

令和3年度放射線対策委託費
国内規制に係る国際放射線防護
委員会刊行物の調査
成果報告書

令和4年3月
日本エヌ・ユー・エス株式会社

本報告書は、原子力規制委員会原子力規制庁からの委託により実施した業務の成果を取りまとめたものです。

本報告書に関する問い合わせは、原子力規制庁放射線防護企画課までお願いいたします。

目 次

はじめに	1
1. 事業の成果	2
1.1 ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施	2
1.1.1 ICRP 刊行物の翻訳の継続	3
1.1.2 ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施	6
1.1.3 ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等	6
1.2 ICRP 刊行物翻訳委員会の開催、議事等	7
1.3 ICRP 事務局に対する翻訳の許可の取得及び翻訳物の配布に係る支払い	10
1.4 本事業の理解促進活動	11

はじめに

本報告書は、原子力規制庁の委託業務「令和3年度放射線対策委託費（国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査）事業」の成果を取りまとめたものである。

我が国は、放射線防護分野の基礎となる科学的知見を創出し、体系の構築・見直しのための議論に参加するとともに、国際放射線防護委員会（ICRP）や国際原子力機関（IAEA）等で国際的に合意された放射線防護の考え方を尊重し、放射線障害防止の技術的基準として規制に取り入れてきた。

国際機関の中において、国際放射線防護委員会（以下「ICRP」という。）は専門家の立場から放射線防護に関する基本的な理念とそれに基づく具体的な基準等について発信する役割を有しており、各国における規制基準に対して大きな影響力がある。また、原子力規制委員会設置法に対する附帯決議においても、ICRPの知見を施策に活かすことがうたわれている。したがって、ICRPの動向を随時、的確に把握することが重要である。本事業は、ICRPの刊行物を調査したうえで、重要性の高いものについて翻訳を行うとともに、本事業に関する理解促進活動を行うことによって、ICRPの知見が規制当局を含む関係者に広く共有され、放射線障害防止に係る最新の知見を収集、整理し、評価する体制の構築に資することを目的とする。

1. 事業の成果

令和3年度放射線対策委託費(国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査)事業(以下「本事業」という。)では、ICRP刊行物を調査し、そのうち放射線防護に係る国内の安全規制に関係が深く、重要性又は緊急性の高いものを選定し、専門的及び法令的観点から適切な用語を用いて高い品質の翻訳を作成した。

1.1 ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施

本事業における翻訳段階を示す用語の定義は以下のとおりである。また、翻訳作業の進め方の概要を図1に示す。

- ・ 下訳版：翻訳会社等により下訳を実施した刊行物の翻訳物
- ・ 翻訳版：下訳版に対して翻訳者が作業した刊行物の翻訳物
- ・ 校閲版：翻訳版に対して校閲者が作業した刊行物の翻訳物
- ・ 監修版：校閲版に対して監修者が作業した刊行物の翻訳物
- ・ 最終版：監修版に対して委員会が最終確認を行った刊行物の翻訳物

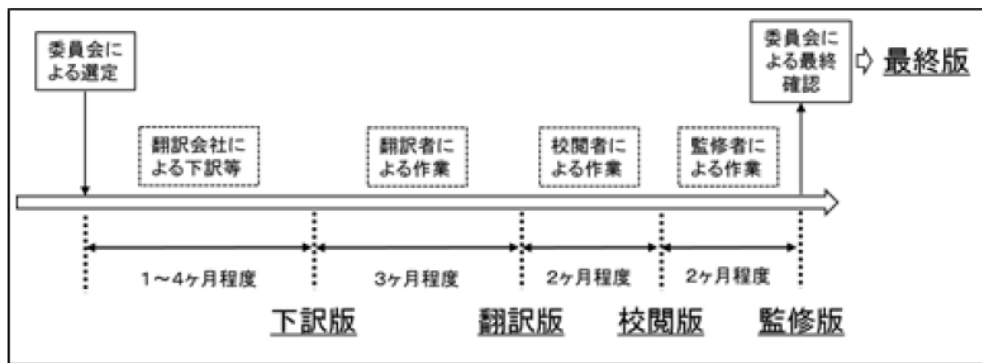


図 1 翻訳作業イメージ

本事業で設置する ICRP 刊行物翻訳委員会において、新たに翻訳に着手する刊行物の選定、翻訳者・校閲者・監修者の選定、特に配慮を要する翻訳用語の選定等について検討するとともに、監修版の最終確認を行った。具体的な作業内容は次の 1.1.1~1.1.3 に示す通りである。

1.1.1 ICRP 刊行物の翻訳の継続

令和 2 年度までに翻訳に着手していた ICRP 刊行物について、翻訳を継続し、表 1 に示す段階まで作業を進めた。

表 1 ICRP 刊行物の翻訳状況

Publ. No (翻訳開始)	タイトル	頁	委託 開始時	委託 終了時
Publ. 126 (平成 30 年度)	Radiological Protection against Radon Exposure	73	最終版	公開
Publ. 127 (平成 30 年度)	Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy	113	監修版	公開
Publ. 135 (平成 30 年度)	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging	143	校閲版	監修版
Publ. 139 (平成 30 年度)	Occupation Radiological Protection in Interventional Procedures	118	校閲版	監修版
Publ. 107 (令和元年度)	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations	58	最終版	公開
Publ. 124 (令和元年度)	Protection of the Environment under Different Exposure Situations	134	監修版	公開
Publ. 129 (令和元年度)	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	96	校閲版	最終版
Publ. 140 (令和元年度)	Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals	102	校閲版	校閲版
Publ. 142 (令和 2 年度)	Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes	67	翻訳版	監修版
Publ. 146 (令和 2 年度)	Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident	137	下訳版	最終版

各刊行物の翻訳状況を表 2 に示す。各刊行物の原題、邦題、頁数、翻訳開始年度、翻訳者、校閲者及び監修者を併せて示した。▲は令和 3 年度事業終了時点の翻訳状況を示している。

表 2 各刊行物の翻訳状況 (翻訳者、校閲者及び監修者はいずれも敬称略)

<p>126 Radiological Protection against Radon Exposure ラドン被ばくに対する放射線防護 77 頁 (2018 年度) 翻訳：下道國 委員校閲：鈴木元 監修：本間俊充</p> <p>状況： 公開</p> <p>下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開</p>
<p>107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations 線量計算のための核壊変データ 96 頁 (2019 年度) 翻訳：遠藤暁 (さとる) 委員校閲：小田啓二 監修：佐藤達彦</p> <p>状況： 公開</p> <p>下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開</p>
<p>124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations さまざまな被ばく状況における環境の防護 58 頁 (2019 年度) 翻訳：川口勇生 委員校閲：木内伸幸 監修：酒井一夫</p> <p>状況： 公開</p> <p>下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開</p>
<p>127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy 粒子線治療における放射線防護 114 頁 (2018 年度) 翻訳：QST チーム (赤羽恵一*、福田茂一、福村明史、松藤成弘、米内俊祐) *代表 委員校閲：佐々木康人 監修：米倉義晴</p> <p>状況： 公開</p> <p>下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開</p>
<p>135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging 医学用画像における診断参考レベル (仮) 143 頁 (2018 年度) 翻訳：赤羽チーム (赤羽正章*、隈丸加奈子、前田恵理子、宮寄治) + JIRA チーム (小田雄二、辻久男、早乙女滋、小川幸宏) *代表 委員校閲：大野和子 監修：米倉義晴</p> <p>状況： 監修版</p> <p>下訳版 翻訳版 校閲版 監修版 承認投票 最終版 仕上げ編集 公開</p>
<p>139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures IVR における職業放射線防護 (仮) 118 頁 (2018 年度) 翻訳：チーム 139 (赤羽正章*、隈丸加奈子、竹井泰孝、前田恵理子、松原孝祐) *代表 委員校閲：大野和子 監修：米倉義晴</p>

状況： 監修版								
<table border="1"> <tr> <td>下訳版</td> <td>翻訳版</td> <td>校閲版</td> <td>監修版</td> <td>承認投票</td> <td>最終版</td> <td>仕上げ編集</td> <td>公開</td> </tr> </table>	下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開	
<p>129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) コーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) における放射線防護 (仮) 134 頁 (2019 年度) 翻訳：対馬義人 委員校閲：佐々木康人 監修：米倉義晴</p>								
状況：最終版								
<table border="1"> <tr> <td>下訳版</td> <td>翻訳版</td> <td>校閲版</td> <td>監修版</td> <td>承認投票</td> <td>最終版</td> <td>仕上げ編集</td> <td>公開</td> </tr> </table>	下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開	
<p>140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals 放射線医薬品治療における放射線防護 (仮) 95 頁 (2019 年度) 翻訳：織内昇 委員校閲：佐々木康人 監修：米倉義晴</p>								
状況：校閲版								
<table border="1"> <tr> <td>下訳版</td> <td>翻訳版</td> <td>校閲版</td> <td>監修版</td> <td>承認投票</td> <td>最終版</td> <td>仕上げ編集</td> <td>公開</td> </tr> </table>	下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開	
<p>142 Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes 産業工程における自然起源放射性物質 (NORM) からの放射線防護 (仮) 67 頁 (2020 年度) 翻訳：岩岡和輝 委員校閲：川口勇生 監修：本間俊充</p>								
状況：監修版								
<table border="1"> <tr> <td>下訳版</td> <td>翻訳版</td> <td>校閲版</td> <td>監修版</td> <td>承認投票</td> <td>最終版</td> <td>仕上げ編集</td> <td>公開</td> </tr> </table>	下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開
下訳版	翻訳版	校閲版	監修版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開	
<p>146 Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident 大規模原子力事故における人と環境の放射線防護 (仮) 142 頁 (2020 年度) 翻訳：甲斐倫明、本間俊充 委員校閲：鈴木元 監修：なし 注) 監修は ICRP 国内メンバー、ICRU 国内メンバー等が行うこととしているが、当該刊行物は元 ICRP 国内メンバー自らが翻訳を行ったため、監修を省略することとした。</p>								
状況：最終版								
<table border="1"> <tr> <td>下訳版</td> <td>暫定版</td> <td>翻訳版</td> <td>校閲版</td> <td>承認投票</td> <td>最終版</td> <td>仕上げ編集</td> <td>公開</td> </tr> </table>	下訳版	暫定版	翻訳版	校閲版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開
下訳版	暫定版	翻訳版	校閲版	承認投票	最終版	仕上げ編集	公開	

1.1.2 ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施

ICRP2007年主勧告(Pub.103)以降に発刊され、令和2年度までに日本語に翻訳されていない刊行物及び令和3年中に発刊された刊行物から、3つの刊行物を新たな翻訳作成対象として選定し、令和2年度事業において選定した1つの刊行物を含め、4つの刊行物の下訳版を作成した。また、そのうち2つの刊行物については翻訳版まで作成した。翻訳作成対象の選定に当たっては、ICRP以外の国際機関における刊行物の発刊状況等も参考にしつつ、原子力規制庁の了承を得たうえで、ICRP刊行物翻訳委員会にて決定した。

下訳版を作成した4つの刊行物は、2013年6月に発刊された宇宙飛行士の線量評価に関する刊行物(ICRP Publication 123)、2020年10月1日に発刊された環境からの外部被ばくの線量係数に関する刊行物(ICRP Publication 144)、2021年2月1日に発刊された放射線防護における線量に関する刊行物(ICRP Publication 147)及び2020年12月に発刊された外部被ばく線量の実用量に関する刊行物(ICRU Report 95 (Prepared jointly with ICRP))である。

表3に、ICRP刊行物翻訳委員会にて承認された各刊行物の翻訳者、校閲者及び監修者を示す。

表3 各刊行物の翻訳者、校閲者及び監修者(予定)

Publ. No	タイトル、翻訳者、校閲者、監修者(予定) (敬称略)	頁	委託終了時
Publ. 123	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space 翻訳者：込山立人(宇宙航空研究開発機構) 校閲者：保田浩志 監修者：佐藤達彦(ICRP C2)	366	下訳版
Publ. 144	Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources 翻訳者：佐藤大樹(日本原子力研究開発機構) 校閲者：川口勇生 監修者：佐藤達彦(ICRP C2)	147	下訳版
Publ. 147	Use of Dose Quantities in Radiological Protection 翻訳者：岩井敏(元原子力安全推進協会) 校閲者：保田浩志・大野和子 監修者：佐藤達彦(ICRP C2)又は甲斐倫明(ICRP MC)	67	翻訳版
	ICRU Report No.95 Operational Quantities for External Radiation Exposure 翻訳者：黒澤忠弘(産業技術総合研究所) 校閲者：小田啓二 監修者：斎藤則生(ICRU) 注) 令和2年度事業において選定	130	翻訳版

1.1.3 ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等

令和2年度までに翻訳に着手していた刊行物のうち、完成した4つの翻訳物(ICRP Publication 107, 124, 126, 127)について、組版データを含む電子媒体及び製本版(40部)を作成した。製本にあたっては、両面モノクロ印刷(原著においてカラー印刷のページはカラー印刷)、アジロ綴じ・PP貼りとした。

1.2 ICRP 刊行物翻訳委員会の開催、議事等

本事業を的確かつ円滑に推進することを目的として、ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施に係る事項の企画、運営、進捗等の総括的案件について、専門的かつ客観的な立場からの意見を聴取するため、放射線防護に関する知見を有する学識経験者等で構成する ICRP 刊行物翻訳委員会を設置した。ICRP 刊行物翻訳委員会は事業の継続性に留意しながら以下の専門性や経験を持つ 10 名の委員で構成し、委員の選定に当たっては、原子力規制庁の了承を得た。

- ・ ICRP の委員や事務局として活動した経験がある者
- ・ ICRP 以外の国際機関の委員等として活動した経験がある者
- ・ 放射線審議会等の我が国における放射線防護に関係する委員会で活動した経験がある者
- ・ 放射線計測・線量評価に関する知見を有する者
- ・ 量子科学技術研究開発機構等の原子力規制委員会の技術支援機関に所属し、放射線防護に関する知見を有する者

以下に委員名簿を示す。

令和 3 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会 委員名簿

令和 4 年 3 月現在（委員は五十音順・敬称略）

委員長	鈴木 元	学校法人国際医療福祉大学 国際医療福祉大学クリニック 院長
副委員長	甲斐 倫明	学校法人文理学園 日本文理大学 新学部設置準備室 教授
副委員長	佐々木道也	一般財団法人電力中央研究所 原子力技術研究所 放射線安全研究センター 上席研究員
委員	大野 和子	学校法人島津学園 京都医療科学大学 医療科学部 放射線技術学科 教授
委員	小田 啓二	一般財団法人電子科学研究所 理事
委員	川口 勇生	国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 放射線防護情報統合センター 主任研究員
委員	木内 伸幸	国立研究開発法人日本原子力研究開発機構 原子力科学研究部門 原子力科学研究所 放射線管理部長
委員	迫田 幸子	一般財団法人日本アイソトープ協会
委員	佐々木康人	医療法人沖縄徳洲会 湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター 放射線治療研究センター長
委員	保田 浩志	国立大学法人広島大学 原爆放射線医科学研究所 放射線影響評価研究部門 教授

ICRP 刊行物翻訳委員会の会合は表 4 のとおり 3 回開催した。令和 3 年度は新型コロナウイルス感染症の蔓延状況や緊急事態宣言の発出状況を踏まえ、すべてオンライン会議の形式で開催した。なお、これらの会合の開催に当たっては、議事次第について原子力規制庁の了承を得るとともに、原子力規制庁が意見を述べる機会を確保した。また、会合後には速やかに議事録を作成した。それぞれの議事録には、翻訳用語の選定の検討に係る記録を含めた。議事録については添付資料 2 に示す。

表 4 ICRP 刊行物翻訳委員会の開催履歴

	開催日時	開催形式	議事
第 1 回 ICRP 刊行物翻訳 委員会	令和 3 年 6 月 14 日 9 : 30-11 : 30	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> ・委員会について ・現在までの進行確認 ・今年度の翻訳の流れ ・今年度の新規翻訳対象物の選定 ・理解促進活動実施案 ・今年度のスケジュール案
第 2 回 ICRP 刊行物翻訳 委員会	令和 3 年 10 月 14 日 14 : 00-16 : 00	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> ・現在までの進行状況確認 ・訳語検討 ・理解促進活動の状況
第 3 回 ICRP 刊行物翻訳 委員会	令和 4 年 1 月 31 日 13:30-15:10	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> ・現在までの進行状況確認 ・訳語検討 ・理解促進活動の状況

計 3 回の ICRP 刊行物翻訳委員会における検討事項の概要は以下のとおり。なお、下記の内容は、今後の検討により変更の可能性がある。

邦訳版タイトル

令和 3 年度に公開する刊行物の邦訳について、タイトルを検討した。結果は以下のとおり。

Publ. No	原題	邦訳版のタイトル
Publ. 107	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations	線量計算のための核壊変データ
Publ. 124	Protection of the Environment under Different Exposure Situations	さまざまな被ばく状況における環境の防護
Publ. 126	Radiological Protection against Radon Exposure	ラドン被ばくに対する放射線防護
Publ. 127	Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy	粒子線治療における放射線防護

組立単位の表記について

基本方針を以下のように定める。

① 単位と単位のあいだの半角スペースに、半角の中黒丸 (・) を入れる。

例：実効線量率定数の単位 $\mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2\cdot\text{MBq}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$

② マイナスの累乗がついている単位は原著のとおりとする。

[スラッシュ (/) とプラスの累乗の組合せによる表記変更はしない]

例：空気の質量エネルギー吸収係数の単位 $\text{m}^2\cdot\text{kg}^{-1}$ | $\times \text{m}^2/\text{kg}$

ただし、原著がもともと“/”を使った表記であれば、原著ママでも可。

Publ.124 に関する訳語検討

用語	訳語検討結果
Humans	「人間」とする。
Non-human species	「ヒト以外の生物種」とする。
Rat	「ラット」とする。
Reference rat	「標準ラット」とする。

Publ.126、142、146 に共通の訳語検討

用語	訳語検討結果	備考
Graded approach	「グレーデッドアプローチ」とする。	初出で訳注を付す。 事務局訳注案：リスクレベル等に応じたアプローチまたは取り組みのことを指す。

Publ.142 に関する訳語検討

用語	訳語検討結果
Integrated approach	「統合的アプローチ」とする。

Publ.146 に関する訳語検討

用語	訳語検討結果	備考
protective actions	「防護措置」または「防護対策」とする。	専門用語ではないので、前後の文章からのニュアンスで判断する。
protective measures	「防護手段」または「防護措置」とする。	
Damage (DNA、組織、細胞などの)	「損傷」または「障害」とする。	DNA 損傷などを除き、専門用語ではないので、前後の文章からのニュアンスで判断する。
social well-being	WHO の引用の箇所は WHO 協会の翻訳を使う。そのほかは固定せず文脈に即して訳す。	
in the range of a few hundred millisieverts	脚注にて”a few hundred millisieverts”の訳であることを付す。	
(d) Organising citizen vigilance and implementing local projects	「用心」などの用語もあるので翻訳者に再度考えていただく。	

Publ.127 に関する訳語検討

用語	訳語検討結果
accidental exposures	「不測の被ばく」とする。
Ion beams, such as protons and carbon ions	「陽子線及び炭素線のようなイオンビーム」とする。

Ion beam radiotherapy	「粒子線治療」とする。
Organ at risk (OAR)	「リスク臓器 (OAR)」とする。
Evidence	文脈に応じて翻訳者に一任する。定訳とする必要はない。
β^+ decayed nuclei	「 β^+ 壊変核」とする。
computational whole-body (gender-specific and age dependent) voxel phantoms.	「ボクセル型全身コンピュータファントム (男女別, 年齢別)」とする。
large uncertainties of dose assessments	文脈に応じて翻訳者に一任する。定訳とする必要はない。
Oxygen enhancement ratio (OER)	「酸素増感比」とする。
Length of life lost	「寿命損失年数」とする。

Publ.129、139 に共通の訳語検討

用語	訳語検討結果
interventionalist	「IVR 術者」とする。
Interventional Radiologist	本文の中で放射線科医を指しているのか、文脈に即して翻訳する。IVR 術者と同じ意味の可能性もあるので、あえて区別しなくても良い。「IVR を行う～」など翻訳者に検討していただく。
intervention(al)	「IVR」とする。

1.3 ICRP 事務局に対する翻訳の許可の取得及び翻訳物の配布に係る支払い

新たに翻訳を作成する ICRP 刊行物の選定後、ICRP 事務局と以下に示す必要な調整を行った。

- ・ ICRP 刊行物の翻訳に係る許可の取得
- ・ 翻訳物の著作権について原子力規制庁に帰属することに係る許可の取得
- ・ ICRP のガイドライン¹に基づく所定の費用の支払い
- ・ その他必要な調整

令和3年度は国際放射線単位測定委員会 (ICRU) の刊行物 (ICRU と ICRP が合同で執筆) を新規の翻訳作成対象に選定したため、ICRU 事務局 (Sage 社) とともに以下に示す必要な調整を行った。

- ・ ICRU 刊行物の翻訳に係る許可の取得
- ・ 翻訳物の著作権について原子力規制庁に帰属することに係る許可の取得
- ・ 所定の費用の支払い
- ・ その他必要な調整

¹ ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP (ICRPref 4834-4510-3435)

1.4 本事業の理解促進活動

国内の放射線防護分野の関係者に向けた理解促進活動として、ICRP 刊行物を調査して得られた新たな知見及び本事業の取り組みについて広く周知した。実施内容は下記①～④のとおり。

① ICRP のホームページにおける作成した翻訳の公開

令和 3 年度に完成させた翻訳を ICRP のホームページにて公開した。また、原子力規制委員会ホームページに、ICRP ホームページの当該翻訳掲載ページへのリンクを掲載した。

② 日本アイソトープ協会のホームページにおける翻訳公開の紹介

公益社団法人日本アイソトープ協会に依頼し、同協会ホームページで同協会が刊行した ICRP 刊行物翻訳が掲載されたページ「ICRP 勧告 日本語版シリーズ (PDF ダウンロード)」に、原子力規制委員会ホームページへのリンクを掲載するとともに、原子力規制庁の委託事業で作成した翻訳の ICRP 刊行物の Publ. No を掲載した。

③ 国内関連学会のホームページにおける翻訳公開の周知

国内関連学会事務局に依頼し、本事業で作成した翻訳の公開について、学会のホームページ、学会員に対するメールマガジン等により周知した。周知を依頼する学会は、各刊行物の内容に応じて選定した。

Publication 107 Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations の翻訳公開については以下の 6 学会に周知を依頼した。

学会名	
日本保健物理学会	日本放射線安全管理学会
日本放射線影響学会	日本核医学会
日本原子力学会	日本医学物理学会

Publication 124 Protection of the Environment under Different Exposure Situations の翻訳公開については以下の 13 学会に周知を依頼した。

学会名	
日本保健物理学会	日本環境学会
日本放射線影響学会	日本植物生理学会
日本原子力学会	日本毒性学会
日本放射線安全管理学会	日本水環境学会
日本リスク学会	日本環境化学会
環境科学学会	日本生態学会
環境放射能除染学会	

Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure の翻訳公開については以下の 6 学会に周知を依頼した。

学会名	
日本保健物理学会	日本放射線安全管理学会
日本放射線影響学会	日本リスク学会
日本原子力学会	日本温泉科学会

Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy の翻訳公開については以下の 6 学会に周知を依頼した。

学会名	
日本放射線腫瘍学会	日本放射線看護学会
日本医学物理学会	日本医学放射線学会
日本放射線技術学会	日本核医学会

④ 国内関連学会、シンポジウム等における本事業の成果発表

以下の国内関連学会、シンポジウム等において、本事業の紹介、翻訳の進行状況、翻訳した刊行物の概要等について発表し、放射線防護分野の関係者（教育、実務等を含む）に向けて、本事業の成果普及に努めた。

- ・ 第3回日本放射線安全管理学会・日本保健物理学会合同大会のポスター発表
 開催日 令和3年12月1日～3日
 開催形態 オンライン
 発表タイトル 最新ICRP刊行物の翻訳状況紹介—原子力規制庁「令和3年度放射線対策委託費（国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査）事業」
 Introduction of latest Japanese Translations of ICRP Publications
 -"FY2021 Radiation Protection Fund (Survey of International Commission on Radiological Protection publications for domestic regulations)" by NRA
 発表形態 ポスター発表
 発表者 事務局

添付資料

添付資料目次

添付資料 1 ICRP 刊行物の翻訳物	1
添付資料 1.1 ICRP Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging(監修版)	1
添付資料 1.2 ICRP Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures(監修版)	66
添付資料 1.3 ICRP Publication 129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)(最終版)	115
添付資料 1.4 ICRP Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (校閲版)	179
添付資料 1.5 ICRP Publication 142 Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes(監修版)	214
添付資料 1.6 ICRP Publication 146 Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident(最終版)	241
添付資料 1.7 ICRP Publication 123 Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space(下 訳版)	298
添付資料 1.8 ICRP Publication 144 Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources(下訳版)	399
添付資料 1.9 ICRP Publication 147 Use of Dose Quantities in Radiological Protection(翻訳版)	468
添付資料 1.10 ICRU Report No.95 Operational Quantities for External Radiation Exposure(翻訳版)	506
添付資料 2 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	640
添付資料 2.1 第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	640
添付資料 2.2 第 2 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	645
添付資料 2.3 第 3 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	652
添付資料 3 理解促進活動	656
添付資料 3.1 第 3 回日本放射線安全管理学会・日本保健物理学会合同大会のポスター発表	656

添付資料 1 ICRP 刊行物の翻訳物

以降の翻訳物は、今後さらに委員会等の検討を経て、翻訳が変更される場合がある。なお、Publication 107、124、126、127 は別冊にて納品した。

翻訳物は原子力規制庁が著作権者であり原子力規制庁の委託事業の成果物である。

添付資料 1.1 ICRP Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging (監修版)

論説
診断参考レベル – システムはシンプルに
<p>DRL とは何か？インターネットを検索すると、これは頭文字略語（すなわちフレーズ内の各単語の頭文字をつないだ略字）であり、頭字語（訳者註：単語として発音される略字）ではないことが分かる。またインターネットでは 38 の定義が記され、真っ先に出てくるのは「daytime running lights（日中走行用ライト）」であり、「diagnostic reference level（診断参考レベル）」は 8 番目である。</p> <p>放射線防護の専門家は、DRL が何の略か、またどのような意味かは皆知っているだろうと思いがちである。診断参考レベル（DRL）はこの 20 年間、国際放射線防護委員会（ICRP）が定めた放射線防護ツールの中で不可欠なものであったし、委員会が本件について具体的な助言を示してから 15 年が経つ。</p> <p>この数十年間で医療のあらゆる側面が発達したが、電離放射線を用いた医用画像及び治療の発達は特に目覚ましい。したがって、医療従事者がそのような変化に遅れずに対応し、膨らむ市民の期待に応えることは、当然ながら難しい。ICRP は 1 つの諮問機関として、医学を含む様々な分野に対して的確かつ最新のガイダンスを提供することを目指していることから、今回の、DRL に関する最新発表は時期に叶うものである。放射線防護の用語は複雑であり、時に、この分野の専門外の人々には紛らわしいものである。そのため、様々な種類の画像に対する DRL の適用について実際的な情報を提供し、用語を明確化することは、ICRP にとって重要である。</p> <p>DRL に関してのいくつかの事実もまた、見落とされがちである。DRL は個々の患者に適用されるものではなく、線量限度として使用されるべきではない。患者の医療被ばくにおいては、線量限度は関係ないのだから、DRL は最適化プロセスにおいて不可欠なツールである。種々の手法に関して線量情報を得るために行う調査では、非常に高い放射線量だけでなく非常に低い放射線量も特定することが重要である。というのも、その両方が患者に影響を及ぼす可能性があるためである。</p> <p>本書では、「DRL 量（DRL quantity）」及び「DRL 値（DRL value）」という用語を導入し、DRL 量には施設の（平均値ではなく）中央値を用いることを勧告している。これは、中央値の方が、より信頼性が高く、かつその患者集団を代表していると考えられるためである。DRL の効果は、経時的にデータを比較し傾向を検討することによって記録できる。英国では過去 30 年間にわたり行われた調査において、DRL 値（したがって線量が）大幅に低下している。</p> <p>より新しい医療技術と手法の導入により DRL の使用が広がり、診断だけでなく IVR でも DRL 値が制定された。たとえ同じ施設であっても、同じ手技に関する患者線量の分布は広いことから、IVR における DRL 値の制定は難しい課題である。しかし、多種多様な IVR に関してデータが収集され、データベースの確立が成功している。</p> <p>DRL は「治療的」手法にはふさわしくなく、「診断的」手法に対して用いるのが適切であるという主張があるかもしれない。おそらく ICRP は「治療参考レベル（TRL: therapeutic reference level）」あるいは「IVR 参考レベル（IRL: interventional reference level）」を検討すべきであろう。インターネット上では、TRL について 42 の、また IRL について 31 の定義がみられる。特に IRL の導入は、類似した用語が既に様々な状況で使用されていることから、放射線防護において重大な問題を引き起こすと思われる。</p> <p>現在、そして近い将来に ICRP が目指すものは、混乱をもたらすことではなく、明確化することである。そのため委員会は、今後も引き続き「DRL」という用語を、診断手技と IVR の両方に用いるべきと勧告している。というのも、これらは最適化のツールを提供するという趣旨が同じであるため、また新たな名称を導入した場合に混乱が大きくなるだろうと思われるためである。</p> <p>この議論は私に、最初の疑問、すなわち、名称や頭文字略語になんの意味があるのかを思い起こさせる。頭文字略語と頭字語の区別、さらには略語との区別にさえ苦勞している人々に対して、ICRP は今後も、周知の DRL という言葉を用いてシステムをシンプルにしたいと望んでいるのである。</p> <p>Claire Cousins ICRP 委員長</p>

医用画像における診断参考レベル

ICRP 135

2017年5月委員会承認

抄録—1996年、International Commission on Radiological Protection (ICRP) は初めて「診断参考レベル (DRL)」という用語を Publication 73 において導入した。この概念はその後さらに発展され、2001年に実地的なガイダンスが発表された。DRL は診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助ける有効なツールであることが証明されている。しかし、時とともに、追加的な助言が必要であることが明確になってきた。以下に関する問題が生じている：従来のガイダンスで使用された用語の定義/DRL の数値の決定/これらの数値の再評価及び更新のための適切な時間間隔/実地臨床における DRL の適切な使用/DRL の実践への適用法/より新しい画像撮影技術に対する DRL の概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像撮影法に関して DRL として使用する線量を勧告し、IVR 及び小児画像撮影のための DRL の使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数量の自動的報告を活かした、DRL 用線量調査の実施方法の変更を提案し、医療従事者のための研修プログラムに DRL に関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は国、地域 (国の集合体)* 及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。

*訳注 国がいくつか集まったレベル、例えば欧州連合 (EU) など。

© 2017 ICRP. 出版社：SAGE.

キーワード：診断参考レベル、患者線量、最適化

ICRP 代表著者

E. VAÑO, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K. KANG,
M. Rosenstein, P. Ortiz López, S. Mattsson, R. Padovani, A. Rogers

序文

電離放射線を用いた医用画像における、防護の最適化のための患者線量に関する数量の測定は、半世紀以上前に始まった。1950年代初頭、診断的 X 線検査に関するそのような数量の全国調査が米国及び英国にて実施された。1970年代には米国で Nationwide Evaluation of X-ray Trends 調査が開始され、1980年代になると英国の国立放射線防護委員会 [National Radiological Protection Board, 現在の Public Health England (英国公衆衛生庁)] の調査により、自由空气中又は患者に入射する入射表面被ばくが測定された。これらの結果及び同様の調査結果が、X 線検査及び調査された数量のレベルに関する勧告の根拠となった。これらは最初に米国で、次いで英国で、その後欧州内で策定された。これらの勧告値は被ばくガイド、ガイドライン線量、指針レベル (国際原子力機関による)、基準線量など様々に呼ばれ、1996年以降は国際放射線防護委員会 (ICRP) の出版物において診断参考レベル (DRL) と呼ばれるに至った。欧州委員会はその 1997年の医療被ばくの指令において DRL を掲載した。2001年、ICRP は IVR にまで DRL の適用を広げ、その選択と実践における柔軟性に関して追加の助言を与えた Supporting Guidance を発表した。本勧告は、2011年10月22~28日に米国メリーランド州ベセスダで開催された年次総会中に設置された ICRP 第3専門委員会の作業部会の成果である。デジタル技術と IVR、さらに陽電子放射断層撮影とコンピュータ断層撮影が組み合わせられた新たな画像技術も登場し、新たな助言の作成と助言の更新が必要となっている。ICRP 第3専門委員会は、医学界における DRL の使用はまだ適切といえないことを理解していた。本書の対象読者は医学物理士、放射線科医、核医学専門医、診療放射線技師*、業界関係者、医療及び規制当局である。

*訳注 原文は medical physicists, radiologists, nuclear medicine specialists, radiographers

作業部会の構成メンバー：

E. Vaño (Chair) C.J. Martin M.M. Rehani
K. Kang D.L. Miller

通信メンバー (Corresponding member)：

S. Mattsson R. Padovani M. Rosenstein
P. Ortiz López A. Rogers

主委員会の批評的査読者：

J. Boice C. Cousins

本書作成期間の ICRP 第 3 専門委員会の構成メンバー：

(2009–2013)

E. Vañó (Chair) I. Gusev H. Ringertz
J-M. Cosset (Vice-Chair) J.W. Hopewell M. Rosenstein
M.M. Rehani (Secretary) P-L. Khong Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund S. Mattsson B. Yue
M.R. Baeza D.L. Miller
L.T. Dauer P. Ortiz López

(2013–2017)

E. Vañó (Chair) L.T. Dauer P. Ortiz López
D.L. Miller (Vice-Chair) S. Demeter P. Scalliet
M.M. Rehani (Secretary) K. Kang Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund P-L. Khong B. Yue
K. Applegate R. Loose
M. Bourguignon C.J. Martin

総括

1 序論

(a) 委員会は *Publication 73* (ICRP, 1996) において「診断参考レベル (DRL)」という用語を導入した。この概念はその後さらに発展され、*Supporting Guidance* (ICRP, 2001a) において実際の助言が提供された。この策定内容と 2001 年の助言を付属書 A に要約している。

(b) *Publication 103* (ICRP, 2007a) において委員会が述べているとおり、医療被ばくにおける防護の最適化の原則の 1 つは、DRL の使用を通じて実行される。DRL は診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助ける有効なツールであることが証明されている。DRL は放射線治療を意図していないが、治療計画の作成のための画像撮影、治療リハーサル、及び放射線治療における患者位置確認には考慮すべきである。

(c) 時とともに、追加的な助言が必要であることが明確になってきた。以下に関する問題点がある：従来のガイダンスに使用されていた一部の用語の定義/DRL の数値の決定/これらの数値の再評価及び更新の適切な間隔/実地臨床における DRL の適切な使用/DRL プロセスの実践への適用法/より新しい画像撮影技術[デュアルエネルギー CT (Dual-Energy CT), X 線 CT 組合せ型ポジトロン CT 装置 (PET-CT), X 線 CT 組合せ型 SPECT 装置 (SPECT-CT), コーンビーム CT, デジタル X 線撮影, トモシンセシスなど]に対する DRL の概念の適用/小児診療における課題 (特に体格のばらつき)。

(d) 本書において委員会は、以下の 4 種の DRL 用語を使用することを勧告している (用語解説欄に定義)：

- DRL (診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるツールとして用いられる、1 種の調査レベル)。
- DRL 量 (医用画像検査を行うために用いる電離放射線の量を評価する、一般的かつ容易に測定又は決定される放射線指標)。
- DRL 値 (専門家が定めたものであって実測はできない、DRL 量の数値。調査又は他の方法で得られた DRL 量の分布の中央値を複数集めて、その分布の 75 パーセンタイルで設定される)。
- DRL プロセス (DRL 値を制定し、DRL 値を最適化のためのツールとして用い、その後さらなる最適化のためのツールとして新たな DRL 値を決定する、という周期的プロセス)

(e) 本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、各種画像撮影法のための DRL 量を勧告し、IVR 及び小児画像撮影のための DRL の適用について情報を提供し、DRL 値の決定と適用においてよくみられる間違いを取り上げ、線量に関連した数量の自動的な報告を活かした DRL 値制定のための調査方法の変更を提案し、医療従事者のための研修プログラム及び患者向け情報に DRL に関する情報を含めることの重要性を取り上げている。

(f) 本書の対象読者は国、地域 (国の集合体) 及び地方の規制当局、専門学会、医療被ばくに電離放射線を使用している施設、及びこれら施設で働く責任者である。

(g) 委員会の勧告全文を、本書の 8 章に示している。さらに各章ではその冒頭に、各章の主要な概念を要約した要点を示している。読者の便宜のため、最重要点及び勧告の要約を以下に示す。

2 診断参考レベル

(h) 防護の正当化と最適化の原則は、重要かつ相補的な放射線安全性の基本理念である。DRL とは、診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるために用いられる一種の調査レベルを意味する、委員会が定めた用語である。DRL 値とは、所定の体重範囲にある患者群又は特殊な事情では標準ファントムに対する、一般的な検査のための幅広い規定の各種装置に関して設定された、DRL 量である。DRL は個々の患者に適用されるものではない。これらは、各施設で取得し国又は地域で収集される放射線指標データに基づいて定められた、基準となる値である。DRL は専門家の判断を補助するものであり、医療行為の是非を分ける境界線を示すものではない。患者を医療被ばくさせる役割をもつすべての者は、防護の最適化ツールとしての DRL に精通しているべきである。

(i) 防護の最適化のためには、DRL プロセスの適用のみでは不十分である。最適化は通常、検査により提供される診断情報の質が医療目的に見合うよう維持されるべく考慮しつつ、それと同時に、患者の被ばくを到達可能な範囲でできるだけ低くするべく努めるものである。画質、より一般的には検査により提供される診断情報（後処理の影響を含める）も評価される必要がある。DRL プロセス及び画質の評価の両方を含めた、最適化の達成方法が実施されるべきである。しかし場合によっては、最適化によって線量を増加することになる。

(j) DRL 値を下回る線量が使用された場合でも、そのことだけで、使用された線量について最適化されたレベルで手技が行われたことを示すものではない。そこで委員会は、さらなる最適化の試みについて追加ガイダンスを提供するため、線量に関連した数量の国内分布の中央値（50 パーセントイル）を用いることで、しばしば付加的な改善が得られるだろうを認めている。例えば各施設の DRL 量の中央値が国の中央値を下回っている場合、この追加の最適化プロセスにおいては、使用線量ではなく画質を優先して考えるべきである。この勧告の根拠は、もし各施設において国の中央値を下回る放射線レベルを達成していた場合には、使用線量をさらに低減することは重要な問題でないためである。各施設の検査状況が、国の中央値を下回る放射線レベルとなっている場合は、画質を十分にすることを優先する。

3 DRL 量及び DRL 値

(k) DRL 量は以下の要件を満たすべきある：評価する画像モダリティに対して適切であること、医用画像検査に用いられた電離放射線量を評価すること、並びに測定又は決定が容易であること。同一の手技に 2 種類の画像モダリティ（PET-CT、SPECT-CT など）を使用する場合は、両モダリティに関する DRL 値を個別に設定及び提示することが適切である。

(l) 最適化を促すツールとして、当局は DRL プロセスの実践を要求する場合があるが、DRL 値は助言的なものとして考えるべきである。DRL の数値は、その選定された医用画像検査目的のために定められた、臨床的及び技術的要件と結びついている必要がある。委員会は、適切な患者サンプルについて行った方法の適切な DRL 量の調査に基づき、DRL 値を設定することを勧告する。ほとんどの場合、ファントムの使用は十分ではない。これは、ファントムを使用した場合には操作者の能力の影響が考慮されないためである。

(m) DRL 値は静的なものではない。検査の最適化は持続的なものであり、またハードウェアとソフトウェアは改良されるので、DRL 値は定期的に更新されるべきである。新たな撮影技術を導入する際は、適切な DRL 量を測定し、できる限り速やかに DRL 値を設定するよう取り組むべきである。

(n) IVR について DRL 値を設定する際には、手技の複雑性を考慮してよい。また、より複雑な手技の場合は、DRL 値に相応の係数を乗じるのが適切なこともある。

4 地方（ローカル）、国及び地域の DRL

(o) 患者の検査に使用される DRL 量に関するデータ照合及び DRL 値の設定という作業の、様々な構成要素に責任を有する組織を、各国又は地域（国の集合体）において特定する必要がある。DRL の設定及び更新のためのプロセスは、柔軟かつ動的なものであるべきである。データがほとんど入手できない手技（小児患者における IVR など）、又はデータが 1、2 施設からしか得られない場合には、柔軟に対応する必要がある。より幅広い調査が実施されるまでの間、これらのデータから初期 DRL の設定を可能にするためには、動的プロセスが必要である。

(p) X 線を用いる手技に関する国の DRL 値を決定するためのデータは、調査又はレジストリから入手する。患者検査からの適切な DRL 量の数値は、複数の医療施設から収集する。国全体の医療施設における DRL 量中央値の分布の 75 パーセントイル値を、「国の DRL」として用いる。

(q) 1 つの地域（例えば欧州連合）内の多数又は大半の国々に対して、国の DRL 値が存在する場合には、入手できた国の数値の中央値を用いて地域の DRL 値を決定することができる。この値は、自国の DRL 用線量調査を行っていない又はレジストリを持たない近隣諸国に対して、最適化又は防護の必要性に関する指針となるかもしれない。また、現在の国の DRL 値が地域の DRL を上回っている国々に対して、さらなる最適化が必要

<p>かもしれないことを示すものである。</p>
<p>(r) 国又は地域の DRL は定期的 (3~5 年ごと) に改定する必要がある。ただし、技術面の大幅な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理の改善が得られた場合は、より高頻度に改定する。</p>
<p>(s) X 線手技に関する国の DRL を制定するためには、大規模な調査あるいはレジストリが必要であり、さらに実施と解析のための多大な努力を必要とする可能性もあるため、技術の変化に常には対応しない。各施設でさらなる最適化が達成されていることが明らかな場合、又は国の DRL 値が存在していない場合、最適化プロセスをさらに支援するため、調査に基づく「ローカル DRL*又は代表値」を導入してもよい (表 2.2)。その使用例として、CT における逐次近似再構成法の適用、コンピュータ X 線撮影の代替となるフラットパネルデジタル X 線撮影の登場、デジタル撮影用検出器の歯科 X 線撮影への導入によって達成しえる、大幅な線量低減に対応するためなどがある。別の例として、画像の新たな後処理法の導入である。小規模な医療施設では、「代表値」を使用することができる (表 2.2)。</p> <p>*訳注 全国レベルに対して限られた範囲のもの、を意味している。具体的には、国のレベルを受けた地方行政単位のレベルのほか、特定の専門領域 (例えば小児医療) や、国立大学病院のグループなど、共通要素をもつ施設群が被ばく線量の最適化を促すために協議して設定するものも含む。</p>
<p>5 防護の最適化のための DRL の使用</p>
<p>(t) 特定の X 線室、又は放射線部門等の施設に関する、医用画像手技のための適切な DRL 量の中央値を、地方 (ローカル)、国又は地域の DRL 値と比較し、その場所に関するデータが予想よりも著しく上下していないかを確認する。</p>
<p>(u) 所定の体重範囲にある代表的な患者サンプルにおいて、施設での DRL 量の中央値が地方 (ローカル)、国又は地域の DRL 値よりも高い場合、その施設では DRL 値を「一貫して超えている」と判断される。</p>
<p>(v) いかなる手技に関しても DRL 値を超えている場合は、原因を明らかにするため遅滞なく調査に取り組む。是正措置が必要な場合、計画を遅滞なく実行 (かつ文書化) する。</p>
<p>(w) DRL は、個々の患者について用いられるようには意図されていない。また、個々の患者又は個々の検査に関するトリガー (アラート/警告) レベルとして用いられるよう意図されていない。同様に、DRL 値は限度値ではない。</p>
<p>(x) いかなる診断検査においても最も優先すべきことは、臨床目的に対して十分な画質を得ることであり、1 検査の画像が、必要な診断情報をすべて提供し、臨床目的が損なわれないようにすることである。</p>
<p>6 小児検査に関する検討事項</p>
<p>(y) 小児の場合、患者の大きさと体重は様々であることから、小児検査の放射線被ばくには (放射線画像検査にせよ核医学にせよ) 著しい違いが生じる可能性がある。このような患者線量のばらつきは妥当である。しかし、不適切な技術により、又は、小児疾患と患者の様々な体格に対応するために、画像プロトコルを成人から小児に適切に適用できなかつたことにより患者線量にばらつきが生じることは妥当ではなく、防護の最適化が必要である。</p>
<p>(z) 体幹の X 線検査に関する小児の DRL を制定するためには、体重による層別化 (6 章参照) が推奨される。小児にはこれを促進するべきである。</p>
<p>用語解説</p>
<p>面積空気カーマ積 [Air kerma-area product : P_{KA}]</p> <p>ビーム軸に対して垂直な平面における、X 線ビームの面積全体の自由空气中 (後方散乱なしでの) 空気カーマの積分。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は KAP である ($mGy\ cm^2$ 単位で測定される)。以前の用語は「面積線量積」で、DAP と略されていた。</p>
<p>患者入射基準点における空気カーマ [Air kerma at the patient entrance reference point : K_{ar}]</p> <p>X 線の手技全体から積算させた、焦点から一定の距離にある位置 (「患者入射基準点」参照) での空気カーマ。Gy で表される。国際電気標準会議 (IEC, 2010) ではこの数量を「基準空気カーマ」と呼んでいる。米国食品医薬品局は「積算空気カーマ」という用語を使用している。国際放射線単位測定委員会 (ICRU) はこの数量の記号を規定していない。「K_{ar}」は米国国立放射線防護委員会 (NCRP) が Report No. 168 (NCRP, 2010) により導入された表記である。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は CAK である。古い医学論文では、この数量は「積算線量」と呼ばれていた。さらに「基準空気カーマ」、「基準点空気カーマ」とも呼ばれていた。</p>

<p>クリニカルオーディット [Clinical audit]</p> <p>構造化レビューにより患者のケアの質と成果の改善を目指す、医学的放射線手技の体系的な試験又はレビュー。構造化レビューでは、医学放射線診療、手技、そしてその結果を、合意されている適切な医学的放射線手技に関する基準と照合する。必要に応じて診療を修正し、新しい基準を適用する (EU, 2013)。</p>
<p>ボリューム CT 線量指標 [Computed tomography dose index (volume) : CTDI_{vol}]</p> <p>ヘリカルピッチで正規化した重み付け CTDI (CTDI_w)。CTDI_wは、CT 測定用ファントムのシングルスライス全体の平均線量の推定値である (mGy で測定される)。ICRU Report 87 (ICRU, 2012) 参照。</p>
<p>一貫して超える [Consistently exceeded]</p> <p>1 施設での DRL 量の中央値を、適切な地方 (ローカル)、国又は地域の DRL 値と比較するとき使用される用語。「一貫して (consistently)」が意図する意味は「大多数の検査において」ということで、「期間全体を通して」という意味ではない。</p>
<p>積算空気カーマ [Cumulative air kerma]</p> <p>「患者入射基準点での空気カーマ」参照。</p>
<p>検出器線量指標 [Detector dose indicator : DDI]</p> <p>デジタル X 線撮影装置 (CR:コンピュータ X 線撮影又は DR:デジタル X 線撮影) 上に表示される指標で、受像器の被ばくと、したがって画質と関連している。X 線装置を操作する放射線技師に対し被ばくレベルの指標を示すため、装置の製造業者により、許容できる画像が得られるであろう DDI の範囲が推奨される。線量指標 (exposure index) と呼ばれる。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect]</p> <p>「組織反応」参照。</p>
<p>損害 (デトリメント) [Detriment]</p> <p>あるグループが放射線源に被ばくした結果、被ばくグループとその子孫が受ける健康上の害の全体。損害は多次元の概念である。その主な構成要素は以下の確率量である。すなわち：致死がんの寄与確率、非致死がんの加重された寄与確率、重篤な遺伝性影響の加重された寄与確率、及び、害が発生した場合の寿命短縮年数。</p>
<p>診断参考レベル [Diagnostic reference level : DRL]</p> <p>診断参考レベルとは、診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるツールとして用いられる、一種の調査レベルである。日常の条件において、ある特定の手法からの使用線量がその手法にしては異常に高いか又は低いを示すために、電離放射線を用いた医学画像診断で使用される。核医学では、投与放射エネルギー (放射性物質の量)、又はなるべくなら体重あたりの投与放射エネルギーを使用する。「DRL 量」も参照。</p>
<p>線量 (電離放射線) [Dose (ionising radiation)]</p> <p>電離放射線に対する個人の被ばくと関連する特定の線量計測量に特異的ではない状況で使用される総称。状況が特異的な場合は、線量計測量の名称又は記号が使用される。</p>
<p>長さ線量積 [Dose-length product : DLP]</p> <p>長さ (L) をもつコンピュータ断層撮影スキャン中の患者に付与されるエネルギーの、代替指標として用いられるパラメータ。慣例として DLP は mGy cm の単位で報告される。詳細は ICRU Report 87 (ICRU, 2012) 参照。</p>
<p>DRL 量 [DRL quantity]</p> <p>医用画像検査を行うために使用される電離放射線の量を評価する、一般的かつ容易に測定/決定される放射線指標 (K_{a,e}, K_{a,i}, CTDI_{vol}, DLP, P_{KA}, K_{ar}, D_G, 投与放射エネルギーなど)。選定する数量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像撮影に容易に利用できるものとする。医用画像モダリティ及び医用画像撮影のための適切な数量を、本書にて特定する。マンモグラフィ用の乳腺平均線量を唯一の例外として、これらの数量は患者が受ける組織又は臓器線量ではなく、また、そのような線量から導かれる数量でもない。これは、このような線量が容易に測定/決定できないためである。</p>
<p>DRL プロセス [DRL process]</p> <p>DRL 値を制定する周期的プロセス。DRL 値を最適化のためのツールとして用い、その後に新たな DRL 値を決定して、さらなる最適化のためのツールとする。</p>
<p>DRL 値 [DRL value]</p> <p>専門家が定めたものであって実測はできない、DRL 量の数値。以下において観察された DRL 量の分布の</p>

<p>中央値を複数集めて、その分布の 75 パーセントイルで設定される。(a) 少数の医療施設（「ローカル DRL 値」と呼ぶ）。又は (b) 国全体の複数の施設（「国の DRL 値」と呼ぶ）。「ローカル DRL」「国の DRL」及び「地域の DRL」も参照。</p>
<p>入射表面空気カーマ [Entrance-surface air kerma : $K_{a,e}$]</p> <p>患者又はファントムに X 線ビームが入射する場所での、X 線ビーム中心軸上の空気カーマ（後方散乱放射線を含む）。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は ESKA 又は ESD（旧名）である（mGy 単位で測定される）。</p>
<p>線量指標 [Exposure index]</p> <p>「検出器線量指標」参照。</p>
<p>入射空気カーマ [Incident air kerma : $K_{a,i}$]</p> <p>焦点から表面までの距離での、X 線ビーム中心軸上の入射ビームからの空気カーマ（後方散乱放射線を含まない）。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は IAK である（mGy 単位で測定される）。</p>
<p>カーマ [Kerma : K]</p> <p>質量 dm の物質中で非荷電粒子により解放されたすべての荷電粒子の運動エネルギー dE_{tr} の総和を、その物質の質量 dm で割った商。</p> $K = \frac{dE_{tr}}{dm}$ <p>カーマの単位は 1 キログラム当たりのジュール (Jkg^{-1}) である。この単位の特別な名称はグレイ (Gy) である (ICRP, 2007a)。「カーマ」は、「物質中に放出される運動エネルギー (<u>K</u>inetic <u>e</u>nergy <u>r</u>elased in a <u>m</u>ass)」の頭字語である。</p>
<p>ローカル DRL</p> <p>選定された臨床的検査目的のための X 線検査について、国の一部の医療施設が定めた DRL。適切な DRL 量を、それほど多くない数 (10~20 ヲ所) の X 線室から集め、その分布の 75 パーセントイルに基づいて設定される。国の DRL が設定されていない検査手技の場合、又は国の DRL 値が設定されているものの各施設の装置又は技術によって大幅な最適化の達成が可能となったために国の DRL よりも低い数値を実施できる場合に、ローカル DRL を設定してもよい。</p>
<p>平均乳腺線量 [Mean glandular dose : D_G]</p> <p>マンモグラフィでは、D_G は乳房の腺組織の平均吸収線量である。腺組織は放射線感受性が高い乳房組織である。D_G は、特定のマンモグラフィ検査に使用する入射空気カーマ ($K_{a,i}$) 又は入射表面空気カーマ ($K_{a,e}$) のいずれかから算出する。$K_{a,i}$ から D_G への換算は、線質（すなわち半価層）、陽極の材質、ろ過、乳房厚及び乳房組成の関数である。$K_{a,e}$ から D_G への換算は、これらの全因子と、乳房組織からの後方散乱係数の調整の関数である。D_G は平均乳腺線量 (average glandular dose : AGD) とも呼ばれる (mGy 単位で測定)。</p>
<p>医療被ばく [Medical exposure]</p> <p>患者が自らの医学又は歯学の診断あるいは治療の一部として受ける放射線被ばく；職業上被ばくする者以外の人、自発的に患者の支援や介助する間に承知して受ける被ばく；及び、自らの被ばくを伴う生物医学的研究プログラムにおける志願者の被ばく。</p>
<p>国の DRL [National DRL]</p> <p>国の医療施設の代表的なサンプルからのデータに基づく、その国で設定される DRL 値。DRL は特定の臨床的画像撮影について規定される。DRL 値は通常、各医療施設で観察される適切な DRL 量の中央値の、その分布の第 3 四分位数 (75 パーセントイル) として定義される。</p>
<p>注意喚起値 [Notification value]</p> <p>米国電機工業会のコンピュータ断層撮影 (CT) Dose Check Standard (XR 25) (NEMA, 2010) の一部。特定のスキャンプロトコルに関して、施設が規定するボリューム CT 線量指標 ($CTDI_{vol}$) 又は長さ線量積 (DLP) の数値 (いずれの指標を使用するかは施設が選択してよい) を推定線量指標が超えた場合、この基準に準拠する CT 装置は、スキャン開始前に操作者に通知する。この注意喚起値を超えた場合、操作者のコンソール上に、放射線技師がスキャンの設定を見直してから検査を進め、それらが正しいことを確認するか、又は変更するよう促す警告が表示される。</p>
<p>患者入射基準点 [Patient entrance reference point]</p> <p>患者の皮膚表面上の入射空気カーマを合理的に表すための、IVR の X 線装置に関する積算空気カーマを測定する部位。アイソセントリックな X 線透視装置 (C-アーム) の場合、患者入射基準点は、アイソセンタか</p>

ら焦点方向に 15 cm の、X 線ビームの中心軸上にある点と定義される (IEC, 2010)。
<p>皮膚のピーク線量 [Peak skin dose : $D_{skin,max}$]</p> <p>皮膚で最も強い照射を受ける局所領域 (すなわち、透視ガイド下の手技中に最も長時間一次 X 線ビーム内にある皮膚の局所領域) に対する、最大吸収線量。皮膚の局所領域での平均吸収線量について、ICRU により推奨されている表記は $D_{skin,local}$ である (ICRU, 2005)。最も強い照射を受けている皮膚の局所領域に対する最大値吸収線量について、NCRP により使用されている表記は $D_{skin,max}$ である (NCRP, 2010)。皮膚のピーク線量は Gy 単位で測定される (NCRP, 2010)。</p>
<p>品質管理試験 [Quality control testing]</p> <p>許容値をはずれた変化が生じていないことを担保するため、X 線装置の性能及び画質の状況を遅れずに定期的に評価する測定のこと。</p>
<p>放射線障害 [Radiation detriment]</p> <p>障害 (Detriment) 参照。</p>
<p>標準ファントム [Reference phantom]</p> <p>医学断層画像に基づく人体形状コンピュータファントム。ここで、解剖学的生体構造は、人体の種々の臓器・組織の密度と原子組成を定めた、小さな 3 次元体積要素 (ボクセル) で記述される。成人男女の人体には、ICRP ファントムを使用できる。</p>
<p>基準値 [Reference value]</p> <p>より明確な情報がない場合に、体内動態モデルに使用するため、ICRP が勧告するパラメータの値。すなわち、ICRP 刊行物に示された線量係数の計算に使用される正確な値。基準値は、計算における丸め誤差の集積を避けるため、既知の実験値の不確実性を反映するように選ばれるよりも高い精度で指定されることがある。</p>
<p>参考レベル [Reference level]</p> <p>緊急時又は現存の制御可能な被ばく状況において、それを上回る被ばくの発生を許す計画の策定は不適切であると判断され、またそれより下では防護の最適化を履行すべき、線量又はリスクのレベルを表す用語。参考レベルに選定される値は、考慮されている被ばく状況の一般的な事情によって決まる。DRL は IVR を含む医療被ばくに適用されることから、DRL は「参考レベル」ではない。医療被ばくは、緊急時又は現存被ばく状況ではなく計画被ばくである。</p>
<p>地域 [Region]</p> <p>通常は地理的な近接性及び／又は文化的類似性により定義され、患者の線量測定のために 1 つとなり資源を集めることに同意している国の集合体。国際連合の地域分類は以下で閲覧可能である： http://unstats.un.org/unsd/methods/m49/m49regin.htm 又は http://www.un.org/depts/DGACM/RegionalGroups.shtml。</p>
<p>地域の診断参考レベル [Regional diagnostic reference levels]</p> <p>医療施設の代表的なサンプルに基づく、又は国の DRL 値に基づく、地域で設定される DRL。本書に使用している「地域」とは、複数国の集合体を指している。「地域 (Region)」参照。</p>
<p>レジストリ [Registry]</p> <p>情報の集まり。レジストリは通常、そこに登録されているデータが解析できるように構築されている。レジストリには通常、制限的な選択・除外基準はない。これらは、疾患の自然歴から薬物又は装置の安全性、さらには実臨床下の治療の有効性に至るまでの多様な目的において、結果を評価するために用いられる。この情報は、患者のケアの改善にあたる医療従事者に対する情報としても用いられる。</p>
<p>(被写体)サイズ対応推定 CT 線量指標 Size-specific dose estimate : SSDE</p> <p>患者の体格に基づく補正値を考慮し、患者から又は患者の画像上で測定／決定された寸法を用いた、コンピュータ断層撮影 (CT) スキャンに関する患者線量の推定値。米国医学物理学会 (AAPM) Report 204 は SSDE 値を、CT 装置で報告されるボリューム CT 線量指標に基づいて算出しているが、今後、スキャン患者の投射スキャン中に取得した減衰データに基づく SSDE 補正係数を含むよう、修正される可能性がある (AAPM, 2011a)。</p>
<p>標準的体格の成人 [Standard-size adult]</p> <p>データを収集する患者数が少ない場合、患者の標準化体格をいくつか設定しておくことが重要である。患者の体格の標準化は通常、体重を制限することで達成される。選択する平均体重は、検討する集団における平均体重に近いものとすべきである。一部の国では平均体重を 70 ± 10 kg とすることが妥当と考えられる。成人の場合、これは通常、一定範囲の体重にある患者からのデータを用いることで達成される (例えば、50 ~ 90 kg の範囲を用いることで 70 kg の平均値となる)。</p>

放射線の確率的影響 [Stochastic effects of radiation] 発生する影響の重篤度ではなく、確率が、しきい値なしの線量の関数とみなされるような悪性疾患及び遺伝性影響。
組織反応 [Tissue reaction] しきい線量と、線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の傷害。以前は「確定的影響」と呼ばれていた。組織反応は場合によっては、医療を含む照射後の手技及び生物反応修飾物質によって改善できる。
トモシンセシス（乳房デジタルトモシンセシス） [Tomosynthesis (breast digital tomosynthesis)] 多数の角度からの、乳房への複数の X 線照射を用いる。この情報をコンピュータに送付し、その処理により乳房全体の三次元画像を得る。
代表値 [Typical value] 臨床的画像手法に関する、DRL 量データ分布の中央値。この分布には、複数の X 線室をもつ特定の医療施設からのデータ（又は少数の医療施設からのデータ）が含まれる。これらのデータは、各施設の調査、又は各施設のデータを参照することで得られる。代表値はローカル DRL と同様、各施設内での比較に用いることで、施設における最適化をさらに進めるための手掛かりとして用いることができる。ローカル DRL 値が決定できないほど X 線室数（又は医療施設数）が少ないとき、代表値を使用する。新たな技術又は手法と関連した比較を行うために、1 施設において代表値を設定することもできる。
ボクセルファントム [Voxel phantom] 「標準ファントム」参照。
1 序文
<ul style="list-style-type: none"> 診断参考レベル（DRL）とは、患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるために用いられる一種の調査レベルを意味する、委員会が定めた用語である。 委員会は次の 2 つの新しい用語を使用することを勧告している。—DRL 量（医用画像検査を行うために用いる電離放射線の量を評価する、一般的かつ容易に測定又は決定される放射線指標）。—DRL 値（専門家が定めたものであって実測はできない、DRL 量の数値。DRL 量の分布の中央値を複数集めて、その分布の 75 パーセントイルで設定される）。 DRL は、防護の最適化に取り組むべき電離放射線を用いた検査を特定するための、有効なツールであることが確認されている。 患者を医療被ばくさせる役割をもつすべての者は、防護の最適化ツールとしての DRL プロセスに精通しているべきである。 DRL の適用だけでは、防護の最適化に十分ではない。対応する画像の診断的画質も評価する必要がある。 委員会は、国における DRL 量の分布（国の DRL 値を求めるために用いられる同様の分布）の中央値の使用は、最適化改善のためのもう 1 つの有用なツールになると考えている。 DRL 量として用いられる放射線指標は、容易に測定又は入手されるものでなければならない。例えば、放射線診断には面積空気カーマ積 (P_{KA}) 及び入射表面空気カーマ ($K_{a,e}$)、CT にはボリュームコンピュータ断層撮影 (CT) 線量指標 ($CTDI_{vol}$) 及び長さ線量積 (DLP)、さらに核医学診断には投与放射エネルギー又はなるべく体重あたりの投与放射エネルギーを用いる。 DRL 量として実効線量は不適切である。これは、実効線量は測定可能な数量ではなく、医用画像検査を行うために使用する電離放射線量を評価するものではないためである。これを使用した場合、DRL の目的のために必要でも適切でもない、無関係な要素が導入されるおそれがある。 DRL 値は線量限度として使用するべきでない。線量限度は患者の医療被ばくには適用されない。 1 施設における DRL 量の分布の中央値は DRL 値と比較するべきであるが、個々の患者の DRL 量は DRL 値と比較するべきではない。これは、DRL プロセスが患者のグループに関する防護の最適化を意図しているためであり、個々の患者ではなく標準の患者に基づくためである。 DRL プロセスは、何らかの最適化を行った後に調査を繰り返し、その後適切な時間をおいた後、プロセス全体を繰り返すという、品質保証 (QA) の連続プロセスに適用されるべきである。
1.1 目的
(1) 本書では、特定の画像モダリティの実際的な使用に関するガイダンスを示し、DRL 値の決定方法を検討し、DRL 値の定期的な改定に関して助言を与え、特定の画像モダリティで使用する DRL 量を勧告する。集積

した DRL 値は、多数の情報源から入手可能である (Hesse et al., 2005; ICRP, 2007b; Lassmann et al., 2007; Padovani et al., 2008a; Botros et al., 2009; Hart et al., 2009, 2012; Miller et al., 2009, 2012a; Etard et al., 2012; Foley et al., 2012; NCRP, 2012; Samara et al., 2012; ARSAC, 2014; Lassmann and Treves, 2014; Sa' nchez et al., 2014)。本書では、DRL 値のリストを提供するのではなく、DRL 値の設定及び使用時に考察すべき問題点を論じる。また本書では、調査の実施、DRL 値の決定、及び臨床施設における DRL プロセスの適用に関する、委員会の勧告を示す。

(2) 本書では、国際放射線単位測定委員会 (ICRU) により規定された DRL 量の記号を使用する。読者の便宜のため、表 2.3 には数量の名称、ICRU による記号、及び一般的な記号を示す。

1.2 用語

(3) その 1990 年の勧告 (ICRP, 1991) において、委員会は、(患者の医療被ばく以外の用途に使用されたとき) その数値を超えたら何らかの措置又は決定をするべきという測定量の数値として、特定の参考レベルを記述した。これらには記録レベル (そのレベルを超えたら結果を記録し、下回った数値は無視する)、調査レベル (そのレベルを超えたら、その結果の原因又は意味を検討する必要がある)、及び介入レベル (そのレベルを超えたら、何らかの是正措置を検討する必要がある) が含まれる。DRL は 1996 年、患者の医療被ばくにおいて防護の最適化が必要となるであろう状況を特定するために用いられる、1 つの調査レベルのための用語として導入された (ICRP, 1996)。本書において委員会は、次の 2 つの新しい用語を使用することを勧告している。「DRL 量」(医用画像検査を行うために用いる電離放射線の量を評価する、一般的かつ容易に測定又は決定される放射線指標)。「DRL 値」(専門家が定めたものであって実測はできない、DRL 量の数値。調査又は他の方法で得られた DRL 量の分布の中央値を複数集めて、その分布の 75 パーセンタイルで設定される)。

(4) 委員会はその 2007 年の勧告 (ICRP, 2007a) において、計画被ばく状況に関しては「線量拘束値」という用語を使用し、現存被ばく状況及び緊急時被ばく状況に関しては「参考レベル」という用語を使用している。したがって「参考レベル」という用語は、医用画像の場合には使用しない。同様に、患者の医療被ばくは計画された状況であるが、「線量拘束値」は該当しない。

1.3 歴史

(5) Wall 及び Shrimpton (1998) は、防護の最適化のための患者線量に関連した数量の、測定法の使用状況について検討した。1950 年代初頭、診断的 X 線検査に関するそのような数量の全国調査が米国及び英国にて実施された。1970 年代には米国で Nationwide Evaluation of X-ray Trends 調査が開始され (FDA, 1984)、1980 年代になると英国国立放射線防護委員会 (NRPB, 現在の英国公衆衛生庁) の調査により、自由空气中又は患者に入射する入射表面被ばくが測定された (Shrimpton et al., 1986)。これらの結果や同様の調査結果が、X 線検査及び調査された数量のレベルに関する勧告の根拠となった。これらは最初に米国で策定され (Jensen and Butler, 1978; CRCPD/CDRH, 1992)、次いで英国 (Shrimpton et al., 1989; NRPB/RCR, 1990)、さらには欧州で策定された (EC, 1996a,b, 1999a,b; Neofotistou et al., 2003; Padovani et al., 2008a)。これらの勧告は被ばくのガイド、ガイドライン線量、ガイダンスレベル (IAEA, 1996)、基準線量として様々に引用され、また *Publication 73* (ICRP, 1996) には DRL として引用されている。

(6) 2001 年、委員会は *Supporting Guidance 2* (ICRP, 2001b) を発表した。その後これは、委員会のウェブサイトから無料でダウンロードできるようになっている (www.icrp.org) (ICRP, 2001a)。*Publications 60* 及び *73*、並びに *Supporting Guidance 2* に示されている、DRL に関する委員会のガイダンスの要約は、*Publication 105* (ICRP, 2007c) としてまとめられた。

(7) 欧州では閣僚理事会指令 97/43/EURATOM (EC, 1997) において DRL が正式に導入され、欧州連合の加盟各国には、最適化の戦略としての DRL の制定及び使用を促進する義務が課せられた。この義務は欧州委員会 (EC, 2013) でも繰り返し述べられ、DRL の制定、定期的な検討及び使用に関する要件が求められた。2013 年の理事会指令でも、DRL を一貫して超えている場合には必ず各施設で適切な検討を行い、さらに必要であれば適切な是正措置を遅滞なく行うと述べられている。1990 年からは欧州委員会により、患者線量と画質に関するデータを収集し、成人及び小児の X 線撮影及び CT のための画質基準に関するガイダンスを作成し、DRL の使用を促進するための、いくつかの研究プログラムが開始された (EC, 1996a,b, 1999a,b)。1995 年から 2005 年にかけて、デジタル撮影及び IVR に関する追加プログラム (SENTINEL, 2007; DIMOND, 2006) が実施され、より新しい画像モダリティのための初期 DRL 値が制定された。

1.4 DRL の有効性

(8) DRL プロセスは、患者の医療被ばくにおける防護の最適化のための有効なツールである。このアプローチの有効性を早々に示したものは、米国 Breast Exposure: Nationwide Trends のマンモグラフィ QA プログラムであった (Jensen and Butler, 1978)。初期の調査ではファントムを使用し、19 の州の施設から入射線量に関するデ

<p>ータを収集した。これらのデータに基づき、熟練した評価調査者が、不要に高い又は低い数値が得られた施設を訪問し、施設の画像撮影プログラムの改善点を勧告した。1年後の追跡調査において、平均入射線量は大幅に抑制され、入射線量の分布の標準偏差は減少し、画質が改善していた。</p>
<p>(9) 1980年代半ば以降、約5年ごとにデータが収集されている英国では、2005年の調査結果から決定されたDRL値は2000年の調査結果を基に設定されたDRL値に比べ16%低く、1980年代半ばの調査結果の約半分であった(Hart et al., 2009, 2012)。このツールの価値は、欧州委員会の1997 Medical Exposure Directive (EC, 1997)において認められた。</p>
<p>(10) DRLプロセスは最適化を助けるツールであるが、患者線量の監査というプロセスを通じてのみこれを達成できる。DRLプロセスは、何らかの最適化を行った後に調査を繰り返し、その後適切な時間をおいた後、患者線量の監査全体を繰り返すことで、連続的に適用されるべきである。</p>
<p>1.5 現在のDRL使用に伴う問題</p>
<p>(11) 現在の医療現場においてDRLプロセスを適用することについては、次のようないくつかの問題がある。 ・DRL値が誤って、患者群(又は一連の検査)ではなく個々の患者(又は個々の検査)に使われることがある。 ・DRL値が誤って、個々の患者又は個々の検査の限度値として使われることがある。 ・DRL値の設定に、ファントムや不適切な放射線出力の指標が使われることがある。 ・画像装置の技術的な違いがあるとき、及び同じ検査でも臨床適応ごとに必要な画質に違いがあるときの、DRL値の制定。 ・画質の特性評価に関する問題。小児のX線撮影についても、検討すべき特定の体格の患者が少数であることから、DRLの設定に使用できる試験及びデータ数が少ないという問題がある。</p>
<p>(12) DRLプロセスの適切な臨床実践に関して追加ガイダンスが必要であることが、次第に明らかになってきた。以下について明確にする必要がある。 ・従来のガイダンスに使用されていた一部の用語の定義。 ・DRL値の決定。 ・これらの数値の再評価及び更新の適切な間隔。 ・実地臨床におけるDRLプロセスの適切な使用。 ・このツールの実践への適用法。 ・より新しい画像撮影技術[デュアルエネルギーCT (Dual-Energy CT), X線CT組合せ型ポジトロンCT装置 (PET-CT), X線CT組合せ型SPECT装置 (SPECT-CT), コーンビームCT, デジタル撮影, トモシンセシス]に対するDRLの概念の適用。第7章には、実地臨床におけるDRLプロセスの実践に関して勧告を示している。</p>
<p>1.5.1 DRL値は個々の患者を意図したものではない</p>
<p>(13) 個々の患者の適切かつ最適化された線量は、患者の体格及び医用画像の検査目的に応じて異なる。「標準的な」患者についてプロトコルを最適化した後、その装置の自動コントロール機構によって、より小さい又は大きい患者に適切な撮影条件が見積もられる。核医学では、投与放射線量は場合によっては体重に基づく。</p>
<p>(14) 2010年、米国電機工業会はComputed Tomography Dose Check Standard (XR 25) (NEMA, 2010)を発表し、CT装置の製造業者はその製品のこの機能を実践し始めた。本基準に従ったCT装置は、推定量($CTDI_{vol}$又はDLP)が2つの規定値のいずれか1つを超えた場合に、撮影の開始前に操作者にこれを伝え、警告することになる。規定値の1つは「注意喚起値(notification value)」であり、撮影プロトコルに固有の値である。CT Dose Check Standardではこの注意喚起値について特定の数値を示してはいない。米国医学物理学会(AAPM, 2011b)は注意喚起値について数値を提案しているものの、一部の施設は代わりにDRL値を用いることにしている。しかし、DRL値は個々の患者ではなく患者群に関する防護の最適化を意図していることから、このような使用は不適切である。</p>
<p>1.5.2 DRL値は線量限度ではない</p>
<p>(15) 委員会による線量限度の適用の原則では、「患者の医療被ばくを除く計画被ばく状況においては、規制された線源からのいかなる個人への総線量も、委員会が勧告する適切な限度を超えるべきでない(ICRP, 2007a,c)」と述べられている。この原則では、患者の医療被ばくが明確に除外されている点が重要である。線量限度は医療被ばくには適用されない。医療被ばくは委員会により次のように定義されている:「診断・治療の際の患者(又は患者の胚/胎児あるいは授乳中の乳児)並びにその介助者及び介護者の被ばく(職業被ばく以外)」(ICRP, 2007c)。</p>
<p>(16) 委員会が述べているように、「患者の医療被ばくが適切に正当化され、関連する線量が医療目的に見合うものであれば、患者の医療被ばくに対して線量限度又は線量拘束値を適用することは不適切である。これは、そのような限度又は拘束値はしばしば、便益よりもむしろ害になるからである」(ICRP, 2007c)。したがって、DRL値は線量限度となることは意図されておらず、またそのように使用すべきでないことは明白である。</p>
<p>1.5.3 DRL値は実地臨床に基づくべきである</p>

(17) X線画像撮影の場合、DRL値は通常、患者検査から導いたDRL量の数値に基づくデータを用いて決定する。過去にはファントムが多く使用されていた。しかし委員会は現在、患者検査の調査に基づきDRL値を設定することを勧告している。これは、DRL値が、その医用画像の検査目的に関する特定の臨床的及び技術的要件と結び付いている必要があるためである。患者検査から得られたデータからは、単純なファントムを使ったときには認められないような、データ分布の全体像が得られる。

(18) 本書では、どのような場合にファントムと患者検査のそれぞれを使用することが適切か、また患者調査ではなくファントムを使用することで課せられる制約について論じている。また、特定の画像モダリティ及びその他の懸念事項に基づく、DRL値の適切な決定方法を述べる。さらに、データサンプルが限られる場合のDRL値の設定についても述べる。

(19) 委員会は以前、DRLに使用する放射線指標（「DRL量」）は、「容易に測定される量でなければならない。例えば、放射線診断では、空気中の吸収線量、あるいは単純な標準ファントムや代表的患者の体表面における組織等価物質中の吸収線量などであり、核医学では投与放射線量である」（ICRP, 2001b）との勧告を出していた。DRL量は、医用画像検査を行うために使用する電離放射線量を評価しなくてはならない。選定する数量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像検査に容易に利用できるものとする。

(20) ICRPの放射線防護体系においてその他の目的に使用される「実効線量」を、DRLとして使用することが提案されてきた。しかし、実効線量は、医用画像検査を行うために使用する電離放射線量を直接評価するものではなく、DRLの目的のために必要でも適切でもない無関係な要素が導入されるため、この目的にはふさわしくない。また、実効線量は常に同じ方法で算出されるものではなく、容易に得られない場合もある。したがってこれをDRL量として使用するべきではない。逆を言えば、線量指標の比較は（同じ検査について）必ずしも実効線量の比較とはみなされない。これは、線質によって実際の患者線量と線量指標とに著しい差が生じ得るためである。

1.5.4 技術と臨床適応がDRL値に影響する

(21) DRL値は、診療の現状や、その時点で利用できる技術に応じて異なる。技術の進歩により、調査分布の任意のパーセンタイルを下回るDRL量の値で、適切な画質が得られると考えられる。技術的進歩又は変化により、線量に関する相当の、一貫した、識別可能な差が生じた場合には、別途DRLが必要になる可能性がある。その1例が、コンピュータX線撮影の代わりに、より高感度のデジタルX線撮影システムを使用した場合である。もう1例が、CTに対する逐次近似再構成の導入である。これらの再構成アルゴリズムにより、より低い患者線量でのCT撮影が可能となる。この場合、フィルタ逆投影法を用いたCTに基づくDRL値は、逐次近似再構成を用いたときにDRL量の数値が異常に高いかを示す手掛かりとしては、適切ではない。

(22) 委員会は *Publication 73* において、次のように述べている。「それ以下では線量が低すぎて十分良い画質を提供できないと考えられるような低い参考レベルを選ぶことも、原理上はあるかもしれない。しかしながら、そのような参考レベルは非常に設定困難である。なぜならば、線量以外の要因も画質に影響を与えるからである」（ICRP, 1996）。装置間の技術的な違いも、下限となるDRL値の設定を困難にしている。

(23) 場合によっては、同じ検査であっても、臨床適応が違えば異なる画質が、したがって異なる線量が必要になるかもしれない。例えば腎結石を除外するために行う腹部CTでは、腫瘍の特性評価のために行う腹部CTよりも低いDRL量の数値が必要になる。したがってこれらの適応に関するDRL値は、理想的には異なるはずである。同様のことが特定のスクリーニング検査にも当てはまる。例えば、肺がんのスクリーニングには低線量のCTが用いられるなどである。一部の検査では、臨床適応が示されていないDRLの設定は、ほとんど値がない。臨床目的と関連した線量及び必要な画質条件について、より多くの情報を集積することは、さらに注意が必要な領域である。欧州放射線学会は「臨床適応（clinical indication）」又は「臨床的DRL（clinical DRL）」という用語を使用していることに注意する。これらはICRPが使用している「検査目的（clinical task）」と同義である。

(24) 特に注意すべき領域は、フォローアップ検査の最適化である。多くの場合このような検査のプロトコルでは診断確定のための初回検査と同じ診断情報を必要とせず、したがって初回検査に必要な線量と同等の線量を必要としない。フォローアップ検査はその目的に合わせ適切に最適化されるべきであり、それにより放射線と時間の両方が節約できる。

(25) IVR の場合、患者に適用される線量は、手技の種類及び手技の複雑性に大きく左右される。手技の複雑性は、同じ手技であっても臨床適応に応じて異なる可能性がある。例えば、腎盂尿管系が拡張しているような尿管閉塞に対して行われる腎瘻造設では、尿管の漏出又は結石摘出のために行われる同じ手技（腎盂尿管系が拡張していないために、より複雑で困難な手技である）に比べ、患者に必要な放射線被ばくが少ない（Miller et al., 2003）。

1.5.5 画質は無視してはならない

(26) 画像診断撮影で最も優先すべきことは、手技全体から得られる画像が必要な診断情報をすべて提供し、臨床目的が損なわれないよう、臨床目的に対して十分な画質を得ることである。「画質」は単一画像（例えば後前方向の胸部 X 線像）に対して有効であるが、診断や補助のため複数の画像が取得され使用される場合は、単一画像で画質を議論しても意味がないと考えられる。これは、透視、シネラジオグラフィー、デジタルサブトラクション血管造影法及び回転式血管造影と同様である。これらのモダリティでは、単一画像の画質は不良かもしれないが、連続撮像した、又は再帰的フィルタリングと組み合わせた複数の画像を評価することで、情報の内容という点で十分になるかもしれない。

(27) 欧州では特定の成人及び小児の X 線撮影について、画質の特性評価のための基準が規定され、合意されている (EC, 1996a,b)。CT についても同様の方針に沿った基準が設定されたが (EC, 1999a)、今では 17 年以上経過しており、最近の発展は考慮されていない。さらに、他の画像モダリティでは同様の基準は策定されていない。これは再考すべき部分である。

(28) 本書において委員会は、患者に適用される線量と画質との関連の重要性を強調している。DRL 値の適用だけでは防護の最適化に十分ではなく、画質も評価すべきである。医療被ばくに関して、「放射線防護の最適化とは、患者への線量を医療目的に見合うよう管理すること」(ICRP, 2007c) と言い表すのが一番合っている。線量又は線量率を過度に下げる、又は十分な枚数の画像を取得しないことで、医療目的に不十分なレベルにまで画質又は診断情報が線量を下げた場合、最適化は達成されなくなる。

1.6 本書の根拠

(29) 委員会により DRL に関する直近のガイダンスが発表されたのは、ほぼ 10 年近く前のことである (ICRP, 2007c)。そして現在、DRL の適用及び DRL 値の策定に関する追加ガイダンスを示すこと、過去の勧告を明確化すること、さらに、より新しい技術に関する勧告を示すことが有用であろうと委員会が考える領域が多数ある。大きい変化といえば、国及び地域の DRL 値との比較のために、施設の DRL 量の平均値ではなく、施設の DRL 量の中央値を用いるようになった点である。中央値は平均値に比べてより信頼性が高い推定量である。また電子データ収集法を用いることで多数の患者検査からのデータが得られるようになったことで、中央値は、患者集団をより適切に代表する数量を提供しているように見える。

(30) 従来の ICRP 刊行物に使用されていた用語のいくつかは、明確に定義されていなかった。本書では、これらの用語（地方（ローカル）、国、地域の DRL、「一貫して超えている」など）を明確化して定義している。ある状況においては、「ローカル DRL」の適切な使用について若干混乱があった。本書において委員会は、ローカル DRL の使用に関して勧告を示している。さらに、異なる種類又はレベルの技術を使用する施設における、「代表値」という概念も導入している。代表値は、関係する施設における DRL 量の数値の分布の中央値である。例として、逐次近似再構成を使用した新型 CT 装置、最新の線量低減ソフトウェアを搭載した透視下 IVR、及びデジタル X 線撮影用検出器を備えた歯科 X 線撮影などがある。

(31) 発表されている DRL 値の大半は、「標準的な」成人に基づいている。本書において委員会は、小児患者に関する DRL 値の制定と DRL の使用について勧告を示している（6 章）。また、「標準的な」成人の体格を規定している。さらに本書では、小児の DRL に関する欧州委員会により取組みの成果 (EC, 2016) を利用している。

(32) 本書では核医学における DRL の使用について論じている。核医学において DRL は、X 線画像撮影に比べて多様な方法で評価が行われてきた（第 5 章）。DRL 量として、絶対量又は体重補正量の投与放射線量が用いられる。核医学において通常、DRL 値は調査レベルではなく、代表的な値又は最適化された値を表すものであった。画像モダリティの中には、1 回の検査において、複数の方法で患者に放射線を当てるものがある (PET-CT, SPECT-CT など)。本書において委員会は、これらモダリティに関する放射線防護の最適化に DRL プロセスを適用することを勧告している。

(33) 委員会はこれまで、DRL 値の定期的な改定のために適切な時間間隔について助言してこなかった。欧州では、基本安全基準に関する新たな欧州指令において、DRL 値の定期的な改定が要求されている (EC, 2013)。本書において委員会は、これら改定の実施時期基準を提案している。また本書は、自動データ収集及びレジストリを用いて、DRL 値の制定及び改定にデータを提供する方法についても提案している。

(34) DRL 値は、患者の医療被ばくにおける防護の最適化のための調査レベルとして有用であるが、適正な実施により何が達成できるかというガイダンスは提供しない。1999 年、NRPB はこの目的のための新たなツールとして「達成可能線量」を導入した (NRPB, 1999)。達成可能線量とは、「広く使用されている標準的な手技又は技術により、十分な画質を損なうことなしに達成可能な」DRL 量のレベル、として定義されていた (NRPB,

1999)。NRPB がこの概念を導入した目的は、検査の臨床目的を損なうことなしに、診断手技の便益とリスクの差を最大限する取組みをさらに改善することであった。NRPB は達成可能線量の数値を、欧州委員会の技術的勧告に従っている特定の診療科サンプルで認められた平均値に基づく値とすることを提案した (NRPB, 1999)。

(35) 2012 年、米国国立放射線防護委員会 (NCRP) はさらに達成可能線量の概念を検討し、達成可能線量は、診療科の調査において認められた DRL 量の分布の中央値 (50 パーセントイル) に設定するべきと提案した (NCRP, 2012)。委員会はこのアプローチ [すなわち、最適化改善のためのもう 1 つの有用なツールとして、国における DRL 量の分布 (国の DRL 値を求めるために用いられる同様の分布) の中央値を使用すること] は有用であろうと考えている。

(36) DRL 量の国の分布の中央値は、最適化の精緻化に付加的な役割をもつ可能性がある。一定レベルの患者線量の低減は、画質に悪影響を及ぼすことなしに達成することができる。しかし患者線量の低減は、画像が非診断レベルになるほどのものであってはならない。委員会 (ICRP, 1996) は以前、患者線量レベルが低く、したがって画質の調査を優先的に行うべき状況の簡易な特定法となる、さらなる規定値 (すなわち、そのレベルを下回った場合は、適切な医用画像を達成するの十分とされないという線量) が原理的にあるだろうと述べていた。使用されている装置は幅広いことから特定の値を規定することには問題があるが、DRL 値の導出に使用される分布中央値は、それを下回ったときは、追加の最適化の取組として線量よりも画質を最優先と考えるべきという転換点である、という認識は必要である。線量レベルが分布の第 1 四分位数 (25 パーセントイル) にある施設の場合、特に画質に注意する。

(37) 委員会は DRL を、透視下 IVR における確率的影響に関する線量管理に、原理的には使用できるかもしれない、と指摘していた (ICRP, 2007c)。残念ながら、透視下 IVR のための DRL の実施は困難である。これは、たとえ同一施設で同一手技を行う場合でも、患者に適用される線量の分布は非常に幅広いためである (Vaño and Gonzalez, 2001; ICRP, 2007c)。これらの手技について発表されている大半の DRL 値は、標準化された X 線検査に関する DRL 値と同様に、DRL 量について収集されたデータの 75 パーセントイルに基づいている (Neofotistou et al., 2003; Padovani et al., 2008a; Hart et al., 2009, 2012; Miller et al., 2009, 2012a)。委員会は以前、IVR の複雑性を組み入れ、それによって様々な患者の解剖学的構造、病変特性及び疾患の重症度について DRL 値を調整するという、1 つのアプローチを提案した。経皮的冠動脈形成術 (Bernardi et al., 2000) 及びいくつかの IVR (Ruiz-Cruces et al., 2016) に関しては、複雑性は定量化されている。国際原子力機関 (IAEA) は、適用した放射線量を標準化するために手技の複雑性を用い、特定の心臓インターベンションに関する DRL 値制定の実現可能性を検討した (Balter et al., 2008; IAEA, 2009)。

(38) 手技の複雑性の評価には相当の臨床データを必要とするが、これらのデータは入手できないことが多い。NCRP は別の方法を勧告した。それは、確率的影響に適用できるよう、症例のサンプルからではなく、特定の IVR の全症例からの適切な DRL 量に基づくデータを使用する方法である、(NCRP, 2010; Balter et al., 2011; Miller et al., 2012a)。本書において委員会は、透視下 IVR に関する DRL 値制定のためのこれら様々なアプローチについて長短を述べ、数量に関する勧告を示している (4 章)。

(39) DRL は、組織への影響 (すなわち、放射線により誘発される皮膚傷害) というリスクの管理には適用できない。委員会は、このリスク管理のための他の方法について記述している (ICRP, 2013a)。

1.7 対象読者

(40) DRL は、医用画像における防護の最適化のための有効なツールである。医療施設における放射線防護の最適化の実施には、それぞれの国で様々な者が責任を負っていると考えられる。中心的な責任をもつ者は、医学物理士、医師、放射線技師又は管理者であろう。しかし、医療において患者を被ばくさせる役割をもつすべての者は、防護の最適化ツールとしての DRL に精通しているべきである。理想的なアプローチは、放射線科医、放射線技師、医学物理士及びその他の関係スタッフから構成される、線量・画質最適化チームを設置することであるが、多くの施設ではこれは実施不可能だと認識されている。

(41) 本書の対象読者は国、地域及び地方の規制当局、学術研究機関、医学界、専門学会、医療被ばくに電離放射線を使用している施設、及びこれら施設で働く責任者である。特に放射線科医、循環器内科医、及び放射線を使用するその他の臨床医の専門学会は、適用される線量の DRL プロセスを用いた評価を含め、QA 及び品質改善プログラムを促進すべきである。

1.8 まとめ

(42) DRL は、患者の医療被ばくにおける放射線防護の最適化に、有用かつ貴重なツールであることが証明されている。本書において委員会は、DRL の使用及び DRL 値の決定に関するその現行の勧告を精緻化し、混乱や誤使用がある分野に対応した追加勧告を示している。これらの勧告は、DRL の適切な使用の明確化に役立

ち、また、様々な画像モダリティ及び臨床状況に対するこのツールの適用に関してガイダンスを示すはずである。さらにこれは、限度値として DRL 値を扱ったり、個々の患者に対して DRL 値を適用したり、又は容易で直接的な測定ができない数量を使用するなど、DRL の不適切な使用を阻止することに役立つはずである。

2 DRL を設定するための調査を実施する際に検討すべき事項

- 適切又は必要である場合、国又は州はその法律において、責任ある組織を明記し、DRL 量に関するデータ収集及び DRL 設定という作業の様々な要素にあたらせるべきである。
- DRL の設定における第一段階は、DRL を制定すべき検査／手技を特定することである。これらは、その地域内で実施される一般的な検査とし、最も多く実施されるもの、又は患者線量をもっとも高くなる検査を優先する。これらはまた、現実的に DRL 量の評価が実行できる検査であるべきである。
- 記録される主要変数は、容易に評価できる数量とし、可能な限り検査で直接測定できる、又は画像撮影装置から入手できるものとするべきである (P_{KA} , $K_{a,c}$, DLP, CTDI_{vol}, 投与放射エネルギーなど)。さらに、照射線量又は投与放射エネルギーを示すものとする。
- DRL 値を制定するための国の調査は、通常、患者集団を代表できるデータを得ることができるよう、十分な検査数をもつ大規模又は中規模施設から構成する。サンプルを選択する際は、様々な医療機関を含める。レジストリも DRL 値制定のためのデータ源となりえる。
- 1 施設の特定の検査に関する調査では、通常、20 例以上の患者から DRL 量に関するデータを収集する（透視診断又は CT 検査には 30 例以上が、マンモグラフィには 50 例以上が好ましい）。
- 全ての画像撮影施設のごく一部をランダムに抽出する調査により、良い出発点が得られる可能性がある。第一段階は、20～30 施設からの結果で十分と考えられる。施設が 50 ヶ所よりも少ない小さな国では、その 30～50% の調査で十分と考えられる。
- 病院情報システム (HIS) 及び放射線情報システム (RIS) は、多数の患者に関するデータを提供でき、レジストリのための収集に適している。なるべくなら、これらのデータの電子転送を利用することが推奨される。
- 多数のサンプルを使用する場合を除き、調査に含まれる患者の体重を標準化する必要がある。
- 患者の線量計測に使用する面積線量計など全ての線量計は定期的に校正され、国家標準までのトレーサビリティが確保されていなければならない。X 線機器により生成、転送された DRL 量データの正確さは、医学物理士により定期的に確認されるべきである。
- 委員会は現在、調査した各施設の DRL 量の（平均値ではなく）中央値を使用することを勧告している。国の DRL は、代表的な施設のサンプルにおいて得られた中央値の 75 パーセンタイルとして設定する。
- 1 つの地域内の多数又は大半の国々で、各国の DRL 値が得られている場合には、入手できた国の数値の中央値を用いて地域 DRL 値を決定することができる。
- 国又は地域の DRL は定期的（3～5 年ごと）に、又は技術面の重大な変化、新たな画像プロトコルや画像の後処理法が得られた場合に改定する必要がある。
- DRL 値を公表する際は、患者データを収集した地方、国あるいは地域グループからの意見を同時に示し、データが収集された「標準」的患者の体格、必要に応じてその検査の詳細、および調査実施日を記載する。
- 最適化プロセスの一環として臨床画像の画質評価も実施すべきである。入手できる場合は客観的指標を用いる。
- 最適化のための追加ツールとしてローカル DRL や代表値を使用してもよい。
- 構造化されたデジタル形式の線量構造化レポート (radiation dose structured reports : RDSR) のデータを照合することで、線量の解析を向上させ、さらなる最適化に寄与する可能性がある。

2.1 序論

(43) 本章では、診断用 X 線検査、透視検査、マンモグラフィ、歯の検査及び核医学といった診断手技に関する、DRL プログラムの策定及び DRL 値の制定について検討する。デジタル X 線撮影、CT、核医学及びマルチモダリティの手技は 5 章でも扱い、小児検査に関する特別な検討事項は 6 章で扱うが、全ての画像診断検査に適用される一般原則は本章で論じる。DRL はそもそも、「標準」検査に対してのみ設定され、特定の X 線装置で実施される特定の検査に関する DRL 量の数値は、人体厚（又はその他の体格の指標）に関する関数としてのみ変化する前提で作成された。IVR は、本来の性質から標準化できないものであり、4 章にて別途扱う。

(44) DRL とは、診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助ける一種の調査レベル

である。DRL は、所定の体重範囲にある患者群又は特殊な事情では標準ファントムに対する、一般的な検査用の各種装置に対して規定される。これは分布中の任意のしきい値から求められるものであり、科学的定義ではない。DRL は専門家の判断を補完するものであり、撮影行為の是非を分ける境界線を示すものではない。

(45) DRL は「DRL 量」を利用する。DRL 量とは、医用画像検査を行うために使用される電離放射線の量を評価する、一般的かつ容易に測定／決定される数量又は指標である [例えば、 $K_{a,c}$ 、入射空気カーマ ($K_{a,i}$)、 $CTDI_{vol}$ 、DLP、 P_{KA} 、患者照射基準点における空気カーマ ($K_{a,r}$)、平均乳腺線量 (D_G)、又は適用した投与放射線量など]。これらの数量は線量と相関するものであり、患者の組織・臓器における実際の吸収線量ではない。

(46) 選定する数量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像検査に容易に利用できるものとする。DRL は、日常の条件において、所定の体重範囲の代表的な患者グループについてある特定の手法から得られた DRL 量の中央値が、その手法にしては異常に高いか又は低いかを評価するために用いられる。

(47) DRL は、それらが適用される地方、国又は地域において実施される手法を代表するものでなければならない。国によっては、いくつかの病院又は保健当局が自前の、ローカル DRL 値を設定してもよい。これらは、最適化を助けるものとして国の DRL を利用できない手技に、又は国の DRL に反映されているものよりも、各施設の検査状況の方が最適化の程度が大きい手技に適用することができる。これらは国／地域の DRL が得られていない新たな技術について、より低い数値を設定してより低い患者線量の達成を可能にするために、又は単にさらなる最適化を促すために、用いることができる。これらのローカル DRL 値は、その施設の QA (品質保証) プログラムのための比較対照値として将来用いるために、各施設の患者調査に基づいて設定されることもある。

(48) 「DRL 値」は、DRL 量の選定された数値であり、国又は地域の医療施設で観察される DRL 量の分布の中央値を集めたうちの 75 パーセントに基いて設定される。DRL 値は静的なものではない。最適化を続けるにつれ、又はハードウェアとソフトウェアが改善するにつれ、DRL 値は定期的に更新されるべきである。新たな撮影技術を導入する際は、適切な DRL 量を測定し、実施できる状態になったらできる限り速やかに DRL 値を設定するよう努力するべきである。線量関連データの収集及び管理のためのソフトウェアツールにより、DRL 値の制定及び更新のプロセスを単純化できるかもしれない。

(49) 核医学における DRL は、平均的な患者の検査に関する、許容される投与放射線レベルとみなされる。核医学において DRL を使用するための実務は、放射線診断におけるそれとは異なるものの、「適切な検査の必要条件の合意形成を助ける」という目的は同様である。核医学及びハイブリッドイメージングの DRL については、5 章に詳述する。

(50) 放射線部門又は医療施設の他のセクション内の特定の X 線室では、その室内で実施された診断手技の DRL 量の中央値を DRL 値と比較し、その部屋の中央値が予想値よりも高いか低いかを確認することができる。現地の撮影行為からのデータと DRL 値のこのような比較は、防護の最適化の第一段階であり、これにより各施設の検査状況の調査を行うべきか否かが示されると考えられる。

(51) 特定の X 線室における特定の種類の検査について、DRL 量の中央値が当該の DRL 値を超えた場合 (又は規定のパーセント未満であった場合)、施設による内部調査を遅滞なく行う必要がある。この調査によって、適切な線量を用いた撮影行為の改善法を特定するか、又はそのように高い (低い) 線量の使用を臨床的に正当化する。

(52) DRL 値を遵守しているからといって、必ずしも画質が適切であること、又は検査が適切な線量で行われたことを示すものではない。画質を、最適化プロセスの一環として評価しなければならない。自施設の DRL 量の中央値を、DRL 値を決定するために使用した線量分布の中央値と比較することも、どのような場合にまず画質の評価に注意を向けるべきかの目安をもたらし、最適化に役立つかもしれない (2.6.2 章)。

2.2 DRL 値設定のアプローチ

(53) 最初の、かつおそらく最も難しい段階は、DRL 値の設定である。これは、医用画像の検査目的に関する規定の臨床的及び技術的要件と結びついている必要がある。同じ身体部位を撮影する場合でも、ある状況について選定された数値は臨床的及び技術的要件が違っていると適用できない可能性がある。要件には一般的なものと個別のものがあり得る。

(54) 一般論として、また大半の種類検査において、DRL 値は患者検査の調査またはレジストリによる測定に基づくべきである。診断に求められる情報を提供するために、どのような DRL 量の数値であれば十分に低いものなのか、またどのような画質であれば十分に適切なのかは、判断が難しい。調査又は登録制度からのデータをプールすることで、その DRL 量の数値であれば診断に十分な画像が得られると大半の放射線科医が同意すると判断できる結果が得られる。

<p>(55) ファントムは、自動露出制御 (AEC) を用いて撮影された様々な X 線装置の一般的な曝射性能を評価するため (Conway et al., 1992), 並びにマンモグラフィ装置の性能チェックのためには有効と考えられるが、ファントムを用いた調査から DRL 値を設定することは適切でない。ファントムのデータは、検査目的で要求される臨床的及び技術的要件を必ずしも反映していない。さらに、ファントムのデータには操作者の能力は含まれず、調査から得られる患者データと同様のプロトコルの使用は含まれていない可能性がある。ファントムを使用する場合は、患者の測定値に基づき、より完全なシステムを設定する中の、第一段階としてのみ使用するべきである。</p>
<p>(56) DRL 値設定のための患者検査データの使用における 1 つの例外は、歯科 X 線撮影装置である (3 章)。大半の成人では、歯の撮影に同じ標準被ばく設定が用いられることから、適切な設定でのコーン先端での出力測定 ($K_{a,i}$) は、それぞれの口腔内歯科装置ごとの入射空気カーマ又は患者線量の中央値と考えることができる。DRL 値は、様々な歯科装置の測定値分布に基づいて設定することができる。</p>
<p>(57) 各種画像診断検査に推奨されるアプローチの要約を、表 2.1 に示す。優先順位が低く記されている検査では、DRL 値を設定することが推奨されているものの、集団線量に対する貢献度が概ね低いか、調査が比較的困難であることから、DRL 値設定の初期に行う線量調査に組み入れることは適切でない。</p>
<p>(58) 国及び地域 (国の集合体) の DRL は、根拠に基づいた比較に基づく必要がある。特定の検査について DRL を作成する。比較に意味をもたせるためには、同一条件で行う必要がある。さらに DRL 値は、特定の検査又は手技に関する国又は地域内の様々な撮影行為を代表できるような、十分な数と多様性をもつ施設のグループから導かれるべきである。(画像再構成法を含む) 技術の違いによって、診断に求められる画質をもつ画像を達成できる線量も大きく異なる可能性があるため、DRL 値と技術とを関連付けることはときに適切であると考えられる。</p>
<p>(59) 国や地域ごとに撮影行為と装置は異なることから、国及び地域の DRL は、それが適用される国又は地域で実施される手技を代表するものであることが重要である。1 つの国又は地域内で、1 つの検査に関して DRL 量の数値が異なる 2 つの検査手順がある場合、2 つの DRL 値を設定し、その検査と手順を明記することもできる。このことは特に、線量に影響する新たな技術が現れた場合、移行期間の設置を可能にするために、当てはまることである。</p>
<p>(60) DRL 値の最も適切な情報源は、それらが使用される国又は地域の患者の測定値に基づいたデータである。そのような DRL 値を求めることができる方法は、本章で後述する。他の情報源から得られる DRL 値も、有用な情報になり得る。これらの数値は、初期の DRL 値を制定するための最初の事例としたり、比較したりするために用いることができる。</p>
<p>(61) 他国の、又は国際的な機関が公表した DRL 値も、国の DRL 値を設定する際に参照することができる。欧州委員会 (EC, 1996a,b, 1999a,b, 2014), 英国健康保護局 (HPA) (現在の公衆衛生庁) (HPA, 2012) 及び NCRP (2012) など多数の情報源から数値例が得られる。</p>
<p>(62) しかし、他の国の、又は国際的な機関が公表した DRL 値は必ずしも、多くの国や州にとって適切ではない。なぜなら、診断手技の定義が異なる可能性 (例えば「腹部 CT」は、腹部の CT のこともあれば、腹部骨盤の CT のこともある); 利用できるハードウェア、ソフトウェア及び専門知識が異なる (放射線の装置、技術又は手技が異なる) 可能性; 典型的な病態を含め、患者集団、検査目的や患者の体重分布が異なる可能性、といった理由があるからである。</p>
<p>2.3 調査に関する検討事項</p>
<p>2.3.1 調査の実施と DRL 制定の責任</p>
<p>(63) DRL は、多種多様な地理的領域における個々の患者の DRL 量の分布の中央値に基づいて設定されると考えられる。これらに関する情報を表 2.2 に要約する。</p>
<p>(64) 国の DRL は、その国で電離放射線を用いて行われる医療行為の範囲及び数に対して適切なものとする。そのような DRL は、全ての施設にそれを満たすことが奨励される、目標値となる。</p>
<p>(65) 類似した撮影行為を行っていると考えられる国の集合体に関して地域 DRL を設定し、資源を共有することで仕事を減らすことができ、より確実なデータセットに基づく DRL 値が得られる。地域 DRL 値の制定は、本書に示している概念に一致する方法で行い、またその方法は全ての参加国の規制当局間で事前に取り決められる必要がある。</p>
<p>(66) 国又は地域の DRL 値を制定するためには、国又は地域全体での患者調査又はレジストリ登録が必要であり、これには各国政府からのサポートを受けた国又は地域の組織が調整役となる。またこのためには、必要</p>

<p>な資源の提供が求められる。</p>
<p>(67) 適切な撮影行為を促すためには、DRL 値の設定、DRL の適用、及び医療被ばくに対する防護の最適化に関する規制要件が推奨される。患者線量の管理には、世界の様々な場所において多彩なアプローチがある (Martin et al., 2013)。したがって、DRL の制定及び最適化プログラムの実施には柔軟性が必要である。</p>
<p>(68) 国又は州の法律で、この作業の様々な構成要素に対して責任を有する組織を明記する。患者データと国/地域の DRL 値の設定との照合は、国/地域レベルで実施する必要がある。しかし、実際の患者データの測定及び収集は、多種多様なグループが行うことができる。</p>
<p>(69) 患者の調査を行う組織には、政府機関、保健当局、学会又は専門団体、学術研究機関、病院、放射線施設又はクリニックがありえる。これらの調査は、医学物理士又は放射線防護に責任を有するその他のスタッフ (組織の従業員、民間契約者、又は訓練を受けた内部の診療放射線技師 (訳注: 原文は radiographers or x-ray technologists)) が行うことができる。</p>
<p>(70) 1 国の中の地理的領域 (州、県、郡など) は、必要性が感じられたら独自の DRL 値を作成するために、インフラを備え、専門家との必要な協力関係を結んでもよい。インフラが整った後は、そのような共同グループは調査をより速やかに行い、診療上の変化が認識されたことを発表するために、より速やかに対応することができるだろう。</p>
<p>(71) 複数の放射線部門によって設定されたローカル DRL 値、又は単一施設によって設定された代表値も、何らかの役割を果たすことができる。国及び地域の DRL はその性質上、評価、検討及び改定に、より長時間かかる可能性がある。大規模な病院又は病院のグループは、より高いレベルの最適化を達成するために、既に労力をつぎ込んでいられるかもしれない。この場合にグループは、各施設の検査状況のさらに定期的な調査に基づくローカル DRL 値を設定することを、選択することができる。ローカル DRL 値は通常、異なる検査状況のために設計された、又はより厳しい臨床の状態にある患者群に基づいて設計された場合を除き、国の DRL 値よりも低い。IPEM (2004) には、ローカル DRL の実施及び使用に関する包括的な報告が含まれている。</p>
<p>(72) ローカル DRL 値は、X 線撮影室又は医療施設のグループ (10~20 施設からなる) について求めることができる。調査に 10~20 施設が含まれるエリアでは、ローカル DRL 値として分布の第 3 四分位の数値を設定することで、より注意が必要な X 線装置の特定に役立つかもしれない。</p>
<p>(73) X 線撮影室数が少ないか単一施設の場合、代表値は分布の中央値として定義し、同様に使用することができる可能性がある。代表値は、国の DRL が制定されていない特殊検査を多数行っている施設において、有用である可能性がある。またこれは、特定の種類の専門治療を行う大病院や小児病院にも当てはまると考えられる。場合によっては、ローカル DRL が、国の DRL 値が制定されていない特殊検査を多数行っている 1 か所の大規模施設からのデータに基づくこともある。</p>
<p>(74) ローカル DRL 値又は代表値は、同レベルの画質や診断情報が低い線量を使用して達成できるようになった新たな技術について制定することができる。こうした事例は、CT 画像のためにフィルタ逆投影ではなく逐次近似再構成法が用いられる場合、又は通常の X 線検査又は歯科画像検査のためにコンピュータ X 線撮影 (CR) と並行して高感度デジタル X 線撮影用検出器 (DR) が使用される場合などに用いられる。</p>
<p>(75) 現在、世界各国で様々な画像撮影のための DRL 値が設定されており、他のセンターで使用されている数値を参照することが、さらなる最適化が必要か否かを判断する際に役立つことがある。</p>
<p>(76) 一部の国では過去に、政府機関や大学が調査を行っていた (Martin et al., 2013)。設置されたグループの経験は活用されるべきであるが、データ収集の正確さと一貫性並びに X 線施設に偏りのない把握を保証するためには、協調と監視が必要である。</p>
<p>(77) 一部の国では、専門学会が線量データの記録及び普及のための継続的なレジストリ登録制度を制定している。その 1 例が米国放射線医学会の Dose Index Registry である (http://www.acr.org/Quality-Safety/National-Radiology-Data-Registry/Dose-Index-Registry*)。そのようなレジストリにより、きわめて多数の検査に関するデータ収集が可能となっている (BhargavanChatfield and Morin, 2013)。このため、これらは特に、実施頻度の低い検査からの線量データの評価に有用と考えられる (Lukasiewicz et al., 2014)。</p> <p>* 脚注 現在の URL は https://www.acr.org/Practice-Management-Quality-Informatics/Registries/Dose-Index-Registryに変更されている。</p>
<p>(78) 国全体のレジストリは、大量のデータの自動収集の機会を提供している。多数の医療施設、多数の検査の種類及びデータの詳細を調査できること、報告様式が標準化されていること、継続的に更新されること、及び経時的な変化を比較解析できることなどがすべて、時折実施される調査に比べて大きい利点であるが、レジストリには専任スタッフ、継続的な監視及び必要な資源の提供が必要である。</p>

(79) 最適化のためには装置の撮影性能及び放射線性能を理解することが必要であるため、定期的な品質管理 (QC) 検査を装置について行う必要がある。また資格をもった医学物理士がその結果を評価する必要がある。これは規制によって義務付けられてもよい。英国では長年、最適化プロセスにおいて DRL がうまく採用されており、医学物理士が X 線装置及び患者調査の性能試験を監視している。

※ 訳注：日本では「診療放射線技師」がこの役割を担うことが多い

(80) DRL 値の設定により医療被ばくの防護の最適化が導かれることを保証するため、装置を操作し手技を行うスタッフと、QC 検査を行うスタッフはいずれも、その結果に留意し、最適化プロセスの中で共働する必要がある。最適化を完全に実現するためには、様々なグループ間の綿密な連携が不可欠である。

2.3.2 施設

(81) DRL 設定の第一段階は、DRL が適用される地理的領域全体で患者検査の調査を行うことである。何百もの医療施設を有する先進諸国では、全施設の調査は膨大な作業になるであろう。しかし、全ての画像撮影施設のごく一部をサンプルとしてランダムに抽出することにより、良い出発点が得られる可能性がある。各施設から十分な数の患者が含まれる場合、第一段階としては 20~30 施設からの結果で十分と考えられる (2.3.3 章)。施設が 50 ヶ所よりも少ない小国では、一次調査として施設の 30~50% の調査で十分と考えられる。その後の調査で、データ収集のインフラが改善されてくれば、含まれる施設数が増え、より代表的なデータを把握できる可能性がある。患者線量データの継続的収集を容易にできる優れた選択肢の 1 つは、データを登録できるレジストリを立ち上げることである。これによって自動的なデータ収集が可能になり、いったん確立しさえすれば何百もの施設からの入力情報を受け取ることができる (Bhargavan-Chatfield and Morin, 2013)。

(82) 英国の経験から明らかであるように、施設の代表的なサンプルを選択することで通常は十分である。英国では、指針となる線量 (DRL 値) の最初のセットは、任意に選択した 20 病院における特定の検査の平均値から導いた。本研究に含めた患者は、制限範囲内の体重であった。

(83) 含める施設は、患者集団を代表できるデータを得ることができるよう、十分な検査数をもつものとする。これらは通常、大規模又は中規模の病院となる。これは、小規模の病院又はその他の医療施設の患者コホートでは、現実的な期限内に相当数のサンプルを得るのに不十分と考えられるためである。

(84) サンプルは、医療機関についても代表的な選抜集団がカバーされるべきである。大半の国々では、これらは公的及び民間双方の病院並びに独立施設であることがあり、最適化の優先順位は施設ごとに異なるかもしれない。一部の施設、特に放射線技師が比較的少ない施設では、国全体で広く使用されているものを反映しない、通常でない撮影行為を適応している可能性がある。プログラムを設定した後は、線量調査を全 X 線施設に広げ、高線量をもたらす異常な撮影行為を、制定された DRL 値との比較を通して特定できるようにすることが重要である。このためには、線量の認識を得るため、最終的には調査プロセスを経る必要がある。

(85) ある地理的領域にある医療施設の最初の調査は、中央で組織化される必要があるだろう。放射線診断に係る医学物理士が数名に過ぎない場合は、1 名の医学物理士が各施設を訪問して QC 検査を行う必要があるかもしれない。この訪問には、X 線装置の出力の測定やデータ収集の手配が含まれる。

(86) 英国は 1989 年に初めて、指針となる線量 (DRL の先行指標) を導入し (Shrimpton et al., 1989)、この 25 年間でこの概念の適用を開発してきた。英国における国の DRL 値は、大規模病院の調査で測定された適切な平均値 (中央値ではない) の第 3 四分位数という任意レベルで設定された。したがって定義上、調査に含まれた各検査の平均値の 4 分の 1 は、提案される DRL を超えていた。ただし、外れ値である少数のデータポイントが、病院の平均値に顕著に影響する可能性がある。

(87) 委員会は現在、国の DRL を制定するにあたって国内の分布を集積する際に照合すべき数値として、各 X 線施設に関する DRL 量の各施設における分布の中央値を使用することを勧告している。これを可能にするためには、典型的な患者の代表的サンプルから、各施設のデータを入手すべきである。中央値は平均値に比べてより堅牢な推定量である。また電子データ収集法から多数の患者線量を入手できる状況では、中央値は患者集団をより適切に代表する数量を提供しているとみなされる。

(88) 国又は地域 (国の集合体) の DRL 値の最初の制定は、継続的プロセスの第一段階である。その後、変化を評価するために調査を定期的に繰り返すべきである。最初の DRL 値が設定された後、その後の調査は各施設の医学物理士あるいは放射線作業スタッフが行う測定値の照合、又は自動データ収集という形をとってもよい。あるいは、国のレジストリへの継続的な参加が、同様の目的を果たす。

(89) DRL の枠組みが整備された後は、国/地域のデータ収集調査の適切な間隔は 3~5 年と考えられる (英国で使用された間隔)。しかしこれは、検査レベル、調査結果のばらつき程度、新たな技術又は画像撮影の後処理ソフトウェアの導入、この解析を行うスタッフの有無によって異なる。あるスペインの大学病院において、

Vaño et al. (2007) は自動収集システムを用いて 204,660 のデータポイントからなるデータベースを作成し、フィルム-スクリーン系からデジタル X 線撮影への過渡期における、患者放射線レベルの変化を評価した。その結果、画像撮影技術が変更される際には、高頻度に患者監査を行うことが重要であると実証された。データを自動的に国のレジストリに入力することで、必要であれば DRL 値を 6 か月ごとという高頻度で更新できる (Bhargavan-Chatfield and Morin, 2013)。

(90) 1 つの地理的領域を通して医療施設が自身の患者調査を行うよう促す動きがあるとき、数年間という時間規模でさらなるデータの収集を達成できると考えられる。最適化が開始されると、患者に投与される線量は低下すると考えられるため、改善の機運を維持するためにデータを検討して更新することは重要である。

3.3 患者

(91) 本章の考察の大半は、個々の患者の DRL 量に関するデータ収集、並びにこれらのデータに基づく DRL 値の決定に当てられている。しかし、装置の性能を使用線量という観点から、単純な測定やファントムを使用して評価できるのは限られた状況でしかない。これには歯科 X 線撮影、マンモグラフィ、またある程度は X 線検査及び透視診断が含まれる。そのような測定は、QC 評価において行われる有用な補助的測定と見なすべきであるが、歯科 X 線撮影は別として一般に、患者検査からのデータの代わりに用いるべきではない。ファントムの使用については、3 章の各画像モダリティのサブセクションで論じている。

(92) X 線ビームの減衰は、ビームが透過しなければならない組織量に依ることから、データを収集する患者数が少ない場合、患者の体格をいくらか標準化することが重要である。患者の体型の標準化は通常、体重を制限することで達成される。成人の場合、これは通常、一定範囲の体重にある患者からのデータを用いることで達成される (例えば、50~90 kg の範囲を用いることで 70 kg の平均値となる)。英国では、その当時国内の平均であったことから、 70 ± 5 kg という平均体重が基準体重として選択された (IPSM/NRPB/CoR, 1992)。この平均体重は、国内の集団の体重分布が異なる他の国には必ずしも適切ではなく、また現在の英国内の集団の体重傾向をみると、将来的に適切ではないかもしれない。選択する平均体重は、検討する集団における平均体重に近いものとすべきである。一部の国では平均体重を 70 ± 10 kg とすることが妥当と考えられる。

(93) 適切な DRL 量の数値の自動記録法が利用できる場合は、各施設で多数の患者 (>100 例) に関するデータ収集が可能と考えられる (Goenka et al., 2015; MacGregor et al., 2015)。自動登録されるレジストリにより、何百万もの検査に関するデータの収集が可能である (Bhargavan-Chatfield and Morin, 2013)。このように調査が実施される場合、体重に関する制限の緩和が可能と考えられる。結果はデータ入力 of 正確さに依存し、患者の体重を含まないかもしれない。外れ値及び大きな誤りを有するデータを解析から除外するため、何らかの形式の除外法を検討するべきである (最高及び最低の 5%を除くなど)。しかし、一部エリアに体型の大きい患者の割合が高いことで結果が影響されないよう、注意する必要がある。小児患者に関する DRL 値制定のための特別な検討事項を、6 章で論じる。

(94) 少数の患者のみでデータ収集が可能な場合、中央値又は平均値の不確実性は大きいかもしれない。四分位範囲がデータ分散の指標の役割を果たす (7.1 章)。

(95) 1 つの病院内の特定の検査について DRL 量を調査する際には、通常、X 線検査に 20 例以上のデータを収集する (IPSM/NRPB/CoR, 1992)。しかし、ばらつきが大きく結果の範囲が幅広い場合、より多くの患者のデータが必要になる。これは特に、患者の病態及び操作者の技術の差がばらつきに寄与する透視撮影に当てはまる。透視診断及び CT の手技には、所定の体重範囲内にある 30 例以上の患者グループが望ましい (IPSM/NRPB/CoR, 1992)。IVR にはより多くの患者数が必要になることがある (4 章参照)。マンモグラフィの場合、圧迫された乳房厚にばらつきがあることから 50 例の患者の測定値を得ることが望ましい。乳房厚の範囲は幅広いことから、解析には、乳房厚の範囲をすることを含め、何らかの標準化が適切であると考えられる。

2.3.4 検査及び DRL 量

(96) DRL 値を設定すべき検査及び画像手法を選択する際の第一の優先事項は、その地域内で実施される一般的な検査を含めることであり、さらに最も多く実施されるもの、又は患者に最高線量が照射されることになる検査を優先する。線量計測が実行可能な検査でもあるべきであり、これらの検査の実施に関与する専門家の全職種、すなわち放射線技師、放射線科医、循環器内科医、外科医、及び X 線システムの使用が許可されているその他の医療スタッフを包含するべきである。どの検査を選択するかは、調査を監視しその後必要となる最適化の助言ができるスタッフの専門知識にも影響される。表 2.1 で特定の検査を分類している。一般に実施されているすべての手技に対し、最終的に DRL 値を与えることが目的となるべきである。DRL は放射線治療で使われることは意図していないが、治療計画の画像撮影、治療リハーサル、及び放射線治療における患者の設定検証においては考慮すべきである。

(97) まず第一に、X線単純撮影を調査すべきかを判断してよいだろう。これは、X線単純撮影が最も広く使用されている手法であるため、DRL量の測定が比較的単純であるため、また防護の最適化が比較的簡単のためである。あるいはCTを選択してもよいかもしれない。これは、CTが高頻度を実施されるため、また比較的高い患者線量を伴うためである。CTの場合、防護の最適化に関する助言を与えるために、適切に訓練された医学物理士及び放射線技師が関与することがとりわけ重要である。

(98) 単一の数量ではなく複数の数量にDRL値を設定することは、適切な撮影行為のための手掛かりとなり、またそれにより特定の改善点に注意を向けることで、1施設での撮影行為の調査を単純化できる。これは、個人の技能と熟達度の改善を促すための、最適化プログラムにおいて有用な役割を担う。

(99) 患者調査のために収集するデータは、なるべくなら以下を含めるべきである。装置の製造業者と型式、検査名、患者の体重、また調査対象とする検査の種類に適切で、かつ入手可能であれば、 P_{KA} 及びその他のDRL量（ $CTDI_{vol}$ 、DLP、 $K_{a,e}$ 、 $K_{a,r}$ など）。読者の便宜のため、表2.3にDRL量の記号とその意味を示している。委員会が勧告する数量は表2.4に示す。透視撮影及びCTについては、示した全数量を記録すべきである（入手できる場合）。選択する数量は、容易に測定又は入手できる量でなければならない。例えば、放射線診断では、空気中の吸収線量、あるいは代表的患者（特定の検査では代表的なファントム）の体表面における組織等価物質中の吸収線量などであり、核医学診断では投与放射エネルギー又はなるべくなら体重あたりの放射エネルギーである。選定するDRL量（ $CTDI_{vol}$ 、DLP、投与放射エネルギー、体重あたりの放射能など）は、医用画像検査を行うために用いられる電離放射線の量を評価できるものでなければならないが、（マンモグラフィに用いる D_G を除き）身体の組織・臓器中の吸収線量ではない。

(100) 計器及び表示の校正を、なるべくなら1~2年以下の間隔で検証する。面積線量計の正確さの確認に用いる測定器、CT装置の $CTDI_{vol}$ 及びDLPの表示、並びに患者線量計測に用いられる熱ルミネッセンス線量計の校正は定期的に行われ、国家標準又は国際標準までのトレーサビリティが確保されていなければならない。装置の出力の測定値及びその他の照射変数（exposure variable）の測定を、標準QCプログラムの一環として実施する。X線を放出するすべての医療機器については、QC試験を少なくとも年1回実施する。ただし歯科用X線撮影装置については3年間隔としてもよい。この例外には、歯科用コーンビームCT装置は含まれない。

2.4 手技の選択

(101) DRLが目的に叶うことを保証する上で、手技の選択は重要である。DRL量に関するデータを収集する際、すべてのデータが、参加する全施設を通して類似した手技から得られていることが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。これには2つの側面がある。第一に、通常の撮影に含まれる二つの撮影方向（胸部単純撮影の後前像及び側面像など）を詳細に明記することが重要である。第二に、手技に関連する検査目的を明記する。このことは、様々な臨床適応に対して異なる曝射設定、撮影方向、又は撮影方向数が用いられる場合に重要である。次に、DRL値をすべての被ばくに基づくものとするのか、それとも特定のサブセットに基づくものとするかを決定することが必要となる。

(102) 適切なDRL量の調査を行う、又は自動データ収集システムを用いる組織は、専用の固定されたX線施設内で行う手技と、可動式の装置を用いて行う手技の区別をつけるか否かも検討する必要がある。可動式の場合、照射される線量と、そのためにおそらくはDRLにも影響するであろう特有の課題が放射線技師に生じる。可動式のX線撮影装置に関する1つの選択肢は、線源から検出器までの適切な距離で使用される標準の曝射設定について $K_{a,i}$ を測定すること、及び適切なDRL値との比較のために $K_{a,e}$ の数値を算出することである。

2.5 データ収集方法

(103) データ収集のためには種々の選択肢がある。自動記録のためのデータベース施設に限りがある場合は、検査に合わせた用紙を用いてもよい。これらは操作者による記入に時間がかかり、結果の妥当性がデータ入力とその後のデータ送信の正確さに左右される。この手法は英国、その他の欧州各国及び米国（FDA, 1984）にて長年使用されてきた。

(104) HISとRISの出現により、患者検査データの遡及的レビューが可能となった。RISによるデータ収集は、きわめて多数の患者を登録できるという利点があるが、X線検査の場合、その結果は後前（PA）及び側面撮影など複数の撮影方向について得られることがある。放射線を用いた様々な種類の手技および手技のバリエーションに対し標準検査コードを用いて、検査の種類の不正確な区分により間違いが生じないようにする（Escalon et al., 2015）。この結果は、特に適切な手技の特定及び線量計測の正しい単位に関して、データ入力の正確さと一貫性によっても左右される。またこれには患者の体重は含まれないと考えられる。RISを介して収集されるデータには、非常に多数の患者が含まれる可能性があるため、これらの問題はある程度、外れ値を除外することで克服することができる。

(105) 「医療におけるデジタル画像と通信 (Digital Imaging and Communications in Medicine : DICOM)」基準では、画像モダリティからの線量情報の記録及び保管の取扱いのための RDSR が規定されている。線量計測量が事前設定レベルを超えたときに臨床スタッフ及び医学物理士に通知するための、RDSR におけるデータ照合は、患者線量管理システムにより行うことができる。

(106) Integrating the Healthcare Enterprise (IHE; <https://www.ihe.net/>) プロジェクトにより、モダリティ、医用画像管理システム (Picture Archiving and Communication System : PACS) 及び線量報告システム間の相互運用性を保証するための、標準ワークフローが確立されている。IHE Radiation Exposure Monitoring ; IHE の放射線被ばくモニタリング (REM; http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring) プロファイルでは、RDSR が使用されている。現在のところ、データへのアクセスは簡単ではないが、患者線量管理システムが利用できるようになっており、線量計測データのレポジトリとしてのデータベースの構築が促されている (Cook et al., 2011; Ikuta et al., 2012; Sodickson et al., 2012; Charnock et al., 2013; Vañó et al., 2013)。さらに線量計測データは、放射線防護に関する QA と品質改善に役立つため、患者線量管理システムで使用することもできる。

(107) CT 検査の各 DICOM 画像からの線量パラメータが得られたとき、これを使用することで、患者の z 軸に沿った線量調節により得られた $CTDI_{vol}$ の変化を追跡することができる。これは RDSR データのみでは行うことができない。RDSR は、シリーズ全体の放射線事象の平均 $CTDI_{vol}$ のみを報告する。IVR の場合、RDSR には透視撮影を含むすべての放射線事象に関するデータが含まれる。透視下 IVR 手技による線量が、取得した DICOM 画像からのみ抽出された場合 (入手できた場合)、透視撮影からの線量寄与が欠落する。これらの手技の中には、透視撮影による線量が X 線検査からの線量を上回ることもある。DICOM は放射性医薬品に関する RDSR テンプレートも作成し (DICOM, 2014)、これは最新の IHE REM-NM プロファイルに含まれている (http://wiki.ihe.net/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring_for_Nuclear_Medicine)。これにより、あらゆる核医学的手法で照射された線量を、また PET-CT 検査において放射性医薬品による線量部分の標準化された記録も、把握することが可能となる。

(108) モダリティ実施済手続きステップ (Modality performed procedure step : MPPS) サービスは依然として、X 線の手技、患者及びモダリティからの画像情報を検査終了時に HIS/RIS サーバーに送信する一部のシステムに使用されている。今後は DICOM RDSR により差し替えられる予定である (Vañó et al., 2008a, 2013; Ten et al., 2015)。別の選択肢としては、二次的なキャプション画像 (Secondary caption image) が広く使用されており、線量計測データを PACS 中の画像として格納し、検査に添付するものである。さらなる解析のためにはこれらの画像を光学式文字認識 (OCR) プログラムで変換し、線量パラメータを抽出する必要がある (Cook et al., 2010; Li et al., 2011)。これらの画像の解像度によっては、OCR 変換によりデータの誤りが生じることがある。さらに、これによる情報量は通常、RSDR を使った場合に比べてはるかに少ない。ただし、MPPS は DICOM 委員会により撤回されているため、その使用は新たな設備には推奨されないが、既存のものについては必須である。

(109) 患者線量マネジメントの確立が進むに従い、データベースに含まれる検査数と患者数も増える可能性がある。これにより大規模な線量レジストリの蓄積が可能になる。例えば英国では現在、英国中の病院の医学物理士が収集した線量計測データを、照合及び解析のため英国公衆衛生庁に送信するというシステムを確立している。2010 年に実施された英国調査では、X 線撮影に関する 165,000 回分の $K_{a,e}$ 測定値、X 線撮影に関する 185,000 回分の P_{KA} 測定値、及び透視撮影に関する 221,000 回分の P_{KA} 測定値に関するデータが収集されている (Hart et al., 2012)。同様に米国放射線医学会の Dose Index Registry では 2013 年時点で、自動データ収集法を用いて 500 万回分を超える CT 検査に関するデータが収集されている (Bhargavan-Chatfield and Morin, 2013)。患者線量管理システムも、クリニカルオーディットのために線量結果を当局に報告したり、意図しない過剰被ばくを特定するために欧州連合の基本安全基準指令に従うといった、欧州連合の要件などの法的要件を満たすのに役立つ。どのようなデータソースを使用するかに関わらず、線量計測指標の妥当性を医学物理学の専門家が検証しなければならない。また必要に応じ、患者の患者線量管理システムに取り入れる前に修正されなければならない。

2.6 DRL 値の特定

2.6.1 DRL 量の分布

(110) 適切な DRL 量の患者調査が完了したか、又は自動化プロセスを通じて十分量のデータが収集された後、国又は地域の DRL 値をどのように設定するかについて判断されなければならない。各施設のデータが、特定の範囲の患者特性にあるごく限られた 20~50 例に関するものである場合、各施設からの DRL 量の中央値は、各種検査の線量計測データの分布から導くことができる。

(111) 電子データ収集システムから多数の患者が含まれた場合、この分布をまず、DRL 量についてナンセンスな数値をもつ明らかな外れ値を特定するために検討する。これらの外れ値は除外すべきである。データ

の誤入力又は並外れて体型が大きい患者からの少数の高値は、分布の平均値に有意な影響を及ぼすおそれがあるが、中央値にはあまり影響しないはずである。この操作専用のソフトウェアを利用できない場合は、分布の上側及び下側の裾に含まれる異常な結果は、スプレッドシートで順番に並べた分布又はグラフを見て特定することができる（図 2.1）。分布の上位 5%及び下位 5%に含まれるデータを除外してもよいが、各施設の中央値にはほとんど影響が生じない。結果はさらに、施設に関連した中央値の分布に含めることができる。

(112) 複数の施設から得られた DRL 量の数値の典型的な分布は対数正規分布をとり、これにはしばしば、並外れて高値をもつ施設からのデータも含まれる。英国の病院を対象とした初期の調査で、20 病院の患者で 2 種類の X 線検査を行ったときの、画像あたりの個々の K_{ae} 値の分布を、図 2.2 に示す。非常に低い又は非常に高い K_{ae} 値が得られた 2 病院からのデータを、強調して示してある。最適化プログラムの初期では、これらの病院及びクリニックを特定し、最適化の対象とする。

(113) DRL 量の分布の歪曲パターンが、世界中の調査で多種類の検査と多くの DRL 量について繰り返し確認されている (Shrimpton et al., 1986; Kwon et al., 2011; Miller et al., 2009)。というのも、これらは最適化が完全に実施されていない施設が、必然的に必ず存在するためである。

(114) X 線の手技の DRL 値は多くの場合、分布の 75 パーセンタイル（第 3 四分位数）と定義されている。これは、多数の施設サンプルからなる国レベルでは、容易に理解できることである。この 75 パーセンタイルは、許容可能な数値と過度の数値を区別する最初の区切りとして選択されていたが、これはそのように決めただけであって科学的根拠をもたない。ただし、この 75 パーセンタイルは通常、分布の上側の裾のちょうど下あたりになることから、結果が分布の上端近くにある施設を特定するための、有用なマーカーとして役割を果たす。分布の 75 パーセンタイルで DRL 値を設定することは合理的であり、委員会はこの慣行を現在勧告している。

(115) DRL 値は静的なものではない。放射線検査のために患者に投与される放射線は、防護の最適化に重点がおかれ、装置が改善するにつれて低下すると予想される (Wall et al. 2005)。このことは X 線単純撮影 (図 2.3) 及び透視撮影 (Hart et al., 2012) の英国調査において実証されている。最適化が行われ撮影行為が改善するに従い、DRL 値は定期的に更新される必要がある。DRL 値を公表する際は、患者データを収集した地方グループ、国又は地域からの意見書を同時に示し、データの基となった「標準」的患者の体格、必要に応じてその検査の詳細、および調査実施日を記載する。

(116) スコットランド中の病院の CT 線量に関する最近の調査から、過去には DRL 量の対数正規分布に様々なパターンがあったこと、さらに新たな傾向があるらしいことが示されている (Sutton et al., 2014)。CT 装置は他の種類の X 線装置に比べて少なく、英国では CT 検査の最適化に携わる医学物理士（診断領域）の方が多いため、最適化の取り組みが最優先された。その結果、最新のスコットランド調査における線量計測値の大半は、国の DRL を僅かに下回る値に集まり始めた (Sutton et al., 2014)。これにより分布の高い裾部分が消失した。これは、最適化のために多大な取組みが行われた特殊な事情を表しているかもしれない。しかしこれは、線量計測情報がより容易に入手され、放射線診断に関与する医学物理士の数が増え、DRL がより広範に実施されるようになることで、他の画像モダリティにも広がっていく傾向を表している可能性もある。

2.6.2 最適化のための国の中央値の使用

(117) DRL 値を導くために、調査からの線量計測データを単に集めるだけでは、完全に満足がいくものではない。またそれにより、DRL を僅かに下回る線量調査結果の数値が蓄積されるかもしれないが、それは真の最適化を表していないかもしれない (Sutton et al., 2014)。必要な画質レベルを確保し、放射線防護を最適化するためには、より積極的なアプローチが必要である。第 2 のレベル（すなわち、DRL 値の決定に用いられる分布の中央値）の制定が、最適化を助けるもう 1 つのツールになりえる。DRL 値は分布の第 3 四分位数であることから、この第 2 のレベルは、最適化の試みが続けられる際に、適切な撮影行為を判断するための優れた手掛かりになる可能性がある。この中央値は、DRL 値とともに、画質や患者線量の最適化を助ける可能性がある。

(118) DRL の目的は、防護が最適化されていない（すなわち、各施設の DRL 量の中央値が国又は地域（国の集合体）の DRL 値を上回っている）ために、検査状況の調査が望ましい施設を特定することである。しかし、各施設の DRL 量の中央値が国又は地域の DRL 値を下回っている医療施設でも、さらなる改善が可能であり、最適化プロセスをさらに進めるために必要な経験を有するスタッフが存在している可能性もある。委員会は、（国の DRL 用線量調査又は自動データ収集からの）国の中央値は、そのような医療施設がその成績を評価できるもう 1 つのベンチマークとなる、と認識している。大半の医療施設では各施設の DRL 量の中央値が国の DRL 値を下回ることから、国の中央値は、標準的な手法と技術により目指すべき合理的な目標になる。

(119) 患者線量に関する適切な撮影行為とは、医療施設における DRL 量の中央値を国の中央値以下に到達

<p>させ維持することを試みる、ということになる (NCRP, 2012)。そのような線量低減戦略を実施する際に最も重要な点は、検査の臨床目的に見合う画質を確保することである (2.7 章)。各施設の DRL 量の中央値が低すぎると、画質 (又は複数の画像を使用した場合の診断情報) が不十分になることがある。</p>
<p>(120) 各施設の DRL 量の中央値が国の中央値を下回っている場合、追加の最適化プロセスでは、使用線量ではなく画質を優先的に考えるべきである。この勧告の根拠は、国の中央値とは多数施設の調査から決定された DRL 量データの中点であるためであり、もし各施設において国の中央値を下回る放射線レベルを達成していた場合には、使用線量をさらに低減することは重要な問題でない。各施設の検査状況によって、国の中央値を下回る放射線レベルとなっている場合は、画質を十分にすることを優先する。線量低減は、それ自体が目的ではない。十分な画質が最も重要である。医用画像の検査目的に十分でないという危険性が生じるまでに画質を落としてはならない。</p>
<p>2.6.3 地域 DRL 値の制定</p>
<p>(121) 欧州連合など世界の一部地域 (国の集合体) では、それらの医療制度において放射線の安全性という側面を調和させようとしている。地域 DRL に関する要件が、地域のガイドライン又は規則に組み入れられることがある (例えば欧州指令など)。これらの地域に含まれる国々は、それまでに既に国の DRL を持っている場合も、そうでない場合もある。そのため委員会は、地域 DRL 値の設定に関するガイダンスを提供している。これにはいくつかの選択肢がある。</p>
<p>(122) 地域 DRL 値は、地域全体から得られる代表的な施設のサンプルの 1 回の調査に基づくか、又は国別の調査又はレジストリから導かれる国の DRL 値に基づくことがある。地域 DRL 値設定の具体的な方法は、それが代表的な施設のサンプルの 1 回の地域調査のデータに基づくか、又は国の DRL 値に基づくかに応じて異なる。</p>
<p>(123) ある地域内の多く又はほとんどの国々で国の DRL 値が存在している場合、地域 DRL 値を制定する最も単純で容易な方法は、地域の数値のベースとして国の DRL 値を用いることである。国の数値は通常、X 線の手技の DRL 量の国内分布における 75 パーセントイルを表していることから、得られている国の DRL の中央値は、地域の患者調査で予想される 75 パーセントイルに近似しているはずである。得られている国の DRL 値の平均値は使用するべきではない。これは、平均値を使用した場合、地域内の一部の国の DRL 値が非常に高い又は非常に低いときに地域 DRL 値に過度なばらつきが生じ得るためである。</p>
<p>(124) ある地域内で、国の DRL 値が制定されている国がかなり少ない場合、地域 DRL 値は、地域の規制当局の合意を通じて導いてもよいことがある。この過程では、既存の国の DRL 値を考慮に入れる必要があり、また少数の国の DRL 値から導かれる中央値は不適切なことがある。</p>
<p>(125) 地域 DRL 値のベースとして既存の国の DRL 値を用いることは、効率的であるが理想的ではない。このアプローチをとると、小国、及び調査した施設と患者数が比較的少ない国々の調査データが、過剰に強調されるおそれがある。逆に言えば、大国、及び調査した施設と患者数が比較的多い国々の調査データが過小評価されるおそれがある。この問題は、参加各国の人口に応じて国の DRL 値を重み付けして地域 DRL 値を算出することで対処できる。しかし、最も正確な DRL 値は、地域全体の施設のランダムサンプルを 1 回調査することで得られることになる。幸い、DRL の目的は各施設の検査状況の調査が必要な場合を示すことのみであることから、そこまでの正確さが必要とは考えにくい。</p>
<p>2.7 画質</p>
<p>(126) 防護の最適化をどのように達成するかについて、物理士、放射線科医及び放射線技師の間で協議する際に、最も多く使用されるアプローチは、その検査の DRL 値との整合性を達成する、というものである。しかし DRL 量は画質の記述子ではない。1 医療施設の DRL 量の中央値が特定の値を上回る、又は下回るからといって、その画像が特定の臨床目的に適切か不適切かを示すものではない。画質評価のために国の DRL 値との整合性を代用することは、不適切である。</p>
<p>(127) いかなる画像診断検査にとっても最も優先すべきことは、手技全体からの画像が必要とされる全ての診断情報を提供し、臨床目的が損なわれないよう、臨床目的に対して十分な画質を得ることである。このことは、すべての画像の質が高いことを意味するものではない。一部のモダリティ (例えば透視撮影など) では、個々の画質が不良でも一連の画像によって必要な臨床情報が得られることがある。</p>
<p>(128) 画質が不十分になるほどの低すぎる線量は、高すぎる線量と同様に忍容できない。臨床目的に対して画質が不十分なとき、放射線は臨床的便益をもたらさず、再検査が必要になり、したがって患者は再検査によってさらに放射線を受けることになる。患者調査からのデータが臨床施設から集められるに依り、DRL 量に関するデータを集めることで、大半の放射線科医が臨床目的に十分な画像が得られると同意する線量に関する情</p>

報が得られると想定されるようになった。

(129) 画質の基準なしに DRL 量にのみ注目すると、DRL の数値は下がり続け、どこかの段階で画質が損なわれると考えられる。画像プロトコルを改良する際には、診断目的にふさわしい画質を確保することが不可欠である。したがって、最適化には画質と患者線量のバランスをとる必要がある。線量を下げる際、画質は適切なレベルに維持する必要がある。

(130) DRL データを収集する前には、評価調査者は目的の線量計測量の正確さに特に注意を払いつつ、適切な QC プログラムによって画像撮影装置が容認できる程度機能しており、しかも、検査目的にふさわしい質の医用画像が得られることを保証する必要がある。可能な限り、画質の判定にはエビデンスに基づく基準を用いる。各種画像撮影に必要な画質レベルに関して、基準はほとんどない。現在までに、放射線科医による評価という形で、客観的指標が用いられているのみである。欧州委員会はガイドラインを作成し、その診断能力の判断時に、画像のスコア化に使用できる基準を示している (EC, 1996a,b, 1999a)。画質に影響するかもしれない変更を加えた場合、この基準又はそれに類似した基準を画質の評価に用いることができる。医用画像の基準を用いた医用画像の評価には、放射線科医の関与が不可欠である。

(131) 様々な検査のために、適切な画質に関してさらなる実質的データが必要である。ここしばらく、画像のコントラストと画像機器の性能を特性評価するために、種々の指標が用いられてきた。これらは専門家による測定技術を必要とし、また大半の画像機器については、これらの指標は製造業者により提供されている。病院の医学物理士がこれらの測定を行える技術は、徐々に広く利用されるようになってきている。これらの指標には、変調伝達関数、系移行係数 (system transfer factor) 及びノイズパワースペクトル (ICRU, 1995) が含まれる。これらは将来的に、デジタルイメージングシステムの最適化プロセスの一環として行われる適切な画質レベルの選択に役立つ有用な情報を、医学物理士に提供するはずである。これらの定量的指標は、画像検出器の固有の性能を適切に説明するものであるが、医用画像の画質 (検査目的の達成) という点でシステムの特性評価をするものではない。

(132) 画像評価の客観的指標に関する研究が行われているものの、物理的指標と放射線科医の判断の間の関係は、現在まで確立されていない (De Crop et al., 2015)。このプロセスを助けるためには、CT の許容できる画質レベルのより詳細な解析と、その他の専門性が必要である。したがって第一のパラメータは単に線量ではなく、線量あたりの画質となる。この分野における研究を進めること、また医用の画像撮影と関連する客観的画質変数の大きさについて追加データを得ることは急務である。

(133) 高低両方の減衰部分について十分な画質が求められる胸部単純撮影は特に困難であり、ICRU によるレポート (ICRU, 1995) のテーマでもある。

(134) X 線撮影に関するフィルム-スクリーンシステムの感度の問題から、過去には線量に制限が課せられていた。また、一般的な使用のための適切な速度クラスに関する勧告から、線量に制限が生じていた。また、高線量を用いたときに生じるフィルム黒化から、過度の被ばくが明らかになり、過剰被ばくが阻止されていた。デジタル X 線撮影や CT スキャン法には同様の制限は存在しない。したがって、デジタル X 線撮影における被ばくパラメータ又は線量指標 (検出器線量指標) のモニタリングは不可欠である。画質と患者線量の間のバランスは不可欠である。適切な後処理により、低被ばくレベルでの使用が可能になることがある。

(135) CT 検査に関する適切な画質レベルについては、放射線科医の間であまり一致していないようである。新しい装置に画像プロトコルを設定する際には、画質に寄与する様々な因子を検討する必要がある。これらは、以下に関連する因子である：(1) 低コントラストでの検出性、及び (2) 表示画像の空間分解能。CT における画質と線量評価に関する報告書が、ICRU により作成されている (ICRU, 2012)。

(136) 画像撮影装置のベンダーは、画質と線量低減技術の改善を促進し、これに投資している。しかしこれらは、線量低減に重点を置く傾向があり (例えば、ハーフスキャンでの画像撮影、CT における逐次近似再構成など)、これらの技術による画質低下の危険性にはあまり注意を払っていない (Guimaraes et al., 2010; Ardenfors et al., 2015)。そのような技術の実地臨床への導入時には、画質の適切性を評価・対処する必要がある。線量低減のためにベンダーが提供するプロトコルを用いることは、もしその結果が臨床目的と手技の画像要件に沿わない場合、最適化ではない。

(137) 本書ではこれまで、単一の目的 (例えば、1 つの診断上の問題に答えるなど) のための画像撮影情報を中心に説明してきた。しかし、特定の診断については (例えば尿路結石など)、最初の診断上の問題のみを評価することで、その手技に利用できる線量を著しく低減できるかもしれないが、その診断が陽性であった場合、引き続き直ちに問われるのは、その病変の正確な部位、大きさ及び重症度などである (Niemann et al., 2008)。一方、もし最初の診断が陰性であった場合、引き続き直ちに問われるのは「患者のその症状を引き起こしているものは何か」ということだろう。いずれの追加の問いも想定内のものであるから、追加の問いに関する情報

も初回検査で得られるように検査目的を拡大することが正当化されるかもしれない。これにより、検査の患者線量は高くなるが、追加の画像撮影が不要になることから合計患者線量は低下する。このようなばらつきは検査記録に記録し、単一の目的のための検査に関する DRL との比較から、そのような手技を除外できるようにする。

3 X線撮影とX線透視診断

- DRL 量は、臨床における検査値から直接入手して、容易に評価できることが望ましい。X線撮影には、 P_{KA} 又は $K_{a,c}$ のいずれかを用いても良い。 P_{KA} には X 線の絞り量も考慮されている。
- マンモグラフィに推奨される DRL 量は、 $K_{a,i}$ 、 $K_{a,c}$ 又は D_G のうち 1 つ以上を用い、どの量を選択するかは各施設の検査状況及び要求される規制に応じる。
- X 線透視で推奨される DRL 量は、 P_{KA} 及び $K_{a,r}$ である。透視時間及びシネ撮影又はデジタルサブトラクション血管造影 (DSA) 撮影に関する DRL 値を設定することも推奨される。
- 利便性のため、マンモグラフィ装置、X 線撮影装置及び X 線透視装置の性能評価にファントムが用いられるが、これを患者線量の調査の代わりに用いるべきではない。
- 歯科口内法 X 線撮影のための DRL 値の便利な設定方法は、臨床診療に使用する標準設定で得られる、コーン先端 (X 線が皮膚に入射する部位) での $K_{a,i}$ 測定値を用いることである。成人と小児では別々に測定すべきである。
- 歯科パノラマ X 線撮影では、 P_{KA} は電離箱を用いて測定するか、又は受光スリットの前に置かれた検出器で線量とスリット幅の積を算出する。

3.1 X線撮影とX線透視診断の検査

(138) X線撮影とX線透視診断には幅広い検査が含まれる。しかし、最も多く行われる検査についてののみ、妥当かつ十分なデータを得ることが実際的である。しかしながら、これらの結果は、他の検査の撮影条件にも影響を与えると考えられる。患者への確率的影響の潜在的リスク、および放射線感受性を有する臓器に対して高い線量となるものに対する最適化への取り組みが優先されるべきである。

(139) 線量評価が可能な地域内で、最も多く行われる検査を DRL のプロセスに選択すべきである。また、それらには、使用される様々な手技と装置を含むべきである。種々の医用 X 線撮影及び X 線透視検査の相対頻度と、欧州 10 カ国の集団実効線量に対する寄与率を表 3.1 に示す。

(140) 多くの国々で最も高頻度に行われている X 線検査は、胸部 X 線撮影である (EC, 2008)。一般的な検査である胸部 X 線撮影は、放射線感受性の高い複数の臓器が被ばくすることから、X 線撮影の調査に含めるべきである。腹部、骨盤及び脊椎の検査は、集団の実効線量に対して最も大きく寄与することから、これらも X 線撮影の調査に含めるべきである。

(141) 頭蓋 X 線撮影では眼の水晶体が被ばくし、マンモグラフィでは乳房が放射線感受性の高い臓器の一つであることから、これらを含めることを推奨する。ただし、これらの検査には様々な手技が用いられるため、使用される設定は必ずしもその他の手技の設定を反映するとは限らない。

(142) 上肢・下肢の検査も多く行われるが、通常これらの検査は四肢の一部に限られ、被ばくする放射線に対して感受性の高い唯一の臓器は骨髄及び皮膚の一部である。したがって、放射線リスクを推定するための貢献度は小さい。結果、これらの検査における DRL 値の設定は優先順位が低いが、それでも最適化は必要である。

(143) X 線透視診断における DRL 値の選択にも同様の議論が適用される。透視下における IVR については、4 章にて論じる。より高頻度に行われている手技を表 3.1 に示す。ただし、撮影行為は医療施設ごとに異なること、また世界の地域によっても異なることから、DRL のプロセスが適用される国/地域/施設にとって適切なものを検討して選択すべきである。

3.2 X線撮影のDRL量

(144) DRL 量は、検査における直接の測定値から容易に評価又は入手できるものが望ましい。 P_{KA} 又は $K_{a,c}$ のいずれかを用いてもよいが (表 2.4)、可能ならばその両方を評価することが望ましい。

(145) P_{KA} は、患者に入射するすべての放射線が含まれるため (患者に対して X 線が適切に絞られていると仮定して)、X 線撮影及び X 線透視には理想的である。 P_{KA} は、空気カーマと照射領域の大きさの両方によって決定されるため、患者の線量に影響するあらゆる要因が考慮されている。面積線量計が搭載されているシステムや、 P_{KA} を算出してくれるシステムでは、 P_{KA} を利用しやすい。患者に入射する前に X 線ビームが撮影台を通過するか否かによって、 P_{KA} が影響を受けることに注意すべきである。

<p>(146) 計器により記録されるか、装置によって算出されるか、又は製造業者によって提供される DICOM ヘッダーに記録された P_{KA} 値はかなり正確と思われるが、これを保証する方法はない。測定、算出又は提供された数値が定期的に確認されなければ、患者には想定よりも大幅に高い P_{KA} が照射されている可能性がある。面積線量計の校正、並びに、X 線装置により算出・表示され DICOM ヘッダーに記録された P_{KA} 値の正確さを確認するための対応をとることを委員会は勧告する。</p>
<p>(147) P_{KA} 値が得られない場合、$K_{a,e}$ (後方散乱を含む) を X 線撮影の DRL 値として用いる。X 線透過性の熱ルミネッセンス線量計のような線量計を用い、この線量計が画像と干渉しない限り、患者側で画像の取得中に $K_{a,e}$ を測定することができる。または、曝射設定 (kVp, mAs) と線源皮膚間距離から、X 線装置の出力の測定値と後方散乱の追加のための補正を組み合わせ、$K_{a,e}$ を算出することができる。装置の追加が不要なため、おそらく最も簡易なアプローチと考えられるが、X 線装置の出力を測定する必要がある。</p>
<p>(148) 資源が限られている国々に対しては、適切な管電圧での 1 mAs あたりの出力表に基づき $K_{a,e}$ を算出することが可能であるが、この場合は正確さが 20~30%低下する。これは、管電圧波形、陽極角、ろ過、及び陽極の劣化によって出力が変化するためであり、これらをすべて推定する必要がある (Le Heron, 1989; Martin and Sutton, 2014)。使用できる結果を表 3.2 に示すが、可能な限り測定することを強く推奨する。</p>
<p>(149) $K_{a,e}$ を算出するには、kV, mAs 及び線源皮膚間距離 (又はこれを導く何らかの方法) が必要である。デジタルシステム上に表示される蛍光体から発生する光量に関連する線量指数も記録されるべきである。画像の取得方法 (CR, DR 又はフィルム)、デジタル X 線撮影のシステムの型式と製造業者、フィルム感度又は同等のもの、及び被ばくが AEC の下か否かを、可能な限りで各検査室/検査の種類について記録し、最適化に使用するための情報を記録する。</p>
<p>3.3 X 線透視診断の DRL 量</p>
<p>(150) X 線透視検査では、可能な限り P_{KA} を DRL 量として用いる (表 2.4)。多くの透視装置では、$K_{a,r}$ (IEC, 2010) と P_{KA} が表示される。X 線ビームのコリメーションが適性かどうかの判断に、$K_{a,r}$ と P_{KA} 値の比較が有用なことから、$K_{a,r}$ が得られるならばこれを特定の画像診断検査の DRL 量として用いる。</p>
<p>(151) X 線透視の検査では、透視時間及びシネ撮影/DSA 撮影の画像枚数を記録する。旧式の X 線透視装置で、これらの数量の数値を表示/記録するための機能を備えていない場合は、透視時間がデータを導くための唯一の選択肢と考えられる。DSA 撮影に関するフレームレート、X 線透視に関するパルスレート、画像記録の手法、及び使用した照射プログラムのオプションを含めるべきである。</p>
<p>3.4 X 線撮影及び X 線透視におけるファントムの使用</p>
<p>(152) X 線撮影において、線量計測の性能測定に AEC を使用するときは、組織と類似した特性をもつ材質の平板 (平板ファントム) を用いる (Conway et al., 1992)。ある用途として、患者検査の DRL 量の数値を評価するために、ポリメチルメタクリレート (PMMA) あるいはポリエチレンの厚板、又は水を張ったプラスチック容器を用いることができる。これらは現実的には患者の代わりではないが、曝射設定が自動的に選択される場合、様々な体格の患者と等しい厚さのファントムを用いて $K_{a,e}$ を推定するのは有用と思われる。$K_{a,e}$ (後方散乱を含む) は、そのような平板ファントムの表面においた平板の電離箱を用いて測定することができ、照射後の mAs を記録する。</p>
<p>(153) 標準的な胸部、腹部及び腰椎検査を模擬するために、PMMA 及びアルミニウム製の標準的な平板ファントムが複数開発されている (Conway et al., 1992)。ここでは、X 線撮影装置に対する AEC の動作を試験することができるように、それぞれの検査の場合と同様の透過 X 線ビームを得る試みがなされている。これらの標準ファントムは、異なる X 線装置間での AEC 設定の比較と評価に使用できる。</p>
<p>(154) ファントムは、AEC モードで操作される X 線装置の性能の評価に役立つと考えられるが、実際の患者検査の調査の代わりに行うべきではない。臨床に使用する DRL 量の数値を決定する唯一の方法は、検査した患者のデータである。</p>
<p>(155) X 線透視装置で設定される様々なプロトコルに対する $K_{a,e}$ 率を測定して装置の性能に関する情報を得ることができるが、これにも平板ファントムを用いることができる。(Martin et al., 1998)。この結果は性能基準との比較には使用できるが、これらの $K_{a,e}$ 率は DRL 量ではない。これらの測定は品質保証の試験中に行うことができ、品質管理の試験に有用な情報を提供する (Balter et al., 2004)。また、患者での検査において高い値が得られた場合、原因の推定にも有用である。</p>
<p>3.5 マンモグラフィ</p>
<p>(156) マンモグラフィにおいて高線量を被ばくする部位は乳房である。マンモグラフィには 25~38 kV の X 線</p>

管電圧が用いられ、X線管陽極及びフィルタには他のX線システムで使用される材質よりも多様な材質（例えばモリブデン、ロジウム、銀のほか、タングステン及びアルミニウムなど）のものが用いられている。マンモグラフィに用いられるX線のエネルギーが比較的低いことから、放射線出力の測定には、専用に設計された線量計が用いられる。マンモグラフィに用いられる線量計は、入射窓の減衰の影響を考慮して、マンモグラフィに使用される範囲でのX線スペクトルによる所定の較正が必要である。

(157) 乳房に対するマンモグラフィの放射線線量は、乳房厚によって異なる。調査又は自動データ収集システムには、患者群を選択するのではなく、すべての乳房サイズを含めることを推奨する。また、乳房サイズのばらつきを考慮するため、少なくとも50例の患者でデータを収集するべきである。これにより、サンプルが、調査を行う特定のエリア又は国を確実に代表するものとなる。対象集団を代表できるような標準厚における線量調査結果を得るために、圧迫乳房厚をより狭い範囲内に制限してデータ解析することも適切であろう。

(158) マンモグラフィには、 $K_{a,e}$ 、 $K_{a,i}$ 及び D_G という3つのDRL量が用いられている。通常撮影のマンモグラフィと乳房トモシンセシスでの両方について、委員会はDRL量として $K_{a,e}$ 、 $K_{a,i}$ 又は D_G のうち1つ以上を使用すること、またどの数量を選択するかは各施設の検査状況及び規制に応じることを推奨している。 D_G は医用画像検査を行うために用いる電離放射線量というより臓器線量の指標であるが、 $K_{a,e}$ 及び $K_{a,i}$ は同じ乳房厚であってもkV及び陽極/フィルタの組合せにより大きく変わることから、委員会は、DRL量として D_G を使用することを勧告する。

(159) $K_{a,e}$ は当初DRL量として用いられていた。 $K_{a,e}$ の測定は単純で、補正係数も不要である。 $K_{a,e}$ は、陽極/フィルタの組合せが同様なマンモグラフィ装置間であれば、直接比較が可能である。しかし現在では、陽極とK吸収端フィルタに様々な材料が用いられており、 $K_{a,e}$ と D_G の関係を変化させる多様な線質が存在する。結果を比較する際には、これらの違いを考慮する必要がある。

(160) 1 mAsあたりの $K_{a,i}$ は、乳房圧迫板の位置における測定値から求めることができる。この1 mAsあたりの $K_{a,i}$ に用いられたmAsを乗じることにより、それぞれの検査における $K_{a,i}$ を得ることができる。 $K_{a,i}$ は乳房サイズに依存し、個人毎に異なる。このため患者調査には、1施設あたり多くの患者数（例えば50例など）を含めることを推奨する。

(161) D_G を用いれば装置間のリスクについて直接比較が可能であることから、世界の多くの場所で採用されている。 $K_{a,i}$ と D_G の関係は、線質と同様に、乳房厚と乳房組成にも大きく依存する（Wu et al., 1994; Boone, 1999）。したがって、直接測定されるDRL量（ $K_{a,i}$ 及び $K_{a,e}$ ）は、他の検査よりも潜在的リスクのばらつきが大きくなりやすい。このことは、最適化のために D_G を使用している国々にとって、説得力のある論拠であった。

(162) D_G は、圧迫された乳房厚での検査に対する $K_{a,i}$ から算出される。 $K_{a,i}$ 及び D_G は、乳房サイズ及び女性の年齢によって変化する乳房組成に依存する。DRL値は、標準のマンモグラフィ検査で用いられている頭尾方向（CC）と内外斜方向（MLO）の撮影方向にも依存する。

(163) 幅広い線質に関して、モンテカルロ計算から導かれる $K_{a,i}$ から D_G への換算についての文献が、多数発表されている。変換式は、線質の関数になっている（すなわち半価層厚、陽極/フィルタの組合せ、乳房厚及び乳房組成に依存する）（Dance et al., 2000; IPEM, 2005）。

(164) DRL量として $K_{a,e}$ 又は $K_{a,i}$ を使用する際は、乳房厚と D_G の相違に関する依存性を確実に考慮するため、資格を有する医学物理士の勧告に基づいて評価プログラムの検討を行う必要がある。ファントムは、DRL値を決定するために便利なツールである。しかし、ファントムは、検査を行う全ての範囲の乳房の評価を可能にするものでなく、また、装置の臨床での使用状況を反映するものではないので、マンモグラフィに適用される線量の評価の方法として患者の調査を基本とすることを推奨する。

(165) マンモグラフィの日常品質管理には、標準乳房に等価なファントムを使用する。2006年の欧州ガイドライン（EU, 2006）は、様々な決められた厚さのPMMAプレートを撮影し、それぞれの厚さについて D_G を算出することを提案している。英国における一般的なファントムは、直径160 mm、厚さ45 mmの半円状のPMMAファントムであり、その D_G はAECを用いて得られたmAsの値を用いて求める。45 mm厚のPMMA乳房ファントムは53 mm圧の標準乳房に相当し、マンモグラフィ装置の線量に関する性能の比較に用いることができる。 D_G は、適切に校正された検出器によりファントム表面で測定される $K_{a,i}$ から、標準的な計算数式と換算係数を用いて算出できる（Dance, 1990; Dance et al., 2000, 2009, 2011; IPEM, 2005; Dance and Young, 2014）。英国Breast Screening Programmeにより、標準乳房の比較対照値として採用された D_G のDRL値は、2.5 mGyである。

(166) 米国においてマンモグラフィを実施している施設の認定に用いられている標準ファントムは、PMMAブロックの内部に、模擬信号が埋め込まれたワックスが配置され、ファントムの上部にPMMAの円盤ディスクが取り付けられている。このファントムは脂肪50%、乳腺組織50%からなる4.2 cm厚に圧迫された

<p>「標準乳房」の減衰特性に対応する。米国連邦規則では、このファントムに対する D_G が 1 画像あたり 3 mGy 以下になる様に制限している。2006 年、フィルム-スクリーンマンモグラフィの平均 D_G は約 1.8 mGy であり、デジタルマンモグラフィは 1.6 mGy であった (Spelic et al., 2007)。</p>
<p>(167) 同じ撮影方向 (すなわち頭尾方向, 内外方向) に対して、健常者に対する検診でも、症状をもつ患者の診断に用いる DRL と同じ値を用いる。</p>
<p>3.6 歯科 X 線撮影</p>
<p>(168) 患者の体格に比較的依存しない検査がある。例えば、歯科口内法及びパノラマ撮影である。これらは通常、kV 及び mA の固定値と、歯科画像撮影のためにプログラミングされた照射時間を備えた装置を用いて行われる。歯科装置の場合、個々の患者に関する測定よりも、医学物理士によって行われる線量計測が最善の選択肢である。品質保証のチェックを X 線装置で行う場合、放射線検出器を用いた直接測定によって調査を行ってもよい。</p>
<p>(169) 歯科口内法撮影のための DRL 値の設定及び患者線量の評価に関する便利な方法は、標準設定での測定を行うことである。口内法装置は管電圧及び管電流が固定されていることが多く、調査する歯の種類に対して曝射時間を調節することで、照射量を変化させる。曝射時間は、フィルム濃度を調整するダイヤルの設定、又は曝射時間の選択により手動で選択する。$K_{a,i}$ の測定は、X 線セットのコーン先端に適切な校正済みの検出器をおき、標準撮影条件で行うことができる (Gulson et al., 2007)。この測定は、皮膚表面に入射する空気カーマと関連している。</p>
<p>(170) 測定には、歯科医が日常使用している撮影条件を用いる必要がある。また、歯科プロトコルに規定されている設定を確認するために、情報を入手する必要がある。これは調査を行う前に入手することが望ましく、おそらくは、検査前に歯科医に記入してもらった簡単な質問票を送付し、歯科 X 線撮影に関する他のデータと合わせてこの情報を求めることで行われる。通常は成人と小児には異なる設定が用いられるため、双方について線量測定と DRL 値が必要である。歯科 X 線撮影における DRL の使用に関する詳細は、7.1.2 章に示す。</p>
<p>(171) 通常、X 線装置は歯科施設で用いられる標準的なフィルム感度と検出器の感度設定のまま用いられる。しかし、そのような装置のテストでは、これが実際に用いられる設定であることを、測定を行う前に歯科医が確認しておくべきである。</p>
<p>(172) 各歯科施設への訪問を必要としない別の調査方法は、一連のフィルタで覆われたフィルムを組み込んだ較正済みの試験パックを使用することであり、これは中央検査機関から歯科診療所に送られる。これにより、デジタル検出器と合わせて使用される X 線装置も、フィルムと合わせて使用される X 線装置も評価できる。このようなテストパックは、遠隔評価に用いることができる (Gulson et al., 2007)。しかしながら、そのようなシステムの開発および較正、ならびに歯科医に対して十分な使用方法を確実に提供するには、多大な取り組みが必要である。</p>
<p>(173) その教育の一環として、歯科医は X 線撮影と放射線防護について研修を受ける必要がある (ICRP, 2009)。研修は常に最新のものであり、しかも DRL の役割に関する情報を含んでいることが重要である。また、実際に行う線量計測から結果へのフィードバックを通じて、研修が強化される必要がある。X 線撮影の技術及び放射線防護の最適化に関する、定期的な再研修を行うことを推奨する。</p>
<p>(174) 歯科パノラマ X 線撮影の場合、ビーム全体からの DRL 量を測定する手法が必要となる。標準の X 線撮影の場合と同様、X 線管装置の照射窓前面に取り付け、X 線ビームの全体を透過する電離箱を用いることにより、P_{KA} を測定することができる。あるいは、DWP (ビームの平均 $K_{a,i}$ × ビーム幅) について校正され受光スリットにおかれた、小型の検出器 (ただし X 線ビームよりは広い) を用いることもできる (Holroyd, 2012a; Mitchell and Martin, 2013)。DWP は、受光スリットでの X 線ビーム長を乗じることで、P_{KA} に変換することができる。ビーム中の空気カーマの測定に、ビーム幅よりも狭い検出器を用いた場合、その結果にスリット幅を乗じて DWP とする。しかし、空気カーマはビーム全体で異なることから、この方法を用いた場合は誤差が大きくなる。</p>
<p>4 IVR</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 患者線量は、患者の体格に加え様々な要因に依存しているため、IVR について DRL を実践することは困難である。 • DRL は、IVR の最適化のためのツールとして評価され、使用されるべきである。 • IVR に関しては、すべての適切な DRL 量に関するデータを (可能な場合) 追跡するべきであると委員会は勧告している。これは最適化プロセスに役立つことになる。

- 委員会は、DRLのプロセスをX線透視下のIVR及びIVR-CTの両方に適用すべきと勧告している。
- IVRの場合、複雑性が患者線量を決定する因子である。理想としては、各症例について複雑さを個別に評価すべきである。より複雑な症例の手技には、DRL値に係数を乗ずることが適切なことがある。
- 別の方法としては、地域又は国における数多くの施設の全ての手技に関する線量計測データと、対象とする施設における同じ手技に関する全ての線量計測データを揃える。
- 患者のDRL量の数値が予想より高かった場合は調査を行う必要があるが、まずは装置を評価し、その後に手技のプロトコルの評価を行い、最後に操作者の技術の評価する。装置の不良、又は誤設定であれば評価と修正は容易であるが、操作者の能力が要因であれば、最も解析が困難で修正しにくいプロセスとなる。
- X線透視の積算曝射時間は患者線量の指標としては適さないが、補助的なDRL量として記録することで、被ばくの最適化の助けとなる。

4.1 序論

(175) DRLは1980年代に放射線診断検査のために導入され、1990年代に広く使用されるようになった(ICRP, 1991, 2001a; Wall and Shrimpton, 1998)。DRLは、元来、特定のX線装置で実施される特定の検査に関する患者線量は、人体厚(又はその他の体格の指標)のみの関数として変化する「標準的な」検査に用いられるものであるという根拠を前提として開発された。DRLの手法(各施設の中央値を決定するために限られた数のデータを使用)は、この仮定に基づいている。

(176) DRLは、手技の変数が比較的少ない、胸部X線撮影などの画像診断検査に最も有用である(NCRP, 2010)。しかし、「標準」の検査が適さないIVRには、DRLの実施は比較的困難となる。

(177) X線透視ガイド下のIVR(FGI)について(例えば心血管インターベンション及びIVRなど)、委員会は、「原則的に、DRLを線量管理のために用いることができるが、患者線量が非常に広く分布することから、たとえ同じ施設で同じ手技が行われる場合でもDRLの実施は難しい」と述べている(Padovani and Quai, 2005; ICRP, 2007c)。透視ガイド下手技に使用される線量は、患者の解剖学的構造、病変の特徴及び疾患の重症度による手技の複雑性によって、強く影響される(Vehmas, 1997; Bernardi et al., 2000; Peterzol et al., 2005; IAEA, 2009)。IVRのためのDRLは、他の画像モダリティのDRLとは別の方法で作成しなければならない。IVRの手技の目的は診断ではなく治療であるが、その目的が類似している(すなわち、最適化のツールを提供する)ことから、また異なる名称を導入した場合は混乱をきたすおそれがあることから、委員会は同じ名称(DRL)を用いるべきと勧告している。

(178) 透視ガイド下手技を受ける集団の中で、線量計測データを最も正確に比較するために、原則的には、患者の体型及び体重の差を補償して P_{KA} 及び $K_{a,r}$ データを正規化することが望ましい。これらは身体部分の厚さに影響を及ぼし、次にX線ビームの減衰に影響を与える。透視時間は人体厚と直接には関連しないことから、このような正規化は必要ではない(Miller et al., 2009)。しかし、体重に関係なくすべての患者から公表されているデータを用いた透視ガイド下手技の解析と、体重を65~85 kgの範囲に限定した患者データの解析と同様の結果が得られている(IAEA, 2009)。このことは、透視ガイド下手技に用いられる線量が、患者の体重よりも手技の複雑性に大きく影響されることを示した過去の研究と一致している(IAEA, 2009; Miller et al., 2009)。

(179) 透視ガイド下手技におけるDRL値の設定にファントムを使用することは適切ではないが、装置の性能の評価にはファントムを使用してもよく、また、使用すべきである。なぜならば、それによって最適化に用いられる必須情報が得られるためである(Martin et al., 1998; Vaňo et al., 2008b, 2009b; NCRP, 2010; Balter et al., 2011)。

4.2 複雑性の解析

(180) 患者間及び治療箇所の差異により、IVRの手技の複雑性は様々である。患者間の差異とは、患者の解剖学的な違いや臨床的な因子であり、それらは使用するX線条件に影響をあたえる。例えば、体型、血管走行の解剖学的な変形、正常血管の直径、動脈痙攣しやすい傾向などは、異なる血管分枝の描出に必要なX線撮影の方向などを決定づけ、複雑性をもたらす。病変間の差異とは、治療する病変部の差(例えば狭窄か塞栓か、石灰化の有無、胃腸の出血部位の場所など)を指す。これらの理由により、IVRで個々の症例に使用する線量には、患者、術者、材料の種類(カテーテル、ステントなど)及び装置の要因に起因するかなりのばらつきがある(Wall, 2001; ICRP, 2001a; Miller et al., 2003, 2012a; Balter et al., 2004; IAEA, 2009; NCRP, 2010)。

(181) 患者要因によるばらつきを補償するために用いることができるアプローチの1つは、手技の複雑性の指標を組み込むことである(ICRP, 2001a, 2007c)。特定の心血管インターベンションの手技に関して、手技の複雑性を用いてDRL量を正規化しDRL値を制定する可能性を検討している研究が複数ある(Bernardi et al., 2000; Peterzol et al., 2005; Balter et al., 2008; IAEA, 2009)。経皮的冠動脈形成術に関する複雑性の要因(治療血管数、米

国心臓病学会／米国心臓協会の複雑度基準で B2 よりも高い病変数、複雑に蛇行する血管数、分枝付きステント数)が特定され、これらの手技の複雑性が容易、中程度又は高度に分類できるようになっている (Ryan et al., 1988; Bernardi et al., 2000; Balter et al., 2008; IAEA, 2009)。

(182) 他の心血管インターベンション及び IVR に関する複雑性の解析については、予備的な検討事例のみが報告されている。Padovani ら (2008a) は様々な不整脈 (心房細動, 心房粗動, 結節性頻拍, 心室性頻脈及びウォルフ・パーキンソン・ホワイト症候群) の治療に行われる高周波心臓アブレーション術のグループ分けを提案したが、研究では、少数サンプルの手技からの DRL 量の推定値が得られているのみである。D’Ercole ら (2012) は、神経血管造影を行う診断手技及び IVR (脳血管撮影, 頭蓋内動脈瘤及び動静脈奇形の塞栓術など) に関して、複雑性に基づくローカル DRL 値を提案した。最近の研究では、一部の一般的な IVR (経頸静脈的肝生検, 胆汁ドレナージ, 子宮筋腫塞栓術, 結腸内部人工器官留置, 大腿膝窩動脈血行再建, 腸骨動脈ステント留置, 肝動脈化学塞栓術) について、複雑性を 3 つのレベルに分類し、スペインではこれらの手技に関する国の DRL 値が得られている (Ruiz Cruces et al., 2016)。しかしこれらは、複雑性の問題にどのように取り組むことができるかという例に過ぎない。この分野には、適切な手法の開発への積極的な参加が必要である。

(183) これらの例は、個々の IVR 手技に複雑性の要因を決定できること、それによって症例の複雑性が容易、中程度又は高度にグループ分けできること、及び各グループについて DRL 値が決定されることを示している。適用すべき線量の差を少数の因子によって説明できるならば、この方法は実際的かもしれない。例えば、経皮的冠動脈形成術に関する英国の HPA 研究では、植え込むステント数が、手技の複雑性を適切に示す決定因子であることが確認された (Hart et al., 2007)。しかし、手技の複雑性の評価には多数の臨床データを要するが、それは得られないことも多いので、発表されている多数の研究は、手技の複雑性を考慮せずに IVR に関する DRL 値を示している (Neofotistou et al., 2003; Peterzol et al., 2005; Balter et al., 2008; Miller et al., 2009; Vañó et al., 2009a)。

4.3 X線透視下 IVR に関するデータ

(184) 通常では収集が難しい臨床データ (病理に関する情報, 画像解析, 技術的及び臨床的な複雑性の要因) を必要とせずに、透視ガイド下手技に使用する線量を特性評価し解析するための異なる手法を用いることができる (NCRP, 2010; Balter et al., 2011)。この場合は、画像診断 (例えば X 線撮影など) の DRL 値を決定するために用いられるよりも、多数の症例からのデータの収集と解析を必要とする。さらに、問題としている DRL 量の分布全体に関する情報が必要である (Marshall et al., 2000)。これにより、多数の施設で実施される手技の、すべての症例に関する DRL 量の数値を含むデータをセットの形で、指標が示される (Smans et al., 2008; IAEA, 2009; Vañó et al., 2009a; Balter et al., 2011; Sa’ nchez et al., 2011, 2014)。これは診断手技への DRL の適用とは異なる。なぜなら、診断手技の場合の DRL 値は、少数の症例から導かれる要約されたデータから決定されるためである。

(185) この方法を利用して監査を実施する場合、多数の施設から 1 つの手技に関するすべての症例の線量計測データから構成される、地域又は国のベンチマークデータセット [ときにこれらは「助言的データセット (ADS)」と呼ばれる] (NCRP, 2010) と、各施設で実施された、同じ手技に関するすべての症例の線量計測データから構成される各施設のデータセット [ときにこれは施設データセットと呼ばれる] の両方が必要である (NCRP, 2010; Balter et al., 2011)。この方法では、これら手順の DRL 量の数値の大きいばらつきを補償するため、少数のサンプルの症例ではなく、DRL 量の分布を成す 1 手順のすべての症例からのデータを利用する (Padovani and Quai, 2005)。

(186) 調査が必要かどうかの判断は、DRL に用いられる他のデータセットと同じである (すなわち、各施設の中央値をベンチマークデータの 75 パーセンタイルと比較し、各施設の中央値がベンチマークデータの 75 パーセンタイルを超えた場合に調査を行う)。各施設の平均値は、分布の高い裾部分により強く影響される可能性があるため使用してはならない (Wall, 2001)。高い線量が認められた場合、装置の機能の不良や装置の設定の間違い、手技を行う能力の低さ、術者の経験不足、又は高い臨床的な複雑性を表している可能性がある。各施設の中央値が ADS の 10 パーセンタイルを下回った場合 (IAEA, 2009)、又は 25 パーセンタイルを下回った場合 (NCRP, 2010) にも、調査を行うことが望ましい。一方、低い線量で使用されていた場合の原因は、完遂しなかった透視ガイド下手技、不十分な画質、又は優れた線量管理、と考えられるだろう。各施設のデータをより適切に評価するためには、施設データの中央値、25 パーセンタイル及び 75 パーセンタイルを、ベンチマークデータの対応するパーセンタイルと比較することが推奨されている (NCRP, 2010)。

4.4 X線透視下 IVR のための複数の DRL 量の使用

(187) 使用する数量は、容易に測定できる (ICRP, 2007c) か入手が可能なものでなければならない。積算透視時間は容易に入手できるが、皮膚のピーク線量 ($D_{\text{skin,max}}$) との相関性は低いことが明らかになっている

<p>(Fletcher et al., 2002)。透視ガイド下手技では、$K_{a,r}$、および P_{KA} が、それぞれ放射線に起因する組織的影響および確率的影響のリスクの推定量として開発されている。</p>
<p>(188) P_{KA} は患者に照射されるエネルギー量の代用となる指標であり、確率的影響のリスクの合理的な指標である (Miller et al., 2003, 2012b; Hirshfeld et al., 2004; NCRP, 2010; Chambers et al., 2011)。$K_{a,r}$ は $D_{skin,max}$ の有用な予測因子であり、したがって組織への影響 (例えば放射線誘発性皮膚損傷など) のリスクの予測因子である (Hirshfeld et al., 2004; NCRP, 2010; Chambers et al., 2011; Miller et al., 2012b; Jones et al., 2014)。</p>
<p>(189) 欧州では P_{KA} が広く使用されている。米国では $K_{a,r}$ の方が利用されている。これはおそらく、米国食品医薬品局が 2006 年中頃以降に製造されたすべての X 線透視装置に $K_{a,r}$ を表示するよう義務付けた一方、P_{KA} の表示は義務付けていないためと思われる。国際電気標準会議 (IEC, 2000, 2010) の規格では、透視下 IVR システム上に $K_{a,r}$ と P_{KA} の両方の表示が求められている (IEC, 2000, 2010)。DRL の比較のためには、両方の数量が許容される (ICRP, 2007c; NCRP, 2010)。</p>
<p>(190) 数名の著者らが透視ガイド下手技の DRL 値として、P_{KA}、$K_{a,r}$、透過時間及び取得画像数といった複数の数量を用いることを提案している (Vaño and Gonzalez, 2001; Miller et al., 2009, 2012a)。このアプローチは、放射線の使用が最適化されていない場合の原因の特定に役立ち、また調査を単純化できると考えられる。例えば、P_{KA} が DRL 値を超えたが $K_{a,r}$ は許容範囲にあった場合、コリメーションに対する注意が不十分であった可能性がある。また、特定の施設において P_{KA} 及び/又は $K_{a,r}$ の中央値が対応する DRL 値を超えた場合は、透視時間及び取得画像数の評価は、これらが要因であるか否かを判断するのに役立つと考えられる。IVR に関しては、そのような手技を実施する施設において、すべての適切な DRL 量に関する入手可能なデータを追跡すべきと委員会は勧告している。</p>
<p>(191) 文献には、複数の医療施設及び国における成人の透視下での IVR 手技に関する $K_{a,r}$、P_{KA} 及び透視時間のデータが含まれているが、小児検査に関するこのようなデータは最近発表されたのみであり、これらの小児研究における症例数は通常は限られている (Strauss et al., 2015; Ubeda et al., 2015)。</p>
<p>(192) DRL 量の中央値が予想より高かった場合、X 線透視装置の調査を行うことが適切となる。患者をシミュレートした PMMA ファントムは、$K_{a,c}$ 及び空気カーマ率に関して装置の性能を評価するには優れた方法である。これらから、X 線透視装置で利用できる様々な画像撮影プログラムによる放射線レベルの評価を行うことができる。この情報は、最適化に不可欠である (Martin et al., 1998; Vaño et al., 2005; Padovani et al., 2008b; Ubeda et al., 2011)。X 線透視装置が適切かつ仕様の範囲内で機能している場合は、手技のプロトコル及び操作者の技術を検討する (NRPB/RCR, 1990; Vaño and Gonzalez, 2001; Wall, 2001; NCRP, 2010)。このような手順が推奨されている理由は、装置の不良又は誤設定は評価や修正は最も容易であるが、操作者の能力は分析および与える影響が最も困難なプロセスとなる (Vaño and Gonzalez, 2001; Balter et al., 2011)。</p>
<p>(193) 一部の X 線透視下 IVR では、コーンビーム CT が日常的なものになっている。したがって、この手技の最適化が重要になってきている。IVR のコーンビーム CT に関して、入手可能な場合に P_{KA} 及び $K_{a,r}$ を記録することは、IVR の最適化に役立つと考えられる (5.3.3 章)。回転式の 3D 血管造影にも同様のことがあてはまる (Corredoira et al., 2015)。</p>
<p>4.5 IVR-CT</p>
<p>(194) CT ガイド下で IVR が行われている。実施される手順の数、及び時間の傾向について得られているデータ数はかなり少ないが、手技の数と種類が増えていることは明らかである。例えば、米国の Mayo Clinic において、CT ガイド下で実施された画像ガイド下経皮的肺生検の割合は (X 線透視下の割合と異なり)、1996~1998 年には 66%であったものが 2003~2005 年には 98%に増加した (Minot et al., 2012)。超音波又は X 線透視ではよく見ることができない、胸部、腹部及び骨盤の小病変又は深部の病変の生検のガイドに CT が主に用いられる。CT では高解像度の画像が得られ、また腸及び骨を描出することができる。</p>
<p>(195) CT ガイド下の IVR は、医師が撮影室外にいる間に行われる間欠的 CT スキャンを使用するか、又は CT 透視 (針や装置の操作中に医師がコントロールするリアルタイムの間欠的又は連続 CT 撮影) を用いて行われる。CT 透視は 1 種の CT 撮影法で、X 線透視下の画像撮影法ではない。CT 透視では、皮膚の侵入から標的のポイントまでの針の刺入軌道が可視化されることにより、CT ガイド下の生検手技を容易に行うことができる。標準的な CT ガイドに比べて CT 透視の主なメリットは、リアルタイムでモニタリングが行えることであり、患者の呼吸や他の運動が原因で動く病変にアクセスできる点である。この使用により、手技をより迅速かつ効率的に行うことができるため (Gianfelice et al., 2000b)、ますます広く行われるようになっている。</p>
<p>(196) CT 透視は様々な非血管 IVR に用いられる (Daly and Templeton, 1999)。これは体液貯留のドレナージ中の穿刺誘導、脊椎痛の管理手技、腫瘍焼灼、及び胸部、脊椎、腹部、骨盤の経皮的針生検に用いられている</p>

(Buls et al., 2003; Joemai et al., 2009; Hoang et al., 2011; Trumm et al., 2012)。残念ながら、CT 透視では患者及び術者である医師の両方に比較的高線量が照射され、また急勾配の学習曲線も存在する (Gianfelice et al., 2000a; Saidatul et al., 2010; Kim et al., 2011)。

(197) CT ガイド下の IVR による患者線量のばらつきは、主に患者の体格ではなく手技の複雑性によって支配される。これらの手技が多数行われる施設では、X 線透視下の IVR の DRL 設定を記述する枠組みに従って DRL 量の数値を解析することが望ましい。DRL のプロセスの適用にも同様の方法 (複雑性の解析と、実施する全手技の評価) が有用と考えられる。残念ながら、CT ガイド下の手技に関する複雑性の要因は確立されておらず、DRL 値を制定するためのデータは僅かである。

(198) CT ガイド下の IVR の場合、DLP は適切な DRL 量ではないと思われる。これは、必要とされる CT 撮影は通常、狭い範囲のスキャン長で行われるため、「標準的な」CT 撮影と比較して著しく低い DLP の値になる可能性があるためである。委員会は、 $CTDI_{vol}$ 、入手する CT スキャンシリーズ数及び CT 透視時間について DRL を制定するよう勧告している。

5 デジタル X 線撮影, CT 撮影, 核医学及びマルチモダリティ手技

- 別に規定する場合を除き、2 章に記載の一般項目を全モダリティに適用する。
- 高度なデジタル X 線撮影技術 (例えばトモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション、造影サブトラクション、コーンビーム CT など) のための DRL の策定には、その技術が一連の複数画像を用いるという側面を考慮し、これらの技術をより標準的な手技と区別する必要がある。
- CT では DRL 量として $CTDI_{vol}$ 及び DLP を用いる。検査におけるスキャンシリーズ数も役立つことがある。最適化のもう 1 つの段階として、(被写体)サイズ対応推定 CT 線量指標 (SSDE) (AAPM, 2011) を用いることができる。
- CT の場合、使用する DLP の値は検査全体の積算 DLP である。使用する $CTDI_{vol}$ 値は、各スキャンシリーズ毎に表示される $CTDI_{vol}$ である。個々のスキャンシリーズ毎の DLP の値も有用な可能性があり、積算 DLP に加えて使用してもよい。
- 核医学の場合、委員会は、DRL 値を投与放射線量に関して、又はなるべくなら体重あたりの投与放射線量に関して制定するべきと勧告している。
- 放射性医薬品が主に単一臓器に濃縮される検査 (例えば甲状腺シンチグラフィ、肺血流シンチグラフィなど) には、体重に基づく投与放射線量は適切でないことがある。
- 正当な医学的理由がある場合は、個々の患者の検査への投与放射線量は増やしても良い。極度の肥満患者には、最大投与量を固定して設定することを検討してもよい。
- 核医学的手法及び CT 手技に関する DRL は、種々のモダリティからの放射線に適用されるため、また異なる DRL 量が用いられるため、各モダリティに関する DRL 値を個別に設定し提示することが適切である。

5.1 デジタル X 線撮影用検出器

(199) 本書の適用にあたり、デジタル X 線撮影とはデジタルマンモグラフィを含め、直接的又は間接的なデジタル検出器を利用して患者の平面画像を取得する撮影法を指す。マンモグラフィについては別途、3 章にて論じる。またこれには、トモシンセシスなどの高度撮影技術も含まれる。デジタル検出器には、CR 検出器 (輝尽性蛍光体法)、CCD ベースの検出器、直接又は間接変換機能のついたフラットパネル検出器及びフォトンカウンティング検出器が含まれる。

(200) CR 撮影はデジタル X 線撮影に最初に利用された手法であった。イメージングプレートを標準のカセットに入れて照射されることから、高圧発生装置、X 線管、壁又は机に備え付けられたブッキーシステムの交換は不要である。しかし、蛍光体の光子エネルギー感度は様々であることから、使用する AEC 装置に対して調整する必要がある (Doyle and Martin, 2006)。ベッドサイドでの検査及びその他の特殊な撮影が可能である。一般に、X 線発生装置と、照射後のイメージングプレートを読み取る画像処理装置との間は接続されていない。X 線発生装置の照射条件の設定が患者の被ばくを決定する。画像処理装置は、検出器が受けた信号を読み取るのみである。X 線発生装置の設定と検出器の信号とが分離されていることにより、これらのシステムの適切な DRL 量を得ることができる。

(201) CCD システムが市場に占めるシェアは非常にわずかである。蛍光スクリーン上の画像を CCD カメラで記録し、デジタル画像に変換する。

(202) 最近になってフラットパネル検出器が市場シェアを拡大してきた。これらは X 線を直接もしくは間接に電気信号に変換する。この検出器では、高い量子検出効率、優れた画質が得られ患者線量の大幅な低減が可

<p>能である。これら検出器のポータブル型又はワイヤレス型を用いることで、あらゆる医療環境における多様な検査が可能となった。</p>
<p>(203) 市場シェアを拡大している最新型の検出器にフォトンカウンティング検出器がある。他のタイプの検出器がエネルギーの積分を利用していることと対照的に、これらの検出器ではフォトンカウンティングを利用している。これらは高い検出効率を示し、組織の識別など高度な画像処理技術の導入も可能である。現在マンモグラフィに使用されており、CT及びデジタルX線撮影にも導入されつつある。</p>
<p>5.2 デジタルX線撮影におけるDRL</p>
<p>(204) デジタル検出器システムは広いダイナミックレンジを有している。検出器が受ける線量（ひいては患者線量）と画質の間には直接的な関係があることから、フィルムベースの撮影技術にみられるような飽和はなく、高線量による高画質が得られる。高線量においても画質の劣化がないということは、患者線量とその検査目的に最適化されているか、また「dose creep（不必要に高い放射線レベルを使用していること）」(ICRP, 2004; Williams et al., 2007)が生じていないことを確認が必要であり、品質保証及び監査プログラムが必要であることを意味している。品質保証システムには、DRLのプロセスの適用が不可欠となる。また、多くのデジタル検出器はフィルムシステムに比べて感度が高いことから、デジタル検出器をフィルムシステムに置き換えて設置する場合は、デジタル検出器に関するDRL値を（フィルム法からコピーするのではなく）独自に設定すべきである。</p>
<p>(205) <i>Publication 93</i> (ICRP, 2004)の2章では、スクリーン-フィルムX線撮影からデジタルX線撮影への移行に関する上述の問題を、具体的な勧告を加えて詳細に記述している。これには、デジタルX線撮影特有のDRL値を策定するべきという勧告も含まれている。また、dose creepという落とし穴について詳述されている。</p>
<p>(206) デジタルX線撮影のDRL値は、本書に規定している原則を考慮して設定する。同じ検査であっても、DRL量の値は感度の違う検出器の種類によって異なるため、デジタルX線撮影のDRL量に関する患者データを収集する際には、使用する検出器の種類を知ることが重要である。同じ手技でも、場合によってはフラットパネル検出器とCR検出器とで異なるDRL値を制定することを検討してもよい。</p>
<p>5.2.1 DRL量</p>
<p>(207) デジタルX線撮影のDRLを策定する際に、どのDRL量を使用するかは、デジタルイメージングシステムの種類と技術的検討事項によって判断する。勧告内容は2章に示す。どの数量を選択するかは、他の文献及びDRL値に使用されているDRL量も考慮する。</p>
<p>(208) デジタルX線撮影のDRL値の規定に使用する数量は、当該のデジタル検出器のシステムによって異なるが、P_{KA}、$K_{a,i}$及び$K_{a,e}$を含める(ACR, 2013)。X線撮影システムにてP_{KA}を測定又は算出できる場合は、使用者がこれらのデータをDRL値と直接比較できるよう、P_{KA}を自動的に記録してもよい。一般X線撮影の場合、コリメーションの適切な使用の評価を簡単にするため、可能であれば、DRLの設定にはP_{KA}に加えて$K_{a,e}$又は$K_{a,i}$という2つの数量を用いることを委員会は勧告している。</p>
<p>(209) $K_{a,e}$について利用できる過去のデータは多数あるが、評価には計算又は手間のかかる測定が含まれることから、評価が常に可能であるとは限らない。$K_{a,e}$の算出において、日常の品質管理又は直接測定からX線の出力が得られない場合、多数の代表的なX線装置の調査から得られた平均出力値に基づいた標準出力データが用いられている(Asada et al., 2014; Martin and Sutton, 2014)(表3.2など)。しかし、この方法では、異常な照射又は過特性を持つ装置が特定されず、全ての装置の調査を行えるまでの第一段階としてのみ推奨される。</p>
<p>5.2.2 手技の選択</p>
<p>(210) デジタル画像撮影により利用できる画像処理が進化したことで、高度なX線撮影技術が多数利用できるようになっている。その例として、トモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション及び造影サブトラクションが挙げられる。これらの高度な技術は、共通して複数回の低線量X線を照射する方法を用い、高度な画像処理ソフトウェアへインプットすることで、組織の識別や断面(スライス)など付加的な情報をもつ最終画像を生成する。したがって、これらの技術のために策定されるDRLは、一連の複数画像を用いるという側面を考慮するの必要があり、このような手法を標準的な手法と区別するべきである。例えば、乳房トモシンセシスと標準的な2方向マンモグラム(頭尾方向と内外斜方向)では、DRL値が異なるものになる(EU, 2006)。</p>
<p>5.3 コンピュータ断層撮影</p>
<p>5.3.1 コンピュータ断層撮影におけるDRL</p>
<p>(211) CTのためのDRL値の制定については、文献中に多数の例がある(ICRP, 2007b; Foley et al., 2012; NCRP, 2012)。本書において、「CT」とは単列と多列検出器CT装置の両方に適用されるが、コーンビームCTには適</p>

<p>用されない。コーンビーム CT については 5.3.3 章で検討する。</p>
<p>(212) CT 手技は他の画像診断法と比較して比較的高線量という性質のため、多くの国において医学的及び歯学的な被ばくの集団的な実効線量の約 50% を占めている (NCRP, 2009)。この寄与率も増しつつある。例えば英国では、医療及び歯科的被ばくによる集団実効線量に対する CT の寄与率は、68% にまで上昇している (HPA, 2010)。</p>
<p>(213) CT デジタル検出器システムはすべて広いダイナミックレンジを有している。検出器が受ける線量 (及び患者線量) と画質の間には直接的な関係があり、フィルムベースの撮影技術にはみられる飽和をみることなく、高線量による高画質が得られる。したがって、デジタル X 線撮影と同様、患者線量はその検査目的に最適化されていることを確認するため、品質保証及び監査プログラムが不可欠である。そのような品質保証プログラムには DRL は必須のツールとなる。</p>
<p>(214) CT の DRL 値を策定するための患者線量調査におけるデータセットには、検出器の技術、検出器の設定、画像再構成のアルゴリズムを含め、検出器の種類と再構成アルゴリズムを正しく特定できるようにすることが重要である。同じ手技であっても、異なる CT 技術 (例えば装置がシングルスライスかマルチスライスか、フィルタ逆投影法か逐次近似再構成法かなど) に対しては、部分群として別の DRL 値を策定することが有用と考えられる。</p>
<p>5.3.2 コンピュータ断層撮影における DRL 用線量調査時の検討事項</p>
<p>(215) CT の DRL 値を設定する際には、本書に示す原理を考慮する。CT のための DRL 量の調査及び DRL 値の設定を行う前に、決定しておかねばならない特定の問題がある。</p>
<p>(216) DRL の設定には患者の選定が重要となる。他の画像モダリティと同様に、所定の処置に対して適切な画像品質を得るための必要な放射線量の決定に、患者の体格は重要な役割を果たす (Samei and Christianson, 2014)。この際、患者の体厚の範囲 (しばしば体重範囲として規定される) を設定するか、又は RIS あるいは PACS システムからの大規模な電子患者データを利用するか、という選択肢がある (患者の側面又は前方方向の寸法は、放射線技師が患者の体厚測定用に設計された標準キャリパー (ノギス) を用いて容易に測定できる)。患者の体格の範囲を狭くすると、DRL 量の数値のばらつきは著しく縮小する。そのため、DRL 値の決定に必要なデータは、少数の患者からで済む (IPEM, 2004)。</p>
<p>(217) DRL 値の設定において、もう 1 つの重要な点は、数量の選択である。選択肢は CTDI (CTDI_w 又は CTDI_{vol}) 及び DLP である。CTDI は <i>Publication 102</i> (ICRP, 2007b) に規定され、詳述されている。DLP は、CTDI と患者のスキャン長の両方を利用する数量である。したがって、実際の患者の撮影行為を反映しているため、CT の DRL を設定する際には考慮すべき重要な操作者側の問題も含まれている。これらの指標はいずれも、医用画像検査を行うために適用される電離放射線量を反映しており、また CT プロトコル内で用いられる装置の設定を示している。これらは最適化に役立つ指標である。</p>
<p>(218) DRL の策定に使用するための精度の高い量は、DRL を設定する組織によって決定される。しかし、他の文献に使用されている数量及び発表されている DRL 値を考慮することが賢明であろう。フランス及び英国における慣行と同様、DRL 設定の目的で行われる患者調査では、可能であれば CTDI_{vol} と DLP の両方を評価すべきと委員会は勧告している (Roch and Aubert, 2013; Shrimpton et al., 2014)。最新の CT 装置では、有効径又は患者の等価厚の測定が可能である。これは、小児 DRL 値を設定するための追加の改良点と考えるべきである (第 6 節)。</p>
<p>(219) SSDE は、最適化のためのもう 1 つの情報源として使用することができる。現時点では、SSDE は DRL として用いるには適切な数量とは考えられていない。これは、CTDI_{vol} ほどは広く使用されていないためである。SSDE を装置の技術により自動計算できる場合は、最適化に使用するための貴重な追加情報が得られる可能性がある。2 つの標準的な CTDI ファントムのうち、ひとつにより不合理にモデル化された減衰特性をもつ患者の体格に対して DRL を設定するような場合、将来的には、SSDE は適切な DRL 量になるかもしれない。</p>
<p>(220) CT について最適化する際、検査を全体として考えることと (全スキャンシリーズ)、各シリーズとして個々に考えることが必要である (例えば、非造影、造影、遅延造影など)。使用する DLP の量は検査全体の積算 DLP である。これは、検査中に適用される電離放射線の総量を適切に表しているためである。個々のスキャンシリーズ毎の DLP の値も価値があると考えられ、積算 DLP に加えて使用してもよい。</p>
<p>(221) 管電流変調の適用により、患者線量を 1 スキャンシリーズあたり 30~40% 下げることができ、広く採用されている。しかし、管電流変調を用いた場合、個々のスキャンにおける CTDI_{vol} は一定ではない。通常、この設定では、スキャンシリーズの実施後に表示される CTDI_{vol} はスキャンの長さ全体における平均 CTDI_{vol} である。毎回異なることも多いため、スキャンシリーズごとに表示される CTDI_{vol} を記録する。ただし、使用者</p>

<p>は、記録された $CTDI_{vol}$ が予想通りであることを確認する必要がある。これは、一部の製造業者は他の数値（スキャン中の最大 $CTDI_{vol}$ など）を使用しているためである。積算 DLP の差の説明に役立つこともあるため、検査のスキャンシリーズ数を記録することも有用と考えられる。</p>
<p>(222) このアプローチには、最適化解析の一部の側面を単純化できるというメリットがある。例えば、積算 DLP の中央値が各施設の検査状況の DRL 値を超えていたが、各スキャンシリーズの $CTDI_{vol}$ 中央値は超えていないという場合、これはスキャン長とスキャンシリーズ数に注意を向けるべきであることを示唆している。</p>
<p>(223) DRL 値が目的に合っていることを確保する上で、手技の選択も同様に重要である。これには 2 つの側面がある。DRL 値を策定する際、収集する線量計測データが全て参加する臨床施設全体の類似手技から得られていることが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。よくある問題の 1 つとして、検査の種類の記事又は命名について、施設間の基準がないということがある。すなわち同じ検査（例えば静脈内造影剤を用いない成人の頭部 CT 検査など）でも、施設によって名称が異なることが多い (Morin et al., 2011)。</p>
<p>(224) 手技と関連した検査目的及びスキャンする身体部分の両方を、詳細に明記することも重要と考えられる。これは、類似した手技間の相違が患者線量に、ひいては DRL 値に影響することがあるためである。例えば、腎結石のための腎臓のスキャンでは、がんを発見するための腎臓のスキャンに比べて、線量をはるかに低いと考えられる。がんの発見には、減衰量の差が小さい物体同士を区別できるより高い放射線が必要である。スキャンプロトコルを明記することが理想的である。このプロトコルの記載には、複数のスキャンシリーズを使用する場合はスキャンシリーズ毎に、開始時及び終了時の位置、管電圧、固定 mAs か管電流変調を使用しているか、コリメーション、回転時間、ピッチなどを含める。</p>
<p>(225) 収集するデータの種類には、解剖学的グループ分けとプロトコルタイプの両方が必要である。標準的な解剖学的グループ分けには、頭部、腹部、胸部の個別検査と、「腹部骨盤」又は「胸部、腹部及び骨盤」の複合検査がある。プロトコルには種々の画像撮影も含まれると考えられる（例えば血管造影、灌流、腎結石の特定など）。</p>
<p>(226) 各患者について CT 装置に表示される $CTDI_{vol}$ と DLP 値を記録するが、校正を確認することが重要である。$CTDI_{vol}$ が表示されない場合は、$CTDI_w$ とピッチから算出する必要がある。検査全体の DLP は、個々のスキャンシリーズからの寄与を加算して入手する。</p>
<p>(227) データの収集が紙の形式で行われる場合、患者数は限定されるが、少なくとも 20~30 例とする。患者数が限定される場合、可能ならば患者の体格に関する情報を記録するか、あるいは、少なくとも、体格が非常に大きい患者や小さい患者を除外して体格の範囲を制限する。自動データ収集システムを使用する場合、患者の数は問題にならない。</p>
<p>(228) X 線撮影及び X 線透視と同様に、CT でも最適な線量は患者の体格によって異なる (Samei and Christianson, 2014)。しかし、管電流変調システムの操作の違いが患者線量と体格の関係に様々に影響することから、スキャンのプロトコルにある管電流変調の設定を CT 装置間で移すことは容易ではない (McKenney et al., 2014; Martin and Sookpeng, 2016)。CT 装置の管電流の自動調整システムは、その調整のベースとなる画質パラメータがベンダーによって異なることから、DRL 量と患者の体格との関係は CT 装置ごとに異なる。画質の基準としてノイズを使用している一部の CT 装置で、自動管電流システムを設定することにより、体型の大きい患者に対して不必要に高い線量が照射されることがある。したがって、データが適切な患者範囲の数値を表していることを確認する必要がある。そのため、IVR について推奨されているように、複数の成人の体格範囲の DRL 値を設定するか（寸法又は体重のいずれかに基づく）、又は装置間で患者線量データ一式を比較すること（図 2.1）が有益である (Martin, 2016)。</p>
<p>5.3.3 コーンビーム断層撮影</p>
<p>(229) コーンビーム CT には通常、歯・顎顔面コーンビーム CT システム、X 線透視装置上の画像モダリティとして利用されるコーンビーム CT、及び放射線治療検証システムが含まれる。歯・顎顔面の手技は、高コントラストの物体（骨及び空気）を、通常の CT と比べて低い放射線被ばくで表示させることが意図されている。一方、X 線透視及び放射線治療での利用には、軟組織構造の可視化が必要であり、したがって通常の CT に比べて著しく高い被ばくとなる。</p>
<p>(230) コーンビーム CT は最近発表された ICRP 刊行物 (ICRP, 2015) のテーマである。委員会は、DRL 量として P_{KA}、K_{ar}、$CTDI_{vol}$ 及び DLP をその利用可能性に応じて使用することを勧告している（表 2.4）。P_{KA} 及び K_{ar} は入手しやすく、X 線透視装置及び歯科用コーンビーム CT システムに有用であるが (HPA, 2010)、$CTDI_{vol}$ 及び DLP は放射線治療イメージングシステム及び一部の歯科用コーンビーム CT システムに使用される。</p>

(231) 2017年時点で、コーンビームCTに関するDRL設定に向けて若干の前進が得られている。41の歯・顎顔面コーンビームCT装置に関する P_{KA} 値の予備的監査に基づき、HPA(2010)は標準成人患者における上顎第一大臼歯のインプラントについて、暫定DRL(ただし「達成可能線量」と呼んでいた)を 250 mGy cm^2 と提案した(回転中心で $4 \times 4\text{ cm}$ に相当する面積に正規化)。この数値はSEDENTEXCT Consortium(EC, 2012)において採択され、さらに「種々の歯・顎顔面コーンビームCTの用途に関する堅牢なDRLを制定するためには、大規模な監査を行うさらなる研究が必要である」との所見が加えられた。この所見は、他のコーンビームCTの用途にも関係している。歯・顎顔面コーンビームCTの撮影では、高コントラストの物体に対する同等のCT撮影の線量を超えてはならない(通常は $CTDI_{vol} < 10\text{ mGy}$)。

(232) 生検のガイドに使用する場合、コーンビームCTは従来のCTに比べて患者線量を抑え、命中率を改善できる(Abi-Jaoudeh et al., 2016)。透視下IVRにおいてもコーンビームCTがその重要性を増しつつある(Wallace et al., 2008; Lightfoot et al., 2013; Corredoira et al., 2015)。これにより、術中にその他では得られないような情報及び手掛かりを得ることができ、手技の安全性を高めることができる(Lee et al., 2014)。この手技に用いられる放射線のうち、コーンビームCTによる割合は相当のものになる可能性がある。Corredoiraら(2015)は、小児の心血管インターベンション手技で測定した総 P_{KA} を解析し、コーンビームCTは治療手技に用いられた放射線の33%に、また診断手技に用いられた放射線の16%に寄与していることを認めた。

5.4 核医学のプラナー及びSPECTにおけるDRL

(233) 本書では核医学のプラナー像とは、放射性医薬品を投与された患者の、デジタル画像検出器を用いた二次元画像を言う。このデジタル検出器システムとは、一般的には何種類かのコリメータを備えたガンマカメラのことである。全ての核医学診断において、放射性医薬品が注射、経口、または吸入により患者に投与される。

(234) SPECTは、投与した放射性医薬品から発生するガンマ線を用いて機能画像を得る、核医学断層撮像法である。従来のプラナー撮像と類似しているが、1つ以上の回転型ガンマカメラを使用し、三次元情報を提供できる。この情報は通常、患者の断層画像として表示される。これらの画像は、自由な断面に切り直したり表示したりできる。近年、固体検出器(例えば、テルル化亜鉛カドミウム[CZT]など)を基材としたガンマカメラが開発され、市販されている。より感度の高い検出器を用いたカメラを用いる場合、放射性医薬品の投与量を減らしてからDRLを検討することが望ましい。

(235) 多くの放射性医薬品に対して、標準的な体格の患者や、標準的な体内動態を示す患者に対する線量計算は、放射性医薬品から患者への放射線量に関する委員会による刊行物(ICRP, 1987a, 1987b, 1998, 2008)に示されている。委員会は、高頻度で使用されている物質に関連する全ての最新情報を要約した概要書を最近公表した(ICRP, 2015)。

(236) プラナー像については、DRLが調査され、投与放射エネルギー(MBq)(EC, 1999b)又は可能な限り体重あたりの投与放射エネルギー(MBq kg^{-1})によって設定されている。後者のアプローチの方が実用的で、採用しやすい(Roch and Aubert, 2013)。放射性医薬品が主に単一の臓器に集まる一部の核医学検査(例えば甲状腺、センチネルリンパ節イメージング、肺換気及び肺血流検査など)では、全ての成人患者に対して標準の放射エネルギーを投与できるだろう。その他の核医学検査では、患者の体重に基づいた投与放射エネルギー(MBq kg^{-1})が理想的であろう。小児、青年及び低体重の患者には、体重に基づく投与放射エネルギーを用いること、また他の患者群にも考慮すべきことを、委員会として勧告している。極度の肥満患者には、決められた最大投与放射エネルギーの設定を検討してもよい。小児に対する適切な投与量については、6章で検討する。

(237) SPECTに対するDRL値は、プラナー撮像手順と同様に設定する。この場合も理想的なアプローチは、それぞれの放射性医薬品に対して、適切であると思われる体重に基づいた投与放射エネルギー(MBq kg^{-1})の制定である。2015年時点においては、SPECTのDRL値に関するデータは、きわめて限られている(Avramova-Cholakova et al., 2015)。SPECTにおけるDRL値は、通常同じ放射性医薬品でプラナー像に使われるものよりも僅かに高い。

(238) 各国で作成されたガイダンス文書には、特定の放射性医薬品を用いて確立された診断法に対して、最大の投与放射エネルギーが勧告されており、太り過ぎの患者に対する放射エネルギーのガイダンスも含まれている(CRCPD, 2003; ARSAC, 2006; NCRP, 2012; ACR-AAPM, 2015; J-RIME, 2015; Watanabe et al., 2016)。欧州では、投与放射エネルギーは各放射性医薬品に関する販売承認文書の一部である製品概要(SmPC)に記載されているデータ及び情報(例えば、EMA, 2013)を、考慮しなければならない。

(239) 平均的な成人患者に関して、当局又は各国の核医学会(ARSAC, 2006; Alessio et al., 2015; EANM, 2015; SNMMI, 2015)が推奨する投与放射エネルギーは、実際の診療現場を完全に代表するものではないかも知れない。しかし、英国の調査(HPA, 2008)によれば、大半の核医学施設は、これらの推奨値に非常に近い投与放射エネルギーで

<p>運用されていた。大半の病院及びクリニックでは、推奨される投与放射エネルギー又はそれ以下を用いていることから、放射線診断よりも患者線量における施設間のばらつきは小さい。装置又はソフトウェアが許す、あるいは得られる画質で十分に診断できれば、医師は投与放射エネルギーをより減らすことが求められる。</p>
<p>(240) 正当性を示すしっかりした医学的理由があるなら、個々の患者に対する投与放射エネルギーを増加調整してもよい。例えば、痛みが強いため通常の検査時間に耐えられない患者に対して、より短時間で検査できるようにする、又は肥満患者に対してである。DRL を日常的に調整する、例えば心筋灌流イメージング画像検査など (Notghi et al., 2003) では、文書化されたプロトコルに従い、患者に対する相対的な放射線リスクにおける潜在的な変化 (即ち、投与放射エネルギーの相対的な増加) は、それに対応する便益の変化 (例えば、患者の不快感、検査の正確さなど) に常に照らして勘案することが望ましい。</p>
<p>(241) 核医学では、投与放射エネルギーを増やすことで画質が改善するだけでなく、収集時間も短縮できる。収集時間を長くすることで、画質を維持したままで投与放射エネルギーを減らすことができる。ただし、患者が静止状態を維持できず、体動によるアーチファクトにより画像にボケを生じることになるので、収集時間を長くすることは実用的ではない。一方で、放射線防護の観点からも、検査効率を上げるために投与量を増やすのは好ましくない。</p>
<p>5.5 核医学における DRL 用線量調査時の検討事項</p>
<p>(242) 核医学撮像に対する DRL 値は、本書に規定している原則を考慮して設定し、2章に示したガイドラインに従って調査することが望ましい。品質保証及び認定プロセスからも有用なデータを入手することができる (Becker et al., 2016)。逐次近似再構成や CZT 固体検出器などの技術の進歩に伴い、DRL 値の減少が期待できる (Gunalp, 2015; Piccinelli and Garcia, 2015)。</p>
<p>(243) 核医学撮像に対する DRL 値を設定する前に、決めておくべき特定の課題がある。ほとんどのプランナー撮像に対して、CZT カメラなどの特定の装置を除いて、必要とする放射能にはほとんど差はない。しかし、一部の核医学検査の場合、投与放射エネルギーは意図された手法に大きく左右される。例えば心臓検査では、負荷時と安静時の撮像のために 1 日用と 2 日間用のプロトコルがあり、これらの手法間のばらつきもある。使用されたプロトコルの詳細を知らずに、投与放射エネルギーを比較することは困難である。一部の国における DRL 値は、2 回の注射を行うプロトコル全体に基づいているが、その他の国では、負荷時と安静時のそれぞれの撮像に対する DRL 値を示している。</p>
<p>(244) 患者の選定は、DRL 値の制定及び使用に重要な側面である。核医学では他のイメージング技術と同様、所定の手法に対して十分な画質を得るのに必要な投与放射エネルギーを決めるため、患者の体格が重要な役割を果たす。通常、調査によって患者の体重範囲が設定される。成人の核医学における DRL 値は、通常平均的な体格の患者 (例えば、70±10 kg) に対する投与放射エネルギーに基づいて定められるので、そこから体重あたりの投与量 (MBq kg⁻¹) に対する DRL 値を算出できる。小児核医学の DRL 値については 6 章で論じる。</p>
<p>(245) X 線撮影に関する放射線量構造化レポートの概念と同様に、放射性医薬品の放射線量構造化レポートのテンプレートを作成するための作業が進められている (ftp://medical.nema.org/medical/dicom/final/sup159_ft.pdf; https://www.ihe.net/uploadedFiles/Documents/Radiology/IHE_RAD_Suppl_REMNM.pdf)。このテンプレートにより、あらゆる核医学的手法からの投与放射エネルギー、患者の体重などの効率的な登録が可能になり、自動化されたデータ収集システムを使用した手法の組入れが単純化される。</p>
<p>5.6 ハイブリッドイメージング (PET-CT, SPECT-CT 及び PET-MRI)</p>
<p>(246) 体の機能画像及び形態画像両方の提供により、診断の正確さが向上するため、PET 装置及び SPECT 装置に X 線 CT 装置が組み合わせられたり (PET-CT, SPECT-CT)、PET 装置に MRI 装置が組み合わせられたりしている。</p>
<p>(247) 正確で同時に登録される機能画像と形態画像を得られることは、この複合モダリティ (ハイブリッドイメージング) 装置の強みである。PET 及び SPECT のエミッションデータを減弱補正できるのが、CT 画像を用いる更に重要な長所である。PET-CT は現在、最も急速に成長している医用画像モダリティのひとつとなっている。</p>
<p>(248) 本書において、「PET-CT」及び「SPECT-CT」という用語は、核医学カメラと CT 装置の組み合わせられた撮像装置が、CT 画像と一緒に PET 又は SPECT 画像が得られるハイブリッドイメージング手法に適用する。同じ時間に CT 画像と核医学画像の両方が得られる。PET-CT 又は SPECT-CT 検査による患者線量は、放射性医薬品と CT 検査による放射線被ばくを組み合わせたものである。PET-MRI 装置の MRI 装置部分は患者線量を増やさないのので、放射線防護の観点からは、PET-MRI 装置は一種の PET 装置と考えることができる。</p>

(249) 核医学検査及び CT 検査に対する DRL は、まったく異なるモダリティからの放射線に適用されるため、また異なる DRL 量が用いられるため、それぞれのモダリティに関する DRL 値は、個別に設定して提示することが適切である。DRL を策定する際には、データ調査の一環として PET-CT 及び SPECT-CT 装置の検出器種類及び構成を記録し、検出器種類間の差を正しく識別することが重要である。ハイブリッドイメージングにおける PET 装置、SPECT 装置及び CT 装置に対する検討事項は以下で考察する。

(250) 核医学撮像には、診断レベルの質が要求される CT 撮影は不要なことが多く、減弱補正及び局在診断には低線量な CT 検査で十分である。しかし場合によっては、PET-CT 検査又は SPECT-CT 検査で得られた CT 画像は、後から診断用 CT 画像の代わりに使われることもあり、それによって患者に対する被ばくを低減し、核医学スキャンの解釈に役立つ追加情報が得られることがある。DRL を設定する際にはこの点を考慮する必要がある。

5.6.1 PET

(251) PET 撮像は、陽電子崩壊により一対の 511 keV のガンマ光子が、互いにほぼ 180 度方向へ放出される陽電子放射性医薬品を投与して、機能画像を得る核医学断層撮像手法の 1 つである。これらの対消滅光子は、患者を取り囲んだ静止したリング状検出器で検出され、体内放射能濃度の三次元画像が構築される。

(252) PET 撮像には、検査の目的に応じて様々な放射性医薬品が使われる。¹⁸F-フルオロデオキシグルコース (¹⁸FDG) は、組織・臓器内のグルコース代謝活性に相関を示すことで、がん、炎症、心筋生存能及び脳疾患の診断や進展範囲の判断に用いられる。心筋血流の評価には ¹³N-アンモニア又は ⁸²Rb-塩化ルビジウムが用いられる。⁶⁸Ga-DOTATATE 及び DOTA-TOC は、種々の神経内分泌腫瘍におけるソマトスタチン受容体の状態を反映する。放射性核種の物理的半減期と放射性医薬品の生物学的半減期が異なることから、DRL 値は各放射性医薬品について設定しなければならない。現在大半の PET 検査は ¹⁸FDG を使用していることから、本章では ¹⁸FDG PET 検査及び PET-CT 検査についてのみ論じる。

(253) 患者の体重に合わせた投与放射能量の調整が理想であり、これは考慮すべきである。細身の人では、肥満の人に比べてガンマ線光子の減弱及び散乱効果が小さいことから、低い放射能でも十分良い画質が得られる。米国のガイドラインのみが、成人患者に対して 370~740 MBq の範囲を推奨している (ACR-SPR, 2014)。欧州のガイドラインは、体重、収集モード (二次元又は三次元)、スキャン速度 (分/テーブルポジション)、及び連続した PET 収集中のテーブルオーバーラップ ($\leq 30\%$ 又は $>30\%$) に応じた計算システムを提供している (Boellaard et al., 2015)。

(254) 投与放射能量の増加によって、画質改善だけでなく収集時間も短縮するので、特に肥満患者に対してはスキャン時間短縮のために、推奨されるよりも多い投与放射能量を用いるのが適切かも知れない。90kg を超える肥満患者に対しては、画質改善のために投与放射能量を増やすよりも、スキャン時間 (1 テーブルポジションあたりの時間) を長くすることが推奨される。LYSO シンチレーション検出器を装備した PET システムに対しては、画質に影響しないよう、¹⁸FDG の投与放射能量を 530 MBq 未満に留めることが望ましい (Boellaard et al., 2015)。

(255) 収集感度は個々の PET システムに左右される。旧式の PET システムでは、体軸コリメータを用いた二次元収集モードであった。演算能力や電子機器の進歩に伴い、三次元収集モードが開発された。コリメータのセプタがすべて取り除かれたことで、感度が 4~8 倍向上した。三次元収集モードでは、画質に影響を与えずに投与放射能量を削減できる。欧州核医学会は、「標準的な」成人患者 (75±5 kg) の場合、二次元収集モードでは 380 MBq、三次元収集モードでは 190 MBq の投与放射能量を推奨している (Boellaard et al., 2015)。

(256) より新しい PET-CT 装置では、大きな体格の患者から出る微弱な信号の検出に役立つ time-of-flight (TOF) 技術を提供している。TOF 装置は、2つの対消滅光子の検出間の時間差を正確に測定する。これにより、画像コントラストが改善し、感度が向上する。TOF 技術を利用することで、画質を損なうことなく平均投与放射能量を約 20%減らすこと (4.3 MBq kg⁻¹から 3.5 MBq kg⁻¹に減少) ができている (Etard et al., 2012)。

(257) 2011 年、フランスの全核医学部門を対象に、国による全身 PET-CT 検査を受けた患者の調査が行われた (Etard et al., 2012)。¹⁸FDG の平均投与量は 4.3 MBq kg⁻¹であり、現在の欧州の勧告と一致していた (Boellaard et al., 2015)。

5.6.2 PET-CT 及び SPECT-CT における CT 撮影

(258) PET-CT 及び SPECT-CT 装置における CT 撮影では、患者線量は CT 検査の目的に左右される。PET-CT 検査や SPECT-CT 検査の CT 撮影部分は、位置決め X 線撮影及びヘリカル CT スキャンで構成されている。CT が通常の診断用 CT としても使われる場合、5.3 節に示した DRL 値が適切であるが、CT 撮影が減弱補正及び解剖学的な局在診断のみに用いられる場合は、より低い患者線量 (したがって低い DRL 値) が適切である。

減弱補正及び局在確認のためにだけに CT 撮影する場合、患者の放射線被ばくを最小限に抑えるための収集パラメータ（管電流、電圧、スライス厚、回転時間及びピッチ）を選択するのが望ましい（Jallow et al., 2016）。

(259) 診断用造影 CT 撮影の場合、標準プロトコルを使用するのが望ましい。限定的な部位に対しては、診断用 CT 撮影のみを行うことが望ましい。残りの部位に対して、減弱補正及び解剖学的な局在診断には、低線量 CT 撮影で十分である。減弱補正及び局在診断に対してのみに CT 撮影する場合、体幹部の診断用 CT 撮影に対する現在の DRL 値は、PET-CT 装置の CT 撮影部分には高すぎる。PET-CT システム間には幅広いばらつき（CTDI_{vol}について4倍のばらつき）があるものの、全身 PET-CT 撮像に対して 8 mGy（CTDI_{vol}）及び 750 mGy cm（DLP）の DRL 値が提案されている（Etard et al., 2012）。

6 小児

- 小児では患者の体格の範囲が幅広いことから、小児に対する DRL 値の制定は成人に比べて難しい。小児における体重は、未熟児から肥満青年までで 100 倍の違いが生じる。小児画像撮影の DRL 値を規定するためには、1 人の「標準的な」患者を用いるべきではない。
- 小児では体格と体重に大きいばらつきがあることから、小児検査の使用線量には著しい違いが生じる。患者の体重により患者線量を変えることは適切であるが、不適切な技術又は撮影プロトコルを患者の体格及び検査目的に合わせられないことで患者線量を変えることは適切でない。
- 大半の小児は成人に比べ体格が小さいことから、X 線検査では一次ビームの中心又はその付近により多くの臓器がくろむ可能性が高いため、精密なコリメーションが重要でありまた困難でもある。一般 X 線撮影、透視及び透視下 IVR については、小児における適切なコリメーションの重要性が成人よりも高い。
- 過去には小児の DRL 値を制定するために、患者の年齢カテゴリを用いて小児のグループを規定していた。その後、年齢だけでは優れた指標とならないことが明らかになってきた。そのため体重別のカテゴリが好ましく、可能な限りこれを使うべきである。
- 小児の DRL 値を制定するためには、体重による層別化を推奨する。このアプローチを図るべきである。欧州ガイドラインは次のように勧告している：<5 kg, 5–<15 kg, 15–<30 kg, 30–<50 kg, 50–<80 kg。年齢が唯一の入手できる指標である場合には、年齢による層別化（0, 1, 5, 10 及び 15 歳前後で区切る）を用いることができる。
- 頭部の検査では、DRL 値の設定のため（体重ではなく）年齢によるグループ分けを推奨する。
- もともと少ない小児画像撮影の患者線量計測データを体重で層別化すると、十分なデータの収集に問題が生じる場合は、体重による層別化を示す代わりに、患者の体重の関数として DRL 量を示すことができると提案されている。この選択肢は今後検討の必要がある。
- CT の場合の DRL 量は、体幹部検査用の 32 cm 径のファントム、頭部検査については 16 cm 径のファントムを用いた校正に基づく CTDI_{vol}及び DLP とする。これらの数量の値は、患者検査から入手する。
- 最新の CT 装置では、有効径又は患者の等価厚の測定が可能である。小児の DRL 値の設定をさらに精緻化するものとして、これを検討すべきである。最適化のための追加情報源として、推奨されている DRL 量に加え SSDE を用いてもよい。
- 核医学画像撮影の場合、DRL 量及び DRL 値は投与放射エネルギー（MBq）又は体重あたりの投与放射エネルギー（MBq kg⁻¹）として設定する。これは、このアプローチが実際的かつ単純なためである。投与する放射エネルギーは、体格又は体重と関連した所定の因子に基づいて調整する。
- 地域又は国の DRL 値が入手できない場合、各施設の検査状況を、入手できる適切な公表データと比較してもよい。小児に関する国又は地域の DRL 値はしばしば未設定なので、この点は小児について特に重要である。

6.1 小児の DRL に関する検討事項

(260) 小児の画像撮影では最適化が特に重要である。これは、放射線の有害な影響が生じるリスクが成人に比べ小児において高く、また、それらの影響が発現するかもしれない平均余命が長いためである。さらには、大半の小児は成人に比べ体格が小さいことから、一次ビームの中又はその付近に主要臓器がくろむ可能性が高いため、精密なコリメーションの重要性が高く、また困難でもある（ICRP, 2013b）。AEC システムの 3 つのセンサーの形状及び間隔は成人の体格に合わせて設計されており、このことが、小児患者に対して AEC 制御下の照射の適用を制限している。非常に小さい患者の体幹及び大半の小児患者の四肢のサイズは小さく、AEC 制御下の照射ではなくマニュアルの制御が必要である。これは、小さい体格では個々の AEC センサーのエリア全体を十分にカバーできないためである。

(261) 新生児から成人の体格の青年まで、患者の体格と体重に大きいばらつきがあることから、小児検査の使用線量には著しい違いが生じる。患者に対するこのような線量のばらつきは妥当である。しかし、同じ体格の2人の小児患者で、照射する解剖学的部位が同じで、同じ臨床適応である場合に患者線量を変えることは妥当ではない。これは不適切な技術や、小児疾患と小児患者の体格に見合う画像プロトコルを適用しなかったために生じる。したがって、体重又は体格で調整する小児のDRL値は最適化に役立つものとして特に重要である。小児疾患及び患者の体格に対応するために、単純に成人の画像プロトコルを適応させることは許容されない。

(262) 小児用のDRL値の策定を検討する際には、多数の因子を考察する必要がある。一部の因子は成人と小児で共通である。例えば、DRL量の選択、DRL量の分布のパーセンタイル、及びデータを患者検査から収集するかそれともファントムの測定から収集するか、といったことである。固有の設計特性を認識しなければならない小児には、その他の因子、特に患者の体重と体格については特に考慮しなければならない。例えば、ある製造業者の透視撮影装置では、その強みを活かしつつ、その設計の弱みの影響を最小限に留めるよう装置が設定されている。

(263) 成人のDRL値は標準的体格の成人用に規定されている。小児の場合、体格の範囲が大きいことから単一の標準患者を考えることはできない。成人の体重には約4倍の違いがあるが(40~160 kg)、小児の体重は、未熟児(<1 kg)から肥満の青年(>100 kg)まで100倍以上の違いがありえる。一般的な新生児の体重は、生後6か月間に2倍に、1年以内に3倍になる。AAPMは、小児の画像撮影の最適化を助けるため、様々な標準小児ファントムを複数使用している(AAPM, 2011)。未熟児(<5 kg)からティーンエイジャー(約60 kg)(標準的体格の成人よりも小さい)までで5つ以上の体格の範囲を設定することが理想的である。

(264) 委員会はこれまで、小児のDRLを規定するための代表的な小児の体格についてガイダンスを提供していなかった。以前は、小児のDRLを設定することを目的に、患者の年齢を用いて小児のグループを規定していた。一般には入手できる標準ファントムを反映し、0歳(新生児)、1歳、5歳、10歳及び15歳が用いられていた(ICRP, 2007b, 2013b)。患者の体重が不明なとき、かなり正確な結果を確保するためには、各年齢群で30例以上の患者に関するデータを収集する(2.3.3章)。過去にはしばしば、4つの年齢群(<1歳、1~5歳、5~10歳及び10~15歳)が使用されていた(Vassileva and Rehani, 2015)。しかし、これらの年齢群の中でもばらつきが大きく、またKleinmanら(2010)は、たとえ当てはまる年齢の患者の体格が年齢に依存するものであったとしても、個々の患者の体格は患者の年齢とよく相関するものではないことを実証していた。この研究は、小児患者の体格に基づいたグループ分けをするのが好ましいこと、さらに、放射線リスクを伴う画像診断手技を行う前には、個々の患者について体格を確認しておくべきことを示唆していた。患者の体格のばらつきとは別に、DRL値の設定には、広範囲にわたる医療機関の種類を考慮する。大学病院における日常的な患者線量は、その信頼レベル、小児疾患の精通、及び体格の違いにより、大学病院以外での一般的な患者線量と異なる可能性がある。

(265) 体重は年齢よりも、DRL量につなげるための信頼性の高い因子である(Watson and Coakley, 2010; Jarvinen et al., 2015)。体重による層別化の使用が奨励されるべきである。患者の体格及び患者体重に関する様々なグループ分けの方法が、文献において発表されている。欧州委員会(EC, 2016)は、表6.1のような体重による層別化を提案している。この表では、対応する年齢層も併せて示している。しかしこの同等性は、世界の場合により大きく異なるであろう。

(266) 年齢のみが入手できる指標である場合、年齢による層別化を使用できる。15歳以下の年齢による層別化で最も多く使用されているのは、0、1、5、10及び15歳を中心とするものである。体重を入手できる場合はそれを収集し、DRL値を体重により層別化して提示できるようにする。

(267) 将来のDRL用線量調査においても、過去のデータとの比較を円滑に行えるという点で、患者の年齢に基づくDRL値に価値はあるだろう。ただし、体重ベースのデータを過去のデータと比較できるように、既存の年齢ベースのデータを、対応する患者の体格に変換するための経験的な同等性が検討されていることに注意する(AAPM, 2011; Seidenbusch and Schneider, 2014)。

(268) 国又は地域のDRL値と比較するため、体重範囲は、そのDRL値に基づいたところのサンプルと同じものとする。異なる調査結果の比較は、小児患者のグループ分け方法を考慮に入れ、必ず注意して行う。

(269) 最近の研究から、小児患者における放射線の減衰と密に関連する指標を策定することが試みられている。最新式のX線撮影、透視及びCTシステムは、何らかの形式のAEC又は管電流変調を備えている。被ばく量は、X線ビームの光路における実効減衰によって決定される。CT装置の場合、減衰と管電流はスキヤンの各回転全体で異なると考えられる。小児のDRLについて有用な数値を策定するために、将来的には調査データを減衰に基づいて層別化することを検討すべきである。(すなわち、患者体厚の範囲を狭めることにより、所定の

患者サイズのグループの中で、最小と最大の患者の間の X 線の総減衰量の違いが小さくなるようにする)
(270) CT の場合、小児の身体の不必要な部位に照射が行われなくするための、患者線量の最適化にはスキャン長の精密な指示が極めて重要である。
(271) X 線撮影及び透視撮影では、DRL 値の決定及び各施設の検査状況を評価することを目的に、患者の体のうち直接照射される部位の厚さをキャリパー（ノギス）にて測定することにより、小児患者を体格でグループ分けすることができる。この方法は特に、デジタル検出器を用いて実施される X 線撮影に適用できる。この検査は変数が多いため、小児患者の体格の幅広いばらつきに応じて受像器に的確な入射空気カーマを伝えることが困難になる。単純な測定（例えば患者の体厚の測定など）により変数を減らすことができれば、所定の体格の患者に使用する線量を標準化するのに役立つ、患者の体格に応じた DRL 値のより正確な策定が可能になる。
(272) 頭部サイズは、年齢に伴う変化が体格の変化よりも小さいことから、小児患者のグループ分けに体重を用いることは適切でない。頭部検査の DRL 値制定に関する欧州委員会勧告では、年齢による層別化（<月齢 3、月齢 3-1 歳、1-6 歳、≥6 歳）を用いることとされている（EC, 2017）。
(273) 既存の小児の DRL 値の更新速度は、画像撮影技術の急速な発達に比較して非常に遅い。大半の国々では、何年も前に制定された最初の小児の DRL 値が、現行のものとして利用されている。ほんの数カ国しか、DRL 量の継続的調査に基づく、小児手技のための線量の傾向についてデータを有していない。
(274) 多くの病院では、小児の画像撮影は成人検査ほど頻繁ではないことから、データの収集が特に問題となる。一般的な病院では、ある小児年齢、体重又は体格グループについてほんの数検査しか行われなかもしれない。このように数が限定されることを考慮し、DRL 値制定のための調査は、小児の画像撮影を行っている主要な病院を対象を絞る必要があるかもしれない。調査の代替となるものが、医療施設が線量データを提出する自動データ収集システムの確立である。
(275) もともと少ない小児画像撮影の DRL 量のデータを、複数の患者グループへ分割すると、十分なデータの収集に問題が生じる場合は、体重による層別化を示す代わりに、患者の体重の関数として DRL 量を示すことができる。CT では、患者の等価厚も使用できるかもしれない。DRL 量-体重曲線を規定するために使用されるデータの例を、図 6.1 に示す（Järvinen et al., 2015）。この曲線と各施設の患者データを比較するため、使用者は患者の年齢、体格又は体重を問わず限られた数の患者のデータを入手し（例えば 10 連続症例など）、これらのデータポイントを DRL 量-体重曲線上に重ねる。ポイントのほとんどが DRL 量-体重曲線の下にきた場合、又はデータにフィットさせた曲線が DRL 曲線の下にきた場合は、DRL 値は超えていなかったことになる。パラメータとして患者の体厚を用いる小児の胸部 X 線撮影に関する DRL 値の提示にも、同様の原理が適用された報告がある（Kiljunen et al., 2007）。スカンジナビア地域ではこの代替法が用いられある程度の成功は収めているが、今日までの経験は浅い。
6.2 小児のコンピュータ断層撮影の DRL 値
(276) 患者検査の CTDI _{vol} 及び DLP は、特定の標準ファントム（頭部には 16 cm 径、体幹部には 32 cm 径）を参照して決定される。所定の患者の CT スキャンでは、CT コンソール上に、装置が選択した標準ファントムに関する CTDI _{vol} 及び DLP が表示される。一般に、頭部用補償フィルタ又は頭部スキャンプロトコルを用いる検査では、16 cm 径のファントムが使用される。また、体幹部用補償フィルタ又は体幹部スキャンプロトコルを用いる検査では、32 cm 径のファントムが使用される。最近まで、一部の製造業者は、小児の体幹部 CT プロトコル用の CTDI _{vol} 及び DLP を算出する際の基準として 16 cm 径ファントムを用い、また一部の製造業者は 32 cm 径ファントムを使用していた。2012 年、IEC は CT 基準を改定し、小児と成人の両方で、あらゆる体幹部検査には 32 cm ファントムを使用すべきと明記した（IEC, 2012）。
(277) 特定の CT 装置の CTDI _{vol} 又は DLP 値を、他に報告されている数値と比較するためには、特定の装置の型式に使用したファントム径及びソフトウェアのバージョンを確認する必要がある。ほとんどの場合、使用するファントム径が CTDI _{vol} 及び DLP とともに使用者のコンソールに表示されるか、又は DICOM 報告に示されるようになってきている。しかし、旧型の装置及び古いバージョンのソフトウェアはこの情報が、容易にアクセスできる場所に示されていないかもしれない。そのような場合は装置の製造業者に問い合わせる。
(278) 患者の体格は手技に適用される線量に大きく影響するが、ファントムのサイズは小児又は成人の体格のばらつきに対応していない。AAPM Report 204 では、CTDI _{vol} 及び患者の体格に基づく患者線量の推定を可能にするため、SSDE と呼ばれるパラメータを導入している（AAPM, 2011）。SSDE は、一連の標準化係数に基づき患者の等価厚で調整した CTDI _{vol} である。この作業は AAPM Report 220 で拡大され、ここでは患者の体格の推奨指標として水等価直径（water equivalent diameter）が提案されている（AAPM, 2014; Gabusi et al., 2016）。

(279) 画像化する身体領域の体厚（側面方向は標準キャリパー(ノギス)で容易に測定される）は、小児患者の体格を最も正確に分類する一方、患者の現在の体重はその次に適切な指標である（可能な場合）。将来的には、CT装置で決定される患者の体厚と解剖学的構造の減衰特性の両方に基づく患者の等価厚から、SSDEが自動計算され、CT装置のディスプレイ上に表示されることになるかもしれない。

(280) 体格が小さい小児患者では、CTDI_{vol}及びDLPデータの解釈に若干の注意を要する。参照となるCTDI_{vol}を決定するために32 cm径ではなく16 cm径のファントムを使用する場合、患者線量は2~3倍過大に推定されるおそれがある。SSDEはファントム径の違いによる影響を考慮して計算されるので、ファントム径が確認できれば（できるべきだが）、患者線量に対するその影響を考慮することができる。

(281) 米国ではACRレジストリに非常に多数の患者が登録されていることから、年齢による層別化を用いて（この登録制度では体重データは収集されていない）、多数の小児CT検査について中央値及び75（及びその他）パーセンタイル値の決定が可能となっている（<http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PDF/QualitySafety/NRDR/DIR/DIR%20Percentiles%20Report.pdf>）。米国以外では、小児CTに関するDRLはごく限られた検査について得られており、これは初期のICRP刊行物に含まれていた（ICRP, 2007b, 2013b; Vassileva and Rehani, 2015; Vassileva et al., 2015）。場合によっては、CTDI_{vol}が16 cm径のファントムか32 cm径のファントムのどちらに基づいたかが明確でない。また、初期のDRL値決定には自動管電流変調は用いられていなかったかもしれない。これを用いることができる場合、CTスキャンプロトコルに管電流変調を用いることで患者線量を低減できるかもしれない。同様に、逐次近似再構成が利用でき、また所定の強度で操作者が使用する場合、適切に改定されたCTスキャンプロトコルにより患者線量を軽減できる。

(282) CTの場合、現在の多くの装置では有効径又は患者の等価厚の測定が可能である。患者の等価厚は患者の前後又は側面の距離から導かれる（有効径＝前後及び側面寸法の積の平方根）。この両方の寸法が確認された場合、2つの径の積を有効径の推定に用いることができる。

(283) DRLの決定を目的とした患者のグループ分けには、体重の代替指標として、又はさらに精緻化するものとして、患者の等価厚を使用することができる。製造業者には、これらのパラメータの測定・記録機能を付与し、DRL値の測定の精緻化に容易に利用できるようにすることを目的に、DRL量の数値と合わせ患者画像ファイルに含められるようにすることを推奨する。

(284) ICRU Report 74には、患者の有効径と年齢の関係に関するデータが記載されている（ICRU, 2005）。これらのデータを用いて年齢と有効径を関連付けることができるが、年齢は、過去のデータとの比較を容易にするためにのみ用いるべきである。患者のサイズに基づく線量推定値の方がより正確と考えられるため、サイズに関する情報が得られる場合にはこれを用いる（AAPM, 2011）。

6.3 X線撮影、核医学及びIVRに関する小児のDRL

(285) X線撮影、核医学及びIVRのためのDRL値を制定する必要がある。成人に推奨されるDRL量が小児のDRL値にも同様に適用される。成人のDRLに関連するその他の検討事項も小児のDRLに適用されるが、それに加えて、6.1章に述べたように小児のDRL値には患者の体格と体重が特に重要である。

(286) 英国はこの30年間に、小児の画像撮影のためのDRL値の定期的な検討と修正の幅広い経験を積んでいる。英国でさえも、小児のDRL値はほんの数種の検査について制定されているのみである（例えばX線撮影の場合、頭蓋、胸部、腹部及び骨盤の検査のみ）。該当する地域又は国のDRL値が入手できない場合、各施設の検査状況と、入手可能な何らかの公表データとを比較してもよい。

(287) 透視診断に関しては、欧州諸国における現行の国のDRL値は、排尿時膀胱尿路造影についてのみ得られている。ただし英国では上部消化管造影検査にもDRL値が設定されている。透視撮影のためのDRL値はすべて、DRL量としてP_{KA}が用いられる。小児のIVR又は心血管インターベンションについて、現在、国のDRL値は設定されていない。IVRのための小児のローカルDRL値を設定しようという試みは、多数の国々で行われており、欧州が主だがアジアと中南米でも行われている（Tsapaki et al., 2008; IAEA, 2009; Vitta et al., 2009; Kloeckner et al., 2012; Ubeda et al., 2015）。

(288) 核医学画像撮影の場合、検査を調査し、DRL量として投与放射エネルギー（MBq）又は体重あたりの投与放射エネルギー（MBq kg⁻¹）を用いてDRL値を設定する。これは、このアプローチが実際的かつ単純なためである。小児に投与する放射エネルギーは、体格又は体重と関連づけた所定の因子に基づいて調整すべきである（Lassmann et al., 2007; Lassmann and Treves, 2014）。あらゆる小児核医学検査について、投与放射エネルギーを標準化し、投与放射エネルギー/体重のチャートを用いることが重要である。これは、それらが使用されなかった場合、かなり大きい投与放射エネルギーのばらつきが生じることが判明しているためである。

(289) 体重に基づく放射性医薬品の合意値が、欧州核医学会 (www.eanm.org) 及び核医学/PET 画像撮影に関する Image Gently (www.imagegently.org) によって策定されている。またいくつかの国については、小児核医学のための体重に基づく投与放射エネルギーを入手できる (Fahey et al., 2015, 2016; Grant et al., 2015; Lassmann and Treves, 2014)。これらは小児病院において検討され、放射線防護を最適化しつつ十分な画質を維持していることが確認されている。高頻度で使用される放射性医薬品に関する現在の情報を要約した概要書が 2015 年に発行されている (ICRP, 2015)。ただし、投与放射エネルギーは、その検査による臨床診断を不可能にするほど低くしてはならないことに注意すべきである。

7 実地臨床における DRL の適用

- 所定の画像検査又は手技について、一部の患者はその体格、特定の診断又は手技の複雑性のために、より高い線量を必要とすることから、DRL を個々の患者に対して決して適用してはならない。
- DRL 量に関する各施設の調査は、通常、X 線診断及び透視診断について行う。各 X 線装置の検査を代表できるように抽出された検査を対象として、約 3 年間で、及び技術又はソフトウェアの重大な変更が加えられた場合に調査する。これは、QA プログラムの一環として行われる定期的な検討と最適化プロセスの一部となる (欧州では「クリニカルオーディット(clinical audit)」と呼ばれる)。
- CT 及び IVR については、QA プログラムの一環としての DRL 量の各施設の調査を、より高頻度に (年 1 回) 行う。SPECT-CT 及び PET-CT についても、QA プログラムの一環として年 1 回の調査を行うことが適切である。
- レジストリ又はデータベース自動照合を通じて、DRL 量に関するデータが継続的に収集できる場合、これらすべてのデータを定期的に検討する形で線量管理プロセスを行ってもよい。
- 特定の X 線室又は放射線部門等の施設に関する、診断手技のための DRL 量の中央値を DRL 値と比較し、各施設の中央値が予想よりも著しく高すぎない、または低すぎないかを確認する。それにより、放射線防護又は画質の管理を見直し、必要に応じて最適化するようにする。
- 所定の体重又は体格の範囲にある代表的な患者サンプルについて、各施設の DRL 量の中央値が DRL 値よりも高い場合、DRL 値を「一貫して超えている」と判断される。
- レジストリ又はデータベースのデータを監査又は検討した結果、ローカル DRL 値又は国の DRL 値を一貫して超えていることが明らかになった場合、遅滞なく調査を実施し、必要に応じて、是正措置計画を実施して記録する。
- この調査には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める。問題点の有力候補は、調査方法、装置の性能、手技のプロトコル、操作者の技能、及びインターベンション技術については手技の複雑性に関係するものである。
- 防護の最適化のための是正措置が必要な場合、DRL 値は線量限度ではないことを覚えておく必要がある。
- 最適化プロセスでは、医用画像の検査目的に必要な画質及び診断情報を常に考慮する。あらゆる画像診断検査で最も優先すべきことは、臨床目的に十分な画質を達成することである。
- 国の DRL 設定用線量調査の分布の中央値 (50 パーセントイル) は、医用画像の画質を担保するという目標に照らして線量管理を最適化するような放射線診療により、何が達成できるかを示している。これらの中央値によって、画質及び患者線量の最適化を助けるかもしれない追加情報が得られる。
- 施設の DRL 量の中央値が、ベンチマークである国の DRL 用線量調査の分布の中央値よりはるかに低かった場合、画質 (又は複数の画像を使用する場合は診断情報) を重点的に検討する。
- DRL プロセスは 1 回の評価だけでは終わらない。最適化後にも調査を繰り返し行う必要があり、適切な時間間隔をおいた後にプロセス全体を繰り返す。

7.1 X 線検査に関する DRL 量の品質保証の検討

(290) 電離放射線を用いて画像検査を行う医療施設では、各施設の DRL 量の調査を定期的に行う。これらは QA プログラムの一環であり、性能と最適化の必要性との指針として行われる。またこれは、国又は地域の DRL 値の設定にも寄与すると考えられる。施設の検討は通常、各 X 線装置の検査を代表できるように抽出された検査に対して行う。データ収集のためのインフラが限られている地域では、装置又はソフトウェアの重大な変更がない限り、多くの X 線診断及び透視診断検査について約 3 年間という間隔が適切である。CT 及び IVR については、患者に比較的高い線量が照射されることから、年 1 回の監査を推奨する (図 7.1)。患者データの収集及び管理のための自動システムが広く利用されるようになった場合、全検査の検討頻度を年 1 回とする。レジストリ又はデータベース自動照合を通じて、DRL 量に関するデータの継続的な収集が可能である場合、こ

れらすべてのデータの定期的な検討の形で線量管理プロセスを行い、できるだけ早い段階で悪い傾向がないかを確認することができる。

(291) 新しい画像撮影装置が導入されたり、患者線量に影響する可能性がある画像撮影装置の変更が加えられた場合、装置が適切に機能することを確認するために、受入検査を実施する。その後、各施設の DRL 量の中央値が変化したか否かを確認するため、導入 1 年以内かつ検査方法が確立された時点で患者線量の調査を行う。

(292) DRL プロセスは、高い線量を使用している X 線検査、装置及び施設を特定するツールとなる。しかしこれは、患者線量評価プロセスの開始点に過ぎない。装置及び手技を特定した後、防護の最適化のためスタッフが是正措置に取り組む。必要な専門知識をもつスタッフにこの責任を付与しなければならない。関係スタッフからなるグループは、各国又は地域における取り決めにより異なるが、医療機関により雇用された、又は医療機関と契約した医学物理士、放射線技師、医学物理学の検査技師や放射線科医が含まれるであろう (Martin et al., 2013)。これらの責任は、場合によっては、政府の有責部門が直接もつこともある。

7.1.1 医療施設における検討プログラムの立ち上げ

(293) 各施設は、自施設における検討に含めるべき検査を慎重に検討する。調査プログラムに含める検査を特定する際は、以下の基準を考慮するべきである：

- (a) 検査は、その施設にて少なからぬ頻度で実施されていないならば、施設の全装置を代表しているべきである。
- (b) 検討対象は放射線部門又は外来放射線検査施設に限らず、施設において医用又は歯科画像撮影に電離放射線が使用されるあらゆる領域が含まれるべきである。
- (c) 検査は、施設の臨床的仕事量を代表するものであるべきである。
- (d) データ収集が実施可能でなければならない。
- (e) 理想的には、部門の仕事量に大きく寄与するであろう各装置毎に、少なくとも 1 回は調査が行われるべきである。

(294) その他、考慮することが望ましいものは以下の点である：

- (a) 調査は、部門内で X 線手技を行う操作者の全職種の仕事を対象とする。すなわち、放射線技師、放射線科医、放射線科医以外の医師（例えば循環器内科医、外科医など）、その他である。
- (b) 含める検査は、国の DRL 値又はその他の比較対照値が得られているものがよいが、これは必須ではない。
- (c) X 線透視については、最も複雑な検査がプロトコルの策定に適しているはずであるが、その他の多くの検査も同様に、ローカル DRL 又は代表値の設定に適するだろう。

(295) 含めるべき検査を具体的に決定した後、次の段階は、監査を行う部屋、その部屋で行う手技、及び DRL 量に関するデータの入手方法を特定する。病院の場合、可動式の透視及び X 線撮影装置の検討も考慮するべきである。

(296) 2.3.3 章に考察した通り、特定の検査の調査には通常、少なくとも 20 例の患者を、また透視診断検査には 30 例以上を (IPSM/NRPB/CoR, 1992)、マンモグラフィには 50 例を含める。2.3 章に考察したすべての選択基準及び収集方法が適用される。DRL が目標とする平均体重になるように、標準的体格の患者を選び出すのに適した体重基準を定める。よく用いられるのは、平均体重 $70 \pm 5 \text{ kg}$ を目標とした、 $70 \pm 10 \text{ kg}$ 又は $70 \pm 20 \text{ kg}$ という体重基準であるが、地方（ローカル）、国又は地域の母集団に適した体重基準を用いるべきである。多数の検査について RIS 又は PACS から入手したデータを解析する場合は、体重の選択基準を緩和することができる。

(297) 大半の病院では小児の検査の頻度が低く、どの年齢/体重範囲に入る患者数も少ない可能性が高いため、小児検査の DRL 量の調査（6 章参照）の実施は比較的困難である。小規模病院における DRL 量の施設内調査は、放射線部門の撮影条件表 (exposure chart) に記されている、様々な体重/年齢の小児の画像撮影のための標準的な撮影条件に頼らざるを得ないかもしれない。そうであったとしても、こうした調査は有用であり得る。なぜなら、使用されるであろう撮影条件が不適切な部分を特定するために役立つので、操作者は撮影条件表の内容を検討し、いざ検査が必要となった場合の撮影条件が正しいことを担保できるからである。

(298) 次に、各検査に関する全 DRL 量の中央値を、当該の DRL 値と比較し、さらなる最適化が必要な部門内の手技を特定する（図 7.1）。

(299) IVR の場合、その施設における手技の全症例についてデータを収集することが理想的である。当該する DRL 値との比較には（可能であれば）、サンプルにおける手技の複雑性のレベルを考慮する。この情報が入

<p>手できない場合は、施設データの中央値、25 及び 75 パーセンタイルを、国の ADS（助言的データセット;4 章参照）の対応するパーセンタイル値と比較する。</p>
<p>(300) 少数の患者しかデータ収集できない場合、中央値又は平均値の不確実性は大きくなり得る。DRL 値にも測定された DRL 量にも不確実性がないので、限られた患者数でこれら 2 つの値を直接比較する際には、不確実性に注意すべきである。四分位範囲がデータ分散の指標の役割を果たす。委員会は、平均値よりも中央値の使用を勧告しているが、平均値の標準誤差＝標準偏差/\sqrt{n}（ここで n はデータポイント数、すなわち調査検査数）の検討が役立つことがある。結果の 95%の平均値は、真の平均値の 2 標準誤差に入る。これは中央値の誤差ではないが、比較の信頼性を示している。患者の体格の範囲が幅広い場合は、調査により多くの検査を含めるべきである。患者グループの中央値と DRL 値の比較から、DRL を超えているか否かについて判断する際には、少数の患者からのデータ分析には 10%の不確実性があると想定することが妥当である。</p>
<p>7.1.2 歯科 X 線撮影に関する品質保証の検討</p>
<p>(301) 歯科 X 線撮影に DRL プロセスを適用することは重要である。これは、新たな技術を導入したとき、より感度の高い画像撮影法の導入を活かすために必要な、X 線装置の照射設定の変更が、多くの場合行われなためである（例えば、D-スピードフィルムの代わりに E/F-スピードフィルムを使用したとき、又はデジタル X 線撮影の受像器を使用したとき）。成人及び小児検査のための国又は地域の DRL 値にはそれぞれ単一の値を設定することを推奨するが、イメージングプレートを用いたデジタル X 線撮影の感度は、フィルムやコンピュータ X 線撮影よりも著しく向上していることから、デジタル X 線撮影システム用の個別のローカル DRL 又は代表値の導入が有用であると証明されるかもしれない（Martin, 2016）。</p>
<p>(302) 歯科 X 線撮影のための最適化の管理及び達成方法は、他の X 線の用途と異なる。これは、歯科装置が多数の施設において、放射線画像検査がその専門分野のうちの僅かな要素に過ぎない者によって使用されているためである。歯科クリニックの調査から、線量が幅広い範囲に及ぶことが示されている。これは、多数の歯科医が、高速のフィルムに切り替える際、又はデジタル X 線撮影の装置を設置する際に、曝射時間を変えていないためであり、また、感度の高いデジタル X 線撮影の受像器に適するであろう、より短い曝射時間を設定していないためである（Gulson et al., 2007; Holroyd, 2012b; Farris and Spelic, 2015）。</p>
<p>(303) すべての歯科病院は、X 線装置の設置時及びその後は通常 3 年間隔で、線量及び画像化性能を測定すべきである。特定の検査には、DRL 量として $K_{a,i}$ を用いて歯科用 DRL 値を設定する。口腔内 X 線撮影の線量を、歯の種類に応じて選定された X 線装置の設定ごとに、曝射時間と関連させて決定する。より感度の高い画像検出器に変更することで線量の低下を実現させるため、X 線装置の設定を調節して曝射時間を変化させる。検査結果に基づき、歯科医と相談の上、装置設定の変更及び調節を勧めることができる。</p>
<p>(304) 歯科 X 線装置の定期的な検査と DRL 量の測定を行うプログラムにより、不要に曝射時間が長い装置を特定することができる。調査担当者は歯科医と協力して防護を最適化する。他の方法では達成できないような防護の改善が、実現可能である。Martin (2016) は、このアプローチにより、歯科線量の削減を達成したスコットランド西部における 1 例を記述している。患者線量の検討と最適化プログラムを計画していない場合は、歯科用 X 線装置のかなりの割合は、感度の低い旧式の画像検出器に合わせた曝射時間を引き続き使用する可能性がある。</p>
<p>7.1.3 是正措置</p>
<p>(305) ある手技について DRL を一貫して超えていることが検査から明らかになった場合、遅滞なく調査に取り組み、適切な是正措置を行う（EC, 2013）。是正措置（防護の最適化）には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める（Martin, 2011）。通常は、X 線システムの設定をまず確認することが最も容易であり（時間がかからないため）、その後検査プロトコルを確認し、最後に操作者による検査プロトコルの使用状況を評価する。</p>
<p>(306) 2.6.2 章で考察したように、施設の DRL 量の中央値が、国の DRL 用線量調査の分布の中央値よりはるかに低かった場合、画質（又は複数の画像を使用する場合は診断情報）を重点的に検討する。</p>
<p>(307) QA レビュープロセスは 1 回の評価だけでは終わらない。最適化後にも調査を繰り返し行い、適切な時間間隔をおいた後にプロセス全体を繰り返す。大半の X 線撮影及び透視診断検査の場合、各 X 線装置の検査を代表できるように抽出された検査を対象として、約 3 年間隔で調査すべきである。また、技術又はソフトウェアの重大な変更が加えられた場合も調査する。CT 及び IVR については、DRL 量の各施設での検討を、より高頻度に（年 1 回）行う。SPECT-CT 及び PET-CT についても、年次検討を行うことが適切である。</p>
<p>(308) すべての QA プログラムでは線量の検討を文書化して記録を保管し、取り組んだ最適化プロセスの情報を将来的に、装置の利用者が利用できるようにすることが重要である。</p>

7.2 DRL 値を超えた場合の検討事項

(309) QA プログラムの検討とは、系統的レビューと明確な基準に照らした評価、また必要な場合は変更の実践を通じて患者ケアの向上を求める、品質改善プロセスである。適切な DRL 量の調査及び DRL 値との比較が、最適化すべき対象の特定に役立つと考えられる。

(310) 上記の通り、DRL 値 (国の DRL 値であれば特に) を上回った場合、これを遅滞なく検討する (図 7.1)。調査の成果は、なぜ DRL 値を上回ったかを特定することとする。DRL 値と比較するために使用した多数の患者データには、診断情報の提供に必要な画質を達成するために多量の線量が必要であった患者症例が多数含まれることがある。次の検討サイクルを開始する前に、必要に応じて改善策を特定し実施する。改善を必要とすることが多い要素は以下のものである：

- (a) 調査方法 (使用した調査機器の性能、調査に含めた患者の選択を含む)
- (b) 装置の性能 (撮像装置、製造業者又は医学物理士が設定した撮影条件、フィルム処理又はデジタルリーダーを含む)
- (c) 手技のプロトコル (施設で使用する撮影条件と関連して)
- (d) 操作者の技能 (個々の技術、操作者の訓練を含む)
- (e) 手技の複雑性及び患者構成 (グループ内の患者が特殊なカテゴリにあることで、それらの疾患、身体的状態又はその他の理由により、調査をより困難にしていること)

(311) 上記のそれぞれを、以下に詳述する。DRL プロセスは、個々の患者線量が適切かどうか判断するために適用できるものではないことに注意する。個々の患者の線量のばらつきは、1 施設における患者線量の中央値のばらつきよりもはるかに大きい。

7.3 調査方法

(312) 施設の DRL 量の中央値が DRL 値を超えた場合に第一に考えるべきことは、調査が、DRL 値が最初に設定された方法と同じ健全な方法で実施されたか否か、という点である。検討すべき問題の種類には、以下が含まれる。

- (a) 使用した測定装置又はシステムが、正しく校正されていたか？
- (b) 使用した熱ルミネッセンス線量計が適切に校正され、バックグラウンド補正が正しく行われていたか？
- (c) 面積線量計を使用していた場合、これがアンダーチューブ方式又はスポット画像撮影のために正しく校正されていたか？このような計器は通常、撮影台及びマットレスがそのまま正しく設置された状態で校正する。しかし一部の国では、これがそうではなく、適切な撮影台の減弱係数を P_{KA} の測定値に適用する必要がある。CT 装置の場合、 $CTDI_{vol}$ 又は mAs の数値が、真の数値又は (管電流変調では) 平均 mAs セットを表していたか？
- (d) 表示された CT の撮影条件 (例えば kVp 、スライス厚、 $CTDI_{vol}$ など) が正しく校正されていたか？
- (e) すべての計算が、適切な補正及び校正係数を用いて、また出力測定値にもとづいて行われていたか？
- (f) そのグループの条件を満たさない患者のデータが誤って含まれていたか？ (例えば、体格が非常に大きい又は小さい患者)

7.4 装置の性能

(313) 新型又はより複雑な装置が設置された場合は、操作者は装置を効果的に利用できるよう、関連する線量低減技術を意識し、その使用の訓練を受ける必要がある。操作者がその新しい日常作業を確立した後に、DRL 量の調査を行うことを推奨する。

(314) 画像撮影装置又はその設定方法が原因で、国又は地域の DRL を超える可能性がある。これについて考えられる理由を、各種装置に関連して以下に示す。

7.4.1 X 線撮影と透視

(315) X 線撮影 (全般)

- (a) 必要以上に低い管電圧を使用した (Martin et al., 1993)。
- (b) 不適切なグリッドを使用した。
- (c) 間違った焦点-検出器間距離で収束グリッドを使用した。
- (d) 短い焦点受像器間距離を使用した。
- (e) X 線画像撮影用に設計されていない、又は減衰が大きい旧型設計の患者撮影台を使用した。

<p>(316) フィルム式 X 線撮影</p> <p>(a) 感度が低いフィルム-スクリーン系 (class\leq200)。</p> <p>(b) フィルム-スクリーンの組合せ違い。</p> <p>(c) フィルムがカセット内の増感紙に対応していない。</p> <p>(d) 現像処理の不良。</p>
<p>(317) コンピュータ X 線撮影 (CR) 又はフラットパネルデジタル X 線撮影 (DR)</p> <p>(a) AEC が正しく設定されていない。</p> <p>(b) 同一施設内でコンピュータ X 線撮影/デジタル X 線撮影とフィルム技術が併用されている。</p> <p>(c) グリッド使用の有無の違い。</p> <p>(d) 不適切なデジタル画像処理。</p>
<p>(318) マンモグラフィ</p> <p>(a) 感度の低いフィルム-スクリーンの組合せ。</p> <p>(b) 適切でない現像処理。</p> <p>(c) 乳房の圧迫が不十分。</p> <p>(d) 不要な場面でのグリッドの使用。</p> <p>(e) AEC がデジタルマンモグラフィ用に正しく設定されていない。</p> <p>(f) AEC の代わりにマニュアルの曝射設定を用いている。</p> <p>(g) 検出器の不良。</p>
<p>(319) 歯科 X 線撮影</p> <p>(a) デジタル X 線撮影用として正しくない曝射設定 (旧式の受像器と関連したもの)。</p> <p>(b) 低感度のフィルムを使用した (E/F-スピードではなく D-スピード)</p> <p>(c) 十分な頻度で交換されていない現像液</p> <p>(d) 不適切な現像温度。</p>
<p>(320) 透視及び透視ガイド下手技</p> <p>(a) 旧式又は時代遅れの透視装置。</p> <p>(b) 異なる製造業者製の画像検出器。</p> <p>(c) 画像受像系への高すぎる線量, 低すぎる管電圧の曝射設定, 高すぎる透視パルスレート, 又は高すぎる画像収集レートを含めた, 機器の使用者またはサービスエンジニアが設定した不適切な線量プログラムのオプション (Martin and Hunter, 1994)。</p> <p>(d) 銅フィルタ又はスペクトルフィルタのオプションが正しく設定されていない, 又は使用されていない。</p> <p>(e) 高線量率が用いられる, 拡大照射野サイズの不適切な使用。</p> <p>(f) コリメーションが不十分。</p> <p>(g) 半透明フィルタ (三角フィルタ又はウェッジフィルタ) の使用が不十分。</p> <p>(h) 必要以上に大きなガントリ傾斜を用いた撮影。</p>
<p>7.4.2 コンピュータ断層撮影</p>
<p>(321) CT 装置は複雑であり, 多数の因子の相互作用を考慮しなければならない。最適化には, それぞれが画像撮影プロセスの異なる面について知識をもつ放射線科医, 医学物理士及び放射線技師の間の, 緊密な連携が必要である。関係する装置に関する因子の例を, その制御が装置ごとにどのように異なるかを加えて後述する。これらの因子を臨床プロトコルに明記する必要がある。これらの設定を 7.5.2 章で詳述する。気体検出器を搭載した CT 装置に比べ, 固体検出器を搭載した CT 装置の方が好ましい (Fuchs et al., 2000)。</p>
<p>(322) スライス厚が薄い画像ほど, 光子数が少ないことからノイズが大きくなる傾向がある。CT 装置の設定方法は, 製造業者及び型式に応じる。一部の装置では, 薄めのスライスを選択することで画面のノイズが大きくなるが, その他の装置は, 薄めのスライスを撮影したときも管電流を高めることで (それにより適用する放射線量が増えることで) 同じ画質を維持できる。その動態は, どの段階で画像厚を選択するかによって異なると考えられる。このため, 必要な厚さより薄い画像スライスを選択することで, 患者線量が増える可能性が</p>

ある。
(323) スキャンパラメータの調節方法は、CT 装置の製造業者によって異なる。したがって、その装置の性能及びそれらが実際どのように機能するかをスタッフが適切に理解しておくことが重要である。1 例は、ヘリカルスキャンのピッチの選択である。一部の製造業者 (GE 及び東芝 (現キヤノン) の多数モデル) は同じ管電流 (mAs/回転) を維持していることから、ピッチを大きくすることで線量は下がり、ピッチを小さくすることで線量上がる。その他の製造業者 (Siemens 及び Philips の多数のモデル) は、ピッチが変化したとき管電流を調整することで、同様の線量を維持している。
(324) CT スキャンの大半では長年、120 kV の管電圧が用いられてきた。しかし、これより低い管電圧でも良好な画質が得られ、低い患者線量となる。これは特に、幼い小児患者の小さい体幹又は頭部、又は小児や成人の体格の患者の四肢を画像撮影するときにあてはまる。管電圧の変更を検討する際には、資格をもった医学物理士が関わるべきである。
(325) 現在、CT 装置の全ての製造業者は自動管電流変調を採用している。これにより管電流が下げられ、減衰が低い部分に適用される線量が低下する。管電流は、身体の z 軸 (長さ) に沿っても、また身体の前断面を X 線管が回転する方向にも、調整することができる。しかし、これらのシステムの実装方法は製造業者によって異なる。一部の製造業者は、画像中のノイズレベルに基づいた画質の指標を用いている (GE 及び東芝 (現キヤノン) の多くのモデル)。そのようなシステムでは患者の体格と比例して管電流を高める。その他のシステムでは、参照画像又は基準 mAs との比較を用い、それによって体格の大きい患者に対する高レベルのノイズを許している (Siemens 及び Philips)。体格が大きい患者からの画像は、臓器及びその他の構造の分離が (脂肪組織が挿入されているために) 良好であることから、高いノイズレベルでも診断を損なわずに忍容できる (Sookpeng et al., 2014; Martin and Sookpeng, 2016)。
(326) 大半の装置は、管電流変調の計画立案のために位置決め画像の X 線減衰を使用している。したがって、被ばく低減用の防護具はスキャン範囲の外におくか、位置決め画像の撮影を行った後に使用することが肝要である。
(327) 東芝 (現キヤノン) の CT 装置では、例えばフィルタのオプションなどその他のパラメータが、管電流変調の機能に影響する可能性がある。再構成カーネルは、検査目的に求められる空間分解能及び画像ノイズの要件に応じて選択されるべきである。滑らかなフィルタはノイズを抑制する。一方、シャープなフィルタは境界を際立たせて解像度を改善するが、ノイズは増加する。適切なフィルタは画像撮影によって異なる。一部の CT 装置のモデルでは、同じノイズレベルを維持するために、ノイズを高めるシャープなフィルタを選択すると、管電流変調の管電流を (したがって線量を) 増大させる。一方で他の装置のモデルでは、画像の様相は変化するが、線量は比較的に変わらない (Sookpeng et al., 2015)。
(328) 新型の CT 装置は、逐次近似画像再構成の手法を用いることができる。この手法は、従来型の逆投影法よりも高い計算能力を必要とするが、適用されたときの線量が著しく抑えられる。また関連するスキャン法のプロトコルを調整する必要もある。これらの手法は、利用できかつ実行可能である場合は常に採用すべきであり、この再構成手法に関連して低い DRL 値を低く設定することも検討するべきである。
(329) 使用者にとっては、設置時に製造業者のアプリケーションスペシャリストから、CT 装置の操作に関する詳細な説明を受けることが重要であり、また医学物理学スタッフにとっては、臨床プロトコルを設定する際にその期間中に関連する制御性能を確認する検査に取り組むことが重要である。
(330) 管電流変調の操作方法は CT 装置システムごとに異なるため、患者線量と患者の体格又は体重の関係も様々である。CT の DRL 量の調査では、様々な体格の患者について測定することを推奨する (5.3.2 及び 6.1 章参照)。これは、様々な体重グループ分けに対してデータを収集するか、又は DLP と体重の関係に指数方程式をフィットすることで行うことができる (Järvinen et al., 2015)。あるいは、患者の身体の直径又は断面積 (いずれも装置の画面から測定できる) を記録し、患者のグループ分けに使用することができる (Sookpeng et al., 2014)。多数の患者の結果を入手できるように、データを RIS 又はその他の患者線量管理システムに記録する場合は、第 1 又は第 3 四分位数のほか中央値も記録できる (Martin, 2016)。データ収集及び患者の体格の評価が自動化されている場合、患者の体格の因子に対して CTDI _{vol} 、DLP 又は SSDE などの DRL 量をプロットすることが有用と考えられる (Samei and Christianson, 2014)。最も適切な手法が何かは、各施設でのハードウェア及びソフトウェアの入手性によって異なる。DRL 値の比較に加え、装置間の DRL 量の数値を比較することが、評価に有用な可能性がある。
7.4.3 核医学
(331) 核医学の DRL は投与される放射能の量に基づくことから、最適化のためのアプローチは、本書に論

<p>じている他の画像モダリティに用いられているものと、特性が異なる。</p>
<p>(332) 施設が推奨 DRL 値を一貫して超えている場合、それは臨床医及び操作者による選択を表している。画像が不十分な場合、画像撮像装置が最適ではなく、保守が必要であることを示唆しているかもしれない。装置の性能を改善できない場合は、装置を更新できるか、あるいは更新すべきかということには、資金、代替手段の有無、及び現在のレジメンを続けることのリスクといった問題が関係してくる。</p>
<p>(333) ハイブリッドイメージング (PET-CT 及び SPECT-CT) の CT 部分に関する $CTDI_{vol}$ 又は DLP の数値が、DRL 値を上回っている場合、画像撮影の目的 (それが主に診断検査なのか、減弱補正又は体位設定のためなのか) を考察する。</p>
<p>7.5 手技のプロトコル</p>
<p>(334) 新しい装置を設置したときは、利用できるあらゆる線量低減技術の有効な利用を確保するため、臨床プロトコルを検討して改定する。臨床プロトコルの定期的な検討を行う際は、監査結果も考慮する。</p>
<p>7.5.1 X 線撮影と透視撮影のプロトコル</p>
<p>(335) 優良な X 線撮影の撮影条件がどのようなものかについては、全般的な合意が得られている (EC, 1996a,b) ことから、臨床プロトコルは標準化されているはずである。撮影条件はおおむね、X 線撮影においてローカル DRL 値又は国の DRL 値を超えた原因のほずではない。とはいえ、DRL 量の数値がなぜそれほど高いのかという理由を示すためには、撮影条件に関連したデータを検討するべきである。例えば、脊椎の検査に非常に低い管電圧を使用していた、などである。推奨されている撮影条件及び曝射設定と比較することができる (EC, 1996a,b)。胸部 X 線撮影では、肺という低吸収領域と、縦隔という高吸収領域の両方を画像撮影する必要がある。適切な曝射設定は何かかが、特定の研究の対象となっていた (ICRU, 1995)。</p>
<p>(336) 透視が関係する検査は、あまり標準化されていない。しかし、透視プログラム (プロトコル) で受像器の線量率及び管電流と管電圧の増加の相対的比率を規定する。これらは患者線量と画質に顕著な影響を及ぼす。特に透視下 IVR では、皮膚線量を下げるとの銅フィルタ (スペクトルフィルタ) の使用という選択肢も、患者線量に大きく影響する。</p>
<p>(337) 特に小児検査について、撮影条件の検討により、さらなる防護の最適化のために臨床プロトコルを改善する必要性を特定することができる。手技 (成人又は小児) の大半について、撮影条件は、なぜ各施設の DRL 値が高すぎるのかの適切な理由ではなく、ローカル DRL 又は代表値が高くなる理由のほずもない。所定のプロトコルによって、1 つ以上の DRL 量 (例えば P_{KA} など) の値が高くなった場合は、プロトコルを検討する必要がある。</p>
<p>7.5.2 コンピュータ断層撮影のプロトコル</p>
<p>(338) CT の DRL 量の中央値が高すぎる又は低すぎる場合、それには多数の原因があることから、臨床プロトコル及び装置の設定の慎重な分析が必要である。この点は、製造業者が提案するプロトコルについて、成人検査よりも小児検査で大きな問題になるかもしれない。7.4.2 章で考察しているように、CT 装置のモデルに関して患者線量及び画質に影響する制御方法は製造業者間で様々である。したがって、操作者と医学物理士は、その特定の装置の制御がどのように画像撮影プロセスに影響するかを理解することが重要である (ICRU, 2012; Cody et al., 2013)。CT 装置のモデルは非常に多様であるため、臨床プロトコルを調整することなしに CT 装置間で移行してはならない。ただし、CT 装置が、同一バージョンのシステムソフトウェアを利用している同一モデルである場合は除く。</p>
<p>(339) 第一に、DRL 値が判断された臨床画像撮影が、そのスキャンが使用される撮影と類似しているか否かを確認する。次に、DLP と $CTDI_{vol}$ の両方が非常に高いか否かを確認する。DLP が高いが $CTDI_{vol}$ は基準範囲内であるという場合、スキャン領域が必要よりも長い、又はスキャンシリーズ数が多すぎる可能性がある。DRL 量の数値が高くなる一般的な理由には、初め造影剤を用いずにスキャンシリーズを撮影し、次いで造影剤を用いて撮影するような場合がある。取り掛っている検査目的に、これらのスキャンシリーズすべてが必要であるか否か、検討するべきである。</p>
<p>(340) DLP と $CTDI_{vol}$ の両方が非常に高い場合、以下のスキャンパラメータを検討する。</p> <ul style="list-style-type: none"> (a) スライス厚 (b) ビームのコリメーション及び幾何学的効率 (c) 管電圧 (d) ビーム成形フィルタ (e) ヘリカルピッチは、設定された mAs にふさわしいか?

<p>(f) ヘリカルピッチと mAs の指標との関係を理解しているか？</p> <p>(g) 設定された管電流変調の画像ノイズ指標が、スライス厚にふさわしいか？</p>
<p>(341) 7.4.2 章で考察したように、管電流変調の操作は、個々の患者の患者線量に重要な影響を及ぼす。CT プロトコルを設定する際、プロセスでは、設定可能なパラメータが他のパラメータとどのように相互作用するかを考慮する。画質の指標としてノイズを使用している管電流変調システムでは、体格の大きい患者に対して高いレベルのノイズを設定する必要があるかもしれない。小さい及び標準の体格の成人の CT 画像について許容できるノイズレベルが、体格の小さい小児患者でも許容できるとは、仮定するべきでない。通常、小児の画像撮影では量子モトルを減らす必要がある。特に体格が非常に小さい患者では、患者の体格の関数としての画質指標を、個別に設定する必要がある。</p>
<p>(342) CT 検査の撮影条件及びそれによって生じる DRL 量は、患者の体格に応じて異なる。比較的大型の患者のスキャンでは痩せた患者に比べて、内臓の描出が良好であるため、ノイズレベルを低く抑える必要はないかもしれない。各 CT 施設は、患者の体格に基づく様々なグループについて、特定のスキャンプロトコルを確立する。</p> <p>(a) 小児患者：体重、断面積又は年齢</p> <p>(b) 様々な体重範囲にある成人患者：体重、等価直径又は断面積</p> <p>(c) 肥満患者：等価直径又は断面積</p>
<p>(343) 装置の製造業者のアプリケーションスペシャリストが、その装置で行う小児患者の画像撮影に適するよう成人プロトコルを変更することを推奨していない場合、Image Gently のウェブサイト推奨されているプロトコルに基づく、小児患者の普遍的プロトコルが、患者の体格に応じた基準の $CTDI_{vol}$、DLP 又は SSDE の制定に役立つ (Strauss, 2014)。患者の体格に応じた基準線量指標がある施設で決定された後、その施設の放射線科医、技師及び医学物理士が、アプリケーションスペシャリスト及びその他製造業者から派遣された人材と協力して、小児プロトコルに必要な修正を加え、目的の画質及び患者線量の実現を確保する。</p>
<p>(344) DRL 量の中央値が非常に高い又は非常に低いときは、必ず画質も考慮する。これは複雑な多元的作業であり、以下に示すような一部因子が関係している。</p> <p>(a) 画像の表示 (FOV, ウィンドウレベル, ウィンドウ幅)。</p> <p>(b) 空間分解能 (焦点サイズ及びフィルタのための再構成カーネル)</p> <p>(c) 時間分解能 (回転時間, 再構成モード)。</p> <p>(d) 造影剤急速静注の実施時期 (スキャンディレイ, 回転時間, ピッチ)。</p>
<p>7.5.3 核医学のプロトコル</p>
<p>(345) 調査結果がローカル DRL 値又は国の DRL 値を上回ったが、QA 試験では画像装置の性能が十分である場合、DRL 値を超える放射能の使用の妥当性は、責任を有する臨床医との協議を必要とする問題である。</p>
<p>7.6 操作者/術者の技能</p>
<p>(346) 特に新しい技術を導入したとき、個々の検査に適切なプロトコルを使用できるかは、操作者の知識、技能及び訓練により左右される。個々の操作者の熟達度は様々であると考えられ、経験の浅いスタッフは熟練者とは認められない。操作者の技能は、装置の線量低減技術の認識と管理にも及ぶ。</p>
<p>(347) 操作者の技能にばらつきがあれば、同じ手技であっても DRL 量 (例えば P_{KA}、$K_{a,r}$、$CTDI_{vol}$、DLP など) の数値の大きなばらつきが生じえる。様々な DRL 量 (表 3.2) をローカル DRL 値又は国の DRL 値と比較し、操作者間で比較することが有益かもしれない。透視撮影の場合、透視時間及び撮影画像数 (例えばデジタルサブトラクション血管造影など) が明らかな比較対照値となりえるが、$K_{a,r}$及び P_{KA}の相対値の検討によっても、様々な操作者によるビームのコリメーションの程度に関する情報が加えられる。同様に CT では、$CTDI_{vol}$ 及び DLP 双方の比較が有用かもしれない。</p>
<p>(348) 一部の医療施設では放射線技師が日常的にバリウム注腸造影を行っており、適切に訓練されたナース・プラクティショナー*が限られた IVR を行うことができる。臨床医に比べ医学や放射線学の総合的な教育レベルが低いグループに、その作業の訓練を行う際は、事前に、臨床プロトコルを改良すべきである。</p> <p>*訳注) 行える診療の範囲が日本と他国では異なる。</p>
<p>(349) 操作者/術者が経験を重ねるに従い、患者線量はある程度低減される。したがって、調査結果や操作者/術者間比較は、有用ではあるものの、状況を考慮して、スタッフへの助言や手法改善への貢献のため、適度</p>

<p>に用いられるべきである。検査が高度化するに従い、基づくべき根拠は乏しくなる。同様の手技であっても操作者/術者によって手法が異なる可能性がある。</p>
<p>(350) 個々の操作者/術者の中央値が他の操作者よりも高いことが確認された場合、特に DRL 値を超えている場合は、特定の装置に関する（特に線量低減機能に関する）訓練が必要かもしれない。新たな手法が導入されたときは操作者/術者の再訓練が必要になるが、最適化されていない患者線量を使うなど悪い習慣が操作者についてしまった場合にも、必要になることがある。</p>
<p>7.7 手技の複雑性と患者構成</p>
<p>(351) 患者構成は、ある施設の検査が DRL 値を超える原因となりえる。つまり、特定の患者集団内で行われた手技の DRL 量の中央値を、一般集団の調査で求められた DRL 値と比較することが、適切ではないかもしれない、ということである。例えば以下のものがある。</p> <ul style="list-style-type: none"> (a) より複雑な病状をもつ患者、又は特定の患者集団は、インターベンション検査又は治療のため特別な科又は病院に搬送されることがあり、それによりその科内での検査が長引き、患者線量が高くなる。 (b) 専門的な技能を有する特定の医師は、より困難な症例に対応していると考えられるが、その結果、彼らが行うその手技の DRL 量の数値は高くなる。 (c) 専門クリニックにおける胸部 X 線では、特別な診断のためにさらに高レベルの画質が必要になることがある。 (d) 専門クリニックにおいて特別な適応のために行われるその他の X 線撮影では、通常使われている以外の撮影方向が必要になることがある。
<p>(352) 特定の患者構成（例えば上述のもの）からの DRL 量の中央値は、国の DRL 値を上回る場合もある。このような場合には、国/地域の数値を上回るローカル DRL 又は代表値をその環境に対して個別に設定することができる。この DRL や代表値は、各施設での調査に基づき、患者及び撮影行為の差を考慮に入れたものとなる。</p>
<p>7.8 調査の結果</p>
<p>(353) 各施設のデータと国の DRL 値の比較検討は、最適化プロセスの第一段階の引き金となるべきであり、これにより、どの部分の最適化を優先するかの情報が必要者に与えられる。調査によって DRL 量の数値が高かった理由が解明された後、是正措置を起す必要がある（図 7.1）。これは、当該組織のリスクマネジメント戦略の中で行われるべきである。</p>
<p>(354) 装置の性能の不備に関連する調査所見が、予想されていた結果を更に確固たるものとし、装置を交換する場合の更なる裏付けを提供することもあるだろう。しかし、調査所見が予想外であった場合、QA 及び保守プログラムの批判的な検討が必要になるだろう。例えば：</p> <ul style="list-style-type: none"> (a) コンピュータ X 線撮影又はデジタル X 線撮影に DRL 量の高値が確認された場合、AEC の調整が行われることになるかもしれない。資格を有する医学物理士がサービスエンジニアとともに、AEC の性能について助言し確認する。 (b) X 線撮影の場合、その撮影条件が原因であるという結論に至った場合は、標準作業手順書及びプロトコルを見直す必要が生じる。 (c) 透視撮影の場合、検査の複雑性及びその後の調査の知見に応じて措置を講じる。これには、手法の批判的な検討及び様々な構成要素の適切性の確認を行う。 (d) CT の場合、臨床プロトコル及び装置制御の設定方法の検討が必要と考えられる。このためには放射線科医、医学物理士及び放射線技師からの意見を求めることが必要と考えられる。 (e) 患者構成のために国の DRL 値を超えた場合は、より高いローカル DRL 又は代表値を設定する妥当な理由がある。
<p>(355) 線量低減措置の多くは、画像に悪影響を及ぼすことなく行うことができる。しかし患者線量の低減は、画像が診断できなくなるほどのものであってはならない。線量低減は、それ自体が目的ではない。十分な画質が最も重要である。医用画像の検査目的に十分でないという危険性が生じるまでに画質を落としてはならない。画像の診断可能性を損なう疑いや恐れがある変更を加える場合は、診断可能性が損なわれていないことを確認するための適切な試験を行い、分析した後、その変更を初めて臨床に使用する。</p>
<p>(356) 防護の最適化に取り組んだ後、再調査を行い、DRL 量が適切なレベルまで落ちているか否かを判断する。</p>

7.9 患者線量調査結果の国による照合
(357) 各施設で実施された線量調査の結果は、国の患者線量記録（ここから将来の DRL 値が導かれることになる）の改定のための、貴重な結果となると考えられる。国の線量登録レジストリを確立し、その仕組みとして、各放射線部門からの線量調査結果がそこに送られ、患者線量レベルを継続的に更新されるようにすべきである。これによって DRL の改定が円滑に行われ、国内の最適化プロセスが継続的に進化、発展することになる。
8 要点のまとめ
8.1 全般
(358) 日常臨床において、規定の検査目的における代表的な患者サンプル（個々の患者ではない）を対象として評価したとき、各医療施設で医用画像手法に適用される電離放射線の量が高過ぎたり低過ぎたりしないかを、DRL プロセスを用いて評価すべきである。この DRL プロセスにより、線量レベルが高い装置及び手技を特定することができ、それにより防護の最適化に取り組むことができる。
(359) 所定の体重範囲にある代表的な患者サンプルについて、各施設の DRL 量の中央値が地方（ローカル）、国又は地域の DRL 値よりも高い場合、これは「一貫して超えている」と判断される。ここで「一貫して（consistently）」が意図する意味は「大多数の検査において」ということで、「期間全体を通して」という意味ではない。
(360) DRL は当局によって設定されることがある。DRL の数値は助言的なものである。しかし、当局は DRL の概念の実践を要求することがある。
(361) DRL 量に関するデータ照合及び国の DRL の設定という作業の、様々な構成要素に責任を有する組織を、各国又は地域において特定する必要がある。
(362) DRL は、個々の患者について用いてはならない。また、個々の患者又は個々の検査に関するトリガー（アラート／警告）レベルとして用いてはならない。
(363) 防護の最適化のためには、DRL 値による各施設の検査状況の比較のみでは不十分である。どのような不備も特定し対応するための措置が必要である。あらゆる画像診断検査で最も優先すべきことは、臨床目的に十分な画質を達成することである。画質、あるいはより一般的に言えば検査と後処理の効果により得られる診断情報を、DRL プロセスの一環として評価し、最適化を達成するための方法を実施すべきである。
(364) 患者に医用画像手法を行う役割をもつすべての者は、防護の最適化ツールとしての DRL プロセスに精通しているべきである。
(365) 電離放射線を用いる医用画像に関与する医療従事者の教育及び訓練プログラムに、DRL の概念及び適切な使用を含めるべきである。
8.2 DRL 量
(366) DRL に使用する数量は、医用画像検査を実施するために照射される電離放射線量を評価すべきであり、容易に測定又は決定できる必要がある。DRL 量は医用画像手法に用いられる電離放射線量を評価するものであり、患者又は臓器の吸収線量を評価するものではない。唯一の例外はマンモグラフィで、これには D_G を用いることができる。
(367) DRL 量は評価する画像モダリティ、実施する特定の検査、及び患者の特定の体格に対してふさわしいものであること。
(368) 委員会は、ICRP 放射線防護システムにおいて他の目的に使用されている放射線防護量である「実効線量」を DRL 量として用いてはならない、と強調して述べている。これを用いた場合、DRL の目的のために必要でも適切でもない、無関係な要素が導入されることになる。
(369) 一般 X 線撮影では、特に小児においてコリメーションの適切な使用の評価を簡単にするため、 $K_{a,e}$ （又は $K_{a,i}$ ）及び P_{KA} という 2 つの DRL 量が推奨されている。
(370) 高度なデジタル X 線撮影技術（例えばトモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション、造影サブトラクション、コーンビーム CT など）のための DRL の策定には、その技術が一連の複数画像を用いるという側面を考慮し、これらの技術をより標準的な手技と区別する必要がある。
(371) マンモグラフィの場合に推奨される DRL 量は $K_{a,i}$ 、 $K_{a,e}$ 及び D_G の 1 つ以上であり、どの量を選択するかは各施設の検査状況及び規制要件による。
(372) マンモグラフィの場合、単純なアプローチとしては、 $5.0 \pm 0.5 \text{ cm}$ という乳房厚に対して DRL 値を設

<p>定することが考え得る。マンモグラフィの DRL プロセスをより精緻にするためには、様々な乳房厚に対する DRL 値を設定するやり方が、より複雑だが優れている。</p>
<p>(373) IVR の場合、以下の DRL 量が（可能ならば）すべて推奨される：P_{KA}、$K_{a,r}$、透視時間、及び撮影画像枚数（例えば、心臓手技でのシネ画像、血管手技でのデジタルサブトラクション血管造影など）。</p>
<p>(374) CT で推奨される DRL 量は $CTDI_{vol}$ 及び DLP である。検査におけるスキャンシリーズ数も同様に役立つことがある。小児患者では、$CTDI_{vol}$ や DLP よりも SSDE の方が正確な線量推定値となる。$CTDI_{vol}$ 及び DLP はいずれも、標準ファントムに対する線量の指標であり、最適化の補助として用いることができる。</p>
<p>(375) 使用が推奨される $CTDI_{vol}$ は、各スキャンシリーズの $CTDI_{vol}$ である。推奨される DLP 値は検査全体の積算 DLP である。個々のスキャンシリーズ毎の DLP 値も有用な可能性があり、積算 DLP に加えて使用してもよい。</p>
<p>(376) 核医学の場合、理想的な DRL 量は、特定の検査目的及び（関連する場合は）使用する放射性医薬品に関する、特定の放射性核種の体重あたりの投与放射エネルギーである。委員会は、小児、青年及び低体重の患者には体重に基づく投与放射エネルギーを用いること、また他の患者群にも検討することを勧告している。極度の肥満患者には、最大投与放射エネルギーを固定して設定することを検討してもよい。多くの国々における成人患者に対する実地臨床では、体重によらず標準の投与量が使用されているものとみられている。</p>
<p>(377) 放射性医薬品が主に単一臓器に濃縮される検査（例えば甲状腺シンチグラフィ、肺血流シンチグラフィなど）では、体重に基づく投与放射エネルギーは適切でないことがある。</p>
<p>(378) 核医学的及び CT に対する DRL 値は、まったく異なるモダリティからの放射線に適用されるため、また異なる DRL 量が用いられるため、ハイブリッドイメージング（SPECT-CT、PET-CT）においては各モダリティに関する DRL 値を個別に設定し提示することが適切である。</p>
<p>8.3 全国調査の分布の中央値の使用</p>
<p>(379) DRL 値を遵守している場合でも、そのことだけで、使用する線量について最適化されたレベルで手技が行われたことを示すものではない。委員会は、国の DRL 値の設定に使用された分布の中央値（50 パーセントイル）を使用することで、さらなる改善を得られることを認識している。</p>
<p>(380) 国の分布の中央値は、最適化を助ける追加的なツールとなる可能性があり、標準的な手法及び技術を用いて目指すところの望ましいゴールであり、また、適用する放射線の最適な使用に近い状況であることを示すものである。</p>
<p>(381) 施設の DRL 量の中央値が、国の分布の中央値より低かった場合、画質（又は複数の画像を使用する場合は診断情報）が悪影響を受けている恐れがある。追加の最適化に取り組む際は、画質を重点的に検討する。</p>
<p>8.4 DRL 用線量調査とレジストリ</p>
<p>(382) 委員会は、患者に行う画像検査及び手技について、DRL 量に基づくローカル DRL 値及び国の DRL 値を設定することを勧告している。ほとんどの場合、ファントムの使用は十分でない。ファントムを使用する方法では、操作者の能力、選択した画像プロトコル、及び患者のばらつきの影響が考慮されない。</p>
<p>(383) ファントムの使用は、X 線装置の性能の調査において重要であり、防護の最適化において使用する線量という点で、透視及び CT 装置の性能評価にも重要である。</p>
<p>(384) DRL 量に関するデータは、調査、レジストリ登録又はその他の自動データ収集法を用いて収集することができる。</p>
<p>(385) 患者の線量計測に使用する全ての線量計、面積線量計などの校正が定期的に行われ、またこれは国または国際標準までのトレーサビリティが確保されていなければならない。</p>
<p>(386) X 線システムにより生成され転送された DRL 量データの正確さは、医学物理士が定期的に確認する。</p>
<p>(387) 対象とする検査／手技は、一般に、線量評価が実行可能である地域において最も多く実施されている検査とし、患者に最も高い線量が照射されることになるものを優先する。</p>
<p>(388) DRL は放射線治療に利用されることを意図していないが、治療計画の作成のための画像撮影、治療リハーサル、及び放射線治療における患者の設定検証には考慮すべきである。</p>
<p>(389) DRL 値を制定するための国の調査及びレジストリには、通常、患者集団を代表できるデータを得ることができるよう、十分な検査数をもつ中規模又は大規模な医療施設を含める。サンプルには、多岐にわたる医療機関を含める。</p>
<p>(390) 大きな国で、国のレジストリ又は自動データ収集法がない場合は、国内の全医療施設のごく一部をラ</p>

<p>ンダムに抽出して調査することが、国の DRL 値の設定の適切な出発点となりえる。まずは、20～30 施設からの結果で十分と考えられる。医療施設が 50 ヶ所よりも少ない小国では、最初の調査ではその 30～50%の調査で十分と考えられる。</p>
<p>(391) 1 施設の特定の検査に関する調査では、通常、20 例以上の患者の DRL 量に関するデータを収集する。透視診断又は CT 検査には 30 例以上が、マンモグラフィには 50 例以上が好ましい。小児の場合、小児の検査数が少ない施設では、これらの数値を減らす必要があるかもしれない。レジストリの場合、入手可能かつ適切なすべてのデータを使用する。</p>
<p>(392) 50 例未満のデータを収集する場合、診断手技の調査に含める成人患者の体重について、なんらかの標準化を行う（例えば、平均体重 70 ± 5 kg とするために、60～80 kg の患者とするなど）。</p>
<p>(393) HIS 及び RIS は多数の患者についてデータを提供できるが、これには患者体重は含まれていないかもしれない。あらゆる DRL 用線量調査と同様、その結果はデータ入力 of 正確さに左右される。</p>
<p>(394) 各施設でも、また国のレジストリを通じて、RIS と関連するソフトウェアにより、DRL 量に関するデータを自動的に入手することが可能になる。自動化プロセスを使用する場合は、特定の手技の全症例に関するデータを入手し、最適化に使用する。</p>
<p>8.5 DRL 値の設定</p>
<p>(395) DRL 値は、その選定された医用画像検査目的のために定められた、臨床的及び技術的要件と結びついている必要がある。</p>
<p>(396) DRL 値を設定する際は、適切な画質又は検査目的に必要な診断情報に重点が置かれるべきである。検査目的に応じて DRL 値は異なることがあり、特に、組織の内部構造の差の可視化や結節検出が重要になることが多い CT ではそうである。検査目的が異なれば、異なる画像フィルタの使用が必要になることがあり、それによって被ばく量は変化する。</p>
<p>(397) DRL 値を策定する際は、参加する全施設から収集されたすべてのデータが、同様の検査手法から得られていることが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。</p>
<p>(398) 通常施行される撮影方向及び検査目的を、詳しく明記することが重要と考えられる。このことは、異なる臨床適応に応じて、様々な曝射設定又は様々な撮影方向（あるいはしは撮影方向数）が用いられる場合に、必要となると考えられる。</p>
<p>(399) 一つの検査に 2 種類の画像モダリティを使用する場合（PET-CT、SPECT-CT など）は、両モダリティに関する DRL 値を設定及び提示することが適切である。</p>
<p>(400) DRL 値は、撮影行為の状態に応じて、また特定の時点で利用できる技術（後処理のソフトウェアを含む）に応じて異なる。</p>
<p>(401) DRL 値の比較には、所定の体重範囲にある代表的な患者サンプルから収集したデータの分布の中央値（平均値ではない）を使用する。平均値は、非常に高い又は低い数値により大きく影響されることがある。</p>
<p>(402) 国の DRL 値は、代表的な施設のサンプルから得られた中央値を集め、その 75 パーセンタイルとして設定する。</p>
<p>(403) 地域（複数の国の集合）DRL を作成する場合は、これはその地域の国々における国の DRL 値（それぞれ 75 パーセンタイルで設定されたもの）の中央値として設定する。入手可能なデータのサンプルが少数である場合は、関係各国間の同意により、他のアプローチを使用してもよい。</p>
<p>(404) DRL 値の設定及び更新のためのプロセスは、柔軟かつ動的なものとする。データがほとんど入手できない手技（小児患者における IVR など）、又はデータが 1、2 施設のみから得られる場合には、柔軟に対応する必要がある。より幅広い調査が実施されるまでの間、これらのデータから最初の DRL 値を導出するためには、動的プロセスが必要である。</p>
<p>(405) ある手技が、大半の病院で日常的に行われていない場合は、ローカル DRL 値は、手技のしかるべき検査数を有する単一の大型病院（例えば、小児専門病院など）からのデータを用いて決定することができる。</p>
<p>(406) 最適化が既に行われていた場合、複数の放射線部門を集めたグループで設定したローカル DRL 値が役立つことがある。このグループは、各施設の検査状況のより定期的な調査に基づき、ローカル DRL 値を設定することができる。この値は通常、国の DRL 値よりも低値となる。施設数又は X 線室数が少ない場合、DRL 量の数値の分布の中央値を「代表値」として推奨する。代表値は、同レベルの画質を達成するために低い線量の使用が可能となった新たな技術についても設定することができる。</p>

(407) DRL 値を公表する際は、患者データを収集した現地グループ、国又は地域からの意見書を同時に示し、データのベースとした「標準」患者の体格、必要に応じてその検査の詳細、および調査実施日を記載する。
8.6 IVR の DRL
(408) 委員会は、IVR に適用される DRL プロセスに対して「診断参考レベル」という用語を用いることを勧告している。
(409) IVR について DRL 値を設定する際には、手技の複雑性を考慮してもよい。また、より複雑な手技の場合は、DRL 値に係数を乗ずるのが適切なこともある。
(410) 可能であれば、(限定したサンプルからのみでなく) 実施した全 IVR からのデータを、ローカル DRL 値及び国の DRL 値と照合する。
8.7 小児の DRL
(411) 小児における体重は、未熟児から肥満青年までで 100 倍以上の違いが生じえるため、小児画像撮影の DRL を規定するためには、1 人の「代表的患者」を用いるべきではない。
(412) 新生児から成人の体型の青年まで、小児では患者の体格と体重に大きいばらつきがあることから、小児検査の使用線量には著しい違いが生じえる。このような患者線量のばらつきは妥当である。一方、小児疾患と小児患者の体格に対応するため、画像検査プロトコルを成人用から変更して小児に適用するやり方の誤りや失敗によって、患者線量にばらつきが生じることは妥当ではない。
(413) 体幹の検査に関する小児の DRL 値を制定するためには体重による層別化が推奨され、小児にはこれを促進すべきである。年齢のみが入手できる指標である場合、年齢による層別化を使用できる。
(414) 頭部検査の DRL 値の制定には、年齢によるグループ分けを推奨する。
(415) CT の場合の DRL 量は、なるべくなら身体検査用の 32 cm 径のファントム、頭部検査については 16 cm 径のファントムを用いた校正に基づく CTDI _{vol} 及び DLP とする。これらの数量の値は、患者検査から入手する。SSDE は、最適化のためのもう 1 つの情報源として使用することができる。
(416) 最新の CT 装置では、有効径又は患者の等価厚の測定が可能である。小児の DRL の設定をさらに精緻化するものとして、これを検討すべきである。
(417) 核医学画像撮影の場合、体重と関連した所定の因子に基づいて投与放射量を調整することを検討するべきである。小児検査にも調整を行う。
8.8 実地臨床における DRL の適用
(418) 国又は地域の DRL 値は定期的 (3~5 年ごと) に改定する必要がある。ただし、技術面の大幅な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理が得られた場合は、より高頻度に改定する。
(419) 医用画像検査の DRL 量の中央値を、その X 線室や放射線部門やその他の施設における患者集団を代表できるサンプルであるところの、所定の体重範囲内の患者を対象として算出して、これを、地方 (ローカル)、国又は地域の DRL 値と比較し、その場所に関するデータが期待されるよりも著しく高すぎあるいは低すぎないかを確認する。
(420) ある手技についてローカル DRL 値又は国の DRL 値を一貫して超えている場合、遅滞なく調査に取り組み、必要に応じて是正措置をとる。
(421) 是正措置が必要な場合、DRL 値は線量限度ではないことを覚えておく必要がある。
(422) 是正措置 (防護の最適化) には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める。問題点の有力候補は、調査方法、装置の性能、手技のプロトコル、操作者の技能、及びインターベンション技術については手技の複雑性に関係するものである。
(423) 最適化プロセスでは、医用画像検査目的に必要なレベルの画質を常に考慮する。画質は常に、検査の臨床目的に求められる情報を提供するために、また照射する患者の実際の体格に十分なものとする。
(424) 施設の DRL 量の中央値が、国の分布の DRL 値より大幅に低かった場合、画質 (又は複数の画像を使用する場合は診断情報) が悪影響を受けている恐れがある。検査プロトコルを検討する際は、画質を重点的に検討する。
(425) DRL 監査プロセスは、1 回の評価だけでは終わらない。最適化後にも調査を繰り返し行う必要があり、適切な時間間隔をおいた後にプロセス全体を繰り返す。
(426) 各施設における DRL 量の調査は、通常は QA プログラムの一環として行う。ただし、これらのデー

<p>タがレジストリに継続的に提出される場合はその限りではなく、登録データの検討を行うべきである。各 X 線装置の検査を代表できるように抽出された検査を対象として、約 3 年間隔で、及び技術又はソフトウェアの重大な変更が加えられた場合に調査する。</p>
<p>(427) CT 及び IVR の場合、各施設における DRL 量の調査は、通常は QA プログラムの一環とし年 1 回行う。ただし、これらのデータがレジストリに継続的に提出される場合はその限りではなく、登録データの検討を少なくとも年 1 回行うべきである。SPECT-CT 及び PET-CT についても、QA プログラムの一環として年 1 回の調査またはレジストリ登録データの検討を行うことが適切である。</p>
<p>(428) レジストリ又はデータベース自動照合を通じて、DRL 量に関するデータの継続的な収集が可能である場合、これらすべてのデータの定期的な検討の形で線量管理プロセスを行い、悪い傾向がないかを確認することができる。</p>
<p>(429) 歯科 X 線撮影のための最適化の管理及び達成方法は、他の X 線の用途と異なる。歯科用 DRL 値は、日常検査中に測定する入射空気カーマについて設定する。検査結果に基づき、プロトコル（装置設定）の変更及び調節を勧めることができる。調査担当者は歯科医と協力して防護を最適化する。他の方法では達成できないような防護の改善が、新たな技術と関連した防護の改善では実現可能である。</p>
<p>ANNEX A 以前の DRL に関する ICRP の勧告</p>
<p>DRL は医療における放射線防護の最適化に使用される。DRL は、異常に高い（または低い）レベルを識別するための一種の調査レベルであり、一貫して DRL を超過している（または下回っている）場合は、各施設における見直しを求めるものである。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 地域、国および地方の当局は、診断参考レベル（DRL）を用いるべきである。 <p>DRL の概念の履行を当局が要求することがある。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● DRL の数値はあくまで助言的なものである。 <p>この数値は規制上や商業上の目的を有するものではなく、線量拘束値ではなく、限度や拘束値に関連するものでない。DRL の概念は、その選定と履行に柔軟性をもたせている。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● ICRP の先の助言では、DRL に関する量、数値または履行の詳細を明示していなかった。これは地域（国の集合体）、国および地方の当局の任務であり、各当局はそれぞれの管轄範囲での要求を満たす必要がある。 <ul style="list-style-type: none"> ● 先の助言の根拠は、その助言と整合性のある妥当かつ実際的なアプローチにより、医用画像における患者線量の管理が向上すると予想されることにあった。
<p>A.1. 緒論</p>
<p>(430) これまでに、放射線診断と核医学における実用的なツールとしての診断参考レベルの適用について、地域、国および地方の当局、並びに医学界に対して助言を行ってきた(ICRP, 2001a)。医用画像撮影目的に合致し、許容できる画質または十分な診断情報を得ることは、すべてに優先する臨床上の目的である。したがって、診断参考レベルの使用は、患者に対する放射線量を臨床上の目的に見合うように管理することを支援するためのものである。</p>
<p>(431) 医用画像撮影の診断参考レベルを確立するために、様々な当局が医療専門家の団体とともに種々のアプローチに取り組んできた。先の助言の際には、こうしたアプローチについて検討を行なった。これらのアプローチの目的と方法は同じではないものの、診断参考レベルの概念の履行方法には様々なものがあり、対象とする医用画像撮影、地域、国あるいは地方における実施状況や、地域、国あるいは地方で選好されている技術的な実践に左右されるという結論を得た。</p>
<p>(432) 先の文書では既存の ICRP ガイダンスを簡単に概説し、これまでにとられたアプローチに関する情報を要約するとともに、ICRP 第 3 専門委員会からの追加的助言が提示された(ICRP, 2001)。先の文書に記載した助言は、過去の ICRP ガイダンスに一致した診断参考レベルの枠組みを提示したが、その選定と使用にはより柔軟性をもたせていた。説明に役立つ実例がいくつか提示されたが、このときの助言においては、使用すべき量、その量に対して設定すべき数値、あるいは地域、国あるいは地方の当局が診断参考レベルの実施に用いるべき方法に関する技術的詳細事項は明示していなかった。そうした情報に関する概説と要約が、本文書には記載されている。</p>
<p>A.2. 既存の ICRP ガイダンス</p>
<p>(433) Publication 60 (ICRP,1991) では、医療被ばくにおける防護の最適化に関する節の (S34) 項に次の勧告が記載されていた：</p>

「いくつかの日常的な診断手法に適用するために、適切な職業的機関または規制機関により選定された線量拘束値または調査レベルの使用を考慮すべきである。それらは、確固たる臨床判断により必要とされればもっと高い線量が許されるよう、柔軟に適用すべきである。」

(434) Publication 73 (ICRP,1996) では、「診断参考レベル」という用語を導入し、委員会が有する参考レベルの広い概念におけるその位置付けを説明した。また、Publication 60 の (S34) 項に記載された勧告を拡張してより詳細に論じた [Publication 73 の (99) ~ (106) 項]。その要点を以下にまとめる。

(a) 使用される用語は「診断参考レベル」である。

(b) DRL は一種の調査レベルであり、患者の線量が異常に高い状況を特定するための単純なテストとして利用されることを意図している。もしある検査の線量が一貫して当該 DRL を超えるならば、防護が適切に最適化されているか否か判断するために、各施設における検査手順や装置の見直しが求められる。

下限の目安となる診断参考レベル（それ以下では線量が低すぎて適切な医用画像を得られない）も原理的にはあり得る。

(c) DRL は専門家の判断を補うものであり、よい医療と悪い医療の境界線を提供するものではない。

診断参考レベルを、規制上または商業上の目的で利用することは不適切である。DRL は、線量拘束値ではなく、限度値または拘束値に関連するものではない。DRL の数値はあくまで助言的なものである。

(d) DRL が対象とする検査の種類は放射線診断、核医学（すなわち、一般的な検査および幅広い規定の各種装置）である。

(e) 診断参考レベルは、複数の患者で認められた線量分布のパーセンタイル点を用いて、医療専門家の団体が国または地域別に選定する。

(f) 診断参考レベルは容易に測定される量でなければならない。例えば、放射線診断では、空気中の吸収線量、あるいは単純な標準ファントムや代表的患者の体表面における組織等価物質中の吸収線量などであり、核医学では投与放射エネルギーである。

A.3. これまでの医用画像における参考レベルの検討

(435) これまでに医用画像に用いる参考レベル（DRL に相当する初期の用語）に対しては、いくつかのアプローチが行われてきた。概して参考レベルは調査レベル（すなわち品質保証のツール）として用いられ、その数値は助言的なものとされていた。しかし診断参考レベルの概念を実際に取り入れることを当局が要求することがあるとされた。

(436) 参考レベルの選定にはほぼ一貫した判断基準が存在してきたものの、放射線診断と核医学とでは、それまでに用いられてきた判断基準は異なっていた（現在もそうである）。放射線診断では通常、当該地域または国の患者で実際に観察された線量計測量の分布から、参考レベルが抽出されてきた。通常は上限値のみが設定され、下限値は規定されていなかった。核医学では通常、許容されている慣行と医療行為に基づく投与放射エネルギーの実際の値から参考レベルが求められている。一般にすべての参考レベルは、放射線防護当局と職業団体あるいは専門家（すなわち臨床関係者の関与）との連携により策定されていた。

(437) 各種の参考レベルは異なった目的を有してきた。参考レベルは特定の医用画像撮影に適用されるが、しばしば臨床的および技術的条件は完全に定義されておらず、定義の程度は目的によって異なっていた。少なくとも次の 3 つの一般的な目的が特定できた。

(a) 一般的な医用画像撮影において、正当化されない高い値または低い値を特定し、分布におけるその頻度を低減することで、地域、国または地方における分布を改善する。

(b) より特殊な医用画像撮影の良好な実践を促す。

(c) 特定の医用画像プロトコルのための値を最適な範囲にするように促す。

(438) 多くの異なった量の参考レベルが用いられてきた。選択される量は、臨床手技の種類に依存しており、例えば、個々の X 線撮影、複数回の撮影あるいは複数の照射位置からなる手技や検査、診断核医学的手法（すなわち特定の放射性医薬品の臨床目的）のいずれであるかにより異なった。用いられる量は、参考レベルを設定する団体によっても異なり、求められる目的、地方の選好および特有の照射条件にも依存していた。

(439) 上記の見解は、参考レベルに対する一連の検討事項とアプローチを明らかに強調しており、その特徴を Supporting Guidance 2 (ICRP, 2001) の表 1（参考レベルに対するアプローチ）および表 2（参考レベルの一覧表）に提示した。表 1 および表 2 には、それ以前にいくつかの当局により選択されたアプローチと参考レベルの一覧を示している。表 1 および表 2 は背景情報を示すものであり、ICRP (2001) や本要約で示す第 3 専門委員会からの追加的助言には含まれていなかった。

A.4. 考慮すべき基本事項

(440) 診断参考レベルとして使用される量の数値の変更と、それに伴い生じる患者の組織線量の変化、そして

患者の組織線量によって決まる相対的な患者のリスクとの関係を適切に解釈するためには、次の事項を考慮することが重要である。

(a) 診断参考レベルの数値は、その医用画像撮影について定義された臨床的および技術的要件と結び付けられている必要がある。要件には一般的なものと個別のものがあり得る。

(b) 特定の医用画像撮影を受ける患者間では、体内における相対的な組織線量分布に大きな差異があることはない。計測量の比例的な変化は、個々の組織線量の比例的かつ一様な変化率に対応するであろう。照射野の大きさ、照射野の位置、線質または内部線量分布の変化をもたらすその他の技術的要因により、体内の相対的な組織線量分布と診断参考レベル設定に用いた線量分布の間に明らかな差異が生じた場合には、組織線量（と、それによる患者リスク）の変化に関する計測量の変化を明確に解釈できないと考えられる。

診断参考レベルを設定する際には、地域、国および地方の当局と専門家集団の関係者はこれらの考慮すべき事項に精通しているべきである。

A.5. ICRP 第 3 専門委員会による診断参考レベルに関する追加的助言

A.5.1 診断参考レベルの目的

(441) 診断参考レベルの目的は、医用画像撮影の臨床目的に寄与しないような過剰な患者の被ばくを回避する上で役立つことである。この目的は、診断参考レベルの数値（当該地域、国 または地方のデータから得られた値）と、適切な標準的患者群または適切な標準ファントムで実際に観察された平均値または他の適切な値を比較することにより達成される。

標準的患者群とは通常、身体的パラメータ（例えば、身長、体重）が一定範囲内に入る患者であると定義される。そのような選択をせずに抽出した患者群を標準群として用いた場合には、観察された値が診断参考レベルと比較して高値、あるいは低値のいずれであるかの解釈が難しくなるであろう。診断参考レベルは個々の患者に適用されるものではない。

A.5.2 診断参考レベルの使用

(442) 診断参考レベルは次のために使用できる：

(a) 一般的な医用画像撮影において、正当化されない高い値または低い値の頻度を低減することにより、地域、国または地方で認められる結果の分布を改善するため。

(b) より特殊な医用画像撮影の良好な実践を示す値の範囲を狭くするように促すため。あるいは、

(c) 特定の医用画像プロトコルのための値を最適な範囲にするように促すため。

「一般的な画像撮影」は、検査目的がほとんど特定されない、全般的な臨床目的のために行われる画像撮影である（例えば、検査目的や技術的要素が特別には限定されていない胸部 X 線写真正面像）。

「より特殊な医療画像撮影」とは、明確に定義された臨床目的のための画像撮影であるが、他の技術的および臨床的詳細における医療施設間の差異は許容されるものを意味する（例えば、臨床目的と一般的なテクニック（高 kVp など）が明記されているが、詳細なテクニック要素は明記されていない胸部 X 線写真正面像）。

「特定の医用画像プロトコル」とは、完全に定義された一連の仕様を有する臨床プロトコルで、単一の施設（または複数の関連施設）において準拠するか、または公称ベースラインとして用いられるものを意味する（例えば、胸部 X 線写真正面像のプロトコルで、臨床目的、手順の技術的処理、画像品質基準、特有の患者属性、その他の適切な要因が特定されたもの）。

(a)、(b)、(c) の使用は、所定の医用画像撮影に対して当局が臨床的および技術的条件の仕様をどの程度明確化するかにより違いが出てくる。

(443) 実際の医療行為において観察された値が、設定された上限または下限のレベルから常に逸脱する場合、各施設において適切に調査し、措置を講ずる。このプロセスは、一般に患者が不必要な組織線量を受けないようにする上で役立つ、その結果、放射線による健康への影響で不要なリスクの回避に役立つことになる。

A.5.3 定義と実例

(444) この節では、2.5.2 節で言及されている用途のために ICRP から以前提供された (ICRP, 2001) DRL 量の例およびそれらの DRL への適用について記す。ここに示す例は ICRP 勧告を構成するものではなく、ICRP 第 3 専門委員会の追加的助言を一般的に説明するものである。様々な医用画像モダリティにおける望ましい DRL 量に関するより焦点を絞った議論は、本文書の関連セクションに記載されている。

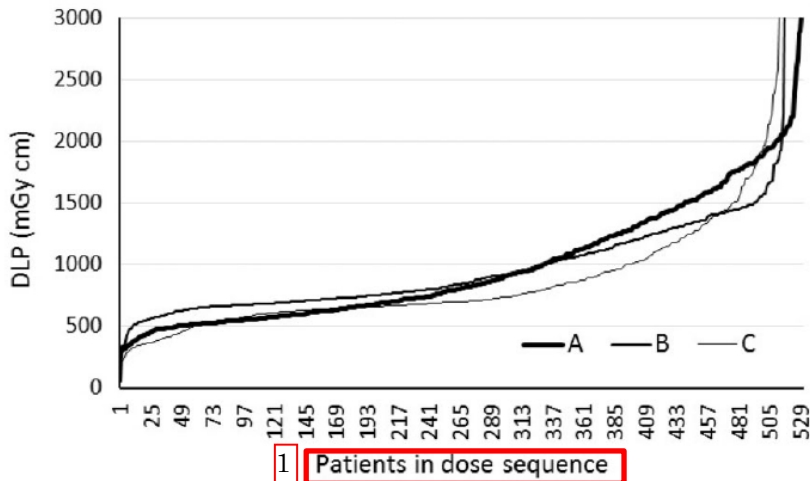
(445) 一般的な医用画像撮影に使用される量と、地域、国または地方における観察値の分布の改善を目的としたその適用例を、以下に示す。

<p>(a) $K_{a,i}$ または $K_{a,e}$ (いずれも mGy 単位) : 所定の X 線撮影 (例えば, 胸部撮影正面像) に使用</p> <p>(b) P_{KA} : 臨床的に検査する解剖学的部位が明確に定められている特定の種類の透視検査 (例えば注腸バリウム) に使用</p> <p>(c) 投与放射線量 (A, MBq 単位) : 所定の放射性医薬品を用いた特定の核医学画像撮影に使用 (例えば, ^{99m}Tc-MAA を用いた肺血流イメージング)</p>
<p>(446)より特殊な医用画像撮影に使用される量と, 適切な撮影のために値の範囲を狭くするように促すことを目的とした良好な実践例を以下に示す。</p> <p>(a) $K_{a,i}$ または $K_{a,e}$ (いずれも mGy 単位) : 特定の X 線画像撮影に使用。臨床目的は定められるが, X 線装置, 技術的要素および画質判断基準には施設間で差異があってもよい。</p> <p>(b) 長さ線量積 (DLP, mGy cm 単位) : 臨床検査対象の解剖学的部位が明確に定められている所定の種類のコンピュータ断層撮影 (CT) 検査のうち, 臨床目的, 画質判断基準および 技術的要素が規定されているもの (例えば, ルーチンの腹部 CT スキャン) に使用。X 線装置 (すなわち CT システム) には施設間で差異があってもよい。</p> <p>(c) P_{KA} : 特定の透視検査に使用。臨床目的は明確に定められるが, 装置の種類, 技術的要素および患者特性には施設内または施設間で差異があってもよい。相対的な組織線量分布のばらつきはほとんどないと予想されるので, P_{KA} の比例的な変化は, 各照射組織における吸収線量のほぼ比例的な変化に合致する。</p>
<p>(447) 特定の医療画像プロトコルに使用される量と, 値を最適な範囲にするように促すことを目的とするその適用例を以下に示す。</p> <p>(a) 特定の CT プロトコルに関する管電圧 (kVp) : 臨床目的, 装置の型式, 技術的要素および患者特性が定められている。</p> <p>(b) 単光子放射型コンピュータ断層撮影法 (SPECT) の特定の撮影プロトコルに対する MBq 単位の投与放射線量 (A) : 臨床目的, 装置の種類, 技術的要素および患者特性が定められている。</p>
<p>A.5.4 透視ガイド下の IVR に関する留意点</p>
<p>(448) 透視ガイド下の IVR の場合, 不要な放射線による確率的影響の可能性を減らすという点で患者線量の管理を促すために, 原則的には診断参考レベルを使用することができるであろう。ただし, 透視下の IVR による被ばく時間と手技の複雑さは, 個々の患者の臨床状態に強く左右されるため, 特定のプロトコルであっても観察される患者線量の分布は極めて広範囲に及ぶ。これに対して考えられるアプローチは, 通常臨床および技術的要素のみならず, その手技の相対的な「複雑性」を考慮に入れることである。患者線量と確率的リスクを十分に評価するためには, 2 種類以上の量 (すなわち複数の診断参考レベル) が必要な場合があり得る。</p> <p>(449) 診断参考レベルは, 透視ガイド下の IVR による放射線の組織反応 (すなわち放射線により誘発される皮膚傷害) の管理には適用できない。この場合の目的は, 正当化されているものの長期にわたる複雑な手技を受けている個々の患者における組織反応を回避することである。この場合に必要なのは, 特定の患者に行う実際の手技による線量が確定的影響のしきい線量に近づきつつあるか, あるいはそれを超えつつあるかを実時間で監視することである。関連するリスク量は, 最大累積皮膚線量部位における皮膚の吸収線量である。有用なアプローチは, 患者の診療記録に記載されている様々な臨床的処置, または治療 (放射線により誘発される皮膚傷害に関連する) が行われた皮膚における最大累積吸収線量の値を用いることである (ICRP,2000)。次に, 実際に手技を行う時点では, 皮膚の最大累積吸収線量の指標として有用と考えられる適切な量のモニターを行う。</p> <p>ICRP はその後, 皮膚の最大累積吸収量 (皮膚のピーク線量) のモニタリングについて助言を提供した (ICRP, 2013a)。</p>
<p>A.5.5 診断参考レベルを設定する際の現場における柔軟性</p>
<p>(450) 診断参考レベルは, 臨床上的の目的に見合うよう患者に用いる放射線量を管理する際に役立つものとして, 当局が使用すべきである。</p> <p>(451) 診断参考レベルの概念は, 当局が現場の状況に関連する目的を達成するため, 量, 数値, 並びに技術的または臨床的な仕様を選択する場合の柔軟性を許容している。診断参考レベル (DRL) を設定する際に指針となる原則は以下のとおりである。</p> <p>(a) 医用画像撮影の際の臨床および技術的条件に関する規定の詳細さの程度を含め, 地域, 国あるいは地方レベルの目的を明確に定める。</p> <p>(b) DRL の値は, 地域, 国あるいは地方の関連データを基に選択する。</p> <p>(c) DRL に使用する量は, 実践的な方法で入手することができる。</p>

(d) DRL に使用する量は、患者の組織線量の相対的変化に関する適切な指標であり、そのため、特定の医用画像撮影を行う際の患者リスクの相対的変化の適切な指標となるものである。

(e) DRL を実践的に適用する方法を明示する。

(452) 当局は医療専門家の団体と共に、その DRL が適用される地域、国あるいは地方に特有の必要性を最適な形で満たし、なおかつ地域、国あるいは地方にとって一貫するよう、診断参考レベルを設定することを勧められている。

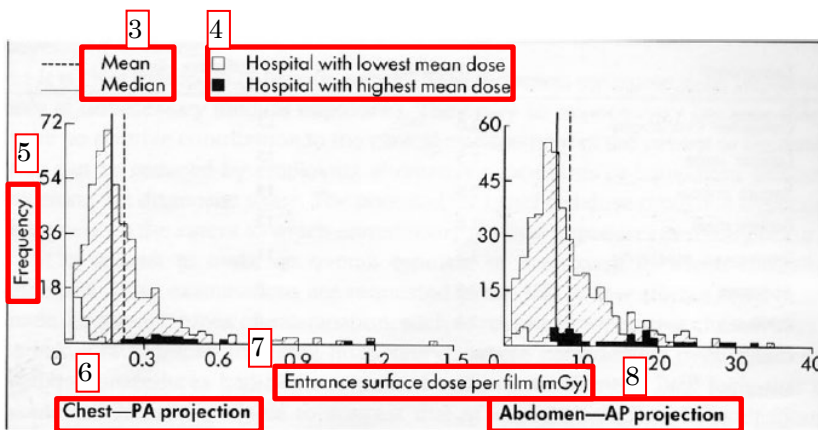


1 Patients in dose sequence

2 Fig. 2.1. Examples of data on dose-length product (DLP) for chest-abdomen-pelvis scans on three computed tomography (CT) scanners operating under automatic tube current modulation plotted sequentially in terms of increasing DLP (Martin, 2016). Outliers can be identified readily and omitted from the data analysis.

① 患者（線量順）

② 図 2.1. 自動管電流変調下で操作した 3 台の CT を用いた胸部-腹部-骨盤スキャンの dose length product (DLP) を、DLP の昇順にプロットしたデータの例 (Martin, 2016)。外れ値を容易に特定でき、データ解析から除外することができる。



9 Fig. 2.2. Distributions of entrance-surface dose per image for patients from 20 English hospitals included in an early survey performed by the National Radiological Protection Board (now Public Health England) (reproduced from Shrimpton et al., 1986 with permission from Public Health England). Distributions for the hospitals with the highest and lowest mean values are highlighted. PA, postero-anterior; AP, antero-posterior.

③ 平均値、中央値

④ 平均線量が最低の病院、平均線量が最高の病院

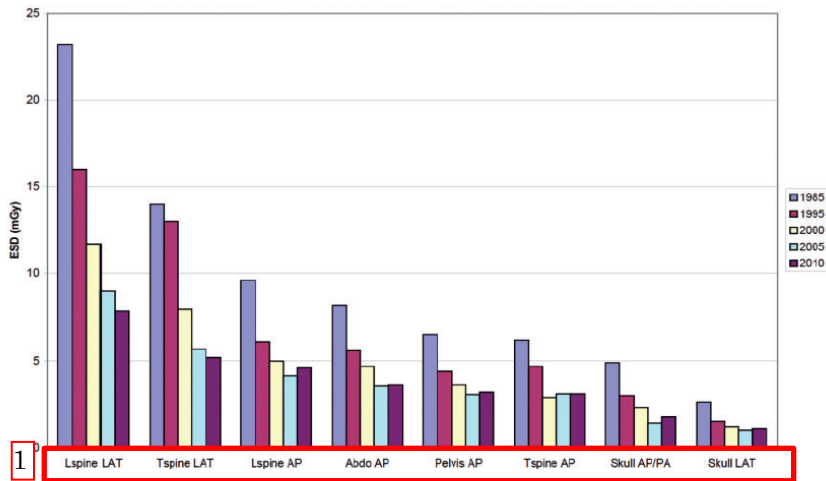
⑤ 頻度

⑥ 胸部-PA 撮影

⑦ フィルム 1 枚あたりの入射表面線量 (mGy)

⑧ 腹部-AP 撮影

⑨ 図 2.2. 国立放射線防護委員会（現、英国公衆衛生庁）による初期調査に含まれた 20 カ所の英国病院の患者の、画像 1 枚あたりの入射表面線量の分布 (Shrimpton et al., 1986 から英国公衆衛生庁の許可を得て再掲)。平均値が最高及び最低の病院の分布を、強調して示している。PA, 後前像; AP, 前後像。



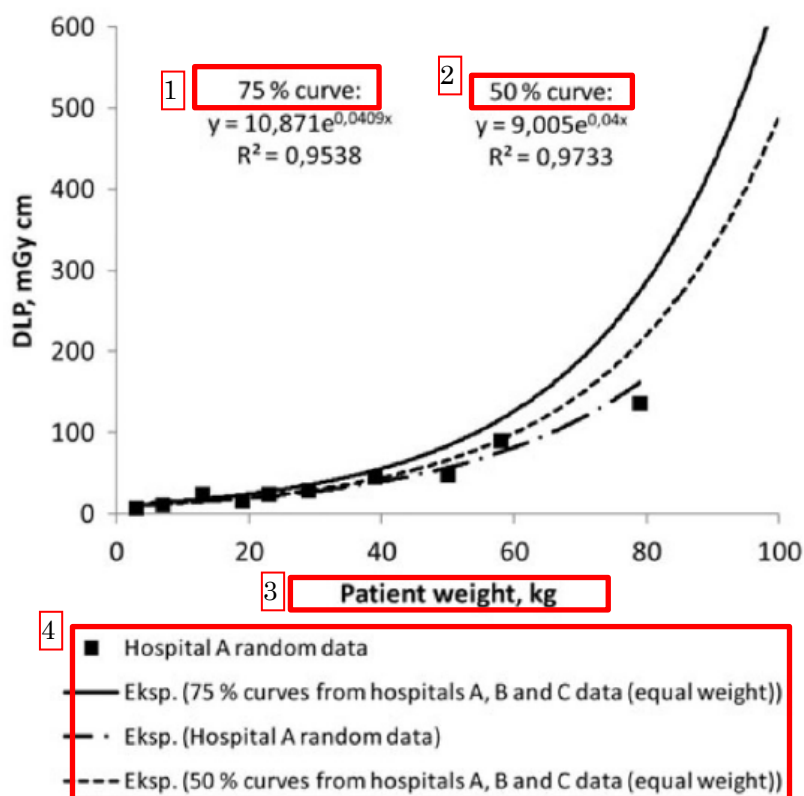
1

2

Fig. 2.3. Third quartile entrance-surface air kerma (ESD) ($K_{a,e}$) measurements for radiographic examinations derived from National Radiological Protection Board/Health Protection Agency surveys between 1985 and 2010 [reproduced from Hart et al. (2012) with permission from Public Health England]. LAT, lateral; AP, antero-posterior; PA, postero-anterior.

①腰椎 LAT、胸椎 LAT、腰椎 AP、腹部 AP、骨盤 AP、胸椎 AP、頭蓋 AP/PA、頭蓋 LAT

②図 2.3. X 線検査の入射表面空気カーマ (ESD) ($K_{a,e}$) 測定値の第 3 四分位数—1985 年～2010 年の国立放射線防護委員会／英国健康保護局調査から [Hart et al. (2012) から英国公衆衛生庁の許可を得て再掲]。LAT, 側面像; AP, 前後像; PA, 後前像。



①75%曲線

5 Fig. 6.1. An example of diagnostic reference level (DRL) quantity–weight curves for computed tomography (CT) of the chest, with dose–length product (DLP) as the DRL quantity. The DLP values relate to the 32-cm-diameter CT dosimetry phantom. The lowest curve shows an example of using this methodology to provide comparison for a limited data set from an individual hospital (Järvinen et al., 2015).

②50%曲線

③患者体重, kg

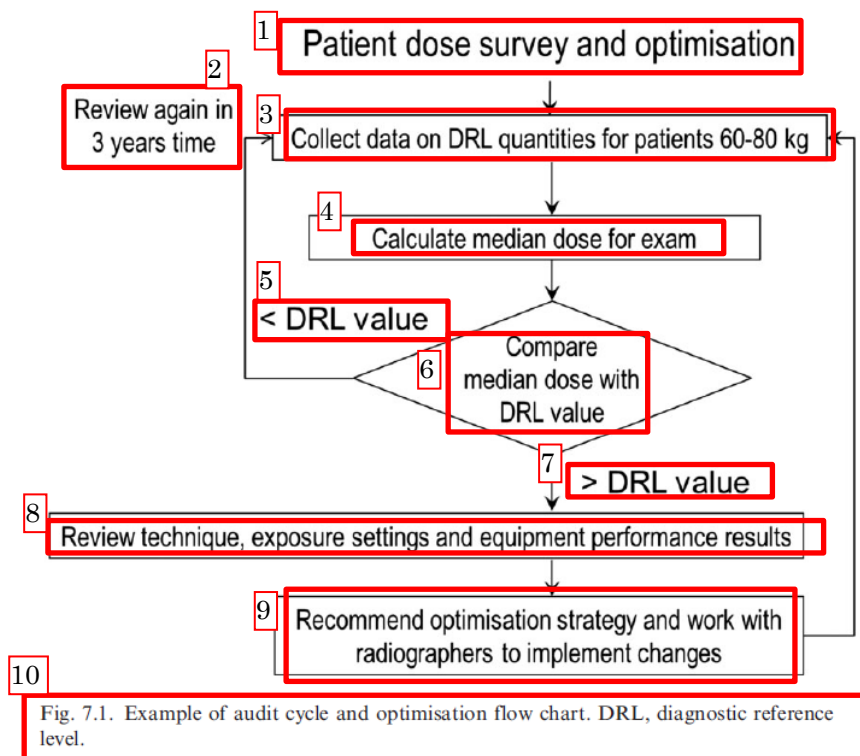
④A 病院ランダムデータ

Eksp (A, B 及び C 病院データの 75%曲線 (同等体重))

Eksp (A 病院ランダムデータ)

Eksp (A, B 及び C 病院データの 50%曲線 (同等体重))

⑤図 6.1. 胸部コンピュータ断層撮影 (CT) の診断参考レベル (DRL) 量-体重曲線の例。DRL 量として長さ線量積(DLP)を用いている。DLP 値は 32 cm 径の CT 測定用ファントムに関連している。最低曲線は、この手法を用いた 1 例で、個々の病院からの限られたデータセットに関する比較を示している (Järvinen et al., 2015)。



- ①患者線量の調査と最適化
- ②3年後に再検討
- ③60～80 kg の患者の DRL 量に関するデータを収集
- ④検査の中央値を算出
- ⑤<DRL 値
- ⑥中央線量を DRL 値と比較
- ⑦>DRL 値
- ⑧手法，照射設定及び装置の性能の結果を検討
- ⑨最適化戦略と，放射線技師と協力して変更することを推奨
- ⑩図 7.1. 監査サイクルと最適化フローチャートの例。DRL，診断参考レベル。

添付資料 1.2 ICRP Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures
(監修版)

論説
歴史は戯言に過ぎないのか？
<p>遡ること 1928 年に国際 X 線・ラジウム防護委員会 [現, 国際放射線防護委員会 (ICRP)] が設立された当時, 主に懸念されていたことは, 医療スタッフの職業被ばくと, その時点で既に確認されていた確定的影響であった。指をなくし皮膚障害を負った医師が映っている古い写真は, 現代の臨床医に対して, 危険性を認識せず適切な防護をしなかった場合に引き起こされる放射線の影響を強く注意喚起するものとなっている。ICRP が 90 周年を迎えた 2018 年に, 被ばくを伴う医療従事者 (すなわち, IVR に関与する人々) の職業上の放射線防護の検討において重要なことを, 今一度その刊行物の 1 つで発表することは, タイムリーな行為である。</p> <p>電離放射線を用いた IVR はこの数十年間で, 診断, 治療及び緩和という点で医療に革命をもたらし, 結果的に, それがなければ不可能であった治療を多くの患者に提供できるようになった。驚くほどの速さで技術が進歩し続けていることから, IVR は複雑性を増し, 終了までに数時間かかることさえある。また新たな技術は, 放射線防護に対して新たな課題を突き付けることにもなった。例えば, 陽電子放出断層撮影-コンピュータ断層撮影 (PET-CT) ガイド下のインターベンションや, 選択的内部放射線療法 (放射線塞栓療法) などである。</p> <p>指をなくした写真は今や過去の話ではあるものの, 複数の研究から, インターベンシオナリストの眼の水晶体の混濁, また場合によっては白内障の増加が示されている。適切な行為は患者とスタッフの線量低減につながることから, IVR を行う者および IVR に関与する者を教育し研修することは, いくら行っても, し過ぎるということはない。そのような手技について放射線防護プログラムを成功させるためには, 医師, 看護師, 診療放射線技師, 医学物理士, 規制当局及び管理者を含む全関係者により, チームとしての取り組みが必要である。さらに, 線量計を含めた个人防护具を着用することの重要性を, スタッフが自覚する必要がある。装着の意志がないため, 又は高線量が記録された場合は臨床行為を継続できなくなるかもしれないという恐怖心から, 線量計と鉛ガラスの防護メガネを装着しないことが非常に多い。インターベンシオナリストは自身の防護について何らかの責任を負うべきであり, 自身の防護は放射線取扱主任者及び医学物理士の役割であると思込むべきではない。推奨されている個人の防護が更に遵守されるためには, 行動を改めることが不可欠であり, この目標達成には教育が鍵である。</p> <p>私はこれまで 30 年近くインターベンシオナルラジオロジストとして働いてきた中で, 数種の線量計, 防護メガネ, 及び甲状腺防護具を着用することを忘れないためにはある程度の自制心が必要であることを認識しているが, これらの品目をまとめておくこと, そしていつも同じ準備を儀式的に行うことは困難ではないと考えている。現在, 旅に出かけるほぼすべてのドライバーはシートベルトの着用を忘れないと思うし, IVR を開始する際にも, 防護について同様にルーチンの準備を含めるべきである。</p> <p>わずか 100 年以上前の 1916 年のこと (ICRP 設立の数年前), Henry Ford は新聞「Chicago Tribune」のインタビュー記事で次のように述べた。</p> <p>「歴史は戯言に過ぎない...我々は今日に生きていたいと思うし, ほんの僅かでも価値がある歴史といえ, 今日われわれが作っている歴史だけだ。」</p> <p>とはいえ, 過去の出来事を振り返り, そこから学習することでのみ, 今日と未来のより安全な実践方法を取り入れることができよう。いずれにせよ, 電離放射線の使用に関連する勧告とガイダンスを示すことが ICRP の事業の中核であり, 本書に述べるとおり, 医療はこれを構成する重要な部分である。今日実施されている IVR の一部は, 新たに開発される治療法にとって代わられることで, 数十年の間に廃れてしまうかもしれない。歴史が「戯言」と考えられるなら, 今日まで発展したような放射線防護体系は得られなかったであろう。しかし, 我々は今日も間違いなく歴史を作っているということを忘れてはならない。</p> <p>Claire Cousins ICRP 委員長</p>
IVR における職業放射線防護
ICRP PUBLICATION 139
2017 年 10 月委員会により承認

抄録—委員会は最近の刊行物（例えば *Publication 117* 及び *120*）において、医師及びその他の医療従事者に対して、IVR 中に患者及び自身を防護するための方策について実践的な勧告を提供している。これらの方策は、それらが放射線防護の要素として枠組みに含まれる場合にのみ、また放射線防護の責任を負う専門職が対応できる場合にのみ有効である。この枠組みには、被ばくモニタリング、防護衣、教育と研修、及びプログラム実施の品質保証のための戦略を加えた、放射線防護プログラムが含まれる。IVR に関する職業放射線防護に責任を有する専門職には、以下の者が含まれる：医学物理士、放射線防護の専門家、線量測定業務に携わる職員、供給業者及び保守業者の臨床応用サポート職員、研修／装置の標準化／手技に携わるスタッフ、労働衛生の責任スタッフ、資金提供の責任を負う病院の管理者、専門機関及び規制当局。本書ではこれらの要素及び対象者について検討し、以下のような特定の問題について勧告を示す：エプロンを着用したときの線量測定値からの実効線量に関する評価、眼の水晶体の被ばくの推定（防護メガネあり／なし）、末端部モニタリング、防護衣の選択及び検査、職業被ばく線量が異常に高い又は低い場合の IVR の監査（後者の場合は線量計を装着しなかった可能性を意味する）。

© 2018 ICRP 出版社：SAGE

キーワード：職業放射線防護、IVR、被ばくモニタリング、眼の水晶体の被ばく、防護衣

ICRP 代表著者

P. Ortiz López, L.T.Dauer, R. Loose, C.J.Martin, D.L.Miller,
E. Vañó, M. Doruff, R. Padovani, G. Massera, C. Yoder

序文

国際放射線防護委員会（ICRP）（以下、「委員会」とする）は長年にわたり、電離放射線に伴うリスクに対する防護について勧告及びガイダンスを発表してきた。*Publication 103*（ICRP, 2007a）ではこれら勧告の最新情報を示し、また *Publication 105*（ICRP, 2007b）では医療被ばくの原則の適用を要約している。

これらの刊行物は全般的なものであるが、委員会はさらに、確認されていた特定の問題点、特に急速に進んでいる医療放射線の使用における問題に対応することも決定した。これは、焦点を絞り、かつ、手技に直接携わる者と日常業務で直接関係する者が閲覧できる形式で簡潔な刊行物を作成し、その刊行物が広く読まれるよう努めることにより達成された。

このような簡潔な刊行物の例には、放射線傷害の回避に関する *Publication 85*（ICRP, 2000b）、画像診断部門以外で行われる透視ガイド下手技の放射線防護に関する *Publication 117*（ICRP, 2010a）、及び心臓病学における放射線防護に関する *Publication 120*（ICRP, 2013a）など、IVR に関連するものがある。これらの刊行物は、IVR に関与する全スタッフメンバーの防護に向けた実践的な勧告を示している。

それでもまだ、病院の管理者、病院の放射線防護を担当するスタッフ、線量測定業者のスタッフ、供給業者及び保守業者の臨床応用の専門家、及び規制当局から構成される読者は、職業被ばくの評価、職業放射線防護のためのツール及び方法について、勧告を必要としている。また彼らは、以下のような特定の問題についても勧告を必要としている：末端部及び眼の線量評価（防護メガネあり／なし）、防護衣の選択（例えば、エプロン、甲状腺シールド、防護メガネなど）、エプロンを着用したときの実効線量の推定、職業被ばく線量が異常に高い又は低い場合の IVR の監査（後者の場合は線量計を装着しなかった可能性を意味する）。これらの問題に関するガイダンスを規定することが、本書の目的である。

作業部会の構成メンバー：

P. Ortiz López（委員長） R. Loose D.L. Miller
L.T. Dauer C.J. Martin E. Vañó

通信メンバー：

M. Doruff R. Padovani
G. Massera C. Yoder

第3 専門委員会の重要レビュアー：

K. Applegate M.M. Rehani

第2 専門委員会のレビュアー：

<p>J. Hunt J.D. Harrison N. Petoussi-Henss</p> <p>主委員会の重要レビュアー：</p> <p>D. Cool C. Cousins</p> <p>本書作成期間のICRP 第3 専門委員会の構成委員：</p> <p>E. Vañó (委員長) L.T. Dauer P. Ortiz López D.L. Miller (副委員長) S. Demeter P. Scalliet M.M. Rehani (書記官) K. Kang Y. Yonekura K. Åhlström Riklund P-L. Khong B. Yue K. Applegate R. Loose M. Bourguignon C.J. Martin</p>
<p>総括</p>
<p>1 経緯</p> <p>(a) 内科系及び外科系の多くの専門分野に属する医師が、看護師と診療放射線技師のサポートを受けて、従来の手術に代わるものとして放射線画像ガイド下でのインターベンション (IVR) を行っている。IVR は平均して低侵襲性であり、患者の回復期間は短く、さらに多くの種類の IVR では従来の同等の手術に比べてその合併症率が低い。加えて、麻酔や従来の手術に耐えられない一部の患者や、従来はアクセスできなかった病変も、今では低侵襲性の画像ガイド下インターベンションによって治療することができる。</p> <p>(b) IVR の実施件数は、先進国でも発展途上国でも大幅に増加しつつある。新たな種類の IVR は複雑性も増し、X 線撮影を多く使用する必要が生じ、さらに職業放射線防護の新たな問題が提起されている。インターベンシオナルラジオロジスト及びインターベンシオナルカーディオロジストのほか、通常は放射線防護の研修を受けていないその他の専門分野の医師も、現在は IVR の実施者である。</p> <p>(c) 同じ種類の手技でも職業被ばくには著しい違いが認められている。このことは、放射線防護の行為はまだ改善できることを示唆している。最近行われた眼に関するいくつかの研究においては、例えば国際原子力機関 (IAEA) プログラムの調整下で行われた Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose (RELID 試験) などから、インターベンシオナリストが放射線防護の装置を適切に使用しなかったり、放射線防護の原則に従わなかったりした場合、放射線に関連した眼の水晶体混濁の発生率が増加することが明らかになっている。</p>
<p>2 本書の趣旨及び適用範囲</p> <p>(d) 委員会は <i>Publication 117</i> (ICRP, 2010a) 及び <i>120</i> (ICRP, 2013a) において、IVR に関与する医師及びその他の医療従事者に対して、職業放射線防護に関する実践的な勧告を与えた。一方本書では、被ばくモニタリングの戦略、方法及び選択肢に関するガイダンス、放射線防護アプローチと防護衣、その使用と検査、放射線防護プログラムの策定、教育と研修、及びプログラム実践の品質保証についてガイダンスを示す。本書の対象者は、医学物理士と職業放射線防護を担当するその他の医療従事者、線量測定業務に携わる職員、臨床応用サポート職員、規制当局、及び全般的な安全文化並びに品質の保証と改善に影響力をもつ全職員である。さらに本ガイダンスは以下の者にも有用である：研修、装置の標準化及び手技に関わっている者。労働衛生に責任を有する者。防護の経済的サポート提供に責任を有する病院のマネージャー及び管理者。専門家の団体 (インターベンシオナリスト、医学物理士、看護師、診療放射線技師)。</p>
<p>3 IVR の使用、職業被ばく、及び観察される影響</p>
<p>3.1 使用者</p> <p>(e) IVR は通常透視ガイド下で行われ、X 線シネ様の一連の画像を取得して正常及び異常な状態、診断又は治療の結果を記録する。IVR はコンピュータ断層撮影 (CT) ガイド下でも行われる。通常の CT 画像を用いる場合、インターベンシオナリストは可動式シールドの陰に入るか、又は退室して画像を撮影する。CT 透視を用いる場合際は、インターベンシオナリストは室内に留まって、IVR 器具操作中の画像を得るため患者を撮影する。通常の CT 画像に比した CT 透視の主なメリットは、リアルタイムのモニタリングを用いることで、患者の呼吸やその他の運きに応じて体内で動く病変にアクセスできる、という点である。さらに CT 透視によって迅速かつ効率的な IVR が可能になる。その一方、CT 透視を行った場合、患者、インターベンシオナリスト及び IVR に関与するその他のスタッフが、比較的高い放射線被ばくを受けるおそれがある。</p> <p>(f) ⁹⁰Y 標識マイクロスフェアを用いた放射線塞栓療法 [選択的内部放射線療法 (SIRT)] など X 線画像ガイド下の治療的インターベンションは、切除不能の原発性又は続発性肝腫瘍患者治療のための代替法である。</p>

複数の病院で、生検及び／又はラジオ波焼灼療法のための、IVR 中のリアルタイムの陽電子放出断層撮影 (PET) -CT ガイドの使用を検討している。¹⁸F-FDG PET-CT 撮影は手術室内で、塞栓又は生検を行うべき部位を特定するため、IVR の有効性を確認するため、また残存病変を早期発見するため (例えばラジオ波焼灼療法後には、最大の治療効果を得るために必要に応じて焼灼を反復することができる) に行われる。

3.2 職業被ばくと観察される影響

(g) インターベンシオナリストは適切な防護により、職業被ばくの年間実効線量を 10 mSv 未満に維持することが可能であり、通常は 2~4 mSv の範囲かそれ以下にあるものの、複数の調査からは、個人の職業被ばく線量はこれらの数値を上回ることがあり、かつばらつきが大きいことが示されている。

(h) 白内障発現のしきい値は以前考えられていた値よりはるかに低いというエビデンスが得られるに従い、眼の水晶体への等価線量への注目が集まっている。委員会は眼の水晶体の等価線量限界を、5 年という一定期間の平均値として年間 150 mSv から年間 20 mSv に引き下げ、かつ年間 50 mSv を超える年がないことと勧告している。放射線画像ガイド下のインターベンションという性質上、眼に対する防護対策を取らなかった場合、仕事量が中程度から高度の職員では、眼の水晶体への線量はこの新たな年間等価線量限界を超え、長期間では水晶体の混濁が生じるおそれがある。

(i) 心臓学会に出席し、かつ IAEA プログラム協力試験 (RELID study) に任意参加した心血管インターベンシオナリスト及び看護師を対象として、複数の眼科学研究が実施されている。その結果、インターベンシオナリストの約 40~50%と、技師又は看護師の 20~40%に、電離放射線の被ばくに由来する損傷に一致する後囊下混濁が認められた。インターベンシオナリストにおける発生率は、対照群とした非被ばく者の 4~5 倍であった (約 40~50% vs 10%)。水晶体の生涯吸収線量は、場合によっては数 Gy にも達すると推定された。

(j) 患者の照射体積に最も近いところにあるインターベンシオナリストの手の線量は高く、特別なモニタリングを必要とするため、末端部の等価線量は関心が高いかもしれない。治療台の両側に防護カーテンをかけていた場合でも、最大で 110 mSv という年間下肢等価線量が確認されている。この被ばくは防護カーテンと床面とのギャップに起因するものであり、このギャップの大きさは被ばく中の X 線撮影台の高さに依存する。

4 職業被ばくのモニタリングと被ばくの評価

(k) IAEA の Information System on Occupational Exposure in Medicine, Industry and Research (ISEMIR) (IAEA, 2014b) で実施された調査から、心血管インターベンシオナリストの 76%は常に線量計を使用し、45%は 2 つの線量計を使用していることが明らかにされた。本調査は自己申告式であり、真の線量計の使用率を過大評価している可能性がある。さらに、世界では、IVR に携わる専門家に対する線量が適切にモニタリングされていない地域や、個人線量計が日常的に装着されていないことが多い地域もある。

(l) 実効線量の評価に加え、放射線画像ガイド下のインターベンションにおける職業被ばくのモニタリングには、眼の水晶体の等価線量の推定と、場合によっては末端部の等価線量の推定を含めることが望ましい。

4.1 実効線量の評価

(m) 2 つの線量計を使用し、1 つはエプロンで遮蔽し、もう 1 つは襟の高さでエプロンの外側で遮蔽せずに使用して、それらの測定値を組み合わせることで実効線量を最も適切に推定できる (過去の委員会刊行物に記載あり)。エプロン内装着の線量計から、十分な遮蔽を行うエプロンを日常的に着用していたというエビデンスも得られる。

4.2 眼の等価線量に関する評価

(n) 患者の照射体積に近い側のインターベンシオナリストの襟の高さに装着した、エプロン外装着の線量計は、実効線量の評価に寄与するのみならず、眼の水晶体と頭部の等価線量の合理的な推定も得られる。

(o) 職業被ばく線量を評価するため、数値計算法は改善される必要がある。これには高線量手技における眼の水晶体の等価線量も含まれる。これらの手法は、個人線量計の日常的かつ適切な使用の監査に役立ち、また、追加的な防護 (防護メガネなど) の必要性の評価に役立つと考えられる。(眼の線量を含めた) 個人線量評価のための、個人の位置検知装置とともに (線量計を必要としない) 計算技術の開発を追求する、研究プログラムを進める必要がある。

4.3 末端部の等価線量

(p) 一部の特殊で複雑な IVR における、手の等価線量の評価は、将来的により注目していく必要がある。手が直接 X 線ビームに非常に近い場合は、指用線量計が必要かもしれない。同様に、(足先から先を含む) 下肢の被ばくに関する評価にも、より注目していく必要がある。防護カーテンが利用できないとき、又はカーテンと床面の間にギャップがあるときは、特に注意しなければならない。このギャップは、IVR 中の台の高さに

<p>応じて生じると考えられる。</p>
<p>4.4 線量計の使用に伴うエラーの例と、状況修正のための間接的なアプローチ</p> <p>(q) エラーの例として、割り当てられた線量計を使用しなかった、エプロン内装着用の線量計をエプロン外で装着した、間違っ指に指リング線量計を装着した、他者に割り当てられた線量計を装着した、又は線量計を紛失したなどがある。</p> <p>(r) 線量評価のための間接的アプローチが、個人線量計装着の遵守不良の特定に役立ち、また個人線量計を使用しなかった場合の職業被ばく線量の推定にも役立つ可能性がある。これらのアプローチは、患者近傍（例えばCアームの位置）の散乱放射線量を測定するための空間線量計の使用、および、患者関連数量（例えば面積空気カーマ積）を様々な手技や配置に応じて作業者の眼の水晶体等価線量に換算する係数、の組み合わせに基づくだろう。</p>
<p>5 職業放射線防護に関するガイダンス</p>
<p>5.1 患者とスタッフの被ばくの関係</p> <p>(s) 放射線画像ガイド下のインターベンションにおける職業放射線防護は患者の防護と密に関連しており、患者防護のための大半の措置はスタッフを防護することになる。ただしその他にも、スタッフのみを防護するための防護措置や防護具が存在する。これらの装置の使用は、手技の操作を妨げてはならず、患者の被ばくを増加させてもいけない。</p>
<p>5.2 遮蔽装置による防護</p> <p>(t) X線室内で働く全てのIVRスタッフは、遮蔽エプロンを装着しなければならない。エプロンには通常、0.25 mm、0.35 mm 又は 0.5 mm の鉛当量が含まれている。ある種のデザインでは、前面を重ねて 0.5 mm の鉛当量の防護とし、他の部分は 0.25 mm の鉛当量となっている。透過率は通常、70～100 kV の範囲で 0.5～5% である（すなわち減弱係数は 200～20）。エプロンは散乱放射線から体幹を防護するが、頭、腕、手及び下肢を含むその他の身体部分はエプロンで防護されない。これらの部分については、放射線防護プログラムにおいて検討すべきである。</p> <p>(u) 頭の防護において最も重要な要素は、天井吊り下げ式の含鉛アクリル板の適切な使用である。これは、どの程度効果的に配置されるかにも依るが、頭頸部全体の線量を 2 分の 1～10 分の 1 に低減できることから、IVR の設備に組み入れておくべきである。</p> <p>(v) 患者の近くに留まるべきスタッフ（看護師や麻酔医など）には、彼らと散乱放射線の線源の間に置くことができる可動式（ローリング）シールドにより得られる付加的な防護が有益かもしれない。</p> <p>(w) (h)項の記述の通り、職業被ばくの下では、防護対策が不足していた場合、眼の水晶体の等価線量が新たな線量限度を超えるおそれがある。これが長期間にわたれば、水晶体の混濁をもたらす。反対に、IVR の透視装置が正しく操作され、手技のプロトコルが最適化され、術者が研修を受け、眼の防護ツールが使用されている場合は、眼の水晶体の線量は線量限度を下回るはずである。</p> <p>(x) 臨床医は X 線照射中に画像モニターを見ることから、眼は横と下側から照射される可能性があり、顔面の輪郭に鉛メガネを隙間なく（特にメガネの横と下側で）密着させることは重要である。</p> <p>(y) 一部の手技では、天井吊り下げ式のシールドの下端に取り付けた鉛ドレープのほか、シールドドレープやシールドパッドも、手の防護に有効となりえる。術者が散乱放射線の線源（患者の照射体積）の近くにいる必要がある場合、この種の防護を検討すべきである。患者にディスプレイドレープをおく場合、ドレープが一次ビーム内に入らないようにする。入った場合は患者及び術者の被ばく量が増す可能性がある。</p> <p>(z) IVR 中に撮影台近くに立つスタッフは、ビーム入射側の領域で放射線場がより強力であることに注意する必要がある。これは、斜め照射又は側方照射のとき特に重要である。寝台の下に X 線管を置いた透視からの、インターベンシオナリストの頭部、上半身及び手への線量は、下肢が受ける線量よりも著しく低くなる。</p> <p>(aa) このことは、下肢の遮蔽カーテンを利用できないとき、また寝台が高い位置にありカーテンを設置しても足が防護されないときに、特に当てはまる。ロール状の鉛シールドを利用でき、適切に使用した場合、スタッフの実効線量は 90%以上減少する。</p> <p>(bb) 以上のように、室内の全スタッフは防護エプロンを着用することが望ましい。ビームが照射されているとき、必ずしも常に患者側に体を向けることができない者には全周を覆うエプロンが望ましい。インターベンシオナリストは可能であれば天井吊り下げ式のスクリーン、寝台吊り下げ式のカーテン、及びシールドドレープにより防護されるべきである。スタッフはまた、高線量画像取得モード（例えば連続シネ撮影及びデジタルサブトラクション血管造影法など）の使用の間、及び自動注入器による造影剤の注入中に、後退して患者と</p>

<p>の距離をとることで、線量を低減することができる。看護師や麻酔医など、患者のそばにいる必要があるスタッフには、可動式スクリーンによる防護が有効なことがある。その他の職員は、患者の照射体積からの距離をとることで防護を強化するか、又は可能であれば撮影中は室外に出る。</p>
<p>5.3 胚及び胎児の防護</p>
<p>(cc) 妊婦が妊娠を申告した後、その作業条件としては、妊娠の残りの期間中の胎児の追加線量が 1 mSv を超えないようにしなければならない。</p>
<p>(dd) 現在得られているデータからは、適切な手順に従った場合、妊婦は放射線画像ガイド下のインターベンションをしてはいけないという根拠は示されていない。しかし、妊娠が申告された場合はいかなる場合でも、雇用主は妊娠中の作業員の被ばく状況及びその他の職業上の危険（含鉛エプロンの使用に伴う背部痛など）を入念に見直す必要がある。</p>
<p>6 品質保証</p>
<p>(ee) 定期的な文書のチェックと合わせた品質保証により、放射線画像ガイド下のインターベンションに関与する専門職員が常にその線量計と防護具（メガネを含む）を装着していることを確認することは、非常に重要である。</p>
<p>(ff) 防護具の受入試験は不可欠である。供給された一部の防護衣に不具合があったことが記録されている。さらに、防護具の慎重な取扱い（例えば、折り畳まないようにするなど）及び定期的な検査は、品質保証及び改善プログラムの一環として必要である（第 5 節参照）。</p>
<p>7 教育及び研修</p>
<p>(gg) 職業上の安全及び放射線防護における専門職員の初期教育、継続的な教育、及び研修は不可欠である。これは特に、安全文化、並びに画像撮影装置及び放射線防護ツール（例えば天井吊り下げ式のシールド、鉛メガネ及び遮蔽カーテンの適切な使用など）の適切な使用に関して重要である。</p>
<p>(hh) リアルタイムの能動型線量計の使用は、特定の高線量の手技における防護の適正化に役立つのみならず、被ばくする線量レベルに関する専門職員の教育にも寄与する。</p>
<p>(ii) 一般的な放射線防護の知識に加え、職業放射線防護を担当する病院スタッフ、線量測定業者のスタッフ、供給業者からの臨床応用の専門家及び規制当局には、実地臨床、IVR に使用される X 線装置、職業被ばく評価のための戦略、防護方法、及び防護衣の選択と検査に関する知識が必要である。</p>
<p>8 放射線防護のための主要な専門職員の配置</p>
<p>(jj) 放射線防護及び研修プログラムの作成と継続を担当する、医学物理士又はその他の職員の役割は重要である。彼らは、インターベンショナリスト、診療放射線技師及び看護師による適切な放射線防護及びケアを、最終的に計画して実行するチームの一員である。</p>
<p>用語解説</p>
<p>吸収線量 (D) [Absorbed dose] 電離放射線により一定質量の物質に与えられた平均エネルギーを、その質量で除した商。 $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$ 吸収線量は基本的な物理的線量で、あらゆる種類の電離放射線及び材料に適用することができる。吸収線量は、そのための一次標準が存在する測定可能な量である。国際単位系 (SI) では、吸収線量の単位は J/kg で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
<p>介護者と介助者 [Carers and comforters] スタッフ以外の、患者の介護及び介助する者。これらの個人には、両親や他の人たち、通常は家族あるいは親しい友人で、診断手法中に子供を支える人たち、あるいは放射性医薬品投与後又は小線源治療中に患者に近づくことがある人たちが含まれる (ICRP, 2007a)。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect] 「組織反応」参照。</p>
<p>線量係数 [Dose coefficient] 放射性物質の単位摂取量当たりの線量を表すものとして用いられる。しかし、例えば、特定の放射性核種の単位面積当たりに特定の放射エネルギーが沈着している表面から、特定の距離における外部線量率のように、線量又は線量率と放射能の量又は濃度を関連させる他の係数を述べるために用いられることもある (ICRP,</p>

2007a)。
線量限度 [Dose limit] 計画被ばく状況から個人が受ける、超えてはならない実効線量又は等価線量の値 (ICRP, 2007a)。
エプロン外装着の線量計 [Dosimeter over apron] 防護エプロンにより遮蔽されていない線量計。
エプロン内装着の線量計 [Dosimeter under apron] 防護エプロンにより遮蔽されている線量計。
実効線量, E [Effective dose] 人体のすべての特定された組織及び臓器における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される： $E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$ ここで、 w_T は組織又は臓器 T の組織加重係数、 w_R は放射線加重係数である。実効線量の単位は吸収線量と同じ J/kg, 特別な名称はシーベルト (Sv) である。 確率的影響の誘発に対し感受性があると考えられる人体のすべての臓器・組織にわたって合計する。組織加重係数は年齢と性別について平均化され、両性及びすべての年齢の集団に概数として適用するように意図される。
雇用主 [Employer] 相互に合意した関係により、彼又は彼女の雇用において、作業員に対し、認知された責任、関与、及び義務を負う、国の法律によって指定された組織、法人、共同企業体、企業、協会、信託機構、不動産業者、公共又は民間機関、グループ、政治団体又は行政団体、あるいは他の私人。自営業者は雇用主と作業員の両方である (ICRP, 2007a)。
等価線量, H_T [Equivalent dose] 次の式で与えられる組織又は臓器 T の線量： $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$ ここで、 $D_{T,R}$ は組織又は臓器 T が放射線 R から受ける平均吸収線量、 w_R は放射線加重係数である。 w_R は無次元量なので、等価線量の単位は吸収線量と同じく J/kg, また特別な名称はシーベルト (Sv) である。
X 線透視下または CT ガイド下の IVR [Fluoroscopically or computed tomography guided interventions] X 線透視又はコンピュータ断層撮影 (CT) を用いて、病変／治療部位を特定し、手技をモニターし、治療を制御及び記録するために、経皮的又はその他のアクセスにより、ガイド下の治療的及び診断的インターベンションからなる手技で、通常は局所麻酔及び／又は鎮静下で行われる (ICRP, 2000b)。一部の IVR では透視装置による三次元 (コーンビーム) 画像撮影も用いられる。
グレイ (Gy) [Gray] 吸収線量の SI 単位の特別な名称。1 Gy = 1 J/kg.
組織又は臓器 (T) 内の平均吸収線量, D_T [Mean absorbed dose in a tissue or organ (T)] 組織又は臓器 T にわたって平均化された吸収線量 D_T 。次の式で表される： $D_T = \frac{\epsilon_T}{m_T}$ ここで、 ϵ_T は組織又は臓器 T に付与された平均総エネルギー、 m_T はその組織又は臓器の質量 (ICRP, 2007a)。
医療被ばく [Medical exposure] 患者が自らの医学又は歯学の診断あるいは治療の一部として受ける被ばく；職業上被ばくする者以外の人、患者の支援や介助に自発的に役立つ間に承知して受ける被ばく；及び、志願者の被ばく。
職業被ばく [Occupational exposure] 次の 3 項目を除く、作業員がその作業の過程で受けるすべての被ばく。(1) 除外された被ばく、及び、放射線を含む免除された活動による又は免除された線源による被ばく；(2) すべての医療被ばく；及び、(3) 通常の地域の自然バックグラウンド放射線。しかしながら、放射線はどこにでも存在することから、委員会は、“職業被ばく”の使用を操業管理者の責任であると合理的に見なすことができる状況の結果として仕事上で受ける放射線被ばくだけに限定する。除外された被ばく及び免除された行為若しくは免除された線源による被ばくは、一般に、職業被ばくの防護に対して考慮する必要はない (ICRP, 2007a)。

<p>実用量 [Operational quantities]</p> <p>外部被ばくを伴う状況のモニタリングと調査のための実用的な応用に用いられる線量。体内の線量の測定と評価用として定義されている。内部被ばくに関しては、等価線量又は実効線量の評価を直接的に提供する実用量はこれまで定義されていない。体内の放射性核種による等価線量又は実効線量の評価には別の方法が適用される。それらは主に、様々な放射能測定と体内動態モデル（計算モデル）の適用に基づいている。</p>
<p>防護（及び安全）の最適化 [Optimisation of protection (and safety)]</p> <p>いかなるレベルの防護と安全が、被ばく及び潜在被ばくの確率と大きさを、経済的・社会的要因を考慮の上、合理的に達成可能な限り低くできるかを定めるプロセス（ICRP, 2007a）。医用画像及び放射線治療の手技における放射線防護の最適化とは、線量を「経済的及び社会的要素を考慮しつつ、線量を合理的に達成できるかぎり低いレベルに抑えること」を意味し、患者に対する線量を医療目的に見合うよう管理すること、という表現が最も相当である。</p>
<p>個人線量当量 [Personal dose equivalent]</p> <p>個人モニタリングの実用量は個人線量当量 $H_p(d)$ であり、これは人体のある特定点の、ある適切な深さ d（mm 単位）における軟組織中の線量当量である。個人線量当量の単位は J/kg、また特別な名称はシーベルト（Sv）である。特定の点は通常、個人線量計を装着する部位で与えられている。実効線量のモニタリングには実用量 $H_p(10)$ を使用し、皮膚、手及び足の線量評価には個人線量当量、$H_p(0.07)$ を使用する。眼の水晶体の線量のモニタリングには、深さ $d=3$ mm が適当である。ただし実際は多くの国で、$H_p(3)$ に関する線量計の校正は実施されていないが、光子放射線の同じモニタリング目的に $H_p(0.07)$ を使用でき、これは放射線画像ガイド下のインターベンションにも適用される。</p>
<p>防護原則 [Principles of protection]</p> <p>放射線源及び制御可能な被ばく状況にある個人の適用される、一連の原則。正当化の原則及び防護の最適化の原則は線源に関連したもので、すべての被ばく状況に適用される。線量限度の適用の原則は個人に関連したもので、計画被ばく状況にのみ適用される（ICRP, 2007a）。</p>
<p>放射線加重係数 (w_R) [Radiation weighting factor]</p> <p>低 LET 放射線と比べ、線エネルギー付与（LET）放射線の高い生物学的効果を反映させるために、臓器又は組織の吸収線量に乘じる無次元の係数。ある組織又は臓器にわたって平均した吸収線量から等価線量を求めるために用いられる（ICRP, 2007a）。</p>
<p>シーベルト（Sv） [Sievert]</p> <p>等価線量、実効線量、及び実効線量の SI 単位の特別な名称。単位は J/kg である。</p>
<p>スタッフ [Staff]</p> <p>本書でのスタッフとは、放射線を用いた手技中に患者のケアに係る医療従事者（「作業員」参照）（例えば医師、看護師、診療放射線技師など）、又はその作業中に医用画像撮影装置からの放射線に被ばくする可能性がある医療従事者（例えば装置のサービス担当者、清掃員など）である。</p>
<p>放射線の確率的影響 [Stochastic effects of radiation]</p> <p>発生する効果の確率が、その重篤度ではなく、しきい値なしの線量の関数とみなされるような悪性疾患及び遺伝的影響。</p>
<p>組織反応のしきい線量 [Threshold dose for tissue reaction]</p> <p>組織反応が 1% 発生すると推定される線量（ICRP, 2007a）。</p>
<p>組織反応 [Tissue reaction]</p> <p>しきい線量と、線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の傷害。組織反応は「確定的影響」とも呼ばれる。組織反応は場合によっては、生物反応修飾因子を含む照射後の手順によって改善できる（ICRP, 2007a）。</p>
<p>組織加重係数 (w_T)</p> <p>身体への均一照射の結果生じた健康損害全体に対する組織又は臓器の相対的寄与を表現するために、組織又は臓器 T の等価線量に加重する係数（ICRP, 1991）。これは以下のように加重される（ICRP, 2007a）。</p> $\sum_T w_T = 1$
<p>作業員 [Worker]</p> <p>雇用主により、常勤、非常勤、臨時雇用を問わず雇用され、職業的な放射線防護に関係する権利と義務を認識しているあらゆる個人。放射線に関係する医療職の作業員は職業上被ばくする（ICRP, 2007）。</p>

1 はじめに

- 低侵襲性の放射線画像ガイド下のインターベンションは様々な病態に関して、従来の手術に比べ多数のメリットをもっている。
- 同じ種類の手技でも職業被ばくには著しい違いが認められている。このことは、放射線防護の行為はまだ改善できることを示唆している。
- また最近の研究から、インターベンシオナリスト及びIVRに係るその他の専門職員において、放射線に関連した眼の水晶体の混濁（前白内障）の発生率が高いことが明らかになっている。
- IVR室内において専門職員に対する線量を適切にモニタリングすることは、放射線防護のために不可欠であるが、世界の多くの国や地域では、個人線量計が利用できないか、又は日常的に装着されていない。このため、職業被ばく線量に関するデータは必ずしも信頼できるものではないと思われる。
- したがって、職業放射線防護及び病院内の安全文化に係るすべての者に対して、指針を示す必要がある。

1.1 経緯

(1) 内科系及び外科系の多くの専門分野に属する医師が、大抵の場合は看護師と診療放射線技師のサポートを受けて、より複雑でリスクが高い従来の手術に代わるものとして、放射線画像ガイド下でのインターベンション (IVR) を行っている (NCRP, 2010)。このアプローチには従来の手術に比べ侵襲性が低い、回復期間が短い、また一部の手技については合併症率が低いなど、複数のメリットがある (NCRP, 2010)。

(2) 医師のなかには、多臓器が関わるIVRを行う者（放射線科医など）や、1つ又は2つの臓器系内での手技を行う者（例えば循環器専門医、消化器内科医及び泌尿器科医など）もいる。かつては主に放射線科医が行っていた一部のIVR（例えば下肢動脈疾患治療のための血管内手技など）でも、現在では徐々に血管外科医や循環器専門医が行うようになったものもある (Goodney et al., 2009; Harris et al., 2011)。現在米国では、放射線科医が行っているのはこれらの手技の20%未満であり (Goodney et al., 2009)、また、すべての透視ガイド下IVRの35%未満である (NCRP, 2009)。

(3) 放射線画像ガイド下のインターベンションの件数が増え、多様化し、さらに新たな種類も加わり複雑性が増しているということは、これらのIVRの有益性が広がり続けていることを意味している。しかしそれによって被ばく量は増加し、技術の改善により得られる線量低減を相殺しているようである (Kim et al., 2008)。さらには、医療に従事する職員のうち、インターベンシオナリストに対する職業被ばく線量が最も高い (Padovani et al., 2011)。様々な医療環境において、専門職員に対する職業被ばく線量の適切なモニタリングが行われておらず、その結果として職業被ばく線量に関する信頼できるデータが得られていない (Padovani et al., 2011; IAEA, 2014b)。個人のモニタリングバッジが常時装着されていなかったり、不適切に装着されていたり (Padovani et al., 2011)、付与されていないことも多々ある。一部の発展途上国では線量監視システムが運用されていない (Tsapaki et al., 2009)。加えて、各試験で使用されている線量測定法が著しく違っていたり (Kim et al., 2008)、線量計の使用数や身体へのどの部位に装着すべきかについて合意が得られていないため、報告された線量測定結果の比較も困難である。また、あらゆる種類の手技に関する実効線量をこれ一つで十分に推定できるというアルゴリズムはない、という事実が、どのアルゴリズムを使用すべきかという世界的なコンセンサスへの到達を困難にしている。

(4) 委員会は、(特にきわめて後期に発現する) 組織反応の効果が複数あり、そのしきい線量はかつて考えられていたものより低いかもしれないことを示した最近の疫学的エビデンスを検討した。例えば、眼の水晶体に関する事例である (ICRP, 2011)。最近の研究から、放射線防護具を適切に使用せず、放射線防護の原則に従わなかった心血管インターベンシオナリストにおいて、放射線に関連した水晶体混濁の発生率が増加していることが示されている (Vaňo et al., 1998, 2010, 2013a; Ciraj-Bjelac et al., 2010; Rehani et al., 2011; Jacob et al., 2012)。インターベンシオナリストの手や下肢がかなり高い線量に被ばくし、防護具で遮蔽されていなかった下肢の一部で脱毛が生じたことが観察されている (Balter, 2001)。同じ種類の手技でも術者が被ばくする線量には著しい違いが認められている。このことは、放射線防護の行為はまだ改善できることを示唆している (Kim and Miller, 2009)。

(5) IVRに係る医師は、放射線防護の研修レベルも様々である。例えば多くの国々では、全ての放射線科医がその放射線教育の一環として放射線物理学、放射線生物学及び放射線防護と安全性の研修を受けるが、その他の医学分野の医師に対する放射線に関連したトピックの教育の量は様々であり、資格認定プロセスの一環としてこれら分野の試験を受けることも、そうでないこともある。Publication 113 (ICRP, 2009b) は教育と研修、研修の対象となる専門職員、目的、内容、管理、アプローチ、様々な医療従事者の教育と研修に必要なおおよその時間、認定及び資格認定に関する助言と勧告を与えている。

<p>(6) 国内及び国際的な複数の学会が、職業放射線防護を改善し職業上の放射線障害（眼の水晶体の混濁など）を避けるためのガイドラインを採用している（Miller et al., 2010; Durán et al., 2013）。</p>
<p>(7) 委員会は、インターベンショナリスト及び X 線ガイド下のインターベンションに係るその他の医療従事者のために、職業放射線防護に関する実践的な勧告を、<i>Publication 85</i> (ICRP, 2000b), <i>117</i> (ICRP, 2010a) 及び <i>120</i> (ICRP, 2013a) において提供している。</p>
<p>1.2 本書の目的</p>
<p>(8) 本書の目的は、職業放射線防護に関するガイダンスを、IVR に関与する職員に対してのみならず、病院の管理者、医学物理士、並びに職業放射線防護、供給業者からの臨床応用サポート職員、線量測定業者のスタッフ、規制当局、及び病院の全般的な安全文化に影響を及ぼす全ての者に対しても提供することである。</p>
<p>(9) このガイダンスには、職業放射線防護及び被ばくモニタリング戦略、防護衣の使用と選択、放射線防護プログラムの開発、プログラム実施のための教育、研修及び品質保証のための、ツール及び方法を含めている。</p>
<p>1.3 本書の適用範囲</p>
<p>(10) 本書に示すガイダンスは、コンピュータ断層撮影 (CT)、コーンビーム CT、陽電子放出断層撮影 (PET-CT) 及び選択的内部放射線療法 (SIRT) を含む放射線画像下インターベンションに適用される。ただし、IVR の大多数は、X 線透視ガイド下のインターベンション及び一連の画像取得に関連するものであるため、本書の内容は別に規定する場合を除き、X 線撮影下でのインターベンションを意味している。PET-CT 及び SIRT は IVR 室内で行われる、または IVR と併用されることが多いため、それらに関連する項目も記載している。IVR に関連する数量及び単位は付属書 B に要約する。</p>
<p>(11) 本書における IVR とは、経皮的又はその他のアクセス経路を介して画像ガイド下で行われる診断的及び治療的インターベンションで、通常は局所麻酔及び／又は静脈内鎮静下で行われ、電離放射線を透視、CT 又は PET の形式で用い、病変又は診断／治療部位の特定又は特性評価、手技のモニタリング、治療のコントロール及び記録を行うものである。</p>
<p>2 問題</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 放射線画像ガイド下のインターベンションの実施件数は、先進国でも発展途上国でも大幅に増加しつつある。新たな種類の IVR は複雑性も増し、X 線撮影を広範に使用する必要がある、それゆえに職業放射線防護の新たな問題が提起されている。インターベンショナルラジオロジスト及び心血管インターベンショナリストのほか、通常は放射線防護の訓練を受けていないその他の専門医も、現在は IVR を施行している。 • 委員会が勧告した眼の水晶体に関する新たな限度を考えると、眼を防護しなかった場合、眼の水晶体に対する等価線量が手技上の制限線量になると考えられる。 • 最近の研究から、後嚢下水晶体変化の発生率が顕著に増加していることが明らかになっている。しかし、適切な防護を行うことで、放射線白内障のリスクを著明に低下することができる。 • 医療放射線安全管理責任者*が、線量低減及び放射線防護の最適化のために必要な情報を得るためには、信頼できる被ばくモニタリングが不可欠である。 • • 訳注：原文では「radiation safety professionals」 • PET 及び SIRT が関連するインターベンションは、新しくかつ多様な放射線防護上の問題点を提起している。しかし、術者の実効線量は、慎重な最適化と放射線場への気配りによって適切な範囲内に抑えることができる。
<p>2.1 IVR</p>
<p>2.1.1 透視下 IVR</p>
<p>(12) 全世界で行われている年間の IVR 件数は大きく増加している。米国では 2006 年、透視下 IVR は患者の医療被ばくにおける 3 番目に多い線源となり、集団実効線量に関して医療被ばくの 14% (0.43 mSv/年) を占めていた (NCRP, 2009)。診断目的の心臓カテーテル検査を含む心血管透視下手技は、透視下 IVR 全体の 28% を占めているが、透視下 IVR の被ばく量の 53% を占めている。欧州 36 カ国における、全ての透視ガイド下 IVR の頻度は 0.03%～2.74% で、全 X 線手技の平均 0.6% を占めている。集団線量に関しては、IVR における医療被ばくの線量は年間 0.001～0.34 mSv で、全集団線量の 0.4～28.7% に相当する (EC, 2015)。IAEA プロジェクトの一環として調査された 11 の発展途上国のうちの 7 つの国では、IVR 実施件数は 2004～2007 年に 50% 増加していた (Tsapaki et al., 2009)。</p>
<p>2.1.2 CT ガイド下 IVR</p>

(13) IVR は CT ガイド下でも行うことができる。実施される CT ガイド下 IVR の件数及び時間的な傾向に関して得られているデータはかなり少ないが、手技の数や種類が増えてきていることは明らかである。例えば、米国の Mayo Clinic において、CT ガイド下で実施された画像ガイド下経皮的肺生検の割合は、1996～1998 年には 66%であったものが 2003～2005 年には 98%に増加した (Minot et al., 2012)。その他は透視ガイド下で実施された。CT は主に超音波又は透視ではよく確認できない胸部、腹部及び骨盤の小病変又は深部病変の生検のガイドに、さらにはその他の手技における針留置のガイドに用いられている。

(14) CT ガイド下 IVR は、医師が可動式防護板の陰又は撮影室の外にいる間に行われる間欠的な CT スキャンにより、又は CT 透視 (針やデバイスの操作中に医師がコントロールする間欠的又は連続的な CT の照射) を用いて行うことができる。CT 透視では、皮膚刺入部から標的まで針の軌跡を追えるため、CT ガイド下生検手技を容易に行うことができる。CT 透視は様々な非血管系 IVR に用いられる (Daly and Templeton, 1999)。これは体液貯留及び膿瘍のドレナージ中の穿刺針の誘導;脊椎痛の管理;腫瘍焼灼;及び頸部、胸部、脊椎、腹部、骨盤の経皮的針生検に用いられている (Buls et al., 2003; Joemai et al., 2009; Hoang et al., 2011; Trumm et al., 2012)。通常の CT と比べた CT 透視の主なメリットは、リアルタイムのモニタリングによって、患者の呼吸やその他の運きの結果として体内で移動する病変にアクセスできる、という点である。これを使用することで、IVR をより迅速かつ効率的に行うことができるため (Gianfelice et al., 2000b)、広く行われるようになってきている。その一方で、CT 透視では患者及び術者である医師の双方に比較的高い線量が照射される (Gianfelice et al., 2000a; Saidatul et al., 2010; Kim et al., 2011)。CT 透視画像は通常の CT に比べてノイズが多いことから、この手法は主に、肺生検など高コントラストの可動病変の場合に用いられる。

2.1.3 選択的内部放射線療法のための IVR

(15) 原発性又は転移性肝癌患者で、診察時に治癒可能な患者は 20%にも満たない。したがって、切除不能の肝腫瘍患者には、 β 線のみを放射する ^{90}Y 標識マイクロスフェアを用いた放射線塞栓療法のための IVR (SIRT) などの姑息的療法、及びその他の局所領域の治療が、代替的な治療法となっている (Camacho et al., 2015)。

(16) 肝動脈にカテーテルを挿入した後、 ^{90}Y マイクロスフェア (最大 β エネルギー=2.27 MeV, 半減期=64.1 h) を透視下で投与する。樹脂製マイクロスフェア (SIR-Spheres, SIRTEX, オーストラリア Lane Cove; 直径 20~60 mm) 及びガラス製マイクロスフェア (TheraSphere, Nordion, カナダオンタリオ州オタワ; 直径 22 mm) という、2 種類の ^{90}Y マイクロスフェアが使用されている。悪性腫瘍病変は主に肝動脈から血液が供給されているということが SIRT を行う根拠である。SIRT は患者の生存期間を有意に延長させることが実証されている (Bester et al., 2012)。

(17) SIRT は通常次の 2 つの段階で実施されている。まず第 1 段階では血管造影検査を非標的動脈の保護的な塞栓と組合せて行う。次に $^{99\text{m}}\text{Tc-MAA}$ 粒子を肝動脈に注入して肺及び上腹部の単光子放射型コンピュータ断層撮影 (SPECT) を行い、肺へのシャント率を推定する。肺へのシャント率が 10%未満の場合、 ^{90}Y 放射能全量を投与する SIRT が許容される。シャント率が 10~20% (SIRTEX) の場合、 ^{90}Y 放射能を減量する (20~40%減らす) ことが望ましい。シャント率が 20%を超える場合、SIRT は禁忌である。第 2 段階は通常、1 日以上後に、肝動脈又はその他の肝腫瘍に供給している動脈にカテーテルを挿入し、マイクロスフェアを投与する。この第 2 段階では、非標的動脈の一時的なバルーンによる閉塞又は逆流防止カテーテルの挿入が、マイクロスフェア投与前の保護的な塞栓の代替法となりえる (Hagspiel et al., 2013; Fischman et al., 2014)。

(18) 第 2 段階では線量の計算、 ^{90}Y マイクロスフェアの作製、及びカテーテルを介した肝動脈への投与を行う。典型的な放射能量は、樹脂製マイクロスフェアの場合 2~3 GBq (Jakobs et al., 2007)、ガラス製マイクロスフェアの場合 3~7 GBq である (Andrews et al., 1994)。標的線量は通常 120 Gy (80~150 Gy) である。核種の分布は、プラナー像あるいは制動放射 SPECT 又は PET-CT により検討することができる。PET-CT は空間分解能が高く、投与される放射能をより正確に定量化できる (Camacho et al., 2015)。

2.1.4 IVR における陽電子放出断層撮影の使用

(19) PET は、CT 又は磁気共鳴画像法によっても不明瞭、描出困難、又は検出されない代謝的に活発な標的に対する画像誘導技術を提供することから、IVR における役割を増しつつある (Ryan et al., 2013a)。複数の病院はその研究プログラムの一環として、生検及び/又はラジオ波焼灼療法などについて、IVR 中のリアルタイムの PET-CT ガイドの使用を検討している (Purandare et al., 2011; Venkatesan et al., 2011; Ryan et al., 2013a; Aparici et al., 2014; McLoney et al., 2014)。また、X 線 CT 及び PET 撮影を用いたリアルタイム・フュージョンイメージングの開発も現在進んでいる (Purandare et al., 2011; Beijst et al., 2016)。IVR 室で PET 及びマルチモダリティのフュージョンイメージングを使用することは、有効な塞栓部位又は生検部位の特定に役立ち、また治療効果の迅速な評価も可能にすると考えられる。

2.2 IVR における放射線の種類とエネルギー

(20) 大半のIVRは、透視と一連の画像収集を組み合わせて行われる。ビームスペクトルは管電圧及び、ろ過により変化し、管電圧は50~125 kVpの範囲であり、付加ろ過として1 mmまでの銅が加えられる(NCRP, 2010)。線質及び操作パラメータ(管電圧と管電流, パルス幅, 及び多くの場合ビームろ過など)は、システムの自動露出制御により決定される(NCRP, 2010)。低線量率モードの透視には透過力の高いビーム(高いkVp及びろ過)を用い(例えば88~114 kVp, 半価層8~10 mm Al), 一方で画像収集モードには低い管電圧(例えば68~84 kVp, 半価層3.5~4.0 mm Al)を用いる(Principi et al., 2014)。一部の装置では、低い管電圧(ヨウ素含有造影剤をより適切に描出するため)と高いろ過率(低い管電圧に伴う高い患者線量を制限するため)により、画像取得のためのスペクトル整形が行われる(NCRP, 2010)。職業被ばくに最も関連する、患者周囲の散乱放射線の分布については、5節で考察する。

(21) CT透視の場合の管電圧は80~140 kVpの範囲である。¹⁸F-FDGを用いたPET-CT検査の場合の光子エネルギー(511 keV)は、通常のIVRにおける散乱光子のエネルギーに比べてきわめて高い(NCRP, 2010)。SIRT手技に使用する⁹⁰Yからの最大β線エネルギーは2.27 MeVである。IVRの大多数は、X線ガイド下の手技に関連するものであるため、本書の内容は別に規定する場合を除き、X線ガイド下の手技を意味している。

2.3 職業被ばく

2.3.1 実効線量

(22) 職業被ばくに関するデータの要約及び集計結果が得られている(Kim et al., 2008, 2012; ICRP, 2010a; NCRP, 2010)。手技にあたるインターベンショナリストは職業被ばくの年間実効線量を10 mSv未満に維持し、通常は実効線量を2~4 mSv以下の範囲にすることが確実に可能であるものの(Miller et al., 2010)、調査からは、個人の職業被ばく線量はこれらの数値を上回ることがあることが示されている(Padovani et al., 2011)。

(23) スタッフが受ける年間実効線量は、チーム内での職務と役割(第一インターベンショナリスト, 診療放射線技師, 看護師, 麻酔担当者など), IVR手技の件数, 症例の医学的な詳細及び複雑性, 患者集団(例えば小児患者, 肥満患者など), その他の因子(インターベンショナリストの技能, 装置, 透視やシネ撮影の使用時間)に応じて異なる。Martin (2009)は文献のレビューを行い、年間500件の心血管手技に従事した場合、第一インターベンショナリストの年間実効線量は約2 mSvになるだろうと推定した。Glasgow病院の循環器専門医の場合、最大年間線量は1.2 mSv [エプロン内で測定した $H_p(10)$]であった(Martin, 2009)。1回の手技当たりのインターベンショナリストの実効線量が10 μSvを超える、その他の種類の手技では、甲状腺シールドの使用の有無によって年間実効線量が10 mSvに達する可能性がある。Lieら(2008)は、エプロン内外に1つずつ装着した2つの線量計の測定値を組合せて得られる年間実効線量は、最大で11 mSv, 平均で5 mSvであったと報告した。米国の線量測定サービス提供業者が2011年から2012年に実施した、月別実効線量(E)の結果を図2.1に示す。合計で、2つの線量計でモニタリングされた作業員からの102,199点の測定値(エプロン内外で1点ずつ)と、エプロン外の襟の高さに装着した1つの線量計でモニタリングされた作業員からの196,526点の測定値が得られた。その結果、推定実効線量の平均値はそれぞれ0.12及び0.27 mSvであり、中央値はそれぞれ0.03及び0.1 mSvであることが確認された(Yoder and Salasky, 2016)。

(24) Sánchezら(2011)は、1467件の手技を実施した43名の作業員について、エプロン内線量の月別の中央値は、循環器専門医で0.11 mSv, 看護師で0.01 mSv未満であることを明らかにした。エプロン外の線量は、循環器専門医と看護師でいずれも0.4 mSv/月であった。著者らは、おそらく50%もの循環器専門医が線量計を正しく装着せず、しばしばエプロンの外の線量計を装着するのを忘れたのではないかと記述している(Sánchez et al., 2011)。9種類の手技をドイツの14病院で行った39名の医師と9名の助手を対象とした多施設共同研究から、遮蔽なしの者での1回の手技当たりの全身線量の中央値は16 μSvであり、1回の手技当たりの局所の等価線量は眼の水晶体で2.8 μSv, 甲状腺で4.1 μSv, 一方の足で44 μSv, 一方の手で75 μSvであることが示された。手で高線量の被ばくが測定され、場合によっては、500 mSvの限度値を超えていた(Häusler et al., 2009)。

(25) 第一インターベンショナリストと同様、麻酔担当者など他のスタッフも重大な被ばくの可能性がある。Kongら(2015)は、麻酔担当者の放射線被ばくはその仕事量に左右されるのみならず、IVR中の位置及びビームの方向によっても大きく異なることを明らかにした。ビームの方向によって、実効線量は10倍変化し、眼の水晶体の線量は200倍変化した。患者に近い位置で左側から照射することで、被ばく量は高くなった。麻酔器具を適切に配置することが、被ばくの低減に有用であることが確認された。

(26) CT透視ガイド下IVRによる職業被ばくに関して得られているデータは少ない。被ばく線量が最も高い部位は、医師の手, 眼及び甲状腺である(Saidatul et al., 2010)。甲状腺シールドの使用は、特に若手にとって重要であり、甲状腺をかなり防護することができる(Saidatul et al., 2010)。平均患者線量は手技の種類に応じて異なるため(Leng et al., 2011)、症例当たりの医師の平均実効線量も、予想通り手技の種類に応じて異なる。

エプロン外で測定・報告された数値は $H_p(10)$ では 2~25 μSv で、その最高値は 1 回の手技当たり 0.4 mSv にも達した (Paulson et al., 2001; Teeuwisse et al., 2001; Joemai et al., 2009)。職業被ばく線量を低減できる、技術的アプローチ及び防護方法が開発されてきた (Daly and Templeton, 1999; Paulson et al., 2001; Carlson et al., 2005; Hoang et al., 2011)。

(27) 経カテーテル大動脈弁置換術又は経カテーテル大動脈弁植込み術による職業放射線被ばくは、そのアプローチ (経大腿動脈又は経心尖) に応じて異なる。Shatila (2015) らは単一手技について、第一術者のエプロン外装着の線量計から、最大で 0.23 mSv という $H_p(10)$ 値を認めた (中央値 0.11 mSv)。また他の作業員 10 名中 8 名でも顕著な被ばくを認めた。

2.3.2 眼の水晶体の等価線量

(28) (特にきわめて後期に発現する) 何らかの組織反応があり、そのしきい線量はかつて考えられていたものより低いかもしれないことを示した疫学的なエビデンスを検討した後、委員会は *Publication 118* (ICRP, 2012) の一部として 2011 年に声明を発表した。眼の水晶体について、吸収線量のしきい値は現在 0.5 Gy であると考えられている。計画被ばく状況における職業被ばくについて、委員会は現在、眼の水晶体の等価線量限度を、5 年という一定期間の平均値として年間 20 mSv で、かつ年間 50 mSv を超える年がないことと勧告している。防護メガネを装着しない場合、眼の水晶体の線量は手技上の制限線量になりえる (Lie et al., 2008; Korir et al., 2012) とともに、改正後の線量限度を超える可能性もある。

(29) 眼の被ばくに関する大半のデータは、ファントムを用いた静的実験から、又は頸部の個人線量計から導いたものである。しかしいくつかの研究は、額の眼の近傍に線量計を設置して行われている。Lie ら (2008) は 144 件の手技 (主に心血管手技) について、左眼近傍及び両眼の間に熱ルミネセンス線量計 (TLD) をおき比較した。眼の水晶体の等価線量の中央値は、1 回の手技当たり 23 μSv であり、患者に対する一次ビームの面積空気カーマ積は 0.4 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}/\text{cm}^2$ であった。左眼の方が X 線発生装置に近かったことから、両眼の間の測定値よりも高い傾向があった。Kicken ら (1999) はアンダーテーブル型及びオーバーテーブル型の X 線装置における、前頭部の吸収線量を評価した。その結果、1 番目の病院における 1 回当たりの平均吸収線量は術者で 8 μGy 、助手で 6 μGy であること、また 2 番目の病院では 16 及び 14 μGy 、3 番目の病院では 43 及び 28 μGy であることを確認した。最初の 2 病院ではアンダーテーブル型の装置を用い、3 番目の病院ではオーバーテーブル型の X 線装置を用い、頭部を患者照射容積のビーム入射側においていた。Vaňo ら (2016) はエプロン外で測定した線量から、眼の水晶体への線量を導き、腎結石摘出術 1 件当たりの泌尿器科医の眼の水晶体への線量を、心血管インターベンシヨナリスト及び放射線科医が受けた線量と比較した。その報告では、泌尿器科では防護シールドを使用しなかったことから、手技 1 件当たりの泌尿器科医への線量は、天井吊り下げ式の防護板を使用した心血管インターベンシヨナリストが受けた線量の 18.7 倍であったと結論づけられた。

(30) 医療従事者の放射線防護の最適化に関する欧州の研究において、TLD による測定及びモンテカルロシミュレーションが 3 件の心血管インターベンシヨン及び 5 件の IVR について行われた (Vanhavere et al., 2012)。この選択は、年間作業員被ばく量に対する潜在的な影響 (高頻度又は面積空気カーマ積が高値、あるいはその両方の手技) に基づいた。術者は、下肢及び腎動脈の塞栓術並びに経皮的血管形成術 (PTA) によって著しく被ばくした。脳及び頸動脈手術の間、通常は大動脈アクセスが選択され、胸部又は腹部領域で実施される他の手技に比べ、術者は患者の照射部位からさらに離れて立つことになるため、術者に対する線量は比較的低い。デジタルサブトラクション血管造影法 (DSA) 及び PTA による眼の水晶体の等価線量は約 40 μSv であり、塞栓術の線量は最大で 120 μSv であった。この測定に含まれた心血管インターベンシヨンのうち、ペースメーカー及び心臓除細動器の留置による術者への線量は高かったが、面積空気カーマ積は比較的 low だった。これは、これらの手技においては透視のみが用いられたためである。これらの手技から高い職業被ばく線量が生じる理由は、術者が照射野にごく近いこと、そして防護板を使用せずに作業することが多いことである。眼の平均線量は 40~60 μSv の範囲内である。

(31) その他の試験から、数名のインターベンシヨン医師の眼に対する年間等価線量は 50~100 mSv の範囲に入る可能性が示されている (Vaňo et al., 2008a; Ciraj-Bjelac et al., 2010; Thornton et al., 2010; Koukorava et al., 2011; Jacob et al., 2013; Martin and Magee, 2013; IAEA, 2014b; Principi et al., 2015)。したがって、業務量の多いインターベンシヨン医師の眼の水晶体の線量は、適切な放射線防護措置を導入しない限り、眼の水晶体に関する改正後の線量限度である 20 mSv を容易に超える可能性がある (ICRP, 2012)。

2.3.3 手の等価線量

(32) 末端部への線量、特に X 線発生装置又は X 線ビームの経路に最も近い医師又は助手の手は、体幹での線量に比べてかなり高いことがある。このことは、手を特にモニターする必要性を示唆する。あまり一般的ではないが、防護シールドが X 線管より十分に下まで、つまり足の高さまで届いていない場合には、足の線量測

定が必要となることもある。Felmlee ら (1991) は Mayo Clinic の 30 症例 (経肝胆管造影及び胆道系手技・腎瘻造設を含む) に関する手の線量を、他の 3 試験の結果と比較した。手で測定された最大吸収線量は 5.5 mGy で、1 回の手技当たりの線量の中央値は約 1 mGy であった。引用されたその他の試験は、1 手技当たりの手の線量を 0.01 mGy (神経学的手技) から 0.4 mGy (末梢血管造影検査) と報告していた。Whitby 及び Martin (2005) は 18 試験を検討し、1 回の手技当たりの手の線量を 0.01 mGy～約 2 mGy と報告していた。手の線量に影響する重要な因子には、手技の種類、使用した X 線装置、術者の専門技能、及び (特に) アクセス経路があった (肥満患者では大腿動脈への順行性アクセスは困難である可能性があり、それにより高線量となることがある)。Sauren ら (2011) は、経心尖アプローチによる経カテーテル大動脈弁置換術又は経カテーテル大動脈弁植込み術の場合、1 回の手技当たりの手の線量は約 2 mSv と報告した。

(33) 医療スタッフの放射線防護の最適化に関する研究 (ORAMED) において、下肢の DSA/PTA における左手に対する 1 回の手技当たりの平均等価線量は約 240 μ Sv であり、塞栓術では約 320 μ Sv であり、脳の DSA/PTA 手技では約 60 μ Sv であった。除細動器の植込み術における左指で記録された平均線量は 410 μ Sv であったが、心血管造影/血管形成術及びラジオ波焼灼療法ではそれぞれ 180 μ Sv 及び 60 μ Sv であった (Vanhavere et al., 2012)。

(34) Felmlee ら (1991) は、12 cm×15 cm の照射野、ファントムの入射吸収線量率が約 65 mGy/分、射出点の線量率は 0.7 mGy/分、の条件にて様々な距離で散乱測定を行った。側方散乱線の線量率は 0 cm の距離で 0.7 mGy/分、5 cm の距離で 0.35 mGy/分、15 cm の距離で 0.13 mGy/分であった (Felmlee et al., 1991)。報告された手の線量のばらつきは、X 線ビームの付近では線量の勾配が大きいこと、手の動きと位置、及び IVR が大腿動脈や経皮的や内頸静脈などどこからカテーテル挿入を行うかによって医師が患者及び X 線管に対して様々な位置をとること、によって説明されている (Whitby and Martin, 2005; Martin, 2009)。オーバーテーブル型 X 線装置の場合、一次ビームからの散乱が大きいことで、手の線量が非常に多くなる傾向もある。

(35) CT 透視において技術的に不十分な場合、医師の手が直接ビーム下におかれ (Buls et al., 2003)、それによって数分以内に年間線量限度の 500 mSv に達することがある。

2.3.4 下肢の等価線量

(36) Artschan ら (2014) はファントムへの照射から、腹部手技に使用する照射因子を再現して、さらに患者に実際の IVR を行う放射線科医から、職業被ばくの実効線量を決定した。その結果、治療台の両側に防護カーテンをかけていた場合でも、最大で 110 mSv という年間下肢等価線量が確認されている。この被ばくは防護カーテンと床面とのギャップの存在に起因するものであり、この大きさは治療台の高さに依存する。そのため、比較的高い台を必要とする手技 (例えば胆道系手技) 及び背の高いインターベンシヨナリストの場合、下肢に高い線量が照射されると考えられる。

(37) 研究グループは、防護なしの場合、下肢の線量は手の線量を超えることが多く、防護なしの場合の 1 回の手技当たりの平均下肢線量は 0.19～2.61 mSv であり、防護カーテンを用いた場合は 1 回の手技当たり 0.02～0.5 mSv であることを確認した (Artschan et al., 2014)。ORAMED の調査から、下肢線量は 160～250 μ Sv であることが示された (Vanhavere et al., 2012)。

2.3.5 選択的内部放射線療法による職業被ばくの特有の問題

(38) SIRT の様々な段階で種々の専門家が被ばくする：

- ^{90}Y マイクロスフェアの使用前の調製及び校正中には、核医学技師又は放射性医薬品の専門薬剤師が被ばくする。
- 肝動脈に経カテーテル的に投与する間、インターベンシヨナルラジオロジスト及びその他のスタッフが被ばくする。
- 手技後から患者の退院まで看護師が被ばくする。

(39) SIRT に伴う職業被ばく線量に関しては、数件の論文しか発表されていない。SIRT 手技による職業被ばくは、比較的低線量率の X 線及び直接的な β 線照射により、特に手に対して、注意が不十分である場合に高線量率で引き起こされる。個々の患者への投与量を準備する作業員に対する線量、及びマイクロスフェアを注入する医師の手に対する線量に加え、重大な汚染の危険性もある。このような危険性を軽減するための特別な助言を、第 5 節に示す。被ばくデータは、5 mL シリンジに触れたときは 43.5 mSv/MBq/時の皮膚等価線量であり、1 cm² の表面を 50 μ L で汚染された場合は 1.35 mSv/kBq/時である (Kemerink et al., 2012)。

2.3.6 陽電子放出断層撮影ガイド下の IVR による職業被ばく特有の問題

(40) ^{18}F -FDG は 511 keV の光子エネルギーをもつが、これは CT 及び透視ガイド下の手技から生じる典型的

な散乱光子エネルギーに比べてはるかに大きい (NCRP, 2010)。複数の研究において、PET 検査を受けた患者の線量が評価されている (Chiesa, 1997; Benatar et al., 2000; White et al., 2000; Seierstad et al., 2006; Heckathorne and Dahlbom, 2008; Hippelainen et al., 2008; Nye et al., 2009; Demir et al., 2010; Quinn et al., 2016)。これらから、¹⁸F-FDG 注射直後の患者胸部前方の合理的とされる周辺線量当量率の代表値は 1 m で約 0.09 μ Sv/MBq/時、30 cm で約 0.37 μ Sv/MBq/時であることが示された。これらの数値は、計画立案及び前向きな作業者の線量評価の目的で、所定の時間及び距離に対して正確に増減できる。測定部位によっては、より低い数値が測定されている (Quinn et al., 2016)。

(41) PET-CT ガイド下の生検は一般的ではないが、がんの可能性のある領域を通常の CT では十分に特定できない場合に施行される (Werner et al., 2011; Aparici and Win, 2014)。PET-CT ガイド下の IVR には通常 ¹⁸F-FDG が用いられる。Ryan らは職業放射線被ばくを定量化し、1 回の手技当たりの実効線量の中央値 (範囲) が、第一術者では 0.02 (0~0.13) mSv、看護師及び麻酔担当者では 0.01 (0~0.05) mSv、診療放射線技師では 0.02 (0~0.5) mSv であることを確認した。術者の末端部の等価線量の中央値 (範囲) は、1 回の手技当たり 0.05 (0~0.62) であった。作業者の放射線被ばくは、手技の時間及び検査室内での画像ガイドの使用と関連していた。著者らは結論として、PET-CT ガイド下 IVR による術者の実効線量は、透視ガイド下の手技による一般的な線量と有意差がない、と述べていた。PET-CT ガイド下 IVR による術者の放射線被ばくの重要な決定因子は、患者の近傍にいる時間である。新規の PET アイソトープが開発されたことで、患者付近の線量プロファイルが多様化したと考えられる (Holland et al., 2010; Williamson and Dauer, 2014)。

(42) ¹⁸F-FDG による指先の線量については、Sánchez ら (2015) が、FDG の調製及び投与用の完全自動化システムの使用による線量低減を測定した。その結果、放射性医薬品の調製による診療放射線技師の指先の平均皮膚線量は、223 μ Sv/GBq から 83 μ Sv/GBq (63%) に低減することが示された。また、患者への投与による看護師の指先の平均皮膚線量は、83 μ Sv/GBq から 11 μ Sv/GBq (87%) に低減した。設定投与量と実投与量の放射線量の違いは 2%であった。

2.4 IVR に関与する専門家に報告されている放射線障害

2.4.1 眼の水晶体損傷

(43) 電離放射線によって眼が被ばくすることで、混濁に至る水晶体の特徴的な変化が生じる。そのような混濁の初期段階では視覚障害を引き起こさない可能性があるものの、線量に伴ってそのような変化の重症化が進み、視力障害性の病変に向かう。そのような変化の潜在性は、線量と逆相関している (ICRP, 2012)。一般的な透視下の作業条件で、放射線防護具を日常的に使用しない場合、患者付近で作業するインターベンシヨナリスト、その他の医師、及び/又はスタッフの眼に対する X 線被ばくは高くなり得る。

(44) インターベンシヨナルラジオロジストにおける放射線誘発性混濁の最初の症例報告の 1 つは 1998 年に発表された。この放射線障害が生じた理由は、最適化されていない IVR 室を使用したため、及び放射線防護プログラムを用意していなかったためであった (Vaño et al., 1998)。2004 年、Haskal は 59 名のインターベンシヨナルラジオロジストを対象に X 線に関連した水晶体の変化を検討したパイロット試験の結果を発表した。スクリーニング例の 37%に、放射線被ばくに一致する水晶体後方の変化が検出された (Haskal, 2004; Junk et al., 2004)。水晶体の被ばく線量は報告されなかったが、著者らは、後囊下水晶体混濁の頻度及び重症度は、年齢及び経験年数に応じて増加したことを認め、ゆえに線量-効果関係の可能性があると示唆した。

(45) これらの調査結果が得られた後、IAEA は 2008 年に心血管インターベンシヨンのための「Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose (RELID)」と呼ばれるプロジェクトを掲げた (IAEA, 2016)。その目的は、水晶体の職業被ばく線量を推定し、水晶体混濁の可能性を評価することであった。

(46) 個人線量計のデータは得られていなかったことから、大半の場合の水晶体の職業被ばく線量は、公表されている典型的な散乱線量値 (Vaño et al., 2008a,b) と、申告された業務年数、業務量、透視及びシネ撮影の状況、使用した放射線機器、室内における作業者の位置、及び放射線防護具の使用に関する情報を組み合わせて推定した。一部、バッジ型個人線量計のデータを利用して、相関性の評価に役立てた。

(47) 後囊下混濁の眼科検査のため Merriam-Focht スコアを使用した (Ciraj-Bjelac et al., 2010, 2012; Rehani et al., 2011; Vaño et al., 2010, 2013a)。スコアリング (0.5, 1.0, 1.5 など) は、それぞれの眼について個別に行った。RELID 研究の下で合計 8 件の調査が実施された (Bogotá2008, Kuala Lumpur 2009, Montevideo 2009, Varna 2009, Sofia 2009, Bangkok 2009, Buenos Aires 2010, and Kuala Lumpur 2011)。

(48) RELID 研究の結果から、心臓カテーテル検査室の作業者において、専門家が放射線防護具を適切に使用せず数年間作業したとき、眼の水晶体混濁の有病率が増加したことが示された。(循環器学会の間に) 水晶体損傷の検査に自主的に参加したインターベンシヨナリストの約 40~50%と、技師又は看護師の 20~40%に、

電離放射線の被ばくによる由来する損傷に一致する後嚢下混濁が認められた。インターベンシオナリストにおける発生率は、対照群の非被ばく者の4～5倍であった(約40～50% vs 10%)。水晶体の推定被ばく線量は、専門職に従事していた全期間で数 Gy に達する場合もあった。ただし、水晶体混濁が視覚的に支障をきたす白内障に進行するかは、未だ不明である。

(49) 最後に行われた RELID 研究では、この研究対象集団においてコントラスト感度の放射線誘発性の低下は報告されなかったものの (Vaño et al., 2013a), 細隙灯顕微鏡検査で水晶体変化が認められた参加者の約 20% について、限定的なコントラスト感度検査を行った。これらの参加者のコントラスト感度曲線から、標準化された基準データと比べてコントラストが顕著に低下していることが示された。線量と水晶体混濁の相関を調べるためには、後向きの線量推定が必要である (Vaño et al., 2013a)。眼の水晶体に対する放射線の影響に関する包括的レビューは、ICRP 及び NCRP の刊行物にある (ICRP, 2012; NCRP, 2016)。

(50) これらの研究の多くでは、個人線量計及び防護具の使用は不規則であった。これらの結果は、第 5 節の勧告に従った放射線防護の必要性を示唆している。

2.4.2 選択的内部放射線療法において報告されているインシデント

(51) Tosi (2003) らは、モノクローナル抗体及び/又はペプチドを用いた放射免疫療法を行った部門で生じた 1 件のインシデントについて報告した。⁹⁰Y は 150 GBq/mL 以下の濃度で使用されていた。術者がバイアルを持つ際に付属の特殊プライヤーを使わず、非常に減衰能力の低い鉛ゴム手袋 (0.1 mm の鉛当量) に使い捨て手袋を重ねるだけの防護を行い直接手で持った。数日後、指の紅斑が認められた。フィルムバッジ、TLD 指リング線量計、及び尿中放射能は正常であった。指の部分の推定線量は 12 Gy であった (β 粒子、バイアルのガラスと手袋による減衰、及び言及された合計の操作時間に基づく)。

2.4.3 下肢の脱毛に関する報告

(52) 防護具で遮蔽されていなかった下肢の一部に脱毛が認められており (Balter, 2001), Wiper ら (2005) は、数名の上級心血管インターベンシオナリストに両下肢の脱毛の発現を認めたことを報告している。皮膚科医の助言によれば、この発現は職業性の慢性放射線皮膚炎に一致しているという。

2.4.4 脳腫瘍の増加に関する諸説

(53) IVR に関与する医療従事者において脳腫瘍の発生率が高いことが示唆されている数件の小規模症例研究とは対照的に (Wenzl, 2005; Roguin et al., 2013; Smilowitz et al., 2013), 米国の精神科医と、米国の放射線科医 (Berrington de González et al., 2016) 及び米国のインターベンシオナリスト (Linnet et al., 2017) における死亡率を比較検討した大規模な疫学研究からは、放射線誘発がんにより死亡率が増加するというエビデンスは示されていない。これらの研究には 43,000 名を超える放射線科医、45,000 名を超えるインターベンシオナリスト及び 60,000 名を超える精神科医が含まれた。インターベンシオナリストでは精神科医に比べ、(主に脳の悪性新生物による) 脳腫瘍のリスクが低かった。100,000 名を超える米国の診療放射線技師を対象とした縦断的研究では、職業被ばくによる脳の累積放射線被ばく量は頭蓋内悪性腫瘍による死亡率とは関連していなかった (Kitahara et al., 2017)。透視ガイド下の IVR に従事していると報告した診療放射線技師について、線量反応関連を示すエビデンスは得られなかった。

2.5 被ばくモニタリングにおける課題

(54) IVR に従事する作業者の被ばくをモニタリングする際の課題には、以下のものがある。過度な頻度の調査に至らないような職業被ばくのモニタリングの簡便かつ容易に実施される、一貫性のあるアプローチの必要性。単一あるいは複数の線量測定値からの実効線量及び特定の組織の等価線量の推定。作業者によるモニタリング手技の遵守の確保。

(55) 作業者が受ける実効線量は、胸部又は腰部に装着した線量計から推定する。末端部のモニタリングには、手の線量計の快適な装着の快適性及び感染管理と関連した現実的な課題がある。眼に対する線量の評価は (特にゴーグルを装着したときに) 簡単な問題ではない。メガネの陰に線量計を装着するための装置がすでに開発されており、これを 4.2.7 節に記述している。しかしこれは世界的に使用されているわけではなく、また日常的にも使用されてはいない。

2.5.1 個人線量計の誤った使用と不定期な使用

(56) 調査から、個人線量計が誤って、あるいは一貫性なく使用されていることが明らかになっている。IAEA ISEMIR (IAEA, 2014b) の調査から、線量計を常時使用していると報告した心血管インターベンシオナリストは 76% に過ぎず、2 つの線量計を使用していると報告した者は 45% であることが示された。Sánchez らは (2012), 50% の医師が線量計を装着していなかったか、装着頻度が低かったか、又は身体の間違った部位に装着したことを示した。さらに Sánchez ら (2012) は、線量計の月ごとの測定値で信頼できると判断されたものは 33%

に過ぎなかったと報告した。医師は看護師に比べ、線量計を正しく使用している割合が少なかった。米国の線量測定サービス業者が提供した、米国内の透視時の線量計データも同様に、多くの測定値に信頼性がないことが明らかにされた。信頼できるモニタリングデータがなければ、放射線防護の専門家は、被ばくを低減して防護を最適化するためのツールの提供や提案を行うために必要な情報を得ることができない可能性がある。

(57) 同様に、眼科研究 (RELID study) から得られた重要な結果は、個人線量計が不定期に使用されていること、並びに、2つの線量計を使用し1つはエプロン外の襟の高さに装着して、そこから眼の水晶体の線量を推測できるようにするという ICRP の勧告を遵守できていないこと、である。Vaño ら (2013b) の研究から、個人線量計を使用していると報告したインターベンショナリストは約 50%に過ぎず、日常的に使用していると報告した者は 30%に過ぎないことが示された。看護師及び技師の約 90%は個人線量計の使用を報告していたが、日常的な使用を報告した者は約 40%のみであった。使用していたとしても、ほとんどの場合で線量計はエプロン内に装着されており、これらのデバイスを用いた眼の線量の後向き評価は不正確であると思われる。過去の1つの研究において Niklason らは (1993)、作業者の半数はその個人線量計を日常的に使用していないことを示した。

(58) 循環器科で15年間の追跡調査を行った後向き研究において、循環器専門医の20~30%が日常的にはその線量計を使用していないことが認められた (Vaño et al., 2006)。様々な放射線防護の研修コースにおいて IAEA が行った調査 (56カ国以上の国々の循環器専門医が含まれた) において、線量測定用バッジを日常的に使用しているのは心血管インターベンショナリストの33~77%であることが示された (IAEA, 2014b)。

(59) エプロン内外に装着した2つの線量計で同様の測定値が示された場合、その着用位置がランダムに入れ替わっていた可能性を示している。一部の手技についてのみ防護メガネを使用していた場合、さらに違いが生じる可能性がある。したがって、防護具の一貫した使用と合わせて線量計の一貫した着用を重視する必要がある。作業には、何個の線量計を使用すべきか、また最も拘束される業務と被ばくのリスクに応じてどこに装着すべきかという、一連の指示が与えられる必要がある。委員会 (ICRP, 2000b) 及びその他の機関 (NCRP, 2010) は、作業者が2つの線量計を装着するという方針と適切な習慣を IVR 部門が確立することを勧告している。

2.5.2 モニタリング手法を遵守しないことについて考えられる理由

(60) 個人の累積実効線量が線量限度に近づくという印象があり、そのことが仕事や患者の治療を制約するかもしれないと考えることや、又は高いもののまだ職業被ばくの線量限度内である線量測定値によって、時間のかかる調査が行われることになるかもしれないという印象があると、線量計の使用を渋ることになる可能性がある。

2.5.3 実効線量の評価

(61) 単一あるいは複数の線量計からの実効線量の評価には、複数のアプローチがある。線量の空間分布が透視と同じくらい変化する状況では、線量評価には大きな不確実性を伴う。一連の保守的な仮定をした場合、真の値の数倍の線量推定値が生じる可能性がある。様々な単純被ばく (すなわち前方-後方、側方、回転、等方、および後方-前方入射) の仮定の下では、人体を数学的に表現したファントムに対する保守的な実効線量の推定量として、個人線量当量である $H_p(10)$ が推奨される。不均等被ばく状況を説明するために個人線量当量を使用する際は、さらなる保守性が導入される。光子フルエンスが最も高い領域に線量計を着用した場合、さらに過大評価されるかもしれない。被ばくモニタリングのための方策は第4節に示す。また、胎児に対する線量の評価に関しては、4.3.6節に示す。

2.5.4 眼の水晶体のモニタリングにおける課題

(62) 原則的には第4節に示したように、襟の高さのエプロン外に装着した線量計の測定値が、防護メガネを装着しなかったときの眼の水晶体の線量を合理的に示す指標であるが、防護メガネを使用した場合は、襟の高さの線量計は眼の水晶体の線量を大幅に過大評価する可能性がある。さらに、眼の水晶体の線量測定は不確実性が大きく、眼の水晶体の実際の線量は線量限度とほぼ同じかもしれないという事実から、線量限度の遵守状況の評価は重要な課題である。

3 職業上の放射線防護システムの IVR への適用

- 放射線防護の目的は、電離放射線による被ばくを管理して制御し、それによって組織反応 (確定的影響) を防止し、社会的及び経済的要素を考慮して確率的影響のリスクを合理的に達成できる程度に減少させることである。IVR に関与する専門家において最も関連する組織反応 (確定的影響) は、眼の水晶体混濁及び末端部の脱毛の可能性である。
- これらの目的を達成するため、委員会は防護の三原則を勧告している。すなわち放射線を扱う行為の正当

<p>化、防護の最適化、及び個人の線量限度の適用である（本書における個人とは IVR に係る専門家である）。</p> <ul style="list-style-type: none"> • さらに、職業上の放射線防護の管理には、防護が最適化されていない可能性があり被ばく及び作業状況の調査を行うべきであるという警告を発するための指標が必要である。IVR に適切な指標は、調査レベルである。 • 調査レベルは、線量計が適切に装着されていないかもしれないという警告を発するための、エプロン外装着の線量計の最小線量値として選択することもできる。 • 作業者が妊娠を申告した後、その作業条件は、妊娠の残りの期間中の胎児の追加線量が 1 mSv を超えないことを保証すべきである。 • 胎児に対する線量制限は、妊娠中の作業者は放射線作業を避ける必要があるという意味ではない。ただしこれは、雇用主が、医学物理士又は放射線防護の専門家の助言を受け、妊娠中の作業者の被ばくの状態を慎重に見直す必要があることを意味する。現在得られているデータは、妊娠中の医師又はその他妊娠中の作業者を、IVR 室内の手技から自動的に除外することを正当化してはいない。
<h3>3.1 放射線防護の諸原則</h3>
<h4>3.1.1 全般</h4> <p>(63) 委員会の放射線防護体系は、第 1 に人の健康を保護することを目的としている。その目的は、電離放射線による被ばくを管理して制御し、それにより組織反応（確定的影響）を防止し、社会的及び経済的要素を考慮して確率的影響のリスクを合理的に達成できる程度に減少させることである（ICRP, 2007a）。これらの目的を達成するため、委員会は防護の基本三原則を勧告している。すなわち、正当化、防護の最適化及び個人線量限度の適用である（ICRP, 2007a）。正当化及び最適化の原則はあらゆる種類の被ばく（職業、公衆、医療）に適用されるが、線量限度の原則は作業者と公衆にのみ適用され、患者、介護者、介助者、及び生物医学研究の志願者の医療被ばくには適用されない。</p>
<h4>3.1.2 放射線を扱う行為及び手技の正当化</h4> <p>(64) 正当化の原則とは、放射線被ばくの状態を変化させるようなあらゆる決定は、害よりも便益が大となるべきであるというものである。つまり、新たな放射線源を導入する際、又は現存被ばく又は潜在被ばくのリスクを低減させるための作業を導入する際は、それが引き起こす損害を相殺するのに十分な個人又は社会の便益がもたらされるべきである（ICRP, 2007a）。医療被ばくにおける正当化の目的は、放射線の作業者及びその他の者の被ばくによる放射線損害を補助的に考慮に入れながら、患者に対し害よりも便益を多く与えることである（ICRP, 2007a）。</p>
<h4>3.1.3 防護の最適化</h4> <p>(65) 防護の最適化の原則は、「防護のレベルは一般的な事情の下において最善であるべきであり、害を上回る便益の幅を最大にすべきである」、ということの意味している（NCRP, 1993; ICRP, 2007a）。より具体的には、これは、被ばくする可能性、被ばくする人の数、及びその人たちの個人線量の大きさは、すべて、経済的及び社会的な要因を考慮して、合理的に達成できる限り低く保たれるべきであることを意味している。放射線画像ガイド下のインターベンションによる医療被ばくにおいては、防護の最適化とは、IVR の臨床目的を達成しながら、患者及び作業者に対する線量を可能な限り低く保つことを意味する。これは電離放射線を使用する施設的设计、装置の選択、セットアップと使用、及び日々の作業手順に適用する必要がある。</p>
<h4>3.1.4 線量限度</h4> <p>(66) 線量限度の原則については、「患者の医療被ばくを除く計画被ばく状況においては、規制された線源からのいかなる個人への総線量も、委員会が勧告する適切な限度を超えるべきでない（ICRP, 2007a）」と述べられている。この原則は医療従事者の被ばくに適用される。</p> <p>(67) IVR において職業上被ばくする作業者の場合、ICRP が推奨している作業者の線量限度を適用する。計画被ばく状況における作業者の推奨される線量限度は <i>Publication 103</i>（ICRP, 2007a）で確立されており、ICRP の組織反応に関する声明（ICRP, 2012）において眼の水晶体の限度値が改定されている。</p> <p>(68) 以下の限度値を適用する：</p> <ul style="list-style-type: none"> • 全身：実効線量で=規定された 5 年間の平均値として年間 20 mSv。ただし、いずれの 1 年の実効線量も 50 mSv を超えないこととする。 • 末端部：手足の等価線量で年間 500 mSv。 • 皮膚：1 cm²の皮膚面積の平均値として等価線量で年間 500 mSv。被ばく部位は問わない。

- 眼の水晶体：眼の水晶体の等価線量限度で5年という規定期間の平均値として年間20 mSv。ただし、いずれの1年の眼の水晶体の等価線量も50 mSvを超えないこととする。

(69) 推奨された限度の目的は、確率的な健康影響の発生を容認できないレベル未満に維持し、また組織反応（確定的影響）の回避を確実にすることである。

3.1.5 線量拘束値

(70) 防護の最適化における予測線量に境界値を設定することが、最適化に役立つ（ICRP, 2007a）。計画被ばく状況において、そのような境界値は「線量拘束値」と呼ばれ、現在の被ばくの分布を考慮しながら、最適化のプロセスを効果的に促進することができるよう、計画立案という目的のために選択される。後に、この「線量拘束値」を超えたことが確認された場合、その状況を理解するための調査を実施する必要がある。また、この場合、防護が最適化されているとは考えにくい。したがって線量拘束値は、関連する年間線量限度よりも低い。線量拘束値は最適化のプロセスで前もって確立され、またこれは線源に関連している。スタッフが複数の施設で作業している場合には、線量限度及び線量拘束値は各施設で受ける個々の線量の総和に適用する必要がある。眼の水晶体の線量拘束値は、国際放射線防護学会（International Radiation Protection Association：IRPA）により提案されている（IRPA, 2017）。

3.1.6 異常線量の調査

(71) 年線量限度又は線量拘束値を超えて、防護が最適化されていないと気づくまで待っている必要はない。1ヵ月に受ける実効線量又は等価線量に関して、又は関連パラメータの数値（襟の高さに付けるエプロン外装着の線量計の測定値など）に関して調査レベルを設定することで、防護が最適化されていないことを見つけられる。

(72) 月別の調査レベルを超えた場合は、その期間、防護が最適化されていなかったという警告となり、既存の放射線防護の検討が必要となる。線量測定値の増加は、IVRの件数が顕著に増えたこと、又は1回の手技当たりの線量が顕著に高かったこと（これは手技が複雑化したため、又は防護措置を遵守しなかったために生じる可能性がある）が原因である可能性がある。

(73) 2000年、世界保健機関（WHO）は、月別の被ばく量が実効線量で0.5 mSv、眼の水晶体の線量で5 mSv、手又は末端部の線量で15 mSvに達したとき、調査を行うべきと勧告した（WHO, 2000）。眼の水晶体に対する等価線量の年間限度値が新たに設定されたことを受けて、それに応じて調査レベルを下げる必要がある。心血管インターベンションナリストには、襟の高さの線量計の測定値を用いた月間2 mSvという調査レベルが提案されている [Durán et al., 2013. 太平洋心血管インターベンション学会（Asian Pacific Society of Interventional Cardiology）、欧州経皮的な心血管インターベンション学会議（European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions）、南米心血管インターベンション学会（Latin American Society of Interventional Cardiology）及び心血管撮影インターベンション学会議（Society for Cardiovascular Angiography and Interventions）による承認を得ている]。

(74) 月別の線量に関する調査レベルは、年間線量に当てはめたとき、関連する線量限度及び線量拘束値を超えないものでなければならない。さらに第2節に述べたように、個人線量計は常に装着されるものではなく、不適切に装着されることもある（Padovani et al., 2011; Sánchez et al., 2012）。このような場合の調査レベルは、エプロン外装着の線量計及び手の線量計の最小線量値を設定し、それにより、線量計装着の手順に遵守不良があった可能性について警告を発することで、役立つ可能性がある。

3.2 区域及び作業場の分類

(75) *Publication 57*（ICRP, 1990, Para 129）では、個人モニタリングの必要性に関して作業者をカテゴリ分類できるだろうと論じている。また、インターベンショナルラジオロジスト及び心血管インターベンションナリストはカテゴリ-Aに入るだろうとも述べている。しかし *Publication 60*（ICRP, 1991）では作業者の分類は支持されておらず、*Publication 103*（ICRP, 2007a）の184段落目には「委員会は作業者の分類よりも作業場の分類を引き続き勧告する」と述べられている。したがって個人モニタリング装置の割り当ては、作業場及び作業者の職務、放射線場内での被ばく部位と時間、並びに使用する防護具による遮蔽状況に基づいて分析する必要がある。

3.3 胚及び胎児

(76) 委員会は、妊娠中の医師及びその他の作業者の管理に関する助言を、*Publication 84*（ICRP, 2000a）に示している。妊娠の初期（妊娠が申告される前）は、通常作業者の防護により対応する。胎児の防護に関する第一の責任は作業者自身にあり、妊娠が確認された後、できるだけ速やかにその雇用主に対して妊娠を申告しなければならない（ICRP, 2000a）。妊娠が申告され雇用主に通知された後、妊娠中の作業者の作業条件は、

妊娠の残りの期間中の胎児の追加線量が 1 mSv を超えないようにすべきである (ICRP, 2000a)。

(77) 妊娠中の作業員に対する不必要な差別は避ける必要がある。胎児への線量の制限は、妊娠中の作業員が放射線を取り扱う作業を完全に避ける必要があるという意味や、または彼女らが指定された放射線区域に入ること又はその中で作業することを防止しなければならないという意味ではない (ICRP, 2000a)。しかし、この制限は、その雇用主が妊娠中の作業員の被ばくの状況を調べるべきであることを意味している。特に妊娠中の作業員の作業は、偶発的な高い放射線被ばくの確率がわずかであるようにすべきである (ICRP, 2000a)。

(78) 妊娠中又は妊娠の可能性のある作業員の IVR における職業上の放射線防護に関する診療ガイドラインが、米国 IVR 学会 (Society for Interventional Radiology) と欧州心血管 IVR 学会 (Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe) の合同ガイドラインとして作成されている。これには、胎児の放射線リスクのみに基づいて、妊娠中の作業員を透視手技から除外することは、科学的根拠に基づいて正当化できないと述べられている (Blake et al., 2006; Best et al., 2011; Dauer et al., 2015)。

4 個人モニタリング及び線量評価

- 個人モニタリング装置の必要性は、作業場及び作業員の職務、放射線場内での被ばく部位と時間、並びに使用する防護具の遮蔽状況に基づいて分析する必要がある。
- 放射線診療従事者が個人線量計を正しく装着することは不可欠である。
- 2つの線量計を装着し、1つはエプロンで遮蔽し (エプロン内)、もう1つは襟の高さで遮蔽しない (エプロン外) ことで、実効線量を最も適切に推定できる。エプロン内の線量計によって、エプロンが正しく着用されていたことを確認し、またその遮蔽状況がエプロン内の線量を低下させるのに十分であることも確認できる。エプロン外装着の線量計からは、眼の水晶体線量を推定することもできる。
- 高い線量測定値や非常に低い線量測定値は、線量計の誤使用や装着の不履行を示している可能性がある。
- 個人線量計には、使用者自身の線量計であることやその装着部位を確認できる手段が、備えられている必要がある。
- スタッフメンバーが複数の雇用主の下で作業している場合には、雇用主間の協力が不可欠である。各施設の個人線量の総計を入手し、完全な線量記録を保管する必要がある。
- 最適化のモニタリングや教育目的、手技ごとの線量の特別な試験、及び手技の特定の局面について、能動型電子式個人線量計が有用であることが証明されている。
- 電子式個人線量計及びエリアモニタの校正及び種類の検討には、高線量率のパルスモードを含む、IVR で典型的な放射線場を含める必要がある。
- 環境モニター (C-アーム上など) は、散乱放射線場の連続的な評価や個人線量計のバックアップ、個人線量計装着不遵守の発見、及び個人線量計を装着していなかったときの職業被ばく線量推定に有用である。
- 調査研究の枠組みにおいてモンテカルロ計算と測定を組み合わせた研究が多数行われているが、高線量の手技については、眼の水晶体の線量を含む職業被ばく線量を評価するためのより良い評価方法を開発することが必要である。
- これらの手法は、個人線量計の日常的かつ適切な使用の監査に役立つ、また、追加的な防護 (防護メガネなど) の必要性の評価に役立つと考えられる。眼の線量を含めた個人線量評価のための個人の立ち位置検知と共に、(線量計を必要としない) 線量計算技術の開発を追求した研究プログラムを進める必要がある。

4.1 個人被ばく線量モニタリング

4.1.1 被ばくモニタリングと線量限度の遵守状況の検証

(79) 年線量限度の遵守を実証するため、及び防護の最適化のために、被ばくモニタリングが必要である。線量限度の遵守をモニタリングするためには、実効線量、並びに皮膚、眼の水晶体及び手足に対する等価線量を評価する必要がある。等価線量及び実効線量は体組織上で直接測定することはできず、被ばくモニタリングにおける数量として直接使用することもできない。防護体系には、測定が可能で、等価線量と実効線量が評価できる実用量が含まれている (ICRP, 2007a)。環境線量の実用量及び外部被ばくの個人線量はこれまで ICRU により定義されており、IVR に関連するものを付属書 B に要約している。

(80) 職業被ばくは、線量計で測定された値と個人が受ける線量が関係するという、一連の前提に基づいている。基準値には、線量計測体系の正確度の要件及び不確実性が含まれることから、これらの前提は、実用量と防護量の間にも適用できる。作業員は作業時間中、常に線量計を正しく装着することを確実にすることが、この一連の前提及び関連性の中で最も重要な要素である。変動が大きい放射線場において、作業員の全被ばく時間で何らかの個人モニタリングを行うことなしには、個人に対する線量を合理的に推定することはで

<p>きない。作業者が日常的に正しく線量計を装着していることを確認するためには、手順の遵守状況を監査することが重要である。</p>
<p>4.1.2 被ばくモニタリング及び防護の最適化</p>
<p>(81) 遵守状況の検証は、個々の IVR 手技による線量の確認によってではなく、規定のモニタリング期間に実施される多数の介入での線量を統合することで行われる。この期間は規制当局により規定されるが、通常は1ヵ月である。この期間は年線量限度の遵守を確認するために十分なものであるが、特定の手技に対する防護の最適化のためには十分とは言えないかも知れず、そのような場合には同一の手技に関する情報を、ときに複数のモニタリング期間で収集する必要があるかもしれない。したがって遵守状況の検証は、防護の最適化のためのモニタリングと組み合わせて相補的に実行されることがあり、これには放射線防護の取組みの有効性の評価が含まれる。</p>
<p>4.2 個人線量計の特性とその使用</p>
<p>4.2.1 線量計の種類：パッシブ型及び能動型線量計</p>
<p>(82) 線量計は種々の被ばく条件下で十分な正確度をもち、また容易に使用できるほど十分に小型軽量であり、スタッフの業務遂行を妨げるものであってはならない。パッシブ型線量計は通常小型、軽量で、電源を必要としない。そのためにスタッフの作業や快適性を妨げないパッケージに簡単に組み込むことができ、特に線量限度の遵守状況を示す目的で広く選択され、最も多用されている。しかし、瞬時に測定値を読み取れないことは最適化のモニタリング、特に IVR 手技に関わる従事者の教育にとって全てのパッシブ型線量計の欠点である。</p>
<p>(83) 手のモニタリングには、手術用手袋の下に比較的簡単に装着できることから、小型のリング型線量計が用いられている。リング型線量計はサイズ調整が可能*だが、長時間の手技中に指が膨らむことがあるという事に注意する必要がある。さらに、耐滅菌性や、装着感によって術者のカテーテルや器具の正確な操作を妨げないなどの特徴も重要である。リング型線量計の代わるものとして、指先にフィットするサック状のものも使われており、これを用いて、最高線量が予想される手の最も近位に放射線センサーをおく。装着感の支障を低下させるもう1つの解決法は、患者の照射体積に最も近い指に TLD 型線量計を装着する、というものである。</p> <p>*訳注 国内市販品はフリーサイズのみである。</p>
<p>(84) 線量計の物理的構造は、意図した装着部位に適合しなければならない。リング型線量計では、感染管理が特に問題となる。これは、滅菌作業に耐えられないことがあり、また通常は感染管理が不可欠な手技中に装着されるためである。</p>
<p>(85) 身体に装着される線量計は、重い鉛エプロンと使用者の衣服の間に置かれたとき不快感を引き起こす、強い圧迫点を作らないものでなければならない。全身線量計を鉛エプロンの上部の頸部近く、又は防護甲状腺シールドの上におき、遮蔽されていない部分の線量を評価する場合は、頸部又は下顎部分を刺激するようなエッジがあってはならない。すべての付着方法は、激しく使用している間にずれないように十分な強さでなければならないが、防護エプロンの位置を変えたり、線量計が異物に引っ掛かったときに衣類を破損したりしてはならない。</p>
<p>(86) アクティブ型個人線量計 (APD) 又は電子線量計は最適化のモニタリングに、又は手技別の線量解析あるいは手技中の各局面を区別する特殊な研究 (例えば撮影線量と透視線量の比較など) のために用いられる。APD は線量率に関する情報を迅速に提供できるため、線量率の低下をもたらし、それによる累積線量を低下できる行動変更の評価に対して、スタッフに迅速なフィードバックが提供される。1 回の手技中に措置が必要な場合は、直接的に手技の変更につながるため、線量率の情報が必要である。さらに APD からは各被ばく時間に関する情報も得られ、これにより職業被ばくと患者被ばくの間連付け、及び IVR 中の APD 装着の監査が容易となる。</p>
<p>(87) 電子線量計はスタッフの教育に有用である。例えば天井吊り下げ式のシールドを設置したとき線量率が大幅に低減することは、非常に良い実例となり、これらのシールドを日常的に使用することを臨床医に促すものとなる。</p>
<p>(88) 最近まで、電子線量計のサイズはあまりに大きく、鉛エプロンの中で使用するには都合の悪いものであった。旧式の装置ではその所要電力のため、長時間の手技中に装置の電源が切れないよう、電源バッテリーの充電を保証する操作部がオーバーヘッドに取り付けられていた。しかし、電力管理と、電子線量計からベースステーションまでの信号のワイヤレス伝送が進歩したことで、電子線量計の使用のデメリットが一部克服されている。IVR システムの複数の製造業者は、ワイヤレスデータ伝送の電子モニターを搭載し、術者用モニタ</p>

<p>一近傍又はその一部に線量率と線量を確認できるようにしている。</p>
<p>(89) 最適化のモニタリングでは、遵守状況のモニタリングで要求される種類の線量を必ずしも用いなくて構わない。最適化では、線量低減に対する種々の措置の有効性を評価するため、状態を変化させることで生じる相対値を比較することを目指す。電子線量計は通常、IVR 中の身体への照射の不均一性を考慮することなく、実用量を評価するために校正される。これは 1 点での線量を示し、実効線量又は線量計から一定距離の線量を推測することはない。概念的には、複数の電子線量計を装着し、データを組み合わせて遵守に関する線量情報を得ることはできない、という技術的根拠はない。しかし、実用的な問題から、電子線量計の使用は調査目的及び最適化のモニタリングに限定される傾向がある。</p>
<p>(90) 電子線量計は、手指又は眼の周囲での日常使用に向けて開発されていない。指に小型の電子センサーを装着させようという試みがあったが、電源と電子機器を接続する電気ケーブルは不便で、日常的に使用するには実用的でなかった。</p>
<p>4.2.2 線量計の特異性</p>
<p>(91) 線量計測体系は、関連する実用量、20～150 keV の光子エネルギーの範囲、また IVR に使用するスペクトルにおいて、正確度、精度及び再現性に関する標準要件を満たす必要がある。この要件は例えば、IEC 規格 62387 (IEC, 2012) のほか、国際的に認められているガイダンス (ICRP, 2010b; IAEA, 2014a) に示されているものである。</p>
<p>4.2.3 線量計の信頼性及び簡易性</p>
<p>(92) 線量計は信頼でき、かつフェールセーフでなければならない (例えば、放射線場を継続的に測定できる能力を有していなければならないような)。加えて、使用者の操作は単純で効率的であることが必要であることが求められる。使用者によって線量計への電源供給が必要となる電子線量計の場合、線量計装着のプロセスにそれを想起させる項目が、スタッフの手順に含まれている必要がある。スタッフに必要とされる作業と判断が少ないほど、適切に使用される可能性が高くなる。線量積算式のパッシブ型線量計 (例えば、フィルム、熱蛍光素子、光刺激蛍光素子、及び蛍光ガラスを含むものなど) は通常、遵守状況をモニタリングするため透視室内で用いられる。</p>
<p>4.2.4 線量計の交換期間</p>
<p>(93) パッシブ型線量計は使用期間内で蓄積された総線量を示すものであり、使用期間の終了時点で新たな線量計と交換しなければならない。この交換期間は、スタッフ内に日常習慣を植え付けるため、所定のスケジュールに従う必要がある。通常、IVR のスタッフは月ごとにモニタリングされ、異常な線量及び出来事を検出し適切な対応を実施できるような十分な頻度で、線量データを提供する必要がある。したがって、放射線検知材料 (それが熱発光結晶、光刺激蛍光素子、又はフィルムであったとしても) は、使用が予想される最短期間の最低限関連する線量を検知する感度をもつ必要があり、使用が予想される最長期間の線量情報を保持できる必要がある。</p>
<p>4.2.5 IVR における線量計の誤った装着を検出するためのアプローチ</p>
<p>(94) 線量計装着に問題があった場合、線量測定値が非常に高くなるのみならず、非常に低くなることもある。これは線量計の誤使用又は装着不履行を示唆するだろう。誤使用の例として、エプロン内装着用の線量計をエプロン外で装着した、間違っただ指に指リング線量計を装着した、他者に渡された線量計を装着した、又は線量計を紛失したなどもある。間接的アプローチが個人線量計装着の遵守不良の特定に役立ち、また個人線量計を使用しなかった場合の職業被ばく線量の推定に役立つ可能性がある。これらのアプローチには、患者近傍 (例えば C アームの位置) の散乱放射線量を測定するための空間線量計の使用のほか、患者関連数量 (例えば面積空気カーマ積) から様々な手技や配置に応じて作業員の眼の水晶体等価線量を推定できるようにする換算係数が含まれる。エプロン外の線量計をストラップに付けて装着するのは、身体の前で動いたり襟の高さより下に下がることがあり、エプロンに入射する放射線との差がさらに増えると思われるため、推奨されない。</p>
<p>4.2.6 型式試験及び校正と、実際の IVR との間の、散乱状態の違い</p>
<p>(95) 実効線量評価のためのモニタリングは、1 つないしは 2 つの線量計を用いて試みられてきた。線量測定値を調節するアルゴリズムは、本節の後半に論じるが、ここで数点を述べるべきである。線量計は、遮蔽材料の効果を考察することなく、校正及び試験される。型式試験の標準は、組織等価ファントムの平らな表面上に線量計をおいた単純な条件下で、性能評価を定義する傾向がある。IVR 室において線量計は、原子番号が高い遮蔽元素を含むエプロンの外又は内側におく。線量計が、遮蔽材料のごく近傍にある場合、型式試験中に通常想定される散乱環境とは異なる環境におかれる。実用量の測定値が予想される線量計の性能内にあり、通常使用と同様の条件にあることを確認するため、供給業者からの保証を求める必要がある。</p>

4.2.7 眼の水晶体用の線量計

(96) 線量計を取り付ける装置を眼の付近におくことが困難であるため、眼の水晶体のモニタリングは特に難しい。眼の水晶体の線量限度を低減できることから、防護メガネは広く普及してきている。これにより、眼の付近かつ防護レンズに覆われた範囲に線量計をおく機会が広がっている。眼の線量は、鉛エプロンの上の襟又は頸部の高さにおいた線量計から、又はヘッドバンドに取り付け、X線管に最も近いテンプル近傍にセンサーが来るようにしたプラスチック片上の別の線量計から、評価することができる。ゴムバンドに TLD チップを巻き、このバンドを眼の近くの頭部に付けて眼のモニタリングをしようという取り組みが、いくつかなされている (Bilski et al., 2011)。その他、メガネの内側に線量計を取り付けようと、頭部に巻く形の装置も使用されている (IRSN, 2014)。いずれの場合でも、眼の付近におかれる線量計は装着者の視界を妨げてはならない。メガネの陰に線量計を取り付けることは、1つはエプロン内、1つはエプロン外、そしてもう1つは眼用線量計という3つの線量計を使用することを意味している。3つの線量計に基づく配置は、信頼性及び一貫した使用という点で困難を伴う。しかし、短期間の比較目的には使用できるかもしれない。鉛メガネを実際に装着し、第一インターベンションリストが天井吊り下げ式のシールドを使用した場合は、眼用線量計の必要性は重要ではないが、シールド及び鉛メガネが実際に使用されたことを保証するため、品質管理が必要である。メガネをいつ装着すべきか、また装着できるかは、重要な問題となっている。

4.2.8 線量計及び作業者の特定

(97) 個人線量計には、使用者自身の線量計であることを確認できる手段が備えられている必要がある。線量計の結果を特定の個人に適用する場合は、線量計と使用者の間の1対1の関係が不可欠である。ラベルなどの特定方法は、他者の線量計を使用しないように、読みやすいものである必要がある。適切なアプローチとしては、非使用時に線量計をラックに保管し、ラックと線量計を視覚的に特定することなどがある。

4.2.9 装着部位

(98) 視覚的要素によって線量計の装着部位が図示されるべきであり、特に線量計の形状がおのずと適切な装着へ導くものではない場合、線量計を正しい位置に装着させることに役立つ。実効線量の評価に2つの線量計を(1つはエプロン外、もう1つはエプロン内に)使用する場合、術者はエプロン外とエプロン内用の線量計を取り違え、報告される線量が2値の平均値に近似することがよくある。このような非一貫性の結果、報告される実効線量が高くなり、術者を失望させ、両方又は一方の線量計さえも使う気を鈍らせることがある。さらに、高い再現性で結果を得るためには、線量計はエプロン内外の正確な位置に装着する必要がある。正しい位置の遵守は、個人用エプロンの特定のポケットを使用することで保証できる。適切な行為を改善するため、線量計をどこに装着するかを示すアイコンや画像を、色とラベルを組み合わせることで試みられている。両方の手を個々にモニタリングする場合、同様の状況が生じる。独自の特徴を使用しなかった場合、左右の指リング線量計を取り違える可能性がある。リング上に必要な全情報を印刷するために利用できるスペースが限られているため、手又は指リング線量計のラベリングは難しい。左右の区別には色を変えることが有効な方法である。末端部線量計を混同する可能性があることから、1つの線量計を使用することが一般的であり、X線ビームに最も近い手におく。これは通常、左手の小指である (Martin, 2009)。

4.2.10 アクティブ型個人線量計の校正

(99) European ORAMED プロジェクトにおいて、Clairand ら (2011) 及び Sánchez ら (2014) は、アクティブ型個人線量計 (APD) の反応に対する、線量率の影響及びパルス頻度及び時間の影響を検討した。ガイガー=ミュラー管式の APD (パルスモードでの信号を送らない) を除き、APD は個人線量当量率によって影響される反応を示した。このことは、補正係数を導入した場合に限り、これを日常のモニタリングに使用できることを意味している。APD 及びエリアモニタの型式試験手順並びに校正には、IVR を代表する放射線場を含めるべきである。これには高線量率のパルスモードでの試験も含める (Chiriotti et al., 2011; Clairand et al., 2011; Sánchez et al., 2014)。

4.3 職業被ばくの評価

4.3.1 実効線量の評価

(100) 一般に、比較的均一な全身被ばくの場合、個人線量当量、 $H_p(10)$ に関して校正した個人線量計の測定値から実効線量进行评估する。このような実効線量の評価は、その被ばくを代表する身体部位に線量計を装着していた場合に限り、放射線防護の目的では十分な真度と精度をもつ (ICRP, 2007a)。しかし IVR においては、身体の一部は防護されているが、その他の部分は防護されていない。したがって、防護エプロン外に装着した1つの線量計の測定値は、エプロンで防護された体幹の臓器の線量を反映していないため、実効線量を過大評価している。一方でエプロン内に装着した1つの線量計の測定値は、防護されていない身体部位 (例えば、そでぐりを介して被ばくする頭部、頸部、肺やその他の胸郭内臓器など) のより高い被ばくを反映していない

め、実効線量を過小評価している (Franken, 2002; Siiskonen et al., 2007)。このように、単一の線量計の測定値から実効線量を推定するためには、 $H_p(10)$ 値に補正を加える必要がある。エプロン外装着の線量計の場合の補正係数は1未満であり、エプロン内装着の線量計の場合の補正係数は1を上回る。

4.3.1.1 2つの線量計によるアプローチの考察

(101) *Publication 85* (ICRP, 2000b) では、実効線量を適切に推定するためには、1つはエプロン外に、1つはエプロン内にとり 2つの線量計を用いるべきと勧告している。また米国国立放射線防護委員会 (NCRP, 2010) も、2つの線量計を用いる方法を勧告している。これは、確率的影響に関する線量限度との比較について、実効線量を最も適切に推定できるため、また、防護エプロンによる遮蔽状況を (胴部又は胸部の防護エプロン内装着の線量計から) 適切に示すことができるためである。

(102) 2つの線量計の $H_p(10)$ に関する測定値は通常、次式のような単純な線形アルゴリズムにより統合される：

$$E = \alpha H_u + \beta H_o$$

ここで E は実効線量、 H_u 及び H_o は個人線量当量、 $H_p(10)$ である。 H_u は胸部又は胴部のエプロン内の測定値であり、 H_o はエプロン外で通常は襟の高さで測定される。 α 及び β は、線量測定値に適用される対の加重係数である。

(103) α と β の対には長年、多数の数値が提案されてきたが、全種類の手技の職業被ばくを適切に表す α と β の対がこれとあって存在しない事実により、どれを使用すべきかという国際的なコンセンサスは得られていない。規格によって支持されている国際的なコンセンサスがないこと、また2つの線量計を間違いなく装着させる手段がないことから、実効線量の推定値は信頼できず、また比較可能なものにもならない。

(104) European Coordinated Network for Radiation Dosimetry (CONRAD) プロジェクトにおいて、欧州13カ国で使用されている線量測定法が比較された。5カ国ではエプロン外に1つの線量計を装着し、7カ国ではエプロン内に1つの線量計を装着することが勧告され、2つ (エプロン内外) を装着していたのは1カ国であった (Järvinen et al., 2008)。一部の国では規制機関からの勧告がなく、各病院は様々な手法を採用している (IAEA, 2014b)。

(105) また、CONRAD study の中で Järvinen ら (2008) は、2つの線量計について様々な著者から提案されている11の α と β の対を、さらに1つの線量計のアプローチに関する4つの値を、包括的に比較した。本研究は、モンテカルロシミュレーションと、 H_o の補正目的で入手した Rando-Alderson ファントム上の複数の測定値から構成された。実験とモンテカルロ計算のために、ファントムに巻タイプの0.35 mm 含鉛エプロンと、別途ネックガードも取り付けられた。 α と β 値の対から適切な推定値を求めるための特定の基準は、一般的な照射ジオメトリーについてモンテカルロシミュレーションから得られる実効線量が過少評価されないこと、しかも過大評価が僅かであることをとした。

(106) CONRAD study から、考えられるすべてのジオメトリーに対する適切なアルゴリズムというものはなく、したがって選択する際には妥協せざるを得ない、という結論が得られた。2つの線量計が用いられたすべての検討対象アルゴリズムのうち2つのアルゴリズムが、最適な推定値を決める基準に比較的近かった。この2つは Swiss Ordinance (2008) 及び McEwan (2000) による α と β 値のセットで、これらを表4.1に示す。より最近では *Publication 103* (ICRP, 2007a) から、実効線量に関して加重係数に基づくアルゴリズムが開発されている (Von Boetticher et al., 2010)。これらの数値も表4.1に示す。

(107) ただし、推定された実効線量が年線量限度に近いとき (例えば >15 mSv) は、何らかの α 及び β 値を用いた単純なアプローチではなく、特定のジオメトリーと照射パラメータを考慮した、より正確な推定を行う必要がある (Järvinen et al., 2008)。

4.3.1.2 1つの線量計によるアプローチの考察

(108) 一部の著者は、2つの線量計の汎用について異議を唱えている (Kuipers et al., 2008; Martin, 2012)。またインターベンショナルラジオロジストに対する線量評価に、エプロン外に1つの線量計を装着することの有効性についての研究が行われている (Stranden et al., 2008)。複数の研究から、2つと1つ (エプロン外) による線量測定アルゴリズムの正確度に、有意差はないと結論付けられている (Schultz and Zoetelief, 2006; Järvinen et al., 2008; Kuipers et al., 2008; Kuipers and Velders, 2009)。2つの線量計アプローチは原則として正確度が高いものの、これには以下のような複数の欠点があると著者は論じている：(1) 組み合わせアルゴリズムに関する国際的なコンセンサスが得られていないため、実効線量の比較は解釈が困難である。(2) 臨床医が2つの線量計を正しく一貫して装着するという信頼性は疑わしい。(3) 2つの線量計ではコストが高くなる。実際、インターベンション医師はときどき2つの線量計の場所を取り違えることがある。また、遮蔽されていないエプロン外

<p>装着の線量計の被ばくは、エプロン内装着の線量計の 10 倍になることもあるため、実効線量が著しく過大評価されるおそれがある。臨床医が 2 つ目の装着を忘れてたり、1 つ目の装着さえ忘れることがある。</p>
<p>(109) 加えて被ばくジオメトリーは変わりやすく、放射線は不均一に分布し、身体の一部は遮蔽されている。したがって、実効線量の評価において高い正確度を達成することは不可能である。線量がそれぞれの線量限度を大きく下回るときは、容易に実施され、線量を合理的に表示するという目的を果たす実際的な線量計測体系が、線量限度との遵守の確保に十分である。</p>
<p>(110) エプロン内に装着した 1 つの線量計から、エプロンで遮蔽された体幹内の放射線感受性臓器が受ける線量が分かる。しかし、エプロン内線量計の月別測定値は検出レベルを下回ることが多いことから、この手法の正確度は不良であり、情報提供という点での価値は限られる。</p>
<p>(111) Martin (2012) は、エプロン外の襟の高さに付けた 1 つの線量計を用いた、実際的なアプローチを提案した。襟の高さの線量計の測定値が、1 年間（より短期間の場合は、これを確立すべき）に設定された線量を超えた場合にのみ、2 つ目の線量計を装着する必要がある。襟の高さの線量計の測定値を、防護される臓器を考慮した係数で補正することで、実効線量が示される可能性がある。また襟の高さの線量計は、眼の水晶体の線量の指標として用いることもできる。</p>
<p>(112) エプロン外の襟の高さの線量計から得られた $H_p(10)$ と、モンテカルロシミュレーション又は人体形状ファントムの TLD 測定値から求められた実効線量との関係に関する研究から、エプロンを着用したが甲状腺防護具を着用しなかった場合の補正係数は 0.011~0.18 であり、エプロンと甲状腺防護具の両方を着用した場合は 0.02~0.083 であることが示唆されている (Martin and Magee, 2013)。Martin と Magee (2013) は、防護エプロンを着用している放射線手技に係わるスタッフの、合理的な実効線量 (E) は、以下のような簡単な相関式から得られることを提案している。 $E = 0.1H_0$。</p>
<p>(113) ここで提案されている 0.1 という係数は、IVR 及び心血管インターベンションに係わる者を含め、放射線科で働く大半のスタッフについて適当な、実効線量に関する保守的な評価であると思われる。もし H_0 の測定値が 20 mSv に近いかこれを超える（1 ヶ月の実効線量が約 2 mSv）場合は、防護エプロン内に 2 つ目の線量計を装着し、特定のアルゴリズムの使用を検討するべきである。NCRP (2010) はまた、もし 1 つの線量計を使用する場合、これはエプロン外に装着すべき（すなわち、放射線防護衣の内側に 1 つの線量計を装着することは忍容できない）と結論付けている。</p>
<p>4.3.1.3 実効線量評価に推奨される選択肢</p>
<p>(114) 襟の高さでエプロン外に装着した 1 つの線量計から、実効線量の合理的な推定が得られ、また 1 つの線量計による方法は 2 つの線量計のアプローチよりも簡単で線量計の場所の違いが生じにくいものの、$E = 0.1H_0$ という式は、すべての介入中にエプロンを装着しており、かつすべてのエプロンがその減衰について同様であるという仮定に基づいている。とはいえ、全ての国と施設において全スタッフがエプロンを着用している、又は各エプロンが同様に十分な減衰を示すという仮定は、必ずしも真実とはいえない。軽量の防護エプロンは鉛以外の減衰材料を含んでいるように、様々な鉛当量厚が利用されている。エプロンの実際の鉛当量厚が、エプロンのラベルに表示されている鉛当量厚と異なる可能性もある (Lichliter et al., 2017)。したがって委員会は、基準を満たすことが確認され CONRAD study で提案されているような単純なアルゴリズムによる、2 つの線量計アプローチを使用するという主要勧告を継続して発している (表 4.1 参照)。</p>
<p>(115) もし、ある施設について、すべての専門職員が全介入中に十分な減衰をもつ防護エプロンを着用していると確実に仮定できる場合、エプロン外装着の線量計はその被ばくの評価に十分であるため、介入チームの大半のスタッフについてエプロン内線量計は省略することができる。しかし、通常はインターベンショナリストが最も高い職業被ばく線量を受けるため、またインターベンショナリストのエプロンの実際の減衰が確認されることは稀であるため、手技を行うインターベンショナリストには 2 つの線量計の装着を推奨する。</p>
<p>(116) スタッフメンバーが複数の雇用主のために作業している際は、それらの間の協力が不可欠である。1 つの線量計を用いることを選択した場合、作業者が各雇用主から異なる線量計を提供される可能性があるが、各施設の個人線量の総計を入手し、完全な線量記録を保管する必要がある。</p>
<p>4.3.2 眼の水晶体に対する等価線量の評価</p>
<p>4.3.2.1 眼の水晶体の線量をモニタリングするための、実用量の使用</p>
<p>(117) ICRP (2010b, 付属書 F) は、2 つの線量計測アプローチを用いて、眼及び眼の水晶体の吸収線量の算出を検討している：1 つめは <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) から標準計算ファントムを用いた方法であり、2 つめは Behrens ら (2009) 及び Behrens (2012a) が開発した、様式化された眼のモデルを用いた方法である。眼</p>

への外部照射に関する高い線量勾配を記録するため、この様式化された眼のモデルを用いて、*Publication 110* (ICRP, 2009a) の低入射粒子エネルギーでのファントムから導いた水晶体の線量換算係数を補足した。ICRP (2010b) はまた、前方の上皮細胞層から下層の無核水晶体線維細胞が生じることに注目し、水晶体全体の平均線量と、前方の上皮細胞層に対する線量とを比較した。比較した結果、最低エネルギーのものを除く全ての光子と電子について、この2つのジオメトリーに関する同様の線量が算出された。Bolch ら (2015) は、眼及び眼の水晶体の線量計測モデルと、眼の被ばくに関する線量係数の算出へのその利用について、詳細を示している。

(118) ICRU (1992) は眼の水晶体の線量測定に、実用量及び個人線量当量 $H_p(3)$ を勧告していた。しかし、眼の水晶体の線量評価には $H_p(3)$ が非常に適している一方で、 $H_p(3)$ による線量計の校正は多くの国々で用いられていない (Cantone et al., 2017)。*Publication 103* (ICRP, 2007a, 付属書 B) 及び *116* (ICRP, 2010b) において、光子被ばくに関する眼の水晶体のモニタリングには、実用量 $H_p(0.07)$ が適当であると勧告されている。Behrens と Dietze (2010, 2011) 及び Behrens (2012b) は、眼の水晶体の等価線量と、これに相当する、推奨される3つの深度 (0.07, 3 及び 10 mm) での実用量とを、光子及び β 線の現実的な放射線場を用いて比較した。その結果、後方散乱をシミュレートするためにスラブファントム上で校正された X 線場には、 $H_p(0.07)$ 及び $H_p(3)$ の両方が適当であると著者らは結論付けた。同様の結果が Vanhavere ら (2012) 及び Sánchez ら (2014) によって報告されている。

(119) 眼の水晶体の線量測定に関する $H_p(10)$ の適切性に関しては、Sánchez ら (2014) による測定から、光刺激蛍光素子を用いた線量計で測定された $H_p(10)$ と $H_p(0.07)$ の差は、透視及び CT ガイド下の手技で一般的に用いられる、平均エネルギーが 44 keV を超える4つの異なるスペクトルについて 10%未満であるが、光子スペクトルの平均エネルギーが 36 keV のときは約 17%にまで増加することが明らかになっている。IAEA (2013) 及び国際標準化機構 (ISO, 2015) は、光子放射線については概して、 $H_p(0.07)$ を $H_p(3)$ の近似値として用いることができ、しかも、線量計に到達する光子スペクトルの平均エネルギーが 40 keV を上回り、かつ光子が主に前面から入射する場合に限り $H_p(10)$ を使用することも示唆している。眼の水晶体のモニタリング手順は ISO, IAEA 及び IRPA から提供されている (IAEA, 2013, 2014b; ISO, 2015; IRPA, 2017)。

4.3.2.2 防護メガネを着用していないときの、眼の水晶体の線量評価

(120) 実験的及び計算モデリングを介した眼の水晶体の線量評価方法について、最新の試験が文献に報告されている (Vanhavere et al., 2012; Carinou et al., 2015)。一定の管電圧及び管電流のとき、眼の水晶体が受ける線量は複数の要因により影響される。これは主に次のものである：患者の体格、照射角度、X 線管焦点から患者までの距離、患者からインターベンシヨナリストまでの距離、ビームコリメーション、及び術者の手技 (Vaňo, 2015)。

(121) 防護メガネを使用しないとき眼用線量計をどこに装着すべきかを調査する、多数の試験が行われている。通常、頭部の左眉弓の上、又は額中央に線量計を装着したときに、眼の線量が最も適切に評価される。複数の試験が、X 線源に隣接した側の眉弓に TLD をおいたときに測定された線量は、線量計を両眼の間においたときに比べて 3~5 倍高いことを報告しているが、他の試験は、後者の部分に線量計をおいた方が高い線量を記録する傾向があったとしている (Efsthopoulos et al., 2011; Vanhavere et al., 2012; Principi et al., 2014)。このように最適な位置は、手技の種類及び術者の行為により異なるようである。

(122) 襟の高さの線量計を、X 線管に隣接する側のエプロン外に装着した場合、これは防護メガネを使用しなかった場合に眼が受ける線量を適切に示すはずである。眼の水晶体の線量を過大評価する可能性があるが、結果は文献によってまちまちである (Martin and Magee, 2013)。インターベンシヨナリストに対する合理的な概算 (Clerinx et al., 2008; Martin, 2009) は、 $H_{eye} = 0.75H_0$ として得られる。また X 線管からより離れた位置にいるスタッフの被ばくについては $H_{eye} \approx H_0$ である。ここで H_0 は、襟 (エプロン外) の高さで装着した線量計からの個人線量当量 $H_p(3)$ 又は $H_p(0.07)$ である。

(123) ただし、襟の高さの線量計は正確な測定というより、眼の線量の 1 指標に過ぎない。線量計の累積測定値が一定の値 (例えば 10 mSv) を超えることが予想され、かつ防護メガネを着用しない場合、最も被ばくを受ける眼の近くに眼用線量計を装着することで、評価の正確度を改善することが望ましいと考えられる。

(124) インターベンシヨナリストが手技中日常的に線量計を使用しない場合があり、この期間についてはやや保守的な線量の推定を行う必要がある。こういった状況における眼線量の合理的な推定値を得る方法を検討する中で、Vaňo ら (2013b) は、心血管インターベンシヨンからの面積空気カーマ積と、眼の水晶体の線量の代替値として、C-アーム (アイソセンタから 95 cm の距離) にセットしたアクティブ型線量計の測定値の比率を調べた。1969 件の IVR に基づく本試験から、C-アームでの散乱線量と面積線量の比率は 10.3~11.3 mSv/Gy/cm² であることが確認された。この比率は、検討した種類の手技と当該施設の特定の状況について

当てはまる、1例に過ぎない。他の情報が得られていない場合、放射線防護の担当者は、手技の種類と概数が判明している場合に限り、推定にそのような間接的アプローチを使用することができる。線量が限度に近い場合は、より詳細な調査が必要かもしれない。

4.3.2.3 メガネを着用しているときの、眼の水晶体の線量評価

(125) 眼の水晶体の線量を直接評価するため、防護メガネで覆われた範囲に線量計を配置するデバイスを用いた水晶体線量測定がいくつか試みられている (Bilski et al., 2011; IRSN, 2014)。しかし、世界中に多くのスタッフは、今後エプロン外の襟の高さに付けた個人線量計によってモニタリングされていくであろう。したがって、眼の水晶体の被ばくの評価において、防護メガネ等によって、いつ、どのように減弱されるのかという疑問が生じる。

(126) Magee ら (2014) は、ランドファントムを使用して、30 セットの防護メガネに関する測定結果を報告し、線量低減係数 (DRF;メガネなしのときの線量を、メガネありのときの線量で除した比率) を求めた。

(127) 防護メガネにより得られる防護は、患者からの散乱線が頭部に入射する角度によって異なる (McVey et al., 2013; Magee et al., 2014; Van Rooijen et al., 2014)。インターベンショナルラジオロジスト又は心血管インターベンシオナリストが手技を行うとき、大半の場合は、X線が照射されている時点で患者の方を見ておらず、モニター上に表示された画像を見ることになる。したがって、眼の水晶体線量の評価に DRF を用いる際は、側面及び頭部の高さから下からの X線ビームの入射を考慮しなければならない。

(128) さらに、防護メガネの研究から、防護メガネを着用したときの眼の線量は、主にインターベンシオナリストの周辺組織から散乱した放射線によるものであることが結論付けられている (Moore et al., 1980; Day and Forster, 1981; Cousin et al., 1987; McVey et al., 2013; Magee et al., 2014)。レンズの大きさ、フラットレンズのついたメガネでのサイドシールドの使用、顔の輪郭とのフィッティングの近さといった全てが、もたらされる防護の程度の決定に重要である。散乱放射線は術者の頭部の下から側面に入射するため、眼の下及び顔の側面の領域を防護するレンズの装着距離及び範囲が、DRF を決定する重要な要素である。

(129) Magee ら (2014) は、大半の場合、鉛当量厚 0.75 mm の多くの防護メガネから、実地臨床において生じる被ばくについて 3~6 という DRF が得られる、と結論付けている。これらの結果に基づき、0.75 mm の鉛当量をもつ防護メガネによって得られる防護効果を考慮するには、日常的に DRF=2 で除すことが、合理的かつ保守的なアプローチになるであろう。この係数は、襟の高さの線量計の測定値にも適用されるはずであるが、ただし、防護メガネが適切なデザインをもち、サイドシールド又はラップアラウンド型のデザインであり、フレーム内の防護を含み (Martin, 2016)、かつ一貫して着用されている場合に限る。加えて、DRF が適用されるためには、関係するインターベンシオナリストが常に防護メガネを着用していることを確認するための定期的な文書チェックによる、品質保証プログラムを整備しておく必要がある。

(130) モンテカルロシミュレーション及び測定値を用い、メガネの鉛当量厚及びメガネの大きさの影響を検討した試験が、Hu ら (2017) によって実施された。この試験によれば、20 cm²の大きさで、鉛当量厚が 0.1~1.0 mm Pb の鉛メガネを着用したとき、眼の水晶体の線量は3分の1から9分の1に低減したという。鉛当量厚が 0.35 mm 以上に増加させたとき、DRF は顕著に増加しなかったものの、同じ鉛当量でもメガネのレンズサイズを 6 cm²から 30 cm²に大きくしたとき、DRF はレンズサイズに比例した。また彼らは、0.5 mmPb の鉛当量厚と大きいレンズサイズのメガネ (レンズ1枚当たり 27 cm²以上) によって、合理的かつ有効な防護が達成されると結論付けた。

(131) 高い DRF が適切と考えている施設では、実地臨床における一次 X線と散乱 X線の方向 (水平面と垂直面の両方における角度設定を含む) を考慮した、包括的な測定を行い、これらの測定値を完全に記録すべきである。ISEMIR は、鉛メガネを着用したときを含む、眼の水晶体の線量を評価するための方法を改善し策定することを勧告している (IAEA, 2014b)。

4.3.3 手の等価線量に関する評価

(132) 皮膚の線量限度は、大半の被ばく領域で 1 cm²の平均値として適用される。したがって手の大半の被ばく部位にも適用される。インターベンシオナリストの手は X線ビームの近くにくる可能性があり、手技の種類とアクセス経路によって決定されるインターベンシオナリストの位置は、線量推定に重要な 1 要素である。

(133) X線ビームの側面にあり患者の照射体積に比較的近い手の尺側は、より高い線量を受ける。したがって線量計は小指か、又は X線管に最も近い手首の側面に装着するべきである (Whitby and Martin, 2005; Vanhavere et al., 2012)。

(134) 手の線量を評価するための適切な線量測定は、実臨床においては容易ではない。IVR における手の線量の推定方法は手首線量計であるが、患者の付近の放射線場は不均一であり、直接ビームに手の一部が入り込

<p>む可能性があることから、手首線量計により測定される線量は、実際の手の線量に比べてはるかに低い可能性がある。</p>
<p>(135) CT透視における手の線量の評価には、特別な課題がある。CTスキャナからの一次ビームからは、数秒以内に何百 μGy という線量が照射される可能性があるためである。第2節に示すように、もし術者の手が直接ビーム内におかれる場合、数分以内に 500 mSv という年線量限度に達するおそれがある (Buls et al., 2003; Saidatul et al., 2010)。またCTビームは比較的狭く、約 5 mm 幅であるため、指の付け根に線量計を装着した場合、指の他の部分の一次ビームに対する被ばくを記録できない可能性があり、ほとんどの場合、散乱放射線のみが測定されることになる。したがってこのような場合、CT透視における末端部のモニタリングは意味がなく、さらに誤った安心感を与えるおそれがある。</p>
<p>(136) CT画像から、術者はその手の部分が一次ビーム内に入っているという警告が得られるはずである。加えて、CT画像の検討するための能力は、これらの被ばくをコントロールして調査を円滑に行うための手段となる。線量評価は、被ばくが適当な期間生じた実際の位置で測定することにより、行うことができる。CTビームの線量は測定できることから、線量データも評価に含めるべきである。</p>
<p>4.3.4 下肢と足の等価線量に関する評価</p>
<p>(137) X線管が治療台の下側におかれるとき、一次ビームは患者と治療台の足元から下側にも散乱することから、下肢が受ける線量は相当なものになる可能性がある。寝台附属のシールドを使用しない場合、下肢の線量は手の線量よりも大きくなる可能性がある (Whitby and Martin, 2003)。防護エプロン又は鉛/ゴムのドレープにより遮蔽されていない下肢の部分に照射される線量を、評価することを検討すべきである。</p>
<p>4.3.5 選択的内部放射線療法における被ばくの評価</p>
<p>(138) SIRTのIVRにβ線放射体を用いるときの未解決の問題は、スタッフ手指の線量測定である。TLD指リング線量計を、放射線源に近い手の人さし指に装着するべきである。β線源と皮膚との距離は非常に短く、それと同時に線量勾配が大きいことから、線量は過小評価される可能性がある。RimplerとBarth (2007)は指先の局所皮膚線量$H_p(0.07)$を測定し、その結果、防護レベルが低い状況で作業したとき、スタッフの被ばくは年線量限度である 500 mSv を超えることがあることを確認した。もし指先が遮蔽されていないバイアル又はシリンジと接触する可能性がある場合、指サック型の線量計 (fingertip sachet) を装着する必要があるかもしれない。</p>
<p>4.3.6 胚及び胎児の被ばくの評価</p>
<p>(139) 透視手技を行う、又はこれをサポートする妊娠中の作業員については、通常、胎児の線量を、放射線防護衣を着用した母親の腹部のウエストレベルにおいた線量計を用いて推定されている (Miller et al., 2010; NCRP, 2010)。この線量計は、母体組織による放射線の減衰を考慮していないことから、実際の受胎産物の線量を過大評価することになる。胎児線量は通常、作業員が装着する線量計で記録された線量の50%以上にならない (Dauer et al., 2015)。これは、母体の腹壁と子宮前壁による減衰があるためである (Trout, 1977; Faulkner and Marshall, 1993; NCRP, 2010)。したがって、2つの線量計を使用するとき、もし防護エプロン内の線量計から 0.2 mSv/月未満の個人線量当量、$H_p(10)$が示された場合は、9ヵ月間にわたる受胎産物の等価線量は限度未満になると思われる。線量計は毎月評価するべきである。迅速なデータアクセスのためには、電子線量計を使用することができる (Balter and Lamont, 2002)。</p>
<p>4.3.7 リアルタイムモニタリングのための数値計算法</p>
<p>(140) Badalら (2013)は、加速モンテカルロコード、詳細な解剖学的ファントム、及び撮影室内の物理的センサーを用いた線量モニタリングシステムを記述している。このシステムは、透視下のIVRにおける患者とスタッフ双方に関する、正確なリアルタイムの線量推定値を、現在の線量計測体系よりも高い正確度で示すことができる。これらの手法は、個人線量計の日常的かつ適切な使用の監査に役立ち、また、追加的な防護 (防護メガネなど) の必要性の評価に役立つと考えられる。(眼の線量を含めた) 個人線量評価のための、個人の位置検知と合わせた (線量計を必要としない) 計算技術の開発を追求する、研究プログラムを進める必要がある (IAEA, 2014b; NCRP, 2016)。</p>
<p>5 放射線防護方法とプログラム</p>
<ul style="list-style-type: none"> IVRにおける職業被ばくは患者の被ばくと密接に関連している。したがって職業放射線防護は、患者の防護と合わせた総合的アプローチにおいて管理されるべきである。スタッフの防護策は臨床転帰を損なってはならず、また患者の被ばくを高めてはならない。 室内の全スタッフが防護エプロンを着用するべきである。インターベンショナリストは可能であれば天井吊り下げ式のスクリーン、寝台吊り下げ式のカーテン、及びシールドドレープにより防護されるべきであ

<p>る。看護師や麻酔医など、患者のそばに留まる必要があるその他のスタッフには、可動式スクリーンによる防護が有効なことがある。またその他の職員には、距離をとることが防護に有益なこともある。</p> <ul style="list-style-type: none"> 天井吊り下げ式の含鉛アクリル板は頭頸部の線量を2~10分の1に低減できるため、IVRの設備にはこれを必ず含めるべきである。 寝台上から鉛カーテンが吊り下げられていたとしても、特に寝台を高い位置に設定する必要がある高身長術者の場合、術者の足が被ばくすることがある。 SIRTを行うとき、⁹⁰Y放射能を含有する全てのバイアル、全ての機器、及び投与の準備及び機器の植込みに用いる使い捨ての物品は、ピンセットで取扱い、手の線量を低減するための適切な遮蔽を行うべきである。高エネルギーのベータ線が放出されることから、遮蔽には原子番号が小さいアクリルなどの材料を用いるべきである。 防護メガネを着用する際、眼の被ばくは、インターベンショナリストの周辺組織から放射線が散乱する結果としても生じることがある。レンズの大きさ、サイドシールドの使用、顔の輪郭とのフィッティングの近さといった全てが、もたらされる防護の程度の決定に重要である。 職業放射線防護を担当する病院スタッフには、一般的な放射線防護に関する知識が必要である。しかし同様に、実地臨床、IVR、及び放射線画像ガイド下のインターベンションに使用するX線装置についても精通している必要がある。
<p>5.1 患者の防護とスタッフの防護との関係</p>
<p>5.1.1 患者とスタッフの被ばくを低減する措置</p> <p>(141) 患者の被ばくの低減は、同様の割合で散乱放射線も低減することから、職業被ばくも低減する。したがって、以下の措置は患者のみならず作業員も防護することになる：透視時間の短縮、画像取得ランの数と1回のラン当たりの画像数の削減、低線量モードの透視と撮像、パルス周波数の低減、ラストイメージホールド画像とループ再生の利用、患者の近くに受像器をおく、必要な撮像視野に絞る、傾きの大きい斜め照射及びウェッジ減衰器は適切な場合に限り慎重に使用する、小児の手技では散乱X線除去用グリッドを外す。</p>
<p>5.1.2 スタッフの被ばくのみを低減するための追加措置</p> <p>(142) 以下の職業放射線防護の装置及び措置では、患者の被ばくは低減されないが、スタッフの被ばくが低減される：防護エプロンとネックガード、天井吊り下げ式のシールド、防護メガネ、寝台吊り下げ式の鉛カーテン、患者のシールドドレープ、可能な限り患者から離れる、X線管側よりも受像器側にいる。</p>
<p>5.1.3 患者とスタッフの被ばくの関係に関する、その他の問題</p> <p>(143) イメージインテンシファイアで拡大することで、患者の照射体積における線量は増加するが、照射体積のサイズは縮小する。したがって散乱放射線量とそれによるスタッフの線量は変わらないと考えられる。これは、自動輝度制御センサーの設計と、装置に使用されているアルゴリズムに依存する。フラットパネルで拡大する場合、撮像視野内の組織の線量増加はイメージインテンシファイアを用いた場合よりもおおむね低くなる。したがってスタッフへの散乱放射線は低減する (Srinivas and Wilson, 2002)。</p> <p>(144) 複雑で長時間の介入において、常に同じ皮膚区域が被ばくすることを避けるためにビーム照射角度を変えることで、患者の皮膚損傷を避けることができるかもしれない。しかし、それがスタッフの被ばくにどのように影響するかは、ガントリの角度設定の範囲と、インターベンショナリストの位置に対するX線管の位置によって異なる。患者の照射体積に対して、X線管がインターベンショナリストと同じ側にあるとき、散乱放射線からのスタッフの線量は増加する。</p>
<p>5.2 散乱放射線の分布</p> <p>(145) これまでの節では、IVRに従事する医療スタッフはX線撮影に係わる他の職業グループに比べ、比較的高い放射線線量を受ける可能性があることを述べてきた (Kim et al., 2008, 2012; Martin, 2009; Koukorava et al., 2011; Vanhavere et al., 2012; Jacob et al., 2013; ICRP, 2013a,b; Vañó et al., 2015a)。加えて、IVRでは多くの場合、カテーテルや他の装置を操作するためにインターベンショナリストが患者の近くに留まる必要がある。サポートするその他のスタッフも、患者の至近距離にいる必要があるかもしれない。</p> <p>(146) 透視X線室内では患者から散乱されて戻ってくる放射線があることから、患者周辺では線量率が比較的高い。もしX線管が治療台の下側にある場合、この配置ではスタッフに向かう散乱放射線は患者の体を通して照射され、それによって減衰するため、インターベンショナリストの頭部、上半身及び手の線量は大幅に低減することになる (図 5.1)。したがって、大半の手技にはこの配置が推奨される (ICRP, 2013a,b)。</p> <p>(147) C-アームの角度が垂直ではないとき、治療台に対してX線管と同じ側に立っているスタッフは、患</p>

者側から散乱する X 線のため比較的高い線量を被ばくすることになる。一方で、X 線管の反対側に立っているスタッフに散乱する放射線は、患者を通して減衰する（図 5.2）（Balter, 1999; Whitby and Martin, 2003; Schueler et al., 2006; Morrish and Goldstone, 2008）。X 線管の角度を大きくすると、治療台のこの両側の線量率の比率が変化する。X 線ビームが垂直面から 10 度の方向に向いているとき、X 線管に近い側の線量率は遠い側の 2 倍となり、角度を 30 度に上げると線量率は遠い側の 5 倍となると考えられる。したがって、IVR を行っている、又はサポートしている間に治療台の近くに立っているスタッフは、斜め照射及び側方照射については X 線管の近くの領域にはいないようにする。

(148) 体幹の検査において、X 線管の角度を側方に向けて大きくするとき、X 線が組織を通過する距離は長くなる。このとき、満足な画像を作成するには比較的高い X 線強度が必要になるため、患者とスタッフの両方に照射される線量がさらに増加する。したがって、患者の皮膚の一部が過剰な線量を受けないようにするため X 線場を移動させることが重要ではあるものの、ガントリの角度を大きくすることは控えるべきである。

5.3 身体防護

5.3.1 散乱放射線の知識

(149) 散乱放射線とそれに伴う職業被ばくの量は、手技の複雑性、患者のサイズ、X 線装置で利用できる操作モード、及び術者の技能により決定される（Vañó et al., 2015a）。患者周囲の散乱放射線レベルの分布を知り、様々な因子がこれにどのように影響するかを理解し、さらに防護具を有効に使用することが、IVR に係わるすべてのスタッフに対して、自身を防護するために不可欠である（2009b）。

(150) 多数の専門学会、放射線防護機関、及びその他の組織が、従うべき規範に関するガイドラインを発行し、防護具の使用について勧告している（Miller et al., 2010; NCRP, 2010; Chambers et al., 2011; Sauren et al., 2011; Durán et al., 2013; ICRP, 2013a,b; Hiles et al., 2016）。

5.3.2 防護エプロン

(151) X 線室内で透視に係わるすべてのインターベンションスタッフが、エプロンなどの个人防护具を着用する。これらのエプロンには通常 0.25, 0.35 又は 0.5 mm の鉛当量が含まれ、一部のデザインでは前面で重ねて 0.5 mm の鉛当量に、その他の部位では 0.25 mm の鉛当量となるようになっている。透過率は通常、70～100 kV の範囲で 0.5～5% である（Marx et al., 1992）。これらは散乱放射線から体幹を防護するが、頭、腕、手及び下肢を含むその他の身体部分はエプロンで防護されず、放射線防護プログラムにおいて考慮する必要がある。エプロンの鉛当量及びそれによる減衰は、スタッフの線量が規制下の線量限度を満たし、防護が最適化されるために、十分なものである必要がある。本節の後半に示すように、スタッフの実際の線量は多数の因子に左右される。したがって放射線防護は、エプロンの厚さのみではなく、それらをすべて考慮して最適化されるべきである。加えて、エプロンの重量による筋骨格系の損傷リスクも、最適化において配慮する必要がある。

(152) 実効線量の低減のためには、エプロンの鉛当量よりも、防護エプロンが体にフィットしていることの方が重要であることが多い（Detorie et al., 2007）。術者がエプロンのそでぐりを通して側方から被ばくを受けるとき、肺や食道などの胸郭内臓器は、より高レベルの被ばくを受ける可能性がある（Franken, 2002）。このことは、女性の乳房の腋窩部分を防護するために特に重要である。一部の施設ではこのような被ばくを低減するため、肩も防護するエプロンを推奨している（Guersen et al., 2013）。

5.3.3 軽量エプロン

(153) 含鉛エプロンの重量はスタッフに不快感を引き起こすことが多い。例えば、疲労、脊椎を含む筋骨格系の問題であり、これらには特定の配慮が必要である（Papadopoulos et al., 2009; NCRP, 2010; Klein et al., 2015）。防護エプロンには様々なデザインが販売されている。その中には、背部損傷のリスクを最小限にするために人間工学的危険（ergonomic hazards）の低減を目指したものもある。ベストとスカートからなるツーピースエプロンの場合、重量の一部は腰にかかることから背部への負荷が軽減される（Klein et al., 2009）。

(154) 鉛ではない、スズやビスマス等の高い原子番号の元素からなる複合層又は二重層の軽量エプロンもある。これら代替金属は、単位質量当たりの 40～88 keV のエネルギーをもつ X 線光子の吸収効率が鉛よりも高いことから、軽量エプロンで同様の減弱を得ることができる。これらのエプロンは、70～80 kV の管電圧からの散乱 X 線の減弱には有効性が高いが、100 kV を超える管電圧については有効性が低いかもしれない（Christodoulou et al., 2003）。背部又は頸部の問題を緩和するために軽量化が必要な場合、これは合理的な代替案である。軽量又は「無鉛」エプロンの X 線透過は含鉛エプロンと異なっており、X 線スペクトルによって違う。

(155) 製造業者は多くの場合、鉛当量に関して減衰特性を規定している（例えば 0.5 mm 鉛当量など）。光子エネルギースペクトル全体にわたって減衰は大きく変動し、画像診断に用いられる範囲で変動が最も大きいこ

とから、詳細な但し書きがないこれらのデータは、誤解を招く可能性がある (Finnerty and Brennan, 2005; Schlattl et al., 2007; Eder et al., 2010)。また製造業者は、スタッフの実際の状況である、散乱放射線を用いたブロードビームの形状での試験ではなく、一次放射線を用いたナロービームの形状で、防護衣の透過を試験しているかもしれない。これらのエプロンは、そのラベルと製造業者による証明書に示されているよりも低い鉛当量厚になると結論付けている研究がある (Papadopoulos et al., 2009)。無鉛の X 線防護衣を使用している使用者と患者は、そうとは知らずに、一般に想定されている線量よりも高い線量を被ばくしている可能性がある。

(156) 防護衣の防護値の表示には、放射線ビームの特性の規格 (IEC, 2014)、減衰の測定に使用したジオメトリー、その防護衣を使用する状況を反映するために様々な線質で行った測定の組合せを併記する必要がある。Jones 及び Wagner (2013) は、単一の線質での減衰又は鉛当量の測定は不十分であると結論し、防護衣の防護値の規格は、それが使用されるであろう線質の範囲全体で得られる防護を、正確に反映しているべきであり、またこれらの規格はエンドユーザーにより比較的容易に確認されるべきと示唆していた。さらに彼らは、選択すべき 4 つの標準的な線質を提案していた。また、防護衣を通したこれら 4 つの線質の透過は臨床で使用されるのと同様の配置で測定すべきであること、さらに、この 4 つの線質に関する仕事量の分布によって防護衣を評価する指数を重み付けすべきであることを提案していた (Jones and Wagner, 2013)。

(157) 使用者は、特定の防護衣について鉛当量のラベリングを理解することが重要である。例えば、ある製造業者が「0.35 mm Pb」と記載していた場合、これはその服のすべての部分で 0.35 mm Pb であるのではなく、2 枚の布片が重なっているときにのみ 0.35 mm Pb になるかもしれない。この場合使用者は、布片が重なったときに 0.7 mm Pb 当量になると間違えて考えるかもしれない。

5.3.4 エプロンの重量の独立サポート

(158) 鉛エプロンに伴う人間工学的危険の低減は、術者が容易に動かすことができるエプロンの独立サポートによっても達成することができる (Klein et al., 2009)。ある製造業者はこれを「無重力放射線防護装置」と呼んでいる。これは独立した床据付型フレーム (Pelz, 2000) によって、又は天井から吊り下げることによって (Savage et al., 2009) 行われることがある。最新バージョンのものは頭部からか下肢まで伸び、天井から吊り下げられたレール上を移動する。

5.4 甲状腺の防護

(159) エプロンは頸部を防護しない。甲状腺を防護するネックガードを着用しないと、無防護の甲状腺 (若者では放射線の影響を受けやすい) の線量が実効線量を倍増させることもある (Niklason et al., 1993; Mateya and Claycamp, 1997; Theocharopoulos et al., 2006; Siiskonen et al., 2007, 2008; Martin, 2009)。しかし、Publication 103 (ICRP, 2007a) のデータに基づく図 5.3 に示しているように、発がんリスクは被ばく時の年齢に強く依存し、30 歳を超える男性及び 40 歳を超える女性のリスクは小さい (NA/NRC, 2006; NCRP, 2010)。NCRP (2010) では、若い作業員、及び襟の高さの (遮蔽されていない) 個人線量計の測定値が 1 ヶ月以内に 4 mSv [$H_p(10)$] を超える全ての者には、甲状腺防護具又は甲状腺もカバーする防護エプロンの使用を推奨している (Wagner and Archer, 2004)。

(160) モンテカルロシミュレーション (Marshall et al., 1992) から、0.5 mm の鉛を含むネックガードにより甲状腺の等価線量は 12 分の 1 に低減し、0.35 mm の鉛を含むネックガードにより 7 分の 1 に低減することが明らかになっている。しかし、甲状腺防護具は頸部にきつく着用すると不快であることがあり、快適にするため緩く着用することが多い。ネックガードが喉頭周囲の高さまで下がった場合、甲状腺の上部約 10 mm は防護されていない可能性がある。これにより、前述の 2 つの鉛の厚さについて防護効果はそれぞれ 6 分の 1 及び 5 分の 1 まで低下する。このような計算は、患者の被ばくをシミュレートした人体形状ファントムで得られた測定値 (これからは防護効果は 6 分の 1 と示されている) と概ね一致している (Marx and Balter, 1995)。したがって総合的には、実地臨床においてネックガードの着用により等価線量は 5 分の 1 から 10 分の 1 に低減する。

(161) インターベンショナルラジオロジスト及び心血管インターベンシオナリストに加え、外科医及びその他のグループの臨床医も、標準的な手術室内で、可動式の C-アーム透視装置のガイド下で診断又は治療を行う (ICRP, 2010a)。頭部及び甲状腺に対する線量は場合によっては顕著になりえるが、手術室における防護具の利用可能性は多くの場合限られている。使用する手法の評価や、スタッフが防護エプロンに加えて甲状腺防護具も着用すべきかの判断には、リスク評価が必要である (Vaño et al., 2016)。

(162) 大半の整形外科的処置による線量は低い。しかし、整形外科医は患者の照射体積の近くで作業することがあり、一部の手技についてはオーバーチューブ型の配置で X 線管を使用する必要があるだろう。この場合、頭部及び上半身への散乱線量が大きくなる。寝台吊り下げ式の鉛カーテン及び天井吊り下げ式のシールドが利用できることは稀である。しかし、患者の四肢に係わる手技では、患者の体幹部がビーム内にある手技に比べて、線量が比較的低いはずである。脊椎固定のため椎骨にセメントを注入する、(インターベンショナル

ラジオロジストによっても行われる) 椎体形成術や椎骨形成術など少数の整形外科手術では、術者の眼と手に高線量が照射される可能性がある (Struelens et al., 2013)。

(163) 患者の身体の輪郭に密着できるよう切り抜きが入っている、独立型の調節可能なオーバーテーブル型のシールドは、インターベンシオナリストを適切に防護できるかもしれないが、IVRのスタッフはそれが邪魔に感じることが多い。必要な操作を妨げ、手技の時間を延長し、患者とスタッフの線量を増加させるようなものは避けるべきである。

5.4.1.1 ディスポーザブルドレープ

(164) 散乱放射線の線量を軽減するため、一次ビームの放射線場外に、タングステン/アンチモン又はビスマスを含む軽量、使い捨てで無鉛のドレープ又はパッドを置くことができる (King et al., 2002; Dromi et al., 2006; Thornton et al., 2010; Politi et al., 2012; Ordiales et al., 2015; Martin, 2016)。そのようなドレープには、皮膚にカテーテルを挿入するための開口部や、患者からの散乱放射線を低減する、遮蔽された縁取りがあることがある。これらは、手術部位の準備が終わった後に、X線ビームの照射野外におかれる。術者が患者の照射体積のごく近くにいる必要がある手技には、この種の防護を検討するべきである。これらのドレープは頭部、手及び上半身を防護し、眼の線量を5~25分の1に低減することが明らかになっている (Thornton et al., 2010)。経皮的腎瘻造設に使用する、滅菌済みで使い捨ての無鉛ドレープの評価を、Kingらが報告している (2002)。使用のために必要な時間は短く、追加コストも比較的少ないため、彼らは、これらを使用してみる価値があると結論づけた。再使用可能なドレープも、廃棄された防護エプロンやシールドから加工することができる (Miller et al., 1985)。天井取り付け型の上半身用シールドを有効に使用できないときは特に、ディスポーザブルドレープは術者の被ばくを大幅に低減することができる (Fetterly et al., 2017)。ただし、患者にディスポーザブルドレープをおく場合、ドレープが一次ビーム内に入らないようにおく。入った場合は患者及び術者の被ばく量が増す可能性がある。

5.5 頭部及び眼の防護

5.5.1 天井吊り下げ式のシールド

(165) 眼の線量は1.1節で考察しているように、X線管の角度、術者の位置、及びビームのコリメーションにより影響される。頭部の防護において最も重要な要素は、シールドの適切な使用である (Vaño et al., 1998; ICRP, 2013a; Vaño, 2015)。天井吊り下げ式の鉛アクリル板は頭頸部全体の線量を2~10分の1に低減できるため、IVRの施設にはこれを必ず用意するべきである (Martin, 2016)。

(166) 天井吊り下げ式のシールド又は鉛メガネにより得られる眼の防護は、線量低減係数 (DRF) を用いて数値化することができる。天井吊り下げ式のシールドの使用により達成される眼の線量低減に関しては、様々なDRFが報告されている。IVRに関して臨床で測定した大規模な報告からは、1.3~7というDRFが得られている (Vanhavere et al., 2012)。また、同様の手技を行った様々なセンター間で線量を比較したレビューでは、0.7~2.5のDRFが示されている (Jacob et al., 2013)。また、放射線科医がシールドを使用した場合と使用しなかった場合で線量率比較した1研究からは、シールドのDRFは5であったとされている (Magee et al., 2014)。ただし、天井吊り下げ式のシールドを正確に配置したファントムシミュレーションでは、より高い数値が得られている。あるファントム試験においてGalsterら (2013) は、経頸静脈性肝内門脈大循環短絡術 (TIPSS)、腹部出血の塞栓術、及び骨盤塞栓術に関するDRFを8.5~17.6と報告している。天井吊り下げ式のシールドは鉛メガネに比べて大幅に線量を低減し、眼のみならず頭頸部全体を防護することが実証されている (Galster et al., 2013)。経皮的冠動脈形成術についてシールドを慎重に設置したある臨床試験からは、19というDRFが認められている (Maeder et al., 2006)。

(167) 天井吊り下げ式のシールドの使用が可能な場合、達成される線量低減のレベルはシールドを使用するか否かと、いかに有効に配置できたかに左右される。シールドは患者のすぐ上に置き、術者からシールドを介して患者の照射区域が見えるように配置する。これはインターベンシオナリストに対する放射線防護の研修の、重要な要素である (Vanhavere et al., 2012)。ただし、X線管から側方又は斜め照射する場合、これらのシールドを有効に利用できないことが多い。シールドを有効に利用するためには、X線管と治療台を動かすたびにこれを配置しなおす必要がある。したがって、原則的にはシールドは高い防護をもたらすが、臨床手技に使用する照射範囲でこれを有効に配置することの難しさにより、日常使用において達成できる全体の防護レベルは制限されると考えられる。とはいえ、努力すれば2~5というDRFを達成できるはずである。このような低減によってインターベンシオナリストは眼の線量を限度未満に維持でき、低減しなければ専門家としての職業人生の間に線量が蓄積して生じるであろう水晶体混濁を、避けられるはずである。

(168) Vañoら (2015b) は、エプロン外の襟の高さの線量計から眼の水晶体の線量を推定するという保守的なアプローチを用い、天井吊り下げ式の防護シールドを適切に使用したと仮定した場合、3つのインターベン

<p>ションの専門領域である循環器専門、脳神経及び放射線医学について、眼の水晶体の新たな線量限度に到達するためには、術者 1 人当たり年間 800 件を超える手技が必要であろうと推定している (Vaño et al., 2015b)。</p>
<p>(169) 放射線吸収性の手術帽を用いることで減衰が得られ、インターベンシオナリストの脳の線量が低減することを明らかにしている著者もいる (Alazzoni et al., 2015; Uthoff et al., 2013)。一方で、ランドファントム上でラジオクロミックフィルムを用い、頭部内の線量分布の測定に注目し、放射線吸収性の手術帽は基本的にインターベンシオナリストの脳を防護しない、と報告した研究者もいる (Fetterly et al., 2017)。著者らはこの理由を、照射ジオメトリーによる (すなわち、散乱線はインターベンシオナリストの尾側から発生し、また、帽子は下からの放射線から脳を防護できないという事実による) ものと説明していた。</p>
<p>(170) この所見は、スタッフへの実線量は多数の要因によって左右されるという事実と一致しており、天井吊り下げ式のシールドの有効利用を含め、放射線防護はそれらをすべて理解し配慮することで、体系的に最適化される必要がある。公表されているデータから、IVR のスタッフでは脳の線量による脳腫瘍の発生率は増加していることを示すエビデンスはないことを踏まえ (第 2 節で考察)、まず脳のシールドを追加する必要があるかを検討するべきである。スタッフは追加的な防護措置を取る前に、医学物理士、又は脳の被ばくの評価を含め IVR と放射線防護に関する問題に精通している放射線防護の専門家に相談できるようにしておくべきである。</p>
<p>5.5.2 その他の可動式シールド</p>
<p>(171) 患者の近くに留まるべきスタッフ (看護師や麻酔医など) には、彼らと X 線源の間に置くことができる可動式 (ローリング) シールドにより得られる付加的な防護が有益かもしれない。</p>
<p>5.5.3 防護メガネ</p>
<p>(172) 散乱放射線からの眼の防護には、鉛メガネが重要な要素である。防護メガネの使用は、眼の水晶体の線量を大幅に低減することが証明されている。鉛当量厚 0.75 mm で、全ての管電圧について線量を 85%超低減できる鉛メガネが市販されている (Sandblom, 2012; Magee et al., 2014; Martin, 2016)。</p>
<p>(173) 眼と同じ水平面で正面から入射する X 線の防護について、種々の鉛メガネを用いた実験の測定値から (Moore et al., 1980; Marshall et al., 1992; Thornton et al., 2010; McVey et al., 2013; Van Rooijen et al., 2014)、及びモンテカルロシミュレーションから (Carinou et al., 2011; Koukorava et al., 2014)、DRF は 5-10 と報告されている。</p>
<p>(174) しかし実地臨床では、患者からの散乱放射線が頭部に到達する角度に応じて DRF が異なり (McVey et al., 2013; Magee et al., 2014; Van Rooijen et al., 2014)、またインターベンシオナリストの眼が側面及び下から、水平面の 20~90 度の範囲で照射を受けることが多い。処方メガネを着用したまま使用するために鉛ガラスと頭部の間に大きいスペースが残されると、側面からの照射について DRF 値が低くなる傾向がある (Magee et al., 2014)。インターベンシオナリストが手技を行う際、X 線が放射されている大半の時間は患者の方ではなく、モニター上の画像を見ている。すると散乱放射線は、レンズの後のギャップと防護されていないフレームの部分を通して通過することができ、眼を直接照射することになる。</p>
<p>(175) また、防護メガネを着用しているときも、眼の近くの組織には減衰されていない X 線が入射し、これら組織からの散乱線が眼の水晶体の主な被ばく源となる (Moore et al., 1980; Cousin et al., 1987; Marshall et al., 1992; McVey et al., 2013; Koukorava et al., 2014; Magee et al., 2014)。正面からの被ばくの場合、メガネの種々のカテゴリ間の差はレンズの大きさ、無防護組織からの近さ、したがって照射組織からの近さと関連する。側面からの被ばくの場合、眼の線量は、顔の輪郭とのフィッティングの近さ及び側面からの防護の程度によって異なる。患者からの散乱放射線が下から眼に入射するとき、これはさらに散乱することなしに、メガネのレンズ下側のギャップを通り直接入ると考えられる。</p>
<p>(176) 大半の鉛メガネの防護は鉛 0.75 mm または 0.5 mm 当量であり、その多くには 0.5 又は 0.3 mm 鉛当量のサイドシールドが取り付けられている。このデザインは、以下のようないくつかのカテゴリに分けることができる。</p> <ul style="list-style-type: none"> (A) 目的に合うよう設計された大型のフラットレンズ及びサイドシールドをもつ鉛メガネ。 (B) 正面にレンズが付いたラップアラウンド型の鉛メガネ。側面からの放射線の入射をより防護できるよう、角度が付けられている。 (C) 通常メガネを改良した鉛メガネで、鉛ガラスのサイドシールドが付いているもの。 (D) 「フィットオーバー」型メガネ。カテゴリ (A) と類似しているが、通常メガネの上にかけてられるようアレンジされている。 (E) 低鉛当量のフェイスマスク。ヘッドバンドによってセットされる。

<p>(177) カテゴリー (A) 及び (B) のカスタムデザインの鉛メガネで鉛当量 0.75 mm の場合、眼の防護に関する DRF は 3.5~6 である (Cousin et al., 1987; Vanhavere et al., 2012; Koukorava et al., 2014; Magee et al., 2014; Principi et al., 2015; Martin, 2016)。また鉛当量 0.50 mm の場合、DRF は 3~4 となりえる。ラップアラウンド型の鉛メガネでは、フレームと頭部の間のギャップが小さくなる傾向があるため、側面及び下からの放射線入射に対する防護が強くなる。標準的なメガネを改良したメガネで、鉛当量 0.75 mm、サイドシールド付きの場合、ガラスと頭部の間のギャップが大きくなる傾向があるため、DRF は 3~4 である (Magee et al., 2014)。</p>
<p>(178) 度付きメガネの上から着用するようデザインされている「フィットオーバー」型メガネはかさばり、通常のメガネを着用できるように下側のギャップが大きくなっている。一部のモデルでは、特に重い「フィットオーバー」型メガネの場合、軽量化を維持するためにフレームに防護材料を使用していないことがあるため、重要パーツであるフレームが防護材料で出来ていることを確認することが重要である。</p>
<p>(179) Galster ら (2013) は、天井吊り下げ式スクリーンの陰に頭部がある場合、鉛メガネにさらに 1.8~5.8 の DRF が加わったことを報告した。</p>
<p>(180) 0.1 mm など鉛当量が低いフェイスマスク又はバイザーは、顔全体を覆うことから、後方散乱からの眼への線量に大きく寄与するであろう眼の周辺の頭部領域の被ばくを低減する (Martin, 2016)。これらの鉛当量は低いものの、鉛メガネに代わる実行可能な代替物である。しかしサイズが大きく曇りやすいことから、ときとして医師に好まれないことがある。</p>
<p>(181) 鉛メガネによる防護効果の測定によって得られる有用なデータを用いると、遮蔽されていない眼用線量計で記録された線量測定値を補正し、防護メガネを一貫して着用していたことを保証できるすべてのインターベンショナリストのために、眼の水晶体の線量を導き出さう。しかしどのような計算も、すべての手技に鉛メガネを着用していたことを想定している。したがって、減衰係数が適用されるためには、関係するインターベンショナリストが常に防護メガネを着用していることを確認するための定期的な文書チェックによる、品質管理を運用する必要がある。</p>
<p>(182) 適用される係数は、関係するメガネの測定に基づくものかもしれないが、実地臨床で遭遇する角度での X 線からの被ばくを考慮する必要がある。測定方法及びその結果を記録する必要があり、適用される DRF は 4 を超えてはならない。</p>
<p>(183) DRF を確認するための測定法はないが、メガネがカテゴリー (A) 又は (B) で、鉛当量 0.5 mm 以上を含む場合は、メガネによる防護の考慮には DRF を 2 とするのが保守的なアプローチである (Magee et al., 2014)。</p>
<p>(184) ほぼすべてのモデルの鉛メガネでは、X 線源に近い側の眼に対する防護に比して遠い側の眼に対する防護の効果は低く、遠い側の眼の DRF は 1.5~2 である (Geber et al., 2011; Galster et al., 2013; Van Rooijen et al., 2014; Fetterly et al., 2017)。これは、鼻腔に相当するギャップを通して放射線が透過するためであり (頭部がビームの方向に対してある角度をなしているとき)、また、線量の大半は周辺組織からの散乱によるためである。ただし、遠い側の眼の水晶体の線量は、線源に近い方の眼よりもまだ低い。</p>
<p>(185) 以上のように、種々の鉛メガネを利用することができるが、それを選択する際には注意する必要がある。特にメガネの下側周囲の顔の輪郭とのフィッティングの近さは、鉛当量よりも重要かもしれない。これはメガネは下又は側面からの被ばくも防護すべきだからである。</p>
<p>5.5.4 防護対策の併用</p>
<p>(186) 眼の水晶体及び末端部に対する線量に対する、様々な防護具の影響を明らかにするため、ORAMED プログラムの枠組みの中で、臨床的な状態とジオメトリーのモンテカルロシミュレーションと測定が行われた。その結果は以下のものであった：天井吊り下げ式のシールドは眼の線量を 2~7 分の 1 に低減できる。防護メガネは眼の線量を最大で 10 分の 1 (90%) まで低減できる。寝台からの遮蔽カーテンは下肢の線量を 2~5 分の 1 に低減できる。X 線管を寝台下に配置したとき寝台上に配置した場合に比べ、眼の線量を 2~27 分の 1 に、手の線量を 2~50 分の 1 に低減できる。動脈系へ的大腿動脈アクセスによって橈骨動脈アクセスに比べ線量を 2~7 分の 1 に低減できる (適切な遮蔽を行ったとき)。画像取得のために後ろに下がる/退室することで、線量を 4~7 分の 1 に低減できる (Vanhavere et al., 2012; Martin, 2016)。</p>
<p>(187) Thornton ら (2010) は透視時の術者の眼の散乱線量に対して、一般的な放射線遮蔽戦略を単独で使用及び併用したときの影響を評価した。術者ファントムの水晶体の放射線線量率を、寝台に取り付ける鉛カーテン、鉛メガネ (0.75 mm 鉛当量) と鉛不含のメガネ、使い捨てのタングステン-アンチモン製のドレープ (0.25 mm 鉛当量)、及び吊り下げ式 (0.5 mm 鉛当量) の透明鉛シールドの使用/非使用下で記録した。左右水晶体の線量は、左右斜め前方から 15 度の角度で照射し、術者の上腹部で、及び DSA (1 秒間に 2 画像) の間に患</p>

者の鼠径部でも測定した。各戦略の遮蔽効率、遮蔽しなかった条件と比べた眼の線量の減少係数として表した。鉛メガネのみを使用した場合、水晶体の線量率は5～10分の1に低減した。また、散乱シールドドレープのみを使用した場合、線量率は5～25分の1に低減した。2つを併用したときは常に単独使用時に比べて防護が大きく、線量率は25分の1以上低減した (Thornton et al., 2010)。

5.6 末端部の防護

5.6.1 手

(188) インターベンシオナリストの手は一次 X 線ビームの近くにくることがある。もし、術者の手が患者を透過したビーム内に入り込んだ場合、患者上の吸収線量率は通常 2-5 mGy/秒であり、したがって1分間の被ばくで 100~300 mGy の線量を受けることになる。治療台の側方に X 線管をおいたとき、患者の表面から散乱する一次 X 線の線量はさらに高くなり、入射一次ビームの直接被ばくは 50 倍にもなりえる。

(189) インターベンションのアクセス経路は手技中の術者の手の位置に影響し、線量レベルにも著しい影響を与える (図 5.3)。循環器専門医にとって、経大腿動脈よりも経橈骨動脈でカテーテルを挿入した方が患者の離床をより早く達成することができるというメリットがあるが、循環器専門医の手は X 線ビームに近くなることから、特にその手の側面で受ける線量が高くなる (Mann et al., 1996)。

(190) 放射線科領域の IVR ではほとんどの場合大腿動脈アクセスが用いられているが、経皮的胆汁ドレナージ、腎瘻チューブ留置及び胃瘻留置など経皮の手技では、術者は、撮影するエリア近くで挿入カテーテルを操作するため、指先の線量が比較的高くなりえる (Whitby and Martin, 2005)。

(191) 放射線科医が経内頸静脈的にアクセスする TIPSS などの手技では、手は撮影部位から離れるが、TIPSS 術は技術的に難しい場合があるため、透視時間は長く、線量は比較的高い (図 5.4)。

(192) カテーテルを保持する手は通常、操作を行う他の手に比べて X 線ビーム外縁部に近く、高い線量を受けている (図 5.5 及び 5.6)。

(193) 天井吊り下げ式のシールドは頭部と上半身の防護に有効だが、手は通常シールドの下側に位置するため、防護は比較的弱い。ただし、慎重な行為をすることによって若干の低減は達成できる (Maeder et al., 2006)。一部の手技では、シールドの下端に取り付けられた鉛/ゴムドレープが手の防護に有効かもしれない (Vanhavere et al., 2012)。

(194) 独立式の調節可能なオーバーテーブル型シールドでは、術者の手を遮蔽できるが、手がシールドの下まで伸びて、あまり防護されないこともある。防護ドレープやパッドも手の防護に有効である可能性があり、ある研究では、手の 29 分の 1 までの線量低減が達成されることが示されている (King et al., 2002)。

(195) 薄い防護手袋も利用できるが、その防護に関する報告結果は様々である (15~60%)。手袋で防護した手が X 線場に入り込んだ場合、減衰を補償するため線量率は自動的に高くなることから、インターベンシオナリストの手の防護を達成することもなく患者の被ばくが増加する (Wagner and Mulhern, 1996)。手防護のため新たな遮蔽材料 (例えばビスマスなど) をハンドクリームとして使用し、これを手術用手袋でカバーしてクリーム剤を封じ込めることも提案されている (McCaffrey et al., 2012)。しかしこのクリームも、手が X 線場に入った場合、同様に線量を増加させる可能性がある。さらに繊細な手技では、放射線減衰材料からの触覚的フィードバックが減ることで、透視時間又は CT 照射時間が延長するおそれがある (NCRP, 2010)。

5.6.2 下肢及び足

(196) X 線管が治療台の下側におかれるとき、一次ビームからの放射線が治療台の足元から散乱することから、下肢が受ける線量は相当なものになる可能性がある。もしシールドを利用できない場合、下肢の線量は手のそれよりも大きくなる可能性がある。防護しなかった場合、インターベンシオナリストの足の線量は面積空気カーマ積に密接に関連する。面積空気カーマ積が 100 Gy cm²の手技では、下肢の吸収線量は約 1 mGy となる (Whitby and Martin, 2003)。

(197) 治療台の側面に鉛カーテン (通常は鉛当量 0.5 mm) を取り付けることで、術者には最も適切な防護が得られる (Whitby and Martin, 2003; Shortt et al., 2007)。これらのドレープは、手技を通して正しく配置されていた場合、下肢の線量を 10~20 分の 1 に低減することができるが (Martin, 2009)、実際には通常 2~7 分の 1 程度である (Vanhavere et al., 2012)。すべての IVR 施設でそのようなドレープを指定するべきである。

(198) 鉛カーテンを寝台に取り付け、そこから垂れ下げることには、線源にできるだけ近づけるというメリットがあり、また常設されることからこの使用の有無の意識的な判断は不要である。インターベンシオナリストが寝台の横に立つ大半の手技では、寝台に鉛ドレープを取り付けることは適切な選択肢である。しかし、足を完全に防護できることは稀である。

(199) 通常、寝台に取り付けた鉛カーテンは寝台の全長まで伸びていないため、術者とアシスタントの双方の防護にはその位置決めが重要である。寝台の横に立つ術者は適切に防護されるが、例えば TIPSS のようにインターベンショナリストが寝台の頭部又はその付近に立った場合、ドレープが寝台の頭部へ動かさなければ防護に役立てることができない。これらのシールドは、インターベンショナリストが寝台の頭部又は足元付近に立つ手技にはあまり有効でないかもしれない。そのような手技では、他のスタッフが寝台の横に立つ必要がある場合もあり、彼らには下肢の防護が必要となる。

(200) 下肢の防護には、可動式の独立型シールドを利用できる。無菌環境を維持するためには、手技を開始する前にそれらの設置について意識的に判断する必要がある。これを上下にしたり、傾けたり、角度を付ける際には、治療台や C-アームと接触するリスクがある。そのようなシールドは、手技のその他のアシスタントスタッフの防護にも使用できる。

(201) X 線撮影中に治療台から後ろに下がることは、職業被ばく線量の低減に有効な 1 つの手段である。しかし、術者は手技を行うために十分に患者の近くにいた必要があるため、透視中にこれを行うことはほぼ不可能である。ただし、一連の画像取得中及び自動注入器による造影剤注入中には可能である。

5.7 陽電子放出断層撮影／コンピュータ断層撮影の IVR における防護

(202) 通常の透視ガイド下のインターベンションのための防護エプロンや防護メガネなどの個人防護具は、511 keV という PET 光子の陽電子消滅エネルギーに対して有効でない (Ahmed et al., 2007)。患者に放射性医薬品を注射した後は、患者から照射される放射線に対してインターベンショナリストが制御できることは僅かであり、X 線の量と質が術者によって直接制御される透視や CT ガイド下の手技とは異なる。したがって PET-CT ガイド下 IVR では、スタッフと隣接する部屋の遮蔽を最適化し防護を確保するために、PET-CT 室を慎重に設計する必要がある (Madsen et al., 2006; Cruzate and Discacciatti, 2008; IAEA, 2008; Elschot et al., 2010)。第 2 節に示しているように、PET-CT ガイド下 IVR による術者の放射線被ばくを主に決定している因子は患者のそばにいる時間であり、時間を短縮することが職業放射線防護の 1 つの重要な要素である。PET/透視ガイド下の IVR についても同様の考察が適用される。

5.8 選択的内部放射線療法における防護

(203) ^{90}Y 放射能を含有するすべてのバイアル、全ての機器、及び投与の準備及び機器の流し込みに用いる使い捨てのアイテムは、ピンセットで取扱い、手の線量を低減するための適切な遮蔽を行うべきである。高エネルギーのベータ線が放出されることから、遮蔽には原子番号が小さいポリ (メチルメタクリレート) などの材料が最適である。SIRT sphere のベンダーは、スタッフ、患者及び部屋の汚染リスクを最小限に抑えるための助言を示し、研修資料を提供している (SIRTEX, 2016)。これには、調製及び注射のためには特殊な遮蔽ボックスを使用することが含まれている。さらに、二重の手袋を推奨している。これは外側の手袋が汚染されたとき、手袋をした手でこれを外すことができるためである。マイクロスフェアの注入のため、ベンダーはアクリル製のデリバリーボックスとデリバリーセットを提供している。これにより、 ^{90}Y バイアルと、すべての活栓及びチューブとの直接の接触が阻止される。マニュアル操作の前には、全てのチューブとカテーテルを注射用水又は生理食塩水でフラッシュすることが不可欠である。表 5.1 には、1 回の SIRT 術に関する様々なスタッフメンバーの典型的な被ばくについて、代表的な概要を示している。

(204) 放射線防護措置のあらゆる技術面に加え、手技の全段階のスピードアップのための研修を行うことが、職業被ばくの大幅な低減をもたらす。Aubert ら (2003) は、 ^{90}Y 注射法を最適化することで末端部の線量を低減できることを実証している。彼らによれば、手技の最適化の後には末端部の線量は 10 分の 1 以上低減する。

(205) SIRT の後、患者には経過観察、一般的な看護及び収容が必要である。多くの施設において患者は核医学部門の個室に移されるが、スタッフ、来訪者及びその他の患者の放射線被ばくは比較的低い。143 件の SIRT 手技 (124 件は樹脂マイクロスフェアを、19 件はガラスマイクロスフェア) を検討した McCann ら (2012) は、1 m の距離における平均等価線量率は樹脂マイクロスフェアにて $1.1 \mu\text{Sv}/\text{時}$ 、ガラスマイクロスフェアで $2.4 \mu\text{Sv}/\text{時}$ であることを明らかにした。2 GBq の ^{90}Y 放射能を注射して 6 時間後の様々な距離における典型的な線量当量率 (SIRTEX, 2016) を、表 5.2 に示す。

5.9 防護衣の取扱い、保管及び検査

(206) 施設では受入基準を確立して適用する必要がある。防護衣の購入、検査及び補充を行えるよう、十分な資源が必要である。防護エプロンは、折りたたむと防護用の裏地に亀裂が入ることがあるため、折りたたむてはならない。防護エプロンは毎回の使用前に、破損又は不具合、ねじれ、異常な点がないかを目視して確認する。

<p>(207) 防護衣の受領時には、防護材料について何らかの不具合がないか X 線検査を行い、その後は劣化がないかを年 1 回検査する。Clements ら (2015) は、評価時間を短縮し、スタッフの被ばくを低減し、画像を保管することで検査が実施されたという証拠を示すことができる、CT を用いた新たな評価法を開発した。アーカイブされた画像を将来の比較に用いることもできる。防護エプロンについては、実際の減衰値がものによって大きく異なることから、標準化された受入検査法が必要である (CRCPD, 2001; Christodoulou et al., 2003; Finnerty and Brennan, 2005)。無鉛の防護エプロンに関しては、透過の測定に幅広い X 線質を使用するべきである。また、Pasciak らが提案しているように (2015)、エプロンを着用する施設で実施されるインターベンションに伴う放射線場で認められたもの (例えば散乱 X 線スペクトルなど) と、類似した X 線スペクトルを含めるべきである。</p>
<p>(208) 防護具の破損を避けながら洗浄するための指示及び手順を、品質保証プログラムに含めるべきである (Vaño et al., 2016)。</p>
<p>5.10 教育及び研修</p>
<p>(209) IVR に係わるスタッフは、放射線防護及び品質保証プログラムの適用に関して、教育及び研修を受ける必要がある。研修には、患者周囲の散乱放射線レベルの分布、様々な要素がどのように線量分布に影響するかという理解、被ばくモニタリング及び線量評価の戦略、並びに天井吊り下げ式のシールド、鉛メガネ、遮蔽カーテンとドレープなど防護具の有効な使用の精通を含めるべきである。このような知識は、初期研修によって習得され、技術の進歩と調和した継続教育を通じて維持、更新されるべきである。</p>
<p>(210) IVR 施設をサポートしている医学物理士又は放射線防護の専門家は、放射線防護の最高レベルの研修を受ける必要がある。これは、彼らがインターベンショナリスト及びインターベンションに係わるその他の医療従事者の講師として、さらに大きい責任をもっているためである (ICRP, 2009)。</p>
<p>(211) IVR における患者防護と職業放射線防護の間の密な関連を踏まえ、職業放射線防護を担当する職員、規制当局、線量測定業者のスタッフ、及び供給業者が派遣する臨床適応の専門家は、全般的な放射線防護の知識のみならず、IVR における医療慣行及び使用する放射線装置に関する知識も必要である。さらに線量測定業者のスタッフは、線量計の校正及び異常線量値の調査のために、パルス放射線を含め、線質及び散乱放射線場の背景的知識を備えている必要がある。</p>
<p>5.11 職業放射線防護に関する記録</p>
<p>(212) 保管すべき記録は、基準及び法令の中の要件として制定される。職業被ばくの記録には以下のものが含まれる。作業者が職業被ばくを受けることになる作業の内容に関する情報。異常被ばく値の調査結果を含む、被ばくモニタリングと線量評価の結果。放射線被ばくと関連する他の作業者の作業に関する情報。健康調査の成績。放射線防護に関する初期並びに定期的な教育及び研修。再訓練講座。防護メガネを着用し、防護について眼の線量計の測定値を補正する場合は、個々のインターベンショナリストが鉛メガネとその眼用線量計の両方を装着していたことを実証するため、その記録を保管する必要がある。雇用主はスタッフに対し、それ自身の職業被ばくの記録を閲覧できるようにしなければならない。</p>
<p>(213) 仕事量 (1 年間当たりの手技) に関する情報は、防護の最適化、及び異常被ばくの比較と調査に役立つ。</p>
<p>5.12 品質保証システムの必要性</p>
<p>(214) 組織により包括的品質保証プログラムが確立される必要がある。このプログラムは、適切な職業被ばく制御を確保するために最適な放射線防護行為を維持することを目指す必要がある (ICRP, 2007; IAEA, 2014a)。計画被ばく状況に関する委員会の勧告を考慮し、放射線の使用に係わるスタッフが積極的に参加することが望ましい。このプログラムは、定期的な (内部と外部の) 独立監査を含む、施設レベルで実施される管理システムの一部とするべきである。</p>
<p>(215) 以下のことを保証するため、放射線画像ガイド下のインターベンションに係わるものが予想される新規スタッフを採用するための手順を確立しておくべきである：放射線防護における教育と研修。彼らの過去の線量計測結果を入手し、評価するための手配。採用前の健康調査。スタッフが複数の場所で働く場合は、他の雇用主と情報を共有するための手配。</p>
<p>(216) 適切な放射線検出器及び線量測定装置を選択するための手順を確立しておくべきである。これらの手順は、国際的な勧告に従って策定し、かつ、広く認められている品質基準を遵守しているべきである。スタッフの放射線防護及び健康調査の手配を確立しておく必要がある。これには、放射線防護プログラムに記述されているように、身体、眼及び手の被ばくのモニタリング、並びに作業場のモニタリングを含める。エプロン、甲状腺シールド及び鉛メガネといった個人防護具、並びに天井吊り下げ式のシールドと寝台取り付け型カーテ</p>

<p>ンを設置し、その機能を定期的にコントロールする必要がある。</p>
<p>(217) 個人被ばくモニタリング及び作業場のモニタリングの結果はこのプログラムの一部とし、異常な結果に対して必要な是正措置をとる。個人線量計の供給業者は、供給した個人線量計の認定書及び成績を記録し、その情報を規制当局が勧告している期間、安全に記録・保管する必要がある。</p>
<p>(218) 手順書には調査、報告及び記録の結果、職業被ばく線量の監査、インシデント又は事故の場合の是正措置を含めるべきである。</p>
<p>(219) 手順書では、インターベンションの成功と両立できるよう可能な限り、防護具着用の要件及び指示を示すべきである。これには天井吊り下げ式のシールド及び防護メガネの使用を含める。さらに手順書では、防護メガネの着用の監査及び記録も含める。これは、減衰を考慮するため DRF を線量測定値に適用する場合、特に必要である。</p>
<p>(220) IVR のスタッフの放射線防護に関する研修と資格認定を記録し、予め定めた間隔ごと、又は重大な変更があった場合に検討する。品質保証システムの運用における初任者研修は、組織の戦略の一部とするべきである。品質保証活動、及び放射線防護措置の全般的有効性の検討と評価の責任の割り当てを含む運用手順を、品質保証マニュアルの一部として確立する必要がある。</p>
<p>(221) 職業放射線防護は患者の防護と密接に関連することから、全体的な品質保証プログラムには、放射線装置の品質管理、受入検査及び試運転、放射線装置の徹底した特性評価、面積空気カーマ積の計器（面積線量計）の校正、及び個人防護具の品質管理を含める必要がある。</p>
<p>6 勧告の要約</p>
<p>6.1 全般</p>
<p>(222) 本節で要約している勧告は、第 3～5 節に示した勧告を統合したものである。患者の被ばくを低減するための大半の措置は作業者の防護にも寄与するように、IVR における職業被ばくは患者の被ばくと密接に関連している。加えて、職業放射線防護には防護衣及びシールドを適切に使用する必要がある。スタッフの防護措置は IVR の臨床転帰を損なってはならず、また患者の被ばくを高めてはならない。したがって職業放射線防護は、患者の防護と合わせた総合的アプローチの中で管理する必要がある。IVR における放射線防護に責任を有する病院スタッフは、これらの手技に精通している必要がある。</p>
<p>6.2 個人被ばくのモニタリング</p>
<p>(223) IVR における職業被ばくのモニタリングには、線量限度の遵守状況の確認と職業放射線防護の最適化という、2つの主要な目的がある。</p>
<p>(224) 遵守状況のモニタリングには実効線量の評価のみならず、エプロンで防護されていない眼の水晶体や末端部などの臓器が受けるであろう線量も含める。最近の研究から、インターベンショナリストにおいて放射線に関連した水晶体混濁の発生率が高いことが明らかにされており、このことは眼の水晶体の被ばくを評価する必要性を、強く示している。</p>
<p>(225) 委員会は IVR の線量計について、1 つはエプロンで遮蔽し（エプロン内にする）、1 つは襟の高さでエプロン外に、という 2 つの線量計を用いるべきと勧告している。これは、入手できる最良の実効線量の推定値が得られるのみならず、眼の水晶体及び頭部への線量の合理的な指標を示すものであり、また、防護エプロンを実際に着用していたことを確認することにもなるためである。</p>
<p>(226) 使用者が自身の線量計を正しい位置に設置できるよう、視覚的な要素も整えるべきである。2 つの測定値の一貫した解析を行うことで、線量計を適切に使用したことを示すことができ、モニタリングシステムを確固としたものにできる。</p>
<p>(227) 最適化のモニタリングでは、手技の成功を損なうことなしにスタッフの線量を低減するための、防護措置の効果を評価する。最適化の影響は、時間とともに、職業被ばく線量の低減となって現れてくる。APD（アクティブ型個人線量計）は最適化の目的に、手技の種類別の又は手技の特定の局面の放射線被ばくの試験に、及び教育目的に有用であることが証明されている。</p>
<p>(228) APD 及びエリアモニタの型式試験手順並びに較正には、IVR 手技で良く用いる照射野を含めるべきである。これには高線量率のパルスモードでの試験も含める。</p>
<p>(229) 鉛メガネを着用しているときの眼の水晶体の線量を評価するためには、技術と手法を改善する必要がある。</p>
<p>(230) 委員会は適切な線量計を常に着用すること、手順により規定される正しい位置におくこと、しかも手</p>

<p>順の遵守に関する監査を実施することを勧告している。加えて、散乱放射線場を継続的に評価するため、及び個人線量計のバックアップとするためには、環境線量計が有用である。環境線量計は、特に遮蔽されていない眼の水晶体の線量など、職業被ばくの合理的な推定を行うことができるため、個人線量計の測定値と患者付近（C-アーム上など）の環境線量計の測定値を比較することは、個人線量計の装着手順の不遵守を発見するために役立つと考えられる。防護の最適化を管理するためには、放射線被ばくが通常より高いときに警告を発し、作業関係の検討が必要となる、調査レベルを設定する必要がある。加えて、エプロン外装着の線量計と手の線量計の測定値について低線量の調査レベルを設定することも可能である。すなわち、これらの線量計の測定値が想定を下回った場合、線量計を一貫して適切に装着していたか否かの検討を始める。</p>
<p>(231) 放射線医学に通常使用される全てのエネルギーの光子放射線について、実用量 $H_p(0.07)$ は $H_p(3)$ の概算として用いることができる。$H_p(10)$ も同様の目的に使用できるが、光子スペクトルの平均エネルギーが 40 keV を上回る場合に限る。</p>
<p>(232) 手指の一部が X 線ビームに非常に近い場合や、さらには直接 X 線ビーム内に入ってしまうと、手首線量計では実際の手指の線量を反映できないと考えられる。</p>
<p>(233) 防護エプロン又は寝台吊り下げ式のカーテンによる遮蔽から外れた部分の下肢に照射される線量を、評価することを検討すべきである。</p>
<p>(234) 線量計を必要とせずに、個人の位置検知も併用して、眼の線量も含めた個人線量を算定する計算技術の開発を追求する研究努力が必要である。</p>
<p>(235) 放射線防護プログラムには職業被ばく線量の監査、異常被ばくの調査、結果の報告及び記録、さらに適切な場合は是正措置を含める必要がある。</p>
<p>6.3 職業放射線防護の方法及び装置</p>
<p>(236) 患者防護のための措置は一般に、スタッフも同程度に防護する。加えて、以下の方法及び措置は職業放射線防護に特化して適用される：防護エプロンとネックガード、天井吊り下げ式のシールドと鉛メガネ、寝台吊り下げ式の鉛カーテン、患者から後に下がって距離をとる、X 線管側よりも受像器側よりにいる。</p>
<p>(237) 鉛ではない、ズブやビスマス等の高い原子番号の元素からなる複合層又は二重層の軽量エプロンもある。「鉛当量」という表現のみで減衰特性を表現することは誤解を招くおそれがある。なぜなら光子エネルギーが異なれば光子の減衰も大きく変動し、光子のスペクトルの中でも特に画像診断で用いられる範囲において変動が最も大きいからである。減衰係数は、防護衣が使用される状況を反映するため、減衰の測定に使用した複数の線質の情報、および複数の線質で得られた測定値の重み付け方法の情報と共に規定されるべきである。</p>
<p>(238) 眼の防護措置を使用しない場合、通常の仕事量の職員は、線量限度を超え得る線量を眼の水晶体に受けることになり、それによって長期間には水晶体混濁が生じ得る。インターベンシオナリストは作業中、できる限り天井吊り下げ式のシールドを活用すべきである。これらのシールドの有効性は、それらの位置と適切な使用によって左右される。</p>
<p>(239) 防護のための鉛メガネを着用したとき、眼の線量は主に、インターベンシオナリストの頭部の周辺組織から後方散乱した放射線によるものである。加えて、透視の間はインターベンシオナリストは通常画像モニターを見ているので、眼の水晶体は側面及び頭部レベルの下からくる放射線による被ばくを受ける。したがって鉛メガネは、着用者の顔の輪郭に密にフィットしているべきである。眼の水晶体の線量は、鉛メガネを使用することで 2~7 分の 1 に低減することができる。</p>
<p>(240) X 線ビーム及び患者の照射体積に近いインターベンシオナリストの手は、より高い線量を受ける。天井吊り下げ式のシールドの下端に取り付けた鉛ドレープのほか、患者にドレープ及びパッドを適用することも、多数の手技を手がける術者の手の防護に有効であろう。そのようなドレープには、そこからカテーテルを挿入できる開口部が付いていることがある。</p>
<p>(241) 寝台上から鉛カーテンが吊り下げられているときでも、カーテンと床面にギャップがあることで、術者の足が被ばくすることがある。これは、治療台が比較的高い位置にあるとき特に当てはまる。インターベンシオナリストは、シネ又は DSA の撮影中は可能な限り、また自動注入器による造影剤注入中にも、治療台から後に下がるべきである。</p>
<p>(242) 防護衣の防護値の規格には、減衰の測定に使用した放射線ビームの特性を併記するべきである。様々な線質で行う測定の組合せは、その防護衣を使用する状況を反映させる必要がある。</p>
<p>6.4 妊娠中の作業者の防護</p>

<p>(243) 妊娠の初期（妊娠が申告される前）は、通常の作業者の防護により対応する。妊娠が申告され雇用主に通知された後、胎児の追加的な防護を検討するべきである。妊娠の申告の後、妊娠中の作業者の作業条件は、例えば妊娠の残りの期間中の胎児の追加線量がおよそ 1 mSv を超えないようにすべきである。</p>
<p>(244) 妊娠中の作業者に対する不必要な差別は避けるべきである。現在得られているデータは、妊娠中のインターベンショナリスト又はその他の作業者を、IVR 室内の手技から自動的に除外することを、正当化してはいない。</p>
<p>(245) 個人線量計を 2 つ使用する際は、胎児の線量をモニタリングするため、エプロン内の線量計を腹部に装着するべきである。線量計から個人線量当量 [$H_p(10)$] が 0.2 mSv/月未満を示した場合、胎児の等価線量は線量限度を下回ると考えられる。</p>
<p>6.5 防護衣の保管及び品質管理</p>
<p>(246) 防護衣の購入、検査及び補充を行えるよう、十分な資源が必要である。施設では受入基準を確立して適用する必要がある。</p>
<p>(247) 防護エプロンは、折りたたむと防護用の裏地に亀裂が入ることがあるため、折りたたんではならない。防護エプロンは毎回の使用前に、破損又は不具合、ねじれ、異常な点がないかを目視して確認する。その受領時には、防護材料について何らかの不具合がないか X 線検査を行い、その後は劣化がないかを年 1 回検査する。</p>
<p>(248) 防護具の破損を避けながら洗浄するための手順書を品質保証プログラムに含め、慎重に従うべきである。</p>
<p>6.6 品質保証プログラム</p>
<p>(249) 組織により包括的品質保証プログラムが確立される必要がある。このプログラムは、適切な職業被ばく制御を確保するために最も適切な放射線防護行為を維持することを目指す必要がある。このプログラムには、特に線量計の装着、防護具の着用、職業放射線防護の最適化に関連するものなどの手順に従うことを確保するための、適切な監査を含めるべきである。</p>
<p>6.7 教育及び研修</p>
<p>(250) IVR に係わるスタッフは、品質保証プログラムの適用に関して、初期及び定期的な教育と研修を受ける必要がある。これには被ばくモニタリングと線量評価のための戦略、防護方法及び防護衣を含める。</p>
<p>(251) 患者の防護と IVR に係わるスタッフの防護には緊密な関係があることから、職業放射線防護を担当する職員、線量測定業者のスタッフ、供給業者の臨床応用の専門家及び規制当局には、一般的な放射線防護の知識のみならず、IVR の臨床業務及び使用する X 線装置の特性の知識が必要である。</p>
<p>(252) IVR 施設をサポートしている医学物理士又は放射線防護の専門家は、放射線防護の最高レベルの研修を受ける必要がある。これは、彼らがインターベンショナリスト及び IVR に係わるその他の医療従事者の講師として、さらに大きい責任をもっているためである (ICRP, 2009)。線量測定業者のスタッフは、線量計の校正のため (例えば線質、散乱放射線場、パルス放射線など)、及び異常線量値の調査において使用者と協力するために、実地臨床の背景的知識を備えている必要がある。</p>
<p>6.8 記録</p>
<p>(253) 職業被ばくに関する記録には、作業の内容、他の雇用主のための作業による被ばく、健康調査の成績、放射線防護の教育と研修 (再訓練講座を含む)、被ばくモニタリングと線量評価の結果 (異常被ばく値の調査結果を含む) を含めるべきである。雇用主はスタッフに対し、スタッフ自身の職業被ばくの記録を閲覧できるようにしなければならない。</p>
<p>付属書 A 放射線防護のための生物学的基礎のまとめ</p>
<p>(A1) 放射線の生物学的影響は、組織反応 (確定的影響) 及び確率的影響 (がん及び遺伝的影響) の 2 種類にグループ分けすることができる。これらの影響をここに簡単に記述する。放射線防護の生物学的基礎は 2007 年の勧告 (ICRP, 2007a) 及びその他の ICRP 刊行物に詳述されている。</p>
<p>A.1 確定的影響 (有害な組織反応)</p>
<p>(A2) 1 つの臓器又は組織中の多数の細胞が傷害されたときにのみ影響が生じる場合、その影響は、線量が一定のしきい値を超えたときにのみ臨床的に認められる。このしきい値の大きさは、放射線の線量率 (すなわち単位時間当たりの線量) と線エネルギー付与、被ばくする臓器又は組織、臓器又は組織の照射部位の容積、及び対象とする臨床効果により異なる。線量がしきい値を超えて増加すると、その発現率は急激に増加して</p>

<p>100%に至り（すなわちすべての被ばく者に影響が現れる）、影響の大きさは線量に伴って増加する。委員会はこれらの影響を「確定的」（組織反応）と呼んでいる。確定的影響（組織反応）の詳細な考察及び情報は <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) に記載されている。このような影響は、放射線治療及び IVR において電離放射線を照射した際に生じることがあり、特に、透視ガイド下の IVR が複雑で、透視時間が長く取得画像数が多いときに生じえる。</p>
<p>A.2 確率的影響（がん及び遺伝的影響）</p>
<p>(A3) 細胞生物学及び分子生物学から、単一細胞における放射線による DNA 損傷は、まだ複製能をもつ形質転換細胞を生じさせることがある。細胞の修復機構は通常は非常に有効であるが、僅かな確率でこの損傷が生じており、必ずしも放射線とは関係しない他の作用因子の影響によって促進され、悪性の状態に至る可能性がある（身体的影響）。この確率は低いことから、被ばくされたほんの僅かな細胞でのみこれが生じる。この初期損傷が性腺内の生殖細胞に及んだ場合、遺伝的影響が生じることがある。</p>
<p>(A4) 確率的影響の場合、放射線防護の目的では単純な直線しきい値なしの線量反応関係が想定され、これは現在の知識の合理的な解釈とみなされている。線量及び線量率が高いとき、その確率は単純な比例よりも著しく顕著に、線量に伴って上昇すると考えられる。さらに線量が高く、確定的影響（組織反応）のしきい値に近いときはこの確率はより穏やかに上昇し、細胞傷害の競合的な影響により低下し始めることがある。これらの身体的および遺伝的な双方の影響は「確率的」と呼ばれる。</p>
<p>(A5) 身体的影響及び遺伝的影響に関する詳細な考察及び情報は <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) に記載されている。また、低線量での発がんリスクに関する委員会の見解は、<i>Publication 99</i> (ICRP, 2005) に示されている。公衆の構成員について、約 100 mGy 又はそれ未満の吸収線量に伴い発がんリスクが高まるか、又は高まらないかを、疫学的根拠のみに基づいて判断することはできない。直線しきい値なしモデルは依然として、低線量及び低線量率での放射線防護という実用的な目的のための慎重な基礎である。</p>
<p>(A6) 委員会はまた、遺伝的にがんになりやすい者というテーマも検討し、現在得られている情報は、この問題の意味のある定量的な判断をするには不十分であるという暫定的な見解を <i>Publication 79</i> (ICRP, 1998) に示した。委員会は今後も引き続き、放射線防護に対するその意義に関して、この問題を監視していく。</p>
<p>A.3 子宮内照射の影響</p>
<p>(A7) 妊娠中には放射線に関連した胚／胎児に対するリスクがあり、これは妊娠の段階と胚／胎児の吸収線量と関係している。致死的影响、奇形、中枢神経系の影響、及び白血病と小児がんといったテーマについて、以下に簡単に記述する。委員会は出生前照射の影響を、<i>Publication 90</i> (ICRP, 2003) において詳細に評価している。</p>
<p>A.3.1 致死的影响</p>
<p>(A8) 胚発生の着床前期間には、胚は照射による致死的影响を受けやすい。100 mGy 未満の線量では、そのような致死的影响は非常に低頻度であり、出生後に健康に対する重大なリスクが現れると信じる理由はない。</p>
<p>A.3.2 奇形</p>
<p>(A9) 主要器官形成期（通常は受胎後 3 週から 8 週と考えられている）には、特にその被ばく時に発生していた臓器において奇形が生じることがある。この影響のしきい値は約 100 mGy である。</p>
<p>A.3.3 中枢神経系</p>
<p>(A10) <i>Publication 84</i> (ICRP, 2000a) では、中枢神経系は特に、受胎後 8～25 週間に放射線の影響を受けやすいと示されている。100 mGy 未満の胎児線量では、知能指数の低下は臨床的に確認できない。これと同じ期間に、約 1 Gy の胎児線量によって重度精神遅滞の確率が高くなる。受胎後 8～15 週に最も影響を受けやすく、妊娠 16～25 週には低くなる。</p>
<p>A.3.4 白血病及び小児がん</p>
<p>(A11) 成人と小児の両方において、放射線によって白血病及び多くの種類のがんの確率が高まること示されている。胚／胎児が発がんの影響を受けるリスクは、ほとんどの妊娠期間を通じて小児とほぼ同じであると想定されている（すなわち全体としての集団の約 3 倍）。</p>
<p>(A12) 妊娠中の患者が電離放射線を用いた診断検査、IVR 及び放射線治療を受ける際、及び妊娠中のスタッフが IVR に従事する際には、上記の影響を考慮することが重要である。患者の治療と、特定の放射線を用いた手技に伴う胚／胎児の健康への有害な影響の可能性の間のバランスをとる必要がある。</p>
<p>付属書 B 数量及び単位</p>

<p>(B1) 放射線防護体系の実施には、個人の被ばく線量を評価する必要がある。防護量は、確率的影響の発生を容認できないレベル未満に維持し、また組織反応の回避を確実にするため、被ばくの限度を指定する目的で使用される。</p>
<p>B.1 吸収線量, D</p>
<p>(B2) 吸収線量は、電離放射線により一定質量の物質に与えられた平均エネルギーを、その質量で除した商、と定義される。吸収線量は基本的な物理的線量で、あらゆる種類の電離放射線及び材料に適用することができる。吸収線量は、そのための一次標準が存在する測定可能な量である。</p>
<p>(B3) 国際単位系では、吸収線量の単位は J/kg で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
<p>B.2 線量の平均化：臓器線量</p>
<p>(B4) 吸収線量という量を実際の防護に適用する際には、線量を組織の体積にわたって平均する。低線量の場合、特定の臓器・組織について平均された吸収線量の値は、放射線防護の目的に照らして十分な正確さをもってその組織における確率的影響の放射線損害に関連付けることができると仮定される。</p>
<p>(B5) 外部放射線の場合、平均吸収線量が臓器及び組織全体の線量の分布をどの程度表しているかは、被ばくの均一性及びその透過性に左右される。低透過性の放射線（例えば X 線からの散乱放射線）及び広く分布している組織（例えば皮膚）の場合、吸収線量の分布は非常に不均一になりえる。この場合、インターベンションの作業に係わる個々のスタッフメンバーの職業被ばくについて、臓器及び組織中の平均線量を評価する際、特別な考察が必要となる。身体の部分被ばくが極端な場合（例えば IVR における指の被ばくなど）、その組織の線量は組織反応のしきい値を超えるかもしれないが、平均皮膚線量は低いままである。<i>Publication 103 (ICRP, 2007a)</i> によれば、組織反応の評価に適用すべき数量は、等価線量及び実効線量よりも、吸収線量及びその分布である。</p>
<p>B.3 等価線量と放射線加重係数</p>
<p>(B6) 防護量の定義は、放射線のタイプ R による、特定の臓器・組織 T 全体の平均吸収線量 $D_{T,R}$ に基づいている。そのとき、ある臓器・組織の防護量である等価線量 H_T は、その特定の臓器又は組織 T における平均吸収線量 $D_{T,R}$ の、関係する全種類の放射線 R の加重和と定義される。すなわち $H_T = \sum w_R D_{T,R}$ である。</p>
<p>(B7) 線量当量、等価線量及び実効線量の単位は J/kg であり、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>(B8) 放射線の種類とエネルギーに関する放射線加重係数 w_R は主に、様々な種類の放射線に関する低線量での生物学的効果比からの実験結果に基づき、その数値は委員会により割り当てられている。光子と β 線照射の場合、w_R は「1」の値をとる。より重い荷電粒子、陽子、アルファ粒子、重イオン及び中性子の場合の係数は最大で「20」の値をとる。</p>
<p>B.4 実効線量及び組織加重係数</p>
<p>(B9) 実効線量、E は、以下のように組織等価線量の加重平均により定義される：</p> $E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$ <p>ここで w_T は、組織 T の組織加重係数である。</p>
<p>(B10) 確率的影響の誘発に対し感受性があると考えられる人体のすべての臓器・組織にわたって合計する。組織加重係数は年齢と性別について平均化され、両性及びすべての年齢の集団に概数として適用するように意図される。</p>
<p>(B11) 実効線量の単位は J/kg、また特別な名称はシーベルト (Sv) である。その単位は等価線量と実効線量、並びに一部の实用線量に関しても同じである。どの線量を用いているか、常に明記するよう注意しなければならない。</p>
<p>B.5 損害及び損害で調整された名目リスク係数</p>
<p>(B12) 放射線による損害とは、あるグループが放射線源に被ばくした結果、被ばくグループとその子孫が受ける健康上の害の全体を数量化するために用いられる概念であり、致死がんの寄与確率、非致死がんの加重された寄与確率、重篤な遺伝的影響の加重された寄与確率、及び、害が発生した場合の寿命短縮期間を考慮する。</p>
<p>(B13) 損害は名目リスク係数を用いて決定される。全損害は、身体各組織・臓器に関する損害の合計である。</p>
<p>(B14) 放射線誘発がんリスク及び遺伝的影響に関する情報から、委員会は、成人（作業員）に関する損害で</p>

調整された発がんリスクの名目確率係数を改訂し、 $4.1 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ とすることを提案している (ICRP, 2007a)。遺伝的リスクについての係数は $0.1 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ とされ、以前に *Publication 60* (ICRP, 1991) で勧告されていた成人に関する係数から 8 分の 1 に大きく引き下げられた。

(B15) 防護体系の単純性と堅牢性のため、委員会は、名目リスク係数は男女で、また被ばく時の年齢に関しても顕著な差があるという認識の下、個々の個人に対してではなく（この場合は成人作業者の）全集団に適用すべきであるという方針を固守している。委員会は依然として、全体の致死リスク係数である $5\%/\text{Sv}$ は、放射線防護の趣旨において適当であると考えている。

B.6 実用量

(B16) 等価線量と実効線量は人体の組織中で直接測定することができない。したがって防護体系には、測定が可能で、等価線量と実効線量が評価できる実用量が含まれている (ICRP, 2007a)。放射線モニタリングに用いる線量計及び測定機器は、これらの実用量で校正される。IVR に関連する実用量を以下に要約する。詳細は *Publication 103* (ICRP, 2007a) の付属書 B に記述されている。

B.7 線量当量及び線質係数

(B17) 線量当量は、組織中のある点における D と Q との積として定義される。ここで D は吸収線量、また Q はその点における特定の放射線の線質係数であり、次の式で表される： $H=QD$ 。透視ガイド下の介入における散乱光子のエネルギー範囲において、 Q は「1」の値を取る。

B.8 環境モニタリングに対する実用量

(B18) 環境モニタリングの実用量は、周辺線量当量 $H^*(10)$ と方向 Ω における方向性線量当量 H' ($0.07, \Omega$) である。周辺線量当量は、整列場の方向と反対の半径ベクトル上の深さ 10 mm における ICRU 球体内の対応する拡張場と整列場によって生成される放射線場内の 1 点における線量当量である。周辺線量当量の単位は J/kg 、また特別な名称はシーベルト (Sv) である。

B.9 個人モニタリングに対する実用量

(B19) 個人モニタリングの実用量は個人線量当量、 $H_p(d)$ であり、これは人体のある特定点の、ある適切な深さ d (mm 単位) における ICRU 軟組織中の線量当量である。この特定点は、通常、個人線量計を装着している部位とされる。

(B20) 実効線量のモニタリングには実用量 $H_p(d)$ が用いられる。皮膚及び手足に対する線量の評価には、個人線量当量、 $H_p(0.07)$ が用いられる。

(B21) 眼の水晶体の線量のモニタリングには、深さ $d=3 \text{ mm}$ が適当である。ただし実際は多くの国で、 $H_p(3)$ に関する線量計の校正は実施されていないが、光子放射線の同じモニタリング目的に $H_p(0.07)$ を使用でき、これは放射線画像ガイド下のインターベンションにも適用される。

誤植

ICRP *Publication 139* の誤植：IVR における職業放射線防護。[Ann. ICRP 47 (2), 2018] .DOI: 10.1177/0146645317750356.

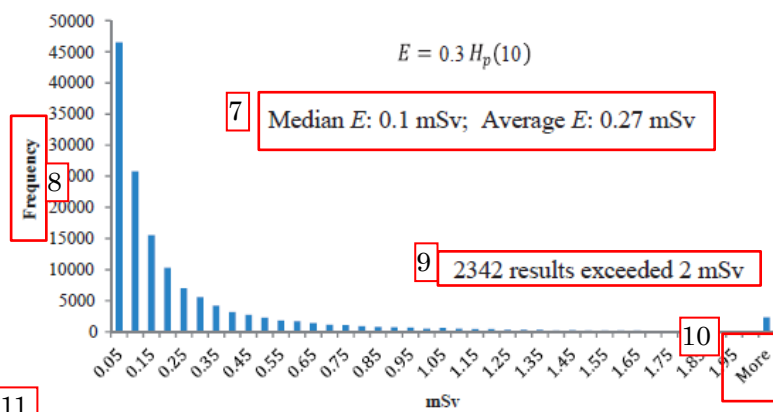
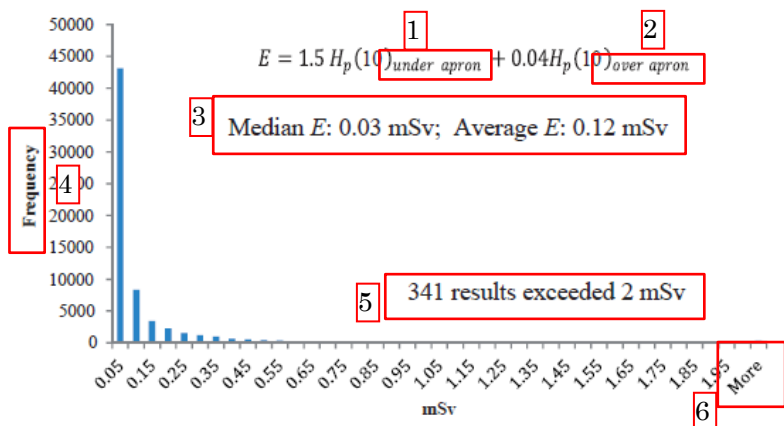
付属書 B, B9 項, p.116 にて以下の誤植が確認された：

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_T w_T D_{T,R}$$

実効線量の式において、2 つめの総和は T ではなく R とすべきである。

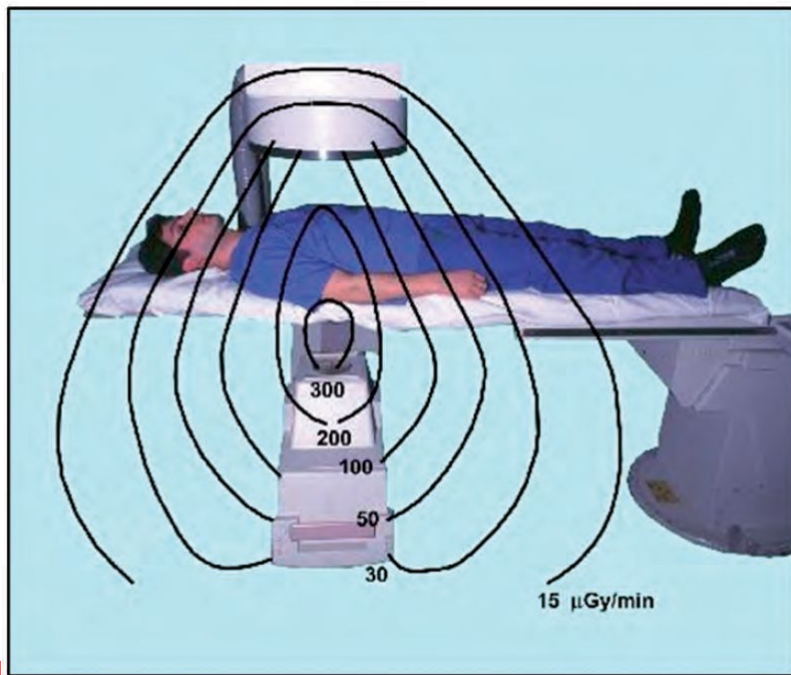
$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

ICRP は、この誤植によりご迷惑をおかけし、混乱を招きましたこととお詫び申し上げます。



11 Fig. 2.1. Distribution of effective dose (E) assessed by two dosimeters (one over and one under the apron) (top) and one dosimeter (over the apron) (bottom) (Yoder and Salasky, 2016).

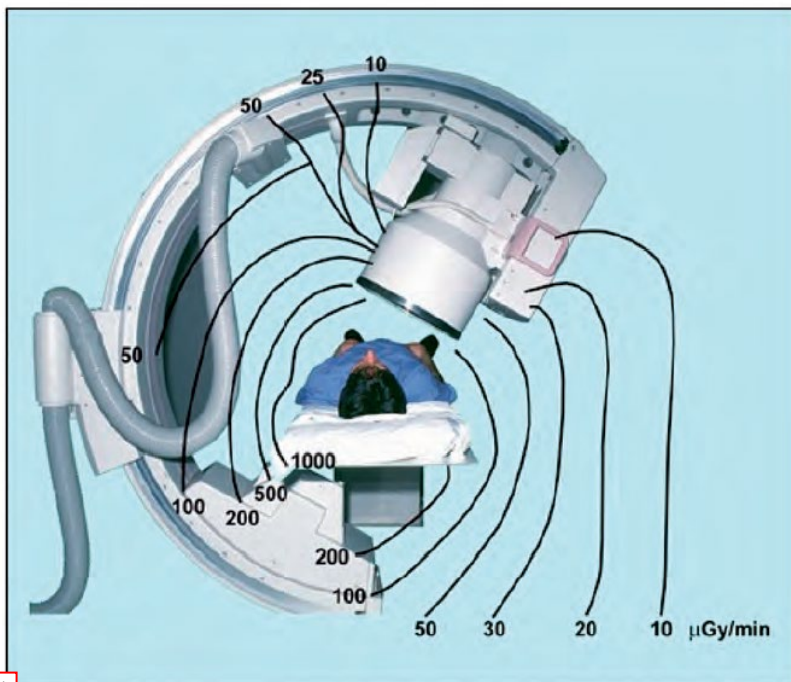
- ①エプロン内
- ②エプロン外
- ③中央値 E : 0.03 mSv 平均値 E : 0.12 mSv
- ④頻度
- ⑤341 件の結果が 2 mSv を超えた
- ⑥それ以上
- ⑦中央値 E : 0.1 mSv 平均値 E : 0.27 mSv
- ⑧頻度
- ⑨2,342 件の結果が 2 mSv を超えた
- ⑩それ以上
- ⑪図 2.1 2つの線量計 (1つはエプロン外, 1つはエプロン内) で評価した実効線量 (E) の分布 (上図) と, 1つの線量計 (エプロン外) で評価した実効線量の分布 (下図) (Yoder and Salasky, 2016)



1

Fig. 5.1. Air kerma rate distribution from an undercouch x-ray tube (Whitby and Martin, 2003) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

①図 5.1 アンダーチューブ型 X 線システムの X 線管からの空気カーマ率分布 (Whitby and Martin, 2003) (British Journal of Radiology より許可を得て再掲)

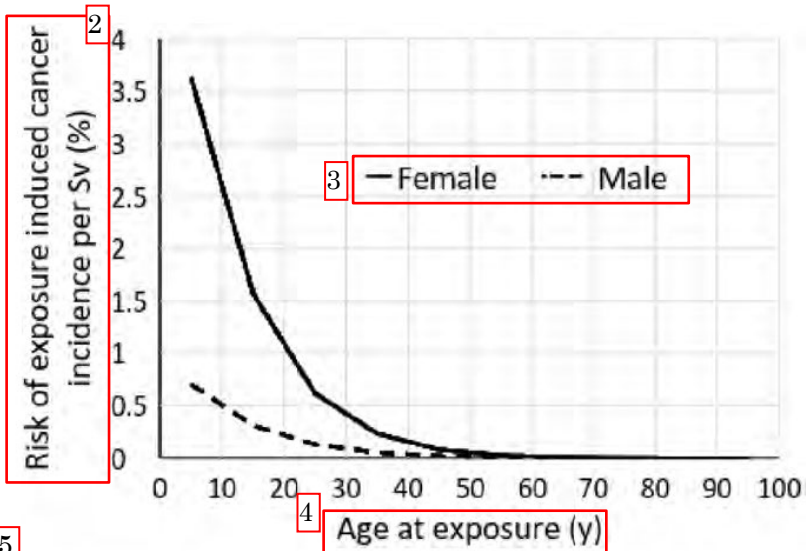


1

Fig. 5.2. Air kerma rate distribution around interventional x-ray unit with angled tube (Whitby and Martin, 2003) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

①図 5.2 X 線管が傾斜する IVR 用 X 線装置周囲の空気カーマ率分布 (Whitby and Martin, 2003) (British Journal of Radiology より許可を得て再掲)

1 ICRP Publication 139



5

Fig. 5.3. Risk of exposure-induced incidence of thyroid cancer per sievert of thyroid equivalent dose based on data for the International Commission on Radiological Protection composite population defined in *Publication 103* (ICRP, 2007a).

①ICRP Publication 139

② 1 Sv 当たりの被ばく誘発性発がんリスク (%)

③ 女性,男性

④被ばく時年齢 (歳)

⑤図 5.3 甲状腺等価線量 1 シーベルト当たりの被ばく誘発性甲状腺がんリスク。 *Publication 103* (ICRP, 2007a) に規定されている国際放射線防護委員会-混合集団のデータに基づく。

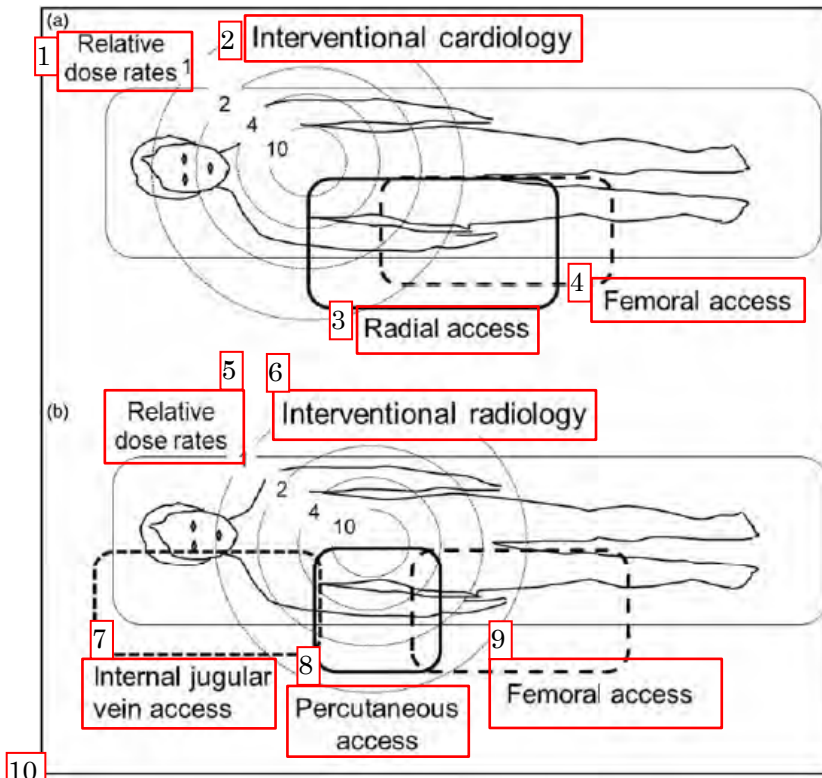


Fig. 5.4. Positions where the hands of operators will be manipulating catheters during (a) interventional cardiology using radial and femoral access routes, and (b) interventional radiology procedures by internal jugular vein, percutaneous, and femoral access (Martin and Sutton, 2014) (reproduced with permission from Oxford University Press).

- ① 相対線量率
- ② 心血管インターベンション
- ③ 橈骨動脈アクセス
- ④ 大腿動脈アクセス
- ⑤ 相対線量率
- ⑥ IVR
- ⑦ 内頸静脈アクセス
- ⑧ 経皮的アクセス
- ⑨ 大腿動脈アクセス

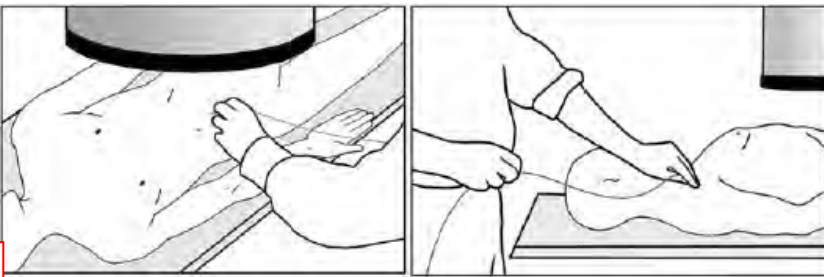
⑩ 図 5.4 カテーテルを操作している術者の手の位置。(a) 橈骨動脈及び大腿動脈アクセス経路による心血管インターベンション (b) 内頸静脈, 経皮的及び大腿動脈アクセスによる IVR (Martin and Sutton, 2014) (Oxford University Press から許可を得て再掲)。



1

Fig. 5.5. Position of the hands for manipulation of catheters for procedures undertaken with a femoral access (Whitby and Martin, 2005) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

①図 5.5 大腿動脈アクセスによる手技のためカテーテルを操作している手の位置(Whitby and Martin, 2005) (British Journal of Radiology から許可を得て再掲)



2

Fig. 5.6. Examples of the positions of the hands for percutaneous and internal jugular vein access routes (Whitby and Martin, 2005) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

②図 5.6 経皮的及び内頸静脈アクセス経路に関する手の位置の例 (Whitby and Martin, 2005) (British Journal of Radiology から許可を得て再掲)

1 Table 4.1. α and β values [adapted from Järvinen et al. (2008)] of the algorithms that best meet the criteria of no underestimation and minimum overestimation for the typical geometries, and an algorithm based on *Publication 103* (ICRP, 2007a) weighting factors for effective dose.

Algorithm	2 With thyroid shielding		3 Without thyroid shielding	
	α	β	α	β
Swiss Ordinance (2008)	1	0.05	1	0.1
McEwan (2000)			0.71	0.05
Von Boetticher et al. (2010)	0.79	0.051	0.84	0.100

5 Table 5.1. Representative exposures for the technician or pharmacist preparing a typical patient administration, and for the physician implanting the prepared dose (adapted from SIRTEX, 2016).

		6 Trunk (mSv)	7 Lens of the eye (mSv)	9 Hands (mSv)
Pharmacist	$H_p(0.07)$	0.027	8 0.026	0.35
	$H_p(10)$	0.003	0.004	
Interventionalist	$H_p(0.07)$	0.038	0.12	0.32
	$H_p(10)$	0.004	0.054	
Radiation safety officer	$H_p(0.07)$	<0.02	0.04	0.2
	$H_p(10)$	0.01	0.017	

11 Table 5.2. Typical ambient dose equivalent rates 6 h after implantation of 2 GBq ^{90}Y activity for different distances (adapted from SIRTEX, 2016).

Distance from the source	Ambient dose equivalent rate
0.25 m	12 18.8 $\mu\text{Sv h}^{-1}$ 13
0.5 m	9.2 $\mu\text{Sv h}^{-1}$
1 m	1.5 $\mu\text{Sv h}^{-1}$
2 m	0.4 $\mu\text{Sv h}^{-1}$
4 m	<0.1 $\mu\text{Sv h}^{-1}$

①表 4.1 α 及び β 値 [Järvinen et al. (2008) より引用] は、典型的ジオメトリーについて過小評価がなく過大評価が最低限度であるという基準を満たしたアルゴリズムの値と、*Publication 103* (ICRP, 2007a) による実効線量の加重係数に基づくアルゴリズムの値である。

②甲状腺の遮蔽あり

③甲状腺の遮蔽なし

④アルゴリズム

Swiss Ordinance (2008)

McEwan (2000)

Von Boetticher et al. (2010)

⑤表 5.1 典型的な患者投与薬を調製している技師又は薬剤師、並びに調製された線量を注入している医師に関する、代表的な被ばく (SIRTEX, 2016 より引用)。

⑥体幹 (mSv)

⑦+⑧眼の水晶体 (mSv)

⑨手 (mSv)

⑩薬剤師、インターベンショナリスト、放射線安全担当者

⑪表 5.2 2 GBq の ^{90}Y 放射能を注射して 6 時間後の様々な距離における典型的な周辺線量当量率 (SIRTEX, 2016 より引用)。

⑫線源からの距離

⑬周辺線量当量率

添付資料 1.3 ICRP Publication 129 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) (最終版)

コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護
招待論説
CBCT：様々な臨床応用と幅広い線量
<p>コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護に関する本刊行物は、時宜を得たものであり、また実際的なものである。以前の ICRP の刊行物において、CT における患者線量の管理 (managing the dose in patients undergoing computed tomography) (<i>Publication 87</i>) 及び多列検出機コンピュータ断層撮影 (MDCT) における患者線量の管理 (managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT)) (<i>Publication 102</i>) (ICRP, 2000a, 2007a) を取り上げた。CBCT にもこれら原理の一部は該当するが、新たな課題も存在する。CBCT は臨床現場において普及しつつある技術である。CBCT の登場によって、コンピュータ断層撮影 (CT) が新たな臨床環境において使用されるようになり、またこれまでこのような装置を用いることのなかった臨床医によって使用されるようになったわけであるが、必ずしもそれら全ての人たちが、これまで放射線技師、医学物理士、放射線科医及び放射線腫瘍医が通常受けてきた放射線安全に関する訓練を受けているわけではない。また、この技術は発展途上にあるので、装置製造業者が線量表示を標準化する好機でもある。以上のようなことから、教育、ガイドライン、及び業界内での標準化が必要とされている。</p> <p>この数十年間、従来の CT は患者ケアにおいて「革新的な」技術であった。腹部 CT スキャンは、より侵襲的な外科的手技にとって代わって用いられるようになった。また頭部 CT 装置及び CT 血管造影も、多くの場合、カテーテルを用いる血管造影にとって代わっている。235 名の内科医を対象とした調査において、「これがないと患者に対する悪影響が最も大きいだろう」と考えられる革新技術のうち、CT と磁気共鳴イメージングは第 1 位にランクされている (Fuchs と Sox, 2001)。CT は、消化器内視鏡、バルーン血管形成術、冠動脈バイパス術などのいくつかの主要な医療技術よりも上位にランクされたのである。とはいえ、CT 撮影技術の使用には責任が伴う。便益と害とのバランスをとるためには、知識とツールが必要である。今日 CBCT は、これまでにかかわりのなかった医療従事者によって新たな臨床分野で使用されているようになり、教育、標準化、そしてガイドラインの必要性に直面している。</p> <p>CBCT の使用は、放射線治療、整形外科、泌尿器科、歯科／顎顔面外科、脳血管内治療、血管内及び非血管 IVR など、幅広い臨床の専門分野と手技に広がっている。患者線量は、臓器吸収線量では 1 mGy 未満から、皮膚線量では 400 mGy を超えるものまで非常に幅がある。この差は CBCT スキャンの回数や IVR 手技の複雑さに応じてさらに大きくなりえる。本書では、全般的な線量管理及び特定の臨床現場における実践的なガイダンスを提供する。</p> <p>線量低減は二律背反を伴うので、あらゆる製造業者に共通して、線量と画質の両方の標準的測定が必要である。透視及び CBCT に使用される装置では、手技全体の患者総線量が提示可能でなければならない。これらのデータは術者のコンソールに表示される必要があり、また電子カルテに取り込み可能でなければならない。線量低減には多くの方法があり、CBCT 装置の設計や、特定の臨床現場での装置の使用方法などが含まれる。本書は、「合理的に達成可能な限り低く」という基本的概念をしかるべく強化するものである。ただし、本書は線量低減のためのもう 1 つの重要な方法も取り上げる。線量低減のための最善の方法の 1 つは、適切な画像検査が選択されているか、又は臨床的に必要であるかを確認することである。ある臨床的疑問に対して、従来行われてきた CT 検査が最適の画像検査ではない、という場合もありえる。画像検査の不適切な使用について一般的に検討するために、いくつかの戦略が提案されている (Bernardy ら, 2009)。CBCT の適切な使用に関するガイドラインは広く採用される必要がある。</p> <p>「集団としての健康」が注目される時代に、CBCT のさらなる開発とその使用は、適切な臨床的必要性に応じて推進されるべきであり、患者と従事者に対するリスクとのバランスも考慮されなければならない。本書は、政策立案者、画像検査の専門家、医学物理士及び製造業者に対して、患者と従事者両方の防護を最適化するために役立つ指針を与えるものだが、画像検査の高い診断能と優れた臨床転帰への期待を損なうものではない。</p> <p>James V. Rawson</p>
コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護
ICRP PUBLICATION 129
2015 年 1 月 主委員会により承認

抄録—本刊行物の目的は、新たな技術であるコーンビーム CT (CBCT) における放射線防護について、指針を提供することにある。*Publication 87* 及び *102* では、コンピュータ断層撮影 (CT) 及び多列検出機 CT における患者線量の管理について扱った。CBCT の新たな応用とそれに付随する放射線防護の問題は、従来の CT とは大きく異なる。CBCT は比較的低線量であるという認識は、初期の事例においてはその通りであった。今日の CBCT は、放射線防護の訓練をほとんど又は全く受けていない専門家によって広く利用されている。本書では、さまざまな関係者に向けて線量管理に関連した勧告を提供し、さらに防護の原則、訓練及び質の保証という側面について検討する。CBCT の適切な使用に関する助言は、幅広く利用可能であるものでなければならない。CBCT 装置を使用する際の防護の最適化に関する助言は、新しい機能が使用される際に特に強調される必要がある。使用者による防護の最適化及び性能比較を可能とするために、製造業者は、CBCT 装置上の線量表示を標準化するべきである。1 回の手技において透視と断層撮影の両方を CBCT 対応装置で実施する場合には、放射線防護のための別の課題が生じる。このような手技による患者線量の追跡と報告のための方法の標準化も必要である。今後 CBCT 装置とその応用が進歩するに従い、本書で示している勧告も進歩していくだろう。以前の ICRP の刊行物と同様に、画像検査の専門家、医学物理士及び製造業者が、当委員会が定めている患者と医療従事者の防護の最適化の原則を実践するために、経済的及び社会的要素を踏まえつつ、かつ必要な医学的結果の達成と矛盾せず被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持するという目的をもって、本刊行物に示しているガイドラインと勧告に従ってくれることを、当委員会は望むものである。

キーワード: コーンビーム CT ; C アーム CBCT ; ICRP 勧告 ; 線量管理 CBCT ; インターベンショナル CBCT ; CT 透視

Authors on Behalf of ICRP

M.M.Rehani, R. Gupta, S. Bartling, G.C.Sharp,
R. Pauwels, T. Berris, J.M.Boone

序文

国際放射線防護委員会 (ICRP) は、放射線防護の原則の応用に関して勧告とガイダンスを提供している。これは、種々の画像検査及び治療法における電離放射線の医学的利用に関する、それに特化した刊行物を通して行っている。本刊行物は、ICRP が *Publication 105* を通じて刊行した、医療における放射線防護と安全性に関する包括的助言に関する報告 (ICRP, 2007c) の追補となるものである。放射線防護という観点から最新の技術を解析し、より安全な技術の開発が可能と考えられる製造業者に向け、勧告が作成されている。ICRP は、現在及び将来的な技術利用に基づく安全性の問題を予測し、技術が寄与できるであろうニーズを示す重要な情報源としての機能をもっている。もちろん、診断又は臨床目的を損なわずに患者線量を最小限にするために、使用者が最適化について大きな役割を果たすことができる部分も多くある。近年、多数の画像検査が適切性のガイドラインを満たしていないという評価結果が報告されている。ICRP は 3 つの正当化のレベルを示しているが、レベル 3 で正当性を精査する必要性が高まっており、ICRP は検査の正当化に関するガイダンスも提供している。放射線防護が注目される昨今の風潮から、ICRP の刊行物の対象読者は、政策立案者、保健当局、公的医療機関、患者会、様々な技術の適切性とその使用について基準を策定している機関、さらには 10 年程前には利用できなかった画像検査技術を使い始めた様々な医療の専門家にまで広がっている。本刊行物では、病院での日々の診療で使用が増えつつあり、またそれを使用する医療の専門家も増えつつある、コーンビーム CT (CBCT) という新たな技術を用いるときに直面する問題について検討する。今回の ICRP による助言は時宜にかなったものである。患者と作業者の防護に関しても本刊行物で論ずる。

当委員会は 2013 年、CBCT の放射線防護に関するタスクグループを発足させた。

タスクグループのメンバーは以下のとおりであった。

M.M. Rehani (委員長) S. Bartling R. Gupta

通信メンバーは以下のとおりであった。

T. Berris (2013 年 10 月まで) J.M. Boone
G.C. Sharp R. Pauwels (2013 年 12 月から)

第 3 専門委員会の査読者は以下のとおりであった。

C. Martin R. Loose

主委員会の査読者は以下 のとおりであった。

C. Cousins H-G. Menzel

各報告書の作成期間における第 3 専門委員会のメンバーは以下のとおりであった。

(2009～2013)

E. Vaño (委員長) J-M. Cosset (副委員長) M.M. Rehani (書記)
M.R. Baeza L.T. Dauer I. Gusev
J.W. Hopewell P-L. Khong S. Mattson
D.L. Miller P. Ortiz López K.Å. Riklund
H. Ringertz M. Rosenstein Y. Yonekura
B. Yue

(2013～2017)

E. Vaño (委員長) D.L. Miller (副委員長) M.M. Rehani (書記)
K. Applegate M. Bourguignon L.T. Dauer
S. Demeter K. Kang P-L. Khong
R. Loose C. Martin P. Ortiz López
K. Å. Riklund P. Scalliet Y. Yonekura
B. Yue

要点

- コーンビーム CT (CBCT) は、かつて CT 撮影と通常関連していなかった分野、例えば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT) クリニック、血管造影室、放射線治療室、及び整形外科病院などにまでコンピュータ断層撮影 (CT) の利用を拡大することとなった。そのため、CBCT における放射線防護に関する今回のガイドライン及び勧告は重要なものである。
- CBCT 装置の製造業者はこれまで、使用者の電氣的及び機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量及び放射線防護に関する問題にも、同様の努力が必要である。
- 本書では、臨床的便益と放射線リスクの二律背反を最適化するために、情報に基づく決定を下して、CBCT の使用を方向づけるための基本的事項を示す。
- 国際放射線防護委員会 (ICRP) は、放射線防護が全身被ばくについてのみならず、特定の組織 (特に眼の水晶体、心臓及び脳血管系) の被ばくについても最適化されるべきであることを強調する。
- 透視と CBCT の両方に用いられる装置は、オペレータコンソールにある電子表示と線量構造化レポート (radiation dose structured report; RDSR) を通じて、個々の患者の手技全体の総線量指標を示す必要がある。
- 線量モニタリングが必須のツールとなれば、患者と作業員の両者の線量を最適化することが重要となる (特に作業員が装置の近くにいる必要があるとき)。ある特定の患者の線量の記録、報告及び追跡は、製造販売業者間で一貫した方法で行える必要がある。
- 高コントラスト構造に関する診断上の疑問に答えるためには、低線量のプロトコルで十分であろう。このような構造とは、例えば、肺、骨、歯顎顔面のスキャン、ENT スキャン (副鼻腔、頭蓋、側頭骨)、IVR の材料、造影された血管 (血管造影) などである。
- 軟部組織である頭蓋内出血、軟部組織腫瘍や膿瘍などの描出が主な目的である場合にのみ、より高線量のプロトコルを選択すべきである。
- IVR 及び術中に用いる C アーム CBCT の多くは、180～240°の角度プラス X 線ビームのコーン角の範囲をスキャンすることができる。限局性の重要臓器である甲状腺、眼、乳房及び生殖腺等は、可能な限り C アームの「検出器側」におくべきである。
- 臨床的必要性が許す限り、関心体積 (volume of interest) が CBCT 装置の視野 (field of view; FOV) 内に完全に収まるように、一方で放射線感受性臓器が FOV 外にくるように、使用者はあらゆる努力をする必要がある。
- CBCT の目的は、他の画像モダリティでは得られない特定の診断的又は術中の問題に答えることにあるのであって、多列検出機 CT (MDCT) に匹敵する画質を得ることではない。検査を依頼する臨床医は、CBCT の利用について、画像検査の専門家と相談したうえで決定すべきである。
- 特定の地方ローカル*に定められている参考値と比べて高い患者線量にならないように、近年の CT に実装されている線量チェックアラートなど、線量確認と均衡を実現する手段が必要である。
- *訳注) 全国レベルに対して限られた範囲のもの、を意味している。具体的には、国のレベルを受けた地方行政単位のレベルのほか、特定の専門領域 (例えば小児医療) や、国立大学病院のグループなど、共通要素

を持つ施設群が被ばく線量の最適化を促すために協議して設定するものも含む。

- 実的な状況下で眼の線量を確実に推算する方法を確立し、使用する必要がある。
- IVR に CBCT を用いる者が、「高画質又は高線量」スキャンではなく「低画質又は低線量」スキャンを慎重に使用することで、患者の線量は大きく異なってくる。
- 放射線治療においては、CBCT は以下のような様々な治療段階で適正に使用されることになる：患者の体位と標的体積部位の治療前確認、脊椎の屈曲や軟部組織の解剖学的変化などの非剛体アライメントの不良の評価、治療中及び治療後に手技中に患者の体位が継続的に安定していることを確認するなどである。骨構造を対象として治療前アライメントには、低線量 CBCT のプロトコルを用いるべきである。
- 装置の多くは透視しか実施できなかったが、現在では CBCT も実施できるようになっている。CBCT によって、得られる臨床情報は改善し、重なり合う構造を分離することができるので、使用者は CBCT モードを使用しすぎる傾向があるかもしれない。しかし CBCT モードは慎重に使用すべきものである。
- 整形外科における CBCT の正当な使用は、特に透視のみでは不十分という状況で、骨折位置の評価及び骨の解剖学的構造に対するインプラントの位置の評価を助ける場合であって、結果として患者の線量管理に有益となろう。
- 泌尿器科では、石灰化した腎結石など高コントラスト構造の画像検査時には、低線量 CBCT のプロトコルを使用すべきである。
- 歯顎顔面用 CBCT は、他の画像検査方法を勘案した上でその使用が正当化されるべきである。正当化された後、診断情報を損なうことなく線量を最小限に抑えて撮像できるように、最適化される必要がある。
- 放射線防護における訓練レベルは、予想される放射線被ばくレベルに見合うものである必要がある。
- 診断目的で CBCT を使用する予定のすべての作業者は、診断目的の CT と同様の訓練を受ける必要があり、また IVR を目的とした CBCT を行う予定のすべて作業者は IVR-CT と同様の訓練を受ける必要がある。

用語解説

吸収線量, D [Absorbed dose]

吸収線量, D は $d\bar{\epsilon}$ を dm で割った値であり、ここで $d\bar{\epsilon}$ は質量 dm の物質に電離放射線が与える平均エネルギーである。したがって次式のようになる：

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

吸収線量の単位は $J \cdot kg^{-1}$ で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。 $1 Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$ 。

自動照射制御 [Automatic exposure control : AEC]

検出器における X 線強度を測定することで、事前に選択した画質を得るために必要な照射量を、自動的に判断して照射する装置。

コリメーション [Collimation]

放射線ビームの広がりを幾何学的に制限すること。

コーンビーム CT [Cone beam computed tomography : CBCT]

本書において「CBCT」という用語は、これを多列検出機 CT (MDCT) と区別するために、ある特定の設計上の特徴、画質特性、及び応用領域を持つ CT 装置を示すために用いられる。CBCT 装置を MDCT 装置と区別する最も特徴的な設計上の特徴は、1 回の回転で 3 次元ボリューム画像を得るために、2 次元のデジタルフラットパネル検出器が用いられている点である。CBCT では、フラットパネル検出器を用いることにより、低いコントラスト分解能という代償はあるが、広いコーン角、広い z 軸方向の撮影範囲、及び高い空間分解能を得ることができる。

歯顎顔面撮影 [Dental and maxillofacial imaging]

本書において歯科及び顎顔面領域撮影とは、歯及び下顎骨に関連する高コントラスト構造の撮影を意味する。他の構造 (上顎洞、顎関節、顔面骨格など) の可視化は、撮影の主な適応が歯科に関連する場合は、「歯顎顔面の画像撮影」とみなすことができる。耳鼻咽喉撮影はしばしば類似の X 線装置を使用するものの、本書では別の用途とみなす。

検出器量子効率 [Detector quantum efficiency : DQE]

広く用いられている、X 線検出器の品質を示す指標である。一定の入射フルエンスから画像を生成するた

<p>めの検出器の効率（信号対ノイズ性能）の指標である。直観的には、検出器がそれへの入射フルエンスを、理想的な検出器に比べてどれほど適切に画像に変換するかを把握するものである。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect]</p> <p>しきい線量と、線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の傷害損害。「組織反応」とも呼ばれている。確定的影響は、場合によっては、確定的影響は、生物反応修飾因子を含む照射後の手順により変化する。</p>
<p>診断参考レベル [Diagnostic reference level : DRL]</p> <p>平均的体格の患者あるいは標準的なファントムにおいて、典型的な放射線診断の線量のレベル、または放射性線医薬品の放射能のレベルであり、多様な装置を用いた検査に適応可能なものである。診断行為と技術的性能について適正かつ正常であれば、これらのレベルを超えないことが期待される。</p>
<p>線量限度 [Dose limit]</p> <p>計画被ばく状況において一定期間内に個人が受ける、1つの臓器に対する超えてはならない実効線量又は等価線量の値。線量限度は、当初ICRPが定義した3つの基本的な防護の原則の1つである。</p>
<p>実効線量, E [Effective dose]</p> <p>人体のすべての特定された組織及び臓器における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される：</p> $E = \sum_T w_T H_T$ <p>ここで、H_Tは組織又は臓器 T の等価線量、w_Tは組織加重係数である。実効線量の SI 単位は吸収線量と同じ $J \cdot kg^{-1}$、特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>等価線量, H_T [Equivalent dose]</p> <p>次の式で与えられる組織又は臓器 T の線量：</p> $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$ <p>ここで、$D_{T,R}$は組織又は臓器 T が放射線 R から受ける平均吸収線量、w_Rは放射線加重係数である。等価線量の単位は実効線量と同じ $J \cdot kg^{-1}$、特別な名称はシーベルト (Sv) である</p>
<p>ハンスフィールドユニット [Hounsfield unit : HU]</p> <p>CT 画像の各画素における平均 X 線減弱の程度を表すために用いられる数値である。減弱の測定値はハンスフィールドスケールを用いて HU (別名 CT 値) に変換される。</p> $HU = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \cdot 1000$ <p>ここで μ は、使用した X 線ビームにおける、測定材料を水と比較したときの有効線形減弱係数である。このスケールでは、水の HU 値は 0、空気の HU 値は -1,000 となるように定義されている。</p>
<p>正当化 [Justification]</p> <p>当初 ICRP が定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つである。正当化の原則では、放射線被ばくに正味の便益があることが求められる。</p>
<p>多列検出機コンピュータ断層撮影 [Multi-detector computed tomography : MDCT]</p> <p><i>Publication 102</i> (ICRP, 2007a) には、「MDCT システムとは、複数列の検出器から成る検出器アレイをもつ CT 装置である」とある。MDCT 装置の「多列検出器型」という構造は、縦方向（すなわち、患者の身長に沿った方向）に複数の検出器アレイ（列）を用いていることを指す。MDCT 装置は、曲線状にならんだ検出器と X 線管球が共に回転する、第 3 世代 CT の幾何学的配置を用いている。全ての MDCT 装置は、スリップリングガントリを用いているので、らせん状にデータ収集が可能である。MDCT に使用されている曲線状の検出器配列は、CBCT 装置に通常搭載されているデジタルフラットパネル検出器と区別する必要がある。これら 2 つの異なる検出器技術は、収集時間、待ち時間、ダイナミックレンジ及び空間分解能の点で大きく異なっているからである。</p>
<p>ノイズ [Noise]</p> <p>あらゆる画像に存在している基本的な統計学的現象である。ノイズは、構造や対象物（特にコントラストが比較的低いもの）の視認性を低下させる傾向がある。医用画像における目標はノイズを消失させることで</p>

<p>はなく、臨床的に許容できるレベルまで低下させることである。ノイズは有用な情報を含まない画像輝度の「むら」である。ノイズの大きさは、画像の関心領域内の濃淡を表す値の標準偏差によって表される。</p>
<p>職業被ばく [Occupational exposure] 次の3項目を除く、作業者がその作業の過程で受けるすべての被ばく。(1) 除外された被ばく、及び、放射線放射線を扱うが免除された活動による又は免除された線源による被ばく；(2) すべての医療被ばく；及び、(3) 通常地域の自然バックグラウンド放射線。</p>
<p>防護の最適化 [Optimisation of protection] 被ばくを生じる可能性、被ばくする人の数、及びその人たちの個人線量の程度はすべて、経済的及び社会的要因を考慮に入れながら、合理的に達成可能な限り低く保つべきである。医用画像における防護の最適化とは、臨床目的を達成するために必要な最低の線量とすることを意味する。</p>
<p>ファントム [Phantom] 実際に患者を被ばくさせることなく線量を推定し、イメージングシステムを検証するために用いられる、患者と同等に放射線を吸収又は散乱する装置である。ファントムには人体形状のものや、物理的試験のためのものがある。</p>
<p>集団線量 [Population dose] 1つの集団が受ける集団線量を表すもので、ある1つの線源によって被ばくした人数に、その平均線量を乗じた値として定義される。集団線量は人・シーベルト (人・Sv) として表され、放射線防護の最適化における1つの手段としてのみ用いられることを目的している。</p>
<p>散乱 [Scatter] X線が物体との相互作用により、その本来の軌道から外れる現象である。</p>
<p>遮蔽 [Shielding] 作業者、患者又は公衆に対する線量を低減するため、線源との間に高吸収性の材料(鉛など)を置くこと。</p>
<p>スライス [Slice] 1回のシングルCT又はCBCT撮影における、試験ファントム又は検査対象患者の断層面である。</p>
<p>確率的影響 [Stochastic effect] 発生する影響の確率が、その重篤度ではなく、しきい値なしの線量の関数とみなされるような悪性疾患及び遺伝性影響。</p>
<p>作業者 [Worker] 雇用主により、常勤、非常勤、臨時雇用を問わず雇用され、職業的な放射線防護に関係する権利と義務を認識しているあらゆる個人。</p>
<p>1 緒言</p> <ul style="list-style-type: none"> • コーンビームCT (CBCT) は、かつてCT撮影と通常関連していなかった分野、例えば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT) クリニック、血管造影室、放射線治療室、及び整形外科病院などにまでコンピュータ断層撮影 (CT) の利用を拡大することとなった。そのため、CBCTにおける放射線防護に関する今回のガイドライン及び勧告は重要なものである。 • CBCT装置の製造業者はこれまで、使用者が求める電氣的及び機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量及び放射線防護に関する問題にも、同様の努力が必要である。 • 本書には、臨床的便益と放射線リスクのトレードオフを最適化するために、情報に基づく決定を下して、CBCTの使用を方向づけるための基本を示している。 <p>(1) CBCTによって、過去にはCT撮影と通常関連していなかった分野、例えば外科、歯科、耳鼻咽喉科 [耳鼻咽喉 (ENT) のクリニック、血管造影室、放射線治療室、及び整形外科病院などにまでCTの利用が拡大していることから、CBCTにおける放射線防護に関する今回のガイドライン及び勧告は重要なものである。</p> <p>(2) 以前の刊行物、特に <i>Publication 87</i> 及び <i>102 (ICRP, 2000a, 2007a)</i> において示されていた、国際放射線防護委員会 (ICRP) の放射線防護の原則及び勧告は、これらの比較的新しい用途にも当てはまることから、これを遵守する必要がある。</p> <p>(3) コーンビームという照射野の性質から、患者の安全性を担保するための線量管理には新たな課題がある。CBCT装置の製造業者はこれまで、使用者が求める電氣的及び機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量及び放射線防護に関する問題にも、同様の努力が必要である。</p>

<p>(4) 本書には、臨床的便益と放射線リスクの二律背反を最適化するために、情報に基づく決定を下して、CBCTの使用を方向づけるための基本を示している。</p>
<p>(5) 放射線防護を含めCBCTの適切な使用は、依頼医師と画像の専門家の共同責任である。さらに画像の専門家は、防護の最適化にも責任を有する。診断のためのCBCT検査に患者を紹介する際には、依頼医師は多列検出機CT (MDCT)、磁気共鳴イメージング及びその他のイメージングモダリティと比べたCBCTの長所と短所について知っている必要がある。CBCTの使用に関する判断は、画像の専門家と相談したうえで下すべきである。</p>
<p>(6) 本書において「CBCT」という用語は、これを多列検出機CT (MDCT)と区別するために、ある特定の設計上の特徴、画質特性、及び応用領域を持つCT装置を示すために用いられる。CBCT装置をMDCT装置と区別する最も特徴的な設計特性は、1回の回転で3次元(3D3D)ボリューム画像を得るために、2次元(2D2D)のデジタルフラットパネル検出器を用いている点である。CBCTではフラットパネル検出器を用いることにより、低いコントラスト分解能という代償はあるが、広いコーン角、広いz軸方向の撮影範囲、及び高い空間分解能を得ることができる。一部のコーンビーム装置はまだイメージインテンシファイアを使用しているが、これらの装置はフラットパネル型CT装置と共通している部分が多く、CBCT機器とみなすべきである。すべてのCBCT装置は広いコーン角と広いz軸方向の撮影範囲をもつ。検出器としてフラットパネル又はイメージインテンシファイアを使用するという事は、CBCT装置がMDCT装置と比べてダイナミックレンジが狭く軟部組織のコントラストが低いことから、骨や造影された血管など高コントラスト構造に適していることを意味している。CBCT装置は一般に、比較的長いスキャン時間が必要である。</p>
<p>(7) 本書の目的からみて、広いコーン角と広いz軸方向の撮影範囲は、そのみではCBCT装置を定義するのに十分ではないことに注意すべきである。セラミックシンチレータ製の複数の検出器列からなる従来型の多くのMDCT装置は、広いコーン角と広いz軸方向の撮影範囲を備えている。例えばAquilion One™ (東芝メディカルシステムズ)は320列の検出器をもつ装置で、z軸方向の撮影範囲は16 cmである。本装置や、このクラスに含まれる他の装置は、CBCT装置というよりむしろ広範囲MDCT装置とすべきである。</p>
<p>(8) CBCTは、検査対象の解剖学的構造の高解像度の容量スキャンを可能とした新たな技術である。MDCTと同様に、CBCTの臨床現場における使用は増加の一途である。CBCTは比較的新しいモダリティであるものの、既に様々なかたちで臨床応用されている。例えば歯科画像検査、頭頸部の画像検査(副鼻腔CTを含む)、小児画像検査、高解像度骨画像検査、術中イメージング及びIVRにおけるイメージングなどである。</p>
<p>(9) 放射線治療において、治療前の患者体位の確認と標的体積の位置確認にもCBCTシステムが使用されている。この場合、CBCTシステムは通常、治療ビームに対して90°の角度で直線加速器のガントリに取り付けられている。放射線治療では、CBCTはしばしば日々の位置合わせにも用いられる。古典的な線量分割スケジュールだと、照射野外の組織に対する撮影累積線量が高くなる可能性がある。</p>
<p>(10) CBCTの概念は25年以上前から存在していたが、手術室、外来診察室、救急治療室及び集中治療室で使用するにあたって十分安価で十分小型の臨床用CBCTシステムが開発されたのは、つい最近のことである。臨床的に利用可能なCBCT装置を可能とした技術的及びソフトウェアの集合的要素には次のようなものがある：</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. コンパクトで質の高いFPDアレイ 2. 短時間でコーンビームの画像再構成を行うに十分なコンピュータの能力 3. コーンビームスキャン用に設計されたX線管球
<p>(11) 最新式のCBCTシステムでは、画像取得のためにイメージインテンシファイアの代わりにデジタルFPDを使用している。従来のMDCTに使用されていた検出器とは異なるこのような特殊な検出器のおかげで、CBCTはCアーム1回転(又は部分回転)で超高空間分解能かつ大容積の撮影が可能となっている。CBCT装置で使用されているデジタルFPDによって、1回転又は部分回転を用いた透視、X線撮影、三次元的ボリュームCT、動態画像も可能となる。これらの能力は、術中の使用及び血管の診断治療への応用に有益である。</p>
<p>(12) CBCT装置の製造業者はこれまで、国の規制機関によって規定されている、使用者が求める電氣的及び機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量に関する問題にも、同様の努力が必要である。この点において、コーンビームという照射野の性質から、患者の安全性を担保するための線量管理には新たな課題がある。また、この新しいモダリティにかかわる様々な関係者のためのガイドラインが必要である。本書には、最新のCBCT技術について簡潔に記述し、現在の線量測定と線量管理アプローチをレビューし、CBCT装置の安全な使用のための勧告を示し、さらなる研究が必要な放射線防護に関連した見解の相違を明確にする。</p>
<p>(13) CBCTシステムは、画質及び放射線防護に関するいくつかの点でMDCTシステムと異なっている。重</p>

<p>要な違いの一部を以下に示す。</p>
<p>(14) コーンビームのもつ照射野の性質、及びそれに伴うスキャン体積に付与される一次及び散乱放射線の不均一性のため、MDCT に広く利用されている標準線量指標は CBCT に応用できず、広範囲撮影が可能な MDCT 装置にも応用できない。</p>
<p>(15) CBCT システムは通常、高コントラストの物体（骨、肺など）には優れた空間分解能をもつが、低コントラストの物体（軟部組織など）に対するコントラスト分解能は劣っている。訓練を受け熟練した CBCT 使用者であれば、「高線量」及び「低線量」スキャンを慎重に使い分けることで、患者線量に大きな影響を及ぼしえる。軟部組織構造が主な診断対象である場合は通常、高線量スキャンが必要である一方、動脈あるいは静脈の造影剤を用いた血管造影又は IVR の位置決めには、低線量スキャンで十分であろう。</p>
<p>(16) FPD は比較的高い空間分解能をもつことから、CBCT のスライス厚は本質的に MDCT のスライスよりも薄く、また線量が同じであれば信号対ノイズ比 (SNR) は MDCT より低い。薄い CBCT スライスの SNR を厚い MDCT スライスのそれに合わせようとする、線量はそれに比例して増加する。CBCT の SNR を改善するためには、むしろスライス厚を厚くするか、他の類似の画像処理法を用いるべきである。</p>
<p>(17) 多くの CBCT 装置では、投影データを取得する角度をカスタマイズすることができる。一部の MDCT 装置でもそのような仕組みを利用することができる（例えば一部のシステムでは、ビームが乳房、甲状腺又は水晶体などの放射線感受性が高い臓器に入るときは、管電流を下げる可以降低）。特定の臓器に対する線量を最小限に抑えるため、この仕組みをいずれの装置でも使用するべきである。</p>
<p>(18) 本書の目的は、患者と作業者の放射線防護の問題を特定することであり、さらに他の ICRP 刊行物と合わせて、日々臨床現場で使用している者、補助作業員、装置の購入者、製造業者、さらに政策方針を決定する委員会に至るまでのあらゆる関係者に対する勧告を策定することにある。</p>
<p>(19) 本書が主に対象とする読者は、当委員会がこれまで作成した医学における防護についての刊行物と同様に、CBCT を扱う医療従事者、CBCT における放射線防護及び画質の最適化を業務とする作業員、撮影装置の製造業者、規制当局、及び放射線防護を担当している政策立案者である。</p>
<p>1.1 開発の歴史</p>
<p>(20) 最初の CBCT 装置は、1982 年に米国ニューヨーク州ロチェスターの Mayo Clinic にて、血管造影のために作製された (Robb, 1982)。1990 年代初期、複数の研究チームが医用画像のために広範囲検出器からマルチアングルの投影像を得るというアイデアを追求した。例えば Saint-Félix ら (1994) は、それぞれに X 線管とイメージインテンシファイアを備えた 2 つのイメージングシステムから成る、「Morphometer (形態測定器)」と呼ばれるシステムを試作している。この CBCT システムは、従来の CT 装置のガントリを用いて 3D 血管造影用に設計された。血管像を一連のデジタルサブトラクション血管造影像から再構成するものである。しかし、単一のイメージングシステムを支える C アームの方が好まれ、このガントリに取り付ける仕組みの装置は臨床的に一度も発売されることはなく、諦められた。</p>
<p>(21) Fahrig ら (1997, 1998) も、血管造影用にイメージインテンシファイアと C アームをベースとする CBCT システムを開発した。Wiesent ら (2000) は、血管 IVR 用に C アームとイメージインテンシファイアからなる同様のシステムを開発した。Ning ら (2000a,b) 及び Wang (1997) は、GE 8800 CT 装置をベースとし、当初はイメージインテンシファイア-CCD システムを備え、後に FPD を備えた CBCT 血管造影撮像装置を開発した。Schueler ら (1997) と Kawata ら (1996) は 2 平面 C アームシステムをベースとする CBCT 血管造影装置を開発した。</p>
<p>(22) Siewerdsen と Jaffray は非晶質シリコン FPD をベースに、放射線治療ガイドのための CBCT システムを開発した (Siewerdsen と Jaffray, 1999, 2001; Jaffray と Siewerdsen, 2000)。マンモグラフィ専用の CBCT ベースのイメージングシステムを構築しようという試みも、現在進められている (O'Connell ら, 2010; Kalender ら, 2012; Packard ら, 2012)。</p>
<p>(23) 1990 年代後半には、歯顎顔面の放射線検査にも CBCT 装置が導入された (Mozzo ら, 1998; Arai ら, 1999)。</p>
<p>1.2 CBCT における放射線防護に関する現在の基準</p>
<p>(24) CBCT によって、過去には CT 撮影と通常関連していなかった分野、例えば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT)、血管造影室、及び整形外科病院などにまで CT の利用が広がっていることから、CBCT における放射線防護に関する今回のガイドライン及び勧告は特に重要なものである。根本的に CBCT は CT の形式の一つである。したがって、MDCT に適用される設備の設計及び品質保証 (QA) 要件の大部分は、CBCT にも適用さ</p>

れるべきである。しかしこれによって、CBCTはMDCTと同一であるという誤った印象がもたれ、操作及び放射線安全性という観点からCBCTの管理が困難になるおそれがある。使用者がCBCTを「軽い」又は「低線量」CTとみなしてしまうと、さらに複雑な問題が生じる。このような考えは、CBCT機能が、ときにCアームやそのほか臨床に用いられているシステムである透視や血管造影など、既存の機能の付随機能であることからもたらされる。このような使用者の偏見によって、CBCTが潜在的に過剰に使用され、患者及び／又は作業者が不必要な被ばくをうけるリスクとなってしまう。

(25) 従来、歯科におけるCBCTには比較的低線量が用いられてきた。しかしこれは常に真実であるわけではなく、近年のCBCTの多くの用途（特にENT及びIVR手技）では、MDCTと同じかこれを超える非常に高い線量となることがある（Kyriakouら、2008a; Dijkstraら、2011; Schulzら、2012）。1人の患者に対して複数回のCBCT手技を行う必要がある状況もあることから（例えばCBCTガイド下IVR）、被ばく線量を最低限に維持する必要性が高まっている。したがって、CBCTによる被ばく線量の影響は、個々の患者に対するリスクとなるのみならず、集団全体の放射線被ばくという観点からのリスクでもある。

(26) 画像の専門家及び医学物理士は、CTにおける被ばく線量の問題をよく認識している。しかしこの知識は、CBCTによる被ばくに直接活かされるわけではない。CBCTでは、画質と線量との二律背反関係は極めて複雑と考えられる。同時に、臨床現場における使用者、QA担当者、及び放射線安全委員会の委員は、これらのシステムの操作と制御に関する明確なガイドラインを必要とする。このガイドラインは、CBCTにおける放射線防護に関する初の国際的なガイドラインとなると思われるが、CBCTの使用に関する情報に基づいて臨床判断を行うための基本、並びに臨床的便益と放射線リスクの二律背反を最適化するためのガイダンスとなる。

1.3 様々な関係者の責任

(27) 米国では年間約8,000万件のCTが実施されており、この件数は毎年増加している（Sierzenskiら、2014）。最近発表された複数の論文は、CTによる集団線量に注目している（Brenner、2010）。さらに、集団に対する線量の大部分は、正当化されない又は不適切な検査によるものであり、避けることができるという認識も高まりつつある。近年、不適切な使用についてのデータの大半は、CBCTよりもCTについて得られている。CTの適切な使用は、依頼医師と画像の専門家との連帯責任であり、ほとんどの国の規則ではこの責任が連帯又は画像の専門家にあるとしている。検査の臨床的必要性は依頼医師が最もよく理解しているため、画像の専門家と話し合っ、患者にとって最大利益となるような放射線検査又は手技を決定しなければならない。意思決定支援機能を備えた電子オーダーシステムは、これを単純かつ合理的なものとする一方で、一層エビデンスに基づくものとするができるだろう（Sistromら、2009）。そのようなシステムは、臨床目的にかなった画質を維持しながら、最低線量で実施可能な理想的な放射線検査を提案するために大いに役立つだろう。臨床医、診療放射線技師及び医学物理士は、このような取り組みにおける自分の役割と責任を理解する必要がある。この目的のため、依頼医師と画像の専門家の話し合いを促し、また放射線安全性の連帯責任を現実のものとするための方法をさらに開発する必要がある。

(28) 製造業者は長年にわたり、特定のCT検査による患者線量を低減するための技術開発に重要な役割を果たしてきた。当委員会はこの役割を認識しつつも、今後も製造業者が、患者と作業員の放射線防護のための新しい技術開発の最前線にあり続けることを望んでいる。

1.4 CBCTの線量を知ることはなぜ重要なのか？

(29) 線量管理の詳細を知らない臨床医は、CBCTを3D再構成ができる改良型透視法などと考えがちである。ほとんどの場合、CBCTによる線量は確かにMDCTよりも低いので、このような考えが補強されてしまう。しかし、線量の影響が小さいモダリティであるという考えの下でCBCTをいい加減に利用すると、場合によっては著しい線量が付与され、患者の防護に好ましくないものになってしまう。

(30) CBCTの臨床現場における展開は比較的目的が浅い。CBCTの線量及びそれによって生じ得る効果に関するデータは、まだ収集・解析の途中である。ただしいくつかの研究は、このような初期段階であっても、線量を合理的に達成可能な限り低く維持するという最適化に余地があることを示している。本書では、CBCTの使用に関連して現在得られているデータを体系的に要約し、患者と作業員のための放射線防護の問題を考察する。CBCTは将来的に患者に対する重要な被ばく線源になりえることを考えると、この魅力的なモダリティの十分な診断能を活用する一方で、それによる放射線被ばくに注意すべきである。1999年から2000年にかけて、当委員会はPublication 87（ICRP、2000a; RehaniとBerry、2000）を作製する作成しているときに一方で、増え続けるMDCTからの線量について注意する必要があると予想していた。当時はこのことは十分に認識されていなかったが、その後数年間で大きな問題となり、メディアにも何度も読者の目を引く報告がなされている。本書では、最近のCBCTに関する文献をレビューし、CBCTの使用に伴う患者と作業員に対する線量についてデ

<p>ータを提示する。</p>
<p>1.5 全体としての安全性</p> <p>(31) 安全性は、使用者の選択の問題というよりも、システムの中に組み込まれたとき最も容易に達成される。その良い例が衝突回避システムである。これは自動車業界で始まったイノベーションであるが、事故を回避するためのシステムとして、多くの画像を用いた装置に利用されている。このようなシステムを備えることで、画像撮影装置を搭載した装置が人や物に接触したときに、容易に動作を停止させることができる。そのようなシステムがなければ、衝突の回避は主に使用者への教育、訓練と指令により行われる必要があるので、衝突による負傷のリスクは高くなるだろう。正常でない状態の検出と自動回避の両方を同時に実現できない場合もあるが、そのような場合でも、検出や警告は同様の成果をあげると考えられる。例えば、制限速度を検出するレーダーは、スピード違反の発生率を低下させることが確認されている。</p> <p>(32) MDCTにおける放射線安全のため、オペレータコンソール上の放射線被ばくの情報の表示は、何年も前から行われている。2007年から2008年に、米国で一連の偶発的の被ばく事故が報告されたため、現在のMDCTシステムは、自動的に偶発的の被ばく事故を防止するための検出器を備えている(NEMA, 2010)。このシステムは、スキャン実施中にその邪魔にならないようにチェックし、バランスを保つ仕組みを付加することとなった。CBCTコンソール上にそのような情報の表示を標準化する必要がある。当委員会は、以下のような仕組みを提供することによって、操作者や作業者と装置と情報のやりとりが最小限ですむ安全システムの開発と実装を勧告する。</p> <ul style="list-style-type: none"> • 検査全体を通じた放射線出力の定期的かつ継続的なモニタリング • 確保されるべき参考線量又は要求線量との自動比較 • オペレータへのタイムリーな情報フィードバック • 自動照射制御(AEC)に類似した方法で、線量を所定のレベルに調節する自動調節が幅広く利用可能 • 線量が規定値よりも高い場合の警告表示。現在のところ、CBCTシステムに線量チェックは応用されていない(NEMA, 2010)。 <p>(33) 多くのCBCT製造販売業者が一様に実装する必要があるその他の技術には、X線ビームが検出器に必ず到達するようにする自動コリメーション制御、画像ガイド下IVR中の器具の誘導、及び装置に起因する散乱線量の最小化がある。</p>
<p>1.6 本書の適用範囲</p> <p>(34) 欧州委員会(EC)のプロジェクトであるSEDENTEXCT(SafetyとEfficacy of a NewとEmerging Dental X-ray Modality)(http://www.sedentexct.eu/)(EC, 2012a)が発行した刊行物を含め、歯顎顔面用CBCTに関して多くの情報が得られていることから本書では簡単に歯顎顔面用CBCTも検討することにした。</p> <p>(35) 本報告の主要な観点が、CBCT撮影による患者と作業者の線量にあることは強調されるべきである。CBCT撮影は、透視ガイド下手技の一部として行われることがある。そのような場合、透視による線量及びそれに関連する影響を考慮する必要がある。<i>Publication 117</i>は、画像診断部門以外で実施される透視ガイド下手技における患者と作業者の放射線防護に関連する情報を記載し(ICRP, 2010)、<i>Publication 120</i>ではIVR透視における患者及び作業者の放射線防護を検討している(ICRP, 2013)。本書では「患者線量」という用語を定性的かつ相対的な意味で用いており、量的な数値を示している場合は、適切な線量[皮膚線量、臓器線量、カーマ面積積(KAP)、実効線量]のことを言っている。</p>
<p>2 CBCTの技術</p>
<p>2.1 序文</p> <p>(36) 最近10年間の従来型X線撮影、透視及びマンモグラフィのためのデジタルFPDの開発により、CBCTの使用は医用画像の主力となってきた。現在使用されている大半のCBCTシステムは、容積としての3Dデータセットを提供するために、動的FPD(静的FPDと異なり1秒間に複数のフレームを取得できる)の能力を活用している。</p> <p>(37) デジタルFPDと広いコーン角のX線管から構成されるCアームガントリは、CBCTにおいて最もよく使用されているプラットフォームである。その他にも、スキャンに用いる機械的ガントリ、検出器サブシステム、X線管の種類とフィルタ、画像撮影に用いるコーン角、再構成に用いるアルゴリズムが異なる多くのCBCTの実装例がある。以下の節では各種CBCT装置を記述して紹介する。</p>
<p>2.2 技術的問題</p>

(38) CBCT装置の断層撮影能についてのみ考えるのであれば、CBCT装置とは、簡単に言えば、従来のMDCTの検出器列（通常は16～64列）をエリアディテクタに置き換えたもの、と考えることができる（Rossら, 2004; Grasruckら, 2005; Popescuら, 2005）。一般にCBCT装置は、X線源、検出器、及び患者周囲でイメージングシステムを動かすためのガントリから構成される。最も多く使用されているサブシステムを、以下に簡単に説明する。

2.2.1 X線源

(39) CBCT装置に用いられるX線源は、幅広い円錐状の放射線ビームを発生可能である必要がある。そのためCBCT装置では、MDCT装置で使用されるX線管よりもはるかに広い陽極角を用いている。典型的な条件は、X線管電圧50～140 kVp、管電流10～800 mA、総出力10～80 kWである。検出器のピクセルサイズが小さいという利点を活かすため、焦点サイズは0.2 mm～0.8 mmの範囲である。単一のFPDを用いて1回転で撮影できる典型的な有効視野（FOV）は、その角度方向で25 cmにもなり得るし、またz方向には20 cmにもなり得る。複数のパネル又はデュアルスキャンを用いれば、X線照射の主軸をパネルの中心からずらすことによってビームの補正が可能となるため、さらに大きいサイズが可能である。

2.2.2 検出器

(40) 旧式のシステムの中にはまだイメージインテンシファイアを使用しているもあるが、大部分の最新式のCBCT装置はデジタルFPDを使用しており、FPDがとって代わることとなった他の検出器技術（X線フィルム、フィルム/スクリーンの組み合わせ、イメージインテンシファイア）と比べ、高い線量効率と幅広いダイナミックレンジを実現している。しかし、標準的なMDCT検出器に比べるとそのダイナミックレンジは狭い（MiracleとMukherji, 2009a）。さらにFPDは一般に、MDCTに使用されるイメージインテンシファイア及び従来型の検出器列に比べて高い空間分解能をもつ。直接デジタル読み出しは最大で毎秒30フレームに及ぶ投影と3D再構築再校正の両方に直接利用できるデータ取得を保証する。

(41) フラットパネルの本来の分解能は通常200 μm 以下であるが、それよりも高い分解能の検出器パネルも利用できるようになっている。倍率及びX線の焦点サイズを考慮すると、等方性のボクセル分解能は約150 μm となる。3D画像取得モードでは通常、FPDは2×2ピニングモードで操作され（2列×2段からの信号を加算することでSNR及び読み出し速度を上げ、マトリクスサイズを縮小する）、等方性分解能は約200 μm である。したがって、フラットパネルを用いたCBCTシステムでは従来のMDCT装置に比べて、ボクセル×ボクセルベースで空間分解能は約12倍向上している。その高い空間分解能により、顎顔面領域及び頭蓋底の微細構造を含む、複雑な人体の解剖学的構造を描出することができる。

(42) CBCTに用いられているFPDは通常、5×5 cm^2 から40×40 cm^2 までの検出器画素のマトリクスから構成される。したがってそのような装置は、1回転で5～20 cmの範囲の多数のスライスを作成できる。これらの装置により可能となるz軸方向の撮影範囲は、脳、心臓、肝臓、腎臓などの臓器全体を1回の体軸（横断）スキャンで撮像するのに十分である。

2.2.3 ガントリ

(43) ガントリの機械的システムの設計は、CBCT装置は1つの機構で従来の透視、血管造影及びX線撮影が可能であるとともに、高い空間分解能と大きな体積の撮影を行うことができるようになっている。このような装置は、術中及び血管内治療への応用に際して特に魅力的である。一般的に使われている各種のガントリプラットフォームを以下に説明する。

CアームCBCT

(44) 画像撮影装置の大手製造販売業者はいずれも現在、Cアームガントリを備えたデジタルFPDを採用したCアーム装置を販売している（図2.1）。このCアームプラットフォームにより、オープンな構造と患者への容易なアクセスを実現している。区別しなければならぬ2つの主なCアーム設定があり、それはCアームベースのIVR-CBCTとCアームベースの特化した形のCBCTシステムである。

(45) Cアームを用いたIVR-CBCTシステム。Cアームは透視及び一般の血管造影（デジタルサブトラクション血管造影を含む）に使用できる。また、画像取得中にCアームを高速回転モードに設定することで、比較的質の高い、高コントラストCT画像に変換できる投影データを得ることができる。IVR手技は通常透視下で行われる。オペレータは、対象物の確認及び三次元的な局在を確認するために、適宜CBCTモードを使用可能である（Orthら, 2008; Schaferら, 2011）。つまり、このようなしくみによって、以前はそれぞれ独立していたモダリティを、統合的に使用することができる。このしくみは、血管造影、外科、整形外科、泌尿器科、及びその他のIVRにおいて用いられる。

(46) 専用Cアームを用いたCBCTシステム。ENT、頭頸部、四肢の画像撮影、及びマンモグラフィ専用の多くのシステムが市販されている。Cアームを用いたCBCTシステムの1つの一般的な形態として、いわゆる

<p>「シートスキャナ (seat scanner)」がある。これは小型の C アームが、FPD と X 線管から構成される水平方向のイメージング機構と共に、椅子にすわっている患者の頭部の周りを回転する (図 2.2)。一部のモデルでは、患者は臥位又は立位をとる。このような装置はスキャンの FOV が比較的小さいことから、歯科、顎顔面外科及び側頭骨専用である。その重量と装置の都合以外に、FOV を広げられない根本的理由はない。現在これらは限られた用途に用いられている。</p>
<p>CT ガントリを用いた CBCT</p>
<p>(47) フラットパネルボリューム CT 装置は、連続回転する CT ガントリとデジタル FPD 技術を組み合わせたものである (図 2.3)。これは実際のところ、検出器列が FPD に代わった CT 装置である。操作の点からいえば、CT ガントリを用いたコンビームシステムと C アームを用いたコンビームシステムの主な違いは、その基本設計にある。ガントリを用いたシステムは C アームを用いたシステムと比べ安定性が高く、幾何学的な誤差が少ない。加えて、CT ガントリはいずれもその機械的設計ゆえに、最も優れた C アームガントリに比べてアイソセンタがはるかに正確である。その結果、ガントリを用いた設計では多くの場合、空間分解能が比較的優れていると考えられる。</p>
<p>(48) C アームシステムでは検出器と X 線管がへその緒のような形状のケーブルにより接続され、ハードウェアをコントロールし、患者周囲を何周も回転してしまわないようになっている。これは CT ガントリを用いたシステムでは異なり、スリッピングを用いて回転部品からデータを取得している。C アームシステムではオペレータの安全を確保するため、精巧な衝突回避機構が実装されている。CT ガントリを用いたシステムではそのような懸念はない。</p>
<p>(49) FPD を用いていることで、CT ガントリを用いた CBCT システムでは、超高空間分解能、直接的なボリューム画像、及び患者周囲の連続回転が可能である。連続回転により動的 CT スキャンが可能となる。すなわち、経時的に変化するプロセスを観察することができる [脳、肝臓又は腎臓など臓器全体の灌流等 (移植後又は虚血イベント後等)]。</p>
<p>放射線治療における CBCT</p>
<p>(50) 放射線治療では、CBCT は直線加速器から照射される治療用の硬質の X 線ビームにより作られるもので、正確な標的体積のアライメントを設定するために用いられる。2つの方式 (kV CBCT 及び MV CBCT) が一般的である。kV CBCT では、X 線源として kV の範囲で操作される X 線管と、画像撮影のための FPD からなる独立した機構を用いる。イメージング機構全体がリアックガントリに搭載され、その方向は治療ビームに直交している。C アームシステムと同様リアックガントリは 360°までしか回転できず、その後ガントリは逆回転する。一部のシステムは、180°回転を 2 回行い 2 回目に FPD を外側にシフトさせることで、標的体積を非対称性にスキャンし、より大きい FOV を可能にしている。そのようなシステムでは、スキャンの 2 つのパートのために個別の半弓弦フィルタを用いている。正確なアライメントのために、治療前にはルーチンの CBCT スキャンを実施する。</p>
<p>(51) MV CBCT では、画像撮影のために、リアック自体からの高エネルギー X 線を用いる。投影データを取得するため非常に高い X 線光子エネルギーで FPD を走査し、別に独立したイメージング機構は不要である。高い光子エネルギーとそれに伴う光電吸収の低下を考えれば、MV CBCT による軟部組織のコントラストは kV CBCT に比べて著しく悪い。しかし、骨性の解剖学的構造に対しては十分であり、アライメントの目的には許容範囲と考えられる。</p>
<p>同時統合システム (Co-integrated system)</p>
<p>(52) 同時統合システムは、主に核医学に用いる (単一光子放射断層撮影等) (Sowards-Emmerd ら, 2009)。核医学イメージング機構と同一のガントリにフラットパネル CBCT システムが搭載されている。CBCT データは、減衰補正及び解剖学的局在診断のために用いられる。</p>
<p>2.3 CBCT が使用される臨床的シナリオ</p>
<p>(53) 現在の臨床現場では、非臨床から臨床に至るまで様々な画像撮影に CBCT 装置が用いられている (表 2.1)。これらの使用は主に、以下のような特性を生かすことが動機付けになっている: (1) 動的な透視/血管造影と断層撮影の組み合わせ、(2) 広い z 軸方向の撮影範囲、及び (3) 高コントラスト構造物の高分解能の画像撮影。</p>
<p>3 放射線の生物学的影響</p>
<ul style="list-style-type: none"> ICRP は、防護は全身被ばくについてのみならず、特定の組織 (特に水晶体、心臓及び脳血管系) の被ばくについても最適化されるべきであることを強調する。

3.1 序文

(54) 電離放射線の健康への影響は、組織反応（確定的影響）と確率的影響の2つに大きく分類される。組織反応としては皮膚紅斑、脱毛、白内障、不妊症、血管疾患、造血系及び消化器への影響がある。一方で、確率的影響はがん及び経世代（遺伝性遺伝的）影響である。

(55) 組織反応は、線量が特定のしきい値を超えたときに生じる。反応の重症度は、臓器又は臓器の一部が受けた総線量によって決まる。確率的影響は、放射線と生体物質間の微視的な相互作用の本来的なランダム性による影響が強い。多くのがんモデルでは、放射線被ばくによるがん誘発の確率は、線量に比例すると考えられている。さらに、放射線防護を目的とするときには、線量がどれほど低くても、理論的にはがん又は遺伝的影響を誘発する小さな可能性が必ず存在するとしている。

3.2 組織反応

(56) 組織反応の場合、細胞への損傷は線量と直接関連し、線量しきい値が存在する。*Publication 103* (ICRP, 2007b) には、「このしきい線量が存在する理由は、臨床的に意味のある障害が発現する以前に、ある特定組織の重要な細胞集団の放射線障害（重篤な機能不全又は死）が持続的である必要があるためである。しきい線量を超えると、障害の重症度は、組織の回復能力の減退という意味も含めて、線量の増加とともに増加する」と述べられている。組織反応には通常、数百 mGy のしきい値がある。皮膚への影響は吸収線量が 3 Gy で生じる。その他の臓器のしきい線量を表 3.1 に示す。

(57) 古典的な例として、約 100 年前の放射線医学の黎明期には作業者の手には多く紅斑が見られたが、ここ 50 年では医用 X 線を使用する作業者にこのような症状はほとんど見られない。しかし IVR や心血管の透視ガイド下手技を受けた患者には、皮膚障害が観察されている (ICRP, 2000b, 2013; Balter ら, 2010; Rehani と Srimahachota, 2011)。さらに IVR 手技を行う放射線科医及び循環器専門医には、鉛のエプロンや鉛のテーブル・シールドで防護されていない身体部位に、脱毛や慢性的職業性皮膚炎が報告されている (Wiper ら, 2005; Rehani と Ortiz López, 2006)。著者らの知る限りにおいて、今日までに CBCT を受けた患者の皮膚障害の報告はない。MDCT については、ここ数年、MDCT を受けた患者に皮膚障害が観察されているが、それは主に装置の不適切な使用の結果として生じたものである (ICRP, 2007a)。脳の灌流 CT (perfusion CT) を受けた患者に脱毛が報告されている (Bogdanich, 2009, 2010; Wintermark と Lev, 2010)。CBCT による患者又は作業者の皮膚障害は報告されていないが、この技術は比較的新しいことから、今後 CBCT の使用が増えるにつれ、そのような障害が特に放射線防護が不適切な撮影において生じる可能性がある。

(58) 近年は皮膚障害に加え、水晶体に対する放射線の影響が報告されている。水晶体は人体で最も放射線感受性が高い組織の1つである (Rehani ら, 2011; ICRP, 2012)。X 線を用いた IVR 手技に係わる作業者の間で放射線被ばくによる白内障が観察されているが (Vaňo ら, 1998; ICRP, 2000b)、CT 又は CBCT の作業者には報告がない。ただし、以前 Klein ら (1993) により行われた研究と、比較的最近 Yuan ら (2013) により行われた研究では、CT 検査を受けた患者は水晶体損傷のリスクが高い可能性が示唆されている。CBCT を受ける患者でも同様のリスクが予想される (例えば神経放射線学的 IVR で眼が一次ビームに被ばくした場合)。今のところデータは少なく、患者のリスクを判断することは困難である。一次ビームが眼に照射されるような場合は注意することが望ましく、最適化への慎重な配慮が必要である。

(59) 患者以外にも、低線量に被ばくしている集団がある。そのような集団の一部には水晶体混濁が報告されている。例えば IVR 室内の作業者 (Ciraj-Bjelac ら, 2010, 2012; Vaňo ら, 2010, 2013; Rehani ら, 2011)、宇宙飛行士 (Cucinotta ら, 2001; Rastegar ら, 2002)、放射線技師 (Chodick ら, 2008)、原爆被ばく者 (Nakashima ら, 2006; Neriishi ら, 2007)、及びチェルノブイリ事故の被害者 (Day ら, 1995) 等である。

(60) 近年の疫学的データから、組織反応は過去に考えられていたものより低いしきい値で生じ得ることが示唆されている (ICRP, 2010, 2012)。これらの反応は通常、発症までに長時間を要する。水晶体混濁の場合、障害のしきい値は、現在、吸収線量で 0.5 Gy 程度と、過去に設定されていた 2Gy よりも低いと考えられている (これは被ばく状況に依存する)。循環器疾患の吸収線量のしきい値は、心臓又は脳に対して、予防的な値として 0.5 Gy に設定されている。ICRP の方針では、患者に対する線量限度を設定していない。しかし、計画被ばく状況における職業被ばくに関する ICRP の現在の勧告では、水晶体の等価線量限度は 20 mSv/年である。これはある 5 年間の平均値であり、どの 1 年間でも 50 mSv を超えてはならない (ICRP, 2012)。文献には、CBCT における水晶体の職業被ばく線量は数 mGy と報告されている。歯科及び頭頸部の CBCT では、患者の水晶体の直接被ばくによる線量は数 mGy であるが、この線量は IVR CBCT よりはるかに高い。CBCT における患者及び作業者の水晶体への線量の詳細は、6 節及び 7 節に記載している。

3.3 確率的影響

(61) がん及び遺伝性影響は、確率的影響に区分される。発がんの確率は、遺伝性影響の確率よりもはるかに高い。*Publication 103* (ICRP, 2007b) に記載があるが、全集団における低線量被ばくによる名目リスク係数又は確率的影響は、がんリスクについて $5.5\% \text{ Sv}^{-1}$ 、遺伝性影響について $0.2\% \text{ Sv}^{-1}$ である。既知の放射線誘発性の遺伝性影響は、ヒト以外の生物種の観察から得られたものなので、後者はヒトに対する理論的リスクである。ヒトにおける遺伝性影響の例は、原爆被ばく者でも観察されていない。したがって、ICRP は何十年もの文献を慎重に精査し、遺伝性影響のリスクに関連した生殖生殖腺の組織加重係数を、過去の数値の半分未満に、すなわち 0.2 から 0.08 に下げている (ICRP, 2007b)。

4 患者及び作業者の防護原則

(62) ICRP により勧告されている防護体系は、3つの防護の基本原則、すなわち正当化、防護の最適化及び線量限度の適用から構成されている (ICRP, 2007b)。線量限度は、作業者及び公衆の放射線防護にのみ適用される。患者の防護には、診断参考レベル (DRL) が用いられる (ICRP, 2007c)。

4.1 正当化

(63) 正当化の原則では、被ばくの状態を変化させるあらゆる決断は、害よりも便益が大となることが要求される。ICRP によれば、医学における放射線の使用には3つの正当化レベルがある。

- レベル1とは、医学における放射線利用が、患者に害よりも便益が大きい場合に受け容れられるとするものである。現在では、医療におけるX線の使用の妥当性は当然のことと考えられている。
- レベル2とは、特定の目的を持つ特定の手法が正当化されるというものである (例えば、関連する症状を示す患者の CBCT 検査、あるいは病気が発見され治療される可能性のあるリスクを負った個人のグループ)。
- レベル3とは、個々の患者に対する放射線の適用が正当化されるべきとするものである (すなわち、その CBCT の特別な適用は、個々の患者に対して害よりも便益が大きいと判断されるべきということである)。

(64) *Publication 87* (ICRP, 2000a) によれば、CT 検査の依頼は、国の教育・資格制度に基づいて、しかるべき資格を与えられた医師と歯科医師によってのみ行われるべきである。個々の被ばくの正当化には、必要な情報が過去の検査から未だ得られていないこと、しかも提案される検査がその疑問に十分答えられることが確認されていなければならない (ICRP, 2007b)。依頼医師及び画像専門家は、CT、CBCT 及び血管造影検査の選択及び適用に関して熟知しており、代替手法について十分な知識をもっているべきである。このことは、CBCT の使用を予定している、画像専門家以外の医療職にも適用されるべきである。訓練の詳細は8節に示す。正当化の過程においては、教育訓練のための資材と費用についても配慮されるべきである。

(65) CBCT 使用の正当化については、依頼医師と画像専門家の双方に責任がある。自身が紹介する場合 (たとえば、歯科外来や耳鼻咽喉科クリニックの医師など)、紹介元の医師と画像専門家が同一人物の場合は、その責任は1人に集約されることになる。紹介元の医師は、その患者の病歴を知っているが、診断的放射線検査の線量、リスク及び限界に関する知識はほとんど持っていないのが通常である。一方で画像専門家は、放射線検査の専門知識として、患者の放射線被ばくを抑えながら同程度の情報を提供できる代替的な画像検査に関する知識などをもっているが、個々の患者の状態に関して深くは知らない。画像専門家と紹介元の医師の知識を組み合わせ、最大限に活用するためには、両者間の協議が不可欠である。そのような協議は以前から強調されてきたが、実際には制約があり困難であって、これを可能にするための方策の開発が必要である。

(66) ICRP は、正当化について適切でないとする報告を多数確認しており、特に CT 検査で多いが、CBCT についてはまだない (Rehani と Frush, 2010; Fraser と Reed, 2013)。ICRP は正当化について改善するため、電子的な臨床判断サポートシステムなどの最新技術の使用を勧告している。

4.2 最適化

(67) 検査が正当化された後、医療従事者及び患者の防護を最適化する必要がある。

(68) CBCT の最適化に関する第一の役割は、CBCT を所有する施設にある。臨床目的に必要な画質を確保しながら、患者線量が最低となるような検査が実施されるように保証されている必要がある。

(69) DRL は、これまで最適化を促進するために用いられ、特に CT 検査における利用では、多数の国々で優れた結果が示されている。これは、線量分布の 75 パーセンタイル値を超える線量を用いている検査を特定し、是正措置をとることができるように作成されている。しかし、ICRP の掲げる「合理的に達成可能な限り低く」という概念に表されているように、75 パーセンタイル値の線量をさらに下回る最適化の必要性を否定するものではない (Rehani, 2013)。最新の技術による装置と最適化されたプロトコルを用いることで、25~50 パーセンタイル値の線量が達成可能であることから (NCRP, 2012)、使用者は DRL の範囲内で最適化することを

目指すべきである (Rehani, 2013)。CBCT における患者防護の最適化のためには、患者の年齢や体型、撮影部位及び臨床適応に合わせた、検査別のスキャンプロトコルを用いる必要がある。CT 装置の製造販売業者が提供するプロトコルは、最適化のために検証される必要がある。DRL は、既存のプロトコルの評価を容易に行うための、実践的なツールの 1 つに過ぎない。CBCT の施設間の線量を比較できれば、CBCT を持つ各々の施設がプロトコルを適切化し改善することを容易にできるだろう。

(70) CBCT のための DRL を確立する必要がある。これを達成するため、CBCT 検査を行う医師は医学物理士と緊密に協力する必要がある。

4.3 画像撮影施設に関する要求事項

(71) 撮影の実施については、世界各国で異なるが、各国当局の定める要求事項に準拠していなければならない。一般に CBCT 装置は、国又は指定の規制当局の全般的な監視の下に、適切なデータベースに登録されている必要がある。当局は、登録及び認可の過程において、作業者と公衆が十分に防護されることを保証するために、装置の仕様とそれが使用される部屋の大きさと遮蔽の状況を審査することとなる。国際電気標準会議 (IEC, 2012) 及び国際標準化機構は、X 線装置の国際的レベルの安全性要求事項を提示している。多くの国には、X 線装置の国の規格もある。これらの要求事項は、放射線に被ばくする可能性のある作業者及び公衆を防護することを意図したものである。登録及び認可の過程では、資格を有するスタッフがいるかどうかとも評価に含まれる。恒常性及び性能評価のための定期的な品質管理試験に関する要求事項もある。CBCT 装置の合否判定試験及び定期的な品質管理試験によって、装置の安全性、及びそれが適切な画質をもって画像を提供する能力があるということを保証できる。装置の誤作動によって、患者が不必要な放射線に被ばくしても、それが明確にわかるとは限らないので、このような定期的な試験は不可欠である。ともかく、どのような国際的な要求事項が用意されているにせよ、施設の設計と操作が患者、作業者及び公衆にとって安全であることを保証するために、これに従うことが必須である。

5 CBCT における患者線量の評価

- 透視と CBCT の両方に用いられる装置は、オペレータコンソールにある電子表示と線量構造化レポート (RDSR) を介して、個々の患者に実施される手技全体を通じた総線量の指標を表示する必要がある。

5.1 CBCT における線量測定

(72) CBCT では、比較的大きな容積を 3D 撮影するため、幅広い X 線ビームを使用する。1990 年代中期以降、MDCT のスライス数は増え続け、それに伴って X 線ビームの幅も広がっている。高性能のワイドエリア MDCT 装置によって得られる z 軸方向の撮影範囲は、今日の CBCT のそれに匹敵するものとなっている。開発が進んだことで、一層適切なワイドエリア検出器となるよう、CT 線量測定法を修正しようという動きが生まれた。その結果、測定法が確立されファントムが既に存在している MDCT 線量測定についての研究の一部は、CBCT の線量測定に活かされている。本節及び付属書 A には、標準的なナロービームの MDCT の形式を CBCT に直接応用する際の短所を示している。CBCT 線量測定のための包括的な枠組みを構築するため、これらの問題を克服する方法を付属書 A に示す。

(73) CT 線量測定は、CT 線量指標 (CTDI) という概念を軸に展開している。CTDI などによる測定値と線量を関連付けるため、臨床現場では相対的な患者線量指標としてボリューム CTDI (CTDIvol) 及び長さ線量積 (DLP) が広く使用されてきた。CTDI を用いることの 1 つの利点は、その QA 指標としての妥当性、及び患者のスキャン条件 (寝台による減衰等) を模倣した条件下でファントムを用いて測定できることにある。

(74) 一方で幅広いビームを用いる場合には CTDI の使用に制約があり、CT 線量測定において新たなアプローチがとられることとなった。その詳細は付属書 A に示す。この CTDI のパラダイムは、ヘリカルスキャンでない場合、又は患者が動かない場合に問題となる (多くの CBCT 装置でも同様である)。そのような場合には、CTDIvol 値は線量を著しく過大評価したものとなりえる (Dixon と Boone, 2010a)。

5.2 診療点スキャン法及び診療所 (室) ベースの CBCT システム

(75) 臨床ベースのシステムには、頭頸部 CBCT、乳房 CT (bCT) 及び歯顎顔面用 CBCT がある。歯顎顔面用 CBCT 装置の特有の性質に、システムに応じて様々な FOV サイズが提供されるというものがある。これによって、局所領域 (すなわち 1 本の歯とそのごく周辺) のスキャンと顎顔面のスキャンが可能となる。水平コリメーションの使用やその他の要素により、軸位断面の線量分布が複雑になり、線量測定にはさらなる課題が加わる (Pauwels, 2012a)。加えて歯顎顔面用 CBCT 装置は、座位又は立位で撮影されることから、ファントムと線量計の設置は、実際のところ複雑である。

(76) 歯顎顔面用 CBCT について、種々の線量指標が提案されている (EC, 2012a; Pauwels, 2012a; DIN, 2013)。線量指標の測定値を患者線量に換算する方法と共に、これら指標の提案について詳細な検証が必要である。

<ul style="list-style-type: none"> 高コントラスト構造についての診断上の疑問に答えるためには、低線量のプロトコルで十分であろう。このような構造とは、例えば、肺、骨、歯顎顔面スキャン、ENT スキャン（副鼻腔、頭蓋、側頭骨）、IVR 治療の材料、造影された血管（血管造影 IVR）などである。
<ul style="list-style-type: none"> 軟部組織構造である頭蓋内出血、軟部組織腫瘍又は膿瘍などの描出が主な目的である場合にのみ、より高線量のプロトコルを選択すべきである。
<ul style="list-style-type: none"> IVR 及び術中に用いる C アーム CBCT システムの多くは、180～240°の角度範囲+X 線ビームのコーン角の範囲をスキャンすることができる。限局性の重要臓器である甲状腺、眼、乳房及び性腺等は、可能な限り C アームの「検出器側」におくべきである。
<ul style="list-style-type: none"> 臨床的必要性が許す限り、関心体積が CBCT 装置の FOV 内に完全に収まるようにし、一方で放射線感受性の高い臓器が FOV 外にくるよう、使用者はあらゆる努力をする必要がある。
<ul style="list-style-type: none"> CBCT の目的は、他の画像モダリティでは得られない特定の診断上の問題、又は術中の問題に答えることであり、MDCT に匹敵する画質を得ることであってはならない。CBCT の使用に関する紹介元の医師の判断は、画像専門家と相談したうえで下されるべきである。
<ul style="list-style-type: none"> 国あるいは地域でローカルに規定されている参考値と比べて高い患者線量にならないように、CT に近年実装されている線量チェックアラートなどによって、抑制と均衡を実現する必要がある。
<ul style="list-style-type: none"> 実際の状況下で、眼の線量を確実に推定する方法を確立し、使用する必要がある。
<h2>6.1 序文</h2>
<p>(84) CBCT スキャナは高度に設計された装置であり、線量の最適化は多くの要素が絡んだ問題である。照射される線量は、異なるスキャンモード間で、及び異なる使用方法によって、数桁の違いがあることもある。CBCT の臨床応用には、患者の便益を最大限にしつつリスクを最小限に抑えるため、さまざまな二律背反について考慮する必要がある。さまざまな技術的要素及び線量に影響するスキャンパラメータを理解することが不可欠である。CBCT 装置システムは、使用の方法が MDCT 装置と大きく異なることから、このような考慮をするためには、MDCT の知識のみでは十分ではない。例えば、MDCT ではスパイラルスキャンが基準であるが、ほぼすべての CBCT 画像撮影は 1 回の軸位スキャンで行われる。さらに、MDCT 装置には適用されないさまざまな特殊な条件が存在している（例えば、典型的な CBCT 装置に適用される FOV の制限など）。したがって、最適化の初期段階には医学物理士又は別の適切な資格を有する専門家が参加し（AAPM, 2011a; EC, 2014）、さらに特に高線量の手技では患者及び職業被ばく線量の監査を行うことが不可欠である。</p>
<h2>6.2 患者線量に影響する要素</h2>
<h3>6.2.1 装置に依存する要素</h3>
<h4>自身の装置を知る</h4>
<p>(85) 使用者はその装置の機能を理解することが重要である。これは、各 CBCT 装置がいくつかの独自の特徴（アプリケーションドメイン、ガントリ設計、検出器仕様等）をもつためである。最新装置は複雑であり、種々のスキャンモード、パラメータ設定、及び線量の最適化戦略を十分理解する必要がある。本節では線量に影響する装置の機能を説明し、次節では臨床における応用において最適な放射線防護を達成するために必要な、オペレータの行動について説明する。</p>
<h4>コリメーション</h4>
<p>(86) MDCT の場合の関心領域は、通常 1 方向の、または時に直交する 2 方向のスキャン投影 X 線像 [前後 (AP) 及び側面 (LAT) の位置決め画像又はトポグラム] で決定される。装置はこのスキャン FOV をヘリカルスキャン又は軸位スキャンでカバーし、断層画像を再構成する。CBCT 装置でも同様に、AP 及び LAT の投影像を取得することができるが、通常 FOV 全体が装置の単一円軌道内に収まり、ほとんどの場合、ヘリカルスキャンは使用されない。検出器が可動式の場合、X 線ビームは通常検出器の寸法を超えることはないが、ビームの一部が検出器の辺縁から外に出ることはある。X 線ビームが検出器のマージン内に完全に収まるよう、コリメーションに注意する必要がある。装置の製造業者または装置の型式によっては、このコリメーション・ウィンドウを自動的に制限する仕組みがあるものと、ないものがある。検出器外に照射された放射線は、患者には不必要な放射線となる。ビームは、その z 軸方向の広がり FOV 内に制限するように、さらにコリメートする必要がある。線源と検出器間の距離は、スキャンできる FOV の横方向の最大の広がり決定することから、検査対象となる解剖学的構造に応じて適切に調節する必要がある。投影データに含まれる散乱ノイズは、照射野の面積に従ってほぼ線形に増加する。一般に、X 線ビームの厳密なコリメーションが必要だというのは、それによって X 線量を抑えるのみならず散乱も低下させ、画質を改善するためである。</p>

<p>(87) 一次ビームのコリメーションが不良であって、患者の外にも放射線が照射されると、患者線量だけでなく職業被ばく線量も著しく高くなる可能性がある。当面の臨床的問題に対応するために必要なスキャン FOV の範囲から、隣接する撮像の必要がない放射線感受性の高い臓器を除外することも望ましい。X 線ビームは、スキャン FOV 内に厳密にコリメートする必要がある。CBCT 装置は、MDCT 装置のように撮影範囲を広げることはできないので、CBCT 装置の FOV に目的の関心体積が完全に収まるよう、注意が必要である。</p>
<p>z 軸に沿ったコリメーション</p>
<p>(88) 多くの CBCT 装置は、使用者に対してビームのコリメーション方法を提案する。臨床的な目的を果たすため、できる限り細いビームとするように z 軸に沿ったコリメーションを行えば、患者線量を抑え、画質を改善することになる。さらにフルフィールド (19 cm) の代わりに、可能な最も薄いコリメーション (2.3 cm) を用いることで、コントラストノイズ比が改善する。</p>
<p>(89) 自由空気中における幾何学的効率とは、オーバービーミング (検出器のマージンより外に照射される放射線の割合) を数量化する手段である (Berris ら, 2013)。CBCT 装置では、X 線ビームは通常、レセプタによって完全にさえぎられるため、自由空気中における幾何学的効率は 100% のはずであり、オーバービーミングが起きるはずはない。さらに、オーバースキャニング (別名、オーバーレンジング) は、画像再構成に必要な追加データを得るために、ヘリカルスキャンのいずれかの末端で必要ではあるが、軸位の CBCT スキャンでは不要である (Tzedakis ら, 2005)。</p>
<p>(90) CBCT では、照射体積の一部分について、照射されはするが 180° の投影範囲内に完全に含まれないということが常に起こる。これらの領域では画像 (図 6.1 参照) は再構成されず、部分的に再構成され得るのみである。再構成できない領域は、コーン角の増加とともに大きくなる (Grimmer ら, 2009)。</p>
<p>z 軸に沿ったスキャン有効視野内の線量分布</p>
<p>(91) 理想的な CT 装置システムでは、z 軸に沿った撮影対象の体積を均一な線量で照射し、対象体積以外では線量が急速に減少する。CBCT システムの中には、線量分布が場所によって異なり、中央のスライスへの線量が多いというものもある (Gupta ら, 2006)。放射線感受性の高い臓器は、可能なのであれば、臨床的に必要な手技の要件が許す限り照射体積 (通常は FOV よりも広い) の外に置かれているべきである。</p>
<p>関心体積スキャンの場合の線量分布</p>
<p>(92) ある状況下では、臨床的に関心がもたれる体積がごく小さいことがある。一部の CBCT 装置は、比較的小型の検出器でごく細いビームのコリメーションを実現している。照射体積の大部分は、最も角度のある投影部位で一次 X 線ビームから外れる。一般に、比較的大きい身体部位で、スキャン体積が x-y 方向に小さく限定される場合は、トランケーションアーチファクトが生じることになる。しかし、骨や歯などの高コントラスト構造に対する小体積の CBCT は、アーチファクト軽減アルゴリズムを併用することで、臨床的に許容可能な画像が十分に得られると考えられる。例えば、小さい FOV から生じるトランケーションアーチファクトは、椎弓根スクリーウの評価に影響しないと考えられる。これは、比較的大きいスキャン体積の内側にある特定の関心領域の、遡及的で選択的な再構成と混同してはならない (表 6.1)。関心体積外の線量分布は、この 2 つのスキャンモードで大きく異なる。したがって使用者は、ある状況において関心体積スキャンが適用できるか否かを確認する必要がある。</p>
<p>検出器の種類</p>
<p>(93) 現在用いられるほとんどの CBCT システムは、デジタル FPD を利用している。最先端のデジタル FPD は、特定のゲインと有効ダイナミックレンジ設定で提供されている。通常、デジタル FPD のダイナミックレンジは MDCT 検出器よりも狭く、そのために CBCT 装置による軟部組織のコントラストは低い。FPD で使用されているヨウ化セシウム (CsI) シンチレータの残光によって、これらの検出器から得ることのできる最大画像フレームレートは制限される。最大の FOV では通常毎秒 30 フレームを得ることができ、比較的狭い FOV では毎秒 100-120 フレームという比較的速いフレームレートが実現できる (Gupta ら, 2008)。フレーム速度が遅いことが、CBCT システムで比較的長い取得時間となる主な理由である (Orth ら, 2008)。臨床で使用できる最も高速の CBCT の取得時間は 5 秒であり、それに比べ X 線源が 2 つ搭載された MDCT システムの取得時間は 80 ミリ秒である。ピクセルサイズやシンチレーションの結晶厚などのパラメータは通常、目標とする用途に基づいて選択され (例えば顎顔面イメージング又は C アーム血管造影)、使用者がそれを選択することはできない。現在使用されている検出器の技術は、放射線防護の観点から利用されるべきものである。</p>
<p>(94) いくつかの CBCT システムではまだ X 線イメージインテンシファイアを組み込んだ CCD カメラを使用している。この凸型の入力画面とイメージインテンシファイアシステムによる画面の歪みにより、出力画像全体の画質が不均一となる。加えてイメージインテンシファイア内の光と電子の散乱により、再構成されたス</p>

<p>ライスのコントラスト分解能が制限される。CBCT システムのダイナミックレンジは通常 8~10 ビットであり、非常に粗いレベルの組織の識別をサポートできる程度である。</p>
<p>検出器量子効率</p> <p>(95) 検出器量子効率 (DQE) とは、広く用いられている X 線検出器の線量効率を示す指標である。詳細は省くが、ある線量又は検出器に対するフルエンスによって、検出器によって生成される画像の質を測定している。直観的に言えば、検出器がそれへの入射信号を、理想的な検出器に比べてどれほど適切に画像に変換するかを示す。具体的には、検出器の入力 SNR と出力 SNR の比の二乗である。例えば、SNR を 50%削減する検出器の DQE は 0.25 である。理想的な検出器の DQE は「1」であり、この場合はすべての入射 X 線光子が画像情報に変換されることになる。DQE は通常、空間周波数の関数として与えられ、画質を検出器レベルの入射 X 線量と関連付ける。</p> <p>(96) 最近のヨウ化セシウム水素化非晶質シリコン (CsI-aSi:H) FPD の DQE は 0.6~0.7 であり、これは MDCT 検出器システムの DQE よりも低い (Gupta ら, 2006)。これは使用者にはどうすることもできない基本的な限界であり、同じ入力放射線でも CBCT 画像は MDCT 画像よりもノイズが大きくなることを意味する。</p>
<p>フィルター</p> <p>(97) イメージング機構のボウタイフィルタは、X 線ビームを硬化して減衰し、散乱線-一次線線量比を低下して、検出器における X 線フルエンスの不均一性を抑制する。またボウタイフィルタは、MDCT 撮影における物体の辺縁部からの散乱を抑制する (Orth ら, 2008)。Ning ら (2000a) は、フラットパネルを用いた CBCT システムでは、kVp を高くするとこの値 [SNR² / 入射線量] が減少することを明らかにした。このことは、(ボウタイフィルタを使用したときの) 物体の辺縁部からの散乱線の低下と、(ボウタイフィルタを使用しないときの)「比較的軟線の」ビームによる検出器効率の向上との間に、二律背反が存在することを意味している (Orth ら, 2008)。MDCT ではボウタイフィルタの使用は一般的である。CBCT ではボウタイフィルタの使用は一般的ではないが、その使用は現在増加しつつある。大きい領域の撮影を可能にするための半ボウタイフィルタなど、その他の仕組みも用いられている (Wen ら, 2007)。フィルタによって患者線量 (特に患者の辺縁部での線量) を抑えることができ、均一性、CT 値の精度向上、及びコントラストノイズ比の改善による断層画像の質を改善できる。しかし、考えられる 1 つのデメリットは、ビームハードニング(線質硬化)による検出器効率の低下である (Mail ら, 2009)。一般に、広い FOV の中心部に小さな検査対象となる解剖学的構造が存在するような場合には、ボウタイフィルタを使用すべきである。脊髄に挿入された器具の評価が用途の 1 例となりえる。ボウタイフィルタが取り外し可能である場合は特に注意を要する。作業者が撮影前にボウタイフィルタを取り付け忘れると、患者に余分な線量が照射されることになる。</p>
<p>乱線除去用グリッド</p> <p>(98) 散乱線除去用グリッドは、患者と検出器の間に設置され、焦点から外向きに放射状に伸びるラインに沿って置かれる鉛の隔壁である。このような配置が、軸外の放射線を吸収し、かつ一次ビームが検出器に到達することを可能としている。したがってフラットパネルの前に置かれる散乱線除去用グリッドにより、患者から生じる散乱線が検出器に到達しないようにする。グリッドの箔は、有効検出器面積を僅かに減少させる。選択性と除去効率は散乱線除去用グリッドの配置によって決まるが、装置の用途に合わせて最適化される。散乱線除去用グリッドは、線源-検出器間の距離に非常に敏感である。つまり、線源-検出器間の距離が変わる可能性があるとき、あるいは散乱線除去用グリッドを選択する場合は、これら 2 つのパラメータをマッチさせることが不可欠である。</p> <p>(99) CBCT について、散乱線除去用グリッドの散乱線抑制効率及び画質の改善が評価されている。グリッドの存在は、付与される線量に対する SNR を改善しないようだが (Schafer ら, 2012)、カップリングアーチファクトの著しい減少が認められている (Kyriakou と Kalender, 2007)。ただし、一定の高散乱の条件では、グリッドにより線量が最大 50%減少する場合がある (Kyriakou と Kalender, 2007)。</p> <p>(100) 散乱線除去用グリッドが利用可能なとき、これは通常、一定の用途と特定の配置に対して最適化された、固定されたハードウェアパラメータである。エンドユーザーは、通常、散乱線除去用グリッドの配置を変更したりすることはできない。しかし、様々なグリッドと幾何学的距離が変更可能な場合には、これら 2 つをシステムにマッチさせて適切に機能させることが基本である。</p>
<p>散乱補正アルゴリズム</p> <p>(101) 散乱の強さは、散乱体の画像周囲に広い角度に分布する。検出器により得られた投影像は、一次及び散乱放射線の両方を含む、対象物の二次元的に濁った画像と考えることができる。一次及び散乱光子の両方を受けられる可能性がある任意の点においては、これら 2 つの要素を区別することは困難であろう。しかし、コリメ</p>

一タによって一次ビームから遮蔽された領域では、散乱線は広範に分布することから、散乱成分を観察できる。これによって、画像の他の部分での散乱線量を推定することができる。散乱関数を仮定することで、画像全体の散乱プロファイルを推定できる。次にこれを測定された信号から差し引き、一次信号による寄与分を計算する。散乱関数計算のための一連の仕組みが用意されている特定の CBCT 装置の場合は、それに厳密に従う必要がある。製造販売業者により実装されているアルゴリズム以外には、使用者が散乱補正アルゴリズムに変更を加えられるようなことはほとんどない。

データ補正アルゴリズム

(102) 一般に、生の投影データには複数の補正アルゴリズムが適用され、その後 3D スタックに再構成される。システムの不完全さを補償するために一般的に採用されている、データ調節アルゴリズムの一部を以下に示す：(1) オフセット減算；(2) 残光補正；(3) 適応フィルタマスク；(4) 正規化；(5) シータ補正；(6) クロストーク差補正；(7) 空気キャリブレーション；(8) ビームハードニング補正、及び (9) 検出器の z 軸方向のゲインの不均一性補正である。これらの補正は、製造販売業者に固有である傾向があり、それらをエンドユーザーが変更することはできない。

6.2.2 オペレータに依存する要素

低アークスキャン

(103) 多くの CBCT システムは、360°未満の取得データから再構成が可能である。一般に断層画像の再構成には、180°+コーン角の撮影で十分である。これによりオペレータの選択の幅が大きくなり、患者の被ばくを低減することができる。例えば、開始角度と終了角度を適切に選択することで、患者頭部の投影像を後方角に制限し、水晶体への線量を抑えることができる (Kyriakou ら, 2008a) (図 6.2)。Daly ら (2006) は、頭蓋の前方ではなく後方に X 線管をおいて、C アームを半周 (178°) 回転させて 3D 画像を作成すると、眼の線量は 5 分の 1 になったとしている。この原理を利用したもう 1 つの事例として、乳房の CBCT 撮影がある。この場合、心臓と肺の不必要な被ばくを制限するように撮影角度を選択できる。このような方法は通常、スキャン中心部分の画質には、目に見えるほどの影響は与えない。スキャンアークの適切な角度 (線量分布に直接影響するパラメータ) は、使用者が選択できる変数である。使用者は、放射線感受性臓器がイメージング機構の検出器側にくるようスキャンアークを選択するべきである。

(104) 歯顎顔面用 CBCT では、低アークの使用に関して異なる。第一に、180°回転の開始点と最終点を使用者は選択できず、検出器は通常、患者の前方にある。シミュレーション及びファントムを用いた研究から、X 線管を前方に置けば患者被ばく線量は低減するかもしれないが、その差は 10%以下であろうことが示されている (Morant ら, 2013; Zhang ら, 2013; Pauwels ら, 2014)。これは、歯科検査では FOV が前方にあることから理解できる。これによって複数の放射線感受性臓器 (唾液腺、甲状腺等) が回転中心から後ろ側に来る。製造業者に対して明確な勧告を行うためには、より多くのエビデンスが必要である。

kVp 及び mA の設定

(105) X 線ビーム束及びエネルギースペクトルを決定するパラメータ (すなわち mA と kVp の設定) は、画質及びスキャンの臨床的有用性を損なわない範囲で、できる限り低く維持する必要がある。kVp 及び mA は、使用者が選択可能な、患者の全体としての被ばく線量を決定する主な変数である。他の全てのパラメータが一定に維持されていれば、線量は印加する mA (スキャン回転中の管電流) に正比例し、またこのパラメータは画像のノイズに大きく影響する。検出器が飽和しない限り、画質レベルと mA の増加の間には直接的な関係がある。kVp 設定の線量及び画質への影響は、より複雑である。光子エネルギーが高いほど組織との相互作用は小さくなる。それによって組織とのコントラストは小さくなるが、組織を通過して検出器に到達し画像を生成する光子数は増える。kVp と mA の正しい設定は、スキャンする解剖学的構造、造影剤の使用の有無、及びフィルターシステム、フレームレート、検出器の種類など複数の設計要素によって大きく異なる。したがって、絶対的なガイドラインを示すことは困難である。市販されている全ての CBCT 装置には、製造業者が推奨する用途毎にプロトコルが示されている。使用者に対する最善の助言は、まずこのプロトコルから使用を開始し、医学物理士や他の領域の専門家と協力して、各病院の条件に合わせて調整することである。特定のスキナの設定又は検査の種類に関する出版物やガイドラインもチェックすべきである。

自動照射制御

(106) 自動照射制御 (AEC) システムは、目的の画質を得るために放射線被ばく量を調整し、患者の特定の部位に必要な線量を調節する。AEC は MDCT と同様に、ある特定の角度方向における患者による減衰に合わせて管電流を調節する。通常 AEC は、検出器からのフィードバックに基づき X 線源を制御するフィードバックループとして実装されている。CT では、AEC システムを使用することで線量は 20~40%低減すると報告さ

れている (McCollough, 2005)。CBCT 画像取得中の吸収線量は大きく変化することがわかっており、管電流変調を用いることの潜在的有益性を示している (He ら, 2010)。

(107) 多くの CBCT システムは AEC を採用しておらず、スキャン全体で固定の管電流が用いられている。頭頸部及び歯科用のコーンビーム装置では、ほぼ AEC は利用されておらず (固定設定プロトコル)、全身 C アームシステムでは比較的広く実装されている。CBCT では z 軸方向の撮影範囲が広いことから、管電流変調はあまり利用されない。さらに、頭部スキャンでは他の身体部分のスキャンに比べて、AEC の必要性は大きくない。AEC に関する要求事項とその必要性は、まだ進化の過程にあり、全般的なガイドラインの策定は難しい。AEC の潜在的応用に関する患者固有の要因の詳細は、6.2.3 節に示している。

スキャンモード：投影数

(108) 使用者が投影数を明確に選択できない MDCT スキャンとは対照的に、CBCT ではこのパラメータを直接選択できることが多い。CBCT システムで最も多く使用されている検出器では、読み出しまでの時間がかかり遅く、シンチレータの残光に対応するために、毎回の投影後に待ち時間が必要となる。検出器を過剰被ばくすることなしに毎回の投影によって収集できる光子数は決まっているため、毎回のスキャンで照射される線量には制限がある。毎回の被ばくを厳しく制御することでスキャン時間を最適化することは、MDCT よりも CBCT においてはるかに重要である。これらのことから、毎回の投影における静止時間及び線量の範囲は制限される。例えば、投影数を制限したり総スキャン時間を変更したりすることで、1 回のスキャンプロトコルのための線量を制御することができる。投影数を増やすと、それに比例して照射される線量も増える。CBCT では、投影数とそれに伴う総スキャン時間の変更が、使用者が選択するパラメータに直接影響される画質と、照射線量との間の二律背反をもたらす。

スキャンモード：ビニングと空間分解能

(109) 血管造影の C アーム CBCT システムにおいて、透視及び血管造影モードに必要な空間分解能を提供するための検出器画素は、MDCT 検出器システムと比べてはるかに小さい。例えば C アームシステムの一般的な FPD は 1920×2480 マトリックスで、固有のピクセルサイズが 154 μm となる。このように大きいマトリックスの読み出しに必要な時間は、CsI シンチレータの残光と相まって、検出器上で達成できる最高フレームレートを制限することとなる。CBCT 検出器のフレームレートは、MDCT のそれよりも 1~2 桁小さくなる。CBCT システムの低い読み出しフレームレートは、比較的長い収集時間の主な原因である。例えば、利用できる最速の臨床用 CBCT の収集時間は数秒であるが、2 つの線源を搭載した MDCT システムでは 80 ms である (Orth ら, 2008)。

(110) シンチレータの残光又は遅延時間の制御は不可能かもしれないが、読み出さなければならない画像マトリックスのサイズを小さくして、画像の転送速度を上げることはできる。これを達成するために一連のビニングモードが提供されている。各ビニングモードでは、マトリクスサイズを小さくして、読み出し時間を短縮するために、隣接する検出器行列をまとめて処理する。典型的ビニングモードでは 2×2 及び 3×3 の画素がまとめられ、それによってストリーミングされるデータがそれぞれ 4 分の 1 から 9 分の 1 となる。このような平均化を行っても、CBCT の空間分解能は MDCT よりも高く、臨床的に必要な分解能を上回ることが多い。画像のノイズ、空間分解能及び線量は相互に関連することから、使用者は許容可能な画質と空間分解能を決めなければならない。これらの選択が線量を決定することとなる。使用者は、画像ノイズを抑えて MDCT と同等のノイズレベルを達成しようとするべきではない (例えば、一部のシステムが提供している「高品質スキャンモード」などのモードを使用して管電流や投影数を増やす)。これらのスキャンに伴う線量増加による不利益は、当面の臨床目的で必要とされる線量よりもはるかに高くなる可能性がある (Blaickner と Neuwirth, 2013)。画像ノイズ、低いコントラスト分解能、空間分解能及び線量などの、互いに相反する指標のトレードオフを考えると、スライス平均化、厚い多断面再構成、及び比較的滑らかな再構成カーネルの使用などの後処理法を活用することが好ましい。

スキャンモード：事前に規定されたスキャンプロトコル

(111) MDCT の撮影では、臓器別のプロトコル (頭部一般等) や臨床応用別プロトコル (虫垂炎プロトコル等) の使用が確立されている。通常臨床で、膨大な種類のスキャンプロトコルが利用可能である。MDCT と同様に、多くの CBCT システムでも、検出器の設定、再構成カーネル及びその他のスキャナパラメータから成る、事前に規定されたスキャンプロトコルが提供されている。しかし CBCT では、その活用方法が十分には確立されておらず、多くのプロトコルにはそれとなく「低品質」や「高品質」などの接頭語が付けられている。後者の表現は、基本のプロトコルでは場合によっては適切な画質が得られないことを、明らかに示している (表 6.2)。一般に、スキャンプロトコルの命名は、良く知られていることだが、ある範囲内の、画質パラメータと線量の間にあるどうにもならない物理学的な二律背反を意味している。高品質スキャンプロトコルでは通常、

「高い」線量で「より良い」画質が得られる。このような単純な接頭語はしばしば、それによって生じる変化の大きさを偽って伝えることとなる。すなわち高品質プロトコルでは、低品質又は標準品質プロトコルに比べて線量が6～10倍高いこともある。CBCTにおいて、どのスキャンモード又はスキャンプロトコルを選択するかは、線量に影響する最も重大な要素の1つである (Kyriakou ら, 2008a)。骨、歯、腎結石、造影血管等の高コントラスト構造には、低線量スキャンプロトコルで十分なこともある。製造業者は、診断的問題の名称が付いたスキャンプロトコルを提供し始めている (例えば「骨」「腎結石」「頭蓋内出血の除外」又は「頭蓋底」プロトコル)。小児のプロトコルにはそれ専用のセクションがあつてしかるべきである。これらは、小児の身体部位の小さい直径を考慮するため、AECをもたないCBCT装置 (例えば、大半の歯顎顔面用CBCT装置) の場合に特に重要である。

(112) CBCT装置のユーザーインターフェースについても特に言及しておく必要がある。MDCT装置には一般的に備わっている、確認してバランスをとる仕組みがCBCT装置には欠けている。例えば、大きく異なるが、名称が類似した2つのプロトコルがユーザーインターフェース上の近い位置にあつたり、マウスの1回のクリックで照射線量が10倍変化したりすることがある。これはMDCTとは実に対照的である。MDCTの場合、放射線を大きく増加させるためには、スキャンパラメータの意図的な複数の操作と、それらに対する確認作業を必要とする。使用者は、スキャンプロトコルの選択による影響を理解しなければならないが、それは画質に関してのみでなく、それによる線量に関する必要なことである。このことは、そのような影響がもたらすプロトコル名に (時として曖昧に) 明示されているCBCTの場合、特に重要である。画像撮影に使用される用語はさまざま、そのため線量登録が難しくなっている。委員会は、画像プロトコルに使用される用語を標準化するよう勧告している。

スキャンモード：部分パネル

(113) パネルからの読み出し速度を早くするため、一般に、検出器の制御電子回路は、パネルの一部分のみからの読み出しを可能としている。この仕組みによって、必要に応じて、任意数の中央の行のデータを読み出すことができる。ほとんどのシステムは、ビームの有効な使用を保証する内蔵ハードウェアを持っているが、放射線防護の観点からすると、X線ビームが適切にコリメートされて、読み出される検出器部分のみに照射されることが必須である。

X線ビームを不要な身体部分に近づけない

(114) 撮影にあたって、照射野を、必要な身体部分のみに制限するのが適切な行為である。身体の撮影に必要な部位を含めることは、線量への影響のみならず、画像アーチファクトを著しく増大させる可能性がある。多くのCBCT装置では、FOVに制限があり、その直径は検査が行われる身体部位よりも小さい。照射領域外に上肢又は下肢をおくことで、アーチファクトを著しく低減でき、不要に高線量を用いることなく画質を向上させることができる。

手技中のCBCT画像取得を慎重に行うこと

(115) CBCT撮影によって術中の3D画像を容易に得ることができるが、IVRを実施する者や外科医の労力は僅かで済む。2Dの透視画像では、重なって見える構造物を分別する労力が必要だが、このようなデータセットでは、術者はそのような労力から開放されるので、有用である。さらに、Cアームの角度を様々に変更して複数のデジタルサブトラクション血管造影を得る代わりに、1回のCBCT操作で済むことから、線量を節約することもできる。3D画像の取得は、貴重な臨床情報を提供し、2D画像撮影の必要性を減少させることが示されており、したがってCBCTを用いれば、手技あたりの線量を抑えることができる。このような便利さを考えれば、3D画像は容易に取得できるので、術者はその装置に装備されている3D画像撮影機能を過剰に使用する傾向となるかもしれない。CBCTは、透視及びMDCTに比べて線量を低減できる可能性があるものの、その効果はCアームとその他の術中CBCT装置を用いた三次元的データ取得を過剰に使用することで相殺されてしまう可能性がある。3Dデータ取得は、当面の問題に対して透視では不十分なとき、明確な意図をもった臨床的問題解決のために慎重に利用される必要がある。

ビスマスシールド

(116) CBCTにおいて、眼、甲状腺、乳房又はその他の臓器に対するビスマスシールドは、慎重に使用する必要がある。CBCTの場合は、低アークスキャンの方が有効であり (6.2.2節)、ビスマスシールドを同時に使用してはならない。ビスマスシールドは、CBCT装置のAECと干渉しないようになっていれば、特定の状況下では有効と考えられる。使用する管電流に対してAECを調節した後にシールドを設置する場合は、FOV内にシールドが存在することによって画質が過度に低下しない限り、有効と考えられる (AAPM, 2012a)。AECを選択する前にビスマスシールドを設置した場合、この効果はAECによる電流の増加により完全に相殺されてしまう可能性がある。ビスマスシールドの使用についての問題は、MDCTとCBCTで類似しており、MDCTに

<p>ついて得られているガイドラインは CBCT にも適用される。</p>
<p>再構成アルゴリズム</p> <p>(117) 改良 Feldkamp–Davis–Kress (FDK) アルゴリズムなど標準的な CBCT 再構成アルゴリズムでは、ノイズレベルは管電流に比例する。ただし、MDCT において一般的になりつつある画像フィルタリング、圧縮センシング、及び反復再構成アルゴリズムは、このような照射線量と画質の間の直接的な関係を混乱させる可能性がある。現時点では CBCT 装置に対してそのような新規の再構成アルゴリズムは広く利用可能ではなく、実際にこれらをどのように使用すべきかという具体的なガイドラインを示すことはできない。多くの状況において、これらの特殊アルゴリズムの利用は画一的ではなく、使用者は複数のパラメータを組み合わせることができる。どのようなパーセンテージ係数で利用するかによって、特殊な再構成アルゴリズムが組み込まれる程度が決定され、従来のアルゴリズムの出力に付加されることとなる。この組み込みの程度を決定する係数の厳密な設定は、アルゴリズムと許容可能な画質に依存するが、これからの経験によって発展させられなければならない。</p>
<p>6.2.3 患者固有の要因</p>
<p>ビーム内の身体部位の厚み</p> <p>(118) 様々な厚さの解剖学的構造に応じて、多くの CBCT 装置は AEC を通じて自動的に放射線被ばく量を調整している。この電気的なシステムには、受像器で発生する信号の程度を検出するセンサを有し、X 線発生装置を調整して照射条件（通常は管電流と、多くの場合に管電圧）を変化させ、各投影像の一定の質を担保する。ビーム中に厚みの大きな身体部位が含まれるとき、又は（細身の患者に比べて）厚さのある患者を撮影するとき、装置は放射線被ばく量を自動的に増加させる。これによって同じ画質が得られるが、入射線量は高まる。</p> <p>(119) MDCT の場合は、AEC によって角度的にも、また縦方向すなわち z 方向にも管電流を変化させることができる。角度によって変化させた結果、使用者が選択する一定の画質パラメータに応じて、前後方向の線量は左右方向の線量よりも低くなる。線量を z 軸方向にも変化させることによって、頭尾方向の mA 値が制御され、それにより胸部に比べ腹部骨盤の線量は増加する。CBCT の場合、ほとんどの画像取得はヘリカルモードではなくアキシャルモードで行われることから、管電流を角度によって変化させることは一層重要である。</p> <p>(120) 一部の CBCT 装置には AEC が備わっていない。このような装置は、角度によって患者サイズに大きな違いはないという想定の下で動作するが、吸収線量は CBCT の回転中に著しく変化し得る (He ら, 2010)。この想定は、歯顎顔面や頭頸部の場合には正しいかもしれないが、今後さらに検討する必要がある。AEC を利用できない場合に、患者の体の大きさによって被ばくパラメータをどのように調節すべきかについて、ガイドラインが示されるべきである。</p>
<p>小児における CBCT の使用</p> <p>(121) どのような照射設定（同じ X 線管の照射パラメータ設定、コリメーション、投影量等）においても、細身の患者は体の大きな患者に比べて受ける線量（質量あたりの吸収エネルギー）が高くなるが、体の大きな患者の方が吸収される放射線の割合は大きい (AAPM, 2011b)。これは、体が細い方が減衰が小さく、そのため体組織を通る線量の幅が小さな患者（例えば小児）では小さくなるためである。このことは、照射条件を身体のサイズに合わせて補正したり、AEC により制御したりしても同様である。特に体の大きい患者では、一般に、撮影する解剖学的構造の比較的浅層の部分で吸収される X 線ビームの割合が高い。言い換えれば、皮膚線量は中心線量に比べてはるかに大きい。比較的細身の患者では、この線量勾配は小さく、つまりは身体全体で線量が高いことを意味する。図 6.3 及び 6.4 は、AEC が身体サイズのばらつきを補正したときの、患者の体型と大きさの関数としての吸収線量を示している。したがって、照射条件が必要よりも高くないことを確実にするため、小児に対する放射線防護の最適化に特に注意を払うことが重要である。</p>
<p>患者線量指標のモニタリング</p> <p>(122) 残念ながら、CBCT における患者線量のモニタリングの分野は、MDCT に後れを取っている。CBCT では線量測定の実標準化がなされていない。また、CBCT における線量の測定と報告方法は製造業者によって異なっており、普遍的に採用されたものはない。Report 87 (ICRU, 2012) の勧告が、製造業者及び臨床医に採用されるよう望まれる。CBCT における線量測定が標準化される可能性は高く、これによって将来的に、より一貫した患者線量報告が可能になると考えられる。患者線量を推定して報告する手段には、CBCT 装置の製造業者と規制機関の協力が必要である。医用画像管理システム (PACS) に患者線量指標を格納して線量を報告する方法も、CBCT の使用が普及するに従い発展すべきものである。</p> <p>(123) 最近の CT 検査による皮膚障害の症例を考えれば、過剰被ばくを回避するために、警報機能を用いる</p>

ことによって抑制と均衡を提供し、さらにローカルに規定されている基準値と比較し、患者線量をあらかじめ制御する必要がある (Cadet, 2010; IAEA, 2010; AAPM, 2011c; NEMA, 2013)。製造業者はこれを容易にするため、適切な機能を組み込む必要がある。

6.2.4 作業員線量に影響する要素

(124) 臨床に用いられる CBCT システムであれば、職業放射線被ばくは小さいと予想される。IVR 室又は手術室で C アーム又はその他の CBCT 機器を使用する際、医師、検査技師及びその他の作業員は、遮蔽装置を用いて自身を防護可能である。大半の国々では各国の規制にしたがって、放射線業務従事者は放射線被ばく管理のための定期的な個人の線量モニタリング要件を遵守し、包括的な線量記録をつける必要がある。さらに、作業員はやむを得ない場合を除いて、CBCT 撮影を行う際には透視室の放射線区域外にいなければならない。

(125) ある研究では、60 秒間のスキャンで測定された手術台から 35 cm 離れた場所での未遮蔽の CBCT 被ばくは、0.26 mSv であるという (Daly ら, 2006)。Schulz ら (2012) は、CBCT を用いた肝動脈塞栓術及び胆道チューブ留置手技における眼の線量を測定し、28.0~79.3 μ Sv であるという。一次線源は X 線管であり、理想的には患者のみが一次 X 線ビームによって曝射されるべきである。患者や装置の部品、及び治療台によって散乱した放射線 (いわゆる「二次放射線」又は「散乱放射線」) が、作業員の主な放射線被ばく源である。X 線管に最も近い患者側で放射線量率が高いという経験則は有益である。距離も重要な要素であり、臨床的な状況が許せば、作業員は X 線源及び患者から遠くに離れるべきである。造影剤の注入が必要な場合は、可能な限り自動注入器を使用するべきである。

遮蔽：鉛エプロン

(126) 透視又は CBCT 撮影のため、C アームを用いた診断及び IVR 手技に参加する臨床スタッフは、組織・臓器への散乱 X 線を遮断するために防護用の鉛エプロン (さらに X 線吸収材で裏打ちされている場合もある) を着用する (NCRP, 1995)。これらのエプロンの透過率は、X 線のエネルギー及びエプロンの鉛当量厚に依存する。散乱放射線の減衰が一次 (入射) ビームと等しいと仮定した場合、これは安全域を提供するものとなる (NCRP, 2005)。

(127) 鉛エプロンは、X 線室における個人の遮蔽に必須な器具であり、CBCT スキャン中に室内にいる全ての作業員は鉛エプロンを着用しなければならない。鉛エプロンによって得られる防護レベルは、X 線管に印加される電圧 (kV) の関数である X 線のエネルギーに依存することに留意するべきである。X 線ビームに入る患者の身体部位が厚いほど、透視システムで設定される kV は高くなる。kV が高い X 線光子は透過能が高く、このことは、必要な減衰を得るためには厚い鉛を用いる必要があることを意味している。

(128) 細身の患者 (特に小児) に行う手技では、0.25 mm 鉛当量のエプロンで十分である。しかし、太った患者であって負荷が高い場合には、0.35 mm の鉛エプロンの方が適切と考えられる。0.25 mm 鉛当量の体に巻き付けるタイプのエプロンが理想的である。これは背面が 0.25 mm、前面が 0.5 mm の厚さになっている。ワンピースのスカート型エプロンは重量を分散するのに役立ち、腹部の前面 (例えば子宮レベル) では重なることから 1 mm の遮蔽が得られる。長時間のエプロン着用を必要とする作業員にとって、重いエプロンは問題かもしれない。長年これを着用していた作業員の間で、鉛エプロンの重量による脊椎の障害が報告されている (NCRP, 2010)。一部の新型エプロンは、鉛当量を維持しながら軽量化され、ストラップと肩のフラップを通じて重量が分散される設計になっている。

天井吊り式のシールド

(129) IVR 室及び心血管 IVR 室では、プラスチックやガラスに鉛を含有させた天井吊り式のスクリーンが非常に一般的である。しかし手術室ではこれらは通常用いられない。遮蔽スクリーンは 0.5 mm 以上の鉛当量をもつことから非常に有効であり、X 線強度を 90%以上低減できる。手術室における職業被ばくの防護のための放射線遮蔽スクリーンの使用は、実務上の問題から比較的困難ではあるが、不可能というわけではない。製造業者は、臨床業務を妨げることなく職業放射線防護に使用できる遮蔽スクリーンを開発すべきである。第 1 術者に加え、手術室の他の作業員も効率的に防護できるよう、複数のスクリーンが必要である。

取り付け型シールド

(130) 取り付け型シールドとして、寝台に取り付けられる、鉛を含有するゴムのフラップや、可動式台座に取り付けられる鉛ガラススクリーンなどがある。鉛を含有するゴムのフラップは、大半の IVR 室及び心血管 IVR 室において非常に一般的であるが、手術室にはほとんどない。しかし、その使用は促進されるべきである。製造業者には、手術室における撮影に合わせ、取り外し可能なシールドフラップを開発するよう推奨される。通常 0.5 mm 鉛当量の鉛を含有するゴムのフラップは、有効な減衰を実現することから、使用されるべきである。透視下 IVR では、寝台に取り付けられる鉛を含有するゴムの覆布 (ドレープ) によって術者の足が保護さ

れるが、CBCT スキャンではこれによって X 線管／検出器 C アームの動きを妨げないように配置し直す必要があるかもしれない。

部屋の遮蔽

(131) 歯顎顔面の撮影に使用される CBCT システムに関する、部屋の遮蔽の要求事項は、スキャナの散乱線量に関する仕様及び負荷に応じて、0.5～1.5 mm 鉛当量の幅がある (EC, 2012a)。ほとんどの場合、たいていの透視撮影装置及び MDCT 装置と同様、受像器が一次ビーム全体を遮る。部屋の遮蔽は、従来の CT 装置と同様、散乱放射線に対するものである (Sutton ら, 2012)。しかし、遮蔽体は CBCT 装置の種類を問わず、作業者と公衆に対する線量を合理的に達成可能な限り低く維持し、もちろん、種々の設定において適用される既存の線量限度を下回るよう設計されるべきである。

鉛メガネ

(132) 様々な種類の鉛メガネが利用可能であるが、これらは一般的なメガネに比べて重量がある。ふだんメガネをかけている者用に、補正レンズを加えてオーダーできるメガネもある。作業者のメガネにクリップで止めることができる眼用のシールドや、はねよけとしても機能するフルフェイスシールドもある。鉛メガネには、横から入る放射線を低減するためのサイドシールドが付いているか、角度付きレンズを用いたラップアラウンド型設計であるべきである。身体のみでなく眼の防護具の使用が推奨される。

個人の防護とモニタリング

(133) 作業者の放射線防護の原則は Publication 75 (ICRP, 1997) に記載され、Publication 105 (ICRP, 2007c) の 113 項にも改めて記載されている。本節では、モニターすべき個人に関連する実践的なポイントと、どのような防護対策をとるべきかについて論じる。

(134) 電離放射線に被ばくする作業者のフィルム線量計、熱ルミネッセンス線量計、光刺激ルミネッセンスの線量計バッジ、又はその他の適切な装置を使用した個人モニタリングは、作業場における放射線防護の実践の有効性を確認するために用いられる。どの方法が最も適切かを判断するためには、放射線防護の専門家／医学物理士の助言を求めべきである。外部放射線被ばくに関する個人モニタリングプログラムの目的は、防護の最適化に関する情報を提供し、作業者の被ばくが、線量限度又はその所定の作業に予想されるレベルを超えなかったことを実証することにある (IAEA, 1999)。さらにこれは、被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持するための有効なプログラムの一部として、線量を最小限に抑える、作業場における変化と作業慣行を特定するためにも用いられる (NCRP, 2000; IAEA, 2004)。1990 年、委員会は作業者の線量限度を 20 mSv/年 (ある特定の 5 年間の平均であって、5 年間では 100 mSv) とし、さらに表 3.1 に示すその他の限度を勧告している。これらの限度は 2007 年勧告でも継続とされた (ICRP, 1991, 2007b)。とはいえ、線量を可能な限り低く抑えようという、あらゆる合理的な試みを用いるべきである。

(135) 委員会は、IVR 部門はスタッフは 2 つの線量計を装着すべきであるという方針を制定すべきであると勧告している (ICRP, 2000b)。大半の場合、エプロン内に装着した 1 台の線量計により、合理的な実効線量の推定値が得られる。鉛エプロンの上の襟元の高さに追加線量計を装着することで、(無防護の場合の) 甲状腺線量や、頭部や水晶体など他の部分の指標が得られる。IVR 手技に関わる者で放射線誘発性白内障の報告が増えていることから、水晶体線量のモニタリングが重要である (Ciraj-Bjelac ら, 2010; Vaňo ら, 2010)。近年、水晶体の線量測定分野について盛んに研究されている。どの個人線量当量が適当か、これを水晶体線量のモニタリングにどのように使用できるかを明らかにし、さらに水晶体線量測定線量計を開発するために、多くの研究が行われている (Domienik ら, 2011)。委員会は、実際の状況において眼の線量を確実に推定する方法を確立し、使用すべき、と勧告する。

(136) 全作業者をモニタリングするというような無用を避けるため、職業被ばくモニタリングのために、リスクベースアプローチを採用すべきである。実際には稀にしか線量計が使用されないといった事例が多いことから、線量計は常時使用する必要があるという認識を高めるべきである。

(137) 多くの病院では依然として、個人線量計の未使用又は不規則な使用が主な問題の 1 つである (Miller ら, 2010; Padovani ら, 2011)。防護サービス部門は、専門家としての助言を与え、必要なモニタリング規定があればそれを整備する必要がある (ICRP, 2007b)。個人モニタリングが不適切、不十分又は実現不可能であった場合は、作業場のモニタリング結果、作業者の被ばくの部位及び持続時間に関する情報を踏まえて作業者の職業被ばくを評価すべきである (IAEA, 1996)。これらの設備では個人モニタリングに加え、受動的又は電子線量計 (例えば C アーム装置に取り付けた線量計) を用いた間接法を使用し、個人線量計を常には使用しない者たちの職業被ばく線量の推定を可能にする。能動型線量計は、放射線防護の教育及び実践にとって貴重なものである。

<h3>6.3 CBCT の限界</h3>
<h4>6.3.1 検出器のダイナミックレンジと低いコントラスト分解能</h4>
<p>(138) MDCT 装置で使用される検出器システムと比べ、FPD のダイナミックレンジは低く、DQE も低い。例えば、FPD ベースの CBCT のコントラスト分解能は約 10 ハンスフィールドユニット (HU) であり、これは MDCT で利用できる 1~3 HU に比べて低い。したがって、低コントラスト構造の画像を必要とする用途 (例えば頭部 CT での灰白質と白質の識別) における性能は、MDCT 装置に比べて CBCT 装置の方が不良である。</p>
<h4>6.3.2 散乱</h4>
<p>(139) これらの装置の大きい FOV は、体積全体から散乱放射線が発生することを意味している。散乱線除去用グリッド (これはイメージング機構の効率をさらに下げると考えられる) は一般的には使用されないことから、散乱によって画質は著しく低下する可能性がある。</p>
<h4>6.3.3 時間分解能</h4>
<p>(140) FPD は通常シンチレータとして CsI を採用している。CsI は反応が遅いシンチレータであり、残光がある (すなわち、画像フレームレートが速いときに新しい画像の中に古い画像の残像がみられる)。そのため、毎回の投影後から次の投影を記録するまでに十分な時間をとらなければならない。</p>
<h4>6.3.4 アーチファクト</h4>
<p>(141) CBCT 画像には一般に、多かれ少なかれ MDCT と同じタイプのアーチファクトがみられるが、その程度は異なっている。MDCT のアーチファクトの要約を Barrett 及び Keat (2004) が示している。CBCT では MDCT と比べ、特に高密度金属による金属アーチファクト及びウィンドミル (風車) アーチファクトがおおむね少ない (Pauwels ら, 2013)。その一方で体動によるアーチファクトは CBCT のほうが目立つ。</p>
<p>(142) MDCT では、患者がガントリを移動する間に 1 回転で取得されるスライス数は少なく、通常は 4~64 枚 (一部のスキャナでは最大 320 枚) である。したがって、この間に取得されたスライスにのみ患者の体動が影響する。CBCT では、1 回の回転で取得した投影からデータセット全体を構築する。したがって、たとえ非常に短時間でも体動があった場合、容積データセットの全体に影響する。CBCT の回転速度は MDCT の約 10~20 倍遅い。したがって CBCT の方が体動アーチファクトに対して鋭敏である。</p>
<h4>6.3.5 ハンスフィールド単位の一貫性</h4>
<p>(143) ハンスフィールド単位 (HU) 系は、水の線形減弱係数に基づいたものである。全ての CT 装置は製造販売業者及び装置のモデル全体で一貫性を持たせるため、このハンスフィールド単位 (HU) 系で医用画像を提供している。MDCT 装置の毎日の校正には、HU 校正のための水円柱のスキャンとビームハードニングの補正が組み込まれている。CBCT 装置は通常、詳細な放射線計測校正機能をもっておらず、生成される HU 値は MDCT 装置の HU 値に比べて変動が大きい。MDCT とは異なり、体輪郭によるトランケーション (一部切り詰め) アーチファクト、及び再構成アルゴリズムの欠点によるカップリングアーチファクトが発生する。均質な水ファントムをスキャンしたとき、HU 単位は断面全体で均一でなく、外縁部に向けて低下する (Kyriakou ら, 2011)。</p>
<h4>6.3.6 幾何学的な歪み</h4>
<p>(144) 使用するガントリの種類によっては、CBCT 装置は MDCT 装置よりも幾何学的な歪みが生じやすい。例えば、CBCT 装置として C アームを使用したとき、ガントリの重量がユニットを変形させ、イメージング系のアイソセンタが適切でなくなる。これにより画質も低下する。さらに、CBCT ガントリの多くのアライメントは柔軟であることから、衝突回避システムが必要であり、これによってスキャンの複雑性が高まるかもしれない。</p>
<h3>6.4 将来的な開発</h3>
<p>(145) CBCT の分野では、興味を引く新たな機能を可能とすべく、さまざまな技術的開発が進んでおり、これらは画質と照射される放射線に影響することとなる。これらの機能はまだ開発の初期段階であり、また、現在使用されているスキャナシステムで、十分に完成した形で実装例はないことから、現段階では、その効果と応用に関する一般的なガイダンスを提供できるのみである。</p>
<h4>6.4.1 新規のスキャン軌道</h4>
<p>(146) 断層画像の再構成には、少なくとも 180°+コーン角の回転からの投影データが必要である。このことによって、実際の CBCT の設計及び操作にいくつかの制約が生ずる。例えば C アームシステムは、完全なスキャン軌道を得るために手術室内に大きい空間を必要とし、空間が足りないと C アーム CBCT のある種のス</p>

キャンモードの使用が制限されることがある。偏心回転やイメージング機構の平行移動など、新しいスキャン軌道は、これらの制約の一部を緩和し、スキャン FOV の拡大に役立つと考えられる。このような比較的新しい、従来とは異なるスキャン軌道により、検査対象の体積に照射される線量の分布は、はるかに複雑になる。現在唯一販売されているロボット CBCT システムが、この代替的な軌道を採用している。しかしその線量推定システムは、そのようなシステムを扱うように設計されたものではない。放射線防護測定値は将来的に、このような従来とは異なる軌道、及びそれに伴う不均一な線量分布における要素を考慮したものである必要がある。

6.4.2 高度な被ばくの制御法

(147) 上述のとおり、AEC はスキャンパラメータを個々の患者の解剖学的構造及びその変動に合わせて調整する 1 つの手段である。通常 AEC は、検出器側で測定された放射線と X 線管の照射設定の間の、フィードバックループにより行われる。その最も単純な形式では、検出器で測定される全放射線を一定に維持するよう、管電流を変化させる。この補償機構は、患者サイズが一定限度を上回ったときには機能しない可能性がある。ある kV 設定で、患者サイズが一定限度を上回った場合、X 線管は過熱や陽極の破損なしに、さらに高い mA で照射することができなくなる。CBCT では時折、光子束のそのような大きい変動に対応するために、電流の調節だけでは要求を満たせないとき AEC によって X 線管電圧の設定を変化させることもある。CBCT でこのような機能が働くようにするために、製造業者は実験的に測定した相関曲線を用いて、1 つの管電圧で測定された信号を、別の管電圧の対応する測定値に適合させている。これは明らかに経験的に導かれた設計近似であり、MDCT では珍しい技法である。実際、単一エネルギーのスキャンの途中で管電圧が変化した場合、HU 校正の正確性に影響を与える。

(148) 1 回のスキャン中に管電圧が変化した場合、ハンスフィールドスケールの定義に対する CT 測定値の不一致を考慮して、補正する必要がある。管電流及び管電圧を変化させる AEC では、X 線管のパラメータとファントム実験から実際の患者線量を推定することは、非常に煩雑である。この難しさは、異なる kV 設定の信号間の対応が、製造業者に特有の情報であるという事実により、さらに複雑化する。このような仕組みの実装が一般になるにしたがって、従来にない AEC システムの利用を説明するため、線量測定分野におけるさらなる研究が必要となるだろう。

6.4.3 新規の再構成アルゴリズムと圧縮センシング

(149) MDCT では、フィルタ補正逆投影法などの分析的な再構成アルゴリズムが主力である。このようなアルゴリズムは、ほぼすべての CT 装置で利用できるシングルパスの解法を実現する。おおむね高速で良い画質を得ることができるが、ノイズとアーチファクトが生じやすい。この 10 年間で新しいクラスの逐次近似再構成アルゴリズムが、様々な製造販売業者により MDCT に導入されてきた。これらのアルゴリズムでは分析的アプローチを使用する代わりに、投影と再構成画像との誤差を最小化することを試みている。通常、解が収束するには 1~30 回の反復が必要である。これらのアルゴリズムを使用すると通常より良い画質が得られ、より確実にノイズとアーチファクトを最小限に抑えられる。主な欠点は、その複雑性に加え、計算速度が遅い点である。これらはだいたいにおいて高い画像解像度、低い線量、及び金属アーチファクトの軽減と関連している。これは、特定の関心領域に絞った再構成にも利用できる。

(150) 現在、CBCT の画像再構成には、逐次近似でない改良 FDK アルゴリズムが業界標準になっている。MDCT システムの再構成アルゴリズムとして逐次近似再構成アルゴリズムが現在人気になってきているのと同様に、CBCT の再構成も改良 FDK から逐次近似法に移行していこう。これらの再構成法では、放射線及び散乱線分布についての過去の知識を利用し、また解剖学的構造の知識も利用できる。さらに、全体的に投影像と再構成像の間の誤差を最小限に抑えることもできる。このような機能は CBCT に有用であると考えられる。というのも、同じ解剖学的部位を反復してスキャンする必要があることが多いからである（例えば、急速投与された造影剤が血管から組織へと拡散していく様子を観察するなど）。反復スキャンのもう 1 つの例は、IVR デバイス（動脈瘤コイル等）の留置と位置確認のための血管造影 IVR であろう。連続する 3D 体積の変化は比較的小さいことが多い。反復アルゴリズムはこのような要件に容易に対応でき、そのために 3D 又は 4 次元再構成に必要な投影数を最小限に抑えることができる。

(151) 関心容積又は断層を再構成するため、再構成の作業には厳密に数学的な意味で、最低限のデータポイント数が必要である。1 回の投影あたりの線量が一定である場合、この最低投影数が患者の全線量を決定する。対象物についてある特定の仮定が可能で、かつ投影像が等間隔であるべきであるという要件が緩い場合、Nyquist-Shannon の限界（再構成に必要な理論的に最低限のサンプリングレート）を超える条件で画像を再構成できる。このような方法は一般に「圧縮センシング」と呼ばれ、これにより、再構成に必要な入力投影数を減らすことができ、線量を抑えることができる。投影が特定の角度方向からのみ取得される希少角度感知法

<p>(Sparse angular sensing) は、圧縮センシングを用いた線量低減法の一つである。</p>
<p>(152) 逐次近似再構成法も圧縮センシングも、CBCT ではまだその応用が始まったばかりである。しかしこれらの新規の手法は、将来的には CBCT において画質とそれに関連する線量に大きく影響するだろう。使用者は、線量と画質の間に長らく確立されている関係性が、新規の逐次近似再構成アルゴリズムを用いたときに根本的に変化するかもしれないという点を認識しておく必要がある。</p>
<p>7 CBCT の特定の用途における線量管理</p>
<ul style="list-style-type: none"> IVR に CBCT を用いる者は、「高画質又は高線量」スキャンではなく「低画質又は低線量」スキャンを慎重に使用することで、患者に対する線量に大きな影響を与えることができる。
<ul style="list-style-type: none"> 放射線治療において、CBCT は以下のような様々な治療段階で適切に使用されるだろう：治療前に患者の体位と標的体積の位置を確認すること、脊椎の屈曲や軟部組織の解剖学的変化などの非剛体アライメントを評価すること、治療中及び治療後に、患者の体位が治療中に継続的に安定していることを確認すること、などである。骨構造の治療前アライメントには、低線量 CBCT のプロトコルが用いられるべきである。
<ul style="list-style-type: none"> 多くの装置は当初、透視のみを行うことができたが、現在では CBCT も行えるようになってきている。CBCT によって得られる臨床情報は改善し、重なっている構造物を取り除くことができることから、使用者は CBCT モードを多用したくなるかもしれない。しかし CBCT モードは慎重に使用すべきである。
<ul style="list-style-type: none"> 整形外科における CBCT の正当な使用によって、特に透視のみでは不十分な場合に、骨折の位置の評価や、骨の解剖学的構造に対するインプラントの位置の評価を補助することができる。したがって患者の線量管理に役立つ可能性がある。
<ul style="list-style-type: none"> 泌尿器科では、石灰化した腎結石などの高コントラスト構造の画像撮影時に、低線量 CBCT のプロトコルを使用すべきである。
<ul style="list-style-type: none"> 歯顎顔面用 CBCT 装置は、ほかの画像モダリティと比較検討した上で、正当化されるべきである。正当化された後は、診断情報を損なうことなく線量を最小限に抑えるように、最適化される必要がある。
<p>7.1 序文</p>
<p>(153) 防護の原則を扱った本報告の 4 節はすでに読んでいることが前提である。CBCT はさまざまな臨床用途に用いられている。本書の実践的有用性を最大限にするため、本節は設計についての考察より、CBCT を使用する様々な臨床用途に応じた構成としている。これは、用途が様々に異なっても、設計は非常に類似する傾向があるためである。例えば IVR (神経、非血管、血管) で使用される C アームシステムは、整形外科又は泌尿器科で使用されるものと、違いがあるといっても、ほんのわずかな違いしかないためである。ただし、用途別の放射線は、主に患者に関連した要素及び使用に関連した要素のため、著しく異なる。本節の末尾には、用途と密接な関係がある、CBCT の使用に関する実践的なヒントを示している。</p>
<p>(154) 本節ではまた、各臨床用途について、典型的な CBCT の線量の範囲を示した、これまでに発表された様々な研究を引用して要約している。絶対線量を示しており、臨床医はこれを合理的な出発点として使用できるだろう。</p>
<p>(155) 線量の測定と数量化には、文献間で異なる方法が用いられていることは強調しておくべきであろう。多くの製造業者は、様々なスキャン条件及びプロトコルの下でのその装置の線量を簡潔に示している。そのようなデータはしばしば、規制当局による承認プロセスのために必要である。使用者は、これらの文書及び線量データベースを参考にしよう推奨される。ただし、認可のために規制当局に提出された文書では、線量測定法及び単位の標準化がなされていない。</p>
<p>(156) すでに発表されている研究及び製造販売業者の資料から結論を導く際には（特に絶対線量を比較するときは）注意を要する。測定法がさまざまであるので、比較には限界があることを念頭に置くべきである。CBCT に関する今後の文献では、5 章に述べ、さらに付属書 A に詳述しているものと類似した線量測定ガイドラインを用いることが期待される。そのような標準化及び一貫した線量値提示により、異なる装置、プロトコル及び撮影間での直接の比較が可能となる。同時に、すでに存在する PACS 画像から患者線量を後ろ向きに検索し確認できるようにするために、DICOM (Digital Imaging と Communications in Medicine) による CBCT の線量報告に関する標準化が必要である。</p>
<p>7.2 放射線治療における CBCT</p>
<p>(157) 放射線治療における CBCT の一義的役割は、患者の位置と標的体積位置の治療前の確認である。最も多いワークフローのパターンは、患者を治療台上に寝させ、壁に取り付けたレーザーで治療のためのおおよその位置決めを行い、CBCT 画像に基づいて正確な位置決めを行うというものである。患者の位置補正に加え、</p>

脊椎の屈曲や軟部組織の解剖学的変化などの非剛性のアライメントの変化についても確認する。患者の位置が、放射線治療中に一定であることを確認するため、CBCT 画像を治療中又は治療後にも取得することがある。一連の治療の前に行われる治療シミュレーションにも使用できる。

(158) ほとんどの放射線治療センターでは、ガントりに搭載された kV CBCT を使用しており、線源として X 線管を、検出器として非晶質シリコンのフラットパネルイメージャを用いている (Jaffray ら, 1999)。典型的なエネルギーは 80~125 kVp で、典型的な吸収線量は 1~40 mGy である。あまり一般的でないモダリティは MV CBCT で、X 線源として医用加速器とさらにポータルイメージング FPD を使用するものである (Pouliot ら, 2005)。MV CBCT では通常 6 MV 以下のエネルギーを用い、典型的な吸収線量は 20~100 mGy である。kV CBCT と比べ MV CBCT により生成された画像は、高い光子エネルギーでの光電吸収がないことから、軟部組織のコントラストが概して低い。ただし確かにこのシステムにはいくつかのメリットがある。例えば画像撮影と治療アイソセンタの幾何学的アライメントが良好で、体の大きい患者や金属補綴物が使用されている患者の画像撮影も良好に可能である。

(159) どのような撮影技術を選択するかは、治療部位と治療目的による。頭蓋又は頭頸部を標的とする場合、治療部位は骨の解剖学的構造のアライメントによって適切に決定される。したがって、低線量 CBCT が適切である。同様に、植え込まれた埋め込まれた基準マーカを用いて治療標的の位置を調整できる場合も、低線量の方法が正当である。この場合、CBCT による正確な位置決めが、照射組織内で 10 mGy 未満の吸収線量で行うことができる。ただし、骨盤及び腹部における正確な位置決めには、軟部組織の区別が必要になる場合がある。この場合、画像撮影に使用される光子数は増えるはずであり、10~40 mGy の吸収線量での撮影が必要になる場合がある。

(160) CBCT による撮影野内の組織の全吸収線量は、放射線治療による線量と比べて小さい (表 7.1)。治療線量は病変部位に集中されるのに対して、CBCT 撮影線量は撮像体積全体にわたる。CBCT はその他の治療前イメージングモダリティと比べ、MV ポートフィルム以下の線量で優れた設定精度の照射を可能とする (Korreman ら, 2010) が、直交平面の kV X 線撮影 (Kry ら, 2005) や、光学的イメージング又は超音波などの電離放射線を使わない方法よりも線量が多い。さらに、放射線が直接照射される部分では、治療部位の周辺の領域の線量を増加させるコンプトン散乱を生じることを覚えておく必要がある。散乱線量の大きさは、治療野からの距離に依存し、標的部位の最大線量 (dmax) の約 0.05%~0.5%の範囲にある。dmax での線量が 100%とされるわけだが、これは組織を透過するにつれて減少する。主に組織に吸収されるために減少するのである。

7.2.1 放射線治療における撮影線量の説明

(161) 放射線治療において X 線撮影を使用する場合、患者は画像撮影と治療の両方から放射線を受ける。CBCT 撮影では、特に毎日行われる場合には累積線量が増えることになり、患者の治療において考慮されるべきである。したがって、組織反応 (確定的影響) に関するしきい値が低い感受性臓器 (確定的影響) を避けるために、CBCT 撮影が毎日実施されるべきものであるのかどうか、患者ごとに検討されなければならない。また放射線感受性がさらに高い小児患者についても同様である。

(162) 第一世代のリニアックに搭載されている kV CBCT システムでは、撮影線量は治療のための目標線量の 2%以上を占める可能性がある (Amer ら, 2007; Ding ら, 2008; Ding と Coffey, 2009)。しかし現在では線量は低下の傾向にあり、第二世代のシステムでは kV CBCT において著しい線量低減を達成している (Ding と Munro, 2013)。撮影線量が治療のための線量のかなりの部分を占める場合には (ICRU, 2010)、患者の治療のための線量に反映される必要がある。例えば、治療のための線量は撮影線量を含むように調節できる。より高度な方法は、放射線治療計画システムにおいて、患者ごとに CBCT 線量計算を行うことである (Alaei ら, 2010)。この手法を利用できるのであれば、撮影線量と放射線治療線量を組み合わせた患者臓器線量を三次元的に最適化し、患者の全放射線被ばくのさらに正確な推定値を得ることができる。

(163) 以上のように、放射線腫瘍学における CBCT の適用という点において、ほとんどの場合、治療標的及び重要臓器の正確な輪郭描出及びアライメントが臨床医の主たる関心事であるはずである。CBCT による線量は、撮影線量と比べて 1 桁から 2 桁大きい治療線量との関連の中で検討されるべきである。例えば骨構造のアライメントには低線量の手法を用いるなど、撮影技術は治療目標に合わせて選択するべきである。CBCT 線量が累積して無視できないレベルまで加算された状況では、これを全体的な線量スケジュールに反映させ、治療線量から差し引くこともできる。

(164) 例えば骨構造のアライメントには低線量の手法を用いるなど、撮影技術は治療目標に合わせて選択するべきである。

7.3 神経インターベンション

<p>(165) CBCT の C アームを用いた術中 CT の能力は、診断及び IVR の双方に有用であることが確認されている。C アーム CT では、透視と血管造影の両方に使用されるものと同じイメージング機構が、断層画像の再構成に必要な投影データの収集にも用いられる。</p>
<p>(166) CBCT は、神経 IVR では頭蓋内出血における 3D 血管造影像の取得に利用され、また椎体形成術中にも使用される (Psychogios ら, 2010)。CBCT は、動脈瘤内コイルの複雑な 3D の位置決めガイドにも用いられることがある (Levitt ら, 2011)。一部のシステムでは、透視像に 3D 画像を重ねることができる (Racadio ら, 2007)。CBCT を用いて CT 灌流画像 (CT perfusion) のデータによって血液量マップ (blood-volume map) を作成することもできる (Fiorella ら, 2014)。</p>
<p>(167) 製造業者がこれらの用途のため、高品質のプロトコルと低品質のプロトコルを提供していることがある。造影血管や骨など高コントラスト構造には通常、低品質のスキャンプロトコル (一般に少ない投影数を用いる) で十分である。さらに IVR に用いられる器具の位置も低線量スキャンで評価できる。頭蓋内の実質やくも膜下出血の評価など、軟部組織の検査には、高品質の画像プロトコルが推奨される。</p>
<p>(168) ファントムを用いた神経 IVR CT の画質について、線量との関係と共に、Fahrig ら (2006) により記載されている。(2006)。</p>
<p>(169) 多くの神経 IVR スキャンでは、放射線感受性の高い甲状腺及び水晶体が FOV 内に入る。これらの臓器に対する線量を最小限に抑えるため、使用者は一部の MDCT 装置のみで利用できる CBCT 機能をアドオン機能として利用することができる。180°+φ (φ は X 線管のコーン角) の角度で取得される CBCT 投影は、画像再構成に十分である。180°+φ 回転アークの開始位置によるのだが、眼及び甲状腺の被ばくの著しい低下を、「管球を下とする (tube under)」スキャンアークによって実現できる。甲状腺の遮蔽により (スキャン FOV に含まれないとき)、中等度の線量低減が可能である (Daly ら, 2006)。</p>
<p>(170) 神経 IVR を実施する者は、以下を行うことで CBCT による被ばく線量に大きく影響を与えることができる：</p> <ul style="list-style-type: none"> 「高線量」による軟部組織スキャンが必要か否かを判断する。これは、診断のための撮影において頭蓋内出血の除外又は軟部組織の評価のために必要なことがある。造影剤を投与する血管造影の場合、血管の画像化には、高コントラスト構造のための「低線量」スキャンで十分である。低線量スキャンは、コイル、クリップ及び Onyx™ など高コントラストの IVR 治療材料の位置決めのためにも十分である。低線量と高線量のどちらを選択するかで、照射される線量は著しく変わると考えられる (表 7.2)。 「管球を下とする (tube under)」スキャンを用いる。つまり、実際に可能な限り、甲状腺や眼など放射線感受性の高い臓器から離れた身体の反対部位に、X 線管を大部分の時間おくようにする。これにより、画質や検査の診断能に大きな影響を及ぼさずに放射線感受性の高い臓器の被ばく線量が減少する。
<p>7.3.1 神経放射線手技における CBCT による作業員線量</p>
<p>(171) 作業員は、X 線源から十分な距離をとることで放射線被ばくを劇的に低減でき、さらに可能な限り遮蔽器具を使用すべきである。例えば典型的な手技中の CBCT 撮影による、遮蔽なしでの室内の実効線量 (アイソセンタに 10 mGy) は、アイソセンタから 2 m 離れたとき 0.005 mSv 未満となる (Daly ら, 2006)。Nottmeier ら (2013) は、検討した O アーム周辺の様々な場所に置いたバッジ計で、線量は 0~1.8 mGy spin-1 であったと報告している。</p>
<p>(172) CBCT 中、患者の状態が許せば、作業員は部屋の外にいるべきである。</p>
<p>7.4 血管 IVR</p>
<p>(173) 血管 IVR には次のような様々な手技が含まれる：末梢動脈疾患における血管形成術、(開窓型/分枝型デバイスを用いた) 動脈瘤修復、急性出血のコントロールのための血管閉塞、動静脈奇形の治療、及び腫瘍塞栓術 [なにも併用しないもの (子宮筋腫塞栓術等)、化学療法を併用するもの (多くの肝腫瘍の化学塞栓術等) 又は放射性粒子 (選択的体内放射線療法等) を併用するもの]。IVR の他の例として、大静脈フィルタなどの血管内デバイスの留置、経頸静脈性肝内門脈大循環短絡術 (TIPSS)、経カテーテル的血栓溶解術などがある。CBCT は、3D ロードマッピングのための血管構造の断層像取得に用いることができる。また CBCT は、撮影のみでは相対的な位置や方向を十分に確認できないときに、IVR のための器具とその周辺の解剖学的構造の空間的な関係を確認するのに役立つ。手術前 (例えば経カテーテル的大動脈弁植込み術) の計画や、イメージガイドやナビゲーションにおける CBCT の使用も増えている [例えば心房細動のカテーテルアブレーションや TIPSS 等 (Adamus ら, 2009)]。比較的新型の機器では、透視像を重ねることができる 3D 血管ロードマップの取得が可能なものもある。経動脈的または経静脈的造影剤投与のどちらも用いられる。今後 CBCT は、血管 IVR においてさらに大きな役割を果たしていくものと予想される。</p>

<p>(174) 血管 IVR における CBCT の使用者は、高コントラストな物体（ステント、コイル、ガイドワイヤー、高濃度の血管内ヨード造影剤）を描出する際には十分な画質を得ながら低線量を用いるプロトコル、低コントラストの物体（軟部組織又は低濃度の実質内のヨード造影剤）を描出する際には比較的高線量を用いるプロトコルを適切に利用することで、患者の被ばく線量に大きな影響を与えることができる（表 7.3）。</p>
<p>7.4.1 血管 IVR における作業被ばく線量</p>
<p>(175) Paul ら（2013b）は、ボリウムイメージングを用いたとき、IVR 術者の両手及び左ひざの線量は、助手の医師の被ばく線量よりも高いことを明らかにした。IVR 術者が受けた平均被ばく線量は 0.01 mGy（遮蔽された甲状腺、胸部及び性腺）から 0.37 mGy（左指）の範囲にあった。一方で、助手の医師が受けた平均被ばく線量は 0.01 mGy（遮蔽された甲状腺、胸部及び性腺）から 0.08 mGy（左右の眼）の範囲にあった。IVR 術者の眼の平均被ばく線量は 0.11 mGy であった。CBCT の使用に伴う被ばく線量は、カテーテルを用いた血管造影及びデジタルサブトラクション血管造影に比べて高かった。ガイド下の穿刺針を用いる IVR では、フリーハンドの術者の手指部の被ばく線量は 20～603 μSv であった。レーザーガイドのみを使用したとき、又はこれとニードルホルダーを併用したとき、手指の被ばく線量は 1 回の手技あたり 36 μSv（5～82 μSv）未満となった（Kroes ら, 2013）。腹部 CBCT 及び肝臓の血管造影で追加的に受ける作業被ばく線量を、表 7.4 に示す。</p>
<p>(176) CBCT 撮影中、臨床的に可能であれば、作業者は部屋の外にいるべきである。造影剤の投与には、可能な限り自動注入器を用いるべきである。CBCT 照射中に室内に残る作業者は、固定式又は可動式シールドにより防護されるべきである。</p>
<p>7.5 非血管 IVR</p>
<p>(177) 非血管 IVR には以下の手技が含まれる：椎体形成術（椎体骨折、骨粗鬆症又は転移の治療）、膿瘍ドレナージ又は体液の採取、画像ガイド下生検、経皮経肝的胆管ドレナージ（PTCD）及び腫瘍焼灼（例えば肝腫瘍マイクロ波焼灼療法）（Wallace ら, 2008）である。これらの手技は現在、透視ガイド下又は MDCT ガイド下で行われているが、C アーム CBCT はその両方のメリットを持つため一般的になりつつある（Orth ら, 2008）。最新の C アームシステムでは、術中の道具のガイドには主要なモダリティとして透視を用い、術前の経皮的挿入の計画立案には CBCT を用いることが可能になっている。術中の質的管理のために反復 CBCT が用いられることがあるが、使用者は、所定の手技中に取得する CBCT 撮影数を最小限に抑えるべきである。</p>
<p>(178) 非血管 IVR における CBCT の使用者は、以下のことにより患者に照射される線量に影響を与えることができる：</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 「高線量」スキャンと「低線量」スキャンを適切に選択する。 • CBCT モードを慎重に用い、できる限り透視モードによる。
<p>(179) 表 7.5 には、非血管 IVR における患者被ばく線量の概要を示している。被ばく線量は、診断目的及び照射設定に応じて著しく異なる。いくつかのファントムを用いた研究では、測定された実効線量は数 mSv であった。その他さまざまな線量が報告されている。報告された CTDI 値はおおむね数 mGy であったが、一部の測定では 20 mGy を超える。皮膚及び眼レベルでは、数百 mGy に至る被ばく線量が報告されている。</p>
<p>7.5.1 非血管 IVR における作業被ばく線量</p>
<p>(180) 特定の手技では IVR 術者に対するいくらかの線量は避けられない。例えば PTCD やその他の胆汁ドレナージ手技では、一方又は両方の手指が照射野のごく近くに来る必要があることも多い。これらの手技では短時間、手指が照射野内に入らざるを得ない場合もある（特に肝左葉の穿刺等）。臨床医は、このような少ないが反復される可能性のある被ばくについて熟知しておく必要がある。長時間の手技では、指の線量が数 mSv を超えることもある。防護手袋を着用することで手指の被ばくが抑えられるが、手袋を着用した手指が一次ビーム内にある場合、臨床医及び患者の線量は増大する。可能な限り、照射野内で針とプローブを扱うための補助機器を使用するべきである。IVR 手技による作業被ばく線量の例を 7.4.1 節に示す。血管及び非血管 IVR における線量は同程度である。</p>
<p>7.6 整形外科／外科的手術</p>
<p>(181) 整形外科的又は外傷の手術において、CBCT は主に骨の解剖学的構造に対する骨折及びインプラントの位置を確認するために（特に、骨の解剖学的構造に対するインプラントの位置の明確化に透視のみでは不十分な場合）用いられる（表 7.6）。例えば透視のみでは、関節面に対するねじの重要な位置関係が不明なままであることがある。CBCT はこの位置関係の明確化に役立つと考えられる。また CBCT は、脊髄神経など重要構造のごく近傍で IVR が行われる脊椎手術においても、非常に役立つ。CBCT データセットは、手技中のインプラントの位置確認や、術中ナビゲーションのためのデータセット取得にも用いられる。四肢専用の CBCT シス</p>

テムは、IVRなどで使用されるその他のCBCTシステムと同じ原理に基づいており、Cアームがもっとも一般的なプラットフォームである。四肢及び脊椎固定術には、もう1つのシステム(Oアーム)が一般的になりつつある。Oアームシステムは、CTガントリベースの設計の利点とCアームベースの設計の柔軟性を組み合わせたものである。基本的にはテレスコープ式のガントリを備えたCアームシステムであり、CTとするためにこれを延長してリングを完成させOアームとしたのである。したがってこのガントリは、標準Cアームとして機能したり、又はOリングを完成させてシステムをCTのようにガントリにし、FPDとX線管が自由に回転できるようにしたりもできる。通常CBCT撮影は、腹臥位又は背臥位で術中に行われる。体重支持状態の膝の画像撮影のための立位、及び上肢/下肢を伸長させた座位(Zbijewskiら, 2011)によるものも報告されている(Tuominenら, 2013)。

7.7 泌尿器科

(182) Cアームを用いたCBCTにより、泌尿器科の手術室で断層撮影を行うこともできる。泌尿器科手技では標準的なパルス透視のほか、術中の3D再構成を行うことができる。様々な操作モードが利用可能である。高コントラスト構造を撮影する際は、低線量プロトコルが適切であろう。例えば、経皮的腎切石術中に、石灰化結石やその他の石灰化構造を撮影する際、画像のノイズは高いが腎結石を視認できるので、低線量プロトコルを使用すべきである。尿路及び集合管への造影剤の逆流をCBCTで撮影する際も、同じ推論が当てはまる(Royら, 2012; Michelら, 2014)。

(183) 使用者は、低線量プロトコルを使用すべきであり、腎結石、骨盤内の石灰化、金属器具、及び造影剤された尿路系の検出に十分である。

7.8 耳鼻咽喉及び頭部の診断又は手術

(184) 頭頸部における利用と同様に、CBCTはENTにおける利用に適している。なぜなら、この領域が副鼻腔、側頭骨及び頭蓋底などの構造からなり、主に骨、空気及び軟部組織から構成されているので元来コントラストが高いからである。したがって、画像のノイズは比較的高いのだが、CBCT撮影の診断的有用性を損なうことなく、許容範囲内である。CBCTシステムの高い分解能は、頭蓋底や中耳といった小構造に実に適している。加えて、必要な解剖学的構造を撮影するために、比較的小さいFOVで足りる。ENT領域のスキャンにおいてスキャンアークの位置は、水晶体や甲状腺などの感受性の高い臓器の放射線被ばくに影響する重要な要素である(Dalyら, 2006)(表7.7)。ENTにおけるCBCTのその他の利用は、Hodezら(2011)及びMiracleとMukherji(2009b)により記載されている。側頭骨や副鼻腔の撮影など、大半の診断的ENT手技では、患者を座位とする専用の装置が用いられる。これらの装置は、低線量であることや患者の快適さに加え、高い空間分解能が大きな利点である。そのためこれらの装置は、人工内耳など、側頭骨のインターベンションの術前計画に利用されることが多くなっている。この技術の日常診療への応用は急速に進んでおり、この傾向はこれから加速するだろう。

7.9 歯顎顔面

(185) CBCTは、ここ数年の間に、歯顎顔面の撮影に使用されるようになり、その使用は増加の一途である。これは主に、歯と歯周囲組織、それらの下顎骨及び下顎骨内での位置、及び近くの神経やその他構造との関係を見るために撮影される。このような高コントラスト構造にはCBCTの持つ高い空間分解能が適しており、多くの場合非常に良い画質が得られる。画像は診断目的、術前計画、術後評価、この領域におけるナビゲーション手術での画像ガイドに用いられている。骨折、歯根部周囲病巣、歯周病などの疾患による変化は、高コントラスト構造に影響を与えるので、CBCTを用いて正確に画像化することができる。FOVは通常、患者周囲を1周することで、顎顔面領域を十分にカバーする。さらに、専用の小体積(例えば4×4cm)の撮影を用いることで、1つの歯根など小さい関心領域を高分解能で撮影できる。初期の装置はイメージインテンシファイアを使用していたが、最近のシステムではほぼ例外なくFPDが使用されている。大半のシステムは座位型又は立位型の装置であり、垂直軸に沿って水平面で回転する小型のCアームから構成され、患者を真つすぐに座らせて撮影する。歯顎顔面用CBCTの用途は、De Vosら(2009)により記載されている。(2009)。

(186) 歯顎顔面用CBCTの線量には非常に幅があることがわかっており、また歯科放射線科領域におけるさまざまな診断目的に使用されるため、他にもある2Dや3Dの歯科イメージングモダリティの中で、この手法の適正使用は、これが1998年に歯科に導入されて以降、大きな問題でありつづけている。MDCTに比べて低線量で高い空間分解能をもつことから、歯顎顔面用CBCTは硬組織の3D画像撮影を必要とする用途に対し、MDCTの適切な代替手段と考えられる。ただし、2Dイメージングモダリティ(例えばパノラマX線撮影又は頭部X線撮影)に対して補助的又は代替法として用いた場合、集団線量が増加する。多くの場合、CBCTがもつ3Dとしての性質により、2DのX線撮影に比べて診断における有効性は高くなるが、特定の用途では2DのX線撮影で十分なことも多い。SEDENTEXCTプロジェクトにおいて、詳細なエビデンスに基づくガイ

<p>ドラインが決定されている (EC, 2012a)。このガイドラインには、正当化、参照規準、最適化、訓練、QA 及びスタッフの防護など種々のテーマを含んでいる。SEDENTEXCT では、線量、診断での使用、及びその他 CBCT に関連したテーマに関して、綿密な文献レビューと実験的研究に基づき、20 の「基本原則」が規定されている。</p>
<p>(187) 歯科における CBCT の過剰な使用は、集団線量を増加させると考えられるため、これら基本原則のいくつかは正当化に関連する。患者の病歴と臨床情報が得られており、CBCT により新たな情報が付加されると予想され、また 2D の X 線撮影では問診で解決できない (又は解決できると考えられない) 場合にのみ、歯科における CBCT の使用は正当化される。毎回の検査が個々に正当化されるのでなければ、CBCT 検査を繰り返すことは避けるべきである。また、歯顎顔面用 CBCT は、軟部組織の画像診断に使用するべきではない。</p>
<p>(188) 歯顎顔面用 CBCT における重要な最適化の原則は、各検査の適切な体積選択に関連する。多くの場合、関心領域は撮影前に明確に分かっている。そうでない場合には、正面及び側面のスカウト像によって必要な体積が決定される。患者線量を著しく低くできるので、可能な限り小さな体積が常に選択されるべきである。高線量と低線量のどちらを選択するかは、達成可能な最低線量で十分な診断画質を保証しつつ、最適化の原則に従うべきである。</p>
<p>(189) CBCT 画像にはしばしば、診断する関心領域以外の構造物も含まれることがあるため (ただしこれは、FOV を小さくすることによってできる限り制限するべきである)、EC ガイドラインでは、関心領域についてのみではなく、画像全体について読影・報告されるべきものとしている。スキャンされる領域によっては、口腔放射線診断医又は一般の放射線診断専門医の関与を必要とする。</p>
<p>(190) 表 7.8 には人体形状ファントムを用いて測定した、歯顎顔面用 CBCT における実効線量の範囲の概要である (EC, 2012a)。歯顎顔面用 CBCT で測定された、最新の実効線量の概要については、Bornstein ら (2014) 及び Al-Okshi ら (2015) による体系的論評を参照されたい)。ただし、組織加重係数は単なるリスクの指標であるので、頭部における組織線量の記述に使用するには実効線量は好ましくなく、特定の組織に対する等価線量又は吸収線量が多くの場合に推奨される。様々な測定法が用いられているので (例えば熱ルミネッセンス線量計の設置)、異なるさまざまな線量計測研究の精度及び互いの同等性には限界があるが、表 7.8 に患者線量は著しく異なることを示す。これは、用いられる被ばくのパラメータに大きなばらつきがあることを反映している。体積は、一つの歯のスキャンに十分な数 cm³ から、頭部のほとんどをカバーする数千 cm³ まで、大きな幅がある。さらに、歯顎顔面用 CBCT に用いられる kVp は標準化されておらず、70~120 kV の範囲にある。臨床的に利用されている mA は 20 倍を超えるばらつきがあるが、おおむね 25~150 mAs である。委員会は、各撮影における歯顎顔面用 CBCT の被ばくパラメータを標準化するよう勧告する。</p>
<p>(191) 小児は放射線感受性が高く、体が小さいことから、歯顎顔面用 CBCT の適用には特に注意が必要である。成人への適用と同様、FOV を制限し、照射条件が最適化されている場合、小児に対しても MDCT の代わりに CBCT を使用することで、著しい線量低減が得られる場合がある (口蓋裂など)。しかし、2D の X 線撮影の補助として又はその代わりとして使用したとき、特に大きな体積の撮影が必要な場合 (歯科矯正の計画立案など)、診断上の有益性に見合わない患者線量が用いられるかもしれない。小児における CBCT の適応範囲を広げるには、診断上の有効性に関するエビデンスがもっと必要である。表 7.9 は、10 歳及び青年の人体形状ファントムにおける実効線量測定値である。小児の頭部は撮影範囲が比較的大きいことから、照射条件を調整しないと成人に比べて実効線量が高くなる。一部の CBCT のモデルでは、事前設定された「小児用線量」の被ばくパラメータが利用できる。これは一般に mA の低減に対応している。その他のモデルでは、オペレータが照射条件を修正することができる。歯顎顔面用 CBCT では AEC はほぼ導入されておらず、1 社の製造業者が過去に数年間これを採用したのみである。</p>
<p>(192) 甲状腺について 0.03~10.0 mGy、脳について 0.02~9.3 mGy、水晶体について 0.03~16.7 mGy の吸収線量が報告されており (Ludlow ら, 2006; Hirsch ら, 2008; Ludlow と Ivanovic, 2008; Pauwels ら, 2012b)、実効線量の幅は広くなる。歯顎顔面用 CBCT では種々の線量指標が測定されている。英国健康保護局 (HPA) の 2009 年の報告では、41 か所の歯顎顔面用 CBCT 施設で KAP が測定された。4×4 cm の照射野に結果を正規化したとき、100 mGy cm² 未満から 2,300 mGy cm² を超える範囲の数値が得られている (HPA, 2010a)。</p>
<p>(193) 1 m の距離での作業者の被ばくは、1 回のスキャンあたり 2~40 µGy の範囲にあると報告されている。ちなみに、口腔内及びパノラマ X 線撮影の 1 m の距離での散乱線量は、1 回あたり 1 µGy 未満である (EC, 2012a)。歯顎顔面用 CBCT に関する EC ガイドラインでは「CBCT 装置からの作業者の防護については、EC の刊行物である『放射線防護 136. 歯科放射線科における放射線防護に関する欧州ガイドライン (Radiation Protection 136. European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology)』の 6 節に詳述されている指示に従うこと」と述べられている。</p>

7.10 乳房

(194) この数十年、乳がん検診にはマンモグラフィが標準的な画像検査法として利用されている。多くの地域ではスクリーン-フィルムに代わりデジタルマンモグラフィが用いられてはいるものの、マンモグラフィが持つ投影撮影という性質は、デジタルマンモグラフィの導入によっても変化していない。すなわちデジタルマンモグラフィもまだ、3Dである乳房の2D投影像を取得するために、乳房を圧迫する必要がある。デジタルマンモグラフィの方が、X線撮影で高濃度乳房である50歳未満の女性において、小病変の検出に僅かに有効性が高いことが証明されている(Pisanoら,2005)。また、デジタルマンモグラフィではスクリーン-フィルムX線撮影に比べて乳房の被ばく線量が低いことも示されている。2010年の研究では、1ビュー当たりの平均乳腺被ばく線量は、スクリーン-フィルムマンモグラフィで平均2.37 mGyであったが、それに比べてデジタルマンモグラフィでは22%低かった(1ビュー当たり1.86 mGy)(Hendrickら,2010)。デジタルマンモグラフィでは、デジタル補正法によりコントラストを(限度なしに)回復することができる。したがって、デジタルマンモグラフィではスクリーン-フィルムマンモグラフィに比べて硬いX線スペクトルを使用でき、このことが、いくらか線量を低下させることができる主たる理由である。硬いX線スペクトルは、様々な陽極/フィルタの組み合わせ(例えばモリブデン/モリブデンの代わりにタングステン/ロジウム)と、高めの平均管電圧を用いることで達成される。

(195) 2Dのマンモグラフィでは構造の重なりにより、正常が異常に、異常が正常に見えてしまうことがあり、正常な乳腺実質により生じるこのような解剖学的ノイズは、がんの発見を困難としている。CTの原理に基づく3Dのアプローチは、特に高濃度乳房における乳がんの発見を改善するだろう。乳房の「3D」撮影には、デジタル乳房トモシンセシスとbCTという2つのアプローチが提案されている。乳房トモシンセシスでは、乳房周囲でX線管をある角度で振ることができるように改良されたフルフィールド・デジタルマンモグラフィシステムによって得られる複数(15~30枚等)の低線量デジタル2D投影像を用いている(Niklasonら,1997; Poplackら,2007)。トモシンセシスとは、このデータの取得戦略に与えられた名称で、正式には制限角度断層撮影と考えられる。

(196) 1回の乳房トモシンセシスの取得(振り角28°で11回の低線量投影から成る)における患者被ばく線量は、平均的な厚みの乳房で約4 mSvである。これはデジタルマンモグラフィに用いられる線量の約2倍である(Poplackら,2007)。標準プロトコルがない製造業者のデータに基づいたものだが、最近の乳房トモシンセシスによる平均的な乳房に対する線量は、1.66~1.90 mGyと推定されている(Michellら,2012)。さらに最近のトモシンセシスシステムは、多数のX線投影を用いているが、乳房の累積線量は一般的な単一視点のデジタルマンモグラフィと同程度である。

(197) bCTについては現在、それが実臨床に導入可能なかどうか、事前の評価が行われている。この技術は、コントラスト分解能や2D画像における構造の重なりによって生じる問題など、従来のマンモグラフィの欠点に対処するよう開発されたものである(O'Connellら,2010)。大半のbCTシステムはFPDを利用しており、したがってCBCTシステムといえるが、乳房画像検専用のヘリカルCTシステム的设计も進行中である(Kalenderら,2012)。

(198) bCTでは乳房を下垂させて撮影するが、初期には平均乳腺線量を見積もる方法は確立されていなかったため、これを計算する方法を開発する必要がある。下垂させた乳房の360°スキャンに適切な、いわゆるDgNCT値の包括的な表を作成するため、モンテカルロ法が用いられている(Booneら,2004,2005)。

(199) コーンビームベースのbCTシステムは、乳房を完全に囲む2D投影を取得するFPDを使用している。通常、片側乳房スキャンには10~17秒を要する。この時間内に約300~500の投影像が取得される(O'Connellら,2010; Packardら,2012)。このシステムは低線量になるよう設計され、平均乳腺線量は女性1人の2方向マンモグラフィと同程度の低さになりえる。被ばく線量は明らかに、乳房の大きさや組成により異なる。したがって、小さ目の乳房では線量は低く、大き目の乳房には高めの線量が照射されることになる。報告されている平均乳腺線量は、4~12.8 mGy(O'Connellら,2010)、及び2.5~10.3 mGy(Lindforsら,2008)の範囲である。O'Connellら(2010)による上記研究における従来のマンモグラフィの平均線量は2.2~15 mGyである。

(200) 現在、bCT法には微小石灰化の発見及び腋窩領域の撮影に関して若干の限界があり、そのいずれも従来のマンモグラフィの方が優れている(Lindforsら,2008; O'Connellら,2010)。高分解能の検出器システムによってbCTの空間分解能は改善し、したがって微小石灰化の検出能も改善すると考えられる(Kalenderら,2012)。

(201) 多くのCT撮影と同様、作業者は患者の近くにいる必要はないので、bCTによる作業者の被ばく線量はごく僅かである。もちろん、bCT室の適切な遮蔽は不可欠と考えられる。臨床的な撮影環境で、bCT装置がさらに一般的になった場合、遮蔽についての1つの問題が生じる。これらのシステムはマンモグラフィシステ

<p>ムに比べて高いエネルギーの X 線スペクトルを利用しているため、マンモグラフィ室に bCT システムを設置する場合は、部屋の遮蔽を追加する必要がある可能性がある。部屋の遮蔽に関する詳細は 6.2.4 節に示す。</p>
<p>8 CBCT の訓練に関する考察</p>
<ul style="list-style-type: none"> 放射線防護における訓練レベルは、予想される放射線被ばくレベルに見合うものである必要がある (ICRP, 2009)。 診断目的で CBCT を使用する予定の全ての作業者は、診断目的の CT と同様の訓練を受ける必要があり、また IVR のために CBCT を行う予定の全ての作業者は IVR-CT と同様の訓練を受ける必要がある。
<p>8.1 序文</p>
<p>(202) Publication 113 (ICRP, 2009) には、診断及び IVR 手技のための放射線防護についての医療従事者の訓練について、重要な情報及びガイダンスが示されている。本章に示す情報の大半は、これからの引用である。</p>
<p>(203) ICRP では、医療従事者のための放射線防護の訓練プログラムは、対象の者が関与する種類の撮影行為に重点を置くべきである、とされている (ICRP, 2009, 2010)。</p>
<p>(204) 訓練の主な目的は、オペレータが本来の仕事量を減らさずに自身の被ばくを抑え、さらに、画質や意図する臨床目的を損なうことなく患者の被ばくを抑えるために、放射線防護の原則、ツール及び手法を用いて撮影行為の質的向上をもたらすことにある。それは必要な技能の獲得に焦点が絞られていなければならないのだが、残念ながら多くの場合、訓練は時間数という要件を満たす、という形をとっている。時間的要件は重要な基準ではあるものの、参加者が職業及び患者被ばくを低減するための技術を学ぶ、という点が不可欠である。世界の多くの地域では、画像診断部門以外で放射線の使用にかかわる医療者の訓練が全く行われていないか不十分である。委員会は、教育及び訓練のレベルは、放射線の使用及び予想される放射線被ばくレベルに見合うものである必要がある、と勧告してきている (ICRP, 2009)。画像診断部門以外で CBCT の使用が増えるに従い、作業者の教育及び訓練の必要性も高まる。診断又は IVR のために、CBCT の操作、及び CBCT の結果の解釈に直接関わる専門家は、そのキャリアのスタート時に放射線防護の教育と訓練を受け、再教育及び専門能力開発訓練をその職業人生を通して継続すべきである。継続的教育には、新たな装置又は手法が導入されたときの、関連する放射線防護ツール及び手順に関する特殊な訓練も含まれる。</p>
<p>(205) 大半の国々の法律では、医療被ばくに責任を有する者が放射線防護の訓練を適切に受けていることを義務付けているが、(現在そうっていない場合は) 義務付けるべきである。</p>
<p>(206) 放射線防護における訓練の後には、訓練プログラムから得られた知識の評価を行うべきである (正式な試験システム)。</p>
<p>(207) 訓練を終えた作業者は、適切な認定試験に合格することで、そのカリキュラムに規定されている知識をもつことを実証できなければならない。</p>
<p>(208) CBCT 手技のサポートをする看護師及びその他の医療従事者は、自身の被ばく及び他者の被ばくを最小限に抑えるため、放射線リスク及び放射線防護をよく理解している必要がある。</p>
<p>(209) 医学物理士は、自身の施設で実施される特定の手技の臨床面を、よく理解する必要がある。</p>
<p>(210) 訓練の提供及び能力評価という問題は Publication 113 (ICRP, 2009) で扱っている。</p>
<p>(211) 歯顎顔面用 CBCT の場合、それに特化した基本訓練要件が European Academy of Dentomaxillofacial Radiology により作成され発行されている (Brown ら, 2014)。</p>
<p>8.2 カリキュラム</p>
<p>(212) CBCT に関与する専門家の大部分は、医療放射線物理学及び放射線防護の教育を事前に受けているものと予想される。したがって、このような場合には簡単なオリエンテーション訓練で十分であると考えられる。診断目的で CBCT を使用する予定の全ての作業者は、診断目的の CT と同様の訓練を受ける必要があり、また IVR のために CBCT を用いる予定の全ての作業者は、IVR-CT と同様の訓練を受ける必要がある。この際、先に規定した線量レベルと使い方を考慮して行う。</p>
<p>(213) 大半の組織では、一定の時間数の教育と訓練を要求する、比較的簡単な方法に従っている。委員会は、必要な時間数に若干の勧告を行ってはいるが、それはガイドラインとしての機能を果たすべきであるからであり、厳格に適用されるべきというものではない (ICRP, 2009)。時間数に関してガイダンスを与えると、訓練の実施と訓練活動のモニタリングという点でメリットはあるが、1つのガイドに過ぎないのである。</p>
<p>(214) 多くのプログラムは、その目的が達成されたか否かの評価に失敗している。他のプログラムでは、取得した知識を評価するために訓練前後の試験を行っているが、実践的な技能の取得を評価している訓練プロ</p>

ラムは少ない。訓練の時間数を指示するよりも、知識と技能を評価する調査票及び試験システムを開発することを促す方が、適切であろう。訓練の程度は、その業務に用いられる放射線レベル、及び患者や作業者の過剰被ばくの可能性に応じて決められる。

8.3 誰が訓練を実施すべきか？

(215) この問題の重要性を考慮し、ここでは Publication 113 及び／又は 117 (ICRP, 2009, 2010) の文言の多くを再掲する。訓練成功の第一のポイントは、その訓練で取り扱わなければならない業務の実際の状況について、訓練を実施する者がはっきりと理解しているということにある。訓練を実施する主要な者は通常、放射線防護の専門家（通常は医学物理士）であり、放射線が使用される実地臨床に関する知識を持っているべきである。したがって訓練を実施する者は、放射線の性質、放射線の測定方法、放射線と人体の組織との相互作用、放射線によってもたらされる可能性のある影響のタイプ、放射線防護の原則と理念、国内外のガイドラインについて知識を有しているべきである。放射線防護が世界のほとんどすべての国で法制化されており、自国の法律、個人と組織の責任を理解していることが不可欠である (ICRP, 2009)。

(216) 訓練では、人々が日々の業務で扱う可能性がある事項を取り上げるべきである。放射線防護の訓練を実施する者の多くは、誘惑に負けて、放射線単位や放射線と物質との相互作用といった基本的な内容、さらには原子構造と原子放射線の詳細な情報といった内容を、訓練参加者や実際の目的にかなった内容よりも詳細に取り上げがちである。そのような内容も、基本的教育プログラムにおいて不可欠ではあるが、放射線防護の訓練においては、意味が分かる程度の説明にとどめるべきである。訓練を実施する者が成功するためには、純粋に学術的な定義などについて詳細に教育するのではなく、その情報が参加者にとって有用かどうかを指針とすべきである。規制要件にも同じことがあてはまる。訓練指導者は、放射線を使用する人のことばで語りかけ、科学と規制要件の正確性を損なうことなく、必要な情報を伝えるべきである。病院の日々の仕事で放射線を使い、放射線を患者に照射している医療従事者は、非常に病状の悪い患者を扱う際の実際問題について知識を持っている。多くの患者を扱わなければならないために、時間的制約があることも理解している。彼らは、自身が扱う放射線装置に関連する問題を理解し、問題が生じたときに放射線測定の手段及び放射線防護の手段がないことを理解している必要がある。臨床医及び撮影の専門家の講義を組み入れることが望ましく、良い放射線防護事例と悪い事例を中心に述べてもらうのがよい。訓練を実施する者がこれらの講義に参加し、出てきた問題にコメントしたり説明したりすることは有益と思われる。

8.4 サービスエンジニアの訓練

(217) サービスエンジニアは、場合によっては CBCT 技術に精通していないことがある。例えば歯顎顔面用 CBCT において、一部の製造業者はそれまで CT 装置を扱った経験がなく、サービスエンジニアは CBCT の技術に適切に対応していない。製造業者は、サービスエンジニアの適切な訓練を保証しなければならない。

9 品質保証(QA)プログラム

9.1 序文

(218) QA プログラムの目的は、装置の安全性と性能を仕様に沿って維持すること、さらに防護の最適化を保証することである（すなわち、患者及び医療スタッフの被ばく線量を最小限に抑えながら適切な画質を達成すること）。本報告においては、QA プログラムは CBCT 装置の受け入れと試運転、装置の性能の定期的な試験とメンテナンス、患者撮影のプロトコル、作業員及び患者の線量、作業員の訓練、ポリシーと手順の遵守から構成される。

9.2 CBCT 装置の品質管理

(219) 品質管理は装置を設置した時点から始まり、その耐用年数を通じて継続される。装置の受け入れ試験、試運転、及び状態試験は、システムが国内及び国際規格に基づく製造業者の仕様に従って作動することを保証するべきである。受け入れ時点では、画質と線量についてのベースラインの測定値を、これらの要素に影響するパラメータと共に取得するべきである。これらの測定値は、後日の測定値と比較するための目安として用いられ、システムの性能が低下して是正措置が必要かどうかを示すことができる。

(220) 装置の試験は、安全システム、X 線発生装置の性能、画質、幾何学的条件、表示及び線量測定といった 6 つのカテゴリに分けられる。安全システムの試験は、警告灯、扉や衝突防止のためのインターロック、ポータブル型シールド、緊急停止システムの適切な動作を保証するためのものである。X 線発生装置の試験は、X 線システムの正しい作動を保証するためのものである (kV, mA, 照射時間及び線形性が正確に生じるかを含む)。画質試験は、ノイズ、均一性、コントラスト及び分解能の測定などを行い、取得した画質が臨床用途に適していることを保証するためのものである。これらの試験は、画質の劣化が起こらないようにするために必要な頻度で実施されるべきである (IEC, 2006)。定量的試験に加え、アーチファクトを発見するために、画

像の目視検査も実施されなければならない。ジオメトリー試験によって、システムの適切なアライメントとスケールリングが保証される。放射線治療の用途では、CBCT 画像のアイソセンタのジオメトリーを毎日確かめることで、画像と治療装置のアライメントが保証される。しかし、歯顎顔面及び IVR の用途では、外部座標系とのアライメント調整は不要かもしれない。したがって、テスト画像のスケールリングのみが必要となる。画像の読影時に情報が消失しないように、表示試験により、画像が一貫し、かつ忠実に表示されることが保証される。最後に線量測定試験で、ファントム線量を評価する。この際、本書で前述した、また付属書 A に示したような、CBCT に適した標準測定プロトコルを用いる。その他の試験の実施に必要な装置及び試験法は、Radiation Protection Report No. 162 (EC, 2012b) 及び Report 91 (IPEM, 2005) 等の刊行物に記載されているが、後者には CBCT 装置について特段の記載はない。

(221) 画質の評価及び線量測定には、ファントム及び試験の標準化が必要である。加えて製造業者は使用者に対し、日常的な性能確認のための適切な試験対象を提供するべきである。

(222) CBCT 装置の日常試験のスケジュール及び適用範囲は、ある程度、その臨床用途によって異なる。6 つの組織が推奨している検査スケジュール (3 つは歯科用、3 つは放射線治療用) を表 9.1 に示す。この問題に関する各国の勧告も認識されるべきである (DIN, 2013, 2014 等)。これらのスケジュールはほぼ同じ内容であるが、一部の特別な検討事項に注目する必要がある。患者又は作業者と衝突する可能性がある、むき出しの可動ガントリをもつ CBCT 装置の場合、システムの安全性について日常点検を実施するよう推奨される。CBCT 画像の座標を用いて放射線治療の加速器又は手術用具を制御する場合は、座標系が正確かどうかの日常点検が推奨される。診断又は計画立案のために正確な濃度情報 (HU 等) を使用する場合には、これらの数値を少なくとも月 1 回は試験すべきである。そのため使用者は、これらの全般的なガイドラインを考察しつつ、臨床目的に基づいたリスクベースの QA プログラムの情報とする必要がある。

9.3 患者線量の報告

(223) CBCT における線量報告の必要性は、放射線防護の最適化の原則に従ったものである。線量の正確な追跡なしには、患者線量を合理的に達成可能な限り低いレベルに最適化することはできない。線量追跡を達成するための最も簡単な方法は、イメージングコンソール上に線量を電子的に表示し (ICRP, 2004), DICOM 構造化線量レポートとして照射線量を患者の診療録に記録することである (IEC, 2012)。表示される線量推定値の誤差は 20% を超えてはならない (IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2012b)。

(224) MDCT システムでは現在、照射線量の推定値を直接コンソール上に数値的に CTDIvol 及び DLP として表示するのが標準的である。これらの推定値はファントムに対する線量であり、患者に対する線量ではない。患者サイズ及び個々の患者に使用するスキャンパラメータに基づき患者線量を推定する方法が、開発されるべきである。医学物理士は QA プログラムの一環として、これらの数値の正確性を少なくとも年 1 回、又は線量に影響する可能性がある装置の修理が行われた際に、検証するべきである。CBCT システムの場合、線量報告のためのシステムは国際レベルでは標準化されていない。HPA (2010b) 及び EC (2012a) は、歯顎顔面用 CBCT システムでは線量推定値を KAP として表示するよう勧告している。QA プログラムは、KAP か CTDI と DLP かを問わず、各装置で報告される線量推定値を検証するように作成されていなければならない。

(225) 電子診療録に患者線量を電子的に転送することで、複数の手技で照射される 1 人の患者に対する年間線量及び生涯線量の追跡が大幅に容易となる。MDCT システムでは、このアイデアを DICOM 構造化線量レポートを用いて実装しており、通常は CTDIvol と DLP として線量を表している。CTDIvol と DLP を PACS に電子的に転送することは現在、米国のカリフォルニア州法で義務付けられている (California Senate Bill SB1237, 2010)、また EC によっても提案されている (2011)。電子的報告は、記録された線量を DRL で比較しようという取り組みをさらに支持するものである。このコンセプトは、最適化のために ICRP が勧告している (ICRP, 2007c)。線量登録制度は患者線量の評価を促すもう 1 つの手段の候補である。

9.4 診断参考レベル (DRL)

(226) DRL は、使用者が画質と線量低減の両方の性能を最適化する手がかりとするため、政府組織や専門団体によって定められている。これらの取り組みは、MDCT 撮影においては成熟しているものの、CBCT における DRL の設定に向けてはあまり進展していない。HPA が行った 41 の歯顎顔面用 CBCT 装置に関する KAP 値の予備的監査では (2010b)、標準成人患者における上第一大臼歯のインプラントについて、達成可能線量は 250 mGy cm² (アイソセンタで 4×4 cm に相当する面積に正規化) と提案されている。この達成可能線量は SEDENTEXCT Consortium (EC, 2012a) において採択され、さらに種々の歯顎顔面用 CBCT の用途に関する「確固とした DRL を確立するためには、大規模な調査によるさらなる研究が必要である」との意見が加えられた。この意見は、他の CBCT の用途にも広げられよう。

(227) 画像プロトコルの標準化が行われている施設では、プロトコルは公表されている DRL 内であるべき

<p>である。国際的又は国の DRL が確立されるまでは、一般的な手順に関する各施設の方針に情報を提供するために、ローカル DRL (LDRL) が QA プログラムの一環として定められるべきである。LDRL は平均体型の患者に照射される平均線量から設定し、小児には別途 LDRL を設定する (IPEM, 2004)。標準化されたプロトコルの監査は定期的に行い、遵守状況を確認する。現在、DRL のデータは不足している。</p>
<p>9.5 監査</p>
<p>(228) イメージングシステムの最適な使用を保証するため、患者画像検査の定期的監査が推奨される。この監査では、画質、位置決め、FOV、患者の体動及び線量指標が考慮されるべきである。特に、高線量 CBCT 及び反復 CBCT が調査されるべきである。SEDENTEXCT Consortium では、不合格であった場合には年 2 回の監査を行い、線量監査は 3 年ごとに行うよう勧告している (EC, 2012a)。</p>
<p>10 勧告</p>
<p>(229) CBCT 技術が広く普及し、新たな用途も加わったことで、以前には CT を使用しなかった医療専門家にも CBCT は身近なものとなった。以前の刊行物、特に Publication 87 及び 102 (ICRP, 2000a, 2007a) において示した ICRP の放射線防護の原則及び勧告は、これらの比較的新しい用途にも当てはまることから、これを遵守する必要がある。</p>
<p>(230) CBCT の多くの用途では、MDCT と同程度の患者線量が用いられることから、作業者を適切に保護するため、室内のレイアウト及び遮蔽要件も同様のものとする必要がある。</p>
<p>(231) 医師には、各 CBCT 検査が正当かつ妥当であることを確認する責任がある。</p>
<p>(232) 診断的 CBCT 検査に患者を紹介する際には、依頼医師は MDCT, MRI 及びその他のイメージングモダリティと比較したときの CBCT の長所と短所を知っている必要がある。CBCT の使用に関する判断は、画像の専門家と相談したうえで下すべきである。</p>
<p>(233) 製造業者には、CBCT における標準化された線量測定及び線量表示法を、ICRU Report 87 (ICRU, 2012) など国際的な勧告に準拠して実装することが要求される。残念ながら現時点では、CBCT 装置に表示されている線量には大きなばらつきがある。使用者は装置間又はプロトコル間で線量を比較できない。</p>
<p>(234) 透視及び断層撮影に CBCT システムを使用する場合、線量の定量化に新たな課題が生じる。所定の検査において透視と CBCT を併用する可能性がある場合、手技全体で個々の患者に照射される線量を集計する方法を策定する必要がある。</p>
<p>(235) ある特定の患者の線量の記録、報告及び追跡は、製造販売業者で一貫した方法で行える必要がある。</p>
<p>(236) ある地域でローカルに設定されている基準値と比べて高い患者線量にならないよう、近年 CT において実装されている線量チェックアラートなど、抑制と均衡を実現する必要がある。</p>
<p>(237) 部分回転スキャンの場合に、甲状腺、水晶体、乳房及び性腺など放射線感受性が高い臓器を検出器側におくことは、これらの臓器の放射線防護のために用いられるべき CBCT の有用な機能の 1 つである。</p>
<p>(238) 多くの装置では当初、透視のみを行うことができたが、現在では CBCT も行えるようになっている。CBCT によって有益な臨床情報が得られ、重なっている構造を取り除くことができることから、使用者は CBCT モードを多用する誘惑にかられるだろう。使用者は、そのシステムの CBCT の機能が、低線量の「透視撮影」ではないことを理解しておく必要があり、このモードを慎重に使用しなければならない。</p>
<p>付属書 A CBCT における患者線量の評価</p>
<p>(A1) この付属書では、CBCT における患者線量の測定と、その限界に関する詳細を記述する。要約は 5 節に示す。CBCT における線量測定のさらに広範な説明は、Report 87 (ICRU, 2012) を参照のこと。</p>
<p>A.1 CBCT における線量測定</p>
<p>(A2) CBCT では、比較的大容量の 3D 画像撮影のため、幅広い X 線ビームを使用する。1990 年代の中頃以降、MDCT ではスライス数が増え続け、それに伴って X 線ビームの幅も広がっている。高性能の広範囲 MDCT 装置によって得られる z 軸方向の撮影範囲は、今日、CBCT のそれに匹敵するものである。開発が進んだことで、より適切な広範囲検出器となるよう、CT 線量測定法を改良しようという動きが生まれた。結果として、測定法が確立されており、ファントムが既に存在する MDCT 線量測定の研究の一部は、CBCT の線量測定に活かすことができる。この付属書には、標準的なナロービームの MDCT の形式を CBCT に直接応用する際の欠点を考察する。CBCT 線量測定の包括的な枠組みを構築するため、これらの問題の解決法を記述する。</p>
<p>(A3) CT 線量測定は CTDI のコンセプトを中心に進化してきた。1980 年代に導入されて以降 (Shope ら, 1981)、CTDI は採用する組織 (米国食品医薬品局、IEC、及びその他類似の政府機関) に応じて様々な様式を</p>

とっている。CTDI は主に、様々な CT 装置の線量特性を比較するため、装置の性能の安定性試験（品質管理）のため、さらに場合によっては、（CTDI は患者線量の直接評価を行うものではないという事実にもかかわらず）患者線量推定のために用いられてきた。CTDI のコンセプトの広範な説明は、Report 87 (ICRU, 2012) を参照のこと。

(A4) 最新の CT 及び CBCT 装置で使われているワイドビームにより、CTDI の測定はますます複雑化している (Abuhaimed ら, 2014)。公称ビーム幅が 20 mm であったとしても、100 mm の長さで測定される CTDI (CTDI_{H100}) ではポリメチルメタクリレート (PMMA) ファントムの線量プロファイルの端の部分のカバーできないことは明らかである。CTDI_{H100}/CTDI_∞の比率は「CTDI 測定効率」と呼ばれる。Kyriakou ら (2008b) は、200 mm のコリメーションで、CTDI_∞を 1%以内で近似させるためには、600 mm を超える積分長が必要であろうことを明らかにしている。

(A5) CBCT 照射野を動く（できれば空中の）ポイント線量検出器を用いた、O アームシステムにおける代替的な CTDI 推定法が提案されている (Herrnsdorf と Söderberg, 2013)。

(A6) CTDI 測定効率に関する問題が、ワイドビーム CT 線量測定の新たなアプローチの基礎となった。IAEA (2011a) は、IEC (2010) により提案された 2 段階アプローチを採用した。この改良アプローチに関する詳細は、Report 87 (ICRU, 2012) を参照のこと。

(A7) CTDI 単独では患者線量の有用な指標ではないことを明言しておくことは有益であろう。CTDI 様の測定値と線量を関連付けるため、相対的な患者線量指標として臨床現場では CTDI_{vol} と DLP が広範に使用されてきている。CTDI_{vol} と DLP の関係は次式のようになる：

$$DLP = L \cdot CTDI_{vol}$$

ここで L はスキャン長である。この CTDI_{vol} のパラダイムは、ヘリカルスキャンを用いない、あるいは患者を動かさない場合には問題がある（多くの CBCT 装置と同様に）。このような場合には、CTDI_{vol} 値は線量を著しく過大評価したものとなる (Dixon と Boone, 2010a)。

A.2 Point-of-care スキャン法及び臨床ベースの CBCT システム

(A8) 臨床ベースのシステムには、頭頸部 CBCT、bCT 及び歯顎顔面用 CBCT がある。歯顎顔面用 CBCT 装置の特徴は、システムに応じて様々な FOV サイズが提供されているという点である。これにより、局所領域（すなわち一つの歯とそのごく周辺）のスキャンや顎顔面のスキャンが可能となる。水平コリメーションの使用やその他の要素により、軸位面の線量分布が複雑になり、線量測定にはさらなる課題が加わる (Pauwels ら, 2012a)。加えて歯顎顔面用 CBCT システムは座位又は立位で撮影されることから、ファントムと線量計の設置に関して実務的な複雑さを生じている。

(A9) 歯科用システムにおいては、SEDEXCT Consortium の報告 (EC, 2012a) で、KAP 及び CTDI 様の測定値の使用について論じられている。製造業者からそのような測定に関するデータが提供されている場合、CTDI の測定は試運転中に実施すべきであると提案されている。歯顎顔面用 CBCT で使用するには、従来の CTDI には欠点があることから (MDCT に比べ CBCT の方がビームは広く非対称性が大きいため)、Consortium は独自の CBCT 線量指標 (CBCT DI) の定義を試みた (Pauwels ら, 2012a)。このような取り組みの中、カスタマイズされたファントム (SEDEXCT DI) が開発された。これを図 A.1 に示す。これには、測定装置を設置するのに適した挿入部が備わっている。このファントムは 4 つの電離箱プレート (22 mm×2 個, 44 mm×2 個)、1 つの熱ルミネッセンス線量計プレート (22 mm 厚)、及び 1 つのフィルムプレート (22 mm 厚) から構成されている。22、44 及び 66 mm 幅の 3 つのアダプタが付属しており、チャンバーの径を 26 mm から 13 mm に縮小できる。図 A.1 に 2 つの測定の設定 (インデックス 1、インデックス 2) を示している。インデックス 1 は、ファントムの径に沿って FOV 中心とファントムの中心を結ぶ線を測定した、7 つの測定値の平均として定義される。これにより中心又は軸外に FOV を配置できる。インデックス 2 は CTDI_w を調整したものである。中心軸面に小体積の電離箱を置いて測定し、中心の測定値と 4 つの周辺測定値の平均値の 1/2 で重み付けする。このインデックスでは、FOV は必ず中心になければならない。

(A10) 加えてドイツの規格 DIN 6868-161 には、歯顎顔面用 CBCT の線量測定法が記載されている。これは検出器表面にアクセス可能であれば、あらゆる装置に応用できる (DIN, 2013)。ここで提案されている測定法は、ファントムを用いない検出器での線量測定に基づき、アイソセンタでの線量を推定するため幾何的係数によって補正される。

(A11) 線量指標の測定値を患者線量に換算する方法のほか、様々な指数候補について詳細な検証が必要である。Araki ら (2013) は、歯顎顔面用 CBCT の DRL を確立するために、SEDEXCT により提案された CBCT DI 及び KAP を用いることができるだろうと提案しているが、これらの指標と患者線量との関係はまだ

確認されていないと明言している。
(A12) 臨床ベースの CBCT システムのために標準化される線量指標は、他の CBCT システムのそれと異なると考えられるが、測定値の実用性と QA におけるその重要性の両方を考慮することが重要である。ファントムを用いない CBCT 線量測定のための換算係数が確立されるまで、ファントム測定には QA の観点から重要な利点がある。
(A13) 製造業者が CTDI の値を提供している場合、この値は試運転の時に測定されるべきである。しかし、必ずしも全ての装置にそのような初期測定値が提供されているわけではない。CBCT 線量測定に用いられているもう 1 つの線量指標が KAP である。これはパノラマ撮影及び頭部 X 線規格撮影に用いられることが多く、もちろん、X 線撮影及び透視においても広く用いられている。一部の装置は照射後に画面上に KAP 値を表示する。そのような測定値の精度は医学物理士によって検証されるべきである。KAP の使用は HPA により提案されている (2010a)。KAP の主な利点は、それが特定のポイントでの線量測定とビーム断面から容易に計算できるという点である。これは歯科病院で CBCT 線量を監査するのに適していると考えられる (HPA, 2010b)。SEDENTEXCT Consortium は、そのような測定値が提供されない場合、医学物理士は臨床で使用される全ての設定においてそのような測定値の記録を作成するべきであると提案している。これにより歯科医は国及び国際的な監査レベルと比較することができる (EC, 2012a)。
(A14) 技術的には上記の方法は他の臨床ベースのシステム、例えば頭頸部の画像撮影や、可能性として bCT のシステムにも適用できると考えられる。しかし現在のところ、そのような装置の測定に関する標準化は行われていない。CBCT 線量測定の標準化という問題がほぼ未解決であるという事実は明白である。
A.3 C アーム CBCT システム
(A15) C アーム CBCT システムでは、撮影台まわり全周を回転させることはできない。一部のシステムでは 180°+ビーム角のみ回転し (Fahrig ら, 2006)、患者/ファントムの不均一な体軸方向の線量付与が生じる。ファントムの場合、 $z=0$ で z 軸と交差する中心面の、ファントムの X 線管に最も近い側で最大線量となる。ヒール効果がない理想的な場合、最大線量は回転角の 2 等分線上となると考えられる。ヒール効果が存在する場合は、最大線量は 2 等分線付近で生じる。
(A16) C アーム CBCT において、Fahrig ら (2006) はファントムの中心面 ($z=0$) に対する平均線量を示す指標を提案している：
$\bar{D}(0) = \frac{1}{3}D_0 + \frac{2}{3}\bar{D}_p$
ここで D_0 は中心面の中心点 (z 軸上) の線量を、 \bar{D}_p は平均周辺線量を示す。この式は CTDI _w の計算に用いられたものと同様の加算平均法が用いられている。CTDI _w とは、回転が 360°よりも小さい従来の CT 装置の線量測定に用いられている指標である。Fahrig ら (2006) は、Farmer 形電離箱を用いた計算を行い、頭部ファントムの表面から 1 cm の深さで中心と 8 つの周辺点での線量を測定した。Podnieks 及び Negus (2012) は、電離箱の位置が慎重に考慮されていた場合、CTDI _w と照射長から、実効線量を許容できる精度で推定できることを明らかにした。
A.4 CT 線量測定のための統合的アプローチ
(A17) Report 87 (ICRU, 2012) において、現在の CTDI に基づく CT 線量測定法の欠点を補う CT 線量測定法を提案するため、膨大な数の研究がレビューされている。Dixon 及び Boone (2010b) によるかつての研究では、ヘリカルスキャンが可能な装置 (例えば MDCT 装置)、および (大半の CBCT 装置と同様に) 軸位断像のみを取得する装置での線量測定に関する統合的形式が示されている。一連の指標と新たなポリエチレン 600 mm 長のファントムの使用が提案されている。この手法はすでに記載されているが (AAPM, 2010)、本書では、Report 87 (ICRU, 2012) に記載されている表記を使用した。この手法の数学的基礎は本書の範囲外であるが、簡単に以下に述べる。
(A18) 線量として CTDIL を提案する。この物理的意味は、 $z = -L/2$ から $z = L/2$ までのスキャン中心 ($z = 0$) での線量、ということである。この式は、($z=0$ で) ファントムの中心面が受ける線量を推定する方法となる。大半の CBCT 装置で採用されている軸位像スキャンの場合、CTDI に相当する数量は直観的に、 z 軸上のビームの中心点での線量である。 $f(z)$ が線量プロファイルの関数である場合は、この線量は $f(0)$ である。 $z=0$ を中心とする同じ軸位スキャンの数 (N) について、問題となる線量は $Nf(0)$ と等しい。
A.4.1 公式
(A19) ヘリカル CT スキャンの場合、スキャン長 ($-L/2 \sim +L/2$) の中心における累積吸収線量分布は、スキ

キャン長 L の $\Pi(z/L)$ という矩形関数を用いた体軸方向の線量プロファイルの畳み込みにより表される。この式は X 線管電流を変調しない場合のみ有効である。図 A.2 は、モンテカルロシミュレーションにより作成した、様々なスキャン長をもつ一連のヘリカル CT スキャンに関する、正規化した累積吸収線量分布を示している (Boone, 2009)。

(A20) ビーム幅 L におけるビームの中心部分 ($z = 0$) での線量 $DL(0)$ は、ビーム幅の広がりに応じて増加する。これは図 A.2 を参照されたい。ビーム幅が増加すると、 $DL(0)$ は漸近的に極大値に近づく。この数値は「平衡線量 (Deq)」と呼ばれ、(線量プロファイル全体を収集したときの) $CTDI_{\infty}$ として理解できる。

A.4.2 スキャン長 L のヘリカルスキャンからの累積吸収線量分布

(A21) ガントリ回転から b の距離だけ寝台が離れているときの、ヘリカルスキャンの累積吸収線量分布 $DL(z)$ を、次式により算出できる。これは管電流変調を使用しなかった場合にのみ適用できる。

$$D_L(z) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z-z') dz'$$

(A22) $z = 0$ のとき、ピッチ (p) が $p = b/nT$ として定義されることを踏まえ、上記の式は次のようになる：

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz' = p \cdot CTDI_L$$

(A23) $p = 1$ のとき $DL(0) = CTDIL$ であることに注意する。概念的には、 L の関数としての $DL(0)$ では、図 A.2 において $z = 0$ に垂直な線に沿ったデータポイントを使用している。

(A24) 漸近線 Deq が非常に長いスキャン長に達するまで $DL(0)$ は L に依存する。この依存性を表すことができる新しい関数を導入する必要がある。数学的に同義である関数 $h(L) = DL(0)$ は従って次のようになる：

$$h(L) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz'$$

(A25) 概念的に $h(L)$ は、検出器をファントム中心に維持し、長さ L のスキャンについて z 軸上で遮られる線量プロファイルの積分値である。

(A26) $z = 0$ での累積吸収線量を Deq に正規化したとき、上式は次のようになる：

$$H(L) = \frac{h(L)}{D_{eq}} = \frac{D_L(0)}{D_{eq}}$$

(A27) 図 A.3 は Mori らが測定した $H(L)$ 曲線を示している (2005)。長いスキャン中では、スキャン長 L の関数としての最大 $H(L)$ 値は、漸近的に「1」に近づく。これは「rise to dose equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線)」と呼ばれてきた。 $L \rightarrow \infty$ で $H(L)$ が「1」に正規化されるとき、この関数には $h(L)$ が持つような X 線管の出力情報は含まれない。

(A28) rise to equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) の物理的解釈は、プロファイルの漸近線の裾野に達することができるようにスキャンとファントムは十分に長くする必要がある、ということである。スキャンが長いほど、 $H(L)$ は「1」に近づく。したがってこの表記は、実線量の収集に短いスキャンの効率は比較的低いこと、さらにこの効率はスキャン長が長いほど高いことを示すのに適している。

A.4.3 ファントム

(A29) 300 mm 径のファントムでは、Deq の約 98% の情報を収集する (これは、スキャンプロファイルの遮断効率が 98% であることに相当する) ために少なくとも 400 mm 長が必要であろうことが示されている。標準の 320 mm 径ファントムの場合、同じ測定効率を得るためには 425 mm の長さが必要である。この問題に対応するため、ICRU Report 87 に責任を有する委員会は、Report 200 (AAPM, 2015) に責任を有する米国医学物理学学会 (AAPM) のタスクグループと連携をとった。この連携の結果として、図 A.4 に示すファントム「ICRU/AAPM TG 200」が開発された。

A.4.4 rise-to-equilibrium dose curve (線量平衡までの上昇曲線) の実際的な測定

(A30) $H(L)$ 又は $h(L)$ 曲線の測定方法は、Report 111 (AAPM, 2010) 及び Report 87 (ICRU, 2012) に詳細に記載されている。ここでは測定法の簡単で直感的な説明を示す。

(A31) 長いファントムと積算型の指頭型電離箱が必要である。様々な長さの一連のヘリカルスキャンを実施し、指頭型電離箱で積算した空気カーマを記録する。スキャンは電離箱の位置に集中させる。電離箱による

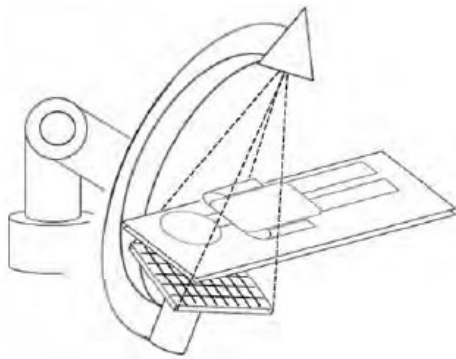
<p>空気カーマの測定値を、ヘリカルスキャンの長さの関数としてプロットする。</p>
<p>(A32) リアルタイムの線量計を利用できる場合は、rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) は 1 回の長いスキャンで得られたデータによりプロットできる。この場合は線量計により、ファントムの全長に沿った完全な線量プロファイルを作成できる。曲線上の様々なポイントは、適切な積分限界 ($-L/2 \sim L/2$) を用いた線量プロファイル曲線を積算することで計算できる。ここで L は、ファントム中心のリアルタイム線量計に集中した総積分長である。</p>
<p>A.4.5 軸位像スキャンのみが可能な装置での測定</p>
<p>(A33) 上記の方法は、ヘリカルスキャンが可能な MDCT 装置における測定に有用である。しかしほとんどの CBCT 装置では、ヘリカルスキャンを行わない。スキャン中に寝台の移動が不可能であるので、ヘリカルスキャンにおける CTDI に相当する数値を得ることが必要との考えに基づいて、この方法を改良する必要がある。前述のとおり、この数値は $f(0)$ である (Dixon と Boone, 2010b)。実際には $f(0)$ は、ファントムとビームの中心に電離箱をおいて、可能な限り最も薄いコリメーションから始めて、最も広いコリメーションまでビーム幅を変えて測定する。すると、この測定値をビーム幅 α に対してプロットすることができる。ビーム幅が 470 mm を超えるときに $f(0)$ について到達するだろう平衡値である A_{eq} に対して、この数値を正規化してもよい。したがって、アキシヤルスキャンに関する正規化される approach-to-equilibrium curve (平衡曲線への接近) は部分的なものにすぎず、漸近的に「1」に達することはない。コーンビーム幅 α の横断像 CT で、線量 $f(0)\alpha = H(\alpha)A_{eq}$ のとき、従来の CT 線量 $DL(0)$ はスキャン長 L の関数として記述できる。これには普遍の平衡線量定数 A_{eq}、普遍の散乱平衡長 $\alpha_{eq} = L_{eq}$、さらに普遍関数 $H(\lambda)$ が含まれ、両方のモダリティについて線量平衡までの相対的アプローチを記述するものである。ここで $\lambda = \alpha$ 又は $\lambda = L$ であり、したがって $f(0)\alpha = H(\alpha)A_{eq}$ かつ $DL(0) = H(L)Deq = H(L)(b/\alpha)A_{eq}$ である。ビームをコリメーションする機能をもたない横断像スキャナの場合、線量測定のために X 線管の正面に挿入できるコリメーションゲージを装備してもよい。</p>
<p>(A34) CTDI を得るために必要な積分は、寝台の移動があるが故であることを断っておかなければならない。CTDI の定義は、ファントムの中心部分に対する線量は、隣接領域からの散乱の影響があることを示している。この現象は横断スキャンの場合は一切認められない。したがって、ファントムの中心領域周辺の線量は一貫して過大評価される。</p>
<p>A.4.6 ICRU Report 87 の勧告</p>
<p>CTDIvol 及び CTDIair の測定</p>
<p>(A35) 従来、CTDIvol は CT 線量の測定と関係していた。さらに IEC は、CT 装置の制御画面上には CTDIvol が表示されるべき、とも勧告している。ICRU は CTDIvol 及び自由空気中の CTDIvol を、160 mm 及び 320 mm 径の PMMA ファントムを用いて、臨床的に関連する mA の設定で、臨床に使用する管電圧範囲全体で、受入検査時に測定することを勧告している。さらに CTDIvol は、体格固有線量推定値 (SSDE) 及び rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) の正規化に用いられる。CTDIair に特徴付けられる CT スキャナの X 線出力は、受入検査、並びにスキャナの線量と関連する主要な要素の変更後に測定すべき、重要な測定値である。</p>
<p>ファントムによる線量測定</p>
<p>(A36) 医学物理士が勧告に従って受入検査で CTDIvol 及び CTDIair を測定してあり、定期的な CTDIair 測定結果が安定している場合は、ファントムの CTDIvol の測定を繰り返す必要はない。</p>
<p>(A37) 製造業者は、臨床現場で使用するにあたって合理的に幅広いビーム設定について、スキャナの rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) 及び $H(L)$ や $h(L)$ など関連指標についての包括的なデータセットを測定し、使用者に提供すべきである。これは CTDIvol により正規化される $H(L)$ 曲線であり、したがって患者線量と関係している $G(L)$ も提供されるべきである。</p>
<p>(A38) 全長 600 mm のファントムで測定される $G(L)$ が、ファントムの 200 mm のスライスで取得された部分的 $G(L)$ 測定値と関連づけられるよう、ファントムの中心の 200 mm のスライスのみを用いて測定した CTDI 測定値も、製造業者から提供されるべきである。</p>
<p>患者線量の推定</p>
<p>(A39) 患者線量は、CTDIvol に加え SSDE を用いることで推定できる。この方法は Report 87 (ICRU, 2012) 及び Report 204 (AAPM, 2011b) に記述されている。ただし、CTDIvol の計算は、C アーム CBCT 装置などのような部分回転する軸位断 CT については異なる可能性があることは考慮すべきである。患者の移動がない完全軸位スキャンの場合も、CTDIvol は患者線量を過大評価することになる (Dixon と Boone, 2010b)。この事実は、$f(0)$ の測定値からの患者線量推定には新たな係数が必要であることを明確に示している。</p>

A.5 線量の追跡と報告

(A40) 透視及び断層撮影 (CBCT) のために使用されるシステムでは、新たな課題が生じる。透視線量は、通常装置からは KAP として得られる一方で、CBCT の線量は現在、様々な製造業者から様々な単位で提供されている。現在、1 回の手技について患者に照射される総線量を評価する方法はない。さらに、1 回の CT 撮影と 1 回又は数回のデジタルサブトラクション血管造影の間の患者線量の比較を容易にする必要がある。このことについては検討の要があり、このシステムは透視と CT の線量を比較するのみでなく、線量を合計する手段にもなるはずである。さらに、ある特定の患者の線量追跡と報告も可能とされるべきである。というのも、ICRP の定めている正当化と最適化の原則に関係するプロセスの強化のため、これを行うことの重要性がますます高まっているためである (Rehani と Frush, 2011; Seuri ら, 2013)。表示される線量推定値の誤差は 20% を超えてはならない (IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2012b)。CT 及び血管造影における RDSR は、今後登場するモダリティの出力を報告するためにも利用できる。様々な方向のビームに関する KAP 値は、画像取得に step-and-shoot 法を用いれば RDSR の中で報告できる。加えて KAP は、透視などの 2D の検査との直接比較を促進するために、透視やそのほかの方法に CBCT を用いる際に参照することもできる。実効線量は、患者線量の報告に適した線量値ではない。

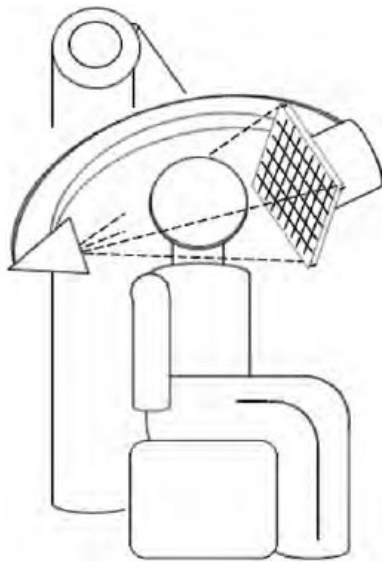
A.6 エピローグ

(A41) CBCT の線量測定には様々な方法が発表されている。しかし、CBCT が本当に有用かどうかを評価するためには、CT に比べて低いと主張されている線量について、直接比較できる指標が必要である。ICRU (2012) が提案した統合的 CT 線量測定法は、CBCT の線量測定を標準化できるかもしれない。この方法は、CT 撮影で既に臨床に使用されている装置に変更を加えることなく、実施することができる。さらに、考察された方法は、放射線治療に用いる CBCT、クリニックで用いるシステム、乳房専用システム、C アームシステムなど多種多様な CBCT 装置の線量測定に使用できる。本付属書に示している CTDI に基づく測定値を軽視すべきではない。CTDI には限界があるものの、数多くのシステムで長年にわたり使用されており、さらに製造業者や使用年数にかかわらず、CT 装置の出力の重要な比較を可能にする。さらに、今日利用できる患者線量推定のための係数は、CTDIvol に基づいたものである。



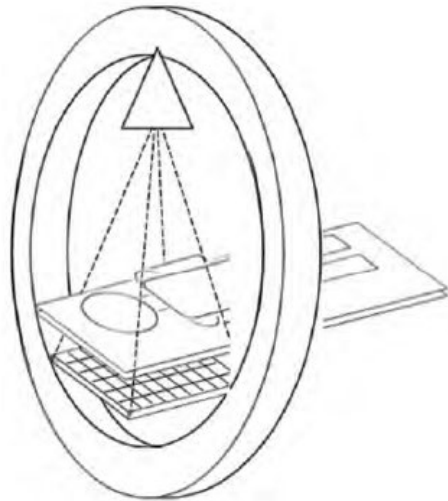
1 Fig. 2.1. C-arm-based cone beam computed tomography. A C-arm is used to mount the imaging chain, and this provides the necessary amount of freedom required to revolve around the patient. C-arm systems are used in surgical, orthopaedic, urologic, or interventional environments (image provided by Rolf Kueres).

1. 図 2.1 C アームベースのコーンビーム CT。C アームにはイメージングシステムが搭載されており、これによって患者の周りを回転するために必要な自由度が得られる。C アームシステムは外科，整形外科，泌尿器科及び IVR の環境において用いられる（画像は Rolf Kueres 提供）。



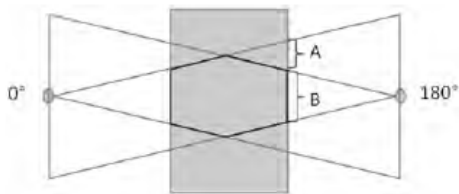
2 Fig. 2.2. Clinic-based cone beam computed tomography. The imaging chain is mounted on a horizontal rotating C-arm. These systems are usually used in head and neck applications (image provided by Rolf Kueres).

2. 図 2.2 診療所（室）ベースのコーンビーム CT。イメージングシステムは水平回転する C アームに搭載されている。これらのシステムは通常，頭頸部の撮影に用いられる（画像は Rolf Kueres 提供）。



1 Fig. 2.3. Gantry-based cone beam computed tomography. The patient lies on a patient bed, and the imaging chain revolves around the patient as in multi-detector computed tomography (image provided by Rolf Kueres).

1. 図 2.3 ガントリベースのコーンビーム CT。患者を寝台に横にし、イメージング系統が多列検出器 CT として患者の周囲を回る（画像は Rolf Kueres 提供）。



2 Fig. 6.1. In cone beam computed tomography, data are only available from 180° projections within the region in the hexagon that is marked with parenthesis B. A part of the irradiated volume (parenthesis A) cannot be reconstructed (or only with reduced image quality), because data from all 180° projections are not available. The size of this area depends on the geometry of the scanner (qualitative depiction).

2. 図 6.1 コーンビーム CT では、「} B」で示している六角形の領域内の 180° 投影からのみデータを入手できる。180° 投影全体からのデータを得られるわけではないため、「} A」で示している照射体積の一部は再構成できない（又は低い画質でのみ入手できる）。この領域の大きさはスキャナの幾何学的条件によって異なる（質的描写）。

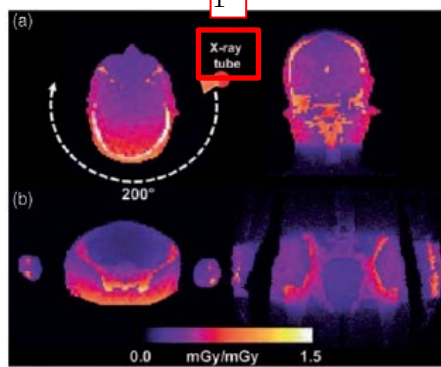


Fig. 6.2. In contrast to multi-detector computed tomography, cone beam computed tomography is mostly performed with a half scan angle (180° plus cone angle). As such, the position of the scan angle has a significant influence on the dose distribution within the patient (Kyriakou et al., 2008a).

1. X線管
2. 図 6.2 多列検出機 CT と異なり、ほとんどのコーンビーム CT は半分のスキャン角度 ($180^\circ +$ コーン角) で行われる。したがって、スキャン角度の位置は、患者の線量分布に著しく影響する (Kyriakou et al., 2008a)。

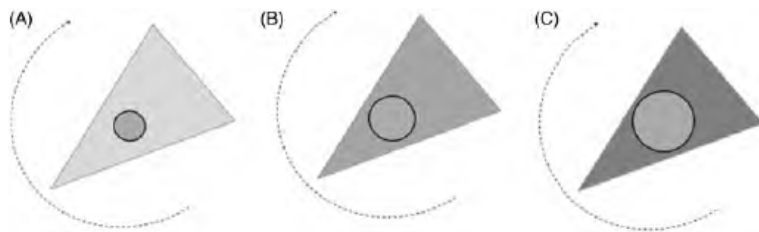
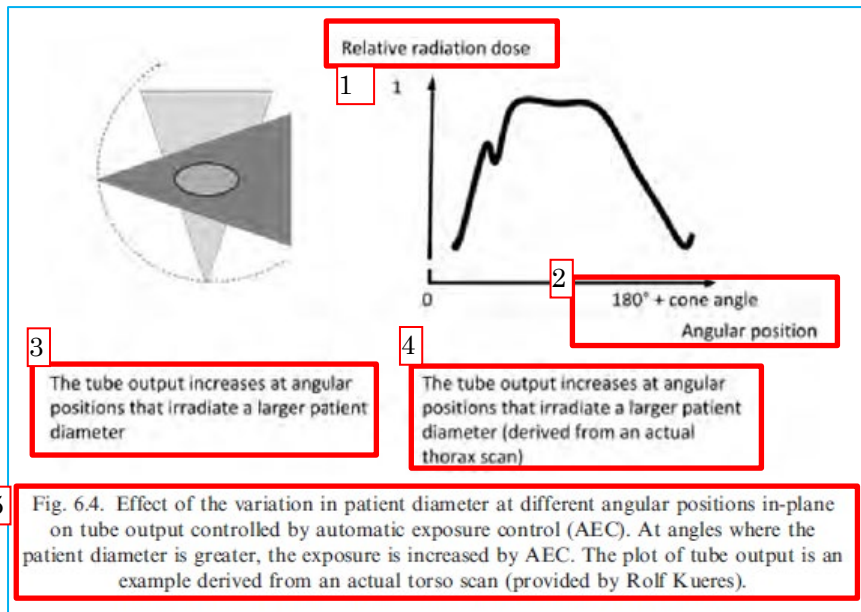
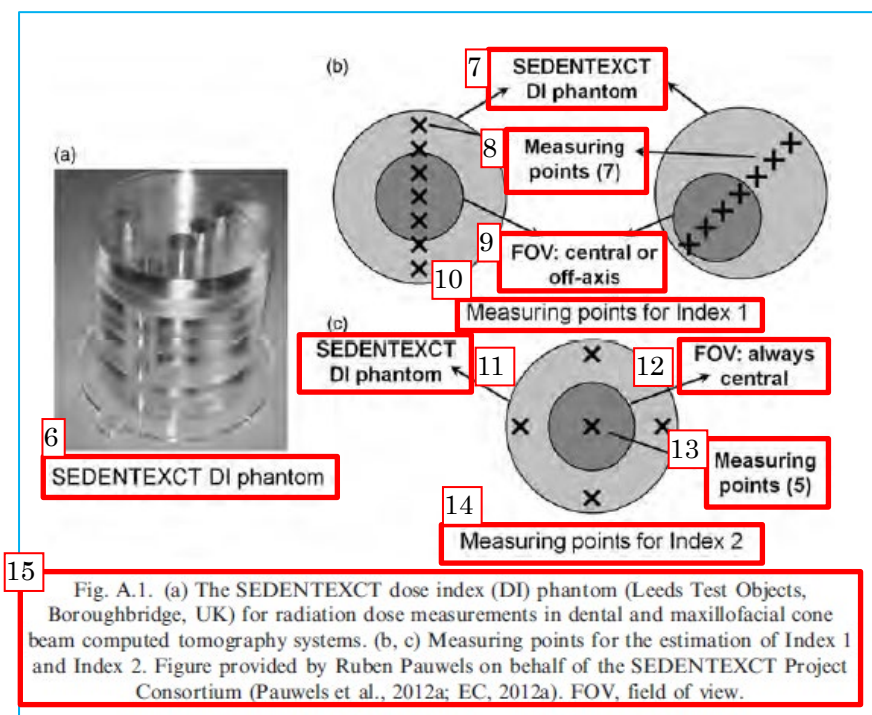


Fig. 6.3. Qualitative illustration of the effects of automatic exposure control (AEC) on patient exposure. AEC keeps the image quality at a given level and adjusts for variations in patient size. The impact of patient size on the radiation dose with AEC is shown. A shows the smallest patient diameter, C shows the largest patient diameter, and B is in between A and C. Radiation exposure is indicated by the darkness of the grey of the radiation fan. The bigger the patient, the higher the applied radiation exposure.

3. 図 6.3 自動照射制御 (AEC) が患者の被ばくに与える影響についての定性的な図。AEC は画質を一定レベルに維持し、患者サイズのばらつきを調節する。AEC を用いた場合の、線量に対する患者サイズの影響を示している。A は最小の患者直径を、C は最大の患者直径を、B は A と C の間を示している。放射線被ばくは、ファンビームの灰色の濃さによって示している。患者が大きいほど、放射線被ばくレベルは高くなる。

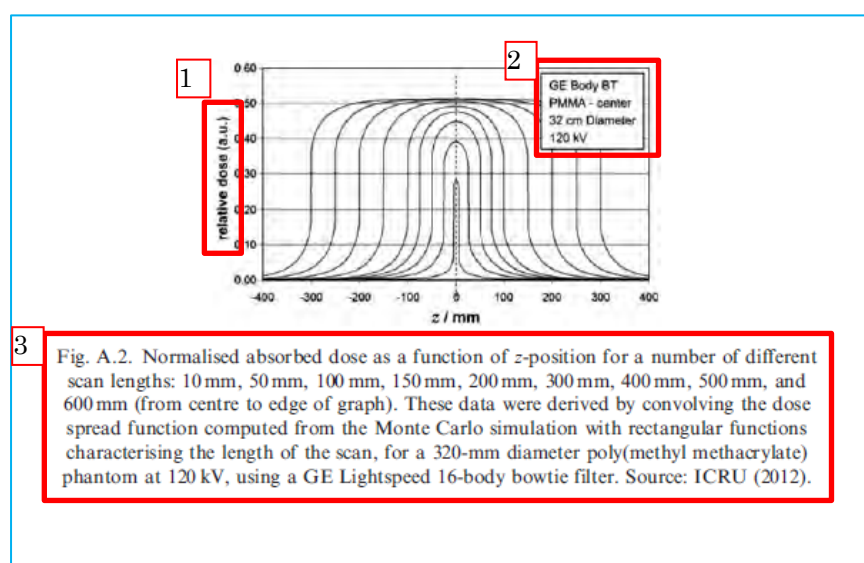


1. 相対線量
2. $180^\circ + \text{コーン角}$ 角度位置
3. X線管の出力は、患者の直径の大きい方を照射するときに大きくなる。
4. X線管の出力は、患者の直径の大きい方を照射するときに大きくなる（実際の胸部撮影から求められたもの）。
5. 図 6.4 自動照射制御（AEC）により制御される X線管出力に対する、面内の異なる角度位置で異なる患者直径の影響。患者直径が大きい角度では、AEC によって被ばくは増加する。ここに示す X線管の出力プロットは、実際の体幹部撮影から得られたものである（Rolf Kueres 提供）。



- 6 SEDENTEXCT DI ファントム
- 7 SEDENTEXCT DI ファントム
- 8 測定点 (7)
- 9 FOV: 中心又は軸外
- 10 インデックス 1 の測定点
- 11 SEDENTEXCT DI ファントム
- 12 FOV: 常に中心
- 13 測定点 (5)
- 14 インデックス 2 の測定点

15 図 A.1 (a) 歯顎顔面用コーンビーム CT システムにおける線量測定のための SEDENTEXCT 線量指標 (DI) ファントム (Leeds Test Objects, Boroughbridge, UK)。 (b,c) インデックス 1 及びインデックス 2 の推定のための測定点。 SEDENTEXCT Project Consortium のため Ruben Pauwels により提供された図 (Pauwels et al., 2012a; EC, 2012a)。 FOV, 有効視野。



1. 相対線量 (a.u.)
2. GE Body BT PMMA- 中心 32 cm 径 120 kV
3. 図 A.2 様々なスキャン長 [10 mm, 50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm, 300 mm, 400 mm, 500 mm 及び 600 mm (グラフの中心から外縁まで)] に関する z 位置の関数としての正規化された吸収線量。これらのデータは、320 mm 径のポリメチルメタクリレートファントムを用い、120 kV で、GE Lightspeed 16-全身用ボウタイフィルタを用いて、スキャン長を特徴付ける矩形関数により、モンテカルロシミュレーションで計算した線量分布関数の畳み込みにより求めた。出典：ICRU (2012)。

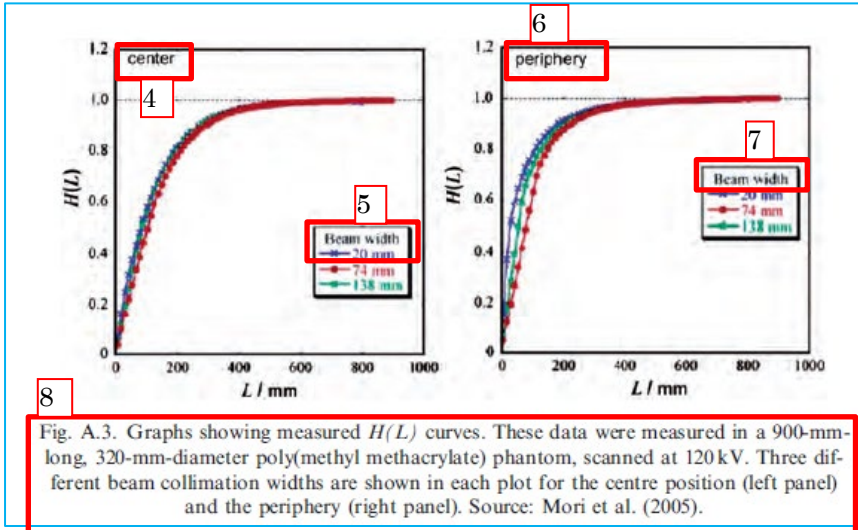


Fig. A.3. Graphs showing measured $H(L)$ curves. These data were measured in a 900-mm-long, 320-mm-diameter poly(methyl methacrylate) phantom, scanned at 120 kV. Three different beam collimation widths are shown in each plot for the centre position (left panel) and the periphery (right panel). Source: Mori et al. (2005).

4. 中心
5. ビーム幅
6. 周辺
7. ビーム幅
8. 図 A.3 測定された $H(L)$ の曲線を示すグラフ。これらのデータは長さ 900 mm、直径 320 mm のポリメチルメタクリレートファントムを 120 kV でスキャンして測定した。中心位置 (左図) 及び周辺位置 (右図) の各プロットに、3つのビームのコリメーション幅を示す。出典：Mori et al. (2005)。

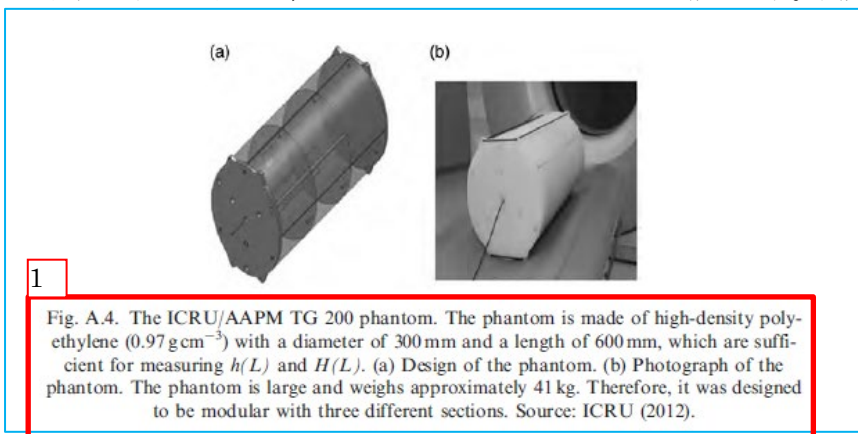


Fig. A.4. The ICRU/AAPM TG 200 phantom. The phantom is made of high-density polyethylene (0.97 g cm^{-3}) with a diameter of 300 mm and a length of 600 mm, which are sufficient for measuring $h(L)$ and $H(L)$. (a) Design of the phantom. (b) Photograph of the phantom. The phantom is large and weighs approximately 41 kg. Therefore, it was designed to be modular with three different sections. Source: ICRU (2012).

1. 図 A.4 ICRU/AAPM TG 200 ファントム。このファントムは高密度ポリエチレン (0.97 g cm^{-3}) 製で直径 300 mm、長さ 600 mm であり、 $h(L)$ 及び $H(L)$ の測定に十分なものである。(a) ファントムの設計。(b) ファントムの写真。このファントムは大型で、重量は約 41 kg ある。したがって、3つの異なるセクションからなるモジュールとして設計されている。出典：ICRU (2012)。

表 2.1 研究から臨床に利用されているものまで様々な医療応用されているコーンビーム CT (CBCT)

用途	設定	類似撮影	CBCTを使用 する主な理由 *	使用事例	CBCTの一般的な具体 例
非血管IVR手技	Cアームシステム	3D Cアーム, CBCT1, 2		肝臓のIVR, 膿瘍ドIVR器具と材料の空間 レナージ, 骨格系的位置 IVR	
頭部/全身の血管IVR	Cアームシステム	血管造影CT, 回転血1 管造影CT		腫瘍塞栓術, 出血, IVR 器具の空間的位 末梢閉塞疾患の血行置, 出血の除外, 塞栓治 再建 療コントロール	
心血管IVR	Cアームシステム	回転血管造影CT	1	電気生理学的カテーIVR器具の空間位置 テルアブレーション	
整形外科IVR	可動式Cアーム/O アームシステム		1, 2	骨接合術	インプラントの空間的 位置, 複雑骨折
放射線治療計画/ガイド	ガントリ又はCア ーム (治療システムあ り)		2	腫瘍治療	患者レジストレーショ ン, 生理学的運動制御
歯, 顎顔面, ENT	オーバーヘッド式CDVT アーム「シートスキ ャナ」/ガントリベ ース		3	歯科の精査, 副鼻腔, 側頭骨	画像診断, ナビゲーシ ョンのためのデータセ ット (インプラントの 留置等)
乳房† (次ページに続く)	水平ガントリベース		2, 3	がんの除外, 生検	

表2.1 (続き)

用途	設定	類似撮影	CBCTを使用する 主な理由*	使用事例	CBCTの一般的な具体 例
泌尿器科	Cアーム		2, 3	砕石術, 精密診断	画像診断, 結石の発見
核医学ハイブリッド回転ガントリに搭載 イメージングされた透過及び放射 (SPECT/CT)	システム		2	吸収補正, 解剖学的心筋灌流画像検査, 骨 局在診断 (生理学と格画像撮影, 腫瘍画像 解剖学の融合データ撮影 セット)	
末梢骨の画像撮影	Cアーム/ガントリ ベース		3	骨粗鬆症	骨の微細構造, 骨密度
動物のイメージングベンチトップ, ガン /検体のイメージントリベース グ			2, 3	研究及び獣医学	実験的イメージング

3D, 3次元; CT, コンピュータ断層撮影; ENT, 耳鼻咽喉科; DVT, デジタルボリュームトモグラフィー; SPECT, 単光子放出型 CT。
 *1.動的な透視/血管造影と断層撮影の組み合わせ。2.広いz軸方向の撮影範囲, 及び3.高コントラスト構造の高分解能の画像撮影。
 †デジタル乳房トモシンセシスは, 特殊な再構成アルゴリズムをもつある種の角度制限 CBCT とみなすこともできる。

表 3.1 成人の精巣，卵巣，水晶体及び骨髓組織に対する影響に関する，臓器線量のしきい値の推定値

組織と影響	1 回の被ばくで受ける総線量のしきい値 (Gy)	分割被ばくで受ける年間線量のしきい値 (Gy/年)
睾丸		
一時的不妊	0.15	0.4
永久不妊	6.0	2.0
不妊	3.0	>0.2
水晶体		
白内障（視力障害）	0.5	
骨髓		
造血機能低下	0.5	>0.4
心臓又は脳循環器疾患	0.5	

ICRP (2007b; 表 A.3.1) から引用。さらに ICRP (2012b) から水晶体及び心臓に関する最新情報を追加。

表 6.1 関心体積撮影と標準撮影。関心体積撮影は，撮影条件が許せば（高コントラスト構造であれば），面内の構造の放射線被ばくを抑制する貴重な手法である。関心領域の再構成のための標準撮影と混同してはならない。

全方向からの（あらゆる角度位置からの）照射再構成された放射線被ばく用途	射体積	体積	用途
関心体積撮影	円筒状の関心体積に限定	円筒状の関心体積に限定	関心体積が大半の歯顎顔面の画像撮影と，体幹を撮影する際の大半のCアームを用いたIVR
標準撮影	最大の断面幅	幅内の任意の部分，又は断面全体	全身幅が全その他すべてを受け幅，又は断面全体

表 6.2 利用できる撮影プロトコル，用途及び典型的なプロトコル名の概要。1 回クリックするだけで，異なるプロトコルとなり，線量の結果が大きく異なる。患者位置決め及びスキャンアークに加え，線量の計算には適切なプロトコルの選択が，使用者が決定する最も重要な要素である。

線量	プロトコルの空間分解能	投射数	領域	臨床適応	名称 (例)
低	低	少	腹部，胸部	腎結石の除外，機器／インプラントの位置の評価，治療計画の作成	‘-’，‘低品質’，‘低線量’
中	高	少／中	頭蓋／骨	歯顎顔面の画像撮影，骨構造の評価，動脈造影	‘歯’，‘骨’，‘高分解能’
高	高	多	腹部，頭部	軟部組織構造，頭蓋内出血，静脈造影	‘+’，‘CT 血管造影’，‘高品質’

CT，コンピュータ断層撮影。

表 7.1 放射線治療において用いられるコーンビーム CT (CBCT) の線量。記載している数値は 1 回の CBCT 画像取得に関するものであり、総線量を計算するためには実施した CBCT 撮影数を乗じる必要がある。

手技	報告値	測定法	参考文献		
MV CBCT					
頭頸部	50~150 mGy	アイソセンタでの吸収線量	Pouliot et al., 2005		
MV CBCT					
頭頸部	60~73 mGy	TLD _o 、円筒状及び人体形状ファントムにおけるフィルム及びイオンチャンバ測定	Gayou et al., 2007		
骨盤	99~121 mGy				
kV CBCT					
頭頸部	1~17 mGy	CTDI _w	Song et al., 2008		
胸部	11~18 mGy				
骨盤	24~54 mGy				
kV CBCT					
頭頸部	36.6 mGy	CTDI _w	Cheng et al., 2011		
骨盤	29.4 mGy				
頭頸部	1.7 mSv				
骨盤	8.2 mSv				
頭頸部	3.8 mGy (新規プロトコル) 59.4 mGy (以前のプロトコル)				
kV CBCT					
頭頸部	2.1~10.3 mSv	実効線量、女性ファントムにおける TLD	Kan et al., 2008		
胸部	5.2~23.6 mSv				
骨盤	4.9~22.7 mSv				
頭頸部	13~67 mGy				
胸部	14~64 mGy				
骨盤	12~54 mGy	照射部位での平均皮膚線量、女性ファントムにおける TLD			
kV CBCT					
頭頸部	7±0.5 mGy (シミュレータで)			平均吸収線量、人体形状ファントムにおける TLD 測定値	Stock et al., 2012
骨盤	1±0.05 mGy (リニアックで)				
	12±3 mGy (リニアックで)				
	36±12 mGy (リニアックで)				

ックで)

kV CBCT

胸部

脊髄：8～22 mGy

左肺：12～29 mGy

右肺：16～40 mGy

心臓：17～30 mGy

胴体：12～31 mGy

モンテカルロシミュレーションからの吸収線量

Spezi et al.,
2012

kV CBCT

頭頸部

脊髄：1.3～1.7 mGy

下顎骨：4.5～8.3 mGy

右耳下：0.3～2.7 mGy

左耳下：0.5～2.7 mGy

左眼：0.1～1.8 mGy

右眼：0.1～1.8 mGy

口腔：1.7～3.8 mGy

モンテカルロシミュレーションからの吸収線量

Spezi et al.,
2012

表 7.1 (続き)

手技	報告値	測定法	参考文献
	体部：1.0～2.3 mGy 脳幹：0.3～1.5 mGy 喉頭：2.6～2.8 mGy		
kV CBCT			
骨盤	直腸：11～21 mGy 左大腿骨骨頭：20～47 mGy 右大腿骨骨頭：25～62 mGy 胴体：11～33 mGy	モンテカルロシミュレーションからの吸収線量	Spezi et al., 2012
kV CBCT			
胸郭	0.9～21 mGy	吸収線量，胸部ファントムにおける TLD	Shah et al., 2012
MVCT		吸収線量	
胸郭 (非 CBCT)	0.3～9 mGy		
kV CBCT			
骨盤	18～51 mGy	吸収線量，骨盤ファントムにおける TLD	Shah et al., 2012
MV CBCT			
骨盤	0.9～8.0 mGy		
kV CBCT			
骨盤	25～40 mGy	吸収線量，ラジオフォトルミネッセンスガラス線量計による	Kouno et al., 2013
MV CBCT			
骨盤	40～80 mGy	IMRT ファントム測定	
kV CBCT			
骨盤	1～7 mGy		
MV CBCT			
頭部	30～50 mGy		
トモセラピー			
骨盤	13 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	19 mGy	ガラス線量計を用いたカスタムメイドファントムの中心での	Kim et al., 2013
胸部	51 mGy	一次吸収線量	
骨盤	167 mGy		
kV CBCT			

頭頸部	0.2～7 mGy	ガラス線量計を用いたカスタムメイドファントムの中心での二次吸収線量（アイソセンタから 20～50 cm）	Kim et al., 2013
骨盤	0.03～0.7 mGy		

kV CBCT

胸郭			
標準低線量	5.0 ± 0.3 mSv	実効線量，女性ファントムにおけるラジオクロミックフィルム，モンテカルシミュレーション	Alvarado et al., 2013
低 mA	2.4 ± 0.2 mSv		
低回転	1.2 ± 0.3 mSv		
	1.2 ± 0.3 mSv		

CTDI_w, 重みつき CT 線量指標; IMRT, 強度変調放射線治療; TLD, 熱ルミネッセンス線量計)。MVCT, メガボルト CT; TLD, 熱ルミネッセンス線量計; IMRT, 強度変調放射線治療

表 7.2 神経 IVR におけるコーンビーム CT の線量

手技	報告値	撮影法	参考文献
頭部	2 ~ 37 mGy 1.2 mSv	臓器吸収線量 実効線量, 人体形状ファントムにおけるフォトダイオード	Koyama et al., 2010
神経 IVR (軟部組織/出血の除外)	40~48 mGy	改良 CTDI (小容積イオンチャンバ)	Fahrig et al., 2006
神経 IVR (軟部組織/出血の除外)	75 mGy	改良 CTDI (250 mm 長の電離箱)	Kyriakou et al., 2008a
I 頭頸部 IVR			
頭頸部の軟部組織	10 mGy	改良 CTDI (カスタマイズした 16 cm 円筒状頭部ファントムを使用)	Daly et al., 2006
神経 IVR (血管造影, 動脈内造影剤注入)	9 mGy	改良 CTDI (250 mm 長の電離箱)	Kyriakou et al., 2008a
脊椎			
胸部の骨の可視化	1.8 mGy	CTDI ファントム (頭部/胴体) 及びその他ファントム (腹部/胸部), 小容積電離箱を用いた改良 CTDI	Schafer et al., 2011
腰部の骨の可視化	3.2 mGy		
胸部軟部組織の可視化	4.3 mGy		
胸腰椎			
体格の小さい患者の設定	3.2 mSv	長さ線量積に基づく換算係数を用いた, 胸腰椎モデルからの実効線量	Lange et al., 2013
体格の大きい患者の設定	8.1 mSv		
神経インターベンション 高線量の設定	32 mGy (脳線量)	成人の標準人体形状ファントムの数学的モデル	Sanchez et al., 2014

CTDI, CT 線量指標。

表 7.3 コーンビーム CT (CBCT) を用いた血管 IVR における線量

手技	報告値	測定法	参考文献
心臓血管造影	中央値 : 2.4 Gy cm ² (範囲: 0.35~42 Gy cm ²)	756 例の小児患者 (0~19 歳) サンプルの KAP	Corredoira et al., 2015
開窓型/分枝型デバイスを用いた血管内動脈瘤治療			
術前	0.27 Gy	皮膚線量	Dijkstra et al., 2011
術後	0.55 Gy		
カテーテルアブレーション (CBCT 部分)	7.9±0.6 mSv	総 KAP から求めた実効線量	Ejima et al., 2010
カテーテルアブレーション (CBCT 部分)	5.5±1.4 mSv* 6.6±1.8mSv†	シミュレーションによる実効線量	Wielandts et al., 2010
肝臓 (肝動脈塞栓術での)	8.2±1.4 mSv (男性) 及び 5.6±1.2 mSv (女性) 61 Gy cm ² (男性) 及び 52 Gy cm ² (女性) 11.5±2.3 mSv (男性) 及び 11.3±3.0 mSv (女性)	男女の人体形状ファントムの KAP からの実効線量 125 例の患者からの KAP 人体形状ファントムに基づく換算係数を用いた, 患者の KAP に対応する実効線量	Tyan et al., 2013
肝動脈塞栓術	75~175 mGy 16~52 Gy cm ²	皮膚入射線量 126 回の手技の KAP の遡及的解析	Paul et al., 2013a,b

表 7.3 (続き)

腹部 CBCT 撮影	2~37 mGy	臓器吸収線量	Koyama et al., 2010
	4~5 mSv	実効線量, 人体形状フ ァントムにおけるフ ォトダイオード	
腹部 CBCT	2.1~4.2 mSv	「小型」人体形状フ ァントム及びモンテカ ルロシミュレーショ ンを用いた実効線量	Suzuki et al., 2011
肝動脈塞栓術	238 mGy	皮膚入射線量, 検査プ ロトコルからの読み 出し	Schulz et al., 2012

KAP, カーマ面積積。

**Publication 60* の加重係数を使用 (ICRP, 1991)。

†*Publication 103* の加重係数を使用 (ICRP, 2007b)。

表 7.4 コーンビーム CT (CBCT) を用いた血管 IVR における作業員線量

手技	作業員に報告された数値	測定法	参考文献
腹部 CBCT	眼のレベル： 1 回転あたり 8 秒：28.0 mSv 1 回転あたり 20 秒：79.3 mSv 2 回転あたり 5 秒：32.5 mSv	デジタル 線量率計	Schulz et al., 2012
肝血管造影	大きい有効視野：37.6 mSv 眼のレベル：1 回の手技あたり 28～79 mSv		

表 7.5 コーンビーム CT (CBCT) を用いた非血管 IVR における線量

手技	報告値	撮影法	参考文献
腰椎 (骨のプロトコル)	3.7 mGy	改良 CTDI*	Schafer et al., 2011
胸椎 (骨のプロトコル)	1.9 mGy		
腰椎, 低分解能 (軟部組織のプロトコル)	6.0 mGy		
腰椎, 高分解能 (軟部組織のプロトコル)	12.5 mGy		
胸椎 (軟部組織のプロトコル)	4.6 mGy		
CBCT ガイド下の胸椎椎体形成術	11.5 mGy (手技全体の線量)		
CBCT ガイド下の腰椎椎体形成術	23 mGy		
腎生検	44.0 Gy cm ²	平均 KAP	Braak et al., 2012
胆管留置 (PTCD)	413 mGy	皮膚入射線量	Schulz et al., 2012
胆管のプロトコル	4.2~8.4 mSv	実効線量, MOSFET 検出器で女性の人体形状ファントムで測定	Kim et al., 2011
ファントム試験	頭部: 1.2 mSv 胸部: 7.3 mSv 腹部: 7.5 mSv	人体形状ファントムにおける TLD	Bai et al., 2011
頭部	4.4~5.4 mSv (水晶体の吸収線量: 44~174 mGy)	実効線量, 人体形状ファントムにおける TLD	Kwok et al., 2013
腹部	15~37 mSv		

CTDI, CT 線量指標; KAP, カーマ面積積; TLD, 熱ルミネッセンス線量計; PTCD, 経皮経肝的胆管ドレナージ。

*CTDI (頭部/全身) 及び楕円形の (腹部/胸部) ファントムを用い, 小容積電離箱で中心及び 4 つの周辺点を測定。

表 7.6 コーンビーム CT (CBCT) を用いた整形外科/外科 IVR における線量。表 7.5 における特定の値も適用可能である。

手技	報告値	測定法	参考文献
四肢の撮影	6.4~15 mGy	CTDI ファントム, 小容積電離箱, アイソセンタで測定	Zbijewski et al., 2011
CBCT 手関節撮影	1.7 ~ 2.2 mGy	CTDI	Ramdhian-Wihlm et al., 2012
手指骨折の検査	0.8 mSv	吸収線量, 人体形状ファントムにおける TLD を用いた前試験から求めた	Faccioli et al., 2010
手関節及び橈骨遠位端のポリウムスキャン	133 mGy cm 0.11 mSv	長さ線量積, 長さ線量積から求めた実効線量	Reichardt et al., 2008

CTDI, CT 線量指標; TLD, 熱ルミネッセンス線量計。

表 7.7 耳鼻咽喉及び頭部手術におけるコーンビーム CT。表 7.5 における特定の値も適用可能である。

手技	報告値	測定法	参考文献
「頭部スキャンモード」- 軟部組織モード 洞の画像撮影 (骨撮影モード)	10 mGy ≥3 mGy	改良 CTDI (カスタムメイドの 16 cm 頭部円筒ファントム)	Daly et al., 2006
内視鏡副鼻腔手術 連続透視	0.9 mGy 1.9 mGy 1.5 mGy	中心 最大表面線量 中心	Manarey and Anand, 2006
高レベルの透視	3.4 mGy	最大表面線量	
デジタルシネ	4.1 mGy 11 mGy	中心 最大表面線量, CTDI 頭部ファントム, 電離箱	

CTDI, CT 線量指標。

表 7.8 歯顎顔面コーンビーム CT (CBCT) における実効線量の範囲

CBCTの種類 (照射体積)	実効線量 (mSv) *
歯・歯槽	11～674 (中央値: 61)
頭蓋顔面	30～1073 (中央値: 87)

*研究の全一覧は EC (2012a) を参照のこと。出典: EC (2012a)。

表 7.9 様々な年齢を表すファントムに関する歯顎顔面コーンビーム CT (CBCT) の概要。

年齢	CBCTの種類 (照射体積)	実効線量 (mSv)
10歳ファントム	歯・歯槽	16～214 (中央値: 43)
10歳ファントム	頭蓋顔面	114～282 (中央値: 186)
成人ファントム	歯・歯槽	18～70 (中央値: 32)
成人ファントム	頭蓋顔面	81～216 (中央値: 135)

出典: Theodorakou et al. (2012)

表 9.1 国際的, 国内及び専門学会の推奨によるコーンビーム CT 装置の品質保証 (QA) 試験と試験頻度に関する提案。

QA 試験	1日1回	月1回	定期的	年1回
安全システム, 衝突, 警告灯, インターロック	142, 179, IAC			
画質, 均一性		EC, 142, 179, HPA	179, IAC	
画質, 画像濃度	IAC	EC, 142, 179, HPA		
画質, ノイズ		EC, 142, 179, HPA	179	
画質: 低コントラストの詳細		142, 179	179	EC
画質: 高コントラスト分解能		142, 179	179, IAC	EC, HPA
画質, 画像アーチファクト	IAC	EC		
幾何学的条件: アイソセンタの一致	142, 147, ACR			
ジオメトリー: スケーリング及びスライス厚		142, 179	179	EC, HPA
データ格納と転送			ACR	
画像登録ソフトウェア			ACR	
画像表示		EC	HPA	IAC
X線の品質, 線形性, 照射野サイズ				EC, 179, HPA, IAC
線量測定				EC, 142, 179, HPA, IAC

142, AAPM Report 142 (Klein et al., 2009) ; 179, AAPM (2012b) ; ACR, ACR (2009) ; HPA, HPA (2010b) ; IAC, IAC (2012) ; EC, EC (2012a)

添付資料 1.4 ICRP Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (校閲版)

招待論説
放射線医薬品を用いる治療での放射線防護
核医学は、1913年に Hevesy と Paneth が開発した放射線追跡子技術の医学への応用である。放射性医薬品とは、放射性同位元素 (RI) で標識した化学物質や生物製剤で、国当局から人の医療に用いる薬品として認可を得たものをいう。
生理的又は代謝的過程で、特定の組織、臓器、病巣に選択的に集積する医薬品を選んで、RI で標識する。大量の RI で極微量の医薬品を標識する (高比放射能) ので、放射性医薬品は薬理効果を示さない。従って、放射性医薬品は、放射線で診断や治療をするために、RI を身体の特定の部位に運ぶために用いる。
体内での RI の分布やその経時的変化は、放出される γ 線の体外計測で追跡できる。RI 分布は放射能を定量して画像として表示できる。その画像が診断、治療計画、治療効果の判定に用いられる。がんのような病巣に集積する α 線や β 線放出 RI は病的組織を集中的に照射して細胞を死滅させる。この機序が治療に利用される。 α 線、 β 線、 γ 線を活用した、放射性医薬品の診断と治療双方への有効利用を「テラノステイクス (theranostics)」と呼ぶ。
1940年代に、放射性ヨウ素を甲状腺疾患の治療に、放射性リンを白血病の治療に用いる最初の報告が出て、医療専門家と一般公衆双方から大きな期待を持って迎えられた。同様の放射性「魔法の弾丸」の一連の利用の先駆けとして、これらの古典的知見が直ちに認知された (Wagner, 2006)。今日でも甲状腺機能亢進症と甲状腺がんの放射性ヨウ素治療は、日本でも他の国でも増加の一途をたどっている。 ^{89}Sr 、 ^{153}Sm 標識骨集積性薬剤が耐え難い骨の痛みの緩和に用いられている。 α 線放出 ^{223}Ra -塩化物が多発性骨転移を持つ患者で疼痛緩和と共に寿命延長効果のあることも明らかになった。ソマトスタチン受容体のようなホルモン受容体に結合する放射性医薬品を使用した、転移性内分泌腫瘍の治療が欧州で広く行われ、日本でも認可されることが期待されている。
前立腺膜特異抗原のようながん関連抗原を標的とする放射免疫治療は、 β 線放出核種である ^{131}I 、 ^{90}Y 、 ^{153}Sm 、 ^{177}Lu や、 α 線放出核種である ^{211}At 、 ^{213}Bi 、 ^{225}Ac 標識抗体を用いて、その臨床利用が研究されてきた。テラノステイクスは、光子放出核種で標識した抗体の診断用特性和治療用 α 線、 β 線放出核種を融合する、新しい医科学である。
がん治療で、病的組織を標的とする放射性医薬品技術の医療応用は世界的に拡大してきている。放射性医薬品治療を受けた患者の数は日本では過去 10 年間に倍増した。
放射性医薬品治療には、非密封 RI を通常診断で用いるより大量に使用するので、その放射線防護は独特な側面を有する。大量の放射能を使用するので、患者は特別の遮蔽と汚染防護を施した特別に設計した施設に入院する必要がある場合がある。患者の退出基準や外来治療の条件は家族や友人たちが受ける可能性のある被ばくをもとに決められる。
治療目的で放射性医薬品を投与された患者は、診断目的で放射性医薬品を投与された患者と比較して、大量かつ長期にわたり放射線源となる。他人特に小児や妊婦との接触に当たり、特別な防護処置をとらねばならない。そのため、患者は病院が発行する書類を携帯しなければならない。一定期間、授乳を中止し、妊娠を避ける必要が生ずる。放射線源となる患者が透析中である場合は放射線防護上の特別な配慮が求められる。
放射性医薬品治療に携わる病院職員は、通常の放射線作業者の訓練に加えて、非密封放射線源による汚染を避けるための特別な安全対策の訓練を受け、経験を積まなければならない。汚染が起こった場合の除染方法も知っておく必要がある。汚染を管理区域内に閉じ込める特別な注意も必要である。
放射性医薬品を用いる診断治療を受ける患者の線量計算に関する線量係数やその他の指針を ICRP は過去数十年にわたり開発してきた。最近では、Publication 128 (ICRP, 2015a) でこれらのまとめをしている。
本刊行物は、放射性医薬品治療にかかわる患者、医療職員、一般公衆の放射線防護に関する勧告を提供している。放射性医薬品治療を実施する核医学医、依頼する医師、そのほかの職員は、患者や作業員の放射線防護に関して、配慮すべきことを熟知する必要がある。
原子力・放射線事故あるいは悪意のある行為が起こった場合に、放射性物質の内部被ばくを受ける人々は、線量評価と治療のために入院しなければならない。この目的に最も適した施設は放射性医薬品治療目的で特別に設計された病室である。放射性医薬品治療患者を看護する訓練を受けた医療職員は、他の放射線緊急事態にも対応できる優れた人材でもある。これら職員は、予想外の核または放射線緊

急被ばく医療への備えを確実にするための、訓練と練習を常時受けておく必要がある。
佐々木 康人
ICRP 主委員会委員 (2001～2009)
放射性医薬品治療における放射線防護
ICRP PUBLICATION 140
2018年11月委員会承認
<p>抄録 様々ながんの治療のため、新たな放射性核種、化合物、トレーサー分子及び投与方法による放射性医薬品の使用がますます広がっている。放射性医薬品治療を含む放射線治療の目的は、腫瘍制御率と、正常な臓器・組織における潜在的な合併症との関連を最適化することである。この最適化に欠かせないものが、腫瘍と正常組織に照射される線量を定量化する能力である。本書では、治療法の概要と様々な治療アプローチに関する線量計算のための枠組みを示す。放射性医薬品治療における臓器・組織に対する吸収線量は、様々な身体臓器・組織への放射性医薬品の取込み、滞留、及びそれらからの消失と共に、放射性核種の物理的半減期によって決定される。体内動態パラメータは、複雑性の異なる様々な手法を用いて直接測定し決定される。治療計画の作成のためには通常、治療に先立ってトレーサー標識の診断的投与によって吸収線量の計算を行うか、又は治療的投与のたびに既に投与された放射能に基づき遡及的に線量測定を行ってもよい。不確実性解析からはバイアス源とランダム変動性及びそれらの大きさに関する追加情報が得られ、これらの解析から吸収線量計算の信頼性と質が示される。実効線量からは、放射線被ばくの確率的影響に起因する不利益の生涯リスク（主にがん）のおおよその尺度が得られる可能性があるが、実効線量は個人の将来的ながん発生率を予測するものではなく、放射性医薬品治療に伴う短期的な確定的影響に適用されるものでもない。放射線治療では、事故の防止を、施設、設備及び投与手技の計画の中心とするべきである。スタッフの被ばくの最小化には、装置設計の検討、適切な遮蔽と線源の取扱い、個人防護具とツール、並びに放射線防護における認識と関与を促すための教育と訓練が含まれる。放射性医薬品治療後に患者を収容するか解放するかを決定するためには、患者の残留放射能から公衆の構成員及び介助者に対して与えられる可能性がある線量を考慮する必要がある。このような場合、患者及び介助者に対して放射線防護に関する具体的な指示を与える必要がある。</p> <p>© 2019 ICRP. Published by SAGE.</p> <p>キーワード: 放射性医薬品治療, 放射性核種, 線量推定, 放射線防護</p>
要点
<ul style="list-style-type: none"> 放射性医薬品治療を行うためには、その治療を正当化して最適化する投与プロトコルが必要である。治療計画の作成、及び投与後の腫瘍と正常組織への線量の検証のため、個人の吸収線量を推定する必要がある。 電離放射線に被ばくする妊婦及び小児には特別な考慮が必要である。放射性医薬品治療では通常、妊娠は禁忌である。放射性医薬品治療を受ける患者は、授乳を中止する必要がある。 放射性医薬品治療で用いられる放射線源は、そのような線源がおかれる室内又は近くで時間を過ごす医療従事者等への被ばくに寄与するおそれがある。有意義な線量低減及び汚染管理は、適切な手順の適用、施設と部屋の設計（該当する場合には遮蔽）、並びに放射線防護への認識と関与を促すための教育と訓練によって達成することができる。放射性医薬品治療では、事故の防止及び安全な実践の再確認を、施設、設備及び投与手順の計画の中心とする必要がある。 医師は、放射線防護の正当化と最適化の原則に一致したあらゆる必要な医療を提供しなければならない。救命的な医療処置又は手術が医療のために必要な場合は、放射線防護の措置によってそれらが妨げられたり、遅れたりしてはならない。患者の放射線レベルに関してスタッフに情報を提供し訓練を行う必要がある。 治療後の患者を入院させるか解放するか判断は、既存のガイドラインと規則並びに個々の患者の状況に基づき、患者の体内に残留する放射能、患者の希望、家族への配慮（特に家族内の子どもや妊婦の存在）などの要因を考察して行うべきである。自宅での放射線防護の手引きとなる情報を患者と介助者に情報を提供すべきである。
1 序論
(1) 放射線治療によってがんを治療し、患者の生命を維持して生活の質を改善することができる。放射線治療では悪性腫瘍の治療が中心である一方、組織の有害反応を制限するために正常な臓器・組

織への吸収線量を最小限に抑えるべきである。放射性医薬品治療に関する現在の ICRP 勧告は、*Publications* 73 (ICRP, 1996a), 94 (ICRP, 2004), 103 (ICRP, 2007a) 及び 105 (ICRP, 2007b) に記載されている。

(2) 医療のコミュニティは今なお、それらの手法に用いる体内動態又は線量計測データを収集するための十分な方策を保有していない。しかし、放射性医薬品治療のための治療計画の作成は、外部放射線治療の場合と同様、定量的画像解析及び線量測定をその土台とするべきである^注。

^注 「放射性医薬品治療」には多くの同義語、例えば「標的放射性核種治療」「非密封線源治療」「全身放射線治療」及び「分子放射線治療」がある。本書では他の ICRP 及び ICRU の刊行物との整合性を図り、総称として「放射性医薬品治療」を用いている。

(3) 比較的新しい取り組みの場合には特に、既存の情報及び文献の収集及び検討を行うことが、治療目的の放射性医薬品の使用の最適化に役立つことになる。治療レベルの放射能では患者の体内動態にはばらつきがあることを、医療コミュニティに注意喚起することが不可欠である。この情報により（特に処方される投与放射能レベルに関する情報により）、新たな放射性医薬品の導入が促進されると考えられる。

(4) 多くの刊行物が、重要臓器及び腫瘍への吸収線量について論じている。これらの中には、取込み及び滞留といった体内動態を扱っているものもある。実施数が増加している臨床試験から、より多くの体内動態情報が得られることは貴重である。さらに、使用したデータ収集法の記述から、集めたデータの整合性を評価することも有益であろう。

(5) 本書では、治療法の計画及び照射された吸収線量の検証のために、個別化した線量測定を行う枠組みを詳述する。

(6) 治療的放射性医薬品は通常、その体内動態に大きい個人差がある。その後の治療目的の投与が臓器・組織への忍容性レベルを超えないことを確実にするため、個々の放射性医薬品の体内動態を確認するための個別の線量測定が不可欠である。放射性医薬品治療の実践と最適化には、医学物理士、核医学技師、核医学専門医、内分泌科医及び腫瘍科医といった様々な能力を持つ者が必要である。

(7) 本書の対象読者は、核医学専門医、腫瘍科医、医学物理士、医師、臨床医及び処方者、紹介者、放射性医薬品薬剤師、核医学技師、放射線技師、放射線取扱主任者、規制当局、医学及び科学学会員、業界関係者、患者、患者擁護団体及び公衆防護の担当官などである。

2 放射性医薬品治療の方法：正当化と最適化

2.1 序論

(8) 放射性医薬品治療は、幅広い放射性核種、様々な標的化機構、及び種々の投与方法を含む複雑な手技である。それぞれの放射線治療の手技に、線量計算、それに関係する定量的画像解析、吸収線量計算、及び正常組織の損傷の考慮に関する固有の一連の課題がある。高度に集学的なアプローチを必要とすること、また治療患者数が比較的少ないことで、この分野の発展は外部放射線治療に比べて遅れを取っている (NCRP, 2006)。

(9) 骨転移に対する β 線核種の場合のように、放射性医薬品治療の目的はしばしば症状の緩和を目的とする。完全奏効は一般に、甲状腺切除後の残存甲状腺破壊など、限られた症例のみで得られる。多くの治療でその効果は様々である。

(10) 甲状腺中毒症及び甲状腺がん治療のための ^{131}I -ヨードを用いた放射性核種治療、並びに赤血球増加症治療と骨痛緩和のための ^{32}P -リン酸を用いた放射性核種治療は、70 年以上も臨床で使用されている。様々な腫瘍の治療のために、複数の新規の放射性核種、化合物、トレーサー分子及び投与方法を用いた放射性核種治療の使用がますます広がっている。最近開発され臨床現場で使用されている例が、神経内分泌腫瘍治療のためのルテチウム (^{177}Lu) 標識ペプチド及び前立腺がんの骨転移治療のための塩化ラジウム (^{223}Ra) である。

(11) 新たな放射線治療法の臨床への導入には、その治療を正当化して最適化する投与プロトコルの開発が関わってくる。

(12) 多くの新たな放射性医薬品の開発が現在進められている。新たな薬剤はそれぞれ個別に考えなければならない。それに関係する潜在的なベネフィットとリスクは、安全性と有効性、各患者の状態、及び治療の目的に照らして考察しなければならない。

(13) 非密封放射性核種を用いる治療は、その詳細な記録を保管する必要がある。患者の診療録には、吸収線量の計画立案及び投与する放射性医薬品の放射能に関するデータを必ず含める必要がある。

(14) *Publication* 106 (ICRP, 2008), 128 (ICRP, 2015a), 53 (ICRP, 1987) 及び 80 (ICRP, 1998) に示

されている線量係数は核医学診断を意図しており、治療用のものではない。放射性医薬品を治療に使用するためには、腫瘍及び正常な臓器・組織に関する線量測定と合わせた、治療計画の作成のための、より詳細で患者固有の線量測定が必要である。

2.2 甲状腺機能亢進症及びその他の甲状腺疾患の治療

(15) 1940年代に初めて使用された¹³¹I-ヨード (Seidlin et al., 1946) は現在、びまん性又は結節性の中毒性甲状腺腫、甲状腺機能亢進症、又は大型の非中毒性甲状腺腫の定型的な治療である (Leiter et al., 1946)。この治療は通常、¹³¹I-ヨードを含有するカプセルの経口投与により行われるが、個別化した放射能投与として¹³¹I液も用いられている。放射性ヨウ素は甲状腺に蓄積され、¹³¹Iから放射されるβ粒子が甲状腺細胞を破壊する。これは一次治療として確立されているものの、治療レジメンに関するコンセンサスはほとんど得られておらず、現在も治療の目的をめぐる議論は分かれている。

2.2.1 治療の目的

(16) 治療の目的は甲状腺の細胞を破壊し、かつ亢進した甲状腺機能を抑制して、患者の甲状腺機能を正常又は低下状態にすることである。

2.2.2 治療プロトコル

- (17) 治療プロトコルはその治療目標に応じて3つのカテゴリーに分けられる。
- 短期間のうちに患者を甲状腺機能低下症の状態にする一定量の放射能投与と、それに続く生涯にわたる甲状腺ホルモン補充 (RCP, 2007)。
 - 迅速な反応を達成するために必要な最小限の放射能で甲状腺機能低下症を誘導する個別化したアプローチ (Kobe et al., 2008; Stokkel et al., 2010; Schiavo et al., 2011)。
 - 可能であれば患者を甲状腺機能正常の状態にし、補充薬の必要を遅らせることを目的とした個別化したアプローチ (Flower et al., 1994; Howarth et al., 2001)。

2.2.3 友人と家族の線量

(18) 放射性ヨウ素は主に尿中に排泄されるが、糞便と汗からも排泄される (Hänscheid et al., 2013; ICRP, 2015a,b)。甲状腺からの¹³¹Iの排泄に関する平均実効半減期は約5日であるが、これには大きな幅があることが明らかになっている。線量の評価は個々の治療について、患者固有の因子を考慮して行うべきである。患者からの被ばくを抑えるための詳細な手引き書を、患者とその家族に提供する必要がある。

2.2.4 スタッフの線量

(19) 良性甲状腺疾患の治療のために投与される放射能レベルは、アブレーション又は治療的手技のために投与されるレベルをはるかに下回り、診断検査のために投与されるレベルよりは高い。¹³¹Iを使用して業務に従事しているスタッフメンバーについては職業被ばく線量を求める必要があり、さらに¹³¹Iを扱う放射性医薬品薬剤師については甲状腺の線量を追跡することが重要と思われる。

2.2.5 患者の臓器線量測定

(20) 放射性ヨウ素を用いた良性甲状腺疾患の管理における内部線量測定の役割については、いまだ議論が分かれている。線量測定を考慮することなく放射能を投与する場合も、治療の手掛かりとして線量測定が行われる場合もある (Stokkel et al., 2010)。定量的画像解析と線量測定が進歩したことで、より正確な線量計算が可能になっている。この計算では、体積と¹³¹I又は¹²³Iによる単光子放出型コンピュータ断層撮影 (SPECT) 及び¹²⁴Iによる陽電子放射断層撮影 (PET) によって取得した滞留の連続的な測定値を考慮することもある (Merrill et al., 2011)。線量計測に関するガイドラインは欧州核医学会 (EANM) から刊行されている (Hänscheid et al., 2013)。

2.2.6 患者リスク

(21) すべての治療法に言えることだが、治療のためには妊娠と授乳は禁忌であり、患者は4~6ヵ月間は避妊する必要がある (5.3.3 及び 5.3.4 項参照)。¹³¹I-ヨードは受胎後8~10週間から胎児の甲状腺に取り込まれ、胎児の甲状腺への線量照射によって永続的な甲状腺機能低下症を来し、甲状腺ホルモン欠乏による重度の身体的及び精神的な遅滞が生じるリスクがあるため、妊娠している可能性のある患者を特定することは重要である (Berg et al., 1998)。放射性ヨウ素を投与する患者には、治療前2ヵ月以内にヨウ素含有造影剤を用いた検査を行ってはならない。これは放射性ヨウ素の取込みが阻害されたり減少したりするリスクがあるためである (Luster et al., 2008)。

2.2.7 勧告

(22) 甲状腺疾患治療のための標準化されたプロトコルは現在も確立されていない。これは最適な治療のための基本的なエビデンスがないことを反映している。線量計算なしに一定量の放射能を投与

することは、多くの施設では便利である一方で、良性甲状腺疾患の有効な治療には必要以上の高い放射能を投与することになる (Jönsson and Mattsson, 2004; Sisson et al., 2007)。

(23) 原則的には、患者ごとの測定値に基づく個別化アプローチを用いることで、有効な最少量の放射能投与が確保されると考えられる。それによって長期的なリスクが生じる可能性、並びにスタッフ、家族、介助者及び介護者に照射される線量を最小限に抑えることができる。患者の甲状腺機能を正常にすることが望ましい場合、個別の線量測定アプローチを用いることでこれが可能になると考えられる。現在まで、治療に対する個別化アプローチの可能性を検討した試験はごく僅かであり (Leslie et al., 2003)、甲状腺と正常臓器の吸収線量及び予後との関係を明らかにするためには、さらなる試験が必要である。そのような試験は、甲状腺の体積、初期取込み量及び滞留に準じて層別化する必要がある (Howarth et al., 2001; Reinhardt et al., 2002)。

2.3 分化型甲状腺がんの治療

(24) ^{131}I -ヨードは甲状腺の乳頭がん及び濾胞がんのアブレーション (焼灼術) 及び治療の第一選択になっている。投与前、患者には通常低ヨード食を与える (Haugen et al., 2016)。現在、複数のガイドラインは、高分化型甲状腺がんのために甲状腺全摘術又は甲状腺全摘術を受けた患者及び甲状腺がんの遠隔転移のエビデンスを認める患者の残存甲状腺組織の放射性ヨードアブレーションのための残存甲状腺組織への取込みを刺激するための補助療法として、遺伝子組換えヒト甲状腺刺激ホルモン (Thyrogen, Genzyme Corp., Cambridge, MA, USA) も提案している。その後の再発又は残存疾患 (特に転移が拡大した場合) の治療に、追加投与を行う。患者がヨウ素陰性となるか、又は治療効果を認めなくなるまで、通常は6~8ヵ月間隔で投与を継続する。

(25) 甲状腺結節及び分化型甲状腺がんの成人患者に関する管理ガイドライン (Silberstein et al., 2012; Haugen et al., 2016)、さらに、妊娠中及び分娩後期間の甲状腺疾患の診断及び治療のための管理ガイドラインが発行されている (Alexander et al., 2017)。

2.3.1 治療の目的

(26) アブレーションの場合、治療の目的は、残存する正常甲状腺組織及び悪性腫瘍組織を除去することである。複数の専門医師会が、甲状腺結節及び分化型甲状腺がん患者の管理ガイドラインを発表している (Luster et al., 2008; Haugen et al., 2016)。一部のステージ分類基準では、放射性ヨウ素の治療効果について意見が分かれている (Perros et al., 2014)。場合によっては、無治療の経過観察が推奨される。

2.3.2 治療プロトコル

(27) この治療は過去何十年もの間広く使用されているが、至適な放射性ヨウ素治療に関するエビデンスレベルは低い (Luster et al., 2008)。アブレーション又はその後の治療のために投与する至適放射能を確立するための多施設共同試験は、今日まで実施されていない。したがって、至適投量に関する強い勧告を示しているガイドラインはない。

(28) 近年、英国の HiLo 試験及びフランスの ESTIMABL 試験から低又は中間リスクの患者におけるアブレーションには、1.1 GBq の ^{131}I は 3.7 GBq と同程度に有効であることが示されているが、これらの結果の解釈については議論が分かれている。低リスク患者にも放射性ヨウ素を投与すべきか否かについても、議論が継続して交わされている (Mallick et al., 2012b; Schlumberger et al., 2012; Haugen et al., 2016)。

(29) 治験ベースのエビデンスが得られていない状況ではあるが、治療効果を最大限にし、二次性悪性腫瘍の可能性を最小限に抑えるための投与スケジュールが提案されている。

(30) 小児の分化型甲状腺がんの治療については現在までランダム化比較試験は実施されておらず、一揃いのガイドラインのみが記述されている (Francis et al., 2015)。小児における放射性ヨードアブレーションのための投与には大きなばらつきがある。放射能の補正は体重 (通常は $1.85\text{--}7.4 \text{ MBq kg}^{-1}$)、体表面積、又は年齢によって行われる (Jarzab et al., 2005; Luster et al., 2008)。手技に関するドイツのガイドラインでは、24 時間摂取率と体重を組み合わせたハイブリッド法が推奨されている (Franzius et al., 2007)。

(31) 治療目的の投与に関するプロトコルも様々である。これまで小児には 1.1~11.0 GBq の一定量又は体重に基づく範囲の放射線量が投与されている (Jarzab et al., 2005; Franzius et al., 2007; Luster et al., 2008; Verburg et al., 2011)。

2.3.3 友人と家族の線量

(32) 放射性ヨウ素の滞留と排泄は患者によって異なる。甲状腺全摘術後の ^{131}I 排泄の平均有効半減期は、甲状腺機能亢進症のそれよりも短い (Hänscheid et al., 2006; Remy et al., 2008)。患者にはその家

<p>庭環境を考慮した手引書を提供し、介助者及び介護者が患者と緊密に接触する場合はそれらの同意も必要である。</p>
<p>(33) 治療を受ける患者は、各国の患者解放規則に従い、投与後の入院が必要な場合がある。患者を入院させるか解放するか判断は、家族と公衆の構成員に与えられる可能性がある線量の計算に従い、個人ごとに判断する必要がある。</p>
<p>2.3.4 スタッフの線量</p>
<p>(34) 放射線治療に関わるすべての手技と同様に、線量限度の原則に従い標準予防策を講じる必要がある。患者が入院したときは、看護師、検査技師、物理士及び内科医などスタッフの様々なグループにリスクが生じるため、スタッフの線量をモニタリングする必要がある。</p>
<p>2.3.5 患者の臓器線量測定</p>
<p>(35) 固定した投与量のプロトコルを用いる場合には、標的となる甲状腺組織に照射される吸収線量はきわめて幅広いものとなる (Flux et al., 2010)。</p>
<p>(36) Seidlin ら (1946) は転移組織の累積吸収線量を算出した。その後の試験では骨髄毒性のサロゲートバイオマーカーとしての血液の吸収線量に 2 Gy (Benua et al., 1962), 残存甲状腺組織のアブレーションのために 300 Gy が、さらにリンパ節転移の抑制に 80 Gy が使用された (Maxon et al., 1992)。</p>
<p>(37) 照射された吸収線量と治療効果の間に有意な相関があることが線量測定研究から示され (Strigari et al., 2014), EANM によって線量測定ガイドラインが発表された (Lassmann et al., 2008)。</p>
<p>2.3.6 患者のリスク</p>
<p>(38) あらゆる治療法と同様、妊娠と授乳は禁忌である。避妊に関する助言は各国のガイドラインに従って行う (5.3.6 項を参照)。放射性ヨウ素の投与によって様々な副作用が発現する可能性があり、そのうち最も多くみられるものが唾液腺炎と胃炎である (Luster et al., 2008)。単回の放射性ヨウ素投与でも永続的な口腔乾燥症を誘発することがあり、唾液腺がんのリスクを高めるおそれがある (Klubo-Gwiedzinska et al., 2010; Lee, 2010)。白血球と血小板数の減少も見られる。甲状腺がんの肺転移患者では肺線維症が認められている (Haugen et al., 2016)。放射性ヨウ素を投与する患者には治療前 2 ヶ月以内にヨード造影剤を用いた検査を行ってはならない。これはヨウ素が阻害され、放射性ヨウ素の取込みが減少するリスクがあるためである (Luster et al., 2008)。</p>
<p>(39) 放射性ヨウ素による分化型甲状腺がんの治療を受けた小児及び若年の患者の生存期間は、成人に比べて有意に長い、長期的な死因別死亡率は 2% となっている。肺転移を有する小児では、放射性ヨウ素投与後に安定となり得る (Vassilopoulou-Sellin et al., 1993; Pawelczak et al., 2010)。放射性ヨウ素による分化型甲状腺がん治療を受けた小児の長期経過観察から、二次性悪性腫瘍の増加が認められている (Rubino et al., 2003; Brown et al., 2008; Hay et al., 2010; Francis et al., 2015)。累積放射能の増加に伴って白血病のリスクは増大し、膀胱、結腸直腸、乳房及び唾液腺に二次性悪性腫瘍が発現する可能性が高まる。</p>
<p>2.3.7 勧告</p>
<p>(40) 分化型甲状腺がんにおける 10 年間の補正全生存率は約 85% (Luster et al., 2008) であり、これは年齢、病変体積及び転移の広がり依存する (Mallick et al., 2012a)。その一方、遠隔転移を有する症例の 10 年生存率は 25~40% に過ぎず、治療計画を層別化して作成する必要性を示している。再発率は 10~30% にも上ると考えられる。不十分な治療によってさらなる治療が必要となる場合があり、進行が継続しヨウ素抵抗性となるリスクがある。正常組織への過剰な放射線の照射は、副作用とある程度の二次性悪性腫瘍のリスクを伴う可能性がある。</p>
<p>(41) 完治という明らかな有益性と、二次性悪性腫瘍の可能性を最小限に抑える必要性は、治療ごとの線量測定の重要性を示している。このことは特に小児や青年期の患者、高リスクの患者に重要である。治療前の線量測定が果たす役割を検討するためには、スタニング (治療のための放射能の取込みが抑制されること) の可能性を考慮したさらなる研究が必要である。甲状腺のスタニング (Thyroid stunning) とは、診断量の ^{131}I が患者に照射された場合に、分化型甲状腺がん又は甲状腺切除後の残存甲状腺組織が、投与された ^{131}I を取り込む能力が変化するという臨床所見である。</p>
<p>2.4 真性多血症及び本態性血小板血症の治療</p>
<p>(42) ^{32}P-リン酸が最初に治療に使用されたのは約 70 年前、真性多血症及び本態性血小板血症に対してであった。真性多血症及び本態性血小板血症は、それぞれ赤血球と血小板の過剰産生を特徴とする慢性進行性の骨髄増殖性疾患である。その他の疾患特性として白血球増加症、脾腫、血栓出血性合併症、血管運動障害、そう痒、及び急性骨髄性白血病又は骨髄線維症に疾患が進展するリスクが挙げられる。ヒドロキシカルバミド、インターフェロン及びアナグレリドなどの薬物が導入されたことで、</p>

<p>^{32}P の役割は縮小している。今日では真性多血症及び本態性血小板血症のみが、^{32}P-リン酸によって治療される骨髄増殖性疾患として残っている。</p>
<p>2.4.1 治療の目的</p> <p>(43) ^{32}P は急速に増殖している細胞の DNA に能動的に取り込まれる。治療により骨髄に照射されることで血球の産生が抑制される。^{32}P からの β 線照射は過剰増殖している細胞系列を抑制する。代替療法は存在するが、真性多血症及び本態性血小板血症の高齢患者では ^{32}P-リン酸の経口又は静脈内投与による奏効が認められる (Tennvall and Brans, 2007)。</p>
<p>2.4.2 治療プロトコル</p> <p>(44) ^{32}P-リン酸は静脈内又は経口投与される。投与放射能は $74\sim 111\text{ MBq m}^{-2}$ (体表面積) でその放射能の最大上限は 185 MBq か、又はこれより若干高い 3.7 MBq kg^{-1} (体重) で、その放射能の最大上限は 260 MBq である。一部の研究者からは、80歳を超える患者では放射能を25%低下させることが推奨されている。もう1つの線量漸増アプローチは、比較的低い一定量の放射能として 111 MBq を投与するというものである。「十分な効果」が得られなかった場合、3ヵ月後に放射能を25%増量して2回目の治療を行うことができる。このような放射能増加の手技を、十分な治療効果が得られるまで3ヵ月ごとに繰り返してもよい。1回の投与の放射能上限は 260 MBq である (Tennvall and Brans, 2007)。</p>
<p>2.4.3 友人と家族の線量</p> <p>(45) 外来治療の場合、患者と家族には以下のことを指示するべきである：(1) 乳幼児や妊婦との長時間の密な接触は避けること。(2) 帰宅後数日間は、パートナー又は小児とは別のベッドで寝ること。(3) 投与後2～3週間は ^{32}P が尿中に排泄されることから、体外汚染を避けるために適切な個人衛生を実践すること。</p>
<p>2.4.4 スタッフの線量</p> <p>(46) ^{32}P は高エネルギーの β 線放出核種であるため、分注及び注射の際にはプラスチック又は金属製の遮蔽を使用することが不可欠である。</p>
<p>2.4.5 患者の臓器線量測定</p> <p>(47) 線量が最大となる臓器は、骨内膜及び造血活性を有する骨髄であり、1 MBq の投与あたり約 11 mGy の照射を受ける (ICRP, 1987)。一般的な投与量である 100 MBq の投与により、骨内膜及び活動性の骨髄の線量は 1 Gy を超えるものと考えられる。</p>
<p>2.4.6 患者リスク</p> <p>(48) 妊婦及び授乳婦へは禁忌であり、患者は避妊する必要がある。妊娠可能な年齢の女性には、放射性医薬品を推奨しない。^{32}P 投与後10年における急性骨髄性白血病の発症率は約10%である (Brandt and Anderson, 1995)。従って ^{32}P を用いた治療は通常、65～70歳の患者向けである。</p>
<p>2.4.7 勧告</p> <p>(49) ^{32}P-リン酸は高齢患者及びヒドロキシ尿素、ブスルファン、インターフェロン-α やアナグレリドなどの代替療法が適していない患者に用いることができる。</p>
<p>2.5 骨転移の治療</p> <p>(50) 進行期にあり緩和ケアが必要ながん患者の管理には、有痛性骨転移の治療が重要である。有痛性骨転移を認める患者では、日常生活の制限、運動制限、不眠症及び不安などを通じて生活の質が損なわれることがある。骨痛の管理は集学的なものであり、鎮痛剤、放射線、ホルモン製剤、化学療法、ビスホスホネート製剤及び手術などが行われることがある。局在性の転移は体外照射又は手術によって治療することができる。一方でびまん性骨転移は通常、放射性医薬品、ホルモン製剤、化学療法及びビスホスホネート製剤によって治療される (Pandit-Taskar et al., 2004)。</p> <p>(51) ^{89}Sr-塩化物及び ^{153}Sm-EDTM (エチレンジアミンテトラメチレンホスホン酸) など β 線を放出する放射性医薬品が、有痛性骨転移患者の緩和的治療として疼痛緩和のため投与されている。症候性骨転移を有する去勢抵抗性前立腺がん患者に対する放射性医薬品として、α 線を放出する骨親和性放射性医薬品である塩化ラジウム (^{223}Ra) が登場し、これは全生存期間を延長する (3～6ヵ月) ことが確認されている (Parker et al., 2013; Pandit-Takar et al., 2014)。</p>
<p>2.5.1 治療の目的</p> <p>(52) β 線を放出する放射性医薬品を用いる治療の目的は、骨転移患者における転移による骨痛の管理及び生活の質の改善である。これらの薬物により根治することは稀である。^{89}Sr-塩化物及び ^{153}Sm-EDTM は固形がんの有痛性骨転移の緩和のため数ヵ国で承認されている一方、^{186}Re-HEDP (ヒドロキ</p>

シエタンジホスホン酸), $^{188}\text{Re-HEDP}$, $^{117\text{m}}\text{Sn-DTPA}$ (ジエチレントリアミン五酢酸) 及び $^{177}\text{Lu-EDTMP}$ はまだ審査中である (Finlay et al., 2005; Liepe et al., 2005b; Liepe and Kotzerke, 2007; Shinto et al., 2014; Yousefnia et al., 2015)。これら放射性医薬品による疼痛緩和の機序は、ニューロンに対する圧力の軽減によるものと考えられている。骨転移を有する前立腺がん患者における塩化ラジウム (^{223}Ra) 治療の目的は、全生存期間を延長する一方で、追加的な鎮痛薬を用いることなく疼痛を緩和することで、生活の質を改善することである。

2.5.2 治療プロトコル

(53) ^{89}Sr -塩化物及び $^{153}\text{Sm-EDTM}$ は複数の国において承認を受けており、したがってその治療プロトコルは広く確立されている。 ^{89}Sr -塩化物の推奨用量は 148 MBq である。あるいは、単回静脈内注射として $1.5\sim 2.2\text{ MBq kg}^{-1}$ (体重) の用量を投与することができる。また $^{153}\text{Sm-EDTM}$ は 37 MBq kg^{-1} (体重) の放射能が用いられる。いずれの放射性医薬品の場合でも、患者は治療効果の確保と望ましくない作用 (白血球減少症, 血小板減少症など) の確認のため、定期的を受診する必要がある。 $^{186}\text{Re-HEDP}$, $^{188}\text{Re-HEDP}$, $^{117\text{m}}\text{Sn-DTPA}$, $^{177}\text{Lu-EDTMP}$ に関する治療プロトコルは現在研究中である (Pandit-Taskar et al., 2004; Liepe and Kotzerke, 2007; Bodei et al., 2008; D'Angelo et al., 2012; Jie et al., 2013; Thapa et al., 2015)。

(54) 塩化ラジウム (^{223}Ra) について承認されている投与量は、 55 kBq kg^{-1} (体重) を6ヵ月にわたり4週ごとに1回静脈内投与するというものである。

2.5.3 友人と家族の線量

(55) ^{89}Sr -塩化物及び $^{153}\text{Sm-EDTMP}$ の放射能は主に尿中に排泄され、塩化ラジウム (^{223}Ra) は主に糞中に排泄されるため、患者が在宅中は、すべての排泄物が衛生的な下水道システムに処理されることの確認に注意を向けなければならない。おむつや他に汚染の可能性がある物品は、廃棄物処理用の特別な袋に収集する必要がある。この特別なごみ袋は漏れ防止処理されている必要があり、廃棄物を入れた袋は各治療スタッフの判断に従い、治療施設に戻すことができる (Sisson et al., 2011)。心神喪失や失禁がみられるため放射線安全に関する説明と注意に従うことができない患者は、長期間入院させてもよい (ICRP, 2004)。

2.5.4 スタッフの線量

(56) ^{89}Sr , $^{153}\text{Sm-EDTMP}$ 及び ^{223}Ra については外来治療が可能である。これはスタッフの被ばくが低く維持されるというメリットがある。 $^{186}\text{Re-HEDP}$ 及び $^{188}\text{Re-HEDP}$ による照射の方が高値なのはガンマ線を放出するためである。いかなる場合でもスタッフの線量を注意深くモニターする必要がある。塩化ラジウム (^{223}Ra) は、通常の核医学の機材を用いた取扱いと投与が安全かつ簡便であると評価されている (Dauer et al., 2014)。

2.5.5 患者の臓器線量測定

(57) ^{89}Sr 照射による転移部付近の骨表面及び赤色骨髄の吸収線量はそれぞれ $0.2\sim 2$ 及び $0.05\sim 0.3\text{ Gy MBq}^{-1}$ であり (Breen et al., 1992), 一方, $^{153}\text{Sm-EDTMP}$ 照射による骨表面及び赤色骨髄の吸収線量はそれぞれ $5.3\sim 8.8$ 及び $1.2\sim 2.0\text{ mGy MBq}^{-1}$ である (Eary et al., 1993)。吸収線量は個々の患者の体内動態及び代謝によって異なると考えられる。第 I 相試験から算出された塩化ラジウム (^{223}Ra) の骨表面の吸収線量の範囲は $2\sim 13\text{ Gy MBq}^{-1}$ であり, 赤色骨髄の吸収線量は骨表面からは $177\sim 994\text{ mGy MBq}^{-1}$, 血液中の放射能からは $1\sim 5\text{ mGy MBq}^{-1}$ と算出された (Chittenden et al., 2015)。

2.5.6 患者のリスク

(58) 骨転移の治療に用いられる放射性医薬品は、特に過去に繰り返し化学療法を受けて骨髄予備能が低下している患者において、骨髄抑制を引き起こすおそれがある。一部の患者では投与数日後に一過性の骨痛増悪が生じることがある。腎機能低下患者では骨髄抑制などの有害作用が比較的重篤になるおそれがあるため、投与前に慎重に評価する必要がある。妊娠及び授乳は禁忌である。

(56) ^{223}Ra は α 線の飛程が短いため、骨髄の大半を温存できるというメリットがある。一般に非血液毒性が血液毒性に比べて高頻度であり、軽症から中等症である。これには下痢, 疲労, 悪心, 嘔吐及び骨痛などがあり, その一部は用量依存性である (Pandit-Taskar et al., 2014)。生存期間が長い患者における ^{223}Ra の長期的な有害作用は, いまだ明らかではない。

2.5.7 勧告

(60) 骨親和性放射性医薬品は疼痛を軽減して生活の質を改善することから、有痛性骨転移の管理において重要な役割を果たしている。単回の投与で数ヵ月間疼痛緩和が持続することがある。薬物ごとに投与プロトコルは大きく異なり、固定用量のことも体重に基づくこともある。また単回投与のことも反復投与のこともある。このことは、至適な治療プロトコルはまだ確立されておらず、この目的

のためさらなる臨床試験が必要であることを示している。有害作用の点では、骨髄の被ばくによる血液毒性を考慮する必要がある。 ^{223}Ra について照射すべき至適吸収線量の検討を行うことが、至適治療レジメンを明らかにし、どのような患者で治療があまり有益でないのかの確認に役立つと考えられる。放射性医薬品は通常外来ベースで投与され、標準的な放射線防護のための予防策が必要である。

2.6 小児及び若年成人における神経芽腫の治療

(61) 1980年代に導入されたメタヨードベンジルグアナジジン (mIBG) は、ノルアドレナリンアナログであるグアナチジンの一種であり、ノルアドレナリントランスポーター分子が関与する能動輸送プロセスによって交感神経系の細胞に取り込まれる。

(62) 神経芽腫は、神経系や他の組織の発生に関わる神経堤細胞から生じる。通常は副腎や神経組織から発生し、骨と肝臓に転移することがある。神経芽腫は小児がんの約6%を占め、5年生存率は67%に過ぎない。化学療法抵抗性又は再発患者には ^{131}I -mIBGが最も高頻度に投与されている。予後は30~58%のばらつきがある (Hoefnagel et al., 1991; Garaventa et al., 1999; Matthay et al., 2007)。

2.6.1 治療の目的

(63) 治療の目的は主に緩和である。完全奏効やダウンステージ (病期下降) を含む様々な効果が認められ、その後の手術や外照射放射線治療などが可能になることがある (George et al., 2016)。

2.6.2 治療プロトコル

(64) ^{131}I -mIBG の治療レジメンは幅広い。投与される放射能レベルを定めたガイドラインは、現在のところ確立されていない。体重に基づく放射線を投与されることも少なくなかったが、一般には3.7 GBqの反復投与など、経験的に一定量が投与されてきた (Hoefnagel et al., 1991; Tristam et al., 1996)。短期毒性は全身吸収線量に相関すると考えられるため、赤色骨髄に照射された吸収線量の代理指標となり得る。これは、一定量の放射能投与に代わるもう1つのアプローチにつながり、このアプローチでは、処方された全身吸収線量が投与量となる (Gaze et al., 2005; Buckley et al., 2009)。この場合には、末梢血幹細胞移植を併用し全体で4 Gyの全身吸収線量を照射するために、555–666 MBq kg^{-1} を2回投与する必要がある (Giammarile et al., 2008)。治療回数を定めたプロトコルが確立されていないことも同様である。一度投与を行った後に、投与が繰り返されることがあり、5回もの投与も報告されている (George et al., 2016)。

2.6.3 友人と家族の線量

(65) 家庭の状況を踏まえて患者ごとに予防策を検討する必要がある。このことは特に、家に兄弟姉妹がいる小児と若年の患者にとって重要である。主に尿中に排泄されることから、すべての排泄物が衛生的な下水道システムに廃棄されるよう、注意する必要がある。退院時には患者とその家族及び介助者に手引書を渡す必要がある。

2.6.4 スタッフの線量

(66) 線源及び投与された患者からの放射線を最小限に抑えるため、慎重な防護手順が必要である。医療スタッフ及び放射性医薬品薬剤師の手指の被ばく線量をできる限り低く維持するため、静脈内投与時には遮蔽シリンジを用いるべきである。自動注入システムを使用することで、スタッフの放射線被ばくが大幅に抑制される (Rushforth et al., 2017)。投与プロトコルは慎重に考える必要がある。個々に合わせたプロトコル (Gaze et al., 2005; Buckley et al., 2009) を用いると、他の治療法に比べてきわめて高い放射線レベルとなってしまう。特に看護師には放射線防護の特別なトレーニングが必要である。高用量の ^{131}I -MIBGを小児に投与するときの貴重なアドバイスが、Chuら (2016) から与えられている。

2.6.5 患者の臓器線量測定

(67) 放射性医薬品を用いた多くの治療法とは対照的に、 ^{131}I -mIBGについては、治療を行っている病院の数に比して多くの様々な線量測定研究が行われている (Tristam et al., 1996; Matthay et al., 2001; Sudbrock et al., 2010; Flux et al., 2011)。報告されている全身、重要臓器及び腫瘍への吸収線量には1桁のばらつきがあり (Matthay et al., 2001; Flux et al., 2011)、個別の線量測定の役割が重要なことを示唆している。

2.6.6 患者リスク

(68) 急性毒性は主に血液毒性であり、好中球減少症、血小板減少症及び白血球減少症が引き起こされる (Buckley et al., 2009)。甲状腺ブロックは必須であるが、10%を超える症例には甲状腺機能低下症が生じる可能性がある。また患者の75%には肝毒性が報告されている (Quach et al., 2011)。二次がんは症例の5%までと報告されている (Weiss et al., 2003)。

<p>2.6.7 勧告</p>
<p>(69) 患者はしばしば疾患の進行期であるが、長期生存は珍しくない。急性骨髄毒性を誘発する可能性、長期的な二次がんの可能性、及び小児と若年の患者に対する高用量の放射能投与を正当化する必要があることから、すべての場合に個別の線量測定の計画立案及び検証を行う必要があることを強調しておきたい。</p>
<p>2.7 放射性標識したペプチド受容体による治療</p>
<p>(70) 神経内分泌腫瘍はソマトスタチン受容体を発現している。そのためソマトスタチン受容体サブタイプ 2 を標的とする ^{90}Y-DOTATOC (^{90}Y-DOTA⁰, Tyr³]-オクトレオチド) 及び ^{177}Lu-DOTATATE (^{177}Lu-DOTA⁰, Tyr³, Thr⁸]-オクトレオチド又は^{177}Lu-DOTA⁰, Tyr³]-オクトレオチド) をはじめとする、放射性標識したソマトスタチンアナログが治療目的で開発されている。現在までに無作為化臨床試験は実施されていないため、エビデンスに基づくガイドラインは確立できていないが、限定的なガイドラインが作成され (Ramage et al., 2012), さらに国際原子力機関 (IAEA), EANM 及び核医学・分子イメージング学会 (Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging) が合同で、主に専門家の意見に基づく指導書を発行している (Bodei et al., 2013)。</p>
<p>(71) 理想的な放射性核種は確立されておらず、^{90}Y と ^{177}Lu の両方を支持する論拠がある。基本的に β 粒子の飛程が長い ^{90}Y は、集積が不均一な場合でも、多細胞のスケールで考えると、エネルギーを均一に分布できる可能性が高い。一方、このために腎臓への照射によって腎毒性が高くなるおそれがある、という主張もある (Bodei et al., 2008)。^{177}Lu には線量測定のための定量的画像解析に利用できる光子を放射するというメリットがある一方、^{90}Y はしばしば、トレーサーレベルの ^{111}In で標識される。これらの放射性核種の物理的半減期 (^{90}Y で 64 時間, ^{177}Lu で 6.7 日) は、いずれも生物学的な取込み及び滞留と相性がよい。^{177}Lu-DOTATATE と ^{90}Y-DOTATATE はいずれも院内で放射性標識されるため、スタッフはそれらの手技について通常の予防策を講じる必要がある。</p>
<p>2.7.1 治療の目的</p>
<p>(72) 効果は様々であり、治療の主たる目的は緩和である。客観的な部分奏効率及び完全奏効率は患者の 30%までと報告されており、特に胃腸膵管系腫瘍の患者では 26%に完全奏効が報告されている (Bodei et al., 2013)。通常は成人が治療の対象だが、一つの臨床試験においては、神経芽腫を有する小児及び若年の患者を対象に ^{177}Lu-DOTATATE 治療の可能性を検討している (Gains et al., 2011)。</p>
<p>2.7.2 治療プロトコル</p>
<p>(73) 若干のばらつきはあるが治療プロトコルが標準化されている。^{90}Y-DOTATATE 又は ^{90}Y-DOTATOC は、3.7 GBq m^{-2} (体表面) として 2 サイクル、又は $2.78\sim 4.44\text{ GBq}$ の一定量で 2~4 サイクル投与される。^{177}Lu-DOTATATE は、一般に $5.55\sim 7.4\text{ GBq}$ の一定量で 3~5 サイクル投与される。投与間隔は 6~12 週間のばらつきがある (Bodei et al., 2013)。腎機能障害を有する患者には比較的少ない放射エネルギーを投与する。骨髄予備能が損なわれている患者では、その後の再投与のための幹細胞採取が必要になることがあるが、一般に血液毒性の発現率は低い。^{90}Y と ^{177}Lu-DOTATATE を交互に投与する併用療法が現在検討されている (Kunikowska et al., 2011; Savolainen et al., 2012; Seregini et al., 2014)。用量漸増試験による至適な投与プロトコルは確立されていない。</p>
<p>(74) 神経内分泌腫瘍を有する小児及び若年の患者では高レベルのソマトスタチン受容体が認められるが、若干の例外もある。安全性プロファイルが不明であるため、臨床試験ではこのような患者集団は除外されている (Menda et al., 2010; Schmidt et al., 2010; Gains et al., 2011)。</p>
<p>2.7.3 友人と家族の線量</p>
<p>(75) 放射能は体液 (主に尿と汗) から排泄される。従って患者の退院時には注意を払い、家庭の状況を考慮するべきである。患者が帰宅する際は、友人及び家族との密な接触についての制限を設けるかを判断するため、個々のリスク評価が必要と考えられる。</p>
<p>2.7.4 スタッフの線量</p>
<p>(76) ^{90}Y や ^{177}Lu といった β 線放射性核種の場合、放射性医薬品を調製して取り扱うスタッフを防護するために特別な注意を払う必要がある。手指の被ばく線量を確実に職業被ばくの線量限度値未満に維持するため、放射性医薬品の静脈内投与時は遮蔽シリンジを用いるべきである。防護が最適化されている場合、調製及び投与によって生じる指先の等価線量は通常単回投与で $5\sim 10\text{ mSv}$ であるが、防護が不十分な場合は 100 mSv を超える可能性がある。放射線防護のために、操作を行う主な指については指サック型の線量計を使い、指先の等価線量をモニタリングして手指部の線量の確実な指標を得ることを勧める (Cremonesi et al., 2006b; ICRP, 2008; Grassi et al., 2009; Vanhavere et al., 2012)。</p>
<p>2.7.5 患者の臓器線量測定</p>

(77) 日常的に内部線量測定を行っている施設はごく一部であり、これらは腫瘍及びリスクのある臓器（腎臓、肝臓など）に用いられている。投与された⁹⁰Y-DOTATATEの放射能あたりの吸収線量は、活動性の骨髄、腎臓及び肝臓でそれぞれ0.03～0.17 Gy GBq⁻¹、1.71～2.73 Gy GBq⁻¹及び0.27～0.92 Gy GBq⁻¹と報告されている（Cremonesi et al., 2006a, 2010; Bodei et al., 2008）。¹⁷⁷Lu-DOTATATEからの吸収線量は、活動性の骨髄、腎臓及び肝臓でそれぞれ0.02～0.07 Gy GBq⁻¹、0.32～1.67 Gy GBq⁻¹及び0.05～0.21 Gy GBq⁻¹と報告されている。現在まで実施されている臨床試験で、吸収線量と影響の相関を評価項目としたものはないが、効果（Pauwels et al., 2005; Ilan et al., 2015）と毒性（Barone et al., 2005; Walrand et al., 2011; Strigari et al., 2014）の両方に関してそのような相関があるというエビデンスは増えつつある。吸収線量には著しい個人差が認められる（Hindorf et al., 2007; Sundlöv et al., 2017）。

2.7.6 患者リスク

(78) あらゆる治療法と同様、妊娠及び授乳は禁忌であり、患者は避妊する必要がある。主に尿中に排泄されることから、腎臓を保護するためアミノ酸の投与を常に併用する。一部の患者では腎毒性が認められており（Barone et al., 2005; Imhof et al., 2011）、⁹⁰Y-DOTATATEの投与を受ける患者でリスク因子を有する場合には、28 Gyを超えない生物学的実効線量（4.7項参照）とすることが推奨されている（Bodei et al., 2008）。患者の10～13%までにグレード3～4の骨髄毒性が認められており、さらに骨髄異形成症候群又は明らかな急性骨髄性白血病の症例が報告されている（Valkema et al., 2002; Barone et al., 2005; Kwekkeboom et al., 2005; Bushnell et al., 2010; Strosberg et al., 2017）。

2.7.7 勧告

(79) データから主に腎臓と骨髄に対する急性毒性のエビデンスが示されている。腫瘍への吸収線量にばらつきがあること、及び急性の放射線誘発性腎毒性及び骨髄抑制の可能性があることは、患者ごとの前向きの臓器・組織線量測定をすべての患者に行うべきことを意味している。入念に計画された線量測定プロトコルに基づく個別化治療の前途は、きわめて現実的である。BEDなど生物学的パラメータは、リスク臓器に対する毒性リスクの推定に有益であろうというエビデンスが複数得られており、今後これらを検討していくべきである（Barone et al., 2005; Wessels et al., 2008）。

2.8 放射免疫療法

(80) 放射免疫療法は、腫瘍特異的抗原を標的としてこれに結合する放射性標識抗体を用い、治療効果の大きい放射線を腫瘍に照射する（Barbet et al., 2012）。抗体としては、マウスモノクローナル抗体や、ヒトにおける免疫原性を抑制するため遺伝子工学技術によって得られたヒト/マウスのキメラ又はヒト化抗体が多くの場合用いられる。一般的な放射性核種として¹³¹I、⁹⁰Y、¹⁸⁶Re及び¹⁵³Smなどのβ線放出核種や、²²⁵Ac及び²¹³Biなどのα線放出核種などが使われている（Sgouros et al., 2010; Larson et al., 2015）。

(81) 一般使用のため保健当局に承認されている薬物として、¹³¹I-tositumomab及び⁹⁰Y-イブリツモマブ チウキセタン（Goldsmith, 2010）がある。いずれもCD20陽性で再発又は難治性の低悪性度又は濾胞性のB細胞性非ホジキンリンパ腫に用いられる。両剤とも奏効率は高く、多くの患者が長期の無再発生存を経験する。⁹⁰Y-イブリツモマブ チウキセタンは、一次化学療法で部分又は完全奏効が認められた、治療歴のない患者において有効性が示されている（Chatal et al., 2008）。その他に神経芽腫（Kramer et al., 2007）、白血病（Miederer et al., 2004）及び卵巣がん（Andersson et al., 2009）などを適応症として標的とする多数の放射免疫療法薬が、現在開発中であるか、又は初期相の治療が行われている。

(82) 現在のところ、固形がんの治療のために十分高い吸収線量を達成して有効性が証明された放射免疫療法薬はない。プレターゲットングによる治療可能比の改善の取り組み（Goldenberg et al., 2012）及びα線放出核種の利用の増加など、放射免疫療法の有効性を解明する研究が続けられている。

2.8.1 治療の目的

(83) 放射免疫療法には様々な手法があるが、治療の目的は一般に腫瘍関連抗原を発現している腫瘍組織の根絶である。

2.8.2 治療プロトコル

(84) 治療レジメンは放射免疫療法の手法によって大きく異なる。⁹⁰Y-イブリツモマブ チウキセタンの治療プロトコルは確立されている。リツキシマブ 250 mg m⁻²を4時間点滴静注し、次いで⁹⁰Y-イブリツモマブ チウキセタンを14.8 MBq kg⁻¹体重の用量で点滴静注する（1184 MBqは超えない）。一部の国と地域では⁹⁰Y-イブリツモマブ チウキセタン治療の前に、治療プロトコルに従い¹¹¹In-イブリツモマブ チウキセタンを用いた画像検査を行うことで、予想される体内分布を確認し、体内分布が変化している患者（血液プールからの消失が速やかである、又は肝臓、脾臓、骨髄への取込みが顕著であるなど）を除外している（Hanaoka et al., 2015）。

2.8.3 友人と家族の線量
(85) 友人や家族の被ばくは投与する放射性核種に依存するため、適切な実施手順に従わなければならない。放射能は体液（主に尿と汗）から排泄される。従って患者の退院時には注意を払い、家庭の状況を考慮するべきである。
2.8.4 スタッフの線量
(86) 前項と同様、 β 線を放出する放射性医薬品の取扱いには慎重な注意が必要である。特に ^{90}Y -イブリツモマブ チウキセタンの調製には高い線量が報告されていることから、手指の等価線量に注意を払う必要がある（ICRP, 2008; Vanhavere et al., 2012）。
2.8.5 患者の臓器線量測定
(87) 放射免疫療法の処置に関連して多数の線量測定研究が実施されている（Cremonesi et al., 2007; Fisher et al., 2009）。 ^{90}Y -イブリツモマブ チウキセタンの第 III 相試験では、活動性の骨髄及び腫瘍の推定吸収線量中央値はそれぞれ 0.71 及び 14.84 Gy であった（Wiseman et al., 2001）。放射免疫療法では、投与する放射性標識抗体に対するリスク臓器（肝臓、肺、腸管及び腎臓を含む）の線量を、臨床検査及びイメージングモダリティを用いて慎重に評価するべきである。
2.8.6 患者リスク
(88) ^{131}I -tositumomab 及び ^{90}Y -イブリツモマブ チウキセタンなどの放射性標識抗体の場合、急性毒性は主に血液毒性であり、血小板減少症及び白血球減少症が引き起こされる。事前に化学療法を繰り返し受けているために骨髄予備能の低い患者では、骨髄毒性を慎重に管理する必要がある。抗体に対する免疫反応も潜在的な懸念事項であり、慎重にモニタリングするべきである。あらゆる治療法と同様、妊娠及び授乳は禁忌であり、放射能が消失するまで避妊するべきである。
2.8.7 勧告
(89) 個別化した治療計画の作成及び投与後の線量評価のため、個人吸収線量を推定する必要がある。一般には ^{111}In が ^{90}Y の代替画像として使用されている。
2.8.8 放射免疫療法における新たな技術
(90) 現在、多数の新規放射線治療の開発が進められており、その一部は既にヒトにおける安全性及び有効性を評価する臨床試験の段階に到達している。近年世界の注目を集めている新たな手法の例は、前立腺がん治療のための前立腺特異的膜抗原（PSMA）を標的とする治療、造血管腫瘍に対する α 線放出核種を用いた放射免疫療法（例えば急性骨髄性白血病に対する ^{213}Bi 又は ^{225}Ac で標識した抗 CD33 抗体）などであるが、それだけではない（Jurcic and Rosenblat, 2014）。放射性医薬品治療のもう 1 つのアプローチがプレターゲットング法である。これにより、正常組織に対する腫瘍の集積を向上させ、治療の抗腫瘍効果を向上させることができる。プレターゲットング法は従来法に比べて複雑なため、安全かつ有効に使用するには状況に合わせた考察がさらに必要になると考えられる。これら新たな治療法のために放射線防護基準を確立する必要があるが、線量とリスク、さらには患者のケアに関する十分なデータが臨床試験で蓄積されるまでには、ある程度の時間がかかるであろう。
2.8.8.1 抗 PSMA の放射性医薬品治療
(91) PSMA は前立腺がん、特に脱分化型又は去勢抵抗性の症例で過剰発現している。画像撮影用に放射性標識した PSMA を標的とする抗 PSMA コンストラクトが、これまでに多数の研究テーマとなっており、原発性腫瘍、再発及び転移の検出において高い検出率による高い診断精度が示されている。前立腺がんにおける PSMA の発現は、治療用の新たな放射性医薬品のアプローチも提供している。いくつかの抗 PSMA 放射性免疫複合体は、高い親和性という利点によって正常組織に対する腫瘍の優れたコントラストが得られ、画像撮影のためには ^{68}Ga で、治療のためには ^{177}Lu で標識することができる。転移性去勢抵抗性前立腺がん患者における ^{177}Lu -PSMA-617 治療の有望な奏効率の結果と好ましい安全性プロファイルを複数の研究が報告している（Rahbar et al., 2017）。放射性医薬品治療のための抗 PSMA コンストラクトのもう 1 つの応用として、少数の患者を対象とした ^{225}Ac -PSMA-617 による標的 α 線治療の初期経験が報告されている（Kratochwil et al., 2016）。それらの α 線放出核種標識抗 PSMA コンストラクトは、前立腺がん治療の優れた候補である。
2.8.8.2 α 線放出核種を用いた放射免疫療法
(92) α 粒子は飛程が比較的短く線エネルギー付与は高いことから、 α 線放出核種を用いた放射免疫療法は、周辺の正常細胞を温存しながら腫瘍細胞を効率的に殺傷できると考えられる（Jurcic and Rosenblat, 2014）。現在、急性骨髄性白血病を対象とした α 粒子による放射免疫療法の臨床試験は、骨髄細胞表面抗原 CD33 を標的としたモノクローナル抗体を用いるものが中心である。臨床試験で ^{213}Bi

<p>標識抗 CD38 抗体の安全性、実現可能性及び抗白血病作用が実証されている。²¹³Bi は半減期が 46 分と短く臨床応用が限定されることから、²²⁵Ac (物理的半減期=10 日) の結合体が開発されている (Jurcic and Rosenblat, 2014)。</p>
<p>2.8.8.3 プレターゲティング法</p> <p>(93) プレターゲティング戦略は、放射性核種治療において特異的な腫瘍への取込みを増加させるために導入された。プレターゲティング法の 1 例は、標識していない抗体を低分子量の放射能ベクターに結合部位を提示するために使用する放射免疫療法である。そのような手法は、非標的細胞に対する腫瘍細胞による取込みの比を上昇させることが示されており、臨床試験では抗腫瘍効果が実証されている (Chatal et al., 1995; Kraeber-Bodere et al., 2006)。プレターゲティングのもう 1 つの例が、アフィボディ (affibody : 様々な標的タンパク質に結合するよう操作された低分子タンパク質) 分子をベースとする、ペプチド核酸を介したプレターゲティングである。非臨床試験ではこれによって腫瘍への放射性核種の取込みが増加した (Honarvar et al., 2016)。</p>
<p>2.9 選択的内部放射線療法 (SIRT) による肝細胞がん及び肝転移の動脈内治療</p> <p>(94) 肝細胞がん及び肝転移は、肝動脈と腫瘍に流入している肝動脈枝に選択的にカテーテル留置し、放射性の治療物質を直接注入することで治療できるかもしれない。肝腫瘍は主にその血液供給を肝動脈から受けている一方、正常な肝臓は主に門脈から供給されている。近年、いずれも ⁹⁰Y で放射性標識した 2 種類の市販品、すなわちガラスマイクロスフェア (Therasphere, BTG Plc, カナダ・オンタリオ州) と樹脂マイクロスフェア (SIR-Spheres, SIRTex Medical Limited, オーストラリア・シドニー) がこれらの治療の主力となっている。これらの 2 製品の特性は類似しているが、粒子径及び各粒子上の放射能濃度の点で異なっている (Giammarile et al., 2011)。現在、¹⁶⁶Ho マイクロスフェアの開発が進められている (Smits et al., 2012)。マイクロスフェアによる密封小線源治療では、マイクロスフェアの注射前に腫瘍に流入していない分枝を血管造影して塞栓する。</p> <p>(95) マイクロスフェアによる密封小線源治療では、高線量を肝臓の小病変と大病変に、正確に標的化して高線量を照射することができる。潜在的デメリットとしては、比較的侵襲的な処置であることと、また正常組織 (主に正常な肝組織、肺及び腸管) に照射して致死的影响が生じるおそれがあることである (Giammarile et al., 2011)。</p>
<p>2.9.1 治療の目的</p> <p>(96) 治療の主たる目的は根治的治療である。一部に完全奏効や長期寛解も報告されている。</p>
<p>2.9.2 治療プロトコル</p> <p>(97) 投与する放射エネルギーを決定するために、多数の計算式が用いられている。マイクロスフェアに関する現在の治療プロトコル (単一コンパートメント及び分配モデルを含む) は、投与する放射エネルギー又は体表面積あたりの放射能に基づいている。主なリスクは、望ましくない又は意図しない正常な肝臓へのマイクロスフェアの挿入である。肺シャントはリスクの 1 つである。したがって、治療前の全身 ^{99m}Tc-MAA (粗大凝集アルブミン) スキャンを実施し、それに応じて投与する放射エネルギーを修正する。肺シャントがあまりに高度な場合の ⁹⁰Y マイクロスフェア投与は禁忌である。腸、胃又は脾臓への再分布の可能性も考慮する必要がある (Lambert et al., 2010)。取込みを確認するため、一般に治療後の肝スキャンが行われる。⁹⁰Y は制動放射イメージングが行われることがあるが、⁹⁰Y の陽電子産生は少ないが、それでも腫瘍及び正常肝に高い放射能濃度が局在すれば十分であることがうまく確かめられたことにより、近年、PET による画像化が開発された。(Lhommel et al., 2010)。</p>
<p>2.9.3 友人と家族の線量</p> <p>(98) ⁹⁰Y は純 β 線放出核種であり、治療を受けた患者から放射される制動放射線は、治療後に友人と家族に放射線障害を及ぼすほどではない。</p>
<p>2.9.4 スタッフの線量</p> <p>(99) ⁹⁰Y マイクロスフェアは放射性医薬品というよりも医療機器である。放射線安全の点で最も重要な懸念事項は、患者への適切な投与及び投与前の医療環境における汚染管理である。マイクロスフェアは非密封の放射線源として扱うべきであり、その管理と画像撮影には標準予防策を講じる必要がある。</p>
<p>2.9.5 患者の臓器線量測定</p> <p>(100) 治療のガイドとして線量測定を行う。腫瘍及び正常肝への吸収線量の算出に基づく方法 (分配又は多重コンパートメントモデル解析) が開発されているが、論文発表されている標準的な方法は僅かであり (Cremonesi et al., 2014)、ほとんどは大まかな仮定である。例えばガラスマイクロスフェア用</p>

に開発された線量測定法は、腫瘍の浸潤があっても肝臓全体の平均吸収線量を算出している。近年、 ^{90}Y から放射される低頻度の陽電子を用いた治療後の画像撮影及び線量測定が開発されており、それにより画像撮影と線量測定の両方に PET を使用することが可能となっている (Willowson et al., 2015)。

2.9.6 患者のリスク

(101) マイクロスフェアは密封小線源治療の医用デバイスとして設計されている。肝臓内の局在からの又は肝腫瘍内の局在による交差照射のいずれかによる正常肝実質への照射が、1 つの重要なリスク因子である。放射線誘発性の肝疾患は現在まで明確に定義されていない。治療前の肝硬変の状態が放射線塞栓療法への忍容性に影響するというエビデンスが得られている (Chiesa et al., 2011)。脾臓への放射線の照射は腹痛、急性脾炎又は消化性潰瘍の原因となる。投与した放射能が肺循環を通過すると肺シャントを来し、結果として放射線性肺臓炎を来すおそれがある。胆嚢への意図しない照射は胆嚢炎を引き起こすおそれがある。肺、消化管又は脾臓のシャント形成は手技によって異なるため、治療前の体内分布のスキャンなしに吸収線量制限毒性を予測することはできない。注入による局在部位は保証されず、治療前の精査によって修飾されることもあるため、投与後の治療の検証は不可欠である。あらゆる治療法と同様、妊娠及び授乳は禁忌であり、患者は避妊する必要がある。

2.9.7 勧告

(102) 重度毒性又は死亡さえも引き起こす可能性があること及び多数の患者で治療不十分となり得ることを踏まえ、治療計画の作成には個別の線量測定を用いることが不可欠である。治療前 $^{99\text{m}}\text{Tc-MAA}$ 画像検査は、治療で照射される吸収線量分布の予測について確実性を欠き、トレーサー試験に使用したものと異なる部位に治療が行われると状態は増悪することから、治療効果を理解するためには、治療後の検証が不可欠である。

2.10 関節炎の治療 (放射性滑膜切除術)

(103) リウマチ又は変形性関節症の治療を目的とした放射性医薬品の投与は過去 40 年以上にわたって行われており (Ansell et al., 1963), 十分に確立され広く行われている。またこれは、血友病性滑膜炎の治療にも用いられている。滑膜切除は、手術やステロイドの関節内投与すなわち化学的滑膜切除に比べて大きいメリットがある、忍容性が良好な選択肢である。

(104) 当初は ^{198}Au が投与されていたが、現在では高い β 粒子エネルギーと長い飛程を持つ放射性核種が一般に使用されている。例えば、膝関節などの大関節には ^{90}Y 及び ^{32}P コロイド、肘関節や足関節などの小関節には ^{186}Re コロイド、及び中足指節関節にはクエン酸エルビウム (^{169}Er) が用いられている (Knut, 2015)。

2.10.1 治療の目的

(105) 放射性滑膜切除術の目的は、炎症と腫脹を抑え疼痛を緩和することである。膝関節の腫脹の軽減が患者の 40% 超で、また疼痛緩和が 88% の患者で認められている。手、肘、肩、足及び股関節には著明な改善が認められ、指の小関節では正常機能の回復及び長期の疼痛緩和が約 70% において達成されている。血友病性関節症の場合、出血の完全な消失が 60% の患者に、可動性の改善が 75% の患者に認められた (Das, 2007)。

2.10.2 治療プロトコル

(106) 滑膜切除のための放射性医薬品の投与は、初回投与が成功した後に、通常は 3 ヶ月間隔で行われる。比較的高い放射能の単回よりも反復投与の方が有効である。現在投与されている放射エネルギーはわずかなエビデンスに基づいており、経験的に導かれたものである (Johnson et al., 1995)。

2.10.3 友人と家族の線量

(107) 放射性滑膜切除術では友人と家族の線量は懸念されない。

2.10.4 スタッフの線量

(108) 診断的投与に関する手順は標準化されており、必要に応じて遮蔽シリンジを用い予防策を講じる必要がある。放射性医薬品薬剤師及び看護師の被ばくは、スタッフに関する職業被ばくの限度値以下であることが確認されており、多数の患者がいる病院で働く療法士の線量も低いことが報告されている (Lancelot et al., 2008)。

2.10.5 患者の線量測定

(109) 吸収線量の計算は、かつて取込みと標的の局在、放射能の定量、及び滞留のモニタリングといった課題が科学的及び運用的に非常に難しいと考えられていたときに検討された (Bowring and Keeling, 1978)。放射性滑膜切除術に関する線量測定のための包括的アプローチには、理想的にはモンテカルロ法が必要である。これによって任意の放射性核種について深部線量プロファイルを作成する

<p>ことができる (Johnson et al., 1995)。</p>
<p>2.10.6 患者リスク</p> <p>(110) 関節内に注射された放射性核種の放射範囲は、それが生体内にある間は限定されることで、隣接組織への照射による組織の副作用は僅かなものとなる。副作用の報告は稀で、おおむね投与手技に関連するものである (関節の炎症、関節外投与による皮膚壊死など)。β線の放出範囲は限定されているため (⁹⁰Y で 10 mm, ¹⁶⁹Er で 1 mm 以下)、β線放出核種による患者の全身への放射線被ばくは非常に低い。血友病性滑膜炎を有する小児にクエン酸イットリウム (⁹⁰Y) を投与した後の末梢血に遺伝毒性は確認されなかった (Klett et al., 1999; Turkmen et al., 2007)。リンパ節、肝臓、脾臓及び全身への吸収線量はそれぞれ 619 (154~1644) mGy, 62 (15~165) mGy, 62 (15~165) mGy 及び 37 (9~99) mGy と算出されており、連続イメージングから得られた漏出率は 2%未満と報告されている (Klett et al., 1999)。⁹⁰Y による放射性滑膜切除術を受けた患者を対象としたカナダの大規模研究において、様々な基礎疾患を有する成人患者 2412 例に発がん率の上昇は認められなかった。ただしこの研究では、若年患者の手技についてはさらなる調査が必要であろうと結論づけられていた (Infante-Rivard et al., 2012)。あらゆる治療法と同様、妊娠及び授乳は禁忌であり、患者は避妊する必要がある。</p>
<p>2.10.7 勧告</p> <p>(111) 患者に治療用放射性核種を投与する前に注射針の関節内での位置を確認することが重要である。動物モデルを用いてガンマカメラによる連続撮影を行った試験において、粒子の漏出は低いことが実証されており、ヒトでも低いことが予想されている (Noble et al., 1983)。ただし、この予想を確認するためには研究が必要である。</p>
<p>3 体内動態に関するデータ収集</p>
<p>3.1 全身放射能</p> <p>(112) 標的組織内に照射線量を集中させるために、治療用放射性核種の飛程は短い必要があるが、臓器・組織への取込みと滞留の全身モニタリングは、透過性の光子を放出する放射性核種に頼っている。透過性の光子又は制動放射を有する放射性核種の場合、全身の放射能は、2 m を超える距離において検出器で測定できる。最初のデータポイントは患者が排尿する前に採取し、この値を用いてデータセットを 100%に正規化できるようにする。その後の全ての測定は、同じジオメトリーで行う必要がある。この手技は、プローブの感度が患者の放射能分布に左右されない場合にのみ正しいものである。これは通常、患者によって散乱した光子はスペクトロスコーピーによる測定によって除去され、対象とする放射線核種の光子ピークのみを含む場合に該当する (Lassmann et al., 2008)。</p> <p>(113) 全身の放射能測定は、ガンマカメラを用いた全身スキャンを反復することによっても行うことができる。治療後には、カメラの不感時間の補正が正しく設定されていることを確認する必要がある (Hänscheid et al., 2006; Lassmann et al., 2008)。</p>
<p>3.2 血中の放射能</p> <p>(114) この測定法は通常、血液 (Lassmann et al., 2008; Hänscheid et al., 2009) 又は骨髄 (Hindorf et al., 2010) の吸収線量の決定に用いられる。血液中の放射能の動態は、通常ヘパリン加血液の連続サンプリングと、その後の校正したウェルカウンターによる測定によって測定される。検討する化合物の体内動態に応じて、後期相でも少なくとも 1 回の採血が必要である (例えば注射の 96 時間後以降など) (Lassmann et al., 2008)。</p>
<p>3.3 臓器及び腫瘍の放射能</p>
<p>3.3.1 定量的画像解析</p> <p>(115) 放射性医薬品治療の治療計画の作成及び評価のためには、正確な定量的画像解析が必要である。過去数年にわたり、核医学画像の正確な定量法の開発が進んでいる。ただし、大半の病院において、これらの方法の浸透は遅い。</p> <p>(116) 定量化を達成するためには適切な装置、ソフトウェア及び人的資源が必要である。これらの必要性のレベルは、定量的画像解析のための特定の必要性に応じて異なる。例えば、肺腫瘍の放射能の定量化には、全身放射能の定量化よりも洗練された人的資源が必要である。</p> <p>(117) 一方、一般論であるが、洗練された画像撮影装置を複数回使用することで、放射性医薬品の体内動態についての一層適切な判定が可能になるが、その利点は実際に達成できるものに照らして判断する必要がある。一方において、少数のプローブ測定により、個々の患者における全身の滞留について貴重な洞察を得ることができる。新規の治療用放射性医薬品の体内動態の判定には、複数回の SPECT/コンピュータ断層撮影 (CT) 又は PET/CT 撮影が役立つことがある。</p>

(118) 放射性医薬品治療を受ける特定の患者に対して、画像撮影セッションの種類及び回数を最適化する必要がある。検討事項として、人材や装置の利用可能性、経済的及び運営上のコスト、予想される定量化の精度、診療放射線技師の線量、及び起こりえる患者の不快感が挙げられる。

(119) 本項では、正確な定量的画像解析に関わる技術の簡潔な概要を示す。さらなる詳細については、IAEA Human Health Reports No. 9 などの徹底した記載を参照することができる (IAEA, 2014b)。

3.3.2 平面撮影

(120) 今日、臓器への取込みと消失の体内動態の判定には、減衰、散乱及びバックグラウンド補正を考慮し、個々の臓器の重なりを正確に評価した、線量測定目的のためのガンマカメラを用いた平面撮影が役立つ (Siegel et al., 1999)。

(121) 平面像には通常、2 検出器型のカメラが用いられる (Siegel et al., 1999; Glatting et al., 2005)。対向するシンチレーション検出器では、線源臓器の関心領域にあるカウンターのピクセルワイズな幾何平均値は、対応するピクセル中の放射能の一次近似値となる (conjugate view 法)。測定した計数率 I_{PQ} (カウント s^{-1}) が点線源 PQ の放射能 A_{PQ} (MBq) に従属することは、次式で表される：

$$I_{PQ} = C \cdot A_{PQ} \cdot e^{-\mu_e x} \quad (3.1)$$

ここで C はカメラヘッドの校正係数 (カウント $MBq^{-1} s^{-1}$)、 μ_e (cm^{-1}) は有効線減弱係数、 x (cm) は体内の点線源の深度を表している。対向する 1 対のカメラヘッドの計数率の幾何平均値 G (カウント s^{-1})、及び身体の厚さ D (cm) は、次式のように算出される：

$$G = \sqrt{I_a \cdot I_p} = A_{PQ} \cdot C \cdot \sqrt{e^{-\mu_e x} \cdot e^{-\mu_e (D-x)}} = A_{PQ} \cdot C \cdot e^{-\mu_e D/2} \quad (3.2)$$

ここで I_a と I_p は、測定した前方と後方の計数率であり、 $C = \sqrt{C_a \cdot C_p}$ は両カメラヘッドの幾何平均値の校正係数である。未知の放射能 A_{PQ} について式 (3.2) を解くと、次式のようになる：

$$A_{PQ} = \frac{\sqrt{I_a \cdot I_p}}{C} e^{\mu_e D/2} \quad (3.3)$$

(112) したがって、対向する 1 対のカメラヘッドを用いた点線源の放射能測定には、測定対象物 (患者) の厚さと線減弱係数が必要である。この式は、ガンマ検出器の感度が線源からの距離に左右されない場合に有効である。これは、ほぼ確からしいとしか言えないため、放射性核種、エネルギーウィンドウ、及びコリメータに応じた誤差は、点線源の中央と比較して 100% を超える可能性がある (Glatting and Lassmann, 2007)。

3.3.3 SPECT/CT

(123) イメージング技術を用いて臓器と腫瘍における放射能集積を測定するために、少なくとも 1 点のデータポイントについて SPECT/CT を用いて定量化することは、最先端の技術である。散乱と吸収補正が含まれるため、ファントム測定では 10% を超える精度を達成することができる (Dewaraja et al., 2012, 2013)。

(124) 核医学治療における患者ごとの線量測定には、イメージングシステムの校正が不可欠であるが、通常は標準化法に従ったものではない。 ^{90}Y の代替として治療前に使用される放射性核種 (^{111}In など) 又は治療に使用される短寿命の放射性核種 (^{131}I , ^{177}Lu など) については、適切な校正用線源を容易に入手できないかもしれない。したがって校正は通常、投与する放射性核種の既知の放射能を用いた充填可能な校正用ファントムに頼っている。

(125) SPECT/CT による定量化のために適正なパラメータを校正して決定するためには、放射性物質を充填した空気中及び水中の大型校正用線源をスキャンして再構成し、適切な数値を得る必要がある。最適な定量化を行うためには、以下の条件に従う必要がある (Dewaraja et al., 2012, 2013; Fernández Tomás et al., 2012; Zimmerman et al., 2017)。

- 微細な角度のグリッドを用いてスキャン時間を短くする方が、粗いグリッドを用いる場合よりも優れている (Dewaraja et al., 2012)。
- 米国・核医学会内部放射線量委員会 (MIRD) のパンフレット 26 (Ljungberg et al., 2016) には、繰り返し法で許容できる画質に至るまでには、一定回数の更新が必要であると述べられている。MIRD パンフレット 23 (Dewaraja et al., 2012) では、リカバリが 90% に達する時点、すなわち高精度の再構成が得られる時点を収束と定義している。複雑性の高い再構成の問題 (アルゴリズムにおいて補正が多いもの) ほど、収束するまでに多くの繰り返し回数が必要である。再構成パラメータは、ファントムを用いた試験及びシミュレーションからのデータを用いて、また代表的な放射能分布及びカウンターの統計値を持つ患者のサンプルデータを用いて最適化することができる。SPECT/CT は空間分解能が低いことから、関心体積の描出に CT 容積又は固定閾値を使用する際は、部分容積効果を補正することを勧める。カウント数の数え落としを経験的に補正する場合、

<p>SPECT/CT システムの空間分解能を考慮すると、関心体積は CT で体積を測定する場合と比較して過大評価となる。</p> <ul style="list-style-type: none"> • ^{111}In 及び ^{177}Lu の場合、光子のピークのエネルギーウィンドウと隣接する散乱線のウィンドウを正しく選択していれば、光子のピークを 1 つ選んだか 2 つ選んだかによって精度に違いはない。ただし ^{177}Lu については、113-keV のピークについて散乱線のウィンドウを不正確に設定した場合、定量値の誤差は 10% を超える可能性があるため、注意が必要である (Ljungberg et al., 2016)。
<p>(126) 必要な臓器容積は、原則として放射断層撮影の測定値から求めることができる。しかしこれらの方法は、特に小型の構造物の場合には、空間分解能が比較的不良であるために精度が低い。加えてモーションアーチファクトが真の臓器容積をマスクする可能性がある。したがって CT スキャンや磁気共鳴イメージングなどの高解像度の解剖学的手法を用いて臓器及び腫瘍の体積を測定することが有用と思われる。</p>
<h3>3.3.4 PET/CT</h3>
<p>(127) 放射性医薬品に関する PET/CT の役割は、^{131}I に対する ^{124}I や ^{90}Y 投与に対する ^{86}Y など、主として治療用放射性核種の代替となる陽電子能出核種の利用が注目されてきた。</p>
<p>(128) しかし ^{90}Y の定量的な PET/CT 画像を適用できる可能性が、選択的内部放射線療法 (Carlieri et al., 2015) 及びその他の ^{90}Y 放射性医薬品について示されてきた。樹脂マイクロスフェアによる放射線塞栓療法後の線量測定を目的とする定量的 ^{90}Y PET/CT の多施設共同比較試験から、最新世代の time-of-flight 方式スキャナは ^{90}Y の放射能濃度を正しく再構成できるものの、部分容積効果及び再構成アルゴリズムの制約によって、バックグラウンドの放射能の中で小型の構造物 (直径 37 mm 未満) 中の放射能濃度は過小評価されることが明らかになった (Willowson et al., 2015)。</p>
<h2>3.4 定量的プロトコル</h2>
<h3>3.4.1 定量的画像解析プロトコル</h3>
<p>(129) プロトコル (又は標準操作手順) により、データの収集及び処理の正確性が確保される。プロトコルでは、満足のいく臨床データ及び測定値を得るために必要な手順を記述する必要がある。</p>
<p>(130) プロトコルの作成に必要な専門知識は、それらを実践するために必要な専門知識と異なり、異なる担当者が必要になると考えられる。一般にプロトコルは、訓練された医学物理士及び医療スタッフによって作成されるべきである。</p>
<p>(131) 明記された頻度で品質保証及び品質管理 (QA/QC) タスクを行い、装置が目的通りに操作されることを確保するべきである。QA/QC 手順のスケジュールをプロトコル中に明記するべきである。プロトコルに関連するすべてのデータと合わせ、QA/QC の結果を体系的に示すべきである。</p>
<h3>3.4.2 薬物動態及び時間-放射能曲線の積算</h3>
<p>(132) 臓器又は規定の関心領域への放射能の取込みと滞留を測定するために収集時間をどうするかは、定量的アッセイの信頼性に影響する (Glatting and Lassmann, 2007)。最適な収集時間は、ある線源領域について時間-放射能データをプロットし、その後データに適合させた適切な関数の曲線下面積を積分することで算出できる。MIRD パンフレット 21 の命名法 (Bolch et al., 2009) によれば、時間-放射能関数の積分値は、線源領域における時間積分放射能である (以前使われていた「累積放射能」から差し替えられた)。必要なデータポイント数は、それぞれの臓器・組織における体内動態によって異なる。経験的には、関数の各累乗項に正しく適合するためには少なくとも 3 点のデータポイントが必要である (Siegel et al., 1999)。累乗項の数は、適合プロセスに許容できる誤差に強く依存する。</p>
<p>(133) 時間-放射能データのプロットに数学関数を適合させるための多種多様な数学的曲線近似ソフトウェアパッケージが市販されている。これらのソフトウェアパッケージは通常、最も適合する関数に調和することができ、適合度を確認するための妥当な統計パラメータを提供する (Kletting et al., 2013)。</p>
<p>(134) 現実的に考慮すると、患者に対して合理的に行える画像スキャンの回数は限られることから、MIRD パンフレット 16 (Siegel et al., 1999) では $T_e/3$, $2T_e/3$, $3T_e/2$, $3T_e$ 及び $5T_e$ の 5 点の測定を勧告している。ここで T_e は検討する臓器・組織構造における実効半減期である。</p>
<h2>4 吸収線量の計算法</h2>
<p>(135) がん治療に放射性医薬品を使用するためには、正常臓器と腫瘍組織の吸収線量の評価のための、詳細で患者固有の線量測定が必要である。治療計画の作成において、臨床上的目的を首尾よく達成するためには、体内の臓器、組織及び全身の吸収線量の計算が基本的に重要な側面である。放射性医薬品は通常全身性に又は経口で投与されることから、放射性核種治療では、すべての正常臓器・組</p>

織に放射線エネルギーの一部が照射されることは避けられない。投与放射量は、正常組織への有害な線量を最小限に抑えながら腫瘍を十分効果的に治療できる必要がある。放射線治療に適用される原則は、正常組織の許容値を超えることなく、がん照射される放射線を最大限にする、というものである。したがってがん治療に安全に投与できる放射能は、最も重要な毒性制限性の正常組織に特に注意した体内臓器の吸収線量評価によって判断することができる。

(136) 吸収線量の計算には、臓器の放射能及び重量の経時的な定量測定が不可欠である。放射性医薬品治療における治療計画の作成及び患者の安全のためには、腫瘍の線量評価よりも正常臓器の線量を正確に評価することの方が重要である。とはいえ腫瘍の線量は、安全性と有効性の指標である治療指数の決定に必要な要素である。治療指数とは、限定された正常臓器の線量に対する標的領域（腫瘍）の線量の比（ $D_{\text{tumour}}/D_{\text{normal}}$ ）である。

4.1 吸収線量計算の目的

(137) 吸収線量の計算は、診断目的のトレーサー量の標識薬を注入した後の測定に基づいて、治療前、又は治療後に治療のための投与後の測定に基づいて行う。体内線量測定は、放射性医薬品による治療及び放射線防護におけるいくつかの基本的な目的を担う。例えば以下のものである：

- 治療薬の安全性及び有効性を評価するため。
- 予想される吸収線量について話し合うための情報源を患者に提供するため。
- 適切な放射性医薬品治療を計画するため。
- 放射線治療と関連する短期的及び長期的な放射線の影響並びに線量依存性の生物学的エンドポイントを予測し、生物学的影響と線量を関連付けるため。
- 放射性医薬品から体内臓器に照射される推定線量の必須リストを提供するため。
- 法的義務を果たし、法令順守を実証するため。
- 患者の完全な診療記録の1要素とするため。

4.2 吸収線量計算のためのデータ

(138) 放射性医薬品治療において、投与放射能の取込み時間と放射量は既知又は確立された数量であり、有益な治療成績を達成するために必要となる線量の事前の推定値に基づく処方により、決定されている。

(139) 線量評価における主な課題は、正常な臓器及び腫瘍組織における放射性核種の取込み、滞留及び消失の時間経過（体内動態）の正確な評価である。放射性標識した製剤の薬物動態挙動は、直接測定（核医学画像撮影）及び直接バイオアッセイ（血液及び排泄物のカウント並びに生検組織のカウント）によって解析して決定する（3項参照）。直接測定の補足として、母集団のパラメトリックな数値を用いた薬物動態モデル解析を行うことができる。治療計画の作成又は投与後のフォローアップに関して、個々の患者の測定値は、母集団の体内動態モデルに基づく推定値よりも信頼性が高い。放射性医薬品の体内分布及び代謝挙動は、通常患者ごとに異なるため、患者固有の生物動態パラメータを決定するためには、患者固有の測定値が必要である。

(140) 臓器・組織の放射能の直接測定には、線源となる臓器・組織の形状と密度、臓器サイズと質量、潜在的な重なり、臓器と検出器の間の組織の厚さ、及び組織内の放射能の空間分布を考慮する必要がある。測定値は、直接計数の精度に影響する可能性がある身体と検出器のバックグラウンド、検出器の不感時間、及び光子の減衰と散乱で補正する。

(141) すべての放射性核種に関して、吸収線量の計算に必要な情報には以下のものが含まれる：患者に投与される総放射量と投与時間、投与した放射能に対する撮影可能な線源となる各臓器・組織によって取り込まれる放射能の割合、線源となる各主要臓器における完全な放射性壊変を通じた時間依存性の放射能の滞留と消失。

(142) 医療現場における臓器放射能の測定は、校正した核医学システムを用いて行うことができる。このシステムには、平面画像装置であるガンマカメラの（前面/後面）イメージング、SPECT、PET及び単結晶（ヨウ化ナトリウム又はその他のシンチレータの）光子検出器が含まれる。患者は胸部又は腹部領域の定量的画像解析のために有効視野内に入るようにするか、あるいは関心領域の測定のため全身スキャンを行う。ベースラインの（注射前）のカウント及び放射性医薬品の投与直後（おおよそ時間0）の画像を撮影した後、プロトコルに従い予め決めておいた時点で撮像を繰り返す。反復撮像で患者を正しい位置に設定するため、マーカーを使用する。検査技師は、主要臓器又は組織領域の輪郭を囲んで関心領域を選択する。すべての関心領域に加えて全身放射能を経時的に測定し、その他すべての非線源である臓器・組織（「残りの臓器・組織」と呼ばれる）における残留放射能を測定する。

(143) 特定の関心領域における機器のカウントを、放射性核種の標準、患者の体厚の測定値、バックグラウンドのサブトラクション処理、減衰補正、及び散乱補正の手法を用いて放射能の単位 (Bq) に変換する。そのような機器のカウントには、定量測定のための光子放射が利用できる必要がある。臓器・組織の経時的な放射能濃度を正確に求めることができない場合、体内動態又は薬物動態モデル解析を用いて推定する。そのような評価の質は、仮定するモデルパラメータの妥当性に依存する。モデル解析は、データが欠けている部分の重要な情報を与えるが、モデルは患者固有ではないため誤差が入ることを考慮するべきである。

4.3 吸収線量

(144) 吸収線量とは、電離放射線から吸収媒体へのエネルギー付与を示す基本的な放射線量である (ICRU, 2016)。吸収線量はあらゆる放射線被ばく、あらゆる種類の電離放射線、あらゆる吸収媒体、そしてあらゆる生物学的標的及び形状に適用される。放射性核種の取込みによる吸収線量を計算するためには、完全に壊変するか又は消失するまで経時的に存在する放射エネルギーの情報、標的組織の質量と形状、並びに放射性核種が壊変した後のエネルギー付与を支配するすべての物理的因子に関する情報が必要である (ICRP, 2015a,b)。

(145) 放射性医薬品治療において、投与された放射能の取込み時間と量は、既知又は確立された数量である。投与後に臓器・組織に存在する放射エネルギーは、直接の定量的画像解析又は試料の測定や薬物動態モデル解析によって行うことができる。MIRD 法は、基本的な詳細を欠くことなく、線量測定の作業を大幅に単純化している。核医学画像撮影、画像レンダリング、及び計算能力は、正確かつ信頼できる体内線量測定のニーズを満たすよう進歩している。現在の測定法は臓器全体から細胞及び多細胞レベルまで広がり、臓器・組織内の均一又は不均一な放射性核種の分布にも適用することができる。一般的なモデル化した仮定よりも、患者固有の測定法の方が望ましい。

(146) 放射性核種治療の場合、放射性医薬品治療において確定的影響と直接関連する重要な線量計測量は、吸収線量 (J kg^{-1} 単位) である。最も基本的な形として、臓器・組織の吸収線量 D は、単純に標的組織の質量にエネルギーを付与するすべての電離放射線成分による付与エネルギーの単位組織質量あたりの平均値である。

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \text{ Gy (J} \cdot \text{kg}^{-1}) \quad (4.1)$$

ここで D は、電離放射線により物質の元素に与えられた平均エネルギー (d) を、その元素の質量 (dm) で除した商である。

(147) 生きている生物系に投与される放射性核種に適用したとき、また線源領域が標的領域と同じ場合、全体的な吸収線量の式には、放射性核種の代謝と消失を考慮した生物学的残留関数と、標的領域に捕捉又は吸収されるエネルギー分画が含まれる：

$$D = \left(\frac{AEY\phi}{m} \right) \int_0^t B(t) dt \text{ Gy (J kg}^{-1}) \quad (4.2)$$

ここで D は平均吸収線量、 A は放射性核種の放射能 (Bq)、 EY は放射性核種から臓器・組織に放射される総エネルギー (J) (粒子エネルギーと収率の積)、 ϕ は標的領域に吸収されるエネルギー分画、 m は標的領域の質量 (kg)、 $\int_0^t B(t) dt$ は時間 $t=0$ (注射時) から完全に壊変又は消失する ($t=\infty$) まで又は特定の時間 t (s 又は h) までを積分した放射能の生物学的な滞留を意味している。標的臓器の質量は医用画像から求めるが、正確なデータが入手できない場合は臓器質量については標準モデルの数値を用いてもよい。式 (4.2) は次のように変換できる：

$$D = A \int_0^t B(t) dt \left(\frac{EY\phi}{m} \right) \text{ Gy (J kg}^{-1}) \quad (4.3)$$

これにより、MIRD 法の一般式 [式 (4.4)] が直接導かれる。

(148) 患者は、複数の線源と標的臓器又は組織から構成される。あらゆる臓器・組織の吸収線量に、エネルギーを付与する以下のすべての事象からの寄与が含まれる。(1) 臓器内に含まれている放射能 [臓器内線量 (self-organ dose)], 及び (2) 全身のすべての他臓器・組織に含まれている放射能を線源とするすべてのエネルギー付与 [臓器間線量 (cross-organ dose)]。平均吸収線量は、人体の特定の線源-標的のジオメトリーを考慮した放射性核種からの物理的半減期、生物学的な滞留、所定の放射性核種から放出されるすべての放射能、並びにすべての放射能に対する個々の吸収分画によって算出される。任意の年齢、性別、身長、体重、臓器サイズのばらつき、組織密度の違い (骨格、軟組織、肺) に代表される人体の複雑なジオメトリーは、全体として、特定の標的領域に関するすべての重要な決定因子 ϵ/m を説明できる包括的な計算に手ごわい課題を突き付けるものである。このような線量の計算には、対象とする放射性核種に関する、各臓器・組織に固有の放射性核種の体内動態 (取込み、滞留、消失)

の違いを考慮するとともに、個々の患者の固有の代謝率と健康状態を決定して患者ごとの薬物動態の違いに寄与する可能性のある因子を考慮する必要もある。

(149) MIRD法 (Loevinger and Berman, 1968) は、複数の線源臓器と残りの組織における標的組織の吸収線量に対する放射性核種からのすべての寄与エネルギー、すべての物理的、生物学的及び幾何学的要素を考慮して開発された。1968年以降、MIRD法は、CT又は磁気共鳴イメージングによる最新の解剖学的見解、ボクセルレベルの放射能分布、モンテカルロエネルギー輸送コード、薬物動態のコンパートメントモデル、及び放射線生物学的反応パラメータに対応して進化した。

(150) 静脈内注射によって放射性医薬品を投与した後、この製剤は速やかに体内の臓器・組織全体に再分布し、すべての臓器・組織がある程度の線量を受ける。ただしMIRD法の定義によれば、線源臓器・領域 r_S とは、時間-放射能曲線を決定できるデータのある組織質量、臓器、腫瘍又は全身として定義される。標的臓器・領域 r_T は、吸収線量を計算できる任意の臓器・組織として定義される。

(151) 最新のMIRD/ICRPの公式及び命名 (Bolch et al., 2009; ICRP, 2015b) を用いたとき、患者に放射性物質を投与した後の、規定の線量-積算期間 τ (短半減期核種の場合は無限) における標的組織 r_T の吸収線量 $D(r_T, \tau)$ は次式のようになる：

$$D(r_T, \tau) = \sum_{r_S} \int_0^{\tau} A(r_S, t) S(r_T \leftarrow r_S, t) dt \text{ Gy (J kg}^{-1}\text{)} \quad (4.4)$$

ここで数量 $S(r_T \leftarrow r_S, t)$ は放射性核種に固有の数量であり、線源領域 r_S で認められる放射能あたりの、投与後の時間 t における標的領域 r_T の平均吸収線量率を示している (Snyder et al., 1969; Bolch et al., 2009)。特定の放射性核種、及び線源-標的の対を表す明確に定められたジオメトリーについて、以下の式が得られる：

$$S(r_T \leftarrow r_S, t) = \frac{1}{m(r_T, t)} \sum_i E_i Y_i \phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t) = \frac{1}{m(r_T, t)} \sum_i \Delta_i \phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t) \quad (4.5)$$

ここで E_i と Y_i は、それぞれ放射性核種から放出される各放射線粒子又は光子 i のエネルギーと収率 (核遷移あたりの数) であり、 Δ_i はその積 (核遷移あたりの放射される平均エネルギー)、 $\phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$ は時間 t に線源領域 r_S により放射され標的領域 r_T において吸収される放射線エネルギー E_i の吸収分画である。

(152) 数量 $A(r_S, t)$ が1単位の投与放射能 A_0 に正規化され、数量 $a(r_S, t)$ と定義された場合、標的組織 r_T における吸収線量係数 $d(r_T, \tau)$ は以下のようになる (Bolch et al., 2009)。

$$d(r_T, \tau) = \sum_{r_S} \int_0^{\tau} a(r_S, t) S(r_T \leftarrow r_S, t) dt \text{ Gy Bq}^{-1} \quad (4.6)$$

ここで $a(r_S, t) = A(r_S, t)/A_0$ は、投与後任意の時間 t における線源組織 r_S に残留している投与放射能分画である。この分画 $a(r_S, t)$ は、臨床で核医学機器を用いた関心領域の定量的画像解析によって、患者の放射線量測定のために測定される数量である。

(153) S の時間依存性を無視できる場合、式 (4.4) は、時間に依存しない次の式に単純化することができる：

$$D(r_T, \tau) = \sum_{r_S} \tilde{A}(r_S, \tau) S(r_T \leftarrow r_S) \text{ Gy} \quad (4.7)$$

ここで数量 $\tilde{A}(r_S, \tau)$ は、線源領域 r_S において線量積分時間 τ まで時間積分した放射能 (又は核壊変による遷移の合計回数) を表す。ここで：

$$\tilde{A}(r_S, \tau) = \int_0^{\tau} A(r_S, t) dt \text{ Bq s} \quad (4.8)$$

(154) 式 (4.7) によって表されるMIRD/ICRPの公式は、完全に実行されれば、あらゆる線源領域、標的臓器、線源-標的のジオメトリー、及び吸収線量に寄与するあらゆる放射線を考慮したものとなる。内部線量の計算を単純化するため、線源-標的のジオメトリーを単純化した場合の S 値の表が発表されている。他の全ての場合には、放射性核種と計算ファントムモデルによる計算によって決まる吸収分画を、モンテカルロ核輸送コード (個々のジオメトリー、組織の組成、及び吸収体の密度を考慮したもの) を用いて個別に計算する必要がある。線量計算は、市販されている多数のソフトウェアパッケージや独自に開発したソフトウェアを用いて行うことができる (Guy et al., 2003; McKay, 2003; Glatting et

al., 2005; Stabin et al., 2005)。臓器線量及び実効線量の計算に用いた ICRP のソフトウェアも利用できる (Andersson et al., 2014; ICRP, 2015a; www.idac-dose.org)。

4.4 線源領域における時間積分した放射能係数

(155) 時間積分した放射能係数 $\tilde{a}(r_s, \tau)$ は、式 (4.6) の積分量 $\int_0^\tau a(r_s, t) dt$ を示す時間-放射能曲線の曲線下面積である。この数値は以前の MIRD 刊行物で「滞留時間」として知られていた。この数値は、投与した総放射能 A_0 に対する時間積分した放射能の比に等しい：

$$\tilde{a}(r_s, \tau) = \int_0^\tau a(r_s, t) dt = \tilde{A}(r_s, \tau) / A_0 \text{ Bq s Bq}^{-1} \text{ or s} \quad (4.9)$$

(156) この時間積分した放射能係数は、吸収線量計算のために MIRD/ICRP を実装するソフトウェアプログラムに共通する入力値である。ある線源領域に関する時間積分した放射能係数は、投与放射能に対する線源領域の放射能分画を経時的にプロットし、曲線下面積を評価することで決定する。プロットしたデータにより表される最適の時間-放射能曲線を正確に決定するためには、数学関数の形式に応じて複数の測定データポイントが必要である (Siegel et al., 1999)。

(157) 関心領域の臓器・組織において入手されるカウントを、適切な測定法と校正標準ならびに日常的な品質保証、患者位置決め、患者の体厚測定、バックグラウンドのサブトラクション処理、減衰補正及び散乱補正などを用いて放射能の単位に変換する必要がある。平面撮影において、前後画像から得られたカウントの幾何平均値を求める。線源領域で測定された放射能分画は、投与後時間の関数としてプロットする。次に数学関数又は時間-放射能曲線を、線形最小二乗回帰分析を用いてプロットデータに適合させる必要がある。物理的減衰は指数関数的であり、さらに生物学的な取込みと消失も通常は指数関数パターンに従う。したがって、通常は 1 つ以上の項を持つ指数関数がプロットしたデータを表す関数として適している。適合した関数を数値的又は分析的に積分して、時間積分した放射能係数を得る。

(158) あるいは、線源領域に関して時間積分した放射能係数は、モデルコンパートメント (線源領域) に関連する薬物動態パラメータとそれに伴う移行係数 (transfer coefficient) が既知であるか、又は繰り返し求めることができる場合は、動的モデル解析を用いて算出できる。線量測定のサブルーチンを組み合わせ、さらに一般的な MIRD/ICRP 法に従ったとき、標的領域の吸収線量の計算に、体内動態モデルを直接使用することもできる。

4.5 吸収線量計算における不確実性

(159) 不確実性解析から、吸収線量計算の信頼性と質を反映するバイアスの原因と大きさ (正確度) 及びランダム変動性 (精度) に関する情報が得られる。内部線量の計算には、多数の測定値、複雑な解剖学的ジオメトリー、及び投与する放射性医薬品に適用される多彩な生物学的要素が関係する。したがって、測定の詳細とモデル化誤差の原因を検討する必要がある。不確実性解析に関する EANM の手引書には、線量測定の不確実性の主な原因をモデル化するための枠組みが示されている (Gear et al., 2018)。計算された吸収線量の信頼性を改善するためには、不確実性を認識し、受け入れ、可能であれば最小限に抑えるべきである。

(160) 患者に投与された治療用の放射性医薬品から臓器・組織への平均吸収線量を推定する際の全体的な不確実性は、以下のような様々な不確実性の原因を反映している：(1) 主な線源領域における放射能の絶対値を求めるために用いる定量的画像解析に関連した測定の不確実性。(2) 臓器・組織の積算放射能を推定する中での不確実性。(3) 生きている被験者臓器の解剖学的ジオメトリーを表すために用いられる数学的ファントム又は標準参考モデルの適用。

(161) 最新の放射能測定装置 (ドーズキャリブレーション) を用いたとき、投与した放射能の正確度は数パーセント以内と考えられる。定期的な品質管理を行っている場合、予定した投与放射能と実際の投与放射能の差は、不確実性全体に対してあまり寄与しない (IAEA, 2006a)。標的臓器の想定される質量の相違に伴う不確実性は、患者 CT 及び三次元再構成による容積測定を用いることで、最小限に抑えることができる。

(162) 主な線源臓器に関して推定した時間積分放射能のばらつきは、放射性医薬品の臓器への取込み、滞留及び組織内の再分布の測定と定量化に本来備わる難しさに起因する (Norrgren et al., 2003; Jönsson et al., 2005)。時間-放射能曲線の形状に伴う不確実性は、時間-放射能関数を確立してデータへの近似を統計学的に最適化するために十分なデータポイントを入手することで、最小限に抑えることができる。最も重要なデータポイントは、投与後 (注入完了後) 0 時間の臓器への初期の取込みと、最終のデータポイントである。これらは、長期的な滞留を表す直線の傾き決定に大きく影響する。一般に、曲線下面積の解析に伴う不確実性を最小限に抑えるためには、適当な間隔を開けた 4, 5 点の収集時間のデータポイントが必要である。

(163) 臓器を透過する光子の、線源領域の線量に対する寄与の推定のばらつき（これは線源と標的臓器の想定距離に左右される）は、表にした S 値の不確実性に寄与する。標的臓器に関する吸収分画の計算に適用される放射性核種の放射エネルギーと収率などの物理量は、十分に明らかにされており、全体の不確実性に対して大きく寄与することはない。

(164) 基準の人体形状ファントム及び数学的モデルを用いて計算した吸収線量の実験的測定による検証から、その一致度は、計算で仮定した身体のサイズと形状に比べた被験者の程度に応じて、20～60%の範囲にあることが示されている (Roedler, 1980)。

4.6 生物学的実効線量 (BED)

(165) 吸収線量が低い線エネルギー付与の照射によって低い吸収線量率で照射されたときの放射線生物学的作用は、同じ吸収線量が高線量率で照射されたときに比べ低下すると考えられている。この低下は、組織修復能及び放射線の照射時間に対する修復速度に依存する照射中の DNA 損傷の修復と関連している。細胞応答を修飾する可能性のある、その他の時間依存性の要素としては、増殖 (再増殖)、細胞周期内での再分布及び再酸素化がある (Joiner and van der Kogel, 2009)。

(166) 放射性医薬品治療における臓器・組織の吸収線量率は、その臓器自体と周辺臓器への放射性医薬品の取込み及び滞留と、放射性核種の物理的半減期の組み合わせにより支配されている。放射線の照射は長期間に (数日又は数週間にも) 及ぶことがある (Gleisner et al., 2015)。吸収線量率は時間をおって変化し、その平均吸収線量率は他のあらゆる様式の放射線治療に比べて著しく低い。空間的不均一性も効果に影響する。例えば、放射性医薬品が集積する分子メカニズムや放射性壊変の間に放出される粒子の照射範囲によって支配されるものである。

(167) 照射を生き残る細胞の割合 SF を推定するため、以前、放射性医薬品治療に関する線形・二次線量反応の放射線生物学的なモデルの応用は以下のように記述されていた (Millar, 1991; Howell et al., 1994; Dale, 1996)。

$$SF = e^{-(\alpha D + G(T)\beta D^2)} \quad (4.10)$$

ここで D は、照射開始から時間 T までに照射された吸収線量、 α と β は細胞の生存率曲線の形状を特徴づける放射線生物学的パラメータである。

(168) 指数の最初の項 (D の直線部分) は、低い吸収線量での細胞生存曲線を支配している。この最初の項は、単一粒子の飛跡によって誘発される致命的な DNA 損傷と関連していると考えられる (Dale, 1996)。第二の (二次) 項は、高い吸収線量での SF に関して徐々に下向きになる曲線を描いている。これは 2 個の粒子の飛跡によって誘発される、対による相互作用の影響としての重致死病変と解釈されてきた。「Lea-Catcheside 係数」と呼ばれる関数 G は、第二項の減衰係数として働き、2 回目の DNA 損傷が誘発される前に最初の重致死の DNA 損傷が修復される可能性があるという観点から推定されるものである。 G は正式には以下のように定義される (Lea and Catcheside, 1942; Kellerer and Rossi, 1974) :

$$G(T) = \frac{2}{D^2} \int_0^T R(t) \left[\int_0^t R(w) \varphi(t-w) dw \right] dt \quad (4.11)$$

ここで $R(t)$ は時間の関数としての吸収線量率である。関数 $\varphi(t)$ は、修復による重致死損傷の消失を示しており、しばしば半修復時間 (Repair half-time, T_{rep}) 及び速度定数 $\mu = \ln(2)/T_{rep}$ による単相性のプロセスと仮定される :

$$\varphi(t) = e^{-\mu t} \quad (4.12)$$

ただし、多相性の修復プロセスも報告されている (Joiner and van der Kogel, 2009)。関数 $G(T)$ は、細胞損傷誘導速度に対する修復速度に応じて 0 から 1 の数値をとり、ひいては吸収線量率に比例する。

(169) 大半の放射性核種治療では、放射性核種が壊変するか排泄されるまで照射が継続する。有効壊変定数 λ によって記述される吸収線量率関数は、式 (4.12) と組み合わせ、式 (4.11) を無限大時間 $G(T)$ まで積分すると以下の形となる。

$$\lim_{T \rightarrow \infty} G(T) = \frac{\lambda}{\lambda + \mu} \quad (4.13)$$

吸収線量率のパターンや修復機能がより複雑な場合には、式 (4.11) を解析して解を得ることは難しい。式 (4.11) の括弧内の積分値は、重畳積分として記述できる (Gustafsson et al., 2013a)。この式により数値として表すことが可能になり、単一指数関数以外のより複雑な吸収線量率関数及び修復関数への応用が可能になる (Gustafsson et al., 2013b)。

(170) BED は線形・二次線量反応モデルの枠組み内の概念である (Barendsen, 1982; Fowler, 1989; Dale, 1996; Joiner and van der Kogel, 2009)。BED の概念は、等効果の治療 [すなわち、特定の臨床的 (生

物学的) エンドポイントを導く確率が等しい治療] という考え方に依拠している (Bentzen et al., 2012)。BED の主な応用は、外照射放射線治療及び密封小線源治療である。これらの治療において BED は、様々な分割照射スキームと吸収線量率パターンの間での変換を行う目的で臨床的に受け入れられている方法である。放射性医薬品治療においては、臨床的に認められる影響を記述するための BED の有用性が実証されている (Barone et al., 2005; Wessels et al., 2008; Strigari et al., 2010)。Barone ら (2005) は、BED が吸収線量に比べて腎毒性との関連性が高いことを認め、MIRD パンフレット No. 20 (Wessels et al., 2008) では、BED と腎合併症の発生率との相関は外照射放射線治療で認められるものと同程度であったと述べている。Strigari ら (2010) は、BED と肝臓における正常組織の合併症の発症率との関係を記述している。

(171) 臓器・組織に関する生物学的影響は、式 (4.10) : $\ln(S)$ で示した細胞傷害の対数と同等の関数式で表される。そこで BED は以下のように計算される：

$$BED = D + \frac{G(T)}{\alpha/\beta} D^2 = D \left(1 + \frac{G(T) \cdot D}{\alpha/\beta} \right) = D \cdot RE \quad (4.14)$$

ここで α/β 値は臓器・組織の特性であり、観察される影響としてのエンドポイントである。D と効果比 (RE) の積としての BED の式が、Barendsen (1982) 及び Dale (1996) によって示されている。その記述において、RE は一定の等効果を生じさせるのに必要な吸収線量の比率であり、BED はごく小さい分割線量又はごく低い線量率で照射されたときの吸収線量である。BED は D 以上であることから、RE は 1 以上となる。

(172) 図 4.1 には、式 (4.14) 及び (4.13) の様々なパラメータが特定の数値の場合の RE 値を示している。実効半減期が短い場合、G は 1 に近づき、RE は吸収線量の瞬間的な照射に妥当な数値に近づく。実効半減期が長い場合、G は小さくなり、RE は 1 に近づく。D 又は α/β の変化はいずれも縦軸に沿った RE の変動につながり、修復時間の半減期の変化は、横軸に沿ったシフトを誘導する。

5 具体的な放射線防護の問題

5.1 序論

(173) 放射性医薬品治療のための放射線の使用は、規制管理のもとの計画された被ばく状況であり、規制当局からの適切な承認が得られた後に手技を開始することができる (ICRP, 2007a)。誤投与や飛散、その他そのようなインシデント又は事故が起きた場合には被ばくの可能性が生じるが、認可を受ける際にはそれらの発生が検討されていることから、これらは計画された被ばく状況の一部にとどまる (Carlsson and LeHeron, 2014)。放射性医薬品治療では、個人の被ばくの各カテゴリー (医療被ばく、職業被ばく及び公衆被ばく) を検討する必要がある。加えて、放射線防護の 3 つの基本原則 (正当化、最適化及び線量限度) (ICRP, 2007a) が適用される。核医学施設では、職業及び公衆被ばくは 3 つの原理すべてに基づき必要がある一方、患者の医療被ばくは最初の 2 つの対象であるが、3 番目の対象ではない (ICRP, 2007b)。

(174) 放射性医薬品治療のための放射線防護の実行は、施設における質の高い医療行為を実践するシステムにおける基本的な部分である。最も重要な点はスタッフ内の安全文化を確立して防護及び事故防止が日常業務において重要なものと考えることである。核医学施設における放射線防護の実践のために複数のガイドラインが作成されている (IAEA, 2005a,b, 2009, 2014a; Sisson et al., 2011)。これらは、プログラムの構成要素、責任の所在、教育と訓練、施設的设计、モニタリング、廃棄物及び健康調査を扱っている。

5.2 放射性医薬品治療の治療室と病室に関する要求事項

(175) 放射性医薬品治療の治療室と病室を設計する際には、以下の目的を検討すべきである：外部放射線及び汚染を低減するための防御の最適化、画像撮影装置による干渉を避けるための放射線バックグラウンドの低レベルの維持、医薬品の要件の満足、廃棄物の適切な隔離、及び線源の安全性とセキュリティの確保 (施錠、立入制限)。

(176) 通常、放射能レベルの高い患者の病室は、トイレと手洗い設備が独立しているべきである。床及びその他の表面は、洗浄と除染を簡単に行える、平らで連続し、非吸収性、非多孔性の表面でカバーすべきである。壁面は、平滑で洗浄可能な表面に仕上げるべきである (例えば洗浄可能で無孔性のペンキで塗装しているなど)。放射能で汚染されたりネン及び廃棄物を一時的に保管するための容器を置いた安全な区域を提供するべきである。

(177) 放射性ヨウ素のバルク容器の保管には、適切な遮蔽と換気が必要である。放射性ヨウ素投与のための放射能の調製は、スタッフを防護するために適切な気流を備えたフード中で行い、放射される前に汚染物を吸収できる抽出システムを用いるべきである。放射性ヨウ素の廃棄物及び残留汚染されている物品の保管のために、適切な封じ込めと排出を装備するべきである。

(178) 遮蔽されていない病室に入院している放射性医薬品治療を受けた患者は、放射線源となりえることから、公衆の線量限度を超え得るレベルで近隣の人々を被ばくさせるおそれがある。隣接区域において公衆の線量を合理的に達成できる限り低く維持するため、隣接する病室や区域を空けるか、遮蔽物（永久的な打ち付けコンクリート、方塊コンクリートブロック、鋼板、鉛板、可搬式の遮蔽装置など）を取り付ける必要がある（Chu et al., 2016）。そのような患者の病室の上下のフロアの区域、及び同じフロアの区域について検討する必要がある。表 5.1 には、遮蔽を最も強化する必要がある、¹³¹I に関する代表的な遮蔽効率を示す。そのような被ばくが線量限度を超えないことを確認するため、放射性医薬品の投与のたびに被ばく又は線量率を測定するべきである。

(179) 施設には公衆とスタッフの防護を考慮したモニタリングシステムを設置するべきである。永続的な遮蔽評価のためには、制御・監視区域において予想される線量率を考慮して、構造的な遮蔽を正しく設計することが重要である（IAEA, 2006b）。放射性核種照射室に隣接する占有区域における線量率をモニタリングし、その結果を記録して、線量拘束値を超えず防護が最適化されていることを確認するべきである。

(180) 患者の治療室は、理想的には個々の患者用とし、互いに隣接しているべきである。隣接する治療室同士の間は適切に遮蔽し（業務従事者の被ばくを抑えるなどのため）、治療室とその他の区域の間も、公衆の構成員とスタッフの線量を最小限に抑えるために適切に遮蔽する必要があると考えられる。必要な場合には、放射性医薬品治療患者の看護師と来訪者に対して追加の遮蔽を行うべきである。患者の病室内では可動式の遮蔽を使用してもよい。必要な場合には、患者を看護する看護師の被ばくを最小限に抑えるために、毎回の治療に先立って患者のベッド近くに可動式シールドを設置するべきである。防護は、看護師の作業、位置及び室内での動きを予測することで達成される。

5.3 患者（医療被ばく）

5.3.1 防護の正当化と最適化

(181) 放射線治療の目的は、がん治療又は疼痛緩和である。すべての放射線治療の課題は、腫瘍制御の可能性と正常組織の合併症リスクとの関係を最適化することである。標的組織に対する線量が低すぎると治療効果が得られず、その被ばくは十分に正当化されたものとはならない（ICRP, 2007b）。ただし、標的体積以外の臓器・組織の防護は、治療計画の作成に欠かせないものである。したがって、核医学の治療手技には防護の最適化の原則が適用される。核医学の治療手技は、適切な放射性医薬品及び放射能が選択されていること、さらに、放射能が主として対象とする標的に限局し、残りの身体部位の放射能が有害組織反応の点で許容できないと判断されるレベル未満に維持されるように正しく計算・測定・投与されることに重きを置いて正当化されている（ICRP, 2001b）。

5.3.2 治療前の検討事項

(182) 放射性医薬品治療に先立ち、患者の自己管理、隔離に耐えられる能力（適当な場合）、及び放射線に関する注意事項を遵守する能力（必要な場合）を確認するためのリスクアセスメントを行う必要がある。

5.3.3 妊娠

(183) 治療が救命目的でない限り、放射性医薬品治療に妊娠は禁忌である。この助言は、放射性ヨード治療及びその他の胎児組織に蓄積する可能性がある放射性核種について有効である。¹³¹I-ヨードを用いた治療の場合、妊娠 10～13 週以降の胎児の甲状腺はきわめて高い線量を受けるおそれがある（Watson et al., 1989; Berg et al., 1998; ICRP, 2008）。投与前に妊娠の可能性を除外しておくべきである。したがって治療の可能性があるか予想される場合は、患者に対しても適切な避妊手段を講じるよう、治療前に指示するべきである。

(184) 電離放射線を用いるすべての手法に先立って、妊娠する可能性がある初潮時から閉経 2 年後までのすべての女性を対象に、治療前（通常は 72 時間以内）に血液検査を行い、妊娠しているかどうかを判定することが重要である（Berg et al., 2008）。外科的な子宮摘出術は妊娠が不可能であることを示すエビデンスであり、したがって妊娠検査は不要である（Sisson et al., 2011）。

(185) 妊娠中の医療被ばくの可能性とその実際は、発達中の胚／胎児の放射線感受性のために特別の考慮を必要とする（ICRP, 2001a, 2007a）。ICRP は Publication 84（ICRP, 2000）及び 105（ICRP, 2007b）において詳細な指針を示している。出生前放射線被ばく後の放射線リスクは、Publication 90（ICRP, 2003）で詳細に論じられている。

(186) 妊娠していないと考えられ甲状腺がんの治療を受けた女性で、放射性ヨウ素投与後に妊娠が判明した場合には問題が生じる。治療用放射性ヨウ素の投与直後に患者の妊娠が発覚した場合は、母体からの放射能除去を助け、膀胱内の放射性ヨウ素滞留時間を短縮するため、母体への水分補給と頻

回の排尿を促すべきである。放射性ヨウ素投与後数時間以内に妊娠が発覚し胎児の甲状腺が機能している週齢になっていた場合は、ヨウ化カリウムを用いた甲状腺ブロックを検討すべきである。それ以降に妊娠が発覚した場合は、放射性ヨウ素の胎盤通過によって胎児の甲状腺に非常に高い吸収線量が生じ、重大な障害を引き起こすおそれがある。この胎児の全身線量は通常 100 mGy 未満であり、奇形や知能低下など有害作用の可能性に基づいて中絶する理由はない (ICRP, 2000)。しかし、母親には甲状腺ホルモンを補充し、がんのリスクを含め胎児の甲状腺への影響について考慮すべきである。

5.3.4 授乳

(187) 女性患者には、治療目的の放射性核種の投与後に授乳は禁忌であることを指示すべきである。経口、静脈内又は動脈内に投与されるあらゆる治療用放射性医薬品は、小児に対して危険である可能性があるため、授乳は中止する必要がある。ケイ酸イットリウム (90Y) などの懸濁粒子を腔内投与した場合、マイクロスフェアが母乳に移行する危険性は低い。それ以外の場合、放射性医薬品治療を受けている患者では次の 2 つの理由により授乳を中止すべきである。①母乳中の放射性核種が乳児に、特に放射性ヨード治療の場合、乳児の甲状腺に到達することを防ぐため (Azizi and Smyth, 2009)。②乳汁分泌期に特定の放射性核種を濃縮するおそれがある乳房組織への照射を制限するため。制限期間は、治療のため投与する放射性核種によって異なる。131I 治療の場合、治療後から投与した 131I が完全に壊変するまでの間は授乳を中止すべきである (Sisson et al., 2011)。

5.3.5 透析患者での放射性医薬品治療

(188) 透析患者に放射性医薬品治療を行うときはさらなる考慮が必要になる場合があり、放射線防護の専門家又は医学物理士に相談すべきである。一般的な患者と同様に放射性物質を生物学的に除去することはなく、全身療法の場合、このような患者における除去は透析スケジュールに大きく依存する。

5.3.6 受胎

(189) 放射性医薬品治療後 4~12 ヶ月間は明確に助言を行い、男女両方が避妊しなければならない。Publication 106 (ICRP, 2004) から引用した表 5.2 には、特定の放射性核種治療に関して女性が注意すべき避妊期間について詳細を示している。正常な妊娠と乳児の健全な発育のためにホルモン応答を正常にする必要性に基づき (甲状腺治療の場合)、また追加の放射線治療が差し迫っていないことを確実にするために、妊娠を遅らせることも必要である (Sisson et al., 2011)。

(190) 男性患者は、ごく普通の分別に基づき治療後数ヶ月間は避妊することが望ましい。ただし、この見解を支持する科学的エビデンスは得られていない (Sawka et al., 2008a,b)。

5.3.7 放射性医薬品に伴う医療過誤の防止

(191) 放射線治療における事故の防止は、設備及び施設の設計と作業手順の中心とすべきである (ICRP, 2007b)。これまで長い間、事故防止の主な特徴は設備及び施設の設計を通じた失敗の結果に対して複数の安全策を用いること、並びに作業手順を用いることであった。作業手順には、個別に確認の対象となる重要な判断 (特に放射線治療において) が必要である。すべての業務で、放射性医薬品治療の紹介、計画立案、最適化及び提供における重要段階—すなわち安全性チェックのための基準を策定し採択すべきである。すべてのスタッフと患者の間の効果的なコミュニケーションがこのプロセスの重要な部分である。治療における放射性物質の使用に伴う緊急時の是正措置を、プログラムの開始前に決めておく必要がある (例えば治療で放射性ヨードを過剰又は誤って投与することによる線量は、安定ヨウ素をヨウ化カリウム又はヨウ素酸として早期に投与し、甲状腺による放射性ヨウ素の取込みを抑えることで低減できると考えられる)。

(192) 治療用の放射性医薬品の点滴静注は、安全な投与と血管外漏出の防止を確実にするための適切な静脈アクセスデバイスを介して行う必要がある (Tennvall et al., 2007)。点滴中は血管外漏出について患者をモニタリングする必要がある。血管外漏出が生じた場合、点滴を直ちに中止しなければならない。血管外漏出によって重度の軟部組織病変が生じるおそれがある (van der Pol et al., 2017)。特定の治療はないものの、局所の温熱療法、肢の挙上、及び軽いマッサージを行うことによって、放射性医薬品の拡散が促進され局所の吸収線量を抑えることができる。これらのインシデントは記録しフォローアップすることが望ましい。

(193) 誤った患者に治療用の放射性医薬品を投与しないよう注意すべきである。さらに投与前には、処方に合わせて以下を確認すべきである：

- 2 つの独立した方法による患者の確認
- 放射性核種の確認
- 放射性医薬品の確認

<ul style="list-style-type: none"> • 総放射線量
<ul style="list-style-type: none"> • 投与日時
<ul style="list-style-type: none"> • 患者に対し自身の安全性について情報が与えられていること
<p>(194) 治療用の放射性医薬品、線量計画策定からのデータ、投与放射線量、投与日時、一次アッセイ及び残留アッセイの検証記録を、退出時に患者に残留している放射能とともに患者の診療記録に記入すべきである (ICRP, 2007b)。</p>
<h4>5.4 スタッフ (職業被ばく)</h4>
<p>(195) 非密封線源からの作業員の被ばくが、身体の外部からの照射又は体内への放射性物質の進入を通じて生じることがある。医療現場を含め、電離放射線からの作業員の防護に関する原理は、Publication 75 (ICRP, 1997) 及び 103 (ICRP, 2007a) で論じている。防護が最適化されている核医学で働く常勤スタッフの年間実効線量は、おおむね 5 mSv 未満とすべきである。施設及び設備の設計、線源の適切な遮蔽と取扱い並びに個人防護具・ツールが、防護において重要である (ICRP, 2008; Carlsson and LeHeron, 2014)。最適化は教育と訓練を通じても達成される (ICRP, 2009)。核医学施設に関する職業被ばくからの防護のための詳細な要件が、複数の刊行物で発表されており (ICRP, 2007a,b; IAEA, 2011, 2014a)、また、これらの要件をどのように満たすかという勧告が IAEA 安全指針 (IAEA, 1999a,b,c) において、特に IAEA 安全性報告シリーズ No. 40 (IAEA, 2005a) において示されている。</p>
<p>(196) 妊婦及び 18 歳未満の者は、治療レベルの放射性医薬品を扱う処置に係わるべきでない。</p>
<h4>5.4.1 防護具及び防護ツール</h4>
<p>(197) 汚染の可能性のある放射性医薬品治療の区域では、防護服を着用すべきである。この服は、着用者の身体を防護するとともに、汚染が他の区域に広がることを防ぐのにも役立つ。スタッフルームなど他の区域に行く前に防護服を脱ぐべきである。防護服としては、白衣、耐水性手袋、靴カバー (「ブーティ」)、無菌作業用のキャップとマスクなどがある。β 線及び眼の汚染から眼を防護するため、放射線防護眼鏡を装着すべきである。B 線放出核種を取り扱う際は、2 重の手袋を着用して皮膚の汚染を避けるべきである。遮蔽、ツール、及び被ばくを最小限に抑える作業慣行によってバイアル、シリンジ及び汚染された物品の直接の取扱いを避けることに重点をおくべきである。</p>
<p>(198) 放射性医薬品治療における大半の職業被ばくは、364-keV の光子を放出する ¹³¹I によるものである。鉛エプロンによるこのエネルギーの減衰はごく僅かであり (2 分の 1 未満)、これによって大幅な線量低減が得られることは考えにくい。そのため、そのような防護具を着用することで重量や不快感を増やすことは正当化されないと考えられる。¹³¹I からの防護のため鉛エプロンを着用することで、もし個人が防護されていると考えて線源や患者のそばに長期間留まる場合、実際には、全体の被ばくが増加してしまう可能性がある。その使用を必要とする状況では、より厚い恒久的又は可動性の鉛の遮蔽の方が、有効性が高いと考えられる。放射線防護の専門家及び医学物理士は、各状況における遮蔽の必要性と必要な種類を判断すべきである。自動注入システムを使用することで、スタッフの線量を抑制できる (Rushforth et al., 2017)。</p>
<p>(199) 投与は通常、経口、静脈内注射 (全身性)、関節内注射、又は体内の閉鎖腔へのコロイド懸濁液の注入 (腔内投与) によって行われる。放射性医薬品の静脈内投与中は、手指の被ばく線量を抑えるために遮蔽シリンジを使用すべきである。注射又は注入部位の下に吸収性の材料又はパッドをおくべきである。施設の放射線防護担当者 (radiation protection officer) が、それら及びその他の防護具の品目 (靴カバー、フェイスシールドなど) の必要性を、状況に応じて判断すべきである。</p>
<p>(200) 治療用の放射性医薬品を経口投与する場合、放射性物質は遮蔽された液漏れ防止構造の容器内におくべきである。液体が飛散したりカプセルを落としたりする可能性を最小限に抑えるよう、注意する必要がある。非遮蔽の放射性物質を取り扱う際には、適切な長い取っ手のついたツールを使用すべきである。急速静脈内投与をする場合は、シリンジ内の材料が見えるよう透明窓のついたシリンジシールド (通常、β 線放出核種の場合は制動放射線を抑えるようプラスチック製、光子放出核種の場合は原子量の大きい素材) 内にシリンジをおくべきである。90Y 放射免疫療法では、5 mm 厚のタンダステンシリンジシールドの方が、10 mm 厚のプラスチックシールドよりも僅かに防護性が高いことが確認されている (Vanhavere et al., 2012)。低速輸液又は点滴による静脈内投与の場合、放射性医薬品の容器をシールド内におくべきである。高エネルギー光子の場合、かなり厚い鉛又は原子量の大きい別の素材が必要である。</p>
<p>(201) 治療用放射性医薬品の投与手順には、処方された治療放射能の送達が含まれる。シリンジ、チューブ、フィルタ、又はその他の装置内に残留した放射能をサーベイするべきである。輸液ポンプは等張生理食塩液 (又はその他の生理的緩衝液) でフラッシュ、すなわち洗い流すべきである。放射性</p>

核種の投与に使用したすべての材料は医療用放射性廃棄物とみなすべきであり、放射性核種のラベルを付け、放射能ステッカーを貼付して、該当する規則に従って保管／廃棄するべきである。
5.4.2 個人モニタリング
(202) 放射性医薬品治療を受けている患者の管理中、並びに放射性医薬品の調製と投与中は、外部被ばくの定期的なモニタリングを行うべきである。放射性医薬品を取扱う担当者の手指のモニタリングも行うべきである (Rimpler et al., 2011; Sans-Merce et al., 2011)。
(203) 放射性医薬品の調製と投与の際には、手に大量の線量が照射される可能性がある。適切な防護措置を講じなかった場合、特に 90Y など高エネルギーの β 核種の場合は、指への被ばくが高度となる (Barth and Mielcarek, 2002; Liepe et al., 2005a; Rimpler and Barth, 2007)。把持鉗子を用いて注射針を保持することで、手の線量は大幅に低減する (ICRP, 2008)。訓練及び教育用の資料が ICRP (http://www.icrp.org/page.asp?id=35) 及びその他の組織 (http://www.oramed-fp7.eu/en/Training%20material) から提供されている。
(204) 核医学施設でモニタリングされるべきスタッフには、ルーチンに放射性核種を扱っている全ての作業員、又は患者と過ごしている看護師やその他のスタッフが含まれる (ISO, 2016)。大量の体内摂取が疑われない限り、一般的な核医学的手法において体内汚染のモニタリングが必要なことは稀である (Carlsson and LeHeron, 2014)。体内モニタリングが当を得た状況とは、スタッフが治療用の ¹³¹ I を多量に使用した場合である。これらのスタッフは、甲状腺摂取の定期的な測定プログラムに含めるべきである。
5.4.3 汚染管理手順
(205) 放射性医薬品、血液、尿又は吐物が大量に飛散した場合、医師やスタッフは吸収材を用いて飛散物を覆い、直ちに放射線防護の専門家／医学物理士に連絡をとり、適切な除染のサポートと具体的な指示を受けるべきである。そのような飛散後は、以下の措置を講じるべきである：
<ul style="list-style-type: none"> 放射線防護担当者に直ちに伝え、除染を直接監督する。 吸収性パッドを飛散物の上におき、汚染物がさらに拡散することを防ぐ。 飛散に係わっていない者はすべて、直ちにその区域から離れる。 汚染区域への立ち入りを制限する。 飛散に係わった者はすべて、退室する際に汚染をモニタリングする必要がある。 衣類が汚染された場合は、それを脱ぎ、「放射性」と表示されたプラスチックバッグに入れる。 皮膚が汚染された場合は、その部分を直ちに洗浄するべきである。 眼が汚染された場合は、大量の水で洗い流すべきである。
(206) 患者の退院及び解放時には、残っていた全ての廃棄物及び汚染された物品を取り外し、廃棄物用及び洗濯用の袋に隔離する。
5.4.4 調査とモニタリング
(207) 区域のモニタリングについて、職業被ばくの実効線量を評価するための実用量は、周辺線量当量 $H^*(10)$ である (ICRU, 1993; ICRP, 1996b, 2010)。患者からの周辺線量当量率を個人線量計から求めるべきである。この情報は、訪問者及びスタッフの入室及び患者解放の適切な手配に役立つ。放射線治療患者のいる病室は、管理区域とするべきである。線量率のモニタリングに加え、作業場の汚染モニタリングを行うべきである。
5.4.5 患者の緊急治療
(208) 医師は、患者の安全及び適切な医学的管理にかなう、あらゆる必要な医療を提供するべきである。施設の放射線防護担当者によって特に規定されない限り、看護師、医師及びその他の医療従事者は、患者との直接接触を要する業務を含め、あらゆるルーチンの業務を通常通り行うべきである。
(209) 患者が放射能の危険に晒された可能性がある場合、病棟看護師にこれを伝え、さらにこれらの看護師には定期的に助言し訓練を行うべきである。
(210) 手術が必要な場合、放射線防護を検討することで救命手術が妨げられたり遅れたりしてはならない。以下の注意に従うべきである：
<ul style="list-style-type: none"> 手術室のスタッフに通知する。 被ばくと汚染の拡大を最小限に抑えるため、放射線防護担当者の監督下で手術の術式を修正する。 効率とスピードに影響がない限り防護具を使用してよい。

<ul style="list-style-type: none"> • 外科手技が長時間にわたる場合、スタッフのローテーションが必要となる。 • 放射線防護担当者は全関係者をモニタリングする。 • 施設の許認可条件下で必要な場合があるため、スタッフの線量を評価する。
<p>(211) 患者の病状が悪化し集中看護が必要になった場合、そのような看護を優先し遅らせるべきではない。ただし、放射線防護担当者の助言を直ちに求めるべきである。患者の病状が悪化した場合、患者の頻繁又は継続的なモニタリングが必要となる（例えば敗血症性ショック、肺水腫、脳卒中、心筋梗塞など）。</p>
<p>(212) 医療従事者が受ける照射線量の検討よりも救命の取り組みを優先させる。これは特に、大量の放射性核種が体内にある治療の患者において重要である。したがって医療従事者は、汚染拡大の予防措置及び外部被ばくの最小化措置を講じる一方で、緊急治療を開始すべきである（例えば脳卒中を発症した場合など）。スタッフは患者の口と直接接触することを避け、救急チームの全メンバーは防護手袋を着用すべきである。医療スタッフは放射線治療患者の取扱い方法について情報を入手し、訓練すべきである。手技のリハーサルを定期的に行うべきである。</p>
<h4>5.4.6 別の医療施設への患者の搬送</h4>
<p>(213) 患者の中には、放射性医薬品治療後に他院、高度介護施設、介護施設又はホスピスに搬送される必要がある者もある。そのような場合、実際的な措置及び他のスタッフの安全性を確保するための指示に加え、2番目の施設に関連する法的要件の遵守が確実となるよう注意すべきである（IAEA, 2009）。他の医療施設に搬送される患者は、無制限クリアランスの基準を満たす必要がある。ただし、低レベル放射性廃棄物を生成する可能性を治療施設の放射線防護担当者が調べ、問題があれば搬送患者を受け入れる施設と協議すべきである。他の医療施設に搬送される患者が無制限クリアランスの基準を満たさないという稀な場合には、放射線防護担当者は、搬送患者の受け入れ施設が適切な登録又は許認可を受けており、治療量の放射性物質を投与された患者の受け入れが可能なことを保証すべきである。放射線防護担当者は、患者及び受け入れる医療施設のために、放射線安全性情報及び注意事項があれば、それらを提供すべきである。</p>
<h4>5.4.7 放射性医薬品治療後の患者の死亡</h4>
<p>(214) 患者がもし、治療量の放射性物質が体内に残っている状態で治療施設内で死亡した場合は、治療担当医及び放射線防護担当者に直ちに伝えるべきである。Espanan ら（1999）は、患者が死亡した場合に講じるべき放射線防護措置についての経験とガイダンスを示している。</p>
<p>(215) 放射性核種治療を受けた患者が病院で死亡した場合は、死亡患者が占有していた病室の除染と調査が行われるまで、その病室への立ち入りを制限すべきである。体内に放射性物質が含まれている可能性の確認は、患者の診療記録、情報カード、又は近親者やその他から得られる情報に依存している。放射性物質の漏洩を収容するために遺体袋を使用すべき場合がある。外部放射線を最小限に抑えるため、死体を管理区域に留め置く必要がある場合もある。</p>
<p>(216) 死亡した患者の世話をしなければならない公衆の構成員と放射線業務従事者には、該当する線量限度を適用する。</p>
<p>(217) 死体の特定の体腔又は臓器には非密封の放射性物質が存在していたり、全身投与後にそれらが濃縮されている可能性がある（例えば甲状腺の残留 ^{131}I など）。剖検開始時に体腔からのドレナージや臓器の切除を行うことで、被ばくを低減できる。さらに、大量の放射能を認める臓器に関しては注意をする必要がある。患者が β 線放出核種コロイドやマイクロスフェアを投与されていた場合（例えば体腔内の ^{32}P-リン酸や肝臓内の ^{90}Y マイクロスフェアなど）、体腔液又は塞栓された臓器中に大量の放射能が存在している可能性がある。手は体組織及び体液と密に接触するため、β 線源から手指に大量の線量が照射される可能性がある（NCRP, 2006）。剖検及び病理スタッフは標準防護服（例えば手袋、白衣、防護眼鏡など）を装着すべきであり、また個人モニタリングも検討すべきである。B 線放出核種の場合、手術用手袋を二重にすることが皮膚接触を減らすのに役立つ可能性がある。液体が顔面にはねることを避けるため、フェイスシールドを用いてもよい。</p>
<p>(218) 一部の放射能は火葬された遺体に保持されており、特に寿命が長い放射性核種の場合には、明らかに管理を要するほどの場合がある。主に懸念されることは灰の散乱に関するものであり、投与後短期間に火葬された場合には、容器との接触線量率を考慮しなければならない場合もある。</p>
<p>(219) 火葬場の従業員は、放射性の遺体又は火葬場の汚染による外部被ばくを、また遺灰を扱う間の放射性粒子の吸入による内部被ばくを受けることがある（Wallace and Bush, 1991）。また、γ 線放出核種が含まれている死体からも、火葬場の従業員が軽度の外部被ばくを受けることがある。</p>
<p>(220) 火葬場の近隣に住む一般集団に関して最も懸念されることは、排煙と共に放出される放射性</p>

物質を吸引する可能性である。
5.5 介助者及び介護者（医療被ばく）、並びに公衆の構成員（公衆被ばく）
(221) Publication 94 (ICRP, 2004) では、直接的な介護あるいは介助をしない若年小児と乳幼児並びに訪問者は、公衆の構成員として扱われ、1 mSv/年という公衆の線量限度に従うべきことが勧告されている。核医学の診療に起因する公衆被ばくの管理には、登録者又は免許所有者が責任を負う (IAEA, 2011)。
(222) 医療被ばくは主として個人（患者）に生じるものの、患者を介護し介助するその他の個人もまた放射線に被ばくする。これらの個人には、両親や他の人たち、通常は家族あるいは親しい友人で、放射性医薬品投与後に患者に近づく可能性のある人たちが含まれる。これらの被ばくは医療被ばくと見なされる (ICRP, 2007a)。Publication 94 (ICRP, 2004) では、若年小児と乳幼児以外の、直接的に介助と介護に係わる個人に対しては、1 事例当たり（すなわち、治療後に病院から解放された期間）に 5 mSv の線量拘束値が妥当である、と勧告されている。
5.5.1 患者の解放
(223) 核医学的処置を受けた患者は、その患者のごく近くにいる他者に対する潜在的な放射線源である。排泄物及び吐物によって患者の環境が汚染されるおそれがある。
(224) 個人が職業的に被ばくしておらず、認識したうえで自らの意思で患者のケアを行う場合、これらは介助者及び介護者と分類されるべきである。彼らの被ばくは医療被ばくの一部とみなされ、線量限度の対象ではなく線量拘束値が適用される (ICRP, 2007b)。個人が単に公衆の構成員である場合（核医学施設に勤務しているが放射線を扱う仕事をしていない者を含む）、彼らの被ばくは公衆被ばくの一部である。
(225) 患者はあらゆる放射性核種治療の後に自動的に入院が必要とされるわけではない。関連する国の線量限度に従い、関連する線量拘束値の使用を含め防護の最適化の原則を適用しなければならない。患者を入院させるか解放するかは、線量率のモニタリングで測定した患者の放射線レベル、患者体内の残留放射線エネルギー、患者の希望、家族への配慮（特に小児の有無）、環境要因、及び既存のガイドラインや規制などの要因を考慮して、個人ごとに判断するべきである。入院させた場合は公衆と近親者への被ばくは低減するが、全体のコストは高くなり、病院スタッフへの被ばくが増加することもある。入院はしばしば重大な心理的負担のほか、金銭的及びその他の代償も伴うため、これらを分析して正当化するべきである。Publication 94 では、非密封放射性核種を用いた治療後の患者の解放に関して詳細な勧告を示している (ICRP, 2004)。
(226) 非密封放射性核種を用いた治療後の患者の解放に関する現在の勧告は、世界中で大きく異なっている。ただし、患者の解放に関する判断は、患者を自宅に帰したときにそのリスクをコントロールできるという想定に基づいている。これは通常、適切な解放基準と、患者に対して適切な説明及び情報（これによって潜在的リスクを効果的に扱うことができるようになる）を提供することを組み合わせることで達成される。
(227) 該当する場合、患者又は法定代理人に対して、合理的に達成される範囲で患者接触者の線量を制限することを目的とした文書及び口頭による指示、及び電離放射線のリスクに関する情報を提供する必要がある。具体的な指示には、汚染の拡大を最小限に留めること、家族の被ばくを最小限に留めること、授乳をやめること、治療後は受胎を遅らせることなどを含めるべきである。介護者及び介助者への指示のための手順書を、放射線防護担当者と協議の上で作成し準備するべきである。登録者及び免許所有者は、放射性核種治療の間に患者の介護者及び介助者に対して、関連する放射線防護の注意事項（例えば時間や患者との接近など）に関する十分な手引書を提供することを担保するべきである。注意が必要とされる時間を評価する手法の例が発表されている (Zanzonico et al., 2000; NCRP, 2006; IAEA, 2009; Sisson et al., 2011)。
5.5.2 患者の訪問客
(228) 高用量の放射性核種治療の後には、訪問客は通常、患者の病室への入室は許可されない。免許所有者は、公衆が立入可能な区域における汚染からの被ばくを制限する対策を講じるべきである。
5.5.3 旅行
(229) 治療後の旅行は一定の制限内で行い、患者は救急の事態に備えて関連文書を携帯するべきである。旅行の際は、保安の目的で（空港などで）使用される放射線検出器が低レベルの放射線にも十分な感度を持っていることに注意するべきである。
(230) 患者が電車や車で他者と一緒に移動する場合は、時間と距離の制約事項を適用する。バンなど大型車両を用いることでさらに間隔を空けることができ、その結果として他者への被ばくが低減す

ると考えられる。ICRP は以前、旅行中の患者から他者への線量を評価し、核医学治療を受けた一部の患者による公共輸送機関の使用を認める勧告を公表している (ICRP, 2004, 表 10.7)。放射性核種の特性及び投与された放射能を考慮するべきである。例えば、甲状腺機能亢進症の治療を受けた患者では、800 MBq を投与された場合は 0.5 時間まで、200 MBq を投与された場合は 3.5 時間までの公共交通機関の使用が可能である (ICRP, 2004)。

(231) 放射性ヨード治療後に旅行する患者では、移動時間が数時間に制限されている場合、他の乗客に危険が及ぶことは稀である。大型の自家用車で、患者と同乗者の距離 1 m 以上を維持できる場合は、治療直後に 1~2 時間の移動も容認できる。実際の移動制限の判断には、特に長時間の旅行や公共交通機関での移動の場合、患者ごとのケースバイケースの分析が必要である。公衆の構成員の放射線被ばくに関する潜在的な派生效果を評価することなく、核医学治療直後にホテルやモーテルに滞在することは推奨しない。

(232) 空港や国境検問所などでの国際的なセキュリティ対策には、超高感度の放射線検出器が含まれることがある。解放後の患者に放射能が残留している場合、アラームが鳴ることがある。最新の技術によると、0.01 MBq という低さの ^{131}I 放射能を 2~3 m の距離で検出することができる (Dauer et al., 2007a)。放射性核種を投与された患者は 95 日間もアラームを鳴らすことがある (Dauer et al., 2007b,c)。これらの検出器は、人体の健康に問題となるレベルよりもはるかに低い放射能レベルを検出するように設計されているため、アラームが鳴ったからといって、患者が危険レベルの放射線を放出しているわけではない。セキュリティ当局は、解放後の患者がチェックポイントでアラームを鳴らすことがあることを理解している。そのような検出器の操作担当者は、核医学治療を受けた患者の特定と扱いについて具体的な訓練を受けるべきである。非密封放射性核種による治療の具体的な詳細を病院で記録し、予防の手引書と合わせて患者にも提供するべきである (ICRP, 2008)。

(233) 放射性医薬品治療後 4 ヶ月以内に旅行を計画している場合、特に国境を超えたり空港、トンネル、橋、又はその他検問が行われる可能性がある場所を通過したりする場合は、用紙又はカードを患者に提供するべきである (Sisson et al., 2011)。この用紙には治療日、投与した放射性核種の放射能、治療施設、及び患者について知っている人の連絡先の氏名と電話番号を明記しておくべきである。

5.5.4 放射性廃棄物

(234) 免許所有者は、線源から環境への放射性物質の廃棄に放射線防護の最適化が考慮されていることを確かめる責任を有する (IAEA, 2000, 2004, 2005a)。短寿命の医用放射性核種を含む放射性廃棄物は、完全に壊変するまで適切な保管区域に封じ込めるべきである。投与された放射性物質の大半は、最終的には公共の下水設備に排出される。患者の排泄物を保管する必要はないが (ICRP, 2004)、放射性物質の排出に関する現地の制限が適用されることがある。病院から解放された患者から排泄される放射能レベルは、自宅のトイレに排出できるほど十分に低いものであり、公衆の線量限度に近づくことはない。

6 勧告の要約

(235) がん治療に放射性医薬品の使用が広がっていることは、患者への新たな治療選択肢を約束するものである。すべての放射線治療に共通な課題は、潜在的な有害作用や正常組織の合併症を引き起こすことなく、がんを治療する能力 (腫瘍制御率) を最適化することである。放射性医薬品治療は、有効性と安全性の両方の指標である治療指数を最大限にする機会を提供する。

(236) 放射性医薬品治療において、臓器・組織の吸収線量は各患者の体内動態 (取込み、滞留及び排泄) によって左右されるが、この体内動態は患者ごとの個人差が大きいと考えられる。放射性医薬品の体内動態の測定値は、体内の線量評価に必要な必須情報となる。

(237) 体内動態には個人差があるため、患者ごとに個別の線量測定を行う必要がある。原則として、患者固有の測定値に基づく完全に個別化したアプローチを用いることで、正常な臓器・組織の毒性閾値を超えることなく適切な放射能レベルによる治療を確保できる。

(238) 妊婦には特別な考慮が必要である。治療が救命目的でない限り、放射性医薬品治療に妊娠は禁忌である。女性患者には、放射性核種の治療目的の投与後には授乳も同様に禁忌であることを指示するべきである。

(239) 放射性医薬品治療を受ける患者に加え、被ばくのリスクがある人々には病院スタッフ、患者の家族 (小児を含む)、介助者、近隣の者、及び一般市民が含まれる。このようなリスクは、十分な訓練を受けたスタッフ、適切な施設、患者固有の放射線安全に関する注意指示書を使用することで、効果的に管理して軽減することができる。

(240) 医療スタッフの被ばくを最小限に抑えるための放射線防護措置には、適切な装置と遮蔽の使

<p>用、放射線源の安全な取扱い、個人防護具・ツールの使用、及び安全な行為の認識とそれへの関与を改善するという責任のための訓練が含まれる。放射性医薬品治療患者を管理する際、並びに放射性医薬品の調製と投与の間は、作業員線量及び手指の被ばく線量の個人モニタリングを考慮しなければならない。</p>
<p>(241) 医師は、患者の安全性及び適切な医学的管理に適うあらゆる必要な医療を提供するべきである。手術が必要な場合、放射線防護を検討することで救命手術が妨げられたり遅れたりしてはならない。患者が放射線被ばくの線源である可能性がある場合、スタッフに知らせるべきである。スタッフの訓練は、リスクの懸念を正しい視点に変えることに役立つはずである。</p>
<p>(242) 治療後に患者を入院させるか解放するかの判断は、個人ごとに、患者の体内に残留する放射能及び既存のガイドラインや規制などの要因を検討して行うべきである。具体的な放射線防護の注意事項を、患者と介助者に提供すべきである。</p>
<p>(243) 放射性医薬品による医療過誤の防止は、設備及び施設の設計と作業手順に必要な不可欠な部分である。</p>
<p>用語解説</p>
<p>吸収線量, D [Absorbed dose] 電離放射線により物質の元素に与えられた平均エネルギー (d) を、その元素の質量 (dm) で除した商。 $D = \frac{d\varepsilon}{dm}$吸収線量は基本的な物理的線量で、あらゆる種類の電離放射線及び材料に適用することができる。吸収線量の単位は J kg⁻¹, その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
<p>周辺線量当量, H*(10) [Ambient dose equivalent] ICRU 球体内の深さ 10mm における整列場の方向と反対方向の半径上の、対応する拡張場と整列場によって生成される照射野内の 1 点における線量当量。周辺線量当量の単位は J kg⁻¹, またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>生物学的実効線量 [Biologically effective dose : BED] 吸収線量が様々な分割照射法又は吸収線量率パターンで照射されるとき、同じ確率で特定の生物学的エンドポイントを生じさせるのに必要な様々な吸収線量を計算するために用いられる、直線・二次細胞生存モデル内の概念。BED とは、理論的には、無限小の線量分割又はごく低い線量率で線量が照射された場合に、特定の生物学的エンドポイントを生じさせるのに必要になるであろう吸収線量での。</p>
<p>介助者及び介護者 [Comforters and carers] スタッフ以外の、患者の介護及び介助する者。これらの個人には、両親や他の人たち、通常は家族あるいは親しい友人で、診断手法中に子供を支える人たち、あるいは放射性医薬品投与後又は小線源治療中に患者に近づく可能性のある人たちが含まれる (ICRP, 2007a)。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect] しきい線量と線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる細胞集団の傷害。「組織反応」とも呼ばれている。場合によっては、確定的影響は、生物反応修飾物質を含む照射後の手順により変化する (ICRP, 2007a)。</p>
<p>線量拘束値 [Dose constraint] ある線源からの個人線量に対する予測的な線源関連の制限値。線源から最も高く被ばくする個人に対する防護の基本レベルを提供し、またその線源に対する防護の最適化における線量の上限值としての役割を果たす。職業被ばくについては、線量拘束値は最適化のプロセスで考察される複数の選択肢の範囲を制限するために使用される個人線量の値である。公衆被ばくについては、線量拘束値は、管理された線源の計画的操作から公衆構成員が受けるであろう年間線量の上限值である。</p>
<p>線量当量, H [Dose equivalent] 組織中のある点における D と Q との積。ここで D は吸収線量、また Q はその点における特定の放射線の線質係数であり、次の式で表される： $H = D \cdot Q$周辺線量当量の単位は J kg⁻¹, またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>線量限度 [Dose limit] 計画被ばく状況から一定期間内に個人が受ける、超えてはならない実効線量の値。線量制限は、当初 ICRP が定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つである。</p>
<p>実効線量, E [Effective dose]</p>

人体のすべての特定された組織及び臓器における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される：

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで、 $D_{T,R}$ は組織又は臓器 T が放射線 R から受ける平均吸収線量、 w_T は組織加重係数、 w_R は放射線加重係数である。実効線量の単位は吸収線量と同じ $J kg^{-1}$ 、特別な名称はシーベルト (Sv) である。

実効半減期 [Effective half-life]

生物に預託された放射性核種の放射能が、放射性崩壊と生物学的な排泄の両者により半分に減少するために必要な時間。実効半減期 T_{eff} は該当する生物学的半減期 T_i 及び物理的半減期 T_p から次のように算出することができる：

$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_i} + \frac{1}{T_p}$$

等価線量, H_T [Equivalent dose]

次の式で与えられる組織又は臓器 T の線量：

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

ここで、 $D_{T,R}$ は組織又は臓器 T が放射線 R から受ける平均吸収線量、 W_R は放射線加重係数である。 W_R は無次元量なので、等価線量の単位は吸収線量と同じく $J kg^{-1}$ である。

正当化 [Justification]

当初 ICRP が定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つ。(1) 放射線に関する計画された活動が総合的に見て有益であるかどうか (すなわち、その活動の導入又は継続が、活動の結果生じる害よりも大きな便益を個人と社会にもたらすかどうか) ;あるいは (2) 緊急時被ばく状況又は現存被ばく状況における被ばく管理のための判断が総合的に見て有益でありそうかどうか (すなわち、それによって個人及び社会にもたらされる便益が、その費用及びその措置に起因する何らかの害又は損傷を上回るかどうかな) を決定するプロセス。

線エネルギー付与 (LET) [Linear energy transfer]

媒体中の荷電粒子放射線の平均線エネルギー損失率。すなわち、ある物質中を通過する経路の単位長さ当たり失う放射線エネルギー。すなわち、 dE を dl で割った商。ここで dE は物質中の距離 dl を移動中に電子との衝突により荷電粒子が喪失する平均エネルギーである。

$$L = \frac{dE}{dl}$$

L の単位は $J m^{-1}$ 、また $keV mm^{-1}$ で表されることが多い。

職業被ばく [Occupational exposure]

次の 3 項目を除く、作業者がその作業の過程で受けるすべての被ばく。(1) 除外された被ばく、及び、放射線を含むが免除された放射能又は免除された線源による被ばく ; (2) すべての医療被ばく ; 及び、(3) 通常の地域の自然バックグラウンド放射線。

防護の最適化 [Optimisation of protection]

放射線防護の最適化の原則は、経済的及び社会的因子を考慮に入れて、個人線量の大きさ、被ばくする人の数及び潜在的な被ばくの可能性を合理的に達成可能な限り適切な線量規準 (拘束値又は参考レベル) よりも低く保つことを目的とする線源関連プロセスである。

リスク臓器 [Organ at risk]

放射線被ばくの際に障害を受ける可能性がある臓器。放射線治療の際に照射野にある健康な臓器を指すことが多い。

線質係数, $Q(L)$ [Quality factor]

組織内の荷電粒子の飛跡に沿った電離密度に基づく、放射線の生物学的効果の特徴づける係数。Q は、水中の荷電粒子の非限定的線エネルギー付与 L_{∞} (L 又は LET と称されることが多い) の係数として定義される：

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 0.32L - 2.2 & 10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \end{cases}$$

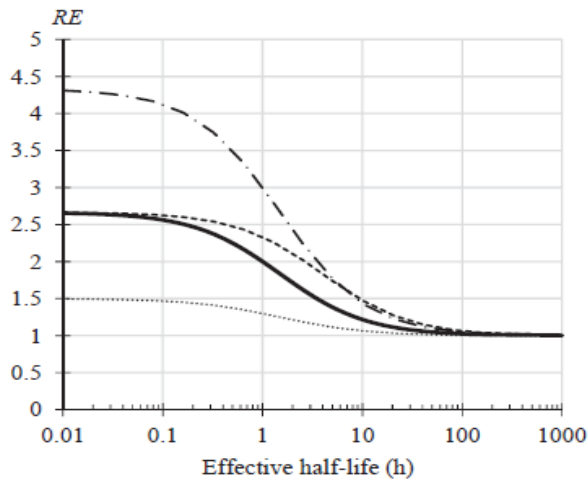
実効線量の計算において、Q は放射線加重係数に差し替えられたが、モニタリングで使用される実用線量当量の計算では引き続き使用されている。

放射線損害 [Radiation detriment]

身体の各部位の放射線被ばくの有害な健康影響を定量化するために用いられる概念。ICRP により、

放射線関連のがん又は遺伝的影響の発生率，これらの疾患の致死率，生活の質（QOL）及び，これらの疾患により失われた寿命を含むいくつかの要因の関数として定義される。
放射線加重係数，wR [Radiation weighting factor] 低 LET 放射線と比較して高い高 LET 放射線の生物学的効果を反映させるために，臓器又は組織の吸収線量に乘じる無次元の係数。
生物学的効果比（RBE） [Relative biological effectiveness] 低 LET の基準放射線の吸収線量と同じ生物学的効果を与える対象放射線の吸収線量の比。RBE 値は，対象とする吸収線量，線量率，及び生物学的エンドポイントによって変わる。
リスク [Risk] リスクは不利益としての結果が生じる確率に関係する。相対リスクとは，被ばく集団における疾患発生率を被ばくしていない集団における対応する疾患の発症率で割ったものである。過剰相対リスクとは，被ばく集団における疾患発生率を被ばくしていない集団における疾患発症率で割り 1.0 を差し引いたものであり、1シーベルトあたりの過剰相対リスクとして表されることが多い。
確率的影響 [Stochastic effect] 発生する影響の確率が，その重篤度ではなく，放射線防護の目的で閾値がなく線量に応じて増加するものとみなされる悪性疾患及び遺伝的影響。
組織加重係数，wT [Tissue weighting factor] 身体への均一照射の結果生じたすべての健康的不利益に対する組織又は臓器の相対的寄与を表現するために，組織又は臓器 T の等価線量に加重する係数（ICRP, 2007b）。この係数は次式のように加重される： $\sum_T w_T = 1$
ボクセルファントム [Voxel phantom] 医学断層画像に基づいて計算した人体形状ファントムで，解剖学的構造は，人体の種々の臓器・組織の密度と原子組成を特定した小さな 3 次元体積単位（ボクセル）で記述される。
謝辞 ICRP はこれまで放射性医薬品の使用に関して多数の刊行物を発表してきたが，本書は放射性医薬品治療に限定した初の刊行物である。2011 年，米国 Bethesda, MD で開催された第 3 専門委員会において，本件に関する出版の必要性について議論され，準備作業のために作業部会が設置された。2016 年に主委員会は，放射性医薬品を用いた治療における放射線防護に関するタスクグループ 101 を発足させた。
本書の作成に係わったすべての関係諸氏に対し，長年にわたる多大な作業と献身に感謝申し上げる。
タスクグループ 101 の委員（2016–2019）
Y. Yonekura（委員長） C. Divgi* S. Palm* S. Mattsson（共同委員長） M. Doruff* P. Zanzonico* W.E. Bolch D.R. Fisher* L.T. Dauer M. Hosono* G. Flux M. Lassmann* *通信会員（Corresponding member）
ICRP 第 3 専門委員会・作業部会の委員（2011–2016）
Y. Yonekura（共同委員長） C. Divgi* M. Lassmann* S. Mattsson（共同委員長） D.R. Fisher* S. Palm* W.E. Bolch G. Flux* P. Zanzonico* L.T. Dauer M. Hosono* *通信会員（Corresponding member）
第 3 専門委員会の査読者
K. Kang C.J. Martin
主委員会の査読者
C. Cousins J. Harrison
論説委員
C.H. Clement（科学秘書官及び Annals of the ICRP 編集長）

H. Fujita (科学秘書官補佐及び Annals of the ICRP 副編集長) (2018–)		
H. Ogino (科学秘書官補佐及び Annals of the ICRP 副編集長) (2016–2018)		
本書作成時の ICRP 第 3 専門委員会委員		
(2009–2013)		
E. Vañó (委員長)	I. Gusev	H. Ringert
J-M. Cosset (副委員長)	J.W. Hopewell	M. Rosenstein
M. Rehani (書記)	P-L. Khong	Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund	S. Mattsson	B. Yue
M.R. Baeza	D.L. Miller	
L.T. Dauer	P. Ortiz López	
(2013–2017)		
E. Vañó (委員長)	L.T. Dauer	P. Ortiz López
D.L.Miller (副委員長)	S. Demeter	P. Scalliet
M. Rehani (書記)	K. Kang	Y. Yonekura
K. Åhlström Riklund	P-L. Khong	B. Yue
K. Applegate	R. Loose	
M. Bourguignon	C.J. Martin	
(2013～2017 年)		
D.A. Cool (委員長)	M. Doruff	A. Nisbet
J-F. Lecomte (書記)	E. Gallego	D. Oughton
F. Bochud	T. Homma	T. Pather
M. Boyd	M. Kai	S. Shinkarev
A. Canoba	S. Liu	J. Takala
K-W. Cho	A. McGarry	
(2017–2021)		
K. Applegate (委員長)	M.C. Cantone	J.M. Marti-Climent
C.J.Martin (副委員長)	S. Demeter	Y. Niu
M. Rehani (書記)	M. Hosono	W. Small
J.S. Alsuwaidi	K. Kang	D. Sutton
M. Bourguignon	R. Loose	L. Van Bladel
ICRP 第 3 専門委員会名誉メンバー		
S. Mattsson	M. Rosenstein	
本書承認時の主委員会メンバー		
委員長 : C. Cousins, 英国		
副委員長 : J. Lochard, フランス		
科学秘書官 : C.H. Clement, カナダ; sci.sec@icrp.org †		
K.E. Applegate, 米国	C-M. Larsson, オーストラリア	名誉メンバー
S. Bouffler, 英国	D. Laurier, フランス	R.H. Clarke, 英国
K.W. Cho, 韓国	S. Liu, 中国	F.A. Mettler Jr, 米国
D.A. Cool, 英国	S. Romanov, ロシア	R.J. Pentreath, 英国
J.D. Harrison, 英国	W. Rühm, ドイツ	R.J. Preston, 米国
M. Kai, 日本	C. Streffer, ドイツ	
	E. Vañó, スペイン	
†1988 年以降正式にはメンバーではないが, 科学秘書官は主委員会の中心メンバーである。		
ICRP 及びタスクグループ 101 のメンバーは, 本書への貴重な貢献に関し Katarina Sjögren Gleisner に感謝する。		
最後に, 協議プロセスにおいて本書の起草にご意見を寄せていただいたすべての組織及び個人に対して深く感謝する。		



実効半減期 (h)

図 4.1.式 (4.14) 及び (4.13) から得られた効果比 (RE)。ベースライン値 (実線で示す) として使用したパラメータは $D=5$ Gy, $\alpha/\beta=3$ Gy, $T_{rep}=1.5$ h である。鎖線は吸収線量を 10 Gy にしたとき, 点線は α/β を 10 Gy にしたときである。また破線は修復時間の半減期を 4 時間にしたときである。

表 5.1 ^{131}I の代表的な遮蔽効率 (CNSC, 2017)。

	半価層*	1/10 価層†
鉛	3.9 mm	12 mm
鋼鉄	32 mm	64 mm
コンクリート	118 mm	226 mm

*非遮蔽時の線量率を本来の半分の抑えるために必要な遮蔽材料の厚さ。

†非遮蔽時の線量率を本来の 10 分の 1 に抑えるために必要な遮蔽材料の厚さ。

表 5.2 胎児への線量が 1 mGy を超えないことを確実にする為に放射性医薬品治療後に妊娠を避ける期間*

放射性核種と物 理・化学形	治療対象	最大放射能 (MBq)	避妊期間 (箇月)
^{131}I -ヨード	甲状腺機能亢進症	800	4
^{131}I -ヨード	甲状腺がん	6000	4
^{131}I -mIBG	神経内分泌腫瘍	7500	3
^{32}P -リン酸塩	骨髄増殖性疾患	200	3
^{89}Sr -塩化物	骨転移	150	24
^{90}Y -コロイド	関節炎	400	0
^{90}Y -コロイド	悪性疾患	4000	1

* Publication 94 の表 13.3 (ICRP, 2004) から一部データを引用。

産業工程における自然起源放射性物質 (NORM) からの放射線防護

招待論説

自然放射線源への被ばくは日常的であるが、職場での被ばくはそうあるべきではない！

もしあなたがこの論説を読んでいるなら、私はあなたが今朝起きて、体内で壊変した多数のカリウム 40 の原子核や、夜間に身体を通過した二次宇宙線について特に気にしていなかったと確信している。あなたの感覚では、これらの放射線に気づくことも、組織内のエネルギーの蓄積を感じることもできなかつただろう。それにもかかわらず、カリウム 40 と宇宙線の両者は、バックグラウンド線源からの通常の放射線量に年間約 0.3 mSv 寄与するだろう。あなたの宇宙放射線線量は、あなたのいる緯度と高度、そして 11 年間の太陽周期によって多少変化する。更に、私たち誰もが地域の土壌と岩石、自宅と職場の建築材に含まれる天然ウランやトリウム系放射性核種からのガンマ線で被ばくするだろう。実際、あなたの家には花こう岩の天板があるかもしれないし、働いている建物に装飾的な石があるかもしれない。これらは年間の放射線量に寄与するだろう。そして、これらすべての被ばくよりも、私たちが屋内ラドンから受ける線量のほうがはるかに大きい可能性もある。放射線の自然線源への被ばくは日常的である。

放射線防護の専門家は、私たちが日常生活では避けることができない一定レベルの放射線被ばくや特定の線源があることを理解しており、このような状況は何千年も続いてきた。私たちは透過する複雑な放射線場を実際に遮蔽できないため、同じことが航空飛行中の宇宙放射線被ばくにも当てはまる。しかし、我々はその職業被ばくの線量を追跡して計算できる。これは、妊娠中の航空機乗務員にとって特に重要なことである。過去 50 年間で一般公衆向けの航空輸送が大幅に増加しており、このことが新しい日常 (new NORMal) となっていると思われる。従って、ICRP は *Publication 132* (ICRP, 2016) においてこれを取り上げてきた。

近年、私たちは、家庭でのラドン被ばくが有意なリスク因子であるとともに肺がんの原因であり、家庭、学校、および職場の建物における地中の土壌減圧システムの使用は、潜在的なラドン被ばくを低減するのに非常に効果的であると認識している。ICRP はラドン被ばくによる肺がんのリスク (ICRP, 2010) とラドンの放射線防護対策 (ICRP, 2014) に関する刊行物を公表している。

ICRP によって策定され、各国の規制機関によって実施されている現行の放射線防護体系によると、「現存」、「計画」、および「緊急時」被ばく状況がある。前述したように私たちは日々放射線を受けているが、急性の組織損傷を引き起こす可能性は低く、緊急の介入や対策を要するものではない。しかしこれは、これらの放射線被ばくのリスクがゼロになることを意味していない。近年の課題は、様々な産業工程に存在する天然ウランとトリウム系放射性核種が、作業者と公衆への放射線量を増大させ、環境汚染をもたらす可能性があるということである。現在私たちは、被ばくの「正当化」と「最適化」という放射線防護原則の適用と、職場における NORM に関連する線量の「限度」の適用という課題に直面している。過去の産業活動でも、評価と除染を要する過去の汚染を生み出した可能性もある。廃止措置、除染、放射性廃棄物処分は、とりわけ大量の廃棄物が含まれる場合、多額の費用がかかる可能性がある。NORM ではこのようなケースが多い。

この刊行物は、様々な産業工程における NORM の取り扱いのための優れた枠組みを提供している。職業被ばくや公衆被ばくを引き起こすような NORM が移動または技術的に濃度が高められる可能性のある業種として、採鉱、金属抽出、水処理、リン酸塩、肥料、エネルギー (例えば石炭、石油、ガス) が挙げられる。比較的低レベルの放射線被ばくを伴い、日常的に低濃度の NORM に遭遇することを考えると、規制当局と影響を受ける産業には「グレーデッドアプローチ」が勧告される。安全の専門家と管理者にとって重要なことは、濃度が高められた NORM が存在することを認識することである。認識後は、環境、原材料、生産物、廃棄物の特徴付けを行うことが重要である。これには、外部放射線場と潜在的な内部 (体内) 摂取が含まれる。そこから、有資格者は、作業、公衆、環境にどのような被ばくや影響が生じるか予測できる。本刊行物に記載されている情報には、様々な業種における典型的な放射線被ばくに関する優れた要約と、これらのデータの参考文献が含まれている。放射線被ばくや放射能のレベルが必要とされる場合、「放射線防護管理計画」が適している。このような計画は、適切な NORM の取扱い、放射線測定機器、日常的な調査や評価を行う詳細な手順、そして NORM を含む生産物や廃棄物の梱包、目録、表記、輸送方法について概説するものとなる。

NORM は人工線源ではないことから、歴史的に、原子炉や加速器で生成された物質として管理の対象とされてこなかった。近年、国際的および国家的な放射線防護研究機関や規制当局が、このギャップを埋めようと試みている。この刊行物はこれらの規制機関と放射線防護実務者に役立つ豊富な情報を提供する。著者たちはこの刊行物を誇りに思うべきである！

DAVID J. ALLARD
ペンシルバニア州環境保護局

産業工程における自然起源放射性物質 (NORM) からの放射線防護

ICRP PUBLICATION 142

2019年7月 主委員会により承認

抄録 - 本刊行物の目的は、自然起源放射性物質 (NORM) を伴う産業の放射線防護に関するガイダンスを提供することである。これらの産業は、複数の危険有害性を引き起こす可能性があり、放射線の有害性は必ずしも主要なものではない。産業は多様であり、防護対策の考慮が必要な人々や環境の被ばくを伴うことがある。適切な管理対策が考慮されなければ、作業者と公衆の構成員が日常的に有意に被ばくする可能性がある。また、大量の NORM の放出は放射性と非放射性の成分による環境へ有害な影響を与える。しかし、NORM 産業は、組織反応や直ちに生命の危機につながるような放射線緊急事態の実際の可能性を示していない。NORM を伴う産業における放射線防護は、取るべき対策の正当化と参考レベルを用いた防護の最適化の原則に基づいて適切に取り組むことができる。放射線の有害性と放射線以外の危険有害性の統合を考慮した、統合的アプローチおよびグレーデッドアプローチが、作業者、公衆、および環境の防護のために勧告される。そして、不要な負担をかけることなく様々な放射線防護計画の要素の適用がすべての危険有害性と整合するように防護の手法が最適化 (グレード分け) される。作業者に関し、この手法の出発点は、「被ばく状況の特徴付け」と「(必要に応じて) 職場での他の危険有害性の管理のための既存の防護戦略を補完するための具体的な放射線防護対策の統合」である。被ばく状況の種類と危険有害性の大きさに応じて関連する参考レベルを選択し、適切な集団または個人の防護対策をとるべきである。ラドンへの被ばくも、まずは *Publication 126* で説明される通り、典型的なラドンの防止と低減技術の適用に基づいて、グレーデッドアプローチを用いて対処される。公衆被ばくについても、状況の特徴付けの後、排出物、廃棄物、残渣の管理に対し同様のアプローチを実施すべきである。ヒト以外の生物種の防護が必要な場合は、その状態に適した放射線被ばくの評価を行い、すべての危険有害性 (オールハザード) と影響を考慮に入れて対処すべきである。これには、環境中の被ばくした生物の同定が含まれるべきで、被ばく制御における意思決定のための選択枝情報として、決定された選択枝を知らせるために、関連する誘導考慮参考レベルが使用されるべきである。

キーワード：放射線防護, NORM, 最適化, 統合的アプローチ, グレーデッドアプローチ

要 点

- 自然起源放射性物質 (NORM) を伴う産業活動から生じる被ばくは、防護対策の正当化と防護の最適化を通じて防護を達成することで制御可能である。
- NORM は、組織反応や直ちに生命の危機につながるような放射線緊急事態の実際の可能性を示してはいない。作業者と公衆のための防護対策には、長期的な外部被ばく、放射性物質の摂取、ラドンやトロン吸入を考慮すべきである。
- 他の危険有害性管理で既に実施や計画されている防護戦略の補完のための放射線防護対策の最適化と被ばく状況の特徴付けとともに、統合的アプローチおよびグレーデッドアプローチは、作業者、公衆、環境の防護のために勧告される。
- 作業者の防護のための参考レベル (ラドンとトロンによる被ばくを除く) は、被ばくの分布を反映すべきであり、大部分の場合、年間実効線量が数 mSv 未満であろう。非常にまれに、10 mSv の年間実効線量を超える値が必要となることがある。
- 公衆の防護のための参考レベルは、被ばくの分布を反映すべきであり、一般に年間実効線量が数 mSv 未満になる。
- ラドンとトロンの被ばくは、*Publication 126* (ICRP, 2014b) で勧告されているように、まず建物内のラドンの防止と低減対策に依拠し、グレーデッドアプローチを用いて管理すべきである。

1. 緒 言

1.1 背景

(1) 地質学的性質を持つすべての鉱物と原材料は、自然起源の放射性核種を含んでいる。主な放射性核種は、 ^{40}K と ^{232}Th , ^{238}U の壊変系列の放射性核種である。 ^{232}Th と ^{238}U は、一連の放射性核種を経てそれぞれ、「娘核種」や「子孫核種」として知られる安定同位体の ^{208}Pb と ^{206}Pb に崩壊する。他の原始放射性核種については存在量や放射線防護上の重要性が非常に低い。

(2) 鉱物や原材料を伴うほとんどの人間活動において、原始放射性核種の壊変系列による被ばくのレベルは放射線防護上懸念されない。しかしながら、自然に存在する放射性核種を含む物質の回収、加工、使用、移動によって、その結果、放射線被ばくが高まるような状況が多く存在する。これらの被ばくが高められる過程に関わる物質は、自然起源放射性物質 (NORM) であると考えられている。例えば、一部商用のものも含め、ある種の鉱物は、カリウム、トリウム、ウランの子孫核種を有意な濃度で含有している可能性がある。

(3) さらに、放射性核種は鉱物の抽出と加工の間に分散したり、物理化学的性質が変化し、その結果、それらは生産物、副産物、排出物、残渣、その過程で生じる廃棄物に不均一に分布するかもしれない。放射性核種の放射能濃度は元の鉱物中の濃度を時には数桁上回ることがあり、これは、作業者と公衆の構成員の被ばくを著しく増大させ、環境の汚染につながる可能性がある。

(4) 1896年にベクレルが放射能を発見したわずか2年後、マリー・キュリーはウラン含有量の多い鉱石であるピッチブレンドを数トン加工した後、ラジウムとポロニウムを発見した。ラドン(当時「ラジウムエマネーション」と呼ばれていた)は、数年後、地上に運ばれた石油と天然ガスの中で発見された。その後、いくつかの研究が行われ、堆積岩、石油、地下水、塩水に関連する放射能についての最初の総説が報告された (Monicard と Dumas, 1952)。自然線源からの放射性スケールの発見は、英国や米国の石油製造施設などで 1950年代に初めて報告された (Schmidt, 2000)。しかし、産業における NORM 被ばくに起因する潜在的な健康、安全、環境リスクは、1980年代以降広く認識されたに過ぎない (Miller ら, 1991)。

(5) *Publication 26* (ICRP, 1977) において、委員会は、いくつかの行為が「自然バックグラウンド放射線からの被ばくレベルを上げる」(235 項) 可能性があり、人工線源とほぼ同じような方法で制御しなければならない自然放射線レベルがあるかもしれないことを認識した。委員会は、そのような制御の原則に関する実用的なガイダンスを与えなかった。同年、原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR) は、国連総会の報告書 (UNSCEAR, 1977) において、「技術的に高められた自然放射線による被ばく」に関する章を設けた。

(6) *Publication 39* (ICRP, 1984) とその後の *Publication 60* (ICRP, 1991) において、委員会は、自然線源、特に原始放射性核種と子孫核種の放射線による作業者と公衆の被ばくを制限するための原則を提案した。委員会は、「通常は放射性とはみなされないが、微量の自然放射性核種を有意に含む物質を扱う操業およびその物質の貯蔵」(ICRP, 1991, 136 項) に関しては、職業被ばくの一部として、いくつかの自然線源による被ばくを含める必要があるべきであると述べた。

(7) 長期被ばくに対する公衆の防護を目的とした *Publication 82* (ICRP, 1999) において、委員会は、「産業開発は、自然起源の放射性物質 (naturally occurring radioactive materials, 通常、NORM と呼ばれる) 中の放射性核種濃度を技術的に高めることによって、さらに人々の「自然の」被ばくを増やした」(6 項) と言及することで、初めて「NORM」という用語を認めた。*Publication 82* は、長期被ばくをもたらす行為への放射線防護のために *Publication 60* (ICRP, 1991) の体系の適用に焦点を当てている。経済的かつ社会的要因を考慮して、線量が「合理的に達成可能な限り低く」なることを確実にするために、最適化の適用が期待された。その後、*Publication 101* (ICRP, 2006) において、委員会は最適化の原則の適用に関する詳細なガイダンスを提供した。この刊行物では、行為に関する線量拘束値と線量限度は、NORM 被ばくに適用しているかもしれないが、「注意と柔軟性」をもって適用されるべきであると勧告している。

(8) *Publication 103* (ICRP, 2007a) において、委員会は *Publication 60* (ICRP, 1991) の放射線防護体系を改訂した。このアプローチは現在、以前に採用されたプロセスに基づくアプローチではなく、放射線被ばく状況の特徴に基づいている。この防護体系は、線源の規模や起源にかかわらず、あらゆる線源からの電離放射線によるすべての制御可能な被ばくに適用されるが、全体として、被ばくの線源又は個人が受ける線量をもたらす被ばく経路のいずれかが、何らかの合理的な手段で制御できる状況にのみ適用できる。この改訂の主に意味するところは、NORM からのものを含むすべての被ばくが、今や防護体系の範囲内にあり、正当化と最適化の原則がいつも適用されるということである。*Publication 103* (ICRP, 2007a, 284 項) は、現存被ばく状況の例として、NORM を伴う多くの産業から生じる人と環境の被ばくを挙げている。

(9) *Publication 104* (ICRP, 2007b) では、NORM の被ばく管理に関する国際的な合意が必要であること、また NORM を伴う産業は放射線防護に関しては様々な規制を受けてきたことを認めた。なぜならば、放射線防護システムは操業開始後に導入され、既存の産業衛生管理により放射線被ばくの可能性がすでに制限 (例えば、空气中ダストの管理) されているからである。NORM を伴う産業や活動の数値基準を用いた除外と免除は役に立つかもしれないが、しばしば必要とされる定性的な判断に欠けている。そこで、*Publication 104* は、作業者の防護と公衆衛生を促進することを全体の目的とし、その時点で広く見られる状況と人々のリスクを考慮して、NORM の被ばく管理におけるグレーデッドアプローチを提唱した (137 項)。

(10) 2007 年勧告 (ICRP, 2007a) 以降、環境防護についてより明確に取り上げることを目的としたいくつかの刊行物がある。具体的には、*Publication 108* (ICRP, 2008) では標準動植物 (RAP) が紹介され、*Publication 124* (ICRP, 2014a) では異なる被ばく状況での環境防護の適用が扱われている。

(11) 委員会は最近、放射線防護体系を現存被ばく状況に適用するための一連の刊行物に取り組んだ。*Publication 126* (ICRP, 2014b) では、ラドン被ばくの防護に関する勧告が改訂された。*Publication 132* (ICRP, 2016) では、航空飛行時の宇宙放射線からの防護が扱われている。放射線緊急事態後の緊急時被ばく状況と長期汚染地域の居住に関する *Publication 109* と *111* (ICRP, 2009a,b) は、現在改訂中である。また、過去の産業、軍事、および原子力の活動による汚染サイトにおける被ばくについての刊行物も準備中である。

1.2 範囲

(12) 委員会の NORM に対する手法は、*Publication 103* (2007 年勧告)、*Publication 104* (体系の適用範囲)、*Publication 124* (環境防護)、*Publication 126* (ラドンとトロンからの防護) (ICRP, 2007a,b, 2014a,b) に基づいている。その焦点は、採鉱や鉱物抽出のような産業工程や、放射線防護の検討が必要と確認された地質由来の NORM の被ばくにつながりうる他の産業活動に置かれている。また、「産業」という用語には、小規模な事業活動も含まれる。多くの場合、原材料 (例えば、化石燃料) は高いレベルの NORM を持たないが、その後の活動と産業工程は、生産物、副産物、排出物、残渣、廃棄物にさらに高濃度の放射性核種を発生させる。産業工程は更に、作業者と公衆の構成員の被ばくを増加させたり、人とヒト以外の被ばくを伴う環境への放射性物質の排出をもたらす可能性がある。NORM 被ばくを伴う可能性のある活動については、2 章および付属書 A に詳しく記載されている。

(13) 本刊行物では、取られる対策の正当化、防護の最適化、適切な個人線量規準の使用を通して、NORM 産業に起因する被ばくがどのように管理できるかを概説する。被ばくが計画被ばく状況としてより適切に管理されている NORM の産業や取引含まれない。これには、放射性、核分裂性、または核分裂核種生成性の特性を利用して鉱石からウランやトリウムなどの物質を抽出する目的で設置された採鉱施設が含まれるが、必ずしもこれに限定されない。

(14) NORM 被ばくに寄与するものは、(^{238}U の壊変による) ラドン (^{222}Rn) ガスと、程度は少ないが、(^{232}Th の壊変による) トロン (^{220}Rn) ガスである。近年、ICRP は疫学的研究を見直すことにより、ラドンとトロンからの肺がんリスクに関する情報を提供 (ICRP, 2010) し、作業者と公衆の防護に関する勧告を策定 (ICRP, 2014b) し、ラドンの新しい線量係数を提供 (ICRP, 2017b) した。*Publication 126* (ICRP, 2014b) では、委員会は、建物の用途を問わず、可能な限り建物や場所の管理によりラドン被ばくを制御するための統合的アプローチを勧告している。この手法は、職場の様々な線源 (例えば、地面、建築材、NORM を含む鉱物) から生じるラドンとトロンに有効である。したがって、NORM を伴う産業におけるラドンとトロンの被ばくは、*Publication 126* の手法に従って管理されるべきであろう。

(15) 多くの NORM を伴う産業は長い歴史を持つことから、サイトは NORM 残渣と過去の活動からの廃棄物によって汚染されている (負の遺産が残るサイト (レガシーサイト)) と認識されてきた。2014 年に、ICRP は過去の産業活動により汚染されたサイトによる被ばくに、委員会の勧告をどのように適用するかについての報告書を作成するためのタスクグループを設立した。そのため、ここではこのトピックについて深く取り上げない。

(16) 2007 年勧告 (ICRP, 2007a) は、植物相や動物相を含む環境の防護をより明確に扱うために、放射線防護の体系を拡張した。その後、*Publication 108* (ICRP, 2008) では、委員会は、標準動植物の導入を通じた環境防護の枠組みと、それを放射線防護体系内でどのように適用すべきかを述べている。*Publication 124* (ICRP, 2014a) は、さまざまな被ばく状況での環境防護の

適用を扱っている。2007 年勧告 (ICRP, 2007a) で確立された手法を基礎として、本刊行物は NORM 被ばくの環境防護を具体的に取り上げている。補足として、*Publication 114* (ICRP, 2009c) は標準動植物に関する移行パラメータを提案し、*Publication 136* (ICRP, 2017a) はヒト以外の生物相に関する線量係数を勧告し、標準動植物の線量評価に適用するための放射線加重係数の導出に関連する報告書は準備中である。

(17) 放射線防護体系の倫理的根拠は、*Publication 138* (ICRP, 2018) で記載した、善行／無危害、慎重さ、正義、尊厳という 4 つの中核となる倫理的価値に依拠している。NORM 被ばくに対する防護戦略において組み込まれるべき重要な倫理的課題がある。放射線防護体系を適用することは、害よりも多くの益をもたらす (善行と無危害)、不必要なリスクを避け (慎重さ)、公正な被ばくの分布を確立し (正義)、そして人々に敬意を持って接する (尊厳) 決定について止むことのない探求である。

(18) 電離放射線は、NORM からの人と環境の防護の観点から考慮されるかもしれないが、一般的には放射線が唯一の危険ではなく、最も主要な危険でもおそくない。実際、NORM の残渣と廃棄物は、人の健康と環境に有害となりうる放射線以外の有毒な成分 (例えば、重金属類) を含んでいる可能性がある。本刊行物は、産業衛生と環境規制によって制御する必要のあるこれらの成分の管理に関するガイダンスは提供しない。しかしながら、委員会は、放射線と存在するかもしれない他のすべての危険有害性の管理のために、すべての懸念に対して包括的な方法で防護が最適化されるよう、統合的アプローチを用いることを勧告する。

(19) 本刊行物における NORM を伴う産業における放射線防護のための勧告は、*Publication 103, 104, 124, 126* (ICRP, 2007a,b, 2014a,b) における以前のすべての関連する勧告に置き換わる。

1.3 本刊行物の構成

(20) 2 章では、NORM 被ばくの特徴、NORM 被ばくが発生する可能性のある産業や行為の概要、NORM サイクルに関連した要素を紹介する。3 章では、被ばく状況のタイプ、関連する被ばくのカテゴリ、適用される基本原則を含む、NORM 被ばくに適用される委員会の放射線防護体系を説明する。4 章では、様々な被ばく作業員、公衆、環境に対して、統合的アプローチおよびグレーデッドアプローチを用いた放射線防護体系の実施に関する指針を提供する。結論は、5 章で提供される。付属書 A には、NORM 被ばくが伴う可能性のある活動の詳細が記載されている。

2. NORM 被ばくの特徴

2.2 偏在性と変動性

(21) 自然起源の放射性核種は、どこにでも存在し、地球上のほぼすべての物質に存在する。それらは、一般的には放射線防護上懸念されない。しかしながら、一部の人間活動は、これらの物質からの放射線被ばくを高める可能性がある。

(22) 多くの機関が、作業員、公衆、環境の NORM に関連する放射線被ばくの可能性がある産業について包括的なレビューを行っている (UNSCEAR, 1982, 2008; EC, 1999a; IAEA, 2006; EURATOM, 2013)。例を以下に示す。さらに、過去の産業サイトは NORM を扱っていた可能性があり、これらのレガシーサイトは注意が必要となる可能性もある。これらの産業活動の詳細は付属書 A に記載されている。

- 希土類元素の抽出。
- 金属トリウムとその化合物の製造と使用 (すなわち、核分裂性、核分裂核種生成性、放射性の特性ではなく、それらの金属の特性のため)。
- 鉱石の採鉱と加工 (核燃料サイクル用のウランやトリウムを除く)。
- 石油とガス回収処理。
- 二酸化チタン顔料の製造。
- リン酸採鉱と加工業。
- ジルコン、ジルコニア産業。
- 金属 (錫、銅、鉄、鋼、アルミニウム、ニオブ・タンタル、ビスマス等) の製造。
- 化石燃料 (主に石炭) の燃焼。
- 水処理。
- 地熱エネルギー生産。
- セメント製造とクリンカ焼却炉の保守。
- 建築材 (残渣や副産物から製造した建築材を含む)。

(23) NORM を伴う典型的な産業は、異なるレベルの放射能濃度を有する様々な原材料を処理し、多様な生産物、副産物、排出物、残渣、廃棄物を生産する。これらの産業が放射線防護上の懸念となりうるか、そうでないかは、取り扱われる原材料中の放射能濃度、採用される工程、最終生産物の用途、残渣の再利用と再生利用、廃棄物の処分に依存する。

(24) この工程の範囲によって、以下を含む職場での多岐にわたる放射線被ばくのシナリオに至る、；

- 鉱石、原材料の備蓄、残渣や廃棄物などの大量の物質。
- 鉱物精鉱、スケール、スラッジなどの濃縮された放射性核種を含む少量の物質。
- スラグ、集塵器のダスト、加熱炉の蒸気などの高温処理で揮発した物質。

(25) NORM を伴う作業活動は、放射線の外部および内部被ばくを引き起こす可能性がある。外部被ばくは、低い（ガンマ線）線量率での長時間の被ばく、機器の内部・スラグ・スケール・スラッジの保守を行うことによる高い（ガンマ線、時にはベータ線）線量率での短時間の被ばく、もしくはこれらの組み合わせから生じる可能性がある。内部被ばくの可能性は、職場での NORM の発生経路や、作業者の装着する個人用防護具（PPE）によって主に左右される。ラドンは、屋内や地下空気における被ばくの重要な線源となりうる。屋内ラドンの被ばくは、土壌、処理された NORM、施設の建築材から生じることがある。大規模な採鉱と粉碎作業では、空气中ダストは一般的な産業において危険有害性を有し、とりわけ、より高い放射能濃度（例えば、数十 Bq/g を超える）が存在する場合、NORM の吸入による内部被ばくは有意となることがある。対照的に、水中の NORM の摂取による内部被ばくは、低いことが通常である（EC, 1999a）。しかしながら、職場の状況、含まれる放射性核種、放射性核種が組み込まれる物理化学的マトリックスに応じて、かなりの差異が出る可能性がある（UNSCEAR, 2016）。

(26) 世界で非常に多くの作業者が NORM に被ばくしている可能性があり、そのデータは人工線源の職業被ばくデータよりも限られているが、自然放射線源に被ばくした作業者の世界的な被ばくレベルは年間 30,000 人・Sv（約 1,300 万人）と推定されている。（UNSCEAR, 2008 年）。1996 年に電離放射線の防護のための国際基本安全基準（IAEA, 1996）が実施されるまで、ほとんどの国は自然放射線源による職業被ばくの評価に特に興味を持っていなかった。表 2.1（IAEA（2006）より引用）は、NORM を伴ういくつかの産業における作業者の被ばくの範囲を示している。大半の職場では、作業者が受ける平均線量と最大線量は、年間数 mSv 未満と評価されているが、特定の職場では、場合によって数十 mSv 程度のさらに高い線量が生じることがある（非常にまれだが、地下鉱山で約 100 mSv/年）。

(27) 公衆被ばくに関しては、直接的な外部被ばく（すなわち、サイト上の NORM から）は通常無視できるが、これには例外がある。NORM サイトを伴ういくつかの特定の産業では、工場のすぐそばの代表的個人が mSv 範囲の年間線量を受けることがあると報告されている（UNSCEAR, 2008）。一般に、NORM による公衆の線量は、主に、日常的な排出物として大気と水中に放出される放射性核種と建築材等の製品の副産物（NORM を含む）の使用によって生じる。まれに、飲料水中の NORM が問題となることがある。関連する産業の多様性、被ばくに関連する地域の状況、サイト固有の放射線学的評価の全体的な欠如によって、完全なレビューは困難となっている。表 2.2 に、NORM の公衆被ばくに関する一部のデータを示す [IAEA（2010）より引用]。これらの推定値は、不確実性の影響を受けやすく、しばしば保守的である。表 2.2 では、建築材でリン石膏が広く使われるようなまれな場合を除いて、NORM による公衆の年間実効線量は、1 mSv/年をはるかに下回ると推定される。

(28) *Publication 103*（ICRP, 2007a）では、環境の放射線防護を示す枠組の開発のための手法が述べられている。しかしながら、今日まで、ウラン採鉱活動（または類似の活動）以外で NORM が環境に及ぼす影響の評価の例はほとんどない。それぞれのケースは、存在するすべての危険、対象となる核種、主要な環境条件、他の特性を考慮に入れて、統合的アプローチおよびグレーデッドアプローチを用いて、個別に評価されるべきである。

2.2 NORM についてのゆりかごから墓場までという視点

(29) NORM を伴ういくつかの製造段階は、特定することが可能である。一部の産業では、これらの段階のほとんどすべてが関与してこともあるが、他の産業では、これらのうち一部ののみが関与していることもある。

- 鉱物の抽出
- 鉱物の選鉱と加工
- 生産物の製造

<ul style="list-style-type: none"> ● 生産物と副産物の使用 ● 残渣の再利用と再生利用 ● 廃棄物の管理 ● 解体または修復と復旧
<p>(30) 放射性核種濃度が高い NORM の存在は、いかなる段階においても問題となる可能性があり、適切に制御されなければ、作業者と公衆の有意な放射線被ばく、環境の汚染、そしてそれに続く動植物の被ばくにつながる可能性がある。</p>
<p>(31) NORM を伴う産業からの副産物と残渣は、NORM を伴う他の産業や一般的な活動で原料（例えば、建築材）として使用される可能性がある。このような状況では、NORM が発生した後に（または別の手段によって産業分野に取り入れられた後に）、場合によっては NORM が無限のサイクルに入ることになる（すなわち、NORM は転々と移動し再加工される）。従って、NORM による被ばくの拡大は、サイクルの全ての段階で起こる可能性がある。</p>
<h3>3. 委員会の放射線防護体系の NORM への適用</h3>
<h4>3.1 被ばく状況のタイプと被ばくのカテゴリー</h4>
<h5>3.1.1 被ばく状況のタイプ</h5>
<p>(32) 委員会は、被ばく状況を、自然または人工の放射線源から始まり、放射線や放射性物質の様々な経路を通じた移行、個人や環境の被ばくにつながる「事象と状況のネットワーク」と定義する（ICRP, 2007a, 169 項）。防護は、線源や個人の被ばく経路上の点において対策を取ることににより達成できる。</p>
<p>(33) <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) の 176 項によると、委員会は、その勧告が、すべての線源及び、すべての考えうる事情を扱う次の 3 つのタイプの被ばく状況、すなわち、現存被ばく状況、計画被ばく状況、緊急時被ばく状況において、放射線に被ばくする個人に適用されるよう意図している。</p>
<p>(34) 委員会の放射線防護体系の健康上の目的は、被ばくを管理し、制御すること、その結果、確定的影響を防止し、確率的影響のリスクを合理的に達成できる程度に減少させることである（ICRP, 2007a, 29 項）。状況に基づいたアプローチは、予想されえるリスクレベル、とりわけ確定的影響の可能性に比例したグレーデッドアプローチを構築するために考案されている手法。緊急時被ばく状況は、確定的影響を避けるために緊急の防護対策が必要とされる状況である。多くの計画被ばく状況でも、適切に制御されない場合、確定的影響の可能性がある。これは主に、放射性、核分裂性、もしくは核分裂核種生成性の特性を持つ放射性核種を使用することや X 線などの放射線を発生させる装置を使用することの結果である。一方、現存被ばく状況では、緊急時とは異なり、放射性核種の種類、形態、濃度が短期間で確定的影響を及ぼす見込みが現実的でないため、緊急の行動を必要としない。</p>
<p>(35) 委員会は、NORM を伴う多くの産業から生じる被ばくを、現存被ばく状況の例とみなしてきた（ICRP, 2007, 284 項, 288 項）。ほとんどの NORM 産業では、線源はその放射性の特性を利用するために意図的に産業工程に取り入れられたわけではない。一般に放射線緊急事態や確定的影響は予想されない。原材料中の NORM が濃縮され、物理化学的形態が変化し、放射性物質の放出、残渣、廃棄物が生じる工程は、新しい放射線源を取り入れることが目的ではなく、管理しなければならないが偶発的に生じたものである。しかし委員会は、NORM が放射性、核分裂性、核分裂核種生成性の特性を意図して加工される場合、これを計画被ばく状況と考える。</p>
<p>(36) NORM を伴う産業の明確な特徴とは、線源が、時には意図的に、元の状態から変更されることである。この特徴により、規制当局は、特に作業者の防護のために、人工線源に用いられるものと同じ種類の規制プロセスを実施する傾向がある（EURATOM, 2013; IAEA, 2014）。これは、既存の活動に重大な放射線の危険があり可能性が有り、継続した放射線防護プログラムを必要とすることを認識した結果であろう。同様に、もし新たな活動に放射線影響がある可能性が認められた場合、一般的に、同様のリスクを持つ人工線源に対する放射線防護計画や規制構造と同じツールを用いる必要性が示唆されるかもしれない。しかしながら、この特徴は、本刊行物で勧告している統合的アプローチおよびグレーデッドアプローチの妥当性を変えるものではない。</p>
<p>(37) 上記の通り、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) の理念は、<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) と比較すると、全てのタイプの被ばく状況を管理するための一貫したアプローチを勧告するものである。このアプローチは主に、適切な線量規準を用いた最適化の原理の適用に基づいている。現存被ばく状況では、関連する線量規準は参考レベルである。ただし、現存被ばく状況において、放射線の危険の継続的な管理を適切に実施する必要がある場合、許可された計画被ばく状況にお</p>

いて通常用いられる線量限度などの規制ツールの使用が適切である可能性がある。この規制ツールの適用は被ばく状況の特徴や特性を変更するものではないが、便宜的に、規制上の指定が変わる可能性がある。被ばく状況は線源と被ばくの関係の検討や対応する放射線防護原則の実施の検討に有用であるが、委員会は効果的な防護を実現するために柔軟な規制ツールの利用を勧告する。ヒト以外の生物種の防護のためには、誘導考慮参考レベル（DCRL）に基づく環境の参考レベルの使用も勧告される（ICRP, 2014a）。被ばく状況のタイプが何であれ、その目的は、予想されるリスクのレベルと釣り合いのとれた防護基準を達成することである。

(38) リスクレベル、ならびに経済や社会などの他の考慮事項に応じたグレーデッドアプローチは、産業の経済的重要性、大量の残渣と廃棄物、管理のための限られた選択肢、中程度の線量レベル、および高い規制コストが被ばく低減にかかる可能性があるため、NORM を伴う産業に適しているし、特に適切である。NORM を伴う産業は、一般に、複数の危険と汚染物質が存在する状況である。放射線リスクは、主要な危険ではないかもしれないので、その結果、放射線防護の認識が全くないか、または限られていることが多い。このような状況において、放射線防護体系は、必ずしも安全性を唯一推進するものではなく、すべての危険に対する統合的アプローチが取られるべきである。防護のグレーデッドアプローチでは、まず、産業上の危険の管理におけるこれらの産業の既存の知識と経験を考慮し、次に、放射線防護の目的のために必要な追加の対策を実践的に統合すべきである。

(39) NORM が濃縮される工程での線量は、どのような状況であっても比較的低く保たれると予想される。同様に、NORM を伴う産業における放射性物質の制御喪失の想定シナリオは、線量やその後の組織反応や直ちに生じる生命の危機などの健康被害という点では、生じる影響は限定的である。したがって、NORM を伴う産業では実際に放射線緊急事態を引き起こす可能性はなく、緊急被ばく状況を引き起こす可能性は低いが、放出物と排出物により環境と公衆に被ばくをもたらす可能性がある。

3.1.2 被ばくのカテゴリー

(40) 委員会は、職業、公衆、医療の3つの被ばくカテゴリーを区別している。職業被ばくとは、作業の結果として作業者が被る放射線被ばくである。しかしながら、放射線はどこにでも存在するため、委員会は伝統的に、「職業被ばく」の定義を、操業管理者の責任であると合理的にみなされうる状況の結果として作業で受ける放射線被ばくに限定している。医療被ばくは、医学の診断と治療の過程における患者の被ばくである。公衆被ばくには、職業被ばくと患者の医療被ばく以外の人間へのすべての被ばくが含まれる。

(41) NORM を伴う産業は、職業被ばくと公衆被ばくの両方を引き起こす可能性があるが、医療被ばくは引き起こさない。

(42) ほとんどの場合、NORM を伴う産業では、NORM の放射性特性のために意図的に追加しなくても、加工される物質中に NORM が存在することは自然の事実であり、作業者は通常、職業被ばくを受けているとはみなされず、作業者の職業被ばくは付随的である。*Publication 126* (ICRP, 2014b, 59 項) (*Publication 65* (ICRP, 1993) 参照) で記載される通り、放射線に職業被ばくしているとみなされない作業者は、通常、公衆の構成員と同様に扱われる。しかしながら、彼らの被ばくは、考慮されるべきである。このような場合、操業管理者の責任は、放射線リスクを他の危険有害性と統合し、合意された労働安全衛生基準に従い、すべての危険有害性に対処することである。

(43) 4.1 節で説明する通り、NORM を伴う産業における作業者の防護に関しては、参考レベルの選択と合理的な防護対策の選択実施に基づいたグレーデッドアプローチが勧告される。また、上記で説明したように、この手法では、より全体的に調和がとれた安全管理の手法のために、その他の危険有害性の制御手順に放射線防護を統合することを考慮すべきである。

(44) まれに、線量のレベルが高く保たれる、または、放射線防護の目的のために特別な作業手順の適用が必要とされる場合がある。このような場合、職業上被ばくする作業者に対する対策が勧告される（ICRP, 1997）。委員会の勧告は、状況にかかわらず、防護計画のすべての部分を必要とすると解釈されるべきではない。手法は、存在する危険有害性に基づいてグレード別とすべきである。

(45) 4.2 節で説明する通り、公衆被ばくは、NORM の排出物、廃棄物、残渣（再利用と再生利用を含む）、レガシーサイトの管理を通じて対処される。

(46) また、NORM を伴う産業は抽出、輸送、貯蔵、加工、廃水、排出、事故的放出を通じ、環境に被ばくを生じさせる。4.3 節で説明する通り、環境への被ばくは、共通の環境基準に基づ

き、NORMの存在を考慮したグレーデッドアプローチで対処される。

3.2 防護戦略の正当化

(47) 正当化の原則は、すべての被ばく状況に適用される2つの基本的な線源関連の原則のうちの1つである。*Publication 103* (ICRP, 2007a) の203項における勧告は、正当化の原則により、放射線被ばくの状況を変化させるあらゆる決定も、害よりも便益が大となるべきであるとしている。そして委員会は、被ばくを低減することやさらなる被ばくを防ぐために対策をとるかどうか決定する際に、正当化の原則が現存被ばく状況に適用されることを強調する。いかなる決定も、常に何らかの不利益を持ち、それが害よりも便益を多くもたらすべきであるという意味において正当化されるべきである。このような事情において、*Publication 103* (ICRP, 2007a) 207項に述べられている通り、主に放射線被ばくに対する防護戦略を実施するかどうか決定する際に、正当化の原則はNORMを伴う産業に適用される。

(48) このように、個人の幸福と生活の質と共に生物多様性の保全および持続可能な発展に貢献する社会の全体的な目標を達成するため、正当化は、利益の促進と良化を意味する善行の倫理的価値、ならびに害の回避を意味する無危害の倫理的価値に該当する (ICRP, 2018)。

(49) *Publication 103* (ICRP, 2007a) の208項で説明したように、最も広い意味で社会の便益、したがって必ずしも各個人の便益ではない、便益全体を保証するため、通常は政府又は国の当局の上に掛かっている。しかしながら、正当化決定のための参考情報は、NORMを伴う産業、作業員、公衆、政府、国の当局以外の組織から知らされる多くの部分を含むであろう。したがって、放射線防護戦略の正当化の決定は、ステークホルダーの関与過程から恩恵を受けることができる。これに関して、放射線防護の検討は、より広範な意思決定の過程における参考情報の1つとして役立つであろう。

(50) NORMからの被ばくを制御する防護戦略の必要性は、被ばく状況の特徴付け後に、健康、経済、社会、倫理的事項を考慮するとさらに良く理解できる。多くのNORMを伴う産業が既に存在するので、委員会は、防護戦略が正当化されるかどうかを決定するために放射線リスク評価を実施すべきNORMを伴う産業のリストを国レベルで確立することを提案する。その後、制御のレベルは、最適化の原則を実施することで決定できる。過去の国のリストで特定されていない操業中のNORMを伴う産業工程が懸念される場合、防護戦略の正当化は、関連するステークホルダーの関与により、ケースバイケースで対処できる。

(51) 国のリストにおけるNORMを伴う産業に関し、NORMを用いて新しい作業を実施する場合、正当化の原則は、すでに実施している作業と同様に（すなわち、主として放射線被ばくに対する防護戦略を実施するかどうかの決定を行う際に）適用されるべきである。産業工程では、通常、そのような大きな経済的で社会的な便益を生み出し、関連する放射線リスクがNORM利用を全体として正当化されないという決定につながる可能性は低い。例外は、ケースバイケースで対応できる。

3.3 防護の最適化

(52) 防護戦略を実施することが決定された場合、防護の最適化の原則は、公衆、作業員、環境を防護するための最も効果的な対策の選択を促すものとなる。人の防護に関し、委員会はこれを、経済的かつ社会的要因を考慮し適切な個人線量規準に従い、個人線量の大きさ、被ばくする人数、被ばくの発生確率を合理的に達成可能な限り低く保つための処置と定義している。また、環境への影響についても合理的に達成可能な限り低く保つべきである。これは、防護のレベルは、慎重かつ合理的な姿勢を取り、世の中の状況を踏まえて可能な限り最良の防護レベルを確保すべきであることを意味している (ICRP, 2018)。

(53) 人の個人線量分布における重大な不公平さを避けるため、正義という倫理的価値 (ICRP, 2018) に沿って、最適化プロセスに個人線量規準を使用することを委員会は勧告する (ICRP, 2007a, 232項)。個人の被ばく量の低減に加えて、被ばくする個人の数の低減も考慮すべきである。集団実効線量は今後も、様々な防護戦略の選択肢における予測される被ばくを比較する際の作業員の防護を最適化するための重要なパラメータであり続ける。

(54) 最適化プロセスは、環境の防護を考慮すべきである。その目的とは、ヒト以外の生物種に対する有害な影響を避けることである。このような手法は、全体的なリスクレベルと見合ったものであるべきであり、環境防護の共通の基準、特に環境への排出の最適化と整合するべきである。人の被ばくの場合と同様に、NORMの利用は他の要素による環境へのリスクを引き起こす可能性があり、放射線の部分はオールハザードアプローチの中で考慮しなければならない。実際には、放射線影響を環境影響評価に含め、必要に応じてモニタリングすべ

きである。委員会が開発した標準動植物と誘導考慮参考レベルの数値の組み合わせ（ICRP, 2008, 2014a）を用いる手法は、ヒト以外の生物種、種の多様性、群集、および生態系全般に及ぼす可能性のある有害な放射線影響を評価する際の有用なガイダンスである。この結果は、線源を制御するための最も適切な選択肢の決定に役立つ。

(55) NORMを伴う産業の場合、最適化プロセスは、一般的に他の産業と同じ方法で実施される。しかし、現状においては、放射線防護は、放射線リスクが必ずしも主要ではないより広い防護戦略に含まれるべきであるため、線量低減のための選択肢はより限定的で異なる資源を必要とする可能性がある。このような問題があるということは、最適化プロセスの実施と規制構造の適用において柔軟性が必要であることを示している。

(56) 最適化プロセスにおいて、早期に関連するステークホルダーが関与することは、実際の被ばく状況の特徴を考慮し、最適な防護を選び、その結果より効果的で効率的に防護を行うことに役立つ。

3.3.1 線量規準

(57) 委員会は、現存被ばく状況における線量規準として参考レベルの使用を勧告する。参考レベルは、最適化プロセスを導いて促すために使用される線量値を表す。参考レベルの選択は、特に注意を必要とする被ばくを特定するためであり、実際の個人線量分布を考慮すべきである。参考レベルは、経済的かつ社会的要因を考慮して合理的に達成可能な限り低い個人線量を維持し、その結果不平等な線量分布の防止と低減をするために、最適化プロセスにおける防護選択肢を選ぶための指針である。また、参考レベルは防護が合理的に最適化され効果的か検討するために防護対策の結果を比較して判断するベンチマークでもある。

(58) ヒト以外の生物種の防護に関しては、委員会は誘導考慮参考レベルの使用を勧告する。誘導考慮参考レベルは、ある種類の標準動植物の個体に電離放射線の悪影響が生じるかもしれない線量率バンドと考えることができる（その種類の生物に関し、想定される生物学的影響の知見に基づき導出される）。その他の関連情報と合わせて考慮した場合、誘導考慮参考レベルは、全体的な管理目標と被ばく状況次第では、環境防護に対する取り組みを最適化するための評価基準として用いることができる（ICRP, 2008）。誘導考慮参考レベルを用いて環境防護を達成する方法は、4.3節に記載している。

(59) 現存被ばく状況における人の防護に関して、防護の最適化を導く最も適切な参考レベルが1 mSv/年未満となる可能性もあるが、委員会は参考レベルを通常1~20 mSv/年の間（*Publication 103* (ICRP, 2007a) の表5に記載される通り）で設定することを勧告する。1~20 mSv/年というバンドは、線源や経路が一般的に制御可能であることが前提とされており、被ばく状況に関連する活動から個人が直接的な便益を受けているが、必ずしも被ばくそのものから便益を受けているわけではない。ただし、特定の被ばく状況に関する参考レベルの選択は、個人線量分布を考慮しつつ、特に注意が必要な被ばくを特定し、最適化プロセスに有益な貢献をすることを目的として、状況の特徴に基づき行うべきである（ICRP, 2007a, 234項）。

(60) NORMを伴う産業は、一般的に低または中レベルの個人被ばくを生じさせ、適切な参考レベルは、ほとんどの場合、年間数mSv未満である。選択された参考レベルは、防護目的のために意味があるものにするべきで、さらなる考慮が必要とされる個人を特定することに役立つ一般的な数値であってはならない。したがって、被ばく状況の特徴、特に現実的で潜在的な被ばく経路、個人線量分布と最適化の見通しに応じて、ほとんどの場合、参考レベルは年間数mSv未満、あるいはおそらくそれをはるかに下回る可能性がある。もし、線量分布の中で個人線量がより大きいまれなケースであれば数mSv以上の参考レベルを選択できるが、委員会は、参考レベルが10 mSvの実効線量を超える必要はほとんどないと想定する。参考レベルは、自然放射線に追加される線量に適用される。

(61) 4章では、NORM作業者と公衆の防護のために勧告されるそれぞれの参考レベルの具体的なバンドを示す。これらは、*Publication 103* (ICRP, 2007a) で勧告されている手法と、上記で記載した参考レベルの選択に対する全般的な手法と一致している。

(62) 委員会は、一部の当局が、放射性、核分裂性、核分裂核種生成性のためにNORMが利用される産業に加え、NORMを伴ういくつかの産業について、線量限度を定めていることを認識している。これは十分な線源の特徴付けと制御がされている場合、そして有意な被ばくレベルの可能性が引き続きあるような状況では特に適切である。しかし、規制目的のために限度を定めることは、計画被ばく状況の管理の完全な枠組みが適用されなければならないこ

とを意味するものではない。委員会は、放射線の有害性とリスクに見合う防護に対し取り組みや資源が費やされるよう、NORM産業に対し最適化された（グレード別）アプローチを適用し、被ばくの制御についての決定がなされる際はこれが考慮されるべきであると勧告する。つまり、規制制度により課される負担は達成される結果と釣り合いがとれているべきであることを意味する。放射線と放射線以外の防護の達成に有益な貢献ができない要件は避けるべきである。

3.3.2 最適化プロセス

(63) NORMを伴う産業における人の健康と環境の防護の最適化は、(a) 被ばく状況の評価、(b) 経済的かつ社会的要因を考慮しつつ被ばくを合理的に達成可能な限り低く保つまたは低減するための可能な防護選択肢の特定、(c) 世の中の状況を踏まえた最適な防護選択肢の選択と実施、(d) 是正対策の必要性や防護を改善する新たな機会があるかどうかを評価するために、被ばく状況の定期的なレビューの実施、が含まれる

(64) この反復的な手順においては、委員会は個人線量分布における公平性を調べるのが重要な部分であると考えている (ICRP, 2006)。NORMを伴う産業では、作業者と公衆の構成員の両方の個人線量分布が非常に幅広くなりうることに留意すべきである。防護の取り組みは、人々の被ばくを低減するための取り組みが合理的か検討し、同時に被ばくした集団全体の被ばくを合理的に減らそうとするよう、線量分布でより高い線量域の人々（すなわち最も被ばくした人々）に焦点を当てるべきである。

(65) NORMを伴う産業の制御に関する意思決定は、公開され、透明であるべきである。必要に応じて、作業員、地域社会、適宜それ以外の人々を含むステークホルダーが関与すべきである。彼らの懸念や考えを聞き、考慮に入れるべきである。意思決定のための透明性のある体系は、意見が分かれている問題に対して、適切に対処し解決することを可能にするが、必ずしも全当事者の完全な合意が得られるわけではない。

(66) 作業環境に自然放射線や人工放射線を含めることは、組織と地域社会内での適切な放射線防護文化の発展促進の必要性を強調し、電離放射線への潜在的あるいは現実的な被ばくを含む状況において、各個人が十分な情報に基づいた選択を行い賢明に行動することを可能にする (ICRP, 2006)。これは、尊厳という倫理的概念 (ICRP, 2018) と密接に結びついている問題である。

(67) 実務における最適化原則の適用方法に関する委員会の詳細な助言は既に示されており (ICRP, 1983, 1990, 1991, 2006)、現在も有効である。

4. NORMを伴う産業工程に対する放射線防護体系の実施

4.1 作業員の防護

4.1.1 概論

(68) NORMを伴う典型的な産業では、様々な原材料と放射能濃度を取り扱う。状況によっては、被ばくを適切に制御するために、特定の個人に直接的に適用可能な制御を考慮する必要がない場合がある。これは、防護が必要とされていないことを意味しているわけではなく、制御が作業員自身ではなく、職場や労働条件に対し行われていることを意味する。全ての状況において適用可能な基準を定義することは容易ではない。したがって、作業員の防護のためのグレードドアプローチが勧告される。

(69) NORMを伴う作業での主な被ばく経路は、以下の通りである。

- 外部被ばく（主にガンマ放射線によるが、時には眼の水晶体および皮膚に対するベータ放射線被ばくも考慮する必要がある）
- 吸入したダストからの内部被ばく、はるかに程度は少ないが、放射性ダストの経口摂取。そして、地上や地下で起こりうるラドンガスとその子孫核種による被ばく（例えば、地下の職場におけるラドンガスの蓄積）、時には NORM から生じるトロン。実際には、そのような物質から散逸するラドンは、既に存在するもの（例えば地面から）と区別できないことが多い。

(70) 委員会は、職場におけるラドンとトロンは、線源にかかわらず、単一の線源として管理されるべきであると考えている [すなわち、*Publication 126 (ICRP, 2014b)* に記載される通り]。すべての建物のラドン被ばくに対する防護のための統合的アプローチが、それらの用途と居住者の立場にかかわらず勧告される。国の行動計画を通して実施される建物での防護戦略は、実施を容易にするために、実用上の理由から大気中の濃度に換算された参考レベルを用いつつ、最適化の原則の適用に基づくべきである。委員会は、国の当局が広く行き渡っている経済的・社会的情勢

を考慮して、100～300 Bq/m³の範囲で合理的に達成可能な限り低い参考レベルを設定するべきであると勧告する。対応する実効線量は、呼吸率などの多くの因子に依存する（*Publication 137*（ICRP, 2017b）参照）。*Publication 126*に記載される通り、ラドンの低減対策により参考レベル未満にレベルを下げるができない場合、被ばくは、職業被ばくの一部として考慮される必要がある。

(71) NORM を伴う産業における作業者は、放射線の被ばくに加え、その他の危険有害性にも曝されていることに留意することが重要である。放射線リスクは主要な危険有害性ではなく、歴史的には考慮すらされていなかったかもしれない。そのような状況では、放射線防護の認識またはそのような防護を支持する文化が欠けていることが多い。しかしながら、このような産業は、労働衛生と安全管理において経験と専門性があり、放射線防護文化を統合的に構築できる機会を有している。多くの場合、空気中ダストのような職場の危険有害性の対策は放射線被ばくも制限し、作業者の防護に対する統合的アプローチが勧告される。

(72) NORM を伴う産業における作業者の防護は、(NORM を伴う活動により) 受ける可能性のある年間実効線量と最適化により達成可能な線量低減の範囲に応じてグレーデッドアプローチに基づき、放射線被ばくを制御されるべきである。

(73) 実際には、グレーデッドアプローチは、適切な線量参考レベルの選択、必要条件の選択（すなわち、適切な防護対策）、総合的なこれらの必要条件の実施によって実現できる。この手法の実際の実施は、作業者が放射線に職業被ばくしているとみなされるべきかどうかを決定することにも役立つ。

(74) 関連する様々な過程の放射線的な側面とその側面の合理的かつ効果的な対処方法について、この手法は、規制当局と他のステークホルダー（操業者、作業員、それらの代表者、健康・安全・環境の専門家など）との間での共通の理解を得るための基礎となることができる。

4.1.2 作業員の参考レベルの選択

(75) NORM を伴う産業は多様であるため、すべての産業に対し参考レベルとして適切な一つの値は存在しない。適切な参考レベルは、以下の通りであることに留意し、被ばく状況の特徴、特に現実的で潜在的な被ばく経路、個人線量分布、最適化の見通しに基づき、委員会によって勧告される1～20 mSv のバンドに基づいて選択することができる。

- ほとんどの場合、年間数 mSv オーダー、またはそれを下回る、
- 数 mSv を上回るか、必要となるまれな場合を除き、10 mSv/年を超えない。

(76) NORM を伴う多くの産業における作業員の線量分布についての現在の情報を鑑みると、10 mSv/年を超える参考レベルの選択は、放射線防護の観点から不要であろう。

(77) 上記のように、これらの線量には、ラドンやトロンからの被ばくは含まれない。*Publication 126*（ICRP, 2014a）において、委員会は、広く行き渡っている経済的・社会的情勢を考慮に入れて、100～300 Bq m⁻³の範囲内で合理的に達成できる限り低く、国の誘導参考レベルを設定することを国の当局に勧告する。ラドンの予防と緩和対策の適用後も濃度が依然として参考レベルを超える場合、グレーデッドアプローチの範疇で、線量に関して被ばくのさらなる評価を実施しなければならない可能性がある。そのような場合においては、10 mSv オーダーの参考レベルが使用されるべきである。

(78) ほとんどの場合、特に防護対策を効果的に実施した後は、残存線量が参考レベルを超えることはないと思われる。参考レベルは、防護計画が適切に機能しているかの判断を可能にし、変更が必要であるかどうかを示すために有用であり続ける。

4.1.3 必要条件の選択と実施

(79) NORM 作業員への被ばくを最適化するための対策を検討する場合、既存の（すなわち、職場における放射線以外による危険有害性のための）産業安全衛生管理が出発点であるべきである。過去の経験から、十分に管理され、安全性を重視する職場では、既に NORM からの放射線被ばくを低減するために多くの防護を行っており、事実上さらなる追加をせずに放射線防護が十分である可能性がある。追加的な放射線防護上の制御が必要であると考えられる場合には、可能な限りこれらをより広範な安全対策に統合するべきである。

(80) 国際労働機関の条約（第 167 号および第 176 号）に規定される労働者の防護に関する戦略は、次の3つの主要な段階を含む。

- 危険有害性および関連リスクの排除（例えば、有害物質を可能な限り無害またはより有害性の少ない物質に置き換えることによる）

<ul style="list-style-type: none"> ● リスクの最小化（例えば、工場、機械、設備、処理に適用される技術的対策によって） ● リスクが残っている限り、作業員自身への他の効果的な対策の履行（例えば、PPEの使用）。
<p>(81) NORMを伴う産業における作業員の防護について、同様の計画が適切である。職場や労働条件の管理はリスクを排除または最小限に抑えることができるのに対し、個人の管理は十分な防護がまだ達成されていない場合に必要とされる。職場の管理から個人の管理へ移行するには費用がかかるため、個人の管理が必要なくなるよう、職場で十分な管理を行うことが望ましい。以下に、職場の必要条件と労働条件について述べる。</p>
<p>4.1.3.1 状況の特徴付け</p>
<p>(82) 誰が、いつ、どこで、どのように被ばくしたかを判断する特徴付けは、作業員の防護のための重要な出発点である。これには、産業工程全体（操業と保守両方の産業工程のすべての段階での被ばく形態、微粒子の物理化学的特徴、NORM核種の分布と放射能濃度を含む）のNORM核種とその放射能濃度の分布を特定するための線源の特徴付けが含まれる。供給材料、中間体、残渣、廃棄物（施設の汚染を含む）、および環境への排出は、ラドンとトロンも同様に考慮すべきである。</p>
<p>(83) 線源を特徴付けることは、作業員、公衆、環境への主要な被ばく経路を特定するのに役立つであろう。作業員の被ばくに関して、次のステップは、被ばくした集団や個人を特徴付け、NORMを伴う作業による年間線量の初期評価を（外部被ばくおよび吸入からの実効線量）行うことである。</p>
<p>(84) もちろん、被ばく状況の特徴付けは、関連する世の中の状況に応じて詳しい内容が変わってくる可能性がある。実際には、外部ガンマ線と放射性ダスト吸入の内部被ばくが注意すべき2つの被ばく経路である。特にラドンとトロンの吸入を考慮しなければならないが、これは別々に取り扱われるべきであることが勧告されている。NORMを伴う異なる業種における作業員の年間放射線被ばく量を考慮する場合、これらは現実的な推定値（すなわち、職場における実際の外部放射線レベルと空気汚染レベル、ならびに実際の作業パターンと手順を考慮する）に基づくことが大切である。放射線被ばく量を推定する際には、現存する職業上の安全衛生規定（例えば、産業衛生、労働安全、空気中のダストに関する職場管理）を考慮すべきである。</p>
<p>(85) 将来の意思決定のため、この特徴付けの段階が、すべて文書化されていることが重要である。</p>
<p>(86) この特徴付けが、防護戦略の正当化、特に放射線防護目的の特定要件の必要性和最適化プロセスの規模についての根拠となるであろう。</p>
<p>(87) 初期の特徴付けは、定期的な見直しを行うべきである。この定期的な見直しの内容と頻度は、リスクのレベルに見合ったものであるべきである。原料、鉱石、製造方法、線量に影響する他の要因が著しく変化すると予想される場合、新しい特徴付けを行うべきである。</p>
<p>4.1.3.2 専門家による放射線防護助言の取得</p>
<p>(88) 通常、このような専門性が最初から（すなわち、被ばく状況の特徴づけを補助するために）必要とされる。一般的に、NORMを伴う産業は自然放射能の問題が取り上げられるよりも前から長年にわたって操業を続けている。その結果、しばしば、放射能と放射線防護についての知識が完全に欠けている。したがって、NORMを伴う産業が既に幅広い分野で独自の技術支援を行っている場合であっても、最初の一步として、この問題について専門家のアドバイスを求めるべきである。そのような特定の専門知識は、内部や外部コンサルタントから得ることができる。このような放射線防護の専門知識が存在しない場合には、操業管理者と国内当局の双方が捜し出すべきである。放射線防護専門家からの助言は、一時的（例えば、最初の検討と評価で被ばくが非常に少ないことが示される場合）または継続的に必要となるかもしれない。</p>
<p>4.1.3.3 危険有害性の防止または低減するための初期対策</p>
<p>(89) これは国際労働機関の手法の第一歩に相当する。初期段階では、NORMからの危険有害性を作業工程から排除あるいは実質的に低減できる方法があるか検討することが有用である。例としては、代替供給材料（すなわち、はるかに低い濃度のNORM）の選択、または放射性核種の偶発的な蓄積と濃縮を防止するように設計された工程への変更があげられる。これは、特に古くからあるNORMを伴う産業において、実用的でないか、または可能でない場合があることを認識しているが、一定の考慮はなされるべきである。</p>
<p>4.1.3.4 エリアの区分</p>

(90) エリアの区分は、計画被ばく状況における制御戦略で十分に確立されたものである。しかしながら、これは（すなわち、追加の安全対策（例えば、作業手順、換気要件、PPEの使用、立ち入り制限）が必要とされるエリアを特定することは）、より広範な産業上の健康と安全戦略の一部でもある。エリアが異なっても、決まった管理のタイプ（例えば、ラドンのエリアと他のエリア）である場合、同じ設備内で分けることができる。効果的なエリアの区分は、警告標識を必要とし、場合によっては、立ち入りを正式に制限することが必要となる。同じ手法が、NORMを伴う産業にも適している。作業者の知る権利という制度により、必要な標識の種類を決定することができる。この概念は、例えば、ダストに対する警告と管理があるように、いくつかの産業において既に実施されているかもしれない。

4.1.3.5 工学的制御

(91) 上記のとおり、NORMは事故的な被ばくによる高線量を伴うシナリオは一般的には想定されないという特徴がある。したがって、そのような被ばくを防止するための従来の工学的制御は必要ない。その代わりにNORMからの長期的な被ばくを制限するための対策が、より重要な検討事項である。これらは施設の設計配置とダスト管理の具体的な対策（例えば、封じ込めと換気）である。鉱物加工工場のようなNORMを伴う産業は非常にダストが多い可能性があり、このような施設ではダスト管理の戦略と計画が既に実施されている可能性がある。封じ込めと換気システムの改善は、全体的な観点から（すなわち、放射性物質および他材料に対する全体的影響の観点から）考慮されるべきである。

(92) 外部放射線被ばくを制限するための具体的な工学的対策（すなわち遮蔽）が必要とされることがあり、例えば非常に高い放射能濃度のNORMを含む配管と容器周辺に局所的な遮蔽が考慮されることがある。しかしながら、より一般的には、防護は作業パターンの調整、場合によっては、物質、施設、人員の再配置（距離）によって行われる。

4.1.3.6 作業手順

(93) 元々被ばくが低い場合でも、被ばく時間を制限するなどの手順は、内部と外部線量の両方を制限するのに非常に効果的である。しばしば、適切な量の訓練（以下参照）と管理によって支えられる優れた産業衛生と単純な安全作業手順の遵守のみが必要な場合がある。

(94) 上記要件が補完された作業者のための一般的な情報計画（下記参照）は、NORMを伴うほとんどの産業における作業者の防護に対し十分なものである。しかし、必要に応じて、個人に関連する要件について補完することができる。

4.1.3.7 情報・指導・訓練

(95) 作業者に提供される情報と訓練は、放射線リスクと取るべき予防措置に釣り合うべきである。基本的には、職場内で情報を共有し、一般的にNORMについての意識を高める必要がある。特に、妊娠中と授乳中の作業者に対して情報が提供されるべきである。この過程において、NORMに係る作業者は主要なステークホルダーであり、開かれたコミュニケーションとステークホルダーの関与の原則は早期に適用されるべきである。放射線への被ばくを制限するための特別な予防措置が必要とされる場合、関係する作業者は、放射線リスクの性質と防護対策の重要性を理解するための特別な訓練、ならびにこれらの対策をどのように実施するかについての実用的な指示を受けるべきである。

4.1.3.8 個人用防護具（PPE）

(96) PPEには、呼吸用保護具での防護（ダスト用マスクなど）が含まれ、これらは既にNORMを伴う職場で他の危険有害性の防護のために広く使用されている。PPEは、関連する危険有害性を十分に考慮して選択されるべきである。この装置は、十分な防護を提供するだけでなく、使い勝手が良く、快適であるべきである。既存のPPEの有効性は、放射線防護目的のための改善されたPPEまたは追加のPPEが必要であるかどうかを決定する前に評価されるべきである。作業工程において工学的制御は望ましい選択肢であり、それ以上の工学的制御が効果的でないか、または実行可能でない場合にのみ、最終的に呼吸用保護具での防護が考慮される。また、PPEの過度な制約により被ばくが増加する可能性も考慮すべきである。

4.1.3.9 線量評価

(97) 作業者の被ばく評価は、前述の初期的な特徴付けの一部として必要とされる。これは、個人の線量測定ではなく、職場での測定とその他の情報（例えば、工程と作業行為に関する）に基づくことが想定される。実際には、線量レベルのみが基準とはならないかもしれないが、作業者の線量が年間数mSvを超えると推定される場合、グレーデッドアプローチに従って継続的な線

量評価計画を実施すべきである。線量が年間数 mSv を超える場合、線量は職場での測定に基づいて推定されることが想定される。個人の線量評価（例えば、個人用線量計の使用による）は、被ばくの最適化を助けるための情報を提供する方法として有用であるかもしれないが、日常的に行われることは想定されない。

(98) 線量が年間数 mSv を大きく上回る場合には、個人の線量評価を行うべきである。外部放射線については、個人用線量計（パッシブ型または電子式）を用いて行われるべきである。ダストの吸入による内部被ばくの評価ははるかに困難であるが、NORM を含むダストが非常に多い職場では、放射線量の推定値算出に応用できるダストモニタリング計画が既に存在する可能性がある。もしこのような計画がなく、内部線量が高い場合は、適切な内部線量測定サービスの調達を検討する必要がある。しかしながら、そのような被ばくがある場合、防護が最適化されている可能性は低く、内部被ばくの低減だけではなくより適切な防護対策を行うべきであることに注意すべきである。

(99) ラドンやトロンに関しては、被ばくを評価するべきであるが、濃度の制御が可能であれば、必ずしも線量で評価する必要はない。ラドンやトロンの線量評価が適切である場合、それらの線量評価は集団や個人のモニタリングによって実施される、あるいは職場でのモニタリングから推測されるかもしれない (ICRP, 2014b)。

4.1.3.10 線量記録

(100) 作業者の線量の推定や評価に関連する職場や個人のデータは両方を記録し、十分な期間保管されるべきである。記録は、状況に応じて異なる方法で行うことが可能である。例えば、特定の職場の空間線量による被ばくとそこへ頻繁に通う人々の記録によって、必要に応じ遡及的に、一定の作業者の線量を評価できる。また、懸念される各作業者の診療記録のための専用シートで個人線量を登録することも可能である。

4.1.3.11 健康監視

(101) NORM を伴ういくつかの産業では、既に放射線以外の理由で健康監視計画がある。数 mSv を大きく上回る年間線量を繰り返し受けるような非常に少ないケースを除き、放射線防護の目的のためだけに健康監視が必要とされる可能性は低いと考えられる。このような場合、職業被ばくする作業者の健康監視には既存の規定で十分であろう。

(102) これらの要件のほとんどは、容認可能な防護を達成するために必要な程度まで実施されればよい。実施方法は状況に応じて変更するべきである。被ばくを低減するためのあらゆる合理的な努力にもかかわらず、高い個人線量が持続され、業務を遂行するために特別な作業手順の適用が必要とされる場合、職業被ばくであると見なされる可能性が高い。ラドン被ばくの場合、*Publication 126* (ICRP, 2014b) では、「全国リストで特定されている一部の職場や作業者がやむを得ずラドンから相当な被ばくを受ける施設においては、作業者が職業被ばくしていると見なすことができ、この被ばくは業務活動とより密接かつ明白に関連している」と勧告されている。

(103) このような場合、*Publication 75* (ICRP, 1997) に記載されているように、教育と訓練、個人の放射線量のモニタリングと記録、あるいは放射線防護目的のための健康監視をすべて実施する必要があるかもしれない。

4.2 公衆の防護

(104) 公衆の防護の一般的な手法は、被ばく経路の分析と線量評価を含め、被ばく状況（誰が、いつ、どこで、どのように被ばくしたか）の特徴付けから始めるべきである。この特徴付けが防護戦略の正当化の根拠を形成する。次に、参考レベルの選択、防護対策の選択と実施、意思決定過程へのステークホルダーの関与、および必要に応じて状況の長期モニタリングの提供を含めて、最適化プロセスが実施されるべきである。

(105) この最適化プロセスは、善行／無危害、慎重さ、正義、尊厳の倫理的価値を念頭に置きながら、合理的な方法で実施されるべきである。より複雑な状況では、ステークホルダーの各倫理的価値に関する潜在的な関心事項を確認するためにステークホルダーと協力することは、許容可能で持続可能な解決策に向けて取り組む上で非常に有用である。

(107) 公衆の防護のための参考レベルは、防護の最適化プロセスを有益に導くため、年間数 mSv 以下のオーダーを選択すべきである。NORM を伴う産業による公衆被ばくの一部の場合において、存在する線量分布を考慮すると、実際には 1 mSv/年未満の参考レベルが最も適切かもしれない。公衆の防護は、全体として（すなわち、様々な経路を考慮に入れて）対処すべきである。ある状況では、経路は NORM の排出物、廃棄物、残渣、レガシーサイトに関して考慮される必

要がある。実際、それぞれの経路で最も被ばくした個人はそれぞれ異なる集団に属しているが、参考レベルはいかなる経路に対しても汎用的に適用することが可能である。NORM 残渣の再利用と再生利用が、新たな NORM 利用の開始地点となる可能性がある。

(107) NORM を伴う産業から生じるラドンとトロンの公衆被ばくは、主に残渣の再利用（例えば建築材）によるものである。Publication 126 (ICRP, 2014b) に定めた該当する勧告は 4.2.4 節に記載する。

4.2.1 NORM を伴う産業からの排出

(108) 放射性や非放射性的な廃水は、NORM を伴う産業の通常の操業から意図的に排出することがある。また、放射性核種は物理化学的形態を変えることがある（例えば、廃液や排気（エアロゾル）中の微粒子と反応することがある）。石油とガス採掘、リン酸塩処理産業、石炭燃焼などの特定の場において、NORM の排出は人々と環境の両方の防護に関わる課題となってきた。したがって、放射線と放射線以外の影響を考慮に入れて廃水を適切に管理するべきであり、必要であれば公衆と環境の防護のために制限するべきである。

(109) サイト固有の統括的な排出管理は、放射線防護の観点から以下の段階を含むべきである。

- 排出物の放射線学的特徴付け
- 空間と経時的な放射性核種の環境分布、周辺環境下での放射性核種の可動性を考慮した潜在的被ばく経路の特定
- 線量評価とリスク評価
- 排出管理手段の正当化
- 参考レベルの選択
- 最適化プロセス（達成可能な限り低く）を通じた防護戦略の対応の選択と実施。

(110) 防護戦略には、排出量と濃度を除去もしくは低減することを目的とした防止対策と、公衆と環境の被ばくの観点から排出に関する影響を低減することを目的とした緩和措置が含まれるべきである。最適化プロセスとステークホルダーの関与は場合により異なるが、NORM 施設の操業上の特徴、排出過程、放射能レベルと推定リスク、関与する公共団体、社会的側面と政治的側面、公衆の認識に依存する。実際には、排出物の処理などの一部の過程で高濃度の放射性核種を含む廃棄物のさらなる発生、あるいは全体的な廃棄物量の増加につながる可能性があるため、最適化は複雑となる可能性がある。

(111) 飲料水問題、環境影響（下記参照）、地域における現在と将来の土地利用、同地域に複数の施設が存在する可能性にも注意を払うべきである。

(112) 測定可能な量（例えば、全放射能、放射能濃度）に換算された参考レベルの使用は、NORM を伴う産業に適切な場合がある。

4.2.2 廃棄物

(113) 廃棄物（液体状と固体状の両方）は、さらなる利用が計画されない物質である。NORM を伴う産業は、放射性と非放射性汚染物質の両方を含有する廃棄物を発生させ、その両方を一貫して管理するべきである。世界的に、NORM を伴う産業は、高濃度の放射性核種を含む少量の廃棄物から低濃度の放射性核種を含む大量の廃棄物まで様々な廃棄物を発生させる。

(114) 適切な処分方法を決定するため、廃棄物の特徴付けを行うべきである。廃棄物処理は最適化プロセスに関連して考慮し実施されるべきだが、高濃度の廃棄物は難しい場合がある。廃棄物の課題は、新しいプロジェクトを開始するあるいは設計する際に、廃棄物の発生から最終処分（「ゆりかごから墓場まで」）まで考慮されるべきである。

(115) NORM 廃棄物の処分方法は、存在するすべての種類の汚染物質（放射性と非放射性）を考慮し、危険有害性の種類と程度に見合うべきである。放射能レベルと廃棄物量に応じて、グレーデッドアプローチを適用すべきである。廃棄物の中には、産業廃棄物や有害廃棄物として処理され、それに伴って浅地中の埋設施設に処分できるものもある。より高い放射性核種濃度を有する廃棄物の処分は、放射性廃棄物の管理と一致すべきである。

4.2.3 残渣

(116) 残渣は再生利用や再使用できる物質である。それらは主に NORM サイクルの上流（探鉱、材料の抽出）で発生し、残渣の放射能濃度は原材料と比較して大幅に高められている可能性がある。それらは、廃棄物と同様に、潜在的な再使用の前に特徴付けを行い適切に保管されるべきである。NORM 残渣の利用模索について、経済上と環境上の議論がある。NORM を伴う産業の副産物と残渣は、NORM を伴う他の産業による原料、埋立地（化学的な有害性や地下水への

経路がない場合)、商品(例えば、建築材)において使用できる。原料としての残渣の使用が新しい NORM 利用過程の出発点である可能性がある。再生利用や再利用は廃棄物削減に貢献している。しかし、場合によっては、作業員、公衆、環境への被ばくにつながる可能性がある。環境汚染を防止するため、保管される残渣は保管期間に関わらず適切に管理されるべきである。

(117) NORM 残渣の再利用や再生利用のため、防護戦略の実施が検討されるべきである。その評価には、被ばくレベル、環境汚染、代替策、製品の将来性、社会からの受け入れなどの様々な部分を考慮するべきである。まれに、評価に基づき、新たな利用過程が正当化されず、残渣は廃棄物として扱われなければならないこともある。

(118) 防護戦略が正当化される場合、線量低減の範囲が制限される可能性があることを認識して、最適化が考慮されるべきである。

4.2.4 建築材

(119) 建築材には、原材料由来の自然放射性核種(例えば、採石場から採取されたもの)、NORM を伴う産業からの残渣、天然の放射性物質が一部混合する材料(例えば、コンクリート)が含まれていることがある。これらは、直接的な外部ガンマ線と屋内大気中に放出されたラドンとトロンによって、公衆被ばくを引き起こす可能性がある。通常、建築材の製造と利用による職業被ばくは低い、NORM を伴う他の産業と同様にグレーデッドアプローチで管理されるべきである。

(120) 排出物、廃棄物、残渣など、NORM が含まれる建築材の利用は NORM による公衆被ばくの一つの経路と考えられ、上述の通り公衆被ばくの参考レベルは年間数 mSv 以下のオーダーが適用される。これは、外部ガンマ放射線による公衆の構成員の実効線量として表されるべきである。このオーダーの線量の参考レベルは、建築材中の ^{226}Ra からのラドンの吸入が屋内ラドン濃度の参考レベルを通常超えそうにないことも担保するべきである。ほとんどの国において、ラドン被ばくの主な原因は建築材ではないが、その線源が無視できない特別な場合もありうる。トロン吸入は、比較的懸念されるものではないと予想される。

(121) 対象となる建築材、原材料、残渣のリストは様々な出版物(EURATOM, 2013; IAEA, 2015)に記載されているかもしれない。また、対象の建築材を選別し、建築材による線量を評価するための様々な方法もある(EC, 1999b; IAEA, 2005; EURATOM, 2013)。しかし、建築材による実際の被ばくに関する情報を提供するためには、建築物内の特定の建築材の実際の濃度と位置を考慮するために、より精密な方法を使用する必要がある(EC, 1999b; EURATOM, 2013; IAEA, 2015)。

(122) 参考レベルを超えない建築材の普及を図ることを目的とした防護戦略を策定すべきである。この戦略は、様々な建築材の被ばくレベルに関する情報の提供、材料のラベル表示、放射能濃度が低い材料の使用の提案、重大な被ばくを引き起こす特定の材料の使用制限などの対策を含むことができる。善行/無危害の倫理的価値を遵守するため、想定される対策が実際に合理的かつ実行可能であることを確認してから決定することが重要である。

(123) *Publication 126* (ICRP, 2014b) で勧告された通り、各国で策定されるラドン対策計画には、適宜、建築材からのラドンとトロンによる被ばくを含めるべきである。発生源にかかわらず、建物でそのような被ばくを防止や緩和するための対策は *Publication 126* で示されており、ラドン被ばくを低減するために必要に応じて実施するべきである。

(124) 特に高い放射能濃度を有する残渣が建築材に含まれる場合の処置には、特別な注意が払われるべきである。それらは、意図的な希釈目的のため、あるいは残渣の適切な管理に関するより厳しい要件を回避するために実施されるべきではない。これは、建築材の参考レベルを超える可能性があるかどうかにかかわらず適用される。

(125) 他の建築材(住宅の基礎、庭の表面土壌、遊び場、街路と道路、橋、他の同様の構造物)に同様の手法を実施しなければならない場合がある。線量評価と別途計算した誘導空気中濃度指数を考慮する必要があるかもしれない。

4.2.5 レガシーサイト

(126) 放射能で汚染されている現在のレガシーサイトの多くは NORM を伴う産業によるものである。NORM を伴う産業と関連する放射線防護の課題に対する認識が高まるにつれて、NORM レガシーサイトが高い頻度で確認されている。この状況は、施設が閉鎖し解体される際に放射線防護が十分に考慮されていない場合があることを示している。レガシーサイトとなることを防ぐための技術と方法がすでに存在しており、それらが NORM を伴う工程の操業中に実施されるべきである。

(127) レガシーサイトの問題は、将来の ICRP 刊行物の内容である。したがって、本刊行物ではいくつかの一般的な考察のみを提供する。古いレガシーサイトの保守と修復に対する債務と責任の割り当ては、経過時間やしばしば情報紛失が原因で問題となる可能性がある。責任者が不明なサイトは、しばしば「orphan sites (身元不明サイト)」と呼ばれる。NORM を伴う産業施設を適切に解体し、必要に応じて長期的な行政管理を行うことにより、新たなレガシーサイトとなることを避けるべきである。

(128) レガシーサイト修復の正当化は、放射線防護の検討のみで推進されるものではない。NORM を伴う操業中の産業などでは、重金属のような他の危険有害性も存在する。参考レベルは、1~20 mSv/年のうち低い方から選択されるべきである。参考レベルは、修復の最終目標ではない。最終目標は、参考レベル未満の最適化された線量レベルであるべきで、遍在する状況(被害を受ける前の状況を含む)、サイトの将来の利用(予測可能な場合)、可能性のある利用条件(または制限)を考慮に入れて、ケースバイケースで決定されるべきである。

(129) 最適化原則の実施は、例えば NORM 汚染と自然のバックグラウンド放射能を区別することが時折困難であることを理由に、しばしば課題となる。この課題は、レガシーやその管理さえ社会的に受け入れられていないことを原因とすることもある。ステークホルダーの意思決定過程への関与は、レガシーサイトの管理にとって非常に重要である。

(130) 修復過程に関与する作業者は、放射線を扱う作業のために特別に訓練される必要がある。そのような場合、彼らは職業被ばくしているとみなされるべきである。

(131) 一般的な作業員や公衆の構成員が(家庭や公共の場で)修復作業をしている場合には、関連する情報と勧告を伝えるとともに、必要に応じ、例えば呼吸器の防護などの保護具を提供するべきである。

4.3 環境の防護

(132) 大量の NORM が、他の汚染物質と混合した状態で環境中に存在することがある。時間経過とともに環境中の様々な地球化学的・物理学的な過程は、NORM の放射性核種の平衡を妨げる。選択的拡散、浸出と移動、分別、生物濃縮、その他の汚染物質との反応などのメカニズムが時間経過を経て環境影響を変化させることがよく知られている。このようなタイプの環境被ばくでは、リスク評価のための単純な手法を用いて、ヒト以外の生物種へのリスクと影響を評価することは困難である可能性がある。

(133) 最適化プロセスでは、環境中の経路を通じた人の被ばくの防止だけではなく(ICRP, 2007a)、環境の防護(すなわち、ヒト以外の生物種の防護)に取り組むべきである。特に、廃水排出の制御メカニズムには、ヒト以外の生物相への線量予測の情報が活用できる。選択された制御は、特段、ヒト以外の生物種への放射線防護を用いて実施されなくてもよいが、異なる選択肢の相対的寄与は有用な情報である。しかし、特定の環境コンパートメントにおける NORM の放射能濃度増加の情報は、必ずしもヒト以外の生物種への影響を意味するものではない。影響評価は推定線量だけではなく様々な要因が考慮されるべきである。

(134) 過去数十年間にわたり、環境の放射線防護のための手法の開発のために、国際的で国家的な努力が重ねられてきた。産業活動における放射能についての認識を高めることは、国レベルと国際レベルの両方で重要となってきた。通常、NORM を伴う産業は放射能以外の汚染物質から環境を防護するために、一般的な基準に従ってきた。

(135) 委員会は以下を考慮した統合的アプローチを勧告する。

- 全てのストレス要因と懸念要因(すなわち、放射線と放射線以外)
- 環境被ばくによる人の健康影響、ヒト以外の生物種とそれらの組み合わせ(すなわち、種の個体群から群集、生態系)の環境被ばくによる生態学的影響。

(136) 主な課題は、バランスの良い十分に正当化された統合的アプローチを用いて人々と環境に対して調和の取れた一貫性のある防護を実施することである。一般的に、この手法はすべての環境影響評価で勧告されている通り、非常に簡素で保守的な評価から開始し(慎重な被ばくシナリオの仮定のもと、一般的な入力情報を用いてスクリーニングを行う段階)、その後必要であれば、明確で妥当な結論に達するまで評価の複雑さと現実性を広く考慮していく(例えば、サイト特有のデータと、より詳細かつ現実的な被ばくシナリオを用いること)のような、段階的な方法で実施することができる(IAEA, 2018)。

(137) どの産業においても、共通するスクリーニングのための統合的アプローチとして、複数の類似した施設や行為の一般的事例を実施することに付加価値を見出せる。人の健康(あるいは生態学的健全性)に関するささいな懸念と放射線(あるいは放射線以外)の懸念がある施設外におい

ても履行しやすい選択肢が使えるように、事例は説得力があり、適切なソースタームと被ばくシナリオに基づくべきである。

(138) このような一般的評価を補完する場合や、ステークホルダーが関与する意思決定過程で考慮されるべき地域特有の文化的側面、社会的側面、経済的側面を検討する場合でも、防護対策を開発することは可能である。

(139) 線源と環境媒体（大気、水、堆積物、土壌）に含まれる放射性核種の物理化学的な形態と放射能濃度に関し、複雑な状況の場合には放射性核種の分析を実施することで環境中に放出された NORM の放射線学的特徴付けを実施できる。ヒト以外の生物種の被ばくを評価するためには、放射性核種の移動性、空間と時間的変動、植物と動物への環境中の経路、その生物学的利用能の同定がさらに必要となる可能性がある。標準動植物と誘導考慮参考レベルを用いた手法が開発されている（ICRP, 2008, 2014b）。選択された放射性核種や関係する生態系と生物のための線量評価モデルが、サイト固有の利用に合わせた特定の被ばく線量計算に利用可能である。サイトや生息地の重要度、既存か存在しそうな実際の生物種の重要度により、ある程度の注意が必要と考えられる。多くの場合、植物と動物に危害を及ぼす他の要素にも留意することが重要である。委員会は、すべての危険有害性に対する手法が取られるべきであることを再度強調して勧告する。

(140) 排出を制限する決定はあらゆる種類の曝露に影響を与えるため、環境影響評価は人とヒト以外の生物種の防護対策を正当化するための根拠として用いられる。ステークホルダーの関与が勧告される。環境の長期的な保全は、世界中で社会的関心事項であり、放射線防護の倫理的価値の適用は有益な貢献をもたらすであろう。

(141) 環境中への NORM の排出に対処する際は、必要に応じて、放射性核種、分析時間、分析試料、対象生物、記録保存、モニタリング計画に関する特別な要件を定めるべきである。防護規準が継続して満たされているか確認するために、長期にわたり定期的な環境モニタリングを実施すべきである。

5. 結論

(142) 産業工程における NORM は、放射線防護の観点から問題となることがある。その産業は多様で、その産業分野に収まらず、経済的に重要な大規模産業であることが多い。NORM を伴う産業の放射線防護の方法は、何十年も議論されてきた。放射線防護体系の倫理的価値である正義と公平性の問題は、放射線の側面と他の産業のおよび化学的な危険有害性を考慮することである。NORM を伴う産業による線量は様々であるが、それらは既に放射線防護体系を適用している他の人間活動から生じるものと同等かそれを上回ることがある。しかし、NORM を伴う産業では、その線量が組織反応に起こす線量となる可能性は非常に低い。

(143) NORM を伴う産業は、多くの場合一般的に認可の対象ではあるが、認可は放射線防護目的ではない。そして、これらの産業は、作業員、公衆、環境の防護のためのリスク管理の枠組みに精通している。通常、これらの産業では、放射線防護の目的で設定された規準と要件を適用できるはずである。過去の経験から、放射線防護体系からではなく、従来の安全衛生基準から始めた方が複数の危険有害性のための手法を開発しやすいことがわかっている。その中で、委員会は現実的かつ実用的な姿勢をとることを勧告する。

(144) NORM を使用する産業工程は多様で、防護戦略において考慮する必要がある特殊性を持っている。このような産業では、ほとんどが長い間操業されてきたが、最近になって放射線防護上の懸念が発生している。これらは複数の危険有害性があるが、ほとんどの場合放射線リスクは主要なものではない。NORM を伴う産業は、リスク管理の経験があるが、放射線防護についての認識が限られていることが多い。ただし、今後、このような認識を育てていくことは可能であり、そうすべきである。

(145) NORM を伴う産業は制御が必要となることがあり、防護体系（正当化と防護の最適化の原則、対応する線量規準と要件を含む）の適用が可能である。NORM を伴う産業の特徴に適應するために、委員会は、出発点として、これらの産業が直面している危険有害性を管理するために既に実施されている防護戦略を考慮し、特徴付けの後に、放射線防護対策の必要性を判断することを勧告する。そのような統合的アプローチは、合理的かつ慎重な姿勢をとり、経済的かつ社会的な事情を考慮して、様々な危険有害性を適切なバランスでグレード別々に実施できる。関連するステークホルダーの意思決定過程への関与は不可欠である。

付属書 A NORM 被ばくが生じる活動

<p>(A1) NORM 被ばくが生じる主な活動は以下の通りである。</p>
<p>A.1 希土類の抽出</p> <p>(A2) 希土類の最も重要な原材料は、モナザイト (Ce, La, Nd, Th) PO₄ とバストネサイトである。モナザイトの結晶構造はウランとトリウムを取り込むことができ、地球上で最もよく見られる放射性鉱物である。放射能濃度は、²³²Th が 5,000～350,000 Bq/kg, ²³⁸U が 10,000～50,000 Bq/kg の範囲である (UNSCEAR, 2008)。希土類元素を得るための (機械的または化学的手段による) 抽出工程で、作業者のダスト吸入と外部ガンマ線照射が生じる。さらに、抽出工程からの廃水、残渣、廃棄物は、原料中よりもトリウム、ラジウム、ウランの濃度が高くなる (EC, 1999a)。粉碎くず状の廃棄物は、埋め立て用の材料に使用することができる一方で、特定の管理を必要とすることもある。</p>
<p>A.2 金属トリウムとその化合物の製造と使用</p> <p>(A3) 酸化物状のトリウムは、多くの鉱物、特にモナザイト中に存在する。トリウムは、鉱物を選鉱して酸分解することによりトリウム塩が得られ、これは金属トリウムの製造のための原材料となる。トリウムは、多くの材料に使用されており、通常は添加剤 (例えば、通常 100,000 Bq/kg の ²³²Th および ²²⁸Th を含むトリウム入りタングステン電極棒 (EC, 1999a)), 合金 (例えば、約 70,000 Bq/kg の放射能を含むジェットエンジンに使用されるマグネシウム・トリウム)、ガスマントルの製造における硝酸トリウムとして使用されている。少量のトリウムは、ガラス、空港の滑走路灯、点灯管など、多くの製品に含まれている。トリウムを含む物質を製造すると、ガンマ線の外部被ばくとダスト吸入による内部被ばくが生じる可能性がある。また、この工程により、監視と管理を必要とする固体廃棄物と廃水が発生する。</p>
<p>A.3 鉱石 (ウランを除く) の採鉱と加工</p> <p>(A4) 国際労働機関によれば、採鉱は世界中の労働力の約 1% (すなわち、約 3,000 万人の作業員でそのうち約 1,200 万人が石炭採鉱) を占める大きな産業である。採鉱作業における被ばくの主な線源はラドンであるが、ガンマ線の外部被ばく、および鉱物のダスト吸入および経口摂取による長期の放射性核種に起因する被ばくも特定の状況において重要となりうる。</p> <p>(A5) 鉱石の加工は、NORM の使用によっても影響を受けることがあり、作業員の被ばく状況は、産業の種類、職場条件、含まれる放射性核種、それらの物理化学的な形態などにより大きく異なる。抽出産業に伴う自然放射性核種は、最終的に生産品、廃水、廃棄物に含まれる。環境中へ排出される排水中の堆積物の放射能は、最大で ²²⁶Ra 55,000 Bq/kg, ²²⁸Ra 15,000 Bq/kg と測定されている (IAEA, 2003)。</p>
<p>A.4 石油・ガスの採掘</p> <p>(A6) 石油やガスの地層に含まれる水は、貯留岩から溶解した ²²⁸Ra, ²²⁶Ra, ²²⁴Ra と、それらの壊変生成物が含まれる。この水が石油とガスと共に地上に運ばれるとき、温度と圧力の変化により製造機器 (配管、バルブ、ポンプ等) の内壁にラジウムを多く含む硫酸塩と炭酸カルシウムのスケールが析出する可能性がある。古いスケールには、有意な量の ²¹⁰Pb と ²²⁸Th が親核種と一緒に生成するであろう (IAEA, 2006)。いずれにせよ、スケール中の放射能濃度は予測困難であるが、²²⁶Ra の放射能濃度は 1,000～1,000,000 Bq/kg の範囲で変動することが報告されている (EC, 1999a)。ラジウム同位体とその子孫核種は、セパレーター (分離槽) とスキマータンク (回収タンク) 中のスラッジ中にも出現しうる (さらなる詳細は、IAEA (2003) の表 5 に記載される)。スケールに関連する主な放射線防護の課題は、スケールが析出した場合の作業員の外部ガンマ線被ばく、および保守や廃止措置中にスケール除去を行う作業員の内部被ばくである。石油、ガス、スケール、スラッジ中の放射能濃度に関する数値を表 A.1 (IAEA, 2003, 2011) に示す。</p> <p>(A7) 操業者は、水中に化学的なスケール抑制剤を充当することにより、スケールの析出防止を試みることができる。その結果、ラジウム同位体は製造機器を通過し、生産水と共に放出される。同様に、ガス製造のための「フラッキング」(水圧破碎) と呼ばれる新しい技術もドリル切削くずと水中に NORM を放出する。例えば、米国地質調査では、生産水中の放射能濃度の中央値が 200 Bq/L であると報告した (Rowan ら, 2011)。</p>
<p>A.5 二酸化チタンの製造</p> <p>(A8) チタンはイルメナイト (不純物としてモナザイトを含む) とルチルから抽出でき、これは高濃度の ²³²Th と ²³⁸U を含む可能性がある。二酸化チタニウム生成による放射線被ばくは、鉱石の種類、出所、製造工程によって変化する。²³⁸U, ²³²Th の鉱石の放射能濃度は 7～9,000 Bq/kg</p>

の範囲である (EC, 1999a)。分離工程は、ダストの吸入、物質の大量備蓄から放射する外部ガンマ線によって放射線の有害性を生じる可能性がある。ラジウム同位体を含む沈殿物は、加工中に生じ、廃棄物中に見つかることがある (放射能濃度は最大で 1,600,000 Bq/kg (IAEA, 2006))。

A.6 リン鉱石加工業

(A9) リン鉱石は、すべてのリン酸製品の生産のための出発材料であり、肥料用リンのための主な資源である。鉱石中の放射性核種の含有量は起源によって大きく変化し (IAEA, 2003)、一般にウランで 3,000 Bq/kg 未満である。リン鉱石の加工は、リン鉱石の採鉱と粉砕 (この段階の間、放射能濃度の有意な上昇はないが、吸入による被ばくと外部被ばくが起こりうる) と、湿式処理や熱処理によるリン酸製品の製造に分けることができる。

(A10) ほとんどのリン鉱石は、硫酸で処理されてリン酸を生成する (湿式処理)。リン酸をアンモニアと組み合わせて、混合肥料の原材料のリン酸アンモニウムを製造できる。リン酸製造は大量のリン酸石膏を発生させ、リン酸石膏中にはラジウム同位体が含有されやすいという報告がある (EC, 1999a)。また、リン酸石膏は建築材や農業において使用される。環境防護の課題 (放射線影響と毒性に関する) は、リン酸石膏の備蓄処分や地表水域への排出によって生じる可能性がある。

(A11) さらに、ラジウムを含むスケールと沈殿物は湿式処理の間に装置内部で形成され、スケール中のラジウム放射能濃度は元の鉱石中のものと同程度の値から 1000 倍まで変化し (IAEA, 2006)、外部ガンマ線と保守や廃止措置の間のダスト吸入による被ばくを起す可能性がある。

(A12) 熱処理では、リン酸塩を粉砕し、シリカとコークスと混合し、1500 度の溶鉱炉内で燃焼させる。この温度で、リン蒸気が生成され、凝縮し、液体や固体として取り出される。リン元素は、高純度リン酸と他のリン生成物の製造に使用することができる。この処理では、 ^{210}Pb や ^{210}Po などの揮発性放射性核種も生成され、集塵機に濃縮される (典型的な濃度は 50,000 ~ 500,000 Bq/kg (EC, 1999a)) が、トリウムとウランはスラグ中に留まる (放射能濃度は 1 ~ 3000 Bq/kg)。ダストとスラグは、セメント中の建築材として使用される場合、作業者と公衆に NORM 被ばくを与えることがある。

A.7 ジルコン・ジルコニア産業

(A13) ジルコン (またはケイ酸ジルコニウム) は、海岸の砂から回収される。鉱物を分離するために、重量分離と電磁分離によって非常に大量の砂が前処理される。作業者の被ばくは、この大量の物質によるダスト吸入や外部被ばくによって起こる。ジルコンが化学処理される時には、廃水に NORM が含まれることがある。 ^{238}U で 200 ~ 74,000 Bq/kg および ^{232}Th で 400 ~ 40,000 Bq/kg (EC, 1999a; IAEA, 2012) の非常に広い範囲の放射能濃度がケイ酸ジルコニウムについて報告されている。ほとんどのジルコンサンドは、ファインセラミック、エナメル、釉薬、衛生器具において乳白剤として使用される。また、ジルコンサンドは砂にアルミナと炭酸ナトリウムを混合し、混合物を精錬することによって、耐火性部品として製造される。 ^{210}Pb と ^{210}Po は揮発し、最終的には集煙システムで回収される [最大で ^{210}Pb が 200,000 Bq/kg、 ^{210}Po が 600,000 Bq/kg (IAEA, 2006)]。

A.8 金属製造

(A14) 金属鉱石の原材料に大きく依存するが、多くの金属抽出は NORM による被ばくを引き起こす可能性がある。高温で精錬と精製することにより鉱石から ^{210}Pb と ^{210}Po を揮発させ、この工程では吸入によって被ばくにつながる可能性がある。またその後、これらの放射性核種が凝結し、(最大 200,000 Bq/kg (IAEA, 2006, 2013) まで) 濃縮された場合である。不揮発性放射性核種は、スラグ (1,000 以上 10,000 Bq/kg 未満) に濃縮することがある。このような被ばくは、スズ、銅、鉄、スチール、アルミニウム、ニオブ/タンタル、ビスマス等の製造において起こりうる。

A.9 石炭の抽出・燃焼

(A15) 石炭をはじめ、ほとんどの化石燃料は、ウラン、トリウム、それらの壊変生成物、 ^{40}K を含む。放射能濃度は、一般的に高くなく、産地とその地質に依存する (数値の例は、UNSCEAR (2016) の 184 ページに示されている)。しかし、UNSCEAR は、石炭採掘による職業被ばくは 2002 ~ 2003 年の期間で 2 万 3,000 人 Sv であり、中国の炭鉱労働者 (労働力の 90%) の年平均実効線量は 2.75 mSv/年と推定している。物量が多いため、これに伴う放射性核種の量も顕著である。例えば、2014 年には 80 億トン以上の石炭が採掘されており (ブリティッシュ・ペトロリアム社の世界エネルギー統計による)、ウラン 4 ppm、トリウム 10 ppm の低めの値で考え

て、ウランは 32,000 トン、トリウムは 80,000 トン採掘されていると考えられる。

(A16) 熱と電気の生成のために石炭燃料を燃焼させると、飛灰、重い燃焼灰、スラグが発生する。燃焼灰とスラグの放射性核種の濃度は石炭よりも高い傾向があるが(約 10 倍)、一般に 5000 Bq/kg を超えない (IAEA, 2006) ; 各灰中の放射性核種濃度の範囲は表 A.2 (UNSCEAR, 1982) に示されている。鉛とポロニウムのような揮発性物質は、大気中に放出されるか、現代の発電所では保持され、飛灰と燃焼装置の内面に蓄積することがある(堆積したスケール中に 100,000 Bq/kg を超える ^{210}Po 放射能濃度が報告されている)。排煙脱硫過程では、さらなるスラッジと石膏を発生させる。石炭燃焼による残渣(灰、石膏)のセメントあるいはコンクリートへの使用は世界中で行われている。

A.10 水処理

(A17) 地下水の処理は、塩と他の汚染物質を除去するために一般に行われる。フィルターやイオン交換樹脂など様々な方法が使用される。地下水中に存在する自然起源の放射性核種は、水処理による廃棄物(スラッジフィルター)に蓄積することがある。このような廃棄物の放射能濃度は一般に中程度だが、10,000 Bq/kg (IAEA, 2006) に達する可能性がある。

A.11 建築材

(A18) 高いレベルの放射性核種、特に ^{226}Ra 、 ^{232}Th 、 ^{40}K を含む一部の建築材を使用すると、屋内の放射線レベルが高くなる可能性がある。建築材は、天然由来のものや、上記のような産業工程に由来する材料を含むものがある。一部の建築材における放射能濃度 (Bq/kg) の値を表 A.3 (UNSCEAR, 1982; IAEA, 2003) に示す。

(A19) 建築材における NORM の使用に関する放射能濃度ガイドラインは欧州では、材料中の ^{226}Ra 、 ^{232}Th 、 ^{40}K の放射能濃度を考慮し、放射能濃度の指標を用いて策定されている (EC, 1999b; EURATOM, 2013)。

A.12 レガシーサイト

(A20) 世界では、また、過去の施設からの残渣を含むサイトがいくつかある。これらのサイトの大部分は、過去の NORM を伴う産業による自然放射性核種で汚染されている。いくつかのケースでは、これらのサイトが確認され、修復に成功している。しかし、過去の NORM を伴う産業により汚染されたサイトのかなりの数が、ほぼ確実にまだ特定されていない。

(A21) NORM を伴う産業は、放射能濃度に大きなばらつきを持つ様々な原材料を加工し、さらに大きな放射能濃度にばらつきのある様々な生産物、副産物、廃棄物を生み出す。これらの産業が懸念の対象となるかどうかは、取り扱われる原材料中の放射能濃度、採用される工程、最終製品の用途、残渣の再使用と再生利用、廃棄物の処分に依存する。

謝 辞

2007 年 10 月にベルリン(ドイツ)で開催された会議において、ICRP の主委員会は、NORM レベルの高い物質の加工、製造、使用、処分に関連する幅広い活動を対象とする勧告を策定するために、第 4 委員会に報告するタスクグループ 76 の設立を承認した。また、被ばく状況のタイプ、被ばくのカテゴリー、NORM 管理に適用される基本原則に関する課題も本刊行物により明確になるであろう。

ICRP は、本刊行物の作成に携わったすべての人々の、長年にわたる多大な努力と献身に感謝する。

タスクグループ 76 メンバー (2010~2013)

P. Burns (議長)	M. Markkanen	Å. Wiklund*
A. Canoba	S. Romanov	D. Wymer*
A. Liland	L. Setlow	
G. Lorient		

*通信メンバー

タスクグループ 76 メンバー (2013~2019)

J-F. Lecomte (議長)	F. Liu	P.P. Haridasan (~2015)*
D. da Costa Lauria	M. Markkanen	H.B. Okyar (~2017)*
P. Egidi	P. Shaw (~2017)	S. Mundigl*
A. Liland		

*通信メンバー

第4専門委員会の査読者		
A. Canoba T. Pather (2013~2017) G. Hirth (2017~2021)		
主委員会の査読者		
C-M. Larsson S. Romanov		
論説メンバー		
C.H. Clement (科学秘書官兼 <i>Annals of the ICRP</i> 編集長)		
H. Fujita (科学秘書官補佐兼 <i>Annals of the ICRP</i> 共同編集者) (2018~)		
H. Ogino (科学秘書官補佐兼 <i>Annals of the ICRP</i> 共同編集者) (2016~2018)		
本刊行物の準備期間における第4専門委員会メンバー		
(2009~2013)		
J. Lochard (委員長)	T. Homma	A. McGarry
W. Weiss (副委員長)	M. Kai	K. Mrabit
J-F. Lecomte (書記)	H. Liu	S. Shinkarev
P. Burns	S. Liu	J. Simmonds
P. Carboneras	S. Magnusson	A. Tsela
D.A. Cool	G. Massera	W. Zeller
(2013~2017)		
D.A. Cool (委員長)	M. Doruff	A. Nisbet
K-W. Cho (副委員長)	E. Gallego	D. Oughton
J-F. Lecomte (書記)	T. Homma	T. Pather
F. Bochud	M. Kai	S. Shinkarev
M. Boyd	S. Liu	J. Takala
A. Canoba	A. McGarry	
(2017~2021)		
D.A. Cool (委員長)	A. Canoba	Y. Mao
K.A. Higley (副委員長)	D. Copplestone	N. Martinez
J-F. Lecomte (書記)	E. Gallego	A. Nisbet
N. Ban	G. Hirth	T. Schneider
F. Bochud	T. Homma	S. Shinkarev
M. Boyd C. Koch	J. Takala	
本刊行物承認時の主委員会メンバー		
委員長 : C. Cousins, 英		
副委員長 : J. Lochard, 仏		
科学秘書官 : C.H. Clement, 加 ; sci.sec@icrp.org *		
K.E. Applegate, 米	S. Liu, 中	名誉メンバー
S. Bouffler, 英	S. Romanov, 露	R.H. Clarke, 英
K.W. Cho, 韓	W. Rühm, 独	F.A. Mettler Jr, 米
D.A. Cool, 米		R.J. Pentreath, 英
J.D. Harrison, 英		R.J. Preston, 米
M. Kai, 日		C. Streffer, 独
C-M. Larsson, 豪		E. Vañó, 西
D. Laurier, 仏		
*科学秘書官は、1988年以降正式なメンバーではないが、主委員会に欠くことのできない役割である。		
ICRP とタスクグループ 76 のメンバーは、S. Andresz (CEPN) に、タスクグループの秘書としての実りある科学的支援に感謝するとともに、L. Matta, J. Popic, B. Wang には、ICRP の意見募集プロセスを通じた本刊行物への役立つ貢献に感謝する。		
最後に、意見募集プロセスにおいて本刊行物草案にコメントを提供するため時間を割いていただいたすべての組織と個人に対して感謝する。		

表 2.1 作業者の線量評価の例（外部とダストによる内部，ただしラドンへの被ばくを除く）

活動内容	最も放射能濃度の高い放射性核種	年間実効線量 (mSv)			
		最小	平均値	最大	分布
トリウム鉱の加工*	^{232}Th (原料, 生産物)	3.0		7.8	
トリウム化合物の生産†				82	67%<1
希土類鉱物の採鉱‡	^{238}U , ^{232}Th 系列 (原料)		0.24~1		
希土類鉱物の選鉱‡			0.28~0.61		
モナザイトの取扱い	^{232}Th 系列			0.3	
希土類の分離・精製	^{228}Ra (残渣)			0.3	
希土類施設の廃止措置§	^{228}Ra (残渣)	0.2	7.2	8.94	
ウラン鉱以外の採鉱	^{238}U , ^{232}Th 系列 (通常の場合)	1.3	3	5	
海上における石油・ガスの生産	^{226}Ra (スケール/スラッジ)			0.5	
陸上における石油・ガスの生産				0.05	
石油の生産・配管洗浄¶ †			0.6	3	80%<1
二酸化チタン顔料の生産	● ^{232}Th (原料) ● ^{226}Ra , ^{228}Ra (スケール)			0.27	
リン鉱石の貯蔵	^{238}U 系列			0.28	
リン酸肥料の製造	● ^{238}U (原料, 生産物) ● ^{226}Ra (残渣)			0.5	
ジルコンの生産	● ^{238}U 系列 (原料)			0.4	
バストネスサイト (ジルコニア) の生産	● ^{210}Po (集塵器中)			0.4	
ジルコンの製造・使用	● ^{238}U (熔融ジルコニア/生産物)	0		2.3	87%<1
耐火セラミックスの製造・使用		~0.01		1.5	98%<1
ジルコニウム/ジルコニアセラミックスの製造		極僅か.....		

(次ページへ続く)

表 2.1 (続き)

活動内容	最も放射能濃度の高い放射性核種	年間実効線量 (mSv)			
		最小	平均値	最小 分布	
錫, アルミニウム, チタン, ニオブ鈇	● ²³² Th (原料, 生産物, スラグ)	0		3.2**	69%<1
石の加工	● ²²⁸ Ra (残渣)				
銅の製錬	²²⁶ Ra (スラグ)			<1	
金属スクラップの再生利用	²¹⁰ Po, ²¹⁰ Pb (集塵器)	極僅か	
石炭の採掘	● ²³⁸ U ● ²²⁶ Ra, ²²⁸ Ra (Ra流入水の多い石炭)		2.75		
石炭燃焼	²¹⁰ Po (スケール)	0		0.4	
石炭燃焼				<1	
石炭燃焼				0.13	
飲料水処理	²²⁶ Ra (スラッジ)			<1	
鈇物絶縁の製造††	NA	0.0011		0.0173	

NA : 不明

*線量にはトロン吸入による寄与が含まれる。

†1 mSv/年を超える線量は, 主にダスト吸入によるもので, 調査を行った 6 つの作業場のうち 2 つで確認された。線量低減対策 (作業者に呼吸器の防護具を装備, 定期的な作業場の清掃, エアフィルターの設置) を実施した後, 評価を繰り返している。

‡外部被ばくのための線量。

§9 ヶ月間の廃止措置期間で受けた線量。

¶5 ヶ月間の改修期間で受けた線量。

**2008 年以前の最大線量は 6 mSv であった。

††鈇物は石炭, ボーキサイト, 玄武岩, セメントであった。

表 2.2 公衆に対する線量評価の例 (ラドン被ばくを除く)

活動内容	最も放射能濃度の高い放射性核種	年間実効線量 (mSv)
希土類の採鉱	^{232}Th (汚染土壌)	0.044
希土類の選鉱	^{232}Th (汚染土壌)	0.043
希土類と製鋼からのスラグの住宅用レンガの使用	^{226}Ra , ^{232}Th (レンガ)	~0.2
トリウム電極帽の生産	NA	極僅か
ウラン鉱以外の採鉱		<1 としか特定されていない
大量の鉱物残留沈殿物, ^{238}U , ^{232}Th が 1 Bq/g	^{232}Th および ^{238}U 系列	0.05~0.26
石油・ガスの生産	NA	<1 としか特定されていない
リン元素の生成		<0.04
リン酸二カルシウム動物飼料の使用	^{210}Po , ^{210}Pb (鶏の中)	<0.02
農業でのリン酸石膏 (PG) の使用	^{226}Ra (肥料中)	極僅か
住宅建設での PG の使用	^{226}Ra (建築材中)	
壁と天井, PG パネル		0.02~0.2
壁, 天井と床, 中空 PG パネル		0.46
壁, 天井, 床, 充填 PG パネル		4.5
壁, PG 板ライニング		0.15 (インド) または僅か (オーストラリア)
壁, レンガ・セメント内の PG		≤1.4
ジルコン/ジルコニアセラミック		極僅か
スの製造		
鋼鉄の製造	^{232}Th , ^{228}Ra (ダスト中/排気中)	<0.01
道路建設における金属再生利用からのスラグの使用	^{226}Ra (スラグ)	<1 としか特定されていない
石炭の燃焼	NA	極僅か
飲料水の処理	NA	

(次ページに続く)

表 2.2 (続き)

活動内容	最も放射能濃度の高い放射性核種	年間実効線量 (mSv)
埋立地への水処理残渣の処分	^{226}Ra (スラッジ)	0.01
排出物の水処理, 旧ウラン鉱山	NA	<1 としか特定されていない
住宅建設用の一般的な建築材の使用	NA	<0.3~1

PG: リン酸石膏, NA: 該当なし

表 A.1 石油, ガス, 副産物中の放射性核種の放射能濃度の範囲

	原油 (Bq/kg)	天然ガス (Bq/m ³)	生産水 (Bq/l)	硬質スケール (Bq/kg)	スラッジ (Bq/kg)
²³⁸ U	0.0001~10		0.0003~0.1	1~500	5~10
²²⁶ Ra	0.1~40		0.002~1200	100~15,000,000	5~800,000
²¹⁰ Po	0~10	0.002~0.08		20~1500	4~160,000
²¹⁰ Pb		0.005~0.02	0.05~190	20~75,000	100~1,300,000
²²² Rn	3~17	5~200,000			
²³² Th	0.3~2		0.0003~0.001	1~2	2~10
²²⁸ Ra	3~17		0.3~180	50~2,800,000	500~50,000
²²⁴ Ra			0.5~40		

表 A.2 石炭灰およびスラグ中の放射性核種の放射能の範囲。

	カリウム (Bq/kg)	トリウム系列 (Bq/kg)	ウラン系列 (Bq/kg)
ボトムアッシュ (スラグ)	240~1200	44~560	48~3900
フライアッシュ (回収)	260~1500	30~300	30~2000
フライアッシュ (漏洩)	260	100~160	20~5500

添付資料 1.6 ICRP Publication 146 Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident (最終版)

論 説
備 え あ れ
<p>事故は起きるものである。航空機は墜落、船舶は沈没、列車は脱線、化学工場は爆発、ダムは決壊、そして原子力発電所は故障する。また、私たちは、洪水、干ばつ、ハリケーン・台風、地震、熱波、火山噴火、竜巻、隕石落下、森林火災、氷雨を伴う暴風、土砂崩れ、津波など自然災害にも直面する。これらは一つでも、都市、地域、または国を揺るがすことができる。世界を震撼させたものもある。その影響は、政治、社会、環境、経済、そして何よりも人間に及ぶ。</p>
<p>事故や災害の核心は、個々人への影響である。その最も明らかなものは、時に大規模で生じる、身体の傷害と死亡である。1984年12月3日、インド・ボパール<small>（Bhopal）</small>の農薬工場からの漏洩により、少なくとも3,000人が死亡し、10万人以上が不治の身体傷害を受けた。50万人以上の人々に障害補償が支給された（Broughton, 2005）。</p>
<p>このような数字は驚くべきものだが、さらによく見れば、事故や災害の影響は明らかなものだけではない。洪水は村を破壊し、何世代にもわたって住んでいた家を流し、文化的に重要な場所を破壊し、地域社会の歴史とのつながりを壊してしまう。施設からの放出は、直ちに健康に影響を及ぼすか否かにかかわらず、地域全体を汚染する可能性がある。たとえ人々がそこで生き続けることができても、新規の人々や企業が参入をためらうので、資産価値は下がり、人口は減少し、雇用機会は消滅する。更に身近なところに目を向けるならば、家に孫が訪れなくなる祖父母や、優先順位の違いによって離れ離れになる家族の絶望的な状況も考えられる。</p>
<p>事故や自然災害への対処を学ぶことは、人間の苦しみや環境への影響を軽減するために不可欠である。</p>
<p>誰もが2011年の日本の福島第一原子力発電所や更に酷い1986年のソ連のチェルノブイリ原子力発電所（現ウクライナ）で発生した規模の原子力事故が再び起こらないよう望んでいる。現在、世界には約440の原子力発電所が電気を供給し、約15が建設中である（WNA, 2020）。</p>
<p>ICRPは、普遍的に適用される倫理原則と基本勧告を超えて、原子力に関する何の見解も持ちあわせていない。これは、倫理的には、害よりも便益が優先されなければならない、対策は十分な情報に基づき慎重に検討されなければならない、人々は公正かつ尊厳をもって扱われなければならないことを意味する。我々は、これらを4つの中核的な倫理的価値である善行／無危害性、慎重さ、正義、尊厳と呼んでいる（ICRP, 2018）。これらを成立させるために、我々は3つの放射線防護原則、すなわち正当化、防護の最適化、個人の線量制限を用いる。それぞれ、便益が害を上回り、その状況で防護が最善であり、不公正な線量がいずれの個人にも及ぼされないことを確実にする。要するに、ICRPの目的は、あらゆる状況において、電離放射線が関与する場合には、人と環境が防護されることを確実にすることである。</p>
<p>これを踏まえ、ICRPは、原子力安全を向上するためのあらゆる努力を賞賛する（例えば、NEA, 2016）。私たちの使命は放射線防護を促進することである。原子力事故、とりわけ放射性物質を放出する事故を回避し、緩和することは、放射線への有害な被ばくから人間と環境を防護することの一部である。</p>
<p>しかしながら、私たちは今後の事故に備えなければならない。これは、我々の仕事の重要な部分であり、原子力だけでなく、例えば、医療における放射線の使用にも関連している（例えば、Publication 112「新しい外部照射放射線治療技術による事故被ばくの予防」（ICRP, 2009a）を参照）。</p>
<p>本刊行物は、偶然にもPublication 112と同じ年、福島第一事故の2年弱前に発行された2つの旧刊行物を更新し、置き換えるものである。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● Publication 109 「緊急時被ばく状況における人々の防護のための委員会勧告の適用」（ICRP, 2009b） ● Publication 111 「原子力事故または放射線緊急事態後の長期汚染地域に居住する人々の防護に対する委員会勧告の適用」（ICRP, 2009c）。
<p>理論的には、本刊行物の範囲は、Publication 109と111よりも狭く、特に大規模な原子力事故に適用される。実際には、これらの以前の刊行物は、主にこのようなタイプの事故に焦点を当てていたが、一般的な原則は、ほぼすべての規模の事故について同様である。それでも、他のタイプの事故に対する放射線防護に関する追加の勧告が検討されている。</p>
<p>以前の2つの刊行物をまとめる利点の1つは、対応をより全体的に考えることができ、事故の初期および中期から長期への移行に、より注意を向けることができることである。この刊行物では、緊急時対応から復旧プロセスまでの道筋を追いやすくし、重要な点は長期への準備に関する助言が含まれている点である。</p>
<p>想像の通り、本刊行物は、福島第一事故後の10年近くにわたる経験に大きく基づいている。しかし、35年近く経っても、チェルノブイリ事故からの新たな知見が存在する。例えば、チェルノブイリ事故の社会的影響は、福島第一事故に照らしてより明確に見ることができ、福島第一事故は、たとえ直ちに壊滅的な健康影響が広く起こらなかったとしても、甚大な影響があり得ることを我々に教えてくれた。福島第一事故に関する報告</p>

<p>で、原子放射線の影響に関する国連科学委員会は、「事故による放射線に被ばくした作業員や一般公衆の間で放射線に関連する死亡や急性疾患は観察されていない」こと、「被ばくした公衆やその子孫の間で放射線に関連した健康影響の識別可能な発生率の増加は予測されない」と述べたが、「最も重要な健康影響は、精神的にも社会的にもすべてが満たされた状態にあること」としている (UNSCEAR, 2013)。</p>
<p>本刊行物は何もない中で作成されたわけではない。ICRP は、前回の基本勧告 (ICRP, 2007) の策定以来、おそらく最も大規模な作業に 10 年近くわたって取り組んできた。ICRP 主委員会は、福島第一事故直後の 2011 年 4 月、日本からの代表者と会合を持った。その後すぐに、ICRP は、ICRP の放射線防護体系に関して日本の原子力発電所事故から学んだ最初の教訓についてのタスクグループ 84 を設置した。翌年、福島市で開催された主委員会において、タスクグループの調査結果の概要 (ICRP, 2012 年) が承認され、その後すぐにタスクグループ 84 の委員がより詳細な論文を発表した (González et al., 2013)。</p>
<p>この最初の評価は、何年にもわたって ICRP の作業プログラムに影響を与えた。特に、本刊行物を作成したグループである、ICRP <i>Publication 109</i> と <i>111</i> の改訂に関するタスクグループ 93 の設立が含まれる。</p>
<p>これと並行して、ICRP は、福島で一連のダイアログ集会を開始し、2011 年 11 月にその第一回が開催された。その目的は、復旧プロセスにおける課題について自由に開かれた議論の場を設けること、日本の専門家や市民、ベラルーシやノルウェーなどチェルノブイリ事故で直接影響を受けた国の専門家や市民との間で経験を共有すること、どんな新しい ICRP 勧告もできるだけ適切かつ有用であるようにするため、関わった人々から直接状況について学ぶこと、そしてもちろん、非常に困難な状況に直面している人々を支援することであった (Kotoba, 2015)。「ダイアログの取り組み」として知られるようになったこの活動は、すべての点で大きな成功を収めた。2020 年現在、全 22 回のダイアログ集会が開催されており、当初は ICRP が主導していたが、今では完全に地元の人々の手に委ねられている。(Lochard et al., 2019)。</p>
<p>ダイアログの取り組みは、本刊行物を作成する上で重要なものであった。前線で活躍する人々との密接な交流により、より深い理解を得られただけでなく、数名の地域の参加者には本刊行物の草案作成とレビューにも参加していただいた。</p>
<p>また、ICRP はこのプロセスを通じて、多くの専門家、医療従事者、被災した住民、日本政府を含む当局、専門家組織、原子力発電所の事業者と頻繁に連絡を取り、大規模原子力事故後の放射線防護のあらゆる側面が取り上げられるようにした。</p>
<p>多くの国際機関が本刊行物の作成にかかわった。草案作成中は多くの比較的非公式な交流を通して、プロセスの後半ではより公式なピアレビューによるものであった。</p>
<p>すべての ICRP の刊行物は、現在、完成前に公開意見募集を行っている。この重要なステップでは、誰もがウェブ上のポータルから我々の作業について意見を述べられる機会を与えられ、我々がすべての見解を聞き、検討したことを確認するために重要である。本刊行物の性質と、多くの人々が大きな関心を寄せていることから、意見はこれまでで初めて英語と日本語で受け付けられ、更にコメント期間も延長された。もう 1 つ初めて行われたのが、意見募集中に日本で開催された公開会合であり、初期に出された意見に我々がどのように対応しているかを人々は聞くことができ、また、彼らが直接意見を述べる機会を与えることができた。全体として 300 を超えるコメントを受けたが、これは、ほとんどの ICRP 刊行物に対するコメントの約 10 倍であり、現在の基本勧告 (ICRP, 2007) について受けたコメントの数に次ぐものであった。このような関心の高さが、本刊行物の質を高めていると確信しており、多くの方々が時間を割いてご意見を交換いただいたことに感謝を申し上げたい。</p>
<p>最後に、個人的に、2011 年以降お会いできた日本の多くの方々や、チェルノブイリ事故に関する経験を共有していただいたヨーロッパの友人や同僚の親切な対応に感謝したい。私は、彼らの忍耐力、創意工夫、そして寛容さに触れ、何度も謙虚な気持ちを感じさせられた。事故が起きたことは悲しく、人々がまだ苦しんでいることを知っているが、これがなければ会えなかったであろう人々との間で生まれた友情は一つの希望の兆しである。原子力事故の影響のより深い理解と将来のためのより良い備えがもう一つの明るい兆しとなるよう望んでいる。</p>
<p>CHRISTOPHER H. CLEMENT 編集長</p>
<p>大規模原子力事故における人と環境の放射線防護 — ICRP <i>Publication 109</i> と <i>111</i> の改訂 —</p>
<p>ICRP <i>Publication 146</i></p>
<p>2020 年 7 月 主委員会により承認</p>
<p>抄録—本書は、チェルノブイリと福島の事故の経験に基づき、大規模原子力事故における人と環境の防護のための枠組みを提供するものである。事故に対応する上で、委員会は、初期と中期を緊急時被ばく状況、長期を現存被ばく状況とみなして区別する。緊急時被ばく状況および現存被ばく状況では、人と環境に対する放射線の影響の緩和は、決定の正当化と防護の最適化という基本原則を用いて達成される。委員会は、</p>

サイト内でもサイト外でも、事故のすべての段階において、公衆と対応者の防護を最適化するための一連の参考レベルを勧告する。防護措置の実施は、放射線の要因を考慮するだけでなく、健康を守り、被災した人々の持続可能な生活環境を確保し、対応者の適切な作業環境を確保し、環境の質を維持するために、社会、環境および経済の側面も考慮しなければならない。事故の初期には、多くの場合、ほとんど情報がない中で、緊急の防護措置を取らなければならない。決定は、準備計画の段階で実際の状況に最も適していると確認された措置に依存することになる。中期では、防護措置により放射線被ばくは徐々に低減される。放射線状況の特徴が十分に把握されると、長期に入り、その間に生活環境や働く環境を改善するため、さらに防護措置が実施される。当局は、事故に備える過程および事故が継続している各段階の対応に主要な代表するステークホルダーを参加させるべきである。放射線モニタリングと健康サーベイランスを実施し、個人が放射線防護文化を育み、自らの防護について十分な情報に基づいた決定を下すことができるように、情報と専門知識を共有するための条件と手段を提供することが、当局の役割である。

キーワード：チェルノブイリ事故、福島第一事故、緊急時被ばく状況、現存被ばく状況、正当化、最適化、参考レベル、防護措置、ステークホルダーの参画、共同専門知プロセス、放射線防護文化

要 点

- 大規模原子力事故は、個人や地域社会の生活のあらゆる側面に影響を与え社会の崩壊を引き起こす。それは、社会、環境および経済に甚大で長期にわたる影響を及ぼす。
- サイト内とサイト外の放射線状況の特徴を把握することは、防護措置の指針とするために不可欠であり、可能な限り迅速に実施されるべきである。
- 委員会は、事故の初期、中期、長期の各段階での防護措置の実施を導くために参考レベルを使用することを勧告する。
- 放射線防護の目的は、人と環境に対する放射線の影響を緩和することであるが、同時に、被災した人々の持続可能な生活環境、対応者の適切な作業環境、環境の質の維持を確保することでもある。
- 対応者は、最も被ばくする可能性が高いので、サイト内およびサイト外での対応の要件を考慮して、適切な防護が提供されるべきである。
- 責任ある組織は、地域の状況のより良い評価、適切で実践的な放射線防護文化の発展、および影響を受ける人々間での情報に基づいた意思決定の達成を支援するために、専門家との協力的なプロセス（共同専門知プロセス）への地域社会の関与を促進すべきである。
- 大規模原子力事故の各段階で、その影響を緩和するためには、準備計画が不可欠であり、ステークホルダーを参画させる必要がある。

総 括

- (a) 環境への放射性物質の重大な放出を伴う大規模原子力事故が起きると、広範囲の地域に影響を与え、広範囲の人々に影響を与える。これは、個人、社会、環境に大きな影響を与える予期せぬ出来事である。事故は、望ましくない放射線源の存在によって影響を受けるすべての人々にとって、複雑な状況と、特に健康に関する正当な懸念を生じさせる。これらの状況を管理するためには、膨大な人的・財政的資源を長期的に動員することが必要である。放射線防護は不可欠ではあるが、影響を受けるすべての個人や組織が直面している問題に対処するために準備する必要がある貢献の一つの要素に過ぎない。
- (b) これらの事象を管理するために、委員会は、事故の初期および中期を緊急時被ばく状況とみなし、長期を現存被ばく状況とみなして区別している。また、委員会は、損傷を受けた施設と被災した地域での活動を区別するために、サイト内とサイト外を区別している。本勧告は、原子力事故と他の種類の放射線緊急事態との間に必然的に存在する違いを十分に考慮した上で、それらの緊急事態にも適用可能である。
- (c) サイト内およびサイト外の放射線状況の特徴を把握することは、防護措置の指針とするために不可欠であり、放射性物質の汚染の程度、期間および範囲に関する不確かさに対処するために、可能な限り迅速に行われるべきである。
- (d) 緊急時および現存被ばく状況において、放射線防護の目的は、正当化と最適化の基本原則を用いて達成される。正当化の原則は、防護措置の実施に関する決定が重大な混乱を引き起こす可能性があるため、被災した人々や環境に利益をもたらすことを保証するものとなる。参考レベルを用いて適用される防護の最適化の原則は、個人の被ばくの分布における不公平さを制限し、社会、環境および経済の要因を考慮に入れて、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持または低減させることを目的としている。
- (e) 正当化と最適化は、事故のすべての段階において、人と環境への放射線影響の緩和に適用されるものであり、世間並みの生活と生計を含め、影響を受けたすべての人々の生活環境と働く環境を維持または回復するために、すべての放射線以外の要因を慎重に考慮しなければならない。
- (f) 原子力発電所事故の影響を直接管理する関係者は、その経歴、身分、準備の程度、放射線防護に関する訓練等の点で多様である。これらの人々には、緊急事態対応チーム（消防士、警察官、医療従事者など）、作業員（職

<p>業的に被ばくしているかどうかに関わらず), その他, 選ばれた代表者やボランティアとして活動する市民などが含まれる。これらのカテゴリーをすべて, 委員会は「対応者」とみなしている。これらの人々は, 適切に防護され, 適切な作業環境が提供されるべきである。</p>
<p>(g)サイト内の対応者の防護のために, 初期の参考レベルは, 一般的に 100 mSv を超えるべきではないが, 人命を救うため, あるいは壊滅的な状況につながる施設のさらなる劣化を防ぐために, 例外的な状況で数百ミリシーベルト*の範囲内で, 対応者により高いレベルが許される可能性があることを認めている。事故の深刻度に応じて, 状況に基づいてより低い参考レベルが選択されてもよい。中期では, 参考レベルは 100 mSv を超えるべきではない。長期に対しては, 期間を制限した特別の取り決めは可能であるが, 参考レベルは年間 20 mSv を超えるべきではない。委員会は, 初期と中期の両方に関与した対応者の不必要な被ばくの蓄積を避けるために, 責任ある組織がすべての実際的な対策をとるべきであることを勧告する。</p>
<p>*訳注) a few hundred millisieverts の訳</p>
<p>(h)サイト外の対応者の防護のために, 初期には 100 mSv を超えない参考レベルを, 中期には年間 20 mSv を超えない参考レベルを選択することを委員会は勧告する。長期では, 参考レベルは勧告されている年間 1~20 mSv のバンドの下半分の範囲内で選択されるべきである。</p>
<p>(i)公衆を防護するために, 初期と中期の両方の期間中, 参考レベルは一般的に 100 mSv を超えるべきではない。委員会は, 責任ある組織が可能な限り低い参考レベルを採用すべきであることを勧告する。長期では, 参考レベルは, 集団における実際の線量分布や被ばく状況に影響を与える社会, 環境および経済の要因を考慮して, 年間 1~20 mSv という現存被ばく状況について勧告されているバンドの下半分の範囲で選択されるべきである。防護の最適化の目標は, バンドの下端に向かって, 可能であればそれ以下のレベルまで被ばくを徐々に低減させることである。</p>
<p>(j)いくつかの原子力事故のシナリオでは, 放射性ヨウ素の放出は, 吸入摂取または経口摂取により高い甲状腺被ばくをもたらす可能性がある。特に子供や妊婦の放射性ヨウ素の摂取を避けるか, 少なくとも減らすための特別な努力をすべきである。事故の直後または初期は, 放射性ヨウ素の被ばくの可能性があるため, それを検出するために被ばくした人を測定すべきである。</p>
<p>(k)中期および長期における被災地の人々の防護の管理は, 放射線の要因だけでなく, 社会, 環境および経済の要因について考慮も含めた複雑なプロセスである。このプロセスには, 国や地方の当局が実施する対策と, 被災地の住民の自助努力による防護対策が含まれる。これらの段階では, 被災地で生活し, 働いている人々の放射線被ばくは, 個人の生活様式に大きく依存する。委員会は, 当局, 専門家およびステークホルダーが経験と情報を共有し, 地域社会への関与を促進し, 人々が十分な情報に基づいた意思決定を行えるように実践的な放射線防護文化を発展させるために, いわゆる「共同専門知プロセス」において協力すべきであることを勧告する。このプロセスの実施には, 適切な装置を用いた個人測定と関連情報が非常に有用である。</p>
<p>(l)環境防護のために, 委員会は, 標準動物と標準植物に基づく枠組みと誘導考慮参考レベルを用いて, 動物相と植物相を防護すべきであることを勧告する。また, 防護措置が環境に与える影響と同様に, ペットや家畜に与える影響についても, 持続可能な開発, 保護, 保全, 生物多様性の維持の観点から対処すべきである。</p>
<p>(m)委員会は, 原子力事故後の深刻で長期的な影響を回避するための計画を事前に準備すべきであると勧告する。このような準備計画は, 事故の影響とその対応に影響を与える社会, 環境および経済の要因を考慮に入れて, 原子力施設のある地域の条件に適応した一連の一貫した防護措置で構成されるべきである。</p>
<p>1 緒言</p>
<p>1.1.背景</p>
<p>(1)原子力事故は, 初期, 中期および長期の防護措置に関するガイダンスに従って管理される。委員会は, 過去に, このような状況で防護措置を実施するための一般原則を定めている。最初のガイダンスは <i>Publication 40</i> (ICRP, 1984) で公表されたが, 初期および中期的な対策に限定されていた。このガイダンスは, その後 1990 年勧告 (ICRP, 1991a) を受け, <i>Publication 63</i> (ICRP, 1991b) において改訂および補完がなされた。<i>Publication 82</i> (ICRP, 1999) で, 委員会は, 長期的な放射線被ばく状況における公衆の防護を取り扱った。</p>
<p>(2)欧州のチェルノブイリ事故の管理の経験を踏まえ, 委員会は, <i>Publication 109</i> (ICRP, 2009a) において初期および中期的な対策に関するガイダンスを, <i>Publication 111</i> (ICRP, 2009b) において長期的な対策に関するガイダンスを公表した。後者の刊行物は, 原子力事故後の長期的な対策を取り上げた初めての包括的な ICRP 勧告であった。両刊行物は, 2007 年勧告 (ICRP, 2007) に基づいて策定された。</p>
<p>(3)委員会は, 2011 年 3 月に発生した福島第一原子力発電所事故を受けて, 大規模原子力事故における人と環境の放射線防護体系の実施に関わる暫定的課題を明確にした (ICRP, 2012b)。これらの課題には, 被ばくの定量化に関する難しさ, 潜在的な放射線誘発の健康影響の解釈, 対応者に対する特別な防護, 人々の避難の社会的影響, 心理的影響の重要性の認識, 汚染地域の生活環境の回復に関連する問題が含まれる。本刊行物は, 事故</p>

<p>から 10 年の間に学んだ教訓とともに、これらの課題を取り上げることが目的としている。</p>
<p>(4)2011 年 11 月、委員会は日本の組織と協力し、福島県において地域住民、専門的職業人、村、町、福島県、政府機関および非政府団体などの代表者、ならびにベラルーシとノルウェーの専門家や住民と、福島第一事故後の生活環境の回復に関して対話を行う福島ダイアログを開始した (ICRP, 2016 ; Lochard et al., 2019 ; NPO Fukushima Dialogue, 2020)。これらの対話集会の目的は、ステークホルダー間の議論を促進し、チェルノブイリ事故で被災したコミュニティから経験を伝え、事故後の復旧に関与するすべての人々を支援するための課題について理解を深め、将来の ICRP 勧告を改善することであった。対話集会では、事故による人と環境への影響の多様な広がり、間接的な社会的・経済的影響、状況の進展に対する初期決定の影響、避難者の帰還と農業や漁業活動の再開の複雑さ、放射線規制による日常生活の混乱、関与しているステークホルダーの重要な役割、被災した人々の尊厳の尊重の重要性などが明らかにされた (Ando, 2016)。</p>
<p>1.2.本刊行物の適用範囲および構成</p>
<p>(5) 本刊行物では、大規模原子力事故の際の人と環境の防護に焦点を当てている。チェルノブイリおよび福島の原子力事故の経験を踏まえて、大規模事故による健康、社会、環境および経済的影響を見直し、これらの状況において委員会が勧告する放射線防護原則を適用すべき方法を更新する。環境への放射性物質の重大な放出を伴う大規模原子力事故が起きると、広範囲な地域、広範な人々に影響を与える結果を招く (IAEA, 2008)。本刊行物の勧告の多くは、大規模原子力事故と他の種類の放射線緊急事態の間に必然的に存在する相違点を考慮すれば、悪意のある行為を含む他の種類の放射線緊急事態にも適用可能である。委員会は、放射線を伴う悪意のある行為の際の人の防護を <i>Publication 96</i> (ICRP, 2005) において取り上げている。</p>
<p>(6) 本勧告では、大規模原子力事故の影響を管理する上で、放射線および放射線以外の両方の要因が重要な役割となることを認識している。特に住民の避難や対応者の防護のような難しい課題に関係した、原子力事故の初期の防護措置の決定において、その正当化についての重要性が強調されている。本勧告は、これらの対策の終了について言及し、さらに、中期および長期を管理するために放射線状況の特徴を把握することの重要な役割について取り上げる。</p>
<p>(7) また、本勧告は、中期および長期における被災地の生活環境と働く環境の回復に関する防護の最適化についての重要性を強調している。これらは、自らの防護について情報に基づく決定を促進するために、共同専門知プロセスにおける当局、専門家および被災した住民の間の協力の役割を強調している。このプロセスは、地元のコミュニティにおける放射線防護文化が生まれることを助長する。更に、勧告では、防護措置を実施する際に考慮すべき倫理、社会、環境の側面を明確にしている。</p>
<p>(8) 第 2 章では、大規模原子力事故の時間軸、潜在的な放射線および放射線以外の影響、ならびに人と環境の防護のための放射線防護原則に関する全般的事項を取り上げる。第 3 章では初期および中期に適用される委員会の勧告について述べる。第 4 章では長期に適用される勧告について説明する。第 5 章では事故への備えに関する概要を示し、第 6 章では結論を述べる。本勧告との関連で、付属書 A および B では、チェルノブイリおよび福島の事故の初期、中期および長期において、防護措置がどのように実施されたかを記載する。</p>
<p>(9) この刊行物は、<i>Publication 109</i> と <i>111</i> (ICRP, 2009a,b) を更新して、これらに置き換わる。また、過去の <i>Publications 40, 63, および 82</i> (ICRP, 1984, 1991b, 1999) の勧告に本刊行物は置き換わる。</p>
<p>2 全般的事項</p>
<p>2.1. 原子力事故の管理の時間軸</p>
<p>(10) 大規模原子力事故を管理するためには、初期、中期、および長期を区別すると便利である。2007 年勧告 (ICRP, 2007) において、委員会は、現存、計画、緊急時という 3 つのタイプの被ばく状況を導入した。原子力事故における放射線防護体系の実施にあたり、委員会は、初期および中期を緊急時被ばく状況、長期を現存被ばく状況と考える。委員会は、様々な国際機関や国の機関が、事故の時期とその管理を表すため、異なる表現または区分を採用していることを認識している (IAEA, 2018)。各国の検討事項に応じて最も適切な用語を選択するのは実施機関に任されている。</p>
<p>(11) 事故の初期は、「急性期」、「緊急対応期」、または単に「緊急時対応」と呼ばれることもあり、事故の宣言から始まる。この段階では、環境中へ大量の放射性物質が放出される。これらの放出は、数時間から数週間持続することがある。事故の種類に応じて、事故の宣言と放射性物質の放出の開始との間に一定の時間がある場合もある。放射線被ばくを避ける、または低減するために、様々な防護措置を迅速に講じる必要があるのは、この初期の間である。</p>
<p>(12) 中期 (時には「移行期」とも呼ばれる) は、放出の線源が安定化し、更なる重大な事故的放出の可能性が低くなった時に始まる。この段階では、初期に実施された幾つかの防護措置を終了し、放射線被ばくを更に低減するために追加の対策が実施される。また、人と環境を防護する最善の対策を決定するため、サイト内およびサイト外の放射線状況の特徴を把握することに焦点が当てられる。この段階は、数か月から 1 年以上続くことがある。</p>

<p>(13) 放射線源の安全性が十分に確保され、損傷した設備の解体の作業を開始できるよう被ばく状況の特徴が適切に把握されたと考えられる場合に、しばしば「復旧期」と呼ばれる事故の長期がサイト内で始まる。サイト外では、長期は、被災地の将来に関する当局の決定を支援するため、これらの地域の放射線状況の特徴が十分に把握されたとき、また、人々がそこに留まることが認められた場所、または戻ることが予想される地域における生活環境の回復に伴う長期の防護措置が実施された時に始まる。生活環境には、健康、社会、環境、および経済に関する考慮が含まれる。大規模事故の長期は、数年から数十年に及ぶことがある。</p>
<p>(14) ある段階から次の段階への移行は、多くの要因に依存する決定の問題である。実際は当局の宣言によって一般的に正式なものとなる。図 2.1 は、大規模原子力事故の時間軸をまとめたものである。緊急時被ばく状況から現存被ばく状況への移行は、必ずしもすべての被災地で同時に起こるとは限らない。</p>
<p>2.2. 大規模原子力事故の影響</p>
<p>(15) 大規模原子力事故は、個人および社会生活のあらゆる側面に影響を及ぼす。何はさておき、放射線の潜在的な健康影響を考えると、放射線の存在は人々にとって主な懸念の原因であり、その特徴が不明であることで懸念が一層強くなる。また、状況によっては、その他の影響が直ちに、かつ深刻なリスクをもたらすこともある。過去の経験から、すべての社会経済活動を含め、住民の日常生活と環境のあらゆる側面が影響を受け、非常に複雑な状況が生じることが明らかになっている (UNDP/UNICEF, 2002 年)。これらの状況は、放射線防護を考慮するのみでは管理できず、事故の結果に関連する社会、心理、環境、教育、文化、倫理、経済、政治要因も考慮しなければならない。この点に関し、チェルノブイリおよび福島事故は、特に妊婦、小児、定期的／特別な治療を受けている人々、高齢者といった一部の脆弱な集団の防護に特に注意を払うことの重要性を示している。</p>
<p>2.2.1. 放射線誘発の健康影響</p>
<p>(16) 委員会は、放射線による 2 つの健康影響の重要なカテゴリー、すなわち、組織／臓器損傷に至る組織反応（「確定的健康影響」とも呼ばれる）と、がんおよび遺伝性疾患（「確率的健康影響」とも呼ばれる）を考慮する。</p>
<p>2.2.1.1. 組織反応</p>
<p>(17) 放射線被ばくに関連した組織／臓器損傷は、しきい値を超えると影響の重篤度が被ばくレベルと共に増加し、しきい値未満では 1%未満の発生率で反応が起こると仮定されることが特徴である。このような損傷は、被ばく後すぐに（数時間～数ヶ月）、またはかなりの時間の経過後（数年または数十年）に起こり得、被ばくした個人の生活の質を著しく損なう可能性がある。表 2.1 に、一部の組織反応のしきい線量を示す。更なる詳細は、<i>Publication 118</i> (ICRP, 2012a) に示されている。</p>
<p>(18) 約 100 mGy までの急性臓器線量では、直ちに組織の機能障害は生じない。しかし、500 mGy を超える急性または累積線量では、被ばくから非常に長い時間が経過した後、特に眼の水晶体および循環器系で組織反応の重篤度はさらに重大になる。より高い線量では、チェルノブイリ事故で示されたように、組織反応の重篤度が一層重大になり、深刻な損傷が起こる可能性がある。</p>
<p>(19) 放射線治療を受けた患者のコホート、広島と長崎の原爆被爆生存者、原子力作業員など、いくつかの疫学研究では、心臓への数百 mGy あるいは数千 mGy の線量を受けることに伴う循環器疾患による死亡リスクの増加が示されている (Little et al., 2012)。この傾向は、より低い線量になると不明瞭になる。委員会は、放射線誘発の循環器疾患 (ICRP, 2012a) に対して防護するためには、500 mGy のしきい線量が適切であると勧告している。</p>
<p>2.2.1.2. がんおよび遺伝性疾患</p>
<p>(20) がんおよび遺伝性影響は、線量に比例して発生確率が増加するのが特徴で、その重篤度は受けた線量とは関係しない。放射線防護のため、委員会は、これらの影響の発生確率は被ばくのレベルに比例する（すなわち、小さな被ばく線量でもリスクがわずかに増加する可能性がある）と仮定している (ICRP, 2007)。</p>
<p>(21) がんリスクの増加は、広島と長崎の原爆被爆生存者、ならびに環境、医療、職業被ばくの研究など、多くの被ばく集団に関する疫学研究で報告されている。これらの研究から、がんリスク（すなわち、がん症例の頻度）は、類似した特徴を持つ被ばくしていない個人と比較すると、被ばくした個人の方が高いことが示された (UNSCEAR, 2006)。</p>
<p>(22) 放射線被ばくが被ばくした集団のがん発生確率を増加させることを示す信頼できる科学的根拠がある。低線量および低線量率の放射線被ばくに伴う健康影響については大きな不確かさが残されているが、特に大規模な研究から、100 mSv 以下の線量・リスク関係の疫学的証拠が増えてきている。現在、入手可能なデータの多くは、直線しきい値なしモデルを広く支持している (NCRP, 2018a ; Shore, 2018)。自然バックグラウンドレベルに加えて受けた 100 mSv の線量では、疫学研究の結果に基づくと、全世界の集団の典型的な致死性がんの生涯リスク 25%が約 0.5%高まると推定されている (ICRP, 2007 ; Ogino and Hattori, 2014)。</p>
<p>(23) 甲状腺は、外部線源（外部被ばく）から照射されることがあるが、吸入または摂取（内部被ばく）によ</p>

<p>て放射性ヨウ素を蓄積することもある。原子力事故は、大量の放射性ヨウ素の放出をもたらす、住民における相当な甲状腺被ばくにつながる可能性がある。チェルノブイリ事故後、放射性ヨウ素に被ばくした幼児や小児の集団では、甲状腺がんの罹患率が増加した。事故後約3年目から増加が見られ、事故当時幼児または小児として被ばくした人々の間では、現在も甲状腺がんの過剰が見られている（UNSCEAR, 2018）。</p>
<p>(24) 人間の放射線への被ばくが過剰な遺伝性疾患につながるという直接的な証拠はないが、動物では遺伝性（遺伝学的）影響がみられている。したがって、委員会は引き続き、慎重に、遺伝性影響のリスクを放射線防護体系に含めている。</p>
<p>2.2.2. 動物相および植物相の影響</p>
<p>(25) 原子力事故による環境中へ深刻な放射性物質の放出の場合、施設周辺の隣接地域のヒト以外の生物相に対し有害な放射線被ばく被害を及ぼす可能性がある。チェルノブイリ事故後、森林の死滅や土壌無脊椎動物数の減少から、一部の種の遺伝学的変化の報告まで、動物相と植物相への被害が見られた（UNSCEAR, 2000, 2011 ; IAEA, 2006）。時間の経過とともに、人間の活動の欠如を含む様々な要因に関連し、生物多様性に変化が生じている。原子力事故後の環境中に放射性物質が存在することは懸念材料だが、環境への直接観察可能な影響は、殆どの場合で放射性物質の沈着が最も多かった地域に限定される傾向がある（UNSCEAR, 2013）。</p>
<p>(26) また、事故による人への影響を緩和するための防護措置を実施することにより、植物相と動物相の一部のタイプの被ばくを減らす可能性もある。更に、表土または森林被覆の除去、または土壌改良剤の使用など、とられた防護措置の実施によって生態系への環境影響が生じることがある。委員会は、様々な被ばく状況における環境防護に関する勧告（ICRP, 2014）において、原子力事故の初期には、環境影響は喫緊の優先事項ではないかもしれないが、中期および長期に人を防護するための選択肢を選択する際には、防護措置の環境への影響を考慮すべきであると述べている。</p>
<p>2.2.3. 社会的影響</p>
<p>(27) 放射性物質の汚染の突然の出現は、望ましくなく、不当であり、危険であると認識され、それを取り除きたいという欲求を生じさせる。人間の生活環境における放射性物質の汚染の存在は、個人の幸福なくらしと被災したコミュニティの生活の質を大きく狂わせる。多くの疑問、懸念、恐怖を引き起こし、多数の意見を生み、対立を悪化させる。一部の住民は認められれば被災地に留まることを選択し、その他の住民は退去するであろう。退去した住民のうち、帰還する人もいれば、恒久的に移転する人もいるであろう。これは、チェルノブイリおよび福島事故後に見られたように、地域社会の生活と、住民、特に若者の数の顕著な減少を伴う人口動態に大きな影響を及ぼす可能性がある。</p>
<p>(28) サイト内およびサイト外での事故の管理は、必然的に、被災した人々の生活様式や人々の関係性に影響を及ぼす。これにより、対応者の作業環境と生活環境の整備、避難した人々の収容、地域の区域設定、防護措置の実施に関連する様々な制限、除染による副次的な影響、補償制度の実施などの社会的影響がもたらされる。</p>
<p>(29) すべての個人は、多くの葛藤を引き起こす複雑な状況に直面し、彼らの反応は、その地域社会の一般的な状況と個人的な状況に依存する。教育、輸送、保健医療、地域社会支援、公共空間、情報、公衆安全、スポーツ、レクリエーション、芸術、文化などの社会基盤や活動はすべて影響を受ける。</p>
<p>(30) チェルノブイリと福島の原子力事故は、被災地における放射性物質の汚染の存在が招く社会的影響については同様の影響をもたらした。住民のすべての活動範囲に広がる放射線への恐怖以外にも、社会学的研究からは、専門家や当局への信頼の崩壊、家族や社会とのつながりの分断、特に子どもたちの将来への不安、日常生活のコントロールを失うという徐々に強まる感覚も生じることが明らかにされている。これらすべての結果が人々の幸福に影響を及ぼし、彼らの自律性と尊厳を脅かすものとなる。</p>
<p>(31) 長期的には、被災した人々が放射線状況に対処する方法を理解し、自律性と生計を取り戻した場合でも、当局と国の他の地域から見捨てられることへの恐怖、および被災地の負のイメージは、社会の活動力を制約する問題であり続ける。また、原子力事故は、汚染によって直接影響を受けない地域にも社会的影響を及ぼす。避難者の受入れの管理は、特に初期において、組織的および人間的な課題を生じさせる。過去の経験から、原子力事故により、被災地やそこに住む人々、そこで生産された物品に対して、拒絶の態度が生まれることがわかっている。この態度は、特に若者に対して差別を引き起こすことが観察されている（Sawano et al., 2018）。このような状況では、被災した人々と、国や他の地域や世界とのつながりを立て直し、維持していくことが重要である。</p>
<p>2.2.4. 経済的影響</p>
<p>(32) 大規模原子力事故の後、被災地の経済構造全体が直接的または間接的いずれかの影響を受ける。例えば、農業部門は土壌と家畜の汚染により著しくかき乱され、食品生産、その流通および消費に影響を及ぼす。事故はまた、被災地の産業部門およびサービス部門にも影響を及ぼす。グローバルな性質をもつ経済では、国内および国際的に影響が見られるかもしれない。</p>
<p>(33) 放射性物質の汚染は、公共施設、公共交通機関、通信システム、食料と水の供給などの重要な基盤に直接</p>

<p>影響を及ぼす可能性が高い。これは、地元の企業や雇用、ならびに政府サービス、セキュリティ機関、医療施設、金融システム、公衆衛生サービス、教育施設などの主要な公共サービスに影響がある。</p>
<p>(34) 被災地で経済活動の維持を望む会社や新たに起業する会社は、汚染の存在に関連する更なる障害に直面するかもしれない。従業員、職場、製品、そしてこれらの会社のイメージはすべて影響を受ける可能性がある。事故対応情報やモニタリングを提供する際は、従業員とその家族の両者が関与することが重要であることが経験から示されている。地域の人口動態の変化も、被災地の経済全体に影響を与えるもう一つの要因である。</p>
<p>(35) 事故による経済的影響は、被災地内の、または被災地に関連するすべての経済活動にさらなる技術的および財政的制約を引き起こす可能性がある。活動の維持または再開、ならびに新たな活動の展開には、地方自治体や政府が数年間支援する必要がある。人々が望むならば永住を認めると当局が決定した地域での全体的な目標は、被災した領域における社会経済活動の持続可能な再展開である。</p>
<p>2.2.5. 心理的影響</p>
<p>(36) 大規模原子力事故は、緊急対応においても、また被災地の生活環境と働く環境の回復に焦点が移る長期においても、人々の生活に非常に混乱をもたらすことが予想される。事故は多くの懸念とかなりの恐怖を生み出す。人々は状況の複雑さによって不安定になり、多くの疑問を抱く。事故の直接的な影響に加えて、社会と経済の混乱による人々の精神的な幸福感への影響もある。更に、原子力事故により被災した人々は、苦悩、失望、落胆、無力感、不満、欲求不満および怒りを感じることもある。多くの被災した人々は、個人の生活環境と働く環境に対するコントロールの喪失を感じていると報告している。これは高いレベルの心理的ストレスに結びついている。チェルノブイリおよび福島原子力事故後のいくつかの研究によって報告されているように、この状況は、実際の放射線被ばくの大きさとは相関せず、一部の人々に心理的障害および心身症を誘発する可能性がある (Yasumura et al., 2012 ; Kunii et al., 2016 ; Oe et al., 2016a,b)。</p>
<p>(37) これらの研究は、災害現場に実際直面した対応者において、抑うつおよび心的外傷後ストレス障害の発生率が上昇し、生命が脅かされる可能性があることを報告した。また、わずかであっても日常生活で放射性物質の汚染に直面する人々や明確な将来の展望がなく生活環境の悪い避難者は、不安、ストレス、抑うつにさらされやすいとの報告もある (Bromet et al., 2011 ; Bromet, 2014 ; Harada et al., 2015 ; IAEA, 2015a ; Suzuki et al., 2015 ; Maeda and Oe, 2017)。</p>
<p>(38) 特に、小さい子どもを持つ親で、子どもや家族への潜在的な健康への悪影響について長引く懸念を持っていると、心理的障害を特に発生しやすい。日常生活における汚染の存在によって生じる母親の不安は、不適切な行動(感受性の欠如または暴力)を誘発し得る強力なストレス因子であり、これは、子どもの情緒・社会的発達を妨げる可能性があることが研究から明らかになっている (Maeda and Oe, 2014)。</p>
<p>(39) 経験によると、心理的レベルでの各個人の反応は、彼らの状況に大きく依存し、時間の経過とともに次のように進展することが示されている。一部の人々はうつ病に苦しむことがあり、他の人々はその状況に身を任せ、最終的に無関心または拒絶の態度をとることがある。それ以外の人々は自分自身および他の人々のため状況を改善するよう反応し、対策に関与することがある。原子力事故の心理的影響は、被災した人々に長期間影響を及ぼし続ける可能性がある。</p>
<p>2.2.6. 防護措置に関連する生活様式の変化による健康への影響</p>
<p>(40) 放射線誘発の健康影響に加え、放射性物質の存在に起因する生活様式の変化や、放射線被ばくを避けるためにとられる対策により、健康に関連する他の影響が起きる可能性がある。チェルノブイリおよび福島原子力事故を受けて実施された多くの研究は、初期だけでなく、中期および長期の間にとられた防護措置に関連して生じた様々な身体的および心理的障害を報告している (Hasegawa et al., 2015 ; Luccioni et al., 2016)。</p>
<p>(41) 避難の直後、病院の患者や介護施設の高齢者のような脆弱な集団は、低体温や脱水になりやすく、持病が悪化しやすい。これらは死亡率の増加につながり得る (Morita et al., 2017)。一方、避難所に住む子どもたちは、不十分な施設から生じる過密やストレスのため、感染症を起こしやすい。彼らはまた、心理的に影響を受け、その後、情緒的な問題に発展する可能性がある (Oe et al., 2018)。避難した子どもたちに対する言葉による虐待といじめは、ストレスの更なる原因を作る可能性がある (Sawano et al., 2018 ; Oe et al., 2019)。</p>
<p>(42) 中期および長期には、汚染地域に留まる人々ならびに一時的な移転を行った人々は、食生活の悪さ(例えば果物や野菜不足)や運動不足、薬物乱用、さらには医療施設へ行く手段あるいは治療を求める機会が制限されるなどによる生活様式の変化により、肥満、糖尿病、心血管および循環器疾患、高血圧や慢性腎臓病を含む長期にわたる様々な身体的な健康影響を被る可能性がある。更に、放射線の存在により子どもが屋外で遊ぶことを制限されることはより重度な肥満につながり得る (Nomura et al., 2016 ; Ono et al., 2017 ; Tsubokura, 2018)。</p>
<p>2.3. 人と環境の防護の原則</p>
<p>(43) 大規模原子力事故に関する委員会の勧告の目的は、人と環境に対する放射線防護の適切なレベルを確保するためにとられるべき対策について助言することである。これは、重篤な組織/臓器損傷を防止し、がんお</p>

<p>よび遺伝性疾患のリスクを合理的に達成可能な限り低減し、ヒト以外の生物相に対する有害な放射線影響を防止またはその発生頻度を低減するよう人間の被ばくを管理することを意味する。これらの目的は、人間、植物相、動物相への放射線被ばくによる潜在的な悪影響、ならびに事故とその管理による社会、環境および経済の影響を考慮して追求されるべきである。これは、すべての被災した個人の健康と幸福なくらし、対応者の適切な作業環境、被災したコミュニティの生活の質、および被災地の生物多様性を可能な限り維持することを意味する。</p>
<p>(44) 緊急時被ばく状況および現存被ばく状況において、放射線防護の目的は、最初の 2 つの放射線防護の基本原則、すなわち、正当化および最適化の原則を用いて達成される (<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) の 203 項を参照)。防護措置は潜在的に重大な混乱を引き起こす可能性があり、正当化の原則は、防護措置の実施に関する決定が被災した人々と環境に便益をもたらすことを保証するものとなる。参考レベルを用いて適用される防護の最適化の原則は、個人の人被ばく線量分布の不公平さを制限し、社会、環境、経済の要因を考慮して、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持または低減することを目的とする。</p>
<p>(45) 第 3 の放射線防護の基本原則、すなわち線量限度の適用は、事故後の緊急時被ばく状況および現存被ばく状況においては適切ではない。この原則は、線源が計画的に導入され、被ばくが完全に制御され管理されている計画被ばく状況にのみ適用される。これを踏まえ、委員会は、線量限度を設定するためにリスクの考慮に基づく枠組みを定義した (ICRP, 1991a)。線量限度は、対象とする線源を用いた通常の操業において、いかなる合理的な根拠に基づいても超えるべきではないリスクのレベル (すなわち、被ばくのレベル) に相当する。限度を超えることは、操業管理に問題があり、是正される必要があることを示すものである。</p>
<p>(46) 線源の制御を回復することが目的である緊急時被ばく状況、そして線源が計画されてではなく存在する現存被ばく状況では、被ばくのレベルは、計画被ばく状況に設定された限度よりも高くなる可能性がある。これは、これらの被ばく状況の管理に失敗が生じていることを示すとみなすべきではない。線量限度を用いたアプローチを使用する代わりに、経験に基づき、委員会は、放射線誘発リスクと状況を制御できる実現可能性を考慮して、被ばくの一般的バンドの中から選択されるべき参考レベルを定義した (ICRP, 2007)。</p>
<p>(47) ひとたび緊急事態が宣言されれば、サイト内およびサイト外の防護措置に関する決定は、効果的なものとなるために初期に迅速に行われるべきである。対応する時間が短く、不確かさが多いことを考えると、これらの対策は、可能性の高いシナリオに基づいて事前に準備され、可能な限り実際の状況に合わせるべきである。初期の管理には、特に国民の防護、国境をまたぐ課題、食品の制限および必要に応じた支援に対応するため、被災した国々との適切な交流と国際協力が必要である (IAEA, 2015b)。中期には、防護措置を開始、継続または終了する意思決定を導くために、徐々にサイト内およびサイト外の放射線状況の特徴を把握していくことが不可欠である。長期には、サイト内およびサイト外での放射線状況は、より理解が進み、被災地における地元の多様な特性に合わせた防護措置を実施することによって改善することができる。</p>
<p>(48) 初期には、環境の防護についての検討は喫緊の優先事項ではないかもしれない (ICRP, 2014)。しかし、飼育動物に関しては、ペットおよび家畜を防護するために適切な対策をとるべきであり、それらの健康を維持し、病気や汚染の拡大を防止するために、準備計画段階において具体的な取決めを策定すべきであると、委員会は勧告する。</p>
<p>(49) 中期には、人の被ばくに対する懸念が主である場合でも、動物相および植物相への放射線被ばくの影響、ならびに、防護措置による環境への影響を考慮すべきである。特に、環境 (例えば、土壌) を除染するための対策の選択に関しては、長期的には土壌の有機・ミネラルの肥沃さと生物多様性に影響を及ぼす可能性があるため、これらへの影響を考慮すべきである。</p>
<p>(50) 長期には、長く続く汚染によって脅かされる可能性のある生物種を防護するための対策を検討することが可能であるはずである。また、防護措置の実施により影響を受ける環境の質を維持するための特別な対応が必要となることがある。これらの対策は、絶滅危惧種の個体数および多様性、影響の空間的範囲、および環境の内在的価値を含む、全体的な取り組みの中で検討されるべきである (NCRP, 2018b)。</p>
<p>2.3.1. 防護に関する決定の正当化</p>
<p>(51) 正当化の原則は、被ばく状況を変更するような決定は害よりも多くの益をもたらすべきであると述べている。これは、可能な限り害を及ぼさない (無危害性) ようにしながら益になることを行う (善行) 倫理的価値の一部であり、<i>Publication 138</i> (ICRP, 2018) で説明されている善行と無危害性の倫理的価値と一致する。緊急時被ばく状況と現存被ばく状況では、正当化の原則は、潜在的または実際の被ばくを避ける、または低減するための対策をとるかどうかを決定する際に適用される。原子力事故の場合の被ばく影響の低減を目的とするすべての決定により、サイト内の作業環境および被災地の日常生活に追加的な制約が生じ、関係する個人とコミュニティに多かれ少なかれ負の影響を及ぼす。決定は、サイト内ならびにサイト外の状況について避けられない不確かさを考慮し、潜在的な負の影響を念頭に置き、合理的に現実的であるが慎重な手法に基づくべきである。</p>

<p>(52) 正当化は、単に被ばくを避ける、または低減するだけでなく、放射線以外による健康影響、ならびに社会、経済、および、環境に関する考慮も含む放射線防護の一部である。正当化は、個人の幸福なくらし、被災したコミュニティの生活の質、将来世代のための環境の質の保存に貢献するという社会全体の倫理目標に合致している。個人の幸福なくらしに貢献するために、正当化には、脆弱な集団または先住民のような特定のコミュニティに対する特別な配慮も含まれるべきである。</p>
<p>(53) 防護の正当化に関する意思決定は、通常、当局と責任を持つ組織の役割である。その目的は、必ずしも一人ひとりの便益ではなく、広い意味で、社会全体に便益をもたらすことである。しかし、決定の正当化では、当局以外の組織や個人からの情報が有益となり得る側面を多くもっている。したがって、委員会は、決定の正当化に関する公開プロセスにおいては、可能な限り、主要なステークホルダーを参画させるよう勧告する (NEA, 2006)。</p>
<p>(54) 委員会は、事故から生じる状況が全体的に進展するにつれて、決定の正当化は定期的に再評価されるべきであると考えている。したがって、正当化は、計画または事故の管理の間に考慮される「一回限りの」検討事項ではない。既に行われた決定が、広い意味で、害よりも多くの益をもたらし続けているか否かを問うべきである。また、委員会は、全体的な防護戦略の正当化は、単一または組み合わせで適用される防護措置の害と益についても考慮するべきであると考えている。最終的には、被災した人々が受けるであろう残存被ばくのレベルと、社会、環境および経済の影響とのバランスをとることによって判断されるべきである。</p>
<p>(55) 初期には、被ばくを避ける、または低減するために迅速な対策をとるか否かの決定に正当化が適用される。そのような状況において、人々の避難と屋内退避は最も難しい決定である。これらの対策は、小さなコミュニティを防護するためには効果的で比較的わかりやすいものだが、長期にわたり大規模に実施するには、混乱をもたらし、困難である可能性がある。例えば、福島事故から学んだ教訓は、介護施設からの高齢者や医療の管理下にある人々の事前計画のない避難は、これらの人々に益よりも多くの害をもたらした可能性があることを示唆している (Tanigawa et al., 2012)。同様に、厳格な屋内退避は、1日または2日を超える期間では正当化されない (詳細については第3章を参照)。迅速に行動する必要性から、ステークホルダーの参画にはつなげられない。しかしながら、ステークホルダーは、事前計画および訓練において参画しているべきである。</p>
<p>(56) 中期には、更なる防護措置の組み合わせが一貫した防護戦略を構成するという見通しをもって、これらの防護措置を実施するかどうかの決定に正当化を適用する。正当化は被災地の将来に関する当局の基本的な決定にも適用され、それが行われて長期の始まりとなる。この決定は、ひとたび放射線状況の特徴の把握がさらに良くなれば、既に実施された防護措置の結果を考慮に入れつつ、被災した個人および地域社会と協力して行われなければならない。また、この決定には、社会的および経済的活動の持続可能性について入手可能な情報を考慮に入れるべきである。とりわけ、被ばくの残存レベルが高く、適切な生活環境と働く環境を維持することが困難であることから、住民が留まることが許可されない地域、および、被ばく状況を踏まえ人々が希望する場合には恒久的に住むことが許される地域を決定しなければならない。予想される被ばくのレベルに基づくリスクのレベルに応じた取り組み法 (グレーデッドアプローチ)、ならびに社会、環境および、経済に関する考慮に従って、特例的な防護措置が実施できるいくつかの地理上の地域を定義することができる。これはチェルノブイリおよび福島の原子力事故後、当局によって採用された取り組み法であった。</p>
<p>(57) 大規模かつ長期にわたる汚染につながった原子力事故や他の産業事故、あるいは自然災害後の世界の経験は、国民と個人が被災地を容易に放棄する意思がないことを示している (Bonaiuto et al., 2016)。ただし、被災地に留まることの許可は、特に潜在的な健康影響に対する防護や持続可能な生活様式と暮らしを含む、適切な生活と働く環境条件の達成など、必要条件が満たされている場合に限り決定すべきである。過去の経験では、意思決定プロセスを改善するため、これらの決定に、ステークホルダー、特に地域当局の代表者、専門的職業人、被災したコミュニティの住民を参画させることの重要性和メリットが示されている。</p>
<p>2.3.2. 防護の最適化</p>
<p>(58) 一旦人および/または環境を防護するための決定がされたなら、委員会は防護の最適化の原則に従って防護措置を実施すべきであると勧告する。この放射線防護体系の中心的な原則は、社会的、環境的、経済的要因を考慮し、すべての個人の被ばくが合理的に達成可能な限り低く保たれるべきであることを意味する。</p>
<p>(59) 防護の最適化原則の実施は、特別な状況を踏まえ最良の防護措置を選択するため、その時点で重要な様々な要因および被ばく状況の特徴づける放射線関連情報やデータを含む、被ばく状況に関する十分な理解を必要とするプロセスである。更に、ステークホルダーの見解や懸念、放射線防護に適應される倫理的価値を反映すべきである (すなわち、不必要な被ばくを避け (慎重さ)、被ばくを受ける個人の被ばく分布が公正であるように配慮し (正義/公平性)、人々を敬意をもって扱う (尊厳))。慎重さ、正義/公平性、尊厳は、放射線防護体系、特に最適化の原則を支える中核となる倫理的価値である (ICRP, 2018)。</p>
<p>(60) 最適化原則の実施は、被ばく状況の特徴を踏まえ、最良の防護措置を選択することを目的としたステップバイステップのプロセスである (図 2.2 を参照)。</p>

<p>(61) 正当化された防護措置の選択肢間の比較は、最適化プロセスの主要な特徴であり、状況のすべての特徴を注意深く考慮しなければならない。防護措置の選択を導くため、意思決定支援技術が用いられることもある。これらの技術の適用に関する助言は、<i>Publications 37, 55</i>, および <i>101 (ICRP, 1983, 1990, 2006)</i> で提供されている。判断によるというその性質上、透明性および被ばく状況に関わるステークホルダーの直接的な参加が強く求められる。この透明性は、放射線影響および放射線以外の影響に関するすべての入手可能な関連情報、前提条件および判断が被災した人々に提供されること、さらに意思決定プロセスのトレーサビリティが適切に文書化され、この文書が十分な説明を受けたうえでの決定のための根拠となることを前提としている (ICRP, 2006, 34 項)。</p>
<p>(62) 最適化は、その時点で広く見られる状況において一連の正しい対策が講じられているかどうか、ならびに合理的に達成可能な限り低く被ばくを維持または低減するために合理的なすべての対策が尽くされているかどうかを問う心構えである。実践的な防護の実施に関わる組織（例えば、農業および工業部門）および個人（責任を有する者または関係する市民）に対して、良いガイダンスと十分な支援を提供することは、当局の責任である。したがって、政府または責任当局は、それらの実施を適切に支援するため、地域または個人レベルでとられる防護措置を含め、常に実施されている防護措置の有効性を評価する必要がある。</p>
<p>(63) 決定の正当化と同様に、初期における実践的な最適化の実施は、サイト内およびサイト外の放射線状況に関する不確かさと情報の欠如によって妨げられる。そこでの仮定には、インフラの状態や住民の反応や行動などの不確かさを踏まえ、放射線以外の影響も考慮に入れるべきである。これらの理由のため、最初に実施されるのは準備計画において正当化されると考えられた防護措置である。放射線状況の特徴の把握が進むにつれ、実施する様々な防護措置の最適化プロセスを、サイト内およびサイト外両方の被ばく状況の特殊性をさらに適切に考慮に入れて、再度検討することが可能である。</p>
<p>(64) 原子力事故に起因する社会経済状況の複雑さのため、初期、中期および長期の最適化の実施においては、脆弱な集団、または特定の集団のグループの防護、または社会経済活動の重要性や優先度に関する多くの価値判断があることを認識しておくべきである。これには、例えば、妊婦、小児、および病弱な高齢者に十分な注意を払うことが含まれる。また、戦略的な社会経済活動は、最適化のプロセスの実施において特定の防護措置の対象とするべきである。</p>
<p>(65) 最適化プロセスは、ステークホルダー間の利益相反に対処し、異なる希望や需要を調和させなければならない。例えば、商品、サービス、食品の生産者は生産の継続を望むが、それが実現するかは、消費者がこれらの品目を購入する意思があるかによって影響を受ける。また、他の例として、被災した人々が観光などを通じて国内および海外の人々と交流を継続することを望む一方で、国内および海外の人々はそれを望まないということもある。したがって、防護措置は、被災地に関わるすべての人々の信頼につながるべきである。</p>
<p>(66) 事故における放射線被ばくの特徴の 1 つは、対応者および被災地で生活または仕事をする人々が受ける被ばくの分布が大きいことである。過去の経験では、大部分の人々は比較的低い被ばくを受けるが、被災した一部の個人の線量が高くなりうることを示されている。初期には、防護措置が迅速に実施されなければ、放射線による重篤な健康影響を引き起こす可能性のある高い被ばくを受ける人もいるかもしれない。したがって、委員会は、被災した人々のグループにおける被ばく分布の公平性に特に注意を払い、事故が発生した場合には、最も被ばくした個人の被ばくを減らすことを優先して、防護の最適化を実施すべきであると勧告する。</p>
<p>(67) 事故の際には、脆弱な人々の防護も懸念される。特に、妊婦や小児は、放射性ヨウ素の被ばくに対する感受性が高い。また、高齢者、ならびに病気の人および／または入院している人の健康状態は、その事象と防護措置による混乱によって特に影響を受け得る。ホームレスの人々も、生活環境が悪いことから、より多くの被ばくを受ける可能性がある (Sawano et al., 2019)。したがって、委員会は、最適化の原則の実施において、脆弱なグループを特定し、彼らに対して配慮することを勧告する。</p>
<p>(68) 個人被ばくを低減し、被ばくの分布における不公平さを制限するために、委員会は、原子力事故に続く各段階で防護の最適化を導くため、参考レベルを使用することを勧告する。これらの参考レベルは、サイト内の対応者、サイト外の対応者、およびサイト外の公衆の構成員の被ばくを区別することによって、事故の様々な段階に適應させなければならない (3.3 節を参照)。委員会はまた、実施された防護措置の有効性を評価するために残存線量を使用することを勧告する。この残存線量は、自然バックグラウンドの被ばくを含まない、事故によって追加され、防護措置によって低減された部分を除いた残りの線量に相当する*。最善の防護措置は常に被ばく状況に特有のものであり、最適化のプロセスを止めるべき線量レベルを先験的に決定することは適切ではない (ICRP, 2007, 218 項)。ただし、防護の最適化は被ばくの最小化ではない。これは、被ばくの低減と関連する社会、環境および経済の影響と慎重にバランスをとったプロセスの結果である。これは、必ずしも個人にとって最低の残存線量レベルをもたらすとは限らない。</p>
<p>*訳注) 防護措置によって低減された部分は、回避線量と呼ばれる。参考レベルと比較されるのは残存線量である。</p>

る。
(69) 中期が終了し、放射線状況の特徴が把握されると、放射線状況が進展するにつれ、地域の状態を考慮し、放射線の状況の進展を踏まえた防護措置を適用し、個人と地域社会の懸念と希望を取り入れたより詳細な最適化プロセスをステップバイステップに実施することができる。環境中の放射能と個人の被ばくの測定回数が増加するにつれて、最も被ばくを受け続けている人々、およびその被ばくに寄与する要因を特定することができるようになる。対象を絞った防護措置を実施することは、最も高い被ばく、ならびに集団の平均的な被ばくの低減に徐々に貢献する。長期的には、人々が生活することが認められた地域では、一般的に被災地ではない地域において許可された人工の放射線源による公衆被ばくとして耐容できると考えられるレベルと同等のレベルまで大多数の人々の被ばくを低減できることが経験上示されている。
(70) 中期および長期では、個人の被ばくは、個人が居住し作業をする地域に残存している放射線の状況だけでなく、個人の行動および生活様式（例えば、食事、レジャー活動など）にも大きく依存する。行動と生活様式は個人の状況、利用可能な資源、変化を起こす個人の意欲と能力に大きく依存する。一旦、何が自らの被ばくに寄与しているかについて適切な情報が個人に与えられると、彼らは自分たちの生活様式および習慣について選択を行い、対策をとり、自分たちの被ばくを更に減らすことができる。委員会は、このようなタイプの対策を「自助努力による防護対策」と呼び、その実施は極めて効果的であり、当局や専門家によって支持され奨励されるべき最適化プロセスの不可欠な部分であると考えている。
(71) 放射線防護では、確率的影響の生じる確率が被ばくに比例すると仮定して考えるため、長期における個人のジレンマは、自助努力による防護対策を取り入れることの努力とその結果と、存在するかもしれない残存放射線リスクとのバランスを取ることである。更に、一般的に、個人の行動を不当に変えたり、要望を抑えたりすることなく個人が達成できることには限界がある。このような防護対策の決定は、放射線状況に関する関連情報および個人測定を利用することでのみ行うことができる。
(72) 住民や地域社会が自助努力による防護対策を定め、最適化し、適用することを望み、かつ行えるのであれば、当局と専門家は、質問に回答し、測定およびその結果の解釈を助け、情報および支援を提供することにより、これを可能にするプロセスを促進すべきである（共同専門知プロセスについては3.4.3節を参照）。しかし、自助努力による防護対策は、混乱をもたらす可能性もある（例えば、内部被ばくおよび外部被ばくを低減するために、消費する食物や訪問する場所に絶えず注意を払う点）。
(73) 防護措置を実施するための戦略は、国の事故への備えと計画の方策の一環として、当局により策定されるべきである。これらの計画では、自助努力による防護対策を、住民がそのような対策を取ることができる条件を含めて考慮に入れるべきである。被ばくを低減するための防護対策の成否を予測し、そのような対策を計画するよう人々に求めるのは困難であるが、委員会は、当局がこれらの計画の準備に代表的なステークホルダーを参画させるべきであると勧告する。
2.3.3. 最適化と参考レベルの使用
(74) 緊急時被ばく状況および現存被ばく状況における人の防護のため、委員会は、個人の実効線量（mSv）で表される参考レベルを使用して、被ばく分布の不公平さを抑制し、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持または低減することを勧告する。事故が発生する前の準備計画では、参考レベルは、特定のタイプの事故シナリオについて初期、中期、および長期に実施されるべき防護措置を選択し、その程度を見積もるためのめやすとして用いられる。したがって計画段階では、それらは超えるべきではない被ばくレベルを表す。緊急時被ばく状況が発生した場合、または現存被ばく状況が宣言された場合、参考レベルは防護措置の有効性を評価するためのベンチマークとなる。初めのうちは、これらの措置から生じる被ばくの分布に、状況に応じて参考レベルを超える被ばくが含まれてもよいが、含まれない場合もある。その目的は、参考レベルを超える被ばくをそれ以下に減らすことに重きを置き、被ばくを更に低減することである。
(75) 参考レベルは、超えるべきでないあらかじめ定められた規制上の限度を表すものではないという立場を、委員会は維持している。実際には、参考レベルは、最適化プロセスの初めまたはその過程で一部の個人で超える可能性があるが、これは規制違反にならない。このように、参考レベルは実践的な最適化の原則の実施を導き、国際的ガイダンスや国内のガイダンスに組み込むことができるツールである。 <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) は、考慮される被ばく状況の特徴を踏まえ、具体的な参考レベルを選択することができる一般的な参考レベルのバンドを提供している。
(76) 図 2.3 は、原子力事故のすべての段階において、参考レベルがどのように最適化プロセスを導いていくかを図で表したものである。それぞれの段階の開始時には、一部の個人の被ばくが当局により選択された参考レベルを上回っていることもある。（潜在的または実際に）最も被ばくしている人々の被ばくを防止または低減するために、これらの人々の特定を優先すべきである。その後の段階において実施される防護措置によって、参考レベルを上回る被ばくを受ける人数を徐々に減少させるべきである。
(77) 状況が進展し、線量分布が変化した場合、参考レベルを再評価することが適切であろう。放射線状況の改

<p>善に伴い、線量が参考レベルを超える、またはそれに近い個人が少なくなるにつれ、参考レベルを下げるができる。効果的であるためには、参考レベルの値の選択・再評価プロセスは状況に適応させるべきである。更に、委員会は、実現可能な場合には、特定の参考レベルを選択することで達成されるべき目標レベルを決定するため、すべての関連するステークホルダーの見解を含めることを勧告する。</p>
<p>(78) 環境の防護に関し、委員会は、被災地の動物相および植物相への有害な影響を防止またはその発生頻度を低減させるために誘導考慮参考レベル (DCRL) の使用を勧告する (ICRP, 2008)。DCRL は、標準動物および標準植物 (RAP) の線量率のバンドで定義される。このバンド内では考慮される RAP に対し何らかの有害な影響が起こる可能性が高い。事故の初期には、一般的に動物相と植物相の防護は最優先事項ではない。しかしながら、DCRL は動物相と植物相への潜在的影響を理解するのに有用であろう。中期および長期において、放射線状況の特徴がさらに良く把握できた時には、委員会は、社会、環境および経済の要因を考慮して、特に被ばくした RAP の被ばくを低減させるように配慮すべきであると勧告する。</p>
<p>(79) 本刊行物において、委員会は、大規模原子力事故の初期、中期および長期におけるサイト内とサイト外での人の防護のため、最適化の原則の実施および適切な参考レベルの選択について、ならびにヒト以外の生物相の防護について勧告を行う。詳細は、それぞれ、第 3 章および第 4 章に記載される。</p>
<p>3. 初期および中期</p>
<p>3.1. 初期および中期の特徴</p>
<p>(80) 委員会は、緊急時被ばく状況に適用される放射線防護原則に従って、大規模原子力事故の初期および中期を管理することを勧告する。これらの状況は、放射線源の制御の喪失、または線源の意図的な誤用から生じるものとして定義され、望ましくない被ばくを回避または緩和し、線源の制御を取り戻すために、緊急かつタイムリーな対策を必要とする。緊急時被ばく状況は、以下のいずれか 1 つ、または複数の要因によって特徴づけることができる：線源の現在および将来の状態に関する大きな不確かさ、高いレベルの被ばくの可能性を伴う被ばくの経路およびレベルに関する不確かさ、ならびに放射線および放射線以外の状況の急速な変化。</p>
<p>(81) 大規模原子力事故から生じる緊急時被ばく状況は、対応者の被ばくや公衆の被ばくに至る。これは、チェルノブイリおよび福島事故に見られるように、数週間、更には数ヶ月という長期間持続する可能性がある。大規模原子力事故は、1 つの施設、同じサイトの複数の施設、あるいは重大な外部事象が関与する場合には、複数のサイトが関与することがある。初期においては、放射性物質の放出の影響を緩和するために迅速に対応する必要がある。初期および中期において徐々に、放出は制御を取り戻し、放射線の状況の特徴をもっと把握できるようになる。サイト外では、被ばくと被災地の将来についての不確かさが依然として存在する。したがって、中期は、サイト内よりもサイト外で長く続く可能性がある。</p>
<p>(82) 大規模原子力事故の場合、最も高い被ばくは通常、線源が制御されていない初期の間に発生するであろう。委員会は、最初に優先すべきことは、サイト内およびサイト外の両方で、直接の重篤な組織／臓器損傷の発生を避けることであると勧告する。初期において考慮すべき主な緊急防護措置は、避難、屋内退避、ヨウ素甲状腺ブロック、地域の食品と水の供給制限、ペットと家畜の防護である。これらの対策は迅速に実施されなければならないので、特に実施する上での取決めや地理的範囲の概要について事前に準備しておく必要がある (Callen and Homma, 2017)。</p>
<p>(83) 重大な放出の前にとられる防護措置は、直接の重篤な放射線障害の発生を避けるように、また、通常、放射線被ばくも防止するか、大きく低減するように策定されるべきである (IAEA, 2015b)。これらの措置について決定する際には、潜在的な放射線以外の影響も考慮に入れ、それに応じて適合させることも重要である。実際の状況は、事前に計画されたシナリオとは大きく異なったり、急速に進展したりする可能性があるため、対応中に防護措置を適合させる必要もあり得る。</p>
<p>(84) 中期において放射線状況に関するより多くの情報が入手可能になるにつれ、最初の防護措置の地理的または時間的な範囲を修正し、一時移転、食品管理、環境の除染、および事業活動の管理などの新しい防護措置を導入する必要があるかもしれない。この段階の間、人々がいつ、どこで、どのように被ばくし、将来も被ばくする可能性があるのかを特定するために、被ばく状況の特徴をもっと把握するための更なる対策が取られるべきである。</p>
<p>(85) 初期および中期においては、被災した人々は、ラジオ、テレビ、文書、電子メール、ソーシャルメディアを含むすべての利用可能な手段により、状況とその進展について情報が与えられるべきである。この情報は、迅速かつ継続的に広められ、常に更新されるべきである。過去の原子力事故の経験から、正確な情報を広めることが十分でないことが示されている。したがって、委員会は、被災した人々の懸念に対応し、被災した人々が情報に基づいて決定するのを助けるため、共同専門知プロセスにおける当局、専門家、および地元のステークホルダー間の協力を促進することを勧告する。</p>
<p>3.2. 放射線状況の特徴の把握</p>
<p>3.2.1. 被ばく経路</p>

<p>(86) 大規模原子力事故の場合、外部および／または内部被ばくは、様々な経路から生じる。外部被ばくは、損傷した施設によって放出されたプルーム中に存在する浮遊放射性物質、およびプルームから地面、建物、衣服、および皮膚に沈着した放射性物質から生じる。内部被ばくはプルームまたは汚染された物の表面からの再浮遊による放射性物質の吸入、汚染された食品および水の経口摂取、ならびに地面または物品に付着した放射性核種の意図しない経口摂取から生じる。</p>
<p>(87) 事故による大気放出の場合、プルーム中に存在する短寿命の放射性核種を吸入することによって、最初の被ばくは比較的高くなるだろう。その後、通常、数日または数週間は、放射性ヨウ素が作物の直接汚染とミルクへの移行による内部被ばくの主な要因となり、また、環境に沈着した汚染から外部被ばくが生じる。中期においては、外部放射線が、放射性セシウムによる食品の長期汚染とともに、主要になる可能性が高い。</p>
<p>(88) 沈着のパターンは、事象の規模、および放出時の支配的な気象条件、特にプルームの通過時の風向、降雨または降雪に依存する。長時間にわたる放出の場合、風向は時間とともに変化することが予想される。長期的には、降雨とウェザリングによって、土壌中の放射性核種の分布が変わり、他所への移動が引き起こされる。土壌からの放射性核種の植物への取込みは、土壌の物理的および化学的特性（例えば、水分や肥沃度）に応じて変化し、一般に時間とともに減少する。また、沈着レベルも場所によって大きく変わる可能性がある。例えば、チェルノブイリ事故後、地表面汚染は、同じ村の中で最大 10～100 倍の範囲で変動があった。長期の場合には一般に、1 つまたは少数の放射性核種が、人およびヒト以外の生物相の両方に対する被ばくを支配する。</p>
<p>(89) 人による放射性核種の摂取は、汚染された農地の野菜、肉、ミルク、汚染された河川、湖、海からの魚類、汚染された森林からの野生のベリー類やキノコ類の摂取から主に生じる。動物およびその由来製品への移行は、飼料の汚染、ならびに管理技術に依存する。食品中の放射性核種濃度は、土壌および栽培される作物の種類に依存する一方で、住民による摂取は食習慣に依存して、時間とともに著しく変わる可能性がある。農耕地域に比べると、ある一定の地域では、特定の食品（例えば、森の中のベリー類やキノコ類、牧草地で放牧される家畜）へのより高いレベルの移行が現れるかもしれない。このような食品の摂取は、一部の個人において、摂取線量を増加させる可能性がある。</p>
<p>(90) 過去の事故の経験から、海水や地表水への液体放射性物質の放出、海水や地表水への直接の放射性物質の沈着、海水や地表水への流出による水系からの放射線被ばくの可能性があることが示唆されている。海への放射性物質の直接または間接的な放出のために、人は、海中または海底堆積物の放射性核種から外部被ばくを受けるであろう。これらの経路からの線量は、全体的な被ばくに有意な寄与をもたらすとは思えない。逆に、海産物への放射性物質の移行は、一部の公衆にとって、内部被ばくの主要な原因となり得る。</p>
<p>(91) 動物と植物は外部および内部被ばくの両方を受けるであろう。人と同様に、外部被ばくは、プルーム中に存在する浮遊放射性物質、および損傷した施設から排出された放射性物質の水系への放出、ならびにプルームから地表面や生物相に沈着した放射性物質から生じる。内部被ばくは、プルームまたは汚染表面から再浮遊した放射性物質の吸入、汚染された水または動植物の摂取、ならびに地表面の放射性核種の不注意な摂取から生じる。</p>
<p>(92) 放射性核種の汚染レベルおよび組成は、経時的に、および様々な場所で変化するはずであり、その結果、ヒト以外の生物相への様々な被ばくがもたらされる。また、影響を受けた集団の大きさと共に、その動物が汚染された地域でどのように時間を過ごすかを理解することも重要であろう。</p>
<p>3.2.2. 環境モニタリングと個人モニタリング</p>
<p>3.2.2.1. 環境モニタリング</p>
<p>(93) 環境モニタリングは、サイト内およびサイト外の放射線状況の正確な全体像を提供するために必要とされる。被ばくの予測は、気象情報、環境モニタリングデータ、および計算モデルを用いて行うことができる。放射線の懸念があり得る地域（すなわち、原子力施設の近くから沈着物が居住地域または農地に影響を及ぼす可能性のある周辺地域まで）の気象条件の特徴を把握するためには、十分な数の気象観測所が利用可能でなければならない。訓練を受けた操作者が固定式や携帯式の放射線モニタリング装置を用いることでより高い精度で被ばくを評価することができる。また、広域に影響が及ぼされた場合には、航空機モニタリングも環境汚染の程度や範囲に関する有用な情報を提供する (Saito et al., 2019)。</p>
<p>(94) 周辺線量率の環境モニタリングに加えて、大気中の放射性核種濃度の測定も行うべきである。この種の情報は、放射線の吸入による内部被ばくの推定を可能にする。環境中に沈着した放射性物質に起因する内部および外部被ばくへの懸念に対しては、表土や飲料水中の放射性核種濃度の測定計画が必要であり、それによって食品と水の制限と防護措置の拡大（例えば、一時的な移転）の実施に関する決定が支援される。土壌、食品および水のモニタリングは、中期を越えて長期においても継続される可能性が高い。</p>
<p>(95) 詳細な環境モニタリングは、広範囲にわたる汚染地域の放射線状況を把握するためや、初期に実施された緊急防護措置を終了するために不可欠である。放射性物質の放出が収まり、被災地でより詳細なモニタリングが可能になるにつれて、環境測定データの利用可能性が増大する。初期と中期の管理に責任を有する組織によ</p>

って行われた公式な測定に加え、被災したステークホルダーは、購入した放射線検出器、あるいは地域の機関（例えば、大学、地域の研究所など）から提供された放射線検出器を使用して、自らの放射線状況を地図にすることを望むかもしれない。ステークホルダーによるデータ収集は中期から始まるかもしれないが、長期においてより重要とみなされるであろう。特に、被災した人々がそのようなデータと自らの放射線状況との関連を理解するのを援助することによって、ステークホルダーによるデータ収集を支援し、彼ら自身の防護についての意思決定を行うことを支援するために必要な資源を事前に検討しておくべきである。

3.2.2.2. 個人モニタリングおよび健康サーベイランス

(96) 初期には、被ばくのレベルにより処置（除染、診療）が必要な人や健康サーベイランスが必要な人を特定するトリアージが大切である。これらの決定は、限られたモニタリング情報に基づいているので、治療が緊急に必要な人の特定に全力が注がれる。最初の数時間は、例えば、手持ち式モニターまたは携帯型モニターを用いた最初のスクリーニング測定を行うことしかできないかもしれない。その後、ホールボディカウンターや甲状腺モニターのような可搬型生体内モニタリング装置を用いて、より正確な測定を行うことができるようになる。数日後には、被ばくを決定するために、生物試料（例えば、尿中の放射性核種、血中の細胞遺伝学的測定）のインビトロ測定や遡及的な物理学的線量評価（例えば、携帯電話の画面のガラス、家庭内の塩）ができるだろう。

(97) 放射性ヨウ素の放出の場合、小児と妊婦に対する甲状腺線量のモニタリングが初期に重要となる。環境モニタリングでは、個人の甲状腺被ばくの正確な推定ができない。したがって、小児（被ばく時年齢が約15歳まで）および妊婦の甲状腺の放射性ヨウ素の量を迅速に測定し、甲状腺線量の現実的な推定値を得るための具体的な取り組みを行うべきである。甲状腺の測定は、訓練を受け適切な装置を配備された職員によって、避難所や健康サーベイランスのために設置される事故対応センターで行うことができる。放射性ヨウ素の半減期は短いので、被ばくから2~3週間以内に、理想的には被ばく後可能な限り早く、このような測定を行うことが重要である。委員会は、甲状腺被ばくを臓器線量で表すことを勧告する。測定された人々には、甲状腺線量の情報とともにその数値が個人の健康にとってどのような意味があるのか明確な説明がなされるべきである。

(98) 中期においては、サイト内およびサイト外で被災した人々が吸入または経口摂取した汚染物質の測定を行うために、ホールボディカウンターを用いることができる。これにより、内部被ばくの評価が可能になり、特に注意を払うべき、主に食品からの経路の確認に役立てることができる。乳児を含む小児の内部被ばくの測定によって、母親が子どもの状況を理解するための有用な情報や食事を調整するための選択肢が提供される（Hayano et al., 2014）。時間とともに被ばくの経路が変わる可能性があるため、ホールボディ測定の人々の優先順位を決める際には、このことを考慮する必要がある。

(99) 初期および中期の管理を担うすべての関連組織の防護に関する決定を支援するために、測定データは一元的に収集し、可能な限り早く利用できるようにすべきである。説明責任と透明性のため、委員会は、個人情報保護を尊重しつつ、この情報を明確な説明も加えて公衆と共有すべきであると勧告する。

(100) 初期に放射線により影響を受けた人々に焦点を当てた医療モニタリング計画では、臨床症状を発現した人々と、被ばくしたことが分かっても症状を示していない人々の2つの対象グループを考慮するべきである。最初のグループのフォローアップは、長期合併症の診断と治療を目的とする。第2のグループのフォローアップは、放射線被ばくに関連する可能性のある有害な影響または疾患の発見を目的とする。

3.3. 初期および中期における対応者の防護

(101) 事故の対応に関与する可能性のある個人は、緊急時チーム（例えば、消防士、警察官、医療従事者）、作業者（職業的に被ばくするかどうかに関わらず）、専門的職業人および当局、軍人、ならびにボランティアとして援助に当たる市民など、その身分は様々である。これらの個人を分類するために、国の機関や国際機関では様々な用語が使用されてきた。委員会は、本刊行物においては、これらの個人のすべてを指すのに「対応者」という用語が適切であると考えている。事故により生じた放射線状況は、施設の通常の操業条件とは全く異なるので、対応者の防護は、被ばく源がもはや制御されておらず、作業環境が通常ではないことを考慮に入れた特別な方法で管理されるべきである。初期と中期では被ばくレベルの幅が広いので、グレーデッドアプローチが必要とされる。さらに、事故から生じた状況は予測不可能であるため、このアプローチが効果的であるには、慎重でありながらも十分に柔軟であるべきである。初期と中期における対応者の防護を整理するために、委員会は、サイト内（損傷した施設）とサイト外（被災地）の活動を区別し、2つの期間を区別することを勧告する。

3.3.1. サイト内の初期における対応者の防護

(102) サイト内で最初に関与する対応者は、緊急時チームを待つ、損傷した発電所の作業者である。彼らの役割は事故に対応するための初期活動を実施し、施設を安定化させ、サイト外への影響を緩和することである。この初期活動を行う際に、一部の者が高い被ばくを受ける可能性がある。これらの対応者は依然として操業管理者の責任下にあるが、事故前にあった通常の計画被ばく状況に従った管理はもはやできない放射線状況にあ

る。対応に関与していない作業者は、特に、避難や屋内退避、適宜ヨウ素甲状腺ブロックによって、サイト外の住民と同じ方法で防護されるべきである。対照的に、初期の対応に関与する者は、決定の正当化および防護の最適化の原則を適用して、対応者として管理されるべきである。状況によっては、外部から他の対応者が、施設の作業者を支援するために参加する可能性がある。これには、通常、それぞれの組織の責任下で活動する専門チーム、あるいは通常、損傷した施設の管理責任の下で活動する他の施設からの作業者が含まれる。また、ある場合には、軍人が軍事組織内での特別な立場で動員されることもある。

(103) 対応者の被ばくに影響を及ぼす可能性のある決定の正当化は、サイト外の住民の被ばくと環境汚染の回避または低減の点から期待される便益だけでなく、損傷した施設の状態とその起こり得る展開から行われるべきである。全体として、これらの決定は、害よりも多くの益をもたらすことを目指すべきであり、言い換えれば、関係する個人と社会全体に対する便益が、対応者に対し引き起されるかもしれない害を補うのに十分であることを確実にすべきである。施設の状態とサイト外の環境を特徴づける不確かさを考慮すると、これらの便益を評価することは難しく、決定の正当化は必然的に操業管理者による価値判断に基づくものになる。

(104) 初期における施設の放射線状況は、大部分が不明かつ不安定である可能性があるため、対応者の防護の最適化の実施は複雑である。多くの作業は、関与する対応者への潜在的影響を先験的に推定することができないまま行われる。更に、被ばくの原因となる線源の制御は大部分あるいは全く制御されていないので、対応者が受ける被ばくを十分な精度で予測し、予め確立された放射線判断基準内で作業が遂行されることを保証するのは困難である。このような状況では、線量限度の原則の適用は、対応者の被ばくの管理に適していない。その代わりに、委員会は、個人線量を管理するために参考レベルを用いた防護の最適化の原則を適用することを勧告する。これらの参考レベルは、変化する状況の特徴および対応者の種類を考慮して選択されるべきである。

(105) 18項および22項で言及されているように、がんのリスクは線量とともに増加し、100 mSvを超える被ばくでは確定的影響の可能性が高くなる (ICRP, 2007)。このため、委員会は、急性あるいは1年間のいずれかで受ける100 mSvよりも高い被ばくは、極端な状況においてのみ正当化されるであろうと考える。したがって、初期には、委員会は、対応者の被ばくを制御するため、100 mSvまたは、それ以下の参考レベルを勧告する。数百 mSv*の被ばくは、人命を救うため、あるいは施設がさらに劣化して壊滅的な状態に陥るのを防ぐためという例外的な状況においてのみ正当化されるであろう。これに加えて、放射性ヨウ素の大量の摂取が起こる可能性がある。この場合は、別途考慮されるべきであり、必要に応じて具体的な防護措置を実施すべきである (3.4.1.3節を参照)。

*訳注) a few hundred millisieverts の訳

(106) 初期における対応者の被ばくは、評価され記録されるべきである。必要に応じて、個人防護具が使用されるべきである。特に確定的影響を誘発する可能性が高い被ばくの場合には、必要に応じて、治療とその後の健康サーベイランスが提供されるべきである。妊婦および18歳未満の若年者は、初期にサイト内で作業する対応者チームに入れるべきではない。

(107) 委員会は、対応者の防護に関する決定は、被ばく状況のすべての特徴に基づき、存在する可能性のある他の危険を踏まえて行うべきであると勧告する。また、一部の原子力施設の作業者は、事故が起きる前に、操業管理者の責任の下、各サイトまたは国レベルのいずれかで、専任の緊急時チームに参加するための訓練を受け、備えるべきであると勧告する (Ohsuga, 2012)。このようなチームの参加者は、事故の場合の放射線リスクを十分に認識し、インフォームドコンセントを正式に提示すべきである。

3.3.2. サイト外の初期における対応者の防護

(108) 消防士、警察官、救助および医療従事者、そして軍人を含む、いくつかのカテゴリーの対応者が、初期にサイト外で介入する可能性がある。一部の国では、サイト外で原子力事故に対処するための専門チームが設置されている。また、避難時のバス運転手、選出された代表者、ボランティアなど、特定の技能を持つ作業者も関与することがある。これらの対応者はすべて、直接または間接的に対応組織の責任下にある。その役割は、人と環境に対する緊急防護措置の実施を支援することである。彼らが受けそうな被ばくは高くなるだろうが、サイト内より低いと予想される。

(109) これらの対応者は、事前に (すなわち、緊急時チーム)、または、その関与の直前に (例えば、市民、バス運転手などの作業者)、誰がなるかを明確しておくべきである。緊急時チームのメンバーには、放射線下で作業するための準備と訓練が行われるべきである。事前に決められておらず、訓練を受けていない対応者は、放射線および関連リスクの存在下で行われるべき作業に関する情報を受けるべきであり、また、(例えば、防護具によって)十分に防護されるべきであると委員会は勧告する。これらの対応者は、理解し、かつインフォームドコンセントを示した上で介入すべきである。

(110) 損傷した施設付近に位置する原子力または原子力以外の施設にいる人の中には、どのような状況にあっても、重要な活動やネットワークの運用を維持するために、職場に留まる必要がある人もいるかもしれない。

<p>このような作業員も、対応者として扱うことができる。特に、可能な限り事前に対応者となる人々を確認し、原子力事故の際に何をすべきかについて情報を提供し、適切な防護のもとで業務を遂行できるよう訓練すべきである。</p>
<p>(111) 初期におけるサイト外に対応者の防護のため、委員会は、状況に応じて、被ばくを制御するため、100 mSv またはそれ以下の参考レベルを用いることを勧告する。サイト内での防護と同様に、サイト外に対応者の参考レベルを上回る被ばくは、人命を救うため、あるいは一部の住民や動物に対する重篤な放射線影響を防止するためなど、例外的な状況においてのみ正当化されるであろう。線量は、可能な限り個人ごとに評価と記録がなされるべきである。確定的影響を誘発する可能性がある被ばくの場合には、必要に応じて、治療とその後の健康サーベイランスを提供すべきである。妊婦および18歳未満の若年者は、初期にサイト外で作業する対応者チームに入れるべきではない。</p>
<p>3.3.3. サイト内の中期における対応者の防護</p>
<p>(112) サイト内では、線源が安定化された（すなわち、放出がない、またはわずかで、線源がさらに劣化するリスクは限定的）と宣言された時点で中期が開始する。線源が安全であると宣言され、制御された作業環境下で損傷した設備の解体作業を始めることができるよう、放射線状況の特徴が十分に把握された時点で中期が終了する。この段階では、発電所や請負の作業員が、状況の特徴の把握および線源の制御の回復作業に動員されるであろう。必要に応じ各雇用主の責任も継続するがすべての作業員は、通常、損傷した施設の運営管理者の責任下にある。サイトは損傷を受け、汚染され、脆弱になっているため、作業環境は前例のない難しいものとなる可能性がある。不適切な行動や不測の事態が、新たな緊急事態を引き起こす可能性がある。それにもかかわらず、作業の組織化と被ばくの管理は徐々に改善されるべきである。このような状況では、作業員の被ばく管理が、もはや初期と同じ放射線の制限を受けなくなったとしても、作業員は依然として対応者とみなされる。</p>
<p>(113) 委員会は、サイトに入る新規対応者を確認し、訓練を受けさせ、割り当てられた作業のための装備を身に付けさせ、そして新規対応者は正式にインフォームドコンセントを示すべきであると勧告する。これらの対応者の多くは、土木工学など通常、放射線の存在下では行われない仕事に雇用され、損傷した施設に留まるのは彼らの仕事の生涯のごく一部であろう。彼らの訓練は、特定の状況に適応させる必要があり、放射線防護の知識や文化の欠如を克服するために、運営管理者によって特別な研修が開かれることもある。これらの対応者は困難でストレスの多い状況で作業するため、適切な作業条件や居住環境を確保するために、特別な注意を払わなければならない。対応者の個人線量の監視と記録を行い、各対応者には受けた被ばくについて情報提供がなされるべきである。</p>
<p>(114) 中期では、委員会は、100 mSv またはそれ以下の参考レベルを用いることを勧告し、線量限度の適用は適切でないと考えている。施設における線源の制御と被ばく状況の回復の進捗に応じ、中期において参考レベルは引き下げられるかもしれない。必要に応じて治療とその後の健康サーベイランスを行うべきである。妊婦および18歳未満の若年者は、中期においてサイト内に対応者チームに入れるべきではない。</p>
<p>3.3.4. サイト外での中期における対応者の防護</p>
<p>(115) サイト外での中期は、放出源が安定した時点で開始され、住民と被災地の被ばく状況の特徴が十分に把握され、当局が被災地の将来を決定できるようになった時点で終了する。対応者が行うべき主な作業は、放射線状況の特徴の把握、食品の放射線管理と住民の健康サーベイランスのための基盤整備、建物と環境の除染である。これらの作業に関与するのは、作業員（職業的に被ばくしているかどうかに関わらず）とボランティアの混合集団である。この状況は依然として緊急時被ばく状況であるが、これらの対応者の被ばくは比較的良く制御することができる。</p>
<p>(116) 委員会は、可能な限り日常活動において、サイト外に対応者の防護を準備することを勧告する。関与する対応者は、登録され、放射線が存在する場で行う必要な作業や関連するリスクについて情報を与えられるべきである（知る権利）。線量は評価され、情報は対応者に伝えられ、可能な限り個人ベースで管理されるべきである。委員会は、状況に応じて個人の被ばくを制御するために、年間20 mSv またはそれ以下の参考レベルを用いることを勧告する。中期のサイト外に対応者には、サイト内に比べより低い参考レベルが勧告されるが、これは彼らの活動の実施において、より高い被ばくを受ける必要がないためである。放射線状況が良好に推移した場合には、この段階で参考レベルを引き下げることができる。</p>
<p>3.3.5. 初期と中期における対応者の被ばく管理</p>
<p>(117) 対応者の中には、初期と中期の両方に関与する者もいるかもしれない。このような対応者については、両段階の総被ばく量を100 mSv 以下に保つという目標により導かれるべきである。しかしながら、特に初期においては、サイト内やサイト外でさえ、困難で予測不可能な介入条件の可能性を考えると、限られた数の対応者については、合計100 mSv を超える、あるいは例外的に数百ミリシーベルト*の範囲の被ばくを受ける可能性があることに留意することが重要である。委員会は、対応者の初期の被ばくによって、中期の関与を必ずしも制限すべきものではないと勧告する。また、累積被ばくが100 mSv を超える対応者に対しては、適切かつ</p>

<p>持続可能な医療サーベイランスを提供すべきであると勧告する。</p>
<p>*訳注) a few hundred millisieverts の訳</p>
<p>(118) 職業的に被ばくする作業者が対応者として関与する場合、対応中に受けた被ばくは、計画被ばく状況で受けた被ばくとは別と見なされて記録されるべきであり、職業被ばくの線量限度の遵守に対してはその被ばくは考慮されるべきではない。責任当局、事業者、雇用主、および作業員間の合意に基づく対応者の線量記録に関する取り決めは、原子力施設の事故の計画の一部として、準備段階で事前に決めておくべきである。</p>
<p>(119) 委員会は、職業的に被ばくする作業者が、中期の終了した時点で、通常の活動や職業への復帰を望む場合、それを禁止すべきではないと勧告する。その決定は、事故前および事故対応中に受けた被ばくの履歴の詳細なレビューと徹底した医学検査後に、ケースバイケースで施設に責任を有する当局によりなされるべきである。</p>
<p>3.4. 初期および中期における公衆と環境の防護</p>
<p>(120) 初期および中期における人の防護は、参考レベルを用いて正当化され最適化されるべき一連の防護措置の実施に依拠している。その目標は、被災地に住み、働く個人やコミュニティの生活を形成する社会、環境および経済の要因を考慮して、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持および／または低減することである。防護措置は、特に、脆弱なグループや先住民族のような特定のコミュニティを防護することを目的として、個人の被ばく分布の不公平さを制限するため、参考レベルに基づく判断基準を用いて実施されるべきである。</p>
<p>(121) <i>Publication 109</i> (ICRP, 2009a) において、委員会は、緊急時被ばく状況の参考レベルは、典型的には、20~100 mSv のバンドに設定されるべきであり、選択された参考レベルは、潜在的または実際の事故シナリオに適合させるべきであると勧告した。この勧告では、1年以上緊急時被ばく状況が続く可能性については考慮されていない。</p>
<p>(122) 本勧告では、委員会は、初期と中期の間、最も高い被ばくを受けた個人が、両段階の全期間で 100 mSv を超えないことを確実にするため、すべての合理的な防護措置がとられるべきであると定めている。これは、急性被ばくを緩和し、確定的影響を防ぐためである。委員会は、状況次第で、これらの段階の期間が 1 年未満または 1 年以上になるかもしれないことを認識している。また、委員会は、可能な場合には、初期と中期における最も適切な参考レベルは 20 mSv より低くなることを認識している (表 6.1 を参照)。なお、放射性ヨウ素の大量摂取の可能性がある場合は、特定の防護措置を講じる必要があることに留意すべきである。</p>
<p>(123) 初期において、サイト外の放射線状況がまだほとんど分かっておらず、状況が急速に進展している場合には、準備計画に該当するシナリオについて設定された参考レベルを防護措置の実施に反映するべきである。この参考レベルは、特定の防護措置を実施する上で容易に判別できる発動因子 (トリガー) となる運用上の判断基準を設定するために用いられる (IAEA, 2011, 2015b)。しかしながら、状況が予想通りに進展せず、防護措置が講じられたとしても、一部の被ばくが参考レベルと同程度か、それ以上のことさえあり得る。反対に、特に事故が事前に計画されたシナリオよりも過酷ではない場合、すべての被ばくが参考レベルよりも低くなる可能性がある。そのため、モデル化や環境における初期測定を行い、被ばくの特徴を可能な限り早く把握することが重要である。これにより、当局は必要に応じて、防護措置の範囲および／または参考レベルの値を調整し、防護を最適化することができる。</p>
<p>(124) 中期において、放射線状況の特徴がより把握された時点で、参考レベルを再評価し、低減する必要があるかもしれない。例えば、チェルノブイリ事故の中期において、ソ連当局は参考レベルを徐々に引き下げている (Kryuchkov et al., 2011)。</p>
<p>(125) 環境の防護については、委員会は、初期および、おそらく中期においても、影響を受けた環境に沈着した放射性物質の濃度または量を大幅に低減させることは、困難または実行不可能であると認識している。初期には、一部の動植物の被ばくのレベルは DCRL よりも大きい可能性がある。動物相や植物相への潜在的影響を評価するために ICRP が勧告する枠組みは、特に影響を受けた可能性のある種を確認し、更なる措置の必要性を検討するために用いることができる。</p>
<p>3.4.1. 初期の防護措置</p>
<p>3.4.1.1. 屋内退避</p>
<p>(126) 一部のグループは、大気浮遊放射性プルームが自宅の上空を通過する場合、被ばくを低減するために緊急防護措置を必要とすることがある。これらのグループには、避難しない場合、屋内に留まり、窓やドアを閉め、可能であれば換気システムを切り、更なる指示を待つ、屋内退避が勧告されるべきである。</p>
<p>(127) 堅牢な建物は、大気浮遊プルームによる被ばくを大幅に低減し、地表面に沈着した放射性物質からの放射線を減衰させることができる。しかし、住民の屋内退避は、潜在的な重篤な健康影響を防ぐのに十分ではない可能性があり、可能であればヨウ素甲状腺ブロックと併せて行うべきである。</p>

<p>(128) 安全な状態で迅速に避難することが困難である特定の施設（例えば、高齢者や重篤な患者がいる医療施設）では、初期には屋内退避が望ましい措置となり得る。屋内退避した人々を世話するために留まる職員は、緊急事態準備の一環で対応者として訓練され、装備を整える必要がある。これらの志願者職員は、訓練終了時にインフォームドコンセントを示す必要があるが、可能であればリアルタイムで、放射線状況の推移を知らされ、必要があれば、測定や適切な防護措置をとるための装備が与えられるべきである。</p>
<p>(129) 数日間以上の嚴重な屋内退避は、退避している住民の正常な暮らしに大きな影響を与えることなく維持することが困難であろう。治療を受けたり医療に必要な物品を手に入れる必要性、農家が家畜の世話をする必要性、あるいは単に家族と一緒にいたいという正当な欲求などの問題は、微妙な状況を生み出し、ストレスを引き起こす可能性がある。数日間数の嚴重な屋内退避後、重大な被ばくの可能性が持続する場合には、人々の避難を検討すべきである。また、放射性物質の放出が続く間も避難を行うべきであり、避難者の外部被ばくおよび内部被ばくを可能な限り防止するように注意を払うべきである。これは、難しい運用であり、準備と計画段階で事前に確認しておくべき追加の防護措置の策定を必要とする。</p>
<p>(130) 屋内退避の解除は、比較的短い時間枠のことなので、屋内退避している人々とコミュニケーションを取る仕組みは不可欠であっても、ステークホルダーが殆ど参画せずに行われる可能性が高い。屋内退避の解除とは、自宅に留まり制限付きあるいは制限なしの日常活動に戻ることを許されるか、留まることを許されず避難または移転させられることを意味する。しかし、屋内退避が解除される前に、外部被ばくや地表面に沈着し再浮遊する物質の吸入が、屋内退避解除後に放射線の点で懸念される可能性があるかどうかを判断するため、モニタリング情報が必要になる。サンプリング・測定チームの動員・配備には時間がかかるので、個々の状況を考慮して優先順位を付けることが不可欠である。放射線状況から見て、相応な時間内で屋内退避の解除が可能であると確信できない場合、屋内退避を継続することで許容できないリスクあるいは的確に定義仕切れないリスクがもたらされる可能性のあるグループについては、十分に計画された避難を考慮すべきである。</p>
<p>3.4.1.2. 避難および一時的移転</p>
<p>(131) 避難とは、重篤な組織／臓器の損傷（確定的健康影響）や、がんおよび遺伝性疾患（確率的健康影響）の長期リスクの増加に至る可能性のある十分高い短期的な放射線被ばくを回避または低減するために、サイト外の領域から住民を迅速かつ一時的に退去させることを意味する。放射性物質の重大な放出が起こる前に予防的措置として講じることができれば、放射線被ばくを回避する点では最も効果的である。しかしながら、放出の発生後または状況によっては放出時でさえも、避難が実施される可能性がある。</p>
<p>(132) 避難は、短期間の防護措置であるが、例えば、放出源の制御が不可能な場合、更なる事故や放出の重大なリスクが存在する場合、または環境中に高レベルの放射線被ばくが継続する場合など、その継続が必要で正当化される場合もある。放射線状況により、住民が約1週間以上の長期間、自宅から離れなければならない場合には、最初の避難に続いて、一時的または恒久的な移転が必要となる可能性がある。</p>
<p>(133) 過去の経験から、自然災害や人為的災害に伴う緊急事態の対応として、避難は効果的であり、頻繁に行われていることが明らかになっている。しかしながら、避難計画が不十分な場合、病院や介護施設の患者、高齢者などの特定の住民にとって有害な場合がある (Tanigawa et al., 2012)。</p>
<p>(134) また、正式な避難勧告が発令されているか否かに関わらず、自主避難が行われる可能性があることが経験により示されている。当局は、初期の準備計画を実施する際に、住民のこのような自主避難の負の側面と正の側面を考慮しておくべきである。</p>
<p>(135) 避難所は通常、公共施設など短期的な宿泊の設備しか準備されていないため、住民が一旦避難すると、帰宅の可否と時期を決定する必要がある。この決定は、被災地の放射線状況と、住民に適切な生活環境と働く環境を提供できるかどうかの両方に基づいて行われる。委員会は、初期を所管する当局が、避難者、被災地域の当局や専門的職業人と共に、避難区域へ帰還するかどうかの複雑な意思決定プロセスに密接に関与することを勧告する。これは、帰還が想定されている地域の生活環境と働く環境の質を含め、放射線状況について入手可能な全ての情報に基づいて、透明性のある方法で行われるべきである。</p>
<p>(136) 避難区域の放射線状況の把握は、環境汚染の測定、ならびに放射線状況の推移とそれを改善する能力の予測に基づくべきである。放出の組成、汚染パターンの複雑さ、および影響を受ける地域の大きさにより、どの程度迅速に評価を行うことができるかが決まる。人々が過ごす場所や、被災地で生活するであろう人々の将来の被ばくの評価に焦点を当てて、様々な環境について測定を行うべきである。</p>
<p>3.4.1.3. ヨウ素甲状腺ブロック</p>
<p>(137) ヨウ素甲状腺ブロックは、安定ヨウ素化合物（通常、ヨウ化カリウム）を投与し、非放射性ヨウ素で甲状腺を飽和させることにより、放射性ヨウ素の吸入および摂取による甲状腺への被ばくを防止するか低減させることを基礎としている。安定ヨウ素は、放射性ヨウ素から甲状腺を防護する際にのみ有効であるため、屋内退避や避難に伴って行うべきである。甲状腺ブロックのための安定ヨウ素の有効性は、タイムリーな投与に依存する。放射性ヨウ素に被ばくする直前または被ばく時点で安定ヨウ素を投与するのが最も効果的な防護であ</p>

<p>る。安定ヨウ素の投与が早すぎたり遅すぎたりすると、甲状腺を効果的に防護できる可能性が低くなる。放射性ヨウ素の放出が長期にわたる場合、ヨウ化カリウムを繰り返し摂取することが推奨されることがある (Benderitter et al., 2018)。放射性ヨウ素の取り込みは、特に若年層において、甲状腺がんのリスクを高める可能性があるため、初期の安定ヨウ素の投与は特に妊婦や小児に対し重要である (WHO, 2017)。</p>
<p>(138) 対応できる時間が短いため、安定ヨウ素の配布は、特に大きな住民グループが関わる場合、実施の上で問題があるかもしれない。したがって、国の当局は、潜在的影響のある集団が安定ヨウ素を確実に入手できるようにするため、事前配布を含む最も効果的な方法を慎重に検討すべきである。世界保健機構が推奨する用量では、初期におけるヨウ化カリウムによる甲状腺ブロックの全体的な便益は、全年齢層で副作用のリスクを上回っている (WHO, 2017)。</p>
<p>3.4.1.4. 人の除染</p>
<p>(139) 個人の除染とは、考慮した物理的・化学的プロセスによって、人から放射性物質を完全にまたは部分的に除去することである。衣服、髪、皮膚の汚染からの外部放射線の被ばくを低減し、そのような汚染による不注意な経口摂取を防止するため、緊急に個人の除染が勧告される可能性がある。この方法は、対応者を防護するために特に有効であろう。避難が勧告されている地域の外側では個人の除染が必要になることはほとんどない。個人を除染するための対策によって、住民避難が遅延されるべきではない。</p>
<p>3.4.1.5. 食品の予防的制限</p>
<p>(140) 汚染された食物の摂取は、被災地に居住する人々にとって、事故直後の重要な被ばく経路である可能性がある。これらの地域以外の消費者も、汚染された生産物が市場に出回っているのではないかと懸念するかもしれない。したがって、人々と生産物のイメージを守るため、被災地や潜在的に影響がある地域では、初期に可能な限り早く対策を講じることが賢明である。この段階での防護措置には、主に農水産物と飲料水の摂取制限、野生の食物の狩猟や採取禁止が含まれる。これらの地域からの全ての食品のモニタリングが必要である可能性があり、これを実施するのに数日から数週間かかることがある。食品の消費を禁止または制限する場合には、当局は、これらの地域に居住または働く人々に対し、汚染されていない食料と水の供給を確保すべきである。</p>
<p>(141) 殆どの国で子どもの食事の重要な構成要素であるミルクの放射能汚染のモニタリングは、ミルクが放射性ヨウ素からの甲状腺被ばくの潜在的原因であるので、事故の初期に特に重要である。このような制限が必要な場合、汚染された牧草地で放牧されていた牛や山羊のミルクを飲まないよう住民に指示すべきである。さらに、放射性物質の放出で汚染された可能性がある生鮮野菜、果物や他の食品を食べないように指示すべきである。</p>
<p>3.4.2. 中期の防護措置</p>
<p>3.4.2.1. 一時的移転</p>
<p>(142) 一時的移転とは、すでに避難しているか、あるいは自宅から直接来た人々を、すべての基本的ニーズを満たすことができ、生活環境を適切に支援することができる一時的な宿泊施設に移動させることである。一時的移転は、汚染の特徴や範囲に応じて、数週間、数ヶ月、または数年続くことがあり、高すぎると考えられる被ばくを避ける、あるいは必要な食物と水が著しく汚染され容易に代替品が入手できないような状況を避けることを目的とする。一時的移転は、急がず、関係者と対話する十分な時間をもって実施することができるので、この対策に伴う身体的リスクは避難の時のリスクと比べると比較的小さい。しかし、一時的移転は心理的影響を伴う (Oe et al., 2017 ; Ohto et al., 2017)。</p>
<p>(143) 一時的移転に耐えられる最長期間は、さまざまな社会的・経済的要因によって異なる。例えば、一時的な宿泊施設や生活環境への不満の高まりが、あるいは単に自宅で落ち着いた社会生活を築きたいという要望があるかもしれない。逆に、残存被ばくの持続、雇用機会の不足、残してきた家屋の修理・再建の必要性、学校・病院・商店などのインフラ不足など、帰還に関する懸念もある。</p>
<p>3.4.2.2. 食品の管理</p>
<p>(144) 中期には、季節や環境特性などによる放射性核種濃度の変動を理解するとともに、食品の放射線状況の特徴を把握することで、食品管理のためのより詳細で状況に適合した戦略を策定することができる。これには、食品の放射線および放射線以外の品質、消費者の信頼回復、持続可能な経済活動の維持の可能性を考慮に入れるべきである。この目的のためには、防護措置の地域社会に対する全体的な影響を考慮する必要がある。委員会は、当局が全体的な状況を比較的良好に理解できるように特徴の把握が十分に進んだ時点で、参考レベルに基づき、食品中の放射性核種の測定可能なレベル ($Bq \cdot kg^{-1}$ または $Bq \cdot L^{-1}$) で表される、食品の消費に関わる放射線判断基準を設定すべきであると勧告する。これらの判断基準に基づく食品の放射線モニタリングは、人の防護を確保しつつ、被災地内外での取引を促進するために重要である。</p>
<p>(145) 委員会は、このような放射線判断基準の設定は複雑であり、地域、国、国際レベルで生産者、小売業者、消費者の利益を考慮して、多くの検討事項のバランスを取る必要があることを認めている。委員会は、関連するステークホルダーが意思決定プロセスに参画すべきであると勧告する (Kai, 2015)。国内での連帯を保つた</p>

めには、国レベルで深い議論が必要である。
(146) ガイドラインレベルは国際貿易のためにコーデックス委員会によって策定されている (FAO/WHO Codex Alimentarius Commission, 2006)。これらのレベルは、飲食物の最大 10%を汚染された食物が占めると想定した上で、年間 1 mSv の線量判断基準に基づいている。この想定は妥当でない可能性がある。地域社会によって別の割合がより適している可能性がある。したがって、食品の放射線判断基準は、Codex ガイドラインレベル以下に定められるかもしれない。逆に、汚染した食品が食事に占める割合がより小さければ、放射線判断基準はより高く定められるかもしれない。また、伝統に深く組み込まれていたり、地域社会全体の経済にとって必要不可欠である地域の生産物を保護するため、放射線判断基準が高めに設定されることもある。このような決定は、チェルノブイリ事故後のノルウェーのサーミ人によって生産されたトナカイの肉の場合のように、当局、専門家、地元の専門的職業人、および被災したコミュニティの間で緊密に協力して下さなければならない (Skuterud et al., 2005)。その結果、地域の状況を管理するために設定される食品の放射線判断基準は特別なもので、国際貿易で採用されるものとは異なる可能性がある。地域の状況を管理するための放射線判断基準は、食品の放射線に関わる品質を更に改善するインセンティブとして発展する可能性がある。
(147) 中期においては、生産から消費までの食物連鎖における放射性核種の移行の低減を目的とする多くの防護措置により、食品の放射能汚染を改善することができる (Nisbet et al., 2015)。これらの措置には、例えば、表土の除去、土壌の耕起や化学処理、家畜への非汚染飼料や飼料添加物の給餌、汚染を取り除くための産業規模の食品加工などがある。選択される措置は、放出された放射性核種の物理的・化学的特性、季節、土壌や土地利用の種類によって異なる (Bogdevitch, 2012)。
(148) 食品管理に加えて、中期においては定期的に水の供給をモニタリングし、影響を受けた地域で流出により汚染が徐々に蓄積していないか確認する必要がある。
3.4.2.3. その他の商品の管理
(149) 原子力事故後、食品以外の商品も汚染される可能性がある。車、梱包、輸送容器など、屋外に保管されるすべての製品が汚染されている可能性がある。これは木材や採石場からの鉱石などの原材料にも当てはまる。これらの商品の汚染は、被ばくに大きく寄与しないかもしれないが、ステーキホルダーからは重大な懸念事項であると見なされ、商品を管理する必要があるかもしれない。管理の種類は、汚染のレベル、商品の種類と数、使用状況によって異なる。さらに、汚染の可能性のある商品の放射線に関わる品質の証明プロセスを時には実施する必要がある。
3.4.2.4. 環境の除染
(150) 中期においては、表面や土壌の汚染の除去は、被ばくを低減するための非常に効果的な対策となる。建物や道路の表面、土壌、植生を除染するために適用できる多くの技術がある (Nisbet et al., 2015)。しかし、環境の除染は、多くの場合、大量の汚染された廃棄物の発生につながる可能性がある。汚染された廃棄物については、適切な特性評価、分別、一時保管 (長期にわたる可能性もある)、処分ルートが必要である。また、このような汚染の除去は、環境自体に大きな損傷を与える可能性もある。
(151) 建物 (公共および私有)、道路や舗装された区域、空き地、レクリエーションエリア、農地の除染は、中期に始まり、影響を受けた地域の大きさによっては、長期まで継続する可能性がある。人々が最も時間を費やす場所や人々の被ばくに最も寄与する場所を優先すべきである。地域の状況に合わせた現実的な被ばく評価は、個人の被ばくに主に寄与するものを確認するのに役立つ。これらの除染対策に関し、委員会は、個人の被ばくを効果的に低減するために、参考レベルを用いた最適化の原則を適用することを勧告する。これは、負の影響が意図した便益を上回らないように、被ばく状況の実際の特徴や、関連する社会、環境および経済の要因を考慮して、被災した住民と密接に協議して行われるべきである。
3.4.2.5. 事業活動の管理
(152) 様々な企業の経済活動は、原子力事故によって影響を受ける可能性がある (2.2.4 節を参照)。中期には、被災地に所在する企業は、従業員の家族の懸念や要望を考慮して、従業員の防護措置を確立する必要があるかもしれない。また、製品の放射線モニタリングや企業イメージを保つために、事業を維持するための専用の対策を設定する必要があるかもしれない。企業によっては、移転を余儀なくされる場合もある。
(153) 企業にとっての最初のステップは、放射線状況の特徴の把握である。ほとんどの企業は放射線防護の問題に精通していないという事実を考慮すると、専門家の支援と、特定の放射線判断基準を含む適切なガイドラインの提供が必要である。特徴把握の目的は、誰が被ばくし、何が汚染され、それらがどこで、いつ、どのようにかを明確に示すことである。
(154) 汚染のレベルにもよるが、特定の除染活動の有無にかかわらず、一部の企業や経済活動は被災地で維持される可能性がある。いずれにせよ、雇用主は、従業員と生産のための適切な作業環境を確保し、汚染の進行の可能性を考慮しなければならないであろう。
(155) 被災地で維持される経済活動における仕事での被ばくは、仕事の性質上この残存汚染への著しく高い被

<p>ばくにつながる特別な場合を除き、環境の残存汚染に起因するもので、活動自体から生じるものではない。したがって、委員会は、関係する作業者は公衆の構成員として防護されるべきであると勧告する。しかしながら、特に、放射線リスクに関する適切な情報を提供し、希望する場合には従業員自身と場合によっては家族のためにもモニタリングプログラムの実施を支援し、自己防護策を実施することによっていかに自らの被ばくを低減できるかを検討するなどを通じて、雇用主は従業員の防護を確実にする責任をもつ。委員会は、林業従事者や森林地帯の製材所の従業員など、特定の被ばく状況を伴う活動に従事する作業者については、職業上の被ばくとみなすべきであると勧告する。</p>
<p>(156) また、多くの産業は、実際にあるいは潜在的に製品に影響を及ぼす放射能の存在による試練を受けている。これらの産業の中には、特に輸出のために、製品の放射線の品質を証明しなければならないものもある。製品や活動自体が影響を受ける可能性のある他の産業（例えば、採石場、森林活動、観光）については、経済活動を維持するか否かの判断が必要となる。</p>
<p>(157) 被災地の経済活動については、放射線防護文化を発展させ、作業者やその家族、消費者が情報に基づき自らを防護するための決定を下すことを支援できるよう、様々なステークホルダーとの対話を確立するための仕組みの導入を確実にする必要がある。</p>
<p>3.4.3. 共同専門知プロセス</p>
<p>(158) 委員会は、中期において共同専門知プロセスを採用することを勧告する。専門家、専門的職業人、地域のステークホルダー間の協力のこのプロセスは、放射線状況の評価と理解を深め、人と環境を防護するための防護措置を策定し、生活環境と働く環境を改善するために、地域の知識と科学的な専門知識を共有することを目的としている。共同専門知プロセスは、ステークホルダーの参画とエンパワメントに基づく最適化原則の実践に不可欠な要素である。これは、国レベルや地域レベルの責任ある組織が推進する防護措置を補完するため、被災した住民が実施する自助努力の仕組みの開発に寄与する（ICRP, 2009b, 2016）。チェルノブイリと福島事故の経験は、このプロセスの有効性を実証している（Liland and Skuterud, 2013; Lochard, 2013; Ando, 2018; Takamura et al., 2018; Yasutaka et al., 2020）。</p>
<p>(159) 倫理的観点から見ると、共同専門知プロセスは、放射線防護体系の中核的価値の一つである人間の尊厳の回復と維持に焦点を当てている（ICRP, 2018）。具体的には、このプロセスは、ステークホルダーの参画という概念の背後にある手続上の価値である包括性を反映していると見ることができる。さらに、このプロセスは共感する（すなわち、専門家に、他者の経験、視点、文脈のなかに身を置き、それらを熟考する機会を提供する）ことを可能にし、その結果、適切で持続可能な防護措置を見つける助けとなる。</p>
<p>(160) 共同専門知プロセスは、時間がかかり、地域や個人の放射線モニタリングのための専用の資源を必要とし、長期にわたり住民と一緒に取り組むことに専心する放射線防護の専門家や専門的職業人の支援があって初めて想定することができる（Gariel et al., 2018; Schneider et al., 2019）。共同専門知プロセスは、参画するすべてのステークホルダーの間で放射線防護文化の発展を促す段階を踏みながらすすむ取り組み（ステップバイステップのアプローチ）である（図 3.1 を参照）。</p>
<p>3.4.3.1. 共同専門知プロセスの各段階</p>
<p>(a) 対話の構築</p>
<p>(161) 最初のステップは、事故の影響を受けた地域社会の人々と経験と知識を共有するために対話することである。この対話の中で、被災した人々は自身の生活環境や地域の知識を、専門家は放射線の科学に関する知識や放射線防護の実施に関する経験を持ち寄る。また、専門家や被災した人々は、疑問、懸念、期待など、日常生活の環境とその影響についての認識を共有する。住民の間で、放射線に関する知識が欠如していたり、専門家や当局に対して不信感がある状況においては、すべての人々が心を開き、相互に敬意を払い続けることが真の課題である。</p>
<p>(b) 放射線状況の合同での特徴把握</p>
<p>(162) 第 2 段階では、日常生活において、いつ、どこで、どのように被ばくしているかという意識を高めるため、放射能を「見える化」する測定に人々を参加させることを目的とする。この目的のため、当局や被災した人々が行う測定（自己モニタリング）に基づいて、包括的なモニタリングアプローチを策定すべきである。測定は、個人や地域社会の被ばくの特徴がより把握されるよう、被ばくの線源から始め、次第に拡大し、様々な被ばく経路を通じて人々が受ける被ばくを含むよう、ステップバイステップで行われなければならない。これまでの経験から、個人の状況を議論し、比較する目的で測定結果を共有することは、被災した人々の放射線防護を改善する機会を確認する強力な手段であることが示されている。この合同での特徴把握により、地域の状況をより良く理解し、放射線判断基準や他の放射線被ばく状況との比較を考慮して、見通しを立てることができる。</p>
<p>(c) 防護措置の特定と実施</p>
<p>(163) 第 3 段階では、回避可能な個人の被ばくを低減するため、地域の人々と専門家の両方で地域の状況に適</p>

した可能な防護措置を確認することを目的とする。これにより、被災した人々が実施できる自助努力による防護対策を確認することができ、当局が推進する防護措置を評価し、必要に応じて、それらを適合させることが可能となる。また、このプロセスを通して得られた経験は、対応する放射線判断基準をレビューするのもに役立てられる。共同専門知プロセスにより、地域のステークホルダーが自らの防護のために情報に基づいた決定を下すことができる。防護措置の実施には、必然的に技術的、人的、財政的資源が必要であり、専門家や当局の支援が求められる。

(d) 市民の注意を促す仕組みづくりと地域プロジェクトの実施

(164) 共同専門知プロセスの第4段階では、放射線状況について確実に市民が注意するために、地域社会において放射線モニタリングプログラムを組織し、また、被災した地域社会のレベルで地域プロジェクトを確認し実施することを目的とする。これらのプロジェクトは、非常に多様な性質（教育、社会、記憶、文化、環境、経済など）をもっているが、放射線および放射線以外の要因を考慮し、人と環境の防護、人々の幸福なくらしや地域の社会生活の質の向上を目的として実施されるべきである。当局、専門家、地元の専門的職業人の支援を得てこれらのプロジェクトへ地域住民を参画させることは、その効果と持続可能性を左右する要因となる。地域プロジェクトの実施にあたっては、意思決定プロセスの正当性、透明性、公平を確保するために、ステークホルダーを参画させた適切なガバナンスをもった構造を確立する必要がある。

3.4.3.2. 放射線防護文化

(165) 共同専門知プロセスは、放射線の影響を受けた個人や地域社会に、自らを防護する方法を知り、それにより原子力事故の影響と向き合うために必要な実践的な放射線防護文化を育むためのエンパワメントに効果的である。委員会は、この文化を、潜在的または実際の電離放射線被ばくを伴う状況において、市民が十分な情報に基づいて選択を行い、賢明な行動をとることを可能にする知識と技能と定義している（ICRP, 2018）。

(166) この文化は、人々が日常生活における懸念に対処するのに助けるために実用的であるべきである。これにより彼らは以下を行うことが可能になる。

- 測定結果（例：周辺線量率、内部および外部線量、食品の汚染）を解釈する；
- どこで、いつ、どのように被ばくしているかを理解することで日常生活における放射能の存在に対処する；
- 自分が直面する放射能のレベルについて自分なりの基準をつくる；
- 自分の防護について情報に基づき決定を下し、行動（自助努力による防護）をとるために、関連情報を収集する；
- 自らが実施する防護措置と当局が実施する防護措置の適切性と有効性を判断する。

(167) 実践的な放射線防護文化の発展は、放射線防護を支える科学的知識と日常生活の行動を結びつける学習プロセスに基づいている。これにより、事故の際に著しく損なわれた、自分に影響を及ぼす決定に関する自律性を回復させることができる。さらに、人と人とのつながりを取り戻すことに寄与し、連帯を育むことを助け、より自信を持って将来を見据える機会を提供する。

3.5. 中期から長期への移行

(168) 当局やステークホルダーが、初期と中期の間に実施された防護措置が期待された効果を達成したと判断した場合、あるいは、その適用を継続することがもはや正当化されない場合（すなわち、広義には益よりも大きな害をもたらす場合）、これらの防護措置は、解除、適合、または補完されるべきである。しかしながら、経験上、実際には、初期と中期の間に実施された防護措置の解除は難しい決定である。これには、これらの措置がもはや必要でないと思われ、その評価が共有される必要がある。措置の解除は、多くの場合、状況により適した他の代替あるいは補完措置の実施を意味する。実際には、この動きは、状況の管理に関与する様々な組織の調整と支援を必要とする。また、様々なステークホルダーに適切に情報提供し、参画させるための効果的な仕組みも必要である。

(169) 被災地の残存汚染レベルが、防護措置によって健康、社会、経済および環境の持続可能な状況を達成できない程度である場合、当局は、以前に避難または一時的移転の対象となった人々が自宅に戻ることを許可しないことがある。このような被災地への帰還を禁止する決定は、困難で重大性をもつこと、一部の人々にとって取り返しのつかない性質であることを十分に認識して正当化されるべきである。汚染のレベルがより低い被災地では、当局は、予想される被ばくレベルと、合理的な期間内に持続可能で適切な生活環境と働く環境を回復する能力を考慮して、人々が避難先に留まるか、または自宅に戻りそこで恒久的に生活することを認める決定をすることができる。このような決定は、放射線状況に関する入手可能なすべての情報およびこれらの地域における基盤とサービスの状態に基づいて正式に正当化されるべきである。

(170) 実際には、人々が自宅に戻り恒久的に生活することを許可するには、彼らの将来の被ばくや関連するリスクの評価が必要である。この評価は、周辺線量率や環境と食品の汚染の測定、個人の被ばくの推移の予測、放射線状況の改善能力に基づくべきである。環境や食品のモニタリングデータを現実的なモデリングと組み合わせることで、将来の被ばくを予測することができる（Takahara et al., 2020）

<p>(171) 一時的に移転した人々の帰宅を許可するかの決定には、被災した人々と彼らの地域社会の当局や専門的職業人との広範な対話が必要である。住民には、自宅に戻ることを選択した場合に直面する生活環境や働く環境および環境の質について、十分詳細な情報を提供することが重要である。彼らには、共同専門知プロセスの専門家の支援を期待し、適切な医療サービスや教育を受ける権利がある (Miyazaki, 2017)。</p>
<p>(172) 委員会は、将来について決定する基本的権利は個人にあることを強調する。自主的避難者を含め、被災地に留まる、離れる、あるいは自宅に戻るか否かに関する個人のすべての意思決定は、尊厳の問題として尊重され、当局によって支援されるべきである。また、自宅に戻ることが望まない、あるいは許可されない人々の移転のための戦略も策定されるべきである。</p>
<p>(173) ある地域から人を永久的に退去させ、(少なくとも予見可能な将来において) その土地の利用を禁止することは、難しい決定である。そのような地域の境界を定めるために、既存の地理的あるいは管轄的な境界も社会的な理由から考慮されるかもしれないが、放射線についての検討が用いられるであろう。</p>
<p>(174) 避難した人々の帰還を認める決定には、当局が設定する放射線の判断基準を伴うかもしれない。その基準を超えると住民を恒久的に移転させることが義務付けられ、それ以下であれば、初期と中期から生じる放射線状況を維持し、可能な限り改善するための防護措置を実施することを条件に、住民が留まることを認められる。委員会は、そのような放射線判断基準に対して特定の値は勧告しない。値を選択する場合は、現存被ばく状況の管理に関するガイダンスとの整合が取れているべきである (第4章を参照)。整合性を確保するために、人々の被災地での生活を認めるための放射線防護の判断基準の選択は、長期において適用される参考レベルの値の選択とともに議論され、決定されるべきである。</p>
<p>(175) 委員会は、人々が被災地で恒久的に生活することを認める当局の決定は、少なくとも以下の条件と手段が満たされた場合に、地域社会の代表者およびその他すべてのステークホルダーとの緊密な協議の下に行われるべきであると勧告する。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 被災地の環境、食品、物品、および人々の放射線状況の特徴が十分に把握されていて、人と環境を防護し、生活環境と働く環境を改善するために効果的な決定を行うことができること； ● 地域のステークホルダーが意思決定プロセスに参画するための仕組みが確立されている。これらの仕組みは、透明性があり、すべての関連するステークホルダーによって理解されるべきであること； ● 環境の放射線モニタリングおよび個人の外部・内部線量の測定システム、また、データの収集、保存および利用のための適切な仕組みを含む健康サーベイランスシステムが確立されていること；および ● 地域当局や専門的職業人の支援を得て、被災した人々の幸福なくらしや地域社会における生活の質の向上に彼らを参画させる適切な仕組み (例えば、共同専門知プロセス) が導入されていること。
<p>4. 長期</p>
<p>4.1. 長期の特徴</p>
<p>(176) 長期は、サイト内では、事故の管理に責任を持つ当局が、損傷した施設の安全が確保されているとみなした際に始まる。サイト外では、長期は、当局が被災地の将来について決定し、また希望する住民がこれらの地域に恒久的に留まることを認める決定をした際に始まる。これらの決定は、委員会が現存被ばく状況とみなす長期の開始を示すものであり、決定の正当化と参考レベルを用いた防護措置の最適化の原則を適用して管理される。</p>
<p>(177) チェルノブイリと福島事故の経験から、大規模原子力事故後の生活環境と働く環境の回復は、放射線の側面以外に、あらゆる個人と地域社会の生活が関与し、相互に関連し合う複雑なプロセスであることが示されている。社会的に大きな混乱を招いたこれら2つの事故は、放射線の原則と判断基準のみに基づいた長期の管理では、被災地の個人やコミュニティが直面する課題に対応するには不十分であることが示されている。そのような管理は、住民の生活環境の回復には不適切であり、また、個人の幸福なくらしや被災地の生活の質に影響を及ぼす不必要な分断を引き起こすことが経験により示されている (Ando, 2016)。したがって、放射線の原則と基準は、長期の管理に不可欠な情報であるが、被災した個人およびコミュニティの生活環境と働く環境の回復のため、適切に柔軟性をもって用いられるべきである。</p>
<p>(178) 多くの現存被ばく状況のように、被災地に居住する人々の被ばくのレベルは、個人の行動によって大きく左右され、一般に、非常に不均一な個人の被ばく分布が生じる。被ばくの範囲は、以下を含む多くの要因によって影響を受ける可能性がある。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 汚染地域における住居および職場の位置 ● 職業または仕事、ならびにその結果として汚染の影響を受けた特定の地域内での作業に費やされた時間 ● 個々の習慣、特に食習慣。これは社会経済状況に大きく依存する可能性がある。
<p>(179) 食習慣、生活様式および職業によって、隣接する地域社会との間、同じ地域社会に住む家族の間、あるいは同じ家族の中でさえ、被ばくのレベルに大きな差異が存在し得ることが、経験によって示されている。こ</p>

<p>のような差異は一般に、少数の個人が平均よりも大きな被ばくを受ける歪んだ線量分布をもたらす。</p>
<p>(180) 一時的であっても、被災地に居住し、作業する人々は、放射線状況について適切に知らされるべきである。彼らは、放射線に対する十分な防護を確保するためだけでなく、適切な生活様式と生計を含む持続可能な生活環境と働く環境を保証するために、当局や専門家からの支援を受けるべきである。</p>
<p>(181) 住民が自らをどう防護するかについて、ならびに効果的な防護を実施するための条件、手段、資源について、適切なガイダンスを提供することは国の責任である。したがって、どのように長期的な防護を確保し、状況を更に改善するかについて適切な支援を提供するために、政府または責任当局は、ステークホルダーと共に、地域社会または個人レベルで実施される自助努力による防護対策を含め、適切な防護措置の有効性を定期的に評価すべきである。</p>
<p>4.2. 放射線状況の特徴の把握</p>
<p>4.2.1. 被ばく経路</p>
<p>(182) 長期における被ばく経路は、初期の放射能の沈着のレベルと程度、環境の除染のため実施された対策の結果、および放射性壊変に影響を受ける。様々な被ばく経路の重要性は、拡散し沈着した放射性物質の種類に依存する。降雨とウェザリングは、沈着した放射性核種の土壌への浸透、および一部は水系または再浮遊を通じた移行に影響を及ぼした可能性がある。高山牧草地、森林、高地など特定の地域では、農業地域に比べて土壌中での残留期間が長くなる可能性がある。植物による汚染の吸収は、種に依存する。特定の食品（例えば、森の中のベリー類やキノコ）に高いレベルで移行すると、体内摂取量の増加につながる可能性がある。魚類や野生動物とは異なり、家畜の汚染はその飼料に依存するため制御することができる。動物への移行は、様々な放射性核種の摂取と代謝に依存する。</p>
<p>(183) 長期的には、1つまたは少数の放射性核種が、個人の被ばくへの主要な寄与因子となる。沈着した放射性核種による外部被ばくは、周辺線量率、および自宅、職場やレクリエーションなど、様々な場所で個人が過ごす時間に依存する。内部被ばくは、汚染物質の飲食による摂取または吸入から生じる。人による放射性核種の摂取は、野菜、ミルク、肉や魚の飲食によって生じるだろう。住民による放射性核種の摂取は、季節や季節毎の農業の実践、土壌や植生の種類、そして個人の食習慣によって異なるため、時間の経過とともに著しく変わることがある。</p>
<p>4.2.2. 放射線モニタリング</p>
<p>(184) 長期の開始時には、被災地での放射線状況の特徴の把握が行われ、汚染の空間的分布について理解が得られているべきである。人々が住むことを許された被災地では、必要に応じて防護措置を適合させるために、放射線状況の進展を追跡することが重要である。これは、当局ならびに個人やコミュニティによって実施される個人の外部および内部被ばくのモニタリングプログラムを維持し、必要に応じて適合させることで実施される。</p>
<p>(185) このプログラムは、被災地における汚染の進展に関するデータを提供するだけでなく、食品中の放射性核種濃度を制御するのにも役立つ。外部周辺線量率については、様々な場所の値を表示する機器を用いることで情報が提供される。モニタリングプログラムによって、各々の個人が自らの被ばくの情報を得て、彼らがどこで、いつ、そしてどのように被ばくしているかを知ることができる。この情報は、共同専門知プロセスの実施に不可欠である。実際には、これにより、被災したコミュニティに、周辺線量レベル、個人の外部被ばく、食品および環境中の放射性核種濃度、ならびに個人の内部被ばくを測定するための手段（測定機器および資格を持つ人員）が提供されるであろう。また、このモニタリングによって提供されるデータを理解し解釈するための支援を提供することも重要である。動物相および植物相の環境モニタリングも考慮すべきである。</p>
<p>(186) モニタリングプログラムの有効性は、被災地の特異性に対処する能力に依存しており、これは潜在的にリスクのあるグループを決定するために特に重要である。このような計画の持続には、国や地域当局が継続して保守・訓練を行う必要がある。</p>
<p>(187) 放射線モニタリングプログラムの実施に関与する組織の多様性（当局、専門家団体、地方および国立研究所、非政府組織、民間機関、大学、地元のステークホルダー、原子力事業者等）は、放射線状況の評価を強化する上で重要な要因であることが経験から示されている。これはまた、測定について被災した住民の信頼性を向上する上でも貢献する。</p>
<p>4.3. 長期における対応者の防護</p>
<p>(188) 長期においては、サイト内の目標は、関連する廃棄物の管理を含め、損傷した施設を解体することである。被ばく状況の主な特徴が把握され、線源はほぼ制御可能な状態であるが、一部の技術的な課題が残ることがあり、予期しない状況がいつでも起こる可能性がある。委員会は、サイト内の対応者の管理のために、年間20 mSv以下の参考レベルを設定し、必要に応じて職業被ばくの要件を適用することを勧告する。委員会は、一部の当局およびステークホルダーが線量限度の適用を望むことがあることを認識している。これは、線源の状態が十分に把握され、制御されている状況では適切かもしれないが不可欠ではない。多くの対応者は、土木工</p>

事のような、通常放射線がある場所では行われない作業のために雇用されている。そのため、訓練には、放射線リスクと放射線防護原則に関する基本的な情報だけでなく、彼らが作業しなければならない特定の作業環境に関する情報も含めるべきである。サイト内の状況により、参考レベルよりも高い被ばくを計画する必要があるかもしれない。そのような場合、委員会は、防護の最適化を目的として、関係者間での検討後、期間を定めた特別措置を、細心の注意をして準備すべきであると勧告する。

(189) サイト外において、長期に対応者によって行われる作業の目的は、初期および中期に開始された建物と環境の浄化および除染を継続し、完了することである。また、対応者は、被ばくの維持および／または低減、ならびに被災地に居住し、働く人々の生活環境の改善のために、長期的な防護措置の実施を支援することにも関与する。サイト外に対応者は、高い被ばくにつながる状況に直面することは予想されない。中期では、住民自身を含め、多くの人々のグループが防護措置の実施に関与する可能性がある。これらの住民の被ばくは公衆被ばくとみなされ、被災地の一般住民と同じ要件を用いて管理される。

(190) 長期において、浄化または除染作業や防護措置の実施に関与する対応者については、委員会は、被ばくのレベルに見合う、状況に適したアプローチを勧告する。一般の立ち入りが認められていない制限区域で防護措置を実施する場合には、年間 20 mSv 以下の参考レベルを用いて防護を管理することが勧告される。しかし、公共の場所で防護措置が実施される場合、委員会は、参考レベルが年間 1~20 mSv のバンドの下半分の範囲内であるべきであると勧告する。

4.4. 長期における公衆と環境の防護

(191) 長期の管理は、初期および中期に実施された対策を継続し補完する一連の防護措置を実施することに依存する。人の防護については、防護を最適化すること（すなわち、すべての被ばくを合理的に達成可能な限り低く維持および／または低減すること、ならびに個人の被ばく分布の不公平さを抑えること）が目標である。これは、被災地に居住し、働く個人やコミュニティの生活を形成する社会、環境および経済の要因を考慮して行われるべきである。防護措置には、国および地域レベルで当局によって実施される防護措置、ならびに共同専門知プロセスを支援するために当局によって提供される枠組みの下で実施される、被災した住民による自助努力による防護対策が含まれる（3.4.3 節参照）。

(192) *Publication 111* (ICRP, 2009b) では、委員会は、汚染地域内に居住する人の防護の最適化のための参考レベルは、状況に応じて、年間 1~20 mSv のバンドの下方部分から選択されるべきであると勧告し、更に、長期の事故後の状況における代表的な値は年間 1 mSv であると述べた。これは、被ばくした個人および当局が、「正常」と考えられる状況の線量の範囲内になるように被ばくレベルを引き下げることが望んでいることと一致する (ICRP, 2007)。

(193) 委員会は、今回、年間 1~20 mSv のバンドの下半分から選択された参考レベルを用いて、長期で最適化を実施すべきであるとともに、被ばくを徐々にバンドの下端に向かって、あるいは可能であればそれ以下に低減することを目標とするべきであると勧告する。参考レベルを選択する際は、集団における被ばくの実際の分布およびそれらの低減の優先順位を考慮に入れるべきである。また、*Publication 111* (ICRP, 2009b) に述べられているように、委員会は、参考レベルの選択プロセスは、社会生活や経済活動の持続可能性、ならびに環境の質を含む多くの相互に関連する要因について注意深くバランスを取った結果であるべきであり、関連するすべてのステークホルダーの見解を適切に取り入れるべきであると改めて述べておく。

(194) 委員会は、被災した住民の大部分が参考レベルを上回る被ばくを受けている場合には、長期の間、いくつかのタイプの防護措置を維持すべきであると勧告する。汚染地域で生活し働く人々の被ばくは習慣や生活環境に大きく依存し、これらを厳しく制御することはできないため、事故のシナリオによっては、参考レベルを上回るこの状況は数年間または数十年間続く可能性もある。従って、すべての個人線量が長期的でも参考レベル以下に保たれることを保証するのは不可能である。*Publication 111* (ICRP, 2009b) で示された過去の経験では、居住が許可された地域に生活し働く大多数の人々において、数年経つと、ウェザリング、放射性壊変、および適切な防護措置の実施を組み合わせた結果、年間 1 mSv 未満の被ばくになることを示している。年間数 mSv を超える被ばくを受ける可能性があるのは、ごくわずかな集団のみである。

(195) 当局が被災地の将来について決定する中期の終わりに選定された公衆の防護のための参考レベルが有効であるためには、放射線状況を正しく反映しなければならない。これは、関連する社会、環境および経済の要因を考慮した特徴を把握するプロセスに基づいている。参考レベルは、最適化の取り組みを導くことを意図しているため、高すぎる値を選択すると住民やコミュニティの生活環境の回復に当局や他のステークホルダーを関与させるインセンティブにはならない。同様に、低すぎる値を選択することは、社会状況に影響を及ぼし、地域の経済活動を損ない、逆効果となる可能性がある。長期を管理するための参考レベルの選択は、社会的および倫理的価値判断の情報を踏まえた複雑な決定である (ARPANSA, 2017)。この複雑さのために、委員会は、参考レベルの値を選択する際は、状況に直面する可能性のあるステークホルダーをできる限り参画させるべきであると勧告する。

<p>(196) ヒト以外の生物相の防護については、生物多様性と種の繁殖を保存することを目的として、被ばくを合理的に達成可能な限り低減し、人のために採用された防護措置と両立できることが目標である。事故によって大きく影響を受けた地域、および高度に汚染された物質が処分または貯蔵されている場所では、委員会が勧告する枠組みを用いて、ヒト以外の生物相を防護するための具体的な状況の特徴の把握を実施すべきである（ICRP, 2014）（2.3.3 節参照）。ヒト以外の生物相への影響は、決定の正当化と防護の最適化の際に考慮されるべきである。</p>
<p>(197) 長期の管理は、汚染レベルならびにその空間および時間分布に従って、多数の側面（社会、経済、健康、環境などの要因）を取り扱う回復プログラムの実施に依存している。このプログラムには、被災したコミュニティの被ばく状況の特定の課題に対応する一連の専用の防護措置を組み合わせた防護戦略が含まれるべきである。また、被災した人々の健康状態を追跡調査するための健康サーベイランスや、特に市民が主導する活動や地域プロジェクトの発展を支援するための付随的な対策、ならびに、状況の管理で得られた経験を周知し伝えていくことなども含まれるべきである。</p>
<p>4.4.1. 長期の防護措置</p>
<p>(198) 長期に実施できる防護措置は、環境中に存在する汚染の除去（除染および廃棄物管理）から、外部および内部被ばくを制御するための集団的または自助努力による防護対策（食品の管理、食事に関する助言）の実施に至るまで、その数は多く、様々である。それらは、農業分野におけるように、単独またはより広範な防護戦略の一部として組合せで用いることができる（Bogdevich, 2012）。家畜に汚染されていない飼料を与えるなどの一般的な対策は、被災地全体で共通して体系的に適用することができるが、例えば土壌改良など他の対策は、被ばくの条件に基づき、特定の場所のみ適用可能であるだろう。例を挙げれば、ある防護措置は一つのタイプの土地利用または土壌のみ有効であるかもしれない。他の選択肢は、大量の廃棄物を発生させることがあり、または特定の季節や特定の条件下でのみ有効である可能性がある。防護措置の評価、選択、組合せは、潜在的影響の現実的な評価と、幅広いステークホルダーからの意見に基づくべきである。それらの実施は、放射線状況の進展に伴って変化する動的なプロセスである。</p>
<p>(199) 自助努力による防護対策は、防護の持続可能性と、被災地における実践的な放射線防護文化の普及および将来世代への伝達のための鍵である。経験上、市民の注意を継続するのが難しいことが示されている。これを成功させるためには、当局は、共同専門知プロセスの構築および自助努力による防護対策の実施のための技術的なガイダンスを提供し、継続的な支援を行うべきである。</p>
<p>4.4.1.1. 除染および廃棄物管理</p>
<p>(200) 建物および公共の場所（例えば学校）ならびに住居に近い環境の除染は、中期に始まり、長期のある期間（数年）にわたって継続する可能性がある。委員会は、被ばくに大きく寄与する地域、または住民にとって主な懸念である地域を特定するため、住民および住居、建物、庭園、公衆およびレクリエーション場所の利用者と密接に協議しながら、除染対策を実施するべきであると勧告する。</p>
<p>(201) 除染対策は、特に外部被ばくを低減するのに役に立つ（Tsubokura et al., 2019）。実際には、共同専門知プロセスへの参画を通じた人々へのエンパワメントにより、人々が住み、働き、リラックスする場所の線量率の地図を整備することで、自身の外部被ばくをより良く管理できるようになる。そうすることで、より高い周辺線量率が記録される場所、および／または特定の場所で費やす時間が外部線量に大きく寄与する場所を特定することができる。いずれの場合においても、これらの場所で費やす時間を可能な限り短くするよう努力することが可能である。</p>
<p>(202) 廃棄物の問題は、どの除染対策を採用するか決定する際に考慮されるべきである。被災地の廃棄物の大半は、建物、道路および舗装地域の浄化と除染から生じる物質、土壌と植生、汚染された農産物、その他の家庭および商業廃棄物、ならびに廃棄物処理（例えば、焼却灰、水処理のスラッジ）から生じる。元々の汚染レベルおよび処理のタイプに応じて、低・中・高の放射能濃度になり得る。</p>
<p>(203) 除染に伴う放射性廃棄物の発生は、利用可能な処分方法および考えられる代替策を考慮して、慎重に考慮されるべきである。長期では、持続可能な選択肢を見つけることを目的として、放射性廃棄物を管理すべきである。経験によれば、大規模原子力事故の後、通常の操業の放射性廃棄物処理に使用されていた原則や選択肢は、大量の廃棄物、放射線状況の特徴、および除染プロセスにより生じる廃棄物の性質を考慮して適合される必要がある。正当化と最適化の原則に基づき、事故の状況（すなわち、事故の種類と過酷度）、汚染の程度、発生する廃棄物の種類と量、廃棄物管理に関与する者の放射線被ばくなどを考慮して、具体的な廃棄物管理の選択を行い実施されるべきである。放射線防護の観点だけでなく、事故後の状況の特徴づける社会、環境および経済にも配慮して検討されるべきである。</p>
<p>(204) 除染対策により発生する放射性廃棄物の管理については、委員会は、放射性廃棄物からの被ばくを被ばくの線源の1つと考え、公衆または環境被ばくのために設定された参考レベルを考慮すべきであると勧告する。除染廃棄物の管理（特に保管場所）および関連する防護措置の選択（特にサイトのサーベイランス、ならびに</p>

<p>潜在的な再利用および再生利用) に関連する決定には、関係するステークホルダーが可能な限り参画すべきである。</p>
<p>(205) 委員会は、廃棄物の貯蔵・処分サイトのサーベイランスは、必要な限り実施すべきであると勧告する。経験によれば、除染廃棄物のサーベイランスに地元の住民が参画することは、貯蔵・処分サイトの持続可能性を確保するために効果的なアプローチである。</p>
<p>4.4.1.2. 農業、漁業および食品管理</p>
<p>(206) 長期では、土壌中の汚染物質が継続的に移動する可能性がある場合には、農業に関する防護措置が依然として必要であることを意味する(3.4.2.2 項を参照)。食品の生産と消費が長期的に継続して制限される場合は、被災地の持続可能性に影響を及ぼす可能性がある。可能な限り、地元の生産を維持するための防護措置を実施すべきである。しかしながら、農家は経済的に存続を維持できるよう、生産のタイプの変更(例えば、食品の代わりに飼料、放射能の濃縮が少ない作物、種子、食品以外の生産)を検討しなければならない状況もあり得る。または、農業以外の土地利用への変更を検討する必要さえあるかもしれない。</p>
<p>(207) 福島の事故では、海洋環境の重大な汚染とそれが漁業活動に及ぼす影響が顕在化した。海産魚の汚染レベルを制御することは可能ではない。汚染レベルは種と漁場の位置に依存する。これら 2 つのパラメータに基づき、十分にモニタリングすることで漁業活動を管理することはできる。また、直接販売するのではなく、漁業資源を主に加工に使うことも可能である。チェルノブイリおよび福島の事故では、湖沼や河川への放射性物質の直接沈着および汚染土壌からの流出により淡水魚も汚染された。</p>
<p>(208) 摂取経路のモニタリングは、公衆の防護の重要な部分である。経験によれば、長期において食品の放射線モニタリングを継続することは、被災地の内外の食品流通業者、小売業者、および消費者の信頼を徐々に回復させるのに有効であることが示されている(Strand et al., 1992 ; Skuterud and Thorry, 2012)。更に、共同専門知プロセスに合わせて、地域の農産物、家庭菜園からの食物、自然の中で採取・捕獲された食品(例えば、森林のキノコ、野菜、野生の捕獲鳥獣、淡水魚など)の放射線レベルを個人がモニタリングするためのモニタリング装置を地域社会に提供することは、自助努力による防護対策の実施に役立つであろう。</p>
<p>(209) 実際には、地元の人々は、毎日消費する食品の放射線学的品質に基づき対策をとることができる。これは、家庭菜園を含む地元の製品の測定値を入手できることが前提である。これらの測定の結果に基づいて、通常他のものよりも汚染されているもの(例えば、キノコは、野菜や果物よりも簡単に汚染される)を同定することができる。このような状況では、汚染された食品の摂取の割合を減らすためには食習慣を適応させることが可能である。被災した人々の食事の変化の有効性を評価するには全身放射能測定が役に立つ。</p>
<p>(210) 汚染された地域から食品を購入するかどうかを最終的に決定するのは消費者である。これは市場に重大な影響を及ぼす。食料生産および漁業活動のための持続可能な戦略を策定する際、食品の(放射線学的およびそれ以外の)品質を確保し、消費者の信頼を回復することが重要である。委員会は、関連するステークホルダー(当局、農業組合や漁業組合、食品産業および食品流通業者、小売業者、消費者団体など)および一般住民の代表者が、食品の品質に関する消費者の期待を考慮して、農業と漁業の維持および適応に関する意思決定プロセスに参画すべきであると勧告する。国内である程度連帯するためには、地域および国レベルで徹底した対話を行う必要がある。</p>
<p>4.4.1.3. 経済および事業活動</p>
<p>(211) 長期では、経済活動の進展と持続可能性には、従業員、作業環境および製品の放射線モニタリングを継続し、残存汚染の程度および様々なステークホルダーの期待に応じて適応することが必要である。このモニタリングは、長期の注意を促すことに寄与すべきであり、したがって、追加あるいは変更されるべき防護措置を必要に応じて特定することができるであろう。</p>
<p>(212) 初期または中期に避難または移転した一部の企業は被災地での営業再開の検討を望む可能性があり、また、これらの地域での新たな経済活動の開始を検討する企業もあるだろう。これらの企業の活動に応じて、上述した通り、専用のモニタリング計画を実施することができる。また、消費者でもある従業員のために、放射線防護文化を維持し、更に発展させるための手段を提供することも不可欠である。</p>
<p>(213) 3.4.2.5 項で述べたように、委員会は、被災地で様々な経済活動のために雇用されている人々は、公衆の構成員として扱われるべきであると勧告する。</p>
<p>4.4.2. 健康サーベイランス</p>
<p>(214) 長期において、被災地では被ばくレベルに関わらず、住民の間で汚染の有無とその潜在的な健康影響が広く懸念されることが経験により示されている。前の段階で実施された健康サーベイランスを継続し、状況に適応させることによって、この懸念に対応することが不可欠である。これは、放射線の影響に関する慎重さと被災した人々の自律性の尊重を考慮して行われるべきである(Oughton et al., 2018)。</p>

<p>(215) 長期における健康サーベイランスは、3つの主要な要素から構成される (Oughton et al., 2018 ; WHO, 2006)。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 初期および中期に臨床的に有意な組織または臓器の損傷 (例えば、皮膚熱傷、白内障など) をもたらす被ばくを受けたか、予防的サーベイランスが正当化されるような十分に高いレベルの被ばくを受けた少数と予想される人々の医学的追跡調査 ● 潜在的に有害な影響 (放射線誘発がんの罹患のほか、生活様式の変化による健康影響) および事故の心理的影響に対する住民全体の健康モニタリング。健康モニタリングのサブカテゴリーの潜在的に脆弱な集団 (例えば、子どもや妊婦) に対する追跡調査; ● および被ばく集団に対して長期的に起こりうる放射線の健康影響に関する情報を提供するための特定の疫学的研究である。
<p>(216) 1つ目の要素については、必要な診療に加えて、定期的な健康診断を確立し、一般的な健康状態の進展に特に注意を払うべきである。</p>
<p>(217) 2つ目の要素については、被ばくした住民に特化した健康モニタリング計画が策定されるべきであり、それには、初期的な医学的評価、線量評価、必要に応じた診療、健康状態の追跡調査、住民の社会的・心理的状态に関する問診および適切な支援の構築などが含まれる。この計画の主な目標は、被ばくした住民の健康と生活環境の特徴を把握し、改善することである。この計画を実施するためには、健康調査、健康データベース、および情報提供と健康支援を受けるための仕組みを構築する必要がある。</p>
<p>(218) チェルノブイリ事故後に被ばくした小児の間で放射線誘発の甲状腺がん発症のリスクの増加が観察されたことから (UNSCEAR, 2018)、可能な限り早期に重度の甲状腺障害を発見するためは、特定の甲状腺のモニタリング計画が有用である場合がある。ただしそのようなモニタリングは、住民のレベルで益が害を上回るように組織されるべきである (Togawa et al., 2018)。体系的なスクリーニングは、甲状腺がんの過剰診断 (Katanoda et al., 2016 ; Ohtsuru et al., 2019) および心理的な悪影響 (Midorikawa et al., 2017, 2019 ; Midorikawa and Ohtsuru, 2020) につながる可能性がある。これを踏まえ、長期的な甲状腺の健康モニタリング計画は、胎内で、あるいは小児期または青年期に、甲状腺の吸収線量が 100~500mGy またはそれ以上を被ばくした個人に対して主に実施されるべきである (IARC, 2018)。</p>
<p>(219) 健康サーベイランスの3つ目の要素については、被災した住民の懸念に対応することを踏まえ、疫学的研究の展開を考えるべきである (WHO, 2006)。</p>
<p>(220) 委員会は、健康サーベイランス計画の設計と追跡調査に可能な限りステークホルダーを参画させ、学際的アプローチを策定することを勧告する。このような状況には倫理行動規範が適切であろう。また、住民の健康状況の予期せぬ変化に対処するために適切な対策をとるための準備が必要であると勧告する。</p>
<p>4.4.3. 付随的な対策</p>
<p>(221) 人々が居住することが認められた被災地において、個人の幸福なくらしと地域社会の生活の質を回復させるためには、防護措置そのものだけではなく、付随的な対策を展開する必要がある。第1の目的は、技術的ネットワーク (水道、電気、電話など)、基盤 (道路、鉄道の線路など)、および生活に必要な公的サービス (学校、病院、郵便局、銀行、店、社会活動など) を再構築することである。また、対象となる地域の全体的な社会経済的発展 (工業地帯の設置、農業・工業・商業活動の維持・確立のための支援など) を確保することが重要である。</p>
<p>(222) 回復プロセスの課題に取り組むため、特に、健康、社会経済および環境影響、農業・漁業・林業活動の分野において、また除染、廃棄物管理および損壊した施設の解体についても、特別な研究計画が検討されるべきである。</p>
<p>(223) 当局は、放射線状況の制御を取り戻すことを目的とした市民主導の活動 (共同専門知プロセス、自助努力による防護対策、地域プロジェクトなど) を支援すべきである。また、被災した住民の代表者および関連する専門家 (例えば、健康、放射線防護、農業当局等) が参加する対話の確立を推進すべきである。これらの対話は、情報の収集と共有を目的とし、住民と当局が推進する戦略の有効性をともに評価することが可能になる。こうした市民が主導する活動には資源が必要であることから、資源配分のための意思決定プロセスの正当性、透明性、公平性を確保するための適切な仕組みを確立する必要がある (Eikermann et al., 2016)。</p>
<p>(224) 過去の経験から、回復プロセスに参加したコミュニティは、しばらくすると、記憶、文化、教育の分野でプロジェクトを立ち上げる必要性を感じることを示されている。この記憶は、事故の記念のためだけでなく、意識を高め、注意を継続し、経験を伝承することで未来を築くために思い起こさせてくれる生きた証拠としての役割もある。これについて教育制度 (学校および大学) の関与は、次世代へ経験を伝えていくための重要な方法である。</p>
<p>(225) 記憶、文化および教育の分野における市民主導の活動やプロジェクトは現在および将来の世代の適切で持続可能な生活環境に役立つものであるため、委員会は、これらを支援するための付随的な対策の策定には十</p>

<p>分な注意を払うべきであると勧告する。</p>
<p>4.5. 長期的な防護措置の進展と終了</p> <p>(226) 長期においては、人々および動物相や植物相の被ばくは、防御対策と放射性壊変のような自然のプロセスが組み合わさった効果により、時間とともに次第に低減する。その結果、原子力事故の数年後（あるいは過酷事故の場合は数十年後）、防護措置を維持、変更、または終了するかどうかを検討することが望ましい。そのような決定は、関連するステークホルダーの参画をえて行われるべきである。長期では異なる時間軸で様々な防護措置を実施することができるため、必ずしもすべての対策を同時に終了する必要はない。1つの対策がその目的を達成した時に、または継続的に適用することで広い意味で益より害が多くもたらされる場合には、終了することができる。</p> <p>(227) 被ばくが参考レベルを下回ることが長期の終了を自動的に意味するわけではなく、最適化の原則に従い、更に被ばくを減らす可能性はあり、被ばくの増加を避けるため注意を継続することが望ましい。委員会は、たとえ防護措置が終了した場合でも、残留放射線の状況とその進展について継続的な注意を促すために、適切な長期モニタリング計画を継続し、実践的な放射線防護文化を伝えていくことを勧告する。</p>
<p>5. 大規模原子力事故に対する準備計画</p> <p>(228) 原子力事故の際のひとと環境の防護のための戦略を策定する上で、準備計画は重要なプロセスである。初期および中期では、この準備は、ハザード評価に基づいた想定されるシナリオに基づき事前に計画された防護措置の策定に依存している。長期では、準備の目的は、潜在的な被災地の社会、環境および経済の脆弱性を特定し、現実で何が起ころうと対応するのに十分な柔軟性を備えたガイドラインを策定することである (Schneider et al., 2018)。</p> <p>(229) 準備の前提条件は、原子力事故が発生する可能性を認識すること、および、一般市民とまではいかなくても、事故後の各段階の管理に関与する可能性のある全ての組織は、少なくとも事故に対する意識を高めておく必要性を認識することである。原子力事故が起こる前に住民の準備がなされることを想定することは困難であるが、委員会は、主要な代表的ステークホルダーは、事故のすべての段階に対する準備計画に参加すべきであると勧告する。</p> <p>(230) 準備計画では、異なる組織の責任者が、組織間のコミュニケーションと調整のための仕組み、ならびに意思決定プロセスを導く枠組みを作ることに参画する必要がある。国境を越えた事故の影響の可能性を考えると、近隣諸国における同様の組織および国際機関との調整を準備しておくことも重要である。</p> <p>(231) 実際には、準備計画には、参考レベルを含む一連の適切な防護措置およびそれらを実施するための取り決めが含まれるべきである。放射線状況の特徴の把握のために必要な設備の整備、ならびに共同専門知プロセスの実施に関して検討されるべきである。更に、公衆やその他のステークホルダーに情報を提供するための具体的な広報計画、および、対応に関与する人の訓練のための準備も策定すべきである。これらの計画は、様々なステークホルダーが参画する定期的な演習の対象とすべきである。</p> <p>(232) 準備計画は、現実の状況に応じて対応するために必要な柔軟性を念頭に置きながら、予測されるシナリオの範囲に適した計画の詳細を取り上げるべきである。これはまた、放射線と放射線以外の両要因を考慮すべきである。初期については、屋内退避、避難、および安定ヨウ素の配布のような、迅速に実施しなければならない防護措置に関する、あらかじめ定められた放射線判断基準を含むべきである。</p> <p>(233) 事故および事故後の管理のための詳細な計画を準備するのは国の責任である。更に、詳細な要件、実践的ガイダンス、共同訓練の策定に反映される各国間と国際レベルでの協力もある (IAEA, 2015b ; Duranova et al., 2016 ; NEA, 2018 ; Schneider et al., 2018)。委員会は、最終的には国の機関および国際機関が本刊行物の勧告を用いることを期待する。</p>
<p>6. 結論</p> <p>(234) 大規模原子力事故は、個人と社会を非常に不安定にし、複雑な状況を生み出し、膨大な人的・財政的資源を動員することを必要とする予期せぬ出来事である。影響を受けたすべての人々の放射線被ばくによる健康への悪影響に関する正当な懸念を超えて、大規模原子力事故がもたらす社会、環境および経済への影響および事故への対応は多大なものであり、非常に長い間続く可能性がある。事故が生み出した状況の複雑さとその影響の大きさを考えると、放射線防護は不可欠ではあるが、影響を受けるすべての個人や組織が直面している問題に対処するために動員が必要とされるであろう貢献の一つの要素に過ぎない。</p> <p>(235) このような状況において、放射線防護の第一の目的は、放射線による組織や臓器への重篤で即時の損傷の発生を防止し、社会、環境および経済に対する配慮を考慮に入れて、将来のがんや遺伝性影響のリスクを合理的に達成可能な限り低くすることである。これは、初期の最初に開始され、数十年にわたって継続する可能性のある一連の補完的な防護措置によって達成される。防護措置は、放射線および放射線以外の事項を考慮して選択される。</p> <p>(236) 過去の原子力事故の経験から、正当化と最適化の原則に従って害よりも善を行い、放射線被ばくを合理</p>

<p>的に達成可能な限り低く維持し低減したいという要望にもかかわらず、初期、中期および長期で採用された防護措置が負の結果を招き、複雑さを追加する原因となり得ることが示されている。</p>
<p>(237) 放射線による健康と環境への潜在的影響を緩和するという委員会の主たる勧告は、運用上は、防護措置を選択し実施するための参考レベルに基づく判断基準を使用した最適化の原則に依存している。これは、サイト内とサイト外の被ばく状況の特徴や被ばくする人のカテゴリーを考慮して行われる。人々の防護の最適化のために委員会が本刊行物で勧告する参考レベルを表 6.1 にまとめている。ヒト以外の生物相の防護のために委員会が勧告する関連した参考レベルは、<i>Publication 124 (ICRP, 2014)</i> に示されている。</p>
<p>(238) 本刊行物に記載されている勧告は、過去の原子力事故から得られた経験と、放射線の健康と環境への影響に関する最新の科学的知見を考慮に入れて作成されている。また、放射線防護を、影響を受けた地域社会の生活環境と働く環境、また生活の質の回復に役立てることを目的として策定されている。この目的を達成するために、委員会はステークホルダーの参画が極めて重要であることを強調する。</p>
<p>(239) チェルノブイリと福島の事故の経験から、初期、中期および長期に従事する放射線防護の専門家や専門的職業人は、放射線防護の科学的基礎とその実際的な履行を習得するだけでなく、放射線防護体系を支える中核的かつ手続き上の倫理的価値観に従って、共同専門知プロセスの下で被災した人々と協力すべきであることが示されている (ICRP, 2018)。</p>
<p>(240) このために、専門家や専門的職業人は、被ばくを管理するために慎重なアプローチを採用し、被ばくの不公平さの低減を図り、脆弱な集団に配慮し、人々の選択の自律性を維持しつつ、個人の決定を尊重すべきである。また、専門家や専門的職業人は、その限界を認識しながら保有する情報を共有し (透明性)、どのような行動をとるべきかを影響を受けた人々とともに熟慮して決定し (包括性)、それらを正当化できるようにしなければならない (説明責任)。懸案の問題は、人々にリスクを受け入れさせることではなく、彼らの防護と人生の選択について十分な情報に基づいた意思決定ができるように支援すること (すなわち、彼らの尊厳を尊重すること) である。</p>
<p>7. 付属書の紹介：チェルノブイリおよび福島の原子力事故の概要</p>
<p>(241) 次の 2 つの付属書では、チェルノブイリおよび福島の原子力事故の経緯の概要が示される。その意図は、これら 2 つの重大事故の様々な側面を詳細に説明するのではなく、放射線防護の観点から最も重要な側面を明らかにすることである。それぞれの事故は、初期、中期、長期という連続する段階に関して本文に沿って表されている。この目的は、何年にもわたりこれら 2 つの事故の管理を特徴づけ、現在の勧告の策定の参考となった事象と決定を明らかにすることで、事故後の各段階を説明することである。</p>
<p>(242) より詳しい情報に興味がある読者は、チェルノブイリと福島の事故の事象および影響の分析に大きく貢献した主な国際機関が作成した文書を参照することができる (IAEA, 1991, 2015a; WHO, 1995, 2012, 2013; UNSCEAR, 2000, 2011, 2013, 2018; NEA, 2002, 2013)。読者を助けるために、これらの文書は付属書において参照されるほか、参考文献の全リストの中にも記載している。</p>
<p>付属書 A. チェルノブイリ原子力発電所事故</p>
<p>A.1. はじめに</p>
<p>(A1) チェルノブイリの事故は、1986 年 4 月 26 日 01 時 23 分、チェルノブイリ市から約 15 km、キエフ市から約 110 km のドニエプル川の支流に位置するチェルノブイリ原子力発電所 (正式名称：レーニン原子力発電所) 4 号機において発生した。当時、発電所は旧ソ連のウクライナ・ソビエト社会主義共和国にあった (図 A.1 を参照)。低出力工学試験中に安全システムを停止させて原子炉の不適切な運転が行われたため、制御不能な出力の増加につながり、数回の蒸気爆発により原子炉建屋に深刻な損傷を与え、原子炉は完全に破壊された (UNSCEAR, 2000)。この事故は、国際原子力事象評価尺度では最高レベル 7 に分類された (IAEA, 2013)。</p>
<p>(A2) 損傷を受けた原子炉からの放射性核種の放出は、放出割合を変動させながら主に 10 日間にわたった。地表面への放射能の沈着は、原子炉周辺のベラルーシ、ロシア、ウクライナの領土に大きな影響を与えたが、実質的には北半球のすべての国で何らかの放射能が見出された (UNSCEAR, 2000)。</p>
<p>A.2. 初期および中期</p>
<p>(A3) 初期は、1986 年 4 月 26 日に事故と共に始まった。1986 年 5 月初め、環境中への放射性核種の放出は数桁減少した。1986 年 5 月中に、引き続き放出を制限するための対策が実施された (IAEA, 1991)。これが初期の終了と中期の始まりと考えられる。</p>
<p>(A4) 1986 年 4 月 26 日、ソ連政府はチェルノブイリ事故影響緩和委員会を設置した。本委員会は、旧ソ連副首相を議長とし、様々な専門家 (医師、緊急事態および放射線防護の専門家など) や官僚が参加した。委員会の活動には、緊急事態のあらゆる側面の専門家が関与したが、決定権は官僚のみにあった。</p>
<p>(A5) サイト内では、1986 年 11 月に石棺が完成し、放射線源が封じ込められ、安全が確保されたことにより、中期が終了したと考えられる。サイト外では、1991 年 2 月～5 月の間に中期が終了したとみなされ、長期の管理に関する法律が採択された。</p>

(A6) 初期には、当局は、屋内退避、避難、安定ヨウ素配布、および食品制限を実施した。中期には、移転、除染、廃棄物管理などの更なる措置が実施された。しかし、いずれの時期においても、すべての被災地で常にタイムリーかつ体系的に実施されたわけではない。
(A7) 初期および中期には、多くの市民および軍の対応者がサイト内とサイト外での事故の影響の緩和に関与した。これらの個人の一部は、かなりのレベルの被ばくを受け、初期に重度の組織／臓器損傷を誘発し、長期的にはがんを発症した。
A.2.1.放射線モニタリング
(A8) 事故後の最初の数日間に、チェルノブイリ原子力発電所周辺で広範な線量率測定プログラムが実施された。その結果、1986年5月1日付けで最初の線量率マップが作成された。チェルノブイリ事故後にソ連で実施された放射線モニタリング計画には、空間線量率、食品汚染、土壌および牧草試料の汚染など広範な測定が含まれた。放射線学的に重要な放射性核種であるヨウ素、セシウム、ストロンチウム、およびプルトニウムの同位体に焦点が当てられた。初期には、モニタリング計画の開始が遅れたため、土壌試料中の放射性ヨウ素の測定値が得られなかった。機器や専門家が不足しており、モニタリングすべき地域は広大で、放射線状況の詳細な特徴の把握には数年を要した。ソ連の被災地以外にも、影響を受けた多くの欧州諸国も独自の測定を行った (EC, 1992)。
A.2.2. 汚染レベル
(A9) 1986年4月26日から5月中旬にかけて、放射性ヨウ素や放射性セシウムなどの様々な放射性核種が放出され、北半球の殆どの国に拡散した。
(A10) ウクライナ、ベラルーシ、およびロシアが、フォールアウトによって最も影響を受けたソビエト連邦の共和国であった。これらの影響を受けた広大な地域 (約 150,000 km ²) に放出された総放射能の約 60%が沈着し、セシウム 137 (Cs-137) は平均 37,000 Bq・m ⁻² を超え、しばしば 1 m ² 当たり数十万 Bq に達した (図 A.2 を参照)。放射能は、ヨーロッパ全域で、線源からの距離とその時点で広く見られた気象条件に従って不均一に沈着した (図 A.3 を参照)。
(A11) これらの国では、当局は Cs-137 が 37,000 Bq・m ⁻² を超える地域を、汚染地域とし防護対策の対象とみなした。この判断基準に基づくと、影響を受けた地域はベラルーシで 46,500 km ² 、ロシアで 57,700 km ² 、ウクライナで 41,900 km ² であった。プルトニウム汚染のある地域は、主に損傷した施設の周辺に限られたが、ストロンチウムについては、発電所周辺の最大 100 km の地域まで広がった (UNSCEAR, 2000)。
(A12) ヨーロッパでは、スカンジナビア (フィンランド南部、スウェーデン中央部・東部、ノルウェー中央部)、中央ヨーロッパ (特に、ルーマニア南部、チェコ共和国とポーランドの国境付近)、オーストリア、ギリシャ北部と、英国・スイス・ドイツ (主にババリア)・イタリアの狭い地域で、37,000 Bq・m ⁻² を超えるセシウムの沈着が確認された。
A.2.3. 個人の被ばくレベル
(A13) 初期においては、公衆の主な被ばく経路は、放射性ヨウ素の摂取によるものであった。1986年5月～6月にかけて、ベラルーシ、ロシア、ウクライナで甲状腺のヨウ素含有量に関する大規模なモニタリング調査が行われた。1986年6月末までに、全部で 400,000 人以上の甲状腺の直接測定が行われた (Zvonova and Balonov, 1993 ; Likhtarev et al., 1996 ; Stepanenko et al., 1996 ; Gavrillin et al., 1999)。
(A14) 大多数の人々にとって、事故以前に放牧されていた家畜からの新鮮な牛乳の消費が放射性物質の取り込みの主な経路であった。これは、特に損傷した原子炉付近の農村地域に住む子どもたちに大きな甲状腺線量をもたらした。ベラルーシのゴメリ州南部の 3 つの地域で、避難した村と避難しなかった村の 3 歳未満の子どもの約 95%が、0.25 Gy を超える甲状腺線量を受けた。そのうちかなりの人数が 2.5 Gy より高い甲状腺線量を受けた (Savkin and Shinkarev, 2007)。甲状腺の直接測定値から得られた子どもの甲状腺線量の最も高い推定値は 50 Gy であった (Shinkarev et al., 2008)。
(A15) 放射性ヨウ素の被ばくに加えて、初期および中期に被災地域の住民が受けた線量は、主に地表に沈着した放射性セシウムによる外部被ばく、および汚染した食品の摂取による内部被ばくによるものである。被災地の住民が受けた平均実効線量は、約数十 mSv と推定されている。実効線量の中央値は、約数 mSv であった。約 10,000 人が 100 mSv より高い実効線量を受けたと推定されている (UNSCEAR, 2000)。
A.2.4. 対応者
(A16) 初期には、発電所の職員、初期対応に関わった消防士、警備員、地域の医療施設の職員を含む約 600 人の対応者が、事故の日の夜に発電所内にいた。その後、約 60 万人の対応者、いわゆる「事故処理作業員」(民間人や軍人) が、放射性がれきの除去、石棺の建設、原子炉職員と対応者のための居住地の建設に関与した。これらの対応者には、輸送とセキュリティを担当する人、科学者や医療従事者も含まれていた (UNSCEAR, 2000)。
(A17) 最も著しい被ばくは外部照射によるものであった。134 人の対応者に急性放射線症が確認された。この

<p>うち 41 人の対応者は 2.1 Gy 未満の外部照射による全身線量を受けた。93 人の対応者はより高い線量（50 人は 2.2～4.1 Gy, 22 人は 4.2～6.4 Gy, 21 人は 6.5～16 Gy）を受け、より重度の急性放射線症の症状を示した。彼らの線量は、主に臨床的線量評価方法（すなわち、血液成分や血中リンパ球の細胞遺伝学的パラメータに基づく）を用いて推定した。合計 28 人が事故から数か月以内に死亡した（UNSCEAR, 2000）。</p>
<p>(A18) 事故以前は、作業者の線量基準は、平常時では年間 50 mSv であり、事象／事故の場合には、対象の職員からインフォームドコンセントを得て 250 mSv まで引き上げることができた（SRS 76, 1977）。1986 年の事故時はこの規制が対応者に適用された。</p>
<p>(A19) 1987 年には、対応者の最大年間線量基準が 100 mSv に引き下げられた。しかし、極めて重要な介入の実施のため、限られた対応者に対しては、保健省により 250 mSv までの線量が認められた。1988 年、線量基準は、石棺内部の主循環ポンプ室の除染に関与した者を除き、対応者を含むすべての作業者に対し 50 mSv まで引き下げられた。主循環ポンプ室の除染の対応者については、100 mSv の年間線量基準が維持された。1989 年以降は、例外なく、すべての対応者について、線量基準が 50 mSv に設定された（Kryuchkov et al., 2011）。</p>
<p>(A20) 特に、軍の対応者については、1986 年 5 月 21 日まで、戦時中に許容される放射線被ばくに相当する 500 mSv の線量基準が適用された。その後、防衛省によって 250 mSv に引き下げられた（Chvyrev and Kolobov, 1996）。1987 年以降は、軍と民間の対応者は同じ線量基準であった。</p>
<p>(A21) すべての対応者は、1986 年に確立した公式登録に記録された。この登録には、被ばくの主要な経路であった外部照射による被ばくの推定値が含まれた。登録データでは、記録された平均的な被ばくは、1986 年の約 170 mSv から 1987 年に 130 mSv, 1988 年に 30 mSv, 1989 年には 15 mSv へと減少した（UNSCEAR, 2000）ことが示された。これらの値には関連する不確かさが含まれていることが認識されている。</p>
<p>(A22) 原子炉周辺には放射性ヨウ素が多く存在していたため、事故後の最初の数週間にサイト内にいた対応者は、内部照射によりかなりの甲状腺線量を受けていた可能性がある。1986 年 4 月 30 日～5 月 7 日の間に 600 人以上の対応者を対象に実施された限られた数の測定に基づいて、彼らの甲状腺線量は平均 0.21 Gy と推定された。しかし、1986 年 5 月以降に受けた外部線量と比べると、放射性ヨウ素の摂取による内部線量は小さかったことに留意する必要がある（UNSCEAR, 2000）。</p>
<p>A.2.5. 初期における防護措置</p>
<p>A.2.5.1. 屋内退避</p>
<p>(A23) 事故当日（1986 年 4 月 26 日）、原子力発電所の作業者の大半がその家族と住んでいた原子炉サイトから約 3 km の所に位置するプリピャチの住民に対し、政府委員会から屋内退避の勧告が発表された。プリピャチの住民 5 万人の約 25%は、屋外で過ごす時間を制限した（Likhtarev et al., 1994）。原子力施設付近の農村部の住民は事故について正式に通知されず、その結果、屋内退避の必要性についての正式な情報がなかった。</p>
<p>A.2.5.2. 避難</p>
<p>(A24) 1986 年 4 月 27 日、事故後 37～40 時間の間、キエフ州の当局は、プリピャチのすべての住民のバス、鉄道、車による避難を組織した。これは、損傷した原子炉からの放射性核種の放出が続き、町の様々な場所で空間線量率が増加したためである。約 9,000 人の住民が自主避難した（Alexakhin et al., 2004）。避難者は、限られた期間のみプリピャチから離れると想定され、書類やペットのような僅かな所持品のみを持って行くことが許された。避難者は、ウクライナの様々な地域や居住地に移動したが、主にキエフ州であった。事故後、チェルノブイリ原子力発電所の職員約 5,000 人がプリピャチに残り、その後、周辺地域の各地に移転した。</p>
<p>(A25) 1986 年 5 月 1 日に公表された情報によれば、発電所の近くに住む大部分の人々にとって、予想される被ばくは避難を必要とするようなものではなかった。しかし、炉心に残っていた燃料の温度の大きな上昇が観察され、モスクワのクルチャトフ研究所の専門家によると、燃料が炉心の底を破り、さらに重大な放射性物質の放出につながる可能性があった。被ばくの推定では、損傷した原子炉から 30 km 地点まで、重篤な確定的影響の発症の可能性があることが示された。</p>
<p>(A26) 1986 年 5 月 2 日、政府委員会は、原子炉やその時点で支配的な気象条件の不確かさのため、30 km 圏内に住むすべての住民を避難させることを決定した。この避難（住民約 5 万人）は、1986 年 5 月 2 日から 7 日の間に行われた。同時に、約 50,000 頭の牛、13,000 頭の豚、3300 頭の羊、および 700 頭の馬を 30 km 圏内から避難させた（Nadtochiy et al., 2003）。避難させなかった猫や犬を含む 2 万匹以上の家畜やペットは殺処分され埋められた。</p>
<p>A.2.5.3. 安定ヨウ素</p>
<p>(A27) チェルノブイリの原子力発電所に隣接する地域に住む人々には、安定ヨウ素剤は事前に配布されていなかった。そのため、1986 年 4 月 26 日から 27 日にかけて、医療従事者らがプリピャチの住宅、学校、幼稚園に行き、市民に安定ヨウ素剤を提供した。安定ヨウ素剤を摂った住民は、1986 年 4 月 27 日午後までに 62%に達したと推定されている（Likhtarev et al., 1994）。プリピャチは、安定ヨウ素の服用および使用が有効であった唯一の居住地であった。30 km 圏内の村における安定ヨウ素剤の配布は、避難とほぼ同時に開始された。30</p>

<p>km 圏内に住む人々からの聞き取りの結果によると、安定ヨウ素剤の配布は主に、ベラルーシで 1986 年 5 月 1～4 日に、ウクライナで 1986 年 5 月 2～7 日に行われた (UNSCEAR, 2000)。しかし、これは実際の効果を得るためには遅すぎた。30 km 圏外の農村地域では、事故の初期には安定ヨウ素は使用されなかった (Uyba et al., 2018)。</p>
<p>A.2.5.4. 食品の消費制限</p>
<p>(A28) 事故の最初の数日間 (1986 年 5 月 5 日まで) は、公衆は放射線状況について知らされていなかったため、事故の初期には、汚染された食品の消費が制限されなかった。被災地の住民は放射性ヨウ素で汚染された牛乳を摂取し、それで特に幼児の甲状腺の線量が高くなった。</p>
<p>A.2.6. 中期における防護措置</p>
<p>(A29) 1986 年 5 月、ソ連の国家主任衛生医は、最初の年 (1986 年 4 月 26 日から 1987 年 4 月 25 日まで) の公衆の被ばくを制限するために、100 mSv の線量基準を採用した。この線量基準は、1987 年 4 月 23 日に、事故後 2 年目の線量基準として 30 mSv に引き下げられた。その 1 年後、1988 年 7 月 18 日には、事故後 3 年目と 4 年目の年間線量基準として 25 mSv に更に引き下げられた。</p>
<p>(A30) また、国家主任衛生医は、線量率に基づき、事故後の最初の年の外部被ばくが制限される 3 つの地域 (区域) を定義した。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 立入禁止区域：恒久的な移転の対象となる地域 ● 一時的避難区域：移転した住民が放射線状況の「正常化」後に帰還できる区域 ● 厳戒管理区域：1986 年夏に子どもや妊婦が立ち入りを禁止された区域である。
<p>A.2.6.1. 移転</p>
<p>(A31) 1986 年 5 月中旬から 8 月中旬にかけて、30 km 圏外のベラルーシとウクライナの 40 の村の住民約 9,000 人が、比較的高い線量率を理由に村が立入禁止区域に指定されたため移転した (Alexakhin et al., 2004)。</p>
<p>(A32) 1986 年 8 月、政府委員会は、立入禁止区域の南部および西部にある 47 の影響の小さい居住地について、住民が自宅に戻ることができるか決定するため、詳細な放射線モニタリング調査を実施するよう、ソ連邦水文気象委員会、公衆衛生省および国防省に命じた。モニタリング結果により、石棺が完成すれば、27 の農村部の居住地 (ベラルーシの 12、ウクライナの 15) は、住民が戻ることができることが示された。1987 年のこれらの住民の総被ばく量 (外部被ばくと内部被ばく) は、30 mSv 未満であると推定された。ベラルーシの 12 の居住地の住民は、1986～1987 年の冬までに帰還することが許された。これに対し、ウクライナ当局は、30 km 圏内の 15 の居住地に住民を帰還させることは経済的社会的に不適切であると考えた。</p>
<p>A.2.6.2. 食品の消費制限</p>
<p>(A33) 中期の始めにおいても、食品、特にミルクの消費による放射性ヨウ素の摂取は、依然として公衆の内部被ばくの主な線源であった。その結果、1986 年 5 月 6 日、ソ連の国家主任衛生医は、食品および飲料水中の放射性ヨウ素を制御するために、ミルクと水、乳製品、および葉野菜の放射線判断基準を導入した。基準を超えるミルクは、放射性減衰の利点を利用してバターやチーズなどに加工された。1986 年 5 月 30 日、国家主任衛生医は、関連するすべての放射性核種について新しい基準を導入し、これらは定期的に改訂された (Alexakhin et al., 2004)。</p>
<p>A.2.6.3. 除染</p>
<p>(A34) 除染作業は、1986 年 5 月末に被災した居住地で開始された。この作業には、汚染土壌の除去とその「クリーン」な土壌への置き換え、浄化できなかった物の解体、街路、道路、舗道のアスファルトでの舗装、屋根の張り替え、一時保管地域で発生する廃棄物の埋設などが含まれた。除染作業は、主にソ連軍の化学部門および民間の防衛団によって行われた。除染すべき場所を選定するための放射線判断基準が設定され、これらは定期的に改訂された (Alexakhin et al., 2004)。</p>
<p>(A35) 除染に関する意思決定では、放射能汚染のレベルだけでなく、影響を受けた場所と物の社会的および経済的重要性も考慮された。1986 年から 1987 年にかけて、居住地で頻繁に訪れる場所における放射能レベルの大幅な低減により、放射線状況の大きな改善が達成された。その結果、様々な専門的職業人や一部の年齢層 (子どもなど) の外部線量が平均 30 %減少した。1989 年までに、居住地の完全な除染はほぼ完了した。全体として、除染の平均的な効率率は、10 %を超えないと推定された (Alexakhin et al., 2004)。</p>
<p>A.2.6.4. 農業に関する防護措置</p>
<p>(A36) 中期には、被災地において、牧草地の深耕、表土の除去、汚染土壌への肥料や化学物質の添加、畜牛の屠殺の禁止、家畜への非汚染飼料の給餌、高レベルの放射能を持つ穀物の除外、土地利用の変更など、あらゆる農業に関する防護措置が徐々に実施された (IAEA, 1991)。</p>
<p>(A37) ロシアにおける農業生産は、土壌汚染が 1,480,000 Bq・m²を超えた地域では中止された。</p>
<p>A.2.6.5. 情報提供</p>
<p>(A38) チェルノブイリ事故後の放射線状況について、公衆への早期の通知は行われなかった。それどころか、</p>

線量率、様々な放射性核種の汚染レベルなどの測定結果も機密扱いされた。これは、事故に関する国および地方当局から提供された情報に対する国民の不信の一因となった。放射線データは、事故から1年後ようやく公開された。しかし、国民の信頼を改善するには十分ではなかった。

A.3. 長期

(A39) 概要を説明すると、1990年代初頭に採用された防護措置は、被災地での人の居住をさらに制限し（強制的または自発的な移転）、食品の汚染レベルと個人の全身汚染を厳しく制御することにあった。多くの防護措置は、集団農場における農産物の放射能汚染の管理と改善に重点を置いた。民間の生産は、品質を管理・監視することが難しいため、できる限り制限された。

A.3.1. 規制の枠組み

(A40) 1988年11月22日、ソ連国家放射線防護委員会は、長期に備えるため、1986年の事故時の被ばくも含めそれ以降、公衆の70年の生涯被ばくに対して350 mSvの線量基準を勧告した（Ilyin, 1995）。この勧告は、国および共和国のレベルで当局と専門家間の活発な議論を引き起こし、ソ連政府はIAEAに専門知識の提供を要請することとなった（IAEA, 1991）。1990年から1991年にかけて、独立した国際専門家チームがソ連を訪問し、チェルノブイリ事故の放射線影響を評価した。

(A41) 専門家は、ソ連の科学者が提供した概念、方法論、推定被ばくをレビューした。IAEAは、提案された線量基準は「放射線防護の観点から厳密に必要なとされる基準を概ね超えている」と結論づけた。また、「多くの社会的および政治的要因が考慮されるべきであり、最終的な決定は責任当局に委ねられなければならないと認識する」とした（IAEA, 1991）。最終的に、ソ連政府は、公衆やマスメディアからの圧力を受けて、その年に勧告を放棄した。

(A42) 1991年末までにソ連は15カ国に分かれた。ベラルーシ、ロシア、ウクライナの各政府は、放射線モニタリングと健康サーベイランスを組織化し、被災地に居住する住民の社会経済的な生活環境を改善するための国内法を採択した。これらの法律の目的は、主に放射線判断基準に基づいて計画された一連の防護措置と補償体系によって、長期的な課題に対処することであった。

(A43) 例えば、ベラルーシでは、被災した住民の社会的保護と被災地の法的地位を規定する原則を定める2つの法律が公表された。1991年2月に採決された1つ目の法律は、「チェルノブイリ原子力発電所での災害により被災した市民の社会的保護」に関するもので、事故によって影響を受けた人々の地位：「事故処理作業員（対応者）」、住民、被災地の作業員、と各々に配分される補償を明らかにした。1991年11月に採決された2つ目の法律は、「チェルノブイリ原子力発電所での災害により被災した地域の法的地位」に関するもので、これらの地域における社会経済活動を組織するための条件と手段、ならびに付随する科学的プログラムを定めた。この法律はまた、ベラルーシ地域の「区域」設定も定めている。どちらの法律も約200万人のベラルーシの人々に適用され、ベラルーシ領土の20%（約40,000 km²）が著しく汚染されていることが認められた。

(A44) 2001年、「チェルノブイリ原子力発電所での災害によって被災した市民の社会的保護」に関するベラルーシの法律が修正され、明確化された。そして、生活と仕事の条件に何の制限も課されていない地域では、住民の（外部および内部の）平均総被ばく線量は年間1 mSv（バックグラウンドを除く）を超えるべきではないと定められた。

(A45) ウクライナとロシアで採用された防護スキームは、国と地域の状況に関連するいくつかの特例はあるものの、全体的にベラルーシで採用されたものと類似している。

A.3.2. 放射線モニタリングと被ばく

(A46) 長期において、個人の放射線モニタリングは、個人の外部および内部被ばくを評価するために、それぞれ熱ルミネセンス線量計およびホールボディカウンターの使用に基づいて、被災地で広く採用された。

(A47) 公衆の外部被ばくのデータでは、居住地間の大きなばらつき、個人線量の大きな分布および時間依存性が認められた。その結果、同レベルの放射能汚染地域に住む農村部の住民と比較して、都市部の住民はおよそ2分の1の外部被ばくをしていることがわかった。内部被ばくのデータでは、平均より2~3倍高い被ばく（甲状腺への線量を含まない）を受けた人々は、農村部の1階建の住宅に住み、捕獲鳥獣の肉、キノコ、ベリー等の野生の食品を大量に摂取した者であったことが示された（IAEA, 2006）。

(A48) ドイツの研究において、ベラルーシ、ロシア、ウクライナで1991年から1993年にかけて、約30万人の全身被ばくの測定が行われた（Hill and Hille, 1995）。測定された人々の90%で、放射性セシウムによる内部被ばくが年間0.3 mSv未満であったことがわかった。2000年代初めにベラルーシで実施されたフランスの研究では、2,500人の学校児童のうち、平均全身汚染は25 Bq・kg⁻¹の範囲であり、また、体重1 kg当たり最大数百Bqの汚染があった児童もいたことが明らかにされた（Bataille et al., 2008）。線量に換算すると、内部被ばくは年間0.05 mSvの範囲であり、グループの1%が約1 mSv以上の被ばくをしていた（ICRP, 2009）。

(A49) 2000年代初頭にベラルーシ、ロシア、ウクライナの被災地に居住していた500万人の大多数は、年間1 mSv未満の被ばくを受けたと推定されている。最も被害の大きかった3カ国の被災地で、年間1 mSv以上の

被ばくを受けた住民は約 10 万人と推定される (IAEA, 2006)。
A.3.3. 食品のモニタリング
(A50) 長期には、食品のモニタリングは継続され、さらに農業部門 (集団農場, 民間農場), 住民の自家生産, ならびにキノコ, ベリー, 捕獲鳥獣などの野生産品も対象とするべく拡大された。測定データは、野生産品を除き、農業部門において食品中の汚染レベルが徐々に減少したことが示された。
(A51) 例えば、ベラルーシでは、2001 年から 2005 年の間に、放射線に関する食品の基準を超えるミルクの測定値が検出された集団農場の数は 5 分の 1 に減少した。2000 年から 2010 年の間には、民間農場でミルクの測定値がこの判断基準を超えた村の数は、ほぼ 20 分の 1 に減少した。野生産品の測定は、大きな季節変動が示されたが、年間の汚染レベルに大きな減少はなかった (Belarusian Ministry for Emergency Situations, 2011)。
(A52) 食品の管理に関する限り、当局は、状況の改善に合わせて放射線判断基準を引き下げるという実用的なアプローチを採用した。
A.3.4. 長期防護措置
A.3.4.1. 永久移転
(A53) 1991 年 5 月 12 日、ソ連では「チェルノブイリ災害によって被災した市民の社会的保護に関する法律」という特別な連邦法が制定されたが、以下の通り、地表面の汚染レベルに基づいた被災地の地位の改正が含まれた。
<ul style="list-style-type: none"> ● 立入禁止区域：1986 年にすべての住民が移転した被災地に相当する。住民の永住が禁止され、経済活動や自然管理が制限されている； ● 移転区域：住民の年平均被ばく線量が 5 mSv を超える可能性があり、住民を移転させなければならない被災地と、住民が自主的に移動するか、または相当の補償を受けてその地に留まることを決定しなければならないその他の被災地に分けられる ● 移転権付居住区域：年平均被ばく線量が 1 mSv を超える可能性があり、自主的に移動することを決定した者は、それに応じた補償を受ける権利を有する。 ● 社会経済的に優遇される居住区：当該居住区に居住する住民に対する年平均被ばく線量は 1 mSv を超えるべきではない。
(A54) この法律に基づき、1990 年代にベラルーシとウクライナを中心とし、最も被災した地域で大規模な移転が行われた。例えば、ベラルーシでは、約 14 万人の移住が義務化され、約 20 万人が自主的に被災地を離れた (Belarusian Ministry for Emergency Situations, 2011)。
A.3.4.2. 農業に関する防護措置
(A55) 中期に実施された農業に関する防護措置の多くは、長期にも継続した。しかし、農芸化学分野の研究、特に 1990 年代に行われた研究により、地域の状況に応じて土壌施肥を最適化することで効率を改善することができた。これにより、農場の近代化と再専門化、作物と品種の選択、土地の代替利用が可能になった。乳牛にセシウム結合フェロシン (プルシアンブルー) を濃縮した混合飼料 (図 A.4 参照) を使用し、年齢に応じて家畜に別々に飼料を使用することにより、牛乳および肉の品質を大きく改善することができた (Bogdevitch, 2003 ; Belarusian Ministry for Emergency Situations, 2011)。
A.3.5. 健康サーベイランス
(A56) チェルノブイリ事故後、ソ連政府は、対応者と最も影響を受けた地域の子どもを含む住民の強制登録および継続的な健康モニタリングプログラムを開始した。1991 年末までに、全ソ連分散臨床線量登録に約 66 万人の情報が記録された。ソ連が独立国家群に崩壊後、国のチェルノブイリ登録は運用を続けたが、データの比較可能性はより限られた。甲状腺がんおよび血液悪性腫瘍を含む多くの専門的な住民ベースの登録が、ベラルーシ、ロシア、ウクライナで設定された。
(A57) 国際協力は 1990 年に開始され、それ以来チェルノブイリ事故の健康影響を評価する上で重要な役割を果たしてきた。ベラルーシ、ロシア、ウクライナでは、避難者、被災地の住民、対応者に関する多くの疫学的研究が実施された。ほとんどの研究は、子どもの甲状腺がん、白血病、およびその他のがんに焦点を当てていたが、一部は心血管疾患、白内障、または先天性奇形を対象としたものもあった。
(A58) 最も重要な知見の 1 つは、チェルノブイリ事故において、事故当時乳児または幼児として被ばくした公衆において、甲状腺がんの比率が劇的に増加したことである。1990 年から 2005 年にかけて影響を受けた地域 (ベラルーシとウクライナ全体、およびロシアの最も汚染された 4 つの州) で入手可能なデータをレビューしたところ、1986 年に 18 歳未満であった者の甲状腺がんの症例数は約 7000 件に近かった (UNSCEAR, 2011)。1991 年から 2015 年の期間を対象としたより最近の調査では、甲状腺がんの総症例数はほぼ 3 倍であったことが示された (UNSCEAR, 2018)。
(A59) 対応者のグループで白血病の発生率が増加するという証拠がいくつかある (UNSCEAR, 2011 ; Zablotska et al., 2013)。その他の健康影響の頻度の増加に関する研究は、決定的なものではない。事故から

<p>35年、被災地の住民と避難者の中で、受けた線量と白血病および結腸がん、肺がん、乳がんなどの固形がんの増加との間に明確な関連性は示されていない。しかし、これらのがんの種類では、事故後の期間が依然として短すぎて、頻度の増加を検出できていない可能性を排除できない。同様に、先天性奇形や心血管疾患などががん以外の疾患についても、実施された研究では結論は出ていない。</p>
<p>(A60) いくつかの研究では、事故処理作業者の特定のグループにおいて、受けた線量とともに白内障や心血管・脳血管疾患の頻度の増加が観察されている。現在の研究結果では、結腸、肺、乳がんなどの固形がんの頻度が、事故処理作業者の間で増加しているという結論は認められていない。最後に、被災住民において事故から10年以上経ってから行われた調査では、放射能の存在による生活様式の変化が原因で、自殺を含む心理社会的問題の増加も明らかにされた (Bromet et al., 2011)。</p>
<p>A.3.6. 共同専門知プロセスの出現</p>
<p>(A61) 1991年にソ連が崩壊し、ベラルーシ、ロシア、ウクライナの社会経済状況は急激に悪化した。1990年代初頭に当局が放射線状況に関する情報を発信し、より開かれた方法で行動するよう努力したにもかかわらず、放射能の存在と特に子どもたちの健康への潜在的影響に対する国民の懸念が高まった。当局や専門家に対する全般的な信頼の喪失も加わり、次第に被災地の人々の間で無力感が広がった。</p>
<p>(A62) このような状況の中で、フランスの専門家グループは、国および地域当局の支援を得て、1990年代半ばにベラルーシで ETHOS 試験プロジェクトを開始した。その目的は、被災した住民やその他のステークホルダーを、放射線状況の管理に参画させ、彼らの防護と生活環境の両方を改善することであった (Hériard Dubreuil et al., 1999)。</p>
<p>(A63) 5年間、専門家は村民らと協力し、子どもの内部汚染を減らし、村で生産されたミルクや肉の放射線に関する品質を戻し、周辺の森林からの木材の使用による放射性灰を管理し、子どもと若者の間に実践的な放射線防護文化を作り出した。これらすべての分野で目に見える成果が得られ、ETHOS プロジェクトは、環境教育を含む地域社会ベースのプログラムを推進する重要なモデルとして、国連開発計画から認められた (UNDP, 2002)。</p>
<p>(A64) ETHOS プロジェクトで得られた経験は、2004年から2008年までベラルーシで実施された CORE プログラム (チェルノブイリ事故により被災したベラルーシにおける生活環境の回復に関する協力) の基礎となった。このプログラムは、ベラルーシのチェルノブイリ委員会によって実施された国際的な取り組みであり、特に UNDP やその他の国際機関によって支援され、保健、教育・記憶、経済開発、放射線に関する品質の4つの活動分野でベラルーシの4つの被災地域の現地プロジェクトを支援することを目的とした (Trafimchick, 2005)。</p>
<p>(A65) 放射線に関する品質のプロジェクトの1つは、ブラギン地域 (ゴメリ州) で実施された放射線モニタリングプロジェクトであった。それは、住民、特に子どもたちの全身汚染を減らし、自助努力による防護対策を促進することを目的とした。ブラギンプロジェクトでは、被災した人々を復興プロセスへ関与させ、彼らが自分たちの防護に関し情報に基づいた決定を下せるようにする (エンパワメント) ために、測定が重要な役割を果たすことが示されている (図 A.5 参照)。また、様々なステークホルダーとの関わりにおける対話の役割も強調された (Bataille et al., 2008)。</p>
<p>(A66) ETHOS プロジェクトと CORE プログラムは、日々の放射線状況の管理に地域のステークホルダーが直接参画可能であることを実証した。また、それが持続可能であるためには、ステークホルダーによる放射線状況の管理が、国内および国際的な専門家と連携して主に地域の参加者の個人的な取り組みに依存し、経済的発展のダイナミクスに頼るべきであることを実証した。これらのアプローチは、その10年後に福島第一事故で被災した地域社会で更に発展することになった共同専門知プロセスの前兆であった。</p>
<p>A.3.7. 長期防護措置の展開と解除</p>
<p>(A67) 2010年代初頭から、住民への追加的な被ばくレベルが年間1 mSv未滿に低下した地域においては、被災地における防護措置の解除が大きな課題となった。これは、長期の初めに開始された補償制度の終結を意味するため、微妙な問題である。</p>
<p>(A68) これに関連して、被災した居住地における長期防護措置の解除を可能にするための判断基準と要件に関する勧告が、サンクトペテルブルク放射線衛生研究所の科学者グループにより策定された (Barkovskii et al., 2012 ; Romanovitch et al., 2016)。これらの勧告は、長期防護措置を終了させ、放射線防護に関して制限のない状態に移行するために満たすべき放射線および放射線以外の判断基準を提供している。</p>
<p>(A69) 放射線判断基準によると、対象とする居住地における最も被ばくした10%の住民の線量が、年間1 mSv未滿であるべきとされている。これは、自然バックグラウンド被ばくを含まない、事故に関連する線量である。放射線以外の判断基準によれば、対象とする居住地域の農業活動が、いかなる制限や防護措置なしに実施できるべきである。さらに、勧告では、地域当局が対象とする居住地の住民と協議をしながら、長期防護措置の解除の実施と見直しのための計画を策定する必要性についても述べられている。</p>

(A70) しかし、ロシアでは、長期防護措置の解除に関する勧告は、現在でも達成されていない。それらは依然として勧告事項にすぎない。「汚染された居住地」として公式に指定された地域の当局は、社会的抗議を恐れ、この立場を撤回することに抵抗している。したがって、ロシアでは、被災地における防護措置の解除を決定する法的規制文書は存在せず、このような解除は現在まで行われていない。
(A71) 防護措置の解除は取り扱いの難しい問題であることから、執筆時点では、上記の勧告はまだ実施されていない。
A.4. チェルノブイリ事故における段階の時間軸
付属書 B. 福島第一原子力発電所事故
B.1. はじめに
(B1) 2011年3月11日、地震とその後の津波の結果、東京から北東約220 kmの日本の東海岸に位置する、東京電力の運転する福島第一原子力発電所の6基の原子炉のうち4基に大規模な損傷が生じた（図表 B.1 を参照）。
(B2) 2011年3月11日14時46分、マグニチュード9.0の東日本大震災で一連の大規模な津波が発生し、日本の東海岸を襲った。この地震と津波は、日本の広い範囲に壊滅的な被害をもたらし、約1万6,000人が死亡し約2,500人が行方不明者となった。
(B3) この地震により原子力発電所への外部電源がすべて失われ、津波により6号機のディーゼル発電機を除き、すべての非常用電源系統が浸水した。その結果、1～3号機および4号機の使用済燃料プールの冷却が失われた。1～3号機では、原子炉圧力容器への注水を継続することができなかつたため、各原子炉の温度の上昇により核燃料が熔融し、2011年3月12日に1号機、13日に3号機の原子炉建屋において一連の水素爆発が発生した。これらの事象の結果、1号機、2号機、3号機から大気中に大量の放射性物質が放出され、陸地や海に沈着した。この事故は、国際原子力事象評価尺度で最も高いレベル7に分類された。
B.2. 初期および中期
(B4) 初期は、日本政府により緊急事態が発表された2011年3月11日に始まった。大気中への放射性物質の主な放出は爆発中に起こり、2011年3月末まで続いた。2011年7月中旬には、これらの放出の線源は安定化したと考えられ、政府と東京電力は、損傷した原子炉の安全を確保するために策定されたロードマップの第1段階が達成されたことを発表した（NERHQ, 2011c）。これが中期の始まりであると考えられる。
(B5) 初期には、サイト内で対応者の防護を確実にするための例外的な取り決めが採用された。サイト外では、事故の初期において、屋内退避、避難および一時的移転、安定ヨウ素の服用、人々の除染、食品と飲料水の消費制限を含む、公衆のための一連の防護措置が実施された。また、初期において、当局は放射線状況を住民に知らせるために、被災地で一連の集会を開催した（Takamura et al., 2019）。
(B6) 中期においては、人々が被災地においてどこで、いつ、どのように被ばくし、また将来被ばくする可能性があるのかについて十分な情報が収集できるよう、被ばく経路の特徴を把握するためのいくつかの活動が実施された。この特徴の把握により、2011年8月には、これらの地域の除染と放射性廃棄物の管理のための計画が策定された。2011年11月、ICRPは、地域のステークホルダーが被災地の現状と将来の課題に関する知識や情報を交換できるように、福島ダイアログを開始した。
B.2.1. 放射線モニタリング
(B7) 2011年3月11日の電源喪失により、サイト境界のすべてのモニタリングポストが使用できなくなった。モニタリング活動は2011年3月11日夕方にモニタリング車両を用いて開始され、2011年3月15日午前、敷地境界南西部で12 mSv・h ⁻¹ の最大値を測定した。地震と津波の結果、発電所から約5 km圏内の23カ所のモニタリングポストのうち、1カ所のみが稼働していた。2011年3月13日以降、福島県と政府は、モニタリング車両を用いて、周辺線量率、大気中の粉じん、環境と土壌試料などのモニタリング活動を協同で行った。しかし、地震による道路状況の悪化や燃料不足のため、最初のモニタリング活動は想定通りには実施できなかった（ICAFN, 2011）。
(B8) 中期には、放射線測定は、政府、政府機関、地方自治体、事業者、非営利団体、国際機関などの様々な組織によって実施された。収集された情報の一貫性を確保するため、政府は、モニタリング活動の調整のための枠組みを確立した。最初の包括的なモニタリング計画は、被災地への事故の全体的な影響を評価し、採用される可能性のある将来の防護措置を準備するために2011年8月に開始された。また、発電所周辺の環境の質の向上、子どもの健康、国の防護と安全に対する国民の要望に応じて、詳細なモニタリングを実施した（NERHQ, 2011b）。
B.2.2. 汚染レベル
(B9) 2011年5月、日本政府と米国エネルギー省が共同で、航空機による発電所の半径80 km以内の周辺線量率測定のための最初の地図を作成した。地図には地表1 m上の線量率が示された（NERHQ, 2011a）。政府は、被災地における周辺線量率の分布の変化を把握するため、定期的な航空機モニタリングを継続している。

<p>(B10) 2011年6月から7月にかけて、原子力発電所から約100 km 圏内の約2,200箇所から採取された土壌試料の放射性核種の分析が実施された。試料採取と同じ場所で、周辺線量率の測定も行われた。放射性セシウムの沈着密度と周辺線量率分布の詳細な地図が2011年8月に作成された。発電所付近のいくつかの場所で300万 Bq・m⁻²を超える放射性セシウムの沈着密度が測定された (NERHQ, 2011b)。</p>
<p>B.2.3. 個人の被ばくレベル</p>
<p>(B11) 2011年6月、福島県立医科大学の協力の下、福島県で「県民健康調査」が開始された。福島県の被災した住民の健康状態を、特に脆弱なグループに焦点をあてて、過去にさかのぼって、また将来に向けて概観することを目的とした。この調査には、(i) 18歳未満の子どもに対する甲状腺検査、(ii) 健康調査に加え、包括的な血液検査、(iii) 妊婦に対する調査、(iv) 心の健康と生活習慣に関する調査の4つの部分が含まれた。調査の一部では、アンケート調査による住民の移動と、日々の周辺線量率マップに基づき、事故後4ヶ月間の外部被ばくが推定された。その結果、99.4%の住民が3 mSv未満の線量を受けたと推定され、平均値は0.8 mSv、最大値は25 mSvであった (Ishikawa et al., 2015)。</p>
<p>(B12) 県民健康調査の一環として、警戒区域と計画的避難区域の住民を対象に、ホールボディカウンターと尿のバイオアッセイにより内部被ばくが測定された。Cs-134とCs-137による推定内部線量は、1 mSv未満であると報告された (Momose et al., 2012)。</p>
<p>(B13) 2011年3月26日から3月30日にかけて、いわき市、川俣町、飯館村で乳児と小児の甲状腺被ばく調査が実施された。15歳未満の子ども1080件の結果によると、1歳児の甲状腺吸収線量100m Gyに相当する、0.2 μSv・h⁻¹のスクリーニングレベルを超える者はいなかった (NERHQ, 2011a)。これは、甲状腺線量の再構築に関する更なる研究によっても確認されている (WHO, 2012 ; UNSCEAR, 2013 ; IAEA, 2015a ; Kim et al., 2020)。</p>
<p>B.2.4. 対応者</p>
<p>(B14) サイト内の緊急時対応者は、損傷した施設の制御の回復に関与した。彼らには、東京電力や下請会社が雇用した発電所職員、自衛隊から派遣された隊員、消防士、警察官などが含まれていた。サイト外の対応者には、様々な対応機関やサービスからの職員が含まれていた。彼らは避難者への支援、医療、モニタリング、試料採取に携わった。</p>
<p>(B15) 事故に伴う過酷な放射線状況により、当局および事業者は、サイト内および30 km 圏内の対応者の防護を確保するための例外的な取り決めを採用するようになった。2011年3月14日、彼らの防護の規制上の放射線基準が、一時的に100 mSv から250 mSv に引き上げられた。6名の対応者がこのレベルを超える線量(最高線量678 mSv)を受けたが、これは主に適切に利用できる防護対策の不足と訓練の不足によるものであった。2011年3月の約4000人の対応者の外部被ばくは平均約14 mSvであった (ICAFN, 2011 ; TEPCO, 2012)。甲状腺への吸収線量は、最も被ばくした作業者のうち12人については、2~12 Gy の範囲であった (UNSCEAR, 2013)。250 mSv という規制上の線量基準は、2011年11月から2012年にかけて段階的に撤回された。</p>
<p>B.2.5. 初期における防護措置</p>
<p>(B16) 原子力事故に対する準備計画では、防護措置の決定は、シミュレーションモデル (ERSS/SPEEDI) (NAIIC, 2012) から推定された公衆に対する被ばくレベルに基づいていた。政府が2011年3月11日夕方に原子力緊急事態宣言を発表した後、公衆に対する防護措置は、主に発電所の実際の状況と事故の初期に行われた環境放射線モニタリングに基づいて実施された。</p>
<p>B.2.5.1. 屋内退避</p>
<p>(B17) 2011年3月11日に最初の屋内退避指示が発電所から半径3~10 km 圏内の住民に対し発令されたが、この指示は2011年3月12日には避難指示に変更された。2011年3月15日、2号機の発煙、4号機の爆発・火災などの発電所の更なる故障により、図 B.2 に示すように、発電所から半径20~30 km 圏内に居住する住民の屋内退避が命じられた。</p>
<p>(B18) 屋内退避は、主にブルーム中の大気浮遊放射能による被ばくを低減することを目的とした短期のものであるが、自主的に避難した人々以外の住民は10日間の継続的な屋内退避が求められた。政府は、食料の供給および許容できる生活環境の維持が困難であったため、2011年3月25日、20~30 km の屋内退避区域における住民に対し自主避難を勧告した (NAIIC, 2012)。</p>
<p>B.2.5.2. 避難</p>
<p>(B19) 福島第一原子力発電所周辺からの避難は、2011年3月11日夕方から始まり、避難区域は、発電所の半径2 km から3 km、その後10 km に徐々に拡大した。2011年3月12日夕方、1号機での水素爆発後、図 B.2 に示すように、避難区域は半径20 km (住民約78,000人) にまで拡大した。これらの決定はすべて、各号機の状況と原子力発電所全体の潜在的リスクの分析に基づいて下された。さらに、多くの人々が、影響を受けた県から日本各地へ自主的に避難した。</p>

<p>(B20) 地震や津波による被害、またそれによって生じた情報伝達や輸送の難しさにより、避難プロセスは複雑なものになった。また、避難区域が拡大するにつれて、多数の住民が複数回、別の場所に再移動することを余儀なくされた。さらに、避難指示が発令された際には、多くの住民は事故の深刻さや予想される避難期間についての正確な情報を得られなかった。また、20 km の避難区域内の病院の患者や介護施設の高齢者を避難させることは非常に困難であり、結果として60人以上が死亡した (NAIIC, 2012)。</p>
<p>B.2.5.3. 安定ヨウ素剤</p>
<p>(B21) 福島県は、事故直後から市町村への安定ヨウ素剤の配布の手配を開始したが、政府と福島県知事は、住民に対し、有効な期間内に錠剤を服用するよう指示しなかった。2011年3月16日、20 km 圏から避難中の人々に対し、安定ヨウ素剤服用が指示された。しかし、国が20 km 圏内の避難が既に完了していることを確認していたため、福島県はこの指示に従わなかった。甲状腺ヨウ素ブロックは、主に国と地方自治体の間の詳細な取り決めがなかったため、一律には実施されなかった (ICAFN, 2011 ; NAIIC, 2012)。しかしながら、福島県は安定ヨウ素剤の服用を指示しなかったが、いくつかの市町村は住民に対し服用を指示していた。これらの市町村の1つ(三春町)を対象とした過去にさかのぼった研究では、配布率が非常に高い(94.9%)にもかかわらず、母親が錠剤の服用による副作用の可能性について懸念し、子どもの間での摂取率はわずか63.5%であったことが示されている (Nishikawa et al., 2018)。</p>
<p>B.2.5.4. 人の除染</p>
<p>(B22) 福島県の被災地では、住民の体の表面汚染を調べるためのスクリーニング調査が行われた。事故直後に使用した初期スクリーニングレベルは、毎分13,000カウント(cpm)であった。しかし、原子力安全委員会は、IAEAが勧告した$1 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$の基準に基づいて、2011年3月20日、レベルを100,000 cpmに引き上げることを勧告した。調査した20万人のほとんどの人は、体の表面汚染が100,000 cpm未満であった。スクリーニングレベルを超えた約100人が全身除染を必要としたことが報告された (ICAFN, 2011)。</p>
<p>B.2.5.5. 食品の予防的制限</p>
<p>(B23) 政府は、20 km 圏内を越えて、水道水、牛乳、葉物野菜のサンプルに高濃度の放射性核種が検出された時点で、特定の食品や飲料水の流通と消費の制限を開始した。このため、2011年3月21日に、原子力安全委員会の規制指針の判断基準が、厚生労働省の暫定規制値として採用された。2011年4月、政府は、被災した住民への食料の流通を許可する計画を策定し、そこでは、食料と飲料水の制限の設定と解除方法についてのガイドラインも提供した (NERHQ, 2011a)。</p>
<p>B.2.5.6. 移転および学校</p>
<p>(B24) 2011年4月22日、半径20 km 圏外で、事故発生後1年目の推定予測線量が20 mSvに達する可能性のある区域は「計画的避難区域」に指定された。政府は、この地域からの人々の移転を約1ヶ月の期間で実施すべきであるとの指示を発出した。政府による移転の基準は、ICRPが勧告する緊急時被ばく状況の参考レベルである年間20~100 mSvのバンドを考慮して選択された。計画的避難区域を除く半径20~30 km 圏内で屋内退避の対象となった区域は「緊急時避難準備区域」、既存の20 km 避難区域は再入域が管理される「警戒区域」に指定された (NERHQ, 2011a)。</p>
<p>(B25) 学校の休みが終了後の同時期に、政府は、校庭で高レベルの放射線が検出された避難区域外の学校の再開について決定しなければならなかった。2011年4月19日、政府は、校庭の線量率が推定年間線量20 mSvに相当する$3.8 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$を超える可能性のある学校において、屋外活動を制限することを決定した。この基準は、ICRPが勧告する現存被ばく状況の管理のための参考レベルである年間1~20 mSvのバンドを考慮して選択された。公衆は、子どもの安全を確保するために設定された基準は、計画的避難区域に設定された基準と同じであると主張し、強く抗議した。2011年5月、政府は福島県に対し、2011年4月から2012年3月にわたる就学児の線量を年間1 mSvに低減するよう通知した。これは、<i>Publication 111</i> (ICRP, 2009)で勧告されている長期目標である。国の当局は、$1 \mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$を超える線量率が測定された学校の除染のための財政支援を提供した (ICAFN, 2011 ; NAIIC, 2012)。</p>
<p>B.2.6. 中期における防護措置</p>
<p>B.2.6.1. 高いレベルの被ばくがある特定の場所の避難</p>
<p>(B26) 警戒区域と計画的避難区域外で、モニタリング結果によって、事故から1年以内に住民への予想される被ばくが20 mSvを超える可能性のある特定の場所が確認された。2011年6月、政府は、これらの場所を「特定避難勧奨地点」と指定することを開始し、2011年11月までにいくつかの住宅が特定された。政府は、被災した住民に対し放射線被ばくレベルについて注意喚起するための情報を提供し、避難を希望する場合には支援を行った (ICAFN, 2011 ; NERHQ, 2011b)。</p>
<p>B.2.6.2. 緊急時避難準備区域における避難の解除</p>
<p>(B27) 2011年8月、政府は、原子力発電所の損傷した炉の安全性、空間線量率の低減、公共サービスやインフラの復旧の観点から、避難区域の見直しを行った。被災地におけるモニタリング活動や市町村により実施さ</p>

れた様々な活動に基づいて、政府は、緊急時避難準備区域の避難解除の条件がすべて満たされていると判断した。政府と自治体の協議を経て、2011年9月30日にこれらの地域の避難指示の解除が発せられた（ICAFN, 2011）。

B.2.6.3. ペットや家畜の避難

(B28) 多くのペットや家畜は人々が避難した際に放棄された。2011年5月から警戒区域内で許可された短期的な一次立ち入りによって、区域内に残っているペットを避難させる機会が与えられた。このペットの避難は、様々な組織の支援を受け長期にわたって続けられた（MOE, 2012）。また、2011年5月の政府の決定により放棄された警戒区域内の家畜を除き、被災地の牛の多くも避難させられた。放棄された家畜は、所有者の許可を得て殺処分が行われた（MAFF, 2011）。

(B29) 環境省は、2013年に「災害時におけるペットの救護対策ガイドライン」を策定した。このガイドラインは、原子力事故を含む災害が発生した場合、ペットは飼い主とともに避難させるべきであるという原則に従って、地方自治体が行い規則を制定するのに役立つものである。

B.2.6.4. 廃棄物管理

(B30) 事故後、サイト外で発生した汚染廃棄物は、地震と津波によるがれき、あるいは修復活動を含む防護措置の実施による副産物のいずれかに分類された。事故以前には、放射性物質で汚染された災害廃棄物の公共の場所における処分を規制する法律はなかった。したがって、政府は、このような廃棄物の処理・処分について、他の関係機関と協議の上、特別に判断基準を設定した。

(B31) 2011年8月に放射性物質汚染対処特措法が公布され、2012年1月から全面施行された（MOE, 2011）。この法律は、被災地におけるすべての修復活動、および関連する放射性廃棄物を取り扱うための主要な法的文書となった。この文書は、汚染地域の管理について概説し、国や地方自治体、事業者、公衆に責任を割り当てた。また、除染対策と放射性物質で汚染された土壌や廃棄物の指定・処理・保管・処分についても定めた。

B.2.6.5. 除染プログラム

(B32) 政府は、除染が喫緊の課題であったことから、2011年8月に除染作業の基本方針を策定し、除染を行う具体的な目標と作業の原則を定めた。政府は、（事故による）追加の放射線量が年間20 mSvを超える地域を徐々に削減するため、迅速な除染プログラムを実施したいと考えた。追加の放射線量が年間20 mSv未満と想定される地域では、政府は、市町村や地域住民と連携して除染作業を実施し、長期的な目標として、追加放射線量を年間1 mSv以下に低減することを目指した（NERHQ, 2011b）。

(B33) 被災地の除染は、放射性物質の物理的壊変やウエザリングの影響を考慮し、2年後までに、追加放射線量を一般公衆で約50%、子どもで約60%低減することを目指した。長期目標は、原子力事故後の長期汚染地域に居住する人々の防護に関するICRPの勧告（ICRP, 2009）に従い、追加の年間線量を1 mSv以下に低減することであった。除染作業の指針として、政府は、自然バックグラウンドを含む0.23 $\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}$ の線量率基準を採用した（NERHQ, 2011b ; IAEA, 2015b）。

B.2.7. 福島におけるICRPダイアログの取り組み

(B34) 2011年末にかけて、被災した人々、特に、自宅に戻れない避難民の状況は、国と地方当局が実施した防護措置にもかかわらず、依然として不安定であった。日常生活の困難な問題に加えて、放射線への被ばくに対する懸念が続き、個人の幸福なくらしと被災した地域社会の生活の質が大きく低下した。このような状況の中で、ICRPは2011年11月に、国の当局と福島県の当局の代表者、地元の専門的職業人、被災した地域社会、メディア、チェルノブイリ事故の長期的な影響に対応した直接的な経験を持つベラルーシとノルウェーの代表者との間の対話の取り組みを開始した（図B.3を参照）。その目的は、ステークホルダー間の議論を促進するとともに、チェルノブイリ事故で被災した地域社会、特にベラルーシの地域社会の経験を日本国民と共有することであった。これを行うことで、福島第一原子力事故で被災した地域の生活環境の長期的な回復がもたらす課題に対応する方法を見出すことが期待された。ICRPにとっては、将来のICRP勧告の改善ができるよう日本人から直接学ぶ機会でもあった。

(B35) 2019年末までに、福島県内の様々な場所で、地域のステークホルダーの支援の下20回以上の対話集会が行われた。これらの集会では、特に汚染食品の処理、子どもの教育、被災地に留まるか帰還するかの問題、測定の役割など、難しい課題に取り組んだ。また、多くの市町村の生活環境の回復の課題にも取り組んだ。放射線の問題に関する教育方法やツールを検討するために教師が参集するなど、具体的な成果が得られている。全国展開している大手食品小売業者の購買・販売方針までも変化した（Kotoba, 2015 ; ICRP, 2016 ; Lochard et al., 2020）。

(B36) この対話集会の結果、福島地域で多数の小規模な集会が開催された。さらに、日本、ベラルーシ、ノルウェーの被災した人々の間で交流訪問が行われ、自らの経験を共有し、被災地の生活環境の回復に関する長期的な課題について、検討することができた。最後に、福島ダイアログは、いくつかのコミュニティで共同専門知プロセスを推進し、実践的な放射線防護文化の発展と多くの地域住民の自助努力による防護対策の実施を促

した (3.5 節を参照)。
B.3. 長期
(B37) サイト内の長期は、国が「1～3 号機で制御が回復し冷温停止状態に到達した」と発表した、つまり放射線源は十分に安全性が確保されたと考えられた、2011 年 12 月 16 日に始まった。しかし、これは法的文書では確認されなかった。
(B38) 2011 年 12 月 26 日、政府は、防護措置が実施されているサイト外の地域を見直すプロセスを開始した。その結果、警戒区域と避難指示の発令された区域の見直しが 2012 年 4 月に開始された。これがサイト外の長期の始まりと考えることができる (ICAFN, 2012)。
B.3.1. 対応者
(B39) 政府は、2011 年 8 月に採択された除染作業に関する基本方針およびガイドラインに従い、除染活動に従事する対応者の放射線防護を確実にするための通達を发出した。すべての雇用主は、除染作業に従事する各対応者の防護を確実にする責任を負った。原則的には、除染作業、修復作業、廃棄物処理に従事するすべての対応者に、通常作業での職業被ばくの要件が適用された。地元で除染作業を行う自営業の対応者、住民、ボランティアは、国当局から除染作業に従事する対応者のガイドラインの該当箇所に従うよう求められた。
B.3.2. 避難指示の解除
(B40) 政府は、地方当局と協議の上、避難指示解除のための一連の条件を策定した。これにより、避難指示が出された区域の状況を見直すことができた。
(B41) 避難指示の解除条件は、以下の通りである：(i) 年間累積線量が 20 mSv 未満であることの確認、(ii) 必要なインフラ・社会サービス、特に子どものために、その復旧が十分に進んでいることの確認、(iii) 地方自治体と住民との間で広範な協議が行われていることの確認 (NERHQ, 2011d)。
(B42) これらの条件に基づき、新たに 3 つの区域が決定された。 <ul style="list-style-type: none"> ● 区域 1：避難指示が解除される準備ができていない区域 (推定される年間累積線量が 20 mSv 未満の区域) ● 区域 2：住民の居住が許可されない区域 (推定される年間累積線量が 20 mSv を超える区域) ● 区域 3：住民が長期間帰還することが難しいと予想される区域 (推定される年間累積線量が 50 mSv を超える地域、または推定される年間累積線量が今後 5 年にわたって 20 mSv を超えると予想される区域)
(B43) 福島県と関係する市町村において協議と調整が行われた。初めに 2012 年 4 月に 3 つの市町村が区域の見直しを決定した。図 B.4 に示すように、2013 年 8 月までに、被災した 11 の市町村すべてで避難指示が出された区域に関する提案が用意された。最初の避難指示の解除は、2014 年 4 月に区域 1 で行われた。区域 1 と区域 2 の両区域での避難指示解除は 2017 年 4 月までに完了した。区域 3 については、2018 年に 6 つの市町村の一部の指定回復・復興拠点区域において、重要な基盤の回復と除染活動が開始された。
(B44) 2020 年初めの時点で、自宅に戻った人の割合は自治体によって 10%未満から約 80%と大きくばらつきがあるが、30%未満である (Fukushima Prefecture, 2020)。これらの値は、一部は避難指示の解除の時期に依存した。これらの 3 つの区域について、政府は、住民がこれらの地域の自宅に戻って生活した場合に、個人が追加で受ける線量として、年間 1 mSv 未満という長期目標を設定した (NRA, 2013)。避難指示が解除された市町村における被ばくは、個人線量計によるモニタリングでは、2019 年末までに外部被ばくで年間 1 mSv の範囲であると推定されている (Nomura et al., 2020)。
B.3.3. 食品管理
(B45) 2012 年 4 月には、責任当局は、年間被ばく 1 mSv に基づき、食品中の放射性セシウムの新しい放射線判断基準を設定し (ICAFN, 2012 ; MHLW, 2012)、この基準が 2011 年 3 月に設定された暫定規制値に取って代わった。
(B46) 内部被ばくをより良く制御するために、責任当局は、新しい放射線判断基準を超える食品を避けるための広範な食品モニタリング計画を策定した。厚生労働省から提供された情報によれば、福島県産の食品が基準を超える割合は、2014 年 8 月には 1%未満であった (Merz et al., 2015)。例えば、福島県産のすべてのコメ袋で放射性セシウムのレベルが測定され、約 1,000 万袋のうち 100 Bq kg ⁻¹ の基準を超えたのは 100 袋未満であった (Nihei et al., 2015)。
B.3.4. 除染と廃棄物管理
(B47) 被災地の主たる被ばく経路である遷延した外部被ばくを低減するため、2012 年以降、「放射性物質汚染対処特措法」に基づき、被災地において除染活動が広く実施された。効率的かつ安全で費用効果の高い除染プログラムを計画し、実施するための経験、ツール、ガイドラインを提供するために、試験的な除染プロジェクトが最初に実施された。
(B48) 除染活動は、大量の汚染土壌と廃棄物を発生させ、政府は、この廃棄物を福島第一原子力発電所に近接する中間貯蔵施設に移す前に、市町村の仮置場に置くことを決定した。最終処分場は、まだ決定されていない。しかし、仮置場の選定にかかる合意が困難な場合には、汚染廃棄物の一部は、除染が行われた場所の近くで可

搬式コンテナバッグに一時的に保管されている。2016年に国の当局は、減容後に土壌の再生利用を可能な限り促進し、最終処分の土壌の容量を削減するため、「減容・再生利用技術開発戦略」を策定した（MOE, 2018）。
B.3.5. 共同専門知プロセスと自助努力による防護対策
(B49) 当局によって実施された防護措置に加えて、自助努力による防護対策の展開を望むいくつかのコミュニティにおいては、共同専門知プロセスが採用された。この共同専門知プロセスは、ICRP ダイアログから着想を得たか、独自に考案され、市長、住民、医療従事者、学者など、地域の状況に応じて様々なステークホルダーによって開始された（ICRP, 2016）。専門家のボランティアの助けを借りて地元の人々が行ったプロセスの一部は非公式のまま継続されたものもあれば、地方当局と専門家組織あるいは大学との間の正式な協力をもたらしたものもあった（Ando, 2016 ; Naito et al., 2017 ; Takamura et al., 2018 ; Yasutaka et al., 2020）。
(B50) これらの共同専門知プロセスの経験は、専門家と被災した人々との定期的な対話の重要な役割を明らかにした。グループ形式または直接会って行われたこれらの対話により、被災した人々は、放射線誘発の健康リスク、仕事の将来、事故による家族構成や結びつきへの影響、森林への立ち入り、除染活動や関連する廃棄物の管理などに関する懸念を表すことができた。専門家にとってこの対話は、被災したコミュニティが直面する問題について考えるとともに、知識や経験を共有する機会となった（図 B.5）（Miyazaki, 2017）。語られる言葉に耳を傾け、共感するということが根底にあったこれらの対話は、徐々に専門家と当局に対する信頼を取り戻した（Ethos in Fukushima, 2019）。
(B51) 共同専門知プロセスは、被災した人々がどこで、いつ、どのように被ばくしたかを理解するために、被災した人々が放射線状況の特徴の把握に直接関与することを支援した。事故後数年間の周辺線量率、外部被ばく、食品汚染を測定するための適切で使いやすい装置を提供することで住民の関与が大きく促された（Naito et al., 2015 ; Brown et al., 2016）。また、内部被ばくモニタリングもより利用しやすくなった。専門家の支援の下で個人の被ばく測定値とその解釈を共有することで、共同専門知プロセスに乗り出したステークホルダーの間で、徐々に実践的な放射線防護文化が創り出されることを可能にした（Tsubokura et al., 2020）。
(B52) この実践的な放射線防護文化の発展は、多くの被災した人々とその愛する人々のための自助努力による防護対策を実施することにつながっただけでなく、地域社会の専門家の支援を得て、様々な集団的防護措置の実施を支援した。これらの多様な措置は、除染廃棄物の一時保管の放射線モニタリングから、キノコの放射線学的質を調べるための採集までと様々であった（Orita et al., 2017 ; Lochard et al., 2020）。
(B53) 福島の被災地で実施された共同専門知プロセスは、関与するコミュニティの復旧に貢献する地域プロジェクトの発展にもつながった。これらのプロジェクトは、個人の起業家または地方当局によって開始され、放射線防護の専門家や学者の科学的支援、および国の当局の財政支援を受けてきた。しかしながら、良い成果がいくつかあったにも関わらず、福島の被災地における共同専門知プロセスの普及は依然として限定的である。
B.3.6. 一般住民の健康サーベイランス
(B54) 県民健康調査の一環として、4回の甲状腺超音波検査が実施された。2019年6月までに、約300,000人の住民で220例以上の甲状腺がんの症例が確認された（FMU, 2019）。このような高い頻度の小児甲状腺がんの症例は、甲状腺がん登録で予想されるものよりも明らかに高い。この所見は、系統的な超音波スクリーニングに起因するものと考えられるが、更なる調査が必要である（Ohtsuru et al., 2019）。さらに、子どものスクリーニング検査によりいくつかの倫理的問題も生じている（Midorikawa and Ohtsuru, 2020）。
(B55) 従来から行われてきた健康診断やがん検診など、避難区域内外の住民を対象とした総合的な健康診断では、循環器疾患のリスク因子の増加が明らかにされている（FMU, 2019）。
(B56) 心の健康と生活習慣の調査では、事故以降、抑うつ等の情動障害または不安障害の疑いのある人々は減少しているにもかかわらず、支援を必要とする人々の割合は、依然として一般の国民に比べて高い。
(B57) 妊婦と小さな子どもを持つ母親の不安に対処するための特定の調査が実施され、同じような結果が得られている。この調査では、未熟児、低出生体重、先天異常の発生率は、一般国民で報告されているものと類似していることが示された（FMU, 2019）。
用語解説
共同専門知 [Co-expertise] 放射線の状況を理解し、自らまたは他者が生活環境を改善するための対策を立てることを目的として、地域の知識および科学的な専門知識を活用するために専門家と地元のステークホルダーが協力するプロセス。
汚染 [Contamination] 建造物、地域、物品、生物相、または人々の外部または内部に望ましくないレベルの放射性物質が存在すること。
除染 [Decontamination] 物理的、化学的、または生物学的プロセスによる意図的な汚染の完全または部分的な除去。
緊急時被ばく状況 [Emergency exposure situation]

<p>制御を喪失した線源、または意図的に悪用された線源に起因する被ばく状況で、被ばくを避ける、または緩和するために緊急かつタイムリーな対策を必要とするもの。</p>
<p>現存被ばく状況 [Existing exposure situation] 現存被ばく状況は、結果として生じる被ばくを管理する決定が行われる時点においてすでに存在する線源に起因する被ばく状況である。これらの線源には、自然線源（宇宙放射線、ラドンおよびその他の自然起源の放射性物質）および人工線源（過去の行為、事故、または放射線事象による長期被ばく）が含まれる。被ばくの特徴の把握は、それらの管理の前提条件である。</p>
<p>被ばく経路 [Exposure pathway] 放射線や放射性核種が人およびヒト以外の生物相に到達し、被ばくを引き起こす経路。</p>
<p>グレーデッドアプローチ [Graded approach] リスクの大きさと可能性、被ばく状況の複雑さおよびその時点で広く見られる状況に見合った方法で防護体系を実施するために勧告される方策。</p>
<p>健康サーベイランス [Health surveillance] 健康への悪影響の早期発見、および被災した個人の健康管理と治療に必要な健康関連データの継続的かつ体系的な収集、分析および解釈。</p>
<p>職業被ばく [Occupational exposure] 操業管理者の責任であることが当然と見なされ得る状況で、作業中に受ける放射線被ばく。</p>
<p>計画被ばく状況 [Planned exposure situation] 放射線の特性に応じて使用される放射線源の意図的な導入と運用から生じる被ばく状況。このタイプの被ばく状況では、線源の使用が分かっているため、被ばくは最初から予想され、制御され得る。</p>
<p>正当化の原則 [Principle of justification] 放射線被ばくの状況を変える（例えば、導入する、低減する、または取り除く）決定は、全体として、害よりも多くの益をもたらすべきである。これは、新しい放射線源を導入するとき、あるいは現存または緊急時の被ばくを減らすことにより、人間および環境への放射線損害（デトリメント）を含む、いかなる害も相殺されるよう、個人または社会の十分な便益を達成するべきであることを意味する。</p>
<p>最適化の原則 [Principle of optimisation] 被ばくを被る可能性および個人線量の大きさは、社会、環境および経済の要因を考慮し、合理的に達成可能な限り低く維持されるべきである。被ばくの不公平な分布を避けるため、被ばくする人数や個人線量の制限を考慮しなければならない。</p>
<p>予測線量 [Projected dose] 防護措置が講じられない場合に個人が受けると予想される線量。</p>
<p>防護措置 [Protective action] 被ばくを低減または防止するために緊急時または現存被ばく状況で講じられる対策。対策は、線源、被ばく経路上の点、時には被ばくした個人の場所、習慣、または作業環境を修正することによってとることができる。</p>
<p>防護戦略 [Protection strategy] 特定の被ばく状況およびその時点で広く見られる状況に対して、合理的に達成可能な限り被ばくを低く保つまたは低減するために実施される一連の防護措置の組み合わせ。</p>
<p>放射線損害（デトリメント） [Radiation detriment] 放射線への特定の被ばくにより、被ばくした集団およびその集団の子孫が被る健康への全般的な害。</p>
<p>実践的な放射線防護文化 [Practical radiological protection culture] 一般市民が十分な説明（情報）に基づいて選択を行い、潜在的または実際の電離放射線被ばくを伴う状況において賢明な行動をとるための知識と技能。</p>
<p>放射線判断基準 [Radiological criteria] 放射線防護体系を適用するための定量的な値。線量または導き出した数量で表す。この一般的な用語は、さまざまな設定で使用され、すべての被ばく状況で同じように適用できる。</p>
<p>復旧 [Recovery] 事故前に広く見られた状況など、可能な限り適切な状況を反映するための修復および復興のプロセス。</p>
<p>参考レベル [Reference level] 現存および緊急時被ばく状況における最適化プロセスを導くために用いられる線量基準。参考レベルの値は、一般的に個人の年間線量（mSv/年）として表され、適切な時間枠、被災した人々の個人線量分布、およびその状況におけるリスクの耐容性を考慮して選択されるべきである。目標は、防護の取り組みが優先される</p>

べき人々の特定を促すことである。
生活環境の回復 [Rehabilitation of living conditions] 長期間汚染された地域に住む人々のために、持続可能で適切な環境を維持するためのプロセス。
修復 [Remediation] 汚染そのものを除去（除染）したり、被ばく経路に影響を与える対策を通じ、汚染からの放射線被ばくを低減するプロセス。
残存線量 [Residual dose] 特定の線源から個人が被った、または被ると予想される線量。これは、線源、経路、または個人に講じられた防護措置を考慮に入れて、推定または測定することができる。残存線量は、緊急時被ばく状況または現存被ばく状況において適用される。
知る権利 [Right to know] 自分がどのような危険に曝されており、いかに自分自身を守るべきかについて情報を得る個人の権利。
自助努力による防護 [Self-help protection] 個人が、自分自身を、自分の家族を、そして地域社会を守るために、十分な説明（情報）に基づいて講じる対策。
ステークホルダー [Stakeholder] 課題に対し、関心または懸念を有する人、グループ、または組織。
ステークホルダーの参画 [Stakeholder involvement] 関係する当事者すべてが放射線防護に関係する意思決定プロセスに参加すること。「ステークホルダーの関与」とも呼ばれる。
謝辞 タスクグループ 93 (TG93) のメンバーは、本刊行物の準備中に貴重な意見を提供した Ralph Andersen, Marcel Lips, Miroslav Pinak の各氏に感謝の意を表したい。また、ICRP 福島ダイアログの定期参加者として、洞察を共有し、提言を提供するために、TG93 メンバーと数回の会合を行った、安東量子、後藤あや、半澤隆宏、早野龍五、菅野クニ、黒田裕次郎、宮崎真、多田順一郎、坪倉正治の各氏に対し、お礼を申し上げたい。 その他多くの組織や個人（300 以上！）から、委員会が開催した公開意見募集プロセスの間にフィードバックが寄せられた。これらの意見によって、本刊行物の様々な部分が大きく改善された。また TG93 は、福島ダイアログに参加したすべての人々の貢献や、日本の組織と連携し開催された会議に参加した多くの専門家からのインプットからの恩恵を受けた。これらの組織と個人のすべての貢献に感謝する。 TG93 のメンバーは、本刊行物の準備中に開催された多数の会議に参加し、今回示された勧告の発展に大きく貢献した Christopher Clement 氏に特別な感謝の意を表したい。 最後に、TG93 のメンバーは、ICRP の同僚で日本のステークホルダーとの交流を大きく促していただいた丹羽太貫と伴信彦の両氏、ならびに我々を長年にわたり継続的に支援していただいた佐々木道也、浜田信行、荻野晴之、藤田博喜の各氏に感謝したい。
タスクグループ 93 のメンバーは以下のとおりであった（2013～2020）。 M. Kai (Chair) T. Lazo T. Schneider T. Homma (Vice-Chair) M. Lips S. Shinkarev R. Andersen A. Nisbet V. Averin M. Pinak
第 4 専門委員会の批評的査読者は以下のとおりであった。 E. Gallego J. Takala
主委員会の批評的査読者は以下のとおりであった。 J. Harrison C-M. Larsson S. Romanov
編集メンバー C.H. Clement（科学秘書官、 <i>Annals of the ICRP</i> 編集長） H. Fujita（科学秘書官補佐、 <i>Annals of the ICRP</i> 共同編集者）
本刊行物の作成機関における第 4 専門委員会のメンバーは、以下の通りであった。 （2013～2017） D.A. Cool（委員長） M. Doruff A. Nisbet K-W. Cho（副委員長） E. Gallego D. Oughton J-F. Lecomte（書記） T. Homma T. Pather F. Bochud M. Kai S. Shinkarev M. Boyd S. Liu J. Takala

A. Canoba	A. McGarry	
(2017~2021)		
D.A. Cool (委員長)	A. Canoba	Y. Mao
K.A. Higley (副委員長)	D. Coppystone	N. Martinez
J-F. Lecomte (書記)	E. Gallego	A. Nisbet
N. Ban	G. Hirth	T. Schneider
F. Bochud	T. Homma	S. Shinkarev
M. Boyd	C. Koch	J. Takala
<p>本刊行物承認時の主委員会のメンバーは、以下のとおりであった。</p> <p>委員長：C. Cousins, 英</p> <p>副委員長：J. Lochard, 仏</p> <p>科学秘書官：C.H. Clement, 加；sci.sec@icrp.org[†]</p> <p>K.E. Applegate, 米 S. Liu, 中</p> <p>名誉メンバー</p> <p>S. Bouffler, 英 S. Romanov, 露 R.H. Clarke, 英</p> <p>K.W. Cho, 韓 W. Rühm, 独 F.A. Mettler Jr, 米</p> <p>D.A. Cool, 米 R.J. Pentreath, 英 J.D. Harrison, 英</p> <p>R.J. Preston, 米 M. Kai, 日 C. Streffer, 独</p> <p>C-M. Larsson, 豪 E. Vañó, 西 D. Laurier, 仏</p>		
<p>[†] 科学秘書官は、1988年以降正式なメンバーではないが、主委員会に欠くことのできない役割である。</p>		

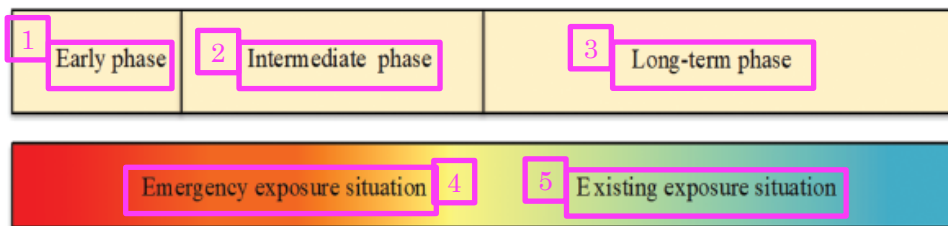


図 2.1 大規模原子力事故の管理のための各段階

- 1 初期
- 2 中期
- 3 長期
- 4 緊急時被ばく状況
- 5 現存被ばく状況

表 2.1 代表的な組織／臓器損傷に関するしきい線量。括弧内の情報は影響が発生するまでの時間を表す。

影響	しきい値
致死（数週間以内）	十分な治療下で全身への急性線量が2～3 Gy 1週間に4～8 Gyの遷延被ばく 十分な治療の仮定の下で1～3か月間に10～14 Gy
皮膚の大きな範囲への火傷（2～3週間）	皮膚への急性線量が5 Gy
永久不妊（男性）（3週間）	生殖腺への急性線量が6 Gy
永久不妊（女性）（<1週間）	卵巣への急性線量が3 Gy
循環器疾患のリスク増加（>10年）	心臓または脳へ0.5 Gy
白内障誘発（>20年）	目の水晶体へ0.5 Gy

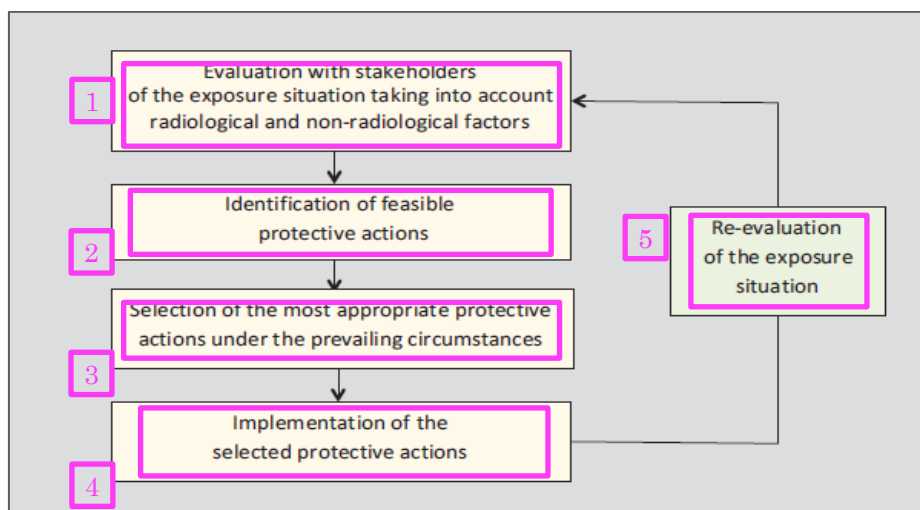


図 2.2 最適化のプロセス

- 1 放射線および放射線以外の要因を考慮した被ばく状況の評価をステークホルダーと共に実施
- 2 実行可能な防護措置の特定
- 3 その時点で広く見られる状況において最も適切な防護措置の選択
- 4 選択された防護措置の実施
- 5 被ばく状況の再評価

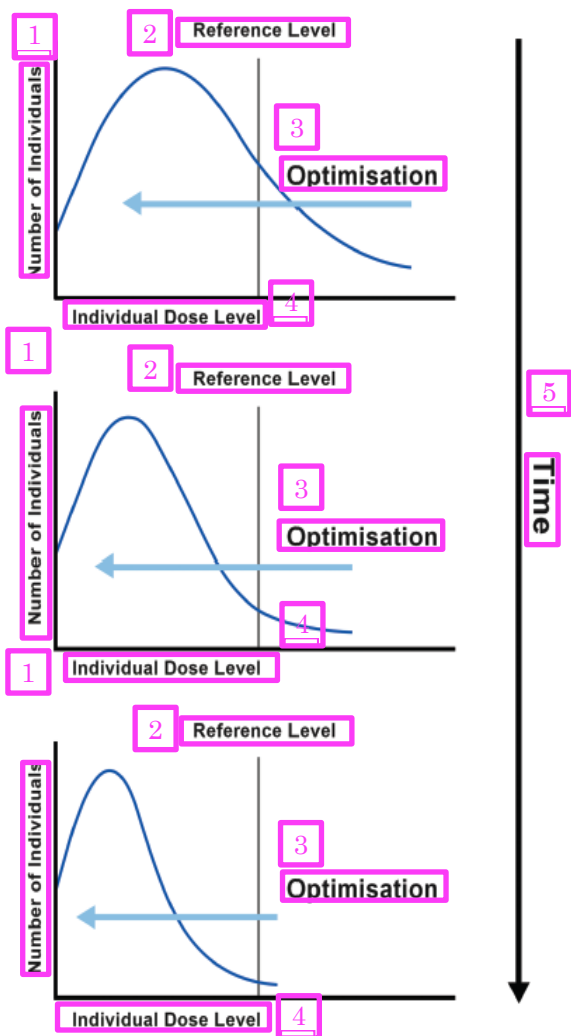


図 2.3 参考レベルを用いた最適化プロセスの実施により時間とともに進展する個人被ばくの分布の概略図

- 1 個人の人数
- 2 参考レベル
- 3 最適化
- 4 個人線量レベル
- 5 時間

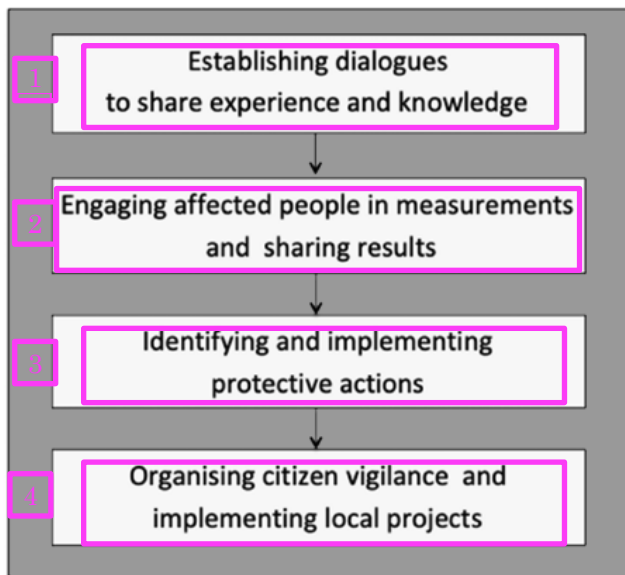


図3.1 共同専門知プロセス

- 1 経験と知識を共有するための対話を立ち上げる
- 2 被災した人々を測定とその結果の共有に関与させる
- 3 防護措置を特定し実施する
- 4 市民の注意力を組織的に維持し、地域のプロジェクトを実施する

表6.1 原子力事故が継続している段階における対応者と公衆の防護の最適化の手引きとなる参考レベル

	初期	中期	長期
対応者 サイト内	100 mSvあるいは それ以下*	100 mSvあるいは それ以下*	年間20 mSvあるいはそれ以下
	例外的な状況では 超過できる†	状況と共に変わっ ていく（低減）可 能性がある*‡	
対応者 サイト外	100 mSvあるいは それ以下*	年間20 mSvあるい はそれ以下‡	公衆に開放されていない制限地域 では、年間20 mSvあるいはそれ 以下
	例外的な状況では 超過できる†	状況と共に変わっ ていく（低減）可 能性がある	その他のすべての地域において、 年間1～20 mSvのバンドの下半分 ¶
公衆	初期および中期の全期間について、 100 mSvあるいはそれ以下§		年間1～20 mSvのバンドの下半分 で、被ばくを徐々にバンドの下端 に向かって、あるいは可能であれ ばそれ以下に低減することを目標 とする¶

* 以前、委員会は、緊急時被ばく状況に対して、20～100 mSvのバンドから参考レベルを選択することを勧告していた。今回の勧告では、状況によっては、最も適切な参考レベルがこのバンドよりも低くなる可能性があることを認識している。

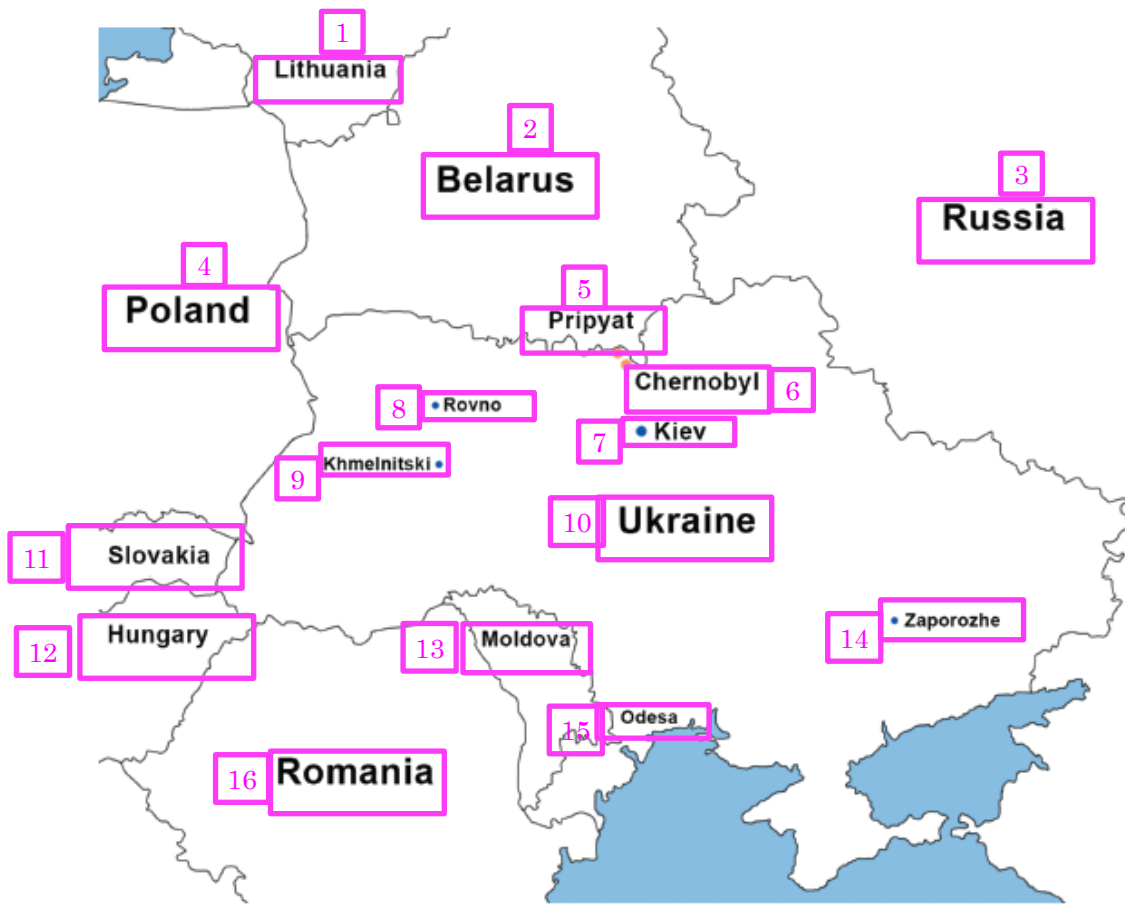
† 委員会は、人命を救うため、あるいは壊滅的な状況につながる施設のさらなる劣化を防ぐために、数百ミリシーベルト**の範囲内でより高いレベルが対応者に許される可能性があることを認めている。

‡ 対応者の中には初期と中期の両方に関与している者もいるため、これらの段階での総被ばく量を100 mSv以下に抑えることを目標に、被ばくの管理を行うべきである。

§ 以前、委員会は、緊急時被ばく状況に対して、20～100 mSvのバンドから参考レベルを選択することを勧告していた。今回の勧告では、状況によっては、最も適切な参考レベルが20 mSv以下である可能性があることを認めている。

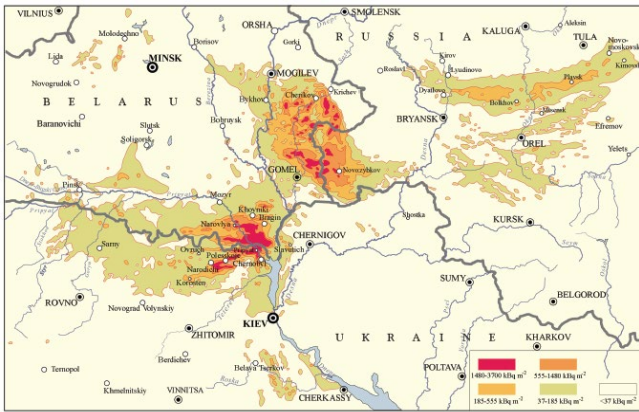
¶ これは、*Publication 111*で使用されている「下方部分 (lower part)」という表現を明確にするものである。

** 訳注 原著は、a few hundred of millisieverts

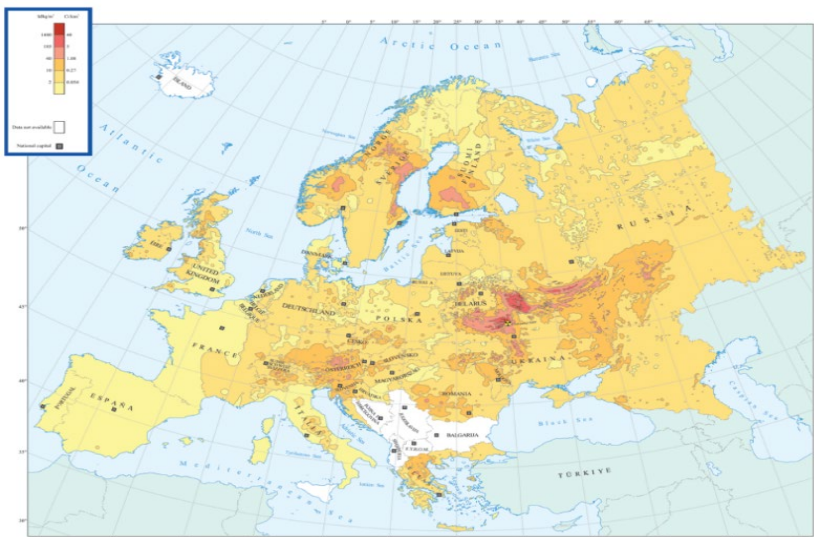


図A.1 チェルノブイリの位置

- 1 リトアニア
- 2 ベラルーシ
- 3 ロシア
- 4 ポーランド
- 5 プリピャチ
- 6 チェルノブイリ
- 7 キエフ
- 8 リウネ
- 9 フメリニツキー
- 10 ウクライナ
- 11 スロヴァキア
- 12 ハンガリー
- 13 モルドバ
- 14 ザポリージャ
- 15 オデッサ
- 16 ルーマニア



図A.2 事故サイト近郊のベラルーシ、ロシア、ウクライナの地域におけるCs-137の表土への沈着 (IAEA, 1991)



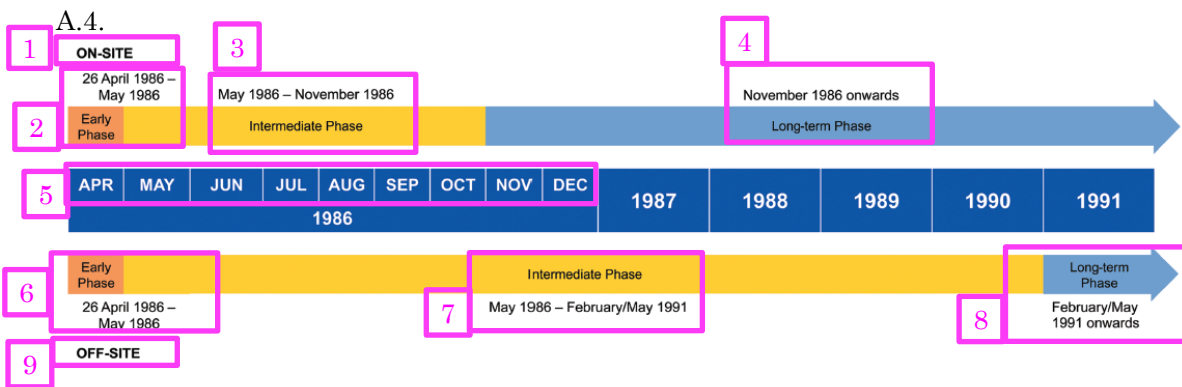
図A.3 チェルノブイリ事故後の欧州全域に渡るCs-137の沈着を示す地図。
出典：European Atlas EC / IGCE 1998。バルカン諸国に関するデータは入手不可。



図A.4 牛舎でフェロセンをなめる牛 (ベラルーシ)

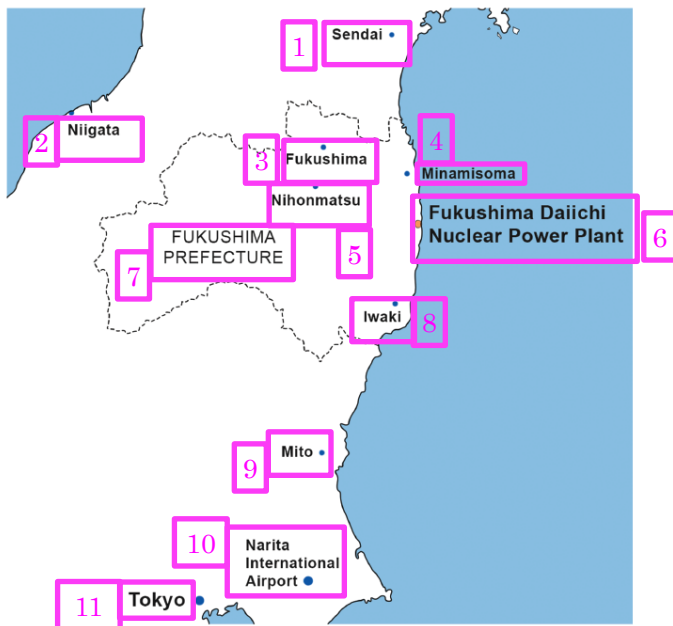


図A.5 ETHOSプロジェクト中の住民による自宅の測定



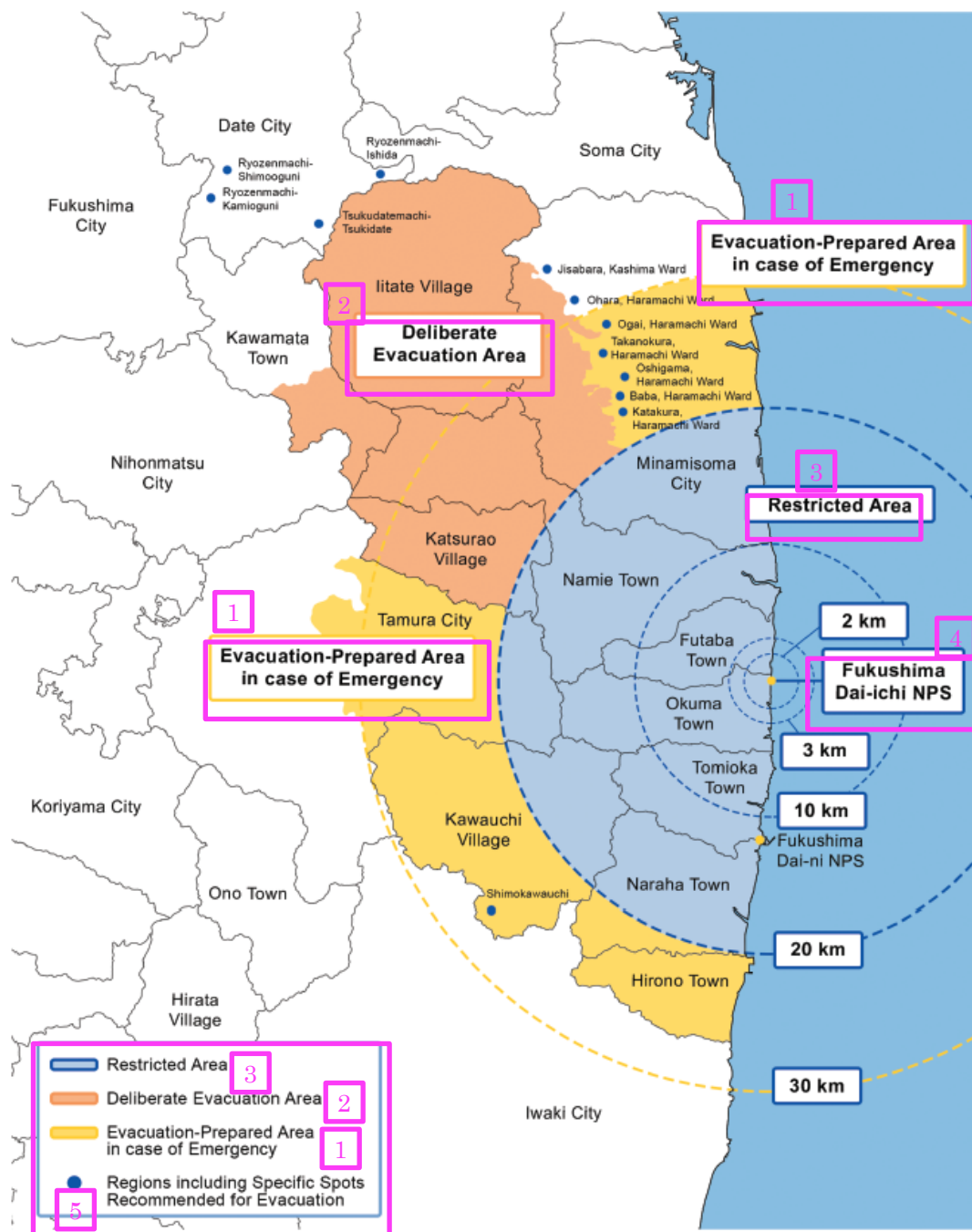
図A.4

- 1 サイト内
- 2 1986年4月26日～1986年5月
初期
- 3 1986年5月～1986年11月
中期
- 4 1986年11月以降
長期
- 5 4月 5月 6月 7月 8月 9月 10月 11月 12月
- 6 初期
1986年4月26日～1986年5月
- 7 中期
1986年5月～1991年2月/5月
- 8 長期
1991年2月/5月以降
- 9 サイト外



図B.1 福島第一原子力発電所の位置

- 1 仙台市
- 2 新潟市
- 3 福島市
- 4 南相馬市
- 5 二本松市
- 6 福島第一原子力発電所
- 7 福島県
- 8 いわき市
- 9 水戸市
- 10 成田国際空港
- 11 東京



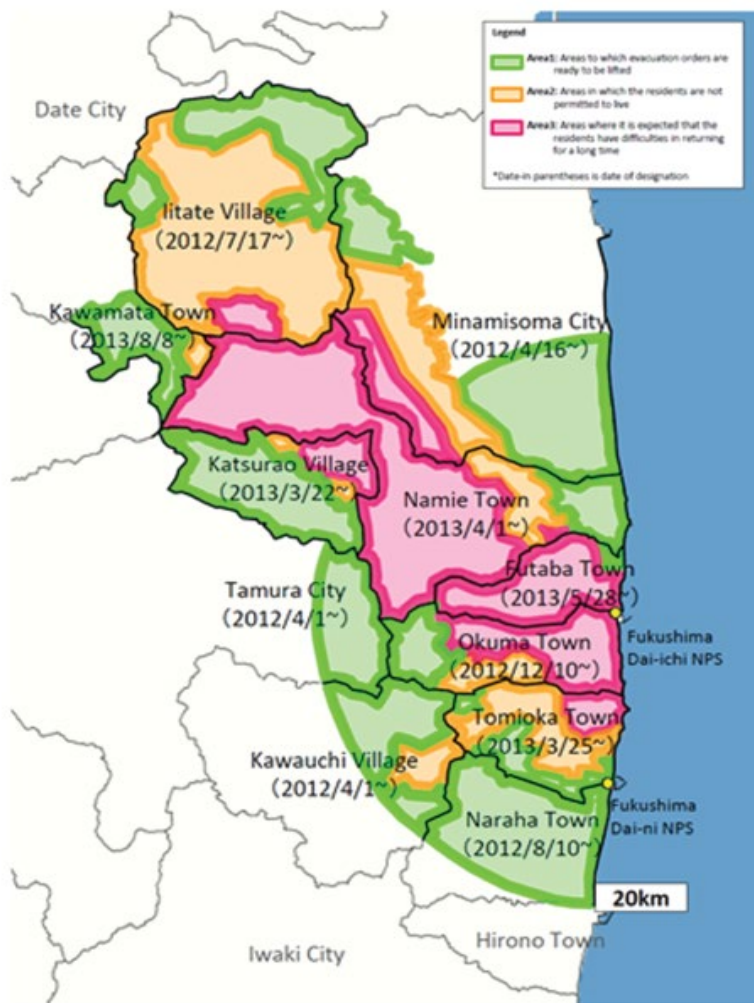
図B.2 2011年に緊急防護措置が発令された地域と場所（2011年8月3日時点）

[http://www.meti.go.jp/english/earthquake/nuclear/roadmap/pdf/evacuation_map_a.pdf（2020年9月30日時点）

- 1 緊急時避難準備区域
- 2 計画的避難区域
- 3 警戒区域
- 4 福島第一原子力発電所
- 5 特定避難勧奨地点を含む地域



図B.3 第2回福島ダイアログの集会（2012年2月，伊達市）

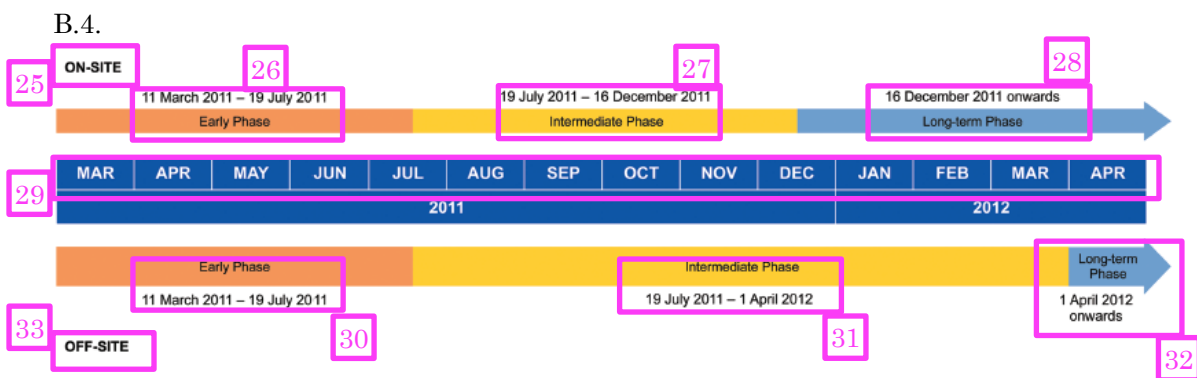


図B.4 避難指示が出された地域の取り決めの完了（2013年8月7日時点）

(https://www.meti.go.jp/english/earthquake/nuclear/roadmap/pdf/20130807_01.pdf（2020年9月30日時点））



図B.5 専門家と村の住民の対話



図B.4

- 25 サイト内
- 26 2011年3月11日～2011年7月19日
初期
- 27 2011年7月19日～2011年12月16日
中期
- 28 2011年12月16日以降
長期
- 29 3月 4月 5月 6月 7月 8月 9月 10月 11月 12月 1月 2月 3月 4月
- 30 初期
2011年3月11日～2011年7月19日
- 31 中期
2011年7月19日～2012年4月1日
- 32 長期
2012年4月1日以降
- 33 サイト外

添付資料 1.7 ICRP Publication 123 Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space (下訳版)

招待論説
宇宙飛行士のための放射線防護—新たな未知か？
<p>有名なテレビシリーズ「スタートレック」の宇宙船エンタープライズ号の James T. Kirk 船長と乗組員が新たな未知に向けて出発した際、彼らは多くの危機について心配していたが、放射線被ばくについてはおそらく懸念していなかっただろう。これとは対照的に、国際宇宙ステーションに向かう現代の宇宙飛行士をはじめとする現実の宇宙旅行者は、ミッション中に銀河や太陽由来の放射線に被ばくし、この被ばくが宇宙飛行士への放射線リスクの観点で考慮すべき懸念事項となっている。実際、提案されている火星やその先への深宇宙ミッションでは、これらの被ばくはそのような探査の制限要因となりそうである。</p>
<p>1912 年にオーストリアの物理学者 Victor Hess による宇宙放射線の検知からほぼちょうど 100 年後、ICRP がこのテーマに関する最初の報告書を発表するのは偶然の一致である。有人宇宙飛行が始まって以来、宇宙飛行士の宇宙放射線被ばくや関連するリスクの問題は、多くの刊行物や報告書の主題となってきた。</p>
<p>宇宙空間の放射線環境が宇宙飛行士に与える影響以上に、その放射線場は複雑で、線量評価が難しく、放射線被ばくの種類を想像することは困難である。宇宙空間に存在する電離放射線は、軟 X 線から超高エネルギー光子や超高エネルギー重イオンまで多岐にわたる。異なる粒子の積分フルエンス率は約 10 桁変化し、対応するエネルギー範囲は 8 桁以上変化する。銀河放射線は太陽系外を起源とし、超新星爆発、中性子星、パルサー、そしていまだ解明されていない高エネルギー現象によって発生する。銀河宇宙放射線 (GCR) は、陽子 (83%)、ヘリウムイオン (14%)、重イオン (1%) および電子 (2%) から構成される。身近なところでは、太陽が大量の γ 線や硬・軟 X 線に加え、GCR より低いエネルギーではあるが、陽子と電子の形で粒子を連続的に放出している。太陽粒子現象 (SPEs) はまれであるが、宇宙飛行士がそのような事象中に船外活動を行っている場合には、特に高エネルギー放射線の被ばくの大きな原因となりうる。地球の磁気双極子によって、太陽と宇宙空間からの多くの粒子が捕捉され、電子と陽子それぞれが上側と下側に放射線帯を形成する。本報告書の読者はすぐに以下のような疑問がわくであろう—宇宙飛行士の被ばくは ICRP が意味する職業被ばくとなり、ICRP の放射線防護体系の伝統的な原則 (すなわち、正当化、最適化、線量限度) の対象となるのだろうか? <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) では、「宇宙飛行士の被ばくは、宇宙環境に存在し地球上のものとは全く異なる自然放射線源からの環境被ばくという特殊なケースである。地球上の作業員または航空機乗務員に適用される放射線防護のための一般的な ICRP 体系という意味における職業被ばくには通常分類されない。」と記載している。報告書の表題に示されているように、タスクグループの焦点は放射線防護ではなく、被ばく評価であった。この評価は、計算方法の使用と、組織線量および粒子フルエンスの物理的測定という形で実施し、被ばくのバイオマーカーを含めることができる。銀河系および太陽系起源の粒子スペクトルに関して公表されたデータを利用し、モンテカルロまたは決定論的放射線輸送コードで臓器および組織線量を直接評価するか、あるいはエネルギー/粒子依存性のある入射フルエンス率の値を提供し、これを線量換算係数と組み合わせる臓器線量を報告する。本報告書の付属書 A と付属 CD は、陽子、中性子、α 粒子、およびニッケルまでの重イオンを含む宇宙放射線粒子の範囲について、新たに計算された換算係数と平均線質係数のセットを豊富に提供している。これらの計算は <i>Publication 116</i> (ICRP, 2010) と <i>ICRU Report 84</i> (ICRU, 2010) で報告された基準外部線量換算係数を補完するもので、<i>Publication 110</i> (ICRP, 2009) の標準コンピュータファントムを用いた PHITS モンテカルロシミュレーションに基づいている。</p>
<p>遭遇する可能性のある粒子タイプやエネルギーの範囲に関して宇宙放射線環境は特殊な性質のため、ICRP で一般的に使用されている線量評価方法とは異なる方法を適用する必要がある。例えば、全エネルギーのすべての重イオンに対する放射線加重係数 (w_R) 20 の適用性には疑問がある。<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) では、「すべてのタイプとエネルギーの重荷電粒子に対して単一の w_R 値 20 を選択することは、保守的な推定値であり、放射線防護の一般的な適用には十分であるとして勧告されている。これらの粒子が人体の総線量に著しく寄与する宇宙での適用に対しては、より現実的なアプローチを用いなければならないかもしれない」と述べている。</p>
<p>臓器線量への加重として w_R を使用する代替として、本報告書は制限のない線エネルギー付与の関数としての線質係数 [<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) の $Q(L)$]、あるいは米国航空宇宙局 (NASA) (Cucinotta et al., 2011) が提案する粒子の電荷とエネルギーの関数としての線質係数 [$Q(Z,E)$] のいずれかの使用について、明確な指針を提供する。いずれの形の線質係数も組織吸収線量の値を加重するために使用されるため、結果として得られる量は <i>Publication 26</i> (ICRP, 1977) に定義される「線量当量」であり、<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) に定義される「等価線量」ではない。</p>
<p>長期ミッションにおいて、宇宙飛行士の被ばく量は地球上の作業員の被ばく量として勧告される年間線量限度よりも大きくなるだろう。実際には、宇宙飛行士の放射線防護は個人のリスク評価とリスク制限に基づいてい</p>

る。宇宙飛行士に課せられる線量限度は一般に被ばく誘発死亡リスク (REID) の値であり、現在、米国航空宇宙局の乗務員には、95%信頼区間の上限で REID の 3% という値が課せられている。REID 値を決定するため、現在では年齢や性別に依存したリスクモデルを臓器線量当量 (Q を加重した吸収線量) の値に直接適用している。粒子フルエンスと人体の臓器と組織における平均吸収線量とを関係づける変換係数、ならびに本報告書で提供される宇宙放射線の全種類の放射線の平均線質係数は、宇宙飛行士の被ばくやそのリスクの評価のための重要なデータベースとなる。将来的な選択肢はおそらく線量に基づかない生物物理学的モデルに頼ることとなるだろう。実効線量当量の値は記録のために推定するのはよいが、リスク評価のために使用されるものではない。

宇宙における放射線防護の問題は、被ばくした個人の性質の変化に伴って進化する運命にある。このような進化は 1960 年代から 2010 年代初頭までに実施された宇宙計画においてさえも見られる。宇宙競争の初期、宇宙飛行士は限定的かつ厳選された軍人集団の中からほぼ排他的に選ばれた。今日、環境、産業、および宇宙関連の研究活動のために科学者や技術者が国際宇宙ステーションに派遣されている。これらの個人はより幅広い人体形態計測を示し、したがって限られた標準コンピュータファントムセットの使用は、臓器の線量評価、特に軟スペクトル SPE の線量評価にはおそらく不十分である。現代の医療画像診断や解剖学的モデルのソフトウェアによって、線量評価のために設計され宇宙飛行士に特化したファントムを想定することができる。これらの開発は、放射線場の粒子、エネルギー、およびフルエンス率のますます高度化された測定とともに、宇宙ミッション中の臓器線量評価における不確かさを著しく低減させるだろう。それでもなお、臓器線量からのがんおよび非がんリスクへの換算—宇宙放射線防護プログラムの基盤—には、地球上で容易に再現できない放射線条件下での線量反応について重要かつ新しい科学的調査が依然として必要となるだろう。このような進歩と、宇宙に旅行することのできる個人の増加 (すなわち、宇宙観光) に伴い、宇宙における放射線防護の問題は ICRP にとって責任があるだけでなく継続的な関心事になるだろう。

ICRP 第 2 専門委員会
WESLEY E. BOLCH

ICRU/ICRP
HANS-GEORGE MENZEL

宇宙における宇宙飛行士の放射線被ばく評価

ICRP Publication 123

2012 年 10 月 主委員会により承認

抄録—宇宙における職業上の活動の間、宇宙飛行士は宇宙環境に存在する自然放射線源からの電離放射線に被ばくする。しかし、彼らは地球上の作業者に適用される放射線防護のための一般的な ICRP 体系という意味における職業被ばくに通常分類されない。本報告書で述べられる被ばく評価およびリスク関連のアプローチは、宇宙における特殊な状況に明確に限定されており、地球上のいかなる他の被ばく状況にも適用されるべきではない。本報告書は、宇宙飛行士の放射線被ばくを評価するために使用される用語と方法を述べ、臓器線量評価のためのデータを提供する。1 章は宇宙における宇宙飛行士の特殊な状況、そして地球のものと比較した放射線場の違いについて述べる。2 章では、銀河宇宙放射線、太陽からの放射線と特別な太陽粒子現象、地球を取り巻く放射線帯が含む、宇宙における放射線場について詳しく述べる。3 章では、放射線防護に使用される量を取り上げ、*Publication 103* (ICRP, 2007) の線量体系を説明し、続いて宇宙への適用に対する特別なアプローチを示す。放射線場における重イオンの寄与が強いため、放射線加重は放射線加重係数 w_R ではなく、線質係数 Q に基づいている。4 章では、フルエンス測定、放射分光測定、ならびにエリアモニタリングおよび個人モニタリングのための機器が含む、宇宙におけるフルエンスと線量測定の方法について述べる。ミッション中の線量評価のためのバイオマーカーの使用も述べる。宇宙機内の放射線場を表す量を決定する方法は、5 章で述べられる。放射線輸送計算は最も重要なツールである。放射線輸送コードで使用されるいくつかの物理データを示し、宇宙における高エネルギー放射線場の計算に使用されるさまざまなコードが述べられる。宇宙機内の放射線場の計算と測定の結果が述べられる。遮蔽の可能性に関するいくつかのデータも示される。6 章は人体の臓器および組織の平均吸収線量と線量当量を決定する方法を取り上げる。10MeV/u から 100GeV/u のエネルギーで $Z=28$ までの重イオンについて、臓器または組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数を計算して示した。同じイオンとイオンエネルギーのセットについて、臓器および組織の平均線質係数を *Publication 60* (ICRP, 1991) に定義された関数 $Q(L)$ を使用し示す一方で、米国航空宇宙局によって提案された関数 Q を使用して示される。測定により得られた体内線量を計算による結果と比較し、ミッション中の線量を評価するための生物学的線量測定も示す。7 章では、宇宙ミッション中の宇宙飛行士の被ばくの評価のための運用手段を考察する。これには飛行前のミッション設計、宇宙での飛行中のエリアおよび個人モニタリング、ならびに線量記録が含まれる。線量評価における不確かさの大きさの重要性を検討する。付属書 A は、陽子、荷電パイ中間子、中性子、 α 粒子、および重イオン ($2 < Z \leq 28$)、ならびに 100GeV/u までの粒子エネルギーについての換算係数および平均線質係数を示す。

キーワード: 宇宙における放射線場、防護量および実用量、線量測定、放射線輸送と遮蔽、換算係数

G. DIETZE, D.T. BARTLETT, D.A. COOL, F.A. CUCINOTTA, X. JIA, I.R. MCAULAY, M. PELLICIONI, V. PETROV, G. REITZ, T. SATO		
序文		
宇宙飛行は <i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) に記載される自然放射線源からの職業被ばくの1つであるが、宇宙飛行に参加する人の数は少なく、ICRPによる指針は策定されていない。		
本報告書は宇宙での宇宙飛行士の放射線被ばくを扱う初めての ICRP 刊行物である。本報告書の作成のためタスクグループへ以下の付託事項が与えられた。		
<ul style="list-style-type: none"> ・高い線エネルギー付与成分と太陽粒子現象に特に注意した宇宙放射線場を分析する。 ・放射線防護で使用されている線量の適用を調査する。 ・宇宙環境における粒子フルエンスおよび線量を測定するための装置を説明する。 ・測定および計算による宇宙飛行士の線量評価のための手順を説明する。 ・重イオンの線量換算係数に対するフルエンスのデータを提示する。 		
本報告書は ICRP 第 2 専門委員会の宇宙放射線防護タスクグループによって作成された。タスクグループのメンバーは以下の通りであった。		
G. Dietze (委員長)	M. Pelliccioni	G. Reitz
D.T. Bartlett	V. Petrov	T.Sato
F.A. Cucinotta		
通信メンバーは以下の通りであった：		
I.R. McAulay	J. Cooper (2009 年まで)	
D.A. Cool (2009 年以降)	X. Jia (2010 年以降)	
本報告書作成中の第 2 専門委員会のメンバーは以下のとおりであった：		
(2005–2009)		
H.G. Menzel (委員長)	G. Dietze	H.G. Paretzke
C. Streffer	K.F. Eckerman	(2005–2007)
(2007 年まで委員長)	J.D. Harrison (事務局長)	A.S. Pradhan
M. Balonov	N. Ishigure	J.W. Stather (2005–2007)
V. Berkovski	P. Jakob (2007–2009)	
W.E. Bolch	J.L. Lipsztein	Y.Z. Zhou
A. Bouville	F. Paquet	
(2009–)		
H.G. Menzel (委員長)	R. Cox	R. Leggett
M.R. Bailey	G. Dietze	J.L. Lipsztein
M. Balonov	K.F. Eckerman	J. Ma
D.T. Bartlett	A. Endo	F. Paquet
V. Berkovski	J.D. Harrison (事務局長)	N. Petoussi-Henss
W.E. Bolch	N. Ishigure	A.S. Pradhan
要点		
<ul style="list-style-type: none"> ● 宇宙において、宇宙飛行士は宇宙環境に常に存在する自然放射線源からの電離放射線に被ばくする。これらの被ばくは彼らの職業上発生するものであるが、宇宙飛行士は—その例外的な被ばく状況のため—地球上の作業員または航空機乗務員に適用される放射線防護のための一般的な ICRP 体系という意味における職業被ばくには通常分類されない。本報告書で述べている、異なる—よりリスクに関連する—被ばく評価の概念は、宇宙の特殊な状況に明確に限定されており、地球上のいかなる他の被ばく状況や航空機搭乗員に適用されるべきではない。 ● 宇宙飛行士が宇宙空間で被ばくする放射線場は非常に複雑である。その中には銀河宇宙放射線からの電子、陽子、α 粒子、超高エネルギーまでの重イオン、太陽から放出される陽子や電子、地球の磁場によって放射線帯に捕捉された陽子や電子、一次放射線と宇宙機の材料との相互作用によって生じる中性子をはじめとするさまざまな二次放射線が含まれる。宇宙での宇宙飛行士の被ばく線量は $1 \text{ mSv} \cdot \text{day}^{-1}$ のかなりの割合を占め、宇宙での滞在時間にもよるが、宇宙飛行士のミッションでの線量は、100 mSv をはるかに超える可能性がある。宇宙飛行士への外部放射線被ばくのみを考察する必要がある。 ● 宇宙における放射線場の特質により、地球上の放射線防護の適用のため定義された量の概念のすべてが、リスク評価が重要な課題である場合は特に、宇宙ミッションへの適用に適しているわけではない。等価線量の定義において重イオンのすべてのタイプとエネルギーに放射線加重係数 (w_R) 20 を用いることは正当化されない。重イオンでは、イオンのタイプとエネルギーに応じ、w_R と人体全体の平均線質係数の比は最大 10 		

<p>である。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 宇宙でのエリアモニタリングに対する特定の実用量は勧告されていない。測定すべき量は放射線のフルエンス率、異なるタイプの粒子のエネルギー分布、および線エネルギー付与 (LET) 分布である。個人モニタリングには、LET 分布とともに人体の表面での吸収線量を測定することが、実効線量当量または臓器線量当量の評価に適切であろう。 ● 放射線輸送計算は宇宙飛行士の放射線被ばくに関する情報のための重要なツールである。一次放射線場に関するデータに基づき、輸送計算は宇宙機内部と宇宙飛行士の身体、ならびに人体ファントムの臓器または組織内の放射線場を計算することができる。 ● 一般的に、異なる 2 つの手順が計算による宇宙飛行士の体内の線量評価に適用できる。宇宙飛行士の付近の放射線場のパラメータを評価し、臓器線量の評価に関わるすべてのタイプの粒子についてフルエンスから線量換算係数を適用するか、もしくは宇宙機外の放射線場のデータと、宇宙機内部および人体への放射線輸送を組み合わせるコードとを使用して、体内の臓器線量を計算することができる。宇宙飛行士の身体に近い個人線量計による測定は、計算と組み合わせることで、体内の線量と直接関連させることができる。 ● 本報告書は Z = 28 までの重イオンに対して、人体の臓器および組織中の平均吸収線量への換算係数を示した。計算は ICRP の 2007 年勧告 (ICRP, 2007) に従い標準ボクセルファントムに基づいている。データは人体の等方被ばくに対して与えられている。また、人体の特定の臓器と組織に対する平均線質係数 Q_T も示される。Q_T は約 2 から 25 の間で変化する。 ● NASA (Cucinotta et al., 2011) によって提案されているように、組織中の荷電粒子の飛跡構造に由来する線質係数の概念のための情報とデータも示される。この結果、LET の観点から見た Q の分布が異なり、LET の増加に伴い Q がより急激に減少する。
<p>総 括</p> <p>(a) 宇宙飛行士は、特に国際宇宙ステーション (ISS) の運用と保守ならびに科学調査の間、地球低軌道で長時間生活して作業を行う。さらに、宇宙飛行士による深宇宙ミッションの計画が既に議論されている。</p> <p>(b) <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) は、「宇宙旅行における被ばくのような、線量が顕著に高くなることもあり、あるタイプの管理が正当化されるような宇宙線被ばくの例外的な場合については、このタイプの被ばくを生じうる特別なタイプの状況を考慮して、別に扱うべきである」と述べている。そのため、宇宙において、宇宙飛行士は職業上の活動の間、その環境に常に存在する自然放射線源からの電離放射線に被ばくするが、地球上の作業員または航空機乗務員に適用される放射線防護のための一般的な ICRP 体系という意味における職業被ばくには通常分類されない。本報告書で述べられる被ばく評価およびリスク関連のアプローチは、宇宙における特殊な状況に明確に限定されており、地球上のいかなる他の被ばく状況にも適用されるべきではない。本報告書は、このような例外的状況を示し、宇宙飛行士の放射線被ばくを評価するために使用される用語および方法を述べ、臓器線量評価のためのデータを提供する。</p> <p>(c) 本報告書は 7 つの章で構成される。1 章は宇宙における宇宙飛行士の特殊な状況、および地球のものと比較した放射線場の違いについて述べ、それにより地球上の放射線防護措置に適用されているアプローチを修正する必要がある分野を示す。</p> <p>(d) 2 章では、宇宙における放射線場について詳しく述べられる。太陽を中心とする太陽系はすべての方向から絶えず太陽圏に入ってくる銀河宇宙放射線 (GCR) - 陽子、α 粒子、および重イオン- の複雑な混合物の中に組み込まれている。太陽圏内では、GCR のフルエンス率や粒子エネルギー分布は、太陽から連続的に放出される荷電粒子、いわゆる「太陽風」に伴う惑星間磁場によって変化する。太陽風に加えて、太陽は「太陽粒子現象」(SPE) と呼ばれる大きなパルスのエネルギー粒子- 主に陽子と電子- を放出する。地球のような磁気モーメントを備えた天体は、粒子放射線の環状帯に囲まれている。このような放射線帯は一次被ばくの重要な第三の線源となっている。宇宙放射線のフルエンス率は一定ではなく、極大期と極小期の太陽活動に時間的に一致する 2 つの極値の間で変化する。太陽活動と宇宙放射線のフルエンス率は逆相関している。2.2 節から 2.5 節では、宇宙における放射線場のさまざまな構成要素を示し、地球の磁場の影響について述べる。</p> <p>(e) 3 章では、放射線防護に使用される量を取り上げる。<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) で与えられた線量体系を説明し、重イオンおよび非常に高いエネルギーに関して、特に生物効果比を検討する。すべてのエネルギーの重イオンに対する単一の w_R 値 20 は、宇宙放射線場では適切でない。したがって、宇宙での適用では、$Q(L)$ という線質係数の概念も防護量に適用される。宇宙での適用のためのアプローチは、3.3 節で詳細に述べられている。</p> <p>(f) 4 章では、宇宙におけるフルエンスと線量測定の方法について述べる。これにはフルエンス測定、放射分光測定、面積線量測定と個人モニタリングのための機器が含まれる。パッシブ型およびアクティブ型装置について言及し、ミッション中の線量評価のためのバイオマーカーの使用も述べられる。本章では品質管理や不確かさの評価に対する助言も与えられる。</p>

<p>(g) 5章では、宇宙機内の放射線場を表す量を決定する方法が与えられる。放射線輸送計算は宇宙機内の放射線場の評価に最も重要なツールであり、自由空間における放射線場から始まり、宇宙機内の壁や機器を考察する。本章では、放射線輸送コードで使用されるいくつかの物理データを示し、高エネルギー放射線場での計算に使用されるさまざまなコードについて述べる。宇宙機内の放射線場の計算結果が与えられる。本章には遮蔽の可能性についての議論も含まれる。</p>
<p>(h) 6章では、人体の臓器および組織の平均吸収線量と線量当量を決定する方法を取り上げる。10MeV/u から100GeV/u のエネルギーで $Z = 28$ までの重イオンについて、臓器または組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数を計算して示した。同じイオンとイオンエネルギーのセットについて、臓器および組織の平均線質係数を <i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) に定義された関数 $Q(L)$ を使用し示す一方で、米国航空宇宙局によって提案された関数としての $Q(Z, E)$ を使用して示される。測定による体内線量の評価は 6.4 節で述べられ、結果が計算と比較される。ミッション中の線量を評価するための生物学的線量測定は 6.5 節に示す。</p>
<p>(i) 7章では、宇宙ミッション中の宇宙飛行士の被ばくの評価のための運用手段を考察する。これには飛行前のミッション設計、宇宙での飛行中のエリアおよび個人モニタリング、ならびに線量記録が含まれる。線量評価における不確かさの考慮の重要性についても言及する。</p>
<p>(j) 付属書 A は、陽子、荷電パイ中間子、中性子、α 粒子、および重イオン ($2 < Z \leq 28$) の換算係数および平均線質係数を提供する。</p>
<p>用語解説</p>
<p>吸収線量 D [Absorbed dose, D]</p> <p>吸収線量は、$d\bar{e}$ を dm で割った商である。</p> $D = \frac{d\bar{e}}{dm}$ <p>ここで、$d\bar{e}$ は物質の質量 dm 中に電離放射線によって与えられる平均エネルギーである。吸収線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($J \cdot kg^{-1}$) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
<p>周辺線量当量 $H(10)$ [Ambient dose equivalent, $H(10)$]</p> <p>整列場の方向と反対の半径ベクトル上の深さ 10 mm における ICRU 球体内の対応する拡張場と整列場によって生成される放射線場内の 1 点における線量当量。周辺線量当量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($J \cdot kg^{-1}$)、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>バイオマーカー [Biomarker]</p> <p>環境作用 (例えば、電離放射線) によって引き起こされる細胞または臓器の変化を示す追跡可能な物質。</p>
<p>荷電粒子平衡 [Charged particle equilibrium]</p> <p>着目するある体積での荷電粒子平衡は、荷電粒子のエネルギー、荷電粒子のエネルギー、数および方向がその体積全体にわたって一定であることを意味する。これは、荷電粒子のエネルギーラジアンスの分布がその体積内では変化しないということと等しい。具体的には、その体積に流入する荷電粒子とその体積から流出する荷電粒子で、それぞれのエネルギー (静止エネルギーを除く) の合計が等しいということになる。</p>
<p>断面積 σ [Cross section, σ]</p> <p>あるタイプおよびエネルギーの入射荷電粒子または非荷電粒子によって生じるある相互作用に対して、標的要素の断面積は、次の式で表される：</p> $\sigma = \frac{N}{\Phi}$ <p>ここで、N は粒子フルエンス Φ にさらされる標的要素あたりの当該相互作用の平均数である。断面積の SI 単位は m^2 である。断面積に対してしばしば使用される特別な単位はバーンであり、1 バーン (b) = $10^{-28} m^2$ である。相互作用過程を完全に記述するには、相互作用から出てくるすべての粒子のエネルギーと方向に関して、断面積の分布の情報がとりわけ必要となる。そのような分布「微断面積」とも呼ばれ、σ をエネルギーと立体角で微分して得られる。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect]</p> <p>「組織反応」参照</p>
<p>損害 [Detriment]</p>

<p>あるグループが放射線源に被ばくした結果、被ばくグループとその子孫が受ける健康上の害の全体。損害は多次元概念であり、その主な構成要素は以下の確率量である。すなわち：致死がんの寄与確率、非致死がんの加重された寄与確率、重篤な遺伝性影響の加重された寄与確率、および、害が発生した場合の寿命短縮年数。</p>
<p>方向性線量当量 $H(d, \Omega)$ [Directional dose equivalent, $H(d, \Omega)$]</p> <p>ある放射線場の中にある 1 点における線量当量であり、ICRU 球内の指定された方向 Ω の半径上の深さ d において、対応する拡張場によって生じる線量当量。方向性線量当量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>線量換算係数 [Dose conversion coefficient]</p> <p>内部放射線被ばくと外部放射線被ばくの両方について、線量を物理量と関連づける係数。内部被ばく評価に関しては、この用語は「線量係数」とも呼ばれている。</p>
<p>線量当量 H [Dose equivalent, H]</p> <p>組織内のある点における線量当量は次の式で表される。 $H = QD$ ここで、D は吸収線量、また Q はその点における特定の放射線の線質係数である。線量当量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>臓器または組織内の線量当量 $H_{T,Q}$ [Dose equivalent in an organ or tissue]</p> <p>臓器または組織 T の平均線質係数 Q_T と平均吸収線量 D_T の積： $H_{T,Q} = Q_T D_T$</p> <p><i>Publication 26</i> (ICRP, 1977) で ICRP が導入した量で、<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) において臓器または組織内の等価線量に置き換えられた。</p>
<p>線量限度 [Dose limit]</p> <p>計画被ばく状況で超えてはならない個人の線量の勧告値。</p>
<p>有効電荷数 Z^* [Effective charge number, Z^*]</p> <p>低速度では原子核が完全に電離しない事実を考慮し相対速度 β (光の速度に対する原子核の速度) に応じた係数で減少する原子核の電荷数 Z。 $Z^* = Z(1 - \exp(-125\beta Z^3))$</p>
<p>実効線量 E [Effective dose, E]</p> <p>人体のすべての特定された臓器および組織における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される： $E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T$ ここで、H_T は組織または臓器 T の等価線量、$D_{T,R}$ はタイプ R の放射線から受ける臓器または組織 T における平均吸収線量、w_R は放射線加重係数、そして w_T は組織加重係数である。この合計は、確率的影響の誘発に対し感受性があると考えられる臓器・組織にわたって行われる。実効線量の単位は 1 キログラム当たりのジュール ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>実効線量当量 H_E [Effective dose equivalent, H_E]</p> <p>人体のすべての特定された臓器および組織における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される： $H_E = \sum_T w_T H_{T,Q}$ ここで、$H_{T,Q}$ は臓器または組織 T の線量当量である。実効線量当量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。<i>Publication 26</i> (ICRP, 1977) で ICRP が導入した量で、<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) において実効線量に置き換えられた。</p>
<p>臓器または組織の等価線量 H_T [Equivalent dose in an organ or tissue, H_T]</p>

ある臓器または組織の等価線量は次の式で表される：

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで、 $D_{T,R}$ はタイプ R の放射線から受ける特定の臓器または組織 T が平均吸収線量、 w_R は放射線加重係数である。等価線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($J \cdot kg^{-1}$) であり、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

拡張整列場 [Expanded and aligned field]

フルエンスとそのエネルギー分布が拡張場と同じであるが、フルエンスが一方向である場。

拡張場 [Expanded field]

着目する体積全体におけるフルエンスとその方向、およびエネルギー分布が基準点での実際の場合と同じ値を持つ場。

フルエンス Φ [Fluence, Φ]

dN を da で割った商。ここで、 dN は断面積が da の球に入射する粒子の数である。すなわち：

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

フルエンスの SI 単位は m^{-2} である。

銀河宇宙放射線 (GCR) [Galactic cosmic radiation]

宇宙空間のすべての方向から連続的に太陽圏に入射する荷電粒子線。この放射線には、電子 (約 2%) および陽子から数百 GeV 以上のエネルギーを持つ高 Z 粒子までの幅広い荷電粒子が含まれる。太陽圏における GCR のフルエンス率は、太陽活動と逆相関している。これは、太陽風と結合している太陽磁場によって引き起こされる。

地磁気カットオフ剛性 [Geomagnetic cut-off rigidity]

「剛性しきい値」参照

重イオン [Heavy ions]

He より重い元素のイオン。

太陽圏 [Heliosphere]

太陽から放出される荷電粒子 (太陽風) とそれに対応する太陽磁場で満たされている太陽とその惑星周辺の空間。

ICRU4 元素組織 [ICRU 4-element tissue]

ICRU 4 元素組織は、密度 $1 g \cdot cm^{-3}$ 、質量組成は酸素 76.2%、炭素 11.1%、水素 10.1%、窒素 2.6% である。

ICRU 球 [ICRU sphere]

ICRU 球は、30 cm の組織等価 (ICRU 4 元素組織) の球体である。

K 指数, K_p 指数 [K, K_p index]

地球磁場の水平成分の乱れを数値化したもので、0~9 の範囲の数字で表し、1 が平穏、5 以上が地磁気嵐を示す。 K 指数は、磁力計で観測された水平成分の 3 時間ごとの最大変動量から算出される。公式な惑星の K_p 指数は、地磁気観測所のネットワークから得られる K 指数の加重平均を計算して得られる。

カーマ, K [Kerma, K]

電離性非荷電粒子に対する量で、 dE_{tr} を dm で割った商によって定義される。ここで、 dE_{tr} は質量 dm の物質に入射する非荷電粒子により dm 内で解放されたすべての荷電粒子の初期運動エネルギーの総和の期待値である。したがって、次の式で表される。

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

カーマの SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($J \cdot kg^{-1}$) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

カーマ近似 [Kerma approximation]

カーマは、吸収線量の近似値として使われることがある。カーマの値は、荷電粒子平衡が存在し、放射損失が無視できる程度であり、そして非荷電粒子の運動エネルギーが解放された荷電粒子の結合エネルギーに比べて大

<p>きい場合に、吸収線量の値に近づく。</p>
<p>線エネルギー [Lineal energy]</p> <p>ϵ_i を \bar{l} で割った商であり、ϵ_i は 1 つのエネルギー沈着事象 i によりある体積の物質に与えられるエネルギーであり、\bar{l} はその体積の平均弦長である。したがって、次の式で表される。</p> $y = \frac{\epsilon_i}{\bar{l}}$ <p>線エネルギーの SI 単位は 1 メートル当たりのジュール ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) で、また $\text{keV}\cdot\mu^{-1}$ で表されることが多い。</p>
<p>線エネルギー付与/制限のない線エネルギー付与 L または LET [Linear energy transfer/unrestricted linear energy transfer, L or LET]</p> <p>dE を dI で割った商。ここで dE は、物質中の距離 dI を移動中に電子との相互作用により荷電粒子が失う平均エネルギーである。すなわち、次の式で表される。</p> $L = \frac{dE}{dI}$ <p>線エネルギー付与の SI 単位は 1 メートル当たりのジュール ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) で、また $\text{keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ で表されることが多い。</p>
<p>直線しきい値なし (LNT) モデル [Linear-non-threshold model]</p> <p>低線量領域でも、ゼロより大きい放射線量は、単純比例で過剰がんおよび/または遺伝性疾患のリスクを増加させる、という仮説に基づく線量反応モデル。</p>
<p>地球低軌道 (LEO) [Low Earth orbit]</p> <p>宇宙飛行士が銀河や太陽起源の粒子の一部から地球の磁場によって保護される、地球に近い空間の軌道。遮蔽は宇宙機の傾斜に依存している。一方、地球の磁場は銀河や太陽起源の (主に) 陽子や電子が蓄積されている、捕捉放射線帯の形成に関与している。</p>
<p>低/高 LET 放射線 [Low/high-LET radiation]</p> <p>物質へのエネルギー付与が低線エネルギー付与 ($\text{LET} < 10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$) の荷電粒子のみ、あるいは高 LET ($\text{LET} > 10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$) の荷電粒子により行われる放射線。約 15 keV を上回る光子、電子、ミュー粒子は低 LET 放射線である一方、中性子、イオン、パイ中間子は一般に高 LET 放射線である。</p>
<p>磁気圏 [Magnetosphere]</p> <p>地磁気赤道を中心に、地球から約 75,000 km までの距離に広がる地球の磁気双極子場。特定のエネルギー範囲にある荷電粒子が磁場に捕捉する。それらは地磁気の磁力線に沿ってらせん状に移動し、鏡の役割を果たす磁線の間で反射されて、電子や陽子の密度がその外側よりもはるかに高い放射線帯を形成する。この帯は、Van Allen によって発見され、「ヴァン・アレン帯」と名付けられた。</p>
<p>臓器または組織の平均吸収線量 D_T [Mean absorbed dose in an organ or tissue, D_T]</p> <p>ある特定の臓器または組織 T における平均吸収線量は次の式で表される。</p> $D_T = \frac{1}{m_T} \int D dm$ <p>ここで、m_T は臓器または組織の質量、D は質量要素 dm 中の吸収線量である。平均吸収線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
<p>核飛跡検出器 [Nuclear track detectors]</p> <p>通過する荷電粒子の飛跡を適切な化学処理によって可視化することで、顕微鏡で観察することができる検出器。このようなパッシブ型検出器はプラスチック製のエッチング型飛跡検出器で、飛跡は化学エッチングまたは原子核乳剤によって可視化される。エッチングによる飛跡検出器は、水中での約 $10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ 未満の LET 放射線に対して通常は感度が低い。</p>
<p>職業被ばく [Occupational exposure]</p> <p>作業者がその業務の結果として受ける放射線被ばく。委員会は「職業被ばく」の使用を、業務管理者の責任であると合理的にみなされうる状況の結果として業務上受ける放射線被ばくに限定している。</p>
<p>実用量 [Operational quantities]</p> <p>外部被ばくと放射性核種の摂取を伴う状況のモニタリングと調査のための実用的な応用に用いられる量。これらの量は、人体の線量の測定と評価のために定義されている。</p>
<p>光刺激ルミネセンス線量計 [Optically stimulated luminescence dosimeters]</p> <p>検出器材料 (結晶) 中の粒子によって蓄積されたエネルギーが、光レーザーの刺激によってルミネセンス光として放出される検出器。発光量は吸収線量に比例する。</p>

臓器吸収線量 「臓器または組織の平均吸収線量」を表す短いフレーズ。
臓器線量当量 「臓器または組織の線量当量」を表す短いフレーズ。
臓器等価線量 「臓器または組織の等価線量」を表す短いフレーズ。
<p>粒子ラジアンс $\dot{\Phi}_{\Omega}$ [Particle radiance, $\dot{\Phi}_{\Omega}$]</p> <p>$d\dot{\Phi}$を $d\Omega$ で割った商で、ここで、$d\dot{\Phi}$は指定された方向を中心とした立体角 $d\Omega$ 内を伝播する粒子のフルエンス率で次の式で表される。</p> $d\dot{\Phi}_{\Omega} = \frac{d\dot{\Phi}}{d\Omega}$ <p>粒子ラジアンсの SI 単位は $m^{-2}\cdot s^{-1}\cdot sr^{-1}$である。</p>
<p>個人線量当量 $H_p(d)$ [Personal dose equivalent, $H_p(d)$]</p> <p>人体上のある指定された点の適切な深さ dにおける軟組織中の線量当量。軟組織は ICRU4 元素組織である。個人線量当量の単位は、1 キログラムあたりのジュール ($J\cdot kg^{-1}$) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。特定の点は通常、個人線量計を装着する部位として与えられている。実効線量の評価には 10 mm の深さが推奨され、また、皮膚と眼の水晶体の等価線量の評価には、それぞれ、0.07 mm と 3 mm の深さが推奨されている。</p>
<p>防護量 [Protection quantities]</p> <p>線量限度の設定や最適化という文脈で用いられる人体に関連付けられた線量。委員会が放射線防護のために定義した、全身および身体部分の外部照射と放射性核種の摂取による、人体の電離放射線被ばくから生じる人々の損害の定量化を可能にする。</p>
<p>線質係数 Q [Quality factor, Q]</p> <p>低レベル被ばくでの低 LET 放射線と比較した場合の高 LET 放射線の生物効果比を反映するために定義された無次元の係数。Qは通常、関数 $Q(L)$ によって与えられ、ここで、Lは水中の制限のない LET である。組織内のある点における線質係数は、次の式で表される。</p> $Q = \frac{1}{D} \int_{L=0}^{\infty} Q(L) D_L dL$ <p>ここで、Dはその点における吸収線量、D_Lは着目する点における制限のない線エネルギー付与 Lにおける Dの分布、そして $Q(L)$ は Lの関数として表される線質係数である。積分はすべての荷電粒子について、それらの二次電子を除いた Lにわたって行う。</p>
<p>放射線帯 [Radiation belt]</p> <p>「磁気圏」参照</p>
<p>放射線加重係数 w_R [Radiation weighting factor, w_R]</p> <p>低 LET 放射線と比べ、高 LET 放射線の生物効果比を反映させるために、臓器または組織の平均吸収線量 D_Tに乘じる無次元の係数。w_Rと D_Tの積は、臓器または組織 T の等価線量である。</p>
<p>参考レベル [Reference level]</p> <p>緊急時または現存の制御可能な被ばく状況において、それを上回る被ばくの発生を許す計画の策定は不適切であると判断され、またそれより下では防護の最適化を履行すべき、線量またはリスクのレベルを表す。参考レベルに選定される値は、考慮されている被ばく状況の遍在する状況によって決まる。</p>
<p>標準男性および標準女性 (標準個人) [Reference male and reference female (reference individual)]</p> <p>放射線防護のために、ICRP が定義する特性を有し、また <i>Publication 89</i> (ICRP, 2002) で定義された解剖学的・生理学的特徴を備えた、理想化された男性または女性。</p>
<p>標準人 [Reference person]</p> <p>標準男性および標準女性の対応する線量を平均化することによって臓器および組織の等価線量を計算するために理想化された人。標準人の等価線量は、実効線量の計算に利用される。</p>
<p>標準ファントム [Reference phantom]</p> <p><i>Publication 89</i> (ICRP, 2002) に定義された解剖学的・生理学的特徴を持ち、<i>Publication 110</i> (ICRP, 2009) に定義された人体のコンピュータファントム (医学画像データに基づく男性または女性のボクセルファントム)。</p>
<p>基準値 [Reference value]</p>

線量測定の実用または体内動態モデルに使用するために委員会が勧告する、ある量の値。基準値は、その値の根拠に多くの不確かさが含まれるという事実とは関係なく、固定され、かつ不確かさを伴わずに指定される値である。
生物効果比 (RBE) [Relative biological effectiveness] 低 LET 基準放射線の吸収線量と同じ生物学的効果を与える対象放射線の吸収線量の比。RBE の値は、対象とされる吸収線量、吸収線量率、および生物学的エンドポイントによって変わる。放射線防護においては、低線量およびごく低い線量の RBE (RBE _M) は特に関心が持たれている。
剛性 R [Rigidity, R] イオンの運動量 (しばしば $\text{GeV}\cdot\text{c}^{-1}$ の単位で表される) をその電荷で割って得られるイオンの磁気剛性。宇宙空間の磁場中における高エネルギー荷電粒子の移動を特徴づけるパラメータ。
剛性しきい値 (地磁気カットオフ剛性) R_c [Rigidity threshold (geomagnetic cut-off rigidity), R_c] 地球の磁気圏内の各地点とその地点からの各方向について、それ以下では宇宙粒子がその地点に到達できないという剛性のしきい値が存在する。この剛性を「地磁気カットオフ剛性」と呼ぶ。
太陽宇宙放射線 [Solar cosmic radiation] 太陽から放出される放射線。放射線には、連続的に放出される電子と陽子 (太陽風)、および太陽粒子現象中に放出される高エネルギー粒子 (主に電子と陽子) が含まれる。
太陽周期 [Solar cycle] 約 11 年の周期を持つ 2 つの極の間の太陽活動の変動。太陽活動は観測された黒点の数で表すことができる。
太陽粒子現象 [Solar particle event] 数時間から数日の間に大量の粒子 (主に電子と陽子に加えわずかなヘリウムイオンと重荷電粒子) を放出する太陽表面の爆発。
太陽風 [Solar wind] 太陽から太陽圏に連続的に放出され、惑星間磁場を形成する、主に低エネルギーの電子と陽子。太陽風の強度は太陽活動に依存し、太陽周期と共に変化する。
南大西洋異常帯 [South Atlantic anomaly] 磁気双極子の軸が地球の中心からずれているため、放射線帯、したがって補足された陽子が地球の表面に近づいている地域。
確率的影響 [Stochastic effects] がんや遺伝性影響など、単一の細胞の損傷から生じる影響。線量の増加で影響の重篤度は変わらず、発生確率が増加する。防護目的では、しきい線量はないと仮定されている。
熱ルミネセンス検出器 [Thermoluminescence detector] 検出器材料 (結晶) 中の粒子によって蓄えられたエネルギーが、加熱によって光として放出される検出器。放射光の量は吸収線量に比例する。高速加熱中の実際の温度と放射光の強度との関数 (グロー曲線) には種々なピークが見られる。ピーク高さまたはピーク下の面積は吸収線量に比例する。
組織反応 [Tissue reaction] しきい線量と、線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の傷害で、「確定的影響」とも呼ばれている。場合によっては、確定的影響は、生物反応修飾物質を含む照射後の手順により変化する。
組織加重係数 w_T [Tissue weighting factor, w_T] 確率的影響による放射線損害全体に対する臓器または組織の相対的寄与を表現するために、臓器または組織 T の等価線量に加重する係数。それは次式のように定義される。 $\sum_T w_T = 1$
捕捉粒子 [Trapped particles] 銀河宇宙放射線や太陽宇宙放射線が地球の磁場や大気と相互作用した結果として地球の磁場に捕捉される粒子。主に陽子と電子が関与している (「磁気圏」も参照)。
ボクセルファントム [Voxel phantom] 医学断層画像に基づく人体形状コンピュータファントム。ここで、解剖学的構造は、小さな三次元の体積素子 (ボクセル) で記述される。これらのボクセルを集まりを、人体の臓器と組織を特定するために用いる。
1. 緒言 (1) 宇宙空間の放射線場は、さまざまなタイプの放射線とその強度の両方の点において、地球上の環境放射線場と大きく異なる。「宇宙」という用語は一般的に地球の航空高度の外側にある銀河空間を意味する。地球上の一次放射線場は、宇宙線からの中性子と地球の放射性核種から放出される α 粒子を含む、わずかな高 LET 成分

を伴う低線エネルギー付与 (LET) 放射線で構成される。それに対して、宇宙の一次放射線場には、電子、陽子、中性子、 α 粒子、および重イオンなど、非常に高いエネルギーまで含まれる。さらに、二次放射線 (例えば、 γ 線、電子、ミュー粒子、中性子、パイ中間子、衝突および入射粒子の破片) が宇宙機やその機器の材料、そして宇宙飛行士との相互作用によって生成される。

(2) 有人宇宙飛行において、宇宙飛行士は 3 つの異なる被ばく状態を経験する可能性がある。第一の状況は、地球磁場内での宇宙機の傾斜に応じて銀河や太陽由来の低エネルギー粒子から防護される地球低軌道 (LEO) 内である。しかし、この磁場は捕捉放射線帯を形成する役割を担っており、LEO において、宇宙飛行士は太陽や銀河の粒子が地球の大気原子核と相互作用することで生じるアルベド放射線粒子に被ばくする。第二に、惑星間ミッションのため地球の磁場を離れて深宇宙に向かう場合、放射線被ばくは宇宙機への直接的な入射する太陽や銀河由来の粒子のみに起因する。第三に、惑星ミッションでは、約 1 半球からの放射線は惑星の質量によって遮蔽される。大気がない場合は、一次放射線が土壌の原子核と相互作用し、高 LET 成分の高い寄与を伴う二次粒子の生成に導く。火星のように薄い大気が存在する場合は、大気中と土壌中の両方の相互作用が二次放射線に寄与する。さらに、宇宙飛行士は太陽粒子現象 (SPE) において太陽からの高エネルギーの電子や陽子に散発的に被ばくする可能性がある。

(3) 宇宙飛行士は長期間 LEO で生活し、作業を行い、深宇宙ミッションに参加する。彼らは、地球上で遭遇する環境条件とは非常に異なる環境条件下で生活をする。磁気圏外のミッションでは、電離放射線は乗組員の健康と作業効率に影響を与える重要な要因として認識されている。明らかに、放射線環境は地球上のものとは全く異なり、宇宙におけるヒトの被ばくは地球上よりもはるかに大きく、SPE は別としても、遮蔽によって回避することはできない。これは、宇宙放射線場の粒子のエネルギーが極めて高く、物質への侵入深さが大きいことと、一次放射線が物質と相互作用して二次放射線 (例えば、破砕片、中性子、光子) の放出の組み合わせのためである。宇宙空間での宇宙飛行士の被ばくは、環境被ばくの特殊なケースであり、委員会により現存被ばく状況として定義されている。長期ミッションでは、宇宙飛行士の被ばくは、地球上の作業員の被ばくに勧告される年間線量限度よりも高くなる。*Publication 103* (ICRP, 2007) は、「宇宙旅行における被ばくのような、線量が顕著に高くなることもあり、あるタイプの管理が正当化されるような宇宙線被ばくの例外的な場合については、このタイプの被ばくを生じうる特別なタイプの状況を考慮して、別に扱うべきである」と述べている。そのため、宇宙飛行士は職業上の活動の間電離放射線に被ばくするが、地球上の作業員または航空機乗務員の放射線防護のための ICRP 体系の意味における職業被ばくには通常分類されない。このように、特定のミッションにおいて、線量またはリスクの基準値を適切なレベルに選択できるが、当該ミッションに線量限度を適用することはできない。本報告書で提示されている、よりリスクに関連した被ばく評価のアプローチは、宇宙における特殊な状況に明確に限定されており、地球上の他の被ばく状況に適用されるべきではない。

(4) 過去 20 年で、宇宙ミッションに参加する宇宙飛行士の数が増加するなど、宇宙活動は著しく発展している。とはいえ、今日でさえ、宇宙飛行士の数は地球上および民間航空機上で職業被ばくする多数の人と比べれば少ない。しかし、この集団の特殊な被ばく状況を考慮すると、宇宙環境や長期宇宙ミッション中に見られる特定の状況に関して、放射線防護の概念を明確に定義し、現実的に実施する必要がある。

(5) 放射線防護におけるあらゆる対策の基礎は常に、関係する放射線場に対する知識であるべきである。したがって、環境放射線の測定と宇宙飛行士の被ばくの評価は、非常に重要な課題である。1912 年の Hess による宇宙放射線の発見 (Compton, 1936) を受けて、宇宙放射線とそのさまざまな構成要素の研究が長年にわたり進められている。宇宙での活動が増加し、宇宙飛行士の参加も頻繁になったため、この研究は 50 年でさらに重要になっている。当然のことながら、宇宙放射線とそのさまざまな成分に関する基本的な情報は測定でのみ得ることができ、これは長年行われてきた。宇宙機内と周辺の特定の環境状況は、特定の宇宙機内の異なる位置でのさまざまな測定、もしくは宇宙機設計が十分にモデル化され、経時変化を含む外部放射線場の特定の組成が適用したシミュレーションコードで適切に考慮されている場合には、放射線輸送計算によって推定できる。したがって、本報告書の一部では、宇宙における放射線場のさまざまな構成要素 (2 章)、宇宙機に入射するさまざまな放射線場に対する遮蔽の可能性と、その結果宇宙機内の宇宙飛行士に与えられる組織吸収線量の両方をシミュレーションするために使用されるコンピュータコードと計算アプローチ (5 章と 6 章) を取り上げる。

(6) 重イオンが重要な寄与となる特定の宇宙放射線場では、地球上の放射線防護で使用するため定義された線量測定量の全体系を単純に適用することができない。すべてのエネルギーのすべての重イオンに対して定義された放射線加重係数 20 は、宇宙では適切ではない。さらに、外部被ばく状況に対する実用量の概念は、非常に高エネルギーの粒子が関与するため適用できない。外部被ばくに対する実用量の概念は、ICRU や ICRP によって導入され、主に数十 MeV までのエネルギーの電子、光子、中性子の放射線を対象としており、より高エネルギーの他の多くのタイプの粒子を含む宇宙での放射線場は考慮していない。このトピックについては、3 章で詳しく考察される。

(7) 地球上において、作業員の放射線防護および定義された一次放射線の線量限度は、確率的影響 (例えば、が

んまたは遺伝的影響のリスク)の発生確率を、人の生活における他の健康リスクと比較して容認できるレベルに制限すると同時に、確定的影響(組織反応)による人への損害を回避することを目的としている。実務的な理由から、一次放射線の線量限度が放射線防護への適用に十分な精度で評価できる線量(確定的影響を回避するために特定の限度が定められている皮膚、手、足、および眼の水晶体に対する実効線量および等価線量)の観点から定義されており、多くの個人的要因(例えば、年齢、性別、個人の遺伝的特性)に依存する放射線リスクの観点からではない。特に低レベルの被ばくでは、これらのリスクに関する知識は非常に限られており、高い不確かさと組み合わせられている。実効線量の値は、男女の臓器等価線量を平均化し、疫学的データ、つまり被ばく者と非被ばく者の大規模な集団から得られた加重係数の平均値を用いて計算される。したがって、実効線量は個人リスクの評価に用いるべきではない。放射線防護では、線量とリスクの「制限」に加えて、最適化の原則が一般的に適用されており、これは、被ばく線量限度未満であっても、放射線防護の最適化を常に考慮する必要があり、さらなる対策が必要となる可能性があることを意味する。

(8) 宇宙空間の状況は全く異なる。宇宙空間では環境放射線による宇宙飛行士の被ばくは回避できず、遮蔽による防止は完全には達成できない。とはいえ、特に長期ミッションでは宇宙飛行士への線量が 100 mSv を超える可能性があるため、放射線防護の最適化は重要な課題である。確定的影響の発生は一般的に排除することができない。さらに、宇宙放射線、特に重イオンの放射線生物学的影響の知識は非常に限られている。関与する個人の数は少なく、したがって、個人のリスク評価ははるかに高い関心がある。その結果、宇宙の放射線場では、臓器または組織の実効線量や等価線量の定義に用いられている加重係数が適切ではないため、人体の臓器および組織の平均吸収線量の値が重要な役割を果たす。さらに、長年にわたり、多くの宇宙機関では「臓器または組織の等価線量」よりも臓器線量当量の使用が好まれてきた(3章参照)。

(9) 宇宙機内環境の放射線モニタリングと宇宙飛行士の人体における線量の評価は、宇宙ミッションにおける放射線防護対策の重要な部分である。複雑な放射線場と宇宙飛行での使用に対する特別な要件のため、放射線モニタリングは特定の測定装置と手順を必要とする。通常、この作業には複数のタイプの線量計が必要であり、装置の応答を解釈するために追加の計算がしばしば必要となる(4章および6章参照)。

(10) 体外の粒子フルエンスや線量の値を体内の臓器・組織における吸収線量と平均線質係数に関連付ける換算係数の計算は重要な作業であり、外部測定からの体内の線量の評価にしばしば用いられる。*Publication 110* (ICRP, 2009) で定義された標準ボクセルファントムに関連する換算係数に関する基準データは *Publication 116* (ICRP, 2010) で公開されているが、重イオンに関するデータが得られるようになったのは最近のことである(Sato et al., 2010)。本報告書では、男性および女性のボクセルファントムの等方照射についてデータが示されている。全方位照射(等方性)は、宇宙における最も現実的な被ばく状況である。遮蔽効果により等方照射が少なくなる可能性はあるが、宇宙機内の宇宙飛行士の動きが状況のバランスをとる。したがって、データは等方照射のみを示している(6章と付属書A参照)。しかし、換算係数の使用は、体内の臓器線量を評価するための唯一の方法ではない。宇宙機外の放射線場の知識に基づき、宇宙機の壁や機器、ならびに宇宙飛行士の人体を通り抜ける完全な放射線輸送を含む臓器線量の計算を実行できる(6章参照)。

(11) 地球上では、生物学的線量測定は、職業被ばくした作業者の線量が通常低いことと、この方法で約 50 mSv 以下の線量を容認できる不確かさをもって測定することが困難であることから、主に事故被ばく状況での適用に限定されている。しかし、宇宙での状況は全く異なる。ミッション中の線量は、この「しきい値」を上回る可能性があり、生物学的線量測定(例えば、人体のリンパ球に対する生物学的影響の研究)は、宇宙飛行士個人の感受性が事前に決定され、個人レベルで校正される場合、まさに個人の評価が可能となる。方法と測定は、本報告書の4章と6章で説明する。

2. 宇宙における放射線環境

(12) 宇宙における放射線環境は、幅広いエネルギーを有する太陽と銀河系起源の粒子が複雑に混じり合っている。放射線防護において、関連する宇宙の放射線場は銀河宇宙放射線(GCR)、太陽粒子現象(SPE)時に太陽から放出される粒子、そして惑星の大気原子核との相互作用によって生成される二次放射線となる。太陽風粒子は、太陽活動の活発化で増加した場合でも、比較的低エネルギーであり、非常に薄い遮蔽材料に既に吸収されているため、人の放射線被ばくに大きく寄与しない。それにもかかわらず、太陽風に関連する磁場は、およそ 1GeV/u 未満のエネルギー範囲で GCR のフルエンス率を変化させる。太陽活動がより活発な期間では、宇宙放射線のフルエンス率は太陽活動が最小の時期と比較して 3 から 4 分の 1 に減少する。

(13) 現在のところ、協定世界時(UTC)の2003年11月4日19時29分に発生した太陽X線フレアや、UTC 2004年12月27日21時30分26.55秒に発生した、顕著で極端なγ線バーストのような一次電磁電離放射線による放射線被ばくへの測定可能な寄与はない。したがって、地質学的な時間尺度では生物圏に重大な影響を与えた可能性があるにもかかわらず、この影響は無視されてきた。二次電磁放射線は、物質を透過する際に荷電粒子から放出される制動放射や、地球の大気中に生成される中性パイ中間子 π^0 の壊変によるγ線として寄与する。

(14) 放射線防護の観点から、イオンと電子の一次宇宙放射線の粒子成分に焦点が当てられている。しかし、他

<p>のタイプの粒子, 例えば中性子やパイ中間子は, 宇宙機の素材や宇宙飛行士の身体との放射線の相互作用によってもたらされる。電子は, 船外活動 (EVAs) 中や放射線帯外部での有人活動が問題になった場合に関係してくるかもしれない。しかし, 予測可能な将来においてそのようなことはないだろう。</p>
<p>(15) 地球表面での宇宙放射線による被ばくは, 地球の磁場と約 $1000 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$ の厚さの大気遮蔽によって, 低いレベルに抑えられている。地球から離れると, 宇宙飛行士は, 宇宙機とその内部の構造物により火星の大気の厚さの遮蔽に近い平均約 $20 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$ で遮蔽される。また LEO では, 宇宙飛行士は地球の磁場によって防護されており, 太陽エネルギー粒子への被ばくさえ人の早期放射線影響の原因となるレベルをはるかに下回るよう制限されている。</p>
<p>(16) 散発的な SPE がない場合, LEO での宇宙機内部の放射線被ばくは GCR (陽子と重イオン) と捕捉陽子によって決定され, 磁気双極子の軸が地球の中心からずれていることで放射線帯が地球の表面に近づいている地帯である, 南大西洋異常帯 (SAA) の内部からの寄与が支配的である。さらに, 一次銀河粒子と地球の大気原子核との相互作用生成物としてアルベド中性子源が生成される。宇宙機の外では, 宇宙飛行士の被ばくは極地の緯度約 60° に位置する放射線帯の角の電子によって占められる。</p>
<p>(17) 異なる線源によるこれらの放射線とそのさまざまなメカニズムによる相互作用が, 太陽圏内のある時間と位置における実際の電離放射線場を決定する。その複雑さは, 地球での経験から知りえるものを凌駕している。宇宙機内の放射線場は, 高エネルギー粒子が宇宙機の遮蔽材料や宇宙飛行士の人体組織と相互作用することでさらに複雑となる。</p>
<p>(18) 深宇宙ミッションでは, 地球の放射線帯は数分で通過するため, 宇宙飛行士の放射線被ばくへの寄与がかなり小さい。しかし, その後の地球の磁場による防護が失われるため, 被ばく低減の手段はミッション計画と遮蔽対策しか残されない。以下の節では, 宇宙における放射線場, 荷電粒子と磁場や遮蔽材料との相互作用について説明する。LEO や惑星間ミッションにおける放射線被ばくについて, いくつか数値を示す。</p>
<p>2.1 一次放射線場</p>
<p>(19) 宇宙空間では放射線の 3 つの一次線源が特定できる。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 太陽を中心とする太陽系は, あらゆる方向から絶えず太陽圏に入ってくる電離放射線, つまり GCR の複雑な混合物の中に組み込まれている。太陽圏の内部では, GCR のフルエンス率と粒子エネルギー分布は, 太陽から連続的に放出される荷電粒子によって作られる惑星間磁場, いわゆる「太陽風」によって変調される。 ● 太陽風に加えて, 太陽は時折, 異常に大きなパルス状の高エネルギー粒子を放出する。主に陽子と電子で, ヘリウムや重イオンの寄与は小さく変動しやすいが, このような太陽の爆発によって宇宙に放出される。これらの SPE で最も重要なものは, コロナ質量放出で大量の物質が排出されることによって生じる。 ● 地球のように磁気モーメントを持つ天体は, 太陽粒子や, 太陽粒子と銀河粒子が大気と相互作用することで生じる二次粒子で常に補充される粒子放射線の環状帯に囲まれている。このような放射線帯は, 重要な第三の一次被ばく源となっている。
<p>(20) 図 2.1 は宇宙空間におけるこれら 3 つの電離放射線源, それぞれの空間スケール, およびそれらの組成変更により太陽が果たす支配的な役割を示している。GCR 粒子で測定された最も高いエネルギー (図 2.1) は, 銀河内磁場による想定加速と封じ込めに対応するには大きすぎることから, この部分については銀河外の線源についての推論が浮上するため, 空間スケールがさらに拡大する。しかし, その強度は, 放射線被ばくに実質的に寄与するには低すぎる。</p>
<p>(21) 宇宙空間における位置の変化に加え, これらの場での強度や粒子組成は時間的変化に従う。宇宙放射線に関する限り, 宇宙気象現象には 2 つの時間スケールが関係する。地球上の一般的な気候が夏と冬を交互に繰り返すのと同様に, 太陽活動も極大期 (「夏」) と極小期 (「冬」) の太陽活動の間でほぼ規則的な変化がある。この場合の太陽の「年」は, シュワーベサイクルであり, 約 11 年の周期である。しかし, その期間 (現在) はまだ解明されていないメカニズムにより, 9 年から 13.6 年の間で変動している。この活動の指標の 1 つとして, 1755 年以降連続した観測記録があるのが, チューリッヒ黒点数である (Hathaway et al., 2002)。一見, 極大期の太陽活動は周期の長さとは反比例している。規則的な太陽周期における磁場の変化に加えて, 極端な太陽活動の発生は, 太陽のコロナから巨大な荷電粒子の塊を惑星間磁場に放出する磁気エネルギーの爆発的な放出 (Chen, 2001) によって特徴付けられる。この磁場の中でさらに加速されると, 数 GeV の粒子エネルギーに到達する。これらの SPE が宇宙の放射線場に与える影響は数日から数週間に及ぶ可能性がある。</p>
<p>(22) 22 年という Hale の磁気周期, 約 88 年という Gleisberg の周期, および約 210 年という De Vries や Suess の周期など, さらなる観測がされた太陽の周期性は, 氷期の気候サイクルに関する最近の研究 (Braun et al., 2005) で報告されているように, 生物圏への影響は重要である可能性が高いと考えられるが, 放射線場を大きく変調させることはまだ示されていない。</p>
<p>2.2 銀河宇宙放射線</p>

(23) GCR は太陽系外に由来し地球に等方的に入射する。荷電粒子を加速するメカニズムや、物質が宇宙粒子放射線になる天体物理学的な場所に関しては、決定的な証拠はない。これらの粒子は地球へ向かう途中で不規則な星間磁場によって混ざり合うため、発生源の方向位置に関する情報はない。高エネルギー（最大 10^{20} eV）であることから、超新星爆発、中性子星、パルサー、または高エネルギー現象が関わる他の発生源に由来する可能性が高い。検出される宇宙放射線は、98%の重粒子と2%の電子から構成される。重粒子成分は、約85%の陽子（水素原子核）から構成され、残りは α 粒子（約14%）と、より重い原子核（約1%）である。図2.2は、これらの粒子におけるケイ素に対する鉄までの存在比を示している。 α 粒子より重いイオンは、「HZE粒子」[高電荷（電荷数 $Z > 2$ ）および高エネルギー]と呼ばれる。鉄イオンの含有量は、炭素または酸素の10分の1であるが、組織内の吸収線量は粒子の電荷の2乗に比例するため、寄与は大きい。これは図2.2 (Cucinotta et al., 2001a) に示されている。

(24) GCRに加えて、いわゆる「異常成分」が観察されている。それは太陽圏に入った後、太陽放射線によって1価に電離された星間ガスに由来する、もとは中性の粒子で構成される。これらの粒子は、太陽風の高速流と低速流が衝突する領域で加速される。それらは完全に電離した宇宙粒子よりも磁場深くまで透過することができる。それらのエネルギーは約20 MeV/uであることから、薄い遮蔽の背後でのみ放射線影響に寄与する。しかし、非常に薄い遮蔽材料を透過した後すべての電子を喪失するため、電荷数 Z の2乗に比例するエネルギーが沈着することを考慮しなければならない。

(25) 本報告書では、GCR原子核のエネルギーは原子質量単位（amu または u）当たりの運動エネルギー E として表される。これには、amu 当たりで同じエネルギーの値を有するすべての原子核は、その質量にかかわらずほぼ同じ速度で動くという利点がある。このエネルギースケールを用いると、異なる宇宙線の原子核エネルギーの分布は非常に類似している。水素、ヘリウム、酸素、鉄のエネルギーフルエンス率分布を図2.3に示す。数 GeV/u を上回るエネルギー E のフルエンス率はべき指数 γ を約2.5とした、べき乗則 $N(E) \sim E^{-\gamma}$ でよく表すことができる。低エネルギーになるほど、分布は平坦になり数百 MeV/u で最大を示す。

(26) 宇宙放射線のフルエンス率は一定ではなく、極大期と極小期の太陽活動に時間的に一致する2つの極値の間で変化する。太陽活動と宇宙放射線のフルエンス率は逆相関している。数 GeV/u 未満のエネルギーに対する図2.3のエネルギー分布の傾きは、太陽活動による宇宙放射線のフルエンス率の変化に影響を受ける (Badhwar, 1997)。これは太陽風による太陽磁場が原因である。太陽風は太陽から放出される高電離プラズマの連続的な流れである。その強度は太陽活動に依存し、観測された黒点の数によって記述できる。11年の太陽周期の極小期において、太陽風の強度は最も小さく、エネルギー分布への影響は極大期に比べて小さい。太陽系に入射した宇宙粒子は太陽磁場との相互作用によってエネルギーを喪失する。これにより、より低エネルギーではエネルギースペクトルが平坦になる。太陽活動が活発になると、最大フルエンス率はより高エネルギー粒子にシフトする。100 MeV/u では、粒子フルエンス率は極大期と極小期の太陽活動で約10倍異なるが、約4 GeV/u では約20%の変動が観測される。

(27) GCRの相互作用により地球の大気中に発生する二次中性子のフルエンス率に基づいて、地球上で太陽変動のモニタリングが可能である。このフルエンス率は中性子モニタを用いたさまざまな地上局で長期間にわたって測定される。図2.4は、キール大学の中性子モニタで数年間にわたって測定されたデータの例を示している (NMDB, 2011)。変動の詳細は予測不可能な統計的ゆらぎのように見えることがわかる。しかし、最大値と最小値は明らかに11年の太陽周期に逆相関しており、平均的な粒子フルエンス率を中心にほぼ正弦波状になっている。しかし、極値の大きさは変動している。将来の衛星ミッションの予測は、このような予測不可能な変動に基づき正確さが2分の1あるいはそれ以上に制限されている。

2.3 太陽宇宙放射線

(28) 太陽は、電磁放射線だけでなく、主に陽子と電子からなる粒子線、つまり太陽風を連続的に放出している。これらの低エネルギー粒子の強度は、約 10^{10} から $10^{12} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{sr}^{-1}$ と2桁の大きさで変化する。速度に関しては、この粒子流は約 $300 \text{ km} \cdot \text{s}^{-1}$ から $800 \text{ km} \cdot \text{s}^{-1}$ 以上の速度と特徴付けられる。しかし、粒子エネルギーは非常に低く（陽子の場合、100 eV ~ 3.5 keV）、遮蔽されていない皮膚の最初の数マイクロメートル以内で停止する。そのため、それらは人における放射線影響の懸念とはならない。

(29) それにもかかわらず、太陽風の時間的変動は、少なくとも内部太陽圏の中において、宇宙におけるGCRからの放射線被ばくを決定する重大な原動力である。太陽圏自体は、太陽風の粒子で満たされた太陽風を伴う星間空間の領域と定義できる。太陽風による磁場には地球磁場と同様の遮蔽がある。遮蔽強度は、荷電粒子が特定の場所の星間物質から太陽圏に入るときに働く擬似静電的なヘリオセントリック・ポテンシャル（太陽磁場強度）の観点からシミュレーションできる。このポテンシャルはGCRエネルギー分布を惑星間磁場と同程度に変化させる。

(30) 時折、太陽の表面からは γ 線、硬 X 線および軟 X 線、ならびに幅広い周波数帯域の電波が突然局所的な爆発で噴出し、大量のエネルギーが放出される（コロナ質量放出）。これらの SPE では、太陽コロナの大電流と

磁場の動きが太陽物質を加速する。数 GeV までのエネルギーをもつコロナ粒子が惑星間空間に飛び出す。それらは惑星間磁場の磁力線周りを螺旋状に動く。黄道面内では、回転する散水ホースからの水流のように磁力線が太陽から惑星間物質内に広がる。それらは地球と太陽の西側のある地点を結ぶ。地球上で SPE を観測する際の粒子の数とエネルギー分布は、GCR とは異なり、このつながりに依存する。SPE は、粒子フルエンス率およびエネルギー分布に大きなばらつきがあり、宇宙乗組員は生命を脅かすような高線量に被ばくする可能性がある。

(31) 地球上で観測される高い粒子フルエンス率とつながりが強い SPE は頻度の低い現象であり、極大期の太陽活動が増加および減少している期間中に観測される可能性が最も高い。したがって、主要な SPE は低頻度の不規則な現象として通常は月に 1 回程度地球上で観測される。それらは数時間から数日間続く。より高エネルギーの陽子のフルエンス率が有意な現象は、中性子モニタによって「グランドレベル現象 (GLE)」として観測される。図 2.5 は 5 回の太陽周期に観測された GLE の分布を示している。太陽活動の極小期には現象が発生しない長い空白期間が見られる。第 21 周期の最後の GLE から第 22 周期の最初の GLE までには 65 ヶ月の静寂期間があり、その後第 23 周期の極大期が近づくにつれて 1 年で 11 回の GLE が連続して発生した。

(32) 高エネルギー粒子が最初に到達し、次いでより低エネルギーの粒子が続くため、地球上で観測される SPE 粒子のエネルギー分布は、現象開始後の時間 t に依存する。約 10 MeV を上回るエネルギーでは、SPE 粒子のエネルギー分布は、べき乗則 $I(E) = I_0 E^\gamma$ とほぼ同じになる。ここで、 I_0 は時間 t で考慮されるタイプの粒子総数であり、 E は粒子のエネルギー、 γ はパラメータ、 $I(E)$ は E での粒子数の分布である。SPE 開始後、 γ は時間とともに減少する。このことは高エネルギー粒子による寄与は時間とともに減少することを意味する。定数 I_0 は、惑星間物質中の場の不規則性と衝撃構造による現象発生中の大きな構造を示している。SPE 発生は確率的であるため、SPE およびその強度の予測は非常に限られており (Reedy, 1996)、SPE のモデル化および予測が向上されれば、長期宇宙ミッションに非常に有用であろう。

(33) 約 10 MeV を上回ると、陽子が宇宙服を透過して皮膚や眼の水晶体に到達するため、遮蔽の外で受けた場合、強力な SPE からの粒子が宇宙飛行士の皮膚に有害反応を引き起こす可能性がある。粒子の強度によって、紅斑や眼の水晶体内に晩期放射線白内障を誘発する可能性がある。後者は、発症まで数年を要するため、ミッションの安全な完了を脅かすものではないが、重度の紅斑はミッションの成功を損なうほどの作業能力の低下を招く可能性がある。食欲不振、疲労、悪心、嘔吐、下痢も起こりうる。これらは、生命を脅かす可能性のある線量が発生したかもしれないことを示す初期の警告サイン (線量によっては数時間以内) として、前駆症候群の症状を構成する。そのため、このような症状は、例えば宇宙服を着たまま嘔吐しない限り、深刻な脅威となることはほとんどない。

(34) 1955 年以降、通常あるいは強化された宇宙機の遮蔽のもとでも乗組員の健康を脅かすのに十分な強度とエネルギーを持つ SPE が 5 回観測されている。これらの強力な現象で、積分フルエンス分布 (エネルギー E を上回る面積あたりの粒子の総数) が衛星搭載機器によって測定されている (図 2.6 参照)。さらに、1956 年 2 月 23 日の現象では、誘発された二次中性子を記録した地球の中性子モニタの計数率の分析からフルエンス分布が推測されている。このような中性子計数率の増大は、中性子モニタステーションの世界的ネットワークでモニタリングされており、その中から選ばれたサブセットがいわゆる「宇宙船地球号」を形成している。GLE は、約 450 MeV 以上のエネルギーを持つ SPE に伴う陽子の数は、海水面で中性子フルエンス率を少なくとも 5% 上昇させるのに十分であったことを示している。

(35) 1956 年 2 月 23 日 (GLE No.5) と 2000 年 7 月 14 日 (GLE No.59) 以降に観測された GLE の包括的なリストは、これらの現象を観測したすべての中性子モニタステーションとともに、オーストラリア南極データセンター (<http://data.aad.gov.au/aadc/gle/events.cfm>) に保管されている。これらのすべての GLE の中で、リーズで測定された GLE No.5 (北緯 53.83 N, 東経 358.42 E, 高度 100 m, $P_c = 2.20$ GV) による上昇は、現象前の計数率と比較して約 4600% に達しているが、他の SPE では上昇が 100% を超えることは極めて稀である。

(36) 太陽が地球を向いていない別の位置にある SPE からも、低エネルギー太陽粒子がわずかに地球に到達する。これらのフルエンス率を合計すると、30 MeV/u 以下のエネルギーでは太陽成分が銀河成分よりも支配的になる。惑星間物質の状態に応じて、この成分は非常に変化しやすく予測不可能な変動をする。極大期の太陽活動では、GCR のフルエンス率が低下し、SPE がより頻繁になると、太陽成分の寄与はより顕著となる。

(37) 長期ミッション計画では、最悪のケースの現象が到達しうる大きさに加えて、発生頻度および陽子エネルギーの分布も重要である。図 2.7 は、SPE の発生とその大きさが不規則である性質と、過去 5 回の太陽周期のフルエンス測定で得られた記録に基づいて、30 MeV を上回るエネルギーの陽子を伴う SPE が発生する確率を示している。

2.4 捕捉放射線

(38) 地球周辺の放射線場は第三の放射線源を包含する。Van Allen によって発見された放射線帯に捕捉された粒子は、GCR や太陽宇宙放射線 (SCR) が地球の磁場および大気と相互作用した結果である。放射線帯は、電子、陽子、およびより重いイオンで構成される。電子は 7 MeV までのエネルギーに達し、陽子は 700 MeV まで

のエネルギーに達する。重イオンのエネルギーは 50 MeV/u 未満であり、透過能力は限定的であるため、衛星の電子機器や人の放射線防護にとって重要ではない。これらのエネルギーをもつ荷電粒子が双極子磁場に移動しても、場の内部には決して入ることはできない。しかし、何らかの理由でこの磁場に入れられてしまうと、特定の位置に限定され、脱出することができない。それらは地磁気の磁力線に沿って螺旋状に移動し磁極の間で反射され、ミラーポイントととして機能する。さまざまな過程が放射線帯内の粒子の充填に寄与し、捕捉粒子による 2 つのゾーンが観測されている。帯内部は主に、宇宙粒子の相互作用で生成された大気中の中性子を壊変させ、陽子や電子を生成することで形成される。帯外部は主に捕捉された太陽粒子で構成され、電子が多くを占める。太陽フレアに伴う磁気嵐による磁気圏の擾乱時には、地磁気のカットオフが低下することで、より低エネルギーの粒子が外部から内部の領域まで透過し、充填する。放射線帯は、地磁気赤道を中心に地球から約 200 km から高度約 75,000 km の距離まで広がっている。サイクロトロン放射と地磁気ミラーポイント付近での上層大気への透過によるエネルギー損失が、捕捉粒子集団の主な損失メカニズムとなっている。

(39) ここ数十年間でより進歩し特化した機器を用い、軌道の整ったいくつかの衛星で行われた大規模な測定により、後に捕捉陽子モデル AP-8 (Sawyer and Vette, 1976) に統合される主要な定量的データベースが作り出され、これが磁気圏の静穏状態における平均陽子フルエンス率のエネルギー分布を提供している。AP-8 モデルは、ISS のような LEO での有人ミッションにおける捕捉放射線からの放射線被ばくの評価に主に使用されている。AE-8 捕捉電子モデル (Vette, 1991) も同様に、主に高エネルギー電子が電離放射線の支配的な線源となる静止軌道上の放射線環境を対象とした放射線量の予測を目的としている。

(40) 改良された AE-9/AP-9 モデルは、Proton Spectrometer Belt Research (PSBR) プログラムの一環として開発されており、アメリカ国家偵察局、エアロスペース社、空軍研究所、ロスアラモス国立研究所、海軍研究所を含む機関のコンソーシアムによって近い将来に公表される予定である。

(41) 捕捉陽子のフルエンス率には強い東西効果が見られる。磁力線周りの経路の下部で陽子は東に向かって移動し、経路の上部では西に移動する。西向きに移動する陽子は、高度の低い大気の領域から出現している。したがって、より密度の高い大気に遭遇し、大気原子核との相互作用によってより効率的に除去される (Lenchek and Singer, 1962)。

(42) 図 2.8 は、0.5 MeV を上回る電子エネルギーに対するフルエンス率 (右) と、4 MeV を上回る陽子エネルギーに対するフルエンス率 (左) の空間分布を示しており、後者のエネルギーは、約 $1.4 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$ のアルミニウム (ICRU, 1993a)、つまり小型宇宙機の遮蔽を透過できる。帯内部における陽子フルエンス率は大きく、陽子は宇宙機の壁や機器による遮蔽を透過するのに十分なエネルギーに達する。宇宙飛行士の放射線被ばくを評価するには、図 2.9 に示すような、陽子のエネルギー分布を知る必要がある。図 2.9 のデータは、1960 年代初期に測定した捕捉陽子のフルエンス率のエネルギー分布である (Freden and Paulikas, 1964; Filius, 1965)。 B 、 L 座標は地球磁場内の衛星の位置を表す自然座標系として用いられる。ここで、 B はある点における磁場強度、 L はその点を通る磁力線が地磁気赤道を通る平面と交差する地球半径を単位とした高度である。

(43) 図 2.10 はハッブル宇宙望遠鏡の軌道上で平均化された捕捉電子および陽子のフルエンス率エネルギー分布を示している。太陽極大期の電子フルエンス率は太陽活動極小期よりも大きいため、太陽が捕捉電子集団を養う支配的で一次的な起源であることを指している。対照的に、捕捉陽子のフルエンス率は太陽風による GCR 強度の変調 (フォーブッシュ) を反映し、その結果太陽極小期には強度が高くなる。

(44) 示されたフルエンス率とエネルギー分布は、太陽活動の極小期と極大期における地球および惑星間の静穏な磁場の状態に関係する。規則的な太陽周期の変動に加えて、磁気嵐と高エネルギーの SPE によるフルエンス率の増大が、捕捉粒子集団の位置およびエネルギーを大きく変化させるため、その結果、一時的ではあるが追加的な放射線帯が生成される。

(45) 捕捉放射線は太陽周期によって変化する。すなわち、太陽活動が活発になれば陽子強度は減少し、電子強度が増大する。電子帯外部では 6 から 16 倍の日周変動が観測され、磁気嵐による短期変動は、平均フルエンス率を 2 桁または 3 桁上昇させることがある。電子帯内部の中心は、特に陽子に関しては、非常に安定している。しかし、帯の下端では、電子および陽子の強度は最大 5 倍変化することがある。LEO 宇宙ミッションの大半では、陽子は宇宙機内部の放射線被ばくの重要な部分を占める。陽子はエネルギーが高く、飛程も長いいため、約 $0.3 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$ より厚いアルミ遮蔽では、総線量が電子を超える。遮蔽力がより低い場合 (例えば、EVA の場合)、皮膚への吸収線量は電子の寄与が支配的であり、1 日当たり最大 10 mGy に達することがある。

(46) LEO にとって特に重要なのは、ブラジルの海岸上にある高度 200km まで放射線帯が広がっている地域である南大西洋異常帯 (SAA) である。この現象は地球の地磁気双極子の軸が自転軸から北米側に 11° 傾斜していることと、双極子の中心が西太平洋側に 500 km ずれていることに起因しており、これに伴い場の強度が著しく低下する。傾斜角の LEO で受ける放射線には、GCR や SAA の通過によるものが含まれる。傾斜角 28.5° の軌道では、1 日に 6 回の軌道回転が SAA を通過し、1 日に 9 回の軌道回転では SAA を通過しない。SAA を通過する時間は約 15 分以下であり、軌道上の時間の 10% 未満であるにもかかわらず、この領域は全被ばくのか

<p>なりの部分を占めている。</p> <p>(47) 放射線帯に捕捉された荷電粒子に加えて、GCR は地球の上層大気中での核反応によって二次中性子を生成する。中性子は2つのエネルギー領域で2つの過程によって生成される。1 から 10 MeV の間の領域における中性子は、主に高励起の原子核から中性子が蒸発によって生成されたものであり、その時の放出の角度分布はかなり等方的である。高エネルギー中性子は、主に周辺衝突、すなわち高エネルギー陽子との荷電交換反応によるノックオン中性子として発生する。そのエネルギー分布は約 100 MeV でピークに達する。それらは外気圏に漏れ出し、宇宙機内の被ばくにも寄与する。地球大気中の実測中性子エネルギー分布を図 2.11 に示す。しかし、LEO における放射線場へのそれらの寄与は比較的小さい。大気中で測定されたものと同様の中性子場は GCR が宇宙機の材料や宇宙飛行士の体と相互作用することで生成される (157 項参照)。宇宙飛行士の被ばくに対するこの寄与は重大である (Bartlett et al., 2006)。</p>
<p>2.5 磁場との相互作用</p>
<p>(48) LEO の宇宙機に到達するために、GCR や太陽宇宙放射線 (SCR) の荷電粒子は地球の磁場を透過しなければならない。透過性はイオンの磁気剛性に関連する特性であり、磁気剛性はイオンの運動量を電荷で割った商である。同じ剛性を持つ粒子はすべて、磁場の中で同じ曲率の軌道をたどる。磁気圏内の各地点とその地点からの各方向には、それ以下では宇宙粒子が到達できない剛性のしきい値がある。この剛性は「地磁気カットオフ剛性」と呼ばれ、粒子の運動方向に垂直な磁場成分に比例している。例えば、地球の中心に向かって動く粒子の場合、赤道では磁力線に垂直に動くためカットオフ剛性は最大となり、極では磁力線の方向に動くためカットオフ剛性は消滅する。そのため、高傾斜軌道では低傾斜軌道に比べて地磁気遮蔽の効果が小さくなる。このことは、低傾斜軌道では高エネルギーの粒子しか到達できないことを意味する。高傾斜軌道になると、さらに低エネルギーの粒子が観測される。地磁気緯度 k に対して、垂直方向のカットオフ剛性 R_c は、$R_c = 14.9 \cos^4 \lambda / (r/r_e)^2$ で近似的に計算できる。ここで、r/r_e は、双極子の中心からの距離 r と地球の半径 r_e の比である。垂直方向以外から到達する粒子の剛性は入射角に依存する。緯度に依存した遮蔽により、軌道上の宇宙機の高度に入射する粒子の数は、低い傾斜から高い傾斜になるほど増加する。</p>
<p>(49) LEO では、航空高度と同様に、第二の遮蔽メカニズムを一次 GCR または SPE イオンの輸送に組み込まなければならない。LEO における地磁気は捕捉放射線による追加的被ばくの原因となる一方で、少なくとも地磁気赤道付近 (地理的な赤道とは異なる) では、かなりの被ばく量を低減させる原因となる。これは、図 2.12 に示すように、地球磁場による荷電粒子のローレンツ力が起こす偏向に起因する。</p>
<p>(50) 図 2.13 は、元期 (2000.0) の地球磁場モデルにおける垂直カットオフ剛性の全体図である (Smart and Shea, 2008)。元期は時間において参考点となる瞬間である。元期 2000.0 は、2000 年 1 月 1.5 日 (1 月 1 日の 12 時間) を意味する。均一な双極子場の場合、等剛性線は (地磁気の) 赤道に平行になる。インド洋 (東経 90 度、北緯 10 度) ではカットオフ剛性が 17 GV を上回るピークを持ち顕著な非対称性を示していることで磁気中心が地理的中心からこの方向に約 450 km ずれていることを反映している。反対側の南大西洋では、このずれによって陽子帯内部の下縁が沈下し、SAA が形成される。ほとんどの LEO における放射線被ばくの大部分がこの地域に集中しているのはこのためである。</p>
<p>(51) ある軌道において、この効果による遮蔽は、GCR の割合やこの軌道に到達する、ある粒子エネルギー (または $\text{GeV} \cdot \text{c}^{-1}$ の単位で表す運動量) の太陽粒子フルエンス率を特定する地磁気透過率、あるいはある剛性を持つ粒子がその軌道に到達する確率を特定するカットオフ剛性確率で表される。図 2.14 (a) は、高度 223 km の円軌道における地球磁場の遮蔽が軌道傾斜に依存していることを示している。SAA をかなりの割合で回避する軌道傾斜角 28.5° では、約 $4.2 \text{ GeV} \cdot \text{c}^{-1}$ に満たない運動量の GCR は一般に飛行経路に到達しない。</p>
<p>(52) 軌道傾斜角 45° では、この運動量のしきい値は約 $1.1 \text{ GeV} \cdot \text{c}^{-1}$ に低下し、極軌道では、最低エネルギーを有する粒子の少なくとも 20% がこの高度に到達する。一方、約 $15 \text{ GeV} \cdot \text{c}^{-1}$ を上回る運動量を有するイオンでは遮蔽効果が消失し、いかなる傾斜角でも、すべての荷電イオンがこの軌道に到達する。図 2.14 (b) は、地球磁場による遮蔽が粒子スペクトル (例えば、Fe) に与える効果を示しており、異なる傾斜の間で大きく変化する。しかし、図 2.14 の関数には、地球自体の影の影響は含まれていない。</p>
<p>(53) 傾斜角 28.5° のハッブル宇宙望遠鏡では、地球の影の影響により最も高エネルギーの GCR でもフルエンス率が約 30% 減少する。一方、地球観測衛星 (例えば、TERRA) は、極軌道付近を使用しなければならないためあらゆるエネルギーの荷電粒子が到達できる。高度が高いほど地球の影による遮蔽もわずかに低下する。ISS の傾斜角は 51.6° と高いため、この有人宇宙機は 100 MeV/u 以上の SPE イオンに到達できる。このことは、しばしば太陽現象を伴う地磁気擾乱の場合、地磁気による遮蔽がさらに減少するため、特に重要である。図 2.15 は、0~9 の間で変化する全球地磁気活動の K_p 指数 (http://isgi.cetp.ipsl.fr/des_kp_ind.html) で特徴づけられる嵐のため、ISS の地磁気遮蔽が喪失していることを示している。このような嵐の状態では、より多くの割合の SPE イオンが ISS の軌道上に到達する。</p>
<p>3. 放射線防護に使用する量</p>

<p>(54) 電離放射線への人の被ばくの説明および定量化には、具体的な量および単位の定義が必要である。長年にわたり、これは ICRU および ICRP によって実施されており、実際の定義はそれらの刊行物で見つけることができる (ICRU, 1993b, 2011; ICRP, 2007)。電離放射線への人の被ばくは、人体への放射線の入射 (外部被ばく)、または身体に取り込まれた放射性核種 (内部被ばく) によって生じる。宇宙での宇宙飛行士の被ばくに関しては、内部被ばくはほとんど関係ないため、本章では外部放射線被ばくに関する線量の概念に焦点を当てる。</p>
<p>(55) これまで、放射線防護のための具体的な量の定義は、地球上の職業および公衆被ばく状況を主に考慮し、内部被ばくにおける光子、電子、中性子、α粒子によるヒトの被ばくに集中していた。さらに、防護量は、低線量および低線量率の状況で適用するために定義されている。ヒトに対する確率的損害の発生確率を容認できるレベルに制限し、確定的影響 (組織反応) を回避するために、これらの量に関して限度が与えられている。</p>
<p>(56) 宇宙での被ばく状況は、主に放射線場の大きな違い (2章参照) と、宇宙での環境線量率が地球上よりも高いことにより、確率的影響の可能性が高まり、確定的影響を排除できないため、地球上とは異なる。GCR や二次放射線に含まれる重イオンによる人体の線量への高い寄与を特に考慮する必要がある。</p>
<p>(57) 以下の節では、宇宙状況で使用するための適切な放射線防護量の定義に対する結果について考察する。宇宙ミッションに関わる機関は、宇宙におけるヒトの被ばくを評価するための詳細な手順を既に定義している (NCRP, 2000, 2002)。原則として、それらは個人線量の決定だけでなく、そのような線量に基づく個人の放射線リスクの評価にも関心があり、このことは線量の定義に何らかの影響を及ぼしている。宇宙飛行士は、個人または小さな集団の一員として扱うことができる。性別や年齢に関する情報を適用でき、宇宙飛行士の臓器の大きさや形状に関するより良い情報が得られるかもしれない。特定の個人のリスクを決定する必要がある場合には、評価された臓器線量に個人感受性係数を適用できる可能性がある (Atwell, 1994; Bahadori et al., 2011, 2012)。</p>
<p>3.1 放射線防護における線量</p>
<p>(58) 放射線防護において、ICRP と ICRU (ICRP, 1991, 2007; ICRU, 1993b) により定義され、地球上の状況および通常の航行高度での飛行に通常使用される線量体系の中には、防護量と実用量が含まれている。防護量 (例えば、臓器または組織における等価線量、実効線量) は、人体の臓器および組織に対する平均吸収線量に基づいており、電離放射線被ばくリスクに関連づけることができる。ICRP の防護量体系 (ICRP, 2007) を図 3.1 に示す。</p>
<p>(59) 実用量 (例えば、周辺線量当量または個人線量当量) は、一般的に測定不可能な人体の臓器または組織における実効線量または平均線量の評価を可能にする測定に使用するために定義される。</p>
<p>(60) 放射線生物学、臨床放射線学、および放射線防護において、吸収線量 D は基本となる物理的線量である。吸収線量は、すべてのタイプの電離放射線にも、またいかなる照射ジオメトリーに対しても用いられる。</p>
<p>(61) 吸収線量 D は、$d\bar{\epsilon}$ を dm で割った商として定義され、ここで、$d\bar{\epsilon}$ は物質の質量 dm 中に電離放射線によって与えられた平均エネルギーである。</p>
$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (3.1)$
<p>吸収線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。吸収線量は、質量 dm の特定の体積の内側と外側の放射線場を考慮しており、したがってその質量内で生成された、またはその体積に入ったすべての荷電粒子を考慮する。その値は、付与エネルギーの確率論的量である ϵ の平均値から導かれ、組織中での相互作用事象の不規則な変動を反映しない。通常、吸収線量は測定可能な量であり、測定によるその決定を可能にするための一次標準が存在する。</p>
<p>3.1.1 防護量</p>
<p>(62) 一般に、放射線防護は、組織反応が防止され、かつ確率的影響のリスクが容認できるレベルに制限されるように、電離放射線への被ばくを制御することに関する。基本となる防護量は、人体の臓器および組織に与えられる平均吸収線量に基づく。これらの量は、全身および局所の外部照射と放射性核種の摂取による、人体の電離放射線被ばくの程度の定量化を可能にすることを目的としている (ICRP, 1991, 2007)。そうすることにより、これらの推定された線量は、(例えば、職業被ばくする人々に) 勧告された線量限度と比較でき、あるいは、より高線量では、臓器および組織中の平均吸収線量を用いてがんや他の損害のリスクの評価ができるかもしれない。</p>
<p>臓器又は組織中の平均吸収線量</p>
<p>(63) 放射線防護において、主な関心は人体のある点での吸収線量ではなく、組織または臓器の体積中の平均吸収線量に向けられている。タイプ R の放射線による、臓器または組織 T の平均吸収線量 $D_{T,R}$ は、確率的影響が支配的である低線量および線量率での被ばくの記述で使用される、防護量の等価線量および実効線量を定義す</p>

るための基本量である。さまざまなタイプやエネルギーの放射線が存在する放射線場では、臓器・組織 T における平均吸収線量 D_T は、次の式で与えられる。

$$D_T = \sum_R D_{T,R} \quad (3.2)$$

(64) 平均吸収線量は、臓器または組織全体の局所的な吸収線量を必ずしも表すわけではない（例えば、低透過性放射線）。しかし、強透過性放射線に対しては、ほとんどの臓器内における吸収線量の分布は十分に均一であり、したがって、この平均吸収線量は通常、臓器または組織のあらゆる場所における線量の適当な尺度である。

臓器又は組織の等価線量

(65) 臓器または組織における防護量である等価線量 H_T は次式で定義される。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3.3)$$

ここで、 w_R は、さまざまな放射線の放射線生物効果の違いを考慮した放射線加重係数であり（3.2.2 節参照）、 $D_{T,R}$ は特定の臓器または組織 T の体積中のタイプ R の放射線の平均吸収線量である。R は、中性子の場合、人体に入射する放射線、または体内に存在する放射性核種が放出する放射線のタイプとエネルギーによって決まる。関与するすべてのタイプの放射線について合計される。等価線量の SI 単位は $J \cdot kg^{-1}$ 、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。男性と女性の標準ボクセルファントムによって表される男性と女性の等価線量^註および^註が規定される。

実効線量

(66) 実効線量 E は *Publication 60* (ICRP, 1991) で導入され、*Publication 103* (ICRP, 2007) で再定義された。

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (3.4)$$

ここで、 w_T は、低線量および低線量率での身体への均一照射の結果生じた健康損害全体に対する組織または臓器 T の相対的寄与を表現するための、組織または臓器 T の組織加重係数で、 $\sum w_T = 1$ である。この合計は E の定義において個々に考慮される表 3.1 に具体的な w_T 値を示した人体の 14 の臓器・組織と、それ以外の組織の平均値を示す残りの組織（14 の組織だが、男女ともに 13 の組織のみ）に対して行われる（表 3.1 参照）。

(67) 実効線量の SI 単位は $J \cdot kg^{-1}$ で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。同じ単位が実用量にも使用されている。用いられているさまざまな量を明確に述べることを確実にするよう、注意しなければならない。

(68) 実効線量の計算において、等価線量 H_T は、男性と女性の臓器または組織にわたって平均された値とみなされる。

$$H_T = 0.5(H_T^M + H_T^F) \quad (3.5)$$

(69) 組織加重係数の概念は 1977 年に導入され (ICRP, 1977)、1991 年に拡大され (ICRP, 1991)、2007 年にさらに修正された (ICRP, 2007)。特定の組織や臓器に対する w_T の値は、放射線被ばく後の確率的影響による損害と判断に基づいている。これらは、両性およびすべての年齢にわたって平均化された、ヒトに対する平均値を示す。

(70) 実効線量の使用によって、非常に異なる状況での被ばく（例えば、異なるタイプの放射線による内部被ばくと外部被ばく、身体の不均一な被ばく）を単一の線量の値に結びつけることができ、被ばく限度の指定が大幅に簡素化される。しかし、実効線量は、ある特定の個人の特性を考慮した量として設計されておらず、したがって、個人の放射線リスクの評価に適用すべきではない。

3.1.2 外部被ばくの実用量

(71) 人体における臓器または組織の平均線量によって定義される防護量は、実際には測定不可能であり、したがって、放射線モニタリングの線量としては使用できない。外部被ばく状況における放射線測定（エリアまたは個人のモニタリング）に対しては、特定の実用量が ICRU (1985, 1988, 1993b, 2001) によって定義されている。低線量でのモニタリングでは、それらの値が職業被ばくのために勧告されている線量限度を下回っていれば、これらの値は実効線量または皮膚もしくは水晶体への線量の十分に正確な評価であるとみなす。

(72) 実用量の定義は、線量当量という量、 H に基づき、次の式で表される。

$$H = QD \quad (3.6)$$

ここで、 D は組織内の着目点における吸収線量であり、 Q はその点における荷電粒子に対応する平均線質係数で

ある。
(73) 表 3.2 は、異なる実用量が、外部被ばくモニタリングのさまざまな作業に対してどのように適用されるかを示している (ICRP, 2007)。
(74) 放射線場内のある場所におけるエリアモニタリングのための実用量は、単純なファントムである ICRU 球中の 1 点における線量当量によって定義される。ICRU 球は、組織等価物質 [直径 30 cm, 密度 $1\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$, 質量組成は酸素 76.2%, 炭素 11.1%, 水素 10.1%, 窒素 2.6%の ICRU (軟) 組織] の球体である。これらの実用量は、着目点の放射線場のさまざまな構成要素に対して相加的であるという条件を満たす、点についての量として定義される。「拡張場」および「拡張整列場」という用語がその定義に導入され (「用語解説」参照)、量の値は、球内のある深さの点における線量によって示される。ICRU 球は仮想的であり、エリアモニタリングのための実用量を決定するための数学的な構成物である。
周辺線量当量 $H^*(10)$
(75) エリアモニタリングについて、実効線量を評価するための実用量は、ICRU (2001) によって以下のように定義された周辺線量当量 $H^*(10)$ である。 「ある放射線場の中にある 1 点における周辺線量当量 $H^*(10)$ は、対応する拡張整列場により、ICRU 球内の整列場ののに対抗する半径ベクトル上 10 mm の深さにおいて生じる線量当量である」
(76) 地球上の実際の状況のほとんどでは、周辺線量当量は、1 人の人間がその位置で受けるであろう実効線量の保守的な推定値を提供する。しかし、これは、宇宙放射線場のような高エネルギー放射線場にいる人々には当てはまらないかもしれない (Pellicioni, 1998)。
方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$
(77) エリアモニタリングの対しては、皮膚、四肢 (手、腕、足)、および眼の水晶体への線量を評価するための実用量は、以下によって定義される方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ である。 ある放射線場の中のある 1 点における方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ は、ICRU 球中のある指定された方向 Ω の半径上の深さ d において、対応する拡張場によって生じる線量当量である。
(78) 皮膚と四肢の線量の評価に対しては、 $d=0.07\text{ mm}$ が用いられ、したがって、 $H'(d, \Omega)$ は $H'(0.07, \Omega)$ と書かれる。眼の水晶体の線量をモニタリングする場合、 $d=3\text{ mm}$ とする量 $H'(3, \Omega)$ が ICRU によって勧告された。
個人線量当量 $H_p(d)$
(79) 外部被ばくの個人モニタリングは、通常、身体に着用した個人線量計を用いて行われ、この適用に対して定義された実用量はそのような状況を考慮している。個人モニタリングに対して、実用量は個人線量当量 $H_p(d)$ である。 個人線量当量 $H_p(d)$ は、人体上のある指定された点の下の適切な深さ d における ICRU (軟) 組織中の線量当量である (5.3 節参照)。
(80) この指定された点は、通常、個人線量計が着用された位置で与えられる。実効線量の評価には深さ $d=10\text{ mm}$ 、また皮膚および手足の等価線量の評価には深さ $d=0.07\text{ mm}$ が勧告されている。眼の水晶体への線量をモニタリングする特別なケースには、深さ $d=3\text{ mm}$ が適切であろうと提案されていた。
3.2 線質の説明
(81) 人体におけるがんまたは他の組織反応の誘発および遺伝性影響の誘発に関する電離放射線の生物学的効果は、放射線のタイプやエネルギー、被ばくする組織タイプ、組織に適用される線量と線量率、および考慮される損害に依存する。誘発された影響は、被ばくから影響の発生までの潜伏時間も異なる。
(82) 放射線防護では、低線量・低線量率での生物学的効果が主な関心分野である。低線量・低線量率については、確率的影響 (がん誘発や遺伝的影響) が重要であり、放射線防護における標準的なアプローチは、低線量・低線量率における線量反応関係の形状は確率的影響の確率は適用線量に比例するというモデル (直線しきい値なしの (LNT) モデル) に基づいているということである (ICRP, 2005)。
(83) しかし、より高い線量では、非確率的影響 (確定的影響、組織反応) が起こりうる場合、直線しきい値なしのモデルは容認できる近似ではない。組織反応は必ず線量しきい値以上で発生する。しきい線量は組織反応のタイプに依存し、適用される吸収線量 0.5 から 2 Gy を一般的に上回る。
(84) 原則として、さまざまなタイプの電離放射線への被ばくによるリスク推定値については、誘発された影響に対する放射線の生物学的効果の絶対値を知る必要がある。しかし、生物学的効果の違いに対処する最も一般的な手順は、対象放射線 (通常は光子) に対するリスク係数の使用、および生物効果比 (RBE) 係数の適用による他のタイプの放射線との違いを考慮することである。この係数は Failla と Henshaw (1931) によって導入され、Publication 92 (ICRP, 2003) で詳述されている。RBE は、検討した生物学的エンドポイント、および適用

<p>した線量と線量率に常に依存するが、放射線防護における量を定義するために、低線量・低線量率でのデータに基づいて、一組の放射線加重係数および線質係数が選定されている (ICRP, 2007)。これについては、以下の節で論じる。</p>
<p>3.2.1 生物効果比</p>
<p>(85) RBE は放射線生物学において、異なる電離放射線の生物効果の違いを明らかにするために使われている。RBE 値は、同一の照射条件下で、同じ指定された生物影響を生じる 2 種類の放射線の吸収線量の比 (対象放射線の線量値を、同じレベルの影響を引き起こす当該放射線の対応する線量値で除した商) として与えられる。RBE 値は、調べられている生物影響、被ばくした組織または細胞のタイプ、線量と線量率、および線量分割スキームを含む被ばくの条件に依存する。したがって、実験的研究ではある放射線のタイプに対して広範な RBE 値を示すことが多い (ICRP, 2003)。放射線加重係数 (3.2.2 節参照) を選択する際の基礎として、確率的影響 (がん誘発や遺伝性影響) に関する RBE 値が主眼となる。通常、RBE 値は線量・線量率の低下とともに上昇するため、低線量・低線量率で最大値 (RBE_M) に達すると考えられる。RBE_M は、放射線防護の適用に最も関連する。Publication 92 (ICRP, 2003) では、低線量・低線量率での RBE_M を決定するための異なる方法が考察されている。考察では、さまざまなタイプの高 LET 放射線 (例えば、陽子、中性子、α 粒子) が含まれている。しかし、重イオンについては、その時点では非常に限られたデータしか得られなかった。</p>
<p>(86) 通常、低 LET 放射線、主に高エネルギーの X 線もしくは ⁶⁰Co や ¹³⁷Cs の γ 線が対象放射線とみなされる。しかし、異なるエネルギーの光子の生物学的効果はかなりの違いがある (Schmidt et al., 2002)。それにもかかわらず、特定の光子源を一般的な対象放射線として定義する国際的な勧告はない。このことから、光子を用いた幅広い実験データが、放射線加重係数および線質係数の定義の基礎として使用されている (ICRP, 2003)。</p>
<p>(87) RBE_M 値は放射線加重係数や関数 $Q(L)$ の定義の基礎となるが、一方で、RBE 値はさまざまなタイプやエネルギーの放射線による人の被ばくからの放射線リスクの評価に使用される。対象となる放射線および組織のリスク係数は、対象放射線 (例えば、光子) のリスク係数に対応する RBE 値を乗じることで得られる。しかし、RBE 値は高い線量での単一細胞あるいは小動物での生物学的影響を調べることによって決定されることが多いが、放射線リスクは人における確率的影響 (がん誘発や遺伝性影響など) について評価されるため、リスク評価には不確かさがある。</p>
<p>(88) 電離放射線の生物学的効果は、荷電粒子の飛跡に沿ったエネルギー沈着の特性、特にその飛跡に沿った電離密度と相関性のあることが知られている。放射線防護における適用に対しては、組織内の荷電粒子飛跡の複雑な構造は、単一のパラメータである水中の制限のない線エネルギー付与 L_{∞} (しばしば、LET あるいは L と呼ばれる) によって特徴付けられる。制限のない LET, L_{∞} とは、付与エネルギーが範囲に関係なく放出されたすべてのデルタ電子のエネルギーを含むことを意味し、一方、制限のある LET, L_{Δ} は Δ より低いエネルギーのデルタ線のみを考慮することを意味する。一般的に LET は生物学的効果と単純に結び付かないが、その理由は、例えば異なる Z のイオンは同じ LET 値で異なる効果を示すからである (Cucinotta et al., 2000a)。</p>
<p>(89) RBE の LET 依存性の研究は、さまざまさまざまなタイプやエネルギーの荷電粒子を薄い細胞試料に照射して単一細胞における放射線影響を調べることに集中している。しかし、動物実験では、組織中の荷電粒子の飛程が長いこと、影響 (例えば、がん誘発) の LET 依存性を研究することはより難しい。</p>
<p>(90) 中性子および α 粒子については、動物からのデータを含む、多くのさまざまな生物学的エンドポイントに対する幅広い実験データが存在する (NCRP, 1990; ICRP, 2003)。しかし、高エネルギー荷電粒子の状況はより問題がある。高エネルギー粒子や重イオンへの被ばくによる人のがん誘発に関する疫学データはなく、動物でのがん誘発実験データも少ない (ICRP, 2003)。高エネルギー陽子や重イオンに関する RBE データのほとんどは、重イオン放射線治療への応用で特に注目されている高線量 (>1 Gy) ・高線量率での細胞実験から得ており (Taucher-Scholz and Kraft, 1999; Durante et al., 2002; George et al., 2003)、マウスの腫瘍に関する研究はごくわずかである (Fry et al., 1985; Alpen et al., 1993; Weil et al., 2009)。</p>
<p>(91) さまざまな生物学的エンドポイントについて、RBE 対 LET の実験データが得られている。RBE-LET 関係の一般的な形状は、常に類似している。低 LET 値では、約 100~150 keV·μm⁻¹までは LET の増加に伴い RBE の増加が見られ、高 LET 値では LET の増加に伴い RBE が低下する。図 3.2 から図 3.4 は、さまざまな生物学的エンドポイントについて得られた RBE-LET 関係の典型的な例を示している。</p>
<p>(92) 一般的には、特に LET 値の高い重イオンの場合、生物学的効果は LET に単純に関連しない。これは、粒子の飛跡幅が粒子の速度に依存するためである。異なる Z の粒子は LET の値が同じでも異なる効果を示す (Cucinotta et al., 2011)。RBE 対 LET のピークの位置は、粒子の電荷数に依存し、一定の LET では発生しない (図 3.5 と図 3.6 参照)。$Z=1$ の陽子から $Z=26$ の Fe まで Z が増加するにつれて、ピーク位置は 100 keV·μm⁻¹未満から 150 keV·μm⁻¹以上に変化する。RBE は粒子の電荷 Z とエネルギー E に依存し、LET のみに依存するわけではない。ピーク位置より低い LET の固定値では、Z が小さい粒子の方が生物学的効果は高い。さらに、LET に対する RBE の上昇の傾きは研究対象のエンドポイント/システムにより変動し、高 LET 値での</p>

<p>RBE の上昇の傾きは LET^{1/2}ではなく LET⁻¹に比例すると予測される。</p>
<p>(93) 同じ LET 値では、デルタ線の分布は考慮するイオンによって大きく変化する (図 3.7 参照)。線質を LET で表現するアプローチでは、最初の物理化学的段階は全く異なるが、図 3.7 に示したさまざまなイオンの飛跡が同じがリスクを生じさせると仮定する。したがって、組織を通過する荷電粒子の飛跡構造、特に飛跡に沿ったデルタ線の空間分布に、より相関性の高い関数 (Cucinotta et al., 2011) に RBE を関連付けることがかなり支持されている。Katz (1970) や Katz ら (1972) による議論、そして Goodhead ら (1980) による観察は、重イオンについては特に、生物学的影響は、阻止能 (LET) だけでなく、デルタ線の影響を含む粒子の飛跡構造に強く影響されるという仮説を支持している。</p>
<p>(94) 重イオンについては特に、小さい体積中のエネルギー沈着を LET よりも適切に記述できるパラメータとして Z^2/β が提案されている (Katz, 1970; Katz et al., 1972)。ここで、Z は原子核の有効電荷数であり、β は光速に対する原子核の速度である。これは、組織内の生物学的反応に対する反応断面積にはデルタ線の影響を含めるべきであるという考えに基づいている。Z^* の値は Barkas (1963) による次の式で求められる。</p> $Z^* = Z(1 - \exp(-125\beta Z^{2/3})) \quad (3.7)$ <p>ここで、Z は考慮する原子核の電荷数である。一例として、図 3.8 にヌクレオソームの大きさ程度の体積中に沈着した 300 eV を上回るエネルギーの波長を比較する計算を示す。明らかに、パラメータ Z^2/β は LET よりも小さな体積におけるエネルギー沈着をより良く記述している。</p>
<p>(95) その結果、RBE 関数は E と Z の 2 つのパラメータ、あるいは Z^2/β に依存すると導き出され、記述されてきた (Cucinotta et al., 2011)。図 3.9 は、図 3.5 に示したのと同じ RBE データを Z^2/β でプロットしており、このプロットは LET パラメータの使用よりも線質係数の関数を定義するのに適していると考えられる。</p>
<p>3.2.2 放射線加重係数</p>
<p>(96) 放射線加重係数 (w_R) は、<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) において臓器または組織における防護量である等価線量の定義に使用されており、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) において数値が修正された。w_R の値は、人体に入射した、もしくは体内に存在する放射性核種によって放出されたさまざまなタイプの放射線に対して与えられる。w_R のデータを表 3.3 に示す。放射線加重係数は、一次放射線のエネルギー低下と、異なる線質の二次放射線の生成とは無関係に、同じ値がすべての組織・臓器に適用される。したがって、放射線加重係数は、身体の異なる組織・臓器にわたって平均された線質を表す平均的な係数とみなされるかもしれない。w_R 値の適用は、低線量・低線量率に限定され、組織反応が起こりうる高い線量には適用すべきではない。</p>
<p>(97) 中性子を除く各タイプの粒子に単一の加重係数が与えられている。この単純化は、線質がその粒子のエネルギーにも依存することが周知であるにもかかわらず、放射線防護における一般的な適用に十分な精度を提供すると考えられる。特に、高エネルギーの重イオンの場合に当てはまる。しかし、重イオンは地球上のほとんどの放射線場における放射線防護にとって重要性は低くなる。</p>
<p>(98) 中性子については、放射線加重係数の計算のため次の関数が勧告されている (ICRP, 2007)。</p> $W_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-\ln(E_n)^2/6}, & E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-\ln(2E_n)^2/6}, & 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25e^{-\ln(0.04E_n)^2/6}, & E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases} \quad (3.8)$ <p>ここで、中性子エネルギー E_n は MeV で与えられる (図 3.10 も参照)。</p>
<p>(99) 高エネルギー重イオンが人体の総線量に大きく寄与する宇宙においては、放射線加重に対してより現実的なアプローチが選択されるべきである (ICRP, 2007)。例えば、人体の平均線質係数の計算に基づくかもしれない (3.2.3 節参照)。高エネルギー放射線場に適用される w_R の概念についての難しさについては他に、Pellicioni (1998) によって議論されている。</p>
<p>3.2.3 線質係数</p>
<p>(100) 線質は荷電粒子の飛跡に沿ったエネルギー沈着の特性、特にその飛跡に沿った電離密度と強い相関性がある。放射線防護への適用では、線質係数関数である $Q(L)$ を導入することで、放射線のさまざまな生物学的効果を考慮する。$Q(L)$ は、荷電粒子の生物学的効果の特徴づけるもので、組織内の着目点における L と、その点における参考放射線の効果とを比較したものである。Q は、ICRP および ICRU のさまざまな刊行物 (ICRP/ICRU, 1963; ICRU, 1970, 1986, 2011; ICRP, 1977, 1991) に示されるように、水中 (組織中ではない) での L の関数で定義される。RBE 値は、放射線防護における特定の線量の定義に用いられる線質係数関数の選択における基礎を提供する (4.2 節参照)。この適用では、すべての光子と電子 ($L < 10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ のすべての低 LET 放射線) は $Q = 1$ で加重される。この近似値は通常の放射線防護への適用には充分であり、測定と計算を簡素化することができる。</p>
<p>(101) 水中の荷電粒子の L に対する実際の関数としての線質係数 $Q(L)$ は、<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) に示</p>

されている。

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \\ 0.32L - 2.210 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \leq & L \leq 100 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \end{cases} \quad (3.9)$$

(102) 線質係数の関数 $Q(L)$ は、細胞系および分子系ならびに動物実験の結果についての放射線生物学的な研究の成果 (ICRP, 2003) であり、1990 年以降変わっていない。しかし、この関数は、光子の RBE がエネルギーの減少と共に増加することがよく知られているにもかかわらず、例えば、 $L < 10 \text{ keV} \cdot \text{lm}^{-1}$ には $Q(L) = 1$ とするといった放射線防護の実務を単純化するための判断含まれている (ICRP, 2003)。

(103) 組織中のある点における線質係数 Q は、次の式で表される。

$$Q = \frac{1}{D} \int_{L=0}^{L=\infty} Q(L) D_L dL \quad (3.10)$$

ここで、 D は組織内の吸収線量であり、 $D_L = dD/dL$ は、組織内の着目点における (水中の荷電粒子の) L の D の分布である。

(104) 人体の中性子被ばくに対しては、入射中性子の減速と中性子反応による二次放射線により、放射線場が体内で変化する。したがって、ある中性子被ばく状況に対して、線質係数の値は体内の位置に依存し、人体の臓器および組織における平均線質係数は異なるかもしれない。それぞれの臓器・組織 T について、組織における平均線質係数 Q_T は、以下の式を用いて計算することができる。

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \int_L Q(L) D_L dL dm \quad (3.11)$$

ここで、 m_T は、臓器または組織の質量である。臓器の平均吸収線量 D_T と組織加重係数 w_T を考慮してヒト全体で平均された人体平均線質係数 Q_E は、以下の式で表される。

$$Q_E = \frac{\sum_T w_T Q_T D_T}{\sum_T w_T D_T} \quad (3.12)$$

(105) 図 3.11 は、単一エネルギー中性子 (前後 (AP) 照射) 放射線加重係数と人体平均線質係数 $Q_{E,AP}$ の両方を中性子エネルギーに対して示している。 $Q_{E,AP}$ は成人男性と女性の標準ファントムを用いて計算した平均値のデータである。 Q_E の値は中性子照射の他の方向 (例えば、等方) についても同様である。明らかなように、 w_R と Q_E の間の差がより大きいのは、0.1 から 10 MeV の中性子エネルギーにおいてのみである。10 MeV を上回る中性子エネルギーでは、その差は無視できる。しかし、1 つの臓器における Q_T と w_R の差は、さらに大きくなる可能性がある。

(106) 照射陽子に対する同様の計算が、Sato ら (2009) によって行われており、それらのデータを図 3.12 に示す。

(107) 約 10 MeV 未満の入射陽子のエネルギーについては、放射線加重係数と平均線質係数との間に大きな差があるが、陽子エネルギーが大きくなるにつれてその差は小さくなり、1 GeV を上回る陽子エネルギーでは 20% 未満である。しかし、約 10 MeV 未満の陽子は低透過性放射線であり、主に被ばく者の皮膚で止まり、したがって、多くの高エネルギー陽子を有する宇宙放射線場においては実効線量にほとんど寄与しない。皮膚の被ばくに特別な注意が必要な場合、約 10 MeV 未満の陽子を考慮する必要がある。このような場合、実効線量ではなく皮膚への吸収線量が重要な関心事項となる。

(108) 20 MeV を上回る陽子エネルギーでは、平均線質係数は常に 1 と 2 の間にある。これらのエネルギーでは、陽子は低 LET 粒子であるとみなすことができる。150 MeV を上回るエネルギーでの Q が増加するのは、組織内で陽子が反応して二次荷電粒子が発生するためである。

(109) w_R と平均線質係数との間の差は、高エネルギー中性子および陽子においては比較的小さいが、重イオンでは状況が大きく異なる。

(110) 人体平均線質係数はイオンのタイプやエネルギーによって大きく変化するが (Sato et al., 2010), w_R はすべての重イオンおよびすべてのエネルギーに対して 20 に固定されている。例えば、図 3.13 は、人体に等方 (ISO) 入射する ${}^4\text{He}$, ${}^{12}\text{C}$, ${}^{24}\text{Mg}$, および ${}^{56}\text{Fe}$ イオンに対する Q_E の人体平均値を示している。その値はイオンのタイプやエネルギーによって約 2 から 24 の間で変化する。また、人体内の臓器または組織の位置によっても Q_T に強い変動がある。この状況は、すべての重イオンとすべての粒子エネルギーに対して単一の放射線加重係数を選択しないという判断を強調するものである。宇宙における宇宙飛行士の放射線防護に使用のため勧告される量の概念は、この事実を考慮に入れている (4.3.1 節参照)。

(111) 高エネルギーイオンに対する RBE の依存性と同様に、関数としての線質係数を定義する別の方法として、LET のみに関連させるのではなく荷電粒子の飛跡構造から導き出すことができる。Cucinotta ら (2011)

は、粒子の2つのパラメータである Z と E に対する線質係数の関数依存性を提案しており、 Z^2/β および LET によって表すことができるとしている。白血病と固形がんの誘発に対する RBE 値は全く異なるため、白血病と固形がんの2つに対して異なる関数 $Q(Z, E)$ を提案した (図 3.14 参照)。

(112) 飛跡構造モデルで議論された一般的な考え方は、リスクに関連する断面積関数を定義するために使用され、次のように表わされる。

$$\Sigma(Z, E) = \Sigma_0 P(Z, E) + (\alpha_\gamma L / 6.24)(1 - P(Z, E)) \quad (3.13)$$

ここで、

$$P(Z, E) = (1 - \exp(-Z^2 / \kappa \beta^2))^m \quad (3.14)$$

ここで、 Σ_0 , m , κ は、放射線生物学的実験データの適合に基づくパラメータであり、低 LET の傾き α_γ は γ 線の疫学的データからの推定である。パラメータ β は、光速に対する粒子速度である。 Z は低粒子エネルギーでの Z の速度依存補正を含む有効荷電数で、式 (3.7) (Barkas, 1963) で定義される。以上の式を用いて、線質係数の関数 $Q(Z, E)$ は次の式で定義される。

$$Q(Z, E) = (1 - P(Z, E)) + 6.24(\Sigma_0 / (\alpha_\gamma L)) P(Z, E) \quad (3.15)$$

(113) L は Z と E に加えて独立変数ではなく、ある Z と E に対して L の値が固定されることに留意すべきである。また、 $Q(Z, L)$ もしくは $Q(E, Z^2/\beta)$ と記述してもよい。粒子エネルギーが高い場合、この関数は式 (3.10) の関数 $Q(L)$ における $1/L^{1/2}$ とは異なる Q の $1/L$ 依存性を定義している。パラメータの解釈は極めて一般的であり、特定の飛跡構造モデルそのものに結びついておらず、むしろ粒子の放射線生物学的データを有効にパラメータ化している。パラメータは次のように記述することができる。 Σ_0 は断面積の最大値で、最も生物学的効果のある粒子タイプの RBE_{\max} に関連する。 m は、電離密度の増加に対する断面積の傾きで、 $RBE > 1$ とするため $m > 1$ とする。そして、 κ は、 Z^2/β の増加に伴う断面積の飽和値を決定し、その値より RBE は低下し始める。

(114) 約 150 MeV の高エネルギー陽子は γ 線に類似した LET を有し、その運動エネルギーは、核反応が重要となる値を下回る。多くの実験により、このような陽子の生物学的効果は γ 線に非常に類似していることを示している。このエネルギーの陽子では、 $P(Z, E) < 1$ かつ $Q \sim 1$ である。

(115) 固形がんのリスクについては、放射線生物学的なデータは少ない。しかし、げっ歯類の固形腫瘍、およびヒト細胞の染色体異常と突然変異に関して、HZE 原子核の最大 RBE は 20 から 50 の範囲にある。白血病に関しては値がより低くなる。これは、荷電粒子の低線量における線形線量反応を仮定したもので、非標的効果や線形性からの逸脱をもたらす可能性のある他のメカニズムを無視したものである。したがって、例えば、 $P(Z, E) \sim 1$ となる $100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ での Si に対して RBE のピーク値を約 40 と仮定すると、 Σ_0 / α_γ は $40 \times 100 / 6.24$ と推定できる。図 3.14 に、LET ならびに L および Z の両方に基づく線質係数の対比を示す。これらのパラメータの値の不確かさの影響は、 RBE_{\max} や異なる粒子に対する LET による RBE_{\max} のピーク位置の情報の不確かさを表すが、モンテカルロ法を用いて調べることができる (Cucinotta et al., 2011)。

3.3 宇宙での適用に対するアプローチ

(116) 宇宙機内の状況は、陽子から ^{56}Fe およびそれ以上の Z 値を持つ重イオンまでのさまざまな高エネルギー荷電粒子からなる一次放射線場と、光子、電子、中性子、および一次粒子と宇宙機との相互作用によるその他の反応生成物からなる放射線成分によって特徴付けられる (2 章参照)。これにより、粒子エネルギーが数 $\text{GeV} \cdot \text{u}^{-1}$ に達するまでの幅広いエネルギー分布を持つ、さまざまなタイプの放射線が発生する。

(117) 個人線量は一般的に、地球上での通常の被ばく状況よりも高い。その結果、特定の臓器 (例えば、眼の水晶体または皮膚) における確定的影響を無視することはできない。このことは、具体的な考察を必要とし、4.3.3 節でさらに検討する。

(118) この特殊な状況の結果として、地上での放射線防護に使用される量のいくつかの概念は宇宙での使用のために再考されなければならないこととなる。例えば、ICRU 球の深さ 10 mm での線量当量に基づく透過性放射線のエアモニタリングの実用量は、主に実効線量管理のために光子データと中性子データに基づいて設計されており、組織内の深さ約 10 mm で二次荷電粒子の平衡が達成されるエネルギーを有する放射線への適用には限界がある。これは非常に高エネルギーの粒子には当てはまらない。このような状況では、被ばく状況をコンピュータでモデル化およびシミュレーションすることが、測定に加えて非常に重要となる。

3.3.1 防護量

(119) 放射線リスクの推定は一般的に、人体の組織および臓器の吸収線量に基づいており、人体のさまざまな臓器および組織における平均吸収線量 D_T の概念 (3.1.1 節参照) は宇宙飛行士に適用可能であると想定されている。しかし、この概念は重イオンのフルエンス率が非常に低いという事実によって制限されることがある。臓器を通過し、それぞれの単一粒子の軌跡に沿って高いエネルギー付与を行う粒子がほとんどなければ、臓器全体の線量を平均化することは単純化であるが、リスク推定値を検討する際の不確かさを高めることになる。もう 1 つ

の問題は、放射線場の荷電粒子の割合が大きいことに起因する。粒子のエネルギーによって人体内に止まる粒子もあるため、深部線量分布が体内のより大きな組織または臓器では平均値を考えるには十分に均一でないかもしれない。それにもかかわらず、人体の臓器または組織における平均吸収線量は放射線防護の実践において非常に有用な概念であり、この問題はしばしば宇宙で想定できる全方向（等方性）からの宇宙飛行士の被ばくにとつてあまり重要ではない。

(120) D_T は測定できない量であるが、通常は臓器または組織の平均線量を外部放射線場の量（粒子ではフルエンス、光子では空気カーマ）に関連付ける、計算された換算係数を適用して決定する。 D_T は、個人ではなく、成人男女の標準人に対して計算されており（ICRP, 2009）、個人線量の評価には制限がある。宇宙に存在する数 $\text{GeV}\cdot\text{u}^{-1}$ のエネルギー範囲の荷電粒子は、組織内での飛程が非常に長いので、人体の被ばくは比較的均一であり、特に等方被ばくの場合、平均臓器線量の変動はあまり大きくない（7.3節参照）。

(121) 明らかに、すべての重イオンに対して $w_R = 20$ を一般的に使用することは、重イオンのタイプとエネルギーによる RBE の変化を反映しておらず、 Q アプローチは RBE の LET、場合によっては Z^2/β への一般的な依存性という仮定とのほうが、より相関性が高い（3.1.3 節参照）。したがって、宇宙機関が適用したアプローチ（NCRP, 2000）に従うべきであり、「臓器・組織 T おける線量当量」という用語、次の式で定義される $H_{T,Q}$ を使用すべきであると提案されている。

$$H_{T,Q} = Q_T D_T \quad (3.16)$$

Q_T はある放射線場における臓器・組織 T の平均線質係数。関数 $Q(L)$ を使用する場合、 Q_T は次の式で計算される。

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \int_{L=0}^{L=\infty} Q(L) D_L dL dm \quad (3.17)$$

m_T は検討する臓器または組織の質量である。

(122) 線質係数が関数 $Q(Z, E)$ で定義される場合、 Q_T の値は次のように計算される。

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \sum_Z \int_E Q(Z, E) D_E(Z, E) dE dm \quad (3.18a)$$

あるいは、

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int_{m_T} \sum_Z \int_L Q(Z, L) D_L(Z, L) dL dm \quad (3.18b)$$

(123) 臓器または組織における等価線量 H_T と同様に、臓器または組織における線量当量の値は、男性と女性における臓器・組織に対して次のように定義される。

$$H_{T,Q}^M = Q_T^M D_T^M \quad \text{and} \quad H_{T,Q}^F = Q_T^F D_T^F \quad (3.19)$$

(124) ほとんどの場合、男性と女性の Q_T の差は小さく、組織の平均線質係数 Q_T を男女両方に用いることができる。

(125) 実効線量 E の定義に基づいて、実効線量当量 H_E は、*Publication 103* (ICRP, 2007) に示されている組織加重係数 w_T を適用することで計算できる。

$$H_E = \sum_T w_T H_{T,Q} \quad (3.20)$$

$H_{T,Q}$ に関しては、男性と女性のファントムの線量の平均値を選択する。この平均値は、*Publication 26* (ICRP, 1977) で定義されているが、組織加重係数が異なっており、*Publication 60* (ICRP, 1991) では実効線量に置き換えられていることに留意すべきである。

(126) しかし、宇宙飛行士の個人または小集団の線量をリスク推定の基礎とすべき場合、実効線量当量の適用は勧告されていない。勧告されている w_T の値は、男女ともに単一の値であり、子供を含むすべての年齢の人に関するデータに基づいている。これらは、男性と女性の宇宙飛行士の現実的なリスク評価には適さない。リスク推定は、男性または女性の臓器・組織の吸収線量または線量当量のデータ、および男性と女性の成人のこれらの組織に対応するリスク係数に基づくべきである [*Publication 103* (ICRP, 2007) の付属書 B の表 A.4.19 参照]。必要であれば、検討対象の人の年齢を考慮に入れるべきである。線質係数さえ白血病、固形がんの誘発、または死亡率のどれを検討しているかによって異なる可能性がある（図 3.14 参照）。

(127) それにもかかわらず、記録のための実効線量当量が必要な場合は、宇宙飛行士の性別に応じて、 H_E を次の式で計算されるべきである。

$$H_E^M = \sum_T w_T H_{T,Q}^M \quad \text{or} \quad H_E^F = \sum_T w_T H_{T,Q}^F \quad (3.21)$$

<p>3.3.2 実用量</p>
<p>(128) 宇宙機内の放射線モニタリングと各宇宙飛行士の個人モニタリングは、宇宙における宇宙飛行士の放射線防護とミッション中の線量評価に必要な措置である。</p>
<p>(129) 地球上では、周辺線量当量 $H_f(10)$によってエリアモニタリングを行うことで、透過性放射線場では、エリアモニタの位置に一定時間滞在した場合に人が受けるであろう被ばくを、実効線量によって表すことができる。地球上のほとんどの高透過性放射線の外部放射線場では、低 LET 放射線（大部分は X 線と γ 線）、電子、および（まれに）中性子のみが放射線防護で重要となる。その結果、放射線防護で使用される大部分のエリアモニタは、光子または中性子のいずれかの線量を測定し、これらの線量成分を加算することで総周辺線量当量が得られる。光子、電子、中性子だけに注目することは、エリアモニタリングおよび実効線量の評価のために特別で測定可能な線量を適切な簡易ファントム（ICRU 球）で定義するという考えに強い影響を与えている。</p>
<p>(130) 宇宙での特殊な状況により、地球上での放射線防護に使用される量のいくつかの概念は再考されなければならないこととなる。例えば、ICRU 球の深さ 10 mm での線量当量に基づく透過性放射線のエリアモニタリングの実用量は、主に実効線量管理のために光子データおよび中性子データに基づいて設計されており、組織内の深さ約 10mm で二次荷電粒子の平衡が達成されるエネルギーを有する放射線への適用には限界がある。これは非常に高エネルギーの粒子には当てはまらない。</p>
<p>(131) 非常に高エネルギーのさまざまなタイプの粒子の大きなスペクトルを持つ宇宙の放射線場に対する $H_f(10)$の定義は妥当ではなく（ICRP, 2010）、また従来のエネルギーの光子および中性子放射線の周辺線量当量と同じ特性を持つ、人体から独立した線量を定義することは困難である。さらに、宇宙ミッション時の体内の線量のモニタリングと評価は、皮膚、眼の水晶体、四肢への実効線量当量かつ線量当量に限定せず、身体の他の臓器や組織も含めるべきである。このように、宇宙のエリアモニタリングに特化した線量は、今日まで定義されていない。使用されるモニタは、主に宇宙機内外の環境放射線を記録するため、また、SPE が非常に強い場合には警報のための機器としての役割を果たす。それらのモニタは粒子フルエンス、LET 分布、または検出器材料中の吸収線量を測定する（4 章参照）。これらのデータは、体内の線量を計算する際の入力情報または検証データとして使用される。</p>
<p>(132) 個人モニタリングの場合、状況はエリアモニタリングと同様であり、地球上の光子または中性子放射線場の $H_p(10)$によって校正した線量計を宇宙飛行士の身体に装着しても、複雑な宇宙放射線場における実効線量当量の推定値が自動的に提供されるということにはならないだろう。</p>
<p>(133) 宇宙での個人モニタリングのための特定の实用量は、ICRU または ICRP では定義されていない。臓器線量当量や実効線量当量の評価には、さまざまな線量と手順が適用される（4 章参照）。個人線量の評価には、体表面での吸収線量と LET 分布の測定を組み合わせることが適切な方法となりうる（4.3.3 節参照）。宇宙機内のエリアモニタリングデータと計算された線量換算係数を組み合わせることによって、その放射線場にいる人の臓器線量当量や実効線量当量を計算することもできる（6 章参照）。しかし、これには、放射線場のすべての構成要素のフルエンスとエネルギー分布に関する知識が必要であり、しかも、それらは時間とともに変化する可能性がある。さらに、生物学的線量測定法を適用することで、宇宙飛行士のミッション中の線量を比較的評価することができる（4.3.4 節と 6.4.2 節参照）。</p>
<p>(134) 宇宙飛行士が宇宙機の外で作業しているときや、大規模な太陽フレアが発生しているときのような状況では特に、皮膚や眼の水晶体への線量に大きく寄与する可能性のある低透過性放射線（例えば、電子や低エネルギー太陽陽子）による線量測定に特別な注意が必要である。</p>
<p>3.3.3 高線量のための量</p>
<p>(135) 確定的影響（組織反応）が起こりうるしきい値に近い高線量では、臓器線量当量および実効線量当量を一般的に放射線リスクの評価に用いるべきではない。$H_{T,Q}$および H_Eは指標となるかもしれないが、そのような線量域に達する場合、リスク推定値は、実際の状況や関係するさまざまなタイプの放射線および線量に対するリスク係数の利用可能性に応じて、臓器または組織における平均吸収線量、臓器または組織における最大線量値、あるいは臓器線量当量に基づくべきである。一般に、組織反応は、0.5~2 Gy の範囲のしきい線量を上回ると生じる。</p>
<p>(136) 高 LET 放射線が関与する場合、臓器または組織における平均吸収線量 D_Tに RBE で加重した平均吸収線量 $RBE \cdot D_T$は、より高い線量での確定的影響のリスクを評価するために適した量である。選択すべき RBE 値は、考慮する臓器または組織、および具体的な線量と線量率、ならびに考慮する組織反応の種類および重篤度に依存する。しかし、確定的影響の場合には、臓器または組織の平均吸収線量だけでなく、その組織内の局所線量も重要になる場合もある（例えば、局所皮膚線量）。</p>
<p>(137) 組織反応の線量限度は、臓器または組織の平均吸収線量 D_Tによって示され、適切な RBE によって加重されたこの数値を適用すべきである。RBE 値は、Publication 58 から引用することができ、エネルギー 1~5 MeV の中性子には 6（範囲 4~8）、エネルギー 5~50 MeV の中性子には 3.5（~5）、重イオンには 2.5（1~4）、およ</p>

び陽子には 1.5 の値を勧告している。
(138) 粒子フルエンス、LET 分布、または吸収線量の測定は、いかなる放射線場であっても実施可能であり、非確率的な組織反応を完全に排除できないような高線量を発する強力な放射線場（例えば、SPE 時）においてさえ可能である。固定された $Q(L)$ との関係を用いて定義される $H_p(d)$ の測定も、線量記録という目的のためにそのような強力な放射線場において実施できる。しかし、リスク評価のためは、関数 $Q(L)$ は低線量での RBE_{max} データに基づいて定義されていることを考慮しなければならないため、放射線防護のための線量測定における適用は通常、低線量域に限定される。
4. 放射線フルエンスと放射線量の測定方法
(139) 放射線輸送の計算、測定とデータの解釈は、運用上の放射線安全に不可欠な構成要素である。測定には、宇宙機または居住部の外表面の環境評価、宇宙機/居住部および EVA スーツの内部環境評価、個人線量計の使用ならびに臓器または組織内部への放射線の透過の決定が含まれる。
(140) 地球上で職業的に被ばくした人の個人モニタリングは、主に被ばくが法的な線量限度未満であることを確認するために行われ、この線量限度は一般的に被ばくリスクを容認できるレベルに制限するために設定されている。基本的な限度は実効線量により示されるが、限度をはるかに下回る線量では、定常的な放射線防護の適用において測定された個人線量当量で実効線量を適切に評価することが一般的に容認されている (ICRP, 2007)。しかし、宇宙での状況は著しく異なる。宇宙での宇宙飛行士への線量は、特に長期ミッションの場合、地球上で職業的に被ばくした人々の年間線量限度よりはるかに高くなる可能性がある。したがって、線量および被ばくリスクに関する、より正確な情報を得ることが重要である。計画立案と運用中の放射線安全プログラムにとって、宇宙飛行士の線量記録と同様にリスク評価も重要であると考えられる。しかし、いかなるリスク評価においても、人体への放射線の入射に関する知識および/または人体における線量評価は基本的な前提条件である。
(141) 計算は、提案されたミッションの異なる段階において宇宙飛行士が受ける線量の推定値を飛行前に提供するという点で、ミッション計画の作成には不可欠である。また、計算はミッション中に宇宙飛行士が受けた線量を決定する線量評価プロセスにおいても重要な役割となる。
4.1 測定量
(142) 放射線防護において採用されている線量評価アプローチの目的は、一般的に人体における確率的影響の可能性を制限し、確定的影響（組織反応）を回避するために、低線量域に対して定義された特定の防護量を決定することである。地球上での適用では、それらの量は臓器または組織における等価線量 H_T ならびに実効線量 E である (3.1 節参照)。宇宙飛行士が存在する宇宙という特殊な状況に対しては、臓器または組織の平均吸収線量 D_T や臓器または組織の線量当量 $H_{T,Q}$ をその代わりとして用いることが提案されている (3.3 節参照)。より高い線量では、確定的影響が生じる可能性があるため、異なる加重をした吸収線量が必要となる。この場合、平均 RBE 値は、放射線場の構成要素および関与するさまざまなタイプの粒子に固有の RBE 値に関する情報から決定する必要がある。生物学的線量測定には重要な役割がある。宇宙飛行士個人のバイオマーカー測定は、他の線量測定アプローチを強化させることができる。
(143) LEO における宇宙機外部の放射線環境は、電子、陽電子、中性子、陽子および安定したすべての原子核（電荷 $Z=92$ まで）で構成されている。粒子エネルギーは捕捉電子と熱中性子の数 eV から、GCR の 10^{14} MeV にまで及ぶ (2 章参照)。ほとんどの電子は宇宙機の壁を透過しないが、EVA 時に着用する宇宙服を透過する可能性があり、その結果、皮膚および眼の水晶体に線量を受ける。中性子、陽子、より重い原子核が、宇宙機、宇宙服、地球の大気および人体と核相互作用すると、放射線場に追加される二次放射線が発生する。放射線モニタリング手法は、粒子タイプ、エネルギー、測定場所（宇宙機の内部または外部、EVA スーツの内部）によって変化する。放射線環境は、次のように分類することができる。 <ul style="list-style-type: none"> ● 捕捉電子—宇宙機の外部と EVA スーツの中部。 ● 捕捉陽子 (< 10 MeV) —宇宙機や EVA スーツを透過しない。 ● 陽子と軽い荷電粒子 (> 10 MeV) —宇宙機の内部と外部、EVA スーツの内部。 ● GCR および二次光子—宇宙機の内部と外部、EVA スーツの内部。 ● 二次荷電粒子—宇宙機の内部、EVA スーツの内部。 ● 中性子—宇宙機の内部と外部、EVA スーツの内部。
(144) 一次外部放射線場の変動に加えて、各部位における臓器および組織の吸収線量や線量当量に対する各成分（二次放射線を含む）の相対的な寄与は、宇宙機内部の質量分布および EVA スーツの構造を含む追加的要因によっても変動する。
(145) 人体の臓器および組織における平均吸収線量と線量当量は、一般的に直接測定することはできない。これらの量を推定するためのアプローチは 6 章で示される。これには、(1) 宇宙飛行士がいる場所の放射線場における粒子タイプおよびエネルギー、ならびにフルエンスの方向分布を計算し、臓器の吸収線量および線量当量に

<p>換算係数を適用すること、(2) 外部からのフルエンスのエネルギーと方向分布を用いた放射線輸送計算によって宇宙飛行士の臓器吸収線量と線量当量を直接評価すること、(3) 宇宙飛行士の付近または宇宙飛行士の体上で吸収線量または線量当量を測定し、人体形状ファントムを用いた計算結果を使用することが含まれる。</p>
<p>(146) 環境測定の主目的は、粒子タイプ、フルエンス、マイクロシメトリ量、吸収線量および線量当量の放射線場データをさまざまなサイズの集合体の検出器を使用して、積分と微分（時間、LET、エネルギー、または方向によって、適宜）の両方で提供することであり、場合によっては放射線場成分の計算で正規化することである。個人モニタリングの場合、同じ量が決定されるかもしれないが、より重要なのは吸収線量と線量当量の決定のためのデータが必要となることである。人体に装着された個人線量計によって測定された吸収線量および線量当量の値は、隣接する組織の1点における D および H の推定値として適用でき、また、より深部にある特定の臓器および組織に対する吸収線量または線量当量の推定値として事前データと共に使用できる。環境モニタリングは、人体内の線量の推定値を算出する計算への入力情報として放射線場データを提供でき、あるいは個人のリスクを直接評価するために使用することさえできる。吸収線量 D、L における D の分布 D_L、あるいは線量当量 H などの線量を測定できる。また、飛行中の線量管理、線量記録、最適化措置を支援するための測定値も提供できる。</p>
<p>(147) 放射線検出器は特定の測定量を決定する。これらには、(1) 粒子タイプとエネルギー、ならびにフルエンスの方向分布、(2) 検出器材料における線量沈着、および (3) L または線エネルギー y などのその他線量測定量が含まれる。さらに、検出器応答に関する校正データと検出器の応答の正規化（例えば、放射線のタイプとエネルギーに対する水等価吸収線量に正規化されたもの）がある。</p>
<p>(148) アクティブ型とパッシブ型の装置を含む、いくつかのタイプの機器が利用可能である。アクティブ型の計測器は、放射線場の時間的変動を識別するのに十分な時間分解能を備えるべきである。機器のアラームや警告機能は、飛行中の線量管理や最適化措置の実施を支援するために使用できる。パッシブ型検出器は、長い時間間隔での被ばく情報の統合を可能にする。パッシブ型検出器は通常、非常に堅牢で、サイズが小さく、電源を必要としない。一部の装置では、オンデマンドでの読み出しも可能である。宇宙での測定に使用されるすべての機器について、以下の事項を確立する必要がある。(1) 完全な応答特性と校正、(2) 測定モデルの記述、および (3) 不確かさの知識である。機器応答の比較も有効である。Benton と Benton (2001a), Badhwar ら (2002b), Reitz (2006), Berger (2008), Caffrey と Hamby (2011) によるレビュー論文では、宇宙における線量測定のための機器の詳細が多数発表されている。さらなる情報は、HAMLET 共同研究 (HAMLET, 2011) やその他 [例えば、Doke ら (2001, 2004), Borak ら (2004), Terasawa ら (2005)] によって提示されている。</p>
<p>4.2 測定の目的</p>
<p>(149) 測定は、個人被ばくの決定、放射線環境の変化のモニタリング、最適化の実施を目的として行われる。宇宙機または居住部の内外に設置された機器は、銀河放射線、捕捉粒子による放射線場、および SPE による放射線場など、宇宙機に影響を与える一次放射線場の特性を把握するために不可欠なデータを提供することができる。このような外部からのデータにより、宇宙機や居住部内の磁場を決定する輸送コードの入力データに補正を加えることができ、線量評価の不確かさを低減することができる。イオンチェンバーやその他のアクティブ型検出器は、壁の厚さが十分に定義されているので、EVA の電子環境の短期的な変化をモニタリングするのに役立つ。</p>
<p>(150) 選択的に配置されたアクティブ型とパッシブ型の機器は、放射線のモニタリングや、計算された内部環境のさらなる調整を可能にする。粒子分光計は、線量計の透過率や応答関数を評価するためのデータを提供し、線量量の計算値や不確かさの評価を可能にする。アクティブ型とパッシブ型の装置は、吸収線量、LET 上の吸収線量分布、線エネルギー上の吸収線量分布、および線量当量の推定値を決定するのに役立つ。宇宙飛行士が装着する個人用線量計は、隣接する組織のこれらの量の一部を決定することができる。</p>
<p>(151) 太陽活動に応じた短期的および長期的変動により、環境放射線場（構成要素、粒子フルエンス、エネルギー、および方向分布）は変化するため、エネルギーおよび方向に感度のある機器が必須である。さらに、アクティブ型機器により、捕捉成分、太陽成分、および GCR 成分の時間分解能が可能になる。</p>
<p>4.3 放射線分光計、エリアおよび個人モニタリングのための機器</p>
<p>4.3.1 一般</p>
<p>(152) 単一の装置では、放射線場のすべての構成要素に必要な線量を決定することはできない。異なる粒子タイプからの全吸収線量と線量当量への相対的な寄与には大きなばらつきがあるため、単一の成分（または少数の成分）からの吸収線量または線量当量を決定し、補正係数を適用して放射線場全体の吸収線量または線量当量を決定することは一般的に不可能である。</p>
<p>(153) 線量測定は、LET（または線エネルギー）によって特徴付けられるエネルギー沈着の特性という観点から放射線を考慮することで簡略化できるかもしれない。これには、低 LET 荷電粒子 ($LET < 10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$) と高 LET 荷電粒子 ($LET \geq 10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$) の両方が含まれる。高 LET 粒子は、高エネルギー重イオン ($Z > 2$)</p>

<p>とその破片、および中性子と高エネルギー陽子の強い相互作用によって生成される主に高 LET 粒子に分けられる。しばしば、「二重計上」を避けるために応答の重複を最小限に抑える目的で、これらのカテゴリーに対して別々の線量測定が行われる。測定装置の選択は、放射線応答特性（粒子タイプおよびエネルギー、ならびに決定する量への依存性）、運用特性（線量の直接決定、モデル計算への入力、求められる正確さ、線量管理、および最適化への支援）、ならびに信頼性、堅牢性、および利用可能性などの実際的な問題によって決定される。組織におけるすべての粒子のエネルギー沈着の L と y の分布を測定する装置を加えることで、宇宙における線量測定状況は大きく改善されている。</p>
<p>(154) もう 1 つの重要な考慮事項は、ミッション期間と比較した測定データの分析時間である。長期ミッションでは、パッシブ型装置用に読み出し機能を搭載することが望ましいかもしれない。</p>
<p>(155) 宇宙服と宇宙機による遮蔽の程度が空間的に変動することを考慮するため EVA 時の宇宙飛行士には追加的なパッシブ型の個人線量計が必要になるかもしれない。</p>
<p>(156) 体表面の熱ルミネセンス検出器 (TLD) やエッチング型核飛跡検出器で得られた線量当量を、宇宙放射線環境における臓器の平均吸収線量や線量当量に直接関連付ける係数のセットを開発することが原則的には望ましい。しかし、宇宙における放射線場は複雑なため、これは非常に難しい課題である。GCR 成分では可能かもしれないが、捕捉放射線は時間と位置による強い変動があるため不可能と思われる。</p>
<p>(157) 中性子は、GCR や高エネルギー陽子が地球の大気、別の物体（例えば、宇宙機または居住部）、または職員の宇宙飛行士と相互作用することで生成される。この中性子のエネルギー分布は、宇宙機の材料や組織へ入射する GCR 原子核や標的原子から中性子が発生する反応により、いくつかの最大値がある（図 2.11 参照）。最も低いエネルギーでの最大値は、GCR と相互作用した標的原子からの核蒸発過程で生成された中性子により、約 1 MeV で発生する。2 番目に範囲の広い最大エネルギーは、標的原子核から放出される高速中性子につながるノックアウト反応やカスケード反応によって約 100 MeV で発生する。さらに高いエネルギーでは、GCR 原子核から蒸発やノックアウト反応、カスケード反応によって生成された中性子により、約 1000 MeV でさらに範囲の広い最大値がある。宇宙での中性子モニタリングにはさまざまな方法が適用されている (Benton and Badhwar, 2001b)。中性子の相互作用による高 LET の二次粒子、および高エネルギー陽子の強力な相互作用によって生成される同様の粒子から組織への吸収線量と線量当量を検出するには、組織の元素構成にほぼ近い検出器の材料や遮蔽を使用することが好ましい。</p>
<p>4.3.2 アクティブ型装置</p>
<p>(158) アクティブ型装置は、リアルタイムまたは準リアルタイムでデータを記録し表示する。これにより、フルエンス率や線量率、時間積分値の測定が可能となる。ほとんどのアクティブ型機器は、EVA や SPE のような特定の状況で動作できるようオン・オフが可能である。アクティブ型検出器には、宇宙機内の電力供給との接続、またはバッテリーによる給電を必要とする。近年、国際宇宙ステーション (ISS) には機内での放射線測定のため幅広いさまざまなタイプのアクティブ型機器が搭載されており、科学的調査 (表 4.1 参照) または運用エリアのモニタリング (表 4.2 参照) に使用されている。以下でさまざまなタイプの機器について記述する。</p>
<p>組織等価比例計数管</p>
<p>(159) 組織等価比例計数管 (TEPC) は、マイクロシメトリーおよび放射線防護に使用することを特に目的とした組織等価材の壁を有する低圧比例計数管である (ICRU, 1983; Menzel et al., 1989)。検出器内のガス圧力は、哺乳類の細胞核と同等の寸法を有する組織の体積をシミュレーションするように選択されている。チャンパー内を通過する電離粒子によって発生した電荷が集められ、検出器が校正されることで、シミュレーションされた組織体積内を横断する粒子のエネルギー損失に電気信号を関連付けることができる。データは事象ごとに記録され、既知の材料で覆われている組織のわずかな元素におけるエネルギー沈着事象の分布を線エネルギー y によって得ることができ、y は LET と関連させることができるため、粒子の飛跡に沿った電離密度と線質を特徴付けることができる。線エネルギー y は、商 $d\bar{E}/\bar{l}$ によって定義され、ここで、\bar{l} は、横断粒子の電離によってチャンパー内ガスに付与されたエネルギーであり、\bar{l} は、チャンパー容積内の荷電粒子の平均経路長である。壁面効果のような、性能に影響を与える要素を考慮すべきである。</p>
<p>(160) 光子と中性子に対する応答は、検出器容積を通過する壁で二次荷電粒子が生成される確率、したがって壁の材質に依存する。一般的に、中性子に対して組織等価である材質が選択される (例えば、A-150 プラスチック)。入射荷電粒子の場合、チャンパー容積を横断する各粒子が信号を生成する。容積の形状に応じて、入射した単一エネルギー荷電粒子に対しても、幅広い y 分布が得られる。y 分布はストラグリング効果およびチャンパーの壁で生成される二次荷電粒子によってさらに変化する (図 4.1 参照)。</p>
<p>(161) y の関数としての $y \cdot f(y)$ は LET に関して線量分布を近似しており、検出器構成に対する吸収線量の平均線質係数を決定するために使用することができる (Schmitz et al., 1995)。データを y または L の分布上で積分すると、TEPC は吸収線量と吸収線量率を導出できる。TEPC からのデータは継続的に表示することも、ミッシ</p>

<p>オンコントロール後に送信するために保存することもできる。宇宙機で使用する特別な TEPC システムが設計されている (Caffrey and Hamby, 2011)。</p>
<p>半導体装置</p> <p>(162) 荷電粒子を検出する半導体装置は、主に Si ダイオード (厚さ約 50~5000 lm) の薄いダイオードで、荷電粒子が検出器の有効容積に沈着したエネルギーを記録する。垂直入射し、検出器の有効容積を完全に通過した粒子については、沈着したエネルギーと検出器の厚さの比がその材料内の入射粒子のおおよその LET となる。荷電粒子がさまざまな方向から検出器を通過する場合、LET 分布の評価には有効検出器容積の平均経路長を決定する必要がある。したがって、単一の検出器で LET と時間における荷電粒子のフルエンス分布を推定することができる。この分布を積分して、検出器材料中の陽子やより重い荷電粒子の線量および線量率を得ることができるため、換算係数を使用することで組織への線量を決定することができる。検出器の中には望遠鏡として使用されるものもあり、これによって応答がより小さな立体角に制限される。</p>
<p>(163) いくつかのマルチアレイ固体検出器を組み合わせると、エネルギー沈着と飛行方向の両方を測定する粒子望遠鏡を形成する。これらのデータを組み合わせると、検出器の材料中における LET をより正確に推定できるため、LET、方向および時間におけるフルエンス分布が得られる。適切な換算係数を用いれば、このデータを使用して重荷電粒子の D_L 分布と Q 値も得られるが、入射粒子は検出器の向きに応じた一定方向から生じるという制約がある。サイズの制限により、このタイプの検出器は限定的な立体角にのみ感度がある。</p>
<p>(164) 望遠鏡の固体検出器で失われたエネルギーは、入射エネルギーだけでなく粒子の電荷を特定するためにも使用でき、最終的にはエネルギー、粒子の電荷数および時間におけるフルエンス分布を得ることができる (図 4.2 参照)。このような検出器をいくつか組み合わせると異なる方向を向けることで、宇宙機の外部または内部の放射線場をより完全に表すことができる。</p>
<p>ダイレクトイオンストレージ装置</p> <p>(165) ダイレクトイオンストレージ装置 (DIS) は、電離箱と半導体装置を組み合わせたものである。具体的に、DIS が基にしているのはガスを充填した電離箱と半導体の不揮発性メモリセルを結合したもので、電離箱容積内で生成された電荷が蓄積される。これらは情報を消去することなく定期的に読み出すことができる小型の集積装置であり、数時間から少なくとも 1 年にわたる積算線量を推定するために使用される。検出器に入射し、電離箱体積を通過した荷電粒子に対する DIS の応答は沈着したエネルギーにほぼ等しいが、DIS に入射し、検出器内で二次荷電粒子を生成する光子と中性子に対する応答は、電離箱の壁の材料と厚さに依存する。図 4.3 に示すように、DIS の応答は小さな LET 依存性しか示さないため、宇宙の重イオン場で装置の吸収線量を良好に推定することができる。また、DIS に入射する低エネルギー荷電粒子に対する応答は、壁内でのエネルギーが損失のため、壁の厚さにも依存する。</p>
<p>ボナー球分光計</p> <p>(166) 原則として、異なるサイズのボナー球のセットで構成されるボナー球分光計は、中性子フルエンスと中性子のスペクトル分布の測定によく適している。地上では、広いエネルギー範囲の中性子がこのような減速材ベースのサーベイ機器でしばしばモニタリングされており、その応答は減速材に重金属の層を導入することでより高いエネルギーにも拡張されている (Wiegel and Alevra, 2002)。しかし、これらの機器は、HZE 粒子に対する感度が高いだけでなく重量が重いため宇宙機での使用にはあまり適していない。ボナー球中性子検出器は、約 15 MeV 未満のエネルギーの中性子フルエンスを測定するため、スペースシャトル (STS) の飛行 (Matsumoto et al., 2001) および ISS (Koshiishi et al., 2007) で使用された。しかし、宇宙機には高エネルギー中性子も存在する (157 項参照)。ISS のロシア部でさらなる機内測定が行われた (Tret'yakov et al., 2010)。宇宙機内の中性子フルエンスまたは線量を正確にモニタリングするためには、HZE 粒子に対して感度が低く、かつ軽量の新しい機器の開発が必要である。</p>
<p>電子検出器</p> <p>(167) アクティブ型電子検出器は、低 LET 放射線、特に約 1 MeV 未満の電子を測定できるように特別に構成する必要がある。これらのエネルギーの電子は通常、宇宙機内部では問題にならないが、数百 keV を上回る電子は宇宙服を透過する可能性があるため、EVA 中には懸念事項となるかもしれない。捕捉電子のフルエンス率は、大規模な磁気嵐の最中やその後は地球磁場の短期的な擾乱により何桁も変化する可能性があることから、EVA 時の線量管理を可能にするために宇宙放射線場の電子成分の変動をモニタリングする役割として、電子に感度のあるアクティブ型検出器を宇宙機の外側に設置するよう勧告されている。このようなモニタは非常に低いエネルギーの電子を強力に減衰させるのに十分な壁の厚さを持ちながら、宇宙服を透過する電子を記録するのに十分な薄さを持つ、単純な電離箱または固体検出器とすることができる (Evans et al., 2008)。</p>
<p>アクティブ型個人線量計</p> <p>(168) アクティブ型個人線量計 (APD) は、積算線量と線量率の両方を即時に表示することができる。プリセ</p>

<p>ットされた視覚および聴覚アラームも付けられているため、これらの機器は積算線量計としてもアラーム線量計としても同時に使用することができる。APD は、定常的な線量測定に使用されるパッシブ型線量計の補完として使用できる。低 LET 放射線では、エネルギーおよび方向に対する APD の応答特性は、ほとんどの場合、連続した放射線場における線量測定において容認できる正確さであり、パッシブ型線量計と同程度に良好であることが明らかである。</p>
<p>(169) 理想的な個人用線量計はアクティブ型で、積算線量データと線量率の時間プロファイルを保存し、すべての場の成分に応答し、吸収線量率と隣接組織の線量当量率を十分に正確に測定できるものである。入手可能なほとんどの電子個人線量計は、光子と β 線からの定義された被覆層の下にある組織の吸収線量を測定するように設計されており、高 LET 応答特性は十分に明確になっていない。このような線量計は、宇宙機/機内居住部における場の低 LET 成分を測定するために考慮されるかもしれない。しかし、低 LET 成分の決定をするためだけに使用する場合でも、荷電粒子と中性子の応答特性を完全に把握する必要がある。ピクセルベースの検出器は個人線量計として使用することができる。それらはすべての粒子のエネルギー沈着分布、エネルギーおよび荷電を提供できる。それらはピクセルのフットプリント内に各ピクセル用の電子機器を組み込んだリードアウトチップを基にしている。他の装置と同様、慎重な校正が必要である。</p>
<p>(170) APD を使用しない場合、特に宇宙での長期ミッションにおいては、パッシブ型線量計用のオンボード読み出し機能を開発する必要があるかもしれない。核エッチング型飛跡検出器のオンボード読み出しは不可能であるが、TLD や光刺激ルミネセンス線量計 (OSLD) のオンボード読み出しシステムはすでに存在する。</p>
<p>4.3.3 パッシブ型装置</p>
<p>(171) パッシブ型装置は、エリアモニタリングおよび個人モニタリングの両方に使用することができる。単一のパッシブ型装置では宇宙空間に存在する粒子の全エネルギーおよび方向分布にわたって線量を測定することはできない。機器および検出器は、上記のタイプの粒子に対して最適な性能を発揮するように設計する必要がある。すなわち、機器に入射する非電離粒子によって生成される粒子を含む低 LET 荷電粒子 ($L < 10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$)、強い力の相互作用を受けた中性子および陽子からの高 LET 荷電粒子、そして高 LET 重荷電粒子 (HZE) である。TLD、ラジオフォトルミネセンス (RPL) ガラスおよび OSLD は、光子、電子および荷電粒子の線量測定に使用される。中性子の線量測定では、エッチング型のプラスチック飛跡検出器 (PNTD) が中性子および重荷電粒子の放射線場の測定に良く適している。宇宙での適用において、両方の検出器タイプを組み合わせた測定システムが、個人線量測定でしばしば使用されている。</p>
<p>ルミネセンス検出器</p>
<p>(172) 現在使用されているほとんどのパッシブ型線量計は TLD である。TLD は小さい焼結されたチップやペレット状の結晶で、電離放射線にさらされると発光する。材料を高速で制御しながら加熱することで、蓄積されたエネルギーが発光として放出される。放出された光の強度と材料の実際の温度との間の関数は、さまざまなピーク (グロー曲線) を示す。グロー曲線のピークの高さまたはピークの面積は、使用する手法に依存し、沈着したエネルギーに対して材料内で発生する光を調整するための係数を乗じて、蓄積された吸収線量に比例する。個人の線量測定には、さまざまな元素を添加したさまざまな材料が使用されている。</p>
<p>(173) TLD の代替は RPL ガラスである。小さなガラス素子は、TLD と同様に、入射した電離放射線に反応し、準安定な電子レベルにエネルギーを蓄える。このエネルギーは、ガラスに紫外線レーザーを照射すると光として放出される。</p>
<p>(174) OSLD も提案されている。OSLD では、蓄積されたエネルギーが光レーザーの刺激によって放出される。TLD、RPL ガラス、OSLD または同様のタイプの線量計は、特定の宇宙環境に対して完全に特徴づけされていないなければならない。</p>
<p>(175) いくつかの受動素子は、宇宙機内で頻繁に読み出される必要があるが、地球帰還後に読み出せばよい受動素子もある。ルミネセンス線量計の読み出し方式は慎重に検討しなければならない。</p>
<p>(176) TLD、RPL ガラスおよび OSLD は、物質中の吸収線量を測定し、主に ^{137}Cs や ^{60}Co 線の参考場の組織または水中の吸収線量に関して校正される。参考放射線に対する応答に対する検出器の応答は、通過する粒子の飛跡構造へのエネルギー沈着、したがって粒子タイプに依存する。$L < 10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ では、応答の L 依存性は一般的に小さいが、TLD、RPL ガラスおよび OSLD は、$10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ を上回ると強い L 依存性を示し、一般に LET の増加に伴い応答が減少する (図 4.4 参照)。このことは、宇宙放射線場における線量測定において十分に理解されている必要がある。</p>
<p>飛跡検出器</p>
<p>(177) 放射線場の高 LET 成分を検出するために、PNTD や原子核乳剤を使用することができる。材料の損傷は荷電粒子の通過によって引き起こされ、これらの粒子飛跡は、適切な化学処理によって実現される前か後に、顕微鏡で見ることができる。エッチング型飛跡検出器は、水中での LET が約 $10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ (材料に依存) 未満の放射線に対して一般的に感度がなく、L、H の特定の範囲で平均化された D、D_L、D を提供する方法に採用す</p>

ることができる。適切な検出器セットと共に、エッチング型飛跡検出器および原子核乳剤は検出媒体内の荷電粒子のタイプおよび方向を決定することができ、検出器位置での放射線場の解析を可能にすることができる。CR-39®と言われることもあるポリアリルジグリコールカーボネート (PADC) の応答を LET 依存性の観点から解析することで、約 $10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ を上回るすべての荷電粒子からの、組織のごく一部への吸収線量および線量当量を決定することができる (図 4.5 参照)。検出器は、粒子の飛程を見ることで、重荷電粒子と中性子の寄与を分離することができる。中性子線量成分を検出するためのさらなる分離手順は、薄型検出器および同時計数法を使用するか、または薄型 PADC 検出器、電気化学的エッチング、および化学的エッチング組み合わせを使用することで可能となる。PADC 検出器のセットは、HZE 粒子の分光測定に使用することができる (Gunther et al., 2002)。

過熱エマルジョン

(178) 過熱エマルジョン検出器は、「過熱液滴型」または「気泡」検出器と言われることもあり、通常の沸点を上回る液体の小さな液滴を粘弾性媒体に浮遊させたものである。液滴は、荷電粒子が液滴の内部または表面付近で相互作用するまで、液相のままである。これにより、液滴にエネルギーが付与され、局所的な蒸発が起こることがある。十分なエネルギーが付与され、臨界半径を超えると、液滴内のすべての液体が気化し気泡が見えるようになる。過熱エマルジョン検出器は中性子および重荷電粒子に応答する。明確な校正手順が必要である。気泡検出器応答に関する最近のデータは Lewis ら (2012) によって提示されている。

複合検出器システム

(179) 低 LET 成分測定用の検出器 1 台と高 LET 成分測定用の検出器 1 台を組み合わせることで、宇宙空間の複雑な放射線場における線量当量を決定することができる。パッシブでの線量測定では、TLD (または OSLD) と PNTD の組み合わせにより、体表付近の隣接組織における線量当量が、次のように求められる。

$$H = D_{\text{TLD}} - \int_{L > 10 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}} \eta_{\text{TLD}}(L) D_{\text{L,PNTD}} dL + \int_{L > 10 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}} Q(L) D_{\text{L,PNTD}} dL \quad (4.1)$$

ここで、 D_{TLD} は TLD (OSLD に相当) によって記録された全吸収線量で、 $D_{\text{L,PNTD}}$ は高 LET 範囲 ($L > 10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$) においてエッチング型飛跡検出器によって決定された L の吸収線量分布であり、 Q は L に依存する。補正項は、 $L > 10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ の範囲における TLD の応答がゼロでないことを考慮したものであり、 $\eta_{\text{TLD}}(L)$ はその範囲における相対的な線量応答である。補正により、中間の LET 成分が二重に考慮されていないことが保証される (図 4.6 参照)。このためには低 LET と高 LET の両方での検出器システムの応答における LET 依存性を検証し、応答が重なる範囲で 1 つの検出器信号を除去する必要があることが認識されている。TLD と PNTD を組み合わせた検出器システムは、宇宙機に搭載され使用されている (Doke et al., 1995, 2002; Nagamatsu et al., 2006, 2011; Hajek et al., 2008; Jadrničková et al., 2009; Zhou et al., 2008, 2009; Tawara et al., 2011)。

(180) もう 1 つの方法は、TEPC またはパッシブ型のエリア線量計として使用される粒子分光計から、エネルギー沈着の y または L 分布に関するデータを取得し、これを低 LET 検出器による測定値の補正に適用し、線量計の設置場所での完全な線量当量を得ることである。このような補正のためには、低 y または低 LET 検出器の効率関数 $\epsilon(L)$ を知る必要があり、有効効率を確立する必要がある。

4.4 被ばくのバイオマーカー

(181) 健康影響のバイオマーカーは 3 つのカテゴリーに分類される (Brooks, 1999)。すなわち、被ばくの尺度である生物学的線量測定、リスクのバイオマーカー、そして疾患の有無のバイオマーカーである。ここでいう「生物学的線量測定」とは、生物学的に根拠のある線量当量を評価するための生物学的な測定のことである。組織内で起こる原子核と原子過程を含む宇宙環境の複雑な性質と、線量のリスク換算における大きな不確かさのため、生物学的線量測定は ISS ミッションに参加する宇宙飛行士の小集団に対して定常的に実施されており、将来の宇宙ミッションでも使用される可能性が高い。また、宇宙空間で常に物理的な線量計を装着することは実務的な障害となり、装着可能な装置のサイズには限界があることから、生物学的線量測定は物理的線量測定に対する魅力的な補完である。生物学的線量測定法として有用であるためには、アッセイでの吸収線量応答の線質依存性は、式 (3.10) での $Q(L)$ に類似している必要がある。生物学的線量測定アッセイは、日常的に採取される血液サンプルから得られたリンパ球を用いて実施されるであろう (IAEA, 2011)。バイオマーカーアッセイには、皮膚、口腔から細胞を採取した綿棒、尿、骨髄など、他の組織からのサンプルが必要となる場合がある。宇宙旅行に使用できる生物学的線量測定法は、以下に要約する。

小核

(182) 小核は、細胞分裂に伴って娘核から染色体全体または無動原体染色体断片が失われることによって生じる (Prosser et al., 1988)。それらは細胞質内の小さな膜結合型の封入物として現れる。これらの評価は比較的容易かつ迅速に行うことができ、細胞培養にサイトカラシン B を含めることで、分析対象を被ばく後 2 サイクル

<p>ル目の細胞に限定される。これにより、アッセイの感度が大幅に向上した。被ばく前の個々の小核頻度のレベルがわかれば、50 mGy という低い吸収線量でも検出可能である。一方でバックグラウンドの頻度がわからなければ、検出レベルは100 mGy と推定される。このアッセイの改良版では、汎セントロメア蛍光プローブを使用して、2種類の小核、すなわち染色体全体に由来する小核と染色体断片に由来する小核を区別する。断面種類に限定して分析することで、アッセイのバックグラウンドノイズの多くを低減することができる (Vral et al., 1997)。</p>
<p>(183) 小核の頻度は、多くの放射線事故の被ばくの推定に用いられており、物理的な線量推定値と合理的に一致している。欠点は、高 LET 被ばくを対象とした研究が少ないことと、局所被ばくに対しては測定法が信頼できないことである。小核は不安定な構造であり、リンパ球のターンオーバーによってその頻度が時間とともに減少することを意味する。このため、このアッセイは、長期間にわたって宇宙放射線に被ばくする宇宙飛行士のバイオドシメータとしては適切でない。</p>
<p>未成熟染色体凝縮の無動原体断片</p>
<p>(184) 間期の染色体は、有糸分裂細胞との融合またはホスファターゼ阻害剤 (カリクリン A) で処理することにより、顕微鏡で観察できるように早期に凝縮することができる (Blakely et al., 2003)。染色体の構造および数の変化は、動原体染色体数の増加 (または減少) や、無動原体断片の存在から観察することができる。この方法は、実験室で X 線と Y 線への被ばくを評価するために用いられてきた。その利点は、非分裂細胞をアッセイに使用できることと、分析が非常に簡単なことである。現在の欠点は、アッセイが真のバイオドシメータとして適用されていないことであり、人体の局所被ばくまたは慢性被ばくに対する反応性などの問題が解決されていないことである。宇宙環境におけるバイオドシメータとしての未成熟凝縮染色体の価値を評価するためには、さらなる調査が必要であると思われる。</p>
<p>(185) この未成熟染色体凝縮法が生物学的線量測定に使用されてこなかったという事実は、より低い検出レベルが確立されていないことを意味する。妥当な仮定としては、分析される細胞数が同程度であれば、他の細胞遺伝学的方法と比べて感度は上がらないと考えられる。利点は、分析のために大量の細胞を入手するのがはるかに容易なことである。小核と同様に、この信号もまた、幹細胞プールからのリンパ球の交換により時間とともに不安定になる。</p>
<p>染色体異常</p>
<p>(186) 生物学的線量測定で最も広く利用されている方法は、構造的な染色体異常の分析である。蛍光 in-situ ハイブリダイゼーション (FISH) 法 (Cornforth, 2001; Edwards et al., 2005) の導入により、対称的な (伝達可能な) 転座の評価が可能になった。上述のアッセイとは異なり、これらは細胞分裂を正常に通過する安定した異常であり、長期の宇宙ミッションに適している。これにより、被ばく後の長い間隔で信頼性の高い線量推定が可能となる。染色体異常の線量測定は、放射線事故の犠牲者、原爆被爆者、宇宙飛行士を含む広範な職業および医療被ばく者に適用され、成功を収めている (George et al., 2001; Cucinotta et al., 2008)。これらのシナリオには、慢性被ばくおよび局所被ばくが含まれており、被ばくの推定を助ける特定の方法が開発されている。この点では、細胞間の異常の分布が有用である。このような優れた実績があっても、宇宙飛行士の線量測定にこの方法を適用した場合、公表されている研究で明らかになっているように、いくつかの欠点がある (Obe et al., 1999; Testard and Sabatier, 1999) 1つの問題は、反応における個人間のばらつきであるが、これは個人の校正とバックグラウンドの決定を事前に行うことで克服できる。一般的に反応が低いのは、被ばくの性質上、実際には少数の細胞しか通過しないためである。これは特に重い荷電粒子の場合に当てはまる。一方、全身に分布する血液系の有効面積 (または体積) は、パッシブ型線量計よりもはるかに大きいので、生物学的線量測定は小型の物理的線量計よりも稀な事象をよく検出する。</p>
<p>(187) 宇宙ミッションにおける信頼性の高い線量計として細胞遺伝学的分析の使用を検討するためには、実験室での調査がさらに必要である。生物学的線量測定によるアッセイの実施には熟練した技術者が必要である。しかし、データを分析するために必要な技術と時間のレベルは、物理的線量測定よりも要求されるものではなく、物理的線量測定に関わる打ち上げ数と乗組員の時間を考慮すれば、生物学的線量測定のコストは物理的線量測定のコストよりも低くなる。</p>
<p>(188) 染色体異常を用いた低線量の検出は、分析される細胞の数と、着目する被ばくの前に個人の校正曲線を作成するかどうかにかかわらず依存する。この点は Bauchinger (1995) が提起しており、5000 個の細胞の分析について (二動原体染色体の一般的なバックグラウンド頻度を使用して)、個人の集団では約 100 mGy で二動原体染色体の大幅な増加が観察されるはずであると推定した。50 mGy を検出するには 2 万個の細胞を分析する必要がある。被ばく前の二動原体染色体の頻度について知識があれば、分析する細胞の数を増加させることなく、このように検出レベルを低下させることができる。</p>
<p>(189) Tucker ら (1997) は、安定型異常の FISH 分析を用いて、職業被ばくした個人の実効線量を約 50 mSv という、より低い検出レベルで報告した。この場合、被ばくは慢性的であり、このタイプの転座分析が特に適し</p>

<p>ている状況であった。この場合も、被ばく前の染色体異常の頻度がわかれば、アッセイの感度はより向上するだろう。宇宙ミッション前に採血した血液サンプルを用いて対象放射線に対する線量反応を決定していれば、感度はさらに高まっていたかもしれない (George et al., 2001)。使用する彩色染色体の数もアッセイの感度に影響する。これまでの研究では、1本か2本の染色体のみを染め分けていた。最近の研究では、より多くの染色体を染色するか、ゲノム全体を染色し、感度が向上している。Tucker は最近、転座を検出する FISH アッセイの低線量感度についてレビューしている (Tucker, 2008)。</p>
<p>他のバイオマーカー法</p>
<p>(190) バイオマーカー法として、他にもいくつかのアッセイが提案あるいは開発されている。その中には、遺伝子発現を測定するための相補的 DNA (cDNA) アレイ (Mezentsev and Amundson, 2011)、細胞膜上のトランスフェリン受容体を持つ赤血球の寿命延長 (Gong et al., 1999)、遺伝子突然変異アッセイ、および電子スピン共鳴分光法が含まれる。歯のエナメル質を用いた電子スピン共鳴による線量測定に関するレビューは、Fattibene と Callens (2010) によって行われている。これらの方法を宇宙における生物学的線量測定として適用するためには、何ヶ月にもわたる信号の線量、線質、そして期間を理解する必要がある。より最近のアッセイはテロメア長の測定である。テロメアは、染色体の末端を覆う短い反復 DNA 領域で、染色体を劣化から保護している。テロメアの平均的な長さの減少は、がん、神経疾患、老化など、いくつかの晩期障害と関連している (Schoeftner et al., 2009)。測定手法としては、サザンブロット、QFISH (Williams et al., 2008) およびフローサイトメトリーがある。後者の2つのアッセイは、多くの細胞を迅速に分析することができる。しかし、宇宙ミッション用に展開が可能なバイオドシメータとして検討するには、陽子および重イオン照射に対するアッセイの線質と線量反応をさらに研究する必要がある。</p>
<p>4.5 機器の特性把握と校正</p>
<p>(191) 実験室での機器の特性評価と校正のためには、対象放射線源の特性、照射設備、使用する変換係数など、関連する校正条件を明確に指定する必要がある。可能であれば、有意義な機器応答の比較が重要であるように、ミッション前後での正確な校正は不可欠である。校正 (ISO/IEC, 2007; JCGM, 2008a) は、型式試験に含まれる多くの手順をカバーしている。第1段階では、一連の校正係数 (または校正係数, 下記参照) または応答を、一連の参考条件、通常は一連の放射線エネルギーと角度に対して決定し、校正係数/係数または応答のマトリックス、または校正/応答関数を確立する。第2段階は、使用する場合、これらのデータを適用して機器の表示から望ましい量の値を得る。</p>
<p>(192) すべての機器は使用前に完全に試験されていなければならない。この手順は、ミッション中に機器を交換できないことが多い宇宙での用途では特に重要である。試験のどの部分でも失敗は明確に詳述し、失敗の理由を検討する必要がある。完全な試験とは、検出限界を含む機器の性能特性の決定を意味し、他の粒子場の成分を含む影響量の試験、およびシステムソフトウェアを含む完全なシステムの信頼性の試験を意味する。</p>
<p>(193) 完全に試験された機器の場合、追跡可能な絶対線量測定を保証するのに参考校正 (一組の参考条件に対する単一の校正係数または校正係数の決定) で十分である。機器の参考校正は、一定の間隔で繰り返す必要がある。これは宇宙での使用では不可能かもしれないが、その場合には、非参考場と固定された手順を用いて実施できる性能の定期的なチェックが必要である。型式試験に加えて、いくつかの機器は、追跡可能な個別の正規化/校正係数を有するべきである。再使用可能な線量計の場合、この係数を定期的にチェックし、必要に応じて調整する必要がある。</p>
<p>(194) すべてのタイプの装置の応答特性は、計算と測定の組合せによって決定されるべきである。モンテカルロ法やその他のシミュレーションを用いて、機器の応答を粒子フルエンスとそのエネルギー分布の観点から決定する。応答のエネルギー依存性は、宇宙空間の放射線場に関連する粒子のタイプとエネルギーの範囲についてシミュレーションし、さらに機器応答の角度依存性がある場合はそれも考慮する必要がある。シミュレーションされた機器応答は、参考放射線場でベンチマークされなければならない。個人用線量計の応答特性のシミュレーションでは、線量計を人体形状ファントムまたは代替のものに配置した状態で放射線照射を何回か行う必要がある。</p>
<p>(195) 機器が複数の検出器または複数の信号チャンネルで構成されている場合、測定値を計算するアルゴリズムの結果は、校正係数、係数または応答のすべての決定において機器の表示として扱われるべきである。</p>
<p>(196) アクティブ型およびパッシブ型装置の実験応答データは、光子、および必要に応じて次のエネルギー範囲の陽子、重イオン、中性子に対して決定されるべきである: 10 MeV 未満~1 GeV の陽子、10 MeV/u~1 GeV/u のヘリウム、50 MeV/u~1 GeV/u の高 Z、高エネルギーイオン (例: C, Si, Fe)、0.5 MeV~10 MeV の電子、および約 1 MeV~400 MeV の中性子。0.5 MeV~10 MeV の電子、約 1 MeV~400 MeV の単一エネルギーまたは準単一エネルギーの中性子、さらに GCR と遮蔽材料の相互作用によって生じる場を再現した場の応答データ。使用するすべての放射線場は十分に特性評価され、国の計量機関の標準に対して追跡可能であること、またはトレーサビリティネットワークを介して (例えば、準単一エネルギーの中性子場)、あるいは国際比較プログ</p>

ラムの一部としてこれらの標準に関連している必要がある。放射線医学総合研究所における重イオンビームを用いた宇宙放射線線量国際比較実験 (ICCHIBAN) シリーズの調査では、アクティブ型およびパッシブ型機器の重イオン、後には陽子の応答を調査するために実施されている (Uchihori et al., 2002; Yasuda et al., 2006)。

(197) 光子, B線, および中性子放射線に関して多くの国際標準化機構 (ISO) 規格があり, 地球上のほとんどの放射線防護状況に対応する放射線場が網羅されている。宇宙への適用の状況はより複雑である。超高エネルギー粒子と重イオンを多く含む, 特定の混合放射線参考場は地球上に存在しない。高エネルギー加速器には重イオンおよび高エネルギー中性子の放射線場が存在する [例えば, ドイツにおける GSI の EG, 日本の HIMAC, TIARA, CYRIC, および RCNP, 米国航空宇宙局 (NASA) BNL の宇宙放射線研究所, スウェーデンの TSL, チェコ共和国の NPI, 南アフリカの iThemba, フランスの NFS, スイスの CERN]。いくつかの例では, 標的を取り囲む遮蔽において生成される幅広い二次粒子は, 宇宙放射線場の構成要素を再現することができ, さまざまな検出器システムの試験や相互比較測定に使用できる。しかし, これらの放射線場の正確な仕様が問題である。ビーム粒子と二次粒子, フルエンス率とそのエネルギー分布, および散乱成分についての計算が必要である。重イオンに対する特定の検出器応答は, 考慮される重イオンのフルエンス率を十分に特定できる重イオン加速器からのビームを使用して決定することもできる。

(198) 機器 (単独装置または装置の組合せ) の線量測定特性の決定とその標準校正は密接に関連している。応答特性の結果は, ある機器の線量測定特性の詳細な記述である。これには, 粒子タイプ, エネルギー, 放射線の入射角およびさまざまな影響量への応答の依存性が含まれる。補正なしで宇宙放射線場に適用する校正は誤って解釈される可能性があるように, 線量測定の特性を事前に把握していない基準校正は誤った校正となる可能性がある。特定のタイプの放射線 (中性子など) に専用の機器は, 他のタイプの粒子に対する応答を示すこともある。これは, 校正によって考慮される必要がある。

(199) 現代の機器では, 測定値の生成にソフトウェアがますます重要になってきている。したがって, ソフトウェア試験の大部分は計量試験に間接的に網羅されるので, ソフトウェアの最新バージョンが型式試験の開始時に入手可能でなければならない。製造業者は, ソフトウェアのいかなる変更も形式試験を無効にする可能性があるという事実を認識するべきである。例えば, 線量測定システムのソフトウェアは, WELMEC Software Guide 7.2 (WELMEC, 2008) が先導するかもしれない。

4.6 宇宙機での測定の正確さと不確かさ

(200) 宇宙飛行士は, 定常的に決定することが困難な複雑で多成分の放射線場に被曝している。線質で加重した臓器吸収線量は重要であり, フルエンス率とそのエネルギー分布, および検出器の吸収線量と線質の評価における不確かさを最小限に抑えることが主な目的である。それにもかかわらず, 目的の1つは, 検出器の吸収線量または線量当量の相対的な結合された標準不確かさの合計を最小限に抑えるという一般的な要件を満たすことである。臓器線量または線量当量の推定における相対的な不確かさの合計は, より大きくなるであろう。

(201) 測定における不確かさは, 測定の正確さ, 測定の計量品質, 測定された量の値の目的に対する適合性を評価するものである。測定の正確さは不確かさの評価である。指針は, 度量衡ガイドの合同委員会 (JCGM) によって作成された文書および勧告に基づいており, JCGM は度量衡法に関する一般的な定義および指針を提供している。JCGM 200 (JCGM, 2008a), JCGM 100 (JCGM, 2008b) および JCGM 104 (JCGM, 2009) は国際度量衡局のウェブサイトから入手可能である。定義および指針は, ISO および国際電気標準会議 (IEC) によって出版されている (ISO/IEC, 2005, 2007, 2009)。

(202) 品質保証の本質的な側面は, 報告された数値が真の線量値の良好な推定値であると合理的に信用できる程度を評価することである。測定値が真の値付近の定義された範囲内にある, あるいはむしろ真の値が観察された値のある範囲内にあるという確信, 信頼, あるいは確率が大きければ大きいほど, 測定の品質は向上する。不確かさの評価には, 経験と型式試験の両方から得た機器と評価システムに関するすべての知識を, 場合によっては機器部品の使用に関する詳細情報と組み合わせて使用する必要がある。

(203) 品質が追跡可能であり, 認識できる線量データを得るためには, JCGM が発行した文書および ISO の枠組に示された用語および定義に従うことが勧告される。策定段階では, 不確かさに寄与する可能性のあるすべての入力情報/影響量を特定し, 測定モデルで考慮しなければならない。すべてのモデルの入力情報/影響量は, 最良の推定値と確率密度関数 (PDF) または (複合) 標準不確かさのいずれかによって特徴付けられるべきである。PDF の形状は, 測定データから, または割り当てられた分布から取ることができる。線量計システムの応答の型式試験やその他の特性評価の結果は, 不確かさ評価の入力として使用することができる。標準不確かさや適用範囲の間隔などのその他のパラメータは, 出力量の PDF から導き出されなければならない。

(204) *Publication 75* (ICRP, 1997) は, 「實際上, 良好な実験室条件での放射線場の測定については, 95%の信頼度で約 10%の正確さを達成することが通常可能である。作業場においては, 放射線場の粒子のエネルギーおよび方向分布は一般によく分かっておらず, 評価の不確かさは著しく大きいであろう。放射線場が均質でなく, 方向がはっきりしないことによって, 標準モデルの使用には誤差が生じる。関連する線量限度付近の実効線

<p>量を推定する際の 95%信頼度での総合的な不確かさは、光子についてはプラスマイナスどちらの方向についても係数 1.5 となり、エネルギー不明の中性子、および電子についてはもっとずっと大きくなる。あらゆる線質に対し、低レベルの実効線量では、さらに大きな不確かさもまた免れない」と勧告している。ICRP のこのような記述は、地球上の低線量での職業被ばくに対する E および H_T の評価に厳密に適用される。ICRU は Reports 47 と 66 (ICRU, 1992, 2001) において、放射線防護における線量測定全体の不確かさの容認できるレベルに関する勧告を公表しており、その記述は ICRP と一致している。実用量の単一測定値については、「…ほとんどの場合、標準偏差 30%の全体的な不確かさは容認できるべきである」と勧告し、「機器の誤差は、ある放射線エネルギーと入射角でこの限界を大幅に超える可能性があるが、広いエネルギースペクトルと広い角度分布を有する放射線場で発生した場合にはこの限界に適合する」と記述している。</p>
<p>(205) 実験室での校正の統計上の不確かさは、通常、上記の不確かさよりもはるかに小さい。しかし、吸収線量および線量当量への装置の応答はエネルギーと角度に依存することがかなり多い。実際の測定における総合的な不確かさを最小限にするためには、測定を行う放射線場に対する応答を決定するか、もしくは放射線場のシミュレーションを使用して補正係数を求め、機器の校正係数に適用してもよい。また、このような場や、装置の応答のエネルギーおよび角度への依存性の知識から装置の応答を算定することも可能である。しばしば、最大の影響を有するのは放射線の方向分布である。宇宙での測定には、粒子タイプ、エネルギーおよび方向分布に関する追加情報が入手可能である。これらのデータを用いて、臓器吸収線量と臓器線量当量の推定では、95%信頼水準（正規分布で標準偏差 0.25 に相当）の正確さは係数 1.5 以上を達成すべきである。</p>
<p>(206) ミッション中のリスク限度、または現役期間中のリスク限度に近づくか、超える線量では、臓器線量の推定値と線質と組織加重係数から予測されるがんリスクを評価するための測定不確かさを含めるために、上限 95%包含確率が使用される (7.5 節参照)。明らかに、測定の不確かさを低減することはミッション計画の重要な課題であると考えられる。</p>
<p>5. 宇宙機の内部および惑星表面上の放射線場</p>
<p>(207) 宇宙機内部または付近の放射線場には、宇宙空間の一次放射線場 (2 章参照) が宇宙機の壁で部分的に吸収されたものと、宇宙機の壁やその他の物質で一次放射線が散乱し反応して生じる二次放射線というさまざまな構成要素が含まれる。一次放射線場の時間変化と、宇宙機内部の物質の不均一な分布により、内部放射線場はミッション中の宇宙機の位置と時間に依存する。</p>
<p>(208) 惑星表面付近の放射線場は、磁場の存在や強さ、大気の厚さや組成、表面付近の惑星物質など、いくつかの要因によって決定される。また、惑星大気や地上物質での散乱、吸収、反応も重要である。</p>
<p>5.1 一般</p>
<p>(209) 宇宙放射線と物質との相互作用を物理的に記述するには、放射線が物質中を輸送する際の原子と原子核の衝突過程で生成される一次・二次荷電粒子と中性子のエネルギーと同位体分布に関する知識が必要である。陽子、HZE 原子核、二次放射線のエネルギー分布と物質中での輸送を記述するコンピュータコードは、宇宙機や惑星の居住部の遮蔽設計や臓器の被ばく評価に使用されている。これらのコードは、宇宙線量測定結果とのベンチマークが必要である。GCR や太陽粒子のイオンのタイプとエネルギーは広範にわたり、また宇宙機の構造、惑星の大気、組織には着目する物質が多数あることから、信頼性の高いコンピュータモデルの開発を含め、基本的な物理過程の詳細な説明が必要である。運用、遮蔽、生物医学的なアプローチを含む潜在的なリスク緩和の研究は、予測を行い、そのようなミッションの設計研究を支援するために、放射線輸送コードの形で理論モデルに頼らなければならない</p>
<p>(210) 高エネルギー原子核の物質の透過における支配的な物理過程は、原子や分子の衝突によるエネルギー損失、宇宙機の材料や組織と原子核との相互作用による吸収と粒子生成である。高い運動エネルギー (>100 MeV/u) を持つ重イオンでは、破砕による核吸収が支配的な反応様式である (Hufner, 1985; Townsend and Cucinotta, 1996)。核吸収断面積は原子核の質量数の $A^{1/3}$ であり、GCR 核の破砕は構成原子が軽い物質ほど単位質量あたりの効率が低い。低エネルギー (<<100 MeV/u) では、弾性散乱、複合核形成、γ線放出や粒子放出によって壊変する個別の原子レベルの励起が支配的な相互作用様式である。しかし、重イオンは飛程が短く停止力が大きいため、中性子を除く低エネルギーの核反応の重要性は低くなる。高エネルギーの陽子と中性子は、ロックアウト反応や核破砕反応を通じて相互作用する (Hufner, 1985)。このような過程では、軽い粒子 ($Z \leq 2$) が蓄積され、LET の値が大きく飛程の短い重イオン標的破片が一次飛跡付近で局所的に生成される (Wilson et al., 1991; Cucinotta et al., 1996)。</p>
<p>5.2 宇宙放射線輸送の物理学</p>
<p>5.2.1 放射線輸送</p>
<p>(211) 高エネルギー原子核の物質中の透過は、原子と原子核の衝突のボルツマン輸送方程式を用いて記述することができる。この方程式は、数値解法—直進近似—またはモンテカルロ法によって解くことができ、これらの手法では、物質における荷電粒子の通過やエネルギー沈着の履歴を作成するため個々の一次粒子または二次粒</p>

子の相互作用過程をサンプリングする。モンテカルロ法は素粒子物理学の分野で広く用いられており、物質中の放射線輸送の計算や線量分布の計算などにしばしば適用されている。

(212) 関連するボルツマン輸送方程式は、保存の原理 (Wilson et al., 2001) に基づき、粒子タイプ j のフルエンス率 $\Phi_j(x, \Omega, E)$ を次のように導き出す。

$$\Omega \cdot \nabla \Phi_j(x, \Omega, E) = \sum_k \int \int \sigma_{jk}(\Omega, \Omega', E, E') \Phi_k(x, \Omega', E') dE' d\Omega' - \sigma_j \Phi_j(x, \Omega, E) \quad (5.1)$$

ここで、 $\sigma_j(E)$ と $\sigma_{jk}(\Omega, \Omega', E, E')$ は媒体の巨視的な断面積である。 $\sigma_{jk}(\Omega, \Omega', E, E')$ は、エネルギー E' で方向 Ω' に移動する粒子タイプ k が、エネルギー E で方向 Ω に移動する粒子タイプ j を生成するすべてのプロセスを表している。フルエンス率 $\Phi_j(x, \Omega, E)$ は、研究対象の物理的または生物学的システムの適切な応答関数と折り合わせることによって、物理的または生物学的応答を決定するために使用される主な物理量である。

(213) 特定の生成物を生成する反応が複数ある場合があり、式 (5.1) の適切な断面積は包括反応である。エネルギー E の各粒子タイプに対する媒体の全断面積 $\sigma_j(E)$ は、次のように展開できる。

$$\sigma_j(E) = \sigma_j^{\text{at}}(E) + \sigma_j^{\text{el}}(E) + \sigma_j^{\text{r}}(E) \quad (5.2)$$

ここで、第 1 項は原子電子との衝突、第 2 項は弾性核散乱、第 3 項は核反応を表す。微視的な断面積と平均エネルギー付与は、次のような順序になる。

$$\sigma_j^{\text{at}}(E) \sim 10^{-16} \text{ cm}^2 \text{ with } \delta E_{\text{at}} \sim 10^2 \text{ eV} \quad (5.3)$$

$$\sigma_j^{\text{el}}(E) \sim 10^{-19} \text{ cm}^2 \text{ with } \delta E_{\text{el}} \sim 10^6 \text{ eV} \quad (5.4)$$

$$\sigma_j^{\text{r}}(E) \sim 10^{-24} \text{ cm}^2 \text{ with } \delta E_{\text{r}} \sim 10^8 \text{ eV} \quad (5.5)$$

物質の $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ の距離では、多くの原子の衝突 ($\sim 10^6$) と、はるかに少ない核のクーロン弾性衝突 ($\sim 10^3$) が起こり、核反応はエネルギーと粒子タイプに応じて何 cm も離れる。中性子の場合 $\sigma_j^{\text{r}}(E) \sim 0$ であり、核の弾性過程は一次摂動として現れる。中性子の弾性散乱の平均自由行程は、特に共鳴領域の低エネルギーでは非常に小さくなる可能性がある (ICRU, 2000)。

(214) 式 (5.1) の解は、何千もの交差項が組み合わさる何百もの多次元整数微分方程式を含んでおり、最終的には外部環境や宇宙飛行士の身体および/または複雑な宇宙機のジオメトリーに関連する境界条件に従って一貫して解かなければならない。一連の近似解が研究され、ほとんどの適用で高いレベルの正確さが得られることがわかる (Wilson et al., 2001; Tweed et al., 2005)。平均エネルギー損失は、連続的な減速近似で導かれ、宇宙放射線の広範なエネルギースペクトルではストラグリングを無視することができる。荷電イオンに対する指向性の高いクーロン断面積 (Wong et al. 1990) と中性子に対する核弾性散乱が二次摂動項を一般的に支配する。角度分散とその横方向のビーム広がりや飛程ストラグリングの影響は、実験室での測定値と比較する際に重要な補正となる。核弾性散乱は中性子場では特に重要であり、モンテカルロ法やマルチグループ法を用いて扱われている (Hughes et al., 1997)。三次摂動項は、複素数のエネルギーと角度関数で構成される。モンテカルロコードの結果 (Alsmiller et al., 1965) は、宇宙遮蔽コード開発に用いられる解析手法を生み出し境界条件の簡略化の基礎となった (Wilson et al., 1991)。

5.2.2 原子過程

(215) 輸送係数は、物質の存在によって粒子の場が変化する原子/分子および核の過程を記述する (Wilson et al., 2001)。したがって、基本的な原子および原子核の理論が輸送コードのデータベースへの入力情報となる。式 (5.1) の右側の一次物理的摂動は、式 (5.3) に記載されている原子/分子の断面積であり、式 (5.1) のそれらの項はエネルギーモーメントについて次のように展開される。

$$S_n(E) = \sum_i \sum_l \varepsilon_l^n \sigma_i(E) \quad (5.6)$$

ここで、 ε_l は電子励起エネルギーに基づいており、 $\sigma_i(E)$ は軌道上の電子 (離散および連続準位を含む) に ε_l エネルギーを付与する原子/分子の全断面積である。一次モーメント ($n=1$) は通常の阻止能であり、通常の連続減速近似はより高いエネルギーモーメントを無視することで達成される。二次モーメントは、エネルギー損失の確率分布によるエネルギーストラグリング (Payne, 1969) を表す。

(216) 阻止能データベースは平均励起エネルギーと殻補正の観点から、式 (5.6) のベータ減少として、半経験的に導かれる (Fano, 1963; Wilson et al., 1991)。直線阻止能 S は、ほとんどのイオンエネルギーに対してベテ・ブロッホ式によって適切に記述される (Bichsel, 1992)。

$$S = \frac{4\pi Z_p^2 Z_T N_T e^4}{mv^2} \left\{ \ln \left(\frac{2mc^2 \beta^2 \gamma^2}{I} \right) - \beta^2 - \frac{C(\beta)}{Z_T} + Z_p L_1(\beta) + Z_p^2 L_2(\beta) + L_3(\beta) \right\} \quad (5.7)$$

ここで、 e は電子電荷、 Z_p と Z_T は入射原子と標的原子の電荷数、 N_T は標的原子の密度、 m は電子の質量、 c は光速、 $\beta = v/c$ 、および I は平均励起エネルギーである。式(5.7)の種々な項は、殻補正項 $C(\beta)$ 、バルカス補正項 $L_1(\beta)$ 、ブロッホ項 $L_2(\beta)$ 、およびモット補正と密度補正項 $L_3(\beta)$ である。イオンの飛程は阻止能から次のように評価される。

$$R(E) = \int_0^E \frac{dE'}{S(E')} \quad (5.8)$$

(217) 第2のエネルギーモーメントは、エネルギーストラグリングまたは飛程ストラグリングに関連し、イオンの減速スペクトルに対する補正を提供する (Fano, 1963; Payne, 1969)。広いエネルギーのビームの場合、GCR や SPE の輸送におけるストラグリング影響の条件は無視できるが、単一エネルギービームを用いた実験室での研究や放射線検出器応答を理解する上で重要である。次の物理的摂動項は、原子核によるクーロン散乱であり、典型的にはラザフォード散乱に原子軌道のトーマス・フェルミ分布を用いた軌道電子による核電荷の遮蔽で修正したものである。散乱方向を積分することで得られる全核クーロン断面積は、放射線の長さに関連している。微分断面積は前方方向に大きくピークを持ち、大きなビーム発散は多くの散乱を経て初めて見られる。クーロン多重散乱問題の数値解は長年研究されており (Fermi, 1940)、HZE (Wong et al., 1990) や陽子ビーム (Carlsson and Rosander, 1973) の実験データを正確に記述している。

5.2.3 原子核の相互作用

(218) 宇宙放射線の輸送に必要な核相互作用断面積データベースの範囲は、1 MeV/u から数十 GeV/u までのエネルギーで、多数の入射粒子と標的物質の組み合わせを含む。輸送に必要な断面積のタイプには、全収量と多重度、包括的二次エネルギースペクトル、ならびに角度およびエネルギーにおける包括的二重微分断面積が含まれる。全吸収は、遮蔽内の深さの関数としての粒子保存の正確さを含む、ボルツマン方程式での合理的な解を保証する上で重要な役割を果たす (Wilson et al., 1991)。同様に、モンテカルロ法では、吸収断面積は遮蔽における一次粒子の飛跡に沿った相互作用事象の確率を決定する上で重要な役割を果たす。さらに、モンテカルロ輸送コードにおけるいくつかのイベントジェネレータでは排他的な断面積を使用されている。全断面積 σ_{TOT} は、光学定理 (Wilson et al., 1991) で求められる順方向の弾性振幅から弾性散乱振幅の虚数部 ($\text{Im } f$) として求められる。

$$\sigma_{TOT} = \frac{4\pi}{k} \text{Im } f(q=0) \quad (5.9)$$

ここで q は運動量の付与、 k は入射粒子と標的核の相対運動量である。

(219) また、全吸収断面積は弾性散乱振幅から次のように求められる。

$$\sigma_{TOT} = \sigma_{ABS} + \sigma_{EL} \quad (5.10)$$

ここで σ_{EL} は全弾性断面積である。これらの断面積の式は、核多重散乱の微視的理論から導き出すことができる (Cucinotta et al., 1997)。吸収断面積は、Bradt-Peters の方程式にエネルギー依存を加えて修正したものによって正確に表される (Townsend and Wilson, 1986)。

$$\sigma_{ABS} = \pi r_0^2 c_1(E) (A_p^{1/3} + A_T^{1/3} - c_2(E))^2 \quad (5.11)$$

ここで、 r_0 、 $c_1(E)$ と $c_2(E)$ は実験データに適合するパラメータである。吸収断面積は、実験的にも理論的にもよく研究されており、不確かさは数パーセントであることが知られている (Tripathi et al., 2001)。吸収断面積は、反応チャンネルが開くと低エネルギーで大きくなり、数百 MeV/u で最小となり、その後中間子生成チャンネルが開くと再び上昇する。

(220) 表 5.1 は関連する反応相手と生物を明確な反応タイプやメカニズムに分けて示したものである。重イオン標的破片を含む低エネルギーの蒸発生成物は、生物学的損傷に重要な高 LET 事象である。陽子・中性子反応によるノックアウト生成物や GCR の原子核からの入射粒子破片は、通常低から中程度の LET であるが、その長い飛程のためさらなる反応によって放射線が蓄積されることになる。重イオンの破碎断面積を記述するにはアブレーション・アブレーションモデル (Hufner et al., 1975; Townsend et al., 1986; Townsend and Cucinotta, 1996; Wilson et al., 1995b; Cucinotta et al., 1997, 1998) が用いられる。アブレーション (イオンとイオン相互作用時の粒子除去) とアブレーション (擦過段階後の核の脱励起) による核反応の記述は、図 5.1. で示されており、入射粒子の重なり、中心部での火球形成、破碎前の傍観部の壊変などの役割を示している (NCRP, 2006)。アブレーションとアブレーションの個々の段階は、半古典的または量子力学的アプローチで記述することがで

きる (Cucinotta et al., 1995; Casolino et al., 2007) これらの異なる反応過程は、量子多重散乱理論、量子分子動力学などの半古典的方法、核内カスケードモデルを用いた核反応に対するモンテカルロ法などで記述されてきた (核反応モデルのレビューについては、Durante and Cucinotta, 2011 およびその中の参考文献を参照)。

(221) Ar と Fe の入射粒子の破砕断面積の例を、量子多重散乱破砕 (QMSFRG) モデル (Cucinotta et al., 2002, 2006b, 2007) と比較して図 5.2 に示す。宇宙ミッションで着目する標的原子の利用可能な破砕断面積データセットについては、Durante と Cucinotta (2011) および NCRP (2006) がレビューしている。破片の元素分布の 1 つの特徴として、破片の電荷数に強い偶奇効果が見られることが挙げられる。この効果は、中程度の質量の入射粒子 ($A=20\sim 40$) で最も大きく、入射粒子のアイソスピンに依存するようである (Knott et al. 1996, 1997)。理論モデルでは、正確な核脱励起モデルを用いれば、奇数偶数効果をよく表すことができる (Cucinotta et al., 2002, 2006b, 2007)。図 5.2 は、さまざまな標的核と相互作用する ^{56}Fe のいくつかのビームエネルギーについて、QMSFRG モデルの破砕断面積を実験と比較したものである。図 5.3 に示すように、ほとんどの破片断面積において実験と QMSFRG モデルの間で 25% 以内の良好な一致が得られている。現在、陽子および中性子入射反応の断面積に関する大規模なデータベースが存在し、ICRU Report 63 (ICRU, 2000) ではこれらのデータの最近の調査結果が報告されている。運動エネルギーが数千 MeV/u を上回ると、複数の中間子生成過程が支配的になり、パトロンモデルやクォーク・グルーオンモデルに基づいた反応モデルを用いて核相互作用の断面積を記述することができる (Fasso et al., 2005)。

(222) 重入射粒子破片の運動量分布は前方にピークがあり、平均運動量は入射粒子の速度から少し減速する入射粒子の静止座標におけるガウス分布として記述される。縦方向の運動量幅 σ_L は、Goldhaber (1974) によってよく記述されている。

$$\sigma_L = \sigma_0 \left[\frac{n(A_p - n)}{A_p - 1} \right]^{1/2} \quad (5.12)$$

ここで、 n は入射粒子から離れた核子の数であり、 σ_0 は近似的に入射粒子のフェルミ運動量 p_F と $\sigma_0 = p_F \sqrt{5}$ で関係している。横方向の幅は、より重い破片の場合、縦方向とほぼ同じである。入射粒子と相対的に破片の運動量は少し減速し、これは破片の質量に依存する (Tull, 1990)。ガウス分布を実験室の静止フレームに変換すると、入射粒子破片の角度分布は狭い円錐形 (5 度未満) の中で極めて前方にピークを持つことがわかり、これが輸送モデルにおける直進近似の成功につながっている。より軽い破片の場合、縦方向と横方向の幅が分岐し、ガウスモデルが破綻する。これは、軽い粒子の発生源が複数あることによるもので、入射粒子のアブレーション、入射粒子のアブレーション、標的のアブレーション、標的のアブレーションのほか、中心衝突による中間的な速度の火球が形成されることによる中間的な発生源の可能性もある。

5.3 陽子、中性子、および重イオン輸送コード

(223) 放射線治療、高エネルギー加速器での物理実験、検出器シミュレーションおよび宇宙での放射線防護の適用のため、いくつかの放射線輸送コードが開発されている。さまざまな放射線輸送コードが、核相互作用、二次放射線、遮蔽ジオメトリーなど、さまざまな核データベースと方法を用いている。宇宙放射線の問題を「万能的なアプローチ」で対処できる可能性は低く、特定の用途によって使用方法が決まる。複雑な宇宙機や臓器のジオメトリーは、レイトレーシング分布、複雑な構造の組み合わせジオメトリー、またはボクセルに基づく方法を用いて記述する。レイトレーシング法は、何千もの宇宙機の部品を正確に扱うことができ、CAD 形式で工学的設計に直接統合することができる。レイトレーシング法は、双方向の場合 (前方散乱、後方散乱) に対してのみ開発されてきたが、宇宙空間の全方向放射線場に対しては非常に正確であることが示されている。組み合わせジオメトリーモデルは、モンテカルロコードでよく使用されているが、三次元輸送モデルが表現しようとしている表面および角度効果の細部を逆説的に排除する近似値を信頼している。

(224) GCR, 捕捉放射線, または SPE のモデルは、通常、輸送コードの境界条件として使用される。宇宙への適用で使用されるいくつかの輸送コードは以下に要約される。

FLUKA (FLUctuating KAscades)

(225) FLUKA は、粒子および光子の輸送の計算のための汎用的なモンテカルロプログラムであり (Ferrari et al., 2007; Andersen et al., 2004; Fasso et al., 2005; Battistoni et al., 2007), 重イオンを含む物質中の約 60 種類の粒子の相互作用および伝播をシミュレーションすることができる (<http://www.fluka.org>)。このプログラムは、偏光光子 (例えば、シンクロトロン放射光) および光学光子の輸送も記述できる。また、光核相互作用のシミュレーションが可能である。放射性核種インベントリの時間推移および不安定な残留核種から放出された放射線の追跡を行うことができる。

(226) 一次粒子のエネルギーに応じて、ハドロン相互作用は異なる物理モデルでシミュレーションされる (Ballarini et al., 2004)。より高エネルギーでは、双対パートンモデルが使用される。3~5 GeV \cdot c⁻¹未満では、PEANUT (Cascade-Preequilibrium モデル) パッケージに非常には詳細な汎用核内カスケード (GINC) と前平衡過程を組み込んでおり、高エネルギーでは、精緻さに劣る GINC に Gribov-Glauber の多重衝突メカニズム

<p>を含めている。イオンによる核反応は、外部のイベントジェネレータへのインターフェースを介して処理されるが、低エネルギー (<150 MeV/u) 範囲ではボルツマンマスター方程式に基づくモデルが実装されている。100 MeV/u から 5 GeV/u の範囲では相対論的量子分子動力学ジェネレータが呼び出され、5 GeV/u を上回るエネルギーでは DPMJET コードが使用される。</p>
<p>(227) 荷電粒子の輸送は、クーロン散乱の Moliere 理論に基づく多重散乱アルゴリズムを適用することによって記述する。このアルゴリズムには磁場における曲線軌跡への正確な処理が含まれる。エネルギー損失は、Bethe-Bloch 理論、また制動放射と電子対生成から決定される。電離ゆらぎが考慮されている。</p>
<p>(228) 20 MeV より低いエネルギーの中性子的場合、FLUKA では、物理学、線量評価、加速器工学の分野で使用されている 200 種類以上の物質を含む中性子断面積ライブラリに基づき、中性子エネルギー範囲を 260 グループに細分化した多群輸送アルゴリズムを使用している。水素以外の原子核のエネルギー沈着はカーマ係数によって計算される。</p>
<p>(229) FLUKA は、よく知られている組合せジオメトリパッケージの改良版を使用することによって、非常に複雑なジオメトリを扱うことができる。繰り返し構造 (格子) とボクセルジオメトリも扱うことができる。さまざまな視覚化ツールやデバッグツールも利用できる。</p>
<p>GEANT4</p>
<p>(230) モンテカルロコード GEANT4 (Agostinelli et al., 2003; Allison et al., 2006) は GEometry ANd Tracking の略であり、物質中の粒子の通過をシミュレーションするためのソフトウェアツールキットである。物理学者とソフトウェアエンジニアからなる世界的なチームである GEANT4 共同研究によって開発と保守がなされている (http://geant4.web.cern.ch/geant4参照)。GEANT4 とその従来版は、物理モデルを利用し、複雑なジオメトリを扱い、異なる作業で最適な使用ができるよう、簡単に適応できるように設計されている。GEANT4 は高エネルギー、原子力、加速器物理学のほか、放射線防護、医療および宇宙科学の研究で応用されている。</p>
<p>(231) ツールキットには、追跡、ジオメトリ、物理モデル、検出器応答、実行管理、可視化およびユーザーインターフェースを処理する機能が含まれている。ソフトウェアは、多数の物理過程 (例えば、電磁、ハドロン、および光学モデル)、異なるタイプの粒子 (レプトン、ボソン、中間子、バリオンなど)、物質や元素の特性に関するデータベースのセットが多く用意されている。物理過程は、250 eV から 1 TeV までの広範なエネルギーを網羅しており、ケースに応じて対応する。GEANT4 に含まれるモジュールのいくつかは、HZETRN および HETC を含む他のコードでの物理学を再現したものである。多層遮蔽シミュレーションソフトウェア (Bernabeu and Casanova, 2007) を含む宇宙機ジオメトリモデルが利用可能である。</p>
<p>(232) このツールキットは、オブジェクト指向技術を用いて C++ プログラミング言語で実装されている。このアプローチでは、特定の問題を解決するためのアプリケーションを作成するために、統一されたインターフェースと共通の組織原則を定義することで、複雑さを管理し、依存関係を制限することができる。</p>
<p>HETC - HEDS (High-energy Transport Code-Human Exploration)</p>
<p>(233) HETC は、オークリッジ国立研究所で開発された高エネルギーモンテカルロ放射線輸送コードである (Townsend et al., 2002)。このコードは当初、高エネルギーの陽子、中性子、パイプラス中間子、パイマイナス中間子、ミュープラス粒子、ミューマイナス粒子の入射のみの輸送計算に開発された。その後、Townsend ら (2005) は、宇宙放射線遮蔽適用に特化してモデルを拡張した。このコードは、現在 HETC-HEDS と呼ばれ、より重い原子核の輸送を含むよう修正されている (Charara et al., 2008)。</p>
<p>(234) HETC-HEDS には、原子核-原子核断面積、陽子データからスケーリングされた飛行-エネルギー表、および重イオン相互作用の核衝突モジュールが含まれる。それぞれ 3.5 GeV と 2.5 GeV を上回るエネルギーでの水素との非弾性核子衝突と荷電パイ中間子衝突は、非弾性 n-p, p-p, π⁺-p, π⁻-p の全断面積の実験データとその実験データを解析し、フィッティングさせる計算法を用いて処理される。粒子-原子核の相互作用における核内カスケードと蒸発の概念を用いて、核子は 3.5 GeV 未満、荷電パイ中間子は 2.5 GeV 未満の粒子・原子核の衝突の影響を決定した。核内カスケードに続いて、核内に残された励起エネルギーは、蒸発モデルを用いて処理される。蒸発中に見込まれる粒子には、陽子、中性子、d, ³H, ³He および ⁴He が含まれる。</p>
<p>(235) HETC-HEDS は組合せジオメトリパッケージを使用しているため、事実上任意のジオメトリが可能である。カスケード内の各粒子は、最終的にシステムのジオメトリ境界から逃れて消滅するか、核衝突や吸収を受け、電離や原子電子の励起によるエネルギー損失によって静止する、あるいはパイ中間子やミュー粒子の場合は壊変するまで追跡される。</p>
<p>HZETRN [High charge (Z) and Energy Transport コード]</p>
<p>(236) HZETRN は NASA の Wilson et al. (1991, 2004) によって開発された。ボルツマン方程式を数値法によって解くものである。初期のバージョンでは直進近似を使用していたが、最近のバージョンは、実験室での研究のために双方向輸送または三次元輸送を使用している (Kim et al., 2012)。最近では、人体形状のボクセルモデルの光線追跡表現も開発されている (Slaba et al., 2010)。核相互作用は、NUCFRG2 モデル (Wilson et</p>

al., 1994a) または QMSFRG モデル (Cucinotta et al., 2007) で扱われ、陽子と中性子の断面積は Bertini モデルと Ranft モデルで記述される。光線追跡法は、複雑な放射線ジオメトリーを扱うために使用される。これは、宇宙機エンジニアが輸送コードの評価に自分の設計を直接使用できるという点で強力である。材料が多層で深い遮蔽条件 ($>100 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$) を持つ複雑な宇宙機のジオメトリーを、人体の臓器遮蔽モデルと組み合わせることで、小型コンピュータワークステーションで1時間以内に計算することができる。
MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended)
(237) ロスアラモス・モンテカルロコード MCNPX (http://mcnpx.lanl.gov) とその従来版は、非常に広く配布されている (Waters, 2002; Pelowitz, 2008)。このコードは、多くの粒子タイプ (核子および軽イオン) と 2000 を上回る重イオンを非常に高いエネルギーまで追跡できる。中性子、光子、電子、陽子、光核反応に対して、標準の評価済みデータライブラリを使用し、他の粒子タイプや表形式のデータが得られないエネルギーについては、物理モデルを使用する。
(238) 現在の物理モジュールには、LAHET コードシステム、CEM 03 および INCL4 から得られた Bertini モデルと Isabel モデルが含まれる (James et al., 2009)。重イオンの物理モデルが組み入れられたことで、反跳核の輸送が可能になっている。このモデルは、発生源の粒子が重イオンでなくても、あらゆる反応から生成されるすべての残留核を自動的に輸送する。重イオンに対する現在の阻止能は、SRIM の結果 (Ziegler et al., 2008) によく合致するように特別な方法 (Pelowitz, 2008) で調整されている。総エネルギーの下限値である 5 MeV まで減速され、残りのエネルギーはその場所で沈着する。
PHITS (Particle and Heavy-Ion Transport code System)
(239) モンテカルロ放射線輸送コードの PHITS (http://phits.jaea.go.jp) は、日本原子力研究開発機構 (JAEA)、情報科学技術研究機構 (RIST)、高エネルギー加速器研究機構 (KEK) およびシャルマース工科大学を含むいくつかの研究所の共同研究で開発された (Niita et al., 2010; Sihver et al., 2010a)。核相互作用は 100 GeV/u までの JAM や JQMD のようなさまざまなモデルで記述されている。このコードでは、核データライブラリと組み合わせて、イベントジェネレータモード (Iwamoto et al., 2007; Niita et al., 2007) を用いて低エネルギー中性子による核反応から放出される荷電粒子のエネルギーを決定することができる。この機能により、従来のカーマ近似法では計算できなかった臓器や組織の線量当量を直接計算することができる。スペースシャトル内部の中性子スペクトル (Sato et al., 2006) や、宇宙機の簡略化されたジオメトリーを用いた人体形状ファントム内の線量 (Sato et al., 2011) を計算することで、宇宙空間での線量測定における本コードの正確さを検証した。また、このコードは、宇宙での MATROSHKA および MATROSHKA-R 実験のコンピュータ解析にも使用されている (Sihver et al., 2010b; Koliskova et al., 2012)。
5.3.1 放射線輸送コードの相互比較および妥当性
(240) 一次放射線が物質を通過した後の荷電粒子と中性子のエネルギースペクトルを予測する宇宙放射線輸送モデルの正確さは、陽子と重イオンビームを用いた実験室での実験や宇宙機での測定と比較することで評価できる。しかし、宇宙飛行中の測定値は多くの要因を伴うため、放射線輸送モデルの潜在的な不備を環境モデルや遮蔽モデルの不備と比較して区分することは困難である。また、宇宙での検証は、宇宙へのアクセスや現在の宇宙機の方法によって制限されるため、惑星の表面に存在するような他の材料タイプや、先進的な材料選択の概念におけるモデル予測を代表するものではないかもしれない。この点において、実験室での検証は、放射線輸送コンピュータコードや関連するデータベースモデルを検証し、生物学的線量を低減するための材料特性を研究するための試験を提供する上で有利である (Schimmerling et al., 1999)。それでもなお、宇宙飛行中の測定値はいくつかの要因の予測能力の重要な試験となり、輸送コードの最終的な検証に必要となる。
(241) 最近、300~1000 MeV/u の ^{28}Si , ^{40}Ar , ^{56}Fe イオンとポリエチレン、炭素、アルミニウム、銅の標的 (宇宙放射線防護に関連する) との反応による入射核破碎の断面積の計算結果について、PHITS, FLUKA, HETC-HEDS, MCNPX を用いた大規模なベンチマークが行われた。計算結果を測定値と比較した (Sihver et al., 2008)。
(242) 計算結果と測定値は全体的に「合理的な」一致が見出された。しかし、計算された破片生成断面積 (部分的電荷変換断面積) がわずかに過小評価されるという一般的な傾向が観察された。HETC-HEDS は、このベンチマークに含まれている他のコードよりも、これらの断面積を過小評価しているように思われる。PHITS も全電荷変換断面積を過小評価しているようであるが、これは他の観測結果と一致している (Sihver et al., 2007)。
(243) 最近行われた SPE と GCR の試験事例に対する輸送コードの相互比較では、さまざまなコードの間でかなり良い一致が見られた (Hein-bockel et al., 2011a, 2011b)。図 5.4 は、大規模 SPE の深さ方向の線量分布を異なるコードで計算した結果の比較を示している。図 5.5 は、さまざまなコードで計算された、太陽極小期の GCR の陽子とヘリウムイオンによって生成された二次粒子のエネルギースペクトルの比較を示している。
5.4 宇宙機内部の放射線場
(244) 宇宙機内部の放射線場は、宇宙機に入射する外部放射線と、宇宙機内外の壁や機器との相互作用によっ

<p>て生じる二次放射線によって決定される。内部放射線場は、外部放射線の変化（2章参照）と、機器の特定の配置やさまざまな壁および宇宙機部品の遮蔽特性による宇宙機内の位置により、時間とともに変化する。重要な影響は、一次放射線の吸収、散乱、劣化、そして二次放射線の生成である。このように、宇宙機内部の放射線場、さらには宇宙機に近い外部領域の放射線場には、一次放射線の構成要素に加えて、入射粒子や標的の破片、中性子、光子、パイ中間子、ミュー粒子などが含まれる。内部の放射線場とその成分の評価は、測定または環境モデルや放射線輸送コードを用いたシミュレーションによって行うことができる。</p>
<p>(245) 内部環境は、放射線遮蔽の種類と量に依存する。液体水素、水、アルミニウムによる遮蔽の量を増やした場合の粒子フルエンスの LET 分布を図 5.6 に示す。アルミニウムが他の材料に比べて LET の大きな値 ($> 50 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$) でフルエンスが高いのは、遮蔽で生成される二次中性子と荷電粒子の寄与によるもので、水素を含む材料ではこの寄与が小さくなる。</p>
<p>(246) 長年にわたる NASA のスペースシャトル (STS) 飛行やロシアのミール宇宙ステーションでの測定により、放射線輸送計算と飛行中の測定値との比較が数多く行われてきた (Cucinotta et al., 2000b)。エッチング型核飛跡検出器 (PADC) によるパッシブ測定では、低 LET ($< 5 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$) での飛跡および標的破片からの短い飛跡に、あるいは高 LET 飛跡の GCR イオンの阻止に制限がある。STS 飛行においてアクティブ型線量計を使用することで、GCR と捕捉陽子の寄与を分離することができたが、これはパッシブ型線量計では不可能である (Badhwar and Cucinotta, 2000)。アクティブ型検出器による測定には、組織等価比例計数管、荷電粒子望遠鏡 (Badhwar et al., 1995) および比例計数管を埋め込んだアクティブ型ボナー球 (Koshiishi et al., 2007) が含まれる。</p>
<p>(247) STS 飛行における測定は、Badhwar と Cucinotta (2000) により、長さ直径の比が 1 で直径 $2 \mu\text{m}$ の部位をシミュレーションした線エネルギー範囲が $0.25 \sim 1250 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ の円筒形状の TEPC を用いて行われた。宇宙でのいくつかのミッションにおける TEPC の測定結果を、HZETRN を用いた全吸収線量および線量当量の計算結果と比較した。比較には Badhwar と O'Neill (1992) の自由空間 GCR モデルと、STS またはミールにおける検出器周辺の遮蔽分布の表現を用いた。大半の比較において、その差は 15% 以下であることがわかった。PADC で測定した LET 分布と HZETRN で計算した LET 分布の比較を図 5.7 に示す。これらは、短い飛跡に対する PADC の応答も考慮した場合、良好な一致を示している (Wilson et al., 1994b; Shinn et al., 1998)。</p>
<p>(248) スペースシャトル飛行 STS-48 で測定された粒子ラジエーションのエネルギー分布を図 5.8 に示す。陽子では約 15 MeV から 400 MeV、その他の $Z=1$ および $Z=2$ イオンでは 5 MeV から 70 MeV/u (上記参照) の軽粒子のエネルギースペクトルの測定値を提供する荷電粒子望遠鏡が使用された。地球の地磁気のカットオフにより、数百 MeV/u 未満の粒子が宇宙機の軌道に入らないため、これらの測定は厳密には GCR からの二次放射線である。陽子に対する HZETRN コードは良好な一致が見られた。重陽子のスペクトルについては、陽子や中性子による反応で発生するノックアウト重陽子を含めた場合にのみ、十分な一致が得られた。^3He と ^4He については、一致が十分ではなく、HZETRN で使用されている FLUKA モデルの蒸発断面積の不足を示唆している可能性がある。</p>
<p>(249) 捕捉陽子放射線による ISS 内の放射線環境については、Wilson ら (2007) が HZETRN を用いて、また Ersmark ら (2007) が GEANT4 を用いて詳細なシミュレーションを行っている。遮蔽の違いによる放射線環境の異方性についても研究されている。</p>
<p>5.5 放射線遮蔽</p>
<p>(250) 宇宙機と宇宙服に遮蔽モデルを適用することで、宇宙飛行士が被ばくする内部環境を評価できる。モデルは宇宙機の壁や内部の材料の分布を記述し、適切な計算手順を用いて透過粒子の内部場を評価する。内部環境、特に SAA からの陽子に基づく場合、大きな空間勾配と短期および長期の時間スケールでの時間変化を伴う非均質な分布を示している。</p>
<p>(251) 内部放射環境は計算モデルを用いて良く記述できる。高速計算手順により、宇宙機内部の急速なマッピングが可能になる。</p>
<p>(252) 宇宙機の内部環境は、さまざまな機器によってモニタリングされており、捕捉粒子強度の調整、モデル推定値の不確かさの低減、透過係数の評価、そして計算された線量測定量の評価に使用できる。</p>
<p>(253) 水素のような軽い構成原子を有する材料は、イオンを減速させ、入射核破砕によって重イオンのフルエンスを減衰させ、さらに核相互作用によって遮蔽材料の原子から直接生成された中性子および他の標的破片の蓄積を最小限に抑えることにおいて、遮蔽材料の質量当たりの効率が最も高い。電離によるエネルギー損失は、原子あたりの電子数 (Z/A) に比例する。ここで、Z は電荷数、A は質量数であり、面積質量あたりのエネルギー損失は $Z(\rho A)$ に比例する。ここでの ρ は材料の密度である。GCR の場合、アルミニウム (最も一般的な宇宙機の材料) などの材料は、重イオンの減衰とのバランスで軽粒子が蓄積されるため、比較的平坦な深さ・線量当量応答を示す (Wilson et al., 1995a)。中性子や標的破片が大量に発生するため、GCR に対する応答が遮蔽深度に応じて線量が増加すると予測される。宇宙機材料は水素が不足していることが多く、アルミニウムや他の一般</p>

<p>的な宇宙機材料に比べて低エネルギー中性子 (< 5 MeV) が頻繁に生成されるため、中性子フルエンスのエネルギー分布は組織の最初の数 cm で大きく変化することになる。</p>
<p>(254) ある面積密度とある入射荷電粒子に対して、電離によるエネルギー損失は標的核の電荷質量比 (Z_T/A_T) に比例して増加し、質量当たりの破砕断面積は$\propto Z_T^2$に比例する。したがって、水素は重イオンを遮蔽するための最も効率的な材料であり、疎結合の水素原子を多く含む材料は効率的な放射線遮蔽の優れた候補となる。</p>
<p>(255) 遮蔽材料が 1 つだけというのは理想的なケースであるが、実際に実現するのは非常に難しいだろう。そのため、最終的な遮蔽効果は、遮蔽に使用される他の材料のジオメトリーや含有量にも依存する。現実的な宇宙機や居住部を評価・設計するには、最終的に詳細なシミュレーションが必須となる。シミュレーションによると、LEO では捕捉陽子に対しては遮蔽が有効であるが、GCR 透過に対しては遮蔽の効率が劣る。これは、図 5.9 で明示されている。</p>
<p>(256) 遮蔽がより厚い場合、宇宙放射線の一次成分としては無視できる中性子が、顕著な放射線被ばく源となることがある。これは遮蔽の厚い宇宙機だけでなく、一次放射線源を合理的に低く抑えるのに十分な厚さの大気がない惑星や月の表面でも起こりうる。火星表面や月面ではさらに、地上から発生するこれらの二次的な「アルベド」中性子が、特に中性子が放射線生物学的に有効な高 LET 放射線を生成することで相互作用し、全体の被ばくに大きく寄与する。</p>
<p>(257) 有人宇宙探査ミッションのための遮蔽戦略の策定において、すでに膨大な活動が行われている。この活動の結果が、この分野における多くのワークショップや刊行物である。上述したように、すべての計算と測定は、含水素材料が単位質量当たりの候補として最適であることを示している。Wilson ら (1999, 2001) から引用した次の図は、地球の月と火星の GCR, および最悪の SPE についてこのことを明確に示している。</p>
<p>(258) 宇宙機内の防護の多くは、宇宙機内の構造要素と機器によって提供される。宇宙機の構造については、遮蔽効率と機械的安定性との妥協点を見出す必要があり、そのプロセスを最適化するために多機能な材料が必要となる。宇宙機内のシェルターでは、その材料が宇宙での適用に耐えられるものであればそのような制限はなく、質量あたりの効率が唯一の重要なエンドポイントとなる。最近の研究では、図 5.11 に示すように、さまざまな遮蔽材料について垂直入射の研究が行われている (Zeitlin et al., 2006)。二次中性子の生成に対する粒子の入射角の影響は複雑で、遮蔽材の種類と大きな相互作用を示す。このような研究は、当然ながら拡大する必要がある。</p>
<p>(259) 現場での宇宙放射線測定の初期の試みから、最も単純な輸送問題であっても、着目する地点周辺の詳細な厚さ分布がわからなければ、特により薄い遮蔽が存在する場合、測定値と計算値の間に満足な一致が得られないことが知られている。したがって、「平均的な」厚さの「均質な」「等方的な」遮蔽に対する放射線被ばくの推定は、さまざまな構成の定性的な比較にしか役立たない。放射線被ばくを正確に定量的に評価するためには、代表的な遮蔽の厚さの関数としての周囲の遮蔽物質の分布に関する知識が不可欠である。</p>
<p>(260) 一般的に GCR に対する遮蔽には制限がある。しかし、遮蔽設計において最適な遮蔽材料を選択し、最適な消耗品を含めることで、太陽極小期には約 30%、太陽極大期には程度は下がるが、大幅な線量低減が可能となる。SPE の場合、線量低減の効果は初期陽子のエネルギー分布に大きく依存するが、遮蔽することで実効線量を 2 倍から 10 倍以上に低減することができる。最初のステップとして、将来の LEO やそれ以降の有人ミッションで使用するため候補となる可撓性材料の定義、調達、特性評価が居住構造物に必要である。コンピュータコードは、そのような材料の特性を明らかにするためのツールである。次のステップは、遮蔽解析のためのモデルとツールの改良と検証であり、加速器による遮蔽研究から得られた測定値や飛行中の測定値との比較、相関関係、モデルの調整を行い、全体的な不確かさを低減することを目的としている。</p>
<p>5.6 月および火星の表面</p>
<p>(261) 自由空間での GCR と比較して、惑星や月面での放射線環境には 2 つの効果が強く影響している。地上の遮蔽により、宇宙放射線は 2π のジオメトリーでしか表面に入射しない。また、火星や地球の月の表面からはアルベド放射線が発生する。光子、中性子、または中性子によって生成される二次荷電粒子が発生し、CO₂ や水霜の存在を含む土壌や大気 (火星の場合) の原子組成、および月または火星のレゴリスからの高い中性子フルエンス率に依存する (Clowdsley et al. 2000)。中性子は、大気との GCR 相互作用によって生成される前進成分と、火星のような惑星表面上のアルベド成分に分けられる。アルベド中性子は、図 5.12 に示すように、土壌の 1 m 程度の深さで生成される場合があり、その流束は土壌の組成や温度の季節変動に影響されることになる。火星での大規模なダストストームは、中性子や荷電粒子のさらなる散乱を引き起こす可能性がある (Wilson et al., 1995a)。地球の月や火星の表面における放射線環境についてのより詳細な情報は、最近の刊行物 (Tripathi et al., 2006; De Angelis et al., 2007; Reitz et al., 2012) に記載されている。</p>
<p>6. 人体内の放射線場と線量</p>
<p>(262) 宇宙飛行士の体内の放射線場は、人体の原子や原子核との相互作用により外部の放射線場とは異なる。宇宙飛行士の被ばく線量や、宇宙放射線被ばくによる確率のおよび確定的影響の両方のリスクを推定するため</p>

には、体内の粒子輸送を解析することが不可欠である。この解析には、さまざまなシミュレーションコード（6.3 節参照）や、人体やその一部の解剖学的構造を再現したコンピュータファントムが用いられている。放射線防護において、臓器または組織の平均吸収線量 D_T は、ヒトの線量を特定するための基本量である（3 章参照）。さらに、放射線被ばくによる確率論的または確定的損害のリスク評価には D_T に適切な加重係数を適用する必要がある。

(263) 一般的に、人体の線量評価には計算あるいは測定と計算を組み合わせた 2 つの異なる手順を適用することができる。宇宙機の外部または内部の放射線場パラメータ（例えば、粒子ラジエンスのエネルギー分布、LET 分布）は、測定または計算のいずれかによって決定され、その後、人体の臓器および組織における線量は粒子輸送コードを用いて計算される。この作業の実施には 2 つの可能性がある。宇宙飛行士付近の放射線場パラメータ（例えば、フルエンスのエネルギーと方向の分布、 D_L 分布）を評価し（6.3 節）、臓器線量の評価のために関係するすべてのタイプの粒子に対する線量換算係数にフルエンスを適用する方法（7.2 節参照）、あるいは宇宙機外の放射線場データと、宇宙機内および人体内の放射線輸送を組み合わせたコードを用いて、体内の臓器線量を計算する方法（7.3 節参照）がある。

(264) 別の方法として、着目する人物の身体付近で吸収線量や線量当量を測定し、その値を人体内の線量に直接関連させることもできる。これは、地球上の個人線量測定で行われる通常の手順であり、強透過性放射線に対する個人線量計の測定値は、通常の放射線防護を目的とした実効線量として十分に正確な値であるとみなされる。しかし、宇宙空間では、放射線場が非常に複雑で、時間や宇宙機内の位置によっても変化するため、この方法は困難である。4 章で示したように、単一の装置ではこの作業を満たすことができず、臓器・組織の線量当量、あるいは実効線量当量を評価するためには、異なる検出器のセットが必要となる。宇宙機内での人の位置や向きによって、異方的な宇宙機の遮蔽分布による臓器線量の変動が生じる可能性があり、これは太陽陽子や捕捉放射線にとって重要なことである（Wilson et al., 1995c）。いずれにせよ、想定される作業にシステムが適しているかどうかを試験するために、粒子輸送計算を使用する必要がある。

6.1 ファントム

(265) 最初のコンピュータファントムは、オークリッジ国立研究所（Snyder et al., 1969）において、米国核医学会の MIRD 委員会のために開発された。MIRD ファントムは、男女の臓器や組織を含む両性具有として設計されており、さまざまなモンテカルロコードと組み合わせて、放射線防護の研究に広く利用されている。一方、男性用解剖学的コンピュータファントム（CAM）（Billings and Yucker, 1973）女性用解剖学的コンピュータファントム（CAF）（Yucker and Huston, 1990）は、それぞれ 1973 年と 1990 年に開発された。NASA はそれら 2 つのファントムと HZETRN 輸送コードを組み合わせて長年にわたり宇宙放射線の研究を行っている。これらのファントムは、理想化された人体臓器の形状と位置を平面、円筒、円錐、楕円、球面で表す数式に基づいている。

(266) これらの初期のモデルを拡張・改良して、過去 20 年間でさまざまなグループが「断層撮影」または「ボクセル」と呼ばれる新しいタイプの解剖学的ファントムを開発してきた。ボクセルファントムとは、単一の個人を高解像度でスキャンして得られたコンピュータ断層画像や磁気共鳴、あるいはその他画像を基にした解剖学的モデルのことで、ヒトの解剖学的構造をより現実的に再現することができる。それらは多数の体積要素（ボクセル）で構成されており、現時点では最も詳細な人体解剖学的表現が可能である。しかし、これらのモデルは、特定の個人から得られたものであるため、Publication 23（ICRP, 1975）や Publication 89（ICRP, 2002）で定義されている平均的な白人の男性や女性を表しているわけではない。この矛盾を回避するために、委員会は、Publication 110（ICRP, 2009）で定義された成人の標準男性と標準女性を表す標準ボクセルファントムを導入した。このファントムは、実在の人物の医療画像データに基づいて構築されているが、その解剖学的パラメータは Publication 89（ICRP, 2002）で示されたものと一致するように修正されている。これらのファントムは、委員会が放射線防護指針や参照データ（例えば、線量計の換算係数）を作成する際に使用している。Publication 116（ICRP, 2010）に掲載されているすべてのデータは、真空中に配置された男性および女性の標準ファントムを用いて計算されている。NASA では、Kramer ら（1982）が開発した MAX モデルと FAX モデルに基づくボクセルアプローチを HZETRN コードに適したレイトレーシング法で使用している（Kim et al., 2010b; Slaba et al., 2010）。

(267) ファントムの 1 つの限界として、人体の表面やその付近にある組織または臓器（例えば、皮膚や眼の水晶体）の薄い構造を再現するには、解像度が十分ではないことがある。これにより、陽子や電子などの低エネルギー粒子を照射した場合、そのような組織・臓器の線量の過大評価または過小評価を引き起こす。そのため、ファントムを用いてこのような組織・臓器の線量を正確に計算するには、特別な手順が必要となる。この問題に関するより詳細な説明は、Publication 110（ICRP, 2009）に記載されている。

(268) 人体形状ファントムを実現するため、地球上では水や組織等価プラスチックなどいくつかの素材が使われている。一方で、実用的な理由から宇宙に打ち上げられるのは固体のプラスチック製ファントムだけである。

頭部および上部胴体の RANDO®ファントムがスペースシャトル (Konradi et al., 1992; Yasuda et al., 2000; Badhwar et al., 2002a) および ISS (Cucinotta et al., 2008) に搭載された。もう 1 つの RANDO®ファントムは、MATROSHKA プロジェクトの一環として ISS の外と中で被ばくさせた (Reitz et al., 2009)。また、MATROSHKA-R プロジェクトの一環として、組織等価プラスチックで構成された球状のファントムが ISS の内部に設置された (Shurshakov et al., 2004)。これらのファントムには、多数のパッシブ型およびアクティブ型検出器が挿入あるいは装着された。検出器から得られたデータは、コンピュータファントムを用いて行われた粒子輸送シミュレーションの正確さを検証するのに役立つ。

6.2 線量換算係数

6.2.1 臓器・組織内平均吸収線量

(269) ある臓器 T と放射線タイプ R について、臓器の平均吸収線量 $D_{T,R}$ は、人体に入射する粒子のフルエンスのエネルギー分布を、その臓器のフルエンスから吸収線量への換算係数 $d_{T,R}(E)$ で折り返すことにより得られる。

$$D_{T,R} = \int_0^{\infty} d_{T,R}(E) \frac{d\Phi_R}{dE} dE \quad (6.1)$$

ここで、 Φ_R は、人体に入射したタイプ R の粒子のフルエンスである。換算係数 $d_{T,R}$ は、主に人体の均一な被ばくとして利用できるため、この式の適用は、常に人体の均一な被ばくを仮定している。この仮定がほぼ満たされていない場合、このアプローチの適用にはさらなる検討が必要である。

(270) 臓器線量を評価するためには、人体のすべての臓器および組織、着目するすべての粒子およびエネルギー、そして実際の照射ジオメトリに対する換算係数が必要である。

(271) 換算係数の計算のため、数学的な人体形状ファントムに単一エネルギー粒子を入射させて、主に正面からの均一な入射、右側または左側からの入射、背面からの入射、回転および等方性の被ばくを単純なジオメトリに従ってシミュレーションする。宇宙放射線に対する宇宙飛行士の被ばくを適切に記述するために、通常、等方照射が仮定されるが、それは主に GCR の等方的なフルエンス率と宇宙機内での宇宙飛行士の動きがあるためである。しかし、この仮定は常に状況をよく表しているとは限らない (Wilson et al., 1995c)。

(272) 人体のさまざまな臓器および組織の吸収線量は、各臓器領域に沈着したエネルギーを、その質量で割った商から推定される。ボクセルファントムの場合、各臓器に割り当てられたボクセルに沈着したエネルギーを臓器質量で割った商から、臓器の平均吸収線量を推定する。この方法は、委員会が採用した換算係数の計算のために、皮膚を含むほとんどの臓器に適用されている。例外は赤色骨髄 (RBM) と骨表面 (骨内膜) であり、これらは標準ファントムで明確に定義されていない。Schlatt ら (2007) によれば、赤色骨髄における平均吸収線量 D_{RBM} および骨内膜における平均吸収線量 $D_{Endosteum}$ はそれぞれ、次の式で決定される。

$$D_{RBM} = \sum_i \frac{m_{RBM,i}}{m_{RBM}} D_{spongiosa,i} \quad (6.2)$$

および

$$D_{Endosteum} = \sum_i \frac{m_{Endosteum,i}}{m_{Endosteum}} D_{spongiosa,i} \quad (6.3)$$

ここで、 $m_{RBM,i}$ は i 番目の海綿体領域における RBM の質量、 m_{RBM} は RBM の総質量、 $D_{spongiosa,i}$ は i 番目の海綿体領域の線量、 $m_{Endosteum,i}$ は i 番目の海綿体領域における骨内膜の質量、 $m_{Endosteum}$ は骨内膜の総質量である。

(273) 一例として、標準成人男性と女性のファントムの等方照射に関して委員会が発表した RBM および生殖腺の換算係数を、中性子エネルギーの関数として図 6.1 に示す (ICRP, 2010)。

(274) 図 6.2 は、陽子のエネルギーの関数としての RBM および皮膚に対する同様の換算係数を示している (ICRP, 2010)。臓器線量の性差は少数の臓器でのみ顕著であり、関与する放射線のタイプやエネルギーによって異なることに留意すべきである。

(275) 臓器および組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数は、原子番号 28 まで、エネルギー 1 MeV/u から 100 GeV/u の重イオンについて、Publication 103 (ICRP, 2007) で与えられた指示に従い、PHITS コードと標準ボクセルファントムの組み合わせを用いて系統的に計算されている (Sato et al., 2010)。いくつかの重イオンの値は附属書 A に記載されている。男性および女性、そして身体の等方性被ばくに関するデータセットは、本報告書に添付された CD に収録されている。

(276) 一例として、標準成人男性ファントムに ^4He と ^{28}Si イオンを等方照射した場合の RBM、乳房、胃、および皮膚のデータを図 6.3 に示す。

(277) 図 6.3 から、臓器の線量換算係数は、約 200 MeV 未満のエネルギーでは非常に異なるが、高エネルギーでは非常に類似していることが分かる。低エネルギーでは、入射粒子は組織内での飛程が短く、一般に表面 (す

なわち、皮膚)の近くで停止する。一方、高エネルギーでは、入射粒子は非常に長い飛程を有し、一般にブラッグピークを形成することなく人体を透過する。したがって、線量は、低エネルギー粒子照射と比較して、体内により均一に分布する。

6.2.2 臓器および実効線量当量

(278) 臓器および組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数 $d_{T,R}$ は、人体における線量評価の基礎であるが、非常にさまざまな線質の放射線が混在する放射線場では、臓器および組織のフルエンスから線量当量への換算係数 $h_{T,Q,R}$ の方が、宇宙における放射線防護用とリスク評価には適していることが多い。ほとんどの宇宙機関 [米国 (NASA), 欧州 (ESA), 日本 (JAXA), 中国 (CSA) およびロシア (FSA) の宇宙機関] は、1990年代後半以降、臓器および組織への線量当量を採用している (NCRP, 2000)。

(279) 着目点の線量は LET の関数となる線質係数によって加重をしなければならないため、臓器および組織の平均線量当量および実効線量当量の計算は吸収線量の場合よりも複雑である。この場合、その点でエネルギーを沈着させる電離粒子の電荷およびエネルギーを決定しなければならない。組織および臓器における平均吸収線量の決定のためにカーマ係数が使用される場合 (例えば、約 20 MeV 未満の中性子について)、さらなる補正を含まない限り、 Q 値の評価が可能とならない。

(280) 臓器・組織 T の線量当量 $H_{T,Q}$ は、次の式で計算される。

$$H_{T,Q} = \sum_R \int_E h_{T,Q,R}(E) \frac{d\Phi_E}{dE} dE = \sum_R \int_E Q_{T,R}(E) d_{T,R}(E) \frac{d\Phi_E}{dE} dE \quad (6.4)$$

平均線質係数 $Q_{T,R}$ は式 (3.10) の $Q(L)$ に基づく。

(281) 臓器および組織の平均線質係数 $Q_{T,R}$ とフルエンスからの臓器線量当量への換算係数 $h_{T,Q,R}$ が、標準ボクセルファントムと組み合わせた PHITS コードを用いることで、原子番号 28 までの重イオンでエネルギーが 1 MeV/u から 100 GeV/u のものについて体系的に計算されている (Sato et al., 2010)。臓器および組織の平均線質係数と人体の等方被ばくデータの一部を付録 A に示す。全データセットは付属 CD に収録されている。

(282) ^4He と ^{56}Fe による等方照射について、標準成人男性と女性ファントムの RBM、乳房、生殖腺 (それぞれ精巣と卵巣) および皮膚に関して PHITS によって得られた臓器線量当量の換算係数を図 6.4 と図 6.5 に示す。

(283) フルエンスからの実効線量当量への換算係数に関する限り、中性子のデータは実効線量のデータと非常に類似している。低エネルギー陽子では、実効線量と実効線量当量の換算係数に大きな差があり、平均線質係数の値が放射線加重係数の 2 の値よりもはるかに大きい。しかし、高エネルギー陽子場では、実効線量と実効線量当量に対する低エネルギー陽子の寄与が小さいため、この差はあまり重要ではない。図 6.6 は、いくつかの重イオンと標準成人男性ファントムの被ばくに関するフルエンスから実効線量当量への換算係数を示している。一般的に、男性または女性の標準ファントムに対する H_E の計算値の差異は非常に小さい。

(284) ある臓器の平均吸収線量に対する臓器の平均線量当量の比が、その臓器の平均線質係数となる。一例として、図 6.7 (a~d) は、標準成人女性ファントムに陽子、 ^4He 、 ^{12}C 、 ^{56}Fe イオンで被ばくさせた場合の RBM、乳房および皮膚の平均線質係数を示している。

(285) 図 6.7 に見られるように、特定のイオンタイプへの等方被ばくでは、異なる臓器および組織の Q_T の違いは比較的小さい。したがって、人体平均線質係数 $Q_{E,ISO}$ {委員会によって与えられた組織加重係数 (ICRP, 2007) を用いた臓器および組織に加重して算出 [式 (3.12) を参照]} は、等方被ばく状況における線質を良く表している。一般的に、標準男性または女性ファントムで計算された $Q_{E,ISO}$ の差が非常に小さい。

(286) 前後方向の放射線について、中性子および陽子の人体平均線質係数を図 3.11 および図 3.12 に示す。等方被ばくのデータは附属書 A で与えられ、図 6.8 (a,b) に示されている。図 6.9 は、さまざまな重イオンに対する同様のデータを示している。

(287) 臓器および組織の平均線質係数 $Q_{T,NASA}$ もまた、固形がんに対して NASA によって提案された Q 関数 (図 3.14 参照) に基づく標準ボクセルファントムと組み合わせた PHITS コードを使用して計算された (Sato et al., 2013)。一例として、図 6.10 (a~d) は、陽子、 ^4He 、 ^{12}C 、 ^{56}Fe イオンで等方被ばくした場合の RBM、乳房、胃および皮膚の $Q_{T,NASA}$ を示している。RBM の値は、固形がんの 4 分の 1 である白血病に対する NASA の線質係数で計算された。

(288) 陽子と軽イオンについては、RBM を除いて、 $Q_{T,NASA}$ の値は式 (3.9) で与えられる関数 $Q(L)$ に基づいて対応するデータよりも大きい (表 A1, 表 A5~表 A12 を参照)。しかし、重イオンについては、 $Q_{T,NASA}$ の値は、特に超低エネルギーと超高エネルギーの粒子で、ICRP の関数に基づいて対応する値よりも小さいのが一般的である。低エネルギーで観察された $Q_{T,NASA}$ が小さくなるのは、高 LET 域での L の増大に伴う $Q_{T,NASA}$ が大きく減少することに起因しており、一方、高粒子エネルギーでは、NASA の概念における飛跡構造の考察が重要である。

(289) 図 6.11 は、標準成人女性ファントムのさまざまな粒子による等方被ばくの $Q_{T,NASA}$ に基づく人体平均線質係数を示す。この計算には、*Publication 103* (ICRP, 2007) で定義された組織加重係数 w_T を採用した。

6.3 宇宙機内の宇宙飛行士の臓器線量の計算

(290) 一般的に、体内の臓器線量は、宇宙機外の放射線場パラメータと、宇宙機内および人体内の放射線輸送を組み合わせたコードを使用して計算することができる。原理的には、この手順は、宇宙機の壁の違いや宇宙機内の物質の分布に起因する、宇宙機内の放射線場の不均一性をすべて考慮に入れている。このアプローチは、NASA が高速放射線輸送コード HZETRN とさまざまな人体形状ファントムを用いて実現したものである (Wilson et al., 1995c; Badhwar et al., 2002a; Cucinotta et al., 2008)。必要とされる外部放射線場パラメータには、すべてのタイプの放射線のフルエンスのエネルギーと方向分布、およびいくつかの寄与の時間依存性が含まれる。このアプローチは、EVA や、地球の月や惑星上の居住部にいる宇宙飛行士のための場に適用できる。

(291) この方法を確認するために、ヒトの組織等価物質を現実的に分布させたファントム胴体が、いくつかのスペースシャトルミッションで飛行した。臓器線量当量は、TLD と PNTD (CR-39[®]) 検出器を組み合わせた方法で推定されている (Yasuda et al., 2000; Badhwar et al., 2002b)。表 6.1 は、HZETRN/QMSFRG モデル (Cucinotta et al., 2008) を用いて計算したデータと、スペースシャトルミッション STS-91 における Yasuda ら (2000) による測定値との比較である。このミッションでは ISS の飛行と同じ軌道でミールステーションが軌道傾斜角 51.6 度で飛行したものである。また、PHITS で計算した対応するデータを、等方性照射のための線量換算係数と併せて表 6.1 に示す (Sato et al.) この比較により、実測値と両計算値が非常に良好な一致を示した。STS-91 で飛行した NASA のファントム胴体実験 (Badhwar et al.2002a,b) は、2001 年に ISS の Increment 2 で再飛行した。この実験では、胴体の重要な臓器の位置にいくつかの小型のアクティブ型シリコン検出器が装着され、時間に依存した線量データが得られた。時間依存データを ISS の軌道と相関させることで、捕捉陽子と GCR の臓器線量への個々の寄与を分離することができる。表 6.2 は HZETRN/QMSFRG の結果 (スケージングなし) と測定値を比較したもので、良好な一致を示している。この結果から、捕捉陽子の吸収線量に対する GCR の比は約 1.5 であることを示した。組織遮蔽がない場合の GCR の平均品質係数 (~3.5) は、捕捉陽子の平均線量換算係数 (~1.5) の 2 倍以上である。これらの結果は、ISS ミッションや多くのスペースシャトルミッションにおける臓器線量当量が主に GCR によるものであるという仮定を支持するものである。

(292) 多くの著者が、同じアプローチを用いて惑星間ミッションで受ける線量を評価している (Badhwar et al., 1994; Zapp et al., 2002; Hoff et al., 2004; Ballarini et al., 2006; Cucinotta and Durante, 2006a; Trovati et al., 2006)。ボクセルファントム Golem (Zankl and Witmann, 2001) に関連した FLUKA コードは、アルミニウムの壁の厚さが変化するカプセルのような囲いの内部の線量を推定するために使用された (Ferrari, 2007)。宇宙機には GCR の粒子が一様に等方入射するものと仮定した。一例として、図 6.12 にアルミニウムの壁の厚さの関数としての RBM への吸収線量率の計算結果を示す。全線量率に対する一次粒子の寄与も図 6.12 に示されている。

(293) $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ のアルミニウムの背後で計算された吸収線量率は $0.378 \text{ mGy} \cdot \text{d}^{-1}$ となり、59%が陽子、21%が α 粒子、10%は $2 < Z \leq 8$ のイオン、5%は $8 < Z \leq 14$ のイオン、そして 5%は $Z > 14$ のイオンによるものであった。さまざまなイオングループの吸収線量率の寄与には、一次イオンの寄与およびそれらの相互作用において生成されたすべての生成物の寄与が含まれる。非衝突粒子の吸収線量率への寄与は $0.206 \text{ mGy} \cdot \text{d}^{-1}$ であった。

(294) 換算係数を用いずに、GCR の外部放射線のフルエンス率から臓器線量当量率を直接評価した例を図 6.13 に示す。上述のシミュレーション (図 6.12 参照) と同様に、この図は、RBM に対する線量当量率を、カプセルのアルミニウム壁の厚さに応じて示している (Ferrari, 2007)。なお、これらのデータは、Publication 60 (ICRP, 1991) で勧告されている組織加重係数を適用していることを留意すべきである。

(295) $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ のアルミニウムの背後で計算された RBM の線量当量率は $1.26 \text{ mSv} \cdot \text{d}^{-1}$ であり、31%が陽子、11%が α 粒子、13%は $2 < Z \leq 8$ のイオン、16%は $8 < Z \leq 14$ のイオン、そして 29%は $Z > 14$ のイオンによるものであった。さまざまなイオングループの吸収線量率の寄与には、一次イオンの寄与およびそれらの相互作用において生成されたすべての生成物の寄与が含まれる。非衝突粒子の吸収線量率への寄与は $0.72 \text{ mSv} \cdot \text{d}^{-1}$ であった。

(296) 他にも数名の著者が、宇宙飛行士の受ける臓器線量当量および実効線量当量を決定するため、特にカプセルの壁の厚さによる遮蔽効果を調べるために、上記の方法を使用した。Slaba ら (2010) は、GCR と SPE の両方の環境下で防護量を計算した。アルミニウム製の球形シェルが等方照射されていると仮定し、さまざまな計算モデル (CAM, CAF, MAX, FAX) を使用した。Ballarini ら (2006) と Trovati ら (2006) は、数学モデルとボクセルファントムを組み合わせた FLUKA コードを用いたモンテカルロシミュレーションにより、異なる遮蔽を用いた深宇宙での GCR と SPE の臓器線量を計算した。

(297) さらに、これらの放射線場における線量当量の値が線質係数の異なる概念にどの程度依存しているかを決定することは興味深い。GCR 場で与えられたエネルギー分布を持つ一次入射粒子の Z (人体の等方被ばく) の関数として、図 6.14 は $Q(L)$ の関係を用いた人体平均の平均線質係数と、粒子の飛跡構造の概念に基づき、固形がんと白血病の異なる線質係数値を用いた最近の NASA の線質係数のアプローチを比較したものである。

<p>(Cucinotta et al., 2013)。計算では ISS の軌道上での太陽極小期に対して HZETRN コードを使用した。薄い ($5 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$) または厚い ($20 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$) アルミニウム遮蔽のいずれかを適用して、異なる計算を行った。アプローチにおける違いは、主に低・高 Z 粒子について生じている。</p>
<p>6.4 測定による体内線量の評価</p>
<p>(298) 宇宙飛行士の体内線量評価のための具体的な実用量は、これまでに定義されていない。しかし、放射線場のいくつかの特性は、宇宙飛行士の実効線量当量の決定に何らかの助けとなるかもしれない。第 1 に、放射線場には組織内での飛程が長い超高エネルギー粒子が主要な構成要素として含まれており、これが体内の線量に大きく寄与している。第 2 に、宇宙飛行士は通常動き回っており、特定の場所や方向に長期間固定されていないという状況を考慮すると、身体に入射する放射線はほぼ等方的であると考えられる。そのため、計算では宇宙飛行士の等方被ばくを仮定しており、その結果 GCR 被ばくによる体内の線量分布は比較的均一になる (図 6.12 と図 6.13 参照)。しかし、主に表面付近の皮膚やその他の組織の線量に寄与する低透過性の放射線の場合はこの限りではない。</p>
<p>(299) したがって、いずれの線量測定システムも、強透過性放射線および低透過性放射線を識別できる能力を有していなければならない。また、人体内の等価線量評価には、L、D_Lに関する組織の吸収線量の分布に関する情報が不可欠である。</p>
<p>(300) 宇宙における人型ファントムでの線量分布および臓器線量の測定は、NASA [6.3 節参照 (Wilson et al., 1995c; Badhwar et al., 2002a; Cucinotta et al., 2008)] や、MATROSHKA 共同研究 (Reitz and Berger, 2006; Reitz et al., 2009) において実施され、HAMLET 共同研究 (www.fp7-hamlet.eu) のメンバーによって活用されている。MATROSHKA と呼ばれる組織等価の人体形状ファントムには、TLD および NTD を中心にさまざまなタイプの線量計が数百も取り付けられ、さまざまな ISS ミッションにおいて宇宙で被ばくさせられている。</p>
<p>(301) MATROSHKA 実験は、ISS の外で被ばくさせた人型ファントム (MTR-1 ミッション) と、ISS 内の異なる遮蔽位置の 2 か所で被ばくさせた人型ファントム (MTR-2A および MTR-B ミッション) の詳細な深部線量分布を提供している。図 6.15 (a) は、MTR-1 ミッションにおける MATROSHKA ファントムの 1598 か所に取り付けた TLD 測定値に基づく線量率分布を示している。ISS 外のファントムを用いた測定では、吸収線量率は $0.1 \text{ mGy}\cdot\text{d}^{-1}$ から $0.5 \text{ mGy}\cdot\text{d}^{-1}$ の範囲であり、ファントム表面が最大線量である。ISS 内の他のミッションでは、宇宙機の遮蔽により、吸収線量率は主に $0.13 \text{ mGy}\cdot\text{d}^{-1}$ から $0.23 \text{ mGy}\cdot\text{d}^{-1}$ の範囲に制限されている。</p>
<p>(302) NUNDO (Numerical Rando) と呼ばれるボクセルモデルを構築するために、MATROSHKA ファントムのコンピュータ断層撮影スキャンが行われる。コンピュータプログラムによって、ファントム全体の体積にわたる点線量を補間し線量分布の計算を可能にした [図 6.15 (b) 参照]。総吸収線量率と線量当量率の分布、ひいては臓器および組織における平均吸収線量率と線量当量率の評価のため、TLD と PNTD で測定されたデータが組み合わされている。線量当量率は、<i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) で定義された線質係数を用いて計算した。</p>
<p>(303) MTR-1 ミッションで皮膚付近の高い線量勾配は、SAA での電子と陽子の高い寄与によるものである。ISS 内部では、宇宙機による遮蔽によってこの寄与が大きく減少する (図 6.16 と図 6.17 参照)。GCR の粒子エネルギーが高く、フルエンス分布がほぼ等方的であるため、より深部にある臓器の線量率はほぼ一定である。これは、宇宙機内を移動する宇宙飛行士にとってはさらに顕著である。</p>
<p>(304) 測定された臓器吸収線量データを、ISS の簡略化されたジオメトリーを用いて PHITS により計算した宇宙機内の宇宙放射線フルエンス率に線量換算係数を乗じて得られた対応する値と比較した (Sato et al., 2011)。等方照射の仮説を前提として導入されたさまざまな近似値を考慮すると、いくつかの臓器で矛盾が見られたものの、非常に満足いく一致が見られた。</p>
<p>(305) ISS 外の MATROSHKA 実験で測定された臓器吸収線量と比較するため、同様のデータが計算されている。表 6.3 に示すように、容認できる一致が得られた。</p>
<p>(306) 肺、食道、胃などの内部臓器については非常に良好な一致であった。しかし、この計算は、体表面付近に位置する臓器、特に皮膚で測定された吸収線量率を大きく過大評価している。これはおそらく、低エネルギーの陽子や電子が多く含まれていたことによる影響や、計算と実験で使用したファントムと周辺環境のジオメトリーが異なっていたことが原因である。</p>
<p>(307) 重イオン輸送コードの正確さについては、5.3.1 節で考察した。使用された異なる人体形状ボクセルモデルに関して、NUNDO モデル (MATROSHKA) または ICRP の標準ボクセルファントムを使用して計算された単一の臓器・組織の吸収線量と線量当量の値の違いは非常に小さく、図 6.18 に示すとおりである (Matthiä et al., 2013)。</p>
<p>6.5 生物学的線量測定</p>
<p>(308) 放射線場は非常に複雑で、強度や組成が時間とともに変化するため、生物学的線量測定は実効線量当量を評価する上で宇宙飛行士の身体外部の個人線量測定の代替となる。人体のリンパ球は循環しているため、人体によく分布する標的を提供することができる。さらに、未成熟染色体凝縮法を用いた場合、第一細胞周期におけ</p>

<p>る全染色体交換の RBE-LET 依存性は、委員会が定義した $Q(D)$ 関係 (図 3.4 参照) に類似している (Cucinotta et al., 2008)。</p>
<p>(309) この方法は、スペースシャトル飛行 (George et al., 2001), ミール宇宙ステーション (Yang et al., 1997; Fedorenko et al., 2001) および ISS (Cucinotta et al., 2008) における宇宙飛行士の線量を推定するために既に適用されている。</p>
<p>(310) 表 6.4 では、ISS ミッションの物理的・生物学的線量測定によって得られた線量が比較されており、比較には γ 線を用いた個人または集団関連の校正に基づくバイオマーカーの結果が含まれている (Cucinotta et al., 2008)。記載された異なる結果は、4~7 か月のミッション期間を表している。バイオマーカーの結果は RBE\cdotD (単位: mGy) によって示している。この RBE 加重線量値は、臓器または組織に対する線量当量の値 (ここでは皮膚の線量当量) と、線量計の計測値から得られた実効線量当量に、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) で与えられた $Q(D)$ 関係を適用したものと比較してもよい。これらの方法が全体的に一致していることは、宇宙における複雑な環境が適切に特徴づけられているという確信を与える。</p>
<p>7. 宇宙における運用上の放射線防護</p>
<p>(311) 正当化, 最適化, および限度を含む, 地球上での放射線防護に用いられる指針原則は, 宇宙旅行中の放射線防護にも不可欠である。しかし, 宇宙飛行士に対する宇宙における運用上の放射線防護は, 地球上の外部放射線被ばくの要件 (EC, 2009) とは大きく異なる。地球上では, 線量は一般的に年間限度よりもかなり低く, 拘束値に近づくと, 実用量の測定結果から実効線量のより良い推定が行われる。宇宙飛行士の場合, 線量は主に宇宙での環境状況に基づいており, 一般的には 1 日当たり約 1 mSv である。ミッションにおける放射線防護には, 広範囲にわたるさまざまな対策が含まれるが, これらの対策はすべて, 宇宙飛行士の放射線被ばくを健康リスクが容認できるレベルまで低減することを目的としていなければならない (NCRP, 1989)。他の多くの飛行リスクとは対照的に, 放射線被ばくによる影響は潜伏期間が長く, 宇宙ミッション終了からかなり後に, がんおよび他の損害が発生する可能性がある。しかし, NCRP (1989, 1997) が指摘し, 他の研究者 (Schimmerling, 2010; Cucinotta et al., 2010) が議論したように, 宇宙飛行における放射線リスクの容認は, 他の飛行リスクに依存するものと独立したものの両方の, 多くの要素を考慮する必要がある。</p>
<p>(312) 宇宙での宇宙飛行士の放射線被ばく評価は, それぞれのミッションの運用上の放射線防護における重要な課題である。これは, 確率のおよび組織反応に関連するミッション中の線量またはリスク参考レベルと比較するために, 線質で加重した臓器および組織の線量や, 必要に応じて組織加重を考慮した実効線量当量を計算することで, 予測的に実施するものである。ミッション後は, エリアおよび個人の機器による測定結果を含む, 入手可能なすべてのデータを組み合わせて線量および放射線誘発事象の発生確率を評価すべきである。</p>
<p>(313) 短期被ばく, 年間被ばく, 宇宙飛行士の現役期間に対して, 特別な線量参考レベルを定義してもよい。線量参考レベルは, 評価された総損害, 眼の水晶体および皮膚に適用されるべきである。総損害は, がんリスクの確率に関係している。皮膚および眼の水晶体への線量は, ミッション中またはミッション後の障害発生を回避するため組織反応に関連している。宇宙における放射線場は複雑な性質のため, 参考レベルまたは対策レベルを満たすために, 計算による環境の継続的な分析, 宇宙飛行士の環境のエリアモニタリング, そして可能であれば, アクティブ型個人線量計の結果分析が要求される。</p>
<p>7.1 飛行前のミッション設計</p>
<p>(314) 飛行ミッションの設計は, 最適化の概念に従い放射線被ばくを低減することが目的である必要がある。最適化の手順を適用するには, 宇宙放射線環境について, 宇宙機の外部および内部の両方でよく知られていることが必要である。このためには, さまざまな構成要素を伴う外部宇宙放射線環境 (2 章参照), 宇宙機/居住部の構造, および内部放射線環境をモデル化した輸送計算の結果に関する知識が必要である。</p>
<p>(315) 宇宙機/居住部の設計では, 線量当量を計算するために放射線輸送コードを使用する必要がある。5 章で述べたように, コンピュータコードは一次元または三次元, 決定論的, あるいはモンテカルロ法に基づくものである。宇宙機/居住部の構造には, 宇宙機内の他の場所よりも線量率が低い場所を含めるべきである。線量率を視覚的に表示するエリアモニタを設置すべきである。</p>
<p>(316) 不確かさを低減するためには (7.5 節参照), GCR, 太陽エネルギー粒子, および捕捉放射線のモデルをさらに改良して宇宙機/居住部に入射する放射線環境の完全統合モデルの正確な予測を可能にする必要がある。これまで, 各放射線成分のモデルが開発されてきた。これらのモデルには, いくつかの欠点がある。(i) GCR モデルは, 太陽周期依存性と日心距離のスケーリングの特性が不十分である。(ii) SPE モデルは, 太陽圏での輸送の加速メカニズムの理解が不完全であり, 予測能力が不足している。(iii) 放射線帯モデルは, 地球の磁気圏の現状をもはや反映しておらず, 捕捉粒子の動的挙動を適切に記述する能力が不足している。</p>
<p>(317) 予測モデルは, 太陽上の物理過程, 太陽圏を通過する太陽風の輸送と加速, および磁気圏における過程 (波と粒子の相互作用, 発生源と損失過程, および加速メカニズム) についての理解を深めることが必要である。宇宙環境は, 太陽活動の変動性の結果として, 非常に異なる時間スケールで大きく変動しやすい。</p>

(318) 一般的に、宇宙環境のすべての側面が影響を受けるが、SPE とコロナ質量放出は、最も劇的な放射線現象であり、いくつかのミッションにとって深刻な危険をもたらす可能性がある。すべての放射線成分（GCR および捕捉されたものを含む）は SPE によっても変調を受ける（例えば、GCR フルエンスにおけるフォーブッシュ減少）。SPE とコロナ質量放出を正確に予測することで、遮蔽戦略においてより効果的なアプローチが可能になるだろう。リアルタイムで観測と伝搬モデリングによる予測は改善されるべきである。
(319) 宇宙飛行士は EVA の間、特に脆弱であり、その間アクティブ型線量計でモニタリングしなければならない。リアルタイムでの宇宙天気予報、遠隔衛星およびエリア機器が EVA 活動を支援する。リアルタイム測定値は指針を提供し、総リスクを事前に定義されたミッション中の参考レベルを下回るよう維持するため、ミッションスケジュールの変更を提案しうる。
(320) 遮蔽要件および戦略の策定が最適化課題を達成するために重要である。被ばくは、被ばく時間の短縮や受動的な遮蔽によって低減することができる。受動的な遮蔽は、発生した二次粒子、入射粒子および標的の破片（中性子を含む）による線量当量が増加することでリスクを増大させる可能性がある。遮蔽効果のためには、一般的に平均原子質量の小さい遮蔽材料を使用することが望ましい。
(321) 放射線輸送コードに関する情報（5 章参照）は重要であり、コードの長所と短所は、加速器で被ばくさせた高度な人体形状ファントムから得られたデータを含む実験データでのベンチマーク手順によって詳細に調査されるべきである。コードをさらに発展させるため、粒子輸送および断面積データ表に基づく物理学も向上させなければならない。
7.2 エリアモニタリング
(322) 宇宙機内の厳選された場所にあるエリアモニタは環境条件を決定でき、被ばく条件の変化を即時に警報するのに適している。
(323) 粒子タイプ、フルエンス率、エネルギーと方向の分布、そして場合によっては、線量の観点から放射線環境を決定する機器が必要である。宇宙飛行士の被ばく評価と、多くの場所での放射線モニタリングに用いる線量は、吸収線量率の値を与えるべきである。これらのデータは、最適化対策の実施のために使用することができる。宇宙機内の厳選された場所でのエリアモニタは、被ばく条件の変化を即時に警告するのに適している。これは、SPE、放射線帯の強化、および EVA の前または最中には重要となる可能性がある。機器のリアルタイム校正を検討すべきである。
(324) 適切に設計され、正確に校正された機器が使用されれば、宇宙機内の固定された位置で測定された量は、適切な占有データとともに、宇宙飛行士の被ばくまたは局所的な皮膚や四肢への線量の適切な評価の基礎となる。原則として、この手順は宇宙飛行士にも適用可能であるが、宇宙機内の放射線場の強度や放射線タイプの構成には大きな変動があり、時間の変動と宇宙飛行士の位置に柔軟性があることから、特に宇宙飛行士の高い個人被ばくや個人のリスク推定の根拠を提供することの関心を踏まえると、エリアモニタリングが個人のモニタリングを完全に代替するには不十分であることを意味する。
7.3 個人モニタリング
(325) 個々の宇宙飛行士の臓器および組織の吸収線量の評価は、線質係数とともに、人体形状ファントムを用いた計算や個人線量計を用いた測定によって達成することができる（6 章参照）。
(326) 臓器および組織の吸収線量と放射線の線質係数を計算する方法の 1 つは、適切な遮蔽のある宇宙機内のさまざまな位置で標準男性または標準女性ファントムに対して直接これを実施することである。ファントムは、特定の宇宙飛行士を近似するように調整できる。結果は、エリアモニタおよび個人線量計の測定値を用いて正規化される。もう 1 つの方法は、粒子フルエンスに関する知識を必要とし、粒子タイプ、エネルギーおよびフルエンスの方向分布からの換算係数を、宇宙飛行士への均一照射に対する臓器および組織の吸収線量と対応する線質係数へ適用するものである。
(327) 個人モニタリングは、主に体表面に装着した個人線量計を用いて行われる。個人線量計は記録用線量計としての機能を果たす。しかし、単一の線量計システムでは、線質で加重された体表面での吸収線量の評価を提供するには十分ではない。幅広いさまざまなタイプの粒子には、少なくとも 2 台の検出器が必要であり、1 台は低 LET 放射線に感度を持ち、もう 1 台は高 LET 放射線に感度を持つ必要がある。遮蔽特性の変動により宇宙機内の被ばくは異方的になる可能性があるため、複数の線量計を装着させることが有用かもしれない。また、皮膚で停止する低エネルギーの電子や粒子については、皮膚以外の臓器の線量にはほとんど寄与しないが、外部線量計では大きな信号を引き起こす可能性があるため、注意を払う必要がある。
(328) 適切なアクティブ型個人放射線検出器を使用することにより、宇宙飛行士の身体および環境内の両方で、放射線場の改善された特徴付け（入力エネルギー、原子核の存在比、フルエンス率、方向）が可能となる。線量率の測定は、最適化の手順に直接寄与できる。
(329) バイオマーカー測定の結果は、個人の放射線被ばくの推定にも使用できる。この決定は共同で行うことができ、効率的なリスク評価に必要なすべての放射線実験情報と相対コードを提供し、最終的なリスク推定値の

不確かさを最小限に抑えることができる。
7.4 線量記録
(330) 宇宙において宇宙飛行士は例外的な被ばくをしており、個人被ばくの評価は宇宙飛行のための放射線防護プログラムの一部であるべきである。宇宙飛行士は、線量とリスク評価について可能な限り早く知らされるべきである。線量は定期的に登録し、すべてのミッションについて長期間登録を保持すべきである。
(331) 線量記録は宇宙飛行士の被ばくを正式に示すものであり、機密の医療記録として保管されるべきものである。この記録には、被ばくの履歴と、粒子のタイプおよびそのエネルギー、フルエンスの方向分布に関するすべての情報を含むすべての計算と実験結果、コンピュータコード、換算係数と加重係数、エリアモニタ、個人線量計、そしてバイオマーカーの結果が含まれるべきである。
7.5 不確かさへの配慮
(332) 地球上の電離放射線による発がんリスクやその他の晩発性影響のリスクの予測には大きな不確かさがある。宇宙放射線には追加的な考慮事項があり、それが不確かさをさらに増大させる。宇宙における宇宙飛行士が重大な被ばくに近づくと、不確かさを考慮した場合、容認できるレベルのリスクにつながる被ばくを確実に回避できなくなる可能性があるため、不確かさの境界を計算する必要がある。
(333) 臓器のリスク推定値の不確かさを確立するために必要なすべての情報を提供することが重要である。総合的な不確かさは、放射線源および宇宙機や居住部を通過する放射線場の輸送のモデル化の改善、放射線輸送コードの正確さの向上、放射線モニタリングの正確さの向上、線量・線量率効果係数の推定の向上、線質係数の決定の向上、ならびに疫学的データの統計および線量測定の実験の向上によって低減されるだろう。
(334) リアルタイムの放射線測定値、宇宙天気予報およびリスク評価を用いて、フルリスクモデルを開発する必要があるかもしれない。これにより、事前に定義されたミッション参考レベルを下回る総リスクを維持しつつ、不確かさを評価してミッションを変更することができる。
(335) 重イオンや中性子を含む放射線のタイプや、被ばくやリスク参考レベルに近づく可能性のあるより高い被ばくレベルがあることから、被ばくの推定値や被ばくとリスクの関係における不確かさは、宇宙における運用上の放射線防護の大きな懸念事項である。Schimmerling (2010) は、不確かさの評価が放射線防護のアプローチに含まれる、運用上のアプローチを説明している。明らかに、累積被ばくの「容認できる」レベルは不確かさに依存するため、不確かさの低減はミッション計画の重要な課題であると考えられる。被ばくやリスクの不確かさを推定する方法については、他にも記述がある (Cucinotta et al.2001b; NCRP, 2006)。
8. 結論
(336) 宇宙において、宇宙飛行士は地球上とは全く異なる環境条件の下で生活する。宇宙での放射線環境は、宇宙飛行士の被ばくに関して、また、そのような被ばくを健康リスクが宇宙ミッション中の他のリスクと同等になるようなレベルに制限することに関して、特別な注意と考慮が必要である。
(337) 宇宙でのミッションを遂行する宇宙飛行士の数は、地球上の職業被ばく者の数と比べて非常に少ない。しかし、長期ミッションでは、宇宙飛行士への線量は一般的に地球上の他の職場での線量よりも高くなる。そのため、被ばくが通常、職業被ばく者に対して定義された限度よりもはるかに小さい地球上にいる人と比較して、宇宙における宇宙飛行士の場合はより個人ベースの線量およびリスク評価を行う必要がある。
(338) 具体的には、以下の点が挙げられる。 <ul style="list-style-type: none"> ● 宇宙の一次放射線場は複雑であり、電子、陽子、α粒子および重イオンが非常に高いエネルギーまで含まれている。追加的な二次放射線（例えば、γ線、ミュー粒子、中性子、パイ中間子）が、宇宙機の材料、機器、および宇宙飛行士との相互作用によって生成される。 ● 計算方法をさらに発展させるためには、粒子輸送と断面積データ表の基礎となる物理学を向上させなければならない。軽い破片および中性子の実験断面積データが不足している。光子、陽子、軽イオン、重イオン、中間子および電磁カスケードを含むすべての一次および二次カスケードを処理できるようにコードを改善する必要がある。核相互作用データベースは、特に中性子および軽イオンについて更新する必要がある。 ● 放射線生物学的効果の違いを放射線加重係数 w_Rによって考慮するという単純な概念（例えば、すべてのエネルギーのすべての重イオンに対して常に放射線加重係数 20）は、宇宙における線量測定には適切ではなく、線質係数 Qが、人体の臓器または組織における線量当量という量の定義に適用される。 ● 宇宙飛行士のリスク評価の基礎は、成人男性および成人女性の臓器・組織における線量当量 $H_{T,R}$ および $H_{T,Q}^F$ であり、それらは平均吸収線量 D_T および対応する臓器・組織の平均線質係数 Q_T に基づいている。 ● 粒子フルエンスと人体の臓器・組織における平均吸収線量とを関連付ける換算係数、および宇宙空間に存在するすべてのタイプの放射線について対応する平均線質係数は、宇宙飛行士の被ばくを評価するための重要なデータベースである。体内の平均吸収線量に基づいて宇宙飛行士の放射線リスクを推定するためには、D_T と Q_T の不確かさの評価が非常に有用である。 ● 外部被ばくのエリアモニタリングや実効線量の評価のための実用量の概念は、非常に高いエネルギーを持

<p>つ多くのさまざまなタイプの粒子が関与しているため適用できない。その代わりに、粒子のフルエンスとそのエネルギーおよび方向の分布の測定と決定がより重要であり、線量の評価の基礎となる。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 幅広い機器が宇宙空間でのフルエンスおよび線量測定のために設計されている。単一の機器ではすべての粒子ラジエンスとそのエネルギー分布を決定し、人体の臓器線量を評価するのに十分ではないことは明らかである。粒子分光計、個人線量計、そして宇宙飛行士の体面の低透過放射線を測定する特定の機器が必要である。 ● パッシブ型の個人線量計は飛行時間で積算したミッション中の線量を測定するのに一般的に適しているが、アクティブ型の検出器システムでは被ばくの変動を測定したり警報（例えば、大規模 SPE）を搭載したりすることができる。 ● 健康影響のバイオマーカーの使用は、物理的線量測定にとって魅力的な補完である。宇宙飛行士の血液サンプルから得られるバイオマーカーは、個人のミッション中の線量を評価するために使用できる。さらに、バイオマーカーは、個人のリスク評価や病気の存在を示すのにも役立つかもしれない。生物学的線量測定は、ISS ミッションに参加している少数の宇宙飛行士に対して定期的に行われており、将来の宇宙ミッションでも使用される可能性が高い。生物学的線量測定法として有用であるためには、特定のアッセイの応答の線量依存性を知る必要がある。
<p>(339) 宇宙飛行士の被ばくは、宇宙環境に存在し地球上のものとは全く異なる自然放射線源からの環境被ばくという特殊なケースである。宇宙ミッション、とりわけ長期の惑星間ミッションでは、地球上の作業者の被ばくに勧告されている年間限度よりも被ばくが高くなるであろう。宇宙飛行士は職業上の活動で電離放射線に被ばくするが、地球上における作業員および航空機乗務員の放射線防護のための ICRP 体系という意味における職業被ばくには通常分類されない。したがって、特定のミッションについては、リスクまたは線量の参考レベルが適切なレベルに選択され、あるミッションに対する線量限度は適用されない場合もある。この報告書で述べられている被ばく評価とリスク関連のアプローチは、明らかに宇宙での例外的な状況に限定されており、地球上のいかなる他の被ばく状況にも適用されるべきではない。</p>
<p>付属書 A 陽子、中性子、荷電パイ中間子、α 粒子および重イオン ($2 < Z \leq 28$) の換算係数 (粒子フルエンスからの臓器または組織における平均吸収線量) と平均線質係数</p>
<p>(A1) 10 MeV/u~100 GeV/u のエネルギーを有する重イオン ($2 < Z \leq 28$) について、標準ボクセルファントム (ICRP, 2009) に基づく成人男性および女性の臓器・組織における平均吸収線量への換算係数を示す。皮膚のデータは、1 MeV/u~100 GeV/u の粒子エネルギー範囲で与えられる。被ばくジオメトリーは常に等方性の放射線入射である。データは、PHITS コード (Sato et al., 2010) と標準ボクセルファントム (ICRP, 2009) あるいはヒト眼球モデル (Behrens et al., 2010; Manger et al., 2012) を組み合わせ、計算値に基づいて評価された。眼球モデルは、100 MeV/u 未満の粒子エネルギーに対する眼の水晶体のデータを計算するためにのみ使用された。低粒子エネルギーでは、モンテカルロシミュレーションの統計的不確かさにより、データがある程度変動する。皮膚の解剖学的構造は、標準ボクセルファントムでは十分に再現されていないため、特に低粒子エネルギーにおける皮膚のデータの使用には注意が必要である。</p>
<p>(A2) 関数 $Q(L)$ (ICRP, 1991) に基づき、上記の重イオンとエネルギーに対する成人男性および女性の標準ファントムの臓器・組織に対する平均線質係数を示す (Sato et al., 2010)。</p>
<p>(A3) $Q(L)$ に基づく平均線質係数に加えて、Cucinotta ら (2011) が開発した Q 概念 (3.2.3 節参照) に基づく成人男性および女性の標準ファントムの臓器・組織の平均線質係数のデータを示す。この概念では、固形がんと白血病に異なる線質係数の値が割り当てられている。白血病の線質係数は固形がんの線質係数よりも小さく、RBM の平均線質係数の計算にのみ採用された。また、PHITS コード (Sato et al., 2013) を用い、計算値に基づいてデータを評価した。</p>
<p>(A4) さらに、<i>Publication 116</i> (ICRP, 2010) から、陽子、中性子、荷電パイ中間子および α 粒子に対する等方性被ばくおよび平均線質係数への換算係数を示した。臓器線量の換算係数は、<i>Publication 116</i> (ICRP, 2010) 付属書の対応するデータと同じであるが、PHITS コードと眼球モデルを組み合わせ、計算した値に基づいて再評価された 100 MeV/u 未満の陽子と α 粒子に対する眼の水晶体のデータは例外である (Behrens et al., 2010; Manger et al., 2012)。考慮したエネルギー範囲は、パイ中間子と α 粒子については <i>Publication 116</i> (ICRP, 2010) と同じであるが、中性子と陽子については 10 GeV から 100 GeV に拡張した。10 GeV を上回るエネルギーを持つ中性子と陽子の臓器または組織における平均吸収線量の換算係数と平均線質係数は、PHITS コードを用いて計算された値に基づいて評価された (Sato et al., 2009, 2010, 2013)。</p>
<p>(A5) データの完全なセットは付属の CD に収録されており、実効線量当量の換算係数やグラフ作成のためのモジュールが追加されている。また、すべてのデータは、ICRP のウェブサイト (www.icrp.org) からダウンロードできるデータファイルとしても提供されている。</p>
<p>付属：補足資料</p>

本書に関連する補足資料は、<http://dx.doi.org/10.1016/j.icrp.2013.05.004>でオンラインバージョンを見つけることができる。

図 2.1

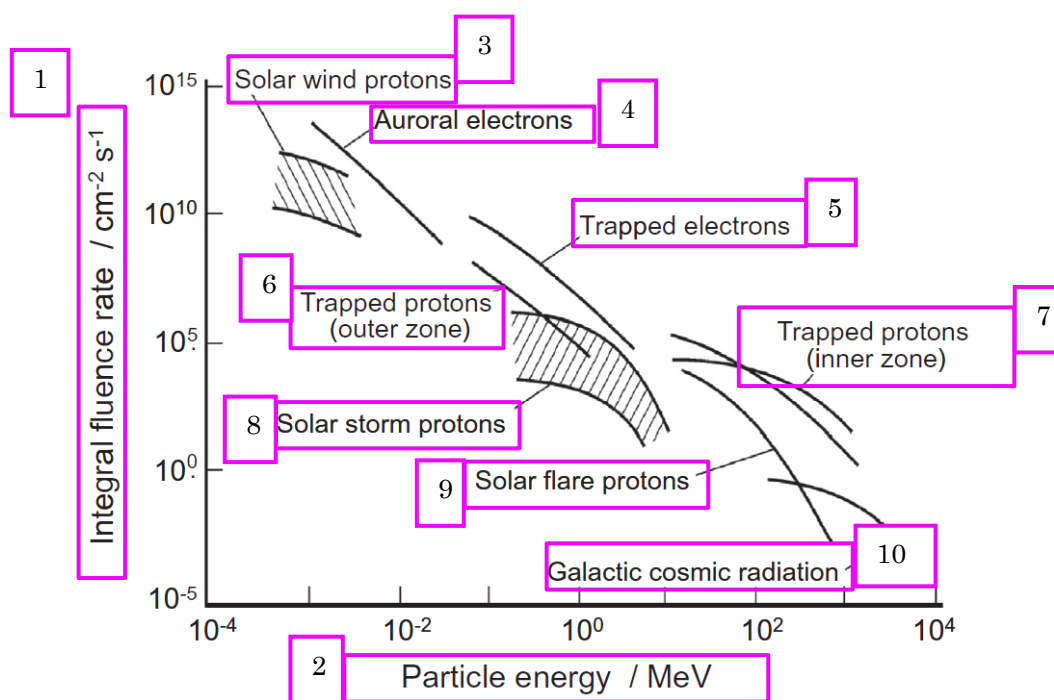


図 2.1 宇宙放射線の積分粒子フルエンス率と粒子エネルギー上限境界の総観図 (Wilson, 1978)

1. 積分フルエンス率 ($\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$)
2. 粒子エネルギー (MeV)
3. 太陽風の陽子
4. オーロラの電子
5. 捕捉電子
6. 捕捉陽子 (外側)
7. 捕捉陽子 (内側)
8. 太陽風の陽子
9. 太陽フレアの陽子
10. 銀河宇宙放射線

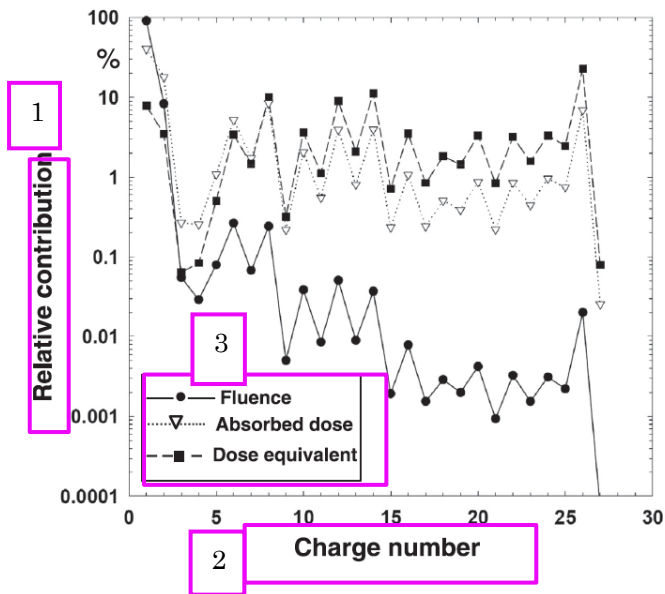


図 2.2 自由空間における銀河荷電粒子の元素組成と組織における吸収線量と線量当量への相対的寄与 (Cucinotta et al., 2001a)

1. 相対的寄与
2. 電荷数
3. フルエンス
吸収線量
線量当量

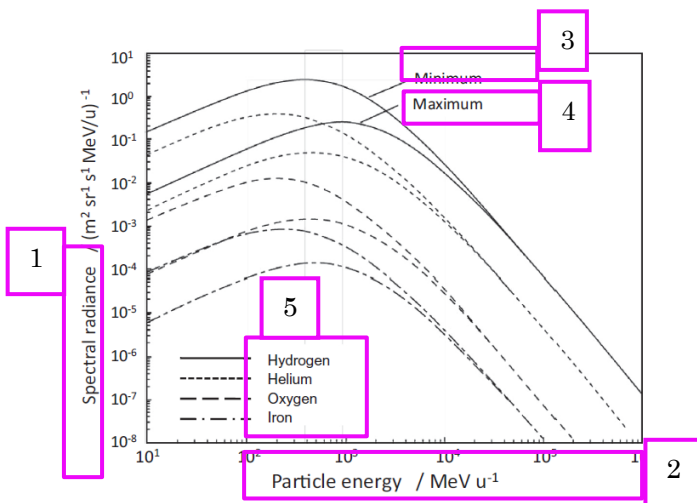


図 2.3 放射線防護に関連した、ラジアンズと 4 つの銀河宇宙放射線粒子の粒子エネルギーのエネルギー分布および ua^1 における太陽活動 [太陽極小期 (1977)・太陽極大期 (1959)] による変化 (Badhwar, 1997)
¹天文単位 (ua) は、地球・太陽間の平均距離にほぼ等しい長さの単位である。 $1ua = 1.4959787069110^{11} m$

1. スペクトルラジアンズ
2. 粒子エネルギー ($MeV \cdot u^{-1}$)
3. 極小期
4. 極大期
5. 水素
ヘリウム
酸素
鉄

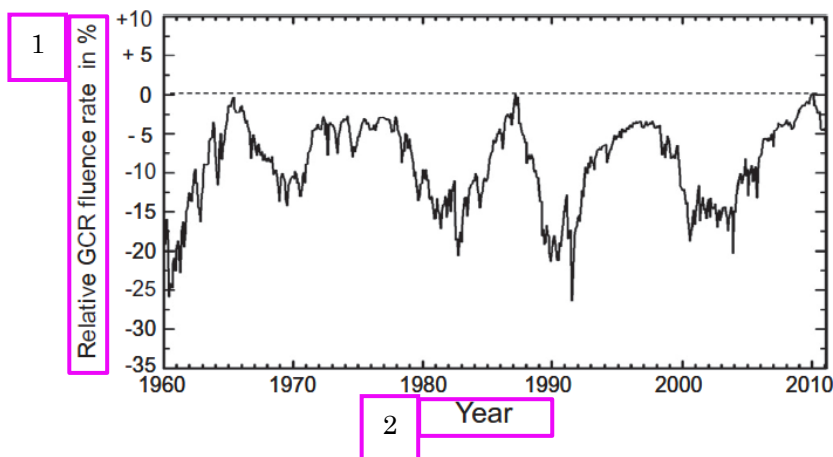


図 2.4 キールの中性子モニターで測定したヘリオセントリック・ポテンシャルの太陽周期における銀河宇宙放射線 (GCR) の相対フルエンス率の経時的変化 (NMDB, 2011)

1. GCR の相対フルエンス率 (%)
2. 年

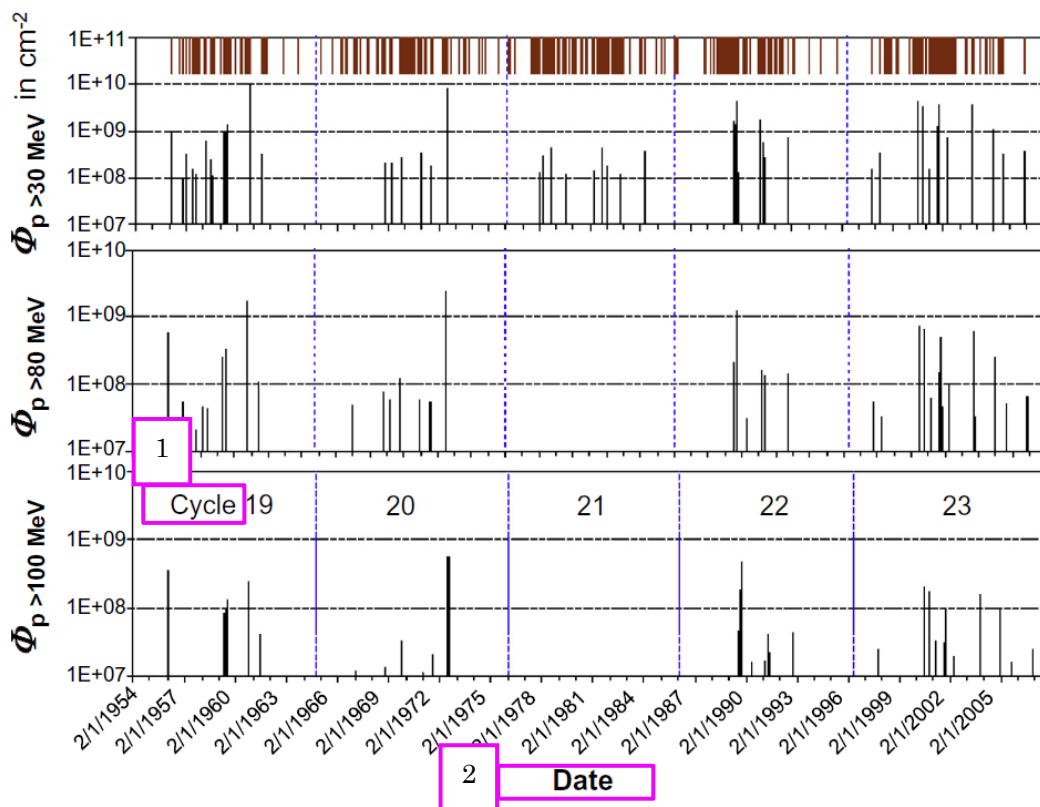


図 2.5 第 19～23 太陽周期における主要な太陽粒子現象の発生と、エネルギーが >30 MeV, 0 MeV, および >100 MeV の陽子の積分粒子フルエンス Φ_p (Kim et al., 2011)

1. 周期
2. 日付

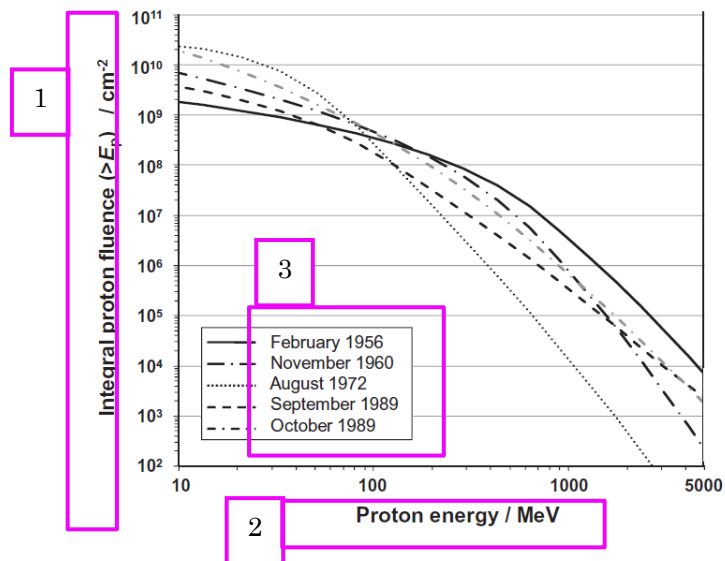


図 2.6 歴史上「最悪な」太陽粒子現象からの陽子の積分フルエンススペクトル (Kim et al., 2010a)

1. 陽子の積分フルエンス ($> E_p$) (cm^{-2})
2. 陽子エネルギー (MeV)
3. 1956年2月
1960年11月
1972年8月
1989年9月
1989年10月

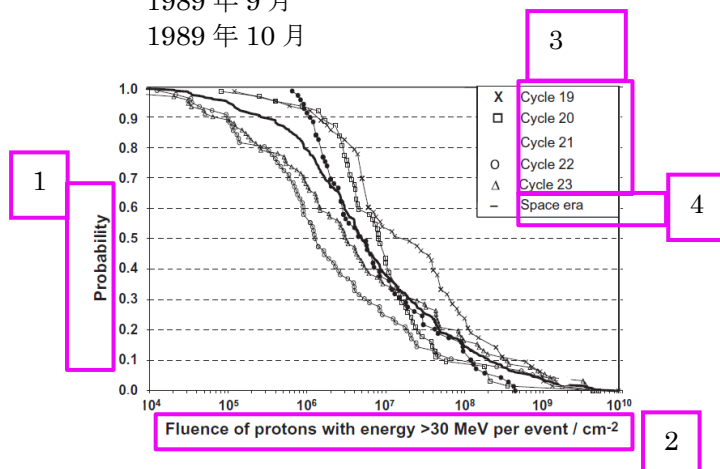


図 2.7 陽子のエネルギーが 30 MeV を超える太陽粒子現象の発生確率と、異なる太陽周期および全宇宙時代における現象当たりの陽子フルエンス (Kim et al., 2011)

1. 確率
2. 陽子のエネルギーが $> 30 \text{ MeV}$ の現象当たりのフルエンス (cm^{-2})
3. 第 19 周期
第 20 周期
第 21 周期
第 22 周期
第 23 周期
4. 宇宙時代

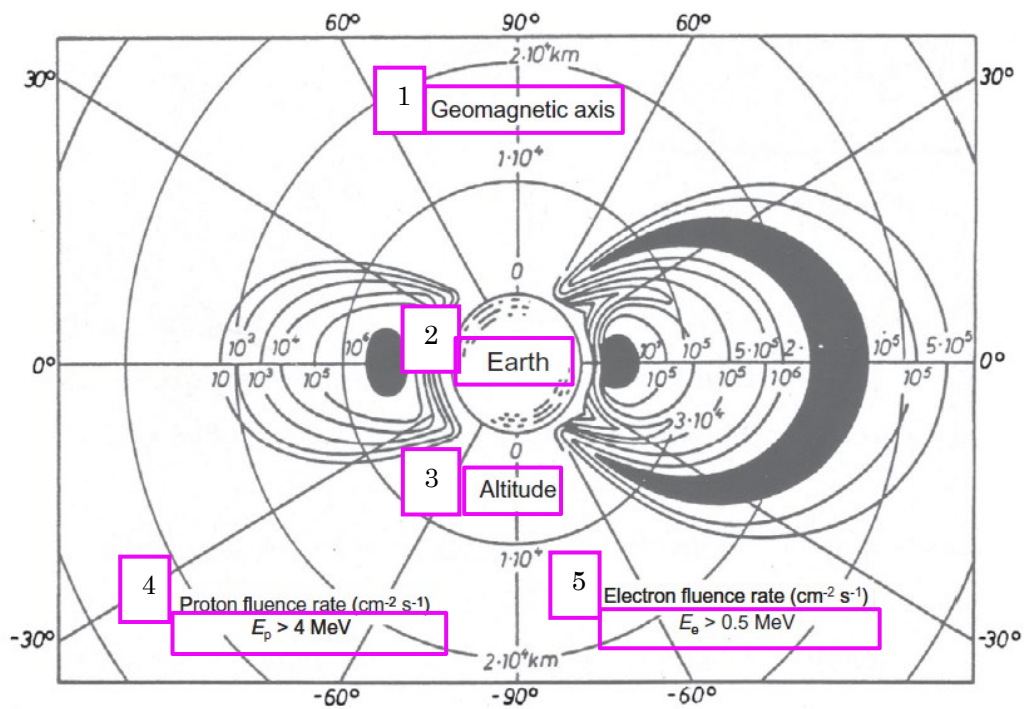


図 2.8 地球の放射線帯の内部および外側に捕捉された陽子と電子のフルエンス率 (単位 $\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$) (Allkofer, 1975)

1. 地磁気の軸
2. 地球
3. 高度
4. 陽子フルエンス率 ($\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$)
5. 電子フルエンス率 ($\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$)

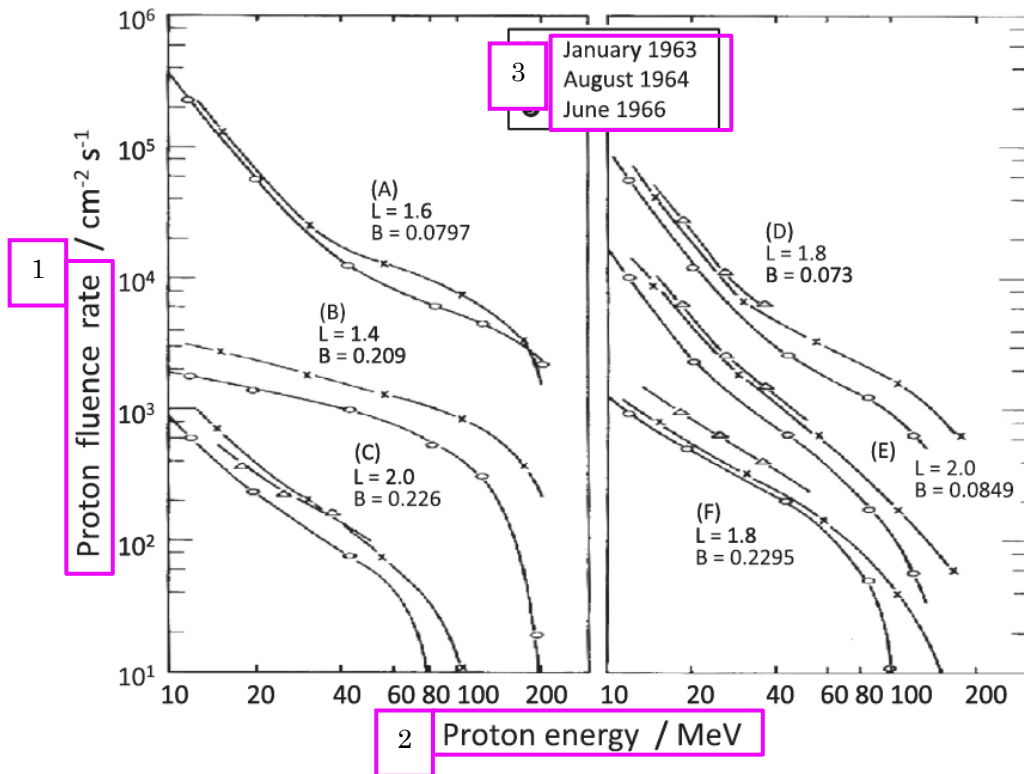


図 2.9 B, L 座標系で表した、帯内のさまざまな場所で測定した帯内部の陽子のフルエンス率 (Freden and Paulikas, 1964; Filius, 1965)

1. 陽子フルエンス率
2. 陽子エネルギー (MeV)
3. 1963年1月
1964年8月
1966年6月

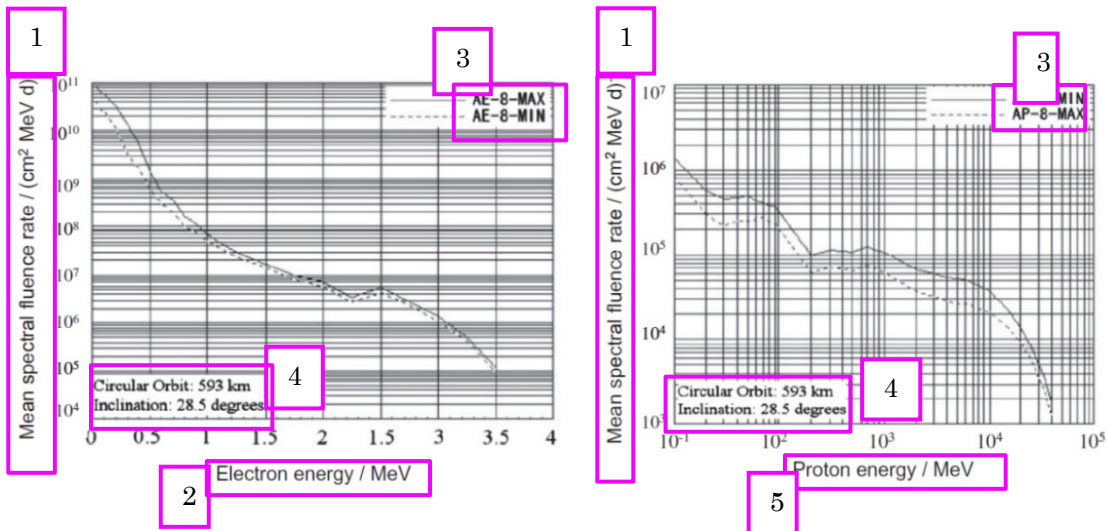


図 2.10 左：ハッブル宇宙望遠鏡の位置で AE-8 モデルを用いて計算した太陽極小期および極大期状態における捕捉電子のフルエンス率の平均エネルギー分布 (Jones, 2000) 右：ハッブル宇宙望遠鏡の位置で AE-8 モデルを用いて計算した太陽極小期および極大期における捕捉陽子のフルエンス率の平均エネルギー分布 (Jones, 2000)

1. 平均スペクトルフルエンス率 ($\text{cm}^2 \text{MeV d}^{-1}$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. AE-8 (極大期)
AE-8 (極小期)
4. 円軌道：593 km
軌道傾斜角：28.5 度
5. 陽子エネルギー (MeV)

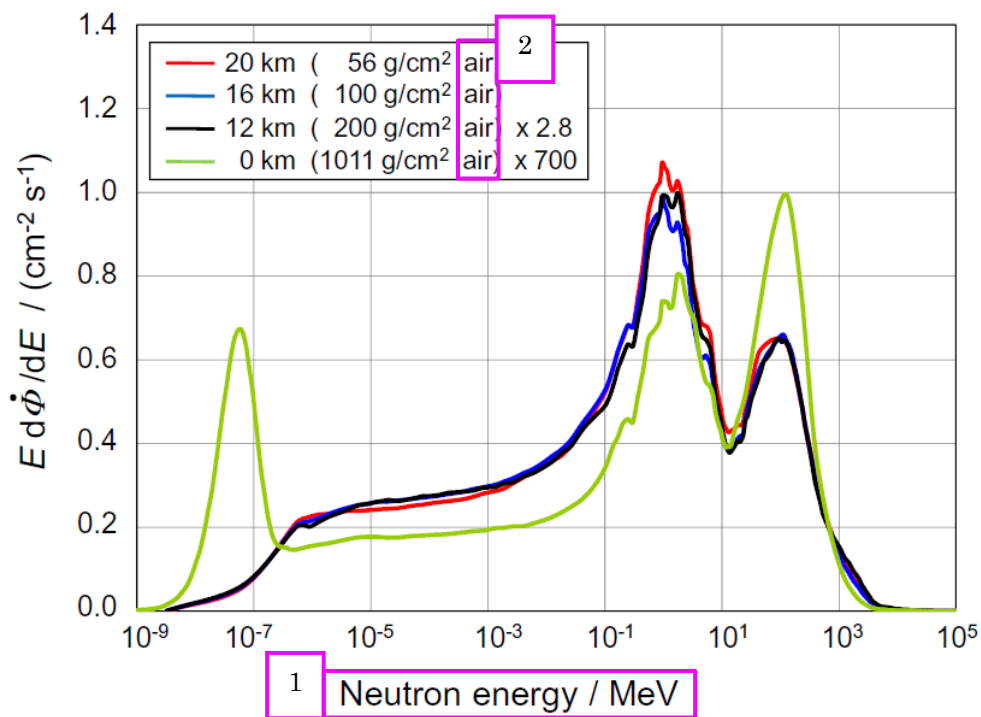


図 2.11 AIR ER 2 機の飛行中にボナー球を用いて異なる大気厚・飛行高度および海面位で測定した地上における宇宙放射線からの中性子エネルギーのフルエンス率分布と中性子エネルギー (Goldhagen et al., 2004)

1. 中性子エネルギー (MeV)
2. 大気厚

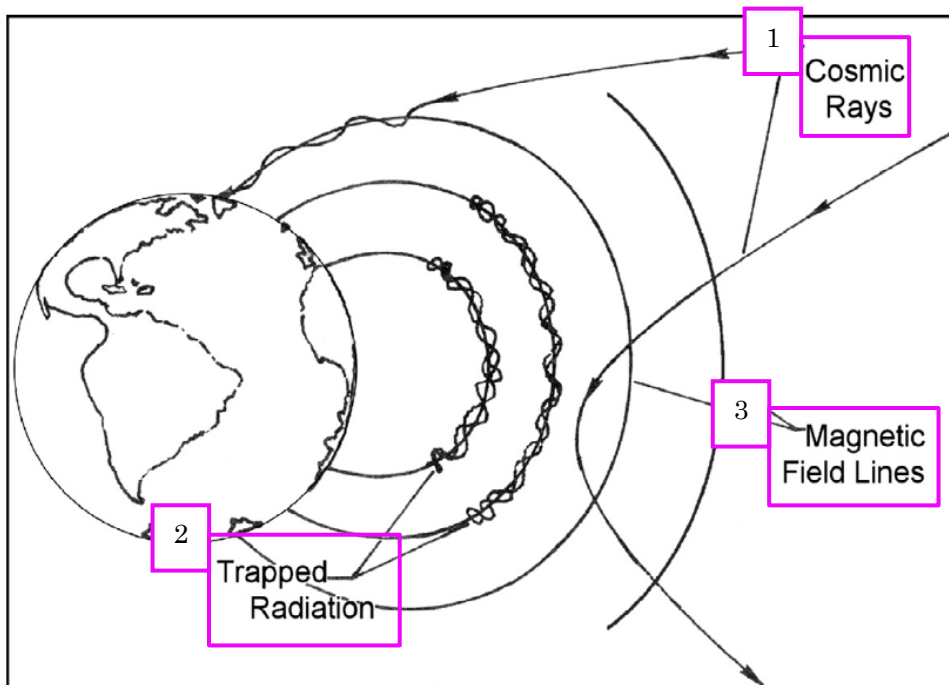


図 2.12 地球磁場による荷電粒子の偏向と捕捉 (Spjeldvik and Rothwell, 1983)

1. 宇宙線
2. 捕捉放射線
3. 磁力線

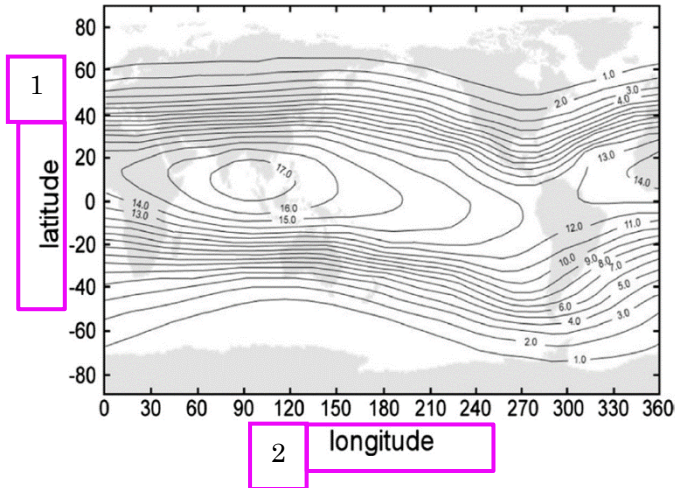


図 2.13 元期 (2000.0) の地球磁場モデルにおけるの垂直カットオフ剛性のマップ (単位ギガボルト (GV)) (Smart and Shea, 2008)

1. 緯度
2. 経度

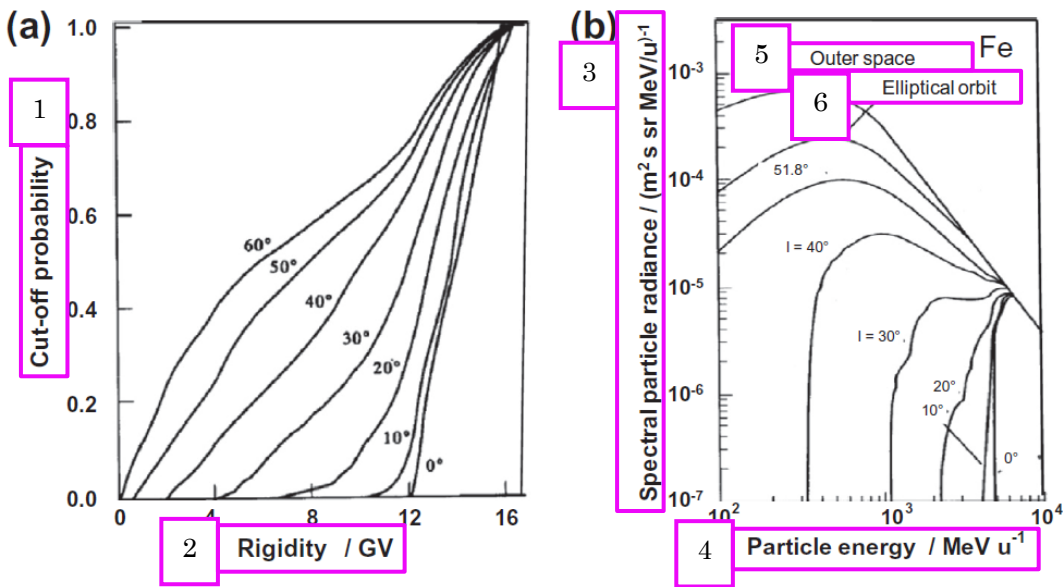


図 2.14 (a) 円軌道 223 km における異なる傾斜角でのカットオフ剛性確率 (Heinrich and Spill, 1979) (b) 宇宙空間および異なる傾斜角の高度 223 km における軌道での鉄原子核のエネルギー分布 (Heinrich and Spill, 1979)

1. カットオフ確率
2. 剛性 (GV)
3. スペクトル粒子ラジアンス $((\text{m}^2 \text{ s sr MeV/u})^{-1})$
4. 粒子エネルギー $(\text{MeV} \cdot \text{u}^{-1})$
5. 宇宙空間
6. 楕円軌道

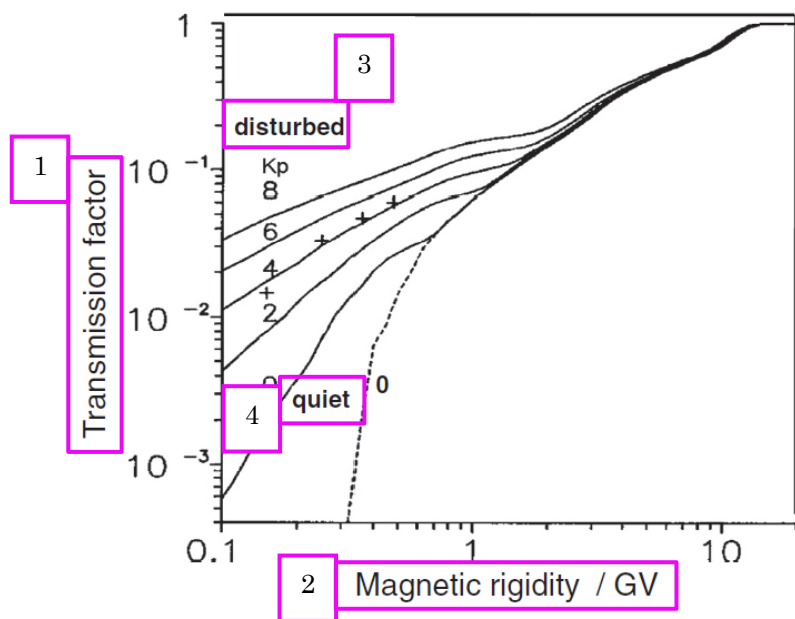


図 2.15 国際宇宙ステーション軌道で計算された地磁気透過関数と、静穏時の磁場（点線）（Langel, 1992）および K_p 指数で表される地磁気擾乱時（実線）（Nymnik, 1999）における磁気剛性。十字は, Boberg ら（1993）による $K_p = 5$ についての結果

1. 透過率
2. 磁気剛性 (GV)
3. 擾乱時
4. 静穏時

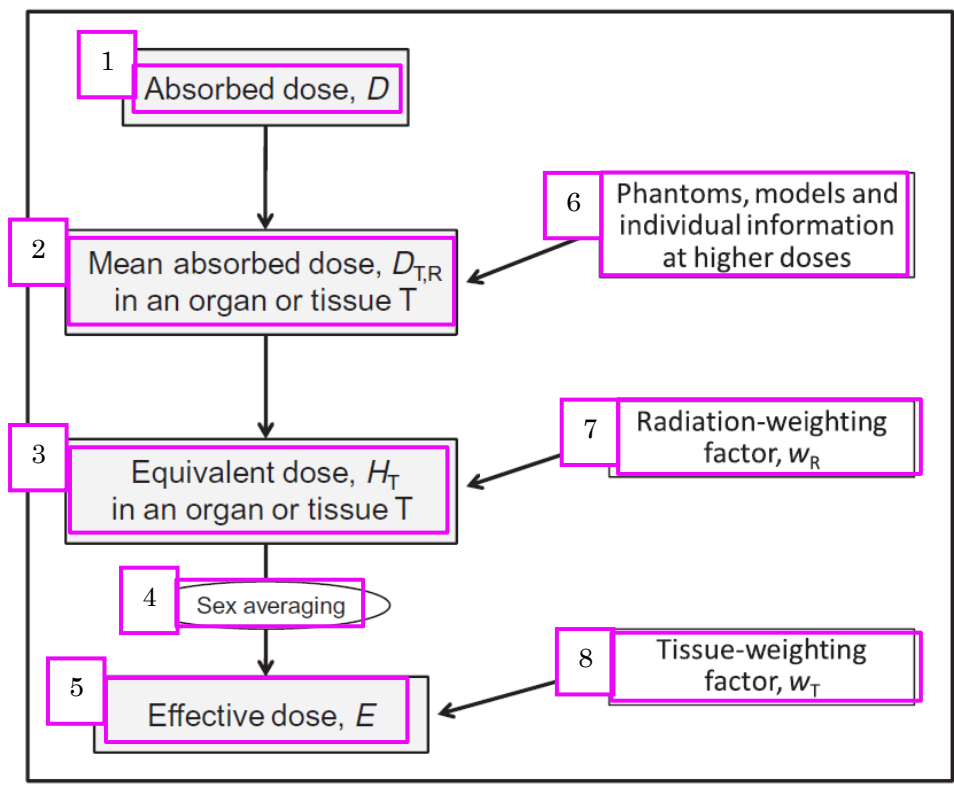


図 3.1 ICRP (2007) が勧告する放射線防護の線量 (防護量)

1. 吸収線量 D
2. 臓器または組織 T の平均吸収線量 $D_{T,R}$
3. 臓器または組織 T の等価線量 H_T
4. 性別平均
5. 実効線量 E
6. 高線量でのファントム, モデルおよび個人情報
7. 放射線加重係数 w_R
8. 組織加重係数 w_T

表 3.1 組織加重係数 w_T (ICRP, 2007)

臓器・組織	w_T	寄与の総計
肺, 胃, 結腸*, 骨髄, 乳房, 残りの組織†	0.12	0.72
生殖腺‡	0.08	0.08
甲状腺, 食道, 膀胱, 肝臓	0.04	0.16
骨表面, 皮膚, 脳, 唾液腺	0.01	0.04

*結腸の線量は, *Publication 60* (ICRP, 1991) の計算法と同じく, 大腸上部 (ULI) と大腸下部 (LLI) の線量の質量加重平均とする。

†残りの組織・臓器 (全体で 14 種, それぞれの性では 13 種) の名称は: 副腎, 胸郭外組織, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口内粘膜, 膵臓, 前立腺 (♂), 小腸, 脾臓, 胸腺, 子宮/子宮頸部 (♀) である。

‡生殖腺の w_T は, 精巣と卵巣の線量の平均に適用される。

表 3.2 外部被ばくのための実用量

仕事	以下の量に対する実用量	
	エリアモニタリング	個人モニタリング
実効線量の管理	周辺線量当量 $H^*(10)$	個人線量相当 $H_p(10)$
皮膚, 手足の線量の管理	方向性線量当量 $H(0.07, \Omega)$	個人線量相当 $H_p(0.07)$
眼の水晶体の線量の管理	方向性線量当量 $H(3, \Omega)$	個人線量相当 $H_p(3)$

図 3.2

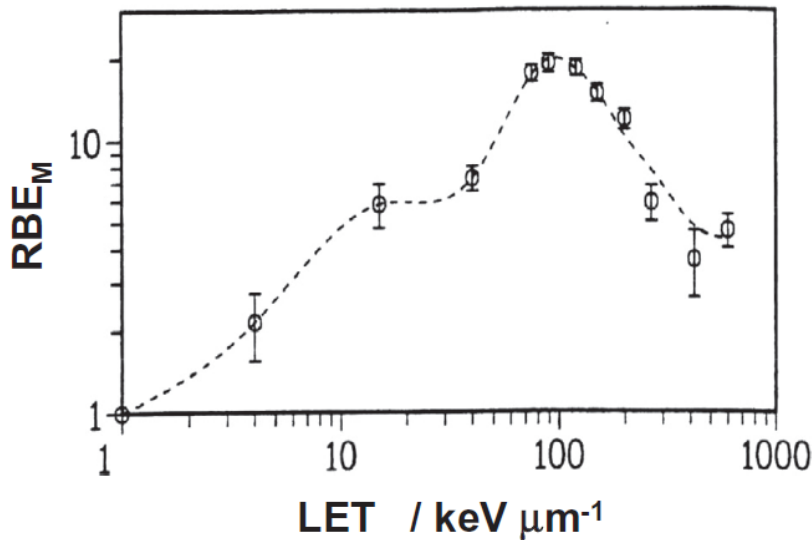


図 3.2 マウス胚の C3H10T1/2 細胞におけるがん遺伝子形質転換に対する最大生物効果比 (RBE_M) と線エネルギー付与 (LET) (Brenner and Hall, 1992)

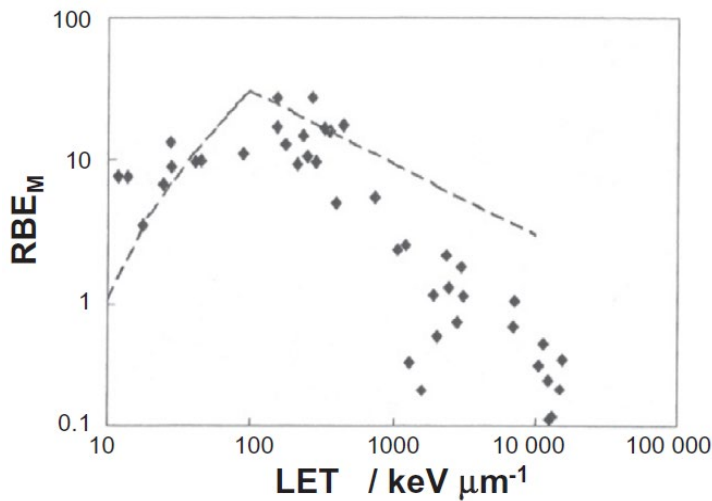


図 3.3 チャイニーズハムスターの V79 細胞における hprt 遺伝子座での突然変異誘発に対する最大生物効果比 (RBE_M) と線エネルギー付与 (LET)
 データは Kiefer ら (1999, 2001) からのものである。破線は, *Publication 60* (ICRP, 1991) に定義されている関数 $Q(L)$ を示す。

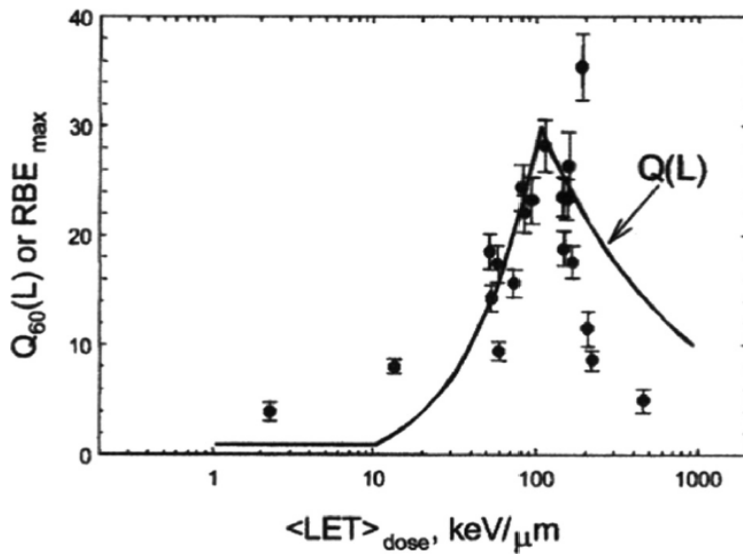


図 3.4 未成熟染色体凝縮法を用いて第一細胞周期内で測定された全染色体交換に対する最大生物効果比 (RBE_M) と線エネルギー付与 (LET) (George and Cucinotta, 2007 ; Cucinotta et al, 2008)
 線は *Publication 60* (ICRP, 1991) に定義されている $Q(L)$ 関数を示す。

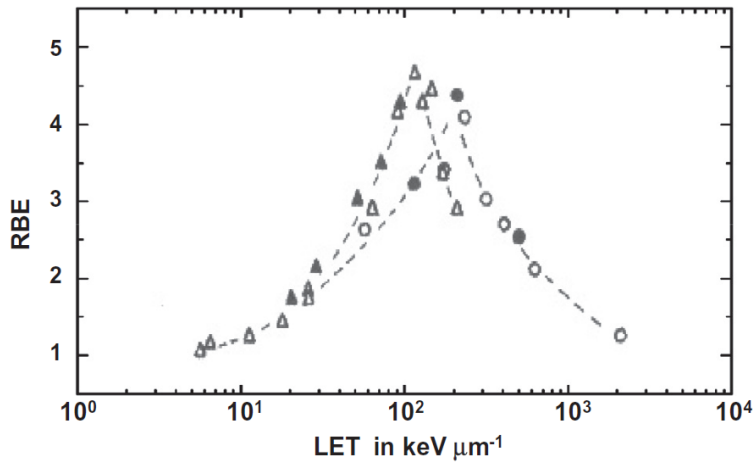


図 3.5 加速重イオン (▲, △: 重陽子と He イオン, ●, ○: 重イオン) ビームに被ばくさせたハムスターV79細胞 (黒記号) および哺乳類の T1 細胞 (白記号) の不活性化に対する生物効果比 (RBE) と線エネルギー付与 (LET) (Thacker et al., 1979)

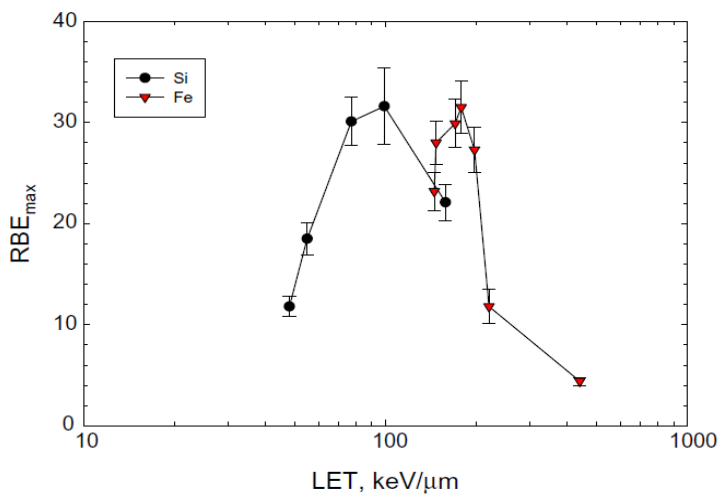


図 3.6 低線量・低線量率 γ 線と相対的に, Si および Fe 原子核に被ばくさせたヒトリンパ球の染色体異常 (全交換) に対する最大生物効果比 (RBE_M) と線エネルギー付与 (LET) (George and Cucinotta., 2007)

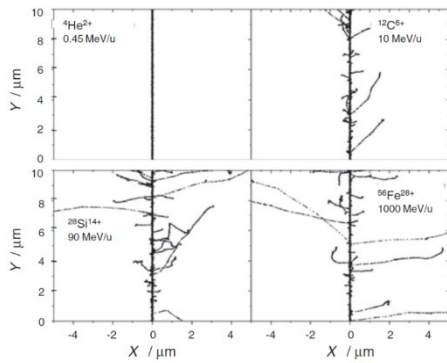


図 3.7 次のイオンについて、水中でシミュレーションした飛跡断面： ^4He (0.45 MeV/u)， ^{12}C (10 MeV/u)， ^{28}Si (90 MeV/u) および ^{56}Fe (1 GeV/u)。
 XY 平面に投影したものを示している。イオンは、同じ線エネルギー付与条件下の 25°C の液体水中で ($\sim 150 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$)，Y 軸の原点に生成される。各点は、放射線分解種を表す (Plante and Cucinotta, 2008)。

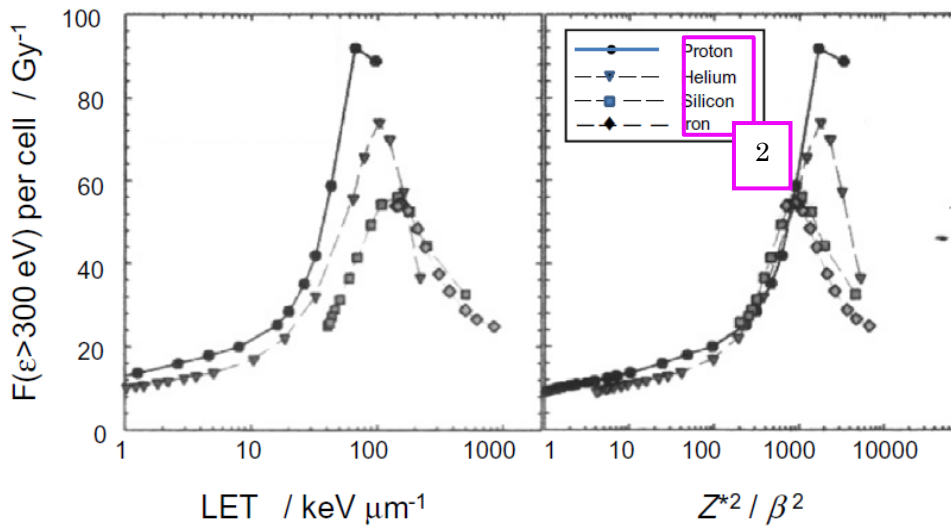


図 3.8 線エネルギー付与 (LET) (左側) または Z^2/β^2 (右側) の関数としての、300 eV 以上を受けた細胞当たりのヌクレオソームの数。
 H, He, Si および Fe 原子核について計算されたデータを示す (Cucinotta, 2011)

1. 細胞当たりの $F(\epsilon > 300 \text{ eV})$ (Gy^{-1})
2. 陽子
ヘリウム
ケイ素
鉄

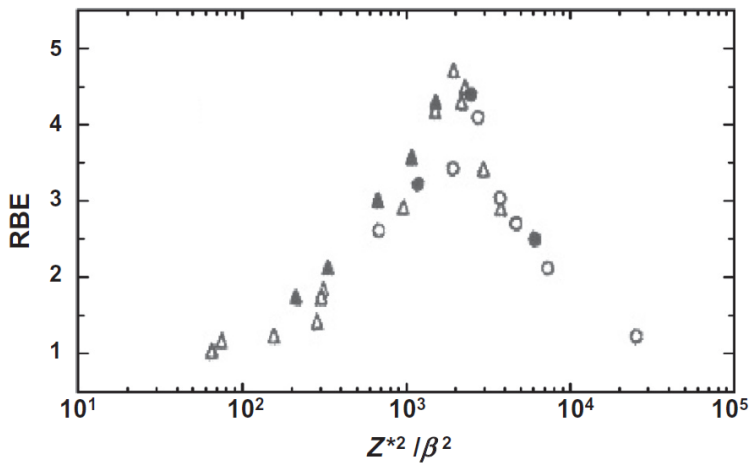


図 3.9 加速重イオン (▲, △: 重陽子と He イオン; ●, ○: 重イオン) ビームに被ばくさせたhamster-V79 細胞 (黒記号) および哺乳類の T1 細胞 (白記号) の不活性化に対する生物効果比 (RBE) と $(Z/\beta)^2$ (Thacker et al., 1979)

表 3.3 放射線加重係数* w_R (ICRP, 2007)

放射線タイプ	放射線加重係数 w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
α 粒子, 核分裂片, 重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの関数としての連続曲線 [式 (3.9) と図 3.2 参照]

* すべての数値は, 人体へ入射する放射線, あるいは, 内部放射線源に関しては, 線源から放出される放射線に関する。

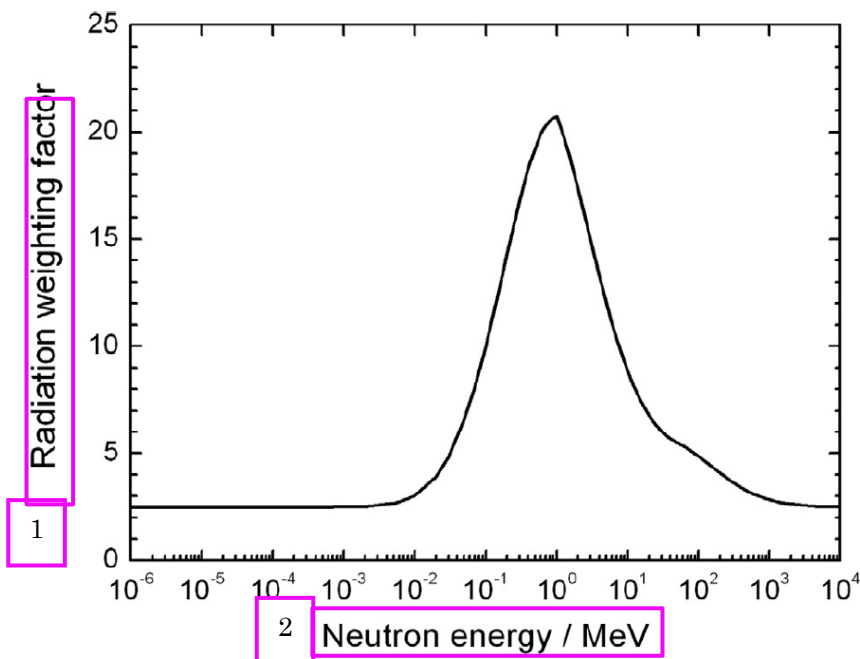


図 3.10 中性子の放射線加重係数 (w_R) と中性子エネルギー (ICRP, 2007)
 1. 放射線加重係数 2. 中性子エネルギー (MeV)

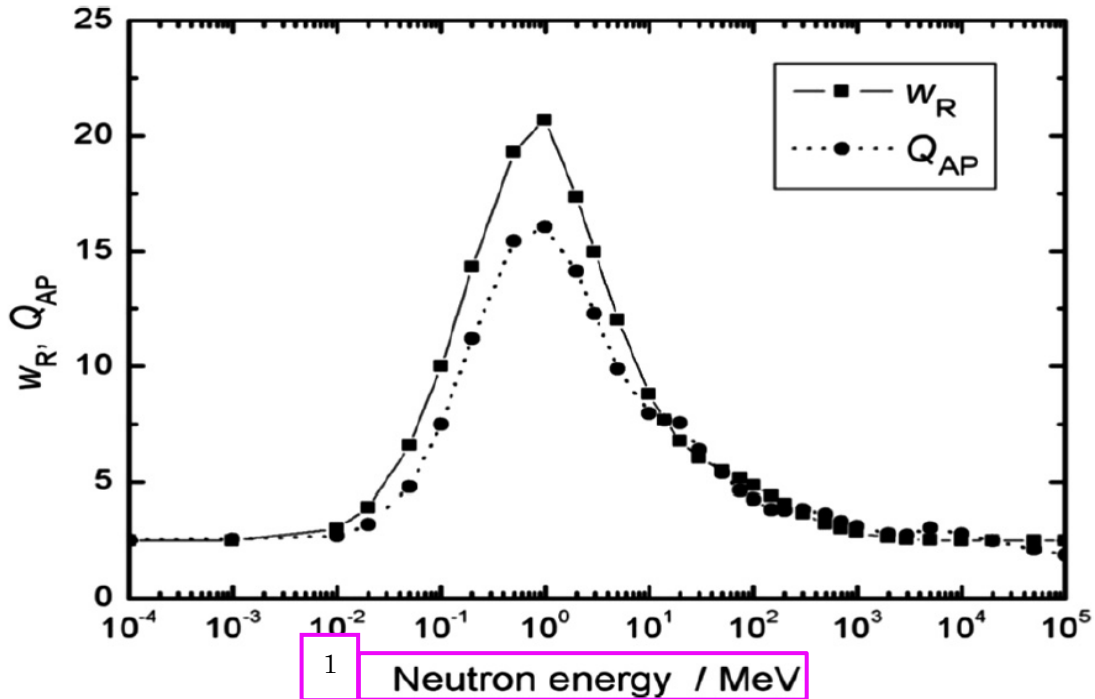


図 3.11 中性子 (AP 照射) に対して計算された放射線加重係数 (W_R) および人体平均線質係数 ($Q_{E,AP}$) と、中性子エネルギー (Sato et al., 2009)

1. 中性子エネルギー (MeV)

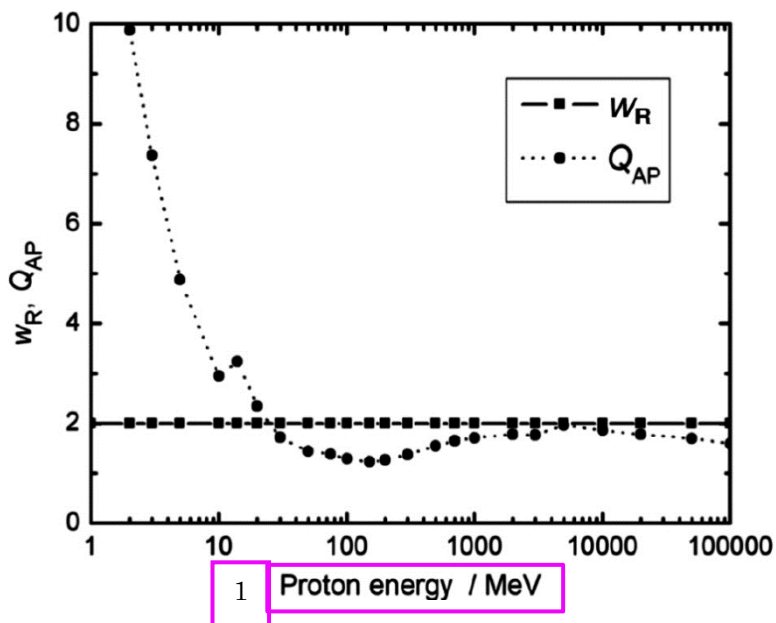


図 3.12 陽子 (AP 照射) に対して計算された放射線加重係数 (W_R) および人体平均線質係数 ($Q_{E,AP}$) と、陽子エネルギー (Sato et al., 2009)

1. 陽子エネルギー (MeV)

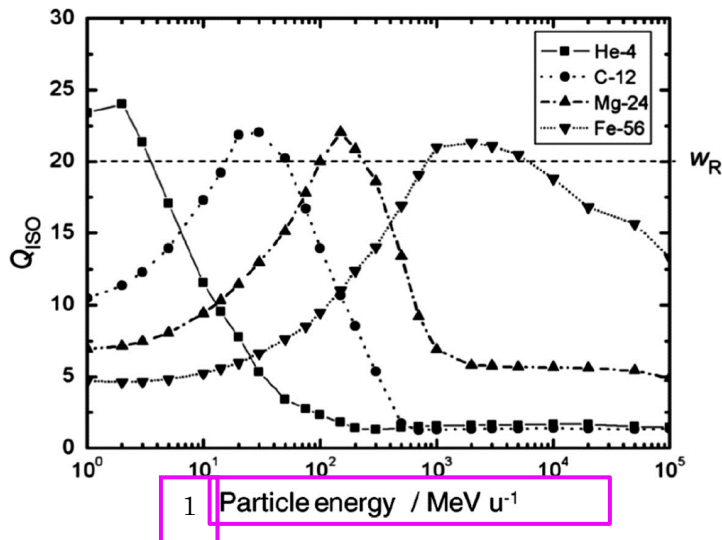


図 3.13 ${}^4\text{He}$, ${}^{12}\text{C}$, ${}^{24}\text{Mg}$, ${}^{56}\text{Fe}$ (ISO 照射) に対する放射線加重係数 (w_R) および人体平均線質係数 ($Q_{E,ISO}$) と、粒子エネルギー (Sato et al., 2010)

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV}\cdot\text{u}^{-1}$)

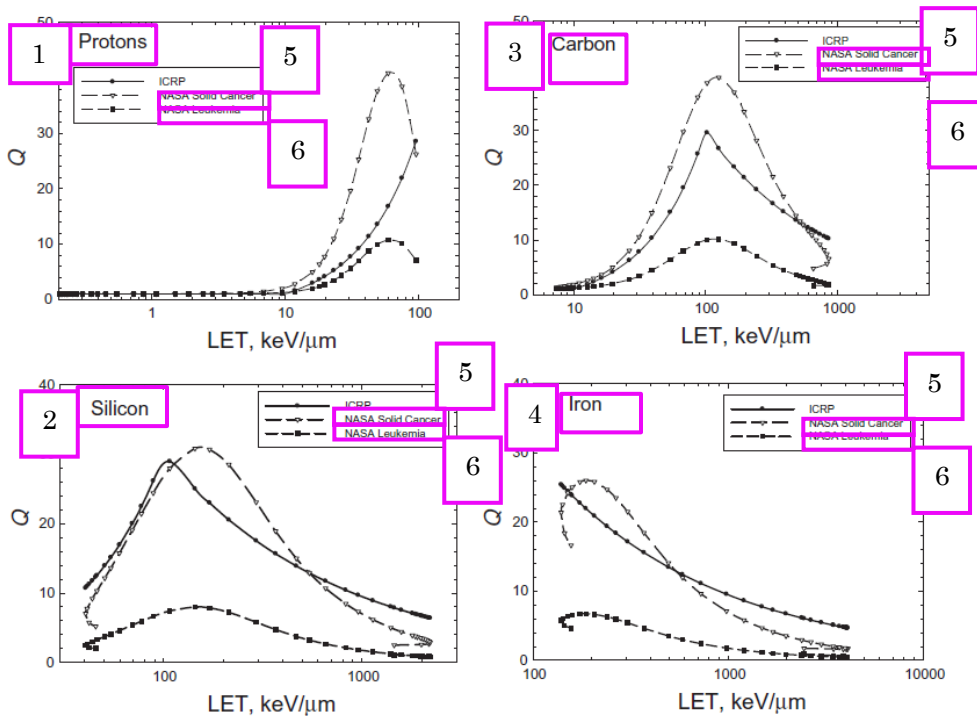


図 3.14 ICRP (1991) によって定義され、米国航空宇宙局 (NASA) によって提案され (Cucinotta, 2011), 固形がんまたは白血病の相対リスクを考慮して異なる形で定義された, H, C, Si および Fe 原子核に対する線質係数 (Q) の線エネルギー付与 (LET) 依存性

1. 陽子
2. ケイ素
3. 炭素
4. 鉄
5. 固形がん (NASA)
6. 白血病 (NASA)

表 4.1 近年科学的調査のため国際宇宙ステーションに搭載されたアクティブ型放射線検出器
そのうちのいくつかは線量測定マッピング実験 (DOSMAP) の間 [Reitz ら (2005)] や MATROSHKA フェ
ントムと組み合わせて (Dettmann et al., 2007) 使用された。

機器	参考文献	機関	測定パラメータ
DOSTEL シリコンテ レスコープ	Beaujean et al. (1999); Reitz et al. (2005)	クリスティアン・アルブレヒト 大学キール, ドイツ航空宇宙セ ンター (ドイツ, ケルン)	線エネルギー付与 (LET) 分布, 吸収線量, 線量当量
シリコンシンチレー タ装置	Reitz et al. (2009)	クリスティアン・アルブレヒト 大学キール, ドイツ航空宇宙セ ンター, (ドイツ, ケルン)	吸収線量, 中性子線量, 臓 器線量
LIULIN シリコン検 出器	Dachev et al. (2002, 2006, 2011)	太陽地球影響研究所) ブルガリ ア)	吸収線量, 線量率
ALTCRISS シリコン ストリップ検出器	Casolino et al. (2007); Semkova et al. (2007)	INFN およびローマ・トルヴェ ルガダ大学 (イタリア, ローマ)	鉄原子核未満の粒子エネ ルギー分布, LET 分布, 線 量当量
ALTEA シリコンスト リップ検出器	Narici (2008); Zaconte et al. (2010a,b); Di Fino et al. (2011)		
ボナー球中性子検出 器	Koshiishi et al. (2007)	宇宙航空研究開発機構, (日本)	中性子エネルギー分布お よび中性子線量

LET : 線エネルギー付与

表 4.2. スペースシャトルや国際宇宙ステーションに搭載され, エリアモニタリングに使用されたアクティブ
型および半アクティブ型放射線検出器

機器	参考文献	機関	測定パラメータ
組織等価比例計数管	Badhwar et al. (1994); Johnson et al. (2006)	NASA ジョンソン宇宙 センター (米国, ヒュー ストン)	LET 分布, 吸収線量, 線量 当量
荷電粒子検出器システム (IV-CPDS)	Lee et al. (2007)		LET 分布, 粒子エネルギー 分布, 酸素までの原子存在 比
荷電粒子検出器システム (EV-CPDS)			
電離箱 (R-16)	Benghin (2008); Lishnevskii et al. (2010)	モスクワ州立大学 (ロ シア, モスクワ)	吸収線量, 線量率
シリコン検出器ユニット (DB8)		ブルガリア宇宙局	吸収線量, 線量率
TL システム (PILLE)	Apáthy et al. (2002, 2007); Deme et al. (2006)	KFKI (ハンガリー)	吸収線量, 線量率
RRMD-III シリコンスト リップ検出器望遠鏡	Doke et al. (2001)	早稲田大学, 宇宙航空 研究開発機構 (日本)	LET 分布, 吸収線量, 線量 当量

NASA : 米国航空宇宙局, LET : 線エネルギー付与

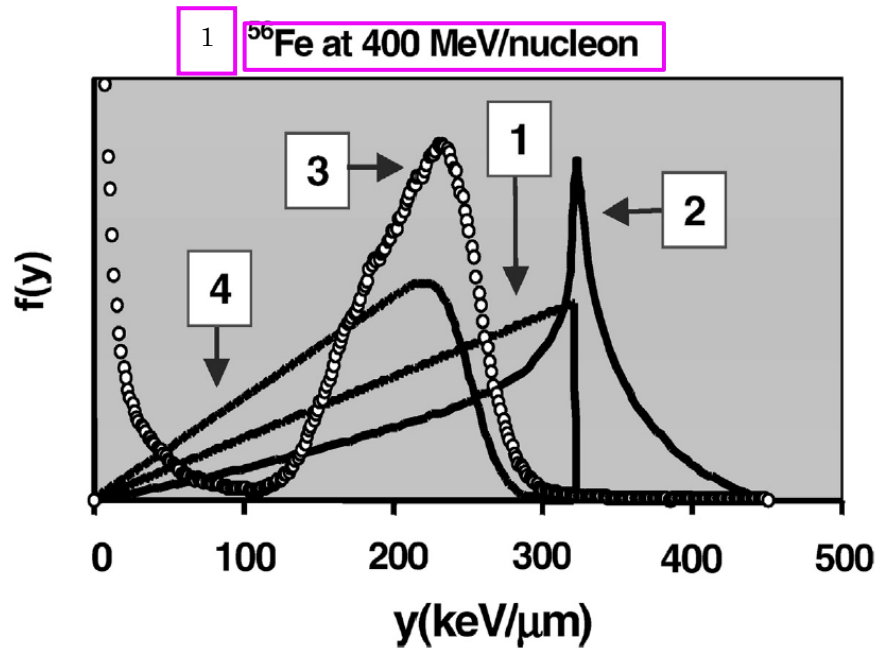


図 4.1 ⁵⁶Fe イオンの均一なフルエンスに対する組織等価比例計数管による線形エネルギーの頻度分布 $f(y)$ 。曲線 1 と 2 は、球（曲線 1）および円柱（曲線 2）における弦長に Fe イオンの線エネルギー付与（LET）を乗じて計算される。曲線 3 は球形検出器による測定結果を示し、曲線 4 はストラグリングを調整した、制限のある LET, L_{Δ} で計算した結果を示す（NCRP, 2002）

1. 核子あたり 400 MeV の ⁵⁶Fe

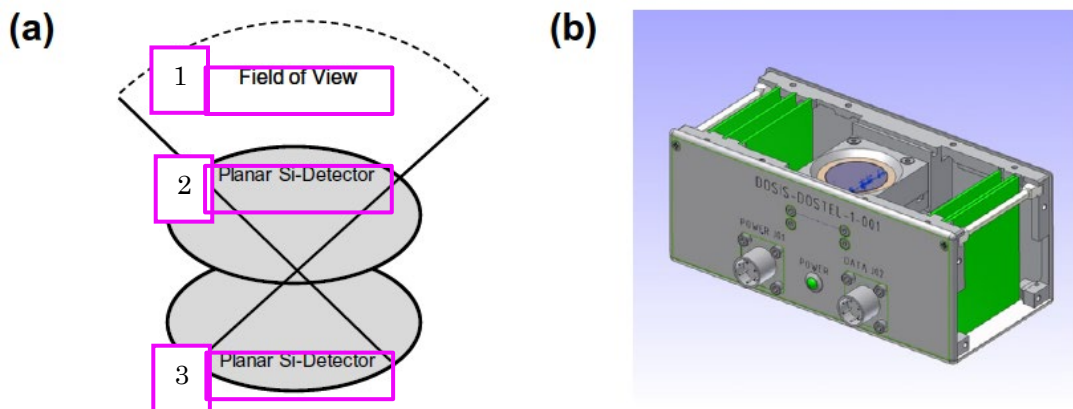


図 4.2 宇宙用に設計された荷電粒子分光計 DOSTEL の模式図 (a, b) (Beaujean et al., 1999; Reitz et al., 2005)

1. 視野角
2. Si 平面検出器
3. Si 平面検出器

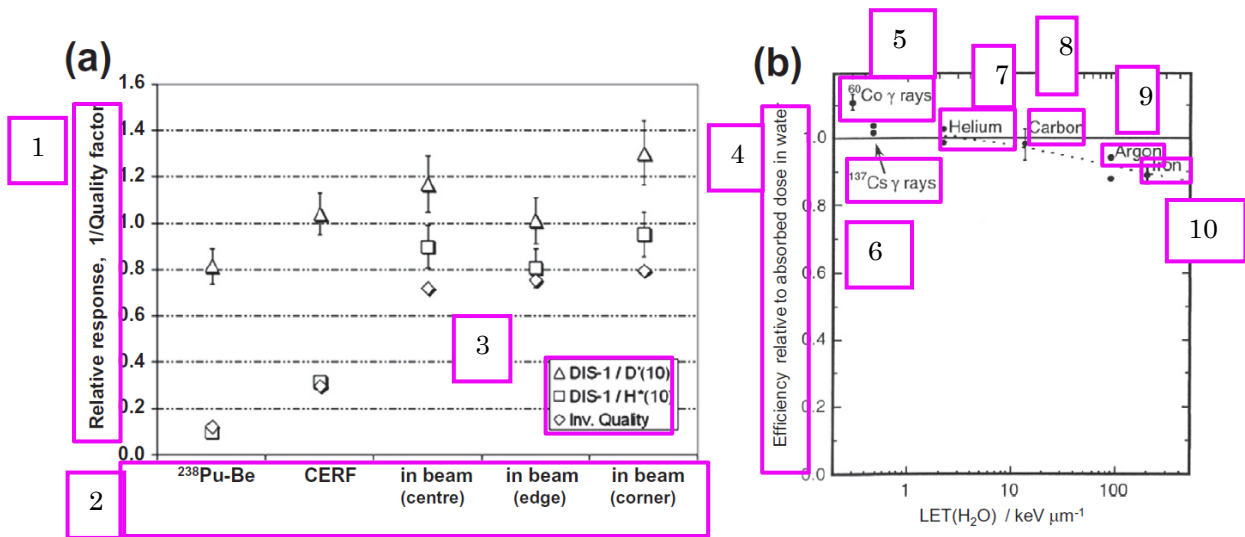


図 4.3 ダイレクトイオンストレージ (DIS-1) 線量計の相対的応答

(a) 個人線量当量 $H_p(\text{DIS})$ について、組織深さ 10 mm の吸収線量 $D(10)$ (三角形), および環境線量当量 $H^*(10)$ (四角形) で正規化した線量計の読み取り値。線質係数の逆数である $1/Q$ も示した (ひし形) (Otto, 2010)。
 (b) 線エネルギー付与 [LET (H₂O)] の関数として、水中の吸収線量に対する DIS-1 の効率。 ^{60}Co γ 線, 炭素, 鉄イオンの各点は, 6 つの試料の平均値 (1 標準偏差) を表す。2 つの試料が 3 種類の線量 (10 mGy, 25 mGy, 50 mGy) のそれぞれを照射された。 ^{137}Cs γ 線, ヘリウムイオン, アルゴンイオンの各点は, 10 mGy を照射した 2 つの資料を表す (Yasuda, 2001)。

1. 相対応答, $1/\text{線質係数}$
2. $^{238}\text{Pu-Be}$ CERF ビーム内 (中央) ビーム内 (端) ビーム内 (角)
3. \triangle DIS-1/D'(10) \square DIS-1/H*10 線質係数の逆数
4. 水中の吸収線量に対する効率
5. ^{60}Co γ 線
6. ^{137}Cs γ 線
7. ヘリウム
8. 炭素
9. アルゴン
10. 鉄

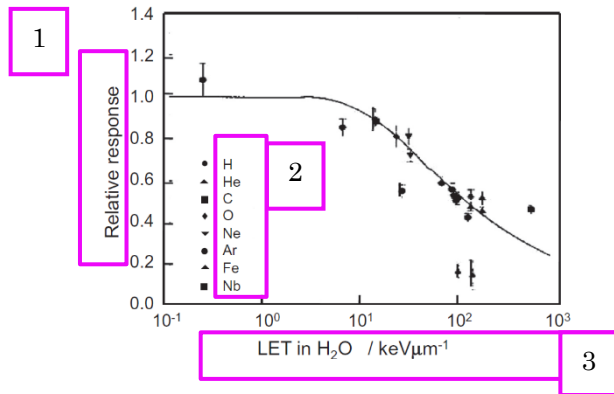


図 4.4 さまざまな荷電粒子に対する熱ルミネセンス検出器 (TLD) の相対応答
TLD-700 のピーク 5 の相対応答 (^{60}Co γ 線に対する) と, 検出器内の平均線エネルギー付与 (LET) (水中)
を示す (Benton et al., 2000)

1. 相対応答
2. H_2O 中 LET ($\text{KeV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$)
3. (訳出する場合)
水素
ヘリウム
炭素
酸素
ネオン
アルゴン
鉄
ニオブ

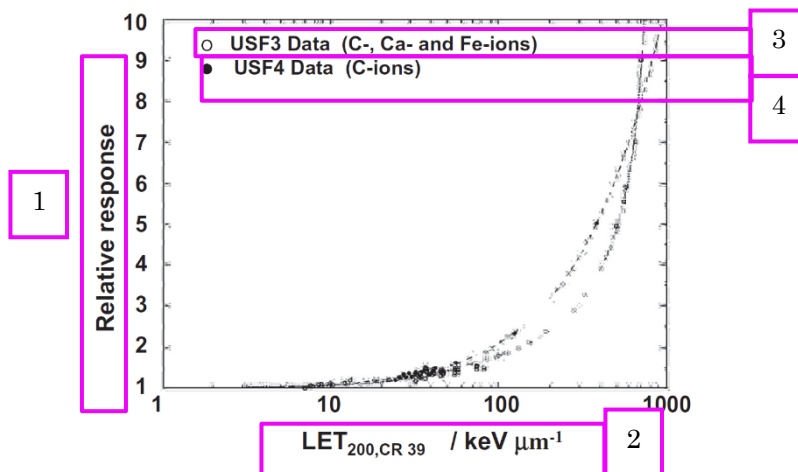
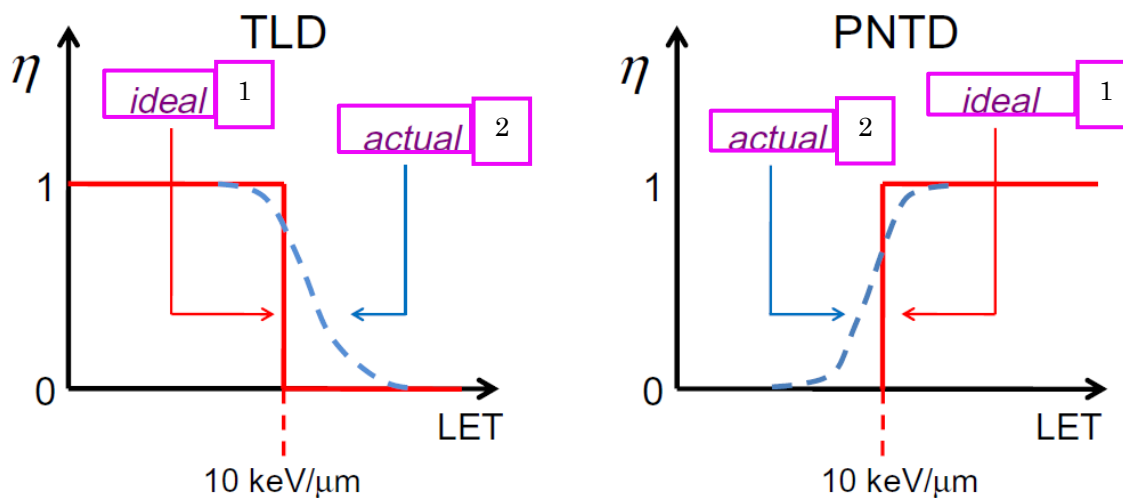


図 4.5 ポリアリルジグリコールカーボネート (CR-39[®]) の制限のある線エネルギー付与 LET_{200} に応じた相
対応答 (Keegan, 1996)

1. 相対応答
2. $\text{LET}_{200, \text{CR}39}$ ($\text{keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$)
3. USF3 データ (炭素イオン, カルシウムイオン, 鉄イオン)
4. USF4 データ (炭素イオン)



4.6 熱ルミネセンス検出器 (TLD) とプラスチック製エッチング型飛跡検出器 (PNTD) の相対線量応答概略図

1. 理論値 2. 実測値

表 5.1 宇宙放射線研究に重要な核反応による生成物

反応タイプ	二次	メカニズム	コメント
核子-原子核	核子	蒸発 ノックアウトおよび弾性, 準弾性散乱	高 LET, 飛程短い 飛程長い
核子-原子核	軽粒子 (p, d, t, α, n)	蒸発 ノックアウト, ピックアップ	高 LET, 飛程短い 飛程長い
核子-原子核	重反跳	弾性散乱 破砕または核破砕	高 LET, 飛程短い 高 LET, 飛程短い
核子-原子核	核子または軽粒子	標的または入射粒子 ノックアウトまたは蒸発	低 LET, 飛程長い 高 LET, 飛程短い
核子-原子核	重イオン	入射粒子破片	中等度の LET, 飛程長い
核子-原子核	重イオン	標的破片	高 LET, 飛程短い
核子または原子核-原子核	パイ中間子, 中間子, 反核子, ガンマ	Proj. E > 500 MeV/u	深い透過 (>50 g·cm ⁻²)

LET: 線エネルギー付与

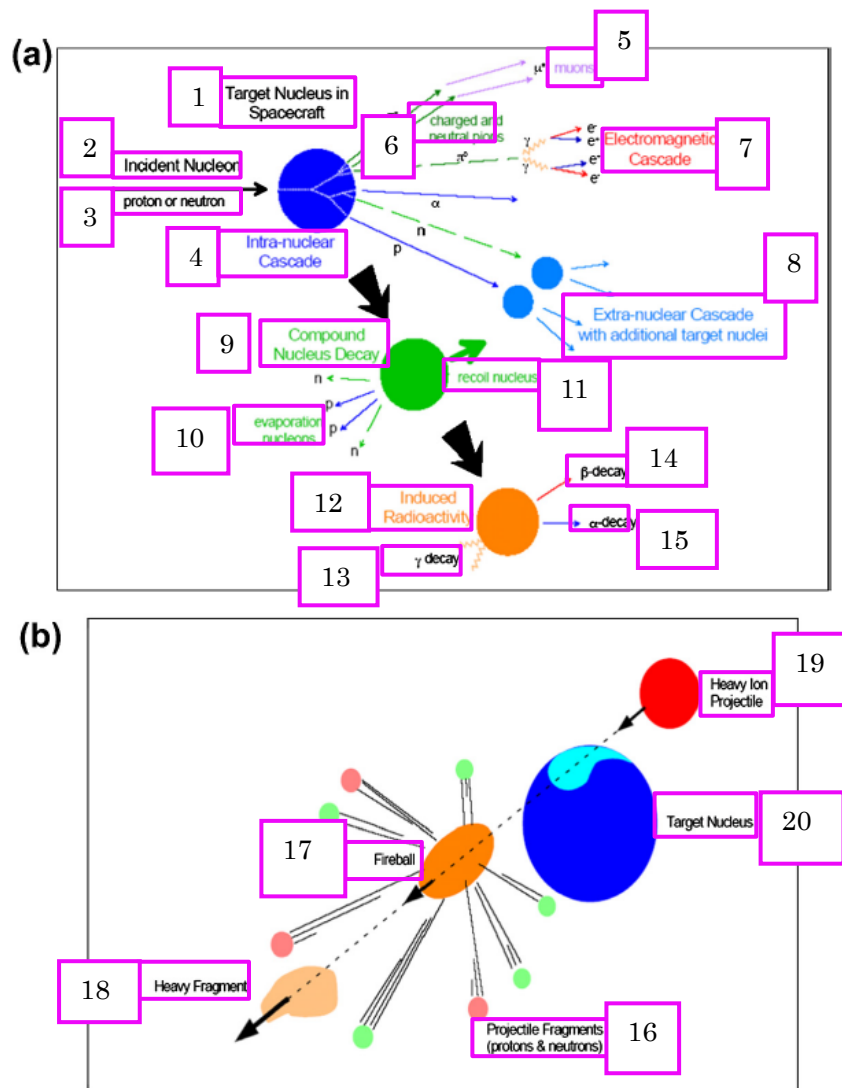


図 5.1 (a) 入射核子と高エネルギーでの標的核との反応の模式図 (ICRU, 1978) (b) 相対論的な重イオンと標的核との反応の模式図 (Miller, 1997)

- | | | | |
|---------------------|-----------------|----------------|-----------------|
| 1. 宇宙機内標的核 | 2. 入射核子 | 3. 陽子または中性子 | 4. 核内カスケード |
| 5. ミュー粒子 | 6. 荷電パイ中間子 | 7. 電磁カスケード | |
| 8. 追加標的核を伴う核外カスケード | 9. 複合核壊変 | 10. 蒸発核子 | 11. 反跳核 |
| 12. 誘導放射能 | 13. γ 壊変 | 14. β 壊変 | 15. α 壊変 |
| 16. 入射粒子破片 (陽子と中性子) | 17. 火球 | 18. 重破片 | |
| 19. 重イオン入射粒子 | 20. 標的核 | | |

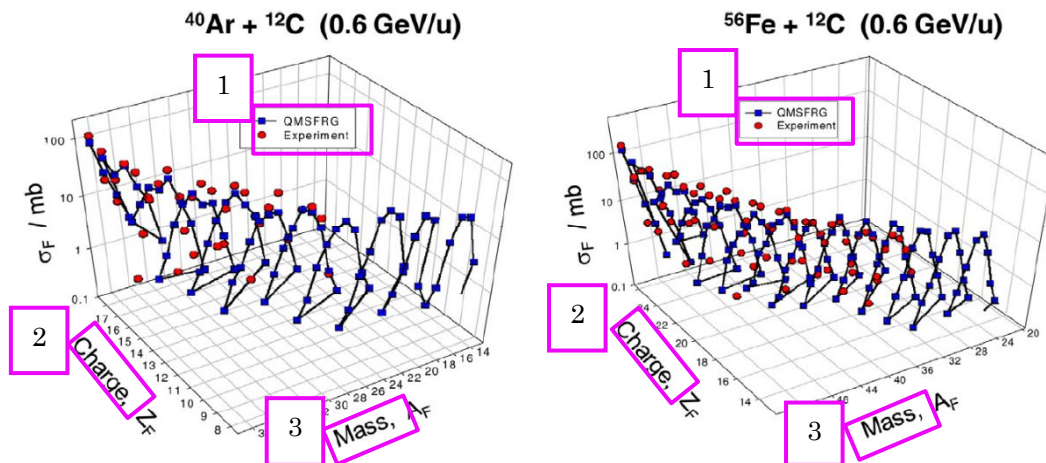


図 5.2 QMSFRG モデル (Cucinotta et al., 2006) と, 0.6GeV/u での ^{12}C への ^{40}Ar (左側パネル) および 0.6GeV/u での ^{12}C への ^{56}Fe (右側パネル) の相互作用による破片の同位体分布に関する実験の比較

1. QMSFRG
- 実験
2. 電荷
3. 質量

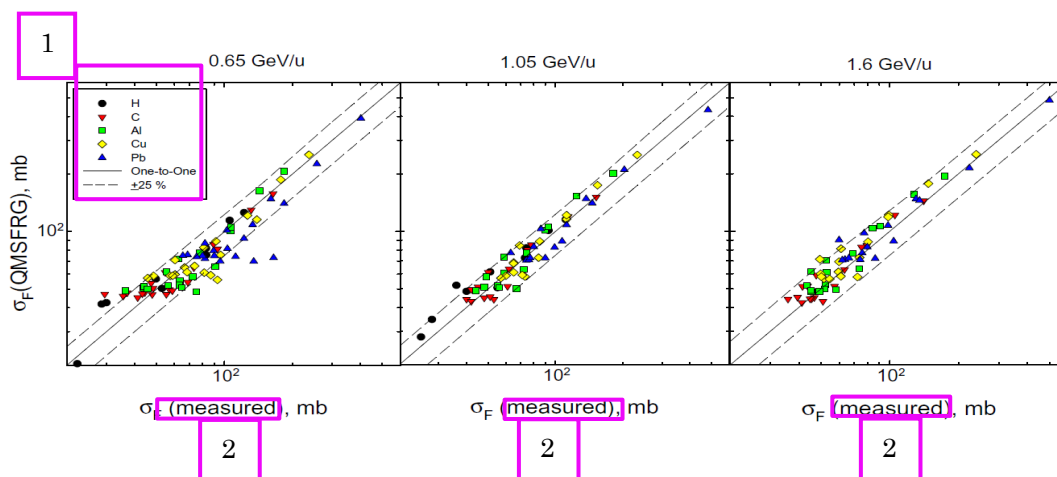


図 5.3 異なるエネルギーの ^{56}Fe 入射粒子と複数の標的核との相互作用に対する破片断面積に関する実験と QMSFRG モデルの比較 (Cucinotta et al., 2006)
破線は実験データの $\pm 25\%$ の範囲を示す。

1. 水素
炭素
アルミニウム
銅
鉛
1 対 1
 $\pm 25\%$
2. (測定)

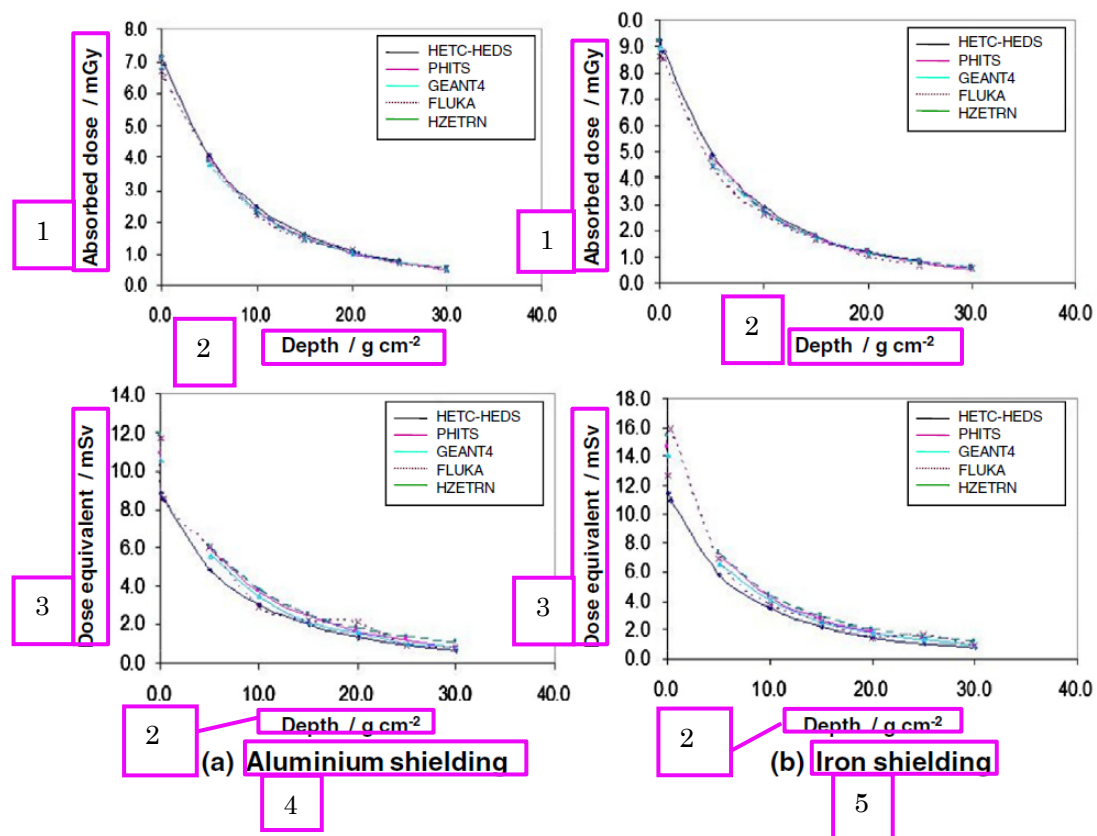


図 5.4 アルミニウムおよび鉄遮蔽における太陽粒子現象からの吸収線量と線量当量の深部・線量分布に対する輸送コードの相互比較 (Wilson, 2009)

1. 吸収線量 (mGy)
2. 深さ ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$)
3. 線量当量 (mSv)
4. (a) アルミニウム遮蔽
5. (b) 鉄遮蔽

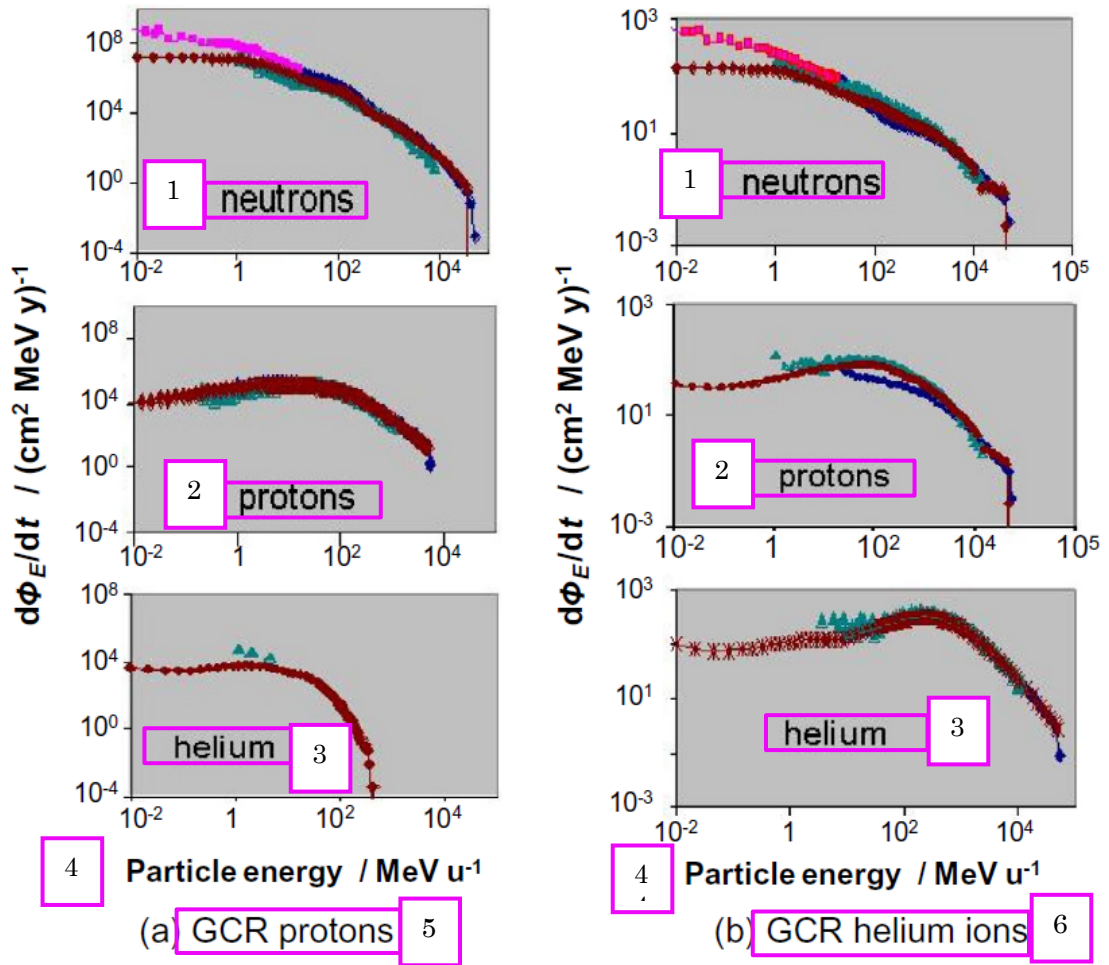


図 5.5 異なる輸送コードで計算された、太陽極小期の銀河宇宙線からの軽イオンのエネルギー分布（フルエンス率のエネルギー分布、 $d\Phi_E/dt$ ）の相互比較（Heinbockel et al.）

◆ : HETC-HEDS, ▲ : FLUKA, ◆, * : HZETAN2006

1. 中性子
2. 陽子
3. ヘリウム
4. 粒子エネルギー ($\text{MeV}\cdot\text{u}^{-1}$)
5. (a) GCR 陽子
6. (b) GCR ヘリウムイオン

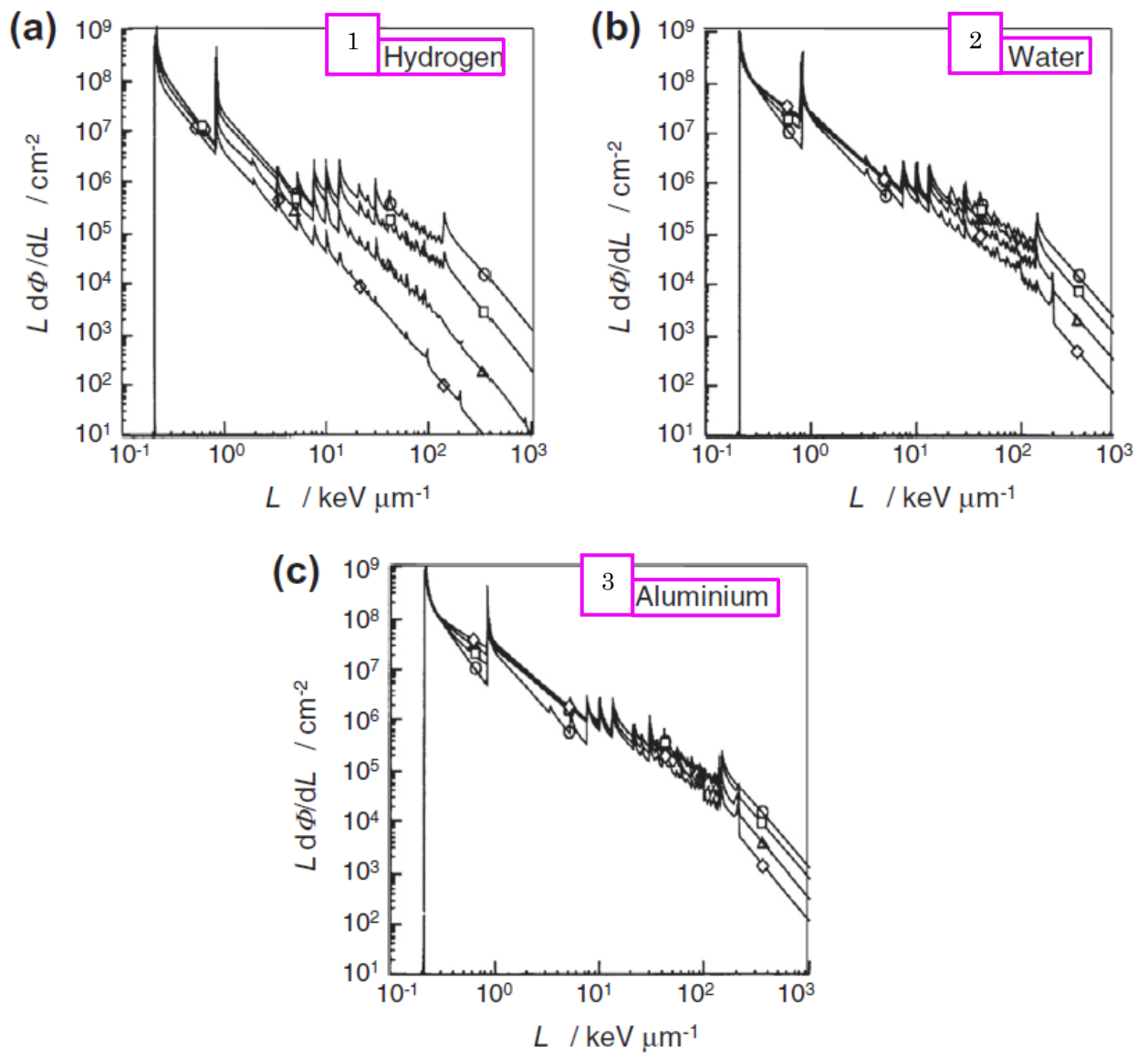


図 5.6 液体水素 (a), 水 (b), アルミニウム (c) の遮蔽量を増加させた場合について, HZETRN コードで計算した宇宙における粒子フルエンスの線エネルギー付与 (L) 分布 (Wilson et al., 1995c)
 ○: 遮蔽なし, □: 遮蔽厚 $5\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$, △: 遮蔽厚 $15\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$, ◇: 遮蔽厚 $30\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$

1. 水素
2. 水
3. アルミニウム

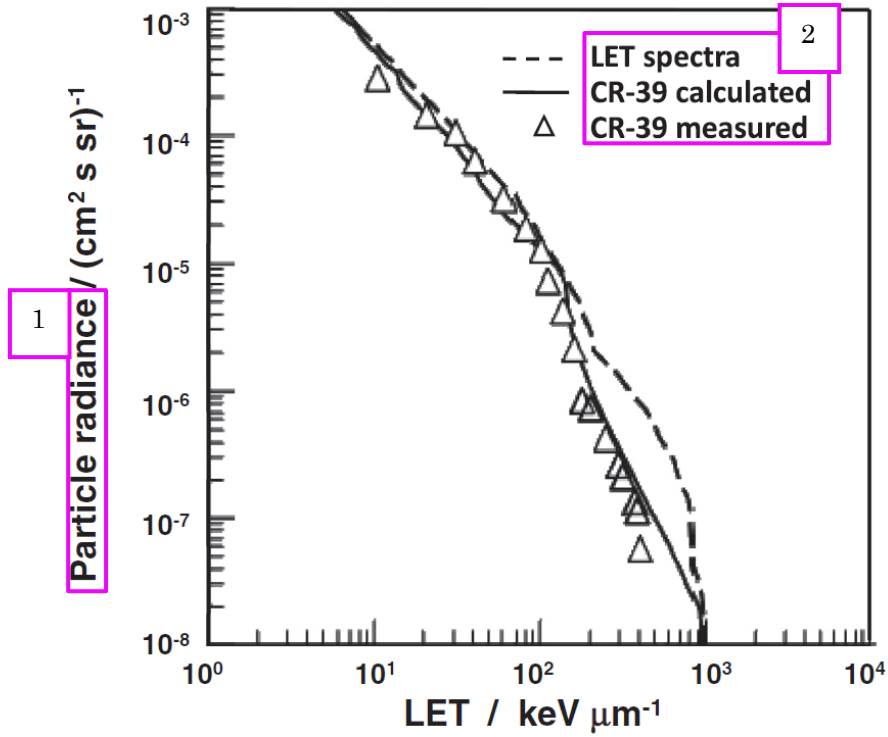


図 5.7 LET 分布のエッチング型飛跡検出器で測定した粒子ラジアンスの線エネルギー付与 (LET) 分布と、スペースシャトルミッションでの LET 分布のモデル計算の比較 (Wilson et al., 1994b; Shinn et al., 1998)

1. 粒子ラジアンス
2. LET スペクトル
CR-39 計算値
CR-39 測定値

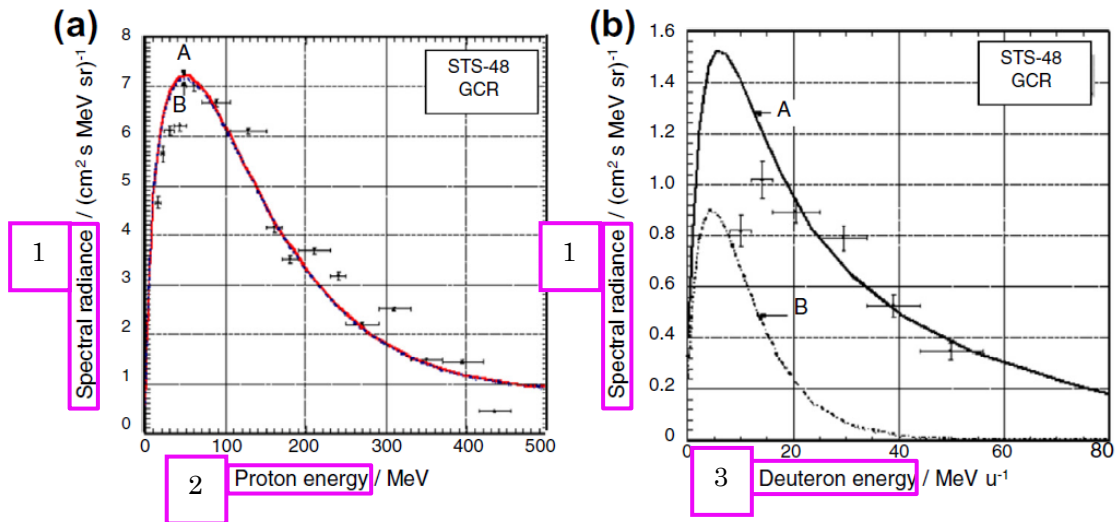


図 5.8 スペースシャトル飛行 STS-48 における，銀河宇宙線 (GCR) からの二次陽子 (a) および重陽子 (b) の粒子ラジアンズのエネルギー分布 (Badhwar et al., 1995) の計算値 (HZETRN コード) と測定値の比較。陽子および重陽子ラジアンズは，(a) 陽子および中性子誘発反応からのノックアウト粒子を含む，または (b) そのような寄与を含まない。

1. スペクトルラジアンズ
2. 陽子エネルギー
3. 重陽子エネルギー

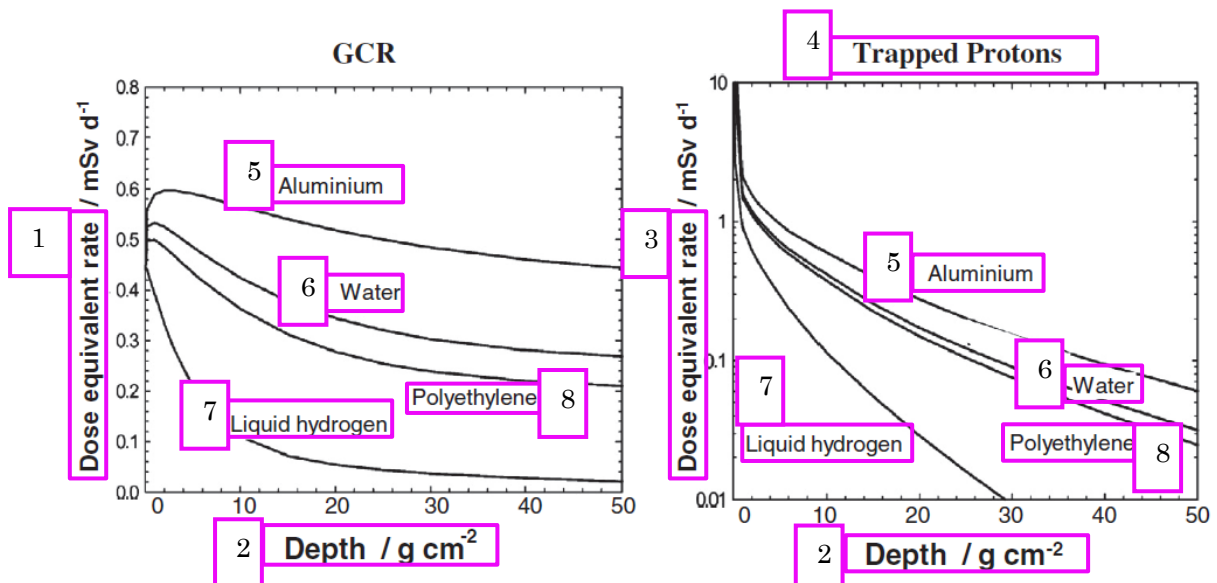


図 5.9 身体組織内線量当量率の計算値と，銀河宇宙線 (GCR) および捕捉陽子、太陽極小値条件における国際宇宙ステーション軌道上の異なる遮蔽材料の遮蔽の厚さ (Cucinotta et al., 2000b)

1. 3. 線量当量率
2. 厚さ ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$)
4. 捕捉陽子
5. アルミニウム
6. 水
7. 液体水素
8. ポリエチレン

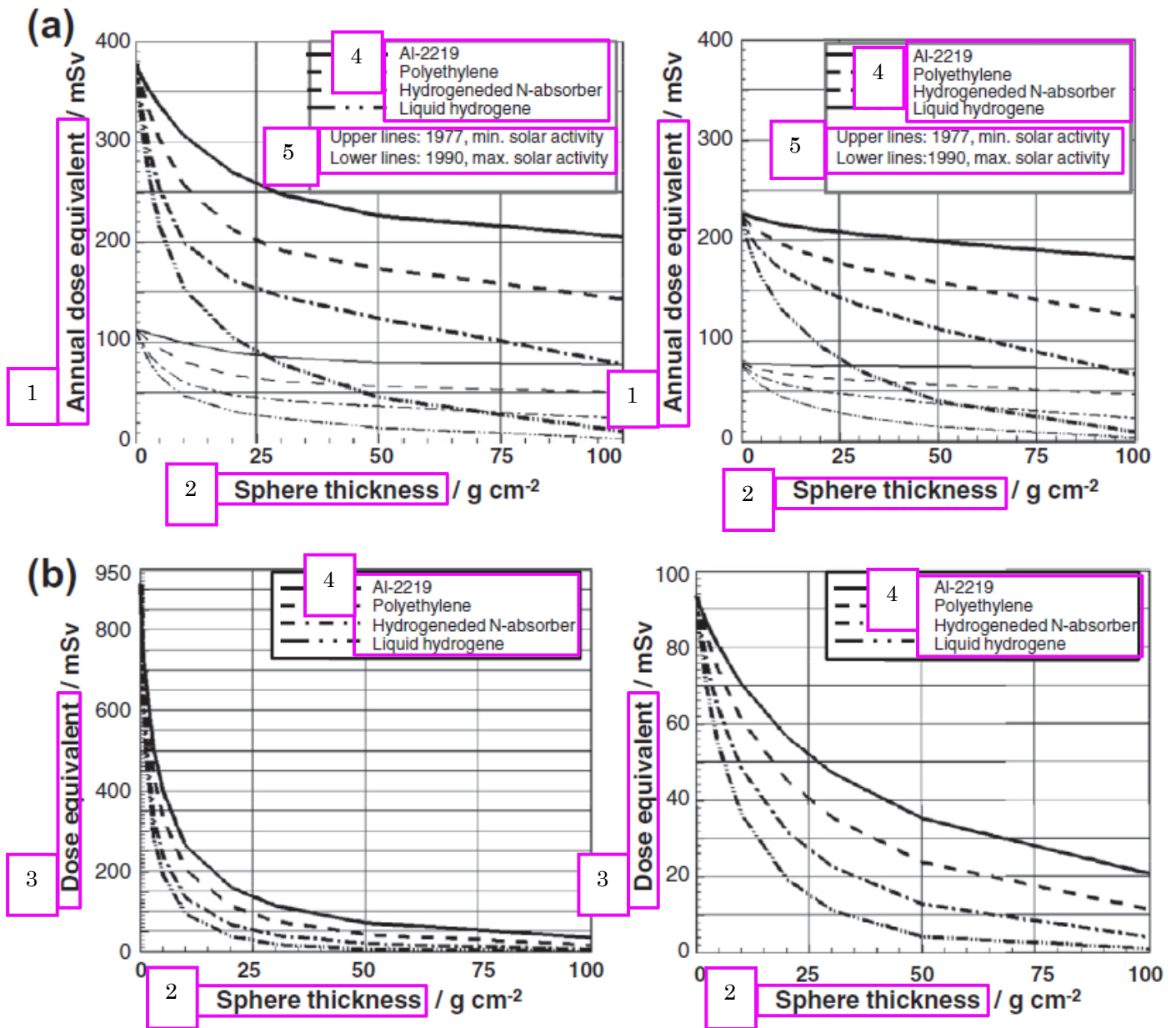


図 5.10 (a) 月 (左) と火星 (右) の表面における、銀河宇宙放射線 (GCR) (a), および 1989 年 9 月の SPE の 4 倍のフルエンスを持つ最悪の太陽粒子現象 (SPE) (b) に対する、異なる遮蔽の線量当量と、遮蔽の厚さを示す一連の計算 (Wilson et al., 2001)

1. 年間線量当量 (mSv)
2. 地表面厚 (次頁に続きあり)
3. 線量当量
4. Al-2219
ポリエチレン
水素添加中性子吸収材
液体水素
5. 上線: 太陽極小期, 1977 年
下線: 太陽極大期, 1990 年

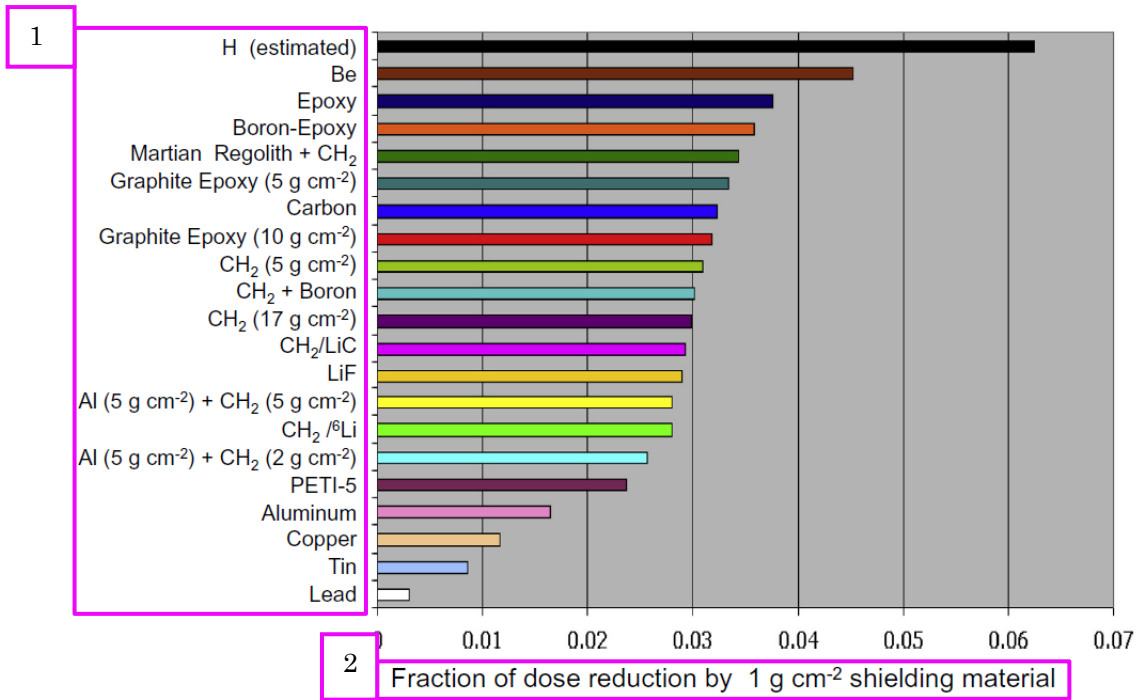


図 5.11 異なる遮蔽材料で 1067 MeV/u の Fe 粒子を入射させた場合の $1\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ の厚さの遮蔽体による人体の線量低減率 (Zeitlin et al., 2006)

1. 水素 (推定) ベリリウム エポキシ ボロン-エポキシ
 火星レゴリス+CH₂ グラファイトエポキシ (5 g·cm⁻²) 炭素
 グラファイトエポキシ (10 g·m⁻²) CH₂ (5 g·m⁻²) CH₂+ボロン
 CH₂ (17 g·m⁻²) CH₂/LiC LiF Al (5 g·cm⁻²) +CH₂ (5 g·cm⁻²)
 CH₂/⁶Li Al (5 g·m⁻²) +CH₂ (2 g·m⁻²) PETI-5 アルミニウム 銅 錫 鉛
2. 遮蔽の厚さ 1 g·m⁻²あたりの線量低減率

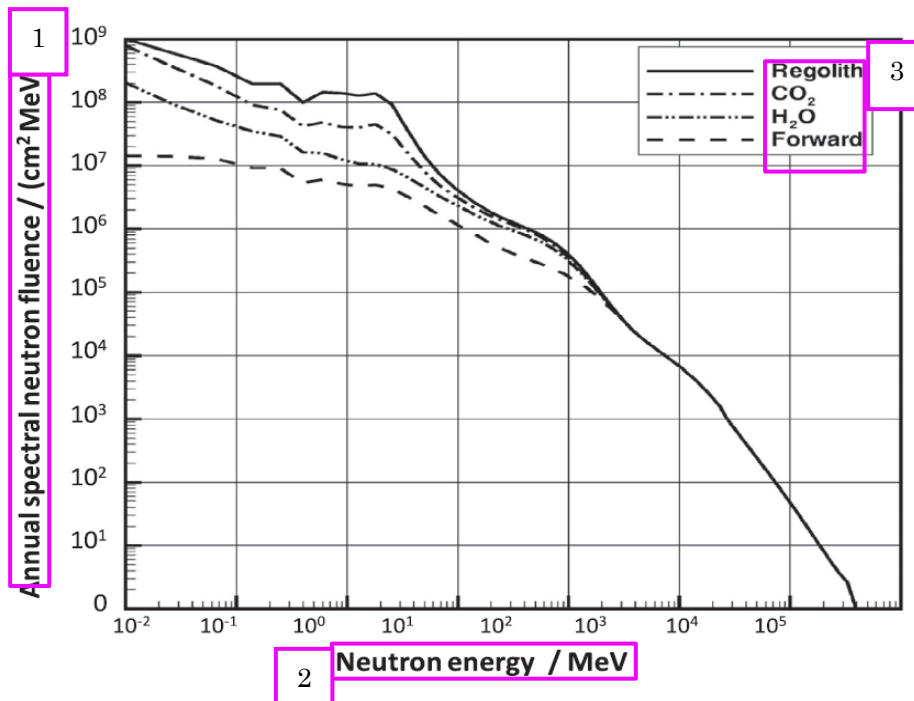


図 5.12 HZETRN で計算した火星表面上の中性子フルエンスのエネルギー分布で、火星大気中の銀河宇宙放射線によって生成された前進成分と、火星表面の組成に依存するアルベド成分からの年間寄与を示している (Wilson et al., 2004)

1. 年間中性子スペクトルフルエンス
2. 中性子エネルギー (MeV)
3. レゴリス
CO₂
H₂O
前進

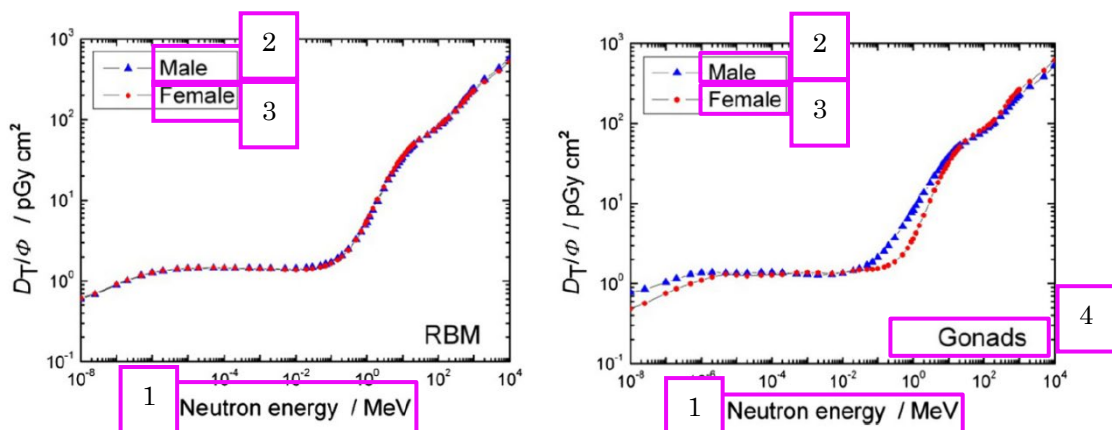


図 6.1 成人男性および女性の標準ファントムの等方照射について、中性子エネルギーの関数としての赤色骨髄 (RBM, 左) および生殖腺 (右) のフルエンスから平均吸収線量への換算係数 (ICRP, 2010)

1. 中性子エネルギー (MeV)
2. 男性
3. 女性
4. 生殖腺

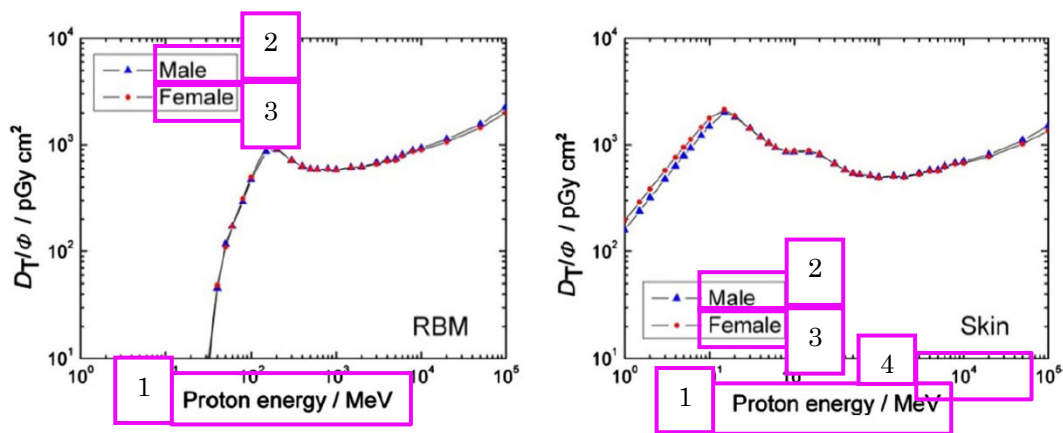


図 6.2 成人男性および女性の標準ファントムの等方照射について、陽子エネルギーの関数としての赤色骨髄 (RBM, 左) および皮膚 (右) のフルエンスから平均吸収線量への換算係数 (ICRP, 2010)

1. 陽子エネルギー (MeV)
2. 男性
3. 女性
4. 皮膚

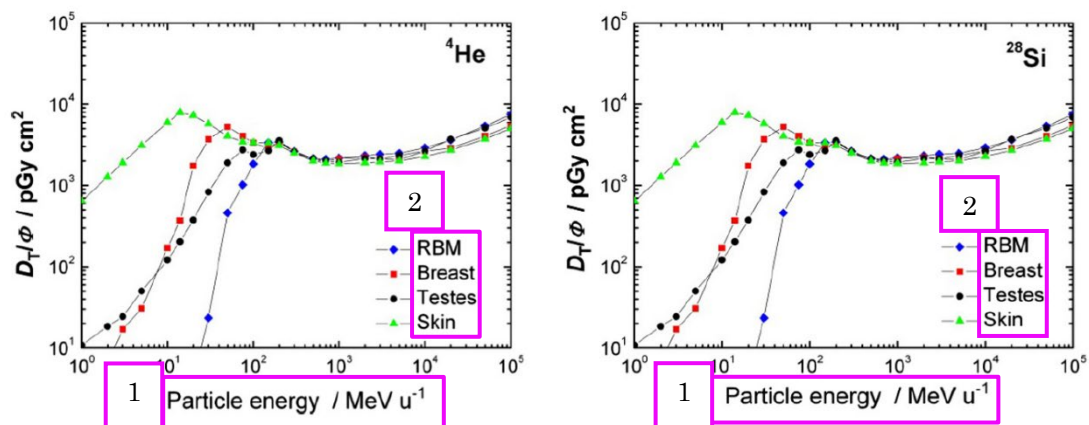


図 6.3 成人男性の標準ファントムの ${}^4\text{He}$ イオン (左) および ${}^{28}\text{Si}$ イオン (右) の等方照射について、粒子エネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数

RBM: 赤色骨髄

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV}\cdot\text{u}^{-1}$)
2. RBM
乳房
精巣
皮膚

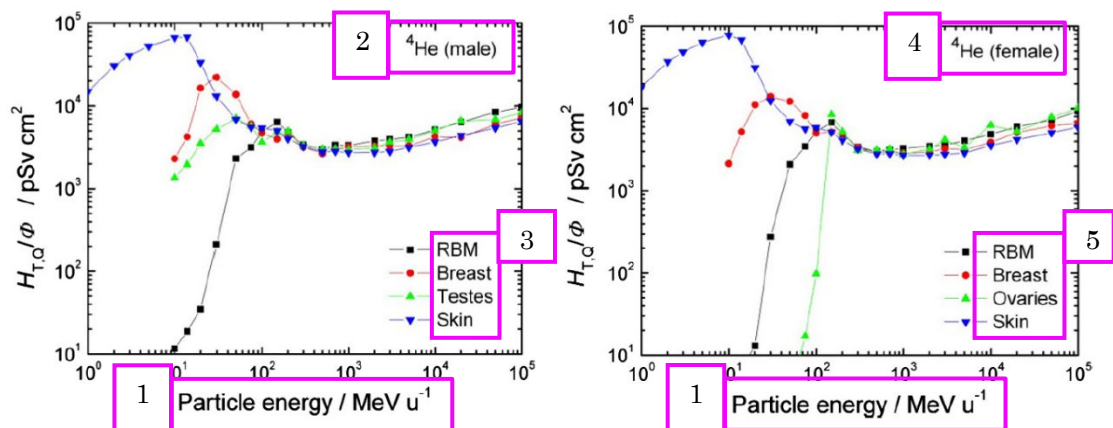


図 6.4 成人男性（左）および成人女性（右）の標準ファントムの ^4He イオンの等方照射について、粒子エネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから臓器線量当量への換算係数
 RBM：赤色骨髄

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV} \cdot \text{u}^{-1}$)
2. ^4He (男性)
3. RBM
乳房
精巣
皮膚
4. ^4He (女性)
5. RBM
乳房
卵巢
皮膚

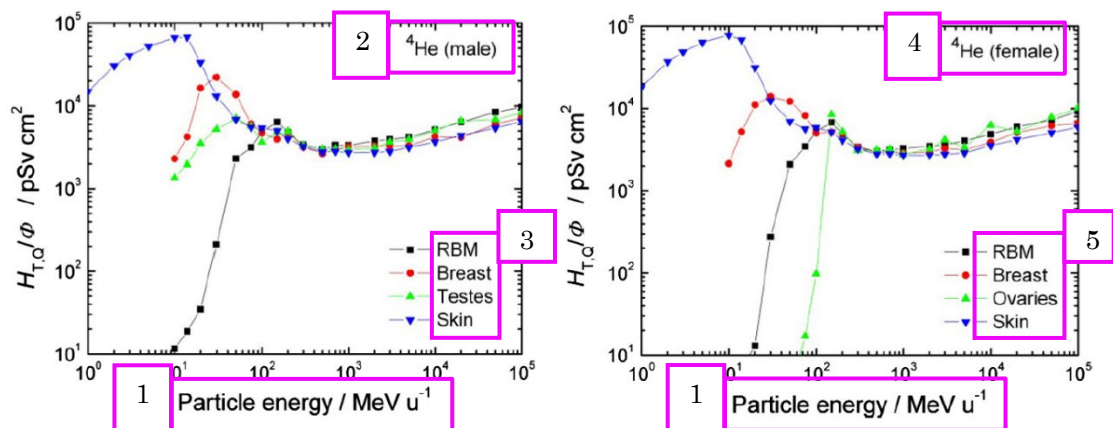


図 6.5 成人男性 (左) および女性 (右) の標準ファントムの ^{56}Fe イオンの等方照射について、粒子エネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから臓器線量当量への換算係数

RBM：赤色骨髄

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV}\cdot\text{u}^{-1}$)
2. ^{56}Fe (男性)
3. RBM
乳房
精巣
皮膚
4. ^{56}Fe (女性)
5. RBM
乳房
卵巢
皮膚

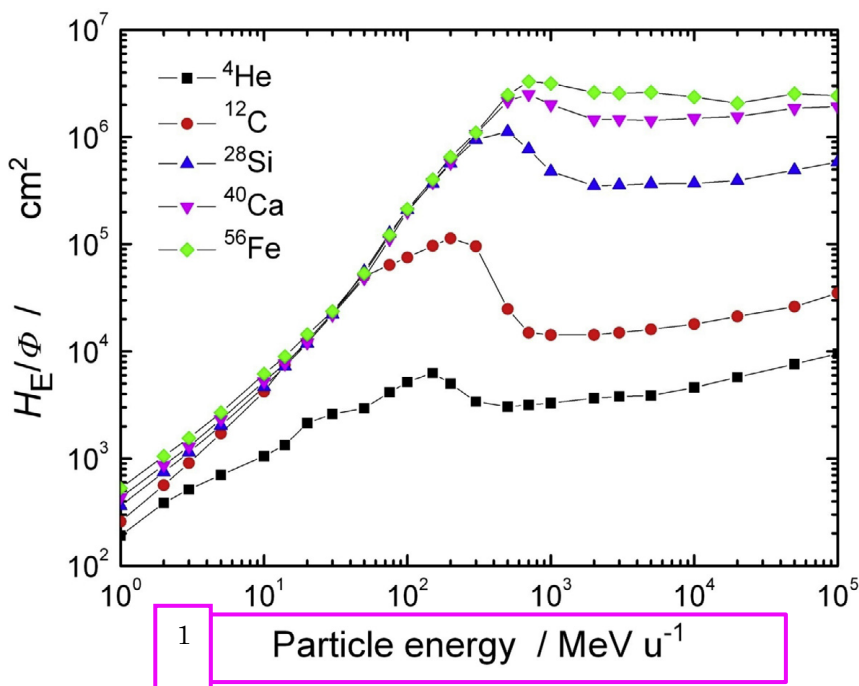


図 6.6 成人男性の標準ファントムの等方照射について、粒子エネルギーの関数としてのいくつかの粒子フルエンスからの実効線量当量への換算係数

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV}\cdot\text{u}^{-1}$)

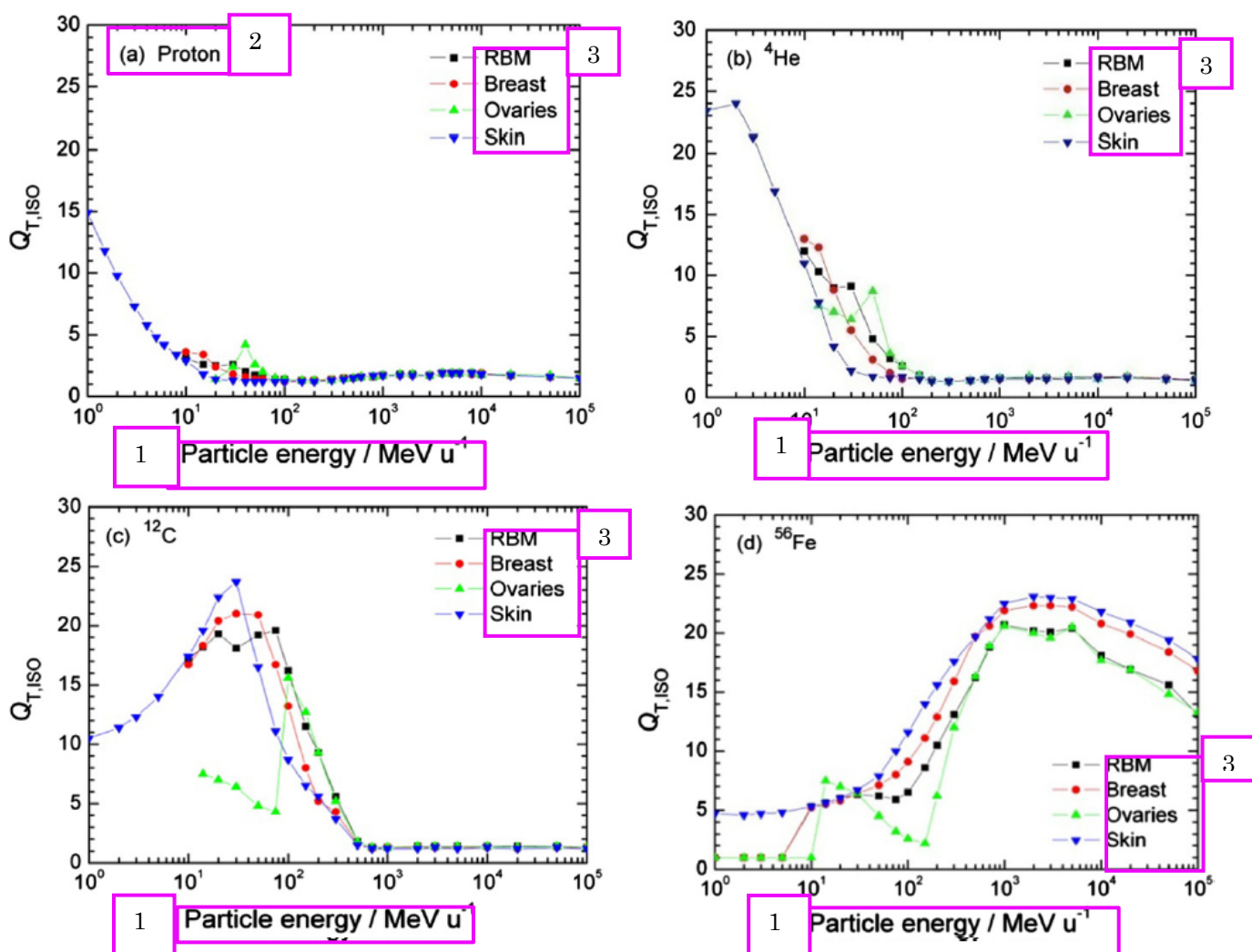


図 6.7 成人女性の標準の (a) 陽子, (b) ^4He , (c) ^{12}C および (d) ^{56}Fe イオンによる等方被ばくについて、粒子エネルギーの関数としてのいくつかの組織の平均線質係数 $Q_{T,ISO}$, なお Q_T は *Publication 103* (ICRP, 2007) で定義された $Q(L)$ に基づく。

RBM : 赤色骨髄

1. 粒子エネルギー (MeV · u⁻¹)
2. (a)陽子
3. RBM
乳房
卵巢
皮膚

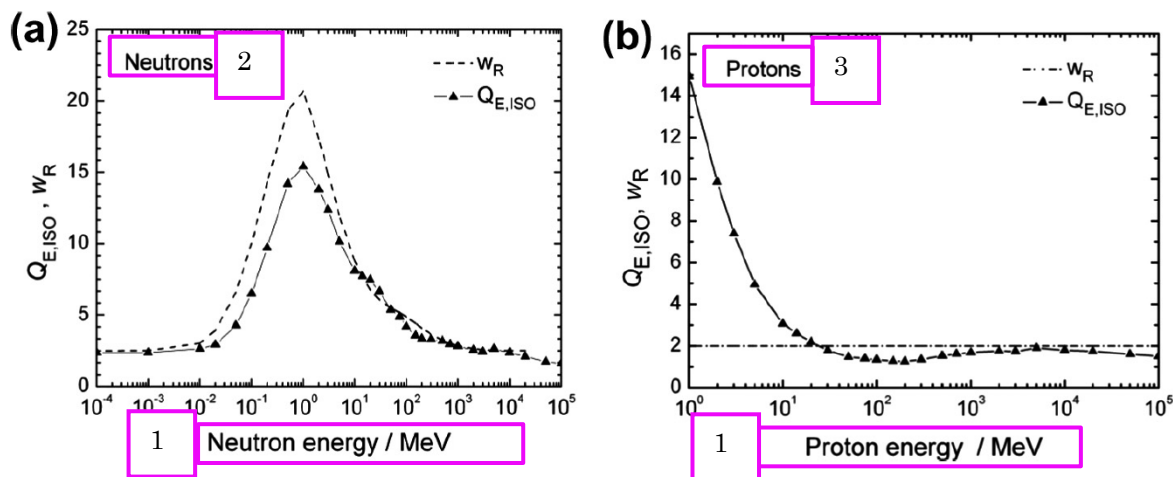


図 6.8 成人男性の標準ファントムの等方被ばくについて、(a) 中性子および (b) 陽子エネルギーの関数としてのファントムの平均線質係数 $Q_{E,ISO}$ と W_R 関数 (点線)

1. 中性子エネルギー (MeV)
2. 中性子
3. 陽子

図 6.9

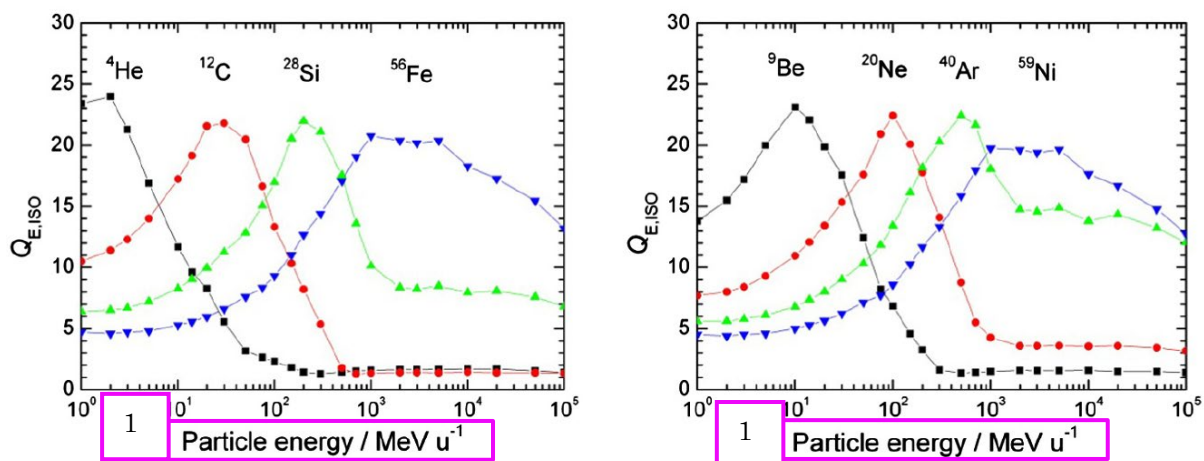


図 6.9 成人男性の標準ファントムのさまざまな粒子と等方被ばくについて、粒子エネルギーの関数としてのファントムの平均線質係数 $Q_{E,ISO}$

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV} \cdot \text{u}^{-1}$)

図 6.10

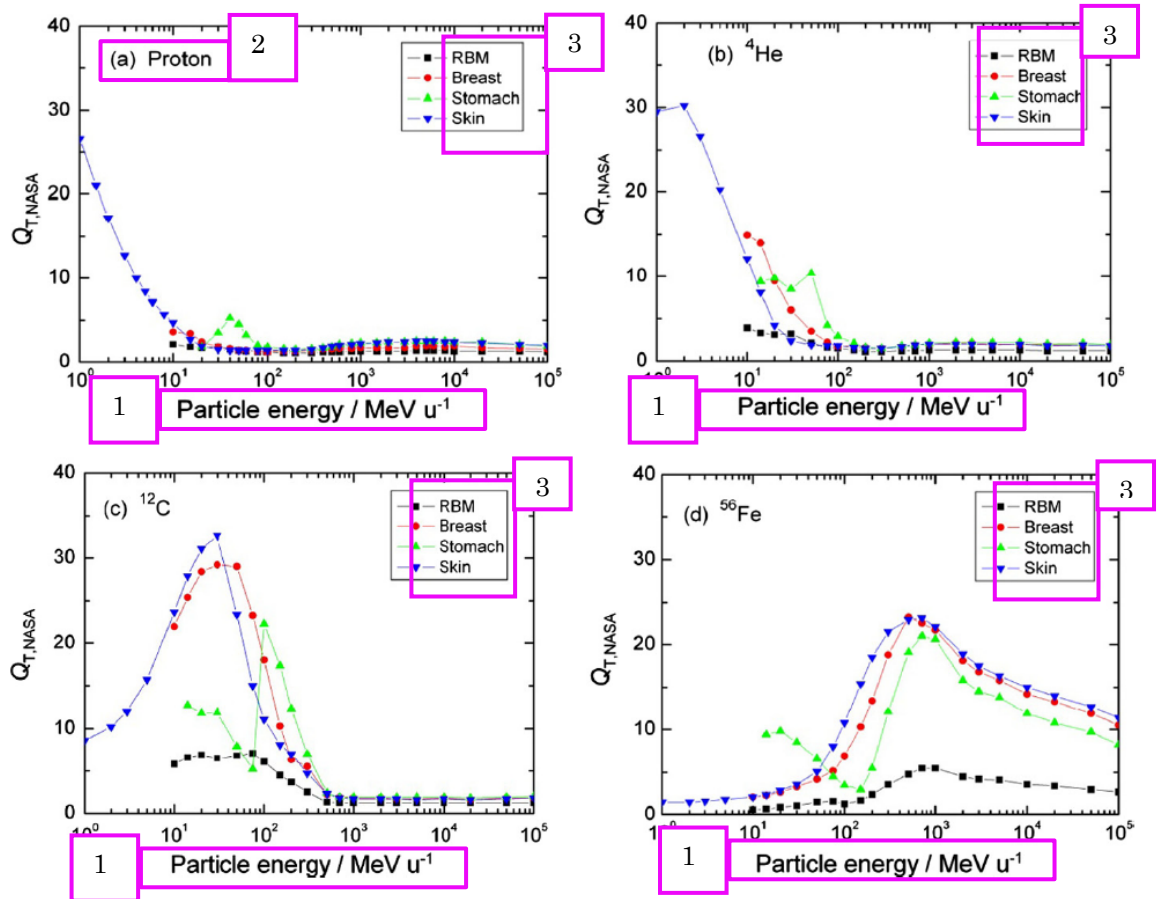


図 6.10 成人女性の標準ファントムの (a) 陽子, (b) ${}^4\text{He}$, (c) ${}^{12}\text{C}$ および (d) ${}^{56}\text{Fe}$ による等方被ばくについて、粒子エネルギーの関数としてのいくつかの臓器の平均線質係数 $Q_{T,NASA}$, なお、 Q_T は米国航空宇宙局 (NASA) で提唱された関数 Q に基づく。

RBM : 赤色骨髄

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV} \cdot \text{u}^{-1}$)
2. (a) 陽子
3. RBM
乳房
胃
皮膚

図 6.11

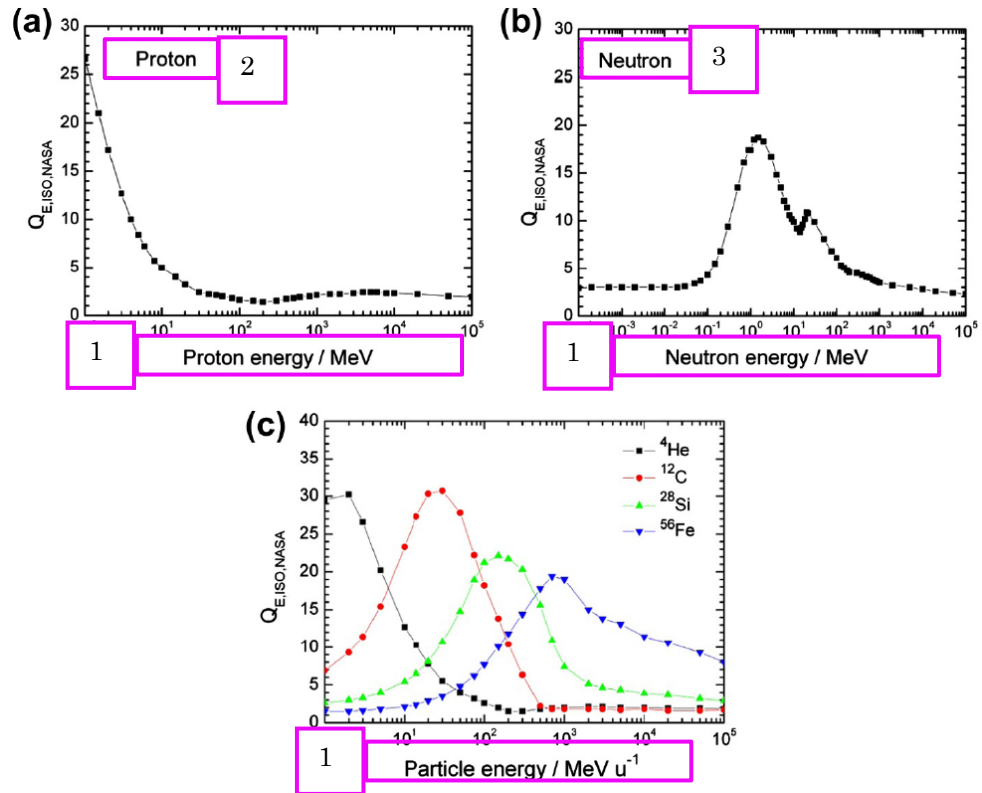


図 6.11 成人女性の標準ファントムの (a) 陽子, (b) 中性子および (c) さまざまなイオンによる等方被ばくについて, 粒子エネルギーの関数としてのファントムの平均線質係数 $Q_{E,ISO,NASA}$

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV}\cdot\text{u}^{-1}$)
2. 陽子
3. 中性子

表 6.1 スペースシャトルミッション STS-91 において、プラスチック製エッチング型飛跡検出器と熱ルミネセンス検出器を組み合わせた方法で測定した臓器線量当量と、宇宙機内のランダムな方向を HZETRN/QMSFRG モデルで計算したデータと等方照射に対して線量換算係数 (DCC) と PHITS を組み合わせて計算したデータの比較 (Sato et al., 2011)

組織	臓器線量当量 (mSv)				
	測定値	HZETRN/QMSFRG	差異%	PHITS/DCC	差異%
皮膚	4.5 ± 0.05	4.7	4.4	5.3	18.5
甲状腺	4.0 ± 0.21	4.0	0	4.2	4.9
骨表面	5.2 ± 0.22	4.0	-23.1	4.3	-17.8
食道	3.4 ± 0.49	3.7	8.8	3.6	5.4
肺	4.4 ± 0.76	3.8	-13.6	3.9	-12.3
胃	4.3 ± 0.94	3.6	-16.3	3.5	-17.5
肝臓	4.0 ± 0.51	3.7	-7.5	3.6	-10.7
骨髄	3.4 ± 0.40	3.9	14.7	3.7	9.5
結腸	3.6 ± 0.42	3.9	8.3	3.7	1.9
膀胱	3.6 ± 0.24	3.5	-2.8	3.5	-2.3
生殖腺	4.7 ± 0.71	3.9	-17.0	4.2	-10.3
乳房	4.5 ± 0.11	4.5	0	5.2	16.2
残りの組織	4.0 ± 0.57	4.0	0	3.7	-6.5
実効線量当量	4.1 ± 0.22	3.9	4.9	3.9	4.9

表 6.2 国際宇宙ステーションの Increment-2 ファントム胴体実験 (2001 年 7 月~8 月) で測定した臓器吸収線量率と、HZETRN/QMSFRG モデルを用いて宇宙船内の固定位置で得られた予測値との比較 (Badhwar et al., 2002a)

臓器	捕捉放射線の吸収線量率 (mGy·d ⁻¹)		GCR からの吸収線量率 (mGy·d ⁻¹)		総吸収線量 (mGy·d ⁻¹)		差異 (%)
	実験	モデル	実験	モデル	実験	モデル	
	脳	0.051	0.066	0.076	0.077	0.127	
甲状腺	0.062	0.072	0.074	0.077	0.136	0.148	9.4
心臓	0.054	0.061	0.075	0.076	0.129	0.137	6.7
胃	0.050	0.057	0.076	0.077	0.126	0.133	5.5
結腸	0.055	0.056	0.073	0.076	0.128	0.131	2.5

GCR : 銀河宇宙放射線

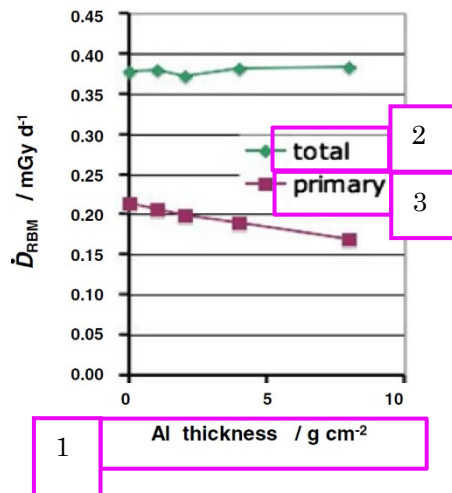


図 6.12 $1\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ の Al カプセル内で銀河宇宙放射線に被ばくさせたボクセルファントムの赤色骨髄 (RBM) に対する, Al 壁遮蔽の厚さ増加の関数としての吸収線量率 (Ferrari, 2007)

1. Al 厚
2. 合計
3. 一次

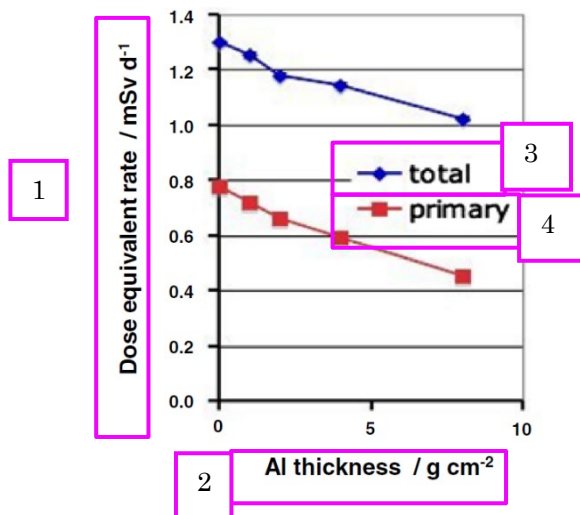


図 6.13 $1\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ の Al カプセル内で銀河宇宙放射線に被ばくさせたボクセルファントムの赤色骨髄に対する, Al 壁遮蔽の厚さ増加の関数としての線量当量率 (Ferrari, 2007)

1. 線量当量率
2. Al 厚
3. 合計
4. 一次

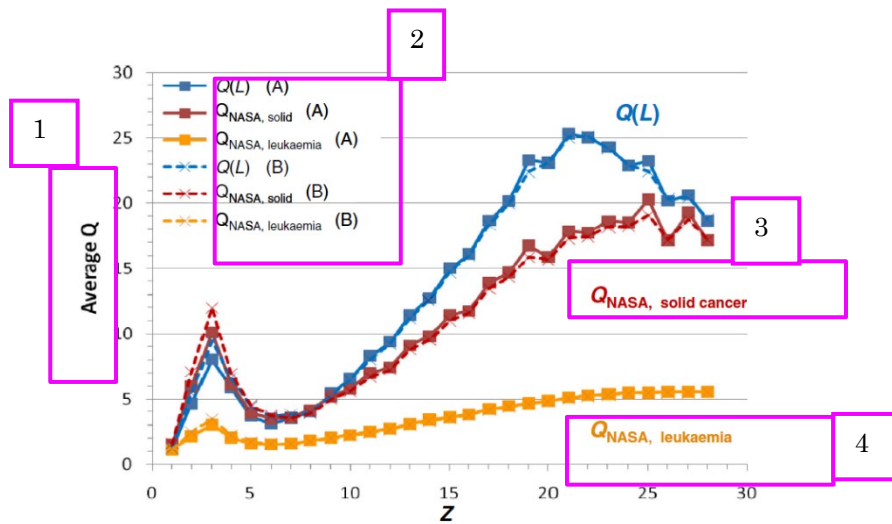


図 6.14 薄い、または厚いアルミニウム遮蔽条件において、固形がん／白血病に対する ICRP の関数 $Q(L)$ または NASA の線質係数を適用して計算した、一次入射粒子の電荷 Z の関数としての人体平均線質係数の比較 (Cucinotta et al., 2013)

(A) $5 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2} \text{Al}$ 遮蔽 (B) $10 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2} \text{Al}$ 遮蔽

1. 平均 Q
2. $Q(L)$ (A)
 $Q_{\text{NASA, 固形がん}}$ (A)
 $Q_{\text{NASA, 白血病}}$ (A)
 $Q(L)$ (B)
 $Q_{\text{NASA, 固形がん}}$ (B)
 $Q_{\text{NASA, 白血病}}$ (B)
3. $Q_{\text{NASA, 固形がん}}$
4. $Q_{\text{NASA, 白血病}}$

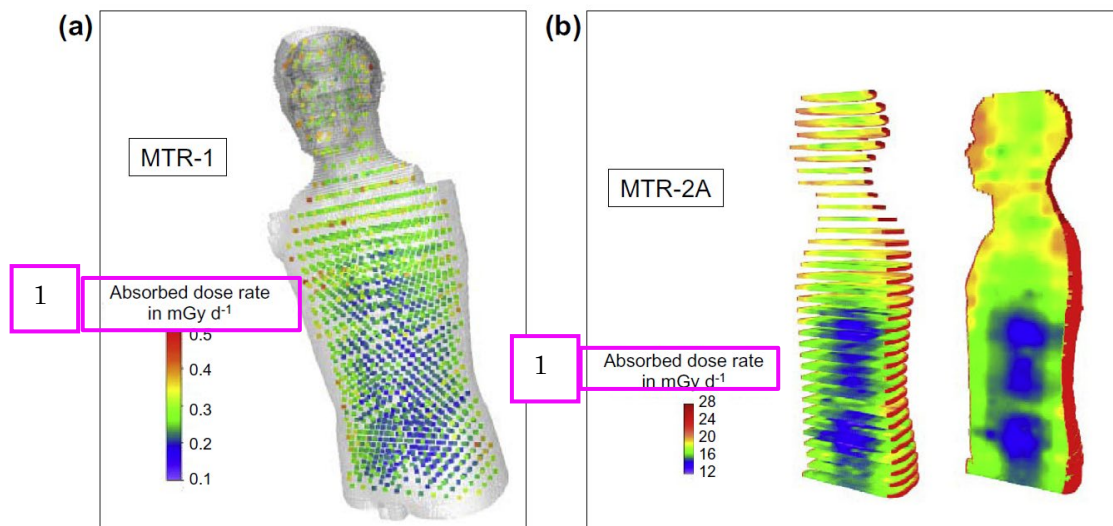


図 6.15 (a) 国際宇宙ステーション (ISS) 外の MTR - 1 ミッションにおける、熱ルミネセンス検出器の読み取りに基づく MATROSHKA ファントムの吸収線量率分布の測定値 (Berger et al., 2012)

(b) ISS 内の MTR - A2 ミッションにおける、ファントム全体の体積にわたる点線量を補間して得られた MATROSHKA の吸収線量率分布 (Berger et al., 2012)

1. 吸収線量率 ($\text{mGy} \cdot \text{d}^{-1}$)

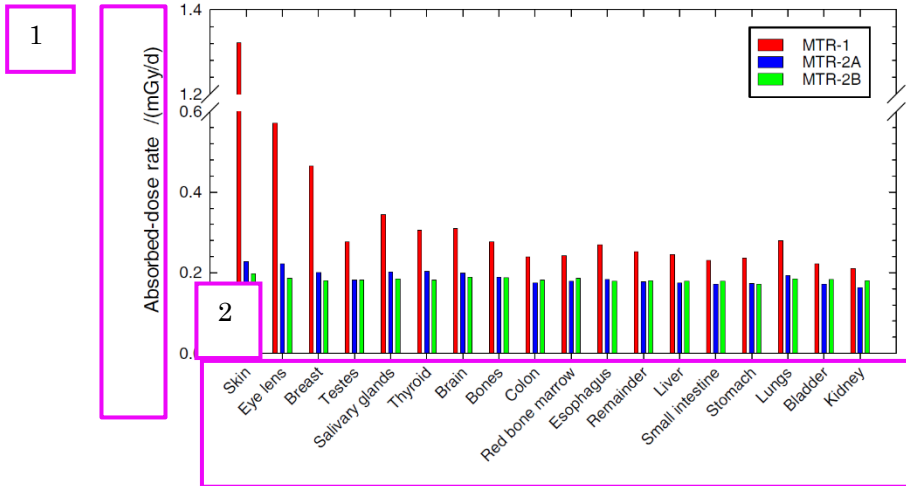


図 6.16 熱ルミネセンス検出器およびプラスチック製エッチング型飛跡検出器の使用による測定から決定した、国際宇宙ステーションでのさまざまな宇宙ミッション中の MATROSHKA ファントムの臓器と組織における平均吸収線量率 (Reitz, 2012)

1. 吸収線量率 ($\text{mGy} \cdot \text{d}^{-1}$)

2. (左から)

皮膚 眼の水晶体 乳房 精巣 唾液腺 甲状腺 脳 骨 結腸 赤色骨髄
 食道 残りの組織 肝臓 小腸 胃 膀胱 腎臓

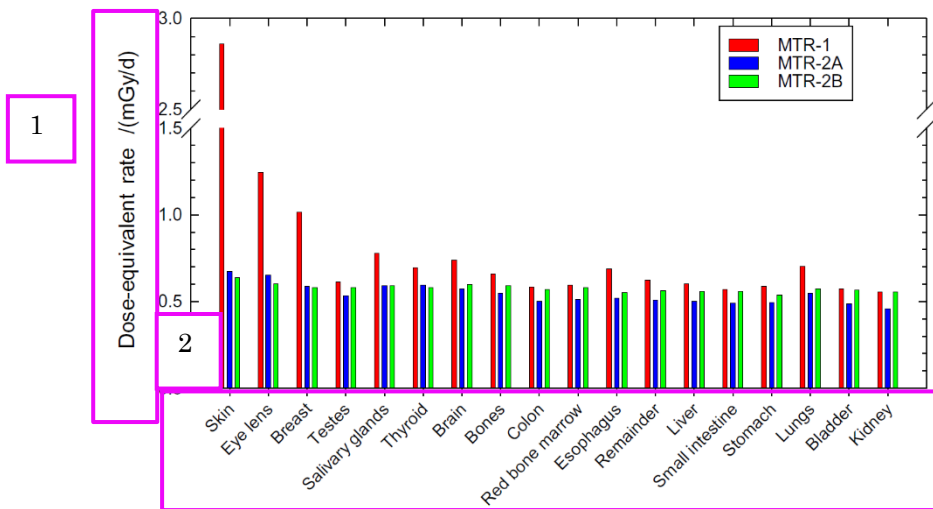


図 6.17 熱ルミネセンス検出器およびプラスチック製エッチング型飛跡検出器の使用による測定から決定した、国際宇宙ステーションでのさまざまな宇宙ミッション中の MATROSHKA ファントムの臓器と組織における平均線量当量率 (Reitz, 2012)

1. 線量当量率 ($\text{mGy} \cdot \text{d}^{-1}$)

2. (左から)

皮膚 眼の水晶体 乳房 精巣 唾液腺 甲状腺 脳 骨 結腸 赤色骨髄
 食道 残りの組織 肝臓 小腸 胃 膀胱 腎臓

表 6.3 国際宇宙ステーション外の MATROSHKA 実験で測定された臓器吸収線量率 (Reitz et al., 2009) と PHITS シミュレーションで得られた対応する線量率の計算値 (Sato et al., 2011) との比較

臓器／組織	吸収線量率の測定値, $\text{mGy}\cdot\text{d}^{-1}$	吸収線量率の計算値, $\text{mGy}\cdot\text{d}^{-1}$
皮膚	0.944	1.814
唾液腺	0.33	0.435
乳房	0.39	0.690
肺	0.26	0.279
食道	0.24	0.250
胃	0.242	0.245

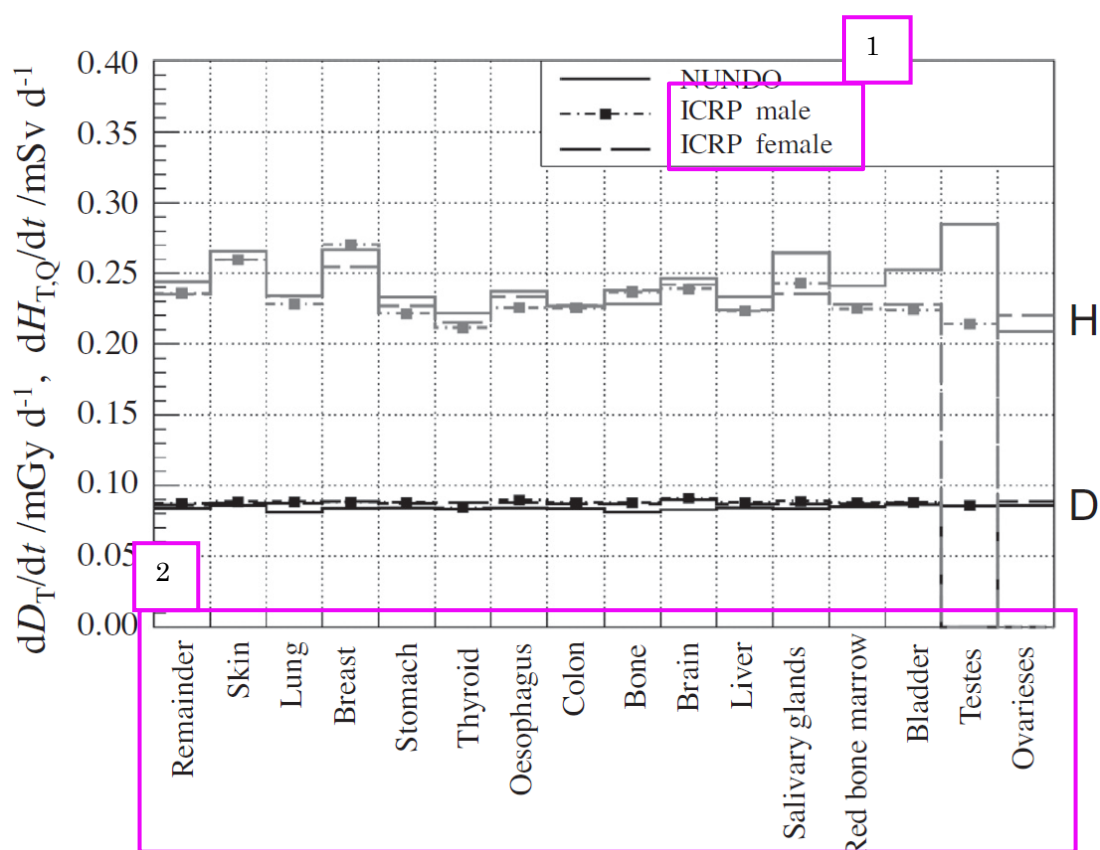


図 6.18 GEANT4 コード, NUNDO モデルおよび標準男性・女性ファントムを用いて銀河宇宙線について計算された, さまざまな臓器と組織における平均吸収線量率および線量当量率 (Matthiä et al., 2013)

1. ICRP 男性
ICRP 女性
2. (左から)

残りの組織	皮膚	肺	乳房	胃	甲状腺	食道	結腸	骨	脳	肝臓
唾液腺	赤色骨髄	膀胱	精巣	卵巣						

表 6.4 生物学的線量測定および個人線量計による測定で得られた国際宇宙ステーション宇宙飛行士のミッション中の線量のデータ (Cucinotta et al., 2008)

皮膚線量当量および実効線量当量のデータは、個人の線量計の読み取り値を調整した計算によって得られた

宇宙飛行士	RBE・D/mGy		個人線量計 読取値 (mGy)	皮膚線量当量 計算値 (mSv)	実効線量当量 計算値 (mSv)
	個人に基づく校正	集団に基づく校正			
1	94 ± 12	128 ± 25	31	89.9	77.6
2	127 ± 57	84 ± 41	30	86.5	73.7
3	78 ± 16	81 ± 19	33	96.4	82.1
4	60 ± 24	87 ± 20	32	93.8	79.9
5	36 ± 15	54 ± 26	29	85.1	72.5
6	59 ± 19	61 ± 21	32	90.8	80.0
7	41 ± 19	72 ± 27	29	83.3	70.6
8	83 ± 29	40 ± 21	31	88.3	74.7
9	113 ± 17	130 ± 25	40	115	98.6
10	—	75 ± 26	31	88.3	74.5
11	74 ± 32	55 ± 26	22	64.5	54.7
12	128 ± 40	71 ± 24	23	65.4	55.7
13	134 ± 45	88 ± 29	22	64.7	59.8
14	66 ± 21	59 ± 15	26	78.0	66.3
15	83 ± 27	125 ± 52	30	88.6	75.2
16	10 ± 24	15 ± 35	20	56.8	47.5
17	147 ± 48	134 ± 66	36	103.0	86.3
18	113 ± 26	109 ± 34	30	83.7	76.9
19	119 ± 32	69 ± 23	24	70.1	59.5
平均 *	85 ± 38	81 ± 32	28.9 ± 4.9	83.8 ± 14.1	71.9 ± 12.0

RBE：生物効果比

* 上記の不確かさは、列のデータの変動に基づいており、測定の不確かさは含まれていない。

表 A.1～A.31

臓器名等 (A.1～A.31 共通)

Red bone marrow	赤色骨髄
Breast	乳房
Colon	結腸
Lungs	肺
Stomach wall	胃壁
Gonads	生殖腺
Liver	肝臓
Oesophagus	食道
Thyroid	甲状腺
Urinary bladder wall	膀胱壁
Endosteum (bone surface)	骨内膜 (骨表面)
Brain	脳
Salivary glands	唾液腺
Skin	皮膚
Remainder tissues	残りの組織
Adrenals	副腎
Extrathoracic region	胸郭外領域
Gallbladder wall	胆嚢壁
Heart wall	心臓壁
Kidneys	腎臓
Lymphatic nodes	リンパ節
Muscle	筋肉
Oral mucosa	口腔粘膜
Pancreas	膵臓
Prostate (male)/uterus (female)	前立腺 (男性) / 子宮 (女性)
Small intestine wall	小腸壁
Spleen	脾臓
Thymus	胸腺
Lens of the eye	眼の水晶体
Male	男性
Female	女性
(continued on next page)	(次ページに続く)
Table A.●. (continued)	表 A.●. (続)

表キャプション (A.1~A.31 粒子名のみ異なる)

表 A.1 陽子による男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.2 中性子による男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.3 正パイ中間子による男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.4 負パイ中間子による男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.5 ⁴ He イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.6 ⁷ Li イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.7 ⁹ Be イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.8 ¹¹ B イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.9 ¹² C イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.10 ¹⁴ N イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.11 ¹⁶ O イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.12 ¹⁹ F イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.13 ²⁰ Ne イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.14 ²³ Na イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.15 ²⁴ Mg イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.16 ²⁷ Al イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.17 ²⁸ Si イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 $D_{Tl}\Phi$ (単位 pGy·cm ²) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]

表 A.18 ^{31}P イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.19 ^{32}S イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.20 ^{35}Cl イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.21 ^{40}Ar イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.22 ^{39}K イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.23 ^{40}Ca イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.24 ^{45}Sc イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.25 ^{48}Ti イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.26 ^{51}V イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.27 ^{52}Cr イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.28 ^{55}Mn イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.29 ^{56}Fe イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.30 ^{59}Co イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]
表 A.31 ^{59}Ni イオンによる男性と女性の標準ファントムの臓器・組織の等方被ばくについて、粒子フルエンスから臓器吸収線量への換算係数 D_T/Φ (単位 $\text{pGy}\cdot\text{cm}^2$) と平均線質係数 [$Q(L)$ に基づく Q_{ICRP60} と $Q(Z, E)$ に基づく Q_{NASA}]

添付資料 1.8 ICRP Publication 144 Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources
(下訳版)

招待論説
環境中の被ばくの実効線量の評価
放射線防護は実用科学であると言われることが多く、私も同意する。科学的知見が不完全であっても、意思決定を行わなければならない場合が多くある。このような場合には、その時点で入手可能な最良の科学的知見を用いて決定がなされるべきである。実効線量は、実用科学としての放射線防護における決定に役立つ概念としての典型例である。100 mSv 未満の放射線に対する被ばくの生物学的影響は、よく知られているように完全には解明されていないが、それにもかかわらず原子力および医学的使用のようなさまざまな用途を介して人命に大きな利益をもたらす放射線の安全な使用のために、放射線防護は適切に実施される必要がある。
実効線量の概念は、40 年以上前に Wolfgang Jacobi 教授によって考案され (Jacobi, 1975)、国際放射線防護委員会が採用して以来 (ICRP, 1991)、基本的な防護量として放射線防護において不可欠な役割を果たしてきた。私は幸運にも、1988 年に Gesellschaft für Strahlenforschung (GSF) (現 Helmholtz Zentrum München) で開催された Jacobi 教授 60 歳の誕生日パーティに出席した際、幸運にも彼に会う機会を得ることができた。当時、Jacobi 教授は GSF のある研究部門の部長を務めていた。GSF で 1 年間研究している間に、たまたまパーティに参加した見知らぬ私に笑顔で話しかけてくれ、とても親切であった。パーティの間、彼に捧げられた論文と彼の研究を掲載した科学雑誌が彼に贈呈された。これにより感銘を受けた私は、放射線防護の分野で働き続けることを決意した。
私は日本へ帰国後、実効線量が放射線防護にどのように役立つかについて同僚と議論したことを覚えている。私は実効線量を使うことに賛成していたが、その当時はこれを使うことのメリットを十分に議論することはできなかった。実効線量が 40 年間以上使用されてきたことから、その有用性は証明されている。
環境中の外部被ばくに対する線量係数は長い間研究されてきた。このテーマについて初めて包括的に行われた研究は、Dillman (1974)、および Poston and Snyder (1974) によるものであった。それ以来、多くの研究者が、私自身も含めて、主にコンピュータシミュレーションを用いてこのテーマに取り組んでおり、いくつかの論文が発表されている。実効線量が確立される前に、全身と特定の臓器の線量係数が計算された。実効線量の考案以降、線量係数は主に実効線量の観点から推定され、環境中の線量評価に不可欠な情報となっている。
環境中の被ばくには、作業場の被ばくとは異なる特徴がある。放射線場は線源の分布に依存して特異的な特性 (エネルギースペクトル、角度分布、高さ依存性など) を持つ。入射フルエンスが身体の軸を中心に対称に近似されていることが環境における被ばくの大きな特徴である。環境中では前方照射ジオメトリのような極端に偏った照射は起こらない。これは、周辺線量当量の実効線量の最良の近似ではないことを示唆し、環境中の被ばくに関する特定の線量係数を定めることを必要とする。
さらに、乳児と小児を含む、広い年齢層の人々が環境において被ばくしている。多くの場合、特に大規模事故の後に、小児の被ばくと現行の放射線防護体系における小児の防護について懸念が生じる。したがって、さまざまな年齢群について線量係数を評価することが望ましい。例えば、原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR, 2000, 2013) は、自然線源および 1986 年のチェルノブイリと 2011 年の福島原子力発電所の事故の結果として放出された放射能への公衆の被ばくを評価するために、年齢に依存した実効線量の評価を実施した。
福島第一原子力発電所の事故では、大規模事故の後の適切な線量評価の重要性が示された。放射線防護対策の基準は、部分的に単純な仮定に基づいて決定され、有意ではない線量の過大評価をもたらした。過大評価の理由の 1 つは、周辺線量当量が許容可能な不確実性をもって実効線量を近似できるという「必ずしも正しくない」仮定であった。環境線量評価には、より現実的な線量係数を用いるべきであることが認識された。特に、被ばくした住民の人数が多い場合や汚染地域が広い場合には、さまざまな社会的・経済的問題に関連する意思決定の妥当性に、線量評価の精度が大きな影響を及ぼす可能性がある。
ICRP が環境中の公衆の外部被ばくに直接的に適用できる線量係数を公表したのは今回が初めてである。ICRP の長い歴史の間に蓄積された知見に基づいて、最適なモデルとシミュレーション方法が開発され、使用された。環境中では、被ばくはあまりにも多様であり、それらのすべてを適切にシミュレーションすることは不可能であり、したがって、いくつかの典型的な理想化された被ばくの条件が仮定された。これらの条件のために開発された線量係数は、平常時および緊急時の状況における最も重要な被ばくに適用され得ると考えられる。線量係数は、成人に加えて、新生児から 15 歳までの 5 つのさまざまな年齢について取りまとめられた。一般に、光子からの被ばくは、線源が広い範囲にわたって分布し、放出された光子が遠くから人体に到達する可能性があるため、環境において重要である。環境中の放射性核種から放出される電子は、とりわけ事故の初期において、皮膚および乳房に重要な被ばくを与え得る。そのため、電子場を考慮することで、線量係数の計算においても

電子の寄与を考慮した。
大規模事故後には特に、環境中の正確な線量評価のために、いくつかの重要な課題が解決されなければならない。もちろん、環境中の放射線レベルの正確な情報を得ることが不可欠な要素である。汚染された環境中の放射性核種の沈着密度とそれに伴う周辺線量当量率は、小さな範囲であっても、場所によって大きく異なる傾向がある。放射線場の絶対的な放射能濃度および変動は、正確に特徴付けられる必要がある。住民の生活の場は、線量推定に関するもう1つの重要な要素である。例えば、福島地域の詳細な調査によれば、公衆は想定よりも多くの時間を屋内で過ごしていることが分かった。さらに、建築物による線量低減の効果を適切に推定する必要がある。
これらの重要な課題に加え、線量係数は、環境中での正確な線量評価に不可欠である。本刊行物で取りまとめた線量係数は、環境中の線量評価について取り組み、直接的あるいは間接的に本報告書に貢献した数々の研究者の努力の成果である。本刊行物の作成に携わったメンバーは、彼ら全員に感謝の意を表し、その係数が線量評価に活用され、適切な放射線防護に貢献されるように願っている。
KIMIYAKI SAITO 日本原子力研究開発機構
環境中の線源への外部被ばくの線量係数
2019年5月 主委員会により承認
抄録 - 本刊行物は、国際放射線防護委員会 (ICRP) の標準新生児、1歳、5歳、10歳、15歳、および成人の男女を表すコンピュータファントムを使用して計算された、光子と電子の両方の放射性核種の放出に対する環境中の外部被ばくから生じる公衆の放射性核種ごとの臓器および実効線量率の係数を提供する。はじめに、単一エネルギー光子と電子線源の環境中の放射線場を、地上および地中の異なる深さ (フォールアウトまたは自然発生する地上線源からの放射性核種の地面の汚染を表す) の面線源、空気中の体積線源 (放射性雲を表す)、シミュレーション上の汚染水中に均一に分布した線源を含む、環境中の放射性核種への被ばくを表す線源ジオメトリーについて、モンテカルロ放射線輸送コード PHITS を用いて計算した。上記のジオメトリーでは、被ばくした標準個人は、完全に放射線場内にあると考えられる。次に、単一エネルギー光子と電子の臓器に対する等価線量率係数を PHITS コードを用いて計算し、被ばくした標準個人の組織と臓器における光子と電子の相互作用をシミュレートした。品質保証の目的で、GEANT4, EGSnrc, MCNPX, MCNP6, および可視モンテカルロ放射線輸送コードを用いて、さらなるクロスチェックの計算を行った。ICRP <i>Publication 107</i> の核壊変データを用いて、単一エネルギーの値から核種ごとの実効線量率係数および臓器等価線量率係数を、上記の環境被ばくにおける 97 元素の 1252 種の放射性核種について計算した。係数は、放射能濃度 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$ または $\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$) などの環境媒体中の放射性核種濃度に正規化された線量率として与えられ、周辺線量当量 (Sv Sv^{-1}) または自由空気中の空気カーマ (Sv Gy^{-1}) に再正規化することができる。本文は、選択された放射性核種の実効線量率係数を示しており、年齢および性別依存の臓器線量率係数を含む詳細は、ICRP および SAGE のウェブサイトからダウンロードできる電子補足資料として提供されている。データから、一般的に、 (1) 線源により近いこと (地面の汚染の場合)、および (2) より若くより小さい標準ファントムにおいて内臓の身体の遮蔽が少ないことから、ファントムの体重が小さいほど臓器と実効線量が高くなることが分かった。成人と幼児の実効線量の差は、0.05 MeV の光子エネルギーで 60~140% であるが、0.10 MeV より高い光子エネルギーでは 70% 未満であり、空気中サブマージョンではより小さな差が観測され、地表の土壤汚染では最大の差が観測された。放射性核種の環境汚染の現実的な被ばく状況では、差はより緩やかであると見られている。例えば、地上および地中に沈着した放射性セシウム (^{134}Cs , ^{136}Cs , $^{137}\text{Cs}/^{137}\text{mBa}$) の場合、成人と幼児の実効線量の差異は、土壤中の放射能の沈着の深さに応じて 30~60% の範囲となる。
キーワード: 外部放射線, 環境, 実効線量, 臓器等価線量, 線量係数, 周辺線量当量, 土壤汚染, 空気中サブマージョン, 水中イマージョン
要点
<ul style="list-style-type: none"> ● 土壤, 大気, 水の放射性核種汚染に起因する公衆の外部被ばくについて, 基準臓器および実効線量率係数を提供する。土壤汚染の線源プロファイルには, さまざまな特定の深さでの面線源, および単位面積当たりのさまざまな緩和質量での指数関数的体積線源が含まれる。 ● 計算には, ガンマ線, 転換電子, X線, オージェ電子, および制動 X線の放出を考慮し, 環境中の放射線場のモデル化, 単一エネルギー光子および電子への被ばくの臓器および実効線量率係数の計算, ならびに放射性核種の線量率係数を計算するためのこれらのデータの使用が必要である。計算のすべての段階について, 広範な品質保証が行われた。 ● 本刊行物には, 国際放射線防護委員会 (ICRP) の標準ファントムで表される, 新生児, 1歳児, 5歳児, 10歳児, 15歳児, 成人の年齢における選択された放射性核種に対する被ばくの実効線量率係数が記載される。Publication 107 (ICRP, 2008) にまとめられた放射性核種の実効線量率係数およびそれぞれの臓器

<p>線量率係数の完全なリストは、ダウンロード可能な電子補足資料およびデータビューアにおいて、男女別に提供される。また、土壌汚染と空気中サブマージョンについても周辺線量当量と空気カーマ率を示した。</p>
<p>● データによって、小児の身体の質量が小さいほど、内臓への線量を遮蔽する臓器の上の組織の質量が小さいため線量率係数が高くなり、また土壌汚染の場合には線源への近接度が高くなることが示された。しかし、重要な放射性核種については、実効線量率係数の年齢に関連した差は一般に大きくない。</p>
<p>総括</p>
<p>(a) 放射性核種の環境線源による外部照射は、公衆の被ばくの主要な経路であり、これは、原子力施設からの日常的な放出と重大な事故による放出の両方、土壌の自然起源放射性核種の濃度が高い地域、または放射性物質を伴う放射線のテロ事象後の環境汚染に起因し得る。</p>
<p>(b) 内部被ばくの年齢依存性線量係数は、国際放射線防護委員会 (ICRP) により、<i>Publication 56, 67, 69, 71, 72</i> (ICRP, 1990, 1993, 1995a, c, d) において包括的に評価されており、標準成人については放射性核種の職業上の摂取のシリーズ (ICRP, 2015, 2016a, b, 2017a, 2019) でも更新されている。しかし、環境からの外部被ばくの年齢依存の線量係数は、これまで ICRP によって評価されていない。これらのデータは、さまざまな年齢グループの個人が被ばくする可能性のある環境での線量評価にとりわけ重要である。したがって、本刊行物の目的は、一般公衆の構成員に対する外部環境被ばくに関する年齢依存の基準線量率係数を提供することである。</p>
<p>(c) 環境中の放射能濃度、空気カーマ率、空気中の吸収線量率、または周辺線量当量率に関する測定または評価データから実効線量を評価するためには、線量率係数が必要である。線量率係数の計算には、環境場 (照射ジオメトリー、土壌の密度と組成、環境媒体中の放射性核種の濃度分布など)、放出された放射線に関する情報、人体の解剖学的計算モデル (被ばくした一般公衆の構成員を表す標準ボクセルファントムなど)、および環境媒体と被ばくした個人の解剖学的構造の両方の中での放出される放射線の輸送シミュレーションの評価が必要である。外部光子被ばくでは、上層組織 (特に骨格筋と皮下脂肪) の量が増加すると、より深部の放射線感受性のある臓器の遮蔽が高まるため、臓器等価線量は身体の大きさに依存する (ICRP, 2010)。その結果、本刊行物では、これらの計算においてすべての範囲の ICRP 標準個人 (新生児から成人) を考慮する。</p>
<p>(d) 発生する可能性が最も高い被ばくシナリオは、地表またはさまざまな深さの地中の汚染への被ばく (土壌被ばく)、大気中の汚染された雲で覆われること (空気中サブマージョン)、および汚染された水に浸かること (水中イマージョン) であることが確認された。最初の 2 つのシナリオでは、地面の上に空気があるジオメトリーと地表上に直立する人体を仮定した。</p>
<p>(e) <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) における ICRP のボクセル型の成人男性と成人女性の標準コンピュータファントムおよび 10 体の ICRP の標準男児と標準女児のファントム (ICRP, 2020) で環境被ばくに対する臓器および実効線量率係数を計算した。これらのファントムは、第 2 専門委員会が 2007 年勧告 (ICRP, 2007) に従った年齢依存の線量係数の開発において使用するために、ICRP が正式に採用した。</p>
<p>(f) ICRP は今回初めて、土壌、空気、水における環境中の放射性核種への被ばくの基準線量率係数を定める。考慮される放射線には、放射性核種壊変からの直接光子、環境中の散乱光子、β 粒子と電子、β 粒子と転換からの制動 X 線およびオージェ電子が含まれる。汚染された土壌と空気については、3 つのステップで計算を行った。ステップ 1 では、汚染環境からの単一エネルギー粒子 (光子と電子) の放射線輸送が行われ、結果として生じる放射線場 (粒子タイプ、エネルギー、方向) が、被ばくした個人を取り囲む仮想の円柱 (いわゆる「結合円柱」) の表面に記録された。ステップ 2 では、結合円柱の表面上の記録された粒子は、順番に 12 体の標準ファントムのそれぞれの体内および単一エネルギー線源粒子に輸送された。ステップ 3 では、単一エネルギー粒子の臓器等価線量率の値をスペクトルで重み付けし、放射性核種ごとの線量率係数を算出した。ステップ 2 での追加のシミュレーションは、環境放射性核種濃度、または周辺線量当量率あるいは空気カーマ率の測定値 (後者は放射線環境モニタリングデータから得られる可能性がある) のいずれかに正規化された臓器および実効線量率係数を報告するために、地表から 1 m の高さの周辺線量当量率と空気カーマ率を計算するための空気球の設置を含む。</p>
<p>(g) 1 章は序論、2 章は、環境被ばくからの線量評価の概要を説明する。3 章では、外部環境線量評価のために現在放射線防護で使用されている量について簡単に述べる。4 章は、計算に用いられた ICRP 成人および小児ボクセルファントムについて要約する。5 章では、模擬された環境場の特性と、そのシミュレーションの主な特徴 (ステップ 1) を示す。6 章は、コンピュータファントムにおける臓器線量率シミュレーション (ステップ 2) について述べる。7 章は放射性核種の線量率係数の推定 (ステップ 3) を示し、8 章は特定の深さの面線源および体積線源の核種ごとの線量率係数の推定を示す。9 章では、特定の線量率係数の使用と制限について結論を述べる。</p>
<p>(h) 付属書 A は、0.5 g cm^{-2} の深さの土壌汚染、空気中サブマージョン、および水中イマージョンに関し、選択された放射性核種の考慮されるすべての年齢の実効線量の基準係数率、周辺線量当量、および空気カーマを示</p>

す。すべての放射性核種や、さらなる面線源と指数関数的体積線源の表は、ICRP および SAGE ウェブサイトからダウンロードすることができる電子付属書に掲載されている。

(i) 付属書 B と C では、それぞれ骨と皮膚の線量評価の特別な考慮事項について論じており、付属書 D では、本刊行物で記載した線量率係数の計算例をいくつか挙げている。

(j) 電子付属書では、*Publication 103* (ICRP, 2007) で組織加重係数が割り当てられている臓器（赤色骨髄、結腸、肺、胃、乳房、胃壁、生殖腺、膀胱壁、肝臓、食道、甲状腺、骨内膜、脳、唾液腺、皮膚）について、実効線量および臓器等価線量の基準線量率係数を示している。臓器の等価線量率係数は、成人男性と成人女性のモデルで別々に示されている。さらに、土壌汚染および汚染された空気におけるサブマージョンの周辺線量当量および空気カーマの線量率係数も示されている。電子付属書の内容については、付属書 E を参照されたい。

(k) 線量率係数のデータをインタラクティブで簡単に閲覧・ダウンロードできるよう、データビューアコードが提供されている。

1. 序論

(1) 公衆は、土壌や他の環境媒体中で自然発生する放射性核種を含むさまざまな外部放射線源のほか、太陽粒子事象や銀河宇宙線から生じる宇宙放射線に被ばくする。さらに、例えば原子力施設や放射性物質を処理する他の施設から、日常的な運転において少量の放射性核種が環境中に放出され、わずかだが継続的な公衆への被ばくにつながる可能性がある。大規模な原子力施設の事故の場合、大量の放射性核種が環境中に放出され、地理的に広い範囲で汚染をもたらす可能性がある。これは、1986 年のウクライナのチェルノブイリや 2011 年の福島県の原子力発電所事故後に起きた事例である。どちらも、一般公衆の被ばくをもたらす、前者は後者よりもはるかに甚大であった。このような場合には、事故の影響を評価するため被ばくした公衆への放射線量を正確に評価し、適切な放射線防護対策の決定を導くことが重要である。

(2) 環境中の線源への外部被ばくは、環境への放射性核種の大量放出後の公衆の被ばくの重大な経路である。原子力事故後の初期では、地域の気象条件などの多くの要因に応じ、放射性雲またはブルームへのサブマージョンによる外部線量の寄与とともに、放射性核種の吸入と経口摂取による内部被ばくが、臓器の等価線量と実効線量に大きく寄与する可能性がある。しかしながら、事故的放出後のある時点で、適切な食品の制限が実施された場合は、地上と地中に沈着した放射性核種からの外部被ばくが公衆の放射線量の主な寄与となる。図 1.1 に示すように、これは特に 2011 年の福島の原子力発電所事故後の事例であった。

(3) 公衆の内部被ばくの年齢依存の線量係数は、国際放射線防護委員会 (ICRP) の *Publication 56, 67, 69, 71*, および *72* (ICRP, 1990, 1993, 1995a,c,d) において包括的に評価されており、現在改訂作業が行われている。しかしながら、これまで ICRP は、外部環境被ばくに対する年齢依存性線量係数の基準値を評価していなかった。本刊行物では、年齢依存性線量率係数を提供するために、すべての範囲の ICRP 標準個人への環境放射性核種による外部被ばくが取り上げられている。

(4) 線量は、標準小児ファントム (ICRP, 2020) ならびに標準成人ファントム (ICRP, 2009a) の範囲、すなわち、新生児、1 歳、5 歳、10 歳、および 15 歳の小児ならびに成人の男女のモデルを用いて計算される。しかし、現行の ICRP の放射線防護体系は、性別と年齢で平均した相対デトリメント値に基づき、実効線量の計算に単純化された一連の組織加重係数を使用し、2 つの名目デトリメント値、すなわち、全集団で $5.7 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ 、成人で $4.2 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ のみを定めていることは留意されたい (ICRP, 2007)。したがって、被ばく時年齢に応じたデトリメントと相対デトリメント (全デトリメントに対するさまざまな臓器と組織の寄与) の認識された差は、2 つの名目デトリメント値の間の差以外には考慮されていない (ICRP, 1991, 2007)。この手法が採用されるのは、主に、実効線量係数の適用は公衆または作業者の両方の防護のためであり、線量限度、拘束値、および参考レベルはこれらのグループのそれぞれに適用されるように設定されているからである。したがって、本刊行物に示されている、年齢に応じた実効線量率係数の差は、身体の大きさと臓器の質量の差にのみ関係し、Sv 当たりのデトリメントの年齢による差に対応していない。同様に、臓器吸収線量率係数の差は、被ばく時年齢に応じた Gy 当たりの確率的リスクの差の情報を示しているわけではない。

(5) 環境線源への外部被ばくについて、着目する線量計測量は、土壌、空気、または水中に分布する放射性核種によって放出される光子および電子により、身体の放射性感受性臓器と組織が受ける放射線量である。考慮される放射線の種類は放射性核種による外部被ばくにおいて重要である制動放射を含む光子と β 粒子を含む電子である。原子力事故後に環境に放出される放射性核種からの中性子線量は無視できると考えられる。本刊行物では、宇宙放射線からの中性子とミュオン粒子は扱っていない。宇宙放射線から線量を推定する必要がある場合は、Sato (2016) の研究を参照されたい。

(6) 事故後の空気または土壌中の放射性核種分布の地理的パターンは、放出の時期と持続時間、沈着経路、放出された放射性核種の化学的形態、および放出時に広く見られた気象条件に依存する。後者には、風向とブルームの通過中に発生する降雨または降雪が含まれる。日常的または継続的な放出の場合、風向は時間とともに変

化することが予想される。長期的には、降雨、降雪、および風化により、沈着した放射性核種の土壌への浸透、ならびに、水路あるいは再懸濁を介した一部の放射性核種の移動が起こる。放出された放射性核種の沈着密度は、非常に不均一であることが多い。一般に、長期的には、ヒトの被ばくに対する主要な寄与因子として、1つまたは少数の放射性核種（例えば、福島原子力発電所事故では¹³⁷Csと¹³⁴Cs）が支配的である（UNSCEAR, 2008, 2013; ICRP, 2009b; Saito et al., 2015）。

(7) 沈着した放射性核種は、長期間にわたり広い地域で一般公衆の被ばくをもたらす続けるため（UNSCEAR, 2008, 2013; Mikami et al., 2015; Saito et al., 2015）、土壌汚染は、大規模事故において最も重要な線源である。（移動による）深さに関し、地中に沈着した放射性核種は、事故後のある時点で、土壌表面から指数関数的に減少する濃度プロファイルによって表されることがあり、さらに、いわゆる「単位面積当たりの緩和質量」（ g cm^{-2} ）は、地中への放射性核種の移動の指標であり、最初の土壌沈着からの経過時間とともに増大することが観察されている（ICRU, 1994; Matsuda et al., 2015）。さらに、沈着した放射性核種は、さまざまな濃度プロファイル、大半が指数関数的、あるいは双曲線割線関数（Matsuda et al., 2015）または時間依存性移動係数によって近似することができる特定の土壌深さでピークを示すプロファイルを持つ可能性があり、いずれも掘り起こされていない土壌で見られる可能性が高い。ただし機械で処理することで異なる放射能分布またはプロファイルをもたらす得る。農地の耕起は、耕す深さに対し反対または均一な非指数関数的プロファイルをもたらす可能性がある。例えば、汚染された表面土壌を除去する、または汚染されていない層で覆うといった除染活動によっても、深さ分布は変化し得る。考えられるすべての土壌タイプと土壌深度分布を模擬することは不可能であるため、地表面より下の固定の深度での面線源についてのシミュレーションによって、さまざまな深度プロファイルを持つ多様な放射性核種線源の再構築を可能にするための基礎データを提供することができる。したがって、本刊行物は、土壌の表面上およびさまざまな深さにおける面線源の線量率係数を提供する。都市部で典型的に見られるコンクリートやアスファルトについてのそれぞれのデータは直接提供されていないが、本刊行物のデータは、都市部に関連した線量係数の推定に使用することができる。これは、8.1.1節および8.1.2節における考察にしたがって、それぞれの媒体の密度を考慮することによって、汚染の深さプロファイルの単位面積当たりの質量の適切な調整を必要とする。米国環境保護庁連邦指針レポート No.12 (Eckerman and Ryman, 1993) と No.15 (Bellamy et al., 2019)、ならびに国際放射線単位測定委員会 (ICRU, 1994) では、同様の手法が採用され、面線源の線量率係数は、特定の、または望まれる放射性核種濃度の土壌深さプロファイルを近似するために組み込まれている。

(8) 同様に、空気中への放射性物質の放出後の線源の状態は、一般的なおよび時間依存性の気象条件にしたがってさまざまな方法で変化する可能性がある。放出点の近傍では、空気中の放射性核種濃度は風軸に垂直なガウス分布（ガウスプルームモデル）でモデル化されることが多く、典型的な気象条件は大気乱流条件と温度-高度プロファイルによりいくつかのカテゴリーに分類される。放射性核種の拡散の程度はこれらの気象状況に応じて全く違うことから、放射性核種濃度に起因する線量率と空気中のそれらの分布との関係が大きく異なり得る。その結果、考えられるすべての多様な状態を網羅するために線量率係数を評価することは実際的ではない。放出点から十分離れた場所では、空気中の放射性核種分布は均一と近似し、空気中の放射性物質の急速な分散が均一分布をもたらすため、半球サブマージョンモデルはすべての被ばく場所で良い近似であると考えられる。

(9) 水中イマージョンは、環境被ばく経路として稀であるが、大規模な放射線事故の後に、外洋や海への放射性物質の放出、または表流水の汚染が観察されている。大規模な事故では、河川、池、海などの水系が汚染され、放射性核種を含む水に住民が浸かる可能性がある。一般的には、水中イマージョンからの被ばくはほとんどの場合で重要ではないと予想されるが、そのような被ばくの評価を可能にするために、水中イマージョンの線量率係数も提供されている。

(10) 環境中に分布する単一エネルギー線源または放射性核種に対する身体の外部照射の線量率係数については、多くの科学論文で報告されている（Dillman, 1974; Poston and Snyder, 1974; O'Brien and Sanna, 1976; DOE, 1988; Petoussi et al., 1989, 1991; Jacob et al., 1990; Saito et al., 1990, 1991, 1998; Eckerman and Ryman, 1993; Zankl et al., 2002; Petoussi-Henss and Saito, 2009）。上記の論文の大部分は、主に成人の数学的コンピュータファントムに基づいている。新生児および小児への外部被ばくの臓器等価線量に関するデータは少ない。ボクセル型コンピュータファントムに基づく最初の計算データは、生後8週の新児と7歳児の線量率係数を計算した Jacob et al. (1990), Saito et al. (1990), および Petoussi et al. (1991) によって発表された研究に由来する。

(11) 2011年以降、多くの研究において現行および最新のモンテカルロ法や解剖学的ファントムを用いて、これらの計算が再確認されている。Jacob et al. (1990) や Saito et al. (1990) が更新した研究は、Petoussi-Henss et al. (2012) で取り上げられている。Saito et al. (2012) は、地中およびさまざまな深さにわたる放射能の指数関数的分布を仮定して、成人と新生児の両方の実効線量率係数を推定した。Yoo et al. (2013a,b) は、成人標

準ファントムの空気中サブマージョン、地表の汚染、および水中イマージョンの被ばく状況の核種別の線量率係数を提示した。Sato et al. (2015) は、ICRP 成人標準ファントムをとフロリダ大学の小児の不均一有理 B スプライン (NURBS) に基づくコンピュータファントムを用いて、さまざまな年齢グループの ^{134}Cs と ^{137}Cs の両方への被ばくにおける線量率係数を提示した。Bellamy et al. (2016) は、放射性の空気へのサブマージョンと水中イマージョンの実効線量率の計算に、年齢ごとの数学ファントムを用いた。Veinot et al. (2017) は、汚染された土壌への被ばく後のこれらの値を同じファントムについて計算した。近年、米国環境保護庁は、連邦指針レポート No. 12 (Eckerman and Ryman, 1993) に代わる連邦指針レポート No. 15 (Bellamy et al., 2019) を公表した。本刊行物は、オークリッジ国立研究所の様式のファントムを用いて得られた標準人についての年齢別の臓器と実効線量率係数を表にしている (Cristy and Eckerman, 1987; Han et al., 2006)。

(12) 本刊行物の目的は、被ばく集団の前向きおよび後ろ向きの放射線防護の評価で使用するため、放射性核種への外部被ばくに関する ICRP の年齢依存の基準線量率係数を提供することである。事故後の状況の経験から、小児が成人より放射線被ばくからのリスクが高いこと、また特に小児の防護が集団に対し、すなわち放射線防護にとって非常に重要であることが、広く一般に懸念されることが示唆されている。性別、体格、および年齢による臓器等価線量の違いは、さまざまなタイプの外部被ばくを対象とした研究によって示されている (Zankl et al., 2002; Johnson et al., 2009; Cassola et al., 2011; Petoussi-Henss et al., 2012; Lv et al., 2017)。

(13) 現在、外部放射線場からの人体の吸収線量を評価するための主な方法は、モンテカルロ放射線輸送の適用によるものである。シミュレーション結果、環境放射能濃度または外部線量率測定単位当たりの臓器等価線量率を示す臓器等価線量率係数として表される。本刊行物では、以降これらを「線量率係数」または単に「係数」と呼ぶ。

(14) 環境放射線場への被ばくを模擬するために、本刊行物において以下の 3 つの環境線源の典型的な例を取り上げている: (1) 地表および地中の選択された深さにおける完全に無限の面線源として模擬された土壌 (地面) 汚染, (2) 空気中の放射性核種の半無限の体積線源として模擬された空気中サブマージョン, および (3) 水中の放射性核種の完全に無限の体積線源として模擬された水中イマージョン。線源のジオメトリーの特徴を考慮すると、土壌汚染については、線源の大きさは無限であると考えられるが、ジオメトリーは半無限であると考えられる。したがって、このジオメトリーは、「土壌における無限面線源」または「水平方向における無限面線源」と呼ばれる。空気中サブマージョンにおいては、身体は地表の無限の空気線源によって照射され、したがって、ジオメトリーは「半無限」となる。水中イマージョンでは、身体は水で完全に囲まれ、したがって、ジオメトリーは「無限」とあると考えられる。

(15) ICRP の成人男性および成人女性のボクセル型標準コンピュータファントム (ICRP, 2009b) ならびに 10 体の ICRP の NURBS に基づく小児ボクセル型ファントム (ICRP, 2020) の線量率係数を計算した。土壌汚染と汚染された空気中のサブマージョンについて行った計算は、異なる 3 つのステップで実施された。ステップ 1 は、汚染環境 (土壌または空気) から、被ばくした個人を取り囲む仮想の円柱 (以下、「結合円柱」という) への単一エネルギー粒子の放射線輸送である。ステップ 2 は、汚染された環境媒体から初めに放出された単一エネルギー粒子のエネルギーに応じて線量率係数を求めるために、結合円柱の表面上に記録された一次および二次放射線粒子のファントム内への輸送である。ステップ 3 は、放射性核種別の線量率係数を求めるために、計算された臓器等価線量のスペクトル加重を行う。ステップ 2 での追加のシミュレーションは、地表から 1 m 上の空気カーマおよび周辺線量当量率と整合させるため空気球の配置を含む。この追加ステップは、環境放射性核種濃度、ならびにこれらの測定量に関して、臓器および実効線量率係数を報告するために必要である。ステップ 1 と 2 を分離すると、結合円柱で記録された同じ放射線場を、被ばくしたコンピュータファントムに対して繰り返し使用することができるため、計算効率と計算結果の統計学的精度が大幅に改善される。水中イマージョンについては、単一エネルギー粒子の臓器等価線量率係数を、結合円柱を用いずに直接計算した。

(16) 線量率係数は、(1) 想定される放射線事故による公衆への影響を予測するための事故前の評価、(2) 被ばく集団の放射線防護戦略を策定するため線量を推定する事故後の評価、(3) 日常的な作業中の原子力施設および放射性同位元素を扱う施設からの放射性核種放出後の評価、(4) 環境中の自然起源放射性核種の評価において適用されることが予想される。事故前/事故後の分析は、一般的にソフトウェアパッケージ (例えば、シビアアクシデントのコード) によって実行される。ソフトウェアは、環境中の放射性核種の拡散、移動、および分布を予測する。したがって、本刊行物の線量率係数は、これらのコードで実施することができる。

(17) 線量率係数は、半無限の均一分布のような理想化された仮定上の線源ジオメトリー、衣服を着用していない標準ファントム、またそれが新生児でも理想化された直立の姿勢に対し計算されることに留意されたい。その結果、それらは、特定の状況や被ばくした個人に対する実際の被ばくを完全に表すわけではない。

2. 環境被ばくからの線量評価の概要

(18) 線量率係数は、放射能濃度 (すなわち、表面放射能密度および空気中放射能密度)、空気カーマ率、空気中の吸収線量率、または周辺線量当量率などの測定可能な量からの実効線量を評価するために必要である。これ

らの量は、ほとんどが環境測定から得られるが、計算モデルまたはコンピュータシミュレーションを用いた評価からも得ることができる。線量率係数の計算には、環境場（すなわち、被ばくジオメトリー、土壌と空気との密度と組成、放射性核種濃度の深さプロファイル）、人体の解剖学的モデル（すなわち、一般公衆におけるさまざまな人の標準ファントム）、および環境を通じて被ばくした個人の体内への放射線輸送のシミュレーションが必要である。臓器等価線量は身体の大きさに依存し、外部被ばくでは、深部の放射線感受性臓器を覆う筋肉と脂肪組織の量が増えるとそれらの臓器の遮蔽が強化される（ICRP, 2010）。さらに、放射線場の特性は、とりわけ地上および地中の線源については、沈着直後に地表からの高さとともに変化し、したがって身長、ひいては、放射線感受性の異なる臓器の位置が、評価される臓器等価線量の大きさに影響を及ぼす可能性がある。例えば、福島第一事故後の初期では、地上1 mより地上0.5 mにおける空気中の線量率の方が高く、信頼性のある小児被ばくの評価について多くの懸念が生じたと報告されている（UNSCEAR, 2013）。

(19) 図 2.1 は、環境における臓器等価線量率および実効線量率の評価を概略的に示したものである。環境における被ばくの評価に主に用いられる測定可能な量は、土壌、空気、水中の放射性核種濃度、地上1 mの空気中の線量率である。これらの量から臓器等価線量率または実効線量率を評価するには、線量（率）係数が必要である。一般的に、図 2.1 に示すように、外部環境被ばくの線量評価には3つの方法がある。

(20) 第1の方法（図 2.1 の DC1）は、土壌、空気、水などの環境媒体中の放射性核種濃度からの直接換算である。放射性核種濃度は Bq kg^{-1} または Bq m^{-3} で表され、通常、これらの環境媒体の環境試料の収集と分析によって決定される。土壌汚染では、放射性核種の深さプロファイルにかかわらず、面積当たりの沈着濃度（ Bq m^{-2} ）が場所の汚染レベルを示すため、この単位がしばしば使用される。あるいは、可搬型ゲルマニウム半導体検出器を使用する原位置測定が行われることもある（Mikami et al., 2015）。さらに、コンピュータモデリングを使用して、環境中の放射性核種濃度を求めることができる。たとえば、大気拡散シミュレーションは、環境中の放射性核種の動きの分析を可能にし、したがって空気中および地上の放射性核種濃度の予測推定値を提供する。被ばくを評価するために、これらのデータは、モデル化された、または測定された環境中の放射性核種濃度が存在する場所の近傍に位置する被ばくした個人が受けた実効線量率または臓器等価線量率に関連する必要がある。

(21) 第2の手法（図 2.2 の DC2）では、空気中の線量率の測定に基づく換算を用いる。歴史的に、空気中の線量率は、空気カーマ率または空気吸収線量率（両方とも Gy h^{-1} ）で測定されてきた。実用量である「周辺線量当量」の導入後、周辺線量当量率（ Sv h^{-1} ）を環境放射線モニタリングにも適用し、広く使用されてきた。膨大な量の空気線量率データが Gy h^{-1} および Sv h^{-1} の単位で蓄積されており、これらのデータは、 Sv Gy^{-1} または Sv Sv^{-1} で表される線量率係数を用いて実効線量および等価線量率に換算される。原子放射線の影響に関する国連科学委員会（UNSCEAR）（2013）では、空気吸収線量（ Gy ）から実効線量（ Sv ）への換算に0.7の値を用いている。これは成人の代表値であると考えられるが、この値は、線源分布、エネルギースペクトル、および被ばくした個人の年齢によって変わる可能性がある。たとえば、この値は低エネルギー光子線源の場合は明らかに低い。単位が同じである（すなわち、 Sv h^{-1} ）にもかかわらず、周辺線量当量はまた、適切な環境の線量評価のために実効線量に換算する必要があることは留意しなければならない。福島第一原子力発電所の放射線事故後、周辺線量当量は、線量率係数を適用せずに実効線量と等しいと誤って認識されるが多く、これが公衆の被ばく線量の過大評価につながった。周辺線量当量から実効線量への換算に関する詳細な情報が入手できない場合、周辺線量当量は、緊急事態の対応と計画における初期線量推定の保守的な推定値として有用である。しかし、この換算は、中長期的な修復活動の意思決定と計画のために必要である。

(22) 図 2.1 に示した第3の手法（DC3、その後 DC2）は、実効線量と等価線量率（ Sv h^{-1} ）の推定に加えて、空気中の線量率（すなわち、吸収線量率 Gy h^{-1} と周辺等価線量率 Sv h^{-1} ）の推定が必要である場合に用いられる。環境放射線モニタリングの観点から、地上1 mにおける空気中の測定された線量率は非常に重要な量であり、DC3 を用いて計算された値と比較することができる。実効または等価線量を計算するため、DC3 の後に DC2 という2段階の方法を用いることができる。まず、環境中の放射性核種濃度（ Bq m^{-2} または Bq m^{-3} ）を、DC3 を用いて地上1 mの空気中の線量率に換算し、次いで、空気中の線量率を、DC2 で実効線量と等価線量率に換算することができる。原則として、2段階の手法によって得られた実効線量および等価線量率は、同じ初期条件で DC1 を用いて直接的に得られたものと同様の値を提供する。環境で放射線にばく露されるヒト以外の生物相の線量係数の推定のため、同様の手順が *Publication 136*（ICRP, 2017b）で採用されている。

(23) もし線源が典型的な状態ではなく、DC3 によって信頼できる空気中の線量率を推定できない場合、また直接測定が困難である場合、変更した2段階手法を適用することができる。まず、汚染状況の具体的な状況を考慮して線量率を評価し、次に評価した空気線量率を DC2 を用いて実効線量と等価線量率に換算する。この方法は、福島第一事故後に、特に除染が行われた場合に、地上に沈着した放射性核種の単位面積当たりの沈着密度と深さプロファイルが場所によって著しく異なっていた場合に使用された。このような複雑な汚染状況では、さまざまな除染の手法と範囲を前提とした除染作業の有効性を調査することを目的とした Malins et al. (2016)

の報告にあるように、放射性セシウムの正確な水平方向および垂直方向の分布を考慮して、周辺線量当量率で空気中の線量率が評価される。このようにして得られた空気中の線量率は、DC2を適用することによって実効線量または等価線量率にさらに換算することができる。なお、この手法は線源分布の影響を受けにくい。

3. 放射線防護で用いられる線量計測量

3.1. 臓器吸収線量と等価線量

(24) 臓器と組織の体積で平均された平均吸収線量は、実効線量の計算に用いられる主な科学的量である。吸収線量 D は、体積要素中の電離放射線によって付与される平均エネルギー $d\bar{\epsilon}$ と、その体積中の物質の質量 dm との商として定義される：

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (3.1)$$

(25) 吸収線量の SI 単位は $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ 、その特別な名称はグレイ (Gy) である。吸収線量は、付与エネルギー ϵ の確率論的量の平均値から導かれ、組織における相互作用事象のランダムな変動を反映していない。この線量は物質中の点において定義されるが、その値は質量要素 dm の平均であり、つまり物質の多数の原子または分子の平均として得られる。

(26) 放射線防護において「吸収線量」という量を使用する際には、線量を組織の体積で平均化される。低線量の場合、特定の臓器あるいは組織で平均化された吸収線量の値は、放射線防護の目的に照らして十分な正確さをもってその組織における確率的影響の放射線ドトリメントに関連付けることができると仮定される。吸収線量の平均化は、特定の臓器（例えば肝臓）または組織（例えば活性骨髄）、あるいはある組織の感受性の高い領域（例えば骨格の骨内膜表面）の体積全体にわたって行われる。

(27) 組織または臓器への等価線量 H_T は、以下のように定義される。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3.2)$$

ここで、 w_R は、放射線タイプ R の放射線加重係数であり、 $D_{T,R}$ は、年齢で特定された標準男性または標準女性の組織または臓器 T における放射線タイプ R からの平均吸収線量である。 w_R は無次元量であるため、等価線量の単位は吸収線量と同じく J kg^{-1} であり、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。 w_R の値は表 3.1 に示されており、*Publication 103* (ICRP, 2007) から引用されている。

3.2. 実効線量

(28) *Publication 60* (ICRP, 1991) で導入された実効線量 E は、放射線防護におけるリスク関連量であり、臓器等価線量の加重平均として定義される。*Publication 103* (ICRP, 2007) の実効線量の定義に従い、実効線量は以下のように計算される：

$$E = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \quad (3.3)$$

ここで、 H_T^M と H_T^F はそれぞれ、標準男性および標準女性の組織または臓器 T に対する等価線量であり、 w_T は標準的組織 T の組織加重係数で、 $\sum w_T = 1$ である。加重平均の合計は、確率的影響の誘発に感受性があると考えられる人体のすべての臓器と組織にわたって行われる。 w_T の値は表 3.2 に示されている。 w_R と w_T は無次元であるため、実効線量の SI 単位は吸収線量 (J kg^{-1}) と同じであり、その特別な名前はシーベルト (Sv) である。

(29) 実効線量はもともと、放射線の外部および内部線源への職業被ばくの管理のために導入された。この概念は、*Publication 60* (ICRP, 1991) から *Publication 103* (ICRP, 2007) まで本質的に変更されていないが、胎児の子宮内被ばく (ICRP, 2001, 2004, 2006) を含むすべての年齢の公衆を対象を拡大して用いられるようになった。ICRP は、前向きおよび後ろ向きの線量評価に用いる基準値として、作業員や公衆の外部および内部被ばくの状況、ならびに患者の放射性医薬品の投与に対し実効線量係数を提供している。

(30) 表 3.2 に示す組織加重係数は、男性と女性の乳房、精巣、および卵巣（すなわち、考えられる発がん性および遺伝性影響に関係する生殖腺）を含むすべての臓器と組織に対する性別平均値と年齢平均値である。このような平均化は、この手法の適用が放射線防護における実効線量の決定に限定されることを意味している (ICRP, 2007)。

(31) 実効線量は、*Publication 89* (ICRP, 2002) に定義されるように、特定の年齢における性別で平均化した標準人について計算される。*Publication 103* (ICRP, 2007) の定義には、放射線輸送の計算のための標準男性および標準女性の解剖学的モデルの仕様が含まれている。被ばくは個人または集団に関係付けられるが、実効線量は同じ方法で被ばくした標準人について計算される。

(32) 実効線量はシーベルト (Sv) で表され、中心的な放射線防護量として国際的に受け入れられており、規制の

目的で世界中で使用され、がんと遺伝的影響の確率的リスクとの関連で、外部および内部線源の両方からの全身線量のリスクで調整した値をデトリメントの点から提供する。これは、防護の最適化において、および作業員または公衆の防護のための線量限度、線量拘束値、および参考レベルなどの線量基準を設定するための有用で堅牢な量であることが証明されている。

3.3. 空気カーマ

(33) 外部放射線を測定するためには、環境中の放射能を防護量と実用量に関連付ける基本的な物理量が必要である。国立および国際標準研究所は、機器と線量計の校正のために、これらの量に関して特定され、記述された基準と標準放射線場を維持している。この目的ため、自由空気中の空気カーマ K_{air} が使用されている (ICRU, 1994, 2014; ICRP, 1996)。本刊行物において、これ以降は通常、「自由空気中の空気カーマ」という量は単純に「空気カーマ」と呼ぶ。

(34) 電離非荷電粒子の空気カーマ K は、次式で与えられる。

$$K = \frac{dE_{\text{tr}}}{dm} \quad (3.4)$$

ここで、 dE_{tr} は、質量 dm の物質中で dm に入射する非荷電粒子によって放出されたすべての荷電粒子の最初の運動エネルギーの平均化した合計である。カーマの単位は J kg^{-1} であり、その特別な名称はグレイ (Gy) である。 dE_{tr} は、励起した原子/分子の壊変において、または核の脱励起もしくは壊変で放出される荷電粒子の運動エネルギーを含む。

3.4. 実用量

(35) 防護量である「臓器等価線量」および「実効線量」は測定できず、それゆえ、放射線モニタリングにおける量として直接用いることができない。したがって、防護量（組織または臓器における実効線量または等価線量）の評価に対しては実用量が用いられる。実用量は、たいいていの照射条件の下での外部放射線に対するヒトの被ばくに関する防護量の値の合理的な推定値を提供することを目的とし (ICRU, 1985, 1988, 1993)、実際の規制または指針においてしばしば用いられる。

(36) 実用量は、「線量当量」(H) という量を用いて定義される (ICRU, 1985)。 H は、組織のある点における Q と D の積であり、したがって、 $H=QD$ (ここで、 D は吸収線量であり、 Q はその点における線質係数である) となる。 Q は、水中の荷電粒子の無制限線エネルギー付与 (L_{∞} 、しばしば L または LET として示される) の関数として定義される (ICRP, 1996)。

(37) エリアモニタリングでは、外部放射線を実効線量と眼の水晶体と局所皮膚の等価線量に関連付けるため、周辺線量当量 $H^*(d)$ 、および方向性線量当量 $H(d, \Omega)$ という 2 つの量が用いられる。放射線場のある点における $H^*(d)$ は、ICRU 球中の対応する拡張整列場によって、整列場の方向と反対の半径上 10 mm の深さにおける線量当量である。ある放射線場の 1 点における $H(d, \Omega)$ は、ICRU 球中の対応する拡張場の、ある指定された方向 Ω の半径上深さ d に生じる線量当量である。

(38) 個人モニタリングでは、個人線量当量 $H_p(d)$ が用いられる。 $H_p(d)$ は、身体上の指定された点の下の適切な深さ d における軟組織中の線量当量である。この指定された点は、通常、個人線量計が着用される位置で与えられる。

(39) さまざまな線量の評価のため、勧告された値 d が選択されている。実効線量では $d=10$ mm、眼の水晶体の線量では $d=3$ mm、皮膚および手足の線量では $d=0.07$ mm である。周辺線量当量、方向性線量当量、個人線量当量の単位は J kg^{-1} であり、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

4 ICRP 標準ファントム

4.1. 成人標準コンピュータファントム

(40) 人体のコンピュータファントムは、放射線輸送コードと共に、環境放射線防護における臓器等価線量率係数の評価に長年使用されてきた。過去 20 年間にわたり、ボクセルファントムが導入されており、これは、古い型のコンピュータ身体モデルに代わり、主に実際のヒトの (全身の) 医学画像データから作られたものである。ボクセルモデル (またはボクセルファントム) は、スライス、行、および列に配置された識別番号の配列の形で表した三次元の人体である。この配列した各エントリは組織ボクセルを表し、臓器は、同じ識別番号を有するボクセルによって表され、臓器の体積を表すように空間的に配置される。ボクセルファントムやその開発と使用に関するさらなる情報は、他の文献に記載されている (Xu and Eckerman, 2010)。

(41) 本刊行物では、臓器吸収線量の計算のために、ICRP の標準成人男性と標準成人女性 (ICRP, 2007) を表す成人男性と成人女性の標準コンピュータファントムを用いた。これらのファントムは、ICRP および ICRU によって、ICRP 基準線量係数の計算のためのファントムとして採用され、*Publication 110* (ICRP, 2009a) に詳しく説明されている。標準コンピュータファントムは、ヒトのコンピュータ断層撮影 (CT) データに基づいており、身長と体重が標準データによく類似している 2 人の個人 (Golem and Laura) のボクセルモデル (Zankl

and Wittmann, 2001; Zankl et al., 2005) を修正することで構築された。両ファントムの臓器質量を、それらの現実的な解剖学的構造を大きく変えることなく、高い精度をもって、標準男性および標準女性に関する *Publication 89* (ICRP, 2002) に示された ICRP データで調整した。これらのファントムは、防護量である「実効線量」に寄与するすべての組織や臓器を含む、放射線防護のための電離放射線に対するヒトの被ばくの評価に関連するすべての標的領域が含まれる (ICRP, 2007)。

(42) 男性の標準コンピュータファントムは、約 195 万個の組織ボクセル (周囲の空間を表すボクセルを除く) で構成され、各ボクセルは 8.0 mm スライス厚 (ボクセルの高さに相当する)、2.137mm の面内解像度 (すなわち、ボクセルの幅および深さ) で、36.54 mm³ の体積を有する。スライス数は 220 であり、その結果、身長 1.76 m、総体重 73 kg である。女性の標準コンピュータファントムは、約 389 万個の組織ボクセルで構成され、各ボクセルは 4.84 mm のスライス厚、1.775 mm の面内解像度で、15.25 mm³ の体積を有する。スライス数は 346 であり、身長 1.63 m、総体重 60 kg である。個々にセグメント化された構造の数は各ファントムで 136 であり、53 の異なる組織組成がそれらに割り当てられている。さまざまな組織組成は、実質組織の元素組成 (ICRU, 1992) および各臓器の血液含有量 (ICRP, 2002) (すなわち、血液を含む臓器組成) の両方を表している。図 4.1 は、男性 (右) と女性 (左) のコンピュータファントムのそれぞれの正面 (冠状) 図を示す。

(43) これらのファントムを構築する際に基づく線源の断層撮影データの解像度が限定的であり、また、ICRP が定義した線源および標的領域の一部の寸法が非常に小さいため、すべての組織を明示的に表すことは不可能であった。例えば、骨格では、着目する標的組織は、海綿質の骨髓腔内に位置する造血活性骨髓、ならびに骨梁の表面および長骨の骨髓腔の内側の表面を覆う骨内膜層 (現在、厚さ 50 μm と想定されている) である。これらの 2 つの標的組織は、寸法が小さいため、標準ファントムの中で海綿質と均一の成分として組み込まれなければならなかった。光子および中性子のより低いエネルギーでは、二次荷電粒子平衡は、特定のエネルギー範囲ではこれらの組織領域で完全に確立されない。その結果、本刊行物では、骨格線量評価でこれらの影響を考慮するためのより高度な技術が使用され、付属書 B においてより詳細に論じられている。

4.2. 小児ファントム

(44) *Publication 143* (ICRP, 2020) に記載されている 10 体の ICRP 小児コンピュータファントムは、以下のとおりである。

- 新生児—男性と女性
- 1 歳児—男性と女性
- 5 歳児—男性と女性
- 10 歳児—男性と女性
- 15 歳児—男性と女性

(45) これらのファントムは、フロリダ大学 (UF) で最初に開発され、後に米国国立がん研究所 (NCI) と共同で開発された一連のコンピュータファントムから得られたものである。その結果、ICRP 小児ファントムの元となったファントムは、現在、「UF/NCI ファントムシリーズ」 (Lee et al., 2010) と呼ばれている。UF/NCI ファントムは、第 3 世代のファントム技術であるハイブリッドファントムであり、解剖学的構造の複雑さに応じて、ポリゴンメッシュ (PM) または非均一有理 B-スプライン曲線 (NURBS) 表面のいずれかのコンピュータアニメーション技術を使用して、身体の外側の輪郭と内臓の表面がモデル化されている。PM は隣接する三角形のクラスタであり、一方、NURBS 表面は、表面が補間された空間における三次元の点のクラスタである。過去数年の間で、いくつかのモンテカルロ輸送コードにこれら 2 つの型のコンピュータファントムを直接使用できるようになった。しかしながら、ほとんどの輸送コードは、依然として、小さな立方プリズムから構成されるボクセル型が使われている。そのため、コンピュータスクリプトを用いて、UF/NCI ハイブリッドファントムをその表面型から本刊行物で行われているモンテカルロシミュレーションのためのボクセル型に変換した。したがって、これらのボクセル型の ICRP 標準小児ファントムは、*Publication 110* の標準成人ファントムの型と一致する (ICRP, 2009a)。

(46) Lee et al. (2010) に記載されているように、UF/NCI シリーズのファントムは、実際のヒトの解剖学的構造に直接追跡することができる。新生児ファントムは、生後 6 日の女性の死体の全身の CT 撮影に基づいているが、残りの小児シリーズ (1 歳から 15 歳のファントム) は、頭部 CT 画像、体幹 CT 画像、縮小した成人の腕と脚の CT ベースの画像の組合せに基づいている。後者の手法は、小児の医学画像は画像領域内に腕がないことがほとんどであるため必要であった。最初の一連のセグメント化された画像から、種々の解剖学的ソースを用いて、内臓の解剖学的構造および身体の外側の大きさの両方を調整した。使用された最も重要な文献は、*Publication 89* (ICRP, 2002) であり、内臓の質量、総体重、および総身長が記載されている。*Publication 89* に基準値が記載されていないさまざまな身体の周りの寸法を求めるため、追加の参考データを用いた。したがって、UF/NCI ハイブリッドファントムの最終シリーズは、ICRP が定める標準的な解剖に完全に一致し、実際のヒトの CT の解剖学的構造に完全に一致する。このように、ICRP 小児ファントムシリーズも、実際のヒトの

<p>CTの解剖学的構造のセグメント化に基づいた、<i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) のファントムを開発するためのプロセスと完全に一致している。</p>
<p>(47) ICRP 小児ファントム (および UF/NCI ファントム) のもう一つの独特な特徴は、骨格線量評価のマイクロ CT ベースモデルへの明示的な結合結合である。Hough et al. (2011) および Johnson et al. (2011) によって述べられているように、広範な死体の骨の収集、生体外骨格 CT 画像撮影、および生体外海綿質核マイクロ CT 画像撮影が用いられ、ICRP 標準成人ファントムの骨格における組織線量評価のモデルを構築した。この作業は、<i>Publication 116</i> (ICRP, 2010) の付属書 D および付属書 E でより詳しく説明されている。一連の ICRP 小児標準ファントムも同様に、マクロ構造およびマイクロ構造の両方の寸法で骨格の解剖学的モデルがある。したがって、<i>Publication 116</i> で提案された外部光子および中性子に関する方法、<i>Publication 133</i> (ICRP, 2016a) で提案された内部 β 粒子および α 粒子に関する方法、ならびに <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) の光子に関し提案された方法は、成人ファントムが小児の標準シリーズに対する骨格組織線量評価の報告において利用可能である。</p>
<p>(48) UF/NCI の一連の小児ファントムには、さらに以下の改良が加えられた (Pafundi, 2009; Wayson et al., 2012)。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 皮質骨、海綿質、骨髄髄質の領域を含むようサブセグメント化した骨格モデル ● 活性骨髄と骨内膜に対する内部と外部の光子線量評価のための光子線量応答関数 ● 新しい年齢別の局所血液分布モデル (Wayson, 2018) ● 主要な血管の対応モデル ● 以前は軟部組織であったものからの皮下脂肪と骨格筋の分離 ● リンパ節の包含 (Lee et al., 2013)
<p>(49) 一連の ICRP 小児標準ファントム (ICRP, 2020) は、ボクセル型であり、<i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) で確立された枠組みに完全に一致する。<i>Publication 110</i> の男性と女性の成人標準ファントムでモデル化されたすべての臓器と組織の構造は、一貫した識別番号が付されている (<i>Publication 110</i> の付属書 A を参照のこと)。一連の ICRP 小児ファントムの代表的な画像を図 4.2 に示す。</p>
<p>(50) ICRP 小児標準ファントムは、さまざまな線源臓器および標的臓器の識別番号に関し、<i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) の成人ファントムと同一の型であるが、1つの重要な違いは、ボクセル解像度である。ハイブリッドファントム技術の主な利点の1つは、PM/NURBS 型のファントムをその同じ解剖学的構造のボクセル型に変換する際に、ボクセル解像度を選択できることである。表 4.1 は、ICRP 小児ファントムに最終的に採用されたボクセル解像度、配列サイズ、および総マトリックスサイズを表にしたものである。これらは、標準質量の1%の一致と継続的に整合することを確実にし、また、<i>Publication 89</i> (ICRP, 2002) のデータによって与えられる皮膚の標準的な合計の厚さとも一致する。新生児ファントムについては、ボクセルは立方体 (すなわち、x, y, z 方向において同じ厚さ) であり、一方、より年上のファントムではマトリックスサイズを合計 5500~5800 万ボクセルの間に保つために、xy 次元よりも大きな z 次元を有する長方形プリズムが採用されたことに留意されたい。対照的に、<i>Publication 110</i> の成人男性および女性ファントムは、それぞれ 190 万および 390 万ボクセルの合計マトリックスサイズを有する。より高い解像度が必要とされるのは、小児の標準個人のより小さな解剖学的構造において臓器の構造を維持するためである。</p>
<p>5. 環境放射線場のシミュレーション (ステップ 1)</p>
<p>(51) 環境中に分布した線源から放出された光子は、空気と土壌の両方において散乱および/または吸収され、それらの空気中のエネルギースペクトルと角度分布は、最初のエネルギーと放出部位の空間分布に依存する特有の特徴を有する。空気または土壌中での体積線源では、入射光子の角度分布は線源が生じる半球ではほぼ均一であるが、反対側の半球からは少量の散乱光子が発生する (Saito et al., 1998)。地面に沈着した線源では、光子のほとんどの成分は水平方向に沿って入射する。モンテカルロ法は、粒子輸送と詳細な環境条件を模擬できる適したツールである。</p>
<p>(52) 環境放射線への被ばくを模擬するために、本刊行物では以下の3つの環境線源の典型的な例を取り上げている：(1) 地表と地中のさまざまな深さにおける半無限の面線源として模擬された土壌 (地面) 汚染、(2) 空気中の半無限の体積線源として模擬された空気中サブマージョン、ならびに (3) 水中の完全に無限の線源として模擬された水中イマージョン。1つ目の線源では、地表および土壌中の無限の面線源を仮定することによって、地表および地下にある放射性核種の汚染が模擬される。ジオメトリーは、放射線が空気-土壌境界およびその下から放出される場合、半無限であると仮定される。2つ目の線源の構成モデルは、着目する光子の平均自由行程 (mfp) に依存する半径を持つ平滑な空気-土壌境界の上の半球形の半無限領域における空気の均一な汚染を仮定することによって、放出点に近すぎない場所での大気中への気体の放射性物質の放出をモデル化する。3つ目の線源は、均一に汚染された水の水中イマージョンを模擬する。1つ目と2つ目の線源構成では、人体は地面上に直立していると仮定され、水による被ばくでは、人体は完全に浸かっていると仮定される。</p>

<p>(53) 環境中の放射線粒子の輸送は、モンテカルロ計算コードである「粒子および重イオン輸送コードシステム (PHITS)」(Sato et al., 2013) を用いて、環境中の放射線粒子の輸送を模擬した。PHITS は多目的モンテカルロ計算コードで、任意の三次元ジオメトリーにおけるハドロン、レプトン、重イオンの輸送と相互作用を模擬する。本刊行物では PHITS コードのバージョン 2.66 (Sato et al., 2013) を使用した。光子および電子の輸送を模擬するために、原子データライブラリの MCPLIB04 (White, 2003) および ELO3 (Adams, 2000) がそれぞれ用いられた。これらのライブラリは、正確な断面データを提供し、光子および電子の両方のさまざまな物理的過程を処理することができる。</p>
<p>(54) PHITS は、組み合わせジオメトリーと一般ジオメトリーで計算モデルのジオメトリーを定義する。さらに、3次元ボクセル型ファントムを定義するために繰り返される構造と格子ジオメトリーを説明する能力も利用することができる。PHITS は、計算ジオメトリーの2次元および3次元の図、ならびに ANGEL グラフィックパッケージ (Niita et al., 2010) を用いて計算されたデータ結果を導き出す機能を持つ。</p>
<p>(55) 光子線源の環境放射線輸送シミュレーションでは、光子のみが輸送され、光子相互作用で発生した二次電子は追跡されなかった。これは、二次電子が連続的にエネルギーを失い、環境媒体中で短距離の間、例えば、空気中の 0.1 および 1.0 MeV の電子に対して、それぞれ 10 および 400 cm で停止するためである。しかし、二次電子によって発生する制動放射光子は、二次電子と同程度の最大エネルギーを持ち、長距離を伝搬できる。制動放射光子の生産、およびそれらのエネルギーと放出角度を、厚い標的の制動放射近似モデル (MCNP, 2003) に基づいて相互作用点でサンプリングした。電子線源では、一次電子とその二次光子の両方が環境中で輸送された。</p>
<p>(56) 前述のように、汚染された空気と土壌内からの単一エネルギーの放射線放出により計算される放射線場は、被ばくした個人を取り囲む高さ 2 m、直径 0.6 m の仮定の円柱の表面に入射する粒子の位置、入射の角度、およびエネルギーとして表され、「結合円柱」と呼ばれる。この第 1 段階ではファントムは存在しないため、すべてのファントムに同じ結合円柱線源を適用することができる。結合円柱の表面にどの粒子が記録されたかを図 5.1 に示す。</p>
<p>(57) 多数のさまざまな放射性核種によって放出される放射線の広いエネルギー範囲に対応するために、考慮された単一エネルギー光子と電子エネルギーは 0.01~8 MeV の間であった。</p>
<p>5.1. 土壌汚染</p>
<p>(58) 地上に沈着した放射性核種は、沈着直後、地表で面線源を形成すると仮定されている。これらの放射性核種は、時間とともに土壌中に移動または浸出し、それによって形状および土壌浸透の程度の両方に関して多様な濃度深さプロファイルとなる (Matsuda et al., 2015)。多くの場合、土壌の深さに対する放射性核種の分布は、地中の多くの無限面線源に起因するものとして近似することができる。これらの関数は、土壌中の異なる深さでピークを示すさまざまな特性を持つ可能性がある。すべての放射性核種/土壌移動関数を模擬することは現実的ではないため、汚染された地面の多様な線源プロファイルをモデル化するために、さまざまな深さでの一連の面線源のシミュレーションによりこれらの結果を外挿または内挿できる基礎データを得ることができる。</p>
<p>(59) 無限の平らな面を持つ地面の上の空気境界のような地面の上に空気があるジオメトリーをモデル化した。現実の環境では、地形は通常平らでも無限でもないが、無限で平らな地形は、線量計算のための空気-土壌境界を保守的に表している。例えば、放射性核種の地盤沈着直後に観察される典型的な深さである、1 g cm^{-2} の面積当たりの緩和質量を有する指数関数的に分布した地面の線源では、地上 1 m で測定された周辺線量当量の約半分は、半径 5 m 以内の地中の線源からの光子に起因する (Malins et al., 2015)。したがって、限定的な一連の平坦な地表面積が多く、現実的な被ばく状況の被ばくを適切にモデル化すると考えられている。</p>
<p>(60) 単一エネルギーの放射線源は、土壌中の光子の mfp で表される土壌中の深さでの面線源として定義され、mfp は 0.0 (すなわち、汚染が表面にある)、0.2, 1, 2.5, および 4 mfp とされる。ほとんどの被ばく状況について、4 までの mfp が考慮されれば十分である (Eckerman and Ryman, 1993) が、線源深さプロファイルは、例えば耕起などによって変わる可能性がある。したがって、より広範囲の mfp に対する線量率係数は有用であり、継続的な線源深さプロファイルに対し線量率係数を決める際に正確な積分ができると考えられていた。空気-土壌境界 (0 mm) は、線源を覆う土壌が一切無い平らな面線源である。これは、理想化されたジオメトリーであり、さまざまな要素が地表線源からの遮蔽を提供するため、実際には存在しない。これらの要素には、植生の存在、表面の粗さ、および重力による粒子移動が含まれる (Burson and Profio, 1977; Kocher and Sjoreen, 1985; Jacob and Paretzke, 1986)。</p>
<p>(61) 図 5.2 (左) は模擬ジオメトリーを示しており、これは高さ 3 mfp の空気層と、土壌中の光子の深さに依存する深さを有する土壌とから構成された右側の円柱からなり、線源深さ 0.0 mfp および 0.2 mfp の場合には 2 mfp の土壌中の光子、線源深さ 1.0 mfp の場合は 3 mfp、線源深さ 2.5 mfp の場合は 3.5 mfp、線源深さ 4.0 mfp の場合は 5 mfp である。線源深さより少なくとも 1 mfp 低い追加的な厚さは、より深い層における後方</p>

<p>散乱事象を考慮するのに充分であると考えられた。円柱の半径は、空気中の関連する光子の mfp の約 5 倍に相当し、完全に無限の線源の平面ジオメトリーに近似する。過去の研究 (Satoh et al., 2014) は、この大きさの模擬ジオメトリーが、汚染された環境における光子輸送を適切に扱うために十分であることを示した。</p>
<p>(62) 表 5.1 は、本刊行物の計算において採用された空気および土壌の密度と元素組成のリストである。これらの値は、それぞれ、ICRU (1994) によって提供される土壌 (タイプ 1) および米国国立標準技術研究所 (NIST) (Berger et al., 2005) からの乾燥した空気についてのデータから得た。土壌と空気の密度は、それぞれ 1.0 g cm^{-3} と $1.2 \cdot 10^{-3} \text{ g cm}^{-3}$ と考えられた。現実の環境被ばく状況では、土壌密度はほとんどが 1.0 g cm^{-3} より高く、位置と深さの両方によって異なることがあるが、この違いは線源深さが g cm^{-2} で表される場合、空気中の放射線場に対する線源強度の関係に影響を及ぼすものではない。さらに、土壌組成の変化が、ファントムの結合面における輸送光子場を有意に変化させないことが示されている (Saito and Jacob, 1995)。</p>
<p>(63) 放射線場は、自然起源および人工的に生成された放射性核種の広いエネルギースペクトルを含めるために、$0.01 \sim 8 \text{ MeV}$ の範囲の 25 の初期光子エネルギーについて導出された。土壌は平坦な空気-土壌境界と仮定し、空気中と地中の放射線場の散乱と吸収を計算で考慮した。</p>
<p>(64) 土壌の表面については電子を放出する面線源も考慮され、他の深さについては、一次電子線源は表面に到達するのに十分な距離を移動しないため輸送されなかった。$0.01 \sim 8 \text{ MeV}$ の初期電子エネルギーを考慮し、電子と二次光子の両方を輸送した。制動 X 線は、土壌および空気の両方の被ばくシナリオにおいて考慮されたことに留意されたい。</p>
<p>(65) 環境中の輸送計算から、個々の粒子が結合円柱表面で記録した。この円柱は、図 5.2 (右) に示すように、模擬ジオメトリーと同心円状の地面上に配置されている。円柱の直径は 0.6 m、高さは 2 m である。位相空間座標は、円柱表面を横切る粒子に対して記録され、空間座標 (x, y, z)、運動量 (p_x, p_y, p_z)、運動エネルギー、モンテカルロ加重で構成される。粒子が円柱から出る際には数えないよう、結合円柱内部の空間を理想的な吸収体として扱い、粒子がこの領域に入ったときにモンテカルロコードが粒子の輸送を終了させるようにした。このデータは、ステップ 2 の計算-ファントム内の臓器等価線量の計算に使用するために、アスキー形式で外部ファイルに記録した。地面または空気から円柱内に散乱して戻る一部の光子は、ステップ 2 の計算 (すなわち、結合円柱の表面から始まる粒子) で追跡される。この方法のさらなる詳細は、Satoh et al. (2015) において記載されている。</p>
<p>(66) モンテカルロシミュレーションのばらつきを低減するために、単位面積当たりで放出される光子または電子の数を増加させ、光子または電子の放出点が結合円柱に近づくにつれて、光子または電子のモンテカルロ加重を減少させることによって、均一な線源を再現した (Satoh et al., 2015)。それぞれの環境放射線に対する空気カーマのシミュレーションの統計的不確実性が 1%以下となるように、ステップ 1 の計算におけるモンテカルロ履歴の数を決定した。</p>
<p>(67) 図 5.3 は、結合円柱表面に記録された、深さ 0.2 mfp、高さ $0 \sim 0.40 \text{ m}$ および $1.60 \sim 2.00 \text{ m}$ における 0.5 MeV の線源からの環境光子のエネルギーおよび角度分布の例を示している。光子の入射方向は、地表面に平行なベクトルの正弦として表され、角度は仰角として表される。例えば、$\sin \theta = 1$ は地表面に対し垂直方向で、地面から上向きの方を表している。かなりの光子が 30° 上方から来ており、ほとんど光子は水平面に対して $0 \sim 30^\circ$ であることが分かる。その結果、それらはかなり顕著な水平の偏りを示している。</p>
<p>(68) 非衝突光子は最高エネルギービンに記録される。全体として、結合円柱上に記録された光子の約 20%は、空気や土壌と相互に作用しない。エネルギーと角度スペクトルの形は、高さからほぼ独立していることに注意すべきである。</p>
<p>(69) 1 mfp と 4 mfp の地中の深さの 0.1 MeV の線源で、それぞれ散乱光子と非衝突光子の方向分布を図 5.4 に示す。散乱光子は下向きの浅い方向で小さい局所的な極大を示し、4 mfp より 1 mfp の場合の方が顕著であった。これは、Eckerman and Ryman (1993) によって報告されているように、それぞれ 1 mfp および 4 mfp の線源に対する空気カーマの角度依存性と一致する。非衝突光子の相対数は、1 mfp での約 22%から 4 mfp での約 7%まで著しく減少する。</p>
<p>5.2. 汚染した空気へのサブマージョン</p>
<p>(70) 空気中サブマージョン被ばくの状況では、汚染した空気は、放出点にあまり近くない場所での大気中への気体放射性放出を表し、平滑な空気-土壌境界より上の空気放射能濃度 (すなわち、十分に混ざり合った空気) において均一であると仮定される。放出点付近では、本刊行物で用いられる空気中サブマージョンのジオメトリーは適切ではない可能性がある。人体がプルームの下に位置する場合、光子は主として上から人体に入射し、人体がプルームから離れている場合、光子の入射角は水平方向に偏る。これらの複雑な状況を考慮して線量率係数を評価することは現実的ではなく、したがって、本刊行物のサブマージョンモデルは、ほとんどの場合、被ばくの保守的な近似である。図 5.5 に空気中サブマージョンジオメトリーを示す。ジオメトリーは、範囲が半無限であると考えられる。空気-土壌境界は、汚染されていない無限面積の平らな表面であると仮定される。表</p>

<p>5.1 に空気の元素成分を示し、$1.2 \times 10^{-3} \text{ g cm}^{-3}$ の乾燥した空気に相当する。Bellamy et al. (2019) は、空気密度に応じた空気カーマを推定し、図 5.6 は 1 MeV の光子に対するこれらの結果の例を示す。著者らは、空気カーマと空気密度との関数関係は、光子エネルギーとは実質的に無関係であることを見出した。これらの値を使用して、空気中サブマージョンの線量率係数をさまざまな空気密度を考慮に入れ段階的に表すことができる。湿度の増加に伴い、空気密度は増加し、その結果、空気カーマは減少する (図 5.6 参照)。</p>
<p>(71) 履歴の数、低減分散技術、および粒子のスコアリングは、土壤汚染について上述したものと同様であった。</p>
<p>(72) 空気領域から生じた粒子は輸送され、空気-土壤境界に置かれた結合円柱の表面上で記録される。結合面は、土壤汚染に関して 5.1 節で述べたとおり、入射光子の位置、角度、エネルギー、モンテカルロ加重を記録する。この方法は、エネルギー依存フルエンスを生成する。土壤汚染による被ばくシナリオについては、0.01 から 8 MeV の範囲の光子および電子の 25 の単一エネルギー線源の計算を行った。</p>
<p>(73) 図 5.7 は、0~0.40 m および 1.60~2.00 m の高さでの 0.5 MeV の線源からの環境中の光子のエネルギースペクトルを示す。光子の入射方向は、地表面に平行なベクトルのサインとして表される。多くの光子では散乱は観察されず、ほとんどの光子はその方向分布が高さにほとんど依存せず、上方から来ることが分かる。</p>
<p>5.3. 水中イマージョン</p>
<p>(74) 水中イマージョンは、環境被ばく経路では稀であるかもしれない。それにもかかわらず、多くの施設では、日常的に液体廃棄物の放出が行われており、大規模な放射線事故後に、海洋への放射性物質の放出または表流水の汚染が観察されている。2011 年の福島第一事故で発生したような、損傷した原子炉の炉心により高度に汚染された水や損傷した核燃料により汚染されたプールの水は、直接または地下水を介して放出される可能性がある (Buessler et al., 2017)。水道水中に放射性ヨウ素やセシウムなどの放射性核種が検出され、入浴に使用された放射性物質を含む水による被ばくを推定しなければならなかった。さらに、放射性核種は海洋に放出され、事故後に原子力発電所周辺の海に入る人々にとって潜在的に有害であった可能性がある。</p>
<p>(75) 図 5.8 に水中イマージョンのジオメトリーを示す。線源ジオメトリーの範囲は無限であると仮定される。水の密度は 1.0 g cm^{-3} であり、質量と成分比率は水素が 0.112、酸素が 0.888 であり、純水であることを表している。ファントムは、水中に完全に浸かっていると仮定され、水中で 8 MeV の光子エネルギーで 5 mfp に対応する半径 2 m の球の中心に配置される。光子と電子の単一エネルギー線源は、汚染された水の中で均一に生成される。二次光子と電子ならびに制動放射光子は、PHITS モンテカルロ輸送コードによって直接輸送される。6 つの基準年齢の男性と女性ファントムの水中イマージョンに対する臓器の等価線量率係数は、1 ステップで計算されており、したがって、結合円柱は必要とされなかった。</p>
<p>5.4. 環境放射線場における空気カーマと周辺線量当量の計算</p>
<p>(76) 空気カーマと周辺線量当量は、環境被ばく後の放射線防護のために広く使用されている (ICRU, 1994; IAEA, 2000a)。空気カーマは、光子エネルギーフルエンスに関連する基本量である。自然の環境では、空気カーマは、UNSCEAR が空気中の線量率を表すために使用してきた空気吸収線量と実質的に同等である (UNSCEAR, 2000, 2008)。空気中の吸収線量は、長年にわたり環境モニタリングで使用されてきたが、世界的な環境モニタリングデータ (European Commission Joint Research Centre, 2017) に見られるように、次第に実用量である「周辺線量当量」に置き換わってきている。ICRU の 4 元素組織から構成される ICRU 球内の 10 mm の深さで配列され拡張された放射線場に対する線量当量として定義される周辺線量当量 $H^*(10)$ は、多様な被ばくを保守的に評価することを目的としている (ICRU, 1993)。実用量の「周辺線量当量」はもともと作業場の放射線防護 (作業場モニタリング) のために導入されたが、この線量計測量は環境モニタリングにも適用されており、$H^*(10)$ をモニタリングするための機器は、一般に、入射光子のエネルギーおよび角度分布の両方に関して等方性応答を有する。その結果、これらの機器は、単一エネルギー線源を用いた一方向照射のような単純な条件下で校正されても、複雑な角度分布とエネルギー分布を示す環境放射線場で機能することができる。したがって、世界中の環境モニタリングデータは、一般に、実用量である「周辺線量当量」として報告されている空気中の線量率として表されている (European Commission Joint Research Centre, 2017; Cinelli et al., 2019)。</p>
<p>(77) 放射性核種の空気中および地面の汚染密度を空気中の線量率に関連付けるために、空気カーマと周辺線量当量率の両方の係数が必要である。多くの著者は、環境中の放射性核種濃度を空気カーマ率 (Dillman, 1974; O'Brien and Sanna, 1976; ICRU, 1994; Saito and Jacob, 1995) および周辺等価線量率 (Lemercier et al., 2008; Saito and Petoussi-Henss, 2014) に関連付ける係数を公表しており、これらのデータは環境線量評価に使用されている。本刊行物では、これらの係数は、単一エネルギー光子線源から上記で述べた土壤汚染および空気中サブマージョン被ばくのジオメトリーの両方について、地上 1 m での空気カーマおよび周辺線量当量率を考慮して再計算されている。シミュレーションについては、モンテカルロコード PHITS (5 章参照) を用い、環境放射線場の計算に適用されるものと同じ環境条件を考慮した (5.1 節および 5.2 節参照)。</p>
<p>(78) 計算は、地上 1 m で、空気で満たされ、囲まれた直径 30 cm の球体を模擬し、球体に入る粒子を記録する</p>

<p>ことよって行った。直径 30 cm は成人の胴のサイズを表している。輸送シミュレーションは、計算のステップ 1 で作成された外部ファイルのデータを使用して、結合円柱の表面から再開された。図 5.9 に計算ジオメトリを示す。空気球で記録された光子フルエンスは、<i>Publication 74 (ICRP, 1996)</i> で示された線量係数を用いて、空気カーマ率および周辺線量当量率に換算される。これらの量の相対的不確実性は 1%未満であった。</p>
<p>(79) 土壌と空気の汚染では、空気カーマは地面からの距離に依存し、この依存性は空気中の線源については弱い、地中の面線源については顕著である。</p>
<p>(80) これらの結果に基づいて、放射能濃度を周辺線量当量率へ関連付けるため、周辺線量当量率係数 $H^*(10)$ を $\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$ または $\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$ の単位で導きだすことができる。したがって、周辺線量当量率は、実効線量率に関連付けることができる。</p>
<p>(81) 実効線量の個人モニタリングは、個人線量当量 $H_p(d)$ で校正された線量計を用いて行われる。本刊行物を作成した ICRP タスクグループ 90 は、$H_p(d)$ に線量係数を含めないことを決定した。$H_p(d)$ は、身体上の特定の点の下の適切な深さ d における軟組織の線量当量として定義される。特定の点とは、通常、個人線量計を着用する位置である。個人用線量計の校正は、入射角 a で一方向放射線に被ばくすることによって行われ、ここで、a は放射線の入射方向と校正ファントムの顔面前部に取り付けられた個人用線量計の基準方向との間の角度である。一般的に、校正は通常の入射放射線、すなわち $\alpha = 0^\circ$ に対して行われる。一方、本刊行物で検討されている環境放射線場では、広いエネルギー分布の光子がさまざまな角度から入射する。基準放射線場および環境放射線を模擬した校正手順の標準化は、国際標準化機構および国際電気標準会議のような国際機関からは推奨されていない。$H_p(10)$ の係数は、モンテカルロシミュレーションによりファントムと環境放射線源を用いて計算することができる。しかしながら、線量計の読み取り値を $H_p(d)$ の線量率係数に関連付ける個人用線量計の校正方法は、環境被ばくにおいては未だ確立されていない。</p>
<p>(82) 2011 年以降、日本では環境放射線場の個人モニタリングが頻繁に行われており、線量計は一方向放射線の照射によって校正されている (Nuclear Regulation Authority Japan, 2013)。この方法で校正された個人用線量計が、環境放射線場における実効線量の評価のための妥当な値を提供するかどうかは、重要な関心事項である。Sato et al. (2017) はこの問題に答えるため、土壌中のさまざまな深さで分布した ^{134}C と ^{137}C の両方からの光子の放出により発生した放射線場における実効線量 $H^*(10)$ と $H_p(10)$ の関係を分析した。この場合、個人線量計は上記の簡略化された被ばく条件下で校正されたものである。彼らの分析は、エリアモニタリングと個人モニタリングの両方が、調査された条件における実効線量の合理的に保守的な推定値を提供すると結論付けた。</p>
<p>6. 単一エネルギー粒子の線量率係数の決定 (ステップ 2)</p>
<p>6.1. 人体形状ファントムにおけるモンテカルロ光子および電子輸送の計算</p>
<p>(83) 前述の汚染された土壌および空気の被ばくジオメトリについて、ステップ 2 の計算は、ステップ 1 の計算からの模擬された放射線場から得られた性別および年齢別の各ファントムにおける臓器等価線量率係数の計算が含まれた。結合円柱上に記録された粒子履歴をファントムに照射する線源として使用し、各ファントムを空気で充填された結合円柱の内側に配置した。</p>
<p>(84) PHITS バージョン 2.66 を用いて、結合円柱の表面から開始する粒子輸送計算を行った (Sato et al., 2013)。原子データライブラリ MCPLIB04 (White, 2003) および EL03 (Adams, 2000) は、それぞれ、光子輸送と電子輸送のために使用された。</p>
<p>(85) ステップ 2 では、結合円柱上に記録された光子場と電子場について考慮した。光子場については、二次電子も輸送された。ステップ 1 とステップ 2 の両方の計算から合わせた相対的不確実性 (すなわち、1 つの標準偏差) は、環境放射線場の計算からの寄与が支配的である場合、環境場の計算から生じるほとんどの臓器と組織で 10%未満であった。</p>
<p>(86) 活性骨髄および骨格骨内膜への等価線量率を求めるための計算方法は付属書 B に記載されている。</p>
<p>(87) 皮膚表面から 50~100 μm 下にあると考えられている皮膚の感受性のある層への吸収線量を評価するために、モンテカルロコード GEANT4 (Agostinelli et al., 2003) と共に、ポリゴンメッシュ (PM) 型の標準ファントムが用いられた。皮膚線量の推定値については、付属書 C に詳しく記載されている。</p>
<p>(88) 臓器等価線量は、平均臓器等価線量率を測定可能な環境放射線の量に正規化して線量率係数の形で評価した。次いで、線量は、測定された地面の汚染レベル (すなわち、表面放射能密度) または空気中の光子線量率に基づいて推定され、それぞれの単一エネルギー線源放射体の放射能密度に対して正規化される。環境中のガンマ線測定は地上 1 m で行われるため、空気中での測定のための正規化された量は、身体の縦軸の位置での地上 1 m での空気カーマおよび周辺線量当量であるように選択された。線源の放射能に対して正規化した地上 1 m における空気カーマと周辺線量当量の値も示す (5.4 節および 6.6 節参照)。これらの係数は、線源の放射能 (すなわち、単位面積当たりまたは単位体積当たりの光子放出) に対する正規化を容易にするために使用される。</p>
<p>(89) 定義されたすべての臓器/組織の臓器等価線量率係数は、実効線量の定義で明示されているすべてのもの</p>

<p>も含め、放射能濃度当たりの等価線量率として示されている。本刊行物は、放射線加重係数 w_R が 1 に等しい光子と電子の環境被ばくに言及しているため、等価線量率係数は、対応する吸収線量率係数の数値と等しい。</p>
<p>(90) 統計学的不確実性による変動を避け、光子と電子エネルギーに応じた臓器等価線量率係数の平滑曲線を得るために、区分的 3 次エルミート関数 (Fritsch and Carlson, 1980) を用いてデータフィッティングを適用した。</p>
<p>(91) それぞれ 0.05 MeV および 0.10 MeV 未満の単一エネルギー光子および電子の線源では、実効線量への寄与が 1%未満であり、先行エネルギーの線量係数の値がゼロである場合、臓器等価線量率係数はゼロに設定されたことに留意されたい。これは、曲線上の非連続性を避けるため、または曲線の滑らかさを改善するために行われた。</p>
<p>(92) 組織加重係数が定義されている臓器と組織の等価線量率係数 (ICRP, 2007)、ならびに残りの組織の基準値は、本刊行物の電子付属書に含まれている。成人男性と女性および小児の標準ファントム別にデータを示している。実効線量率係数の値も電子付属書に含まれている。これらは、ICRP 標準ファントムを用いて基準ジオメトリーで ICRP 方法論に従って計算されているため、ICRP の基準データであるものとしてみなされている。</p>
<p>(93) これらの計算の結果は、<i>Publication 107</i> (ICRP, 2008) (7 章参照) に記載されているとおり、各放射性核種の詳細な光子と電子壊変スペクトルの係数を得ることを目的に、エネルギー内挿によって放射性核種別の線量率係数を導出するために用いられている。</p>
<p>6.2. 土壌汚染の線量率係数</p>
<p>(94) 内臓と組織に与えられる吸収線量は、コンピュータファントムを上記で得られた放射線場に被ばくさせることによって計算される。ステップ 1 で外部ファイルに書き込まれた粒子履歴についての情報に基づき粒子輸送を再開する。年齢と性別毎の標準ファントムでステップ 2 の計算と共通するステップ 1 で求めた環境放射線場を用いることで、計算効率が大幅に向上する。</p>
<p>(95) 図 6.1 の右の図は、ステップ 2 の計算のジオメトリーを示している。ファントムは結合円柱の中に設置され、残りの空間は空気であらされる。模擬ジオメトリーが円柱状に对称であるため、方向の偏りを避けるために、中心軸の周りに円柱の表面で 10 度毎に線源位置を回転させることで、輸送計算は 36 回繰り返される。</p>
<p>(96) 土壌汚染の線量率係数は、25 のエネルギー点に沿って 0.01~8 MeV のエネルギー範囲を持つ、土壌中の光子と電子の単一エネルギー線源の放射能濃度当たりの実効線量率として評価した。係数は、$\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$ で示される。実効線量率は、3.2 節で述べたように、ICRP 成人および小児 (新生児, 1 歳児, 5 歳児, 10 歳児, 15 歳児) の標準コンピュータファントムを用いて計算した臓器等価線量率のデータから評価した。光子のデータは、土壌中に放出された光子について、平面領域にわたり、深さ 0.0, 0.2, 1.0, 2.5, および 4.0 mfp で土壌中に均一に分布した線源について評価した。連続的な線源深さプロファイル (すなわち、平面および体積線源) の線量率係数は、上記のデータを使用して積分することによって得ることができる (8.1.1 項と 8.1.2 項参照)。単一エネルギー電子放出については、空気-地上境界の線源のみを考慮した (すなわち、土壌中の深さで放出された一次電子は考慮しなかった)。しかしながら、土壌中で電子が減速するにつれて生じる光子 (制動放射) は、米国環境保護庁連邦指針レポート No.12 (Eckerman and Ryman, 1993) および 15 (Bellamy et al., 2019) の方法で、Pratt et al. (1977) のスケールリングされた制動放射断面のデータを用いて考慮された。</p>
<p>(97) 各線源の深さについて、結合円柱上に記録された分布から、光子エネルギーに従い 10~2000 万個の光子履歴が開始された。これは、大きな臓器では一般に約 0.5%、小さい臓器では約 1%の分散係数をもたらした。電子照射については、2,000 万~20 億の粒子履歴を追跡した。これは、すべての臓器に一般に約 5%の分散係数をもたらした。なお、これらの分散係数は、ステップ 2 の臓器の等価線量の計算のみに当てはまるものであり、環境放射線場の計算には関連しない。</p>
<p>(98) 光子線源については、5.4 節で述べたように、地上 1 m の空気中で空気カーマと周辺線量当量率の係数も評価した。</p>
<p>(99) 0.0, 0.2, 1.0, 2.5, 4.0 mfp の深さでの光子線源の実効線量率係数を、対応する周辺線量当量率のデータと共に図 6.2~図 6.6 に示す。図 6.7 に、地表面の電子線源の実効線量率係数を示す。また、上記の実効線量に関するデータは、本刊行物の電子付属書にも掲載されている。実効線量に寄与するすべての臓器ならびに残りの組織の等価線量率係数も、年齢および性別の両方に関して集計し、電子付属書にまとめた。</p>
<p>(100) これらの図は、環境中の光子と電子への被ばくに対する実効線量率の年齢依存性を示している。ほとんどのエネルギーとすべてのジオメトリーについて、ファントムが小さいほど (すなわち、年齢が若いほど)、実効線量率係数は大きくなる。0.050 MeV 以下のエネルギーと地表の汚染では、成人ファントムと新生児でより大きな差が観察され、新生児の実効線量は成人のそれより約 6 倍高いことが分かった。また、ほとんどの場合、周辺線量当量率 $H^*(10)$ は実効線量の保守的な近似であることが分かる。新生児ファントムおよび 1 歳児, 5 歳児, 10 歳児のファントムは実効線量率係数が周辺線量当量率 $H^*(10)$ より高いエネルギー 0.01 MeV で例外が観察される。これは、光子エネルギーの減少に対して、空気中の光子の mfp も減少していると考えることによ</p>

<p>て説明できた。したがって、若い年齢の立位のファントムに入射する光子エネルギー平均は、周辺線量当量率が推定される 1 m の高さよりも大きい。さらに、線源深さが増すにつれて、$h^*(10)$がますます保守的になることに留意されたい。これは低エネルギー側にシフトした光子エネルギースペクトルで説明できる。</p>
<p>(101) 図 6.7 は、汚染された土壌の表面に分布する電子線源について、0.07 MeV 以下のエネルギーでは、新生児の実効線量率が 1 歳児のものよりも小さいという、いくつかの不一致を示している。このエネルギー領域では、電子が表皮層の内側で停止し、二次光子および制動放射光子がエネルギーを筋肉領域に伝達する。新生児ファントムの筋肉の線量率係数は 1 歳児のファントムより低いことが分かった。</p>
<p>(102) 図 6.8 は、土壌中の光子の mfp に応じた成人の実効線量率係数の変化を示している。土壌中の線源の物理的な深さは、$g\ cm^{-2}$ で表され、光子エネルギーに応じて mfp で表される深さを変換することによって推定され (8.1.1 項参照)、次に、その物理的な深さにおける実効線量率係数は、区分的 3 次エルミート内挿を用いて、mfp に応じた実効線量率係数のフィッティングされた曲線によって得られる (Fritsch and Carlson, 1980)。</p>
<p>6.3. 空気中サブマージョンの線量率係数</p>
<p>(103) 空気中サブマージョンの被ばくジオメトリーは、均一に汚染された大量の空气中に立つ個人である。個人は、無限面積の汚染されていない平らな表面上に立っていると仮定する。サブマージョン線量計算の線源は、空気-土壌境界で土壌の上に立っている人体ファントムを囲む、均一に分布した単一エネルギー光子と電子放射体を含む半無限雲である。図 5.5 の右側の図は臓器等価線量計算のための照射ジオメトリーを示している。</p>
<p>(104) 各ファントムにおける臓器等価線量率係数は、外部 ASCII ファイルに記録された環境中の光子と電子のデータを用いて計算される。電子線源の場合、電子は結合円柱の表面から始まるだけでなく、汚染された空気を満たされた円柱の体積内からも始まることに留意すべきである。円柱表面線源と円柱体積線源の輸送計算は別々に行われた。</p>
<p>(105) 大気中に均一に分布した単一エネルギー線源の実効線量率係数を、光子エネルギーと電子エネルギーに応じて、それぞれ図 6.9 と図 6.10 に示す。全体として、25 の線源エネルギーを 0.01~8 MeV から選択した。線量率係数の単位は $nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^3$ である。図 6.9 は $h^*(10)$ も示しており、0.015 MeV を超えると、保守的な手法が維持されることを実証している (すなわち、考慮されるすべてのファントムで周辺線量当量の実効線量よりも高い)。実効線量、周辺線量当量、および空気カーマ率係数の表は、電子付属書に記載されている。さらに、電子付属書では、男女および検討されたすべての年齢の臓器等価線量率係数の補足データも含まれている。</p>
<p>(106) 係数の年齢依存性については、概して、より若く小さい標準ファントムにおける内臓の身体の遮蔽の量が少ないため、ファントムの体重が小さいほど、臓器および実効線量が高くなることが観察された。成人と新生児の実効線量の差異は、0.06 MeV の光子エネルギーを超えると 50% 以下であるが、0.03 MeV を下回ると最大 160% となる。</p>
<p>(107) 図 6.10 に示すように、0.05 MeV 未満の電子線源とエネルギーでは、成人の実効線量率係数は新生児のそれよりも高い。このエネルギー領域では、実効線量に主に寄与するのが乳房の線量であり、成人の乳房領域の体積が新生児の乳房体積と比較して大きいために成人の乳房線量は新生児よりも高い。</p>
<p>(108) 図 6.11 は、単一エネルギー電子に対する 10 歳児の実効線量率を、皮膚の等価線量率に $w_T = 0.01$ の組織加重係数 w_T を乗じた値、乳房の等価線量率に $w_T = 0.12$ を乗じた値、生殖腺の等価線量率に $w_T = 0.08$ を乗じた値とともに示している。皮膚の等価線量は、皮膚表面下 50~100 μm であると考えられている、表皮の放射線感受性部位における線量を評価するために、PM 型ファントムを用いて計算されていることに留意されたい (付属書 C を参照)。0.06 MeV までは、空気中サブマージョンジオメトリーにおける電子線源について、乳房の線量が実効線量に対し主に寄与していることが分かる。0.07 MeV~1 MeV では、電子が皮膚表面下の放射線感受性部位に到達できるため、皮膚線量が支配的になる。1 MeV を超えると乳房線量が支配的になり、このエネルギー領域では、電子は部分的なエネルギー付与を伴って表皮を透過する。</p>
<p>6.4 水中イマージョンの線量率係数</p>
<p>(109) 水中イマージョンの線量率係数は、個人が無限体積の均一に汚染された水に完全に浸かっていると仮定して計算した。水中の光子への被ばくでは、水と識別される物質の体外のファントムマトリクスの中を透過する。球状ジオメトリー全体がサンプリングされる。</p>
<p>(110) 水中イマージョンジオメトリーにおける電子線源からの臓器等価線量は、体表近傍の水から放出される一次電子と、水中の電子相互作用によって生成される制動放射光子が寄与する。</p>
<p>(111) 0.01~8 MeV の範囲の光子および電子の 25 の単一エネルギー線源、ならびにすべての男性と女性の成人および小児ファントムについて計算を行った。図 6.12 と図 6.13 は、それぞれ、水中に均一に分布した光子と電子線源の評価された実効線量率係数を、粒子エネルギーに応じて示している。データは $nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^3$ で示している。</p>
<p>(112) 実効線量率係数の年齢依存性は、汚染された空気中のサブマージョンの場合と類似しており、新生児の実効線量は 0.015 MeV の光子エネルギーに対して成人より最大 190% 高かった。</p>

(113) 図 6.14 は、皮膚、乳房、生殖腺の等価線量にそれぞれ 0.01, 0.12, 0.08 の組織加重係数を乗じた、単一エネルギー電子に対する 10 歳児の実効線量率を示している。皮膚等価線量は、皮膚表面から 50~100 μm 下にあると考えられる表皮の放射線感受性部位での線量を評価するために、PM 型ファントムを用いて計算された (付属書 C を参照)。約 0.07 MeV を超えると、皮膚への線量が水中イマージョンおよび電子被ばくの実効線量に主に寄与し、一方、このエネルギー未満および約 1 MeV を超えると、乳房からの寄与が最も高いことが分かる。

6.5. 計算の検証 (スポットチェック)

(114) 最も一般的な被ばくシナリオを代表するとして選択された被ばく状況に特有の環境放射線場は、モンテカルロコード PHITS (4 章を参照) を用いて、日本原子力研究開発機構 (JAEA) の Daiki Satoh が計算した。すべてのジオメトリー、粒子、およびファントムの臓器等価線量の計算も、Satoh が PHITS を用いて行った (前章を参照)。皮膚の線量評価については、Yeon Soo Yeom (Hanyang University) が GEANT4 およびファントムのメッシュ型を用いて、別途計算を行った (皮膚の線量評価については付属書 C 参照)。本刊行物で表に示した基準係数は、平滑化および最小二乗多項式フィッティングの後に、上記のデータによって評価された。

(115) 品質保証のため、タスクグループ 90 の異なるメンバーが、同じ環境放射線場と同じ標準コンピュータファントム、異なる放射線輸送コードを使用して、いくつかの臓器等価線量データセットを再計算した。使用したモンテカルロコードは、GEANT4 (Y.S. Yeom, Hanyang University), EGSnrc (H. Schlattl, Helmholtz Zentrum München (HMGU)), MCNPX (S.J. Yoo, Korean Institute of Nuclear Safety (KINS)), MCNP6 (J. Jansen, Public Health England (PHE)), MCNPX (C. Lee, National Cancer Institute (NCI)), および Visible Monte Carlo (VMC) (J. Hunt, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD)) であった。本節では、スポットチェックのために行われたモンテカルロ計算について簡単に述べる。

6.5.1. GEANT4 (ユーザー : Hanyang University)

(116) GEANT4 コードは、汎用モンテカルロコードであり、ソフトウェアエンジニアリングおよびオブジェクト指向技術を利用して C++ プログラミング言語で開発された (Agostinelli et al., 2003)。GEANT4 は、1998 年に初めて公開されて以来、さまざまな国際研究グループの GEANT4 連携により、改善と維持がなされてきた (<http://geant4.cern.ch/>)。GEANT4 コードは、100 eV~10 TeV、またはいくつかの粒子については 10 PeV までの広いエネルギー範囲を対象とし、多くの粒子を模擬することができる (Allison et al., 2016)。これは、線量評価、医療用途、宇宙科学、および加速器物理を含むさまざまな用途で広く使用されている。

(117) 土壌汚染、光子、および電子線源の臓器等価線量率係数を検証するスポットチェックのため、本刊行物の計算では GEANT4 バージョン 10.2 を使用した。標準ボクセルファントムは、GEANT4 クラスの中で、ボクセル型ジオメトリーの実行のための最良の特徴を提供する G4VNestedParameterisation クラスを使用して、GEANT4 コードにおいて実行された (Schümann et al., 2012)。光子と電子の模擬には、EPDL97 (Cullen et al., 1997), EEDL (Perkins et al., 1991), および EADL (Perkins et al., 1997) を含む、G4EmlivermorePhysics の物理学ライブラリを用いた。正確なシミュレーションのために、すべての媒体中のすべての粒子の二次生成の切断値を 1 μm の範囲に設定した。

(118) 土壌汚染の一部の例における単一エネルギー光子と電子 (0.03~3 MeV) の臓器等価線量率係数は、計算手法のステップ 1 で得られた位相空間線源データを用いて直接計算した (5.1 節参照)。計算中、線源データから、1 つの粒子を無作為に選択し、その位置と方向を、z 軸 (すなわち、結合円柱の中心軸) 上の 0~360° の間で無作為に選択した角度で回転させた。この方法は、照射ジオメトリーが円柱対称であることを考慮して、線源データ中の与えられた個数の粒子における望ましくない方向バイアスを避けることができる。

(119) 光子については、計算された臓器等価線量の相対的な統計上の不確実性は、一般に、より大きな臓器では 1% 未満であり、より小さな臓器では 4% 未満であった。0.2 MeV を超える電子では、不確実性は、一般に、より大きな臓器では 2% 未満であり、より小さな臓器では 10% 未満であったが、低エネルギーの電子では、不確実性がすべて 0.1% 以下であった皮膚線量を除いて、計算された臓器等価線量のほとんどに大きな統計学的不確実性があった。

6.5.2. MCNP6 (ユーザー : PHE)

(120) モンテカルロ N 粒子コードシステム MCNP (米国ニューメキシコ州ロスアラモス、ロスアラモス国立研究所) バージョン 6.1 (Pelowitz, 2013a, b) は、Fortran 90 コード形式で使用されている。2014 年 9 月 22 日の MCNP フォーラムに関する Michael Lorne Fensin の報告書によると、線源コードにパッチが当てられており、格子内でのボクセルサンプリングが容易になっている。さらに、Fortran 90 線源ルーチンが挿入されて、環境放射線場を記述する線源ファイルの読み込みを可能にしている。この線源ルーチンは、最初に線源ファイル全体を読み込み、その後のファイル読み込み中に (無作為に) サンプリングされた角度にわたって線源回転を適用する。Fortran 90 コードは、Intel Fortran コンパイラ (米国カリフォルニア州サンタクララ Intel Corp.) でコンパイルされている。品質管理のために、実行可能ファイルを検証サンプルでテストし、差異を検証し、記

録し、ロスアラモス国立研究所に送付した。
(121) 使用した断面ライブラリは、光子についてはMCPLIB04、電子についてはEL03であり、いずれもMCNP6の初期設定であった。活性骨髄および骨内膜以外のすべての臓器ならびに光子被ばくについて、臓器等価線量は、電子輸送が1 MeV以上の光子エネルギーに対して行われる空气中サブマージョンを除いて、電子平衡を仮定して電子輸送なしで計算される。すべての臓器について、タリー6 飛程長加熱数値評価法（すなわち、内部計算されたフルエンス対線量関数を用いる飛程長評価法）が吸収線量を導出するために使用される。その例外は光子被ばくの活性骨髄と骨内膜の吸収線量率係数の計算であり、この場合、線量増強因子は、電子平衡の欠如を補うために使用され、タリー4 飛程長評価法は、フルエンス対線量応答関数によって修正される（付属書Bを参照）。確認のための計算は、空气中サブマージョン、水中イマージョン、光子と電子線源、およびすべてのICRP標準小児ファントムについて行った。
6.5.3. MCNPX (ユーザー : KINS)
(122) モンテカルロ粒子輸送コードMCNPX 2.7.0 (Pelowitz, 2011) と、断面ライブラリMCPLIB04 およびEL03 を共に使用して、空气中サブマージョンおよび水中イマージョンの被ばく状況における光子の特定エネルギーの単位線源強度によるICRP成人および小児標準ファントムの臓器への吸収線量を計算した。特定の光子エネルギーについては、0.01~10 MeVの範囲で25のエネルギービンが用いられる。臓器と組織の吸収線量は、MCNPXコードにおけるF6タリーを適用することによって計算した。輸送計算は、単純化された計算モデルによって決定された、距離の集束内の線源体積について行った (Yoo et al., 2013a, b)。
(123) 小さな臓器（例えば、胸腺およびリンパ節）における不十分な統計を解決するために、身体に入る光子のエネルギースペクトルが数 mfp を超えるジオメトリ範囲では有意に変化しないと仮定することによって、「等価線量比法」(Yoo et al., 2013a) が適用された。小さな臓器の吸収線量に対する筋肉（基準臓器）が受けた線量の比率を、半径 50 m（基準距離）で、それぞれのエネルギービンについて計算した。これらの比率の偏差が10%以内であり、空気容積の半径が変化することを確認した後、小さい臓器への線量を得るためのこれらの比率が用いられた。
(124) 確認のための計算は、空气中サブマージョンと水中イマージョン、光子ビーム、およびすべてのICRP標準小児ファントムについて行った。
6.5.4. MCNPX (ユーザー : NCI)
(125) NC での臓器等価線量係数の計算の検証には、モンテカルロ N-Particle eXtended (MCNPX) バージョン 2.7.0 (Pelowitz, 2011) が用いられた。検証は、0.01~5 MeVの範囲の13の光子エネルギービンについて、0.0 mfpの深さ（すなわち、表面汚染）の土壤汚染に焦点を当てた。新生児および15歳児のICRP小児ファントムが検証プロセスに含まれた。臓器等価線量率係数は30以上の臓器と組織について計算し、PHITSコードのデータとの対比のためにJAEAに送付した。
(126) JAEAがPHITSを用いて計算した土壤汚染に関する線源データは、「位相空間データ」と呼ばれ、NCIに送付された。MCNPXは、Surface Source Write/Read (SSW/SSR) ルーチンを介して外部線源の定義を書き込み、読み取るため、PHITSの線源データはMCNPXとは直接互換性がなかった。ASCII形式のPHITSの線源データを、MCNPXにおけるSSWルーチンの記述にしたがって、内部スクリプトを用いてバイナリー形式に変換した。
(127) 検証プロセスにおいて、断面ライブラリのMCPLIB04とEL03を光子と電子に対してそれぞれ採用した。許容可能な統計学的誤差を達成するために、合計5億個の粒子履歴を使用した。エネルギーカットオフの初期値(0.001 MeV)を、光子および電子輸送の両方に使用した。臓器と組織への吸収線量は、F8エネルギー沈着タリーを用いて計算した。多数のモンテカルロ計算を行うため、NCIで設置されている高性能コンピューターサーバが利用された。
6.5.5. EGSnrc (ユーザー : HMGU)
(128) 光子の臓器等価線量係数の計算には、Electron Gamma ShowerコードシステムEGSnrcバージョンv4-2-3-1 (Kawrakow et al., 2009) を採用した、臓器等価線量の計算のために特別に開発されたコード (Schlattl et al., 2012) が使用されてきた。EGSnrcは、カナダ国立研究評議会(NRC)によって維持されているEGS4 (Nelson et al., 1985) の拡張と改良がなされたバージョンである。本研究で行ったシミュレーションは0.01~8 MeVのエネルギー範囲の光子に対してのみ行ったが、光子と電子の輸送は数 keV から数百 GeV までの粒子運動エネルギーに対して模擬することが可能である。
(129) 光子輸送については、K, L, M殻からの結合コンプトン散乱と二次光電子をすべてのエネルギーに対して考察した。両方の場合において、結果として生じる蛍光またはオージェ電子とコスタ・クロニッヒ電子が追跡される。光子断面の入力データは、XCOMデータベースのものと一致する (Berger and Hubbell, 1987)。
(130) 本刊行物で行われた計算では、光子エネルギーが2 keV未滿に低下すると、光子輸送は終了する。二次電子はその運動エネルギーが20 keV未滿に落ちるまで追跡される。

(131) 追跡した履歴数は、0.01 MeV での 4 億 5000 万から 8 MeV での 1 億までの間で変動し、その結果、ほとんどの臓器に対する分散係数が 1%以下となり、例外の場合（例えば、胆嚢に対する低エネルギー）のみ 4%にまで達した。
(132) 回転対称性を仮定することによって、結合円柱の位相空間線源データは、離散確率密度関数 $\phi(E, h, \sin \vartheta)$ に変換され、ここで、 E は粒子エネルギーであり、 h は円柱上のその線源位置であり、 ϑ は水平面に対するその方向を表す。円柱の蓋では、確率密度関数は $\phi(E, \sin \vartheta)$ であった。
(133) EGSnrc ユーザーコードにおける線源サンプリングは、確率密度関数から得られた累積密度関数によって実行され、回転対称を実行した。
(134) 確認のための計算は、空気中サブマージョンと地面の汚染、光子ビーム、および ICRP 成人標準ファントムについて行った。
6.5.6. 可視モンテカルロ（ユーザー：IRD）
(135) 可視モンテカルロ（VMC）（ <i>Hunt et al., 2004</i> ）は、1994 年から現在まで、 <i>Instituto to Radioproteção e Dosimetria</i> で開発されている。VMC は、光子、電子、 α 粒子、および陽子を、ボクセルおよび一般的なジオメトリの構造を通して輸送する。低 Z 物質では制動放射線の生成と輸送は考慮されていない。スポットチェック計算のために考慮された光子エネルギー範囲は 0.03~3 MeV であった。VMC には、模擬されたジオメトリのすべての側面、ならびに環境およびファントムとの光子相互作用を示す広範な画像インターフェースというメリットがある。
(136) 2016 年 3 月バージョンの VMC は、水の汚染の臓器等価線量係数と成人ファントムを確認するためのスポットチェック計算に使用された。使用した断面ライブラリは、 <i>NIST XCOM</i> データベース（ <i>Berger and Hubbell, 1987</i> ）であり、各光子エネルギーについて考慮した水球の大きさは、水中の 10^8 個の光子の輸送のシミュレーションにより移動した最長距離に基づいた。光子輸送は、光子が光電効果を受けると終了する。計算された臓器等価線量の統計的不確実性は、より大きな臓器では 1%未満であり、より小さな臓器では 5%未満であると推定された。
6.5.7. 別コードで計算した線量率係数の比較および他の研究との比較
(137) 図 6.15 は、異なる計算機とコードによって推定された、さまざまな年齢ファントムにおける単一エネルギー光子の実効線量と地表面の面線源（左）と空気中サブマージョン（右）を示している。図から分かるように、さまざまなモンテカルロコードによる計算された線量率係数は、10%以内で一致し、ほとんどの場合が 4%未満である。また、米国連邦指針レポート No.15（ <i>Bellamy et al., 2019</i> ）に示されているとおり、実効線量の値も示されている。後者のデータは、ICRP 標準個人の様式化された両性具有のモデルを用いて、 <i>Bellamy et al.</i> によって推定された環境放射線場のデータについて得られたことに留意されたい（ <i>Cristy and Eckerman, 1987; Han et al., 2006</i> ）。
(138) 図 6.16 は、PHITS および GEANT4 コードによって計算された、男性成人ファントムの単一エネルギー電子を放出する地面の面線源の臓器等価線量率の選択された値を示す。6.1 節で述べたように、実効線量の寄与が 1%以下の値は 0 に設定されていることが分かる。図 6.17 は、単一エネルギー光子を放出する地面の面線源について、MCNPX と PHITS コードで計算された、15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率と光子を示している。同様に、図 6.18 と図 6.19 は、それぞれ、空気中サブマージョンおよび水中イマージョンの臓器等価線量率係数と光子を示す。
6.6. モニタリングに係る線量率係数-空気カーマと周辺線量当量率
(139) 標準成人および標準新生児、1 歳児、5 歳児、10 歳児、および 15 歳児のファントム、ならびに空気カーマについて、周辺線量当量率を実効線量率と比較した（図 6.2~図 6.6 および図 6.9 を参照）。周辺線量当量は、地表面の上と地中の面線源、ならびに放射性雲におけるサブマージョンおよび 0.020 MeV を超えるエネルギーについて、年齢に依存せず、実効線量を十分に過大評価することを示した。前述したように、0.01 MeV のエネルギーでの土壌汚染では逆の傾向が観察された。0.0, 0.2, 1.0 mfp の土壌深度で、ならびに新生児、1 歳児、5 歳児、10 歳児のファントムでは、実効線量率係数が周辺線量当量率 $h^*(10)$ よりも高く、同様に新生児と 1 歳児のファントムでは、2.5 mfp と 4.0 mfp の土壌深度でも同様であった。空気カーマと実効線量との差異は、周辺線量当量と実効線量との差よりも小さいことが分かった。例えば、空気カーマは、調査された環境被ばくに対する実効線量により近い近似である。
(140) 以前の研究では、 <i>Saito and Petoussi-Henss (2014)</i> は、地中に指数関数的に分布する線源の放射性核種濃度に周辺線量当量率を関連付ける線量係数を報告した。著者らは、2011 年の福島第一事故後に、放射性 ^{137}Cs , ^{134}Cs , ^{131}I , $^{110\text{m}}\text{Ag}$, $^{129\text{m}}\text{Te}$ で汚染された日本の数百か所で測定された比率と、シミュレーションにより得られた周辺線量当量に対する空気カーマの比率を比較した。すべての場合において、結果はよく一致していた。
(141) 図 6.20 と図 6.21 は、土壌のさまざまな深さでの面線源について、地上 1 m の周辺線量当量率および空気カーマ率をそれぞれ示す。いずれも線源の土壌における深さに強く依存し、深さが増加するにつれて、土壌

の遮蔽作用のために周辺線量当量率と空気カーマ率の両方が減少することが分かる。0.2 mfp の深さにおける周辺線量当量率は、0.0 mfp におけるその約 30~70%である。1.0 mfp では、周辺線量当量率係数の減少はより顕著であり、周辺線量当量は表面汚染の場合の係数より 80%少ない。

6.7. ICRU が提案した外部放射線の新しい実用量との比較

(142) 本刊行物の編集時に使用される外部被ばくの実用量は、1980 年代に定義され、世界中で法定計量に実装されている。それにもかかわらず、既存の体系は、特に、非常に高いエネルギーおよび非常に低いエネルギーの粒子を含む場への適用において、いくつかの制限がある (Bartlett and Dietze, 2010; Endo, 2016)。

(143) ICRU Report Committee 26 (ICRU, 2020) は、実用量の根拠を検討し、防護量に基づく係数を用いた実用量の再定義を勧告している (Endo, 2016)。そこで、着目点における粒子フルエンス (放射測定量) の値に防護量への換算係数の値を乗じて、新たな量を定義することを検討した。この手法は、防護量の換算係数の基準値が利用可能であるため正当化される (ICRP, 2010)。この変更によって、防護量と実用量の線質 (放射線加重係数対線質係数) に、異なるファントム (人体形状ファントム対 ICRU 球またはスラブ) や異なる形態の線量加重が使われることを避けることができる。

(144) 提案された定義では、放射線場のある点における周辺線量 H^* は、その点における粒子フルエンス Φ と換算係数 $h^*_{E_{max},i}$ との積として定義され、粒子フルエンスを実効線量の最大値 E_{max} に関連付ける。換算係数は、360°回転方向、完全な等方照射、上半球半等方照射、および下半球半等方照射場について、前方-後方、後方-前方、左側方、および右側方軸に沿った照射ジオメトリーで入射する放射線場の理想化された幅広い水平ビームの、ICRP 成人標準ファントム (ICRP, 2009) の全身の被ばくについて計算される。

(145) 周辺線量係数は $h^*_{E_{max},i}(E_p) = E_{max,i}(E_p)/\Phi(E_p)$ によって与えられ、ここでフルエンス値は、運動エネルギー E_p をもつ着目点における粒子タイプ i に対するものである。タイプ i の粒子については以下で示される。

$$H_i^* = \int h^*_{E_{max},i}(E_p) \frac{d\Phi_i(E_p)}{dE_p} dE_p \quad (6.1)$$

ここで、 $d\Phi_i(E_p)/dE_p$ は、約 E_p の区間 dE_p における運動エネルギーを持つその着目点での粒子のフルエンスである。すべての寄与粒子タイプ i の合計が量 H^* である：

$$H^* = \sum H_i^* \quad (6.2)$$

周辺線量の単位は $J kg^{-1}$ である。周辺線量の単位の特別な名称は、シーベルト (Sv) である。

(146) 図 6.22 は、異なる土壌の深さについて、光子エネルギーに応じた周辺線量 (率) を示したものである。一般に、周辺線量率の値は、周辺線量当量率の値よりも低く、0.015~0.07 MeV 未満のエネルギーで差がより顕著であることが分かる。しかしながら、周辺線量率はこのタイプの放射線場の実効線量を良く推定できるものとしても示されている。

7. 放射性核種の等価線量率および実効線量率の係数 (ステップ 3)

7.1 臓器と組織の等価線量率の係数

(147) 単一エネルギー光子および電子について評価された臓器吸収線量率係数、ならびに *Publication 107* (ICRP, 2008) に含まれる核壊変データに基づいて、組織 T 、被ばくモード S 、および放射性核種 N について、放射性核種ごとの等価線量率係数 $h_T^{S,N}$ を以下の式を用いて計算した。

$$h_T^{S,N} = \sum_R w_R \left[\sum_i Y_{R,i}^N(E_i^N) d_{T,R}^S(E_i^N) + \int_0^\infty Y_R^N(E^N) d_{T,R}^S(E^N) dE \right] \quad (7.1)$$

ここで、 R は放射線タイプであり、 w_R は放射線タイプ R の放射線加重係数である。大括弧外の総和は、放射性核種 N から放出される放射線 (すなわち、光子と電子) の範囲を意味する。 $Y_{R,i}^N$ は放射性核種の核壊変によって放出される離散エネルギー E_i^N を持つタイプ R の i 番目の放射線の収率であり、 $d_{T,R}^S(E_i^N)$ は、6 章に記載されるとおり、組織 T 、放射線タイプ R 、および被ばくモード S のエネルギー E_i^N における臓器吸収線量率係数である。大括弧内の第 1 項は、核壊変によって離散エネルギーを持つ放出されたすべての放射線を合計する。第 2 項の積分における $Y_R^N(E^N)$ と $d_{T,R}^S(E^N)$ は、それぞれ、 β 放出の連続エネルギースペクトル内のエネルギー E^N における、収率と吸収線量率係数である。

(148) 吸収線量の内挿は、区分的 3 次エルミート関数を用いて対数線形空間で行った (Fritsch and Carlson, 1980)。モンテカルロ計算で得られた単一エネルギー放射線の係数は 0.01 MeV 以上の光子と電子のみを扱っていたので、0.01 MeV 以下のエネルギーでの値はゼロに設定される。

(149) 放射性核種別の臓器等価線量率係数は、土壌、空気および水の中に分布する *Publication 107* (ICRP, 2008) でまとめられた 97 元素の 1252 種の放射性核種について評価され、当該刊行物の電子付属書に表形式で示されている。そこに提供される線量率係数は、示された放射性核種のみについて計算され、子孫核種からの放射線

が含まれないことに留意されたい。また、放射性核種の核変換の要約は電子付属書 (ICRP, 2008) に記載されている。

7.2. 実効線量率の係数

(150) *Publication 103* (ICRP, 2007) の実効線量の定義によれば、その計算には、男性と女性のファントムの臓器等価線量を用いた。放射性核種別の実効線量率係数は、上述の放射性核種別の臓器等価線量率係数から導出された。被ばくモード S および放射性核種 N の実効線量率係数 $e^{S,N}$ は、以下のように計算された。

$$e^{S,N} = \sum_T w_T \left[\frac{\dot{h}_T^{S,N,M} + \dot{h}_T^{S,N,F}}{2} \right] \quad (7.2)$$

ここで、 w_T は組織加重係数であり、 $\dot{h}_T^{S,N,M}$ と $\dot{h}_T^{S,N,F}$ は、それぞれ、男性および女性の被ばくモード S における放射性核種 N の組織 T の等価線量率係数である。(7.2) の式は、各基準年齢に適用することができる。

(151) 表 A.1 (付属書 A) は、考慮された成人と小児の年齢の実効線量率、および土壌 0.5g cm^{-2} の深さの面線源 (8.1.1 項を参照) と選択されたいくつかの放射性核種について、周辺線量当量と空気カーマ率係数 (7.3 節を参照) を示す。同様に、表 A.2 は、すべての年齢についての実効線量率、ならびに大気中に均一に分布する選択された放射性核種 (空気中サブマージョン) の周辺線量当量および空気カーマ率係数を示す。表 A.3 は、すべての年齢および水中イマージョンについての実効線量率を示す。すべての放射性核種についての表は、電子付属書に記載されている。

7.3. 空気カーマと周辺線量当量率の係数

(152) 5.4 節および 6.6 節に記載されている得られた単一エネルギー係数および *Publication 107* の壊変データ (ICRP, 2008) を用いて、土壌汚染および空気中サブマージョンジオメトリーにおける光子線源について、放射性核種別の空気カーマ率の係数 $k_a^{S,N}$ と周辺線量当量率 $h^*(10)^{S,N}$ を評価した。

$$k_a^{S,N} = \sum_i Y_{\text{photon},i}^N(E_i^N) k_a^S(E_i^N) \quad (7.3)$$

$$h^*(10)^{S,N} = \sum_i Y_{\text{photon},i}^N(E_i^N) h^*(10)^S(E_i^N) \quad (7.4)$$

ここで、 $Y_{\text{photon},i}^N$ は、エネルギー E_i^N をもつ核種 N の核壊変から放出される i 番目の光子の収率であり、 k_a^S と $h^*(10)^S$ は、 E_i^N のエネルギーにおける空気カーマと周辺線量当量率係数を示す。

(153) $k_a^S(E_i^N)$ と $h^*(10)^S(E_i^N)$ の値は、対数線形空間における区分的 3 次エルミート関数内挿による単一エネルギーの光子線源のデータから求めた。Eckerman and Ryman (1993) および Bellamy et al. (2019) によれば、Pratt et al. (1977) のスケーリングされた制動放射断面データを用いて、土壌汚染と空気中サブマージョンにおける、土壌または空気中の電子相互作用によって生成された制動放射光子の寄与もそれぞれ考慮されていることに留意されたい。

(154) 土壌汚染と空気中サブマージョンに関する放射性核種別の空気カーマおよび周辺線量当量率係数は、放射性核種別の実効線量率のデータとともに、電子付属書の「土壌汚染」および「空気中サブマージョン」のフォルダに記載されている。

8. 線量率係数の適用

8.1 土壌中の放射性核種のさまざまな深さプロファイルに対する線量率係数の適用

8.1.1. 特定の深さにおける面線源

(155) 5.1 節で述べたように、土壌汚染の線量率係数は、土壌中の光子の mfp (すなわち、0.0, 0.2, 1.0, 2.5, 4.0 mfp) で表される 5 つの線源の深さにおける面線源のモンテカルロシミュレーションで評価した。線源の深さは、単位面積当たりの質量 (g cm^{-2}) として表すことができ、これは、吸収率が質量の厚さにも依存するため、土壌密度とは無関係である。光子の mfp は光子エネルギーに依存する。例えば、 3.0g cm^{-2} という特定の線源の深さは、土壌中の 0.01, 0.1, および 2.0MeV の光子のそれぞれ 72.3, 0.54, および 0.14 mfp に相当する。特定の深さ (g cm^{-2}) で面線源から放出された単一エネルギー光子の線量率係数は、区分的 3 次エルミート関数 (Fritsch and Carlson, 1980) を用いて、対応する mfp のデータから再構築することができる。線量率係数は、単一エネルギー光子に対して 0.0, 0.5, 3.0, および 10.0g cm^{-2} の特定の深さの面線源について推定されており、電子付属書に記載されている。核種別の臓器の等価線量率係数と実効線量率係数は、Eckerman and Ryman (1993) および Bellamy et al. (2019) のとおり、Pratt et al. (1977) のスケーリングされた制動放射断面データを用いて、光子の線量寄与だけでなく、地表面上の電子放射体からの電子の寄与 (もしあれば)、および土壌中の電子相互作用によって生成された制動放射光子の寄与も考慮することによって評価された。

(156) 0.5g cm^{-2} という深さは、表面の粗さと、降水後の初期の移動を表すと考えられる。これは、移動後の最初の数年における地中の放射性核種の沈着を模擬している (ICRU, 1994)。この線源の深さは、Saito et al. (1990)

および Petoussi et al. (1991) による以前の研究, ならびに Petoussi-Henss et al. (2012), Yoo et al. (2013a), Bellamy et al. (2019) による最近の研究と一致する。 $^{137}\text{Cs}/^{137\text{m}}\text{Ba}$ 線源が、 0.5g cm^{-2} の深さで面線源として分布している場合、空気中の空気カーマは、純粋に地面の表面の面線源 (UNSCEAR, 2016) と比較して 0.67 割減少することが示されている。密度が 1.0g m^{-3} の土壌の 0.5g cm^{-2} の深さでの面線源は、密度が 1.6g m^{-3} の土壌 3mm での面線源に等しいことに留意すべきである。深さ 3g cm^{-2} は放射性セシウムの典型的な沈着の深さで、 10.0g cm^{-2} は、セシウムが観測された最大のおおよその深さである。表 A.1 に、一部の選択された放射性核種について、深さ 0.5g cm^{-2} の実効線量率係数を示す。考慮されるすべての特定の深さおよびすべての放射性核種の臓器線量率係数および実効線量率係数の表は、電子付属書に記載されている。

8.1.2. 体積線源

(157) 福島周辺の測定 (Matsuda et al., 2015) では、陸上生態系による土壌中の放射性核種の深さプロファイルが時間とともに変化することが明らかになった。深さプロファイルごとに線量率係数を計算することは実用的ではないため、任意の深さプロファイルの体積線源の線量率係数を求める手法を提案した。なお、体積線源の深さプロファイルは土壌中の深さに沿った放射能濃度の垂直分布を示しているが、水平分布は均一であると仮定されている。

(158) 任意の深さプロファイルの体積線源の線量率係数は、 g cm^{-2} で示される深さでの面線源のデータ、および Satoh et al. (2015, 2017) によって説明された加重積分法を用いて得ることができる。加重積分法は、 g cm^{-2} で表される深さ ζ に沿って分布する放射能濃度について重み付け $w(\zeta)$ された土壌中の深さプロファイルの説明するもので、どの深さプロファイル (例えば、指数関数、ガウス関数、または均一) にも適用可能である。なお、 $w(\zeta)$ は、放射能濃度の深さプロファイルを、体積線源の総放射能に対する ζ の深さにおける放射能の相対的な値として表す。

(159) 体積線源の係数 \hat{h}_v は、次のように計算される。

$$\hat{h}_v = \frac{1}{W} \int_{\zeta_1}^{\zeta_2} \hat{h}_p(\zeta) w(\zeta) d\zeta \quad (8.1)$$

$$W = \int_{\zeta_1}^{\zeta_2} w(\zeta) d\zeta$$

ここで、 $\hat{h}_p(\zeta)$ は深さ ζ に位置する面線源の線量率係数であり、 ζ_1 と ζ_2 はそれぞれ土壌の体積線源の最低深度と最大深度であり、 W はその深さプロファイルの合計加重である。

(160) Matsuda et al. (2015) は、2011年の福島第一事故後に福島地域で観察された土壌中の放射性セシウムの深さプロファイルについて、次のような加重 $w(\zeta)$ の式を用いて指数関数にフィットすることを報告した。

$$w(\zeta) = \alpha \exp\left(-\frac{\zeta}{\beta}\right) \quad (8.2)$$

ここで、因数 α は地表面での重みを示し、パラメータ β は単位面積当たりの緩和質量である。 β の大きさは、土壌中への放射性核種の浸透の指標であり、大きな β の値はより深い浸透を示す。単位面積当たりの重量緩和の単位は g cm^{-2} である。

(161) 指数プロファイルで分布した体積線源の加重積分を、 $1\mu\text{m}$ 幅の細長い小片をもつ台形公式を用いて計算した。 ζ_1 と ζ_2 の値をそれぞれ 0.0g cm^{-2} と 100g cm^{-2} に設定し、量 $\hat{h}_p(\zeta)$ を、面線源の線量率係数に対する区分的3次エルミート内挿を用いて求めた。内挿の精度を高めるために、深さ $0.5, 3.0, 10.0\text{g cm}^{-2}$ 、ならびに追加で $1.0, 2.0, 5.0, 7.5, 12, 15, 20, 25, 30, 40, 50, 75, 100\text{g cm}^{-2}$ という特定の深さについて、線量率係数を評価した。

(162) 加重積分法の有効性を調べるために、Satoh et al. (2015) は $\beta 1.0$ の $^{137}\text{Cs}/^{137\text{m}}\text{Ba}$ の指数関数的に分布した体積線源を PHITS コードに取り込み、エネルギースペクトルと実効線量率を直接計算した。再構築した体積線源はモンテカルロ法で直接計算した線源と良く近似することが分かった。

(163) 単位面積当たりの重量緩和がそれぞれ $\beta=0.5, 1.0, 2.5, 5.0, 10.0, 20.0, 50.0, 100.0\text{g cm}^{-2}$ の指数関数的プロファイルで分布した単一エネルギーの体積光子線源について、年齢ごとに実効線量率係数を評価し、それぞれの周辺線量当量、空気カーマ、および (性別と年齢に依存する) 臓器線量率係数と共に電子付属書に記載している。上記の β の値の選択は、他のプロファイルに対する評価が要求される場合、内挿に有用なグリッドを提供する。これらの指数関数的線源に対する核種別の臓器等価線量率係数と実効線量率係数は、光子、および (もしあれば) 地表上の電子放射体からの電子ならびに土壌中の電子相互作用によって生成された

制動放射光子を考慮することによって評価した (Eckerman and Ryman, 1993; Bellamy et al., 2019)。これらの指数関数的体積線源の核種別のすべての臓器等価線量率，実効線量率，周辺線量当量率，および空気カーマ率係数は，電子付属書に記載されている。

8.2. 放射性核種壊変系列

(164) 本刊行物において，外部線量率係数は，*Publication 107* (ICRP, 2008) で集約された 97 の元素の 1252 種の放射性核種について評価される。電子付属書は，選択された放射性核種の線量係数と核壊変の特性に関する要約された情報をインタラクティブに閲覧することができる。核種別の線量率係数は，示された放射性核種によって放出された放射線に基づいており，放射性壊変生成物によって放出された放射線は含まれていない。選択された放射性核種の壊変により放射性壊変生成物（子孫核種）が生じる場合，インタラクティブビューワーに壊変系列が表示される。さらに，1252 種の放射性核種の核壊変特性の詳細を記載した表も電子付属書にアーカイブ化されている。また，この情報は *Publication 107* においても入手可能である。

(165) 放射性核種とその子孫核種の線量寄与は，放射性子孫核種の生成と壊変，および親核種と子孫核種の環境挙動の違いを考慮して評価する必要がある。このような考慮は，一定時間における実効線量率と一定期間にわたり積算された実効線量の評価に必要なである (Eckerman and Ryman, 1993; Bellamy et al., 2019)。

(166) 放射性系列のそれぞれの核種の放射性壊変による系列変換は，Bateman 方程式 (Bateman, 1910; ICRP, 1959; Skrabble et al., 1974) および Eckerman and Ryman (1993) によって考案された以下の方程式によって示される。時間 0 において，地表上の親核種の濃度が A_1^0 (Bq m^{-2}) であり，1 年間の被ばくの実効線量 E が推定されると仮定する。被ばく T 期の実効線量に対する親核種の核変換の寄与は次のように示される。

$$E = e_{E,1}^{gs} \frac{A_1^0}{\lambda_1} (1 - e^{-\lambda_1 T}) \quad (8.3)$$

ここで， $e_{E,1}^{gs}$ は，核種 1 の地表被ばくからの実効線量率係数 ($\text{Sv s}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$) を表し， λ_1 は，核種 1 の壊変定数 ($\lambda = 0.6931 \dots / T_{1/2}$) であり， T は，1 年間の被ばく期間または 3.15×10^7 秒である。

(167) 系列核種 i の時間 t の放射能 $i = 1, 2, \dots$ は次のように表すことができる。

$$A_i(t) = A_1^0 \prod_{j=1}^{i-1} f_{j,j+1} \lambda_j \sum_{j=1}^i \frac{e^{-\lambda_j t}}{\prod_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^i (\lambda_k - \lambda_j)} \quad (8.4)$$

ここで，

$$\prod_{i=1}^n a_i = \begin{cases} a_1 \times a_2 \cdots a_n, & \text{if } n \geq 1 \\ 1, & \text{if } n = 0 \end{cases}$$

ならびに $f_{j,j+1}$ は，核種を形成する系列核種 j の核変換の割合 ($j+1$) を示す。分岐の場合，さらなる線形系列セグメントとそれらの収束の可能性を考慮しなければならない (Birchall, 1986; Strenge, 1997; Levy, 2019)。

(168) 土壌の表面濃度 A_1^0 が生じる $t = 0$ における汚染事象後の被ばく期間 T に関連する実効線量は，以下のとおり求められる。

$$E = A_1^0 \sum_{i=1}^n e_{E,i}^{gs} \prod_{j=1}^{i-1} f_{j,j+1} \lambda_j \sum_{j=1}^i \frac{e^{-\lambda_j T}}{\lambda_j \prod_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^i (\lambda_k - \lambda_j)} \quad (8.5)$$

ここで， $e_{E,i}^{gs}$ は，核種 i に対する地表面からの被ばくの実効線量率係数を示し，他のすべての因数は，上記で定義したとおりである。

(169) 親核種がその子孫核種と比較して長寿命である場合，期間 T では $\lambda_i T > 5$ ， $i=2$ から n となるように， E は次のように推定することができる。

$$E = A_1^0 \frac{1 - e^{-\lambda_1 T}}{\lambda_1} \sum_{i=1}^n e_{E,i}^{gs} \prod_{j=1}^{i-1} f_{j,j+1} \quad (8.6)$$

$\lambda_i T > 5$ の条件下では，子孫核種 i の放射能は，親核種の放射能と永続平衡にある。例えば，式 (8.6) を ^{137}Cs とその $^{137\text{m}}\text{Ba}$ 壊変生成物に適用すると，次のようになる。

$$E = A_{Cs-137}^0 \frac{1 - e^{-\lambda_{Cs-137} t}}{\lambda_{Cs-137}} \left(\dot{e}_{E,Cs-137}^{gs} + 0.944 \dot{e}_{E,Ba-137m}^{gs} \right) \quad (8.7)$$

ここで、0.944は、 ^{137m}Ba を生成する ^{137}Cs の核変換の割合である。壊変生成物が親核種に比べ短寿命でない場合には、式(8.5)を評価する必要がある。多くの場合、環境中の放射性核種の運命(例えば、大気中への放出後の放射性核種の飛散)を表す数学的モデルには、それぞれの放射性壊変生成物の内部成長の評価が含まれる。電子付属書に含まれる情報は、被ばく期間にわたる線量を評価するために使用することができる。

8.3. 土壌中の放射能、実効線量、周辺線量当量および個人線量当量の関係

(170) 実用量は、当初、職業上で被ばくした作業者の防護のために考案されたものである。実用量は、環境中の自然放射線源と人工放射線源からの公衆の被ばくのモニタリングへと拡大されて使用されるようになった。その一つの応用が、事故後に原子力施設から放出される放射性核種によって汚染された環境における放射線モニタリングである。

(171) 2011年の福島第一事故後、大規模な国家環境モニタリング計画が実施され、土壌中の放射能や周辺線量当量率 $H^*(10)$ を含む包括的なデータが収集された(Nuclear Regulation Authority Japan, 2016)。また、福島県内の多くの市町村では、汚染地域に住む住民を対象とした個人外部線量モニタリングを開始した。外部被ばくの個人モニタリングは、身体に装着された個人線量計を使用して行われる。

(172) 個人線量計は、個人線量当量 $H_p(10)$ を示す。実効線量 E 、周辺線量当量 $H^*(10)$ および $H_p(10)$ の関係は、理想化された被ばく条件について、*Publication 74* (ICRP, 1996)と*Publication 116* (ICRP, 2010)で作業者に関する研究がなされている。日常的な校正では、ファントム上の個人線量計は、基準方向(すなわち、 0°)に照射されている。この条件は、作業者が放射線源に向かい合い、前方から後方への被ばくするAPジオメトリーを模擬する。APジオメトリーでは、 $H_p(10)$ は最大10 MeVの光子エネルギーの実効線量に関する保守的な推定を示す。しかし、大規模な環境汚染により生じる放射線場は多方向の光子場であり、その特性はAPジオメトリーとは異なる。汚染された環境の放射線場において、基準方位に対して校正された個人線量計を用いて環境線量が適切に評価されるかどうかを見定めることは、公衆の適切な防護を確保するためには大きな関心事項である。

(173) Satoh et al. (2017)は、土壌中の ^{134}Cs と $^{137}\text{Cs}/^{137m}\text{Ba}$ から生じる放射線場における実効線量、 $H^*(10)$ と $H_p(10)$ の関係を調査した。この研究では、土壌中でさまざまな深さで均一に分布した ^{134}Cs と $^{137}\text{Cs}/^{137m}\text{Ba}$ の面線源の放射線輸送技術により、身体に装着した個人線量計でモニタリングした実効線量と $H_p(10)$ を小児ファントム(新生児、1歳児、5歳児、10歳児、15歳児)と成人ファントムを用いて計算した。この研究は、 $H_p(10)$ が汚染された環境における実効線量について良い推定値を与え、地上1mで $H^*(10)$ 値を超えないことを示している。さらに、 $H_p(10)$ は、より若い対象について増大することが分かった。これは、個人線量計が小児ファントムの胸部に装着されると、線量計の位置が汚染された地面により近くなるため、より若い(すなわち、より小さい)ファントムでより高い値となるためである。著者らは、放射性セシウムによる地面の汚染からの外部被ばくについて、実効線量は、職業被ばくと同様の方法で実用量によってモニタリングできると結論づけた。

8.4. 修復計画のための線量率係数の適用

(174) 本刊行物は、環境における外部被ばくから生じる公衆の放射性核種別の線量率係数を提供する。これらの線量率係数は、環境の放射性汚染からの修復の計画に用いることができる。除染を含む修復活動は、汚染された地域に住む公衆の被ばくを低減する。防護措置の最適化による修復活動の意思決定と計画を支援するためにソフトウェアが開発されている(Ulanovsky et al., 2011)。このソフトウェアは集団の年間実効線量を扱うもので、本刊行物に記載されている線量率係数はそのために有用である。

(175) 特定の状況における除染による線量低減の推定には、とりわけ、線源の大きさ、線源分布の不均一性、および除染係数を考慮する必要がある。この推定には、本刊行物に記載されているものとは異なる手法が必要である。そのため、Satoh et al. (2014)は、除染の効果、および除染シナリオに起因する線量低減効果を推定するための方法とソフトウェアを開発した。除染対策後の汚染施設ごとの線量低減を推定するためには、線源の不均一性と線源の大きさを考慮しなければならない。

9. 結論

(176) 本刊行物は、選択された理想的な環境条件下での公衆の環境被ばくからの外部線量の評価に用いられる核種別の基準実効線量率係数と臓器等価線量率係数を提供する。これらは、地表または地中のさまざまな深さの汚染への被ばく(土壌汚染)、大気中の汚染された雲で覆われること(空气中サブマージョン)、および汚染された水に浸かること(水中イマージョン)である。

(177) ICRPは、環境中の放射性核種への外部被ばくに関する基準線量率係数を初めて提供する。これらは、ICRPのボクセル型の成人男性と成人女性の標準コンピュータファントム(ICRP, 2009a)、ならびに新生児、1

歳児，5歳児，10歳児，および15歳児の標準男性と標準女性（ICRP, 2020）を表す10体のICRP標準小児ファントムを使用して計算された。考慮される放射線には，環境中に拡散した放射性核種からの一次光子と電子，環境中に放出された散乱光子と電子，および電子減速から生成された制動放射光子が含まれる。放出された粒子には， β 壊変（電子と陽電子），新たに形成された原子の電子殻における内部転換とオーグジュプロセスにより放出された軌道電子の粒子が含まれる。自然に核分裂した放射性核種に関連する中性子の放出は取り上げられていないことに留意されたい。

(178) 身体が小さいほど，遮蔽効果は減少するとともに，地面の汚染の線源より近くなるため，臓器等価線量率は年齢の低下と共に増加する。地面の汚染については，実効線量率は新生児と成人では0.05 MeVの光子エネルギーで60%から140%までの差があるが，0.10 MeVの光子エネルギーを超えると70%未満であることが分かった。標準的な15歳児の実効線量率は，標準成人で計算された値と近い。汚染された空気中サブマージョンの場合，成人と新生児との間の実効線量の差異は，0.06 MeVの光子エネルギーを超えると50%未満であり，0.03 MeVを下回ると160%までに達する。水中イマージョンの場合，実効線量係数の年齢依存性は，汚染された空気中サブマージョンの場合と同様であり，新生児の実効線量は，0.015 MeVの光子エネルギーの場合，成人よりも最大190%高い。放射性核種の環境汚染の現実的な被ばく状況では，差異はこれほど大きくないことが分かっている。例えば，地表および地中に沈着した放射性セシウム（ ^{134}Cs ， ^{136}Cs ， $^{137}\text{Cs}/^{137\text{m}}\text{Ba}$ ）の場合，成人と小児との間の実効線量の差異は，土壌中の放射能の沈着の深さに応じて30～60%の範囲となる。

(179) 周辺線量当量率および空気カーマ率は，地上1 mで計算され，考慮される環境ジオメトリの土壌汚染および空気中サブマージョンの両方について示される。これらのデータによって，周辺線量当量率または空気カーマ率を実効線量率へと関連付けるモニタリングデータを解釈することができる。周辺線量当量率および空気カーマ率は，ほとんどの放射性核種について，成人および新生児（したがってすべての年代）の両方で実効線量率の保守的な推定値を提供することが分かった。低エネルギー光子（およそ0.015 MeV以下）を放出する放射性核種と純粋な β 放射体については例外が観察されている。

(180) 予想される線量率係数の用途は，(1) 想定される放射線事故による公衆への起こり得る影響を予測するための事前評価，(2) 被ばく集団のための放射線防護戦略を策定するため，線量を推定する事後評価，(3) 定常的な運転中の核および放射性同位元素施設から，または原子力以外の産業からの自然起源放射性物質からの放射性核種の放出後の評価，および(4) 環境中の自然起源放射性核種の評価である。事故前／事故後の分析は，通常ソフトウェアパッケージ（例えば，シビアアクシデントのコード）を用いて行われる。ソフトウェアは，環境中の放射性核種の拡散，移動，および分布を予測する。したがって，本刊行物の線量率係数は，これらのコードにおいて実行することができる。

(181) 線量率係数は，理想化された仮定上の線源ジオメトリ，例えば衣服を着用していない標準ファントムの半無限の均一な分布，ならびに理想化された直立姿勢（新生児の被ばくであっても）について計算されることに留意されたい。その結果，これらは特定の状況または被ばくした個人の実際の被ばくを完全に反映するものではない。

(182) 本刊行物では，年齢依存の臓器および実効線量率係数を提供しているが，現行のICRPの放射線防護体系では，性別と年齢で平均された相対デトリメント値に基づき，実効線量の計算に単純化された一連の組織加重係数を用いており，2つの名目デトリメント値（集団全体で $5.7 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ ，成人で $4.2 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ ）のみ定めていることに留意されたい（ICRP, 2007）。したがって，被ばく時年齢に応じたデトリメントと相対デトリメント（全デトリメントに対するさまざまな臓器と組織の寄与）の認識された差は，2つの名目デトリメント値の差以外は考慮されていない（ICRP, 1991, 2007）。この手法は，主に，実効線量係数が公衆または作業者のいずれかの防護において適用されるものであり，線量限度，線量拘束値，および参考レベルがこれらのグループのそれぞれに適用されるように設定されるため採用されている。したがって，本刊行物に示されている年齢に応じた実効線量率係数の差は，身体の大きさおよび臓器の質量の差にのみ関係し，Sv当たりのデトリメントの差には対処していない。同様に，臓器吸収線量率係数の差は，被ばく時年齢に応じたGy当たりの確率的リスクの差について情報を与えるものではない。

(183) 地面の汚染について，本刊行物は，地表と土壌のさまざまな深さでの面線源についての線量率係数を提供する。都市部で一般的に見られるコンクリートとアスファルトのそれぞれのデータは直接提供されていないが，本刊行物のデータは，都市部に関係する線量係数の推定に使用することができる。これは，8.1.1項および8.1.2項の議論のように，それぞれの媒体の密度を考慮することによって，特定の，あるいは求める放射性核種濃度の土壌深さプロファイルを近似する汚染深さプロファイルの単位面積当たりの質量の適切な調整を必要とする。ここで，面線源の線量率係数は，任意の特定または所望の放射性核種濃度の土壌深度プロファイルに近似するように複雑化されている。0.2 MeVを超えると，質量減衰係数は地面の材質の元素組成に影響されず，単位面積当たりの緩和質量が 0.1 g cm^{-2} の指数分布は，屋根，アスファルト，コンクリートのような低透過性の都市部の表面の適切な深さプロファイルである（ICRU, 1994）。 ^{137}Cs 沈着については，例えば，土壌について計

算された係数は他の地面の材質についても使用することができ、 0.1 g cm^{-2} の単位面積当たりの重量緩衝はアスファルトとコンクリートにも適切な値である。低エネルギー光子 ($<0.2 \text{ MeV}$) では、質量減衰係数は、地面の材質の元素組成の影響をより受けやすいため、注意が必要である。(Saito and Jacob, 1995; Cresswell and Sanderson, 2012)。

(184) 本刊行物では姿勢による影響は研究されていない。Saito et al. (1998) の以前の研究では、 0.5 g cm^{-2} の深さでの平面光子線源による土壌汚染について、2つの臥位(すなわち、地面の上で背臥位と伏臥位)のファントムの実効線量を調べた。その結果、実効線量係数は、ファントムが立位の時に比べ臥位の時の方が低い(最大25%)ことが分かった(すなわち、立位は保守的な手法につながる)。この結果は予想外であるように思われ、図5.3に示すように、この線源構成では、横方向からの光子が支配的であり、頭部、足、および横方向に入射する光子の実効線量への寄与が少ないことを考慮すると説明することができる。空气中サブマージョンについては、背臥位の人に対する実効線量が立位の場合よりも高いことが分かった。これに対して、伏臥位では実効線量が小さくなる。これは、実効線量に寄与する臓器が身体の前部により多く位置するからである。 0.05 MeV では、立位と臥位との間の実効線量の差は最大30%であるが、 0.1 MeV より高いエネルギーでは、差は5~15%である。

(185) 外部線量は、建物の遮蔽効果のために、屋内では屋外よりも大幅に低くなり得る。これは、(国や建築材料による)建築の種類による構造上の遮蔽を反映する、 $0.005\sim 0.4$ のいわゆる「遮蔽係数」(IAEA, 2000b)と、屋内で費やされる時間の割合を表す、 0.6 の想定占有係数(すなわち、屋内で費やされる1日当たりの時間の約3分の2)(IAEA, 2000b)を使用することによって考慮することができる。これは明らかに、地理的分布、職業、および集団習慣に応じてかなり異なる可能性がある。本刊行物は、屋外の状況に対する線量率係数を示すもので、遮蔽または集団行動の問題に対応しようとするものではない。適切な遮蔽および占有率の選択と適用は、ユーザー(すなわち、立法当局または緊急事態計画の策定者)に委ねられる。

付属書 A. 核種別線量率係数の表

(A1) 付属書 A は、 0.5 g cm^{-2} の深さでの土壌汚染、空气中サブマージョン、および水中イマージョンに関し選択された放射性核種について、考慮されるすべての年齢の実効線量、周辺線量当量、および空気カーマの基準係数率を示す。すべての放射性核種と、さらなる面線源および指数関数的体積線源の表は、ICRP および SAGE ウェブサイトからダウンロード可能な電子付属書において提供される。

付属書 B. 骨格線量評価

(B1) 本刊行物では、2つの異なる標的組織、すなわち造血活性骨髄 (AM) および骨格骨内膜 (TM_{50}) に対する吸収線量を、実効線量の計算において評価した。前者の標的領域は、ファントム骨格の海綿骨と骨髄腔の非脂肪領域とし、後者の標的領域は、骨梁表面の $50 \mu\text{m}$ 以内および長管骨髄腔の内部表面に沿って局在する全骨髄とした。*Publications 110* と *116* (ICRP, 2009, 2010) に記載されているように、骨梁と骨髄腔は、厚さと範囲が数十から数百 μm 程度になる組織構造であるため、基準となる成人ファントムまたは小児ファントムのいずれのボクセル解像度でも完全にモデル化することはできない。その結果、これら2つの標的組織に対する放射線吸収線量、したがって等価線量は、*Publication 116* (ICRP, 2010) の付属書 D に記載されているとおり、光子のフルエンス対線量応答関数の概念を用いて求められた。

(B2) 本刊行物では、骨格標的組織へのエネルギー沈着は、ほとんどが環境中の放射性核種の線源(空気、水、または土壌)から直接放出されるか、または環境に放出される β 粒子および転換/オージェ電子による制動 X 線生成で間接的に放出される光子によって行われることに留意されたい。ファントムの骨格の骨髄腔内に電子の衝突運動エネルギーが沈着するまれな例では、海綿体(または骨髄髄質)への放射線量が、AM または TM_{50} のいずれかへの吸収線量の指標として受け入れられている。

(B3) 骨部位 x におけるエネルギー E の光子により与えられる骨格組織への骨ごとの吸収線量の評価のためのフルエンス対線量応答関数 R は、以下のように示される。

$$R(r_T \leftarrow r_S, x, E) = \frac{D(r_T, x)}{\Phi(E, r_S, x)} \quad (\text{B.1})$$

$$= \sum_r \frac{m(r, x)}{m(r_T, x)} \sum_i \int_0^\infty \phi(r_T \leftarrow r, T_i, x) (\mu_i/\rho)_{r,E} T_i n_r(T_i, E) dT_i \quad (\text{B.2})$$

ここで、 x はファントム内のさまざまな骨部位(上大腿骨、頭蓋骨など)(長管骨、海綿質および骨髄腔の領域は異なる骨部位と見なされる)の指数、 r_T は線量評価の標的組織(活性骨髄または骨内膜)の指数、 r_S は光子フルエンスがスコア付けされる骨部位 x の線源組織(海綿質または骨髄髄質)の指数、 r は線源組織 r_S の構成組織(r_S は海綿質、 r は骨梁骨、活性骨髄または不活性骨髄)の指数である。 E は骨部位 x の骨格組織 r_S を通過し、その中で相互作用する可能性のある光子エネルギーである。 $m(r, x)$ は、骨部位 x の構成組織 r の質量、 $m(r_T,$

x)は骨部位 x における標的組織 r_T の質量である。 i は考慮される光子の相互作用タイプ (光電, コンプトン, 対生成, または三重項生成) の指数, T_i は相互作用タイプ i により構成組織 r において解放される二次電子の運動エネルギーである。 $\phi(r_T \leftarrow r, T_i, x)$ は骨部位 x の構成組織 r において解放され, 骨部位 x において標的組織 r_T に付与される二次電子運動エネルギー T_i の割合である。 $(\mu_i/\rho)_{r, E}$ は, 光子エネルギー E での構成組織 r における光子の相互作用タイプ i の質量減衰係数である。 $n_r(T_i, E)dT_i$ は, 相互作用タイプ i におけるエネルギー E の光子によって構成組織 r において解放される T_i と $T_i + dT_i$ の間のエネルギーの二次電子の数である。

(B4) *Publication 116*の付属書 Dに記載されているとおり, 式 (D.2) は, Johnson et al. (2011) が説明したように評価された。40 歳の男性の死体の骨格から抽出した 32 の骨部位のマイクロ CT 画像を用いた対画像放射線輸送計算により, 電子吸収割合データを入手した (Hough et al., 2011)。標準小児ファントムの骨における電子吸収割合の値を, Pafundi (2009) および Wayson (2012) の UF 博士論文から入手した。標準新生児ファントムの骨における放射線輸送には, 新生児の死体の骨のマイクロ CT 画像を用いた (Pafundi et al., 2009, 2010)。同様に, 18 歳の男性の死体の骨のマイクロ CT 画像が 15 歳児の標準ファントムにおける電子の骨格吸収割合の構築に使用された (Pafundi, 2009)。死体の骨試料は, ICRP 標準ファントムシリーズの内部年齢のためには入手できなかった。その結果, リーズ大学の 1.7 歳と 9 歳の死体からの線形経路の長さ分布を用いて, それぞれ 1 歳と 10 歳のファントム (Beddoe, 1976) の骨における電子吸収割合を評価した。次いで, リーズ大学のデータの内挿から骨格電子吸収割合の値を評価して, 5 歳の標準ファントムの値を報告した (Pafundi, 2009)。荷電粒子平衡は, 典型的に 0.200 MeV を超える光子エネルギーで骨部位にわたり確立され, したがって, 本刊行物では, そのエネルギーを超える線量応答関数の値が, それらの対応する海綿質カーマ係数としてみなされる。

(B5) したがって, 本刊行物では, 骨部位 x における組織 r_T の吸収線量 $D(r_T, x)$ は, 骨別のエネルギー依存性光子フルエンス $\Phi(E, r_s, x)$ と骨別のエネルギー依存性線量応答関数 $R(r_T \leftarrow r_s, x, E)$ との積の積分として求められる。

$$D(r_T, x) = \int_E \Phi(E, r_s, x) R(r_T \leftarrow r_s, x, E) dE \quad (B.3)$$

本研究では, 骨格組織に対する骨別の吸収線量を計算したが, 実効線量の計算には, 成人と小児の各標準ファントムの活性骨髄および骨内膜に対する骨格平均吸収線量が必要である。そのため, 骨格平均線量は, 骨部位別吸収線量の質量加重平均として与えられる。

$$D_{skel}(r_T) = \sum_x \frac{m(r_T, x)}{m(r_T)} D(r_T, x) \quad (B.4)$$

ここで, $m(r_T, x)$ は, 骨部位 x における標的組織 r_T の骨別質量, $m(r_T)$ は, 骨格全体の標的組織 r_T の総質量, $D(r_T, x)$ は式 (B.3) に示された骨別吸収線量である。骨格組織の質量は, *Publication 133* (ICRP, 2016) で男性と女性の標準成人ファントムについて, *Publication 143* (ICRP, 2020) で男性と女性の小児ファントムシリーズについて報告されている。

付属書 C. 皮膚の線量評価

(C1) 環境における外部被ばくと皮膚への線量については, 確率的影響との関連がある。放射線防護において, リスクのある特定の臓器, 組織, または細胞にわたって平均された吸収線量の平均値は, 確率的影響によるゲトリメントと相関する。放射線誘発リスクがある皮膚細胞が確認されており, これらの細胞に対する等価線量には, 0.01 の組織加重係数 w_T が割り当てられている (ICRP, 2007)。実効線量に寄与する皮膚線量とは, 全身で平均したリスクのある皮膚細胞への等価線量である。

(C2) 放射線誘発リスクが最も高い皮膚細胞は, 皮膚の表皮と真皮の間に位置する基底細胞である。ICRP (2002) は, 年齢に応じた名目上の表皮深さについての基準データを提供しており, 新生児, 1 歳児, および 5 歳児のファントムについては 45 μm , 10 歳児ファントムは 50 μm , 15 歳児ファントムは 60 μm , 成人ファントムは 70 μm としている。しかし, 近年, ICRP の線量評価ファントムの開発において, これらのデータは皮膚がんの標的深さを特定するため直接使用しないことが結論付けられている。身体部位により表皮の厚さが大きく異なることや毛包もかなりの割合の表皮幹細胞を持つこと認識し, 成人ファントムの 50~100 μm の深さが 15 歳児ファントムにも使用され, わずかに広い範囲の 40~100 μm が 10 歳以下のファントムに使用されるというような単純化された方法が採用される。

(C3) 本刊行物の計算には, 簡略化のため, すべてのファントムについて皮膚の標的的感受性層を 50 μm および 100 μm の深さで定義した。皮膚線量の平均値が, 50~100 μm の深さに位置する皮膚の重要な領域に対する吸収線量として代表する範囲は, 外部照射については, 被ばくの均一性および入射する放射線の範囲に依存する。環境中の放射性核種に関連する光子エネルギーについては, 皮膚において比較的均一な線量分布により, 平均臓器線量が 70 μm までの線量を表すと仮定することは妥当であると考えられる。皮膚において有意な

<p>線量勾配を示す弱透過性放射線（例えば、電子）については、この手法は有効ではなく、リスクのある基底細胞層への線量を過小評価または過大評価し得る。</p>
<p>(C4) 成人ファントムの電子皮膚線量評価では、2.137 mm と 1.775 mm（それぞれ、男性と女性ファントムについて）のボクセル型で表すと、C.1 章に示すように、電子エネルギーに応じて、線量を過小評価または過大評価する可能性がある。この限界に対応するため、ポリゴンメッシュ型 (PM) モデルを使用した。成人男性と女性ファントムについて、PM 型 ICRP 成人標準ファントムの皮膚モデルを計算に使用した。これらのファントムは、ICRP ファントムに完璧に対応しており、ボクセル型ファントムの解像度未満の小さな組織をモデル化することができるという長所がある。これらのファントムに関するさらなる情報は、今後公表される ICRP 刊行物 (ICRP, 2020b), Kim et al. (2011, 2016, 2017), Yeom et al. (2013, 2016a,b), および Nguyen et al. (2015) で示される。</p>
<p>(C5) 成人ファントムのメッシュ型皮膚モデルは、ボクセル型 ICRP 成人標準ファントム (ICRP, 2009) の皮膚モデルを高品質の PM 型に直接変換することによって構築した。PM 型皮膚モデルは、表皮から 50~100 μm の深さに位置する 50μm の厚さの放射線感受性層を含む。図 C.1 は、三次元の成人男性および成人女性の PM 型皮膚モデルを示す。成人 PM 型皮膚モデルの質量は、基準値（男性 3300 g, 女性 2300 g）に基づいている (ICRP, 2002)。皮膚モデルの厚さは、成人男性と女性でそれぞれ 1.69 mm および 1.33 mm であり、基準値（男性 1.6 mm, 女性 1.3 mm）と一致している。皮膚 PM 型モデルの内部空間は、ICRU (1992) で定められているように、成人の平均軟組織で満たされているが、73 kg（男性）および 60 kg（女性）の基準体重を維持するために、密度はわずかに変更されている（男性 1.024 g cm^3, 女性 1.010 g cm^3）。</p>
<p>(C6) 小児ファントムについては、メッシュ型皮膚モデルが非一様有理 B スプライン (NURBS) 版の ICRP 小児ファントム (ICRP, 2020a) の外部表面から構築された。これらは、ICRP 小児ファントムを作る際に元となったファントムである (Lee et al., 2010)。NURBS 型の外部表面は、テッセレーション手順 (Piegl and Richard, 1995) を用いて PM 型に変換された。PM 型の外部表面を、ICRP 小児ファントムの総体積に一致するように調整した。外部表面は複製し、そのサイズを減少させて、皮膚の内面を規定し、皮膚の厚さを ICRP 小児ファントムの厚さ（すなわち、ボクセルサイズ）に一致させた。PM 型皮膚モデルの内部空間は、平均軟組織 (ICRU, 1989) で満たされているが、基準体重を維持するために、密度はわずかに変更されている。外部表面を複製し、2 つの追加の表面を作製し、それらのサイズを減少させて、50 μm および 100 μm の深さで皮膚内に標的感受性層を規定した。</p>
<p>(C7) 本刊行物の電子付属書に示され、電子ビームと光子ビームの両方、ならびにすべてのジオメトリの実効線量率の計算に使用される皮膚の線量率係数は、上記の PM 型ファントムモデルとモンテカルロコード GEANT4 (Agostinelli et al., 2003) を使用して導出された。実行のために、PM 型の皮膚ファントムは、TetGen コード (Si, 2015) を用いて四面体メッシュ (TM) 型に変換され、変換された TM 型ファントムは、G4Tet クラスを使用して GEANT4 で実行された。この四面体は、PM 型ファントムの元の形状を維持するが、計算速度を大幅に改善することに留意されたい (Yeom et al., 2014)。G4EmLivermorePhysics の電磁物理ライブラリを用いて、光子と電子を輸送した。50 μm 厚さの標的層を考慮して、すべての粒子について 1 μm の二次生成カット値を設定した。</p>
<p>(C8) 組織反応（「確定的影響」と呼ばれることもある）は、局所皮膚線量（すなわち、1 cm^2 で平均した線量）に相関することに留意されたい。本刊行物に示される皮膚線量係数は、全身のすべての皮膚について評価されているため、組織反応と相関していない。</p>
<p>C.1.電子</p>
<p>(C9) 図 C.2 と図 C.3 は、それぞれ、成人女性ファントムの土壌表面の汚染と汚染された空気中サブマージョンの皮膚等価線量率係数であり、電子エネルギーに応じ、PHITS 輸送コード (Sato et al., 2013) に結合された元のボクセル型ファントム、および PM 型ファントムと GEANT4 コード (Agostinelli et al., 2003) を用いて計算された。前述したように、ボクセル型ファントムの解像度はリスクのある細胞 (50~100 μm 層) を標的にすることができず、その代わりに皮膚ボクセル全体の線量を計算する。メッシュ型ファントムを用いて、感受性層と皮膚全体に対する線量率係数の推定ができ、これらは図 C.2 と図 C.3 に示されている。ボクセル型の手法は、約 0.10 MeV 未満の電子エネルギーで皮膚基底細胞層への等価線量を過大評価し、0.10~1.5 MeV のエネルギーで同じ線量を過小評価することが分かる。</p>
<p>(C10) 水中イマージョンの場合の電子のシミュレーションにおいては、直径 2 m の球形水線源から放出された電子は殆どファントムに到達しないため、計算時間が過剰に必要となる。計算の効率を改善するために、試料の線源体積は、電子エネルギーに従って、皮膚表面から水中における一定距離までに制限された。0.06 MeV 以上のエネルギーをもつ電子は、水媒体中の電子連続減速近似 (CSDA) 範囲より長い距離を用いて、試料の線源体積を制限した。これらの一次電子は、皮膚の感受性層に沈着するエネルギーの大部分に寄与するからである。一方、より低いエネルギーの電子 (≤ 0.06 MeV) では、最初の電子エネルギーでの光子の mfp より長い距離が</p>

<p>考慮された。これは、50 μm 未満の CSDA 範囲のこれらの電子が、厚さ 50 μm の角質層を透過して皮膚の感受性層に到達することができず、したがって、二次光子（例えば制動放射光子）のみが線量に寄与するためである。</p>
<p>(C11) 図 C.4～図 C.6 は、考慮されるすべての年齢とジオメトリーについて、メッシュ型ファントムを用いて皮膚の感受性層の評価された皮膚線量率係数を示す。成人と 15 歳児ファントムについては、男性と女性の係数を平均し、一方、他の小児の年齢では単一の皮膚モデルが用いられた。</p>
<p>C.2. 光子</p> <p>(C12) 図 C.7～図 C.9 は、単一エネルギー光子に対する成人男性ファントムの本刊行物で考慮される 3 つの環境線源に対する皮膚線量率係数を示す。各プロットにおいて、結果は、ボクセルで定義された皮膚全体（すなわち、すべての皮膚ボクセルにわたって平均化された）、PM によって定義された皮膚全体、および皮膚の感受性層（これも PM によって定義され、皮膚表面の下 50～100 μm を標的とする）について計算されたものとして示される。電子被ばくのシミュレーションと同様に、ボクセル型ファントムの計算は PHITS を用いて行われたが (Sato et al., 2013)、メッシュ型ファントムについては、GEANT4 が用いられた (Agostinelli et al., 2003)。評価された係数の差異は、電子の場合よりも顕著ではないが、皮膚の感受性層の係数の値は、約 0.1 MeV 未満のエネルギーにおいて、皮膚全体の係数よりも高いことが分かる。これは、低エネルギー光子は、指数関数的減衰により深さと共に線量が急速に低下するため、表皮付近で極大線量となる傾向があるためである。しかし、皮膚の感受性層の係数は、0.2～0.6 MeV のエネルギー範囲では（環境線源に依存して）より低い値となる。光子は、皮膚の感受性層に透過し、そのエネルギーは一部沈着するが、ボクセル型ファントムのボクセル皮膚にはすべてのエネルギーを与え、皮膚の感受性層内に見られるよりも深い深さで最高線量を確立する。</p> <p>(C13) さらに、PHITS と EGSnrc を用いて成人ボクセルファントムで得られた皮膚線量率係数はよく一致しているが (6.5 節参照)、GEANT4 は低エネルギー領域でわずかに高い値を示していることには留意すべきである。これは、各コード内での粒子輸送中のカットオフアルゴリズムの差異から生じている可能性がある。</p> <p>(C14) 図 C.10～図 C.12 は、考慮されるすべての年齢と環境線源について、メッシュ型ファントムを用いて皮膚の感受性層で評価された単一エネルギー光子に対する皮膚線量率係数を示す。電子の係数は、成人と 15 歳児ファントムについては男性と女性の係数を平均し、一方、他の小児の年齢では単一の皮膚モデルが用いられた。0.2～4 mfp の深さの土壤汚染を含むすべての皮膚線量率係数は電子付属書に記載されている。</p>
<p>付属書 D. 計算例</p> <p>(D1) 本付属書では、本刊行物で示した線量係数を用いた実効線量率の推定の例を記載する。住居や衣服からの遮蔽、個人の行動、あるいは経時的な累積線量は考慮されていないことに留意されたい。</p>
<p>D.1. 大気中に均一に分布した ¹³³Xe に対する外部被ばく</p> <p>(D2) 大気中の ¹³³Xe の放射能濃度 A_{Xe-133} が 1000 Bq m⁻³ であると仮定する。地面に立つ成人の実効線量率 \dot{E}_{Adult} は、次のように計算される。</p> $\begin{aligned} \dot{E}_{Adult} &= \dot{e}_{Adult}^{Air, Xe-133} \cdot A_{Xe-133} \\ &= 4.03 \times 10^{-3} \left(\frac{nSv m^3}{h Bq} \right) \cdot 1000 \left(\frac{Bq}{m^3} \right) \\ &= 4.03 \left(\frac{nSv}{h} \right) \end{aligned}$ <p>ここで、$\dot{e}_{Adult}^{Air, Xe-133}$ は、¹³³Xe の空气中サブマージョンに対する成人の実効線量率係数であり、表 A2 に示されている。</p>
<p>(D3) 同様に、地上 1 m の 10 歳児の実効線量率 \dot{E}_{10yr}、および空気カーマ率 K_a は、次のように求められる。</p>

$$\begin{aligned}
\dot{E}_{10\text{yr}} &= \dot{e}_{10\text{yr}}^{\text{Air,Xe-133}} \cdot A^{\text{Xe-133}} \\
&= 4.60 \times 10^{-3} \left(\frac{\text{nSv m}^3}{\text{h Bq}} \right) \cdot 1000 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^3} \right) \\
&= 4.60 \left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}} \right) \\
\dot{K}_a &= \dot{k}_a^{\text{Air,Xe-133}} \cdot A^{\text{Xe-133}} \\
&= 8.83 \times 10^{-3} \left(\frac{\text{nSv m}^3}{\text{h Bq}} \right) \cdot 1000 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^3} \right) \\
&= 8.83 \left(\frac{\text{nGy}}{\text{h}} \right)
\end{aligned}$$

ここで、 $\dot{e}_{10\text{yr}}^{\text{Air,Xe-133}}$ と $\dot{k}_a^{\text{Air,Xe-133}}$ は、表 A2 から得た、10 歳児の実効線量率と空気カーマ率の係数である。

D.2. 深さ 0.3 cm で土壌中に均一に分布した $^{137}\text{Cs}/^{137\text{m}}\text{Ba}$ への外部被ばく

(D4) ^{137}Cs は、原子力発電所での事故後に環境中に放出され、その後地面に沈着する。 ^{137}Cs は土壌中の 0.3 cm の深さで均一に分布し、その密度 ρ は 1.6 g cm^{-3} であると仮定する。 ^{137}Cs の放射能濃度 $A^{\text{Cs-137}}$ は、 $50,000 \text{ Bq m}^{-2}$ であると仮定される。

(D5) 土壌中の 0.3 cm の物理的深さ d_{Phys} は単位面積当たりの質量における深さ d_{Area} に変換でき、次のとおりである。

$$\begin{aligned}
d_{\text{Area}} &= d_{\text{Phys}} \cdot \rho \\
&= 0.3(\text{cm}) \times 1.6 \left(\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right) \\
&\cong 0.5 \left(\frac{\text{g}}{\text{cm}^2} \right)
\end{aligned}$$

(D6) ^{137}C の物理学的半減期は約 30.2 年間である。これは β 壊変し、0.944 の分岐割合を持つ放射性子孫核種 $^{137\text{m}}\text{Ba}$ を生成する。 $^{137\text{m}}\text{Ba}$ はの半減期は 2.552 分であり、光子および電子を放出し、放射性子孫核種を生成しない (ICRP, 2008)。 ^{137}Cs の半減期は $^{137\text{m}}\text{Ba}$ の半減期よりも十分に長いため、 $^{137\text{m}}\text{Ba}$ はその親核種 ^{137}Cs と放射性平衡にある。したがって、 $^{137\text{m}}\text{Ba}$ の放射能濃度 $A^{\text{Ba-137m}}$ は次のようになる。

$$\begin{aligned}
A^{\text{Ba-137m}} &= 0.944 \times A^{\text{Cs-137}} \\
&= 0.944 \times 50,000 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^2} \right) \\
&= 47,200 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^2} \right)
\end{aligned}$$

(D7) 汚染された地面に立っている 5 歳児の実効線量率 $\dot{E}_{5\text{yr}}$ は、以下のように計算される。

$$\begin{aligned}
\dot{E}_{5\text{yr}} &= \dot{e}_{5\text{yr}}^{\text{Soil,Cs-137}} \times A^{\text{Cs-137}} + \dot{e}_{5\text{yr}}^{\text{Soil,Ba-137m}} \times A^{\text{Ba-137m}} \\
&= 7.02 \times 10^{-7} \left(\frac{\text{nSv m}^2}{\text{h Bq}} \right) \times 50,000 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^2} \right) + 1.60 \times 10^{-3} \left(\frac{\text{nSv m}^2}{\text{h Bq}} \right) \times 47,200 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^2} \right) \\
&= 75.56 \left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}} \right)
\end{aligned}$$

ここで、 $\dot{e}_{5\text{yr}}^{\text{Soil,Cs-137}}$ と $\dot{e}_{5\text{yr}}^{\text{Soil,Ba-137m}}$ は、それぞれ、表 A.1 から引用された、土壌中の深さ 0.5 g cm^{-2} での ^{137}Cs と $^{137\text{m}}\text{Ba}$ の 5 歳児の実効線量係数である。

付属書 E. 電子付属書の内容

(E1) ICRP と SAGE のウェブサイトからダウンロード可能な本刊行物の電子付属書は、土壌の汚染、汚染された空気におけるサブマージョン、および汚染された水へ浸かるといふ 3 つの環境被ばくを模擬した場合の、実効線量と臓器等価線量の年齢依存性の基準線量率係数を示す。係数は、第 4~8 章に記載される方法を用いて、ICRP 標準成人ファントムと小児ファントムについて評価されている。

(E2) 各年齢群ならびに男性と女性ファントムについて、データは別々に示されている。実効線量計率係数と臓器等価線量率係数は、環境の放射能濃度に対して正規化され、 $\text{nSv h}^{-1} \text{ Bq}^{-1} \text{ m}^2$ (土壌汚染の場合) または $\text{nSv h}^{-1} \text{ Bq}^{-1} \text{ m}^3$ (汚染空気におけるサブマージョンと水中イマージョンの場合) で与えられる。

(E3) 光子および電子の単一エネルギー値、ならびに <i>Publication 107</i> (ICRP, 2008) に記載された 97 元素の 1252 種の放射性核種について係数が示されている。核種別の線量率係数は、示された放射性核種によって放出される放射線に基づいており、放射性壊変生成物によって放出される放射線は考慮されない。
(E4) さらに、単一エネルギー光子、土壌汚染、および汚染空気中へのサブマージョンに対する周辺線量当量と空気カーマの線量率係数も示されている。これらのジオメトリーについては、核種別のデータも記載されている。
(E5) 電子付属書は、「土壌汚染」、「空気中サブマージョン」、および「水中イマージョン」の 3 つの主要フォルダ（各被ばくジオメトリーに対し 1 つずつ）に整理されている。「土壌汚染」は 3 つのサブフォルダが含まれる。 <ul style="list-style-type: none"> • mfp での面線源の 1 つのサブフォルダの中に、検討された各 mfp (0.0 mfp (すなわち表面汚染)、ならびに 0.2, 1, 2.5, 4 mfp の平面の深さでの土壌中の汚染) に対する 5 つのサブフォルダ。 • 特定の深さの面線源の 1 つのサブフォルダの中に、0.0, 0.5, 3.0, 10.0 g cm⁻² の深さに対する 4 つのサブフォルダ。 • 指数関数線源のサブフォルダの中に、8 つの単位面積当たりの重量緩衝 ($\beta=0.5, 1.0, 2.5, 5.0, 10, 20, 50, 100 \text{ g cm}^{-2}$) で指数関数的に分布した線源に対する 8 つのサブフォルダ。
(E6) 核種別の線量率係数は、ASCII 形式で示されている。単一エネルギー光子および電子のデータは、ASCII 形式と Microsoft Excel 形式で示されている。
(E7) 次の臓器について、臓器等価線量率係数の基準値が示されている：赤色骨髄 (R-marrow)、結腸、肺、胃 (ST-wall)、乳房、卵巣、精巣、膀胱 (UB-wall)、食道、肝臓、甲状腺、骨格内骨膜 (Endost-BS)、脳、唾液腺 (S-glands)、皮膚、残りの組織、副腎、胸腔外 (ET) 領域、胆嚢 (GB-wall) 心臓 (Ht-wall)、腎臓、リンパ節、筋肉、口腔粘膜 (O-mucosa)、膵臓、前立腺、小腸 (SI-wall)、脾臓、胸腺、子宮/子宮頸部。
(E8) 追加の表は、 <i>Publication 107</i> (ICRP, 2008) から得られた 97 の元素の 1252 種の核種すべての核壊変の特性をまとめたものである。各放射性核種において、壊変生成物が形成される場合、それが示されている。
(E9) さらに、核種別の臓器線量、実効線量、空気カーマ、および周辺線量当量率係数をインタラクティブに閲覧・ダウンロードできるデータビューアが提供されている。選択された放射性核種の壊変により壊変生成物（子孫）が生じる場合、インタラクティブビューワーには壊変系列が表示される。
用語解説
<p>吸収線量, D [Absorbed dose]</p> $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$ <p>吸収線量は次の式で表される。</p> <p>ここで、$d\bar{\epsilon}$ は物質の質量 dm 中に電離放射線によって与えられる平均エネルギーである。吸収線量の単位は J kg^{-1} で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
<p>活性骨髄* [Active (bone) marrow]</p> <p>活性骨髄は造血機能を有し、そこで造られている多くの赤血球により赤色になる。活性骨髄は、白血病の放射線誘発リスクにかかわる標的組織となる。</p> <p>*訳注 造血の活発さに着目して命名された、ICRP 独自の用語。解剖学の用語では「赤色骨髄」を指す。</p>
<p>放射能 [Activity]</p> <p>微小の時間間隔における放射性物質の核変換の数をその持続時間で除した値。放射能の SI 単位はベクレルである (Bq; $1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$)。</p>
<p>放射能濃度 [Activity concentration]</p> <p>単位質量または体積当たりの放射能の濃度である。放射能濃度の SI 単位は、Bq kg^{-1} または Bq m^{-3} である。</p>
<p>放射能密度 [Activity density]</p> <p>特定の物質の単位質量、体積または面積当たりの特定の放射性核種の放射能。</p>
<p>空気中サブマージョンまたは汚染された空気におけるサブマージョン [Air submersion または submersion in contaminated air]</p> <p>放射性雲またはプルーム中の放射性核種からの外部被ばく。</p>

<p>深さ 10 mm の周辺線量当量, $H^*(10)$ [Ambient dose equivalent at a depth of 10 mm]</p> <p>整列場の方向と反対の半径上の深さ 10mm における ICRU 球体内の対応する拡張場と整列場によって生成される放射線場内の 1 点における線量当量。周辺線量当量の単位は $J kg^{-1}$, またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>周辺線量当量率係数, $\dot{h}(10)$ [Ambient dose equivalent rate coefficient]</p> <p>放射能濃度を周辺線量当量率に換算する係数。本刊行物で取り上げている環境被ばくの周辺線量当量率の単位は, $nSv h^{-1} Bq^{-1} m^3$ または $nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2$ である。</p>
<p>ベクレル [Becquerel]</p> <p>放射能の SI 単位に対する特別な名称。1 Bq=1 s⁻¹, 1 MBq=10⁶ Bq。</p>
<p>骨髓 [Bone marrow]</p> <p>骨髓は、長骨の円筒形の空洞や体軸およびそれに付随する骨格の骨梁の中の空洞に存在する柔らかく非常に多孔性の組織である。骨髓全体は、「ストローマ」と呼ばれるスポンジ状・細網状の結合組織構造、骨髓（血球形成）組織、脂肪細胞、リンパ組織の小さな蓄積、そして多数の血管および類洞から構成される。骨髓には活性（赤色）と不活性（黄色）の 2 種類がある。(⇒ 活性骨髓, 不活性骨髓)</p>
<p>骨表面 [Bone surfaces]</p> <p>⇒ 骨内膜</p>
<p>荷電粒子平衡 [Charged-particle equilibrium]</p> <p>着目する体積における荷電粒子の平衡とは、荷電粒子のエネルギー、数、および方向がこの体積全体にわたって一定であることを意味する。これは、荷電粒子エネルギーの放射輝度の分布が体積内で変化しないということと同等である。特に、体積に出入りする荷電粒子のエネルギー（静止エネルギーを除く）の合計は等しいことになる。</p>
<p>断面積, σ [Cross-section]</p> <p>あるタイプおよびエネルギーの入射荷電粒子または非荷電粒子によって生じるある相互作用に対して、標的要素の断面積は、次の式で表される。</p> $\sigma = \frac{N}{\Phi}$ <p>ここで、N は、粒子フルエンス (Φ) を受ける標的物質当たりの相互作用の平均数である。断面の単位は m^2 である。断面積に対してしばしば使用される特別な単位はバーンであり、1 バーン (b) =10⁻²⁸ m^2 である。相互作用過程を完全に記述するには、相互作用から出てくるすべての粒子のエネルギーと方向に関して、断面積の分布の情報がとりわけ必要となる。そのような分布は「微断面積」とも呼ばれ、σ をエネルギーと立体角で微分して得られる。</p>
<p>沈着密度 [Deposition density]</p> <p>放射性下降物により生じた、地面面積当たりの特定の放射性核種の放射能を深さ方向に積分したもの。単位は $Bq m^{-2}$ である。</p>
<p>確定的影響 [Deterministic effect]</p> <p>⇒ 組織反応</p>
<p>線量係数 [Dose coefficient]</p> <p>内部放射線被ばくと外部放射線被ばくの両方について、線量を物理量と関連づける係数。環境からの外部被ばくについては、「放射能濃度」、「周辺線量当量」、および「空気カーマ」という量が選択される。以前の ICRP 刊行物では、「線量係数」はしばしば「線量換算係数」と呼ばれていた。ICRP 第 2 専門委員会は、現在、これら 2 つの用語を区別していない。</p>
<p>線量率係数 [Dose-rate coefficient]</p> <p>線量関連量と単位時間当たりの内部と外部両方の放射線被ばくの物理量を関係付ける係数。</p>

<p>線量当量, H [Dose equivalent]</p> <p>ある点における線量当量は, 次式で与えられる。 $H = QD$ ここで, Dは吸収線量であり, Qはその点における線質係数である。線量当量の単位は $J\ kg^{-1}$で, その特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>線量当量率, \dot{h} [Dose equivalent rate]</p> <p>単位時間当たりの線量当量。</p>
<p>線量応答関数 [Dose-response function]</p> <p>標的領域のジオメトリの微視的構造およびこれらの領域における二次電離放射線の輸送のモデルを用いて得られた, 標的領域における粒子フルエンス当たりのその領域の吸収線量を表すために本刊行物において用いられる特定の関数。</p>
<p>実効線量, E [Effective dose]</p> <p>人体のすべての特定された臓器と組織における等価線量の組織加重合計であって, 次の式で表される。 $E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T$ ここで, H_Tは臓器または組織 Tにおける等価線量であり, $D_{T,R}$はタイプ Rの放射線からの臓器または組織 Tにおける平均吸収線量, w_Tは組織加重係数である。この合計は, 確率的影響の誘発に対し感受性があると考えられる臓器・組織にわたって行われる。実効線量の SI 単位は $J\ kg^{-1}$であり, その特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>実効線量率係数, e [Effective dose-rate coefficient]</p> <p>放射能濃度を実効線量率に換算する係数。本刊行物で取り上げている環境被ばくの実効線量率係数の単位は, $nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^3$または $nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^2$である。</p>
<p>骨内膜 (または骨内膜層) [Endosteum (or endosteal layer)]</p> <p>骨梁海綿質領域の骨梁表面とすべての長骨の骨幹部内の髓腔の皮質表面を覆う厚さ $50\ \mu m$の層。これは放射線誘発骨がんに関わる標的組織と見なされている。この標的領域は, <i>Publication 26</i>と <i>30</i>で以前に導入されていた標的領域である骨表面に代わるものである。この骨表面は, 骨梁の表面と皮質骨のハヴァース管の表面を覆う厚さ $10\ \mu m$の単一細胞層と定義されていた。</p>
<p>等価線量, H_T [Equivalent dose]</p> <p>ある臓器または組織の等価線量は, 次の式で表される。 $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$ ここで, $D_{T,R}$は臓器または組織 Tにおける放射線 Rからの平均吸収線量, w_Rは放射線加重係数である。等価線量の単位は $J\ kg^{-1}$であり, その特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>等価線量率係数 [Equivalent dose-rate coefficient]</p> <p>組織 Tにおける放射能濃度を等価線量率に換算する係数。本刊行物で述べられている環境被ばくの等価線量率係数の単位は, $nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^3$または $nSv\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^2$である。</p>
<p>フルエンス, Φ [Fluence]</p> <p>dNを daで割った商。ここで, dNは断面積が daの小球上に入射する粒子の数である。したがって, 次の式で表される。 $\Phi = \frac{dN}{da}$ フルエンスの単位は m^{-2}である。</p>
<p>ICRU 4 元素組織 [ICRU 4-element tissue]</p> <p>ICRU 4 元素組織は, 密度 $1\ g\ cm^{-3}$, 質量組成は酸素 76.2%, 炭素 11.1%, 水素 10.1%, 窒素 2.6%である。ICRU</p>

球はこの想定された組成を有している。
不活性骨髄 * [Inactive (bone) marrow] <p>活性骨髄とは対照的に、不活性骨髄は造血機能を有さない（すなわち、造血を直接担うものではない）。不活性骨髄は、黄色骨髄系の大部分の空間を占有する脂肪細胞によって黄色を呈する。</p> <p>*訳注 造血の活発さに着目して命名された、ICRP 独自の用語。解剖学の用語では「黄色骨髄」と「脂肪髄」を指す。</p>
カーマ, K [Kerma] <p>電離性非荷電粒子に対する量で、dE_{tr} を dm で割った商によって定義される。ここで、dE_{tr} は質量 dm の物質に入射する非荷電粒子により dm 中で解放されたすべての荷電粒子の初期運動エネルギーの総和の期待値である。したがって、次の式で表される。</p> $K = \frac{dE_{tr}}{dm}$ <p>物質が空気である場合、その量は「空気カーマ」と呼ばれる。カーマの単位は $J\ kg^{-1}$ で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
カーマ近似 [Kerma approximation] <p>カーマは、吸収線量の近似値として使われることがある。カーマの値は、荷電粒子平衡が存在し、放射損失が無視できる程度であり、そして非荷電粒子の運動エネルギーが解放された荷電粒子の結合エネルギーに比べて大きい場合に、吸収線量の値に近づく。</p>
カーマ率係数, \dot{k} [Kerma rate coefficient] <p>放射能濃度をカーマ率に換算する係数。本刊行物で取り上げる環境被ばくのカーマ率係数の単位は、$nGy\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^3$ または $nGy\ h^{-1}\ Bq^{-1}\ m^2$ である。</p>
骨髄細胞性 [Marrow cellularity] <p>骨における造血活性を有する骨髄体積の割合。骨髄細胞性の年齢および骨部位に依存する基準値は、<i>Publication 70 (ICRP, 1995)</i> の表 41 に示されている。第一の近似として、骨髄細胞性は、骨髄の脂肪の割合を 1 から引いたものと考えてよい。</p>
臓器または組織の平均吸収線量, D_T [Mean absorbed dose in an organ or tissue] <p>ある特定の臓器または組織 T における平均吸収線量は、次の式で表される。</p> $D_T = 1/m_T \int D\ dm$ <p>ここで、m_T はその臓器または組織の質量、D は質量要素 (dm) 中の吸収線量である。平均吸収線量の SI 単位は $J\ kg^{-1}$ であり、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
平均自由行程 (mfp) [Mean free path] <p>衝突を受けずに粒子が移動した平均距離。</p>
実用量 [Operational quantities] <p>外部被ばくと放射性核種の摂取を伴う状況をモニタリングおよび調査するため、実践的な用途で用いられる量。これは身体の線量の測定と評価のために定義されている。</p>
臓器吸収線量 [Organ absorbed dose] <p>「臓器または組織における平均吸収線量」の略語。</p>
臓器等価線量 [Organ equivalent dose] <p>「臓器または組織における'等価線量」の略語。</p>
物理的半減期 [Physical half-life]

放射能核種の原子の半分が壊変する時間。
防護量 [Protective quantities] 放射線防護のため ICRP が策定した人体に関する線量関連量で、全身と身体の一部の外部照射ならびに放射性核種の摂取の両方から電離放射線への被ばくによる人へのデトリメントの定量化を可能にする。
線質係数, Q [Quality factor] 組織内のある点における線質係数は、次の式で表される。 $Q = \frac{1}{D} \int_{L=0}^{\infty} Q(L) D_L dL$ ここで、 D はその点における吸収線量、 D_L は着目する点における制限のない線エネルギー付与 L における D の分布、 $Q(L)$ は L の関数として表される線質係数である。積分はすべての荷電粒子について、それらの二次電子を除いた D_L にわたって行う。
放射線加重係数, w_R [Radiation weighting factor] 低 LET 放射線と比べ、高 LET 放射線の高い生物効果を反映させるために、臓器または組織の吸収線量に乗じる無次元の係数。ある臓器または組織にわたって平均した吸収線量から等価線量を求めるために用いられる。
赤色骨髄 [Red (bone) marrow] ⇒活性骨髄
標準男性と標準女性 (標準個人) [Reference Male and Reference Female (Reference Individual)] 放射線防護のために ICRP によって定義された特性を持つ理想化された男性または女性で、 <i>Publication 89</i> (2002) で定義された新生児、1 歳児、5 歳児、10 歳児、15 歳児、および成人の男性または女性についての解剖学および生理学的特性を有する。その結果、ICRP の放射線防護体系には 12 の標準個人がある。
標準人 [Reference Person] 成人の標準男性の線量と成人の標準女性の線量を平均化することによって、臓器または組織等価線量を計算するための理想化されたヒト。標準人の等価線量は、実効線量の計算に利用される。ICRP 放射線防護体系には、 <i>Publication 89</i> に定義された基準年齢の各々に 1 つずつ、6 の標準人がある。
標準ファントム [Reference phantom] <i>Publication 89</i> (ICRP, 2002a) に定義された解剖学および生理学的特性を持つ、成人については <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009)、小児の年齢については <i>Publication 143</i> で定義された人体のコンピュータファントム (医学画像データに基づく男性または女性のボクセル型ファントム)。
基準値 [Reference value] 線量評価または生物動態モデルで使用するために ICRP が勧告する量の値。基準値は、これらの値の根拠は多くの不確実性を含んでいるという事実とは関係なく、不確実性を伴わずに固定され、指定される。
単位面積当たりの緩和質量 [Relaxation mass per unit area] 土壌中の放射能濃度は、多くの場合、 $A = \exp(-z/\beta)$ の形式の深さに依存する指数関数によって表され、ここで、 A は放射能濃度、 z は土壌の深さ (単位は $g\ cm^{-2}$)、 β は「単位面積当たりの緩和質量」と呼ばれるパラメータである。 β の大きさは、土壌中の放射性核種の浸透の指標であり、 β の値が大きければ、線源が土壌中の分布がより深いことを示す。単位面積当たりの緩和質量の単位は $g\ cm^{-2}$ である。
応答関数 [Response function] ⇒線量応答関数
土壌汚染, 地面線源 [Soil contamination, ground source] 地表および土壌中に沈着した放射性核種を表す線源。
海綿質 [Spongiosa]

J.D. Harrison (委員長)	D. Chambers	J. Ma
F. Paquet (副委員長)	M. Degteva	D. Nosske
W.E. Bolch (書記)	A. Endo	N. Petoussi-Henss
M.R. Bailey	J.G.S. Hunt	F. Wissmann
V. Berkovski	C.H. Kim	
L. Bertelli	R. Leggett	

(2017～2021 年)

J.D. Harrison (委員長)	A. Giussani	M.A. Lopez
F. Paquet (副委員長)	D. Jokisch	N. Petoussi-Henss
W.E. Bolch (書記)	C.H. Kim	T. Sato
V. Berkovski	R. Leggett	T. Smith
E. Blanchardon	J. Li	A. Ulanowski

名誉メンバーは以下のとおりであった。

K. Eckerman

本刊行物承認時の主委員会のメンバーは以下のとおりであった。

委員長：C. Cousins, 英
 副委員長：J. Lochard, 仏
 科学秘書官：C.H. Clement, 加；sci.sec@icrp.org†

K.E. Applegate, 米	S. Liu, 中	名誉メンバー
S. Bouffler, 英	S. Romanov, 露	R.H. Clarke, 英
K.W. Cho, 韓	W. Rühm, 独	F.A. Mettler Jr, 米
D.A. Cool, 米		R.J. Pentreath, 英
J.D. Harrison, 英		R.J. Preston, 米
M. Kai, 日		C. Streffer, 独
C-M. Larsson, 濠		E. Vañó, 西
D. Laurier, 仏		

†科学秘書官は、1988 年以降正式なメンバーではないが、主委員会に欠くことのできない役割である。

最後に、意見募集の過程で本刊行物の草稿についてコメントを寄せていただいたすべての組織と人々に感謝する。

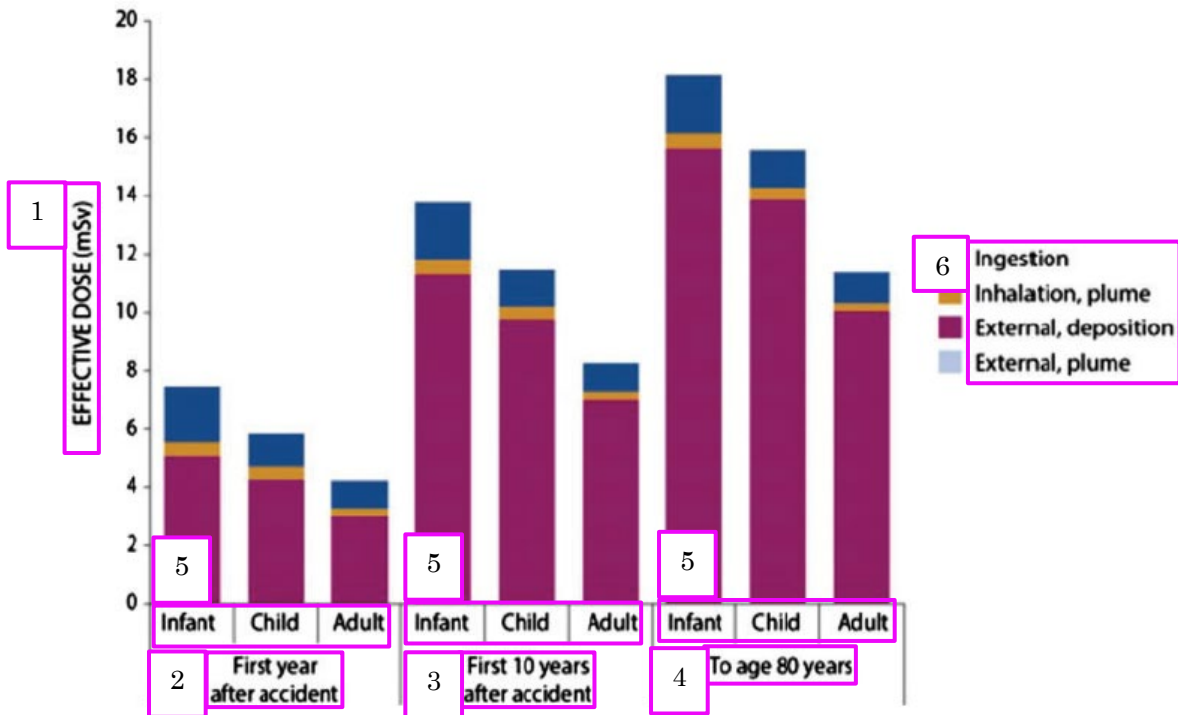


図 1.1 福島市に住む成人，小児，乳幼児の地区平均実効線量推定値（UNSCEAR, 2013）（原子放射線の影響に関する国連科学委員会の許可を得て複製）

注：外部プルームの寄与は小さすぎるためグラフでは示されていない。

1. 実効線量 (mSv)
2. 事故後 1 年目
3. 事故後 10 年間
4. 80 歳まで
5. 乳幼児 小児 成人
6. 経口摂取
吸入，プルーム
外部，沈着
外部，プルーム

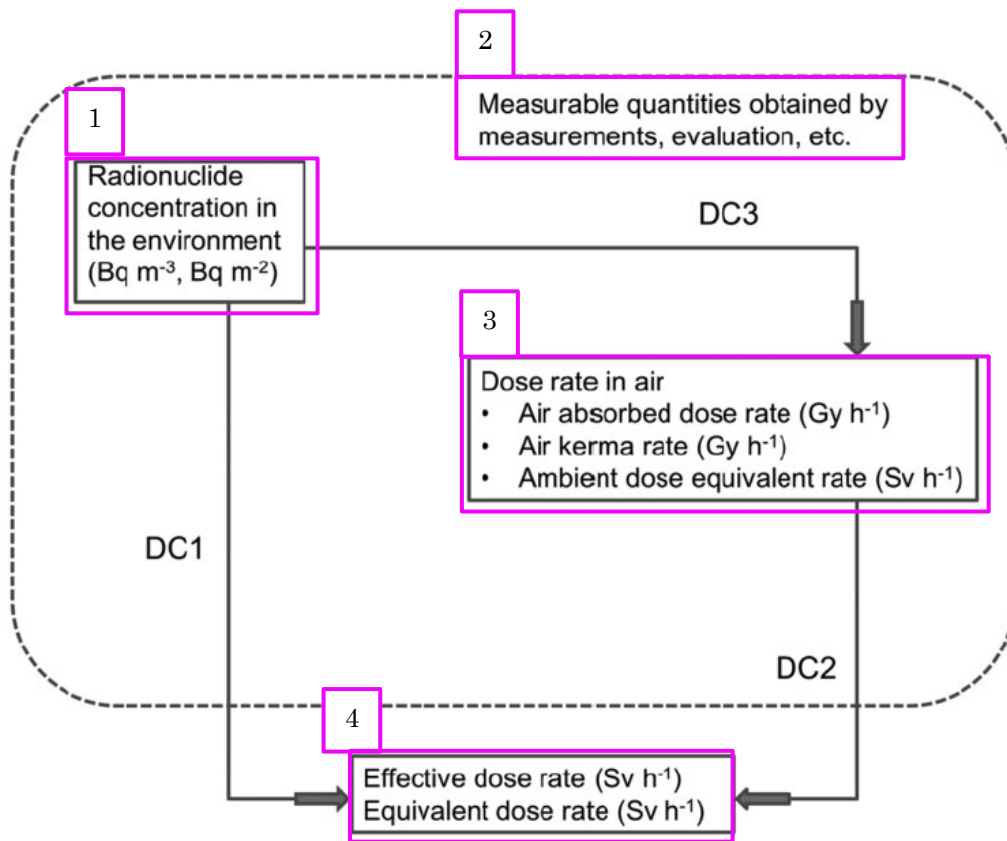


図 2.1 環境中の実効線量率および臓器等価線量率の評価の概略図
2 章で説明したように、DC1、DC2、DC3 は、線量評価の様々な手法を示す。

1. 環境中の放射性核種濃度 (Bq m^{-3} , Bq m^{-2})
2. 測定、評価等により得られる測定可能な量
3. 空気中の線量率
 - 空気吸収線量率 (Gy h^{-1})
 - 空気カーマ率 (Gy h^{-1})
 - 周辺線量当量率 (Sv h^{-1})
4. 実効線量率 (Sv h^{-1})
等価線量率 (Sv h^{-1})

表 3.1 国際放射線防護委員会の放射線加重係数
*ICRP, 2007

放射線タイプ	放射線加重係数, w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
α 粒子, 核分裂片, 重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの連続関数 Publication 103*の式 (4.3) 参照

表 3.2 国際放射線防護委員会の組織加重係数 (ICRP, 2007)

組織	w_T	Σw_T
骨髄, 乳房, 結腸, 肺, 胃, 残りの組織*	0.12	0.72
生殖腺	0.08	0.08
膀胱, 食道, 肝臓, 甲状腺	0.04	0.16
骨表面, 脳, 唾液腺, 皮膚	0.01	0.04

*残りの組織: 副腎, 気道の胸郭外領域, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口腔粘膜, 膵臓, 前立腺 (男性), 小腸, 脾臓, 胸腺, および子宮/子宮頸部 (女性)。



図 4.1 成人男性 (右) および成人女性 (左) のコンピュータファントムの画像 (ICRP, 2009a)
乳房, 結腸, 眼, 肺, 肝臓, 膵臓, 唾液腺, 小腸, 胃, 甲状腺および膀胱, 精巣, 歯は様々な表面色により識別することができる。筋肉および脂肪組織は半透明である。

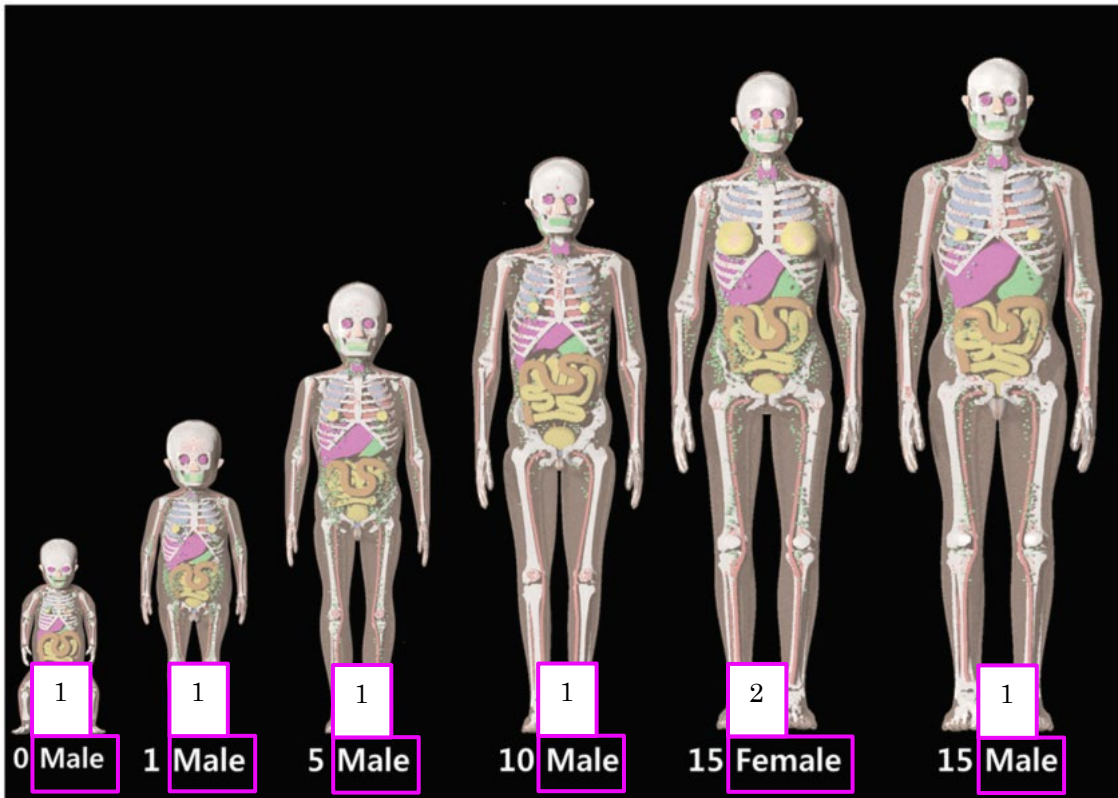


図 4.2 国際放射線防護委員会の標準小児ファントムシリーズ (ICRP, 2020)
 新生児, 1 歳, 5 歳, 10 歳の男性と女性は, 生殖腺を除いて解剖学的に同一である。

1. 男性
2. 女性

表 4.1. 国際放射線防護委員会の小児コンピュータファントムシリーズのボクセル分解能, ボクセル数, および総マトリクスサイズ

ファントム	分解能 (cm)			配列サイズ			マトリクスサイズ (百万)
	x	y	z	x	y	z	
新生児 (女性)	0.0663	0.0663	0.0663	350	215	720	54.2
新生児 (男性)	0.0663	0.0663	0.0663	350	215	720	54.2
1 歳児 (女性)	0.0663	0.0663	0.1400	396	253	550	55.1
1 歳児 (男性)	0.0663	0.0663	0.1400	396	253	550	55.1
5 歳児 (女性)	0.0850	0.0850	0.1928	424	235	576	57.4
5 歳児 (男性)	0.0850	0.0850	0.1928	424	235	576	57.4
10 歳児 (女性)	0.0990	0.0990	0.2425	432	226	580	56.6
10 歳児 (男性)	0.0990	0.0990	0.2425	432	226	580	56.6
15 歳児 (女性)	0.1200	0.1200	0.2828	408	242	574	56.7
15 歳児 (男性)	0.1250	0.1250	0.2832	416	230	590	56.5

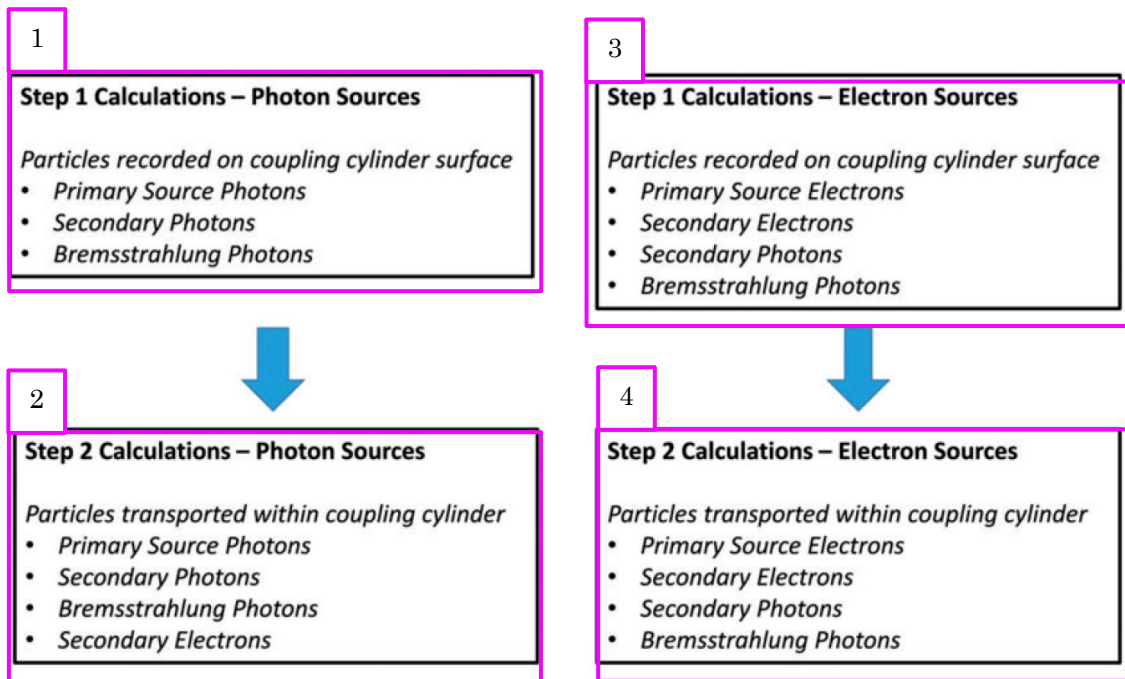


図 5.1 ステップ 1 とステップ 2 の計算の間の粒子輸送の概略図

1. ステップ 1 の計算：光子線源
結合円柱表面に記録された粒子
- 一次線源光子
 - 二次光子
 - 制動放射光子

2. ステップ 2 の計算：光子線源
結合円柱内で輸送された粒子
- 一次線源光子
 - 二次光子
 - 制動放射光子
 - 二次電子

3. ステップ 1 の計算：電子線源
結合円柱表面に記録された粒子
- 一次線源電子
 - 二次電子
 - 二次光子
 - 制動放射光子

4. ステップ 2 の計算：電子線源
結合円柱内で輸送された粒子
- 一次線源電子
 - 二次電子
 - 二次光子
 - 制動放射光子

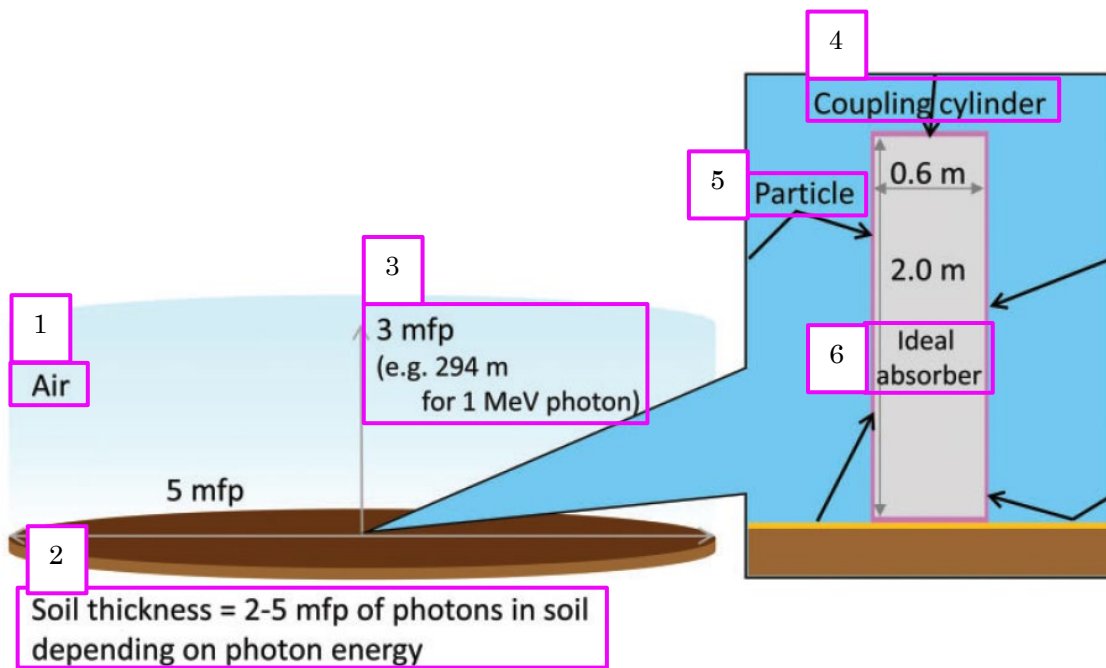


図 5.2 土壤汚染による環境場を模擬したジオメトリの概略図
mfp は平均自由行程を意味する。

1. 空気
2. 土壌の厚さ = 光子エネルギーに依存する土壌中の光子の 2~5mfp
3. 3 mfp (1 MeV の光子の場合は 294 m など)
4. 結合円柱
5. 粒子
6. 理想的な吸収体

表 5.1 空気 (Berger et al., 2005) および土壌 (ICRU, 1994) の密度と元素組成

物質	密度 (g cm^{-3})	元素組成 (wt%)							
		H	C	N	O	Al	Si	Ar	Fe
空気	1.2×10^{-3}	—	1.0×10^{-2}	75.53	23.18	—	—	1.28	—
土壌	1.0	2.20	—	—	57.50	8.50	26.20	—	5.60

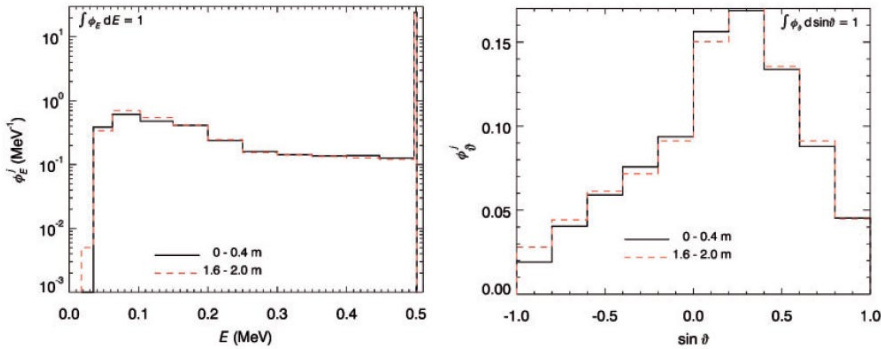


図 5.3 深さ 0.2 mfp の土壌中の等方無限線源のエネルギー (左) と角度 (右) 分布で, 異なる高さ範囲での 0.5 MeV の単エネルギー光子放射

左: y 軸は, エネルギービンあたりの光子数を, 示されたスペクトル内の全光子数とエネルギービンサイズで割ったものを示す (単位は MeV^{-1})。

右: y 軸は, 示された 2 つの高さ範囲での正弦角度あたりの光子数を示す。

それぞれの分布を結合円柱に記録された光子の総数に正規化した。これらの分布をそれぞれの総分布 (Φ) と区別するために, 上付き文字 j で示されている。

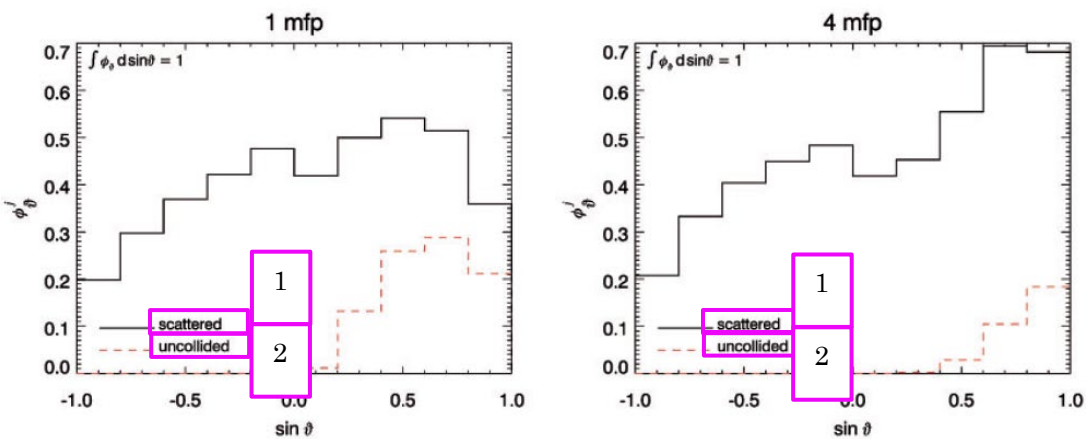


図 5.4 1 MeV の単エネルギー光子を放射する, 深さ 1 mfp (左) と 4 mfp (右) の土壌中の等方無限線源の散乱光子と非衝突光子 (すべての高さにわたって要約) の角度分布

y 軸は, サイン角度あたりの光子数を示す。これらの分布をそれぞれの総分布 (Φ) から区別するために, 上付き文字 j で示される。分布は, 光子の総数に対して正規化される。

1. 散乱
2. 非衝突

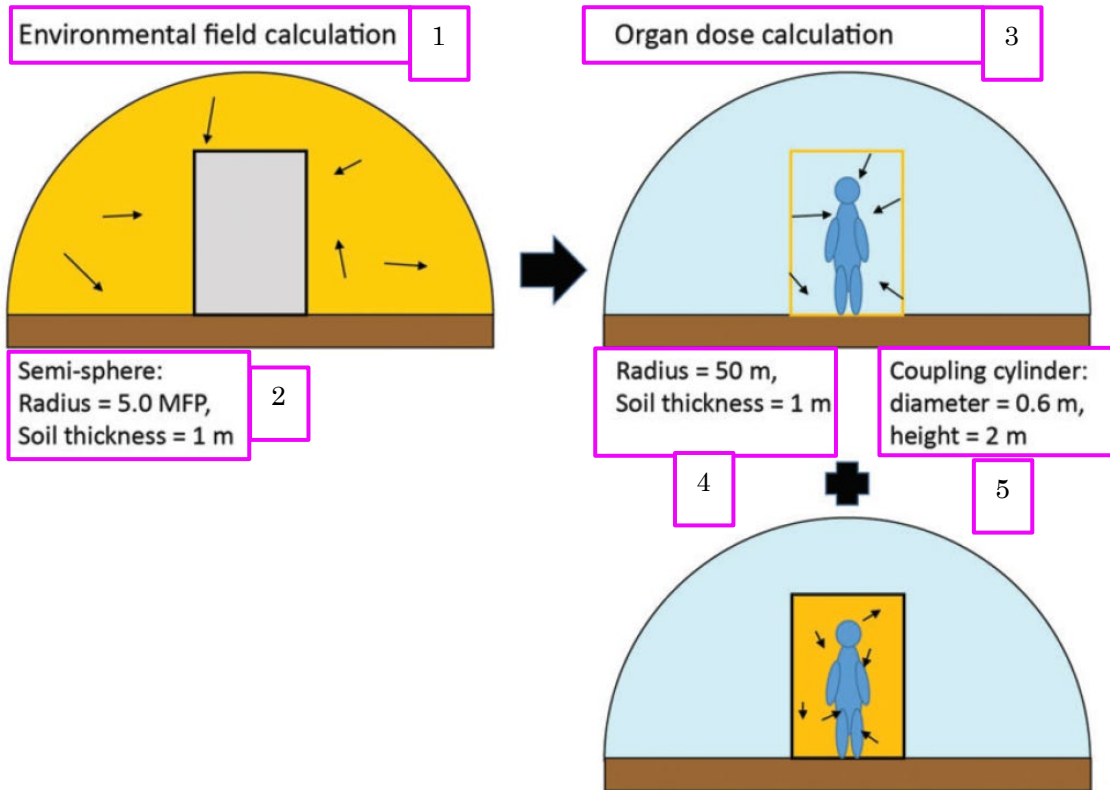
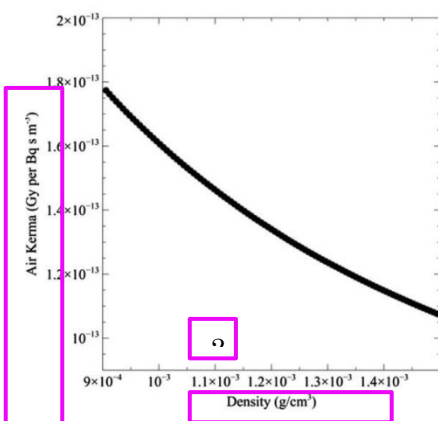


図 5.5 汚染空気中のサブマージョンを模擬したジオメトリの概略図
 黄色の部分は線源領域（左側）を示す。臓器等価線量の計算（右側）では、結合円柱内の媒体は空気である。電子被ばくでは、粒子は円柱の表面（右上）からだけでなく、円柱の内部（右下）からも生じる。光子については、大気中の光子の平均自由行程が長く、円柱内の線源が臓器等価線量の計算結果に大きく寄与しないためこれは必要ない。

- | | |
|---------------------------|---------------------------|
| 1. 環境場の計算 | 4. 半径 = 50 m, 土壌の厚さ = 1 m |
| 2. 半球: | 5. 結合円柱: |
| 半径 = 5.0 mfp, 土壌の厚さ = 1 m | 直径 = 0.6 m, 高さ = 2 m |
| 3. 臓器線量の計算 | |



1.6 1 MeV の光子の空気密度に応じた空気カーマ (Bellamy et al., 2019)

1. 空気カーマ (Gy/Bq s m⁻³)
2. 密度 (g/cm³)

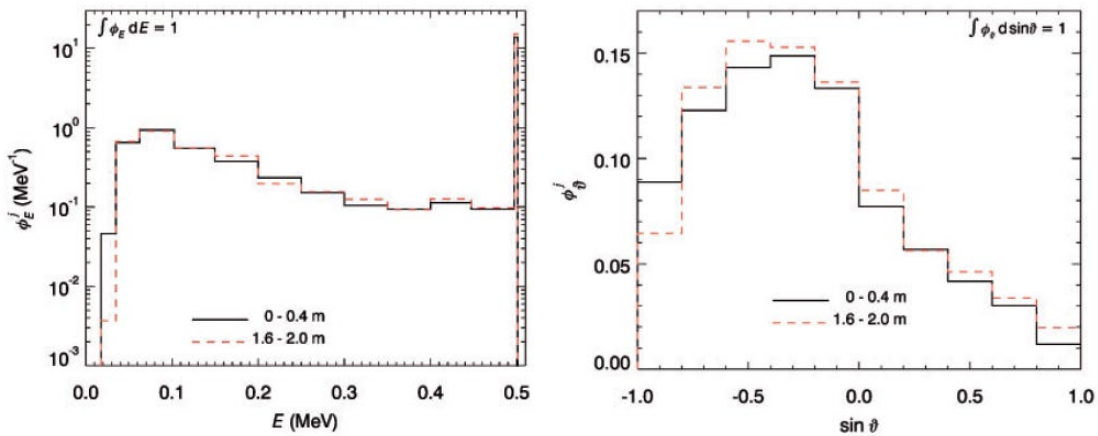


図 5.7 0.5 MeV の単一エネルギー光子を放射する空気中の半無限線源のエネルギー（左）と角度（右）分布
 左：y 軸は、エネルギービンあたりの光子数、示されたスペクトル内の全光子数とエネルギービンサイズで割ったものを示す（単位は MeV）。
 右：y 軸は、示された高さ範囲でのサイン角度あたりの光子数を示す。これらの分布をすべての高さ（ Φ ）についてそれぞれのスペクトルから区別するために、上付き文字 j で示されている。

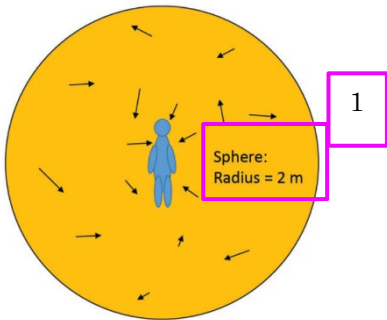


図 5.8 水中イメージジョンの概略図
 球体は、ファントムの 3 つの軸の真ん中の点を中心とする。

1. 球体：半径 = 2 m

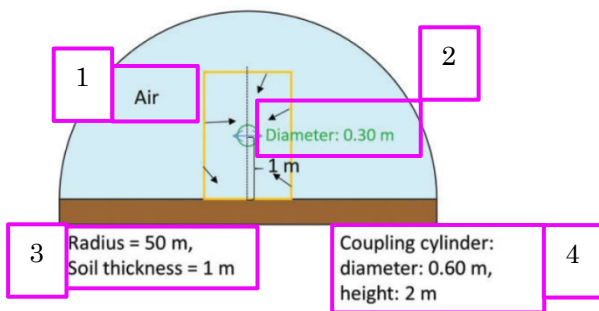


図 5.9 空気カーマと周辺線量当量の計算の概略図

1. 空気
2. 直径
3. 半径 = 50 m, 土壌の厚さ = 1 m
4. 結合円柱：
直径：0.60 m, 高さ：2 m

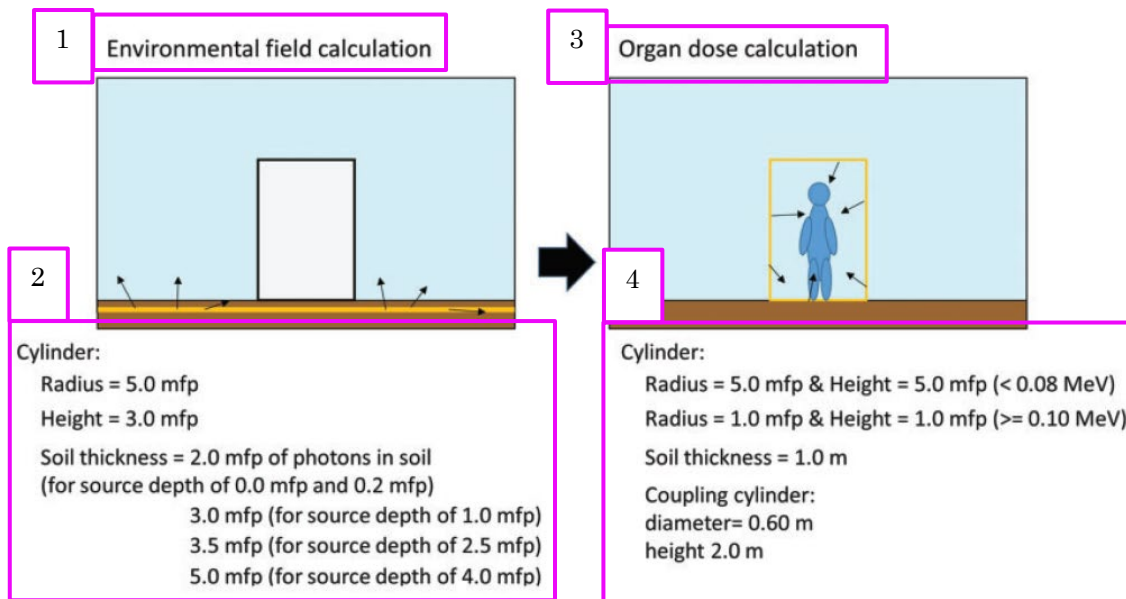


図 6.1. 土壌汚染を模擬したジオメトリの概略図
 左側の図は計算のステップ 1 を、右側の図はステップ 2 を表す。mfp は平均自由行程を意味する。

1. 環境場の計算

2. 円柱 :

半径 = 5.0 mfp

高さ = 3.0 mfp

土壌の厚さ = 土壌中の 2.0 mfp の光子
 (0.0 mfp と 0.2 mfp の線源深さ)

3.0 mfp (1.0 mfp の線源深さの場合)

3.5 mfp (2.5 mfp の線源深さの場合)

5.0 mfp (4.0 mfp の線源深さの場合)

3. 臓器線量の計算

4. 円柱 :

半径 = 5.0 mfp, 高さ = 5.0 mfp (<0.08MeV)

半径 = 1.0 mfp, 高さ = 1.0 mfp (>=0.10MeV)

土壌の厚さ = 1.0 m

結合円柱 :

直径 = 0.60 m

高さ 2.0 m

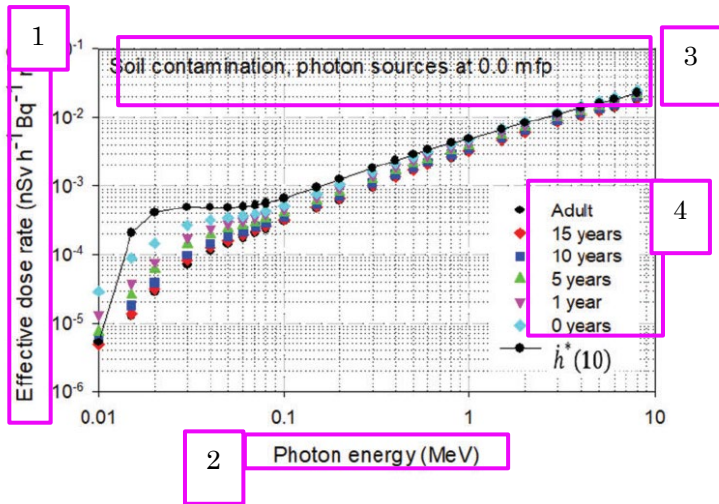


図 6.2 地面の面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)$ mfp は平均自由行程を意味する。

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.0 mfp での光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

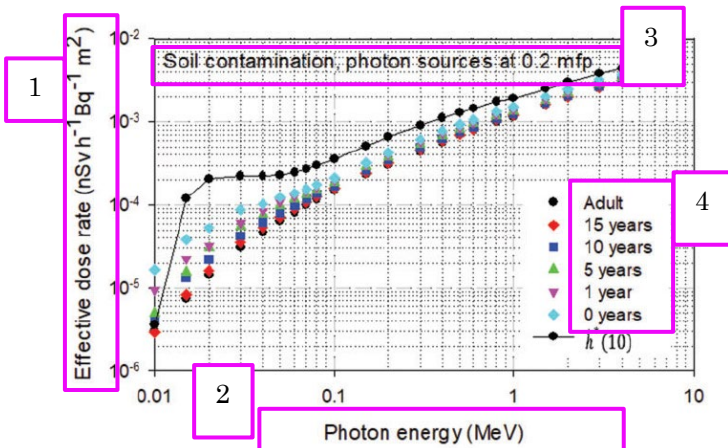


図 6.3 土壌中の 0.2 mfp (平均自由行程) の深さで分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)$

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.2 mfp での光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

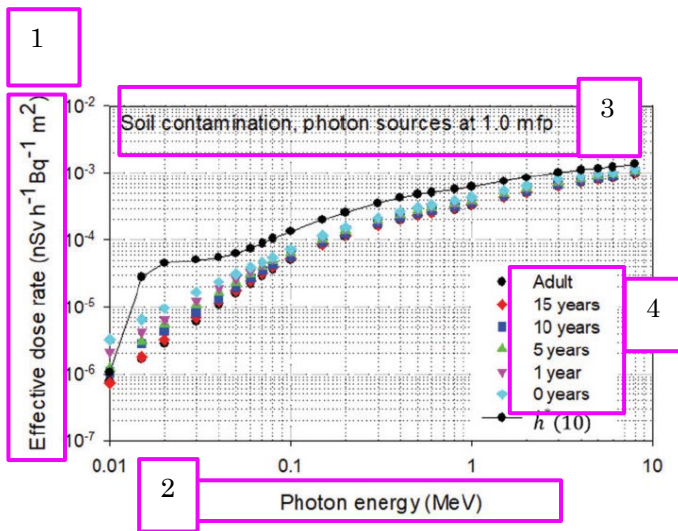


図 6.4 土壌中の深さ 1 mfp (平均自由行程) に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)$

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 1.0 mfp での光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

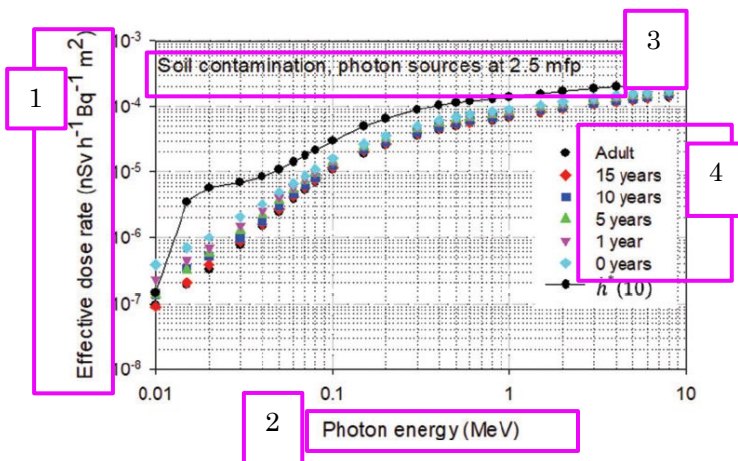


図 6.5 土壌中の深さ 2.5 mfp (平均自由行程) に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)$

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 2.5 mfp での光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

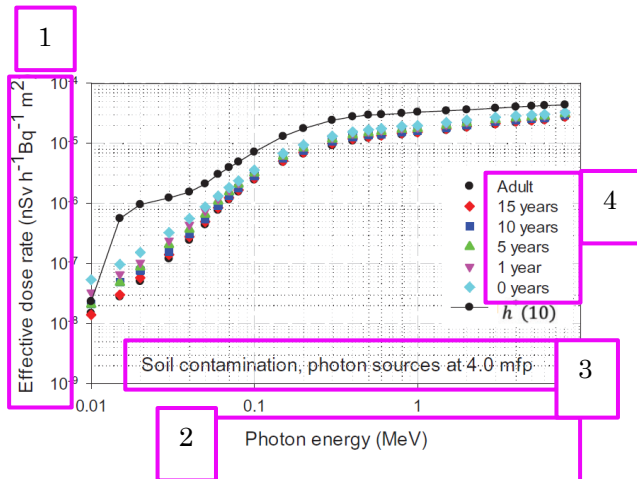


図 6.6 土壌中の深さ 4 mfp (平均自由行程) に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $h^*(10)$

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 4.0 mfp での光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

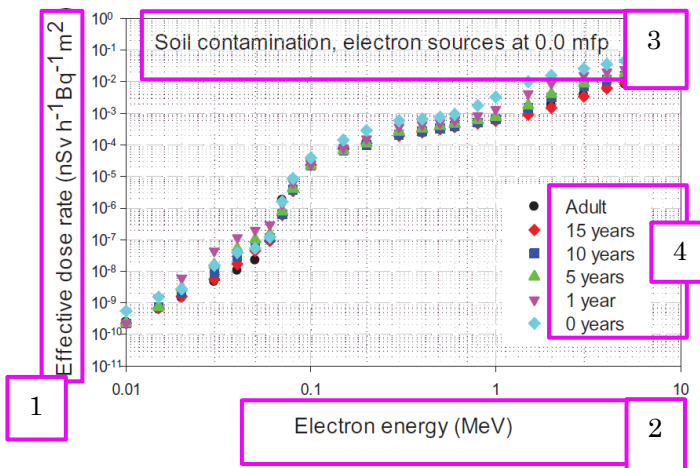


図 6.7 地面の面線源として地表面に分布した単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数。mfp は平均自由行程を意味する

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.0 mfp での電子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

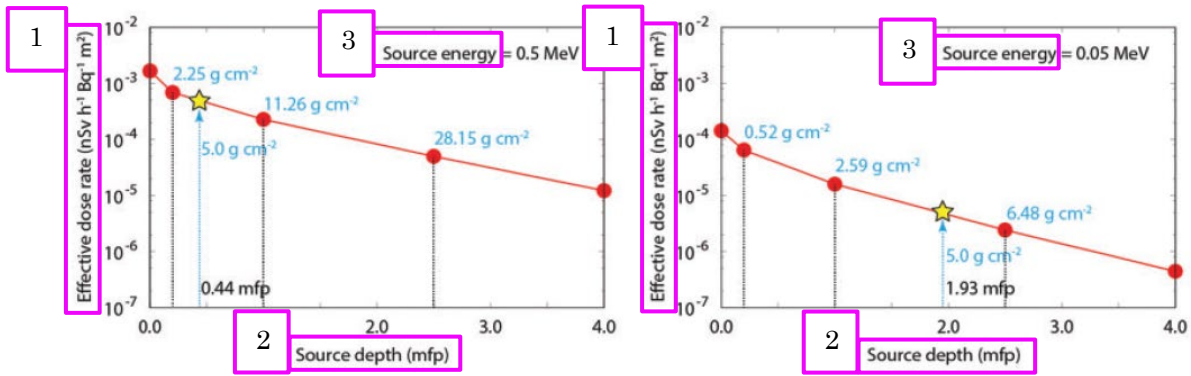


図 6.8 0.5 および 0.05 MeV の線源エネルギーを持つ光子の土壤中の平均自由行程 (mfp) に応じた成人の実効線量率係数

丸印は明確に計算が行われた深さを示す。星印は、内挿によって評価された深さ 5 g cm⁻²の実効線量率を示す。

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 線源深さ (mfp)
3. 線源エネルギー

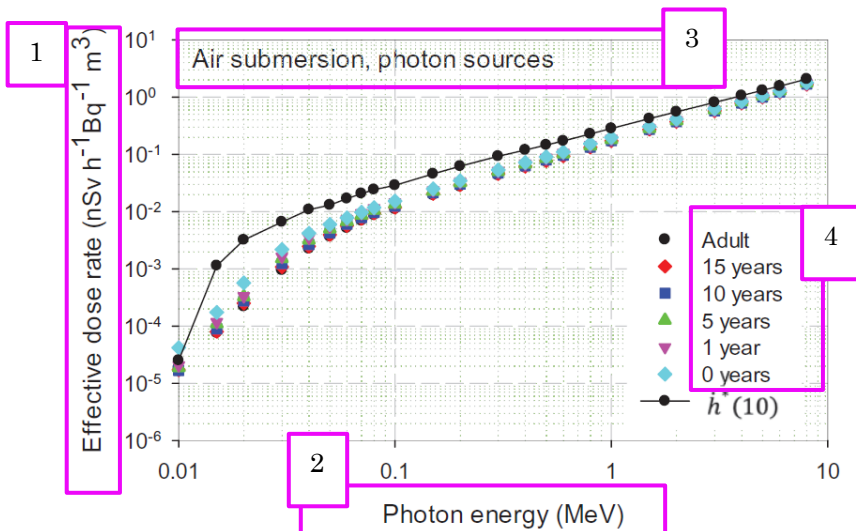


図 6.9 大気中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での周辺線量当量率係数 $h^*(10)$

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m³)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 空気中サブマージョン, 光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

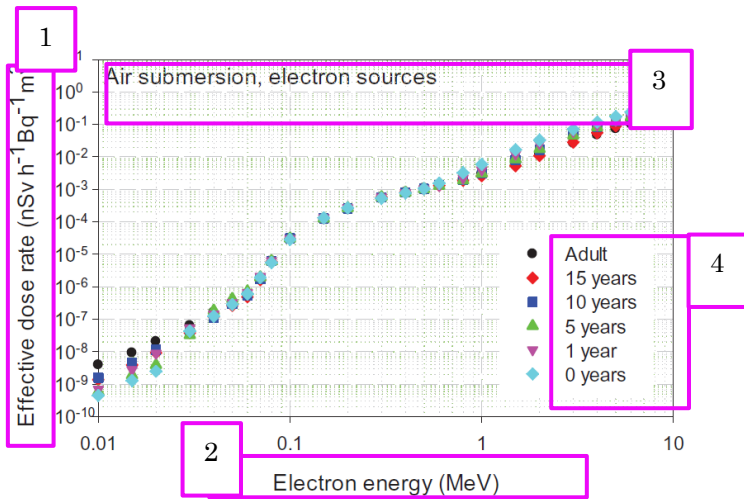


図 6.10 大氣中に均一に分布した単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数

1. 実効線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 空气中サブマージョン, 電子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

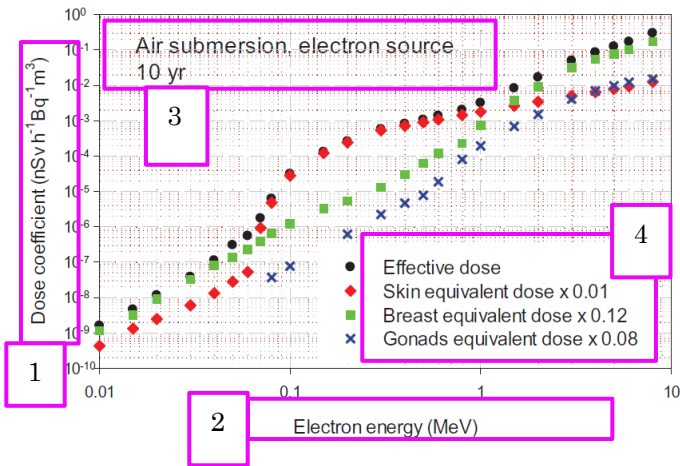


図 6.11 10 歳児ファントムにおける大氣中に均一に分布した単一エネルギー電子に対する実効線量率係数, 皮膚, 乳房および生殖腺の等価線量率係数の比較
比較のため, 皮膚, 乳房, 生殖腺の線量率にそれぞれの組織加重係数を乗じた。

1. 線量係数 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 空气中サブマージョン, 電子線源
4. 実効線量
皮膚等価線量 $\times 0.01$
乳房等価線量 $\times 0.12$
生殖腺等価線量 $\times 0.08$

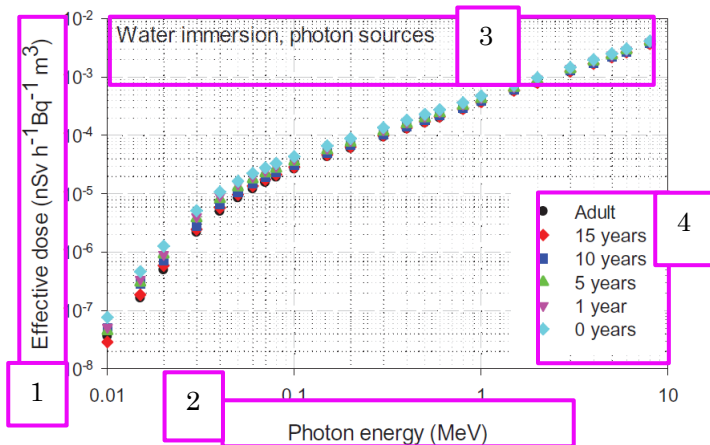


図 6.12 水中に均一に分布した（すなわち水中イマージョン）単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m³)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 水中イマージョン, 光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

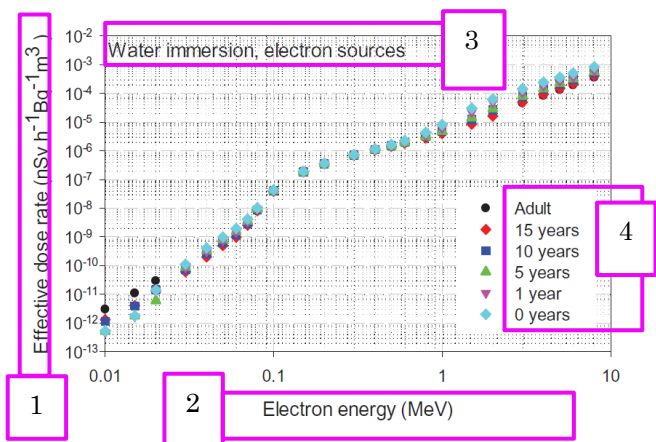


図 6.13 水中に均一に分布した（すなわち水中イマージョン）単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m³)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 水中イマージョン, 電子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

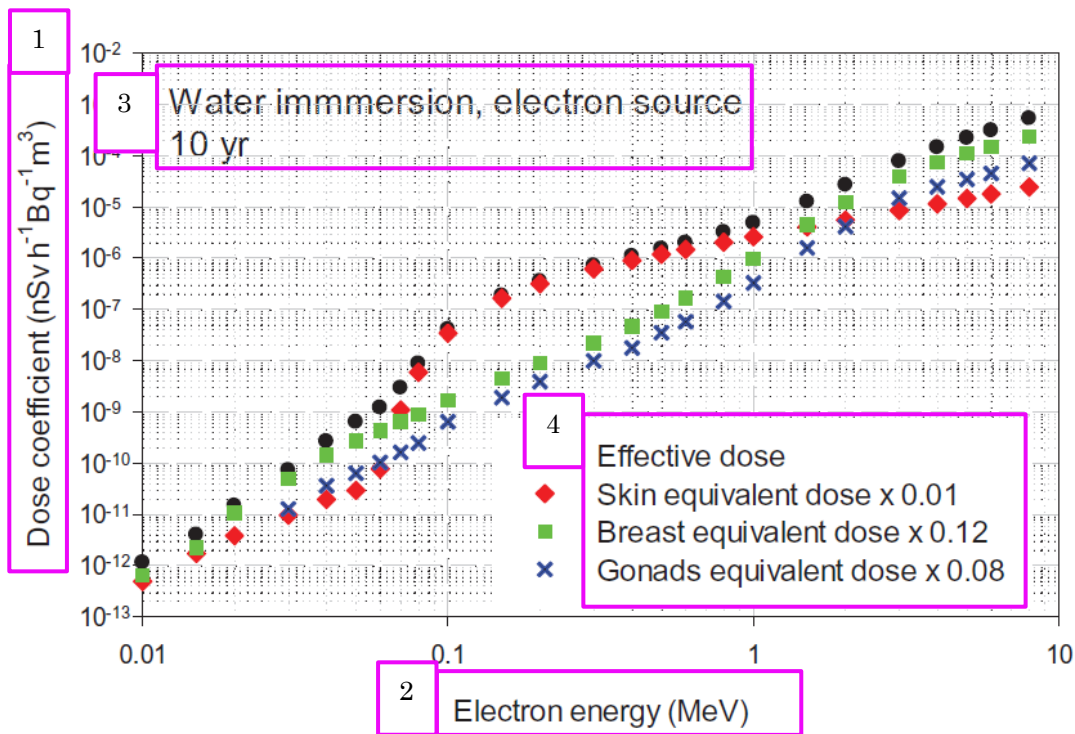


図 6.14 10 歳児ファントムにおける水中に均一に分布した（すなわち水中イマージョン）単エネルギー電子に対する実効線量率係数，皮膚，乳房および生殖腺等価線量率係数の比較
比較のため，皮膚，乳房，生殖腺の線量率にそれぞれの組織加重係数を乗じた。

1. 線量係数 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m³)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 水中イマージョン，電子線源 10 歳児
4. 実効線量
 - 皮膚等価線量×0.01
 - 乳房等価線量×0.12
 - 生殖腺等価線量×0.08

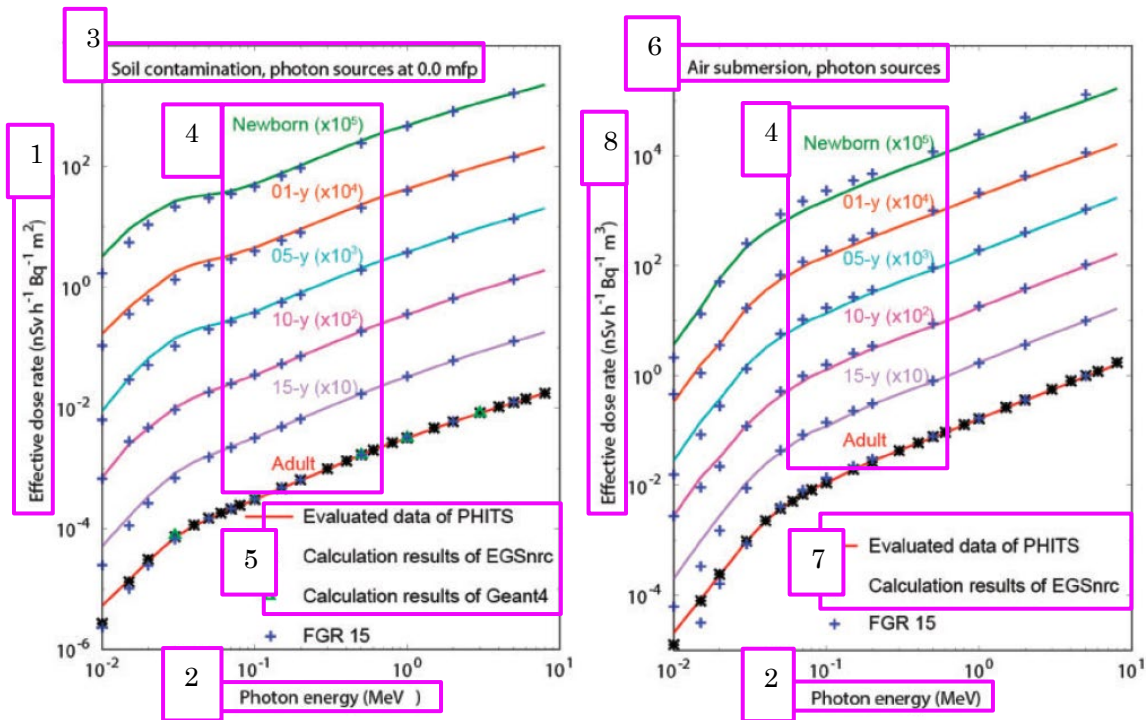


図 6.15 さまざまな計算機とコードによって推定された、光子の地面の面線源（左）と空气中サブマージョン（右）の実効線量率係数

PHITS データセットには、平滑化後のデータが表示される。見やすさのため、 $10 \sim 10^5$ の倍数で乗じてプロットした。mfp は平均自由行程を意味する。

米国環境保護庁連邦指針レポート No.15 (FGR 15) (Bellamy, et al., 2019)

- | | |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> 1. 実効線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$) 2. 光子エネルギー (MeV) 3. 土壌汚染, 0.0 mfp での光子線源 4. 新生児 ($\times 10^5$) 01 歳児 ($\times 10^4$) 05 歳児 ($\times 10^3$) 10 歳児 ($\times 10^2$) 15 歳児 ($\times 10$) 成人 | <ul style="list-style-type: none"> 5. PHITS の評価データ EGSnrc の計算結果 Geant4 の計算結果 6. 空气中サブマージョン, 光子線源 7. PHITS の評価データ EGSnrc の計算結果 8. 実効線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$) |
|---|--|

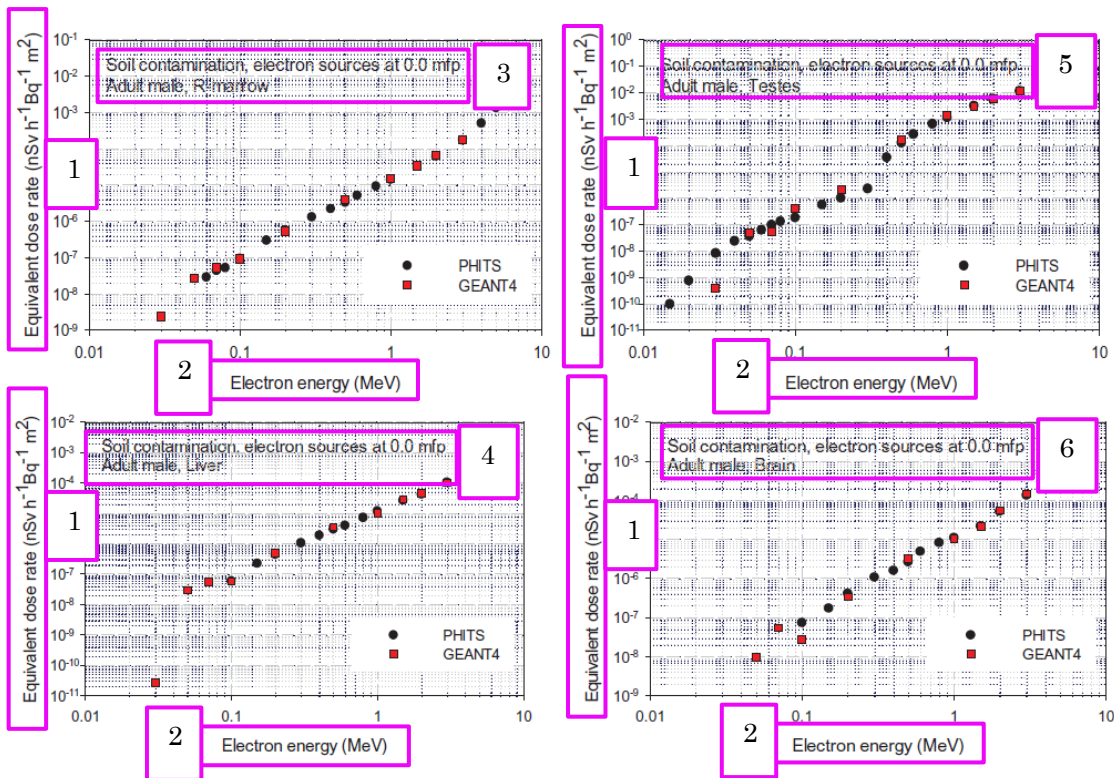


図 6.16 PHITS と GEANT4 コードで計算した、電子を放出する地面の面線源の成人男性ファントムの赤色骨髄、精巣、肝臓、脳臓の臓器等価線量率係数 mfp は平均自由行程を意味する。

1. 等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.0 mfp での電子線源
成人男性, 赤色骨髄
4. 土壌汚染, 0.0 mfp での電子線源
成人男性, 肝臓
5. 土壌汚染, 0.0 mfp での電子線源
成人男性, 精巣
6. 土壌汚染, 0.0 mfp での電子線源
成人男性, 脳

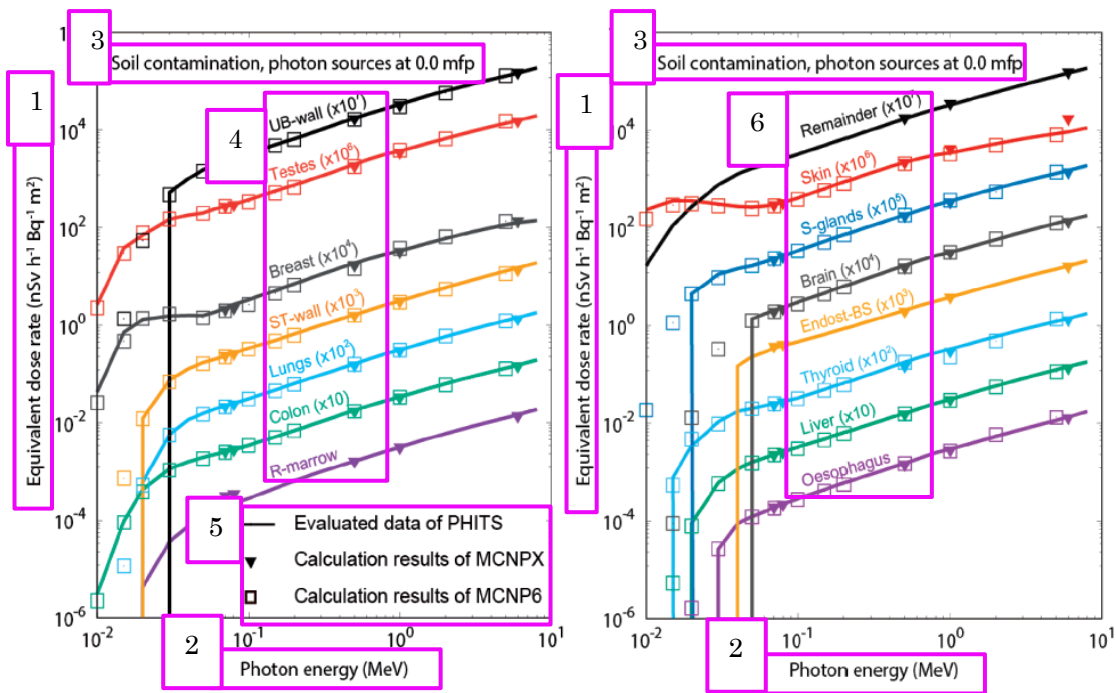


図 6.17 PHITS と MCNP コードで計算した、地面の表面汚染（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数

アスタリスクと四角は、それぞれ韓国原子力安全技術院と英国公衆衛生庁で行われた計算を示す。垂直線は、より低いエネルギーにおけるデータがゼロに設定されたことを示す。mfp は平均自由行程を意味する。

- | | |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> 1. 等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$) 2. 光子エネルギー (MeV) 3. 土壌汚染, 0.0 mfp での光子線源 4. 膀胱壁 ($\times 10^7$) 精巣 ($\times 10^6$) 乳房 ($\times 10^4$) 胃壁 ($\times 10^3$) 肺 ($\times 10^2$) 結腸 ($\times 10$) 赤色骨髄 | <ul style="list-style-type: none"> 5. PHITS の評価データ MCNPX の計算結果 MCNP6 の計算結果 6. 残りの臓器 ($\times 10^7$) 皮膚 ($\times 10^6$) 唾液腺 ($\times 10^5$) 脳 ($\times 10^4$) 50 μm 骨内膜領域 ($\times 10^3$) 甲状腺 ($\times 10^2$) 肝臓 ($\times 10$) 食道 |
|---|--|

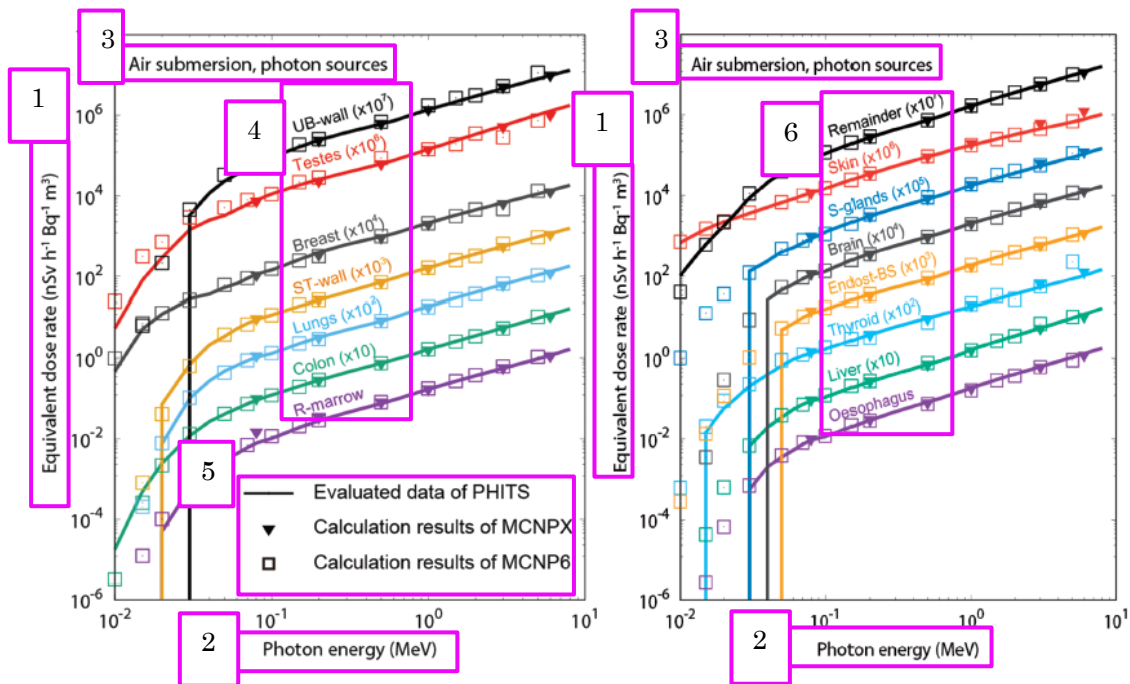


図 6.18 PHITS と MCNP コードで計算した、汚染した空気中のサブマージョン（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数
 アスタリスクと四角は、それぞれ韓国原子力安全技術院と英国公衆衛生庁で行われた計算を示す。垂直線は、より低いエネルギーにおけるデータがゼロに設定されたことを示す。

- | | |
|--|--|
| 1. 等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$) | 5. PHITS の評価データ |
| 2. 光子エネルギー (MeV) | MCNPX の計算結果 |
| 3. 空气中サブマージョン, 光子線源 | MCNP6 の計算結果 |
| 4. 膀胱壁 ($\times 10^7$) | 6. 残りの臓器 ($\times 10^7$) |
| 精巣 ($\times 10^6$) | 皮膚 ($\times 10^6$) |
| 乳房 ($\times 10^4$) | 唾液腺 ($\times 10^5$) |
| 胃壁 ($\times 10^3$) | 脳 ($\times 10^4$) |
| 肺 ($\times 10^2$) | 50 μm 骨内膜領域 ($\times 10^3$) |
| 結腸 ($\times 10$) | 甲状腺 ($\times 10^2$) |
| 赤色骨髄 | 肝臓 ($\times 10$) |
| | 食道 |

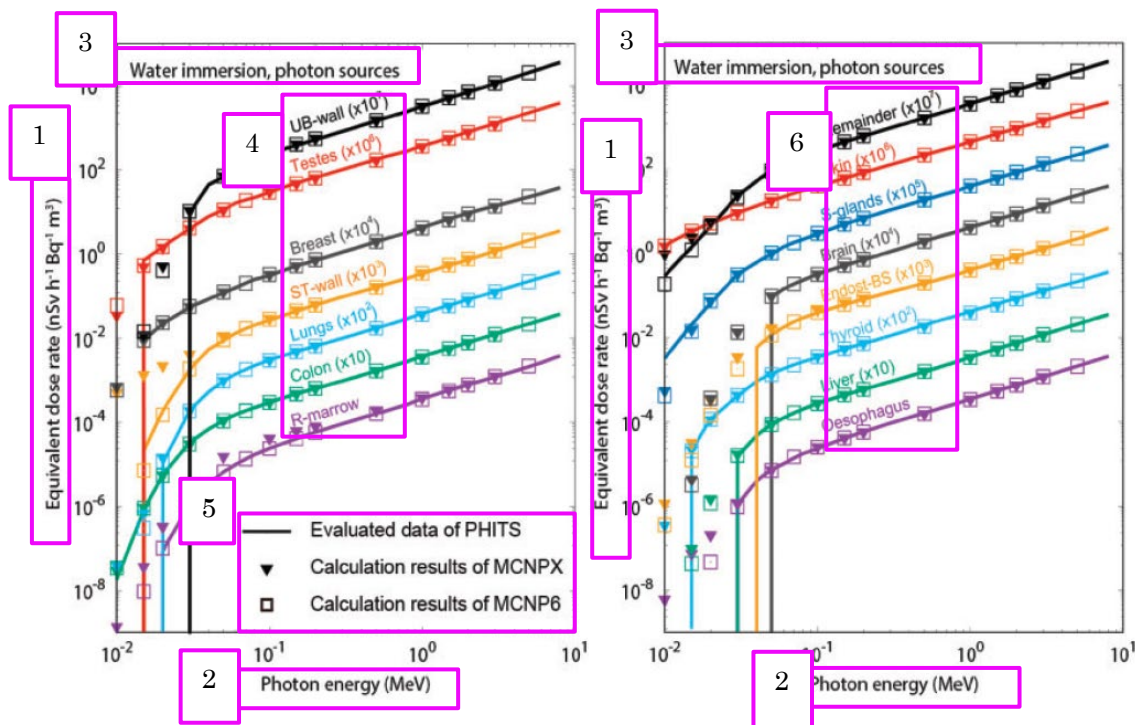


図 6.19 PHITS と MCNP コードで計算した、汚染水中の水中イマージョン（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数
 アスタリスクと四角は、それぞれ韓国原子力安全技術院と英国公衆衛生庁で行われた計算を示す。垂直線は、より低いエネルギーにおけるデータがゼロに設定されたことを示す。

1. 等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 水中イマージョン, 光子線源
4. 膀胱壁 ($\times 10^7$)
 精巣 ($\times 10^6$)
 乳房 ($\times 10^4$)
 胃壁 ($\times 10^3$)
 肺 ($\times 10^2$)
 結腸 ($\times 10$)
 赤色骨髄
5. PHITS の評価データ
 MCNPX の計算結果
 MCNP6 の計算結果
6. 残りの臓器
 皮膚 ($\times 10^6$)
 唾液腺 ($\times 10^5$)
 脳 ($\times 10^4$)
 $50 \mu\text{m}$ 骨内膜領域 ($\times 10^3$)
 甲状腺 ($\times 10^2$)
 肝臓 ($\times 10$)
 食道

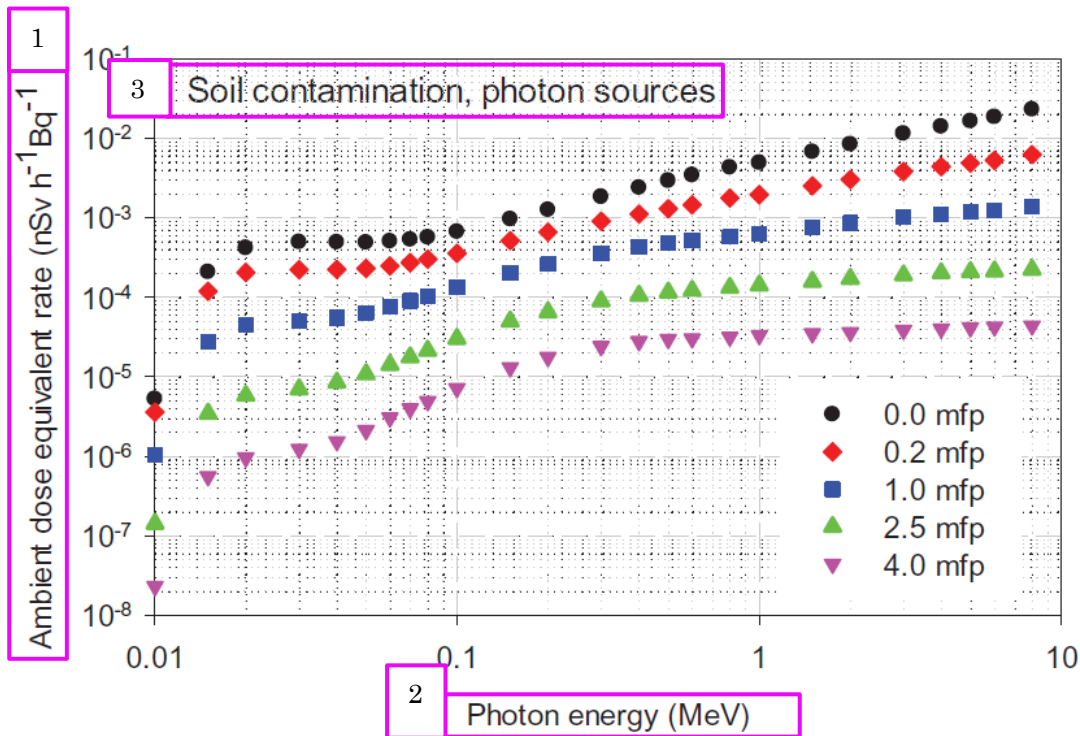


図 6.20 平均自由行程 (mfp) として表される, 土壌中の様々な深さに対する周辺線量当量率
 1. 周辺線量当量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹) 2. 光子エネルギー (MeV)
 3. 土壌汚染, 光子線源

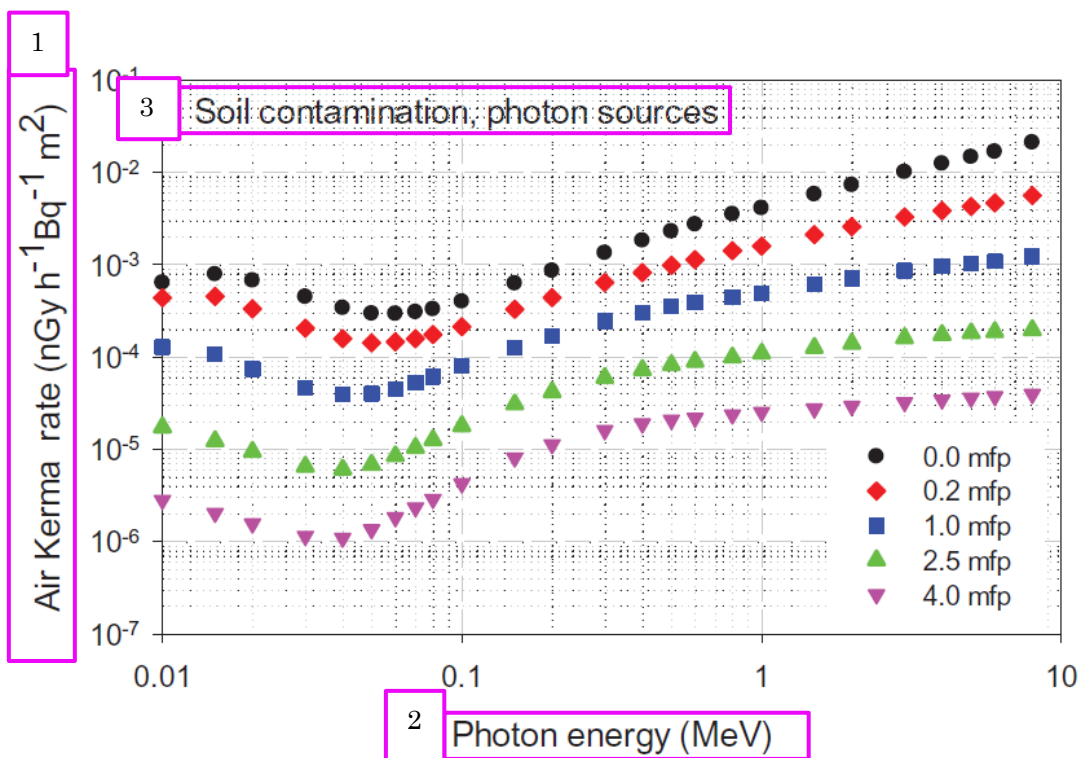


図 6.21 平均自由行程 (mfp) として表される, 土壌中の様々な深さに対する地上 1 m での空気カーマ率
 1. 空気カーマ率 (nSv h⁻¹ Bq⁻²) 2. 光子エネルギー (MeV) 3. 土壌汚染, 光子線源

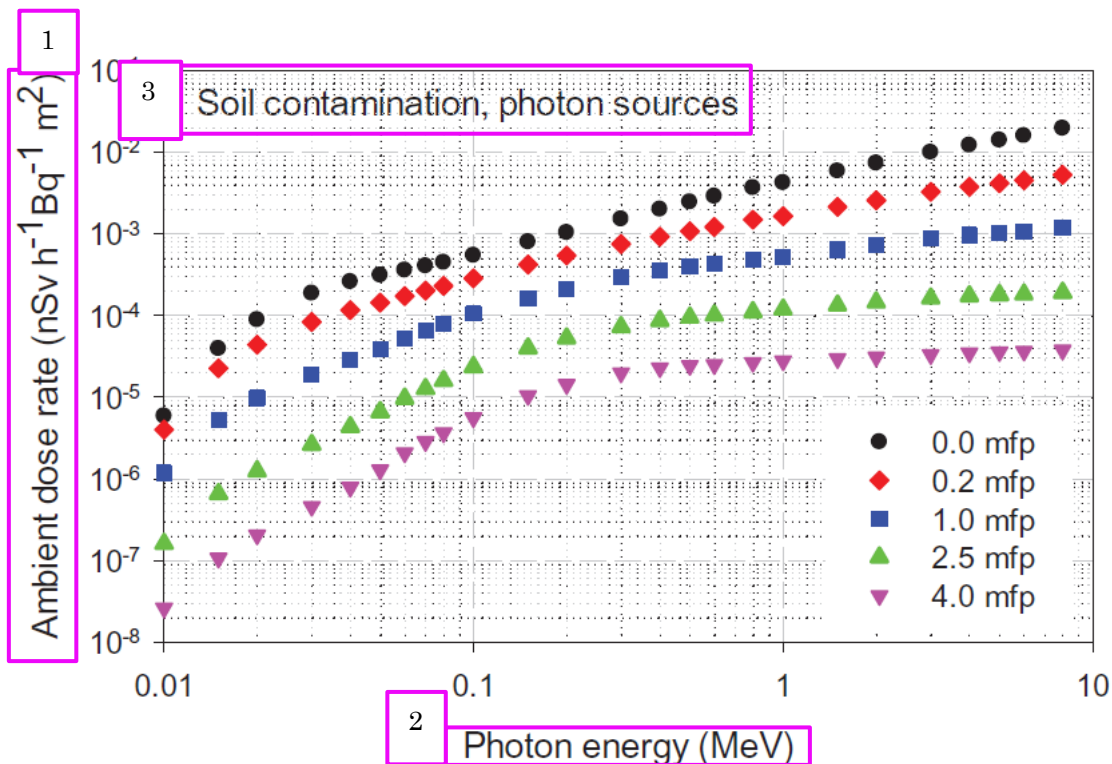


図 6.22 平均自由行程 (mfp) として表される, 土壌中の様々な深さに対する, 国際放射線単位測定委員会 (ICRU, 2020) によって新たに提案された量である周辺線量率

1. 周囲線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻²) 2. 光子エネルギー (MeV) 3. 土壌汚染, 光子線源

表 A.1 土壌中の 0.5g cm⁻²の深さに分布する核種の実効線量率, 周辺線量当量率, および空気カーマ率の係数
周辺線量当量率と空気カーマ率係数は地上 1 m で推定した。

実効線量率							$\dot{h}^*(10)$	\dot{k}_a (nGy h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ²)
(nSv h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ²)								
核種	成人	15 歳児	10 歳児	5 歳児	1 歳児	新生児		

(次ページに続く)

表 A.1 土壌中の 0.5g cm⁻²の深さに分布する核種の実効線量率, 周辺線量当量率, および空気カーマ率の係数
(続き)

表 A.2 空气中サブマージョンにおける実効線量, 周辺線量当量, 空気カーマ率の係数 (空气中の体積線源)
周辺線量当量率と空気カーマ率係数は地上 1 m で推定した。

実効線量率							$\dot{h}^*(10)$	\dot{k}_a (nGy h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ²)
(nSv h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ²)								
核種	成人	15 歳児	10 歳児	5 歳児	1 歳児	新生児		

(次ページに続く)

表 A.2 空气中サブマージョンにおける実効線量, 周辺線量当量, 空気カーマ率の係数 (空气中の体積線源)
(続き)

表 A.3 水中に均一に分布する放射性核種の実効線量率係数 (水中イマージョン)

実効線量率係数 (nSv h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ³)						
核種	成人	15 歳児	10 歳児	5 歳児	1 歳児	新生児

(次ページに続く)

表 A.3 水中に均一に分布する放射性核種の実効線量率係数 (水中イマージョン) (続き)

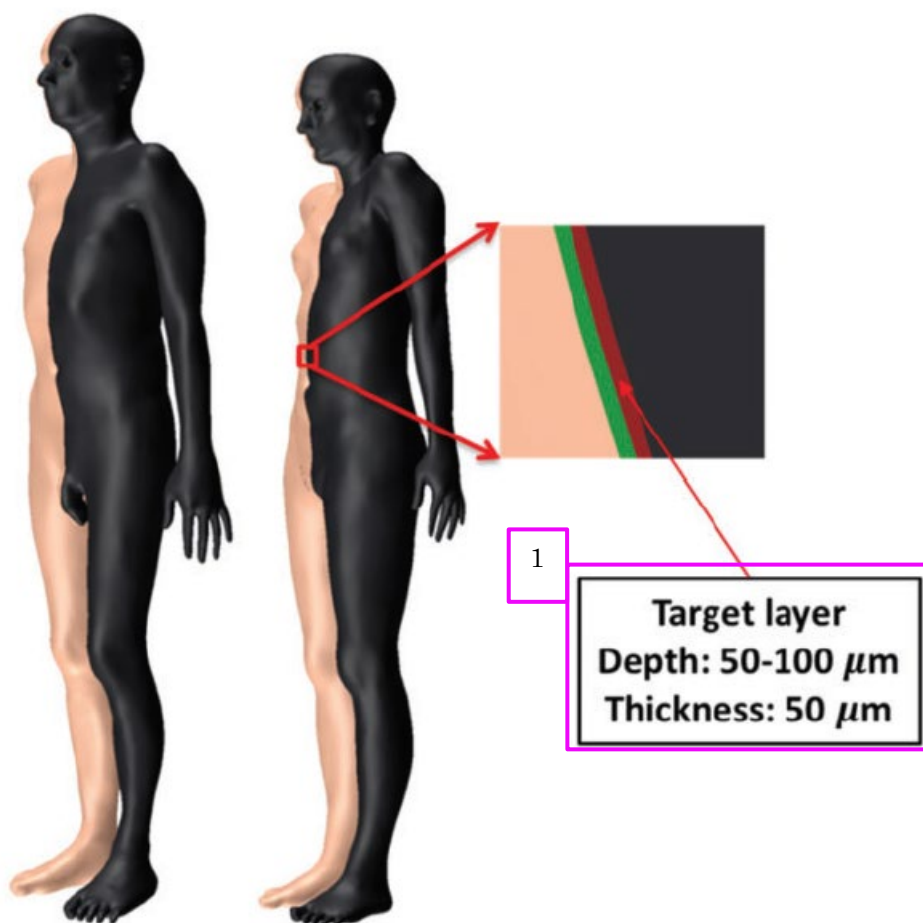


図 C.1 成人男性と女性のポリゴンメッシュ型皮膚モデル。
赤は皮膚の標的感性層を示し、ベージュは外部皮膚表面を示し、黒は最も内側の皮膚表面を示す。外部表面と標的層との間の角質層は、左から見て緑色で表されている。

1. 標的層
深さ: 50~100 μm
厚さ: 50 μm

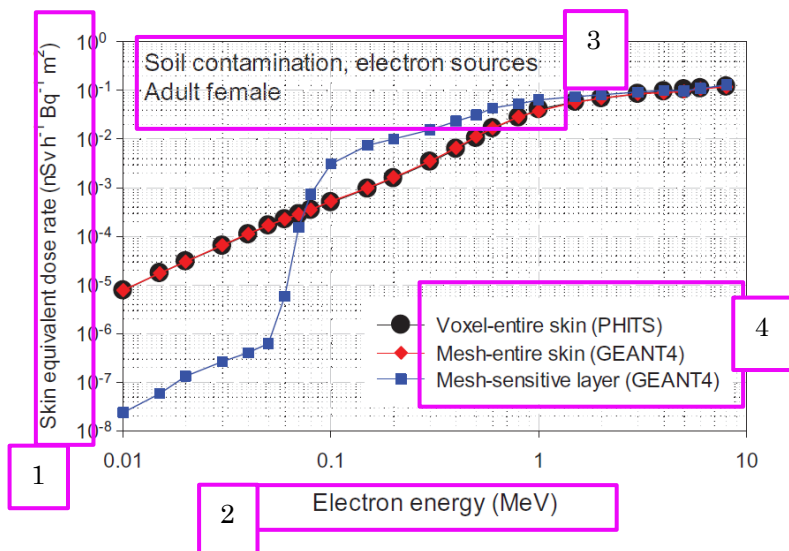


図 C.2 オリジナルの成人ボクセル型ファントムと PHITS コード, および成人ポリゴンメッシュ型ファントムと GEANT4 コードを用いて計算した, 成人女性ファントムの土壌表面汚染に対する皮膚の線量係数

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 電子線源
成人女性
4. ボクセル型—すべての皮膚 (PHITS)
メッシュ型—すべての皮膚 (GEANT4)
メッシュ型—感受性層 (GEANT4)

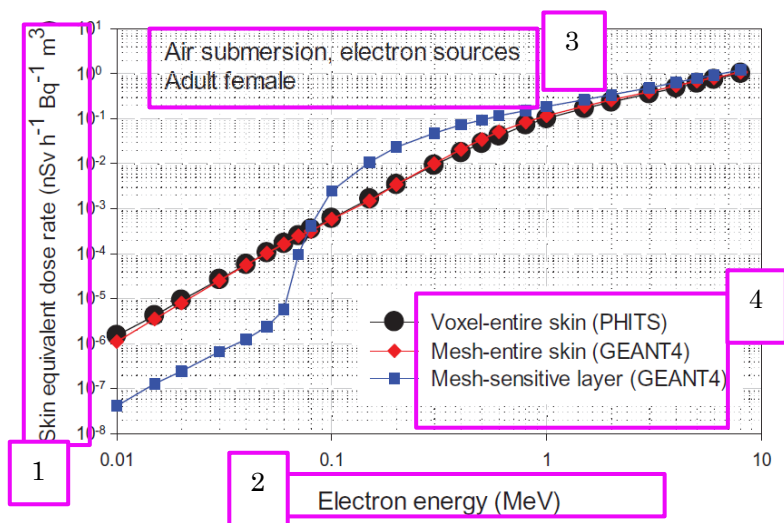


図 C.3 オリジナルの成人ボクセル型ファントムと PHITS コード, および成人のポリゴンメッシュ型ファントムと GEANT4 コードを用いて計算した, 成人女性ファントムの空気中サブマージョンに対する皮膚の線量係数

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 空気中サブマージョン, 電子線源
成人女性
4. ボクセル型—すべての皮膚 (PHITS)
メッシュ型—すべての皮膚 (GEANT4)
メッシュ型—感受性層 (GEANT4)

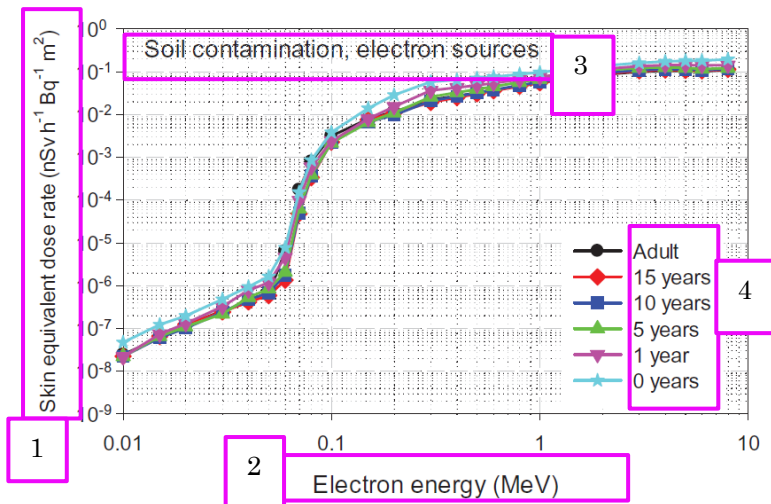


図 C.4 地面の面線源として地表面に分布した単一エネルギー電子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 電子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

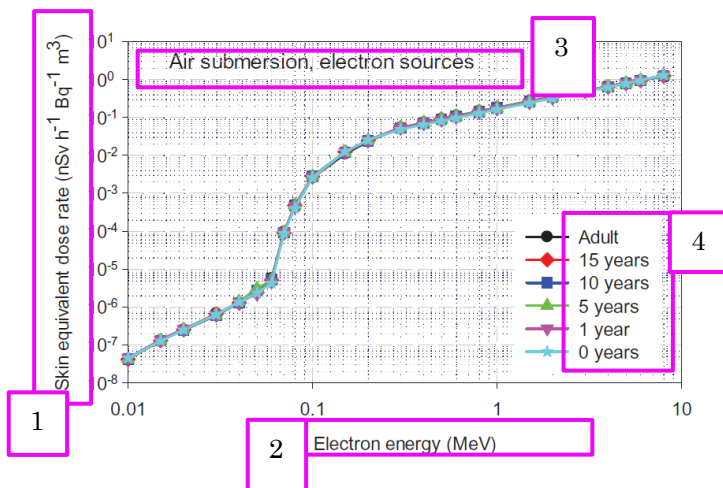


図 C.5 大気中に均一に分布した単一エネルギー線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 空気中サブマージョン, 電子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

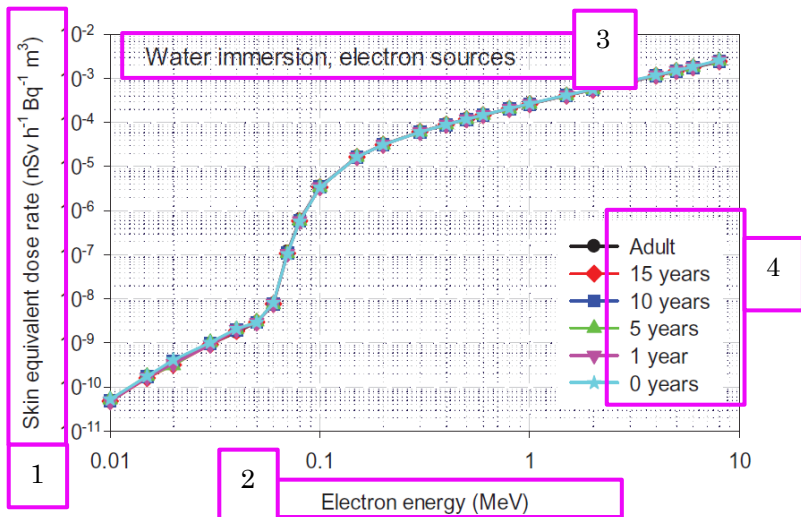


図 C.6 水中に均一に分布した単一エネルギー電子線源（すなわち水中イマージョン）に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚等価線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m³)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 水中イマージョン, 電子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

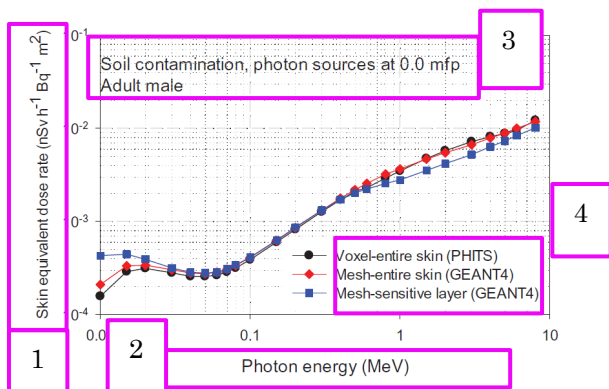


図 C.7 地面の面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数 mfp は自由行程を意味する。

1. 皮膚の等価線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.0 mfp での光子線源
成人男性
4. ボクセル型—すべての皮膚 (PHITS)
メッシュ型—すべての皮膚 (GEANT4)
メッシュ型—感受性層 (GEANT4)

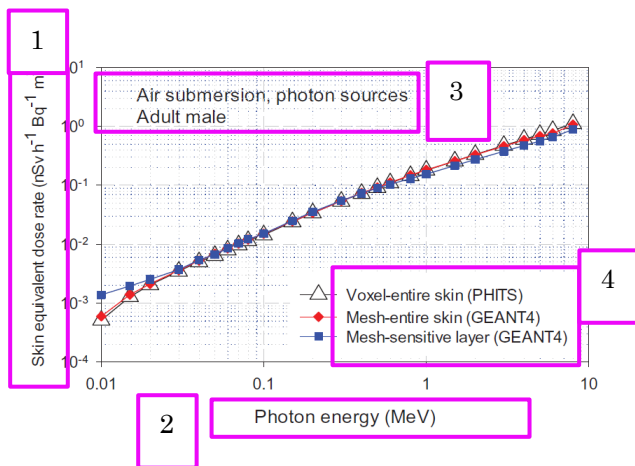


図 C.8 大気中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 空気中サブマージョン, 光子線源
成人男性
4. ボクセル型—すべての皮膚 (PHITS)
メッシュ型—すべての皮膚 (GEANT4)
メッシュ型—感受性層 (GEANT4)

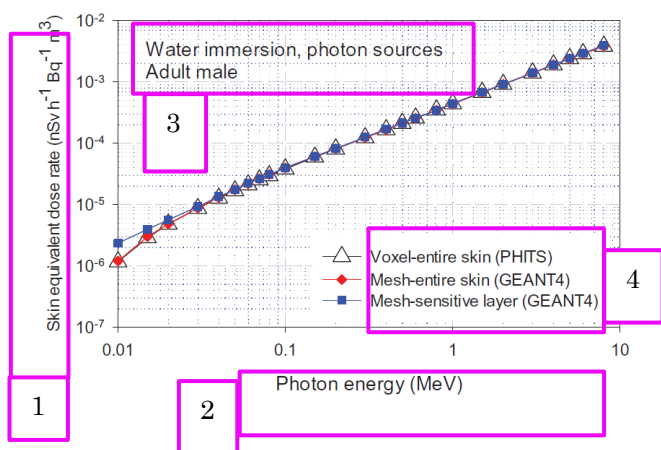


図 C.9 単一エネルギー光子線源および水中イマージョンに対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 水中イマージョン, 光子線源
成人男性
4. ボクセル型—すべての皮膚 (PHITS)
メッシュ型—すべての皮膚 (GEANT4)
メッシュ型—感受性層 (GEANT4)

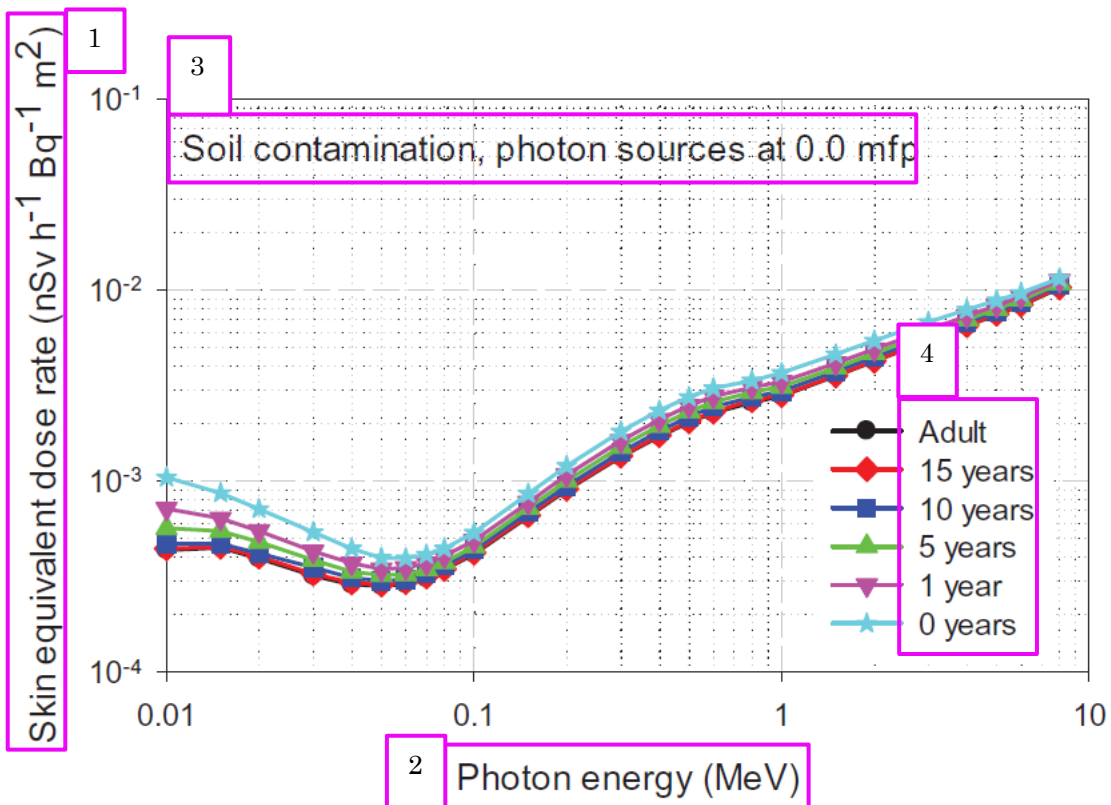


図 C.10 地面の面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数 mfp は自由行程を意味する。

1. 皮膚の等価線量率 ($nSv h^{-1} Bq^{-1} m^2$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.0 mfp での光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

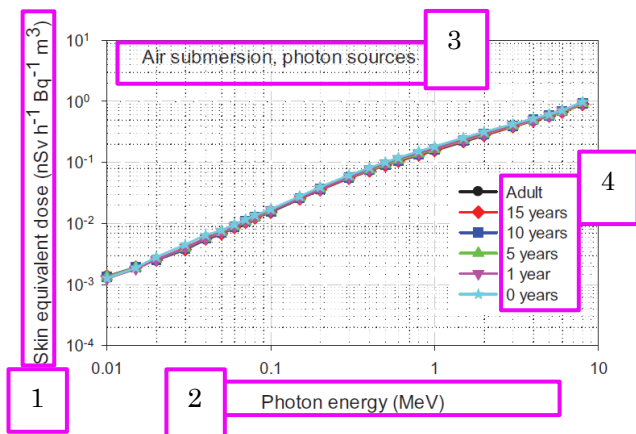


図 C.11 大気中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 空气中サブマージョン, 光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

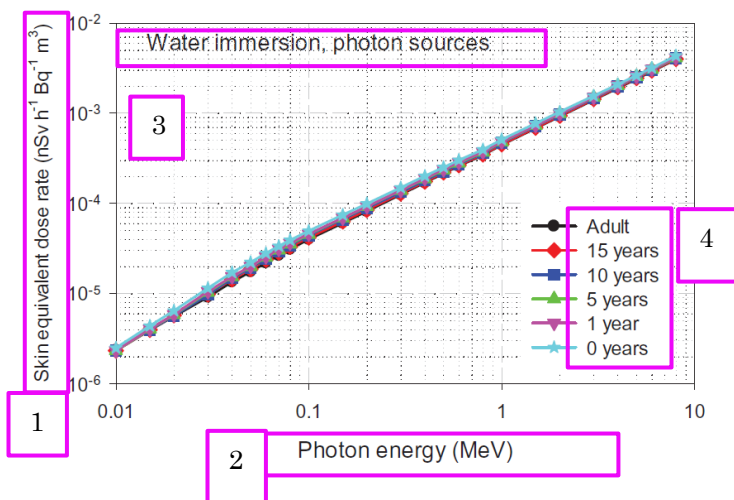


図 C.12 水中に均一に分布した単一エネルギー光子線源 (すなわち水中イマージョン) に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nsv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 水中イマージョン, 光子線源
4. 成人
15 歳
10 歳
5 歳
1 歳
0 歳

添付資料 1.9 ICRP Publication 147 Use of Dose Quantities in Radiological Protection (翻訳版)

放射線防護における線量の使用
論 説
線量とリスク：科学と防護
国際放射線防護委員会 (ICRP) の放射線防護体系は、電離放射線への被ばくによる有害な影響から人と環境を守ることを目的としている。このことは実際的かつ効果的に放射線量を管理することに依存しており、それは同様にして線量を明確に理解して適切に使用することが必要となる。
放射線防護体系は、放射線被ばくの影響に関する科学的知見の進歩に合わせて、90 年以上にわたって発展してきた。人の防護は、2 つの防護目標に基づいており、正当化、防護の最適化、個人の線量制限の基本原則を適用することにより実施される。
<ul style="list-style-type: none"> ● 有害な組織反応 (確定的影響) を避けるため、臓器や組織の線量をしきい値より低く保つこと ● 確率的影響の発生確率を制限するために、実効線量を管理すること
線量と健康リスクの密接した関係は、放射線防護体系の構築に固有のものであり、具体的には以下のとおりである。
<ul style="list-style-type: none"> ● 組織反応に関しては、影響の重篤度としきい値を超える線量との関係 ● 確率的影響に関しては、影響の発生確率としきい値なしの線量との関係
現在、ヒトに対する放射線防護体系では、吸収線量、等価線量、実効線量の 3 つの線量が用いられている。臓器と組織の吸収線量は、基本的な科学量であり、その他のリスクで調整された量を計算する際の出発点となる。臓器と組織の等価線量は、異なる種類の放射線の線量の合算が可能であり、現在、有害な組織反応を防ぐための制限値を設定するために使用されている。実効線量は、確率的影響からの防護のために、等価線量を結合したものである。
本刊行物における 1 つの重要な点は、有害な組織反応を避けるために臓器や組織への線量を制限する場合に使用する量として、吸収線量が最も適切であると委員会が考えていることである。これにより、吸収線量 (Gy) で定められる組織反応に適用する限度と、実効線量 (Sv) で定められる確率的影響に適用する限度が明確に区別されることになる。
この見解は、米国放射線防護審議会 (NCRP, 2018) の方式や、実用量の変更に関する国際放射線単位測定委員会 (ICRU, 2020) の提案と一致している。
しかしながら、ICRP は放射線防護体系を直ちに変更することを勧告している訳ではない。むしろ、これは委員会の次の基本勧告への重要なインプットであると考えべきである。約 10 年後に <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) に取って代わるであろう次の基本勧告の策定を目指し、放射線防護体系の見直しが既に進められている。
確率的影響については、個人の特性 (性別、被ばく時年齢、居住国) と受けた線量 (急性または慢性、被ばくした臓器) を考慮して個人のリスク評価を行うことが可能になり、特定の種類のがんのリスクを特別に推定できるようになった。本刊行物では、リスク評価においては、疫学文献から得られた特別なリスクモデルを用いて、このような手法をとることが望ましいことが示されている。年齢と性別による健康リスクの違いは、本刊行物の表 2.4 と表 2.5 に示されている。たとえば、乳房を被ばくした若い女子の生涯がんリスクは、腹部を被ばくした 60 歳の男性のリスクとは性質も大きさも同じでないことは明らかである。
これを念頭に置き、本刊行物のもう一つの重要な点は、さまざまな被ばく条件の下で実効線量が、関連する健康リスクの大きさの指標となりうるということである。3 倍程度のばらつきを生じさせる被ばく時年齢を考慮すれば、実効線量は確率的リスクの近似的指標と考えることができる。実際的な放射線防護の殆どの状況、例えば放射線の医療利用や患者とのコミュニケーションでは、この近似値は考えるリスクの判断や評価を行うのに十分なものである。
実効線量は、放射線防護の目的で、確率的リスクを実際的かつ効果的に管理するための重要な要素であり続ける。そして、それは両性、全年齢、さらには全世界のさまざまな集団の放射線誘発がんの部位としてのすべての臓器や組織について、平均した確率的リスクに関連する単一の値を提供する。
同様に、損害 (デトリメント) もまた、十分に確立された放射線防護体系の中核である。臓器や組織の線量は、さまざまな年齢 (新生児、1 歳、5 歳、10 歳、15 歳、20 歳) の男女の人体の線量評価用ファントムを用いて計算されるため、がんリスクやデトリメントを性別、年齢別に示すことが可能である。これにより、ある値の実効線量に関連する推定リスクは、被ばくした個人の年齢と性別に依存することがより明確になるであろう。その結果として、最適化は、可能性のあるリスクをよりよく理解した上で適用される。このように科学的な精度と明確さが向上することにより、適切な防護策の実際的な適用が促進されるであろう。
前述のとおり、ICRP の次の基本勧告の策定に向けて、放射線防護体系の見直しが行われている。 <i>Publication</i>

<p>103 (ICRP, 2007) 以降の科学と健康に関する知識の進歩に基づき、組織反応と確率的影響の区別の改善、放射線リスクモデルの更新、放射線損傷の発生に関わるパラメータの見直しなどが検討されている。デトリメントの計算、線量・線量率効果係数の決定、遺伝性影響と心血管疾患リスクの統合などの関連テーマについて、いくつかの課題グループが設置されてきたり、または検討されたりしている。これらの課題グループの結論は、新しい勧告の基礎となるであろう。本刊行物は、このような動きの一部であり、そして放射線防護体系で用いられる線量がどのようにリスクと関連して、リスクの防止または防護の最適化に用いられるかを検討しており、将来の変更に向けた道を切り開くものである。</p>
<p>DOMINIQUE LAURIER ICRP 主委員会</p>
<p>CHRISTOPHER CLEMENT 編集長</p>
<p>放射線防護における線量の使用</p>
<p>ICRP PUBLICATION 147</p>
<p>2019年5月 主委員会により承認</p>
<p>抄録—放射線防護に用いられる主な線量は吸収線量、等価線量、ならびに実効線量である。実効線量の概念とは、国際放射線防護委員会 (ICRP) が、確率的影響、主にながんにに対する防護の管理のためリスク調整された線量評価の量として考案したもので、推定された線量を同じ量で表される線量限度、線量拘束値、参考レベルと比較することを可能している。これを用いることで、直線しきい値なし線量反応関係、急性被ばくと低線量または低線量率での慢性被ばくとの同等性、外部被ばくと内部被ばくの同等性などの仮定に基づいて、外部と内部のすべての放射線被ばくを一緒に考慮し合算することが可能となる。ICRP <i>Publication 103</i> は、実効線量と個々の臓器と組織の等価線量の目的と使用方法について、詳しく説明している。本刊行物は、線量を用いて放射線リスクを管理するための科学的根拠に関する更なるガイダンスを提供し、職業、公衆、医療への応用について考察する。個人に対するリスクの最適な推定には、臓器と組織の線量と、特定の線量リスクモデルが使用されるであろうと認識している。低レベルの被ばくで受けた線量は、妥当な正確さで測定または評価される可能性があるが、さらに低線量では、関連するリスクはますます不確かさを伴うものとなる。低線量または低線量率のリスク予測に関連する不確かさに留意し、生涯がんリスクは被ばく時年齢、性別、集団により異なることを認識した上で、実効線量は可能性のあるリスクの近似的指標とみなすことが可能であろうと結論付けられる。さらに、防護量として等価線量は必要とされないと結論付けられている。皮膚、手足、眼の水晶体の組織反応を避けるための限度は、等価線量ではなく吸収線量に基づいて設定することがより適切であろう。</p>
<p>キーワード：吸収線量；実効線量；確率的リスク；組織反応；職業、公衆、医療被ばく</p>
<p>要点</p>
<ul style="list-style-type: none"> ● 本刊行物の目的は、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) で説明された内容を強化し、拡大するとともに、健康に対するリスクに関する線量の使用を明確化し、<i>Publication 103</i> で示された提言を超えた結論に達することである。 ● 実効線量と集団実効線量は、職業被ばくと公衆被ばくにおいて、確率的影響（主にながん）に対する防護を最適化するために使われる手段として有用である。 ● 実効線量は医療において、異なる医療処置から受ける線量を比較し、正当化についての判断のための情報を提供し、介護者や医学研究におけるボランティアのための拘束値を確立するために用いられている。同じ手法からの線量が比較される場合は、測定可能な量が望ましい。 ● 実効線量は一般的に、100 mSv 下回る線量で用いられるであろうが、約 1 Sv までの範囲の急性線量での使用も、特に不均一な線量分布からの組織反応発生の可能性を知る上で妥当である。 ● 低線量または低線量率のリスク予測に伴う不確かさを念頭に入れて、生涯がんリスクは被ばく時年齢、性別、集団により異なることを認識した上で、実効線量は可能性のあるリスクの近似的指標と考えることができるであろう。この方法で実効線量を用いることは、臓器と組織の線量を用いて個々のタイプのがんの特定のリスク分析をするための代替にはならないことを強調しておく。 ● 潜在的／可能性のある健康影響を予測するための集団実効線量を使用することは慎重に取扱われ、状況を考慮して、自然罹病率との関係から判断されるべきである。 ● 吸収線量は、組織反応（確定的影響）を防ぐために、臓器／組織線量の限度を設定する際に用いる最も適切な量である。委員会は新しい基本勧告が発行される際に、臓器／組織線量の限度を設定するために等価線量を用いることからの変更を考えている。

総括

- (a) 放射線防護で用いられる線量は、吸収線量（単位はグレイ（Gy））、等価線量、実効線量（単位はいずれもシーベルト（Sv））であり、いずれも基本単位は J kg^{-1} である。吸収線量は、防護のために臓器や組織の平均値として計算され、実効線量を計算するための主要な科学量である。組織反応（確定的影響）を防ぐために臓器／組織の線量の限度を設定する際に使用する量としては、吸収線量が最も適切である。等価線量は、実効線量を計算する際の中間的な量である、そして吸収線量に適用され、等価線量の計算に用いられる放射線加重係数（ w_R ）は、組織反応ではなく低レベルの被ばくにおける確率的影響に関するものである。委員会は、組織反応を防止するために、臓器／組織線量の限度を設定するため等価線量を使用することは継続すべきではない、しかし、新たな基本勧告が発行されるまでは、現行の限度を継続して使用することができると考えている。組織反応に対する放射線の重み付けについては、さらなる検討が必要であろう。
- (b) 実効線量は臓器／組織の等価線量の加重平均として計算されており、がんや遺伝性影響による確率的損害の合計に対する寄与割合を単純化して表す組織加重係数（ w_T ）を乗じた等価線量の合計である。デトリメントで調整された名目リスク係数（ Sv^{-1} ）は、全作業員（被ばく時年齢 18～64 歳）と全集団（被ばく時年齢 0～84 歳）について国際的に適用可能な係数を示すため、性別、年齢、集団ごとの値の平均値として算出されている。実効線量は、がんや遺伝性影響のリスクに関し、中核的な放射線防護量として国際的に認められており、外部と内部の線源からの全身線量に関するリスク調整済の指標となっている。それは、作業員や公衆の防護の最適化、管理基準（拘束値、参考レベル、限度）の設定や基準遵守の実証における利用のために、有用で堅固な量であることが分かってきた。その利用においては、低線量または低線量率での線量とリスクの直線しきい値なしの線量反応関係、急性と慢性の低レベル被ばく影響の同等性、ならびに内部被ばくと外部被ばくの影響の同等性を仮定する必要がある。実効線量は、100 mSv を下回る線量で使用されることが最も一般的であるが、約 1 Sv までの範囲の緊急時被ばく状況における急性線量への使用も妥当である。しかし、より高い線量では確率的影響のリスクが高まることに加え、特に外部線源からの吸収線量の不均一な分布や、特定の組織／臓器に濃縮した放射性核種が大きく寄与している場合、そのような線量では組織反応発生の可能性も考慮する必要があることを注意すべきである。
- (c) 実効線量は、性平均化した特定の年齢の標準人について計算される。*Publication 103 (ICRP, 2007a)* の実効線量の定義には、標準男性と標準女性の解剖学的モデルを、放射線輸送計算に用いた詳細な記述が含まれている。被ばくは個人または集団のグループに関係する可能性があるが、実効線量は定義された方法で被ばくした標準人に対して計算される。作業員や公衆の外部被ばくと内部被ばくの状況や、患者への放射性医薬品投与に関わる実効線量係数を、委員会は予測的あるいは遡及的線量評価に使用するための基準係数として提供している。基準線量係数は、経口摂取および吸入摂取による放射性核種の具体的な化学的および物理的形態を含んでいる特定の被ばく状況に対して示されている。利用可能であり、そして被ばくのレベルがより正確な線量の推定を必要とする場合には、被ばくに関する部位ごとの情報を用いるべきである。
- (d) 年間被ばく線量を評価する際、実効線量は、その年に受けた外部被ばく線量とその年の内部被ばくによる預託線量の合計として計算され、預託線量は成人の場合は 50 年間、小児の場合は 70 歳までの期間で積算される。この方法は、長い生物学的半減期を持つ長寿命放射性核種に対しては、多少保守的となるが、しかし多くの放射性核種では、線量のすべて、または大部分が摂取後最初の 1 年間にもたらされる。小児の年齢グループに対する実効線量係数が示されているが、通常、公衆の線量評価では、成人と合わせて 1 歳と 10 歳の年齢グループを考慮することで十分である。放射性核種を摂取した後の胎児の実効線量係数が、他の年齢グループの線量と比較するために提示されており、胎児の線量を考慮する必要がある可能性があるのは、少数の放射性核種の場合のみであることが示されている。
- (e) 年齢、性別、集団に関連した 1Gy 当たりのリスクの差異は認識されているが、全作業員と公衆の全構成員に適用される実効線量で表した拘束値、参考レベル、および限度の使用は、最適化と合わせて、個々人で区別しない実用的、公平、かつ実行可能な防護システムを提供するものである。科学的な情報を用いて実行可能で受け入れられる防護体系を構築することと、個人や特定の集団のグループに対する線量とリスクの科学的な最良
- (f) 推定値を提供することは、区別されるべきである。
- (g) 医療への適用では、さまざまな診断用ならびに介入的な画像診断機器（CT や核医学など）や体内組織内での放射線の空間分布が異なる照射技術による線量を比較するために、実効線量の推定値を用いることができる。ここでは、臨床医や患者にリスクを伝える目的で、さまざまな種類の医療行為を大まかなリスクカテゴリーに分類するための汎用的な指標として、実効線量を用いられている。また、実効線量は患者の診断や IVR 手法の正当化の判断、研究における要件の計画、意図しない被ばくの評価に関する情報としても用いられる。いずれの場合においても、実効線量は考えられるデトリメントの近似的指標を示すものであ

<p>る。このように、実効線量は、放射線損害（デトリメント）の指標として、正当化の判断や放射線被ばくを伴う医学的研究の計画時に予測的に、あるいは事故被ばくの評価に遡及的に用いることができる。しかし、診断参考レベルの設定や患者記録の管理などを含め、異なる医療センターでの特定の処置による線量を比較する用途には、測定可能な量が直接使用される。</p>
<p>(h) 低線量または低線量率へのリスク予測に伴う不確かさを念頭に入れ、生涯がんリスクが被ばく時年齢、性別、集団のグループによって異なることも認識した上で、実効線量は可能性のあるリスクの近似的指標として考えることができるであろう。マンモグラフィにおける乳房や、治療のため放射性ヨウ素の投与による甲状腺のように単一の臓器が線量の大部分を受けよう医学的手法や他の状況においては、実効線量よりも対象の組織の平均吸収線量を使用すべきである。予後不良な疾患を持つ患者への線量を考える上で、余命は放射線リスクを評価する上での1つの検討事項となる。考えられるリスクの近似的指標として実効線量を用いることは、臓器／組織線量の最良推定値を用いたリスク解析の代わりになるものではない。その最良推定値とは、年齢、性別、集団に関する不確かさを考慮した特有のリスク因子、ならびに異なった放射線の種類の相対的な効果に基づく適切な情報によるものである。</p>
<p>(i) 集団実効線量は作業者と公衆の防護の最適化において、有用な手段である。これは、個人線量の分布とともに、数人の作業者の比較的大きな被ばくと、より多くの作業者のより小さな被ばくとの間の、最適なバランスを決定するための情報として使用することができる。公衆被ばくでは、集団実効線量は計画、現存、緊急時被ばく状況の最適化プロセスの一部として用いることができる。職業、公衆、医療被ばくでは、各国の被ばくレベルの比較と、線量レベルの経時変化の比較に集団実効線量を用いられてきた（たとえば、UNSCEAR, 2008 ; NCRP, 2019）。潜在的／可能性のある健康影響を予測するため、これを用いることは、特定の状況、たとえば医学的または疫学的な追跡調査の必要性に関する判断に、情報を提供するためなどに役立つ可能性がある。しかし、慎重に取り扱うべきであり、自然発生罹病率との関係で、時間と空間における線量の分布や、線量とリスク推定の不確かさを考慮して判断すべきである。非常に大規模な集団への極めて低い被ばくを伴う集団実効線量に基づくがんの症例数の計算をすることは避けるべきである。そのような推定に伴う大きな不確かさのため、その結果は情報提供よりも、むしろ誤解を招くであろう。時間と空間における線量分布の均質部分を個別に検討できるよう、必要に応じて線量を分割する必要性を考慮して、<i>Publication 101</i> (ICRP, 2006) において防護の最適化の手段としての集団線量の使用について、委員会は助言を行ってきた。</p>
<p>1. 緒言</p>
<p>(1) 放射線防護体系は、組織反応を防止するための線量の限度と確率的影響からの防護を最適化するための線量基準（限度、拘束値、参考レベル）を設定することを必要としている。委員会は、2007年勧告（ICRP, 2007a）に記載されているように、これらの目的のために吸収線量、等価線量、実効線量を使用している。これらの量に加えて、預託線量と集団線量も用いられている。委員会は、作業員、公衆、患者の被ばくの状況に関する線量係数を提供している。国際放射線単位測定委員会（ICRU）は、ICRPの防護量の妥当な推定値を提供する測定可能な量である外部線源への職業被ばくの実用量を定義している。放射線防護における線量の使用に関する詳細なガイダンスは、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) に提示されている。本刊行物の目的は、以前に提示された説明を統合し、拡張することであるとともに、健康へのリスクに関連する線量の使用を明確にし、<i>Publication 103</i>に示された助言を超える結論に到達することである。</p>
<p>(2) 実効線量は1990年勧告（ICRP, 1991a）で導入されたが、放射線の外部線源および内部線源に対する職業ならびに公衆被ばくの管理のため、単一の量が用いられるという最初概念は1977年の勧告（ICRP, 1977）に遡る。実効線量はあらゆる年齢の公衆や胎児の胎内被ばくにまで拡大された（ICRP, 2001, 2003a, 2012b）。また、主にごんによるデトリメントの推定を主目的とする医療用途において、さまざまな診断法の影響を把握する目的で広く用いられている。</p>
<p>(3) 均一な全身の放射線被ばくの潜在的な確率的影響（すなわち、発がんや遺伝性影響のリスク）に関連する線量限度、線量拘束値、参考レベルとの比較のための単一の数値を提供するため、ICRPの防護量（等価線量と実効線量）では外部線源と内部放出体からの線量合計が可能である。実効線量は主に、防護の計画、作業員と公衆の被ばくのさまざまな状況における遵守の実証に適用される。実効線量の算出は、臓器と組織の平均吸収線量〔グレイ（Gy）、J kg^{-1}〕から始まる3段階のプロセスであるとみなすことができる。放射線の種類によって、がんを含む生物学的影響を引き起こす能力が異なるため、第2段階は、電離密度の低いベータ粒子やガンマ線と比較して、アルファ粒子や中性子を含む電離密度の高い放射線による、より大きな影響を考慮に入れた放射線加重係数を吸収線量の計算値に乗じることである。その結果は「等価線量（シーベルト（Sv））」と呼ばれる。最終段階では、個々の臓器と組織の等価線量の各々に、均一な全身照射からの全デトリメントに対するその寄与を表す組織加重係数を乗じて合算する。従って、実効線量は、</p>

臓器／組織吸収線量の二重加重平均である。その狙いは1Sv当たりの全体リスクが、放射線被ばくの種類や分布に関わらず、比較可能でなければならないことであり、Svで表される実効線量は、放射線防護において良く知られている量として、多くの場合単純に「線量」と呼ばれている。

(4) *Publication 103* (ICRP, 2007a) は、ICRPの防護量の目的と使用に関する詳細な説明を提供した。しかし、以下の事項を含む、特定された課題とともに、さらなる明確化とガイダンスが必要であることが、経験上分かってきた。

- 特に¹³¹Iのような特定の臓器に集中する内部放出体からの線量を考慮する場合、注意深く区別しなければ、同じ単位(Sv)で表される等価線量と実効線量が混同されること(Gonzalez et al., 2013)(3.3節, 42項参照)。
- 手足、眼の水晶体、皮膚の照射における組織反応を防止するための限度を設定する際の等価線量の使用、すなわち、作業者と公衆では異なった限度値で、臓器や組織に急性障害が生じるしきい値を下回る限度を設定すること(2.2節参照)。
- 外部線源への被ばくを測定するために使用される実用量と防護量の混同：具体的には、線量当量(実効線量の推定値として使用される外部放射線の測定量)と等価線量(実効線量の算出における中間量)が混同されること(2.2節, 3.3節, 3.8節参照)。
- 放射線加重係数の設定に明らかな不整合があること、すなわち、すべての低線エネルギー付与(LET)放射線とアルファ粒子では単純な手法が用いられるが、中性子ではより複雑な手法が用いられていること、そして実用量には線質係数を用いた異なる重み付けの手法が使用されていること(3.3節参照)。
- 年齢、性別、集団によるがんリスクの違いが認識されているにもかかわらず、すべての年齢グループと両性の実効線量の算出に、単一の組織加重係数を使用すること(2.5節, 3.4節, 4.2節, 81項参照)。
- 男性と女性および小児と成人を別々にではなく、性平均化した標準人の実効線量が計算されていること、標準人と代表的個人が混同されること(3.6節, 4.2節, 79項, 80項参照)。
- 実効線量が適用できる線量域、特に個々の臓器／組織の高い吸収線量を伴う可能性がある事故で、発生するおそれのあるより高い被ばくを考慮する場合(3.4節参照)。
- 内部放射体からの預託線量の計算における明らかな保守性；すなわち、成人では50年間、小児では70歳まで合計された線量(ICRP, 2007a)(3.5節参照)。
- 内部放出体による母体の被ばくに伴う胎児の実効線量の算出(3.6節と4.2節参照)。
- 特に、患者の医学的手法からの被ばく評価で、実効線量を用いてリスクを推定すること、(第5章参照)。
- 集団に対するリスクを評価するため、集団実効線量を使用すること(3.7節参照)。

(5) 本刊行物の第2章では、*Publication 103* (ICRP, 2007a)を更新し、放射線被ばくから生じる組織反応と確率的影響に関する情報を要約する。そして実効線量の算出に用いられるデトリメントで調整された名目リスク係数と組織加重係数を導出するために採用された手法を説明する。なお、被ばく時年齢と性別による生涯過剰がんリスクの推定値の変動について*Publication 103*に示されているよりも、多くの情報を提供する。第3章では、吸収線量、等価線量、実効線量を提示して考察し、預託線量と集団線量、ICRUの実用量についても論じる。第4章では、計画、現存、緊急時被ばく状況での作業者と公衆の被ばくの評価と管理における線量の適用について検討する。第5章では、医学における線量の使用、可能性のあるリスクの近似的指標としての実効線量の使用について考察する。

2. 健康影響とデトリメント

2.1. 放射線影響の区分

(6) *Publication 103* (ICRP, 2007a) は、放射線防護の目的で、放射線リスクの定量化に関する判断や方法論について、詳細に説明している。健康影響は主に2つの分類に区分される：

- 組織反応(確定的影響) — 線量しきい値を超えて発生する臓器／組織の機能障害であり、線量の増加に伴い重篤度が高まる。
- 確率的影響(がんと遺伝性疾患) — 主に被ばくした集団に発生するがんのリスクで、線量の増加に伴い頻度(ただし重篤度ではない)が増加し、それを下回るとリスクが無くなるというしきい値が存在しないと仮定されている。

2.2. 組織反応(確定的影響)

(7) 職業被ばくにおいては、眼の水晶体で150 mSv、皮膚と手足で500 mSv、公衆被ばくにおいては、眼の水晶体で15 mSv、皮膚で50 mSvという等価線量で設定された計画被ばく状況における組織反応に関し、*Publication 103* (ICRP, 2007a)では以前に勧告された年線量限度を変更しなかった。しかし、以前のデータ(Neriishi et al., 2007; Worgul et al., 2007)によって示されているより、眼の水晶体は混濁の誘発に対してより感受性が高い可能性があるという証拠が蓄積されている。*Publication 118* (ICRP, 2012a)

<p>では、放射線によって生じる組織反応について総合的な見直しと分析が行われ、ほとんどの場合におけるしきい線量に関する <i>Publication 103</i> (付属書 A) の判断を確認した。しかし、<i>Publication 118</i>で見直された、より最近の疫学データから、眼の水晶体の混濁誘発のしきい値は、<i>Publication 103</i>で示された急性被ばくでの 2 Gy、分割照射と遷延被ばくでの 4~5 Gy と比較して、約 0.5Gy とより低いことが示唆された。入手可能なデータによれば、急性被ばくと遷延被ばくは、同様の影響を及ぼし、そして約 0.5Gy のしきい値と同じ程度にしきい値なし仮説とも一致することが示唆された (ICRP, 2012a ; Bouffler et al., 2015)。この証拠を受けて、委員会 (ICRP, 2012a) は、職業被ばくにおける眼の水晶体の等価線量の年限度を、5年平均 20 mSv とし、どの年においても 50 mSv を超えない線量に下げざるべきであると勧告する組織反応に関する声明を発表した。</p>
<p>(8) 白内障のリスクに関する判断は、ガンマ線に対する外部被ばくの影響に関する疫学調査に基づくところが大きい (Ainsbury et al., 2009 ; ICRP, 2012a)。一般に、組織反応の原因となる、さまざまな線質の放射線の効果を比較するために利用できる情報は、限られている (Hamada and Sato, 2016)。しかし、入手可能なデータによれば、組織反応を引き起こす 1Gy 当たりの影響における放射線の種類による差 (たとえば、ガンマ線に対するアルファ粒子と中性子) は、がん誘発に関連したそれらの影響の差よりも小さいことを示している (ICRP, 1990, 2003b)。</p>
<p>(9) 委員会は、組織反応を防止するための限度設定には、等価線量を使用するのではなく、吸収線量がより適切な量であると考えられる。この変更は、吸収線量 (Gy) で設定された組織反応に適用される限度と、実効線量 (Sv) で設定された確率的影響に適用される限度とを、明確に区別することになるであろう。委員会は、次の基本勧告の時点でこの変更を取り入れることを考えている。眼の水晶体 (白内障)、皮膚、手足の限度は、主に、透過性のある低 LET 放射線の被ばくの状態に関連している。しかしながら、中性子と他の高 LET 放射線への被ばくは、状況によっては検討を必要とする可能性があり、その場合、低 LET 放射線と比較して、1Gy 当たりの影響増加を勘案せねばならない可能性がある。そのために、組織反応の放射線加重について検討が行われるであろう (3.3 節も参照)。予想される変更は、米国放射線防護審議会 (NCRP, 2018) が取る方式や実用量の変更に関する ICRU の提案 (3.3 節, 3.8 節) と整合するものである。</p>
<p>(10) <i>Publication 118</i> (ICRP, 2012a) では、循環器疾患、すなわち、心臓や脳、関連組織にもたらされる線量によって引き起こされる心血管や脳血管の疾患には、0.5Gy という低いしきい線量が適用される可能性があると結論づけられた。組織反応に関する声明 (ICRP, 2012a) では、いくつかの複雑な IVR 手法の間に、患者の線量がこの大きさに達する可能性があるため、医師がそれを認識する必要性を指摘した。Little ら (2012) による疫学データのメタ解析によれば、直線しきい値なし (LNT) 線量反応関係が適用でき、低線量または低線量率でのがんのデトリメントから推測されるリスク (Little, 2016) と同程度の、低線量または低線量率でのリスクをもたらすことが示唆された。しかし、米国放射線防護審議会 (NCRP) (2018) は、ヒトを対象とした研究のレビューから、0.5Gy 以下の心臓の吸収線量が、心血管疾患を引き起こすという十分な証拠はないと結論づけた (NCRP, 2018)。委員会は、低線量または低線量率のデトリメントの要素として、循環器疾患を含めるべきか否かの判断の根拠となる科学的進展について検討を続ける予定である、しかし、確率のプロセスが放射線誘発性循環器疾患の発症に関与しているか否かを決定するには、さらなるメカニズムの理解が必要となる (Hendry, 2015)。</p>
<p>2.3. 確率的影響 (がんと遺伝性疾患)</p>
<p>(11) 放射線の主な確率的影響はがんであり、リスクに関する主な情報源は、広島と長崎における原爆被爆生存者の疫学研究であるが、他の研究 (ICRP, 2007a ; UNSCEAR, 2008 ; NCRP, 2018) から重要な情報が得られている。一般的には、疫学データによれば、がんの割合と約 100 mGy から数 Gy までのガンマ線からの吸収線量との間には、線形の線量反応関係が示されている。より低い線量または、より低い線量率に観察を拡張する試みがなされており、特に大規模作業員コホートに関する研究 (Muirhead et al., 2009 ; Leuraud et al., 2015 ; Richardson et al., 2015, 2018 ; Sokolnikov et al., 2015 ; Kuznetsova et al., 2016 ; Haylock et al., 2018) およびコンピュータ断層撮影 (CT) スキャンを受けた小児の研究 (Pearce et al., 2012 ; Mathews et al., 2013 ; Huang et al., 2014 ; Journy et al., 2015 ; Berrington de Gonzalez et al., 2016 ; Meulepas et al., 2019) が行われている。CT の研究では、数十 mSv の線量でがんの割合の統計的に有意な上昇が、いくつか報告された。ただし、これらの研究の解釈には注意が必要であると助言されている (Walsh et al., 2013, 2014 ; Boice, 2015)。CT スキャンの理由に関する情報の欠如や、個人線量の再構成の欠如を含め、多くの問題が確認された。患者が CT 検査を必要とするような未検出がん (逆因果関係の例) を持っていた可能性がかなりあることや、がんにかかりやすくなる要因が CT スキャンを必要とする病状につながった可能性 (適応による交絡の例) があると考えられている (UNSCEAR, 2013 ; Walsh et al., 2013, 2014 ; Boice, 2015)。</p>
<p>(12) 低線量または低線量率のがんリスクを定量化する際に、多くの仮定と判断がなされている (ICRP, 2007a)。</p>

<p>1990年代の疫学分析に基づき、原爆被爆生存者の研究から得られた線量・線量率効果係数（DDREF）の2という値が、固形がんのリスクに適用された。現在は、ヒトの固形がんに対するDDREF>1の疫学の証拠は限られ、解析は継続されている（Rühm et al., 2016；Shore et al., 2017）。しかし、動物とインビトロのデータでは、DDREF>1の使用に一定の支持を与える曲線の線量反応関係が示されている。<i>Publication 131</i>（ICRP, 2015c）で論じられているように、構成要素である線量効果係数と線量率効果係数は、機構的に異なると考えられる可能性がある。すなわち前者は急性の低線量に適用され、後者は標的幹細胞の長期動態が反応を変更する可能性のある遷延線量に適用される。白血病については、原爆被爆生存者データは線形二次線量反応関係の使用と一致しており、線量反応は0.1 Gy未満で線形である。数十mGyの低線量被ばくのがんリスク推定値が得られたことから、LNT線量反応関係が仮定されている。このLNT線量反応の仮定は、低線量または低線量率における放射線誘発がんの機構に関する解明を含んでおり、現時点の証拠の慎重な解釈を示すものと考えられる（Preston et al., 2003, 2007；ICRP, 2007a；UNSCEAR, 2012b）。NCRP（2018）は、関連するすべての疫学研究を検討して、現行の疫学データは、放射線防護のためのLNT線量反応関係の継続的な使用を支持し、より実用的または慎重な解釈を示す他のモデルはないと結論付けた。</p>
<p>(13) LNT線量反応の仮定は、防護量としての実効線量の使用を支持しており、異なる時間と空間パターンとしてもたらされるさまざまな大きさの外部線量と内部線量の加算を可能としている。しかし、低線量が妥当な信頼性をもって測定、または推定される一方で、関連するがんリスクは不確かであり、線量が減少するにつれて、ますます不確かになることを認識すべきである。</p>
<p>(14) 放射線の有害な遺伝性影響に関するヒトの疫学研究からの信頼できる直接的な証拠はないが、しかし、全体的な確率的リスクに遺伝性リスクを含めることは、実験動物における遺伝性影響の証拠の慎重な解釈であると考えていると、<i>Publication 103</i>（ICRP, 2007a）は述べている。UNSCEAR（2001）とICRP（2007a）による詳細な解析に従って、2世代にわたる遺伝性リスクの推定値がデトリメントの計算に適用されている。</p>
<p>2.4. 名目リスク係数とデトリメント</p>
<p>(15) <i>Publication 103</i>（ICRP, 2007a）の付属書Aは、放射線誘発の確率的健康影響の名目リスク係数と関連するデトリメントの値を計算するために適用される方法を説明している。デトリメントとは、疾病の重篤度を致死率、QOL、寿命損失年数を考慮して、低線量または低線量率の放射線被ばくによる健康への悪影響を定量化するために用いられる概念である。計算の手順は、<i>Publication 103</i>の付属書Aで示されているが、ここでも概要を示す。委員会は、デトリメントの計算を検討する別の報告書を作成しており、計算において行われた仮定に対する感度を考察している。</p>
<p>(16) 主に日本の原爆被爆生存者の追跡データの解析に基づき、過剰相対リスク（ERR）モデルと過剰絶対リスク（EAR）モデルの両方を用いて、14の臓器または組織の男女の生涯の過剰がんリスクを推定した。生涯リスク推定値は、リスクの線形2次モデルが使用された白血病を除いて、DDREFを考慮して2倍に下方修正された。特定された各臓器または組織について、ERRとEARの生涯リスク推定値の重み付けは、2つのモデルの相対的な適用性の判断に基づいて確立された。たとえば、0：100%のERR：EAR加重が乳房に、100：0%が甲状腺に、30：70%が肺に、50：50%が他のがん割り当てられた。これにより得られたリスク推定値は、選択されたアジアと欧米の集団全体および男女間で平均され、表2.1に示す名目リスク係数が得られた。アジアの集団は、中国（上海）と日本（大阪、広島、長崎）のがん登録が対象とする混成集団であり、欧米の集団は、スウェーデン、英国、米国がん登録の混成集団である（Surveillance, Epidemiology, and End Results Program）。</p>
<p>(17) がん罹患率の生涯過剰リスクは、がん生存者データから得た致死割合を乗じることで、致死率を調整した。非致死性がんに関連する罹病率と苦痛を考慮するために、さらなる調整を加えた。がんのタイプで発症時の年齢とその結果失われる寿命が異なるため、この差異を調整するために、加重係数を適用した。これらの計算から得られたがんのデトリメントの値と、生殖腺への照射による遺伝性影響の推定リスクを表2.1に示す。デトリメントの計算に関する今後の報告には、<i>Publication 103</i>（ICRP, 2007a）の記載が明確化され、さらなる詳細が記述されるであろう。</p>
<p>(18) 表2.2は、<i>Publication 103</i>（ICRP, 2007a）で導出されたデトリメントで調整されたリスク係数を要約して、それらを<i>Publication 60</i>（ICRP, 1991a）で使用された値と比較している。</p>
<p>(19) <i>Publication 103</i>（ICRP, 2007a）のがんリスクの値は、大幅に改善された疫学解析と、死亡率データではなく罹患率データの使用に基づいている。遺伝性影響の値が低下したことは、入手可能な実験データとヒトの遺伝性疾患に関する証拠のより科学的に堅牢な解釈によると考えられる。名目リスク係数の導出に用いたがんリスクのデータは、ほとんどがガンマ線に対する外部被ばくのみに関するものであるが、集団全体の数値は実効線量（Sv）で表され、すべての放射線被ばくに適用される（2.7節および第3節参照）。</p>

2.5 組織加重係数
<p>(20) 表 2.3 は、表 2.1 に示した相対デトリメント値に基づく組織加重係数を示したものであり、実効線量の算出に際して <i>Publication 103</i> (2007a) で用いられている。実効線量は、第 1 節で概説し、第 3 節でさらに説明したとおり、全デトリメントへの寄与を表す組織加重係数を用いて、個々の臓器と組織の等価線量の加重平均として算出される。この手法の意図は、個々の臓器と組織の線量の寄与にかかわらず、単位実効線量当たりの総リスクが、表 2.2 に示す値に近似することである。表 2.1 に示される名目リスク係数とデトリメントの計算に関連する不確かさがあり、それらを外部線源および内部線源からの低線量または低線量率被ばくに対して適用しているため、あたかも正確な値であるという誤った印象を取り除くために、表 2.3 に示される組織加重係数は簡略化され丸められている。さらに、すべての年齢と両性について、単一の値が用いられている。生殖腺に対する 0.08 という組織加重係数は、被ばくした個人のがんによるデトリメントと遺伝性影響に適用される。唾液腺と脳については、リスクを明確に定量化できないにもかかわらず、「残り」のグループを構成する他の組織よりも、放射線誘発がんに対する感受性が高い可能性があると判断されたため、0.01 の組織加重係数が適用された。</p>
2.6. 年齢別と性別のがんリスク
<p>(21) <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) で示されている名目リスクとデトリメント係数は、年齢、性別、集団で平均化された値であるが、全ての集団（被ばく時年齢が 0～84 歳）と作業員集団（被ばく時年齢が 18～64 歳）で区別されている。一般的に若い年齢での被ばくほどリスクは大きいと見られ、一般集団のリスクは、幾分大きくなっている。</p>
<p>(22) Wall ら (2011) は、がんタイプ、性別、被ばく時年齢による生涯過剰がんリスクの変動を検討した。彼らの方法論は、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) で使用されたものとは、わずかに異なっていたが、それらの結果は、年齢と性別による名目リスクの変動を描いた。到達年齢 100 歳までの臓器／組織の単位吸収線量 (Gy) 当たりのがん罹患累積リスクは、男女別に、被ばく時年齢のカテゴリー別（0～9 歳から 90～99 歳までの 10 歳ごとの 10 の年齢カテゴリー）に、11 のがんタイプ（女性の乳房、肺、胃、結腸、膀胱、肝臓、甲状腺、食道、卵巣、白血病、その他の固形がん部位）について算出された。リスクモデルは、<i>Publication 103</i> の方法論を用いて、原爆被爆生存者集団 (Preston et al., 2007) から得られた。ベースライン罹患率を定義するために、Wall ら (2011) は、欧米人の混成集団について、<i>Publication 103</i> の値を使用した。表 2.4 の値は、Wall ら (2011) のように、被ばくによる誘発がんのリスクではなく、生涯寄与リスクとして計算されているが、結果は同様である。</p>
<p>(23) 表 2.5 は同一の計算による結果を示しているが、ICRP のアジア人混成集団のベースライン罹患率を用いたものである。これらのデータを比較すると、両集団で同じパターンが見られ、被ばく時年齢が 30～39 歳のグループと比較した全リスクは、最も若いグループ（被ばく時年齢 0～9 歳）では約 2 倍、被ばく時年齢 60～69 歳では約半分であった。しかし、肺がんや甲状腺がんについて図 2.1 に示したように、がんタイプ間にもかなりの違いがあり、また個々のがんのリスクの被ばく時年齢への依存性には、2 つの混成集団の間で若干の違いがある。全生涯リスクに対するさまざまながんタイプの寄与は、性別と被ばく時年齢によって大幅に異なる。被ばく時年齢による変動は、がん罹患率の累積生涯リスクを反映するため、被ばく時年齢の増加に伴うリスクの減少は、被ばく時年齢による感受性の変動よりも、主に被ばく後の残存生涯期間の減少を反映していることに注意するべきである。表 2.4 と表 2.5 に示した値はすべて、不確かさの影響を受ける一連の仮定に基づくモデル化の結果であることを理解すべきである。しかし、線量または低線量率リスクの推定値に、かなりの不確かさがあることを認識することが重要である一方で (NCRP, 2012; UNSCEAR, 2012b)、被ばく時年齢に関連するリスクの変化についての総合的な結論は、個々のがんの間での相違も含め、有効であり続ける。ICRP の手法を用いて計算された日本人集団におけるがんリスクの年齢と性別による差異の推定値は、Ogino ら (2016) によって示されている。</p>
<p>(24) 胎児の子宮内被ばくのリスクに関しては、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) は、<i>Publication 90</i> (ICRP, 2003a) を参照している。限られた利用可能なデータからの総合的な結論は、子宮内被ばくによるがんの全生涯過剰リスクは、全体として最大でもその集団のリスクの数倍であり、子宮内被ばくによるリスクは、小児期早期の被ばくに伴うリスクより大きくないと判断されると推定することが妥当であるということである。</p>
<p>(25) 名目リスク係数とデトリメントの値は、公衆と作業員の集団の中で性別と被ばく時年齢で平均化される。組織加重係数は、年齢と性別で平均化したデトリメントの値に関連する単純化し丸められた値として選択されている (表 2.1a)。しかしながら、本刊行物の目的のためには、さまざまな集団のグループと個人に対するリスクの潜在的な違いを理解することが大切である。特に医療への適用、またはそれ以外への適用においても、特定の手法に関連するリスクをある程度理解する必要があり、名目リスク係数によって伝えられるよりも、より良い情報が必要とされる可能性がある。</p>

<p>(26) 被ばく時年齢と性別に関連するがんリスクの違いに加えて、遺伝的および、潜在的に環境／生活様式の違いに関連する個人間の放射線感受性の違いがあり、一般的にそれらはよく理解されていない (ICRP, 2007a ; AGIR, 2013 ; Bouffler, 2016)。遺伝子型の決定と検査の進歩に伴い、このような差異についての理解が深まると見られているが、このような情報の適用には倫理的課題がある (Bouffler, 2016)。しかし、個人のがんリスクに関して、このような差異の影響を定量化するには、現時点の情報では不十分である。</p>
<p>(27) 防護体系の現場での実践のため、公衆のすべての構成員、またはすべての作業者に適用される防護基準を設定することが可能となっていることは、非常に有用なことである。この体系を適用するにあたっては、特に低線量または低線量率でのリスク推定値の導出とその適用に関連する不確かさという面で、本節に示された背後に潜む差異を、心に留めて置くべきである (リスク推定値の不確かさに関する考察については、NCRP (2012), UNSCEAR (2012b) を参照)。</p>
<p>2.7. アルファ粒子放出核種からのリスク</p>
<p>(28) 前述したとおり、名目リスク係数、デトリメントの値、組織加重係数の導出の根拠として用いられた疫学データは、殆どすべてがガンマ線への外部被ばく、主に日本の原爆被爆生存者のがん罹患率と死亡率データに関係している (骨がんと皮膚がんは例外である ; ICRP, 2007a)。防護体系の実施に関する重要な問題は、主に透過性の外部放射線に対する短期被ばくの研究から得られるリスク係数が、臓器や組織の間や内部で、不均一性を伴う荷電粒子からの遷延照射にも、どの程度適用されるかということである。この問題は、特にアルファ粒子放出核種での内部被ばくに関連性を持っている。</p>
<p>(29) Harrison と Muirhead (2003) は、被ばくによる放射線誘発がんのリスク推定値について、アルファ放出放射性核種での被ばくから導出されたものと、原爆被爆生存者の推定値から導出されたものとを比較した。彼らは ^{222}Rn とその子孫核種、および ^{239}Pu による肺がんの誘発、トロトラスト (^{232}Th を含む造影剤) による肝臓がんの誘発、ラジウム同位体による骨がんの誘発を考察した。ガンマ線と比較してアルファ粒子の効果が最大で約 20 倍高いことを考慮すれば、ヒトのデータでは、これらの内部放出体と外部放射線からの放射線リスクの推定値との間には整合性があることを、彼らは示した。Little ら (2007) は、原爆被爆生存者データと比べた内部放出体の疫学的データの解析において、同様の結論に達した。Marsh ら (2014) は、フランスのウラン採鉱作業員 (Rage et al., 2012) とマヤク作業員に焦点を当てて、吸入された ^{222}Rn 子孫核種と ^{239}Pu からの 1Gy 当たりの肺がんリスクを比較した。ラドン子孫核種からのアルファ粒子線量は、少量のみ肺の肺胞領域にもたらされ、主には気道にもたらされるが、^{239}Pu のアルファ粒子崩壊はその逆の事例である。Marsh ら (2014) は、これらの研究からの肺がんの ERR の公表された値を比較し、また、生涯過剰絶対リスク (LEAR) を算出して、その結果を原爆被爆生存者データに基づく値と比較した。ERR の公表値と LEAR の計算値の両者は、^{222}Rn 子孫核種と ^{239}Pu について同様の値を示し、どちらもほぼ 10~20 である生物効果比 (RBE) の代表値と一致した。</p>
<p>(30) また、さまざまな放射性核種と外部放射線からの被ばくの影響を比較した、動物とインビトロのデータによっても裏付けが得られている (UNSCEAR, 2000, 2008 ; WHO, 2001)。ただし、内部放出体の線量推定値とリスク推定値には、不確かさがあることを認識すべきである。</p>
<p>(31) 1990 年代では、骨がんについて、原爆被爆生存者データの情報は、医学的に使用されて体内沈着した ^{224}Ra の影響に関する疫学研究よりも少なかった。表 2.1 の骨がんのリスク係数は、Publication 60 (ICRP, 1991a) における ^{224}Ra データの検討に基づいている。この場合、1Gy 当たりのリスクを、ガンマ線と比較したアルファ粒子の RBE の想定値 20 で除して、低 LET 放射線の 1 Gy 当たりのリスク推定値を求めた。</p>
<p>(32) 動物ならびに他の実験データによって裏付けられた利用可能な疫学データによると、RBE を考慮した簡単な調整が行われれば、外部ガンマ線と内部アルファ粒子照射の 1Gy 当たりのリスクは同等であると仮定することが、防護の目的として妥当であることを示していると結論づけられる。準備中の ICRP 報告書は、^{222}Rn 子孫核種や ^{239}Pu と、外部ガンマ線からの肺がんリスクの詳細な比較を提示するであろう。</p>
<p>3. 線量</p>
<p>3.1. 防護量の要件</p>
<p>(33) 組織反応を防止するための限度と、確率的影響からの防護を最適化するための防護基準 (限度、拘束値、参考レベル) を線量として設定することが必要である。3.2~3.4 節に記載されているように、委員会は、これらの目的のために吸収線量、等価線量、実効線量を使用する。放射性核種の摂取は、長年にわたる遷延した線量をもたらす可能性があるため、委員会は、預託線量の概念を定義した (3.5 節)。委員会は、線量評価 (3.6 項) に用いる線量係数 (照射／摂取量あたりの Sv) を公表している。防護の最適化のために定義された更なる手段は、集団線量 (3.7 節) である。ICRP 防護量の妥当な推定値を提供する測定可能な量として、ICRU は外部線源への職業被ばくのための実用量を定義した (3.8 節)。</p>

3.2. 吸収線量

(34) 吸収線量は、あらゆる種類の電離放射線に用いられる基本の物理学的線量である。吸収線量の SI 単位はグレイ (Gy) であり、SI 基本単位で $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$ である。吸収線量は測定可能な量であり、その値を決定するための一次標準が存在する。放射線防護で吸収線量を使用する場合、線量を組織の体積にわたって平均する。低線量または低線量率では、特定の臓器または組織について平均化された吸収線量の平均値は、放射線防護の目的に照らして十分な正確さをもって、その組織における確率的影響のドトリメントに関連付けることができると仮定されている。吸収線量の平均化は、特定の臓器（たとえば肝臓）または組織（たとえば赤色骨髄）、あるいは組織の感受性の高い領域（たとえば骨格の骨内膜表面）の体積/質量にわたって行われる。

3.3. 等価線量

(35) 等価線量の定義は、特定の臓器または組織 T の体積中のタイプ R の放射線による吸収線量 $D_{T,R}$ に基づいている。放射線のタイプ R は、体内に入射するかまたは体内に存在する放射性核種が放出する放射線のタイプとエネルギーによって決まる。その結果、臓器または組織における等価線量 H_T は次式によって定義される：

ここで、 w_R は放射線タイプ R の放射線加重係数である。この合計は、関与するすべてのタイプの放射線について行われる。等価線量の SI 単位はシーベルト (Sv) であり、SI 基本単位で $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$ である。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3.1)$$

(36) 放射線防護量の定義における放射線の加重は、もともと *Publication 26* (ICRP, 1977) の $Q(L)$ 関数において L で表されている LET の関数として、線質係数 Q に関連付けられていた。*Publication 60* (ICRP, 1991a) では、放射線の加重の方法が変更され、確率的影響、主にながんに関連する一式の放射線加重係数 (w_R) が選択された。 w_R の値は、主に確率的影響に関連する広範囲の生物学的エンドポイントの、さまざまな放射線の RBE の測定に基づいて選択された。RBE 値は、実験的に決定されており、試験対象の放射線による吸収線量と同程度の観察影響を生じさせる低 LET 基準放射線による吸収線量との比である (ICRP, 2003b)。研究された生物学的エンドポイントと基準放射線に応じて、一連の RBE 値が観察されている。一般的に共通した基準放射線は、メガボルトの X 線、または ^{60}Co ガンマ線である。 w_R の値は、低線量または低線量率の低 LET 基準放射線 (ICRP, 2003b) に対応する RBE 最大値 (RBE_{\max}) に基づいて判断される。表 3.1 は、*Publication 103* (ICRP, 2007a) で採用された w_R を示している。

(37) 光子、電子、ミュー粒子のすべての放出に 1 という w_R が使用されているが、さまざまなエネルギーで生物効果に差異がないことを意味している訳ではない。このような単純な手法は、実効線量の意図的な用途には十分であると考えられている。遡及的なリスク評価のためには、適切なデータが入手可能であれば、放射線場と適切な RBE の値についての詳細な情報を考慮する必要がある可能性があるが、そのような考慮は意図されている実効線量の目的を超えることになる。DNA 中に取り込まれたオージェ電子放出体で生じる細胞内線量の不均一性は、リスク評価においても特異的な解析を必要とする可能性がある。

(38) 中性子の放射線加重係数は、外部被ばくによる中性子の RBE を反映する。人体に入射する中性子の生物効果は、中性子エネルギーに強く依存する (ICRP, 2007a, 付属書 B 参照)。低エネルギーでは人体の吸収線量への二次光子の寄与が大きいことと、50MeV を超えるエネルギーでは物理的な理由から中性子の RBE 値が陽子の RBE 値に収束すると考えられるため w_R が減少することを、図 3.1 のエネルギー関数は考慮に入れている。

(39) 宇宙線放射線場または高エネルギー粒子加速器近傍の場の陽子は、ほとんどが非常に高いエネルギーであり、主に 10 MeV を超える高エネルギー陽子に関する放射線生物学的データに基づき、すべてのエネルギーの陽子に対して、単一の w_R を採用することが適切であると考えられる。パイ中間子は、大気圏内の高高度の原子核と一次宇宙線との相互作用の結果生ずる放射線場で発生し、負か正に帯電しているか、または中性の粒子である。これらの粒子は航空機内の被ばくに寄与し、高エネルギー粒子加速器の遮蔽背後にある複雑な放射場の一部としても検出されている。

(40) アルファ粒子被ばくは、アルファ線放出放射性核種の吸入または経口摂取の結果として生じる。実験的研究と疫学的研究から、RBE 値は検討する臓器/組織とがんのタイプによって異なることが示されている。臓器と組織中の放射性核種の分布と線量の推定は複雑であり、相当の不確かさが付随し、広範囲の RBE 値が観察される一因となっている (2.7 節; ICRP, 2003b, 2007a 参照)。アルファ粒子の照射には単一の w_R

<p>値 20 が使用されており、これと同じ値が核分裂片にも用いられ、重イオンには保守的な値として使用されている。</p>
<p>(41) 実効線量算出のための委員会の放射線加重の扱いは不整合を示し、不必要に複雑であり、利用可能な生物学的データを過大に解釈していると論じられてきた（たとえば、Thomas and Edwards (2003)）。防護の目的としては、2つの w_R 値、すなわち低 LET 放射線には 1、中性子線量の高 LET 成分を含む高 LET 放射線には 10 を使用すれば十分であることが示唆された。このように単純化された方式は、線量とリスクをできるだけ正確に推定するために最良の入手可能なデータの使用を必要とする状況において、より複雑な計算の必要性を除外しようとするものではない。一例としては、宇宙飛行士への線量の計算とリスクの推定であるが、これらは相当高くなりうるとともに、複雑な放射場への被ばくの考察を伴っている（ICRP, 2013）。委員会は、これらの提案を認識しており、現在の手法の変更は必要ではないと考えられているが、この課題は、次の基本勧告の見直しの範囲に含まれる予定である。</p>
<p>(42) 等価線量は、実効線量の算出における中間段階である。確率的健康影響に関連した線量拘束値、参考レベル、限度は、実効線量によって設定される。等価線量は、組織反応の回避のための限度を定めるために使用されてきたが、2.2 節で述べたように、これらは吸収線量 (Gy) でより適切に設定されるであろう。同じ単位 (Sv) で表される等価線量と実効線量が適切に区別されてこなかった状況で、たとえば、甲状腺の等価線量が実効線量の 20 倍を超える ^{131}I の摂取による線量を説明する際に、コミュニケーション上の困難が生じていた（Gonzalez et al., 2013）。このような困難は、臓器と組織線量が吸収線量で示されれば回避できるであろう。たとえば、^{131}I を摂取すると、10 mSv の実効線量で 240mGy の甲状腺線量が生じるかもしれない。等価線量を明確な防護量として使用する必要はない。組織反応回避のための臓器／組織線量限度を設定するのに、委員会は等価線量の使用を取りやめる意向であるが、その量は、実効線量算出におけるステップとして残ることであろう。</p>
<p>3.4. 実効線量</p>
<p>(43) 実効線量 (E) は、Publication 60 (ICRP, 1991a) で導入され、Publication 103 (ICRP, 2007a) で適用されたとおり、次のように定義される：</p>
<p>ここで、w_T は組織 T の組織加重係数で、$\sum w_T = 1$ であり、D は吸収線量、H は等価線量である。平均化は、具体的なデトリメント値が計算され (表 2.1)、組織加重係数が特定された (表 2.3) 人体のすべての臓器と組織に</p>
$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \quad (3.2)$
<p>対し行われる。数学的には、実効線量は臓器／組織への等価線量の重み付けをした平均値である。2.5 節で概説したように、w_T 値は、確率的影響によるデトリメント全体に対し、個々の臓器と組織の寄与を表すように選ばれ、すべての年齢と性別で平均化される。w_T 値は相対デトリメント (表 2.1) に基づき、より細かく分けることも可能だが、低線量放射線の影響に関する根拠のない正確さを反映している印象を取り除くため、その値は丸められ、4つの数値のみとなっている (表 2.3)。</p>
<p>(44) 実効線量の SI 単位はシーベルト (Sv) であり、SI 基本単位で $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$ である。厳密には、実効線量は、低線量または低線量率での確率的影響の誘発に適用される。その結果、実効線量を適用できる上限について疑問が生じている。Publication 103 (ICRP, 2007a) は、20~100 mSv の実効線量での緊急事態計画と管理に関する参考レベルの設定を言及している。100 mSv を超える線量として実効線量を使用すべきではないという理由はない。たとえば、事故時での管理を取り戻す目的で、作業員の線量の短期間の緩和として、必要とされるかもしれない。原則として約 1 Sv までの線量で使用可能でありうるが、より高線量では 2つの要因を勘案する必要がある：</p>
<ul style="list-style-type: none"> ● 組織反応が起こる可能性を考慮すべきである。数百 mSv までの実効線量で、全身にわたり照射が適度に均一である場合、重篤な組織反応は起こらないと予想される。しかしながら、特定臓器／組織に集中した放射性核種、または局所的な外部被ばくから実効線量に著しい寄与があった場合、組織障害が生じうる可能性がある。 ● 2つ目の検討事項は、高線量率 ($> 5 \text{ mGy h}^{-1}$) で与えられる 100 mSv を超える線量 (またはより正確には、100 mGy を超える低 LET 放射線の臓器と組織への吸収線量) については、低線量または低線量率で固形がんリスクを決定する際に適用される DDREF の 2 は適用されないため、リスクは、Publication 103 (ICRP, 2007a) の名目リスク係数によって示されるよりも 2 倍まで大きくなる可能性があることである。
<p>3.5. 預託線量</p>
<p>(45) 人体内に取り込まれた放射性核種は、その物理的半減期と体内における生物学的な滞留によって決まる期</p>

間にわたって、臓器や組織を照射する。物理的半減期と生物学的半減期が長い放射性核種は、摂取後長年にわたり体内組織に線量を与え続ける可能性がある。そのような被ばくを管理する必要性から、預託線量の定義が導かれた (ICRP, 1991a, 2007a)。取り込まれた放射性核種からの預託線量は、特定の期間内に与えられると予測される総線量である。

組織または臓器 T における預託等価線量, $H_T(\tau)$ は、以下のように定義される。

ここで、 τ は時間 t_0 において摂取した後の積分時間である。預託実効線量 $E(\tau)$ は、次の式で求められる：

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t) dt \quad (3.3)$$

$$E(\tau) = \sum_T w_T H_T(\tau) \quad (3.4)$$

(46) 預託線量は、摂取が起こった年に割り当てられる。作業者と成人の公衆にとって、預託線量は、摂取後 50 年間にわたり積算される。幼児と小児に対しては、線量は 70 歳まで評価される。

(47) 預託線量の使用により年摂取量からの線量計算に隠れた保守性を含むことになることが議論されている (Gonzalez et al., 2013)。半減期と生物学的滞留時間が長い放射性核種の中には、摂取年に預託線量のごく一部分しかもたらさないものもある。たとえば、 ^{239}Pu については、摂取後の最初の 1 年間の実効線量は、一般に、全預託実効線量の 10% 未満である。しかし、ほとんどの放射性核種では、この影響はそれほど顕著ではなく、 ^{131}I と ^{137}Cs を含む多くの核種の場合、線量のすべてまたは大部分が、摂取の年に与えられるであろう。実用的な目的として預託線量を使用することは、放射性核種摂取からの長期的被ばくが考慮に入ることを確実にしている。

3.6. 線量係数

(48) ICRP 勧告の改訂では、等価線量と実効線量の算出に用いられる放射線加重係数と組織加重係数が変更されるため、委員会が定める線量係数 (単位照射または単位摂取量当たりの実効線量) の再計算が必ず必要となる。さらに、線量を計算するために使用されるモデルの改良により、値も修正されることになる。現在、2007 年勧告 (ICRP, 2007a) に基づく代替線量係数置を提供する作業が進行中であり、改訂と更新された体内動態モデルと線量評価モデルを含む多くの手法の改善が組み込まれている。

(49) *Publication 119* (ICRP, 2012b) では、*Publication 60* の方法 (ICRP, 1991a) に従って計算された線量係数がまとめられた。それは、3 か月の幼児、1 歳、5 歳、10 歳、15 歳の小児、作業者と公衆の成人についての預託実効線量係数と預託等価線量係数を、提供した以前の刊行物に戻って参照していた (ICRP, 1979, 1980, 1981, 1989, 1993, 1994a, b, 1995a, b, 1996a)。そしてまたそれには、*Publication 74* (ICRP, 1996c) の外部放射線への職業被ばくの換算係数も含まれており、この換算係数は多数の理想化された標準的被ばくジオメトリーにおいて、単一エネルギー光子、電子、中性子による全身照射を仮定して、単位空気カーマまたは単位フルエンス当たりの吸収線量の推定値から防護量を計算するものである。*Publication 128* (ICRP, 2015a) では、過去の刊行物 (ICRP, 1987, 1998, 2008) に遡って参照し、*Publication 60* (ICRP, 1991a) の方法を用いて計算された放射性医薬品の線量係数がまとめられた。委員会はまた、*Publication 60* の方法に基づき、母親の摂取による胎児への線量と母乳に移行した放射性核種を摂取した乳児への線量 (ICRP, 2001, 2004) を算出するための線量係数も提供している。

(50) 人体コンピュータファントム (または数学モデル) は、内部被ばくと外部被ばくからの臓器と組織へのエネルギー沈着をモデル化するために使用される。これらのファントムは、一般的に、身体構造の形状に対して妥当な近似を提供する幾何学的形状を表す数式に基づいてきた。このタイプのファントムは、オークリッジ国立研究所 (Fisher and Snyder, 1967 ; Cristy, 1980 ; Cristy and Eckerman, 1987) において、核医学会の医学内部放射線量 (Medical Internal Radiation Dose, MIRD) 委員会のために開発された。さまざまな年齢の幼児と子供を表すため、当初の成人用 MIRD 型ファントムから、いくつかの小児用ファントムが開発された (Cristy, 1980)。妊娠の 3 段階についての MIRD 型モデルは、Stabin ら (1995) によって開発された。これらのモデルが ICRP の線量係数の計算に使用されてきた。

(51) さらに最近では、多くのグループが医学画像データに基づくいわゆる「断層撮影」モデル、または「ボクセル」モデルを開発し、人体の解剖学的構造をより実際に合わせて表現している。ICRU との共同報告書である *Publication 110* (ICRP, 2009a) は、個人の画像データから、このようにして得られた成人男女の標準ファントムを提供した。その個人は、成人標準男性と成人標準女性の外形寸法と臓器質量との類似性から選ばれ (ICRP, 2002a)、その後、モデルはこれらのデータと整合するよう調整された。両性具有の

MIRD 型ファントムではなく、男性と女性のファントムを用いるのことは、実効線量の算出において、明確な性平均化を必要とする。このように、2007 年勧告 (ICRP, 2007a) に関連する計算では、等価線量は男女別に計算され、性平均化された標準人の実効線量の計算において平均化された (図 3.2)。委員会はまた、さまざまな年齢の小児の一連の標準ファントム (ICRP, 2020a) を開発し、妊婦と胎児の標準ファントムも提供する予定である。

(52) *Publication 116* (ICRP, 2010a) は、外部放射線への職業被ばくを検討し、*Publication 103* (ICRP, 2007a) の方法と *Publication 110* (ICRP, 2009a) の解剖学的モデルを使用して計算した線量係数の最初の一式を提供した。検討された放射線は、単一エネルギー光子、電子、陽電子、中性子、陽子、パイ中間子 (負/正)、ミュー粒子 (負/正)、He イオンであった。*Publication 116*にまとめられた臓器/組織の線量換算係数は、ICRP/ICRU の基準値を示している。等価線量と実効線量を対応する実用量 (3.8 節参照) と比較した結果、大半の場合、後者が保守的な線量推定値を提示することを示した。

(53) *Publications 130, 134, 137, 141* (ICRP, 2015b, 2016, 2017, 2019a) は、作業者の内部被ばくに関する手法と更新された線量係数とバイオアッセイデータを提示した。このシリーズの最終報告書は準備中である。公衆による放射性核種の摂取と、放射性医薬品の投与に関する線量係数の置き換え作業は進行中である。また、初めて小児を含む公衆の外部線源への被ばくに関する線量係数も提示された (ICRP, 2020b)。

3.7. 集団線量

(54) 放射線防護の最適化の目的のために、委員会は集団線量という量を導入した (ICRP, 1977, 1991a, 2007a)。この量は、放射線に被ばくする人々のグループと被ばく期間を考慮したものである。これらは、特定の期間にわたる線源からの全個人線量の合計を表す。その量として、組織または臓器 T に関連する集団等価線量 S_T と集団実効線量 S とが定義されてきた (ICRP, 1991a, 2007a)。集団線量に用いられる特別な名称は「人・シーベルト」である。

(55) たとえば、長期間にわたり広範囲の地域に及ぶ、非常に低い個人線量の集計を防ぐため、できれば制約条件を設定する必要がある。できる限り、線量の範囲と期間を明記すべきである。 E_1 から E_2 の間の個人の实効線量値による集団実効線量 E は次のように定義される：

ここで、 $dNdE$ は E から $E + dE$ との間の実効線量の被ばくした個人の数を表し、 ΔT は実効線量が合計される期間を示す。時間と空間における線量分布の均質部分を個別に検討できるように、必要に応じて線量を分割する必要性を考慮して、委員会は *Publication 101* (ICRP, 2006) における防護の最適化の手段としての集団線量の使用について助言を与えている。

$$S(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} E \frac{dN}{dE} dE \quad (3.5)$$

(56) 集団実効線量の使用は、LNT 線量反応モデルの適用の妥当性と、さまざまなタイプの放射線被ばくからの線量の加算性に依存している。これは、たとえば、UNSCEAR (2008, 2012a) では、異なった線源の放射線からの線量の比較に使用されている。集団実効線量は疫学的リスク評価の手段として意図されておらず、正式なリスク予測に用いることも不適切である。特に、非常に大きな集団への極めて低い被ばくを伴う集団実効線量に基づくがん症例数の計算は避けるべきである。このような推定に関連する大きな不確かさのため、その結果は情報提供よりも、むしろ誤解を招くことになるであろう (ICRP, 2007a)。

(57) 集団実効線量による健康影響の推定は、適切な注意を払って扱われるのであれば、放射線防護措置の計画に役立てることができる場合がある。たとえば、重大な原子力事故後、またはそのような事象の事前の計画において、さまざまな防護の選択肢の立案と選考を支援するため、健康への影響の可能性を示すことに集団実効線量の評価を用いることができるであろう。計画または現存被ばく状況の遡及的評価では、集団実効線量の評価は健康への影響の可能性の最初のスクリーニング評価となり、医学的および疫学的評価に情報を提供することができる。集団実効線量を用いたそのような分析では、罹患率や死亡率を含む集団における健康影響のバックグラウンド率を考慮するとともに、不確かさも考慮することが不可欠である。適切なベースラインとなる疾病の罹患率との比較により、被ばく集団に対して疫学的分析が統計学的に意味のある結果をもたらす可能性があるかどうかが決まるであろう。

3.8. 実用量

(58) 職業環境における放射性核種摂取の線量評価は、直接測定 (たとえば、全身または特定の臓器/組織の外部モニタリング) または間接測定 (たとえば、尿、糞便、または環境試料) の、いずれかからの摂取を推定し、線量係数の算出に用いたものと同じ体内動態モデル (ICRP, 2015b) を用いて行うことができる。外部被ばくのエリアモニタリングと個人モニタリングに対する実用的な線量当量に関する量は、ICRU によって定義されてきた (1985, 1988, 1993, 2020)。この線量当量に関する量は測定可能であり、放射線

<p>モニタリングに用いる機器は、これらの量に基づき校正される。定常的なモニタリングでは、これらの線量値は、実効線量や眼の水晶体と皮膚の線量の妥当な推定値と見なされる。</p>
<p>(59) 個人モニタリングでは、実用量は個人線量当量 $H_p(d)$ であり、これは人体上のある特定点の、ある適切な深さ d における ICRU の (軟) 組織中の線量当量である。その特定点は、通常、個人線量計を装着する部位とされる。個人線量当量の測定から実効線量を評価するために、深さ $d = 10 \text{ mm}$ と $H_p(10)$ が選ばれてきており、線量計が全身被ばくを代表する位置に装着される場合、$H_p(10)$ の数値は実効線量の妥当な推定値を提供すると考えられる。皮膚と四肢の線量の評価には、深さ $d = 0.07 \text{ mm}$ の個人線量当量 $H_p(0.07)$ を実用量として使用することが勧告される。眼の水晶体の線量のモニタリングには、深さ $d = 3 \text{ mm}$ が提案されてきた。Publication 103 (ICRP, 2007a) では、$H_p(3)$ の測定は不要である可能性があると考えられたが、眼の水晶体の線量限度の低減によって眼の防護の重要性が高まり (ICRP, 2012a), その適用が再評価された (ICRP, 2010a ; Bolch et al., 2015)。個人モニタリングが実施されない一部の状況では、実効線量の評価は、周辺線量当量 $H^*(10)$ を適用したエリアモニタリングにより実施してもよい。</p>
<p>(60) 現在使用されている一連の ICRU の実用量は、30 年より前に定義された。標準成人ファントムを用いて外部線源への職業被ばくに関して、更新された線量係数を提供した Publication 116 (ICRP, 2010a) (3.6 節参照) に続いて、ICRU (2020) は実用量の定義を見直した。既に刊行されている換算係数はカーマ近似を用いて計算されており (すなわち二次荷電粒子によるエネルギー輸送は考慮しない)、低エネルギーと高エネルギーの実効線量に対して、実用量が良い近似ではないことなどの定義における欠点が確認された。その見直しの結果、個人モニタリングおよびエリアモニタリングのため、実用量の新しい定義が提案された。個人線量当量 $H_p(10)$ と周辺線量当量 $H^*(10)$ に対する提案とは、Publication 116 において検討された全粒子の粒子エネルギー関数である実効線量換算係数曲線の最大値から導出される換算係数とフルエンスまたは空気カーマとの積として、それらを再定義することである。これにより、これらの実用量すなわち、改名された個人線量 H_p、周辺線量 H^* は、標準人体形状ファントムで暗黙的に定義され、その結果として、防護体系の一貫性が改善され、簡略化された (ICRU, 2020)。さらに、眼と皮膚の線量の測定に関する実用量は吸収線量になることとなり、これは組織反応を防止する限度設定に、等価線量の代わりに吸収線量を使用するという本刊行物で提案された変更と一致する。個人線量 H_p、周辺線量 H^* は実効線量と直接的に関係しており、そして吸収線量が眼と皮膚の線量の測定に使用されるため、線量当量の計算で線質を定義するための $Q(L)$ の使用は廃止されることとなるであろう。</p>
<p>4. 職業被ばくと公衆の被ばく</p>
<p>(61) 実効線量の使用は、職業被ばくと公衆被ばくの管理とモニタリングに対して十分に確立されている。これにより、さまざまな線源とタイプの放射線からの異なる臓器と組織への外部被ばくおよび内部被ばくからの吸収線量を合計し、適切な線量拘束値、参考レベル、限度と比較することを可能にする堅牢な手法が提供される。これらの線量基準は、個人と集団のグループとの間のリスクの差異を認識し、また、被ばくが全雇用期間または生涯にわたって継続する可能性があることを認識した上で、すべての作業者とすべての公衆に対して設定される。以下の節では、個人線量と集団線量を考慮に入れて、計画、現存、緊急時被ばく状況における職業被ばくと公衆被ばくの実効線量の使用について考察する。</p>
<p>4.1. 職業被ばく</p>
<p>(62) 実効線量は、あらゆる職業被ばく状況の管理のための重要な手段である。それは計画被ばく状況では、放射線防護の最適化のための予測的評価に使用され、関連する線量限度と線量拘束値内で操業が行われるであろうことを保証するために使用される。予測的な外部被ばくおよび内部被ばくの合計は、個人被ばくと集団被ばくの両方を検討するための評価において使用される。多数の作業者が含まれる複雑な作業を計画する時、集団被ばくに加えて個々の作業者の被ばくも検討することが重要である場合で、特に、防護の選択肢を選ぶ際に、集団実効線量は実効放射線防護のための有用な手段になる。予測的評価は、特定の種類の作業から受ける可能性のある被ばくの推定値に基づいており、他の場所での同様の状況での経験を考慮に入れている。さらにまた、それぞれの選択肢の経済的および社会的影響を考慮して、一部の作業者の被ばくの低減が、より少ない線量に被ばくする作業者が増加する可能性とバランスが取れることを確認した上で、個人および集団の実効線量の推定値は、防護を最適化するために用いることができる (ICRP, 2007a)。</p>
<p>(63) 計画被ばく状況における職業被ばくの実効線量の遡及的評価は、規制要件の遵守の実証、規制目的のための被ばくの記録 (たとえば、作業者の線量記録)、そして防護体系が適切に実施されていることの実証に用いられる。実効線量は、外部照射および内部照射の両方について計算され、しばしば、特定の測定値 (たとえば、個人線量計または尿中放射性核種からの) に基づくであろう。しかしながら、実効線量は特定の個人について推定されるにもかかわらず、人体の解剖学的で体内動態学的な一連の固定されたパラメータを有する標準人について定義される (ICRP, 2007a)。実効線量の定義は、個人の特定のパラメータ値 (た</p>

例えば、身体の大きさまたは性別)の使用を除外し、前述のとおり、線量拘束値、参考レベル、限度はすべての作業者に適用されるように設定されており、この防護に対する実用的な手法は公平かつ実行可能である(80項参照)。一旦、妊娠が申告された場合、妊娠している作業者は特別なケースとして扱われ、公衆の構成員に規定されているものと、おおむね同様の防護水準を提供するように胎児の実効線量を制限する。

(64) 外部照射については、実効線量が評価すべき主要な量であるが、眼の水晶体、皮膚、手足の線量を明確に評価しなければならない場合もある。これらの臓器と組織の特定の職業被ばく線量限度(2.2節)は、特別な状況に応じて、特に不均一な照射や、または皮膚および/または眼の水晶体に照射をもたらす有意なベータ線成分がある場合に限定される可能性がある。外部被ばくからの職業被ばく線量は、通常、身体に着用した個人線量計を用いた個人モニタリングによって決定される。個人モニタリングの主な実用量は、3.8節で述べられたとおり、 $H_p(10)$ 、 $H_p(3)$ 、 $H_p(0.07)$ であり、個人線量計は、これらの量のすべてを測定するように設定することができる。個人線量計が、全身均一被ばくを代表することが示される身体上の位置に着用されている場合、 $H_p(10)$ は、ほとんどの被ばく状況について実効線量の妥当な推定値を与える。同様に、 $H_p(0.07)$ は、ほとんどの状況において皮膚の等価線量の妥当な推定値として使用することができる。そして $H_p(0.07)$ は、光子に対する眼の水晶体の等価線量の適切な測定値を提供するが、 $H_p(3)$ は低エネルギー電子について、より良い測定値を与える(ICRP, 2010a; Bolch et al., 2015)。

(65) 身体の線量が不均一であることが分かっている状況では、線量計は、眼の水晶体のような被ばくを最も受ける臓器の線量を決定するための位置に着用してもよい。適切な場合には、実効線量の推測レベルを示す近似的評価値を提供するために、調整係数を使用してもよい。たとえば、体幹部内の感受性の高い臓器を防護するために放射線科で着用される鉛/ゴムの防護エプロンは、頭頸部を遮蔽しない。エプロンの襟に着用される防護されていない一つの線量計は、眼と身体の両方の指標となる線量レベルを与えることができ、その値から、さらなるモニタリングが必要であるかどうかを評価することができる(Martin and Magee, 2013)。IVR手法を行う臨床医は、2つの線量計(一方はエプロンの下、もう一つはエプロン上)を装着する可能性があり、実効線量を推定するためにさまざまな数式が用いられる(ICRP, 2018)。実効線量のより現実的な値を決定することができるようにするために、眼の水晶体の線量、または防護された組織の線量についてのより詳細な情報が必要とされる可能性がある。外部被ばくからの弱透過性放射線が有意に寄与するようなまれな場合では、実効線量に対する皮膚線量の寄与も考慮する必要がある。

(66) 内部被ばくでは、個人モニタリングの結果か、または特定の状況では大気中または表面汚染などの他の媒体での放射性核種濃度のモニタリングに基づいて、預託実効線量は遡及的に決定される。情報は、ホールボディカウンタを用いた全身かまたは他の外部計数装置(たとえば甲状腺カウンター)を用いた特定の臓器と組織から放出される放射線の個人モニタリング、および尿糞中の排泄核種測定値によって得られる可能性がある。これらの測定値は、吸入または経口摂取(またはその両方)による摂取量の推定値を提供するために、線量係数の計算に使用される体内動態モデルにより解釈される。それから次に、線量係数が、推定された摂取量に対する実効線量の数値を与える。計算は委員会が公表しているように、基準体内動態モデルと基準線量係数を用いて行われる(3.6節参照)。十分な情報が入手可能であり、線量が詳細な評価を求められる場合、吸入物質の推定粒径分布、ならびに呼吸器と消化管におけるその溶解性と吸入特性を変更することができる。このような変更は、職場の被ばくの条件に関連するものであるため、摂取量の推定や実効線量の算出にその条件を適用することが適切である。吸入された放射性核種からの線量の計算における、溶解度に関する物質特有のデータ使用例は、委員会によって提供されてきた(ICRP, 2002b, 2016, 2017)。

(67) 委員会は、実効線量の算出において個人に関係する体内動態の仮定に変更を加えるべきではないと述べている(ICRP, 2007a)。しかしながら、内部放射線量は、たとえば、特定の個人の尿中の放射性核種の一連の測定に基づく可能性がある。実効線量を推定するために使用される基準モデルは、観察された排泄データに対して特に良好に適合できず、基準モデルパラメータを変更することによって、より良好な適合を得ることができる可能性がある。このような変更は妥当と考えられる可能性があるが、しかし、得られた線量の推定値は実効線量の標準的な算出とは明確に区別されるべきである。もしそのような線量情報を個人の線量記録に加えるべきであると合意されていれば、この違いを記すべきである。

(68) 特定の状況では、職業被ばくでの皮膚または創傷からの放射性核種の取り込みを考慮しなければならない必要がある可能性がある。しかしながら、たとえば防護服が着用され、あらゆる創傷または擦過傷が覆われているであろうような、状況が管理される計画被ばく状況においては、通常考慮すべき事項であってはならない。創傷を通じた放射性核種の摂取の可能性は、計画外の事象がそのような摂取につながる潜在被ばくの評価の一環として、検討する必要がある可能性がある(後述参照)。

(69) 現存被ばく状況は、管理についての決定がなされなければならないときに、線源がすでに存在している状況である。これには、作業場内の自然起源の放射性核種や、過去の原子力施設の操業により汚染された土地など

<p>の人工放射性核種からの被ばくを含む状況が含まれる。それに加え、緊急事態の状況に起因する長期的な汚染の管理も現存被ばく状況として取り扱うべきである。ラドン同位体、主に ^{222}Rn と子孫核種による職業被ばくは、<i>Publication 126</i> (ICRP, 2014) で説明されている。さまざまな産業における自然起源の放射性核種の使用は、<i>Publication 142</i> (ICRP, 2019b) の主題である。現存被ばく状況において、実効線量の使用は、管理手段が必要であるかどうかの決定のための適切な根拠となる。計画被ばくについて上記で取りあげられたことと同様の検討が適用される。</p>
<p>(70) 計画被ばく状況の運用の間、ならびに作業者の緊急時被ばくにつながるかもしれない他の予想しない状況の間に、作業場で緊急時被ばく状況が発生する可能性がある。緊急時被ばく状況に関連する状況は 2 つある。第一の状況として、作業場で事故や管理ができない状態が発生した場合、作業者は通常の放射線被ばくよりも高い被ばくを受ける可能性がある。医学的介入が必要かどうかを判断するために、このような被ばくがどのようなものであったかを迅速に評価することが大切である。組織反応が観察されるような被ばくであるかどうか、そしてさらなる被ばくの管理において個々の臓器線量が考慮される必要があるかどうかを、実効線量は最初に示すことができる。後の段階では、実効線量が初期的な役割しか果たせないであろう過剰被ばくの後に、完全な遡及的リスク評価が必要となる可能性がある。そのような状況では、臓器/組織線量の最良推定値、適切な RBE データ、ならびに年齢、性別、集団に特有のリスク因子 (2.6 節参照) を用いて個人のリスクが評価されるべきである。</p>
<p>(71) 第二の状況は、事故的放出直後における状況か、または事態を制御可能にするため、あるいは他者を保護するための防護措置を導入するために、作業者の介入が必要とされる可能性のある継続的な緊急事態における状況である。これらの状況では、被ばくをある程度計画することができ、このプロセスの一環として実効線量を使用することが適切である。しかしながら、皮膚の被ばく、または、吸入による著しい摂取がある場合に他の臓器の被ばくを考慮に入れることも大切となる可能性がある (個人防護具の使用によりこのような状況における内部被ばくが制御される)。3.4 節で述べたように、原則として事故時における 100 mSv を超える線量で、実効線量を防護量として使用すべきでないという理由はない。しかしながら、特に皮膚と眼の水晶体の外部被ばくと、特定臓器に濃縮する放射性核種からの内部被ばく線量を考慮するような状況では、組織反応を回避するため注意が必要とされるであろう。</p>
<p>(72) 皮膚に対する創傷、擦過傷、火傷、または他の病理学的損傷は、放射性物質が皮下組織や血液と体循環に到達する能力を大いに増大させる可能性がある。創傷部位に沈着した物質の多くは、その部位に保持される可能性があり、外科的に切除できるが、可溶性 (可搬性) 物質は、血液に移行し、身体他の部分に移動することが可能である。これらの事象は、事故の結果としてのみ発生するものである。それゆえに各事象はそれぞれ独特のものであろうし、職業的な保健物理士と医療スタッフによって評価される必要があろう。委員会は、創傷のモニタリングデータの解釈について助言しなかった。しかし、さまざまな放射性核種に関し開発された体内動態モデルは、血液循環に入る切創または創傷への沈着物の可溶性成分に適用することができる。放射性核種で汚染された創傷から生じる線量を計算する方法を提供するために、NCRP は委員会と協力し、このような被ばくに関する体内動態と線量評価のモデルを開発した (NCRP, 2007)。したがって、委員会が提供した線量係数とデータは、創傷部位から血液中に侵入した放射性核種の臓器/組織線量と実効線量の推定値を得るために、NCRP 創傷モデルパラメータ値と併せて使用することができるであろう。</p>
<p>4.2. 公衆被ばく</p>
<p>(73) 公衆が外部線源および内部線源に被ばくする可能性がある計画被ばく状況には、次のものが含まれる。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 管理区域または監視区域への訪問 ● 管理区域に隣接する、公衆が立入り可能な区域への立入り ● 放射性物質の環境への管理排出 ● 固体放射性廃棄物の処分後の環境への放出 ● 放射性物質を含む消費材の使用
<p>(74) 計画被ばく状況では、予測的評価と遡及的評価の両方が実施される。予測的評価は最適化の目的で実施され、実効線量が代表的個人 (79 項参照) に関する公衆の線量拘束値未満であることを保証するものである、そして、このような評価はモデルを用いて実施される。遡及的評価は線量限度の遵守を実証し、線量拘束値との比較を行うために実施される可能性がある。このような評価は、環境モニタリングに基づいて行われることが理想的であろう。評価に関連する不確かさは認識されるべきである。最適化プロセスへの入力情報として、または以下に論じるような比較目的のために、集団実効線量も推定される可能性がある。</p>
<p>(75) 現存被ばく状況は以下により発生する。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 過去の原子力施設の操業や原子力緊急事態、または放射線緊急事態から生じた残留放射性物質による区域の汚染 ● 規制管理の対象であったが、現在の要件には従っていない過去の活動からの残留汚染

- 自然または残存する人工放射性物質を含む食品、飲料水、建築材などの物品の使用
- 屋内のラドンを含む自然線源による被ばく

(76)現存被ばく状況については、関心のある状況に対して確立

された関連する線量の参考レベルを使用する最適化検討への入力情報として、代表的個人（79項参照）の年実効線量を決定するために、予測的評価が行われる。現存被ばく状況は何年も持続することがあり、放射線の状態がゆっくりと変化する可能性があるため、過去のモニタリングデータを用いて将来の実効線量を推定することが可能になる。環境中の放射性核種濃度の測定値と公衆の線量推定値は、利用可能であれば、実効線量と関連する参考レベルとの比較の目的で、年実効線量の遡及的評価に用いることができる。

(77)緊急時被ばく状況は、計画被ばく状況の運用中に、悪意のある行為から、または他の予想しない事態から生じる可能性があり、放射線被ばくを回避または低減するために、予防的および／または急を要する防護対策を必要とする可能性がある。公衆は、自然環境または居住環境にまき散らされた放射性核種から、さまざまな経路を介して、外部被ばくまたは内部被ばくにさらされる可能性がある。将来起こりうる事故シナリオのための緊急事態計画の一部として、または、どのような対策が必要であるかを決定するために発生した事故に関連して、予測的評価が実施される可能性がある。最適化プロセスの入力情報として、ならびに関連する参考レベルとの比較のために、実効線量が推定される。放出の性質次第では、特定の臓器または組織の線量推定値を考慮することも重要となるかもしれない。たとえば、¹³¹Iの放出を伴う事故については、甲状腺線量を明確に考慮することが重要である。緊急事態における被ばくは通常期間が短い、そして、被ばく時年齢に応じて線量の違いを考慮に入れることが大切である。特にトリアージやコミュニケーションの関連では、妊婦や授乳中の女性と幼児の被ばくを考慮することも重要である可能性がある。

(78)医学的フォローアップの必要性を評価するために、緊急事態の被ばくによる実効線量の遡及的評価が必要となる可能性がある。このような場合、個人モニタリングデータ（外部および内部被ばく）と生物学的線量測定値、あるいはそのどちらか、また、さまざまな環境媒体中の放射性核種濃度の測定値が必要とされるであろう。緊急時被ばく状況の線量評価に関連する不確かさを認識することが大切であり、これにはモデル化の結果と同様に、人や環境の測定値に関連する不確かさが含まれる。このような状況では、公衆の安心のために測定が行われてきた可能性があり、そのため、測定値は比較的高い検出限界と、線量への換算に大きな不確かさを持っている。このことは実効線量の推定値を念入りに解釈することの重要性を強調している。また、遡及的評価は、不確かさを低減し、最適化プロセスを改善する目的で、予測的線量評価を精緻化するためにも用いることができる。

(79)実効線量は「代表的個人」と呼ばれる集団内でより大量に被ばくした個人を代表することが確認された人、または人々の集団について通常評価される。この概念は、あまり定量的に定義されていない「決定グループ（Critical Group）」の概念を置き換えるため、*Publication 101* (ICRP, 2006)において導入された。代表的個人を定義するためには、一般的に、異なる年齢の異なる職業、習慣、食物の消費率を持つ人々の、複数のグループの候補が検討されるであろう。

(80)線量評価プロセスでは、さまざまな年代の標準人を考慮することができる。委員会は、生後3カ月の乳児、1、5、10、15歳の小児と成人の線量係数を提供している（3.6節参照）。さらに、委員会は、母親による放射性核種の摂取後の胚／胎児、母乳哺育児の線量を考慮している。*Publication 103* (ICRP, 2007a)では、ほとんどの場合、胚／胎児、母乳哺育児の線量は、成人が受ける線量と比べて小さくなるであろうことが明記されている。しかしながら、これは必ずしも当てはまらず、³²P、³³P、⁴⁵Ca、⁸⁹Srの4つの放射性核種については、胎児／母乳哺育児は、いくつかの被ばく状況において、他の年齢グループよりも著しく高い線量を受ける可能性があり、したがって、代表的個人として指定される可能性がある。線量基準との比較には1年間の線量が必要であるが、母親による放射性核種の年摂取量を用いた簡易的な線量評価を行い、妊娠期間中の胚／胎児の慢性被ばくに線量係数を適用することでおそらく十分であろう（HPA, 2008）。より詳細な評価が必要な場合には、母親によって発生する1年間の摂取は、9カ月間の妊娠と3カ月間の授乳にかけて起こると想定してよい。胚／胎児の外部線量は、母体の子宮と同様とされる。子どもの外部被ばくの線量係数も現在公表されている（3.6節；ICRP, 2020b）。*Publication 101* (ICRP, 2006)は、ほとんどの線量評価、とくに各コホートメンバーが年齢グループを自然に通過する場合の長期被ばくには、1歳と10歳の小児、および成人という3つの年齢グループの考慮で十分であると結論づけた。一般的に、被ばくの推定における不確かさは、さまざまな年齢グループの線量係数の違いに比べて大きい。ステークホルダーが追加の年齢グループの線量推定を求めてくる場合があることが認識されており、このような計算は対話を促すのに適切である。

(81)実効線量の計算において、胚／胎児と乳児を含むすべての年齢グループに1組の組織加重係数を適用することについて、懸念が示されてきた（Streffer, 2004）。組織加重係数は、低線量放射線被ばくのリスクに関する知見を過大に解釈せずに、個々の臓器と組織の確率的デトリメント全体への寄与を割り当てるために用いられる。これらは特定の年齢グループについて、最良の科学的判断を示すものではない。胚／胎児への適用は、

乳児への適用の延長である。前述したように、子宮内被ばく後の全がんリスクは、小児期早期の被ばく後のがんリスクを超えることはない判断されている (ICRP, 2003a)。線量管理基準 (線量拘束値と参考レベル) は、1 Sv 当たりのデトリメントにおける年齢グループ間の潜在的差異を知って設定することができる。最適化と共に公衆のすべての構成員 (またはすべての作業員) に適用される線量拘束値と参考レベルの使用は、実用的、公平、かつ実行可能で、個人ベースで区別をしない防護体系を提供する。当然の結果として、実用的な放射線防護の目的では、1 組の組織加重係数の使用が適切であると考えられてきている。

(82) 放射性核種の環境中の移動と公衆が受ける内部線量のモデル化において、放射性核種の最も適切な物理的および化学的特性の選択は重要な課題である。この検討は、操業前の段階の施設と緊急事態についての予測的評価のため特に重要である。放射性核種の特性に関するモニタリングデータと情報が利用可能である場合、類似状況の過去の経験が有益となる可能性が高い。委員会は、関連する情報が入手可能であり、検討が必要な場合は、常に特定の化学的形態の放射性核種に関連する線量係数を使用すべきであることを助言する。モニタリングデータが利用可能ではない場合、線量評価の慎重な姿勢としては、より高い線量推定をもたらす放射性核種の特性と線量係数を選ぶことである。この問題に関するいくつかのガイダンスは、*Publication 72* (ICRP, 1996a) で述べられている。

(83) ほとんどの場合、公衆の外部被ばくと内部被ばくの直接的な測定値は入手できず、実効線量の評価は、モデル化の手法を用いて、可能な場合は環境中の放射性核種の周辺線量当量率と濃度の測定値に基づき実施される。まれに、個人線量計、またはホールボディカウンタなどの方法による個人の放射性核種の体内量測定からも情報が入手可能である。公衆の線量を評価するための方法としては、関連する線量限度遵守の保証と線量拘束値や参考レベルとの比較のため、線量が過小評価されないことを保証する目的で、慎重なパラメータ値を採用することがよく行われる。最適化のためにこのような方法の結果を用いる際には、評価における偏りが生じるかもしれないため、慎重さの程度を認識して、注意して行うことが必要である。これは避難のような対策が緊急時被ばく状況で必要とされるかどうかを決定する際には、特に重要である。線量の低減と、その対策による有害な影響とのバランスをとることが大切であり、線量を慎重に評価することは、被災した集団にとって有害な影響を及ぼす不必要な対策につながるおそれがある。

4.3. 潜在被ばく

(84) 計画被ばく状況は、作業員と公衆のあるレベルの被ばくを受容と管理を伴うものである。さらにそれに加え、計画された操作手順からの予期しない逸脱と、放射線源の管理不能を含む事故や、悪意のある事象によって、より高いレベルの被ばくが起こる可能性がある。このように発生した被ばくは、「潜在被ばく」 (ICRP, 2007a) と呼ばれる。計画された操作手順からの逸脱や事故は、稀ではあるが、予見してその発生確率を推定できる可能性がある。放射線源の管理の喪失や悪意のある行為による事象は、あまり予測できないものであり、ケースバイケースの手法を必要とする。

(85) 潜在被ばくの評価には、通常、(1) 被ばくに至る事象を示すシナリオの構築、(2) これらの事象の発生確率の評価、(3) 結果として生じる線量と関連するデトリメントの評価、(4) いくつかの受容基準との比較、が含まれる。受容性の決定は、発生確率と、結果として生じる線量とリスクの大きさの両方による。これらの要因は、別々に考察されてもよいが、起こりそうにない事象の結果として生じる放射線被ばくに起因する健康影響の確率を考慮するために、組み合わせることも可能である。これに関連して、委員会 (ICRP, 2007a) は、1 Sv 当たり 5×10^{-2} の値を用いて致死がんのリスクを検討した。死亡の確率は、事象の発生確率と、事象が発生した場合に受けるであろう実効線量に伴う致死がんリスクとの積とする。得られた確率は受容性を判断するため、リスク拘束値と比較される。

(86) リスク拘束値は、線量拘束値と同様に線源関連であり、原則として、同じ線源に対応する線量拘束値で暗に示されるのと同様の健康リスクと同じであるはずである。しかし、*Publication 103* (2007a) で論じられているとおり、このような事象の発生確率の推定に関連する不確かさが大きいので、包括的なリスク拘束値の使用が適切である可能性が高い。作業員の潜在被ばくについて、委員会は、年間 2×10^{-4} という包括的なリスク拘束値が平均年間職業被ばくである 5 mSv に関係付けられる致命がんリスクに相当する (すなわち、実効線量で 1 Sv 当たり 5×10^{-2} の致死がんリスクを仮定する) というに基づいて、この包括的なリスク拘束値の使用を勧告する (ICRP, 2007a)。5 mSv の実効線量とは、防護の最適化がなされた後のある選択された操作のタイプで受ける典型的な高い値と言われている。公衆の潜在被ばくについては、委員会は、年間 1×10^{-5} というリスク拘束値を勧告する (ICRP, 2007a)。

(87) 致死がんのリスクに基づく包括的なリスク拘束値設定の基本的な考え方に加えて、より低い確率のより高い線量を伴う事象により組織反応のしきい線量を超えるかもしれないことが認識されており、この要素も考慮する必要がある。

5. 医療被ばく

(88) 医学診断と治療において、放射線は広範な用途に使用されている。診断と IVR 手法で患者が受ける放射線

<p>量は、それぞれの手法について測定できる量で記録される。これらの測定量は、簡単な方法により線量レベルの評価に使用でき、世界中で、さまざまな医療施設間の特定の種類の検査の線量比較に使用される。これらの測定可能な量について、診断参考レベルを確立するための調査が行われている (Martin, 2008, 2011 ; ICRP, 2017a)。</p>
<p>(89)確率的风险はさまざまな医学的処置において照射される臓器と組織によって異なるため、測定可能な線量は、体内の吸収線量の異なる分布をもたらす代替技術からの関連する相対的健康デトリメントについて、意味のある指標をもたらさない。実効線量は、身体異なる領域を照射する医学的手法からの線量の比較を行うために、使用することができる。これは、診断手法による線量レベルに関する認識を高めることに役立ち、放射線被ばくに関連して起こりうるリスクを大まかに把握するのに役立つ。実効線量は、放射線防護における医療専門家の訓練においてよく使用される。これは、医療処置の正当化を助けるために、また、患者の介護者や医療研究のボランティアの線量拘束値を確立するために、情報に基づいた判断を行う際に使用される。実効線量は、医療行為における放射線防護の向上に有用な参考情報を提供しており、放射線防護の臨床医と非専門家が理解可能な健康への考えられるリスクに関係する放射線量指標を伝える手段を提供する。</p>
<p>(90)本章では、健康リスクを示す必要があるときで実効線量を使用することができる場合と、他の測定可能な線量で必要な情報を提供するのに十分であるときで、実効線量の使用が勧告されない場合の適用例について述べる。考えられるリスクの近似的指標として、実効線量を用いることを支持する証拠を示す。そして、それには診断用 X 線検査に関わる実効線量とリスクとの関係、男性と女性の検査時年齢に伴うリスクの変化が示されている。</p>
<p>5.1. 医学的手法からの実効線量</p>
<p>(91)医学的手法からの実効線量は、測定可能な量を防護量に関連付ける線量係数を使用して計算される。委員会は、核医学における診断手法に関する線量係数を公表しているが (3.6 節参照)、この時点では、X 線画像診断手法に関連する係数を提供していない。しかしながら、多くの機関が、放射線検査に関する臓器/組織線量と実効線量の値の算出に使用することができる係数を公表している。これらは、X 線撮影と X 線透視に関し、入射表面空気カーマまたは面積カーマ積算値 (Jones and Wall, 1985 ; Hart et al., 1994 ; Rannikko et al., 1997 ; Kramer et al., 2004)、または CT に関する長さ線量積 (ImPACT, 2011 ; Wall et al., 2011 ; Lee et al., 2011, 2012 ; Ding et al., 2015 ; Shrimpton et al., 2016) に適用することができる。個々の患者の画像診断の被ばくを正当化するための、または最も適切な技術を選択することにより防護を最適化するための日常的な判断には、推測される健康へのリスクに関連する線量の近似的推定値が必要である。これらの日常的な意思決定を行うために、実効線量の一般的な値は、普通の放射線被ばくレベルのデトリメントに関連する十分な情報を有する分かりやすい手段を提供する。理想的には、これらの一般的な値は、検討対象の国と施設に適用されるデータに基づくべきである。表 5.1 に示される異なる国の調査から得られた、さまざまな検査に関する値の違いによって例示されるように、設備、技術、患者の選択 (体重範囲) の違いによって、変動が生じている。この表で明らかな違いのいくつかは、検査の定義がさまざまであることによるものであり、調査実施時に使用されていた技術と機器からの線量を反映しており、これは時間とともに変化するであろう。ただし、一部のデータでは、異なるファントムや線量換算係数の使用により、最大 25% までの差がある。委員会は、このような線量計算の標準化を手助けする必要性を認識しており、将来、特定の X 線と CT 手法に関する基準となる線量係数を提供する予定である。なお、表 5.1 の値と次節の適用で使用される値は、個々の患者の被ばくに関する線量を計算しているかもしれないにもかかわらず、標準人に関する値であり、特定の個人に関する値ではないことに留意されたい。</p>
<p>5.2. 実効線量を用いた適用</p>
<p>5.2.1. 参照ガイドラインと手法の正当化</p>
<p>(92)委員会 (ICRP, 1996b, 2007b, 2008) は、以下の 3 つのレベルで医療被ばくの正当化を勧告している: (1) 医療における放射線の使用が、害よりも便益を多くもたらすレベル; (2) 所定の種類の処置が、患者の診断または治療を改善するために、特定の臨床的適応に対して正当化されるレベル; (3) 個々の患者に対する医学的検査が、患者の病状の管理に役立つことによって、害よりも多くの便益がもたらされるレベル。</p>
<p>(93)放射線装置と技術が、病院や他の医療施設で購入と使用について承認されている場合、第 1 のレベルの正当化は、国のレベルで行われる。第 2 のレベルは、専門の学会や保健当局が作成した診断手法の参照ガイドラインに反映されており、ここでは、さまざまな種類の検査からの線量の相対的な大きさに関する情報を提供するために、実効線量を使用される (EU, 2000 ; ACR, 2020 ; EANM, 2020)。</p>
<p>(94)臨床医 (たとえば、検査依頼医と放射線科医) は、個々の患者に第 3 のレベルの正当化を実施する責任がある。このプロセスは、診断情報の必要性によって決定されるが、患者にとっての便益に加え、放射線被ばくからの潜在的なリスクを考慮すべきである。実効線量は、患者の性別と年齢 (5.4 節参照)、確認されているかまたは疑いのある疾病の医学的リスク、ならびに患者の余命 (Loose et al., 2010 年) も考慮に入れて、この評価</p>

に十分な情報を提供することができる。
5.2.2. 画像技術の選択
(95)患者の画像検査では、身体の部分的な放射線被ばくと、放射線関連がんリスクの点で感受性の異なる組織の被ばくを伴うのが一般的である（2.6節と5.4節を参照）。機械で発生させたX線と核医学手法の両手法において、線量分布が大きく異なりうるさまざまな手法からの線量を、実効線量は簡単に比較することを可能にしている。
(96)2つの異なるX線画像診断法を検討する場合、選択を決定する第一の要因は患者にとっての潜在的な便益であろうが、実効線量の比較は紹介検査の選択を決める際の第二の要因となりうる。たとえば、胸部CT検査と従来の胸部X線は両方とも肺を照射するが、体内の放射線量の空間分布は異なり、CTからの実効線量は胸部X線撮影の数百倍にもなりうる。特定の临床上の疑問に対して胸部CTと胸部X線撮影のいずれも必要な情報を提供できるのであれば、実効線量の違い（粗い推定だとしても）は胸部X線撮影の選択を支持するが、しかし、どちらの手法が患者により多くの便益をもたらすであろうかという事を第一に考えなければならない。
5.2.3. 技術の最適化
(97)一旦、画像検査法に関する決定がなされると、次の段階は、その最適化を確実にすることである。実効線量は、異なる部門または施設で適用される同一または類似の技術について、線量の比較を行うための最良の量ではない。このためには、画像検査手法特有の線量（たとえば、面積カーマ積算量、ボリューム平均CT線量指標）を使用すべきである（5.3節参照）。しかし、体内の線量分布が大きく異なり、体幹部の多くの臓器と組織の線量を考慮する必要がある状況では、実効線量の使用が適切である。1つの例として、胸部X線撮影に異なる照射方向（例、前方-後方照射（AP）と対照的に後方-前方照射（PA））を用いる場合、乳房、肺、食道はPAよりもAPの線量が高く、実効線量に大きく寄与する（Martin et al., 1999; Martin and Sutton, 2014）。別の例は、異なる管電圧（kV）の使用（Martin et al., 1993）または非常に異なるX線管フィルター透過（たとえば、小児放射線学またはIVR手法における）である。ここで、kVを増加させることで、より透過性のある放射線を与えるであろうこととなり、被ばくレベルを減少させることができ、より表在性組織の線量を減少させる（Martin et al., 1993; Martin, 2007b, 2008; Martin and Sutton, 2014）。
5.2.4. 研究志願者の線量
(98)生物医学研究プログラムの一部として研究志願者が受けた被ばくは、医療被ばくと考えられる（ICRP, 1991b, 2007b; IAEA, 1995, 2011）。研究提案の承認前に、関与する個人の考えられるデトリメントの評価が行われ、記録されなければならない。実効線量は、研究目的を支援するために実施されるさまざまな手法から生じる可能性のある放射線関連の健康デトリメントの合計に使用される適切な量である、そして、それぞれの手法は体内で異なった線量分布を持つ可能性がある（IAEA, 2011）。しかしながら、実効線量は標準人に関する推定値であることを認識すべきである。研究対象者の潜在的な放射線関連リスクを考慮する場合、年齢、性別、健康状態を認識すべきである（5.4節参照）。
5.2.5. 意図しない被ばくの報告
(99)意図しない被ばくや診断手法における患者の過剰被ばくは、まずは実効線量を用いて評価することができる。これにより、事象の調査や報告のための十分な情報を得ることができ、より詳細な評価を行うための要件に関する決定事項が通知される。参照プロセスに誤りがあった場合、または誤った患者または身体の部位が検査された場合など、さまざまな状況で意図しない被ばくが発生するかもしれない。過剰被ばくは、手順に誤りがあった場合、または機器の不具合が発生した場合に発生するかもしれない（Martin, 2005; Martin et al., 2017）。意図しない被ばくで線量のレベルが低い場合には、通常、実効線量に関する大まかな評価で十分であろう。意図しない被ばくが、同じ種類の標準的な検査の線量と同等であることが知られている場合、この手法における一般的な実効線量が数mSv以下であれば、その値を用いることができる。実効線量をもっと大きいか、被ばく条件が標準的な検査と一致しない場合には、利用可能な被ばくデータから実効線量を計算することがより適切である。実効線量が数十mSvを超える場合には、その個人に対するリスクの評価を含んだより詳細な評価が必要と認識される可能性が高い。このような状況では、放射線感受性の高いすべての臓器と組織の線量を推定し、年齢、性別、臓器別のリスク係数を適用して、リスクの最良推定値を導出することが適切でなる可能性がある（2.6節と5.4節参照）。
5.2.6. 健康スクリーニングまたは非医療応用のための画像診断の有効性の評価
(100)実効線量は、体幹部の多くの臓器/組織の被ばく（乳房が線量の大部分を受けるマンモグラフィを除く）を含む健康診断手法の評価に用いることができる。標準人の実効線量は、全身または身体の一部を照射する二重X線吸収のような技術からの線量を評価するのに役立つ。このような技法に対して、単に受けた線量を意味つけるために、たとえ線量が極めて低くても、健康デトリメントに関連する量が必要とされる可能性がある。実効線量は放射線に感受性のあることが知られている臓器/組織線量の定量的指標であることから、いかなる確率的影響が顕示されるレベルよりも、はるかに低い線量であっても、このことは適切であると考えられる

(5.4 節参照)。
5.2.7. 介護者への線量
(101)診断または治療を受ける患者の支援と介助の手助けとして、個人が承知の上で進んで受ける被ばく（職業被ばく以外）は、医療被ばくと考えられる。典型的な例は、非密封 ¹³¹ I による甲状腺治療後に退院した患者の家族、または密封線源を埋め込んだ患者の家族の被ばくである。可能性のある被ばくと受けた線量は時々評価を行う必要があり、職業被ばくと公衆被ばくの場合のように、適切な量は実効線量である。受容される線量は個人の状況に依存するであろう（ICRP, 2007a）。
5.2.8. 臨床医と医療従事者の教育と訓練
(102)放射線を伴う医学的手法を行う検査依頼医と他の医療従事者は、医療被ばくの便益と比べ健康デメリットはきわめて小さいと受け止めているので、放射線被ばくからの潜在的な健康デメリットについて、ほとんど理解がない可能性がある（ICRP, 2009b ; Loose et al., 2010 ; Zanzonica and Stabin, 2014）。したがって、患者の診断または介入手法における照射を依頼または正当化する際、または考えられるリスクを患者に説明する際に、彼らにとってこれらの潜在的リスクを考慮に入れることは困難である。実効線量は、さまざまな被ばくシナリオを比較するために使用することができる単一の量である。したがって、一般的な手法の典型的な実効線量の知識を、医師の教育や訓練に含めるべきである。各国の医学的手法からの集団実効線量とそれから受ける 1 人当たりの線量平均を用いて、被ばくとその経時的変化に対する知識が高められてきた（UNSCEAR, 2008 ; NCRP, 2009, 2019 ; Wall et al., 2011）。
(103)医師はまた、放射線被ばく事象または公衆の放射線被ばくを伴う可能性のある事故の場合の助言と安心のため、公衆から相談を持ちかけられる最初のグループのひとつである。（ほとんどの場合）確率的影響の可能性のみが伴うとき、実効線量は、分かりやすいコミュニケーションのため、そしてある被ばくによる健康リスクの可能性と他の被ばくシナリオからのリスクとの比較を容易にするための適切な量である。
5.3. 実効線量が勧告されない用途
(104)実効線量は、健康デメリットに関連した比較が必要な場合に役立つ手段である。しかしながら、実際の測定に使用されている線量により、十分な情報が提供されるであろう状況は多い。このような場合、記録のプロセスを簡略化し、不必要な近似と調整係数の使用を避けるために、記録または機器に表示される測定可能な線量を使用されるべきである。組織加重係数が時間と共にさらに進化し、臓器／組織線量の算出方法が改良されるに可能性があるため、将来必要とされる場合に、生データが利用できることは、より正確な計算を可能とするであろう。これらの線量や他の線量が、より良い選択肢を提供するが、実効線量の使用は勧告されない用途をここに記載する。
5.3.1. 類似技術の線量の比較と診断参考レベルの設定
(105)X 線撮影と X 線透視の入射表面空気カーマと面積カーマ積算量値、ならびにボリューム平均 CT 線量指標と CT の長さ線量積などの測定可能な線量は、似たような体内吸収線量相対分布の被ばくをもたらし施設、機器、技術間の比較を行うのに適している。それらは、患者の線量の調査を行うため、ならびに診断参考レベルを設定するために使用されるべきである。
5.3.2. 医学的手法の報告書における患者の線量情報の記録
(106)欧州連合の加盟国では EURATOM 59/2013 により要求され、米国では医療機関認定合同委員会による認定のために必要とされるように、患者の被ばくの線量情報が医学放射線的手法に関する報告書の一部を構成する場合、測定可能な線量を使用されるべきである。
5.3.3. 患者の線量の追跡
(107)医学画像撮影のための放射線の使用が増加してくるにつれて、医学画像手法を繰り返し受ける患者の数も増加してきた（Sodickson et al., 2009）。医学画像手法による線量を定量化するための、より正式な方法を提供することを目的として、線量追跡法は経時的に累積する患者の放射線被ばくを記録するために開発されている（Rehani et al., 2014 ; Rehani, 2015）。これらのデータを記録するために最も良いのは、測定された線量を用いること（Rehani et al., 2014）であるが、さらなる情報が必要な場合、臓器／組織と実効線量の計算と累積線量としてのそれらの合計は、個々の患者の潜在的リスクを理解するのに役立つであろう（Brambilla et al., 2020 ; Rehani et al., 2020）。
5.3.4. 1 つの臓器のみが被ばくする場合の線量評価
(108)乳房のマンモグラフィや頭部 CT における脳のように、放射線画像診断が主に 1 つの解剖学的領域に限定される場合、臓器／組織ごとのリスクの推定値とともに、臓器または組織の線量推定値を実効線量の代わりに用いるべきである。同様に、甲状腺による放射性ヨウ素の取り込みを伴う画像検査法から受けた線量の評価は、主に、照射される主要な臓器／組織である甲状腺の吸収線量で示されるべきである。実効線量の算出には男女の線量の平均が含まれることに気付いて、生殖器の線量が大部分を占める検査の評価には、生殖腺の線量を用いるべきである（2.4 節と 2.5 節参照）。

<p>5.4. 実効線量とリスクコミュニケーション</p>
<p>5.4.1. 線量と関連する健康リスクのコミュニケーション</p>
<p>(109)検査の正当化と最適化に関する議論と患者とのコミュニケーションのために、臨床医は、リスクに関する広い視点を反映している放射線量を説明するための特別な訓練と言葉を必要とする。リスクコミュニケーションの複雑さは本刊行物の範囲外であるが、表 5.2 は、医学画像検査からのリスクと便益について、実効線量に紐づく尺度を示している、そして、さまざまな線量範囲で起こりうるがんリスクのレベルに関連する線量ならびに手法の例を、一般的な用語を用いて記述している。1 mSv 以上の実効線量に用いた用語は、UNSCEAR (2012a) が同じ範囲の全身吸収線量 (mGy) に使用したものと同一である。したがって、この特定の文脈では 10~100 mSv の実効線量を与える被ばくから推測されるリスクは低いと考えることができ、一方、1~10 mSv の実効線量については、推測されるリスクは非常に低いと考えることが可能であり、これは、個人が単に地球上に暮らすことで、自然バックグラウンド放射線への被ばくにより毎年受ける被ばくと同等である。胸部 X 線などの検査を含む 0.1 mSv 未満の実効線量からの過剰リスクは、この枠組みでは無視できるものとして分類され、これに代わる用語は「極めて低い」かもしれない。これらの用語は、医学研究のために <i>Publication 62</i> (ICRP, 1991b) で使用されている用語とはわずかに異なっているが、その集団のグループと被ばくの目的は異なっている。</p>
<p>(110)放射線被ばくや可能性のあるリスクを考慮するために、臨床医や患者は、時にはさらに多くの情報を必要とするであろう。そのためには、個人が良く知っている状況から受ける放射線量やリスクを受け入れている線量との比較が、役立つことがある。日常的な被ばくの例は、自然バックグラウンド放射線からのものと、航空機搭乗中に宇宙線から個人が受けるかもしれない線量である。このような比較は、受ける手法について懸念はあるものの、放射線に関する知見がほとんど、あるいはまったくない患者にとって、結果として放射線被ばくによる潜在的な害に対する非現実的な恐怖を持つおそれがある場合、特に有効となりうる。実効線量を用いた比較は、放射線被ばくから考えられるリスクについて、より広い見方を提供するのを手助けすることで医師、患者、公衆の教育に役立てることができる。小児患者集団は例外であるが、患者の平均年齢は高齢側なので平均余命を縮める疾患関連リスクと競合するため、医療被ばくからの潜在的リスクは、一般的には標準的な集団よりも低い。さらに、多くの場合、IVR における放射線被ばくのリスクは、代替案である外科治療で被る、より高いリスクと置き代わるものである。</p>
<p>5.4.2. 年齢別と性別のがんリスクと実効線量</p>
<p>(111)2.6 節で述べたように、放射線誘発がんのリスクの推定値を得るために用いた疫学的データは、男女間および被ばく時年齢の関数としてのリスクの差異を示している。使用されるリスク予測モデルに応じて、集団間にも差が存在する。推定される生涯がん罹患リスクは、胃がん、膀胱がん、肝臓がん、白血病などを含む一部のがんについて、男女で同様であることが示されたが、多くの症例では女性のリスクが男性よりも高く、特に乳がんが顕著であるが、肺がんや甲状腺がんも高い (2.6 節参照)。すべてのがん部位を合わせると、被ばく時年齢が 30~39 歳のグループと比較した場合の生涯の過剰がん罹患リスクは、0~9 歳の小児の被ばくで約 2~3 倍高く、60~69 歳の成人では、約 2~3 倍低いと推定された。いくつかのがんタイプは、特に甲状腺がんのように被ばく時年齢に大きく依存したが、一方で肺がんを含む他のタイプは、ほとんどまたは全く年齢依存を示さなかった (UNSCEAR (2013) も参照)。</p>
<p>(112)2.6 節に記載された臓器/組織の単位吸収線量当たりの生涯がん罹患リスクを計算する方法に基づき、さまざまな医学的手法からの臓器/組織線量の英国の推定値を使用して、Wall ら (2011) は、ICRP の欧米人の混成集団の、これらの手法に対する単位実効線量当たりの年齢別と性別のリスクを導出した。この比較では、特定の手法に対する被ばく時年齢と性別の関数としての臓器/組織別リスクと臓器/組織吸収線量に関する情報を用いてリスクを算出し、その手法からの単位実効線量当たりの推定リスクを表した。説明のため、本刊行物の表 2.4 のリスクデータを用いて、ICRP 欧米人の混成集団の結果の一部を再計算し、表 5.3 に示す。同様に、ICRP のアジア人の混成集団について、表 2.5 に示したリスクデータを用いて、1Sv 当たりの年齢別と性別の生涯リスクの計算値を表 5.4 に示す。男性と女性ならびに各集団について、1 Sv 当たりの生涯過剰リスクの変動は、各手法に関係する臓器/組織線量の組合せを反映している。たとえば、胸部 X 線検査では、肺だけでなく肝臓や胃を含む多くの臓器/組織の線量が生じる。図 5.1 は、表 5.4 のデータと表 2.5 の均一な全身照射の場合の 1Sv 当たりの生涯リスクを併せて示している。ほとんどの手法に対する生涯過剰がん罹患リスクの推定値は、特定の被ばく時年齢と性別に対する均一な全身照射の推定値の約±50%の範囲内にある。これらのデータを考察し比較する際、さまざまな手法によってもたらされる線量には、非常に大きな差があることを念頭に置くことが大切であり (表 5.1 参照)、その結果がリスク係数であり、それぞれのケースで 1Sv 当たりの推定リスクの変動を示している。</p>
<p>(113)表 5.3 と表 5.4 に示した数値から推測されるかもしれない精度は、低線量放射線被ばくによるがんリスクの推定値の信頼性に、誤った印象を与えないことが大切である。この 2 つの混成集団について、推定されたり</p>

スクの被ばく時年齢と性別の違いの全体的なパターンを説明するため、ここには詳細なデータが含まれている。これらのデータに基づいて、殆どの X 線検査を検討すると、1Sv 当たりの生涯のがん罹患リスクは、0~9 歳の被ばくでは 30~39 歳よりも約 2 倍高くなる可能性があるという結論に達することができる。60 歳代に被ばくした患者の推定生涯リスクは、30 歳代の患者の約半分であり、70 歳代の患者では 3 分の 1 未満、80 歳代の患者では約 10 分の 1 に低下する。低線量におけるリスク予測に伴うかなりの不確かさに留意するとすると、臨床医や患者に伝える際に実効線量で 1Sv 当たりの可能性のあるリスクについて、このような変動を反映させることは妥当であると考えられる。臓器/組織の吸収線量と部位別のリスクモデルを用いた健康リスク評価は、科学的知見が最も有効に活用されている事を示しているが、ほとんどの場合は、表 5.2 に示すような簡単なリスクの用語を用いれば十分であろう。このような情報を考察する際、臨床医は、手法の潜在的な便益と患者の疾病の予後などの要素を考慮したいと思うであろう。

(114)医学的手法に関連する可能性のある生涯がん罹患リスクの近似的指標を提供するために実効線量を使用することは、個人または特定の集団のグループに対するリスクの詳細な評価の代わりにはならない。Brenner (2008, 2012) は、「実効リスク」と呼ばれる中間的な数量の使用を提案した。ここでは、生涯がん罹患率データに基づく年齢別の組織加重係数が、実効線量の算出において委員会によって使用された年齢平均の数値に置き換わる。CT 検査の評価に実効リスクを使用している一例が、Andrade ら (2012) によって提供されている。この手法は、さまざまながんタイプの年齢別の特異性に関する入手可能なデータを直接検討しているが、関連する不確かさが考慮されない限り、見せかけの正確さを示す可能性がある。

(115)リスクの最良推定値は、個々の臓器/組織に対する平均吸収線量の測定値、または推定値に基づいて設定されるべきであり、最も適切な集団のグループの被ばく時年齢別と性別のリスク係数を用いるべきである。詳細な解析のため、吸収線量の推定には患者のサイズや、患者の臓器/組織内の放射線量の分布に影響を及ぼす他の因子を考慮すべきである。CT スキャンの場合、より大きな臓器とスキャン領域内の中心に位置する臓器に対する単位長さ線量積あたりの線量は、体幹部直径と共に指数関数的に減少する (Li et al., 2011)。特に、人体の被ばくした領域の境界にある臓器や組織の線量を導出する場合、被ばく条件のわずかな変化によって大きく変化しうるため、特に注意が必要である。患者別の CT の臓器/組織線量は、検査時の断面画像データから算出されるか (Li et al., 2011) または、患者の体格か体重に基づいて臓器/組織の線量を調整することができる (Huda and He, 2012)。線量とリスク推定値の両者の不確かさが考慮されるべきである。

6. 結論

(116)本刊行物は、放射線防護体系における線量の使用と取られた方法論の科学的根拠に関する総括を提供している。重要な目的は、混乱と論争を引き起こした諸問題について明確にしてきたことである。

(117)中心となる課題は、実効線量と確率的リスク、主のがんのリスクとの関係性であった。実効線量は「可能性のあるリスクの近似的指標」として使用できると結論づけられた。この文言の選定は、リスクの推定における固有の不確かさを強調し、検討される線量は多くの場合、疫学的に過剰ながん症例が直接観察されるレベルより低いことを認識するためであった。これらの注意点を考慮した上で、放射線防護の目的のために利用可能な科学的証拠の最も直接的な解釈によれば、低線量または低線量率では、約 $5 \times 10^{-2} \text{Sv}$ (すなわち、 10^{-4}mSv 未満) の致死がんの生涯名目リスクが適用されるということである。この証拠はまた、特に照射時の年齢と男女間のリスクの差異も示している。個人のリスクを検討する際には、このような差異を考慮することが可能である。リスクの最良推定値を求める場合は、不確かさを考慮した上で、臓器/組織の吸収線量、RBE 推定値、年齢、性別、集団別のリスク推定値など、最良の科学的データを用いて評価することが重視される。

(118)組織反応は、これらの影響が生じるしきい線量未満に、限度を設定することによって管理される。将来的には、これらの限度は、実効線量の計算の中間段階である等価線量を使用する現行の方法ではなく、吸収線量で設定されることになるであろう。防護量としての等価線量の使用は廃止でき、体系を単純化することになる。組織反応の放射線加重は検討する必要があるであろう。

(119)実効線量の計算に用いた組織加重係数は、男女ならびに全年齢にわたって平均された相対デトリメント値に基づいている。本刊行物で提供されたデータによれば、個々のがん部位に対するがんリスクの年齢依存性には、男女間で注目すべき違いが見られ、がん罹患率とそれに対応するデトリメント推定値は、照射時年齢に応じ、実質的な違いが観察されることが示されている。これらの違いは、年齢、性別、集団で平均化されたデトリメントの値と 1 組の組織加重係数の使用により表れてこない。その理由は、線量基準が設定され、すべての作業者と公衆の全構成員に最適化が適用される実用的で、公平で、実行可能な体系を、現行の方式が提供するためであった。

(120)臓器と組織の吸収線量は、現在、さまざまな年齢の小児と成人の男女の人体ファントムを使用して計算される。一貫した方法としては、対応するデトリメント値、さらに相対デトリメント値も計算し、これらの値を使用して実効線量係数を計算することであろう。その後、最終段階として、全作業者と公衆の全構成員についての平均化を行うことができるであろう、または示された実効線量係数とデトリメント値の範囲を参照して、

線量基準を設定することができるであろう。この方式は、一般的には防護体系の実践に影響を及ぼさないが、集団のサブグループに対する適切な防護の検討（たとえば、幼児k被ばくの具体的な検討）を促すであろう。この課題についてはさらなる検討を行い、デトリメントの計算に関する今度の報告書は、より多くの分析と考察を提供するであろう。

謝 辞

2007年勧告（ICRP, 2007a）では、放射線防護における線量の使用に関する詳細なガイダンスが示されているが、委員会は、医療被ばくとリスクの関連性を重視して、このガイダンスを拡大する必要性を認識した。委員会は、この課題を遂行するため、2010年にリスクに関連した放射線防護量としての実効線量の使用に関する課題グループ79を設立した。課題グループには、第1、第2、第3と第4専門委員会のメンバーが含まれた。

英国公衆衛生庁のJan Jansen氏やWei Zhang氏をはじめ、長年にわたる多大で献身的な働きにより、線量とリスクの計算に協力し、本刊行物の策定に関与したすべての人々に感謝の意を表したい。

課題グループ79の構成員は以下のとおりである（2010年～現在）。

J.D. Harrison（議長）	J.R. Cooper	J.R. Simmonds
M. Balonov	C.J. Martin	R. Smith-Bindman
F. Bochud	H-G. Menzel	C. Streffer
W. E. Bolch	P. Ortiz-Lopez	R. Wakeford

主委員会の批評的査読者は以下のとおりである

K. Applegate	D. Cool	C-M. Larsson
--------------	---------	--------------

編集構成員は以下のとおりである。

C.H. Clement（ICRP科学秘書官および*Annals of the ICRP*編集長）
H. Fujita（ICRP科学秘書官補佐および*Annals of the ICRP*共同編集者）

本刊行物の準備中の第2専門委員会の構成員は以下のとおりである。

（2010～2013年）

H-G. Menzel（委員長）	V. Berkovski	R. Leggett
J.D. Harrison（副委員長）	R. Cox	J. Lipsztein
W. Bolch	G. Dietze	J. Ma
M. Bailey	K. Eckerman	F. Paquet
M. Balonov	A. Endo	N. Petoussi-Henss
D. Bartlett	N. Ishigure	A. Pradhan

（2013～2017年）

J.D. Harrison（委員長）	D. Chambers	J. Ma
F. Paquet（副委員長）	M. Degteva	D. Nosske
W.E. Bolch（書記）	A. Endo N. Petoussi-Henss	
M.R. Bailey	J.G.S. Hunt	F. Wissmann
V. Berkovski	C.H. Kim	
L. Bertelli	R. Leggett	

（2017～2021年）

J.D. Harrison（委員長）	D. Jokisch	T. Sato
F. Paquet（副委員長）	C.H. Kim	T. Smith
W.E. Bolch（書記）	R. Leggett	A. Ulanowski
V. Berkovski	J. Li	F. Wissmann
E. Blanchardon	M.A. Lopez	
A. Giussani	N. Petoussi-Henss	

本出版物の承認時の主委員会構成員は以下のとおりである。

委員長：C. Cousins, 英
副委員長：J. Lochard, 仏
科学秘書官：C.H. Clement, 加；sci.sec@icrp.org*

K.E. Applegate, 米 S. Liu, 中 名誉構成員
S. Bouffler, 英 S. Romanov, 露 R.H. Clarke, 英
K.W. Cho, Korea W. Rühm, 独 F.A. Mettler Jr, 米
D.A. Cool, 米 R.J. Pentreath, 英
J.D. Harrison, 英 R.J. Preston, 米
M. Kai, 日 C. Streffer, 独
C-M. Larsson, 濠 E. Vañó, 西
D. Laurier, 仏

*1988 年以降，正式には構成員ではないが，科学秘書官は主委員会の不可欠な役割である。

最後に，意見募集の過程で本刊行物の草稿についてコメントを提供するために時間を割いて頂いたすべての組織と個人に感謝する。

表 2.1. *Publication 103* (ICRP, 2007a) に記されているガンマ線の均一全身被ばくに関する名目がんリスクおよびデトリメント概要 (*Publication 103* の付属書 A の表 A.4.1 引用)

組織	名目リスク係数 (1万人当たり1Gy 当 たり の症例数) *	致死割合	致死率と QOL で 調整した名目リス ク	相対無がん寿 命損失	デトリメント (第1列関連)	相対デトリメント†
(a) 全集団 (被ばく時年齢 0~84 歳)						
食道	15	0.93	15.1	0.87	13.1	0.023
胃	79	0.83	77.0	0.88	67.7	0.118
結腸	65	0.48	49.4	0.97	47.9	0.083
肝臓	30	0.95	30.2	0.88	26.6	0.046
肺	114	0.89	112.9	0.80	90.3	0.157
骨表面	7	0.45	5.1	1.00	5.1	0.009
皮膚	1000	0.002	4.0	1.00	4.0	0.007
乳房	112	0.29	61.9	1.29	79.8	0.139
卵巣	11	0.57	8.8	1.12	9.9	0.017
膀胱	43	0.29	23.5	0.71	16.7	0.029
甲状腺	33	0.07	9.8	1.29	12.7	0.022
骨髄	42	0.67	37.7	1.63	61.5	0.107
他の固形組織	144	0.49	110.2	1.03	113.5	0.198
生殖腺 (遺伝性)	20	0.80	19.3	1.32	25.4	0.044
合計	1715		565		574	1.000

(b) 作業者集団 (被ばく時年齢 18~64 歳)

食道	16	0.93	16	0.91	14.2	0.034
胃	60	0.83	58	0.89	51.8	0.123
結腸	50	0.48	38	1.13	43.0	0.102
肝臓	21	0.95	21	0.93	19.7	0.047
肺	127	0.89	126	0.96	120.7	0.286
骨表面	5	0.45	3	1.00	3.4	0.008
皮膚	670	0.002	3	1.00	2.7	0.006
乳房	49	0.29	27	1.20	32.6	0.077
卵巣	7	0.57	6	1.16	6.6	0.016
膀胱	42	0.29	23	0.85	19.3	0.046
甲状腺	9	0.07	3	1.19	3.4	0.008
骨髄	23	0.67	20	1.17	23.9	0.057
他の固形組織	88	0.49	67	0.97	65.4	0.155
生殖腺 (遺伝性)	12	0.80	12	1.32	15.3	0.036
合計	1179		423		422	1.000

*リスク係数は、ガンマ線の均一全身被ばくから 10,000 人当たり 1 Gy 吸収線量当たりの症例数である。

†示された数値は過度に高い精度を意味するものと理解すべきではないが、行った計算のトレーサビリティおよび組織加重係数の選定を容易にするため、有効数字 3 桁で提示されている。

表 2.2. デトリメントで調整した単位実効線量当たりの名目リスク係数(10^{-2} Sv^{-1}) (ICRP, 1991a, 2007a)

被ばく 集団	がん		遺伝性影響		合計	
	Publication 103	Publication 60	Publication 103	Publication 60	Publication 103	Publication 60
全集団	5.5	6.0	0.2	1.3	5.7	7.3
成人*	4.1	4.8	0.1	0.8	4.2	5.6

*作業者集団 (被ばく時年齢 18~64 歳)

表 2.3. *Publication 103* (ICRP, 2007a)の組織加重係数

組織	w_T	$\sum w_T$
骨髄, 結腸, 肺, 胃, 乳房, 残りの組織*	0.12	0.72
生殖腺	0.08	0.08
膀胱, 食道, 肝臓, 甲状腺	0.04	0.16
骨表面, 脳, 唾液腺, 皮膚	0.01	0.04

*残りの組織:副腎, 胸郭外領域, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口腔粘膜, 膵臓, 前立腺, 小腸, 脾臓, 胸腺, および子宮/子宮頸部への線量の平均値

表 2.4. ICRP 欧米人の混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくから単位吸収線量当たりのがん罹患率の生涯寄与リスクの推定値 (100 人当たり 1Gy 当たりの症例数)

臓器	被ばく時年齢 (年)									
	0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99
男性										
肺	0.7	0.7	0.7	0.8	0.8	0.8	0.6	0.4	0.2	0.03
胃	1.0	0.8	0.6	0.4	0.3	0.2	0.1	0.05	0.02	0.0
結腸	1.6	1.3	1.1	0.8	0.6	0.4	0.2	0.1	0.04	0.0
RBM	1.3	1.3	0.8	0.7	0.7	0.4	0.3	0.1	0.07	0.02
膀胱	0.9	0.8	0.7	0.6	0.5	0.3	0.2	0.1	0.05	0.01
肝臓	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.06	0.03	0.01	0.0
甲状腺	0.4	0.2	0.06	0.03	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
食道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.08	0.05	0.01
その他の臓器	4.9	3.2	2.4	1.4	0.9	0.5	0.3	0.1	0.03	0.0
全がん	11.5	8.8	6.8	5.0	4.0	2.9	1.9	1.0	0.4	0.08
女性										
乳房	6.7	4.1	2.5	1.5	0.8	0.4	0.2	0.07	0.02	0.0
肺	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	1.9	1.6	1.1	0.5	0.06
胃	1.7	1.3	1.0	0.7	0.5	0.3	0.2	0.1	0.05	0.0
結腸	0.8	0.7	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.08	0.03	0.0
RBM	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.3	0.2	0.1	0.04	0.01
膀胱	0.8	0.7	0.6	0.5	0.4	0.4	0.3	0.2	0.1	0.01
肝臓	0.3	0.2	0.2	0.1	0.09	0.06	0.04	0.02	0.01	0.0
甲状腺	1.9	0.8	0.3	0.1	0.04	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0
食道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.03
卵巣	0.6	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	0.06	0.03	0.01	0.0
その他の臓器	3.7	2.5	1.7	1.2	0.8	0.5	0.3	0.1	0.05	0.0
全がん	18.5	13.0	9.4	7.1	5.7	4.4	3.2	2.1	1.0	0.1

RBM : 赤色骨髄。

リスクは、過剰絶対リスク (EAR) と過剰相対リスク (ERR) モデルで計算され、白血病以外のすべてのがんに対して線量・線量率効果係数を 2 としている (ERR:EAR は甲状腺には 100:0%, 肺には 30:70%, 乳房には 0:100%, 他のすべてには 50:50%)。Preston et al. (2002) のモデルが乳がんで使用された。用いられた最短潜伏期間は白血病で 2 年, 固形がんでは 5 年であった。

表 2.5. ICRP アジア人の混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくから単位吸収線量当たりのがん罹患率の生涯寄与リスクの推定値 (100 人当たり 1Gy 当たりの症例数)

臓器	被ばく時年齢 (年)									
	0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99
男性										
肺	0.7	0.8	0.8	0.8	0.9	0.8	0.7	0.4	0.2	0.04
胃	1.6	1.3	1.0	0.8	0.6	0.4	0.2	0.1	0.03	0.0
結腸	1.9	1.5	1.2	0.9	0.7	0.5	0.3	0.1	0.04	0.01
RBM	1.3	1.3	0.8	0.7	0.7	0.5	0.3	0.1	0.07	0.02
膀胱	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.09	0.04	0.01
肝臓	1.1	0.8	0.7	0.5	0.4	0.2	0.1	0.05	0.01	0.0
甲状腺	0.3	0.1	0.06	0.02	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
食道	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.09	0.06	0.01
その他の臓器	2.9	1.9	1.3	0.9	0.6	0.3	0.2	0.07	0.02	0.0
全がん	10.5	8.3	6.4	5.1	4.1	3.0	2.0	1.1	0.5	0.09
女性										
乳房	6.8	4.1	2.5	1.5	0.8	0.4	0.2	0.06	0.02	0.0
肺	1.4	1.4	1.5	1.6	1.7	1.6	1.4	0.9	0.5	0.09
胃	2.2	1.7	1.3	1.0	0.7	0.5	0.3	0.1	0.05	0.01
結腸	0.8	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.06	0.02	0.0
RBM	0.5	0.5	0.5	0.1	0.5	0.3	0.2	0.09	0.04	0.01
膀胱	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.1	0.07	0.01
肝臓	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.1	0.08	0.04	0.01	0.0
甲状腺	2.5	1.0	0.5	0.2	0.06	0.02	0.01	0.0	0.0	0.0
食道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.03
卵巣	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	0.07	0.04	0.02	0.01	0.0
その他の臓器	3.0	2.1	1.5	1.0	0.7	0.4	0.2	0.1	0.04	0.01
全がん	18.8	12.8	9.4	6.6	5.5	4.1	2.9	1.8	0.9	0.2

RBM : 赤色骨髄。

リスクは、過剰絶対リスク (EAR) と過剰相対リスク (ERR) モデルで計算され、白血病以外のすべてのがんに対して線量・線量率効果係数を 2 としている (ERR:EAR は甲状腺には 100:0%, 肺には 30:70%, 乳房には 0:100%, 他のすべてには 50:50%)。Preston et al. (2002) のモデルが乳がんで使用された。用いられた最短潜伏期間は白血病で 2 年, 固形がんでは 5 年であった。

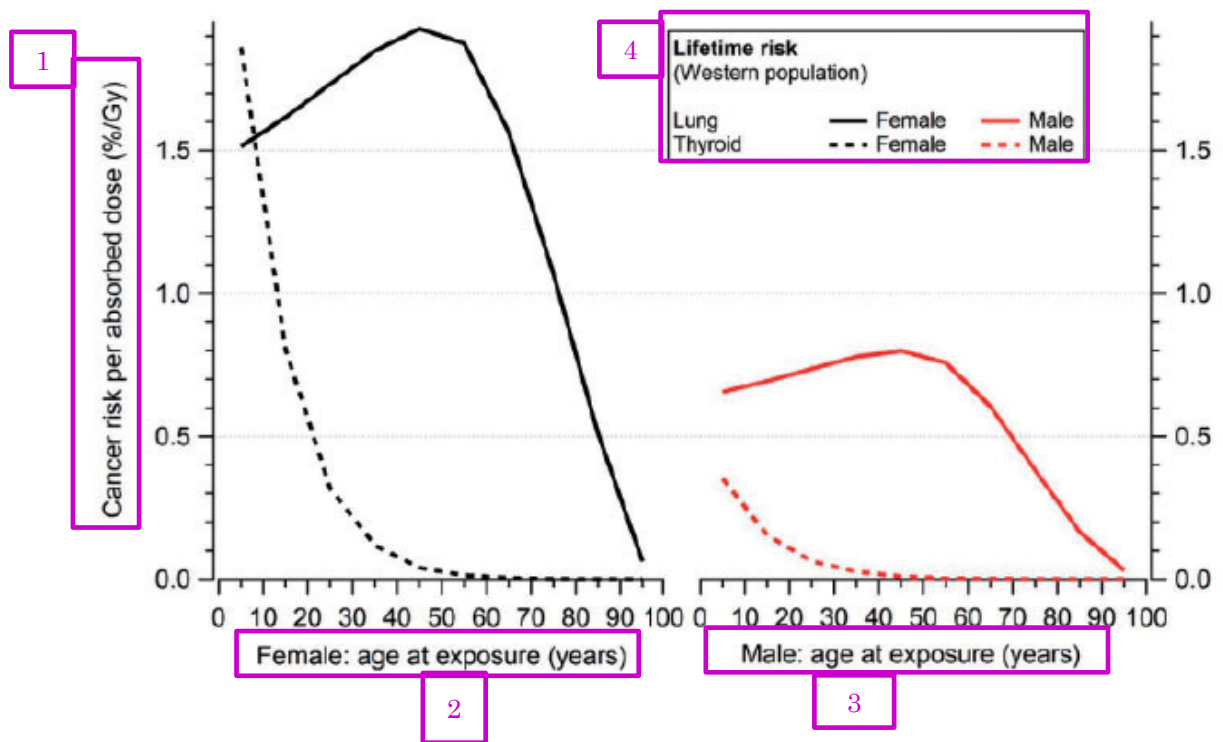


図 2.1 ICRP 欧米人の混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくからの性別および被ばく時年齢別の単位吸収線量当たりの肺がんおよび甲状腺がん罹患率の生涯寄与リスク (100 人当たり 1Gy 当たりの症例数: %/Gy) (表 2.4 参照)

- 1. 単位吸収線量当たりのがんリスク (%/Gy)
- 2. 女性: 被ばく時年齢 (歳)
- 3. 男性: 被ばく時年齢 (歳)
- 4. 生涯リスク (欧米人集団)
 - 肺がん ——— 女性 ——— 男性
 - 甲状腺がん - - - - 女性 - - - - 男性

表 3.1. *Publication 103* (ICRP, 2007a) に勧告されている放射線加重係数

放射線タイプ	放射線加重係数 w_R
光子	1
電子とミュオン粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
α 粒子, 核分裂片, 重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの連続関数 (図 3.1)

すべての数値は、人体組織に入射する放射線に関する。

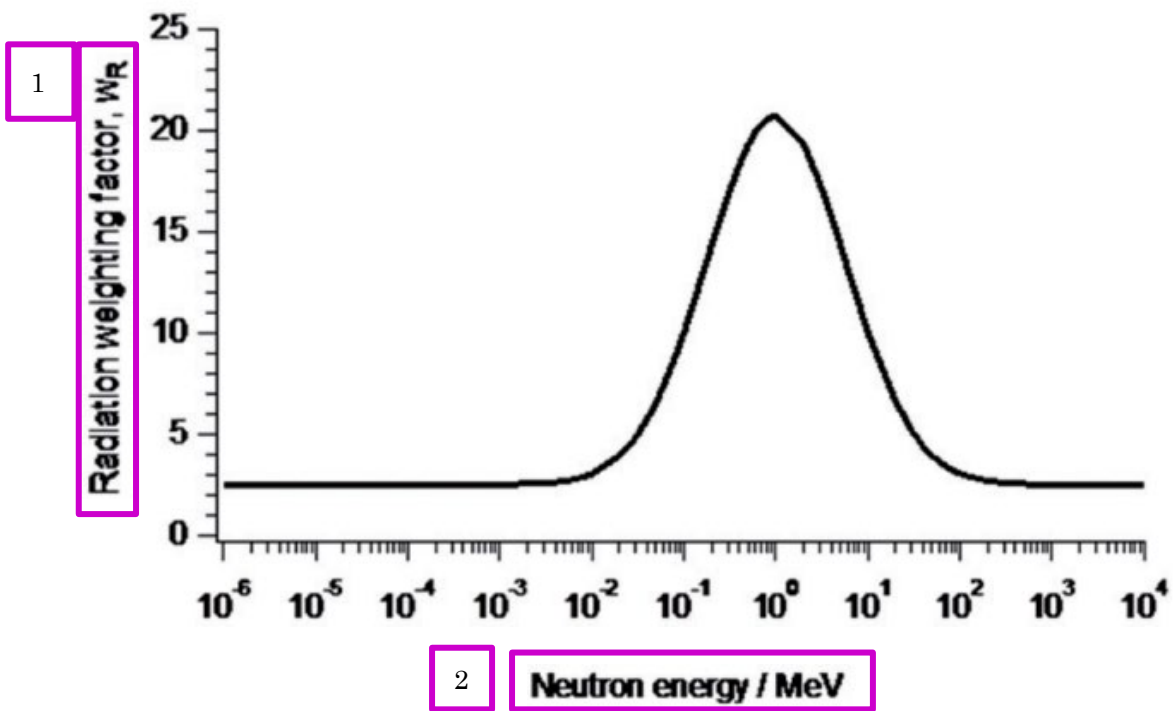


図 3.1 中性子に対する放射線加重係数と中性子エネルギーとの関係

1. 放射線加重係数 W_R
2. 中性子エネルギー (MeV)

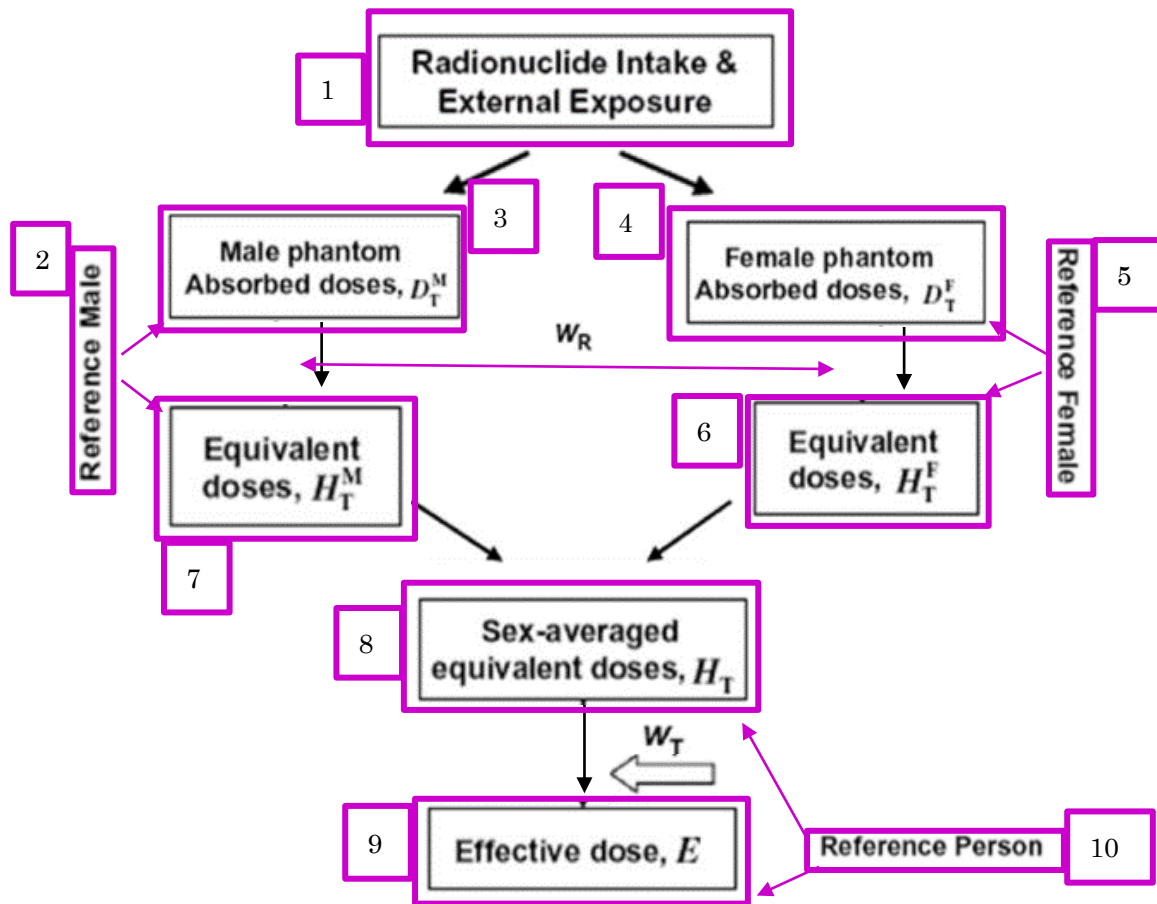


図 3.2. *ICRP Publication 110* (ICRP, 2009a)で定義された標準ファントムを用いて実効線量を求めるための性の平均化

- | | | |
|--------------------------|-------------------|--------------------------|
| 1. 放射線核種の摂取と外部被ばく | 2. 標準男性 | 3. 男性ファントムの吸収線量, D_T^M |
| 4. 女性ファントムの吸収線量, D_T^F | 5. 標準女性 | 6. 等価線, H_T^F |
| 7. 等価線量, H_T^M | 8. 性平均等価線量, H_T | 9. 実効線量, E |
| | | 10. 標準人 |

表 5.1. 3 か国の成人を対象としたいくつかの一般的な検査から得られた代表的な実効線量 (mSv) の事例

検査方法	英国*	米国†	ロシア連邦‡
ラジオグラフィ			
胸部 PA	0.01	0.03	0.1
胸部 Lat	0.04	0.07	0.18
腰椎 AP	0.39	2.0	0.6
腰椎 Lat	0.21	—	0.6
腹部 AP	0.43	0.6	1.0
骨盤 AP	0.28	0.4	0.7
IVR			
冠動脈造影	3.9	15	15
大腿血管造影	2.3	7	5–10
コンピュータ断層撮影			
頭部 CT	1.8	1.6	1.8
胸部 CT	14	6.1	6.3
腹部 CT	16	—	9
腹部+骨盤 CT	13	7.7	—
胸部+腹部+骨盤 CT	19	12	25
核医学			
骨スキャン: ^{99m} Tc	3	4	3
全身 PET による腫瘍撮像 (¹⁸ F FDG)§	7.6	13	5

PA:後方-前方, AP:前方-後方, Lat:側方, CT:コンピュータ断層撮影, PET:陽電子放射断層撮影, FDG:フルオロデオキシグルコース

* Wall et al. (2011), Shrimpton et al. (2016), and ARSAC (2020)

†Mettler et al. (2008), Alessio et al. (2015), Smith-Bindman et al. (2015), Becker et al. (2016), Kanal et al. (2017), and NCRP (2019).

‡Zvonova et al. (2015), Chipiga and Bernhardsson (2016), Vodovatov et al. (2016), and Balanov et al. (2018).

§PET 腫瘍撮像による線量は ¹⁸F のみからとし, PET と一緒に行われるが多い CT からの線量は含まれない。

表 5.2. 英国のデータを基に平均年齢 30~39 歳の成人患者を対象とした、さまざまな医学診断手法のリスクを記述するための実効線量の範囲と用語*

実効線量 (mSv)	がんのリスク	線量レベル 用語案	さまざまな線量範囲における 医学放射線手法の例‡
<0.1	LNT モデルで推測： 10 ⁻⁵ 未満	無視できる	胸部, 大腿骨, 肩, 四肢, 頸部, 歯の X 線写真; ^{99m} Tc によるリンパ管造影, 放射性核種 ¹⁴ C と ⁵⁷ Co を使ったインビトロ核医学検査
0.1-1	LNT モデルで推測： 10 ⁻⁵ から 10 ⁻⁴	最小	脊椎, 腹部, 骨盤, 頭部, 頸椎の X 線写真, 放射性核種 ⁵¹ Cr を使ったインビトロ核医学検査, ^{99m} Tc を使った肺換気および腎臓の撮像
1-10	LNT モデルで推測： 10 ⁻⁵ から 10 ⁻⁴	非常に低い	バリウム粥, 頭部の CT スキャンと胸部, 腹部, 骨盤の組み合わせ; バリウム浣腸; 心臓血管造影; IVR; ^{99m} Tc 心筋撮像; 肺血灌流, ^{99m} Tc 肺血灌流撮像; ^{99m} Tc 骨病変撮像; 心臓ストレス検査; ^{99m} Tc SPECT 撮像; ¹⁸ F, ¹²³ I, および ¹¹¹ In を使用した撮像
10-100	LNT モデルと疫学データに基づく リスク: 10 ⁻³ から 10 ⁻² †	低い	胸部, 腹部, 骨盤の CT スキャン; 造影剤によるコントラスト増強法のための二重 CT スキャン; IVR; ⁶⁷ Ga による腫瘍撮像腫瘍および ²⁰¹ Tl 心筋撮像; 線量数十 mSv を与える複数の放射線医療法; 血管内動脈瘤修復 (10-35 mSv) 腎動脈狭窄/腹部内臓動脈瘤に対する血管内手術, 腸骨動脈閉鎖に対する血管内手術; 血管内動脈瘤修復のフォローアップ (35-100 mSv)
100s (数百)	疫学データに基づくリスク： 10 ⁻² 以上†	中程度	複数の放射線医療法およびフォローアップ研究

LNT:直線しきい値なし, CT:コンピュータ断層撮影

* Martin, C.J., 2007a. (2007a), Wall et al. (2011), and Martin and Sutton (2014)

†リスクは, 生涯デトリメントで調整されたがん罹患率であり, 最も近い桁数で表している。

‡診断手法に関しては英国のデータに基づく実効線量, IVR は ICRP (2010b)に基づく実効線量

表 5.3. ICRP 欧米人の混成集団の X 線検査における被ばく時の年齢および性別の実効線量 1Sv 当たりのがん罹患率の全生涯リスク（100 人当たり症例数）（Wall et al., 2011 参照）

検査	性別	被ばく時年齢（歳）									
		0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99
頚椎 (AP + Lat)	M	13	8	5	3	2	1	0.6	0.3	0.1	0
	F	38	18	8	4	2	1	0.9	0.5	0.2	0
胸部 (PA)	M	10	8	7	5	5	4	3	2	0.7	0.1
	F	16	13	11	9	9	8	6	4	2	0.3
胸椎 (AP + Lat)	M	9	7	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
	F	23	16	12	9	8	7	5	3	2	0.2
腹部 (AP)	M	14	11	9	6	5	3	2	1	0.4	0.1
	F	13	10	8	6	5	4	2	2	0.7	0.1
骨盤 (AP)	M	12	9	8	6	4	3	2	1	0.4	0.1
	F	10	8	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
腰椎 (AP + Lat)	M	13	10	8	6	4	3	2	0.8	0.3	0.1
	F	13	10	7	6	4	3	2	1	0.6	0.1
IVU 食道造影	F	14	10	8	6	4	3	2	0.9	0.3	0.1
	M	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
バリウムフォロース ルー	M	10	7	5	4	3	2	1	0.8	0.3	0.1
	F	27	17	11	7	5	4	3	2	0.9	0.1
バリウム注腸検査	M	15	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
心臓 血管造影	M	11	8	7	5	4	3	2	1	0.6	0.1
	F	13	10	8	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
大腿骨 血管造影	M	13	11	10	10	10	9	7	5	3	0.3
	F	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
頭部 CT	M	11	8	7	5	4	3	2	1	0.5	0.1
	F	17	12	8	6	4	3	2	0.9	0.4	0
胸部 CT	M	9	7	6	5	4	3	2	1	0.5	0.1
	F	22	15	11	9	7	6	5	3	2	0.2
腹部 CT	M	13	10	8	6	4	3	2	0.8	0.3	0
	F	13	10	7	6	4	3	2	1	0.5	0.1
腹部 CT+ 骨盤	M	14	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
	F	13	10	8	6	5	4	2	1	0.6	0.1
CT 胸部+ 腹部+骨盤	M	11	9	7	5	4	3	2	1	0.5	0.1
	F	18	13	10	8	6	5	4	2	1	0.1

PA:後方-前方, AP:前方-後方, Lat:側方, IVU:経静脈性尿路造影, CT:コンピュータ断層撮影。

なお、これらの計算に用いられる方法論は ICRP (2007a) に基づいているが、わずかに異なる (2.6 節参照)。表の数値はリスク係数 (1Sv 当たり) であり、さまざまな手法に伴う絶対線量を考慮していない。

表 5.4. ICRP アジア人の混成集団の X 線検査における被ばく時の年齢および性別の実効線量 1Sv 当たりのがん罹患率の全生涯リスク（100 人当たりの症例数）（Wall et al., 2011 参照）

検査	性別	被ばく時年齢（歳）									
		0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99
頚椎 (AP + Lat)	M	10	6	3	2	1	0.9	0.5	0.3	0.1	0
	F	47	21	10	5	3	1	0.8	0.4	0.2	0
胸部 (PA)	M	10	8	7	6	5	4	3	2	0.9	0.2
	F	16	12	10	9	8	7	6	4	2	0.4
胸椎 (AP + Lat)	M	9	7	6	5	4	4	3	2	0.7	0.1
	F	24	16	12	9	8	6	5	3	2	0.3
腹部 (AP)	M	14	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
骨盤 (AP)	M	10	8	6	5	4	3	2	0.8	0.3	0.1
	F	8	6	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
腰椎 (AP + Lat)	M	14	11	9	7	5	3	2	0.9	0.4	0.1
	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
IVU	F	15	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
食道造影	M	14	11	9	6	5	3	2	1	0.5	0.1
	F	10	7	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
バリウムフォロー スルー	M	31	18	12	8	6	4	3	2	0.8	0.2
	F	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
バリウム注腸検査	M	12	10	8	5	5	3	2	1	0.5	0.1
	F	11	9	7	5	4	3	2	0.9	0.4	0.1
心臓 血管造影	M	9	7	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
	F	10	8	7	6	6	5	4	2	1	0.2
大腿骨 血管造影	M	13	11	10	9	9	8	7	4	2	0.5
	F	12	10	7	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
頭部 CT	M	10	8	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
	F	14	11	7	5	4	3	2	0.7	0.3	0.1
胸部 CT	M	15	10	7	4	4	3	2	0.7	0.3	0.1
	F	9	8	6	5	4	4	3	1	0.6	0.1
腹部 CT	M	22	16	12	9	7	6	4	3	1	0.3
	F	14	11	9	7	5	3	2	0.9	0.3	0.1
腹部 CT+ 骨盤	M	14	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
	F	14	11	9	7	5	3	2	1	0.4	0.1
CT 胸部+ 腹部+骨盤	M	13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
	F	11	9	7	6	5	3	2	1	0.5	0.1
		19	13	10	7	6	5	4	2	1	0.2

PA:後方-前方, AP:前方-後方, Lat:側方, IVU:経静脈性尿路造影, CT:コンピュータ断層撮影。

なお、これらの計算に用いられる方法論は ICRP (2007a) に基づいているが、わずかに異なる (2.6 節参照)。表の数値は (1Sv 当たり) リスク係数であり、さまざまな手法に伴う絶対線量を考慮していない。

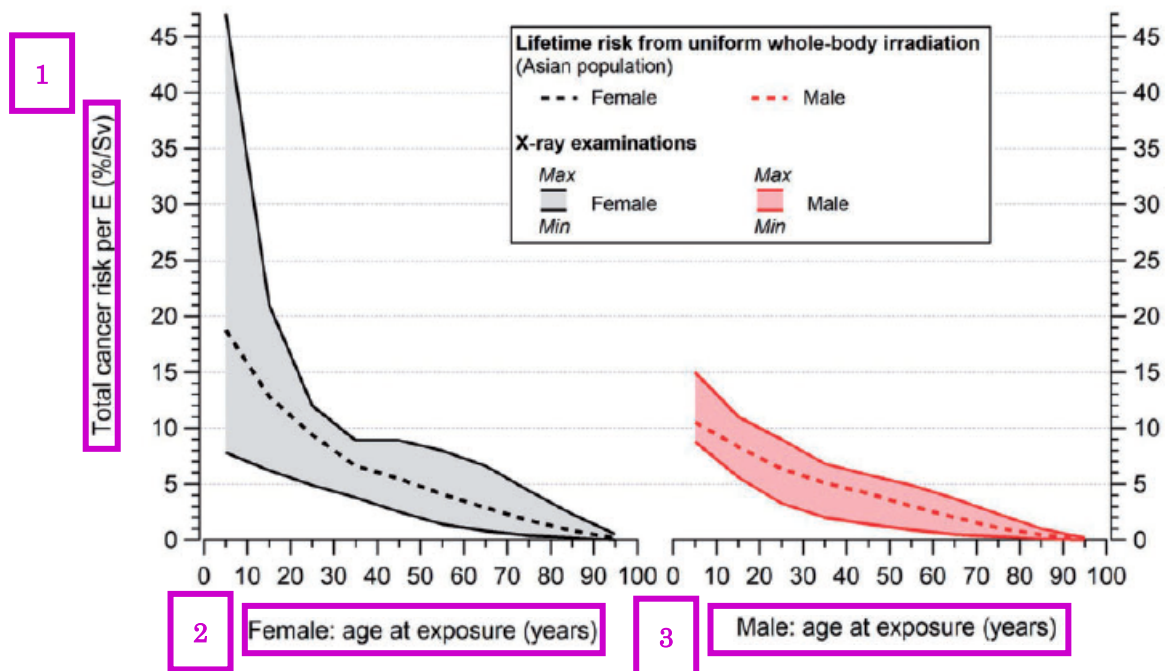


図 5.1 アジア人の混成集団の X 線検査 (表 5.4) および均一全身被ばく (表 2.5) に対する被ばく時の年齢および性別で見た単位実効線量当たりの全生涯がん罹患率リスク (100 人当たり 1Sv 当たりの症例数 : %/Sv) さまざまな検査方法に対して臓器/組織の吸収線量を多様に組み合わせると共に、臓器/組織固有のリスクモデルを使用した結果として得られた上下の曲線は、1Sv 当たりの全生涯リスクの最大の変動を表していることに留意されたい。破線は均一全身照射に対応する。

1. 単位実効線量当たりの全がん罹患率リスク(%/Sv)
2. 女性：被ばく時年齢 (歳)
3. 男性：被ばく時年齢 (歳)

添付資料 1.10 ICRU Report No.95 Operational Quantities for External Radiation Exposure (翻訳版)

外部放射線被ばくの実用量
序文
国際放射線防護委員会 (ICRP) は、職業的に被ばくする人々と公衆の線量限度および放射線防護の最適化のため防護量を勧告している (ICRP, 2007)。防護量は生体組織や空間の広い領域に対して定義されており、空間線量と個人線量の測定機器の校正には適さない。そのため、2 つ目の防護量、すなわち実用量が国際放射線単位測定委員会 (ICRU) によって定義されている。これらは点についての量である。
歴史的に、吸収線量指標と線量当量指標は、外部放射線への被ばくの実用量として ICRU Report 19 (1971a) で勧告されていた。ICRU Report 20 (1971b) では、MADE (照射された人体における最大線量当量) の使用が検討されている。実用量のさらなる発展として、ICRU Report 39 (1985) と Report 43 (1988) にて、周辺線量当量、方向性線量当量、および個人 (individual) 線量当量が実用量として定義されている。ICRU Report 51 (1993) では、個人モニタリングの関係量が一部変更され、個人 (individual) 線量当量が個人 (personal) 線量当量に変更された。これらの量の適用に関する情報は、光子と電子に関しては ICRU Reports 43 と 47 (1988 ; 1992)、中性子に関しては Report 66 (2001) で示された。放射線計測量と線量計測量からのこれらの量への換算係数の値は、ICRU Report 43 と 47、ICRP と共同で ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996) において公表された。
ICRP は、Publication 103 (ICRP, 2007) において、ICRP Publication 60 (1990) で導入された実効線量を含む防護量が見直された。物理量から改訂した防護量への換算係数は、ICRP Publication 116 (2010) で公表されている。そこでは、宇宙放射線や粒子加速器でのみ生じるものを含む様々な種類の放射線、また、場合によっては最大 200 GeV に達するエネルギー範囲に対する換算係数が発表された。当該報告書では、ICRU Report 39 と 51 で導入された実用量が防護量から大きく乖離している光子と中性子のエネルギー範囲を特定した。
ICRU Report 39 と 51 の実用量は、核燃料サイクル (ウラン加工、原子力発電所、および核廃棄物の貯蔵と再処理) で生じる光子 (50 keV~3 MeV) と中性子 (熱中性子~20 MeV) のエネルギー範囲に対する防護量の許容可能な推定値を示したものである。その他の放射性核種の利用分野についても、これらの量の使用によって十分にカバーされていた。しかし、過去 20 年間で、医療および研究、ならびに商業飛行において、電離放射線に被ばくする作業者の数が増加しており、既存の実用量を用いて測定されるよりも低エネルギーまたは高エネルギーの放射線場に被ばくしている。これらのグループの職業放射線防護には、防護量の適切な推定値となる実用量が必要である。
このような防護量や利用分野の変化は、ICRU が実用量を再検討する動機となった。本 ICRU 報告書は、防護量の定義と同じファントムに基づいて運用量を定義することで、定義上、防護量の良い推定値となる別の方法を勧告している。本報告書は新たな量を紹介するとともに、高エネルギー放射線場でのみ生じる粒子を初めて含む、幅広い範囲の粒子とエネルギーに対する換算係数を提供する。
Nolan E. Hertel David T. Bartlett
Günther Dietze 博士 (1937 年~2015 年) に捧ぐ
Günther Dietze 博士は 2015 年 1 月 25 日に逝去した。
Günther 博士は、Report 85a 「電離放射線に関する基本量および単位」を最近発行した国際放射線単位測定委員会 (ICRU) の基本量・単位委員会のメンバーであり、Report 47 「外部光子および電子放射線からの線量の測定」と Report 57 「外部放射線に対する放射線防護に使用するための換算係数」を作成した ICRU 委員会のメンバーであった。彼は本報告書の作成に大いに貢献した。
彼は、ドイツのブラウンシュヴァイクにあるドイツ連邦物理工学研究所 (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) において、放射能、医療用放射線の線量評価、放射線防護における線量評価、ならびに中性子計測を担当する電離放射線部の部長を務めた。中性子線量評価に強い関心を持ち、検出器とスペクトル計測器に関する多くの論文を発表した。ドイツ放射線防護委員会のメンバーであった Günther 博士は、後に委員長となり、さらに EURATOM 条約第 31 条に基づいて設立された専門家グループのメンバーとなった。Günther 博士は EURADOS の初代理事会メンバーの一人であり、1991 年から 2001 年に議長を務めた。
Günther 博士は、多くの国内および国際委員会に所属すると共に、国際放射線防護委員会の第 2 専門委員会のメンバーとして、ICRP Publication 103 「国際放射線防護委員会の 2007 年勧告」をはじめとするいくつかの刊行物を作成したタスクグループと専門委員会に大いに貢献した。また、Publication 123 「Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space (宇宙における宇宙飛行士の放射線被ばく評価)」を作成した専門委員会の委員長を務めた。専門誌 「Radiation Protection Dosimetry」ではコンサルタント編集者でもあった。
Günther 博士を失ったことは、線量評価のコミュニティにとって大きな損失である。

用語解説および基本量の定義
<p>粒子エネルギー [Particle Energy]</p> <p>本報告書では、実効線量 E と区別するため、粒子エネルギーと光子エネルギーの量を E_p と表す。ここで粒子エネルギーは運動エネルギーを示す。</p>
<p>荷電粒子平衡 [Charged-Particle Equilibrium]</p> <p>荷電粒子の最大飛程の範囲内において、粒子エネルギーに対する荷電粒子の分布が一定である場合、ある点において荷電粒子平衡が存在する。荷電粒子平衡の条件では、対象とする点における衝突カーマの値は吸収線量の値に等しい。</p>
<p>ICRU 4 元素軟組織 [ICRU 4-Element (Soft) Tissue]</p> <p>ICRU 4 元素軟組織 (ICRU, 1980) は密度が 1 g cm^{-3} で、酸素 76.2%，炭素 11.1%，水素 10.1% および窒素 2.6% という質量組成で、その物質のその他の特性に関する仕様はない。</p>
<p>ICRU 球 [ICRU Sphere]</p> <p>ICRU 球 (ICRU, 1980) は、ICRU 4 元素組織の直径 300 mm の球である。</p>
<p>ICRP および ICRU の成人の人体形状標準計算ファントム [ICRP and ICRU Adult Anthropomorphic Reference Computational Phantoms]</p> <p>ICRP および ICRU の人体形状標準計算ファントムは、ICRP <i>Publication 110</i> (2009) で説明されている人体モデルであり、その解剖学的生理学的特性は ICRP <i>Publication 89</i> (2002) に定義されている。男女の 2 種類の成人の標準ファントムが定義されている。ICRP <i>Publication 110</i> のモデルは医学断層画像に基づく直方体のボクセルの配列で表されている。その解剖学的構造は小さな 3 次元の体積素子で示され、男性ファントムでは高さ 8.0 mm、断面 $2.137 \text{ mm} \times 2.137 \text{ mm}$、女性ファントムでは高さ 4.84 mm、断面 $1.775 \text{ mm} \times 1.775 \text{ mm}$ である。これらのボクセルの集合体は、推奨される組成や密度とともに人体の臓器や組織を特定するために使用され、ICRP <i>Publication 110</i> (2009) に規定されている。</p>
<p>フルエンス [Fluence]</p> <p>フルエンス Φ (ICRU, 2011) は、dN を da で除したものであり、ここで、dN は、断面積 da の球体に入射する粒子の数である。すなわち</p> $\Phi = \frac{dN}{da}$ <p>フルエンスの単位は m^{-2} である。</p> <p>線量評価の計算では、フルエンスは粒子軌道の長さで表されることが多い。フルエンス Φ は次式で表される (Papiez and Battista, 1994 とその参考文献)。</p> $\Phi = dl/dV$ <p>ここで、dl は体積 dV 内の粒子軌道の長さの合計である。</p> <p>エネルギーに対するフルエンスの分布 Φ_{E_p} は、次式で表される。</p> $\Phi_{E_p} = \frac{d\Phi}{dE_p}$ <p>ここで、$d\Phi$ は E_p と $E_p + dE_p$ の間のエネルギー区間の粒子のフルエンスである。フルエンスのエネルギー分布の単位は $\text{m}^{-2} \text{ J}^{-1}$ である。</p> <p>特定の状況においては微小立体角に伴う量 $d\Omega$ が必要とされる。フルエンスの二重微分を完全に表すと $\Phi_{E_p, \Omega}$ (E_p, Ω) となり、Ω は粒子の進む方向である。</p>
<p>フルエンス率 [Fluence Rate]</p> <p>フルエンス率 $\dot{\Phi}$ (ICRU, 2011) は、$d\Phi$ を dt で除したものであり、ここで $d\Phi$ は時間間隔 dt における粒子フルエンスの増分である：</p> $\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt}$ <p>フルエンス率の単位は $\text{m}^{-2} \text{ s}^{-1}$ である。</p>
<p>粒子ラジアン [Particle Radiance]</p> <p>粒子ラジアン $\dot{\Phi}_\Omega$ (ICRU, 2011) は、$d\dot{\Phi}$ を $d\Omega$ で除したものであり、ここで、$d\dot{\Phi}$ は、指定された方向を中心とした立体角 $d\Omega$ 内を伝播する粒子のフルエンス率である。すなわち、</p> $\dot{\Phi}_\Omega = \frac{d\dot{\Phi}}{d\Omega}$

粒子ラジアンスの単位は $\text{m}^{-2} \text{s}^{-1} \text{sr}^{-1}$ である。粒子エネルギーのラジアンス分布は、次式で表される。

$$\dot{\Phi}_{\Omega, E_p} = \frac{d\dot{\Phi}_{\Omega}}{dE_p}$$

ここで、 $d\dot{\Phi}_{\Omega}$ は E_p と $E_p + dE_p$ の間のエネルギーの粒子の粒子ラジアンスである。 $\dot{\Phi}_{E_p, \Omega}$ は、放射線輸送の理論では、角度束または位相束と呼ばれることもある。

この状況において重要度が低い側面（たとえば偏光）を除き、ある粒子タイプの放射線場は、完全に粒子エネルギーに関連する粒子ラジアンス $\dot{\Phi}_{\Omega, E_p}$ の分布により定められる。これは、ある方向に伝播する粒子の数、エネルギー、局所密度、および到達率はその分布により定義されるためである。この量は、エネルギーに関連したラジアンスの分布とともに、放射線計測における基本として考えることができる。

機器のレスポンス [Response of an Instrument]

機器のレスポンス R は、次の通り比として定義される。

$$R = \frac{G}{C}$$

ここで、 G は、個人線量計またはエリアモニタリング機器によって測定された量の表示値であり、 C はその量の取決め上の真の値である。

基準レスポンス $R_{r,0}$ は、基準条件下で基準放射線の試験の点における機器が測定した量の表示値と、その量の取決め真値との比と定義される。

基準応答の逆数が校正係数 $N_{r,0}$ である。

$$r = \frac{R}{R_{r,0}}$$

相対レスポンス r は測定器 R のレスポンスと基準レスポンス $R_{r,0}$ との比である。

カーマ [Kerma]

電離した非荷電粒子に対するカーマ K (ICRU, 2011) は、 $dE_{p, \text{tr}}$ を dm で除した量であり、ここで、 $dE_{p, \text{tr}}$ は、物質の質量 dm に対する非荷電粒子の入射によって dm の中で電離したすべての荷電粒子の最初の運動エネルギーの合計の平均値である。

$$K = \frac{dE_{p, \text{tr}}}{dm}$$

カーマの単位は J kg^{-1} である。カーマの単位の特別な名称は、グレイ (Gy) で、 $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$ である。

カーマはエネルギーの物質への最初の付与に関連する量であるが、吸収線量の近似値として使用されることがある。荷電粒子平衡が存在し、放射損失が無視でき、非荷電粒子のエネルギーが生成された荷電粒子の結合エネルギーより大きい場合には、カーマの数値は吸収線量のそれに近い。

放射損失が無視できない場合、衝突カーマと呼ばれるカーマ関連量が吸収線量の近似として長い間使用されてきた (Attix, 1979a ; 1979b)。衝突カーマ K_{col} は生成された荷電粒子による放射損失が含まれず、特定の物質における非荷電粒子のエネルギー E_p のフルエンス Φ は次式で表される：

$$K_{\text{col}} = \Phi E_p \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} = \Phi E_p \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} (1 - g) = K (1 - g)$$

ここで、 μ_{en}/ρ は質量エネルギー吸収係数、 μ_{tr}/ρ はエネルギー E_p の非荷電粒子の物質の質量エネルギー転移係数、 g はその物質内で放射過程で喪失したであろう生成された荷電粒子の総運動エネルギーの割合である。

線量評価の計算では、衝突カーマ K_{col} は、エネルギーに関連する非荷電粒子フルエンスの分布 Φ_{EP} で表すことができる。

$$K_{\text{col}} = \int \Phi_{E_p} E_p \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} dE_p = \int \Phi_{E_p} E_p \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} (1 - g) dE_p = K (1 - \bar{g})$$

ここで、 \bar{g} は、電子エネルギーについて、カーマ分布で平均された g の平均値である。

カーマ率 \dot{K} は dK を dt で除したものであり、ここで、 dK は時間間隔 dt におけるカーマの増分であり、すなわち次式で表される。

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

カーマ率の単位は $\text{J kg}^{-1}\text{s}^{-1}$ である。カーマ率の単位の特別な名称は、グレイ/秒 (Gy s^{-1}) である。

付与エネルギー [Energy Imparted]

ある体積中の物質の付与エネルギー e (ICRU, 2011) は、その体積中に存在する全エネルギー沈着の合計であり、次式で表される。

$$\varepsilon = \sum_i \varepsilon_i$$

ここで、その体積中の全エネルギー沈着 e_i が合計される。付与エネルギー e の単位は J である。 ε の量は eV で表すこともできる。

付与エネルギー e は確率量である。合計されるエネルギー沈着は、1 つ以上のエネルギー沈着事象に属することができ、例えば、1 つまたはいくつかの独立した粒子軌跡に属する可能性がある。エネルギー沈着事象という用語は、相関粒子による物質へのエネルギーの付与を意味する。例えば、陽子とその二次電子、電子-陽電子対、または核反応における一次粒子および二次粒子などである。

ある体積内の物質の付与エネルギーが単一のエネルギー沈着事象によるものである場合は、そのエネルギー沈着事象に関連した体積内におけるエネルギー沈着の合計に等しい。ある体積内の物質の付与エネルギーが、いくつかのエネルギー沈着事象によるものである場合は、各エネルギー沈着事象によって体積内の物質に付与された個々のエネルギーの合計に等しい。

ある体積の物質の平均放射付与エネルギー $\bar{\varepsilon}$ は、体積に入るすべての荷電粒子および非荷電離粒子の平均放射エネルギー R_{in} から、体積から出ていくすべての荷電粒子および非荷電離粒子の平均放射エネルギー R_{out} を差し引いたものに、その体積において生じた原子核および素粒子の静止エネルギー変化量の平均総和 $\sum Q$ を加えたものに等しい ($Q > 0$: 静止エネルギーの減少; $Q < 0$: 静止エネルギーの増大)。したがって、次式で与えられる。

$$\bar{\varepsilon} = R_{\text{in}} - R_{\text{out}} + \sum Q$$

吸収線量 [Absorbed Dose]

吸収線量 D (ICRU, 2011) は、 $d\varepsilon$ を dm で除したものであり、ここで、 $d\varepsilon$ は電離放射線によって質量 dm の物質に付与される平均エネルギーである。したがって次式で与えられる。

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

吸収線量の単位は J kg^{-1} である。吸収線量の単位の特別な名称はグレイ (Gy) である。

吸収線量率 [Absorbed Dose Rate]

吸収線量率 \dot{D} (ICRU, 2011) は、 dD を dt で除したものであり、ここで、 dD は時間間隔 dt における吸収線量の増分である：

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

吸収線量率の単位は $\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$ である。吸収線量率の単位の特別な名称は、グレイ/秒 (Gy s^{-1}) である。

臓器または組織内の平均吸収線量 [Mean Absorbed Dose in an Organ or Tissue]

臓器または組織 T 内の平均吸収線量は D_T (ICRP, 2007) であり、以下により定義される。

$$D_T = 1/m_T \int D dm$$

ここで、 m_T は臓器または組織の質量であり、 D は質量要素 dm の吸収線量である。この積分は臓器または組織全体に至る。平均吸収線量の単位はジュール/キログラム (J kg^{-1}) であり、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

局所皮膚と眼の水晶体という実効線量への寄与が小さいか全くない 2 つの器官・組織は、しきい線量より上で起こる確定的影響または組織反応を予防するために注意を払わなければならない。

臓器等価線量 [Organ Equivalent Dose]

防護量である臓器等価線量は、特定の臓器または組織 T の体積中の放射線の種類 R による平均吸収線量 $D_{T,R}$ に基づき定義されている。 R は、人体に入射する、もしくは人体内に存在する放射性核種によって放出される放射線の種類およびエネルギーによって表される。次いで、臓器または組織の防護量である臓器等価線量 H_T は、以下によって定義される。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで、 w_R は、放射線 R の放射線加重係数である。関係するすべての種類の放射線が合計される。臓器

<p>等価線量の単位は J kg^{-1} で、特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>実効線量 [Effective Dose] 実効線量 E は、人体のすべての特定された臓器組織における吸収線量の重み付けされた和 (ICRP, 2007) であり、以下の式によって与えられる：</p> $E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$ <p>ここで、w_T は確率的影響による放射線有害性全体に対する個々の組織および臓器の寄与を表すために選ばれた、性について平均化された組織加重係数である。総和は、確率的影響の誘発に感受性があると考えられる臓器および組織に対して実施する。$D_{T,R}$ は上記に定義された通りである。</p> <p>実効線量の定義において使用される組織加重係数 w_T は、全体的な確率的有害性、主にがん死亡率に対する個々の臓器および組織の寄与を表す丸められた値である。それらは疫学的研究 (ICRP, 2007) から得られた相対的な有害性の年齢、性別、集団で平均された値に基づいている。実効線量の単位は J kg^{-1} である。実効線量の単位の特別な名称は、シーベルト (Sv) である。</p>
<p>換算係数 [Conversion Coefficients] 防護量または実用量は、放射線場を表す物理量に換算係数を乗じることによって計算される。この用語は外部被ばく状況で使用され、内部線量測定では、線量と放射エネルギーの比は線量係数と呼ばれる。外部被ばくでは、放射線計測量であるフルエンスおよび線量計測量である空気カーマから防護量または実用量を計算するために換算係数が与えられる。</p>
<p>要約</p> <p>外部放射線防護のための測定可能な実用量は、その性質上、測定不可能な防護量を補完するものである。実用量は、測定または計算によって放射線場の予測的および遡及的評価に使用される。個人線量計およびエリアモニタリング機器は、実用量を示すように設計されており、実用量に関連付けられる標準的な放射線場で日常的に校正される。</p> <p>国際放射線単位測定委員会 (ICRU) Report 39 (1985), Report 43 (1988) および Report 51 (1993) における個人線量当量および周辺線量当量という実用量の定義は、70 keV から 3 MeV までのエネルギー範囲の光子について、国際放射線防護委員会 (ICRP) の防護量である実効線量 (2007) の許容可能な推定値を与えるものである。これより低い、または高い光子エネルギーでは、ICRU Report 39/51 で定義された実用量は、それぞれ、防護量の著しい過大評価及び過小評価を示している。さらに、実用量への換算係数は、光子、電子、中性子という限られた粒子についてしか計算されていない。</p> <p>本報告書では、これまでよりも防護量をより良く推定できる実用量の代替の定義を勧告する。広いエネルギー範囲の光子、電子、中性子、陽子、ミュー粒子、パイ中間子およびヘリウムイオンに対して、物理的放射線場の量—フルエンス、および光子については空気カーマからの換算係数を与える。本報告書は、機器の製造者および開発者がこれらの勧告に準拠した正確な測定値を提供できるよう、線量計および機器の更新に取り組むことを勧告する。また、本報告書は、国際機関および国の当局が実施のコストと測定における防護量を表すより一貫した実用量の体系の実現の便益のバランスをとるため、段階的で慎重な期間が必要であることを認識すべきであると勧告する。</p>
<p>総括</p> <p>現在の世界各国における放射線防護規制は、国際放射線防護委員会 (ICRP) の <i>Publication 26</i> (1977) における、電離放射線に対する人の被ばくの正当化、線量限度、最適化の 3 つの基本原則に基づいている。線量限度と最適化の原則を実践するためには、被ばく線量を定量的に測定することが必要である。このため、1978 年に ICRP は、防護量を実効線量当量 H_E と定義した。ICRP <i>Publication 60</i> (1991) では、H_E は実効線量 E に置き換えられた。H_E と同様に、E は全身被ばくの指標であり、被ばく限度の設定や、放射線により誘発される確率的影響を制御するための最適化の原則の定量的な実践の指針として国際的に使用されている。</p> <p>全身への実効線量は以下のように定義される。</p> $E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (1)$ <p>すべての入射放射線の種類 R に関し、人体の特定組織と臓器 T の平均吸収線量 $D_{T,R}$ はそれぞれ放射線加重係数 w_R によって重み付けされる。この用語は、組織または臓器 T に対する等価線量と呼ばれる。実効線量 E は確率的損害 (デトリメント) の合計に対する臓器と組織の相対的寄与を考慮するために組織加重係数を用いた重み付けされた等価線量の平均である (すなわち、全 $w_T < 1$ であり、$\sum w_T = 1$)。</p> <p>外部放射線の被ばくによる実効線量は、放射線場を特徴づける量、通常は粒子フルエンス、光子については空</p>

気カーマに関連している。放射線場の量を実効線量に関連付ける換算係数 h は、入射放射線場の 8 つの標準的な幾何学的方向 (ICRP, 2010) について、数学的な人体形状標準ファントム (ICRP, 2009) で式 (1) を数値的に評価することにより算出されている。

防護量としての実効線量は、1 つの点で定義されるのではなく、臓器と全身の平均として定義される。したがって、直接的な測定値とは合致しない。国際放射線単位測定委員会 (ICRU) は、防護量を補完する外部被ばくの実効線量の推定値として、線量当量に基づく (測定可能な) 実用量を定義した (ICRU Report 39 (1985), ICRU Report 51 (1993))。線量当量は吸収線量と線質係数の積と定義される。

$$H = \int_{-\infty}^{\infty} Q(L) D_L(d) dL \quad (2)$$

吸収線量 D は、身体またはファントムにおいて特定された深さ d にある点で評価される。全身モニタリングでは d は 10 mm が選択される。線質係数 Q は、相互作用点における粒子の線エネルギー付与 (LET または L_{∞}) の関数である (ICRU, 1993)。

ICRU Report 39/51 の実用量の体系では、個人 (個人線量当量) とエリア (方向性線量当量と周辺線量当量) の放射線モニタリングの量を区別している。個人線量当量 $H_p(d)$ は、「身体上の代表的な場所」の深さ d mm (通常 10 mm) で定義されるが、方向性線量当量と周辺線量当量 $H'(d)$ は、ICRU 4 元素組織で作られた直径 30 cm の ICRU 球における特定の深さで定義される (ICRU, 1993)。周辺線量当量は、すべての放射線場のベクトルを仮想的に拡大・整列することにより入射放射線の方向に依存させないようにしている。

防護量および実用量は、その定義と放射線の量からそれぞれの係数を計算するために使用するファントムが異なる：

1. 実効線量と実用量の換算係数の計算は、以前から現在までファントムと放射線輸送コードを用いて行われている。臓器と組織への等価線量、すなわち実効線量に対しては、人体形状ファントムが使用され、より近年では ICRP/ICRU の標準成人ファントム (ICRP, 2010) が使用されている。実用量への換算係数 (放射線防護モニタの校正に使用) の計算には、幾何学的により単純なファントムが用いられる。すなわち、周辺線量当量には ICRU 球、個人線量当量にはスラブファントム (300 mm × 300 mm × 150 mm) が使用された。その幾何学的・構造的違いにより、実用量の測定から得られる実効線量の推定値の質に制限が生じている。ICRU 球は、実効線量の計算に用いられる人体形状ファントムとその解剖学的構造にほとんど似ていない。

2. 一点における定義された深さ d の個人および周辺線量当量の評価は、人体の幾何学的な解剖学的複雑さ、および、特定の臓器と組織の等価線量の重み付けされた平均値としての人体形状標準ファントムにおける E の換算係数の計算が反映されていない。

3. 線量当量の計算に使用される線質係数 $Q(L)$ は、等価線量と実効線量に使用される放射線加重係数 w_R とともに、さまざまな種類の放射線の効果の違いを考慮するために使用される。しかしながら、それらは異なる方法に基づいており、完全に同等ではない。

4. これまでに公表され、広く適用されてきた光子に関する実用量の換算係数は、カーマ近似で計算されてきた。この単純化された方法は、高エネルギー光子における実用量による防護量の過大評価をもたらす。

(1) と (2) における違いが、特定の粒子およびエネルギーにおける実用量の測定値により実効線量を推定するには不十分とされる主な理由である。より一般的には、これらは、実効線量の換算係数と実用量の換算係数が異なる主な理由である。

本報告書は、実効線量の推定値としての使用を目的とした場合の欠点を克服する外部放射線の実用量の代替の定義を紹介する。本報告書では、実用量を粒子フルエンスと換算係数の積と定義している (Endo, 2016)。これは次のような記号で表される：

$$H = \Phi \cdot h_{\Phi} \quad (3)$$

実効線量の換算係数は、特定された入射方向について ICRP/ICRU 成人標準ファントム (ICRP, 2009) で評価された実効線量の値をファントムがない場合の粒子フルエンスで除した値として計算され、換算係数の記号は次のように表される：

$$h_E = E / \Phi \quad (4)$$

定義 (3) および (4) は、実効線量の換算係数の値と実用量のそれに相当する値との数値的な整合性が良くなっている。これは、防護量および実用量の算出のためのファントムが同一であることが主な要因である。

個人線量 H_p と呼ばれる各作業者の全身被ばくをモニタリングするための量は、粒子フルエンス Φ と、エネルギーと角度に依存する換算係数 $h_p(E_p, \Omega)$ との積である。換算係数は、防護量の実効線量 E として同じ人体形状ファントム内で計算される。換算係数は、個人線量計の角度依存性を評価できるように、身体の表面上のさまざまな入射角度に対して与えられる。当然ながら、同じ粒子エネルギーでは、 $H_p(E_p, 0^\circ)$ の値は $E(AP)$ と数

<p>値上同等である。</p>
<p>あるエリアにおける潜在的な実効線量を評価するための関連量（主に予測）は、周辺線量 H^*と呼ばれ、ICRP Publication 116 (2010) に公表されているとおり、人体形状ファントムに入射放射線のさまざまな方向に関する実効線量の最大値として考えられる粒子のすべてのエネルギーで定義される。さまざまな入射方向に対して最大値を選択することで、周辺線量の量は実効線量に近いが常に保守的な推定値となることを保証する。</p>
<p>放射線防護は、確率的影響だけでなく、特に眼の水晶体や局所皮膚などの、より確定的な組織影響への影響も管理する必要がある。それぞれの特定の被ばくごとに、等価線量の観点から被ばく限度が設定されている。実際、眼の水晶体と局所皮膚の被ばくのモニタリングにも実用量が使用されている。眼の水晶体の個人モニタリングには、実用量として個人線量当量 $H_p(3)$ が、局所皮膚には個人線量当量 $H_p(0.07)$ が使用されている。</p>
<p>眼の水晶体と局所皮膚の組織影響の制御のための実用量に関して、本報告書では、等価線量ではなく吸収線量に基づく量の方が、対象となる非確率的影響の制御にはより適切であることを提案した。実用量である個人水晶体吸収線量は、眼の等価線量への換算係数のこれまでの算出と同様に、眼の数学ファントムで定義される。個人局所皮膚吸収線量の定義は、体幹、腕、および指の単純化された数学ファントムに基づく。それらは、量を定義するために使用されるとともに、換算係数の明確な計算方法を提供する。</p>
<p>本報告書は、光子、電子、陽電子、中性子、アルファ粒子、ミュープラス粒子/ミューマイナス粒子、ならびにパイプラス中間子/パイマイナス中間子について、提案された量 H^* および H_p への換算係数の値を包括的に示している。本報告書で公表されているデータのエネルギー範囲は、ICRP Publication 116 で使用されているエネルギー範囲に相当し、実効線量の換算係数に関しては、最大 10 GeV までである。</p>
<p>確率的影響の制御のために提案された実用量の定義は、換算係数のエネルギー依存性が変化している。そのため、線量計の校正定数の見直しが必要になる。たとえば、光子に対して ICRU 39/51 の実用量に基づき校正した個人線量計とサーベイメータは、70 keV 未満のエネルギーでは高すぎる感度を示す。50 keV から 3 MeV の最も一般的なエネルギー範囲では、単純な再校正で十分であろう。</p>
<p>本報告書は、外部被ばくに対する放射線防護における実用量の定義を大きく変更するものである。その結果、防護量と実用量の定義を整合させ、複雑で混乱を生じる可能性のある中間的段階を省くことにより、運用上の放射線防護で用いられる実用量の体系を単純化している。</p>
<p>本報告書の付属書に含まれている換算係数の包括的なリストは、広いエネルギー範囲を対象としており、今後の線量測定機器の設計や校正に確かな基礎を提供し、放射線場の予測的計算を可能にするであろう。これはまた、以前の刊行物に含まれていなかった種類の電離放射線に対する放射線防護モニタリングを調和させるのに役立つであろう。</p>
<p>1 序文</p>
<p>1.1 本報告書の発行の経緯と範囲</p>
<p>電離放射線による健康影響の防護には、組織反応（確定的影響）の防止とがんや遺伝的影響のリスク（確率的影響）の制限が必要とされる。これらの必要性を満たすために、ICRP Publication 103 (2007) では、リスクに関連する線量計測量が定義されている。臓器等価線量は確定的影響を防止するための限度の設定に、実効線量は確率的影響に対する線量限度と防護の最適化に使用される。防護量は直接測定できないため、この目的のために定義された追加的な関連量の測定により評価される。外部放射線に対する職業上および環境における被ばくの制御のために、ICRU は測定と機器校正のための実用量を定義している。</p>
<p>ICRU により定義された Report 39 (1985) と 51 (1993) における実用量は、1980年代と1990年代に最も関連性があるエネルギー範囲の光子、電子、中性子について、防護量の許容可能な推定値を提供する。しかしながら、最近の数十年においては、非常に高いエネルギーと非常に低いエネルギーの粒子についても考慮する必要性が高まり、現行の実用量ではそれらの防護量が大幅に過小評価または過大評価される。ICRU と共同で刊行した ICRP Publication 116 (2010) では、幅広い放射線の種類およびエネルギーについてフルエンスおよび空気カーマから防護量への換算係数を提供した。ICRP Publication 116 では、Publication 103 (2007) における ICRP の 2007 年勧告に示された防護量の最新の更新情報を適用して計算し、さらに、ICRU と共同で刊行した ICRP Publication 110 (2009) で示された成人男性と成人女性の標準計算モデルの使用も導入した。このような経緯から、本報告書で実用量の計算手法の再評価や、単純化および拡張の提案を行っている。</p>
<p>ICRP の防護量 (ICRP, 2007) の計算は、身体臓器・組織に対する平均吸収線量、臓器・組織に対する等価線量、実効線量の算出の 3 段階のプロセスとなっている。放射線の種類によって吸収線量の単位あたりの健康影響を引き起こす効果が異なるため、第 2 段階として、吸収線量に放射線加重係数を乗じ臓器等価線量を算出する際に、その差を簡易的に調整する。臓器や組織によって、単位等価線量あたりの発がん感受性が異なるため、臓器や組織に対する等価線量に、確率的有害性に対する各臓器や組織の相対的有害性の値に基づいて簡易的に調整した組織加重係数を乗じ、臓器等価線量の加重平均値として実効線量を計算している。このため、実効線量は臓器等価線量の加重平均として計算される。臓器等価線量は、眼および皮膚の局所被ばくの線量限度</p>

<p>を設定するために使用される。実効線量は、線形しきい値なしの線量反応関係が仮定されている確率的影響に対する線量限度を設定し、防護の最適化のために使用される (ICRP, 2007)。</p>
<p>ICRU の実用量は、防護量の許容可能な推定値を提供することを目的としている。ICRU Report 39 (1985), 43 (1988), 51 (1993) で ICRU が勧告した外部放射線のモニタリングの実用量は、個人モニタリング、および作業場と環境のエリアモニタリングの 2 つのグループに分けて導入された。被ばく状況を表すため、人体または特定の形状・深さのファントム内の特定の深さにおける線量当量が選択される。線量当量は、吸収線量と、相互作用点における粒子の線エネルギー付与の関数である線質係数との積として計算される。個人モニタリングの実効線量の尺度として使用される実用量は、人体における 10 mm の深さの個人線量当量であり、作業場と環境に関しては、ICRU 球における 10 mm の深さの周辺線量当量である。眼の水晶体および局所皮膚に対する臓器等価線量の推定値として使用される実用量は、深さがそれぞれ 3 mm と 0.07 mm での個人線量当量、ICRU 球におけるこれらの深さでの方向性線量当量である。</p>
<p>本報告書では、ICRU Report 39 と 51 の実用量の体系に代わりに、実用量と防護量の両方の計算の基礎として ICRP/ICRU の人体標準ファントムを使用し、実用量がすべてのエネルギー範囲にわたる防護量の尺度となることを保証できる、より単純な方式に置き換えることを勧告する。ICRP は現在、防護量の使用を再評価しており、臓器等価線量の計算に使用される放射線加重係数は確定的影響ではなく確率的影響に関係するため、組織反応 (確定的影響) を防止するための線量限度は臓器等価線量ではなく吸収線量を用いることでより正確に設定されると提案している。この変更に伴い、実効線量の尺度としての個人線量と周辺線量、および眼の水晶体と局所皮膚への局所吸収線量の尺度としての個人吸収線量と方向性吸収線量を勧告している。ICRP Publication 116 (2010) は、10 GeV までのエネルギーの光子、中性子、電子、陽電子、陽子、ミューマイナス粒子とミュープラス粒子、200 GeV までのエネルギーのパイマイナス中間子とパイプラス中間子、および 100 GeV u^{-1} までのエネルギーの He $^{2+}$ イオンについて、フルエンスから実効線量への換算係数を提供している。本報告書では、同じ粒子とエネルギーについて、フルエンスから実用量の周辺線量と個人線量への換算係数を提供すると共に、光子、中性子、電子、陽電子、陽子については、エネルギーと角度への依存性を、ICRU Report 39/51 の方法論を用いて得られた値と比較検討した。ICRP Publication 116 と本報告書における新しい計算には、カーマ近似ではなく、完全な放射線輸送計算が用いられた。</p>
<p>提案されている実用量の変更は、線量計とモニタリング機器の設計や校正に影響を及ぼすが、必要な変更は合理的に容易であるはずである。ICRP は、次期主勧告を発行する際、防護量の変更を導入する予定であり、更新された運用量を並行して導入することは適切であると思われる。安全基準や法令を勧告に取り入れるために要する時間を予想すると、準備には約 20 年かかる可能性がある。この期間は、線量計とエリアモニタリング機器の技術的寿命に比べてかなり長い。</p>
<p>図 1.1 は、ICRP Publication 103 に記載されている防護量と、ICRU Report 39/51 に記載されている実用量との既存の関係性を、図 1.2 は、本報告書で勧告されている実用量の関係性を示している。防護量と実用量は、国の計測学研究所の一次標準によって得られる放射線計測量と線量計測量に関連する。</p>
<p>1.2 報告書の概要</p>
<p>防護量に対する測定可能な補完としての実用量の必要性を、第 2 章で説明する。ICRU Report 39/51 における実用量の旧定義 (実用量とは、ファントムにおける指定された深さでの吸収線量に LET 依存の線質係数を乗じた評価に基づく) をレビューし、これらの実用量の概念的および技術的欠点を説明する。第 3 章では、本報告書で勧告される実用量の定義を示す。実用量は、外部放射線場を表す放射線計測量と実用量を得るための換算係数との積に基づいており、これは、本報告書で説明した理由による今までの定義からのパラダイムを変更するものである。第 4 章では、放射線計測量から実用量への換算係数を紹介する。数値計算もここで説明する。ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996) で勧告されている実用量への換算係数および ICRU Reports 39 と 51 に記されている実用量を、可能な限り比較して、その違いを明らかにする。第 5 章は、第 4 章で行われた考察から得られた、勧告した実用量の実施による機器設計と校正の変更について扱う。第 6 章では、勧告した実用量から得られた改善に関する全般的な結論と、勧告した量が、高エネルギー光子、電子および中性子、他の種類の放射線場における防護の問題に対する解決策の提供方法について述べている。</p>
<p>付属書 A は、勧告量の変換係数の表と図が掲載されている。</p>
<p>付属書 B では、計算に使用されるコンピュータプログラムについて説明する。</p>
<p>付属書 C は、水晶体吸収線量の代替換算係数を示す。</p>
<p>2 ICRP Publication 103 の防護量および ICRU Report 39/51 の実用量</p>
<p>2.1 防護量</p>
<p>放射線防護には、電離放射線に対する人体の被ばくの定量化が必要である。このために、国際放射線防護委員会 (ICRP) は、臓器または組織内の平均吸収線量 D_T、臓器/組織の等価線量 H_T、および実効線量 E という防護量を定めている。防護量は、線量限度および最適化の原則の実施のために使用される。それらの最新の定</p>

<p>義は、ICRP 2007年勧告（2007）に公表されている。</p>
<p>ICRPの防護量である実効線量 E は、放射線の確率的影響を制御するための単一のリスクに関連した量を与えると考えられ、被ばくした人の性別や個人のその他の性質に関係なく、同一条件で被ばくしたすべての人に有効である。放射性核種の摂取による内部被ばくも実効線量を用いて検討される。</p>
<p>数百ミリグレイを超える吸収線量の値では、組織反応（確定的影響）が問題となり、いくつかの組織や臓器における吸収線量の評価が必要となる（Harrison <i>et al.</i>, 2016 ; ICRP, 2007 ; 2012）。ICRP（2007）では、眼の水晶体や局所皮膚の損傷を防ぐため、臓器等価線量について特定の線量限度を設定している。</p>
<p>国際放射線単位測定委員会（ICRU）と共同で発行された ICRP <i>Publication 116</i>（2010）では、これまでの共同刊行物（ICRP, 1996 ; ICRU, 1998）よりも広範囲の放射線の種類および粒子エネルギーについて、粒子フルエンスから防護量への換算係数を示している。ICRP <i>Publication 116</i>における防護量への換算係数は、これまで公表された値より優先される。</p>
<p>2.2 実用量の目的</p>
<p>防護量は人体に関連し臓器と組織の平均として、またその平均値の重み付けされた和として定義される。防護量は単一の点ではなく、より広い領域で定義されていることから、実際には測定できない。したがって、これらは放射線被ばくの計測とモニタリングの量として直接使用することはできない。</p>
<p>ICRUは、本報告書において、さまざまな照射状況に対する防護量を補完する、一連の実用量を勧告している。実用量の役割は、予測的な管理措置の計画と最適化、ならびに法律上の限度の遵守の適時的評価のため、防護量の容認可能な推定値を提供することにある：</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 管理措置の計画と最適化における予測的使用： <ul style="list-style-type: none"> ○ 計画および現存被ばく状況における、周辺線量と周辺線量率、ならびに方向性水晶体吸収線量／吸収線量率および方向性局所皮膚吸収線量／吸収線量率の予測推定値を提供することによる。このような推定は、単純な計算から複雑なモンテカルロ放射線輸送計算の結果まで多岐にわたる。 ○ 作業場または環境における周辺線量や方向性水晶体吸収線量と方向性局所皮膚吸収線量の測定に基づく評価のためであり、周辺線量率または方向性線量率で校正されたエリアモニタリング機器、あるいは実用量の周辺線量で校正された本目的のための個人線量計を用いる。 ○ 被ばくした人々が受ける集団線量に関して、計画および現存被ばく状況における作業のスケジュールと手順を最適化するため。 • 従業員への放射線障害を効果的に制御し、法的規制を遵守しているかどうかを確認するための適時的使用： <ul style="list-style-type: none"> ○ 個人被ばくを管理する実用量で校正された個人線量計を用いて、その人が受けた個人線量、個人水晶体吸収線量と個人局所皮膚吸収線量を測定するためのものである。 ○ 自然および人工由来の環境中の放射線源からの公衆の放射線被ばくをモニタリングするため。応用例としては、エリアモニタリング機器を用いた原子力、医療、および他の施設の敷地境界での線量率モニタリングがある。
<p>線量が線量拘束値を下回り、かつ線量限度を大きく下回る場合、評価と線量登録において、実用量の数値は日常的に防護量の数値に置き換えられる（ICRP, 2007）。線量が線量拘束値に近づく、または超える場合のみ、作業場、実用量から防護量への換算の不確かさ、実用量への換算係数に関する個人線量計の応答特性の不完全性を考慮し、防護量をより良く推定するためのより正確な情報が必要となる。</p>
<p>2.3 ICRU Report 39/51の実用量</p>
<p>ICRU Report 39/51の実用量は、ICRU Report 39（1985）とICRU Report 43（1988）に導入され、Report 51（1993）で改訂された。ICRU Report 43と47（1988 ; 1992）で光子と電子に関し、ならびにReport 66（2001）で中性子に関し、機器の応答と校正手順に関する詳細な情報が記載されている。過去30年の間に、外部被ばくの測定に関わるICRUの実用量は、多くの国で放射線防護の指令や規制により実施・導入され、ほとんどの個人線量計とエリアモニタリング機器は、これらの量で校正されている。フルエンスからICRU Report 39/51の実用量への換算係数はICRU Report 57（1998）とICRP <i>Publication 74</i>（1996）に、10 GeVまでの中性子についてはICRU Report 66（2001）に示されている。標準校正場の光子の空気カーマ、電子の組織吸収線量、および中性子フルエンスからの換算係数の値は、国際標準化機構（ISO 8529-3:1998; 6980-3:2006; 4037-3:2019を参照）およびICRU Report 66（2001）で示されている。</p>
<p>実用量のICRU Report 39/51の体系は、個人のモニタリング量、すなわち個人線量当量、および作業場または環境におけるモニタリング量、すなわち方向性線量当量と周辺線量当量を区別している。線量当量は、組織または臓器における吸収線量と線質係数の積として定義される：</p>
<p>$H = QD$ (2.1)</p>
<p>吸収線量 D は、体内またはファントム内で指定された深さ d で評価し、全身モニタリングでは10 mm、眼の水晶体では3 mm、局所皮膚では0.07 mmである。さまざまな放射線の生物学的効果に対応する線質係数 Q</p>

は、相互作用点での水中における線エネルギー付与 (LET または L_{∞}) の関数である。
個人線量当量 $H_p(d)$ は「身体上の代表的な場所」における指定された深さ d で定義され、方向性線量当量 $H^*(d, \Omega)$ および周辺線量当量と $H^*(d)$ は、ICRU 球の深さ d で定義される。
方向性線量当量の定義は、測定機器が配置される評価領域において空間的に均一な放射線場の拡張を必要とした。周辺線量当量は、拡張し整合した放射線場が必要とされ、ここでは点における放射線場は ICRU 球の表面に衝突する場へと拡張された。実際には、この定義により、測定器は等方的に均一な応答をすることが要求された。
表 2.1 は、実用量として定義された量の概要および実用量と防護量の関係を示している。
共同で公表した ICRU/ICRP Report (ICRP, 1996 ; ICRU, 1998) における放射線計測量および線量計測量から実用量への換算係数は、防護量の換算係数を算定するために使用したファントムとは異なるファントムで計算されている (表 2.2)。周辺線量当量 $H^*(10)$ 、方向性線量当量 $H^*(3)$ と $H^*(0.07)$ の計算には ICRU 球を、個人線量当量 $H_p(10)$ 、 $H_p(3)$ 、 $H_p(0.07)$ には ICRU の 300 mm×300 mm×150 mm のスラブファントムを用いて計算した。近年では、個人水晶体線量当量 $H_p(3)$ は \varnothing 200 mm×200 mm の円柱ファントムで、個人局所皮膚線量当量 $H_p(0.07)$ は直径 73 mm、高さ 300 mm のピラーファントムと直径 19 mm、高さ 300 mm のロッドファントムで計算している。
2.4 ICRU Report 39/51 実用量の限界
このように定義された実用量には、いくつかの不整合と限界がある：
1. それぞれの定義の結果、防護量と実用量との間に不整合が生じる： <ul style="list-style-type: none"> • 周辺線量当量 $H^*(10)$ の定義に用いられた ICRU 球は、防護量の実効線量 E を定義するために使用される標準人体形状ファントムと類似しない。 • 個人線量当量 $H_p(d)$ は人体の深さ d で定義されているが、換算係数はスラブ、円柱、ロッドの単純な幾何学的体形で計算されている。 • 実効線量 E の定義と算出においては、身体のさまざまな位置に臓器 (組織) がある人体の幾何学的な複雑さが明らかに考慮されているが、1 点の深さ $d=10$ mm での個人および周辺線量当量の評価にはその複雑さが反映されていない。これにより、中性子では、1 MeV 未満の場合には E の過大評価、10 MeV を超える場合には E の過小評価となる (ICRU, 1985)。 • 低い光子エネルギー ($E_p < 70$ keV) では、周辺線量当量と個人線量当量に対し 10 mm の深さ d を選択すると、実効線量の大幅な過大評価につながる (図 2.1 参照)。同時に、実用量を表すためには低い光子エネルギーでは高い感度が必要とされるため、この範囲に対応できる個人線量計とエリアモニタリング機器を作製するのは困難であった。 • 1 MeV 未満の電子エネルギーの場合、$H^*(3)$ と $H_p(3)$ の量は、眼の水晶体の等価線量を過小評価することになり、眼の水晶体の放射線感受性が高い部分を考慮すると特に明らかである。線量の過小評価は、放射線の入射角が斜めでエネルギーが低いほど大きくなる (Behrens, 2012)。 • 線質係数 $Q(L)$ と放射線加重係数 w_R は、異なるタイプの放射線に対して相対的な重み付けをするためのものであるが、放射線の効果を定義し測定するという異なる概念に基づいている。
このような不整合がある結果、特定の粒子とエネルギーに関する防護量の推定が不十分であると共に、一般的に防護量と実用量の換算係数が大きく異なるという矛盾が生じた。
2. ICRP Publication 147* は、防護量の使用を見直し、等価線量の計算に使用される放射線加重係数は組織反応ではなく確率的影響に関係づけられていることから、眼の水晶体と局所皮膚の損傷を防止するための限度は等価線量ではなく吸収線量で設定すべきであると提案した。対応する実用量も、吸収線量で定義されることになる。防護量と実用量については、必要に応じ、特定の健康影響に関する吸収線量の生物効果比 (RBE) の重み付けを適用することができる。
*訳注) 原文では (公表予定) とされているが、Publication 147 が該当する。
3. 光子に対する実用量の換算係数は、カーマ近似法 (ICRP, 1996 ; ICRU, 1998) を用いて算定した。この近似では、光子から標的に付与されたエネルギーは相互作用の場所に沈着する。この近似は、発生した電子によるエネルギーのさらなる輸送を無視するが、これまで放射線防護目的で十分と考えられていたエネルギー範囲では容認可能な結果となっている。カーマ近似の使用に起因する実用量と防護量との間の不整合は、以下の通りである： <ul style="list-style-type: none"> • 高い光子エネルギー ($d=10$ mm で $E_p > 3$ MeV, $d=3$ mm で $E_p > 740$ keV, $d=0.07$ mm で $E_p > 65$ keV) では、カーマ近似法を用いて計算した場合、個人線量当量と周辺線量当量の値は、対応する防護量を過大評価した。たとえば、65 keV を上回る場合の局所皮膚の実用量は、10 MeV 光子の場合

と比較して、90倍過剰に保守的であった (Veinot and Hertel, 2011)。

- しかし、光子の個人線量当量 $H_p(10)$ と周辺線量当量 $H^*(10)$ を発生した電子を完全に輸送して正しく計算すると、実効線量 E の過小評価が生じることになる (図 2.1 参照)。

ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996) に記載されている実用量の換算係数は、限定されたエネルギー範囲の、光子、中性子、電子のみを扱った。換算係数の公表時には、高エネルギー放射線による計画と現存被ばく状況が、粒子加速器の利用において重要であることは知られていた。放射線防護は、様々な種類の高エネルギー放射線による被ばくが起こり得る飛行高度においても関心事となっている (ICRP, 2016; ICRU, 2010)。現在、これらの分野において、設備と被ばく者の数は原子力分野を超えている。防護量の換算係数の最新版 (ICRP, 2010) では、これを考慮し、より多くの種類の放射線とより広いエネルギー範囲について実効線量の換算係数を利用できるようにした。予測的および適用的な使用において推定値が近くなるように、実用量の放射線の種類とエネルギーの範囲は防護量のエネルギーと放射線の種類の範囲と一致すべきである。ICRU Report 39, 43, 47, 51, 66 (1985; 1988; 1993; 2001) における ICRU Report 39/51 の実用量の定義に基づく放射線の種類とエネルギー範囲の単純な単純な拡張は、上述の実用量と防護量との間の不一致、および他の放射線の種類のさらなる検討のため、適切なアプローチとは考えられない。

3 外部被ばくの実用量

3.1 実用量の勧告の根拠

実用量を定義する放射線の種類とエネルギーの範囲の両方を拡大し、同時に拡大した範囲の防護量への近似を維持する必要性に対処するため、実用量の定義の考え方を変える必要がある。本報告書では、実用量を、空間内または人体表面上のある点における放射線計測量または線量計測量と、防護量の値に関連する換算係数との積として再定義することを勧告している (Bartlett and Dietze, 2010; Endo, 2016)。この手法については、以前から検討されている (たとえば, Burlin, 1981; Burlin and Wheatley, 1971; Burlin *et al.*, 1979; Commission of the European Communities, 1983; ICRP Publication 15, 1969; ICRP Publication 21, 1973; Jahr *et al.*, 1981; NCRP Report 38, 1971; Sidwell *et al.*, 1969; Siebert and Bartlett, 1995¹)。国際的に合意されたファントムへの換算係数が存在する場合、このような量を実用化することができる。ICRP と ICRU は現在、ICRP Publication 110 (2009) において ICRP/ICRU 成人標準ファントムをすでに定義している。これらのファントムは、防護量への換算係数の基準値を定義するために使用され、実用量の定義にも使用できる。勧告した実用量は、防護量と実用量の体系を単純化し、利用者の放射線防護量の理解を助けるものである。

¹ Siebert, B. R. L., and Bartlett, D. J. (1995). 8th Symposium Neutron Dosimetry, Paris. *Personal communication* (Braunschweig, Germany)

ここでは一般的な手順を定め、以下の節でさまざまな実用量を紹介する。勧告した実用量は、粒子フルエンスまたは空気カーマと換算係数の積として定義される。エネルギー E_p を持つ放射線の種類 R のフルエンス Φ の単色エネルギー粒子は、以下のように表される：

$$H_R = h_R(E_p) \cdot \Phi_R, \quad (3.1)$$

ここで、 H_R は放射線の種類 R の一般的な実用量である。放射線場における実用量の値は、放射線場の量、この場合はフルエンス Φ に換算係数 h_R を乗じることによって得られる。一般的な場合では、放射線場は多方向性であり、エネルギー分布があるので、この式は、フルエンスのエネルギー分布と方向分布で積分される。

$$H_R(\Omega) = \int h_R(E_p, \Omega) \Phi_R(E_p, \Omega) dE_p. \quad (3.2)$$

特定方向から入射については、換算係数 h_R は、ICRP/ICRU の全身の成人標準ファントムとその他の専用ファントムで評価された線量の値をファントムが無い場合の粒子フルエンスで除した値として計算される：

$$h_R(E_p, \Omega) = \frac{H_R(E_p, \Omega)}{\Phi_R(E_p, \Omega)}. \quad (3.3)$$

この定義の結果は以下の通りである：

- 図 1.2 に示した放射線防護量と実用量の体系は類似する。
- 実用量の換算係数は、局所皮膚の吸収線量を除いて、防護量と同じファントムで計算される。人体形状の全身ファントムと眼の水晶体のファントムは、ICRP Publications 110 と 116 (2009; 2010) で記述されている。
- 実用量は定義上、防護量に密接に関連付けられている。粒子エネルギーと入射角度の特定の組合せでは、実用量と防護量の数値が一致する。
- この定義は、防護量と実用量に同一のファントム、加重係数、および計算モデルを使用することで、量の一貫性を確保し、特定の放射線の種類、エネルギー、および入射方向に対する防護量と実用量の数値が近

くなることを実現している。これまでと同様に、光子に対する換算係数も、フルエンスではなく空気カーマで定義することができる。

3.2 周辺線量

放射線場のある点における周辺線量 H^* は、その点の粒子フルエンス Φ と、粒子フルエンスと様々な照射条件での実効線量の最大値 E_{\max} を関連付けける換算係数 h^* との積である。

運動エネルギー E_p を持つ放射線の種類 i について、光子と中性子については、前方 - 後方 (AP)、後方 - 前方 (PA)、左側方 (LLAT)、右側方 (RLAT)、回転 (ROT)、等方 (ISO)、上半球等方 (SS-ISO)、下半球等方 (IS-ISO) の放射線場、電子、陽子、ミュー粒子、パイ中間子については AP, PA, ISO, SS-ISO, IS-ISO, そして He^{2+} イオンについては AP, PA, ISO で広い均一平行ビームを ICRP/ICRU の成人標準ファントムに照射し (図 3.1)、換算係数 $h_{i^*}(E_p)$ を $E_{\max,i}(E_p)/\Phi_i(E_p)$ で算出した (ICRP, 2009)。

種類 i の粒子の分布については：

$$H_i^* = \int h_{i^*}(E_p) \left[\frac{d\Phi_i(E_p)}{dE_p} \right] dE_p, \quad (3.4)$$

ここで、 $d\Phi_i(E_p)/dE_p$ は、 E_p 周辺の区間 dE_p における運動エネルギーを持つ粒子のフルエンスである。寄与するすべての放射線の種類の総和は以下となる：

$$H^* = \sum H_i^*. \quad (3.5)$$

周辺線量の単位は J kg^{-1} である。周辺線量の単位の特別な名称は、シーベルト (Sv) である。

3.3 周辺線量率

周辺線量率 \dot{H}^* は、 dH^* を dt で除したものであり、ここで、 dH^* は、時間間隔 dt における周辺線量の増分である：

$$\dot{H}^* = \frac{dH^*}{dt}. \quad (3.6)$$

周辺線量率の単位は $\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$ である。周辺線量率の単位の特別な名前は、シーベルト/秒 (Sv s^{-1}) である。

3.4 方向性水晶体吸収線量

ある特定の入射方向 Ω を伴う放射場内のある点における方向性水晶体吸収線量 $D'_{\text{lens}}(\Omega)$ は、その点における粒子フルエンス $\Phi(\Omega)$ と、粒子フルエンスと水晶体吸収線量の値を関連付ける換算係数 $d'_{\text{lens}}(\Omega)$ との積である。

運動エネルギー E_p を持つ放射線の種類 i に対して、方向 Ω に入射する放射線場の広い均一平行ビームによる眼球モデルと全身の被ばくについて、換算係数 $d'_{\text{lens},i}(E_p, \Omega) = D'_{\text{lens},i}(E_p, \Omega)/\Phi_i(E_p, \Omega)$ が計算される (Behrens and Dietze, 2011 ; ICRP, 2010)。ある Ω については、右眼または左眼の吸収線量の最大値が採用される (図 3.2)。

放射線の種類 i のエネルギー分布は以下ようになる。

$$D'_{\text{lens},i}(\Omega) = \int d'_{\text{lens},i}(E_p, \Omega) \left[\frac{d\Phi_i(E_p, \Omega)}{dE_p} \right] dE_p, \quad (3.7)$$

ここで、 $d\Phi_i(E_p, \Omega)/dE_p$ は、 E_p 周辺の区間 dE_p での入射方向 Ω を持つ粒子の運動エネルギーとフルエンスである。入射方向 Ω で寄与するすべての放射線の種類 i の総和は以下となる：

$$D'_{\text{lens}}(\Omega) = \sum D'_{\text{lens},i}(\Omega). \quad (3.8)$$

方向性水晶体吸収線量の単位は、 J kg^{-1} である。方向性水晶体吸収線量の単位の特別な名称は、グレイ (Gy) である。

入射方向 Ω の指定には、入射方向を表す座標の基準系が必要となる。エリアモニタリングの量に関わる基準系は、実用量を求める放射線場に関連付けられる。単一方向場の特定のケースでは、入射方向は入射方向 Ω_0 との間の角度 φ 、すなわち、数値眼球モデルの前方-後方 (AP) と関連付けられる。 $\varphi=0^\circ$ の場合、この指定方向を用いた測定における対象点の $D'_{\text{lens}}(\Omega)$ の値は D'_{lens} と記述する。

3.5 方向性水晶体吸収線量率

方向性水晶体吸収線量率 $\dot{D}'_{\text{lens}}(\Omega)$ は、 $dD'_{\text{lens}}(\Omega)$ を dt で除したものである。ここで、 $dD'_{\text{lens}}(\Omega)$ は、時間間隔 dt における方向性水晶体吸収線量の増分で、次のような式になる：

$$\dot{D}'_{\text{lens}}(\Omega) = \frac{dD'_{\text{lens}}(\Omega)}{dt} \quad (3.9)$$

方向性水晶体吸収線量率の単位は $\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$ 、方向性水晶体吸収線量率の単位の特別な名称は、グレイ/秒 (Gy s^{-1}) である。

3.6 方向性局所皮膚吸収線量

ある特定の入射方向 Ω を持つ放射線場内の 1 点における方向性局所皮膚吸収線量 $D'_{\text{local skin},i}(\Omega)$ はその点における粒子フルエンス Φ と、そのフルエンスと局所皮膚の吸収線量の値を関連付ける換算係数 $d'_{\text{local skin}}(\Omega)$ との積である。

運動エネルギー E_p を持つ放射線の種類 i に対して、方向 Ω に入射する放射線場の広い均一平行ビームによる被ばくについて、換算係数 $d'_{\text{local skin},i}(E_p, \Omega) = D'_{\text{local skin},i}(E_p, \Omega) / \Phi(E_p, \Omega)$ が計算される。換算係数は、指定されたファントムである、前方表面が密度 1.09 g cm^{-3} の厚さ 2 mm の皮膚の層で覆われた、ICRU 4 元素組織の $300 \text{ mm} \times 300 \text{ mm} \times 148 \text{ mm}$ のスラブ ($\rho = 1.0 \text{ g cm}^{-3}$) (ICRP, 2009) の被ばくについて計算される。この組織組成は ICRP *Publication 89* (2002) で示されている。吸収線量は、深さ $50 \mu\text{m}$ と $100 \mu\text{m}$ の間で表面に垂直な軸を持ち、前面中心から 1 cm^2 の断面積の直円柱の体積で平均化される (図 3.3)。

種類 i の粒子のエネルギー分布については：

$$D'_{\text{local skin},i}(\Omega) = \int d'_{\text{local skin},i}(E_p, \Omega) \left[\frac{d\Phi_i(E_p, \Omega)}{dE_p} \right] dE_p, \quad (3.10)$$

ここで、 $d\Phi_i(E_p, \Omega)/dE_p$ は E_p 周辺の区間 dE_p における運動エネルギーを持つ入射方向 Ω の粒子のフルエンスである。入射方向 Ω の寄与するすべての放射線の種類の総和は以下となる：

$$D'_{\text{local skin}}(\Omega) = \sum D'_{\text{local skin},i}(\Omega). \quad (3.11)$$

入射方向 Ω の指定には、入射方向を表す座標の基準系が必要である。エリアモニタリングの量に関わる基準系は、実用量を求める放射線場に関連付けられる。単一方向場の特定のケースにおいては、その方向は、スラブファントムの前表面に照射した時の入射方向 Ω_0 と当該入射方向の間の角度 φ に関係付けられる。 $\varphi = 0^\circ$ 、すなわち垂直入射の場合、この指定方向を用いた測定における対象点の $D'_{\text{local skin}}(\Omega)$ の値は $D'_{\text{local skin}}$ と記述する。方向性局所皮膚吸収線量の単位は、 J kg^{-1} である。方向性局所皮膚吸収線量の単位の特別な名称はグレイ (Gy) である。

3.7 方向性局所皮膚吸収線量率

方向性局所皮膚吸収線量率 $\dot{D}'_{\text{local skin}}(\Omega)$ は、 $dD'_{\text{local skin}}(\Omega)$ を dt で除したものであり、 $D'_{\text{local skin}}(\Omega)$ は時間間隔 dt における方向性局所皮膚吸収線量の増分である：

$$\dot{D}'_{\text{local skin}}(\Omega) = \frac{dD'_{\text{local skin}}(\Omega)}{dt} \quad (3.12)$$

方向性局所皮膚吸収線量率の単位は $\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$ である。局所皮膚の方向性吸収線量率の単位の特別な名称は、グレイ/秒 (Gy s^{-1}) である。

3.8 個人線量

身体上のある点における個人線量 H_p は、当該点に入射する粒子フルエンス Φ と、粒子フルエンスを実効線量 E の値に関連付ける換算係数 h_p との積である。

運動エネルギー E_p を持つある放射線の種類 i と入射方向 Ω について、ICRP/ICRU の成人標準ファントムの全身に対する広い均一平行ビームおよび回転と等方照射場の入射 (ICRP, 2009) で換算係数 $h_{p,i}(E_p, \Omega) = E_i(E_p, \Omega) / \Phi_i(E_p, \Omega)$ が計算される。

身体を中心点を中心とした右手直交座標系を採用し、 X 軸が後方から前方、 Y 軸が右から左、 Z 軸をつま先から頭としている。照射方向角度 Ω は、成分 θ と φ で定義され、 θ は Z 軸に対する角度 (頭部で θ はゼロに等しい)、 φ は XY 面上への投影 (正の φ は左を指す；図 3.4) である。

0° 、 180° 、ROT、ISO、IS-ISO、SS-ISO 以外の Ω について、換算係数は、左右から入射する放射線の平均値として実効線量の換算係数となる (図 3.5 参照)。

種類 i の粒子の分布については：

$$H_{p,i} = \iint h_{p,i}(E_p, \Omega) \left[\frac{d^2\Phi_i(E_p, \Omega)}{dE_p d\Omega} \right] dE_p d\Omega, \quad (3.13)$$

ここで、 $d^2\Phi_i(E_p, \Omega)/dE_p d\Omega$ は E_p 周辺の区間 dE_p における運動エネルギーを持つ、 Ω 周辺の区間 $d\Omega$ における入射方向の粒子フルエンスである。寄与するすべての放射線の種類の総和は以下となる：

$$H_p = \sum H_{p,i} \quad (3.14)$$

個人線量の単位は $J\ kg^{-1}$ である。個人線量の単位の特別な名称は、シーベルト (Sv) である。

3.9 個人水晶体吸収線量

頭部または身体上のある点における個人水晶体吸収線量 $D_{p\ lens}$ は、当該点に入射する粒子フルエンス Φ と、その粒子フルエンスに眼の水晶体における吸収線量の値に関連付ける換算係数 $d_{p\ lens}$ の積である。

運動エネルギー E_p を持つ入射方向 Ω の放射線の種類 i について、全身-眼球モデルに入射する広い均一平行ビームの換算係数 $d_{p\ lens,i}(E_p, \Omega) = D_{p\ lens,i}(E_p, \Omega)/\Phi_i(E_p, \Omega)$ が計算される (Behrens and Dietze, 2011)。ある Ω での換算係数は、右または左眼水晶体の吸収線量の最大値である (図 3.2 参照)。

種類 i の粒子の分布については：

$$D_{p\ lens,i} = \iint d_{p\ lens,i}(E_p, \Omega) \left[\frac{d^2\Phi_i(E_p, \Omega)}{dE_p d\Omega} \right] dE_p d\Omega, \quad (3.15)$$

ここで、 $d^2\Phi_i(E_p, \Omega)/dE_p d\Omega$ は、その点での E_p 周辺の区間 dE_p における運動エネルギーを持つ、 Ω 周辺の区間 $d\Omega$ における入射方向の粒子フルエンスである。寄与するすべての放射線の種類 i の総和は以下となる：

$$D_{p\ lens} = \sum D_{p\ lens,i} \quad (3.16)$$

個人水晶体吸収線量の単位は、 $J\ kg^{-1}$ である。個人水晶体吸収線量の単位の特別な名称はグレイ (Gy) である。

H_p の量と同じ右手直交座標系が身体に対し採用される。これは、ICRP *Publication 116* (2010) の Behrens-Dietze モデルの計算に使用されたものとは異なるが、数値の結果に影響はない。

3.10 個人局所皮膚吸収線量

個人局所皮膚吸収線量 $D_{p\ local\ skin}$ は、身体または四肢への粒子フルエンス入射 Φ と、粒子フルエンスに局所皮膚吸収線量に関連付ける換算係数 $d_{p\ local\ skin}$ の積である。

運動エネルギー E_p を持つ入射方向 Ω の放射線の種類 i について、特定のファントムの広い均一平行ビームの換算係数 $d_{p\ local\ skin,i}(E_p, \Omega) = D_{p\ local\ skin,i}(E_p, \Omega)/\Phi_i(E_p, \Omega)$ が計算される。以下に示された寸法の各ファントムは、ICRP *Publication 89* (2002) に記された元素構成を持つ、厚さ 2 mm、密度 $1.09\ g\ cm^{-3}$ の皮膚の層で覆われている (ICRP, 2009)。局所皮膚に使用される特定のファントムは以下の通りである：

- **体幹部**：300 mm × 300 mm × 148 mm の ICRU 4 元素組織 ($\rho = 1.0\ g\ cm^{-3}$) のスラブに、前面の表面が厚さ 2 mm の皮膚の層で覆われているスラブファントム。吸収線量は、深さ 50 μm と 100 μm の間で表面に垂直な軸を持ち、前面中心から $1\ cm^2$ の断面積の直円柱の体積で平均する (図 3.3)。
- **四肢**：直径 69 mm、長さ 300 mm の ICRU 4 元素組織 (この場合の密度は $1.11\ g\ cm^{-3}$) に、円筒面が 2 mm の皮膚の層で覆われているピラーファントム。吸収線量は、円柱の長さ半分的位置で、半径に垂直な面積 $1\ cm^2$ の円で半径 36.4 mm から 36.45 mm の間の体積で平均する (図 3.6 参照)。
- **指**：直径 15 mm、長さ 300 mm の ICRU 4 元素組織 (この場合の密度は $1.11\ g\ cm^{-3}$) に、円筒面が 2 mm の皮膚の層で覆われているロッドファントム。吸収線量は、円柱の長さ半分的位置で、半径に垂直の面積 $1\ cm^2$ の円で半径 9.4 mm から 9.45 mm の間の体積で平均する (図 3.6 参照)。

スラブファントムの場合、 θ は面法線に対する入射角度であり、 ϕ は方位角である。円筒形状の場合、入射角 θ 、 ϕ の角度は、評価する円筒の軸線に対する角度となる。

種類 i の粒子の分布は以下の式で示される。

$$D_{p\ localskin,i} = \iint d_{p\ localskin,i}(E_p, \Omega) \left[\frac{d^2\Phi_i(E_p, \Omega)}{dE_p d\Omega} \right] dE_p d\Omega \quad (3.17)$$

ここで、 $d^2\Phi_i(E_p, \Omega)/dE_p d\Omega$ は、 E_p 周辺の区間 dE_p における運動エネルギーと Ω 周辺の区間 $d\Omega$ における入射方向を持つ粒子のフルエンスである。寄与するすべての放射線の種類 i の総和は以下となる：

$$D_{p\ local\ skin} = \sum D_{p\ local\ skin,i} \quad (3.18)$$

個人局所皮膚吸収線量の単位は $J\ kg^{-1}$ である。個人局所皮膚吸収線量の単位の特別な名称はグレイ

(Gy)である。
3.11 まとめ
防護量と勧告した実用量との関係を表 3.1 に示す。勧告した実用量の変換係数の算出に使用された計算ファントムを表 3.2 に示す。
4 換算係数
4.1 序文
換算係数は、防護量と実用量を、放射線場を特徴付ける放射線計測量と線量計測量に結びつけるものである。実際には、外部放射線防護において通常使用または計算される量は、ある放射線の種類の粒子フルエンス Φ である。光子放射線の場合では、自由空気中の空気カーマ K_{air} も使用される。
したがって、実効線量 E は適切な換算係数により、放射線の種類のフルエンスに関連付けることができる。国際的に合意された防護量の換算係数は、ICRP <i>Publication 116</i> (2010) で職業被ばくの放射線防護に一般的に使用できるようにまとめられている。線量換算係数は職業被ばくを想定して、真空中で広く均一な平行ビームでファントムを全身照射した場合に計算されたもので、前方-後方 (AP)、後方-前方 (PA)、左側方 (LLAT)、右側方 (RLAT)、回転 (ROT)、等方 (ISO)、上半球半等方 (SS-ISO)、下半球半等方 (IS-ISO) の各放射線場のジオメトリーがある。実効線量への換算係数は、このような理想的な被ばくジオメトリーに対してのみ利用可能である。
4.2 全般
本報告書の 2 つの目的は、ICRU Report 39/51 の実用量の限界を克服する外部放射線防護のための一般的な実用量の定義を導入すること、ならびに放射線の特徴付ける物理量から実用量の計算を可能にする具体的な換算係数 (付属書 A と C) を公表することである。
ICRU Report 39 (1985) における実用量の勧告から ICRU Reports 43 と 47 (1988 ; 1992) における換算係数の公表までに数年が経過し、光子、中性子、および電子に対する特定の換算係数の ICRU と ICRP 共同公表 (ICRP, 1996 ; ICRU, 1998) まで 10 年以上が経過した。ICRP と ICRU 共同の報告書委員会は、査読付き専門誌や通常研究機関の内部刊行物や私信である「灰色文献」で公表された多くの換算係数に基づき基準値を勧告した。これらの係数は、複数の数値コードを用いて異なるジオメトリーとファントムで計算されたが、統計的不確かさの範囲内でそれぞれ一致した。ICRU と ICRP が公表した報告書には、さまざまな情報源からの (比較可能な) 値を平均化・平滑して評価した換算係数の勧告値が含まれる。
現報告書の委員会は、それとは異なる状況に直面した。実用量の勧告と換算係数の基準値の公表が同時に行われることである。報告書委員会のメンバーとコンサルタントが計算に着手した。この作業は、以下の所見によって簡略化された：
<ul style="list-style-type: none"> ● 放射線計測量と線量計測量から個人線量と周辺線量への換算係数の数値は、定義上、特定の粒子エネルギーと入射角度において実効線量への換算係数と等しくなるため、整合性を確認できるという意味を持つ。 ● 現在、いくつかの十分に文書化された汎用的なモンテカルロ放射線輸送コードが、このような計算に利用可能である (付属書 B 参照)、コードは、数十年にわたる開発と妥当性確認の結果であり；正しいインプットパラメータをコードの制約内で適切に入力し使用される場合、これらのコードは、最先端の線量評価技術となる。
4.3 換算係数の計算
放射線計測量と線量計測量から実用量への換算係数は、モンテカルロ放射線輸送コードを用いて計算される。採用されたコードの特徴を付属書 B に簡述する。これらの放射線輸送コードでは、ファントムと放射線場の特性 (粒子エネルギーと入射角度) を正確に特定することができる。吸収線量はファントムの特定領域において評価され、適宜、放射線および組織加重係数によって重み付けされる。第 3 章で定義されたそれぞれの実用量、すなわち放射線計測量または線量計測量からの換算係数の計算は、技術的に完全に実現可能である。一般に、計算の基礎となる放射線計測量はフルエンスであるが、50 MeV 未満の光子エネルギーに対しては、空気カーマからの換算係数も与えられている。ファントムは真空中で広い均一な平行ビームを照射され、場合によっては回転と等方の場も照射される。
入射方向 Ω の指定には、 Ω が表される座標の基準系が必要である。方向性吸収線量のエリアモニタリング機器の応答性に関しては、基準系は機器がばく露される放射線場と関係付けることができる。個人線量や眼の水晶体、局所皮膚の吸収線量を測定する個人線量計については、この基準系は身体、頭部と眼、および四肢に関係付けられる。
報告されたすべての計算は、発生した粒子の完全な輸送で実施されたものである。量と線種によっては、高エネルギーではファントムの評価領域の放射線場は平衡状態にない。通常、光子を測定する個人線量計とエリアモニタリング機器は、荷電粒子平衡が存在する状態で校正される。このために、光子への換算係数をカーマ近似で追加的に算出し、荷電粒子平衡状態に近い数値結果を得ている。

付属書 A に関連量，放射線の種類，エネルギー，および入射角度別に得られた換算係数を示す。
4.3.1 周辺線量への換算係数の計算
ICRP <i>Publication 116</i> (2009) と図 3.1 に示されているように，粒子フルエンスから周辺線量への換算係数 h^* の値は，照射ジオメトリーにおける広い均一な平行ビーム入射による ICRP/ICRU 成人標準ファントムの全身の被ばく，ならびに回転および等方場の実効線量 E への換算係数の 8 つのビームジオメトリーの最大値として計算されている。
4.3.2 個人線量への換算係数の計算
粒子フルエンスから個人線量への換算係数 $h_p(\varphi)$ の値は，ICRP/ICRU 成人標準ファントムが全身被ばくした場合について計算されている (ICRP, 2009)。
本報告書で示した換算係数は，広い均一な平行ビームについて， 0° (AP) から 90° まで 15° ごとの角度 φ (図 3.5 参照) で，左右照射の平均値をとる。 180° ，回転，等方，上半球等方，下半球等方のジオメトリーでは，それぞれの照射に対する値となる。
付属書 A.2 の換算係数は，ICRP <i>Publication 116</i> (2010)に掲載されているものと Endo(2017) ¹ による計算結果をまとめたものである。角度 $\varphi = 0^\circ$ ， 180° ， $+90^\circ$ および -90° の個人線量 $h_p(\varphi)$ への換算係数は，それぞれ，照射ジオメトリー AP, PA, LLAT および RLAT における実効線量への換算係数と同じ数値である。ICRP <i>Publication 116</i> から入手できない入射ジオメトリーの換算係数は，Endo(2017)の計算から引用している(注 1 参照)。ICRP <i>Publication 116</i> の数値と Endo による計算の数値の整合性を検討し，検証した(Endo, 2017)。本報告書の計算結果と ICRP <i>Publication 116</i> (2010)の計算結果との差は，光子と陽子では 2%以下，電子，陽電子，ミュー粒子，パイ中間子，ヘリウムイオンでは 5%以下，中性子ではほとんどのエネルギーで 5%以下，いくつかのエネルギーで 10%以下であった。
¹ Endo, A. (2016) . <i>Personal communication</i> . (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan)
4.3.3 水晶体吸収線量への換算係数の計算
放射線の種類，エネルギー，および入射の方向または角度が同じ場合，粒子フルエンスから方向性水晶体吸収線量 d'_{lens} への換算係数とフルエンスから個人水晶体吸収線量 $d_{p \text{ lens}}$ への換算係数の数値は同じであり，付属書 A.3 では記号 d_{lens} を使用する。
図 3.2 に示すように，角度 φ (0° (AP) から $\pm 90^\circ$ まで 15° ごと) で入射する広い均一な平行ビームに対して，数学眼球モデル (Behrens and Dietze, 2011) の全身照射における水晶体吸収線量への換算係数が示されている。右または左の側方照射，および回転ジオメトリーに対して，吸収線量の最大値を採用している。回転ジオメトリーの結果は， 5° ステップで計算されている。
4.3.4 局所皮膚吸収線量への換算係数の計算
放射線の種類，エネルギー，および入射の方向又は角度が同じ場合，粒子フルエンスから方向性局所皮膚吸収線量 $d'_{\text{local skin}}$ への換算係数と，特定のファントムに対するフルエンスから個人局所皮膚吸収線量 $d_{p \text{ local skin}}$ への換算係数の数値は同じである。付属書 A.4 では記号 $d_{\text{local skin}}$ を使用する。
スラブファントムに垂直に入射するアルファ粒子を除き，すべての粒子について，以下の照射ジオメトリーの換算係数 $d'_{\text{local skin}}$ が計算されている：
<ul style="list-style-type: none"> 体幹部の被ばく：スラブの前側表面が ICRP <i>Publication 89</i> (2002) に記されている元素組成の厚さ 2 mm の皮膚で覆われている，ICRU 4 元素組織で構成される 300 mm × 300 mm × 148 mm ($\rho = 1.0 \text{ g cm}^{-3}$) のスラブファントムの前側表面の中心。吸収線量は 0° (AP) から 75° まで 15° ごとりの角度 φ の入射に対して，深さ 50 μm と 100 μm の間で表面に垂直な軸を持ち，前面中心から 1cm² の断面積の直円柱の体積で平均する (図 3.3 参照)。 四肢の被ばく：直径 69 mm，長さ 300 mm の ICRU 4 元素組織 (この場合の密度は 1.11 g cm^{-3}) に，円筒面が 2 mm の皮膚の層で覆われているピラーファントム。吸収線量は 0° から 180° まで 15° ごとりの角度 φ の入射に対して，円柱の長さ半分の位置で，半径に垂直な面積 1 cm² の円で半径 36.4 mm から 36.45 mm の間の体積で平均する (図 3.6 参照)。 指の被ばく：直径 15 mm，長さ 300 mm の ICRU 4 元素組織 (この場合の密度は 1.11 g cm^{-3}) に，円筒面が 2 mm の皮膚の層で覆われているロッドファントム。吸収線量は 0° から 180° まで 15° ごとりの段階の角度 φ，ならびに回転照射に対して，円柱の長さ半分の位置で，半径に垂直の面積 1 cm² の円で半径 9.4 mm から 9.45 mm の間の体積で平均する (図 3.6 参照)。
表 A.4.5 と図 A.4.5 に示したアルファ粒子の換算係数は，ICRU 4 元素組織密度が 1.0 g cm^{-3} で 2 mm の皮膚層を持たない，100 mm × 100 mm × 100 mm のファントムの，前側表面の中央部にある深さ 50 μm と 100 μm の間の断面積 10 mm ² の直円筒の体積について計算された。

4.4 勧告した実用量と ICRU Report 39/51 の実用量の比較
4.4.1 総論
本節では、特定の照射ジオメトリーにおける勧告されている換算係数と ICRU Report 39/51 の換算係数との間のエネルギー依存性の違いを分析する。それらは、変更点や実際に実用量を適用するための追加作業が必要とされる部分を明確にする。
ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996) では、カーマ近似法を用いて光子の $H^*(10)$ と $H_p(10)$, $H(0.07)$ と $H_p(0.07)$ の換算係数が計算されていることはすでに述べた。ICRU と ICRP は、これらの値を使用するには注意が必要であることを指摘した。3 MeV, 740 keV, および 65 keV のエネルギーの電子の組織における飛程は、それぞれ 10 mm, 3 mm, および 0.07 mm である。これ以上のエネルギーでは、ICRU 球または真空中の身体への照射に対する $H^*(10)$ と $H_p(10)$, $H(3)$ と $H_p(3)$, $H(0.07)$ と $H_p(0.07)$ のそれぞれの計算において荷電粒子平衡の条件が満たされない (Daures <i>et al.</i> , 2011 ; Dimbylow and Francis, 1983 ; 1984 ; Ferrari and Pelliccioni, 1994 ; 1995)。ICRP Publication 116 (2010) では、すべての粒子に対するフルエンスから防護量への換算係数の値は、放射線場のすべての輸送を用いて計算されている。ICRP Publication 116 (2010) の図に含まれている過去の実用量である周辺線量当量への換算係数の値もまた、発生した粒子のすべての輸送を用いて計算されている。
また、これまでに定義された実用量への換算係数は利用できないことがあり、そのため比較が示されていないことがある。水晶体吸収線量の換算係数の比較には、円筒状ファントムの $H_p(3)$ の値が使用される。
以下において、ICRU Report 39/51 の定義に従う換算係数の数値と、ここで勧告する値との比をグラフによって比較する。本報告書の 4 章と付属書で使用した記号は、表 4.1 に定義されている。
4.4.2 周辺線量と個人線量
周辺線量と個人線量の数値は、入射のエネルギーと角度が等しい場合には、特定の実効線量の値と数値的に同一である。したがって、ICRU Report 39/51 の値と勧告した実用量の比較は、防護量との比較となる。周辺線量への換算係数の数値は付属書 A.1 に、個人線量への換算係数は付属書 A.2 に示す。
図 4.1 から図 4.3 に ICRU Report 39/51 の周辺線量当量と個人線量当量を示しているが、光子において 70 keV 未満の実効線量で過大評価となっていることが分かる。個人線量当量と周辺線量当量は深さ 10mm であるが、実効線量はファントム全体の加重平均であり、このエネルギー以下の光子はあまり深部まで透過しない。エネルギー分布のもう一方の端では、3 MeV を超えるエネルギーで、これらの量による光子の実効線量が徐々に過小評価となることが見て取れる (Pelliccioni, 1998 ; 2000)。その理由は、深さ 10 mm では部分的なビルドアップでしかなく、人体形状ファントムのそれ以外の部分により多くのビルドアップがあるためである。線量当量評価のための組織内深さ 10mm は、ICRU Report 39 (1985)において、体内の臓器や組織における最大線量当量をほぼ表すように選択されたため、100 keV から 3 MeV の間では、周辺線量当量や個人線量当量は実効線量を過大評価する結果となった。3 MeV から 10 MeV では、ICRP Publication 74 (1996) と ICRU Report 57 (1998) における周辺線量当量と個人線量当量の換算係数の計算にカーマ近似を使用したところ、実効線量計算に関連する線量の値により近い深さ 10 mm の値に人為的に完全にビルドアップされたため、光子と電子の寄与の総和としての実効的な数値と一致した。
図 4.4 と図 4.5 は、球または身体における 10mm の深さが、中性子の実効線量の推定には最適ではないことを示している (ICRU, 1985)。40 MeV を上回るエネルギーを持つ中性子について、ICRU Report 39/51 の実用量 $H^*(10)$ による実効線量はエネルギーに比例して過小評価される。これは、この中性子エネルギーより上のエネルギーでは、組織内の深さ 10 mm における吸収線量のビルドアップが不完全であることを反映している。その他の変更点は、線質係数の代わりに周辺線量と個人線量の放射線加重係数を使用したことと、ICRU 球の 10 mm の深さから人体形状ファントムに変更したことである。
図 4.6 から図 4.8 は、電子と陽電子について、ICRU Report 39/51 の実用量 $H^*(10)$ と $H_p(10)$ により、3 MeV から 30 MeV の間の実効線量は過大評価されることを示している。2 MeV 未満の電子エネルギーでは、 $H^*(10)$ と $H_p(10)$ により実効線量の強い過小評価は、電子の飛程が $r < 10$ mm と限られていることにより説明される。勧告した実用量 H^* は、 $w_T = 0.01$ の組織加重係数の皮膚へのデトリメントを考えた場合の実効線量である。陽電子については、深さ 10 mm で生じた消滅光子により沈着する吸収線量は、一次粒子の限られた飛程を補う。
図 4.9 は、 $E_p < 80$ MeV の陽子の周辺線量当量 $H^*(10)$ が、周辺線量 H^* を過大評価していることを示している。その理由は、組織内の深さ 10 mm に沈着したエネルギーが、 H^* と H_p の基となった臓器のエネルギー沈着の加重平均を上回っているためである。約 100 MeV を超える高エネルギーでは、換算係数は中性子の場合と同じ傾向を示している。
4.4.3 方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量
フルエンス、粒子の種類、エネルギーおよび入射の方向が同じ場合、粒子フルエンスから方向性水晶体吸収線

<p>量と個人水晶体吸収線量への換算係数の数値は同じである。以下の図において、ICRU Report 39/51 に定義されている $H(3)$ と $H_p(3)$ の換算係数の数値と、粒子フルエンスから $d_{\text{lens}}(\varphi)$ と $d_{p \text{ lens}}(\varphi)$ への換算係数の勧告値とを、光子と電子のエネルギーの関数として比較する。</p>
<p>図 4.10 と図 4.11 は、ICRU Report 39/51 の実用量 $H(3, \varphi)$ と $h_p(3, \varphi)$ は、20 keV から 2 MeV のエネルギー区間の光子の防護量に良い近似（数値的に d_{lens} と $d_{p \text{ lens}}$ に近い）を与えることがわかった。光子エネルギーが高くなると、眼の水晶体に対する線量が徐々に過大評価されるが、これは以前からカーマ近似が用いられていたためである。低エネルギーでは、防護量の過大評価と過小評価は光子の入射角度に大きく依存する。</p>
<p>ICRU Report 39/51 の実用量 $h_p(3, \varphi)$ は、約 1 MeV のエネルギーを持つ電子の垂直入射に対する眼の水晶体の防護量を過大評価している。図 4.12 に示すように、2 MeV から 10 MeV の区間では、ICRU Report 39/51 実用量は、60°以下の入射角度について妥当な推定値を示した。</p>
<p>4.4.4 方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量</p>
<p>フルエンス、粒子の種類、エネルギー、方向および特定のファントムが同じ場合、粒子フルエンスからスラブファントムの局所皮膚における方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量への換算係数の数値は同じである。図 4.13 から図 4.15 において、$H(0.07)$ と $H_p(0.07)$ に関する ICRU Report 39/51 の定義の数値と、粒子フルエンスから $d_{\text{local skin slab}}(\varphi)$ と $d_{p \text{ local skin slab}}(\varphi)$ への換算係数の勧告値との比較が示されている。</p>
<p>200 keV 以上では、$H(0.07, \varphi)$ と $H_p(0.07)$ に関して ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996) に記されている換算係数の値を得るためにカーマ近似を使用すると、局所皮膚吸収線量が過大評価され、10 MeV の光子エネルギーでは 90 倍にもなった (Veinot と Hertel, 2011)。</p>
<p>5 勧告した実用量の導入による実際の影響</p>
<p>5.1 序文</p>
<p>外部放射線に対する防護における実用量の導入の理由の 1 つは、防護量が、拡張された体積で規定されているために測定できないことである。実用量は、以下の 3 つの要件を満たさなければならない：</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 1 点で定義される。 ● 関連する防護量の許容できる推定値を与える。 ● 機器（個人線量計、エリアモニタリング機器）で信頼性のある測定ができる。
<p>最初の 2 つの要件は、勧告量の定義によって満たされる。最後の要件は些細なものであるように思われるが、適切な機器が利用可能でなければならない。外部放射線に対する勧告した実用量の導入は、実務的な放射線防護に対し影響があるであろう。</p> <p>勧告したフルエンスから線量及びカーマから線量換算係数のエネルギー及び角度依存性を ICRU Report 35/51 のそれらと比較した結果を 4.4 節に示す。ICRU Report 39/51 の量のエネルギーと角度依存性を正確に再現する感度を有する個人線量計とエリアモニタリング機器であれば、勧告された実用量に必要とされる比率に等しい応答性を有している。したがって、一般的に、限定されたエネルギー範囲を除いて、本報告書で勧告した実用量を正確に評価するには適していない。</p>
<p>本章では、勧告した量を正しく評価するための、放射線防護の機器と校正の変更について概説する。モンテカルロ法による予測的放射線防護の評価では、勧告される換算係数がモンテカルロ計算コードに導入されれば、困難はないものと思われる。</p>
<p>5.2 個人線量計とエリアモニタリング機器の設計</p>
<p>線量または線量率の評価に適した個人線量計は、1 つ以上の受感部（「検出器」）に基づき、物理的效果を用いてある粒子の種類とエネルギーの電離放射線から再現可能な信号を発生させる。放射線場（ほとんどの場合粒子フルエンス）を表す放射線計測量または線量計測量に対する線量計の応答性のエネルギーと角度依存は、同じ放射線場の量に対する実用量のエネルギーと角度依存と同様になる。</p>
<p>限定された範囲を超えるエネルギーと角度、ならびに複数の粒子の種類に対しては、これらの要件を満たす（または現在の知識を用いて設計できる）個人線量計はない。適切な個人線量計とエリアモニタリング機器の開発は、数十年にわたって新たなまたは修正された量の定義に適応してきた科学そのものである。放射線防護に関し主要な光子モニタリング手段である電離箱とガイガー・ミュラー計数管は 100 年近くの歴史を持つ。写真フィルムは、Becquerel による放射能の発見につながった検出器であるが、近代的な代替手法により個人線量測定が使われなくなったのは最近である。最初のレムカウンタは Andersson and Braun (1963) によって記述され、改良版は今でも中性子の実用量の計測に最も使われている機器である。ICRU Report 39/51 の実用量の公表以前に市販されていた上記の古典的な放射線計器は、エネルギーと角度の依存性を正確に模倣していない。しかし、このような限界があるにもかかわらず、これらの計測器によって、経験豊富な放射線防護専門家に線量と線量率の有益な評価が提供されてきた。</p>
<p>5.2.1 ICRU Report 39/51 の実用量に関し必要とされる個人線量計の応答特性</p>
<p>ICRU Report 39/51 実用量は 1980 年代に策定され、1990 年代に多くの国の放射線防護の法令に取り入れられ</p>

ている。実用量の測定に関して法的拘束力のある性能要件は、さまざまな測定状況と線量計の種類に関する国際規格〔国際電気標準会議 (IEC) 60846, 2009; IEC 61526, 2010; IEC 62387, 2012; IEC 61005, 2014〕に記載されている。

このような規格は、製造者や専門家との協議と協力をもって策定され、技術の状態を反映する。光子で最も広く使用されている個人線量計の種類は、80 keV から 1.25 MeV までのエネルギー区間で入射角度が 60°以下の量 $H_p(10, \varphi)$ に対する応答性が 0.71 から 1.67 の間である場合、IEC 62387 (2012) 基準の要件を満たす。 $H_p(3, \varphi)$ と $H_p(0.07, \varphi)$ に対しても、同様の要件が線量計に規定されている。これらは、最低限の要件であり、製造者は、より厳しい相対応答特性を有し、より広い範囲のエネルギーと角度に対応できる線量計を提供している場合もある。多くの線量計システムは、80 keV 以下の光子エネルギーに対して容認可能な相対的応答を有するが、1.25 MeV より高い平均エネルギーまで測定能力を拡張できるものはほとんどない。

中性子の場合、物理的な検出器はより高価であり、市場も小さいため、結果として規格では線量計が十分な応答特性を示すエネルギーや角度の区間を狭くすることが許容されている〔国際標準化機構 (ISO) 21909-1:2015〕。

以下の 2 節は、広く使用されている数種類の線量計とエリアモニタリング機器に対する勧告した実用量の導入による影響を示している。これらは例示であり、利用可能な機器の全体像ではない。将来的には、研究者と製造者が協同して、現在の線量計やエリアモニタリング機器の改造や、勧告した実用量に必要な測定能力を満たすように新たに開発することが期待される。

5.2.2 勧告した実用量に対する光子線量計とエリアモニタリング機器の応答特性

実用量に対する線量計またはエリアモニタリング機器のフルエンスまたは空気カーマに対する応答特性のエネルギーと角度の依存は、実用量のそれぞれの換算係数におけるエネルギーと角度の依存をできるだけ厳密に反映していなければならない。線量計の応答は、線量計に表示された値 G と、従来の量 C の比である。

$$R = \frac{G}{C}. \quad (5.1)$$

例えば実用量の新たな定義によってなど、ある変更が従来の量の値 C に干渉する場合、新たな応答 R は、新旧の換算係数 h_{old} と h をそれぞれ使うことにより、既知の古い応答 $R_{old} = G/C_{old}$ から計算できる：

$$R = \frac{G}{C_{old}} \frac{C_{old}}{C} = R_{old} \frac{C_{old}}{C} = R_{old} \frac{h_{old}}{h}. \quad (5.2)$$

これは、旧実用量と勧告実用量の照射方法が変わらない場合（個人線量計では同じファントム、エリアモニタリング機器では自由空气中）、勧告した実用量に対して可能となる。

例えば、ガイガー・ミュラー計数器に基づくエリアモニタリング機器の応答は、「周辺線量の単位当たりの計数」という計器定数、もしくは以下で示される。

$$R = \frac{N}{H^*}. \quad (5.3)$$

これまでの周辺線量当量 $H^*(10)$ に対する線量計の応答が既知である場合、 R は、以下のように計算することができる：

$$R = \frac{N}{H^*(10)} \frac{H^*(10)}{H^*} = R_{old} \frac{H^*(10)}{H^*} = R_{old} \frac{h^*(10)}{h^*}. \quad (5.4)$$

そして、勧告した実用量に対する相対的な応答は、基準条件下での機器の応答に規格化することで、通常通りに決定できる。光子線量計とエリアモニタリング機器の場合、通常の基準条件は、0°で入射する ^{137}Cs の放射線 ($E_p = 662 \text{ keV}$) である。

図 5.1 では、周辺線量 H^* と周辺線量当量 $H^*(10)$ でのガイガー・ミュラーのエリアモニタリング機器の 662 keV 光子に対する相対的な応答を示す。これら 2 つの線量の比は、図 4.1 の $h^*(10)/h^*$ の比に相当する。この頑丈な現場用機器には、鋳造アルミニウムのケーシングに起因する 60 keV 未満の感度のカットオフがある。この機器については、662 keV のエネルギーでの周辺線量当たりの表示値に対する再校正以外は、勧告される新たな実用量の導入による変更は伴わないことが明らかである。

図 5.1 と同様の結果が、いくつかの電離箱機器について得られている (Otto, 2019) 一方、それ以外の電離箱

は、70 keV 未満の光子の周辺線量 H^* に対して過剰応答を示す。 $H_p(10)$ のエネルギー応答をモデル化した現在承認されている線量計は、これら電離箱の 70 keV 未満の光子エネルギーの $H^*(10)$ に対する過剰応答と同じ応答を示すため、実効線量 E が過大評価される。個人線量計は、医療分野における職業被ばくに対応するため、低エネルギー光子に対する感受性がなければならない。これらの低エネルギーでは、個人線量への換算係数が個人線量当量への換算係数よりも低いため (図 4.2 参照)、勧告した実用量の導入には低エネルギー光子のエネルギー応答の改良が必要となる。これは、検出器の素子の前面により多くの材料を導入し、主に低エネルギー光子を減衰させることによって達成できるかもしれないが、斜めに入射に対する応答には注意が必要であり、検出器における変更が必要となるかもしれない。熱ルミネッセンス線量計の検出器を用いたパッシブ型個人線量計について、例を図 5.2 に示す。 H_p の過剰応答は、追加の遮蔽により大幅に補正できる (Eakins and Tanner, 2019)。図 5.2 は、IEC により勧告される個人線量当量の制限値を示している (IEC 62387:2012)。これらは、 $H_p(\phi)$ には適用できない可能性がある。

異なる厚さの減衰材料を前面に付けた 2 つ以上の検出器の応答に基づく個人線量計では、評価アルゴリズムの係数、多くの場合、異なる検出器の信号の線形の組み合わせを変更し、応答を新しい要件に適応させることができる。

5.2.3 勧告した実用量に対する中性子個人線量計とエリアモニタリング機器の応答特性

4.4.2 節と図 4.5 では、中性子に対する ICRU Report 39/51 の実用量 $H_p(10, \theta)$ と勧告した実用量 $H_p(\phi)$ のフルエンスに対する応答の差が記述された。ポリアリルジグリコールカーボネート材料の飛跡のエッチングに基づく中性子個人線量計の $H_p(\phi)$ に対する応答を解析した (Tanner *et al.*, 2018)。この線量計は、通常の放射線の入射に対してより感度が高く、中性子の個人線量計測においてきわめて重要である信号対ノイズの比が改善することが判明している。しかし、 $H_p(\phi)$ に対する線量計の応答の角度依存は、 $H_p(10, \theta)$ よりも悪い。その理由は、図 4.5 に示すように、 $H_p(\phi)$ の角度への依存がより顕著であるためである。著者らによれば、線量計の再設計は技術的に可能とのことである。

19 の作業場の中性子場に対する測定あるいは計算された応答を換算することによる、中性子モニタリング機器 (レムカウンタ) の周辺線量応答が計算されている (Eakins *et al.*, 2018)。レムカウンタは、熱外中性子と高速中性子を減速し、その結果生じる熱中性子を検出することで機能する。これらの検出器のエネルギーと角度の応答は減速材の形状と材質に大きく依存する。調査した 4 つの計器は、100 keV 付近のエネルギー領域で最大 2.5 倍の応答のばらつきが見られた。中性子の放射線場は EVIDOS プロジェクト (Schuhmacher *et al.*, 2006) で研究され、核燃料サイクル施設の作業場を対象としている。

作業場の放射線場における周辺線量または周辺線量当量の参考値は、フルエンスのエネルギー分布を積分して算出される：

$$H = \int dE \frac{d\phi}{dE} h_{\phi}(E), \quad (5.5)$$

ここで、 H は H^* または $H^*(10)$ を表し、 $h_{\phi}(E)$ は対応する換算係数を表す。

現実的な作業放射線場の幅広いエネルギー分布に対して、調査した 4 つのレムカウンタの相対応答の計算結果を図 5.3 に示す。レムカウンタは、周辺線量当量 $H^*(10)$ よりも周辺線量 H^* に対してより高い相対応答を示す。これにより、勧告した実用量を参照した場合、放射線場の測定はより保守的になるであろう。

この過大評価は、2 つの方法で補正することができる：

- 著者らは、低中性子エネルギーに対してより低い応答を示した 1 つのレムカウンタの減速材の修飾を調べた。
- ここで検討される 4 つのレムカウンタのより簡単な代替手法は、 H^* に対する機器の過剰応答を補正することである。これらの作業場の放射線場における $H^*(10)$ と H^* の平均比は 1.6、標準偏差は 0.25 である。係数 $c \approx 1/1.6$ を適用すると、19 の作業場の放射線場の H^* に対する相対応答の全体的な精度は、これらの作業場の放射線場の $H^*(10)$ に対するこれまでの推定の精度と同等である。

5.2.4 個人線量計とエリアモニタリング機器の再設計に関する結論

前 2 節の例は、勧告した実用量が法で定められた量になった後も、放射線防護用の線量計の有用性が失われなことを示している。1990 年から 2010 年頃にかけて実施された ICRU Report 39/51 の実用量の導入段階では、新しい線量計の設計のため、その多くが大学、研究機関、製造者の協力のもとで科学的および技術的な作業が開始された。この期間中、機器応答を予測するためのモンテカルロ法放射線輸送計算コードの使用は一般的となり、もはやその使用は少数の専門家に限定されるものではなくなった。これにより、勧告量に適した個人線量計とエリアモニタリング機器の設計が容易になった。現在では試作品を作る前に机上で線量計を数値的に設計することができるようになり、以前と比較して開発費用が大幅に削減された。

もう一つの費用要因は、旧式の線量計の交換である。これは、数十万台もの線量計の在庫を持つ個人線量測定

サービスにとって懸念事項である。しかし、本報告書の発行から国際的な要件（例えば、国際原子力機関や欧州連合による基本安全基準）への勧告量の導入、国内法令への取り入れ、最終的には使用の義務までにはかなりの期間が経過するであろう。線量計の商業上の寿命が 20 年¹である場合、勧告した実用量が法的要件になった際には、最近導入された線量計はこの寿命に近づいているであろう。したがって、線量計の交換に必要な投資は、勧告した実用量のみに起因するものではなく、線量測定システムを更新する経済的必要性にも基づいている。しかしながら、経験上、特に現在設計され承認されている光子線量計が本報告書で勧告されている実用量を過大評価することが多いため、ICRU Report 39/51 の実用量と本報告書で勧告されている実用量が実際の放射線防護において共存している間は、規制当局は期間延長を認めるであろう。

本報告書は、国際および国内当局が、実用量の実施の費用と予測的および遡及的測定における防護量のより良い推定の便益とのバランスを取るため、法的拘束力のある実用量を徐々にかつ慎重に施行していく必要性を認識するよう勧告する。

¹超小型電子技術の広い普及と早い技術の発展の周期により、システムの推定寿命が記載された年数よりも更に短くなる可能性がある。

5.3 個人線量計とエリアモニタリング機器の校正

これらの機器の校正手順の大部分は変更されない。唯一の変更は、校正場の実用量の値を、本報告書で勧告した換算係数を用いて、フルエンスまたは空気中のカーマの測定量から計算することである。

5.3.1 校正手順の解説

校正手順の詳細は以下の通りである：

1. 校正の時点で、校正場の空気中のフルエンス率または空気カーマ率を一次または二次標準、もしくは二次または一次標準サービスにより既に校正済みの仲介測定器を用いて決定される。二次標準または仲介測定器を使用する場合、この測定はファントムを使わず自由空気中で行われる。
2. 光子と中性子については、校正対象の個人線量計またはエリアモニタリング機器に適した実用量の線量率、すなわち \dot{H} または \dot{D} は、測定されたフルエンス率または自由空気中の空気カーマ率から、校正される個人線量計またはエリアモニタリング機器の粒子の種類、エネルギーおよび入射角度に基づく換算係数で算出される。単色エネルギーの放射線の換算係数は本報告書の付属書に記載されているが、エネルギーが分布している放射線については、エネルギー分布で積分して算出する必要がある。電子線源に関しては、校正対象の個人線量計またはエリアモニタリング機器に適した実用量の線量率、すなわち \dot{H} または \dot{D} は、測定された組織への吸収線量率（通常はポリメチルメタクリレート [PMMA] のファントムなど組織等価スラブファントムの深さ 0.07 mm に外挿電離箱を用いて測定）と、ファントムの局所皮膚または眼の水晶体および入射角度のための補正係数を用いて算出される。
3. 個人線量計またはエリアモニタリング機器の基準点を校正点に設置する。個人線量計は、対応するファントム上に設置する（以下参照）。個人線量計の基準点および基準方向は、製造者によって記載されている。一般に、線量計の基準点は線量計の内部に設置される。顧客から要望に応じて、基準点は別の位置、例えばファントムの前面中央に設定することができる（ISO 29661:2012/Amd:2015）。
4. 個人線量計またはエリアモニタリング機器を校正場で照射し、その表示値 G を評価する。
5. 照射終了時に、校正定数は、以下の比によって決定される：

$$N = \frac{G}{H} \quad \text{または} \quad N = \frac{G}{D} \quad (5.6)$$

ここで、 H と D は、手順 2 で求めた実用量の線量率の時間積分から求めた、実用量の取り決め値である。

この作業は、線量計またはエリアモニタリング機器の種類、ならびに求められる校正の目的に応じて、さまざまな入射角や粒子エネルギー、あるいは粒子の種類を変えて、繰り返さなければならない場合がある。

5.3.2 個人線量計の校正ファントム

さまざまな実用量の個人線量計の校正に推奨されているファントムは、ICRU Report 39/51 の実用量のためのファントムと変わらない：

- 個人線量の場合：幅 300 mm、高さ 300 mm、深さ 150 mm の外形寸法を有する PMMA 製の水で満たされた中空のスラブで、前面の壁厚が 2.5 mm、それ以外の壁厚が 10 mm（ISO 4037-3:2019）
- 個人水晶体吸収線量：外径 200 mm、高さ 200 mm、および厚さ 5 mm の壁および面を有する、PMMA 製の水で満たされた中空の円筒（Daures *et al.*, 2011 ; Gualdrini *et al.*, 2011 ; Vanhavere *et al.*, 2012）
- 個人局所皮膚吸収線量：
 - 体幹部については、個人線量と同じ水で満たされたスラブファントム（ISO 4037-3:2019）；

<ul style="list-style-type: none"> ○ 四肢（手足）については、外径 73 mm、高さ 300 mm、および円筒壁の厚さ 2.5 mm、末端の面は 10 mm の厚さを有する、PMMA 製の水で満たされた中空のピラー（ISO 4037-3:2019）； ○ 指は、直径 19 mm、長さ 300 mm の PMMA 製の固体のロッド（ISO 4037-3:2019）。
<p>ICRU と国際放射線防護委員会（ICRP）の代用組織から作製されたファントムに対する換算係数と、PMMA 製の水で満たしたファントムで得られた換算係数との違いは、放射線防護計測において達成可能な計測精度の範囲において無視できる程度であることは、さまざまな形で示されている（たとえば、ICRU Report 47, 1992 を参照）。水で満たされたスラブファントムは、全身被ばくにおける実効線量を評価するために個人線量計を着用する場所である人間の体幹部を良く模擬している。</p>
<p>5.3.3 光子の校正に関する特別な規定</p>
<p>光子場におけるエリアモニタリング機器と個人線量計の校正の日常的な手順は、完全な荷電粒子平衡を近似した状態を適用している。したがって、50 MeV までの光子エネルギーに対しては、荷電粒子平衡を近似するためにカーマ近似を用いて計算された追加の換算係数が提供される（付属書 A.5 参照）</p>
<p>光子線源とモニタリング機器または個人線量計、あるいはエリアモニタリング機器との間に十分な空気がない場合、光子エネルギーに応じた厚さの PMMA 製のビルドアップ板をモニタリング機器または個人線量計またはエリアモニタリング機器の前に配置することによって荷電粒子平衡が得られる。校正点での実用量の線量率の計算において、ビルドアップ板によるわずかな減衰を補正する必要がある（ISO 4037-3:2019）。この手順は、光子ビーム中の電子の汚染を除去するとともに、荷電粒子平衡を作り出すため、使用する校正線源の設計およびコリメーションとは関係なく再現性のある校正条件を保証する。荷電粒子平衡が得られない光子場においては、保守的な校正定数が得られるが、放射線場を支配する可能性がある汚染電子のモニタリングが別途必要となる場合がある。</p>
<p>5.3.4 ICRU 球の役割</p>
<p>実用量の周辺線量当量 $H^*(10)$ と方向性線量当量 $H(d, \theta)$ は、測定した深さでの線量への後方散乱の寄与を示すための計算において導入された、ICRU 4 元素組織で作ったファントムの ICRU 球の深さ d で定義された。通常の機関で ICRU 4 元素組織を作製することは不可能であるため、標準的な実験室ではその実用量を定義通りに完全に具現化することはできない。少なくとも 1 つの一次標準機関は、単一光子エネルギーにおける代理物質と真の ICRU 球との差を評価する計算を用いて、代替材料から作製した²「近似的 ICRU 球」を使用して実用量を実現した（Boutillon and Allisy-Roberts, 1996 ; Perroche and Boutillon, 1989）。しかし、放射線防護で使用されているエリアモニタリング機器と個人線量計（ISO 6980-3:2006; ISO 8529-3:1998; ISO 4037-3:2019）の校正については、粒子フルエンスと空気カーマから ICRU Report 39/51 の実用量へ算出によって求めた換算係数が一般的に適用されている。これらの換算係数の利用可能性を勘案すると、委員会は ICRU 球を使用しなくとも、一次および二次標準研究機関から線量計製造者およびエンドユーザーに至るまで計量に関わる流れを弱体化するものではないと考えている。</p>
<p>²これは、個人線量計校正用のスラブ、ロッド、ピラーファントムを製造するために日常的に行われている。</p>
<p>5.4 放射線防護の質に対する勧告した実用量の影響</p>
<p>放射線防護は、正当化、線量限度および最適化の原則に基づいている。全身、眼の水晶体、局所皮膚および四肢の線量限度は、最低限の防護基準を保証するが、放射線作業者の雇用者は、遮蔽、時間制限、作業方法の改善、自動化などの技術を適用して、作業者の被ばく線量を合理的に達成可能な範囲で低く抑える最適化の義務を負っている。最適化の際には、周辺線量 H^* で校正されたエリアモニタリング機器を使用して放射線場の評価が行われる。最適化のさまざまな選択肢を線量低減の観点から比較することで、放射線場における活動の望ましい方針が決定される。いくつかの放射線場では、周辺線量 H^* は、これまでの周辺線量当量 $H^*(10)$ よりも、予想される実効線量をより正しく推定できるようになるだろう。</p>
<p>一例として、実効線量 E が個人線量当量 $H_p(10)$ で置き換えられた際に、E の過剰評価されるグループとして、低エネルギー X 線のみの環境で働く人々のグループがある。ISO N シリーズの N-10 から N-40 までのエネルギー分布では、個人線量当量 $H_p(10)$ の数値は実効線量 E より 2.5 倍から 5 倍となる（図 4.2 と図 4.3 参照）。$H_p(10)$ で評価された年間線量が法定限度に近づく場合、放射線防護の専門家は被ばく条件に関する知見から実効線量 E を評価し、規制を遵守していることを実証することができる。勧告した個人線量 H_p およびそれをより正確に測定するのに適した個人線量計を導入すれば、実効線量 E の現在の過大評価は低減されるであろう。IVR のみに従事する外科医と看護師がこのようなグループを構成する。正しく判断し、被ばくを最適化することは、雇用主および医療施設の放射線防護専門家の義務である。彼らが手術室でより長い時間を割り当てられるかどうかは、放射線被ばく以外の複数の要因、例えば最大作業時間や労働安全衛生に左右される。雇用主および放射線防護専門家が誠実に最適化プロセスを実施し、従業員が承認され最適化された作業方法と制約を遵守する限り、実効線量を個人線量 H_p で評価しても、これらの人々への放射線防護の質は損なわれないであろう。</p>

う。
個人線量記録の場合、実効線量は一般的に個人線量 H_p で代用される。年間線量が法定線量限度に近づくか、線量計の1ヶ月間の測定値が予想外に高くなる、または線量計が信頼し得る実効線量 E の推定値を与えるのに技術的に適していないと放射線防護の専門家が判断した場合、当該専門家は、さらなる知識を用いて線量計の測定値を補正するか、または追加の知識のみに基づいて実効線量の値を決定する権利を有する。これは、個人線量と実効線量の過大評価または過小評価を引き起こす可能性のある、放射線場の空間的分布、そのエネルギーおよび角度依存、特定の身体部位の被ばくが顕著となる作業方法、線量計の応答に関する情報である。
5.5 勧告した実用量が線量記録に及ぼす影響
第4章の換算係数の違いや前節の例からわかるように、ある放射線場における個人線量と個人線量当量、周辺線量と周辺線量当量の値は大きく異なる可能性がある。低エネルギーのX線の例を上記に示している。同様に、 ^{137}Cs 線源からの放射線を用いて個人線量 H_p と周辺線量 H^* を校正済み個人線量計またはエリアモニタリング機器で計測すると、 $H_p(10)$ または $H^*(10)$ の測定結果よりも18%低くなる。これは、勧告した実用量に対するフルエンスから線量への換算係数が、ICRU Report 39/51の実用量のものよりも低いことに基づいている。ただし、経験的には
<ul style="list-style-type: none"> • 換算係数のわずかな差は、実際の放射線場においては広い放射線エネルギーおよび角度分布による平均化効果によって相殺される可能性が高い • 広い角度およびエネルギーにおける換算係数のエネルギーおよび角度依存を正確に反映できる個人線量計はほとんどない • 職業被ばく線量の1ヶ月ごとの増分は、個人線量計の検出限界に近いことが多く、許容される測定の不確かさは2倍である
これらの理由から、勧告した実用量を実際取り入れた後に、放射線作業員の線量記録の数値に大きな変化が生じると予測するのは時期尚早である。
環境モニタリングにおいて線量記録の集計と提示は重要であるが、通常、環境中の放射線場における放射線のエネルギーおよび角度分布は広いので、換算係数の変更により生じる修正が大きくなる可能性は低い。
5.6 将来の変更の可能性
勧告した実用量の数値は、模擬ファントムのモデル化や、実効線量 E 、水晶体吸収線量 D_{lens} 、局所皮膚吸収線量 $D_{local\ skin}$ のパラメータ化を含む決定方法に依存する。実効線量 E は、組織荷重係数 w_T と放射線荷重係数 w_R に依存する。ICRPによるこれらの要素を変更は、新たな科学的証拠を考慮した上で決定される。例えば、陽子の加重係数はICRP Publication 60 (1990) の $w_R = 5$ からICRP Publication 103 (2007) では $w_R = 2$ に変更された。この変更は、民間の航空機乗務員で計算された実効線量の値に直接的な影響を及ぼした。放射線加重係数がさらに大きく変更される可能性は低い。
本報告書の提案は、ICRPの次期主勧告の変更で、眼の水晶体と局所皮膚への線量限度を等価線量ではなく吸収線量で設定し、それに対応する実用量も合わせて吸収線量で設定されることを想定している。
組織加重係数（その和は1に規格化される）を再調整しても、防護量のエネルギーおよび角度依存にもたらされる変更はわずかであろう。これらの変更は、個人線量計とエリアモニタリング機器の測定の不確かさよりも小さく、したがって実務上重要とはならないであろう。
本報告書で提案された変更は、防護量の変更と同様の期間で導入されると考えるのが妥当であると思われる。ICRPは、次期主勧告を発行するときのみ防護量の変更を導入し、並行して更新された実用量の導入を行うことが適切であると思われる。安全基準および法令への勧告の取り入れに要する時間を想定すると、20年程度の準備期間が必要であろう。
6 結論
ある点での放射計測量または線量計測量の数値と防護量への換算係数に基づく実用量の定義の使用は、以前から検討されている。国際放射線防護委員会（ICRP）は標準計算ファントムにおいて実効線量を定義し、粒子フルエンスからこの量への換算係数を公表しているため、この方法は現在では容認できると考えられている。
実効線量は、被ばくの管理と最適化のための普遍的なリスク関連量である。外部および内部被ばく、すべての種類の電離放射線に適用される。一方で、実効線量は、放射線の種類および人体の体積を占める臓器および組織の加重平均として定義されているため測定できないことが欠点となる。特定の臓器、眼の水晶体、四肢および局所皮膚、電離放射線の確定的影響を受ける組織の線量評価のために、さらなる防護量が導入されている。
実用量は、空間内のある点で定義された電離放射線を決定する測定可能な量である。実用量に関する本報告書の勧告事項は、防護量、実効線量および眼の水晶体と局所皮膚吸収線量の値に直接関連付けられた、個人線量、個人水晶体吸収線量および個人局所皮膚吸収線量、周辺線量、方向性水晶体吸収線量および方向性局所皮膚吸収線量への換算係数について定義されている。実用量の数値は単純なファントムまたはICRU球の一定の深さでの線量当量に基づいているため、これはICRU Report 39/51から大きく変更された点であり、防護量のより

<p>良い推定値を示すであろう。防護量と実用量の体系が単純化され、使用者による放射線防護量に対する理解と整合性に役に立つものである。</p>
<p>70 keV から 2 MeV のエネルギーの光子の周辺線量と個人線量の換算係数の数値は、ICRU Report 51 に定義されたこれらの換算係数の約 15 %以内である。3 から 10 MeV でのこれらの量の換算係数も、完全な荷電粒子平衡である条件では、ICRU Report 57 (1998) と ICRP Publication 74 (1996) のカーマ近似法で計算された値の 18 %以内である。これら光子エネルギー範囲においてエリアモニタと個人線量計の校正に必要な変更は、機器の定数の変更のみである (ICRU Report 76, 2006)。荷電粒子平衡の条件下で日常的に使用する光子エリアモニタリング機器と個人線量計の校正のため、カーマ近似を用いて計算した換算係数も提示した。</p>
<p>B 線を用いる核医学においては、特に水晶体吸収線量の評価における精度の向上が関心事となり得る。</p>
<p>中性子については、周辺線量と個人線量の勧告量は、防護量の決定に対する ICRU Report 39/51 の値を大きく改善したものである。中性子フルエンスの減速に基づくエリアモニタリング機器については、現在容認されている精度の範囲内であれば、最初のうちは作業場に対する変更は必要ない。</p>
<p>勧告した実用量は、高エネルギー光子、中性子、電子および他の粒子の放射場における防護の問題への解決策を提供するものである。</p>
<p>少なくともいくつかのアプリケーションでは、既存の機器の設計またはアルゴリズムの修正が必要とされるであろう。</p> <ul style="list-style-type: none"> 70 keV 未満の光子エネルギーにおいて、ICRU Report 39/51 の定義に基づいたエリアモニタリング機器と個人線量計による実効線量の大幅な過大評価の補正。 水晶体吸収線量の光子と電子の推定値の改善。 荷電粒子平衡が存在しない場合の 3 MeV から 10 MeV のエネルギーの光子の周辺線量と個人線量の決定。しかしこれは検出器のシステムに依存する。 $H^*(10)$ と $H_p(10)$ と比較した粒子フルエンスから H^* と H_p への換算係数の変更により、熱から 2 MeV 未満の中性子エネルギー領域での低い値、および 50 MeV 以上の中性子エネルギーでの高い値に対応するための、エリアモニタリング機器と個人線量計の性能改善。
<p>付属書</p>
<p>付属書 A は、フルエンスから実用量への勧告された換算係数を示す。光子については、空気中のカーマから実用量への換算係数が追加されている。付属書 A には以下の節がある：</p> <p>A.1 周辺線量 A.2 個人線量 A.3 方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量 A.4 方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量 A.5 荷電粒子平衡状態の放射線場における 50 MeV 未満のエネルギーの光子の実用量 A.6 空気カーマ</p>
<p>付属書 B は、換算係数を計算するための計算コードを記述し、その不確かさについて述べている。付属書には以下の節がある：</p> <p>B.1 PHITS B.2 FLUKA B.3 MCNP B.4 EGSnrc B.5 換算係数の計算における不確かさ</p>
<p>付属書 C の水晶体吸収線量の代替の換算係数：</p> <p>C.1 方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量、感受性の高い細胞の吸収線量 $d_{\text{tens sens}}$ C.2 荷電粒子平衡状態の放射線場における 50 MeV 未満のエネルギーの光子</p>
<p>ICRU Report 90 「電離放射線測定に関する主要データ：測定基準と適用 (Key Data for Ionizing-Radiation Dosimetry : Measurement Standards and Applications)」(ICRU, 2014) では、水中の荷電粒子の阻止能がわずかに変更されている。これにより本報告書で用いたモンテカルロ法での計算に顕著な差異が出ることは想定されていない。</p>
<p>付属書 A. 換算係数の値</p>
<p>A.1 周辺線量</p>
<p>表 A.1.1a から表 A.1.10 と図 A.1.1a から図 A.1.10 は、光子、中性子、電子、陽電子、陽子、10 GeV 未満の負ミュオンと正ミュオン、200 GeV 未満の負パイオンと正パイオン、ならびに 100 GeV u^{-1} 未満の He^{2+} イオンに関して、粒子フルエンスから周辺線量への換算係数 h^* の値を示す。換算係数は、実効線量の最大値 E_{max} に粒子フルエンスを関連付けるもので、光子と中性子では AP, PA, LLAT, RLAT, ROT, ISO, SS-ISO, IS-ISO,</p>

電子、陽電子、ミュオン、パイオンに関しては AP, PA, ISO, SS-ISO, IS-ISO, そして He²⁺イオンに関しては AP, PA, ISO の照射ジオメトリーでの、広い均一な平行ビームへの ICRP/ICRU の成人標準ファントム (ICRP, 2009) の全身被ばくについて計算されている (ICRP, 2010)。これは表 A.1.0 で示されており、照射ジオメトリーは 3.2 節で説明された通りである。表 A.1.1a から表 A.1.10 と図 A.1.1a から図 A.1.10 の換算係数は、ICRP *Publication 116* (ICRP, 2010) と Endo¹による計算を引用している。50 MeV 未満のエネルギーの光子に関しては、表 A.1.1b と図 A.1.1b に空気カーマからの換算係数を示している。光子フルエンスからの空気カーマへの換算係数は、本報告書の表 A.6 に示されている。

¹ Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

A.2 個人線量

表 A.2.1a から表 A.2.10 と図 A.2.1a から図 A.2.10 は、1 GeV 未満のエネルギーの光子、中性子、電子、陽電子、陽子、負ミュオン、正ミュオン、負パイオン、正パイオン、ならびに 1 GeV u⁻¹未満の He²⁺イオンに関して、粒子フルエンスから個人線量への換算係数の値を示す。粒子フルエンスから実効線量 E へ関連付ける換算係数 $h_p(\varphi)$ は、左右の照射の平均値が取られた 0°(A-P) から 90°まで 15°ごとの入射角度 φ , 180°回転, 等方, 上半球等方, 下半球等方での広い均一な平行ビームへの ICRP/ICRU の成人標準ファントム (ICRP, 2009) の全身被ばくについて計算されている。50 MeV 未満のエネルギーの光子に関し、表 A.2.1b と図 A.2.1b に表 A.2.0 で示された空気カーマからの換算係数を示す。

表 A.2.1a から表 A.2.10 および図 A.2.1 a から図 A.2.10 の換算係数は、ICRP *Publication 116* (ICRP, 2010) の換算係数と Endo⁴ (2017) による計算から集約したものである。ICRP *Publication 116* では、光子と中性子に関しては AP, PA, LLAT, RLAT, ROT, ISO, SS-ISO, IS-ISO, 電子、陽電子、ミュオン、パイオンに関しては AP, PA, ISO, SS-ISO, IS-ISO で、そして He²⁺イオンに関しては AP, PA, ISO の照射ジオメトリーにおける点入射の放射線場の広い平行および等方ビームに関する換算係数が示されている。50 MeV 未満のエネルギーの光子に関しては、表 A.2.1b と図 A.2.1b に空気カーマからの換算係数を示す。

XY 面における $h_p(\alpha)$ の入射の角度 $\varphi = 0^\circ, 180^\circ, +90^\circ$ および -90° は、それぞれ、照射ジオメトリー AP, PA, LLAT および RLAT に対応し、ICRP *Publication 116* のこれらの換算係数を表 A.2.1a/b から表 A.2.10 および図 A.2.1a/b から図 A.2.10 に引用している。ICRP *Publication 116* から入手できない入射ジオメトリーの換算係数は、Endo⁴ (2017) の計算から引用している。ICRP *Publication 116* と Endo の計算による数値の整合性を調査し、検証した (Endo, 2017)。

⁴ Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

A.3 方向性水晶吸収線量と個人水晶体吸収線量

粒子フルエンスから方向性水晶体吸収線量 d_{lens} への換算係数の数値とフルエンスから個人水晶体吸収線量 $d_{\text{p lens}}$ への換算係数の数値は同じであり、以下の図表では d_{lens} という記号を使用している。ここに示した換算係数は、眼球モデルの全身被ばく (Behrens and Dietze, 2011) において、広い均一な平行ビームの水平面へ 0°(A-P) から 90°まで 15°ごとの角度 φ での入射、ならびに回転照射について計算されている。中性子の換算係数は、頸頭部の被ばくについて、180°の角度 φ を含め計算される。左右の水晶体吸収線量の最大値は、左および右から入射した放射線について求められる。各角度に対して最も被ばくした眼の水晶体の値を選択しているため、回転照射での計算値はすべての角度 φ での結果を積分して得られた値と一致しない。光子 (荷電粒子平衡の有無にかかわらず)、電子および陽電子に対する最大値として計算された換算係数と回転照射の換算係数の比は 1.0 から 1.3 の間であり、最大値の結果を用いることにより 30% 以内で一致している。

表 A.3.1a から表 A.3.4 および図 A.3.1 a から図 A.3.4 は、50 MeV までのエネルギーの光子、中性子、電子、陽電子について、粒子フルエンスからの換算係数の数値を示している。表 A.3.1b と図 A.3.1b は、表 A.3.0 に示すように、光子の空気カーマからの換算係数である。

A.4 方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量

スラブファントムへの被ばくにおいて、粒子フルエンスから方向性局所皮膚吸収線量 $d_{\text{local skin}}$ への換算係数の数値と、フルエンスから個人局所皮膚吸収線量 $d_{\text{p local skin}}$ への換算係数の数値は同じである。以下の表ではスラブファントムについて記号 $d_{\text{local skin}}$ を使用する。表 A.4.0 に示されているとおり、表 A.4.1.1a, 表 A.4.1.2a, 表 A.4.1.3a, 表 A.4.4, 表 A.4.5 と図 A.4.1.1a, 図 A.4.1.2a, 図 A.4.1.3a, 図 A.4.4, 図 A.4.5 では、50 MeV までのエネルギーの光子、中性子、電子、陽電子および 10 MeV までのエネルギーのアルファ粒子について、粒子フルエンスからの換算係数を示し、表 A.4.1.1b, 表 A.4.1.2b, 表 A.4.1.3b と図 A.4.1.1b, 図 A.4.1.2b, 図 A.4.1.3b では、光子に対する空気カーマからの換算係数を示す。換算係数は、特定の方向に入射する広い均一な平行ビームと回転場を想定して、特定のファントムの被ばくに関し、粒子フルエンスから計算される局所皮膚吸収線量の値を関連付けるものである。換算係数は以下のように計算される。

<ul style="list-style-type: none"> 体幹部：スラブの前側表面が ICRP <i>Publication 89</i> (2002) に記されている元素組成の厚さ 2 mm の皮膚で覆われている、ICRU 4 元素組織で構成される 300 mm × 300 mm × 148 mm ($\rho = 1.0 \text{ g cm}^{-3}$) のスラブファントムの前側表面の中心。吸収線量は 0° (AP) から 75°まで 15°ごとの角度 φ の入射に対して、深さ 50 μm と 100 μm の間で表面に垂直な軸を持ち、前面中心から 1cm² の断面積の直円柱の体積で平均する 四肢：直径 69 mm, 長さ 300 mm の ICRU 4 元素組織 (この場合の密度は 1.11 g cm⁻³) に、円筒面が 2 mm の皮膚の層で覆われているピラーファントム。吸収線量は 0°から 180°まで 15°ごとの角度 φ の入射に対して、円柱の長さ半分の位置で、半径に垂直な面積 1 cm² の円で半径 36.4 mm から 36.45 mm の間の体積で平均する。 指：直径 15 mm, 長さ 300 mm の ICRU 4 元素組織 (この場合の密度は 1.11 g cm⁻³) に、円筒面が 2 mm の皮膚の層で覆われているロッドファントム。吸収線量は 0°から 180°まで 15°ごとの段階の角度 φ, ならびに回転照射に対して、円柱の長さ半分の位置で、半径に垂直の面積 1 cm² の円で半径 9.4 mm から 9.45 mm の間の体積で平均する。
表 A.4.5 と図 A.4.5 に示したアルファ粒子の換算係数は、密度が 1 g cm ⁻³ の ICRU 4 元素組織で構成される 2 mm の皮膚層を持たない 100 mm × 100 mm × 100 mm のファントムの前表面の中央部分の深さ 50 μm から 100 μm の間、断面積 1 cm ² の直円柱の体積について計算されている (ICRP, 2010)。
A.5 荷電粒子平衡状態の放射線場における 50 MeV 未満のエネルギーの光子の実用量
周辺線量, 個人線量, 方向性水晶体吸収線量, 個人水晶体吸収線量, 方向性局所皮膚吸収線量, 個人局所皮膚吸収線量を測定するための光子放射線のエリアモニタリング機器と個人線量計の校正は、試験点における完全な荷電粒子平衡の状態にするため機器の前に十分な材料を置いて空気中で日常的に行われる (6.2 節参照)。ここで示す換算係数の計算には、荷電粒子平衡が存在する場合の吸収線量を近似するためカーマ近似が用いられている。
全身に関するデータ:表 A.5.1a と図 A.5.1a は光子フルエンスから周辺線量への換算係数, 表 A.5.1b と図 A.5.1b は空気カーマから周辺線量への換算係数, 表 A.5.2a と図 A.5.2a は光子フルエンスから個人線量への換算係数, 表 A.5.2b と図 A.5.2b は空気カーマから個人線量への換算係数である。 眼の水晶体に関するデータ: 表 A.5.3a と図 A.5.3a は、光子フルエンスから方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量への換算係数, 表 A.5.3b と図 A.5.3b は空気カーマから方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量への換算係数である (表 A.5.0 参照)。
局所皮膚に関するデータ: 表 A.5.4.1a, 表 A.5.4.2a, 表 A.5.4.3a および図 A.5.4.1a, 図 A.5.4.2a, 図 A.5.4.3a は光子フルエンスから方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量への換算係数, 表 A.5.4.1b, 表 A.5.4.2b, 表 A.5.4.3b および図 A.5.4.1b, 図 A.5.4.2b, 図 A.5.4.3b は空気カーマから方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量への換算係数である。
A.6 空気カーマ
2 keV から 50 MeV 以下のエネルギーの光子フルエンスから空気カーマへの換算係数を表に示す。フルエンス当たりの線量から空気カーマ当たりの線量への換算には空気カーマ係数 $K_{\text{air}}/\Phi = (\mu_{\text{en}}/\rho) E_p (1 - g)^{-1}$ を用いる。 (μ_{en}/ρ) の値は Seltzer (1993), Hubbell と Seltzer (1995) の計算によるものに、Scotfield の光電効果の断面積で再規格化したものである (ICRU, 2014)。 g の値は Seltzer ³⁵ によるものである。太い斜体で記された値は、 (μ_{en}/ρ) の値が入手できないため、内挿によって得られた値である。
³⁵ S. Seltzer (2017). <i>Personal communication</i> (National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, Maryland).
付属書 B 計算コードの説明
B.1 PHITS
PHITS (粒子と重イオンの輸送コードシステム) コードは、いくつかの核反応モデルと核データライブラリを使用して、任意の 3 次元ジオメトリーにおけるハドロン, レプトン, および重イオンの輸送と相互作用のシミュレーションをする多目的モンテカルロ計算コードである (Sato <i>et al.</i> , 2013)。本報告書では、PHITS バージョン 2.82 を使用した。周辺線量当量, 周辺線量, および個人線量の計算に使用したモデルとパラメータを以下で説明する。
ハドロンと原子核によって誘発される核反応の動的段階のシミュレーションをするため、核内カスケードモデル JAM (Nara <i>et al.</i> , 1999) /INCL4.6 (Boudard <i>et al.</i> , 2013) と量子分子動力学モデル JQMD (Niita <i>et al.</i> , 1995) が一般的に用いられた。静的段階のシミュレーションには、蒸発・核分裂モデル GEM (Furihata, 2000) が用いられた。
電子と陽電子を除く荷電粒子のエネルギー損失は、連続減速近似を用いた SPAR (Armstrong and Chandler,

<p>1973) または ATIMA (Geissel <i>et al.</i>, 2013) コードを使って計算した。20 MeV 以下のエネルギーを持つ中性子の輸送は評価済みの中性子データライブラリ ENDF/ B-VI (Dunford, 1991) を用いてシミュレーションをした。低エネルギー中性子の散乱に関しては、水中の水素の $S(\alpha, \beta)$ データを用いて、水素の化学結合の影響を考慮した。</p>
<p>PHITS に組み込まれた EGS5 コード (Hirayama <i>et al.</i>, 2005) のアルゴリズムを用いて、光子、電子、陽電子の輸送のシミュレーションを行った。光子の輸送は、初期エネルギーが 40 keV 以下の一次光子の場合 1 keV まで、それ以上の初期エネルギーの場合 5 keV まで行われる。初期運動エネルギーが 40 keV 以下の一次電子と陽電子の場合 5 keV まで、それ以上の初期運動エネルギーの電子と陽電子は概ね 10 keV の運動エネルギーに達するまで輸送された。</p> <p>光核反応は、JQMD と GEM を用いて 1 GeV まで扱った。</p>
<p>周辺線量当量の計算には ICRU 球が用いられた。ICRU 球はその体積により拡張した単一エネルギーの水平ビームにより真空中で照射された。ICRU 球におけるエネルギー沈着は、主軸に沿って R-Z 円筒構で区切られた深さと半径の関数としてスコアした。$H^*(10)/\Phi$ の値は、半径 5 mm、深さ 9 mm から 11 mm で平均化した。</p>
<p>周辺線量と個人線量を計算には ICRP 成人標準計算ファントム (ICRP, 2009) が用いられた。ファントムは、繰り返し構造と格子系のジオメトリパッケージを用いて PHITS コードに入れた。単一エネルギーの広い平行ビームにさまざまな入射角度および等方向から真空中で被ばくしたファントムの全身照射について計算を行い、臓器と組織におけるエネルギー沈着をスコアした。</p>
<p>計算を 10 回行い、平均の標準偏差を計算することで、統計的不確かさが推定された。換算係数は、すべての粒子のすべてのジオメトリーにおいて、約 1%、ほとんどの場合それ以下の統計的不確かさで求められた</p>
<p>B.2 FLUKA</p>
<p>FLUKA は粒子・光子の輸送計算のための汎用モンテカルロプログラムであり (Böhlen <i>et al.</i>, 2014 ; Ferrari <i>et al.</i>, 2005), 重イオンを含む物質中の約 60 の異なる粒子の相互作用および伝播のシミュレーションができる。光核反応をシミュレーションすることができる。本報告書では FLUKA バージョン 2011 を使用した。ロードおよびピラーファントムの光子、電子、および陽電子に対する換算係数を算出するため、以下では FLUKA 内のこれらの粒子による放射線輸送に絞って説明する。</p>
<p>荷電粒子の輸送は、Moliere のクーロン散乱理論に基づく多重散乱アルゴリズムを適用して記述される。このアルゴリズムには磁場での曲線の軌跡の正確な処理が含まれる。エネルギー損失は、Bethe-Bloch 理論に従い、制動放射、コンプトン、光電、対生成から決定した。電離のゆらぎは考慮されている。</p>
<p>計算は、光子と電子に対して以下を含む PRECISION デフォルト設定で実行した。</p> <ul style="list-style-type: none"> • レイリー散乱、コンプトン散乱に対する非弾性形状因子の補正、およびコンプトンプロファイルをアクティベート • 詳細な光電エッジ処理および蛍光光子をアクティベート • 一次および二次荷電粒子の両方の最小許容エネルギーにおける多重散乱しきい値 • ハドロン/ミュオンおよび電磁放射線の両方に対して制限された電離ゆらぎ • 1 ステップ当たり 5% の最大エネルギー損失
<p>光子に対する換算係数は、さらなる修正はせず、PRECISION をデフォルトとして計算した。</p>
<p>数値ファントムを真空中に置き、平行ビーム及び回転場により、ファントムの幾何学的広がりを均質にカバーするように照射する。各粒子について、定義された有効容積中に沈着したエネルギーは 3.10 節に記載されている通りスコア化した。</p>
<p>スコアリング領域 (有効容積とそこから 8 mm 以上離れた領域) では、非常に低い粒子の生成および輸送のしきい値を選択し、急峻な線量勾配を正確にモデリングした。光子は 1 keV のエネルギーに達するまで、電子は 10 keV のエネルギーに達するまで輸送された。</p>
<p>スコアリングの体積外では、電子と光子のより高い輸送と生成のしきい値が適用される。8 mm は、$E_{kin} = 500$ keV の電子の飛程よりも長い。この値を、高い入射エネルギーでの電子と陽電子の生成と輸送におけるしきい値とした。光子は 10 keV まで追跡した。</p>
<p>電子と陽電子については、内部チェックと他のコードとの比較により、領域境界で単一散乱を導入したことがより正確な結果をもたらしていることが示された。境界交差部分 (真空とファントムの間、有効容積の境界、ICRP の皮膚と ICRU の組織の間) では電子/陽電子輸送に使用される Moliere の標準的な多重散乱アルゴリズムではなく、2 つの単一散乱事象で置き換えた。単一散乱は、電子輸送の物理的特性を非常に正確にモデル化するものであるが、全体に適用するには計算時間がかかりすぎる。そのため、FLUKA マニュアル (オプション MULSOPT) では、敏感な領域で局所的に適用することを勧告している。さらに、二次電子生成中の原子内電子の影響の修正 (技術的には、FUDGEM パラメータを 10^{-5} に設定) をスコアリング領域ではオフにした。</p>
<p>すべての計算は、1%未満のモンテカルロ法における統計的不確かさで行われた。モンテカルロ法の不確かさは、</p>

<p>10回の独立した計算結果の標準誤差から決定される。精度の達成水準は、電子のシミュレーションでは一般的に10^7のヒストリー（10^6の履歴を10回分）、光子のシミュレーションには10^8のヒストリーを必要とした。</p>
<p>B.3 MCNP</p> <p>粒子輸送コードである Monte Carlo N-Particle (MCNP) は、37種類の異なる粒子の輸送に関する汎用的な3次元シミュレーションツールである。放射線防護および線量測定、放射線遮蔽、ラジオグラフィ、医学物理、核臨界安全、検出器の設計と解析、加速器ターゲット設計、核分裂および核融合原子炉設計、除染、および廃炉を含む多くの用途に適用することができる。本報告書で使用されたリリースコードは、MCNPX バージョン 2.7e および MCNP 6.2 (Werner <i>et al.</i>, 2017 ; 2018) であった。</p> <p>中性子、陽子、電子、および光子は、表データの上限エネルギー以下ではこれらのデータを用いて輸送される。この上限エネルギーは、要求される核種および断面積のデータによって変化する。上限エネルギーを超えると、輸送と反応を記述するためにモデルの組み合わせを使用する。コードで利用可能なモデルについてのさらなる詳細は、(Goorley <i>et al.</i>, 2013)を参照されたい。</p> <p>本報告書において実施したスラブファントムの方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量に関する換算係数の光子、電子および陽電子の計算は、MCNPX バージョン 2.7e を使用した。計算ではバイアスは導入せず、より収束性を高めるためにタリーセルの重要度を高く設定した。電子輸送には ITP オプションを使用した。電子輸送のエネルギーカットオフ、光子輸送のエネルギーカットオフおよび電子のエネルギーステップ当たりのサブステップ数の影響について試験を行った。特に電子サブステップのパラメータについては、低エネルギーで重要な結果のばらつきがあり、解釈が困難であった。したがって、すべてのエネルギー範囲にわたって一貫性を保つために、これらのパラメータを同一に設定することを決定した。したがって、コードで提供されているデフォルトのモデルパラメータ、すなわち 1 keV の電子エネルギーのカットオフ（組織での 100 eV を除く）、1 keV の光子エネルギーのカットオフ、および電子のエネルギーステップ当たりのサブステップの数を 3 とした。この MCNP バージョンで利用可能な最新の光子と電子ライブラリ、すなわち ENDF/B-VI. release 8 の光子に対応する 04p と 03e が使用された。</p> <p>本報告書では、水晶体吸収線量と局所皮膚吸収線量の換算係数の中性子計算を MCNP 6.2 を用いて行い、点の断面積を使った。今回の計算では、水の熱中性子散乱モデル $S(\alpha, \theta)$ を用いて、皮膚と眼の水晶体の中性子線量を計算した。30 MeV と 50 MeV での計算には、150 MeV までの中性子断面積データがある場合はそれを用いた。シミュレーションに使用したいいくつかの同位体の中には、20MeV までのデータしかない断面積を持つものがある。その場合、コードは必要に応じて、断面積ライブラリデータと物理モデルを組み合わせでシミュレーションで必要とされるエネルギー範囲に対応する。今回の計算で使用した中性子ライブラリデータは Conlin (2017) から引用し、最新の断面積データの評価をこの研究のために選択した。</p> <p>光子については、コードは、インコヒーレントおよびコヒーレント散乱、光電吸収後の蛍光 X 線、局所的な消滅放射を伴う対生成における吸収、および制動放射線を考慮する。陽電子、K 殻の特性 X 線、および制動放射線を含む電子輸送には、連続減速モデルが使用される。光核反応は、多数の核種のサブセットに利用可能である。</p> <p>MCNP には、表面上の粒子の流れおよびフラックス（表面交差）、体積フラックス（飛跡長）、点または環状検出器領域、粒子加熱、核分裂加熱、エネルギーまたは電荷沈着の波高タリー、メッシュタリー、およびラジオグラフィースコアリングオプションなど多数の柔軟なスコアリングオプションがある。今回中性子では、エネルギー沈着タリー (+f6) を使用して吸収線量を計算した。</p>
<p>B.4 EGSnrc</p> <p>本報告書で示した計算には、電子・ガンマ・シャワーコードシステムの EGSnrc バージョン v4-r2-4-0 (Kawrakow <i>et al.</i>, 2013) を使用した。このコードは、カナダ国立研究機構 (National Research Council of Canada, NRC) によって維持されており、EGS4 を拡張し改良したバージョンである (Nelson <i>et al.</i>, 1985)。1 keV から数百 GeV までの粒子の運動エネルギーについて、光子、電子および陽電子の輸送のシミュレーションが可能である。ただし物理的な拡張機能のうち、1 GeV 未満でしか有効にできないものもある。</p> <p>光子の輸送では、Storm と Israel による EGSnrc 断面積を使用した。コンプトン散乱と K 殻、L 殻、M 殻からの光電子では、電子の結合エネルギーを考慮している。両方の場合において、結果として生じる蛍光やオージェ電子とコストークロニヒ電子が追跡される。10 MeV、20 MeV、および 50 MeV での MCNP を用いたシミュレーションで示された通り (Behrens, 2017a)、光核反応から臓器線量への寄与は 1 % よりはるかに少ないことが判明したため、考慮されていない。本報告書では、光子エネルギーが 10 keV 未満に低下すると光子輸送は終了するが、初期運動エネルギーが 510 keV 未満の場合は、1 keV まで光子輸送を行った。</p> <p>電子と陽電子の輸送の計算は、特定の選択されたエネルギーを超えて生成される粒子を輸送するクラス II 圧縮ヒストリー法 (Berger, 1963) によって実行した。制動放射の断面積は Bethe-Heitler によるもので、すなわ</p>

ち EGS4 (Nelson et al., 1985)のものである。制動放射の角度のサンプリングは Koch と Motz (1959) に従った。電子の衝突電離はデフォルトの断面積でモデル化されている (Kawrakow, 2002)。サンプリングが電離に至らないとき、古典的な Møller または Bhabha の断面積を適用した。弾性散乱に対してはスピン効果を考慮した。対生成は EGS4 (Nelson et al., 1985) と同様にシミュレーションされている。3 電子生成過程は、すべての粒子において考慮されない。本報告書では、電子の輸送ヒストリーは、その運動エネルギーが 10 keV 未満になると終了する。ただし初期運動エネルギーが 110 keV 未満の一次粒子については、輸送ヒストリーが 1 keV まで追跡される。外部照射の場合、500 keV 未満の運動エネルギーを持つ電子が臓器に到達することはほとんどない。これらの臓器への線量は低く、ファントムの最初の数ミリメートル以内の制動放射の生成に主に起因している。カーマ近似法は、電子を全く追跡しない、すなわち、電子のカットオフエネルギーを一次粒子エネルギーの最大値に設定することにより実施された。

水晶体吸収線量のすべての換算係数を決定するために、EGSnrc が用いられた。

B.5 換算係数の計算における不確かさ

水晶体吸収線量の換算係数の計算では、非統計的不確かさの合計は 2.5 % (40 keV 未満で 3.6 %) と推定される (Behrens, 2017a)。これらは電子の衝突阻止能の不確かさが支配的である。低原子番号の媒体を移動する 12 MeV 未満の電子について、ICRU Report 37 (ICRU, 1984) では、「100 keV を超えると、衝突阻止能の不確かさは 1 % から 2 % であると推定される」と述べられている。残りの非統計的不確かさの寄与は約 1.5 % と推定される。したがって、100 keV を超える阻止能に関する非統計的不確かさの合計は 2.5 % と推定される。40 keV 未満の光子エネルギーでは、XCOM 光子断面積で得られた値は、EGSnrc の標準的な光子断面積で得られた値から最大 ±9 % の違いがある。したがって、このエネルギー領域では、3 % の標準不確かさの追加的寄与が想定される。40 keV 未満の残りの非統計的不確かさの寄与はモンテカルロ法の計算での全般的な経験から約 2 % と推定される。したがって、非統計的不確かさの合計は 2.5 % (40 keV 未満では 3.6 %) と推定される。

周辺線量と個人線量の換算係数は、ICRP/ICRU 成人標準ファントムと、人体における放射線輸送をシミュレーションするモンテカルロコードを合わせて使用することで計算される。ファントムならびに臓器と組織の元素組成および密度は指定されているため、換算係数の非統計的不確かさはモンテカルロコードで使用する相互作用モデルおよび断面積データにより生じる。この問題は ICRP Publication 116 (ICRP, 2010) で考察されている。臓器の吸収線量の換算係数は、同じ ICRP/ICRU 成人標準ファントムを用い、EGSnrc, FLUKA, GEANT4, MCNPX, および PHITS のような異なるモンテカルロコードで与えられた放射線および照射ジオメトリーについて計算されている。計算された臓器の吸収線量は、使用されたモンテカルロコードにかかわらず、すべての放射線について、概ね 10 % 以内でよく一致していた。しかしながら、より高いエネルギーでは、異なる相互作用モデルや断面積データの適用に起因すると思われる、計算の違いによる一定の差異が見られた。臓器吸収線量の違いの程度は、臓器の大きさ、体内の場所、粒子の種類およびエネルギー、ならびに照射ジオメトリーなどのいくつかのパラメータに依存する。例えば、20 MeV 未満の中性子エネルギーでは、中性子照射下の女性ファントムの生殖腺の吸収線量は、中性子の輸送と核反応に評価済みの断面積データを使用しており、PHITS, FLUKA, MCNPX, GEANT4 間で非常によく一致した。対照的に、20 MeV から 10 GeV では、吸収線量の相対的な差異は 10 % から 50 % の間であることが分かった。この差異はそれぞれのコードにおいて使用される理論モデルと断面積データが異なることから生じている。実効線量は身体のすべての特定された臓器と組織における吸収線量の重み付けした合計であるため、臓器吸収線量の換算係数の差異は、実効線量の換算係数に直接的には反映されない。本報告書で考察した放射線とエネルギー範囲では、異なるコードによって計算された実効線量に基づく周辺線量と個人線量の換算係数の全体的な差は 10 % 未満であると推定される。

付属書 C. 水晶体吸収線量の代替の換算係数

C.1 方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量、感受性の高い細胞の吸収線量 $d_{\text{lens sens}}$

粒子フルエンスから方向性水晶体吸収線量 $d_{\text{lens max}}$ への換算係数の数値と、フルエンスから個人水晶体吸収線量 $d_{\text{p lens sens}}$ への換算係数の数値は同じであり、以下の表では記号 $d_{\text{lens sens}}$ を使用する。図 C.1.0 に記した換算係数は、A.3 節で記載した眼の水晶体全体の吸収線量の値への換算係数ではなく、水晶体前方の赤道部に主に位置する放射線に感受性の高い細胞の吸収線量の値への換算係数であり、ICRP Publication 116 を参照されたい (ICRP, 2010)。左右の水晶体の吸収線量の最大値は、左および右からの放射線入射についての値である。ここに示した換算係数は、眼球モデルの全身被ばく (Behrens and Dietze, 2011) に関して、広い均一な平行ビームの水平面へ 0° (A-P) から 90° まで 15° ごとの角度 φ , ならびに回転 (ROT) での入射について計算されている。中性子の換算係数は、頸頭部の被ばくについて、 180° の角度 φ を含め計算される。左右の水晶体の最大値として感受性の高い細胞の換算係数が計算されている。回転照射の値を得るために、感受性の高い細胞について大きくなった値をすべての角度、 ϕ で積分して回転照射の値を求めると、回転照射の計算値と一致しない結果が得られる。粒子に関し、粒子、光子 (荷電粒子平衡の有無にかかわらず)、電子および陽電子においては、これらの値の比は 1.0 から 1.3 の間である。回転照射の結果ではなく、角度 φ に対するより高い値の積分を用

いることによる差異は常に 30%未満となる。これらの換算係数の使用については、放射線防護と規制面を考慮しなければならない。

表 C.1.1a から表 C.1.4 および図 C.1.1a から図 C.1.4 は、50 MeV 未満のエネルギーの光子、中性子、電子、陽電子について粒子フルエンスからの換算係数の数値を示す。表 C.1.1b と図 C.1.1b は、表 C.1.0 に示すように空気カーマからの換算係数である。

C.2 荷電粒子平衡状態の放射線場における 50 MeV 未満のエネルギーの光子

光子の周辺線量，方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量，方向性局所皮膚吸収線量と個人局所皮膚吸収線量および個人線量を測定するエリアモニタリング機器と個人線量計は，荷電粒子平衡条件を完全に満たすために機器の前に十分な厚さの材料を置いて日常的に校正されている。

表 C.2.1a と図 C.2.1a は，荷電粒子平衡を近似するためのカーマ近似法を用い，50 MeV 未満の光子エネルギーについてこの手順のための光子フルエンスから方向性水晶体吸収線量と個人水晶体吸収線量の換算係数の値を示しており，表 C.2.1b と図 C.2.1b では空気カーマからの値を示す。ここに示した換算係数は，眼球モデルの全身被ばく (Behrens and Dietze, 2011) に関して，広い均一な平行ビームの水平面へ $0^\circ(\text{A-P})$ から 90° までの 15° ごとの角度 φ ならびに回転 (ROT) での入射について計算されている。左右の水晶体の最大値として感受性の高い細胞の換算係数が計算されている。感受性の高い細胞について大きくなった値をすべての角度、 ϕ で積分して回転照射の値を求めると、回転照射の計算値と一致しない結果が得られる。

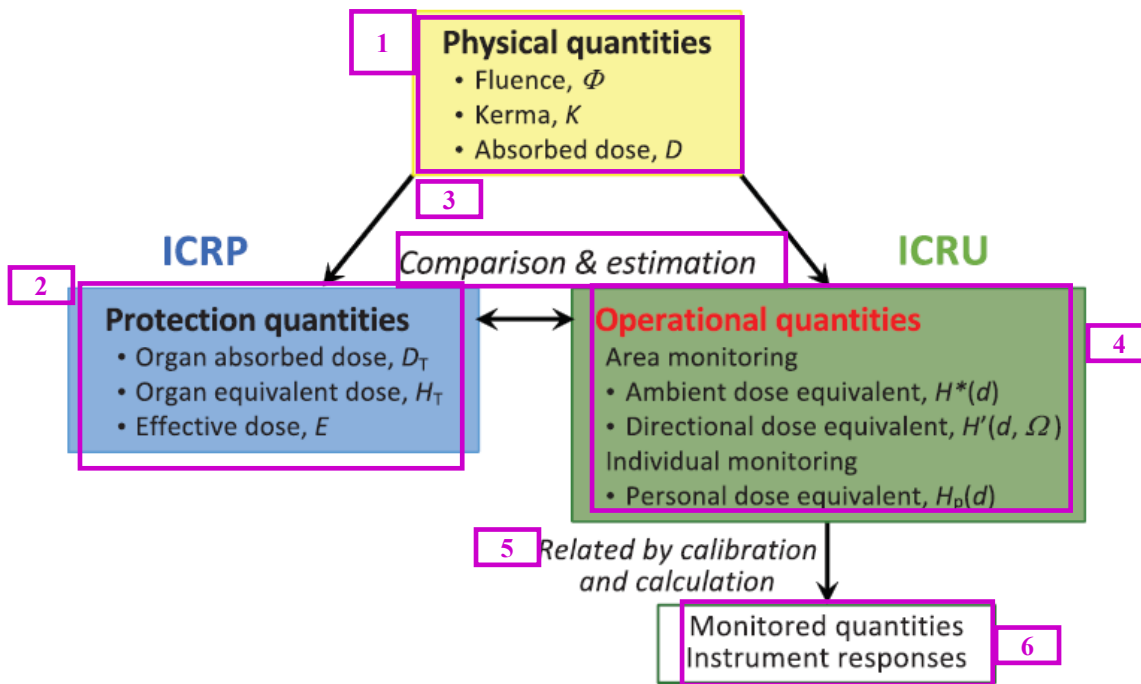


図 1.1. 放射線防護に用いられる ICRP *Publication 103* で定義された防護量と ICRU Report 39/51 実用量との関係

- | | | |
|--|---|--------------------------------|
| <p>1. 物理量</p> <ul style="list-style-type: none"> ・フルエンス, Φ ・カーマ, K ・吸収線量, D | <p>2. 防護量</p> <ul style="list-style-type: none"> ・臓器吸収線量, D_T ・臓器等価線量, H_T ・実効線量, E | <p>3. 比較と推定</p> |
| <p>4. 実用量</p> <p>エリアモニタリング</p> <ul style="list-style-type: none"> ・周辺線量当量, $H^*(d)$ ・方向性線量当量, $H'(d, \Omega)$ <p>個人モニタリング</p> <ul style="list-style-type: none"> ・個人線量当量, $H_p(d)$ | <p>5. 校正および計算により関係付けられる</p> | <p>6. モニタリングされた量
機器の応答</p> |

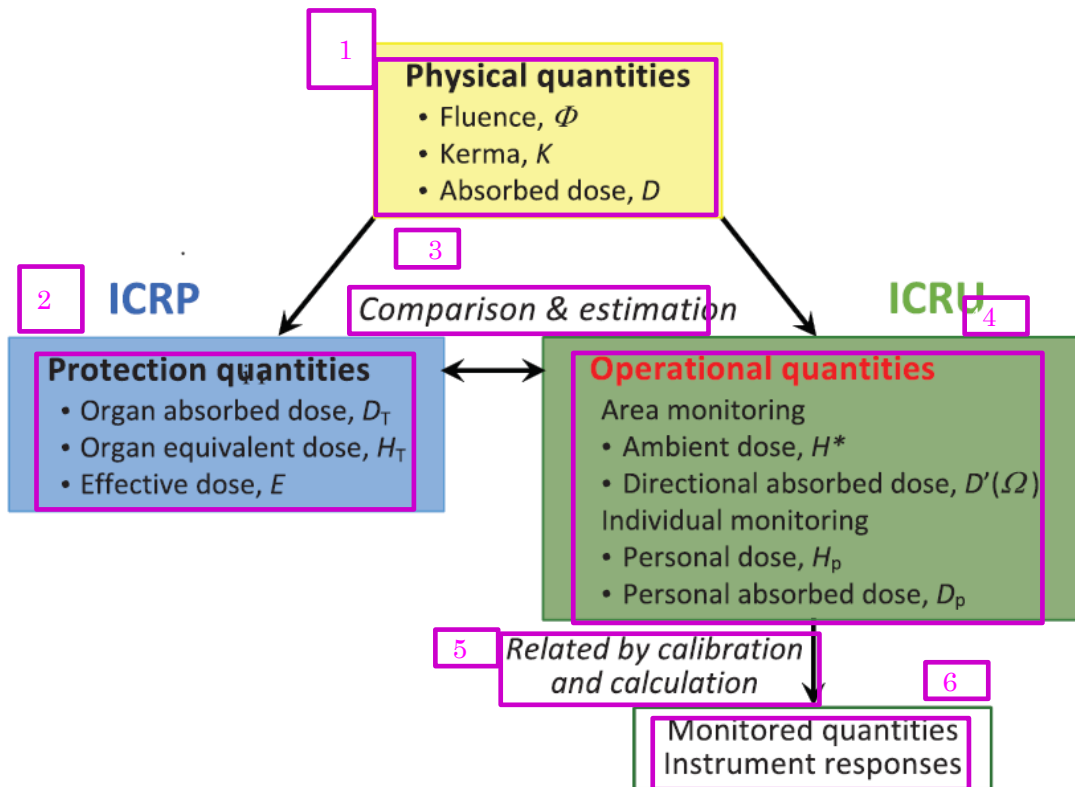


図 1.2. 放射線防護に用いられる ICRP Publication 103 の防護量と本報告書で勧告される実用量との関係

- | | | |
|--|---|--------------------------------|
| <p>1. 物理量</p> <ul style="list-style-type: none"> ・フルエンス, Φ ・カーマ, K ・吸収線量, D | <p>2. 防護量</p> <ul style="list-style-type: none"> ・臓器吸収線量, D_T ・臓器等価線量, H_T ・実効線量, E | <p>3. 比較と推定</p> |
| <p>4. 実用量</p> <p>エリアモニタリング</p> <ul style="list-style-type: none"> ・周辺線量, $H^*(d)$ ・方向性吸収線量, $D(\Omega)$ <p>個人モニタリング</p> <ul style="list-style-type: none"> ・個人線量, H_p ・個人吸収線量, D_p | <p>5. 校正および計算により関係付けられる</p> | <p>6. モニタリングされた量
機器の応答</p> |

表 2.1 防護量 (ICRP, 2007) と ICRU Report 39/51 の実用量 (第 3 章で新しく関連量を勧告) との関係

	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	実効線量 E	水晶体等価線量 $H_{T \text{ lens}}$	局所皮膚等価線量 $H_{T \text{ local skin}}$
実用量			
エリアモニタリング	周辺線量当量 $H^*(10)$	方向性線量当量 $H(3, \Omega)$	方向性線量当量 $H(0.07, \Omega)$
個人モニタリング	個人線量当量 $H_p(10)$	個人線量当量 $H_p(3)$	個人線量当量 $H_p(0.07)$

表 2.2 放射線場の量（フルエンス，空気カーマ）から防護量（ICRP，2007）および ICRU Report 39/51 の実用量への換算係数を計算するために用いたファントム

	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム（ICRP，2009）	全身ファントムにおける眼のモデル（Behrens and Dietze，2011）	100 mm × 100 mm × 100 mm 皮膚組織ファントム（IRP，2010）
実用量			
エリアモニタリング	ICRU 球，φ 300 mm	ICRU 球，φ 300 mm	ICRU 球，φ 300 mm
個人モニタリング	スラブファントム 300mm × 300mm × 150 mm	円筒状ファントム φ 200mm × 200 mm	スラブファントム 300mm × 300mm × 150 mm ピラーファントム φ 73mm × 300 mm ロッドファントム φ 19mm × 300 mm

注：実用量に関する全てのファントムは、ICRU 4 元素組織から構成される。

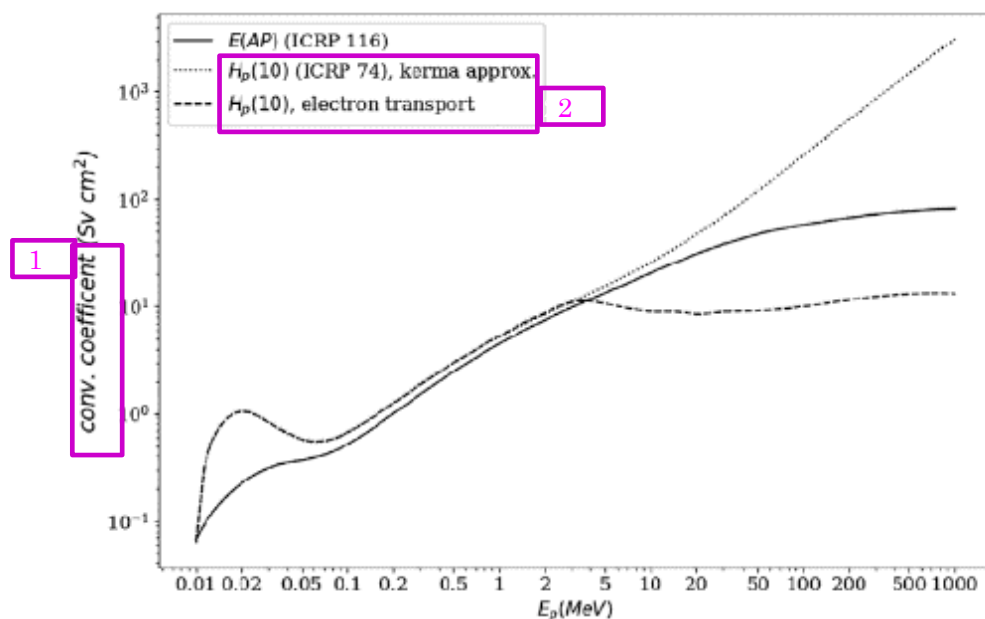


図 2.1 光子に関するフルエンスに対する線量換算係数の比較

実線：前方照射（AP）における実効線量 E の換算係数；点線：個人線量当量 $h_p(10)$ の換算係数（ICRP，1996；ICRU，1998）；

破線：全電子を輸送して算出した個人線量当量 $h_p(10)$ の換算係数（今回の計算）。

注：3 MeV より低い光子エネルギーでは点線と破線が一致する。実用量による防護量の過大評価と過小評価は、それぞれ高い光子エネルギーと低い光子エネルギーで見られる。

1. 換算係数、2. $H_p(10)$ (ICRP 74)，カーマ近似、 $H_p(10)$ 電子輸送

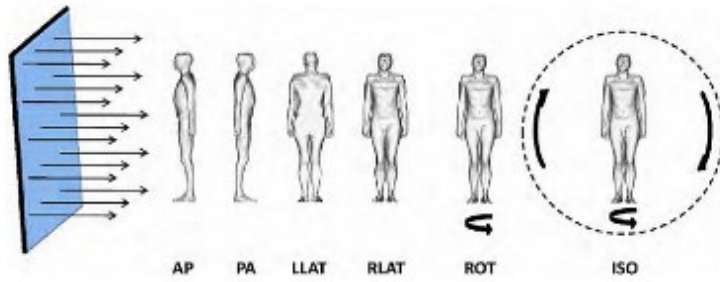


図 3.1 ICRP *Publication 116* で検討された照射ジオメトリの概略図

注 AP= 前方照射；PA= 後方照射；LLAT= 左からの側方照射；RLAT= 右からの側方照射；ROT= 回転照射；ISO= 等方照射

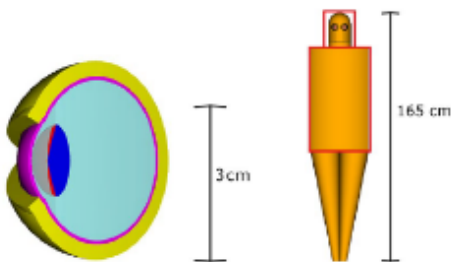


図 3.2. 眼のファントムの詳細図（左：放射線感受性の高い部位（赤色）と水晶体の残りの部位（濃い青色）；材料および構造の詳細については、Behrens, 2017a を参照のこと）および計算に使用される 2 つの眼を含むファントムの全体像（右）。広い均一な平行ビームが頭部と体幹部（右側の赤い枠）に照射する。

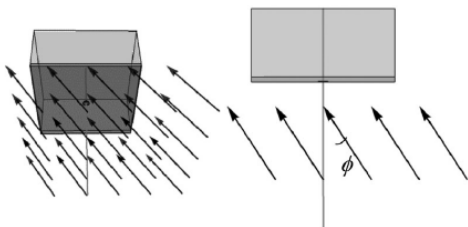


図 3.3 スラブファントムのジオメトリ。

注 左：等角図。右：上から見た図。皮膚層の厚みと円形のターゲットボリュームの直径を大きくし、見やすくしている。

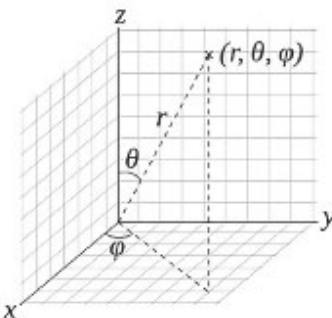


図 3.4 個人線量の座標系の概略図。

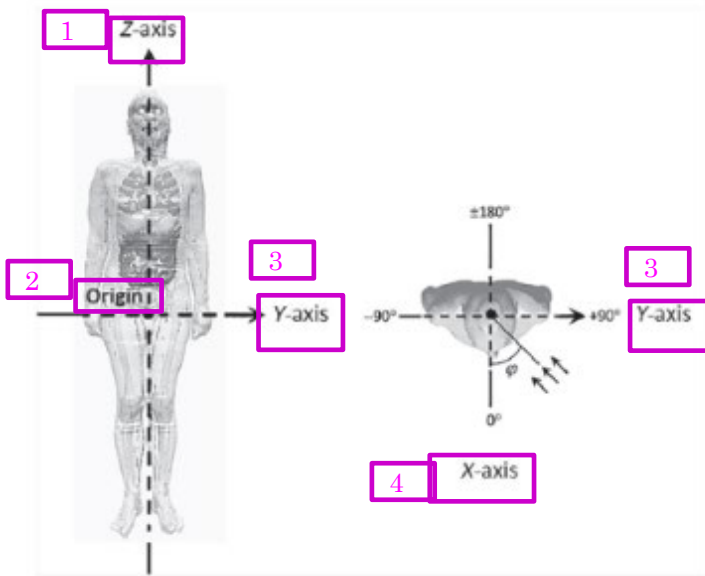


図 3.5 個人線量の座標系の原点は、人体の中央点に位置する。

- 1. Z 軸
- 2. 原点
- 3. Y 軸
- 4. X 軸

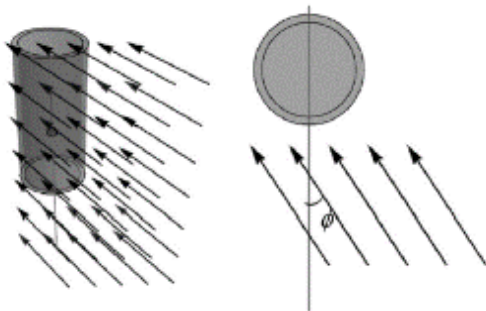


図 3.6 円筒状ファントムのジオメトリー（縮尺通りではない）

注 左：等角図。右：上から見た図。皮膚層の厚みと円形のターゲットボリュームの直径を大きくし、見やすくしている。

表 3.1 防護量と勧告される実用量の関係

	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	実効線量 E	水晶体等価線量 $H_T \text{ lens}$	局所皮膚等価線量 $H_T \text{ local skin}$
実用量			
エリアモニタリング	周辺線量 H^*	方向性水晶体吸収線量 $D_{\text{lens}} (\Omega)$	方向性局所皮膚吸収線量 $H_{\text{local skin}} (\Omega)$
個人モニタリング	個人線量 H_p	個人水晶体吸収線量 $D_{p, \text{lens}}$	個人局所皮膚吸収線量 $H_p \text{ local skin}$

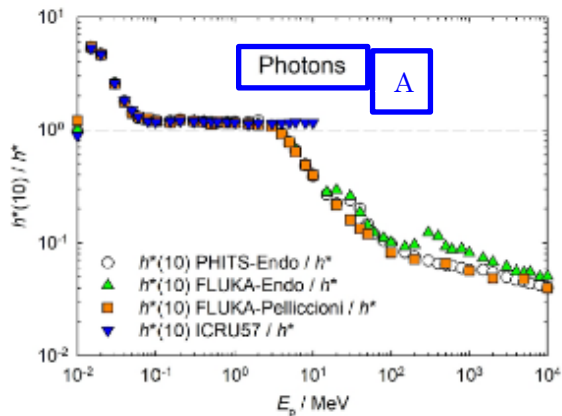
表 3.2 放射線場の量（フルエンス、空気カーマ）から防護量および勧告される実用量への換算係数を計算するために採用したファントム。

	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム (ICRP, 2009)	全身ファントムに埋め込まれた眼のモデル (Behrens and Dietze, 2011)	100 mm × 100 mm × 100 mm の皮膚組織ファントム (ICRP, 2010)
実用量			
エリアモニタリング	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム	全身ファントムに埋め込まれた眼のモデル	スラブファントム ^a 300 mm × 300 mm × 148 mm の ICRU 組織で、その前方表面は 2 mm の皮膚で覆われている。
個人モニタリング	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム	全身ファントムに埋め込まれた眼のモデル	スラブファントム ^a 300 mm × 300 mm × 148 mm の ICRU 組織で、その前方表面は 2mm の皮膚で覆われている。 ピラーファントム ^a φ 69 mm × 300 mm の ICRU 組織で、その円筒状の表面は 2 mm の ICRP 皮膚で覆われている。 ロッドファントム φ 15 mm × 300 mm の ICRU 組織で、その円筒状の表面は 2 mm の ICRP 皮膚で覆われている。

^aファントムの表面の中心、ICRP 皮膚の円筒の 1 cm²の断面積、表面に垂直な軸で 50 μm~100 μm の深さの領域での吸収線量。

表 4.1 第 4 章および付録の数値で変換係数に使用されている記号。

記号	物理的特性	換算係数の名称
h^*	H^* / Φ	フルエンスに対する周辺線量
$h^*(10)$	$H^*(10) / \Phi$	フルエンスに対する周辺線量当量
$h_p(\varphi)$	$H_p(\varphi) / \Phi$	フルエンスに対する個人線量
$h_p(10, \varphi)$	$H_p(10, \varphi) / \Phi$	フルエンスに対する深さ 10 mm での個人線量当量
$d'_{\text{lens}}(\varphi)$	$D_{\text{lens}}(\varphi) / \Phi$	フルエンスに対する方向性水晶体吸収線量
$h'(3, \varphi)$	$H(3, \varphi) / \Phi$	フルエンスに対する深さ 3 mm の方向性線量当量
$d_{\text{p lens}}(\varphi)$	$D_{\text{p lens}}(\varphi) / \Phi$	フルエンスに対する個人水晶体吸収線量
$h_p(3, \varphi)$	$H_p(3, \varphi) / \Phi$	フルエンスに対する深さ 3 mm の個人線量当量
$d'_{\text{local skin}}(\varphi)$	$D_{\text{local skin}}(\varphi) / \Phi$	フルエンスに対する方向性局所皮膚吸収線量
$h'(0.07, \varphi)$	$H(0.07, \varphi) / \Phi$	フルエンスに対する深さ 0.07 mm の方向性線量当量
$d'_{\text{local skin}}(\varphi)$	$D_{\text{local skin}}(\varphi) / \Phi$	フルエンスに対する個人局所皮膚吸収線量
$h_p(0.07, \varphi)$	$H_p(0.07, \varphi) / \Phi$	フルエンスに対する深さ 0.07 mm の個人線量当量



A. 光子（青枠 A は以下同様）

図 4.1 光子におけるフルエンスから 10mm 深さの周辺線量当量への換算係数 $h^*(10)$ と勧告値 h^* との比による比較。

注 Endo による PHITS と FLUKA を用いた結果²、Pelliccioni による FLUKA を用いた結果（2000）、カーマ近似を用いた ICRU Report 57（1998）の計算結果など、様々なコードを用いた $h^*(10)$ の計算結果を示す。

² Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan)

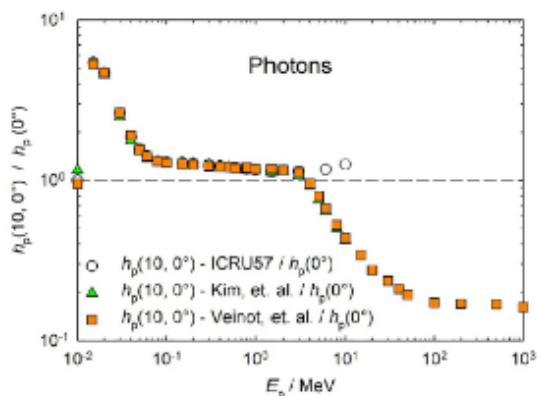


図 4.2 光子におけるフルエンスから 10mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(10,0^\circ)$ と勧告値 $h_p(0^\circ)$ との比による比較。

注 Kim and Kim (1999), Veinot and Hertel (2011), カーマ近似法を用いた ICRU Report 57 (1998) など、様々なコードを用いた $h_p(10,0^\circ)$ の計算結果を示す。

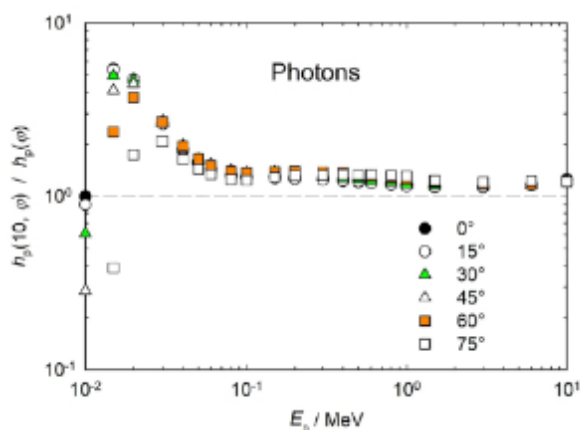
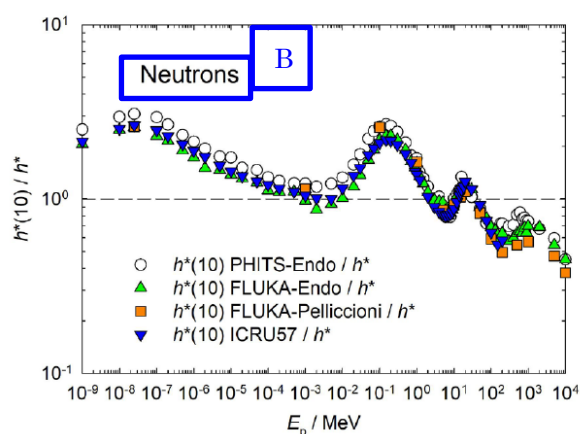


図 4.3 光子におけるフルエンスから 10mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(10, \varphi)$ と勧告値 $h_p(\varphi)$ との比による比較。(Endo, 2017)。



B. 中性子 (青枠 B は以下同様)

図 4.4 中性子におけるフルエンスから 10mm 深さの周辺線量当量への換算係数 $h^*(10)$ と勧告値 h^* との比による比較。

注 Endo による PHITS と FLUKA を用いた結果³, Pelliccioni による FLUKA を用いた結果 (2000), ICRU Report 57 (1998) の計算結果など、様々なコードを用いた $h^*(10)$ の計算結果が示される。

³ Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

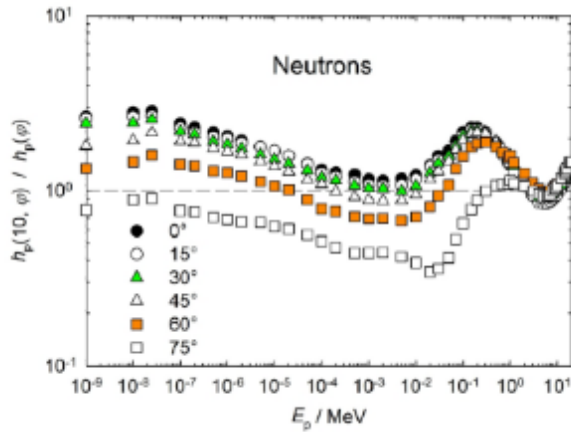
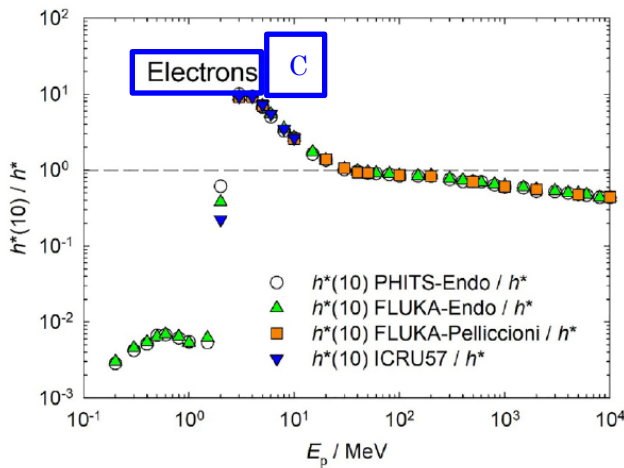


図 4.5 中性子におけるフルエンスから 10mm 深さの個人線量当量への換算係数 (ICRU Report 57 (1998)) $h_p(10, \varphi)$ と勧告値 h^* との比による比較。(Endo, 2017)



C. 電子 (青枠 C は以下同様)

図 4.6 電子におけるフルエンスから 10mm 深さの周辺線量当量への換算係数 $h^*(10)$ と勧告値 h^* との比による比較。

注 Endo³による PHITS と FLUKA を用いた結果³, Pelliccioni による FLUKA を用いた結果 (2000), ICRU Report 57 (1998) の計算結果など, 様々なコードを用いた $h^*(10)$ の計算結果が示される。

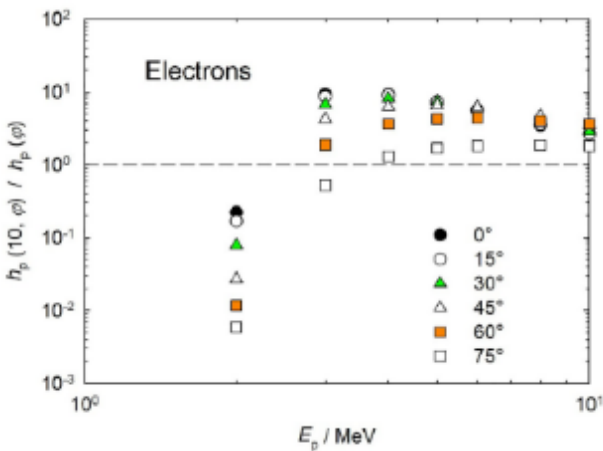
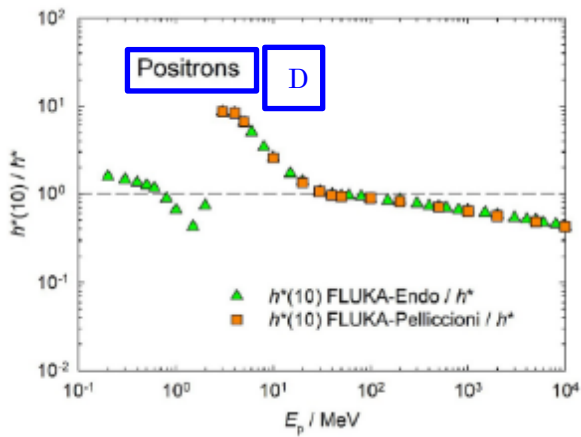


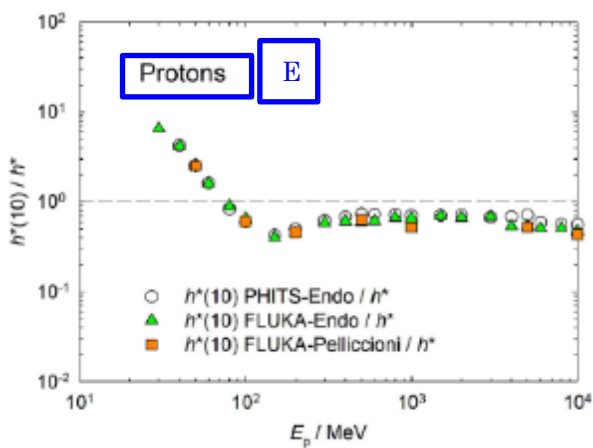
図 4.7 Grosswendt and Chartier (1994) と ICRU Report 57 (1998) による, 電子におけるフルエンスから 10mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(10, \varphi)$ と、勧告値 $h_p(\varphi)$ との比による比較。(Endo, 2017)。



D. 陽電子（青枠 D は以下同様）

図 4.8 陽電子におけるフルエンスから 10mm 深さの周辺線量当量への換算係数 $h^*(10)$ と勧告値 h^* との比による比較。

注 Endo による FLUKA を用いた結果⁴や Pelliccioni による FLUKA を用いた結果 (2000) など、様々なコードを用いた $h^*(10)$ の計算結果が示される。



E. 陽子（青枠 E は以下同様）

図 4.9 陽子におけるフルエンスから 10mm 深さの周辺線量当量への換算係数 $h^*(10)$ と勧告値 h^* との比による比較。

注 Endo による PHITS と FLUKA を用いた結果⁴や Pelliccioni による FLUKA を用いた結果 (2000) など、様々なコードを用いた $h^*(10)$ の計算結果が示される。

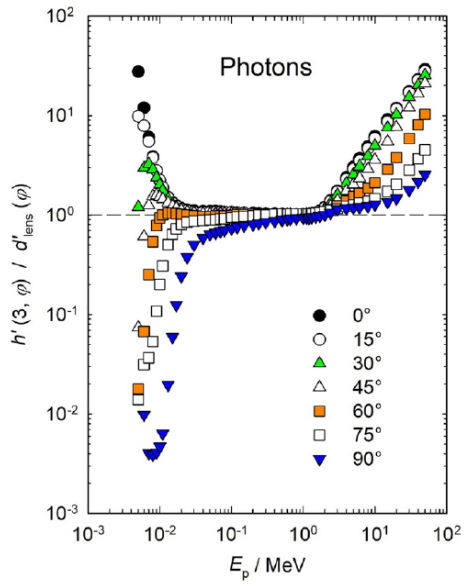


図 4.10 光子におけるカーマ近似によるフルエンスから 3mm 深さの方向性線量当量への換算係数 $h'(3, \varphi)$ と勧告値 $d'_{\text{lens}}(\varphi)$ との比による比較。(Behrens, 2017b)。

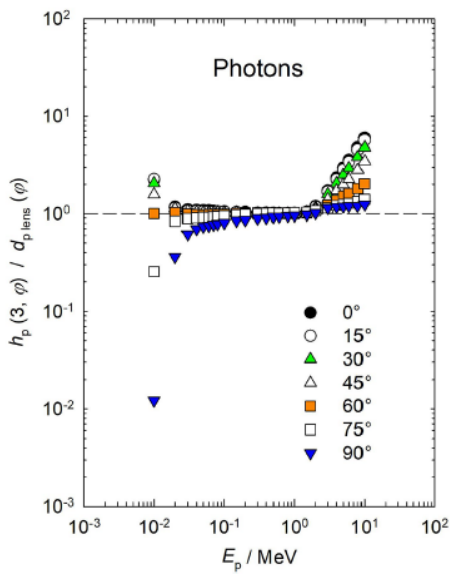


図 4.11 光子におけるフルエンスから 3mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(3, \varphi)$ と勧告値 $d_{\text{lens}}(\varphi)$ との比による比較。(Behrens, 2017a)。

注 様々なコードを用いた $h_p(3, \varphi)$ の計算結果を示す (Daures *et al.*, 2011 ; Gualdrini *et al.*, 2011)。 $h_p(3, \varphi)$ のデータは 10 keV ~ 10 MeV の範囲となっている。

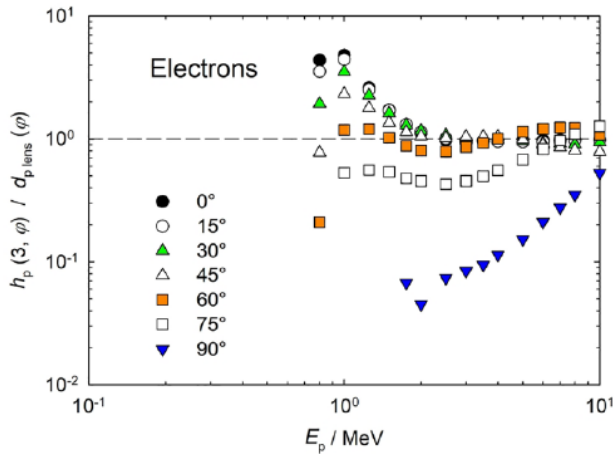


図 4.12 電子におけるフルエンスから 3mm 深さの個人線量当量への換算係数 (Ferrari and Gualdrini, 2012) $h_p(3, \varphi)$ と勧告値 $d_{\text{lens}}(\varphi)$ (いずれかの眼の水晶体全体の最大値) との比による比較。(Behrens, 2017a)。

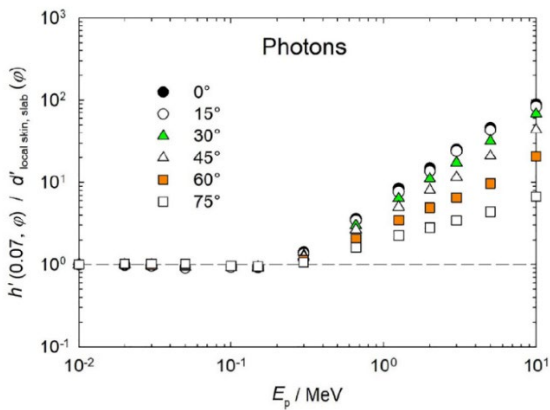


図 4.13 光子におけるフルエンスから 0.07mm 深さの方向性線量当量への換算係数 $h'(0.07, \varphi)$ と勧告値 $d'_{\text{local skin slab}}(\varphi)$ ⁵ との比による比較。

注 $h'(0.07, \varphi)$ の計算は、カーマ近似を用いた ICRU Report 57 (1998) から引用した。

⁵ Dauers, J. (2017). *Personal communication* (Gif-sur-Yvette, Cedex France).

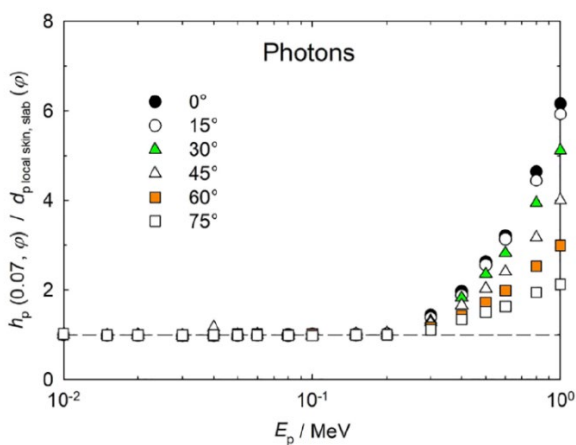


図 4.14 光子におけるフルエンスから 0.07mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(0.07, \varphi)$ と勧告値 $d_{\text{p local skin slab}}(\varphi)$ ⁶ との比による比較。

注 $d_{\text{p local skin slab}}(\varphi)$ の計算は、カーマ近似を用いた ICRU Report 57 (1998) から引用した。

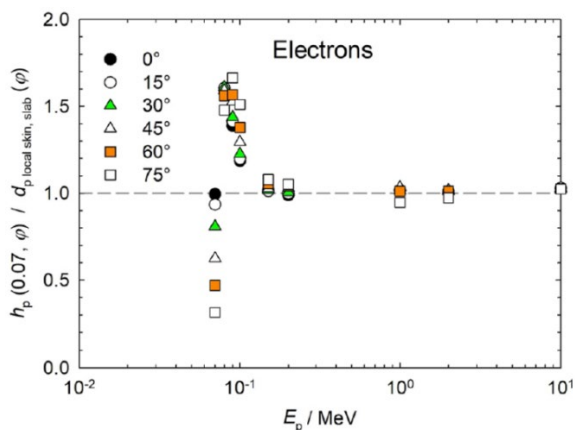


図 4.15 電子におけるフルエンスから 0.07mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(0.07, \varphi)$ と勧告値 $d_{p,local,skin,slab}(\varphi)$ ⁶ との比による比較。

注 $h_p(0.07, \varphi)$ の計算は、ICRU Report 57 (1998) から引用した。

⁶ Daures, J. (2017). *Personal communication* (Gif-sur-Yvette, Cedex France)

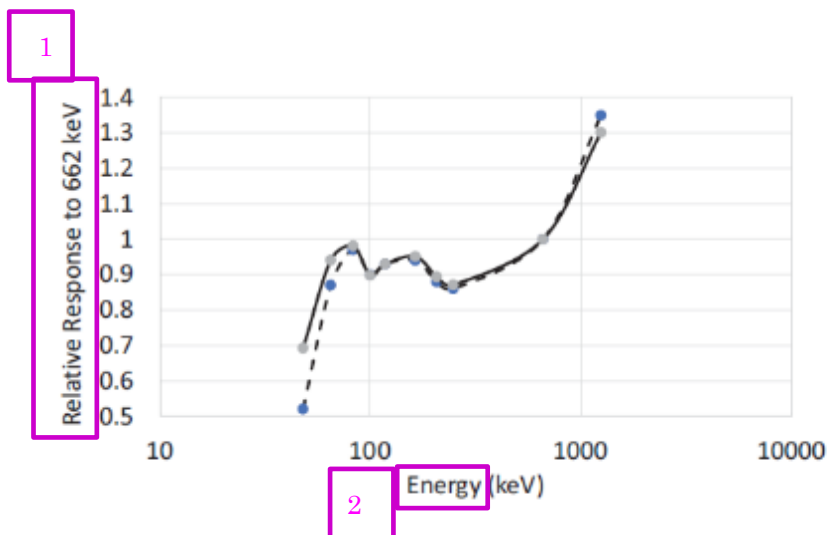


図 5.1 ガイガー・ミュラー計数管を用いた市販のエアモニタリング機器の周辺線量 H^* (実線) および周辺線量当量 $H^*(10)$ (破線) の 662 keV に対する相対レスポンス (Otto, 2019 を変更して利用)。

1. 662KeV に対する相対レスポンス
2. エネルギー

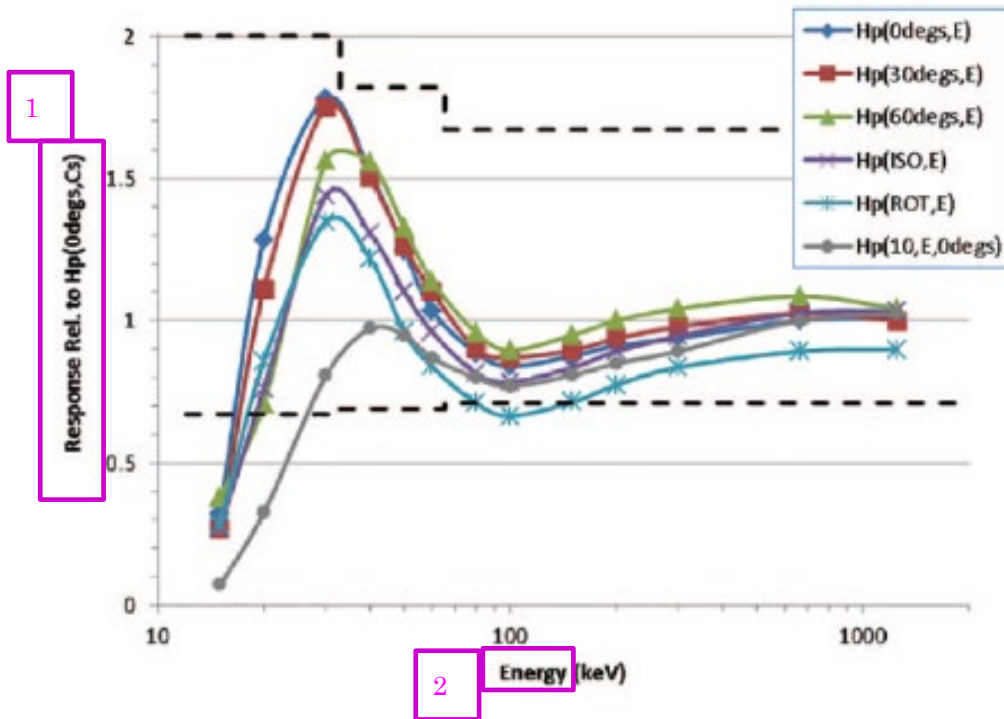


図 5.2 再設計された熱ルミネセンス線量計の $H_p(0^\circ, Cs)$ に対する $H_p(\varphi)$ の相対レスポンス。
 注 また、再設計後の $H_p(10, 0^\circ)/H_p(10, 0^\circ, Cs)$ の相対レスポンスを示す (Eakins and Tanner, 2019)。
 1. $H_p(0deg, Cs)$ に対する相対レスポンス
 2. エネルギー

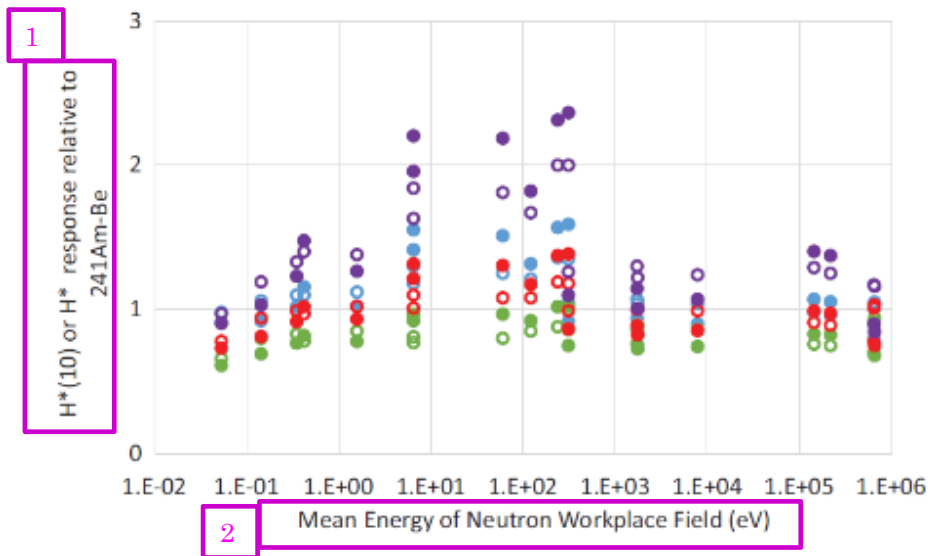


図 5.3 4つのレムカウンターの19の作業中性子場に対する $^{241}\text{Am}\text{-Be}$ からの中性子に対する計算された相対レスポンス (Eakins *et al.*, 2018 から入手)。
 注 白抜き記号は、 $H^*(10)$ に対する相対レスポンスを、白抜き以外の記号は H^* に対する相対レスポンスを示す。各機器は、色で分けて示している。各作業場中性子の平均エネルギーは、その中性子場について計算された $H^*(10)$ の換算係数で表される。
 1. $^{241}\text{Am}\text{-Be}$ に対する $H^*(10)$ または H^* の相対レスポンス
 2. 作業中性子場の平均エネルギー

表 A.1.0 周辺線量 H^* への換算係数。

表/図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲 (MeV)	最大化のための照射ジオメトリー
A.1.1a	光子	フルエンス	5.0 E-03-1.0 E+04	AP, PA, LLAT, RLAT,
A.1.1b	光子	空気カーマ	5.0 E-03-5.0 E+01	ROT, ISO,
A.1.2	中性子	フルエンス	1.0 E-09-1.0 E+04	SS-ISO, IS-ISO
A.1.3	電子	フルエンス	1.0 E-02-1.0 E+04	
A.1.4	陽電子	フルエンス	1.0 E-02-1.0 E+04	
A.1.5	陽子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+04	AP, PA,
A.1.6	負ミュオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+04	ISO,
A.1.7	正ミュオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+04	SS-ISO, IS-ISO
A.1.8	負パイオン	フルエンス	1.0 E+00-2.0 E+05	
A.1.9	正パイオン	フルエンス	1.0 E+00-2.0 E+05	
A.1.10	He ²⁺ イオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+05 ^a	AP, PA, ISO

^a MeV/u における He イオンのエネルギー

表 A.1.1a 光子フルエンスから周辺線量への換算係数 (Endo², ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$	E_p /MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$
5.000E-03	1.34E-02	2.000E+00	7.48E+00
6.000E-03	1.66E-02	3.000E+00	9.75E+00
7.000E-03	2.25E-02	4.000E+00	1.17E+01
8.000E-03	3.35E-02	5.000E+00	1.34E+01
9.000E-03	4.90E-02	6.000E+00	1.50E+01
1.000E-02	6.85E-02	6.129E+00	1.52E+01
1.200E-02	1.05E-01	8.000E+00	1.86E+01
1.300E-02	1.22E-01	1.000E+01	2.21E+01
1.500E-02	1.56E-01	1.500E+01	3.04E+01
1.700E-02	1.81E-01	2.000E+01	3.82E+01
2.000E-02	2.25E-01	3.000E+01	5.13E+01
2.500E-02	2.75E-01	4.000E+01	6.18E+01
3.000E-02	3.12E-01	5.000E+01	7.23E+01
4.000E-02	3.50E-01	6.000E+01	8.21E+01
5.000E-02	3.69E-01	8.000E+01	9.81E+01
6.000E-02	3.89E-01	1.000E+02	1.10E+02
7.000E-02	4.11E-01	1.500E+02	1.30E+02
8.000E-02	4.43E-01	2.000E+02	1.44E+02
1.000E-01	5.18E-01	3.000E+02	1.61E+02
1.500E-01	7.47E-01	4.000E+02	1.73E+02
2.000E-01	1.00E+00	5.000E+02	1.81E+02
3.000E-01	1.51E+00	6.000E+02	1.87E+02
4.000E-01	2.00E+00	8.000E+02	1.96E+02
5.000E-01	2.47E+00	1.000E+03	2.06E+02
5.110E-01	2.52E+00	1.500E+03	2.13E+02
6.000E-01	2.91E+00	2.000E+03	2.36E+02
6.620E-01	3.17E+00	3.000E+03	2.53E+02
8.000E-01	3.73E+00	4.000E+03	2.67E+02
1.000E+00	4.49E+00	5.000E+03	2.77E+02
1.117E+00	4.90E+00	6.000E+03	2.85E+02
1.330E+00	5.60E+00	8.000E+03	2.99E+02
1.500E+00	6.12E+00	1.000E+04	3.07E+02

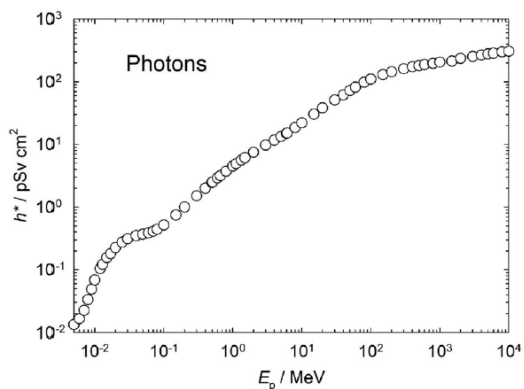


図 A.1.1a 光子インフルエンスから周辺線量への換算係数 (Endo², ICRP, 2010)。

表 A.1.1b 光子空気カーマから周辺線量への換算係数 (Endo³, ICRP, 2010)。

E_p/MeV	$h^*/(\text{Sv Gy}^{-1})$	E_p/MeV	$h^*/(\text{Sv Gy}^{-1})$
5.000E-03	4.37E-04	5.000E-01	1.04E+00
6.000E-03	7.81E-04	5.110E-01	1.04E+00
7.000E-03	1.45E-03	6.000E-01	1.02E+00
8.000E-03	2.84E-03	6.620E-01	1.02E+00
9.000E-03	5.31E-03	8.000E-01	1.01E+00
1.000E-02	9.26E-03	1.000E+00	1.00E+00
1.200E-02	2.09E-02	1.117E+00	1.00E+00
1.300E-02	2.88E-02	1.330E+00	1.00E+00
1.500E-02	4.99E-02	1.500E+00	9.96E-01
1.700E-02	7.58E-02	2.000E+00	9.90E-01
2.000E-02	1.34E-01	3.000E+00	9.77E-01
2.500E-02	2.60E-01	4.000E+00	9.64E-01
3.000E-02	4.32E-01	5.000E+00	9.45E-01
4.000E-02	8.16E-01	6.000E+00	9.28E-01
5.000E-02	1.14E+00	6.129E+00	9.25E-01
6.000E-02	1.35E+00	8.000E+00	9.24E-01
7.000E-02	1.43E+00	1.000E+01	9.16E-01
8.000E-02	1.44E+00	1.500E+01	8.82E-01
1.000E-01	1.39E+00	2.000E+01	8.42E-01
1.500E-01	1.25E+00	3.000E+01	7.48E-01
2.000E-01	1.17E+00	4.000E+01	6.62E-01
3.000E-01	1.09E+00	5.000E+01	6.07E-01
4.000E-01	1.06E+00		

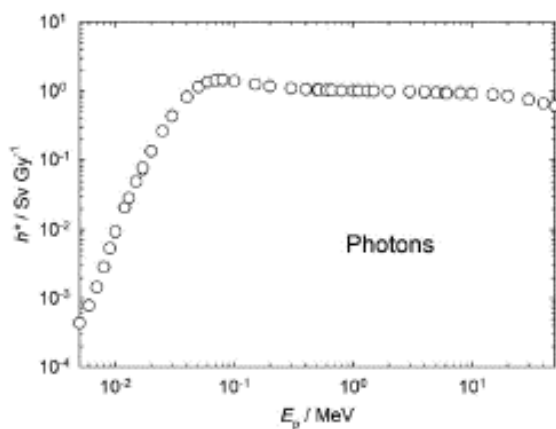


図 A.1.1b 光子空気カーマから周辺線量への換算係数 (Endo³, ICRP, 2010)。

表 A.1.2 中性子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$	E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$
1.00E-09	3.09E+00	3.00E+00	4.58E+02
1.00E-08	3.55E+00	4.00E+00	4.83E+02
2.50E-08	4.00E+00	5.00E+00	4.94E+02
1.00E-07	5.20E+00	6.00E+00	4.98E+02
2.00E-07	5.87E+00	7.00E+00	4.99E+02
5.00E-07	6.59E+00	8.00E+00	4.99E+02
1.00E-06	7.03E+00	9.00E+00	5.00E+02
2.00E-06	7.39E+00	1.00E+01	5.00E+02
5.00E-06	7.71E+00	1.20E+01	4.99E+02
1.00E-05	7.82E+00	1.40E+01	4.95E+02
2.00E-05	7.84E+00	1.50E+01	4.93E+02
5.00E-05	7.82E+00	1.60E+01	4.90E+02
1.00E-04	7.79E+00	1.80E+01	4.84E+02
2.00E-04	7.73E+00	2.00E+01	4.77E+02
5.00E-04	7.54E+00	2.10E+01	4.74E+02
1.00E-03	7.54E+00	3.00E+01	4.53E+02
2.00E-03	7.61E+00	5.00E+01	4.33E+02
5.00E-03	7.97E+00	7.50E+01	4.39E+02
1.00E-02	9.11E+00	1.00E+02	4.44E+02
2.00E-02	1.22E+01	1.30E+02	4.46E+02
3.00E-02	1.57E+01	1.50E+02	4.46E+02
5.00E-02	2.30E+01	1.80E+02	4.47E+02
7.00E-02	3.06E+01	2.00E+02	4.48E+02
1.00E-01	4.19E+01	3.00E+02	4.73E+02
1.50E-01	6.06E+01	4.00E+02	5.15E+02
2.00E-01	7.88E+01	5.00E+02	5.33E+02
3.00E-01	1.14E+02	6.00E+02	5.69E+02
5.00E-01	1.77E+02	7.00E+02	6.25E+02
7.00E-01	2.32E+02	8.00E+02	6.38E+02
9.00E-01	2.79E+02	9.00E+02	6.45E+02
1.00E+00	3.01E+02	1.00E+03	6.63E+02
1.20E+00	3.30E+02	2.00E+03	7.69E+02
1.50E+00	3.65E+02	5.00E+03	1.04E+03
2.00E+00	4.07E+02	1.00E+04	1.39E+03

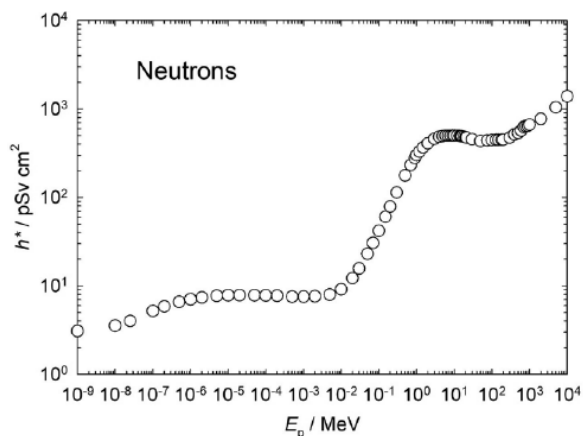


図 A.1.2 中性子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

表 A.1.3 電子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$	E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$
1.00E-02	2.69E-02	1.50E+01	1.88E+02
1.50E-02	4.04E-02	2.00E+01	2.36E+02
2.00E-02	5.39E-02	3.00E+01	3.02E+02
3.00E-02	8.10E-02	4.00E+01	3.29E+02
4.00E-02	1.08E-01	5.00E+01	3.37E+02
5.00E-02	1.35E-01	6.00E+01	3.44E+02
6.00E-02	1.63E-01	8.00E+01	3.58E+02
8.00E-02	2.18E-01	1.00E+02	3.66E+02
1.00E-01	2.75E-01	1.50E+02	3.79E+02
1.50E-01	4.18E-01	2.00E+02	3.88E+02
2.00E-01	5.69E-01	3.00E+02	4.11E+02
3.00E-01	8.89E-01	4.00E+02	4.35E+02
4.00E-01	1.24E+00	5.00E+02	4.49E+02
5.00E-01	1.63E+00	6.00E+02	4.64E+02
6.00E-01	2.05E+00	8.00E+02	4.88E+02
8.00E-01	4.04E+00	1.00E+03	5.08E+02
1.00E+00	7.10E+00	1.50E+03	5.25E+02
1.50E+00	1.50E+01	2.00E+03	5.68E+02
2.00E+00	2.24E+01	3.00E+03	6.08E+02
3.00E+00	3.61E+01	4.00E+03	6.38E+02
4.00E+00	4.82E+01	5.00E+03	6.61E+02
5.00E+00	5.93E+01	6.00E+03	6.83E+02
6.00E+00	7.06E+01	8.00E+03	7.16E+02
8.00E+00	9.79E+01	1.00E+04	7.42E+02
1.00E+01	1.25E+02		

表 A.1.4 陽電子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$	E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$
1.00E-02	3.28E+00	1.50E+01	1.84E+02
1.50E-02	3.29E+00	2.00E+01	2.29E+02
2.00E-02	3.30E+00	3.00E+01	2.94E+02
3.00E-02	3.33E+00	4.00E+01	3.20E+02
4.00E-02	3.36E+00	5.00E+01	3.27E+02
5.00E-02	3.39E+00	6.00E+01	3.34E+02
6.00E-02	3.42E+00	8.00E+01	3.49E+02
8.00E-02	3.47E+00	1.00E+02	3.57E+02
1.00E-01	3.53E+00	1.50E+02	3.71E+02
1.50E-01	3.67E+00	2.00E+02	3.83E+02
2.00E-01	3.84E+00	3.00E+02	4.12E+02
3.00E-01	4.16E+00	4.00E+02	4.35E+02
4.00E-01	4.52E+00	5.00E+02	4.49E+02
5.00E-01	4.90E+00	6.00E+02	4.62E+02
6.00E-01	5.36E+00	8.00E+02	4.85E+02
8.00E-01	7.41E+00	1.00E+03	5.05E+02
1.00E+00	1.05E+01	1.50E+03	5.22E+02
1.50E+00	1.83E+01	2.00E+03	5.66E+02
2.00E+00	2.57E+01	3.00E+03	6.04E+02
3.00E+00	3.91E+01	4.00E+03	6.33E+02
4.00E+00	5.10E+01	5.00E+03	6.59E+02
5.00E+00	6.17E+01	6.00E+03	6.83E+02
6.00E+00	7.29E+01	8.00E+03	7.16E+02
8.00E+00	9.90E+01	1.00E+04	7.46E+02
1.00E+01	1.26E+02		

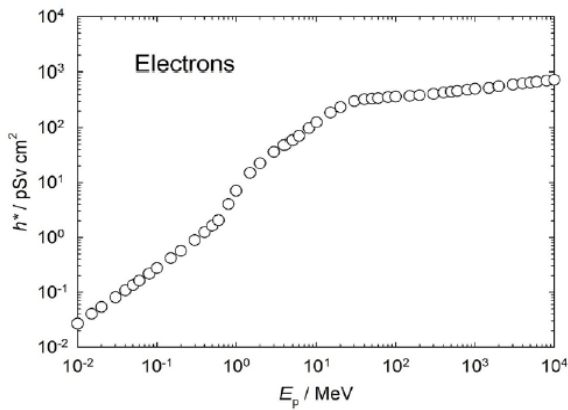


図 A.1.3 電子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

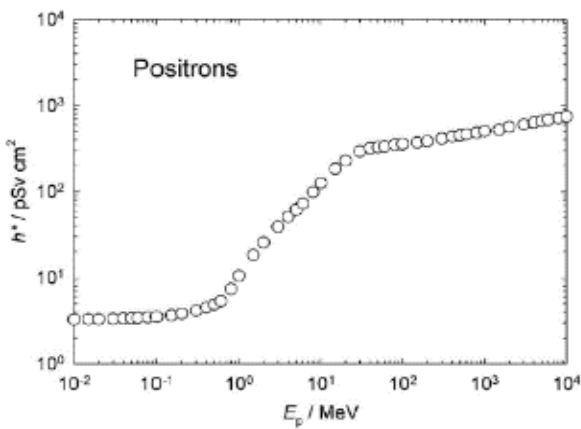


図 A.1.4 陽電子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

表 A.1.5 陽子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

E_p / MeV	$h^*(\text{pSv cm}^2)$
1.00E+00	5.47E+00
1.50E+00	8.21E+00
2.00E+00	1.09E+01
3.00E+00	1.64E+01
4.00E+00	2.19E+01
5.00E+00	2.73E+01
6.00E+00	3.28E+01
8.00E+00	4.37E+01
1.00E+01	5.49E+01
1.50E+01	1.89E+02
2.00E+01	4.28E+02
3.00E+01	7.50E+02
4.00E+01	1.02E+03
5.00E+01	1.18E+03
6.00E+01	1.48E+03
8.00E+01	2.16E+03
1.00E+02	2.51E+03
1.50E+02	2.82E+03
2.00E+02	2.18E+03
3.00E+02	1.45E+03
4.00E+02	1.30E+03
5.00E+02	1.24E+03
6.00E+02	1.23E+03
8.00E+02	1.23E+03
1.00E+03	1.23E+03
1.50E+03	1.25E+03
2.00E+03	1.28E+03
3.00E+03	1.35E+03
4.00E+03	1.48E+03
5.00E+03	1.46E+03
6.00E+03	1.71E+03
8.00E+03	1.88E+03
1.00E+04	1.93E+03

表 A.1.6 負ミュオンフルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$
1.00E+00	1.80E+02
1.50E+00	1.80E+02
2.00E+00	1.84E+02
3.00E+00	1.88E+02
4.00E+00	1.93E+02
5.00E+00	2.05E+02
6.00E+00	2.42E+02
8.00E+00	2.93E+02
1.00E+01	3.32E+02
1.50E+01	4.14E+02
2.00E+01	4.65E+02
3.00E+01	6.57E+02
4.00E+01	7.35E+02
5.00E+01	7.55E+02
6.00E+01	7.75E+02
8.00E+01	5.05E+02
1.00E+02	4.35E+02
1.50E+02	3.55E+02
2.00E+02	3.33E+02
3.00E+02	3.22E+02
4.00E+02	3.22E+02
5.00E+02	3.24E+02
6.00E+02	3.28E+02
8.00E+02	3.33E+02
1.00E+03	3.42E+02
1.50E+03	3.38E+02
2.00E+03	3.41E+02
3.00E+03	3.44E+02
4.00E+03	3.47E+02
5.00E+03	3.48E+02
6.00E+03	3.47E+02
8.00E+03	3.49E+02
1.00E+04	3.49E+02

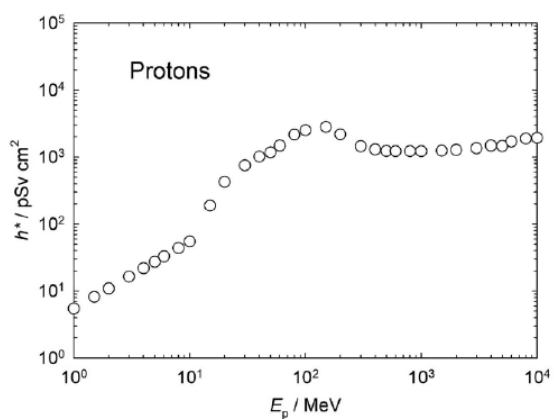
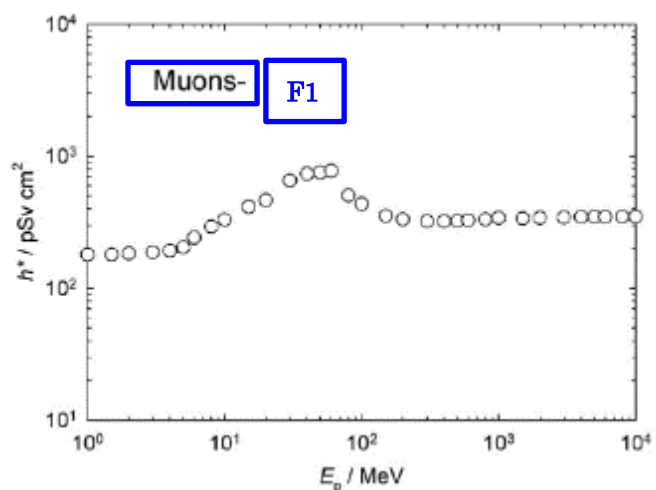


図 A.1.5 陽子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。



F1. 負ミュオン（青枠 F1 は以下同様）

図 A.1.6 負ミュオンフルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP, 2010）。

表 A.1.7 正ミュオンフルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP, 2010）。

E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$
1.00E+00	1.94E+02
1.50E+00	1.96E+02
2.00E+00	1.98E+02
3.00E+00	2.02E+02
4.00E+00	2.07E+02
5.00E+00	2.16E+02
6.00E+00	2.51E+02
8.00E+00	3.00E+02
1.00E+01	3.40E+02
1.50E+01	4.25E+02
2.00E+01	4.81E+02
3.00E+01	6.74E+02
4.00E+01	7.51E+02
5.00E+01	7.68E+02
6.00E+01	7.87E+02
8.00E+01	5.10E+02
1.00E+02	4.37E+02
1.50E+02	3.54E+02
2.00E+02	3.33E+02
3.00E+02	3.20E+02
4.00E+02	3.21E+02
5.00E+02	3.23E+02
6.00E+02	3.25E+02
8.00E+02	3.30E+02
1.00E+03	3.34E+02
1.50E+03	3.39E+02
2.00E+03	3.41E+02
3.00E+03	3.44E+02
4.00E+03	3.47E+02
5.00E+03	3.48E+02
6.00E+03	3.47E+02
8.00E+03	3.49E+02
1.00E+04	3.49E+02

表 A.1.8 負パイオンフルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$	E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$
1.00E+00	4.06E+02	6.00E+02	9.17E+02
1.50E+00	4.22E+02	8.00E+02	9.76E+02
2.00E+00	4.33E+02	1.00E+03	1.02E+03
3.00E+00	4.58E+02	1.50E+03	1.08E+03
4.00E+00	4.91E+02	2.00E+03	1.12E+03
5.00E+00	5.28E+02	3.00E+03	1.13E+03
6.00E+00	6.73E+02	4.00E+03	1.17E+03
8.00E+00	9.65E+02	5.00E+03	1.23E+03
1.00E+01	1.09E+03	6.00E+03	1.26E+03
1.50E+01	1.25E+03	8.00E+03	1.39E+03
2.00E+01	1.28E+03	1.00E+04	1.46E+03
3.00E+01	1.77E+03	1.50E+04	1.60E+03
4.00E+01	1.92E+03	2.00E+04	1.70E+03
5.00E+01	1.93E+03	3.00E+04	1.86E+03
6.00E+01	1.99E+03	4.00E+04	1.99E+03
8.00E+01	1.31E+03	5.00E+04	2.11E+03
1.00E+02	1.03E+03	6.00E+04	2.21E+03
1.50E+02	9.27E+02	8.00E+04	2.42E+03
2.00E+02	9.02E+02	1.00E+05	2.60E+03
3.00E+02	8.48E+02	1.50E+05	2.98E+03
4.00E+02	8.50E+02	2.00E+05	3.14E+03
5.00E+02	8.80E+02		

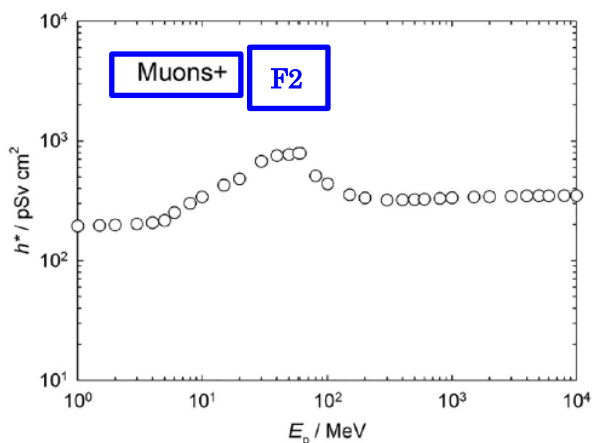
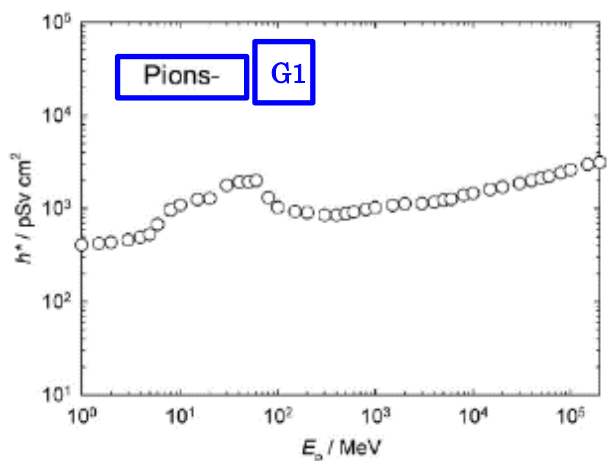


図 A.1.7 正ミュオンフルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。
F2. 正ミュオン (青枠 F2 は以下同様)



G1. 負パイオン（青枠 G1 は以下同様）

図 A.1.8 負パイオンフルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP, 2010）。

表 A.1.9 正パイオンフルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP, 2010）。

E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$	E_p/MeV	$h^*/(\text{pSv cm}^2)$
1.00E+00	3.14E+02	6.00E+02	9.80E+02
1.50E+00	3.24E+02	8.00E+02	1.04E+03
2.00E+00	3.40E+02	1.00E+03	1.09E+03
3.00E+00	3.79E+02	1.50E+03	1.16E+03
4.00E+00	4.29E+02	2.00E+03	1.19E+03
5.00E+00	4.89E+02	3.00E+03	1.18E+03
6.00E+00	5.40E+02	4.00E+03	1.21E+03
8.00E+00	7.17E+02	5.00E+03	1.27E+03
1.00E+01	8.19E+02	6.00E+03	1.29E+03
1.50E+01	1.00E+03	8.00E+03	1.39E+03
2.00E+01	1.10E+03	1.00E+04	1.46E+03
3.00E+01	1.52E+03	1.50E+04	1.60E+03
4.00E+01	1.75E+03	2.00E+04	1.69E+03
5.00E+01	1.83E+03	3.00E+04	1.86E+03
6.00E+01	1.82E+03	4.00E+04	1.97E+03
8.00E+01	1.38E+03	5.00E+04	2.09E+03
1.00E+02	1.13E+03	6.00E+04	2.20E+03
1.50E+02	1.22E+03	8.00E+04	2.38E+03
2.00E+02	1.25E+03	1.00E+05	2.53E+03
3.00E+02	1.10E+03	1.50E+05	2.90E+03
4.00E+02	9.98E+02	2.00E+05	3.24E+03
5.00E+02	9.70E+02		

表 A.1.10 He²⁺イオンフルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

$E_p / \text{MeV u}^{-1}$	$h^* / (\text{pSv cm}^2)$
1.00E+00	2.19E+02
2.00E+00	4.38E+02
3.00E+00	6.57E+02
5.00E+00	1.09E+03
1.00E+01	2.19E+03
1.40E+01	4.61E+03
2.00E+01	1.72E+04
3.00E+01	3.01E+04
5.00E+01	4.75E+04
7.50E+01	8.05E+04
1.00E+02	1.01E+05
1.50E+02	1.10E+05
2.00E+02	7.29E+04
3.00E+02	5.33E+04
5.00E+02	4.49E+04
7.00E+02	4.60E+04
1.00E+03	4.47E+04
2.00E+03	4.80E+04
3.00E+03	5.01E+04
5.00E+03	5.17E+04
1.00E+04	6.26E+04
2.00E+04	7.10E+04
5.00E+04	9.67E+04
1.00E+05	1.24E+05

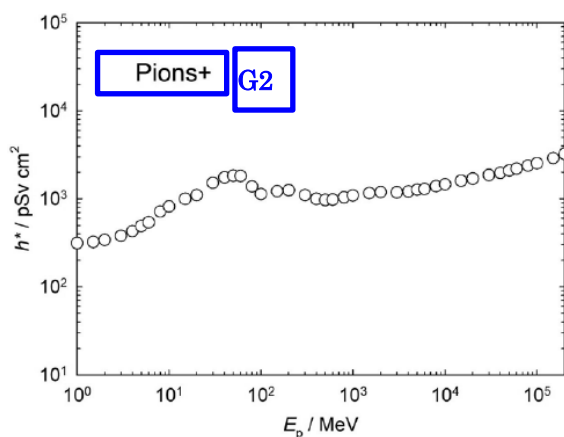
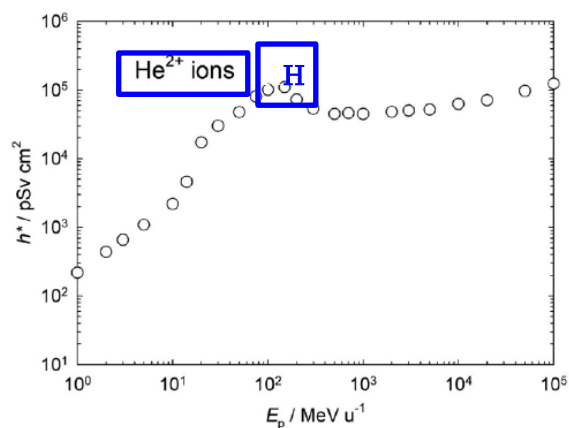


図 A.1.9 正パイオンフルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。
G2. 負パイオン (青枠 G2 は以下同様)



H. He²⁺イオン (青枠 H は以下同様)

図 A.1.10 He²⁺イオンフルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

表 A.2.0 角度範囲 0°~90°, 180°, ROT, ISO, SS-ISO, IS-ISO の個人線量 H_p への換算係数。

表/図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲 (MeV)
A.2.1a	光子	フルエンス	5.0 E-03-1.0 E+03
A.2.1b	光子	空気カーマ	5.0 E-03-5.0 E+01
A.2.2	中性子	フルエンス	1.0 E-09-1.0 E+03
A.2.3	電子	フルエンス	1.0 E-02-1.0 E+03
A.2.4	陽電子	フルエンス	1.0 E-02-1.0 E+03
A.2.5	陽子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.6	負ミュオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.7	正ミュオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.8	負パイオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.9	正パイオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.10	He ²⁺ イオン	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03 ^a

^a.MeV/u で表される He²⁺イオンのエネルギー。

表 A.2.1a 光子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo⁴, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h_p(\phi)$ (pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
5.0E-03	1.34E-02	1.41E-02	1.39E-02	1.30E-02	1.16E-02	9.37E-03	6.87E-03	1.33E-02	1.15E-02	1.04E-02	1.05E-02	1.02E-02
6.0E-03	1.66E-02	1.79E-02	1.81E-02	1.71E-02	1.51E-02	1.19E-02	8.28E-03	1.59E-02	1.41E-02	1.28E-02	1.31E-02	1.25E-02
7.0E-03	2.25E-02	2.43E-02	2.42E-02	2.25E-02	1.97E-02	1.51E-02	9.88E-03	1.78E-02	1.74E-02	1.58E-02	1.61E-02	1.53E-02
8.0E-03	3.35E-02	3.48E-02	3.36E-02	3.03E-02	2.57E-02	1.93E-02	1.20E-02	1.87E-02	2.16E-02	1.94E-02	2.00E-02	1.87E-02
9.0E-03	4.90E-02	4.97E-02	4.62E-02	4.05E-02	3.35E-02	2.45E-02	1.48E-02	1.86E-02	2.73E-02	2.36E-02	2.45E-02	2.26E-02
1.0E-02	6.85E-02	6.71E-02	6.13E-02	5.26E-02	4.25E-02	3.06E-02	1.86E-02	1.84E-02	3.37E-02	2.88E-02	3.01E-02	2.75E-02
1.2E-02	1.05E-01	1.03E-01	9.38E-02	7.94E-02	6.24E-02	4.42E-02	2.67E-02	1.62E-02	4.70E-02	3.95E-02	4.06E-02	3.75E-02
1.3E-02	1.22E-01	1.20E-01	1.09E-01	9.30E-02	7.26E-02	5.09E-02	3.10E-02	1.56E-02	5.32E-02	4.49E-02	4.58E-02	4.26E-02
1.5E-02	1.56E-01	1.50E-01	1.39E-01	1.19E-01	9.28E-02	6.40E-02	4.03E-02	1.55E-02	6.65E-02	5.60E-02	5.77E-02	5.43E-02
1.7E-02	1.81E-01	1.79E-01	1.66E-01	1.44E-01	1.13E-01	7.72E-02	4.78E-02	1.75E-02	7.83E-02	6.50E-02	6.54E-02	6.32E-02
2.0E-02	2.25E-01	2.19E-01	2.05E-01	1.78E-01	1.42E-01	9.77E-02	6.14E-02	2.61E-02	9.88E-02	8.13E-02	8.22E-02	8.02E-02
2.5E-02	2.75E-01	2.71E-01	2.55E-01	2.26E-01	1.83E-01	1.29E-01	7.87E-02	5.64E-02	1.30E-01	1.04E-01	1.05E-01	1.01E-01
3.0E-02	3.12E-01	3.07E-01	2.89E-01	2.55E-01	2.09E-01	1.52E-01	9.88E-02	9.46E-02	1.59E-01	1.27E-01	1.29E-01	1.25E-01
4.0E-02	3.50E-01	3.40E-01	3.24E-01	2.90E-01	2.42E-01	1.84E-01	1.26E-01	1.63E-01	1.99E-01	1.58E-01	1.62E-01	1.54E-01
5.0E-02	3.69E-01	3.59E-01	3.44E-01	3.07E-01	2.64E-01	2.00E-01	1.45E-01	2.09E-01	2.26E-01	1.80E-01	1.84E-01	1.76E-01
6.0E-02	3.89E-01	3.82E-01	3.64E-01	3.26E-01	2.81E-01	2.19E-01	1.62E-01	2.43E-01	2.48E-01	1.98E-01	2.04E-01	1.94E-01
7.0E-02	4.11E-01	4.06E-01	3.87E-01	3.48E-01	3.00E-01	2.38E-01	1.78E-01	2.73E-01	2.73E-01	2.18E-01	2.23E-01	2.09E-01
8.0E-02	4.43E-01	4.36E-01	4.18E-01	3.75E-01	3.30E-01	2.63E-01	1.97E-01	3.02E-01	2.97E-01	2.38E-01	2.46E-01	2.32E-01
1.0E-01	5.18E-01	5.12E-01	4.85E-01	4.50E-01	3.95E-01	3.18E-01	2.40E-01	3.63E-01	3.56E-01	2.86E-01	2.95E-01	2.79E-01
1.5E-01	7.47E-01	7.45E-01	7.10E-01	6.55E-01	5.84E-01	4.87E-01	3.69E-01	5.43E-01	5.29E-01	4.29E-01	4.45E-01	4.13E-01
2.0E-01	1.00E+00	9.95E-01	9.54E-01	8.88E-01	8.01E-01	6.73E-01	5.18E-01	7.45E-01	7.22E-01	5.89E-01	6.10E-01	5.68E-01
3.0E-01	1.51E+00	1.50E+00	1.45E+00	1.36E+00	1.24E+00	1.07E+00	8.39E-01	1.16E+00	1.12E+00	9.32E-01	9.64E-01	9.00E-01
4.0E-01	2.00E+00	1.98E+00	1.94E+00	1.82E+00	1.68E+00	1.45E+00	1.18E+00	1.58E+00	1.53E+00	1.28E+00	1.32E+00	1.24E+00
5.0E-01	2.47E+00	2.44E+00	2.39E+00	2.27E+00	2.12E+00	1.84E+00	1.51E+00	1.99E+00	1.92E+00	1.63E+00	1.67E+00	1.59E+00
6.0E-01	2.91E+00	2.89E+00	2.85E+00	2.69E+00	2.52E+00	2.21E+00	1.84E+00	2.39E+00	2.31E+00	1.97E+00	2.02E+00	1.92E+00
8.0E-01	3.73E+00	3.73E+00	3.65E+00	3.52E+00	3.30E+00	2.93E+00	2.49E+00	3.14E+00	3.04E+00	2.62E+00	2.70E+00	2.54E+00
1.0E+00	4.49E+00	4.50E+00	4.41E+00	4.26E+00	4.03E+00	3.57E+00	3.12E+00	3.84E+00	3.73E+00	3.25E+00	3.32E+00	3.18E+00
1.5E+00	6.12E+00	6.11E+00	6.04E+00	5.86E+00	5.60E+00	5.16E+00	4.55E+00	5.41E+00	5.24E+00	4.67E+00	4.74E+00	4.58E+00
2.0E+00	7.48E+00	7.49E+00	7.41E+00	7.20E+00	6.93E+00	6.48E+00	5.81E+00	6.77E+00	6.56E+00	5.91E+00	6.03E+00	5.77E+00
3.0E+00	9.75E+00	9.81E+00	9.65E+00	9.53E+00	9.33E+00	8.69E+00	8.03E+00	9.13E+00	8.85E+00	8.08E+00	8.22E+00	7.94E+00
4.0E+00	1.17E+01	1.17E+01	1.16E+01	1.15E+01	1.13E+01	1.06E+01	1.00E+01	1.12E+01	1.09E+01	1.00E+01	1.02E+01	9.80E+00
5.0E+00	1.34E+01	1.34E+01	1.33E+01	1.32E+01	1.32E+01	1.25E+01	1.18E+01	1.32E+01	1.27E+01	1.18E+01	1.20E+01	1.16E+01
6.0E+00	1.50E+01	1.51E+01	1.49E+01	1.49E+01	1.48E+01	1.42E+01	1.35E+01	1.50E+01	1.44E+01	1.35E+01	1.37E+01	1.33E+01
8.0E+00	1.78E+01	1.80E+01	1.79E+01	1.79E+01	1.80E+01	1.73E+01	1.68E+01	1.86E+01	1.76E+01	1.66E+01	1.69E+01	1.63E+01
1.0E+01	2.05E+01	2.06E+01	2.05E+01	2.06E+01	2.09E+01	2.04E+01	1.99E+01	2.21E+01	2.07E+01	1.97E+01	1.99E+01	1.93E+01
1.5E+01	2.61E+01	2.64E+01	2.64E+01	2.67E+01	2.73E+01	2.72E+01	2.72E+01	3.04E+01	2.77E+01	2.68E+01	2.68E+01	2.62E+01
2.0E+01	3.08E+01	3.10E+01	3.13E+01	3.19E+01	3.29E+01	3.37E+01	3.44E+01	3.82E+01	3.44E+01	3.38E+01	3.39E+01	3.37E+01
3.0E+01	3.79E+01	3.82E+01	3.87E+01	4.03E+01	4.26E+01	4.49E+01	4.77E+01	5.13E+01	4.60E+01	4.61E+01	4.61E+01	4.61E+01
4.0E+01	4.32E+01	4.31E+01	4.46E+01	4.68E+01	5.08E+01	5.54E+01	6.01E+01	6.18E+01	5.60E+01	5.69E+01	5.66E+01	5.72E+01
5.0E+01	4.71E+01	4.70E+01	4.86E+01	5.21E+01	5.71E+01	6.37E+01	7.10E+01	7.01E+01	6.43E+01	6.61E+01	6.58E+01	6.66E+01
6.0E+01	5.01E+01	5.13E+01	5.35E+01	5.75E+01	6.38E+01	7.23E+01	8.04E+01	7.65E+01	7.11E+01	7.41E+01	7.35E+01	7.47E+01
8.0E+01	5.45E+01	5.57E+01	5.84E+01	6.33E+01	7.16E+01	8.28E+01	9.55E+01	8.62E+01	8.18E+01	8.71E+01	8.55E+01	8.89E+01
1.0E+02	5.78E+01	5.93E+01	6.20E+01	6.77E+01	7.72E+01	9.03E+01	1.07E+02	9.27E+01	8.95E+01	9.75E+01	9.61E+01	9.89E+01
1.5E+02	6.32E+01	6.46E+01	6.75E+01	7.52E+01	8.67E+01	1.03E+02	1.26E+02	1.03E+02	1.02E+02	1.16E+02	1.15E+02	1.18E+02
2.0E+02	6.72E+01	6.82E+01	7.17E+01	7.97E+01	9.31E+01	1.11E+02	1.39E+02	1.10E+02	1.10E+02	1.29E+02	1.25E+02	1.35E+02
3.0E+02	7.23E+01	7.40E+01	7.69E+01	8.64E+01	1.01E+02	1.21E+02	1.55E+02	1.18E+02	1.21E+02	1.47E+02	1.40E+02	1.54E+02
4.0E+02	7.54E+01	7.81E+01	8.13E+01	9.11E+01	1.07E+02	1.29E+02	1.66E+02	1.23E+02	1.28E+02	1.59E+02	1.50E+02	1.68E+02
5.0E+02	7.74E+01	7.86E+01	8.27E+01	9.26E+01	1.10E+02	1.33E+02	1.74E+02	1.27E+02	1.32E+02	1.67E+02	1.58E+02	1.78E+02
6.0E+02	7.87E+01	8.01E+01	8.41E+01	9.44E+01	1.12E+02	1.37E+02	1.79E+02	1.30E+02	1.36E+02	1.74E+02	1.65E+02	1.83E+02
8.0E+02	8.04E+01	8.22E+01	8.62E+01	9.70E+01	1.16E+02	1.42E+02	1.87E+02	1.34E+02	1.41E+02	1.85E+02	1.74E+02	1.96E+02
1.0E+03	8.16E+01	8.35E+01	8.79E+01	9.95E+01	1.18E+02	1.46E+02	1.93E+02	1.37E+02	1.45E+02	1.93E+02	1.80E+02	2.06E+02

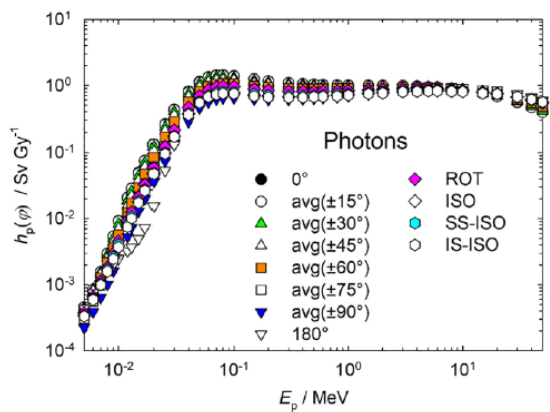


図 A.2.1a 光子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo⁵, 2017 ; ICRP, 2010)。

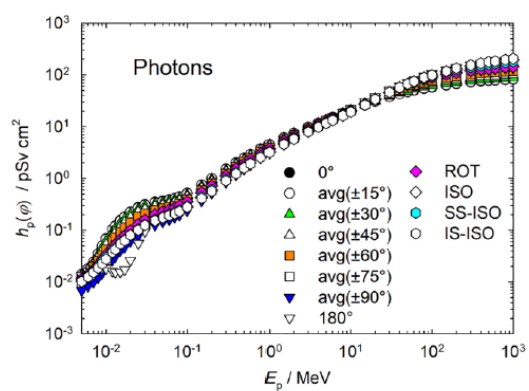


図 A.2.1b 光子空気カーマから個人線量への換算係数 (Endo⁵, 2017 ; ICRP, 2010)。

表 A.2.1b 光子空気カーマから個人線量への換算係数 (Endo⁵, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h_p(\varphi)$ /(Sv Gy ⁻¹)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
5.0E-03	4.36E-04	4.58E-04	4.55E-04	4.23E-04	3.77E-04	3.06E-04	2.24E-04	4.35E-04	3.74E-04	3.39E-04	3.42E-04	3.33E-04
6.0E-03	7.80E-04	8.41E-04	8.51E-04	8.04E-04	7.12E-04	5.60E-04	3.90E-04	7.47E-04	6.62E-04	6.05E-04	6.15E-04	5.90E-04
7.0E-03	1.45E-03	1.57E-03	1.56E-03	1.45E-03	1.27E-03	9.74E-04	6.37E-04	1.15E-03	1.12E-03	1.02E-03	1.04E-03	9.89E-04
8.0E-03	2.84E-03	2.96E-03	2.85E-03	2.57E-03	2.18E-03	1.64E-03	1.02E-03	1.59E-03	1.84E-03	1.64E-03	1.69E-03	1.58E-03
9.0E-03	5.31E-03	5.39E-03	5.01E-03	4.39E-03	3.63E-03	2.66E-03	1.60E-03	2.02E-03	2.96E-03	2.56E-03	2.66E-03	2.45E-03
1.0E-02	9.26E-03	9.07E-03	8.28E-03	7.10E-03	5.74E-03	4.13E-03	2.51E-03	2.49E-03	4.55E-03	3.89E-03	4.07E-03	3.72E-03
1.2E-02	2.09E-02	2.05E-02	1.87E-02	1.58E-02	1.24E-02	8.80E-03	5.31E-03	3.23E-03	9.36E-03	7.87E-03	8.09E-03	7.47E-03
1.3E-02	2.87E-02	2.83E-02	2.58E-02	2.19E-02	1.71E-02	1.20E-02	7.32E-03	3.67E-03	1.26E-02	1.06E-02	1.08E-02	1.01E-02
1.5E-02	4.99E-02	4.81E-02	4.44E-02	3.80E-02	2.97E-02	2.05E-02	1.29E-02	4.96E-03	2.13E-02	1.79E-02	1.85E-02	1.74E-02
1.7E-02	7.56E-02	7.49E-02	6.97E-02	6.02E-02	4.74E-02	3.23E-02	2.00E-02	7.31E-03	3.28E-02	2.72E-02	2.74E-02	2.64E-02
2.0E-02	1.34E-01	1.30E-01	1.22E-01	1.06E-01	8.45E-02	5.80E-02	3.64E-02	1.55E-02	5.87E-02	4.83E-02	4.88E-02	4.76E-02
2.5E-02	2.60E-01	2.56E-01	2.41E-01	2.14E-01	1.73E-01	1.22E-01	7.45E-02	5.34E-02	1.23E-01	9.81E-02	9.92E-02	9.57E-02
3.0E-02	4.32E-01	4.25E-01	4.01E-01	3.54E-01	2.89E-01	2.10E-01	1.37E-01	1.31E-01	2.20E-01	1.76E-01	1.79E-01	1.73E-01
4.0E-02	8.16E-01	7.92E-01	7.55E-01	6.75E-01	5.65E-01	4.28E-01	2.93E-01	3.80E-01	4.64E-01	3.68E-01	3.78E-01	3.59E-01
5.0E-02	1.14E+00	1.11E+00	1.07E+00	9.50E-01	8.18E-01	6.18E-01	4.49E-01	6.47E-01	7.00E-01	5.57E-01	5.70E-01	5.45E-01
6.0E-02	1.35E+00	1.32E+00	1.26E+00	1.13E+00	9.72E-01	7.59E-01	5.59E-01	8.41E-01	8.58E-01	6.85E-01	7.06E-01	6.72E-01
7.0E-02	1.43E+00	1.41E+00	1.34E+00	1.21E+00	1.04E+00	8.27E-01	6.18E-01	9.49E-01	9.49E-01	7.57E-01	7.74E-01	7.27E-01
8.0E-02	1.44E+00	1.42E+00	1.36E+00	1.22E+00	1.07E+00	8.56E-01	6.42E-01	9.85E-01	9.68E-01	7.76E-01	8.02E-01	7.56E-01
1.0E-01	1.39E+00	1.38E+00	1.30E+00	1.21E+00	1.06E+00	8.57E-01	6.45E-01	9.77E-01	9.59E-01	7.70E-01	7.94E-01	7.51E-01
1.5E-01	1.25E+00	1.24E+00	1.18E+00	1.09E+00	9.75E-01	8.13E-01	6.15E-01	9.06E-01	8.83E-01	7.16E-01	7.42E-01	6.89E-01
2.0E-01	1.17E+00	1.16E+00	1.11E+00	1.04E+00	9.35E-01	7.86E-01	6.04E-01	8.70E-01	8.43E-01	6.88E-01	7.12E-01	6.63E-01
3.0E-01	1.09E+00	1.09E+00	1.05E+00	9.87E-01	8.96E-01	7.71E-01	6.06E-01	8.39E-01	8.10E-01	6.74E-01	6.97E-01	6.51E-01
4.0E-01	1.06E+00	1.05E+00	1.02E+00	9.62E-01	8.87E-01	7.65E-01	6.21E-01	8.35E-01	8.09E-01	6.77E-01	6.98E-01	6.55E-01
5.0E-01	1.04E+00	1.03E+00	1.01E+00	9.53E-01	8.90E-01	7.74E-01	6.35E-01	8.36E-01	8.07E-01	6.85E-01	7.02E-01	6.68E-01
6.0E-01	1.02E+00	1.02E+00	1.00E+00	9.47E-01	8.86E-01	7.77E-01	6.47E-01	8.40E-01	8.12E-01	6.93E-01	7.10E-01	6.75E-01
8.0E-01	1.01E+00	1.01E+00	9.85E-01	9.51E-01	8.92E-01	7.91E-01	6.71E-01	8.48E-01	8.21E-01	7.08E-01	7.29E-01	6.86E-01
1.0E+00	1.00E+00	1.00E+00	9.84E-01	9.50E-01	8.98E-01	7.97E-01	6.95E-01	8.57E-01	8.32E-01	7.25E-01	7.41E-01	7.10E-01
1.5E+00	9.96E-01	9.94E-01	9.82E-01	9.53E-01	9.11E-01	8.40E-01	7.39E-01	8.80E-01	8.52E-01	7.60E-01	7.71E-01	7.46E-01
2.0E+00	9.90E-01	9.91E-01	9.80E-01	9.53E-01	9.17E-01	8.57E-01	7.69E-01	8.96E-01	8.68E-01	7.82E-01	7.98E-01	7.64E-01

(Continued) I

⁵Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

I. (続く) (青枠 I は以下同様)

表 A.2.1b (続き)

E_p /MeV	$h_p(\varphi)$ /(Sv Gy ⁻¹)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
3.0E+00	9.77E-01	9.83E-01	9.67E-01	9.55E-01	9.35E-01	8.71E-01	8.05E-01	9.15E-01	8.87E-01	8.10E-01	8.24E-01	7.96E-01
4.0E+00	9.64E-01	9.64E-01	9.55E-01	9.51E-01	9.31E-01	8.76E-01	8.25E-01	9.23E-01	8.98E-01	8.24E-01	8.40E-01	8.07E-01
5.0E+00	9.45E-01	9.43E-01	9.40E-01	9.34E-01	9.32E-01	8.80E-01	8.32E-01	9.31E-01	8.96E-01	8.32E-01	8.46E-01	8.18E-01
6.0E+00	9.28E-01	9.32E-01	9.22E-01	9.18E-01	9.16E-01	8.75E-01	8.35E-01	9.28E-01	8.91E-01	8.35E-01	8.47E-01	8.23E-01
8.0E+00	8.84E-01	8.92E-01	8.90E-01	8.90E-01	8.93E-01	8.61E-01	8.32E-01	9.24E-01	8.74E-01	8.25E-01	8.40E-01	8.10E-01
1.0E+01	8.50E-01	8.54E-01	8.51E-01	8.54E-01	8.65E-01	8.46E-01	8.23E-01	9.16E-01	8.58E-01	8.16E-01	8.25E-01	8.00E-01
1.5E+01	7.57E-01	7.66E-01	7.65E-01	7.74E-01	7.92E-01	7.90E-01	7.89E-01	8.82E-01	8.04E-01	7.78E-01	7.77E-01	7.59E-01
2.0E+01	6.79E-01	6.83E-01	6.90E-01	7.04E-01	7.26E-01	7.44E-01	7.57E-01	8.42E-01	7.58E-01	7.45E-01	7.47E-01	7.43E-01
3.0E+01	5.53E-01	5.57E-01	5.64E-01	5.88E-01	6.20E-01	6.54E-01	6.95E-01	7.48E-01	6.71E-01	6.72E-01	6.72E-01	6.72E-01
4.0E+01	4.63E-01	4.62E-01	4.78E-01	5.02E-01	5.45E-01	5.94E-01	6.44E-01	6.62E-01	6.00E-01	6.10E-01	6.07E-01	6.13E-01
5.0E+01	3.95E-01	3.95E-01	4.08E-01	4.37E-01	4.79E-01	5.35E-01	5.96E-01	5.88E-01	5.39E-01	5.55E-01	5.52E-01	5.59E-01

表 A.2.2 中性子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h_p(\varphi)$ (pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-09	3.09E+00	2.93E+00	2.67E+00	2.25E+00	1.86E+00	1.38E+00	9.67E-01	1.85E+00	1.70E+00	1.29E+00	1.35E+00	1.23E+00
1.0E-08	3.55E+00	3.48E+00	3.14E+00	2.67E+00	2.18E+00	1.60E+00	1.06E+00	2.11E+00	2.03E+00	1.56E+00	1.58E+00	1.54E+00
2.5E-08	4.00E+00	3.89E+00	3.48E+00	2.97E+00	2.41E+00	1.79E+00	1.22E+00	2.44E+00	2.31E+00	1.76E+00	1.76E+00	1.76E+00
1.0E-07	5.20E+00	5.06E+00	4.62E+00	3.93E+00	3.16E+00	2.35E+00	1.56E+00	3.25E+00	2.98E+00	2.26E+00	2.33E+00	2.19E+00
2.0E-07	5.87E+00	5.73E+00	5.20E+00	4.45E+00	3.58E+00	2.61E+00	1.79E+00	3.72E+00	3.36E+00	2.54E+00	2.61E+00	2.47E+00
5.0E-07	6.59E+00	6.65E+00	6.00E+00	5.14E+00	4.16E+00	3.05E+00	2.04E+00	4.33E+00	3.86E+00	2.92E+00	2.99E+00	2.85E+00
1.0E-06	7.03E+00	7.01E+00	6.34E+00	5.51E+00	4.34E+00	3.26E+00	2.21E+00	4.73E+00	4.17E+00	3.15E+00	3.25E+00	3.05E+00
2.0E-06	7.39E+00	7.37E+00	6.70E+00	5.69E+00	4.59E+00	3.41E+00	2.32E+00	5.02E+00	4.40E+00	3.32E+00	3.37E+00	3.27E+00
5.0E-06	7.71E+00	7.69E+00	6.95E+00	5.95E+00	4.83E+00	3.53E+00	2.43E+00	5.30E+00	4.59E+00	3.47E+00	3.56E+00	3.38E+00
1.0E-05	7.82E+00	7.81E+00	7.06E+00	6.02E+00	4.87E+00	3.65E+00	2.45E+00	5.44E+00	4.68E+00	3.52E+00	3.62E+00	3.42E+00
2.0E-05	7.84E+00	7.83E+00	7.09E+00	6.04E+00	4.87E+00	3.64E+00	2.47E+00	5.51E+00	4.72E+00	3.54E+00	3.60E+00	3.48E+00
5.0E-05	7.82E+00	7.81E+00	7.06E+00	6.09E+00	4.87E+00	3.61E+00	2.45E+00	5.55E+00	4.73E+00	3.55E+00	3.65E+00	3.45E+00
1.0E-04	7.79E+00	7.71E+00	7.06E+00	6.00E+00	4.90E+00	3.63E+00	2.44E+00	5.57E+00	4.72E+00	3.54E+00	3.64E+00	3.44E+00
2.0E-04	7.73E+00	7.75E+00	7.01E+00	6.04E+00	4.85E+00	3.63E+00	2.45E+00	5.59E+00	4.67E+00	3.52E+00	3.64E+00	3.40E+00
5.0E-04	7.54E+00	7.59E+00	7.00E+00	5.96E+00	4.78E+00	3.56E+00	2.42E+00	5.60E+00	4.60E+00	3.47E+00	3.67E+00	3.27E+00
1.0E-03	7.54E+00	7.56E+00	6.91E+00	5.89E+00	4.80E+00	3.51E+00	2.41E+00	5.60E+00	4.58E+00	3.46E+00	3.64E+00	3.28E+00
2.0E-03	7.61E+00	7.61E+00	6.94E+00	5.98E+00	4.76E+00	3.54E+00	2.40E+00	5.62E+00	4.61E+00	3.48E+00	3.64E+00	3.32E+00
5.0E-03	7.97E+00	8.03E+00	7.33E+00	6.23E+00	5.03E+00	3.76E+00	2.54E+00	5.95E+00	4.86E+00	3.66E+00	3.88E+00	3.44E+00
1.0E-02	9.11E+00	9.21E+00	8.41E+00	7.21E+00	5.83E+00	4.30E+00	2.90E+00	6.81E+00	5.57E+00	4.19E+00	4.38E+00	4.00E+00
2.0E-02	1.22E+01	1.23E+01	1.13E+01	9.68E+00	7.78E+00	5.78E+00	3.91E+00	8.93E+00	7.41E+00	5.61E+00	5.80E+00	5.42E+00
3.0E-02	1.57E+01	1.59E+01	1.45E+01	1.26E+01	1.00E+01	7.43E+00	5.01E+00	1.12E+01	9.46E+00	7.18E+00	7.66E+00	6.70E+00
5.0E-02	2.30E+01	2.33E+01	2.14E+01	1.83E+01	1.48E+01	1.09E+01	7.35E+00	1.57E+01	1.37E+01	1.04E+01	1.10E+01	9.80E+00
7.0E-02	3.06E+01	3.10E+01	2.84E+01	2.43E+01	1.97E+01	1.45E+01	9.73E+00	2.00E+01	1.80E+01	1.37E+01	1.47E+01	1.27E+01
1.0E-01	4.19E+01	4.25E+01	3.90E+01	3.36E+01	2.70E+01	1.99E+01	1.34E+01	2.59E+01	2.43E+01	1.86E+01	1.94E+01	1.78E+01
1.5E-01	6.06E+01	6.10E+01	5.63E+01	4.86E+01	3.92E+01	2.89E+01	1.94E+01	3.49E+01	3.47E+01	2.66E+01	2.77E+01	2.55E+01
2.0E-01	7.88E+01	7.93E+01	7.35E+01	6.38E+01	5.16E+01	3.81E+01	2.53E+01	4.31E+01	4.47E+01	3.44E+01	3.57E+01	3.31E+01
3.0E-01	1.14E+02	1.13E+02	1.05E+02	9.24E+01	7.50E+01	5.55E+01	3.70E+01	5.81E+01	6.38E+01	4.94E+01	5.11E+01	4.77E+01
5.0E-01	1.77E+02	1.79E+02	1.67E+02	1.48E+02	1.21E+02	8.90E+01	5.91E+01	8.59E+01	9.91E+01	7.71E+01	7.97E+01	7.45E+01
7.0E-01	2.32E+02	2.34E+02	2.20E+02	1.96E+02	1.62E+02	1.20E+02	7.91E+01	1.12E+02	1.31E+02	1.02E+02	1.08E+02	9.60E+01
9.0E-01	2.79E+02	2.81E+02	2.65E+02	2.36E+02	1.96E+02	1.48E+02	9.72E+01	1.36E+02	1.60E+02	1.26E+02	1.30E+02	1.22E+02
1.0E+00	3.01E+02	2.88E+02	2.72E+02	2.42E+02	1.99E+02	1.48E+02	1.06E+02	1.48E+02	1.74E+02	1.37E+02	1.31E+02	1.43E+02
1.2E+00	3.30E+02	3.31E+02	3.15E+02	2.82E+02	2.35E+02	1.79E+02	1.20E+02	1.67E+02	1.93E+02	1.53E+02	1.57E+02	1.49E+02
1.5E+00	3.65E+02	3.69E+02	3.50E+02	3.18E+02	2.70E+02	2.08E+02	1.39E+02	1.95E+02	2.19E+02	1.74E+02	1.83E+02	1.65E+02

(Continued)

I

表 A.2.2 (続き)

E_p /MeV	$h_p(\varphi)$ /(pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
2.0E+00	4.07E+02	4.11E+02	3.92E+02	3.57E+02	3.10E+02	2.43E+02	1.66E+02	2.35E+02	2.54E+02	2.03E+02	2.13E+02	1.93E+02
3.0E+00	4.58E+02	4.57E+02	4.39E+02	4.07E+02	3.58E+02	2.93E+02	2.07E+02	2.92E+02	3.01E+02	2.44E+02	2.58E+02	2.30E+02
4.0E+00	4.83E+02	4.90E+02	4.74E+02	4.39E+02	3.88E+02	3.18E+02	2.35E+02	3.30E+02	3.31E+02	2.71E+02	2.81E+02	2.61E+02
5.0E+00	4.94E+02	4.92E+02	4.78E+02	4.52E+02	4.05E+02	3.43E+02	2.55E+02	3.54E+02	3.51E+02	2.90E+02	3.05E+02	2.75E+02
6.0E+00	4.98E+02	4.99E+02	4.85E+02	4.59E+02	4.15E+02	3.54E+02	2.70E+02	3.71E+02	3.65E+02	3.03E+02	3.15E+02	2.91E+02
7.0E+00	4.99E+02	4.95E+02	4.82E+02	4.58E+02	4.18E+02	3.68E+02	2.81E+02	3.83E+02	3.74E+02	3.13E+02	3.28E+02	2.98E+02
8.0E+00	4.99E+02	4.93E+02	4.81E+02	4.56E+02	4.20E+02	3.66E+02	2.90E+02	3.92E+02	3.81E+02	3.21E+02	3.29E+02	3.13E+02
9.0E+00	5.00E+02	4.93E+02	4.82E+02	4.59E+02	4.22E+02	3.72E+02	2.97E+02	3.98E+02	3.86E+02	3.27E+02	3.32E+02	3.22E+02
1.0E+01	5.00E+02	5.04E+02	4.90E+02	4.68E+02	4.32E+02	3.81E+02	3.03E+02	4.04E+02	3.90E+02	3.32E+02	3.40E+02	3.24E+02
1.2E+01	4.99E+02	5.08E+02	4.95E+02	4.73E+02	4.37E+02	3.85E+02	3.13E+02	4.12E+02	3.95E+02	3.39E+02	3.49E+02	3.29E+02
1.4E+01	4.95E+02	4.95E+02	4.87E+02	4.68E+02	4.34E+02	3.93E+02	3.22E+02	4.17E+02	3.98E+02	3.44E+02	3.56E+02	3.32E+02
1.5E+01	4.93E+02	4.93E+02	4.84E+02	4.67E+02	4.36E+02	3.91E+02	3.25E+02	4.19E+02	3.98E+02	3.46E+02	3.59E+02	3.33E+02
1.6E+01	4.90E+02	4.87E+02	4.79E+02	4.62E+02	4.30E+02	3.92E+02	3.28E+02	4.20E+02	3.99E+02	3.47E+02	3.62E+02	3.32E+02
1.8E+01	4.84E+02	4.64E+02	4.62E+02	4.44E+02	4.18E+02	3.83E+02	3.33E+02	4.22E+02	3.99E+02	3.50E+02	3.65E+02	3.35E+02
2.0E+01	4.77E+02	4.62E+02	4.61E+02	4.45E+02	4.22E+02	3.84E+02	3.38E+02	4.23E+02	3.98E+02	3.52E+02	3.73E+02	3.31E+02
2.1E+01	4.74E+02	4.09E+02	4.04E+02	3.97E+02	3.85E+02	3.59E+02	3.39E+02	4.23E+02	3.98E+02	3.53E+02	3.35E+02	3.71E+02
3.0E+01	4.53E+02	4.27E+02	4.23E+02	4.19E+02	4.05E+02	3.88E+02	3.53E+02	4.22E+02	3.95E+02	3.58E+02	3.66E+02	3.50E+02
5.0E+01	4.33E+02	4.01E+02	4.00E+02	4.00E+02	3.92E+02	3.85E+02	3.75E+02	4.28E+02	3.95E+02	3.71E+02	3.46E+02	3.96E+02
7.5E+01	4.20E+02	4.11E+02	4.12E+02	4.09E+02	4.08E+02	4.04E+02	3.96E+02	4.39E+02	4.02E+02	3.87E+02	3.53E+02	4.21E+02
1.0E+02	4.02E+02	4.14E+02	4.18E+02	4.20E+02	4.25E+02	4.24E+02	4.07E+02	4.44E+02	4.06E+02	3.97E+02	3.73E+02	4.21E+02
1.3E+02	3.82E+02	4.23E+02	4.30E+02	4.39E+02	4.46E+02	4.49E+02	4.15E+02	4.46E+02	4.11E+02	4.07E+02	4.12E+02	4.02E+02
1.5E+02	3.73E+02	4.19E+02	4.23E+02	4.40E+02	4.47E+02	4.57E+02	4.19E+02	4.46E+02	4.14E+02	4.12E+02	4.09E+02	4.15E+02
1.8E+02	3.63E+02	4.05E+02	4.09E+02	4.31E+02	4.45E+02	4.59E+02	4.25E+02	4.47E+02	4.18E+02	4.21E+02	4.22E+02	4.20E+02
2.0E+02	3.59E+02	4.04E+02	4.09E+02	4.30E+02	4.49E+02	4.67E+02	4.28E+02	4.48E+02	4.22E+02	4.26E+02	4.33E+02	4.19E+02
3.0E+02	3.63E+02	3.80E+02	3.89E+02	4.06E+02	4.27E+02	4.47E+02	4.46E+02	4.64E+02	4.43E+02	4.55E+02	4.37E+02	4.73E+02
4.0E+02	3.89E+02	3.98E+02	4.07E+02	4.25E+02	4.41E+02	4.61E+02	4.78E+02	4.96E+02	4.72E+02	4.88E+02	4.61E+02	5.15E+02
5.0E+02	4.22E+02	4.38E+02	4.49E+02	4.65E+02	4.85E+02	5.08E+02	5.17E+02	5.33E+02	5.03E+02	5.21E+02	5.09E+02	5.33E+02
6.0E+02	4.57E+02	4.72E+02	4.83E+02	5.03E+02	5.24E+02	5.46E+02	5.55E+02	5.69E+02	5.32E+02	5.53E+02	5.66E+02	5.40E+02
7.0E+02	4.86E+02	4.94E+02	5.06E+02	5.23E+02	5.43E+02	5.69E+02	5.88E+02	5.99E+02	5.58E+02	5.80E+02	6.25E+02	5.35E+02
8.0E+02	5.08E+02	5.10E+02	5.22E+02	5.42E+02	5.64E+02	5.90E+02	6.12E+02	6.23E+02	5.80E+02	6.04E+02	6.38E+02	5.70E+02
9.0E+02	5.24E+02	5.20E+02	5.33E+02	5.54E+02	5.75E+02	6.01E+02	6.30E+02	6.40E+02	5.98E+02	6.24E+02	6.45E+02	6.03E+02
1.0E+03	5.37E+02	5.28E+02	5.40E+02	5.63E+02	5.84E+02	6.12E+02	6.43E+02	6.54E+02	6.14E+02	6.42E+02	6.63E+02	6.21E+02

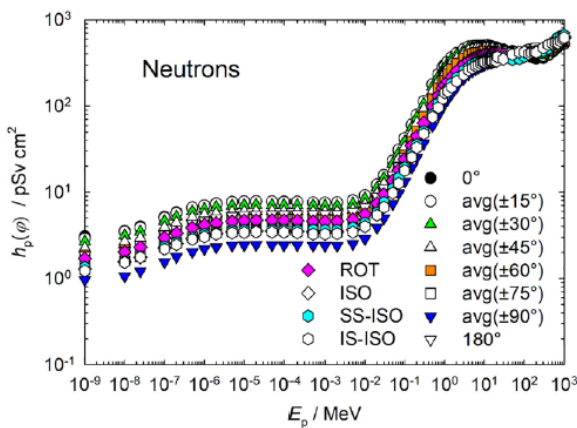


図 A.2.2 中性子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

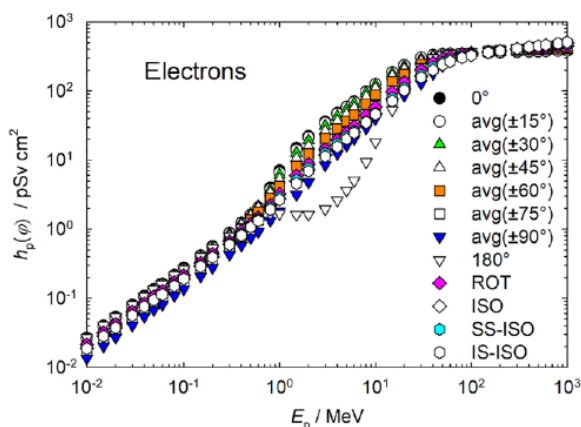


図 A.2.3 電子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

表 A.2.3 電子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h_p(\phi)$ /(pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-02	2.69E-02	2.60E-02	2.44E-02	2.20E-02	1.98E-02	1.67E-02	1.35E-02	2.68E-02	2.13E-02	1.88E-02	1.89E-02	1.87E-02
1.5E-02	4.04E-02	3.88E-02	3.64E-02	3.28E-02	2.94E-02	2.49E-02	2.02E-02	4.02E-02	3.17E-02	2.83E-02	2.84E-02	2.82E-02
2.0E-02	5.39E-02	5.17E-02	4.85E-02	4.37E-02	3.92E-02	3.32E-02	2.70E-02	5.35E-02	4.22E-02	3.77E-02	3.78E-02	3.76E-02
3.0E-02	8.10E-02	7.76E-02	7.29E-02	6.57E-02	5.88E-02	4.99E-02	4.05E-02	8.01E-02	6.34E-02	5.67E-02	5.70E-02	5.64E-02
4.0E-02	1.08E-01	1.04E-01	9.75E-02	8.80E-02	7.89E-02	6.68E-02	5.41E-02	1.07E-01	8.48E-02	7.58E-02	7.59E-02	7.57E-02
5.0E-02	1.35E-01	1.30E-01	1.22E-01	1.10E-01	9.87E-02	8.37E-02	6.76E-02	1.33E-01	1.06E-01	9.48E-02	9.50E-02	9.46E-02
6.0E-02	1.63E-01	1.56E-01	1.47E-01	1.33E-01	1.19E-01	1.01E-01	8.12E-02	1.60E-01	1.27E-01	1.14E-01	1.15E-01	1.13E-01
8.0E-02	2.18E-01	2.10E-01	1.98E-01	1.79E-01	1.60E-01	1.35E-01	1.09E-01	2.13E-01	1.70E-01	1.52E-01	1.54E-01	1.50E-01
1.0E-01	2.75E-01	2.63E-01	2.49E-01	2.25E-01	2.02E-01	1.70E-01	1.36E-01	2.67E-01	2.13E-01	1.91E-01	1.92E-01	1.90E-01
1.5E-01	4.18E-01	4.02E-01	3.85E-01	3.50E-01	3.12E-01	2.60E-01	2.06E-01	3.99E-01	3.23E-01	2.91E-01	2.94E-01	2.88E-01
2.0E-01	5.69E-01	5.48E-01	5.29E-01	4.85E-01	4.32E-01	3.56E-01	2.78E-01	5.30E-01	4.37E-01	3.93E-01	3.96E-01	3.90E-01
3.0E-01	8.89E-01	8.65E-01	8.50E-01	7.92E-01	6.99E-01	5.63E-01	4.26E-01	7.87E-01	6.73E-01	6.06E-01	6.16E-01	5.96E-01
4.0E-01	1.24E+00	1.22E+00	1.22E+00	1.15E+00	1.01E+00	7.98E-01	5.81E-01	1.04E+00	9.21E-01	8.32E-01	8.51E-01	8.13E-01
5.0E-01	1.63E+00	1.60E+00	1.65E+00	1.56E+00	1.36E+00	1.06E+00	7.48E-01	1.28E+00	1.19E+00	1.08E+00	1.09E+00	1.07E+00
6.0E-01	2.05E+00	2.06E+00	2.13E+00	2.03E+00	1.77E+00	1.35E+00	9.19E-01	1.50E+00	1.48E+00	1.35E+00	1.38E+00	1.32E+00
8.0E-01	4.04E+00	3.79E+00	3.70E+00	3.36E+00	2.82E+00	2.06E+00	1.33E+00	1.68E+00	2.23E+00	1.97E+00	2.03E+00	1.91E+00
1.0E+00	7.10E+00	6.55E+00	6.07E+00	5.25E+00	4.20E+00	2.94E+00	1.81E+00	1.68E+00	3.23E+00	2.76E+00	2.86E+00	2.66E+00
1.5E+00	1.50E+01	1.40E+01	1.26E+01	1.05E+01	8.16E+00	5.06E+00	3.16E+00	1.62E+00	5.93E+00	4.96E+00	5.10E+00	4.57E+00
2.0E+00	2.24E+01	2.13E+01	1.92E+01	1.60E+01	1.23E+01	8.27E+00	4.76E+00	1.62E+00	8.73E+00	7.24E+00	7.59E+00	6.89E+00
3.0E+00	3.61E+01	3.45E+01	3.12E+01	2.63E+01	2.06E+01	1.40E+01	8.44E+00	1.95E+00	1.42E+01	1.19E+01	1.25E+01	1.13E+01
4.0E+00	4.82E+01	4.69E+01	4.27E+01	3.64E+01	2.85E+01	1.98E+01	1.23E+01	2.62E+00	1.96E+01	1.64E+01	1.72E+01	1.56E+01
5.0E+00	5.93E+01	5.82E+01	5.39E+01	4.65E+01	3.66E+01	2.54E+01	1.63E+01	3.63E+00	2.50E+01	2.10E+01	2.18E+01	2.02E+01
6.0E+00	7.06E+01	6.94E+01	6.54E+01	5.68E+01	4.50E+01	3.16E+01	2.03E+01	5.04E+00	3.07E+01	2.55E+01	2.62E+01	2.48E+01
8.0E+00	9.79E+01	9.70E+01	9.27E+01	8.14E+01	6.46E+01	4.50E+01	2.92E+01	9.46E+00	4.43E+01	3.55E+01	3.59E+01	3.51E+01
1.0E+01	1.25E+02	1.26E+02	1.21E+02	1.09E+02	8.71E+01	6.08E+01	3.96E+01	1.83E+01	5.87E+01	4.67E+01	4.74E+01	4.60E+01
1.5E+01	1.88E+02	1.87E+02	1.80E+02	1.65E+02	1.36E+02	9.95E+01	6.40E+01	5.31E+01	9.63E+01	7.69E+01	7.85E+01	7.18E+01
2.0E+01	2.36E+02	2.35E+02	2.25E+02	2.07E+02	1.76E+02	1.32E+02	8.62E+01	1.04E+02	1.34E+02	1.06E+02	1.10E+02	1.02E+02
3.0E+01	3.02E+02	3.05E+02	2.90E+02	2.72E+02	2.39E+02	1.89E+02	1.27E+02	2.20E+02	2.03E+02	1.64E+02	1.71E+02	1.57E+02
4.0E+01	3.29E+02	3.31E+02	3.25E+02	3.11E+02	2.87E+02	2.46E+02	1.78E+02	2.97E+02	2.56E+02	2.12E+02	2.21E+02	2.01E+02
5.0E+01	3.37E+02	3.40E+02	3.38E+02	3.33E+02	3.18E+02	2.90E+02	2.32E+02	3.31E+02	2.90E+02	2.49E+02	2.57E+02	2.41E+02
6.0E+01	3.41E+02	3.45E+02	3.42E+02	3.41E+02	3.33E+02	3.17E+02	2.71E+02	3.44E+02	3.12E+02	2.75E+02	2.82E+02	2.68E+02
8.0E+01	3.46E+02	3.49E+02	3.49E+02	3.50E+02	3.48E+02	3.45E+02	3.16E+02	3.58E+02	3.37E+02	3.09E+02	3.16E+02	3.02E+02
1.0E+02	3.49E+02	3.52E+02	3.53E+02	3.55E+02	3.55E+02	3.56E+02	3.40E+02	3.66E+02	3.51E+02	3.31E+02	3.37E+02	3.25E+02
1.5E+02	3.55E+02	3.58E+02	3.59E+02	3.63E+02	3.67E+02	3.75E+02	3.70E+02	3.79E+02	3.70E+02	3.63E+02	3.66E+02	3.60E+02
2.0E+02	3.59E+02	3.61E+02	3.62E+02	3.67E+02	3.76E+02	3.85E+02	3.92E+02	3.88E+02	3.84E+02	3.83E+02	3.84E+02	3.82E+02
3.0E+02	3.65E+02	3.67E+02	3.68E+02	3.75E+02	3.86E+02	4.01E+02	4.20E+02	3.99E+02	3.98E+02	4.10E+02	4.09E+02	4.11E+02
4.0E+02	3.69E+02	3.70E+02	3.73E+02	3.81E+02	3.92E+02	4.12E+02	4.37E+02	4.08E+02	4.08E+02	4.30E+02	4.25E+02	4.35E+02
5.0E+02	3.72E+02	3.73E+02	3.75E+02	3.85E+02	4.00E+02	4.19E+02	4.50E+02	4.14E+02	4.16E+02	4.45E+02	4.41E+02	4.49E+02
6.0E+02	3.75E+02	3.78E+02	3.79E+02	3.89E+02	4.06E+02	4.26E+02	4.60E+02	4.19E+02	4.24E+02	4.57E+02	4.50E+02	4.64E+02
8.0E+02	3.79E+02	3.79E+02	3.84E+02	3.94E+02	4.09E+02	4.37E+02	4.78E+02	4.28E+02	4.37E+02	4.78E+02	4.68E+02	4.88E+02
1.0E+03	3.82E+02	3.83E+02	3.86E+02	4.00E+02	4.18E+02	4.45E+02	4.94E+02	4.34E+02	4.47E+02	4.95E+02	4.82E+02	5.08E+02

表 A.2.4 陽電子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h_p(\varphi)$ (pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-02	3.28E+00	3.11E+00	2.81E+00	2.37E+00	1.92E+00	1.43E+00	9.99E-01	1.62E+00	1.77E+00	1.39E+00	1.45E+00	1.33E+00
1.5E-02	3.29E+00	3.00E+00	2.70E+00	2.28E+00	1.85E+00	1.38E+00	9.68E-01	1.64E+00	1.71E+00	1.40E+00	1.47E+00	1.33E+00
2.0E-02	3.30E+00	2.98E+00	2.67E+00	2.24E+00	1.82E+00	1.36E+00	9.68E-01	1.65E+00	1.70E+00	1.41E+00	1.46E+00	1.36E+00
3.0E-02	3.33E+00	2.98E+00	2.66E+00	2.24E+00	1.81E+00	1.37E+00	9.71E-01	1.68E+00	1.70E+00	1.43E+00	1.49E+00	1.37E+00
4.0E-02	3.36E+00	3.06E+00	2.74E+00	2.32E+00	1.87E+00	1.42E+00	1.00E+00	1.71E+00	1.75E+00	1.45E+00	1.50E+00	1.40E+00
5.0E-02	3.39E+00	3.07E+00	2.77E+00	2.32E+00	1.87E+00	1.42E+00	1.01E+00	1.73E+00	1.77E+00	1.47E+00	1.52E+00	1.42E+00
6.0E-02	3.42E+00	3.09E+00	2.78E+00	2.34E+00	1.90E+00	1.44E+00	1.03E+00	1.76E+00	1.78E+00	1.49E+00	1.57E+00	1.41E+00
8.0E-02	3.47E+00	3.13E+00	2.81E+00	2.37E+00	1.93E+00	1.46E+00	1.05E+00	1.82E+00	1.82E+00	1.53E+00	1.60E+00	1.46E+00
1.0E-01	3.53E+00	3.18E+00	2.86E+00	2.40E+00	1.97E+00	1.50E+00	1.07E+00	1.87E+00	1.86E+00	1.57E+00	1.63E+00	1.51E+00
1.5E-01	3.67E+00	3.32E+00	2.99E+00	2.53E+00	2.07E+00	1.59E+00	1.14E+00	2.01E+00	1.97E+00	1.67E+00	1.72E+00	1.62E+00
2.0E-01	3.84E+00	3.46E+00	3.13E+00	2.66E+00	2.20E+00	1.68E+00	1.21E+00	2.14E+00	2.07E+00	1.77E+00	1.81E+00	1.73E+00
3.0E-01	4.16E+00	3.79E+00	3.47E+00	2.98E+00	2.47E+00	1.89E+00	1.35E+00	2.40E+00	2.32E+00	1.98E+00	2.05E+00	1.91E+00
4.0E-01	4.52E+00	4.13E+00	3.84E+00	3.37E+00	2.79E+00	2.13E+00	1.50E+00	2.65E+00	2.57E+00	2.21E+00	2.28E+00	2.14E+00
5.0E-01	4.90E+00	4.54E+00	4.29E+00	3.79E+00	3.15E+00	2.39E+00	1.66E+00	2.90E+00	2.84E+00	2.45E+00	2.54E+00	2.36E+00
6.0E-01	5.36E+00	5.00E+00	4.77E+00	4.28E+00	3.57E+00	2.69E+00	1.84E+00	3.12E+00	3.13E+00	2.72E+00	2.82E+00	2.62E+00
8.0E-01	7.41E+00	6.80E+00	6.41E+00	5.65E+00	4.66E+00	3.41E+00	2.24E+00	3.32E+00	3.90E+00	3.38E+00	3.51E+00	3.25E+00
1.0E+00	1.05E+01	9.61E+00	8.83E+00	7.58E+00	6.07E+00	4.33E+00	2.73E+00	3.37E+00	4.94E+00	4.20E+00	4.39E+00	4.01E+00
1.5E+00	1.83E+01	1.71E+01	1.54E+01	1.30E+01	1.01E+01	6.92E+00	4.15E+00	3.44E+00	7.66E+00	6.42E+00	6.50E+00	5.87E+00
2.0E+00	2.57E+01	2.42E+01	2.18E+01	1.83E+01	1.42E+01	9.75E+00	5.79E+00	3.59E+00	1.05E+01	8.70E+00	9.13E+00	8.27E+00
3.0E+00	3.91E+01	3.72E+01	3.37E+01	2.84E+01	2.22E+01	1.55E+01	9.45E+00	4.19E+00	1.59E+01	1.33E+01	1.39E+01	1.27E+01
4.0E+00	5.10E+01	4.92E+01	4.50E+01	3.83E+01	3.01E+01	2.12E+01	1.33E+01	5.11E+00	2.13E+01	1.80E+01	1.88E+01	1.72E+01
5.0E+00	6.17E+01	6.01E+01	5.57E+01	4.79E+01	3.80E+01	2.68E+01	1.72E+01	6.31E+00	2.66E+01	2.24E+01	2.33E+01	2.15E+01
6.0E+00	7.29E+01	7.12E+01	6.71E+01	5.84E+01	4.63E+01	3.28E+01	2.13E+01	8.03E+00	3.23E+01	2.69E+01	2.77E+01	2.61E+01
8.0E+00	9.90E+01	9.75E+01	9.32E+01	8.18E+01	6.56E+01	4.58E+01	3.01E+01	1.40E+01	4.61E+01	3.67E+01	3.77E+01	3.57E+01
1.0E+01	1.26E+02	1.24E+02	1.19E+02	1.08E+02	8.65E+01	6.13E+01	3.95E+01	2.36E+01	5.95E+01	4.76E+01	4.89E+01	4.63E+01
1.5E+01	1.84E+02	1.83E+02	1.75E+02	1.59E+02	1.33E+02	9.68E+01	6.37E+01	5.90E+01	9.55E+01	7.55E+01	7.72E+01	7.17E+01
2.0E+01	2.29E+02	2.25E+02	2.16E+02	1.99E+02	1.72E+02	1.28E+02	8.47E+01	1.11E+02	1.30E+02	1.04E+02	1.08E+02	1.00E+02
3.0E+01	2.94E+02	2.89E+02	2.78E+02	2.58E+02	2.28E+02	1.82E+02	1.24E+02	2.21E+02	1.95E+02	1.62E+02	1.65E+02	1.59E+02
4.0E+01	3.20E+02	3.14E+02	3.08E+02	2.95E+02	2.73E+02	2.38E+02	1.72E+02	2.91E+02	2.42E+02	2.09E+02	2.10E+02	2.08E+02
5.0E+01	3.27E+02	3.22E+02	3.20E+02	3.12E+02	3.00E+02	2.75E+02	2.19E+02	3.21E+02	2.76E+02	2.43E+02	2.44E+02	2.42E+02
6.0E+01	3.33E+02	3.26E+02	3.27E+02	3.22E+02	3.16E+02	3.01E+02	2.58E+02	3.34E+02	2.96E+02	2.68E+02	2.67E+02	2.69E+02
8.0E+01	3.39E+02	3.35E+02	3.35E+02	3.34E+02	3.31E+02	3.27E+02	2.98E+02	3.49E+02	3.20E+02	3.02E+02	3.00E+02	3.04E+02
1.0E+02	3.42E+02	3.38E+02	3.40E+02	3.39E+02	3.39E+02	3.40E+02	3.24E+02	3.57E+02	3.34E+02	3.23E+02	3.19E+02	3.27E+02
1.5E+02	3.49E+02	3.47E+02	3.48E+02	3.50E+02	3.54E+02	3.59E+02	3.59E+02	3.71E+02	3.55E+02	3.56E+02	3.49E+02	3.46E+02
2.0E+02	3.54E+02	3.52E+02	3.54E+02	3.58E+02	3.63E+02	3.73E+02	3.79E+02	3.81E+02	3.68E+02	3.77E+02	3.71E+02	3.83E+02
3.0E+02	3.62E+02	3.59E+02	3.61E+02	3.67E+02	3.78E+02	3.90E+02	4.06E+02	3.93E+02	3.85E+02	4.05E+02	3.98E+02	4.12E+02
4.0E+02	3.66E+02	3.64E+02	3.66E+02	3.74E+02	3.86E+02	4.02E+02	4.26E+02	4.02E+02	3.99E+02	4.25E+02	4.15E+02	4.35E+02
5.0E+02	3.69E+02	3.68E+02	3.72E+02	3.81E+02	3.92E+02	4.13E+02	4.39E+02	4.09E+02	4.08E+02	4.40E+02	4.31E+02	4.49E+02
6.0E+02	3.72E+02	3.71E+02	3.75E+02	3.84E+02	3.99E+02	4.20E+02	4.53E+02	4.15E+02	4.18E+02	4.53E+02	4.44E+02	4.62E+02
8.0E+02	3.76E+02	3.76E+02	3.79E+02	3.90E+02	4.08E+02	4.30E+02	4.72E+02	4.24E+02	4.32E+02	4.74E+02	4.63E+02	4.85E+02
1.0E+03	3.79E+02	3.80E+02	3.83E+02	3.95E+02	4.14E+02	4.41E+02	4.89E+02	4.30E+02	4.36E+02	4.91E+02	4.77E+02	5.05E+02

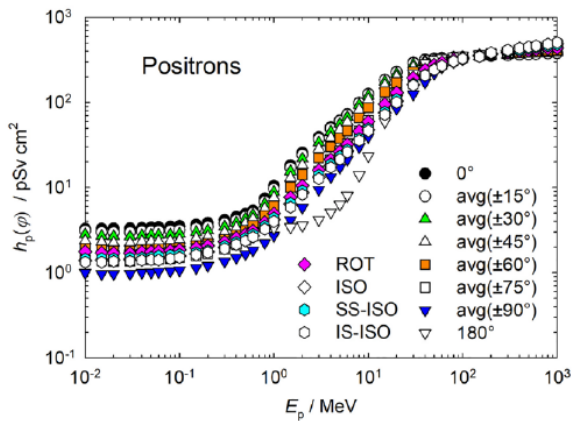


図 A.2.4 陽電子フルエンスから個人線量への換算係数 (遠藤, 2017; ICRP, 2010)。

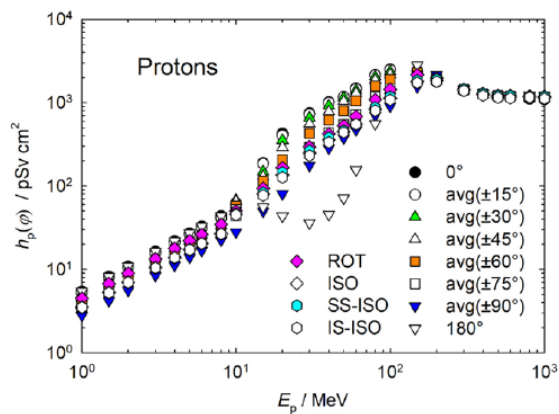


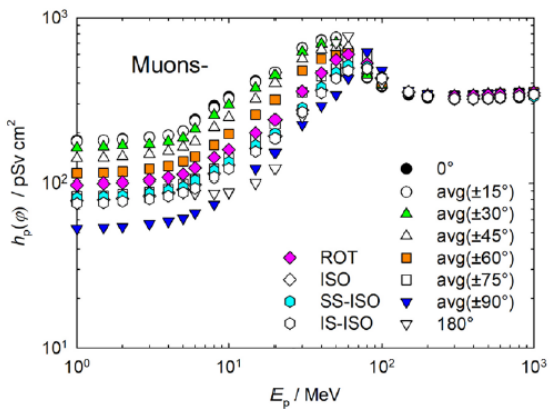
図 A.2.5 陽子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

表 A.2.5 陽子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h_p(\varphi)$ /(pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	5.46E+00	5.30E+00	5.01E+00	4.53E+00	4.07E+00	3.44E+00	2.81E+00	5.47E+00	4.50E+00	3.52E+00	3.44E+00	3.51E+00
1.5E+00	8.20E+00	7.94E+00	7.50E+00	6.78E+00	6.09E+00	5.15E+00	4.21E+00	8.21E+00	6.75E+00	5.28E+00	5.16E+00	5.26E+00
2.0E+00	1.09E+01	1.06E+01	9.97E+00	9.01E+00	8.10E+00	6.86E+00	5.62E+00	1.09E+01	8.98E+00	7.02E+00	6.86E+00	7.00E+00
3.0E+00	1.64E+01	1.58E+01	1.49E+01	1.34E+01	1.21E+01	1.02E+01	8.42E+00	1.64E+01	1.34E+01	1.05E+01	1.03E+01	1.05E+01
4.0E+00	2.19E+01	2.10E+01	1.97E+01	1.77E+01	1.60E+01	1.36E+01	1.12E+01	2.19E+01	1.78E+01	1.39E+01	1.36E+01	1.39E+01
5.0E+00	2.73E+01	2.61E+01	2.44E+01	2.19E+01	1.98E+01	1.69E+01	1.40E+01	2.73E+01	2.21E+01	1.73E+01	1.69E+01	1.72E+01
6.0E+00	3.28E+01	3.11E+01	2.90E+01	2.60E+01	2.34E+01	2.01E+01	1.68E+01	3.28E+01	2.63E+01	2.05E+01	2.01E+01	2.05E+01
8.0E+00	4.37E+01	4.09E+01	3.76E+01	3.36E+01	3.03E+01	2.63E+01	2.24E+01	4.37E+01	3.45E+01	2.68E+01	2.62E+01	2.67E+01
1.0E+01	5.49E+01	6.28E+01	6.75E+01	6.54E+01	5.78E+01	4.39E+01	2.81E+01	5.46E+01	5.01E+01	4.58E+01	4.66E+01	4.50E+01
1.5E+01	1.89E+02	1.85E+02	1.49E+02	1.30E+02	1.15E+02	8.59E+01	4.98E+01	5.61E+01	9.37E+01	8.01E+01	8.31E+01	7.71E+01
2.0E+01	4.28E+02	4.04E+02	3.52E+02	2.90E+02	2.06E+02	1.45E+02	8.08E+01	4.36E+01	1.65E+02	1.36E+02	1.45E+02	1.27E+02
3.0E+01	7.50E+02	7.26E+02	6.60E+02	5.59E+02	4.28E+02	2.92E+02	1.76E+02	3.61E+01	2.96E+02	2.49E+02	2.66E+02	2.32E+02
4.0E+01	1.02E+03	1.00E+03	9.19E+02	7.80E+02	6.19E+02	4.38E+02	2.84E+02	4.55E+01	4.22E+02	3.58E+02	3.81E+02	3.35E+02
5.0E+01	1.18E+03	1.18E+03	1.15E+03	1.04E+03	7.97E+02	5.50E+02	3.76E+02	7.15E+01	5.32E+02	4.51E+02	4.62E+02	4.40E+02
6.0E+01	1.48E+03	1.46E+03	1.41E+03	1.30E+03	1.05E+03	7.18E+02	4.74E+02	1.56E+02	6.87E+02	5.51E+02	5.47E+02	5.55E+02
8.0E+01	2.16E+03	2.14E+03	2.04E+03	1.86E+03	1.58E+03	1.19E+03	7.01E+02	5.60E+02	1.09E+03	8.37E+02	8.71E+02	8.03E+02
1.0E+02	2.51E+03	2.48E+03	2.36E+03	2.17E+03	1.90E+03	1.46E+03	9.06E+02	1.19E+03	1.44E+03	1.13E+03	1.18E+03	1.08E+03
1.5E+02	2.38E+03	2.40E+03	2.41E+03	2.44E+03	2.30E+03	2.10E+03	1.55E+03	2.82E+03	2.16E+03	1.79E+03	1.85E+03	1.73E+03
2.0E+02	1.77E+03	1.79E+03	1.81E+03	1.84E+03	1.91E+03	2.01E+03	2.17E+03	1.93E+03	1.96E+03	1.84E+03	1.90E+03	1.78E+03
3.0E+02	1.38E+03	1.39E+03	1.40E+03	1.41E+03	1.43E+03	1.44E+03	1.45E+03	1.45E+03	1.44E+03	1.42E+03	1.45E+03	1.39E+03
4.0E+02	1.23E+03	1.25E+03	1.25E+03	1.26E+03	1.28E+03	1.28E+03	1.28E+03	1.30E+03	1.28E+03	1.25E+03	1.28E+03	1.22E+03
5.0E+02	1.15E+03	1.19E+03	1.19E+03	1.21E+03	1.22E+03	1.22E+03	1.21E+03	1.24E+03	1.22E+03	1.18E+03	1.21E+03	1.15E+03
6.0E+02	1.16E+03	1.16E+03	1.17E+03	1.18E+03	1.20E+03	1.20E+03	1.20E+03	1.23E+03	1.22E+03	1.17E+03	1.21E+03	1.13E+03
8.0E+02	1.11E+03	1.13E+03	1.14E+03	1.15E+03	1.17E+03	1.17E+03	1.20E+03	1.23E+03	1.20E+03	1.17E+03	1.18E+03	1.16E+03
1.0E+03	1.09E+03	1.11E+03	1.12E+03	1.14E+03	1.15E+03	1.16E+03	1.19E+03	1.23E+03	1.19E+03	1.15E+03	1.18E+03	1.12E+03

表 A.2.6 負ミュオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h_p(\varphi)$ (pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	1.80E+02	1.77E+02	1.62E+02	1.40E+02	1.14E+02	8.32E+01	5.33E+01	7.52E+01	9.75E+01	7.87E+01	8.18E+01	7.56E+01
1.5E+00	1.80E+02	1.80E+02	1.64E+02	1.41E+02	1.15E+02	8.39E+01	5.42E+01	7.68E+01	9.93E+01	7.95E+01	8.28E+01	7.62E+01
2.0E+00	1.84E+02	1.82E+02	1.68E+02	1.43E+02	1.16E+02	8.58E+01	5.46E+01	7.83E+01	1.00E+02	8.09E+01	8.39E+01	7.79E+01
3.0E+00	1.88E+02	1.87E+02	1.70E+02	1.48E+02	1.21E+02	8.85E+01	5.69E+01	8.14E+01	1.04E+02	8.37E+01	8.70E+01	8.04E+01
4.0E+00	1.93E+02	1.93E+02	1.77E+02	1.55E+02	1.26E+02	9.23E+01	5.89E+01	8.48E+01	1.07E+02	8.71E+01	9.06E+01	8.36E+01
5.0E+00	2.05E+02	2.04E+02	1.86E+02	1.64E+02	1.34E+02	9.76E+01	6.14E+01	8.77E+01	1.12E+02	9.15E+01	9.51E+01	8.79E+01
6.0E+00	2.42E+02	2.36E+02	2.11E+02	1.77E+02	1.43E+02	1.04E+02	6.61E+01	8.67E+01	1.22E+02	9.81E+01	1.03E+02	9.32E+01
8.0E+00	2.93E+02	2.82E+02	2.56E+02	2.16E+02	1.69E+02	1.21E+02	7.46E+01	8.68E+01	1.41E+02	1.13E+02	1.18E+02	1.08E+02
1.0E+01	3.32E+02	3.22E+02	2.95E+02	2.48E+02	1.97E+02	1.41E+02	8.79E+01	8.86E+01	1.58E+02	1.27E+02	1.33E+02	1.21E+02
1.5E+01	4.14E+02	4.07E+02	3.73E+02	3.21E+02	2.58E+02	1.85E+02	1.21E+02	1.00E+02	2.00E+02	1.61E+02	1.68E+02	1.54E+02
2.0E+01	4.65E+02	4.65E+02	4.45E+02	3.98E+02	3.18E+02	2.26E+02	1.52E+02	1.22E+02	2.41E+02	1.91E+02	1.97E+02	1.85E+02
3.0E+01	6.57E+02	6.54E+02	6.20E+02	5.64E+02	4.78E+02	3.53E+02	2.25E+02	2.51E+02	3.57E+02	2.75E+02	2.83E+02	2.67E+02
4.0E+01	7.35E+02	7.29E+02	6.95E+02	6.41E+02	5.63E+02	4.40E+02	2.91E+02	2.91E+02	4.62E+02	3.63E+02	3.77E+02	3.49E+02
5.0E+01	7.55E+02	7.59E+02	7.08E+02	6.58E+02	5.91E+02	4.94E+02	3.40E+02	7.03E+02	5.56E+02	4.46E+02	4.64E+02	4.28E+02
6.0E+01	6.28E+02	6.38E+02	6.57E+02	6.69E+02	6.09E+02	5.71E+02	4.29E+02	7.75E+02	5.98E+02	4.96E+02	5.15E+02	4.77E+02
8.0E+01	4.31E+02	4.36E+02	4.49E+02	4.79E+02	5.27E+02	5.89E+02	6.19E+02	4.85E+02	5.29E+02	4.98E+02	5.05E+02	4.91E+02
1.0E+02	3.82E+02	3.89E+02	3.90E+02	3.97E+02	4.06E+02	4.26E+02	4.80E+02	4.02E+02	4.32E+02	4.35E+02	4.35E+02	4.29E+02
1.5E+02	3.40E+02	3.48E+02	3.48E+02	3.51E+02	3.50E+02	3.50E+02	3.61E+02	3.45E+02	3.52E+02	3.54E+02	3.53E+02	3.55E+02
2.0E+02	3.26E+02	3.36E+02	3.37E+02	3.41E+02	3.41E+02	3.37E+02	3.45E+02	3.29E+02	3.39E+02	3.32E+02	3.31E+02	3.33E+02
3.0E+02	3.19E+02	3.33E+02	3.34E+02	3.38E+02	3.37E+02	3.32E+02	3.39E+02	3.21E+02	3.33E+02	3.21E+02	3.20E+02	3.22E+02
4.0E+02	3.20E+02	3.35E+02	3.37E+02	3.40E+02	3.40E+02	3.35E+02	3.41E+02	3.21E+02	3.36E+02	3.21E+02	3.20E+02	3.22E+02
5.0E+02	3.21E+02	3.39E+02	3.41E+02	3.45E+02	3.44E+02	3.39E+02	3.46E+02	3.24E+02	3.41E+02	3.23E+02	3.22E+02	3.24E+02
6.0E+02	3.25E+02	3.43E+02	3.44E+02	3.48E+02	3.47E+02	3.41E+02	3.48E+02	3.26E+02	3.43E+02	3.26E+02	3.24E+02	3.28E+02
8.0E+02	3.27E+02	3.45E+02	3.47E+02	3.51E+02	3.50E+02	3.45E+02	3.52E+02	3.32E+02	3.47E+02	3.31E+02	3.29E+02	3.33E+02
1.0E+03	3.33E+02	3.50E+02	3.52E+02	3.55E+02	3.54E+02	3.49E+02	3.56E+02	3.37E+02	3.51E+02	3.37E+02	3.32E+02	3.42E+02



図表 A.2.6 負ミュオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

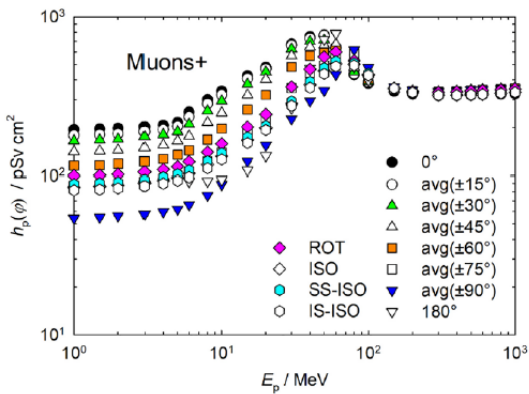


図 A.2.7 正ミュオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

表 A.2.7 正ミュオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p MeV	$h_p(\varphi)$ (pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	1.94E+02	1.79E+02	1.65E+02	1.41E+02	1.15E+02	8.50E+01	5.45E+01	8.26E+01	1.00E+02	8.52E+01	8.89E+01	8.15E+01
1.5E+00	1.96E+02	1.81E+02	1.67E+02	1.43E+02	1.16E+02	8.51E+01	5.53E+01	8.41E+01	1.01E+02	8.62E+01	9.00E+01	8.24E+01
2.0E+00	1.98E+02	1.83E+02	1.69E+02	1.44E+02	1.18E+02	8.64E+01	5.63E+01	8.57E+01	1.02E+02	8.75E+01	9.12E+01	8.38E+01
3.0E+00	2.02E+02	1.89E+02	1.75E+02	1.49E+02	1.23E+02	8.97E+01	5.78E+01	8.89E+01	1.05E+02	9.03E+01	9.40E+01	8.66E+01
4.0E+00	2.07E+02	1.94E+02	1.81E+02	1.56E+02	1.27E+02	9.37E+01	5.97E+01	9.21E+01	1.09E+02	9.36E+01	9.74E+01	8.98E+01
5.0E+00	2.16E+02	2.04E+02	1.89E+02	1.65E+02	1.35E+02	9.90E+01	6.20E+01	9.43E+01	1.14E+02	9.77E+01	1.02E+02	9.34E+01
6.0E+00	2.51E+02	2.34E+02	2.10E+02	1.77E+02	1.44E+02	1.06E+02	6.61E+01	9.25E+01	1.22E+02	1.03E+02	1.08E+02	9.80E+01
8.0E+00	3.00E+02	2.83E+02	2.55E+02	2.16E+02	1.68E+02	1.22E+02	7.57E+01	9.28E+01	1.40E+02	1.17E+02	1.23E+02	1.11E+02
1.0E+01	3.40E+02	3.22E+02	2.94E+02	2.48E+02	1.97E+02	1.40E+02	8.86E+01	9.48E+01	1.58E+02	1.32E+02	1.38E+02	1.26E+02
1.5E+01	4.25E+02	4.07E+02	3.76E+02	3.21E+02	2.60E+02	1.88E+02	1.23E+02	1.08E+02	2.02E+02	1.67E+02	1.74E+02	1.60E+02
2.0E+01	4.81E+02	4.68E+02	4.48E+02	4.02E+02	3.21E+02	2.27E+02	1.55E+02	1.33E+02	2.43E+02	1.99E+02	2.05E+02	1.93E+02
3.0E+01	6.74E+02	6.60E+02	6.26E+02	5.68E+02	4.82E+02	3.56E+02	2.27E+02	2.65E+02	3.61E+02	2.84E+02	2.93E+02	2.75E+02
4.0E+01	7.51E+02	7.34E+02	6.99E+02	6.46E+02	5.68E+02	4.42E+02	2.94E+02	4.73E+02	4.67E+02	4.73E+02	4.67E+02	4.57E+02
5.0E+01	7.68E+02	7.64E+02	7.14E+02	6.63E+02	5.94E+02	4.95E+02	3.42E+02	7.21E+02	5.59E+02	4.56E+02	4.76E+02	4.36E+02
6.0E+01	6.35E+02	6.42E+02	6.59E+02	6.72E+02	6.13E+02	5.75E+02	4.32E+02	7.87E+02	5.99E+02	5.06E+02	5.25E+02	4.87E+02
8.0E+01	4.31E+02	4.37E+02	4.49E+02	4.79E+02	5.26E+02	5.91E+02	6.20E+02	4.83E+02	5.29E+02	5.02E+02	5.10E+02	4.94E+02
1.0E+02	3.81E+02	3.89E+02	3.90E+02	3.97E+02	4.06E+02	4.27E+02	4.79E+02	3.99E+02	4.27E+02	4.32E+02	4.37E+02	4.27E+02
1.5E+02	3.39E+02	3.48E+02	3.48E+02	3.51E+02	3.50E+02	3.50E+02	3.61E+02	3.45E+02	3.52E+02	3.54E+02	3.54E+02	3.54E+02
2.0E+02	3.26E+02	3.35E+02	3.37E+02	3.41E+02	3.41E+02	3.37E+02	3.45E+02	3.28E+02	3.39E+02	3.32E+02	3.31E+02	3.33E+02
3.0E+02	3.18E+02	3.33E+02	3.34E+02	3.38E+02	3.37E+02	3.32E+02	3.38E+02	3.20E+02	3.33E+02	3.20E+02	3.20E+02	3.20E+02
4.0E+02	3.19E+02	3.35E+02	3.37E+02	3.40E+02	3.39E+02	3.34E+02	3.41E+02	3.21E+02	3.36E+02	3.20E+02	3.20E+02	3.20E+02
5.0E+02	3.20E+02	3.39E+02	3.41E+02	3.45E+02	3.44E+02	3.39E+02	3.46E+02	3.23E+02	3.41E+02	3.22E+02	3.22E+02	3.22E+02
6.0E+02	3.22E+02	3.43E+02	3.44E+02	3.48E+02	3.46E+02	3.41E+02	3.48E+02	3.25E+02	3.43E+02	3.24E+02	3.24E+02	3.24E+02
8.0E+02	3.25E+02	3.45E+02	3.47E+02	3.51E+02	3.50E+02	3.45E+02	3.52E+02	3.30E+02	3.46E+02	3.29E+02	3.29E+02	3.29E+02
1.0E+03	3.27E+02	3.50E+02	3.51E+02	3.55E+02	3.54E+02	3.49E+02	3.56E+02	3.33E+02	3.51E+02	3.33E+02	3.32E+02	3.34E+02

表 A.2.8 負パイオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p /MeV	$h_p(\varphi)$ (pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	4.06E+02	3.99E+02	3.73E+02	3.27E+02	2.81E+02	2.25E+02	1.70E+02	1.94E+02	2.45E+02	1.76E+02	1.91E+02	1.61E+02
1.5E+00	4.22E+02	4.19E+02	3.91E+02	3.42E+02	2.92E+02	2.31E+02	1.70E+02	2.01E+02	2.53E+02	1.89E+02	2.06E+02	1.72E+02
2.0E+00	4.33E+02	4.36E+02	4.09E+02	3.57E+02	3.03E+02	2.37E+02	1.73E+02	2.10E+02	2.61E+02	1.98E+02	2.17E+02	1.79E+02
3.0E+00	4.58E+02	4.69E+02	4.44E+02	3.88E+02	3.28E+02	2.53E+02	1.78E+02	2.25E+02	2.80E+02	2.15E+02	2.37E+02	1.93E+02
4.0E+00	4.91E+02	5.12E+02	4.84E+02	4.26E+02	3.60E+02	2.72E+02	1.85E+02	2.33E+02	3.00E+02	2.32E+02	2.55E+02	2.09E+02
5.0E+00	5.28E+02	5.66E+02	5.41E+02	4.77E+02	3.98E+02	2.96E+02	1.92E+02	2.37E+02	3.27E+02	2.51E+02	2.70E+02	2.32E+02
6.0E+00	6.73E+02	6.90E+02	6.26E+02	5.32E+02	4.40E+02	3.26E+02	2.03E+02	2.08E+02	3.59E+02	2.71E+02	3.02E+02	2.40E+02
8.0E+00	9.65E+02	9.79E+02	8.81E+02	7.26E+02	5.32E+02	3.95E+02	2.37E+02	1.81E+02	4.37E+02	3.17E+02	3.52E+02	2.82E+02
1.0E+01	1.09E+03	1.08E+03	1.00E+03	8.20E+02	6.46E+02	4.59E+02	2.80E+02	1.78E+02	4.88E+02	3.61E+02	3.96E+02	3.26E+02
1.5E+01	1.25E+03	1.25E+03	1.15E+03	9.85E+02	8.07E+02	5.86E+02	3.71E+02	1.97E+02	5.81E+02	4.39E+02	4.70E+02	4.08E+02
2.0E+01	1.28E+03	1.33E+03	1.31E+03	1.17E+03	9.13E+02	6.43E+02	4.56E+02	2.44E+02	6.62E+02	5.08E+02	5.31E+02	4.85E+02
3.0E+01	1.77E+03	1.83E+03	1.75E+03	1.57E+03	1.33E+03	9.32E+02	5.82E+02	5.47E+02	9.51E+02	6.76E+02	6.98E+02	6.54E+02
4.0E+01	1.92E+03	1.92E+03	1.84E+03	1.69E+03	1.48E+03	1.16E+03	7.53E+02	1.02E+03	1.18E+03	8.68E+02	9.01E+02	8.35E+02
5.0E+01	1.93E+03	1.93E+03	1.77E+03	1.63E+03	1.47E+03	1.22E+03	8.20E+02	1.70E+03	1.36E+03	1.02E+03	1.07E+03	9.70E+02
6.0E+01	1.68E+03	1.71E+03	1.79E+03	1.61E+03	1.50E+03	1.33E+03	9.36E+02	1.99E+03	1.47E+03	1.15E+03	1.21E+03	1.09E+03
8.0E+01	1.14E+03	1.17E+03	1.21E+03	1.26E+03	1.41E+03	1.43E+03	1.41E+03	1.31E+03	1.36E+03	1.15E+03	1.19E+03	1.11E+03
1.0E+02	9.95E+02	1.03E+03	1.03E+03	1.03E+03	1.04E+03	1.08E+03	1.19E+03	9.91E+02	1.08E+03	1.03E+03	1.03E+03	1.03E+03
1.5E+02	9.27E+02	9.50E+02	9.48E+02	9.45E+02	9.25E+02	9.12E+02	8.75E+02	8.89E+02	9.22E+02	8.57E+02	8.45E+02	8.69E+02
2.0E+02	9.02E+02	9.01E+02	8.98E+02	9.01E+02	8.89E+02	8.70E+02	8.41E+02	8.71E+02	8.71E+02	8.15E+02	8.28E+02	8.02E+02
3.0E+02	8.48E+02	8.63E+02	8.65E+02	8.72E+02	8.60E+02	8.54E+02	8.24E+02	8.43E+02	8.57E+02	7.94E+02	8.06E+02	7.82E+02
4.0E+02	8.44E+02	8.62E+02	8.62E+02	8.66E+02	8.52E+02	8.48E+02	8.26E+02	8.50E+02	8.43E+02	8.07E+02	8.02E+02	8.12E+02
5.0E+02	8.69E+02	8.82E+02	8.86E+02	8.87E+02	8.70E+02	8.67E+02	8.45E+02	8.80E+02	8.63E+02	8.38E+02	8.37E+02	8.39E+02
6.0E+02	9.01E+02	8.96E+02	8.84E+02	8.95E+02	8.93E+02	8.79E+02	8.62E+02	9.17E+02	8.83E+02	8.75E+02	8.90E+02	8.60E+02
8.0E+02	9.47E+02	9.31E+02	9.26E+02	9.39E+02	9.27E+02	9.24E+02	8.99E+02	9.76E+02	9.18E+02	9.35E+02	9.37E+02	9.33E+02
1.0E+03	9.77E+02	9.43E+02	9.38E+02	9.57E+02	9.44E+02	9.39E+02	9.22E+02	1.02E+03	9.38E+02	9.79E+02	9.78E+02	9.80E+02

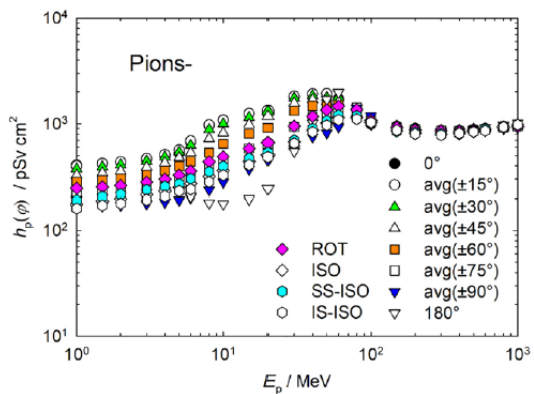


図 A.2.8 負パイオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

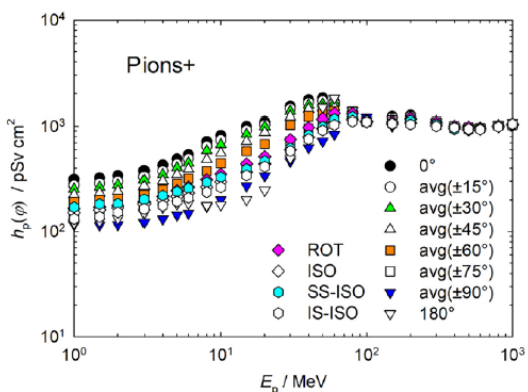


図 A.2.9 正パイオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

表 A.2.9 正パイオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

E_p/MeV	$h_p(\varphi)/(\text{pSv cm}^2)$											
	0°	avg($\pm 15^\circ$)	avg($\pm 30^\circ$)	avg($\pm 45^\circ$)	avg($\pm 60^\circ$)	avg($\pm 75^\circ$)	avg($\pm 90^\circ$)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	3.14E+02	2.75E+02	2.53E+02	2.23E+02	1.92E+02	1.53E+02	1.16E+02	1.21E+02	1.65E+02	1.51E+02	1.70E+02	1.32E+02
1.5E+00	3.24E+02	2.87E+02	2.64E+02	2.32E+02	1.99E+02	1.56E+02	1.15E+02	1.25E+02	1.71E+02	1.60E+02	1.82E+02	1.38E+02
2.0E+00	3.40E+02	3.01E+02	2.77E+02	2.42E+02	2.06E+02	1.58E+02	1.16E+02	1.33E+02	1.76E+02	1.68E+02	1.84E+02	1.52E+02
3.0E+00	3.79E+02	3.33E+02	3.06E+02	2.67E+02	2.24E+02	1.72E+02	1.23E+02	1.51E+02	1.91E+02	1.83E+02	2.02E+02	1.64E+02
4.0E+00	4.29E+02	3.78E+02	3.48E+02	3.02E+02	2.50E+02	1.90E+02	1.31E+02	1.70E+02	2.16E+02	1.98E+02	2.20E+02	1.76E+02
5.0E+00	4.89E+02	4.36E+02	4.05E+02	3.48E+02	2.85E+02	2.13E+02	1.44E+02	1.83E+02	2.45E+02	2.16E+02	2.39E+02	1.93E+02
6.0E+00	5.40E+02	4.92E+02	4.49E+02	3.94E+02	3.17E+02	2.31E+02	1.49E+02	1.85E+02	2.64E+02	2.33E+02	2.57E+02	2.09E+02
8.0E+00	7.17E+02	6.50E+02	5.87E+02	4.84E+02	3.77E+02	2.72E+02	1.72E+02	1.77E+02	3.11E+02	2.65E+02	2.93E+02	2.37E+02
1.0E+01	8.19E+02	7.43E+02	6.71E+02	5.59E+02	4.46E+02	3.17E+02	2.01E+02	1.79E+02	3.52E+02	2.96E+02	3.28E+02	2.64E+02
1.5E+01	1.00E+03	9.14E+02	8.38E+02	7.17E+02	5.80E+02	4.18E+02	2.71E+02	2.01E+02	4.38E+02	3.67E+02	3.93E+02	3.41E+02
2.0E+01	1.10E+03	1.03E+03	9.91E+02	8.71E+02	6.82E+02	4.89E+02	3.38E+02	2.47E+02	5.17E+02	4.39E+02	4.66E+02	4.12E+02
3.0E+01	1.52E+03	1.44E+03	1.36E+03	1.22E+03	1.03E+03	7.23E+02	4.65E+02	4.94E+02	7.49E+02	6.02E+02	6.21E+02	5.83E+02
4.0E+01	1.75E+03	1.64E+03	1.56E+03	1.43E+03	1.23E+03	9.59E+02	6.27E+02	9.06E+02	9.77E+02	7.87E+02	8.20E+02	7.54E+02
5.0E+01	1.83E+03	1.71E+03	1.59E+03	1.47E+03	1.31E+03	1.07E+03	7.21E+02	1.48E+03	1.17E+03	9.53E+02	9.93E+02	9.13E+02
6.0E+01	1.66E+03	1.62E+03	1.64E+03	1.49E+03	1.37E+03	1.18E+03	8.38E+02	1.82E+03	1.30E+03	1.09E+03	1.15E+03	1.03E+03
8.0E+01	1.22E+03	1.21E+03	1.24E+03	1.28E+03	1.36E+03	1.35E+03	1.28E+03	1.38E+03	1.30E+03	1.16E+03	1.21E+03	1.11E+03
1.0E+02	1.13E+03	1.11E+03	1.10E+03	1.10E+03	1.11E+03	1.14E+03	1.20E+03	1.12E+03	1.12E+03	1.10E+03	1.10E+03	1.10E+03
1.5E+02	1.22E+03	1.19E+03	1.18E+03	1.16E+03	1.12E+03	1.08E+03	1.01E+03	1.15E+03	1.09E+03	1.05E+03	1.04E+03	1.06E+03
2.0E+02	1.25E+03	1.22E+03	1.22E+03	1.22E+03	1.19E+03	1.15E+03	1.09E+03	1.23E+03	1.18E+03	1.08E+03	1.12E+03	1.04E+03
3.0E+02	1.07E+03	1.08E+03	1.09E+03	1.09E+03	1.09E+03	1.10E+03	1.07E+03	1.10E+03	1.09E+03	1.02E+03	1.04E+03	1.00E+03
4.0E+02	9.69E+02	9.91E+02	9.98E+02	1.00E+03	1.00E+03	1.01E+03	9.87E+02	9.98E+02	1.00E+03	9.53E+02	9.36E+02	9.70E+02
5.0E+02	9.43E+02	9.73E+02	9.69E+02	9.81E+02	9.73E+02	9.72E+02	9.53E+02	9.70E+02	9.75E+02	9.30E+02	9.19E+02	9.41E+02
6.0E+02	9.52E+02	9.58E+02	9.58E+02	9.65E+02	9.65E+02	9.62E+02	9.48E+02	9.80E+02	9.62E+02	9.38E+02	9.44E+02	9.32E+02
8.0E+02	9.99E+02	1.00E+03	1.01E+03	1.02E+03	1.01E+03	1.01E+03	9.96E+02	1.04E+03	1.00E+03	9.93E+02	9.97E+02	9.89E+02
1.0E+03	1.04E+03	1.02E+03	1.03E+03	1.04E+03	1.03E+03	1.03E+03	1.02E+03	1.09E+03	1.03E+03	1.05E+03	1.05E+03	1.05E+03

表 A.2.10 He²⁺イオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

$E_p/\text{MeV u}^{-1}$	$h_p(\varphi)/(\text{pSv cm}^2)$											
	0°	avg($\pm 15^\circ$)	avg($\pm 30^\circ$)	avg($\pm 45^\circ$)	avg($\pm 60^\circ$)	avg($\pm 75^\circ$)	avg($\pm 90^\circ$)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E+00	2.19E+02	2.12E+02	2.00E+02	1.81E+02	1.63E+02	1.37E+02	1.10E+02	2.19E+02	1.76E+02	1.41E+02	1.38E+02	1.40E+02
2.0E+00	4.38E+02	4.23E+02	3.99E+02	3.60E+02	3.24E+02	2.74E+02	2.20E+02	4.38E+02	3.52E+02	2.81E+02	2.75E+02	2.80E+02
3.0E+00	6.56E+02	6.32E+02	5.95E+02	5.37E+02	4.83E+02	4.10E+02	3.30E+02	6.57E+02	5.26E+02	4.19E+02	4.10E+02	4.18E+02
5.0E+00	1.09E+03	1.04E+03	9.75E+02	8.77E+02	7.90E+02	6.75E+02	5.50E+02	1.09E+03	8.66E+02	6.89E+02	6.74E+02	6.87E+02
1.0E+01	2.19E+03	2.51E+03	2.70E+03	2.61E+03	2.31E+03	1.75E+03	1.10E+03	2.19E+03	1.97E+03	1.82E+03	1.86E+03	1.73E+03
1.4E+01	4.61E+03	4.95E+03	4.74E+03	4.58E+03	4.03E+03	2.94E+03	1.61E+03	2.56E+03	3.09E+03	2.81E+03	2.95E+03	2.64E+03
2.0E+01	1.72E+04	1.61E+04	1.41E+04	1.16E+04	8.24E+03	5.78E+03	3.19E+03	1.74E+03	6.56E+03	5.46E+03	5.73E+03	5.02E+03
3.0E+01	3.01E+04	2.89E+04	2.63E+04	2.23E+04	1.70E+04	1.16E+04	7.00E+03	1.44E+03	1.18E+04	9.86E+03	1.04E+04	9.15E+03
5.0E+01	4.75E+04	4.70E+04	4.58E+04	4.13E+04	3.17E+04	2.20E+04	1.51E+04	2.88E+03	2.15E+04	1.78E+04	1.86E+04	1.71E+04
7.5E+01	8.05E+04	7.91E+04	7.59E+04	6.90E+04	5.87E+04	4.19E+04	2.50E+04	1.75E+04	3.94E+04	3.00E+04	3.11E+04	2.91E+04
1.0E+02	1.01E+05	9.66E+04	9.18E+04	8.46E+04	7.39E+04	5.69E+04	3.58E+04	4.84E+04	5.64E+04	4.55E+04	4.62E+04	4.23E+04
1.5E+02	9.25E+04	9.16E+04	9.18E+04	9.29E+04	8.78E+04	8.00E+04	6.01E+04	1.10E+05	8.26E+04	6.95E+04	7.21E+04	6.61E+04
2.0E+02	6.74E+04	6.79E+04	6.86E+04	7.01E+04	7.25E+04	7.52E+04	8.22E+04	7.29E+04	7.36E+04	7.01E+04	7.20E+04	6.90E+04
3.0E+02	5.14E+04	5.13E+04	5.14E+04	5.19E+04	5.23E+04	5.22E+04	5.29E+04	5.33E+04	5.22E+04	5.25E+04	5.33E+04	5.22E+04
5.0E+02	4.27E+04	4.23E+04	4.22E+04	4.26E+04	4.27E+04	4.24E+04	4.23E+04	4.49E+04	4.23E+04	4.27E+04	4.27E+04	4.20E+04
7.0E+02	4.11E+04	3.98E+04	3.98E+04	4.01E+04	4.05E+04	4.04E+04	4.04E+04	4.60E+04	4.03E+04	4.19E+04	4.04E+04	4.03E+04
1.0E+03	4.00E+04	3.84E+04	3.82E+04	3.90E+04	3.93E+04	3.93E+04	3.91E+04	4.47E+04	3.92E+04	4.09E+04	3.89E+04	3.94E+04

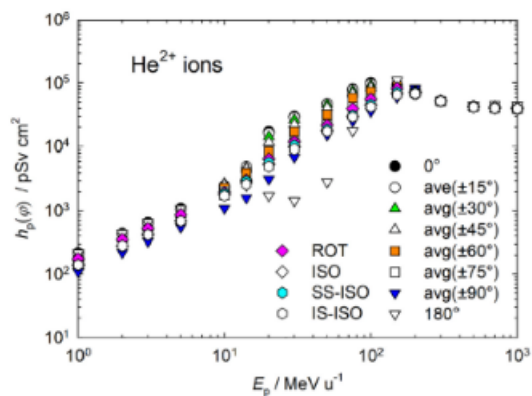


図 A.2.10 He²⁺イオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

表 A.3.0 0°~90°の角度範囲 (中性子では 180°照射もあり) および回転照射に対する、左右の照射における眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 d_{lens} 。

表/図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲 (MeV)
A.3.1a	光子	フルエンス	5.0 E-03-5.0 E+01
A.3.1b	光子	空気カーマ	5.0 E-03-5.0 E+01
A.3.2	中性子	フルエンス	1.0 E-09-5.0 E+01
A.3.3	電子	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01
A.3.4	陽電子	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01

表 A.3.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p /MeV	$d_{\text{lens}}(\varphi)$ (pGy cm ²) for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{lens}}(\varphi)$ (pGy cm ²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.005	8.61E-06	1.63E-05	3.47E-05	3.29E-05	1.35E-05	1.66E-06	6.90E-08	8.85E-06
0.006	2.00E-03	2.44E-03	2.97E-03	2.85E-03	1.48E-03	4.08E-04	4.26E-05	8.75E-04
0.007	3.74E-02	3.56E-02	3.67E-02	3.38E-02	2.02E-02	7.75E-03	1.75E-03	1.24E-02
0.008	1.85E-01	1.72E-01	1.63E-01	1.50E-01	9.81E-02	4.70E-02	1.47E-02	5.81E-02
0.009	4.75E-01	4.41E-01	4.13E-01	3.77E-01	2.66E-01	1.50E-01	5.89E-02	1.50E-01
0.01	8.33E-01	7.78E-01	7.30E-01	6.72E-01	5.07E-01	3.20E-01	1.52E-01	2.74E-01
0.011	1.15E+00	1.10E+00	1.04E+00	9.66E-01	7.72E-01	5.35E-01	2.89E-01	3.98E-01
0.013	1.54E+00	1.52E+00	1.46E+00	1.35E+00	1.19E+00	9.32E-01	5.98E-01	5.80E-01
0.015	1.63E+00	1.63E+00	1.58E+00	1.49E+00	1.37E+00	1.16E+00	8.31E-01	6.57E-01
0.017	1.55E+00	1.57E+00	1.54E+00	1.46E+00	1.39E+00	1.23E+00	9.53E-01	6.66E-01
0.02	1.35E+00	1.37E+00	1.36E+00	1.30E+00	1.27E+00	1.16E+00	9.65E-01	6.19E-01
0.024	1.09E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.07E+00	1.06E+00	9.98E-01	8.69E-01	5.35E-01
0.03	8.12E-01	8.35E-01	8.34E-01	8.13E-01	8.13E-01	7.80E-01	6.99E-01	4.34E-01
0.04	5.80E-01	5.93E-01	6.01E-01	5.89E-01	5.92E-01	5.69E-01	5.29E-01	3.36E-01
0.05	4.83E-01	4.94E-01	5.04E-01	4.96E-01	4.95E-01	4.76E-01	4.47E-01	2.95E-01
0.06	4.50E-01	4.59E-01	4.67E-01	4.64E-01	4.61E-01	4.50E-01	4.28E-01	2.85E-01
0.07	4.55E-01	4.63E-01	4.67E-01	4.63E-01	4.61E-01	4.53E-01	4.33E-01	2.94E-01
0.08	4.82E-01	4.83E-01	4.89E-01	4.85E-01	4.90E-01	4.79E-01	4.58E-01	3.15E-01
0.1	5.59E-01	5.62E-01	5.69E-01	5.71E-01	5.70E-01	5.57E-01	5.41E-01	3.76E-01
0.12	6.63E-01	6.66E-01	6.72E-01	6.73E-01	6.71E-01	6.63E-01	6.43E-01	4.52E-01
0.15	8.38E-01	8.40E-01	8.46E-01	8.45E-01	8.45E-01	8.36E-01	8.11E-01	5.80E-01
0.2	1.13E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.13E+00	8.10E-01
0.24	1.38E+00	1.38E+00	1.41E+00	1.42E+00	1.39E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.00E+00
0.3	1.74E+00	1.75E+00	1.77E+00	1.80E+00	1.75E+00	1.75E+00	1.73E+00	1.28E+00
0.4	2.29E+00	2.32E+00	2.34E+00	2.38E+00	2.35E+00	2.31E+00	2.32E+00	1.75E+00
0.5	2.83E+00	2.84E+00	2.89E+00	2.93E+00	2.90E+00	2.84E+00	2.83E+00	2.22E+00
0.511	2.88E+00	2.88E+00	2.97E+00	3.01E+00	2.98E+00	2.89E+00	2.89E+00	2.26E+00
0.6	3.34E+00	3.36E+00	3.40E+00	3.46E+00	3.41E+00	3.36E+00	3.35E+00	2.64E+00
0.662	3.63E+00	3.65E+00	3.66E+00	3.77E+00	3.70E+00	3.65E+00	3.64E+00	2.90E+00
0.8	4.26E+00	4.28E+00	4.33E+00	4.39E+00	4.37E+00	4.28E+00	4.27E+00	3.46E+00
1	5.06E+00	5.09E+00	5.14E+00	5.27E+00	5.21E+00	5.08E+00	5.12E+00	4.20E+00
1.117	5.50E+00	5.55E+00	5.56E+00	5.65E+00	5.64E+00	5.56E+00	5.57E+00	4.63E+00
1.2	5.83E+00	5.84E+00	5.86E+00	5.98E+00	5.95E+00	5.82E+00	5.92E+00	4.87E+00
1.3	6.07E+00	6.14E+00	6.16E+00	6.35E+00	6.30E+00	6.15E+00	6.20E+00	5.18E+00
1.33	6.16E+00	6.26E+00	6.26E+00	6.40E+00	6.45E+00	6.29E+00	6.29E+00	5.25E+00
1.5	6.59E+00	6.63E+00	6.71E+00	6.88E+00	6.91E+00	6.74E+00	6.83E+00	5.76E+00
1.7	6.92E+00	6.93E+00	7.08E+00	7.25E+00	7.40E+00	7.23E+00	7.37E+00	6.20E+00
2	7.04E+00	7.16E+00	7.29E+00	7.66E+00	7.92E+00	7.88E+00	8.05E+00	6.75E+00

(Continued)

H

表 A.3.1a (続き)

E_p/MeV	$d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
2.4	6.84E+00	6.93E+00	7.24E+00	7.84E+00	8.47E+00	8.64E+00	8.74E+00	7.32E+00
3	6.35E+00	6.49E+00	6.92E+00	7.87E+00	8.99E+00	9.61E+00	9.32E+00	7.86E+00
4	5.62E+00	5.85E+00	6.43E+00	7.67E+00	9.64E+00	1.09E+01	1.10E+01	8.63E+00
5	5.13E+00	5.35E+00	6.08E+00	7.68E+00	1.01E+01	1.22E+01	1.26E+01	9.35E+00
6	4.82E+00	5.05E+00	5.87E+00	7.60E+00	1.07E+01	1.34E+01	1.40E+01	9.99E+00
6.129	4.79E+00	5.06E+00	5.76E+00	7.62E+00	1.08E+01	1.34E+01	1.43E+01	1.01E+01
8	4.42E+00	4.67E+00	5.52E+00	7.47E+00	1.16E+01	1.56E+01	1.71E+01	1.14E+01
10	4.17E+00	4.38E+00	5.19E+00	7.16E+00	1.22E+01	1.76E+01	1.95E+01	1.27E+01
15	3.97E+00	4.16E+00	4.78E+00	6.58E+00	1.25E+01	2.08E+01	2.57E+01	1.58E+01
20	3.94E+00	4.08E+00	4.60E+00	6.15E+00	1.24E+01	2.29E+01	3.09E+01	1.89E+01
30	4.01E+00	4.12E+00	4.58E+00	5.84E+00	1.19E+01	2.46E+01	3.79E+01	2.45E+01
40	4.09E+00	4.18E+00	4.68E+00	5.69E+00	1.17E+01	2.55E+01	4.22E+01	2.95E+01
50	4.16E+00	4.32E+00	4.71E+00	5.70E+00	1.16E+01	2.64E+01	4.53E+01	3.36E+01

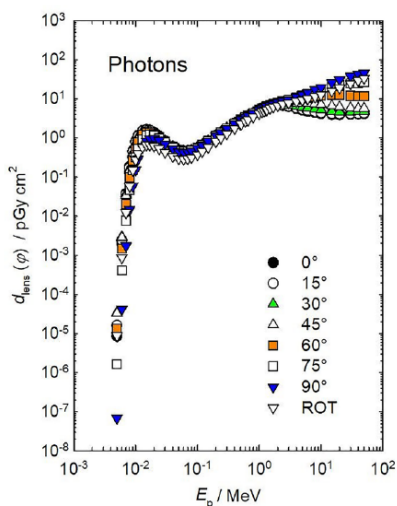


図 A.3.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

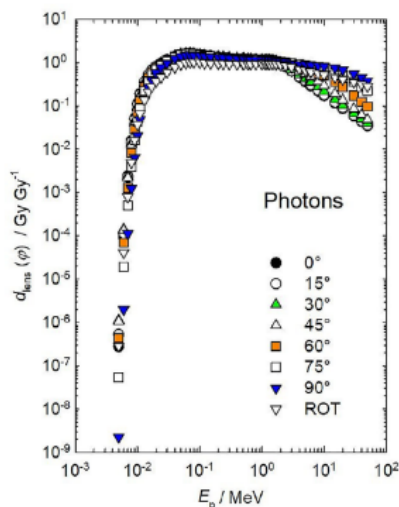


図 A.3.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 A.3.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p/MeV	$d_{\text{dens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{dens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	2.81E-07	5.30E-07	1.13E-06	1.07E-06	4.39E-07	5.42E-08	2.25E-09	2.89E-07
0.006	9.41E-05	1.15E-04	1.40E-04	1.34E-04	6.97E-05	1.92E-05	2.01E-06	4.12E-05
0.007	2.41E-03	2.29E-03	2.37E-03	2.18E-03	1.30E-03	5.00E-04	1.13E-04	7.99E-04
0.008	1.57E-02	1.46E-02	1.38E-02	1.27E-02	8.32E-03	3.98E-03	1.24E-03	4.92E-03
0.009	5.15E-02	4.78E-02	4.47E-02	4.09E-02	2.89E-02	1.63E-02	6.39E-03	1.63E-02
0.01	1.13E-01	1.05E-01	9.87E-02	9.09E-02	6.85E-02	4.33E-02	2.06E-02	3.70E-02
0.011	1.91E-01	1.82E-01	1.72E-01	1.60E-01	1.28E-01	8.86E-02	4.78E-02	6.59E-02
0.013	3.63E-01	3.59E-01	3.44E-01	3.20E-01	2.82E-01	2.20E-01	1.41E-01	1.37E-01
0.015	5.20E-01	5.21E-01	5.07E-01	4.76E-01	4.40E-01	3.72E-01	2.66E-01	2.10E-01
0.017	6.49E-01	6.58E-01	6.43E-01	6.11E-01	5.82E-01	5.15E-01	3.99E-01	2.79E-01
0.02	7.99E-01	8.15E-01	8.07E-01	7.71E-01	7.55E-01	6.91E-01	5.73E-01	3.68E-01
0.024	9.47E-01	9.64E-01	9.67E-01	9.29E-01	9.21E-01	8.67E-01	7.56E-01	4.66E-01
0.03	1.12E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.08E+00	9.69E-01	6.02E-01
0.04	1.35E+00	1.38E+00	1.40E+00	1.37E+00	1.38E+00	1.33E+00	1.23E+00	7.85E-01
0.05	1.50E+00	1.53E+00	1.56E+00	1.54E+00	1.53E+00	1.48E+00	1.38E+00	9.12E-01
0.06	1.56E+00	1.59E+00	1.62E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.56E+00	1.48E+00	9.86E-01
0.07	1.58E+00	1.61E+00	1.62E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.58E+00	1.51E+00	1.02E+00
0.08	1.57E+00	1.58E+00	1.59E+00	1.58E+00	1.60E+00	1.56E+00	1.49E+00	1.03E+00
0.1	1.51E+00	1.51E+00	1.53E+00	1.54E+00	1.54E+00	1.50E+00	1.46E+00	1.01E+00
0.12	1.44E+00	1.45E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.44E+00	1.40E+00	9.81E-01
0.15	1.40E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.41E+00	1.41E+00	1.39E+00	1.35E+00	9.67E-01
0.2	1.32E+00	1.34E+00	1.36E+00	1.37E+00	1.34E+00	1.33E+00	1.32E+00	9.45E-01
0.24	1.30E+00	1.30E+00	1.32E+00	1.33E+00	1.31E+00	1.30E+00	1.29E+00	9.44E-01
0.3	1.26E+00	1.26E+00	1.28E+00	1.31E+00	1.27E+00	1.26E+00	1.25E+00	9.28E-01
0.4	1.21E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.26E+00	1.24E+00	1.22E+00	1.23E+00	9.27E-01
0.5	1.19E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.22E+00	1.19E+00	1.19E+00	9.31E-01
0.511	1.18E+00	1.18E+00	1.22E+00	1.24E+00	1.23E+00	1.19E+00	1.19E+00	9.28E-01
0.6	1.18E+00	1.18E+00	1.20E+00	1.22E+00	1.20E+00	1.18E+00	1.18E+00	9.28E-01
0.662	1.17E+00	1.17E+00	1.18E+00	1.21E+00	1.19E+00	1.17E+00	1.17E+00	9.31E-01
0.8	1.15E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.15E+00	1.15E+00	9.35E-01
1	1.13E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.18E+00	1.16E+00	1.13E+00	1.14E+00	9.36E-01
1.117	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.48E-01
1.2	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.13E+00	1.15E+00	9.42E-01
1.3	1.10E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.13E+00	9.43E-01
1.33	1.10E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.12E+00	9.39E-01
1.5	1.07E+00	1.08E+00	1.09E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.10E+00	1.11E+00	9.37E-01
1.7	1.03E+00	1.03E+00	1.05E+00	1.08E+00	1.10E+00	1.08E+00	1.10E+00	9.22E-01
2	9.32E-01	9.48E-01	9.64E-01	1.01E+00	1.05E+00	1.04E+00	1.07E+00	8.93E-01
2.4	7.99E-01	8.10E-01	8.46E-01	9.16E-01	9.89E-01	1.01E+00	1.02E+00	8.54E-01
3	6.36E-01	6.51E-01	6.93E-01	7.89E-01	9.02E-01	9.63E-01	9.35E-01	7.88E-01
4	4.63E-01	4.82E-01	5.29E-01	6.32E-01	7.94E-01	9.01E-01	9.04E-01	7.11E-01
5	3.62E-01	3.77E-01	4.29E-01	5.41E-01	7.15E-01	8.61E-01	8.89E-01	6.60E-01
6	2.98E-01	3.12E-01	3.63E-01	4.70E-01	6.62E-01	8.30E-01	8.68E-01	6.18E-01
6.129	2.92E-01	3.08E-01	3.50E-01	4.63E-01	6.55E-01	8.13E-01	8.69E-01	6.15E-01
8	2.20E-01	2.32E-01	2.74E-01	3.71E-01	5.74E-01	7.73E-01	8.47E-01	5.67E-01
10	1.73E-01	1.81E-01	2.15E-01	2.97E-01	5.06E-01	7.28E-01	8.07E-01	5.26E-01
15	1.15E-01	1.21E-01	1.39E-01	1.91E-01	3.62E-01	6.04E-01	7.47E-01	4.59E-01
20	8.69E-02	9.00E-02	1.01E-01	1.35E-01	2.74E-01	5.04E-01	6.81E-01	4.17E-01
30	5.84E-02	6.00E-02	6.68E-02	8.51E-02	1.74E-01	3.59E-01	5.53E-01	3.57E-01
40	4.39E-02	4.48E-02	5.01E-02	6.10E-02	1.26E-01	2.73E-01	4.52E-01	3.16E-01
50	3.49E-02	3.62E-02	3.95E-02	4.79E-02	9.77E-02	2.21E-01	3.80E-01	2.82E-01

表 A.3.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数。⁶

E_p/MeV	$d_{\text{lens}'}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ								ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{lens}'}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$								
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°	
1.00E-09	2.31E+00	2.38E+00	2.49E+00	2.31E+00	2.04E+00	1.64E+00	1.17E+00	1.19E-01	4.73E-01
1.00E-08	2.75E+00	2.83E+00	2.89E+00	2.72E+00	2.49E+00	1.97E+00	1.47E+00	1.39E-01	5.67E-01
2.50E-08	2.73E+00	2.90E+00	3.02E+00	2.87E+00	2.57E+00	2.10E+00	1.57E+00	1.62E-01	6.06E-01
1.00E-07	2.79E+00	2.94E+00	3.07E+00	3.14E+00	2.76E+00	2.38E+00	1.86E+00	2.07E-01	6.70E-01
2.00E-07	2.76E+00	3.06E+00	3.22E+00	2.99E+00	2.80E+00	2.46E+00	1.95E+00	2.45E-01	6.99E-01
5.00E-07	2.78E+00	3.03E+00	3.06E+00	3.02E+00	2.83E+00	2.46E+00	2.07E+00	2.77E-01	7.09E-01
1.00E-06	2.80E+00	2.87E+00	3.14E+00	2.99E+00	2.78E+00	2.50E+00	2.04E+00	3.18E-01	7.22E-01
2.00E-06	2.73E+00	2.75E+00	2.88E+00	2.83E+00	2.76E+00	2.43E+00	2.06E+00	3.32E-01	7.39E-01
5.00E-06	2.62E+00	2.72E+00	2.87E+00	2.87E+00	2.66E+00	2.42E+00	2.01E+00	3.54E-01	7.22E-01
1.00E-05	2.57E+00	2.68E+00	2.67E+00	2.77E+00	2.57E+00	2.35E+00	1.94E+00	3.54E-01	6.98E-01
2.00E-05	2.39E+00	2.51E+00	2.67E+00	2.46E+00	2.48E+00	2.20E+00	1.84E+00	3.68E-01	6.90E-01
5.00E-05	2.20E+00	2.50E+00	2.40E+00	2.48E+00	2.26E+00	2.09E+00	1.82E+00	3.53E-01	6.61E-01
1.00E-04	2.20E+00	2.22E+00	2.29E+00	2.34E+00	2.18E+00	2.00E+00	1.75E+00	3.71E-01	6.41E-01
2.00E-04	2.02E+00	2.17E+00	2.28E+00	2.26E+00	2.09E+00	1.92E+00	1.66E+00	3.88E-01	6.07E-01
5.00E-04	1.93E+00	2.04E+00	2.14E+00	2.12E+00	2.00E+00	1.88E+00	1.59E+00	3.73E-01	5.97E-01
1.00E-03	1.97E+00	1.91E+00	2.00E+00	2.08E+00	1.94E+00	1.81E+00	1.60E+00	3.77E-01	5.76E-01
2.00E-03	1.91E+00	2.03E+00	2.09E+00	2.12E+00	1.85E+00	1.80E+00	1.58E+00	3.52E-01	5.81E-01
5.00E-03	1.99E+00	2.17E+00	2.25E+00	2.07E+00	2.12E+00	1.88E+00	1.62E+00	3.62E-01	6.12E-01
1.00E-02	2.39E+00	2.52E+00	2.47E+00	2.41E+00	2.35E+00	2.13E+00	1.87E+00	3.62E-01	6.85E-01
2.00E-02	3.04E+00	3.11E+00	3.05E+00	3.03E+00	2.93E+00	2.70E+00	2.33E+00	3.52E-01	8.07E-01
3.00E-02	3.69E+00	3.73E+00	3.71E+00	3.66E+00	3.54E+00	3.31E+00	2.80E+00	4.01E-01	9.62E-01
5.00E-02	4.94E+00	4.88E+00	4.82E+00	4.60E+00	4.60E+00	4.32E+00	3.79E+00	3.86E-01	1.24E+00
7.00E-02	5.99E+00	5.93E+00	5.95E+00	5.64E+00	5.71E+00	5.37E+00	4.77E+00	4.05E-01	1.55E+00
1.00E-01	7.29E+00	7.42E+00	7.35E+00	7.02E+00	7.19E+00	6.65E+00	5.89E+00	4.23E-01	1.84E+00
1.50E-01	9.41E+00	9.43E+00	9.29E+00	9.05E+00	9.00E+00	8.60E+00	7.76E+00	4.45E-01	2.37E+00
2.00E-01	1.11E+01	1.12E+01	1.10E+01	1.08E+01	1.07E+01	1.03E+01	9.39E+00	4.45E-01	2.80E+00
3.00E-01	1.39E+01	1.43E+01	1.39E+01	1.36E+01	1.37E+01	1.33E+01	1.23E+01	4.88E-01	3.66E+00
5.00E-01	1.83E+01	1.89E+01	1.85E+01	1.78E+01	1.84E+01	1.78E+01	1.70E+01	5.63E-01	4.99E+00
7.00E-01	2.14E+01	2.19E+01	2.16E+01	2.08E+01	2.11E+01	2.09E+01	1.98E+01	6.69E-01	6.07E+00
9.00E-01	2.48E+01	2.53E+01	2.49E+01	2.42E+01	2.37E+01	2.42E+01	2.30E+01	8.41E-01	7.05E+00
1.00E+00	2.96E+01	3.01E+01	2.95E+01	3.01E+01	2.87E+01	2.82E+01	2.66E+01	6.48E-01	7.85E+00
1.20E+00	2.84E+01	2.89E+01	2.88E+01	2.69E+01	2.75E+01	2.77E+01	2.70E+01	1.09E+00	8.42E+00
1.50E+00	3.07E+01	3.11E+01	3.11E+01	2.95E+01	3.06E+01	2.98E+01	2.97E+01	1.64E+00	9.42E+00
2.00E+00	3.48E+01	3.44E+01	3.43E+01	3.54E+01	3.37E+01	3.35E+01	3.32E+01	2.76E+00	1.11E+01
3.00E+00	4.02E+01	4.01E+01	3.97E+01	4.08E+01	3.90E+01	3.91E+01	3.89E+01	5.53E+00	1.40E+01
4.00E+00	4.78E+01	4.70E+01	4.79E+01	4.86E+01	4.61E+01	4.59E+01	4.72E+01	7.34E+00	1.64E+01
5.00E+00	5.00E+01	4.93E+01	4.96E+01	5.07E+01	4.85E+01	4.72E+01	4.83E+01	1.09E+01	1.83E+01
6.00E+00	5.40E+01	5.38E+01	5.41E+01	5.42E+01	5.27E+01	5.17E+01	5.25E+01	1.29E+01	1.99E+01
7.00E+00	5.37E+01	5.32E+01	5.34E+01	5.38E+01	5.27E+01	5.18E+01	5.27E+01	1.65E+01	2.10E+01
8.00E+00	5.68E+01	5.61E+01	5.74E+01	5.62E+01	5.58E+01	5.51E+01	5.56E+01	1.79E+01	2.21E+01
9.00E+00	6.06E+01	5.95E+01	6.00E+01	6.02E+01	5.92E+01	5.82E+01	5.89E+01	1.94E+01	2.33E+01
1.00E+01	6.31E+01	6.31E+01	6.49E+01	6.44E+01	6.19E+01	6.14E+01	6.15E+01	2.15E+01	2.51E+01
1.20E+01	7.00E+01	6.89E+01	7.03E+01	7.01E+01	6.71E+01	6.72E+01	6.88E+01	2.42E+01	2.74E+01
1.40E+01	7.09E+01	7.11E+01	7.18E+01	7.17E+01	6.83E+01	6.95E+01	7.04E+01	2.81E+01	2.88E+01
1.50E+01	7.46E+01	7.38E+01	7.54E+01	7.47E+01	7.22E+01	7.20E+01	7.36E+01	3.01E+01	3.00E+01
1.60E+01	7.44E+01	7.52E+01	7.50E+01	7.54E+01	7.29E+01	7.21E+01	7.33E+01	3.22E+01	3.06E+01
1.80E+01	7.45E+01	7.47E+01	7.37E+01	7.51E+01	7.26E+01	7.19E+01	7.51E+01	3.55E+01	3.16E+01
2.00E+01	7.56E+01	7.37E+01	7.74E+01	7.60E+01	7.29E+01	7.35E+01	7.61E+01	3.87E+01	3.24E+01
3.00E+01	7.01E+01	7.05E+01	7.44E+01	7.97E+01	6.71E+01	7.43E+01	7.91E+01	4.88E+01	3.43E+01
5.00E+01	5.57E+01	5.82E+01	6.19E+01	7.13E+01	7.09E+01	7.66E+01	7.97E+01	6.61E+01	3.50E+01

⁶K.G. Veinot et al. (2020). Personal communication (Y-12 National Security Complex, Oak Ridge, Tennessee).

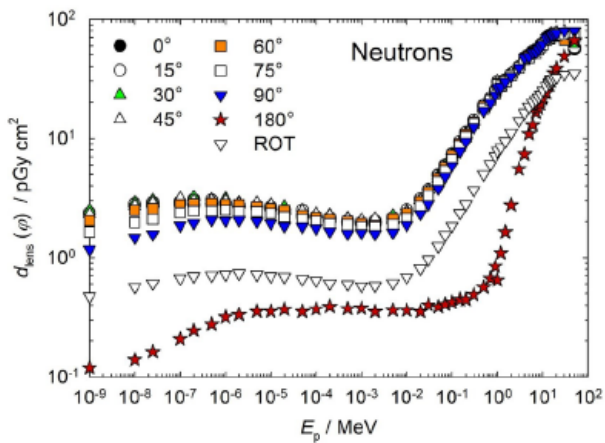


表 A.3.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数。

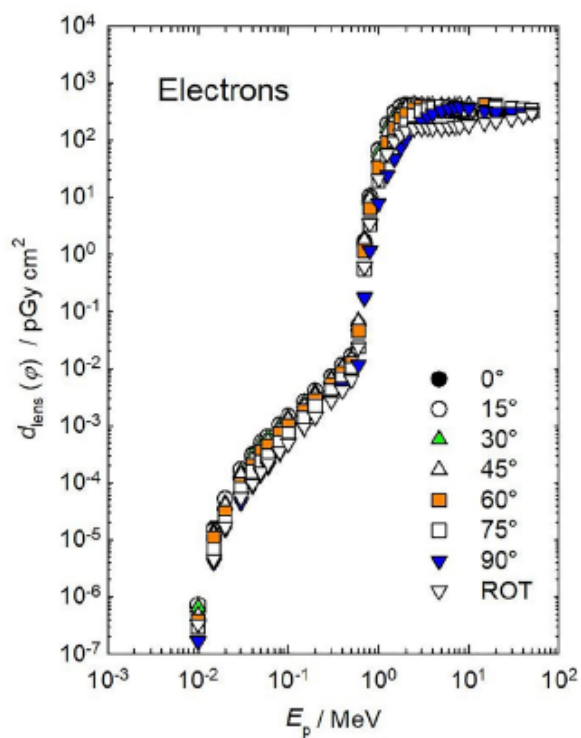


図 A.3.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 A.3.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

E_p /MeV	$d_{\text{ens}}(\varphi)$ (pGy cm ²) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{ens}}(\varphi)$ (pGy cm ²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.01	6.50E-07	7.33E-07	6.46E-07	4.68E-07	3.82E-07	2.91E-07	1.67E-07	3.32E-07
0.015	1.55E-05	1.47E-05	1.37E-05	1.20E-05	1.10E-05	6.71E-06	3.99E-06	4.60E-06
0.02	5.26E-05	5.21E-05	4.29E-05	4.00E-05	3.07E-05	2.01E-05	1.56E-05	1.69E-05
0.03	1.62E-04	1.69E-04	1.52E-04	1.37E-04	9.59E-05	7.96E-05	4.59E-05	5.49E-05
0.04	3.16E-04	3.04E-04	3.07E-04	2.53E-04	1.99E-04	1.55E-04	8.87E-05	9.57E-05
0.05	4.90E-04	5.09E-04	4.76E-04	3.94E-04	3.45E-04	2.36E-04	1.44E-04	1.56E-04
0.06	6.27E-04	6.42E-04	6.12E-04	5.17E-04	4.43E-04	3.05E-04	1.93E-04	2.19E-04
0.08	1.03E-03	1.05E-03	9.82E-04	8.34E-04	7.25E-04	5.15E-04	3.28E-04	3.51E-04
0.1	1.43E-03	1.47E-03	1.34E-03	1.26E-03	1.01E-03	7.44E-04	4.96E-04	4.84E-04
0.15	2.60E-03	2.66E-03	2.48E-03	2.14E-03	1.79E-03	1.37E-03	9.10E-04	9.40E-04
0.2	3.87E-03	4.05E-03	3.76E-03	3.39E-03	2.81E-03	2.18E-03	1.43E-03	1.44E-03
0.3	7.36E-03	7.18E-03	6.86E-03	6.29E-03	5.15E-03	4.07E-03	2.84E-03	2.63E-03
0.4	1.14E-02	1.15E-02	1.08E-02	1.02E-02	8.49E-03	6.68E-03	4.73E-03	4.19E-03
0.5	1.65E-02	1.63E-02	1.56E-02	1.44E-02	1.22E-02	9.69E-03	6.87E-03	6.38E-03
0.6	4.71E-02	5.68E-02	6.98E-02	6.62E-02	4.51E-02	2.34E-02	1.16E-02	2.29E-02
0.7	1.46E+00	1.65E+00	1.88E+00	1.73E+00	1.17E+00	5.49E-01	1.73E-01	5.98E-01
0.8	1.00E+01	1.03E+01	1.04E+01	9.08E+00	6.28E+00	3.28E+00	1.18E+00	3.45E+00
1	6.95E+01	6.74E+01	6.02E+01	4.86E+01	3.36E+01	1.89E+01	7.80E+00	2.08E+01
1.25	1.92E+02	1.85E+02	1.64E+02	1.32E+02	9.15E+01	5.38E+01	2.43E+01	5.71E+01
1.5	3.08E+02	2.99E+02	2.69E+02	2.23E+02	1.61E+02	9.82E+01	4.72E+01	9.53E+01
1.75	3.85E+02	3.78E+02	3.50E+02	3.02E+02	2.28E+02	1.46E+02	7.39E+01	1.26E+02
2	4.16E+02	4.12E+02	3.95E+02	3.58E+02	2.83E+02	1.93E+02	1.03E+02	1.45E+02

(Continued) H

⁷K.G. Veinot et al. (2020). Personal communication (Y-12 National Security Complex, Oak Ridge, Tennessee).

表 A.3.3 (続き)

E_p /MeV	$d_{\text{ens}}(\varphi)$ (pGy cm ²) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{ens}}(\varphi)$ (pGy cm ²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
2.5	4.08E+02	4.12E+02	4.13E+02	4.04E+02	3.52E+02	2.70E+02	1.62E+02	1.61E+02
3	3.78E+02	3.87E+02	3.99E+02	4.11E+02	3.82E+02	3.21E+02	2.11E+02	1.64E+02
3.5	3.54E+02	3.66E+02	3.82E+02	4.05E+02	3.91E+02	3.52E+02	2.54E+02	1.64E+02
4	3.39E+02	3.51E+02	3.69E+02	3.99E+02	3.87E+02	3.70E+02	2.86E+02	1.64E+02
5	3.23E+02	3.35E+02	3.54E+02	3.92E+02	3.68E+02	3.81E+02	3.33E+02	1.65E+02
6	3.15E+02	3.28E+02	3.49E+02	3.94E+02	3.49E+02	3.76E+02	3.61E+02	1.68E+02
7	3.10E+02	3.22E+02	3.46E+02	4.01E+02	3.37E+02	3.64E+02	3.75E+02	1.72E+02
8	3.07E+02	3.18E+02	3.41E+02	4.06E+02	3.28E+02	3.53E+02	3.76E+02	1.77E+02
10	3.04E+02	3.12E+02	3.30E+02	4.03E+02	3.44E+02	3.36E+02	3.61E+02	1.85E+02
15	3.01E+02	3.06E+02	3.09E+02	3.53E+02	4.15E+02	3.15E+02	3.25E+02	2.01E+02
20	3.01E+02	3.03E+02	3.05E+02	3.23E+02	4.03E+02	3.76E+02	3.12E+02	2.12E+02
30	3.03E+02	3.04E+02	3.06E+02	3.12E+02	3.67E+02	3.67E+02	3.09E+02	2.36E+02
40	3.03E+02	3.07E+02	3.03E+02	3.13E+02	3.47E+02	3.46E+02	3.13E+02	2.64E+02
50	3.00E+02	3.01E+02	3.06E+02	3.10E+02	3.41E+02	3.32E+02	3.13E+02	2.90E+02

表 A.3.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数(Behrens, 2017a)。

E_p/MeV	$d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.001	6.79E+00	7.16E+00	7.32E+00	6.78E+00	5.84E+00	4.70E+00	3.40E+00	2.83E+00
0.002	6.47E+00	6.82E+00	6.92E+00	6.44E+00	5.51E+00	4.37E+00	3.11E+00	2.65E+00
0.003	6.32E+00	6.68E+00	6.79E+00	6.30E+00	5.38E+00	4.26E+00	3.01E+00	2.59E+00
0.004	6.29E+00	6.65E+00	6.78E+00	6.27E+00	5.37E+00	4.21E+00	2.95E+00	2.59E+00
0.005	6.30E+00	6.62E+00	6.75E+00	6.27E+00	5.33E+00	4.18E+00	2.94E+00	2.55E+00
0.006	6.26E+00	6.61E+00	6.71E+00	6.25E+00	5.24E+00	4.17E+00	2.88E+00	2.52E+00
0.007	6.27E+00	6.67E+00	6.70E+00	6.23E+00	5.28E+00	4.15E+00	2.91E+00	2.52E+00
0.008	6.26E+00	6.66E+00	6.65E+00	6.23E+00	5.31E+00	4.14E+00	2.93E+00	2.52E+00
0.009	6.25E+00	6.65E+00	6.71E+00	6.23E+00	5.30E+00	4.16E+00	2.89E+00	2.54E+00
0.01	6.26E+00	6.63E+00	6.71E+00	6.18E+00	5.33E+00	4.18E+00	2.86E+00	2.52E+00
0.013	6.25E+00	6.65E+00	6.67E+00	6.23E+00	5.26E+00	4.12E+00	2.89E+00	2.51E+00
0.015	6.24E+00	6.66E+00	6.65E+00	6.19E+00	5.31E+00	4.13E+00	2.89E+00	2.52E+00
0.017	6.23E+00	6.59E+00	6.71E+00	6.20E+00	5.30E+00	4.12E+00	2.91E+00	2.50E+00
0.02	6.23E+00	6.58E+00	6.69E+00	6.18E+00	5.28E+00	4.15E+00	2.92E+00	2.52E+00
0.024	6.27E+00	6.64E+00	6.70E+00	6.21E+00	5.30E+00	4.16E+00	2.88E+00	2.51E+00
0.03	6.26E+00	6.59E+00	6.66E+00	6.19E+00	5.26E+00	4.10E+00	2.88E+00	2.51E+00
0.04	6.26E+00	6.55E+00	6.73E+00	6.19E+00	5.28E+00	4.14E+00	2.85E+00	2.50E+00
0.05	6.29E+00	6.62E+00	6.66E+00	6.22E+00	5.31E+00	4.12E+00	2.89E+00	2.53E+00
0.06	6.26E+00	6.58E+00	6.68E+00	6.28E+00	5.28E+00	4.14E+00	2.88E+00	2.51E+00
0.07	6.29E+00	6.66E+00	6.75E+00	6.18E+00	5.31E+00	4.20E+00	2.91E+00	2.53E+00
0.08	6.26E+00	6.64E+00	6.73E+00	6.26E+00	5.31E+00	4.15E+00	2.91E+00	2.53E+00
0.1	6.30E+00	6.66E+00	6.70E+00	6.27E+00	5.36E+00	4.13E+00	2.90E+00	2.51E+00
0.15	6.36E+00	6.68E+00	6.79E+00	6.28E+00	5.35E+00	4.15E+00	2.93E+00	2.56E+00
0.2	6.43E+00	6.78E+00	6.85E+00	6.43E+00	5.46E+00	4.24E+00	2.94E+00	2.58E+00
0.3	6.56E+00	6.93E+00	7.02E+00	6.46E+00	5.48E+00	4.34E+00	2.98E+00	2.67E+00
0.4	6.76E+00	7.11E+00	7.16E+00	6.57E+00	5.62E+00	4.41E+00	3.07E+00	2.72E+00
0.5	6.98E+00	7.36E+00	7.42E+00	6.75E+00	5.82E+00	4.45E+00	3.16E+00	2.80E+00
0.6	7.31E+00	7.60E+00	7.67E+00	7.04E+00	5.95E+00	4.67E+00	3.25E+00	2.91E+00

(Continued) H

表 A.3.4 (続き)

E_p /MeV	$d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.7	9.18E+00	9.70E+00	9.91E+00	9.15E+00	7.40E+00	5.37E+00	3.51E+00	3.68E+00
0.8	1.89E+01	1.94E+01	1.96E+01	1.73E+01	1.31E+01	8.52E+00	4.68E+00	6.87E+00
1	8.22E+01	8.02E+01	7.23E+01	5.91E+01	4.20E+01	2.51E+01	1.20E+01	2.53E+01
1.25	2.05E+02	1.99E+02	1.76E+02	1.44E+02	1.03E+02	6.13E+01	2.90E+01	6.24E+01
1.5	3.17E+02	3.07E+02	2.78E+02	2.32E+02	1.70E+02	1.05E+02	5.25E+01	9.91E+01
1.75	3.84E+02	3.77E+02	3.51E+02	3.07E+02	2.35E+02	1.52E+02	7.86E+01	1.27E+02
2	4.06E+02	4.03E+02	3.87E+02	3.53E+02	2.88E+02	1.98E+02	1.08E+02	1.44E+02
2.5	3.88E+02	3.94E+02	3.97E+02	3.89E+02	3.49E+02	2.66E+02	1.65E+02	1.57E+02
3	3.59E+02	3.69E+02	3.78E+02	3.96E+02	3.69E+02	3.12E+02	2.12E+02	1.59E+02
3.5	3.38E+02	3.47E+02	3.65E+02	3.85E+02	3.73E+02	3.40E+02	2.48E+02	1.57E+02
4	3.22E+02	3.36E+02	3.53E+02	3.81E+02	3.68E+02	3.55E+02	2.78E+02	1.58E+02
5	3.10E+02	3.22E+02	3.42E+02	3.74E+02	3.49E+02	3.65E+02	3.23E+02	1.60E+02
6	3.05E+02	3.17E+02	3.38E+02	3.80E+02	3.36E+02	3.60E+02	3.48E+02	1.63E+02
7	3.00E+02	3.12E+02	3.34E+02	3.84E+02	3.25E+02	3.46E+02	3.59E+02	1.67E+02
8	2.99E+02	3.06E+02	3.32E+02	3.91E+02	3.16E+02	3.38E+02	3.61E+02	1.70E+02
10	2.96E+02	3.02E+02	3.23E+02	3.88E+02	3.33E+02	3.23E+02	3.44E+02	1.80E+02
15	2.97E+02	3.01E+02	3.06E+02	3.40E+02	3.94E+02	3.09E+02	3.17E+02	1.94E+02
20	2.98E+02	2.99E+02	3.01E+02	3.16E+02	3.86E+02	3.58E+02	3.05E+02	2.07E+02
30	2.99E+02	2.99E+02	3.00E+02	3.07E+02	3.53E+02	3.47E+02	3.03E+02	2.31E+02
40	2.99E+02	3.03E+02	3.03E+02	3.03E+02	3.40E+02	3.30E+02	3.01E+02	2.60E+02
50	3.02E+02	3.00E+02	3.03E+02	3.02E+02	3.31E+02	3.23E+02	3.03E+02	2.83E+02

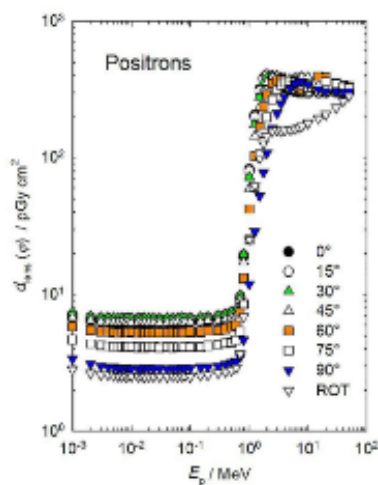


図 A.3.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 A.4.0 局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数, $d_{\text{local skin}}$ および $d_{\text{p local skin}}$

表/図	粒子の種類	ファントム	物理量	エネルギー範囲(MeV)	角度範囲
A.4.1.1a	光子	スラブ	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°-75°
A.4.1.1b	光子	スラブ	空気カーマ	1.0 E-02-5.0 E+01	0°-75°
A.4.1.2a	光子	ピラー	フルエンス	2.0 E-03-5.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.1.2b	光子	ピラー	空気カーマ	2.0 E-03-5.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.1.3a	光子	ロッド	フルエンス	2.0 E-03-5.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.1.3b	光子	ロッド	空気カーマ	2.0 E-03-5.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.2.1	中性子	スラブ	フルエンス	1.0 E-09-5.0 E+01	0°-75°
A.4.2.2	中性子	ピラー	フルエンス	1.0 E-09-2.0E+01	0°-180°, ROT
A.4.2.3	中性子	ロッド	フルエンス	1.0 E-09-5.0E+01	0°-180°, ROT
A.4.3.1	電子	スラブ	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°-75°
A.4.3.2	電子	ピラー	フルエンス	5.0 E-02-5.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.3.3	電子	ロッド	フルエンス	5.0 E-02-5.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.4.1	陽電子	スラブ	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°-75°
A.4.4.2	陽電子	ピラー	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.4.3	陽電子	ロッド	フルエンス	1.0 E-02-5.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.5	He ²⁺ イオン	スラブ	フルエンス	6.6 E+00-1.0 E+01	0°

表 A.4.1.1a 光子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。⁸

E_p /MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)					
	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	7.20E+00	7.17E+00	7.14E+00	7.04E+00	6.89E+00	6.38E+00
0.015	3.22E+00	3.20E+00	3.19E+00	3.17E+00	3.14E+00	3.04E+00
0.02	1.85E+00	1.83E+00	1.81E+00	1.80E+00	1.79E+00	1.73E+00
0.03	9.35E-01	9.24E-01	9.18E-01	9.05E-01	8.89E-01	8.24E-01
0.04	6.36E-01	6.47E-01	6.30E-01	6.25E-01	6.00E-01	5.45E-01
0.05	5.43E-01	5.46E-01	5.23E-01	5.26E-01	4.81E-01	4.49E-01
0.06	5.10E-01	5.06E-01	4.91E-01	4.85E-01	4.51E-01	4.25E-01
0.07	5.20E-01	5.14E-01	5.04E-01	4.87E-01	4.74E-01	4.48E-01

(Continued)

H

⁸J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.4.1.1a (続き)

E_p / MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$					
	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.08	5.50E-01	5.31E-01	5.39E-01	5.24E-01	4.99E-01	4.63E-01
0.1	6.17E-01	6.09E-01	6.16E-01	6.21E-01	5.81E-01	5.63E-01
0.15	9.21E-01	9.04E-01	9.27E-01	8.95E-01	8.88E-01	8.66E-01
0.2	1.20E+00	1.21E+00	1.24E+00	1.19E+00	1.23E+00	1.20E+00
0.3	1.28E+00	1.34E+00	1.41E+00	1.46E+00	1.62E+00	1.69E+00
0.4	1.23E+00	1.29E+00	1.34E+00	1.49E+00	1.75E+00	1.87E+00
0.5	1.13E+00	1.16E+00	1.27E+00	1.49E+00	1.80E+00	2.07E+00
0.6	1.08E+00	1.11E+00	1.24E+00	1.47E+00	1.82E+00	2.25E+00
0.662	1.03E+00	1.08E+00	1.25E+00	1.41E+00	1.82E+00	2.26E+00
0.8	9.46E-01	9.89E-01	1.12E+00	1.41E+00	1.81E+00	2.40E+00
1	8.52E-01	8.87E-01	1.03E+00	1.33E+00	1.82E+00	2.62E+00
1.25	7.35E-01	7.98E-01	9.72E-01	1.23E+00	1.77E+00	2.65E+00
1.5	6.59E-01	7.06E-01	9.05E-01	1.23E+00	1.80E+00	2.78E+00
2	5.74E-01	6.23E-01	7.74E-01	1.05E+00	1.74E+00	2.98E+00
3	4.46E-01	4.66E-01	6.48E-01	9.71E-01	1.71E+00	3.17E+00
5	3.34E-01	3.57E-01	4.85E-01	7.33E-01	1.59E+00	3.44E+00
10	2.88E-01	3.05E-01	3.77E-01	5.88E-01	1.23E+00	3.72E+00
15	2.67E-01	2.80E-01	3.33E-01	5.02E-01	1.14E+00	3.78E+00
20	2.59E-01	2.58E-01	3.00E-01	4.96E-01	1.12E+00	3.93E+00
30	2.43E-01	2.38E-01	3.03E-01	4.16E-01	9.71E-01	4.14E+00
50	2.13E-01	2.01E-01	2.82E-01	3.86E-01	8.26E-01	3.78E+00

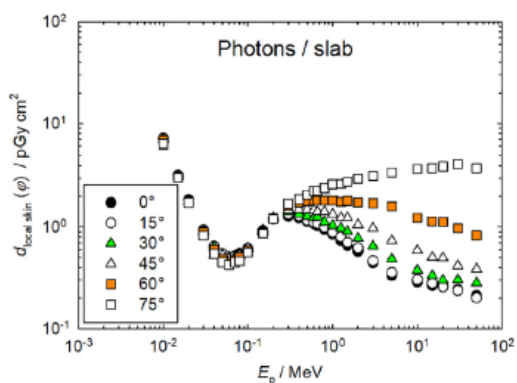


図 A.4.1.1a 光子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。⁹

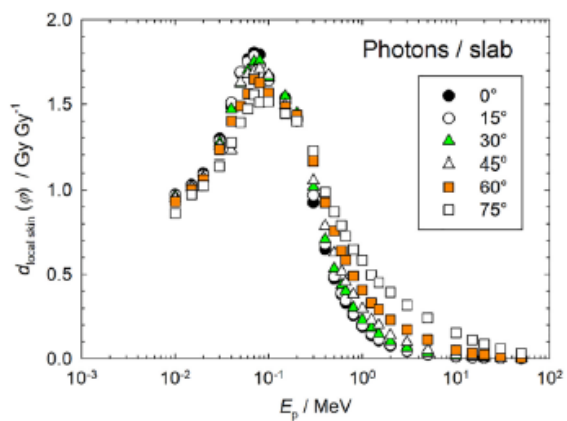


図 A.4.1.1b 光子空気カーマから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。

⁹ J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.4.1.1b 光子空気カーマから、スラブファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹⁰

E_p/MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$					
	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	9.73E-01	9.69E-01	9.65E-01	9.51E-01	9.31E-01	8.62E-01
0.015	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.00E+00	9.73E-01
0.02	1.10E+00	1.09E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.03E+00
0.03	1.30E+00	1.28E+00	1.27E+00	1.25E+00	1.23E+00	1.14E+00
0.04	1.48E+00	1.51E+00	1.47E+00	1.46E+00	1.40E+00	1.27E+00
0.05	1.68E+00	1.69E+00	1.62E+00	1.63E+00	1.49E+00	1.39E+00
0.06	1.77E+00	1.75E+00	1.70E+00	1.68E+00	1.56E+00	1.47E+00
0.07	1.81E+00	1.79E+00	1.75E+00	1.69E+00	1.65E+00	1.56E+00
0.08	1.79E+00	1.73E+00	1.76E+00	1.71E+00	1.63E+00	1.51E+00
0.1	1.66E+00	1.64E+00	1.66E+00	1.67E+00	1.56E+00	1.52E+00
0.15	1.54E+00	1.51E+00	1.55E+00	1.49E+00	1.48E+00	1.44E+00
0.2	1.40E+00	1.41E+00	1.45E+00	1.39E+00	1.44E+00	1.40E+00
0.3	9.26E-01	9.69E-01	1.02E+00	1.06E+00	1.17E+00	1.22E+00
0.4	6.50E-01	6.82E-01	7.08E-01	7.88E-01	9.25E-01	9.88E-01
0.5	4.75E-01	4.88E-01	5.34E-01	6.26E-01	7.57E-01	8.70E-01
0.6	3.80E-01	3.90E-01	4.36E-01	5.17E-01	6.40E-01	7.91E-01
0.662	3.31E-01	3.47E-01	4.02E-01	4.53E-01	5.85E-01	7.26E-01
0.8	2.56E-01	2.67E-01	3.03E-01	3.81E-01	4.89E-01	6.48E-01
1	1.90E-01	1.98E-01	2.30E-01	2.97E-01	4.06E-01	5.85E-01
1.25	1.38E-01	1.50E-01	1.82E-01	2.31E-01	3.32E-01	4.97E-01
1.5	1.07E-01	1.15E-01	1.47E-01	2.00E-01	2.93E-01	4.52E-01
2	7.60E-02	8.24E-02	1.02E-01	1.39E-01	2.30E-01	3.94E-01
3	4.47E-02	4.67E-02	6.49E-02	9.73E-02	1.71E-01	3.18E-01
5	2.36E-02	2.52E-02	3.42E-02	5.17E-02	1.12E-01	2.43E-01
10	1.19E-02	1.26E-02	1.56E-02	2.44E-02	5.10E-02	1.54E-01
15	7.75E-03	8.13E-03	9.66E-03	1.46E-02	3.31E-02	1.10E-01
20	5.71E-03	5.69E-03	6.61E-03	1.09E-02	2.47E-02	8.66E-02
30	3.54E-03	3.47E-03	4.42E-03	6.07E-03	1.42E-02	6.04E-02
50	1.79E-03	1.69E-03	2.37E-03	3.24E-03	6.93E-03	3.17E-02

¹⁰ J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

A.4.1.2a 光子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

E_p/MeV	$d_{\text{p local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{p local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	2.94E+00	2.59E+00	1.67E+00	6.73E-01	1.10E-01	2.05E-03	3.28E-05
0.003	2.08E+01	1.98E+01	1.69E+01	1.20E+01	5.71E+00	8.73E-01	2.53E-03
0.004	2.62E+01	2.57E+01	2.38E+01	2.04E+01	1.43E+01	5.20E+00	9.54E-02
0.005	2.27E+01	2.24E+01	2.16E+01	1.99E+01	1.65E+01	9.14E+00	5.56E-01
0.007	1.40E+01	1.40E+01	1.37E+01	1.33E+01	1.24E+01	9.81E+00	1.83E+00
0.01	7.20E+00	7.22E+00	7.17E+00	7.14E+00	6.94E+00	6.37E+00	2.44E+00
0.015	3.22E+00	3.22E+00	3.22E+00	3.20E+00	3.18E+00	3.08E+00	2.00E+00
0.02	1.85E+00	1.84E+00	1.85E+00	1.83E+00	1.81E+00	1.77E+00	1.41E+00
0.03	8.97E-01	9.00E-01	9.04E-01	8.90E-01	8.86E-01	8.68E-01	7.72E-01
0.05	4.64E-01	4.67E-01	4.55E-01	4.63E-01	4.54E-01	4.50E-01	4.23E-01
0.07	4.19E-01	4.20E-01	4.17E-01	4.13E-01	4.13E-01	4.10E-01	3.90E-01
0.1	5.11E-01	5.11E-01	5.14E-01	5.09E-01	5.11E-01	5.13E-01	4.93E-01

(Continued)

H

¹¹ T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.2a (続き)

E_p/MeV	$d_{\text{p local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{p local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$
------------------	--

	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.15	7.77E-01	7.79E-01	7.73E-01	7.73E-01	7.83E-01	7.95E-01	7.74E-01
0.2	1.03E+00	1.04E+00	1.05E+00	1.06E+00	1.08E+00	1.11E+00	1.07E+00
0.3	1.11E+00	1.13E+00	1.19E+00	1.28E+00	1.42E+00	1.54E+00	1.58E+00
0.5	9.41E-01	9.72E-01	1.09E+00	1.28E+00	1.57E+00	1.90E+00	2.17E+00
0.662	8.19E-01	8.59E-01	9.85E-01	1.23E+00	1.58E+00	2.04E+00	2.47E+00
0.7	8.05E-01	8.37E-01	9.75E-01	1.21E+00	1.60E+00	2.08E+00	2.54E+00
1	6.63E-01	7.08E-01	8.32E-01	1.09E+00	1.60E+00	2.26E+00	2.98E+00
1.25	5.74E-01	6.08E-01	7.57E-01	1.10E+00	1.60E+00	2.35E+00	3.29E+00
1.5	5.33E-01	5.72E-01	7.29E-01	9.77E-01	1.56E+00	2.45E+00	3.53E+00
2	4.40E-01	4.63E-01	6.05E-01	9.11E-01	1.49E+00	2.57E+00	3.99E+00
3	3.24E-01	3.56E-01	4.96E-01	7.63E-01	1.37E+00	2.62E+00	4.69E+00
5	2.51E-01	2.76E-01	3.65E-01	5.63E-01	1.08E+00	2.48E+00	5.52E+00
7	2.03E-01	2.33E-01	2.92E-01	4.67E-01	8.95E-01	2.17E+00	6.06E+00
10	2.06E-01	1.94E-01	2.27E-01	3.74E-01	7.47E-01	1.81E+00	5.91E+00
15	1.81E-01	1.85E-01	2.11E-01	3.03E-01	5.35E-01	1.37E+00	5.44E+00
20	1.53E-01	1.54E-01	1.90E-01	2.47E-01	4.55E-01	1.15E+00	5.07E+00
30	1.49E-01	1.48E-01	1.58E-01	2.24E-01	3.73E-01	9.26E-01	4.67E+00
50	1.11E-01	1.11E-01	1.45E-01	1.76E-01	3.04E-01	7.51E-01	4.37E+00
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.43E-01
0.003	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.48E+00
0.004	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.55E+00
0.005	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.45E+00
0.007	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.01E+00
0.01	4.14E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.41E+00
0.015	1.94E-01	1.07E-02	8.54E-04	1.52E-04	8.87E-05	3.80E-05	1.64E+00
0.02	4.41E-01	1.15E-01	3.88E-02	1.63E-02	1.05E-02	8.05E-03	1.01E+00
0.03	4.62E-01	2.65E-01	1.68E-01	1.24E-01	9.98E-02	9.86E-02	5.70E-01
0.05	3.24E-01	2.31E-01	1.86E-01	1.59E-01	1.43E-01	1.34E-01	3.38E-01
0.07	3.07E-01	2.40E-01	1.98E-01	1.67E-01	1.51E-01	1.49E-01	3.18E-01
0.1	3.99E-01	3.16E-01	2.63E-01	2.26E-01	2.17E-01	2.10E-01	4.03E-01
0.15	6.35E-01	5.25E-01	4.42E-01	3.99E-01	3.65E-01	3.56E-01	6.34E-01
0.2	9.12E-01	7.57E-01	6.46E-01	5.86E-01	5.39E-01	5.28E-01	8.87E-01
0.3	1.42E+00	1.21E+00	1.08E+00	9.82E-01	9.45E-01	9.33E-01	1.23E+00
0.5	2.12E+00	1.98E+00	1.85E+00	1.74E+00	1.68E+00	1.65E+00	1.64E+00
0.662	2.55E+00	2.48E+00	2.36E+00	2.28E+00	2.22E+00	2.18E+00	1.88E+00
0.7	2.66E+00	2.57E+00	2.46E+00	2.38E+00	2.32E+00	2.32E+00	1.93E+00
1	3.34E+00	3.36E+00	3.28E+00	3.24E+00	3.18E+00	3.19E+00	2.32E+00
1.25	3.75E+00	3.95E+00	3.93E+00	3.91E+00	3.92E+00	3.88E+00	2.62E+00
1.5	4.22E+00	4.48E+00	4.50E+00	4.47E+00	4.43E+00	4.49E+00	2.87E+00
2	4.97E+00	5.47E+00	5.63E+00	5.60E+00	5.62E+00	5.69E+00	3.37E+00
3	6.38E+00	7.19E+00	7.62E+00	7.67E+00	7.62E+00	7.67E+00	4.23E+00
5	8.92E+00	1.04E+01	1.11E+01	1.13E+01	1.14E+01	1.14E+01	5.77E+00
7	1.07E+01	1.33E+01	1.43E+01	1.47E+01	1.49E+01	1.49E+01	7.14E+00
10	1.28E+01	1.71E+01	1.90E+01	1.97E+01	2.00E+01	2.02E+01	9.01E+00
15	1.44E+01	2.18E+01	2.61E+01	2.79E+01	2.84E+01	2.86E+01	1.18E+01
20	1.50E+01	2.43E+01	3.06E+01	3.41E+01	3.57E+01	3.60E+01	1.38E+01
30	1.58E+01	2.71E+01	3.58E+01	4.13E+01	4.44E+01	4.53E+01	1.61E+01
50	1.70E+01	3.07E+01	4.16E+01	4.93E+01	5.37E+01	5.53E+01	1.88E+01

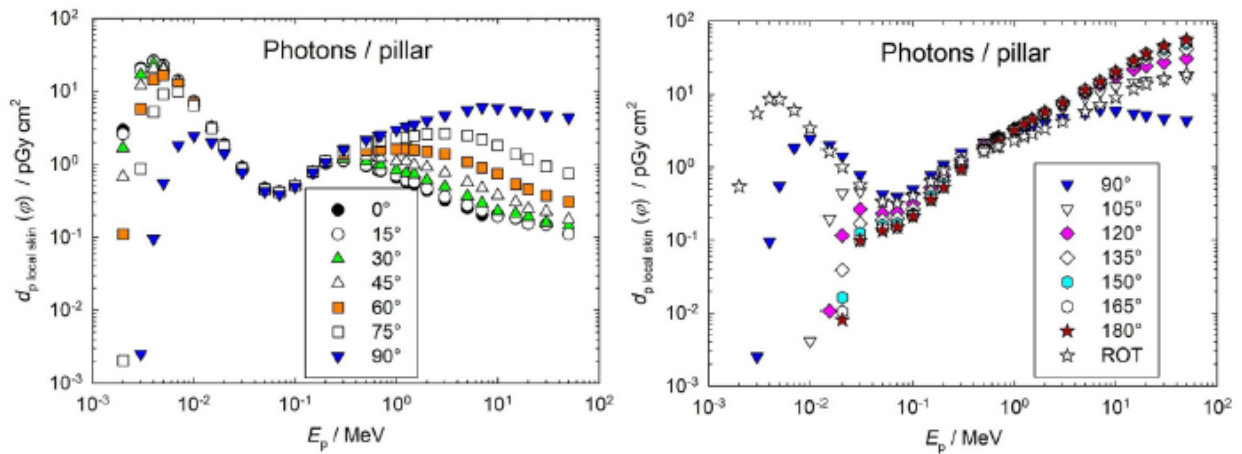


図 A.4.1.2a 光子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹²

表 A.4.1.2b 光子空気カーマから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹²

E_p / MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	1.80E-02	1.58E-02	1.02E-02	4.11E-03	6.70E-04	1.25E-05	2.00E-07
0.003	2.76E-01	2.64E-01	2.24E-01	1.59E-01	7.59E-02	1.16E-02	3.36E-05
0.004	5.50E-01	5.39E-01	5.01E-01	4.28E-01	3.01E-01	1.09E-01	2.00E-03
0.005	7.40E-01	7.31E-01	7.04E-01	6.48E-01	5.38E-01	2.98E-01	1.81E-02
0.007	9.04E-01	9.01E-01	8.87E-01	8.60E-01	8.02E-01	6.33E-01	1.18E-01
0.01	9.74E-01	9.75E-01	9.69E-01	9.65E-01	9.38E-01	8.61E-01	3.30E-01
0.015	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	9.86E-01	6.39E-01
0.02	1.10E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.07E+00	1.05E+00	8.35E-01
0.03	1.24E+00	1.25E+00	1.25E+00	1.23E+00	1.23E+00	1.20E+00	1.07E+00
0.05	1.44E+00	1.45E+00	1.41E+00	1.43E+00	1.41E+00	1.39E+00	1.31E+00
0.07	1.46E+00	1.46E+00	1.45E+00	1.43E+00	1.44E+00	1.43E+00	1.35E+00
0.1	1.37E+00	1.38E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.37E+00	1.38E+00	1.33E+00
0.15	1.30E+00	1.30E+00	1.29E+00	1.29E+00	1.31E+00	1.33E+00	1.29E+00
0.2	1.20E+00	1.22E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.26E+00	1.29E+00	1.25E+00
0.3	8.01E-01	8.14E-01	8.62E-01	9.27E-01	1.02E+00	1.11E+00	1.14E+00
0.5	3.96E-01	4.08E-01	4.57E-01	5.38E-01	6.58E-01	7.97E-01	9.11E-01
0.662	2.63E-01	2.76E-01	3.16E-01	3.97E-01	5.06E-01	6.56E-01	7.94E-01
0.7	2.46E-01	2.55E-01	2.98E-01	3.71E-01	4.88E-01	6.36E-01	7.75E-01
1	1.48E-01	1.58E-01	1.86E-01	2.43E-01	3.57E-01	5.04E-01	6.65E-01
1.25	1.08E-01	1.14E-01	1.42E-01	2.06E-01	3.00E-01	4.41E-01	6.17E-01
1.5	8.68E-02	9.30E-02	1.19E-01	1.59E-01	2.54E-01	3.99E-01	5.74E-01
2	5.82E-02	6.13E-02	8.01E-02	1.21E-01	1.97E-01	3.40E-01	5.28E-01
3	3.25E-02	3.57E-02	4.97E-02	7.65E-02	1.38E-01	2.62E-01	4.70E-01
5	1.77E-02	1.94E-02	2.57E-02	3.97E-02	7.60E-02	1.75E-01	3.90E-01
7	1.11E-02	1.28E-02	1.61E-02	2.57E-02	4.92E-02	1.20E-01	3.33E-01
10	8.54E-03	8.05E-03	9.39E-03	1.55E-02	3.09E-02	7.50E-02	2.45E-01
15	5.25E-03	5.36E-03	6.13E-03	8.80E-03	1.55E-02	3.98E-02	1.58E-01
20	3.37E-03	3.40E-03	4.20E-03	5.45E-03	1.00E-02	2.54E-02	1.12E-01
30	2.17E-03	2.16E-03	2.31E-03	3.27E-03	5.44E-03	1.35E-02	6.81E-02
50	9.33E-04	9.27E-04	1.22E-03	1.48E-03	2.55E-03	6.30E-03	3.67E-02

(Continued) **H**

¹²T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.2b (続き)

E_p/MeV	$d_p \text{ local skin } (\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_p \text{ local skin } (\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.32E-03
0.003	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	7.27E-02
0.004	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.80E-01
0.005	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.76E-01
0.007	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.88E-01
0.01	5.60E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.61E-01
0.015	6.21E-02	3.41E-03	2.73E-04	4.87E-05	2.84E-05	1.22E-05	5.26E-01
0.02	2.62E-01	6.85E-02	2.31E-02	9.66E-03	6.24E-03	4.78E-03	5.97E-01
0.03	6.40E-01	3.67E-01	2.33E-01	1.72E-01	1.38E-01	1.37E-01	7.90E-01
0.05	1.00E+00	7.15E-01	5.75E-01	4.92E-01	4.44E-01	4.16E-01	1.05E+00
0.07	1.07E+00	8.36E-01	6.87E-01	5.79E-01	5.26E-01	5.19E-01	1.10E+00
0.1	1.07E+00	8.51E-01	7.08E-01	6.09E-01	5.85E-01	5.65E-01	1.08E+00
0.15	1.06E+00	8.75E-01	7.37E-01	6.65E-01	6.08E-01	5.93E-01	1.06E+00
0.2	1.07E+00	8.84E-01	7.54E-01	6.84E-01	6.29E-01	6.16E-01	1.04E+00
0.3	1.03E+00	8.76E-01	7.82E-01	7.10E-01	6.84E-01	6.75E-01	8.91E-01
0.5	8.92E-01	8.32E-01	7.77E-01	7.33E-01	7.06E-01	6.93E-01	6.88E-01
0.662	8.20E-01	7.95E-01	7.58E-01	7.34E-01	7.14E-01	7.02E-01	6.04E-01
0.7	8.13E-01	7.85E-01	7.52E-01	7.27E-01	7.10E-01	7.08E-01	5.91E-01
1	7.45E-01	7.50E-01	7.32E-01	7.23E-01	7.10E-01	7.12E-01	5.18E-01
1.25	7.03E-01	7.41E-01	7.37E-01	7.33E-01	7.35E-01	7.28E-01	4.91E-01
1.5	6.87E-01	7.28E-01	7.32E-01	7.27E-01	7.21E-01	7.31E-01	4.67E-01
2	6.58E-01	7.23E-01	7.45E-01	7.42E-01	7.44E-01	7.52E-01	4.45E-01
3	6.39E-01	7.21E-01	7.64E-01	7.69E-01	7.64E-01	7.69E-01	4.24E-01
5	6.29E-01	7.33E-01	7.80E-01	7.97E-01	8.03E-01	8.04E-01	4.07E-01
7	5.89E-01	7.33E-01	7.89E-01	8.08E-01	8.19E-01	8.21E-01	3.92E-01
10	5.30E-01	7.10E-01	7.88E-01	8.18E-01	8.30E-01	8.37E-01	3.74E-01
15	4.19E-01	6.33E-01	7.57E-01	8.10E-01	8.25E-01	8.29E-01	3.41E-01
20	3.31E-01	5.35E-01	6.75E-01	7.52E-01	7.87E-01	7.94E-01	3.03E-01
30	2.31E-01	3.95E-01	5.22E-01	6.02E-01	6.47E-01	6.61E-01	2.35E-01
50	1.43E-01	2.57E-01	3.49E-01	4.13E-01	4.51E-01	4.64E-01	1.58E-01

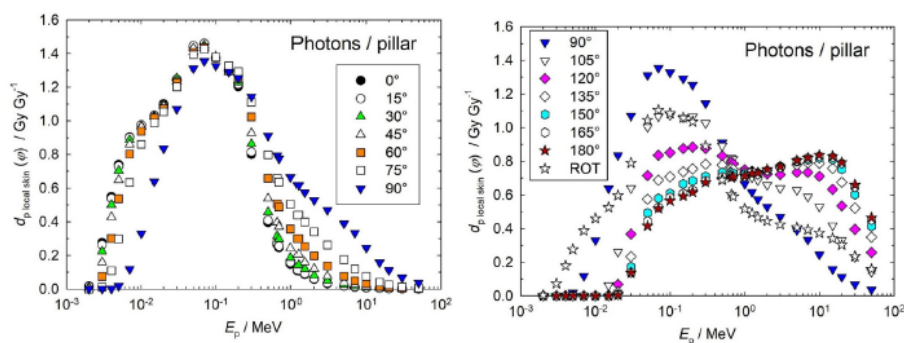


図 A.4.1.2b 光子空気カーマから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹³ T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.3a 光子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹⁴

E_p/MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	2.54E+00	2.28E+00	1.63E+00	9.08E-01	3.62E-01	8.54E-02	0.00E+00
0.003	1.97E+01	1.87E+01	1.58E+01	1.14E+01	6.66E+00	2.91E+00	7.39E-01
0.004	2.56E+01	2.49E+01	2.29E+01	1.90E+01	1.32E+01	7.36E+00	2.84E+00
0.005	2.24E+01	2.21E+01	2.10E+01	1.88E+01	1.45E+01	9.19E+00	4.35E+00
0.007	1.39E+01	1.38E+01	1.36E+01	1.30E+01	1.14E+01	8.19E+00	4.71E+00
0.01	7.22E+00	7.21E+00	7.17E+00	7.06E+00	6.68E+00	5.44E+00	3.65E+00
0.015	3.23E+00	3.22E+00	3.21E+00	3.18E+00	3.11E+00	2.83E+00	2.29E+00
0.02	1.80E+00	1.80E+00	1.80E+00	1.79E+00	1.77E+00	1.69E+00	1.50E+00
0.03	8.14E-01	8.14E-01	8.13E-01	8.09E-01	8.03E-01	7.84E-01	7.41E-01
0.05	3.83E-01	3.82E-01	3.81E-01	3.79E-01	3.77E-01	3.71E-01	3.58E-01
0.06	3.43E-01	3.43E-01	3.43E-01	3.42E-01	3.41E-01	3.37E-01	3.26E-01
0.07	3.44E-01	3.44E-01	3.44E-01	3.44E-01	3.43E-01	3.39E-01	3.29E-01
0.1	4.36E-01	4.36E-01	4.36E-01	4.36E-01	4.36E-01	4.33E-01	4.24E-01
0.15	6.93E-01	6.93E-01	6.94E-01	6.96E-01	6.97E-01	6.93E-01	6.79E-01
0.2	9.51E-01	9.53E-01	9.57E-01	9.64E-01	9.73E-01	9.74E-01	9.59E-01
0.3	1.02E+00	1.04E+00	1.10E+00	1.18E+00	1.28E+00	1.37E+00	1.42E+00
0.5	8.71E-01	9.05E-01	1.01E+00	1.19E+00	1.44E+00	1.70E+00	1.94E+00
0.662	7.67E-01	8.08E-01	9.36E-01	1.16E+00	1.48E+00	1.86E+00	2.22E+00
0.7	7.49E-01	7.90E-01	9.19E-01	1.15E+00	1.48E+00	1.88E+00	2.27E+00
1	6.19E-01	6.65E-01	8.10E-01	1.08E+00	1.51E+00	2.06E+00	2.65E+00
1.25	5.34E-01	5.79E-01	7.28E-01	1.02E+00	1.50E+00	2.16E+00	2.90E+00
1.5	4.72E-01	5.16E-01	6.63E-01	9.64E-01	1.48E+00	2.23E+00	3.09E+00
2	3.89E-01	4.28E-01	5.62E-01	8.55E-01	1.41E+00	2.29E+00	3.39E+00
3	2.92E-01	3.20E-01	4.27E-01	6.74E-01	1.21E+00	2.22E+00	3.65E+00
5	2.04E-01	2.23E-01	2.90E-01	4.56E-01	8.71E-01	1.82E+00	3.45E+00
10	1.33E-01	1.43E-01	1.79E-01	2.70E-01	5.29E-01	1.27E+00	2.75E+00
15	1.09E-01	1.17E-01	1.44E-01	2.13E-01	4.23E-01	1.10E+00	2.53E+00
20	9.85E-02	1.05E-01	1.28E-01	1.87E-01	3.73E-01	1.02E+00	2.45E+00
30	8.76E-02	9.32E-02	1.13E-01	1.62E-01	3.28E-01	9.65E-01	2.43E+00
50	8.12E-02	8.56E-02	1.02E-01	1.46E-01	3.00E-01	9.53E-01	2.51E+00
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.45E-01
0.003	4.71E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.51E+00
0.004	4.55E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.62E+00
0.005	1.08E+00	1.93E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.52E+00
0.007	1.77E+00	1.70E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.13E+00
0.01	1.85E+00	5.05E-01	5.54E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.60E+00
0.015	1.61E+00	9.41E-01	4.97E-01	2.91E-01	2.06E-01	1.84E-01	1.93E+00
0.02	1.24E+00	9.50E-01	7.16E-01	5.72E-01	4.97E-01	4.73E-01	1.29E+00
0.03	6.77E-01	6.02E-01	5.34E-01	4.86E-01	4.58E-01	4.49E-01	6.79E-01
0.05	3.39E-01	3.16E-01	2.95E-01	2.79E-01	2.69E-01	2.66E-01	3.39E-01
0.06	3.09E-01	2.89E-01	2.72E-01	2.59E-01	2.51E-01	2.48E-01	3.09E-01
0.07	3.14E-01	2.96E-01	2.78E-01	2.65E-01	2.57E-01	2.55E-01	3.13E-01
0.1	4.08E-01	3.89E-01	3.70E-01	3.56E-01	3.47E-01	3.44E-01	4.05E-01
0.15	6.57E-01	6.30E-01	6.05E-01	5.85E-01	5.71E-01	5.66E-01	6.53E-01
0.2	9.33E-01	8.95E-01	8.61E-01	8.39E-01	8.27E-01	8.25E-01	9.19E-01

(Continued)

H

¹⁴T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.3a (続き)

E_p / MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.3	1.44E+00	1.43E+00	1.40E+00	1.37E+00	1.35E+00	1.34E+00	1.30E+00
0.5	2.11E+00	2.20E+00	2.24E+00	2.25E+00	2.24E+00	2.24E+00	1.73E+00
0.662	2.50E+00	2.69E+00	2.79E+00	2.83E+00	2.85E+00	2.85E+00	1.99E+00
0.7	2.59E+00	2.79E+00	2.91E+00	2.96E+00	2.98E+00	2.99E+00	2.05E+00
1	3.17E+00	3.54E+00	3.77E+00	3.89E+00	3.95E+00	3.97E+00	2.45E+00
1.25	3.57E+00	4.08E+00	4.39E+00	4.57E+00	4.65E+00	4.68E+00	2.73E+00
1.5	3.92E+00	4.56E+00	4.97E+00	5.19E+00	5.30E+00	5.33E+00	2.98E+00
2	4.50E+00	5.41E+00	6.00E+00	6.33E+00	6.49E+00	6.53E+00	3.43E+00
3	5.27E+00	6.71E+00	7.73E+00	8.31E+00	8.59E+00	8.67E+00	4.13E+00
5	5.60E+00	7.86E+00	9.76E+00	1.11E+01	1.18E+01	1.20E+01	4.94E+00
10	4.93E+00	7.50E+00	9.93E+00	1.18E+01	1.30E+01	1.34E+01	4.92E+00
15	4.72E+00	7.37E+00	9.92E+00	1.19E+01	1.32E+01	1.36E+01	4.88E+00
20	4.68E+00	7.41E+00	1.01E+01	1.22E+01	1.35E+01	1.40E+01	4.93E+00
30	4.76E+00	7.67E+00	1.05E+01	1.28E+01	1.43E+01	1.48E+01	5.13E+00
50	5.02E+00	8.20E+00	1.14E+01	1.39E+01	1.55E+01	1.61E+01	5.51E+00

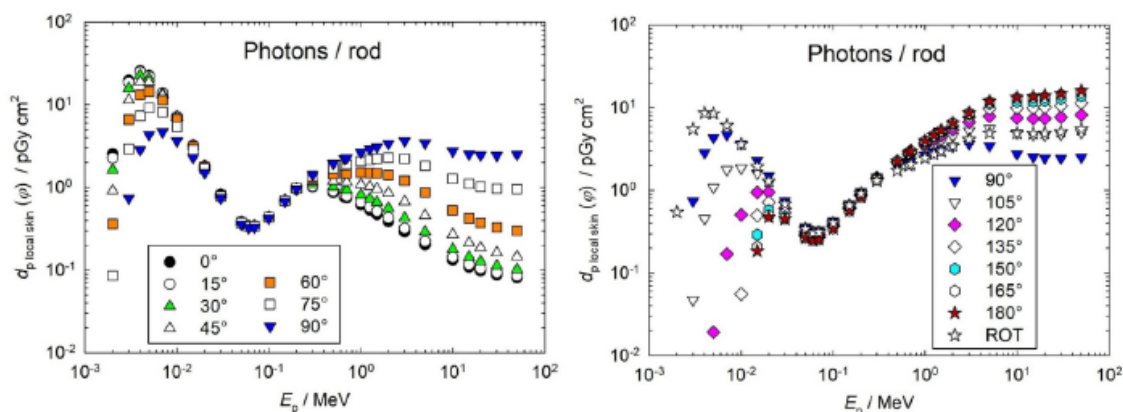


図 A.4.1.3a 光子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹⁵

¹⁵ T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.3b 光子空気カーマから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹⁶

E_p/MeV	$d_p \text{ local skin } (\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_p \text{ local skin } (\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	1.55E-02	1.39E-02	9.96E-03	5.55E-03	2.21E-03	5.22E-04	0.00E+00
0.003	2.62E-01	2.48E-01	2.10E-01	1.51E-01	8.84E-02	3.86E-02	9.81E-03
0.004	5.38E-01	5.23E-01	4.81E-01	3.99E-01	2.77E-01	1.55E-01	5.96E-02
0.005	7.31E-01	7.21E-01	6.85E-01	6.13E-01	4.73E-01	3.00E-01	1.42E-01
0.007	8.97E-01	8.90E-01	8.77E-01	8.39E-01	7.35E-01	5.28E-01	3.04E-01
0.01	9.76E-01	9.74E-01	9.69E-01	9.54E-01	9.03E-01	7.35E-01	4.93E-01
0.015	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	9.95E-01	9.06E-01	7.33E-01
0.02	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.00E+00	8.91E-01
0.03	1.13E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.12E+00	1.11E+00	1.09E+00	1.03E+00
0.05	1.19E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.11E+00
0.06	1.19E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.13E+00
0.07	1.20E+00	1.20E+00	1.20E+00	1.20E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.14E+00
0.1	1.17E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.14E+00
0.15	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.13E+00
0.2	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.12E+00
0.3	7.38E-01	7.52E-01	7.95E-01	8.53E-01	9.26E-01	9.91E-01	1.03E+00
0.5	3.66E-01	3.80E-01	4.25E-01	5.00E-01	6.05E-01	7.15E-01	8.15E-01
0.662	2.46E-01	2.60E-01	3.01E-01	3.73E-01	4.76E-01	5.98E-01	7.13E-01
0.7	2.29E-01	2.41E-01	2.81E-01	3.51E-01	4.52E-01	5.74E-01	6.93E-01
1	1.05E-01	1.15E-01	1.48E-01	2.15E-01	3.30E-01	4.98E-01	6.90E-01
1.25	1.00E-01	1.09E-01	1.37E-01	1.91E-01	2.81E-01	4.05E-01	5.44E-01
1.5	1.01E-01	1.08E-01	1.32E-01	1.76E-01	2.46E-01	3.35E-01	4.31E-01
2	5.15E-02	5.66E-02	7.44E-02	1.13E-01	1.87E-01	3.03E-01	4.49E-01
3	2.93E-02	3.21E-02	4.28E-02	6.76E-02	1.21E-01	2.23E-01	3.66E-01
5	1.44E-02	1.57E-02	2.05E-02	3.22E-02	6.14E-02	1.28E-01	2.43E-01
10	5.51E-03	5.93E-03	7.42E-03	1.12E-02	2.19E-02	5.26E-02	1.14E-01
15	3.16E-03	3.40E-03	4.18E-03	6.18E-03	1.23E-02	3.19E-02	7.34E-02
20	2.17E-03	2.31E-03	2.82E-03	4.12E-03	8.22E-03	2.25E-02	5.40E-02
30	1.28E-03	1.36E-03	1.65E-03	2.36E-03	4.78E-03	1.41E-02	3.54E-02
50	6.81E-04	7.18E-04	8.56E-04	1.22E-03	2.52E-03	7.99E-03	2.11E-02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.33E-03
0.003	6.25E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	7.32E-02
0.004	9.55E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.81E-01
0.005	3.52E-02	6.30E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.78E-01
0.007	1.14E-01	1.10E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.95E-01
0.01	2.50E-01	6.82E-02	7.49E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.86E-01
0.015	5.15E-01	3.01E-01	1.59E-01	9.31E-02	6.59E-02	5.89E-02	6.18E-01
0.02	7.36E-01	5.64E-01	4.25E-01	3.40E-01	2.95E-01	2.81E-01	7.66E-01
0.03	9.38E-01	8.34E-01	7.40E-01	6.73E-01	6.35E-01	6.22E-01	9.41E-01
0.05	1.05E+00	9.79E-01	9.14E-01	8.64E-01	8.33E-01	8.24E-01	1.05E+00
0.06	1.07E+00	1.00E+00	9.42E-01	8.97E-01	8.69E-01	8.58E-01	1.07E+00
0.07	1.09E+00	1.03E+00	9.66E-01	9.21E-01	8.93E-01	8.86E-01	1.09E+00
0.1	1.10E+00	1.05E+00	9.96E-01	9.59E-01	9.34E-01	9.26E-01	1.09E+00
0.15	1.10E+00	1.05E+00	1.01E+00	9.76E-01	9.53E-01	9.44E-01	1.09E+00
0.2	1.09E+00	1.04E+00	1.01E+00	9.79E-01	9.65E-01	9.63E-01	1.07E+00
0.3	1.04E+00	1.03E+00	1.01E+00	9.91E-01	9.76E-01	9.69E-01	9.40E-01
0.5	8.87E-01	9.25E-01	9.42E-01	9.46E-01	9.42E-01	9.42E-01	7.27E-01
0.662	8.03E-01	8.64E-01	8.97E-01	9.09E-01	9.16E-01	9.16E-01	6.39E-01

(Continued)

H

¹⁶T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.3b (続き)

E_p / MeV	$d_p \text{ local skin } (\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_p \text{ local skin } (\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.7	7.91E-01	8.52E-01	8.89E-01	9.04E-01	9.10E-01	9.13E-01	6.26E-01
1	8.75E-01	1.02E+00	1.11E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.19E+00	6.65E-01
1.25	6.70E-01	7.65E-01	8.23E-01	8.57E-01	8.72E-01	8.78E-01	5.12E-01
1.5	5.16E-01	5.76E-01	6.13E-01	6.33E-01	6.43E-01	6.46E-01	3.99E-01
2	5.95E-01	7.16E-01	7.94E-01	8.38E-01	8.59E-01	8.64E-01	4.54E-01
3	5.28E-01	6.73E-01	7.75E-01	8.33E-01	8.61E-01	8.69E-01	4.14E-01
5	3.95E-01	5.54E-01	6.88E-01	7.83E-01	8.32E-01	8.46E-01	3.48E-01
10	2.04E-01	3.11E-01	4.12E-01	4.89E-01	5.39E-01	5.55E-01	2.04E-01
15	1.37E-01	2.14E-01	2.88E-01	3.45E-01	3.83E-01	3.95E-01	1.42E-01
20	1.03E-01	1.63E-01	2.23E-01	2.69E-01	2.98E-01	3.09E-01	1.09E-01
30	6.94E-02	1.12E-01	1.53E-01	1.87E-01	2.08E-01	2.16E-01	7.48E-02
50	4.21E-02	6.88E-02	9.56E-02	1.17E-01	1.30E-01	1.35E-01	4.62E-02

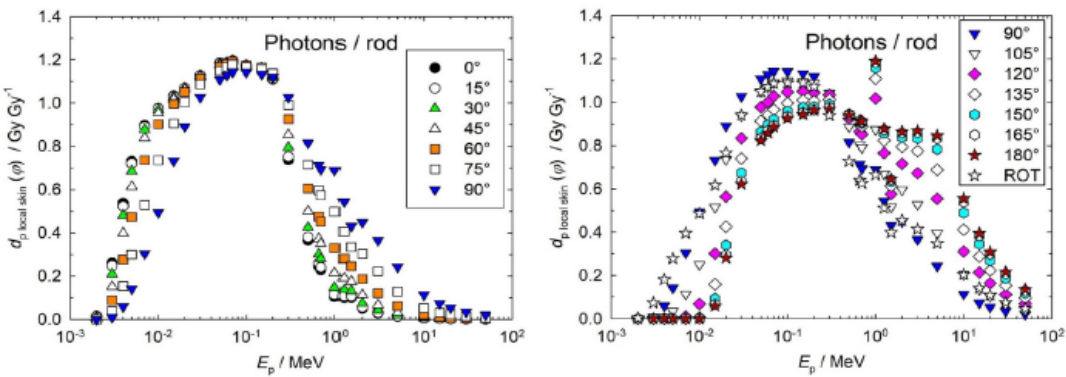


図 A.4.1.3b 光子空気カーマから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹⁷

¹⁷ T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

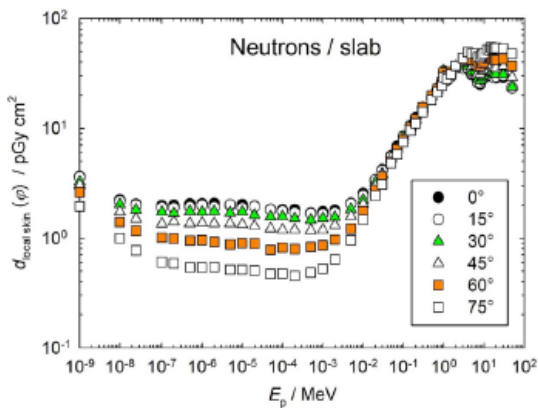


図 A.4.2.1 中性子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

表 A.4.2.1 中性子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

E_p /MeV	d_p local skin (φ)/ pGy cm ² for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の d_p local skin (φ)/ pGy cm ²					
	0°	15°	30°	45°	60°	75°
1.00E-09	3.63E+00	3.59E+00	3.25E+00	3.02E+00	2.60E+00	1.94E+00
1.00E-08	2.22E+00	2.17E+00	2.02E+00	1.73E+00	1.40E+00	1.00E+00
2.50E-08	2.03E+00	1.99E+00	1.81E+00	1.50E+00	1.16E+00	7.71E-01
1.00E-07	1.96E+00	1.89E+00	1.72E+00	1.35E+00	1.01E+00	6.07E-01
2.00E-07	1.98E+00	1.88E+00	1.68E+00	1.41E+00	9.90E-01	5.88E-01
5.00E-07	2.04E+00	1.92E+00	1.75E+00	1.36E+00	9.48E-01	5.42E-01
1.00E-06	2.05E+00	1.98E+00	1.72E+00	1.37E+00	9.55E-01	5.39E-01
2.00E-06	2.06E+00	1.91E+00	1.75E+00	1.36E+00	9.23E-01	5.45E-01
5.00E-06	1.98E+00	2.01E+00	1.69E+00	1.36E+00	8.73E-01	5.15E-01
1.00E-05	2.01E+00	1.88E+00	1.73E+00	1.33E+00	8.99E-01	5.15E-01
2.00E-05	1.94E+00	1.93E+00	1.62E+00	1.29E+00	8.91E-01	5.06E-01
5.00E-05	1.82E+00	1.81E+00	1.56E+00	1.22E+00	7.80E-01	4.71E-01
1.00E-04	1.80E+00	1.76E+00	1.57E+00	1.19E+00	8.22E-01	4.73E-01
2.00E-04	1.81E+00	1.70E+00	1.51E+00	1.19E+00	7.94E-01	4.54E-01
5.00E-04	1.69E+00	1.67E+00	1.46E+00	1.18E+00	8.31E-01	4.83E-01
1.00E-03	1.73E+00	1.65E+00	1.52E+00	1.19E+00	8.56E-01	5.25E-01
2.00E-03	1.78E+00	1.70E+00	1.55E+00	1.31E+00	9.66E-01	6.38E-01
5.00E-03	2.07E+00	2.05E+00	1.82E+00	1.58E+00	1.22E+00	9.58E-01
1.00E-02	2.54E+00	2.42E+00	2.23E+00	2.03E+00	1.76E+00	1.47E+00
2.00E-02	3.32E+00	3.38E+00	3.20E+00	2.96E+00	2.75E+00	2.42E+00
3.00E-02	4.18E+00	4.12E+00	3.83E+00	3.76E+00	3.61E+00	3.09E+00
5.00E-02	5.59E+00	5.49E+00	5.32E+00	5.35E+00	4.98E+00	4.79E+00
7.00E-02	6.84E+00	6.46E+00	6.65E+00	6.47E+00	6.43E+00	5.78E+00
1.00E-01	8.42E+00	8.36E+00	8.37E+00	7.87E+00	7.94E+00	7.49E+00
1.50E-01	1.06E+01	1.06E+01	1.05E+01	1.01E+01	1.02E+01	9.48E+00
2.00E-01	1.24E+01	1.22E+01	1.21E+01	1.18E+01	1.21E+01	1.11E+01
3.00E-01	1.54E+01	1.53E+01	1.53E+01	1.49E+01	1.55E+01	1.40E+01
5.00E-01	1.89E+01	1.92E+01	1.95E+01	1.95E+01	1.98E+01	1.82E+01
7.00E-01	2.21E+01	2.26E+01	2.27E+01	2.22E+01	2.27E+01	2.13E+01
9.00E-01	2.61E+01	2.60E+01	2.60E+01	2.60E+01	2.62E+01	2.45E+01
1.00E+00	3.19E+01	3.30E+01	3.33E+01	3.16E+01	3.19E+01	2.91E+01
1.20E+00	2.95E+01	2.73E+01	2.96E+01	2.93E+01	3.02E+01	2.80E+01
1.50E+00	3.15E+01	2.96E+01	3.18E+01	3.16E+01	3.27E+01	3.09E+01
2.00E+00	3.51E+01	3.52E+01	3.59E+01	3.64E+01	3.68E+01	3.70E+01
3.00E+00	3.57E+01	3.51E+01	3.74E+01	3.93E+01	4.19E+01	4.34E+01
4.00E+00	3.43E+01	3.53E+01	3.68E+01	4.04E+01	4.62E+01	4.93E+01
5.00E+00	3.08E+01	3.16E+01	3.26E+01	3.62E+01	4.20E+01	4.75E+01
6.00E+00	3.03E+01	3.15E+01	3.27E+01	3.65E+01	4.17E+01	4.77E+01
7.00E+00	2.59E+01	2.62E+01	2.78E+01	3.18E+01	3.71E+01	4.44E+01
8.00E+00	2.51E+01	2.59E+01	2.72E+01	3.09E+01	3.69E+01	4.46E+01
9.00E+00	2.75E+01	2.77E+01	2.88E+01	3.32E+01	3.86E+01	4.67E+01
1.00E+01	2.86E+01	2.87E+01	3.01E+01	3.40E+01	3.99E+01	4.80E+01
1.20E+01	3.09E+01	3.19E+01	3.40E+01	3.75E+01	4.30E+01	5.17E+01
1.40E+01	3.05E+01	3.01E+01	3.23E+01	3.63E+01	4.30E+01	5.14E+01
1.50E+01	3.21E+01	3.18E+01	3.37E+01	3.80E+01	4.41E+01	5.45E+01
1.60E+01	3.08E+01	3.19E+01	3.29E+01	3.78E+01	4.32E+01	5.20E+01
1.80E+01	2.98E+01	2.89E+01	3.10E+01	3.55E+01	4.21E+01	5.31E+01
2.00E+01	2.88E+01	2.96E+01	3.11E+01	3.53E+01	4.17E+01	5.37E+01
3.00E+01	2.91E+01	3.03E+01	3.07E+01	3.67E+01	4.25E+01	5.33E+01
5.00E+01	2.33E+01	2.34E+01	2.38E+01	2.92E+01	3.69E+01	4.76E+01

表 A.4.2.2 中性子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

E_p/MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
1.00E-09	3.14E+00	3.10E+00	2.97E+00	2.83E+00	2.52E+00	2.02E+00	7.31E-01
1.00E-08	1.77E+00	1.72E+00	1.67E+00	1.52E+00	1.34E+00	1.09E+00	5.71E-01
2.50E-08	1.44E+00	1.43E+00	1.35E+00	1.24E+00	1.12E+00	9.15E-01	5.48E-01
1.00E-07	1.18E+00	1.18E+00	1.10E+00	1.06E+00	9.44E-01	7.79E-01	5.71E-01
2.00E-07	1.09E+00	1.08E+00	1.05E+00	9.80E-01	8.91E-01	7.72E-01	6.18E-01
5.00E-07	9.87E-01	1.01E+00	9.43E-01	8.85E-01	8.62E-01	7.55E-01	6.14E-01
1.00E-06	9.36E-01	9.21E-01	8.71E-01	8.59E-01	8.10E-01	6.95E-01	6.19E-01
2.00E-06	8.41E-01	8.17E-01	8.26E-01	8.01E-01	7.45E-01	7.07E-01	5.98E-01
5.00E-06	7.95E-01	7.97E-01	7.60E-01	7.33E-01	6.88E-01	6.43E-01	5.69E-01
1.00E-05	7.34E-01	7.17E-01	7.44E-01	7.06E-01	6.69E-01	6.17E-01	5.22E-01
2.00E-05	6.98E-01	6.84E-01	6.89E-01	6.39E-01	6.05E-01	5.67E-01	5.11E-01
5.00E-05	6.31E-01	6.01E-01	6.06E-01	5.81E-01	5.70E-01	5.25E-01	4.97E-01
1.00E-04	5.65E-01	5.44E-01	5.77E-01	5.68E-01	5.20E-01	4.88E-01	4.55E-01
2.00E-04	5.35E-01	5.31E-01	5.38E-01	5.12E-01	4.93E-01	4.93E-01	4.50E-01
5.00E-04	5.25E-01	5.37E-01	5.28E-01	5.14E-01	5.04E-01	4.75E-01	4.44E-01
1.00E-03	5.50E-01	5.65E-01	5.53E-01	5.22E-01	5.14E-01	5.12E-01	4.42E-01
2.00E-03	6.08E-01	6.05E-01	6.24E-01	6.20E-01	6.08E-01	5.90E-01	5.17E-01
5.00E-03	8.93E-01	8.78E-01	8.97E-01	8.87E-01	9.02E-01	9.03E-01	7.14E-01
1.00E-02	1.35E+00	1.34E+00	1.34E+00	1.37E+00	1.40E+00	1.39E+00	1.06E+00
2.00E-02	2.23E+00	2.24E+00	2.25E+00	2.28E+00	2.33E+00	2.36E+00	1.78E+00
3.00E-02	3.04E+00	3.03E+00	3.07E+00	3.10E+00	3.20E+00	3.22E+00	2.43E+00
5.00E-02	4.46E+00	4.44E+00	4.47E+00	4.56E+00	4.67E+00	4.76E+00	3.65E+00
7.00E-02	5.65E+00	5.65E+00	5.70E+00	5.80E+00	5.94E+00	6.05E+00	4.69E+00
1.00E-01	7.18E+00	7.17E+00	7.23E+00	7.36E+00	7.56E+00	7.70E+00	6.09E+00
1.50E-01	9.27E+00	9.28E+00	9.35E+00	9.49E+00	9.74E+00	9.94E+00	8.17E+00
2.00E-01	1.10E+01	1.10E+01	1.11E+01	1.12E+01	1.15E+01	1.18E+01	9.92E+00
3.00E-01	1.40E+01	1.40E+01	1.40E+01	1.42E+01	1.45E+01	1.48E+01	1.28E+01
5.00E-01	1.74E+01	1.74E+01	1.76E+01	1.81E+01	1.87E+01	1.94E+01	1.75E+01
7.00E-01	2.06E+01	2.06E+01	2.08E+01	2.12E+01	2.18E+01	2.24E+01	2.07E+01
9.00E-01	2.41E+01	2.41E+01	2.43E+01	2.46E+01	2.52E+01	2.58E+01	2.39E+01
1.00E+00	3.05E+01	3.05E+01	3.03E+01	3.02E+01	3.04E+01	3.07E+01	2.74E+01
1.20E+00	2.77E+01	2.77E+01	2.78E+01	2.80E+01	2.85E+01	2.92E+01	2.75E+01
1.50E+00	2.96E+01	2.96E+01	2.97E+01	3.00E+01	3.07E+01	3.16E+01	3.02E+01
2.00E+00	3.32E+01	3.26E+01	3.25E+01	3.34E+01	3.41E+01	3.45E+01	3.47E+01
3.00E+00	3.24E+01	3.34E+01	3.29E+01	3.70E+01	3.78E+01	4.00E+01	4.02E+01
4.00E+00	3.15E+01	3.14E+01	3.27E+01	3.62E+01	4.14E+01	4.58E+01	4.78E+01
5.00E+00	2.79E+01	2.80E+01	2.94E+01	3.28E+01	3.69E+01	4.29E+01	4.85E+01
6.00E+00	2.71E+01	2.70E+01	2.82E+01	3.15E+01	3.58E+01	4.31E+01	4.85E+01
7.00E+00	2.20E+01	2.30E+01	2.34E+01	2.76E+01	3.33E+01	4.03E+01	4.65E+01
8.00E+00	2.16E+01	2.19E+01	2.40E+01	2.73E+01	3.15E+01	4.11E+01	4.63E+01
9.00E+00	2.33E+01	2.35E+01	2.43E+01	2.80E+01	3.36E+01	4.03E+01	4.87E+01
1.00E+01	2.42E+01	2.43E+01	2.59E+01	2.99E+01	3.45E+01	4.31E+01	4.99E+01
1.20E+01	2.62E+01	2.70E+01	2.77E+01	3.18E+01	3.67E+01	4.63E+01	5.46E+01
1.40E+01	2.55E+01	2.53E+01	2.74E+01	3.06E+01	3.44E+01	4.33E+01	5.21E+01
1.50E+01	2.71E+01	2.74E+01	2.87E+01	3.32E+01	3.77E+01	4.71E+01	5.58E+01
1.60E+01	2.66E+01	2.67E+01	2.83E+01	3.20E+01	3.76E+01	4.55E+01	5.42E+01
1.80E+01	2.57E+01	2.58E+01	2.68E+01	2.99E+01	3.43E+01	4.51E+01	5.47E+01
2.00E+01	2.54E+01	2.54E+01	2.69E+01	3.01E+01	3.53E+01	4.48E+01	5.28E+01
3.00E+01	2.74E+01	1.97E+01	2.71E+01	3.11E+01	3.69E+01	4.44E+01	5.38E+01
5.00E+01	2.00E+01	1.60E+01	2.24E+01	2.50E+01	3.07E+01	3.84E+01	4.88E+01

(Continued)

H

表 A.4.2.2 (続き)

E_p/MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
1.00E-09	2.13E-01	1.78E-01	1.52E-01	1.45E-01	1.40E-01	1.42E-01	1.39E+00
1.00E-08	2.47E-01	2.07E-01	1.87E-01	1.67E-01	1.72E-01	1.60E-01	8.22E-01
2.50E-08	2.77E-01	2.39E-01	2.11E-01	1.91E-01	1.91E-01	1.80E-01	7.10E-01
1.00E-07	3.75E-01	3.10E-01	2.86E-01	2.68E-01	2.54E-01	2.59E-01	6.55E-01
2.00E-07	4.12E-01	3.55E-01	3.24E-01	2.93E-01	2.87E-01	2.82E-01	6.46E-01
5.00E-07	4.77E-01	4.04E-01	3.79E-01	3.57E-01	3.45E-01	3.25E-01	6.41E-01
1.00E-06	4.99E-01	4.28E-01	3.91E-01	3.76E-01	3.62E-01	3.53E-01	6.23E-01
2.00E-06	4.98E-01	4.44E-01	3.94E-01	3.94E-01	3.77E-01	3.59E-01	6.00E-01
5.00E-06	5.01E-01	4.44E-01	4.25E-01	3.99E-01	3.73E-01	3.72E-01	5.75E-01
1.00E-05	4.88E-01	4.26E-01	4.18E-01	4.02E-01	3.78E-01	3.77E-01	5.54E-01
2.00E-05	4.63E-01	4.27E-01	4.00E-01	3.94E-01	3.70E-01	3.55E-01	5.22E-01
5.00E-05	4.28E-01	4.06E-01	3.91E-01	3.86E-01	3.47E-01	3.57E-01	4.86E-01
1.00E-04	4.28E-01	3.92E-01	3.67E-01	3.63E-01	3.40E-01	3.43E-01	4.58E-01
2.00E-04	4.07E-01	3.70E-01	3.50E-01	3.51E-01	3.30E-01	3.22E-01	4.37E-01
5.00E-04	3.94E-01	3.53E-01	3.43E-01	3.20E-01	3.29E-01	3.25E-01	4.30E-01
1.00E-03	3.69E-01	3.30E-01	3.15E-01	3.09E-01	2.98E-01	3.04E-01	4.30E-01
2.00E-03	3.39E-01	3.22E-01	3.05E-01	3.00E-01	2.92E-01	2.86E-01	4.65E-01
5.00E-03	3.81E-01	3.04E-01	2.95E-01	2.81E-01	2.64E-01	2.73E-01	6.06E-01
1.00E-02	4.33E-01	3.11E-01	2.90E-01	2.77E-01	2.61E-01	2.69E-01	8.56E-01
2.00E-02	5.80E-01	3.24E-01	2.71E-01	2.57E-01	2.62E-01	2.56E-01	1.35E+00
3.00E-02	7.50E-01	3.61E-01	2.83E-01	2.43E-01	2.50E-01	2.33E-01	1.80E+00
5.00E-02	1.11E+00	4.48E-01	3.00E-01	2.60E-01	2.54E-01	2.54E-01	2.61E+00
7.00E-02	1.52E+00	5.59E-01	3.49E-01	2.80E-01	2.57E-01	2.59E-01	3.31E+00
1.00E-01	2.12E+00	7.55E-01	4.33E-01	3.49E-01	2.90E-01	2.66E-01	4.23E+00
1.50E-01	3.09E+00	1.22E+00	6.34E-01	4.51E-01	3.63E-01	3.41E-01	5.54E+00
2.00E-01	4.09E+00	1.72E+00	9.21E-01	5.81E-01	4.90E-01	4.51E-01	6.68E+00
3.00E-01	5.98E+00	2.79E+00	1.54E+00	1.05E+00	8.03E-01	7.54E-01	8.65E+00
5.00E-01	9.36E+00	4.76E+00	2.93E+00	2.12E+00	1.71E+00	1.60E+00	1.16E+01
7.00E-01	1.23E+01	7.15E+00	4.94E+00	3.62E+00	3.03E+00	2.91E+00	1.42E+01
9.00E-01	1.51E+01	8.94E+00	6.42E+00	4.80E+00	4.12E+00	3.90E+00	1.68E+01
1.00E+00	1.54E+01	8.13E+00	5.11E+00	3.90E+00	3.32E+00	3.11E+00	1.93E+01
1.20E+00	1.84E+01	1.21E+01	9.05E+00	7.10E+00	6.05E+00	5.91E+00	1.99E+01
1.50E+00	2.15E+01	1.54E+01	1.18E+01	9.56E+00	8.39E+00	8.16E+00	2.23E+01
2.00E+00	2.66E+01	1.94E+01	1.54E+01	1.35E+01	1.22E+01	1.17E+01	2.59E+01
3.00E+00	3.12E+01	2.67E+01	2.26E+01	1.95E+01	1.83E+01	1.80E+01	3.04E+01
4.00E+00	3.77E+01	3.19E+01	2.73E+01	2.39E+01	2.26E+01	2.20E+01	3.38E+01
5.00E+00	4.10E+01	3.56E+01	3.11E+01	2.86E+01	2.68E+01	2.59E+01	3.40E+01
6.00E+00	4.34E+01	3.84E+01	3.30E+01	3.12E+01	2.89E+01	2.89E+01	3.47E+01
7.00E+00	4.52E+01	4.00E+01	3.68E+01	3.42E+01	3.23E+01	3.28E+01	3.42E+01
8.00E+00	4.82E+01	4.45E+01	3.98E+01	3.62E+01	3.48E+01	3.41E+01	3.53E+01
9.00E+00	4.76E+01	4.44E+01	4.13E+01	3.88E+01	3.66E+01	3.67E+01	3.64E+01
1.00E+01	5.16E+01	4.95E+01	4.37E+01	4.15E+01	3.96E+01	3.90E+01	3.88E+01
1.20E+01	5.48E+01	5.29E+01	4.97E+01	4.56E+01	4.44E+01	4.45E+01	4.22E+01
1.40E+01	5.44E+01	5.46E+01	5.17E+01	4.91E+01	4.68E+01	4.69E+01	4.21E+01
1.50E+01	5.89E+01	5.77E+01	5.38E+01	5.08E+01	4.95E+01	4.83E+01	4.49E+01
1.60E+01	5.74E+01	5.64E+01	5.49E+01	5.25E+01	5.24E+01	5.03E+01	4.47E+01
1.80E+01	5.72E+01	5.93E+01	5.68E+01	5.47E+01	5.27E+01	5.26E+01	4.47E+01
2.00E+01	5.83E+01	5.87E+01	5.95E+01	5.63E+01	5.48E+01	5.62E+01	4.53E+01
3.00E+01	5.85E+01	6.40E+01	6.53E+01	6.30E+01	6.32E+01	6.38E+01	4.76E+01
5.00E+01	5.97E+01	6.66E+01	7.19E+01	6.95E+01	7.25E+01	7.31E+01	4.73E+01

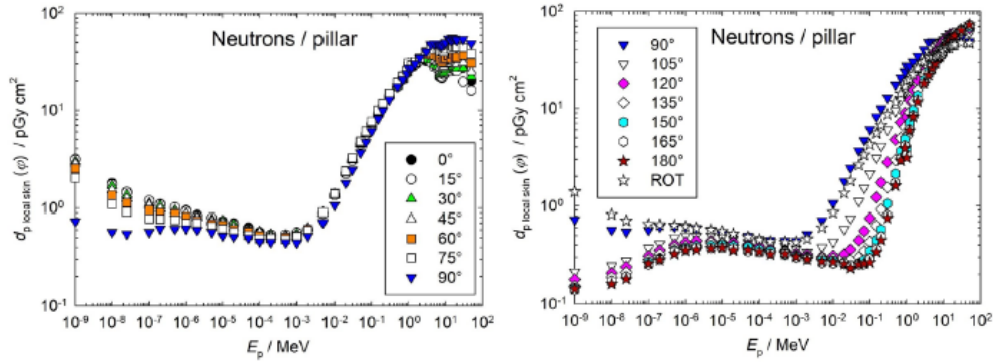


図 A.4.2.2 中性子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

表 A.4.2.3 中性子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

E_p / MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
1.00E-09	2.66E+00	2.64E+00	2.58E+00	2.45E+00	2.12E+00	1.64E+00	1.07E+00
1.00E-08	1.22E+00	1.21E+00	1.18E+00	1.13E+00	1.05E+00	8.68E-01	6.42E-01
2.50E-08	8.56E-01	8.59E-01	8.45E-01	8.21E-01	7.51E-01	6.35E-01	5.25E-01
1.00E-07	4.95E-01	4.94E-01	4.85E-01	4.79E-01	4.61E-01	4.24E-01	3.68E-01
2.00E-07	3.80E-01	3.76E-01	3.76E-01	3.72E-01	3.68E-01	3.47E-01	3.12E-01
5.00E-07	2.55E-01	2.58E-01	2.61E-01	2.58E-01	2.58E-01	2.50E-01	2.31E-01
1.00E-06	1.95E-01	2.03E-01	2.01E-01	2.00E-01	2.04E-01	1.98E-01	1.85E-01
2.00E-06	1.44E-01	1.44E-01	1.46E-01	1.49E-01	1.50E-01	1.46E-01	1.41E-01
5.00E-06	1.03E-01	1.01E-01	1.05E-01	1.11E-01	1.16E-01	1.15E-01	1.11E-01
1.00E-05	8.05E-02	8.01E-02	8.09E-02	8.59E-02	8.89E-02	8.81E-02	8.69E-02
2.00E-05	6.64E-02	6.67E-02	6.86E-02	6.95E-02	7.06E-02	7.01E-02	6.99E-02
5.00E-05	5.28E-02	5.17E-02	5.36E-02	5.47E-02	5.74E-02	5.68E-02	5.57E-02
1.00E-04	4.71E-02	4.78E-02	4.81E-02	4.91E-02	4.95E-02	5.09E-02	4.94E-02
2.00E-04	5.03E-02	4.93E-02	5.02E-02	5.03E-02	5.34E-02	5.16E-02	4.84E-02
5.00E-04	7.24E-02	7.25E-02	7.33E-02	7.49E-02	6.85E-02	7.31E-02	6.12E-02
1.00E-03	1.21E-01	1.21E-01	1.22E-01	1.23E-01	1.19E-01	1.16E-01	1.02E-01
2.00E-03	2.20E-01	2.22E-01	2.24E-01	2.27E-01	2.23E-01	2.15E-01	1.88E-01
5.00E-03	5.21E-01	5.23E-01	5.26E-01	5.33E-01	5.31E-01	5.11E-01	4.48E-01
1.00E-02	9.99E-01	1.00E+00	1.01E+00	1.02E+00	1.02E+00	9.87E-01	8.69E-01
2.00E-02	1.89E+00	1.89E+00	1.90E+00	1.93E+00	1.93E+00	1.87E+00	1.66E+00
3.00E-02	2.69E+00	2.70E+00	2.72E+00	2.75E+00	2.76E+00	2.69E+00	2.39E+00
5.00E-02	4.11E+00	4.10E+00	4.12E+00	4.17E+00	4.19E+00	4.10E+00	3.67E+00
7.00E-02	5.30E+00	5.28E+00	5.32E+00	5.38E+00	5.42E+00	5.31E+00	4.79E+00
1.00E-01	6.77E+00	6.78E+00	6.82E+00	6.90E+00	6.96E+00	6.85E+00	6.26E+00
1.50E-01	8.80E+00	8.81E+00	8.86E+00	8.95E+00	9.06E+00	8.93E+00	8.25E+00
2.00E-01	1.06E+01	1.05E+01	1.05E+01	1.06E+01	1.07E+01	1.07E+01	9.88E+00
3.00E-01	1.33E+01	1.32E+01	1.33E+01	1.34E+01	1.34E+01	1.34E+01	1.25E+01

(Continued)

H

表 A.4.2.3 (続き)

E_p/MeV	$d_p \text{ local skin } (\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_p \text{ local skin } (\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
5.00E-01	1.66E+01	1.66E+01	1.67E+01	1.69E+01	1.72E+01	1.73E+01	1.66E+01
7.00E-01	1.96E+01	1.96E+01	1.97E+01	1.99E+01	2.01E+01	2.03E+01	1.95E+01
9.00E-01	2.26E+01	2.26E+01	2.27E+01	2.29E+01	2.31E+01	2.32E+01	2.23E+01
1.00E+00	2.77E+01	2.77E+01	2.76E+01	2.75E+01	2.74E+01	2.72E+01	2.57E+01
1.20E+00	2.59E+01	2.59E+01	2.60E+01	2.61E+01	2.61E+01	2.63E+01	2.54E+01
1.50E+00	2.80E+01	2.79E+01	2.81E+01	2.81E+01	2.81E+01	2.84E+01	2.77E+01
2.00E+00	3.12E+01	3.12E+01	3.12E+01	3.15E+01	3.17E+01	3.12E+01	3.06E+01
3.00E+00	3.12E+01	3.17E+01	3.25E+01	3.42E+01	3.58E+01	3.65E+01	3.66E+01
4.00E+00	2.97E+01	3.02E+01	3.15E+01	3.40E+01	3.69E+01	3.92E+01	4.17E+01
5.00E+00	2.59E+01	2.65E+01	2.82E+01	3.08E+01	3.45E+01	3.80E+01	4.16E+01
6.00E+00	2.37E+01	2.46E+01	2.61E+01	2.93E+01	3.30E+01	3.76E+01	4.14E+01
7.00E+00	2.07E+01	2.14E+01	2.30E+01	2.66E+01	3.10E+01	3.59E+01	4.15E+01
8.00E+00	2.03E+01	2.08E+01	2.24E+01	2.52E+01	3.01E+01	3.57E+01	4.08E+01
9.00E+00	2.13E+01	2.17E+01	2.32E+01	2.62E+01	3.12E+01	3.70E+01	4.30E+01
1.00E+01	2.17E+01	2.21E+01	2.42E+01	2.69E+01	3.17E+01	3.73E+01	4.40E+01
1.20E+01	2.47E+01	2.49E+01	2.69E+01	3.02E+01	3.47E+01	4.09E+01	4.72E+01
1.40E+01	2.40E+01	2.50E+01	2.57E+01	2.93E+01	3.44E+01	4.06E+01	4.77E+01
1.50E+01	2.57E+01	2.58E+01	2.69E+01	3.04E+01	3.52E+01	4.14E+01	4.70E+01
1.60E+01	2.53E+01	2.57E+01	2.74E+01	3.10E+01	3.56E+01	4.17E+01	4.83E+01
1.80E+01	2.47E+01	2.46E+01	2.59E+01	2.90E+01	3.31E+01	3.96E+01	4.63E+01
2.00E+01	2.45E+01	2.48E+01	2.56E+01	2.86E+01	3.38E+01	3.91E+01	4.65E+01
3.00E+01	2.61E+01	2.61E+01	2.73E+01	3.06E+01	3.33E+01	3.90E+01	4.56E+01
5.00E+01	2.02E+01	2.04E+01	2.22E+01	2.37E+01	2.79E+01	3.27E+01	3.91E+01
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
1.00E-09	6.44E-01	2.56E-01	1.51E-01	1.30E-01	1.30E-01	1.28E-01	1.27E+00
1.00E-08	4.38E-01	2.64E-01	1.80E-01	1.58E-01	1.46E-01	1.46E-01	6.63E-01
2.50E-08	3.78E-01	2.56E-01	1.91E-01	1.62E-01	1.53E-01	1.52E-01	5.08E-01
1.00E-07	2.96E-01	2.35E-01	1.94E-01	1.76E-01	1.62E-01	1.58E-01	3.41E-01
2.00E-07	2.65E-01	2.25E-01	1.94E-01	1.72E-01	1.66E-01	1.64E-01	2.88E-01
5.00E-07	2.06E-01	1.83E-01	1.62E-01	1.51E-01	1.47E-01	1.44E-01	2.14E-01
1.00E-06	1.71E-01	1.54E-01	1.36E-01	1.30E-01	1.27E-01	1.28E-01	1.72E-01
2.00E-06	1.29E-01	1.24E-01	1.17E-01	1.08E-01	1.05E-01	1.03E-01	1.33E-01
5.00E-06	1.06E-01	9.50E-02	9.12E-02	8.64E-02	8.57E-02	8.59E-02	1.03E-01
1.00E-05	8.49E-02	8.00E-02	7.61E-02	7.32E-02	7.03E-02	7.00E-02	8.13E-02
2.00E-05	6.78E-02	6.56E-02	6.24E-02	6.04E-02	5.85E-02	5.77E-02	6.71E-02
5.00E-05	5.38E-02	4.96E-02	4.70E-02	4.56E-02	4.62E-02	4.60E-02	5.25E-02
1.00E-04	4.65E-02	4.35E-02	3.95E-02	3.72E-02	3.74E-02	3.67E-02	4.63E-02
2.00E-04	4.44E-02	4.00E-02	3.50E-02	3.33E-02	3.01E-02	3.14E-02	4.25E-02
5.00E-04	5.79E-02	4.65E-02	3.66E-02	3.31E-02	3.00E-02	3.06E-02	5.59E-02
1.00E-03	8.47E-02	6.78E-02	4.65E-02	3.61E-02	3.28E-02	3.19E-02	8.70E-02
2.00E-03	1.54E-01	1.17E-01	8.00E-02	5.91E-02	5.16E-02	5.13E-02	1.57E-01
5.00E-03	3.66E-01	2.64E-01	1.88E-01	1.38E-01	1.19E-01	1.15E-01	3.72E-01
1.00E-02	7.10E-01	5.16E-01	3.66E-01	2.71E-01	2.35E-01	2.31E-01	7.20E-01
2.00E-02	1.35E+00	1.00E+00	7.20E-01	5.45E-01	4.81E-01	4.67E-01	1.37E+00
3.00E-02	1.98E+00	1.48E+00	1.08E+00	8.29E-01	7.33E-01	7.12E-01	1.98E+00
5.00E-02	3.08E+00	2.39E+00	1.74E+00	1.39E+00	1.25E+00	1.24E+00	3.07E+00
7.00E-02	4.09E+00	3.18E+00	2.42E+00	1.97E+00	1.80E+00	1.76E+00	4.04E+00
1.00E-01	5.43E+00	4.33E+00	3.38E+00	2.78E+00	2.61E+00	2.58E+00	5.32E+00
1.50E-01	7.16E+00	5.97E+00	4.81E+00	4.04E+00	3.84E+00	3.78E+00	7.08E+00

(Continued)

H

表 A.4.2.3 (続き)

E_p/MeV	$d_p \text{ local skin } (\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_p \text{ local skin } (\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
5.00E-01	1.66E+01	1.66E+01	1.67E+01	1.69E+01	1.72E+01	1.73E+01	1.66E+01
7.00E-01	1.96E+01	1.96E+01	1.97E+01	1.99E+01	2.01E+01	2.03E+01	1.95E+01
9.00E-01	2.26E+01	2.26E+01	2.27E+01	2.29E+01	2.31E+01	2.32E+01	2.23E+01
1.00E+00	2.77E+01	2.77E+01	2.76E+01	2.75E+01	2.74E+01	2.72E+01	2.57E+01
1.20E+00	2.59E+01	2.59E+01	2.60E+01	2.61E+01	2.61E+01	2.63E+01	2.54E+01
1.50E+00	2.80E+01	2.79E+01	2.81E+01	2.81E+01	2.81E+01	2.84E+01	2.77E+01
2.00E+00	3.12E+01	3.12E+01	3.12E+01	3.15E+01	3.17E+01	3.12E+01	3.06E+01
3.00E+00	3.12E+01	3.17E+01	3.25E+01	3.42E+01	3.58E+01	3.65E+01	3.66E+01
4.00E+00	2.97E+01	3.02E+01	3.15E+01	3.40E+01	3.69E+01	3.92E+01	4.17E+01
5.00E+00	2.59E+01	2.65E+01	2.82E+01	3.08E+01	3.45E+01	3.80E+01	4.16E+01
6.00E+00	2.37E+01	2.46E+01	2.61E+01	2.93E+01	3.30E+01	3.76E+01	4.14E+01
7.00E+00	2.07E+01	2.14E+01	2.30E+01	2.66E+01	3.10E+01	3.59E+01	4.15E+01
8.00E+00	2.03E+01	2.08E+01	2.24E+01	2.52E+01	3.01E+01	3.57E+01	4.08E+01
9.00E+00	2.13E+01	2.17E+01	2.32E+01	2.62E+01	3.12E+01	3.70E+01	4.30E+01
1.00E+01	2.17E+01	2.21E+01	2.42E+01	2.69E+01	3.17E+01	3.73E+01	4.40E+01
1.20E+01	2.47E+01	2.49E+01	2.69E+01	3.02E+01	3.47E+01	4.09E+01	4.72E+01
1.40E+01	2.40E+01	2.50E+01	2.57E+01	2.93E+01	3.44E+01	4.06E+01	4.77E+01
1.50E+01	2.57E+01	2.58E+01	2.69E+01	3.04E+01	3.52E+01	4.14E+01	4.70E+01
1.60E+01	2.53E+01	2.57E+01	2.74E+01	3.10E+01	3.56E+01	4.17E+01	4.83E+01
1.80E+01	2.47E+01	2.46E+01	2.59E+01	2.90E+01	3.31E+01	3.96E+01	4.63E+01
2.00E+01	2.45E+01	2.48E+01	2.56E+01	2.86E+01	3.38E+01	3.91E+01	4.65E+01
3.00E+01	2.61E+01	2.61E+01	2.73E+01	3.06E+01	3.33E+01	3.90E+01	4.56E+01
5.00E+01	2.02E+01	2.04E+01	2.22E+01	2.37E+01	2.79E+01	3.27E+01	3.91E+01
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
1.00E-09	6.44E-01	2.56E-01	1.51E-01	1.30E-01	1.30E-01	1.28E-01	1.27E+00
1.00E-08	4.38E-01	2.64E-01	1.80E-01	1.58E-01	1.46E-01	1.46E-01	6.63E-01
2.50E-08	3.78E-01	2.56E-01	1.91E-01	1.62E-01	1.53E-01	1.52E-01	5.08E-01
1.00E-07	2.96E-01	2.35E-01	1.94E-01	1.76E-01	1.62E-01	1.58E-01	3.41E-01
2.00E-07	2.65E-01	2.25E-01	1.94E-01	1.72E-01	1.66E-01	1.64E-01	2.88E-01
5.00E-07	2.06E-01	1.83E-01	1.62E-01	1.51E-01	1.47E-01	1.44E-01	2.14E-01
1.00E-06	1.71E-01	1.54E-01	1.36E-01	1.30E-01	1.27E-01	1.28E-01	1.72E-01
2.00E-06	1.29E-01	1.24E-01	1.17E-01	1.08E-01	1.05E-01	1.03E-01	1.33E-01
5.00E-06	1.06E-01	9.50E-02	9.12E-02	8.64E-02	8.57E-02	8.59E-02	1.03E-01
1.00E-05	8.49E-02	8.00E-02	7.61E-02	7.32E-02	7.03E-02	7.00E-02	8.13E-02
2.00E-05	6.78E-02	6.56E-02	6.24E-02	6.04E-02	5.85E-02	5.77E-02	6.71E-02
5.00E-05	5.38E-02	4.96E-02	4.70E-02	4.56E-02	4.62E-02	4.60E-02	5.25E-02
1.00E-04	4.65E-02	4.35E-02	3.95E-02	3.72E-02	3.74E-02	3.67E-02	4.63E-02
2.00E-04	4.44E-02	4.00E-02	3.50E-02	3.33E-02	3.01E-02	3.14E-02	4.25E-02
5.00E-04	5.79E-02	4.65E-02	3.66E-02	3.31E-02	3.00E-02	3.06E-02	5.59E-02
1.00E-03	8.47E-02	6.78E-02	4.65E-02	3.61E-02	3.28E-02	3.19E-02	8.70E-02
2.00E-03	1.54E-01	1.17E-01	8.00E-02	5.91E-02	5.16E-02	5.13E-02	1.57E-01
5.00E-03	3.66E-01	2.64E-01	1.88E-01	1.38E-01	1.19E-01	1.15E-01	3.72E-01
1.00E-02	7.10E-01	5.16E-01	3.66E-01	2.71E-01	2.35E-01	2.31E-01	7.20E-01
2.00E-02	1.35E+00	1.00E+00	7.20E-01	5.45E-01	4.81E-01	4.67E-01	1.37E+00
3.00E-02	1.98E+00	1.48E+00	1.08E+00	8.29E-01	7.33E-01	7.12E-01	1.98E+00
5.00E-02	3.08E+00	2.39E+00	1.74E+00	1.39E+00	1.25E+00	1.24E+00	3.07E+00
7.00E-02	4.09E+00	3.18E+00	2.42E+00	1.97E+00	1.80E+00	1.76E+00	4.04E+00
1.00E-01	5.43E+00	4.33E+00	3.38E+00	2.78E+00	2.61E+00	2.58E+00	5.32E+00
1.50E-01	7.16E+00	5.97E+00	4.81E+00	4.04E+00	3.84E+00	3.78E+00	7.08E+00

(Continued) H

表 A.4.2.3 (続き)

E_p /MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
2.00E-01	8.75E+00	7.35E+00	5.99E+00	5.18E+00	4.97E+00	4.89E+00	8.57E+00
3.00E-01	1.13E+01	9.75E+00	8.26E+00	7.17E+00	7.03E+00	6.89E+00	1.11E+01
5.00E-01	1.54E+01	1.37E+01	1.20E+01	1.07E+01	1.05E+01	1.04E+01	1.47E+01
7.00E-01	1.82E+01	1.66E+01	1.48E+01	1.34E+01	1.33E+01	1.30E+01	1.76E+01
9.00E-01	2.08E+01	1.90E+01	1.71E+01	1.56E+01	1.55E+01	1.53E+01	2.03E+01
1.00E+00	2.34E+01	2.07E+01	1.80E+01	1.64E+01	1.57E+01	1.55E+01	2.32E+01
1.20E+00	2.39E+01	2.20E+01	2.02E+01	1.93E+01	1.86E+01	1.85E+01	2.35E+01
1.50E+00	2.63E+01	2.46E+01	2.31E+01	2.21E+01	2.21E+01	2.18E+01	2.60E+01
2.00E+00	2.89E+01	2.76E+01	2.61E+01	2.53E+01	2.53E+01	2.54E+01	2.91E+01
3.00E+00	3.50E+01	3.38E+01	3.26E+01	3.16E+01	3.11E+01	3.11E+01	3.35E+01
4.00E+00	4.13E+01	4.01E+01	3.90E+01	3.74E+01	3.65E+01	3.58E+01	3.67E+01
5.00E+00	4.18E+01	4.19E+01	4.13E+01	3.98E+01	3.98E+01	3.98E+01	3.64E+01
6.00E+00	4.40E+01	4.42E+01	4.35E+01	4.21E+01	4.24E+01	4.15E+01	3.68E+01
7.00E+00	4.43E+01	4.53E+01	4.52E+01	4.41E+01	4.48E+01	4.46E+01	3.63E+01
8.00E+00	4.53E+01	4.74E+01	4.75E+01	4.71E+01	4.67E+01	4.62E+01	3.69E+01
9.00E+00	4.85E+01	5.09E+01	5.22E+01	5.01E+01	5.02E+01	4.88E+01	3.91E+01
1.00E+01	4.88E+01	5.18E+01	5.34E+01	5.24E+01	5.27E+01	5.27E+01	4.02E+01
1.20E+01	5.28E+01	5.68E+01	5.81E+01	5.73E+01	5.49E+01	5.53E+01	4.37E+01
1.40E+01	5.29E+01	5.75E+01	6.14E+01	6.02E+01	6.06E+01	5.91E+01	4.48E+01
1.50E+01	5.31E+01	5.90E+01	6.18E+01	6.29E+01	6.29E+01	6.11E+01	4.58E+01
1.60E+01	5.40E+01	5.93E+01	6.16E+01	6.28E+01	6.35E+01	6.32E+01	4.63E+01
1.80E+01	5.28E+01	5.73E+01	6.13E+01	6.30E+01	6.38E+01	6.39E+01	4.51E+01
2.00E+01	5.33E+01	5.87E+01	6.26E+01	6.39E+01	6.64E+01	6.45E+01	4.57E+01
3.00E+01	5.35E+01	6.05E+01	6.48E+01	7.04E+01	6.57E+01	7.08E+01	4.70E+01
5.00E+01	4.67E+01	5.42E+01	6.19E+01	6.79E+01	7.07E+01	7.39E+01	4.28E+01

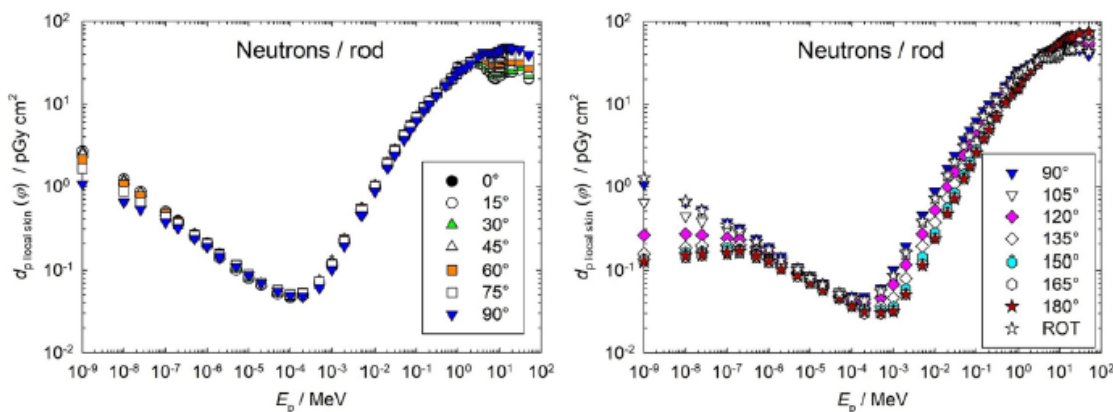


図 A.4.2.3 中性子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

表 A.4.3.1 電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。¹⁸

E_p /MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)					
	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	1.18E-03	1.24E-03	1.25E-03	9.98E-04	5.93E-04	2.30E-04
0.02	4.21E-03	4.27E-03	4.39E-03	2.92E-03	2.05E-03	9.30E-04
0.05	1.62E-02	1.97E-02	1.41E-02	1.25E-02	7.51E-03	3.77E-03
0.06	1.39E+01	1.16E+01	6.29E+00	2.13E+00	5.02E-01	8.94E-02
0.07	2.22E+02	1.92E+02	1.26E+02	6.01E+01	1.93E+01	3.52E+00
0.08	6.63E+02	5.94E+02	4.23E+02	2.31E+02	8.93E+01	2.00E+01
0.09	1.10E+03	1.00E+03	7.53E+02	4.45E+02	1.96E+02	5.05E+01
0.1	1.40E+03	1.30E+03	1.03E+03	6.53E+02	3.11E+02	8.91E+01
0.11	1.51E+03	1.42E+03	1.17E+03	7.91E+02	4.07E+02	1.25E+02
0.12	1.49E+03	1.42E+03	1.22E+03	8.67E+02	4.73E+02	1.56E+02
0.15	1.21E+03	1.20E+03	1.14E+03	9.22E+02	5.67E+02	2.05E+02
0.2	8.43E+02	8.73E+02	9.29E+02	8.67E+02	6.00E+02	2.34E+02
0.3	5.44E+02	5.67E+02	6.40E+02	7.23E+02	6.20E+02	2.64E+02
0.5	3.86E+02	3.98E+02	4.38E+02	5.15E+02	5.91E+02	3.20E+02
1	3.07E+02	3.12E+02	3.34E+02	3.70E+02	4.53E+02	4.31E+02
2	2.78E+02	2.82E+02	2.94E+02	3.19E+02	3.69E+02	4.74E+02
5	2.69E+02	2.69E+02	2.75E+02	2.89E+02	3.26E+02	3.96E+02
10	2.67E+02	2.70E+02	2.73E+02	2.80E+02	3.02E+02	3.61E+02
20	2.71E+02	2.71E+02	2.74E+02	2.78E+02	2.91E+02	3.39E+02
30	2.72E+02	2.74E+02	2.76E+02	2.78E+02	2.86E+02	3.25E+02
50	2.73E+02	2.75E+02	2.77E+02	2.78E+02	2.85E+02	3.11E+02

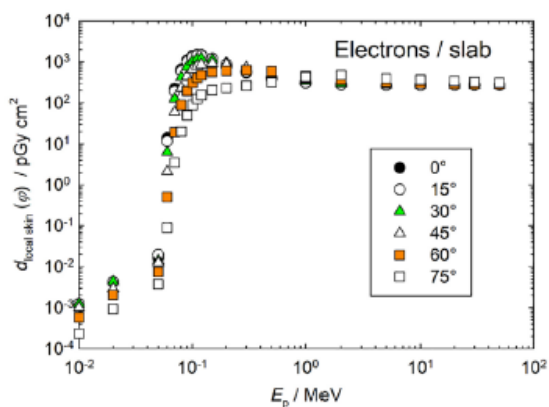


図 A.4.3.1 電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。¹⁸

¹⁸ J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.4.3.2 電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹⁹

E_p /MeV	d_p local skin (φ)/(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の d_p local skin (φ)/(pGy cm ²)						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.05	1.90E-02	2.00E-02	1.62E-02	1.17E-02	7.53E-03	3.42E-03	3.52E-04
0.055	7.57E-01	6.18E-01	3.19E-01	1.03E-01	2.72E-02	7.17E-03	7.04E-04
0.06	2.20E+01	1.85E+01	1.06E+01	4.11E+00	1.08E+00	1.71E-01	7.78E-03
0.065	1.12E+02	9.64E+01	6.14E+01	2.80E+01	8.82E+00	1.70E+00	8.78E-02
0.07	2.75E+02	2.42E+02	1.64E+02	8.31E+01	2.96E+01	6.61E+00	3.79E-01
0.075	4.84E+02	4.33E+02	3.05E+02	1.65E+02	6.46E+01	1.57E+01	9.96E-01
0.08	7.11E+02	6.42E+02	4.67E+02	2.66E+02	1.11E+02	2.96E+01	1.98E+00
0.085	9.39E+02	8.55E+02	6.38E+02	3.78E+02	1.66E+02	4.67E+01	3.33E+00
0.09	1.14E+03	1.05E+03	8.00E+02	4.90E+02	2.25E+02	6.62E+01	4.91E+00
0.1	1.38E+03	1.29E+03	1.04E+03	6.78E+02	3.37E+02	1.08E+02	8.48E+00
0.11	1.44E+03	1.37E+03	1.14E+03	7.93E+02	4.22E+02	1.45E+02	1.21E+01
0.12	1.41E+03	1.35E+03	1.16E+03	8.50E+02	4.78E+02	1.73E+02	1.49E+01
0.15	1.16E+03	1.15E+03	1.09E+03	8.85E+02	5.53E+02	2.19E+02	2.02E+01
0.2	8.20E+02	8.47E+02	8.88E+02	8.33E+02	5.90E+02	2.51E+02	2.38E+01
0.3	5.81E+02	6.03E+02	6.67E+02	7.10E+02	5.82E+02	2.68E+02	2.62E+01
0.5	4.12E+02	4.25E+02	4.66E+02	5.41E+02	5.56E+02	3.11E+02	3.20E+01
1	3.20E+02	3.27E+02	3.49E+02	3.94E+02	4.73E+02	3.88E+02	5.06E+01
2	2.86E+02	2.89E+02	3.02E+02	3.30E+02	3.91E+02	4.51E+02	9.82E+01
5	2.73E+02	2.75E+02	2.79E+02	2.90E+02	3.22E+02	4.40E+02	2.78E+02
10	2.72E+02	2.73E+02	2.75E+02	2.79E+02	2.89E+02	3.40E+02	4.33E+02
20	2.72E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.77E+02	2.81E+02	2.93E+02	3.49E+02
50	2.72E+02	2.72E+02	2.74E+02	2.76E+02	2.79E+02	2.85E+02	3.01E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.05	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.73E-03
0.055	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.21E-01
0.06	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.79E+00
0.065	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.10E+01
0.07	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.53E+01
0.075	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.02E+02
0.08	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.56E+02
0.085	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.13E+02
0.09	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.67E+02
0.1	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.46E+02
0.11	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.83E+02
0.12	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.94E+02
0.15	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.75E+02
0.2	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.20E+02
0.3	3.50E-04	1.00E-04	1.39E-04	2.04E-04	3.09E-04	9.97E-04	2.62E+02
0.5	1.86E-03	3.49E-04	2.67E-04	1.13E-04	2.53E-04	1.22E-03	2.11E+02
1	6.52E-03	4.89E-03	2.85E-03	2.04E-03	5.05E-03	1.58E-03	1.78E+02
2	2.13E-01	3.03E-02	1.79E-02	1.72E-02	1.43E-02	1.58E-02	1.67E+02
5	2.44E+01	1.04E+00	2.23E-01	2.36E-01	2.41E-01	2.21E-01	1.71E+02
10	2.03E+02	7.43E+01	1.60E+01	2.29E+00	9.93E-01	1.08E+00	1.94E+02
20	3.23E+02	3.09E+02	2.82E+02	2.45E+02	2.14E+02	2.01E+02	2.80E+02
50	3.06E+02	3.15E+02	3.21E+02	3.24E+02	3.25E+02	3.24E+02	2.98E+02

¹⁹T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

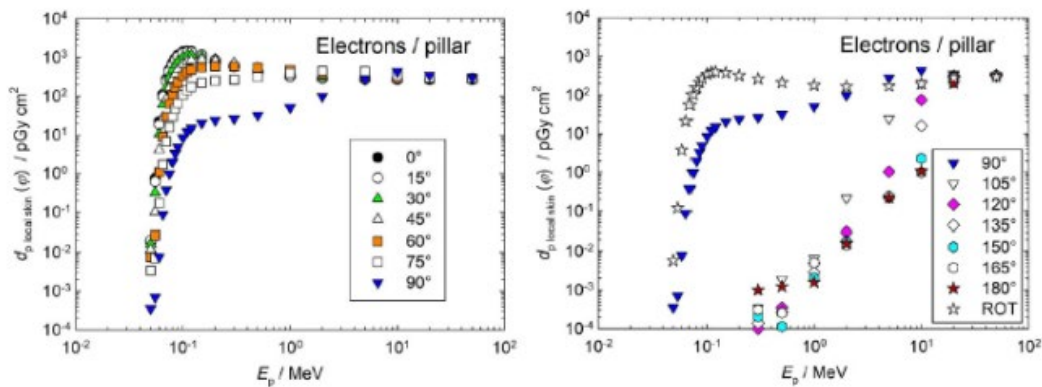


図 A.4.3.2 電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁰

表 A.4.3.3 電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁰

E_p / MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.05	1.90E-02	1.83E-02	1.63E-02	1.29E-02	8.66E-03	4.65E-03	1.86E-03
0.055	7.84E-01	6.88E-01	4.54E-01	2.19E-01	7.71E-02	2.07E-02	4.15E-03
0.06	1.93E+01	1.71E+01	1.18E+01	6.19E+00	2.38E+00	6.52E-01	1.19E-01
0.065	9.66E+01	8.67E+01	6.24E+01	3.53E+01	1.54E+01	4.87E+00	1.04E+00
0.07	2.39E+02	2.17E+02	1.61E+02	9.64E+01	4.53E+01	1.59E+01	3.82E+00
0.075	4.26E+02	3.89E+02	2.95E+02	1.84E+02	9.14E+01	3.46E+01	9.02E+00
0.08	6.33E+02	5.82E+02	4.49E+02	2.88E+02	1.49E+02	5.93E+01	1.65E+01
0.085	8.44E+02	7.80E+02	6.12E+02	4.02E+02	2.15E+02	8.88E+01	2.58E+01
0.09	1.04E+03	9.63E+02	7.65E+02	5.13E+02	2.82E+02	1.20E+02	3.63E+01
0.1	1.29E+03	1.21E+03	9.86E+02	6.90E+02	3.99E+02	1.81E+02	5.84E+01
0.11	1.37E+03	1.29E+03	1.08E+03	7.89E+02	4.78E+02	2.28E+02	7.73E+01
0.12	1.35E+03	1.29E+03	1.11E+03	8.32E+02	5.22E+02	2.59E+02	9.16E+01
0.15	1.14E+03	1.11E+03	1.01E+03	8.24E+02	5.61E+02	3.02E+02	1.15E+02
0.2	8.34E+02	8.38E+02	8.23E+02	7.30E+02	5.42E+02	3.16E+02	1.30E+02
0.3	5.62E+02	5.80E+02	6.14E+02	6.00E+02	4.92E+02	3.19E+02	1.45E+02
0.5	4.02E+02	4.15E+02	4.53E+02	4.82E+02	4.34E+02	3.13E+02	1.66E+02
1	3.14E+02	3.20E+02	3.44E+02	3.87E+02	3.90E+02	3.17E+02	2.02E+02
2	2.82E+02	2.85E+02	2.95E+02	3.28E+02	3.68E+02	3.44E+02	2.66E+02
5	2.71E+02	2.71E+02	2.74E+02	2.81E+02	3.05E+02	3.30E+02	3.41E+02
10	2.71E+02	2.72E+02	2.73E+02	2.76E+02	2.84E+02	2.93E+02	3.00E+02
20	2.72E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.76E+02	2.80E+02	2.86E+02	2.91E+02
50	2.72E+02	2.72E+02	2.73E+02	2.75E+02	2.78E+02	2.82E+02	2.87E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.05	4.25E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.08E-03
0.055	7.32E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.09E-04	1.55E-01
0.06	1.24E-02	1.53E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.00E+00
0.065	1.19E-01	1.28E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.12E+01

(Continued)

H

²⁰T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.3.3 (続き)

E_p / MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.07	4.81E-01	5.72E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.50E+01
0.075	1.25E+00	1.48E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.01E+02
0.08	2.41E+00	2.88E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.55E+02
0.085	4.01E+00	5.24E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.12E+02
0.09	5.80E+00	7.80E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.67E+02
0.1	9.96E+00	1.39E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.48E+02
0.11	1.39E+01	2.18E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.87E+02
0.12	1.72E+01	2.80E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.00E+02
0.15	2.31E+01	4.38E-01	1.69E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.77E+02
0.2	2.79E+01	6.57E-01	7.56E-04	4.15E-04	1.72E-04	2.15E-04	3.19E+02
0.3	3.42E+01	1.08E+00	4.41E-04	5.53E-04	6.36E-04	6.42E-04	2.55E+02
0.5	4.63E+01	2.32E+00	1.70E-03	1.13E-03	9.15E-04	9.53E-04	2.09E+02
1	7.85E+01	8.79E+00	1.38E-01	6.64E-03	6.25E-03	5.64E-03	1.84E+02
2	1.53E+02	4.72E+01	9.21E+00	1.14E+00	1.14E-01	8.30E-02	1.86E+02
5	3.32E+02	2.95E+02	2.53E+02	2.20E+02	1.97E+02	1.89E+02	2.77E+02
10	3.06E+02	3.06E+02	3.06E+02	3.07E+02	3.07E+02	3.08E+02	2.93E+02
20	2.97E+02	3.01E+02	3.05E+02	3.08E+02	3.10E+02	3.11E+02	2.91E+02
50	2.93E+02	2.99E+02	3.04E+02	3.09E+02	3.12E+02	3.13E+02	2.90E+02

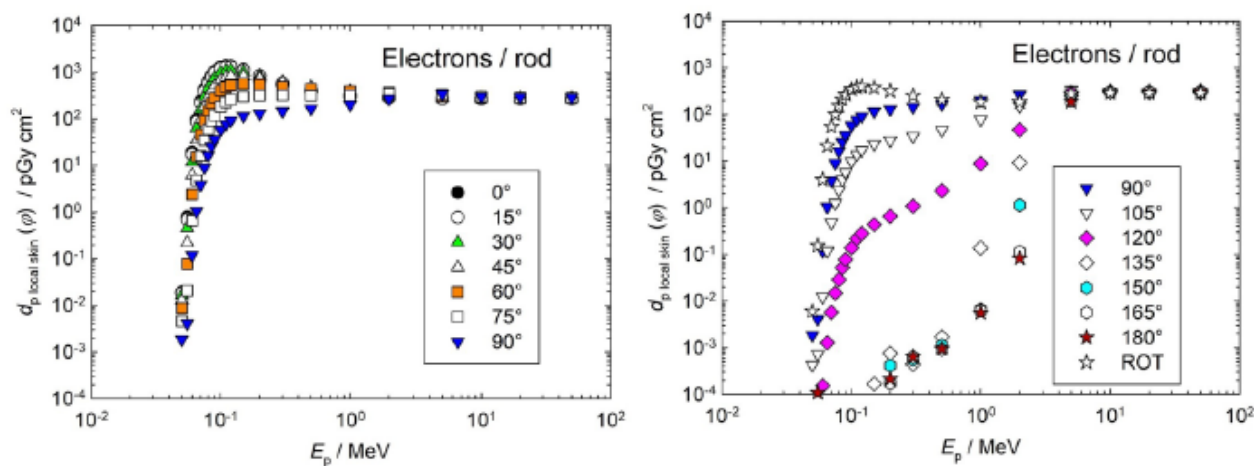


図 A.4.3.3 電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²¹

²¹ T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.4.1 陽電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。²²

E_p /MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ					
	入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)					
	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	1.17E+01	1.11E+01	9.91E+00	7.59E+00	4.89E+00	2.02E+00
0.02	1.17E+01	1.11E+01	9.90E+00	7.55E+00	4.85E+00	2.02E+00
0.05	1.20E+01	1.11E+01	9.94E+00	7.70E+00	5.25E+00	1.91E+00
0.06	2.60E+01	2.35E+01	1.59E+01	9.71E+00	5.29E+00	2.03E+00
0.07	2.34E+02	2.04E+02	1.36E+02	6.79E+01	2.40E+01	5.53E+00
0.08	6.75E+02	6.04E+02	4.34E+02	2.39E+02	9.43E+01	2.21E+01
0.09	1.11E+03	1.01E+03	7.63E+02	4.53E+02	2.00E+02	5.24E+01
0.1	1.41E+03	1.31E+03	1.04E+03	6.60E+02	3.16E+02	9.12E+01
0.11	1.52E+03	1.43E+03	1.18E+03	7.99E+02	4.12E+02	1.28E+02
0.12	1.50E+03	1.44E+03	1.23E+03	8.75E+02	4.79E+02	1.58E+02
0.15	1.23E+03	1.22E+03	1.15E+03	9.31E+02	5.72E+02	2.08E+02
0.2	8.54E+02	8.83E+02	9.38E+02	8.73E+02	6.04E+02	2.36E+02
0.3	5.55E+02	5.77E+02	6.51E+02	7.31E+02	6.24E+02	2.66E+02
0.5	3.96E+02	4.07E+02	4.46E+02	5.20E+02	5.97E+02	3.22E+02
1	3.15E+02	3.20E+02	3.42E+02	3.77E+02	4.58E+02	4.33E+02
2	2.85E+02	2.88E+02	3.00E+02	3.23E+02	3.73E+02	4.76E+02
5	2.73E+02	2.73E+02	2.80E+02	2.93E+02	3.29E+02	3.97E+02
10	2.71E+02	2.74E+02	2.74E+02	2.82E+02	3.05E+02	3.63E+02
20	2.72E+02	2.73E+02	2.75E+02	2.80E+02	2.92E+02	3.39E+02
30	2.72E+02	2.75E+02	2.77E+02	2.78E+02	2.86E+02	3.27E+02
50	2.73E+02	2.75E+02	2.76E+02	2.78E+02	2.86E+02	3.10E+02

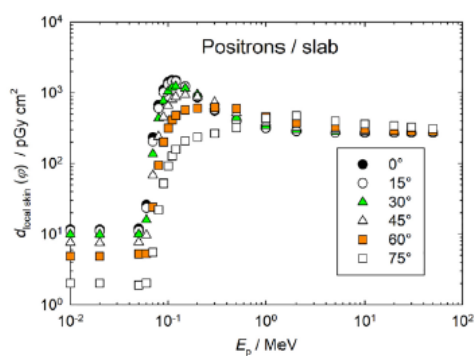


図 A.4.4.1 陽電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。²²

²² J. Daures, J. Gouriou, and J.-M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.4.4.2 陽電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²³

E_p /MeV	d_p local skin (φ)/(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の d_p local skin (φ)/(pGy cm ²)						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.005	1.01E+01	9.90E+00	9.04E+00	7.13E+00	5.21E+00	3.16E+00	1.36E+00
0.01	1.05E+01	1.01E+01	8.97E+00	7.18E+00	5.28E+00	3.08E+00	1.51E+00
0.02	1.06E+01	1.04E+01	9.26E+00	7.61E+00	5.40E+00	3.07E+00	1.55E+00
0.04	1.06E+01	1.06E+01	9.31E+00	7.21E+00	5.14E+00	3.28E+00	1.26E+00
0.05	1.09E+01	1.08E+01	9.50E+00	7.39E+00	5.22E+00	2.93E+00	1.38E+00
0.06	2.81E+01	2.48E+01	1.75E+01	1.05E+01	6.23E+00	3.00E+00	1.32E+00
0.065	1.06E+02	9.28E+01	6.08E+01	3.06E+01	1.24E+01	4.46E+00	1.33E+00
0.07	2.58E+02	2.27E+02	1.55E+02	8.02E+01	3.06E+01	8.43E+00	1.58E+00
0.075	4.60E+02	4.11E+02	2.90E+02	1.57E+02	6.28E+01	1.68E+01	2.31E+00
0.08	6.84E+02	6.17E+02	4.48E+02	2.54E+02	1.07E+02	2.95E+01	3.18E+00
0.085	9.12E+02	8.30E+02	6.17E+02	3.63E+02	1.60E+02	4.57E+01	4.32E+00
0.09	1.12E+03	1.03E+03	7.82E+02	4.77E+02	2.18E+02	6.47E+01	5.91E+00
0.1	1.39E+03	1.30E+03	1.03E+03	6.73E+02	3.32E+02	1.06E+02	9.34E+00
0.11	1.46E+03	1.39E+03	1.15E+03	7.96E+02	4.20E+02	1.43E+02	1.29E+01
0.12	1.43E+03	1.38E+03	1.18E+03	8.60E+02	4.80E+02	1.73E+02	1.60E+01
0.15	1.19E+03	1.18E+03	1.11E+03	9.03E+02	5.63E+02	2.23E+02	2.16E+01
0.2	8.38E+02	8.62E+02	9.03E+02	8.46E+02	5.99E+02	2.55E+02	2.54E+01
0.3	5.88E+02	6.11E+02	6.72E+02	7.15E+02	5.85E+02	2.70E+02	2.72E+01
0.5	4.14E+02	4.27E+02	4.67E+02	5.39E+02	5.54E+02	3.09E+02	3.30E+01
1	3.21E+02	3.27E+02	3.48E+02	3.91E+02	4.66E+02	3.84E+02	5.11E+01
2	2.87E+02	2.90E+02	3.01E+02	3.27E+02	3.85E+02	4.46E+02	9.92E+01
5	2.74E+02	2.75E+02	2.79E+02	2.89E+02	3.18E+02	4.32E+02	2.76E+02
10	2.73E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.78E+02	2.87E+02	3.34E+02	4.22E+02
20	2.72E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.77E+02	2.80E+02	2.91E+02	3.44E+02
50	2.72E+02	2.73E+02	2.74E+02	2.76E+02	2.80E+02	2.84E+02	2.98E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.005	9.83E-01	7.16E-01	5.98E-01	7.67E-01	5.72E-01	5.01E-01	3.73E+00
0.01	1.02E+00	7.38E-01	7.15E-01	5.01E-01	7.23E-01	6.69E-01	3.78E+00
0.02	9.96E-01	7.40E-01	6.96E-01	5.42E-01	5.97E-01	6.10E-01	3.87E+00
0.04	9.60E-01	9.00E-01	6.24E-01	5.70E-01	5.00E-01	6.01E-01	3.83E+00
0.05	9.49E-01	7.33E-01	6.46E-01	6.12E-01	6.05E-01	4.93E-01	3.87E+00
0.06	9.12E-01	6.29E-01	5.98E-01	5.89E-01	5.25E-01	4.68E-01	6.74E+00
0.065	8.38E-01	7.56E-01	5.79E-01	5.37E-01	6.27E-01	4.93E-01	2.16E+01
0.07	8.94E-01	6.30E-01	7.37E-01	6.09E-01	5.97E-01	6.44E-01	5.30E+01
0.075	8.36E-01	7.11E-01	7.94E-01	6.00E-01	5.93E-01	5.60E-01	9.79E+01
0.08	9.43E-01	7.59E-01	7.00E-01	6.17E-01	4.81E-01	5.36E-01	1.50E+02
0.085	9.28E-01	7.44E-01	5.48E-01	7.14E-01	7.06E-01	4.60E-01	2.07E+02
0.09	9.66E-01	6.23E-01	6.29E-01	6.47E-01	5.84E-01	6.09E-01	2.62E+02
0.1	8.78E-01	7.23E-01	6.49E-01	5.52E-01	4.86E-01	8.47E-01	3.46E+02
0.11	9.13E-01	7.50E-01	7.72E-01	5.38E-01	6.18E-01	5.89E-01	3.87E+02
0.12	8.18E-01	7.98E-01	7.32E-01	6.11E-01	5.65E-01	6.63E-01	4.01E+02
0.15	8.97E-01	7.43E-01	6.78E-01	6.67E-01	6.23E-01	5.30E-01	3.84E+02
0.2	7.66E-01	6.39E-01	6.34E-01	5.00E-01	6.27E-01	7.27E-01	3.26E+02
0.3	8.80E-01	7.39E-01	6.63E-01	6.58E-01	6.16E-01	5.42E-01	2.65E+02
0.5	1.07E+00	7.90E-01	5.95E-01	6.59E-01	5.30E-01	4.43E-01	2.12E+02
1	1.01E+00	9.46E-01	7.67E-01	7.17E-01	5.99E-01	6.85E-01	1.78E+02
2	1.34E+00	9.81E-01	8.88E-01	8.79E-01	7.67E-01	7.35E-01	1.66E+02
5	2.61E+01	2.71E+00	1.67E+00	1.53E+00	1.48E+00	1.64E+00	1.70E+02
10	1.99E+02	7.68E+01	1.93E+01	4.77E+00	3.23E+00	3.24E+00	1.92E+02
20	3.15E+02	3.00E+02	2.73E+02	2.39E+02	2.11E+02	1.99E+02	2.76E+02
50	2.99E+02	3.02E+02	3.05E+02	3.05E+02	3.04E+02	3.04E+02	2.91E+02

²³T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

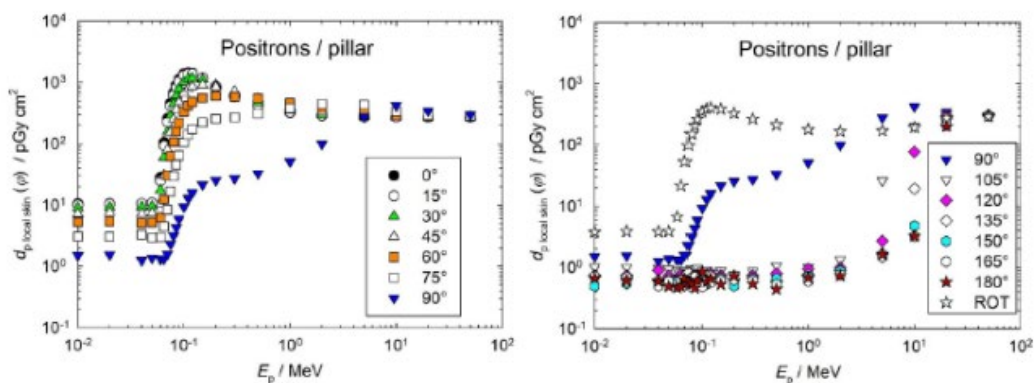


図 A.4.4.2 陽電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁴

表 A.4.4.3 陽電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁴

E_p / MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.005	8.08E+00	7.79E+00	7.03E+00	5.88E+00	4.43E+00	3.07E+00	2.05E+00
0.01	7.96E+00	7.76E+00	7.12E+00	6.00E+00	4.73E+00	3.41E+00	2.26E+00
0.02	8.11E+00	7.95E+00	7.26E+00	6.12E+00	4.72E+00	3.25E+00	2.12E+00
0.04	8.24E+00	8.05E+00	7.40E+00	6.26E+00	4.70E+00	3.16E+00	2.02E+00
0.05	8.29E+00	7.94E+00	7.14E+00	5.91E+00	4.39E+00	3.12E+00	2.07E+00
0.06	2.45E+01	2.24E+01	1.71E+01	1.12E+01	6.36E+00	3.47E+00	2.01E+00
0.065	9.17E+01	8.28E+01	6.08E+01	3.62E+01	1.74E+01	7.10E+00	2.85E+00
0.07	2.25E+02	2.04E+02	1.52E+02	9.24E+01	4.47E+01	1.70E+01	5.33E+00
0.075	4.06E+02	3.70E+02	2.81E+02	1.76E+02	8.79E+01	3.42E+01	1.00E+01
0.08	6.10E+02	5.60E+02	4.33E+02	2.77E+02	1.44E+02	5.82E+01	1.72E+01
0.085	8.21E+02	7.58E+02	5.93E+02	3.89E+02	2.08E+02	8.66E+01	2.61E+01
0.09	1.02E+03	9.47E+02	7.51E+02	5.02E+02	2.75E+02	1.18E+02	3.65E+01
0.1	1.29E+03	1.21E+03	9.83E+02	6.85E+02	3.95E+02	1.79E+02	5.84E+01
0.11	1.39E+03	1.31E+03	1.10E+03	7.95E+02	4.79E+02	2.28E+02	7.75E+01
0.12	1.38E+03	1.31E+03	1.12E+03	8.43E+02	5.28E+02	2.61E+02	9.29E+01
0.15	1.16E+03	1.14E+03	1.04E+03	8.39E+02	5.71E+02	3.06E+02	1.17E+02
0.2	8.48E+02	8.53E+02	8.37E+02	7.43E+02	5.52E+02	3.23E+02	1.34E+02
0.3	5.65E+02	5.83E+02	6.17E+02	6.03E+02	4.95E+02	3.21E+02	1.47E+02
0.5	4.02E+02	4.15E+02	4.53E+02	4.81E+02	4.33E+02	3.13E+02	1.66E+02
1	3.13E+02	3.19E+02	3.41E+02	3.83E+02	3.85E+02	3.13E+02	2.00E+02
2	2.79E+02	2.82E+02	2.93E+02	3.24E+02	3.63E+02	3.40E+02	2.63E+02
5	2.70E+02	2.71E+02	2.72E+02	2.78E+02	2.99E+02	3.21E+02	3.29E+02
10	2.70E+02	2.71E+02	2.72E+02	2.74E+02	2.81E+02	2.88E+02	2.94E+02
20	2.71E+02	2.71E+02	2.72E+02	2.74E+02	2.78E+02	2.83E+02	2.87E+02
50	2.71E+02	2.72E+02	2.73E+02	2.75E+02	2.78E+02	2.82E+02	2.86E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.005	1.39E+00	1.13E+00	1.12E+00	1.06E+00	1.02E+00	1.06E+00	3.38E+00
0.01	1.63E+00	1.26E+00	1.13E+00	1.24E+00	1.34E+00	1.36E+00	3.55E+00
0.02	1.35E+00	1.07E+00	9.70E-01	9.49E-01	1.02E+00	1.00E+00	3.44E+00

(Continued)

H

²⁴T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.4.3 (続き)

E_p /MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.04	1.40E+00	1.16E+00	1.14E+00	1.01E+00	8.95E-01	9.26E-01	3.48E+00
0.05	1.50E+00	1.23E+00	9.94E-01	8.43E-01	7.36E-01	7.49E-01	3.36E+00
0.06	1.34E+00	1.14E+00	1.05E+00	9.70E-01	9.23E-01	9.19E-01	6.72E+00
0.065	1.55E+00	1.21E+00	1.13E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.15E+00	2.16E+01
0.07	1.78E+00	1.15E+00	1.04E+00	9.32E-01	9.12E-01	9.06E-01	5.29E+01
0.075	2.54E+00	1.17E+00	1.06E+00	9.74E-01	8.92E-01	9.17E-01	9.74E+01
0.08	3.56E+00	1.14E+00	1.08E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.50E+02
0.085	5.08E+00	1.12E+00	9.57E-01	9.43E-01	9.73E-01	9.89E-01	2.07E+02
0.09	6.81E+00	1.13E+00	1.02E+00	1.24E+00	1.56E+00	1.64E+00	2.63E+02
0.1	1.11E+01	1.28E+00	1.11E+00	9.82E-01	8.72E-01	9.71E-01	3.47E+02
0.11	1.47E+01	1.18E+00	8.52E-01	7.46E-01	6.90E-01	6.45E-01	3.92E+02
0.12	1.85E+01	1.73E+00	1.25E+00	1.11E+00	9.58E-01	9.71E-01	4.06E+02
0.15	2.44E+01	1.47E+00	1.10E+00	1.12E+00	1.16E+00	1.19E+00	3.85E+02
0.2	2.96E+01	1.68E+00	8.91E-01	8.88E-01	8.70E-01	8.25E-01	3.25E+02
0.3	3.57E+01	2.19E+00	1.05E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	2.58E+02
0.5	4.77E+01	3.65E+00	1.27E+00	1.32E+00	1.27E+00	1.18E+00	2.10E+02
1	7.92E+01	1.05E+01	1.64E+00	1.32E+00	1.05E+00	9.01E-01	1.83E+02
2	1.53E+02	4.86E+01	1.10E+01	2.72E+00	1.50E+00	1.47E+00	1.85E+02
5	3.19E+02	2.83E+02	2.46E+02	2.15E+02	1.95E+02	1.87E+02	2.71E+02
10	2.96E+02	2.94E+02	2.90E+02	2.88E+02	2.87E+02	2.86E+02	2.84E+02
20	2.90E+02	2.92E+02	2.94E+02	2.96E+02	2.97E+02	2.97E+02	2.85E+02
50	2.90E+02	2.95E+02	2.99E+02	3.03E+02	3.05E+02	3.06E+02	2.87E+02

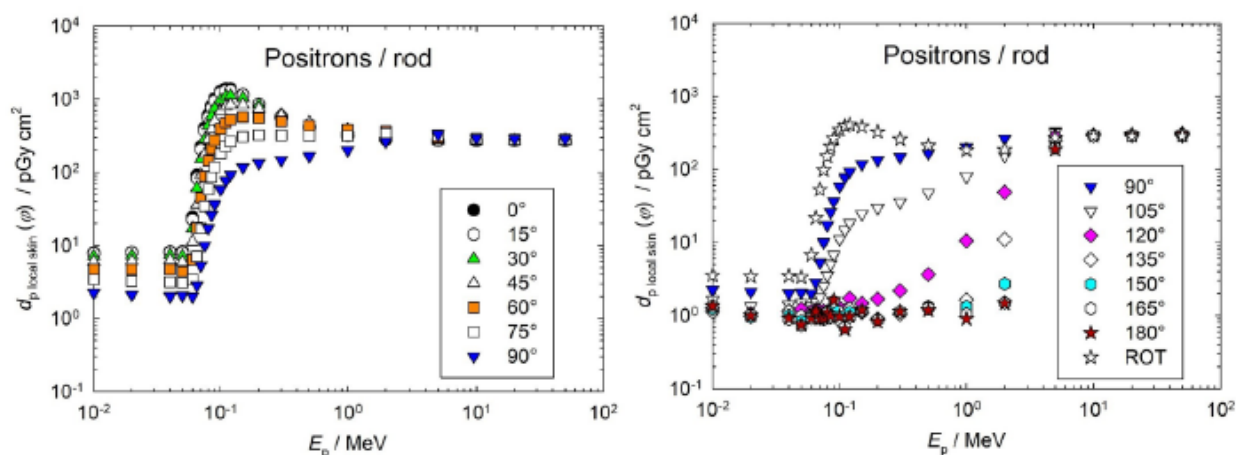


図 A.4.4.3 陽電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁵

²⁵ T. Otto (2020). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4. 通常入射 (0°) の α 粒子フルエンスから、スラブファントムの局所皮膚の方向性および個人吸収線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

E_p/MeV	$d_{\text{local skin}}/(\text{pGy cm}^2)$ for normal incidence 通常入射 (0°) における $d_{\text{local skin}}/(\text{pGy cm}^2)$
6.5	1.11E+03
6.8	2.56E+04
7.0	4.20E+04
7.5	7.52E+04
8.0	1.03E+05
8.5	1.28E+05
9.0	1.50E+05
9.5	1.72E+05
10.0	1.80E+05

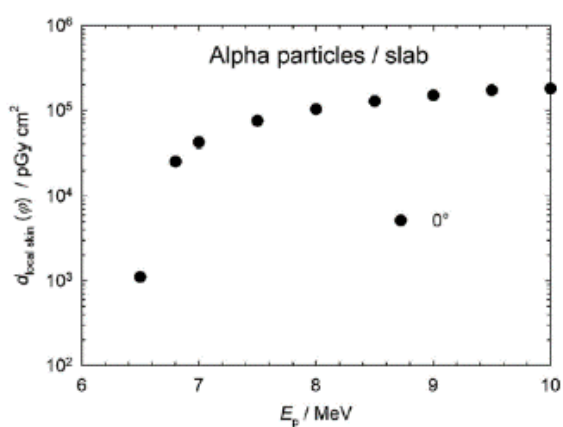


図 A.4.5 通常入射 (0°) の α 粒子フルエンスから、スラブファントムの局所皮膚の方向性および個人吸収線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

表 A.5.0 カーマ近似法で算出した光子の換算係数。

表/図	物理量	実用量 (実用計測量)	ファントム	エネルギー範囲 (MeV)
A.5.1a	フルエンス	周辺線量 H^*	ICRU/ICRP 人体模擬 ファントム	1.0 E-02-5.0 E+01
A.5.1b	空気カーマ			
A.5.2a	フルエンス	個人線量 H_p	眼のモデル (Behrens and Dietze, 2011)	5.0 E-03-5.0 E+01
A.5.2b	空気カーマ			
A.5.3a	フルエンス	水晶体吸収線量 d_{lens}	スラブ	1.0 E-02-5.0 E+01
A.5.3b	空気カーマ			
A.5.4.1a	フルエンス	局所皮膚吸収線量 d_{skin}	ピラー	2.0 E-03-5.0 E+01
A.5.4.1b	空気カーマ			
A.5.4.2a	フルエンス	局所皮膚吸収線量 d_{skin}	ロッド	2.0 E-03-5.0 E+01
A.5.4.2b	空気カーマ			
A.5.4.3a	フルエンス			
A.5.4.3b	空気カーマ			

表 A.5.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから周辺線量への換算係数 (Endo, 2017)。

E_p/MeV	$h^*(\text{pSv cm}^2)$
1.00E-02	6.75E-02
1.50E-02	1.53E-01
2.00E-02	2.22E-01
3.00E-02	3.10E-01
4.00E-02	3.45E-01
5.00E-02	3.64E-01
6.00E-02	3.85E-01
7.00E-02	4.11E-01
8.00E-02	4.43E-01
1.00E-01	5.19E-01
1.50E-01	7.48E-01
2.00E-01	9.98E-01
3.00E-01	1.50E+00
4.00E-01	2.00E+00
5.00E-01	2.46E+00
6.00E-01	2.91E+00
8.00E-01	3.73E+00
1.00E+00	4.49E+00
1.50E+00	6.13E+00
2.00E+00	7.54E+00
3.00E+00	9.98E+00
4.00E+00	1.21E+01
5.00E+00	1.42E+01
6.00E+00	1.61E+01
8.00E+00	1.99E+01
1.00E+01	2.37E+01
1.50E+01	3.33E+01
2.00E+01	4.32E+01
3.00E+01	6.41E+01
4.00E+01	8.63E+01
5.00E+01	1.09E+02

表 A.5.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから周辺線量への換算係数 (Endo, 2017)。

E_p/MeV	$h^*(\text{Sv Gy}^{-1})$
1.0E-02	9.12E-03
1.5E-02	4.89E-02
2.0E-02	1.32E-01
3.0E-02	4.30E-01
4.0E-02	8.05E-01
5.0E-02	1.13E+00
6.0E-02	1.33E+00
7.0E-02	1.43E+00
8.0E-02	1.44E+00
1.0E-01	1.40E+00
1.5E-01	1.25E+00
2.0E-01	1.16E+00
3.0E-01	1.09E+00
4.0E-01	1.06E+00
5.0E-01	1.04E+00
6.0E-01	1.02E+00
8.0E-01	1.01E+00
1.0E+00	1.00E+00
1.5E+00	9.98E-01
2.0E+00	9.97E-01
3.0E+00	1.00E+00
4.0E+00	1.00E+00
5.0E+00	1.00E+00
6.0E+00	9.97E-01
8.0E+00	9.89E-01
1.0E+01	9.82E-01
1.5E+01	9.65E-01
2.0E+01	9.52E-01
3.0E+01	9.34E-01
4.0E+01	9.25E-01
5.0E+01	9.17E-01

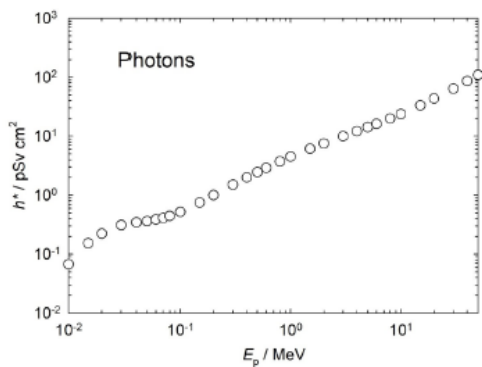


図 A.5.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから周辺線量への換算係数 (Endo, 2017)。

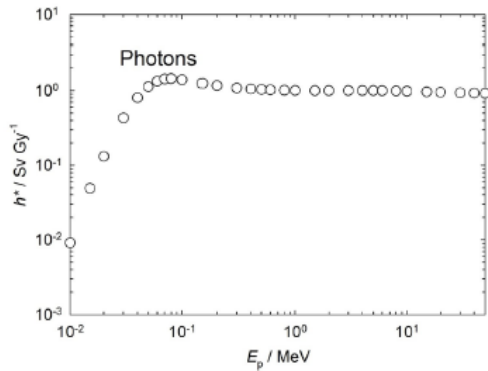


図 A.5.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから周辺線量への換算係数 (Endo, 2017)。

表 A.5.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017)。

E_p /MeV	$h_p(\phi)$ (pSv cm ²)											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-02	6.75E-02	6.68E-02	6.13E-02	5.26E-02	4.24E-02	3.06E-02	1.83E-02	1.80E-02	3.31E-02	2.90E-02	2.94E-02	2.76E-02
1.5E-02	1.53E-01	1.50E-01	1.39E-01	1.19E-01	9.29E-02	6.41E-02	3.91E-02	1.53E-02	6.57E-02	5.45E-02	5.63E-02	5.33E-02
2.0E-02	2.22E-01	2.17E-01	2.03E-01	1.80E-01	1.42E-01	9.70E-02	5.96E-02	2.65E-02	9.97E-02	8.04E-02	8.00E-02	7.73E-02
3.0E-02	3.10E-01	3.05E-01	2.87E-01	2.55E-01	2.10E-01	1.52E-01	9.63E-02	9.61E-02	1.58E-01	1.24E-01	1.27E-01	1.22E-01
4.0E-02	3.45E-01	3.41E-01	3.22E-01	2.87E-01	2.41E-01	1.84E-01	1.23E-01	1.62E-01	1.97E-01	1.57E-01	1.60E-01	1.51E-01
5.0E-02	3.64E-01	3.60E-01	3.41E-01	3.07E-01	2.61E-01	2.03E-01	1.43E-01	2.07E-01	2.22E-01	1.78E-01	1.82E-01	1.72E-01
6.0E-02	3.85E-01	3.82E-01	3.62E-01	3.27E-01	2.81E-01	2.22E-01	1.59E-01	2.40E-01	2.44E-01	1.97E-01	2.01E-01	1.91E-01
7.0E-02	4.11E-01	4.07E-01	3.85E-01	3.51E-01	3.04E-01	2.42E-01	1.76E-01	2.71E-01	2.67E-01	2.16E-01	2.21E-01	2.11E-01
8.0E-02	4.43E-01	4.37E-01	4.16E-01	3.80E-01	3.30E-01	2.64E-01	1.94E-01	3.01E-01	2.95E-01	2.37E-01	2.43E-01	2.28E-01
1.0E-01	5.19E-01	5.12E-01	4.87E-01	4.50E-01	3.93E-01	3.19E-01	2.36E-01	3.61E-01	3.50E-01	2.85E-01	2.94E-01	2.76E-01
1.5E-01	7.48E-01	7.40E-01	7.11E-01	6.58E-01	5.82E-01	4.81E-01	3.65E-01	5.39E-01	5.21E-01	4.31E-01	4.44E-01	4.17E-01
2.0E-01	9.98E-01	9.91E-01	9.54E-01	8.91E-01	7.97E-01	6.68E-01	5.13E-01	7.35E-01	7.15E-01	5.94E-01	6.07E-01	5.72E-01
3.0E-01	1.50E+00	1.49E+00	1.45E+00	1.37E+00	1.24E+00	1.06E+00	8.33E-01	1.15E+00	1.11E+00	9.34E-01	9.64E-01	9.06E-01
4.0E-01	2.00E+00	1.98E+00	1.93E+00	1.83E+00	1.68E+00	1.46E+00	1.16E+00	1.57E+00	1.51E+00	1.28E+00	1.32E+00	1.25E+00
5.0E-01	2.46E+00	2.45E+00	2.39E+00	2.28E+00	2.10E+00	1.85E+00	1.50E+00	1.98E+00	1.90E+00	1.64E+00	1.68E+00	1.58E+00
6.0E-01	2.91E+00	2.89E+00	2.83E+00	2.71E+00	2.51E+00	2.23E+00	1.84E+00	2.37E+00	2.29E+00	1.98E+00	2.02E+00	1.91E+00
8.0E-01	3.73E+00	3.72E+00	3.65E+00	3.50E+00	3.29E+00	2.96E+00	2.48E+00	3.12E+00	3.01E+00	2.63E+00	2.69E+00	2.57E+00
1.0E+00	4.49E+00	4.47E+00	4.40E+00	4.24E+00	4.01E+00	3.64E+00	3.09E+00	3.82E+00	3.70E+00	3.25E+00	3.33E+00	3.18E+00
1.5E+00	6.13E+00	6.11E+00	6.03E+00	5.86E+00	5.60E+00	5.18E+00	4.52E+00	5.38E+00	5.22E+00	4.68E+00	4.77E+00	4.58E+00
2.0E+00	7.54E+00	7.52E+00	7.43E+00	7.26E+00	6.98E+00	6.52E+00	5.80E+00	6.75E+00	6.57E+00	5.95E+00	6.05E+00	5.83E+00
3.0E+00	9.98E+00	9.97E+00	9.86E+00	9.67E+00	9.36E+00	8.88E+00	8.05E+00	9.10E+00	8.90E+00	8.18E+00	8.32E+00	8.03E+00
4.0E+00	1.21E+01	1.21E+01	1.20E+01	1.18E+01	1.15E+01	1.09E+01	1.01E+01	1.12E+01	1.10E+01	1.02E+01	1.03E+01	1.00E+01
5.0E+00	1.42E+01	1.41E+01	1.40E+01	1.38E+01	1.34E+01	1.29E+01	1.20E+01	1.31E+01	1.29E+01	1.20E+01	1.22E+01	1.19E+01
6.0E+00	1.61E+01	1.61E+01	1.59E+01	1.57E+01	1.53E+01	1.47E+01	1.38E+01	1.50E+01	1.47E+01	1.38E+01	1.40E+01	1.36E+01
8.0E+00	1.99E+01	1.99E+01	1.97E+01	1.94E+01	1.90E+01	1.83E+01	1.72E+01	1.86E+01	1.83E+01	1.73E+01	1.75E+01	1.71E+01
1.0E+01	2.37E+01	2.36E+01	2.35E+01	2.31E+01	2.26E+01	2.19E+01	2.07E+01	2.22E+01	2.19E+01	2.07E+01	2.10E+01	2.05E+01
1.5E+01	3.33E+01	3.32E+01	3.30E+01	3.25E+01	3.18E+01	3.08E+01	2.93E+01	3.12E+01	3.09E+01	2.93E+01	2.96E+01	2.90E+01
2.0E+01	4.32E+01	4.31E+01	4.28E+01	4.22E+01	4.14E+01	4.01E+01	3.81E+01	4.05E+01	4.02E+01	3.82E+01	3.85E+01	3.77E+01
3.0E+01	6.41E+01	6.39E+01	6.35E+01	6.26E+01	6.13E+01	5.94E+01	5.65E+01	6.00E+01	5.96E+01	5.66E+01	5.72E+01	5.60E+01
4.0E+01	8.63E+01	8.61E+01	8.55E+01	8.42E+01	8.25E+01	7.99E+01	7.61E+01	8.08E+01	8.02E+01	7.62E+01	7.70E+01	7.54E+01
5.0E+01	1.09E+02	1.09E+02	1.08E+02	1.07E+02	1.05E+02	1.01E+02	9.63E+01	1.02E+02	1.02E+02	9.64E+01	9.75E+01	9.55E+01

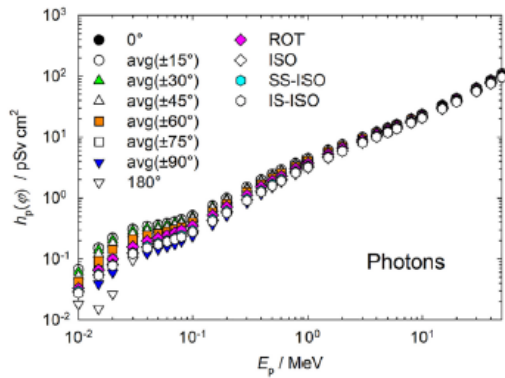


図 A.5.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017)。

表 A.5.2b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから個人線量への換算係数 (Endo, 2017)。

E_p/MeV	$h_p(\phi)/(\text{Sv Gy}^{-1})$											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
1.0E-02	9.12E-03	9.03E-03	8.28E-03	7.11E-03	5.73E-03	4.14E-03	2.47E-03	2.44E-03	4.47E-03	3.91E-03	3.98E-03	3.73E-03
1.5E-02	4.89E-02	4.80E-02	4.43E-02	3.81E-02	2.97E-02	2.05E-02	1.25E-02	4.90E-03	2.10E-02	1.74E-02	1.80E-02	1.71E-02
2.0E-02	1.32E-01	1.29E-01	1.21E-01	1.07E-01	8.44E-02	5.76E-02	3.54E-02	1.57E-02	5.92E-02	4.77E-02	4.75E-02	4.59E-02
3.0E-02	4.30E-01	4.23E-01	3.98E-01	3.53E-01	2.91E-01	2.10E-01	1.33E-01	1.33E-01	2.19E-01	1.72E-01	1.76E-01	1.69E-01
4.0E-02	8.05E-01	7.95E-01	7.52E-01	6.69E-01	5.62E-01	4.30E-01	2.87E-01	3.79E-01	4.60E-01	3.65E-01	3.74E-01	3.51E-01
5.0E-02	1.13E+00	1.11E+00	1.06E+00	9.52E-01	8.10E-01	6.29E-01	4.42E-01	6.40E-01	6.87E-01	5.52E-01	5.65E-01	5.33E-01
6.0E-02	1.33E+00	1.32E+00	1.25E+00	1.13E+00	9.73E-01	7.67E-01	5.49E-01	8.30E-01	8.44E-01	6.82E-01	6.96E-01	6.62E-01
7.0E-02	1.43E+00	1.41E+00	1.34E+00	1.22E+00	1.06E+00	8.40E-01	6.10E-01	9.41E-01	9.28E-01	7.49E-01	7.70E-01	7.32E-01
8.0E-02	1.44E+00	1.43E+00	1.36E+00	1.24E+00	1.08E+00	8.60E-01	6.34E-01	9.83E-01	9.62E-01	7.74E-01	7.93E-01	7.45E-01
1.0E-01	1.40E+00	1.38E+00	1.31E+00	1.21E+00	1.06E+00	8.59E-01	6.36E-01	9.71E-01	9.42E-01	7.67E-01	7.90E-01	7.44E-01
1.5E-01	1.25E+00	1.23E+00	1.19E+00	1.10E+00	9.70E-01	8.03E-01	6.09E-01	8.99E-01	8.69E-01	7.19E-01	7.41E-01	6.95E-01
2.0E-01	1.16E+00	1.16E+00	1.11E+00	1.04E+00	9.30E-01	7.80E-01	5.99E-01	8.58E-01	8.34E-01	6.93E-01	7.08E-01	6.68E-01
3.0E-01	1.09E+00	1.08E+00	1.05E+00	9.88E-01	8.96E-01	7.66E-01	6.02E-01	8.34E-01	8.06E-01	6.75E-01	6.97E-01	6.55E-01
4.0E-01	1.06E+00	1.05E+00	1.02E+00	9.68E-01	8.87E-01	7.70E-01	6.15E-01	8.29E-01	7.99E-01	6.79E-01	6.98E-01	6.59E-01
5.0E-01	1.04E+00	1.03E+00	1.00E+00	9.57E-01	8.84E-01	7.77E-01	6.31E-01	8.32E-01	8.01E-01	6.88E-01	7.04E-01	6.64E-01
6.0E-01	1.02E+00	1.02E+00	9.95E-01	9.52E-01	8.83E-01	7.85E-01	6.46E-01	8.35E-01	8.04E-01	6.95E-01	7.10E-01	6.72E-01
8.0E-01	1.01E+00	1.01E+00	9.86E-01	9.47E-01	8.88E-01	8.00E-01	6.70E-01	8.44E-01	8.13E-01	7.10E-01	7.25E-01	6.94E-01
1.0E+00	1.00E+00	9.99E-01	9.83E-01	9.47E-01	8.95E-01	8.13E-01	6.90E-01	8.52E-01	8.25E-01	7.25E-01	7.42E-01	7.10E-01
1.5E+00	9.98E-01	9.94E-01	9.80E-01	9.53E-01	9.11E-01	8.43E-01	7.35E-01	8.76E-01	8.50E-01	7.61E-01	7.76E-01	7.46E-01
2.0E+00	9.97E-01	9.95E-01	9.84E-01	9.61E-01	9.24E-01	8.63E-01	7.67E-01	8.93E-01	8.69E-01	7.87E-01	8.01E-01	7.71E-01
3.0E+00	1.00E+00	9.99E-01	9.89E-01	9.69E-01	9.39E-01	8.90E-01	8.07E-01	9.12E-01	8.92E-01	8.20E-01	8.34E-01	8.05E-01
4.0E+00	1.00E+00	9.98E-01	9.90E-01	9.72E-01	9.44E-01	9.01E-01	8.30E-01	9.20E-01	9.03E-01	8.39E-01	8.51E-01	8.25E-01
5.0E+00	1.00E+00	9.97E-01	9.89E-01	9.72E-01	9.47E-01	9.08E-01	8.43E-01	9.24E-01	9.08E-01	8.50E-01	8.61E-01	8.37E-01
6.0E+00	9.97E-01	9.94E-01	9.86E-01	9.71E-01	9.47E-01	9.10E-01	8.51E-01	9.26E-01	9.11E-01	8.56E-01	8.66E-01	8.43E-01
8.0E+00	9.89E-01	9.87E-01	9.80E-01	9.66E-01	9.43E-01	9.10E-01	8.56E-01	9.24E-01	9.10E-01	8.61E-01	8.70E-01	8.48E-01
1.0E+01	9.82E-01	9.80E-01	9.73E-01	9.59E-01	9.38E-01	9.07E-01	8.57E-01	9.19E-01	9.07E-01	8.59E-01	8.68E-01	8.48E-01
1.5E+01	9.65E-01	9.63E-01	9.57E-01	9.43E-01	9.24E-01	8.95E-01	8.50E-01	9.06E-01	8.96E-01	8.51E-01	8.60E-01	8.42E-01
2.0E+01	9.52E-01	9.50E-01	9.44E-01	9.30E-01	9.12E-01	8.83E-01	8.40E-01	8.93E-01	8.85E-01	8.41E-01	8.50E-01	8.32E-01
3.0E+01	9.34E-01	9.32E-01	9.26E-01	9.13E-01	8.94E-01	8.66E-01	8.24E-01	8.75E-01	8.69E-01	8.25E-01	8.34E-01	8.16E-01
4.0E+01	9.25E-01	9.23E-01	9.16E-01	9.03E-01	8.84E-01	8.57E-01	8.16E-01	8.66E-01	8.60E-01	8.16E-01	8.26E-01	8.09E-01
5.0E+01	9.17E-01	9.15E-01	9.09E-01	8.95E-01	8.77E-01	8.49E-01	8.08E-01	8.58E-01	8.52E-01	8.09E-01	8.18E-01	8.01E-01

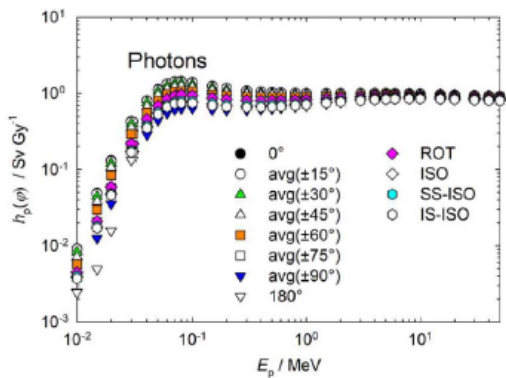


図 A.5.2b カーマ近似法を用いて光子空気カーマから算出した個人線量への換算係数 (Endo, 2017)。

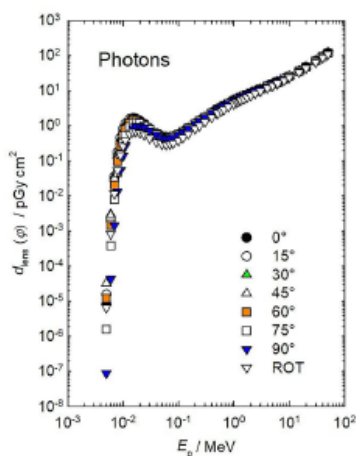


図 A.5.3a カーマ近似法を用いて計算された左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 A.5.3a コーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p [MeV]	$d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.005	8.43E-06	1.56E-05	3.25E-05	3.23E-05	1.20E-05	1.59E-06	8.80E-08	6.67E-06
0.006	2.01E-03	2.34E-03	2.97E-03	2.76E-03	1.46E-03	3.83E-04	4.32E-05	8.42E-04
0.007	3.47E-02	3.55E-02	3.65E-02	3.19E-02	2.03E-02	7.95E-03	1.44E-03	1.15E-02
0.008	1.73E-01	1.72E-01	1.64E-01	1.41E-01	9.78E-02	4.72E-02	1.35E-02	5.45E-02
0.009	4.49E-01	4.40E-01	4.12E-01	3.56E-01	2.67E-01	1.51E-01	5.48E-02	1.44E-01
0.01	7.96E-01	7.78E-01	7.30E-01	6.44E-01	5.08E-01	3.22E-01	1.39E-01	2.63E-01
0.011	1.12E+00	1.10E+00	1.04E+00	9.34E-01	7.72E-01	5.36E-01	2.70E-01	3.87E-01
0.013	1.54E+00	1.52E+00	1.46E+00	1.35E+00	1.19E+00	9.34E-01	5.79E-01	5.75E-01
0.015	1.65E+00	1.63E+00	1.58E+00	1.50E+00	1.38E+00	1.16E+00	8.29E-01	6.60E-01
0.017	1.58E+00	1.57E+00	1.54E+00	1.48E+00	1.39E+00	1.23E+00	9.58E-01	6.73E-01
0.02	1.38E+00	1.38E+00	1.36E+00	1.32E+00	1.27E+00	1.17E+00	9.82E-01	6.28E-01
0.024	1.11E+00	1.12E+00	1.11E+00	1.09E+00	1.06E+00	9.99E-01	8.87E-01	5.46E-01
0.03	8.32E-01	8.36E-01	8.39E-01	8.32E-01	8.11E-01	7.78E-01	7.17E-01	4.41E-01
0.04	5.87E-01	5.95E-01	5.96E-01	5.96E-01	5.90E-01	5.71E-01	5.35E-01	3.40E-01
0.05	4.88E-01	4.90E-01	4.98E-01	4.99E-01	4.95E-01	4.79E-01	4.53E-01	2.98E-01
0.06	4.55E-01	4.56E-01	4.64E-01	4.67E-01	4.62E-01	4.46E-01	4.27E-01	2.86E-01
0.07	4.56E-01	4.62E-01	4.66E-01	4.67E-01	4.64E-01	4.52E-01	4.34E-01	2.95E-01
0.08	4.81E-01	4.87E-01	4.91E-01	4.90E-01	4.88E-01	4.78E-01	4.60E-01	3.15E-01
0.1	5.59E-01	5.62E-01	5.72E-01	5.71E-01	5.65E-01	5.59E-01	5.41E-01	3.77E-01
0.12	6.64E-01	6.67E-01	6.73E-01	6.74E-01	6.72E-01	6.66E-01	6.44E-01	4.52E-01
0.15	8.35E-01	8.39E-01	8.46E-01	8.50E-01	8.45E-01	8.39E-01	8.19E-01	5.81E-01
0.2	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.13E+00	8.17E-01
0.24	1.38E+00	1.39E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.39E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.00E+00
0.3	1.74E+00	1.74E+00	1.76E+00	1.79E+00	1.75E+00	1.75E+00	1.73E+00	1.29E+00
0.4	2.30E+00	2.34E+00	2.34E+00	2.37E+00	2.34E+00	2.32E+00	2.29E+00	1.75E+00
0.5	2.82E+00	2.85E+00	2.88E+00	2.93E+00	2.90E+00	2.84E+00	2.85E+00	2.21E+00
0.511	2.88E+00	2.90E+00	2.94E+00	2.99E+00	2.96E+00	2.90E+00	2.91E+00	2.25E+00
0.6	3.33E+00	3.35E+00	3.39E+00	3.45E+00	3.42E+00	3.35E+00	3.36E+00	2.64E+00
0.662	3.63E+00	3.65E+00	3.69E+00	3.77E+00	3.72E+00	3.65E+00	3.65E+00	2.91E+00
0.8	4.24E+00	4.28E+00	4.30E+00	4.39E+00	4.38E+00	4.28E+00	4.29E+00	3.46E+00
1	5.08E+00	5.10E+00	5.15E+00	5.25E+00	5.23E+00	5.13E+00	5.12E+00	4.21E+00
1.117	5.54E+00	5.57E+00	5.63E+00	5.69E+00	5.68E+00	5.55E+00	5.56E+00	4.63E+00
1.2	5.83E+00	5.91E+00	5.94E+00	5.99E+00	5.96E+00	5.89E+00	5.88E+00	4.92E+00
1.3	6.20E+00	6.21E+00	6.27E+00	6.37E+00	6.36E+00	6.22E+00	6.25E+00	5.24E+00
1.33	6.29E+00	6.31E+00	6.37E+00	6.46E+00	6.44E+00	6.34E+00	6.34E+00	5.36E+00
1.5	6.88E+00	6.90E+00	6.92E+00	7.04E+00	7.05E+00	6.86E+00	6.90E+00	5.86E+00
1.7	7.49E+00	7.53E+00	7.58E+00	7.67E+00	7.65E+00	7.49E+00	7.54E+00	6.48E+00
2	8.39E+00	8.39E+00	8.44E+00	8.56E+00	8.53E+00	8.41E+00	8.37E+00	7.25E+00
2.4	9.44E+00	9.49E+00	9.50E+00	9.63E+00	9.64E+00	9.48E+00	9.53E+00	8.33E+00
3	1.10E+01	1.10E+01	1.10E+01	1.11E+01	1.11E+01	1.10E+01	1.09E+01	9.77E+00
4	1.32E+01	1.32E+01	1.33E+01	1.33E+01	1.33E+01	1.32E+01	1.32E+01	1.19E+01
5	1.53E+01	1.53E+01	1.54E+01	1.54E+01	1.55E+01	1.53E+01	1.53E+01	1.39E+01
6	1.74E+01	1.74E+01	1.74E+01	1.75E+01	1.75E+01	1.74E+01	1.74E+01	1.59E+01
6.129	1.76E+01	1.77E+01	1.77E+01	1.78E+01	1.78E+01	1.76E+01	1.76E+01	1.61E+01
8	2.15E+01	2.14E+01	2.15E+01	2.15E+01	2.15E+01	2.14E+01	2.13E+01	1.94E+01
10	2.54E+01	2.54E+01	2.55E+01	2.54E+01	2.54E+01	2.53E+01	2.54E+01	2.35E+01
15	3.57E+01	3.58E+01	3.56E+01	3.56E+01	3.57E+01	3.55E+01	3.56E+01	3.28E+01
20	4.63E+01	4.66E+01	4.65E+01	4.66E+01	4.64E+01	4.63E+01	4.62E+01	4.30E+01
30	6.92E+01	6.91E+01	6.93E+01	6.91E+01	6.94E+01	6.91E+01	6.86E+01	6.39E+01
40	9.30E+01	9.35E+01	9.33E+01	9.28E+01	9.32E+01	9.32E+01	9.23E+01	8.63E+01
50	1.18E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.18E+02	1.18E+02	1.18E+02	1.18E+02	1.09E+02

表 A.5.3b コーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気コーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p /MeV	$d_{\text{dens}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{dens}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	2.75E-07	5.10E-07	1.06E-06	1.05E-06	3.92E-07	5.20E-08	2.87E-09	2.18E-07
0.006	9.46E-05	1.10E-04	1.40E-04	1.30E-04	6.88E-05	1.80E-05	2.03E-06	3.96E-05
0.007	2.24E-03	2.29E-03	2.36E-03	2.06E-03	1.31E-03	5.13E-04	9.28E-05	7.45E-04
0.008	1.47E-02	1.46E-02	1.39E-02	1.19E-02	8.29E-03	4.00E-03	1.15E-03	4.62E-03
0.009	4.87E-02	4.77E-02	4.47E-02	3.86E-02	2.89E-02	1.64E-02	5.95E-03	1.56E-02
0.01	1.08E-01	1.05E-01	9.87E-02	8.71E-02	6.87E-02	4.35E-02	1.88E-02	3.56E-02
0.011	1.86E-01	1.83E-01	1.73E-01	1.55E-01	1.28E-01	8.87E-02	4.47E-02	6.41E-02
0.013	3.63E-01	3.58E-01	3.44E-01	3.19E-01	2.81E-01	2.20E-01	1.37E-01	1.36E-01
0.015	5.27E-01	5.21E-01	5.06E-01	4.81E-01	4.41E-01	3.72E-01	2.65E-01	2.11E-01
0.017	6.62E-01	6.57E-01	6.43E-01	6.21E-01	5.82E-01	5.13E-01	4.01E-01	2.82E-01
0.02	8.20E-01	8.17E-01	8.05E-01	7.84E-01	7.54E-01	6.92E-01	5.83E-01	3.73E-01
0.024	9.67E-01	9.70E-01	9.65E-01	9.50E-01	9.24E-01	8.69E-01	7.72E-01	4.75E-01
0.03	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.08E+00	9.94E-01	6.11E-01
0.04	1.37E+00	1.39E+00	1.39E+00	1.39E+00	1.38E+00	1.33E+00	1.25E+00	7.92E-01
0.05	1.51E+00	1.52E+00	1.54E+00	1.54E+00	1.53E+00	1.48E+00	1.40E+00	9.21E-01
0.06	1.57E+00	1.58E+00	1.61E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.54E+00	1.48E+00	9.89E-01
0.07	1.58E+00	1.61E+00	1.62E+00	1.62E+00	1.61E+00	1.57E+00	1.51E+00	1.03E+00
0.08	1.57E+00	1.59E+00	1.60E+00	1.60E+00	1.59E+00	1.56E+00	1.50E+00	1.03E+00
0.1	1.51E+00	1.51E+00	1.54E+00	1.54E+00	1.52E+00	1.50E+00	1.46E+00	1.01E+00
0.12	1.44E+00	1.45E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.46E+00	1.45E+00	1.40E+00	9.82E-01
0.15	1.39E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.42E+00	1.41E+00	1.40E+00	1.37E+00	9.69E-01
0.2	1.32E+00	1.33E+00	1.35E+00	1.36E+00	1.34E+00	1.34E+00	1.31E+00	9.54E-01
0.24	1.30E+00	1.31E+00	1.31E+00	1.33E+00	1.31E+00	1.30E+00	1.29E+00	9.41E-01
0.3	1.26E+00	1.26E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.27E+00	1.26E+00	1.25E+00	9.34E-01
0.4	1.22E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.25E+00	1.24E+00	1.23E+00	1.21E+00	9.27E-01
0.5	1.19E+00	1.20E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.22E+00	1.19E+00	1.20E+00	9.29E-01
0.511	1.19E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.22E+00	1.19E+00	1.20E+00	9.27E-01
0.6	1.17E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.20E+00	1.18E+00	1.18E+00	9.29E-01
0.662	1.17E+00	1.17E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.20E+00	1.17E+00	1.17E+00	9.35E-01
0.8	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.16E+00	1.16E+00	9.35E-01
1	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.39E-01
1.117	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.47E-01
1.2	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.52E-01
1.3	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.13E+00	1.14E+00	9.53E-01
1.33	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.13E+00	1.13E+00	9.57E-01
1.5	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.12E+00	9.54E-01
1.7	1.11E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.11E+00	1.12E+00	9.63E-01
2	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.11E+00	1.11E+00	9.60E-01
2.4	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.11E+00	1.11E+00	9.73E-01
3	1.10E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.09E+00	9.79E-01
4	1.09E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.08E+00	1.08E+00	9.77E-01
5	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.08E+00	9.80E-01
6	1.07E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.08E+00	9.80E-01
6.129	1.07E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.07E+00	9.79E-01
8	1.07E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.06E+00	9.66E-01
10	1.05E+00	1.05E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	9.73E-01
15	1.04E+00	1.04E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.04E+00	1.03E+00	1.03E+00	9.52E-01
20	1.02E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.02E+00	9.48E-01
30	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.00E+00	9.32E-01
40	9.97E-01	1.00E+00	1.00E+00	9.94E-01	9.98E-01	9.99E-01	9.89E-01	9.26E-01
50	9.92E-01	9.99E-01	9.96E-01	9.93E-01	9.88E-01	9.91E-01	9.88E-01	9.18E-01

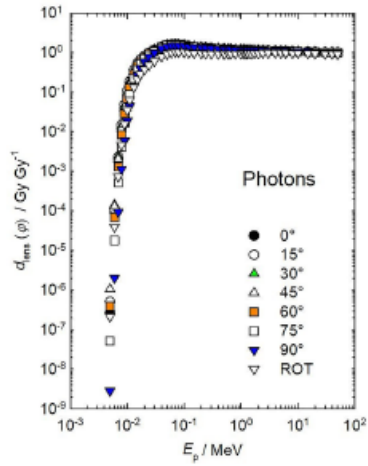


図 A.5.3b カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

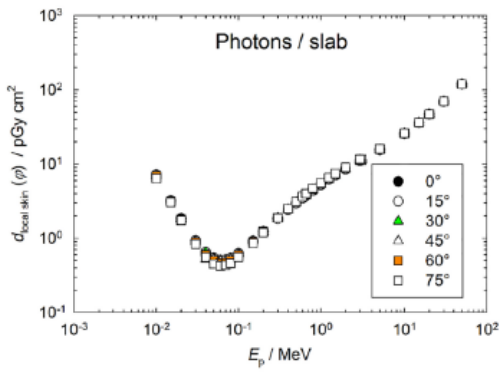


図 A.5.4.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからスラブファントムにおける局所皮膚の方向性および個人吸収線量への換算係数。²⁶

表 A.5.4.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからスラブファントムの局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。²⁶

E_p/MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ					
	入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$					
	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	7.16E+00	7.15E+00	7.13E+00	7.04E+00	6.89E+00	6.38E+00
0.015	3.20E+00	3.19E+00	3.19E+00	3.17E+00	3.14E+00	3.05E+00
0.02	1.84E+00	1.83E+00	1.83E+00	1.82E+00	1.80E+00	1.75E+00
0.03	9.28E-01	9.26E-01	9.21E-01	9.08E-01	8.83E-01	8.34E-01
0.04	6.47E-01	6.45E-01	6.40E-01	6.26E-01	6.01E-01	5.52E-01
0.05	5.43E-01	5.40E-01	5.35E-01	5.21E-01	4.97E-01	4.52E-01
0.06	5.10E-01	5.08E-01	5.02E-01	4.90E-01	4.67E-01	4.24E-01
0.07	5.15E-01	5.12E-01	5.07E-01	4.95E-01	4.72E-01	4.33E-01
0.08	5.40E-01	5.38E-01	5.33E-01	5.22E-01	5.01E-01	4.62E-01
0.1	6.25E-01	6.24E-01	6.21E-01	6.11E-01	5.92E-01	5.54E-01
0.15	9.14E-01	9.13E-01	9.15E-01	9.09E-01	8.97E-01	8.61E-01
0.2	1.23E+00	1.23E+00	1.23E+00	1.23E+00	1.23E+00	1.20E+00
0.3	1.84E+00	1.84E+00	1.86E+00	1.87E+00	1.89E+00	1.87E+00
0.4	2.42E+00	2.42E+00	2.44E+00	2.46E+00	2.50E+00	2.51E+00
0.5	2.96E+00	2.96E+00	2.99E+00	3.02E+00	3.07E+00	3.11E+00
0.6	3.47E+00	3.47E+00	3.50E+00	3.54E+00	3.61E+00	3.66E+00
0.662	3.77E+00	3.78E+00	3.81E+00	3.84E+00	3.92E+00	4.00E+00
0.8	4.40E+00	4.41E+00	4.44E+00	4.49E+00	4.58E+00	4.69E+00
1	5.24E+00	5.25E+00	5.29E+00	5.34E+00	5.45E+00	5.58E+00
1.25	6.18E+00	6.19E+00	6.23E+00	6.28E+00	6.40E+00	6.57E+00
1.5	7.03E+00	7.03E+00	7.08E+00	7.13E+00	7.26E+00	7.46E+00
2	8.55E+00	8.54E+00	8.59E+00	8.64E+00	8.79E+00	9.01E+00
3	1.11E+01	1.11E+01	1.12E+01	1.12E+01	1.13E+01	1.16E+01
5	1.55E+01	1.55E+01	1.56E+01	1.56E+01	1.57E+01	1.60E+01
10	2.57E+01	2.57E+01	2.57E+01	2.57E+01	2.58E+01	2.60E+01
15	3.60E+01	3.59E+01	3.60E+01	3.60E+01	3.61E+01	3.62E+01
20	4.67E+01	4.67E+01	4.68E+01	4.67E+01	4.69E+01	4.70E+01
30	6.96E+01	6.95E+01	6.97E+01	6.96E+01	6.97E+01	6.97E+01
50	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02

²⁶J. Daures, J. Gouriou, and J. M. Bordy (2017). *Personal communication* (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.5.4.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからスラブファントムの局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。²⁷

E_p /MeV	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{local skin}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹)					
	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0.01	9.68E-01	9.66E-01	9.64E-01	9.51E-01	9.31E-01	8.62E-01
0.015	1.02E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.00E+00	9.76E-01
0.02	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.04E+00
0.03	1.29E+00	1.28E+00	1.28E+00	1.26E+00	1.22E+00	1.16E+00
0.04	1.51E+00	1.50E+00	1.49E+00	1.46E+00	1.40E+00	1.29E+00
0.05	1.68E+00	1.67E+00	1.66E+00	1.61E+00	1.54E+00	1.40E+00
0.06	1.77E+00	1.76E+00	1.74E+00	1.70E+00	1.62E+00	1.47E+00
0.07	1.79E+00	1.78E+00	1.76E+00	1.72E+00	1.64E+00	1.50E+00
0.08	1.76E+00	1.75E+00	1.74E+00	1.70E+00	1.63E+00	1.51E+00
0.1	1.68E+00	1.68E+00	1.67E+00	1.65E+00	1.59E+00	1.49E+00
0.15	1.52E+00	1.52E+00	1.53E+00	1.52E+00	1.50E+00	1.44E+00
0.2	1.44E+00	1.44E+00	1.44E+00	1.44E+00	1.44E+00	1.40E+00
0.3	1.33E+00	1.33E+00	1.34E+00	1.35E+00	1.37E+00	1.35E+00
0.4	1.28E+00	1.28E+00	1.29E+00	1.30E+00	1.32E+00	1.33E+00
0.5	1.24E+00	1.24E+00	1.26E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.31E+00
0.6	1.22E+00	1.22E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.27E+00	1.29E+00
0.662	1.21E+00	1.21E+00	1.22E+00	1.23E+00	1.26E+00	1.29E+00
0.8	1.19E+00	1.19E+00	1.20E+00	1.21E+00	1.24E+00	1.27E+00
1	1.17E+00	1.17E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.22E+00	1.25E+00
1.25	1.16E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.18E+00	1.20E+00	1.23E+00
1.5	1.14E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.21E+00
2	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.19E+00
3	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.16E+00
5	1.09E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.13E+00
10	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.08E+00
15	1.04E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.05E+00	1.05E+00
20	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.04E+00
30	1.01E+00	1.01E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.02E+00	1.02E+00
50	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01

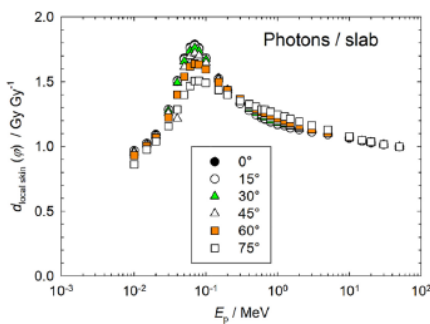


図 A.5.4.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからスラブファントムの局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。²⁷

²⁷ J. Daures, J. Gouriou, and J. M. Bordy (2017). Personal communication (Laboratoire National Henri Becquerel, Gif-sur-Yvette, Cedex France).

表 A.5.4.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからピラーファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁸

E_p /MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	2.95E+00	2.58E+00	1.67E+00	6.77E-01	1.09E-01	2.16E-03	2.33E-05
0.003	2.08E+01	1.99E+01	1.69E+01	1.20E+01	5.71E+00	8.70E-01	2.59E-03
0.004	2.62E+01	2.57E+01	2.39E+01	2.04E+01	1.43E+01	5.19E+00	9.66E-02
0.005	2.26E+01	2.24E+01	2.16E+01	1.98E+01	1.64E+01	9.14E+00	5.54E-01
0.007	1.40E+01	1.39E+01	1.38E+01	1.34E+01	1.24E+01	9.83E+00	1.84E+00
0.01	7.23E+00	7.20E+00	7.20E+00	7.12E+00	6.93E+00	6.37E+00	2.44E+00
0.015	3.22E+00	3.23E+00	3.22E+00	3.19E+00	3.17E+00	3.09E+00	1.99E+00
0.02	1.84E+00	1.85E+00	1.84E+00	1.84E+00	1.82E+00	1.78E+00	1.41E+00
0.03	9.07E-01	9.04E-01	8.99E-01	8.93E-01	8.79E-01	8.67E-01	7.70E-01
0.05	4.64E-01	4.71E-01	4.59E-01	4.68E-01	4.59E-01	4.59E-01	4.28E-01
0.07	4.22E-01	4.18E-01	4.19E-01	4.12E-01	4.13E-01	4.13E-01	3.89E-01
0.1	5.19E-01	5.14E-01	5.18E-01	5.14E-01	5.07E-01	5.12E-01	4.89E-01
0.15	7.87E-01	7.87E-01	7.86E-01	7.89E-01	7.89E-01	7.95E-01	7.69E-01
0.2	1.08E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.11E+00	1.07E+00
0.3	1.68E+00	1.67E+00	1.67E+00	1.68E+00	1.70E+00	1.72E+00	1.69E+00
0.5	2.78E+00	2.78E+00	2.77E+00	2.80E+00	2.82E+00	2.85E+00	2.85E+00
0.662	3.62E+00	3.57E+00	3.55E+00	3.61E+00	3.66E+00	3.65E+00	3.66E+00
0.7	3.77E+00	3.77E+00	3.75E+00	3.78E+00	3.85E+00	3.83E+00	3.85E+00
1	5.13E+00	5.03E+00	5.02E+00	5.06E+00	5.15E+00	5.21E+00	5.20E+00
1.25	6.00E+00	5.99E+00	5.97E+00	6.00E+00	6.07E+00	6.18E+00	6.14E+00
1.5	6.96E+00	6.86E+00	6.83E+00	6.92E+00	6.97E+00	6.98E+00	6.94E+00
2	8.38E+00	8.30E+00	8.31E+00	8.24E+00	8.36E+00	8.79E+00	8.34E+00
3	1.10E+01	1.11E+01	1.11E+01	1.09E+01	1.12E+01	1.12E+01	1.08E+01
5	1.58E+01	1.53E+01	1.51E+01	1.54E+01	1.56E+01	1.50E+01	1.55E+01
7	1.96E+01	1.94E+01	1.95E+01	1.96E+01	1.95E+01	1.93E+01	1.94E+01
10	2.56E+01	2.56E+01	2.58E+01	2.55E+01	2.51E+01	2.52E+01	2.54E+01
15	3.71E+01	3.55E+01	3.53E+01	3.65E+01	3.61E+01	3.65E+01	3.61E+01
20	4.85E+01	4.53E+01	4.67E+01	4.73E+01	4.64E+01	4.71E+01	4.71E+01
30	7.16E+01	6.92E+01	6.95E+01	7.08E+01	6.98E+01	6.95E+01	6.91E+01
50	1.20E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.22E+02	1.20E+02	1.19E+02	1.20E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.43E-01
0.003	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.48E+00
0.004	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.56E+00
0.005	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.44E+00
0.007	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.01E+00
0.01	4.60E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.41E+00
0.015	1.94E-01	1.17E-02	8.12E-04	1.39E-04	2.81E-05	3.28E-05	1.64E+00
0.02	4.40E-01	1.17E-01	3.79E-02	1.71E-02	1.02E-02	7.85E-03	1.01E+00
0.03	4.61E-01	2.68E-01	1.67E-01	1.25E-01	1.02E-01	9.23E-02	5.70E-01
0.05	3.23E-01	2.35E-01	1.85E-01	1.49E-01	1.35E-01	1.41E-01	3.39E-01
0.07	3.11E-01	2.39E-01	1.96E-01	1.70E-01	1.52E-01	1.52E-01	3.18E-01
0.1	4.01E-01	3.20E-01	2.63E-01	2.35E-01	2.13E-01	2.12E-01	4.04E-01
0.15	6.47E-01	5.27E-01	4.51E-01	3.94E-01	3.67E-01	3.53E-01	6.39E-01
0.2	9.14E-01	7.48E-01	6.49E-01	5.83E-01	5.41E-01	5.37E-01	8.98E-01
0.3	1.46E+00	1.26E+00	1.12E+00	9.94E-01	9.48E-01	9.45E-01	1.43E+00
0.5	2.54E+00	2.23E+00	2.00E+00	1.88E+00	1.81E+00	1.74E+00	2.47E+00
0.662	3.33E+00	2.93E+00	2.68E+00	2.52E+00	2.45E+00	2.35E+00	3.22E+00
0.7	3.49E+00	3.11E+00	2.84E+00	2.67E+00	2.56E+00	2.51E+00	3.39E+00

(Continued) **H**

²⁸T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.2a (続き)

E_p /MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
1	4.72E+00	4.38E+00	3.93E+00	3.79E+00	3.74E+00	3.67E+00	4.64E+00
1.25	5.65E+00	5.29E+00	4.93E+00	4.71E+00	4.50E+00	4.45E+00	5.56E+00
1.5	6.53E+00	6.07E+00	5.71E+00	5.58E+00	5.36E+00	5.41E+00	6.41E+00
2	8.09E+00	7.43E+00	7.14E+00	6.83E+00	6.80E+00	6.66E+00	7.85E+00
3	1.07E+01	1.02E+01	9.51E+00	9.51E+00	9.05E+00	9.23E+00	1.04E+01
5	1.52E+01	1.46E+01	1.38E+01	1.34E+01	1.34E+01	1.34E+01	1.48E+01
7	1.87E+01	1.81E+01	1.74E+01	1.79E+01	1.70E+01	1.71E+01	1.87E+01
10	2.47E+01	2.44E+01	2.38E+01	2.28E+01	2.29E+01	2.27E+01	2.46E+01
15	3.49E+01	3.42E+01	3.32E+01	3.15E+01	3.27E+01	3.18E+01	3.48E+01
20	4.54E+01	4.47E+01	4.28E+01	4.26E+01	4.15E+01	4.19E+01	4.51E+01
30	6.64E+01	6.49E+01	6.50E+01	6.40E+01	6.41E+01	6.14E+01	6.73E+01
50	1.14E+02	1.12E+02	1.10E+02	1.06E+02	1.03E+02	1.03E+02	1.15E+02

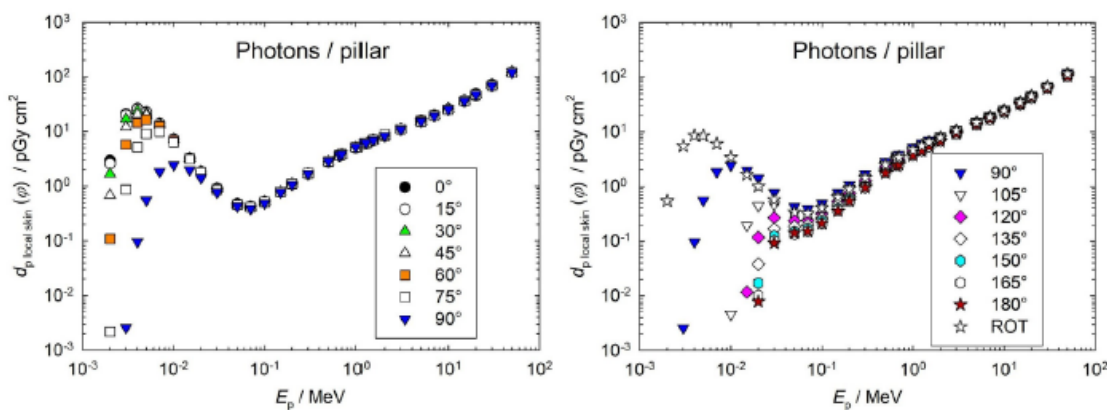


図 A.5.4.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからピラーファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁹

²⁹ T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.2b カーマ近似法を用いて計算された光子空気カーマからピラーファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数³⁰⁾。

E_p /MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	1.80E-02	1.58E-02	1.02E-02	4.13E-03	6.67E-04	1.32E-05	1.42E-07
0.003	2.77E-01	2.64E-01	2.25E-01	1.59E-01	7.58E-02	1.15E-02	3.44E-05
0.004	5.51E-01	5.39E-01	5.01E-01	4.28E-01	3.01E-01	1.09E-01	2.03E-03
0.005	7.39E-01	7.31E-01	7.04E-01	6.47E-01	5.37E-01	2.98E-01	1.81E-02
0.007	9.02E-01	8.99E-01	8.88E-01	8.61E-01	8.02E-01	6.34E-01	1.19E-01
0.01	9.76E-01	9.73E-01	9.73E-01	9.62E-01	9.37E-01	8.61E-01	3.30E-01
0.015	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.01E+00	9.90E-01	6.36E-01
0.02	1.09E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.06E+00	8.37E-01
0.03	1.26E+00	1.25E+00	1.25E+00	1.24E+00	1.22E+00	1.20E+00	1.07E+00
0.05	1.44E+00	1.46E+00	1.42E+00	1.45E+00	1.42E+00	1.42E+00	1.32E+00
0.07	1.47E+00	1.45E+00	1.45E+00	1.43E+00	1.43E+00	1.44E+00	1.35E+00
0.1	1.40E+00	1.38E+00	1.40E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.38E+00	1.32E+00
0.15	1.31E+00	1.31E+00	1.31E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.33E+00	1.28E+00
0.2	1.26E+00	1.27E+00	1.27E+00	1.27E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.25E+00
0.3	1.21E+00	1.21E+00	1.21E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.24E+00	1.22E+00
0.5	1.17E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.20E+00	1.20E+00
0.662	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.18E+00
0.7	1.15E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.18E+00
1	1.14E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.16E+00
1.25	1.13E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.15E+00
1.5	1.13E+00	1.12E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.13E+00
2	1.11E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.11E+00	1.16E+00	1.10E+00
3	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.08E+00
5	1.12E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.06E+00	1.09E+00
7	1.08E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.07E+00
10	1.06E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.05E+00
15	1.08E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.06E+00	1.05E+00
20	1.07E+00	9.99E-01	1.03E+00	1.04E+00	1.02E+00	1.04E+00	1.04E+00
30	1.04E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.01E+00
50	1.01E+00	1.00E+00	9.98E-01	1.03E+00	1.00E+00	9.95E-01	1.01E+00
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.32E-03
0.003	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	7.28E-02
0.004	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.80E-01
0.005	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.75E-01
0.007	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.88E-01
0.01	6.21E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.60E-01
0.015	6.21E-02	3.75E-03	2.60E-04	4.45E-05	8.99E-06	1.05E-05	5.25E-01
0.02	2.61E-01	6.97E-02	2.25E-02	1.02E-02	6.08E-03	4.66E-03	5.97E-01
0.03	6.39E-01	3.71E-01	2.32E-01	1.73E-01	1.41E-01	1.28E-01	7.89E-01
0.05	1.00E+00	7.27E-01	5.73E-01	4.60E-01	4.19E-01	4.37E-01	1.05E+00
0.07	1.08E+00	8.31E-01	6.82E-01	5.92E-01	5.28E-01	5.28E-01	1.11E+00
0.1	1.08E+00	8.63E-01	7.07E-01	6.32E-01	5.73E-01	5.71E-01	1.09E+00
0.15	1.08E+00	8.80E-01	7.53E-01	6.57E-01	6.12E-01	5.89E-01	1.07E+00
0.2	1.07E+00	8.73E-01	7.58E-01	6.81E-01	6.32E-01	6.27E-01	1.05E+00
0.3	1.05E+00	9.11E-01	8.11E-01	7.19E-01	6.86E-01	6.83E-01	1.04E+00
0.5	1.07E+00	9.38E-01	8.42E-01	7.89E-01	7.63E-01	7.33E-01	1.04E+00

(Continued)

H

³⁰⁾T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.2b (続き)

E_p / MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.662	1.07E+00	9.41E-01	8.62E-01	8.09E-01	7.89E-01	7.55E-01	1.03E+00
0.7	1.07E+00	9.49E-01	8.68E-01	8.16E-01	7.83E-01	7.67E-01	1.03E+00
1	1.05E+00	9.78E-01	8.78E-01	8.45E-01	8.35E-01	8.18E-01	1.03E+00
1.25	1.06E+00	9.92E-01	9.25E-01	8.83E-01	8.44E-01	8.35E-01	1.04E+00
1.5	1.06E+00	9.87E-01	9.29E-01	9.08E-01	8.72E-01	8.80E-01	1.04E+00
2	1.07E+00	9.83E-01	9.45E-01	9.03E-01	8.99E-01	8.81E-01	1.04E+00
3	1.07E+00	1.02E+00	9.53E-01	9.53E-01	9.07E-01	9.25E-01	1.05E+00
5	1.07E+00	1.03E+00	9.76E-01	9.48E-01	9.46E-01	9.46E-01	1.04E+00
7	1.03E+00	9.96E-01	9.57E-01	9.81E-01	9.33E-01	9.42E-01	1.03E+00
10	1.02E+00	1.01E+00	9.85E-01	9.46E-01	9.47E-01	9.41E-01	1.02E+00
15	1.01E+00	9.94E-01	9.65E-01	9.13E-01	9.50E-01	9.24E-01	1.01E+00
20	1.00E+00	9.85E-01	9.44E-01	9.40E-01	9.15E-01	9.23E-01	9.95E-01
30	9.68E-01	9.46E-01	9.48E-01	9.33E-01	9.34E-01	8.95E-01	9.82E-01
50	9.58E-01	9.43E-01	9.19E-01	8.86E-01	8.65E-01	8.65E-01	9.62E-01

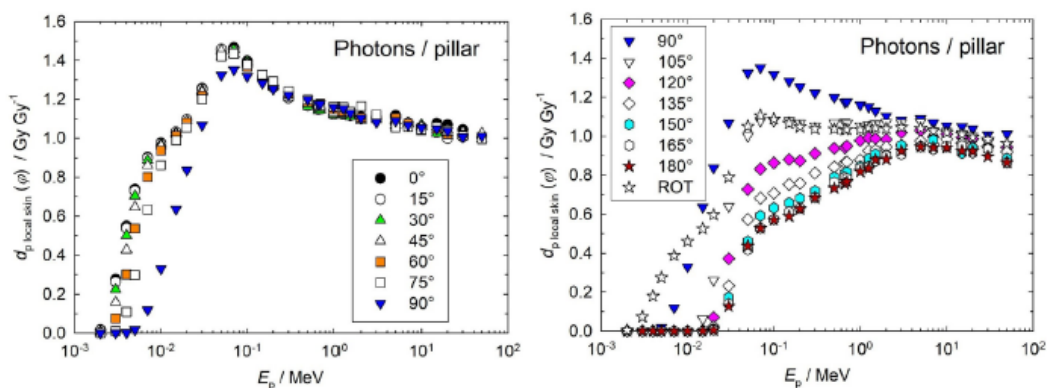


図 A.5.4.2b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからピラーファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。³¹

³¹ T. Otto (2017). Personal communication (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.3a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからロッドファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。³²

E_p /MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	2.54E+00	2.28E+00	1.63E+00	9.08E-01	3.63E-01	8.56E-02	0.00E+00
0.003	1.97E+01	1.87E+01	1.58E+01	1.14E+01	6.66E+00	2.91E+00	7.39E-01
0.004	2.56E+01	2.49E+01	2.29E+01	1.90E+01	1.32E+01	7.35E+00	2.84E+00
0.005	2.24E+01	2.21E+01	2.10E+01	1.88E+01	1.45E+01	9.19E+00	4.36E+00
0.007	1.39E+01	1.39E+01	1.36E+01	1.30E+01	1.14E+01	8.19E+00	4.71E+00
0.01	7.21E+00	7.20E+00	7.15E+00	7.04E+00	6.64E+00	5.39E+00	3.62E+00
0.015	3.21E+00	3.21E+00	3.20E+00	3.18E+00	3.12E+00	2.84E+00	2.30E+00
0.02	1.81E+00	1.81E+00	1.80E+00	1.79E+00	1.77E+00	1.69E+00	1.50E+00
0.03	8.16E-01	8.15E-01	8.13E-01	8.10E-01	8.04E-01	7.84E-01	7.42E-01
0.05	3.79E-01	3.80E-01	3.80E-01	3.81E-01	3.80E-01	3.74E-01	3.59E-01
0.06	3.42E-01	3.42E-01	3.42E-01	3.41E-01	3.40E-01	3.36E-01	3.25E-01
0.07	3.46E-01	3.44E-01	3.43E-01	3.42E-01	3.40E-01	3.37E-01	3.28E-01
0.1	4.43E-01	4.43E-01	4.43E-01	4.43E-01	4.42E-01	4.38E-01	4.26E-01
0.15	6.98E-01	6.98E-01	6.98E-01	6.99E-01	7.00E-01	6.98E-01	6.86E-01
0.2	9.90E-01	9.87E-01	9.87E-01	9.87E-01	9.88E-01	9.87E-01	9.71E-01
0.5	2.67E+00	2.67E+00	2.67E+00	2.67E+00	2.68E+00	2.68E+00	2.65E+00
0.662	3.49E+00	3.49E+00	3.49E+00	3.49E+00	3.49E+00	3.49E+00	3.46E+00
1	4.98E+00	4.97E+00	4.97E+00	4.98E+00	4.98E+00	4.98E+00	4.95E+00
1.25	5.93E+00	5.93E+00	5.94E+00	5.95E+00	5.96E+00	5.95E+00	5.92E+00
1.5	6.78E+00	6.79E+00	6.79E+00	6.80E+00	6.81E+00	6.80E+00	6.77E+00
2	8.31E+00	8.32E+00	8.32E+00	8.32E+00	8.34E+00	8.33E+00	8.30E+00
3	1.09E+01	1.09E+01	1.09E+01	1.09E+01	1.10E+01	1.09E+01	1.09E+01
5	1.53E+01	1.54E+01	1.54E+01	1.54E+01	1.54E+01	1.53E+01	1.53E+01
10	2.56E+01	2.56E+01	2.55E+01	2.55E+01	2.55E+01	2.55E+01	2.54E+01
20	4.68E+01	4.68E+01	4.68E+01	4.66E+01	4.65E+01	4.65E+01	4.65E+01
30	6.91E+01	6.92E+01	6.91E+01	6.91E+01	6.91E+01	6.90E+01	6.87E+01
50	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.18E+02
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.45E-01
0.003	4.70E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	5.51E+00
0.004	4.54E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.62E+00
0.005	1.09E+00	1.93E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	8.52E+00
0.007	1.77E+00	1.72E-01	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	6.14E+00
0.01	1.83E+00	4.98E-01	5.45E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.59E+00
0.015	1.61E+00	9.40E-01	5.00E-01	2.93E-01	2.05E-01	1.80E-01	1.92E+00
0.02	1.24E+00	9.51E-01	7.19E-01	5.79E-01	5.05E-01	4.81E-01	1.29E+00
0.03	6.77E-01	6.02E-01	5.35E-01	4.87E-01	4.59E-01	4.50E-01	6.80E-01
0.05	3.38E-01	3.14E-01	2.93E-01	2.78E-01	2.70E-01	2.67E-01	3.39E-01
0.06	3.09E-01	2.90E-01	2.72E-01	2.60E-01	2.52E-01	2.50E-01	3.09E-01
0.07	3.14E-01	2.95E-01	2.78E-01	2.65E-01	2.57E-01	2.55E-01	3.12E-01
0.1	4.09E-01	3.88E-01	3.69E-01	3.54E-01	3.46E-01	3.43E-01	4.08E-01
0.15	6.66E-01	6.37E-01	6.08E-01	5.86E-01	5.73E-01	5.69E-01	6.57E-01
0.2	9.43E-01	9.06E-01	8.70E-01	8.45E-01	8.28E-01	8.23E-01	9.34E-01
0.5	2.60E+00	2.53E+00	2.47E+00	2.42E+00	2.39E+00	2.38E+00	2.58E+00
0.662	3.41E+00	3.33E+00	3.26E+00	3.20E+00	3.17E+00	3.16E+00	3.38E+00
1	4.88E+00	4.80E+00	4.72E+00	4.65E+00	4.59E+00	4.58E+00	4.85E+00
1.25	5.84E+00	5.75E+00	5.66E+00	5.59E+00	5.55E+00	5.54E+00	5.82E+00
1.5	6.70E+00	6.61E+00	6.52E+00	6.44E+00	6.39E+00	6.37E+00	6.67E+00
2	8.23E+00	8.12E+00	8.02E+00	7.95E+00	7.92E+00	7.92E+00	8.19E+00
3	1.08E+01	1.07E+01	1.06E+01	1.05E+01	1.05E+01	1.05E+01	1.08E+01
5	1.52E+01	1.51E+01	1.50E+01	1.49E+01	1.48E+01	1.48E+01	1.52E+01
10	2.53E+01	2.52E+01	2.50E+01	2.49E+01	2.48E+01	2.47E+01	2.53E+01
20	4.64E+01	4.61E+01	4.58E+01	4.56E+01	4.55E+01	4.54E+01	4.63E+01
30	6.85E+01	6.80E+01	6.76E+01	6.75E+01	6.74E+01	6.75E+01	6.85E+01
50	1.17E+02	1.16E+02	1.16E+02	1.15E+02	1.14E+02	1.15E+02	1.17E+02

³²T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

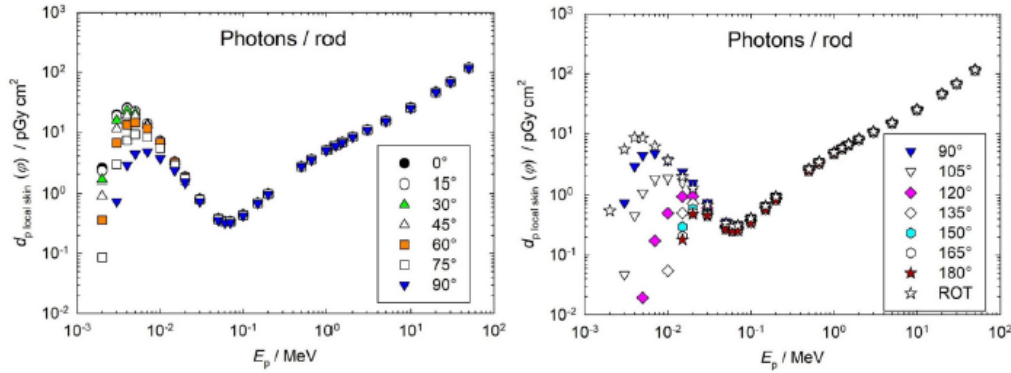


図 A.5.4.3a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからロッドファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。³³

表 A.5.4.3b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからロッドファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。³³

E_p / MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$						
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
0.002	1.55E-02	1.39E-02	9.96E-03	5.55E-03	2.22E-03	5.23E-04	0.00E+00
0.003	2.62E-01	2.48E-01	2.10E-01	1.51E-01	8.84E-02	3.86E-02	9.81E-03
0.004	5.38E-01	5.23E-01	4.81E-01	3.99E-01	2.77E-01	1.54E-01	5.96E-02
0.005	7.31E-01	7.21E-01	6.85E-01	6.13E-01	4.73E-01	3.00E-01	1.42E-01
0.007	8.97E-01	8.97E-01	8.77E-01	8.39E-01	7.35E-01	5.28E-01	3.04E-01
0.01	9.74E-01	9.73E-01	9.66E-01	9.51E-01	8.97E-01	7.28E-01	4.89E-01
0.015	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	9.98E-01	9.09E-01	7.36E-01
0.02	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.00E+00	8.91E-01
0.03	1.13E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.12E+00	1.11E+00	1.09E+00	1.03E+00
0.05	1.17E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.16E+00	1.11E+00
0.06	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.16E+00	1.12E+00
0.07	1.20E+00	1.20E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.14E+00
0.1	1.19E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.19E+00	1.18E+00	1.15E+00
0.15	1.16E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.14E+00
0.2	1.16E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.13E+00
0.5	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.11E+00
0.662	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.11E+00
1	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00
1.25	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.11E+00
1.5	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.10E+00
2	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.10E+00
3	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.09E+00
5	1.08E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.08E+00
10	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.05E+00
20	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00
30	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.00E+00
50	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.98E-01	9.90E-01

(Continued) H

³³T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.5.4.3b (続き)

E_p / MeV	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi) / (\text{Gy Gy}^{-1})$						
	105°	120°	135°	150°	165°	180°	ROT
0.002	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.33E-03
0.003	6.24E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	7.32E-02
0.004	9.53E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	1.81E-01
0.005	3.56E-02	6.30E-04	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	2.78E-01
0.007	1.14E-01	1.11E-02	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	3.96E-01
0.01	2.47E-01	6.73E-02	7.36E-03	0.00E+00	0.00E+00	0.00E+00	4.85E-01
0.015	5.15E-01	3.01E-01	1.60E-01	9.38E-02	6.56E-02	5.76E-02	6.14E-01
0.02	7.36E-01	5.65E-01	4.27E-01	3.44E-01	3.00E-01	2.86E-01	7.66E-01
0.03	9.38E-01	8.34E-01	7.41E-01	6.75E-01	6.36E-01	6.24E-01	9.42E-01
0.05	1.05E+00	9.72E-01	9.07E-01	8.61E-01	8.36E-01	8.27E-01	1.05E+00
0.06	1.07E+00	1.00E+00	9.42E-01	9.00E-01	8.72E-01	8.65E-01	1.07E+00
0.07	1.09E+00	1.03E+00	9.66E-01	9.21E-01	8.93E-01	8.86E-01	1.08E+00
0.1	1.10E+00	1.04E+00	9.94E-01	9.53E-01	9.32E-01	9.24E-01	1.10E+00
0.15	1.11E+00	1.06E+00	1.01E+00	9.78E-01	9.56E-01	9.49E-01	1.10E+00
0.2	1.10E+00	1.06E+00	1.02E+00	9.86E-01	9.66E-01	9.61E-01	1.09E+00
0.5	1.09E+00	1.06E+00	1.04E+00	1.02E+00	1.00E+00	1.00E+00	1.08E+00
0.662	1.10E+00	1.07E+00	1.05E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.09E+00
1	1.09E+00	1.07E+00	1.05E+00	1.04E+00	1.02E+00	1.02E+00	1.08E+00
1.25	1.10E+00	1.08E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.09E+00
1.5	1.09E+00	1.08E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.09E+00
2	1.09E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.08E+00
3	1.08E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.05E+00	1.08E+00
5	1.07E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.05E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.07E+00
10	1.05E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	1.05E+00
20	1.02E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.00E+00	1.00E+00	1.02E+00
30	9.99E-01	9.91E-01	9.86E-01	9.84E-01	9.83E-01	9.84E-01	9.99E-01
50	9.82E-01	9.73E-01	9.73E-01	9.65E-01	9.56E-01	9.65E-01	9.82E-01

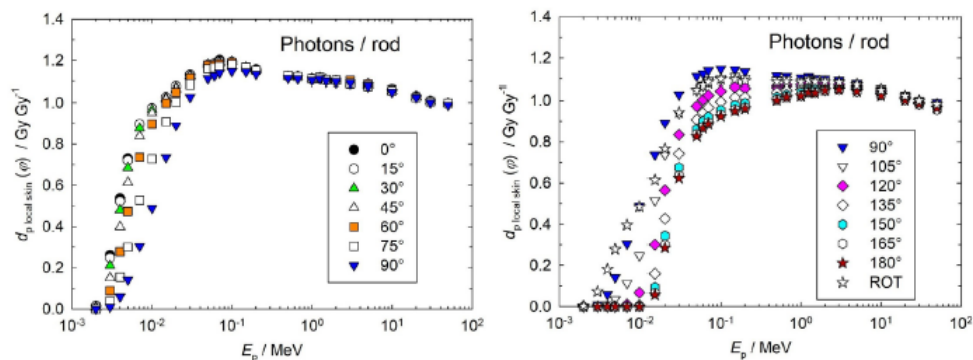


図 A.5.4.3b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからロッドファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。³⁴

³⁴ T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.6 光子フルエンスから空気カーマへの換算係数。

Photon energy E (MeV) 光子エネルギーE (MeV)	Air kerma coefficient (pGy cm ²) 空気カーマ係数 (pGy cm ²)	Photon energy E (MeV) 光子エネルギーE (MeV)	Air kerma coefficient (pGy cm ²) 空気カーマ係数 (pGy cm ²)
0.002	163.7	0.500	2.379
0.003	75.32	0.511	2.431
0.004	47.62	0.600	2.844
0.005	30.65	0.662	3.112
0.006	21.25	0.700	3.275
0.007	15.50	0.800	3.702
0.008	11.79	1.000	4.481
0.009	9.221	1.117	4.884
0.010	7.400	1.200	5.165
0.011	6.043	1.250	5.332
0.012	5.022	1.300	5.498
0.013	4.236	1.330	5.596
0.015	3.125	1.500	6.147
0.017	2.388	1.700	6.725
0.020	1.684	2.000	7.557
0.024	1.150	2.400	8.563
0.025	1.056	3.000	9.977
0.030	0.7217	4.000	12.14
0.040	0.4289	5.000	14.18
0.050	0.3229	6.000	16.17
0.060	0.2889	6.129	16.44
0.070	0.2878	7.000	18.19
0.080	0.3067	8.000	20.13
0.100	0.3714	10.000	24.13
0.120	0.4606	15.000	34.46
0.150	0.5994	20.000	45.36
0.200	0.8567	30.000	68.59
0.240	1.062	40.000	93.29
0.300	1.383	50.000	119.2
0.400	1.892		

Note. For the values written in *bold italics* a log-log-interpolation was used except for 70 keV: At this energy, the values take a minimum resulting in a curved energy dependence. Therefore, a natural cubic spline was used for this energy.

注：太斜体で書かれた値については、70 keV を除いて対数-対数補間が用いられた。このエネルギーでは、値は最小となり、湾曲したエネルギー依存性となる。そのため、このエネルギーには自然3次スプラインが用いられた。

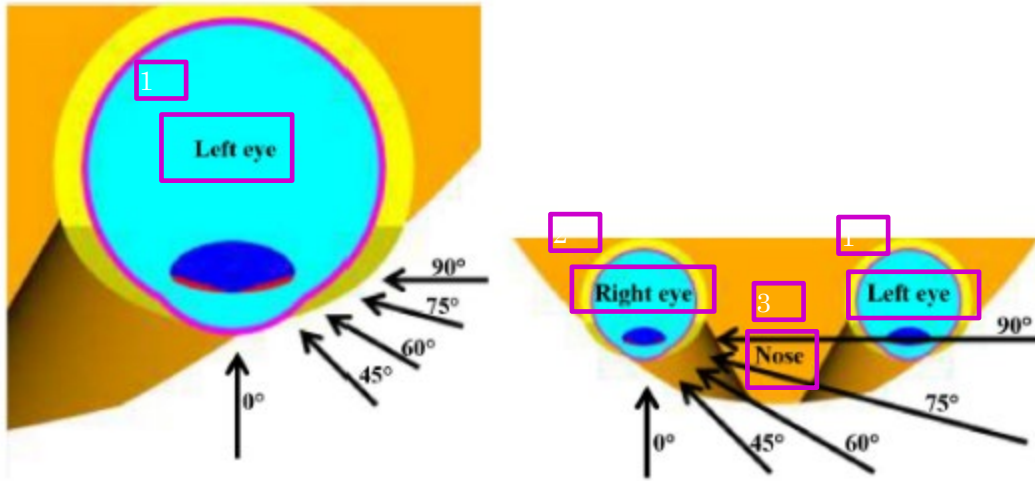


図 C.1.0 上から見た左眼の断面図（左側）および中心レベルの両眼の断面図（右側）。放射線感受性の高い部分（赤色）および水晶体の残りの部分（暗青色）が見える。矢印は、広い平行ビームの入射方向の例を示す（Behrens, 2017a）。

表 C.1.0 0°～90°の角度範囲（中性子では 180°照射もあり）および回転照射に対する、左右の照射における眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数。

Table/figure	Particle type	Physical quantity	Energy range (MeV)
C.1.1a	Photon	Fluence	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.1b	Photon	Air kerma	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.2	Neutrons	Fluence	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.3	Electron	Fluence	1.0 E-09–5.0 E+01
C.1.4	Positron	Fluence	1.0 E-02–5.0 E+01

表/図	粒子の種類	物理量	エネルギー範囲 (MeV)
C.1.1a	光子	フルエンス	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.1b	光子	空気カーマ	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.2	中性子	フルエンス	5.0 E-03–5.0 E+01
C.1.3	電子	フルエンス	1.0 E-09–5.0 E+01
C.1.4	陽電子	フルエンス	1.0 E-02–5.0 E+01

表 C.1.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p/MeV	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.005	4.17E-05	7.65E-05	1.54E-04	1.52E-04	6.90E-05	8.41E-06	3.34E-07	4.34E-05
0.006	7.75E-03	9.30E-03	1.06E-02	1.05E-02	5.87E-03	1.73E-03	1.70E-04	3.28E-03
0.007	1.13E-01	1.07E-01	1.05E-01	9.55E-02	6.16E-02	2.48E-02	5.50E-03	3.64E-02
0.008	4.46E-01	4.12E-01	3.77E-01	3.37E-01	2.37E-01	1.22E-01	3.95E-02	1.37E-01
0.009	9.37E-01	8.79E-01	8.00E-01	7.04E-01	5.20E-01	3.18E-01	1.30E-01	2.94E-01
0.01	1.42E+00	1.34E+00	1.23E+00	1.09E+00	8.49E-01	5.74E-01	2.82E-01	4.63E-01
0.011	1.75E+00	1.68E+00	1.57E+00	1.41E+00	1.15E+00	8.45E-01	4.68E-01	6.03E-01
0.013	2.01E+00	1.99E+00	1.89E+00	1.73E+00	1.54E+00	1.23E+00	8.09E-01	7.58E-01
0.015	1.94E+00	1.96E+00	1.89E+00	1.75E+00	1.62E+00	1.41E+00	1.01E+00	7.91E-01
0.017	1.76E+00	1.79E+00	1.74E+00	1.64E+00	1.55E+00	1.40E+00	1.09E+00	7.62E-01
0.02	1.45E+00	1.49E+00	1.48E+00	1.39E+00	1.36E+00	1.26E+00	1.03E+00	6.74E-01
0.024	1.14E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.12E+00	1.10E+00	1.04E+00	9.07E-01	5.61E-01
0.03	8.26E-01	8.54E-01	8.45E-01	8.17E-01	8.27E-01	8.02E-01	7.08E-01	4.48E-01
0.04	5.80E-01	5.96E-01	6.03E-01	5.87E-01	5.86E-01	5.74E-01	5.30E-01	3.39E-01
0.05	4.77E-01	4.92E-01	4.94E-01	4.92E-01	4.94E-01	4.78E-01	4.39E-01	2.95E-01
0.06	4.45E-01	4.63E-01	4.69E-01	4.63E-01	4.51E-01	4.50E-01	4.27E-01	2.83E-01
0.07	4.52E-01	4.60E-01	4.63E-01	4.60E-01	4.56E-01	4.48E-01	4.23E-01	2.91E-01
0.08	4.78E-01	4.78E-01	4.89E-01	4.84E-01	4.87E-01	4.80E-01	4.52E-01	3.15E-01
0.1	5.57E-01	5.62E-01	5.63E-01	5.72E-01	5.66E-01	5.49E-01	5.40E-01	3.77E-01
0.12	6.66E-01	6.70E-01	6.69E-01	6.79E-01	6.60E-01	6.61E-01	6.40E-01	4.52E-01
0.15	8.35E-01	8.42E-01	8.41E-01	8.45E-01	8.48E-01	8.38E-01	7.91E-01	5.77E-01
0.2	1.13E+00	1.14E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.12E+00	8.10E-01
0.24	1.39E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.38E+00	1.39E+00	1.01E+00
0.3	1.74E+00	1.75E+00	1.77E+00	1.83E+00	1.79E+00	1.74E+00	1.75E+00	1.27E+00
0.4	2.28E+00	2.31E+00	2.31E+00	2.37E+00	2.36E+00	2.32E+00	2.36E+00	1.74E+00
0.5	2.80E+00	2.83E+00	2.87E+00	2.89E+00	2.96E+00	2.83E+00	2.85E+00	2.20E+00
0.511	2.87E+00	2.90E+00	2.91E+00	3.02E+00	3.02E+00	2.83E+00	2.86E+00	2.25E+00
0.6	3.33E+00	3.32E+00	3.40E+00	3.44E+00	3.47E+00	3.35E+00	3.33E+00	2.62E+00
0.662	3.58E+00	3.65E+00	3.63E+00	3.75E+00	3.73E+00	3.59E+00	3.66E+00	2.90E+00
0.8	4.18E+00	4.22E+00	4.29E+00	4.31E+00	4.44E+00	4.27E+00	4.33E+00	3.48E+00
1	4.97E+00	4.97E+00	5.08E+00	5.27E+00	5.24E+00	5.14E+00	5.08E+00	4.19E+00
1.117	5.40E+00	5.41E+00	5.50E+00	5.49E+00	5.56E+00	5.58E+00	5.46E+00	4.56E+00
1.2	5.66E+00	5.66E+00	5.71E+00	5.76E+00	5.92E+00	5.82E+00	5.89E+00	4.84E+00
1.3	5.79E+00	5.85E+00	5.91E+00	6.08E+00	6.31E+00	6.06E+00	6.26E+00	5.10E+00
1.33	5.85E+00	5.92E+00	6.05E+00	6.04E+00	6.37E+00	6.18E+00	6.38E+00	5.15E+00
1.5	5.97E+00	6.04E+00	6.18E+00	6.48E+00	6.79E+00	6.56E+00	6.76E+00	5.57E+00
1.7	6.02E+00	6.09E+00	6.33E+00	6.62E+00	7.07E+00	6.98E+00	7.14E+00	5.93E+00
2	5.76E+00	5.95E+00	6.16E+00	6.76E+00	7.44E+00	7.55E+00	7.72E+00	6.35E+00
2.4	5.41E+00	5.48E+00	5.96E+00	6.72E+00	7.77E+00	8.27E+00	8.27E+00	6.84E+00
3	4.84E+00	5.00E+00	5.51E+00	6.67E+00	8.06E+00	9.05E+00	9.20E+00	7.23E+00
4	4.20E+00	4.45E+00	5.10E+00	6.44E+00	8.60E+00	1.03E+01	1.07E+01	7.94E+00
5	3.80E+00	4.05E+00	4.80E+00	6.42E+00	9.02E+00	1.15E+01	1.24E+01	8.63E+00
6	3.53E+00	3.80E+00	4.59E+00	6.30E+00	9.53E+00	1.28E+01	1.37E+01	9.28E+00
6.129	3.52E+00	3.79E+00	4.51E+00	6.32E+00	9.56E+00	1.27E+01	1.38E+01	9.35E+00
8	3.22E+00	3.46E+00	4.29E+00	6.12E+00	1.01E+01	1.48E+01	1.68E+01	1.07E+01
10	3.02E+00	3.24E+00	3.96E+00	5.85E+00	1.06E+01	1.65E+01	1.90E+01	1.18E+01
15	2.84E+00	3.02E+00	3.60E+00	5.18E+00	1.04E+01	1.93E+01	2.50E+01	1.50E+01
20	2.80E+00	2.95E+00	3.47E+00	4.83E+00	9.99E+00	2.10E+01	3.00E+01	1.80E+01
30	2.82E+00	2.92E+00	3.43E+00	4.60E+00	9.26E+00	2.23E+01	3.64E+01	2.33E+01
40	2.86E+00	2.98E+00	3.46E+00	4.43E+00	8.71E+00	2.30E+01	4.02E+01	2.82E+01
50	2.90E+00	3.08E+00	3.44E+00	4.41E+00	8.63E+00	2.39E+01	4.29E+01	3.22E+01

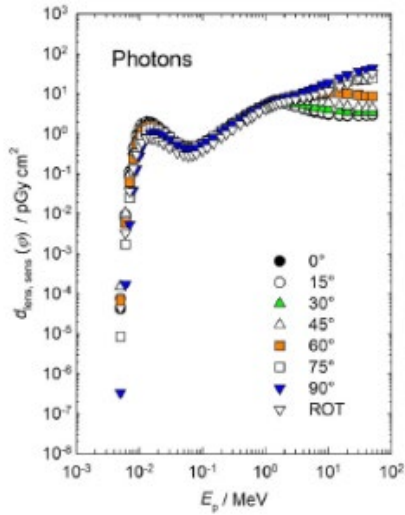


図 C.1.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

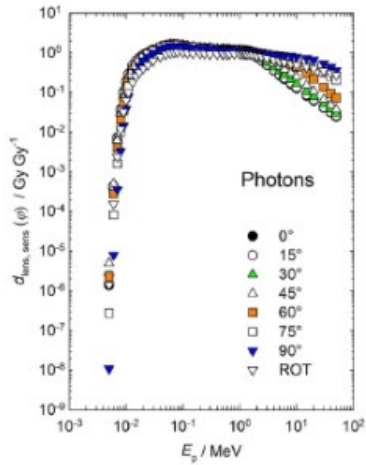


図 C.1.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 C.1.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p/MeV	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.005	1.36E-06	2.50E-06	5.01E-06	4.95E-06	2.25E-06	2.74E-07	1.09E-08	1.42E-06
0.006	3.65E-04	4.38E-04	4.98E-04	4.95E-04	2.76E-04	8.16E-05	7.99E-06	1.54E-04
0.007	7.27E-03	6.90E-03	6.78E-03	6.16E-03	3.97E-03	1.60E-03	3.55E-04	2.35E-03
0.008	3.78E-02	3.49E-02	3.20E-02	2.86E-02	2.01E-02	1.03E-02	3.35E-03	1.16E-02
0.009	1.02E-01	9.53E-02	8.68E-02	7.63E-02	5.63E-02	3.45E-02	1.41E-02	3.19E-02
0.01	1.91E-01	1.80E-01	1.66E-01	1.48E-01	1.15E-01	7.75E-02	3.82E-02	6.25E-02
0.011	2.89E-01	2.78E-01	2.59E-01	2.34E-01	1.90E-01	1.40E-01	7.74E-02	9.97E-02
0.013	4.74E-01	4.71E-01	4.47E-01	4.07E-01	3.62E-01	2.91E-01	1.91E-01	1.79E-01
0.015	6.21E-01	6.26E-01	6.05E-01	5.60E-01	5.19E-01	4.51E-01	3.24E-01	2.53E-01
0.017	7.36E-01	7.48E-01	7.30E-01	6.85E-01	6.51E-01	5.86E-01	4.56E-01	3.19E-01
0.02	8.63E-01	8.82E-01	8.78E-01	8.24E-01	8.09E-01	7.51E-01	6.14E-01	4.00E-01
0.024	9.94E-01	1.01E+00	1.01E+00	9.70E-01	9.59E-01	9.05E-01	7.89E-01	4.87E-01
0.03	1.14E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.13E+00	1.15E+00	1.11E+00	9.81E-01	6.21E-01
0.04	1.35E+00	1.39E+00	1.41E+00	1.37E+00	1.37E+00	1.34E+00	1.24E+00	7.91E-01
0.05	1.48E+00	1.52E+00	1.53E+00	1.52E+00	1.53E+00	1.48E+00	1.36E+00	9.15E-01
0.06	1.54E+00	1.60E+00	1.62E+00	1.60E+00	1.56E+00	1.56E+00	1.48E+00	9.79E-01
0.07	1.57E+00	1.60E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.58E+00	1.55E+00	1.47E+00	1.01E+00
0.08	1.56E+00	1.56E+00	1.59E+00	1.58E+00	1.59E+00	1.57E+00	1.47E+00	1.03E+00

(Continued) H

表 C.1.1b (続き)

E_p/MeV	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.1	1.50E+00	1.51E+00	1.51E+00	1.54E+00	1.52E+00	1.48E+00	1.45E+00	1.01E+00
0.12	1.44E+00	1.46E+00	1.45E+00	1.47E+00	1.43E+00	1.44E+00	1.39E+00	9.82E-01
0.15	1.39E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.41E+00	1.40E+00	1.32E+00	9.62E-01
0.2	1.32E+00	1.34E+00	1.36E+00	1.35E+00	1.34E+00	1.33E+00	1.31E+00	9.46E-01
0.24	1.30E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.30E+00	1.31E+00	9.54E-01
0.3	1.26E+00	1.27E+00	1.28E+00	1.33E+00	1.29E+00	1.26E+00	1.26E+00	9.22E-01
0.4	1.21E+00	1.22E+00	1.22E+00	1.25E+00	1.25E+00	1.22E+00	1.25E+00	9.20E-01
0.5	1.18E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.22E+00	1.24E+00	1.19E+00	1.20E+00	9.26E-01
0.511	1.18E+00	1.19E+00	1.20E+00	1.24E+00	1.24E+00	1.17E+00	1.17E+00	9.25E-01
0.6	1.17E+00	1.17E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.22E+00	1.18E+00	1.17E+00	9.23E-01
0.662	1.15E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.20E+00	1.20E+00	1.15E+00	1.18E+00	9.31E-01
0.8	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.16E+00	1.20E+00	1.15E+00	1.17E+00	9.41E-01
1	1.11E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.18E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.13E+00	9.36E-01
1.117	1.10E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.12E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.12E+00	9.33E-01
1.2	1.09E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.12E+00	1.15E+00	1.13E+00	1.14E+00	9.38E-01
1.3	1.05E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.11E+00	1.15E+00	1.10E+00	1.14E+00	9.28E-01
1.33	1.05E+00	1.06E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.14E+00	1.10E+00	1.14E+00	9.21E-01
1.5	9.72E-01	9.83E-01	1.01E+00	1.05E+00	1.10E+00	1.07E+00	1.10E+00	9.07E-01
1.7	8.95E-01	9.05E-01	9.41E-01	9.85E-01	1.05E+00	1.04E+00	1.06E+00	8.81E-01
2	7.63E-01	7.87E-01	8.15E-01	8.95E-01	9.85E-01	9.99E-01	1.02E+00	8.40E-01
2.4	6.32E-01	6.40E-01	6.96E-01	7.85E-01	9.08E-01	9.66E-01	9.66E-01	7.98E-01
3	4.85E-01	5.01E-01	5.52E-01	6.68E-01	8.07E-01	9.07E-01	9.22E-01	7.24E-01
4	3.46E-01	3.67E-01	4.20E-01	5.31E-01	7.09E-01	8.48E-01	8.83E-01	6.54E-01
5	2.68E-01	2.85E-01	3.38E-01	4.53E-01	6.36E-01	8.12E-01	8.73E-01	6.08E-01
6	2.18E-01	2.35E-01	2.84E-01	3.90E-01	5.89E-01	7.93E-01	8.47E-01	5.74E-01
6.129	2.14E-01	2.30E-01	2.75E-01	3.84E-01	5.81E-01	7.71E-01	8.41E-01	5.69E-01
8	1.60E-01	1.72E-01	2.13E-01	3.04E-01	5.01E-01	7.35E-01	8.35E-01	5.31E-01
10	1.25E-01	1.34E-01	1.64E-01	2.43E-01	4.38E-01	6.83E-01	7.87E-01	4.91E-01
15	8.24E-02	8.76E-02	1.04E-01	1.50E-01	3.02E-01	5.60E-01	7.26E-01	4.34E-01
20	6.16E-02	6.51E-02	7.66E-02	1.06E-01	2.20E-01	4.62E-01	6.62E-01	3.97E-01
30	4.11E-02	4.26E-02	5.01E-02	6.70E-02	1.35E-01	3.25E-01	5.31E-01	3.40E-01
40	3.07E-02	3.19E-02	3.71E-02	4.75E-02	9.34E-02	2.47E-01	4.31E-01	3.02E-01
50	2.43E-02	2.59E-02	2.89E-02	3.70E-02	7.24E-02	2.01E-01	3.60E-01	2.70E-01

表 C.1.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数。³⁶

E_p/MeV	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$								
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°	ROT
1.00E-09	2.57E+00	2.64E+00	2.60E+00	2.45E+00	2.20E+00	1.69E+00	1.20E+00	1.14E-01	5.16E-01
1.00E-08	2.86E+00	2.94E+00	3.04E+00	2.85E+00	2.53E+00	2.02E+00	1.44E+00	1.41E-01	5.90E-01
2.50E-08	2.70E+00	2.87E+00	3.14E+00	2.79E+00	2.48E+00	2.05E+00	1.56E+00	1.61E-01	6.00E-01
1.00E-07	2.71E+00	2.96E+00	2.85E+00	2.93E+00	2.65E+00	2.25E+00	1.77E+00	2.13E-01	6.29E-01
2.00E-07	2.73E+00	3.00E+00	3.15E+00	2.76E+00	2.70E+00	2.34E+00	1.83E+00	2.45E-01	6.63E-01
5.00E-07	2.73E+00	2.89E+00	2.94E+00	2.94E+00	2.62E+00	2.41E+00	1.99E+00	2.70E-01	6.80E-01
1.00E-06	2.73E+00	2.81E+00	2.90E+00	2.84E+00	2.59E+00	2.36E+00	1.97E+00	3.17E-01	6.85E-01

(Continued)

H

³⁶ N. E. Hertel (2020). *Personal communication* (Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia).

表 C.1.2 (続き)

E_p/MeV	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$								
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°	ROT
2.00E-06	2.71E+00	2.75E+00	2.67E+00	2.75E+00	2.59E+00	2.34E+00	2.02E+00	3.39E-01	7.11E-01
5.00E-06	2.45E+00	2.47E+00	2.66E+00	2.60E+00	2.44E+00	2.30E+00	1.87E+00	3.41E-01	6.94E-01
1.00E-05	2.37E+00	2.59E+00	2.48E+00	2.58E+00	2.33E+00	2.18E+00	1.85E+00	3.43E-01	6.61E-01
2.00E-05	2.26E+00	2.33E+00	2.55E+00	2.35E+00	2.34E+00	2.08E+00	1.75E+00	3.75E-01	6.52E-01
5.00E-05	2.15E+00	2.31E+00	2.19E+00	2.38E+00	2.19E+00	1.88E+00	1.69E+00	3.64E-01	6.43E-01
1.00E-04	2.03E+00	2.05E+00	2.16E+00	2.24E+00	2.08E+00	1.98E+00	1.60E+00	3.81E-01	6.15E-01
2.00E-04	1.91E+00	1.98E+00	2.18E+00	2.08E+00	2.00E+00	1.81E+00	1.53E+00	3.59E-01	5.84E-01
5.00E-04	1.90E+00	1.82E+00	2.07E+00	1.97E+00	1.92E+00	1.81E+00	1.53E+00	3.63E-01	5.78E-01
1.00E-03	1.90E+00	1.76E+00	1.95E+00	1.80E+00	1.85E+00	1.67E+00	1.45E+00	3.71E-01	5.41E-01
2.00E-03	1.85E+00	1.88E+00	1.95E+00	2.00E+00	1.73E+00	1.64E+00	1.51E+00	3.56E-01	5.56E-01
5.00E-03	1.96E+00	2.14E+00	2.12E+00	1.98E+00	2.04E+00	1.76E+00	1.64E+00	3.68E-01	6.05E-01
1.00E-02	2.40E+00	2.44E+00	2.46E+00	2.39E+00	2.34E+00	2.18E+00	1.83E+00	3.51E-01	6.67E-01
2.00E-02	3.04E+00	3.11E+00	3.09E+00	3.12E+00	2.96E+00	2.79E+00	2.42E+00	3.56E-01	8.29E-01
3.00E-02	3.71E+00	3.75E+00	3.78E+00	3.71E+00	3.58E+00	3.39E+00	2.91E+00	3.76E-01	9.71E-01
5.00E-02	4.98E+00	5.04E+00	4.93E+00	4.85E+00	4.76E+00	4.56E+00	3.92E+00	3.89E-01	1.25E+00
7.00E-02	6.20E+00	6.21E+00	6.07E+00	5.70E+00	5.86E+00	5.60E+00	4.93E+00	3.85E-01	1.55E+00
1.00E-01	7.50E+00	7.68E+00	7.47E+00	7.28E+00	7.42E+00	6.96E+00	6.20E+00	4.04E-01	1.90E+00
1.50E-01	9.99E+00	9.73E+00	9.52E+00	9.27E+00	9.19E+00	8.89E+00	8.13E+00	4.29E-01	2.41E+00
2.00E-01	1.14E+01	1.16E+01	1.13E+01	1.11E+01	1.09E+01	1.08E+01	9.78E+00	4.30E-01	2.98E+00
3.00E-01	1.41E+01	1.46E+01	1.43E+01	1.38E+01	1.38E+01	1.40E+01	1.26E+01	4.66E-01	3.65E+00
5.00E-01	1.87E+01	1.92E+01	1.90E+01	1.80E+01	1.86E+01	1.85E+01	1.72E+01	5.55E-01	5.07E+00
7.00E-01	2.15E+01	2.22E+01	2.20E+01	2.11E+01	2.12E+01	2.17E+01	2.07E+01	6.53E-01	5.98E+00
9.00E-01	2.48E+01	2.56E+01	2.54E+01	2.44E+01	2.38E+01	2.49E+01	2.36E+01	8.01E-01	7.02E+00
1.00E+00	3.06E+01	3.07E+01	3.01E+01	3.12E+01	2.88E+01	2.91E+01	2.69E+01	6.28E-01	7.95E+00
1.20E+00	2.88E+01	2.90E+01	2.91E+01	2.82E+01	2.81E+01	2.86E+01	2.73E+01	1.03E+00	8.53E+00
1.50E+00	3.09E+01	3.11E+01	3.12E+01	3.07E+01	3.06E+01	3.11E+01	2.94E+01	1.58E+00	9.28E+00
2.00E+00	3.50E+01	3.48E+01	3.39E+01	3.45E+01	3.45E+01	3.42E+01	3.36E+01	2.68E+00	1.09E+01
3.00E+00	4.06E+01	4.14E+01	3.96E+01	4.06E+01	3.97E+01	4.02E+01	3.88E+01	5.38E+00	1.38E+01
4.00E+00	4.81E+01	4.82E+01	4.91E+01	4.84E+01	4.82E+01	4.66E+01	4.68E+01	7.23E+00	1.62E+01
5.00E+00	5.17E+01	5.02E+01	4.88E+01	5.21E+01	5.16E+01	4.75E+01	4.87E+01	1.06E+01	1.82E+01
6.00E+00	5.51E+01	5.48E+01	5.56E+01	5.48E+01	5.47E+01	5.35E+01	5.36E+01	1.24E+01	2.03E+01
7.00E+00	5.62E+01	5.44E+01	5.44E+01	5.46E+01	5.60E+01	5.31E+01	5.34E+01	1.63E+01	2.13E+01
8.00E+00	5.80E+01	5.97E+01	5.85E+01	5.89E+01	5.74E+01	5.74E+01	5.56E+01	1.76E+01	2.25E+01
9.00E+00	6.27E+01	6.18E+01	6.18E+01	6.39E+01	6.23E+01	5.96E+01	5.87E+01	1.94E+01	2.38E+01
1.00E+01	6.59E+01	6.67E+01	6.68E+01	6.70E+01	6.51E+01	6.30E+01	6.24E+01	2.09E+01	2.49E+01
1.20E+01	7.38E+01	7.34E+01	7.39E+01	7.32E+01	7.08E+01	7.20E+01	6.64E+01	2.41E+01	2.80E+01
1.40E+01	7.40E+01	7.42E+01	7.46E+01	7.55E+01	7.10E+01	7.18E+01	7.04E+01	2.76E+01	3.01E+01
1.50E+01	7.81E+01	7.73E+01	8.06E+01	7.65E+01	7.49E+01	7.76E+01	7.38E+01	2.93E+01	3.19E+01
1.60E+01	7.73E+01	7.82E+01	7.65E+01	7.85E+01	7.71E+01	7.51E+01	7.15E+01	3.03E+01	3.12E+01
1.80E+01	7.73E+01	7.72E+01	7.73E+01	7.75E+01	8.00E+01	7.86E+01	7.53E+01	3.44E+01	3.14E+01
2.00E+01	7.48E+01	7.48E+01	7.77E+01	7.86E+01	7.59E+01	7.87E+01	7.38E+01	3.79E+01	3.26E+01
3.00E+01	6.43E+01	6.51E+01	6.95E+01	7.59E+01	6.85E+01	7.13E+01	7.54E+01	4.70E+01	3.41E+01
5.00E+01	5.07E+01	5.54E+01	5.93E+01	6.64E+01	6.77E+01	7.61E+01	7.80E+01	6.50E+01	3.42E+01

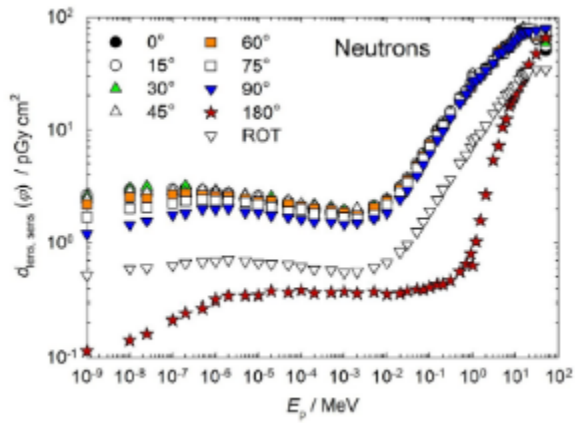


図 C.1.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数。37

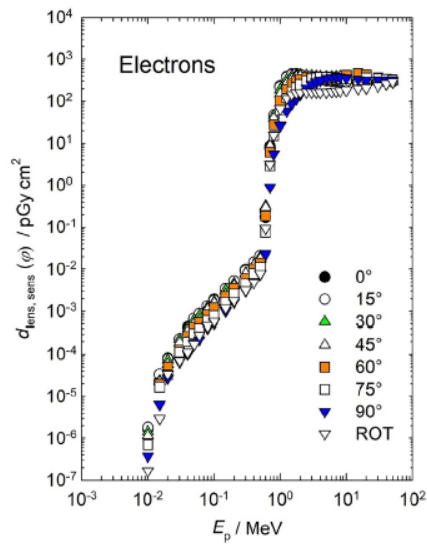


図 C.1.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 C.1.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p/MeV	$d_{\text{dens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{dens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.01	1.68E-06	1.81E-06	1.43E-06	1.16E-06	7.55E-07	7.04E-07	3.74E-07	1.67E-07
0.015	2.26E-05	3.34E-05	2.34E-05	2.22E-05	1.96E-05	1.66E-05	6.43E-06	2.95E-06
0.02	8.15E-05	7.79E-05	7.25E-05	5.81E-05	4.99E-05	3.24E-05	2.73E-05	3.40E-05
0.03	2.23E-04	2.30E-04	2.25E-04	1.89E-04	1.26E-04	1.12E-04	6.60E-05	7.02E-05
0.04	4.16E-04	3.40E-04	4.04E-04	3.49E-04	2.71E-04	2.00E-04	1.02E-04	1.13E-04
0.05	6.07E-04	6.75E-04	6.16E-04	5.09E-04	4.08E-04	3.06E-04	1.86E-04	1.72E-04
0.06	8.47E-04	8.68E-04	7.80E-04	6.15E-04	5.57E-04	3.87E-04	2.24E-04	2.83E-04
0.08	1.31E-03	1.33E-03	1.23E-03	1.08E-03	8.32E-04	6.11E-04	4.21E-04	4.60E-04
0.1	1.92E-03	1.80E-03	1.66E-03	1.57E-03	1.20E-03	7.97E-04	5.48E-04	5.86E-04
0.15	3.24E-03	3.36E-03	3.11E-03	2.47E-03	2.23E-03	1.65E-03	1.02E-03	1.20E-03
0.2	5.04E-03	5.21E-03	4.60E-03	4.07E-03	3.47E-03	2.59E-03	1.64E-03	1.77E-03
0.3	9.58E-03	9.08E-03	7.91E-03	7.83E-03	6.02E-03	4.52E-03	3.11E-03	3.20E-03
0.4	1.41E-02	1.47E-02	1.29E-02	1.25E-02	1.00E-02	7.88E-03	5.09E-03	4.83E-03
0.5	2.06E-02	2.06E-02	1.91E-02	1.76E-02	1.41E-02	1.13E-02	7.66E-03	7.78E-03
0.6	1.75E-01	2.32E-01	3.17E-01	2.97E-01	1.86E-01	7.49E-02	2.32E-02	9.44E-02
0.7	7.56E+00	8.46E+00	9.60E+00	8.88E+00	6.08E+00	2.89E+00	8.98E-01	3.08E+00
0.8	4.62E+01	4.66E+01	4.57E+01	3.93E+01	2.77E+01	1.50E+01	5.51E+00	1.54E+01

(Continued) H

³⁷N. E. Hertel (2020). *Personal communication* (Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia).

表 C.1.3 (続き)

E_p/MeV	$d_{\text{dens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{dens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
1	2.29E+02	2.18E+02	1.89E+02	1.50E+02	1.04E+02	6.11E+01	2.66E+01	6.64E+01
1.25	3.87E+02	3.73E+02	3.29E+02	2.69E+02	1.92E+02	1.19E+02	5.77E+01	1.17E+02
1.5	4.42E+02	4.30E+02	3.94E+02	3.39E+02	2.57E+02	1.69E+02	8.67E+01	1.44E+02
1.75	4.45E+02	4.41E+02	4.17E+02	3.80E+02	3.06E+02	2.12E+02	1.16E+02	1.57E+02
2	4.30E+02	4.29E+02	4.19E+02	4.01E+02	3.39E+02	2.52E+02	1.46E+02	1.62E+02
2.5	3.87E+02	3.94E+02	4.00E+02	4.09E+02	3.75E+02	3.13E+02	2.02E+02	1.65E+02
3	3.55E+02	3.65E+02	3.78E+02	4.02E+02	3.85E+02	3.49E+02	2.46E+02	1.64E+02
3.5	3.35E+02	3.46E+02	3.62E+02	3.91E+02	3.82E+02	3.70E+02	2.85E+02	1.64E+02
4	3.23E+02	3.35E+02	3.53E+02	3.85E+02	3.72E+02	3.80E+02	3.14E+02	1.63E+02
5	3.11E+02	3.23E+02	3.42E+02	3.78E+02	3.51E+02	3.82E+02	3.50E+02	1.65E+02
6	3.04E+02	3.16E+02	3.38E+02	3.82E+02	3.33E+02	3.73E+02	3.69E+02	1.68E+02
7	3.00E+02	3.11E+02	3.34E+02	3.86E+02	3.23E+02	3.59E+02	3.75E+02	1.72E+02
8	2.97E+02	3.06E+02	3.27E+02	3.88E+02	3.56E+02	3.47E+02	3.72E+02	1.76E+02
10	2.95E+02	3.00E+02	3.16E+02	3.79E+02	4.20E+02	3.32E+02	3.57E+02	1.84E+02
15	2.90E+02	2.95E+02	2.98E+02	3.31E+02	4.60E+02	3.11E+02	3.29E+02	1.99E+02
20	2.91E+02	2.93E+02	2.95E+02	3.11E+02	4.28E+02	3.71E+02	3.15E+02	2.09E+02
30	2.92E+02	2.96E+02	2.96E+02	3.04E+02	3.71E+02	3.55E+02	3.20E+02	2.33E+02
40	2.93E+02	2.95E+02	2.96E+02	3.03E+02	3.45E+02	3.37E+02	3.20E+02	2.60E+02
50	2.90E+02	2.93E+02	2.97E+02	3.04E+02	3.31E+02	3.27E+02	3.21E+02	2.86E+02

表 C.1.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p/MeV	$d_{\text{dens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{dens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.001	7.43E+00	7.94E+00	7.89E+00	7.35E+00	6.13E+00	4.91E+00	3.47E+00	3.06E+00
0.002	7.17E+00	7.47E+00	7.43E+00	6.98E+00	5.88E+00	4.58E+00	3.21E+00	2.87E+00
0.003	6.99E+00	7.26E+00	7.39E+00	6.71E+00	5.61E+00	4.43E+00	3.05E+00	2.76E+00
0.004	6.88E+00	7.34E+00	7.28E+00	6.64E+00	5.70E+00	4.36E+00	3.01E+00	2.72E+00
0.005	7.02E+00	7.17E+00	7.29E+00	6.72E+00	5.67E+00	4.24E+00	3.07E+00	2.74E+00
0.006	6.97E+00	7.18E+00	7.33E+00	6.59E+00	5.54E+00	4.33E+00	2.91E+00	2.70E+00
0.007	6.85E+00	7.31E+00	7.22E+00	6.65E+00	5.58E+00	4.33E+00	2.98E+00	2.69E+00
0.008	6.92E+00	7.31E+00	7.21E+00	6.65E+00	5.51E+00	4.27E+00	2.95E+00	2.77E+00
0.009	6.84E+00	7.30E+00	7.14E+00	6.60E+00	5.57E+00	4.30E+00	2.94E+00	2.73E+00
0.01	6.87E+00	7.26E+00	7.18E+00	6.61E+00	5.52E+00	4.31E+00	2.94E+00	2.67E+00
0.013	6.78E+00	7.32E+00	7.20E+00	6.62E+00	5.53E+00	4.23E+00	2.98E+00	2.65E+00
0.015	6.88E+00	7.29E+00	7.08E+00	6.55E+00	5.65E+00	4.38E+00	2.92E+00	2.69E+00
0.017	6.96E+00	7.19E+00	7.23E+00	6.56E+00	5.55E+00	4.30E+00	2.94E+00	2.63E+00
0.02	6.79E+00	7.13E+00	7.17E+00	6.59E+00	5.49E+00	4.24E+00	3.01E+00	2.72E+00
0.024	6.93E+00	7.22E+00	7.28E+00	6.57E+00	5.59E+00	4.30E+00	2.92E+00	2.67E+00
0.03	6.95E+00	7.18E+00	7.27E+00	6.49E+00	5.59E+00	4.31E+00	2.94E+00	2.68E+00
0.04	6.94E+00	7.15E+00	7.26E+00	6.69E+00	5.62E+00	4.39E+00	2.91E+00	2.67E+00
0.05	6.87E+00	7.20E+00	7.20E+00	6.76E+00	5.55E+00	4.29E+00	2.92E+00	2.77E+00
0.06	6.91E+00	7.04E+00	7.28E+00	6.74E+00	5.61E+00	4.31E+00	3.00E+00	2.71E+00
0.07	6.99E+00	7.17E+00	7.35E+00	6.48E+00	5.52E+00	4.33E+00	2.96E+00	2.68E+00
0.08	6.96E+00	7.20E+00	7.21E+00	6.80E+00	5.61E+00	4.38E+00	3.01E+00	2.71E+00
0.1	6.97E+00	7.43E+00	7.26E+00	6.71E+00	5.57E+00	4.25E+00	3.00E+00	2.73E+00
0.15	6.94E+00	7.30E+00	7.30E+00	6.68E+00	5.63E+00	4.23E+00	2.98E+00	2.79E+00
0.2	7.13E+00	7.42E+00	7.60E+00	6.93E+00	5.76E+00	4.43E+00	2.99E+00	2.75E+00

(Continued) H

表 C.1.4 (続き)

E_p /MeV	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
0.3	7.29E+00	7.61E+00	7.66E+00	6.97E+00	5.80E+00	4.50E+00	3.12E+00	2.90E+00
0.4	7.60E+00	7.97E+00	7.71E+00	7.12E+00	5.88E+00	4.70E+00	3.16E+00	2.96E+00
0.5	7.91E+00	8.35E+00	8.11E+00	7.36E+00	6.23E+00	4.70E+00	3.24E+00	3.02E+00
0.6	8.44E+00	8.70E+00	8.86E+00	8.11E+00	6.67E+00	4.98E+00	3.39E+00	3.26E+00
0.7	1.71E+01	1.84E+01	1.95E+01	1.80E+01	1.34E+01	8.33E+00	4.46E+00	6.91E+00
0.8	5.95E+01	5.97E+01	5.86E+01	5.03E+01	3.65E+01	2.15E+01	9.54E+00	2.02E+01
1	2.48E+02	2.37E+02	2.06E+02	1.64E+02	1.15E+02	6.88E+01	3.18E+01	7.28E+01
1.25	3.94E+02	3.79E+02	3.35E+02	2.77E+02	2.03E+02	1.27E+02	6.18E+01	1.21E+02
1.5	4.34E+02	4.24E+02	3.90E+02	3.41E+02	2.61E+02	1.72E+02	9.22E+01	1.45E+02
1.75	4.32E+02	4.24E+02	4.10E+02	3.72E+02	3.06E+02	2.13E+02	1.20E+02	1.54E+02
2	4.13E+02	4.13E+02	4.05E+02	3.87E+02	3.35E+02	2.50E+02	1.46E+02	1.58E+02
2.5	3.68E+02	3.76E+02	3.83E+02	3.92E+02	3.68E+02	3.04E+02	2.03E+02	1.59E+02
3	3.41E+02	3.50E+02	3.64E+02	3.87E+02	3.68E+02	3.37E+02	2.47E+02	1.61E+02
3.5	3.22E+02	3.31E+02	3.48E+02	3.77E+02	3.66E+02	3.53E+02	2.76E+02	1.59E+02
4	3.12E+02	3.24E+02	3.40E+02	3.71E+02	3.56E+02	3.69E+02	3.03E+02	1.58E+02
5	3.02E+02	3.13E+02	3.36E+02	3.63E+02	3.34E+02	3.70E+02	3.40E+02	1.60E+02
6	2.97E+02	3.08E+02	3.29E+02	3.68E+02	3.24E+02	3.57E+02	3.52E+02	1.63E+02
7	2.93E+02	3.04E+02	3.26E+02	3.72E+02	3.13E+02	3.39E+02	3.64E+02	1.69E+02
8	2.92E+02	2.96E+02	3.21E+02	3.76E+02	3.46E+02	3.35E+02	3.58E+02	1.71E+02
10	2.89E+02	2.94E+02	3.11E+02	3.68E+02	4.08E+02	3.23E+02	3.44E+02	1.80E+02
15	2.90E+02	2.91E+02	2.98E+02	3.22E+02	4.39E+02	3.10E+02	3.23E+02	1.94E+02
20	2.89E+02	2.91E+02	2.94E+02	3.06E+02	4.12E+02	3.55E+02	3.11E+02	2.06E+02
30	2.90E+02	2.91E+02	2.92E+02	2.98E+02	3.59E+02	3.37E+02	3.09E+02	2.29E+02
40	2.91E+02	2.94E+02	2.95E+02	2.98E+02	3.37E+02	3.24E+02	3.06E+02	2.57E+02
50	2.93E+02	2.91E+02	2.95E+02	2.95E+02	3.23E+02	3.23E+02	3.10E+02	2.78E+02

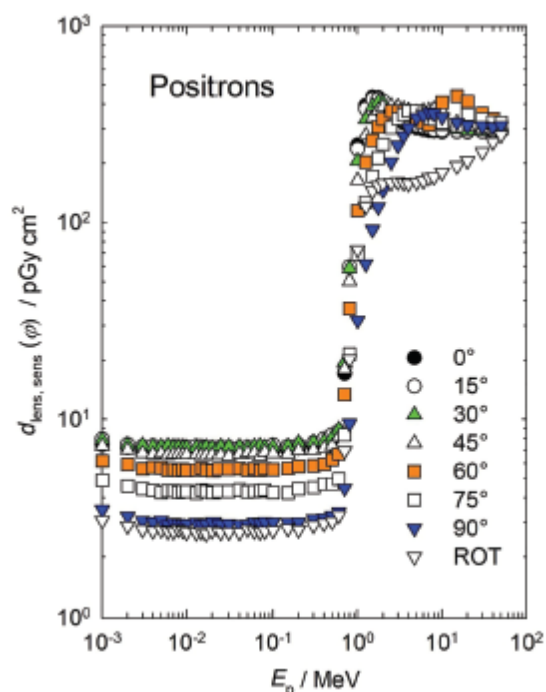


図 C.1.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 C.2.1a カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p/MeV	$d_{\text{dens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{dens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.005	4.10E-05	6.91E-05	1.48E-04	1.56E-04	5.95E-05	7.94E-06	4.11E-07	3.06E-05
0.006	7.94E-03	8.87E-03	1.06E-02	1.02E-02	5.73E-03	1.56E-03	1.74E-04	3.13E-03
0.007	1.07E-01	1.06E-01	1.05E-01	9.16E-02	6.22E-02	2.67E-02	4.67E-03	3.39E-02
0.008	4.25E-01	4.12E-01	3.79E-01	3.24E-01	2.35E-01	1.23E-01	3.65E-02	1.29E-01
0.009	9.03E-01	8.76E-01	7.97E-01	6.77E-01	5.21E-01	3.20E-01	1.22E-01	2.85E-01
0.01	1.38E+00	1.34E+00	1.23E+00	1.06E+00	8.58E-01	5.79E-01	2.63E-01	4.52E-01
0.011	1.73E+00	1.69E+00	1.57E+00	1.39E+00	1.15E+00	8.45E-01	4.43E-01	5.92E-01
0.013	2.02E+00	2.00E+00	1.90E+00	1.74E+00	1.53E+00	1.25E+00	7.87E-01	7.59E-01
0.015	1.98E+00	1.96E+00	1.89E+00	1.77E+00	1.63E+00	1.41E+00	1.02E+00	7.97E-01
0.017	1.80E+00	1.79E+00	1.74E+00	1.67E+00	1.55E+00	1.40E+00	1.11E+00	7.72E-01
0.02	1.49E+00	1.49E+00	1.47E+00	1.43E+00	1.35E+00	1.26E+00	1.07E+00	6.87E-01
0.024	1.16E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.14E+00	1.11E+00	1.05E+00	9.27E-01	5.79E-01
0.03	8.53E-01	8.48E-01	8.50E-01	8.50E-01	8.24E-01	7.93E-01	7.28E-01	4.59E-01
0.04	5.89E-01	5.95E-01	5.97E-01	5.92E-01	5.87E-01	5.77E-01	5.30E-01	3.43E-01
0.05	4.89E-01	4.88E-01	4.94E-01	5.00E-01	4.97E-01	4.80E-01	4.46E-01	2.99E-01
0.06	4.51E-01	4.52E-01	4.61E-01	4.64E-01	4.59E-01	4.41E-01	4.28E-01	2.86E-01
0.07	4.55E-01	4.63E-01	4.61E-01	4.61E-01	4.59E-01	4.46E-01	4.31E-01	2.92E-01
0.08	4.81E-01	4.86E-01	4.84E-01	4.87E-01	4.77E-01	4.77E-01	4.60E-01	3.14E-01
0.1	5.58E-01	5.59E-01	5.68E-01	5.69E-01	5.62E-01	5.58E-01	5.42E-01	3.75E-01
0.12	6.62E-01	6.70E-01	6.68E-01	6.73E-01	6.62E-01	6.66E-01	6.42E-01	4.56E-01
0.15	8.35E-01	8.39E-01	8.48E-01	8.41E-01	8.44E-01	8.37E-01	8.07E-01	5.78E-01
0.2	1.14E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.12E+00	8.08E-01
0.24	1.38E+00	1.40E+00	1.40E+00	1.39E+00	1.42E+00	1.40E+00	1.38E+00	9.96E-01
0.3	1.75E+00	1.76E+00	1.76E+00	1.78E+00	1.80E+00	1.76E+00	1.73E+00	1.30E+00
0.4	2.29E+00	2.37E+00	2.33E+00	2.37E+00	2.39E+00	2.34E+00	2.29E+00	1.75E+00
0.5	2.82E+00	2.82E+00	2.88E+00	2.93E+00	3.01E+00	2.86E+00	2.84E+00	2.23E+00
0.511	2.91E+00	2.91E+00	2.95E+00	3.00E+00	2.98E+00	2.90E+00	2.92E+00	2.26E+00
0.6	3.35E+00	3.37E+00	3.42E+00	3.48E+00	3.49E+00	3.39E+00	3.38E+00	2.64E+00
0.662	3.64E+00	3.65E+00	3.69E+00	3.78E+00	3.78E+00	3.66E+00	3.65E+00	2.92E+00
0.8	4.24E+00	4.33E+00	4.31E+00	4.38E+00	4.41E+00	4.32E+00	4.31E+00	3.46E+00
1	5.09E+00	5.10E+00	5.12E+00	5.24E+00	5.31E+00	5.12E+00	5.09E+00	4.24E+00
1.117	5.58E+00	5.57E+00	5.71E+00	5.68E+00	5.74E+00	5.57E+00	5.54E+00	4.63E+00
1.2	5.81E+00	5.93E+00	5.93E+00	5.98E+00	6.03E+00	5.90E+00	5.85E+00	4.87E+00
1.3	6.23E+00	6.27E+00	6.29E+00	6.41E+00	6.43E+00	6.25E+00	6.26E+00	5.25E+00

(Continued) H

表 C.2.1a (続き)

E_p/MeV	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
1.33	6.32E+00	6.36E+00	6.35E+00	6.45E+00	6.51E+00	6.37E+00	6.35E+00	5.39E+00
1.5	6.89E+00	6.98E+00	6.91E+00	7.02E+00	7.10E+00	6.90E+00	6.89E+00	5.98E+00
1.7	7.47E+00	7.58E+00	7.59E+00	7.68E+00	7.78E+00	7.55E+00	7.53E+00	6.49E+00
2	8.39E+00	8.44E+00	8.47E+00	8.53E+00	8.62E+00	8.42E+00	8.35E+00	7.23E+00
2.4	9.41E+00	9.53E+00	9.52E+00	9.71E+00	9.72E+00	9.48E+00	9.60E+00	8.32E+00
3	1.10E+01	1.10E+01	1.11E+01	1.11E+01	1.12E+01	1.09E+01	1.09E+01	9.82E+00
4	1.32E+01	1.33E+01	1.34E+01	1.33E+01	1.34E+01	1.32E+01	1.32E+01	1.18E+01
5	1.54E+01	1.54E+01	1.55E+01	1.57E+01	1.56E+01	1.53E+01	1.55E+01	1.38E+01
6	1.74E+01	1.74E+01	1.75E+01	1.76E+01	1.75E+01	1.74E+01	1.75E+01	1.56E+01
6.129	1.76E+01	1.77E+01	1.77E+01	1.80E+01	1.81E+01	1.74E+01	1.76E+01	1.61E+01
8	2.15E+01	2.17E+01	2.14E+01	2.15E+01	2.16E+01	2.15E+01	2.16E+01	1.93E+01
10	2.54E+01	2.55E+01	2.57E+01	2.55E+01	2.55E+01	2.56E+01	2.56E+01	2.36E+01
15	3.59E+01	3.61E+01	3.57E+01	3.57E+01	3.59E+01	3.55E+01	3.52E+01	3.32E+01
20	4.61E+01	4.63E+01	4.69E+01	4.66E+01	4.67E+01	4.65E+01	4.64E+01	4.35E+01
30	6.96E+01	6.97E+01	6.96E+01	6.93E+01	6.87E+01	7.00E+01	6.86E+01	6.45E+01
40	9.40E+01	9.34E+01	9.35E+01	9.40E+01	9.49E+01	9.33E+01	9.21E+01	8.72E+01
50	1.19E+02	1.19E+02	1.20E+02	1.19E+02	1.19E+02	1.17E+02	1.17E+02	1.09E+02

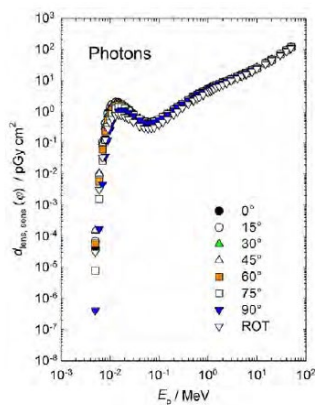


図 C.2.1a カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 C.2.1b コーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

E_p /MeV	$d_{\text{dens, sens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{dens, sens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
0.005	1.34E-06	2.25E-06	4.84E-06	5.10E-06	1.94E-06	2.59E-07	1.34E-08	9.99E-07
0.006	3.74E-04	4.17E-04	4.99E-04	4.79E-04	2.69E-04	7.33E-05	8.21E-06	1.47E-04
0.007	6.88E-03	6.86E-03	6.75E-03	5.91E-03	4.01E-03	1.72E-03	3.01E-04	2.19E-03
0.008	3.61E-02	3.50E-02	3.21E-02	2.75E-02	1.99E-02	1.05E-02	3.09E-03	1.10E-02
0.009	9.80E-02	9.50E-02	8.65E-02	7.35E-02	5.65E-02	3.47E-02	1.33E-02	3.09E-02
0.01	1.86E-01	1.81E-01	1.66E-01	1.44E-01	1.16E-01	7.82E-02	3.55E-02	6.11E-02
0.011	2.86E-01	2.79E-01	2.59E-01	2.29E-01	1.91E-01	1.40E-01	7.32E-02	9.80E-02
0.013	4.78E-01	4.71E-01	4.48E-01	4.11E-01	3.61E-01	2.96E-01	1.86E-01	1.79E-01
0.015	6.33E-01	6.26E-01	6.03E-01	5.68E-01	5.22E-01	4.51E-01	3.25E-01	2.55E-01
0.017	7.56E-01	7.49E-01	7.29E-01	7.01E-01	6.49E-01	5.86E-01	4.63E-01	3.23E-01
0.02	8.87E-01	8.83E-01	8.74E-01	8.47E-01	8.03E-01	7.50E-01	6.36E-01	4.08E-01
0.024	1.01E+00	1.02E+00	1.00E+00	9.89E-01	9.61E-01	9.12E-01	8.06E-01	5.04E-01
0.03	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.18E+00	1.14E+00	1.10E+00	1.01E+00	6.35E-01
0.04	1.37E+00	1.39E+00	1.39E+00	1.38E+00	1.37E+00	1.34E+00	1.24E+00	7.99E-01
0.05	1.52E+00	1.51E+00	1.53E+00	1.55E+00	1.54E+00	1.49E+00	1.38E+00	9.27E-01
0.06	1.56E+00	1.57E+00	1.60E+00	1.60E+00	1.59E+00	1.53E+00	1.48E+00	9.89E-01
0.07	1.58E+00	1.61E+00	1.60E+00	1.60E+00	1.59E+00	1.55E+00	1.50E+00	1.01E+00
0.08	1.57E+00	1.59E+00	1.58E+00	1.59E+00	1.55E+00	1.55E+00	1.50E+00	1.02E+00
0.1	1.50E+00	1.51E+00	1.53E+00	1.53E+00	1.51E+00	1.50E+00	1.46E+00	1.01E+00
0.12	1.44E+00	1.45E+00	1.45E+00	1.46E+00	1.44E+00	1.44E+00	1.39E+00	9.90E-01
0.15	1.39E+00	1.40E+00	1.42E+00	1.40E+00	1.41E+00	1.40E+00	1.35E+00	9.64E-01
0.2	1.33E+00	1.34E+00	1.35E+00	1.36E+00	1.34E+00	1.34E+00	1.31E+00	9.43E-01
0.24	1.30E+00	1.32E+00	1.32E+00	1.30E+00	1.34E+00	1.32E+00	1.30E+00	9.38E-01
0.3	1.27E+00	1.27E+00	1.27E+00	1.29E+00	1.30E+00	1.27E+00	1.25E+00	9.38E-01
0.4	1.21E+00	1.25E+00	1.23E+00	1.25E+00	1.26E+00	1.24E+00	1.21E+00	9.24E-01
0.5	1.18E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.26E+00	1.20E+00	1.19E+00	9.36E-01
0.511	1.20E+00	1.20E+00	1.21E+00	1.23E+00	1.22E+00	1.19E+00	1.20E+00	9.29E-01
0.6	1.18E+00	1.18E+00	1.20E+00	1.22E+00	1.23E+00	1.19E+00	1.19E+00	9.30E-01
0.662	1.17E+00	1.17E+00	1.19E+00	1.21E+00	1.22E+00	1.18E+00	1.17E+00	9.37E-01
0.8	1.15E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.19E+00	1.17E+00	1.16E+00	9.35E-01
1	1.14E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.17E+00	1.18E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.45E-01
1.117	1.14E+00	1.14E+00	1.17E+00	1.16E+00	1.18E+00	1.14E+00	1.13E+00	9.48E-01
1.2	1.13E+00	1.15E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.17E+00	1.14E+00	1.13E+00	9.43E-01
1.3	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.17E+00	1.17E+00	1.14E+00	1.14E+00	9.55E-01
1.33	1.13E+00	1.14E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.16E+00	1.14E+00	1.13E+00	9.62E-01
1.5	1.12E+00	1.13E+00	1.12E+00	1.14E+00	1.15E+00	1.12E+00	1.12E+00	9.72E-01
1.7	1.11E+00	1.13E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.16E+00	1.12E+00	1.12E+00	9.65E-01
2	1.11E+00	1.12E+00	1.12E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.11E+00	1.10E+00	9.56E-01
2.4	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.14E+00	1.11E+00	1.12E+00	9.72E-01
3	1.10E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.11E+00	1.13E+00	1.09E+00	1.09E+00	9.84E-01
4	1.09E+00	1.10E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.10E+00	1.09E+00	1.09E+00	9.72E-01
5	1.09E+00	1.08E+00	1.09E+00	1.11E+00	1.10E+00	1.08E+00	1.09E+00	9.71E-01
6	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.09E+00	1.08E+00	1.08E+00	1.08E+00	9.68E-01
6.129	1.07E+00	1.08E+00	1.07E+00	1.09E+00	1.10E+00	1.06E+00	1.07E+00	9.79E-01
8	1.07E+00	1.08E+00	1.06E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	1.07E+00	9.61E-01
10	1.05E+00	1.05E+00	1.07E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	1.06E+00	9.78E-01
15	1.04E+00	1.05E+00	1.03E+00	1.04E+00	1.04E+00	1.03E+00	1.02E+00	9.62E-01
20	1.02E+00	1.02E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.03E+00	1.02E+00	9.58E-01
30	1.01E+00	1.02E+00	1.01E+00	1.01E+00	1.00E+00	1.02E+00	9.99E-01	9.41E-01
40	1.01E+00	1.00E+00	1.00E+00	1.01E+00	1.02E+00	1.00E+00	9.87E-01	9.35E-01
50	9.95E-01	1.00E+00	1.01E+00	9.97E-01	9.95E-01	9.78E-01	9.81E-01	9.15E-01

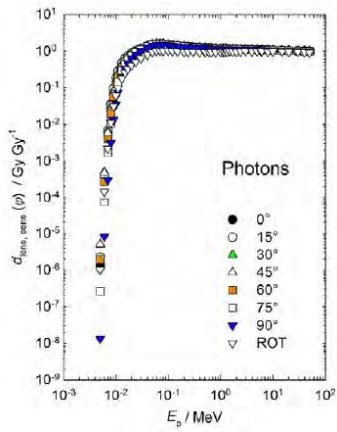


図 C.2.1b カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

添付資料 2 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録

添付資料 2.1 第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録

令和 3 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会 第一回会議 議事録

日時：2021 年 6 月 14 日（月） 9：30-11：30

場所：WebEx 会議

出席者（敬称略・委員は五十音順）：委員長・鈴木元（国際医療福祉大学クリニック）、副委員長・甲斐倫明（日本文理大学）、副委員長・佐々木道也（電力中央研究所）、委員・大野和子（京都医療科学大学）、委員・小田啓二（電子科学研究所）、委員・川口勇生（量子科学技術研究開発機構）、委員・木内伸幸（日本原子力研究開発機構）、委員・迫田幸子（日本アイソトープ協会）、委員・佐々木康人（湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター）、委員・保田浩志（広島大学）

原子力規制庁：高山企画官、大町課長補佐、荻野係長、三浦係長、角田係長

事務局：當麻、賞雅、森、中村、平杉

【配布資料】

資料 1	令和 3 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会 運営要領、委員名簿
資料 2	各刊行物の進行状況
資料 2-1	今年度の翻訳の流れ
資料 3	新規翻訳物の予備選定結果
資料 3-1	新規翻訳物の翻訳者、校閲者、監修者の候補
資料 4	翻訳対象除外のご提案
資料 4-1	最新の ICRP タスクグループの状況
資料 4-2	ICRP 次期主勧告に関する検討事項
資料 5	理解促進活動実施案
資料 5-1	令和 3 年度の学会やシンポジウム等の候補リスト
資料 5-2	令和 3 年度公開予定の刊行物と周知する学会の案
資料 5-3	Publ.126 と Publ.107 の学会 HP 掲載依頼リスト
資料 5-4	昨年度周知活動にご協力いただいた学会一覧
資料 6	Publ.142・146 の訳語検討
参考資料 6-1	Publ.142 翻訳版
参考資料 6-2	Publ.146 仮翻訳版（作成中）
資料 7	年間スケジュール概要

【議事】

開会

開会にあたり、原子力規制庁高山企画官より挨拶があった。

委員会編成の確認、委員長・副委員長選任【資料 1】

事務局より、委員会の運営要領と委員について説明を行い、新任の甲斐委員、迫田委員が原子力規制庁の定める委員の以下の選定基準に適合することが委員会にて確認され、承認された。

- ・甲斐委員；ICRP の委員や事務局として活動した経験がある者

・迫田委員；放射線医学総合研究所等の原子力規制委員会の技術支援機関に所属し、放射線防護に関する知見を有する者

鈴木委員長の指名により甲斐委員は、副委員長に就任いただくこととなった。鈴木元委員長、佐々木副委員長、甲斐副委員長、新たに委員となった迫田委員より挨拶があった。

現在までの進行確認【資料 2】

事務局より、翻訳に関する現在の進行状況について説明した。また今年度の翻訳の流れについても説明を行った。これについて以下の通り、委員から質疑応答などがあった。

● Publ.139 に関する校閲のコメントについて

(大野委員) Publ. 139 に対して、校閲に関するコメントを 3 月末に提出した。甲状腺の影響に関する表記と ICRP の本文の間違いに関するコメントを出したが、現状はどうなっているか。

(事務局) 大野委員からのコメントも含めて赤羽先生に校閲結果の確認を依頼している。ICRP 本文については ICRP に確認を依頼した。

(大野委員) 赤羽先生と相談しコメントを出している。学会として整合性を維持したい。

(鈴木委員長) コメントの内容と対応状況の詳細について補足をお願いする。

(甲斐副委員長) ICRP への問い合わせはいつ頃か。

(事務局) 4 月中にご連絡し、回答があり、赤羽先生には共有した。大野委員と甲斐副委員長にも共有させていただく。

● Publ.126 および Publ.107 のタイトル決定

(鈴木委員長) Publ. 126 の邦訳版タイトル「ラドン被ばくに対する放射線防護 (仮)」について、全員賛成であるため (仮) をとって決定とする。Publ. 107 のタイトル「線量計算のための核壊変データ (仮)」について意見をうかがいたい。

(佐々木康人委員) 原文は「Dosimetric calculation」で「Dose calculation」ではないが、「線量計算」という訳語が最適か。

(小田委員) 本文の内容を踏まえて最善の訳語であると考えたため「線量計算」とした。

(甲斐副委員長) 「核壊変」または「原子核壊変」とするかの検討が必要である。

(小田委員) 「核壊変」の用途が多いが、「原子核壊変」でも意味は同じであるため、いずれも問題はない。

(迫田委員) 「Dosimetric」を「線量測定における」にすると残りの部分もバランスを取って考え直さなければならない。

(鈴木委員長) 「核壊変データ」が定着しており、「原子核壊変データ」という表現に違和感があるかどうかは選択の論点となる。票決の結果、本件についても多数決により (仮) をとって決定とする。

今年度の新規翻訳対象物の選定【資料 3】

事務局より、今年度の新規翻訳物の Publ.147 および ICRU 95 の 2 報に加えて、事前のアンケートで得票を得ている Publ.144 および Publ.123 を紹介した。また Publ.147、ICRU 95 の翻訳者候補、校閲者候補、監修者候補を提案した。これについて以下の通り、委員にご討議いただいた。

● 新規翻訳物 4 報の決定

(鈴木委員長) 例年に倣い得票数を踏まえて Publ. 144 と Publ. 123 を新規翻訳の対象とする。

● Publ. 147 の翻訳者、校閲者、監修者の決定

(佐々木副委員長) 翻訳者候補は岩井先生がふさわしい。

(甲斐副委員長) 翻訳者候補を岩井先生とすることに同意する。Publ. 147 は医療被ばくに関する視点もあるので、校閲者候補は医療の専門である大野委員に協力いただきたい。

(小田委員) 本刊行物には医療だけでなくリスクコミュニケーションの視点が含まれている。自身としては ICRU Report 95 のほうが専門と合致する。

(大野委員) 医療分野からの視点から協力できる。翻訳者候補の岩井先生のご都合は確認したのか。

(事務局) 岩井先生からは内諾を得ており、委員の承認を以て正式に依頼したい。

(川口委員) 校閲者は刊行物によって専門の違う 2 名を指名する例があったため、大野委員と他 1 名を

指名することも可能ではないか。

(鈴木元委員長) 校閲は保田委員も加えることとする。

(甲斐副委員長) 監修者候補である佐藤達彦先生のご都合が悪ければ、支援したい。

(鈴木委員長) 翻訳者を岩井先生、校閲者を大野委員と保田委員、監修者を佐藤先生または甲斐副委員長とする。

● ICRU Report 95 の翻訳者、校閲者、監修者の決定

(小田委員) 保健物理学会の臨時委員会の経験から校閲を担当したい。

(佐々木康人委員) 監修者は ICRP の委員に依頼するのが原則であるが、斎藤先生は ICRU の委員か。

(事務局) 斎藤先生は ICRU の委員である。

(鈴木委員長) 翻訳者を黒澤先生、校閲者を小田委員、監修者を斎藤先生とする。

(迫田委員) ICRU レポートの翻訳について、翻訳許可を ICRU から取得する必要があるがその手続状況はいかがか。翻訳許可における、邦訳版のウェブ上での公開に関する事項も含めて確認したい。

(事務局) 著作権と ICRU の HP 上での公開、原子力規制庁の HP 上での公開については ICRU から合意を得ている。

(佐々木道也委員) 過去の ICRU レポートの翻訳の実績はあるか。

(事務局) 日本放射線技術学会 出版委員会にて翻訳がされている。本事業での実績はない。

(鈴木委員長) 今回は ICRU と ICRP と共同で刊行したものであるため事業の中で翻訳を行っているが、一般的に ICRU の邦訳について議論することは委員会の範疇ではない。

● Publ. 123 の翻訳者、校閲者、監修者の決定および翻訳個所の検討

(川口委員) (佐々木康人委員) 翻訳者は JAXA の込山立人先生が適任である。

(鈴木委員長) 検討の結果、翻訳者の候補を込山立人先生、校閲者は保田委員、監修者は佐藤達彦先生とする。

(事務局) ANNEX A は表が大部分を占めており、翻訳対象箇所を議論いただきたい。表全体を翻訳対象とすると、著者確認でご負担をかける可能性がある。

(川口委員) Publ. 131 では本文のみを翻訳した実例があるため、同様の対応とすることが出来るのではないか。

(佐々木康人委員) 本文における表の必要性が判断基準であり、本刊行物では省略できないのではないか。

(迫田委員) 過去に割愛とした例としては、Publ.109 に合冊となっていた ICRP の歴史を述べた論文 (109 とは別内容) と、Publ. 131 における付属書がある。Publ. 131 「幹細胞」で付属書全体を対象外としたのは、内容が高度に専門的で放射線生物学の専門家しか読者に想定できないためであった。これはむしろ例外で、基本的には原著の「全体性」が尊重されてきた。ANNEX A のような数値表の確認は、事務局による著者支援が期待される。

(佐々木康人委員) 表の掲載自体を省略するのではなく、そのまま掲載し、翻訳はしないという案を支持する。

(甲斐副委員長) 計算プロセスを示した表であり、重要である。削除することは出来ない。表のタイトルのみ翻訳するという提案をしたい。

(鈴木委員長) 従来どおり、表全体を翻訳対象とする。

● Pub.144 の翻訳者、校閲者、監修者の決定

(甲斐副委員長) 翻訳者は JAEA 佐藤大樹先生、校閲者は川口委員が適任である。監修者は JAEA の遠藤章先生、あるいは本間先生に依頼してはどうか。

(川口委員) 校閲者は木内委員がふさわしいのではないか。

(木内委員) 校閲としては専門外である。遠藤章先生はご本務のご都合もあり対応が難しいかもしれない。現時点で佐藤達彦先生を候補としておくのが良いのではないか。

(鈴木委員長) 監修者は本間先生を第一候補とすることを提案したい。

(迫田委員) ご都合の確認次第で監修者は佐藤先生が良いのではないか。

(佐々木康人委員) 佐藤先生が監修者として適任である。

(鈴木委員長) 翻訳者は JAEA 佐藤大樹先生、校閲者はモデルに対する理解を求めているため川口委員、

監修者は佐藤先生を第一候補とする。

翻訳対象の除外について【資料 4】

事務局より、翻訳対象の除外について、複数年でのアンケートの得票が 0 点であるものあるいは得票が低いものについては次年度からの候補から外すという提案をし、Publ.106 は 3 年連続で 0 点であることも説明した。これについて以下の通り議論があった。

(甲斐副委員長) Publ. 106 は ICRP の検討が進められており、対象外として問題ない。

(迫田委員) 除外する場合はその理由を記録し、必要に応じて復活の余地を残す必要がある。後日必要性が出る場合に備え、そのような検討余地の残る資料作成をすべき。

(鈴木委員長) 得票数の少ないものを除外する方針をとっているが、現状の資料の作成方法で過去に翻訳対象とする提案は記録されており、ある程度得票があれば、除外される懸念は低い。事務局の提案に反対がないため、次回よりこの方法で進めていきたい。

今年度の理解促進活動実施案について【資料 5】

事務局より今年度の理解促進活動実施案について説明し、従来通り ICRP の HP への掲載、原子力規制庁 HP への掲載、および学会での発表についての検討、公開予定の刊行物について関連学会での周知活動およびアイソトープ協会 HP における掲載内容についての検討を提案した。これについて以下の通り、委員からご指摘があった。

(甲斐副委員長) 安全管理学会と保健物理学会はオンラインでの開催が決定しているが、ウェブ上でのポスター発表による事業の紹介は可能である。

(鈴木委員長) 理解促進活動の方法には、ポスター発表、口頭発表、会場ブースでの資料配布が考えられる。どの学会でどの先生が発表を担当するか、事務局の検討状況はどうか。

(事務局) 学会発表はポスター発表を想定し、事務局で資料を作成する。昨年の例では、JAEA の吉澤先生と協力のうえ発表した。現在のところ、日本放射線安全管理学会・日本保健物理学会は事務局が資料作成を行い発表する予定である。

(佐々木康人委員) 日本医学放射線学会、日本核医学会で講演の依頼を受けているため、本事業の紹介を含めることが可能である。環境に関する学会は資料で提案されているもの以外にも候補と出来る学会があるのではないかと。

(鈴木委員長) Publ. 126 に関しては、日本温泉科学会で協力を依頼する伝手がある。

(甲斐副委員長) 環境科学会、環境放射能除染学会、放射化学会等、関連する学会がある。そのうち環境放射能除染学会、リスク学会への接触を担当できる。

(鈴木委員長) 事務局は環境関連の学会を調査し、リストを委員に提案すること。委員も、接触できる学会について事務局へ連絡をお願いしたい。

(迫田委員) アイソトープ協会 HP の改訂依頼について、前向きに対応する。107 は完成前のため、121 について対応する。現在、アイソトープ協会が翻訳した刊行物の一部はハードコピーの販売のみとなっているが、今後 PDF 版を ICRP Web に公開すべく検討中である。公開の暁には、アイソトープ協会 HP の日本語版ダウンロードのサイトから原子力規制委員会 HP の関連サイトへもリンクして、全体の流れをつなぐ方針を支援したい。当協会サイトでの公開情報の知らせ方について、委員からも意見があれば伝えてほしい。過去の経緯等もあり、一般の方はアイソトープ協会に問い合わせをすることも多いが、利用者から日本語版公開の情報は一元的にまとまっていたほうが望ましいという声もあった。原子力規制委員会 HP では、完成版だけでなく、翻訳対象の選定情報や進行状況も掲載されているとよい。

Publ.142・146 の訳語検討【資料 6】

事務局より、Publ.142 および 146 の訳語の検討について提案した。これについて以下の通り議論があった。

● Publ.142 の訳語検討

(佐々木康人委員) 段階的「アプローチ」ではなく、段階的「手法」など、出来るだけ日本語にするという提案に賛成する。

(甲斐副委員長)「Graded」はステップバイステップではなく、リスクレベルに応じた対応という趣旨であるため、これまで「段階的」としている訳語についてあらためて検討をするべきである。

(保田委員) 翻訳委員会では「グレード別」と決定した経緯があるが、原子力規制庁では「グレーデッド」としている例があり、統一の必要がある。

(木内委員) 原子力安全分野や原子力規制委員会の資料などから、「グレーデッド・アプローチ」の訳案を以前の委員会で提案したことがあり、その際には、「グレード別アプローチ」となったと記憶している。

(鈴木委員長) これまでの訳語の検討経過を整理し、あらためて検討する必要がある。「Integrated approach」については「統合的アプローチ」で問題ないを考える。

● Publ.146 の訳語検討

(甲斐副委員長) 原文でも趣旨が統一されているわけではないため、文脈に応じて訳語を当てる必要がある。

(鈴木委員長) 専門用語は訳語を統一するが、一般的な用語は文脈に応じて訳語を当てる必要がある。DNA、組織、細胞などの damage は「DNA 損傷」などの日本語訳があるため、「損傷」と訳出することが適切である。文脈に応じて柔軟に対応が必要である。

(保田委員) 「防護措置」はセキュリティに関連した用語として放射線安全管理に関わっている者、特に防護管理者や防護従事者は使用しており、混乱を招く可能性があることを指摘したい。

(鈴木委員長) 「防護措置」をセキュリティ関連の用語と限定する必要はなく、文脈で判断できるが、問題意識として念頭に置く必要がある。

今後のスケジュール【資料 7】

(佐々木康人委員) 機械翻訳の精度によって事務局の翻訳作業時間は短縮されたか？

(事務局) 昨年度では 1 刊行物につき 1 カ月半程度である。機械翻訳は学習機能があり、今後もさらに下訳の精度が上がり、時間短縮が期待できる。

(鈴木委員長) 各委員に対して、理解促進活動において協力いただける箇所の提案があれば事務局に伝えてほしい。

閉会

(事務局) 議事録案をメールにて共有する。第 2 回の会議は 9 月頃を予定している。

以上

添付資料 2.2 第 2 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録

令和 3 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会 第二回会議 議事録

日時：2021 年 10 月 14 日（月） 14：00-16：20

場所：WebEx 会議

出席者（敬称略・委員は五十音順）：委員長・鈴木元（国際医療福祉大学クリニック）、副委員長・甲斐倫明（日本文理大学）、副委員長・佐々木道也（電力中央研究所）、委員・大野和子（京都医療科学大学）、委員・小田啓二（電子科学研究所）、委員・川口勇生（量子科学技術研究開発機構）、委員・木内伸幸（日本原子力研究開発機構）、委員・迫田幸子（日本アイソトープ協会）、委員・佐々木康人（湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター）、委員・保田浩志（広島大学）

原子力規制庁：大町康課長補佐

事務局：當麻、賞雅、森、中村、平杉

【配布資料】

資料 1	令和 3 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会第 1 回会議 議事録案
資料 2	各刊行物の進行状況
資料 2-1	ICRP 刊行物の最新情報
資料 3	翻訳対象除外のご提案
資料 3-1	令和 3 年度新規翻訳物の予備選定結果
資料 4	訳語の検討
資料 4-1	“Graded approach”の訳語検討の経緯
参考資料	Computational phantom の訳語（迫田委員ご提供）
資料 5	理解促進活動の実施状況
資料 5-1	令和 3 年度公開予定の刊行物と周知予定の学会一覧
資料 6	令和 3 年度年間スケジュール概要

前回議事録の承認【資料 1】

委員長から前回議事録案に追加のコメントなどの確認が行われた。委員からの異議はなく、承認された。

現在までの進行確認【資料 2】

事務局より、翻訳に関する現在の進行状況について説明した。また最新の ICRP 刊行物の紹介を行った。これについて以下の通り質疑応答があった。

（鈴木委員長）新しい刊行物について甲斐委員から何かないか

（甲斐副委員長）編集段階のものがいくつかある。プルトニウムとウランのがんリスクと OIR についての刊行物は興味深い内容である。

（保田委員）進行表の最後にある 123、144 の校閲者が逆である。

（事務局）修正する。

翻訳対象の除外の提案について【資料 3】

事務局より、前回会議にて、翻訳対象の除外について、複数年でのアンケートの得票が 0 点であるものあるいは得票が低いものについては次年度からの候補から外すという提案をした。除外する刊行物について、再度集計した結果から Publ.119 が除外の候補となる説明を行った。これについて以下の通り議論があった。

(甲斐副委員長) Publ.106 について、最新の Publication を作るための TG は動いているが、なかなか出てこない。Publ.106 だと 90 年勧告を反映していないところもある。モデルなどはそのままだと思う。Publ.106 についてはニーズがあると思うので提供をしても良いかと思うがタイミングが悩ましい。いつ出てくるとは言えない。

(鈴木委員長) このリストはこれから翻訳をするというリストか？

(事務局) その通りである。

(鈴木委員長) この議事ではどのように除外するかということを検討したい。得票は 1 点がいいのか 2 点がいいのかは運用して検討していくのかと思う。

(甲斐副委員長) 了解した。

(鈴木委員長) 異議がないようなので Publ.119 は除外とする。

(佐々木康人委員) ここにあるリストは 10 項目くらいあり、これから出てくるものもある。どれくらい削らなければならぬのか目安があると良い。古いものを翻訳していくのもあまりよくない。1 つだけでなくまだこれから翻訳できないものが出てくると思うが、その点はいかがか。

(鈴木委員長) 1 点というのは暫定的な運用とし、あとは委託元の原子力規制庁の考え方もあるだろうし、委員の考えもあるだろう。どういう風に運用していくか一般的なルール、得票を 1 点にすべきか 2 点にすべきかなどを今後検討していく。

(木内委員) 事務局への質問だが、3 年間ずっとゼロ点だったのはあったのか？

(事務局) Publ.119 が最も低く、ゼロ点はなかった。

(鈴木委員長) Publ.106 と Publ.110 は令和元年度に 0 点だったがこれはこの時にリストに入っていたか？

(事務局) すべて投票の対象であった。

訳語検討【資料 4】

事務局より、邦訳版のタイトル (Publ.124、127)、Publ.127、124 の訳語検討、単位についての表記、Graded Approach などについて訳語検討資料の説明を行った。以下の通り、委員にご討議いただいた。

● 邦訳版 (Publ.124) のタイトル決定

(鈴木委員長) Publ.124 は「さまざまな被ばく状況における環境の防護」についてどうか。コメントは事務局に届いていないようなので、このタイトルで良いか。

(保田委員) Different は「さまざまな」でいいのか。人間だと被ばく状況は 3 つしかないが。

(甲斐副委員長) 保田委員がご指摘のように 3 つの被ばく状況をさしている。確かに「さまざまな」にしてしまうと、また違う状況を想像する可能性もある。Different が 3 つ以外もあるのかというと適切ではない。

(鈴木委員長) 事故の対応がさまざまなので、3 つと限定していないように思える。

(甲斐副委員長) そのようにとらえることもできる。3 つの被ばく状況以外を強調はしていない。

(甲斐副委員長) 「さまざまな」でもいいと思うが、他の適訳はあるか。

(保田委員) 内容に合っていれば良いと考えてコメントしたが、人間だったら 3 つであれば「異なる」もある。

(鈴木委員長) 内部、外部被ばくもあるので、「さまざまな」と考えられる。地層処理もふくまれるだろう。フェーズ毎というわけではないと思う。

(甲斐副委員長) Exposure situation だと被ばく状況の狭い場面になっている。

(川口委員) Publ.124 の翻訳を担当した。Exposure situation は 3 つ、緊急、現存、計画だと思う。Different を「異なる」と訳しても、3 つの状況に限定されるのかと言われるとそうは感じない。翻訳者としては「さまざまな」で違和感はない。

(小田委員) 3 つだけに限定しているとはとらえていなかった。状況の境目など、いろいろなことが想定される。「異なる」にすると境目があるように感じられる。「さまざまな」で良いように思う。

(佐々木康人委員) コメントは特にない。

(迫田委員) 3 つの被ばく状況に具体的に当てはめるというより、“環境の防護”と“人間の社会の防護”を論じた部分も多く含んでいるので「さまざまな」で違和感がない。

(大野委員) 特に違和感はなかった。

(木内委員) 委員校閲を担当したが、「さまざまな」で違和感はなかった。

(甲斐副委員長)「さまざまな」が良いと思う。意図としては3つの被ばく状況であった
(鈴木委員長)「さまざまな被ばく状況における環境の防護」で決定する。

● 邦訳版 (Publ. 127) のタイトル決定

(保田委員) イオンを使わない粒子線治療もあるので、粒子線治療に限定すると内容と関係の整合性が気になる。

(鈴木委員長) イオンビームが日本の医学界でどのように受け止められるかによると思う。

(佐々木康人委員) 日本医学放射線学会編集の「放射線診療用語集」最新版では「イオンビーム」の日本語はどうなっているか? 最近の状況を知らないので伺いたい。

(大野委員) 医学放射線学会は用語集委員会の廃止を決定した。放射線治療学会は、イオンビームだけではなく、治療する重粒子に色々入っているという説明をしている。イオンビームだと読み手は若干違和感があるかと思う。学会長の重松教授に確認することはできる。

(鈴木委員長) 今の日本の医学界の先生がどちらの表題で違和感がないかということに尽きる。

(保田委員) 粒子線を英語に直すと他の物を含むので注意が必要である。

(迫田委員) 「粒子線治療」は米倉先生が監修の時点でこの言葉に統一されていた。米倉先生は127原著者チームのリーダーでもあり、そのご意向に合わせるのはいかがか。

(鈴木委員長) 大野委員から重松教授に聞いていただき、後日メールで共有する。

● Bq s⁻¹などの単位表記について

(鈴木委員長) 編集上、原文の記載に準じると思うが、迫田委員どうか。

(迫田委員) 翻訳者の意向もあるが、組立単位において乗算を表す半角アキの位置に、半角の中黒丸(・)を入れるという表記については、編集の段階で統一して翻訳者の同意も得ていた。読者にとって見逃しにくく分かりやすいという理由であった。また、これは邦訳版以外の本の例であるが、同じような理由で、除算を表すマイナスの累乗のときに、半角のスラッシュ(/)とプラスの累乗の組合せとすることもある。マイナスの累乗よりも直感的にわかりやすいため、編集上の理由で選ぶことがある。読者をどのように想定するかによる。研究者の場合、組立単位の半角スペース使用は常識と思うが、一方で論文にさほどなじみのない読者もいるという理由である。

(佐々木康人委員) /Bq s は間違いではないか?

(事務局) 原文の通りである。

(甲斐副委員長) かつこがあったほうが良い。翻訳者の意向もあるが、(Bq・s)⁻¹が良いのでは。

(鈴木委員長) 中黒丸を入れないということも翻訳者の意向になるが、一般に論文を読みなれているか読みなれていないか、視認性によると思う。

(佐々木康人委員) km・s⁻¹よりは km/sの方がわかりやすい。スラッシュを使うのもありだと考えられる。

(鈴木委員長) SI 表記などもあるので確認したほうが良い。

(迫田委員) 佐々木康人委員からの指摘について、例えば「アイソトープ手帳」では、マイナスの累乗を可能なときにはスラッシュで表すようにしている。複雑な組立単位においてはマイナスの累乗だが、マイナスの累乗が1つだけのときはスラッシュとしている。手帳では文字そのものが小さく、累乗を示す上付き文字でマイナスが見にくいことへの対策である。また、スラッシュの除算表記は直感的にもわかりやすいためである。

(鈴木委員長) ICRP では中黒丸を使ってきた。アイソトープ手帳ではスラッシュを使っているがどちらがおすすめか。

(迫田委員) たとえば「Bq・s⁻¹」よりは「Bq/s」のほうが直感的にわかりやすいだろう。さまざまな背景の読者を想定するなら、化学・物理の高校の教科書における単位表記を基準にするのもあると思う。

(鈴木委員長) いろいろな意見が出たが ICRP 翻訳委員会ではどのようにするか。

(佐々木道也副委員長) 原文の表記のママが良いと思う。

(甲斐副委員長) SI 単位に従うか、スラッシュのことも捨てがたい。ただ今までは原文にそっていたということなので、継続性を持たせるか、方針を変えてわかりやすさ重視にするか。

(佐々木康人委員) Publ.126 は Bq m⁻³になっているようだが、スラッシュの方が一般的にはわかりやすいだろう。ただそこまで配慮するかどうか。ICRP の勧告はいろいろな方が読む。スラッシュのほうが日本人にとって直感的にわかりやすいだろう。

(小田委員) 学生が最初に悩むのがこの単位の表記で、 $Bq \cdot s$ なども括弧しないと間違ふ。スラッシュを使う、あるいは中黒丸を入れないと学生のレベルでは間違いやすい。ICRUなどを含め科学界では半角スペースで累乗を示しているの、正確性を取るか、読者へのわかりやすさを取るかによる。統一しないといけないのであれば、議論が必要であるが、翻訳者の意見を聞いても良いと思う。

(大野委員) 小田委員と同じ意見である。単位の正確な表記は大学に入ってから初めて知ること、どの読者層が読むのか、都度考えるという小田委員の考え方は読者に寄り添っているといえる。3パターンくらいのどれかでいいのではないか。

(保田委員) ICRPの原文の通りに訳すのが良いと思う。

(木内委員) 中黒丸がわかりやすいと思う。例えば、実効線量率定数は、アイソトープ手帳でもSI単位であり、スラッシュだと分かりにくい。私自身は中黒丸を入れたSI単位が良いと思う。

(鈴木委員長) 正確性よりはわかりやすさを優先しようとする意見が多かった。そのうえで中黒丸にするかスラッシュにするかだが、中黒丸で書いてきているので、当面中黒丸をいれるのはいかがか。

(全員了承)

● Publ.127の訳語検討

(鈴木委員長) **Accidental exposure**は事故被ばくのままでよいと思う。特にご意見がないようなので事故被ばくとする。「陽子線および炭素線」の保田委員の意見で良いか。粒子線については大野委員から確認いただく。

(全員了承)

Organ at Risk

(鈴木委員長) OARは112ではリスク臓器となっている。

(保田委員) Publ.127の承認ファイルは危険臓器だった。

(鈴木委員長) リスク危険臓器かリスク臓器だが、いかがか。

(甲斐副委員長) リスク対象臓器がわかりやすい。

(迫田委員) 文章の中ではリスクのある臓器だが、訳語としてはまとめたほうが良い。リスク臓器で違和感がない。

(鈴木委員長) ヨウ素の場合では甲状腺がリスク対象臓器、あるいは甲状腺がリスク臓器であるというような言い回しになる。

(川口委員) リスク臓器で良いと思う。

(佐々木康人委員) **Critical Organ**は何と訳していたが。最近は**Critical Organ**がないがそれがOARになったのか。

(甲斐副委員長) **Critical Organ**は決定臓器となっている。文章の中でOARはリスク臓器で良いと思うが、単体ではリスクのある臓器あるいはリスク対象臓器かなと思う。

(鈴木委員長) 用語解説であるので問題ない。Publ.112のリスク臓器で良いか。

(全員了承)

Evidence

(鈴木委員長) エビデンス、証拠について、どちらでも悪くはない。テクニカルタームとして訳語を限定するべきかという用語になる。今、エビデンスと言えば日本人は大体わかると思う。

(甲斐副委員長) テクニカルタームというよりは一般的な用語であり、文脈に応じて翻訳で良いと思う。

(鈴木委員長) 定訳とせず、それぞれの翻訳者に任せるという方向で良いか。

(全員了承)

β^+ decayed nuclei

(鈴木委員長) 最近は壊変にしているので壊変で良いか？

(小田委員) β^+ 壊変核で良いと思う。

(迫田委員) **Decay**は壊変を近年の定訳としているが、Publ.127の内容は崩壊させて発生する粒子を使って治療なので、翻訳者の先生は**Decay**を崩壊としたいのだろうと考えてチェックしなかった。

(小田委員) それを想定しても壊変で良いのではないか。

(甲斐副委員長) 壊変で統一したほうが良い。意図的に**Decay**させているという意図だと思うが、壊変

を利用しているという意味で、壊変で良いと思われる。

(鈴木委員長) 壊変で統一する。

(全員異議なし)

Computational phantom

(迫田委員) Computational phantom は Publ.116 でも検討されたキーワードであった。翻訳第1稿では「計算ファントム」であったが、2007年勧告との整合性もあり、遠藤章先生と委員会が意見交換を行った。その結果「コンピュータファントム」となった。Computational では「コンピュータ上に構築される」を重視するなら「コンピュータファントム」、「(線量) 計算の」を重視するなら「計算ファントム」と両論あったが、116 はボクセルファントムを表現ということで、コンピュータファントムになった。

(鈴木委員長) 読者が計算ファントムとコンピュータファントムと書いた場合の印象がどのようになるか。コンピュータファントムで違和感はないが、いかがか。

(保田委員) 一般には数学ファントムが使われている。遠藤先生がチェックしているので計算ファントムで良いと思っていたが、数学ファントムが Computational でその中に数式ファントム、ボクセルファントムがあり、最近では数式ファントムが主流になりつつあるという理解である。

(佐々木康人委員) コンピュータの形容詞は Computational なのか。ボクセルファントムと言いだめたのは CT 画像を使い始めたとき。

(甲斐副委員長) コンピュータファントムで良いと思う。佐々木康人委員の発言のように数式を表現していたが、画像をベースにして作るようになった。具体的にはボクセルと言っているが、コンピュータファントムで良いと思われる。

(鈴木委員長) ボクセルファントムを使っている人はコンピュータファントムを想像すると思う。過去の邦訳版に沿ってコンピュータファントムでいいか。

(木内委員) ボクセルファントムはあるが、対案のボクセルコンピュータというのは大丈夫か？ボクセルとコンピュータを並列してよいのか判断がつかない。

(保田委員) ボクセルファントムは確かに間にコンピュータを入れるのは違和感がある。

(甲斐副委員長) ボクセルファントムというのは、今はメッシュファントムになりつつあり、これもコンピュータファントムになる。ボクセルだけがコンピュータファントムではない。

(迫田委員) 木内委員が気になったのはコンピュータボクセルファントムと片仮名が並んでいるという違和感だと思う。また Publ.116 の翻訳者の遠藤先生は一旦コンピュータファントムに同意したが、その後のご自身の論文では計算ファントムになっているようだ。

(佐々木道也副委員長) ファントムはコンピュータの中でボクセルとメッシュがある。正確に書くならボクセル型コンピュータファントムになるだろう。

(鈴木委員長) ボクセル型コンピュータファントムは良い。

(佐々木康人委員) Computational は計算用とか計算のという意味になる。コンピュータの形容詞があるかどうかかわからないが、計算ファントムが正しい訳なのかもしれない。

(保田委員) 遠藤先生が使われた計算ファントムが良さそうである。

(鈴木委員長) 遠藤先生に再確認したほうが良さそうである。

(全員異議なし)

(鈴木委員長) 事務局から遠藤章先生に Computational phantom について訳語を聞いてほしい。

(事務局) 遠藤章先生に、ボクセル型全身コンピュータファントム、ボクセル型全身計算ファントムかを確認する。

Uncertainty

(鈴木委員長) テクニカルタームとして訳語を統一するべきか。不確実性・不確かさの両方があると思う。個人的には不確実性を使用しているが、専門性にもよる。

(佐々木康人委員) 委員長に賛成である。文章の中では誤差と訳すところもあるだろう。

(鈴木委員長) 今翻訳されている「大きい不確実性」というのは「大きな不確実性」の方が適訳であろうが、翻訳者の好みであろう。

(佐々木道也副委員長) 計量標準では不確かさの伝搬を使うときは不確かさと産総研の標準委員会がだしているはずなので、文脈の中で確認していく方向性が良い。

(甲斐副委員長) どちらでもよいと思うが不確かさが多いように思う。量的な議論のときは不確かさが

多いという印象であるが、文章に応じて訳す、で良いと思う。

(鈴木委員長) ここは不確かさが良いと思われるが、定訳にはしない。

● Publ.124 の訳語検討

(鈴木委員長) Humans についてはどちらでも良いと思うが、Non-human species は生物種のヒトなので片仮名だと思う。

(甲斐副委員長) 生物種のヒトとも読めるが、防護を考えているので、片仮名のヒトにすると返って誤解を招くのではないかという印象を持った。読者を想定した時に誤解を招かないようにしたい。

(鈴木委員長) 生物相、動物相という表現がたくさんある。それぞれの代表的な種を選ぶということを書いてあるので、生物種としてのヒトで違和感はなかったが。

(川口委員) 翻訳を担当した。翻訳した時には放射線防護の方を見ると生物種の人ではなく、人だったが、Non-human species というと生物種のヒト以外と考えられるので片仮名にした。読者を想定することだが、防護体系の適用を考えているので、放射線防護以外の環境の防護を専門とする人も読むと思う。そういう人を想定した時にヒトの方がわかりやすいと思った。漢字で人としてしまうと埋もれてしまうので、人ではなく「人間」、Non-human は「ヒト以外」になった。酒井先生との監修時点で議論そのようになっている。

(鈴木委員長) 今の人間とヒトで違和感はない。生物学の先生にはスムーズに読んでいただけたらと思う。

(迫田委員) 「人」と「ヒト」で紛らわしいなら、片方を人類にするのはいかがか。

(鈴木委員長) 生きている人間をどう防護するかどうかになるので、人類にすると少し違和感がある。川口委員の意見でよいか。

(全員異議なし)

Reference rat

(鈴木委員長) ラットよりは野生のネズミを想定しているのではないか。

(川口委員) 標準動物のサイズがあり、Publ.108 では Reference rat は 20 cm×8 cm×3 cm くらいの大きさのものとなっている。したがって Reference rat はラットを指している。ただ、本文中で出てくるような Rat についてはネズミも入っているし、線量計算するためのラットからマウスに対して線量評価をするということになる。ここでは標準ラットで良いと思う。生物学的データの中にはネズミも含まれるが、ずっとラットを使っているのでラットで良いと思う。

(鈴木委員長) 20 cm×8 cm×3 cm だとサイズ的には間違いなくラットである。これからラットとネズミを見ていくのも大変なので、ラットで統一する。ただ日本人が想像しにくいので最初の方に入れておく方が良いのではないか。

(川口委員) Publ.108 を参照というようなことになると思う。

(鈴木委員長) ラットで統一し、Publ.108 の Reference をつけることとする。

● Graded Approach の訳語検討

(鈴木委員長) Graded Approach について再度検討する。

(甲斐副委員長) Graded は放射線防護の言葉ではない。原子力の分野で使われている。同じ訳語を当てたほうが良い。放射線防護の独自の訳語では混乱を招くだろう。うまい訳語がないので、グレーデッドアプローチになっていると思われる。

(佐々木康人委員) できればわかりやすい日本語に訳したい。甲斐委員のおっしゃる所もよくわかる。一般的な立場であれば段階的手法と訳しても良いと思われる。

(小田委員) 原子力規制庁ではグレーデッドアプローチはどうしてそのように訳したのか。

(甲斐副委員長) 本間先生に聞いてみたが、色々な訳語が錯綜してしまったので、翻訳しなかったということである。みんなが使える訳語が良いが、なかなかなかった。

(鈴木委員長) 段階的アプローチで来ていたが、再度グレーデッドアプローチに戻すかどうか。

(川口委員) Publ.142 の委員校閲をしているが、Graded approach について、段階別手法としている。放射線・原子力分野以外の人を読んだとき、片仮名ではわかりにくい。したがって段階的手法と訳したということであった。読み手をどのように想定して訳すかということもあるが、訳語の統一というところのバランスもあるだろう。

(甲斐副委員長) あえてわからない言葉にしておく、訳語集などを確認するであろう。Publ. 132 には

グレード別アプローチの解説がある。risk を危険と訳していたこともあった。適訳が見つければよいが、グレーデッドアプローチにして、確認してもらうという作業を想定する。簡単な言葉で意味を理解してもらうのが良いが、ぴったりした訳語がない。

(迫田委員) Publ. 132 は航空飛行による被ばく防護というテーマで、「等級別」は違和感があるということで「グレード別」が選ばれた。グレードという表現を残すことで graded という原語も想起できるようにという折衷案でもあった。そもそもグレードというのは何のグレードか？ それが明確でないのでわかりにくい。

(甲斐副委員長) グレードは Step by Step ではなく、連続的な意味を含んでいる。リスクに釣り合ったという意味である。

(迫田委員) 段階という言葉は、手法実行における段階なのか、被ばくのグレードなのか。何かわかりやすい日本語を付加して訳すのはどうか。

(鈴木委員長) それぞれの対策が違うという意味もあり、非常に多様である。

(木内委員) 原子力安全や規制の分野では、日常的に「グレーデッドアプローチ」を使っていて、私は他の訳語は見たことがない。原子力発電所や核燃料の取扱施設、核燃料施設でも、核燃料を取扱う量は施設により違い、RI 施設もある。これらの施設に対して、原子力発電所並みの安全対策や規制を一律に要求するのではなく、それぞれの施設にある核燃料、RI など、施設のリスクに応じた規制、安全対策があるというニュアンスでグレーデッドアプローチがある。段階的となってしまうと、第1段階、第2段階などというイメージになってしまう。リスクに応じたアプローチとしたほうが日常のイメージに近い。

(迫田委員) リスク段階別アプローチではどうか？

(木内委員) リスク以外も入る。この言葉は翻訳しにくい。それぞれの分野において受け取り方、使い方が広がっている。あいまいにしたまま、グレーデッドアプローチにして翻訳しないほうが良さそうである。

(甲斐副委員長) 木内委員に賛成である。グレード別にすると、それぞれのグレードで何か決まっているようなニュアンスがある。個人的にはリスクのレベルに応じたといった方が違和感ない。様々なリスクを取り込むことができる。しかし残念ながらほかの分野は使っていない。共通の訳語が良いだろう。独自の訳語にしてしまうのは放射線防護の分野にとってマイナスであろう。

(鈴木委員長) ラドンとか NORM の時はリスクではない。Publ. 126、Publ. 142 などではニュアンスが違う。使い勝手が良い言葉であり、色々なシチュエーションに使えるだろうが、翻訳は難しい。昔の決定をどうするかという話になる。

(佐々木康人委員) 木内委員の説明はよくわかった。アプローチというのはどういう意味か。原子力の分野ではどういう意味か。

(木内委員) 正確なところは言えず、私の認識が間違っているかもしれないが、リスクに応じて確率的な手法などを用いて、施設の安全性を考えていく取り組みというところをアプローチとしているものと考えている。

(佐々木康人委員) グレードに応じた手法という翻訳の仕方もあるのかと思う。

(木内委員) 取り組みというか、考え方、ということもある。色々な分野でいろいろな考え方があるのでアプローチを訳してしまうとまた違う解釈があるのかと思う。

(佐々木康人委員) そうなるとグレーデッドになるのか。

(鈴木委員長) グレーデッドアプローチのまま訳さないという方向でいいのか？

(佐々木康人委員) グレーデッドアプローチとして、その意味をどこかで説明するのが良いだろう。

(鈴木委員長) 用語の中での解説などが考えられるので事務局にお願いする。

理解促進活動の実施状況について【資料5】

理解促進活動の実施状況について事務局から説明を行った。これについて以下の通り質疑応答があった。

(委員長) すでに協力いただく委員には連絡したか？

(事務局) 今後邦訳版が出る前にご連絡する。

今後のスケジュールについて【資料6】

事務局が今後のスケジュールなどについて説明を行った。

以上

添付資料 2.3 第 3 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録

令和 3 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会 第三回会議 議事録

日時：2022 年 1 月 31 日（月） 13:30-15:10

場所：WebEx 会議

出席者（敬称略・委員は五十音順）：委員長・鈴木元（国際医療福祉大学クリニック）、副委員長・甲斐倫明（日本文理大学）、副委員長・佐々木道也（電力中央研究所）、委員・大野和子（京都医療科学大学）、委員・小田啓二（電子科学研究所）、委員・川口勇生（量子科学技術研究開発機構）、委員・木内伸幸（日本原子力研究開発機構）、委員・迫田幸子（日本アイソトープ協会）、委員・佐々木康人（湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター）、委員・保田浩志（広島大学）

原子力規制庁：大町康課長補佐、三浦広靖係長、角田潤一係長

事務局：當麻、平杉、賞雅、森

【配布資料】

資料 1	令和 3 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会第二回会議 議事録案
資料 2	各刊行物の進行状況
資料 2-1	ICRP 刊行物の最新情報
資料 3	訳語の検討
参考資料 3-1	訳語検討用資料：“Oxygen enhancement ratio”
参考資料 3-2	訳語検討用資料：“length of life lost”
参考資料 3-3	訳語検討用資料：“well-being”
参考資料 3-4	訳語検討用資料：“a few hundred millisieverts”
参考資料 3-5	訳語検討用資料：“vigilance”
参考資料 3-6	訳語検討用資料：“interventionalist”, “TVR”
参考資料 3-7	訳語検討用資料：“accidental exposure”
資料 4	理解促進活動の実施状況
資料 4-1	令和 3 年度公開予定の刊行物と周知予定の学会一覧
資料 4-2	公開用 PDF 完成以降の流れ
資料 5	令和 3 年度年間スケジュール概要

前回議事録の承認【資料 1】

委員長から前回議事録案に追加のコメントなどの確認が行われた。以下の 1 点を除き、委員からの異議はなく、承認された。

（小田委員）資料 1（議事録）の中の小田委員の所属（神戸大学）を「電子科学研究所」に変更してほしい。

現在までの進行確認【資料 2】

事務局より、翻訳に関する現在の進行状況について説明した。また最新の ICRP 刊行物の紹介を行った。これについて以下の通り質疑応答があった。

（鈴木委員長）今回は最新刊行物の報告だけで来年度翻訳対象を決めていく。

訳語検討【資料 3】

事務局より、Publ. 127 における検討が必要な訳語について説明した。

Publication 127

● OER

(保田委員) 以前粒子線治療の研究者と同じグループにいたときによく聞いた用語で、その時は「酸素増感比」と呼んでいた。酸素効果は、正常組織に対する放射線の間接効果を論じる際に、酸素があるとラジカルが増えて生物学的影響が大きくなるという意味で使われるのが一般的なので、今回のような腫瘍細胞の死滅効果が酸素で増強されるという意味合いで使うのは適切でないと思う。

(佐々木康人委員) 日本医学放射線学会の用語集では、「酸素増感比」となっている。

(小田委員) 教育の場では「酸素増感比」が一般的である。

(鈴木委員長) 臨床で使われている「酸素増感比」を使うこととする。

● Length of life lost

(迫田委員) 過去の訳例であるが、1990年勧告で6か所使われ、いずれも「寿命損失」で統一されている。Publ.115はこれを使っていると思われる。Publ.118、122は2007年勧告(Publ.103)・用語解説の訳をそのまま踏襲している。2007年勧告以降のPublicationsにおいて、このフレーズ自体をTechnical Termとして検討したことはなかった。

(甲斐副委員長) 「寿命損失」が良い。寿命短縮は放射線影響で使われた用語である。

(川口委員) 放射線以外でも「寿命損失年数」という言葉が使われている。

(佐々木道也副委員長) 「寿命損失」が良い。短縮というと短くなるというニュアンスである。

(木内委員) 参考資料3-2のPubl.115では、「寿命損失期間」となっているが、「年数」と「期間」については、どちらか？

(鈴木委員長) 一般の読者は、UNSCEARもWHOも年数で長さを考えていると思う。Lengthとyearは違うが、人の寿命は年数として構わないと思う。今までの刊行物での訳語を今後どのように扱うのかは、今まではどうしていたか。

(迫田委員) 誤植であれば遡及的訂正も行うが、刊行後の遡及的変更は慎重に判断すべきと思う。著者(翻訳者)の強い希望等がなければ一般に行わない。今回の場合は、以後このフレーズは1990年勧告と同一表現にすると確認し、それを記録しておけばよいと思う。²

(鈴木委員長) 以後、「寿命損失年数」と訳す。

● Accidental exposure

(保田委員) 「偶発的」というと、当事者には責任がなく確率的に起こるというニュアンスになると思う。事故の多くは本人の操作ミスや機器のメンテナンスに問題があるなど、当事者にも責任がある場合が多いので、偶発的という表現は適切でないと感じる。例えば、「予期せぬ被ばく」という表現の方が実態に合っていると思う。

(大野委員) テクニカルタームではないので、その都度決めればよい。中身によって「事故」または「予期せぬ被ばく」に訳せばよい。

(佐々木康人委員) 医療現場では、医療事故という感覚が大きいと思う。「偶発的」は予期しないということではないか。

(保田委員) 言葉の受け止め方として、偶発の「偶」は周りの確率的事象により偶然被ばくしてしまったという意味合いになる。予期せぬだと、当事者に責任があるが自覚していない過失なども含まれるので、事故に近い表現だと思う。

(甲斐副委員長) 127に合った訳語で良い。監修者に任せてよい。

(川口委員) テクニカルタームではないということに同意する。

(鈴木委員長) テクニカルタームではないとなると「偶発的な被ばく」となる。赤羽先生の訳で、incident/accidentを含めた形で良いか。

(迫田委員) これはタイトルにも出てくる。タイトルとして「偶発的被ばくの防止」と訳すのは違和感があるか？

² 【迫田委員より付記】 委員会後、2007年勧告(Publ.103)邦訳版において“life lost”の訳を確認した。全使用数38か所、うち「寿命損失」28か所、「寿命短縮」10か所であった。“detriment”(「損害」)に関する文脈では1990年勧告と同じ「寿命損失」であった。「寿命短縮」は、動物実験など放射線影響の文脈で使用されており、翻訳者の訳し分けと考えられる。議論対象の表現“Length of life lost”の使用は1か所。

(鈴木委員長) タイトルでは、「事故被ばくの防止」になる。Incidence をつけて使われる時などは偶発的という訳で使い分ければよい。

(事務局) この刊行物では incident が付くことはない。

(木内委員) 「偶発的な被ばく」は違和感がある。「事故被ばく・事故的被ばく・異常被ばく」というイメージがある。

(佐々木道也副委員長) 「偶発的」は馴染みがない。テクニカルタームで統一しなくていいと思う。この刊行物では「不測の」という訳などが良いと思う。

(佐々木康人委員) 放射線治療の事故的な被ばくを指しているという趣旨か。放射線治療では事故的な被ばくを意味していると思う。医療の現場で accident/incident とよく言われる。accident は患者に損害を与えた場合、incident はそこまでいかないが通常から外れたという場合である。

(甲斐副委員長) 本文では定義に近い、線量の間違い、照射部位が意図しない所が照射された。広い意味で incidental なことも含まれると思う。日本語の事故とは遠い意味かと思うので、不測などがいいと思う。

(鈴木委員長) 被ばくによって治療が必要となるようなものではなく、通常の治療を超えた線量を受けたような被ばくなどかと思う。「不測・予定外」などかと思う。

(大野委員) 医療安全学会で確認しようと思っていた。医療安全では、wrong part を被ばくさせた場合は事故以外のなものでもない。IVR は事故になることが分かっているにもかかわらず進めるということもあり、事故とすると困るということかと思う。

(甲斐副委員長) 委員会では「不測の被ばく」という案で監修に返すのはいかがか。

(鈴木委員長) 委員会では取り敢えず「不測の被ばく」とする。

Publication 146

● Social well-being

(甲斐副委員長) WHO の健康の定義を引用した用語である。日本 WHO 協会の翻訳では「社会的にすべてが満たされた状態にあること」という訳語を尊重したほうが良いかと思った。Social が付いていない場合もある。幸福が比較的使われているので、幸福でも良いと翻訳者としては考えている。

(佐々木康人委員) 「安寧」と訳したことがあるが、最近は現代的ではないと思う。

(迫田委員) たしかに「安寧」は読者に伝わりにくいと思う。いい対案を思いついていない。

(甲斐副委員長) WHO の訳を引用したらいいかと思う。本文では social がないので幸福で良い。

(保田委員) UNSCEAR の 2013 年福島報告書を邦訳する際は、文脈によって日本語訳を変えたほうが読者に分かりやすいと判断して、そのようにした。例えば、mental health and social well-being は「精神衛生と社会福祉」、physical, mental and social well-being となっていた場合は「身体的・精神的・社会的に良好な状態」などと訳した。

(鈴木委員長) 校閲で、一つの言葉にあてはめるのは難しいと感じた。

(川口委員) 保田委員に賛成。WHO の引用はそのまま持ってくるのも賛成。Well-being は一つの言葉に訳しにくい。近年は簡単に片仮名で通ることもあるので、場合によって変えればよい。

(佐々木康人委員) 「健全性」という言葉もあっても良い。

(小田委員) 読者の受け取る印象も違うと思い、一義的に決めるのは難しい。場合によって適切な訳にすればよい。

(鈴木委員長) 訳が 3 パターン程度あったと思う。柔軟に対応するという事でお願いしたい。

(甲斐副委員長) 本文では文脈に沿った訳にする。Editorial は WHO の訳をそのまま使う。

● In the range of a few hundred millisieverts

(甲斐副委員長) 200~400 mSv だと思うが 500~700 mSv と受け取られかねないので、注釈に書いたほうが良いと判断した。

(佐々木康人委員) 2007 年勧告では、a few を数とする場合、several はどうするかという議論があった。Several は 4~6、a few は 2~4、several に比べると半分ぐらいである。そのため事務局で数字を入れた表現に変えたという経緯がある。

(甲斐副委員長) 日本語の翻訳ではその使い分けがうまくできていない。数値にすると英語のニュアンスが変わってしまう。数字にしないことに意味があるというネイティブもいる。この英語を訳したと明記するしかないかと思う。

(鈴木委員長) 辞書では 2~3 を意味することが多く、several も同じような意味で使われている。筆者のイメージが分からない。

(甲斐副委員長) 1 Gy に近くない、500 mSv を超えないというニュアンスである。

(迫田委員) 訳注を脚注として入れるのはいいと思うが、a few と several の違いは一般の読者はピンとこない。具体的な今の議論まで情報提供されないとわかりづらいと思う。本文で数百ミリシーベルトと訳して、訳注で原著表現を入れ、さらにかみ砕いた情報を提供することを提案する。

(甲斐副委員長) センシティブな内容なので、定性的な説明をどこまでできるか関係者と相談して検討する。

● Organizing citizen vigilance and implementing local projects

(甲斐副委員長) vigilance については「警戒」という強いニュアンスはない。より柔らかい注意するという意味に近いと思う。

(保田委員) 一般には「警戒」と訳されると思うが、ここでは organize が付いているので、市民の警戒心の体系化といった意味かなと思う。

(鈴木委員長) 「注意力の組織化」というのは違和感があった。

(甲斐副委員長) コロナで言えば、一般的な注意喚起に近い。注意喚起を促す仕組みを地域で作るというニュアンスで書かれている。

(鈴木委員長) 小田委員から「用心」も提案されているので、これも含め甲斐副委員長に引き続き検討いただく。

Publication 129

● IVR/Interventionalist

(大野委員) IVR については、時代の変遷を考慮すれば IR とするのが世界的な略語だが、日本は厚生労働省の通知に IVR と使われていることもあり、変えられない、という意見で医師側は統一している。循環器 IVR とか心臓 IVR、脊髄・脊椎病の IVR と言っており、本文に合わせれば良い。

「インターベンショナルリスト」については、「IVR 専門医」という言葉は、確かに認定学会があるため、「IVR 術者」でも、「インターベンショナルリスト」でも「IVR の専門家」でも良いが、個人的には「インターベンショナルリスト」が良い。

(佐々木康人委員) 過去には片仮名でインターベンショナルラジオロジーとして画像診断医療としていた。ただしこれは使われていなく、一般的には IVR と言われていた。「IVR 術者」が一般的にはわかりやすいと思う。

(保田委員) 本学の同僚の医師と話をした際、interventional cardiology と呼んでいて、IVR : interventional radiology とは呼んでいなかった記憶がある。そこで、放射線をメインで扱わない診療科では IVR とは呼ばないのではないかと感じ、そのようにコメントした。

(鈴木委員長) Interventionalist は「IVR 術者」とする。IR にするかは将来の議論である。

(佐々木康人委員) IVR をやる人が radiologist とは限らないということを鑑みると、Interventional radiologist は IVR 放射線科医かと思う。

(鈴木委員長) 「IVR を行う放射線科医」、「IVR を行う心臓病医」などと訳せばよい。

理解促進活動の実施状況について【資料 4】

事務局より、理解促進活動の実施状況について説明した。

(保田委員) Publ. 127 の通知について大野委員の担当が多いので、差し支えなければ、医学物理学会は担当しても良い。

今後のスケジュールについて【資料 5】

事務局より、今後のスケジュールについて説明した。

以上

添付資料3 理解促進活動

添付資料3.1 第3回日本放射線安全管理学会・日本保健物理学会合同大会のポスター発表

BP23

最新ICRP刊行物の翻訳状況紹介—

原子力規制庁「令和3年度放射線対策委託費(国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査)事業」

Introduction of latest Japanese Translations of ICRP Publications-"FY2021 Radiation Protection Fund (Survey of International Commission on Radiological Protection publications for domestic regulations)" by NRA

賞雅朝子¹⁾, 平杉亜希¹⁾, 當麻秀樹¹⁾

1) 令和3年度ICRP刊行物翻訳委員会事務局, 日本エヌ・ユー・エス株式会社
Asako TAKAMASA¹⁾, Aki HIRASUGI¹⁾, Hideki TOMA¹⁾

1) Secretariat, ICRP Publications Japanese Translation Committee 2021, Japan NUS Co., Ltd.

本発表は原子力規制庁委託事業「国内規制に係る国際放射線防護委員会(ICRP)刊行物の調査」の理解促進活動の一環として行っています

事業の紹介

●事業の経緯

ICRP刊行物の邦訳は、約60年間にわたり、(公社)日本アイソトープ協会により実施されてきたが、2017年度から原子力規制庁の委託事業として開始し、今年度で5年目となる。これまでに20本の刊行物の翻訳を実施している。

●目的

- ・世界の規制基準の基礎であるICRP刊行物を調査する
- ・重要性の高いものについて邦訳版を作成する
- ・翻訳成果公開などによりICRPの知見を広く共有する

●ICRP刊行物翻訳委員会の設置・監修者への依頼
放射線防護に関する知見を有する学識経験者等で構成するICRP刊行物翻訳委員会を設置し、翻訳事業を進めている。

① 翻訳(専門家)

② 校閲(翻訳委員会委員)

③ 監修(ICRP・ICRUメンバーもしくは同等の専門家)

というプロセスを経て、邦訳版の品質を確保している。

令和3年度 ICRP刊行物翻訳委員会 委員名簿
(敬称略・五十音順)

氏名	所属
委員長 鈴木 元	国際医療福祉大学クリニック
副委員長 甲斐 倫明	日本文理大学
副委員長 佐々木道也	電力中央研究所
委員 大野 和子	京都医療科学大学
委員 小田 啓二	電子科学研究所
委員 川口 勇生	量子科学技術研究開発機構
委員 木内 伸幸	日本原子力研究開発機構
委員 迫田 幸子	日本アイソトープ協会
委員 佐々木康人	湘南鎌倉総合病院
委員 保田 浩志	広島大学

令和3年10月末現在における翻訳状況(着手順)

Publ.No	タイトル(邦題)	状況
125	セキュリティ検査における放射線防護	公開
131	放射線防護のための発がんの幹細胞生物学	公開
132	航空飛行時の宇宙放射線からの防護	公開
121	小児の放射線診断とIVRにおける放射線防護	公開
130	放射性核種の職業上の摂取—第1部—	公開
138	放射線防護体系の倫理基盤	公開
107	線量計算のための核壊変データ	今年度公開
124	さまざまな被ばく状況における環境の防護	今年度公開
126	ラドン被ばくに対する放射線防護	今年度公開
127	粒子線治療における放射線防護	今年度公開
135	医用画像における診断参考レベル(仮)	翻訳中
139	IVRにおける職業放射線防護(仮)	翻訳中
129	コンビームCT(CBCT)における放射線防護(仮)	翻訳中
140	放射線医薬品治療における放射線防護(仮)	翻訳中
142	産業過程における自然起源放射性物質(NORM)からの放射線防護(仮)	翻訳中
146	大規模原子力事故における人と環境の放射線防護(仮)	翻訳中
147	放射線防護における線量の使用(仮)	翻訳中
ICRU 95	Operational Quantities for External Radiation Exposure(仮題未決定) ※ICRUとICRPの共同作成	翻訳中
123	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space(仮題未決定)	翻訳中
144	Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources(仮題未決定)	翻訳中

これまでに完成した邦訳版は、ICRPホームページにPDFにて無償公開されており、原子力規制委員会ホームページでも紹介されている。

ICRPホームページ:
<https://www.icrp.org/page.asp?id=506>
原子力規制委員会ホームページ:
https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html

Publication 107の紹介

原題: Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations

邦題: 線量計算のための核壊変データ

翻訳: 遠藤 暁氏(広島大学大学院)

校閲: 小田 啓二委員

監修: 佐藤 達彦氏(ICRP C2)

概要(抄録より抜粋):

ICRPは、本報告書において、放射性核種に固有の防護量と実用量の計算に必要な物理データの電子データベースを提供する。本データベースは、Publication 38(ICRP, 1983)のデータに代わるものであり、職場や環境における放射性核種の摂取や被ばくに対して線量係数に関するICRPの今後の刊行物の中で使用されることになる。

このデータベースには、半減期、壊変系列、97元素の1252種の放射性核種の核変換から出てくる放射線の放出率やエネルギーに関する情報が含まれる。

要点(抜粋):

- ・核種ごとに防護量と実用量の計算に使用するため、1252種の放射性核種の核変換で放出される放射線の放出率とエネルギーをまとめた。
- ・本刊行物は、1983年に発行されたPublication 38に置き換わるものであり、第2専門委員会の線量計算のタスクグループが行う今後の計算に使用される。
- ・1分を超える半減期を持つ核種、あるいは、選択した放射性核種の核変換で生成される核種を対象とした。過去の経緯から¹⁶N(半減期7.13秒)を含めた。もちろん、基本的な核物理に関する情報が、放出される放射線の放出率とエネルギーを意味のある形で計算することに適したものである必要がある。
- ・データは、10分を超える半減期を持つ922種の放射性核種と10分以下の半減期を持つ330種の放射性核種に対してまとめられており、これらを5つのデータファイルに収めている。

Publication 126の紹介

原題: Radiological Protection against Radon Exposure

邦題: ラドン被ばくに対する放射線防護

翻訳: 下 道國氏(元 藤田保健衛生大学)

校閲: 鈴木 元委員長

監修: 本間 俊充氏(前ICRP C4)

概要(抄録より抜粋):

この報告書は、放射線防護体系に関するICRPの勧告、ラドンのリスクに関して利用できるすべての科学知識、そしてラドン被ばくの制御に関してさまざまな組織や国が得た経験を考慮して作成されたものである。この報告書は、ラドンの線源と移動メカニズム、関連する健康リスク、そしてラドン被ばくを管理する際の課題を扱って、ラドン被ばくの特徴を説明している。ICRPは、建物の用途に関係なく、ラドン被ばくが発生している建物や場所の管理にできる限り沿いつつ、統合的なアプローチでラドン被ばくを制御することを勧告している。

要点(抜粋):

- ・ラドンとその子孫核種への被ばくは、肺がんをもたらす可能性があるという強力な証拠がある。ラドン被ばくは、喫煙に次ぐ2番目の肺がんの原因である。
- ・現存被ばくの典型例であるラドン被ばくの管理は、主として、適切な参考レベルを用いた最適化原則の適用に基づく。そのレベルは、ICRPが勧告している年線量1~20 mSvの範囲に対応するべきである。ICRPは、年線量10 mSv オーダーという値は、ラドン被ばくの参考レベルを設定するためのベンチマークと考える。
- ・ICRPは、広く行き渡っている経済的・社会的情勢を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低く、国の誘導参考レベルを100~300 Bq・m⁻³の範囲内で設定することを、国の当局に対して強く奨励する。