

原子力規制庁 殿

令和4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5年3月
日本エヌ・ユー・エス株式会社

目次

はじめに	1
1 事業の概要	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 刊行物の翻訳対象の選定及び翻訳の実施	3
1.1.3 ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等	4
1.2 ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等	4
1.3 ICRP 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	5
1.4 本事業の理解促進活動	5
2 事業の成果	6
2.1 ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施	6
2.1.1 ICRP 刊行物の翻訳の継続	6
2.1.2 ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施	8
2.1.3 ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等	8
2.2 ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等	9
2.2.1 邦訳版タイトルの決定	9
2.2.2 Publication 129、135 に共通の用語の訳語の検討	9
2.2.3 Publication 135 の用語の訳語の検討	10
2.2.4 Publication 146 の用語の訳語の検討	10
2.2.5 Publication 146、147 に共通の用語の訳語の検討	10
2.2.6 Publication 142 の用語の訳語の検討	10
2.2.7 Publication 147、ICRU Report 95 に共通の用語の訳語の検討	11
2.3 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	11
2.4 本事業の理解促進活動	12
2.4.1 ICRP 刊行物邦訳版の ICRP のホームページにおける公開	12
2.4.2 日本アイソトープ協会殿のホームページでの紹介	12
2.4.3 放射線防護に係るシンポジウム等への参加、本事業に関する発表	12
2.4.4 国内関連学会のホームページでの周知	13
添付資料	添付資料－1
添付資料 1. ICRP 刊行物の翻訳物	添付資料－1
(1) ICRP Publication 139 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging (最終版)	添付資料－1

(2)	ICRP Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (監修版)	添付資料－60
(3)	ICRP Publication 142 Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes (最終版)	添付資料－108
(4)	ICRP Publication 147 Use of Dose Quantities in Radiological Protection (校閲版)	添付資料－143
(5)	ICRU Report 95 Operational Quantities for External Radiation Exposure (校閲版)	添付資料－186
(6)	ICRP Publication 123 Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space (翻訳版)	添付資料－345
(7)	ICRP Publication 144 Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources (翻訳版)	添付資料－489
(8)	ICRP Publication 133 The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions (下訳版)	添付資料－598
(9)	ICRP Publication 150 Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium (下訳版)	添付資料－644
	添付資料 2. ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要	添付資料－731
(1)	第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要	添付資料－731
(2)	第 2 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要	添付資料－735
(3)	第 3 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要	添付資料－741
	添付資料 3. 理解促進活動	添付資料－746
(1)	ICRP2021+1 シンポジウム(第 6 回放射線防護体系に関する国際シンポジウム)における e ポスター発表	添付資料－746

はじめに

本報告書は、原子力規制庁殿の委託業務「令和4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 事業の概要

令和 4 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」とする）では、以下の調査を実施し、ICRP 刊行物の邦訳版の作成を進めた。

1.1 ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施

本事業における用語の定義は以下のとおりである。（図 1 参照）

- ・ 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 ICRP 刊行物翻訳委員会が最終確認を行った刊行物の翻訳物

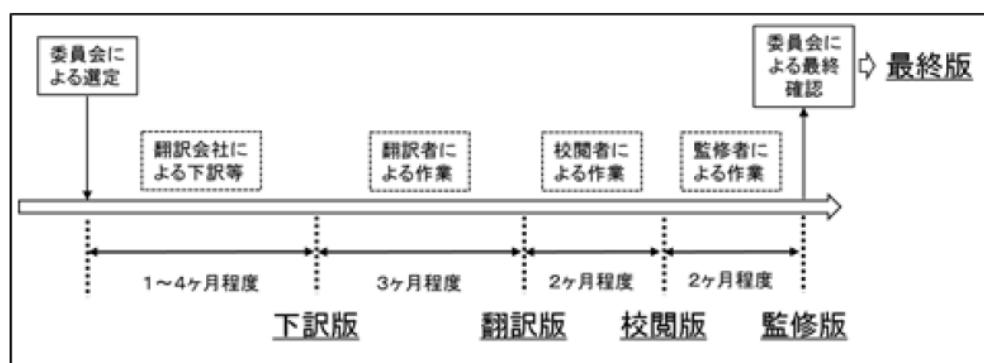


図 1 翻訳作業イメージ

本事業では、ICRP の刊行物を調査し、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（特に放射線障害防止の技術的基準の斉一化を図るための検討に必要となるもの）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。

翻訳作業においては、本業務で設置する ICRP 刊行物翻訳委員会（1.2 に後述）において翻訳文章を検討するとともに最終版について了解を得た。ただし、用語の適正さ等の質の担保のために翻訳者・校閲者・監修者を選定し作業を行った。翻訳者、校閲者、監修者の選定に当たっては、原子力規制庁殿の了承を得た。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 3 年度以前の本事業¹で着手している表 1 に示す ICRP 刊行物について、翻訳を継続し、委託終了時の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)	原題	頁	委託 開始時	委託 終了時
Publ.129 (令和元年度)	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	96	最終版	公開
Publ.135 (平成 30 年度)	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging	143	監修版	公開
Publ.146 (令和 2 年度)	Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident	137	最終版	公開
Publ.139 (平成 30 年度)	Occupation Radiological Protection in Interventional Procedures	118	監修版	最終版
Publ.140 (令和元年度)	Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals	102	校閲版	監修版
Publ. 142 (令和 2 年度)	Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes	67	監修版	最終版
Publ. 147 (令和 3 年度)	Use of Dose Quantities in Radiological Protection	67	翻訳版	校閲版
ICRU Report 95 (令和 3 年度)	Operational Quantities for External Radiation Exposure	130	翻訳版	校閲版
Publ. 123 (令和 3 年度)	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space	366	下訳版	翻訳版
Publ. 144 (令和 3 年度)	Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources	147	下訳版	翻訳版

1.1.2 ICRP 刊行物の翻訳対象の選定及び翻訳の実施

ICRP の 2007 年勧告 (Publ.103) 以降に発刊され、令和 3 年度までに日本語に翻訳されていない刊行物から、以下の 2 つの刊行物を新たに翻訳対象として選定し、下訳版を作成した。

- ・ Publ. 133: The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions
 - ・ Publ. 150: Cancer risk from exposure to plutonium and uranium
- 翻訳作成対象の選定の際には原子力規制庁殿の了承を得た。

¹ 日本エヌ・ユー・エス株式会社、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
<https://www.nra.go.jp/data/000404683.pdf>

1.1.3 ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等

令和3年度以前の本事業及び本委託業務期間内に監修版または最終版を作成した刊行物のうち以下の3本を対象に、両面モノクロ印刷（ただし、原著においてカラー印刷のページはカラー印刷とする。）のアジロ綴じ・PP貼りで製本（以下「製本版」という。）し、組版データを含む電子媒体及び製本版（40部）を作成した。なお、製本版の作成を行う刊行物の選定については原子力規制庁殿の了承を得た。また、デザイン等についても原子力規制庁殿の了承を得た。

- ・ Publ. 129: Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)
- ・ Publ. 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging
- ・ Publ. 146: Radiological protection of people and the environment in the event of a large nuclear accident: update of ICRP Publications 109 and 111

1.2 ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等

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（以下、委員会という。）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、原子力規制庁殿の了承を得た。

- ・ 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
- ・ 放射線審議会等の国の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

表2に委員名簿を示す。

ICRP 刊行物翻訳委員会の会合は3回開催した。令和4年度は新型コロナウイルス感染症の蔓延状況を踏まえ、すべてオンライン会議の形態で開催した。なお、委員会は事前に原子力規制庁殿の了承を得た上で会合を開催し、会合においては原子力規制庁殿職員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概要を作成した。それぞれの議事概要には翻訳に当たり用語の選定に関わる検討過程の記録を含めた。

表 2 令和 4 年度 ICRP 刊行物翻訳委員会 委員名簿

令和 5 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 量子生命・医学部門 放射線医学研究所 放射線規制科学研究部 主任研究員
委員	迫田 幸子	一般財団法人日本アイソトープ協会 学術課
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	半谷 英樹	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	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

1.3 ICRP 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

刊行物の選定後、ICRP 事務局と以下の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殿に帰属することに係る許可の取得
- ・ ICRP のガイドライン²に基づく所定の費用の支払い
- ・ その他必要な調整

1.4 本事業の理解促進活動

本事業の成果及び勧告における新しい概念を示すもの、学術上の新知見に関するもの等について、検討の対象になった用語等を広く周知し、国民に対し本事業の理解促進を促した。実施内容は次のとおり。

- ・ ICRP 刊行物の翻訳物を ICRP のホームページに公開
- ・ 日本アイソトープ協会殿のホームページでの紹介
- ・ 放射線防護に係るシンポジウム等に参加し、本事業について発表
- ・ 国内関連学会のホームページ及びメーリングリストでの周知

² ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP (ICRPref 4834-4510-3435) (2021 年 12 月 17 日)

2 事業の成果

2.1 ICRP 刊行物の調査及び翻訳の実施

2.1.1 ICRP 刊行物の翻訳の継続

令和 3 年度以前の事業³で着手している下表に示す ICRP 刊行物について、翻訳を継続した。

各刊行物の翻訳状況を表 3 に示す。各刊行物の No.、原題、邦題、頁数（翻訳開始年度）、翻訳者、校閲者、監修者、および状況を示している。色付きの個所まで今年度は完了した。

表 3 各刊行物の翻訳状況（翻訳者、校閲者、監修者はいずれも敬称略）

表中の▲は業務開始時、▲は業務終了時の状況を示す

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－ICRP Publication 109 と 111 の改訂－ 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 状況：公開	
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 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 状況：公開	
135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging 医用画像検査における診断参考レベル 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 状況：公開	

³ 日本エヌ・ユー・エス株式会社、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

<https://www.nra.go.jp/data/000404683.pdf>

<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> <p>状況：最終版</p> <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> <p>状況：監修版</p> <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> <p>状況：最終版</p> <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>147 Use of Dose Quantities in Radiological Protection 放射線防護における線量の使用（仮） 67頁（2021年度） 翻訳：岩井敏 委員校閲：保田浩志・大野和子 監修：甲斐倫明</p> <p>状況：校閲版</p> <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>ICRU Report 95(joint with ICRP) Operational Quantities for External Radiation Exposure 外部被ばくに対する実用量（仮） 130頁（2021年度） 翻訳：黒澤忠弘 委員校閲：小田啓二 監修：斎藤則生</p> <p>状況：校閲版</p> <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>123 Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space 宇宙空間における宇宙飛行士の放射線被ばく量の評価（仮） 366頁（2021年度） 翻訳：込山立人 委員校閲：保田浩志 監修：佐藤達彦</p> <p>状況：翻訳版</p> <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	

144 Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources
 環境中の線源からの外部被ばくに対する線量係数（仮） 147 頁（2021 年度）
 翻訳：佐藤大樹 委員校閲：川口勇生 監修：佐藤達彦

状況：翻訳版

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
-----	-----	-----	-----	------	-----	-------	----

2.1.2 ICRP 刊行物の翻訳作成対象の選定及び翻訳の実施

本事業では、新規の翻訳対象として以下の 2 本の刊行物を選定した。

- ・ Publication 133：標準成人に対する内部被ばく線量評価のための ICRP 計算フレームワーク：比吸収割合に関する刊行物（2016 年 11 月発刊）
- ・ Publication 150：プルトニウムおよびウランへの被ばくによるがんリスクに関する刊行物（2022 年 2 月発刊）

表 4 に、委員会にて承認された各刊行物の翻訳者、校閲者、監修者を示す。

表 4 各刊行物の翻訳者、校閲者、監修者（敬称略）

Publ. No	原題	頁	委託終了時
Publ.133	The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions 翻訳者：木名瀬栄（日本原子力研究開発機構） 校閲者：佐々木道也 監修者：稲葉次郎（元 ICRP C2）	73	下訳版
Publ.150	Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources 翻訳者：山田裕（量子科学技術研究開発機構） 校閲者：鈴木元 監修者：小笹晃太郎（ICRP C1）	140	下訳版

新規翻訳作成対象の選定にあたって、直近 3 年間で新規翻訳候補として委員会での得票 4 の合計が 1 点未満の刊行物を除外対象の候補とし、委員会に除外することを承認された刊行物を次年度の新規翻訳候補から除外することとした。

令和 4 年度に新たに除外の対象となった刊行物はなく、令和 3 年度に引き続き、Publication 119（Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60）を除外対象とすることが決定した。

2.1.3 ICRP 刊行物の翻訳物の組版、製本等

令和 3 年度以前の事業及び本委託業務期間内に監修版又は最終版を作成した刊行物のうち、Publication 129、135、146 の 3 本を原子力規制庁殿との協議の上で選定し、組版、製本（40 部）を作成し、報告書別冊として提出した。

⁴ 委員一人当たり、令和 2 年度は合計 3 点（0.5 点刻み）、令和 3 年度及び令和 4 年度は合計 2 点（0.5 点刻み）の持ち点で、新規翻訳対象にふさわしい刊行物について投票を行った。

2.2 ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等

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、進捗等の総括的案内について、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、表 5 のとおり 3 回の会合を開催した。議事録については添付資料 2 に示す。

2.2.1 より、第 1 回～第 3 回の ICRP 刊行物翻訳委員会にて検討された翻訳に関する事項を以下に抜粋する。なお、下記の内容は、組版、製本作成の過程またその後の翻訳検討より変更の可能性がある。

表 5 ICRP 刊行物翻訳委員会の開催実績

	開催日時	開催形態	議事
第 1 回	令和 4 年 6 月 2 日 (木) 13:30～15:30	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> 委員会について 各刊行物の進行状況 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	令和 4 年 10 月 27 日 (木) 15:00～16:40	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> 各刊行物の進行状況 訳語検討 理解促進活動の状況
第 3 回	令和 5 年 2 月 2 日 (木) 15:00～17:00	オンライン	<ul style="list-style-type: none"> 各刊行物の進行状況 訳語検討 理解促進活動の状況

2.2.1 邦訳版タイトルの決定

令和 4 年度に邦訳版を公開した刊行物について、邦訳版のタイトルを検討した。検討の結果決定したタイトルは以下の通り。

Publ. No	原題	邦訳版のタイトル
Publ. 129	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護
Publ. 135	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging	医用画像検査における診断参考レベル
Publ. 146	Radiological Protection of People and the Environment in the Event of a Large Nuclear Accident : update of ICRP Publications 109 and 111	大規模原子力事故における人と環境の放射線防護 — ICRP Publication 109 と 111 の改訂 —

2.2.2 Publication 129、135 に共通の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
Operator	文脈に則した訳とする

2.2.3 Publication 135 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
fluoroscopically guided interventional (FGI) procedures	文脈に則した訳とし、適切に略す
Supporting Guidance	当面は Supporting Guidance とする。 ただし、ICRP における Supporting Guidance の位置づけを甲斐副委員長にご確認いただき、今後あらためて訳語を検討するかどうか議論する。 ⁵

2.2.4 Publication 146 の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
Chernobyl Kiev	チョルノービリ (チェルノブイリ)、 キーウ (キエフ) ウクライナ語 (ロシア語) で示す。 初出で注釈をつけるほか、邦訳版の序でも触れる。
Co-expertise process	「専門知協働プロセス」とする。

2.2.5 Publication 146、147 に共通の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
Intake	基本は「摂取」とし、文脈に応じて検討する

2.2.6 Publication 142 の用語の訳語の検討

原文	訳語検討結果
In some cases, there is a potential for <u>significant</u> routine exposure of workers and members of the public if suitable control measures are not considered.	有意に
prevailing circumstances	prevailing circumstances は「その時点で広く見られる状況」とする。 70、77 項については「広く行き渡っている経済的・社会的情勢」とする。
prevailing circumstances	
prevailing economic and societal circumstances	
prevailing circumstances	
conditions of work	作業条件

⁵ Publication 135 の邦訳版では、「Supporting Guidance」とした。

原文	訳語検討結果
Liquid and gaseous radioactive and/or non-radioactive effluents	放射性や非放射性の液体および気体排出物 108 項の 4 行目は「廃液や排気」を「廃水や排気」とする。 「流出物」は「排出物」とする。
Integrated and graded approach	統合的アプローチ及びグレーデッド・アプローチ
All hazard approach	オールハザード・アプローチ
multihazards approach	マルチハザード・アプローチ
Hazard	ハザード ただし、初出で危険有害性を意味するといった説明を訳注にて付す。
skimmer tanks	スキマータンク（上澄み回収タンク）

2.2.7 Publication 147、ICRU Report 95 に共通の用語の訳語の検討

原文の用語	訳語検討結果
Pion Muon	パイ中間子、ミュー粒子とし、初出でパイオン、ミューオンとも呼ばれる旨の訳注を付す。
positive muons negative muons positive pions negative pions	正のミュー粒子／負のミュー粒子、正のパイ中間子／負のパイ中間子とすることで翻訳者に相談する。
pions (negative/positive) muons (negative/positive)	負／マイナス、正／プラスは翻訳者に任せる。

2.3 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

刊行物の翻訳に当たっては、令和 4 年度に新たに翻訳対象として選定した Publication 133 と 150 について、ICRP 事務局と調整を行い、翻訳に係る許可と、翻訳物の著作権について、原子力規制庁に帰属することの許可の取得を行った。翻訳物の配布に当たっては、冊子版の発行を 40 部までとし、冊子、PDF 共に無償で配布することの許可を受けた。

また、ICRP のガイドライン⁶に基づいて、所定の費用を支払った。

⁶ ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP (ICRPref 4834-4510-3435) (2021 年 12 月 17 日)

2.4 本事業の理解促進活動

本事業の成果及び勧告における新しい概念、学術上の新知見等に関して検討の対象になった用語等を広く周知し、国民に対し本事業の理解促進を促すため、2.4.1～2.4.4を実施した。

2.4.1 ICRP 刊行物邦訳版の ICRP のホームページにおける公開

令和4年度に2.1.3にて組版、製本の終了した Publication 129⁷、135⁸、146⁹の邦訳版 PDF を ICRP のホームページにて公開し、また原子力規制庁のホームページ¹⁰でも公開した。

2.4.2 日本アイソトープ協会様のホームページでの紹介

日本アイソトープ協会で掲載されている同協会刊行の ICRP 日本語版 PDF 公開一覧のページ¹¹に、原子力規制庁ウェブサイトへのリンクと原子力規制庁事業で作成した日本語版の Publication 一覧を掲載した。

2.4.3 放射線防護に係るシンポジウム等への参加、本事業に関する発表

放射線防護に係るシンポジウムにおいて、本事業の紹介や翻訳の進行状況、各刊行物の概要紹介など、本事業とつながりの深い教育／実務分野の方々に具体的に伝達に努めるため、発表内容、発表先を検討した。令和4年度は以下の1か所において発表を行った。

- ・ 6th International Symposium on the System of Radiological Protection (ICRP2021+1) (第6回放射線防護体系に関する国際シンポジウム) における e ポスター発表

開催日	令和4年11月7日～10日
開催形態	現地開催 (カナダ ブリティッシュコロンビア州 バンクーバー市)、オンライン
発表タイトル	JAPANESE TRANSLATIONS OF ICRP PUBLICATIONS UNDER THE CONTRACT WITH THE NUCLEAR REGULATION AUTHORITY, JAPAN; ACTIVITIES IN FY 2022 原子力規制庁による ICRP 刊行物翻訳事業： 令和4年度の活動状況
発表形態	ポスター発表
発表者	ICRP 刊行物翻訳委員会事務局

⁷ <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20129>
(参照 令和5年3月14日)

⁸ <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20135>
(参照 令和5年3月14日)

⁹ <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20146>
(参照 令和5年3月14日)

¹⁰ https://www.nra.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html
(参照 令和5年3月14日)

¹¹ <https://www.jrias.or.jp/books/cat1/101-14.html>
(参照 令和5年3月14日)

本シンポジウムは、ICRP が 2 年に 1 度開催している放射線防護に関する第 6 回のシンポジウムである。新型コロナウイルス感染症のパンデミックの影響で、2021 年に開催予定であったものが 1 年延期され、2022 年に開催された。第 6 回のテーマは「次世代の放射線防護」で、ICRP が今後の放射線防護体系に関する計画を説明し、議論とフィードバックを得ることを目的として開催された。61 か国から、約 500 人が参加した（うち、現地参加登録者は 409 人）。

作成した e ポスターを添付資料 3.(1)に示す。

発表においては、ICRP 刊行物翻訳委員会の紹介、品質を担保するための専門家による翻訳、委員会委員による校閲、ICRP/ICRU 委員（元委員も含む）による監修、委員会による承認というステップを経ていること、近年の訳語検討の例などを紹介した。

また、シンポジウムの Proceedings に本発表内容についてまとめた記事が掲載予定である。

2.4.4 国内関連学会のホームページでの周知

本事業に関する翻訳物について、学会参加以外に、各刊行物のテーマに関連する学会・団体のホームページやメールマガジン等で学会関係者に広く周知した。

周知を依頼した学会・団体を表 6 に示す。

表 6 邦訳版公表について周知を依頼した学会・団体

刊行物	邦訳版のタイトル	周知依頼した学会・団体
Publication 129	コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護	日本 CT 技術学会 日本 CT 検診学会 日本放射線腫瘍学会 日本医学物理学会 日本放射線技術学会 日本核医学会 放射線看護学会 日本医学放射線学会 日本診療放射線技師会 歯科放射線学会 歯科医師会
Publication 135	医用画像検査における診断参考レベル	日本 CT 技術学会 日本 CT 検診学会 日本放射線腫瘍学会 日本医学物理学会 日本放射線技術学会 日本核医学会 放射線看護学会 日本医学放射線学会 日本診療放射線技師会 日本画像医療システム工業会 小児放射線学会
Publication 146	大規模原子力事故における人と環境の放射線防護 — ICRP Publication 109 と 111 の改訂 —	日本保健物理学会 日本放射線影響学会 日本原子力学会 日本放射線安全管理学会 日本リスク学会 放射線教育フォーラム 日本診療放射線技師会 放射線看護学会 日本医学放射線学会 環境放射能除染学会 放射線安全フォーラム 日本環境化学会 日本生態学会

添付資料

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 129、135、146 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。

(1) ICRP Publication 139 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging (最終版)

論説

歴史は戯言に過ぎないのか？

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。

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, 選択的內部放射線療法 (放射線塞栓療法) などである。

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, IVR 術者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, 線量計を含めた個人防護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。IVR 術者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ひ込むべきではない。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。

私はこれまで 30 年近く IVR を行う放射線科医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。

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。

「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。」

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。

CLAIRE COUSINS
ICRP 委員長

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 専門委員会の査読者：

K. Applegate	M.M. Rehani
--------------	-------------

第2 専門委員会の査読者：

J. Hunt	J.D. Harrison	N. Petoussi-Henss
---------	---------------	-------------------

主委員会の査読者：

D. Cool	C. Cousins
---------	------------

本書作成期間の ICRP 第3 専門委員会の構成委員：

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	

総 括

1. 経 緯

(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。

(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。IVR を行う放射線科医や循環器内科医のほか、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。

(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、IVR 術者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。

2. 本書の趣旨及び適用範囲

(d) 委員会は *Publication 117 (ICRP, 2010a)* 及び *120 (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 (IVR 術者、医学物理士、看護師、診療放射線技師)。

3. IVR の使用、職業被ばく、及び観察される影響

3.1 使用者

(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、IVR 術者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、IVR 術者は室内に留まって、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、IVR 術者及び 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。

(f) ^{90}Y 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。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。 ^{18}F -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) IVR 術者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 IVR 術者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、インターベンショナリストの約 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。インターベンショ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 IVR 術者の手の線量は高く、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 IVR 術者の 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 IVR 術者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 中の台の高さに応じて生じると考えられる。

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

(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、不適切な手の指に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。

(r) 線量評価のための間接的なアプローチが、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。

5. 職業放射線防護に関するガイダンス

5.1 患者とスタッフの被ばくの関係

(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。

5.2 遮蔽装置による防護

(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。

(u) 頭頸部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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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、IVR 術者の頭部、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。

(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。

(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。IVR 術者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。

5.3 胚及び胎児の防護

(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。
(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。
6. 品質保証
(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。
(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）。
7. 教育及び研修
(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。
(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。
(ii) 全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。
8. 放射線防護のための主要な専門職員の配置
(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、IVR 術者、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。

用語解説
<p>吸収線量 (D) [Absorbed dose (D)]</p> <p>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。</p> $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$ <p>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 $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
介護者と介助者 [Carers and comforters]

<p>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、診断手途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線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, 2007a)。</p>
<p>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)。</p>
<p>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。</p>
<p>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。</p>
<p>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：</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 $J \cdot kg^{-1}$、特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p> <p>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>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)。</p>
<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：</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。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 $J \cdot kg^{-1}$、また特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>X線透視下またはCTガイド下のIVR [Fluoroscopically or computed tomography guided interventions]</p>

<p>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。</p>
<p>グレイ（Gy） [Gray] 吸収線量のSI単位の特別な名称。1 Gy = 1 J・kg⁻¹。</p>
<p>組織又は臓器（<i>T</i>）内の平均吸収線量，D_T [Mean absorbed dose in a tissue or organ (<i>T</i>)] 組織又は臓器 <i>T</i> 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：</p> $D_T = \frac{\varepsilon_T}{m_T}$ <p>ここで、ε_T は組織又は臓器 <i>T</i> 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）。</p>
<p>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方が、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。</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>
<p>実用量 [Operational quantities] 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)] 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] 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 <i>d</i>（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⁻¹、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</p>

<p>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 $d=3\text{ mm}$ 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。</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乗じる無次元の係数。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、及び実用線量の SI 単位の特別な名称。単位は $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ 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、IVR 術者及び 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、IVR 術者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計測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の中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 IVR 術者において、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 (Vaño et al., 1998, 2010, 2013a; Ciraj-Bjelac et al., 2010; Rehani et al., 2011; Jacob et al., 2012)。IVR 術者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。

(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)。

(7) 委員会は、IVR 術者及び 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、*Publication 85* (ICRP, 2000b)、*117* (ICRP, 2010a) 及び *120* (ICRP, 2013a) において提供している。

1.2 本書の目的

(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。

(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。

1.3 本書の適用範囲

(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。

(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。

2. 課題

- 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り、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。IVR を行う放射線科医や循環器内科医のほか、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。

2.1 IVR

2.1.1 透視下 IVR

(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)。

2.1.2 CT ガイド下 IVR

(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はかかなり少ないが、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 線のみを放出する ^{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 線エネルギー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み合わせて行う。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。典型的な放射エネルギーは、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なると考えられる。

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 IVR 術者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 IVR 術者, 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 (IVR 術者の技能, 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 IVR 術者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 IVR 術者の実効線量が 10 μ Sv 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IVR術者と同様、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ッセンス線量計 (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チューブ型の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。Vaño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IVR術者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IVR術者が受けた線量の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ョン及び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、通常は大腿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40µSvであり、塞栓術の線量は最大で120µSvであった。この測定に含まれた心血管インターベンションのうち、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低かった。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ため、そして防護板を使用せずに作業することが多いためである。眼の平均線量は40~60µSv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ョン医師の眼に対する年間等価線量は50~100mSvの範囲に入る可能性が示されている(Vaño 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ョ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20mSv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5.5mGyで、1回の手技当たりの線量の中央値は約1mGyであった。引用されたその他の試験は、1回の手技当たりの手の線量を0.01mGy(神経学的手技)から0.4mGy(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0.01mGy~約2mGy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2mSv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240µSvであり、塞栓術では約320µSvであり、脳のDSA/PTA手技では約60µSv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 μSv 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 μSv 及び 60 μSv 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 IVR 術者の場合、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 μSv 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、IVR 術者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者に対する線量、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 cm^2 の表面を 50 μL 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 IVR 術者、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) IVR 術者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 IVR 術者を対象に 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-効果関係の可能性を示唆した。

(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ョンのための「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 (Bogotá 2008, 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 IVR 術者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 IVR 術者 (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 IVR 術者及び 60,000 名を超える精神科医が含まれた。IVR 術者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 IVR 術者は 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%も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。Vañó ら (2013b) の研究から、個人線量計を使用していると報告した IVR 術者は約 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 (Vañó et al., 2006)。様々な放射線防護の研究コースにおいて 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 IVR 術者の 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。作業員には、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、作業員が 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)。
- 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、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。

3.1 放射線防護の諸原則

3.1.1 全 般

(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の制限である（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、線量制限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。

3.1.2 放射線を扱う行為及び手技の正当化

(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、放射線の作業員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）。

3.1.3 防護の最適化

(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、患者及び作業員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の設計、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。

3.1.4 限度線量制限

(66) 線量の原則については、「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。

(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 *Publication 103* (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。

(68) 以下の限度値を適用する：

- 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に、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カ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IVR術者には、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 (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と論じている。また、IVRを行う放射線科医や循環器内科医はカテゴリ-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、通常の実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) 妊娠中の作業者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、妊娠中の作業者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事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者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。特に妊娠中の作業者の作業は、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者の 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、妊娠中の作業者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。作業者は作業時間中、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、作業者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。

4.1.2 被ばくモニタリング及び防護の最適化

(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 IVR 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。

4.2 個人線量計の特性とその使用

4.2.1 線量計の種類：パッシブ型及び能動型線量計

(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。

(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こと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。

*訳注 国内市販品はフリーサイズのみである。

(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。

(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。

(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す、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関連付け、及び IVR 中の APD 装着の監査が容易となる。

(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。

(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、術者用モニター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。

(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。

(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。

4.2.2 線量計の特異性

(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。

4.2.3 線量計の信頼性及び簡易性

(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。

4.2.4 線量計の交換期間

(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り。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。

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

(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者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もあり、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。

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

(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。

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(IRSNI, 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 IVR 術者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示すことが試みられている。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を評価する。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ため、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。また米国放射線防護審議会 (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 の対がこれとい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 IVR 術者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用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つ目の装着を忘れたり、1つ目の装着さえ忘れることがある。

(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効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。

(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。

(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、実効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。

(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。

$$E = 0.1H_0$$

(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ヵ月の実効線量が約 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。

4.3.1.3 実効線量評価に推奨される選択肢

(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、すべ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)。

(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 IVR 術者が最も高い職業被ばく線量を受けるため、また IVR 術者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 IVR 術者には2つの線量計の装着を推奨する。

(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。

4.3.2 眼の水晶体に対する等価線量の評価

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

(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 *Publication 110* (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評価モデルと、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 IVR 術者までの距離、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 (Efstathopoulos 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)。IVR 術者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) IVR 術者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ョ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)。IVR を行う放射線科医や循環器内科医が手技を行うとき、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 IVR 術者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 IVR 術者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るべきである。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 cm^2 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。IVR 術者の手は 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 IVR 術者の位置は、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。

(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。

(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。

4.3.4 下肢と足の等価線量に関する評価

(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。

4.3.5 選択的内部放射線療法における被ばくの評価

(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。

4.3.6 胚及び胎児の被ばくの評価

(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者については、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ェ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、作業者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)。

4.3.7 リアルタイムモニタリングのための数値計算法

(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)。

5. 放射線防護方法とプログラム

- 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統合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。IVR術者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。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。
- 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の場合、術者の足が被ばくすることがある。
- SIRTを行うとき、 ^{90}Y 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、IVR術者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。

5.1 患者の防護とスタッフの防護との関係

5.1.1 患者とスタッフの被ばくを低減する措置

(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。

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

(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。

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

(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)。

(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、IVR術者の位置に対する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IVR術者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。

5.2 散乱放射線の分布

(145) これまでの節では、IVRに従事する医療スタッフはX線線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IVR術者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。

(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、IVR術者の頭部、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)。

(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、エプロンなどの個人防護具を着用する。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。

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と概ね一致しており、防護効果は 6 分の 1 と示されている（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) IVR を行う放射線科医や循環器内科医に加え、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（Vaňo 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、患者の四肢が係わる手技では、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、（IVR を行う放射線科医が実施することもある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、IVR 術者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人が多い。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 ディスパーザブルドレープ

(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、ディスプレイ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、患者にディスプレイ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注意が必要であり、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を比較した研究からは、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IVR術者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IVR術者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かもしれない水晶体混濁を、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)。

(169) 放射線吸収性の手術帽を用いることで減衰が得られ、IVR 術者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 IVR 術者の脳を防護しない、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 IVR 術者の尾側から発生し、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。

(170) この所見は、スタッフへの実際の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。

5.5.2 その他の可動式シールド

(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。

5.5.3 防護メガネ

(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)。

(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。

(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 IVR 術者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)。IVR 術者が手技を行う際、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。

(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ー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。

(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ーに分けることができる。

- (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に、角度が付けられている。
- (C) 通常の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。カテゴリー (A) と類似しているが、通常のメガネの上にかけ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。

(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)。

(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。

(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。

(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。

(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、IVR 術者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 IVR 術者のために、眼の水晶体の線量を導き出しうる。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 IVR 術者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。

(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。

(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)。

(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。

(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。メガネは下又は側面からの被ばくも防護も提供すべきであるため、特にメガネの下側周囲を顔の輪郭に密着させることは、鉛当量よりも重要となる場合がある。

5.5.4 防護対策の併用

(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。動脈系への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)。後ろに下がる、あるいは画像取得のための部屋から退室することで、線量を 4~7 分の 1 に低減できる (Vanhavere et al., 2012; Martin, 2016)。

(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) の間に患者の鼠径部でも測定した。各戦略の遮蔽効率率は、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なり、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) IVR 術者の手は一次 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的手技では、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必要があるため、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、IVR 術者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、IVR 術者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 cm^2 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) を取り付けすることで、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。IVR

術者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 IVR 術者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、IVR 術者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る必要があるため、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 IVR 術者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ユフラッシュユ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、⁹⁰Y 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で 1.1 μSv/時、ガラスマイクロスフェアで 2.4 μSv/時であることを明らかにした。2 GBq の ⁹⁰Y 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。

(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。

(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)。

5.10 教育及び研修

(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。

(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 IVR 術者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)。

(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、一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。

5.11 職業放射線防護に関する記録

(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IVR術者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。

(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。

5.12 品質保証システムの必要性

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

6. 勧告の要約

6.1 全般

(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の臨床結果を損なってはならず、また患者の被ばくを増加させてはならない。したがって職業放射線防護は、患者の防護と合わせた統合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。

6.2 個人被ばくのモニタリング

(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。

(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、IVR術者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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(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。

(234) 線量計を必要とせず、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。

(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。

6.3 職業放射線防護の方法及び装置

(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。

(237) 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。「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。

(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。IVR 術者は作業中、できる限り天井吊り下げ式のシールドを活用するべきである。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。

(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、IVR 術者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 IVR 術者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。

(240) X 線ビーム及び患者の照射体積に近い IVR 術者の手は、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。

(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。IVR 術者は、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。

(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。

6.4 妊娠中の作業者の防護

(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。

(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 IVR 術者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。

(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。

6.5 防護衣の保管及び品質管理

(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。

(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。

(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。

6.6 品質保証プログラム

(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。

6.7 教育及び研修

(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。

(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

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。

(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IVR術者及び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。

6.8 記 録

(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。

付属書 A. 放射線防護のための生物学的基礎のまとめ

(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。

A.1 確定的影響(有害な組織反応)

(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 *Publication 103* (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。

A.2 確率的影響(がん及び遺伝的影響)

(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。

(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。

(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 *Publication 103* (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、*Publication 99* (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。

(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 *Publication 79* (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。

A.3 子宮内照射の影響

(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、*Publication 90* (ICRP, 2003) において詳細に評価している。

A.3.1 致死的影响

(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。

A.3.2 奇形

(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。

A.3.3 中枢神経系

(A10) *Publication 84* (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。

A.3.4 白血病及び小児がん

(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）。

(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。

付属書 B. 数量及び単位

(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。

B.1 吸収線量, D

(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。

(B3) 国際単位系では、吸収線量の単位は $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

B.2 線量の平均化：臓器線量

(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。

(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。*Publication 103* (ICRP, 2007a) 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。

B.3 等価線量と放射線加重係数

(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。

(B7) 線量当量、等価線量及び実効線量の単位は $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ であり、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。

(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。

B.4 実効線量及び組織加重係数

(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：

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

ここで w_T は、組織 T の組織加重係数である。

(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>(B11) 実効線量の単位は $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$、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、並びに一部の実効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 <i>Publication 60</i> (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。</p>
<p>(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員の）全集団に適用する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。</p>
<p>B.6 実用量</p>
<p>(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 <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007a) の付属書 B に記述されている。</p>
<p>B.7 線量当量及び線質係数</p>
<p>(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。</p>
<p>B.8 環境モニタリングに対する実用量</p>
<p>(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 $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$、また特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>B.9 個人モニタリングに対する実用量</p>
<p>(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。</p>
<p>(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。</p>

(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をお詫び申し上げます。*

*訳注) 本邦訳版では、本文中で修正を反映している。

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。

アルゴリズム	甲状腺の遮蔽あり		甲状腺の遮蔽なし	
	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

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)。

		体幹	眼の水晶体	手 (mSv)
		(mSv)	(mSv)	
薬剤師	$H_p(0.07)$	0.027	0.026	0.027
	$H_p(10)$	0.003	0.004	
IVR 術者	$H_p(0.07)$	0.038	0.12	0.32
	$H_p(10)$	0.004	0.054	
放射線安全担当者	$H_p(0.07)$	<0.02	0.04	0.2
	$H_p(10)$	0.01	0.017	

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)。

線源からの距離	周辺線量当量率
0.25 m	18.8 μSvh^{-1}
0.5 m	9.2 μSvh^{-1}
1 m	1.5 μSvh^{-1}
2 m	0.4 μSvh^{-1}
4 m	<0.1 μSvh^{-1}

(2) ICRP Publication 140 Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals (監修版)

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 が開発した放射性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 を身体の特定位に運ぶために用いる。
体内での RI の分布やその経時的变化は、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と治療用 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到当たり、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の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ほかの指針を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月主委員会により承認

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。

要点

- 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。妊娠中は放射性医薬品治療は禁忌である。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提供するべきである。

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¹²。

(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。この情報は、特に処方する放射能レベルに関連して、新しい放射性医薬品の導入を促進する。

12. 「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。

(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、取り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、治療法の計画及び投与し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・組織への耐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照射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¹³¹I-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³²P-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 (¹⁷⁷Lu) 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 (²²³Ra) 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溶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、治療方法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 (残存甲状腺破壊) 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 ^{124}I 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 ヶ月間は避妊する必要がある (5.3.3 及び 5.3.4 項参照)。 ^{131}I -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 ヶ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亜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 ヶ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

<p>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)。症例によっては、安定した病態の維持が期待される。</p>
<p>2.3.2 治療プロトコル</p>
<p>(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。</p>
<p>(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)。</p>
<p>(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。</p>
<p>(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)。</p>
<p>(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 $1.1\text{--}11.0 \text{ GBq}$ の一定量又は体重に基づく範囲の放射エネルギーが投与されている (Jarzab et al., 2005; Franzius et al., 2007; Luster et al., 2008; Verburg et al., 2011)。</p>
<p>2.3.3 友人と家族の線量</p>
<p>(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、各国の患者退出基準に従い、投与後の入院が必要な場合がある。患者を入院させるか退出させるかの判断は、家族と公衆の構成員に与え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</p>

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)。

(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)。

2.3.6 患者のリスク

(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)。

(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。

2.3.7 勧告

(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。

(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。

2.4 真性多血症及び本態性血小板血症の治療

(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、 ^{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。

2.4.1 治療の目的

(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)。

2.4.2 治療プロトコル

(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74~111 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)。

2.4.3 友人と家族の線量

(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。

2.4.4 スタッフの線量

(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。

2.4.5 患者の臓器線量測定

(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。

2.4.6 患者リスク

(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。

2.4.7 勧告

(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。

2.5 骨転移の治療

(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)。

(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 ヶ月) ことが確認されている (Parker et al., 2013; Pandit-Takar et al., 2014)。

2.5.1 治療の目的

(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カ国で承認されている一方、 ^{186}Re -HEDP (ヒドロキシエタンジホスホン酸)、 ^{188}Re -HEDP、 $^{117\text{m}}\text{Sn}$ -DTPA (ジエチレントリアミン五酢酸) 及び ^{177}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}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}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}Re -HEDP、 ^{188}Re -HEDP、 $^{117\text{m}}\text{Sn}$ -DTPA、 ^{177}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 ヶ月にわたり 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}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。単回の投与で数ヶ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ニジン (mIBG) は、ノルアドレナリンアナログであるグアニ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 $^{131}\text{I-mIBG}$ 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
<p>(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）。</p>
2.6.2 治療プロトコル
<p>(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。体重に基づく放射エネルギー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）。</p>
2.6.3 友人と家族の線量
<p>(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。</p>
2.6.4 スタッフの線量
<p>(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になってしまう。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。</p>
2.6.5 患者の臓器線量測定
<p>(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。</p>
2.6.6 患者リスク
<p>(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

(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。

2.7 放射性標識したペプチド受容体による治療

(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⁹⁰Y-DOTATOC ([⁹⁰Y-DOTA⁰, Tyr³]-オクトレオチド) 及び¹⁷⁷Lu-DOTATATE ([¹⁷⁷Lu-DOTA⁰, Tyr³, Thr⁸]-オクトレオチド又は[¹⁷⁷Lu-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), 欧州核医学会 (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)。

(71) 理想的な放射性核種は確立されておらず、⁹⁰Y と ¹⁷⁷Lu 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⁹⁰Y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、このために腎皮質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)。¹⁷⁷Lu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、⁹⁰Yはしばしば、トレーサーレベルの¹¹¹Inで標識される。これらの放射性核種の物理的半減期 (⁹⁰Yで64時間、¹⁷⁷Lu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。¹⁷⁷Lu-DOTATATEと⁹⁰Y-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。

2.7.1 治療の目的

(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¹⁷⁷Lu-DOTATATE治療の可能性を検討している (Gains et al., 2011)。

2.7.2 治療プロトコル

(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。⁹⁰Y-DOTATATE又は⁹⁰Y-DOTATOCは、3.7 GBq m⁻² (体表面積) として2サイクル、又は2.78~4.44 GBqの一定量で2~4サイクル投与される。¹⁷⁷Lu-DOTATATEは、一般に5.55~7.4 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。⁹⁰Yと¹⁷⁷Lu-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。

(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)。

2.7.3 友人と家族の線量

(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。

2.7.4 スタッフの線量

(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 5~10 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)。

2.7.5 患者の臓器線量測定

(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 ^{90}Y -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)。
 ^{177}Lu -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), ^{90}Y -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

<p>(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 ^{131}I, ^{90}Y, ^{186}Re 及び ^{153}Sm などの β 線放出核種や、^{225}Ac 及び ^{213}Bi 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)。</p>
<p>(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、^{131}I-tositumomab 及び ^{90}Y-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。^{90}Y-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、又は初期段階の治療が行われている。</p>
<p>(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。プレターゲットイ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。</p>
<p>2.8.1 治療の目的</p>
<p>(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。</p>
<p>2.8.2 治療プロトコル</p>
<p>(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。^{90}Y-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 ^{90}Y-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 ^{90}Y-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 ^{111}In-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)。</p>
<p>2.8.3 友人と家族の線量</p>
<p>(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。</p>
<p>2.8.4 スタッフの線量</p>
<p>(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)。</p>
<p>2.8.5 患者の臓器線量測定</p>
<p>(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.,</p>

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、造血器腫瘍に対する 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 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。 ^{213}Bi は半減期が 46 分と短く臨床応用が限定されることから、 ^{225}Ac (物理的半減期=10 日) の結合体が開発されている (Jurcic and Rosenblat, 2014)。

2.8.8.3 プレターゲティング法

(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)。

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

(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 ^{90}Y 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、 ^{166}Ho 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。

(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)。

2.9.1 治療の目的

(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。

2.9.2 治療プロトコル

(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 $^{99\text{m}}\text{Tc-MAA}$ (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 ^{90}Y 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。 ^{90}Y は制動放射イメージングが行われることがあるが、 ^{90}Y 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>2.9.3 友人と家族の線量</p>
<p>(98) ^{90}Y 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) ^{90}Y 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）。</p>
<p>2.9.6 患者のリスク</p>
<p>(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）。膵臓への放射線の照射は腹痛、急性膵炎又は消化性潰瘍の原因となる。投与した放射線が肺循環に入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、消化管又は膵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ュー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。</p>
<p>2.9.7 勧告</p>
<p>(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。</p>
<p>2.10 関節炎の治療（放射性滑膜切除術）</p>
<p>(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、耐容性が良好な選択肢である。</p>
<p>(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</p>

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線量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，以前に検討されたことがあるが，その頃は，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 (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ことができる (Johnson et al., 1995)。

2.10.6 患者リスク

(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 (^{90}Y で 10 mm， ^{169}Er 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 (^{90}Y) 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)。 ^{90}Y 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。

2.10.7 勧告

(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。

3 体内動態に関するデータ収集

3.1 全身放射能

(112) 標的組織内に投与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た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ル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)。

(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)。

3.2 血中の放射能

(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)。

3.3 臓器及び腫瘍の放射能

3.3.1 定量的画像解析

(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、大半の診療施設へのこれらの方法の浸透は遅い。

(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。

(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。

(118) 放射性医薬品治療を受ける特定の患者に対して、画像撮影検査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 プラナー（平面）画像

(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プラナー画像が役立つ (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トのピクセルサ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エネルギー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、逐次近似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ト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、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。
- ^{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)。

(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画像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。

3.3.4 PET/CT

(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。

(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)。

3.4 定量的プロトコル

3.4.1 定量的画像解析プロトコル

(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。

(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。

(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。

3.4.2 薬物動態及び時間-放射能曲線の積算

(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 (Glattig 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。

(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)。

(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 $T_0/3$, $2T_0/3$, $3T_0/2$, $3T_0$ 及び $5T_0$ の 5 点の測定を勧告している。ここで T_0 は検討する臓器・組織構造における実効半減期である。

4 吸収線量の計算法

(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静脈内または経口的に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。投与放射エネルギーは、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エネルギー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、集団のパラメータ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経過観察に関して、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、患者固有の体内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エネルギーと投与時間、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）画像、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、一般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 の公式と用語 (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) 。

$$d(r_T, \tau) = \sum_{r_s} \int_0^\tau a(r_s, t) S(r_T \leftarrow r_s, t) dt \text{ GyBq}^{-1} \quad (4.6)$$

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。線量測定のプロトコルを組み合わせて、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 生物学的効果線量 (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追って変化し、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、従来から以下のように記述されている (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死的な 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・組織に特徴的であり、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。

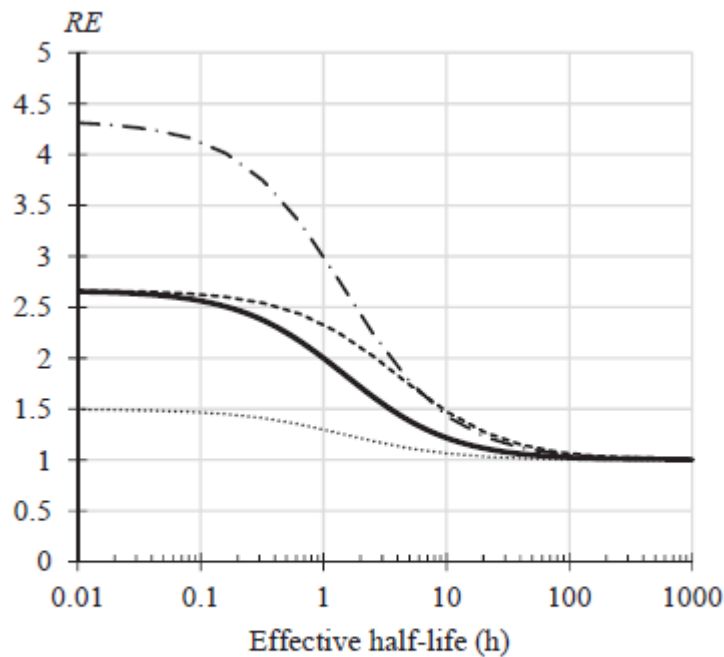


Fig. 4.1. Relative effectiveness (RE) obtained from Eqs (4.14) and (4.13). As baseline values, shown by the solid line, parameters used are $D=5$ Gy, $\alpha/\beta=3$ Gy, and $T_{rep}=1.5$ h. The dash-dotted line is obtained when the absorbed dose is changed to 10 Gy, and the dotted line is obtained when α/β is changed to 10 Gy. The dashed line is obtained when the repair half-time is changed to 4 h.

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。

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、規制管理のもとでの計画被ばく状況であり、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く必要がある一方、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らることである。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、施設の設計、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るべきである。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リ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気の設定を備えるべきである。

(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（作業員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。

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。

5.3 患者 (医療被ばく)
5.3.1 防護の正当化と最適化
<p>(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)。</p>
5.3.2 治療前の検討事項
<p>(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。</p>
5.3.3 妊娠
<p>(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。^{131}I-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。</p>
<p>(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)。</p>
<p>(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 <i>Publication 84</i> (ICRP, 2000) 及び <i>105</i> (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、<i>Publication 90</i> (ICRP, 2003) で詳細に論じられている。</p>

(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 (^{90}Y) 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。 ^{131}I 治療の場合、治療後から投与した ^{131}I 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)。

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。

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るべきである (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依頼、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るべきである。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るべきである。さらに投与前には、処方に合わせて以下を確認するべきである：

- 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
- 総放射線量
- 投与日時
- 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

(194) 治療用の放射性医薬品，線量計画策定からのデータ，投与放射エネルギー，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）。

5.4 スタッフ（職業被ばく）

(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。

(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。

5.4.1 防護具及び防護ツール

(197) 汚染の可能性が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（「ブーツ」），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。β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。

(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 ^{131}I 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。 ^{131}I 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和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）。

(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。

(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 厚のタング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。

(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て得た状況とは、スタッフが治療用の¹³¹I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：

- 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：

- 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。
- 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。

(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)。

(212) 医療従事者が受ける被ばく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、緊急治療を開始するべきである (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るべきである。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、訓練するべきである。手技のリハーサルを定期的に行うべきである。

5.4.6 別の医療施設への患者の搬送

(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るべきであ

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るべきである。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であることを保証するべきである。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、それらを提供するべきである。

5.4.7 放射性医薬品治療後の患者の死亡

(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。

(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るべきである。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收容するために遺体袋を使用するべき場合がある。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。

(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作業員には、該当する線量限度を適用する。

(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) を装着するべきであり、また個人モニタリングも検討するべきである。 β 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。

(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、容器の表面線量率を考慮しなければならない場合もある。

(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。

(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。それ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）、それ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て達成される。

(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の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交通機関の使用を認める勧告を発表している（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効果を評価することなく、核医学治療直後にホテルやモーターに滞在することは推奨しない。

(232) 空港や国境検問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。

(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。

(242) 治療後に患者を入院させるか解放するか判断は、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るべきである。

(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。

用語解説

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。

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

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

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。

生物学的効果線量 [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時、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。

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)。

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)。

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てもよい年間線量の上限值である。

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。

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。線量限度は、ICRP が独自に定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つである。

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：

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

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。

有効半減期 [Effective half-life]

体内に取り込ま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]

ICRP が独自に定義した 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) 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に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]

作業者がその作業の過程で受けるすべての被ばくのうち、以下の 3 項目を除く。(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、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経済的、社会的要因を考慮に入れて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, w_R [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乗じる無次元の係数。

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]

悪性疾患または遺伝的影響の誘発。その重篤度ではなく、発生する影響の確率が線量に応じて増加し、しきい値がないと放射線防護の目的でみなされる。

組織加重係数, w_T [Tissue weighting factor]

身体への均一照射の結果生じたすべての健康的な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]

医学的な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。

(3) ICRP Publication 142 Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes (最終版)

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

自然放射線源による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。あなたの人間としての感覚では、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。宇宙線からの線量は、あなたのいる緯度と高度、そして 11 年の太陽周期のどのあたりにいるか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列の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。自然線源からの放射線の被ばくは日常的である。

放射線防護の専門家として、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、我々はその職業上被ばくする人の線量を計算し追跡することができる。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 (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であ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列の放射性核種が、作業者と公衆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ことが認識されてい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「制限」の適用という課題に直面している。過去の産業活動でも、鑑定または査定と浄化を要する遺産 (遺跡・遺物) 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。NORM が移動したり、技術的に濃度が高められ、作業員や公衆の被ばくをもたらす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、廃棄物の特徴を把握することが重要である。これには、外部放射線場と内部（体内）摂取の可能性が含まれる。そこから、有資格者は、作業員や公衆にどのような被ばくが、また、環境にどのような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、国際的および各国の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）を伴う産業における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、複数のハザード*を引き起こす可能性があり、放射線のハザード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と環境の被ばくを伴うことがある。場合によっては、適切な管理対策が考慮されなければ、作業員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的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現実的な可能性を示していない。36 項の NORM を伴う産業における放射線防護は、とられる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。作業員、公衆、及び環境の防護のために、統合的アプローチおよびグレーデッド・アプローチが勧告される。ここでは、放射線ハザードに放射線以外のハザード*の考慮が統合され、防護のアプローチが最適化（グレーデッド）されるので、様々な放射線防護プログラム要素の使用が、不必要な負担を強いられずにハザードと整合している。作業員に対しては、この手法は、被ばく状況の特徴の把握と必要に応じて、職場の他のハザードを管理するための既存のあるいは計画された防護戦略を補完するために具体的な放射線防護対策を統合することから始まる。被ばく状況の特性とハザードの大きさに応じて関連する参考レベルが選択され、適切な集団または個人の防護措置が講じられるべきである。ラドンによる被ばくも、*Publication 126* で説明される通り、まずは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。同様なアプローチは、状況の特徴の把握の後、排出物、廃棄物、残渣の管理を通して公衆被ばくに対して実施されるべきである。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、すべてのハザードと影響を考慮に入れて対処されるべきである。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、被ばく制御のための選択肢に関する決定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。

*訳注) 危険有害要因。

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制御可能であり、防護措置の正当化と防護の最適化を通じて防護が達成される。
- 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現実の見通しを示してはいない。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、ラドンやトロンの吸入を考慮すべきである。
- 作業者、公衆及び環境の防護には、被ばく状況の特徴の把握、および他のハザードの管理のために既に実施されているか、あるいは計画されている防護戦略を補完する放射線防護措置の最適化を含む、統合的アプローチ及びグレーデッド・アプローチが勧告される。
- 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、年間実効線量で数 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で数 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残渣の発見は、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、放射線防護体系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) では標準動物および標準植物 (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 の産業や取引は含まれない。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ハザード*ではなく、最も主要なハザードでもおそくない。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ハザードの管理のために、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。

*訳注) 危険有害要因を意味する。

(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ー、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 遍在性と変動性

(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。
- スラッグ、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・スラッグ・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。大規模な採鉱と粉砕作業では、空気中ダストは一般的な産業ハザードであり、とりわけ、より高い放射能濃度 (例えば、数十 $\text{Bq} \cdot \text{g}^{-1}$ 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母材、発生源に依拠して、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 $30,000 \text{ 人} \cdot \text{Sv}$ (約 1,300 万人) と推定されている。(UNSCEAR, 2008)。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関心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 $100 \text{ mSv}/\text{年}$)。

(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、 $1 \text{ mSv}/\text{年}$ 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み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、存在するすべてのハザード、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いることもあるが、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
- 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

(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。

(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）。したがって、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。

3. 委員会の放射線防護体系の NORM への適用

3.1 被ばく状況のタイプと被ばくの 카테고리

3.1.1 被ばく状況のタイプ

(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とることにより達成できる。

(33) *Publication 103* (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。

(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、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て、予想されるリスクレベル、とりわけ確定的影響の可能性に比例した手法をとる。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措置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はある。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。

(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。

(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ハザードがある可能性があり、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、もし新たな活動が放射線に関係すると認められた場合、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。

(37) 上記の通り、*Publication 103* (ICRP, 2007a) の理念は、*Publication 60* (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、放射線のハザード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、および被ばく低減に関連した高い規制コストの可能性のため、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、複数のハザードと汚染物質が存在する状況である。放射線リスクは、主要なハザード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、すべてのハザード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、産業上のハザード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強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、組織反応や直ちに生じる生命の危機などのその後の健康影響という点では、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、緊急時被ばく状況を引き起こす可能性は低い、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る状況の結果として作業で被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 を伴う産業における作業員の被ばくは、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るので付随的であり、作業員は、しばしば職業被ばくを受けているとはみなされない。

Publication 65 (ICRP, 1993) を参照している *Publication 126* (ICRP, 2014b, 59 項) で記載される通り、放射線に職業上被ばくしているとみなされない作業員は、通常、公衆の構成員と同様に取り扱われる。しかしながら、彼らの被ばくは、考慮されるべきである。放射線リスクを他のハザードと統合し、合意された労働安全衛生基準に従い、すべてのハザードに対処するのは操業管理者の責任である。

(43) 4.1 節で説明する通り、NORM を伴う産業における作業員の防護に関しては、参考レベルの選択と合理的な防護措置の選択と実施に基づいたグレーデッド・アプローチが勧告される。このアプローチでは、上記で説明したように、ハザード管理に対するより全体的で相乗的なアプローチにおいて、他のハザードの制御手順に放射線防護を統合することも考慮すべきである。

(44) まれに、線量のレベルが高いままであったり、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員に推奨される対策が適用される (ICRP, 1997)。委員会の勧告は、状況にかかわらず、防護プログラムのすべての要素を必要とすると解釈されるべきではない。アプローチは、存在するハザード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）、可能性のある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、環境にも被ばくを生じさせる。4.3 節で説明する通り、環境への被ばくも、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、正当化の原則を通じて、放射線被ばくの状況を変化させるいかなる決定も、害よりも便益を多くもたらすべきであるとしている。そして委員会は、現存被ばく状況に対しては、正当化の原則は被ばくを低減し、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、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、NORM を伴う産業では、正当化の原則は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、適用される。

(48) このように、生物多様性の保全および持続可能な発展と共に個人の幸福と生活の質に貢献するという社会の全体的な目標を達成するため、正当化は、便益を促進あるいはもたらすことを意味する善行の倫理的価値、ならびに害の原因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、正当化を判断する責任は、最も広い意味で社会に対して、したがって必ずしも各個人にではなく、便益全体をもたらすことを保証するため、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、正当化の決定への提供は、NORMを伴う産業、作業員、公衆、政府または国の当局以外の組織から知らされる多くの側面を含むであろう。したがって、放射線防護戦略に関する正当化の決定は、ステークホルダーの関与プロセスから恩恵を受けることができる。これに関して、放射線防護の考慮は、より広範な意思決定のプロセスにおける入力の一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、被ばく状況の放射線に関する特徴の把握後に、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、最適化の原則の実施を通じて決定できる。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かもしれない。

(51) 国のリストにおけるNORMを伴う産業に関し、NORMを用いて新しい工程を実施する場合、正当化の原則は、すでに実施している工程と同様に（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、大きな経済的及び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みなされる必要がある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、経済的及び社会的要因を考慮して、適切な個人線量判断基準で導かれ、個人線量の大きさ、被ばくする人の数、被ばくする可能性を合理的に達成可能な限り低く保つためのプロセスと定義している。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、その時点で広く見られる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はなはだしい不公平を避けるため、委員会は、正義という倫理的価値（ICRP, 2018）に沿って、最適化プロセスにおいて個人線量判断基準を使用することを勧告する（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も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から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) 最適化プロセスでは、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のプロセス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、放射線の側面はオールハザード・アプローチの中で考慮されなければならない。実際には、放射線影響は環境影響評価に含め、必要に応じて監視すべきである。委員会が既に構築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、その時点で広く見られる状況、特に放射線防護は、放射線リスクが必ずしも支配的ではないより広範な防護戦略に統合さ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、最善の防護の選択肢を選択し、その結果、防護をより効果的で効率的なものとする可能性に寄与する。

3.3.1 線量判断基準

(57) 委員会は、現存被ばく状況における線量判断基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の値を表す。参考レベルの選択は、特別な注意を必要とする被ばくを特定する目的で、実際の個人線量分布を考慮すべきである。参考レベルは、経済的及び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、線量分布の不公平を防止し低減するために、最適化プロセスにおける防護選択肢の中から選択するための指針である。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措置の結果を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、あるタイプの標準動植物の個体に電離放射線の悪影響が生じるハザードが存在しそうな（そのタイプの生物に対して予想される一定の生物学的影響についての知識から求められる）線量率のバンドと考えられる。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、委員会は、防護の最適化を導くための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、*Publication 103* (ICRP, 2007a) の表5に記載される通り、典型的には参考レベルを通常1~20 mSv/年の間で設定することを勧告する。1~20 mSv/年というバンドは、線源または経路が一般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。しかしながら、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、特に注意を払い、最適化プロセスに有益な貢献をする被ばくを特定する目的で、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未満となり得る。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であるべきで、さらなる考慮が必要とされう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、特に実際の及び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、適切な参考レベルは、ほとんどの場合、年間実効線量数mSv未満、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、そのレベルが年間実効線量10 mSv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) で勧告されているアプローチと、上記で記載した参考レベルの選択に対する全般的なアプローチと一致している。

(62) 委員会は、NORMがその放射性、核分裂性、核分裂核種生成性のために処理される産業に加え、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当局があることを認識している。これは線源の特徴が十分に把握され制御され、そして有意なレベルの被ばくが継続する可能性があるような場合には特に適切である。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ため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、防護に費やされる努力と資源が放射線のハザードとリスクに見合うように、最適化された（グレード別）アプローチがNORM産業に対し適用され、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。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、以下のようなプロセスを経て行われる：(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) その時点で広く見られる状況を踏まえた最適な防護選択肢の選択と実施、(d) 是正対策の必要があるかどうか、あるいは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

(64) この反復プロセスにおいては、委員会は個人被ばくの分布における公平性を調べるのが重要な側面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の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、分布の高線量域の人々（すなわち最も被ばくした人々）に焦点を当て、その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、同時に被ばく集団全体の被ばくを合理的に低減しようとするべきである。

(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、作業者、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、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が、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であろう。

(66) 作業環境に自然放射線や人工放射線を含む状況では、組織と地域社会内での適切な放射線防護文化の発展を育成する必要性を強調し、電離放射線への潜在的あるいは実際の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 作業者の防護
4.1.1 概論
<p>(68) NORM を伴う典型的な産業では、様々な原材料および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、職場や作業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判断基準を定義することは容易ではない。したがって、作業員の防護にはグレーデッド・アプローチが勧告される。</p>
<p>(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。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 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） ● ダストの吸入および、はるかに程度は少ないが、放射性ダストの経口摂取からの内部被ばく。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（例えば、地下の職場におけるラドンガスの蓄積）および、時には NORM から生じるトロンによる被ばく。実際には、そのような物質から生じるラドンは、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。
<p>(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 [すなわち、<i>Publication 126 (ICRP, 2014b)</i> 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状態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た、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 [<i>Publication 137 (ICRP, 2017b)</i> 参照]。 <i>Publication 126</i> 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。</p>
<p>(71) NORM を伴う産業における作業員は、放射線の被ばくに加え、他のハザード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ハザードではなく、歴史的には考慮すらされていないかもしれない。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如していることが多い。しかしながら、このような産業は、労働安全衛生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ハザードを低減する対策は放射線被ばくも制限し、作業員の防護に対する統合的アプローチが勧告される。</p>
<p>(72) NORM を伴う産業における作業員の防護は、（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放射線被ばくを制御するグレーデッド・アプローチに基づくべきである。</p>
<p>(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、適切な防護措置）、これらの必要条件の総合的な実施によって実現できる。このアプローチの実践は、作業員が放射線に職業上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。</p>

(74) このアプローチは、関連する様々なプロセス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、規制当局と他のステークホルダー（操業者、作業員およびその代表者、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、被ばく状況の特徴、特に実際のおよび潜在的な被ばく経路、個人線量分布および最適化の見直しに応じて、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。その選択は、

- ほとんどの場合、年間数 mSv オーダー、またはそれを下回る、
- 状況によって必要な場合は、数 mSv を上回るが、ほとんどの場合 10 mSv/年を超えないことに留意すべきである。

(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、100~300Bq・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、変更が必要かどうかを示すために有用である。

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のハザードに対する）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ことを行っており、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戦略に統合されるべきである。

(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 つの主要な段階を構成する。

- ハザードおよびその結果、リスクを排除する（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）
- リスクを最小化する（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を行う（例えば、PPE の使用）。

(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。職場や作業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。作業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、慎重な検討が必要であり、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、職場の必要条件と作業条件について述べる。

4.1.3.1 状況の特徴の把握

(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の把握は、作業者の防護のための重要な出発点である。これには、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産業工程全体を通じた 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の把握が含まれる。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。

(83) 線源の特徴を把握することは、作業者、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。作業者の被ばくに関して、次のステップは、被ばくした集団や個人の特徴を把握し、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。

(84) もちろん、被ばく状況の特徴の把握は、関連するその時点で広く見られる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者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。

(85) 将来の意思決定のための確かな基盤を提供するためには、この特徴の把握の段階が、すべて文書化されていることが重要である。

(86) この特徴の把握が、防護戦略の正当化、特に放射線防護目的の特定の要件および最適化プロセスのスケージングの必要性についての根拠となるであろう。

(87) 初期の特徴の把握は、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、新しい特徴の把握を行うべきである。

4.1.3.2 専門家による放射線防護助言の取得

(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 を伴う産業が既に他の幅広い分野で独自の技術支援を有し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は、操業管理者と特別な専門知識のない国の当局の双方が求めるべきである。放射線防護専門家からの助言は、一時的に（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。

4.1.3.3 ハザードの防止または低減するための初期対策

(89) これは国際労働機関のアプローチの第一歩に相当する。初期段階では、NORM からのハザード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、何らかの考慮はなされるべきである。

4.1.3.4 エリアの区分

(90) エリアの区分は、計画被ばく状況における制御戦略の十分に確立された要素である。しかしながら、これはより広い産業健康安全戦略の一部でもある [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ための]。特定の種類の管理（例えば、ラドンのエリアと他のエリア）に対応するため、同じ設備内で異なるエリアに分けることがある。エリア区分を効果的にするには、警告標識や場合によっては、立ち入りを正式に制限することが必要となる。同じアプローチが、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と配置から始まり、次に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。多くの場合、必要なのは適切な量の訓練（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である。

(94) 上記要件は、少なくとも作業者のための一般的な情報計画（下記参照）によって補完され、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必要のある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ことが基本的に必要である。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措置の重要性を理解するための特別な訓練、ならびにこれらの措置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、防護服や呼吸保護具（ダスト用マスクなど）が含まれ、これらは既に NORM を伴う職場で他のハザードの防護のために広く使用されている。PPE は、関連するハザード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。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、作業手順や最終的には呼吸保護具が考慮される。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の把握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、線量レベルのみが判断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プログラム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（パンプ型または電子式）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最適化されている可能性は低く、適切な防護措置によって内部被ばくを十分に低減可能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の場合、集団あるいは個人のモニタリングによって実施するか、職場でのモニタリングから推測することができる (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、ある職場の空間線量とそこへ頻繁に通う人々の記録によって、必要に応じて遡及的に、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稀なケースを除き、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、放射線に職業上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。作業者は、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、職業上被ばくしてい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アプローチは、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）の特徴の把握から始めるべきである。この特徴の把握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、防護措置の選択と実施、意思決定プロセス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、容認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 のオーダー、またはそれを下回るように選択すべきである。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、およびレガシーサイトの可能性に関して考慮される必要がある。実際には、それぞれの経路で最も被ばくする個人はそれぞれ異なる集団に属しているので、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物

(108) 放射性や非放射性的な液体および気体排出物は、NORM を伴う産業の通常の操業から意図的に排出されることがある。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、

廃水や排気（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合において、NORMの排出物は人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排出物を適切に管理すべきであり、必要であれば公衆と環境の防護のために制限すべきである。

(109) サイト固有の包括的な排出物管理は、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な特徴の把握
- 空間的、時間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
- 線量評価とリスク推定
- 排出物管理手段の正当化
- 参考レベルの選択
- 最適化プロセス（達成可能な限り低く）を通じた防護戦略内の対策の選択と実施。

(110) 防護戦略には、排出量と濃度を削減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物の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施設の作業上の特徴、排出過程、放射能レベルと推定リスク、関与する公衆のグループ、社会的側面と政治的側面、公衆の懸念に依存する。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、あるいは全体的な生成廃棄物の量の増加につながるため、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) 液体および固体の両廃棄物は、それ以上利用が計画されない物質である。NORMを伴う産業は、放射性和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、廃棄物の特徴の把握を行うべきである。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」）まで検討されるべきである。

(115) NORM廃棄物の処分方法は、すべての種類の汚染物質（放射性和非放射性）を考慮し、ハザード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、それに依り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（採鉱、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の把握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（化学的なハザード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、最適化が検討されるべきである。

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の空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) NORM が含まれる建築材の利用は、排出物、廃棄物、残渣など、NORM による公衆被ばくの一つの経路と考えられ、上述の通り年間数 mSv のオーダーあるいはそれを下回る参考レベルが公衆の被ばくに適用される。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。トロンの吸入は、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）で見つけることができる。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プロセスには、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) 住宅の基礎、庭、遊び場、街路や道路の表面、橋、およびその他類似の構造物などに使用される建築材に同様のアプローチを適用する必要があるかもしれない。線量評価と別の誘導放射能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責任あるいは義務の割り当ては、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「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、必要に応じて恒久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。

*訳注) 原文では orphan sites

(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ハザードも存在する。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、参考レベルを下回る最適化された線量レベルであるべきで、その時点で広く見られる状況（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プロセスへの関与は、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、彼らは職業上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（自宅や公共の場で）修復作業に参加している場合には、必要に応じて、例えば呼吸器の防護などの保護具とともに、関連する情報と勧告を伝えるべきである。

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で物理学的な過程は、NORM の放射性核種の平衡を妨げる。選択的分散、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の可能性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の誘発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、国際的及び各国の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、調和の取れた一貫性のある人と環境の防護を実施することである。一般的に、このアプローチはすべての環境影響評価で勧告されている通り、非常に簡便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、一般的な入力データ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高める (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で) 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) に関する些細な懸念のあるサイトを実施の容易なスクリーニング (アウト) を行う目的として、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実証であるべきである。

(138) 防護措置は、このような一般的事例を補完する場合、あるいは、ステークホルダーが関与する意思決定プロセスを推進するために、文化的側面、社会的側面、経済的側面も考慮されなければならないサイト固有のものとして検討する場合でも、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 の放射線学的特徴の把握を実施できる。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アプローチが開発されている (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、植物と動物にハザード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、すべてのハザードに対するアプローチが取られるべきであることを再度強調して勧告する。

(140) 環境影響評価は、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であろうから、人とヒト以外の生物種の防護を目的とした活動の正当化の根拠として用いることができる。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。防護の判断基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および化学的なハザード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、放射線防護目的ではないが、一般に認可の対象である。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判断基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マルチハザード・アプローチ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生じている。これらは複数のハザードが存在する状況であるが、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、正当化と防護の最適化の原則、対応する線量判断基準と要件を含む防護体系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ハザード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、特徴の把握の後に、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では、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、様々なハザード間の適切なバランスでグレード別に実施できる。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
(A1) NORM 被ばくが生じる主な活動は以下の通りである。
A.1 希土類の抽出
(A2) 希土類の最も重要な原材料は、モナザイト (Ce, La, Nd, Th) PO ₄ 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、 ²³² Th が 5,000～350,000 Bq/kg, ²³⁸ U 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うる。さらに、抽出工程からの廃水、残渣、廃棄物は、原料中よりも高い濃度のトリウム、ラジウム、ウランを含む (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。
A.2 金属トリウムとその化合物の製造と使用
(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 ⁻¹ の ²³² Th および ²²⁸ Th 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。
A.3 鉱石 (ウランを除く) の採鉱と加工
(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 万人の作業者でそのうち約 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。
(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、作業者の被ばく状況は、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、最終的に生產品、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 ²²⁶ Ra 55,000 Bq/kg, ²²⁸ Ra 15,000 Bq/kg と測定されている (IAEA, 2003)。
A.4 石油・ガスの採掘
(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 ²²⁸ Ra, ²²⁶ Ra, ²²⁴ Ra 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 ²¹⁰ Pb と ²²⁸ Th 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、 ²²⁶ Ra 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 (上澄み回収タンク) 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。

(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、随伴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、随伴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)。

A.5 二酸化チタンの製造

(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 ^{232}Th と ^{238}U 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。 ^{238}U 、 ^{232}Th の鉱石の放射能濃度は 7~9,000 Bq/kg 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ハザード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、湿式工程や熱工程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等の値から 1000 倍まで変化し (IAEA, 2006)、外部ガンマ線及び/または保守や廃止措置の間のダスト吸入による被ばくを起こす可能性がある。

(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。鉍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) 金属鉍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鉍石から ^{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、中国の炭鉍労働者 (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専門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 Lauri 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 ; <i>sci.sec@icrp.org*</i>		
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（外部被ばくとダストによる内部被ばく，ただし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)			
		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
ジルコン/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 鈹石の加工	● ²³² Th (原料, 生産物, スラグ)	0		3.2** 69%<1
銅の製錬	● ²²⁸ Ra (残渣)			<1
金属スクラップの再生利用	²²⁶ Ra (スラグ)			
石炭の採掘	²¹⁰ Po, ²¹⁰ Pb (集塵器)	極僅か
	● ²³⁸ U		2.75	
	● ²²⁶ Ra, ²²⁸ Ra (Ra流入水の多い石炭)			
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
鈹物絶縁の製造††	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。

††鈹物は石炭, 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スの製造		極僅か
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)	随伴水 (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)
重い燃焼灰 (スラグ)	240~1200	44~560	48~3900
飛灰 (回収)	260~1500	30~300	30~2000
飛灰 (漏洩)	260	100~160	20~5500

(4) ICRP Publication 147 Use of Dose Quantities in Radiological Protection (校閲版)

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を必要とする。
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、基本的な科学的な量であり、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と示されている。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。
このことに念頭に置いたうえで、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。実際の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、この近似値は考えう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、生じ得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。*Publication 103* (ICRP, 2007)以降の科学と健康に関する知見の進歩に基づき、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ながら、将来の変更に向けた道を切り開くものである。

DOMINIQUE LAURIER
ICRP 主委員会

CHRISTOPHER CLEMENT
編集長

参考文献

放射線防護における線量の使用

ICRP PUBLICATION 147

2019年5月 主委員会により承認

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、主にがん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 Publication 103*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、医療への適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、実効線量は生じ得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。

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

要点

- 本刊行物の目的は、*Publication 103* (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、*Publication 103* 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を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が発生する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、実効線量は生じ得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。
● 潜在的な／生じ得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的な量である。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が発生する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。 <i>Publication 103</i> (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

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有り得るのは、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、全作業者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推定値を提供することは、区別されるべきである。

(f) 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学的処理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。

(g) 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、実効線量は生じ得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。

(h) 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）。潜在的な／生じ得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、*Publication 101 (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>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、主になんによるデトリメントの推定を主目的として医療に適用する際、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、発がんおよび遺伝的影響のリスク）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射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。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、均一な全身被ばく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、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。</p>
<p>(4) <i>Publication 103</i>（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、これまでの経験から、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分かってきた。</p> <ul style="list-style-type: none"> ● 特に¹³¹Iのような特定の臓器に集中する内部放射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、皮膚の被ばく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、作業員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、すべての線エネルギー付与（LET）の低い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

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）。
- 内部放射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方法論を説明する。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、生じ得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）が増加するが、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) *Publication 103* (ICRP, 2007a) では、以前勧告された、職業被ばくについては眼の水晶体で150 mSv および皮膚と手足で500 mSv、公衆被ばくについては眼の水晶体で15 mSv および皮膚で50 mSv という、計画被ばく状況における組織反応に関して等価線量で設定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) 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 *Publication 103* (付属書A) の判断を確認した。しかし、*Publication 118* 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、*Publication 103* 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ると勧告する組織反応に関する声明を発表した。

(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多い (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）。

(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ます。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況に関連している。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考慮しなくては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。

(10) *Publication 118* (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して結論づけられた。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、確率的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)。

2.3. 確率的影響（がんと遺伝性疾患）

(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)。

(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)。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。*Publication 131* (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。

(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。

(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、*Publication 103* (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。

2.4. 名目リスク係数とデトリメント

(15) *Publication 103* (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論を説明している。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、*Publication 103* 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。

(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% が他のがんに関与した。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)。

(17) がん罹患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、*Publication 103* (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。

(18) 表 2.2 は、*Publication 103* (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 *Publication 60* (ICRP, 1991a) で使用された値と比較している。

(19) *Publication 103* (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)。

2.5 組織加重係数

(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 *Publication 103* (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ため、0.01 の組織加重係数が適用された。

2.6. 年齢別と性別のがんリスク

(21) *Publication 103* (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いため、一般集団のリスクは、幾分大きくなっている。

(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、*Publication 103* (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、*Publication 103* 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、*Publication 103* 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。

(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、肺がんと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 の方法論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。

(24) 胎児の子宮内被ばくのリスクに関しては、*Publication 103* (ICRP, 2007a) は、*Publication 90* (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。
(25) 名目リスク係数とデトリメントの値は、公衆と作業者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ことよりも、より良い情報が必要とされる可能性がある。
(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、このような情報の利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。
(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）。
2.7. アルファ粒子放出核種からのリスク
(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。
(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、トロタラスト (^{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、これらの内部放射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射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) とマヤー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、少量のみ肺の肺泡領域にもたらされ、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 である生物学的効果比 (RBE) の代表値と一致した。
(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、内部放射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。
(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、 <i>Publication 60</i> (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。
(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。
3. 線量
3.1. 防護量の要件
(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）。
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 $1\text{Gy}=1\text{Jkg}^{-1}$ 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 $1\text{Sv}=1\text{Jkg}^{-1}$ 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 <i>Publication 26</i> (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。 <i>Publication 60</i> (ICRP, 1991a) では、放射線の加重の方法が変更され、確率的影響、主にがんに関連する一式的放射線加重係数 (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、 <i>Publication 103</i> (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

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射体で生じう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。

*訳注) ミューオンとも呼ばれる。

(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。

*訳注) パイオンとも呼ばれる。

(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 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。

(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、現在の方法論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。

(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引き続き残る。

3.4. 実効線量

(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:

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)

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3.2)$$

$$= \sum_T w_T H_T$$

人体のすべての臓器と組織に対し行われる。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)。

(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, 事故時に制御を再び可能にする目的で, 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:

- 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。

3.5. 預託線量

(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。作業員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に変更されるため、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値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* の方法論 (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) の外部放射線による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) の方法論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* の方法論に基づき、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、米国核医学会医療内部被ばく (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、外部放射線による職業被ばくを検討し、*Publication 103* (ICRP, 2007a) の方法論と *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) <i>Publications 130, 134, 137, 141</i> (ICRP, 2015b, 2016, 2017, 2019a) は、作業者の内部被ばくに関する方法論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積を防ぐため、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 の間の個人の実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、 dN/dE 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 <i>Publication 101</i> (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。
(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 $d=10$

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 $d = 0.07$ 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 $d = 3$ 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。

(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ための限度設定に、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。

4. 職業被ばくと公衆の被ばく

(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。

4.1. 職業被ばく

(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、集団実効線量は実用的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) 。

(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、外部被ばくおよび内部被ばく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（たとえば、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) 外部被ばくについては、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/ゴムの防護衣は、頭頸部を遮蔽しない。防護衣の襟に着用される防護されていない一個の線量計は、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（一方は防護衣の下、もう一つは防護衣上）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）。

<p>(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、内部被ばく線量は、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。</p>
<p>(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ぬ必要性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)。</p>
<p>(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う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>(1) 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、身体の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るであろう。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、</p>

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。

*訳注) 職場の保健物理担当者を指す。

4.2. 公衆被ばく

(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。

- 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

(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)に関係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。

(75)現存被ばく状況は以下により発生する。

- 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。特にトリプラー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,科学的に最良の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)。線量管理のための基準(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の知見に基づい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、作業者と公衆のあるレベルの被ばくの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、1Sv 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場合、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。作業者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 5mSv 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 1Sv 当たり 5×10^{-2} の致死がんリスクを仮定する)ということに基づいて、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

<p>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)確率的リスク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、身体の内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。この表で明らかでないいくつかは、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、実効線量が使用される (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、この評価に十分な情報を提供することができる。</p>
<p>5.2.2. 画像技術の選択</p>
<p>(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。</p>
<p>(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になるが、実効線量の比較は照会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。特定の臨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、実効線量の違いは (粗い推定だとしても) 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。</p>
<p>5.2.3. 技術の最適化</p>
<p>(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 (CTDI_{vol})) 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、より表在性の組織の線量を減少させる (Martin et al., 1993; Martin, 2007b, 2008 ; Martin and Sutton, 2014)。</p>
<p>5.2.4. 研究志願者の線量</p>
<p>(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メリットの評価が行われ、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メリッ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)。</p>
<p>5.2.5. 意図しない被ばくの報告</p>
<p>(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、</p>

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¹³¹I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。生じ得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トリメントは極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トリメントについてほとんど理解できていない可能性がある (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が起きた場合に、助言と安心を求める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、健康デトリメン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。こういった場合は、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

<p>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。</p>
<p>5.3.1. 類似技術の線量の比較と診断参考レベルの設定</p>
<p>(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CTDI_{vol}とDLP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す施設、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。</p>
<p>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</p>
<p>(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、測定可能な線量が使用されるべきである。</p>
<p>5.3.3. 患者の線量の追跡</p>
<p>(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)。</p>
<p>5.3.4. 1つの臓器のみが被ばくする場合の線量評価</p>
<p>(108)乳房のマモグラフィや頭部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>
<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以上の実効線量を用いた用語は、UNSCEAR (2012a)が同じ範囲の全身吸収線量(mGy)に使用したものと同じである。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Publication 62(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)放射線被ばくや生じ得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</p>

ある。このような比較は、受ける処置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。

5.4.2. 年齢別と性別のがんリスクと実効線量

(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)。

(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論に基づき、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、1Sv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。

(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、推定されたリ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当たりの生じ得るリスクについて、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、主に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、 $10^{-4}/\text{mSv}$ 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。

参考文献

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。

タスクグループ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	

本刊行物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があると解釈するべきではないが、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)

	がん		遺伝性影響		合計	
	<i>Publication</i>	<i>Publication</i>	<i>Publication</i>	<i>Publication</i>	<i>Publication</i>	<i>Publication</i>
被ばく 集団	<i>103</i>	<i>60</i>	<i>103</i>	<i>60</i>	<i>103</i>	<i>60</i>
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, 睪臓, 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の生涯過剰リスクの推定値 (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 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の生涯過剰リスクの推定値 (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
<i>男性</i>										
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
肝臓	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.09	0.04	0.01
甲状腺	1.1	0.8	0.7	0.5	0.4	0.2	0.1	0.05	0.01	0.0
食道	0.3	0.1	0.06	0.02	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
その他の臓器	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.09	0.06	0.01
	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
<i>女性</i>										
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 5 年であった。

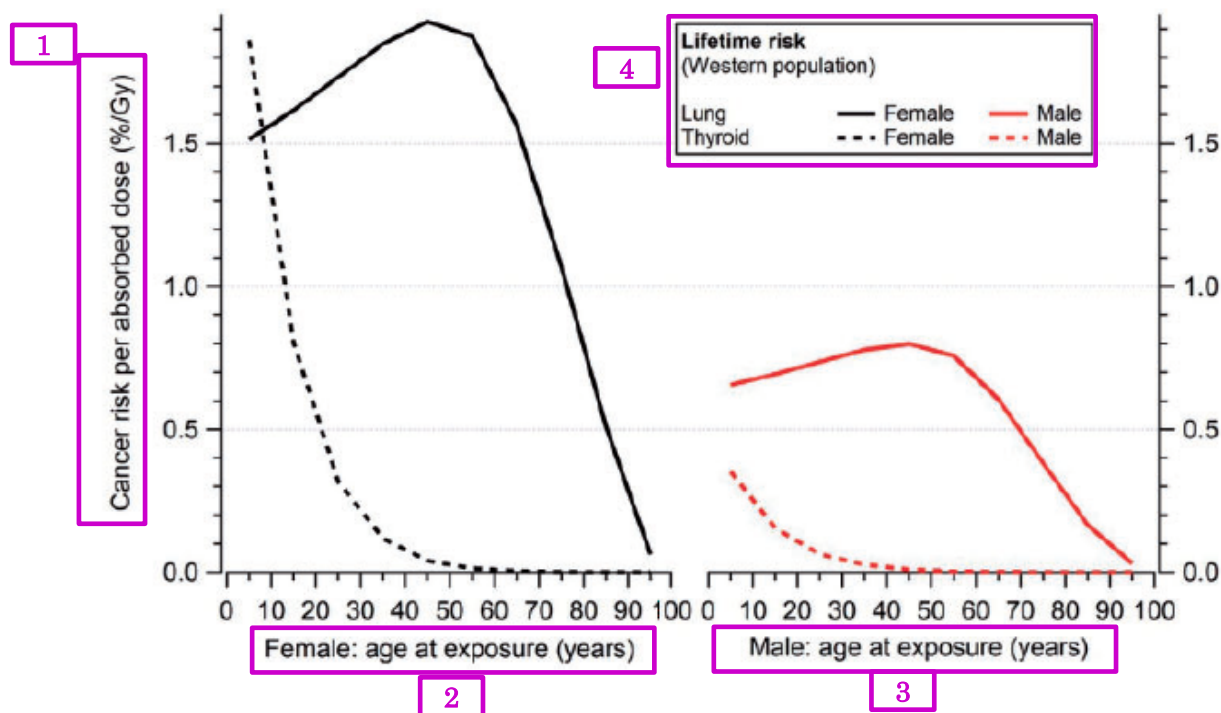


図 2.1 ICRP 欧米人の混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくからの性別および被ばく時年齢別の単位吸収線量当たりの肺がんおよび甲状腺がん罹患の生涯過剰リスク (100 人当たり 1Gy 当たりの症例数: %/Gy) (表 2.4 参照)

- 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 (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。

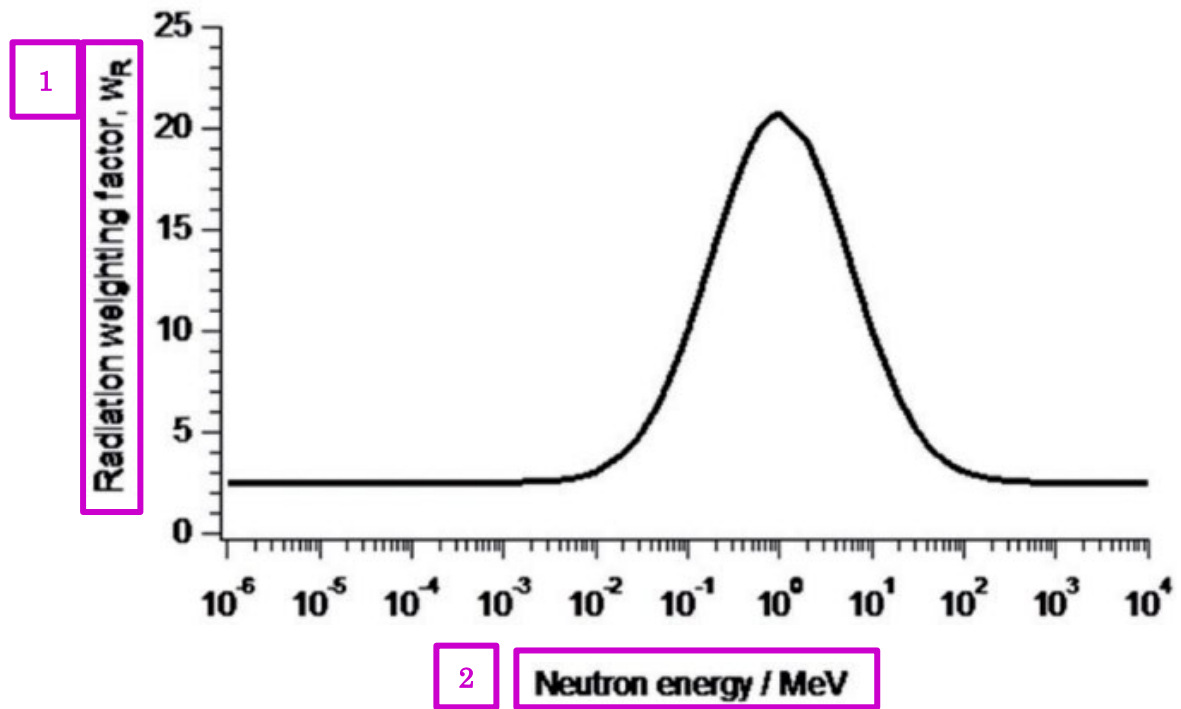


図 3.1 中性子に対する放射線加重係数と中性子エネルギーとの関係
 1. 放射線加重係数 w_R
 2. 中性子エネルギー (MeV)

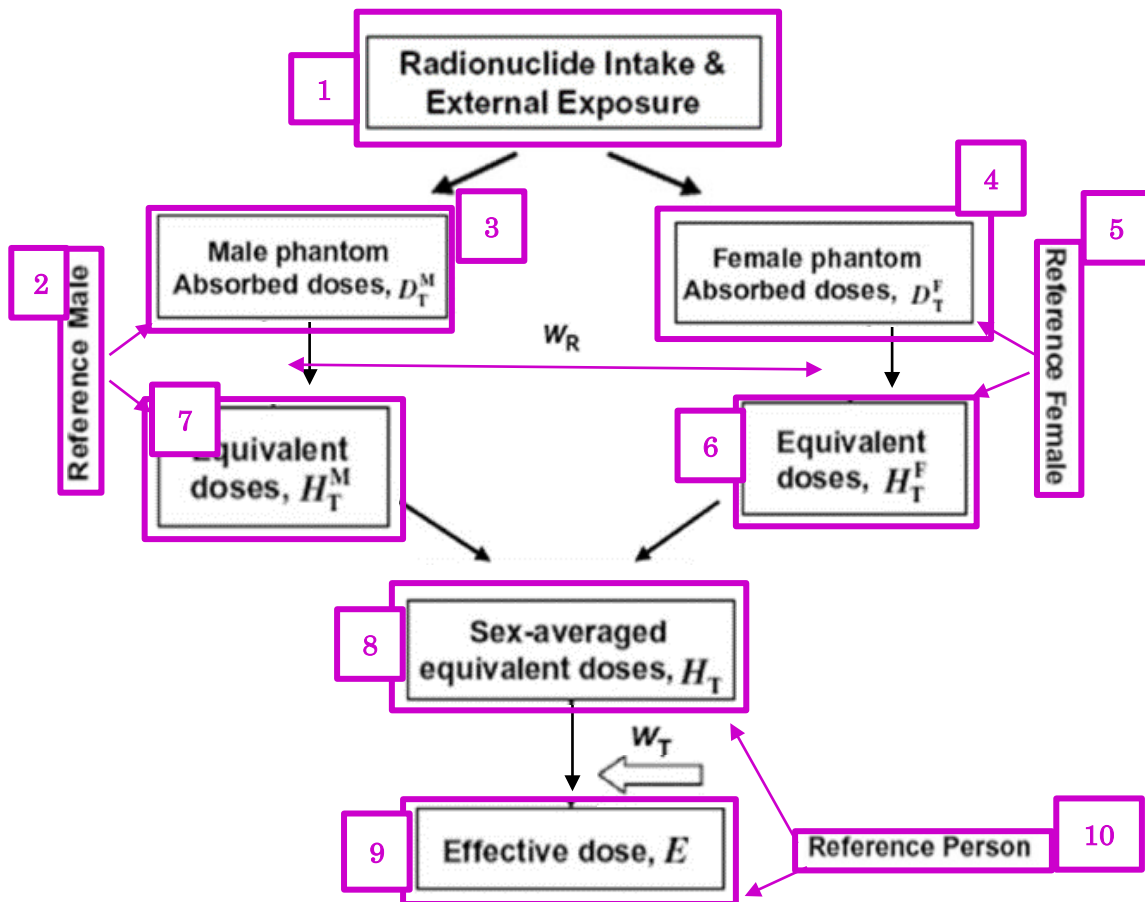


図 3.2. ICRP Publication 110 (ICRP, 2009a)で定義された標準ファントムを用いて実効線量を求めるための性の平均化

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‡
<i>ラジオグラフィ</i>			
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
<i>IVR</i>			
冠動脈造影	3.9	15	15
大腿血管造影	2.3	7	5–10
<i>コンピュータ断層撮影</i>			
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
<i>核医学</i>			
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 ^{18}F 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 線撮影； ^{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	バリウム検査，頭部の CT スキャンと胸部，腹部，骨盤の組み合わせ；注腸造影；冠動脈造影；IVR； ^{99m} Tc 心筋撮像；肺血灌流， ^{99m} Tc 肺血灌流撮像； ^{99m} Tc 骨撮像；心筋負荷検査； ^{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；CT 造影 2 相スキャン；IVR； ⁶⁷ Ga による腫瘍および ²⁰¹ Tl 心筋撮像；線量数十 mSv を与える複数の放射線療法；動脈瘤治療目的の IVR (10–35 mSv) 腎動脈狭窄/腹部内臓動脈瘤に対する IVR，総腸骨動脈形成術；動脈瘤治療後のフォローアップ (35-100 mSv) 複数の放射線療法およびフォローアップ検査
100s (数百)	疫学データに基づくリスク： 10 ⁻² 以上†	中程度	

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	M	13	8	5	3	2	1	0.6	0.3	0.1	0
(AP + Lat)	F	38	18	8	4	2	1	0.9	0.5	0.2	0
胸部	M	10	8	7	5	5	4	3	2	0.7	0.1
(PA)	F	16	13	11	9	9	8	6	4	2	0.3
胸椎	M	9	7	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
(AP + Lat)	F	23	16	12	9	8	7	5	3	2	0.2
腹部	M	14	11	9	6	5	3	2	1	0.4	0.1
(AP)	F	13	10	8	6	5	4	2	2	0.7	0.1
骨盤	M	12	9	8	6	4	3	2	1	0.4	0.1
(AP + Lat)	F	10	8	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
IVU	F	13	10	8	6	4	3	2	0.8	0.3	0.1
上部消化管透視	M	13	10	7	6	4	3	2	1	0.6	0.1
	F	14	10	8	6	4	3	2	0.9	0.3	0.1
小腸造影	M	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
	F	14	10	8	6	4	3	2	0.9	0.3	0.1
注腸造影	M	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
	F	10	7	5	4	3	2	1	0.8	0.3	0.1
冠動脈造影	M	27	17	11	7	5	4	3	2	0.9	0.1
大腿動脈造影	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
頭部 CT	M	13	10	8	6	5	3	2	1	0.4	0.1
	F	11	8	7	5	4	3	2	1	0.6	0.1
胸部 CT	M	10	8	7	6	5	4	3	2	0.9	0.2
	F	13	11	10	10	10	9	7	5	3	0.3
腹部 CT+	M	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
骨盤	F	11	8	7	5	4	3	2	1	0.5	0.1
CT 胸部+	M	22	15	11	7	5	3	2	0.8	0.3	0.1
腹部+骨盤	F	17	12	8	6	4	3	2	0.9	0.4	0
		9	7	6	5	4	3	2	1	0.5	0.1
		22	15	11	9	7	6	5	3	2	0.2
		13	10	8	6	4	3	2	0.8	0.3	0
		13	10	7	6	4	3	2	1	0.5	0.1
		14	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
		13	10	8	6	5	4	2	1	0.6	0.1
		11	9	7	5	4	3	2	1	0.5	0.1
		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	M	10	6	3	2	1	0.9	0.5	0.3	0.1	0
(AP + Lat)	F	47	21	10	5	3	1	0.8	0.4	0.2	0
胸部	M	10	8	7	6	5	4	3	2	0.9	0.2
(PA)	F	24	16	12	9	8	6	5	3	2	0.3
胸椎	M	16	12	10	9	8	7	6	4	2	0.4
(AP + Lat)	F	9	7	6	5	4	4	3	2	0.7	0.1
腹部	M	14	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
(AP)	F	24	16	12	9	8	6	5	3	2	0.3
骨盤	M	14	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
(AP)	F	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
腰椎	M	10	8	6	5	4	3	2	0.8	0.3	0.1
(AP + Lat)	F	8	6	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
IVU	F	8	6	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
上部消化管透視	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
小腸造影	M	15	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
	F	14	11	9	6	5	3	2	1	0.5	0.1
注腸造影	M	10	7	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
	F	31	18	12	8	6	4	3	2	0.8	0.2
大腿動脈造影	M	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
	F	12	10	8	5	5	3	2	1	0.5	0.1
頭部 CT	M	11	9	7	5	4	3	2	0.9	0.4	0.1
	F	9	7	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
胸部 CT	M	10	8	7	6	6	5	4	2	1	0.2
	F	13	11	10	9	9	8	7	4	2	0.5
腹部 CT+	M	12	10	7	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
骨盤	F	10	8	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
CT 胸部+	M	14	11	7	5	4	3	2	0.7	0.3	0.1
腹部+骨盤	F	15	10	7	4	4	3	2	0.7	0.3	0.1
		9	8	6	5	4	4	3	1	0.6	0.1
		22	16	12	9	7	6	4	3	1	0.3
		14	11	9	7	5	3	2	0.9	0.3	0.1
		14	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
		14	11	9	7	5	3	2	1	0.4	0.1
		13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
		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。

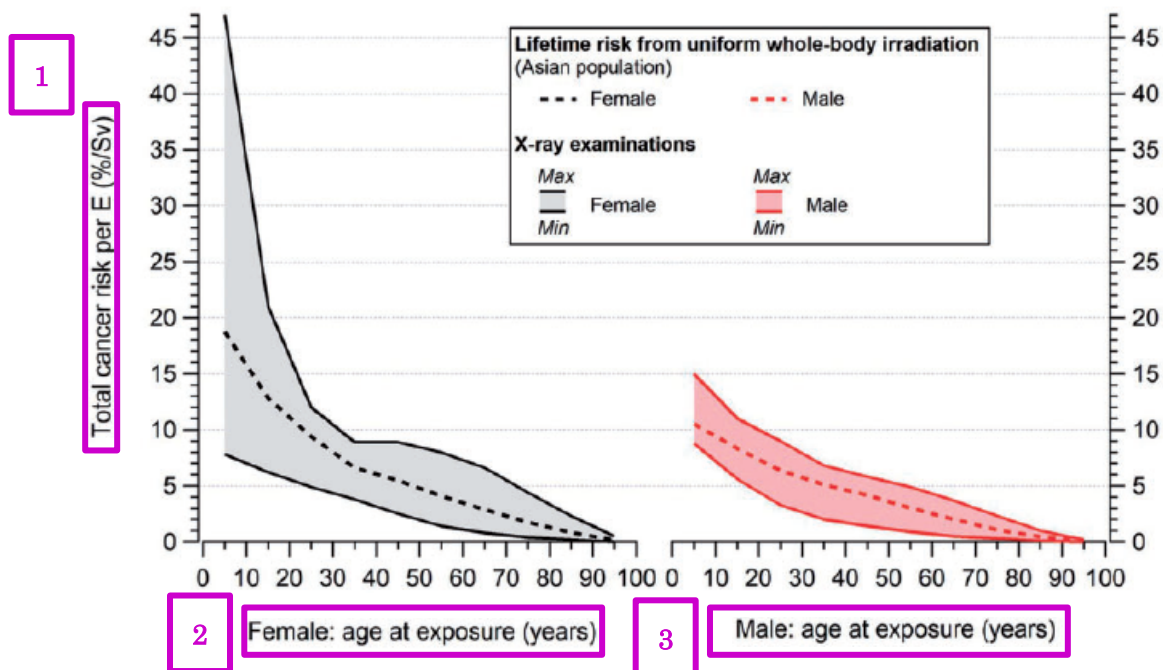


図 5.1 アジア人の混成集団の X 線検査 (表 5.4) および均一全身被ばく (表 2.5) に対する被ばく時の年齢および性別で見た単位実効線量当たりの全生涯がん罹患リスク (100 人当たり 1Sv 当たりの症例数: %/Sv)

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リスク(%/Sv)
- 2. 女性：被ばく時年齢(歳)
- 3. 男性：被ばく時年齢(歳)

(5) ICRU Report 95 Operational Quantities for External Radiation Exposure (校閲版)

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 番目の線量、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。これらは一点で定義される量である。
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。物理量からこれら改訂され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実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 <i>Publication 103</i> 「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、 <i>Publication 123</i> 「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「 <i>Radiation Protection Dosimetry</i> 」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
粒子エネルギー [Particle Energy] 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。
荷電粒子平衡 [Charged-Particle Equilibrium] 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。
ICRU 4 元素軟組織 [ICRU 4-Element (Soft) Tissue] 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。
ICRU 球 [ICRU Sphere] ICRU 球（ICRU, 1980）は、ICRU 4 元素組織の直径 300 mm の球である。
ICRP および ICRU の成人の人体形状標準コンピュータファントム [ICRP and ICRU Adult Anthropomorphic Reference Computational Phantoms] ICRP および ICRU の人体形状標準コンピュータファントムは、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 mm × 2.137 mm、女性ファントムでは高さ 4.84 mm、断面 1.775 mm × 1.775 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 *Publication 110* (2009) に規定されている。

フルエンス [Fluence]

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

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

フルエンスの単位は m^{-2} である。

線量評価の計算では、フルエンスは粒子軌道の長さに関連付けて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)。

$$\Phi = dl/dV$$

ここで、 dl は体積 dV 内の粒子軌道の長さの合計である。

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。

$$\Phi_{E_p} = \frac{d\Phi}{dE_p}$$

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 $m^{-2} J^{-1}$ である。

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 $\Phi_{E_p, \Omega}(E_p, \Omega)$ となり、 Ω は粒子の進む方向である。

フルエンス率 [Fluence Rate]

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：

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt}$$

フルエンス率の単位は $m^{-2} s^{-1}$ である。

粒子放射量 [Particle Radiance]

粒子放射量 $\dot{\Phi}_\Omega$ (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、

$$\dot{\Phi}_\Omega = \frac{d\dot{\Phi}}{d\Omega}$$

粒子ラジアンスの単位は $m^{-2} s^{-1} sr^{-1}$ である。粒子エネルギーの放射量分布は、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放射量である。 $\Phi_{E_p,\Omega}$ 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放射量 $\dot{\Phi}_{\Omega,E_p}$ 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放射量の分布とともに、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]

電離する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。

カーマは物質への最初のエネルギー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づく。

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 の非荷電粒子に対する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 ε (ICRU, 2011)は、その体積中に存在する全エネルギー沈着量の合計であり、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 ε_i が合計される。付与エネルギー ε 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 ε は確率量である。合計されるエネルギー沈着は、1つまたはそれ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、関連する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、 $d\bar{\varepsilon}$ を dm で除したものであり、ここで、 $d\bar{\varepsilon}$ 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。

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

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。

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：

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

ここで、 w_T は確率的影響による放射線損害（デトリメント）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。

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、全体的な確率的デトリメント、主な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デトリメントの年齢、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。

換算係数 [Conversion Coefficients]

防護量または実用量は、放射線場を記述する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。

要約

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。

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。

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*1、パイ中間子*2およびヘリウムイオンに対して、物理的放射線場を記述する量—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に、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、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国際機関および国の当局が認識すべきであると勧告する。

*訳注 1) ミュオンとも呼ばれる。

2) パイオンとも呼ばれる。

総括

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 *Publication 26*

（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 *Publication 60* (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。

全身への実効線量は以下のように定義される。

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (1)$$

すべての入射放射線の種類 R に関し、人体の特定の組織と臓器 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、 $\sum w_T = 1$ ）。

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_w ）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張・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、その定義と放射場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：

$$H = \Phi \cdot h_{\Phi} \tag{3}$$

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：

$$h_E = E / \Phi \tag{4}$$

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 $E(AP)$ と数値上同等である。

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。

<p>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ている。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、正のミュー粒子／負のミュー粒子、ならびに正のパイ中間子／負のパイ中間子について、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 <i>Publication 116</i> 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によって、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 <i>Publication 103</i>（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>

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。

ICRPの防護量(ICRP, 2007)の計算は、身体の臓器・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単位吸収線量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、確率的デトリメントに対する各臓器や組織の相対的デトリメント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)。

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。

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、10GeVまでの

エネルギーの光子、中性子、電子、陽電子、陽子、負のミュー粒子と正のミュー粒子、200 GeV までのエネルギーの負のパイ中間子と正のパイ中間子、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。

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。

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、国の計量学研究所の一次標準によって得られる放射計測量と線量計測量に関連する。

1.2 報告書の概要

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。

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。

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。

付属書 C は、水晶体吸収線量の代替換算係数を示す。

2 ICRP *Publication 103* の防護量および ICRU Report 39/51 の実用量

2.1 防護量

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。それらの最新の定義は、ICRP 2007 年勧告 (2007) に公表されている。

<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及的評価のため、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及的使用： <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</p>

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。

2.3 ICRU Report 39/51 の実用量

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 *Publication 74* (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。

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：

$$H = QD \quad (2.1)$$

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 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、拡張し整列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 $H_p(3)$ は直径 200 mm、高さ 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：

- 周辺線量当量 $H^*(10)$ の定義に用いられた ICRU 球は、防護量である実効線量 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ていない。
- 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 $d = 10 \text{ mm}$ 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（ $E_p < 70 \text{ keV}$ ）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、これらの二つは放射線の効果を定義する或いは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、そして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。対応する実用量もまた、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）を用いてを算定した。この近似では、光子から標的に転換されたエネルギーは相互作用が起こった場所に沈着するとしている。この近似は、発生した電子によるエネルギーのさらなる移動を無視するが、これまで放射線防護の目的では十分である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：

- 高い光子エネルギー（ $d = 10 \text{ mm}$ で $E_p > 3 \text{ MeV}$ 、 $d = 3 \text{ mm}$ で $E_p > 740 \text{ keV}$ 、 $d = 0.07 \text{ mm}$ で $E_p > 65 \text{ keV}$ ）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ていた。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被ばく状況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。様々な種類の高エネルギー放射線による被ばくが起り得る飛行高度における放射線防護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。予測的および適時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を単純に拡張することは、上述の実用量と防護量との間の不一致、および他の種類の放射線に対する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良い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。

$$H_R(\Omega) = \int h_R(E_p, \Omega) \Phi_R(E_p, \Omega) dE_p. \quad (3.2)$$

特定方向からの入射については、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 $J kg^{-1} s^{-1}$ 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 $D_{lens}(\Omega)$ 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 $d_{lens}(\Omega)$ 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 $d_{lens,i}(E_p, \Omega) = D_{lens,i}(E_p, \Omega) / \Phi_i(E_p, \Omega)$ 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。

$$D'_{lens,i}(\Omega) = \int d'_{lens,i}(E_p, \Omega) \left[\frac{d\Phi_i(E_p, \Omega)}{dE_p} \right] dE_p, \quad (3.7)$$

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：

$$D'_{lens}(\Omega) = \sum D'_{lens,i}(\Omega). \quad (3.8)$$

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 $D_{lens}(\Omega)$ 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 $\dot{D}'_{lens}(\Omega)$ は、 $dD'_{lens}(\Omega)$ を dt で除したものである。ここで、 $dD'_{lens}(\Omega)$ 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：

$$\dot{D}'_{lens}(\Omega) = \frac{dD'_{lens}(\Omega)}{dt} \quad (3.9)$$

方向性水晶体吸収線量率の単位は $J kg^{-1} s^{-1}$ 、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 $h_{p,i}(E_p, \Omega) = E \Phi(E_p, \Omega) / \Phi(E_p, \Omega)$ 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 $D_{p \text{ lens}}$ 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を関連付ける換算係数 $d_{p \text{ lens}}$ 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 $d_{p \text{ lens},i}(E_p, \Omega) = D_{p \text{ lens},i}(E_p, \Omega) / \Phi(E_p, \Omega)$ 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：

$$D_{p \text{ lens},i} = \iint d_{p \text{ lens},i}(E_p, \Omega) \left[\frac{d^2 \Phi_i(E_p, \Omega)}{dE_p d\Omega} \right] dE_p d\Omega, \quad (3.15)$$

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：

$$D_{p \text{ lens}} = \sum D_{p \text{ lens},i}. \quad (3.16)$$

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 $D_{p \text{ local skin}}$ 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を関連付ける換算係数 $d_{p \text{ local skin}}$ 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 $d_{p \text{ local skin}, i}(E_p, \Omega) = D_{p \text{ local skin}, i} / \Phi_i(E_p, \Omega)$ 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 ($\rho = 1.0 \text{ g cm}^{-3}$) 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、円柱の長さ半分の位置で、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、円柱の長さ半分の位置で、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。

$$D_{p \text{ local skin}, i} = \iint d_{p \text{ local skin}, i}(E_p, \Omega) \left[\frac{d^2 \Phi_i(E_p, \Omega)}{dE_p d\Omega} \right] dE_p d\Omega \quad (3.17)$$

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：

$$D_{p \text{ local skin}} = \sum D_{p \text{ local skin}, i} \quad (3.18)$$

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コンピュータファントムを表 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 *Publication 116* (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刊行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：

- 放射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法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、放射線荷重係数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、すなわち放射計測量または線量計測量からの換算係数の

<p>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。</p>
<p>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。</p>
<p>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。</p>
<p>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。</p>
<p>4.3.1 周辺線量への換算係数の計算</p>
<p>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。</p>
<p>4.3.2 個人線量への換算係数の計算</p>
<p>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)。</p>
<p>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。</p>
<p>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 $\varphi = 0^\circ, 180^\circ, +90^\circ$ 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, 2016)。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、ミュオン粒子、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。</p>
<p>¹ Endo, A. (2016) . <i>Personal communication</i>. (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan)</p>
<p>4.3.3 水晶体吸収線量への換算係数の計算</p>

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 $d_{\text{p lens}}$ 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 $d_{\text{p local skin}}$ 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：

- 体幹部の被ばく：スラブの前側表面が ICRP *Publication 89* (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 1 cm^2 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 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 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)。

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際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 *et al.*, 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、放射線場における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とともに過小評価される。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 $H_p(10)$ により実効線量の激しい過小評価は、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、一次粒子の飛程が限られていることを補う。

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 $d_{\text{p lens}}(\varphi)$ 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。

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 $d_{\text{p lens}}$ 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。

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。

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

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 $d_{\text{p local skin slab}}(\varphi)$ への換算係数の勧告値との比較が示されている。

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)。

5 勧告した実用量の導入による実際の影響

5.1 序文

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：

- 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。

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。

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な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、それら機器は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。

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。

5.2 個人線量計とエリアモニタリング機器の設計

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」）に基づいており、物理的効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。

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それ自体が科学であり、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。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測器は、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。

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

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 $R_{\text{old}} = G/C_{\text{old}}$ から計算できる:

$$R = \frac{G}{C_{\text{old}}} \frac{C_{\text{old}}}{C} = R_{\text{old}} \frac{C_{\text{old}}}{C} = R_{\text{old}} \frac{h_{\text{old}}}{h}. \quad (5.2)$$

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」という機器定数、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:

$$R = \frac{N}{H^*(10)} \frac{H^*(10)}{H^*} = R_{\text{old}} \frac{H^*(10)}{H^*} = R_{\text{old}} \frac{h^*(10)}{h^*}. \quad (5.4)$$

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 (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、 $H_p(\varphi)$ 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 $H_p(\varphi)$ 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 $H_p(\varphi)$ に対する応答を解析した (Tanner *et al.*, 2018)。この線量計は、放射線の垂直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、 $H_p(\varphi)$ 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、 $H_p(\varphi)$ 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、1つのレムカウンタ用減速材の改良について検討し、低中性子エネルギーに対してより低い応答を得た。
- 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いことを示している。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の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 マイクロエレクトロニクス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}_H または \dot{D}_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}_H または \dot{D}_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。

<p>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。</p>
<p>5.3.2 個人線量計の校正ファントム</p>
<p>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：</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 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 <i>et al.</i>, 2011 ; Gualdrini <i>et al.</i>, 2011 ; Vanhavere <i>et al.</i>, 2012) • 個人局所皮膚吸収線量： <ul style="list-style-type: none"> ○ 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) ； ○ 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では，完全な荷電粒子平衡を近似した状態が適用されている。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混入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混入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，ICRU 4 元素組織からなる ICRU 球の深さ d で定義された。このファントムは，測定する深さにおける線量への後方散乱の寄与を与えるため，計算上導入されたものである。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</p>

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。

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。

5.4 放射線防護の質に対する勧告した実用量の影響

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。

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 を過剰評価されるグループとして、低エネルギーX線のみ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。

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

- 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大きくても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いため、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、組織加重係数 w_T と放射線加重係数 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）は標準コンピュータ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。

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。

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。

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。

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。

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。

- 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。

付属書

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：

- 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

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：

- 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

付属書 C の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 $d_{\text{ens sens}}$
- 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

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。

付属書 A. 換算係数の値

A.1 周辺線量

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 未満の負のミュー粒子と正のミュー粒子、200 GeV 未満の負のパイ中間子と正のパイ中間子、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, 電子、陽電子、ミュー粒子、パイ中間子に関しては AP, PA, ISO, SS-ISO, IS-ISO, そして He^{2+} 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、負のミュー粒子、正のミュー粒子、負のパイ中間子、正のパイ中間子、ならびに 1 GeV u^{-1} 未満の He ²⁺ 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、ミュー粒子、パイ中間子に関しては 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。

- 体幹部：スラブの前側表面が ICRP *Publication 89* (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 1 cm^2 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 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。
- 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 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。

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，Scofield 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 Seltzer³⁵ 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). *Personal communication* (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 *et al.*, 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 *et al.*, 1999) /INCL4.6 (Boudard *et al.*, 2013) と量子分子動力学モデル JQMD (Niita *et al.*, 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, 1973) または ATIMA (Geissel *et al.*, 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。

PHITS に組み込まれた EGS5 コード (Hirayama *et al.*, 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。

光核反応は、JQMD と GEM を用いて 1 GeV まで扱った。

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。

周辺線量と個人線量の計算には ICRP 成人標準コンピュータファントム (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記録した。

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

B.2 FLUKA

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 *et al.*, 2014 ; Ferrari *et al.*, 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。ロッ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。

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。

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。

- 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/ミュー粒子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

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。

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。

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。

スコアリングの体積外では、電子と光子に対しては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。

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。

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、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。

B.3 MCNP

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 *et al.*, 2017 ; 2018) であった。

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 *et al.*, 2013)を参照されたい。

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。

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、点ごとの断面積を使った。今回の計算では、水の熱中性子散乱モデル $S(\alpha, \beta)$ 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、20 MeV 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て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。

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。

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。

B.4 EGSnrc

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 *et al.*, 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 *et al.*, 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。

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ター・クロニッ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。

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実性

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、人体内の場所、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 $0^\circ(\text{A-P})$ 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。

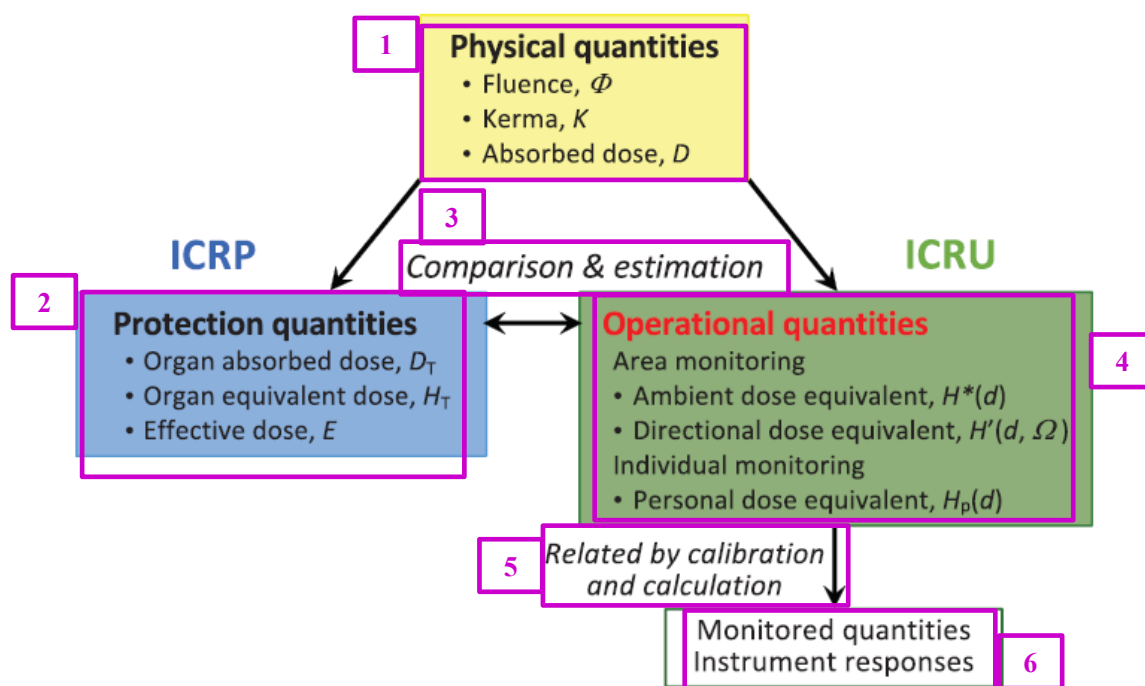


図 1.1. 放射線防護に用いられる ICRP *Publication 103* で定義された防護量と ICRU Report 39/51 実用量との関係

1. 物理量

- ・フルエンス, Φ
- ・カーマ, K
- ・吸収線量, D

2. 防護量

- ・臓器吸収線量, D_T
- ・臓器等価線量, H_T
- ・実効線量, E

3. 比較と推定

4. 実用量

エリアモニタリング

- ・周辺線量当量, $H^*(d)$
- ・方向性線量当量, $H^*(d, \Omega)$

個人モニタリング

- ・個人線量当量, $H_p(d)$

5. 校正および計算により関係付けられる

6. モニタリングされた量
機器の応答

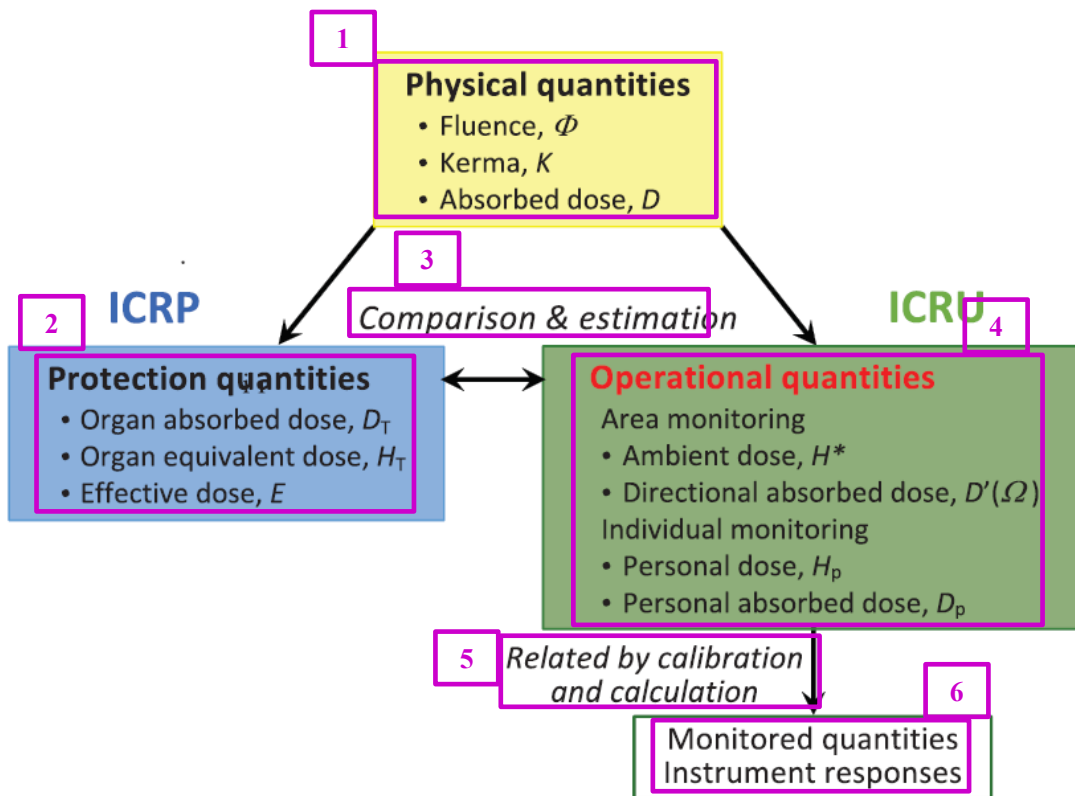


図 1.2. 放射線防護に用いられる ICRP Publication 103 の防護量と本報告書で勧告される実用量との関係

- | | | |
|---|---|--------------------------------|
| <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	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, \varnothing 300 mm	ICRU 球, \varnothing 300 mm	ICRU 球, \varnothing 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 \varnothing 200mm × 200 mm	スラブファントム 300mm × 300mm × 150 mm ピラーファントム \varnothing 73mm × 300 mm ロッドファントム \varnothing 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。

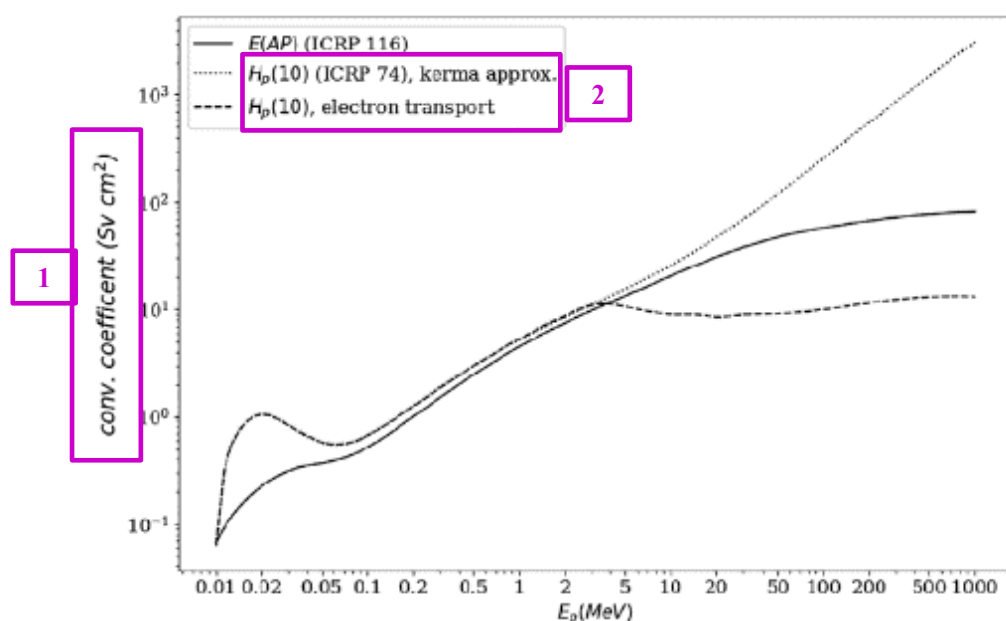


図 2.1 光子に関するフルエンスに対する線量換算係数の比較

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

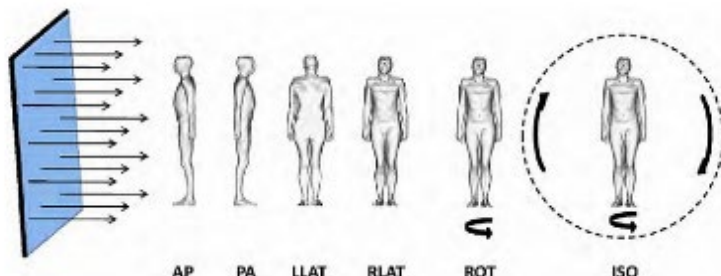


図 3.1 ICRP *Publication 116* で検討された照射ジオメトリの概略図

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

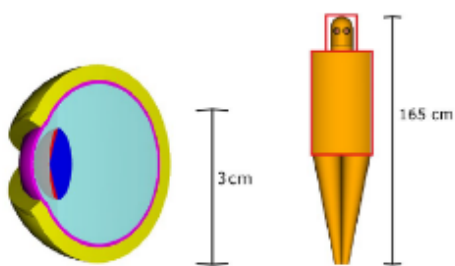


図 3.2. 眼のファントムの詳細図（左：放射線感受性の高い部位（赤色）と水晶体の残りの部位（濃い青色）；材料および構造の詳細については、Behrens, 2017a を参照のこと）および計算に使用される 2 つの眼を含むファントムの全体像（右）。広い均一な平行ビームが頭部と体幹部（右側の赤い枠）に照射する。

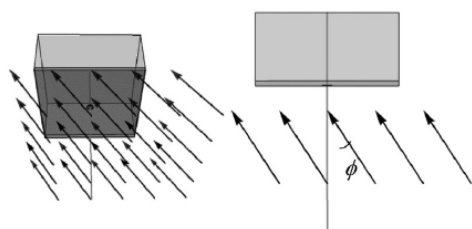


図 3.3 スラブファントムのジオメトリー。

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。

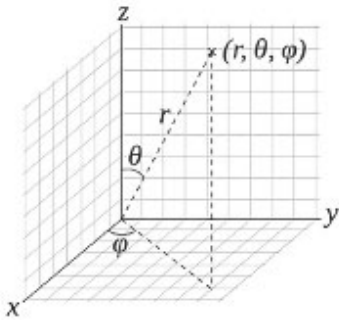


図 3.4 個人線量の座標系の概略図。

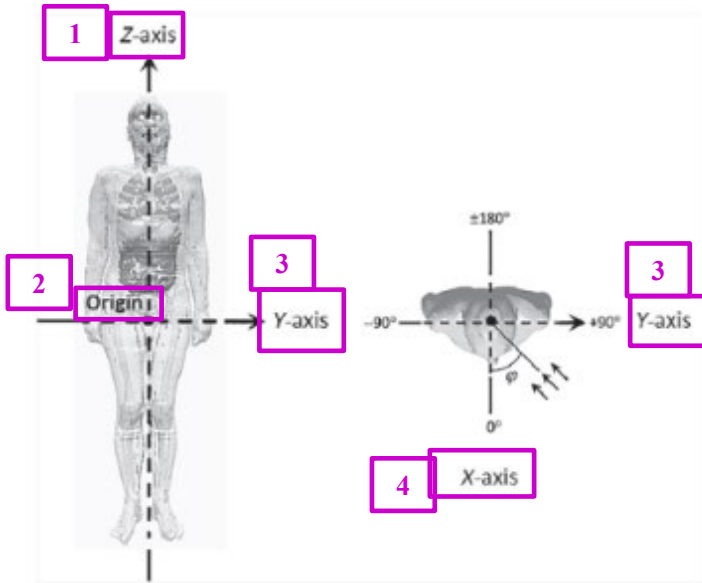


図 3.5 個人線量の座標系の原点は、人体の中央点に位置する。

- 1. Z 軸
- 2. 原点
- 3. Y 軸
- 4. X 軸

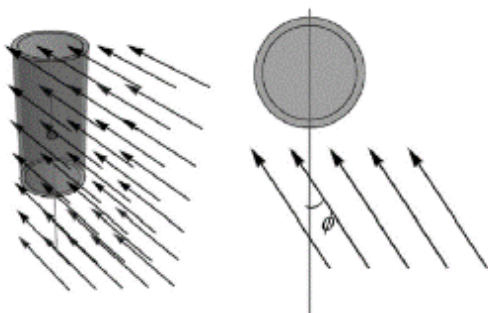


図 3.6 円筒状ファントムのジオメトリー（縮尺通りではない）

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ウ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。

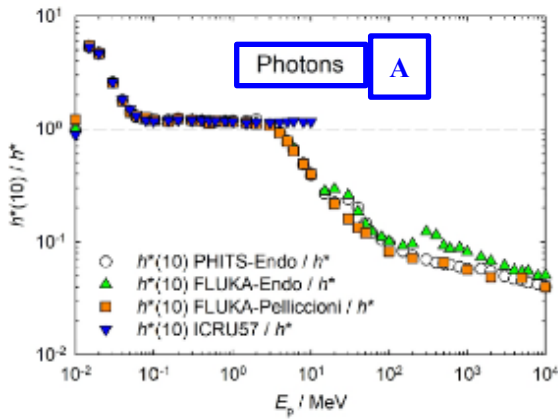
	全身	眼の水晶体	局所皮膚
防護量	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム (ICRP, 2009)	全身ファントムに埋め込まれた眼のモデル (Behrens and Dietze, 2011)	100 mm × 100 mm × 100 mm の皮膚組織ファントム (ICRP, 2010)
実用量			
エリアモニタリング	全身 ICRP/ICRU 成人標準ファントム	全身ファントムに埋め込まれた眼のモデル	スラブファントム ^a 300 mm × 300 mm × 148 mm の ICRU 組織で、その前方表面は 2 mm の皮膚で覆われている。
個人モニタリング	全身 ICRP/ICRU 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
$d'_{\text{plens}}(\varphi)$	$D'_{\text{plens}}(\varphi) / \Phi$	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)

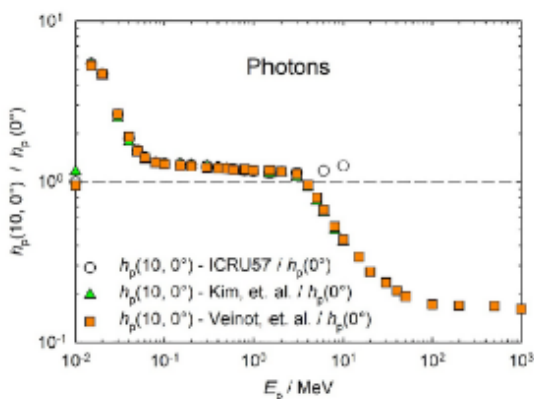


図 4.2 光子におけるフルエンスから 10mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(10, 0^\circ)$ と勧告値 $h_p(0^\circ)$ との比による比較。

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。

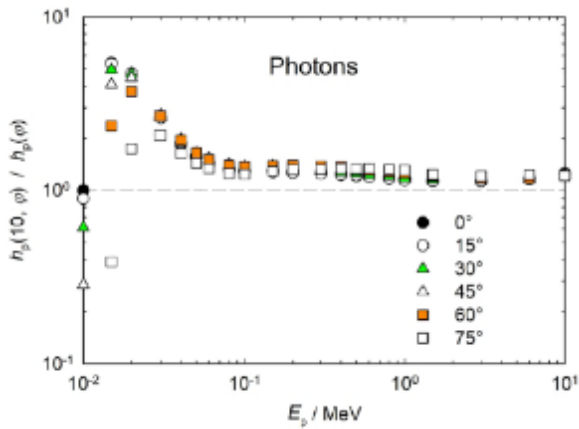
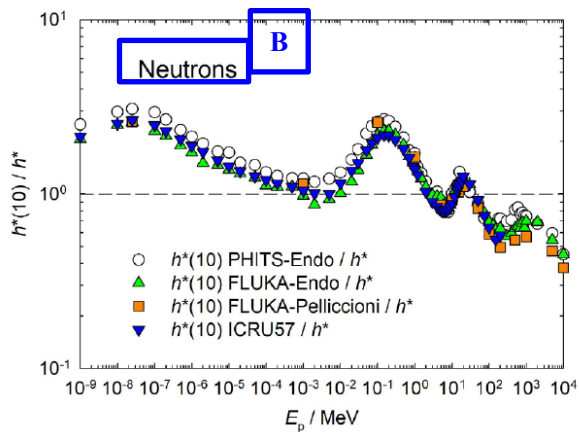


図 4.3 光子におけるフルエンスから 10mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(10, \varphi)$ と勧告値 $h_p(\varphi)$ との比による比較。(Endo, 2017)。



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).

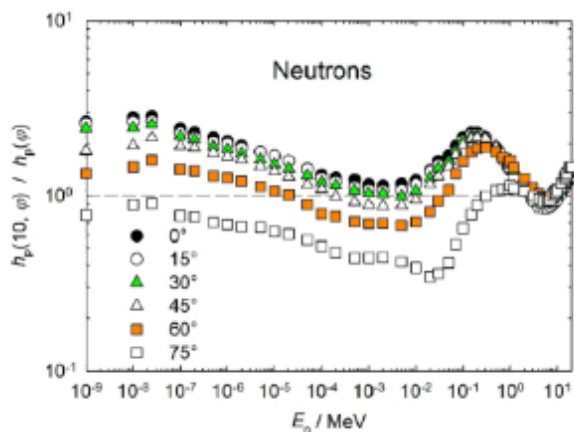
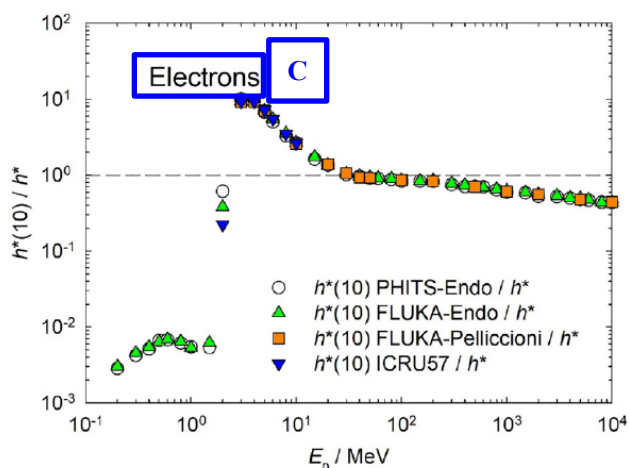


図 4.5 中性子におけるフルエンスから 10mm 深さの個人線量当量への換算係数 (ICRU Report 57 (1998)) $h_p(10, \varphi)$ と勧告値 h^* との比による比較。(Endo, 2017)。



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。

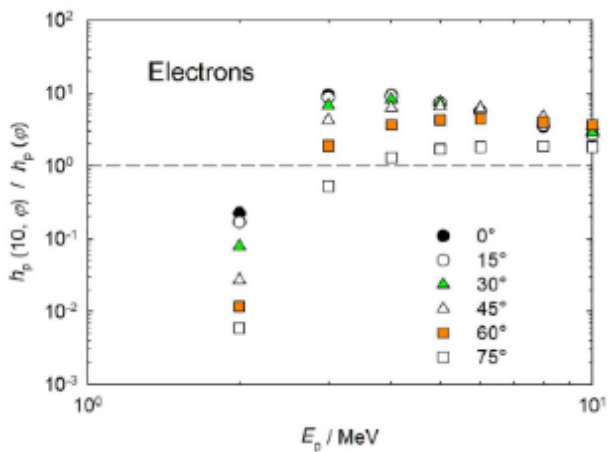
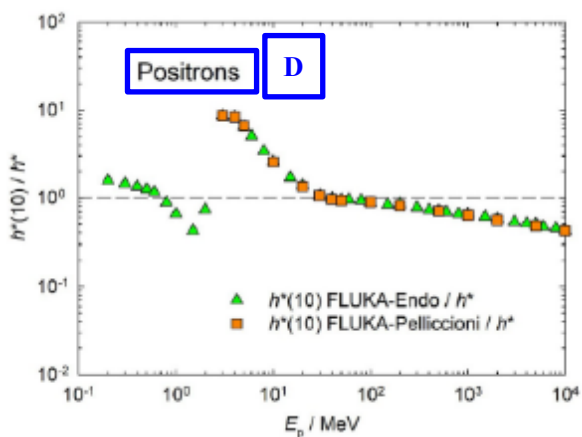


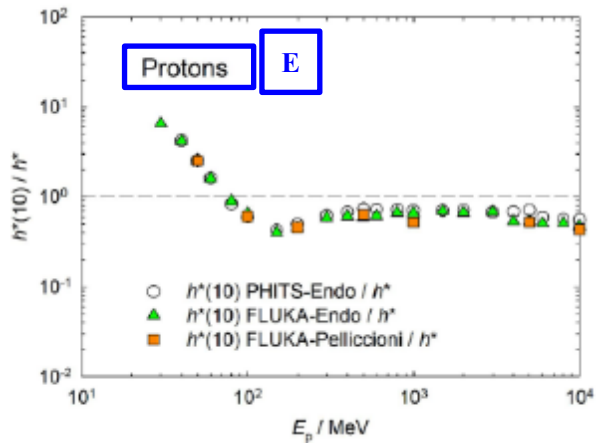
図 4.7 Grosswendt and Chartier (1994) と ICRU Report 57 (1998) による，電子におけるフルエンスから 10mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(10, \varphi)$ と、勧告値 $h_p(\varphi)$ との比による比較。(Endo, 2017)。



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。

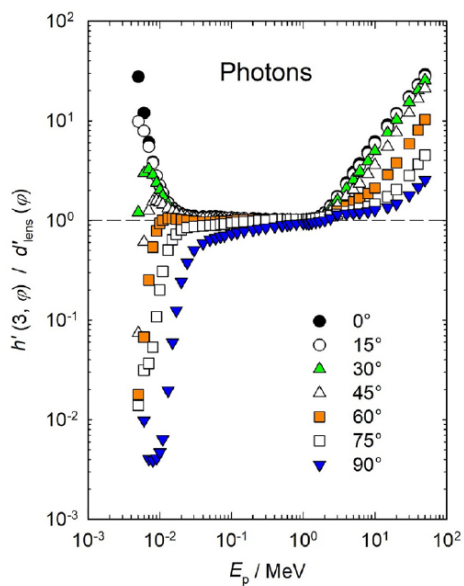


図 4.10 光子におけるカーマ近似によるフルエンスから 3mm 深さの方向性線量当量への換算係数 $h'(3, \varphi)$ と勧告値 $d'_{\text{lens}}(\varphi)$ との比による比較。（Behrens, 2017b）。

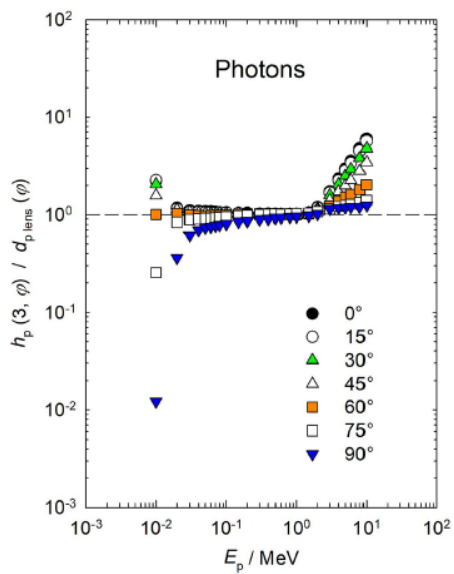


図 4.11 光子におけるフルエンスから 3mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(3,\varphi)$ と勧告値 $d'_{\text{lens}}(\varphi)$ との比による比較。(Behrens,2017a)。

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。

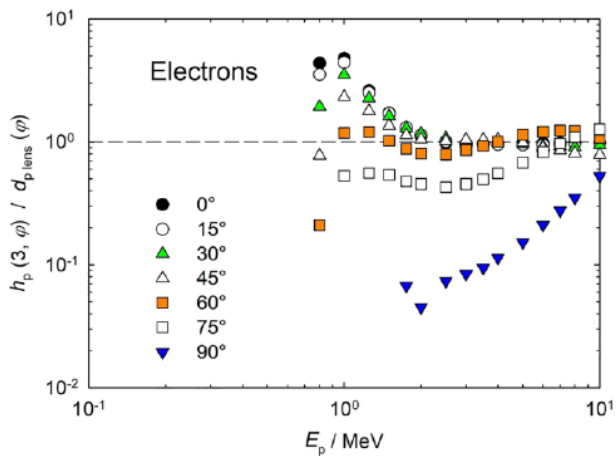


図 4.12 電子におけるフルエンスから 3mm 深さの個人線量当量への換算係数 (Ferrari and Gualdrini, 2012) $h_p(3, \varphi)$ と勧告値 $d^{\text{lens}}(\varphi)$ (いずれかの眼の水晶体全体の最大値) との比による比較。(Behrens, 2017a)。

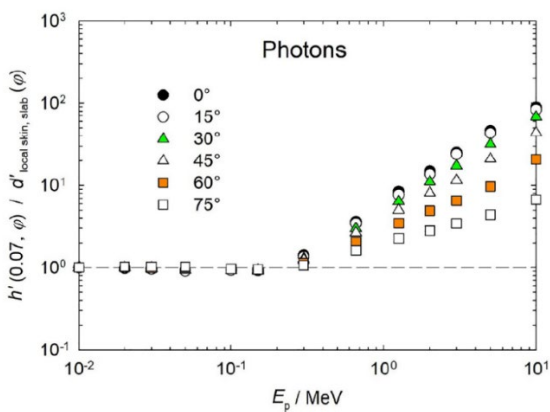


図 4.13 光子におけるフルエンスから 0.07mm 深さの方向性線量当量への換算係数 $h'(0.07, \varphi)$ と勧告値 $d'^{\text{local skin slab}}(\varphi)$ ⁵ との比による比較。

注 $h'(0.07, \varphi)$ の計算は、カーマ近似を用いた ICRU Report57 (1998) から引用した。

⁵ Dauers, J. (2017). *Personal communication* (Gif-sur-Yvette, Cedex France).

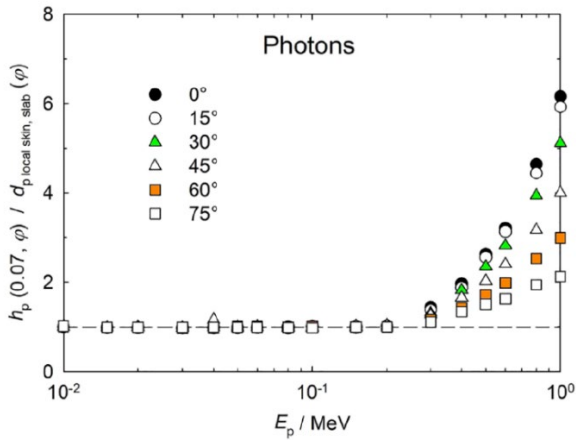


図 4.14 光子におけるフルエンスから 0.07mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(0.07, \varphi)$ と勧告値 $d_{p \text{ local skin slab}}(\varphi)$ ⁶ との比による比較。

注 $d_{p \text{ local skin slab}}(\varphi)$ の計算は、カーマ近似を用いた ICRU Report 57 (1998) から引用した。

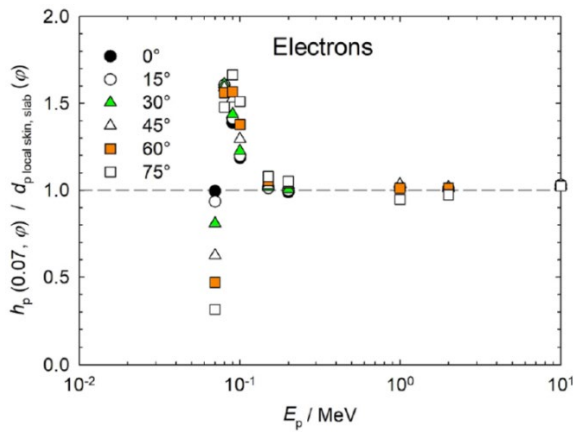
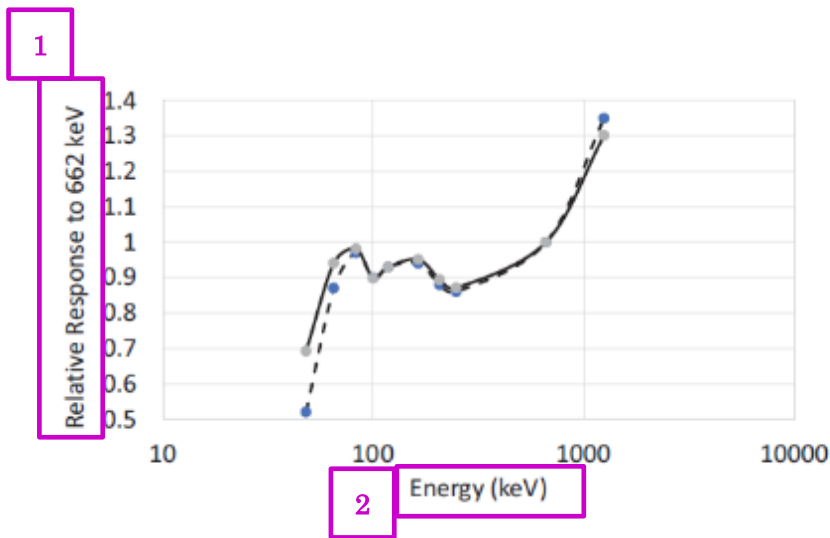


図 4.15 電子におけるフルエンスから 0.07mm 深さの個人線量当量への換算係数 $h_p(0.07, \varphi)$ と勧告値 $d_{p \text{ local skin slab}}(\varphi)$ ⁶ との比による比較。

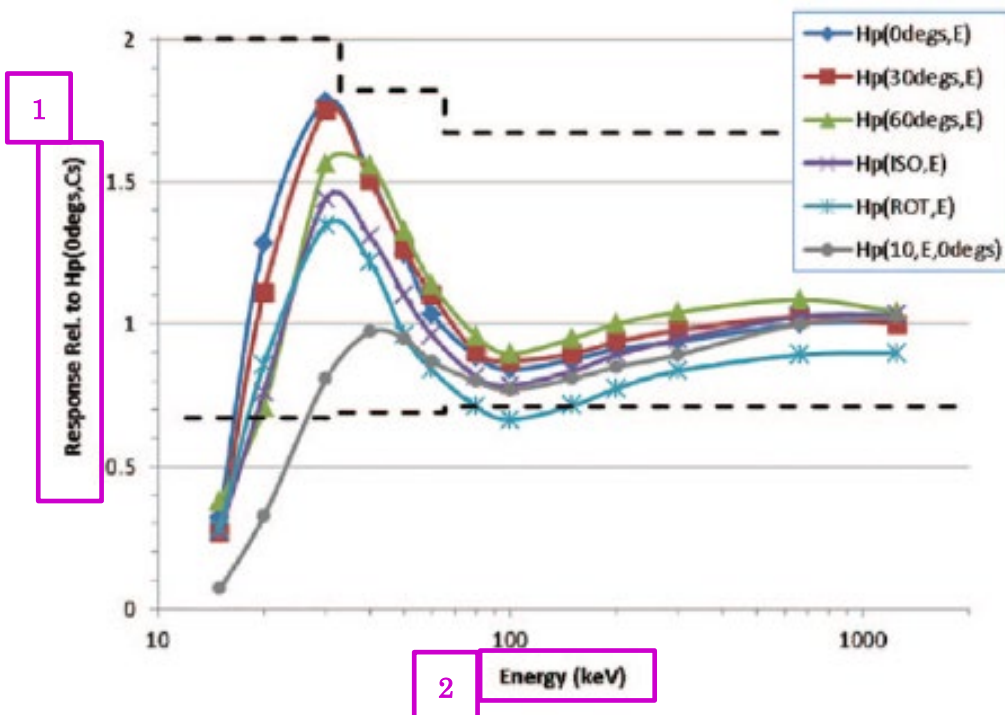
注 $h_p(0.07, \varphi)$ の計算は、ICRU Report 57 (1998) から引用した。

⁶ Daures, J. (2017). *Personal communication* (Gif-sur-Yvette, Cedex France)



1. 662KeV に対する相対レスポンス
2. エネルギー

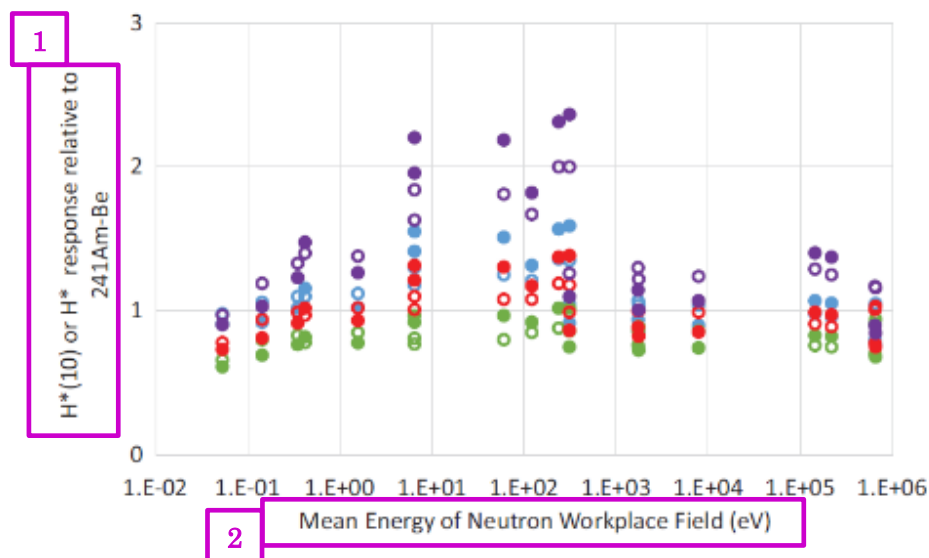
図 5.1 ガイガー・ミュラー計数管を用いた市販のエリアモニタリング機器の周辺線量 H^* (実線) および周辺線量当量 $H^*(10)$ (破線) の 662 keV に対する相対レスポンス (Otto, 2019 を変更して利用)。



1. Hp(0degs,Cs)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. 241Am-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

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 $^{241}\text{Am-Be}$ 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 白抜きの記号は、 $H^*(10)$ 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。各作業場の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。

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	負のミュー粒子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+04	ISO,
A.1.7	正のミュー粒子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+04	SS-ISO, IS-ISO
A.1.8	負のパイ中間子	フルエンス	1.0 E+00-2.0 E+05	
A.1.9	正のパイ中間子	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 光子イン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

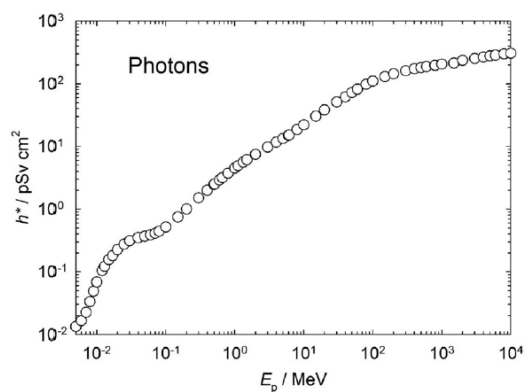


図 A.1.1a 光子インフルエンスから周辺線量への換算係数 (Endo², ICRP, 2010)。

²Endo, A. (2016). *Personal communication* (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

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		

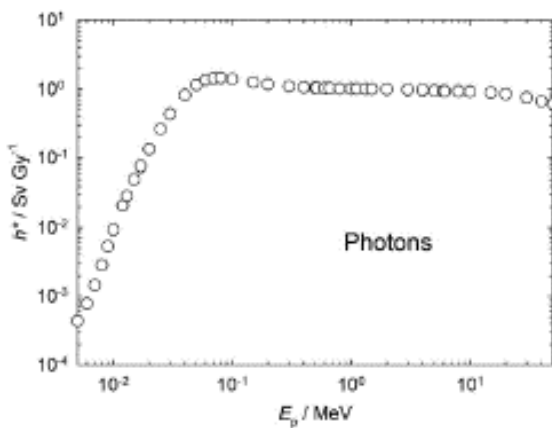


図 A.1.1b 光子空気カーマから周辺線量への換算係数 (Endo³, ICRP, 2010)。

³ A. Endo, *personal communication*, 2016 (Japan Atomic Energy Agency, Tokai, Ibaraki, Japan).

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

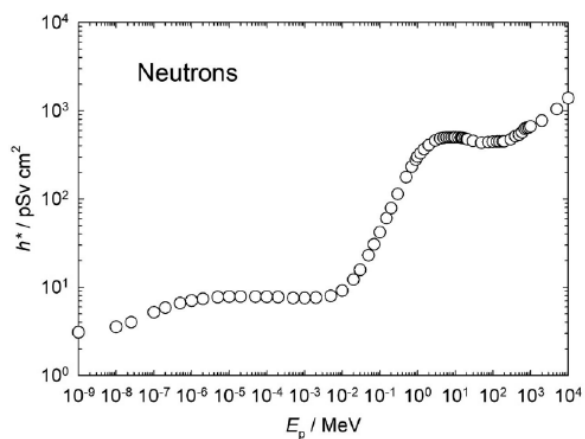


図 A.1.2 中性子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

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		

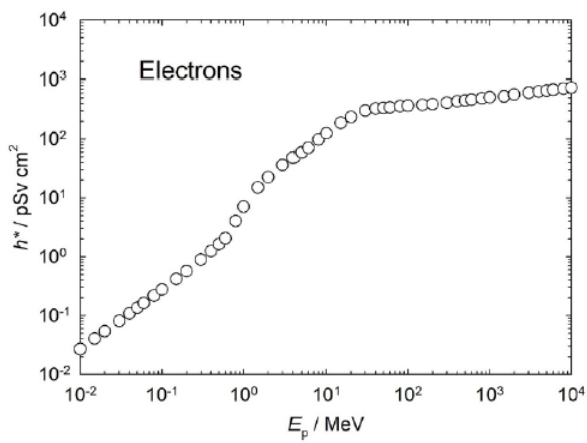


図 A.1.3 電子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

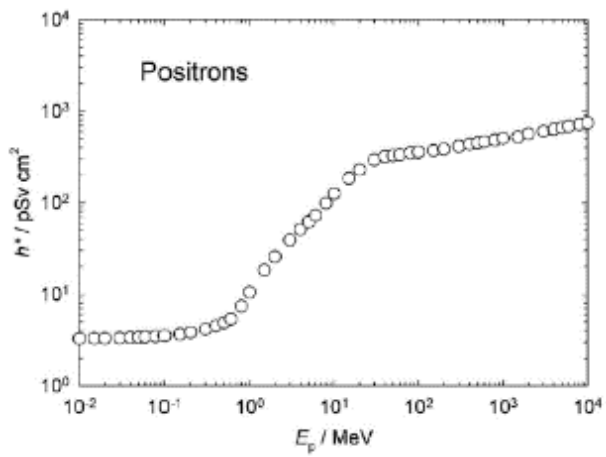


図 A.1.4 陽電子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

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 負のミュー粒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	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

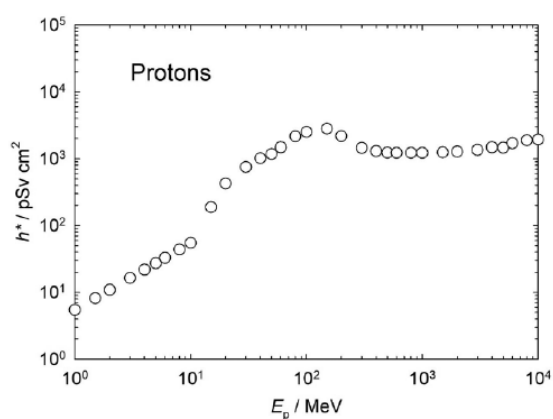
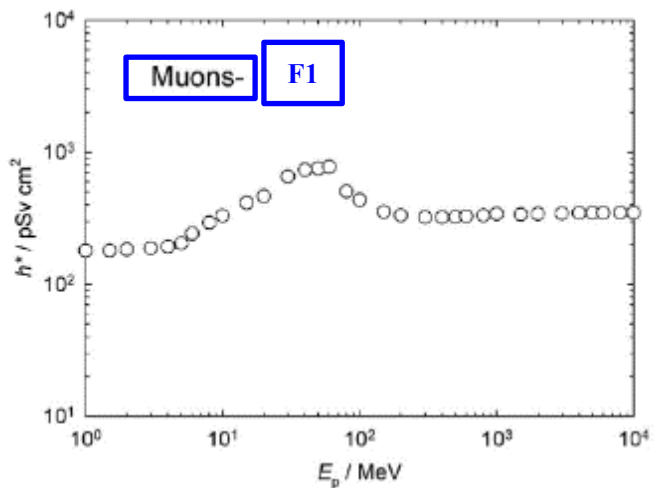


図 A.1.5 陽子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。



F1. 負のミュー粒子（青枠 F1 は以下同様）

図 A.1.6 負のミュー粒子フルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP, 2010）。

表 A.1.7 正のミュー粒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	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 負のパイ中間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+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		

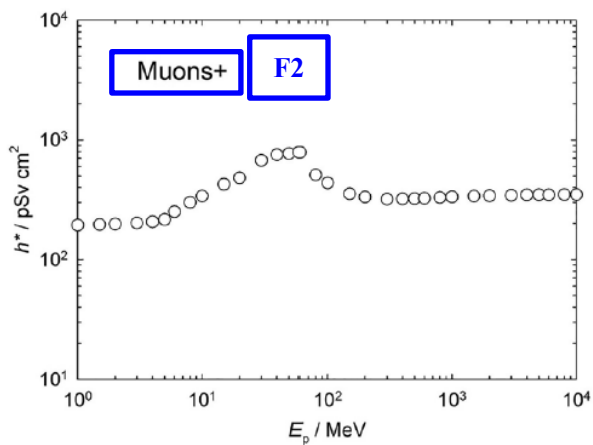
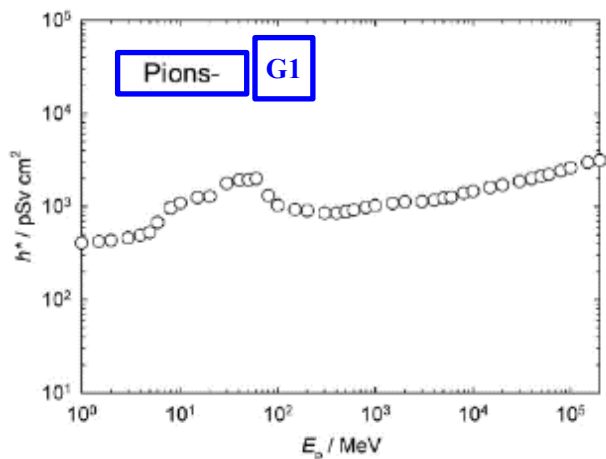


図 A.1.7 正のミュー粒子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

F2. 正のミュー粒子 (青枠 F2 は以下同様)



G1. 負のパイ中間子（青枠 G1 は以下同様）

図 A.1.8 負のパイ中間子フルエンスから周辺線量への換算係数（ICRP, 2010）。

表 A.1.9 正のパイ中間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+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

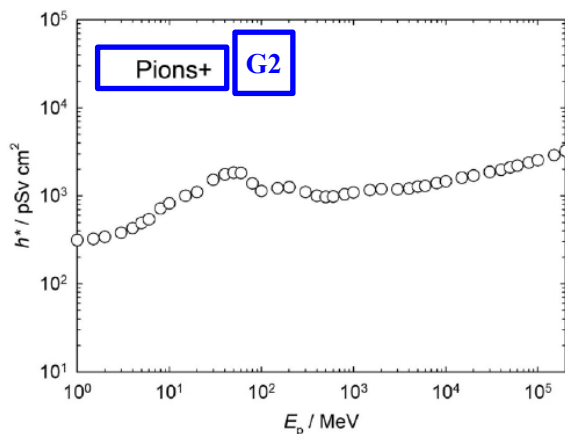
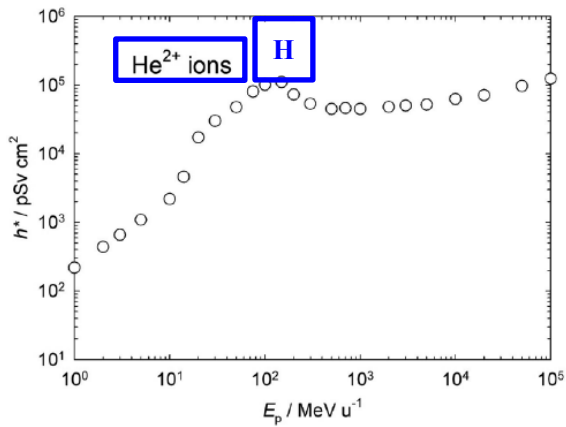


図 A.1.9 正のパイ中間子フルエンスから周辺線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

G2. 負のパイ中間子 (青枠 G2 は以下同様)



H. He^{2+} イオン（青枠 H は以下同様）

図 A.1.10 He^{2+} 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 $0^\circ \sim 90^\circ$, 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	負のミュー粒子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.7	正のミュー粒子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.8	負のパイ中間子	フルエンス	1.0 E+00-1.0 E+03
A.2.9	正のパイ中間子	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 He^{2+} 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	$h_p(\varphi)$ (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	1.26E-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	1.32E+01	1.18E+01	1.18E+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

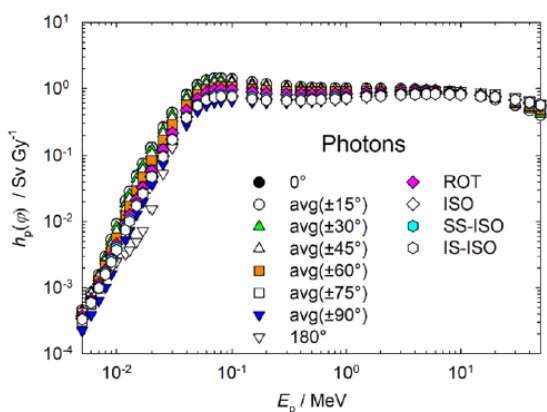


図 A.2.1a 光子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo⁵, 2017 ; ICRP, 2010)。

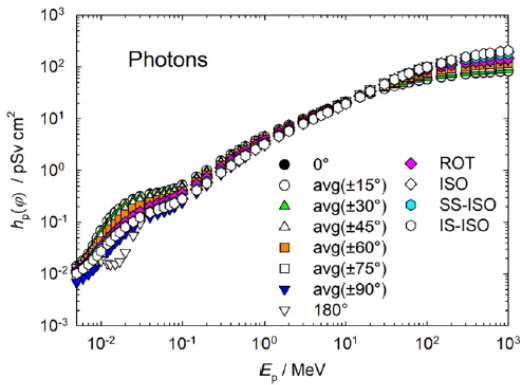


図 A.2.1b 光子空気カーマから個人線量への換算係数 (Endo⁵, 2017 ; ICRP, 2010)。

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	$h_p(\phi) / (\text{Sv Gy}^{-1})$											
	0°	avg(±15°)	avg(±30°)	avg(±45°)	avg(±60°)	avg(±75°)	avg(±90°)	180°	ROT	ISO	SS-ISO	IS-ISO
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

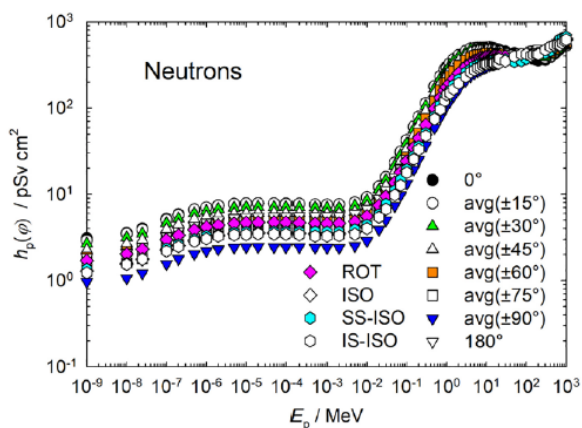


図 A.2.2 中性子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

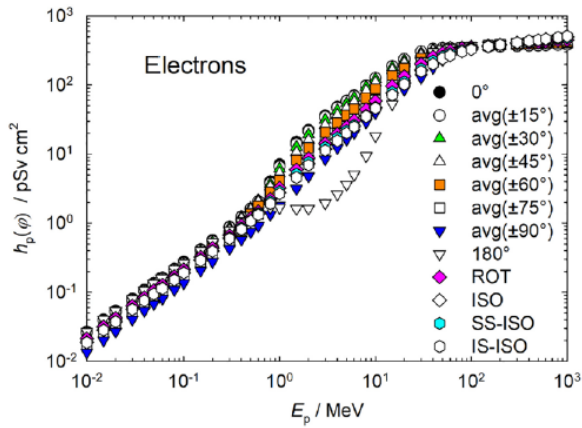


図 A.2.3 電子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

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	$h_p(\varphi)/(\text{pSv cm}^2)$											
	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	7.29E-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	5.50E+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	3.63E+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

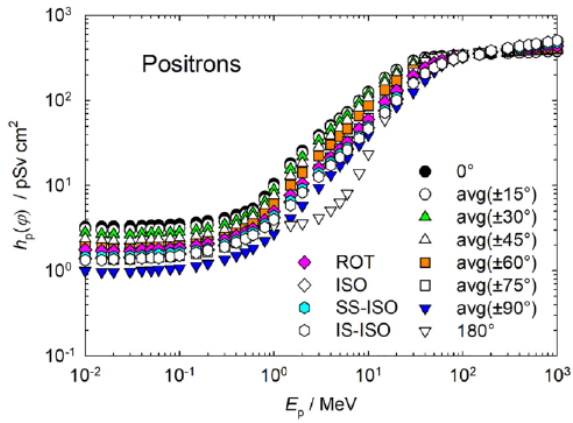


図 A.2.4 陽電子フルエンスから個人線量への換算係数（遠藤，2017; ICRP，2010）。

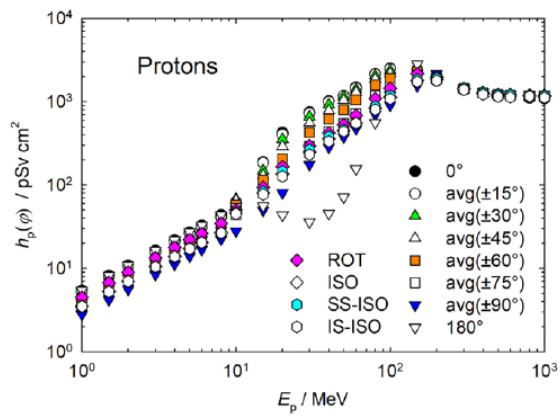


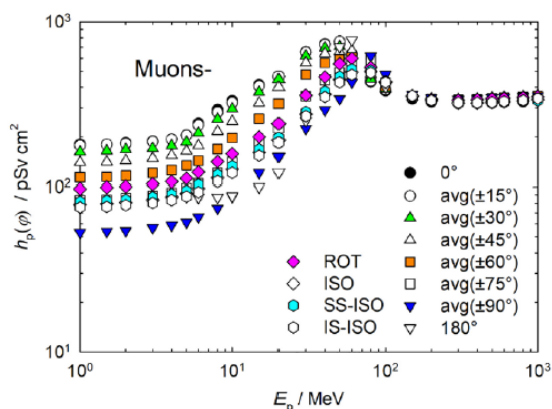
図 A.2.5 陽子フルエンスから個人線量への換算係数（Endo，2017 ; ICRP，2010）。

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 負のミュオン粒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	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	4.57E+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	4.27E+02	4.32E+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 負のミュオン粒子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

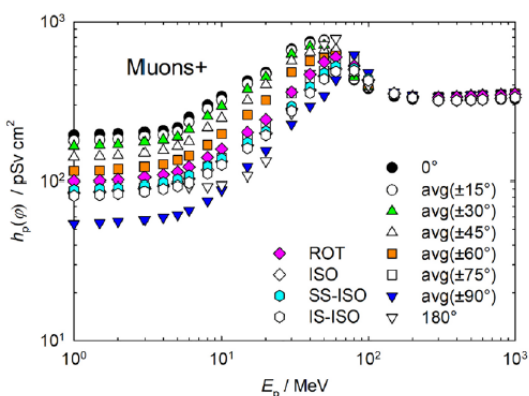


図 A.2.7 正のミュー粒子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

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	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	3.73E+02	3.89E+02	3.57E+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 負のパイ中間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	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

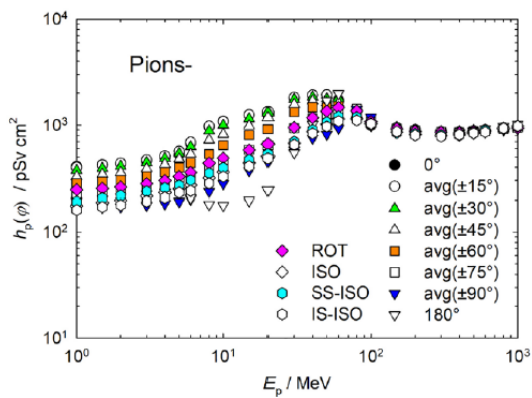


図 A.2.8 負のパイ中間子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

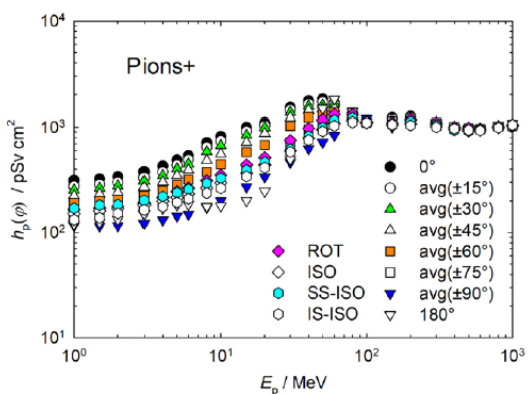


図 A.2.9 正のパイ中間子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

表 A.2.9 正のパイ中間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	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 /MeV u ⁻¹	$h_p(\varphi)$ (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	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

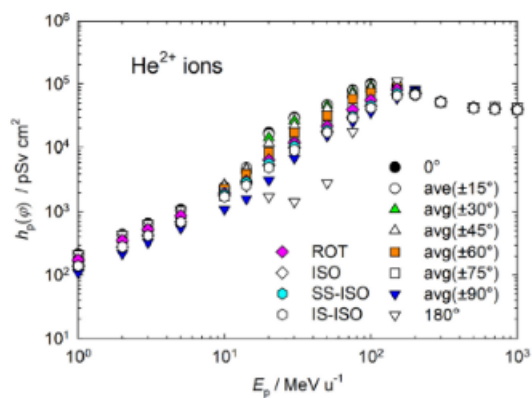


図 A.2.10 He²⁺イオンフルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017 ; ICRP, 2010)。

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	$d_{lens}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{lens}(\varphi)$ /(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

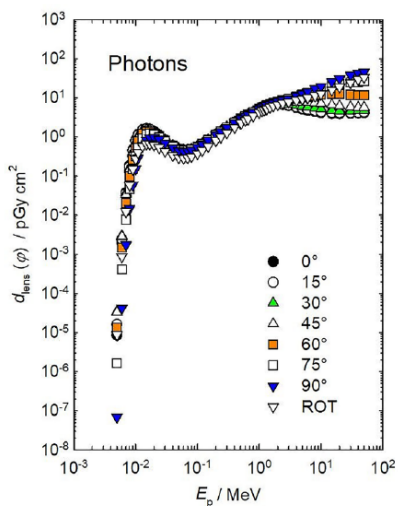


図 A.3.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

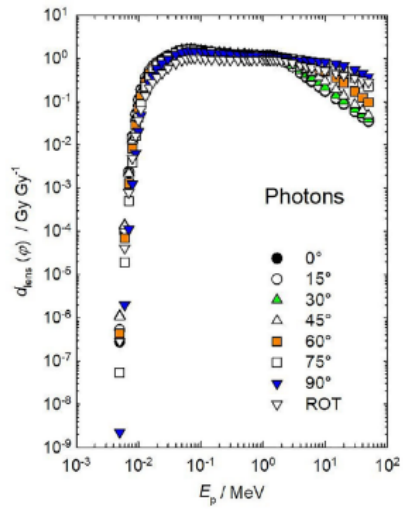


図 A.3.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

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	$d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ							
	入射角度 φ の $d_{\text{lens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$							
	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	$d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(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°	180°	ROT
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	3.78E+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	4.83E+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).

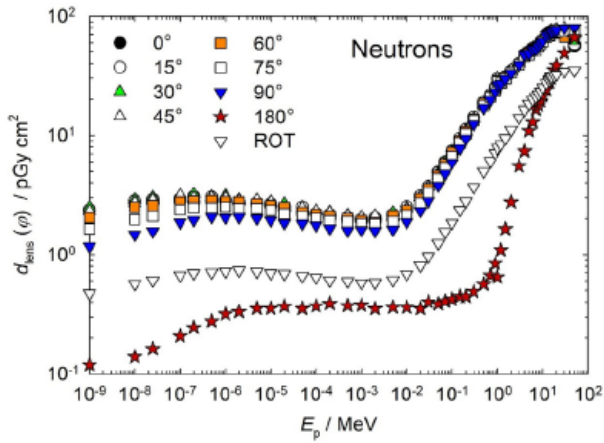


表 A.3.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数。

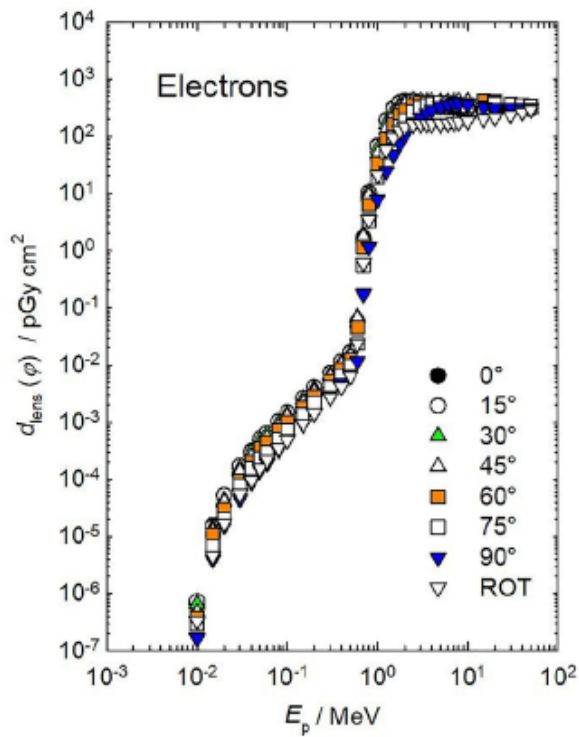


図 A.3.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

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	$d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(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
0.01	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	$d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(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
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	$d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(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
0.001	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

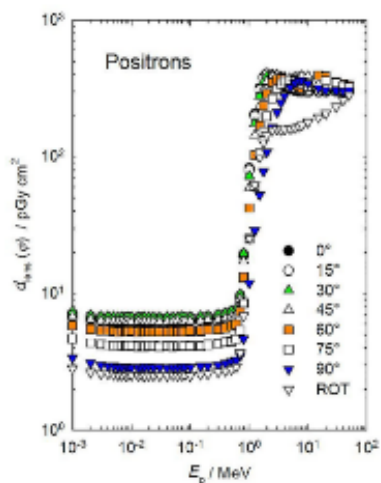


図 A.3.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

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-09-2.0 E+01	0°-180°, ROT
A.4.2.3	中性子	ロッド	フルエンス	1.0 E-09-5.0 E+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	$d_{\text{local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 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	7.20E+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

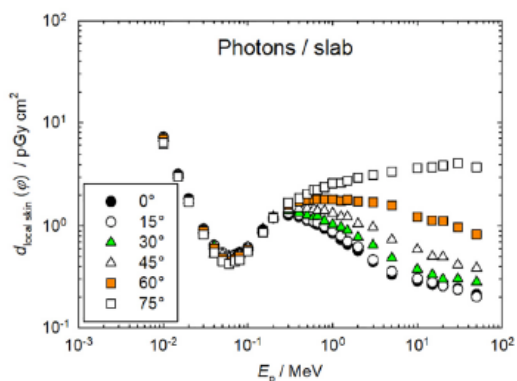


図 A.4.1.1a 光子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。⁹

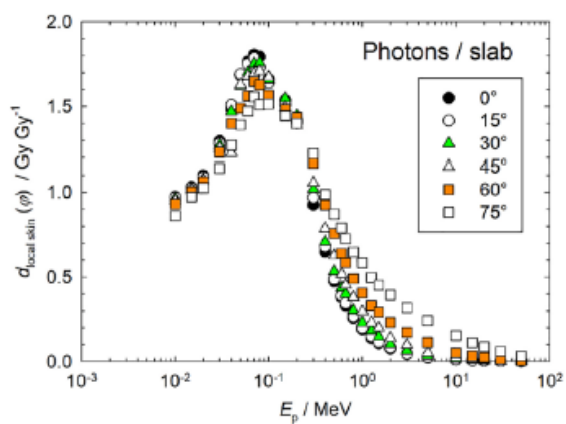


図 A.4.1.1b 光子空気カーマから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。

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	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$ /(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	9.73E-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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 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	2.94E+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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 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°
0.15	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

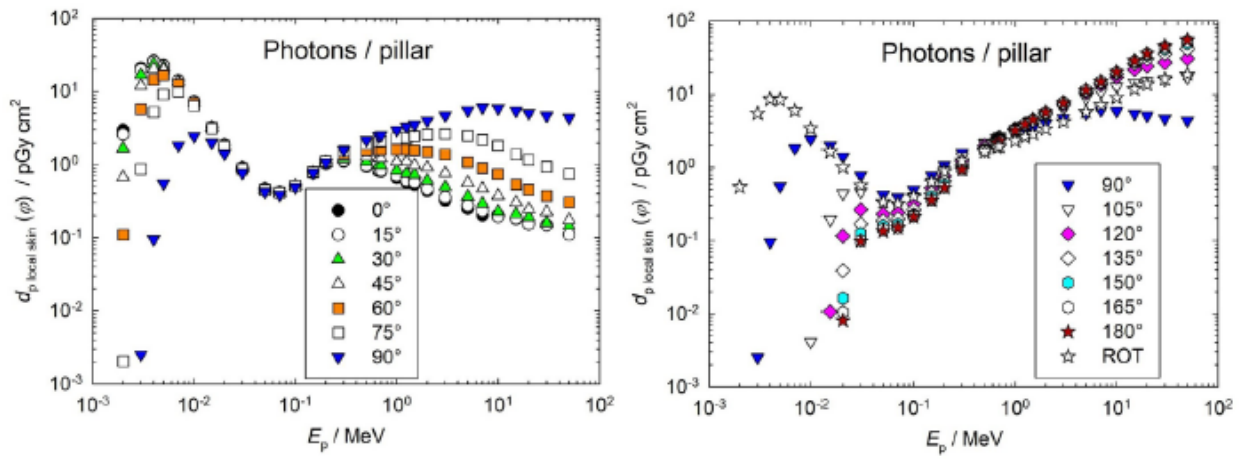


図 A.4.1.2a 光子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。
12

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

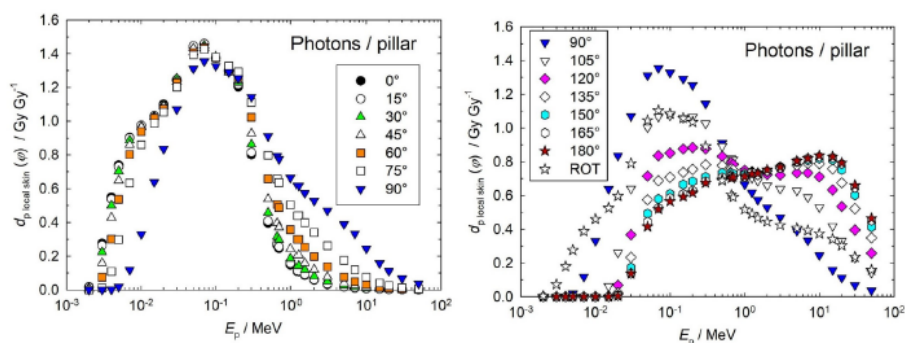


図 A.4.1.2b 光子空気カーマから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

13

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

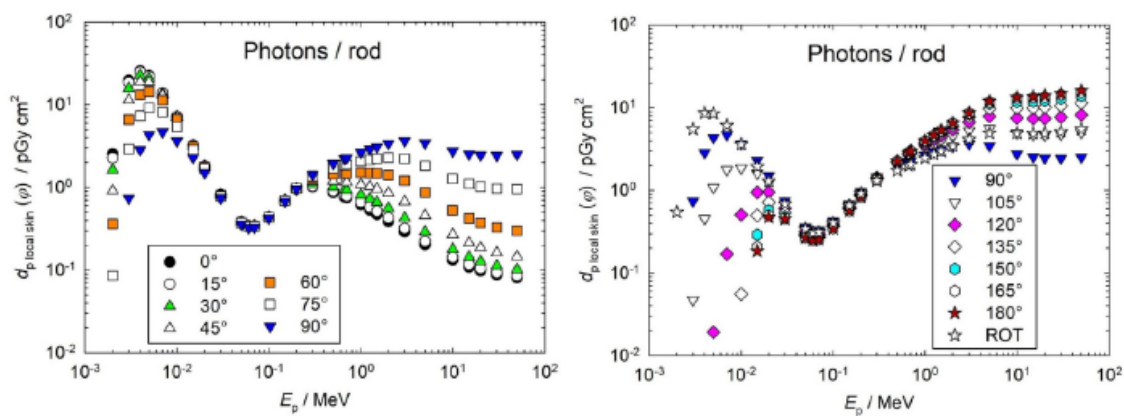


図 A.4.1.3a 光子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹) for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(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

H

(Continued)

¹⁶T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

表 A.4.1.3b (続き)

E_p /MeV	$d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹) for a radiation incidence at φ 入射角度 φ の $d_{p, \text{local skin}}(\varphi)$ /(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

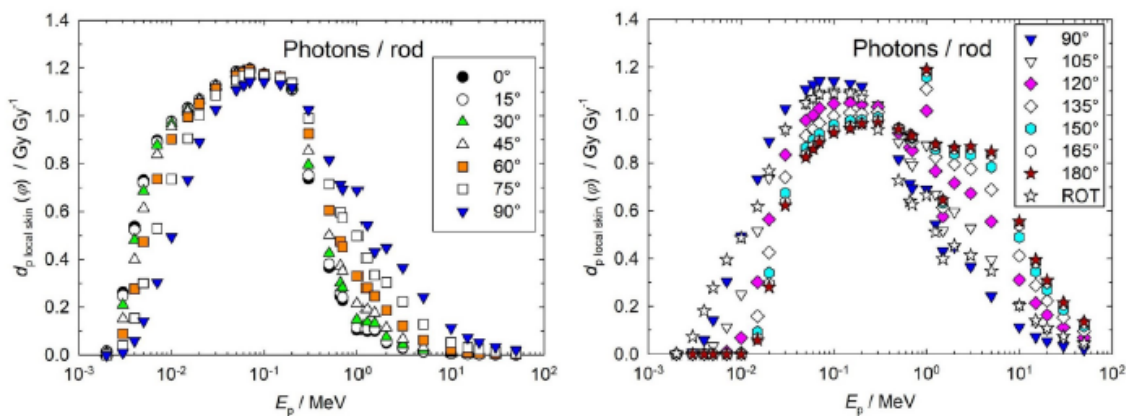


図 A.4.1.3b 光子空気カーマから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。¹⁷

¹⁷ T. Otto (2017). *Personal communication* (CERN, Geneva, Switzerland).

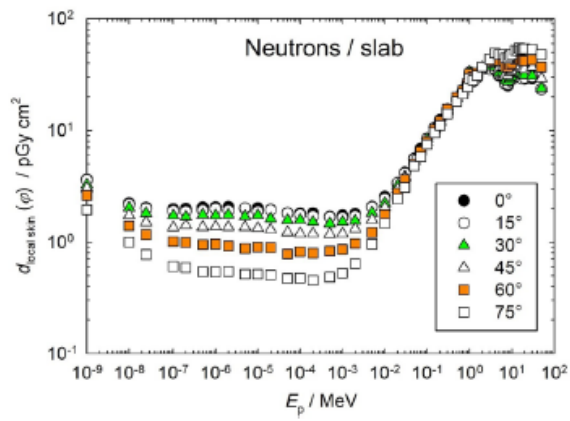


図 A.4.2.1 中性子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ / 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°
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

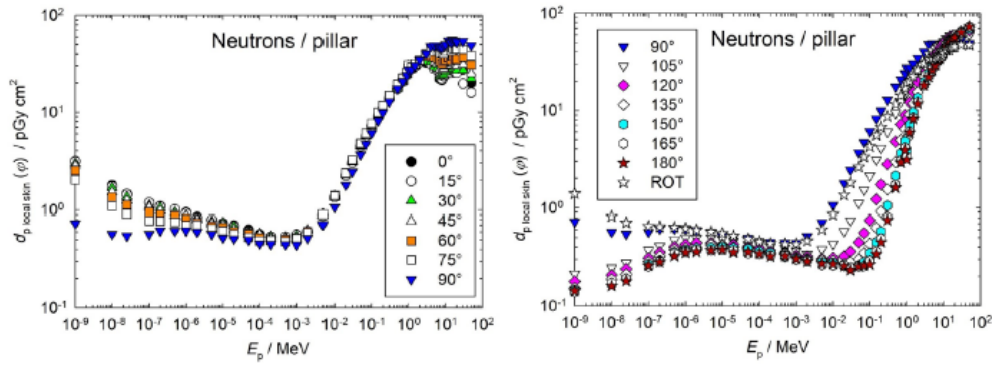


図 A.4.2.2 中性子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(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°
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 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)						
	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

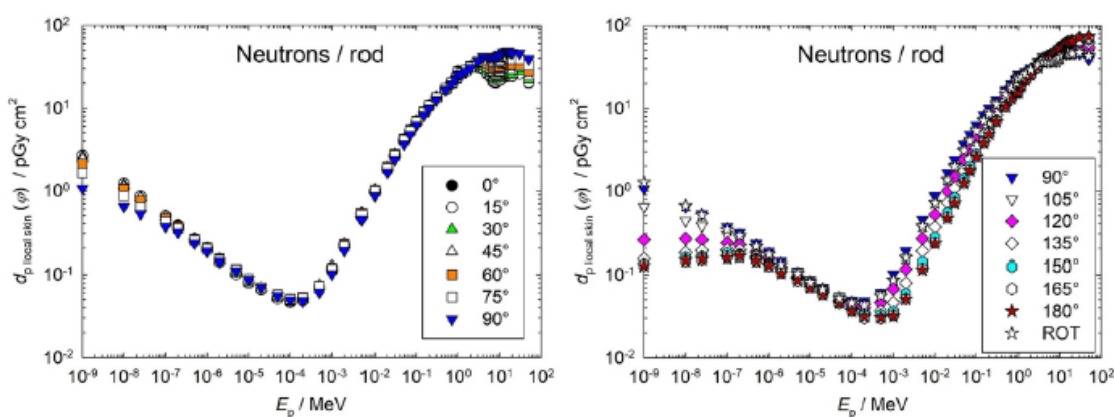


図 A.4.2.3 中性子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数 (Veinot *et al.*, 2020)。

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	$d_{\text{local skin}}(\varphi) / (\text{pGy cm}^2)$ 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	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

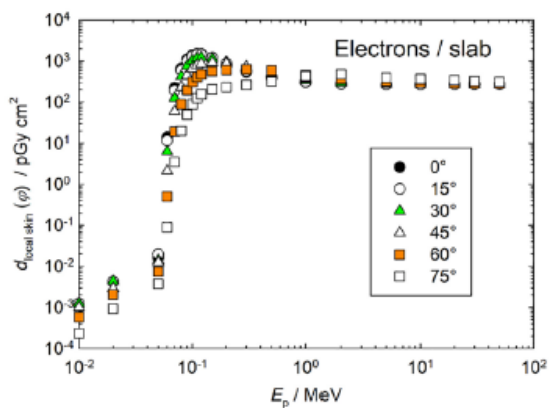


図 A.4.3.1 電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。¹⁸

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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(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°
0.05	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).

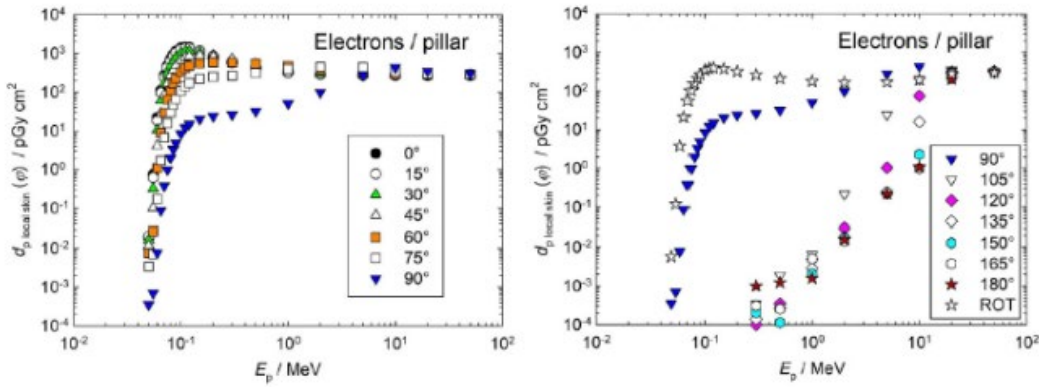


図 A.4.3.2 電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁰

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

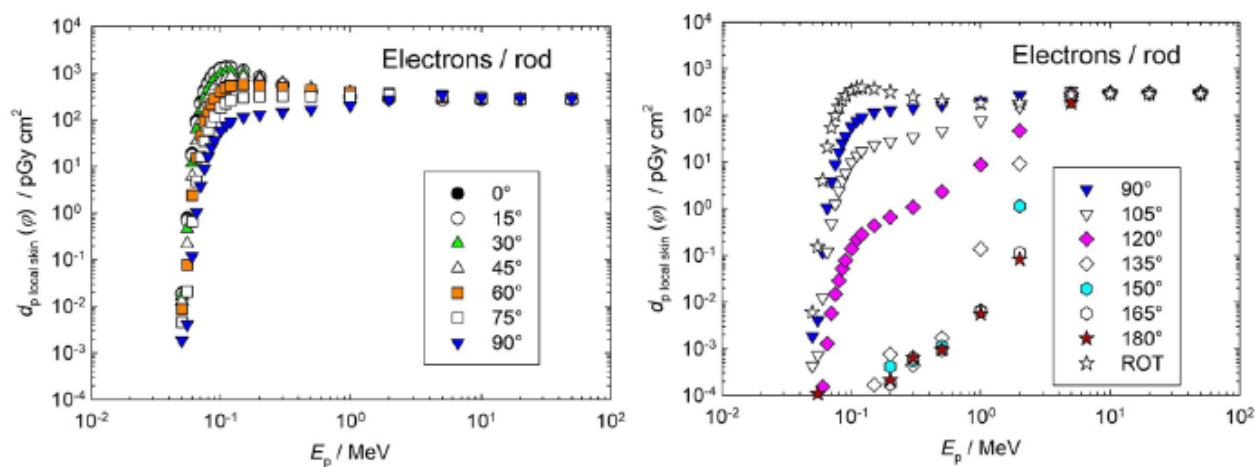


図 A.4.3.3 電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。

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

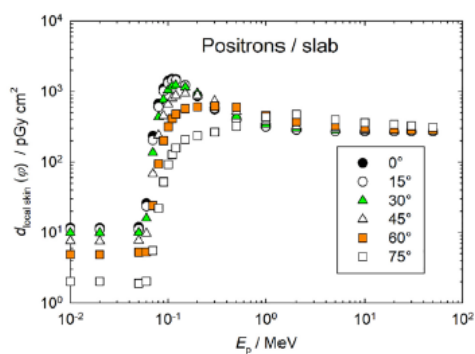


図 A.4.4.1 陽電子フルエンスから、スラブファントム上の局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。²²

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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(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°
0.005	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).

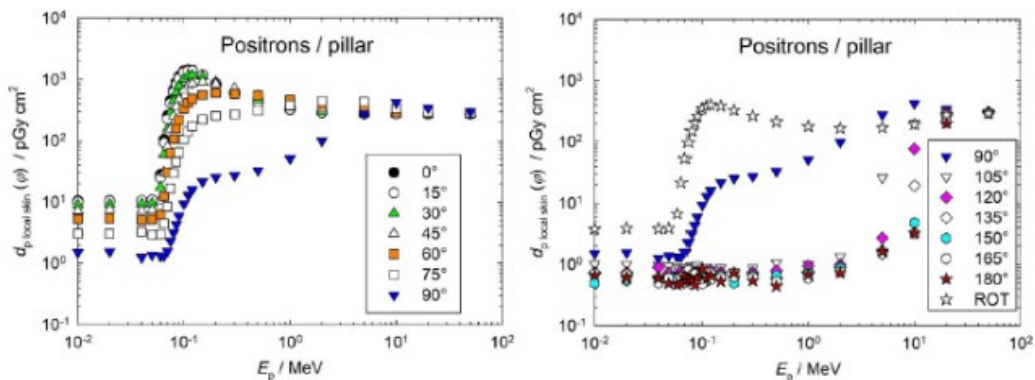


図 A.4.4.2 陽電子フルエンスから、ピラーファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁴

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 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)						
	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

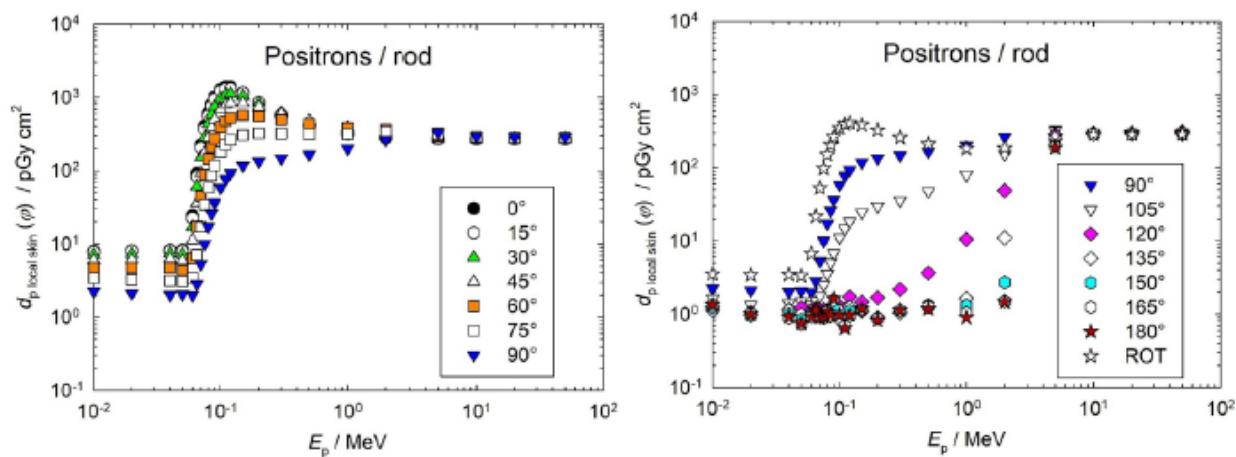


図 A.4.4.3 陽電子フルエンスから、ロッドファントム上の局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁵

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

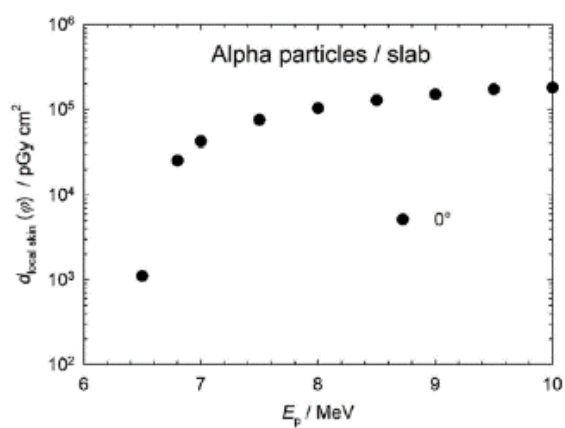


図 A.4.5 通常入射 (0°) の α 粒子フルエンスから、スラブファントムの局所皮膚の方向性および個人吸収線量への換算係数 (ICRP, 2010)。

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		
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}	眼のモデル (Behrens and Dietze, 2011)	5.0 E-03-5.0 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}	スラブ	1.0 E-02-5.0 E+01
A.5.4.1b	空気カーマ			
A.5.4.2a	フルエンス		ピラー	
A.5.4.2b	空気カーマ			
A.5.4.3a	フルエンス		ロッド	2.0 E-03-5.0 E+01
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

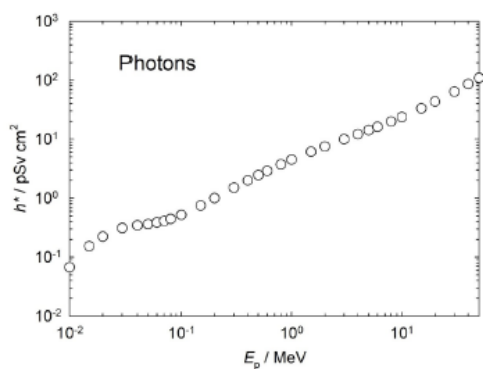


図 A.5.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから周辺線量への換算係数 (Endo, 2017)。

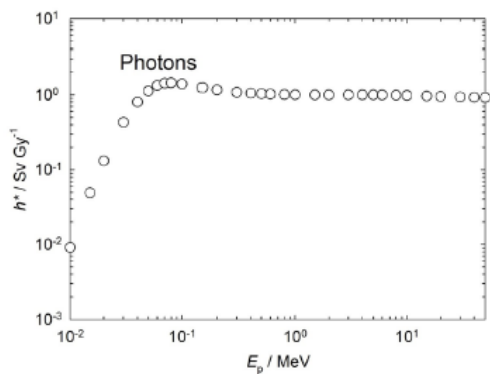


図 A.5.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマから周辺線量への換算係数 (Endo, 2017)。

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	$h_p(\varphi)/(\text{pSv cm}^2)$											
	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-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

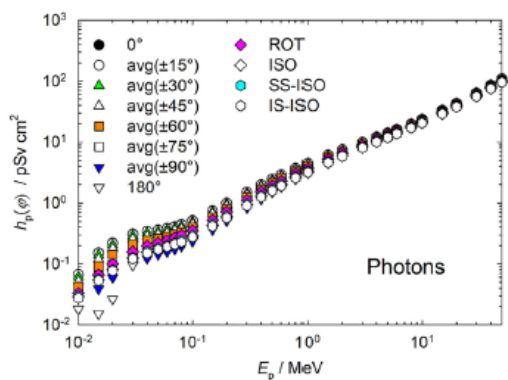


図 A.5.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスから個人線量への換算係数 (Endo, 2017)。

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($\pm 15^\circ$)	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-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

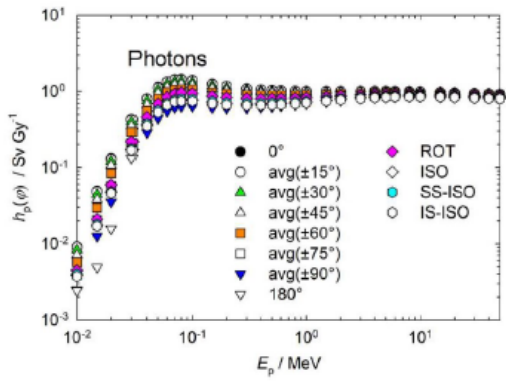


図 A.5.2b カーマ近似法を用いて光子空気カーマから算出した個人線量への換算係数 (Endo, 2017)。

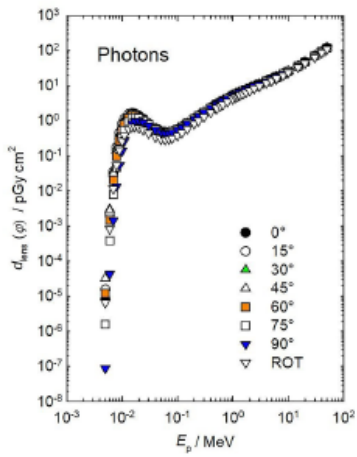


図 A.5.3a カーマ近似法を用いて計算された左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

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							
	入射角度 φ の $d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	ROT
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	$d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹) for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{lens}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹)							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
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

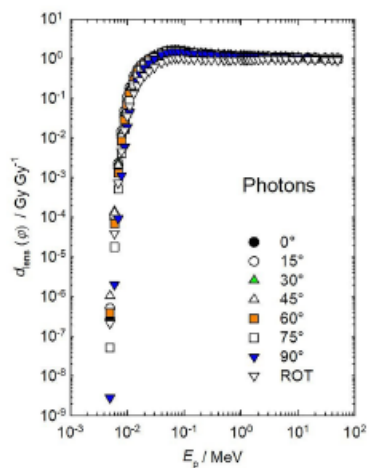


図 A.5.3b カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体全体の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

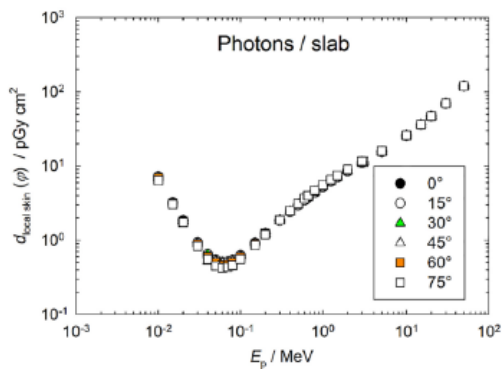


図 A.5.4.1a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからスラブファントムにおける局所皮膚の方向性および個人吸収線量への換算係数。²⁶

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	$d_{\text{local skin}}(\varphi)$ /(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	7.16E+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	$d_{\text{local skin}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ 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	9.68E-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

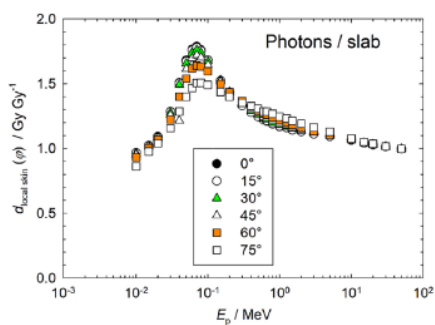


図 A.5.4.1b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからスラブファントムの局所皮膚における方向性および個人吸収線量への換算係数。²⁷

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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 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	2.95E+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

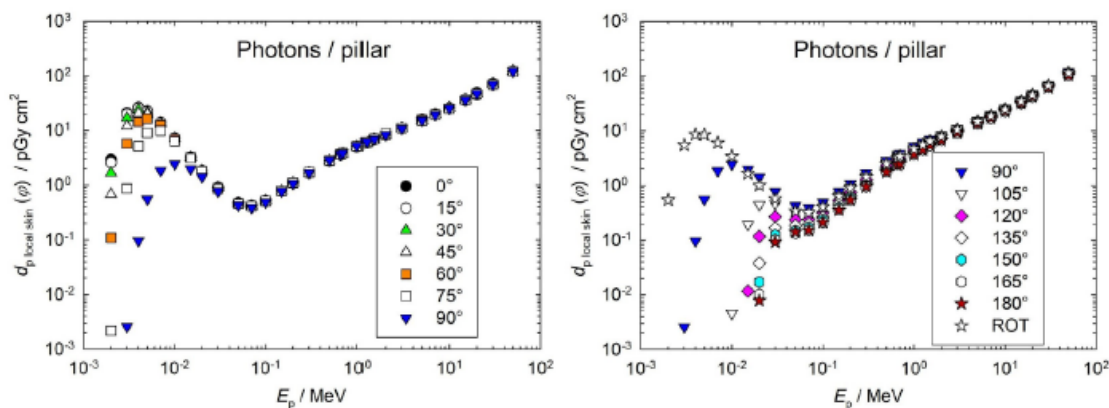


図 A.5.4.2a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからピラーファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。²⁹

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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(Gy Gy ⁻¹) for a radiation incidence at φ						
	入射角度 φ の $d_{p \text{ local skin}}(\varphi)$ /(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

³⁰T. 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

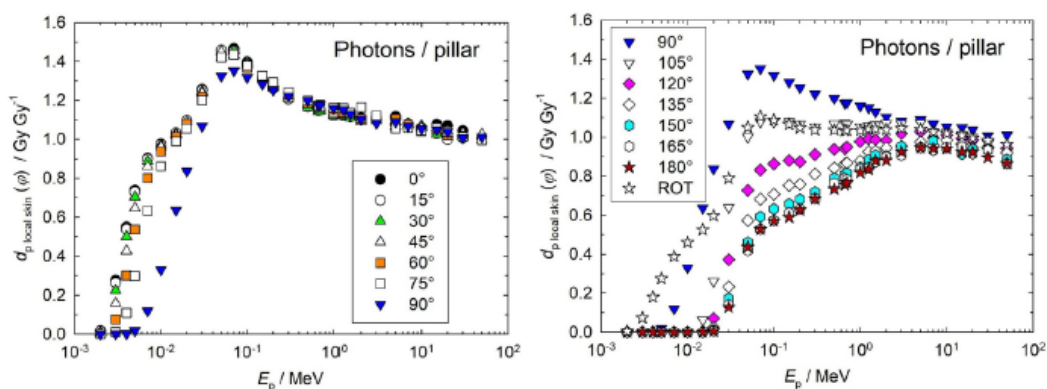


図 A.5.4.2b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからピラーファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。³¹

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	$d_{p \text{ local skin}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 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	3.63E-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).

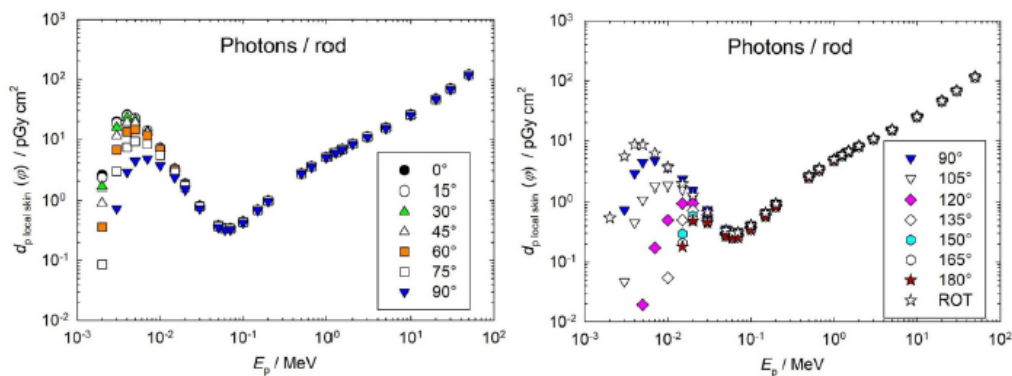


図 A.5.4.3a カーマ近似法を用いて算出した光子フルエンスからロッドファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。³³

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

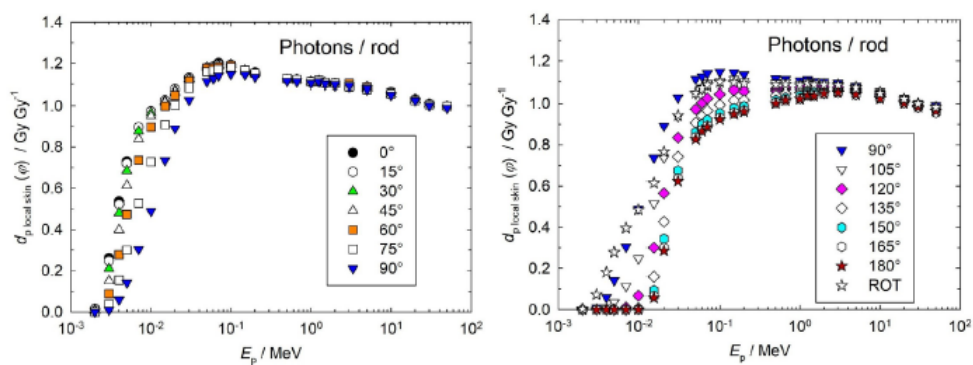


図 A.5.4.3b カーマ近似法を用いて算出した光子空気カーマからロッドファントムの局所皮膚における個人吸収線量への換算係数。³⁴

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		

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。

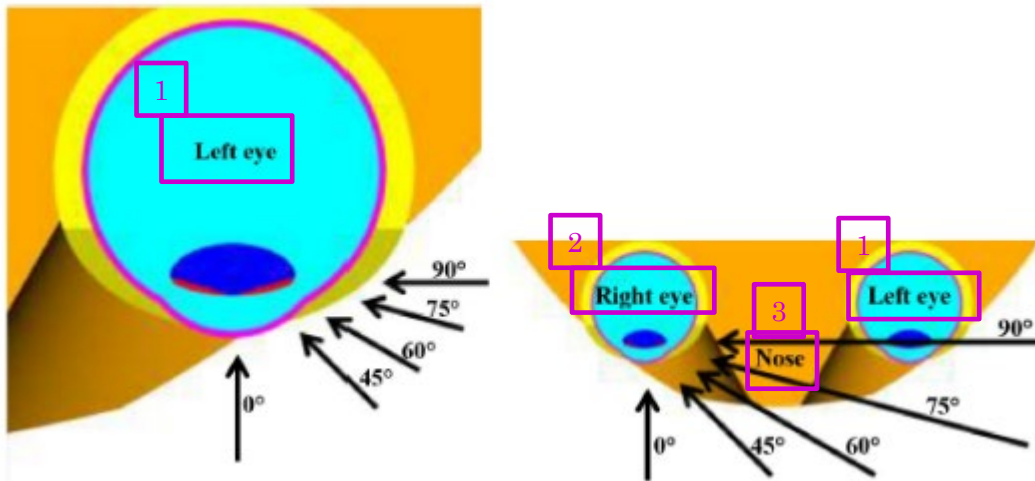


図 C.1.0 上から見た左眼の断面図（左側）および中心レベルの両眼の断面図（右側）。放射線感受性の高い部分（赤色）および水晶体の残りの部分（暗青色）が見える。矢印は、広い平行ビームの入射方向の例を示す（Behrens, 2017a）。

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。

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	1.0 E-09–5.0 E+01
C.1.3	電子	フルエンス	1.0 E-02–5.0 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	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)$ /(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
0.005	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

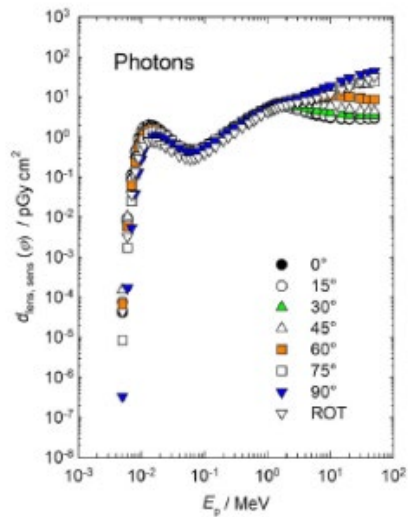


図 C.1.1a 左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

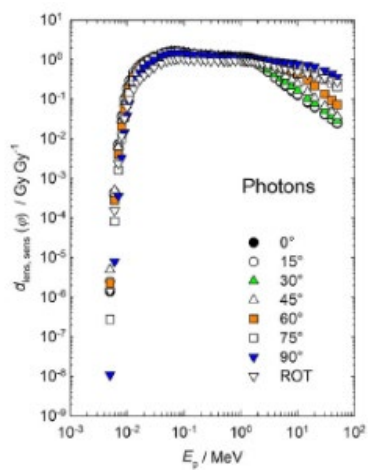


図 C.1.1b 左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

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	$d_{\text{ens, sens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$ for a radiation incidence at φ							ROT
	入射角度 φ の $d_{\text{ens, sens}}(\varphi)/(\text{Gy Gy}^{-1})$							
	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

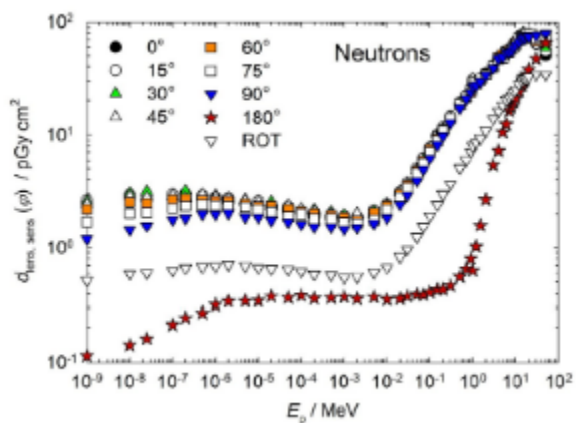


図 C.1.2 左右の照射に対する中性子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数。³⁷

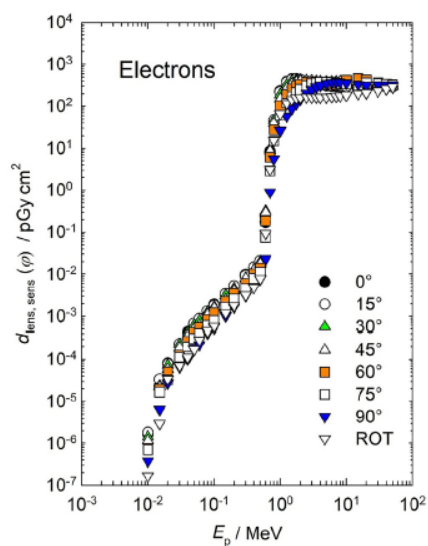


図 C.1.3 左右の照射に対する電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

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	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 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
0.01	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	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 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	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	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)$ /(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
0.001	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	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)/(\text{pGy cm}^2)$ 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
0.3	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

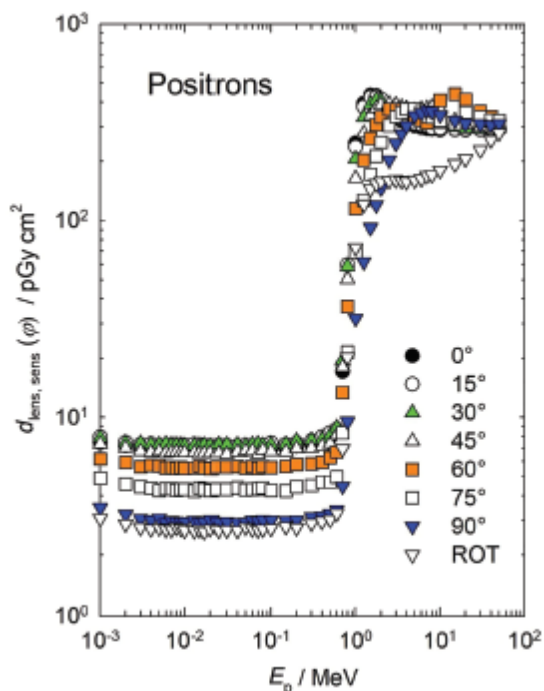


図 C.1.4 左右の照射に対する陽電子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

表 C.2.1a 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	$d_{\text{lens, sens}}(\varphi)$ /(pGy cm ²) for a radiation incidence at φ							ROT
	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

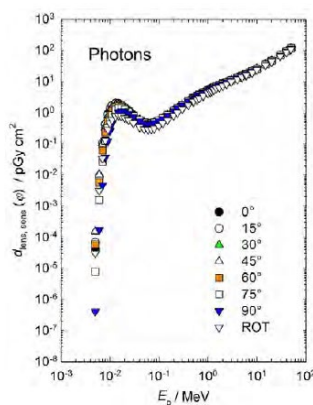


図 C.2.1a カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子フルエンスから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

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)。

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	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

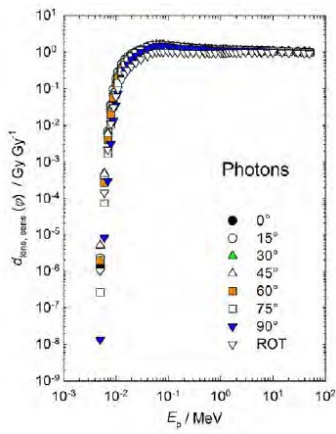


図 C.2.1b カーマ近似法を用いて算出した左右の照射に対する光子空気カーマから眼の水晶体の感受性のある細胞の最大吸収線量への換算係数 (Behrens, 2017a)。

(6) ICRP Publication 123 Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space (翻訳版)

招待論説
宇宙飛行士のための放射線防護—最後の未開拓地？
<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 船長と乗組員が最後の未開拓地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に対する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、放射線被ばくの種別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。さまざまな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。銀河の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、特に大量の放射線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、太陽と太陽系外からの多くの粒子が捕捉され、電子と陽子それぞれが外帯と内帯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り、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ことを示唆している。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、被ばくに係る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、あるいはそれらのコードでエネルギー/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導出する。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</p>

のセットを豊富に提供している。これらの計算は *Publication 116* (ICRP, 2010) と *ICRU Report 84* (ICRU, 2010) で報告された外部被ばくに対する基準線量換算係数を補完するもので、*Publication 110* (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。

遭遇する可能性のある粒子種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。*Publication 103* (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。

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 [*Publication 60* (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 *Publication 26* (ICRP, 1977) に定義される「線量当量」であり、*Publication 60* (ICRP, 1991) に定義される「等価線量」ではない。

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る。宇宙飛行士に課せられる生涯の制限値は一般に被ばく誘発死亡リスク (REID) の値であり、現在、米国航空宇宙局の搭乗員には、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/組織における平均吸収線量とを関係づける換算係数、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による平均線質係数は、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。将来的に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という選択肢もあり得るだろう。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、被ばくする個人の特性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でさえも見られる。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。これらの個人は人体形態計測においてより幅広い値を示し、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、宇宙飛行士ごとに作られ、宇宙飛行士に特化した線量評価用の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、地球上では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で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を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。放射線場において重イオンの寄与が大きいと、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、放射線スペクトル測定、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を含む、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を述べる。宇宙機船内の放射線場の計算と測定の結果を述べる。遮蔽の可能性に関するいくつかのデータも示す。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す。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 を使用して示す。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 *Publication 60* (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。

- ・ 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の分析
- ・ 放射線防護で使用されている線量の適用に係る調査
- ・ 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の説明
- ・ 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の説明
- ・ 重イオンのフルエンスを線量に換算する係数のデータの提示

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。
<ul style="list-style-type: none"> ● 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 $1 \text{ mSv} \cdot \text{day}^{-1}$ にかなり近い線量となり、宇宙での滞在時間にもよるが、宇宙飛行士のミッション中の線量は、100 mSv をはるかに超える可能性がある。宇宙飛行士の放射線被ばくは、外部被ばくのみを考慮する必要がある。
<ul style="list-style-type: none"> ● 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、すべての種類とエネルギーの重イオンに放射線加重係数 (w_R) 20 を用いることは正当化されない。重イオンでは、イオンの種類とエネルギーによるが、w_R と人体全体の平均線質係数の比は最大で 10 もある。
<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、さまざまな種類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。
<ul style="list-style-type: none"> ● 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、輸送計算は宇宙機船内と宇宙飛行士の身体表面、ならびに人体ファントムにおける臓器または組織内の放射線場を計算することができる。
<ul style="list-style-type: none"> ● 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。1 つは、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粒子種についてフルエンスに線量換算係数を適用する方法で、もう 1 つは、宇宙機外の放射線場のデータとそれを宇宙機内部および人体への放射線輸送を行うコードとを使用して体内の臓器線量を計算する方法である。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 も示されている。 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ための情報とデータも示されている。この結果、LET の関数としての Q は異なる分布を示し、LET の増加に伴い Q がより急激に減少する。

総 括

- (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研究のため、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。
- (b) *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。
- (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領域を示す。
- (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動する。太陽風に加えて、太陽は「太陽粒子現象」 (SPE) と呼ばれる特に大きなパルス状の高エネルギー粒子- 主に陽子と電子- をときおり放出する。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、太陽活動の極大期と極小期の間で時間的に変化する。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。
- (e) 3 章では、放射線防護に使用される量を取り上げる。*Publication 103* (ICRP, 2007) で与えられた線量体系を説明し、特に重イオンおよび非常に高いエネルギーに関する生物効果比を検討する。す

すべてのエネルギーのすべての重イオンに対する単一の wR 値 20 は、宇宙放射線場では適切でない。したがって、宇宙では、 $Q(L)$ 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。

(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、放射線スペクトル測定、エリア線量測定と個人モニタリングのための機器が含まれる。受動型および能動型検出器について言及し、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。

(g) 5 章では、宇宙機船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船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、宇宙機の船壁や機器を考慮して宇宙機船内の放射線場を求める。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。宇宙機船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。

(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。同じイオンとエネルギーのセットに対する臓器および組織の平均線質係数について、*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としての $Q(Z, E)$ を使用して示す。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。

(i) 7 章では、宇宙ミッション中の宇宙飛行士の被ばく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。

(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。

用語解説

吸収線量 D [Absorbed dose, D]

吸収線量は、 $d\bar{\epsilon}$ を dm で割った商である。

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

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 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。

周辺線量当量 $H^*(10)$ [Ambient dose equivalent, $H^*(10)$]

<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 ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) , 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, , 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エ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>ある種類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。そのような分布は「微分断面積」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。損害は多次元の概念であり, 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, 重篤な遺伝的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>

線量換算係数 [Dose conversion coefficient]

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。

線量当量 H [Dose equivalent, H]

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。

臓器または組織内の線量当量 $H_{T,Q}$ [Dose equivalent in an organ or tissue]

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：

$$H_{T,Q} = Q_T D_T$$

Publication 26 (ICRP, 1977) で ICRP が導入した量で、*Publication 60* (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。

線量限度 [Dose limit]

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。

有効電荷数 Z^* [Effective charge number, Z^*]

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 。

$$Z^* = Z(1 - \exp(-125\beta Z^{2/3}))$$

実効線量 E [Effective dose, E]

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。

実効線量当量 H_E [Effective dose equivalent, H_E]

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 ($J \cdot kg^{-1}$) で、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。*Publication 26* (ICRP, 1977) で ICRP が導入した量で、*Publication 60* (ICRP, 1991) において実効線量に置き換えられた。

臓器または組織の等価線量 H_T [Equivalent dose in an organ or tissue, H_T]

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 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 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。

地磁気カットオフリジディティ [Geomagnetic cut-off rigidity]

「リジディティしきい値」参照

<p>重イオン [Heavy ions]</p> <p>He より重い元素のイオン。</p>
<p>太陽圏 [Heliosphere]</p> <p>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。</p>
<p>ICRU4 元素組織 [ICRU 4-element tissue]</p> <p>ICRU 4 元素組織は、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% である。</p>
<p>ICRU球 [ICRU sphere]</p> <p>ICRU 球は、30 cm の組織等価（ICRU 4 元素組織）の球体である。</p>
<p>K 指数, K_p 指数 [K, K_p index]</p> <p>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。</p>
<p>カーマ, K [Kerma, K]</p> <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 内で放出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>カーマの 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>カーマ近似 [Kerma approximation]</p> <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放出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>
<p>線エネルギー [Lineal energy]</p> <p>ϵ_i を 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、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> $y = \frac{\epsilon_i}{l}$ <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 ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) で、また $\text{keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ で表されることが多い。</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]

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。

$$L = \frac{dE}{dI}$$

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 ($J \cdot m^{-1}$) で、また $keV \cdot \mu m^{-1}$ で表されることが多い。

直線しきい値なし (LNT) モデル [Linear non-threshold model]

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。

地球低軌道 (LEO) [Low Earth orbit]

地球に近い宇宙の軌道で、そこでは宇宙飛行士は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。その遮蔽は宇宙機の軌道傾斜角に依存している。一方、地球の磁場は、銀河や太陽起源の (主に) 陽子や電子を蓄積する捕捉放射線帯の形成に関与している。

低／高 LET 放射線 [Low-/high-LET radiation]

低線エネルギー付与 ($LET < 10 keV \cdot \mu m^{-1}$) の荷電粒子により物質へのエネルギーが付与される放射線、あるいは高 LET ($LET > 10 keV \cdot \mu m^{-1}$) の荷電粒子によりエネルギーが付与される放射線。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。

磁気圏 [Magnetosphere]

地磁気赤道上では地球から約 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地球磁場に捕捉される。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極の間で反射されて放射線帯を形成し、そこでは電子や陽子の密度がその外側よりもはるかに高い。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。

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]

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。

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int D dm$$

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 ($J \cdot kg^{-1}$) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

飛跡検出器 [Nuclear track detectors]

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。このような受動型検出器はプラスチックエッチング型飛跡検出器で、飛跡は化学エッチン

<p>グまたは原子核乳剤によって可視化される。エッチング型飛跡検出器は、水中で約 $10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ 未満の LET をもつ放射線に対して通常は感度がない。</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>検出媒体（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>
<p>臓器吸収線量</p> <p>「臓器または組織の平均吸収線量」を表す短いフレーズ。</p>
<p>臓器線量当量</p> <p>「臓器または組織の線量当量」を表す短いフレーズ。</p>
<p>臓器等価線量</p> <p>「臓器または組織の等価線量」を表す短いフレーズ。</p>
<p>粒子ラジアン $\dot{\Phi}_\Omega$ [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>粒子ラジアンズの SI 単位は $\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{sr}^{-1}$ 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 ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) 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>

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。

$$Q = \frac{1}{D} \int_{L=0}^{\infty} Q(L) D_L dL$$

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、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。

放射線帯 [Radiation belt]

「磁気圏」参照

放射線加重係数 w_R [Radiation weighting factor, w_R]

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 に乗じる無次元の係数。 w_R と D_T の積は、臓器または組織 T の等価線量である。

参考レベル [Reference level]

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。

標準男性および標準女性（標準個人） [Reference male and reference female (reference individual)]

放射線防護のために、ICRP が定義する特性を有し、また *Publication 89* (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。

標準人 [Reference person]

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。

標準ファントム [Reference phantom]

Publication 89 (ICRP, 2002) に定義された解剖学的・生理学的特徴を持ち、*Publication 110* (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）。

基準値 [Reference value]

線量測定に適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、対象とする吸収線量、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。

<p>リジディティ R [Rigidity, R]</p> <p>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リジディティ。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。</p>
<p>リジディティしきい値（地磁気カットオフリジディティ） R_c [Rigidity threshold (geomagnetic cut-off rigidity) , R_c]</p> <p>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リジディティのしきい値が存在する。このリジディティを「地磁気カットオフリジディティ」と呼ぶ。</p>
<p>太陽宇宙放射線 [Solar cosmic radiation]</p> <p>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。</p>
<p>太陽周期 [Solar cycle]</p> <p>2つの極の間で約11年の周期を持つ太陽活動の変動。太陽活動は観測された黒点の数で表すことができる。</p>
<p>太陽粒子現象 [Solar particle event]</p> <p>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。</p>
<p>太陽風 [Solar wind]</p> <p>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。</p>
<p>南大西洋異常域 [South Atlantic anomaly]</p> <p>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、ここでは捕捉陽子、が地球の表面に近づいている地域。</p>
<p>確率的影響 [Stochastic effects]</p> <p>がんや遺伝的影響など、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。</p>
<p>熱ルミネセンス検出器 [Thermoluminescence detector]</p> <p>検出媒体（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。放出される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出される光の強度との関数（グロー曲線）には種々なピークが見られる。ピーク高またはピーク下の面積が吸収線量に比例する。</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、細胞集団の傷害で、「確定的影響」とも呼ばれている。いくつかのケースで、本影響は、生物反応修飾物質を含む照射後の処置により変化する。</p>
<p>組織加重係数 w_T [Tissue weighting factor, w_T]</p> <p>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。</p>

$$\sum_T w_T = 1$$

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。主に陽子と電子からなる（「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。これらのボクセルの集まりは、人体の臓器と組織を特定するために用いられる。

1. 緒 言

(1) 宇宙空間の放射線場は、それを構成する放射線の種類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天文空間を意味する。地球表面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線エネルギー付与（LET）成分を含むが、主に低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、非常に高いエネルギーまでをもつ電子、陽子、中性子、 α 粒子、および重イオンが含まれる。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砕片）が宇宙機やその機器の材料、そして宇宙飛行士自身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況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軌道傾斜角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系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直接的に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、おおよそ半球からの放射線は惑星自身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成分を多く含む二次粒子を生成する。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）によっ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、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、電離放射線は搭乗員の健康とパフォーマンス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、物質内深くまで到達するとともに、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）が放出されるためである。宇宙空間での宇宙飛行士の被ばくは、環境被ばくの特異なケースであり、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

ミッションでは、宇宙飛行士の被ばくは、地球上の作業者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、地球上の作業者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参考レベルを適切なレベルに設定できるが、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、宇宙での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、それを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、この研究はここ 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。宇宙機船内とその周辺の特定の環境状況は、特定の宇宙機船内の異なる位置でのさまざまな測定によって推定されるか、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船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系の全体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種類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、作業者の放射線防護とそこで定義された主要な線量限度は、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、主要な線量限度は、放射線防護への適用に十分な精度で評価できる線量（実効線量及び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等価線量）により定義されており、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、大きな不確かさと連動している。実効線量の値は、男女の臓器等価線量を平均化し、被ばく者と非被ばく者の大規模な集団の疫学的データから得られる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、遮蔽による回避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、実効線量や臓器または組織の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) 宇宙機の環境における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) 粒子フルエンスまたは体外の線量の値を体内の臓器・組織における吸収線量に関連付ける換算係数および平均線質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ア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ア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。遮蔽効果により被ばくの等方性が減じる可能性はあるが、宇宙機船内で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、体内の臓器線量进行评估するための唯一の方法ではない。宇宙機船外の放射線場の知識に基づき、宇宙機の船壁や機器、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計算により、臓器線量の計算は可能である（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、主に事故時の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調査）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、太陽と銀河系起源で幅広いエネルギーを有する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、そして惑星の大気の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予め吸収されるため、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分の1から4分の1に減少する。

(13) 現在のところ、協定世界時（UTC）2003年11月4日19時29分に発生した太陽X線フレアや、UTC2004年12月27日21時30分26.55秒に発生した、顕著に大きなγ線バーストのような一次電磁電離放射線は、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いる。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、地球の大気中で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、イオンや電子といった一次宇宙放射線の粒子成分に焦点が当てられる。しかし、他の種類の粒子、例えば中性子やパイ中間子は、宇宙機の材料や宇宙飛行士の身体との放射線相互作用によってもたらされる。電子は、船外活動（EVAs）中や放射線帯の外帯での有人活動が問題になる場合に関係してくるかもしれないが、予測可能な将来においてそのようなことはないだろう。

(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。LEOでは、宇宙飛行士は地球の磁場によって引き続き防護されており、これによ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。

(16) 散発的なSPEがない場合、LEOでの宇宙機船内での放射線被ばくはGCR（陽子と重イオン）と捕捉陽子によって決定される。捕捉陽子は、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域（SAA）の内部からの寄与が支配的である。さらに、一次銀河系粒子と地球の大気の原子核との相互作用生成物としてアルベド中性子が生成される。宇宙機の船外での宇宙飛行士の被ばくは極地領域の緯度約 60° に位置する放射線帯の角の電子によって占められる。

(17) さまざまな線源によるこれらすべての放射線とさまざまなメカニズムによるその相互作用が、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。宇宙機船内の放射線場は、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。

(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はかなり小さい。しかし、その後、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ていない。以下の節では、宇宙における放射線場、荷電粒子の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。

2.1 一次放射線場

(19) 宇宙空間では放射線の 3 つの主要な一次線源が特定できる。

- 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。放出される粒子は、主に陽子と電子で、ヘリウムや重イオンの寄与割合は小さくまた変動しやすいが、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放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、太陽粒子や銀河系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。

(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は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、銀河系内磁場による想定加速と封じ込めで説明するには大きすぎることから、この部分については銀河系外の線源についての推論が浮上するため、空間スケールはさらに拡大する。しかし、その強度は低いため、放射線被ばくに大きくは寄与しない。

(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な変化に従う。宇宙放射線に関する限り、宇宙天気現象には 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」）の間では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、その期間は（現在）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。この活動の測定の 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、極大期の太陽活動の大きさは周期の長さとは逆相関している。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場合がある。

(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、その他に観測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。

2.2 銀河宇宙放射線

(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かき乱されるため、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に関わる他の発生源に由来する可能性が高い。検出される放射線は、98%のバリオンと2%の電子から構成される。当該バリオンの成分は、約85%が陽子（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、これら鉄までの元素のケイ素に対する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、線量は粒子の電荷の2乗に比例するため、組織内の吸収線量に対する寄与は大きい。これは図2.2 (Cucinotta et al., 2001a) に示されている。

(24) GCR については通常の成分に加えて、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、薄い遮蔽を透過したもののみが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に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 が約2.5のべき乗則 $N(E) \sim E^{-\gamma}$ 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、太陽活動の極大期と極小期に相当する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。図2.3において数 GeV/u 未満のエネルギーに対する分布の傾きは、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、太陽活動は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、宇宙放射線の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側にシフトする。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 と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ている。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ための予測は、このような予測不可能な変動のため、正確さが 2 分の 1 あるいはそれ以下に抑えられている。

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 $800 \text{ km} \cdot \text{s}^{-1}$ の間またはそれ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、 $100 \text{ eV} \sim 3.5 \text{ keV}$ ）、遮蔽されていない皮膚の最初の数ミクロン以内で停止する。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、少なくとも太陽圏の内部において、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効果がある。遮蔽強度は、荷電粒子が星間物質から太陽圏に入るときに対抗する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）の観点から推定できる。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、太陽コロナ内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、磁力線は、回転する散水ホースからの水流のように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、宇宙搭乗員の生命を脅かすような高線量被ばくとなる可能性を秘めている。

(31) 地球上で観測される高い粒子フルエンス率と関連が強い SPE は頻度の低い現象であり、太陽活動の極大期に向かう期間及び極大期を過ぎた期間中に最もよく観測される。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 ヶ月の静穏期間があり、その後第 23 周期の極大期が近づくとつれて 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 $I(E) = I_0 E^{-\gamma}$ にだいたい従う。ここで、 I_0 は時間 t の時点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、指数 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起因す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能力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し得るため、遮蔽の外で強力な SPE からの粒子を受けた場合、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発性の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遂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を被ばく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、このような症状それ自体は、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搭乗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において、積分フルエンス分布（あるエネルギー E を上回る領域の粒子の総数）は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解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加現象は、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、その中の選ばれた一部がいわゆる「宇宙船地球号」を成り立たせている。GLE は、約 450 MeV 以上のエネルギーを持つ SPE に伴う陽子が、海水面で中性子フルエンス率を少なくとも 5% 上昇させるほどの数が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（北緯 53.83 N, 東経 358.42 E, 高度 100 m, $P_c = 2.20$ GV）で測定された GLE No.5 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) 地球を向いていない太陽位置における 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粒子の成分は銀河宇宙線の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。太陽活動極大期では、GCR のフルエンス率が低下し SPE がより頻繁になると、太陽粒子の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、最悪ケースの現象がどの程度の大きさになるかということに加えて、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。

(2022/10/4)

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って双極子磁場に向けて運動している荷電粒子は、場の内側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ると、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ミラーポイントととして機能する磁極の間で反射される。さまざまな過程が放射線帯内の粒子の充填に寄与し、捕捉粒子には 2 つの主領域が観測されている。内帯は主に、宇宙粒子の相互作用で生成された大気中の中性子が壊変し、陽子や電子を生成することで形成される。外帯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通常低下することで、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、充満する。放射線帯は、地磁気赤道の周りに地球から約 200 km から約 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、捕捉粒子数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、よく位置決めされた軌道で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に役立っている。

(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する。したがって、より密度の高い大気に遭遇し、大気の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)。

(2022/10/19)

(42) 図 2.8 は、0.5 MeV を上回るエネルギーの電子フルエンス率 (右) と、4 MeV を上回るエネルギーの陽子フルエンス率 (左) の空間分布を示しており、当該エネルギーをもつ後者 (陽子) 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。内帯における陽子フルエンス率は大きく、陽子は宇宙機の船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、太陽が捕捉電子数の供給に貢献する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 (フォーブッシュ) 変調を反映し、その結果太陽極小期に強度が高くなる。

(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連付けられている。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、一時的ではあるが新た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。外帯電子では 6 から 16 倍の日内変動が観測され、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。内帯の中心は、特に陽子に関しては、非常に安定している。しかし、内帯の下端では、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、陽子は宇宙機船内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、飛程も長いため、約 $0.3 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$ より厚いアルミ遮蔽では、その総線量は電子を超える。遮蔽がより薄い場合 (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、南大西洋異常域 (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。低傾斜角の 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 度の軌道では、軌道回転運動により、1 日に 6 回軌道が SAA を通過し、1 日に 9 回は 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なりの部分を占めている。

(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蒸発過程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、主に非中心衝突、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 にピークをもつ。それらは外気圏に漏れ出し、宇宙機で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要である（Bartlett et al., 2006）。

2.5 磁場との相互作用

(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リジディティに関連する特性であり、磁気リジディティはイオンの運動量を電荷で割った商である。同じリジディティ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リジディティのしきい値がある。このリジディティは「地磁気カットオフリジディティ」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運動する粒子の場合、赤道では磁力線に垂直に運動するためカットオフリジディティは最大となり、極では磁力線の方に運動するためカットオフリジディティは消滅する。そのため、高傾斜角軌道では低傾斜角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、低傾斜角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。高傾斜角軌道になると、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リジディティ R_c は、 $R_c = 14.9 \cos^4 \lambda / (nr_e)^2$ で近似的に計算できる。ここで、 nr_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リジディティ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、低傾斜角から高傾斜角になるほど増加する。

(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、かなり実質的に被ばく量を低減させる。これは、図 2.12 に示すように、地球磁場によるローレンツ力が荷電粒子を逸れさせることに起因する。

(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リジディティの全体図である（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）を意味する。均一な双極子場の場合、等リジディティ線は（地磁気の）赤道に平行になる。インド洋（東経 90 度、北緯 10 度）ではカットオフリジディティが 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は、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、このずれによって内帯陽子の下縁が沈下し、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するのはこのためである。

(51) ある軌道において、この効果による遮蔽は、ある任意の粒子エネルギー（または $\text{GeV} \cdot \text{c}^{-1}$ の単位で表す運動量）の GCR または太陽粒子のうちこの軌道に到達する粒子のフルエンス率で決まる地磁気透過率、あるいはあるリジディティを持つ粒子がその軌道に到達する確率であるカットオフリジディティ確率で表される。図 2.14 (a) は、高度 223 km の円軌道において地球磁場の遮蔽が軌道傾斜角に

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傾斜角 28.5° の軌道では、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。

(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% がこの高度に常に到達する。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、異なる傾斜角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。

(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) では、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、この有人宇宙機には 100 MeV/u 以上の SPE イオンが到達できる。このことは、しばしば太陽現象に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 Kp 指数 (http://isgi.cetp.ipsl.fr/des_kp_ind.html) で特徴づけられる地磁気嵐のため、ISS の地磁気遮蔽が喪失していることを示している。このような地磁気嵐の状態では、より多くの割合の SPE イオンが ISS の軌道上に到達する。

3. 放射線防護に使用する量

(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) によって生じうる。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量の概念に焦点を当てる。

(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、光子、電子、中性子と内部被ばくにおける 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。線量限度は、これらの量を用いて、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) を回避するために与えられている。

(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。

(57) 以下の節では、宇宙の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の感受性係数を適用できる可能性がある (Atwell, 1994; Bahadori et al., 2011, 2012)。

3.1 放射線防護における線量

(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空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。

(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実効線量や人体の臓器または組織における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。

(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、またいかなる照射ジオメトリに対しても用いられる。

(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。

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (3.1)$$

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。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、したがってその体積内で生成された、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。

3.1.1 防護量

(62) 一般に、放射線防護は、組織反応が防止され、かつ確率的影響の損害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係する。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、全身および局所の照射による、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。

臓器又は組織の平均吸収線量

(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実効線量及び等価

線量といった防護量を定義す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あらゆる場所で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^男および^女が規定される。

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、表 3.1 に具体的な w_T 値を示すが、 E の定義において個々に考慮される人体の 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、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。

「ある放射線場の中のある 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 球内の整列場の方向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」

<p>(76) 地球上の実際のほとんどの状況では、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)。</p>
<p>方向性線量当量 $H(d, \Omega)$</p>
<p>(77) エリアモニタリングにおいて、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。</p>
<p>(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 $H(0.07, \Omega)$ と記載される。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。</p>
<p>個人線量当量 $H_p(d)$</p>
<p>(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）。</p>
<p>(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きた。</p>
<p>3.2 線質の説明</p>
<p>(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的影響の誘発に関する電離放射線の生物学的効果は、放射線の種類やエネルギー、被ばくする組織の種類、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。</p>
<p>(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領域である。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）に基づくということである (ICRP, 2005)。</p>
<p>(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、組織反応の種類に依存し、吸収線量を適用すると 0.5 から 2 Gy を一般的に上回る。</p>
<p>(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を求めるためには、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、基準放射線（通常は光子）に対するリスク係数の使用、および</p>

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、着目する生物学的エンドポイント、および適用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。

3.2.1 生物効果比

(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、同じレベルの当該影響を引き起こす基準放射線の線量値で除した商）として与えられる。RBE 値は、対象の生物影響、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（がん誘発や遺伝的影響）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 値は、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 を決定するためのさまざまな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ていなかった。

(86) 通常、低 LET 放射線、主に高エネルギーの X 線もしくは ^{60}Co や ^{137}Cs の γ 線が基準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基準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といえる（ICRP, 2003）。

(87) RBE_M 値は放射線加重係数や $Q(L)$ 関係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の人に対する被ばくによる放射線リスクの評価に使用される。対象となる放射線・組織のリスク係数は、基準放射線（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（がん誘発や遺伝的影響など）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。

(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 と言われる）によって特徴付けられる。制限のない LET, L_∞ とは、付与エネルギーが飛程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、制限付の 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 値でも異なる効果を示すからである（Cucinotta et al., 2000a）。

(89) RBE の LET 依存性の研究は、さまざまな種類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ため、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。

(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）。

(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 $100\sim 150$ keV $\cdot\mu\text{m}^{-1}$ 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。

(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 関係のピーク位置は、粒子の電荷数に依存し、一定の LET ではない（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 $\cdot\mu\text{m}^{-1}$ 未満から 150 keV $\cdot\mu\text{m}^{-1}$ 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 RBE 下降の傾きは $\text{LET}^{-1/2}$ ではなく LET^{-1} に比例すると予測される。

(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ん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。

(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^2/β の値は Barkas（1963）による次の式で求められる。

$$Z^* = Z(1 - \exp(-125\beta Z^{2/3})) \quad (3.7)$$

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の 300 eV を上回るエネルギー沈着の発生数を比較した計算を示す。明らかに、パラメータ $Z^{2/3}$ は LET よりも小さな体積におけるエネルギー沈着を良く記述している。

(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 $Z^{2/3}$ に依存すると導き出され、記述された (Cucinotta et al., 2011)。図 3.9 は、図 3.5 に示したのと同じ RBE データを $Z^{2/3}$ 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より良い基礎となるかもしれない。

3.2.2 放射線加重係数

(96) 放射線加重係数 (w_R) は、*Publication 60* (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、*Publication 103* (ICRP, 2007) において数値が修正された。 w_R の値は、人体に入射する、もしくは体内に存在する放射性核種によって放出される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や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得る。 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。

(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。この単純化は、特に、高エネルギーの重イオンの場合に当てはまるが、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い。

(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)。

$$W_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}, & E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases} \quad (3.8)$$

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)。

(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、放射線加重に関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。

3.2.3 線質係数

(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、線質係数の関数である $Q(L)$ 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を特徴づけるもので、組織内の着目点における L と、その点における基準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の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。

(101) 水中の荷電粒子の L に対する実際の間数としての線質係数 $Q(L)$ は、*Publication 60* (ICRP, 1991) に示されている。

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV} \mu\text{m}^{-1} \\ 0.32L - 2.210 \text{ keV} \mu\text{m}^{-1} \leq & L \leq 100 \text{ keV} \mu\text{m}^{-1} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV} \mu\text{m}^{-1} \end{cases} \quad (3.9)$$

(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 に対する 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それぞれ異なるかもしれない。各臓器・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。

$$Q_E = \frac{\sum_T w_T Q_T D_T}{\sum_T w_T D_T} \quad (3.12)$$

(2023/1/19)

(105) 図 3.11 は、単一エネルギーの中性子（前後 (AP) 照射）に対する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の関数として示している。 $Q_{E,AP}$ 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）でも似たような値を示す。明らかに、 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主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種類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。その値はイオンの種類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_R は大きく変化する。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もできる。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依存性を表す関数を提案しており、 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 $Q(Z, E)$ が提案された (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。

$$\Sigma(Z, E) = \Sigma_0 P(Z, E) + (\alpha_\gamma L / 6.24)(1 - P(Z, E)) \quad (3.13) \quad \text{ここで,}$$

$$P(Z, E) = (1 - \exp(-Z^2 / \kappa \beta^2))^m \quad (3.14)$$

ここで、 Σ_0 , m , κ は、放射線生物学的実験データの関数フィッティング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 (Barkas, 1963) で、式 (3.7) 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 $1/L^{1/2}$ 依存性とは異なり 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効果的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種の 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、 $P(Z,E) \ll 1$ 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は、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 $100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ のSiに対してRBEのピーク値を約40と仮定すると、 Σ_0/a_γ は $40 \times 100 / 6.24$ と推定できる。図3.14に、LETに基づく線質係数と L および Z の両方に基づく線質係数の比較を示す。これらのパラメータの値の不確かさは、 RBE_{max} や異なる粒子に対するLETでの RBE_{max} のピーク位置の情報の不確かさを表すが、その影響は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 宇宙での適用のためのアプローチ

(116) 宇宙機における状況は、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の材料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、さまざまな種類の放射線となる。

(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。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で二次荷電粒子平衡に達するエネルギーを有する放射線への適用に限られる。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、それぞれ単一の粒子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ではあるが、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体内に止まる粒子もあるため、体内の大きな組織または臓器では平均値を考えるには深部線量分布が十分に均一でないかもしれない。それらにもかかわらず、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、この問題は宇宙飛行士の被ばくは全方向からの被ばく (等方性) であるとしばしば仮定できることから、宇宙飛行士の被ばくにとっ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いため、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、平均臓器線量の差異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、重イオンの種類とエネルギーによる RBE の変化を反映しておらず、 Q アプローチの方が、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で、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示唆される。

$$H_{T,Q} = Q_T D_T \quad (3.16)$$

ここで、 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 は検討対象の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。

$$H_{T,Q}^M = Q_T^M D_T^M \text{ and } H_{T,Q}^F = Q_T^F D_T^F \quad (3.19)$$

(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。この量は、*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、宇宙飛行士個人またはその小集団の線量評価において、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、および成人男性と成人女性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、記録のために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 は次の式で計算されるべきである。

$$H_E^M = \sum_T w_T H_{T,Q}^M \text{ or } H_E^F = \sum_T w_T H_{T,Q}^F \quad (3.21)$$

3.3.2 実用量

(128) 宇宙機における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。

(129) 地球上では、周辺線量当量 $H^*(10)$ 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ている。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。

(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、整列場における 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限られる。これは非常に高エネルギーの粒子には当てはまらない。

(131) 非常に高エネルギーのさまざまな種類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 $H^*(10)$ の定義は適当ではなく (ICRP, 2010) , また従来のエネルギーの光子および中性子のため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人体内の線量のモニタリングと評価は、実効線量当量と皮膚、眼の水晶体、四肢の線量当量に限定せず、身体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の機器として用いられ、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、または検出媒体中の吸収線量を測定する (4 章参照)。これらのデータは、人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。

(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。

(133) 宇宙での個人モニタリングのための特定の実用量は、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うる (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情報が必要であり、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して評価することができる (4.4 節と 6.5 節参照)。

(134) 宇宙飛行士が宇宙機の船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。

3.3.3 高線量のための量

(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。

(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 、または 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、確定的影響のいくつかの場合には、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）。

(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 によって与えられ、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）、および陽子には 1.5 の値が勧告されている。

(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もたらす強力な放射線場（例えば、SPE 時）においてさえ可能である。固定された $Q(L)$ 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、リスク評価のために、関数 $Q(L)$ は低線量での RBE_{max} の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ず、このため、放射線防護のための線量測定におけるその適用は通常、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) 放射線輸送計算、測定およびデータ解釈は、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透過を決定することが含まれる。

(140) 地球上で職業上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の線量は、特に長期ミッションの場合、地球上で職業上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、人体に入射する放射線に関する知識および／または人体の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さまざまな段階において宇宙飛行士が受けるであろう線量の飛行前推定値を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を果たす。

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）。宇宙にいる宇宙飛行士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種類の粒子に固有の RBE 値に関する情報から決定する必要がある。バイオドシメトリには

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することができる。

(143) LEOにおける宇宙機船外の放射線環境は、電子、陽電子、中性子、陽子およびすべての安定原子核（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船壁を透過しないが、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の線量に寄与する。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の手法は、粒子種、エネルギー、測定場所（宇宙機の船内または船外、EVAスーツ内）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。

- 捕捉電子—宇宙機の船外とEVAスーツ内。
- 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）—宇宙機の船内と船外、EVAスーツ内。
- GCRおよび二次光子—宇宙機の船内と船外、EVAスーツ内。
- 二次荷電粒子—宇宙機の船内、EVAスーツ内。
- 中性子—宇宙機の船内と船外、EVAスーツ内。

(144) 各場所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、一次外部放射線場の変動に加えて、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種およびエネルギー、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換算係数を適用すること、（2）宇宙機船外または宇宙飛行士のいる場所におけるフルエンスのエネルギーと方向分布を用いて放射線輸送計算を行うこと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。

(146) 環境測定の主な目的は、粒子種、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検出器を組合わせて使用して、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に正規化されたものを提供することである。個人モニタリングの場合、同じ量が測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、隣接した組織の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 に対する 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。

(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) 粒子種とエネルギー、ならびにフルエンスの方向分布、(2) 検出媒体内での線量沈着、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応答の正規化(例えば、放射線の種類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。

(148) 能動型と受動型の装置を含む、いくつかのタイプの機器が利用可能である。能動型の計測器は、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。受動型検出器は、長い時間間隔での被ばく情報の積分を可能にする。受動型検出器は通常、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。

4.2 測定目的

(149) 測定は、個人被ばくの決定、放射線環境の変動のモニタリング、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放射線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。壁の厚さが十分に定義されている電離箱やその他能動型検出器は、EVA時の電子環境の短期的な変動をモニタリングするのに役立つ。

(150) 選択的に配置された能動型と受動型の機器は、放射線のモニタリングや、計算によって求められた船内環境のさらなる調整を可能にする。粒子スペクトロメータは、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。能動型と受動型の装置は、吸収線量、LETに対する吸収線量の分布、線エネルギーに対する吸収線量の分布、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。

(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(成分、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、能動型機器により、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。

4.3 放射線スペクトル測定、エリアおよび個人モニタリングのための機器

4.3.1 一般

(152) 単一の装置では、放射線場のすべての構成要素について必要な線量の値を決定することはできない。さまざまな粒子種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。

(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という特性の観点から放射線を考慮することで簡略化しうる。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（ $Z > 2$ ）とその破砕片、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、応答の重複を最小限に抑える目的で、それぞれのカテゴリ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（粒子種およびエネルギー、ならびに決定する量に応じて）、運用特性（線量の直接決定、モデル計算への入力、求められる精度、線量管理、および最適化の支援）、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。組織中のすべての粒子のエネルギー沈着について 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実質的に改善されている。

(154) もう1つの重要な考慮事項は、ミッション期間に対して測定データの解析に必要な時間である。長期ミッションでは、受動型検出器用に読み出し機器を搭載することが望ましいかもしれない。

(155) 宇宙服と宇宙機では遮蔽の程度が空間的に変動することを考慮し、EVA時の宇宙飛行士には追加的な受動型の個人線量計が必要になるかもしれない。

(156) 体表面の熱ルミネセンス検出器（TLD）やエッチング型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。

(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。この中性子は、宇宙機の材料や組織内での入射GCR原子核または標的原子から発生するため、そのエネルギー分布には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約1MeVで、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発生する。2番目のより幅の広い最大エネルギーは約100 MeVで、標的核から放出される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発生する。さらに高いエネルギーでは、さらに幅の広い最大値となり、約1000MeVにあり、これはGCR原子核からの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である。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い力の相互作用によって生成される同様の粒子について、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媒体や遮蔽を使用することが望ましい。

4.3.2 能動型検出器

(158) 能動型検出器は、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、時間積分値の測定とともに、フルエンス率や線量率の測定が可能となる。ほとんどの能動型機器は、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。能動型検出器には、宇宙機内の電源との接続、またはバッテリーによって電力を必要とする。近年、国際宇宙ステーション（ISS）には軌道上の放射線測定のため幅広いさまざまなタイプの能動型機器が使用されており、科

学研究（表4.1参照）または運用上のエリアモニタリング（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。

組織等価比例計数管

(159) 組織等価比例計数管 (TEPC) は、特に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目的に設計された組織等価物質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。チャンバ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、その電気信号は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小さな組織中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る。 y は、LETと相関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。線エネルギー y は、商 ϵ/\bar{l} によって定義され、ここで、 ϵ は、横断粒子の電離によってチャンバー内ガスに付与されたエネルギーであり、 \bar{l} は、チャンバー領域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。

(160) 光子と中性子に対する応答は、検出器を通過中に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、チャンバー領域を横断する各粒子が信号を生成する。領域の形状に応じて、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の効果およびチャンバ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）。

(161) y の関数としての $yf(y)$ はLETに関する線量分布を近似しており、当該検出器での吸収線量について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、ミッションコントロールへ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)。

半導体検出器

(162) 荷電粒子を検出する半導体検出器は、主にSiダイオード（厚さ約50～5000 nm）の薄いダイオードで、荷電粒子が検出器の有感領域に沈着したエネルギーを記録する。垂直入射し、検出器の有感領域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での入射粒子のおおよそその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分布の評価には検出器の有感領域の平均経路長を決定する必要がある。したがって、単一の検出器によってLETと時間について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、検出媒体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型検出器として使用されるものもあり、当該検出器では応答をより小さな立体角に制限する。

(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型検出器を形成する。これらのデータを組み合わせると、検出媒体中におけるLETをより正確に推定できるため、LET、方向および時間について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、ただし、検出器の向きに応じた一定の方向から入射した粒子についてである。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のみに感度がある。

(164) テレスコープ型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ついて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て異なる方向に向けてすることで、宇宙機の船外または船内の放射線場をより完全に表すことができる。

ダイレクトイオンストレージ検出器

(165) ダイレクトイオンストレージ検出器(DIS)は、電離箱と半導体検出器を組み合わせたものである。具体的には、DIS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をベースにしており、電離箱領域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統合型装置であり、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、電離箱領域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検出器中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損失のため、壁の厚さにも依存する。

ボナー球型スペクトロメータ

(166) 原理的に、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型スペクトロメータは、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上げられている(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。ボナー球型中性子検出器は、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)。軌道上のISSロシアセグメントでさらなる測定が行われた(Tret'yakov et al., 2010)。宇宙機において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、かつ軽量な新しい機器の開発が必要である。

電子検出器

(167) 能動型電子検出器は、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、宇宙機船内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りうる。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に、地球磁場の短期的な擾乱に起因して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するため、電子に感度のある能動型検出器を宇宙機船外に設置することが推奨される。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を用いることになる（Evans et al., 2008）。

能動型個人線量計

(168) 能動型個人線量計（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。プリセットされた視覚的および聴覚的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受動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、一連の放射線場における線量測定において受動型線量計と同程度に良好であり、容認できる正確さであることが明らかである。

(169) 理想的な個人用線量計は能動型で、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、隣接組織の吸収線量率と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、規定の被覆層の下にある組織の光子とβ線による吸収線量を測定するように設計されており、高LET放射線に対する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／居住部における場の低LET成分の測定用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、荷電粒子と中性子に対する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される。それらはすべての粒子のエネルギー沈着分布、エネルギーおよび電荷を測定できる。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回路部を埋め込んだ読み出し用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。

(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、受動型線量計用に搭載用の読み出し器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軌道上での読み出しの実現性はないが、TLDや光刺激ルミネセンス線量計（OSLD）の搭載用の読み出しシステムはすでに存在する。

4.3.3 受動型検出器

(171) 受動型検出器は、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。単一の受動型検出器では宇宙空間に存在する粒子の全ての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、上述した粒子種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。宇宙での実運用においては、両方のタイプの検出器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。

ルミネセンス検出器

(172) 現在使用されているほとんどの受動型線量計は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、さまざまなピークを示す（グロー曲線）。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するが、蓄積されたエネルギーにより材料内で発生する光に応じた調整係数を乗じることで、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。

(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、準安定の電子準位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。

(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する特性を完全に把握されなければならない。

(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。

(176) TLD、RPLガラスおよびOSLDは、その物質中の吸収線量を測定し、主に ^{137}Cs や ^{60}Co γ 線の標準場で組織または水中の吸収線量に関して校正される。基準放射線対する検出器の応答は、通過粒子の飛跡構造内のエネルギー沈着に依存し、したがって粒子種に依存する。 $L < 10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ 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低下する（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。

飛跡検出器

(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、適切な化学処理が実施される前後に、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、 D 、 D_L 、特定の範囲の L で平均化された D および H を求めるために使用することができる。適切な検出器セットを用いることで、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種類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。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、組織の微細部分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。中性子の線量成分を検出するためのさらなる分離手段は、薄型検出器で同時計数法を使用するか、または薄型PADC検出器で電気化学的エッチングと化学的エッチングを組み合わせることで可能となる。PADC検出器を積層化することで、HZE粒子のスペクトル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「バブル」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の媒体中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。荷電粒子との相互作用により液滴にエネルギーが付与されると、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。バブル検出器の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つと高LET成分測定用の検出器1つ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。受動型の線量測定では、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でも同様）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に対する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。この補正により、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の両方の検出器システムで応答のLET依存性を検証し、応答が重なる範囲で1つの検出器の応答を除去する必要があることが認識される。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; Jadrníčková et al., 2009; Zhou et al., 2008, 2009; Tawara et al., 2011）。

(180) もう1つの方法は、TEPCまたは受動型のエリア線量計として使用される粒子スペクトロメータから、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検出器の検出効率関数 $\epsilon(L)$ を知る必要があり、有効検出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バイオドシメトリ、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「バイオドシメトリ」とは、生物学に基づく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、バイオドシメトリはISSミッションに参加する宇宙飛行士の一部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、バイオドシメトリは物理的線量測定に対する魅力的な補完である。バイオドシメトリの方法として有用であるためには、そのアッセイの吸収線量応答線質依存性が、式(3.10)の $Q(L)$ 関係に類似している必要がある。バイオドシメトリのアッセイは、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のが一般的であろう（IAEA, 2011）。バイオマーカーのア

ッセイには、皮膚、綿棒により口腔から採取された細胞、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バイオドシメトリの方法を以下に要約する。

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膜で包まれた小体として現れる。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サイクル目の細胞に限定する。これにより、アッセイの感度が大幅に向上した。被ばく前に個人の小核発生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、パン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。断片の種類を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)。

(183) 小核の発生頻度は、物理的な線量推定値と合理的に一致しており、多くの放射線事故の被ばくの推定に用いられている。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用のバイオドシメトリとしては適切でない。

未成熟染色体凝縮の無動原体断片

(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) での処理により、早期に凝縮し、顕微鏡で観察できるようになる (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γ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トリとして用いら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トリとしての未成熟染色体凝縮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。

(185) この未成熟染色体凝縮法がバイオドシメトリ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、この応答もまた、幹細胞プールからのリンパ球の置き換えにより、時間とともに不安定になる。

染色体異常

(186) バイオドシメトリ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より適している。これにより、被ばく後に時間の経過があっても信頼性の高い線量推定が可能となる。染色体異常による線量測定は、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、これらの被ばくを推定するための特定の方法が開発されている。この点において、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。一般的に本手法の応答性が低いのは、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、受動型線量計よりもはるかに大きいため、バイオドシメトリは小型の物理的線量計よりも稀な事象をよく検出する。

(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。バイオドシメトリの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多く要求されるものではなく、物理的線量測定に関わる打上げ質量と搭乗員の時間を考慮すれば、バイオドシメトリのコストは物理的線量測定のコストよりも低くなる。

(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依存する。この点はBauchinger (1995) が提起しており、(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た) 5000個の細胞の分析では個人の集団では約 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、検出できる線量レベルを下げるができる。

(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、検出できる線量レベルをより低くした結果を報告した。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取した血液サンプルを用いて基準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、ゲノム全体を染色することで、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)。

他のバイオマーカー法

(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バイオドシメトリとして用いるためには、何ヶ月にもわたる線量、線質、そして応答期間を理解する必要がある。より最近のアッセイとしてテロメア長の測定がある。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、いくつかの晩発性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トリ手法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。

4.5 機器の特性把握と校正

(191) 実験室での機器の特性評価と校正のためには、基準放射線源の特性、照射設備、使用する換算係数など、関連する校正条件を明確に指定する必要がある。有意義な機器応答の比較が重要であるように、正確な校正は不可欠であり、可能であればミッションの前後での実施が望ましい。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 (若しくは校正乗数, 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/乗数若しく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段階では、必要な場合、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。

(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、検出対象外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全体システムの信頼性の試験を意味する。

(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ためにするには、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乗数の決定) 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、追跡可能な個別の標準化/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。

(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種とエネルギーの範囲で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、基準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。

(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、校正係数、乗数または応答のすべてを決定する際、測定値を計算するアルゴリズムの結果を機器の表示として扱うべきである。

(196) 能動型および受動型検出器の実験による応答データは、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ラムの一部としてこれらの標準に紐づいている必要がある。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）での一連の研究が，能動型および受動型機器の重イオン，後には陽子に対する応答を調査するために実施された（Uchihori et al., 2002; Yasuda et al., 2006）。

(197) 光子，β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。宇宙活動のため放射線防護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み，よく特定化された混合放射線標準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BNLの米国航空宇宙局（NASA）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となりうる。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，当該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参考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，粒子種，エネルギー，放射線入射角およびさまざまな影響量への応答依存性が含まれる。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参考校正は誤った校正となる可能性がある。特定の種類の放射線（中性子など）に特化した機器は，他の種類の粒子に対しても応答を示すことがある。これは，校正におい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よって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適用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型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）が手引きになりうる。

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ばくしている。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の不確かさ，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，検出器の吸収線量または線量当量の相対的で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を、目的の1つにするべきである。これに続く臓器線量または線量当量の推定では、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、測定の計量的品質、または測定量の値の目的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、計量関連ガイドに関する合同委員会 (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は計量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。これらの定義および指針は、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全体の使用に関する詳細情報と組み合わせる必要がある。

(203) 品質が追跡可能で認められ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。測定モデルの策定段階では、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、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 (合成) 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、測定データまたは指定された分布から決定することができる。型式試験や線量計システムのその他の応答特性評価の結果は、不確かさ評価の入力として使用することができる。標準不確かさや包含区間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レベルに関する勧告を発表しており、その記述はICRPのものと広く一致している。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。

(205) 実験室での校正の統計的な不確かさは、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合計の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、機器の校正に適用してもよい。また、放射線場に関する知識や、装置応答のエネルギーおよび角度依存性に関する情報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、粒子種、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）でファクタ1.5以上の正確さを達成すべきである。

(206) ミッション中のリスク限度、または生涯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がんリスク予測値を評価するための測定不確かさを含めるために、上限95%の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上の重要な課題であると考えられる。

5. 宇宙機船内および惑星表面上の放射線場

(207) 宇宙機船内または付近の放射線場には、さまざまな構成要素があり、これには、宇宙空間の一次放射線場（2章参照）が宇宙機の船壁で部分的に吸収されたものと、宇宙機の船壁やその他の物質で一次放射線が散乱、反応して生じる二次放射線が含まれる。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、船内の放射線場は宇宙機内の場所とミッション中の時間に依存する。

(208) 惑星表面付近の放射線場は、磁場の有無や強さ、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。

5.1 一般

(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、放射線が物質を通過中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、宇宙機や惑星居住部の遮蔽設計や臓器被ばくの評価に使用されている。これらのコードは、宇宙での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種類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記述が必要である。運用、遮蔽、生物医学的アプローチを含む潜在リスク低減の研究では、予測を行うため、またこれらのミッション設計の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。

(210) 高エネルギー原子核が物質中を通過する際の支配的な物理過程は、原子や分子との衝突によるエネルギー損失、及び宇宙機の材料や組織との原子核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（ $>100 \text{ MeV/u}$ ）を持つ重イオンでは、核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べき乗、 $A^{1/3}$ であり、GCR核の核破砕は物質の構成原子が軽いほど単位質量あたりの効率が高い。低エネルギー（ $<<100 \text{ MeV/u}$ ）では、弾性散乱、複合核形成、または 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阻止能が大きいいため、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、ノックアウト反応や核破碎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 ($Z \leq 2$) が多数生成されるとともに、LETの値が大きく飛程の短い重イオンの標的破砕片が一次粒子の飛跡付近で局所的に生成される (Wilson et al., 1991; Cucinotta et al., 1996)。

5.2 宇宙放射線輸送の物理学

5.2.1 放射線輸送

(211) 高エネルギー原子核の物質中の通過は、原子及び原子核と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、モンテカルロ手法では、物質中の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るとともに、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用いられている。

(212) 関連するボルツマン輸送方程式は、保存原理 (Wilson et al., 2001) に基づき、粒子タイプ j のフルエンス率 $\dot{\Phi}_j(x, \Omega, E)$ を次のように導き出す。

$$\Omega \cdot \nabla \dot{\Phi}_j(x, \Omega, E) = \sum_k \int \int \sigma_{jk}(\Omega, \Omega', E, E') \dot{\Phi}_k(x, \Omega', E') dE' d\Omega' - \sigma_j \dot{\Phi}_j(x, \Omega, E) \quad (5.1)$$

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' に移動するタイプ k の粒子が、エネルギー E で方向 Ω に移動するタイプ j の粒子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 $\dot{\Phi}_j(x, \Omega, E)$ 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かけ合わせることで、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要な物理量である。

(213) 特定の生成物を生成する反応が複数ある場合があり、その際、式 (5.1) における適切な断面積は包括的反応によるものである。エネルギー E の各粒子種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、おおよそ次のような値となる。

$$\sigma_j^{\text{at}}(E) \sim 10^{-16} \text{ cm}^2 \text{ with } \delta E_{\text{at}} \sim 10^2 \text{ eV} \quad (5.3)$$

$$\sigma_j^{\text{el}}(E) \sim 10^{-19} \text{ cm}^2 \text{ with } \delta E_{\text{el}} \sim 10^6 \text{ eV} \quad (5.4)$$

$$\sigma_j^{\text{r}}(E) \sim 10^{-24} \text{ cm}^2 \text{ with } \delta E_{\text{r}} \sim 10^8 \text{ eV} \quad (5.5)$$

物質の $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ の距離では、多くの原子との衝突 ($\sim 10^6$) が起こり、核のクーロン弾性衝突 ($\sim 10^3$) ははるかに少なく、核反応はエネルギーと粒子種に応じて何cmも離れた距離で起こる。中性子の場合、 $\sigma_j^{\text{r}}(E) \sim 0$ であり、核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かなり小さく、特に共鳴領域の低エネルギーでは、非常に小さくなる場合がある (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積分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に関連する境界条件に従って矛盾なく解かれなければならない。一連の近似解が研究され、適用されるほとんどのケースで高いレベルの正確さが得られることが示されている (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高指向性のクーロン断面積 (Wong et al. 1990) と中性子に対する核弾性散乱が一般的に二次摂動項を支配する。角度分散と横方向のビームの広がりや飛程ストラグリングへの角度分散の影響は、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場に変化を与える原子／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) の右辺にある一次の物理的摂動は、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。

$$S_n(E) = \sum_i \sum_j \alpha_i^n \sigma_i(E) \quad (5.6)$$

ここで、 α_i は電子励起エネルギーに基づいており、 $\alpha(E)$ は軌道電子 (離散および連続準位を含む) に α 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 ($n=1$) は通常は阻止能であり、通常は連続減速近似はより高次の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) のベータによる変形として、半経験的に導かれる (Fano, 1963; Wilson et al., 1991)。線阻止能 S は、ほとんどのイオンエネルギーに対してベータ・ブロッホの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 は光速で $\beta = v/c$ として表わされ、 I は平均励起エネルギーである。式 (5.7) のそれぞれの項は、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推定される。

$$R(E) = \int_0^E \frac{dE'}{S(E')} \quad (5.8)$$

(217) 二次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)。広範なエネルギ

一を有するビームのため、GCRやSPEの輸送におけるストラグリングの影響は無視できるが、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の応答を理解する上では重要である。次の物理摂動項は、原子核によるクーロン散乱であり、典型的には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スクリーニングで修正したラザフォード散乱で表される。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、放射長と関連している。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する。

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、入射粒子と標的物質の多数の組み合わせを含む。輸送に必要な断面積のタイプには、全収率と多重度、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対する包括的二重微分断面積が含まれる。全吸収は、ボルツマン方程式の合理的な解を保証する上で重要な役割を果たし、これには遮蔽内の深さの関数としての粒子を正確に保存することが含まれる。

（Wilson et al., 1991）。同様に、モンテカルロ法では、吸収断面積は、一次粒子の遮蔽内における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が使用されている。全断面積 σ_{TOT} は、光学定理（Wilson et al., 1991）で示されているように前方向の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性を加味し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 $c_2(E)$ は実験データへのフィッティングパラメータである。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上昇し、数百MeV/uで（微分）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は関連する反応の対象と二次粒子を明確な反応の種類やメカニズムに分けて示したものである。重イオンの標的破砕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砕片は、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多数生成されることになる。重イオンの破砕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) による核反応の様子は, 図5.1. で示されており, 入射粒子の重なり の役割, 中心部での火球形成, 破碎前の非関与核子の壊変を示している (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が入射した場合の破碎断面積の例を, 量子多重散乱破碎 (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 に対して利用可能な破碎断面積データセットについては, DuranteとCucinotta (2011) およびNCRP (2006) によってレビューされている。破碎片の元素分布の1つの特徴として, 破碎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 ($A = 20 \sim 40$) で最も大きいようであり, 入射粒子のアイソスピンに依存する (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モデルの破碎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, ほとんどの破碎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) 入射重粒子破碎片の運動量分布は, 前方にピークがあり, 入射粒子の静止座標系において, 入射粒子速度から得られる平均の運動量より少し低値側にシフトしたガウス分布として記述される。縦方向の運動量の幅 σ_L は, Goldhaber (1974) によってよく記述される。

$$\sigma_L = \sigma_0 \left[\frac{n(A_p - n)}{A_p - 1} \right]^{1/2} \quad (5.12)$$

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 $\sigma_0 = p_F \sqrt{v}$ という関係にある。横方向の幅は, より重い破碎片の場合, 縦方向とほぼ同じである。入射粒子に関連する破碎片の運動量も低値側にシフトし, そのシフト量は破碎片の質量に依存する (Tull, 1990)。ガウス分布を実験室の静止座標系に変換すると, 入射粒子破碎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。より軽い破碎片の場合, 縦方向と横方向の幅が発散し, 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への適用のため，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する方法が決まる。複雑な宇宙機や臓器のジオメトリは，レイトレーシング分布や，複雑な構造の組合わせジオメトリ，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，二方向の場合（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非常に正確であることが示されている。組合わせジオメトリモデルは，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という近似を信頼している。

(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の要約を以下に示す。

FLUKA (FLUctuating KAscades)

(225) FLUKAは，粒子および光子の輸送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），重イオンを含む約60種類の粒子の物質中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。放射性核種群の時間推移計算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，デュアル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）パッケージは，非常に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いるが，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を含めている。イオンによる核反応は，外部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。

(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されている。このアルゴリズムには磁場中の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。

(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>(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><i>GEANT4</i></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 Collaboration (GEANT4共同研究グループ) 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、さまざまな作業での最適な使用に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) このツールキットには、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、物理過程（例えば、電磁モデル、ハドロンモデル、および光学モデル）、さまざまなタイプの粒子（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数用意されている。物理過程は、ケースに応じて、250 eVから1 TeVまでの広範なエネルギーを網羅している。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構成上の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><i>HETC - HEDS (High-energy Transport Code-Human Exploration)</i></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用に開発された。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、陽子のデータから評価された飛程-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のフィッティング解析結果により扱われる。粒子-原子核の相互作用に係る核内カスケード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</p>

<p>は、蒸発モデルを用いて取り扱われる。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を扱うことが可能である。カスケードによる各粒子は、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るか、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か、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><i>HZETRN [High charge (Z) and Energy Transportコード]</i></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二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をレイトレーシングで表現する手法も開発されている (Slaba et al., 2010)。核相互作用は、NUCFRG2モデル (Wilson et 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。レイトレーシング法は、複雑な放射線ジオメトリ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で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。多層材料で深い遮蔽条件 ($>100 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$) を持つ複雑な宇宙機のジオメトリと人体の臓器遮蔽モデルと組み合わせた計算条件について、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。</p>
<p><i>MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended)</i></p>
<p>(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、多くの粒子種 (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、他の粒子種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。</p>
<p>(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。荷電粒子については、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。</p>
<p><i>PHITS (Particle and Heavy-Ion Transport code System)</i></p>
<p>(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、イベントジェネレータモード (Iwamoto et al., 2007; Niita et al., 2007) を核データライブラリと組み合わせて、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</p>

線量当量を直接計算することができる。宇宙機の簡略化されたジオメトリを用いて、スペースシャトル内部の中性子スペクトル (Sato et al., 2006) や、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確認

(240) 一次放射線が物質を通過した後の荷電粒子や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正確さと比較して分離することは困難である。また、宇宙での検証は、宇宙または現在の宇宙機の材料にアクセスすることの困難さゆえ制限され、惑星の表面に存在するような物質の種類や、先進的な材料選択の考え方によっては、モデル予測と条件が一致しないかもしれない。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力に関して重要な試験となり、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²⁸Si, ⁴⁰Ar, ⁵⁶Feイオンとポリエチレン、炭素、アルミニウム、銅の標的 (これらは宇宙放射線防護に関連する) との反応による入射核破砕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。計算結果は測定値と比較された (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、計算された破砕片生成断面積 (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、このベンチマークで扱われた他のコードよりも、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のいくつかのケースに対する輸送コードの相互比較試験では、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時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 宇宙機船内の放射線場

(244) 宇宙機船内の放射線場は、宇宙機に入射する外部放射線と、船壁や宇宙機内外の機器との相互作用によって生じる二次放射線によって決定される。船内の放射線場は、外部放射線の変化 (2章参照) により時間とともに変動し、機器の特定の配置や船壁および宇宙機部品の遮蔽特性の違いで宇宙機船内の位置により変動する。重要な影響は、一次放射線の吸収、散乱、漸減、そして二次放射線の生成である。このように、宇宙機船内の放射線場、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、入射粒子や標的破砕片、中性子、光子、パイ中間子、ミュー粒子な

どが含まれる。船内の放射線場とその成分の評価は、測定または環境モデルと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。

(245) 船内環境は、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変え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の大きい領域 ($> 50 \text{ keV} \cdot \mu \text{ m}^{-1}$) 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。

(246) 長年にわたるNASAのスペースシャトル (STS) 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との比較が数多く行われてきた (Cucinotta et al., 2000b)。エッチング型飛跡検出器 (PADC) による受動計測では、低LET ($< 5 \text{ keV} \cdot \mu \text{ m}^{-1}$) 粒子の飛跡や標的破砕片の短い飛跡計測、あるいは高LETで止まりがけのGCRイオンの飛跡計測に制限がある。STS飛行において能動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、これは受動型線量計では不可能である (Badhwar and Cucinotta, 2000)。能動型検出器による測定には、組織等価比例計数管、荷電粒子テレスコープ型検出器 (Badhwar et al., 1995) および比例計数管を埋め込んだ能動型ボナー球 (Koshiishi et al., 2007) が含まれる。

(247) STS飛行における測定は、BadhwarとCucinotta (2000) により、長さと直径の比が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の範囲が0.25~1250 $\text{keV} \cdot \mu \text{ m}^{-1}$ 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) によるフリースペースでのGCRモデルと、STSまたはミールにおける検出器周辺を遮蔽分布で表して用いた。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)。

(248) スペースシャトル飛行STS-48で測定された粒子ラジアンズ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 $Z=2$ のイオンでは5 MeVから70 MeV/uの軽粒子のエネルギースペクトルを測定することができる荷電粒子テレスコープ型検出器が使用された (上記参照)。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。陽子に対しては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が十分ではないことを示唆している可能性がある。

(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。

5.5 放射線遮蔽

(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その内部の環境を評価できる。モデルは宇宙機の船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による船内の場を評価する。船内環境、特にSAA陽子に基づく船内環境の場合、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す。

(251) 船内放射環境は計算モデルを用いて良く記述できる。高速計算により、宇宙機船内のマッピングを素早く行うことができる。

(252) 宇宙機の船内環境は、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、そして線量計算値の評価に使用できる。

(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る中性子や他の標的破砕片の増加を最小限に抑えるため、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）などの材料では、重イオンの減衰に応じて軽粒子が多数生成されるため、比較的平坦な深さ・線量当量応答を示す (Wilson et al., 1995a)。コンクリートや鉛などの材料では、中性子や標的破砕片が大量に発生するため、GCRに対する応答は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十分であることが多い。それゆえ、組織の最初の数cmでは、アルミニウムや他の一般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大きく変化することになる。

(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 A_T^{-1} 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、緩やかに結合した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。

(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や量にも依存する。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常に必須となる。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は有効であるが、GCRの透過に対しては効率が劣る。これは、図5.9で明示されている。

(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气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」中性子は、特に放射線生物学的に影響の大きい高LET放射線を生成する相互作用により、全体の被ばくに大きく寄与する。

(257) 有人宇宙探査ミッションのための遮蔽戦略の策定のために、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、地球の月と火星でのGCR、および最悪ケースのSPEに対してこのことを明確に示している。

(258) 宇宙機船内の防護の多くは、宇宙機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。宇宙機船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、質量当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、遮蔽材の種類と強い相関を示す。このような研究は、当然ながら拡大する必要がある。

(259) 現場での宇宙放射線線量測定の初期の試み以降、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、さまざまなコンフィギュレーションの定性的な比較にしかならない。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。

(260) 一般的にGCRに対する遮蔽には限界がある。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%の、太陽極大期にはそれ以下の程度で、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ファクタ2から10以上低減することができる。最初のステップとして、将来のLEOやそれ以遠の有人ミッションで使用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対して必要である。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、全体的な不確かさを低減することを目的として、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を行い、相関関係を求め、モデルの調整を行う。

5.6 月および火星の表面

(261) フリースペースでの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。大地による遮蔽で、宇宙放射線は 2π のジオメトリ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は、CO₂や氷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 (Cloudsley et al.2000)。中性子は、GCRの大気との相互作用によって生成される前方向の成分と、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、そのフラックス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。火星での大規模な砂塵嵐は、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。

6. 人体内の放射線場と線量

(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的小および確定的影響の両方のリスクを推定するためには、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) 及び、人体やその一部の解剖学的構造を表現したコンピュータファントムが用いられる。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。宇宙機の船外または船内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 分布等）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種類の粒子についてフルエンス-線量換算係数を適用する方法（7.2節参照）、あるいは宇宙機船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の両方を行うコードを用いて、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、時間や宇宙機船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、いくつかの検出器のセットが必要となる。宇宙機船内での人の位置や向きによって、宇宙機の遮蔽分布の異方性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（the Medical Internal Radiation Dose (MIRD) Committee）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基準データ（例えば、線量計測値の換算係数）を作成する際に使用されている。 *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モデルによるボクセル法をHZETRNコードに適したレイトレーシング法を用いて使用している（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、捕捉陽子や捕捉電子などの低エネルギー粒子が入射した場合、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体化するため、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船内と船外で被ばくさせた（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船内に設置された（Shurshakov et al., 2004）。これらのファントムには、多数の受動型および能動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についての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 $d_{T,R}(E)$ 倍する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に利用できるため、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単純な照射ジオメトリで入射させてシミュレーションする。すなわち、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である。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船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，その質量で割ったもので評価される。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もので，臓器の平均吸収線量を評価する。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 $D_{\text{Endosteum}}$ はそれぞれ，次の式で決定される。

$$D_{\text{RBM}} = \sum_i \frac{m_{\text{RBM},i}}{m_{\text{RBM}}} D_{\text{spongiosa},i} \quad (6.2)$$

および

$$D_{\text{Endosteum}} = \sum_i \frac{m_{\text{Endosteum},i}}{m_{\text{Endosteum}}} D_{\text{spongiosa},i} \quad (6.3)$$

ここで， $m_{\text{RBM},i}$ は*i*番目の海綿質領域におけるRBMの質量， m_{RBM} はRBMの総質量， $D_{\text{spongiosa},i}$ は*i*番目の海綿質領域の線量， $m_{\text{Endosteum},i}$ は*i*番目の海綿質領域における骨内膜の質量， $m_{\text{Endosteum}}$ 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，関与する放射線の種類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，そして身体の等方被ばくに関するすべてのデータセットは，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，臓器ごとの線量換算係数は，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）の近くで止まる。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，低エネルギー粒子の照射と比較して，人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) フルエンスから臓器および組織の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、フルエンスから臓器および組織の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) 臓器および組織の平均線量当量および実効線量当量は、LETの関数である線質係数によって加重をしなければならないため、その計算は吸収線量の場合よりも複雑である。この場合、着目する臓器・組織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) 臓器および組織について平均線質係数 $Q_{T,R}$ とフルエンスからの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PHITSコードを組合わせて用いることで、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) 。臓器および組織について人体の等方被ばくの場合の平均線質係数の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、標準成人男性と標準成人女性ファントムの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に対する標準成人男性ファントムの被ばくについて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、男性と女性の標準ファントムの間では 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を陽子, ^4He , ^{12}C , ^{56}Fe イオンに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、特定のイオン種の等方被ばくでは、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、人体の平均線質係数 $Q_{E,ISO}$ {委員会によって与えられた組織加重係数 (ICRP, 2007) を用いて臓器および組織を加重して算出 [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、標準男性と標準女性ファントムとで計算された $Q_{E,ISO}$ の差は非常に小さい。

(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にあり、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) 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）に基づき、臓器および組織の平均線質係数 $Q_{T,NASA}$ もまた、標準ボクセルファントムとPHITSコードを組み合わせて用いて計算された（Sato et al., 2013）。一例として、図6.10 (a~d) は、陽子、 ^4He 、 ^{12}C 、 ^{56}Fe イオンに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、固形がんの値の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、 $Q_{T,NASA}$ の値は、RBMを除いて、式(3.9)で与えられる関数 $Q(L)$ に基づく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の関数に基づく値よりも一般的に小さい。低エネルギーで $Q_{T,NASA}$ が小さくなるのは、高LET域での L の増大に伴い $Q_{T,NASA}$ が大きく減少することに起因している。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検討が重要になる。

(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について $Q_{T,NASA}$ に基づく人体の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、宇宙機船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、宇宙機の船壁の違いや宇宙機内の物質の分布に起因する、宇宙機船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）。必要とされる船外の放射線場パラメータには、すべての種類の放射線のフルエンスのエネルギー分布と方向分布、およびいくつかの要因による時間依存性が含まれる。このアプローチは、EVA時の場や、地球の月や惑星上の居住部にいる宇宙飛行士の場に適用できる。

(291) この方法を確認するために、ヒトの組織等価物質の現実的な分布を含むファントム胴体が、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評価されている（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あるミールステーションに軌道傾斜角51.6度で飛行したものである。また、等方照射のための線量換算係数とPHITSで計算した対応するデータを、表6.1に示す（Sato et al.）。この比較では、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能動型シリコン検出器が装着され、時間依存の線量データが得られた。時間依存データをISSの軌道と関連させることで、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（スケールなし）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の平均線質係数（～3.5）は、捕捉陽子の平均線質係数（～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）を用いたFLUKAコードによって、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が推定された（Ferrari, 2007）。宇宙機にはGCRの粒子が一様に等方的に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) $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ のアルミニウム透過後の吸収線量率の計算値は $0.378 \text{ mGy} \cdot \text{d}^{-1}$ 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。これらの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よっ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の関数として示している（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) $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$ のアルミニウム透過後のRBMの線量当量率の計算値は $1.26 \text{ mSv} \cdot \text{d}^{-1}$ 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。これらの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よっ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、さまざまな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場で与えられるようなエネルギー分布を持つ一次入射粒子（人体の等方被ばく）の Z の関数として、図6.14は $Q(L)$ 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、固形がんと白血病で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（Cucinotta et al., 2013）。計算ではISS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。2つのアプローチによる違いは、主に低・高Z粒子について生じている。

6.4 測定による体内線量の評価

(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、主に皮膚や体表面付近のその他の組織の線量に主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。

(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、人体内の線量当量の評価には、 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。

(300) 宇宙における人型ファントム内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れている。

(301) MATROSHKA実験は、ISSの船外で被ばくさせた人型ファントム (MTR-1ミッション) と、ISS船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) において、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の読み値に基づく線量率分布を示している。ISS船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船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 $0.23 \text{ mGy}\cdot\text{d}^{-1}$ の範囲に抑えられている。

(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でファントム全体にわたる各点の線量を補間することによって、線量分布の計算を可能にした [図6.15 (b) 参照]。全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せられている。線量当量率は、*Publication 60* (ICRP, 1991) で定義された線質係数を用いて計算した。

(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船内では、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、宇宙機船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>(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を用いてPHITSにより計算した宇宙機船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値と比較した (Sato et al., 2011)。等方照射の仮定を前提として、さまざまな近似の導入を考慮すると、いくつかの臓器で相違が見られたものの、非常に満足のいく一致が見られた。</p>
<p>(305) ISS船外の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に多く遭遇し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。使用された人体形状ボクセルモデルの差異に関しては、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) 宇宙機における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で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、人体内に広く分布する標的となりうる。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る全染色体交換のRBE-LET依存性は、委員会が定義した$Q(L)$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ミッションで物理的・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も含まれている (Cucinotta et al., 2008)。当該結果の差異は、4~7か月のミッション期間によるものである。バイオマーカーの結果はRBE$\cdot D$ (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) や、線量計の読み値に <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) で示された$Q(L)$関係を適用して得た実効線量当量と比較しうる。比較したこれらの方法が全体的に一致しているということは、宇宙における複雑な環境の特性を適切に把握できているということに等しい。</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、</p>

これらの対策はすべて、宇宙飛行士の放射線被ばくを容認できる健康リスクの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レベルを設定するためには、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。

(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における運用上の放射線防護にとって重要な課題である。これは、確率的影響および組織反応に関連するミッション設定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、前向き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。

(313) 短期、年間、宇宙飛行士の生涯期間に対して、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、宇宙飛行士のいる環境のエリアモニタリング、そして可能であれば、能動型個人線量計の結果分析が求められる。

7.1 飛行前のミッション設計

(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、宇宙機の船外および船内の両方について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、および船内放射線環境をモデル化する輸送計算の結果に関する知識が必要である。

(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。また、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。

(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により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によるスケーリング特性を十分に表現できていない。(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、現在の地球の磁気圏の状況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。

(317) 予測モデルは、太陽上の物理過程、太陽圏におけ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

<p>とが必要である。宇宙環境は、太陽活動の変動の結果として、さまざまな時間スケールで大きく変動しやすい。</p>
<p>(318) 一般的に、宇宙環境のすべての側面は影響を受ける側であるが、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および捕捉粒子を含む）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プッシュ減少）。SPEとコロナ質量放出を正確に予測することができれば、遮蔽を考える上でより効果的なアプローチが可能になるだろう。リアルタイム観測と伝搬モデルによる予測は改善されるべきである。</p>
<p>(319) 宇宙飛行士はEVAの間、特に脆弱であり、その間能動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、遠隔の人工衛星およびエリア観測機器がEVA活動を支援する。リアルタイム測定値は指針を提供し、総リスクが予め設定し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促すことができる。</p>
<p>(320) 遮蔽要求と戦略の策定が最適化作業を成し遂げ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破砕片（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。効果的な遮蔽のためには、平均原子質量の小さい遮蔽材料を使用することが一般的には望ましい。</p>
<p>(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のベンチマークによって詳細に検討されるべきである。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の元となる物理学も向上させなければならない。</p>
<p>7.2 エリアモニタリング</p>
<p>(322) 宇宙機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。</p>
<p>(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に用いる線量の値や、多くの場所での放射線モニタリングに用いる線量の値は、吸収線量率で与えられるべきである。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。宇宙機における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、電子帯擾乱、およびEVAの前または最中に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。</p>
<p>(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、宇宙機の固定位置で測定された量は、適切な飛行士の活動状況データとともに、宇宙飛行士の全身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適用可能であるが、宇宙機船内の放射線場の強度や放射線種の構成には大きな変動があり、宇宙飛行士の位置も含め時間による変動性があることから、特に宇宙飛行士の個人被ばくが高い値を示しそれが個人リスク推定の元となることを踏まえると、エリアモニタリングが個人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。</p>
<p>7.3 個人モニタリング</p>

(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、線質係数の評価とともに、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、粒子種、エネルギーおよびフルエンスの方向分布ごとの換算係数を、宇宙飛行士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。幅広いさまざまな種類の粒子には、少なくとも2つの検出器が必要であり、1つは低LET放射線に感度を持ち、もう1つは高LET放射線に感度を持つ必要がある。遮蔽特性の差異により宇宙機船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、電子や皮膚で停止する低エネルギーの粒子については、皮膚以外の臓器の線量にはほとんど寄与しないが、船外の線量計では大きな信号となる可能性があるため、注意を払う必要がある。

(328) 適切な能動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、放射線場の特性(入力エネルギー、原子核の存在比、フルエンス率、方向)把握の改善が可能となる。線量率の測定は、最適化の手順に直接寄与できる。

(329) バイオマーカーによる測定の結果も、個人の放射線被ばくの推定に使用できる。この推定は他の測定と共同で行うことができ、すべての放射線実験情報と効率的なリスク評価に必要な関連するコードを提供し、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。線量は定期的に記帳し、すべてのミッションについて長期間記録を維持すべきである。

(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、秘密情報である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、被ばくの履歴とすべての計算と実験結果が含まれるべきである。これらの計算と実験結果には、粒子種およびそのエネルギーと方向に関するフルエンス分布、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。

7.5 不確かさへの配慮

(332) 地球上において、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に考慮すべき事項があり、それらが不確かさをさらに増大させる。宇宙において宇宙飛行士に重大な被ばくの恐れがある場合、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、放射線源モデルおよび宇宙機や居住部を通過する放射線場の輸送モデルの改善、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理解の向上によって低減されるだろう。

(334) リアルタイムでの放射線測定値、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による被ばくであり、被ばくやリスクに係る参考レベルに近く恐れのある高い被ばくレベルであることから、宇宙における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、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という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、そのような被ばくの健康リスクを宇宙ミッション中の他のリスクと同等になるよう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、職業被ばく者に対して定義された限度よりも通常はるかに小さい被ばくである地球上にいる人と比較するに、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べきである。

(338) 具体的には、以下の点が挙げられる。

- 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。軽い破砕片および中性子の実験上の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を20にする）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 。

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。

- 宇宙空間に存在するすべての種類の放射線について、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つ多くのさまざまな種類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。
- 幅広い測定範囲の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。粒子スペクトロメータ、個人線量計、そして宇宙飛行士の体表面における低透過放射線を測定する特定の機器が必要である。
- 受動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、能動型の検出器システムは被ばくの変動を測定でき警報機能（例えば、大規模SPE時に）をもたせることもできる。
- 健康影響に係る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。バイオドシメトリは、ISSミッションに参加する一部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。バイオドシメトリの方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質依存性を知る必要がある。

(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、地球上の作業員の被ばくに勧告されている年間限度よりも高い被ばくとなるであろう。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、任意のミッションに適用できる線量限度はないかもしれない。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。

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臓器または組織における平均吸収線量への) と平均線質係数

(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

トリーは常に等方的な放射線入射である。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) を組み合わせて計算された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のみに使用された。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。

(A2) $Q(L)$ 関係 (ICRP, 1991) に基づき、上記のエネルギーを有する重イオンに対する成人男性および成人女性の標準ファントムの臓器・組織における平均線質係数を示す (Sato et al., 2010)。

(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成人女性の標準ファントムの臓器・組織における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使用された。また、これらのデータもPHITSコード (Sato et al., 2013) を用いて計算された値に基づいて評価された。

(A4) さらに、*Publication 116* (ICRP, 2010) から、陽子、中性子、荷電パイ中間子および α 粒子に対する等方被ばくの換算係数と平均線質係数を示した。臓器線量の換算係数は、PHITSコードと眼球モデルを組み合わせて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 (Behrens et al., 2010; Manger et al., 2012) 以外は、*Publication 116* (ICRP, 2010) 付属書の対応するデータと同じである。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*Publication 116* (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に広げた。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)。

(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。

付属：補足資料

本書に関連する補足資料のオンラインバージョンは、<http://dx.doi.org/10.1016/j.icrp.2013.05.004>を参照のこと。

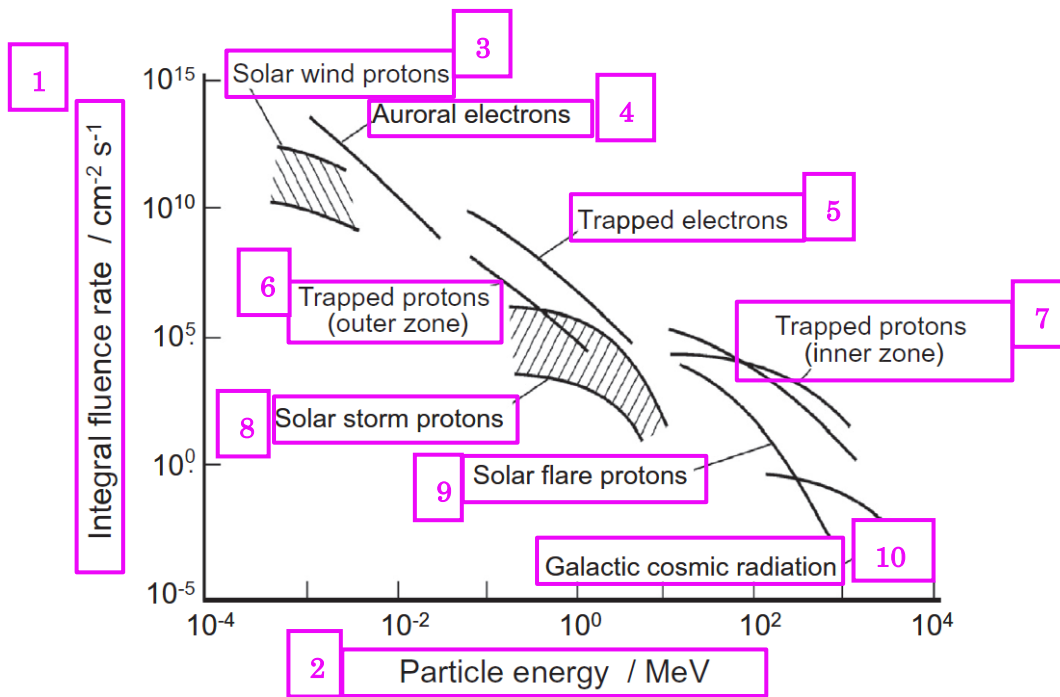


図 2.1 宇宙放射線の積分粒子フルエンス率と粒子エネルギー上限値境界の総観図 (Wilson, 1978)

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. 太陽風陽子
4. オーロラ電子
5. 捕捉電子
6. 捕捉陽子 (外帯)
7. 捕捉陽子 (内帯)
8. 太陽嵐陽子
9. 太陽フレア陽子
10. 銀河宇宙放射線

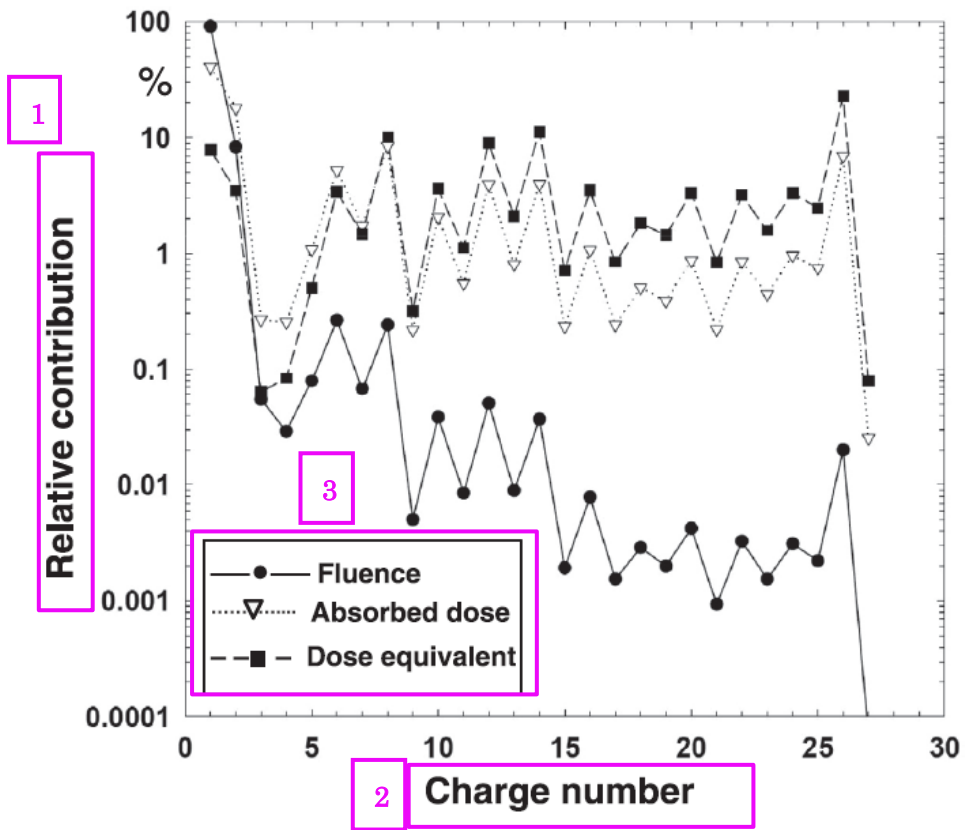


図 2.2 自由空間における銀河荷電粒子の元素組成と組織吸収線量および線量当量への相対的寄与 (Cucinotta et al., 2001a)

1. 相対的寄与
2. 電荷数
3. フルエンス
吸収線量
線量当量

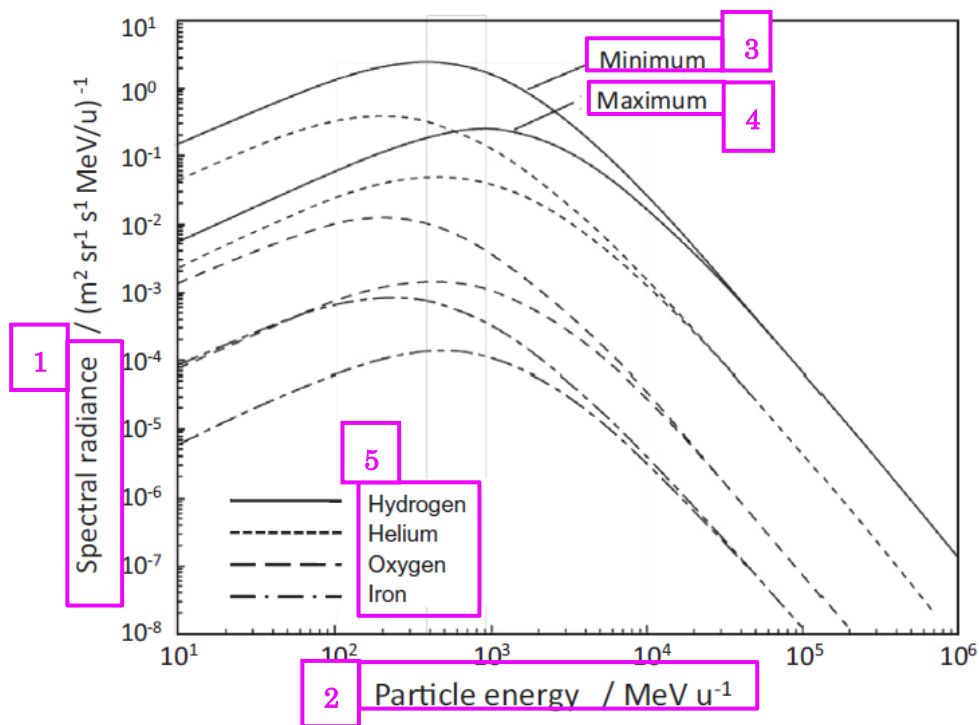


図 2.3 放射線防護に関連した、4つの銀河宇宙放射線粒子に係るラジアンズと粒子エネルギーのエネルギー分布および ua^1 における太陽活動 [太陽極小期 (1977)・太陽極大期 (1959)] による変化 (Badhwar, 1997)

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 ($\text{MeV} \cdot \text{u}^{-1}$)
3. 極小期
4. 極大期
5. 水素
ヘリウム
酸素
鉄

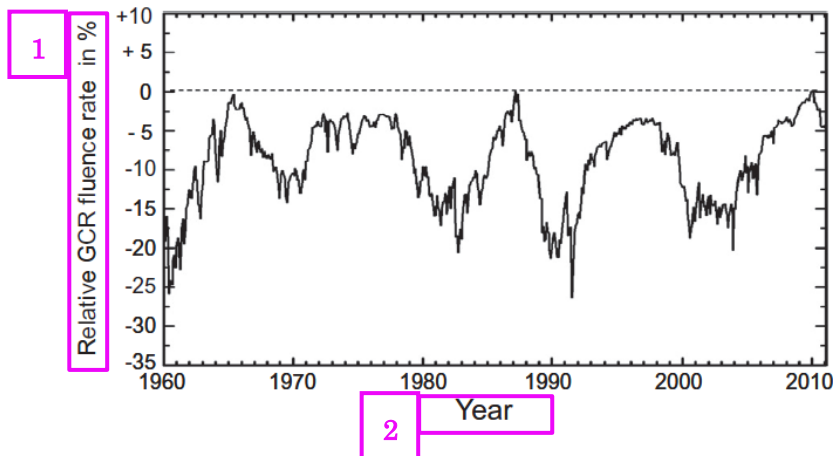


図 2.4 キールの中性子モニターで測定したヘリオセントリック・ポテンシャルの太陽周期における銀河宇宙放射線（GCR）の相対フルエンス率の経時的変化（NMDB, 2011）

1. GCR の相対フルエンス率 (%)
2. 年

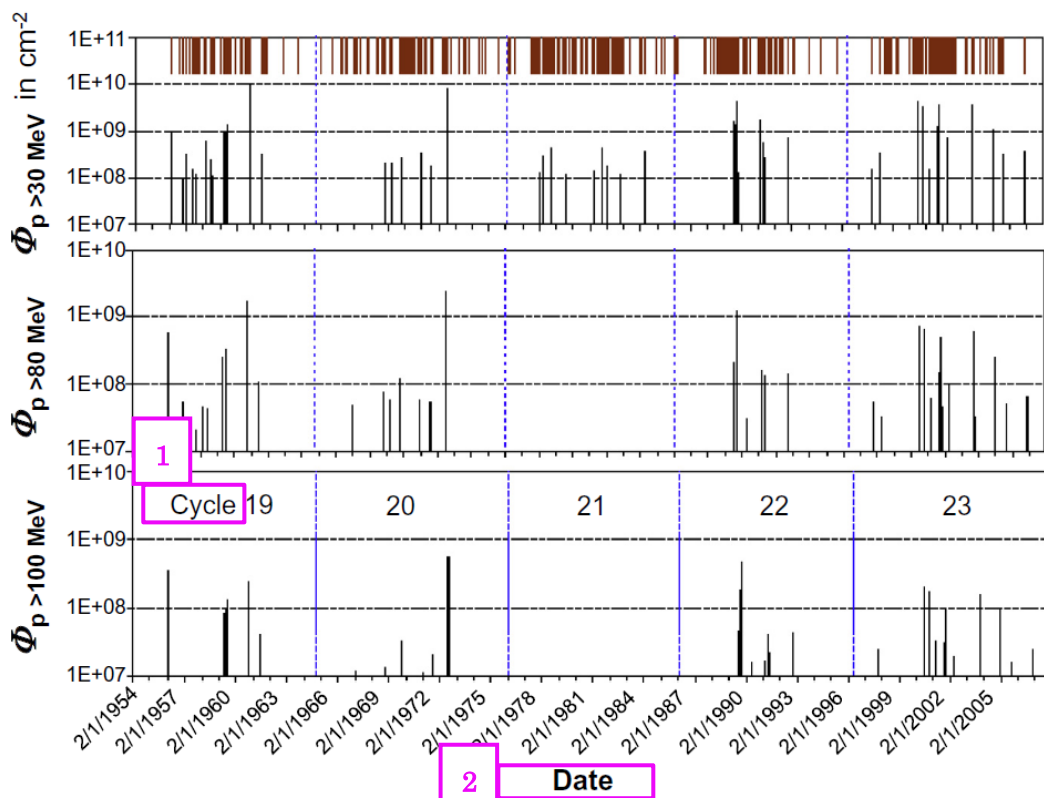


図 2.5 第 19～23 太陽周期における主要な太陽粒子現象の発生と、エネルギーが >30 MeV, 0 MeV, および >100 MeV の陽子の積分粒子フルエンス Φ_p (Kim et al., 2011)

1. 周期
2. 日付

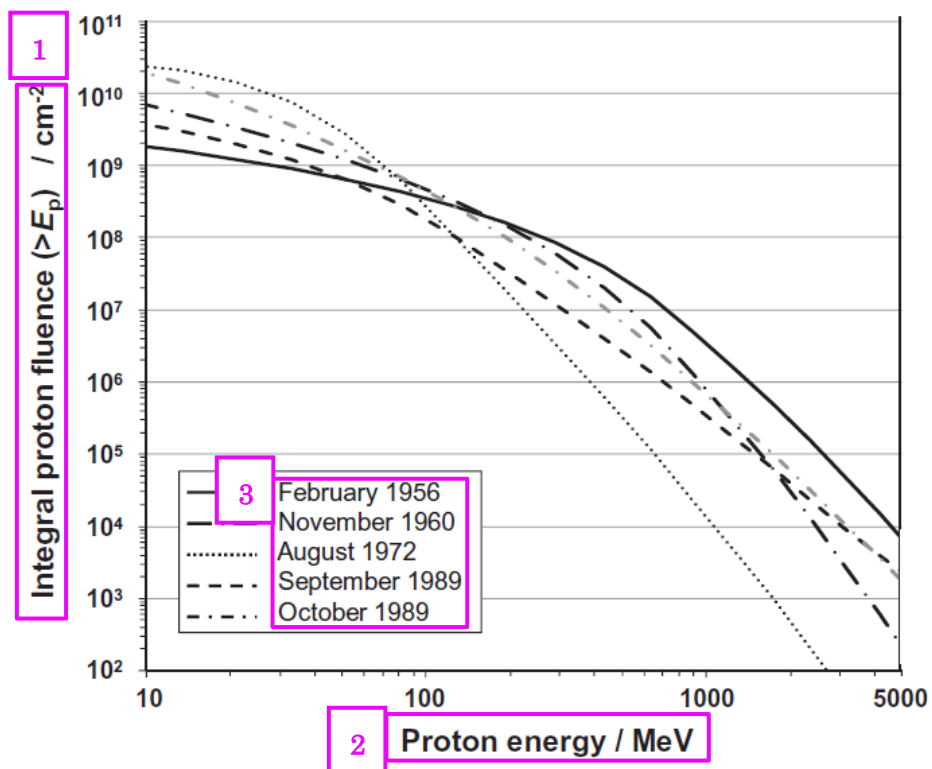


図 2.6 歴史上「最悪な」太陽粒子現象時の陽子の積分フルエンススペクトル (Kim et al., 2010a)

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

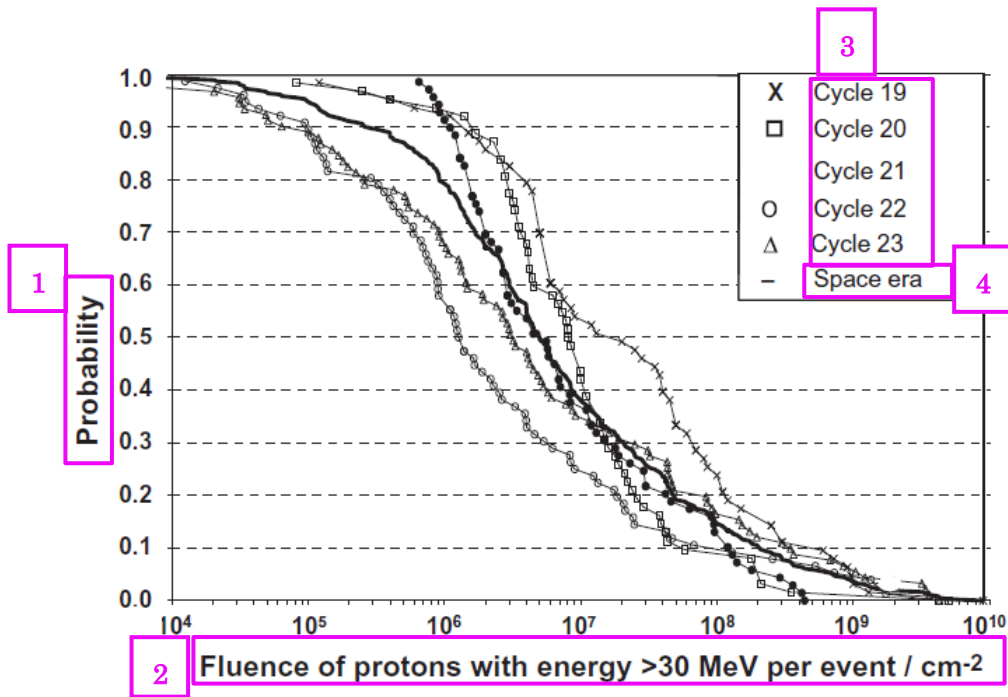


図 2.7 陽子エネルギーが 30 MeV を超える太陽粒子現象の発生確率と、異なる太陽周期および全宇宙時代における現象あたりの陽子フルエンス (Kim et al., 2011)

1. 確率
2. 現象あたりの > 30MeV 陽子のフルエンス (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

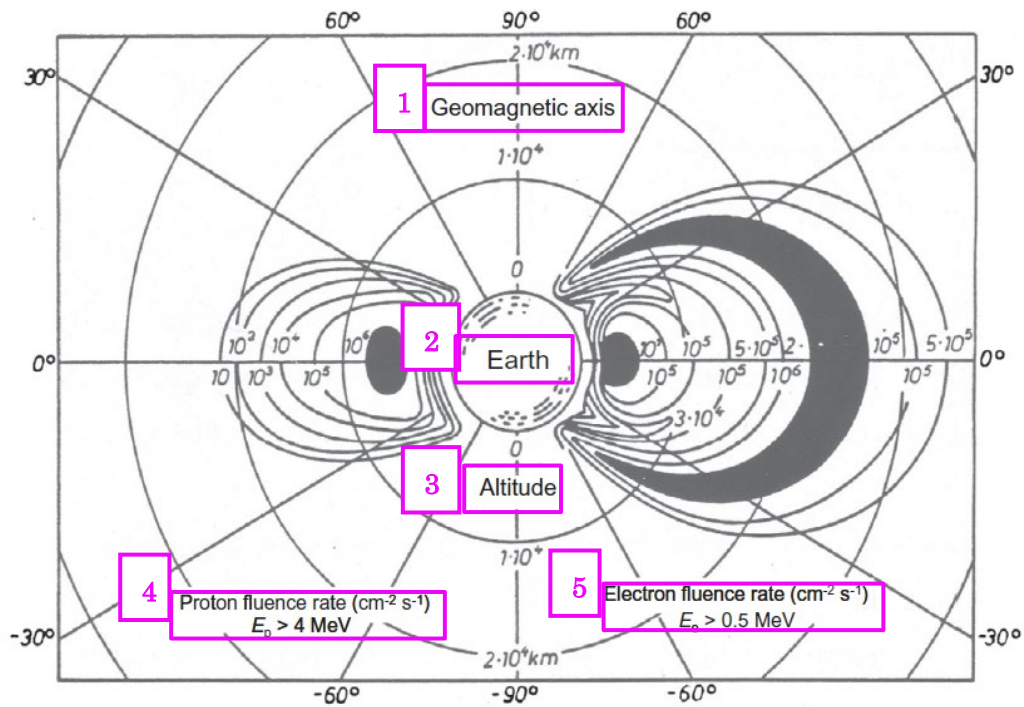


図 2.8 地球の放射線帯の内帯および外帯に捕捉された陽子および電子のフルエンス率（単位 $\text{cm}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$ ）
 1) (Allkofer, 1975)

1. 地磁気軸
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 ($\text{cm}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$)

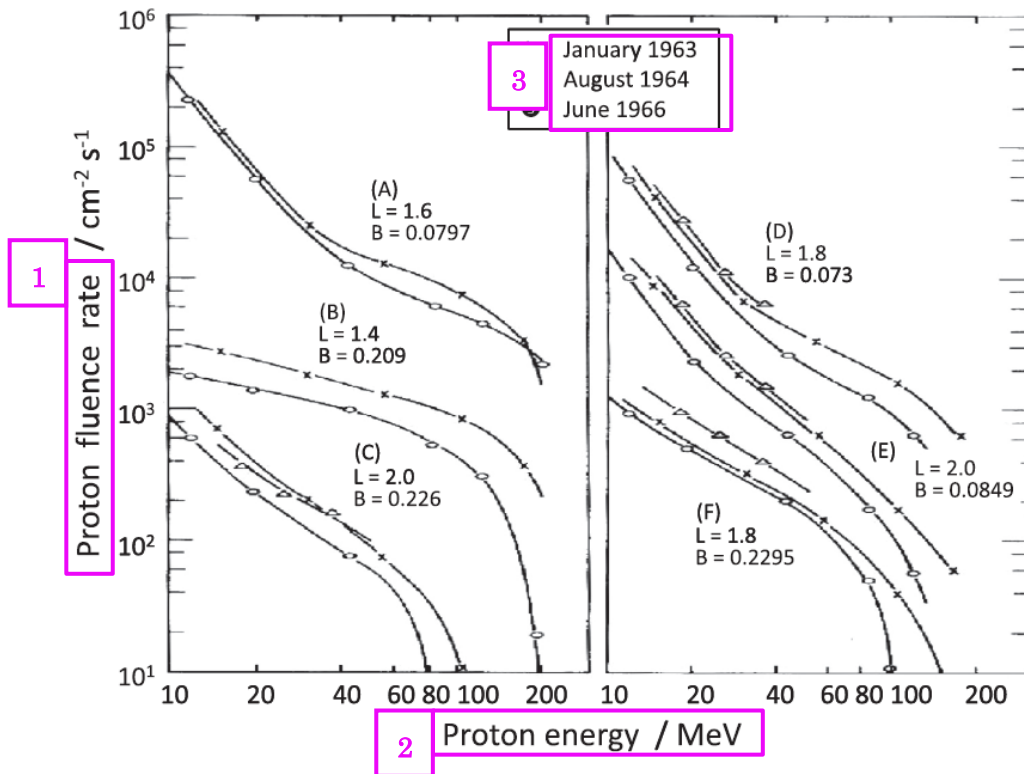


図 2.9 B, L 座標系で表した, さまざまな場所で測定した内帯陽子のフルエンス率 (Freden and Paulikas, 1964; Filius, 1965)

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

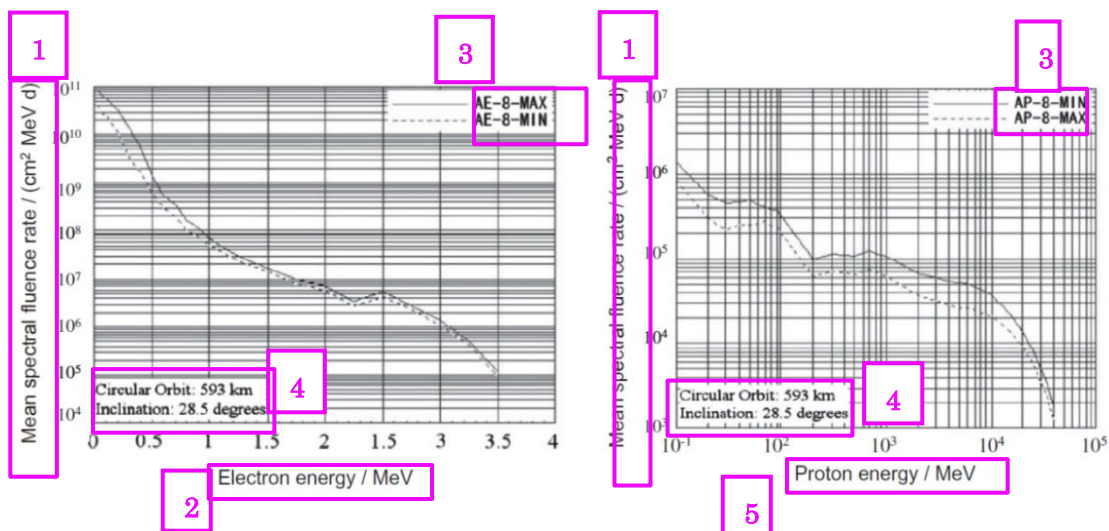


図 2.10 左：ハッブル宇宙望遠鏡の位置で AE-8 モデルを用いて計算した太陽極小期および極大期における捕捉電子フルエンス率の平均エネルギー分布 (Jones, 2000) 右：ハッブル宇宙望遠鏡の位置で AP-8 モデルを用いて計算した太陽極小期および極大期における捕捉陽子フルエンス率の平均エネルギー分布 (Jones, 2000)

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 (左) . AE-8 (極大期)
AE-8 (極小期)
- 3 (右) . AP-8 (極小期)
AP-8 (極大期)
4. 円軌道：593 km
軌道傾斜角：28.5 度
5. 陽子エネルギー (MeV)

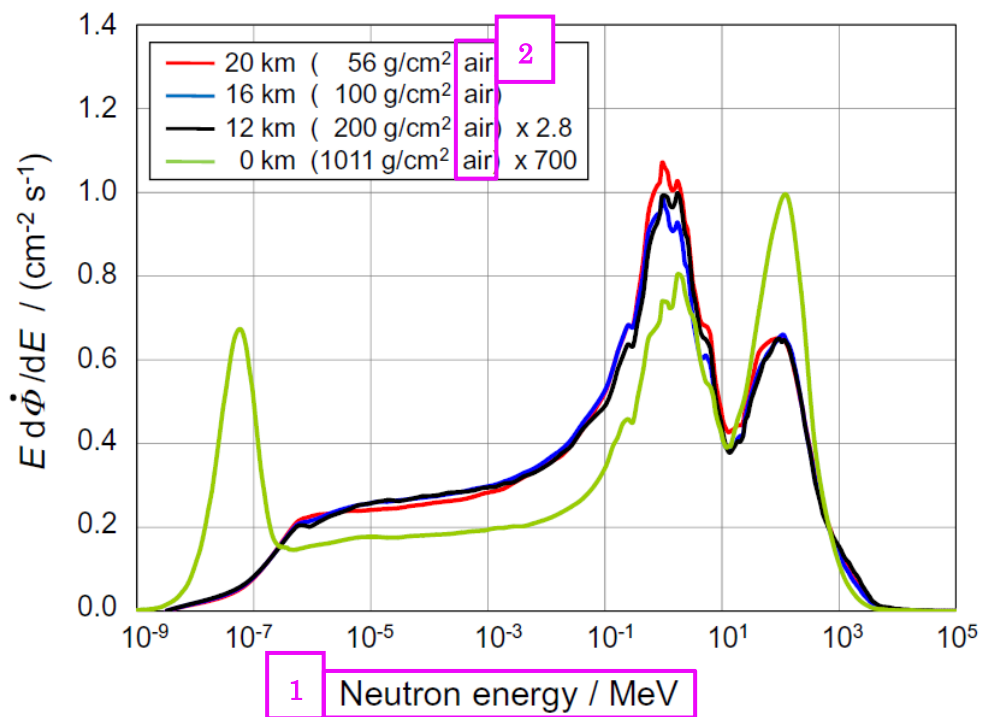


図 2.11 地上ならびに異なる大気厚・飛行高度および海面位で AIR ER 2 飛行中にボナー球を用いて測定した宇宙放射線からの中性子エネルギーのフルエンス率分布と中性子エネルギー (Goldhagen et al., 2004)

1. 中性子エネルギー (MeV)
2. 大気厚

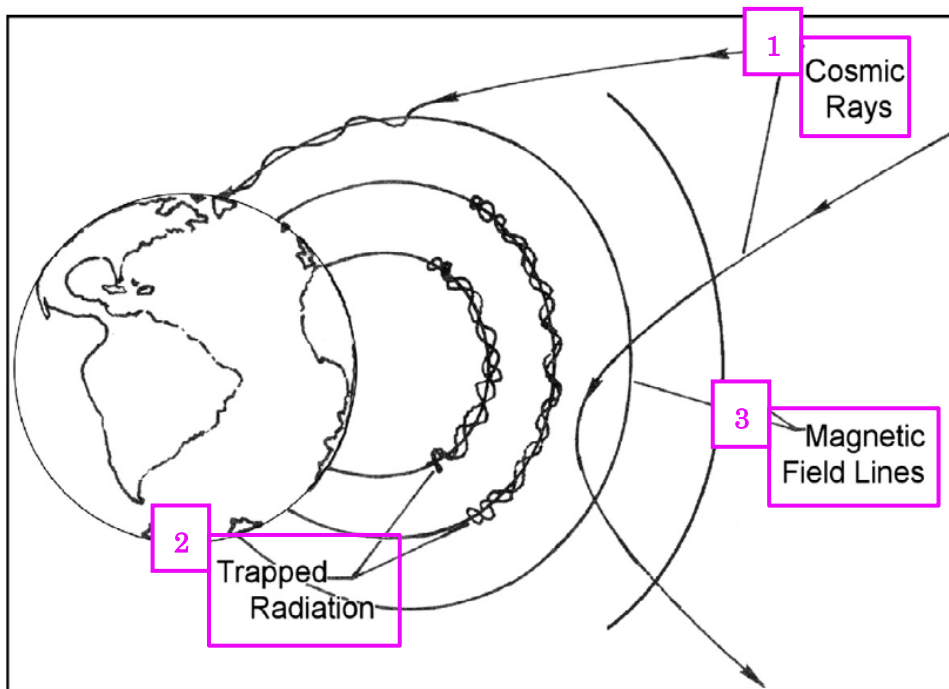


図 2.12 地球磁場による荷電粒子の偏向と捕捉 (Spjeldvik and Rothwell, 1983)

1. 宇宙線
2. 捕捉放射線
3. 磁力線

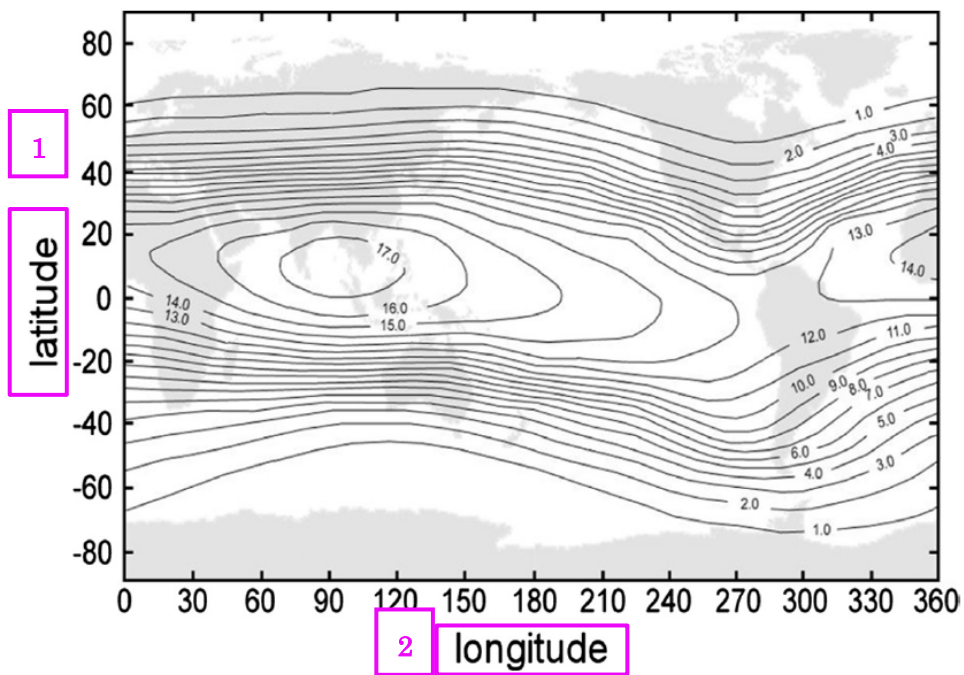


図 2.13 元期 (2000.0) の地球磁場モデルにおけるの垂直カットオフリジディティのマップ (単位ギガボルト (GV)) (Smart and Shea, 2008)

1. 緯度
2. 経度

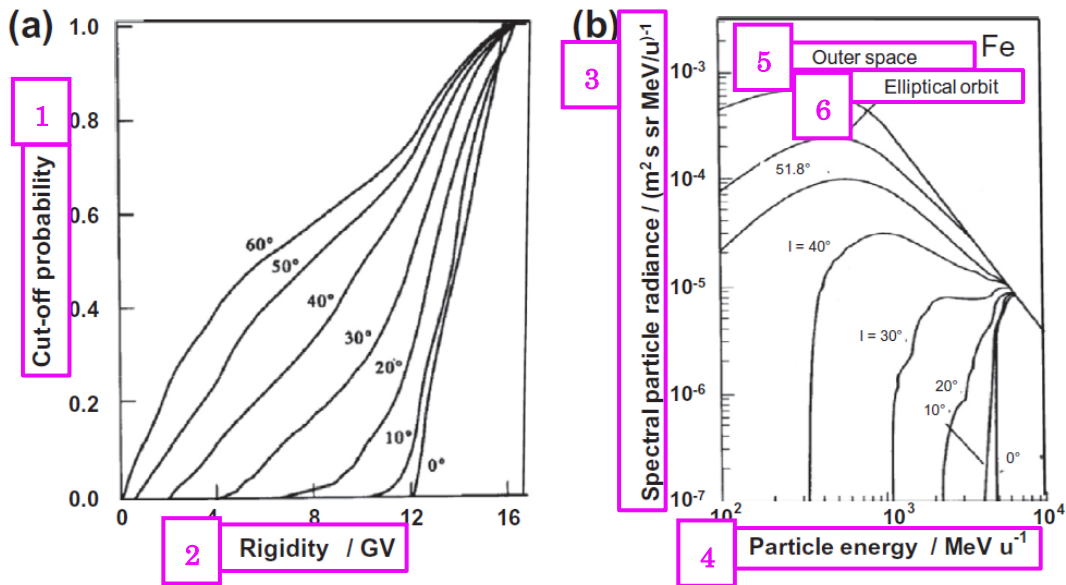


図 2.14 (a) 円軌道 223 km における異なる傾斜角でのカットオフリジディティ確率 (Heinrich and Spill, 1979) (b) 外宇宙およびさまざまな傾斜角の高度 223 km における軌道での鉄原子核のエネルギー分布 (Heinrich and Spill, 1979)

1. カットオフ確率
2. リジディティ (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. 外宇宙
6. 楕円軌道

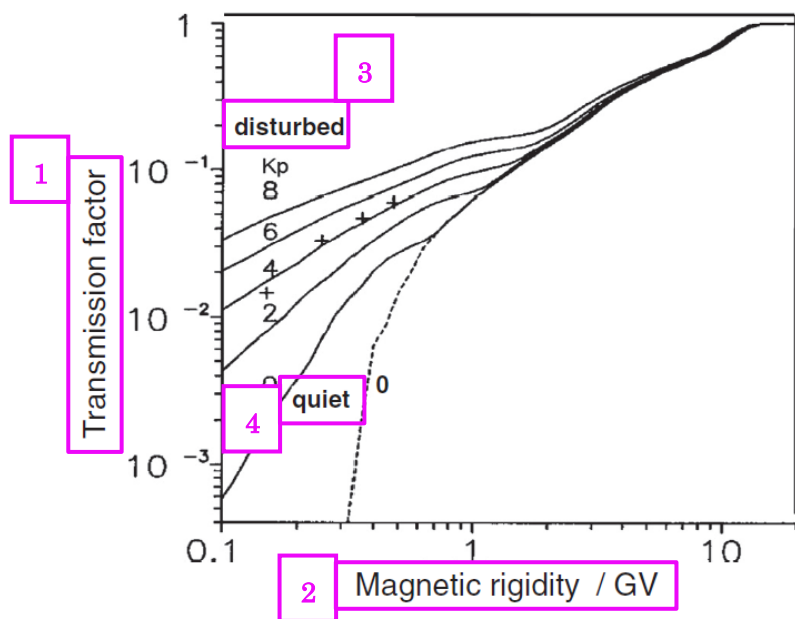


図 2.15 国際宇宙ステーション軌道で計算された地磁気透過関数と、静穏時の磁気リジディティ（点線）（Langel, 1992）および K_p 指数で表される地磁気擾乱時の磁気リジディティ（実線）（Nymnik, 1999）。十字は、Boberg ら（1993）による $K_p = 5$ についての結果

1. 透過率
2. 磁気リジディティ (GV)
3. 擾乱時
4. 静穏時

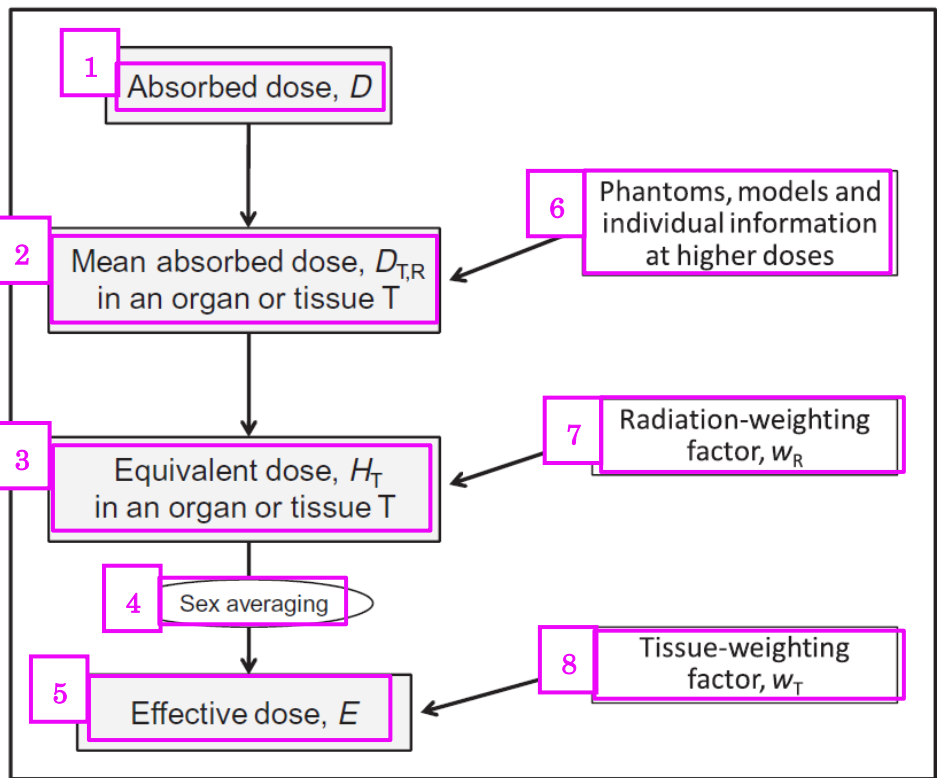


図 3.1 ICRP (2007) が勧告する放射線防護の線量 (防護量)

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, モデルおよび個人についての情報
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

課題	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 $H(0.07, \mathcal{Q})$	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 $H(3, \mathcal{Q})$	個人線量相当 $H_p(3)$

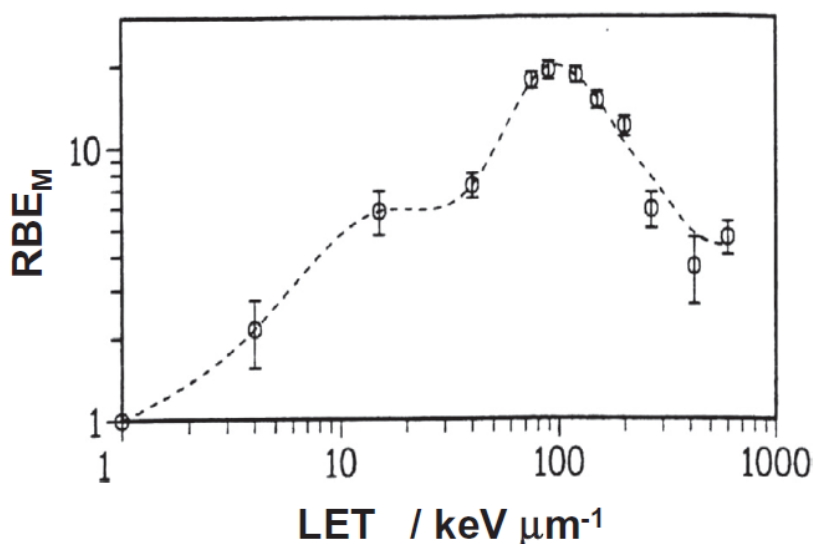


図 3.2 マウス胚の C3H10T1/2 細胞におけるがん遺伝子形質転換に対する最大生物効果比 (RBE_M) と線エネルギー付与 (LET) (Brenner and Hall, 1992)

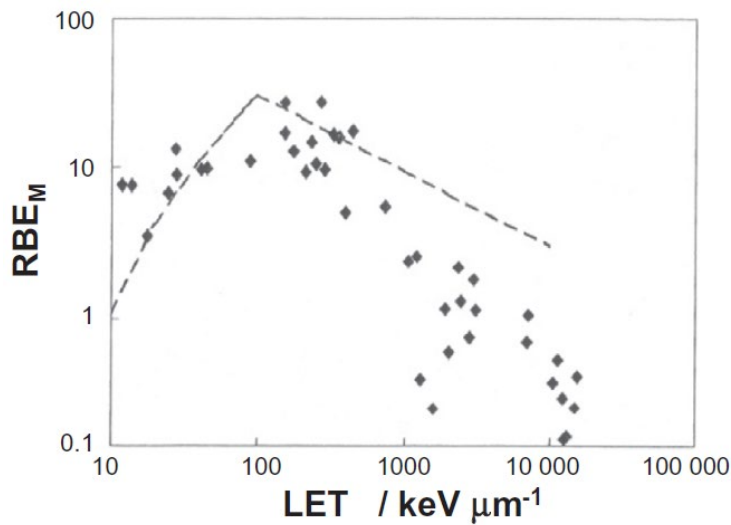


図 3.3 チャイニーズハムスターの V79 細胞における hprt 遺伝子座での突然変異誘発に対する最大生物効果比 (RBE_M) と線エネルギー付与 (LET)
 データは Kiefer ら (1999, 2001) からのものである。破線は, *Publication 60* (ICRP, 1991) に定義されている $Q(L)$ 関係を示す。

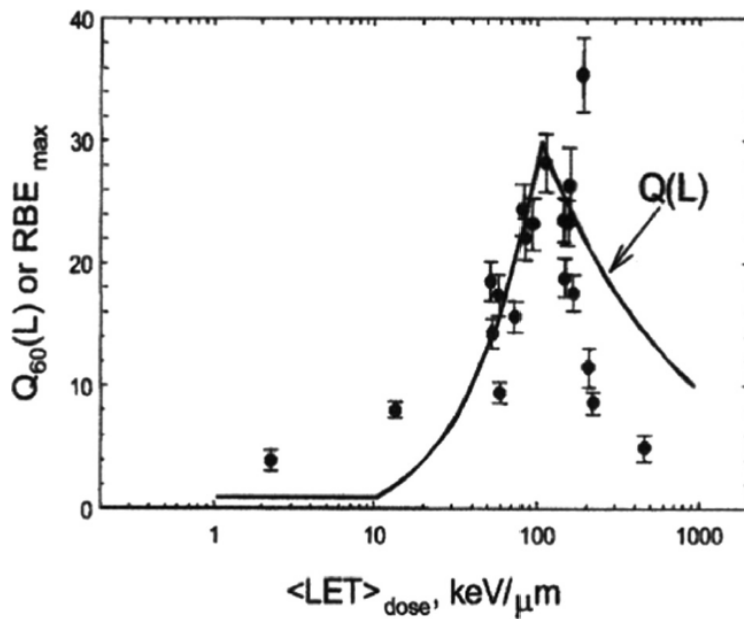


図 3.4 未成熟染色体凝縮法を用いて第一細胞周期内で測定された全染色体交換に対する最大生物効果比 (RBE_M) と線エネルギー付与 (LET) (George and Cucinotta, 2007 ; Cucinotta et al, 2008)
 線は *Publication 60* (ICRP, 1991) に定義されている $Q(L)$ 関係を示す。

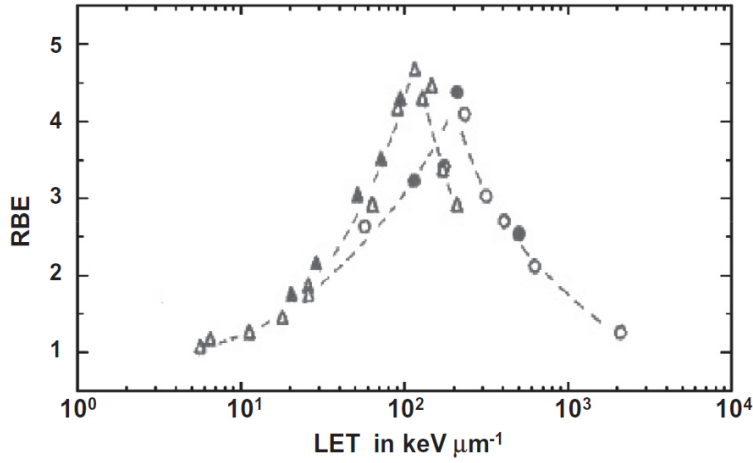


図 3.5 加速重イオン (▲, △: 重陽子と He イオン, ●, ○: 重イオン) ビームに被ばくさせたハムスターV79 細胞 (黒記号) および哺乳類の T1 細胞 (白記号) の不活性化に対する生物効果比 (RBE) と線エネルギー付与 (LET) (Thacker et al., 1979)

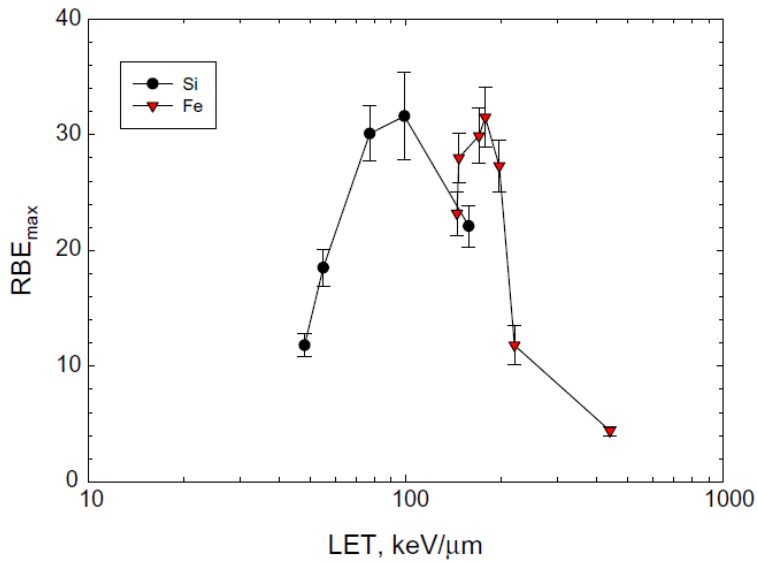


図 3.6 低線量・低線量率 γ 線と相対化した, Si および Fe 原子核に被ばくさせたヒトリンパ球の染色体異常 (全交換) に対する最大生物効果比 (RBE_M) と線エネルギー付与 (LET) (George and Cucinotta., 2007)

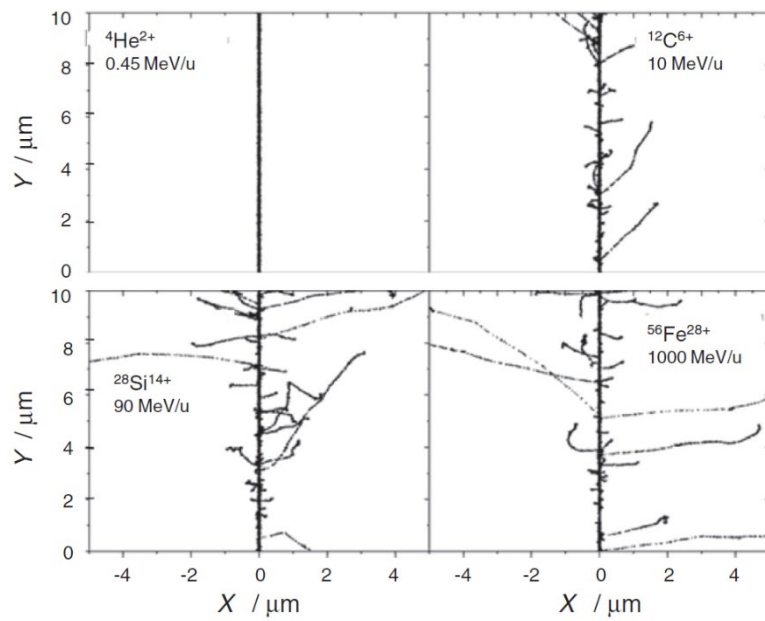


図 3.7 次のイオンについて、水中でシミュレーションした飛跡断面： ${}^4\text{He}$ (0.45 MeV/u)， ${}^{12}\text{C}$ (10 MeV/u)， ${}^{28}\text{Si}$ (90 MeV/u) および ${}^{56}\text{Fe}$ (1 GeV/u)。XY 平面に投影したものを示している。イオンは、同じ線エネルギー付与条件 ($\sim 150 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$) 下の 25°C の液体水中で、Y 軸の原点に生成される。各点は、放射線分解種を表す (Plante and Cucinotta, 2008)。

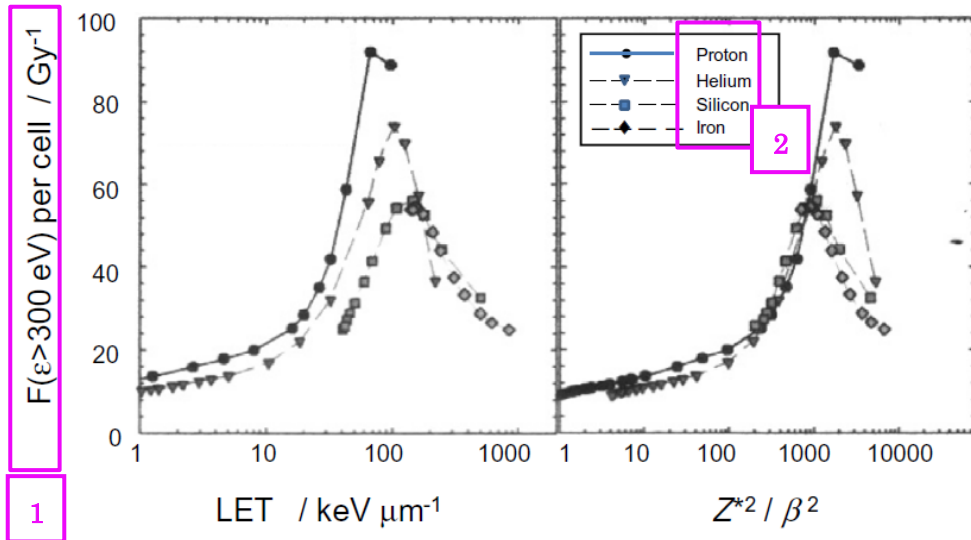


図 3.8 線エネルギー付与 (LET) (左側) または Z^2/β^2 (右側) の関数としての、300 eV 以上を受けた細胞あたりのヌクレオソームの数。

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. 細胞あたりのヌクレオソーム数 F ($\epsilon > 300$ eV) (Gy^{-1})
2. 陽子
ヘリウム
ケイ素
鉄

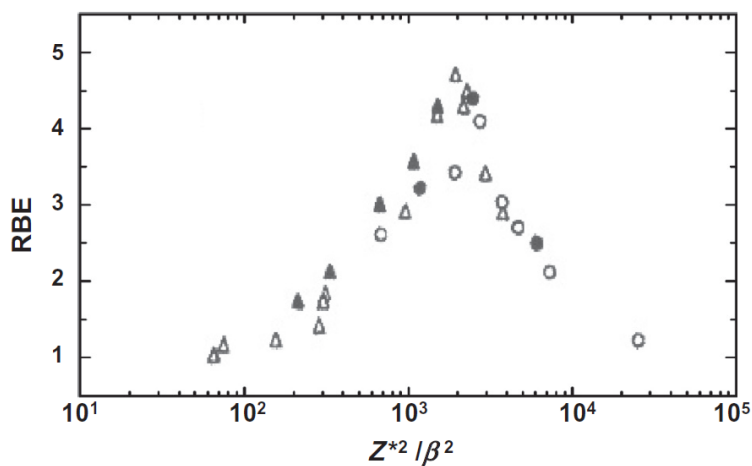


図 3.9 加速重イオン (\blacktriangle , \triangle : 重陽子と He イオン; \bullet , \circ : 重イオン) ビームに被ばくさせたhamster-V79 細胞 (黒記号) および哺乳類の T1 細胞 (白記号) の不活性化に対する生物効果比 (RBE) と $(Z/\beta)^2$ (Thacker et al., 1979)

表 3.3 放射線加重係数* w_R (ICRP, 2007)

放射線の種類	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対するものである。

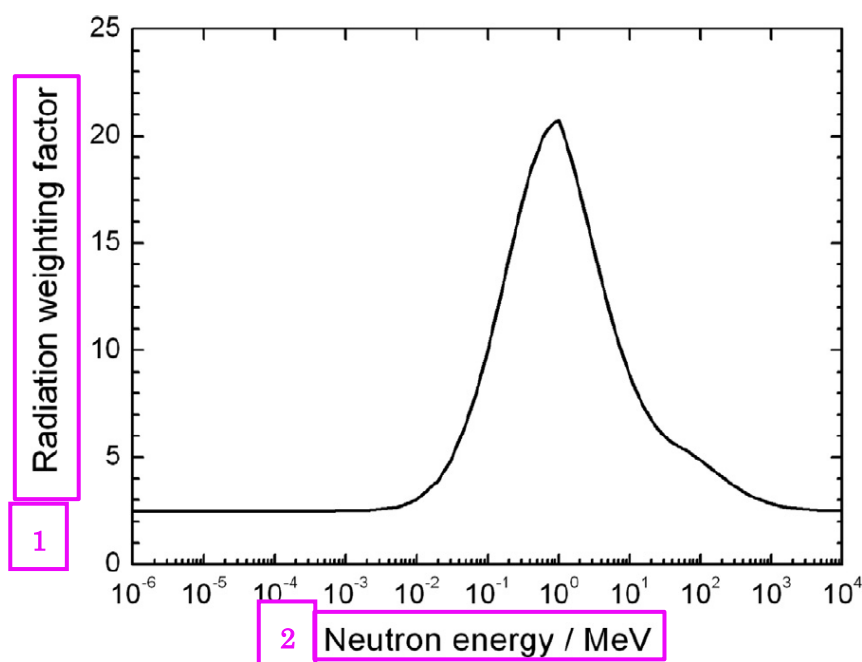


図 3.10 中性子の放射線加重係数 (w_R) と中性子エネルギー (ICRP, 2007)

1. 放射線加重係数
2. 中性子エネルギー (MeV)

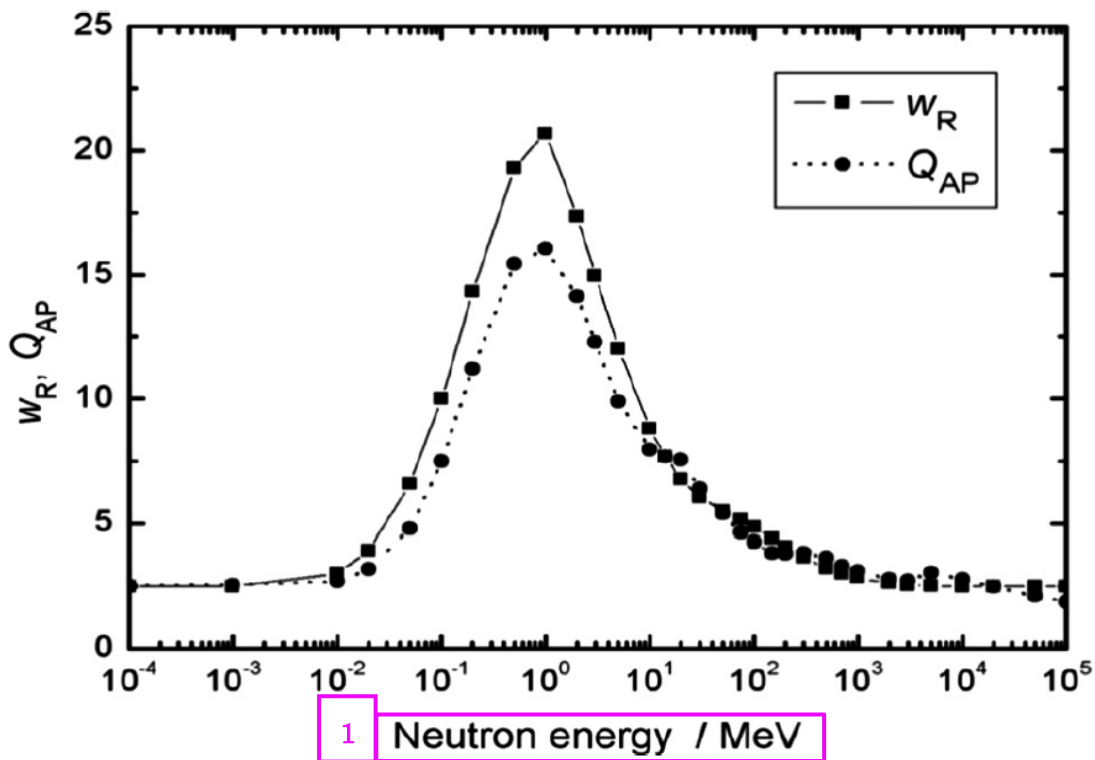


図 3.11 中性子の放射線加重係数 (w_R) および中性子 (AP 照射) に対して計算された人体平均線質係数 ($Q_{E,AP}$) と、中性子エネルギー (Sato et al., 2009)

1. 中性子エネルギー (MeV)

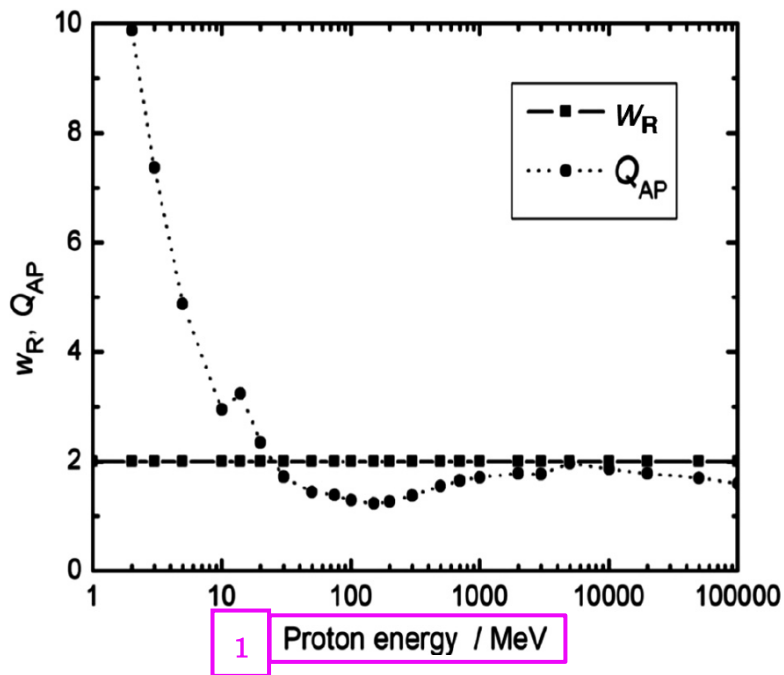


図 3.12 陽子の放射線加重係数 (w_R) および陽子 (AP 照射) に対して計算された人体平均線質係数 ($Q_{E,AP}$) と、陽子エネルギー (Sato et al., 2009)

1. 陽子エネルギー (MeV)

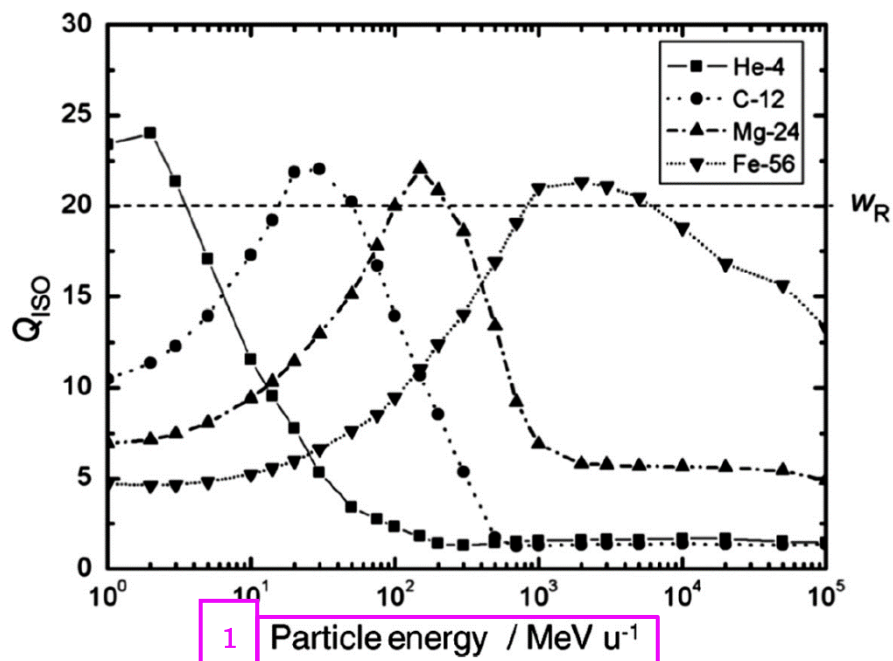


図 3.13 ^4He , ^{12}C , ^{24}Mg , ^{56}Fe (ISO 照射) に対する放射線加重係数 (w_R) および人体平均線質係数 ($Q_{E,ISO}$) と、粒子エネルギー (Sato et al., 2010)

1. 粒子エネルギー (MeV \cdot u $^{-1}$)

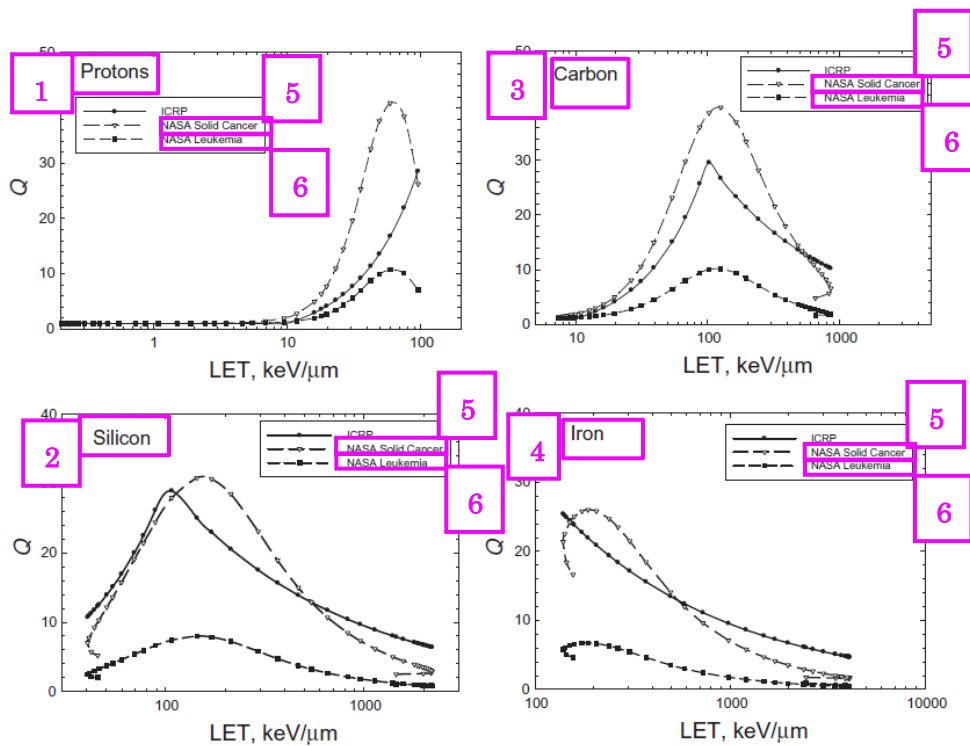


図 3.14 H, C, Si および Fe 原子核に対する線質係数 (Q) の線エネルギー付与 (LET) 依存性 : ICRP (1991) によって定義されたもの, 米国航空宇宙局 (NASA) によって提案され (Cucinotta, 2011) 固形がんまたは白血病の相対リスクを考慮して異なる形で定義されたもの,

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 近年科学的利用のため国際宇宙ステーションに搭載された能動型放射線検出器
 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)] または
 MATROSHKA ファ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 テレスコープ型検出 器	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 ンストリップ型検出 器	Casolino et al. (2007); Semkova et al. (2007) Narici (2008);	INFN およびローマ・トルヴ エルガダ大学 (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 トリップ型検出器	Zaconte et al. (2010a,b); Di Fino et al. (2011)		
ボナー球型中性子検 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能動型および半能動型放射線検出器

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・テレスコープ型検出器	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

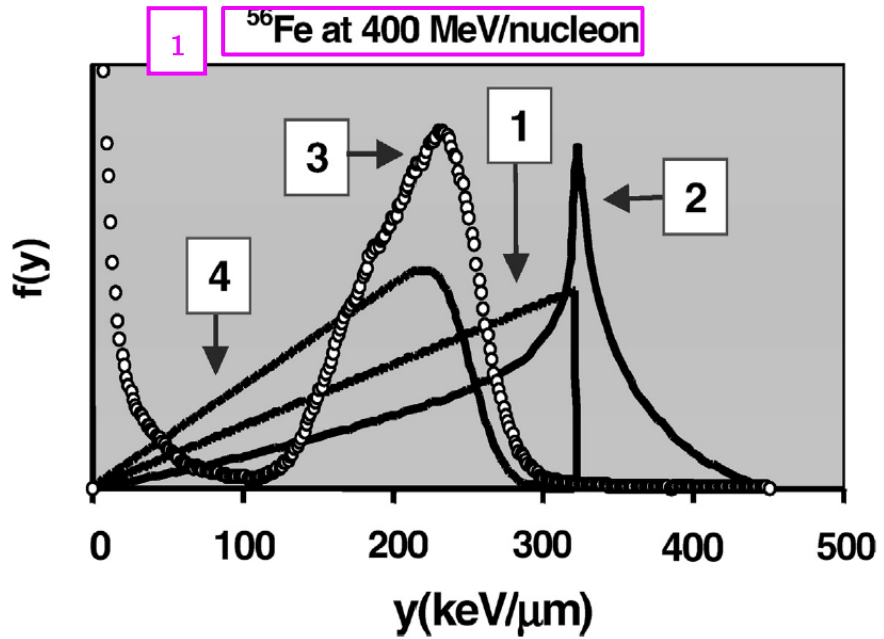


図 4.1 ^{56}Fe イオンの均一なフルエンスに対する組織等価比例計数管による線エネルギーの頻度分布 $f(y)$ 。

曲線 1 と 2 は、球形（曲線 1）および円柱形（曲線 2）の検出器における弦長に Fe イオンの線エネルギー付与（LET）を乗じて計算されたもの。曲線 3 は球形検出器による測定結果を示し、曲線 4 はストラグリングについて調整した、制限付の LET, L_{Δ} を用いた計算結果を示す（NCRP, 2002）

1. 核子あたり 400 MeV の ^{56}Fe

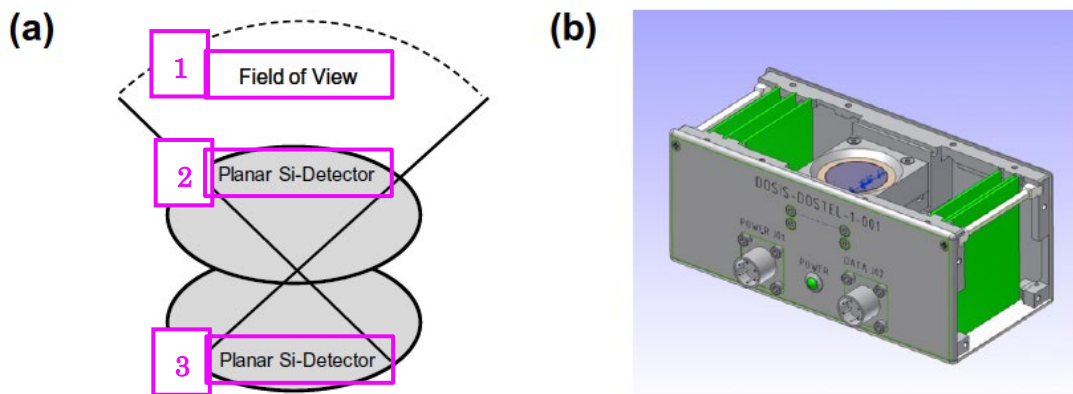


図 4.2 宇宙用に設計された荷電粒子スペクトロメータ DOSTEL の模式図 (a, b) (Beaujean et al., 1999; Reitz et al., 2005)

1. 視野角
2. 平板 Si 検出器
3. 平板 Si 検出器

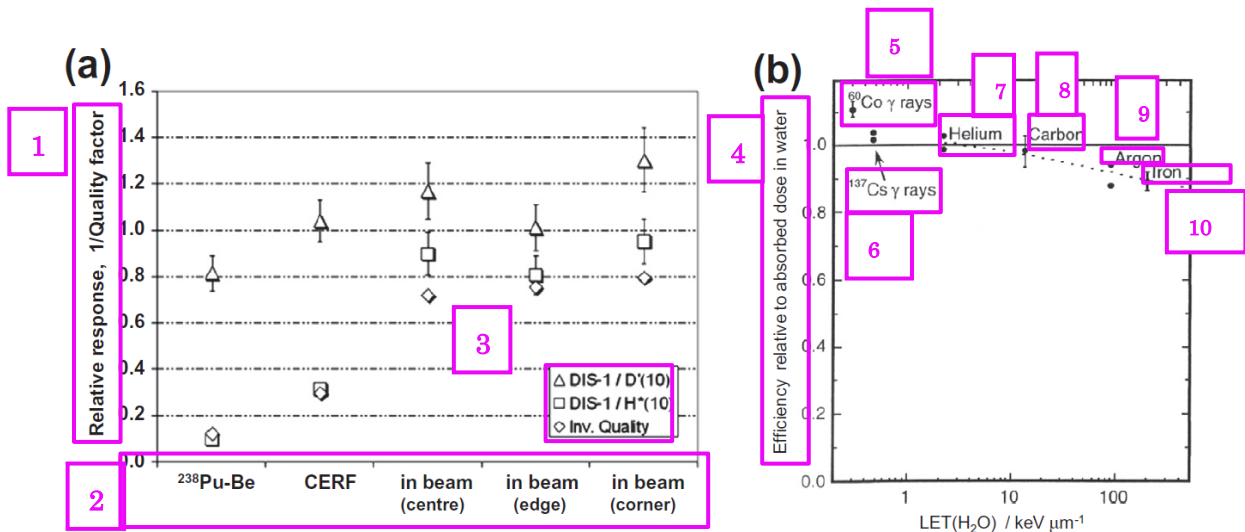


図 4.3 ダイレクトイオンストレージ (DIS-1) 線量計の相対応答

(a) 個人線量当量 $H_p(\text{DIS})$ の読み値について，組織深さ 10 mm の吸収線量 $D(10)$ で正規化されたもの（三角形），および環境線量当量 $H^*(10)$ で正規化されたもの（四角形）。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 (H_2O)] の関数として，水中の吸収線量に対する DIS-1 の効率。 $^{60}\text{Co } \gamma$ 線，炭素，鉄イオンの各点は，6 回の計測の平均値（1 標準偏差）を表す。3 種類の線量（10 mGy，25 mGy，50 mGy）に対してのそれぞれ 2 回ずつ照射された。 $^{137}\text{Cs } \gamma$ 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 回の計測をそれぞれ表す（Yasuda, 2001）。

1. 相対応答，1/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. $^{60}\text{Co } \gamma$ 線
6. $^{137}\text{Cs } \gamma$ 線
7. ヘリウム
8. 炭素
9. アルゴン
10. 鉄

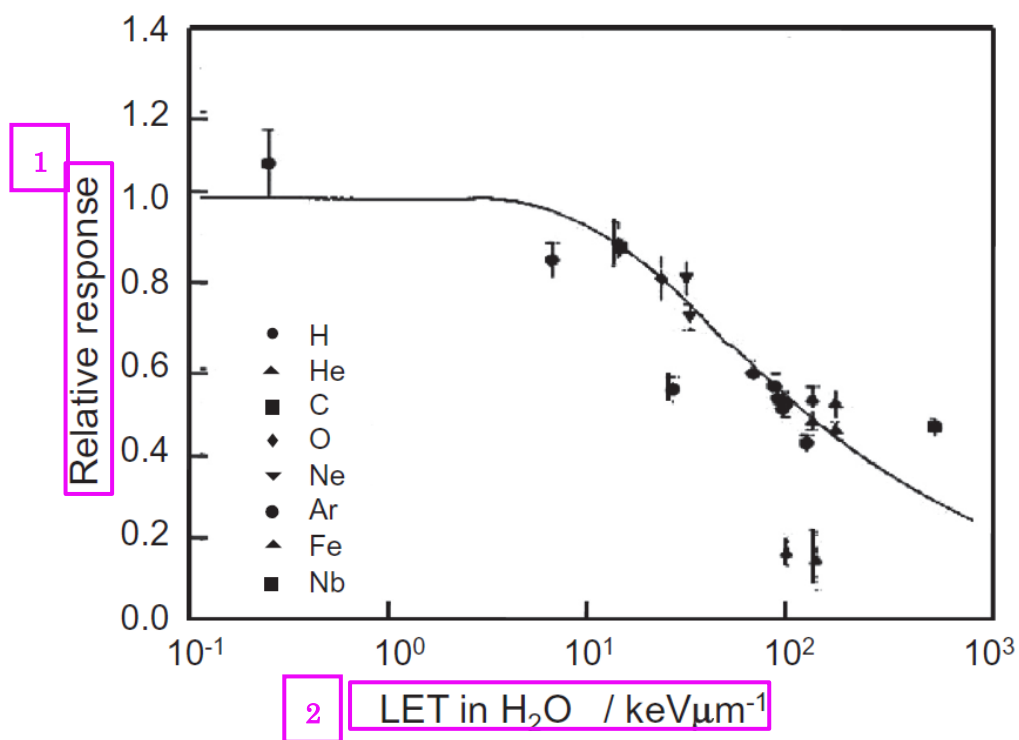


図 4.4 さまざまな荷電粒子に対する熱ルミネセンス検出器 (TLD) の相対応答
 TLD-700 のピーク 5 の相対応答 (⁶⁰Co γ 線に対する) と, 検出器内の平均線エネルギー付与 (LET)
 (水中) を示す (Benton et al., 2000)

1. 相対応答
2. H₂O 中 LET (keV·μm⁻¹)

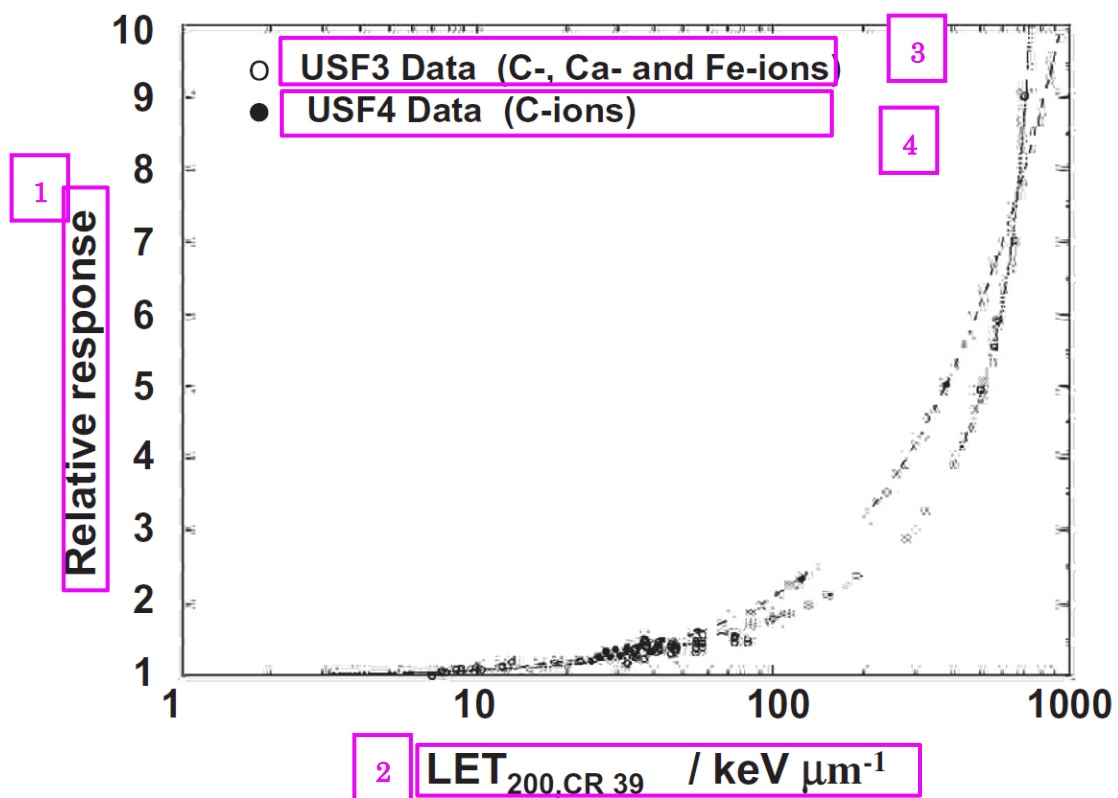
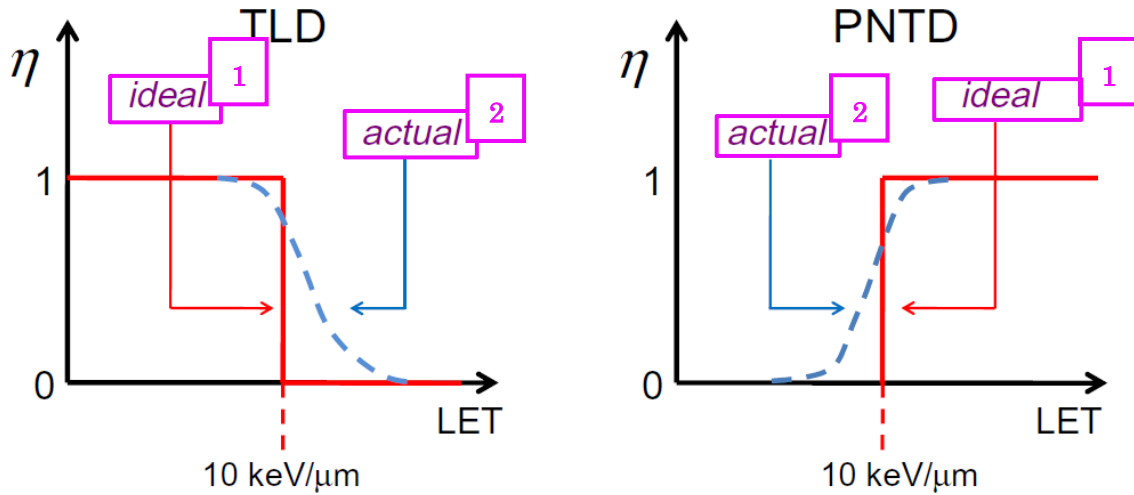


図 4.5 ポリアリルジグリコールカーボネート (CR-39®) の制限付線エネルギー付与 LET_{200} に対する相対応答 (Keegan, 1996)

1. 相対応答
2. $LET_{200, CR39}$ ($keV \cdot \mu m^{-1}$)
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. 理想的応答
2. 実際の応答

表 5.1 宇宙放射線研究に重要な核反応と生成物

反応タイプ	二次生成物	メカニズム	備考
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	入射粒子破砕	中等度の LET, 飛程長い
核子-原子核	重イオン	標的破砕	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) 2)

LET : 線エネルギー付与

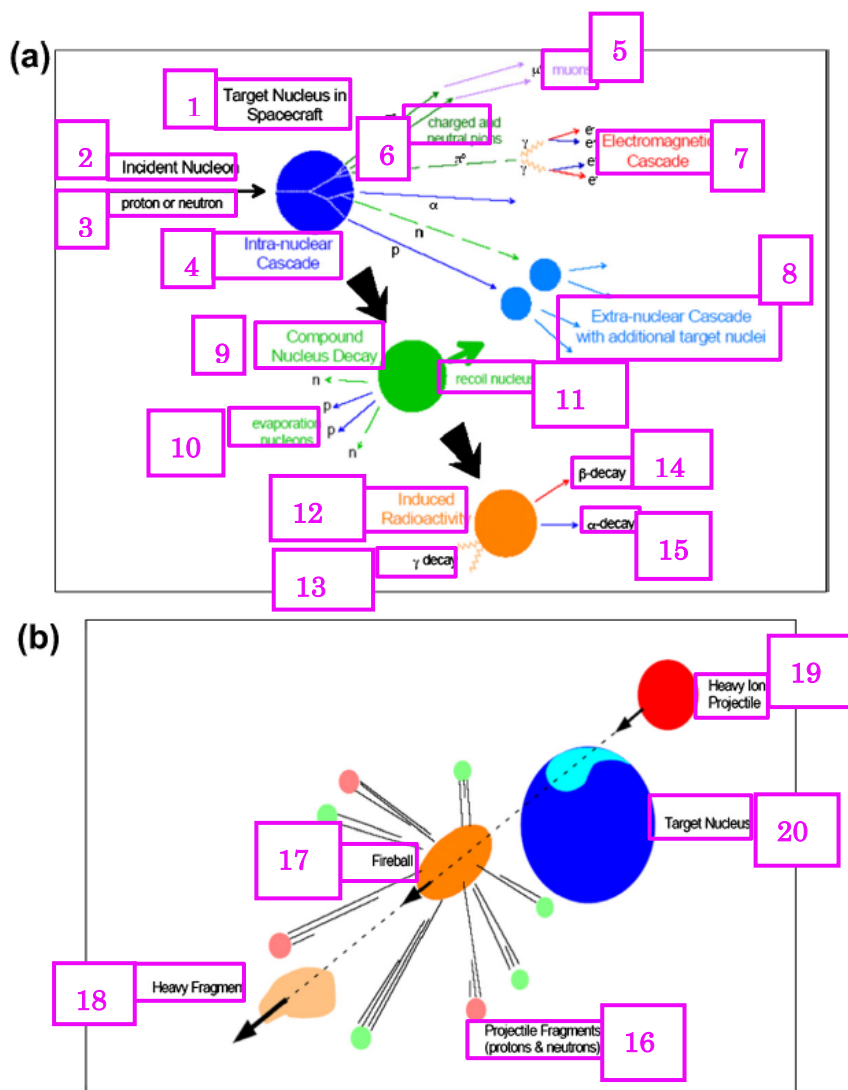


図 5.1 (a) 高エネルギー入射核子と標的核との反応の模式図 (ICRU, 1978) (b) 相対論的な重イオンと標的核との反応の模式図 (Miller, 1997)

- | | | | |
|----------------------|-----------------|----------------|-----------------|
| 1. 宇宙機内の標的核 | 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. 入射粒子破砕片 (陽子と中性子) | 17. 火球 | 18. 重破砕片 | |
| 19. 入射重イオン | 20. 標的核 | | |

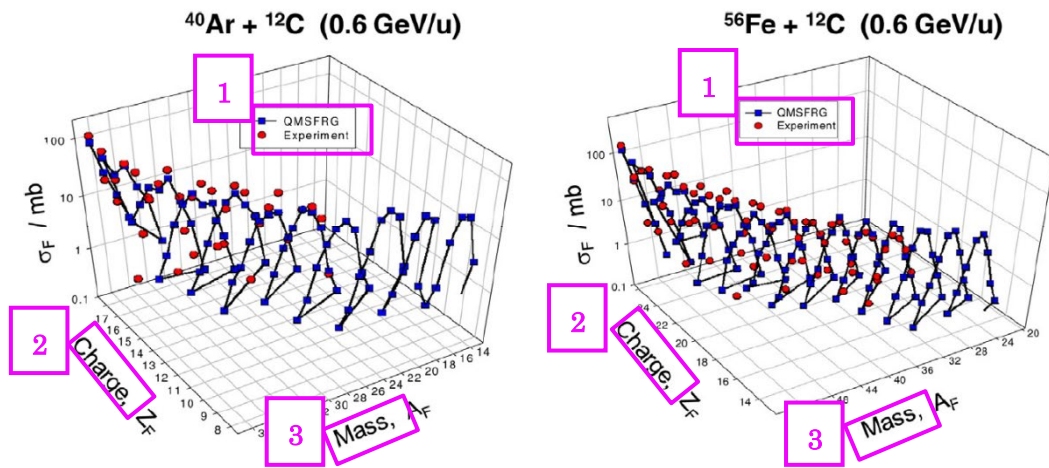


図 5.2 QMSFRG モデル (Cucinotta et al., 2006) と実験結果との比較 : 0.6GeV/u の ^{12}C を ^{40}Ar に入射させた場合の破砕片の同位体分布 (左側パネル) および 0.6GeV/u の ^{12}C を ^{56}Fe に入射させた場合の破砕片の同位体分布 (右側パネル)

1. QMSFRG
実験
2. 電荷数
3. 質量数

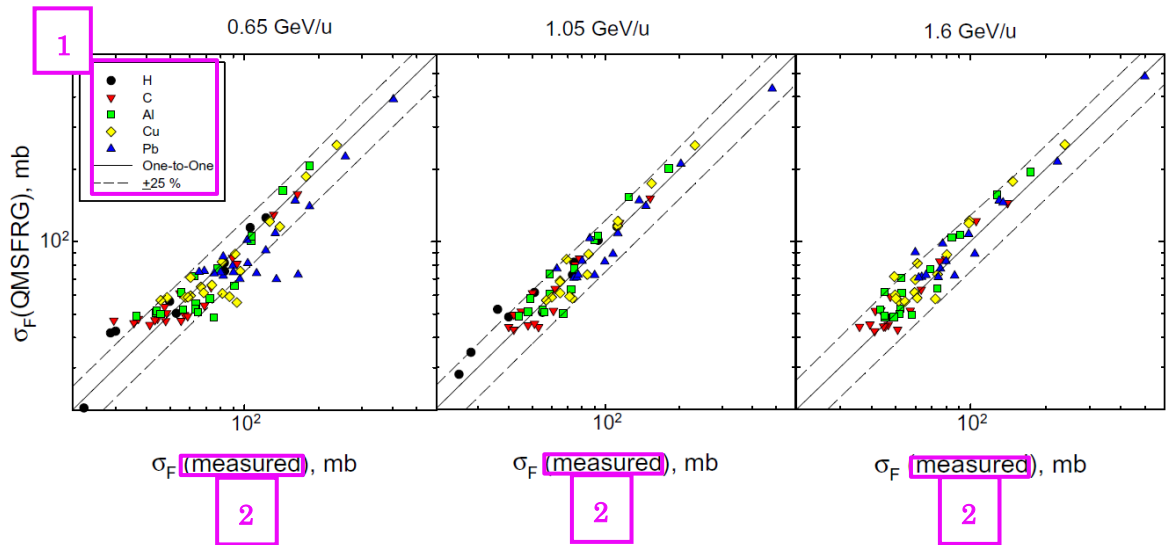


図 5.3 さまざまなエネルギーの ^{56}Fe 入射粒子と複数の標的核との相互作用に対する破砕断面積に関する実験と QMSFRG モデルの比較 (Cucinotta et al., 2006)

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 関数
 $\pm 25\%$ 範囲
2. (実験)

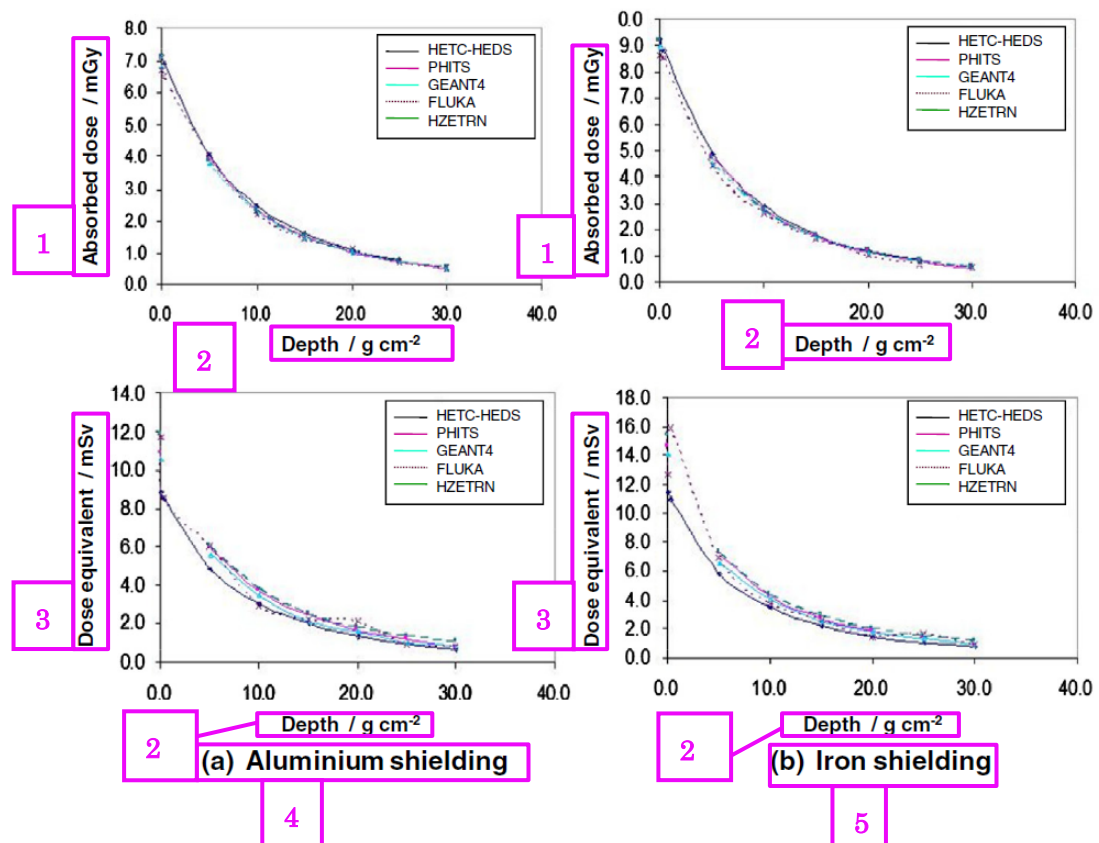


図 5.4 アルミニウムおよび鉄遮蔽における太陽粒子現象時の吸収線量と線量当量の深さ・線量分布に係る輸送コードの相互比較 (Wilson, 2009)

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

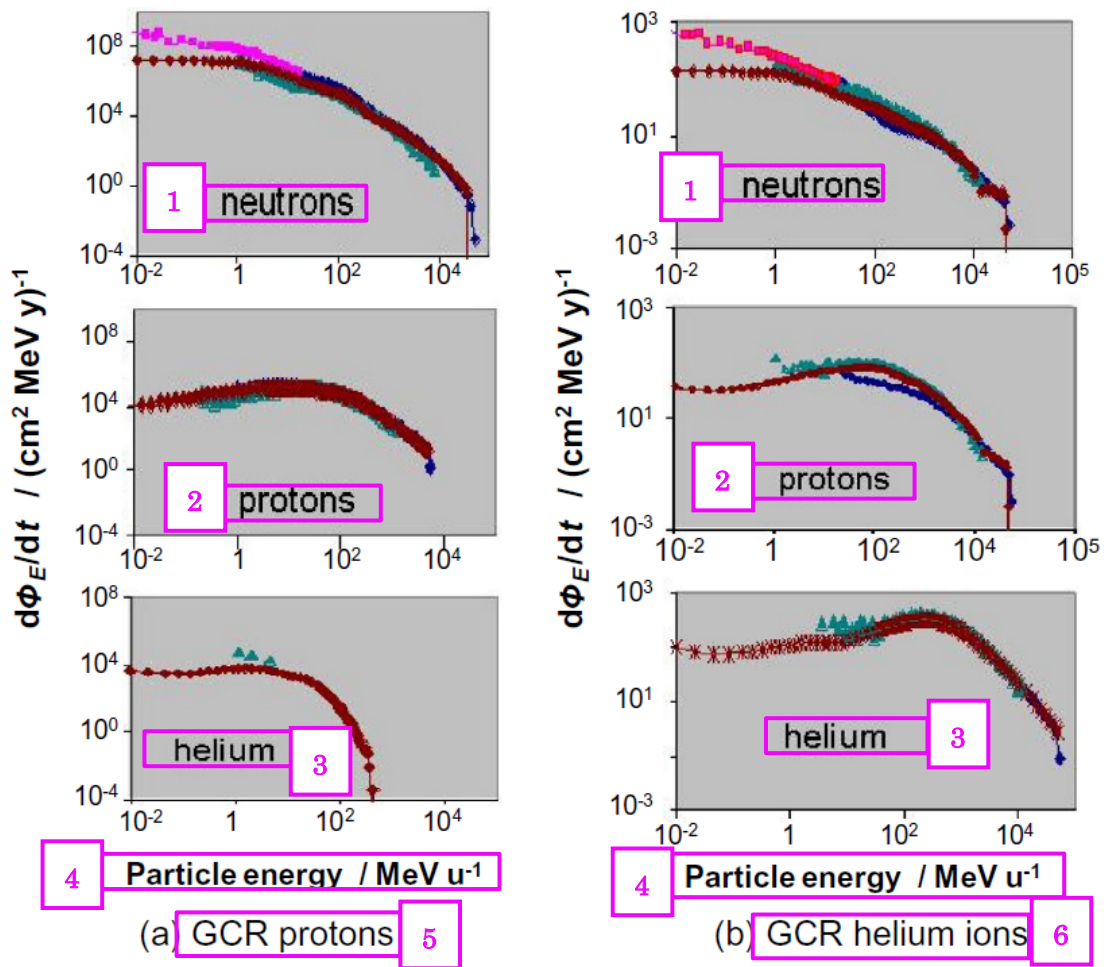


図 5.5 さまざまな輸送コードで計算された、太陽極小期の銀河宇宙線からの軽イオンのエネルギー分布（フルエンス率のエネルギー分布、 $d\Phi_E/dt$ ）の相互比較（Heinbockel et al.）

◆ : HETC-HEDS, ▲ : FLUKA, ◆, * : HZETRAN2006

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

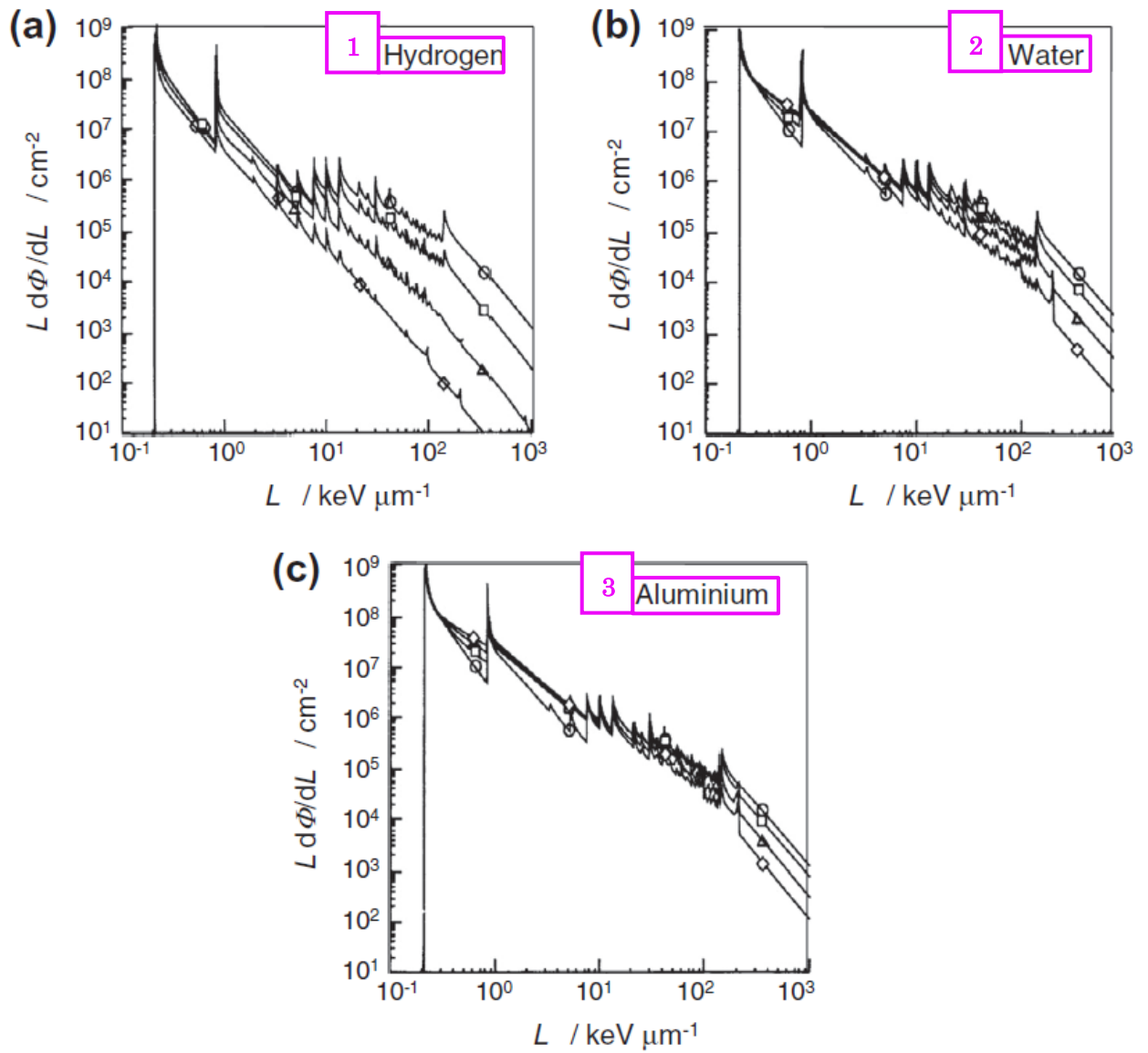


図 5.6 液体水素 (a) , 水 (b) , アルミニウム (c) の遮蔽量の違いによる, HZETRN コードで計算した宇宙における粒子フルエンスの線エネルギー付与 (L) 分布 (Wilson et al., 1995c)

○ : 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

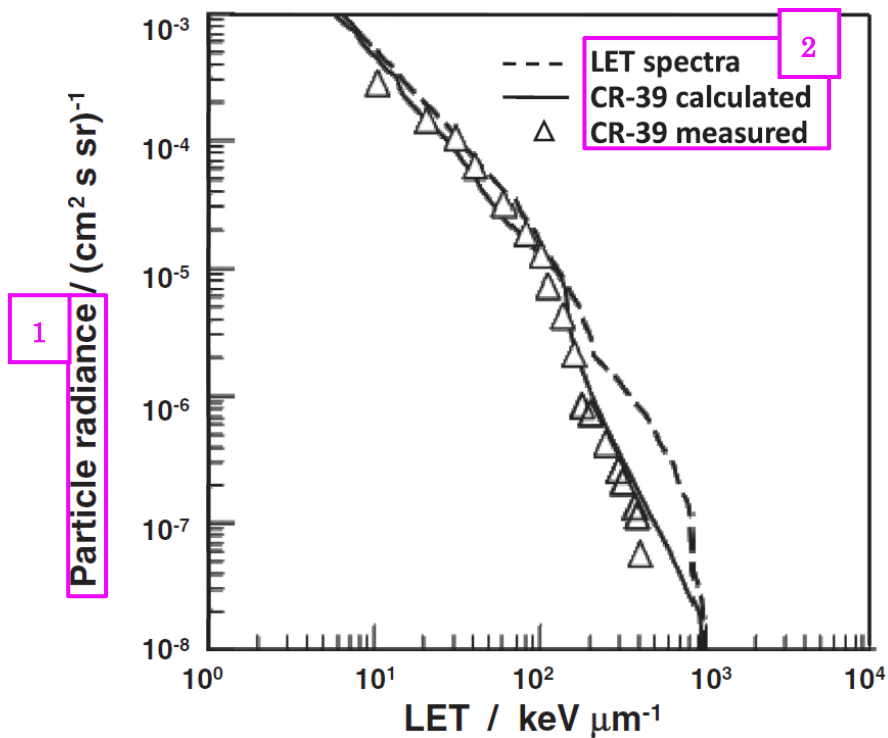


図 5.7 スペースシャトルミッションにおいてエッチング型飛跡検出器で測定した粒子ラジアンスの線エネルギー付与 (LET) 分布と、モデル計算による LET 分布の比較 (Wilson et al., 1994b; Shinn et al., 1998)

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

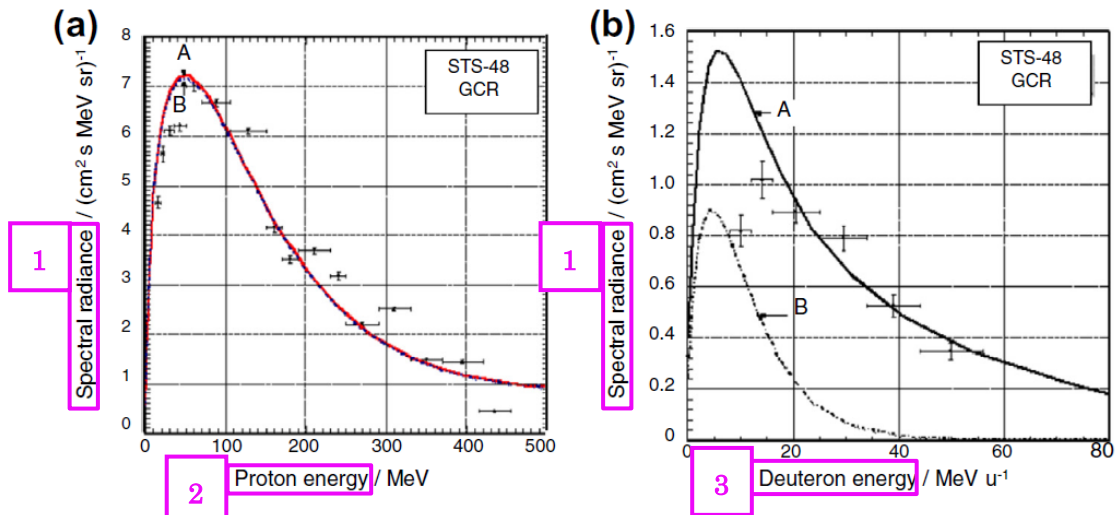


図 5.8 スペースシャトル飛行 STS-48 における，銀河宇宙線（GCR）からの二次陽子（a）および二次重陽子（b）の粒子ラジアンスのエネルギー分布の計算値（HZETRN コード）と測定値の比較（Badhwar et al., 1995）

陽子および重陽子ラジアンスは，（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，（b）そのような寄与を含まない。

1. ラジアンススペクトル
2. 陽子エネルギー
3. 重陽子エネルギー

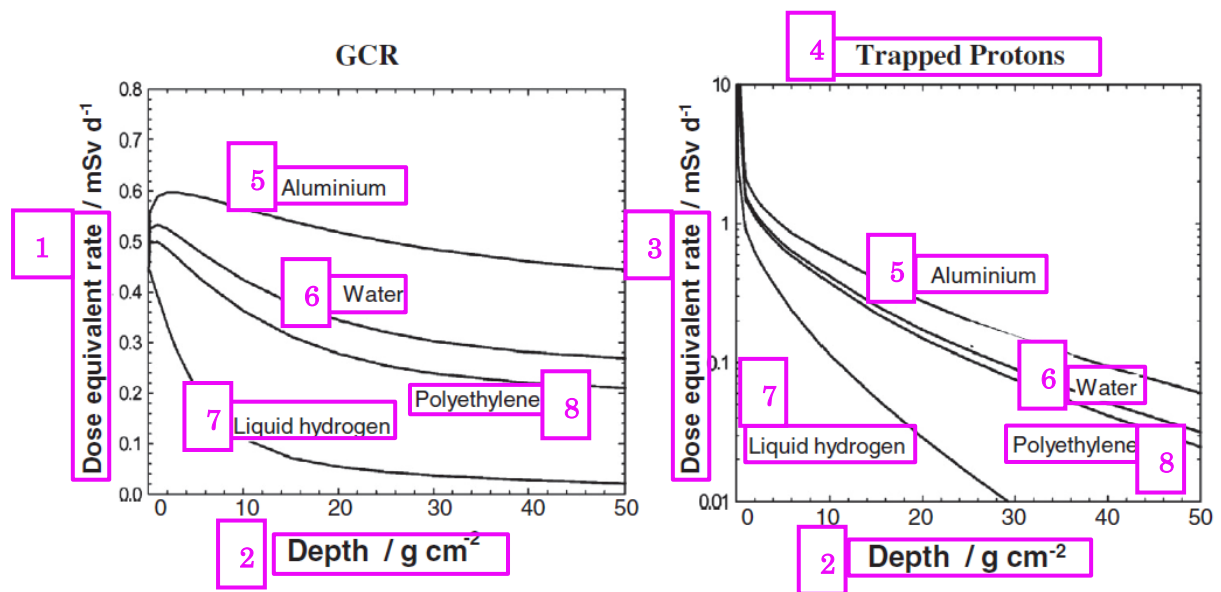


図 5.9 銀河宇宙線（GCR）および捕捉陽子による、太陽活動極小期における国際宇宙ステーション軌道上での組織線量当量率計算値とさまざまな遮蔽材料の遮蔽厚（Cucinotta et al., 2000b）

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

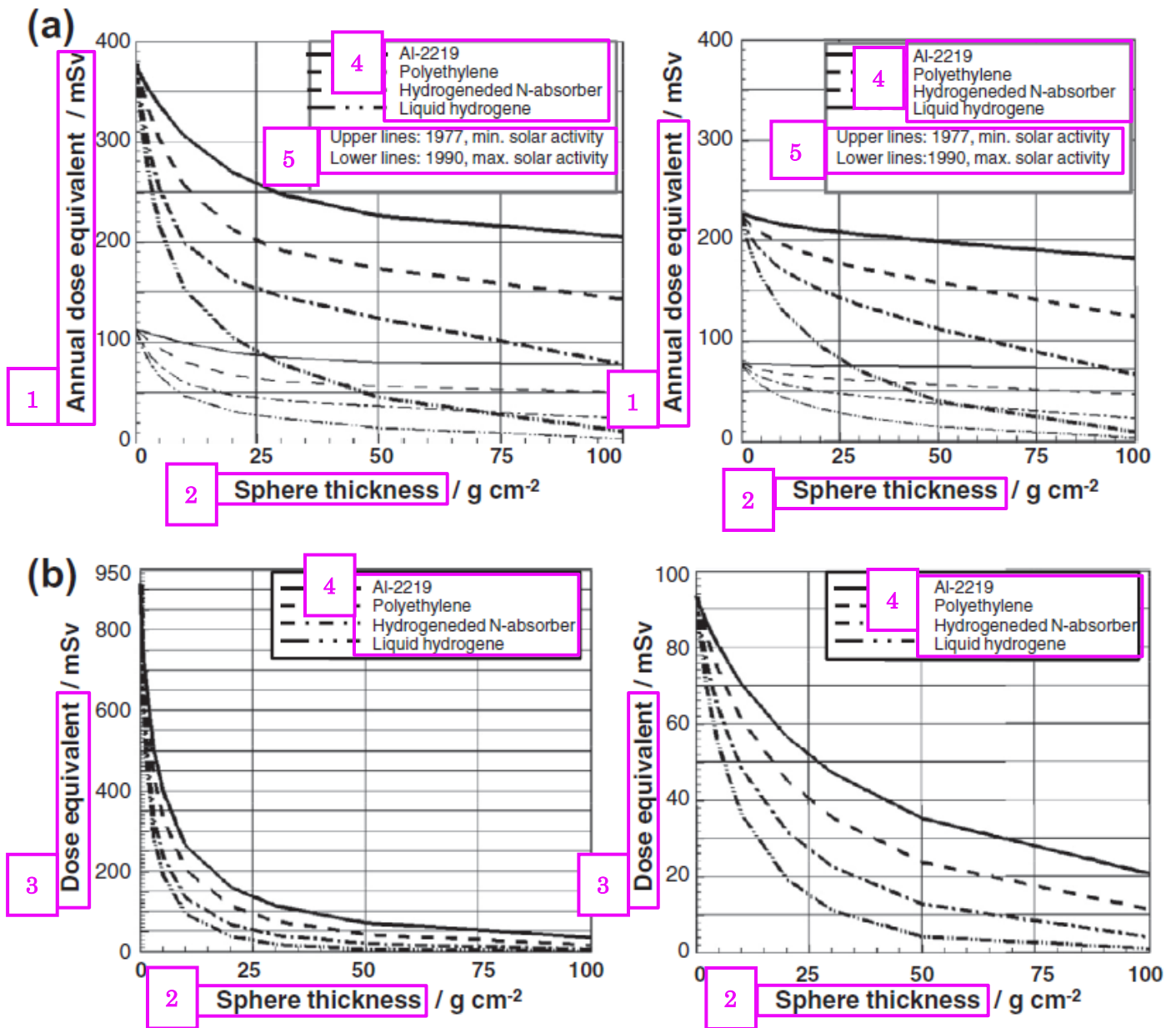


図 5.10 (a) 月 (左) と火星 (右) の表面における、銀河宇宙放射線 (GCR) (a), および 1989 年 9 月の SPE の 4 倍のフルエンスを持つ最悪の太陽粒子現象 (SPE) (b) に対する、さまざまな遮蔽材料における線量当量と、遮蔽厚 (Wilson et al., 2001)

1. 年間線量当量 (mSv)
2. 球厚 (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. 上側の線: 太陽極小期, 1977 年
下側の線: 太陽極大期, 1990 年

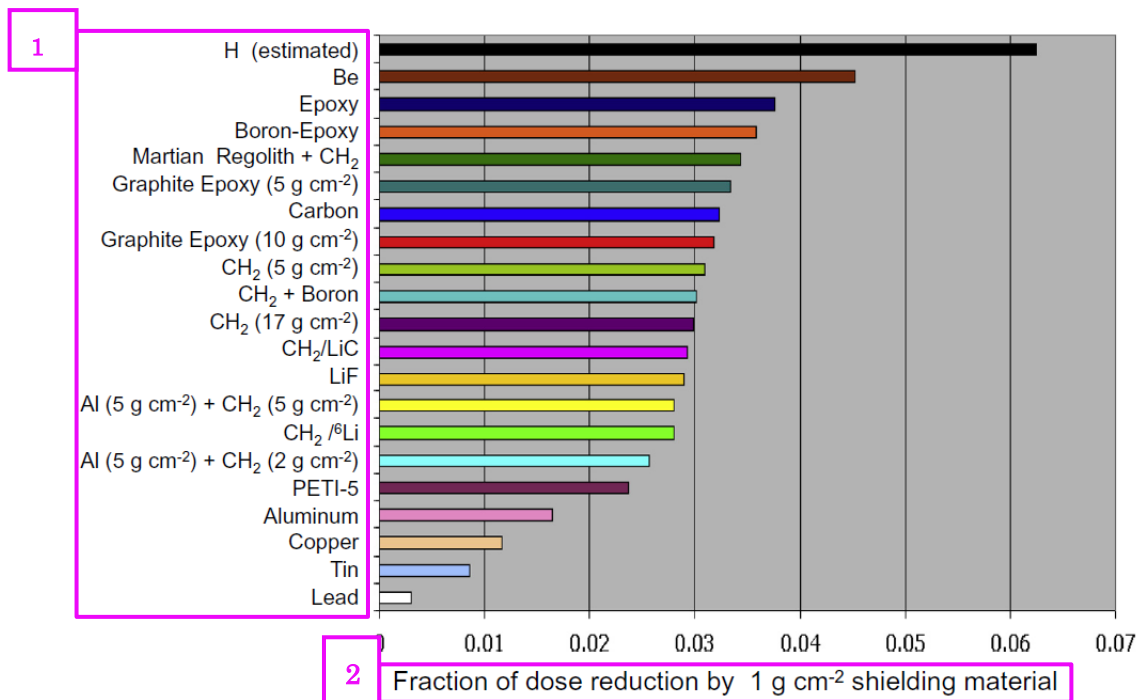


図 5.11 さまざまな遮蔽材料に 1067 MeV/u の Fe 粒子を入射させた場合の $1\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ の厚さの遮蔽体による人体線量の低減率 (Zeitlin et al., 2006)

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 ($5\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$) 炭素
グラファイトエポキシ ($10\text{g}\cdot\text{m}^{-2}$) CH₂ ($5\text{g}\cdot\text{m}^{-2}$) CH₂+ボロン
CH₂ ($17\text{g}\cdot\text{m}^{-2}$) CH₂/LiC LiF Al ($5\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$) +CH₂ ($5\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$)
CH₂/⁶LiAl ($5\text{g}\cdot\text{m}^{-2}$) +CH₂ ($2\text{g}\cdot\text{m}^{-2}$) PETI-5 アルミニウム 銅 錫 鉛
2. 遮蔽の厚さ $1\text{g}\cdot\text{m}^{-2}$ あたりの線量低減率

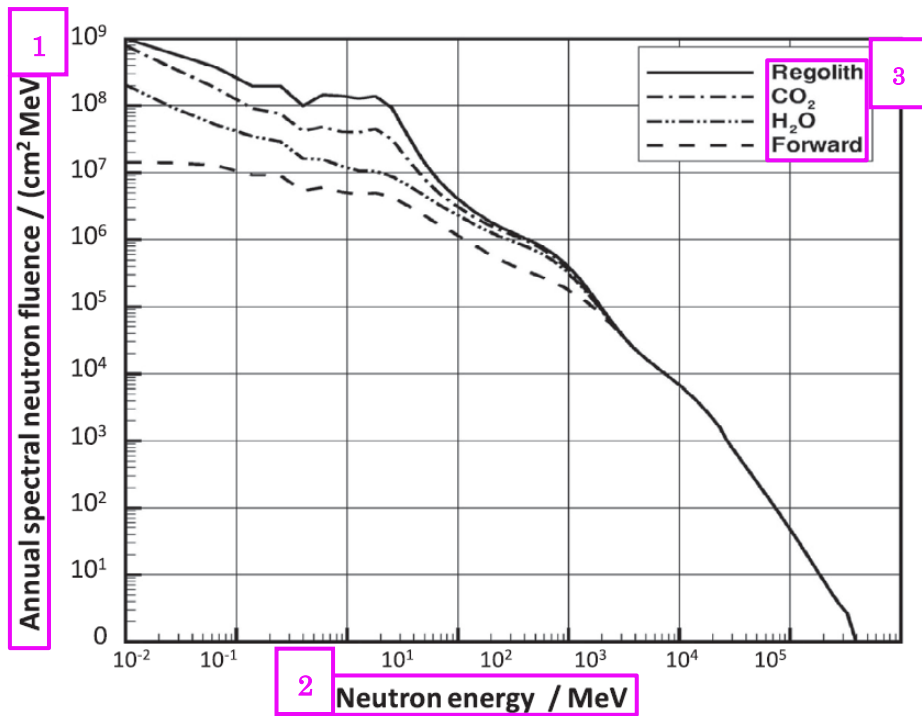


図 5.12 HZETRN で計算した火星表面上の中性子フルエンスのエネルギー分布で，銀河宇宙放射線によって，火星大気中で生成された前方向の成分と，火星表面の各組成からのアルベド成分の年間寄与を示したもの (Wilson et al., 2004)

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
前方向

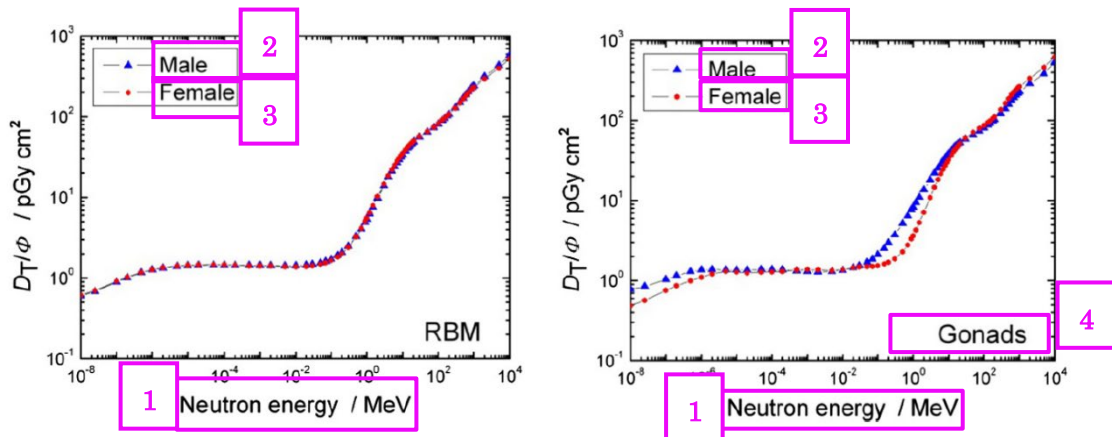


図 6.1 成人男性および女性の標準ファントム（ICRP, 2010）への等方照射について、中性子エネルギーの関数としての赤色骨髄（RBM, 左）および生殖腺（右）のフルエンスから平均吸収線量への換算係数

1. 中性子エネルギー（MeV）
2. 男性
3. 女性
4. 生殖腺

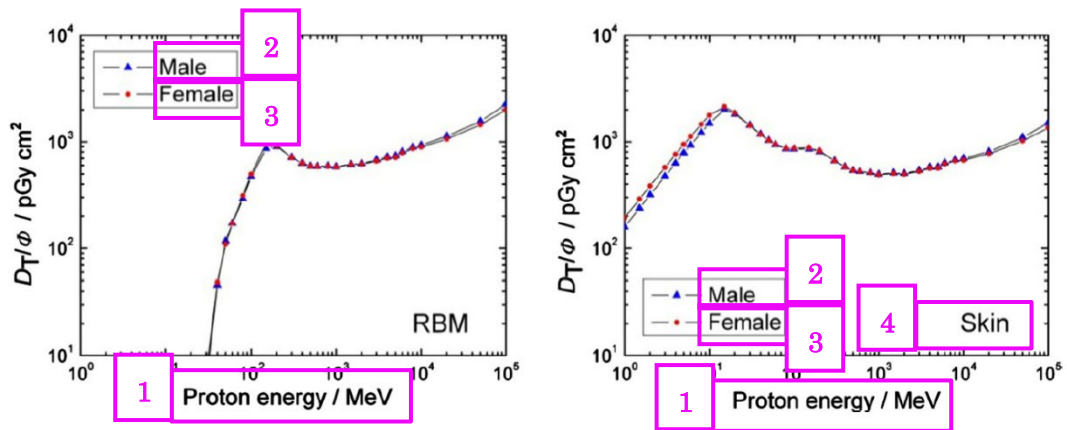


図 6.2 成人男性および女性の標準ファントム（ICRP, 2010）への等方照射について、陽子エネルギーの関数としての赤色骨髄（RBM, 左）および皮膚（右）のフルエンスから平均吸収線量への換算係数

1. 陽子エネルギー（MeV）
2. 男性
3. 女性
4. 皮膚

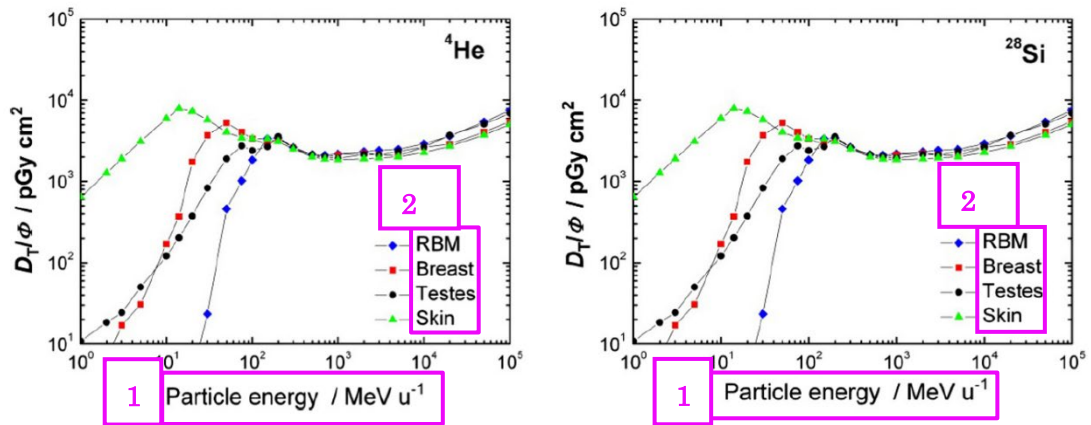


図 6.3 成人男性の標準ファントムへの ^4He イオン (左) および ^{28}Si イオン (右) の等方照射について、粒子エネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから平均吸収線量への換算係数
RBM : 赤色骨髄

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV}\cdot\text{u}^{-1}$)
2. RBM
乳房
精巣
皮膚

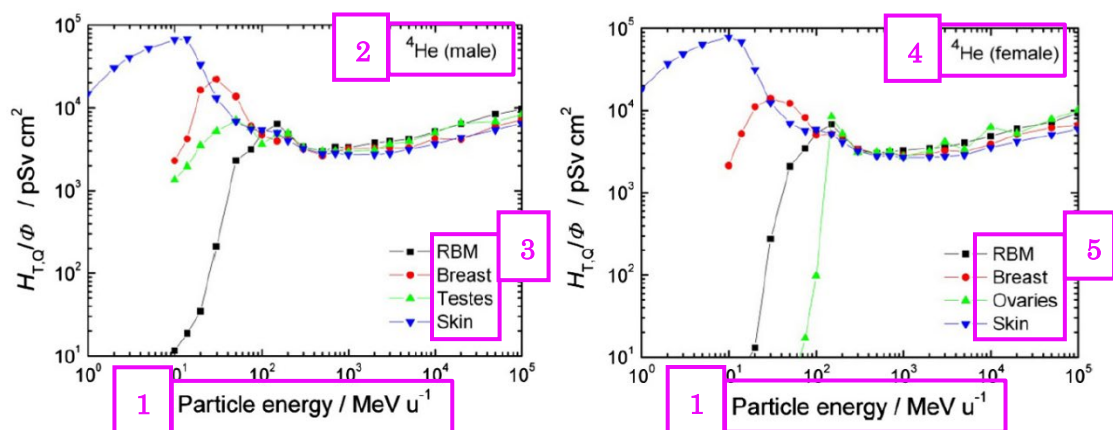


図 6.4 成人男性（左）および成人女性（右）の標準ファントムへの ^4He イオンの等方照射について、粒子エネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから臓器線量当量への換算係数
RBM：赤色骨髄

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

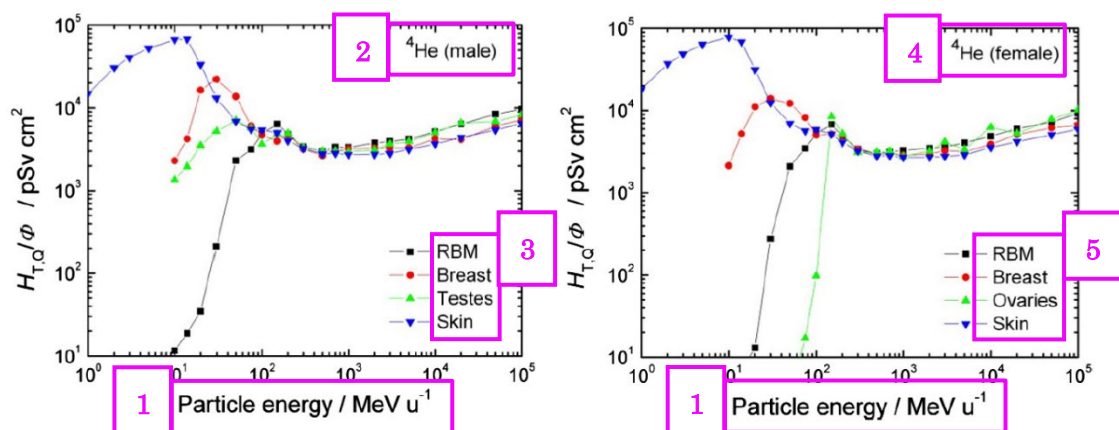


図 6.5 成人男性（左）および女性（右）の標準ファントムへの⁵⁶Fe イオンの等方照射について、粒子エネルギーの関数としてのさまざまな組織のフルエンスから臓器線量当量への換算係数

RBM：赤色骨髄

1. 粒子エネルギー (MeV·u⁻¹)
2. ⁵⁶Fe (男性)
3. RBM
乳房
精巣
皮膚
4. ⁵⁶Fe (女性)
5. RBM
乳房
卵巢
皮膚

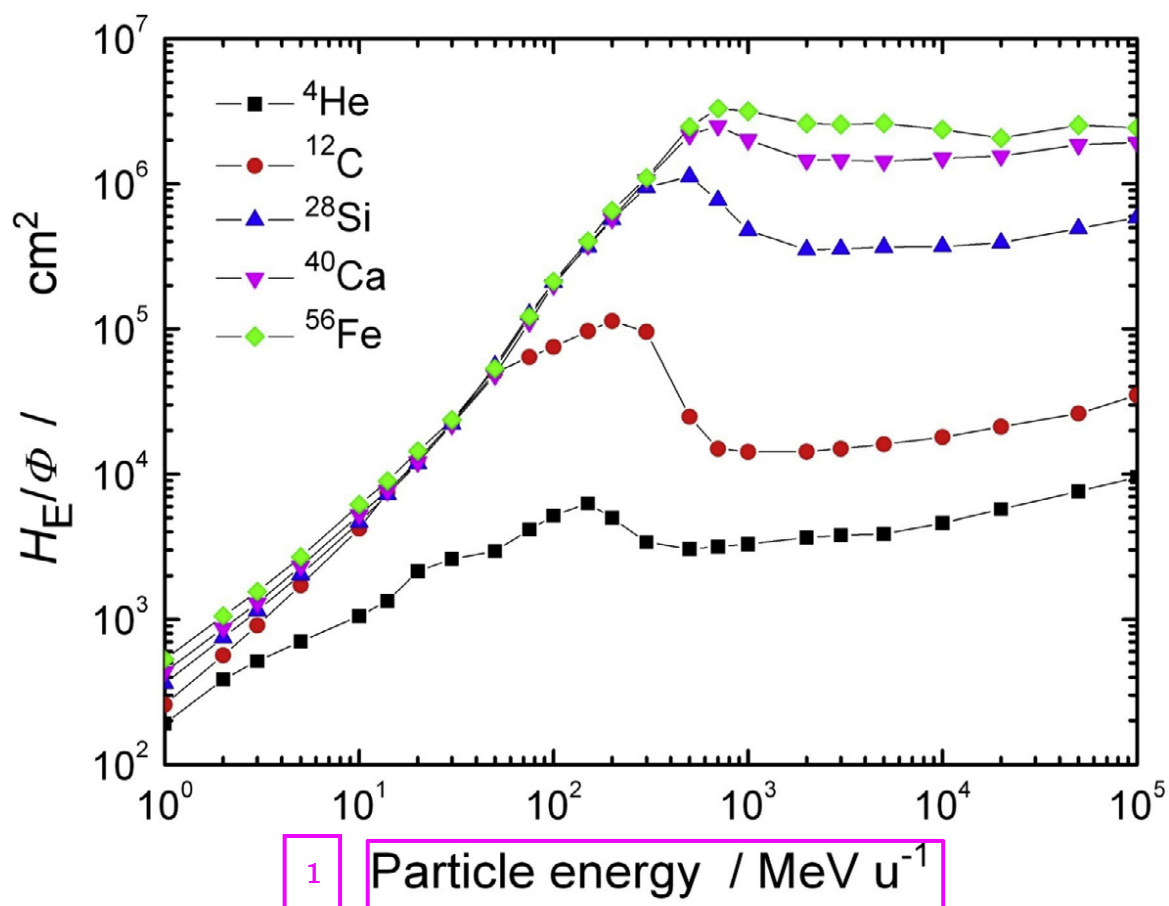


図 6.6 成人男性の標準ファントムへのいくつかの粒子の等方照射について、粒子エネルギーの関数としてのフルエンスから実効線量当量への換算係数

1. 粒子エネルギー (MeV·u⁻¹)

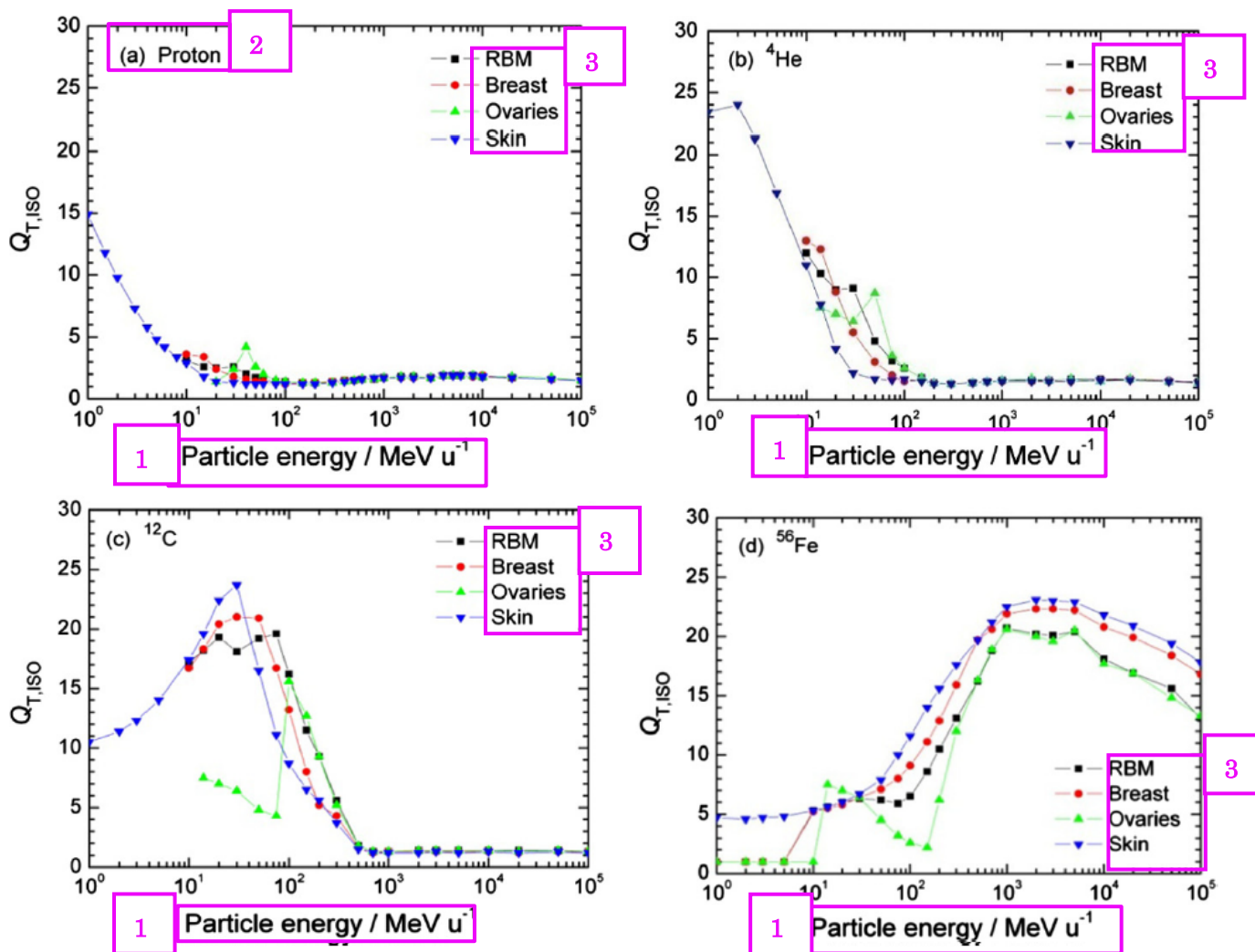


図 6.7 成人女性の標準ファントムの (a) 陽子, (b) ^4He , (c) ^{12}C および (d) ^{56}Fe イオンによる等方被ばくについて, 粒子エネルギーの関数としてのいくつかの組織の平均線質係数 $Q_{T,ISO}$, なお $Q_{T,ISO}$ は *Publication 103* (ICRP, 2007) で定義された $Q(L)$ に基づく。

RBM : 赤色骨髄

1. 粒子エネルギー (MeV \cdot u^{-1})
2. (a)陽子
3. RBM
乳房
卵巣
皮膚

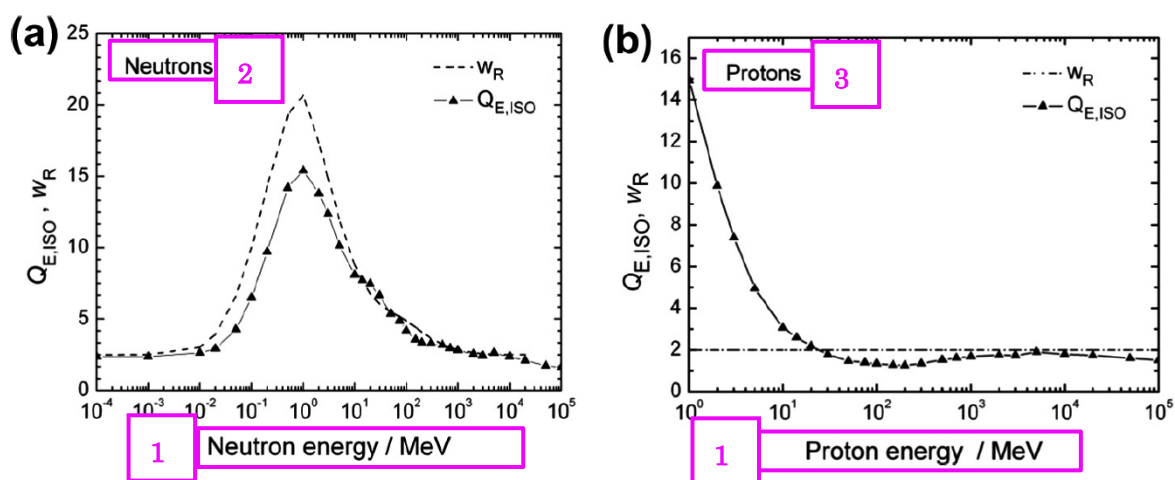


図 6.8 成人男性の標準ファントムの等方被ばくについて、(a) 中性子および (b) 陽子エネルギーの関数としてのファントム全体の平均線質係数 $Q_{E,ISO}$ と W_R 関数 (点線)

1. 中性子エネルギー (MeV)
2. 中性子
3. 陽子

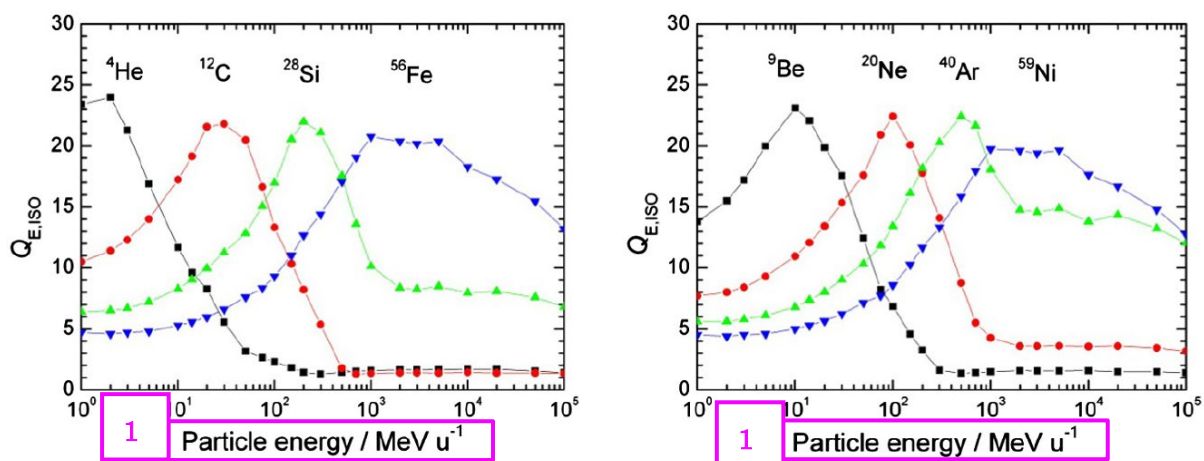


図 6.9 成人男性の標準ファントムのさまざまな粒子の等方被ばくについて、粒子エネルギーの関数としてのファントム全体の平均線質係数 $Q_{E,ISO}$

1. 粒子エネルギー ($\text{MeV} \cdot \text{u}^{-1}$)

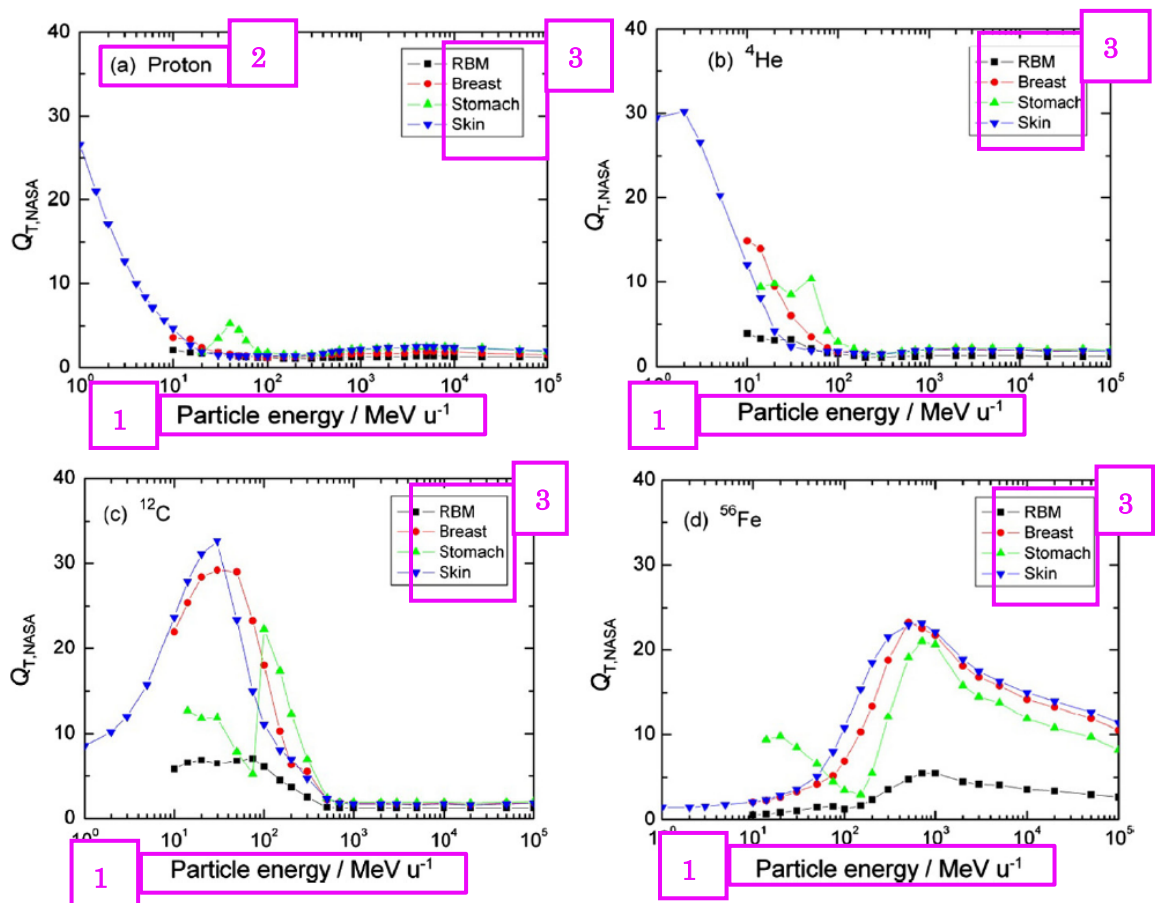


図 6.10 成人女性の標準ファントムの (a) 陽子, (b) ${}^4\text{He}$, (c) ${}^{12}\text{C}$ および (d) ${}^{56}\text{Fe}$ による等方被ばくについて, 粒子エネルギーの関数としてのいくつかの臓器の平均線質係数 $Q_{T,NASA}$, なお, $Q_{T,NASA}$ は米国航空宇宙局 (NASA) で提唱された Q の関数に基づく。

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

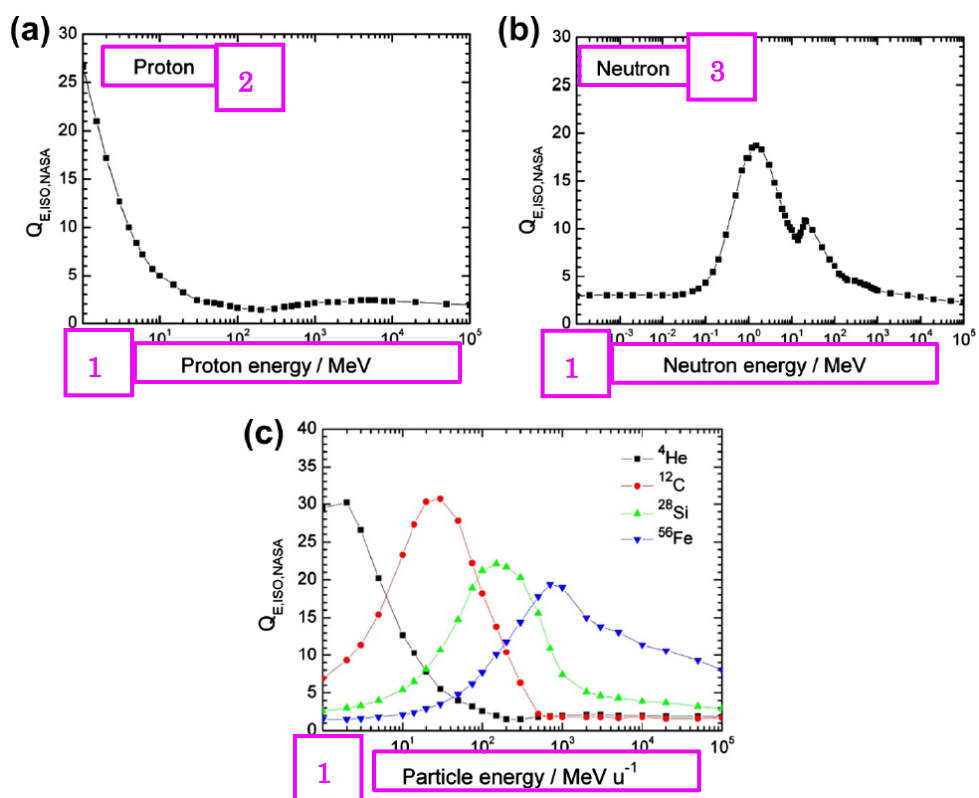


図 6.11 成人女性の標準ファントムの (a) 陽子, (b) 中性子および (c) さまざまなイオンによる等方被ばくについて, 粒子エネルギーの関数としてのファントム全体の平均線質係数 $Q_{E,ISO,NASA}$

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、宇宙機船内ランダム方向の条件で HZETRN/QMSFRG モデルで計算したデータ (Yasuda et al., 2000) と等方照射に対する線量換算係数 (DCC) と PHITS を組み合わせて計算したデータ (Sato et al., 2011) の比較

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計算した予測値との比較 (Badhwar et al., 2002a)

臓器	捕捉放射線による吸収線量率 (mGy·d ⁻¹)		GCR による吸収線量率 (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	0.143	13.3
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

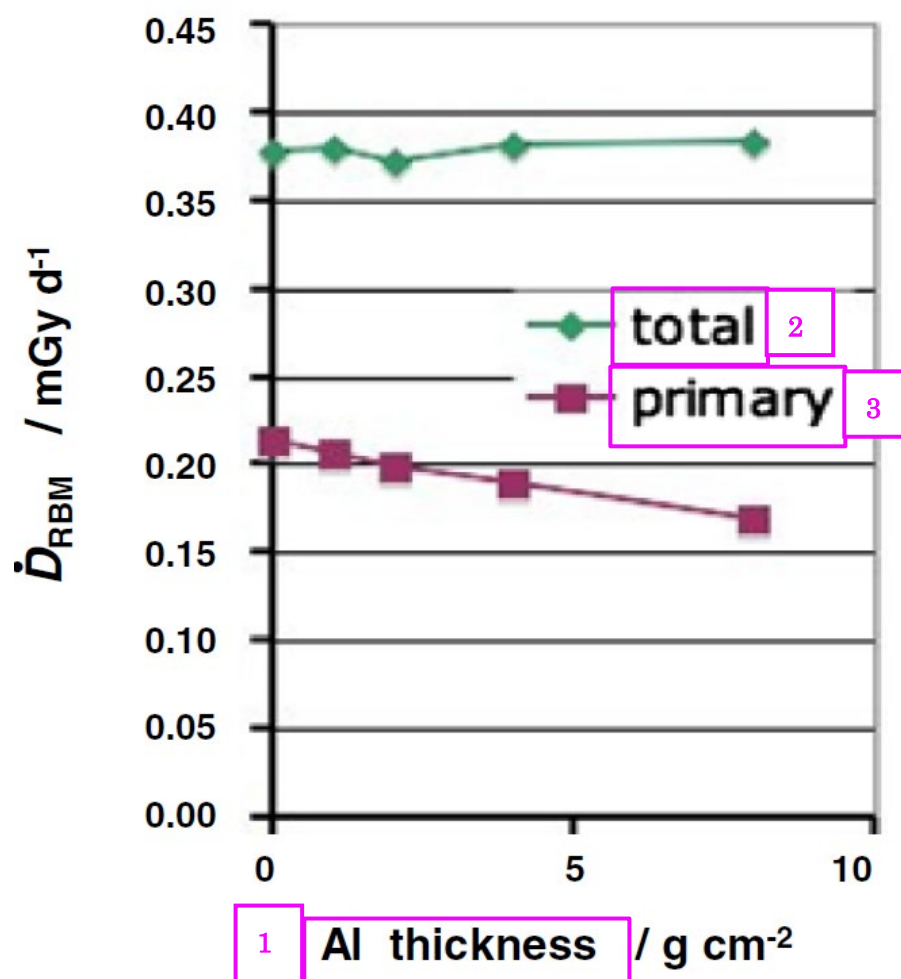


図 6.12 $1\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ の Al カプセル内で銀河宇宙放射線に被ばくさせたボクセルファントムの赤色骨髄 (RBM) に対する、追加の Al 遮蔽壁の厚さの関数としての吸収線量率 (Ferrari, 2007)

1. Al 厚
2. 合計
3. 一次成分

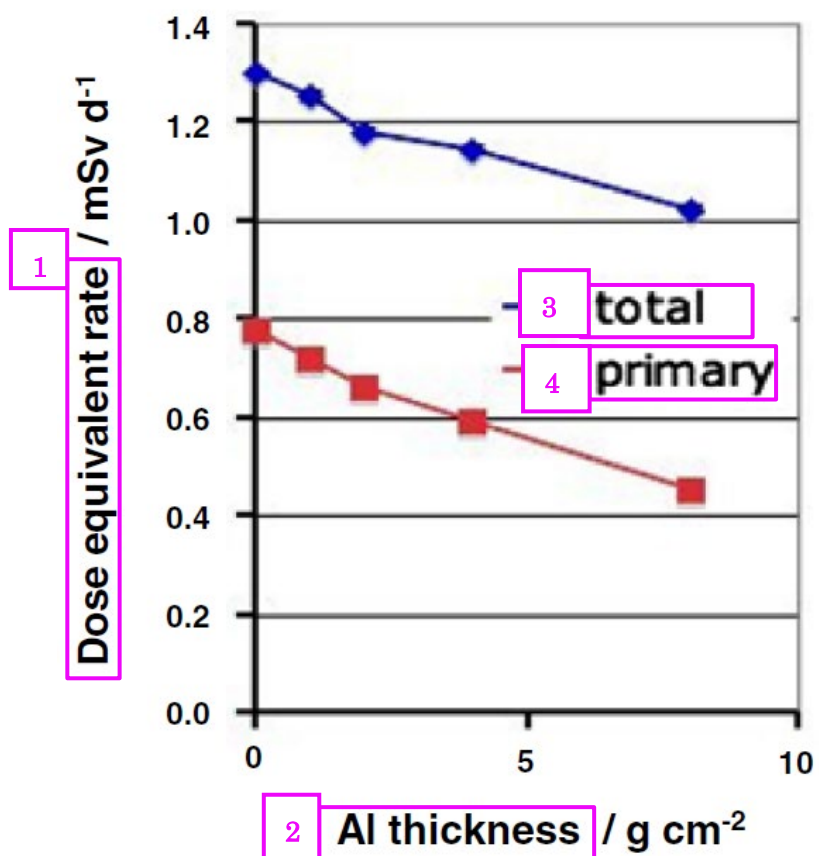


図 6.13 $1\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$ の Al カプセル内で銀河宇宙放射線に被ばくさせたボクセルファントムの赤色骨髄に対する、追加の Al 遮蔽壁の厚さの関数としての線量当量率 (Ferrari, 2007)

1. 線量当量率
2. Al 厚
3. 合計
4. 一次成分

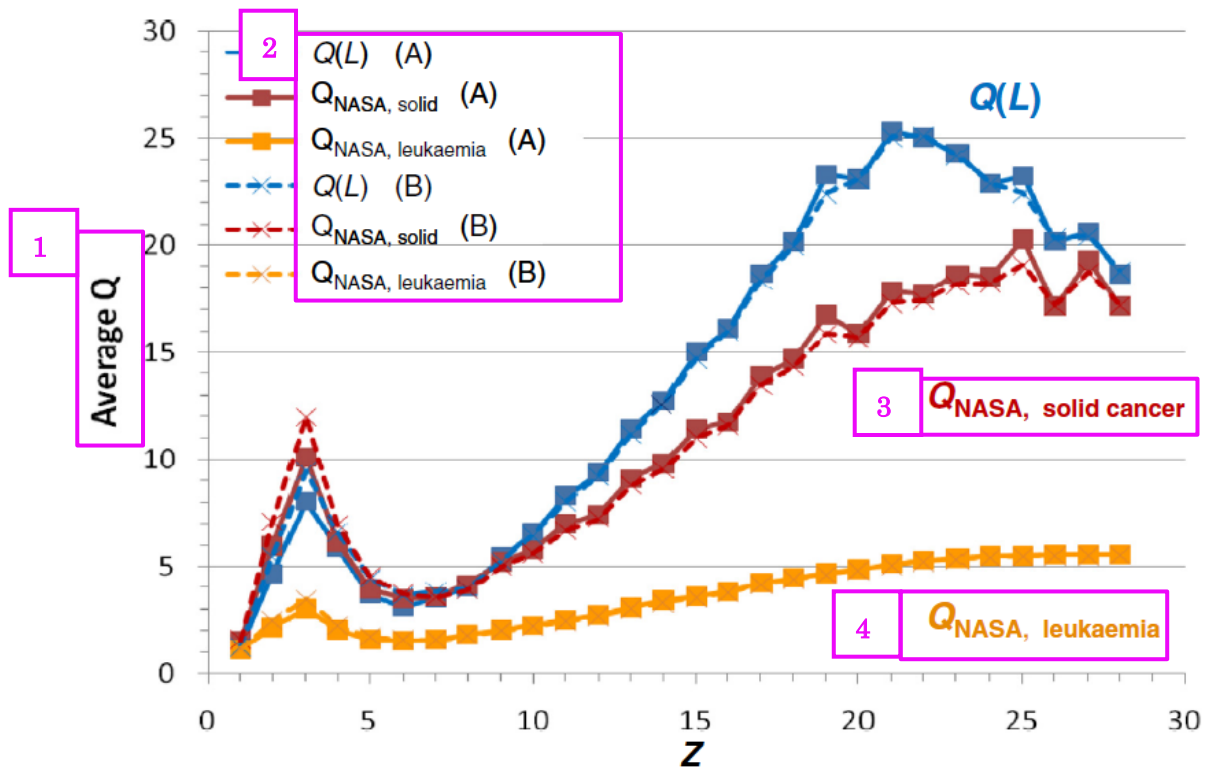


図 6.14 薄い, または厚いアルミニウム遮蔽条件において, ICRP の $Q(L)$ 関係または NASA の固形がん/白血病に対する線質係数を適用して計算した, 一次入射粒子の電荷 Z の関数としての人体平均線質係数の比較 (Cucinotta et al., 2013)

(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. $Q_{\text{NASA, 白血病}}$

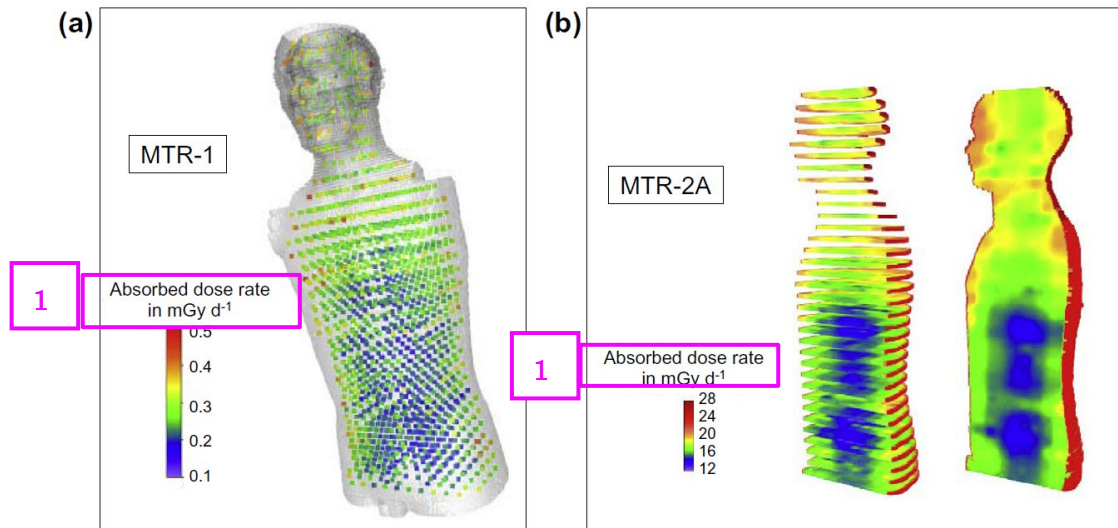


図 6.15 (a) 国際宇宙ステーション (ISS) 船外の MTR - 1 ミッションにおける, 熱ルミネセンス検出器の読み値に基づく MATROSHKA ファントムの吸収線量率分布の測定値 (Berger et al., 2012)

(b) ISS 船内の MTR - A2 ミッションにおける, ファントム全体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 ($\text{mGy}\cdot\text{d}^{-1}$)

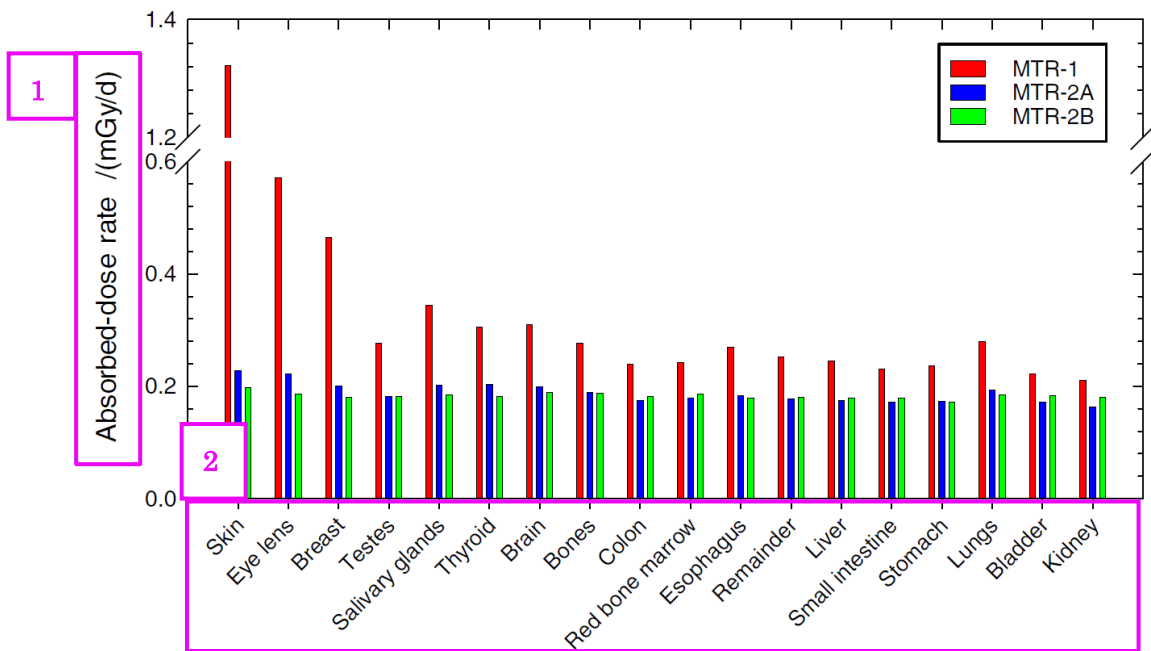


図 6.16 熱ルミネセンス検出器およびプラスチックエッチング型飛跡検出器を用いた測定から得られた, 国際宇宙ステーションでのさまざまな宇宙ミッション中の MATROSHKA ファントム内の臓器と組織における平均吸収線量率 (Reitz, 2012)

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

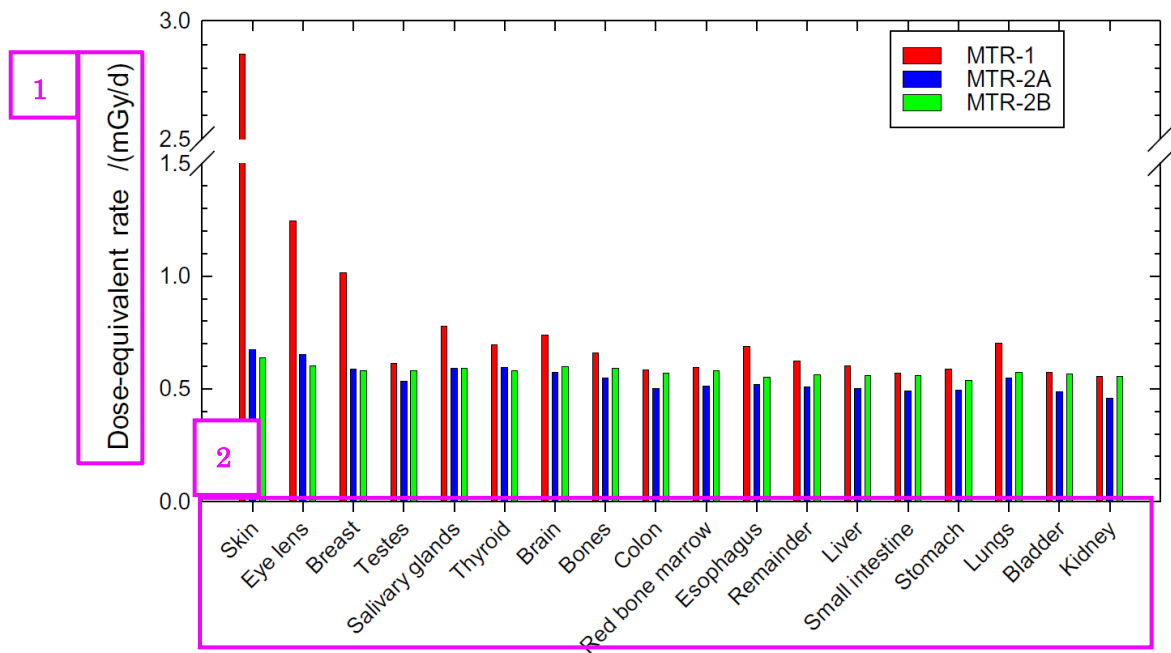


図 6.17 熱ルミネセンス検出器およびプラスチックエッチング型飛跡検出器を用いた測定から得られた、国際宇宙ステーションでのさまざまな宇宙ミッション中の MATROSHKA ファントム内の臓器と組織における平均線量当量率 (Reitz, 2012)

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船外の 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

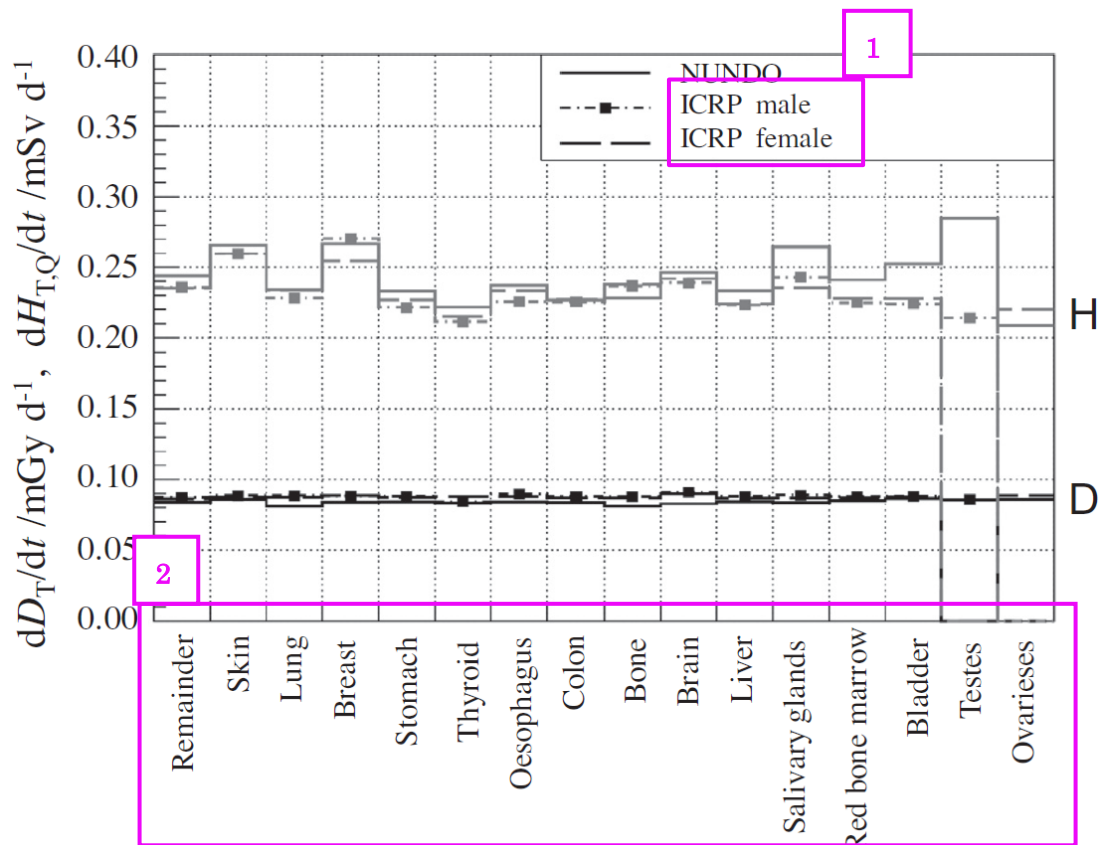


図 6.18 GEANT4 コード, NUNDO モデルおよび ICRP 標準男性・女性ファントムを用いて計算された, 銀河宇宙線に対するさまざまな臓器と組織における平均吸収線量率および線量当量率 (Matthiä et al., 2013)

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値を計算で調整することによって得られたもの

宇宙飛行士	RBE・D (mGy)		個人線量計	皮膚線量当量	実効線量当量
	個人に基づく校正	集団に基づく校正	読取値 (mGy)	計算値 (mSv)	計算値 (mSv)
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

*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/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.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/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.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/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.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/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.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/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.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/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.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/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/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/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/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/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/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/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/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/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/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/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/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/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/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}]

(7) ICRP Publication 144 Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources (翻訳版)

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ー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年の福島の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、小さな地域内であっても、場所によって大きく異なる傾向がある。絶対的な放射能濃度と放射線場の変動は、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数値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地球の自然起源線源からの放射性核種の土壌汚染を表す）の面線源、空気中の体積線源（放射性雲を表す）、および汚染水を模擬した一様分布線源を含む、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といった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、選ば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) 線源により近い場合（地面の汚染の場合）、また (2) より若くより小さな標準ファントムでは内臓の身体遮蔽が小さくなるため、ファントムの体重が小さいほど臓器線量および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、地表面の土壌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 , $^{137}\text{Cs}/^{137\text{m}}\text{Ba}$) の場合、成人と幼児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。
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，土壌汚染，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"> ● 土壌、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、参照値となる臓器線量率および実効線量率係数を提供する。土壌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、およびさまざまな単位面積当たりの緩衝質量を表す指数関数的体積線源が含まれる。 ● 計算では、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における臓器

線量率および実効線量率係数の計算，ならびにガンマ線，転換電子，X線，オージェ電子，および制動 X 線の放出を考慮した放射性核種に対する線量率係数計算のための単一エネルギーデータの利用が必要となる。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，選ばれた放射性核種による被ばくに対して，国際放射線防護委員会（ICRP）の標準ファントム（新生児，1歳児，5歳児，10歳児，15歳児，成人）が表す年齢における実効線量率係数が掲載される。*Publication 107*（ICRP，2008）にまとめられた放射性核種に対する実効線量率係数およびそれぞれの臓器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は周辺線量当量と空気カーマ率も示した。
- 本データによって，小児のより小さな身体質量は，より高い線量率係数をもたらすことが示された。これは，内臓への線量を遮蔽する上層組織の質量がより小さくなることと，土壌汚染の場合には線源への近接度が高くなることに起因する。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。

総括

(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よってもたらされ得る。

(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，*Publication 56, 67, 69, 71, 72*（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，広い年齢グループに渡って個人が潜在的に被ばくし得る環境での線量評価において，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線量率係数の参照値を提供することである。

(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）の評価，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者の身体の間で放出される放射線の輸送シミュレーションが必要である。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）。結果として，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。

(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からの被ばく（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

<p>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および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数値ファントムおよび 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線量率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 が正式に採用している。</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からの被ばくに対する線量率係数の参照値を定める。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 粒子や転換およびオージェ電子からの制動 X 線が含まれる。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」）の表面で記録された。ステップ 2 では、結合円柱の表面で記録された粒子は、順番に 12 体の標準ファントムのそれぞれの体内に輸送された。ステップ 3 では、単一エネルギー粒子から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。また、環境放射性核種濃度もしくは周辺線量当量率または空気カーマ率の測定値（これら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）で規格化した臓器線量率および実効線量率係数を報告するために、ステップ 2 の追加シミュレーションでは、地表から 1 m の高さで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んだ。</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、数値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、空气中サブマージョン、および水中イマージョンに関し、選ばれた放射性核種の考慮されるすべての年齢の実効線量、周辺線量当量、および空気カーマに対する係数率の参照値を示す。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。</p>
<p>(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。</p>
<p>(j) 電子付属書では、<i>Publication 103</i> (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、</p>

皮膚)における臓器等価線量と実効線量に対する線量率係数の参照値を示している。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、放射性雲またはプ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参照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、単純化された一連の組織加重係数を実効線量の計算に使用し、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と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のある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ー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、風向とプ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 ^{137}Cs と ^{134}Cs) が支配的となる (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し続けるため (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衝質量」 (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、あるいは双曲線正割線関数 (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、いずれも攪乱の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の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で複雑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、主に成人の数学的数値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。ボクセル型数値ファントムに基づく最初の計算データは、生後 8 週の新生児と 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より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。Satoh et al. (2015) は、ICRP 成人標準ファントムとフロリダ大学の小児の非一様有理 B スプライン (NURBS) に基づく数値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。この刊行物では、オークリッジ国立研究所の特定の幾何形状を組み合わせて構築した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線量率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、被ばく集団の事前および事後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 の年齢依存の線量率係数の参照値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は、環境放射能濃度または外部線量率測定当たりの臓器等価線量率を与える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) 環境放射線の場合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 (土地) 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、照射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」であると考えられる。

(15) ICRP の成人男性および成人女性のボクセル型標準数値ファントム (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、単一エネルギー粒子の汚染環境 (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得るために、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得るために、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として、地表から 1 m 高さでの空気カーマおよび周辺線量当量率を計算するための空気球を配置した。この追加ステップは、環境放射性核種濃度当たりに加えて、空気カーマおよび周辺線量当量率の測定量当たりの臓器線量率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、放射線に晒される数値ファントムに対して使い回すことができるため、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に対する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) 日常的な操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（半無限線源や一様分布線源など）、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ための枠組み

(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、数値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。外部被ばくにおいて臓器等価線量は、深部の放射線感受性の高い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増強されるので、身体の高さに依存する（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対して、地表からの高さで変化する。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して現地で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。被ばく評価のために、これらのデータは、モデル化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で被ばくした個人が受ける実効線量率または臓器等価線量率に関連付ける必要がある。

(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。単位は同じであるが（すなわち、 Sv h^{-1} ）、周辺線量当量は、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、中長期的な修復活動の意思決定と計画においては、周辺線量当量から実効線量への換算が必要である。

(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。実効線量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) 線源が典型的な分布状態ではなく 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や直接測定も困難である場合は、修正 2 段階手法を適用することができる。まず、汚染の具体的な分布状態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。さまざまな除染の手法と範囲を想定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) は、次のような手法を報告している。複雑な汚染状況下では、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、周辺線量当量率による空気中の線量率を評価し、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。この手法ならば、線源分布の複雑さを取り入れて線量を評価し得る。

3. 放射線防護で用いられる線量

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ゲトリメントに関連付けることができるかと仮定される。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：

$$E = \sum w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \quad (3.3)$$

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、作業員や公衆の外部および内部被ばくの状況に対して実効線量係数を与えている。また、それらは患者に対する放射性医薬品の投与における事前および事後の線量評価に用いる基準値としても与えられている。

(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ている。さらに、実効線量は、デトリメントで表現されるがんや

遺伝的影響の確率的リスクとの関連において、外部および内部線源からの全身線量のリスク調整した量として提供される。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徴付けて情報を整えた基準および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崩壊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係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_{e} 、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、拡張整列場に対して生成され、ICRU 球中で整列場の方向と対向する半径上での 10 mm 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、拡張場において、ある指定された方向 Ω に沿った ICRU 球の半径上にある深さ d における線量当量である。

(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から深さ 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。

<p>(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。</p>
<p>4 ICRP 標準ファントム</p>
<p>4.1. 成人標準コンピュータファントム</p>
<p>(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，以前の特定の幾何形状を組み合わせて構築した数値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。この配列の各要素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)。</p>
<p>(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数値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 線量係数の参照値の計算のためのファントムとして採用され，その詳細は <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009a) に説明されている。標準数値ファントムは，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 <i>Publication 89</i> (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み，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)。</p>
<p>(42) 男性の標準数値ファントムは，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，身長 1.76 m，総体重 73 kg である。女性の標準数値ファントムは，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。個別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）の数値ファントムのそれぞれの正面（冠状）図を示す。</p>
<p>(43) これらのファントム構築の元となる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現すること</p>

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 小児数値ファントムは、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数値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) または非一様有理 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集合である。一方、NURBS 表面は、空間における三次元の点の集合であり、面は点間の補間により構築される。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、ICRP 標準小児ファントムの型は、*Publication 110* の標準成人ファントムの型と同じくボクセル型である (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遡ることができる。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、種々の解剖学的な情報源を用いて、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*に参照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 CT の解剖学的構造のセグメント化に基づいた，*Publication 110* (ICRP, 2009a) のファントム開発プロセスと完全に一致している。

(47) ICRP 小児ファントム（および UF/NCI ファントム）の持つもう一つの固有の特徴は，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，*Publication 116* (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，*Publication 116*で提案された外部光子および中性子に関する方法，*Publication 133* (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 *Publication 110* (ICRP, 2009a) の成人ファントムに対する光子に関し提案された方法は，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も利用可能である。

(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)。

- 皮質骨，海綿質，骨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)

(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，*Publication 110* (ICRP, 2009a) で確立された枠組みに完全に一致する。*Publication 110*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 (*Publication 110*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。

(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，*Publication 110* (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，ボクセル配列数，および総ボクセル数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，*Publication 89* (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総ボクセル数を合計 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 次元を有する直方体が採用されたことに留意されたい。対照的に、*Publication 110* 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 万ボクセルの合計ボクセル数を有する。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。

5. 環境放射線場のシミュレーション（ステップ 1）

(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の場合、線源が生じる半球では入射光子の角度分布はほぼ均一となるのに対し、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。

(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（土地）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 つ目の線源の構成は、大気中への気体状放射性物質の放出を放出点に近すぎない場所においてモデル化する。この際、着目する格子の平均自由行程（mfp）に依存する半径を持つ平滑な空気-土壌境界上の半無限領域である半球における空気の均一な汚染を過程する。3 つ目の線源は、均一に汚染された水への浸漬を模擬する。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。

(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 EL03（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。

(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し構造と格子ジオメトリーを記述する機能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

<p>計算されたデータ結果を ANGEL グラフィックパッケージ (Niita et al., 2010) を用いて描画する機能も有する。</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、環境媒体中では短い距離で、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。制動放射光子の生成、およびそれらのエネルギーと放出角度を、厚い標的に対する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「結合円柱」と名付けられた高さ 2 m、直径 0.6 m の仮想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た。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。濃度深さプロファイルを表す関数は、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/土壌移動の関数を模擬することは現実的ではない。よって、さまざまな深さでの一連の面線源のシミュレーションで、結果を外挿または内挿して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の基礎データを与えることとした。</p>
<p>(59) 無限の平らな面を持つ地面の上に空気層が接続するような空気-土壌ジオメトリをモデル化した。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} の面積当たりの緩衝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を持つ区域で、多くの現実的な被ばく状況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、広範囲の</p>

mfp に対する線量率係数は有用であり、連続分布する線源深さプロファイルに対して線量率係数を決める際に積分の精度を向上させると考えられた。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与えるため、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 Sjoeren, 1985; Jacob and Paretzke, 1986)。

(61) 図 5.2 (左) は計算ジオメトリーを模式的に示している。ジオメトリーは円筒形であり、高さ 3 mfp の空気層と、光子エネルギーに依存した深さを有する土壌とから構成された。土壌層の厚みは、線源深さ 0.0 mfp および 0.2 mfp の場合には土壌中の光子の mfp で 2 mfp, 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。線源深さより下部に少なくとも 1 mfp の追加的な厚みは、より深い層における後方散乱事象を考慮するのに充分であると考えられた。ジオメトリーを表す円筒の半径は、空気中の関連する光子の mfp の約 5 倍に相当し、完全に無限の平面ジオメトリーの線源を近似する。過去の研究 (Sato et al., 2014) は、この大きさの計算ジオメトリーが、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。

(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) の乾燥した空気に関するデータから得た。土壌と空気の密度は、それぞれ 1.0 g cm^{-3} と $1.2 \cdot 10^{-3} \text{ g cm}^{-3}$ とした。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。しかし、この違いは線源深さを g cm^{-2} で表現した場合、線源強度と空気中の放射線場との関係に影響しなくなる。さらに、土壌組成の変化が、ファントムを取り囲む結合円柱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)。

(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に対応するために、0.01~8 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、空気中と地中における放射線場の散乱と吸収を計算で考慮した。

(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た。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。0.01~8 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。

(65) 環境中の輸送計算から、個々の粒子は結合円柱表面で記録された。この円柱は、図 5.2 (右) に示すように、計算ジオメトリーと中心点を共有して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、モンテカルロ重みで構成される。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

<p>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、Sato 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分散を低減するために、放出点が結合円柱に近づくに連れ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るとともに、光子または電子のモンテカルロ重みを減少させることによって、均一な線源を再現した (Sato 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、深さ 0.2 mfp の 0.5 MeV の線源に対して、結合円柱表面の高さ 0~0.40 m および 1.60~2.00 m において記録された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角を表している。かなりの光子が 30° 上方から来ており、ほとんどの光子は水平面に対して 0~30° の範囲であることが分かる。結果として、光子の入射方向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な局所的極大を示し、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 で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は、大気放出された放射性気体の放出点にあまり近くない場所での状態を表し、平滑な空気-土壌境界より上の空気の放射能濃度（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 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ており、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、光子エネルギーによらないことを見出した。これらの値を使用して、空気</p>

<p>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てスケーリングすることができ 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) モンテカルロ履歴の数、分散低減技術、および粒子のスコアリングは、土壌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-土壌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、土壌汚染に関して 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 テカルロ重みを記録する。この方法は、エネルギー依存フルエンスを与える。空気中サブマージョン 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、結合円柱表面の高さ 0~0.40 m および 1.60~2.00 m 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（Buesseler 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、重量比による組成は水素が 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、結合円柱は必要とされなかつ 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</p>

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 深さでの拡張整列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」はもともと作業者の放射線防護 (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)。

(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 (Lemerrier 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壌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)。

(78) 計算は、地上 1 m の空気中に、空気を満たされた直径 30 cm の球体を模擬し、球体に入る粒子を記録することによって行った。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 に計算ジオメトリーを示す。空気球で記録された光子フルエンスは、*Publication 74* (ICRP, 1996) 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。

(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。

(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 $\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$ の単位で導き出すことができる。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。

(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、 $H_p(d)$ に対する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前面に取り付け

<p>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。環境放射線を模擬した基準放射線場および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提案されていない。$H_p(10)$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、$H^*(10)$ および $H_p(10)$ 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。彼らの分析によると、検討された条件下においてエリアモニタリングと個人モニタリングの両方が、実効線量の合理的かつ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に対する線量率係数の決定 (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ーについて、ステップ 2 の計算では、ステップ 1 で計算された放射線場によってもたらされる性別および年齢別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 (1 標準偏差で表される) は、ほとんどの臓器と組織で 10%未満であり、環境放射線場の計算からの寄与が支配的であった。</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放射線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能の量に規格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</p>

<p>単一エネルギー放出線源の放射能密度に対して規格化された空気中の光子線量率に基づいて推定された。環境中のガンマ線測定は地上 1 m で行われるため、空気中での測定に対する規格化量は、身体の縦軸に沿って地上 1 m となる位置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規格化した地上 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）に対する規格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滑らかな曲線を得るために、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、ひとつ低エネルギー側のエネルギー点における線量係数の値がゼロである場合、当該エネルギー点における臓器等価線量率係数も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参照値は、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 の標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）に記載されている各放射性核種の詳細な光子と電子壊変スペクトルに対応した係数を得るためのエネルギー内挿を通して、放射性核種別の線量率係数の導出に用いられている。</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、数値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。ステップ 1 で求めた環境放射線場を、年齢と性別毎の標準ファントムに対するステップ 2 の計算で共通して用いることで、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満たされる。計算ジオメトリーが円柱状に対称であるため、方向の偏りを避ける目的で、中心軸の周りに円柱の表面で 10 度ずつ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</p>

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）の標準数値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、土壤中で放出された光子の平均自由行程で表した深さが0.0, 0.2, 1.0, 2.5, および4.0 mfpで、平面領域にわたり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-土壤境界の線源のみを考慮した（すなわち、土壤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、土壤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）のスケールされた制動放射断面のデータを用いて考慮された。

(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%の変動係数をもたらした。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、すべての臓器に概して約5%の変動係数をもたらした。なお、これらの変動係数は、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。

(98) 光子線源については、5.4節で述べたように、地上1mの空气中で空気カーマと周辺線量当量率の係数も評価した。

(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には、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。

(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。エネルギー0.01 MeVで新生児ファントムおよび1歳児、5歳児、10歳児のファントムの実効線量率係数が周辺線量当量率 $h^*(10)$ より高くなる例外が観察される。これは、光子エネルギーの減少によって、空气中の光子のmfpも減少していると考えることによって説明できた。つまり、若い年齢の立位ファントムに入射する光子のエネルギー束は、周辺線量当量率が推定される1mの高さにおけるものよりも大きい。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。

(101) 汚染された土壤の表面に分布する電子線源に関する図6.7は、いくつかの一貫性のなさを示す。つまり、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くなる。こ

<p>のエネルギー領域では、電子は表皮層内で停止し、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. 空气中サブマージョンの線量率係数</p>
<p>(103) 空气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の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 $\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$ 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が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では内臓の身体遮蔽の量が少ないため、ファントムの体重が小さいほど、臓器線量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 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</p>

<p>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、空气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。水中の光子に対する被ばくでは、ファントム領域内の身体外側にあるボクセルは水と識別した上で、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 $\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$ で示している。</p>
<p>(112) 実効線量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>
<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。</p>
<p>6.5. 計算の検証（スポットチェック）</p>
<p>(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参照係数は、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。</p>
<p>(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数値ファントム、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.</p>

<p>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。</p>
<p>6.5.1. GEANT4 (ユーザー : Hanyang University)</p>
<p>(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、多くの粒子をシミュレーションすることができる (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。 http://geant4.cern.ch/</p>
<p>(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。 GEANT4 コードにおいて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に最適な機能を提供する G4VNestedParameterisation クラスを使用して、実行された (Schümann et al., 2012) 。光子と電子の計算には、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。</p>
<p>(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 (0.03~3MeV) 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、与えられた線源データ中の粒子数による望ましくない方向バイアスを避けることができる。</p>
<p>(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。</p>
<p>6.5.2. MCNP6 (ユーザー : PHE)</p>
<p>(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</p>

<p>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 線源ルーチンが追加されて、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。</p>
<p>(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、電子平衡を仮定して電子輸送なしで計算される。ただし、光子エネルギー 1 MeV 以上に対する空気中サブマージョンでは電子も輸送する。すべての臓器について、タリー6である飛程長-熱評価機能（すなわち、飛程長評価機能に計算されたフルエンスから線量への内部関数を適用したもの）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、線量増強因子が、電子平衡の欠如を補うために使用され、タリー4である飛程長評価機能は、フルエンス対線量応答関数を用いて修正される（付属書 B を参照）。確認のための計算は、空気中サブマージョン、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。</p>
<p>6.5.3. MCNPX (ユーザー : KINS)</p>
<p>(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、空気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での 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、収束距離内の線源体積について行った (Yoo et al., 2013a, b)。</p>
<p>(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。空気領域の半径が変化してもこれらの比率の偏差は 10%以内であることを確認し、これらの比率を小さい臓器の線量を得るために用いた。</p>
<p>(124) 確認のための計算は、空気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。</p>
<p>6.5.4. MCNPX (ユーザー : NCI)</p>
<p>(125) NCI 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 粒子コードシステム拡張 (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</p>

<p>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。</p>
<p>(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、面線源の書き出し/読み込み（SSW/SSR）ルーチンを介して外部の線源定義を読み書きするが、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。</p>
<p>(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デフォルト値（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。</p>
<p>6.5.5. EGSnrc (ユーザー : HMGU)</p>
<p>(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、臓器等価線量の計算のために特別に開発したコード (Schlattl et al., 2012) を使用した。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シミュレーションすることが可能である。</p>
<p>(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慮した。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ト・クロニッヒ電子が追跡される。光子断面積の入力データは、XCOM データベースのものと一致する (Berger and Hubbell, 1987)。</p>
<p>(130) 本刊行物で行われた計算では、光子エネルギーが 2 keV 未満に低下すると、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 未満に落ちるまで追跡される。</p>
<p>(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変動係数が 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。</p>
<p>(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 $\phi(E, h, \sin \vartheta)$ に変換された。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。</p>
<p>(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と、回転対称を実施により、行われた。</p>
<p>(134) 確認のための計算は、空気中サブマージョンと土壤汚染、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。</p>

<p>6.5.6. 可視モンテカルロ (ユーザー : IRD)</p>
<p>(135) 可視モンテカルロ (VMC) (Hunt et al., 2004) は, 1994 年から現在まで, Instituto to Radioproteção e Dosimetria 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ーの構造を通して輸送する。低原子数の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ーの全貌, ならびに環境およびファントムとの光子相互作用を描画する豊富な画像インターフェースがもたらす利点がある。</p>
<p>(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, NIST XCOM データベース (Berger and Hubbell, 1987) 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学的不確実性は, 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。</p>
<p>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</p>
<p>(137) 図 6.15 は, 異なる計算者とコードによって推定された, 地表面の面線源 (左) と空气中サブマージョン (右) に対する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 (Bellamy et al., 2019) で与えられている実効線量の値も示されている。後者のデータは, 特定の幾何形状を組み合わせて構築した ICRP 標準個人の両性具有モデルを用いて, Bellamy et al.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 (Cristy and Eckerman, 1987; Han et al., 2006)。</p>
<p>(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に対するいくつかの臓器等価線量率の値を示す。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かつ光子線源に対する臓器等価線量率を示している。同様に, 図 6.18 と図 6.19 は, それぞれ, 空气中サブマージョンおよび水中イマージョンで光子線源に対する臓器等価線量率係数を示す。</p>
<p>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</p>
<p>(139) 周辺線量当量率は, 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 歳児のファントムの実効線量率ならびに空気カーマと比較された (図 6.2~図 6.6 および図 6.9 を参照)。周辺線量当量は, 地表面および地中の面線源, ならびに放射性雲におけるサブマージョンで 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, 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</p>

<p>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。</p>
<p>(140) 以前の研究では、Saito and Petoussi-Henss (2014) 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。</p>
<p>(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。</p>
<p>6.7. ICRU が提案した外部放射線の新しい実用量との比較</p>
<p>(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)。</p>
<p>(143) ICRU Report Committee 26 (ICRU, 2020) は、実用量の合理性を検討し、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参照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、防護量と実用量において、放射線の線質に対する異なる線量加重 (放射線加重係数と線質係数) や、異なるファントム (人体形状ファントムと ICRU 球またはスラブ) が使われることを避けることができる。</p>
<p>(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 $h^*_{E_{\text{max}}}$ 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、理想化された幅広い水平ビームによる放射線場に対して、ICRP 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る。その照射ジオメトリーは、前方-後方、後方-前方、左側方、右側方、360° 回転方向、完全な等方照射、上方半球の半等方照射、下方半球の半等方照射場である。</p>
<p>(145) 周辺線量係数は $h^*_{E_{\text{max}}}(E_p) = E_{\text{max}}(E_p)/\Phi(E_p)$ によって与えられ、ここでフルエンス値は、着目点における運動エネルギー E_p をもつ粒子タイプ 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。</p>

$$H_i^* = \int h_{E_{\max,i}}^*(E_p) \frac{d\Phi_i(E_p)}{dE_p} dE_p \quad (6.1)$$

ここで、 $d\Phi_i(E_p)/dE_p$ は、その着目点において、 E_p の周りのエネルギー区間 dE_p で運動エネルギーを持つ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、周辺線量率もまた、この種の放射線場の実効線量を良く推定する量として示されている。

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) についての合計を意味する。 $Y_{R,i}^N$ 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って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 $Y_R(E^N)$ と $d_{T,R}^S(E^N)$ は、 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、男性と女性のファントムの臓器等価線量をその計算に用いた。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 $\dot{e}^{S,N}$ は、以下のように計算された。

$$\dot{e}^{S,N} = \sum_T w_T \left[\frac{\dot{h}_T^{S,N,M} + \dot{h}_T^{S,N,F}}{2} \right] \quad (7.2)$$

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 に対する組織 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、土壌深さ 0.5g m^{-2} の面線源 (8.1.1 項を参照) で、選ばれたいくつかの放射性核種について、成人と本刊行物で取り扱う小児の年齢における実効線量率、および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、大気中に均一に分布する選ばれたいくつかの放射性核種 (空気中サブマージョン) について、すべての年齢における実効線量率、ならびに周辺線量当量および空気カーマ率係数を示す。表 A.3 は、水中イマージョンについてのすべての年齢における実効線量率を示す。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 節の記載に基づいて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対して、放射性核種別の空気カーマ率の係数 $\dot{k}_a^{S,N}$ と周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)^{S,N}$ を評価した。

$$\dot{k}_a^{S,N} = \sum_i Y_{\text{photon},i}^N (E_i^N) \dot{k}_a^S (E_i^N) \quad (7.3)$$

$$\dot{h}^*(10)^{S,N} = \sum_i Y_{\text{photon},i}^N (E_i^N) \dot{h}^*(10)^S (E_i^N) \quad (7.4)$$

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、 \dot{k}_a^S と $\dot{h}^*(10)^S$ 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) $\dot{k}_a^S (E_i^N)$ と $\dot{h}^*(10)^S (E_i^N)$ 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) が、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行ったように、土壌汚染と空気中サブマージョンのそれぞれにおいて、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

<p>8.1 土壤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</p>
<p>8.1.1. 特定の深さにおける面線源</p>
<p>(155) 5.1 節で述べたように、土壤汚染の線量率係数は、土壤中の光子の 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、吸収率が質量厚さにのみ依存するため、土壤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、3.0 g cm^{-2} という特定の線源の深さは、土壤中の 0.01, 0.1, および 2.0 MeV の光子で、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 10.0 g cm^{-2} の特定の深さの面線源について評価されており、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、光子の線量寄与だけでなく、地表面の電子放射体からの電子の寄与 (もしあれば), および Eckerman and Ryman (1993) および Bellamy et al. (2019) が 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行ったように、土壤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。</p>
<p>(156) 0.5 g cm^{-2} という深さは、土壤表面の起伏と、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) による最近の研究においても扱われている。$^{137}\text{Cs}/^{137\text{m}}\text{Ba}$ 線源が、0.5 g 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 1.0 g m^{-3} の土壤の 0.5 g cm^{-2} の深さでの面線源は、密度が 1.6 g m^{-3} の土壤 3 mm での面線源に等しいことに留意すべきである。深さ 3 g cm^{-2} は放射性セシウムの典型的な沈着の深さで、10.0 g 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、一部の選ばれた放射性核種について、深さ 0.5 g 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。</p>
<p>8.1.2. 体積線源</p>
<p>(157) 福島周辺の測定 (Matsuda et al., 2015) では、陸上生態系により土壤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壤中の深さに沿った放射能濃度の垂直方向の分布を示しているが、水平方向の分布は均一であると仮定されている。</p>
<p>(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と 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 z に沿って分布する放射能濃度について重み付け $w(z)$ された土壤中の深さ</p>

プロファイルを記述するもので、いかなる深さプロファイル（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深さ ζ 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 h_v は、次のように計算される。

$$h_v = \frac{1}{W} \int_{\zeta_1}^{\zeta_2} h_p(\zeta) w(\zeta) d\zeta \quad (8.1)$$

$$W = \int_{\zeta_1}^{\zeta_2} w(\zeta) d\zeta$$

ここで、 $h_p(\zeta)$ 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における重みの合計である。

(160) Matsuda et al. (2015) は、2011年の原子力発電所事故後の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、次のような重み $w(\zeta)$ 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衝質量である。 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。単位面積当たりの緩衝質量の単位は 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、 $1 \mu\text{m}$ 幅の細長い小片における台形公式を用いて数値的に解いた。 ζ_1 と ζ_2 の値をそれぞれ 0.0 g cm^{-2} と 100 g cm^{-2} に設定し、量 $h_p(\zeta)$ 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 $0.5, 3.0, \text{ および } 10.0 \text{ g cm}^{-2}$ 、ならびに追加で $1.0, 2.0, 5.0, 7.5, 12, 15, 20, 25, 30, 40, 50, 75, \text{ および } 100 \text{ g cm}^{-2}$ という特定の深さについて、線量係数を評価した。

(162) 加重積分法の有効性を調べるために、Sato 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) 単位面積当たりの緩衝質量がそれぞれ $\beta = 0.5, 1.0, 2.5, 5.0, 10.0, 20.0, 50.0, \text{ および } 100.0 \text{ g cm}^{-2}$ 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、内挿に有用な基準点を提供する。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である (Eckerman and Ryman, 1993; Bellamy et al., 2019)。

(166) 放射性系列の各核種の放射性壊変による一連の核変換は，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。被ばく期間 T で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。

$$E = \dot{e}_{E,1}^{gs} \frac{A_1^0}{\lambda_1} (1 - e^{-\lambda_1 T}) \quad (8.3)$$

ここで， $\dot{e}_{E,1}^{gs}$ 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，単位が秒の逆数で与えられる核種 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、つまり 3.15×10^7 秒である。

(167) 系列核種 i ($i = 1, 2, \dots$) の時間 t における放射能 $A_i(t)$ 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、系列核種 j が $(j+1)$ 核種を形成する核変換の割合を示す。分岐の場合、さらなる線形系列セグメントとそれらの可能な収束を考慮しなければならない (Birchall, 1986; Streng, 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。

$$E = A_1^0 \sum_{i=1}^n \dot{e}_{E,i}^{gs} \prod_{j=1}^{i-1} f_{j,j+1} \lambda_j \sum_{j=1}^i \frac{e^{-\lambda_j T}}{\lambda_j \prod_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^i (\lambda_k - \lambda_j)} \quad (8.5)$$

ここで、 $\dot{e}_{E,i}^{gs}$ 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、 $\lambda_i T > 5$ 、 $i=2$ から n となるような期間 T では、 E は次のように推定することができる。

$$E = A_1^0 \frac{1 - e^{-\lambda_1 T}}{\lambda_1} \sum_{i=1}^n \dot{e}_{E,i}^{gs} \prod_{j=1}^{i-1} f_{j,j+1} \quad (8.6)$$

$\lambda_i T > 5$ 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。

$$E = A_{\text{Cs-137}}^0 \frac{1 - e^{-\lambda_{\text{Cs-137}} T}}{\lambda_{\text{Cs-137}}} \left(\dot{e}_{E,\text{Cs-137}}^{gs} + 0.944 \dot{e}_{E,\text{Ba-137m}}^{gs} \right) \quad (8.7)$$

ここで、0.944 は、 $^{137\text{m}}\text{Ba}$ 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振る舞い (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 年の福島第一原子力発電所事故後、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。

<p>(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、<i>Publication 74</i> (ICRP, 1996) と <i>Publication 116</i> (ICRP, 2010) で作業者に関して調べられている。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°）で照射されている。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、10 MeV までの光子エネルギーにおいて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。</p>
<p>(173) Satoh et al. (2017) は、土壌中の ^{134}Cs と $^{137}\text{Cs}/^{137\text{m}}\text{Ba}$ 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 $^{137}\text{Cs}/^{137\text{m}}\text{Ba}$ の面線源に対する放射線輸送技術により、実効線量と身体に装着した個人線量計でモニタリングした $H_p(10)$が、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された。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 1 m での $H^*(10)$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することができると結論づけた。</p>
<p>8.4. 修復計画のための線量率係数の適用</p>
<p>(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。</p>
<p>(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。</p>
<p>9. 結論</p>
<p>(176) 本刊行物は、選ば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実効線量率係数と臓器等価線量率係数の参照値を提供する。これらは、地表または地中</p>

のさまざまな深さの汚染（土壌汚染），大気中の汚染された雲に覆われること（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）による被ばくを対象にしている。

(177) ICRP は，環境中の放射性核種への外部被ばくに関する線量率係数の参照値を初めて提供する。これらは，ICRP のボクセル型の成人男性と成人女性の標準数値ファントム（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，環境中で散乱した光子と電子，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メント過程により放出された軌道電子が含まれる。自発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，土壌汚染では線源により近くなるため，臓器等価線量率は年齢の低下と共に増加する。土壌汚染については，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。汚染された空气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，汚染された空气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气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て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）定常的な運転中の原子力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における自然起源放射性物質からの放射性核種の放出に対する事後評価，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ーについて計算されていることに留意されたい。例えば、半無限の均一な分布であり、衣服を着用していない標準ファントムが、理想化された直立姿勢（新生児の被ばくであっても）を取るなどである。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、年齢依存の臓器線量率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) 土壌汚染について、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率係数の推定に使用することができる。これには、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。8.1.1項および8.1.2項の議論のように、土壌線源の線量率係数の畳み込みにより、特定の、あるいは求めるべき放射性核種濃度の土壌深さプロファイルは近似され得る。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難くなり、単位面積当たりの緩衝質量が 0.1 g cm^{-2} の指数分布が、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地表面に対する適切な深さプロファイルとなる（ICRU, 1994）。例えば、 ^{137}Cs 沈着については、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緩衝質量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。空気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

<p>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立位の場合よりも小さくなる。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。</p>
<p>(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、0.005～0.4 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。</p>
<p>付属書 A. 核種別線量率係数の表</p>
<p>(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ばれたいくつかの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線量係数率の参照値を示す。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。</p>
<p>付属書 B. 骨格線量評価</p>
<p>(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 (TM₅₀) 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绵質と髄腔の両方に含まれる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 μm 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、標準の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、ひいては等価線量は、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。</p>
<p>(B2) 本刊行物において、骨格標的組織へのエネルギー沈着のほとんどが光子によって行われることに留意されたい。それらの光子は、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、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。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、海绵質(または髄質)への放射線量が、AM または TM₅₀ 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。</p>
<p>(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。</p>

$$\mathcal{R}(r_T \leftarrow r_S, x, E) = \frac{D(r_T, x)}{\Phi(E, r_S, x)} \quad (\text{B.1})$$

$$= \sum_r \frac{m(r, x)}{m(r_T, x)} \sum_i \int_0^\infty \phi(r_T \leftarrow r, T_i, x) (\mu_i/\rho)_{r, E} T_i n_r(T_i, E) dT_i \quad (\text{B.2})$$

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）（長管骨に対しては，海綿質および髓腔の領域は異なる骨部位と見なされる）のインデックス， r_T は線量評価の標的組織（活性骨髄または骨内膜）のインデックス， r_S は光子フルエンスが計上される骨部位 x の線源組織（海綿質または骨髄髓質）のインデックス， 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）のインデックスである。 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のエネルギーである。 $m(r, x)$ 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3電子成）のインデックス， 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，構成組織 r における光子の相互作用タイプ i に対する光子エネルギー E で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 において注釈されているように，式 (D.2) は，Johnson et al.

(2011) の記述に従って評価された。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は，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)。

ICRP 標準小児ファントムシリーズで設定した年齢のうち，新生児と15歳を除く年齢に対応する死体の骨試料は入手できなかった。よって，リーズ大学の1.7歳と9歳の死体からの線形経路長分布を用いて，それぞれ1歳と10歳のファントムの骨における電子吸収割合を評価した

(Beddoe, 1976)。次いで，5歳の標準ファントムに対しては，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た (Pafundi, 2009)。荷電粒子平衡は，0.200 MeV を超える光子エネルギーで骨部位にわたって確立される。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) 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 $\mathcal{R}(r_T \leftarrow r_S, x, E)$ との積の積分として求められる。

$$D(r_T, x) = \int_E \Phi(E, r_s, x) \mathcal{R}(r_T \leftarrow r_s, x, E) dE \quad (\text{B.3})$$

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。

$$D_{skel}(r_T) = \sum_x \frac{m(r_T, x)}{m(r_T)} D(r_T, x) \quad (\text{B.4})$$

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、確率的影響によるデ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 $45 \mu\text{m}$ 、10歳児ファントムは $50 \mu\text{m}$ 、15歳児ファントムは $60 \mu\text{m}$ 、成人ファントムは $70 \mu\text{m}$ 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に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との認識のもと、成人ファントムにおける $50 \sim 100 \mu\text{m}$ の深さ (名目上の $70 \mu\text{m}$) が15歳児ファントムにも使用され、わずかに広い範囲の $40 \sim 100 \mu\text{m}$ 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感受性層を深さ $50 \mu\text{m}$ から $100 \mu\text{m}$ で定義した。外部照射において、皮膚線量の平均値で、 $50 \sim 100 \mu\text{m}$ の深さに位置する皮膚の重要領域の吸収線量を代表するには、被ばくの均一性と入射する放射線の飛程に依存する。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、皮膚中の比較的均一な線量分布により、平均臓器線量が $70 \mu\text{m}$ の線量を表すと仮定することは妥当と考えることができる。皮膚において有意な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。

(C4) 成人ファントムの電子に対する皮膚線量評価では、 2.137 mm と 1.775 mm のボクセル表現 (それぞれ、男性と女性ファントムについて) は、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

<p>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50 μm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）。皮膚モデルの平均厚さは、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 cm³、女性1.010 g cm³）。</p>
<p>(C6) 小児ファントムについて、メッシュ型皮膚モデルは非一様有理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。外部表面を複製し、そのサイズを減少させることで、皮膚の内面を定義し、皮膚の厚さは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。皮膚内の深さ50 μmから100 μmにおける標的感受性層は、外部表面を複製して2つの面を追加で作製し、それらのサイズを減少させて、を定義した。</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の二次粒子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 cm²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>

(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气中サブマージョンにおける皮膚等価線量率係数であり、電子エネルギーに応じ、PHITS コード (Sato et al., 2013) に組み込んだオリジナルのボクセル型ファントム、PM 型ファントムおよび 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ると、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 のエネルギーで過小評価することが分かる。

(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 の球形の水中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、線源のサンプリング領域は、電子エネルギーに従って、皮膚表面から水中の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、水媒体中の電子の連続減速近似 (CSDA) 飛程より長い距離を用いて、線源のサンプリング領域を制限した。なぜならば、これらの一次電子が、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と同等のエネルギーを持つ光子の mfp より長い距離が考慮された。CSDA 飛程が 50 μm 未満の低エネルギー電子は、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ないため、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。

(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に対して評価し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別々計算した後で平均した。一方、他の小児の年齢では男女共通の皮膚モデルが用いられた。

C.2. 光子

(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。これらの光子は、皮膚の感受性層で停止しないため、そのエネルギーは一部のみ沈着する。一方、ボク

セル型ファントムのボクセル皮膚に対しては、光子が皮膚の感受性層よりも深い位置で最高線量を確立してすべてのエネルギーを与えることができる。、。

(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。

(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。電子の係数に対して行ったように、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て、他の小児の年齢では単一の皮膚モデルを用いて皮膚線量を求めた。0.2～4 mfp の深さの土壌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。

付属書 D. 計算例

(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。

D.1. 大気中に均一に分布した ^{133}Xe に対する外部被ばく

(D2) 大気中の ^{133}Xe の放射能濃度 $A^{\text{Xe-133}}$ 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。

$$\begin{aligned}\dot{E}_{\text{Adult}} &= \dot{e}_{\text{Adult}}^{\text{Air, Xe-133}} \cdot A^{\text{Xe-133}} \\ &= 4.03 \times 10^{-3} \left(\frac{\text{nSv m}^3}{\text{h Bq}} \right) \cdot 1000 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^3} \right) \\ &= 4.03 \left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}} \right)\end{aligned}$$

ここで、 $\dot{e}_{\text{Adult}}^{\text{Air, Xe-133}}$ は、 ^{133}Xe 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。

(D3) 同様に、10 歳児の実効線量率 $\dot{E}_{10\text{yr}}$ 、および地上 1 m の空気カーマ率 \dot{K}_a は、次のように求められる。

$$\begin{aligned}\dot{E}_{10\text{yr}} &= \dot{e}_{10\text{yr}}^{\text{Air, Xe-133}} \cdot A^{\text{Xe-133}} \\ &= 4.60 \times 10^{-3} \left(\frac{\text{nSv m}^3}{\text{h Bq}} \right) \cdot 1000 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^3} \right) \\ &= 4.60 \left(\frac{\text{nSv}}{\text{h}} \right) \\ \dot{K}_a &= \dot{k}_a^{\text{Air, Xe-133}} \cdot A^{\text{Xe-133}} \\ &= 8.83 \times 10^{-3} \left(\frac{\text{nSv m}^3}{\text{h Bq}} \right) \cdot 1000 \left(\frac{\text{Bq}}{\text{m}^3} \right) \\ &= 8.83 \left(\frac{\text{nGy}}{\text{h}} \right)\end{aligned}$$

ここで、 $\dot{e}_{10\text{yr}}^{\text{Air,Xe-133}}$ と $k_{\alpha}^{\text{Air,Xe-133}}$ 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、その後地面に沈着した。 ^{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。また、 ^{137}Cs の放射能濃度 $A^{\text{Cs-137}}$ は、 $50,000 \text{ Bq m}^{-2}$ であると仮定する。

(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 の分岐割合で放射性子孫核種の $^{137\text{m}}\text{Ba}$ 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 から引用した、土壌中の深さ 0.5 g cm^{-2} での ^{137}Cs と $^{137\text{m}}\text{Ba}$ に対する 5 歳児の実効線量率係数である。

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の浸漬という 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別線量率係数の参照値を示す。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。

<p>(E2) データは、各年齢群ならびに男性と女性ファントムについて、別々に示されている。実効線量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規格化され、$\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$（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。</p>
<p>(E3) 単一エネルギーの光子および電子に対する係数，ならびに <i>Publication 107</i> (ICRP, 2008) に記載された 97 元素の 1252 種の放射性核種に対する係数が示されている。核種別の線量率係数は、指定された放射性核種によって放出される放射線にのみ基づいており，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。</p>
<p>(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しては，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。</p>
<p>(E5) 電子付属書は，「Soil contamination」，「Air submersion」，および「Water immersion」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。また，「Soil contamination」は 3 つのサブフォルダが含まれる。</p> <ul style="list-style-type: none"> • mfp で表された深さの面線源に対応したサブフォルダ。このサブフォルダ中にさらに 5 つのフォルダを持ち、それぞれ 0.0 mfp（すなわち表面汚染），0.2, 1, 2.5, 4 mfp の深さでの土壌中の汚染）に対する。 • 特定の深さの面線源に対応したサブフォルダ。このサブフォルダ中にさらに 4 つのフォルダを持ち、それぞれ 0.0, 0.5, 3.0, 10.0 g cm^{-2} の深さに対する。 • 指数関数線源のサブフォルダ。この中に、8 つの単位面積当たりの緩衝質量 ($\beta=0.5, 1.0, 2.5, 5.0, 10, 20, 50, 100 \text{ g cm}^{-2}$) で指数関数的に分布した線源に対するサブフォルダを持つ。
<p>(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。</p>
<p>(E7) 次の臓器については、臓器等価線量率係数の参照値が示されている：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。</p>
<p>(E8) 追加の表は，<i>Publication 107</i> (ICRP, 2008) から得られた 97 元素の 1252 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。</p>
<p>(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および入手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。</p>
<p>用語解説</p>

<p>吸収線量, D [Absorbed dose]</p> <p>吸収線量は次の式で表される。</p> $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$ <p>ここで, $d\bar{\epsilon}$は物質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り、dmはその物質の質量である。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>微小な時間間隔における放射性物質の核変換の数を示し、1 秒当たりの値で表される。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>指定された物質の単位質量、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>拡張整列場で照射された ICRU 球内において、整列場の方向と対向する半径上の深さ 10mm の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、$\text{nSv h}^{-1} \text{ Bq}^{-1} \text{ m}^3$ または $\text{nSv h}^{-1} \text{ Bq}^{-1} \text{ m}^2$ である。</p>
<p>ベクレル [Becquerel]</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。

骨髓 [Bone marrow]

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）

骨表面 [Bone surfaces]

⇒ 骨内膜

荷電粒子平衡 [Charged-particle equilibrium]

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、荷電粒子のエネルギー放出分布が体積内で変化しないということと同義である。特に、着目する体積に流入する荷電粒子エネルギーの総和と流出するエネルギーの総和は等しくなる（静止エネルギーを除く）。

断面積, σ [Cross-section]

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。

$$\sigma = \frac{N}{\Phi}$$

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。断面積の単位は 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必要となる。そのような分布は「微分断面積」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。

沈着密度 [Deposition density]

放射性降下物により生じた、特定の放射性核種の地面の単位面積当たりの放射能を深さ方向に積分したものの。単位は Bq m^{-2} である。

確定的影響 [Deterministic effect]

⇒ 組織反応

線量係数 [Dose coefficient]

放射線による内部被ばくと外部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」と関連づけられている。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。

線量率係数 [Dose-rate coefficient]

放射線による内部被ばくと外部被ばくの両方について、単位時間当たりの線量と物理量を関連づける係数。

線量当量, H [Dose equivalent]

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。

線量当量率, \dot{h} [Dose equivalent rate]

単位時間当たりの線量当量。

線量応答関数 [Dose-response function]

標的領域における粒子フルエンス当たりの吸収線量を表すために本刊行物において用いられた関数。標的領域におけるジオメトリの微視的構造を表すモデルと、その領域内での二次電離放射線の輸送計算により導出された。

実効線量, E [Effective dose]

人体中で指定されたすべての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。

実効線量率係数, \dot{e} [Effective dose-rate coefficient]

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。

骨内膜（または骨内膜層） [Endosteum (or endosteal layer)]

骨梁海綿質領域の骨梁表面および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 μm 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、*Publication 26* と *30* 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ブヴァース管の表面を覆う厚さ 10 μm の単一細胞層と定義されていた。

等価線量, H_T [Equivalent dose]

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。

等価線量率係数 [Equivalent dose-rate coefficient]

放射能濃度を組織 T における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。

フルエンス, Φ [Fluence]

dN を da で割った商。ここで、 dN は断面の面積が da の球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。

ICRU 4 元素組織 [ICRU 4-element tissue]

ICRU 4 元素組織は、密度 $1g cm^{-3}$ 、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 球はこの想定された組成を有している。

不活性骨髄* [Inactive (bone) marrow]

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。

*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。

カーマ, K [Kerma]

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 中で解放されるすべての荷電粒子の初期運動エネルギーの総和について平均を取ったものである。したがって、次の式で表される。

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

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。

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きい場合に、吸収線量の値に近づく。

カーマ率係数, k [Kerma rate coefficient]

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。

骨髓細胞性 [Marrow cellularity]

骨における造血活性を有する骨髓体積の割合。骨髓細胞性の年齢および骨部位に依存する参照値は、*Publication 70* (ICRP, 1995) の表 41 に示されている。第一の近似として、骨髓細胞性は、骨髓の脂肪の割合を 1 から引いたものと考えてよい。

臓器または組織の平均吸収線量, D_T [Mean absorbed dose in an organ or tissue]

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。

$$D_T = 1/m_T \int D\ dm$$

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。

平均自由行程 (mfp) [Mean free path]

衝突を受けずに粒子が移動する平均距離。

実用量 [Operational quantities]

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。

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>
<p>臓器等価線量 [Organ equivalent dose]</p> <p>「臓器または組織における等価線量」の略語。</p>
<p>物理的半減期 [Physical half-life]</p> <p>放射性核種の原子の半分が壊変する時間。</p>
<p>防護量 [Protective quantities]</p> <p>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。</p>
<p>線質係数, Q [Quality factor]</p> <p>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、$Q(L)$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。</p>
<p>放射線加重係数, w_R [Radiation weighting factor]</p> <p>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。</p>
<p>赤色骨髄 [Red (bone) marrow]</p> <p>⇒活性骨髄</p>
<p>標準男性と標準女性（標準個人） [Reference Male and Reference Female (Reference Individual)]</p> <p>放射線防護のために ICRP 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。</p>
<p>標準人 [Reference Person]</p>

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、*Publication 89*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]

Publication 89 (ICRP, 2002a) に定義された解剖学および生理学的特性を持ち、成人については *Publication 110* (ICRP, 2009) , 小児の年齢については *Publication 143* で定義された人体の数値ファントム (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) 。

参照値 [Reference value]

線量評価または体内動態モデルで使用するために ICRP が勧告する量の値。参照値は、数値の根拠に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た値として規定される。

単位面積当たりの緩衝質量 [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衝質量」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、線源が土壌中のより深くまで分布していることを示す。単位面積当たりの緩衝質量の単位は g cm^{-2} である。

応答関数 [Response function]

⇒線量応答関数

土壌汚染, 土壌線源 [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]

軸骨格と付属肢骨格にわたって分布する皮質骨皮質下にある骨梁と髓組織 (活性, 不活性の両方) を合わせた組織を指す用語。海綿質は *Publication 110* (ICRP, 2009) の標準ファントムで定義されている3つの骨領域の1つである。残り2つは、長骨幹の骨髓髓質と皮質骨である。骨梁骨, 活性骨髓と不活性骨髓の相対的割合は骨格部位とファントムの年齢によって変わるので、海綿質の元素組成と質量密度は一定でなく、骨格部位とファントムの年齢によって変わる。

組織反応 [Tissue reaction]

<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ている。場合によっては、これらの影響は、生物反応修飾物質を含む照射後の手順により変化しうる。</p>
<p>組織加重係数, w_T [Tissue weighting factor]</p> <p>身体への均一照射の結果生じた健康 detriment 全体に対するある臓器または組織の相対的寄与を表現するために、当該臓器または組織 T の等価線量に加重する係数 (ICRP, 1991b)。これは以下のように定義される。</p> $\sum_T w_T = 1$
<p>ボクセル型ファントム [Voxel phantom]</p> <p>医用断層画像に基づく人体形状数値ファントムで、解剖学的構造は小さな 3 次元体積素子 (ボクセル) で表される。これらのボクセルの集合が人体の臓器と組織を特定するために用いられる。</p>
<p>黄色骨髄 [Yellow (bone) marrow]</p> <p>⇒不活性骨髄</p>
<p>水中イマージョン [Water immersion]</p> <p>水中の放射性核種からの外部被ばく。</p>

<p>謝辞</p> <p>ICRP タスクグループ 90 は、2013 年 4 月、土壌、空気、水中に存在する環境中の放射性核種への外部被ばくの年齢依存の線量率係数を策定するために設立された。また、周辺線量当量と空気カーマ率の推定も行った。考慮された放射線には、放射性核種の壊変からの直接光子、環境中の散乱光子、β 粒子と電子、および β 粒子と転換・オージェ電子からの制動 X 線が含まれた。ICRP が、過去の行為や大きな事故で汚染された地域で典型的な被ばく形態に対する線量率係数の参照値を策定したのは初めてのことである。</p> <p>ICRP は、本刊行物の策定に携わったすべての人々の、長年にわたる努力と献身に感謝する。本刊行物の意見募集中に寄せられた多数の建設的な提案は有難く受け取った。</p> <p>タスクグループ 90 のメンバーは以下のとおりであった (2013~2020 年)</p> <table border="0"> <tr> <td>N. Petoussi-Henss (議長)</td> <td>N. Hertel</td> <td>D. Satoh</td> </tr> <tr> <td>M. Bellamy</td> <td>J. Hunt</td> <td>H. Schlattl</td> </tr> <tr> <td>W. Bolch</td> <td>J.T.M. Jansen</td> <td>Y.S. Yeom</td> </tr> <tr> <td>K. Eckerman</td> <td>C. Lee</td> <td>S.J. Yoo</td> </tr> </table>	N. Petoussi-Henss (議長)	N. Hertel	D. Satoh	M. Bellamy	J. Hunt	H. Schlattl	W. Bolch	J.T.M. Jansen	Y.S. Yeom	K. Eckerman	C. Lee	S.J. Yoo
N. Petoussi-Henss (議長)	N. Hertel	D. Satoh										
M. Bellamy	J. Hunt	H. Schlattl										
W. Bolch	J.T.M. Jansen	Y.S. Yeom										
K. Eckerman	C. Lee	S.J. Yoo										

A. Endo		K. Saito	
その他の貢献者は以下のとおりであった。			
H.G. Menzel および D. Santos			
主委員会の査読者は以下のとおりであった。			
K-W. Cho		S. Romanov	
編集メンバーは以下のとおりであった。			
C.H. Clement (ICRP 科学秘書官および <i>Annals of the ICRP</i> 編集長)			
H. Fujita (ICRP 科学秘書官補佐および <i>Annals of the ICRP</i> 共同編集者)			
本刊行物準備期間の第 2 専門委員会のメンバーは以下のとおりであった。			
(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)	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。

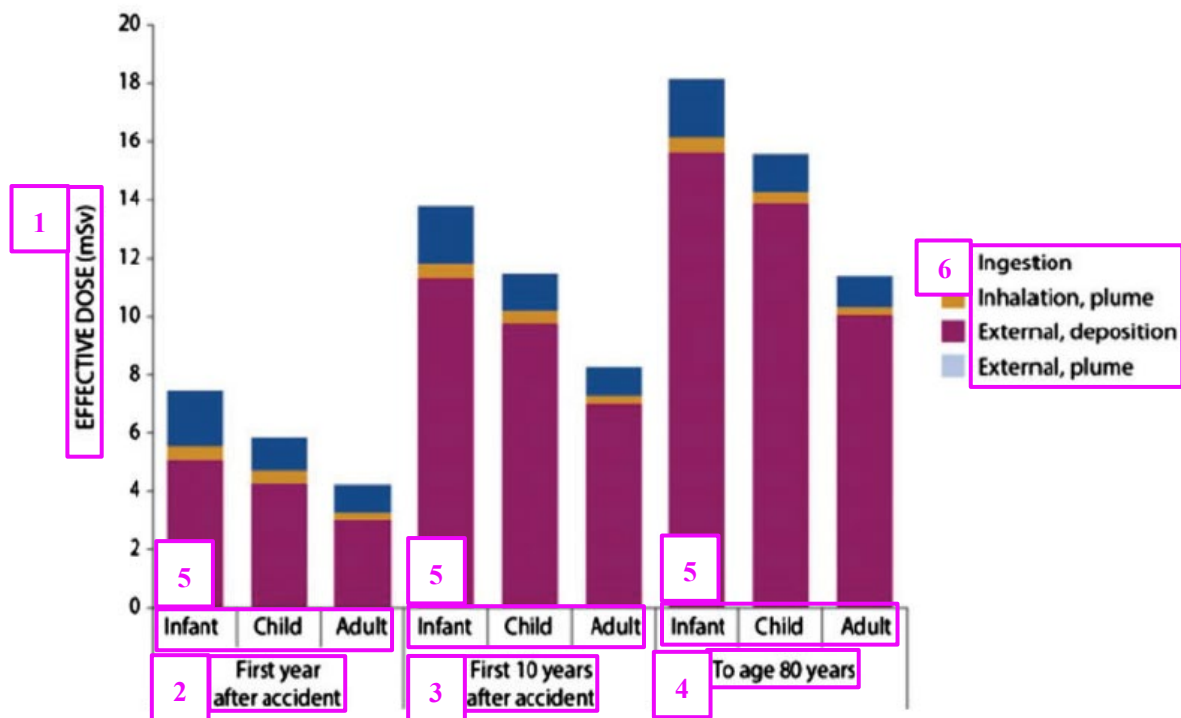


図 1.1 福島市に住む成人，小児，乳幼児の地区平均実効線量推定値（UNSCEAR, 2013）（原子放射線の影響に関する国連科学委員会の許可を得て複製）
注：外部プルームの寄与は小さすぎるためグラフでは示されていない。

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

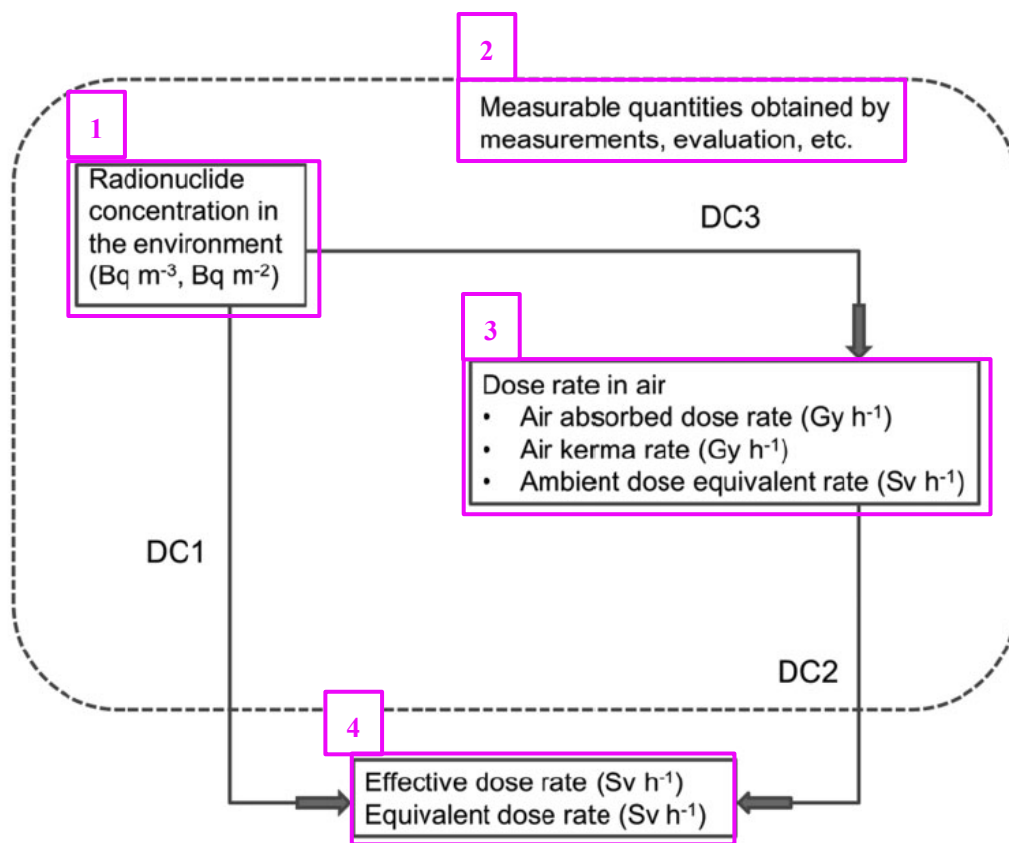


図 2.1 環境中の実効線量率および臓器等価線量率の評価の概略図

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

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
	<i>Publication 103*</i> の式 (4.3) 参照

*ICRP, 2007

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）の数値ファントムの画像 (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。

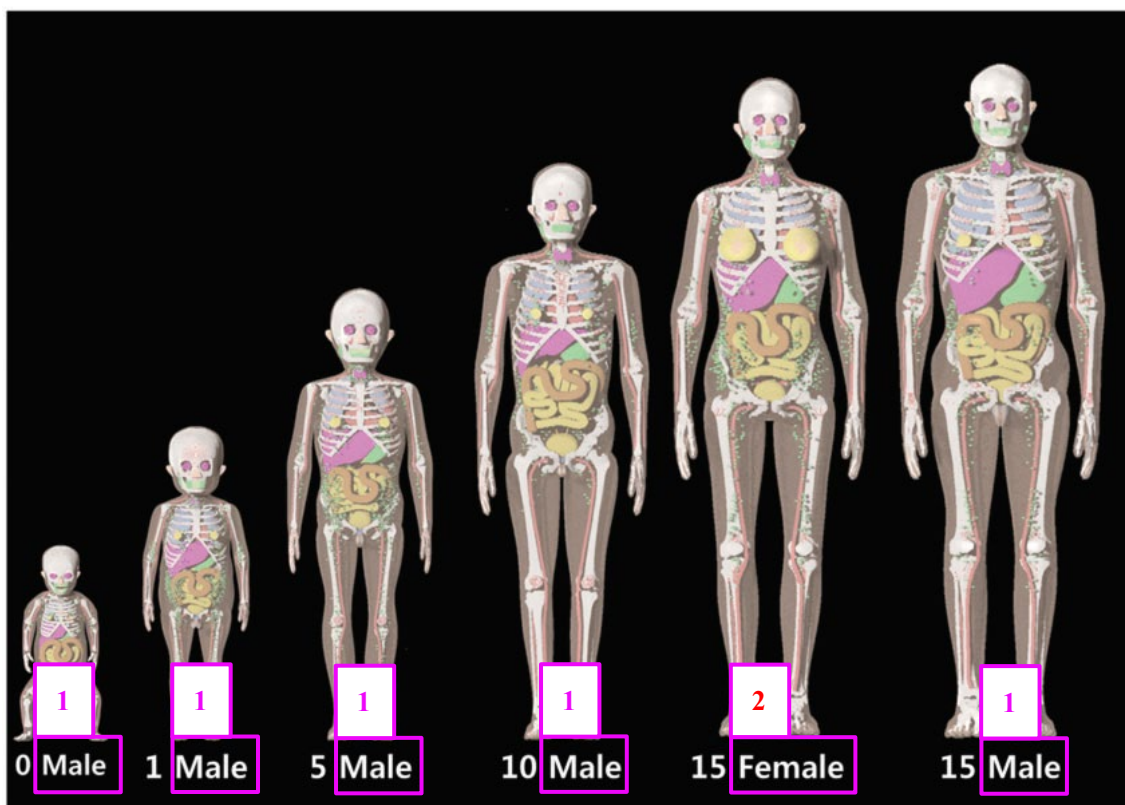


図4.2 国際放射線防護委員会の標準小児ファントムシリーズ (ICRP, 2020)

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数値ファントムシリーズのボクセル分解能, ボクセル配列数, および総ボクセル数

ファントム	分解能 (cm)			配列数			総ボクセル数 (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

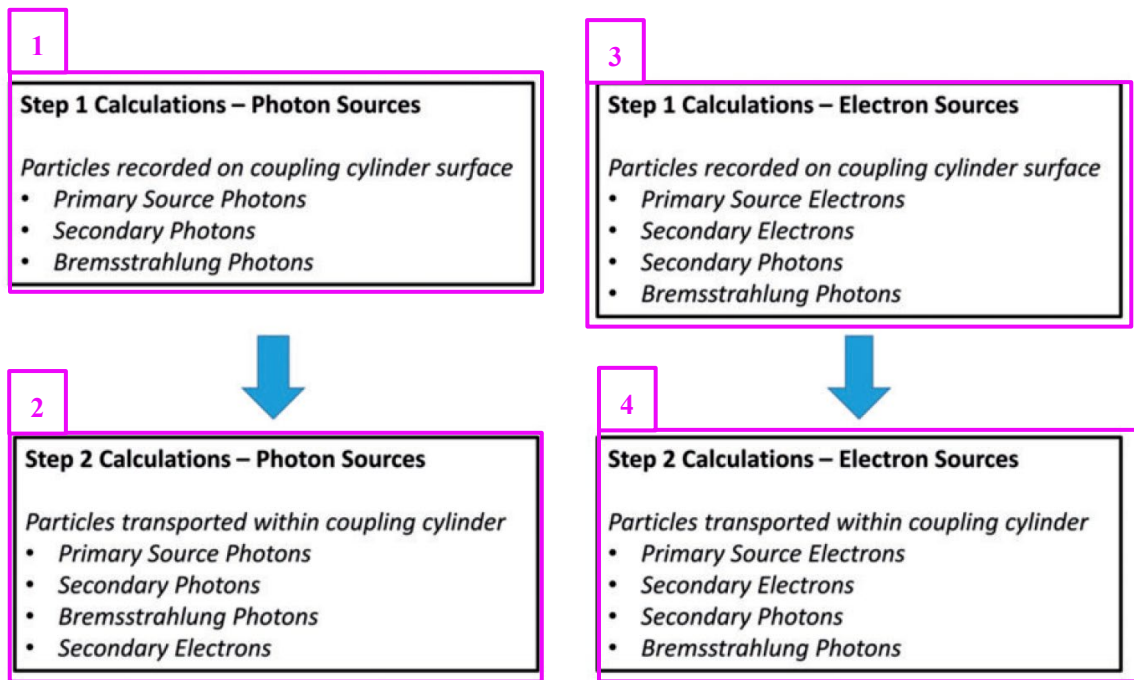


図5.1 ステップ1とステップ2の計算の間の粒子輸送の概略図

1. ステップ1の計算：光子線源
結合円柱表面で記録された粒子
- 一次線源光子
 - 二次光子
 - 制動放射光子

3. ステップ1の計算：電子線源
結合円柱表面で記録された粒子
- 一次線源電子
 - 二次電子
 - 二次光子
 - 制動放射光子

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

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

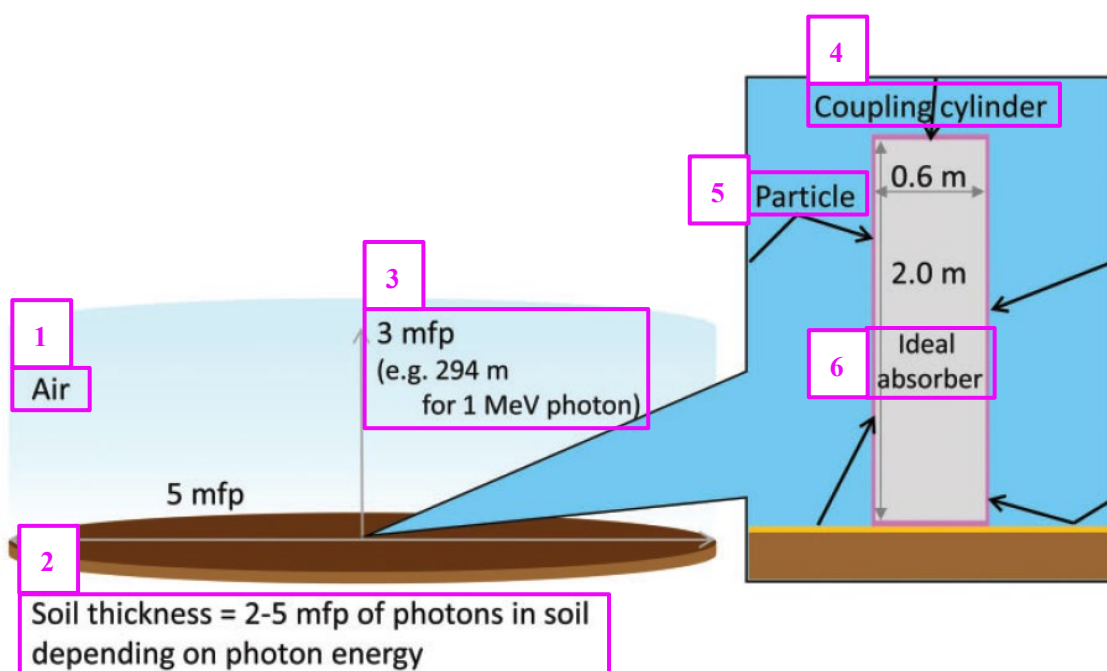


図5.2 土壤汚染による環境場の計算に用いるジオメトリーの概略図
mfpは平均自由行程を意味する。

1. 空気
2. 土壌の厚さ＝光子エネルギーに依存し、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	—	1.0×10 ⁻²	75.53	23.18	—	—	1.28	—
土壌	2.20	—	—	57.50	8.50	26.20	—	5.60

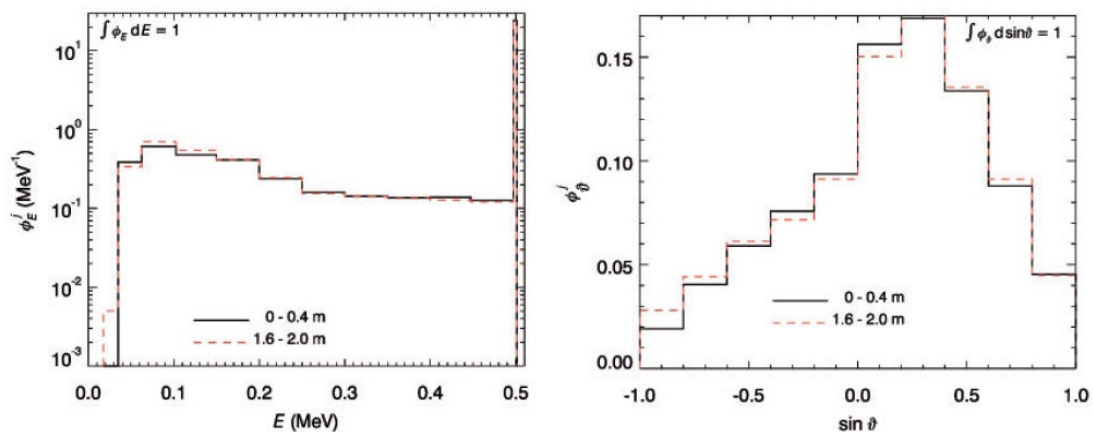


図 5.3 0.5 MeV の単一エネルギー光子による土壤中の深さ 0.2 mfp の等方無限線源に対する結合円柱の異なる高さ範囲でのエネルギー（左）と角度（右）分布

左：y 軸は、エネルギービンあたりの光子数を示し、スペクトル内の全光子数と各エネルギービンサイズ（単位は MeV）で割ったものである。

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。

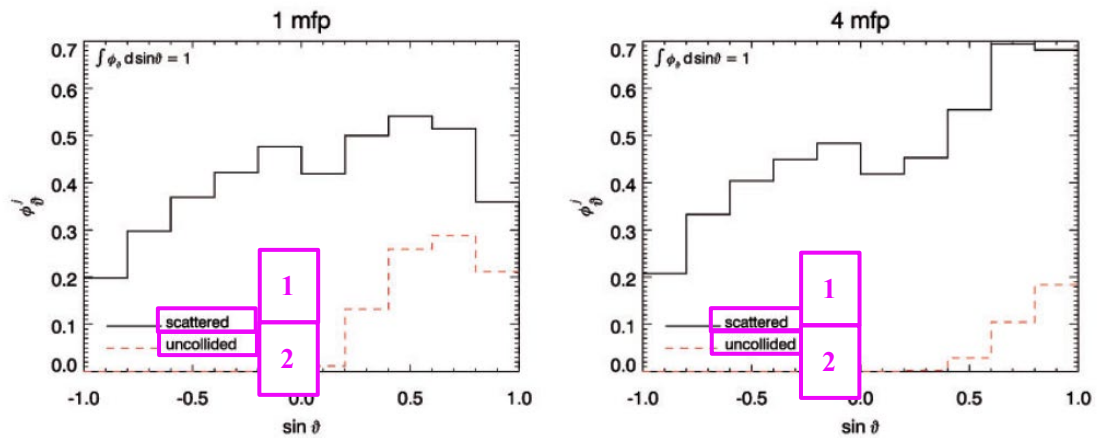


図 5.4 0.1 MeV の単一エネルギー光子を放射する、土壤中の深さ 1 mfp (左) と 4 mfp (右) の等方無限線源に対する結合円柱のすべての高さにわたってまとめた散乱光子と非衝突光子の角度分布

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

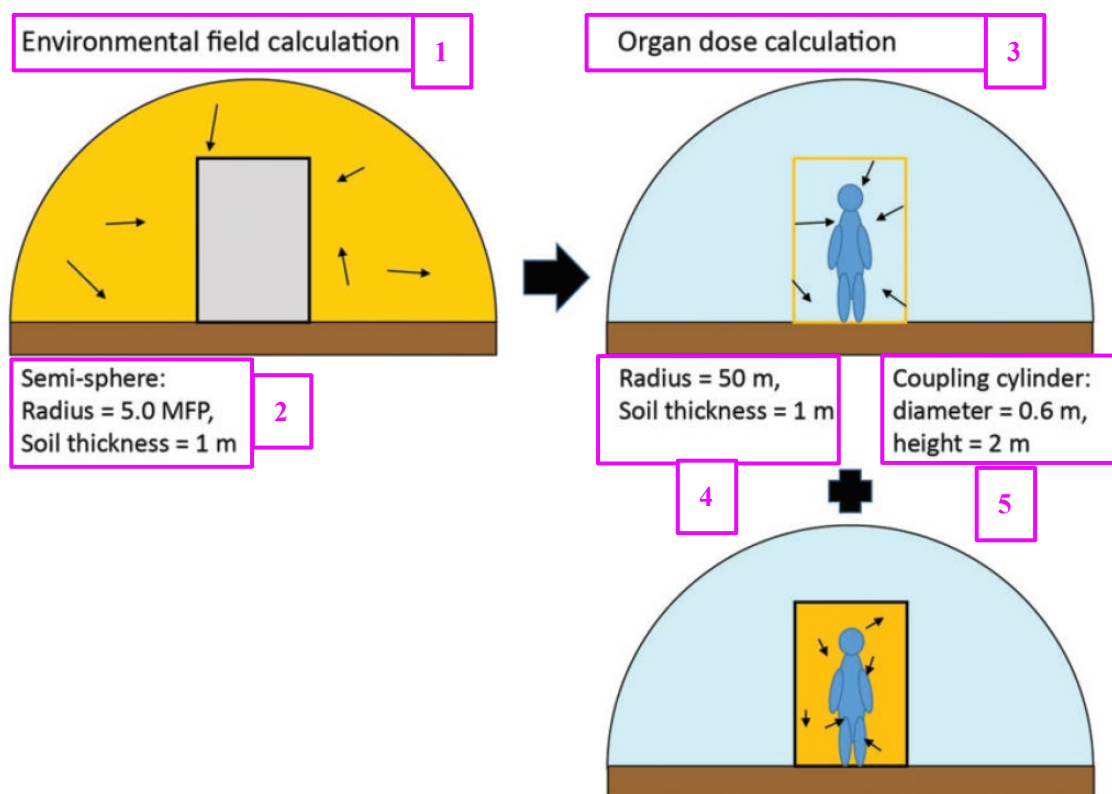


図 5.5 汚染空気中のサブマージョンを模擬したジオメトリの概略図

黄色の部分には線源領域（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 | |

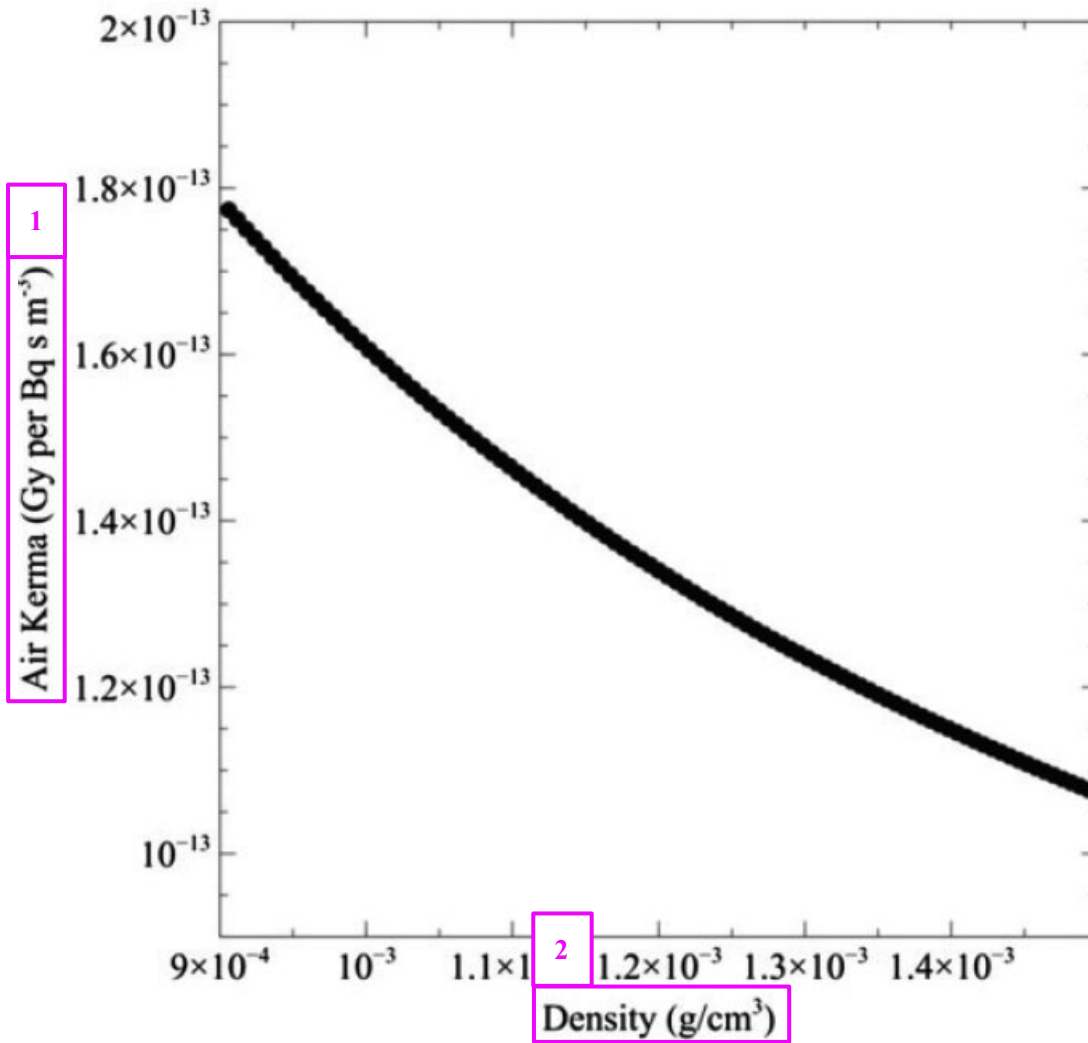


図 5.6 1 MeV の光子の空気密度に応じた空気カーマ (Bellamy et al., 2019)

1. 空気カーマ (Gy/Bq s m⁻³)
2. 密度 (g/cm³)

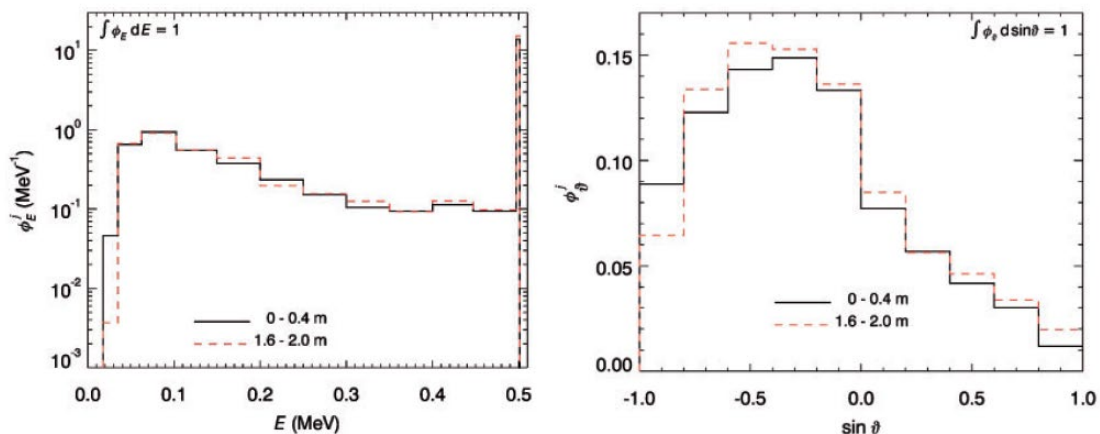


図 5.7 0.5 MeV の単一エネルギー光子を放射する空気中の半無限線源のエネルギー（左）と角度（右）分布

左：y 軸は、エネルギービンあたりの光子数を示し、スペクトル内の全光子数とエネルギービンサイズ（単位は MeV）で割ったものである。

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についてのスペクトル (Φ) から区別するために、上付き文字 j で示されている。

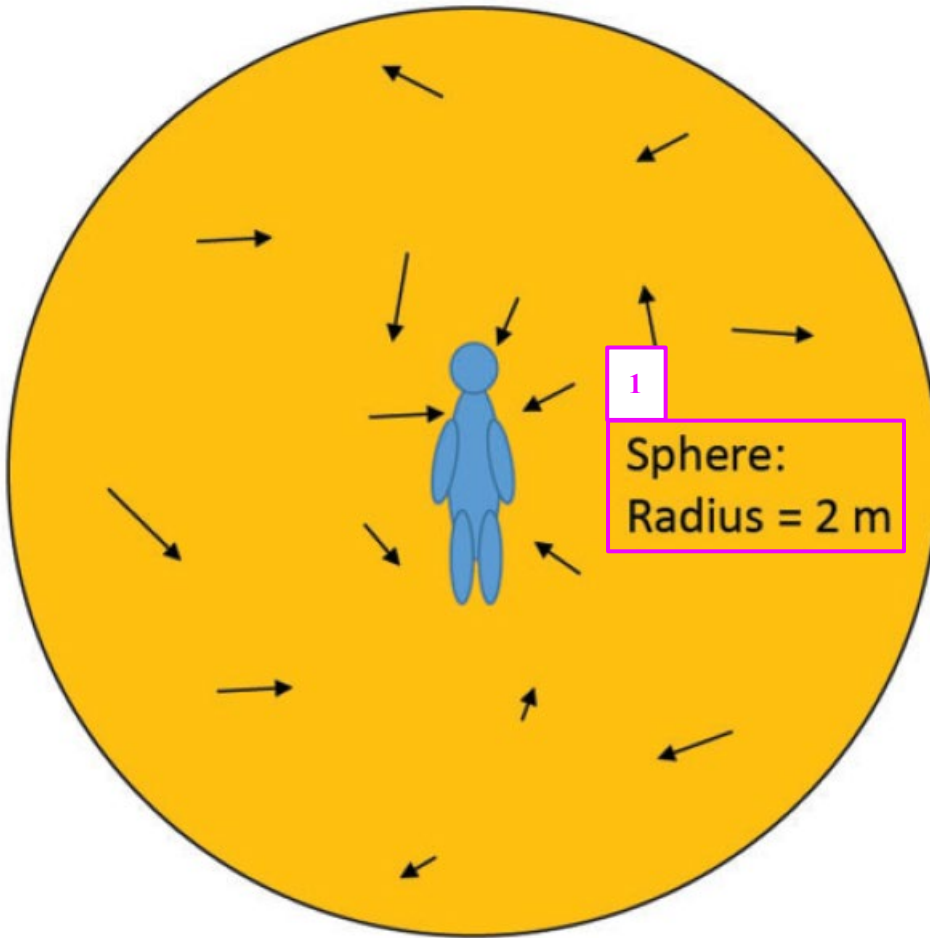


図 5.8 水中イメージングの概略図

球体の中心は、ファントムを通る 3 つの軸の中心点と一致する。

1. 球体：半径 = 2 m

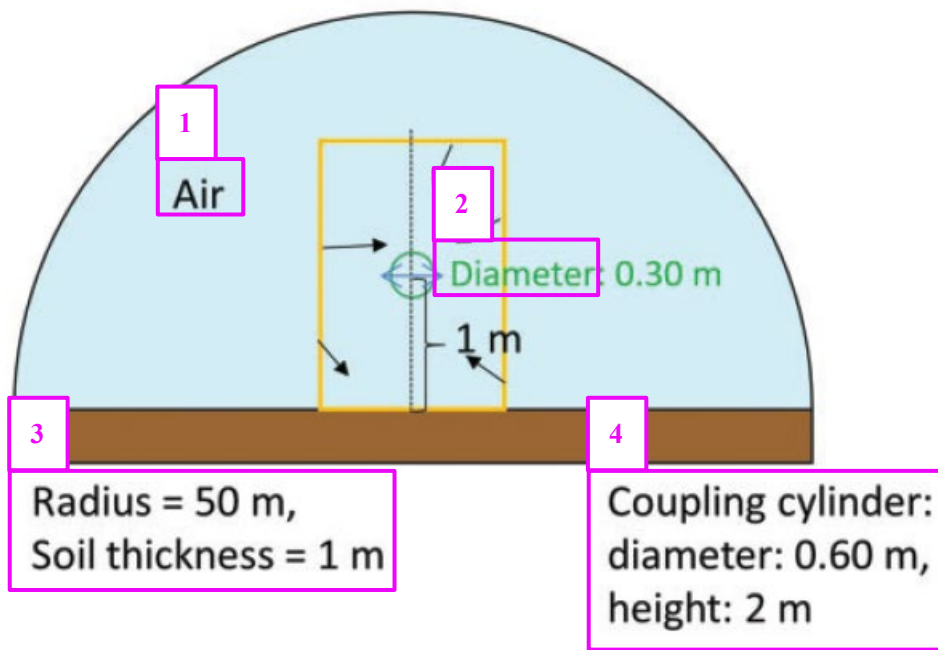


図 5.9 空気カーマと周辺線量当量の計算の概略図

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

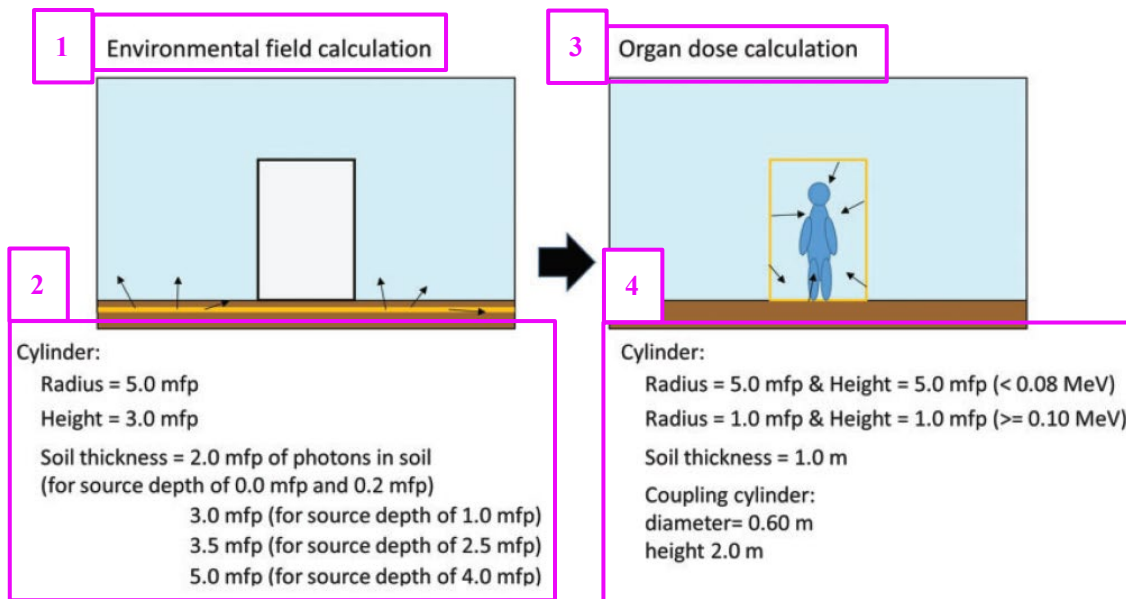


図 6.1. 土壌汚染を模擬したジオメトリーの概略図

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=土壌中での光子の 2.0 mfp

(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

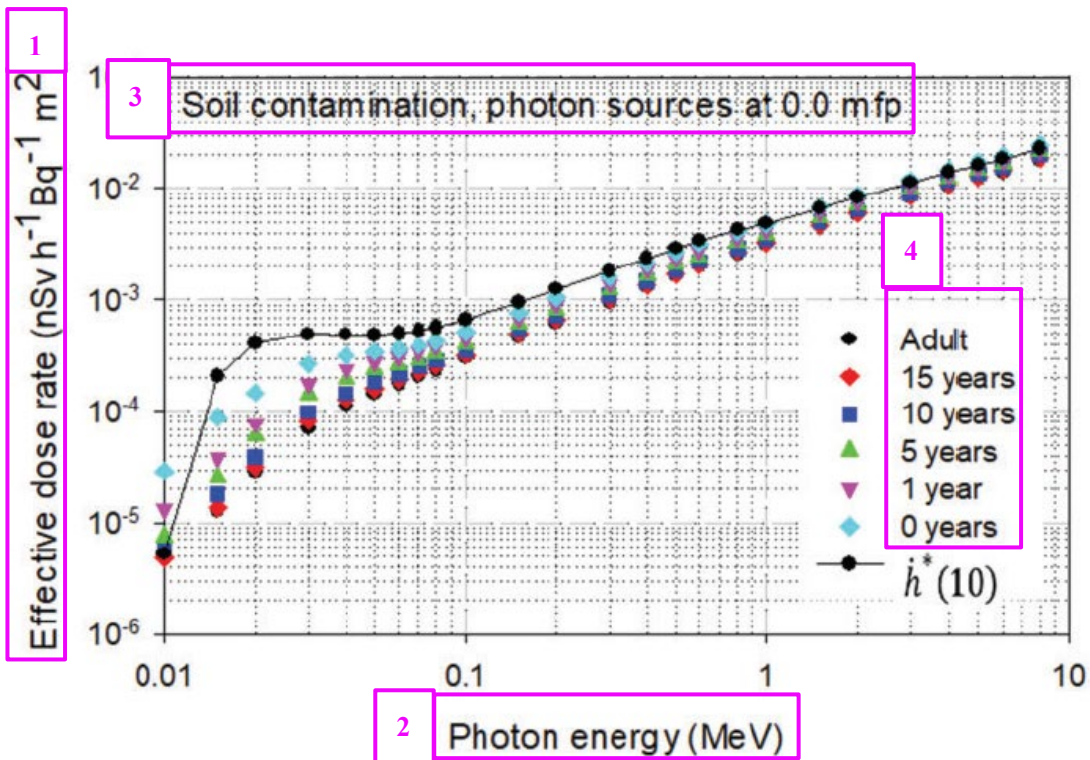


図 6.2 面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)$
 mfp は平均自由行程を意味する。

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

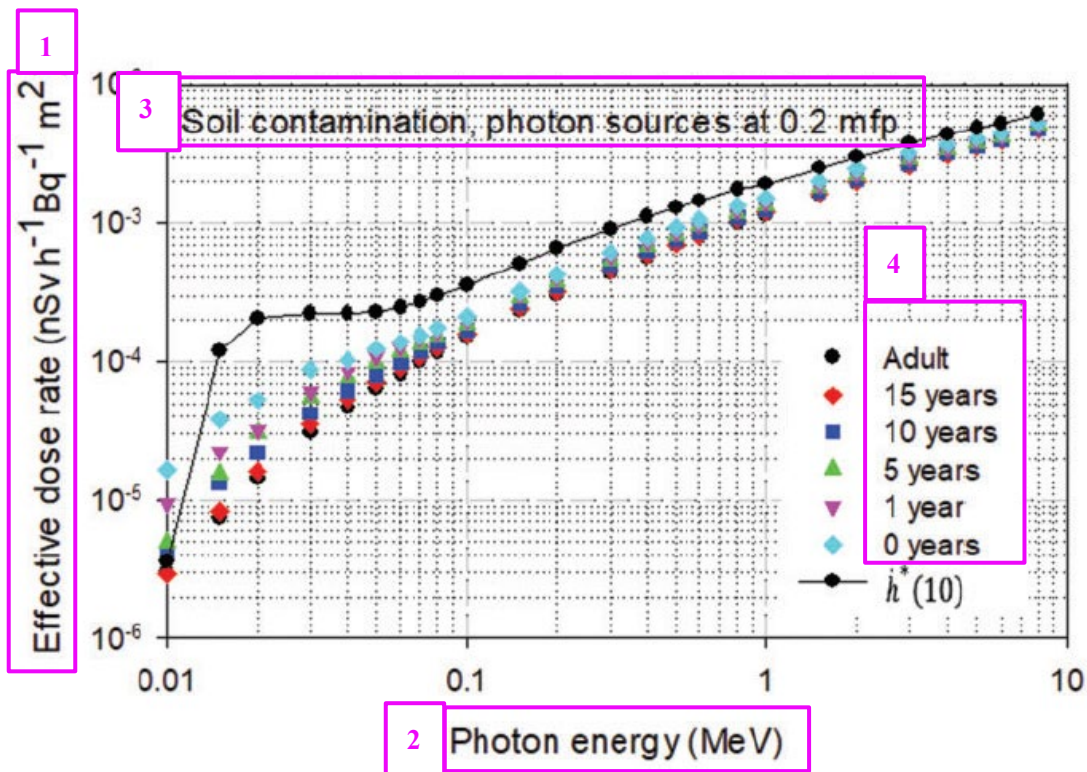


図 6.3 土壌中の 0.2 mfp (平均自由行程) の深さで分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $h^*(10)$

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, 0.2 mfp での光子線源
4. 成人
 - 15 歳
 - 10 歳
 - 5 歳
 - 1 歳
 - 0 歳

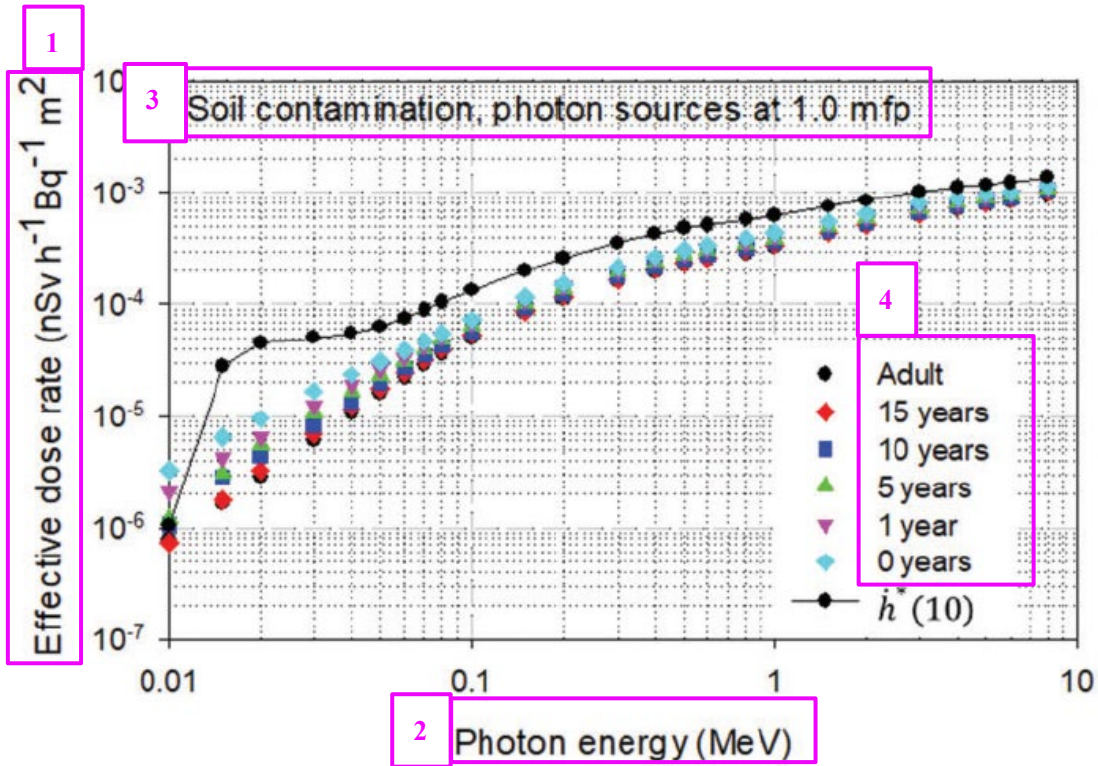


図 6.4 土壌中の深さ 1 mfp (平均自由行程) に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)$

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

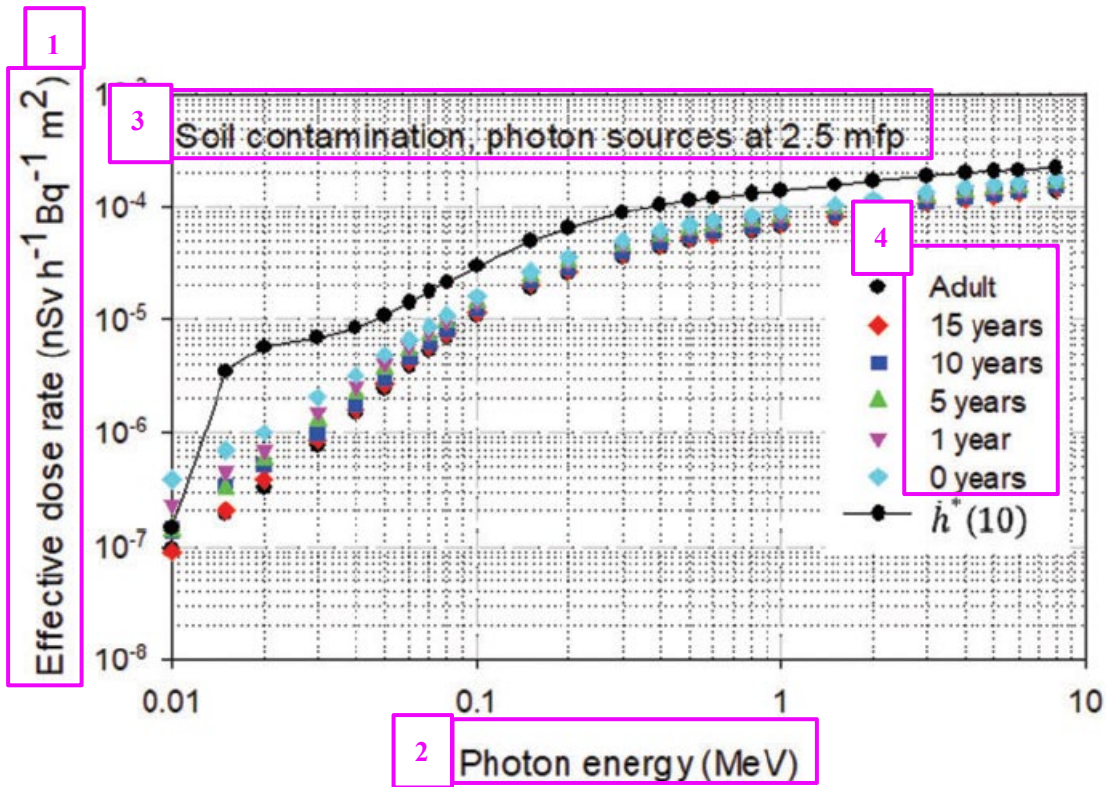


図 6.5 土壌中の深さ 2.5 mfp (平均自由行程) に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $\dot{h}^*(10)$

1. 実効線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$)
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

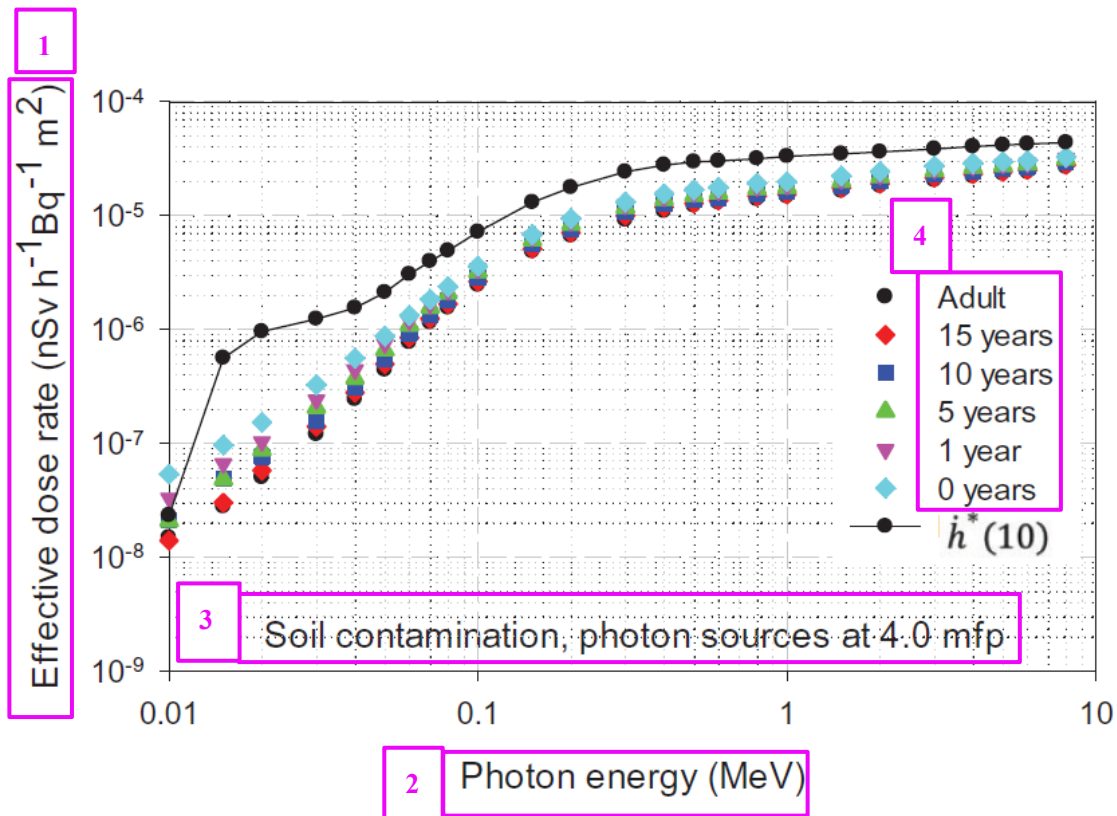


図 6.6 土壌中の深さ 4 mfp（平均自由行程）に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数と地上 1 m での対応する周辺線量当量率 $h^*(10)$

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

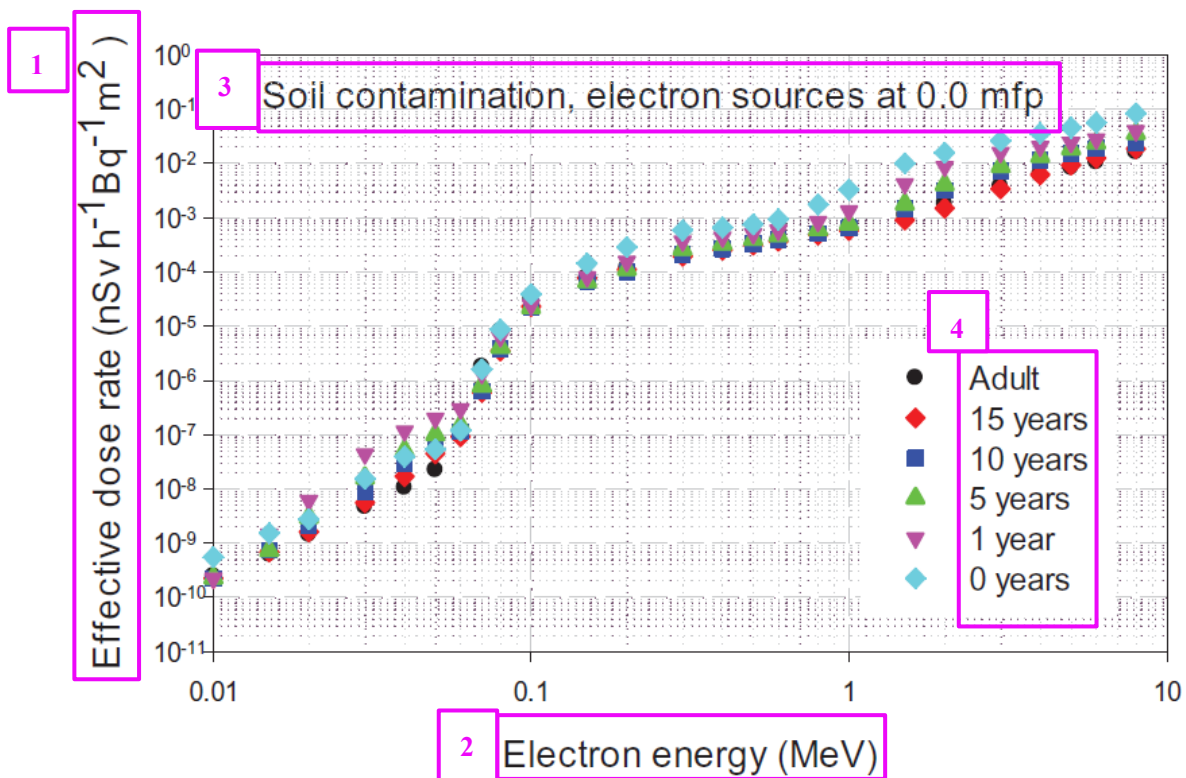


図 6.7 面線源として地表面に分布した単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数。 mfp は平均自由行程を意味する

1. 実効線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.0 mfp での電子線源
4. 成人
 - 15 歳
 - 10 歳
 - 5 歳
 - 1 歳
 - 0 歳

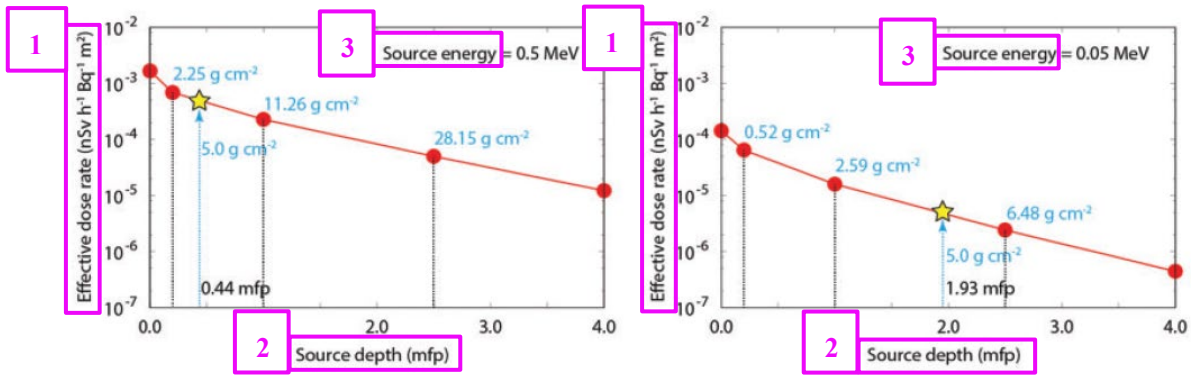


図 6.8 0.5 および 0.05 MeV の線源エネルギーを持つ光子の土壤中の平均自由行程 (mfp) に応じた成人の実効線量率係数

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

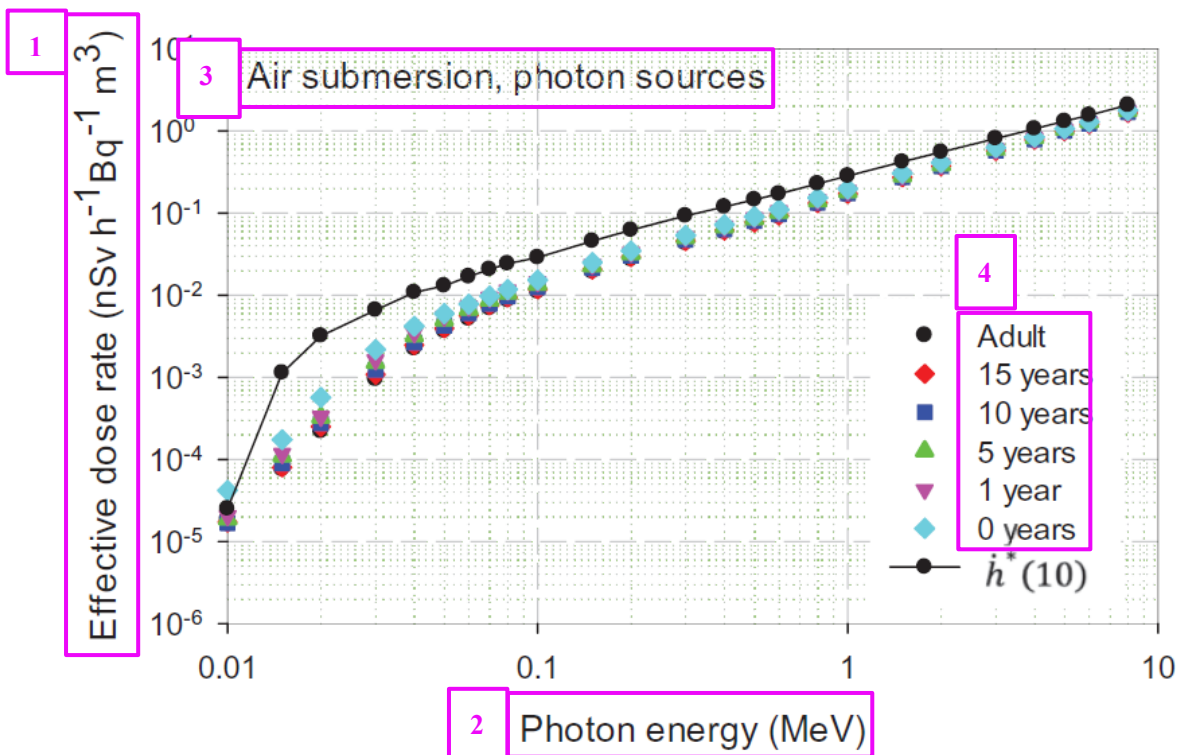


図 6.9 大気中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数および地上 1 m での周辺線量当量率係数 $h^*(10)$

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

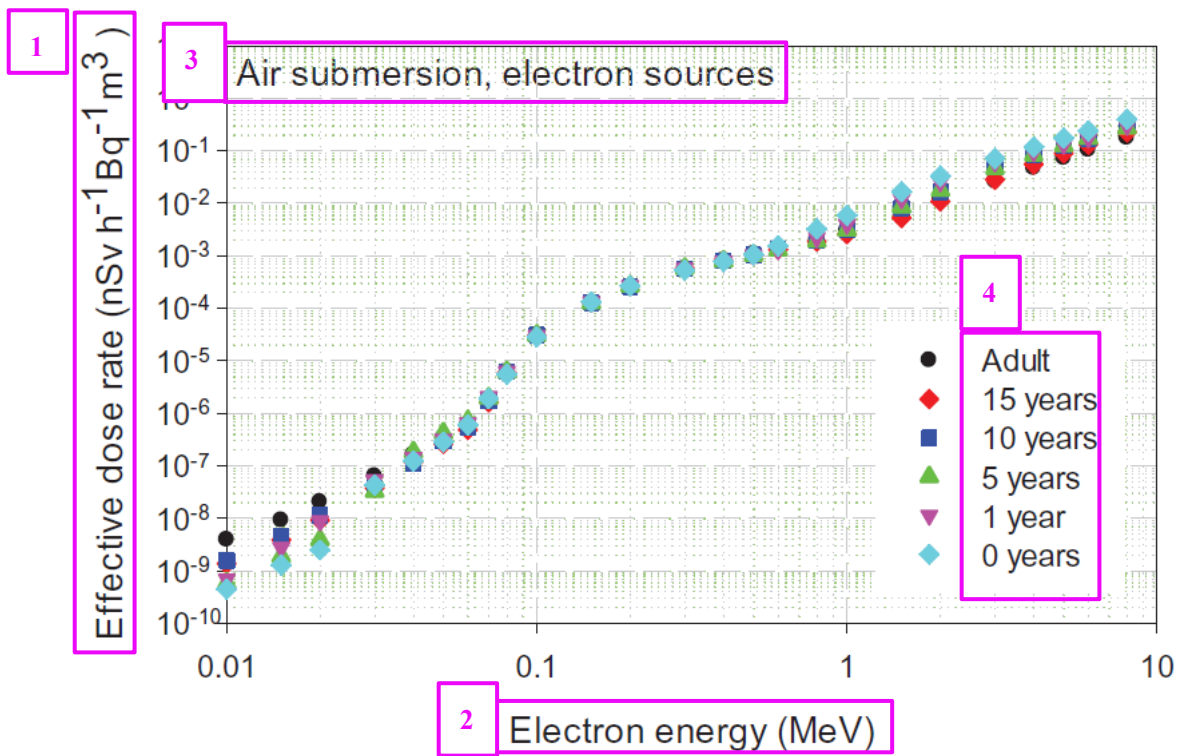


図 6.10 大気中に均一に分布した単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数

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

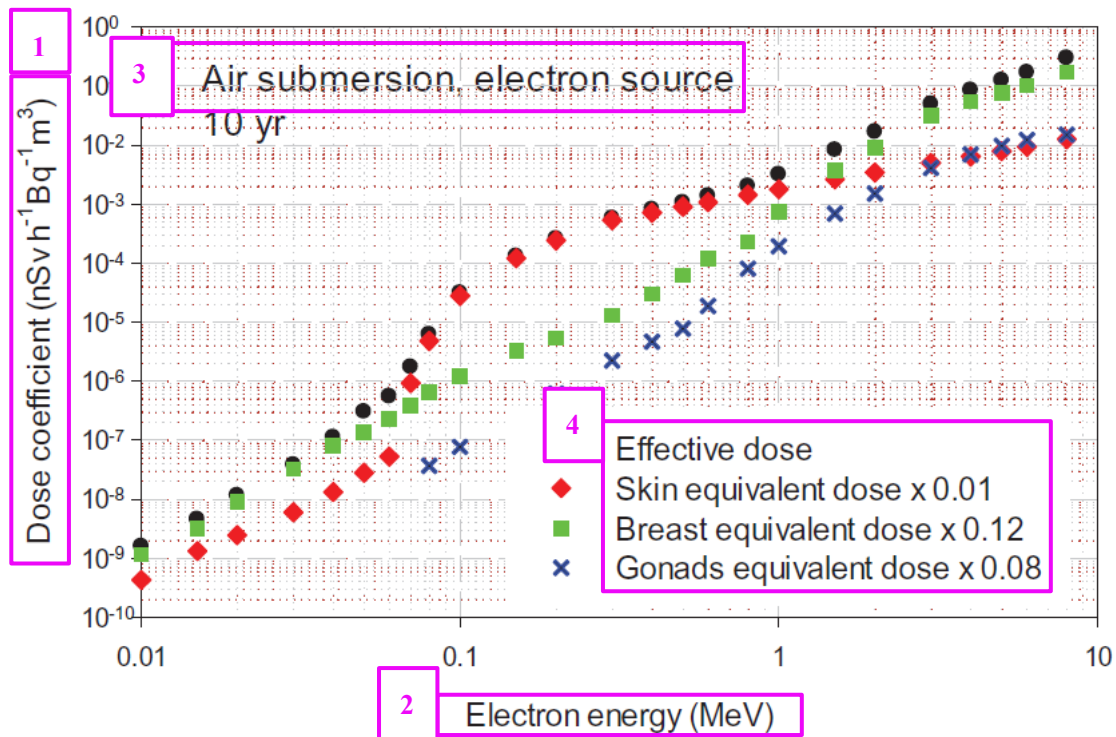


図 6.11 10 歳児ファントムにおける大気中に均一に分布した単一エネルギー電子に対する実効線量率係数、皮膚、乳房および生殖腺の等価線量率係数の比較

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 $\times 0.08$

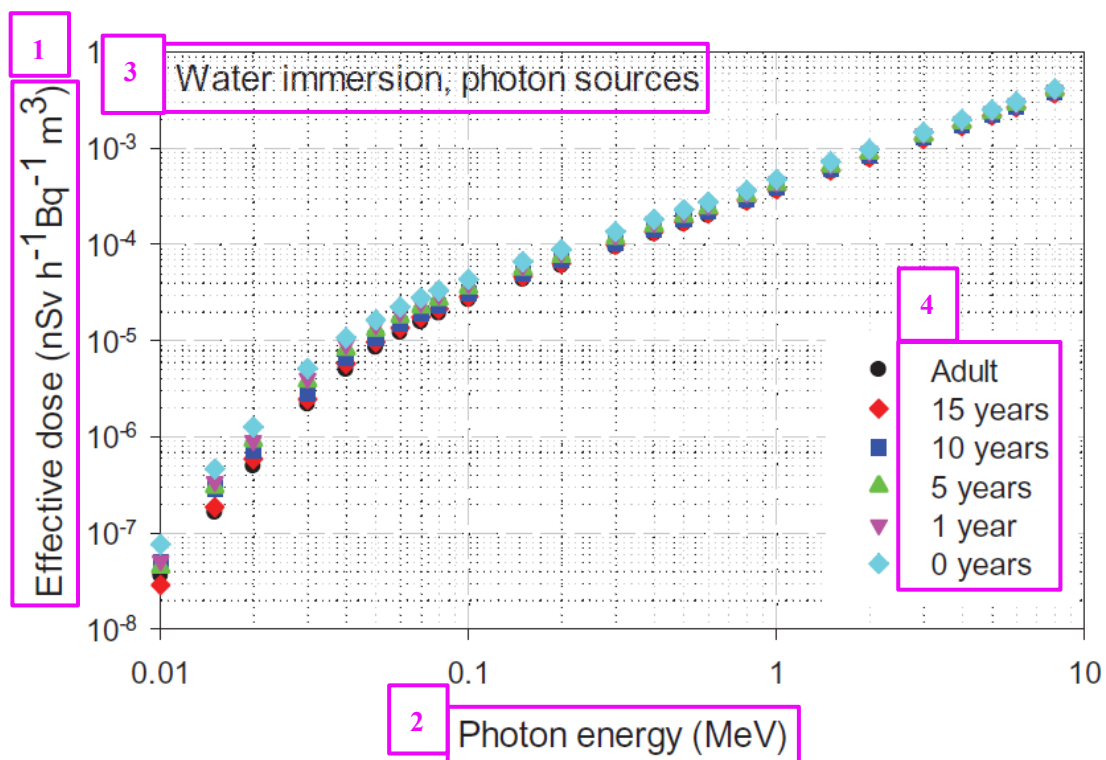


図 6.12 水中に均一に分布した（すなわち水中イメージョン）単一エネルギー光子線源に対する実効線量率係数

1. 実効線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m³)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 水中イメージョン, 光子線源
4. 成人
 - 15 歳
 - 10 歳
 - 5 歳
 - 1 歳
 - 0 歳

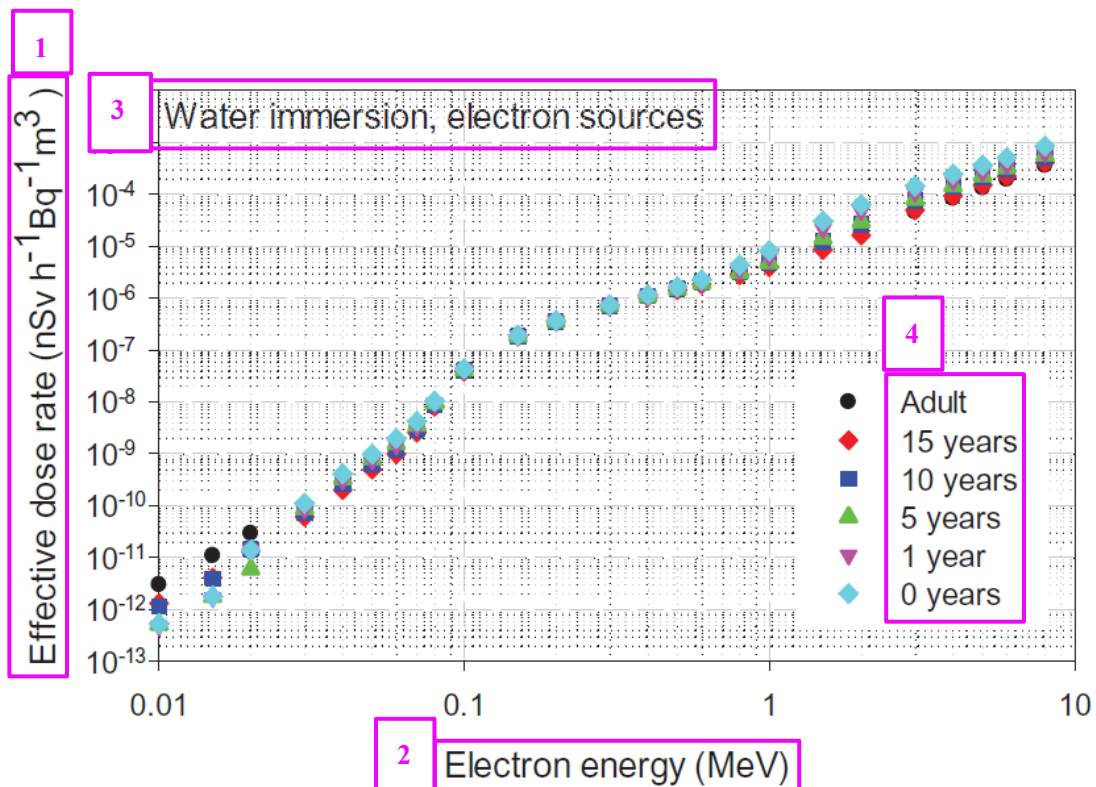


図 6.13 水中に均一に分布した（すなわち水中イマージョン）単一エネルギー電子線源に対する実効線量率係数

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

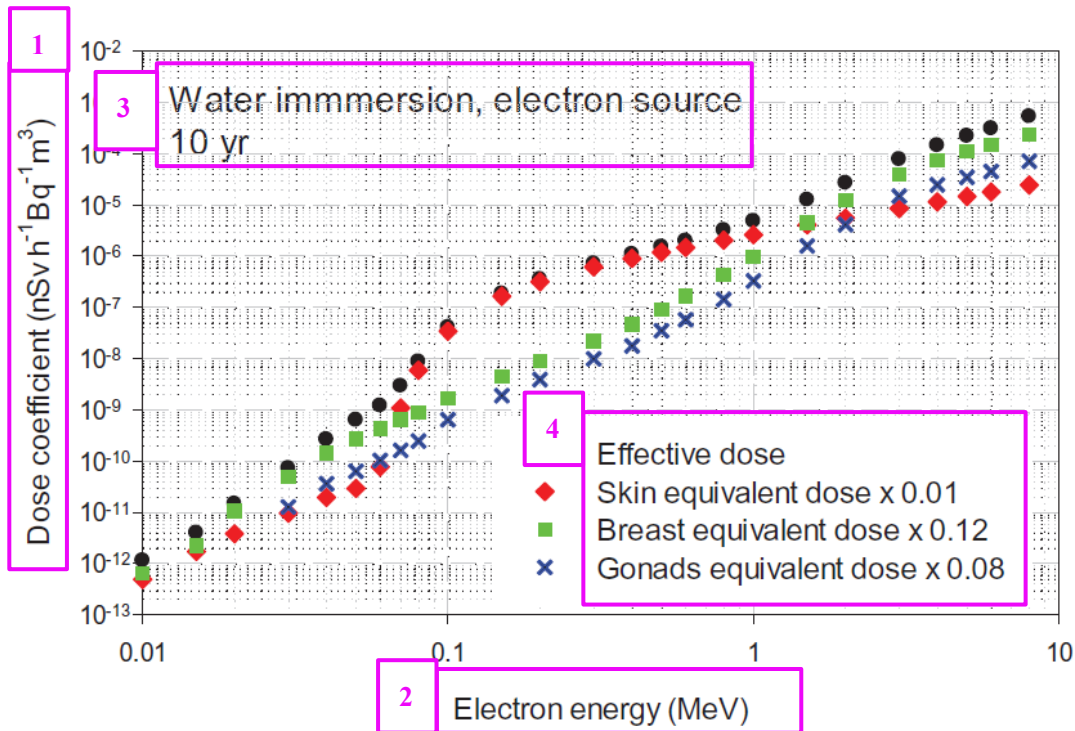


図 6.14 10 歳児ファントムにおける水中に均一に分布した（すなわち水中イマージョン）単一エネルギー電子に対する実効線量率係数，皮膚，乳房および生殖腺等価線量率係数の比較
比較のため，皮膚，乳房，生殖腺の線量率にそれぞれの組織加重係数を乗じた。

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. 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 $\times 0.01$
 - 乳房等価線量 $\times 0.12$
 - 生殖腺等価線量 $\times 0.08$

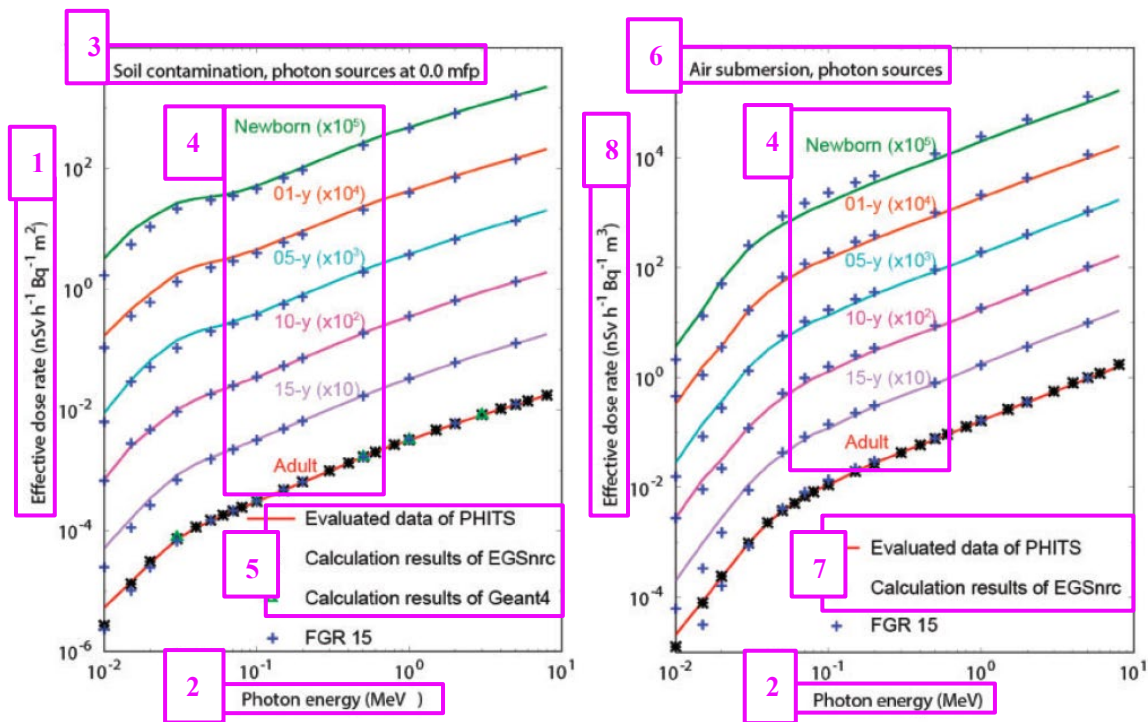


図 6.15 さまざまな計算者とコードによって推定された、光子による地面の面線源（左）と空气中サブマージョン（右）の実効線量率係数

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^{-5} ～ 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)

- | | |
|--|--|
| 1. 実効線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$) | 5. PHITS の評価データ |
| 2. 光子エネルギー (MeV) | EGSnrc の計算結果 |
| 3. 土壌汚染, 0.0 mfp での光子線源 | Geant4 の計算結果 |
| 4. 新生児 ($\times 10^5$) | 6. 空气中サブマージョン, 光子線源 |
| 01 歳児 ($\times 10^4$) | 7. PHITS の評価データ |
| 05 歳児 ($\times 10^3$) | EGSnrc の計算結果 |
| 10 歳児 ($\times 10^2$) | 8. 実効線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^3$) |
| 15 歳児 ($\times 10$) | |
| 成人 | |

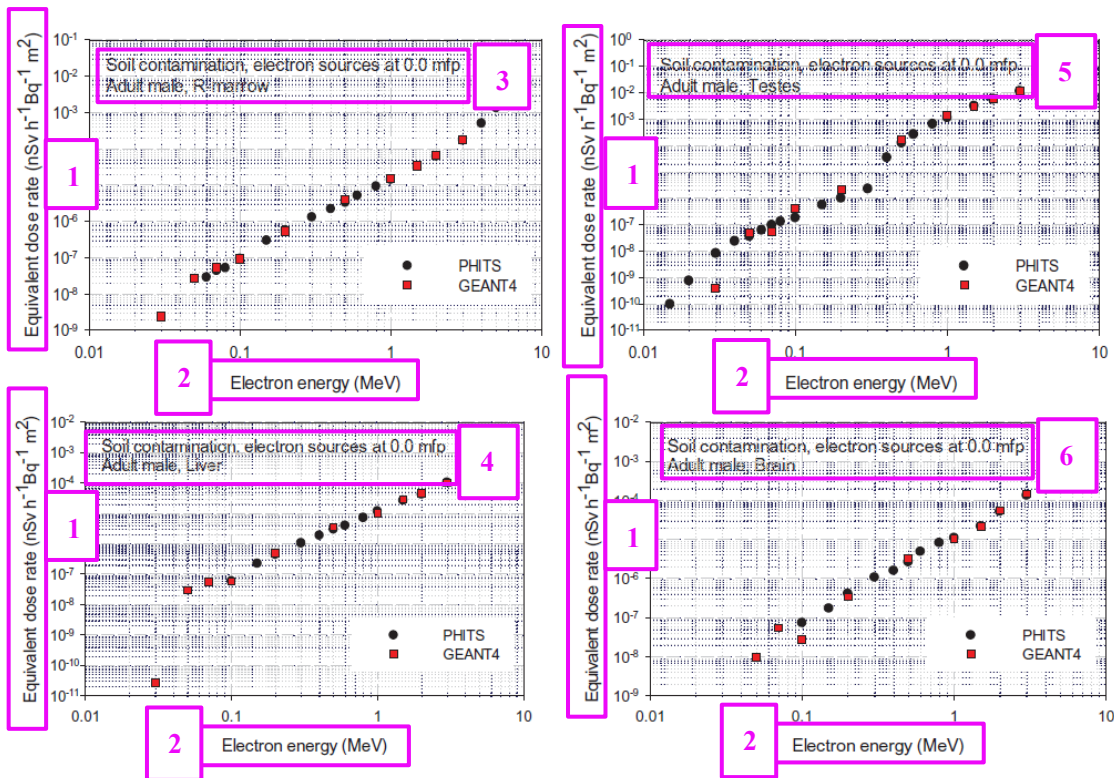


図 6.16 PHITS と GEANT4 コードで計算した、電子を放出する地面の面線源の成人男性ファントムの赤色骨髄、精巣、肝臓、脳の臓器等価線量率係数 mfp は平均自由行程を意味する。

1. 等価線量率 (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
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

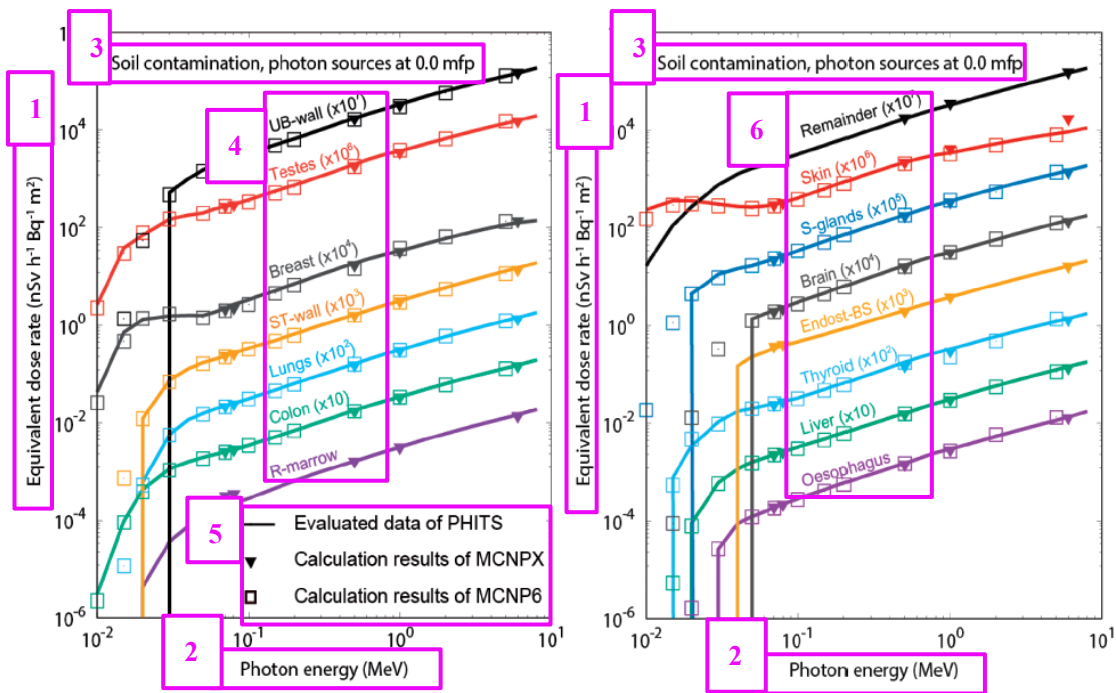


図 6.17 PHITS と MCNP コードで計算した，土壌の表面汚染（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数

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，低エネルギー側の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 |
|--|--|

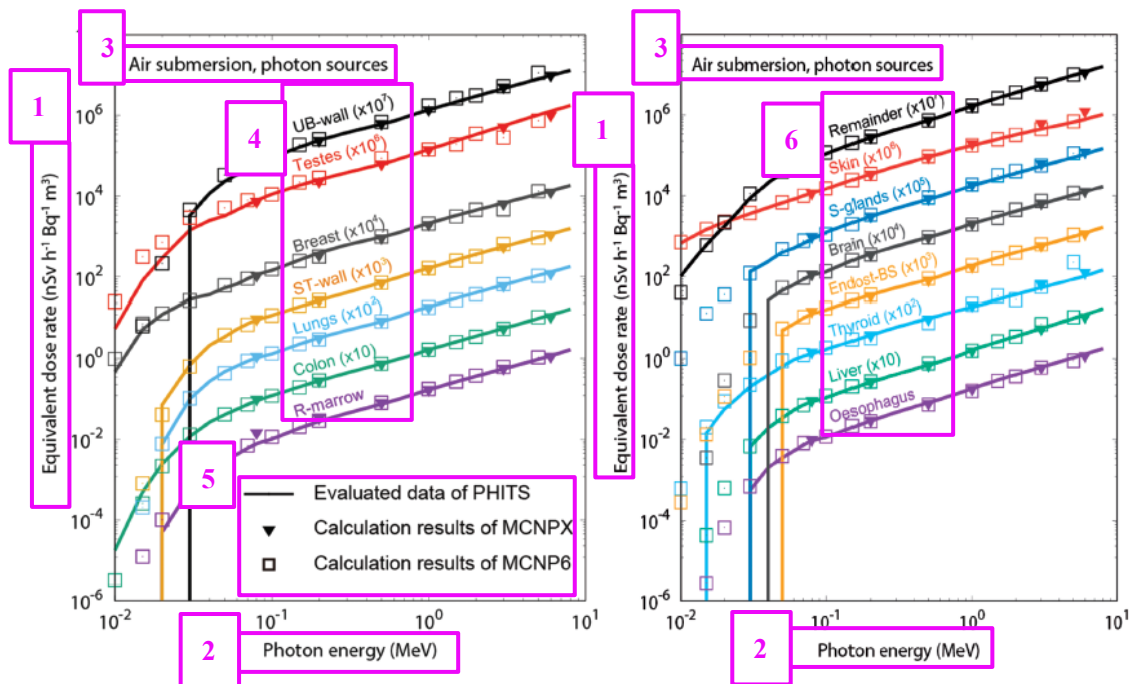


図 6.18 PHITS と MCNP コードで計算した，汚染した空気中のサブマージョン（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数

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，低エネルギー側のデータがゼロに設定されたことを示す。

- | | |
|---|---------------------------------|
| 1. 等価線量率 (nSv h ⁻¹ Bq ⁻¹ 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 (×10 ⁷) | 6. 残りの臓器 (×10 ⁷) |
| 精巣 (×10 ⁶) | 皮膚 (×10 ⁶) |
| 乳房 (×10 ⁴) | 唾液腺 (×10 ⁵) |
| 胃壁 (×10 ³) | 脳 (×10 ⁴) |
| 肺 (×10 ²) | 50 μm 骨内膜領域 (×10 ³) |
| 結腸 (×10) | 甲状腺 (×10 ²) |
| 赤色骨髄 | 肝臓 (×10) |
| | 食道 |

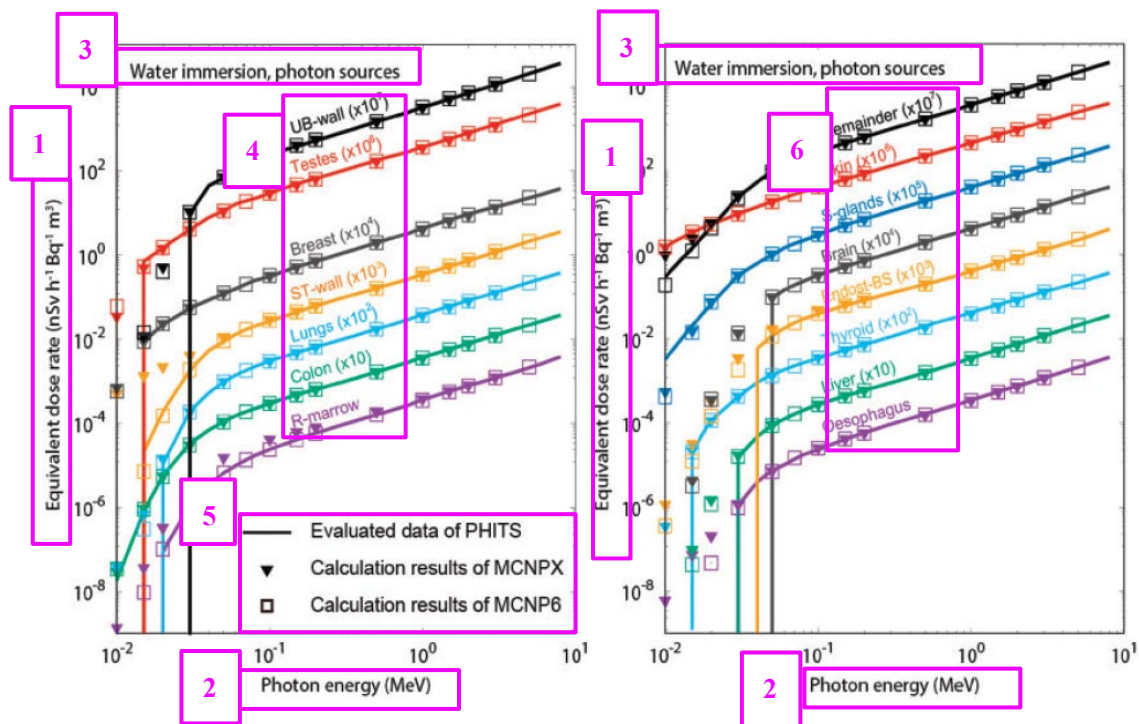


図 6.19 PHITS と MCNP コードで計算した、汚染した水中のイマージョン（光子）に対する 15 歳の男性ファントムの臓器等価線量率係数

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、低エネルギー側のデータがゼロに設定されたことを示す。

- | | |
|---|---------------------------------|
| 1. 等価線量率 (nSv h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ³) | 唾液腺 (×10 ⁵) |
| 2. 光子エネルギー (MeV) | 脳 (×10 ⁴) |
| 3. 水中イマージョン, 光子線源 | 50 μm 骨内膜領域 (×10 ³) |
| 4. 膀胱壁 (×10 ⁷) | 甲状腺 (×10 ²) |
| 精巣 (×10 ⁶) | 肝臓 (×10) |
| 乳房 (×10 ⁴) | 食道 |
| 胃壁 (×10 ³) | |
| 肺 (×10 ²) | |
| 結腸 (×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 (×10 ⁶) | |

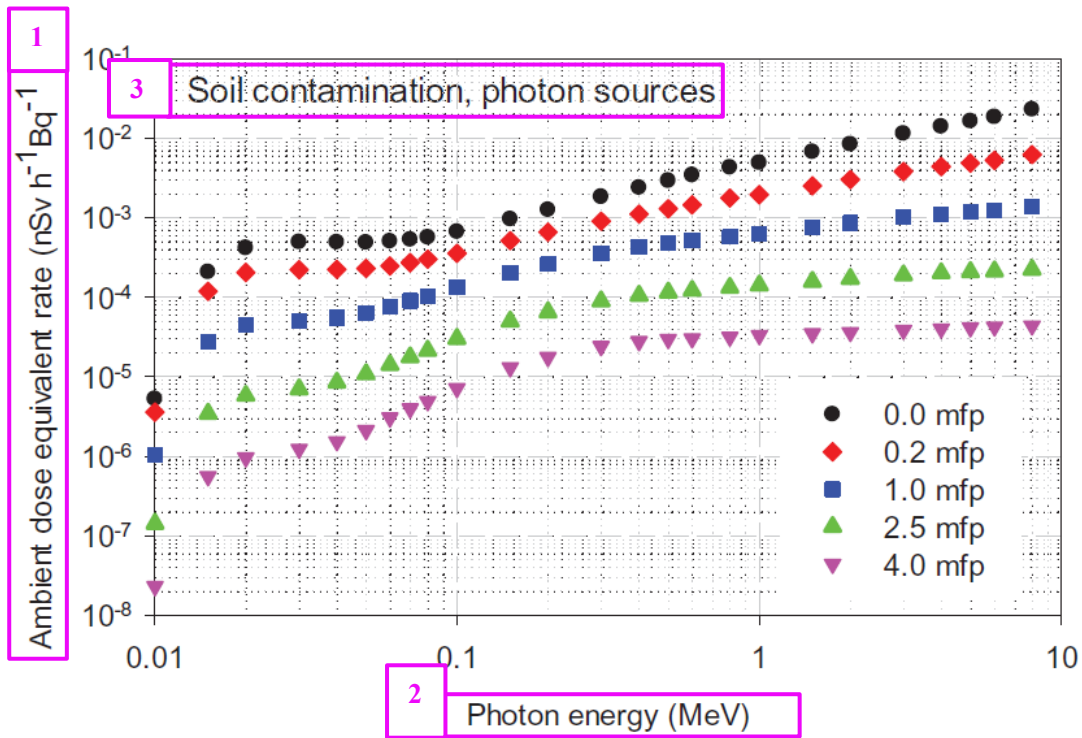


図 6.20 平均自由行程 (mfp) として表される, 土壌中の様々な深さに対する周辺線量当量率

1. 周辺線量当量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 光子線源

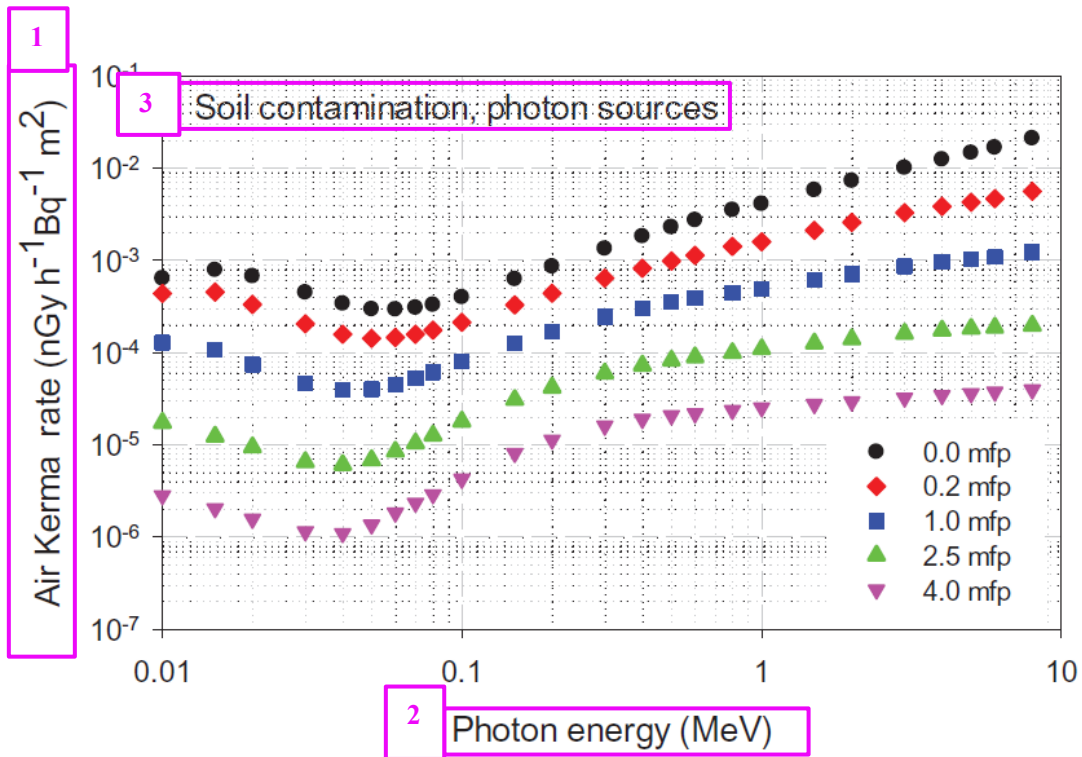


図 6.21 平均自由行程 (mfp) として表される, 土壌中の様々な深さに対する地上 1 m での空気カーマ率

1. 空気カーマ率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-2} \text{m}^2$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 光子線源

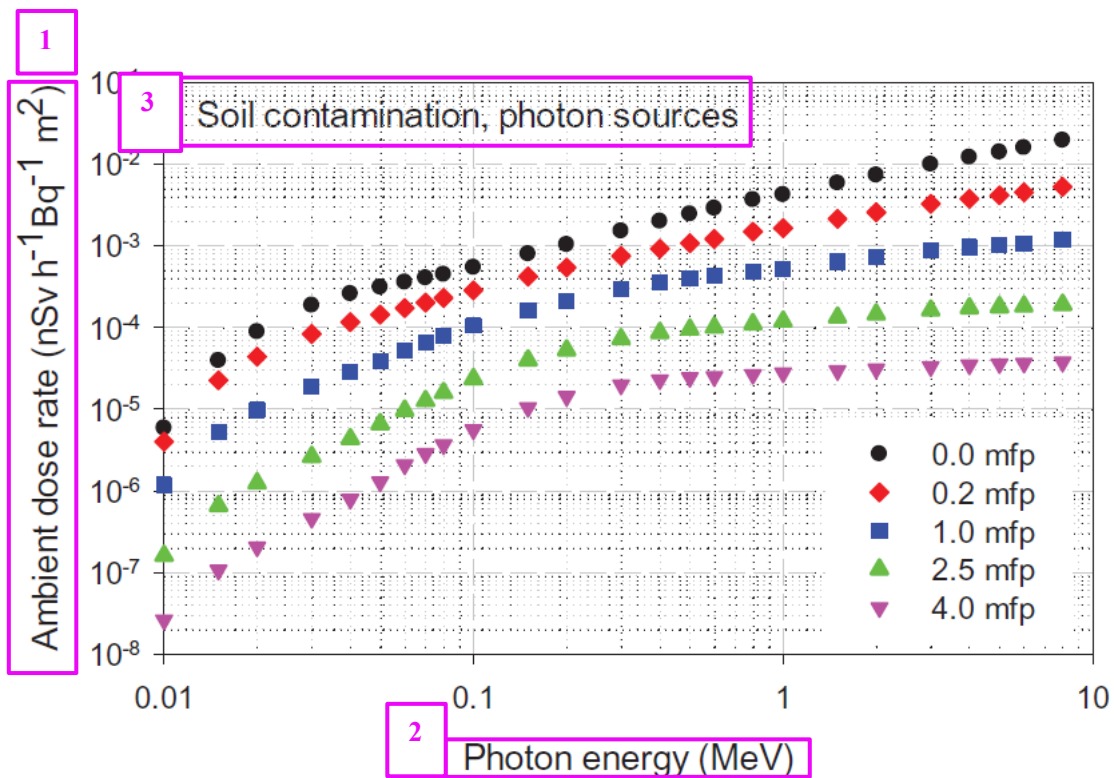


図 6.22 平均自由行程 (mfp) として表される, 土壌中の様々な深さに対する, 国際放射線単位測定委員会 (ICRU, 2020) によって新たに提案された量である周辺線量率

1. 周辺線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-2} \text{m}^2$)
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。

核種	成人	実効線量率					$\dot{h}^*(10)$	\dot{k}_a
		15 歳児	10 歳児	5 歳児	1 歳児	新生児		
		(nSv h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ²)						
							(nGy h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ²)	

(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 空気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 (空気中の体積線源)

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。

核種	成人	実効線量率					$\dot{h}^*(10)$	\dot{k}_a
		15 歳児	10 歳児	5 歳児	1 歳児	新生児		
		(nSv h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ³)						
							(nGy h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ³)	

(次ページに続く)

表 A.2 空気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 (空気中の体積線源) (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)

核種	成人	実効線量率係数 (nSv h ⁻¹ Bq ⁻¹ m ³)				
		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)

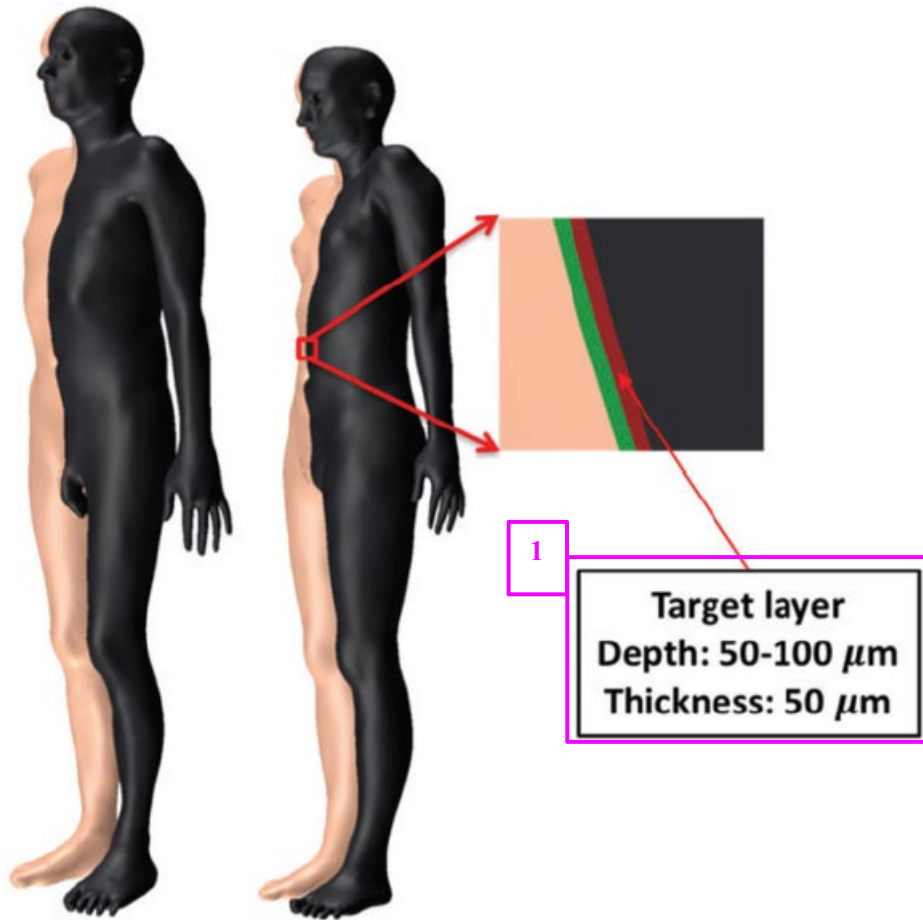


図 C.1 成人男性と女性のポリゴンメッシュ型皮膚モデル。

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

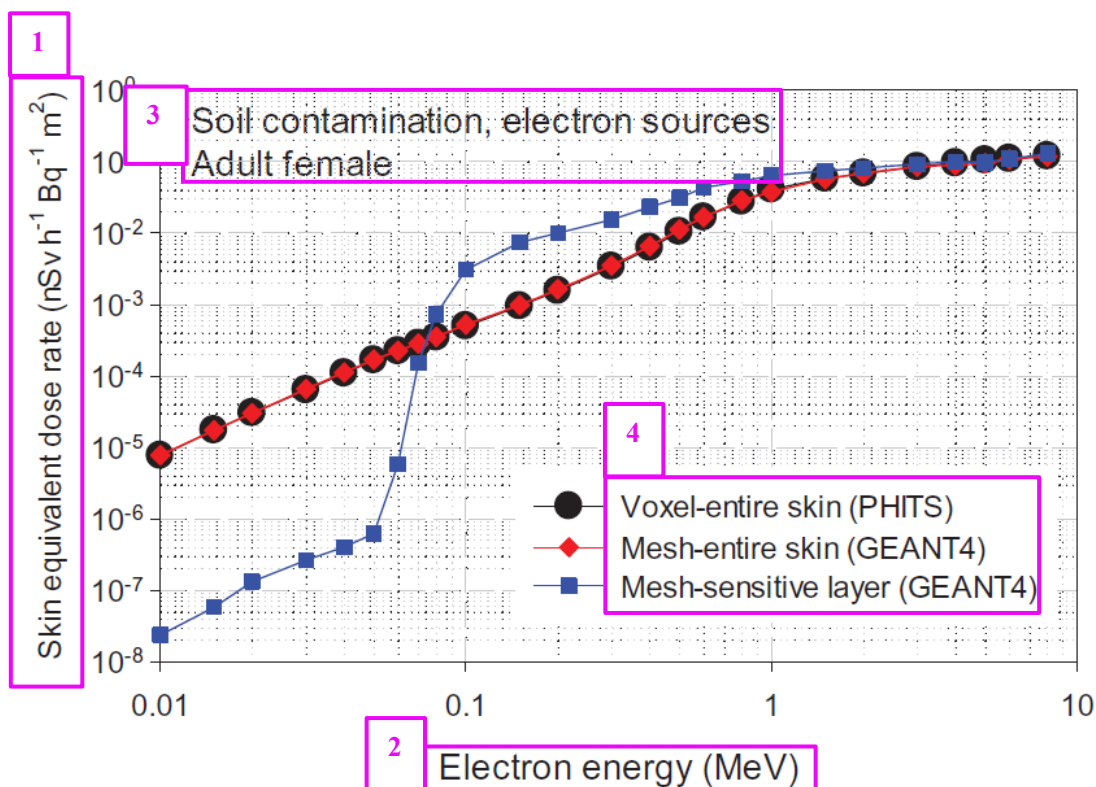


図 C.2 オリジナルの成人ボクセル型ファントムと PHITS コード，および成人ポリゴンメッシュ型ファントムと GEANT4 コードを用いて計算した，成人女性ファントムの土壌表面汚染に対する皮膚の線量係数

1. 皮膚の等価線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
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－皮膚全体 (PHITS)
メッシュ型－皮膚全体 (GEANT4)
メッシュ型－感受性層 (GEANT4)

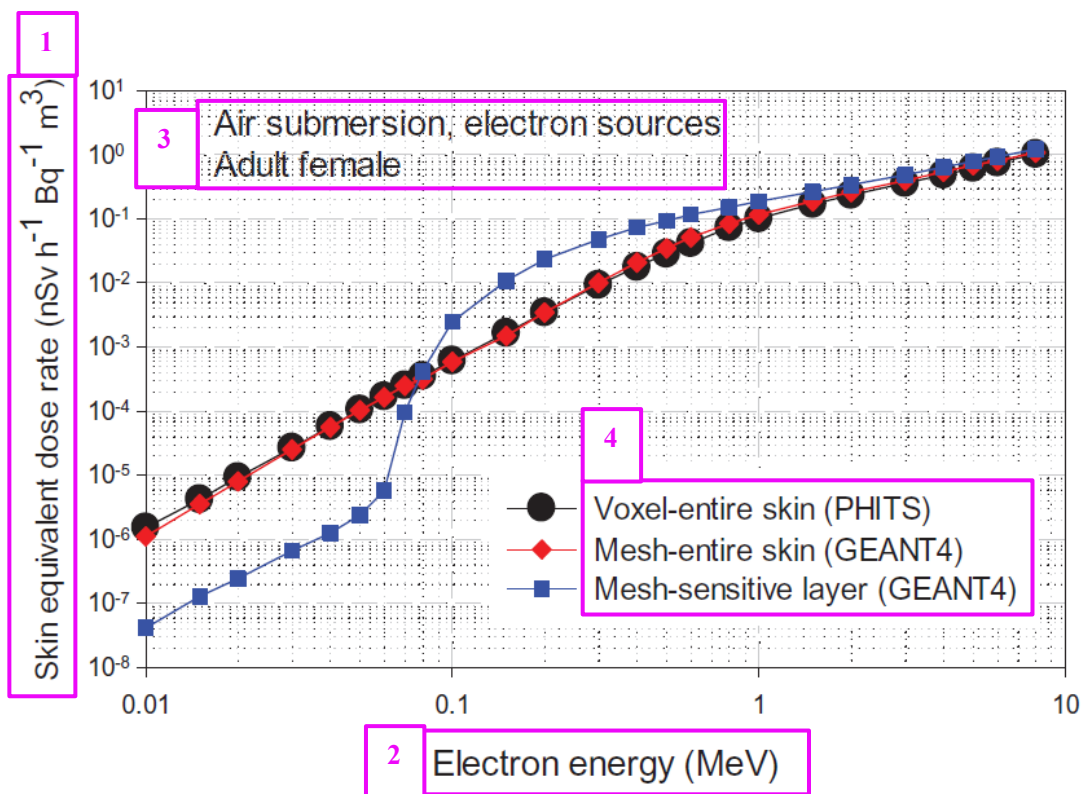


図 C.3 オリジナルの成人ボクセル型ファントムと PHITS コード, および成人のポリゴンメッシュ型ファントムと GEANT4 コードを用いて計算した, 成人女性ファントムの空气中サブマージョンに対する皮膚の線量係数

1. 皮膚の等価線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m³)
2. 電子エネルギー (MeV)
3. 空气中サブマージョン, 電子線源
成人女性
4. ボクセル型-皮膚全体 (PHITS)
メッシュ型-皮膚全体 (GEANT4)
メッシュ型-感受性層 (GEANT4)

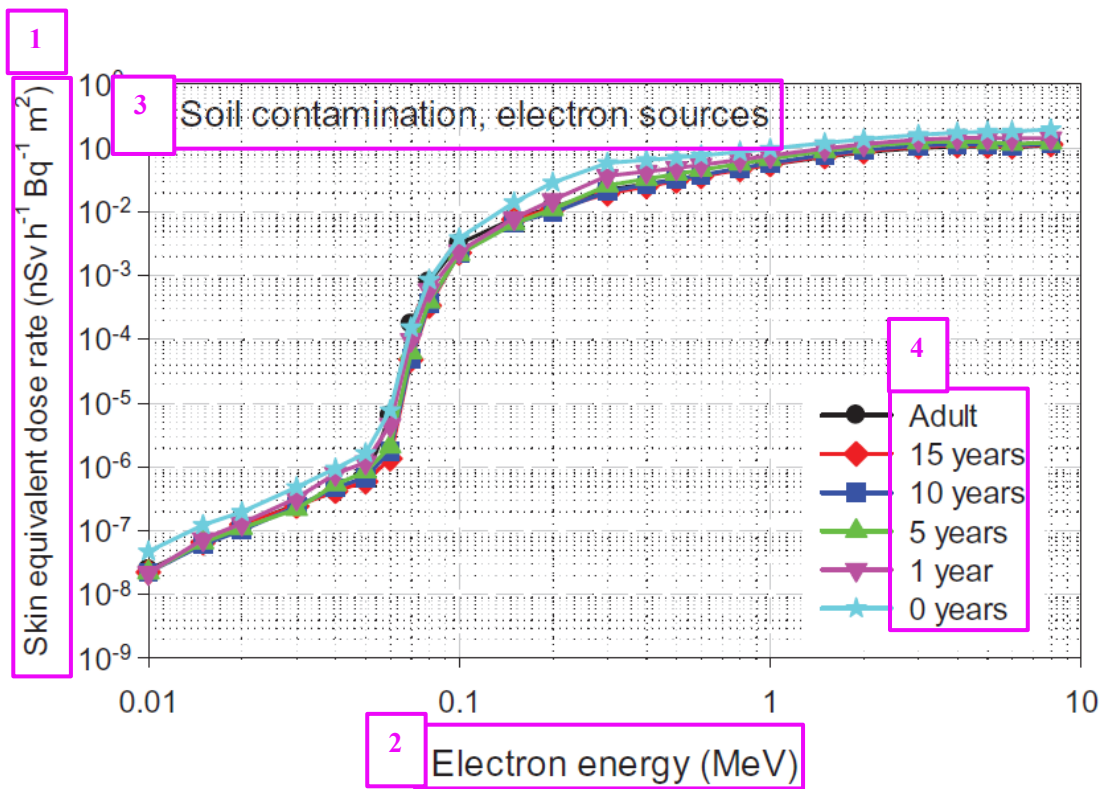


図 C.4 面線源として地表に分布した単一エネルギー電子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 (nSv h⁻¹ Bq⁻¹ m²)
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

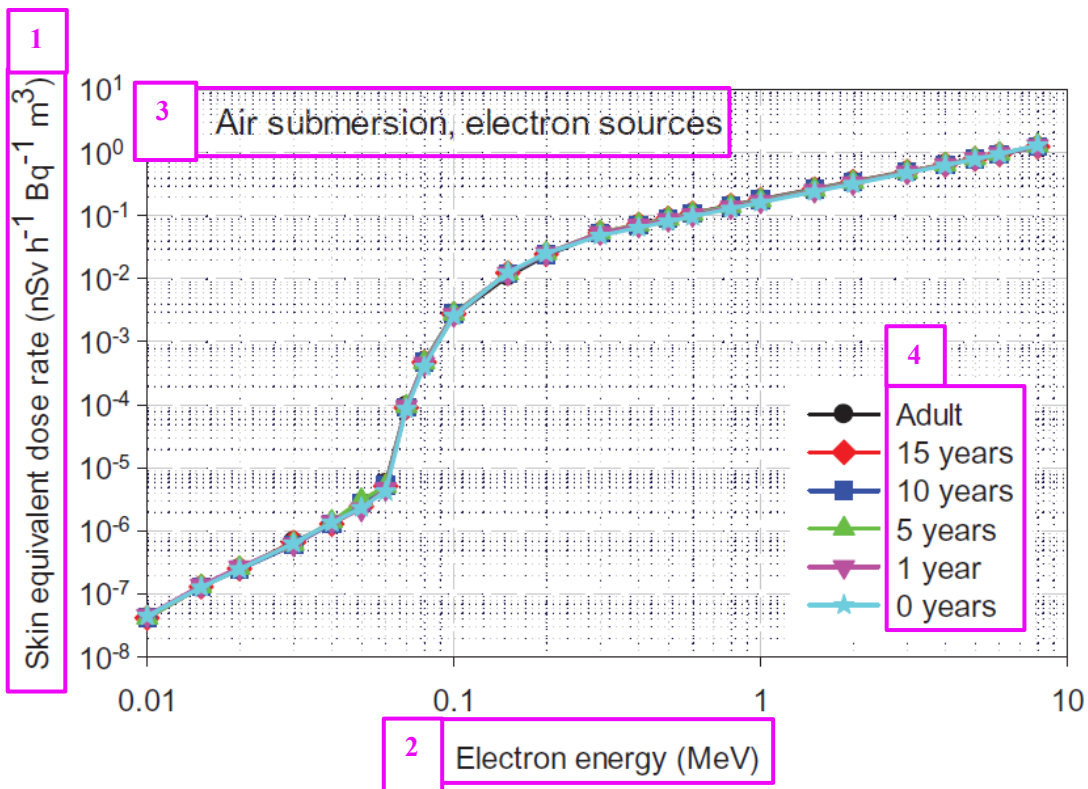


図 C.5 大氣中に均一に分布した単一エネルギー電子線源に対する皮膚の線量率係数

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

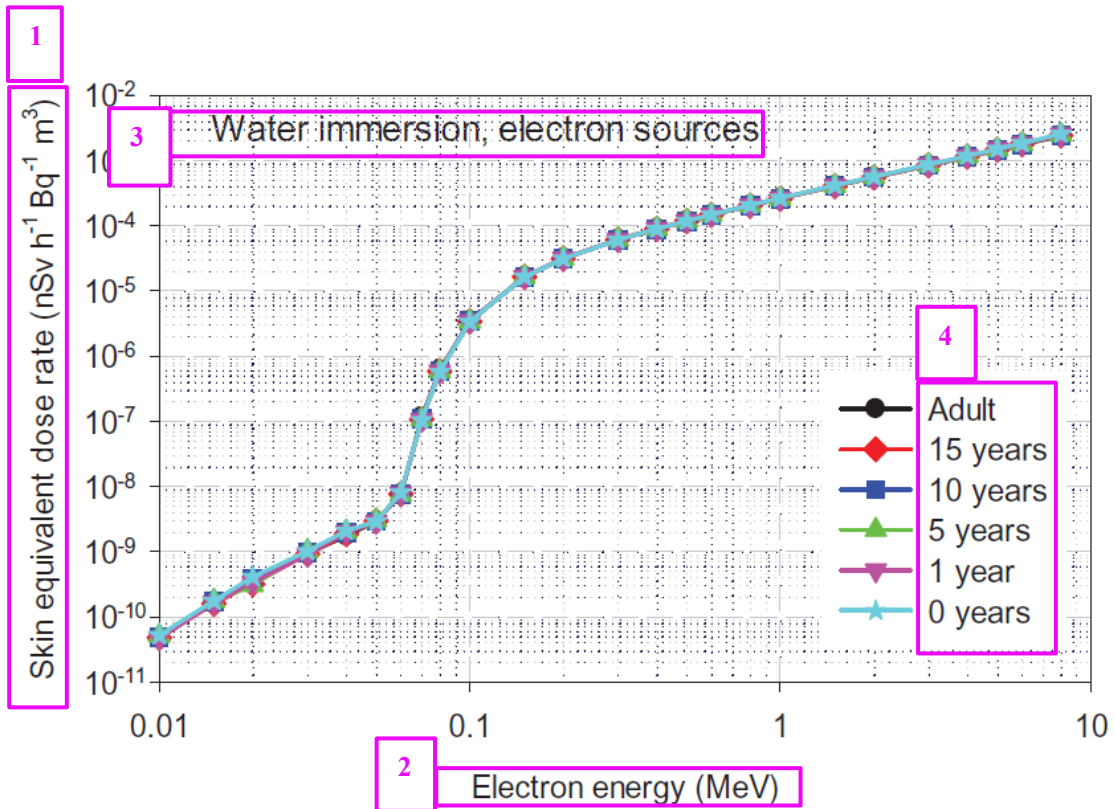


図 C.6 水中に均一に分布した単一エネルギー電子線源（すなわち水中イマージョン）に対する皮膚の線量率係数

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

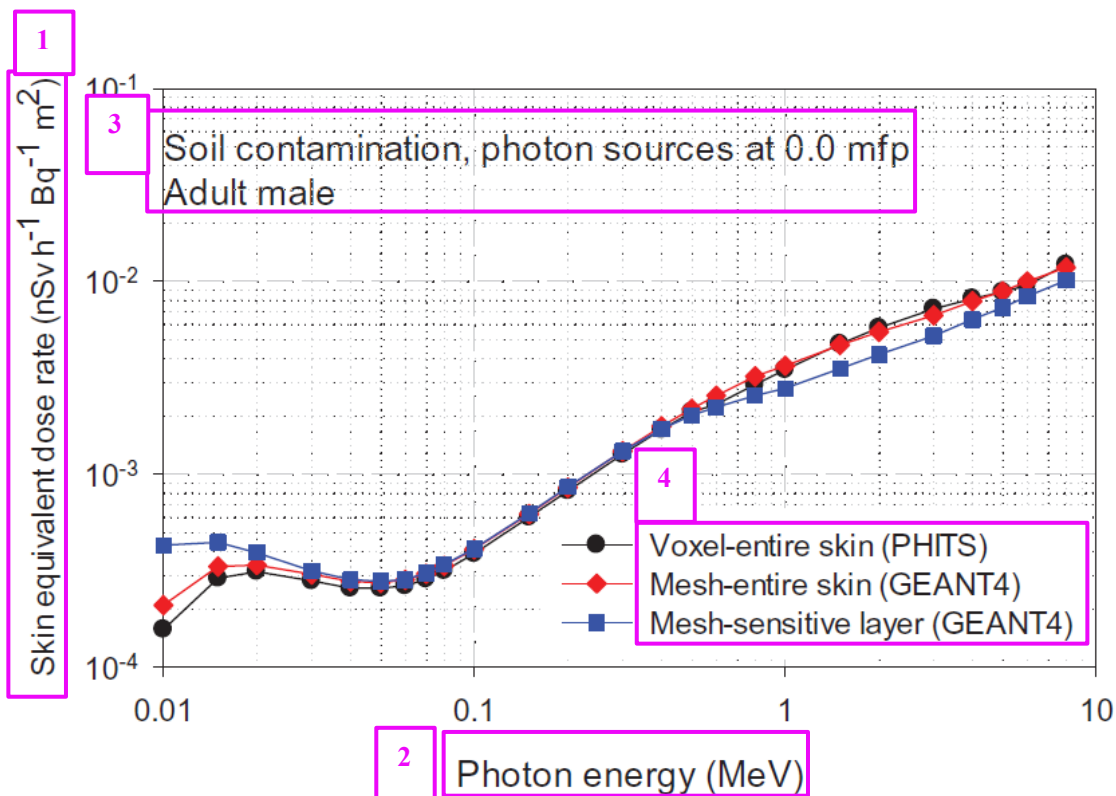


図 C.7 面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数 mfp は平均自由行程を意味する。

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.0 mfp での光子線源
成人男性
4. ボクセル型-皮膚全体 (PHITS)
メッシュ型-皮膚全体 (GEANT4)
メッシュ型-感受性層 (GEANT4)

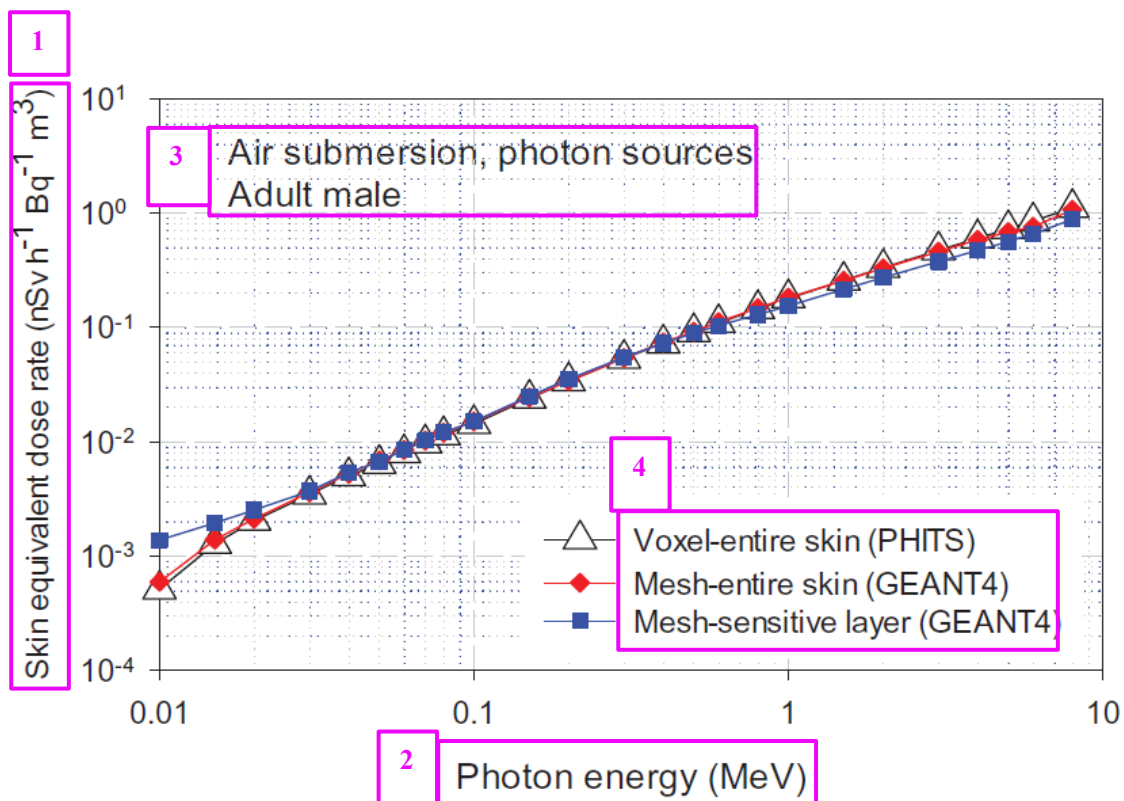


図 C.8 大氣中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

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
成人男性
4. ボクセル型-皮膚全体 (PHITS)
メッシュ型-皮膚全体 (GEANT4)
メッシュ型-感受性層 (GEANT4)

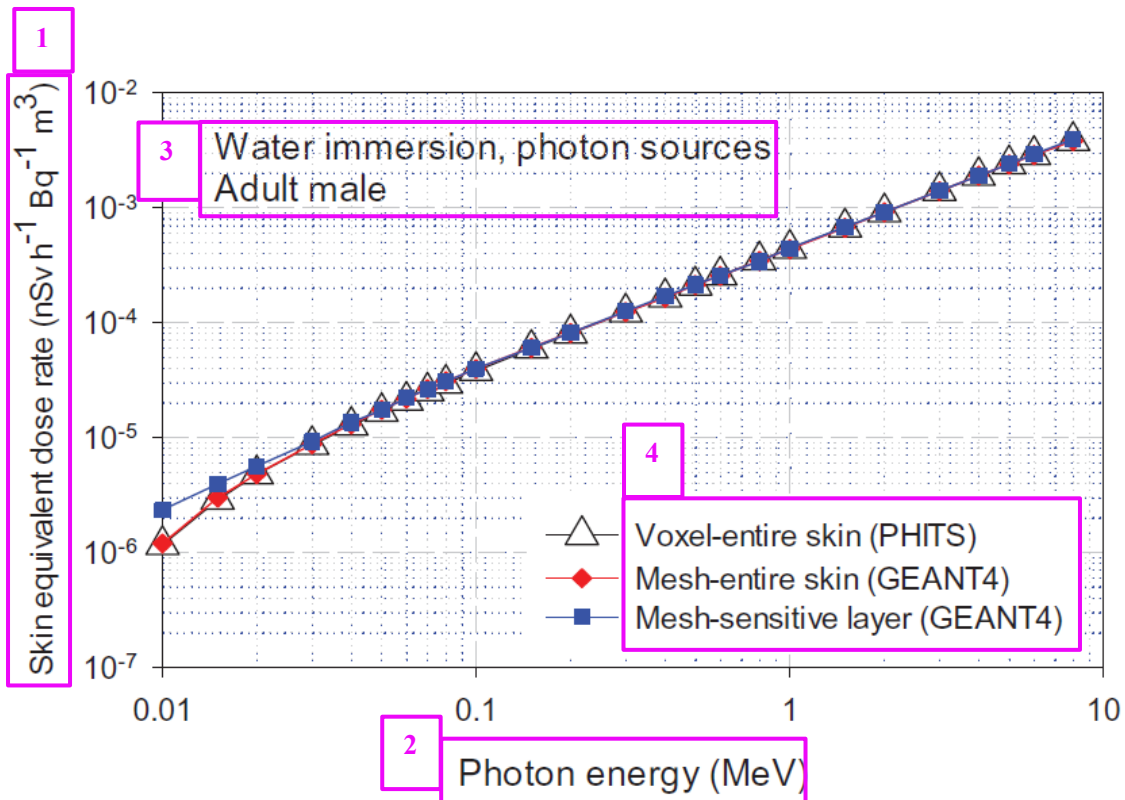


図 C.9 水中イマージョンでの単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

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. 水中イマージョン, 光子線源
成人男性
4. ボクセル型-皮膚全体 (PHITS)
メッシュ型-皮膚全体 (GEANT4)
メッシュ型-感受性層 (GEANT4)

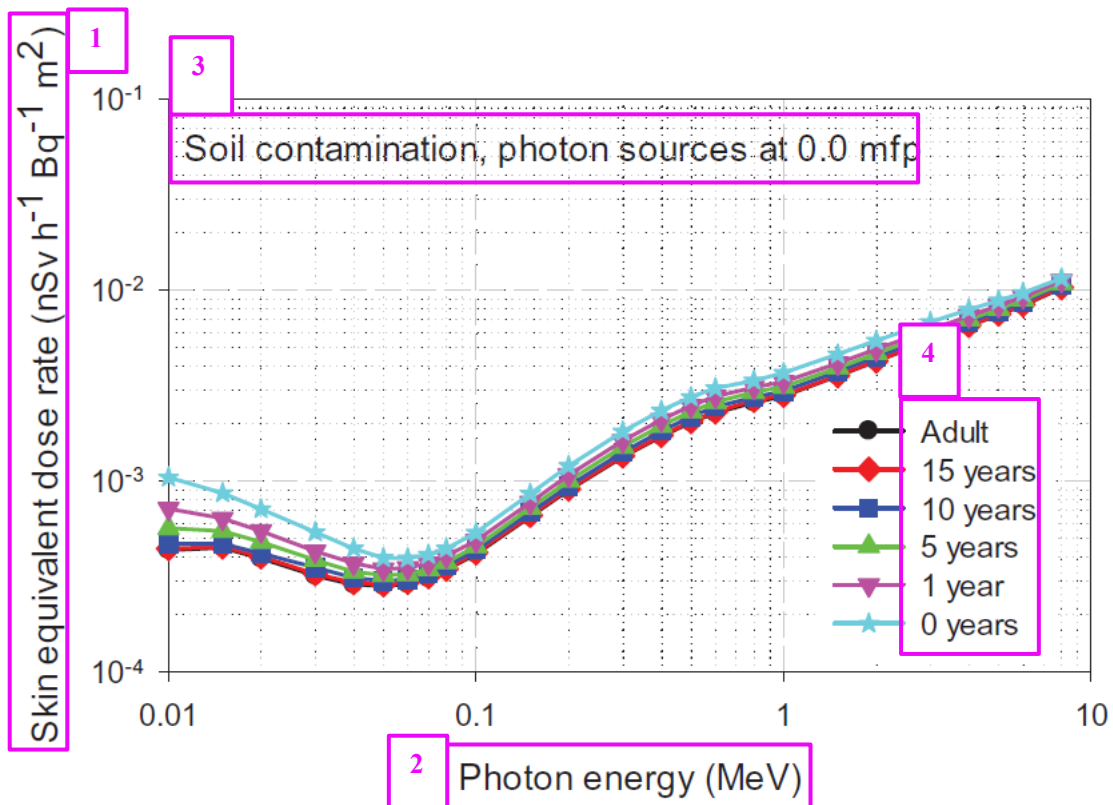


図 C.10 面線源として地表面に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数 mfp は平均自由行程を意味する。

1. 皮膚の等価線量率 ($\text{nSv h}^{-1} \text{Bq}^{-1} \text{m}^2$)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 土壌汚染, 0.0 mfp での光子線源
4. 成人
 - 15 歳
 - 10 歳
 - 5 歳
 - 1 歳
 - 0 歳

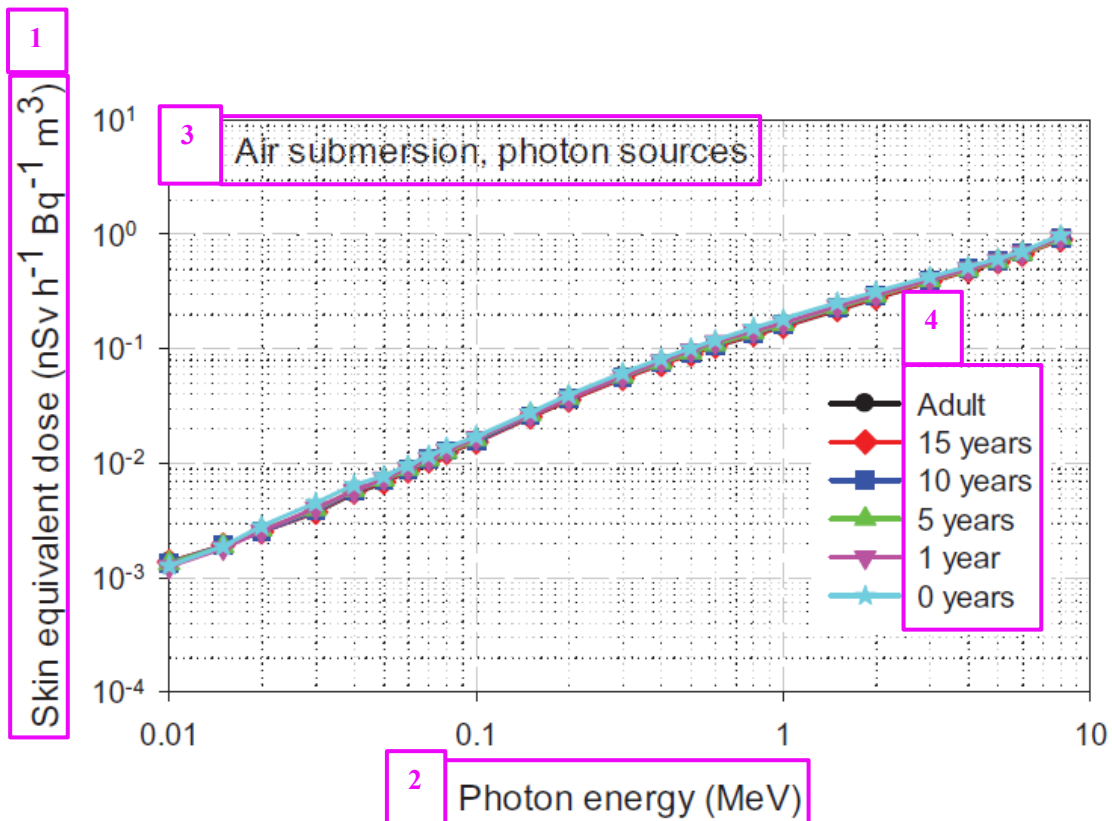


図 C.11 大気中に均一に分布した単一エネルギー光子線源に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 (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

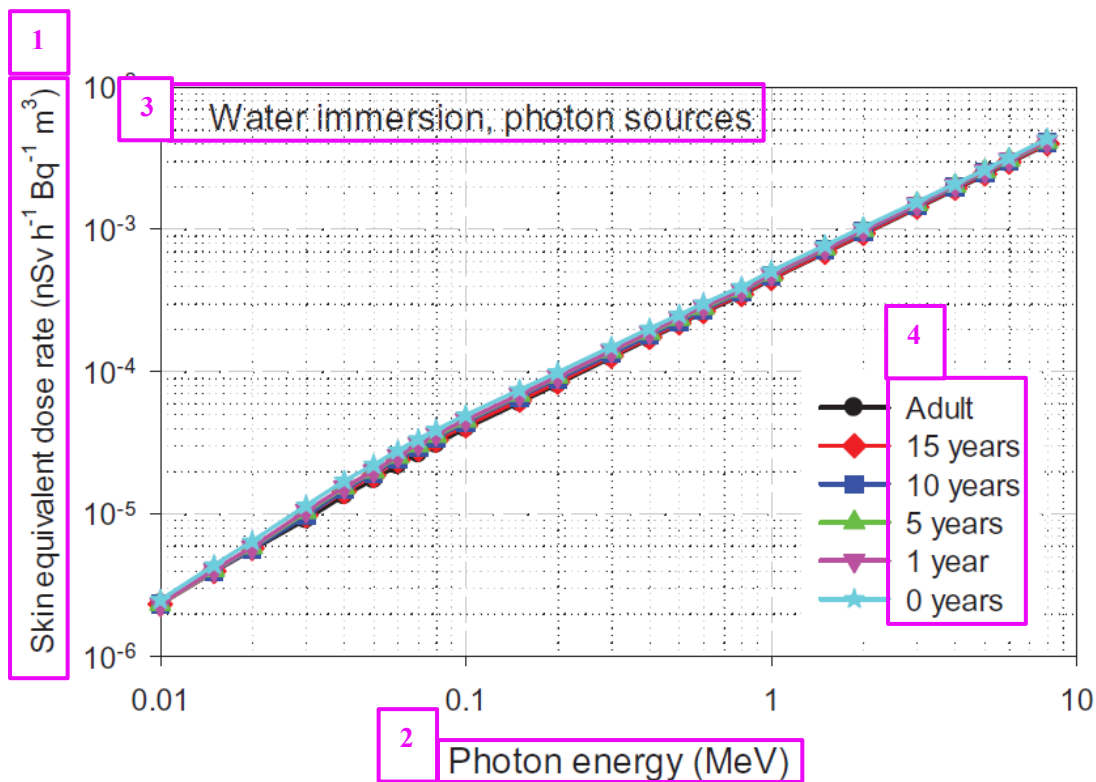


図 C.12 水中に均一に分布した単一エネルギー光子線源（すなわち水中イマージョン）に対する皮膚の線量率係数

1. 皮膚の等価線量率 (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

(8) ICRP Publication 133 The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions (下訳版)

論説
比吸収割合：内部線量の計算における重要なステップ
カナダ，オンタリオ州ハミルトンにあるマクマスター大学院の医学物理学での研究で，内部被ばくによる線量を計算する方法を学んだことを思い出している。吸入または摂取された放射性核種の運命をたどるために用いられた体内動態モデルや，比吸収割合の概念に魅了されたことを思い出す。これは，記憶が曖昧であってもである。教室，黒板に書かれた練習問題（当時 iPad はなかった！），そして一番に，人体の臓器と組織のそれぞれへの線量を評価するために用いられる，賢く，洗練された，しかし概念としては簡潔な考え方に驚きの感覚があったことを覚えている。先週の記憶，あるいは昨日の記憶でさえもこんなに早く失われるのにもかかわらず，どうして何十年も前に習ったことは記憶にはっきりと刻まれているのだろう。
当時，（私にとって）謎につつまれた国際放射線防護委員会（ICRP）について私はほとんど知らず，この組織にいる著名な人々については更に知らなかった。私は放射線防護を理解していたと思っていたが，今ではわずかにかじった程度であったということが分かったのである。
内部線量の計算は，放射線防護の最も洗練された側面の一つである。臓器や組織への等価線量は，直接測定することはできず，その代わりとなる実用量（測定可能な物理量）は存在しない。むしろ，作業者と公衆の被ばくを考慮する場合には，主には吸入または経口摂取による（ならびに水の形態のトリチウムについては皮膚を介した吸収による）が，医療の実践において使用される直接的な注入も含む，摂取される放射性核種の放射能の推定に基づき，数学的評価が必要である。体内に取り込まれた放射性核種の放射能は多くの場合よく知られておらず，したがってバイオアッセイの結果（例えば，尿分析）に基づいて逆算される。放射性核種の経路は時間を経て体内で追跡され，これらのモデリング仮定に基づいて各臓器と組織への放射線量が計算される。
内部線量は常に預託線量であることは特筆すべきである。預託線量は，体内に放射性核種が存在した結果，ある期間にわたって受ける線量である。放射性核種の物理的半減期（いかに速く壊変するか），および特定の化学形態の生物学的半減期（いかに速く身体を通過するか）次第で，線量の大部分が数時間以内に送達される場合もあれば，何十年もかかる場合もある。防護目的のため，線量限度，参考レベル，および拘束値との比較では，預託線量は放射性核種が体内に取り込まれた時から計算される。成人では，被ばく後 50 年間にわたって線量が計算されるが，小児では 70 歳まで計算される。
これは，放射線源が近くにある時に身体の外にある線源への被ばくから臓器線量を受ける外部放射線場との 1 つの重要な違いである。線源が取り除かれると，被ばくをしなくなる。内部被ばくの場合，線源は体内に取り込まれているため，同じ意味で「取り除く」ことができず，したがって被ばくは継続する。
これらが少し複雑なように聞こえるのは，その通りであるからである。しかし，ICRP は，さまざまな化学形態と粒径を持つ多様な種類の放射性核種の吸入と摂取に関し，単位摂取量当たりの預託線量を計算するという，「困難な仕事」を行っている。
結果を実効線量係数（ $Sv \cdot Bq^{-1}$ ）としてまとめられ，これに放射能の摂取量（Bq）を乗じると，預託実効線量（Sv）が得られる。より詳細な情報が必要とされる場合，ICRP が提供する同様の係数を使用して，異なる期間にわたる個々の臓器と組織に対する預託等価線量を計算することができる。
しかし，これらの実効線量係数はどこから来るものなのだろうか？核壊変データ（ <i>Publication 107</i> （ICRP, 2008）），体内動態モデル（例えば， <i>Publication 130</i> （ICRP, 2015）），解剖学および物理学的データ（ <i>Publication 89</i> （ICRP, 2002）），ならびにコンピュータファントム（例えば， <i>Publication 110</i> （ICRP, 2009））を含む多くの材料が必要である。
吸入または摂取された放射性核種の臓器および組織における分布は，経時的に体内動態モデルを用いて算出される。核壊変データは，これらの放射性核種が放出する放射線に関する情報を提供するものである。しかしながら，臓器内で放射性核種から放出される放射線は，必ずしもその「線源」臓器によって完全に吸収されるわけではない。

<p>コンピュータファントムならびに解剖学および物理的データを使用して、吸収された割合である、標的臓器に吸収された線源臓器から放出された放射線エネルギーの割合を計算する。これには、コンピュータファントムの複雑なジオメトリー、さまざまな放射線タイプとエネルギー、ならびに線源と標的臓器の多数の組合せを有するモンテカルロ放射線輸送コードを使用して、非常に多くの専門知識、時間、および計算能力が必要となる。</p>
<p>比吸収割合 (SAF) は、吸収割合を標的組織の質量で割ったものあり、kg^{-1} の単位で表される。例えば、男性の肝臓から放出された 1 MeV の光子の場合、放出されたエネルギーの約 0.79% が左右の腎臓で吸収される。表 A.1 に示す男性の左右の腎臓の質量は 0.422 kg であるため、比吸収割合は $0.0079/0.422 \text{ kg}=0.019 \text{ kg}^{-1}$ である。</p>
<p>さまざまなエネルギーのアルファ粒子、ベータ粒子、光子、中性子についても同様の計算を行う。それらの放出とその後のエネルギー吸収は、標準人の実効線量の計算において必要とされるため、男性と女性ファントムの両方における線源領域と標的組織のすべての組合せにおいてモデル化されている。</p>
<p>放射性核種が体内のどこにあり、それらが放出している放射線が分かれば、すべての臓器や組織に対する吸収線量の計算は SAF によって比較的簡単に行うことができる。ただし、数十年前、コンピュータが一般的に使用されていなかった時代には、この計算さえ難しかったのである。</p>
<p>この時点では、標準人への吸収線量を求めるために、男性と女性の成人標準ファントムの臓器への吸収線量が平均されている。臓器への等価線量は、臓器への吸収線量に放射線加重係数を乗じて計算し、実効線量は、臓器への等価線量に組織加重係数を乗じて計算する。</p>
<p>本刊行物は、SAF を計算する方法に関する情報、ならびに男女の成人標準ファントムの結果を提供する。放射性核種の職業上の摂取 (OIR) シリーズの報告書は、<i>Publication 130</i> (ICRP, 2015) が最初の報告書であり、さらに一歩進み、多数の放射性核種の線量係数を提示する。</p>
<p>上記で要約した計算の結果は、それらを得るために費やされた努力と同じぐらい膨大である。1979 年から 1988 年の間に 9 部公表された以前の一連の OIR 報告書 (<i>Publication 30</i> シリーズ (ICRP, 1979a,b, 1980, 1981a,b, 1982a,b,c, 1988)) は、印刷された文書として約 4000 ページに達し、その大部分は数字の表であった。過去数十年間、これらの表や大量のデータセットを含むその他の ICRP 刊行物のため CD が作成された。これらの CD は、関連する刊行物に含まれるものもあれば、別々に配布されるものもあった。</p>
<p>しかしながら、CD には限界がある。それらは、作成するのに比較的高価であり、更新が困難であり、近年多くのパソコンには CD ドライブすら取り付けられていない。したがって、インターネット時代に入り、ICRP は現在、大きなデータセットと、場合によってはそれを使用するソフトウェアを、インターネット経由で配布している。これらは、ICRP のウェブサイト、ならびに <i>Annals of the ICRP</i> の発行元である SAGE UK 社のウェブサイトを介して入手可能であり、いずれの場合でもファイルは関連する刊行物と同じページにある。簡単にアクセスできるよう、データセットは、出版物自体は購入する必要がある場合であっても、無料でダウンロードすることができる。</p>
<p>本刊行物においては、付属書 B で電子ファイルについて説明し、それらが www.icrp.org からダウンロード可能であるという注釈が記載されている。我々は、関連するデータファイルが付随する各刊行物は、それらのファイルを説明するとともに、読者にファイルの場所を示した同様の付属書を付けることを意図している。</p>
<p>内部被ばくの SAF とすべての線量係数を計算 (およびダブルチェックとトリプルチェック) するために膨大な量の専門知識と時間がかかることを知ると、この報告書の著者らの作業に感銘を受けずにはいられないであろう。</p>
<p>さらに、これらの SAF と OIR 報告書シリーズは完成からは程遠い。公衆への線量についても同様の取り組みがなされている最中である。これは、標準ファントムが成人に限られないため、職業被ばくよりもより複雑である。男女両方の小児標準ファントムのセットが採用され、同様に妊娠中の女性と異なる発達段階の胎児用の標準ファントムも採用されている。これらのファントムについて SAF を計算する作業が行われており、最終的には公衆の線量係数の計算も行われる予定である。これらの情報はすべて、将来の ICRP 刊行物に掲載されるであろう。</p>
<p>CHRISTOPHER H. CLEMENT ICRP 科学秘書官</p>

編集長
標準成人の内部線量評価のための ICRP の計算の枠組み：比吸収割合
2016年5月主委員会により承認
抄録—放射性核種への内部被ばくの評価のための線量係数は、摂取または吸入後の放射性核種の単位摂取量あたりの臓器等価線量または実効線量のいずれかを与える放射線防護量である。国際放射線防護委員会 (ICRP) の放射性核種の職業上の摂取 (OIR) の刊行物シリーズでは、沈着臓器 (線源領域) における時間積分した放射能を確立するため、必要に応じて、人体に内在する放射性核種の分布に関する新しい体内動態モデルが示されている。この一連の刊行物は、 <i>Publications 30</i> と <i>68</i> (ICRP, 1979, 1980, 1981, 1988, 1994b) に取って代わるものである。さらに、線量係数の計算に必要とされる他の基本的なデータは、 <i>Publication 107</i> (ICRP, 2008) で示されている放射性核種壊変データ (放出された放射線のエネルギーと収率)、ならびに標的組織の質量当たりの標的組織領域に沈着する、線源組織領域で放出される粒子エネルギーの割合として定義される比吸収割合 (SAF) の値である。本刊行物では、 <i>Publications 89</i> と <i>110</i> (ICRP, 2002, 2009) に定義されている標準成人男性と標準成人女性の臓器に内在する放射性核種の放射能に関連する SAF の技術的根拠を示す。単一エネルギー光子、電子、アルファ粒子、核分裂スペクトル中性子の均一な分布に対して、関連するエネルギー範囲にわたって SAF を与えた。電子の SAF には、エネルギー沈着の衝突と放射の成分の両方が含まれる。SAF データは、OIR 報告書シリーズ、ならびに <i>Publication 100</i> (ICRP, 2006) のヒト消化管モデルおよび <i>Publication 130</i> (ICRP, 2015) で改訂された <i>Publication 66</i> (ICRP, 1994a) のヒト呼吸気道モデルの体内動態モデルの線源と標的臓器と整合している。本刊行物ではさらに、核医学の応用に用いられるものと一致した方法で、内部線量の評価のための計算方法論と命名法について概説する。粒子別およびエネルギーに依存する SAF の数値データは、OIR 報告書シリーズの呼吸気道、消化管、および全身の体内動態モデルとの数値の結合のため、電子媒体で提供される。
キーワード：コンピュータファントム、吸収割合、比吸収割合、放射線輸送、内部線量評価
ICRP を代表する著者 W.E. BOLCH, D. JOKISCH, M. ZANKL, K.F. ECKERMAN, T. FELL, R. MANGER, A. ENDO, J. HUNT, K.P. KIM, N. PETOUSSI-HENSS

序文
本刊行物の完成時時点におけるコンピュータファントムと放射線輸送に関するタスクグループ 96 のメンバーは、以下のとおりであった。
W.E. Bolch (議長) D. Jokisch N. Petoussi-Henss A. Endo C.H. Kim M. Zankl J.G.S. Hunt C. Lee
通信メンバーは以下のとおりであった。
K.F. Eckerman J. Li K.P. Kim H. Schlattl
本刊行物の完成時時点における内部線量係数に関するタスクグループ 95 のメンバーは、以下のとおりであった。
F. Paquet (議長) E.J.A. Blanchardon A. Giussani M.R. Bailey G. Etherington R.W. Leggett V. Berkovskyy T. Fell
通信メンバーは以下の通りであった。
E. Ansoborlo J. Marsh G. Ratia L. Bertelli D. Melo T. Smith E. Davesne D. Nosske D. Gregoratto M. Puncher
本刊行物の作成期間中の第 2 専門委員会のメンバーは、以下のとおりであった。 (2009~2013年)
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. Bartlett	A. Endo	F. Paquet
V. Berkovskyy	J.D. Harrison	N. Petoussi-Henss
W.E. Bolch	N. Ishigure	A.S. Pradhan
(2013～2017年)		
J.D. Harrison (委員長)	M. Degteva	D. Nosske
M.R. Bailey	A. Endo	F. Paquet
V. Berkovskyy	J.G.S. Hunt	N. Petoussi-Henss
L. Bertelli	C. Hyeong Kim	F. Wissmann
W.E. Bolch	R. Leggett	
D. Chambers	J. Ma	
謝辞		
主委員会のメンバーである H-G. Menzel と J-K. Lee からの有益なコメント、および元副編集者の N. Hamada の継続的な支援に感謝する。		

要点
● 吸入および経口摂取後の放射性核種への内部被ばくの評価のための線量係数は、体内動態モデル (<i>Publication 130</i> (ICRP, 2015))、核壊変関数データ (<i>Publication 107</i> (ICRP, 2008))、およびコンピュータファントムにおける比吸収割合 (SAF) の値の使用を必要とする。
● SAF は、標的組織の質量当たりの標的領域に沈着した線源領域において放出された粒子エネルギーの割合として定義され、 kg^{-1} の単位で表される。
● 本刊行物は、体内で放出された光子、電子、およびアルファ粒子、ならびに自然分裂によって壊変する放射性核種に関連する核分裂スペクトル中性子に対する SAF の基準値を示す。
● 本刊行物に記載されている SAF 値の大部分は、 <i>Publication 110</i> (ICRP, 2009) に定義されている標準成人男性と標準成人女性のコンピュータファントムにおけるモンテカルロ放射線輸送シミュレーションから得たものである。
● 電子とアルファ粒子についての追加の SAF 値は、ヒト呼吸気道モデル (HRTM) に関する <i>Publication 66</i> (ICRP, 1994a) と <i>Publication 130</i> (ICRP, 2015) で示された HRTM に対する改訂と整合する変更点から得られている。
● 本刊行物において、電子とアルファ粒子についての新しい SAF 値は、ヒト消化管モデル (HATM) について示されており、 <i>Publication 100</i> (ICRP, 2006) で示されたものに置き換わる。
● 本刊行物に示される標準 SAF は、組織別の等価線量と実効線量の両方についての標準線量係数の計算において、HRTM、HATM のコンパートメントモデル、および <i>Publication 130</i> (ICRP, 2015) の全身体内動態モデルと数値的に結合されている。

用語解説
吸収線量 (D) [Absorbed dose (D)] 吸収線量は、以下の式によって求められる。 $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$ 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 SI 単位は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。
吸収割合 ϕ ($r_T \leftarrow r_S, E_{R,i}$) [Absorbed fraction] 線源領域 r_S 内で放出されるタイプ R の i 次放射線のエネルギー $E_{R,i}$ のうち、標的領域 r_T において吸収される割合。これらの標的領域は、組織 (例えば、肝臓) の場合もあれば、臓器内の細胞層 (例えば、胃壁の幹細胞) の場合もある (「標的領域」と「標的組織」の定義を参照)。
活性骨髄* [Active (bone) marrow]

活性骨髄は造血機能を有しており、生産されている多数の赤血球によって赤色を呈する。活性骨髄は、放射線誘発白血病リスクに関する標的領域となる。

*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。

放射能 [Activity]

微小時間間隔における放射性物質の核変換の数をその期間 (s) で割ったもの。放射能の単位は s^{-1} で、その特別な名前はベクレル (Bq) である。

生物学的半減期 [Biological half-life]

生体系のコンパートメントが (さらなる取り込みと放射性壊変がない場合に) その放射性核種内容量の半分を除くために要する時間。

骨髄 [Bone marrow]

骨髄は、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。骨髄全体は、「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、骨髄 (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。骨髄には活性 (赤色) と不活性 (黄色) の 2 種類があり、これらの形容詞は骨髄の血球成分生産 (造血) 能力を指す。
⇒ 活性骨髄, 不活性骨髄

預託実効線量 $E(\tau)$ [Committed effective dose, $E(\tau)$]

放射性核種の職業上の摂取の刊行物シリーズでは、摂取した後の積算時間 τ は 50 年とする。預託実効線量 $E(50)$ は、以下の式に従って、個々の標的臓器または標的組織 T に対する男性および女性の預託等価線量を用いて計算される。

$$E(50) = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^M(50) + H_T^F(50)}{2} \right].$$

預託実効線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ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。

⇒ 実効線量

預託等価線量 ($H_T(50)$) (「等線量」も参照) [Committed equivalent dose ($H_T(50)$)]

放射性核種の職業上の摂取の刊行物シリーズでは、臓器領域または組織領域の等価線量は 50 年の預託期間を用いて計算される。これは、標準成人男性または標準成人女性の標的臓器または標的組織 T における等価線量率の時間積分とみなされる。これらはまた、標準作業者の体内への放射性物質の摂取後の標準体内動態モデルと線量評価モデルによって予測される。したがって、積算期間は以下のように摂取後 50 年である。

$$H_T(50) = \int_0^{50} \dot{H}(r_T, t) dt.$$

いずれの性別についても、急性摂取後の時間 t における標的領域 r_T における等価線量率 $\dot{H}(r_T, t)$ は以下のように表される。

$$\dot{H}(r_T, t) = \sum_{r_S} A(r_S, t) S_w(r_T \leftarrow r_S).$$

ここで、 $A(r_S, t)$ は、標準成人の場合の標準体内動態モデルによって予測される、摂取後の時間 t における線源領域 r_S における放射性核種の放射能である。 $S_w(r_T \leftarrow r_S)$ は、放射線加重された S 係数 (すなわち、標準成人男性と標準成人女性の場合の線源領域 r_S における核変換あたりの標的領域 r_T の等価線量 (単位: Sv (Bq⁻¹)) である。

<p>預託等価線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ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。</p> <p>⇒ 等価線量</p>
<p>線量係数 [Dose coefficient]</p> <p>成人の場合、線量係数は、組織 T における放射能の単位摂取量あたりの預託等価線量 $h_T(50)$ または放射能の単位摂取量あたりの預託実効線量 $e(50)$ のいずれかとして定義され、ここで 50 は、その期間にわたって線量が計算される、年数で表された線量預託期間である。他所では線量係数の代わりに「単位摂取量あたりの線量係数」という用語が用いられる場合もあることに注意。</p>
<p>実効線量 (E) [Effective dose (E)]</p> <p><i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) における実効線量の一般定義に従って、実効線量は以下のように計算される。</p> $E = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right]$ <p>ここで H_T^M および H_T^F はそれぞれ、標準成人男性と標準成人女性の組織または臓器 r_T に対する等価線量、w_T は標的組織 T に関する組織加重係数であって、$\sum_T w_T = 1$ である。この合計は、確率的影響の誘発に対して感受性が高いとみなされる、人体のあらゆる臓器および組織にわたって行われる。w_R および w_T は無次元量であるため、実効線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ $J \cdot kg^{-1}$ であり、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。</p>
<p>骨内膜 (または骨内膜層) [Endosteum (または endosteal layer)]</p> <p>梁状海綿質領域の骨梁表面と長骨の骨幹部内の髓腔の皮質表面を覆う厚さ 50 μm の層。これは放射線誘発骨がんにかかわる標的組織と見なされている。骨内膜の質量は、成人標準男性と女性でそれぞれ 0.58kg と 0.43kg である。この標的領域は、質量が 0.12kg の 10μm の層であると定義された <i>Publication 26</i> および <i>30</i> (1977, 1979, 1980, 1981, 1988) の骨表面標的に代わるものである。</p>
<p>等価線量 (H_T) [Equivalent dose (H_T)]</p> <p>ある組織または臓器に対する等価線量は、以下のように定義される：</p> $H_T = \sum_R w_R D_{R,T}$ <p>ここで、w_R は放射線タイプ R の放射線加重係数であり、$D_{R,T}$ は標準成人男性または標準成人女性の組織または臓器 r_T における放射線タイプ R に起因する臓器吸収線量である。w_R は無次元量であるため、等価線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ、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。</p>
<p>グレイ (Gy) [Gray (Gy)]</p> <p>吸収線量の SI 単位に対する特別な名称。</p>
<p>不活性骨髄 [Inactive (bone) marrow]</p> <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>骨髄細胞密度 [Marrow cellularity]</p> <p>造血機能を有するある骨における骨髄体積の割合。骨髄細胞密度の年齢に対する骨部位ごとの標準値は、<i>Publication 70</i> (ICRP, 1995) の表 41 に示されている。第一次近似としては、骨髄細胞密度は、1 から骨髄における脂肪割合を引いた値と見なすことができる。</p>
<p>平均吸収線量, D_T [Mean absorbed dose, D_T]</p>

<p>特定の標的臓器または組織 T における平均吸収線量は、以下の式によって求められる。</p> $D_T = 1/m_T \int D dm$ <p>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 における吸収線量である。平均吸収線量の単位はキログラムあたりのジュール ($J \cdot kg^{-1}$) であり、その特別な名称はグレイ (Gy) である。</p>
<p>その他の組織 [Other tissues]</p> <p>体内動態モデルで明示的に示されていない組織を全体として表すために体内動態モデルで使用される用語。</p>
<p>放射線加重係数 (w_R) [Radiation weighting factor (w_R)]</p> <p>放射線タイプ R の生物効果比を反映させるために当該放射線の臓器または組織吸収線量成分に乘じられる無次元の係数。これは、ある臓器または組織における平均吸収線量から臓器等価線量を導き出すために用いられる。</p>
<p>赤色骨髄 [Red (bone) marrow]</p> <p>⇒活性骨髄</p>
<p>標準男性および標準女性 [Reference Male and Reference Female]</p> <p>標準男性および標準女性は、成人または 0, 1, 5, 10, 15 歳の小児のいずれかとして定義される。</p>
<p>標準パラメータ値 [Reference parameter value]</p> <p>線量評価計算において用いるのが妥当とみなされる、ICRP によって勧告されたパラメータ、係数または量の値。これらの値は固定されており、不確かさを持たない。</p>
<p>標準人 [Reference Person]</p> <p>標準男性の線量と標準女性の線量を平均化することによって、臓器・組織の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。</p>
<p>標準ファントム [Reference phantom]</p> <p>Publication 89 (ICRP, 2002) の中で定義された標準男性と標準女性の解剖学的および生理学的特性を持つ、Publication 110 (ICRP, 2009) の中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ファントム)。</p>
<p>シーベルト (Sv) [Sievert (Sv)]</p> <p>等価線量および実効線量の SI 単位 ($J \cdot kg^{-1}$) の特別な名称。</p>
<p>線源領域 (r_S) [Source region (r_S)]</p> <p>放射性核種を含有する人体の領域。この領域は、臓器、組織、消化管内容物または膀胱内容物である場合もあれば、骨格や呼吸気道などのような組織の表面である場合もある。</p>
<p>比吸収割合 (SAF), $\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$ [Specific absorbed fraction (SAF)]</p> <p>線源領域 r_S 内で放出される放射線 R のエネルギー $E_{R,i}$ のうち、標的領域 r_T の質量あたりで吸収される割合。</p>
<p>海綿質 [Spongiosa]</p> <p>体軸とそれに付随する骨格にわたる皮質骨皮質内にある骨梁と髓組織 (活性、不活性の両方) を合わせた組織を指す用語。海綿質は Publication 110 (ICRP, 2009) の標準ファントムで定義されている 3 つの骨領域の 1 つである。残り 2 つは、長骨幹の骨髄髓質と皮質骨である。骨梁骨、活性骨髄と不活性骨髄の相対的割合は骨格部位によって変わるので、海綿質の元素組成と質量密度は一定でなく、骨格部位によって変わる (Publication 110 の付属書 B を参照)。</p>

(放射線加重) S 係数 ($S_w(r_T \leftarrow r_S)$) [S coefficient (radiation-weighted), $S_w(r_T \leftarrow r_S)$]

標準成人男性および標準成人女性の場合の、線源領域 r_S における所定の放射性核種の核変換あたりの標的領域 r_T の等価線量 ($Sv (Bq \cdot s)^{-1}$)。

$$S_w(r_T \leftarrow r_S) = \sum_R w_R \sum_i E_{R,i} Y_{R,i} \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$$

ここで、 $E_{R,i}$ は、その放射性核種の核変換において放出される放射線タイプ R の i 次放射線のエネルギー (J) である。 $Y_{R,i}$ は、核変換あたりの放射線タイプ R の i 次放射線の放出率 ($(Bq \cdot s)^{-1}$) である。 w_R は、放射線タイプ R の放射線加重係数 (表 2.1) である。 $\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$ は、線源領域 r_S 内で放出される放射線タイプ R のエネルギー $E_{R,i}$ のうち、標的領域 r_T の質量あたり (kg^{-1}) で吸収される割合として定義される、比吸収割合である。

成人の場合、時間 (年齢) に伴う解剖学的パラメータのいかなる変化も考慮されない。そのため、 S_w は時間に関して不変であり、その数値は線源領域における放射能 (Bq) あたりの標的組織における等価線量率 ($Sv \cdot s^{-1}$)、または、核変換 ($Bq \cdot s$) あたりの等価線量 (Sv) のいずれかを表す。

標的領域 (r_T) [Target region (r_T)]

放射線吸収線量または等価線量を受ける人体の組織領域。

標的組織 (T) [Target tissue (T)]

実効線量において組織加重係数が割り当てられる、体内の臓器または組織 (表 2.2 を参照)。多くの場合、それぞれの標的組織 T は単一の標的領域 r_T に対応する。しかし、胸郭外気道、肺、結腸およびリンパ節の場合、1つ以上の標的領域 r_T の分割加重が標的組織 T を定義する (表 2.3)。

組織加重係数 (w_T) (「実効線量」も参照) [Tissue weighting factor (w_T)]

確率的影響に起因する放射線損害 (デトリメント) 全体に対する当該臓器または組織の相対的寄与を表現するために、ある臓器または組織 r_T の等価線量に加重される係数。 (*Publication 103* (ICRP, 2007) 参照)。

1 はじめに

(1) 国際放射線防護委員会 (ICRP) によって勧告される放射線防護体系は、世界中の基準および労働慣行における基礎である (ICRP, 1991, 2007; IAEA, 2014)。ICRP 勧告の適用の基礎は、ICRP によって定義された防護量、すなわち等価線量と実効線量である。これらの量の定義は、最も新しい勧告 (ICRP, 2007) では変更されていないが、放射線被ばく当たりの計算値に影響を及ぼす重要な変更があった。ICRP の第 2 専門委員会は、標準体内動態モデルと線量評価モデルならびに成人と公衆の構成員に関する標準データを用いて計算される、内部放射線被ばくの評価のためのこれらの標準線量係数を提示する責任を負う。2007 年勧告 (ICRP, 2007) 以来、第 2 専門委員会とそのタスクグループは、放射線被ばくのさまざまな状況に対応する新たな線量係数を提示するためのかなりの作業プログラムに取り組んできた。

(2) 内部被ばくに関する放射性核種の線量係数の基礎には、いくつかの標準パラメータとモデルが含まれる。これらには、とりわけ、(i) 標準成人男性と標準成人女性における臓器と組織の質量；(ii) 放射性核種の壊変の情報；(iii) 吸入、経口摂取、および全身における体内分布に関する体内動態モデル；ならびに (iv) 比吸収割合 (SAF) 値が含まれる。*Publications 89* と *107* (ICRP, 2002, 2008) では、内部線量係数の計算のために必要とされる、標準臓器質量と放射性核種壊変データをそれぞれ提供している。*Publications 66* と *100* (ICRP, 1994a, 2006) は、それぞれ放射性核種の吸入と経口摂取に関するモデルを提供している。現在、内部線量係数に関する ICRP のタスクグループは、職業上の放射性核種の摂取 (OIR) 刊行物シリーズにおいて、その前身の体内動態モデルに対する広範な一連の改訂を完了させているところである。コンピュータファントムと放射線輸送に関する ICRP のタスクグループによって策定された本刊行物の目的は、線源と標的組織のすべての関連する組合せについて、広い範囲の内部放出放射線 (光子、電子、アルファ粒子、および放射性核種が自発核分裂する

場合は中性子) に関する SAF についてのデータの準備の文書化とデータ提供を行うことである。SAF は、標的領域において質量当たりで吸収される、線源領域内で放出される放射線エネルギーの割合として定義されている。これらの組織領域は、臓器全体、臓器の小領域、各細胞層、または組織間の表面がある。本刊行物に記載されている値は、標準成人男性と標準成人女性の値であり、*Publication 103* (ICRP, 2007) に定義されており、OIR 報告書シリーズの中で、吸入と経口摂取の ICRP 標準線量係数の計算に使用されている。さらなる情報は、OIR 第 1 部 (ICRP, 2015) に記載されている。

2 ICRP の内部線量評価の方法

(3) 以下では、放射性核種の摂取後の臓器等価線量と実効線量の評価に適用される ICRP の線量評価の方法を提示する。この体系は、さまざまな線源組織における時間依存の核変換数を与える、標準体内動態モデルの数値解法を含む。これらの解法は、核壊変情報、標的組織の質量、そして *Publication 110* (ICRP, 2009) における標準ファントム内に定義される標的組織領域に沈着する、線源組織領域から放出される放出エネルギーの割合に関する標準データと結合される。以下に、*Publication 103* (ICRP, 2007) に定義されている防護量と整合する、線量計算方法論を提示する。

(4) *Publication 103* (ICRP, 2007) (および本刊行物の用語集) に定義されるように、実効線量は、2 つの形態の加重係数を使用する。1 つ目は、組織吸収線量の計算値が与えられた場合の組織等価線量の計算に使用される放射線加重係数 w_R である。 w_R の値を表 2.1 に示す。2 つ目は、性別平均臓器等価線量の計算値が与えられた場合の実効線量の計算に使用される組織加重係数 w_T である。 w_T の値を表 2.2 に示す。

2.1. ICRP 標準体内動態モデルの計算解法

(5) ヒト呼吸気道モデル (HRTM) (ICRP, 1994a)、ヒト消化管モデル (HATM) (ICRP, 2006) および OIR 報告書シリーズの全身体内動態モデルは、体内における放射性核種の動的挙動を記述するものである。摂取経路が与えられると、これらのモデルは、その後の全身性循環への取り込み、体内組織間の分布、そして人体からの排出経路を予測する。これらの動態に重ね合わされるのは、その場における放射性壊変と放射性子孫核種の生成である。その結果として、あらゆる子孫核種の取り込み、分布および排出が予測され、親核種の取り込み、分布および排出に追加される。

(6) 全身体内動態のコンパートメントモデルと結合された呼吸気道と消化管のコンパートメントモデルは、1 階連立微分方程式で定式化できる。この一連の方程式の解は、体内の解剖学的領域と関連づけられる数学的コンパートメント (プール) における、放射性核種と、もし存在するならばその放射性子孫核種の時間依存分布である。 $A_{i,j}(t)$ を、時間 t におけるコンパートメント j 内の放射性核種 i の放射能を表すものとする。コンパートメント j 内の、壊変系列の構成核種 i ($i=1, 2, \dots, N$ であり、 $i=1$ は親核種である) の放射能の変化率は、以下のように記述できる。

$$\frac{dA_{i,j}(t)}{dt} = \sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^M A_{i,k} \lambda_{i,k,j} - A_{i,j} \left[\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^M \lambda_{i,j,k} + \lambda_i^P \right] + \sum_{k=1}^{i-1} A_{k,j} \beta_{k,i} \lambda_i^P \quad (2.1)$$

M : 動態を描写するコンパートメントの数

$\lambda_{i,j,k}$: 体内動態モデルにおける、コンパートメント j (提供側コンパートメント) からコンパートメント k (受領側コンパートメント) への、系列構成核種 i の移行速度の割合

λ_i^P : 系列構成核種 i の物理的壊変定数

$\beta_{k,i}$: 構成核種 i を生成する系列構成核種 k の壊変の割合

(7) これらのコンパートメントについて指定される初期条件 $A_{i,j}(0)$ が与えられると、式 (2.1) によって、体内の放射性核種とその子孫核種の動的挙動が決まる。式 (2.1) の右辺の第 1 項は、あらゆる提供側コンパートメントからコンパートメント j への、系列構成核種 i の流量を表す。第 2 項は、受領側コンパートメントへの移行と物理的壊変の両方による、コンパートメント j からの構成核種 i の除去速度を表す。第 3 項は、コンパートメント内の前駆核種 k の存在による、コンパートメント j 内の構成核種 i の生成を扱う。この壊変系列の構成核種は、構成核種 i の前駆核種が i 未満の指数を有するような順序であることに注意が必要である。順序づけられた系列構成核種のリストは、*Publication 107* (ICRP, 2008) とともに配布されている DECDATA ソフトウェアを用いれば得ることができる。

(8) $N \times M$ 連立一階常微分方程式は、適切な数値方法を用いて解かなければならない。この連立微分方程式は一般に、非ゼロ初期条件が親核種のみにも適用される摂取コンパートメント（すなわち、 $i=1$ ）以外のあらゆるコンパートメントに対して $A_{i,j}(0)=0$ という初期条件で解かれる。ラドンとその子孫核種の吸入の場合、非ゼロ初期条件を呼吸気道のコンパートメント内の子孫核種（すなわち、吸気中の短寿命のラドン子孫核種の吸入）に割り当てることができる。

(9) 線量係数の数値を計算するには、式 (2.1) の体内動態コンパートメントを r_S によって示される解剖学的線源領域と関連づけることが必要である。線源領域は生体組織である場合もそうでない場合もあり、例えば、消化管の内容物は生体組織ではなく、1つ以上の動態コンパートメントからなる場合もある。線源領域 r_S において起こる、系列構成核種 i の核変換の数 $\sim A_i(r_S, \tau)$ ($Bq \cdot s$) は、以下の式によって求められる。

$$\tilde{A}_i(r_S, \tau) = \sum_j \int_0^\tau A_{i,j}(t) dt \quad (2.2)$$

ここで、 τ は預託期間（成人については 50 年）である。式 (2.2) における総和は、線源領域 r_S と関連するあらゆる動態コンパートメント j にわたるものであり、放射能 $A_{i,j}(t)$ は式 (2.1) を解くことによって得られる。 $\tilde{a}_i(r_S, \tau)$ (s) として表される、線源領域 r_S における放射能摂取量あたりの核変換の数は、以下の式によって求められる。

$$\tilde{a}_i(r_S, \tau) = \frac{\tilde{A}_i(r_S, \tau)}{\sum_j A_{1,j}(0)} \quad (2.3)$$

ここで、分母の総和は、 $t=0$ におけるコンパートメントの内容物にわたるものである。粒子状物質とガス状物質の吸入摂取の場合、吐き出された放射能はこの分母に含めない。なぜなら、HRTM のコンパートメントに沈着するのは放射能摂取量のうちわずかな割合に過ぎないからである。

2.2. 等価線量に対する ICRP 標準線量係数の計算法

(10) 積算時間を τ とする場合、標的領域 r_T (r_T, τ) における標準成人男性の預託等価線量係数 $h^M(r_T, \tau)$ および標準成人女性の預託等価線量係数 $h^F(r_T, \tau)$ は、以下の式によって求められる。

$$h^M(r_T, \tau) = \sum_i \sum_{r_S} \tilde{a}_i(r_S, \tau) S_w^M(r_T \leftarrow r_S)_i \quad (2.4)$$

$$h^F(r_T, \tau) = \sum_i \sum_{r_S} \tilde{a}_i(r_S, \tau) S_w^F(r_T \leftarrow r_S)_i \quad (2.5)$$

ここで S 係数、 $S_w^M(r_T \leftarrow r_S)_i$ と $S_w^F(r_T \leftarrow r_S)_i$ とは、それぞれ成人男性と成人女性の、線源領域 r_S における系列構成核種 i の核変換あたりの標的領域 r_T における放射線加重等価線量 r_S [$Sv (Bq \cdot s)^{-1}$] である。外側の総和は親核種とその子孫核種にわたることに注意が必要である。

(11) 実効線量の計算に用いる、表 2.2 に挙げられている多数の組織は、単一の標的領域 r_T で代表させる。複数の組織領域で標的組織を定める場合には、割合に応じた等価線量の加重を行わなければならない。したがって、組織 T に対する、標準成人男性の預託等価線量係数 $h_T^M(\tau)$ と標準成人女性の預託等価線量係数 $h_T^F(\tau)$ は、以下のように入らされる。

$$h_T^M(\tau) = \sum_{r_T} f(r_T, T) h^M(r_T, \tau) \quad (2.6)$$

$$h_T^F(\tau) = \sum_{r_T} f(r_T, T) h^F(r_T, \tau) \quad (2.7)$$

ここで、標的領域の加重割合 $f(r_T, T)$ は、標的領域 r_T と関連する組織 T における等価線量の割合である。表 2.3 の組織を除いて、表 2.2 の組織は単一の標的領域によって代表されるため、これらの組織の場合は $f(r_T, T) = 1$ である。表 2.3 において、胸郭外と胸郭内（肺）領域に対する $f(r_T, T)$ の値は、改訂 HRTM で割り合てられたリスク按分係数と同等である。結腸の場合、 $f(r_T, T)$ の値は、Publication 100

(ICRP, 2006) の消化管壁内の幹細胞層の概算の質量割合である。リンパ節の場合、 $f(r_T, T)$ の値は、胸郭外、胸郭内および非呼吸気道領域内のリンパ節（リンパ組織ではなく）の質量の割合であり、これは *Publication 66* (ICRP, 1994) の中で以前に示されたデータと一致する。

2.3 実効線量に対する ICRP 標準線量係数の計算法

(12) *Publication 103* (ICRP, 2007) に定義されているように、預託実効線量係数 $e(\tau)$ は以下のとおりである。

$$e(\tau) = \sum_T w_T \left[\frac{h_T^M(\tau) + h_T^F(\tau)}{2} \right] \quad (2.8)$$

ここで、 w_T は組織 T の組織加重係数であり、 $h_T^M(\tau)$ と $h_T^F(\tau)$ は、それぞれ標準成人男性と標準成人女性の同じ組織に対する預託等価線量係数である。

2.4 ICRP 体系における比吸収割合の導入

(13) ある放射性核種の放射線加重 S 係数は、以下のよう計算される。

$$S_w(r_T \leftarrow r_S) = \sum_R w_R \sum_i E_{R,i} Y_{R,i} \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i}) \quad (2.9)$$

ここで、 $E_{R,i}$ は、その放射性核種の核変換において放出されるタイプ R の i 番目の放射線のエネルギー (J)、 $Y_{R,i}$ は、核変換あたりのタイプ R の i 番目の放射線の放出率 [$(Bq\ s)^{-1}$]、 w_R は、タイプ R の放射線に対する放射線加重係数 (表 2.1)、そして、 $\phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$ は、線源組織 r_S 内で放出されるタイプ R の放射線エネルギー $E_{R,i}$ のうち、標的組織 r_T において質量あたり吸収される割合 (kg^{-1}) として定義される SAF である。

(14) 放出される放射線のエネルギーと放出率、すなわち $E_{R,i}$ と $Y_{R,i}$ は、*Publication 107* (ICRP, 2008) のデータを用いる。ベータ線の放出については、平均値ではなく、スペクトルデータが S_w の計算に用いられる [すなわち、式 (2.9) における内側の総和はそのスペクトルの積分によって置き換えられる]。

(15) 本刊行物で示されている SAF 値は、吸収割合と標的組織の質量との商として計算される。吸収割合の値は、3~6 章でさらに概説される通り、ボクセル化または様式化 (数学的に定義された) したジオメトリのいずれかを使用する放射線輸送シミュレーションによって計算される。SAF 計算で使用した標準標的組織質量の値を付属書 A の表 A.1 と表 A.2 に示す。血液を含む組織では、組織の全体積のエネルギー吸収が計算されるため、吸収割合は血液を含む標的組織の質量で割る必要がある。表 A.1 と表 A.2 は、血液の質量が各標的組織にどのように追加されているかを詳細に示す。しかし、線源領域の質量を考慮する場合、血液は最新の体内動態モデルにおいて明示的に考慮される別の線源領域であるため、一般的には血液を除く柔組織のみを考慮することが望ましい。表 A.3 は、標準成人男性と標準成人女性両方についての線源領域の定義および関連する質量を記載する。

2.5 分布線源臓器の比吸収割合の導出

(16) 全身体内動態モデルは、生物動態モデルにおいてそれぞれ個別のコンパートメントの記述を有する、血液から確認されたさまざまな線源領域 r_S への放射性核種沈着を示す。多くの場合、血液からの放射性核種沈着のバランスは、人体の「他の組織」に割り当てられるであろう。これは、他のすべての軟組織が線源臓器として明確に同定されていないことを意味する。一般的に特定の放射性核種の体内動態モデルに固有であるこの線源領域に対応するためには、関連する標的組織 r_T の SAF を算出しなければならない。この SAF は、いわゆる加法的アプローチを用いて以下のように計算される。

$$\Phi(r_T \leftarrow Other) = \frac{1}{M_{Other}} \sum_{r_S} M_{r_S} \Phi(r_T \leftarrow r_S) \quad (2.10)$$

ここで、全身体内動態モデルには明確に含まれていない線源領域にわたり合計される。体内動態モデルで特に記載されない限り、他の組織への沈着は、その皮質骨および骨梁のいずれの形態においてもミネラル骨に割り当てられない。標準線源組織の質量を表 A.3 にまとめている。

3 全身臓器の計算方法

3.1 ICRP/ICRU 標準コンピュータファントム

(17) 本刊行物では、成人の標準男性と標準女性を表す男性と女性の標準コンピュータファントム (ICRP, 2007) を使用した。これらのファントムは、ICRP の標準線量係数の計算のためのファントムとして、ICRP と国際放射線単位測定委員会 (ICRU) によって採用され、*ICRP Publication 110* (ICRP, 2009) で詳しく記述されている。

この標準コンピュータファントムは、人体構造のデジタル化された三次元 (3D) 表現で、ヒトのコンピュータ断層撮影 (CT) データに基づいている。これらのファントムは、成人男性と成人女性のそれぞれに対する標準の解剖学的パラメータについて、*ICRP Publication 89* (ICRP, 2002) に示されている情報と一致している。標準コンピュータファントム (すなわちモデル) は、身長と体重が標準データと同じような 2 人の個人 (男性 Golem と女性 Laura) のボクセルモデル (Zankl and Wittmann, 2001; Zankl et al., 2005) を修正することにより作られた。いずれのファントムの臓器質量も、ファントムの実際の解剖学的構造を大きく変えることなく、高い精度で標準男性と標準女性に関する ICRP のデータに合うように調整された。これらのファントムは、放射線防護の目的のために、電離放射線によるヒトの被ばくの評価に関連するすべての標的領域、すなわち、実効線量に寄与するすべての臓器と組織 (ICRP, 2007) を含んでいる。

(18) 各ファントムは、立方体ボクセルの 3D 配列の形状で表される。各ボクセルは体積要素であり、ボクセルは列、行、およびスライスで配列される。配列内の各ボクセルは、それが表す臓器または組織を示している。男性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 (周囲の真空を表すボクセルを除く) からなり、各々が 36.54 mm^3 のボクセル体積に相当する 8.0 mm の厚さのスライス (ボクセルの高さに相当する) と 2.137 mm の面内解像度 (すなわち、ボクセル幅と深さ) を有する。スライス数は 220 であり、その結果身長は 1.76 m 、体重は 73 kg となる。女性標準コンピュータファントムは、各々が 15.25 mm^3 のボクセル体積に相当する 4.84 mm の厚さのスライスと 1.775 mm の面内解像度を有する。スライス数は 346 であり、身長は 1.63 m であり、体重は 60 kg である。個々にセグメント化された構造の数は、各ファントムにおいて 136 であり、53 の異なる組織組成が割り当てられている。さまざまな組織組成は、実質組織の要素組成 (ICRU, 1992) および各臓器の血液含有量 (ICRP, 2002) の両方を反映する (すなわち、血液を含む臓器組成)。図 3.1 は、男性 (左) と女性 (右) のコンピュータファントムの正面 (冠状) 図を示す。

(19) これらのファントムの基礎となる断層撮影データの解像度が限られていること、および線源と標的領域のいくつかの寸法が非常に小さいことにより、すべての組織を明示的に表すことができなかった。例えば骨格では、関心のある標的組織は、海綿骨の骨髓腔中の赤色骨髓と、これらの腔の内側に沿う骨内膜層 (現在、厚さ $50 \mu\text{m}$ と想定されている) である。その小さな寸法のために、これら 2 つの標的組織は、標準ファントム内の海綿質の均一な成分として組み込まれなければならなかった。これらの組織領域において、光子と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にわたり完全に確立されない。骨格の線量評価におけるこれらの影響を考慮するためのより高度な技術については 4 章で記載されている。

(20) 同様に、ヒトの気道とヒトの消化管における標的領域のいくつかの微細構造は、標準ファントムのボクセルジオメトリーで表すことができず、したがって、呼吸気道と消化管の個々のセグメントの様式化されたモデルが、呼吸気道と消化管における電子とアルファ粒子に対し使用された。しかしながら、ヒト気道とヒト消化管の外側の線源と標的領域から、およびこれらの領域への光子 SAF と電子交差照射 SAF については、標準コンピュータファントムで表される通り、これらの 2 つの臓器系で表されるものが使用された。

(21) コンピュータファントムにおける標的組織の質量 (*Publication 110* の付属書 A (ICRP, 2009) に記載) と本刊行物の表 A.1 (男性) と表 A.2 (女性) に記載されている質量には、後者は標的組織の血液含有量が含まれるため、小～中程度の違いが存在する。クロスファイヤージオメトリーについて、Petoussi-Henss ら (2007) は、MIRD Pamphlet No.5 改訂版 (Snyder et al., 1978) および MIRD Pamphlet No.11 (Snyder et al., 1975) において示されている、SAF が標的質量から独立しているという原則を証明した。その結果、すべてのクロスファイヤー SAF は、*Publication 110* (ICRP, 2009) の付属書 C (線源領域) および付属書 D (標的領域) に示される線源と標的領域の仕様に従って、コンピュータファントム (Zankl et al., 2012) を用いて計算された。線源組織質量のまとめは、本刊行物の表 A.3 に対応して示されている。

(22) すべての放射線タイプの自己照射 SAF は、コンピュータファントムからの自己照射吸収割合を、本刊行物の表 A.1 と表 A.2 に示されている標的質量で割ることによって計算された。自己照射ジ

<p>オメトリーについて、Snyder (1970) は、光子吸収率が標的質量の立方根に比例して変化することを説明した。この比例性は、コンプトン散乱が支配的な相互作用である光子エネルギーと媒質に対して成立する。コンピュータファントムの臓器質量と標準標的質量との差は小さいため、単純に導出された吸収割合を標準標的質量で割ることで、SAF のわずかな絶対差が得られるとともに低い光子エネルギーで SAF の改が可能になる。</p>
<p>(23) 血液の線源は、標的中の血液が標的組織におけるエネルギー沈着に大きく寄与するため、上記のクロスファイヤーの説明に対しては例外となる。従って、すべての放射線に関する血液の線源の標的組織 SAF は、クロスファイヤー照射の吸収割合を用いて、本刊行物の表 A.1 と表 A.2 に与えられる標的質量で割ることによって計算した。</p>
<p>(24) HATM と HRTM の上皮標的については深部の組織層に関して特定されているので、この説明はそれらには適用されない。</p>
<p>3.2 吸収割合の計算に使用される放射線輸送コード</p>
<p>3.2.1 光子と電子輸送の計算</p>
<p>(25) 対応する SAF の報告のため、本刊行物においては、電子ガンマシャワーコードシステム EGSnrc バージョン v4-2-3-0 が光子および電子の吸収割合の計算に使用されている (Kawrakow et al., 2009)。このコードは、EGS4 (Nelson et al., 1985) の拡張および改良版であり、カナダ国家研究評議会によって維持されている。本研究で行ったシミュレーションは 10 keV から 10 MeV のエネルギー範囲にわたって行われたが、光子と電子の輸送を、数 keV から数百 GeV までの粒子運動エネルギーに対してシミュレーションすることができる。10 keV 未満の SAF 値は、付属書 B に記載されるように、制限値への内挿により求められた。</p>
<p>(26) 光子輸送に対しては、束縛電子のコンプトン散乱と K 殻, L 殻および M 殻からの光電子をすべてのエネルギーについて考慮する。いずれの場合も、結果として生じる蛍光またはオージェ電子および Coster-Kronig 電子を追跡する。光子断面積の入力データは Seuntjens ら (2002) により更新されており、彼らは光電効果、レイリー散乱および電子対生成の断面積を改良するために XCOM データベース (Berger and Hubbell, 1987) を用いた。Brown と Feynman の式 (1952) に基づく 1 ループ近似における放射コンプトン補正が適用された。しかし、大きな散乱角度に対する断面積を減少させる効果は、二重コンプトン事象の組み入れによって一部相殺される。電子対生成断面積については、EGS4 の断面を、Øverbø ら (1973) の手法に従って計算された。本刊行物では、光子エネルギーが 2 keV 未満に低下した時点で光子輸送を終了している。</p>
<p>(27) 電子と陽電子の輸送計算は、ある特定のエネルギー以上で生成される二次粒子を輸送するクラス II 圧縮ヒストリー (condensed history) 法 (Berger, 1963) によって行う。1 GeV 未満の運動エネルギーに対する制動放射断面積は、米国国立標準技術研究所 (National Institute of Standards and Technology) のデータベース (Seltzer and Berger, 1985, 1986) の値と一致している。そして、この NIST データベースは、ICRU (1984) が推奨する放射阻止能の基礎になっている。電子衝撃イオン化は、デフォルト断面を用いてモデル化される (Kawrakow, 2002)。弾性散乱の場合、スピン効果を考慮に入れる。電子対生成は、EGS4 (Nelson et al., 1985) のようにシミュレーションする。すべての粒子に対して、3 電子生成過程を無視している。本刊行物では、電子の輸送ヒストリーは、運動エネルギーが 20 keV を下回った時点で通常終了する。例外として、初期運動エネルギーが 50 keV 未満の電子に対しては、2 keV までヒストリーを追跡する。体内臓器の線量換算係数の統計的な相対不確かさを低減するため、「制動放射スプリッティング」と呼ばれる分散低減手法を使用した (Kawrakow et al., 2009)。</p>
<p>(28) 光子と電子 SAF の代表的なプロットを図 3.2~図 3.6 に示す。各線源と標的領域の組合せについて、光子 SAF は各図の上側のパネルに、電子 SAF は下側のパネルに示されている。</p>
<p>3.2.2 中性子輸送計算</p>
<p>(29) ロスアラモス国立研究所モンテカルロ放射線輸送コード、モンテカルロ N-粒子 eXtended (MCNPX) バージョン 2.6.0 は中性子吸収割合 (Pelowitz, 2008) の計算に使用されてきた。MCNPX は、広いエネルギー範囲にわたって多くの粒子タイプを追跡することができる。</p>
<p>(30) 20 MeV 以下の中性子、光子、電子の輸送は MCNP4C3 コードと同じであり、連続エネルギー中性子、光原子、電子データライブラリを用いてシミュレートした。中性子、光子、電子に用いるデータライブラリはそれぞれ、ENDF/B - VI, mcplib04 および el03 である。熱中性子の散乱は水素の</p>

分子結合エネルギーに強く依存する。この効果は、水中の水素についての $S(a, \theta)$ データを使用することによって考慮される。
(31) 本刊行物では、Watt スペクトル (ICRP, 2008) で表されるように、自発核分裂に伴う中性子のスペクトルについて中性子吸収割合を計算した。現在の計算 (<20 MeV) で考慮されているエネルギー範囲では、中性子がヒトの組織と相互作用する 4 つの主要な方法、すなわち、中性子捕獲、弾性散乱、非弾性散乱、核反応がある。断面は通常中性子エネルギーの逆平方根で減少するが、低エネルギー領域では中性子捕獲が支配的である。 $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ 反応を介して水素中の熱化中性子の捕獲によって放出される 2.2 MeV の光子は、ヒトの体内のエネルギー沈着において重要な働きをする。600 keV までの陽子を生成する $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ 反応も吸収線量に寄与する。エネルギーが約 1 keV を超えると、水素による弾性散乱で生じる反跳陽子によって沈着するエネルギーが重要になる。非弾性散乱とは、中性子がエネルギーを失い、荷電粒子を放出せずに原子核を励起して光子を放出するエネルギーしきい値を持つ反応である。非弾性散乱は、最大でも、身体の組織における全吸収線量の割合は僅かである。数 MeV を超えるエネルギーでは、核反応による荷電粒子の生成がエネルギー沈着のより重要なメカニズムとなる。
3.3 分布臓器および組織のサンプリングアルゴリズム
(32) 異なる線源領域におけるサンプリング点について、考慮されるべきいくつかのケースがある。
3.3.1 サンプリングアルゴリズム A
(33) 最も単純な状況は、脳、肝臓、膵臓、または脾臓などの身体の特定の位置にある単一の臓器である。最も簡単なサンプリング方法を図 3.7 に示す。
3.3.2 サンプリングアルゴリズム B
(34) 筋肉のように線源領域が身体全体に分布している場合、サンプリングアルゴリズム A は、拒絶点の割合が多くなる可能性がある。この場合、サンプリングアルゴリズム B (図 3.8 を参照) を使用した方が良い場合がある。
(35) N を問題の領域に属するボクセルの数とする。これらのボクセルは、別の $(N, 3)$ 次元配列 NPOS に収集される。NPOS $(m, 1)$ に格納される数値は列であり、NPOS $(m, 2)$ は行であり、NPOS $(m, 3)$ は、線源領域の m 番ボクセルが位置するスライスである。ボクセルを選択するためには、区間 $(0, 1)$ からの乱数を N に乗じる。この積より上の最も近い整数が、NPOS 配列内の線源ボクセルを識別するために使用される。 x , y および z 座標は、選択されたボクセル内で独立してサンプリングされる。すべてのサンプリングされた座標点を使用することができる。
(36) 線源領域のボクセル数 N が非常に大きい場合、無駄な計算時間 (サンプリングアルゴリズム A の場合) と大きな保管要件 (サンプリングアルゴリズム B) の間でトレードオフがある。これらのアルゴリズムの間の選択は使用者の裁量で行われる。
3.3.3 サンプリングアルゴリズム C
(37) さらに一般的な状況は、両臓器が小さい臓器対で、副腎のようにお互いから比較的遠く離れている場合である。その場合、効率的なサンプリングアルゴリズムは、サンプリングアルゴリズム A と B の組合せである、サンプリングアルゴリズム C (図 3.9 を参照) である可能性がある。
(38) M_L を臓器対の左の臓器に属するボクセルの数とし、 M_R を右の臓器に属するボクセルの数とし、両者の和を $N = M_L + M_R$ とし、 $n = M_L/N$ を両臓器のボクセル数に対する左臓器のボクセル数の比とする。サンプリングされた乱数 r が n より小さい場合、線源点は、左の臓器のサンプリングアルゴリズム A に従ってサンプリングされ、そうでない場合は右の臓器でサンプリングされる。このサンプリングアルゴリズムは、2 つ以上の部分からなる臓器群に拡張することができる。
3.3.4 サンプリングアルゴリズム D
(39) 上記のサンプリングアルゴリズムは、臓器または臓器群の体積中に均質に分布した線源に関するものである。しかしながら、不均一な線源分布を考慮しなければならない状況がある。例えば、特別確認されていないが海綿質内に含まれる、骨梁骨内に均一に分布する線源を考える。同じアルゴリズムは、骨髄線源にも等しく適用可能である。2 つの主な推奨されるアプローチがある。
(40) サンプリングアルゴリズム D では、すべての骨のセグメント化された海綿質ボクセルの全体が、(サンプリングアルゴリズム A, B, または C を使用して) 1 つのサンプルが粒子放出のための線源点をサンプリングする体積となる。しかしながら、海綿骨中の骨梁骨の相対量は、個々の骨と骨群との間で変化するため、線源は体積において均一に分布していると仮定することはできない。したが

<p>って、各特定の骨または骨群のセグメント化された海綿骨の体積中の骨梁骨の相対量は、線源点を受け入れるための拒絶基準として使用される。n_bを骨（群）bの海綿質中の骨梁骨の相対量とする〔それぞれのデータはZankl et al. (2005)の表3と表4から得られた。表3.1参照〕。サンプリングされた乱数rがn_bより小さい場合、線源点を受け入れられ、それ以外の場合は拒否される。</p>
<p>(41) 骨の各成分と各海綿質領域についてサンプリングされた線源点を拒絶する確率がゼロではないため、サンプリングアルゴリズムDは最適ではない。したがって、これらのデータは、表3.2のすべての海綿質領域中の各成分の最大値に正規化される。それぞれの骨成分の最も高い割合を有する海綿質領域については、すべてのサンプリングされた線源店が受け入れられ、他のすべての海綿質領域については、拒絶の確率が低減する。</p>
<p>3.3.5 サンプリングアルゴリズムE</p>
<p>(42) サンプリングアルゴリズムDと同様に、海綿質全体は、線源点がサンプリングできる体積として取られる。サンプリングアルゴリズムDとは対照的に、骨（群）bの海綿質中の骨梁骨の相対量n_bは、線源点を受け入れるかまたは拒絶するための基準として使用されないが、海綿質体積中で始まるそれぞれの粒子は、その最初の「統計学的加重」としてこの値を割り当てられる。</p>
<p>(43) 線源が全身である場合、サンプリングアルゴリズムEも推奨される。全身の均一な線源は、（体積ではなく）質量で均一に分布していると考えられるべきであり、線源点は、全身の体積で均一にサンプリングすることができ、次いで、線源点が位置する臓器／組織の密度に、粒子履歴の開始に統計的加重を割り当てることができる。</p>
<p>(44) 別の不均一な線源分布は、線源が血液である場合に生じる。より大きな血管は直接セグメント化されており、ここでは、体積全体が血液源である。しかしながら、臓器内の血液分布は、各臓器の組織組成における血液のそれぞれの割合を含めることによって考慮されてきた。したがって、血液の線源をサンプリングしなければならない場合、各臓器は、血液による質量の割合で寄与する。異なる組織の血液の割合は、付属書Aに記載されているデータから得ることができる。この場合は、サンプリングアルゴリズムDまたはサンプリングアルゴリズムEのいずれかが推奨される。</p>

<p>4 骨格組織の計算方法</p>
<p>(45) 放射線防護の目的のため、委員会は、確率論的な生物学的影響に関連する線量評価の対象となる2つの骨格細胞群を定義している：(i)放射線誘発白血病のリスクに関連する造血幹細胞、および(ii)放射線誘発骨ガンのリスクに関連する骨前駆細胞。現在、造血幹細胞が骨格海綿質内の骨梁の表面近くに優先的に見られることがデータによって示されているが(Watchman et al., 2007; Bourke et al., 2009)、放射線防護のための現在のモデルは、これらの細胞が、造血活性骨髄の骨髓腔内に均一に分布すると仮定している。骨前駆細胞について、委員会は、それらの位置を、骨梁と皮質骨内膜内の単一細胞層と定義し、それぞれ厚さは10 μm、骨梁とハバース管の表面に沿って位置する(ICRP, 1977)。Publication 110 (ICRP, 2009)において、骨前駆細胞の代替の標的組織は、厚さが50 μmの骨格の海綿骨の骨梁表面を覆うものと、すべての長骨の骨幹部内の髓腔の内部表面を覆うものと再定義された。その結果、ハバース管内の皮質骨とその細胞は、もはや線量評価の標的組織とは考えられていない。本刊行物において、改訂された50 μmの骨前駆細胞の代替標的組織は「骨内膜」と呼ばれ、TM_{50}（骨表面の50μmの厚さ内の総骨髄）という記号が与えられている。「骨表面」という用語はもはや、放射線誘発骨がんに関連する標的細胞層を表すためには用いられていない。</p>
<p>(46) 放射線リスクのあるこれらの骨格標的組織のいずれも、ICRP標準ファントムのボクセル構造内で幾何学的に表すことはできない。上述したように、男性と女性の標準コンピュータファントムにおける骨格は、皮質骨、骨髄髄質、または梁状海綿質のいずれかを定義するボクセルによって表されている。後者は、骨梁、活性骨髄、および不活性骨髄といった、その微視的な組織の構成要素の均一な混合物であり、したがって、各標準ファントムにおいて、骨格の異なる骨により要素組成および質量密度の両方が異なる。そのため、海綿質と骨髄髄質への吸収線量と、活性骨髄または骨内膜への吸収線量とを関連付けるためには、計算アルゴリズムを適用しなければならない。梁状海綿質の構成組織の要素組成を、Publication 116 (ICRP, 2010)の表3.1に示す。さらに、骨内膜の要素組成は、Publication 70 (ICRP, 1995)に記載される標準骨髄細胞性によって決定されるように、特定の骨格部位における活性骨髄／不活性骨髄の混合物の元素組成と等しいことに留意されたい。</p>
<p>4.1 電子輸送モデル</p>

(47) 骨格組織内で発生する荷電粒子の SAF の計算には、以下の両方に関する詳細なジオメトリデータが必要である：(i) 骨のマクロ構造（すなわち、海綿質、皮質骨、および骨髄質の領域）；および(ii) 骨のミクロ構造（すなわち、骨梁骨、活性骨髄、および不活性骨髄の領域）。前者は、*Publication 110* (ICRP, 2009) 標準コンピュータファントムの構造を用いて適切にモデル化することができるが、後者は、梁状海綿質内の放射線輸送の追加的なジオメトリデータを必要とする。本刊行物では、Hough ら (2011) のマイクロ CT 画像データを、30 μm の等方解像度でマイクロ CT 下で撮影された 38 の梁状海綿質コア試料における放射線輸送シミュレーションに使用した。放射線輸送コード EGSnrc を対画像放射線輸送下で使用して、採取した骨部位の体外 CT 画像の 3D ジオメトリ、および海綿質のセグメント化されたマイクロ CT 画像の 3D ジオメトリの両方を通じて、各電子を同時に追跡した (Hough et al., 2011)。後者の骨髄ボクセルは、各骨部位の標準細胞性を得るために、活性または不活性のいずれかの骨髄として無作為にタグ付けされた。放射線輸送の結果は、1 keV~10 MeV のエネルギー範囲にわたる電子の吸収割合として報告された。線源領域は、骨髄（活性と不活性の両方）、骨梁骨（体積と表面の両方）、および皮質骨（体積と表面の両方）が含まれた。Hough ら (2011) で用いられた方法は、(i) 海綿質からの電子漏出を明確に説明し、(ii) 皮質骨からの海綿質クロスファイヤーの明確な考慮を含み、(iii) 骨がんのリスクに対する骨内膜標的の 50 μm 厚さへの修正を採用する。本刊行物に報告されている SAF 値は、Hough ら (2011) において計算された吸収割合および *Publication 110* (ICRP, 2009) に定義されている標準成人男性と標準成人女性の標準骨格組織の質量の比である。

4.2 中性子相互作用後の反跳陽子輸送モデル

(48) 骨格で生じた反跳陽子のエネルギー吸収割合の計算は、直線行路長技術 (linear pathlength techniques) を用いて行われてきた。これらの技術は、最初に Spiers のグループによって開発および記述され、続いて Eckerman と Stabin (2000) および Bouchet ら (1999) によって改良され、そして最近には Jokisch ら (2011a,b) によって再検討された (Spiers, 1968; Darley, 1972; Whitwell, 1973; Beddoe et al., 1976; Whitwell and Spiers, 1976; Spiers and Beddoe, 1977; Spiers et al., 1978a,b, 1981; Beddoe and Spiers, 1979)。この方法はまた、*Publication 116* (ICRP, 2010) の付属書 E に要約されるように、中性子線量応答関数において使用される反跳陽子吸収割合の基礎でもあった。骨梁骨と骨髄（すべての軟組織成分を含む）を横切る直線行路長セグメントの分布は、Rajon と Bolch (2003) および Rajon ら (2002) において記載され、40 歳の男性の遺体について公表された (Jokisch et al., 2011b)、デジタル測定技術を通じて高分解能マイクロ CT 画像から得られた。

(49) 特定の骨格部位のこれらの 2 つの行路長分布を、目的の荷電粒子の連続減速近似 (CSDA) 範囲を使用して種々の骨格組織におけるエネルギー沈着の割合を計算するアルゴリズム (Jokisch et al., 2011a,b) において使用した。このアルゴリズムは、典型的な大きさの骨格脂肪に基づいて、総骨髄空間 (TMS) を活性と不活性成分に分割するための基礎を含んでいる (Reverer et al., 1993)。TMS 行路長の骨内膜 (TM_{50}) 部は、Jokisch ら (2011a) によって開発されたアルゴリズムによって求められる。

(50) CSDA を用いた陽子の範囲/エネルギーデータは、ICRU Report 49 (1993) から得られた。Tsoulfanidis (1983) に記載されている Bragg-Kleeman スケーリング技術を用いて、ICRU Report 49 の水を ICRU Report 46 (1992) の成人の赤色骨髄（活性骨髄に使用）と成人の黄色骨髄（不活性骨髄に使用）に変換した。ICRU Report 49 の緻密骨をスケールし、ICRU Report 46 の成人の皮質骨のデータを得た。

(51) 複数の骨梁コアが一つの骨格部位を構成する場合、成分試料の線源の質量加重平均吸収率 x は、以下のように計算された：

$$\phi_{site}(r_T \leftarrow r_S) = \sum_x \frac{m_{x,S}}{m_{site,S}} \phi_x(r_T \leftarrow r_S) \quad (4.1)$$

ここで、 $\frac{m_{x,S}}{m_{site,S}}$ は、試料 x 中の全部位の質量の割合である。この方法はまた、すべての骨格部位からの結果を用いて骨格平均吸収線量割合を計算するためにも利用されたことに留意されたい。

4.3 アルファ粒子輸送のモデル

(52) 骨格から生じるアルファ粒子 (2.0~12.0 MeV) からのエネルギーの SAF の計算は、(1) 49 項と 50 項に記載されている行路長に基づく CSDA モデルでアルファ粒子用に改変したもの、(2) ボクセル化画像における CSDA 範囲に基づく輸送を実行するモデル、および (3) ボクセル化画像にお

ける MCNPX (Waters, 2002; Pelowitz, 2008) アルファ粒子輸送を用いるモデル, の3つのモデルを用いて行った。

(53) 最初の2つのモデルには, 同一の CSDA 範囲/エネルギーデータが使用されたが, それらの入力ジオメトリーがわずかに異なっていた。両モデルには同じ40歳の男性の遺体からのデータが使用されたが, 2つ目のモデルには輸送ジオメトリーに3Dボクセル化画像が使用されたのに対し, 1つ目モデルはこれらの画像から得られた行路長分布が使用された。2つ目と3つ目のモデルには, 同一の輸送ジオメトリー(ボクセル画像)が使用されたが, 放射線輸送(CSDA対MCNPX)が異なっていた。ジオメトリーの入力の違いにより, 行路長モデルは, 骨内膜標的(TM_{50})のモデリング, 不活性骨髄成分, および骨梁骨表面(TBS)から生じる放射線をモデル化するためのアルゴリズムにおいてボクセルモデルとわずかに異なった。

(54) これらの違いは, いずれかのモデルをもう一方より優先的に使用したり, 特定の線源/標的の組合せに対して2つのモデルの結果を平均化したりする際の基礎となる。活性骨髄から生じ活性骨髄に照射するアルファ粒子(AM←AM)については, 不活骨髄成分のより現実的なモデルであると考えられている行路長モデルが使用された。活性骨髄を照射する表面線源(AM←TBS)については, 総骨髄空の細胞性と一致する表面近傍の骨髄細胞性を有するCSDAボクセルモデルを使用した。同じ理由で, CSDAボクセルモデルは, 骨内膜を照射する活性骨髄(TM_{50} ←AM)から発生するアルファ粒子にも使用された。残りの骨内膜(TM_{50})標的ジオメトリーについては, 違いが見られたもののいずれかが優先的に選ばれる根拠が見出されず, 行路長とボクセルモデルの結果の平均が用いられた。最後に, 残りの活性骨髄標的ジオメトリーについては, モデル間で有意な差は観察されなかった。

4.4 骨格組織への光子および中性子線量に対する応答関数

(55) 上述したように, 放射線リスクを有し, それゆえ組織加重係数 w_T が割り当てられている骨格組織は, ICRP標準コンピュータファントムにおいて幾何学的に表すことができない。これらの組織へのエネルギー沈着は, 近傍にある異なる密度と元素組成をもつ組織によって影響を受ける。しかしながら, このエネルギー沈着は, 光子輸送のモンテカルロ計算時に, 骨格領域(海綿質または髄腔)ごとの光子フルエンスの計算値を, 光子フルエンスあたり, または中性子フルエンスあたり(Bahadori et al., 2011)の標的組織の吸収線量を表す関数(Eckerman, 1985; Eckerman et al., 2008; Johnson et al., 2011)によってスケールリングすることで導出できる。「応答関数 R 」と呼ばれるこれらの関数は, さまざまな骨格領域の骨のジオメトリーの微細構造モデルと, それらのジオメトリーによる二次電離放射線の輸送モデルを使って導出される。光子の場合, これらの二次放射線は電子と陽電子であり, その骨格組織内の吸収割合はHoughら(2011)において展開された。中性子の場合, いくつかの二次放射線があり, そのうちの最も重要なものは反跳陽子であり, その線エネルギー付与はより低く, したがって梁状海綿質での範囲がより長いためである(Jokisch et al., 2011a)。本研究では, 骨格中の標的領域に対するすべての光子SAFを, *Publication 116* (ICRP, 2010)の付属書Dに示されたエネルギー依存光子フルエンスおよび光子骨格線量応答関数のEGSnrc表を用いて導出した。同様に, 骨格中の標的領域に対するすべての中性子SAFは, *Publication 116* (ICRP, 2010)の付属書Eに示されたエネルギー依存中性子フルエンスおよび中性子骨格線量応答関数のMCNPX表を用いて導出された。

5 呼吸気道に関する計算方法

(56) *Publication 66* (ICRP, 1994a)の付属書Hにまとめられた呼吸気道に関する電子とアルファ粒子の吸収割合の多くは, 以下の例外を除いて, 本刊行物で直接採用された。

- (i) 呼吸気道粒子輸送モデル(ICRP, 2015)の改訂には, 気管支および細気管支領域に関する線量計測の仮定の変更を必要とした。
- (ii) *Publication 66*の電子SAFは, 吸収された割合が以前に1または0のいずれかであると仮定されていた場合は, 参考コンピュータファントムからの選択された値で補完された。

(57) HRTMの構造の改訂, 特に気管支(BB)および細気管支(bb)領域における粒子輸送モデルの改訂は, これらの線源の線量計測モデルを再考しなければならないことを意味した。元のHRTMには, 粒子サイズ依存の低速クリアランスコンパートメント, BB_2 (気管支)および bb_2 (細気管支)が含まれていた。これらの領域から速やかにクリアランスされた物質は, 対応するコンパートメント BB_1 と bb_1 で表された。低速コンパートメントに関連する放射能は, 気道壁に隣接する絨毛ゾル層内

に分布していると仮定され、高速コンパートメントにおける放射能は、ゾルを覆う粘液ゲル全体に分散しているとみなされた (ICRP, 1994a)。サイズに依存する低速クリアランスコンパートメントは、改訂された HRTM (ICRP, 2015) において削除され、両方の領域において単一相のクリアランスが残された。(1) 気道壁内の標的細胞に対して粘液中でクリアランスされる放射能の場所、および (2) 2つの粘液層の厚さ平均の値の両方における不確実性のために、改訂された BB と bb コンパートメントにおける放射能は、ゲル層とゾル層の両方にわたって均一に分布すると解釈される。クリアランスの新しい単一相の吸収割合は、もともとの高速 (ゲル) コンパートメントと低速 (ゾル) コンパートメントの吸収割合の加重平均である。ゲル層とゾル層の相対的な厚さの加重は、気管支領域 BB についてはそれぞれ 5/11 と 6/11 であり、細気管支領域 bb についてはそれぞれ 2/6 と 4/6 である (ICRP, 1994a)。したがって、細気管支と細気管支表面線源についての修正された電子およびアルファ粒子吸収割合は、次のように求められる。

$$\phi(r_T \leftarrow BB) = \left(\frac{5}{11}\right)\phi(r_T \leftarrow BB_1) + \left(\frac{6}{11}\right)\phi(r_T \leftarrow BB_2) \quad (5.1)$$

$$\phi(r_T \leftarrow bb) = \left(\frac{2}{6}\right)\phi(r_T \leftarrow bb_1) + \left(\frac{4}{6}\right)\phi(r_T \leftarrow bb_2) \quad (5.2)$$

ここで、 r_T は適切な標的組織を示す。

(58) *Publication 66* (ICRP, 1994a) の電子 SAF は、男性と女性の標準コンピュータファントムにおける電子輸送計算から得られた、余分なクロスファイヤー項 (吸収割合=0 の場合) または改善された自己線量値 (吸収割合=1 の場合) で補足された。標準ファントムにおける多くの臓器について、自己照射について計算された SAF は、質量にほぼ反比例し、質量スケールリングからのわずかなまたは中程度の逸脱のみを伴った。これは、標的細胞がファントム内に正確に位置するが、SAF を基準質量で補正することによって不十分なボクセル分解能を有する HRTM における自己照射の場合に利用することができる。これは、肺胞一間質および胸腔外リンパ節源の線源に適用され、これらの場合について吸収割合=1 であるという最初のデフォルト仮定を置き換え、エネルギー依存性の電子脱出を可能にした。

(59) 多くの線源と標的の組合せに対する電子クロスファイヤーSAF は広いエネルギー範囲で相反性を示し、クロスファイヤーSAF は線源または標的質量に依存せず、質量補正を必要としないことを意味した。その結果、選択された値は、クロスファイヤー吸収割合がすべてのエネルギーでゼロであると以前に仮定されていた HRTM SAF マトリックス中の空白を埋めるために直接使用することができる。

(60) アルファ粒子 SAF は、この方法で補完されていない。*Publication 66* (ICRP, 1994a) から採用された電子およびアルファ粒子吸収割合は、性別に依存しないと仮定されたが、それらから導出された SAF は、適宜、男性または女性の標的質量を用いた。統一のため、導出された値を標準ファントム放射線輸送計算に使用されたエネルギーグリッドにマッピングした。

6 消化管に関する計算方法

(61) *Publication 100* (ICRP, 2006) では、放射性核種沈着の線源領域および放射線感受性幹細胞の標的領域を含む、消化管の形態計測モデルおよび線量測定モデルが定義されている。呼吸気道における電子線源については、*Publication 100* の付属書 F に、幾何学モデルにおけるモンテカルロ放射線輸送シミュレーションに基づく暫定的な SAF 値が示された。アルファ粒子輸送は、*Publication 100* では考慮されておらず、したがって、アルファ放出の SAF 値は、線源領域における完全なエネルギー沈着を前提とした。

(62) 本刊行物では、*Publication 100* (ICRP, 2006) の 7.2 項に記載されている幾何学モデルを用いて、電子とアルファ粒子線源の両方に対して、新しい放射線輸送シミュレーションを行った。1つの例外は小腸壁のそれであった。*Publication 100* では、単一の管状構造が採用されたが、本刊行物では、六角形配列の管状構造が壁セグメントクロスファイヤーを考慮するために採用された (図 6.1 参照)。すべての放射線輸送シミュレーションは、MCNPX バージョン 2.6 (Pelowitz, 2008) を用いて行った。検討された最大粒子エネルギーは、電子で 10 MeV、アルファ粒子で 12 MeV であった。

7 電子、光子、およびアルファ粒子の制限比吸収割合値

(63) 単一エネルギー電子、光子、およびアルファ粒子の SAF データを、モンテカルロ法を用いて、電子と光子では 0.01~10MeV、アルファ粒子では 2.0~12.0MeV の範囲のエネルギーの粒子について計算した。線量計算において得られる SAF 表を使用するには、表のより低い値未満のエネルギーの粒子に対処することが必要である。例えば、*Publication 107* (ICRP, 2008) に表にされたベータスペクトルは、0.01 MeV 未満のエネルギーでの放出を含む。Re-187 の全ベータスペクトルは、0.01 MeV 未満である。トリチウム (H-3) のベータ放出の 67 パーセントは 0.01 MeV 未満であり、スペクトルの平均エネルギーは 5.68 keV であり、エンドポイントエネルギーは 18.59 keV である。多くの放射性核種が壊変すると、オージェ電子、内部転換電子、0.01 MeV 以下のエネルギーの光子が放出される。モンテカルロに基づく SAF をより低いエネルギー放出に外挿するのではなく、ゼロエネルギーでの制限 SAF が定義され、従って内挿手順の使用が可能になった。

7.1 固体の線源-標的領域の制限比吸収割合値

(64) 個体の標的領域 (臓器) については、自己線量の場合は制限 SAF はゼロではなく、2 つの領域が別である場合にはゼロである。標的領域と線源領域をそれぞれ r_T と r_S とみなすと、制限 SAF は次のようになる。

$$\lim_{E \rightarrow 0} SAF(r_T \leftarrow r_S; E) = \begin{cases} \frac{1}{M_{r_T}}, & \text{if } r_S = r_T \\ 0, & \text{if } r_S \neq r_T \end{cases} \quad (7.1)$$

この手順は、ソフトウェアにおいて一般的に使用されているが、これまで SAF 表には含まれていなかった。この手順は、HRTM と HATM の線源-標的領域に拡張される。

7.2 HRTM 線源-標的領域の制限比吸収割合値

(65) HRTM 気道の基底細胞と分泌細胞は、関心のある線量評価上の標的領域である。気道の潜在的な線源領域は、気道の内部表面上、結合および隔離された領域内、および気道壁全体に均一に分布する放射能を含む。線源領域に標的領域組織が存在しないため、これらの標的領域、および線源領域としての気道の内部表面または隔離された領域のいずれかに対する制限 SAF はゼロである。ET₂ 気道壁内で均一に放出される放射線の場合、気道の基底細胞の標的領域に対する制限 SAF は次のように求められる。

$$\lim_{E \rightarrow 0} SAF(ET_2\text{-bas} \leftarrow ET_2\text{-wall}; E) = \frac{1}{M_{ET_2\text{-wall}}} \quad (7.2)$$

また、肺組織線源と気管支および細気管支気道内の基底および分泌標的領域は次のように求められる。

$$\lim_{E \rightarrow 0} SAF(X\text{-bas} \leftarrow Lung\text{-Tis}; E) = \frac{1}{M_{Lung\text{-Tis}}} \quad (7.3.a)$$

$$\lim_{E \rightarrow 0} SAF(X\text{-sec} \leftarrow Lung\text{-Tis}; E) = \frac{1}{M_{Lung\text{-Tis}}} \quad (7.3.b)$$

ここで、X は、表 A.1 と表 A.2 にそれぞれの質量値とともに定義された頭字語 Bronch と Bchiol を表す。

(66) ET₂ 気道の基底細胞は、気道の結合した線源領域内にある。したがって、この線源-標的対に対する制限 SAF は次のように求められる。

$$\lim_{E \rightarrow 0} SAF(ET_2\text{-bas} \leftarrow ET_2\text{-bnd}; E) = \frac{1}{M_{ET_2\text{-bnd}}} \quad (7.4)$$

気管支と細気管支気道の基底細胞と分泌細胞も、これらの気道の結合線源領域内に存在する。したがって、これらの標的領域および結合した線源領域の制限 SAF は次のように求められる。

$$\lim_{E \rightarrow 0} SAF(X\text{-bas} \leftarrow X\text{-b}; E) = \frac{1}{M_{X\text{-b}}} \quad (7.5.a)$$

$$\lim_{E \rightarrow 0} SAF(X\text{-sec} \leftarrow X\text{-b}; E) = \frac{1}{M_{X\text{-b}}} \quad (7.5.b)$$

ここで、Xは、表 A.1 と表 A.2 にそれぞれの質量値とともに定義された頭字語 Bronch と Bchiol を表す。

7.3 HATM 線源-標的領域の制限比吸収割合

(67) HATM の標的領域は、食道の各セグメントの壁の中で特定される。食道に加えて、セグメントには胃、小腸、右結腸、左結腸、直腸 S 状結腸が含まれ、それぞれ St, SI, RC, LC, RS で表される（追加情報は表 A.1 または表 A.2 を参照）。セグメントの線源領域には、内容物、粘膜領域、絨毛（小腸セグメントのみ）、壁などがある。各セグメントに、線源領域が管腔内容物（すべての消化管セグメント）または絨毛（小腸のみ）のいずれかである場合、ゼロの制限 SAF が割り当てられる。線源領域が壁と粘膜の場合、制限値はゼロ以外になる。非ゼロ制限 SAF は、次のように求められる。

$$\lim_{E \rightarrow 0} \text{SAF}(X\text{-stem} \leftarrow X\text{-wall}; E) = \frac{1}{M_{X\text{-wall}}} \quad (7.6a)$$

$$\lim_{E \rightarrow 0} \text{SAF}(\text{Oesophagus} \leftarrow \text{Oesophag-w}; E) = \frac{1}{M_{\text{Oesophag-w}}} \quad (7.6b)$$

ここで、Xは食道以外のセグメントを表す。セグメント壁の質量を表 7.1 に示す。食道以外のセグメントの粘膜層内の線源については、制限 SAF は次のように求められる。

$$\lim_{E \rightarrow 0} \text{SAF}(X\text{-stem} \leftarrow X\text{-mucosa}; E) = \frac{1}{M_{X\text{-mucosa}}} \quad (7.7)$$

ここで、Xは、St, SI, RC, LC, および RS を表す。これらのセグメントの粘膜層の質量を表 A.3 に示す。

7.4 標的領域を照射する血液の線源領域の制限比吸収割合

(68) 血液中線源のモンテカルロ計算は、標的領域内を含む体内の血液の分布の考察を反映する。血液線源による標的領域 r_T の制限 SAF は次のように求められる。

$$\lim_{E \rightarrow 0} \text{SAF}(r_T \leftarrow \text{Blood}; E) = \frac{f_{r_T}}{M_{r_T}} \quad (7.8)$$

ここで、 f_{r_T} は、*Publication 89* (ICRP, 2002) に記載されているように、標的 r_T における身体の血液の質量分率である（本刊行物の表 A.1 と表 A.2 も参照）。

7.5 制限比吸収割合に基づく低エネルギー比吸収割合の値

(69) SAF ファイルの線源-標的対の記録には、ゼロエネルギーでの制限 SAF と 2 つの追加の低エネルギー（すなわち、電子と光子の場合には 0.001 MeV および 0.005 MeV）に対する SAF が含まれる。アルファ粒子の場合、追加の低エネルギーは 1 および 1.5 MeV である。モンテカルロ計算の最低エネルギーに対する SAF がゼロでない場合、2 つの追加のエネルギーに対する SAF は、制限 SAF の両対数補間とモンテカルロ計算の最低エネルギーにおける SAF によって導出した。

(70) 両対数補間のために、線源-標的対の制限 SAF がゼロでない場合、 10^{-6} MeV のエネルギー値が仮定される。同様に、制限 SAF はゼロであるが、最低エネルギーでのモンテカルロに基づく SAF がゼロでない場合、両対数補間は 10^{-6} MeV で 10^{-12}kg^{-1} の制限 SAF が仮定された。

付属書 A 標準成人男性と標準成人女性の臓器と組織の質量

付属書 B 電子ファイルの説明

(72) 成人男性と成人女性のアルファ、電子、光子、中性子 SAF ファイルは、www.icrp.org からダウンロードできる。ファイルは共通の構造をしており、直接アクセスファイルとして使用できるようなフォーマットになっている。インデックスファイルと呼ばれる 2 つの追加ファイルは、表 A.1～表 A.3 で定義されている頭字語を使用して、標的領域と線源領域を順序立てたリストを提供する。インデックスファイルは SAF ファイル内の関心のある線源-標的対の記録を確認することができる。この簡単な付録では、ファイルとその構造を要約する。

B.1 アルファ、電子、光子の比吸収割合ファイル

(73) SAF ファイルは次のとおりである。

rcp-af_alpha_2016-08-12.SAF
rcp-af_electron_2016-08-12.SAF
rcp-af_photon_2016-08-12.SAF
rcp-am_alpha_2016-08-12.SAF
rcp-am_electron_2016-08-12.SAF
rcp-am_photon_2016-08-12.SAF

ここで、AFとAMは、それぞれ、標準成人女性と標準成人男性を示す。各ファイルには5つのヘッダ一記録があり、6番目の記録が線源一標的対の最初のSAF記録である。ファイルは、79の線源領域における放射によって照射される43の標的領域に対応し、記録の総数は、 $43 \times 79 + 5$ 件または3402件である。ファイル内のすべての記録の長さは同じである。電子と光子の記録の長さは315であり、アルファSAF記録の長さは270である。付随するキャリッジリターンとラインフィード(CrLf)は、これらの値に含まれない。SAF記録のデータフィールドは次のとおりである。

電子と光子SAFファイルで示されるエネルギー n の数は28であり、アルファSAFファイルは24のエネルギーを示す。上述のように、アルファSAFファイルでは、Ecutパラメータの長さは5(F5.0)である。

(74) 各ファイルの4つ目の記録は、SAF値に対応する放射線のエネルギーのリストである。この記録は、上記の構造を想定して読むことができる。エネルギー値の単位はMeVである。

(75) Icutフィールドには、線源一標的対に対する非ゼロSAF(T←S)を持つ最低エネルギー値のインデックスが含まれる。すべてのSAFがゼロである場合、Icutは0に設定されている。Icutが j である場合、記録は、 $E(j)$ から $E(n)$ までの範囲のエネルギーの非ゼロSAF値を含み、ここで、 n は、電子/光子SAFファイルでは28、アルファSAFファイルでは24、すなわち、線源一標的対記録の非ゼロSAF値の数は $n - j + 1$ である。

B.2 中性子SAFファイル

(76) 中性子SAFファイルは次のとおりである：

rcp-af_neutron_2016-08-12.SAF
rcp-am_neutron_2016-08-12.SAF

ここで、AFとAMは、それぞれ、標準成人女性と標準成人男性を示す。中性子SAFファイルは、自発核分裂が壊変モードである*Publication 107* (ICRP, 2008)における核種に関し、43の標的領域および79の線源領域の核分裂中性子スペクトルの平均エネルギーに対して正規化されたスペクトル平均SAFを表にしている。28種の放射性核種は、U-238, Pu-236, Pu-238, Pu-240, Pu-242, Pu-244, Cm-240, Cm-242, Cm-244, Cm-245, Cm-246, Cm-248, Cm-250, Cf-246, Cf-248, Cf-249, Cf-250, Cf-252, Cf-254, Es-253, Es-254, Es-254m, Es-255, Fm-252, Fm-254, Fm-255, Fm-255, Fm-256, Fm-257である。

(77) これらのファイルの4つ目の記録は、*Publication 103* (ICRP, 2007)に定義されている、放射性核種ごとのスペクトル平均中性子放射線加重係数 w_R を表にしている。SAF記録の長さは302であり、データ形式は、次のとおりである。

B.3 アルファ反跳と核分裂片SAF

(78) アルファ遷移の利用可能な運動エネルギーは、アルファ粒子と反跳核との間で共有される。同様に、自発核分裂における運動エネルギーは分裂片の間で共有されている。これらの放射線の収率および運動エネルギーは、*Publication 107* (ICRP, 2008)の壊変データ表に含まれる。アルファ反跳核の範囲および核分裂片の範囲は限定され、したがって、標的組織における吸収線量へのそれらの寄与は、2.0 MeVアルファ粒子のSAFを使用して評価される。

B.4 標的および線源のインデックスファイル

(79) *torgans_2016-08-12.NDX* および *sregions_2016-08-12.NDX* ファイルには、SAFファイル内で示された順に、それぞれ標的組織と線源領域がリスト化されている。SAFファイルは、79の線源領域によって照射されている43の標的組織に対応している。 I 番目の標的領域と i 番目の線源領域のSAFファイルの記録は次のとおりである。

$$irec = 43(j - 1) + i + 5$$

ここで、43は、これらのファイルで対応している標的組織の総数である。たとえば、脳は `torgans_2016-08-12.NDX` ファイルの 18 番目の標的領域である。胃の内容物は、`sregions_2016-08-12.NDX` ファイルの 10 番目の線源領域であるため、SAF (Brain←St-cont) の記録番号は $43 \times 9 + 23$ または 410 番目の記録である。`sregions_2016-08-12.NDX` ファイルの記録は、線源領域の実質量 (表 A.3 参照) と、他の組織の線源領域の一部であり得る領域を識別するためのフィールド (1 はイエス, 0 はノー) とを含む。`torgans_2016-08-12.NDX` ファイルには、さまざまな標的領域の質量が含まれている (表 A.1 と表 A.2 を参照)。ただし、これらの値は情報提供のみを目的としている。

(80) SAF ファイルに付随する `readme.txt` ファイルは更新情報について参照されるものである。配布されたファイルの名前には、ファイルの最初の記録にも含まれているファイルバージョンの日付が含まれる。

表 2.1 国際放射線防護委員会の放射線加重係数

放射線タイプ	放射線加重係数 w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
アルファ粒子, 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 <i>Publication 103*</i> の式 (4.3) を参照。

**Publication 103* (ICRP, 2007)。

表 2.2 国際放射線防護委員会の組織加重係数

組織	w_T	Σw_T
活性骨髄, 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
骨内膜, 脳, 唾液腺, 皮膚	0.01	0.04

*残りの組織：副腎, 呼吸気道の胸郭外領域, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口腔粘膜, 脾臓, 前立腺 (男性), 小腸, 脾臓, 胸腺, 子宮/子宮頸部 (女性)。

表 2.3 標的領域の分割加重, $f(r_T, T)$

組織, T	r_T	頭字語	$f(r_T, T)$
胸郭外領域	ET ₁ 基底細胞	ET1-bas	0.001
	ET ₂ 基底細胞	ET2-bas	0.999
肺	気管支基底細胞	Bronch-bas	1/6
	気管支分泌細胞	Bronch-sec	1/6
	細気管支分泌細胞	Bchiol-sec	1/3
	肺胞-間質領域	AI	1/3
結腸	右結腸	RC-stem	0.4
	左結腸	LC-stem	0.4
	直腸 S 状結腸	RS-stem	0.2
リンパ節	胸郭外リンパ節	LN-ET	0.08
	胸部リンパ節	LN-Th	0.08
	全身リンパ節	LN-Sys	0.84

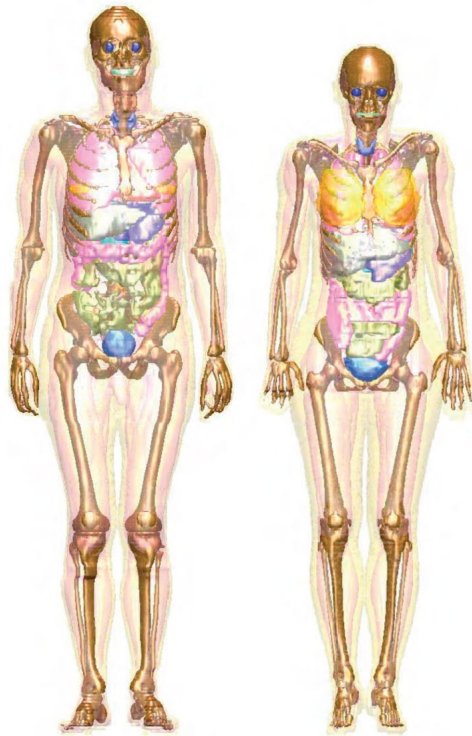


図 3.1 成人男性（左）と成人女性（右）のコンピュータファントムの画像
さまざまな表面の色によって，乳房，骨，結腸，眼，肺，肝臓，膵臓，小腸，胃，歯，甲状腺，膀胱などの器官を識別できる。筋肉および脂肪組織は半透明である。図解化のためボクセル化された表面が平滑化されている。

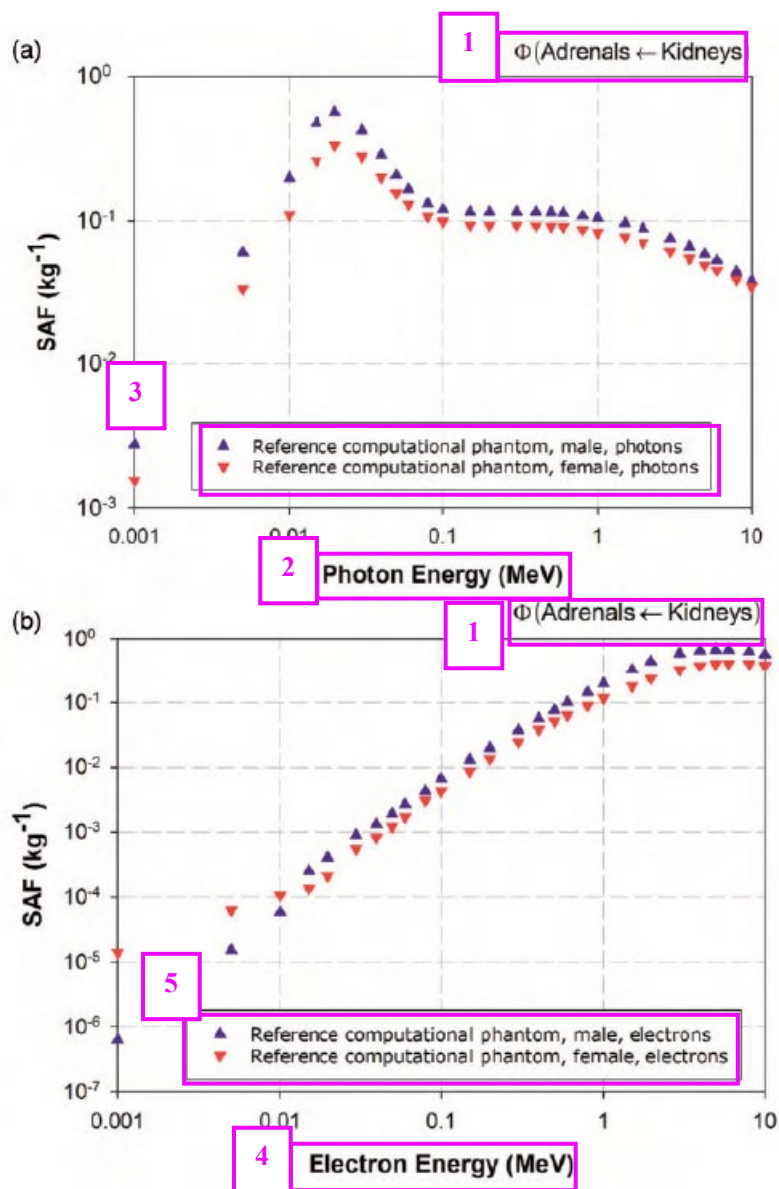


図 3.2 腎臓に均一に分布した単一エネルギー光子 (a) および電子 (b) 線源に対応する、標準成人男性および標準成人女性の副腎の比吸収割合 (SAF)

1. Φ (副腎臓←腎臓)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 標準コンピュータファントム, 男性, 光子
標準コンピュータファントム, 女性, 光子
4. 電子エネルギー (MeV)
5. 標準コンピュータファントム, 男性, 電子
標準コンピュータファントム, 女性, 電子

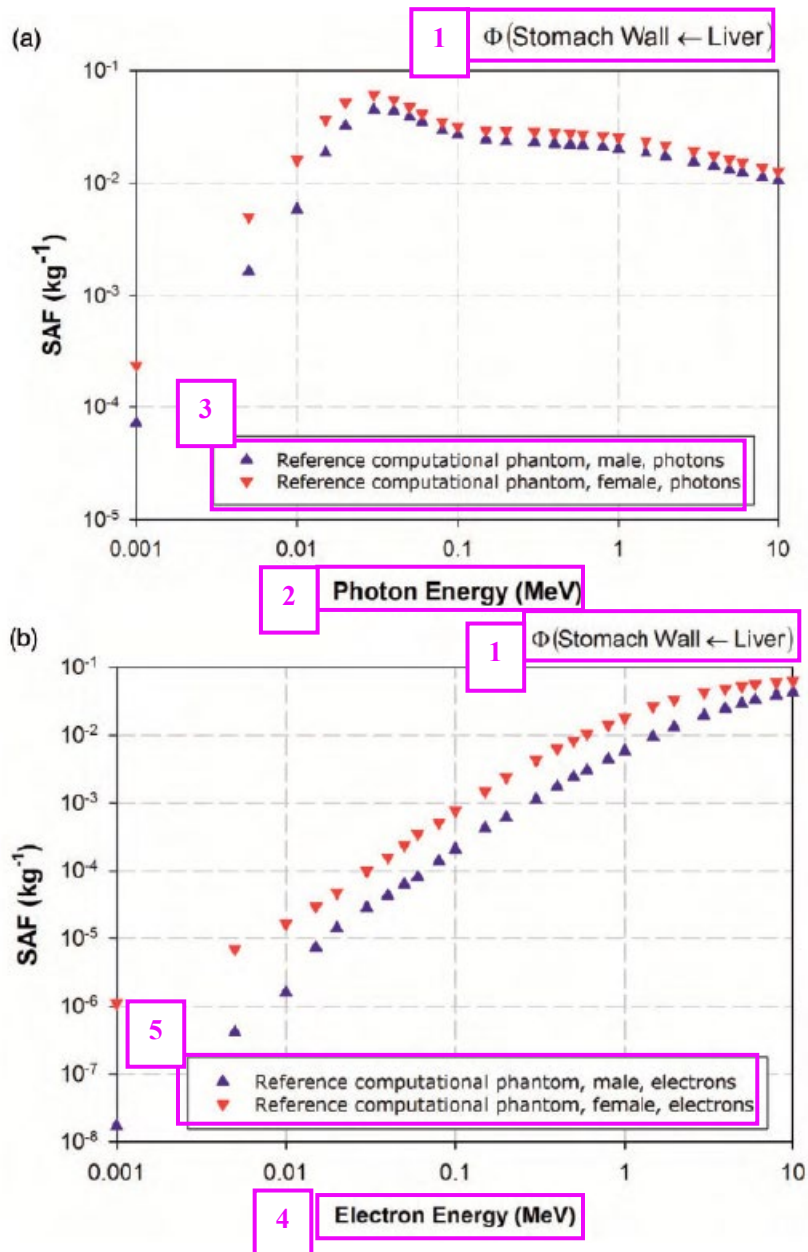


図 3.3 肝臓に均一に分布した単一エネルギー光子 (a) および電子 (b) 線源に対応する、標準成人男性および標準成人女性の胃壁の比吸収割合 (SAF)。

1. Φ (胃壁←肝臓)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 標準コンピュータファントム, 男性, 光子
標準コンピュータファントム, 女性, 光子
4. 電子エネルギー (MeV)
5. 標準コンピュータファントム, 男性, 電子
標準コンピュータファントム, 女性, 電子

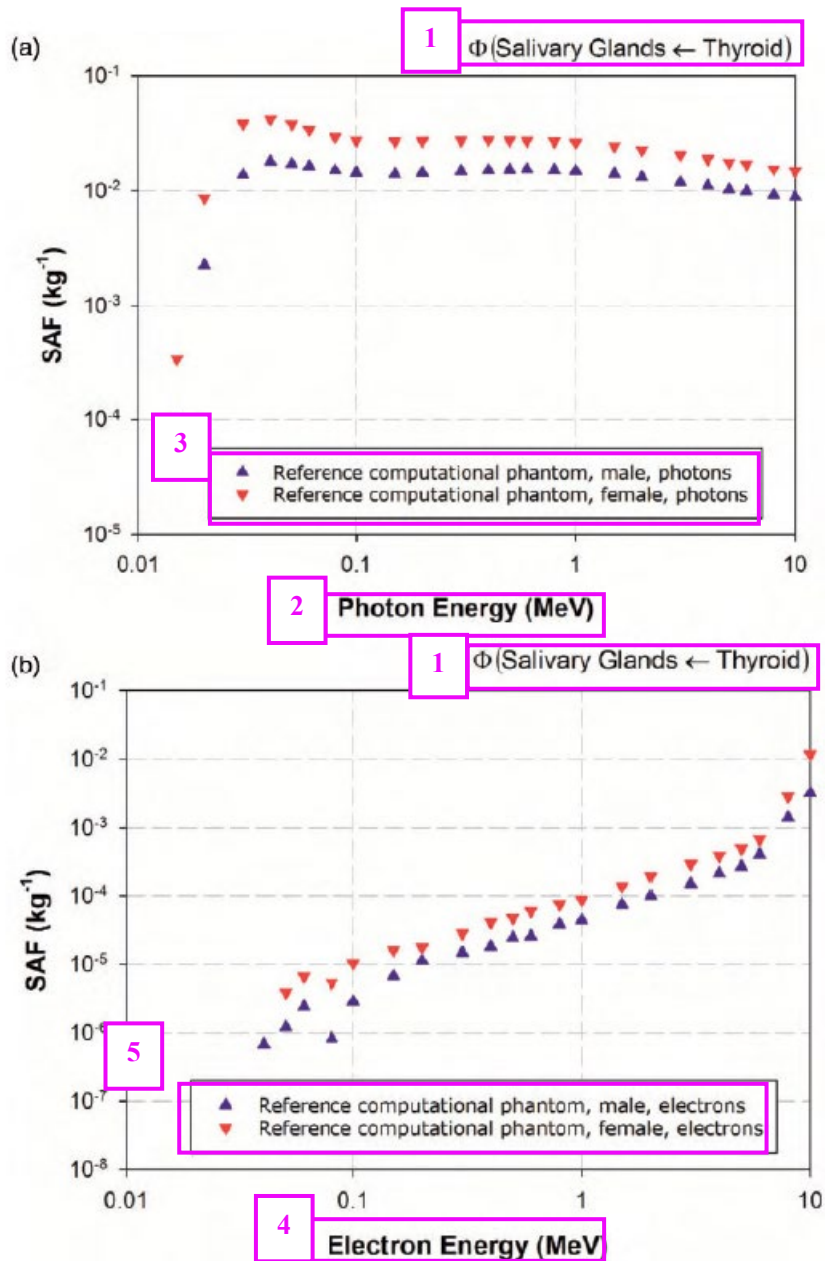


図 3.4 甲状腺に均一に分布した単一エネルギー光子 (a) および電子 (b) 線源に対応する、標準成人男性および標準成人女性の唾液腺の比吸収割合 (SAF)

1. Φ (唾液腺←甲状腺)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 標準コンピュータファントム, 男性, 光子
標準コンピュータファントム, 女性, 光子
4. 電子エネルギー (MeV)
5. 標準コンピュータファントム, 男性, 電子
標準コンピュータファントム, 女性, 電子

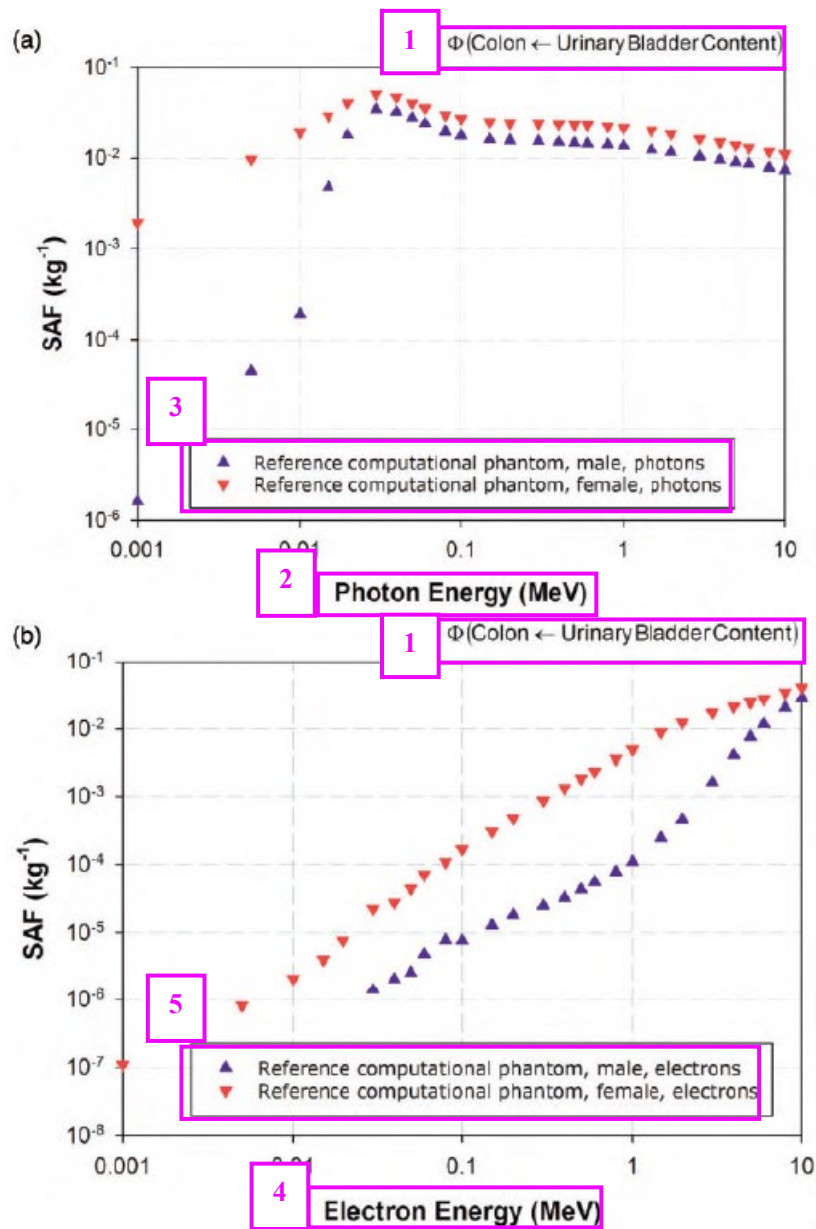


図 3.5 膀胱内容物中に均一に分布した単一エネルギー光子 (a) および電子 (b) 線源に対応する、標準成人男性および標準成人女性の結腸壁の比吸収割合 (SAF)

1. Φ (結腸←膀胱内容物)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 標準コンピュータファントム, 男性, 光子
標準コンピュータファントム, 女性, 光子
4. 電子エネルギー (MeV)
5. 標準コンピュータファントム, 男性, 電子
標準コンピュータファントム, 女性, 電子

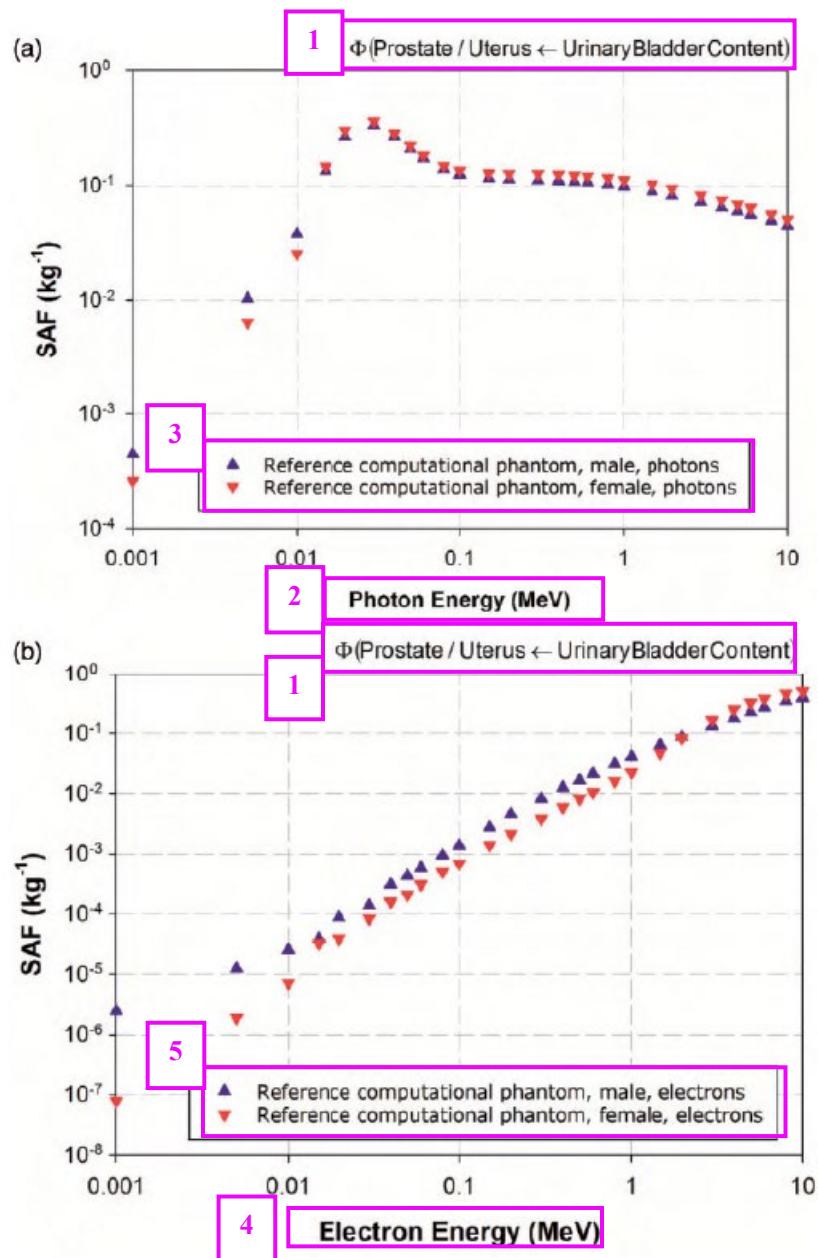


図 3.6 膀胱内容物中に均一に分布した単一エネルギー光子 (a) および電子 (b) 線源に対応する，標準成人男性の前立腺および標準成人女性の子宮の比吸収割合 (SAF)

1. Φ (前立腺／子宮←膀胱内容物)
2. 光子エネルギー (MeV)
3. 標準コンピュータファントム，男性，光子
標準コンピュータファントム，女性，光子
4. 電子エネルギー (MeV)
5. 標準コンピュータファントム，男性，電子
標準コンピュータファントム，女性，電子

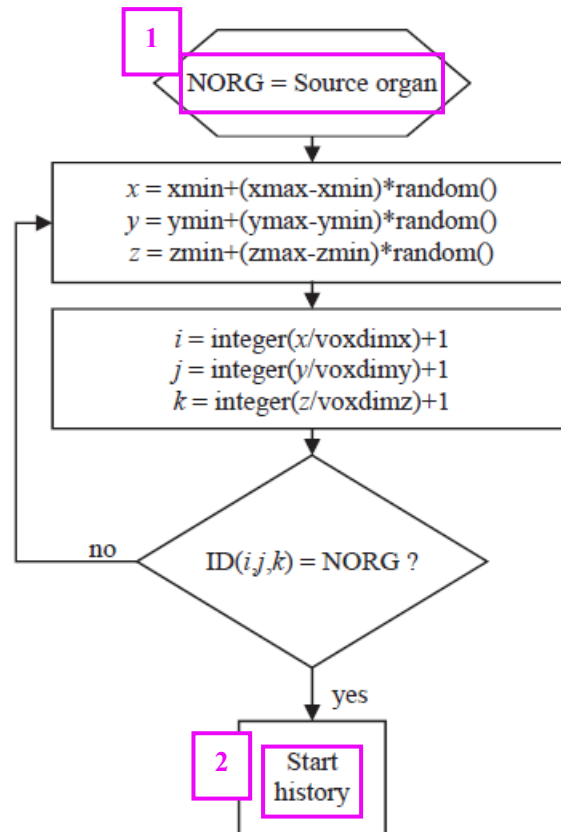


図 3.7 サンプリングアルゴリズム A の概略図

1. NORG = 線源臓器
2. 開始履歴

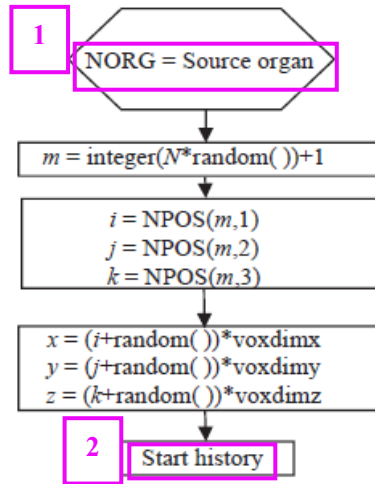


図 3.8 サンプルングアルゴリズム B の概略図

1. NORG = 線源臓器
2. 開始履歴

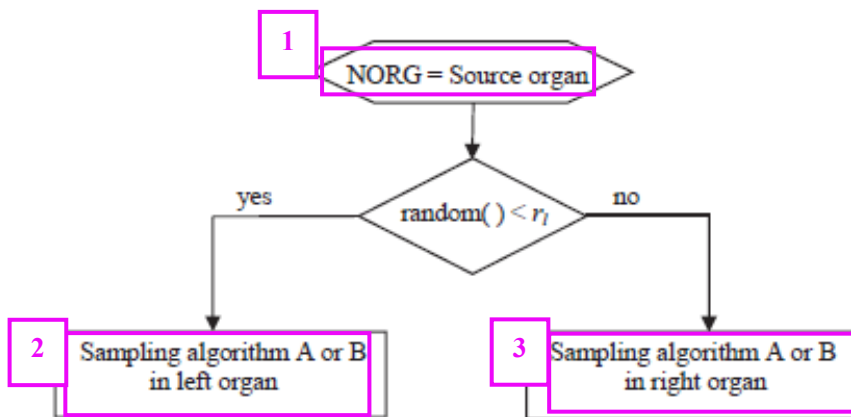


図 3.9 サンプルングアルゴリズム C の概略図

1. NORG = 線源臓器
2. 左臓器におけるサンプルングアルゴリズム A または B
3. 右臓器におけるサンプルングアルゴリズム A または B

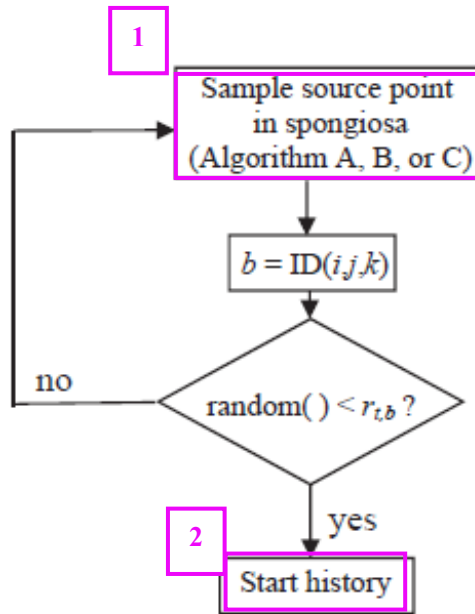


図 3.10 サンプルングアルゴリズム D の概略図

1. 海綿質におけるサンプル線源ポイント (アルゴリズム A, B, または C)
2. 開始履歴

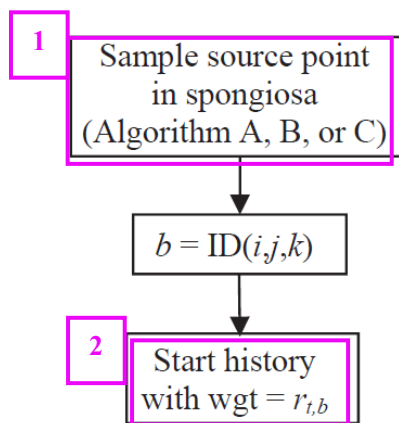


図 3.11 サンプルングアルゴリズム E の概略図

1. 海綿質のサンプル線源点 (アルゴリズム A, B, または C)
2. $wgt = r_{t,b}$ での起動履歴

表 3.1. 標準コンピュータファントムの海綿骨領域における骨の構成成分 [海綿骨, 赤色骨髄 (RBM), 黄色骨髄 (YBM)] の質量比

	男性			女性		
	骨梁骨	RBM	YBM	骨梁骨	RBM	YBM
海綿質領域						
上腕骨, 上半分	0.303	0.146	0.234	0.307	0.185	0.350
上腕骨, 下半分	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
尺骨, 橈骨 (下腕骨)	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
手の骨	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
鎖骨	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
頭蓋骨	0.236	0.176	0.341	0.316	0.178	0.344
大腿骨, 上半分	0.242	0.197	0.306	0.385	0.164	0.255
大腿骨, 下半分	0.242	0.197	0.306	0.385	0.164	0.255
脛骨, 腓骨, 膝蓋骨	0.202	0.166	0.419	0.094	0.268	0.589
足の骨	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
下顎 (顔面骨格)	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
骨盤 (股関節骨)	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
肋骨	0.195	0.000	0.600	0.230	0.000	0.652
肩甲骨	0.330	0.127	0.197	0.311	0.208	0.322
頸椎	0.189	0.301	0.311	0.186	0.354	0.365
胸椎	0.189	0.301	0.311	0.186	0.354	0.365
腰椎	0.239	0.363	0.148	0.141	0.559	0.228
仙骨	0.276	0.170	0.265	0.222	0.260	0.404
胸骨	0.062	0.620	0.253	0.213	0.482	0.197
	0.101	0.563	0.229	0.127	0.574	0.234
	0.161	0.476	0.194	0.267	0.424	0.173
	0.029	0.668	0.272	0.071	0.634	0.259
	0.046	0.644	0.263	0.114	0.588	0.240

表 3.2. 海綿骨領域における骨の構成成分〔骨梁骨，赤色骨髄（RBM），黄色骨髄（YBM）〕の正規化した質量比。表 3.1 のデータと比較すると，各列の数字は，それぞれの列の最大値で除算されている。

	男性			女性		
	骨梁骨	RBM	YBM	骨梁骨	RBM	YBM
海綿質領域						
上腕骨，上半分	0.916	0.218	0.391	0.799	0.292	0.538
上腕骨，下半分	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
尺骨，橈骨（下腕骨）	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
手の骨	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
鎖骨	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
頭蓋骨	0.713	0.264	0.568	0.822	0.281	0.528
大腿骨，上半分	0.734	0.295	0.510	1.000	0.258	0.391
大腿骨，下半分	0.613	0.249	0.699	0.246	0.422	0.904
脛骨，腓骨，膝蓋骨	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
足の骨	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
下顎（顔面骨格）	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
骨盤（股関節骨）	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
肋骨	0.591	0.000	1.000	0.599	0.000	1.000
肩甲骨	1.000	0.190	0.328	0.808	0.327	0.495
頸椎	0.574	0.451	0.518	0.484	0.558	0.560
胸椎	0.723	0.544	0.247	0.366	0.882	0.350
腰椎	0.835	0.255	0.441	0.578	0.410	0.620
仙骨	0.187	0.929	0.422	0.553	0.760	0.302
胸骨	0.307	0.843	0.383	0.331	0.904	0.359
	0.487	0.714	0.324	0.694	0.668	0.265
	0.089	1.000	0.454	0.184	1.000	0.397
	0.138	0.965	0.438	0.295	0.928	0.368

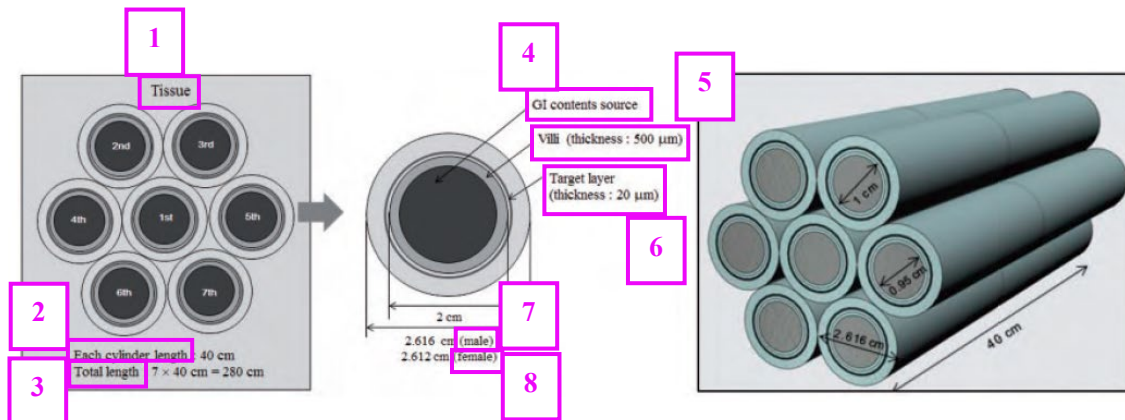


図 6.1 電子クロスファイヤーを可能にするために使用される折り畳まれた小腸モデルの概略図
GI：消化器。

1. 組織
2. 各シリンダの長さ
3. 全長
4. 消化管内容物線源
5. 絨毛 (厚さ：500 μm)
6. ターゲット層 (厚さ：20 μm)
7. 男性
8. 女性

表 7.1 ヒト消化管モデルのセグメント壁の質量*

セグメント	質量 (kg)	
	男性	女性
食道	0.0518	0.0432
胃	0.1942	0.1728
小腸	0.8628	0.7558
右結腸	0.2000	0.1813
左結腸	0.2000	0.1813
直腸 S 状結腸	0.2000	0.1813
	0.0933	0.0875

*血液による質量値

表 A.1 標準成人男性における標的組織の質量

1 Target tissue	3 Tissue only	2 Mass (kg)		6 Acronym	7 Reference
		4 Blood in tissue	5 Tissue with blood		
8 Brain	1.45	0.0672	1.517	Brain	*
Pituitary gland	6.00×10^{-4}	2.81×10^{-5}	6.28×10^{-4}	P-gland	*
Lens of eye	4.00×10^{-4}	NA	4.00×10^{-4}	Eye-lens	†
Oral mucosa	0.0358	NA	0.0358	O-mucosa	†
Tongue	0.073	0.00342	0.0764	Tongue	*
Tonsils	0.003	1.41×10^{-4}	0.00314	Tonsils	*
Salivary glands	0.085	0.00398	0.0890	S-glands	*
Oesophagus	9.50×10^{-5}	NA	9.50×10^{-5}	Oesophagus	‡
Thymus	0.025	0.00117	0.0262	Thymus	*
Breast	0.025	0.00117	0.0262	Breast	*
ET1 basal cells	2.00×10^{-5}	NA	2.00×10^{-5}	ET1-bas	§
ET2 basal cells	4.50×10^{-4}	NA	4.50×10^{-4}	ET2-bas	§
Extrathoracic lymph nodes	0.015	9.42×10^{-4}	0.0159	LN-ET	§
Bronchi basal cells	4.30×10^{-4}	NA	4.30×10^{-4}	Bronch-bas	§
Bronchi secretory cells	8.60×10^{-4}	NA	8.60×10^{-4}	Bronch-sec	§
Bronchiolar secretory cells	0.0019	NA	0.00190	Bchiol-sec	§
Alveolar-interstitial	0.45	0.65	1.1	AI	§
Thoracic lymph nodes	0.015	9.42×10^{-4}	0.0159	LN-Th	§
Stomach	6.16×10^{-4}	NA	6.16×10^{-4}	St-stem	‡
Small intestine	0.00371	NA	0.00371	SI-stem	‡
Right colon	0.00135	NA	0.00135	RC-stem	‡
Left colon	0.00126	NA	0.00126	LC-stem	‡
Rectosigmoid colon	7.59×10^{-4}	NA	7.59×10^{-4}	RS-stem	‡
Red (active) marrow	1.170	0.224	1.394	R-marrow	*
Endosteal cells	0.544	0.0356	0.580	Endost-BS	†
Adrenals	0.014	0.00336	0.0174	Adrenals	*
Thyroid	0.020	0.00336	0.0234	Thyroid	*
Heart wall	0.330	0.056	0.386	Ht-wall	*
Liver	1.800	0.560	2.360	Liver	*
Gall bladder	0.010	4.69×10^{-4}	0.0105	GB-wall	*
Kidneys	0.310	0.112	0.422	Kidneys	*
Pancreas	0.140	0.0336	0.174	Pancreas	*
Spleen	0.150	0.0784	0.228	Spleen	*
Systemic lymph nodes	0.148	0.00932	0.158	LN-Sys	**

(continued on next page)

9

1. 標的組織
2. 質量 (kg)
3. 組織のみ
4. 組織中の血液
5. 血液を含有する組織
6. 略語
7. 注釈
8. 脳
下垂体
眼の水晶体
口腔粘膜
舌

扁桃腺
唾液腺
食道
胸腺
乳房
ET1 基底細胞
ET2 基底細胞
胸郭外リンパ節
気管支基底細胞
気管支分泌細胞
細気管支分泌細胞
肺胞間質性
胸部リンパ節
胃
小腸
右結腸
左結腸
直腸 S 状結腸
赤色（活性）骨髄
骨内膜細胞
副腎
甲状腺
心臓壁
肝臓
胆嚢
腎臓
膵臓
脾臓
全身のリンパ節

9. 次のページに続く

表 A.1. (続き)

1	2	3	4	5	6	7
Target tissue	Mass (kg)	Tissue only	Blood in tissue	Tissue with blood	Acronym	Reference
8 Ureters		0.016	7.50×10^{-4}	0.0167	Ureters	*
Prostate		0.017	7.97×10^{-4}	0.0178	Prostate	*
Urinary bladder		0.050	0.00112	0.0511	UB-wall	*
Testes		0.035	0.00224	0.0372	Testes	*
Muscle		29	0.784	29.784	Muscle	*
Adipose tissue		17.23	0.280	17.51	Adipose	††
Skin		3.3	0.168	3.468	Skin	*

1. 標的組織
2. 質量 (kg)
3. 組織のみ
4. 組織中の血液
5. 血液を含有する組織
6. 略語
7. 注釈
8. 尿管
前立腺
膀胱
精巣
筋肉
脂肪組織
皮膚

**Publication 89* (ICRP, 2002) の表 2.8, *Publication 89* の表 2.14 による血液含有量を加えたものに基づく。

†*Publication 89*, p.219 と *Publication 23*, p.224 (ICRP, 1975) に基づく。

‡ $1.03 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ の組織密度を仮定した, *Publication 100* (ICRP, 2006) のジオメトリモデルに基づく。

§*Publication 89* の表 5.3 に基づく。

¶ *Publication 116* (ICRP, 2010) の表 3.2 に基づく。

**すべてのリンパ節の質量を男性と女性でそれぞれ, 178 g と 143 g とした。

††*Publication 89* の表 2.8 に基づき, 現行の作業の一部として修正した。

表 A.2. 標準成人女性の標的組織の質量

1	Target tissue	2 Mass (kg)			6	7
		3 Tissue only	4 Blood in tissue	5 Tissue with blood		
8	Brain	1.30	0.0492	1.35	Brain	*
	Pituitary gland	6.00×10^{-4}	1.85×10^{-5}	6.18×10^{-4}	P-gland	*
	Lens of eye	4.00×10^{-4}	NA	4.00×10^{-4}	Eye-lens	†
	Oral mucosa	0.0225	NA	0.0225	O-mucosa	†
	Tongue	0.060	0.00185	0.0618	Tongue	*
	Tonsils	0.003	9.23×10^{-5}	0.00309	Tonsils	*
	Salivary glands	0.070	0.00215	0.0722	S-glands	*
	Oesophagus	8.80×10^{-5}	NA	8.80×10^{-5}	Oesophagus	‡
	Thymus	0.020	6.15×10^{-4}	0.0206	Thymus	*
	Breast	0.500	0.0154	0.515	Breast	*
	ET1 basal cells	1.70×10^{-5}	NA	1.70×10^{-5}	ET1-bas	§
	ET2 basal cells	3.90×10^{-4}	NA	3.90×10^{-4}	ET2-bas	§
	Extrathoracic lymph nodes	0.012	6.90×10^{-4}	0.0127	LN-ET	§
	Bronchi basal cells	3.90×10^{-4}	NA	3.90×10^{-4}	Bronch-bas	§
	Bronchi secretory cells	7.80×10^{-4}	NA	7.80×10^{-4}	Bronch-sec	§
	Bronchiolar secretory cells	0.0019	NA	0.0019	Bchiol-sec	§
	Alveolar-interstitial	0.40	0.50	0.90	AI	§
	Thoracic lymph nodes	0.012	6.90×10^{-4}	0.0127	LN-Th	§
	Stomach	6.16×10^{-4}	NA	6.16×10^{-4}	St-stem	‡
	Small intestine	0.003446	NA	0.00345	SI-stem	‡
	Right colon	0.001188	NA	0.00119	RC-stem	‡
	Left colon	0.001157	NA	0.00116	LC-stem	‡
	Rectosigmoid colon	6.99×10^{-4}	NA	6.99×10^{-4}	RS-stem	‡
	Red (active) marrow	0.900	0.164	1.064	R-marrow	*
	Endosteal cells	0.407	0.0253	0.433	Endost-BS	¶
	Adrenals	0.013	0.00246	0.0155	Adrenals	*
	Thyroid	0.017	0.00246	0.0195	Thyroid	*
	Heart wall	0.250	0.041	0.291	Ht-wall	*
	Liver	1.400	0.41	1.810	Liver	*
	Gall bladder	0.008	2.46×10^{-4}	0.0082	GB-wall	*
	Kidneys	0.275	0.082	0.357	Kidneys	*
	Pancreas	0.120	0.0246	0.145	Pancreas	*
	Spleen	0.130	0.0574	0.187	Spleen	*
	Systemic lymph nodes	0.119	6.82×10^{-3}	0.126	LN-Sys	**
	Ureters	0.015	4.62×10^{-4}	0.0155	Ureters	*
	Uterus	0.080	2.46×10^{-3}	0.0825	Uterus	*
	Urinary bladder	0.040	8.20×10^{-4}	0.0408	UB-wall	*

(continued on next page) 9

1. 標的組織
2. 質量 (kg)
3. 組織のみ
4. 組織中の血液
5. 血液を含有する組織
6. 略語
7. 注釈
8. 脳
下垂体
眼の水晶体

口腔粘膜
舌
扁桃腺
唾液腺
食道
胸腺
乳房
ET1 基底細胞
ET2 基底細胞
胸郭外リンパ節
気管支基底細胞
気管支分泌細胞
細気管支分泌細胞
肺胞間質性
胸部リンパ節
胃
小腸
右結腸
左結腸
直腸 S 状結腸
赤色（活性）の骨髄
骨内膜細胞
副腎
甲状腺
心臓壁
肝臓
胆嚢
腎臓
膵臓
脾臓
全身のリンパ節
尿管
子宮
膀胱

9. 次のページに続く

表 A.2 (続き)

1	2	3	4	5	6	7
Target tissue	Mass (kg)	Tissue only	Blood in tissue	Tissue with blood	Acronym	Reference
Ovaries		0.011	1.64×10^{-3}	0.0126	Ovaries	*
Muscle		17.500	0.4305	17.931	Muscle	*
Adipose tissue		21.410	0.3485	21.759	Adipose	††
Skin		2.30	0.123	2.42	Skin	*

1. 標的組織
2. 質量 (kg)
3. 組織のみ
4. 組織中の血液
5. 血液を含有する組織
6. 略語
7. 注釈
8. 卵巣
筋肉
脂肪組織
皮膚

**Publication 89* (ICRP, 2002) の表 2.8 に、*Publication 89* の表 2.14 による血液含有量を加えたものに基づく。

†*Publication 89*, p. 219 と *Publication 23*, p. 224 (ICRP, 1975) に基づく。

‡ $1.03 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ の組織密度を仮定した、*Publication 100* (ICRP, 2006) のジオメトリモデルに基づく。

§*Publication 89* の表 5.3 に基づく。

¶*Publication 116* (ICRP, 2010) の表 3.2 に基づく。

**すべてのリンパ節の質量を男性と女性でそれぞれ、178 g と 143 g とした。

††*Publication 89* の表 2.8 に基づき、現行の作業の一部として修正した。

A.3. 標準成人男性と標準成人女性における線源領域の質量

1	Source region	2		4	5	6
		3	Mass (kg)			
7	Brain		1.45	1.30	Brain	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Pituitary gland		6×10^{-4}	6.0×10^{-4}	P-gland	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Lens of eye		4.0×10^{-4}	4.0×10^{-4}	Eye-lens	<i>Publication 23, p. 224²</i>
	Oral cavity		–	–	O-cavity	
	Oral mucosa		0.0358	0.0225	O-mucosa	<i>Publication 110, Table A.1</i>
	Salivary glands		0.085	0.070	S-glands	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Teeth surface		–	–	Teeth-S	
	Teeth volume		0.050	0.040	Teeth-V	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Tongue		0.073	0.060	Tongue	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Tonsils		0.003	0.003	Tonsils	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Oesophagus – slow		–	–	Oesophag-s	
	Oesophagus – fast		–	–	Oesophag-f	
	Oesophagus		0.040	0.035	Oesophag-w	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Breast		0.025	0.50	Breast	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Stomach contents		0.25	0.23	St-cont	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Stomach wall		0.15	0.14	St-wall	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Stomach mucosa		4.64×10^{-3}	4.64×10^{-3}	St-mucosa	<i>Publication 100, Section 7</i>
	Small intestine contents		0.35	0.28	SI-cont	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Small intestine villi		0.0125	0.0125	SI-villi	<i>Publication 100, Section 7</i>
	Small intestine wall		0.65	0.60	SI-wall	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Small intestine mucosa		0.037	0.034	SI-mucosa	<i>Publication 100, Section 7</i>
	Right colon content		0.15	0.16	RC-cont	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Right colon wall		0.15	0.145	RC-wall	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Right colon mucosa		0.020	0.018	RC-mucosa	<i>Publication 100, Section 7</i>
	Left colon content		0.075	0.080	LC-cont	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Left colon wall		0.15	0.145	LC-wall	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Left colon mucosa		0.019	0.017	LC-mucosa	<i>Publication 100, Section 7</i>
	Rectosigmoid colon content		0.075	0.080	RS-cont	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Rectosigmoid colon wall		0.070	0.070	RS-wall	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
	Rectosigmoid colon mucosa		0.011	0.010	RS-mucosa	<i>Publication 100, Section 7</i>
	ET1 surface		–	–	ET1-sur	
	ET2 surface		–	–	ET2-sur	
	ET2 bound region		2.47×10^{-3}	2.14×10^{-3}	ET2-bnd	*
ET2 sequestered region		4.50×10^{-4}	3.89×10^{-4}	ET2-seq	*	
Extrathoracic lymph nodes		0.015	0.012	LN-ET	<i>Publication 66, Table 5</i>	
Bronchial surface		–	–	Bronchi		
Bronchial bound region		1.73×10^{-3}	1.55×10^{-3}	Bronchi-b	*	
Bronchial sequestered region		2.92×10^{-4}	2.62×10^{-4}	Bronchi-q	*	

(continued on next page)

8

1. 線源領域
2. 質量 (kg)
3. 男性
4. 女性
5. 略語
6. 注釈
7. 脳
下垂体
眼の水晶体
口腔
口腔粘膜
唾液腺

歯の表面
歯の体積
舌
扁桃腺
食道・遅い
食道・速い
食道
乳房
胃内容物
胃壁
胃粘膜
小腸内容物
小腸絨毛
小腸壁
小腸粘膜
右結腸内容物
右結腸壁
右側結腸粘膜
左結腸内容物
左結腸壁
左側結腸粘膜
直腸 S 状結腸内容物
直腸 S 状結腸壁
直腸 S 状結腸粘膜
ET1 表面
ET2 表面
ET2 結合領域
ET2 隔離領域
胸郭外リンパ節
気管支表面
気管支結合領域
気管支隔離領域

8. 次のページに続く

表 A.3 (続き)

1	Source region	2 Mass (kg)		4	5 Acronym	6 Reference
		3 Male	Female			
7	Bronchiolar surface	–	–		Bronchiole	
	Bronchiolar bound region	4.89×10^{-3}	4.70×10^{-3}		Brchiole-b	*
	Bronchiolar sequestered region	1.25×10^{-3}	1.20×10^{-3}		Brchiole-q	*
	Alveolar-interstitial	1.10	0.90		AI	*
	Thoracic lymph nodes	0.015	0.012		LN-Th	Publication 66, Table 5
	Lungs	1.20	0.950		Lungs	Publication 89, Table 2.8
	Cortical bone surface	–	–		C-bone-S	
	Cortical bone	4.40	3.20		C-bone-V	Publication 89, Table 2.8
	Trabecular bone surface	–	–		T-bone-S	
	Trabecular bone	1.10	0.80		T-bone-V	Publication 89, Table 2.8
	Cortical bone marrow	0.279	0.258		C-marrow	
	Trabecular bone marrow	3.37	2.44		T-marrow	
	Red (active) marrow	1.17	0.90		R-marrow	Publication 89, Table 2.8
	Yellow (inactive) marrow	2.48	1.80		Y-marrow	Publication 89, Table 2.8
	Blood	5.60	4.10		Blood	Publication 89, Table 2.8
	Thyroid	0.020	0.017		Thyroid	Publication 89, Table 2.8
	Thymus	0.025	0.020		Thymus	Publication 89, Table 2.8
	Heart	0.33	0.25		Ht-wall	Publication 89, Table 2.8
	Adrenals	0.014	0.013		Adrenals	Publication 89, Table 2.8
	Gall bladder content	0.058	0.048		GB-cont	Publication 89, Table 2.8
	Gall bladder	0.010	0.008		GB-wall	Publication 89, Table 2.8
	Kidneys	0.310	0.275		Kidneys	Publication 89, Table 2.8
	Liver	1.80	1.40		Liver	Publication 89, Table 2.8
	Systemic lymph nodes	0.148	0.119		LN-Sys	*
	Pancreas	0.14	0.12		Pancreas	Publication 89, Table 2.8
	Spleen	0.15	0.13		Spleen	Publication 89, Table 2.8
	Testes	0.035	–		Testes	Publication 89, Table 2.8
	Ovaries	–	0.011		Ovaries	Publication 89, Table 2.8
	Ureters	0.016	0.015		Ureters	Publication 89, Table 2.8
	Urinary bladder	0.050	0.040		UB-wall	Publication 89, Table 2.8
	Urinary bladder content	0.20	0.20		UB-cont	
	Uterus	–	0.080		Uterus	Publication 89, Table 2.8
	Prostate	0.017	–		Prostate	Publication 89, Table 2.8
	Muscle	29.0	17.5		Muscle	Publication 89, Table 2.8
	Adipose	17.23	21.41		Adipose	†
	Cartilage	1.10	0.90		Cartilage	Publication 89, Table 2.8
	Skin	3.30	2.30		Skin	Publication 89, Table 2.8
	ET1 wall	2.92×10^{-3}	2.53×10^{-3}		ET1-wall	
	ET2 wall	2.92×10^{-3}	2.53×10^{-3}		ET2-wall	

(continued on next page)

1. 線源領域
2. 質量 (kg)
3. 男性
4. 女性
5. 略語
6. 注釈
7. 気管支表面
細気管支結合領域
細気管支隔離領域

肺胞間質性
胸部リンパ節
肺
皮質骨表面
皮質骨
骨梁表面
骨梁
皮質性骨髄
骨梁骨髄
赤色（活性）の骨髄
黄色（不活性）の骨髄
血液
甲状腺
胸腺
心臓
副腎
胆嚢内容物
胆嚢
腎臓
肝臓
全身のリンパ節
膵臓
脾臓
精巣
卵巢
尿管
膀胱
膀胱内容物
子宮
前立腺
筋肉
脂肪
軟骨
皮膚
ET1 壁
ET2 壁

8. 次のページに続く

表 A.3 (続き)

1	Source region	3	2	Mass (kg)	4	5	6
		Male			Female	Acronym	Reference
	Lung tissue	0.50			0.42	Lung-Tis	<i>Publication 89, Table 2.8</i>
7	Respiratory tract air	–			–	RT-air	

1. 線源領域
2. 質量 (kg)
3. 男性
4. 女性
5. 略語
6. 注釈
7. 肺組織
呼吸気道内の空気

**Publications 66* 及び *89* (ICRP, 1994a, 2002) の情報に基づく。全リンパ節の質量は男性と女性で、それぞれ 178 g と 143 g である。

† 残存組織質量の合計は、*Publication 110*, 表 A.1 (ICRP, 2009) に記載されている。

‡*Publication 23* (ICRP, 1975)。

付属書 B の表

分野	様式	内容
標的領域	10 文字	標的の略語 (例: UB-wall)
ダミー	2 文字	文字 '<'
線源領域	10 文字	線源の略語 (例: UB-cont)
SAF (1 から n)	E10.0	n SAF 値 (kg^{-1})
Ecut	E10.0	非ゼロ SAF の最低エネルギー
Icut	I3	Ecut のエネルギーインデックス
CrLf	2 文字	キャリッジリターンとラインフィード

フィールド	フォーマット	内容
標的領域	10 文字	標的の頭文字 (例: UB-wall)
ダミー	2 文字	文字 '<'
線源領域	10 文字	線源の頭文字 (例: UB-cont)
SAF (1 から n)	E10.0	n SAF 値 (kg^{-1})
CrLf	2 文字	キャリッジリターンとラインフィード

(9) ICRP Publication 150 Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium (下訳版)

招待論説
プルトニウムおよびウラン被ばくによるリスク
国際放射線防護委員会 (ICRP) は、ICRP 2007 年勧告において、放射線防護で使用するためのいくつかの実用量について概説した。これらの中で、放射線加重係数 w_R は、「低 LET (線エネルギー付与) 放射線と比べ、高 LET 放射線の高い生物学的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」と定義され、等価線量と実効線量を計算するために使用される (ICRP, 2007)。委員会は、確率的影響、特にがんの誘発におけるさまざまなタイプの放射線の生物効果比 (RBE) に関するデータを用いた判断に従って、 w_R 値を選定した。
アルファ粒子については、委員会は 2007 年に、「アルファ放出放射性核種の摂取による線量とリスクの推定値には相当の不確実性が存在するが、人と動物について入手可能なデータは、RBE 値が検討する生物学的エンドポイントに依存することを示している」と結論付けた。具体的には、委員会は、「アルファ粒子の RBE 値の推定を可能にする人についての限られたデータは、肺がんと肝臓がんに対しては約 10~20 の値を、骨がんと白血病に関してはより低い値を示している」と判断した。入手可能なデータからは「アルファ粒子の放射線加重係数を変更するべき有力な証拠」を得られなかったため、委員会は、 <i>Publication 60</i> (ICRP, 1991) で採用されている w_R 値 = 20 を維持した。
2007 年以降、状況はどのように変化してきたのだろうか。ラドンとその子孫核種は、公衆と地下硬岩鉱山労働者の集団にとって、アルファ放射体の主な被ばく源となる。委員会は、過去 10 年程の間に、ラドンの線量、リスク、および防護対策に関するいくつかの報告書を発表してきた (ICRP, 2010, 2014, 2017)。ラドンのリスク評価の主な強みは、鉱山労働者の研究と住宅でラドンに被ばくした人々の研究から得られた疫学データを利用できたことであった (ICRP, 2010)。本刊行物では、プルトニウムとウラン被ばくによるがんリスクの評価を提示する。この評価は、過去の知見も考慮されているが、ラドンの場合と同様に、2000 年以降に発表された疫学データの恩恵を受けている。さらに、本刊行物への優れた線量評価情報は特筆すべきものである。
まず、プルトニウムについてである。我々は現在、職業上のプルトニウム被ばくのリスクについて、特に広範囲の被ばくをしたロシアのマヤーク原子力施設作業者の大規模な長期健康調査によって、多くのことを知っている。
より低いレベルの被ばくでは、マヤークの知見は、欧州と北米の作業者集団 (特に、英国のセラフィールド原子力施設のプルトニウム作業者) の研究結果によって補完される。本刊行物の著者らは、「プルトニウム被ばくした作業者の研究間で結果に一貫性がない」ことに言及している。しかし、一部の研究の被ばく作業者の数が比較的少ないこと、そして臓器・組織固有の線量の推定が困難なことに起因する不確実性を考慮すれば、これらの結果はより一貫性のあるものとなる可能性がある。最も強固な知見は、統一された線量評価方法を用いたマヤーク作業者コホートとセラフィールド作業者コホートの統合解析 (Gillies et al., 2017) から得られる。本刊行物で指摘されているように、セラフィールド研究の検出力は限定的であるものの、プルトニウム被ばくによる肺がんリスクの推定値は 2 つのコホートで矛盾しない。さらに、マヤーク作業者のデータの分析は、プルトニウム被ばくと肝臓がんおよび骨がんのリスクとの関連も示唆している。その一方で、白血病のリスク上昇については、職業的研究からの一貫した証拠はない。
ウランに関しては、状況はそれほど明確ではない。作業者についての疫学研究は、統計的検出力が低く、過去の線量の推定が困難であることから、限定的である。したがって、ウランによる臓器・組織固有の線量との関連でがんリスクを定量化することは不可能である。
本刊行物では、マヤークのプルトニウム作業者、ラドン被ばくした鉱山労働者、および日本の原爆被爆者の肺がん死亡に関するデータに基づいて、高エネルギー光子と比較したアルファ粒子の生物学的効果を約 14~16 と推定する。この算出の根拠となるさまざまな仮定を考えると、アルファ粒子についての委員会の w_R 値 = 20 にこれらの RBE 推定値が非常に近いのは驚くべきことである。とは言え、さまざまな被ばくシナリオと疫学デザイン、臓器・組織固有の線量を評価する際の困難さを考えると、これらの RBE 推定値の不確実性の範囲は広い可能性が高い。また、ほとんどが非喫煙者であったマヤークの女性プルトニウム作業者にも肺がんリスクの上昇が見られたことは注目に値するものの、この比較は男性喫煙者のデータに大きく依存している。さらに、これらの疫学データを用いて、

肝臓がんまたは骨がん、あるいは他の種類のがんについて RBE を評価することや、循環器疾患などのがん以外の疾患との関連の可能性について確固たる結論を導き出すことはできていない。

強調すべきことは、本刊行物で導出された RBE 推定値は職業被ばくに関連するものだという点である。ラドンについては、住宅での被ばくの研究からの確かな証拠がある。これは、肺がんのリスクが低レベルで被ばくした鉱山労働者の研究から推定されたリスクと一致することを示唆している (ICRP, 2010)。これに対し、プルトニウムおよびウランへの環境被ばくに関する疫学研究は、全体的にがんリスク上昇を示唆しておらず、一般集団の被ばくに関連する RBE を評価する根拠とはならない。

ラドンおよびプルトニウム被ばく作業員の疫学研究から肺がんについてのアルファ粒子の RBE を直接推定できる段階に到達したことは素晴らしく、関係する研究者らの努力と作業員および作業員組織の協力の証である。これらの RBE 推定値がアルファ粒子の w_R 値 = 20 に近いという事実は、安心感を抱かせる。とは言え、アルファ粒子に関係するすべての防護シナリオでこの w_R 値を使用することの妥当性に関しては、疑問が残る。特に、ウラン被ばくについては、現在の疫学的知識基盤は結論を導き出すには不十分である。ウラン被ばくした作業員についての大規模な疫学研究を実施し、臓器・組織固有の線量の推定値を向上させ、不確実性の影響をより良く理解するために現在行われている作業は、困難なものとなるであろう。それでも、これまでに遂げられた進歩に基づいて、この学際的研究がアルファ放射体からの防護の基盤となる RBE の評価をさらに向上させることを望む理由がある。

COLIN R. MUIRHEAD

ICRP 第 1 専門委員会メンバー (1997~2009 年)

プルトニウムおよびウラン被ばくによるがんリスク

ICRP Publication 150

2021 年 5 月 主委員会により承認

抄録—本刊行物の目的は、プルトニウムおよびウラン被ばくによるがんリスクに関する最近の疫学研究の結果と、アルファ線に対する防護に現在用いられている仮定とこれらの結果がどのように関連するかについて、詳細なレビューを提示することである。プルトニウムに関する 2 つの主な研究は、ロシア連邦のマヤーク原子力施設で雇用されていた作業員と、英国のセラフィールド原子力施設で雇用されていた作業員のコホートの研究である。マヤーク作業員コホートの分析では、肺がんリスクについて線量反応曲線の傾きの推定値が得られている。一方、より低いレベルのプルトニウム被ばくでは、セラフィールド作業員コホートから、比較的広い信頼区間内で、マヤーク作業員コホートと一致する結果が得られている。マヤーク作業員コホートの結果は、プルトニウム被ばくと肝臓がんおよび骨がんのリスクとの関連も示しているが、白血病のリスクとの関連は示していない。肺がん死亡の生涯過剰リスクは、ICRP Publication 115 においてラドンとその壊変生成物について以前に行われたのと同様に、硝酸プルトニウムと酸化プルトニウムの急性および慢性吸入のシナリオについて計算されている。単位吸収線量当たりの肺がん死亡の推定生涯過剰リスクは、ラドンとその子孫核種への被ばくに関する鉱山労働者研究から得られた値に近く、アルファ粒子の放射線加重係数 20 という仮定と矛盾しない。ウラン被ばくに関連するがんリスクの疫学研究は、核燃料サイクルに関わる欧州と北米の作業員のコホートを対象に行われてきた。現在の結果からは、どのがん種についても、ウランの線量-リスクモデルの信頼性の高い導出はできない。今後の研究のために、プルトニウムおよびウラン被ばくに関連する線量評価を向上させる取り組みを続けることが望ましい。

© 2021 ICRP. SAGE により刊行

キーワード: プルトニウム, ウラン, アルファ放射体, 疫学, がん, 健康リスク

要 点

本刊行物は、Publication 115 (ICRP, 2010) に示されているラドンとその壊変生成物への被ばくによるリスクについてのレビューを補完するものである。

プルトニウムについては、ロシア連邦のマヤーク作業員コホートと英国のセラフィールド作業員コホートから肺がんリスクに関する定量的情報が得られ、マヤーク作業員コホートからは肝臓がんと骨がんのリスクとの関連も示唆されたが、白血病リスクとの関連は示唆されなかった。肺がんのデータのほとんどは男性喫煙者に関連するものであり、他の集団の情報は限られている。

<p>硝酸プルトニウムと酸化プルトニウムへの急性被ばくと慢性被ばくに起因する肺の単位吸収線量当たりの肺がん死亡の生涯過剰リスクは、1 mGy 当たり 10,000 人当たり 1.4~1.7 である。これらの値は、ラドンとその子孫核種への被ばくについての鉱山労働者研究から得られた値と同程度である。</p>
<p>プルトニウムとラドン子孫核種への被ばくについて計算された肺がん死亡の生涯過剰リスクと外部ガンマ線被ばくについて計算された値との比較から、高エネルギー光子と比較したアルファ粒子の生物学的効果が、アルファ粒子について仮定された放射線加重係数 20 と矛盾しないことが示唆された。</p>
<p>ただし、日本の寿命調査から得られた生涯リスクに線量・線量率効果係数を適用しない場合、約 7~8 の生物効果比が示唆されるであろう。</p>
<p>ウラン被ばくについての疫学研究は、線量再構築に限界があるため、信頼性の高いリスク推定値を提示するにはまだ不十分である。</p>

<p>総 括</p>
<p>1 目的</p>
<p>(a) 現行の放射線防護体系において、放射線リスクとデトリメント（損害）の推定は、主として外部ガンマ線源に高線量率で被ばくした日本の原爆被爆者の寿命調査コホートで観察されたリスクに主に基づいている。これらの観察されたリスク推定値は、ガンマ線への低レベル被ばくと比較したアルファ粒子の生物効果比、および照射された臓器・組織の生物効果比を考慮すれば、アルファ線放出放射性核種による内部汚染など、長期的で不均一な照射をもたらす異なる被ばく状況にも適用できると考えられる。</p>
<p>(b) 過去 20 年間に報告された、いくつかの疫学研究の結果から、アルファ粒子放出放射性核種への被ばくに関連するがんリスクを直接推定することができる。これらの結果の批判的分析を用いて、アルファ放射体に対する防護に適用される仮定の妥当性を評価することができる。</p>
<p>(c) 本刊行物では、がんリスクとプルトニウム同位体（主に ^{238}Pu, ^{239}Pu, ^{240}Pu）およびウラン同位体（主に ^{234}U, ^{235}U, ^{238}U）の職業被ばくに関する最近の疫学研究の結果について、詳細なレビューを提示する。特に、米国研究評議会の電離放射線の生物学的影響に関する委員会第 4 次報告書（BEIR IV）（NRC, 1988）、内部放射体に関する国際がん研究機関のモノグラフ（IARC, 2012）、ウランの生物学的影響に関する原子放射線の影響に関する国連科学委員会（UNSCEAR）2016 年報告書（UNSCEAR, 2017）など、国内外の諸機関が発表した過去のレビューを更新する。本刊行物は、30 年以上にわたって発表されてきたプルトニウム被ばくに関連する健康リスクについての初の包括的レビューである。</p>
<p>(d) 本刊行物では、プルトニウム吸入の例示的シナリオに関連する肺がん死亡の生涯過剰リスクの評価を提示する。これは、<i>Publication 115</i>（ICRP, 2010）において、ラドンとその壊変生成物について以前に実施されたものと同様である。本刊行物では、これらの結果に関連する不確実性と、放射線防護に対するそれらの潜在的影響について述べる。</p>
<p>2 使用された方法論</p>
<p>(e) 本刊行物では原則として、2000 年以降に発表され、臓器・組織固有の線量推定値がプルトニウムまたはウランへの内部被ばくの個人モニタリングに基づいている疫学研究に焦点を当てる。生涯リスクの分析において、研究の包含について検討された主な基準は、個人の年間被ばくデータ、コホートにおける長期の健康調査、および個人の臓器・組織固有の線量評価に用いられた線量評価モデルの妥当性確認、であった。そのため、本分析に寄与する結果は、限られた数のコホートから得られている。</p>
<p>(f) プルトニウムについては、北米、欧州、ロシアでいくつかの研究が行われている。欧州では 1 件の統合症例対照研究が行われているが、そのサイズにより、限定的であった。2 つの主な研究は、ロシア連邦のマヤーク原子力施設で雇用されていた作業者と、英国のセラフィールド原子力施設で雇用されていた作業者のコホートである。プルトニウムの吸入に起因するマヤーク作業者の摂取量と臓器・組織固有の線量の評価は、主として尿中排泄の測定値の解釈に基づいており、作業者の職歴と吸入されたプルトニウムエアロゾルの物理化学的形態が考慮されている。剖検データの結果も、モデルパラメータ値の決定に使用されている。この目的で使用された体内動態モデルと線量評価モデルは、この 20 年間で進歩しており、最近では委員会の方法論が適用されている。本刊行物では、最近のマヤーク作業者線量評価体系（MWDS-2008 と MWDS-2013）と、欧州連合 SOLO（被ばくした南ウラル集団</p>

の疫学研究)プロジェクトの一環としてのマヤークとセラフィールドのプルトニウム作業員の統合解析のために構築された体系について詳述する。

(g) 核燃料サイクル(加工、濃集、濃縮、および再処理工程)で雇用されていた作業員のウラン固有の線量を評価することは困難である。それは、ウランの血液循環によるクリアランスが比較的速いこと、ウラン化合物への被ばくが多様であること、そして内部被ばくをモニタリングするために使用された方法が異なることが原因である。作業員が被ばくしたウラン化合物の溶解度は、バイオアッセイデータから肺線量を決定する上で、特に重要なパラメータである。ウラン鉱山労働者のコホートは、*Publication 115* (ICRP, 2010)で詳述されており、これらのコホートで確認された肺がんの主なリスクはラドンとその壊変生成物によるものであるため、本刊行物では検討しなかった。

3 疫学的結果のレビュー

(h) プルトニウムに関連するリスクについての疫学的証拠は、ラドンとその子孫核種に関するものほど豊富ではない。実際に、地下硬岩鉱山労働者研究による最初の疫学的結果は1960年代末期に発表されたが、プルトニウムに関連する結果の大部分は1990年代以降に発表された。さらに、プルトニウム被ばくに関連するリスクについての結果を示す研究の数は、ラドン子孫核種より少ない。また、プルトニウム被ばくに起因する線量の評価は、プルトニウム化合物の化学的性質と、バイオアッセイ測定に基づくプルトニウム線量の遡及的再構築が原因で、より複雑である。

(i) プルトニウム被ばくに起因する肺がんのリスクは、広範囲の被ばくレベルを含むロシアのマヤーク作業員の大規模な研究によって定量化されている。より低いレベルのプルトニウム被ばくのリスクは、欧州と北米の他のコホートを分析することによって補完することができる。プルトニウム被ばくに関連する主なリスクの1つは、肺がんである。マヤーク作業員コホートについてのいくつかの一連の分析は、異なる線量評価体系と追跡調査期間に基づいて、線量反応関係の推定値を提示している。マヤーク作業員の肺がんリスクの推定値は、2017年に発表された2件の欧州の研究で得られた推定値と矛盾しないが、それらの研究の信頼区間は比較的広い。証拠の多くは男性喫煙者から得られたものである。代替的な線量評価アプローチとともに、統計的検出力、線量推定値における不確実性、およびがん発生に影響を及ぼし得る補助因子(たとえば、喫煙)の影響が検討されている。

(j) マヤーク作業員コホートの結果は、データは限定的であるものの、プルトニウム被ばくと肝臓がんおよび骨がんのリスクとの関連も示唆している。白血病リスクとプルトニウム被ばくとの間の正の線量反応関係を示す一貫した証拠はない。

(k) ウラン被ばくに関連するがんリスクについての疫学研究は、さまざまな化学形のウランに被ばくした作業員のコホートを主に対象としている。発表された研究は照合され評価されたが、大部分はウラン被ばく特有のリスクを推定するための上述の基準をすべて満たす情報を提供していない。近年、改善された臓器・組織固有の線量評価を用いたいくつかの研究が発表されているが、統計的検出力が限られていたことや、線量再構築に必要な情報の一部が過去に記録されていなかったことから、結論には至っていない。したがって、現時点では、発表された研究に基づいてウランの臓器・組織固有の線量当たりのがんリスクを定量化することは不可能である。

(l) 最近発表された、いくつかの研究は、がん以外の健康影響主に循環器疾患の可能性も検討している(付属書A)。一部の、特にマヤーク作業員コホートから得られた結果は、プルトニウムまたはウラン被ばくと循環器疾患のリスク上昇との関連を示唆している。しかし、今のところ、これらの研究からはプルトニウムまたはウランへの内部被ばくに関連するがん以外の疾患の存在について決定的な結論を得ることはできない。

4 プルトニウム被ばくに関連する肺がんの生涯リスクの定量化

(m) 現在では、プルトニウム作業員の疫学研究から、プルトニウム吸入に伴う肺がんの生涯過剰リスクを直接推定することができる。計算は、不溶性の酸化プルトニウムまたは可溶性の硝酸プルトニウムのいずれかで、20歳での急性吸入事象または20~29歳での慢性吸入のいずれかを想定して、プルトニウム総摂取量が1 Bqとなる例示的シナリオについて行われた。肺線量は、*Publication 141* (ICRP, 2019)のモデルを用いて計算された。生涯リスクは、*Publication 103* (2007)で提示された欧米人男性混成集団のICRPベースライン率と、Gillies et al. (2017)のSOLOプロジェクト分析から導出されたリスクモデルを用いて計算された。これらの単位摂取シナリオは、推定されるリスクの大きさを提示し、プルトニウム吸入における線量とリスクの差異を示すために、喫煙などの重要な因子の差異の影響を無視した例として考えるべきである。

<p>(n) 同じ摂取量の場合、酸化プルトニウムによる肺組織の累積線量は硝酸プルトニウムによる線量より高いが、1 mGy 当たりの肺がん死亡の生涯過剰リスクに違いはほとんどなく、推定値は溶解度（酸化プルトニウムか硝酸プルトニウムか）と被ばく様式（急性摂取か慢性摂取か）に応じて、10,000 人当たり 1.4~1.7 である。これに対し、欧米人男性集団では、肺がん死亡の生涯ベースラインリスクは 10,000 人当たり 631 である。</p>
<p>(o) ちなみに、<i>Publication 115</i> (ICRP, 2010) で検討されたシナリオ、すなわち 18 歳から 64 歳まで 1 年当たり $7.1 \text{ mJ}\cdot\text{h}\cdot\text{m}^{-3}$ (2 ワーキングレベルマンス) というシナリオでの ^{222}Rn 子孫核種への被ばくは、肺線量に換算した場合、1 mGy 当たり 10,000 人当たりの肺がん死亡の生涯過剰リスクが 1.6 となる。</p>
<p>5 放射線防護に対する影響と今後の研究</p>
<p>(p) 外部ガンマ線源への被ばく（日本の原爆被爆者の寿命調査に基づく）とプルトニウムへの内部被ばく（マヤーク作業員研究に基づく）による肺がん死亡の生涯過剰リスクの比較は、同じ肺吸収線量と線量分布の場合、プルトニウム被ばくによるリスクが外部ガンマ線被ばくによるリスクの約 16 倍となることを示唆する。ラドン子孫核種への被ばくのリスクは、肺内でのアルファ粒子線量の分布が大きく異なるにもかかわらず、プルトニウム被ばくによるリスクと一致し、外部ガンマ線被ばくによるリスクの約 14 倍となるようである。</p>
<p>(q) これらの比較は、肺がんについて、高エネルギー光子と比較したアルファ粒子の生物学的効果が約 14~16 であることを示唆する。これらの値は、等価線量と実効線量を計算する際にアルファ粒子について ICRP が使用している現行の放射線加重係数 $w_R 20$ (ICRP, 2007) と矛盾しない。</p>
<p>(r) 留意すべき点は、この比較が肺吸収線量と肺がん死亡の生涯過剰リスクに基づいており、日本の寿命調査から導出されたリスクに線量・線量率効果係数 (DDREF) 2 を適用しているという点である。DDREF を適用しない場合、肺がんについての生物効果比は約 7~8 となる。また、w_R との比較には注意を払わなければならない。w_R はすべての確率的影響のリスクを包含することを意図しているが、本計算では肺がん死亡だけが検討されているためである。さらに、骨がんや肝臓がんの生涯過剰リスクを定量化するのは時期尚早と考えられる。これらのがん種については、プルトニウムとの関連が立証されており、アルファ線の生物効果比の値が異なる可能性がある。</p>
<p>(s) 疫学、線量評価、およびリスクモデリングにおいて、プルトニウムまたはウラン被ばくに関連する健康リスクの評価を向上させるために、さらなる研究が必要である。プルトニウムおよびウラン被ばくと線量再構築に関連する不確実性はかなり大きく、異なる化学形を吸入した場合、臓器・組織固有の累積吸収線量は大きく異なる。肺がんについては、肺のさまざまな部位での分布をより明確にすることが重要である。近年、線量評価を改善し、不確実性がリスク推定に及ぼす潜在的影響を検討するために多大な努力が払われており、今後も継続されることが望ましい。また、検出力を高め、プルトニウムおよびウラン被ばくに関連するリスクの推定を改善させるために、既存のコホートの拡大やデータの統合解析が必要である。加えて、今後の分析では、喫煙による効果をさらに考慮することが強く望まれる。ウランについては、異なる化学形の摂取に関してより多くの情報が必要である。今後の研究によって、肺以外の臓器・組織でのがん誘発について、プルトニウムから放出されるアルファ粒子に関連するリスクがさらに明らかになる可能性がある。</p>

<p>1 緒 論</p>
<p>1.1 アルファ放射体被ばくによるがんリスク</p>
<p>(1) 電離放射線被ばくに伴うがんの過剰リスクの推定値は、1945 年の日本の広島・長崎の原爆被爆者の寿命調査 (LSS) を主とした、中・高線量のガンマ線に急性被ばくした人々についての疫学研究から主に得られている。低線エネルギー付与 (低 LET) 放射線 (すなわち、ガンマ線、X 線、およびベータ線) への低線量・低線量率被ばくに適用するリスクを得るために、委員会では、中・高線量および高線量率で決定されたリスクを、線量・線量率効果係数 (DDREF) によって減じている。</p>
<p>(2) 委員会が勧告する放射線防護体系は、そのような低 LET 放射線被ばく状況だけでなく、アルファ粒子放出放射性核種の摂取を含む、その他のあらゆる状況にも適用される。アルファ粒子放出放射性核種を摂取すると、身体の臓器・組織間および内部で不均一にエネルギーが蓄積され、長期間、多くの場合多年にわたって、飛程の短いアルファ粒子によってこれらの臓器・組織が照射され続ける。</p>

LSS から導出されたリスク推定値を用いてこれらの被ばく条件を扱う際には、外部被ばくと内部被ばく（特に、体内に不均一に分布した飛程の短い放射線を放出する放射性核種）の同等性と相加性、ガンマ線と比較したアルファ粒子の生物効果比（RBE），ならびに急性被ばくと比較した長期被ばくの効果に関して、多くの仮定がなされる。

(3) これらの仮定は、体内に沈着したアルファ放射体に被ばくした人々に関する適切な疫学研究を用いて検証することができる。 ^{222}Rn とその放射性アルファ粒子放出壊変生成物を吸入した地下硬岩（たとえば、ウラン）鉱山労働者の肺がんについては、数十年にわたって得られた良好なデータが存在する。リスク、線量、ラドンとその子孫核種への被ばくに対する防護については、委員会によって、いくつかの刊行物 [*Publication 115, 126*, および *137* (ICRP, 2010, 2014, 2017)] で検討されてきた。

(4) 過去 20 年程にわたって、プルトニウムおよびウラン同位体に被ばくした人々についての研究が発表されてきた。これらの放射性核種は、体内、特に肺内に分布するが、ラドンとその子孫核種とは異なる。特に、ラドンとその壊変生成物は主に肺上部（気管支）に短期的に線量を送達するのに対し、プルトニウムとウラン、特にプルトニウムは長期にわたって肺全体に線量を送達する。本刊行物では、プルトニウムおよびウラン被ばくに関するこれらの疫学研究をレビューし、放射線防護に対する知見の影響について考察する。本刊行物では、過去 20 年間に発表されたプルトニウムおよびウランへの職業被ばくによるがんリスクを考察した疫学研究の結果について、詳細なレビューを提示する。その目的は、国内外の諸機関によって発表された過去のレビュー、特に電離放射線の生物学的影響に関する委員会第 4 次報告書 (BEIR IV) (NRC, 1988)、内部放射体に関する国際がん研究機関 (IARC) のモノグラフ (IARC, 2012)、ウランの生物学的影響に関する原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR) 2016 年報告書 (UNSCEAR, 2017) を更新することである。本刊行物は、プルトニウム被ばくに関連する健康リスクについての初の包括的レビューである。

(5) 本刊行物は、がんリスクとの線量反応関係の情報を提供できる疫学研究に関するものである。したがって、ここでは実験研究は検討しない。ただし、IARC (2001, 2012) と米国有害物質・疾病登録局 (ATSDR, 2010, 2013) は、取り込まれたプルトニウムとウランに被ばくした動物に関する実験データから得られた証拠をレビューした。このような情報は、ヒトのがんリスクを推測するために用いられている (Bijwaard and Dekkers, 2007)。

(6) 本刊行物では、プルトニウムまたはウランへの内部被ばくの個人モニタリングに基づく臓器・組織固有の線量推定値を用いた最近の疫学研究に焦点を当てる。体内に沈着したプルトニウムとウランによる臓器・組織固有の線量を計算するための線量評価方法についてレビューと考察を行い、疫学研究に使用するために正確な線量を得ることの重要性を強調する。

(7) プルトニウムについて、2つの主な研究は、ロシア連邦のマヤーク原子力施設で雇用されていた作業者と、英国のセラフィールド原子力施設で雇用されていた作業者のコホートである。プルトニウムの吸入に起因する肺がんリスクは、広範囲の被ばくレベルを含むマヤーク作業者の大規模な研究によって定量化されている。より低いレベルのプルトニウム被ばくのリスクは、欧州と北米の他のコホートを分析することによって補完される。ただし、セラフィールドのプルトニウム作業者コホートは、これらの研究の中で依然として最も重要である。セラフィールド作業者についての最近の研究は、肺がんの線量反応関係の推定値を提示しているが、それらは異なる線量評価体系と追跡調査期間に基づくマヤーク作業者コホート (MWC) のいくつかの一連の分析で得られたものと同等である。

(8) プルトニウム吸入に伴う肺がん死亡の生涯過剰リスクの計算は、*Publication 141* (ICRP, 2019) の線量評価モデル、欧米人男性混成集団のベースライン死亡率 (ICRP, 2007)、および MWC の最新の分析によるリスクモデル (Gillies et al., 2017) を用いて、単位摂取シナリオについて実施される。これは、推定されるリスクの大きさを提示し、異なる被ばく条件下でのプルトニウム吸入において肺線量と結果として生じるリスクの差異を説明することができる。その結果は、*Publication 115* (ICRP, 2010) で検討されたシナリオ下での ^{222}Rn とその子孫核種の吸入による単位肺線量当たりの肺がん死亡の生涯過剰リスク、ならびに日本の原爆被爆者の知見に基づいた外部ガンマ線被ばくに伴う生涯過剰リスクと比較することができる。これらの比較により、肺がんに関して、高エネルギーガンマ線と比較した、プルトニウムとラドン子孫核種から放出されるアルファ粒子の生物学的効果に関する情報を得ることができる。これは、放射線防護目的で使用されるアルファ粒子の放射線加重係数 w_R に関係する。

(9) ウラン被ばくに関連するがんリスクについての疫学研究は、核燃料サイクルにおいてさまざまな化学形のウランに被ばくした欧州と北米の作業者のコホートを対象に行われてきた。これらの研究は、UNSCEAR 2016年報告書（UNSCEAR, 2017）でレビューされており、本刊行物ではUNSCEARのレビューを更新する。しかし、ウラン作業者の研究からの証拠は依然として限定的である。

1.2 プルトニウム被ばく

(10) プルトニウムは、主に ^{238}Pu 、 ^{239}Pu 、 ^{240}Pu 、 ^{241}Pu 、および ^{242}Pu 同位体として原子炉内で生成されるアクチノイド元素で、 ^{239}Pu は核兵器の製造に使用される主要な核分裂性物質である。 ^{239}Pu は放射性半減期が 24,065 年で、1941年に米国カリフォルニア州バークレーで初めて人工的に生成、確認された。 ^{239}Pu は、地球上に天然に存在するのはわずかな量で、それはウラン同位体の自発核分裂によって生じた中性子を ^{238}U の原子核が吸収した場合である。そして、Seaborg and Perlman によって 1949年に初めて分離された。 ^{239}Pu は、原子炉内で ^{238}U が中性子を捕獲し、その結果生成された ^{239}Np （半減期 2.356 日）がベータ壊変して生成される。ウラン燃料が原子炉で照射される時間が長いほど、プルトニウム同位体が中性子を捕獲するため、生成される他のプルトニウム同位体の割合が大きくなる。たとえば、 ^{239}Pu が中性子を捕獲すると、 ^{240}Pu が生成され（半減期 6,561 年）、ウランとネプツニウム同位体の種々の中性子吸収反応によって ^{238}Pu が生成される。 ^{238}Pu は半減期が 87.7 年と比較的短く、それに応じて比放射能と壊変熱が高く、1 g の ^{238}Pu で約 0.6 W の熱出力を得られる。高純度の ^{238}Pu は、使用済核燃料から回収された ^{237}Np の中性子照射によって生成される。これは有害な透過性放射線をほとんど発しないため、たとえば心臓ペースメーカーや宇宙船で使用される放射性同位体熱電気転換器（RTG）、重要な部品を保温するために宇宙船で使用される放射性同位元素加熱装置（RHU）など、産業用に利用されてきた。 ^{241}Pu は、より「燃焼度」の高い核燃料でより多くの中性子捕獲反応が起こるのに伴って生成され、ベータ壊変（半減期 14.35 年）によって、半減期 432 年のアルファ放射体である ^{241}Am となる。最も長寿命のプルトニウム同位体は ^{244}Pu で、半減期は 8,100 万年である。人体におけるプルトニウムの挙動はその化学的性質に依存し、これについては過去の刊行物（ICRP, 1972, 1986, 1993, 2019）で考察されている。

(11) プルトニウムが産業規模で照射済核燃料から最初に分離されたのは、1945年、米国ワシントン州のハンフォードサイトであった。ハンフォードサイトは、1945年7月16日に米国ニューメキシコ州でのトリニティ実験で、そして1945年8月9日に日本の長崎で爆発させた原子爆弾用のプルトニウムが生産された場所である。プルトニウムは、米国の核兵器保有量を増加させるためにハンフォードで引き続き生産されていたが、1987年に最後のプルトニウム生産炉が閉鎖された。照射済ウラン燃料の再処理を行う他のサイトも建設され、サウスカロライナ州のサバンナリバーサイトやコロラド州のロッキーフラッツなど、米国で（ ^{239}Pu の含有量が多い）兵器級プルトニウムを生産するために運転された。

(12) 旧ソ連でプルトニウムを生産する取り組みが始まったのは、第二次世界大戦の終戦直後であった。ロシア初の核複合施設は、現在は「マヤーク生産協同体（PA）」として知られており、この目的のためにロシア・南ウラル地方のチェリャビンスク州に建設された。この複合施設には、原子炉、放射化学施設、プルトニウム生産施設、そして多数の補助施設が含まれていたが、重大なプルトニウム被ばくの可能性がある施設は放射化学再処理施設とプルトニウム生産施設のみであった。最初の原子炉は1948年に運転を開始し、1年後に放射化学施設とプルトニウム施設が完成した。マヤーク PA の運転の最初の10年間（1948年～1958年）は、産業規模のプルトニウム生産技術が開発された時代であった。

(13) マヤーク放射化学施設での被ばくは、短寿命の核分裂生成物からの外部放射線と、主に硝酸プルトニウムを含むエアロゾルへの相当な量の被ばくに関係していたが、一方でプルトニウム生産施設での被ばくは、比較的低線量の外部放射線と合わせた、二酸化プルトニウムまたはプルトニウム含有塩の混合物を含むエアロゾルの摂取に関係していた。プルトニウム被ばくのレベルは、作業場、雇用期間、行っていた作業、作業者が気道を保護する個人用防護マスクを着用していたか否かに依存した。被ばく量が最も高かったのは、防護マスクが導入される前の、1948年から1958年の間であった。この期間に雇用されていた作業員の中で被ばく量が最も高かったのは、プルトニウム溶液の濃縮、それらの溶液からのプルトニウムの抽出、金属または二酸化物の形態のプルトニウムの処理に関連する作業に従事していた化学技術者と化学技能者であった。

<p>(14) 英国の核兵器計画のためのプルトニウムが初めて生産されたのは、1952年、イングランド北西部セラフィールドのウィンズケール原子力施設であった。ウィンズケール原子力施設は、米国、そして当時のソ連のプルトニウム生産サイトと同様に、原子炉、化学再処理施設、プルトニウム最終処理施設で構成されていた。生産初期のセラフィールドでのプルトニウム被ばく量は、その後の時期より多かったが、マヤークの運転初期に受けたレベルには達しなかった。その後、兵器級プルトニウムはフランスや中国でも生産された。</p>
<p>(15) プルトニウムはまた、核兵器計画に加えて民生目的で、主に原子力発電所で燃料として使用するために、再処理施設で照射済核燃料から分離されている。民生用プルトニウムは、通常はより「燃焼度'burn-up」の高い燃料から得られる。ウラン燃料は、より長期にわたって原子炉内に保管されると、^{239}Pu以外のプルトニウム同位体（たとえば、^{240}Puや^{238}Pu）の含有量がより高くなる。このようなアルファ放出放射性同位体の「スペクトル」とそれらの化学形の変化は、^{238}Puと^{241}Amによる全アルファ濃度への寄与の増加、ならびに^{238}Puの放射性壊変時の核反跳に起因する粒子破碎によるエアロゾル粒径の減少に伴うエアロゾルへの潜在被ばくをもたらす。</p>
<p>(16) プルトニウムへの環境被ばくは、主に大気圏内核兵器実験によるフォールアウトや、原子力施設、主に核燃料再処理施設からの放出によって生じる。線量はほとんどの場合小さく、正確に推定することは難しい。ただし、特別な調査（たとえば、剖検研究）によって、公衆の被ばくレベルは（一般的に）極めて低いことが確認されている。</p>
<p>1.3 ウラン被ばく</p>
<p>(17) ウランはアクチノイド金属であり、地殻中に一定量存在する元素の中で最も重い元素（原子番号92）である。ウランは安定同位体を持たないが、2つの同位体は非常に長寿命であるため、原始のウラン核が現在の地球上に存在する。^{238}Uは半減期が4.47×10^9年、^{235}Uは半減期が7.04×10^8年である。^{234}Uの半減期も2.46×10^5年と比較的長いが、^{238}Uの放射性壊変系列の一部であるために地球上に存在する。現在地球上に存在しているウランは、^{238}Uが99.27%、^{235}Uが0.72%（そして^{238}Uの存在の結果として、^{234}Uが0.01%）を占める。最初に地球上に存在していた^{238}Uの約半分は現在では壊変しており、一方で最初の^{235}Uは約1%しか現在残っていない。</p>
<p>(18) ウランは、土壌、岩石、地表、地下水中にさまざまな濃度で天然に存在する（UNSCEAR, 2000）。環境中の自然バックグラウンド放射線の大部分は^{238}Uと^{235}Uの放射性壊変系列の放射性核種に由来する。^{238}Uと^{234}Uは平衡の同位体であるため、それぞれ天然ウランの合計放射エネルギーの約48.9%を占め、^{235}Uが残りの2.2%を占める（ATSDR, 2013）。^{235}Uまたは^{234}Uの含有率が自然起源のウランより大きい場合、そのウランは「濃縮」ウランと呼ばれ、^{235}Uまたは^{234}Uの含有率が自然起源のウランより小さいウランは「劣化」ウランと呼ばれる。濃縮ウランはウラン濃縮専門の施設で生産され、一般的に^{235}Uの濃縮度は、商用炉の燃料に使用する場合には3~5%、研究、軍用炉、兵器に使用する場合にはより高い。濃縮プロセスの副生成物が劣化ウランである。</p>
<p>(19) ウランは、化学的影響と放射線学的影響の両方を示す。化学的効果は、ウラン化合物の同位体組成とは無関係である。化学的影響は非発がん性で、一定の濃度より下では起こらないと考えられる。ウラン化合物は溶解度が大きく異なり、これは吸入または経口摂取後の化合物の生物学的利用能の差につながり得る。化合物の溶解度は原子価によって異なり、4価の形態は6価の形態より溶解度が低い。</p>
<p>(20) ウランの化学的毒性に加えて、すべてのウラン同位体は放射性壊変の際にアルファ粒子を放出するが、これはIARC（2001, 2012）によってヒトに対して発がん性があると分類されている。^{238}Uは最も多く存在する自然起源の同位体であるが、^{232}Uから^{237}Uまでその他多くの同位体は、核燃料サイクルの中でさまざまな範囲で継続的に取り扱われている。そのうちの一部、たとえば^{232}U（半減期72年のアルファ放射体）は、アルファ粒子、ベータ粒子、およびガンマ線を放出する子孫核種を生成する。</p>
<p>(21) ウラン被ばくは、ウランの採鉱と粗製錬、ウランの転換と濃縮、原子炉燃料の成型加工、原子炉の運転、核燃料の再処理、廃棄物の取扱いと処分、研究開発といった核燃料サイクルを通じて生じる可能性がある。吸入はウラン燃料サイクルにおけるウラン摂取の主な経路であり、摂取物の化学形は受けた臓器・組織固有の線量を決定する際に重要である。特に肺については、不溶性のウランは肺内に長期間滞留し、累積線量が高くなる。</p>

(22) 食品や飲料水からの摂取など、自然起源のウラン線源への遍在的被ばくに加えて、ウランの採鉱や加工などの核燃料サイクルの運転によって、公衆の構成員にわずかな追加被ばくが生じる。このような追加被ばくによる線量は、一般的には極めて低い。

1.4 放射性核種に対する内部被ばくの評価

(23) 放射性核種の摂取による線量は、直接測定することができない。摂取量は、体内動態モデルを用いて、身体または排泄物中の放射能の測定値から推定される。ほとんどのアルファ粒子放出放射性核種は、インビボで直接的に測定することができない。ただし ^{241}Am のように、アルファ壊変に伴ってある程度高エネルギーのガンマ線が放出され、それを体外で検出できる場合は例外である。したがって、通常は尿のバイオアッセイによって、そしてまれに糞のバイオアッセイによってモニタリングが行われる。体内動態モデルは、身体の臓器と組織における放射性核種の取り込みと残留、ならびに吸入または経口摂取（まれに創傷）による摂取後のそれらの経時的排泄について数学的に記述するために構築されている。このようなモデルは、特定の期間にさまざまな臓器と組織で生じる放射性変換の数を決定するためにも使用され、その後線量評価モデルを用いて吸収線量が計算される (ICRP, 2015a)。プルトニウムとウランの同位体などの取り込まれた長寿命放射性核種は、体内に強く残留し、摂取後長期にわたって組織を照射し続ける可能性がある。

(24) 吸入は職業上の摂取の一般的な経路である。通常は大きな不確実性が吸入後の推定内部線量と関連している。推定された摂取量と線量の信頼性は、測定の質、吸入された物質の特性、特にその溶解度と肺から血液への吸収速度、個々の生理学的特性の違い、ならびに被ばくから測定までの時間に特に依存する。一般に、これらの因子は十分に判明せず、内部線量の推定値は相当な不確実性の影響を受けることになる。

(25) 過去の刊行物で説明されているように、最も一般的に使用されている体内動態モデルと線量評価モデルは、委員会のモデルである。Publication 130 (ICRP, 2015a) で改訂された Publication 66 (ICRP, 1994a) のヒト呼吸気道モデル (HRTM) は、胸郭外気道と胸郭内気道、肺の間質組織について考えている。胸郭内気道 (肺) は、気管支領域 (BB)、細気管支領域 (bb)、肺胞間質 (AI) 領域の 3 領域に分けられ、それぞれ別々に線量が計算される。これらの領域に沈着した吸入放射能の割合は、主に吸入エアロゾルの粒径分布に依存し、それは空気力学的放射能中央径と関連する幾何標準偏差 (GSD) によって特徴付けられる。HRTM ではクリアランスを、吸入物質の溶解度に依存する血液への吸収と、消化管およびリンパ節への粒子輸送との間の競合プロセスとして扱う。粒子輸送速度はあらゆる物質について同一であるが、血液への吸収は物質固有であると仮定される。プルトニウムとウランの化学形の溶解度が異なるため、肺での残留時間は大きく異なり、したがって線量送達の大きさと持続時間も大きく異なることになる。

(26) HRTM では、吸収は 2 段階のプロセスとして扱われる。すなわち、血液に吸収され得る物質への粒子の解離 (溶解) と、可溶性物質および粒子から解離した物質の血液への吸収 (取り込み) である。時間依存の溶解を表現するために、沈着した粒子のある割合 f は速度 s_f で速やかに溶解し、残りの割合 $(1 - f)$ は速度 s_s でよりゆっくりと溶解すると仮定される。溶解は吸入物質の化学形に依存するが、その後の血液への取り込みは元素に依存する。通常、取り込みは瞬時に起こると仮定される。ただし、溶解したイオンが呼吸気道の組織に結合した場合は例外である。時間依存の取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 f_b は「結合状態」で保持され、そこから速度 s_b で血液に入り、粒子輸送には従わないと見なされる (ICRP, 1994a, 2015a)。

(27) 以前の Publication 30 (ICRP, 1979) の胃腸 (GI) 管モデルに代わる Publication 100 (ICRP, 2006) のヒト消化管モデル (HATM) は、経口摂取による放射性核種の摂取、血液への吸収、糞中への排泄を記述している。また、呼吸気道から、または主に肝臓を介した全身性循環から移行する放射能についても扱っている。消化管から血液への吸収は、経口摂取された放射能のうちの割合 f_a によって定量化される。

(28) 肺から血液へ吸収された後の吸入放射性核種の体内動態は、元素に依存する。プルトニウムとウランの全身体内動態に関する直接的な情報は、元素の同位体を注射された被験者の研究や、被ばくした対象者の剖検データから得られる。さまざまな実験動物についての研究が、ヒトに関する情報の不足を補っている (ICRP, 2017, 2019)。

(29) 成人では、プルトニウムは血液に取り込まれた後、約 80% が肝臓と骨格に移行し、残りは腎臓とその他の軟組織に移行する。かなりの割合のプルトニウムが骨格に強く残留するが、尿と糞中排泄

は限定的である。肝臓からは、ごく一部の放射能が胆汁によって消化管に移行し、残りは再び血液へと戻る (ICRP, 1993, 2019)。

(30) 成人では、ウランは血液に取り込まれた後、約 75%はその後数日間にわたって尿中に排泄され、約 15%が骨表面に沈着する。ウランの残りの 10%は、肝臓、赤血球、およびその他の軟組織に移行するが、糞中排泄は限定的である (ICRP, 1995, 2017)。骨格でのウランの体内動態はカルシウムと類似しているが、骨のリモデリングや継続的な尿中排泄により、長期にわたって残留するのはごく一部である。

(31) 骨格は、髄腔を含む緻密な皮質骨と、格子状の細い骨梁と骨髄から成る海綿質で構成される (ICRP, 1996)。血流から移行したプルトニウムとウランは骨表面に沈着し、新骨形成によって骨に覆われたり、再吸収によって骨表面から放出されて骨髄や血液に戻ったりすることがある (ICRP, 1989)。

2 プルトニウム被ばくによるがんリスク

2.1 緒論

(32) プルトニウムの大規模な生産には、以下のようないくつかの技術的段階が必要である。

- ・ 原子炉でのウラン燃料の照射
- ・ 照射済ウラン燃料の化学溶解
- ・ 未変換ウラン、超プルトニウム、その他のアクチニド元素、および核分裂生成物からのプルトニウムの化学分離
- ・ 得られた溶液からのプルトニウムの化学抽出とその精製

(33) これらの段階は、通常、原子炉、放射化学サイクル、プルトニウム生産サイクルという 3つの特定の要素に分けられる。放射化学施設とプルトニウム生産施設の作業者は、プルトニウム被ばくの可能性が最も高い。

(34) プルトニウムは、吸入され呼吸気道に沈着した後、消化管とリンパ節への粒子輸送と血液への吸収によって除かれる。血液へのクリアランス速度は、吸入されたプルトニウムの化学形に依存する。たとえばプルトニウムは、酸化物よりも硝酸塩として吸入された場合の方が速く血液に吸収される。プルトニウムは血液に吸収された後、臓器と組織、主に肝臓と骨格に分布する。

(35) プルトニウム被ばくに起因するがんリスクは、広範囲のレベルで被ばくしたロシアのマヤーク作業者を対象とした大規模な研究によって定量化されている。より低レベルのプルトニウム被ばくのリスク推定値は、欧州と北米の他の作業員コホート、主に英国のセラフィールド作業員の分析によって補完される。プルトニウム吸入に関連する主なリスクの 1つは肺がんであるが、プルトニウムは骨表面と肝臓にも沈着し、骨がんや肝臓がんのリスクを引き起こす。本章では、プルトニウムによるがんリスクの情報を提供しているマヤーク作業員とその他の作業員コホートの疫学研究をレビューし、肺がんによる死亡の生涯リスクを算出する。

2.2 線量評価的側面

(36) マヤーク PA、セラフィールド、その他の欧州と米国のサイトのプルトニウム作業員について、内部線量の評価が行われている。これらの計算の方法となされた仮定について、以下に説明する。最初に MWC の主な疫学研究と、セラフィールド作業員コホート (SWC) と MWC との統合解析のために行われた線量評価について説明し、次にその他の欧州と米国の研究で用いられた線量評価について述べる。マヤークとセラフィールドの最新の分析では、最新の ICRP モデル (ICRP, 2015a, 2017, 2019) が使用されているが、初期の分析では、旧バージョンの ICRP モデルが使用されている。肺線量と尿中排泄の推定には、代替的なモデリングアプローチも用いられている。

2.2.1 マヤーク作業員コホートの線量評価

(37) マヤーク作業員の ^{239}Pu 吸入による摂取量と臓器・組織線量の評価は、主に尿バイオアッセイデータの解釈に基づいている。この目的で使用される体内動態モデルと線量評価モデルは、長年にわたって更新されてきた (Khokhryakov et al., 2000, 2002, 2005)。線量評価体系では、測定結果を解釈するため、職歴、被ばく歴、およびプルトニウムエアロゾルの物理化学的性質に関する情報も使用された。2000 年から実施された研究では Doses-2000 線量評価体系が用いられており、これは 2007

<p>年に Doses-2005 に更新された。対応する線量推定値は、HRTM (ICRP, 1994a) の改訂版に基づいており、プルトニウムのさまざまな化学形の吸収特性は、作業場の空気試料のインビトロ溶解度分析に基づいて分類された。肺の吸収線量は臓器全体で平均された。</p>
<p>(38) Doses-2005 では、固定沈着が呼吸気道モデルに導入された。固定沈着とは、プルトニウムのクリアランスがそれによって起こらなかったとするものである (Khokhryakov et al., 2005)。他の変更点としては、Doses-2000 では、全身負荷量の推定には改良された Durbin の排泄関数 (Durbin, 1972) が用いられ、一定の全身分布の仮定は剖検データに基づいたのに対し、Doses-2005 では、Leggett et al. (2005) によって記述されたプルトニウム全身モデルが導入されたことであった。Doses-2005 はさらに発展して、2008 年マヤーク作業員線量評価体系 (MWDS-2008) となった。</p>
<p>2.2.2 2008 年マヤーク作業員線量評価体系</p>
<p>(39) MWDS-2008 は、ロシア、英国、および米国の線量評価者の共同作業として構築され、HRTM (ICRP, 1994a) の改訂版、<i>Publication 30</i> の胃腸管モデル (ICRP, 1979)、Leggett et al. (2005) によって記述されたプルトニウムの全身体内動態モデルを実装している。Leggett et al. (2005) の全身体内動態モデルは、後に委員会によって <i>Publication 141</i> (ICRP, 2019) で採用された。MWDS-2008 は、Khokhryakov et al. (2013) によって詳述されており、以下にこの体系の主な特徴を説明する。</p>
<p>(40) マヤーク作業員の剖検データは、非喫煙者と比べて喫煙者の肺組織に不溶性のプルトニウムがより多く残留することを示した。その結果、喫煙者と非喫煙者は別々に扱われ、<i>Publication 66</i> (ICRP, 1994a) で説明されているように、喫煙者についてはデフォルトの HRTM 粒子輸送速度が変更された。喫煙状態が不明の場合、男性は喫煙者、女性は非喫煙者と仮定された。プルトニウムエアロゾルは、その吸収特性 (すなわち、その化学的性質) に従って 3 つのカテゴリーに分類された。それらのカテゴリーは以下の通りである。</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ 硝酸プルトニウム ・ 酸化プルトニウム ・ プルトニウム化合物 (硝酸塩、塩化物、シュウ酸塩、酸化物、二酸化物) の混合物
<p>(41) 吸収パラメータ値は、モデル予測を剖検データにフィットさせることによって、各カテゴリーについて導出された。剖検データは、摂取からの時間が長くなると、全身性組織と比べて呼吸気道のプルトニウム負荷量が予測値より高くなることを示した。これをモデル化するため、HRTM の結合状態を用いて、粒子輸送または吸収に従わない、呼吸気道でのプルトニウム放射能の固定沈着を表した (Khokhryakov et al., 2005)。非喫煙者の場合、結合割合の値は、酸化物については約 0.3、硝酸塩については 0.04 であった。仮定された固定沈着は、間質において隔離された AI 領域に沈着した粒子状物質、または線維性癒痕組織に被包された物質を実質的に表す可能性がある。</p>
<p>(42) 剖検データは、肺のリンパ節と肺実質のプルトニウムの比率が HRTM による予測値より高いことも示した。これを反映するため、モデル予測を剖検データ (全身負荷量に対するリンパ節負荷量の比率) にフィットさせることによって、AI 領域から胸郭内リンパ節への粒子輸送速度が修正された (Khokhryakov et al., 2013)。</p>
<p>(43) 各作業員の摂取様式は被ばく歴に基づき、被ばくパターンは慢性だが時間とともに指数関数的に減少すると仮定された。減少率は作業場の種類ごとに推定された。ただし、作業員が事故による急性摂取で想定外の被ばくをしていた場合には、それらの作業員はコホートから除外された。吸入エアロゾルの粒径分布は対数正規分布、空気力学的放射能中央径は 5 μm、GSD は 2.5 と仮定された。これらは職業被ばくについての ICRP のデフォルト値である (ICRP, 1994a)。</p>
<p>(44) 1970 年代後半以前は、排泄を促進するため、多くの作業員が尿試料の採取前に DTPA (キレート剤) を投与されていた。これにより、検出能力が向上した。Ca-DTPA はプルトニウムの尿中排泄を平均で約 62 倍増加させると推定された。「自然」尿中排泄率 (すなわち、DTPA が投与されなかった場合の排泄率) を推定するために、この係数が一律に適用された。この促進係数は、文献 (Davesne et al., 2016) に報告されている 1~130 という他の値、その大部分は約 50 であるが、それらの値と一致している。しかし、それによって、Vostrotin et al. (2017) が GSD 1.85 で定量化した推定尿中排泄率に不確実性のさらなる要因が取り込まれている。</p>

(45) 摂取量は、最尤法を用いて、モデル予測を尿中排泄データにフィットさせることによって推定された (ISO, 2011 ; EURADOS, 2013)。尿中排泄データに関連する不確実性は、所与の GSD を用いた対数正規分布によって記述することができると仮定された。ただし、単純化するため、各データポイントは同じ GSD を有し、その場合、推定摂取量は GSD に依存しないと仮定された。測定値が決定しきい値 (DT) 未満であった場合には、値は DT/2 とされた。

(46) 肺の吸収線量は、肺 (リンパ節を除く) に沈着したエネルギーを肺の総質量で除して算出された。これは AI 領域の吸収線量とほぼ等しく、中枢気道 (肺の BB 領域と bb 領域) の単位質量当たりの感受性は AI 領域と同じと仮定されている。計算では、アルファ反跳によって沈着したエネルギーは除外された。体重が判明している場合には、推定された肺 (およびその他の臓器) の吸収線量に、実体重に対する標準作業員の体重の比率を乗じることによって調整された。肺の放射線感受性領域の質量は必ずしも体重に比例しないため、これによって肺線量に若干のバイアスが生じた可能性がある。個人の体重が不明の場合、肺質量は男性作業員で 1.1 kg、女性作業員で 0.904 kg と仮定された。

(47) MWDS-2008 解析では、すべてのアルファ放射能が ^{239}Pu から生じると仮定されている。吸入された物質の正確な放射性核種組成は考慮されなかった。しかし、 ^{238}Pu 、 ^{241}Pu 、 ^{241}Am などの他の核種もソースタームに存在し、さらに放射能組成は時間の経過とともに変化したと考えられる。全身カウンタを用いたインビボ測定は、アクチニドの合計に対する全身の ^{241}Am の割合が 15% に達する場合もあったことを示した (Khokhryakov and Yefimov, 2007)。ソースタームの放射性核種組成を考慮することは個人の線量評価に影響を及ぼし、それを無視することは不確実性のさらなる要因となる。

(48) 1950 年代初期にプルトニウム生産または放射化学に従事していた作業員のうち、約 3 分の 1 は尿検査によるプルトニウムのモニタリングを受けていたが (Shilnikova et al., 2003)、体系的な尿モニタリングプログラムが開始されたのは 1970 年頃であった。結果として、尿モニタリングに基づく内部線量評価が行われたのは、放射化学施設とプルトニウム施設の作業員の約 40% に過ぎなかった。この 40% のうち、尿測定を 2 回超えていたのは約 3 分の 1 のみであった。ただし、肺吸収線量が 0.2 Gy 超の作業員については、約半数が尿測定を 2 回超えていた。作業員の約 73% は、その職歴の後半に最初の尿中プルトニウム測定を受けていた。

2.2.3 2013 年マヤーク作業員線量評価体系

(49) MWDS は、同じ国際的グループによって 2013 年にさらに発展した。マヤーク PA のプルトニウム作業員の肺とその他の臓器・組織線量を評価するために使用された改訂版システム (MWDS-2013) は、後に *Publication 130* (ICRP, 2015a) で採用された改訂版 HRTM に基づいた。酸化プルトニウムと硝酸プルトニウムの新たな吸収パラメータ値も導出された。MWDS-2008 と同様に、*Publication 30* の胃腸管モデル (ICRP, 1979) と、Leggett et al. (2005) によって記述されたプルトニウムの全身体内動態モデルが実装された。さらに、尿測定データとモデルパラメータの両方における不確実性を考慮して、線量推定値に関連する不確実性が計算された。ベイズ的アプローチでは、不確実性の量は確率分布に従う確率変数として表される。最初に、初期情報に基づいて事前分布が割り当てられる。次に、測定データの情報を取り入れるために事前分布が更新される。更新された確率分布は「事後分布」と呼ばれ、確率論の基本的成果であるベイズの定理を適用することによって更新される (NCRP, 2010)。MWDS-2013 では、ベイズ法を適用して、尿データから導出された線量に関する事後分布が算出された。線量評価体系については、Birchall et al. (2017a) によって説明されている。この体系 (MWDS-2013) と以前の体系 (MWDS-2008) との主な違いを以下に述べる。

2.2.3.1 呼吸気道モデルのパラメータ値

(50) エアロゾルサイズパラメータ、呼吸パラメータ、沈着効率パラメータ、粒子輸送パラメータ、および吸収パラメータを含む呼吸気道モデルのパラメータ値に、事前分布が割り当てられた (Birchall et al., 2017a)。事前分布の大部分は、欧州の作業員研究 (Tirmarche et al., 2010) のために Puncher et al. (2011) によって導出され、証明された。ただし、留意すべき例外は、仮定された結合状態に関連する吸収パラメータ (f_b と s_b) と、硝酸プルトニウムと酸化プルトニウムの遅い溶解速度 (s_s) である。

(51) *Publication 130* の改訂版 HRTM (ICRP, 2015a) は、AI 領域について、新たな粒子クリアランスモデルを採用している。これは、不溶性粒子について、AI 領域ではこれまで仮定されていたより長期残留が多いという観察結果をモデル化している。不溶性粒子の肺胞沈着物の約 33% は間質において隔離されると仮定され、結果として、リンパ節への非常に遅いクリアランス以外の粒子輸送には従

わなない。比較的不溶性の形態のプルトニウムの間質への隔離は、マヤーク作業者の肺において観察された長期残留と一致する。

(52) プルトニウムの結合状態についての状況的証拠は、硝酸プルトニウムに被ばくさせ 15 年間追跡した過去のビーグル犬のデータ (Puncher et al., 2017b) と、硝酸プルトニウムを吸入したプルトニウム作業者であった米国超ウランおよびウラン国家登録 (USTUR) の全身献体者 (症例 0269) の剖検データ (Puncher et al., 2017a ; Tolmachev et al., 2017) の再分析から得られる。いずれの場合も、長期残留のデータをフィットさせるために結合状態が必要であった。USTUR 症例 0269 について、Tolmachev et al. (2017) は、急性被ばくの 38 年後に、呼吸気道の上部気道と中枢気道 (すなわち、ET₂, BB, と bb) のプルトニウム放射能を測定した。この放射能が粒子形態であれば粘膜線毛クリアランスによって除かれたと考えると、これらの測定結果は結合の証拠となる (結合物質は粒子クリアランスに従わないと仮定される)。さらに、剖検時の肺の全放射能に対して胸郭内リンパ節で測定された放射能の比率は予測値より低く、物質が肺組織に結合していたことが示唆された

(Puncher et al., 2017a)。しかし、結合割合について線量評価モデルで仮定されているように、上部気道と中枢気道に存在したプルトニウムが上皮と関連していたのか、あるいはリンパ管などの下層組織に存在していたのかは不明である (ICRP, 2019)。結合の仮定に関連する不確実性については、103 項~105 項でさらに説明する。

(53) 一部のプルトニウムが結合状態で残留していたと仮定して、硝酸塩のみに被ばくしたマヤーク作業者 20 人の剖検データが分析され、 f_b と s_b の値が決定された (Puncher et al., 2017c)。

Publication 130 の改訂版 HRTM (ICRP, 2015a) でベイズ法を用いた場合、 f_b の平均値は 0.0014 [95%信頼区間 (CI) $1.1 \times 10^{-4} \sim 3.0 \times 10^{-3}$] と決定された。0 以外の s_b 値を示す証拠は存在しなかった。MWDS-2013 では、主にこのデータセットに基づき、USTUR 症例 0269 とビーグル犬のデータから得られた f_b 推定値を考慮して、 f_b の代表値は 0.002 で、0 から 0.004 の間の一様な事前分布と仮定した (Birchall et al., 2017a, 2019)。硝酸プルトニウムの s_b 値の中央値は $2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ 、GSD は 1.08 であった。Puncher et al. (2017d) は、酸化物のみに被ばくしたマヤーク作業者 20 人の剖検データについても同様の分析を行った。酸化プルトニウムの s_b 値の中央値は $4.7 \times 10^{-5} \text{ day}^{-1}$ 、GSD は 1.07 であった。

2.2.3.2 線量評価の仮定

(54) HRTM のために、肺の 3 領域それぞれの放射線感受性細胞が特定されている (ICRP, 1994a)。これらは、気管支上皮の基底細胞 (BB_{bas}) と分泌細胞 (BB_{sec})、細気管支上皮のクララ細胞 (分泌細胞の一種)、AI 領域の毛細血管壁などの内皮細胞と II 型上皮細胞である。BB と bb 領域の放射線感受性標的は、所与の深さと厚さの組織層に限定されると仮定されるが、一方で AI 領域では、感受性細胞は全体に均一に分布すると仮定される。MWDS-2013 では、以下の各標的領域の吸収線量が計算された。

- ・ 気管支基底細胞, D_{bas}
- ・ 気管支分泌細胞, D_{sec}
- ・ 細気管支領域, D_{bb}
- ・ 肺泡領域, D_{AI}

(55) 肺線量を表すために単一の量が必要な場合、MWDS-2013 では、肺等価線量についての HRTM の加重スキーム (ICRP, 1994a, 2015a) を用いて肺の加重吸収線量が計算された。

$$\text{Lung dose (Gy)} = 1/3 \times \{0.5 \times (D_{bas} + D_{sec})\} + D_{bb} + D_{AI}$$

BB と bb 領域の標的領域の質量は AI 領域よりはるかに小さいため、この按分は、中枢気道の単位質量当たりの感受性が AI として表される肺組織より大幅に高いと仮定する。MWDS-2008 で使用された質量加重吸収線量とは対照的に、等しい領域加重でこの加重吸収線量を計算することは好ましい。それは、ラドン子孫核種によるリスクについての証拠が、中枢気道の線量によって肺がんが生じ得ることを示しているためである。質量加重吸収線量として肺線量を計算すると、ラドン被ばくした鉱山労働者研究集団の肺がん罹患率の予測値は観察値より低くなるであろう。肺の 3 領域の均等な按分により、観察された罹患率とのほかに良好な一致が得られる (Marsh et al., 2014 ; Birchall and Marsh, 2017)。

<p>(56) 肺質量の対象者間の差異を考慮するための補正係数は、肺線量には適用されなかった (Birchall and Sokolova, 2017)。ただし、ICRP の男女の標準臓器質量を用いて、男女それぞれの線量が算出された (ICRP, 2002)。</p>
<p>(57) <i>Publication 130</i> の改訂版 HRTM (ICRP, 2015a) では、喫煙者の粒子輸送速度に対する修飾因子はない。これは、不溶性粒子の肺長期残留に関する研究で、喫煙者と非喫煙者との間に明確な差異が認められないためである (Gregoratto et al., 2010)。MWDS-2013 の線量計算では、喫煙者と非喫煙者を区別しなかった。</p>
<p>2.2.3.3 尿測定 の 仮定</p>
<p>(58) 作業者は、連続 3 回の 24 時間尿試料を提供するため、72 時間入院した。尿測定値を用いて、作業者の 24 時間平均排泄率が推定された。不完全な試料が採取された場合、それらは試料の量または試料中のクレアチニンの量のいずれかを考慮することによって、24 時間相当値へと規格化された。2008 年より前は、尿試料は採取された量が少ない (<0.5 L) 場合に量で規格化されたが、2008 年より後は、すべての尿試料がクレアチニン濃度測定で規格化された。MWDS-2008 について上述したように (44 項)、尿試料採取前に DTPA を投与された作業者については、DTPA による排泄の促進を考慮するために補正が行われた。</p>
<p>(59) 尿測定に関連する不確実性は、Vostrotin et al. (2017) によって推定され、GSD で表された。これらの不確実性には、(i) 計数の統計的変動に起因する測定の不確実性、(ii) 採取期間に関連する不確実性、(iii) DTPA を投与された作業者の促進係数のばらつき、が含まれた。これらの不確実性は、DT 未満の尿データにも適用されたが、計数の統計的変動による寄与は無視された。DT 超および未満の尿データについて尤度関数が得られ、これをベイズ解析に使用することができる。尿測定値の約半数は DT 未満であった。</p>
<p>2.2.3.4 被ばく の 仮定</p>
<p>(60) 個人用または固定式エアサンプリングのデータに基づいて、平均空気中濃度が異なると考えられる 3 つの期間が特定された (Sokolovara et al., 2017)。これらは、1958 年より前、1958 年から 1970 年まで、1970 年より後、の 3 つの期間で、作業場の空気中におけるアルファ放射放射性核種の年間体積基準濃度の中央値は、それぞれ 3.2, 0.32, $6.4 \times 10^{-3} \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$ と仮定された。従って、被ばくパターンは、相対濃度を 1 : 0.1 : 0.002 とする 3 レベルの一定の慢性摂取に対応するステップ関数に単純化された。比較的無情報の事前分布が、GSD が 6 の対数正規分布によって記述される総摂取量に割り当てられた (Birchall et al., 2017a)。この事前分布の中央値 M は、被ばく年数に比例すると仮定された。線量推定値は M の値にそれほど影響されないことが示された (Puncher et al., 2014)。</p>
<p>(61) 追加的な急性摂取の直接的証拠がある場合、その作業者はコホートから除外された。</p>
<p>2.2.4 ロシア連邦と英国のプルトニウム作業者の統合コホートにおける線量評価</p>
<p>(62) 職業上のプルトニウム被ばくと肺がんまたは白血病の死亡率と罹患率、または心血管疾患の死亡率との潜在的関連性を調査するため、ロシアと英国のプルトニウム作業者コホートの統合疫学解析が実施された (Gillies et al., 2017)。研究では、MWC と SWC が統合された。使用された線量評価体系は MWDS-2013 と同様で、後に <i>Publication 130</i> (ICRP, 2015a) で採用された改訂版 HRTM, <i>Publication 30</i> の胃腸管モデル (ICRP, 1979)、ならびに Leggett et al. (2005) によって記述されたプルトニウムの全身体内動態モデルを実装していた。ベイズ法が採用され、モデルパラメータ値における不確実性と摂取量が事前確率分布として最初に導出された。ただし、マヤークとセラフィールド作業者の組織吸収線量は、点推定値 (すなわち、不確実性のない単一の推定値) として提供された。これらの点推定値は、尿検査データに基づいて、各作業者について次のように計算された (Puncher and Riddell, 2016)。すなわち、モデルパラメータ値を事前平均値に固定して、仮定された摂取量の前分布を用いて、摂取量のベイズ事後分布が計算された。摂取量の最良推定値は事後分布の平均値とし、これは肺とその他の組織・臓器の吸収線量を算出するために用いられた。このアプローチは、すべての尿検査データが検出限界 (DL) 未満で打ち切られた場合にも適用可能で、それにより偏りのない線量推定値となる。このことは重要である。それは、統合コホートにおいて、モニタリングを受けていた作業者のうち 45% は、DL 未満の尿測定値しかなかったためである。Puncher and Riddell (2016) は、疫学研究のために得られた線量の点推定値が偏りが無いことを報告した。</p>

(63) 比較的情報のない事前分布が、GSDが6の対数正規分布によって記述される総摂取量に割り当てられた。セラフィールド作業員については、被ばく歴を通して一定の慢性被ばくが仮定され、直接的証拠を入手できた場合には、追加的な急性摂取が仮定された。摂取量を1年当たり20 Bq、急性摂取1回当たり20 Bqと仮定して、セラフィールド作業員毎に総摂取量の前分布の中央値が計算された。これらの値は、過去の個人用エアサンプラデータの分析から得られた(Puncher et al., 2014)。マヤーク作業員について仮定された被ばくパターンは、MWDS-2013について上述したように(60項)、異なる3つの一定の慢性摂取様式から成るステップ関数であった。

(64) モデルパラメータについて仮定された事前分布は、硝酸プルトニウムの遅い溶解速度 s_s を除いて、MWDS-2013と同じであった(Puncher and Riddell, 2016; Birchall et al., 2017a)。硝酸プルトニウムを吸入したヒトについてのさまざまな研究は、遅い溶解のレベルに関して有意に異なる溶解度を示唆した。たとえば、Puncher and Etherington (2016)は、 $^{237}\text{Pu}/^{244}\text{Pu}$ 硝酸塩を吸入したボランティア2人の肺、尿、全身のデータ(Etherington et al., 2003)を再分析し、ベイズ解析(Birchall et al., 2017a; ICRP, 2019)を用いて、 s_s の値を $2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ と推定した。この値は、MWDS-2013で仮定された値($s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$)より大幅に高かった。MWDS-2013の値は、硝酸プルトニウムのみ被ばくしたマヤーク作業員20人の剖検データに基づいていた(Puncher et al., 2017c)。ボランティア実験から得られた値($s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$)は、セラフィールドのプルトニウム含有物質に関するラット研究(Moody et al., 1993)から得られた値と同等であることが指摘された。線量再構築のためにどの値を使用するかについて意見の一致が得られなかったため、2組の線量推定が行われた。1組は s_s を $2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ とした正規事前分布(「セラフィールド事前分布」と呼ばれる)に基づき、もう1組は硝酸プルトニウムについてのMWDS-2013の「マヤーク事前分布」に基づいた。したがって、硝酸プルトニウムについてのマヤーク事前分布は、対応するセラフィールド事前分布より低い溶解度を仮定する。

(65) 平均で、「マヤーク事前分布」を用いてSWCの各作業員について計算された肺線量は、「セラフィールド事前分布」を用いて計算された線量の約3倍であり、GSDによって特性化される変動は1.4である。予想された通り、全身性線量[肝臓と赤色骨髄(RBM)]への影響はほとんどあるいは全くなく、摂取量への影響はわずかである。

(66) 長期的溶解において観察された差異が、マヤークとセラフィールドでの化学プロセスの違い(たとえば、硝酸塩物質の部分酸化を引き起こす)、被ばくレベルの違い、または実験研究と剖検結果の解釈の違いによるものかどうかは、はっきりしなかった。最近、ICRP (2019)は、硝酸プルトニウム吸入後のヒトと動物についての研究をレビューし、具体的な吸収パラメータ値を導出した。以下に基づいて、 s_s の値は $2.0 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ とすることを勧告した。

- ・ 追跡期間がそれぞれ8年、15年のサルとイヌの長期研究(Brooks et al., 1992; Dagle et al., 1993; Puncher et al., 2017b; Pellow et al., 2019)
- ・ 硝酸プルトニウムを吸入したプルトニウム作業員 USTUR 症例 0269 の剖検データとバイオアッセイデータの分析(James et al., 2007; Puncher et al., 2017a; Tolmachev et al., 2017)
- ・ 上述のボランティア実験(Puncher and Etherington, 2016)

(67) 剖検データに基づいてMWCについて報告されているように、遅い速度($s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$)での溶解の大部分はUSTURおよびイヌとサルの長期研究の結果と一致しないことが指摘されたが、遅い速度はより高レベルの被ばくに適用され得ると考えられた(ICRP, 2019)。利用可能なデータは、SWCとMWCについて評価された s_s 値の不一致を、ボランティア研究(約4か月)とマヤーク剖検データ(>5年)の期間の違いによって説明することはできないと示唆している。不一致はおそらく、工業化学プロセスと、関連する質量という点で、2つのコホートの被ばく条件が異なることを反映している。すなわち、一部の硝酸プルトニウム中に不溶性物質が残留していた可能性があること、また、硝酸プルトニウムのより大きな質量が肺において加水分解されたプルトニウムの重合をより多く引き起こしたということである(ICRP, 1986; Nolibé et al., 1989)。

(68) 最近、Bull and Puncher (2019)は、MWCとSWCについて評価された s_s 値の不一致を調整するために、3つのアプローチを検討した。それは、(i) 肺の他の領域と比較して間質ではより遅い溶解速度とする、(ii) 硝酸塩についての3成分溶解モデル、(iii) マヤークの「硝酸塩」被ばくにおける酸化成分成分、であった。著者らは、3つ目の仮定がマヤークの溶解速度を最もよく説明すると結論付けた。それは、他の2つのアプローチはイヌの長期研究と一致しなかったためである。マヤーク

<p>クの「硝酸塩」被ばくにおける酸化物成分を仮定すると、MWDS-2013で算出された値より平均で約30%低い肺線量となった（Bull and Puncher, 2019）。</p>
<p>(69) 1970年より後に、セラフィールドサイトでの尿試料採取の手順が変更された。これは、ガラス製試料瓶の再利用が原因で生じた尿試料の偶発的な汚染に伴う問題が発見されたためである。1971年までに、使い捨てのプラスチック製ボトルが導入された。このことを考慮するため、1971年より前の尿データは3で除し、1970年より後のデータ（GSD = 1.6）と比較して、より大きな測定の不確実性（GSD = 2.8）が割り当てられた（Riddell et al., 2000 ; Puncher and Riddell, 2016）（2.2.5を参照）。1963年より前の尿検査結果しかなく、すべて「報告レベル未満」と記録されていた作業者は、SWCから除外された。</p>
<p>(70) セラフィールド作業者については、^{241}Puの摂取に起因する線量が線量計算に含められた（83項）。これは、年間ベースで、プラント材料中のプルトニウムアルファ放射体に対する^{241}Puの放射能比の予測値から推定された。これに対し、マヤーク作業者の線量評価では、すべてのアルファ放射能が^{239}Puから生じると仮定され、^{241}Puや^{241}Amの摂取は考慮されなかった（47項）。</p>
<p>2.2.5 その他の作業者研究の線量評価体系</p>
<p>2.2.5.1 欧州のプルトニウム作業者の統合解析（アルファ・リスク・プロジェクト）</p>
<p>(71) Grellier et al. (2017) は、肺がんと白血病死亡率の症例対照研究において、英国 [英国核兵器機関 (AWE), 英国原子力公社 (UKAEA), および英国燃料公社 (BNFL) コホート], ベルギー [ベルギー原子力研究センター/ベルゴニュークリア社/ベルゴプロセス社 (SCK・CEN/BN) コホート], フランス [フランス原子力庁-フランス核燃料公社 (CEA-COGEMA) コホート] の原子力産業の作業者におけるプルトニウムとウランの内部被ばくの影響を調査した。この研究では、Cardis et al. (2007) の研究の適切なコホート内にネストした。ネストした症例対照デザインにより、潜在的交絡因子に関する個人データの収集だけでなく、詳細な線量再構築も可能となった。Bingham et al. (2017) が線量評価について詳述しており、以下にそれを要約する。</p>
<p>(72) Leggett et al. (2005) によって記述されたプルトニウムの全身体内動態モデルと <i>Publication 66</i> の HRTM (ICRP, 1994a) を用いて、肺線量の点推定値が得られた。胃腸管を通じた輸送は、<i>Publication 30</i> のモデル (ICRP, 1979) に基づいた。線量の計算には、<i>Publication 23</i> (ICRP, 1975) の標準臓器・組織質量と <i>Publication 38</i> (ICRP, 1983) の放射性核種変換データが用いられた。</p>
<p>(73) 対照について得られた、マッチした症例のがん診断日より後のバイオアッセイデータは除外された。これによって、対照の線量評価に、症例と比較してより正確なバイオアッセイ結果が得られることによるバイアスが生じないようにされた。最尤法を用いて、観察されたバイオアッセイデータと推定された摂取様式から予測された値との間の最適フィットに基づいて、摂取量の推定値が得られた。AWE コホートについては、測定値がすべて報告レベル未満であった対象者は研究から除外された。UKAEA と CEA-COGEMA コホートについては、ベイズフィッティングを用いて、事後確率分布から中央値を求めることによって、そのような作業者の摂取量の中央推定値が得られた。BNFL コホートについては、被ばく期間の最終測定結果を検出限界で有意とするというアプローチが取られ、期間全体にわたって慢性摂取が仮定された。</p>
<p>(74) BB 領域, bb 領域, AI 領域, 胸郭内リンパ節, および RBM に対する個々のアルファ粒子線量が推定された。主な疫学分析のために、BB, bb, および AI 領域に対する線量の算術平均として肺線量が計算された。UKAEA, BNFL, CEA-COGEMA, および SCK・CEN/BN コホートのプルトニウム線量には、被ばく物質中の^{241}Puから生成される^{241}Amに起因するアルファ線量が含まれた。</p>
<p>(75) 線量評価は基本的に尿測定値に基づいて行われたが、対象者当たりの数はさまざまであった。少数の糞および肺モニタリング (CEA-COGEMA) の結果も用いられた。</p>
<p>(76) プルトニウムによる内部被ばくの潜在的リスクを伴う作業者の職歴の期間はすべて、慢性摂取が仮定された。慢性摂取の開始日と終了日は、UKAEA と AWE コホートについては職歴の記録から、CEA-COGEMA コホートについては被ばくファイルから決定された。これらのデータが入手できなかった場合、またはモニタリングデータと一致しなかった場合には、モニタリング間隔と判明している雇用期間に基づいて、開始日と終了日が調整された。デフォルトでは、BNFL 作業者について、慢性被ばく期間の開始をプルトニウムバイオアッセイ用の最初の試料採取の6か月前とした。これが通常</p>

<p>のモニタリング間隔であったためである。急性摂取の証拠は、異常事象報告書、エアサンプリングのデータ、鼻かみの結果、および異常事象後のモニタリングから得られた。</p>
<p>(77) エアロゾル粒径については、作業場の最も標準的な値として、空気力学的放射能中央径 $5\ \mu\text{m}$ が選択された。被ばく物質の肺での溶解度は、個人が作業していた作業場（建物）で使用されていたか、または存在が判明していた物質に関して入手できた情報に基づいた。使用された肺溶解度パラメータの値は、物質を HRTM の適切なデフォルトの吸収タイプ (ICRP, 1994b) に割り当てることによって、または実験的証拠から、または特定の HRTM の吸収パラメータを得るための過去の摂取量評価を再評価することによって導出された。</p>
<p><u>2.2.5.2 セラフィールド作業</u></p>
<p>(78) イングランド北西部のセラフィールド原子力施設で雇用されていたプルトニウム作業者のコホート研究が、Omar et al. (1999) と McGeoghegan et al. (2003) によって報告されている。これらの研究では、プルトニウムの吸入に起因する個々の作業者の年間組織・臓器線量は、尿中プルトニウム測定値に基づいて計算された。これらの古い研究では、旧バージョンの ICRP 体内動態モデルが用いられており、肺線量と尿中排泄の推定には代替的なモデリングアプローチも用いられている。計算の詳細は Riddell et al. (2000) によって説明されており、ここでは簡単に述べる。</p>
<p>(79) 評価の大部分において、単一の一定の慢性被ばくが仮定された。プルトニウムの全身への取り込み（すなわち、放射能の血液への移行）の評価は、Jones の尿中排泄関数 (Jones, 1985) を用いて、尿測定値から得られた。肺、胃腸管、および全身臓器の線量は、評価された取り込み速度に基づいて、計算時に利用可能な ICRP 体内動態モデルと線量評価モデルを実行することによって算出された。Omar et al. (1999) によって行われた分析では、これらは、<i>Publication 30</i> (ICRP, 1979) に記述された呼吸気道モデルと胃腸管モデル、ならびに <i>Publication 48</i> (ICRP, 1986) に記述されたプルトニウムの全身体内動態モデルであった。</p>
<p>(80) <i>Publication 30</i> の呼吸気道モデル (ICRP, 1979) では、物質は、肺残留時間という観点での溶解度に従って、数日間残留のクラス D、数週間残留のクラス W、数年間残留のクラス Y に分類された。セラフィールドで一般的に見られるプルトニウム化合物の溶解度に関して行われた測定から、大部分はクラス Y に最も近い挙動を示すことが分かったように、Omar et al. (1999) によって提示された結果は、クラス Y の物質に関するもののみであった。統合した MWC と SWC (2.2.4) に適用された最新の HRTM (ICRP, 2015a) と比較すると、クラス Y は、酸化プルトニウムも含めて、概ねタイプ S に変換される。</p>
<p>(81) セラフィールド原子力施設のプルトニウム女性作業者のコホート研究 (McGeoghegan et al., 2003) のために行われた臓器線量計算では、更新された体内動態モデルと線量評価モデル、すなわち、<i>Publication 66</i> の HRTM (ICRP, 1994a) と <i>Publication 67</i> のプルトニウムの体内動態モデル (ICRP, 1993) が使用された。ただし、セラフィールド作業者のデータを用いて関数が導出されていたため、更に別の尿中排泄関数 (Jones, 1985) を適用してプルトニウムの取り込みが評価された。</p>
<p>(82) Jones (1985) の尿中排泄関数を用いて尿データから評価された取り込み速度は、剖検データから得られた取り込み推定値と比較すると、予測値より高かった。真の取り込みのより正確な推定値は剖検データから得られると判断されたため、結果として計算された臓器線量は 3 分の 1 に低減された (Riddell et al., 2000)。これらは、69 項で言及されている尿試料の相当な偶発的汚染があったため、1971 年より前の尿データのみに基づく場合、全体で 9 分の 1 に低減された。Jones (1985) の関数が使用されたことと、1971 年より前のガラス製試料瓶が汚染していたことの両方によって生じた実際のバイアスが正確に定量化されなかったため、過去のセラフィールドの線量評価に大きな不確実性が生じた。1971 年より前と 1970 年より後の両方の尿データを有する作業者については、1970 年より後のデータのみを評価に用いた。</p>
<p>(83) 「Pu アルファ」 (すなわち、^{239}Pu, ^{238}Pu, ^{240}Pu) による線量に加えて、^{241}Pu の摂取とその壊変生成物 ^{241}Am による線量も推定された。^{241}Pu の摂取は、プラント材料中の「Pu アルファ」に対する ^{241}Pu の放射能比の予測値から推定された。放射能比の予測値は、一般的なプラント条件や各年に再処理された燃料の記録された平均燃焼度の変化を反映させるために、毎年変化した (Riddell et al., 2000)。</p>
<p><u>2.2.5.3 米国の原子力作業</u></p>

(84) プルトニウムは、過去にニュージャージー州の文字盤塗装工が被ばくしたラジウムのようなアルファ放射体であることから、米国では、プルトニウムへの内部被ばくによる潜在的な健康ハザードは1940年代初期から認識されていた (Rowland, 1994)。そのため、マンハッタン計画では、作業者の大量のプルトニウム摂取を防止する職業上の放射線安全対策の実施を目的として、保健グループが設置された。注目すべきは、1944年に、プルトニウムを取り扱うロスアラモス国立研究所の職員から毎日尿試料を採取するプログラムを Wright Langham が策定したことである。これらの試料に含まれるプルトニウムは、クロロホルム中でクペロンによって鉄担体を用いて抽出され、ガスフロー型比例計数管を用いてバックグラウンドを約 30 カウント/分として測定された。1945年からは、交差汚染を防ぐため、休日にロスアラモスから離れた場所で尿試料が採取され、測定バックグラウンドは約 0.1 カウント/分まで低下した (Campbell et al., 1972 ; Miller et al., 2008)。

(85) プルトニウムバイオアッセイの結果の線量評価的解釈は、実験研究で収集されたデータによって可能となった (ICRP, 2019)。たとえば、1944年に生物医学研究が始まり、げっ歯類に関する研究では、血液から肝臓と骨格へのプルトニウムの移行と、骨格での残留半減期が長いことが示唆された (Durbin, 1975, 2011)。さらに、1945年から1948年まで、プルトニウムの全身負荷量と排泄率との関連を調査するため、重症患者 18 人に対してトレーサー量のクエン酸プルトニウムまたは硝酸プルトニウムが注射投与された (Langham et al., 1950 ; Langham, 1959)。注射投与時点では被験者の余命は短いと判断されていたが、8人が8年後もなお生存しており、4人は少なくとも30年間生存していた (Rowland and Durbin, 1976)。このようにして、Langham et al. (1950) によって、ヒトへの注射投与の結果とロスアラモス作業員データの両方を用いてプルトニウムの尿および糞中排泄曲線が決定された。

(86) 実際には、1944年から1950年の間に、ロスアラモス作業員について約 6,000 件の尿分析が行われた。27人の作業員が測定可能な量のプルトニウムを排泄した。それらの作業員の健康状態は、最初は Langham et al. (1962) と Hempelmann et al. (1973) によって、そしてその後 Voelz et al. (1979, 1997) によって追跡された。さらに最近では、Miller et al. (2008) が、それらの作業員の線量と、ロスアラモス元作業員 210 人からなる拡大集団の 1944年～1945年の線量を推定した。実効線量の中央値は 75 mSv, GSD は 1.62 であった。

(87) Schubauer - Berigan et al. (2007) は、米国の 5 つの原子力施設の作業員を対象に、慢性リンパ性白血病を除く白血病 [非慢性リンパ性白血病 (CLL)] のコホート内症例対照研究を実施した。外部被ばくと内部被ばくの両方が検討された。プルトニウム被ばくに起因する RBM の等価線量は、尿測定値に基づいて、ICRP 体内動態モデルと線量評価モデルを実行することによって計算された (Daniels et al., 2006)。これらには、*Publication 66* の HRTM (ICRP, 1994a) , *Publication 30* の胃腸管モデル (ICRP, 1979) , *Publication 67* のプルトニウムの体内動態モデル (ICRP, 1993) が含まれた。

評価は、尿中排泄においてプルトニウムが検出可能 ($\geq 1.7 \text{ mBq day}^{-1}$) であった作業員のみを対象に行われた。職業記録、線量評価記録、医療記録、サイト記録がレビューされ、被ばく日と被ばく経路、ソースタームの同位体組成、プルトニウム溶解度に関する情報が得られた。他を示唆する情報を入手できた場合を除いて、以下のように仮定された。

- ・ 摂取経路は、吸入とした。
- ・ 摂取は、バイオアッセイ試料が最初に「有意」となった日の 3 日前に起きたものとした。
- ・ 物質の溶解度は、50%がタイプ M (中程度に可溶性) , 50%がタイプ S (遅い吸収) とした。
- ・ ソースタームは、 ^{239}Pu のみで構成されるものとした。

(88) また、コロラド州のロッキーフラッツ原子力施設で雇用されていた作業員の症例対照研究において、プルトニウムとウランの吸入に起因する肺線量が計算されている (Brown et al., 2004)。これらの評価は、プルトニウムとウランの尿測定値と、肺のインビボ測定値に基づいて行われた。 ^{241}Am の摂取量は、評価された ^{239}Pu 摂取量と、ロッキーフラッツで処理された核物質の同位体比から推定された。計算には、*Publication 30* に記述された体内動態モデルと線量評価モデルが使用された (ICRP, 1979)。症例と対照で、それぞれの集団内部肺線量の 98%と 96%がプルトニウムと ^{241}Am の組み合わせによるものであった。

<p>(89) ロッキーフラッツ作業者を対象とした以前の cohorts 研究 (Wilkinson et al., 1987) では、尿検査結果から算出された累積の全身プルトニウム沈着量が用いられたが、組織固有の線量は推定されなかった。</p>
<p>(90) ロスアラモス作業者を対象とした cohorts 研究 (Wiggs et al., 1994) では、尿検査結果に基づく累積の全身プルトニウム沈着量が用いられ、組織固有の線量は推定されなかった。ただし、マンハッタン計画作業員 26 人のサブセット (Voelz et al., 1997) については、<i>Publication 30</i> のモデル (ICRP, 1979) を用いて、年間の組織固有の線量が計算された。</p>
<p>(91) ハンフォード作業者を対象とした cohorts 研究 (Wing et al., 2004) では、利用可能なプルトニウムバイオアッセイの結果は用いられなかったが、職業-被ばくマトリクスから導出された被ばく量を使用することが選択された。</p>
<p>2.2.6 プルトニウム線量推定値における不確実性</p>
<p>(92) 尿測定値などのバイオアッセイデータに基づく内部線量評価の不確実性は、以下のような多くの要因によって生じる。</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ バイオアッセイ測定値における不確実性 ・ 摂取経路、摂取期間、摂取パターンにおける不確実性 ・ 吸入された物質の粒径分布や吸収特性など、沈着した放射性核種の化学・物理的形態に関連する不確実性 ・ 放射性核種の識別とソースターム中のそれらの相対的存在量における不確実性 ・ バイオアッセイ測定値の解釈に使用される体内動態モデルと線量評価モデルにおける不確実性
<p>(93) 米国放射線防護測定審議会 (NCRP, 2010) は、これらの不確実性と、それらを評価するために使用された方法を詳しくレビューした。MWDS-2013 では、多重実現アプローチを用いて、ベイズ推論の枠組みの中で線量に関する不確実性が評価された (Birchall et al., 2017c)。バイオアッセイデータに基づく内部線量評価における不確実性は、かなり大きい可能性がある。このことは、Puncher and Riddell (2016) の研究によって説明されている。彼らはベイズ推論法を用いて、尿測定値に基づくセラフィールド原子力施設のプルトニウム作業員の肺吸収線量の事後分布を計算した。この分析では、体内動態モデル、尿中排泄の測定値、摂取量の推定値における不確実性が考慮された。各作業員のパラメータ値は独立であると仮定された。97.5%と 2.5%の事後値の比の幾何平均値は、肺線量で 100、肝臓と RBM 線量で 30 であった。肺線量における不確実性の最も重大な要因は、速い吸収のパラメータ (k_1, s_1) における不確実性と、1970 年より前の尿測定データにおける不確実性であると推測された (69 項)。</p>
<p>(94) マヤークとセラフィールド原子力施設のプルトニウム作業員の疫学研究においては、ベイズ推論法を用いて、尿データに基づく内部プルトニウム線量の事後分布が計算されているが (Puncher and Birchall, 2008 ; Tirmarche et al., 2010 ; Puncher and Riddell, 2016 ; Birchall et al., 2017c ; Birchall and Puncher, 2017) , これらのデータの適切な分析方法を決定するために、さらなる研究が必要である。このような分析では、共通誤差と非共通誤差を考慮する必要がある。共通誤差は異なる作業員間に 100%の相関がある不確実性であるが、非共通誤差は作業員間に相関がないと仮定する。統計的サンプリング誤差を反映するリスクの不確実性と共通誤差を含む線量の不確実性を推定するための統計的手法については、Stayner et al. (2007) によって説明されている。一般に、内部線量に関連する誤差は、バークソン型 (観察結果から独立した誤差、一群の個人への同一線量の割り当て) と考えられる。それは、体内動態モデルと線量評価モデルでは、ある被ばくについて個人の真の線量を予測することはできないためである。注目すべき点は、線量の事後分布の平均値は一般に入力モデルパラメータの最良推定値で計算された線量の点推定値より大きいということである。この差異は、体内動態モデルと線量評価モデルがそれらのパラメータの大部分に関して非線形であるために生じる。</p>
<p>(95) 一般に、異常事象以外に限定したアクチニドの摂取 (すなわち、バックグラウンドの摂取) は、一定の慢性摂取を仮定することによってモデル化される。しかし、真に慢性的な摂取はまれであり、プルトニウム作業員は一連の急性摂取で被ばくする可能性がある。一定の慢性摂取の仮定に関連した推定摂取量の不確実性については、Wilson and Bull (2007) によって調査された。人工の ^{239}Pu の尿データセットが作成された。これは、10 年間で 1 年あたり 4 件の尿試料で構成され、1 年あたり 2 回のランダムな急性摂取に伴うものとされた。10 年間にわたる一定の慢性摂取を仮定すると、推定摂取</p>

量における平均の系統的不確実性は約 4%となった。一方で、著者らは、吸入された物質の溶解度特性に関連する不確実性が、排泄データに基づく線量評価における不確実性の主な要因となり得ることを指摘した。

(96) バイオアッセイ測定値の解釈に用いられる体内動態モデルにおける不確実性は、モデルパラメータ値に関連する不確実性から生じるだけでなく、モデル構造に関連する不確実性からも生じる。このような不確実性が生じ得る原因は、モデル構造が既知のプロセスを単純化しすぎるため、不明なプロセスをモデルが説明できないため、あるいはモデル構造の一部が実際のプロセスではなく数学的便宜に基づいているため、である。たとえば、ボランティア研究は、硝酸プルトニウム吸入後の初期の尿中排泄率が、静脈注射後の排泄率と比較して高くなり得ることを示唆した (Etherington et al., 2003)。用いられる体内動態アプローチにおける不確実性によって、バイオアッセイデータに基づく摂取量と線量が偏った推定値となる可能性がある。たとえば、英国のプルトニウム作業員のデータの評価では、 ^{239}Pu の臓器残留の推定値を提示したが、推定値は剖検で得られた全身性組織中の濃度の直接測定と比較して、Jones の尿中排泄関数を用いて尿データに基づいた場合の方が有意に高かった (82 項; Jones, 1985; Lawson et al., 1989; Bailey et al., 1996; Riddell et al., 2000)。Jones の関数は、最近の注射研究の尿中プルトニウムのデータを大幅に過小評価したが、*Publication 67* と *141* (ICRP, 1993, 2019) で使用されたより最近のプルトニウムモデルは、これらのデータに従って尿中排泄をモデル化している。

(97) *Publication 141* のプルトニウム体内動態モデル (Leggett et al., 2005; Birchall et al., 2017b; ICRP, 2019) を用いて、尿データまたは剖検データに基づくマヤーク作業員のプルトニウム摂取量の推定値を比較したところ、良好な一致が見られた。摂取量推定値の幾何平均比 (尿 : 剖検) は、仮定した被ばく様式に応じて、0.92~1.14 の範囲であった。

(98) 前述の通り、HRTM では、肺を 3 つの領域、すなわち BB 領域、bb 領域、AI 領域に分割している。肺線量を表すために単一の量が必要な場合、MWDS-2013 では、HRTM の加重スキームを用いて肺の加重吸収線量が計算された (ICRP, 1994a, 2015a) (55 項を参照)。*Publication 66* (ICRP, 1994a) では、肺全体の感受性に対する領域の推定感受性を表す按分係数を導出する際に、相対リスクの概念の適用が考慮された。この概念では、放射線被ばくによるがんの誘発は肺がんのバックグラウンド率に比例すると仮定される。喫煙者および非喫煙者集団における肺がんの主な組織型の相対的分布に関する最新の情報は、AI 領域と比較して中枢気道 (BB と bb) のがんの罹患率が高いことを示唆している。*Publication 66* (ICRP, 1994a) では、一般集団における肺がんのタイプの領域分布が検討された。非喫煙者および喫煙者集団について、BB 領域で 0.6、bb 領域で 0.3、AI 領域で 0.1 という値が得られた。実験動物研究の結果も、肺への均一照射は、AI 領域より BB 領域と bb 領域でのがん誘発を招く可能性が高いことを全体的に示唆している。しかし、吸入された不溶性のアルファ放射体によって肺深部に線量の大部分が送達された動物実験では、がん腫は AI 領域に相当する肺末梢で発生するようであった (ICRP, 1994a)。委員会は、BB、bb、AI 領域間の放射線感受性の領域差を表す係数を、許容可能な信頼性を持って導出するための定量的根拠はないと結論付けた。そのような適切な定量的情報がないため、*Publication 66* (ICRP, 1994a) では、BB、bb、AI 領域それぞれに、肺における全放射線の損害 (デトリメント) の 3 分の 1 を割り当てるべきであると勧告した。BB 領域 (約 1 g) と bb 領域 (約 2 g) における標的組織の質量は、AI 領域の質量 (1,100 g) よりはるかに小さいため、これは中枢気道の単位質量当たりの感受性が AI 領域の肺組織よりはるかに大きいことを意味する。各領域の肺線量の単一线量への統合だけでなく、肺の各領域の放射線感受性標的細胞の識別と局在も、肺線量評価における不確実性のさらなる要因である。

(99) Saccomanno et al. (1996) は、鉱山労働者 467 人と非鉱山労働者 311 人のコホートについて、気管支樹における腫瘍の分布を評価した。対象者はすべて喫煙歴のある男性であった。その結果、BB : bb : AI 領域の腫瘍分布は、鉱山労働者では 0.68 : 0.15 : 0.16、非鉱山労働者では 0.59 : 0.18 : 0.23 であった。Winkler-Heil et al. (2015) も、異なる領域線量分布となるさまざまなラドンおよびトロン被ばくを、観察された領域がん分布と比較することによって、按分係数の値を推定した。著者らは、BB、bb、AI 領域の按分係数は、おおよそ 0.65、0.30、0.05 が現実的な推定値となり得ると結論付けた。

(100) 表 2.1 に、硝酸塩と酸化物として ^{239}Pu を吸入した場合に生じる肺の各領域の吸収線量と加重吸収線量を示す。これらの値は、MWDS-2013 を用いて、委員会のデフォルトの按分係数 ($A_{BB} : A_{bb} : A_{AI}$) である $1/3 : 1/3 : 1/3$ という値と、Birchall et al. (2017a) が示したデフォルトのモデルパラ

<p>メータ値を仮定して計算された。ただし、委員会のデフォルト値 ($1/3 : 1/3 : 1/3$) の代わりに約 0.6 : 0.3 : 0.1 という按分係数を仮定すると、単位摂取量当たりの肺の加重吸収線量は、硝酸プルトニウムと酸化プルトニウムでそれぞれ約 1.5 と 2.2 倍低下する。</p>
<p>(101) 中枢気道の放射線感受性細胞は、気管支上皮の基底細胞 (BB_{bas}) と分泌細胞 (BB_{sec})、ならびに細気管支上皮のクララ細胞 (分泌細胞の一種) と考えられている (ICRP, 1994a, 2015b)。主に Mercer et al. (1991) の組織学的測定に基づいて、BB と bb 領域のこれらの放射線感受性標的は、所与の深さと厚さの組織層に限定されると仮定される。たとえば、BB 領域では、分泌細胞は 10～40 μm の範囲の深さで均一に分布していると仮定され、基底細胞は管腔から 35～50 μm の範囲内で均一に分布していると仮定される。一方で、Robbins et al. (1990) の組織学的測定では、細胞の深さはより浅いことが示され、分泌細胞と基底細胞の平均の深さはそれぞれ 19 μm, 27 μm であった (ICRU, 2012)。Mercer et al. (1991) はまた、細胞核は均一に分布していないが、報告された範囲内で明らかな最大値となることを示した。このように、中枢気道の標的細胞について仮定された細胞分布深度は、不確実性の要因である。</p>
<p>(102) 酸化プルトニウムについては、基底細胞層への線量は、BB 領域の粘膜固有層のマクロファージによって捕捉された放射能に主に起因する (Birchall et al., 2010, 表 2.1)。したがって、捕捉された放射能は、粘膜線毛運動によって急速に除かれる上皮表面に沈着した放射能と比較して、物理的に基底細胞層により近いと仮定される。硝酸プルトニウムについては、基底細胞への線量は、捕捉された放射能と、上皮全体に均一に分布すると仮定される結合放射能の両方に主に起因する。もし基底細胞がそれより浅い位置にあると仮定するならば、上皮表面に沈着した放射能から放出されるアルファ線によってそれらが受ける推定線量は増加する。しかし、この管腔の放射能は比較的急速に除かれるため、中枢気道の標的細胞の細胞分布深度は、プルトニウム線量評価における不確実性の主要因ではない。</p>
<p>(103) 結合割合 f_b に関する仮定は、吸入された硝酸塩の肺線量に有意な影響を及ぼす可能性があり、それは主に中枢気道の線量への影響である。たとえば、結合なしの場合に対し、f_b を 0.008 と仮定すると、^{239}Pu 硝酸塩の吸入後、肺線量は約 1.6 倍に増加する。MWDS-2013 で仮定されているデフォルトの f_b 値 0.002 は、硝酸プルトニウム吸入後の過去のビーグル犬のデータ、USTUR 症例 0269 の剖検データ、マヤーク作業員の剖検データの再分析に基づいていた (Birchall et al., 2017a, 2019) (52 項を参照)。f_b の平均値は 0.001～0.008、極値は 0.0001～0.011 であった。</p>
<p>(104) USTUR 症例 0269 の上部気道と中枢気道の放射能測定結果からは、結合の証拠が得られた。それは、粒子状物質であれば粘膜線毛輸送によって除かれたと考えられるためである (52 項)。ただし、結合していたと仮定される放射能が、線量評価モデルで仮定されるように上皮全体に均一に分布していたのか、あるいは下層の上皮下組織に存在していたのかは不明である (ICRP, 2019)。結合放射能が上皮下層内に存在していたとすれば、線量はより低くなるであろう。上皮に均一に分布するという仮定は、溶解イオンが肺組織に結合する化学結合が起きたという前提に基づいている。症例 0269 の肺の BB, bb, および AI 領域における放射能濃度測定は、3 つの領域の間で均一な分布を示した。各領域の放射能濃度は、平均肺濃度と統計的に異ならなかった (Tolmachev et al., 2017)。しかし、この献体者から得られた特定の肺組織切片のオートラジオグラフは、微小分布が不均一であることを示した (Nielsen et al., 2012)。細気管支の結合組織において、プルトニウムのアルファ線の「星状」の凝集が測定されたが、これはプルトニウムがその領域内に拡散していたのではなく局在していたことを示す。このことは、化学結合の代替または追加のメカニズムによって放射能が残留することを示唆している。たとえば、粒子状物質が何らかの生物基質に被包されたために固定化されるようになるという物理結合は起きる可能性がある (Puncher et al., 2017a)。</p>
<p>(105) ごく最近、肺組織でのプルトニウム残留の研究において、さらに 2 人の USTUR 登録者 (症例 0631 と 0745) の尿および剖検データが分析された (Poudel et al., 2021)。吸入された物質の溶解度は、硝酸プルトニウムの溶解度と酸化プルトニウムの溶解度の間と評価された。これらの症例は、AI 領域と胸郭内リンパ節に加えて、上部および中枢呼吸気道にプルトニウム放射能が著しく残存していたことを示す。f_b の推定値は、症例 0631 と 0745 でそれぞれ 0.01 と 0.04 であった。著者らは、上部気道と中枢気道におけるプルトニウムの長期残留を説明し得る、化学結合以外のメカニズムについて考察した。これらには、癒痕組織における粒子の被包 (すなわち、物理結合) や、肺への全身性取</p>

<p>り込みの可能性が含まれた。残留した物質の正確なメカニズムや位置が不明なことによって、肺線量の推定値にさらなる不確実性が生じる。</p>
<p>(106) ヒトの臓器におけるプルトニウムの実際の微小分布と、線量評価モデルによって仮定される分布との間のいかなる差異も、不確実性の重大な要因となり得る。マヤーク作業員では、摂取から長期間が経過した時点で、全身性組織と比較して呼吸気道において高いプルトニウム負荷量が認められた。Hahn et al. (2004) は、オートラジオグラフィを用いて、検死解剖されたマヤーク作業員 24 人の肺におけるプルトニウムの分布を調査した。プルトニウム放射能濃度は、さまざまな肺領域で均一ではなかったが、気管支の気管支血管間質組織と誘導気道の管腔において平均肺濃度より有意に低く、実質と非実質の瘢痕において有意に高く、粒子密度は肺平均の約 14 倍であった。同様に、Nielsen et al. (2012) は、検死解剖されたハンフォード作業員（前述の USTUR 症例 0269）におけるプルトニウムの長期残留が、実質の瘢痕組織に集中することを観察した。したがって、呼吸気道におけるプルトニウムの固定沈着の一部は、瘢痕組織に被包されたプルトニウムに相当する可能性がある。このようなことが起きるとした場合、HRTM ではそのようなプロセスを考慮していないため、新たな不確実性の要因が生じる。さらに、瘢痕組織に被包されたプルトニウムが肺がん発生に関与するかどうかは分かっていない。しかし、肺がんは、AI 領域の損傷に起因する瘢痕と線維症から発生する可能性がある (Spencer, 1982, 1985 ; Yu et al., 2008 ; Kato et al., 2018) 。ラットにおいては、肺線維症も肺での二酸化プルトニウムの残留を長期化させるようであったが、単位線量当たりの肺がん発生リスクの顕著な変化は見られなかった (Lundgren et al., 1991) 。</p>
<p>2.3 疫学研究</p>
<p>(107) プルトニウム被ばくの健康影響に関する最も重要なコホートは、MWC である。その理由は、被ばくした作業員数と被ばくの大きさである。このコホートと得られた結果については、2.3.1 項で詳述する。他のいくつかの研究は、主に英国と米国で行われている。これらの研究と得られた結果については、2.3.2 項で詳述する。</p>
<p>(108) 大部分の分析は特に肺がんのリスクを検討していたことから、特に肺がん注目する。ただし、骨がん、肝臓がん、白血病、およびその他のがんに関する結果も検討する。</p>
<p>2.3.1 マヤーク作業員</p>
<p>2.3.1.1 コホートの説明</p>
<p>(109) マヤーク核複合施設は、ソ連の核兵器計画のためのプルトニウム生産を目的として、1948 年に運転を開始した。マヤーク施設作業員は、外部放射線とプルトニウム（およびその他の放射性核種）の両方に被ばくし、他諸国の同様の作業による線量より大幅に高い線量を受けた。</p>
<p>(110) マヤーク作業員登録は 1980 年代半ばに開始され、当初は 1948 年から 1972 年の間に雇用された原子炉、放射化学施設、プルトニウム生産施設の作業員が含まれた。その後、コホートが拡大され、1973 年から 1982 年の間に雇用された作業員、ならびに比較的低線量の作業員の数を増やすために追加された補助施設（水処理と機械修理）作業員も含まれた。マヤーク作業員登録には、職歴、誕生日と出生地、生存状況（作業員の 94% について判明）、死亡日と死因に関するデータを有する作業員 25,757 人が含まれている (Koshurnikova et al., 1999) 。2008 年末までに、12,338 人の作業員が死亡した。</p>
<p>(111) マヤーク作業員登録には、フィルムバッジデータに基づく外部ガンマ線、ならびに尿測定値に基づく体内沈着プルトニウムに起因する人体のいくつかの臓器・組織の年間線量推定値が含まれている。コホートの限界は、放射化学とプルトニウム生産施設で作業に従事していた（したがって、少なくともプルトニウム被ばくの可能性があった）人のうちの約 40% しか、内部線量推定に必要な尿測定値を有していないことである。マヤーク作業員登録が開始されて以降、外部線量推定値と内部線量推定値の両方が大幅に改善され、結果として 2.2 節で述べたいくつかの線量評価体系が得られている。プルトニウム被ばくが有意であった（尿試料中にプルトニウムが検出された）作業員 6540 人の平均の推定肺線量は、0.12 Gy であった (Gilbert et al., 2013) 。</p>
<p>(112) プルトニウムの線量反応関係は、肺、肝臓、骨（すなわち、主なプルトニウム沈着臓器・組織）のがんと、骨表面に隣接する RBM に由来する白血病について評価されている。</p>
<p>2.3.1.2 統計的手法</p>
<p>(113) マヤーク作業員研究はコホート研究であり、大部分の分析は、マヤークでの最初の雇用日から特定の追跡終了日まで追跡された作業員のコホートに基づいている。作業員は経時的に追跡されるた</p>

め、到達年齢、被ばく後経過時間、累積線量などの変数は変化し得る。したがって、それらの変数は時間依存性変数と見なされる。分析は、ロシアの一般集団などの外部集団との比較ではなく、外部と内部の累積肺線量のレベルごとに肺がんリスクを比較する内部比較に依拠している。累積肺線量は、一般に遅延期間 5 年とされる。すなわち、肺がんの最小潜伏期間を考慮するため、時間 t において、先立つ 5 年間に受けた線量は除外される。大部分の分析は過剰相対リスク (ERR) モデルに基づいており、外部線量とプルトニウム線量の両方の影響が同時に評価される。ERR モデルは、以下のように表される。

Baseline risk (1+ERR_{plutonium}+ERR_{external})

ここで、ERR_{plutonium} は、プルトニウムによる累積肺線量および (場合によっては) 性別や年齢などその他の因子の関数であり、ERR_{external} は、肺の累積外部線量とその他の因子の関数である。過剰絶対リスク (EAR) も、以下のように表される EAR モデルを用いて評価されている。

Baseline risk + EAR_{plutonium}+EAR_{external}

(114) ERR と EAR は、一般的には線量の線形関数として表された。ただし、線形-二次関数や線形-指数関数などの他の関数も調査されている。ベースラインリスクは、性別、到達年齢、およびその他の変数 (たとえば、喫煙) の関数としてモデル化されるか、またはこれらの変数によって定義される各層について別個のベースラインパラメータを用いてノンパラメトリックに扱われた。最近の大部分の分析では、ベースラインリスクの一部に喫煙を含めることにより、放射線被ばくと喫煙との相乗的関連を仮定しているが、相乗的関連からの逸脱が調査されている。モデルは、ポアソン回帰 (Epicure の AMFIT モジュールを使用) または Cox 回帰のいずれかでフィットさせた。

(115) プルトニウムの線量反応分析は、プルトニウム線量の推定が可能な一部のデータのみに基づいている。したがって、プルトニウムの線量反応分析に寄与するためには、作業者はプルトニウム尿測定を受けているか、またはプルトニウム被ばくの可能性がほとんどない原子炉または補助施設でしか作業していない作業員でなければならない。後者の作業員は非被ばくと見なされ、プルトニウム線量はゼロが割り当てられた。主に外部線量によるリスクの安定した推定値を得る目的で、一部の分析では、プルトニウムのモニタリングを受けていないが少なくない被ばく、場合によっては相当な被ばくをした可能性のある作業員について、雇用場所と雇用時期に基づくプルトニウム代替値を用いている。ただし、この一部のデータはプルトニウムの線量反応関係の調査には寄与しない。

2.3.1.3 がんの部位別結果

(a) 肺がん

(116) 過去 10 年間に、数人の研究者によってプルトニウム被ばくによる肺がんのリスクが評価されている。表 2.2 に、1998 年以降に発表された結果をまとめた。初期の肺がん死亡率分析は、Doses-2000 線量評価体系または初期の線量推定に基づいていたが (Koshurnikova et al., 1998 ; Kreisheimer et al., 2000, 2003 ; Gilbert et al., 2004) , より最近の分析は、Doses-2005 (Jacob et al., 2007 ; Sokolnikov et al., 2008) , MWDS-2008 (Gilbert et al., 2013 ; Labutina et al., 2013 ; Zöllner et al., 2015) , または MWDS-2013 (Gillies et al., 2017) に基づいている。Labutina et al. (2013) は、マヤークに隣接する閉鎖都市オジョルスクに診断時に居住していた作業員の肺がん罹患率を調査した。最新の死亡率分析 (Gillies et al., 2017) の追跡期間は、2008 年まで (オジョルスクから移住した作業員は 2005 年まで) に及ぶ。研究で検討された作業員数の過去の違いは、施設 (補助施設の有無) と被ばく期間 (1973 年より前に雇用された作業員を含むか含まないか) に関連する包含基準が異なることによるものである。Kreisheimer et al. (2003) と Jacob et al. (2007) による分析は、喫煙データを有する男性に限定された。最新の分析では、追跡期間 5 年未満の作業員が除外された。それは、これらの作業員の多くが追跡不能となったためである。しかし、この期間に肺がんによる死亡は発生しなかったため、これが主に影響するのは、分析に寄与すると報告された作業員の総数である。作業員の選定、追跡調査期間、線量-リスク関係の修飾因子の考慮に違いがあることから (最近の結果は到達年齢 60 歳で提示されている) , さまざまな分析によって推定された ERR Gy⁻¹ を比較することは難しい。

(117) Gilbert et al. (2004) は、1948 年から 1972 年の間に雇用されたマヤーク作業員を対象として、1955 年から 2000 年の間の肺がん死亡率を調査し、Krahenbuhl et al. (2002) の方法論を用いて決定されたプルトニウムによる肺線量の初期推定値を使用して、線量の遅延期間を 10 年とした (ただし、線量の遅延期間を 5 年、15 年とした補完分析も実施した) 。外部線量で調整した後の、肺がん死

<p>亡と内部線量の到達年齢 60 歳での ERR Gy⁻¹ 推定値は、男性で 4.7 [95%信頼区間 (CI) 3.3～6.7]，女性で 19 (95% CI 9.5～39) であった。喫煙の調整は、ERR Gy⁻¹ 推定値にほとんど影響を与えなかった。また、プルトニウムのモニタリングデータのない作業員について、プルトニウム吸入の予測尤度が高いカテゴリーを用いると、肺癌死亡の ERR の極めて有意な傾向が認められた。</p>
<p>(118) Gilbert et al. (2013) の肺癌死亡率分析では、肺の内部線量と外部線量の両方に MWDS-2008 推定値を使用していた。これらの分析では、最初の 5 年間に死亡または追跡不能となった作業員 1084 人と、プルトニウム被ばくの可能性があったがこの被ばくについてモニタリングを受けていなかった作業員 10,052 人 (肺癌死亡 355 人) を除外した。表 2.3 に、残りの 14,621 人 (男性 10,918 人、女性 3,703 人) の特性を示す。</p>
<p>(119) 被ばくした女性の平均プルトニウム肺線量 (0.17 Gy) は、被ばくした男性 (0.09 Gy) より高かった。喫煙データを有する男性作業員 9,545 人のうち、喫煙を報告したのは 74% であったが、喫煙データを有する女性作業員 3,163 人のうち、喫煙を報告したのはわずか 3.5% であった。2008 年末までに発生した肺癌 486 例のうち、401 例は男性喫煙者であった。表 2.4 に、プルトニウム肺線量が有意であった作業員 6,540 人の線量分布を示す。これらの作業員のうち、プルトニウム線量が 0.2 Gy 超の作業員はわずか 9%、線量が 1 Gy 超の作業員はわずか約 2% であった。それにもかかわらず、個々の作業員の線量蓄積のパターンを評価できないことによって、MWC における被ばく後経過時間の潜在的影響を評価する力は限定された。</p>
<p>(120) 肺癌死亡率の評価は、ERR モデルを用いて、到達年齢、性別、出生コホート、暦年期間、喫煙で調整した内部 (プルトニウム) と外部被ばくの両方による肺線量について行われ、内部と外部線量はいずれも遅延期間 5 年とされた。図 2.1 に、プルトニウム線量カテゴリー別の肺癌の ERR を示す。肺癌の ERR は、内部と外部線量の線形関数によって合理的に記述された。内部線量の ERR は、男性より女性の方が高く、到達年齢とともに著しく低下した。到達年齢 60 歳でのプルトニウム線量の ERR Gy⁻¹ は、男性で 7.4 (95% CI 5.0～11)，女性で 24 (95% CI 11～56) であった。分析をプルトニウム肺線量 < 0.2 Gy に限定すると、有意な線量反応関係が観察され ($P < 0.001$)，60 歳男性の ERR Gy⁻¹ 推定値は 7.0 (95% CI 2.5～13) であった。この推定値は、全線量域での推定値ときわめて近かった。ただし、CI はより広がった。</p>
<p>(121) 喫煙情報を有する作業員 12,708 人の分析は、プルトニウム被ばくと喫煙との相互作用が相加的より大きく ($P < 0.001$)，準相乗的である可能性が高いことを示した ($P = 0.011$)。喫煙者の ERR Gy⁻¹ 推定値は 6.9 (95% CI 4.6～10) であったが、非喫煙者では 29 (95% CI 9.8～83) であった。非喫煙者の推定値はわずか 43 例の肺癌死亡に基づくものであったため、きわめて不確かであった。喫煙による修飾を考慮すると、男性と女性の ERR Gy⁻¹ 推定値はほぼ等しかった。</p>
<p>(122) Labutina et al. (2013) は、1948 年から 1982 年の間にマヤークで雇用され、オジョルスク在住時で 2005 年より前に肺癌と診断されて登録された作業員の肺癌罹患率を評価した。線量は MWDS-2008 に基づき、線量の遅延期間は 10 年とされた。到達年齢と喫煙状態について有意なリスク修飾効果が認められたが、性別については認められなかった。到達年齢 60 歳の非喫煙者について、モデル化された ERR Gy⁻¹ は、男性で 24 (95% CI < 14 ~ > 36)，女性で 33 (95% CI < 22 ~ 72) であった。重要なこととして、肺癌の組織型に関するデータが入手可能であった。腺がん、扁平上皮がん、およびその他の上皮肺癌の男性作業員に有意な線量反応関係が認められ、腺がんの ERR Gy⁻¹ 推定値は、他の型の肺癌の ERR Gy⁻¹ 推定値よりはるかに高かった [33 (95% CI 16～72)，修飾因子を考慮しなかった場合] (表 2.2)。</p>
<p>SOLO プロジェクトで実施された分析</p>
<p>(123) 欧州連合の FP7 SOLO (南ウラル被ばく集団の疫学研究) プロジェクトの一環として、肺癌と白血病の死亡率と罹患率、循環器疾患の死亡率という観点から、マヤークのプルトニウム作業員を対象とした疫学研究が実施された。より低い職業上のプルトニウム被ばくと比較するため、SOLO プロジェクトの一環として、英国セラフィールド原子力施設のプルトニウム作業員を対象とした並行研究も実施された (Gillies et al., 2017)。MWC の肺癌について SOLO プロジェクトによって得られた知見を以下に考察し、SWC について得られた相当する結果を 2.3.2.2 に示す。</p>
<p>(124) MWC は、1948 年から 1982 年の間に主要施設で最初に雇用された放射線作業員 22,374 人で構成された。そのうち 6,989 人はプルトニウム被ばくのモニタリングを受けており、10,397 人はプルトニウム被ばく (場合によっては重大な被ばく) をした可能性があったがこの被ばくについてのモニタ</p>

<p>リングを受けていなかった。マヤークでのプルトニウム被ばくについて尿検査によるモニタリングが開始されたのは、1970年頃であった。追跡調査期間の終了は、オジョルスクに居住していたマヤーク作業者は2008年末、オジョルスクから移住したマヤーク作業者は2005年末とされた。</p>
<p>(125) 全体として、MWCでは肺がんによる死亡は789例であったが、罹患率分析はオジョルスク住民に限定されたため、肺がん症例は509例のみであった。プルトニウム被ばくのモニタリングを受けていた作業者のうち、肺がん症例は267例、肺がんによる死亡は253例であった（最初のプルトニウムのモニタリングから2年以内に作業者が肺がんと診断された場合は、作業者の健康への懸念からモニタリングが行われた可能性があるため、除外した）。喫煙状態に関する情報は、この分析には利用できなかった。それは、マヤーク作業者について利用可能な情報と同等の情報を、セラフィールド作業者について得られなかったためである。</p>
<p>(126) 入手可能なすべての放射線以外の因子を考慮して、外部ガンマ線とプルトニウムによる内部アルファ線の両方に起因する肺放射線量に関するERRが推定された。バックグラウンド率に影響する因子は性別、到達年齢、出生コホートで、放射線リスク推定値に影響する因子は性別と到達年齢であった。線量の遅延期間は10年を採用した。</p>
<p>(127) 肺における硝酸プルトニウムの遅い溶解速度 (s_s) の選択をめぐる不確実性があるため、分析に用いるために2組のプルトニウム肺線量が推定された。すなわち、マヤーク剖検例から得られた溶解速度 ($s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$) と、英国のボランティア実験から得られた溶解速度 ($s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$) である (2.2.4項を参照)。</p>
<p>(128) プルトニウムによる肺がん死亡率と罹患率は、比較的高い肺線量で有意に上昇することが判明した（死亡率については、$s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は$> 200 \text{ mGy}$と、$s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は$> 100 \text{ mGy}$。罹患率については、$s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は$> 200 \text{ mGy}$と、$s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は$> 50 \text{ mGy}$）。マヤーク作業者の以前の研究と同様に、マヤーク男性作業者における肺がん罹患率のプルトニウム線量反応関係は、全線量域にわたって線形であることが判明し、到達年齢60歳でのERR Gy⁻¹推定値は、$s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は7.88 (90% CI 5.73~10.65)、$s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は5.27 (90% CI 3.83~7.12)であった。一方、マヤーク男性作業者における肺がん死亡率については、到達年齢60歳でのERR Gy⁻¹推定値は、$s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は7.02 (90% CI 5.23~9.23)、$s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は4.74 (90% CI 3.53~9.23)であった。ERR Gy⁻¹の点推定値は、分析で対象に含めるプルトニウム線量の範囲を限定すると、比較的低い肺線量に至るまで一致していることが判明した。たとえば、マヤーク男性の罹患率分析では、有意なERR Gy⁻¹推定値は0.05 Gyに至るまで検出可能で、マヤーク男性の死亡率分析では、有意なERR Gy⁻¹推定値は0.1 Gyに至るまで検出可能であり、これらの推定値は正で全線量域での推定値と一致していた。</p>
<p>(129) マヤーク女性作業者において、プルトニウム肺線量に関する60歳でのERR Gy⁻¹は、肺がん死亡率について$s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は11.62 (90% CI 6.93~18.78)、$s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は16.11 (90% CI 9.60~26.02)、肺がん罹患率について$s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は20.41 (90% CI 11.47~36.04)、$s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$を用いた場合は27.55 (90% CI 15.44~48.61)であった。</p>
<p>(130) Gillies et al. (2017) は、マヤーク作業者における肺がんリスクに対する外部被ばくの影響を調査した。肺がんによる死亡について、ERR Gy⁻¹ (溶解度の仮定 $s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$を用いた場合) は0.38 (90% CI 0.22~0.58)、肺がん罹患については0.30 (90% CI 0.12~0.54)であった。溶解度の仮定 $s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$を用いて得られたリスク推定値はきわめて近かった。</p>
<p>(b) 肝臓がん</p>
<p>(131) Gilbert et al. (2000) は、1948年から1958年間に雇用されたマヤーク作業者を対象として、1997年より前の肝臓がん死亡率の調査を実施した。信頼性を持って臓器線量を推定できなかったため、プルトニウム身体負荷量 (遅延期間10年) の観点から分析を行った。プルトニウム身体負荷量の増加に伴う肝臓がん死亡リスク上昇のきわめて有意な傾向が報告された (死亡36例に基づく)。肝臓がん死亡リスクは、プルトニウム被ばくのモニタリングを受けていなかったプルトニウム生産施設の作業者でも有意に高かった (死亡14例)。</p>
<p>(132) 1948年から1972年間に雇用された作業者における2004年より前の肝臓がん死亡率の線量反応分析は、Sokolnikov et al. (2008) によって、マヤーク Doses-2005 線量評価体系を使用して報</p>

告され（線量の遅延期間 5 年），線形関数で適切なフィットが得られた。プルトニウム肝臓線量の ERR Gy⁻¹は，性別によって有意に異なり，男性では 2.6（95% CI 0.7～6.9）（線量推定値がゼロではない 14 例の死亡に基づく），女性では 29（95% CI 9.8～95）（線量推定値がゼロではない 12 例の死亡に基づく）であったが，到達年齢には依存していなかった。この関連が明確であったのは，プルトニウム肝臓線量が 3 Gy 超の場合のみであった。ERR Gy⁻¹が到達年齢に依存するという証拠はなかった。

(133) 1948 年から 1982 年の間に雇用された作業者を対象とした，1948 年から 2004 年の間の肝臓がん罹患率の調査は，Labutina et al. (2013) によって，MWDS-2008 プルトニウム線量を用いて，線量の遅延期間を 10 年として行われた。症例は，診断時にオジョルスクに居住していた作業者であった。線形の線量反応モデルでは，プルトニウム肝臓線量の ERR Gy⁻¹は男女合計（32 例）で 10.6（95%CI 4.7～30.0）となったが，線形二次モデルの方が大幅に良好なフィットが得られた。これは，推定肝臓線量が >4 Gy の場合のリスクが顕著に上昇したためであった。肝細胞がんは肝臓がんの中で最も多く見られた型であり（18 例），全肝臓がん合計で認められた >4 Gy の線量での顕著なリスク上昇を反映していた。しかし，線量群によるこのパターンは血管肉腫（8 例）にも見られたが，一方で胆管がんの 6 例には肝臓線量 >0.5 Gy の症例はなかった。

(c) 骨がん

(134) Koshurnikova et al. (2000) は，1948 年から 1958 年の間に雇用されたマヤーク作業者における 1997 年より前の骨がん死亡率を調査した。信頼性を持って臓器線量を推定できなかったため，分析はプルトニウム身体負荷量の観点から行われ，遅延期間 2 年が用いられた。プルトニウム身体負荷量の増加に伴った骨がん死亡率のきわめて有意な上昇が報告された（死亡 10 例に基づく）。骨がんによる死亡のきわめて有意な過剰が見られたのは，プルトニウム被ばくのモニタリングを受けていなかったプルトニウム生産施設の作業者であった（死亡 7 例）。

(135) Sokolnikov et al. (2008) は，1948 年から 1972 年の間に雇用された作業者における 2004 年より前の骨がん死亡について，Doses-2005 による骨表面線量に基づいて，線量の遅延期間 5 年として，有意な線量反応関係を報告した。ERR Gy⁻¹は，性別による有意差はなく，男女合計では，線量推定値がゼロではない 6 例の死亡に基づき，1.6（95%CI 0.3～6.8）であった。ただし，骨がん死亡率の線量反応関係の証拠は，マヤーク Doses-2005 線量評価体系に基づく線量が >10 Gy であった 3 例の死亡のみに依拠していた。これらの作業者の骨表面線量は，18 Gy（男性），31 Gy（女性），69 Gy（女性）であった。到達年齢に伴う ERR の有意な低下が認められ，3 例の死亡はいずれも 55 歳より前に発生した死亡であった。

(136) Labutina et al. (2013) は，1948 年から 1982 年の間に雇用され，診断時にオジョルスクに居住していたマヤーク作業者における 2005 年より前の骨がん罹患率について，MWDS-2008 によって得られた骨表面へのプルトニウム線量を用いて，線量の遅延期間 10 年として調査した。10 例に基づいて，プルトニウム線量の増加に伴うリスク上昇が示唆されたが，傾向は有意ではなく，線量が >1 Gy の症例は 2 例のみ（うち 1 例は線量が >10 Gy）であった。

(d) 白血病とその他のリンパ系・造血系がん

(137) Shilnikova et al. (2003) は，1948 年から 1972 年の間に主要施設と補助施設で雇用されたマヤーク作業者 21,557 人のコホートを対象として，1998 年より前の白血病死亡率の分析を実施した（CLL を除く白血病による死亡 66 例）。線量の遅延期間を 2 年として Doses-2000 を使用した。モニタリングを受けていた作業者についてはプルトニウム身体負荷量の推定値を使用し，モニタリングを受けていなかった作業者についてはプルトニウム被ばくの代替指標を使用した。CLL を除く白血病の死亡率の分析では，外部線量について明らかな線量反応関係が示唆され，死亡の 3～5 年前に受けた線量についてリスク上昇が著しく大きかったが，プルトニウム線量については線量反応関係の証拠は認められなかった。

(138) 1948 年から 1982 年の間に雇用されたマヤーク作業者 22,373 人における 1948 年から 2004 年の間の白血病罹患率の分析が，Kuznetsova et al. (2016) によって行われた。RBM 線量は，線量の遅延期間 2 年として，MWDS-2008 によって得られた。外部被ばくについては，プルトニウム線量で調整した後，CLL を除く白血病（56 例）の ERR Gy⁻¹は 3.57（90% CI 1.55～8.22）であった。これは主に急性骨髄性白血病のリスクによるもので，過剰リスクは被ばくから 5 年以内に集中していた。CLL を除く白血病に適した線量反応モデルは線量において二次で，低い被ばく時年齢でのリスク上昇

と被ばく後経過時間の増加に従ったリスク低下を考慮するための修飾因子を含んでいた。このモデルでは、初回被ばく時年齢を 25 歳とした場合の被ばくから 25 年後の 1 Gy での ERR は 0.52 (90% CI 0.16~1.26) となる。これに対し、プルトニウム被ばくについては、外部放射線による線量を調整した後、CLL を除く白血病のリスクに明らかな上昇は見られず、ERR Gy⁻¹ は 3.63 (90% CI <0~15.85) であった。プルトニウム被ばくのモニタリングを受けていなかったが、マヤークの運転初期に相当量のプルトニウム被ばくの可能性が高い施設で雇用された作業員については、有意なリスク上昇は見られなかった。外部放射線またはプルトニウムのいずれかへの被ばくと関連するリンパ腫または多発性骨髄腫の過剰リスクはほとんど示唆されなかった。

(139) マヤークとセラフィールド作業員の白血病死亡率と罹患率は、SOLO 研究の一部であったが、この研究の白血病の部分の結果はまだ発表されていない。

(e) その他のがん

(140) Shilnikova et al. (2003) は、1948 年から 1972 年の間に雇用されたマヤーク作業員 21,557 人を対象として、1998 年より前の肺、肝臓、および骨（主なプルトニウム沈着部位）のがん以外の固形がんによる死亡 1,062 例を調査した。線量の遅延期間を 5 年として、Doses-2000 を使用した。外部線量については、線量反応関係に有意な下向きの曲率が認められ、プルトニウム被ばくで調整した低線量での ERR Gy⁻¹ は 0.21 (90%CI 0.06~0.37) であった。モニタリングを受けていた作業員の身体負荷量データと、モニタリングを受けていなかった作業員の代替被ばくカテゴリーを組み合わせると、その他の固形がんの死亡リスクに対するプルトニウム被ばくの影響について、若干の証拠が認められた。

(141) 外部ガンマ線と内部プルトニウム被ばくによる線量と、肺、肝臓、骨以外の固形がんのリスクとの関連を調査するため、がん罹患率データが分析された (Hunter et al., 2013)。1948 年から 1982 年の間に最初に雇用されたマヤーク作業員 22,366 人が対象とされた。さまざまな遅延期間で MWDS-2008 が使用された。ただし、大部分の結果は遅延期間なしで示された。2004 年までの追跡調査期間において、計 1,447 例のその他の固形がんが登録された。外部ガンマ線による累積線量と肺、肝臓、骨以外の固形がんの罹患率との間に弱い関連が見られたが [ERR Gy⁻¹ = 0.07 (95% CI 0.01~0.15)]、この関連は、内部プルトニウム線量で調整すると有意性を失った [ERR Gy⁻¹ = 0.06 (95%CI -0.01~0.14)]。プルトニウム肝臓線量 [ERR Gy⁻¹ = 0.10 (95% CI -0.02~0.26)]、またはモニタリングを受けていなかった作業員の潜在的なプルトニウム被ばくとの有意な関連は認められなかった。この研究では、肺、肝臓、骨以外の固形がんについて、プルトニウム被ばくによるリスク上昇の弱い証拠しか得られていない (Hunter et al., 2013)。

(142) 肺、肝臓、骨以外の固形がんによる死亡率の分析が Sokolnikov et al. (2015a) によって行われた。研究対象のコホートには、1948 年から 1982 年の間に雇用された、主要施設（原子炉、放射化学、およびプルトニウム生産施設）ならびに補助施設（水処理と機械修理）の作業員 25,757 人が含まれた。分析では、MWDS-2008（遅延期間 5 年とした結腸線量）と 2008 年まで延長した追跡調査を用い、その他の固形がんによる死亡 1,825 例が含まれた。外部ガンマ線被ばくとの線形の線量反応関係がデータに最もよくフィットした。プルトニウム被ばくで調整しない場合には ERR Gy⁻¹ = 0.16 (95% CI 0.07~0.26)、プルトニウム線量とモニタリング状況で調整した場合には ERR Gy⁻¹ = 0.12 (95% CI 0.03~0.21) であった。食道がんは、外部線量との関連で著しく上昇し、ERR Gy⁻¹ = 1.26 (95% CI 0.36~3.27) であった。その他の固形がんのバックグラウンド死亡率は、プルトニウムのモニタリングを受けていなかった作業員と比較して、プルトニウムのモニタリングを受けていた作業員で有意に高く [相対リスク (RR) 1.16, 95% CI 1.11~1.39]、モニタリング状況に関するこの差異を考慮すると、プルトニウム肝臓線量を用いた線量反応関係は、有意ではない正の傾きを示した。著者らは、肺、肝臓、または骨以外の固形がんによる死亡率について、²³⁹Pu の吸入に関連した過剰リスクの証拠があるが、これは主に、プルトニウムモニタリングに関する対象者の選定に関連した因子が原因であった可能性があるとして結論付けた (Sokolnikov et al., 2015a)。その後の研究 (Sokolnikov et al., 2017) では、相当量のプルトニウム被ばくの可能性がさまざま異なるマヤーク作業員集団を調査したところ、プルトニウム被ばくがその他の固形がんのリスク、または外部被ばくに関連するこれらのがんのリスクに影響を及ぼしたという証拠は認められなかった。

2.3.2 その他のプルトニウム作業員コホート

2.3.2.1 疫学研究の説明

(143) 表 2.5 は、測定値または職業-被ばくマトリクスを用いたプルトニウム被ばくの個別の推定値に基づいてがんリスクを定量化することが可能なコホート研究と症例対照研究の特性をまとめたものである。

英国の研究

(144) Omar et al. (1999) , McGeoghegan et al. (2003) , Gillies and Haylock (2014) の研究は、セラフィールド作業者のがん死亡率と罹患率について報告した。Omar et al. (1999) は、14,319 人の男女作業者を対象とした。Omar et al. は、5203 人の作業者を、プルトニウムモニタリングの尿試料が入手可能であったことから、プルトニウム作業者として分類した。そのうち 839 人は女性であった。個別評価と標準評価という 2 つの方法を使用して、これらの作業者のプルトニウムの取り込みを評価した。被ばく事象または補償請求に関する 993 人の作業者については、尿アッセイ、完全な職歴記録、および既知の急性被ばく事象の状況を用いて、保健物理学者による個別評価が行われた。標準評価は、3,616 人の作業者について、尿アッセイを用いて、プルトニウム被ばくの開始を最初の尿試料採取日の 6 か月前、終了を最後の試料採取日と仮定して行われた。プルトニウムに被ばくした可能性があることは分かっているが使用可能な尿データが限られているか、または尿データが全くなかった残りの 594 人の作業者については、評価は行われなかった。適切なプルトニウム尿モニタリング記録のある作業者 4,609 人について、臓器・組織線量が計算された。これらのプルトニウム線量は、累積線量を用いたリスクの傾向分析において外部線量に加えられたが、プルトニウム線量のみという観点での別個の分析は行われなかった。McGeoghegan et al. (2003) は、研究を女性作業者 5,618 人に限定し、そのうち 837 人はプルトニウム作業者と見なされた。これらの女性 837 人のうち、643 人は少なくとも 5 件の尿試料を有していたため、評価された臓器・組織固有のプルトニウム線量の推定値を計算することができた。検出可能なプルトニウム負荷量が見出されたのは、作業者 360 人であった。セラフィールド作業者における臓器・組織固有のプルトニウム線量の計算方法については、2.2.5 項で詳細に説明している。Gillies and Haylock (2014) は、プルトニウム被ばくのモニタリングを受け、2005 年末まで追跡されたセラフィールド作業者 12,272 人の標準化死亡比 (SMR) を計算した。これらのセラフィールド作業者の研究では、プルトニウム作業者の SMR が計算され、他のセラフィールド作業者の SMR と比較された。

(145) Atkinson et al. (2004) は、UKAEA 作業者 51,397 人の死亡率を調査した。プルトニウム被ばくの影響の評価は、作業者がプルトニウム被ばくのモニタリングを受けていたことを示す記録の有無に基づいて、プルトニウムのモニタリング有り/無しに作業者を層別化することによって行われた。累積の外部放射線被ばくは、被ばくが既知でサイトでの雇用前に発生していた場合には、研究対象サイトでの被ばくに他のサイトでの被ばくを加えた。さらに、外部被ばく測定にはトリチウムと中性子被ばくを含め、しきい値以下および欠測値で調整された。プルトニウム固有の線量は計算されなかった。

(146) SWC は、マヤークとセラフィールド作業者における肺がんと白血病の死亡率と罹患率、ならびに循環器疾患の死亡率を調査するために、欧州連合の SOLO プロジェクトの枠組みの中でも分析されている (Gillies et al., 2017) 。SWC は、1947 年から 2002 年の間に最初に雇用された放射線作業者 23,443 人で構成され、そのうち女性 1,815 人を含む 12,192 人がプルトニウム被ばくのモニタリングを受けていた。追跡調査期間の終了は 2005 年末であった。全体として、SWC では、肺がん症例は 384 例、肺がんによる死亡は 406 例であった。プルトニウム被ばくのモニタリングを受けていた作業者において、肺がん症例は 220 例、肺がんによる死亡は 225 例であった。入手可能なすべての放射線以外の因子を考慮して、外部ガンマ線とプルトニウムによる肺への内部アルファ線の両方に起因する放射線量に関連する ERR が推定された。バックグラウンド率に影響する因子は性別、到達年齢、出生コホートで、放射線リスク推定値に影響する因子は性別と到達年齢であった。硝酸プルトニウムの肺溶解度パラメータの選択をめぐる不確実性があるため、分析に用いるために 2 組のプルトニウム肺線量が推定された。すなわち、マヤーク剖検例から得られた溶解速度 ($s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$) と、英国のボランティア実験から得られた溶解速度 ($s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$) である。

米国の研究

(147) 1944 年から 1978 年の間に少なくとも 6 か月間雇用されたハンフォード作業者 26,389 人を対象としたコホート研究 (Wing et al., 2004) は、死亡率とプルトニウム被ばくの可能性のある業務での雇用期間に焦点を当てたものである。1995 年より前の死亡が確認された。職業-被ばくマトリク

スを用いて、各年の作業者の雇用を、プルトニウム被ばくの可能性についての3つのカテゴリー、すなわち最小、非日常的、日常的、うちの1つに層別化した。職位、区域/工程、期間に関する施設情報を使用して、3次元マトリクスが構築された。全身のプルトニウム沈着が記録されていた作業員377人（研究対象の作業員の1.4%）の記録を用いて、汚染が記録されていた作業員を特定するマトリクスの能力を検証した。平均の追跡調査期間は、この情報が入手可能であった3群で22年を超えた。これらの3群は比較的多かったが、プルトニウム被ばくしたとして特定された作業員の数はかなり少なく、日常的被ばくとして特定されたのは3,065人、非日常的被ばくとして特定されたのは8,266人であった。

(148) Wiggs et al. (1994) は、1943年から1977年間にロスアラモスで雇用された白人男性15,727人を期間の長短にかかわらず調査し、1990年末までの死亡率を、特に尿検査結果から計算された累積の全身プルトニウム沈着量との関連で考察した。累積の全身プルトニウム沈着量が ≥ 74 Bq（遅延期間10年とした場合）の作業員303人を、プルトニウム沈着量が < 74 Bqの作業員3,472人と比較した。Voelz et al. (1997) は、1944年から1945年間にロスアラモスのマンハッタン計画で雇用され、重大なプルトニウム被ばくをした作業員26人を調査した。

(149) Wilkinson et al. (1987) は、1952年から1979年間にロッキーフラッツで少なくとも2年間雇用された白人男性5,413人を調査した。Wilkinson et al. は、1979年末までの死亡率を、特に尿検査結果から計算された累積の全身プルトニウム沈着量との関連で考察した。累積の全身プルトニウム沈着量（遅延期間10年、ただし白血病については2年）が < 74 Bqの作業員の死亡率を、沈着量が ≥ 74 Bqの作業員の率と比較し、また全がんと肺がんについては沈着量が74~184 Bq、 ≥ 185 Bqの作業員の率と比較した。

(150) 米国で実施された3件の症例対照研究では、さまざまながん転帰が検討された。Wing et al. (2000) は、外部被ばくの可能性があり、主な放射性粉塵被ばくがない米国の4つの原子力施設（ハンフォード、ロスアラモス、オークリッジ、サバンナリバー）で1979年より前に雇用された作業員における多発性骨髄腫の死亡98例（およびマッチした対照391例）を調査した。計115,143人の作業員において、1991年より前（ハンフォードは1987年）の死因が特定された。作業員は、尿と糞試料のバイオアッセイとホールボディカウンタ記録を用いて、プルトニウム、ウラン、ストロンチウム、トリチウムを含む内部放射線被ばくのモニタリングに基づいて層別化された。外部被ばく推定値には、トリチウムと中性子が含まれた。

(151) Schubauer-Berigan et al. (2007) は、Wing et al. (2000) と同じ米国の4つの原子力施設にポーツマス海軍造船所を加えた作業員を対象として、CLLを除く白血病の死亡率の症例対照研究（症例206例と対照823例）を実施した。1979年または1978年（サバンナリバーは1975年）より前に少なくとも30日間雇用され、放射線被ばくのモニタリングを受けていた計94,517人の作業員において、1995年（ポーツマスは1997年）より前の死因が特定された。骨髄線量は、光子、中性子、トリチウムへの外部放射線被ばく、職業上の医療X線、プルトニウム尿測定を用いて、各研究対象者について決定された。尿中排泄データを用いて、潜在的な全身プルトニウム沈着量が推定された。 $\text{mBq}\cdot\text{day}^{-1}$ で測定されたプルトニウム排泄の最高値に基づいて、4つのカテゴリーが定義された。半数以上の症例（58%）と対照（54%）は、入手可能なバイオアッセイ記録がなかった。骨髄線量は、最新のICRP体内動態モデルとデフォルトのパラメータを用いて計算された。次のような3つの仮定がなされた。すなわち、摂取経路は吸入、摂取が起きたのは最初に有意となった関連するバイオアッセイ試料の3日前、吸入された物質の溶解度は50%がタイプM、50%がタイプY、という仮定がなされた（Daniels et al., 2006）。

(152) Brown et al. (2004) は、1952年から1989年間に少なくとも6か月間雇用されたロッキーフラッツ作業員16,258人を対象とした、症例180例およびマッチした対照720例の肺がん死亡率についてのコホート内症例対照研究において、ガンマ線と中性子への外部被ばくの記録、プルトニウムとウランの尿バイオアッセイ、プルトニウム、ウラン、およびそれらの壊変生成物の肺計測データ、ならびに ^{241}Pu の推定摂取量に基づいた ^{241}Am による推定線量を用いて、肺線量を計算した

（Ruttenber et al., 2001）。外部線量については、ガンマ線量と中性子線量を合わせた線量として記録されていた。症例の51.7%と対照の58.9%で、1年以上欠落した線量が補完された。内部線量については、Publication 30 (ICRP, 1979) に準拠する内部被ばく線量評価コードVersion 1.3を用いて、有効摂取量と年間等価線量が推定された。喫煙歴は、親族（喫煙歴の80%）と同僚との面接、ならびに医療記録から得られた。喫煙情報は、症例の68%と対照の84%について得られた。

マヤークとセラフィールドのプルトニウム作業者の統合解析 (欧州連合の SOLO プロジェクト)
(153) 今のところ、プルトニウム被ばくに関連する肺がんとその他のがんのリスクの証拠は、大部分が MWC の知見に基づいている。しかし、被ばくの規模と、MWC で異なる線量評価方法が用いられたことは、このコホートから導出されたリスクを低線量に外挿できるか否か、また他のコホートに適用できるか否かについて、相当な不確実性があることを意味していた。SWC は、長期の追跡調査期間にわたって個人のプルトニウムモニタリングデータを入手できる、数少ない利用可能なコンパニオンコホートの 1 つであり、プルトニウムのモニタリングを受けていて低線量域をカバーする作業員 12,000 人以上の約 500,000 件の尿試料結果が利用可能である。したがって、MWC と SWC は、プルトニウム被ばくに関連する健康影響を研究するための補完的資源となる。統一された線量評価方法を用いてこれらのコホートを統合することによって、MWC 単独で行うよりも広い線量域にわたってプルトニウムのリスクを調査することができる (Gillies et al., 2017)。
(154) 統合した MWC と SWC には、1948 年～1982 年にマヤーク PA の主要施設 (すなわち、原子炉、放射化学、およびプルトニウム生産施設)、または 1947 年～2002 年にセラフィールドで雇用された作業員 45,817 人が含まれる。統合コホートには、計 1,195 人の肺がん死亡が含まれる。MWC のプルトニウム摂取レベルははるかに高く、SWC データは主に低線量域に寄与した。
(155) 分析は、肺がん死亡率と罹患率の両方の観点から行われた (Gillies et al., 2017)。これらの分析の注目すべき 1 つの特徴は、肺のアルファ粒子線量が、肺からのプルトニウム吸収速度を記述する異なるパラメータ値を用いて 2 回計算されたことである (2.2.4 項を参照)。これは MWC と SWC との間に線量評価上の違いがあるため、疫学分析に必要とされる期間ではこれを解決できなかった。
(156) 喫煙情報を入手できたのは MWC のみであったため、統合解析では使用できなかった。しかし、バックグラウンド (すなわち、放射線被ばくがない場合) の肺がん死亡率の分析から、SWC の喫煙率が MWC より低いことは明らかであった。
欧州のプルトニウム作業者の統合解析 (アルファ・リスク・プロジェクト)
(157) 欧州連合 (EU) から資金提供を受けたアルファ・リスク・プロジェクト (Bingham et al., 2017 ; Grellier et al., 2017) では、英国 (AWE, UKAEA, BNFL コホート)、ベルギー (SCK・CEN/BN コホート)、フランス (CEA-COGEMA コホート) の放射線作業員コホート内にネストした症例対照研究によって、プルトニウムとウランへの内部被ばくに関連する肺がんと白血病の死亡リスクが調査された。症例対照デザインを用いたことにより、潜在的交絡因子に関する個人データの収集だけでなく、詳細な線量再構築も可能となった (Grellier et al., 2017)。
<u>2.3.2.2 がんの部位別の結果</u>
肺がん
(158) 表 2.6 に、プルトニウム被ばくに関連する肺がんリスクについての研究 (マヤーク作業員以外) をまとめている。
英国の研究
(159) セラフィールド作業員の研究では、肺がんの死亡率と罹患率の両方で「健康労働者効果」が見られた (Omar et al., 1999 ; McGeoghegan et al., 2003 ; Gillies and Haylock, 2014)。プルトニウムによる平均肺線量は 194mSv、外部放射線による平均肺線量は 196.7 mSv であった。プルトニウム作業員の肺がん死亡率または罹患率について、累積プルトニウム線量に外部放射線量を加えた線量との線量反応関係は観察されなかった (Omar et al., 1999)。McGeoghegan et al. (2003) は、女性作業員において、累積プルトニウム線量との線量反応関係を見出すことはできなかった。ただし、その数は少なかった。
(160) EU SOLO プロジェクトでは、セラフィールド作業員の肺がん死亡率と罹患率を調査した (Gillies et al., 2017)。肺がん症例は 384 例、肺がんによる死亡は 406 例であった。
(161) 肺がん死亡率と罹患率については、溶解速度 $s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ または $s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ のいずれの場合も、プルトニウム肺線量群によって有意にリスクが上昇するという一貫したパターンは認められなかった。ただし、肺がんの ERR の点推定値は、死亡率と罹患率のいずれも、両方の溶解度の仮定で、すべての線量群で正であった。60 歳でのプルトニウム肺線量の ERR Gy ⁻¹ 推定値は、肺がん死亡率と罹患率のいずれも、有意ではないが正であった。死亡率について、ERR Gy ⁻¹ は、 $s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 6.34 (90% CI < -1.6 ~ 18.8)、 $s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いた場

合は 20.60 (90% CI < -1.5 ~ 58.6) であった。罹患率については、 $s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 8.14 (90% CI < -1.21 ~ 21.17) , $s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 27.00 (90% CI < -2.06 ~ 67.6) であった (Gillies et al., 2017)。

(162) 外部被ばくの観点からも、肺がん死亡率と罹患率が検討された。肺がん死亡率について、ERR Gy⁻¹ は、 $s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 0.22 (90% CI -0.25 ~ 0.82) , $s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 0.18 (90% CI -0.27 ~ 0.78) , 罹患率については、ERR Gy⁻¹ は、 $s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 0.25 (90% CI -0.23 ~ 0.88) , $s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 0.22 (90% CI -0.26 ~ 0.84) であった。これらのリスク推定値のパターンは、セラフィールド作業員の肺へのプルトニウムアルファ粒子線量について得られたパターンと一致した (上記を参照)。すなわち、ERR Gy⁻¹ 推定値は正であったが、有意ではなかった (Gillies et al., 2017)。

米国の研究

(163) Wing et al. (2004) は、ハンフォード作業員の研究において、日常的なプルトニウム被ばくの可能性がある業務に従事する作業員に焦点を当てた。Wing et al. は、そのような業務と肺がんリスクとの間に正の関連を見出した。肺がん死亡率の上昇は、日常的なプルトニウム被ばくの可能性がある業務に従事した各年に対し 2.0% [標準誤差 (SE) = 1.8] であった。50 歳未満のリスクは -1.0% (SE = 2.7) であったのに対し、50 歳以上のリスクは 7.1% (SE = 3.4) であった。

(164) Wiggs et al. (1994) は、特に累積の全身プルトニウム沈着量との関連で、ロスアラモスの作業員を調査した。累積の全身プルトニウム沈着量が $\geq 74 \text{ Bq}$ (遅延期間 10 年とした場合) の作業員 303 人について、プルトニウム沈着量が $< 74 \text{ Bq}$ の作業員 3,472 人に対する肺がんの死亡率比 (RR) は 1.78 (95% CI 0.79 ~ 3.99) であった。Voelz et al. (1997) は、第二次世界大戦中に重大なプルトニウム被ばくをしたマンハッタン計画の作業員 26 人において肺がん死亡 1 例を認めたが、これは全国の死亡率から予想される値より低かった。1944 年から 1945 年の間に雇用された非被ばくのロスアラモス男性作業員 876 人の肺がん死亡率と比較した場合の RR は、3.31 (95% CI 0.44 ~ 25) であった。

(165) Wilkinson et al. (1987) は、ロッキーフラッツ作業員における肺がんの SMR が有意に低いことを報告した [SMR = 0.64 (95% CI 0.46 ~ 0.87)]。遅延期間 10 年として、プルトニウムに被ばくした作業員 (全身沈着量が $\geq 74 \text{ Bq}$) の肺がん死亡率を非被ばくの作業員 ($< 74 \text{ Bq}$) と比較した場合の RR は 1.43 (95% CI 0.33 ~ 4.65) であったが、最も高い被ばく群 ($\geq 185 \text{ Bq}$) の RR は 0.63 (CI は示されていない) であった。

(166) Brown et al. (2004) と Brown and Ruttenber (2005) は、ロッキーフラッツ作業員を対象とした肺がん死亡率のコホート内症例対照研究の結果を発表した。内部肺線量 (遅延期間 10 年) に関する肺がんリスクが報告された。オッズ比 (OR) (累積外部線量, 就労時期, 雇用期間で調整) は、累積内部肺線量がゼロではない 5 つのカテゴリーすべてで上昇し、OR は中間線量群で最大であり、中程度の 21 ~ 32 mGy のカテゴリーで有意であった。雇用期間に従った OR の有意な低下が認められた。外部線量がゼロではない 2 つのカテゴリーの OR は 1.0 未満で、有意ではなかった。内部肺線量がゼロではない年数でさらに調整すると (線量評価方法の不確実性に対処するため) , 5 つの内部肺線量カテゴリーすべてで OR の有意な上昇が認められた。内部肺線量がゼロではない年数の増加に従った OR の有意な低下が認められた。さらに、内部肺線量がゼロではない作業員の肺線量の初回推定時年齢で調整すると、OR は低下し、いずれも有意ではなくなったが、初回の内部肺線量の時点での年齢の影響は有意であった [観察死亡数 (O) = 98 ; OR = 1.05, 95% CI 1.01 ~ 1.10]。この初回の内部肺線量の時点での年齢の調整は、外部線量カテゴリーの OR を著しく上昇させる効果を有したが、1.0 と有意に異なる OR はなかった。雇用期間が 15 ~ 25 年の作業員では、内部肺線量に従った有意な正の線形傾向が認められたが ($P < 0.001$) , 雇用期間が 15 年未満または 25 年超の作業員では、ほとんどの内部肺線量カテゴリーの OR は < 1.0 で、いずれも有意ではなかった。Brown et al. (2004) は、喫煙情報を有する 730 人の喫煙データを含めても「累積肺線量と肺がんとの関連を 10% 以上交絡することはなかった」が、詳細が得られなかったため、最終的なモデルには喫煙歴を含めなかったと述べている (Brown and Ruttenber, 2005)。

マヤークとセラフィールドのプルトニウム作業員の統合解析 (欧州連合の SOLO プロジェクト)

(167) EU SOLO プロジェクトでは、SWC と MWC の統合解析を実施した。肺がん死亡率と罹患率の両方の観点からの分析は、プルトニウムによって放出されたアルファ粒子被ばくが両方の転帰に明らかな影響を及ぼしたことを示し、罹患率の ERR Gy⁻¹ は死亡率の ERR Gy⁻¹ より若干高かった。線量

<p>反応関係のパターンは、非線形性の兆候やコホート間の有意差を示さなかった。ただし、結果は明らかに MWC データに支配されていた。</p>
<p>(168) 肺がん罹患率と死亡率の年齢に関連したバックグラウンド率の傾向は、SWC と MWC で類似していたが、出生年または暦期間によるバックグラウンドの変動に差異が観察された。しかし、この解析の枠組みでは、喫煙状態に関する情報は入手できず、英国とロシア連邦の喫煙習慣の違いが出生コホートの影響におけるこれらの差異を説明する可能性がある。</p>
<p>(169) 入手可能なすべての放射線以外の因子を考慮して、外部ガンマ線とプルトニウムによる内部アルファ線の両方に起因する放射線量に関連する ERR が推定された。バックグラウンド率に影響する因子はコホート（すなわち、MWC と SWC）、性別、到達年齢、出生コホートで、放射線リスク推定値に影響する因子は性別と到達年齢であった。プルトニウムによる肺への累積内部アルファ線量という観点での放射線リスクのプール解析は、ERR Gy⁻¹ 推定値が 2 つのコホートそれぞれについて得られた値と矛盾しないことを明らかにした。</p>
<p>(170) 肺がん罹患率のプルトニウム線量反応関係を調査したところ、SWC では比較的低線量で、すなわち、マヤークの肺溶解度の仮定 ($s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$) を用いた場合には 2~5 および 5~10 mGy で、そしてセラフィールドの肺溶解度の仮定 ($s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$) を用いた場合には 1~2, 10~20, および ≥ 20 mGy で、有意なリスク上昇が認められた。MWC では、リスク上昇が見られたのは、比較的高線量 ($s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合の 200~500 mGy と、$s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合の 50~100 mGy) の場合のみであった。過去の MWC 研究と同様に、プルトニウム線量反応関係は全線量域にわたって線形であることが判明し、ERR Gy⁻¹ の点推定値は、分析に含めるプルトニウム線量の範囲を限定すると、比較的低い線量に至るまで一致していることが判明した。たとえば、罹患率分析では、有意な統合 ERR Gy⁻¹ 推定値は比較的低レベルで検出可能で ($s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 0.2Gy, $s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合は 0.1 Gy)、正の ERR Gy⁻¹ 点推定値は 0.05 Gy に至るまで検出可能であり、これは全体での推定値と一致していた。</p>
<p>(171) たとえば到達年齢、性別、初回のプルトニウム被ばく時の年齢などの、プルトニウムの ERR Gy⁻¹ に対する潜在的影響修飾因子の研究では、SWC における検出力不足が妨げとなった。MWC と、その結果として統合コホートでは、性別と到達年齢が ERR Gy⁻¹ 推定値に影響を及ぼす有意な因子であることが判明した。性別は、MWC においてプルトニウムの ERR Gy⁻¹ 推定値を有意に修飾し、罹患リスクはマヤーク男性よりマヤーク女性の方が 4 倍高く、死亡リスクはマヤーク男性よりマヤーク女性の方が 2~3 倍高かった。SWC 男性の ERR Gy⁻¹ 推定値は MWC 男性の値と矛盾しないが、SWC 女性の肺がんの数は非常に少なく（死亡 10 例、罹患 8 例）、ERR Gy⁻¹ 推定値が SWC 内で性別によって異なることを許容したモデルは収束が不十分であった。到達年齢との関連では、到達年齢の上昇に伴うプルトニウムの ERR Gy⁻¹ 推定値の低下傾向が両コホートで観察され、SWC でのこの影響を検出する力は低かったが、この影響の規模は両コホートできわめて近かった（たとえば、$s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合の肺がん罹患率について、年齢の影響は MWC では $\text{Exp} [-3.04 \times \log(\text{age}/60)]$、SWC では $\text{Exp} [-5.85 \times \log(\text{age}/60)]$ であった）。</p>
<p>欧州のプルトニウム作業者の統合解析 (アルファ・リスク・プロジェクト)</p>
<p>(172) Grellier et al. (2017) は、BNFL 作業員（対照 232 例の肺線量の中央値は 0.85 mGy）について、プルトニウム肺線量による肺がん死亡の過剰オッズ比 (EOR) Gy⁻¹ は 48.8 (90%CI <0~195) を得た。これらの BNFL 作業員は、セラフィールドでプルトニウム被ばくをした。これに対し、Gillies et al. (2017) は、SOLO プロジェクトにおいて、溶解度の仮定 $s_s = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いて、セラフィールド作業員の到達年齢 60 歳での肺がん死亡の ERR Gy⁻¹ を 20.6 (90%CI <-1.5~58.6) と報告した。SOLO プロジェクトとアルファ・リスク研究から得られたセラフィールド作業員の ERR Gy⁻¹ 点推定値は 2 倍超異なっている。ただし、肺線量が異なる線量評価体系に基づいて推定されていることには留意すべきである。これらの推定値は統計的に矛盾がなく、また、CI が広く 0 を含んでいる（すなわち、過剰リスクなしと統計的に一致）。</p>
<p>(173) Grellier et al. (2017) は、アルファ・リスク研究で対象とされたすべての作業員（対照 463 例の肺線量の中央値は 1.25 mGy）について、プルトニウム肺線量による肺がん死亡の EOR Gy⁻¹ が 49 (90%CI 16~106) であることを見出した。各寄与コホートを分析から除外しても、EOR Gy⁻¹ 推定値はほとんど変化しなかった。BNFL 作業員を除外すると、EOR Gy⁻¹ は 50 (90% CI 15~117) と</p>

<p>なり、AWE コホート（対照 133 例の肺線量の中央値は 6.06mGy）を除外すると、最も低い EOR Gy⁻¹ 推定値が得られた [37 (90% CI 0.18~121)]。</p>
<p>(174) Grellier et al. (2017) の特異な結果は、BNFL 作業員（対照 960 例の線量の中央値は 38.84 mGy）の外部線量に関連する肺がん死亡率が、有意性はボーダーライン上であるが負で、EOR Gy⁻¹ は -0.46 (90%CI <0~0.16) というものであった。これは、Gillies et al. (2017) によって、SOLO プロジェクトにおいて、溶解度の仮定 $s_8 = 2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ を用いて得られたセラフィード作業員（すべての到達年齢）の相当する外部被ばく（外部線量の中央値は 16.2 mGy）の ERR Gy⁻¹ 0.18 (90%CI -0.27~0.78) と同等である。アルファ・リスク研究で対象とされたすべての作業員について、ガンマ線量（対照 1,264 例の線量の中央値は 33.86 mGy）に関連する肺がんリスク推定値は EOR Gy⁻¹ 0.44 (90%CI -0.6~0.04) であり、これは、プルトニウムアルファ粒子肺線量との間に推定される強い正の関連 [49 (90% CI 16~106) (肺吸収線量の中央値は 1.25 mGy)] と対照的であった (Grellier et al., 2017)。</p>
<p>肝臓がん</p>
<p>(175) 他の研究（マヤーク研究を除く）では、肝臓がんとプルトニウム被ばくに関連した結果が報告されている。Omar et al. (1999) は、1947 年から 1975 年の間に雇用され、1992 年まで追跡されたセラフィードのプルトニウム作業員 5,203 人において、肝臓がんと胆嚢がんによる死亡 1 例を認め、全国の率から予想された死亡数は 5.08 人であった (SMR = 0.19, $P < 0.01$)。新規発生症例（1971 年から 1986 年の間）は報告されなかったが、予想された症例数は 3.13 例であった。その後の研究で、Gillies and Haylock (2014) は、1947 年から 2002 年の間にセラフィードで雇用され、2005 年まで追跡されたプルトニウム作業員 12,272 人において、肝臓がんと胆嚢がんによる死亡 15 例と症例 30 例を認め、有意ではないが上昇した SMR は 102、標準化罹患比 (SIR) は 108 であった。外部放射線源被ばくについてのみモニタリングを受けていた作業員に対する SMR の比は 2.49 で、有意に上昇したが ($P < 0.05$)、SIR の比は 1.81 で、上昇したが有意ではなかった。</p>
<p>(176) 米国では、Wiggs et al. (1994) は、ロスアラモスで雇用された白人男性作業員 15,727 人において、肝臓がんによる死亡 15 例を認め、これは全国の率から予想される数を下回っており、これらの死亡はいずれも重大な被ばくをしたプルトニウム作業員 303 人の間で発生したものではなかった。ロッキーフラッツの白人男性作業員 5,413 人においては、肝臓がんと胆嚢がんによる死亡 3 例が認められたが (SMR は 139 で有意ではないが上昇)、これらの死亡はいずれも推定された累積の全身沈着量（遅延期間 10 年）が $\geq 74 \text{ Bq}$ のプルトニウム作業員の間で発生したものではなかった (Wilkinson et al., 1987)。</p>
<p>骨がん</p>
<p>(177) Omar et al. (1999)、McGeoghegan et al. (2003)、Gillies and Haylock (2014) は、骨がんの結果を報告し、セラフィードのプルトニウム作業員の間で死亡は認められなかった。Omar et al. (1999) と McGeoghegan et al. (2003) は骨がん症例を認めず、Gillies and Haylock (2014) は 2 例を報告した。これは比較的まれながんであるため、McGeoghegan et al. (2003) の研究で対象とされた女性においては死亡例や症例は予想されず、Omar et al. (1999) の研究で対象とされたセラフィード作業員においては、予想された死亡例はわずか 1.1 例、症例は 1 例未満であった。Gillies and Haylock (2014) の研究に含まれた 2 例により、SIR は 94 となった。</p>
<p>(178) 米国では、Voelz et al. (1997) は、第二次世界大戦中のロスアラモスでのマンハッタン計画で重大なプルトニウム被ばくをした白人男性 26 人において、骨がんによる死亡 1 例を報告した。しかし、このような少数の男性において全国の率から予想される死亡数は非常に少ないため、死亡 1 例でもきわめて有意な過剰となった ($P < 0.01$)。この男性のプルトニウムによる累積骨表面線量は 0.44 Gy と計算された。Wiggs et al. (1994) は、重大なプルトニウム被ばくをしたロスアラモスの作業員 303 人において、この骨がんによる死亡は 1991 年より前の唯一の死亡であったと報告している。Wilkinson et al. (1987) は、ロッキーフラッツの白人男性作業員 5,413 人において、骨がんによる死亡を認めなかった。</p>
<p>白血病とその他のリンパ系・造血系がん</p>
<p>(179) Omar et al. (1999) と McGeoghegan et al. (2003) は、セラフィードのプルトニウム作業員は国民集団と比較して白血病死亡と白血病症例が予想より少ないことを見出したが、Gillies and Haylock (2014) は、セラフィードのプルトニウム作業員における白血病死亡または白血病症例の</p>

<p>率が国民集団の率とほぼ同じであることを見出した。Omar et al. (1999) は、遅延期間 2 年として、CLL を除く白血病の死亡率または罹患率と合計 RBM 線量（外部線量にプルトニウム線量を加えた線量）との間に有意な線量反応関係を認めなかった。プルトニウム作業員の合計 RBM 線量の平均は 51 mSv であった。McGeoghegan et al. (2003) は、女性においても白血病リスクの線量反応関係を見出すことができず、平均累積外部線量は 23.3 mSv、評価された内部肺線量は 3.45 mSv であった（与えられなかったプルトニウムによる RBM 線量の代替とされた）。</p>
<p>(180) 唯一有意な結果が報告されたのは、リンパ系がんと造血系がんとを合わせた結果であった。Omar et al. (1999) は、白血病で見出した傾向とは対照的に、プルトニウム作業員の全リンパ系と造血系がんの罹患率について、遅延期間を 0, 10, 20 年として、累積プルトニウム線量に外部放射線量を加えた線量に従った有意な傾向を見出した。Omar et al. (1999) は、この関連はプルトニウム線量のみの場合にも存在すると報告した。この正の傾向は主に累積プルトニウム線量が > 400 mSv の 2 例、すなわち、ホジキンリンパ腫 1 例と多発性骨髄腫 1 例によるものであった。</p>
<p>(181) セラフィールド作業員の白血病死亡率と罹患率も、統合した MWC と SWC を検討する EU SOLO プロジェクトの研究対象であった。しかし、SOLO 研究の白血病の部分はまだ報告されていない。</p>
<p>(182) 米国では、Schubauer-Berigan et al. (2007) は、CLL を除く白血病の症例対照研究において、白血病リスクと合計 RBM 線量との間に正の関連を認めたが [ERR=4.0 Sv⁻¹ (95%CI -1.0~9.4)]、有意ではなかった。症例の平均累積 RBM 線量 30.6 mSv は、対照の 24.9 mSv よりわずかに高いだけであった。</p>
<p>(183) EU アルファ・リスク症例対照研究の中で白血病死亡率を検討した部分は、まだ発表されていない。</p>
<p>その他のがん</p>
<p>(184) 肺がん以外に、呼吸器がんで唯一注目すべき結果が報告されたのは胸膜がんであった。プルトニウムのモニタリングを受けていた英国の UKAEA 作業員において、被ばくの遅延期間を 10 年とした場合の胸膜がんの SMR は 392 (95% CI 106~768) で、死亡率は他の放射線作業員より有意に高かったが (RR = 6.7 ; 95% CI 1.5~28.5) 、外部放射線量に従った (有意ではない) 負の傾向が見られた (Atkinson et al., 2004) 。Omar et al. (1999) は、セラフィールドのプルトニウム作業員について有意な SMR 471 [P<0.001; O = 8, 期待死亡数 (E) = 1.70] を見出したが、この SMR をセラフィールドの他の放射線作業員の有意に高い SMR 390 (P<0.05) と比較した場合の RR は 1.15 (有意ではない) であり、胸膜がん死亡率と、外部放射線被ばくと合わせた累積プルトニウム線量について、線量反応関係は認められなかった。プルトニウム作業員の平均軟組織線量は 1.7 mSv であった。胸膜がんとアスベストばく露との間の強い関連を考えると、SMR 上昇はプルトニウム被ばくではなくアスベストばく露に起因する可能性がある (Omar et al., 1999 ; Atkinson et al., 2004) 。</p>
<p>(185) Atkinson et al. (2004) は、UKAEA 作業員において、プルトニウムのモニタリングを受けていた女性作業員の子宮がんの SMR 上昇を報告した (SMR=669, 95% CI 134~1955) 。子宮がんを子宮内膜がんに限定すると、SMR は 1538 (95% CI 173~5555) に上昇し、他の放射線作業員と比較した RR は 56.6 (95% CI 8.3~無限大) となり、死亡数はそれぞれ 3 例と 2 例であった。外部線量に従った (有意ではない) 負の傾向が認められた。</p>
<p>(186) Omar et al. (1999) は、すべてのセラフィールド作業員について、プルトニウムのクラス W を仮定した累積プルトニウム実効線量に外部放射線量を加えた線量に従った全がん死亡率の負の傾向を報告した。Omar et al. は、定義不明および二次がんによる死亡率について、一般集団と比較した SMR が 144 (P<0.05) に上昇し、他の放射線作業員と比較したプルトニウム作業員の RR が 1.90 (P<0.05) であることを見出した。累積のプルトニウム線量と外部線量の合計について、線量反応関係は認められなかった。Omar et al. (1999) は、線量の遅延期間 10 年とした場合に、膵臓がん罹患率と単独の累積プルトニウム線量との間に有意な正の関連が見られることを報告した。McGeoghegan et al. (2003) は、セラフィールド女性作業員において、他の放射線作業員と比較したプルトニウム作業員の全がん死亡率の RR が有意に上昇したことを見出した。プルトニウム作業員の SMR はごくわずかな、有意ではない上昇であり (SMR = 113) 、この過剰は他の放射線作業員のがんの症例数が少ないことに起因していた (SMR = 51) 。全がん罹患率の標準化登録比 (SRR) も、他の放射線作業員</p>

の SRR と比較した場合の RR も、ヌルとは有意に異ならなかった。累積プルトニウム線量または外部放射線量のいずれについても、有意な線量反応関係は認められなかった。

(187) Omar et al. (1999) と McGeoghegan et al. (2003) によって、セラフィールド作業における乳がんの増加が報告された。Omar et al. (1999) は、死亡 6 例に基づいてプルトニウム作業における死亡率の有意な上昇を見出し、一般集団と比較した SMR は 236 ($P < 0.05$)、他の放射線作業者と比較した RR は 7.66 ($P < 0.01$) であった。この RR の上昇は、放射線作業者の乳がん死亡例が少ないことによって生じた (SMR = 34, O = 2, E = 5.92, $P < 0.05$)。プルトニウム作業における死亡リスクは、軟組織への累積プルトニウム線量に外部放射線量を加えた線量に従って有意に変化することはなかった。がん罹患率については、有意な過剰は見られなかった (SRR = 121, O = 4, E = 3.32)。McGeoghegan et al. (2003) によるセラフィールド女性作業者の研究では、同様の結果が得られた。SMR はプルトニウム作業で 197 (O = 7, E = 3.50) であった。一方で、RR は 3.77 ($P < 0.05$) に低下したが、依然として有意であった。Omar et al. (1999) の研究と同様に、他の放射線作業者の乳がん死亡例は少なかった (SMR = 54, O = 5, E = 9.3)。罹患率については、SRR は 144 (O = 10, E = 6.9)、RR は 3.34 ($P = 0.013$) であり、これも他の放射線作業者の罹患症例が少ないことによって生じた (SRR = 69, O = 12, E = 17.3)。累積プルトニウム線量との線量反応関係は見られなかった。McGeoghegan et al. (2003) は、プルトニウム作業者に発生したものとして Omar et al. (1999) の研究に含まれた乳がん死亡のうちの 1 例について、尿試料が診断後にのみ採取されていた (そして検出限界未満であることが判明した) ことを指摘した。この死亡を除外すると、SMR は有意な上昇ではなくなった (O = 5, E = 1.15)。

プルトニウムへの環境被ばく

(188) 環境中に存在するプルトニウムから受ける線量は、主に大気圏内核兵器実験によるものや、核燃料再処理施設からの放出によって局所的に生じるものもあるが、このような線量は少なく、そういった低線量の影響についての疫学研究からは、プルトニウム被ばくによるリスクに関連する有意な結果を、説得力を持って導き出すことができない。プルトニウム被ばくによる特定のがんのリスクが著しく過小評価されている可能性を検討する研究が実施されている。たとえば、マヤークに隣接する閉鎖都市オジョルスクでの死亡率 (Deltour et al., 2015) や、大気圏内核兵器実験によるフォールアウトのピーク後の小児白血病罹患率 (Wakeford et al., 2010) などでは、プルトニウム被ばくの影響は示唆されていない。

2.4 肺がんの生涯リスクの計算

2.4.1 生涯リスクの計算方法

(189) 研究対象集団の特性 (到達年齢、追跡期間、ベースライン率など) に違いがあるため、異なるコホートから得られた ERR 推定値を直接比較することは、誤った判断につながる可能性がある。特定の被ばくシナリオで所与の年齢まで累積する個々のリスクを計算することにより、そのような違いを考慮することができる (Thomas et al., 1992)。生涯にわたって累積するリスクは通常「生涯過剰リスク」と呼ばれ、以下を用いて求められる。

- ・ 修飾因子 (到達年齢、被ばく時年齢、被ばく後経過時間など) 有り、または無しの場合、代表的な疫学研究から導出されたリスクモデル。ベースライン率の異なる集団間でのリスクモデルの転換を適切に考慮すれば、このようなモデルを用いることによって、疫学研究で検討された範囲 (被ばくレベル、性別、追跡期間、到達年齢) 外への外挿を含め、他の集団のリスク推定が可能となる。
- ・ 全原因と肺がんの死亡率または罹患率に対するベースライン基準率。これにより、被ばくがない場合の肺がんのベースライン生涯リスクを計算することができる。リスクモデルが相対ベースで記述される場合 (すなわち、ERR ベースのモデル)、ベースライン率も生涯リスク計算の一部である。
- ・ 仮定の摂取条件に基づく被ばくシナリオ。

(190) 生涯過剰リスクは、がん罹患率または死亡率のいずれについても推定することができる。本刊行物でレビューした証拠は、プルトニウム被ばくに関連する肺がん死亡の生涯リスクの計算に必要なすべての要素を提供すると考えられる。

<p>(191) 説明のために、プルトニウム被ばくのシナリオに関連する肺がん死亡の生涯リスクを、男性作業員について計算した。生涯期間は、作業員について委員会が一般に考えている 90 年とした。使用した方法は、NRC (2005) と Thomas et al. (1992) に説明されている生涯寄与リスクの計算である。生涯寄与リスクは、放射線被ばくしていない集団の生存関数を用いて計算され、より一般的な被ばく誘発死亡リスクの近似である。これは、リスクが推定されている同じ放射線被ばくに起因する死亡を説明する生存関数を用いて計算される。</p>
<p>(192) 肺がん死亡の生涯過剰リスクの計算は、Sokolnikov et al. (2015b, 2017) によって、特に高線量被ばくした就労年齢 (18~70 歳) のロシア人男性集団について、Gilbert et al. (2013) によって提示されたパラメータを用いて行われた。本刊行物では、同様のアプローチが用いられた。それは、Thomas et al. (1992) と NRC (2005) によって説明されている方法と一致し、更新された線量評価モデルとリスク係数を使用して、プルトニウム被ばくの単位シナリオおよび基準としての欧米のベースライン死亡率データに基づくものである。</p>
<p>2.4.1.1 リスクモデル</p>
<p>(193) MWC から導出された最新のリスクモデルが選択され、プルトニウム摂取に起因する肺への放射線量と肺がん死亡の ERR との関連が定量化された。このモデルでは、線量とリスクとの間に線形関係を考え、この関連では到達年齢の上昇に伴って著しく減少する (修飾効果)。到達年齢 a (単位は歳) での累積肺線量 d (単位は Gy) についてのモデル方程式は、以下の通りである。</p> $ERR = \beta \cdot d \cdot e^{[\alpha \ln(a/60)]}$ <p>ここで、β は ERR Gy⁻¹、α は年齢の修飾効果を反映する係数である。</p>
<p>(194) このモデルは Gillies et al. (2017) によって発表されたもので、MWDS-2013 ($s_0 = 2.5 \times 10^{-4}$ day⁻¹) を用いて推定されたプルトニウム肺線量に基づいている。このモデルでは、到達年齢 60 歳での男性の ERR 推定値は 4.74 Gy⁻¹ (90% CI 3.53~6.24)、到達年齢の修飾効果 $\alpha = 2.74$ (95% CI -4.51~-1.04) であった。肺線量と肺がん死亡との間の遅延期間は 10 年が考慮された。</p>
<p>(195) 図 2.2 には、Gillies モデルの到達年齢に伴う ERR Gy⁻¹ の変動を示し、Gilbert et al. (2013) が発表した MWC 分析から得られた以前のモデルを用いて得られた ERR Gy⁻¹ と比較した。Gilbert モデルは、古い線量評価体系 (MWDS-2008) を用いて推定されたプルトニウム肺線量 (遅延期間 5 年) に基づいていた。このモデルでは、到達年齢 60 歳での男性の ERR 推定値は 7.4 Gy⁻¹ (95% CI 5~11)、到達年齢の修飾効果 $\alpha = -3.1$ (95% CI -5.4~-0.8) であった。</p>
<p>2.4.1.2 基準率</p>
<p>(196) 用いられた基準ベースライン率は、欧米人男性混成集団の全死亡率と肺がん死亡率の両方について <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) に示されているものである。欧米人男性の基準死亡率を使用して、マヤーク作業員について導出されたリスクモデルとの一貫性を持たせた。図 2.3 には、年齢に伴う肺がんベースライン率の推移を示す。40~44 歳 (100,000 人年あたり 7.19) 以降、80~84 歳 (100,000 人年あたり 464.57) まで、率は急激に上昇し、その後低下している。これらの率に基づく、20 歳から 89 歳までの累積ベースラインリスクは 10,000 人当たり 631 人である (図 2.4)。</p>
<p>2.4.2 プルトニウムの単位摂取シナリオ</p>
<p>(197) さまざまな被ばく状況の生涯リスク推定値を比較できるようにするため、4 つの被ばくシナリオが検討された。それらは、急性摂取または 10 年間の慢性摂取のいずれかを仮定した、硝酸塩 (中程度に可溶性) または酸化物 (比較的不可溶性) の形態での ²³⁹Pu の総摂取量 1 Bq に対応するものであった。プルトニウム摂取は、急性シナリオでは 20 歳で発生、慢性シナリオでは 20 歳から 29 歳まで発生したものと見なされた。摂取時点から 89 歳までの肺の年間吸収線量が計算された。これらの計算には、<i>Publication 141</i> (ICRP, 2019) の線量評価を用いた。表 2.7 に、シナリオの特徴を詳しく示す。</p>
<p>(198) 単位摂取量に関するこれらのシナリオは、さまざまな被ばくレベルの肺線量を推定するための基礎となる。たとえば、20 歳で 1,000 Bq 急性摂取した場合の線量を計算するには、表 2.7 に示された累積線量に 1,000 を乗じる。</p>
<p>(199) 図 2.5 と図 2.6 に、<i>Publication 141</i> (ICRP, 2019) の線量評価に基づいた、硝酸プルトニウムまたは酸化プルトニウムの急性と慢性のプルトニウム摂取における年齢別の年間肺線量の分布を示す。</p>
<p>2.4.3 プルトニウムの単位摂取シナリオの生涯リスク推定の結果</p>

<p>(200) それぞれのプルトニウム被ばくシナリオの肺がん死亡の生涯リスク（急性摂取または慢性摂取、酸化物または硝酸塩。表 2.8）は、上述したマヤーク作業者の疫学研究（Gillies et al., 2017）から導出された最新のリスクモデルを使用して、<i>Publication 141</i>（ICRP, 2019）の線量評価を用いて導出された肺線量に基づいて推定されている。生涯の各年のリスクは、Gillies et al.のリスクモデルを用いて推定された ERR（遅延期間 10 年とした累積線量に基づく）に、年齢に応じた肺がん死亡のベースライン率と生存関数（ICRP, 2007）を乗じることによって得られた。生涯リスクは、20 歳での被ばく開始から 89 歳まで（すなわち、70 年）が積分されている。</p>
<p>(201) 定められた総摂取量 1 Bq に対して、溶解度の低い化合物（たとえば、酸化プルトニウム）による肺組織の累積線量は、溶解度の高い化合物（たとえば、硝酸プルトニウム）による線量より高い。本節で述べたシナリオ（表 2.7）では、線量は、溶解度の低い化合物と溶解度の高い化合物との間で 2 倍以上異なる。</p>
<p>(202) 酸化プルトニウムと硝酸プルトニウムの生涯リスク推定値（表 2.8）の差は、2 倍以下である。Gillies et al.（2017）のリスクモデルは線量に従った線形であるが、到達年齢に対するリスクの依存性も考慮している。肺線量は年齢によって異なるため（図 2.5 と図 2.6）、異なる化合物のリスクの間の差異が総累積線量の間を完全に反映するわけではない。</p>
<p>(203) 現在では、プルトニウム被ばくに起因する肺がんの生涯リスクを推定することが可能であると結論付けられる。被ばく再構築に伴う不確実性はきわめて重要であり、プルトニウム化合物の種類が異なると、累積線量は大きく異なる可能性がある（2.2.6 項）。信頼性の高い生涯リスク推定値は、摂取条件（期間、タイミング、放射能レベル、および化合物の化学形）の適切な特性化によって得ることができる。</p>
<p>2.5 考察</p>
<p>2.5.1 リスク推定の概要</p>
<p>(204) MWC の長所としては、50 年を超える追跡調査、合理的に完全な死亡率データ、隣接する閉鎖都市オジョルスクに居住する作業者の罹患率データ、個々の作業員について年間のプルトニウムと外部線量の推定値があること、線量が広範囲にわたること、が挙げられる。</p>
<p>(205) マヤークデータの重要な限界は、線量評価者の多大な努力にもかかわらず、プルトニウム線量推定値が大きな不確実性の影響を受けやすいことである。2.2.2 項で述べたように、プルトニウムモニタリングデータを有し、最新の分析で対象とされた作業員のうち約 3 分の 2 は、プルトニウム線量推定値がわずか 1 回か 2 回のバイオアッセイ測定値に基づいていた。したがって、プルトニウム線量は大きな測定誤差の影響を受けやすい。これは、調整が行われなければ推定されたリスク係数にゼロ方向にバイアスが生じることが分かっている。プルトニウム線量における不確実性のさらなる要因については、2.2.6 項で説明している。今後、線量反応分析で考慮できるようにこれらの不確実性を定量化することが期待される。さらに、プルトニウムのモニタリングは、相当量のプルトニウムに被ばくした可能性のある作業員のうち約 40%にしか実施されていなかったため、これらの作業員については、プルトニウム被ばくの代替尺度を考案しなければならなかった。</p>
<p>(206) プルトニウムのリスク推定値の大部分は、男性と女性および喫煙者と非喫煙者の混成に基づいていた。マヤーク作業員の肺がんのほとんどは男性喫煙者に発生したため、女性と非喫煙者のリスク推定値はきわめて不正確であり、他の集団でのリスク推定におけるマヤークデータの有用性は限定的である。男性喫煙者のリスクを推定する場合でも、MWC の喫煙データには喫煙量（1 日当たりの喫煙本数）や喫煙期間に関するデータが含まれていないため、推定値は十分に適切ではない可能性がある。</p>
<p>(207) これらの限界にもかかわらず、MWC は、肺がんのプルトニウム線量反応関係について合理的に正確な推定値を提供し、他のタイプのがん、特に肝臓がんと骨がんの線量反応関係を評価する機会を提供している点で特異である。これは、プルトニウムが肝臓と骨表面に沈着するためである。プルトニウムによる臓器・組織線量との関連で、マヤーク作業員の肝臓がんと骨がんの過剰リスクが示唆されており、これは肝臓がんより高いが、死亡数と症例数が限られていることが、線量反応曲線の形状とリスク修飾因子を含めて、これらのがんの ERR Gy⁻¹を推定するための確かな推論の妨げとなっている。</p>

(208) 今のところ、MWC 以外のプルトニウム作業者の研究結果は、プルトニウム沈着に関連する標的臓器・組織のリスク上昇について一貫した示唆を提示していない。ただし、データは限定的である。
(209) Gillies et al. (2017) による SWC の分析は、プルトニウム肺線量による肺がんリスクの有意な上昇という一貫したパターンは示さなかったが、肺がんの ERR の点推定値は、死亡率と罹患率のいずれも、両方の肺溶解度の仮定で、すべての線量群で正であった。さらに、Grellier et al. (2017) による EU のプルトニウム作業者の研究は、プルトニウムアルファ粒子による肺線量と肺がん死亡率との間に有意な正の関連を見出した。
2.5.2 研究の比較
(210) MWC におけるリスクのパターンは、ラドン子孫核種に被ばくした地下硬岩鉱山労働者において特定されたパターンと比較することができる (Marsh et al., 2014)。肺がんについては、マヤーク作業場で観察された到達年齢に伴う ERR Gy ⁻¹ の低下の程度は、BEIR VI 委員会によって分析された 11 の地下鉱山労働者コホートに基づくもの (NRC, 1999) ときわめて近かった。BEIR VI で評価された 11 のコホートに関するデータ、およびチェコ、フランス、ドイツの鉱山労働者コホートのより最近のデータ (Tomasek et al., 2008 ; ICRP, 2010 ; Kreuzer et al., 2018) とは対照的に、被ばく後経過時間に伴うリスク低下の証拠は認められなかった。
(211) MWC と、被ばく時年齢が 15~60 歳であった日本の原爆被爆者の LSS コホートのデータに関する並行分析が、Gilbert et al. (2013) によって行われた。MWC における男性のプルトニウム被ばくの 60 歳での ERR 推定値は、肺等価線量 (すなわち、アルファ粒子に対する w _R 20 を使用) Sv 当たりで表すと 0.35 (95% CI 0.24~0.50) であり、LSS 死亡率データに基づく推定値 0.36 (95% CI 0.04~0.78) 、または LSS 罹患率データに基づく推定値 0.34 (95% CI 0.05~0.72) とほぼ同じであった (Gilbert et al., 2013 ; Marsh et al., 2014)。女性と男性の ERR 推定値の比も、MWC と LSS コホートで同程度であった。しかし、LSS に基づく推定値の CI は広く、はるかに小さいまたは大きい線質係数と矛盾しなかった。LSS コホートの ERR は、MWC の ERR とは異なり、到達年齢に伴う低下を示さなかった。上述の MWC と LSS の ERR の比較は、MWC と LSS コホートの推定値の中間となる到達年齢パラメータを含む分析に基づいた。
(212) マヤーク男性作業者の到達年齢 60 歳での肺がん死亡率について、溶解度の仮定 $s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合のプルトニウム肺線量の ERR Gy ⁻¹ は 4.74 (90%CI 3.53~6.24) であった (Gillies et al., 2017)。これは、Gilbert et al. (2013) によって得られた相当する ERR Gy ⁻¹ 推定値 7.4 (90%CI 5.0~11) と同程度である。ただし、Gilbert et al. (2013) は線量の遅延期間を 5 年としたのに対し、Gillies et al. (2017) は線量の遅延期間を 10 年としたこと、また、Gillies et al. (2017) が使用した肺線量推定値は更新された線量評価体系に基づいていたことには留意すべきである。
(213) マヤーク男性作業者の到達年齢 60 歳での肺がん罹患率について、溶解度の仮定 $s_s = 2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ を用いた場合のプルトニウム肺線量の ERR Gy ⁻¹ は 5.27 (90%CI 3.83~7.12) であった (Gillies et al., 2017)。これは、Labutina et al. (2013) によって得られた相当する ERR Gy ⁻¹ 推定値 7.1 (95% CI 4.5~10.9) と同程度である。ただし、Labutina et al. (2013) に対して、Gillies et al. (2017) が使用した肺線量推定値は更新された線量評価体系に基づいていた。いずれの研究も、線量の遅延期間 10 年を用いていた。
(214) Gillies et al. (2017) の MWC と SWC のプール解析から得られたプルトニウム肺線量に関連する肺がんリスクの最終的な推定値は、死亡率と罹患率のいずれも、またどちらの肺溶解度の仮定を用いても、60 歳男性で ERR = 5~8 Gy ⁻¹ の範囲内であった。これらのリスク推定値は、マヤーク作業者の過去の研究で得られた値ときわめて近い。
(215) さらに、外部ガンマ線との関連で、統合した MWC と SWC から推定された肺がんの ERR Gy ⁻¹ は、肺へのガンマ線量 1 Gy 当たり 0.2~0.4 であり、これは、マヤークとセラフィールド作業員、ならびに低 LET 放射線に被ばくした人の他の集団に関する過去の調査結果と同程度である。
(216) 肺がんとプルトニウム被ばくに関する研究の大部分は、被ばくから影響までの潜伏期間に対応するため、線量の遅延期間 5 年または 10 年を用いている。Gilbert et al. (2013) は線量の遅延期間を 5 年としたが、Gillies et al. (2017) は線量の遅延期間を 10 年とした。Gillies et al. (2017) は補完分析で線量の遅延期間 5 年を検討したと述べていたが、結果は示されなかった。これらの線量の遅延

期間は文献で一貫しており、鉱山労働者の研究での肺がんとラドン被ばくについては、現在では一般に遅延期間 5 年が適切と考えられている (ICRP, 2010)。また、全固形がんについての初期の研究では遅延期間 10 年が用いられていたが、現在では遅延期間 5 年がより一般的に採用されている (NRC, 2006 ; UNSCEAR, 2008)。

2.5.3 長所と限界

(217) プルトニウム被ばくした作業者の研究間で結果に一貫性がないことは、各研究でプルトニウム作業員として特定された作業員数が比較的少ないことを考えると、驚くべきことではない。コホート研究の平均追跡調査期間は 20 年を超えており、職業被ばくに関連するがんを特定するのに十分な潜伏期間があるが、コホートでの死亡の割合が比較的低いことに加えて、プルトニウム作業員として特定された作業員数が少ないことによって、研究の検出力は低下した。

(218) さまざまな研究が標準的な方法を分析に使用していた。死亡率データのみを検討した研究 (Brown et al., 2004 ; Wing and Richardson, 2005 ; Grellier et al., 2017) もあれば、罹患率も考察した研究 (Omar et al., 1999 ; McGeoghegan et al., 2003) もあった。

(219) いくつかの研究は、プルトニウム臓器・組織線量の線量-リスク関係の推定値を提示していなかった (Omar et al., 1999 ; McGeoghegan et al., 2003 ; Wing et al., 2004)。Omar et al. (1999) と McGeoghegan et al. (2003) は、プルトニウムのモニタリングと外部放射線被ばくに基づいて臓器・組織線量推定値を計算したが、これらのプルトニウム線量推定値のみに基づくリスク推定値は示さなかった。代わりに、外部線量と合わせたプルトニウム線量に従った傾向の分析の結果を示した。Wing et al. (2000, 2004) と Atkinson et al. (2004) によるその他の研究は、プルトニウム被ばくのモニタリングの有無に基づいて、作業員コホートを層別化した。これらの研究の大部分は、外部放射線量の観点からプルトニウム作業員のリスクを推定したが、外部放射線被ばくの決定に使用されたデータと方法に明らかな違いがあったことを考えると、プルトニウム被ばくに関するこれらの推定値の関連性は疑わしい。

(220) 統合した MWC と SWC で Gillies et al. (2017) によって得られた、外部被ばくと内部プルトニウム被ばくの両方についての肺がんの ERR Gy⁻¹ 推定値は、これらのコホート間のリスクの比較可能性を示している。これは、コホートの統合は許容可能であり、それによって統計的検出力が高まり、より広範囲の線量についての研究が可能となることを示唆している。

(221) 今のところ、プルトニウム被ばくに関連するがんリスクの唯一の確固たる証拠は、MWC の研究から得られた知見に基づいている。しかし、被ばくの規模と、MWC で異なる線量評価方法が用いられたことは、このコホートから導出されたリスクを低線量に外挿できるか否か、また他のコホートに適用できるか否かについて、相当な不確実性があることを意味している。SWC は、長期にわたって個人のプルトニウムモニタリングデータを入手できる、数少ない利用可能なコンパニオンコホートの 1 つであり、プルトニウムのモニタリングを受けていて低線量域をカバーする作業員 12,000 人以上の約 500,000 件の尿試料結果が利用可能である。したがって、MWC と SWC は、プルトニウム被ばくに関連する健康影響を研究するための補完的資源となる。統一された線量評価方法の中でこれらのコホートを統合することによって、MWC 単独で行うよりも広い線量域にわたるプルトニウムのリスクの研究が可能となる。

(222) 統合した MWC と SWC で得られた結果は、推定された肺がんリスクが他のコホートにも適用可能であることを示唆している。それは、2 つの寄与コホートでプルトニウム被ばくに関連する同等のリスクが認められたためである。しかし、現時点では、SWC におけるリスクの検出力は比較的 low、初期の尿試料結果に基づく線量評価をめぐる大きな不確実性が妨げとなっている。MWC においては、影響の検出力は中線量域から高線量域までは高いが、低線量域での影響の検出力は、追跡調査の大部分について MWC で設定されていた検出限界が比較的高かったことが妨げとなっている。MWC については、1982 年より後の作業員をコホートに追加することや、相当量のプルトニウムに被ばくした可能性があるがモニタリングを受けていなかった作業員の線量を再構築することによって、低線量域での影響の検出力が向上する可能性がある。SWC における影響の検出力は、追跡調査の延長によって高めることができる。それにより、質の高い試料結果に基づく線量評価を有するセラフィールド作業員のサブコホートのデータが増えるであろう。また、初期のセラフィールド作業員の線量評価を改善させる取り組みや、プルトニウムの職業-被ばくマトリクスの作成によって、検出力を高めることができる (de Vocht et al., 2019 ; Riddell et al., 2019)。

2.5.4 肺がんにおけるプルトニウムの生物効果比

(223) さまざまな種類の電離放射線の RBE, すなわち, 細胞または動物に関する実験研究から主に推定されるのと同じレベルの指定された影響を生じる 2 種類の放射線の吸収線量の比は, 放射線防護目的で委員会 (ICRP, 2007) が勧告する w_R 値の基礎である。最近発表されたプルトニウム被ばくによるリスクに関するマヤークの研究, および 2.4 節で示された生涯リスク推定値は, 特にプルトニウムから放出されるアルファ粒子の RBE, そしてアルファ粒子全般の RBE を評価するために使用することができる。アルファ粒子について, *Publication 103* (ICRP, 2007) では, 放射線防護目的で等価線量と実効線量を計算する際の w_R 値として 20 を勧告している。

(224) 統合した MWC と SWC において Gillies et al. (2017) によって得られた, 外部被ばくと内部プルトニウム被ばくの両方についての $ERR\ Gy^{-1}$ から, プルトニウムから放出されるアルファ粒子の RBE と, その結果としての肺がんリスクを推定することができる。この調査から得られた点推定値は 10~30 の範囲内であり, リスク推定それ自体と線量測定および推定の両方の不確実性を考えると, アルファ粒子の w_R 値として放射線防護で現在採用されている 20 という値の妥当性が概ね確認されたと考えられる。

(225) 本項では, マヤーク作業員から導出された Gillies et al. (2017) のリスクモデルを用いて推定されたプルトニウム被ばくの肺がん死亡の生涯リスク (2.4.1 項) と, 日本の原爆被爆者の LSS から導出されたリスクモデルに基づく肺がん死亡の生涯リスクとを比較することによって, 高エネルギー光子と比較したプルトニウムアルファ粒子の生物学的効果を検討する。この検討において, プルトニウムの健康影響を比較するための基準放射線は高エネルギー光子であり (すなわち, ガンマ線と比較したアルファ粒子), 健康エンドポイントは肺がん死亡である。アルファ粒子の生物学的効果は, 肺の年間吸収線量 (Gy) で表される高エネルギー光子への被ばくによる生涯リスクに対するプルトニウム被ばくによる生涯リスクの比として推定される。この線量は, 2.4.2 項で述べたプルトニウム摂取シナリオそれぞれについて推定されたものと同一である。

(226) 高エネルギー光子への被ばくによる生涯リスクは, Ozasa et al. (2012) によって報告された LSS コホートの肺がん死亡率のリスクモデルを用いて推定されている。LSS には, 追跡調査期間が 1950 年から 2003 年までの 86,611 人が含まれていた。LSS コホート構成員の加重線量は, DS02 線量評価体系を用いて, ガンマ線量に中性子被ばくによる小さい寄与を加えた線量に基づいて推定された。肺がん死亡率の線量反応関係は, 計 1,558 例の肺がん死亡に基づいて, 肺吸収線量の推定値 (単位 Gy) を用いて導出されている。

(227) LSS コホートの肺がん死亡率について, ERR と EAR モデルが導出されている。モデルは, 年齢と性別という修飾因子によって調整され, 線量に対して線形の反応を示す。

$$ERR\ or\ EAR = \beta d \cdot \exp[\tau e^* + \nu \ln(a^*)] \cdot (1 + \sigma s)$$

ここで, d は肺線量, s は性別, e^* は $\frac{(e-30)}{10}$, e は被ばく時年齢, a^* は $a/70$, a は到達年齢, σ , τ , および ν は影響修飾の係数である (表 2.9)。

(228) ERR モデルについて, β は, 30 歳での被ばく後, 到達年齢 70 歳での単位線量 (Gy) 当たりの性平均の ERR である。EAR モデルについて, β は, 30 歳での被ばく後, 到達年齢 70 歳での単位線量当たり (10^4 人年 Gy 当たり) の性平均の EAR である。

(229) 高エネルギー光子への被ばくによる生涯寄与リスク (Thomas et al., 1992 ; NRC, 2005) は, Ozasa et al. (2012) による ERR モデルと EAR モデルに基づいて, (i) 2.4.2 項で述べた被ばくシナリオに対応する肺線量, (ii) *Publication 103* の欧米人男性混成集団 (ICRP, 2007) の肺がん死亡のベースライン率と生存関数, (iii) 最小潜伏期間を表す 10 年の遅延期間 [Gillies et al. (2017) の主解析と同様], を使用してそれぞれ推定された。生涯の各年のリスクは, 最後の 10 年間の被ばくを除く (すなわち, 遅延期間 10 年), すべての過去の被ばく年の年間線量によるリスクを合計することによって導出され, EAR モデル (EAR リスク予測) によって, または ERR にその年齢での肺がん死亡のベースライン率を乗じる (ERR リスク予測) ことによって計算された。いずれのリスク予測も, 生存関数によって重み付けされた (ICRP, 2007)。生涯リスクは, 20 歳での被ばく開始から 89 歳まで積分された。

(230) 日本の LSS から得られた生涯リスクを, *Publication 103* (ICRP, 2007) で勧告されている DDREF 値 2 で除した。これは, 2.4.2 項で述べたプルトニウム摂取シナリオとの比較に適する慢性被

<p>ばく状況に、ガンマ線に急性被ばくしたコホートから得られたリスクモデルを適用させるためである。</p>
<p>(231) 表 2.10 に、生涯リスクの計算結果を示す。アルファ粒子被ばくによる肺がん死亡リスクは、被ばくシナリオとモデルの選択 (ERR または EAR) に応じて、高エネルギー光子への低レベル被ばくによるリスクの約 15~22 倍大きい。</p>
<p>(232) 上述の結果は、高エネルギー光子に対するプルトニウムアルファ粒子の RBE が、ERR モデルに基づく場合には約 15~16、EAR モデルに基づく場合には 19~22 となることを示唆している。LSS モデルから導出された生涯リスク推定値に DDREF 値 2 を適用しない場合、RBE 推定値は 2 分の 1 になる (7~11 の値を示す) ことに留意されたい。</p>
<p>2.5.5 肺がんにおけるラドンの生物効果比との比較</p>
<p>(233) <i>Publication 115</i> (ICRP, 2010) では、比較的低レベルの被ばくの研究を含む地下鉱山労働者の疫学研究のレビューに基づいて、ラドンとその子孫核種への単位被ばく量当たりの肺への損害 (デトリメント) として、ワーキングレベルマンス (WLM) 当たり 5×10^{-4} ($1.4 \times 10^{-4} / (\text{mJh m}^{-3})$) という名目リスク係数が採用された。生涯リスクの計算に使用されたリスクモデルは、鉱山労働者研究から得られた ERR モデルで、被ばく率と被ばく後経過時間による修飾効果を考慮し、被ばくと肺がん死亡との間の最小遅延期間は 5 年とされた (ICRP, 2010)。肺がんのベースライン率は、<i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) の男女および欧米人とアジア人の混成集団にわたって平均された基準率であった。検討された被ばくシナリオは、18 歳から 64 歳までの成人期に 1 年当たり 2 WLM の一定した低レベルの被ばくをしたというもので、90 歳までのリスクが推定された。男女および欧米人とアジア人の集団にわたって平均された基準率の代わりに、欧米人男性のベースライン率のみを用いて再度計算すると、生涯リスク推定値はおよそ $7 \times 10^{-4} / \text{WLM}$ となる (ICRP, 2010)。</p>
<p>(234) <i>Publication 137</i> (ICRP, 2017) では、アルファ粒子の w_R 値 = 20 (ICRP, 2007) を用いて、男性鉱山労働者のラドン子孫核種への被ばくによる肺等価線量 $24.3 \text{ mSv} / (\text{mJh m}^{-3})$ ($86 \text{ mSv} / \text{WLM}$) が計算された。これは、2.2.3 項で定義された肺の加重吸収線量 $4.3 \text{ mGy} / \text{WLM}$ に相当する。</p>
<p>(235) したがって、<i>Publication 115</i> (ICRP, 2010) で検討されたラドン被ばくのシナリオは、18 歳から 64 歳までの肺の吸収線量率 $8.6 \text{ mGy year}^{-1}$ に相当し、合計被ばく量 94 WLM は合計の肺吸収線量 0.40 Gy に相当する。欧米人男性の生涯 EAR 値 $7 \times 10^{-4} / \text{WLM}$ (ICRP, 2010) と肺の加重吸収線量 $4.3 \text{ mGy} / \text{WLM}$ (ICRP, 2017) から、相当する肺線量当たりの肺がんの生涯リスクは 10^4 人当たり 1 Gy 当たり死亡 1,628 例 (すなわち、0.16 Gy^{-1}) となる。</p>
<p>(236) 比較のため、同じ被ばくシナリオで、表 2.9 に示した Ozasa et al. (2012) の ERR モデルを用いて、高エネルギー光子への被ばくによる、90 歳まで積分された生涯寄与リスクが推定された。18 歳から 64 歳までの肺の年間吸収線量 $8.6 \text{ mGy year}^{-1}$ という同じ推定値が使用された。また、欧米人男性についての <i>Publication 103</i> (ICRP, 2007) の肺がん死亡のベースライン率と生存関数が用いられ、<i>Publication 115</i> (ICRP, 2010) と同様に、最小潜伏期間を表す遅延期間は 5 年とされた。LSS の ERR モデルによる過剰リスクを導出するために DDREF 値 2 が適用され、10^4 人当たり 1 Gy 当たりの過剰死亡は 113 例 ($1.13 \times 10^{-2} \text{ Gy}^{-1}$) という値が得られた。</p>
<p>(237) 表 2.11 は、プルトニウム、ラドン子孫核種、高エネルギー光子への被ばくについて、単位肺線量当たりの肺がん死亡の生涯過剰リスクを比較したものである。ラドン子孫核種から放出されるアルファ粒子への被ばくによるリスクは、高エネルギー光子への被ばくによるリスクの約 14 倍で、これは、プルトニウム被ばくによるリスクと光子被ばくによるリスクとの間の約 15~16 倍と一致する。これらの数値は、光子に対するアルファ粒子の肺がん死亡の生物学的効果が約 14~16 であることを示唆する。</p>
<p>2.5.6 推定された生物効果比の値の解釈</p>
<p>(238) プルトニウムとラドン子孫核種について推定された RBE 値は、アルファ粒子について ICRP が勧告する w_R 値と同等である。しかし、アルファ粒子の生物学的効果に関する推論の大部分は動物のがんの研究または細胞の形質転換の研究 (NCRP, 1990 ; Muirhead et al., 1993) に基づいているのに対し、ここに示した結果はヒトの疫学データに基づいている。このような「リスクの同等性」というアプローチは、既にラドンについて ICRP が使用しているが (ICRP, 1993)、同等性は損害 (デトリメント) という観点からであり、ここでの場合のように単一の臓器についてはなかった。</p>

<p>(239) したがって、本刊行物で導出された RBE 値を解釈する際、特に他の放射性核種と比較する際、または w_R 値について考察する際には、注意が必要である。それは、w_R 値はすべてのアルファ粒子放出源によるすべての影響を包含することを意図しているが、本計算では特定のアルファ粒子放出体の肺がん死亡率のみが考慮されているためである。たとえば、プルトニウム関連のがんリスクが肝臓と骨について観察されているが (2.3.1 項)、これらにはアルファ線の異なる RBE が適用される可能性がある。</p>
<p>(240) また、リスクモデルのパラメータ値の統計的不確実性、線量評価に関連する不確実性、リスク転換 (ERR または EAR リスクモデル) および DDREF に関連する不確実性、喫煙の影響に関連する不確実性 (2.5.1 項) などの重要な不確実性が、導出された生物学的効果に関連している。たとえば、LSS の EAR モデルを鉱山労働者の被ばくシナリオに適用すると、10^4 人当たり 1 Gy 当たりの死亡数は 80 という低い推定値になる (死亡数 85~107 の代わりに、表 2.11)。同様に、(5 年の代わりに) 遅延期間 10 年を考慮すると、やや低い値になる。X 線か高エネルギーガンマ線か、基準とする光子放射線のエネルギーの選定は、RBE の推定に影響を及ぼし得るもう 1 つの要因である。</p>
<p>(241) したがって、留意すべき点は、プルトニウムとラドン子孫核種から放出されるアルファ粒子についてここで推定された RBE 値は、致死的な肺がんのリスクのみに関するもので、特定の被ばくシナリオに対応するが、w_R は放射線防護のための判断値であり、他の種類のがんを含めたアルファ線のすべての影響に適用されるということである。最後に、実効線量に対する内部アルファ粒子放出体による肺線量の寄与は、肺の組織加重係数 w_T に割り当てられた数値に正比例する。</p>
<p>2.5.7 不確実性の潜在的影響</p>
<p>(242) 2.2.6 項で述べたように、バイオアッセイデータに基づく内部線量評価に関連する不確実性はかなり大きい可能性がある。それでも、職業上のプルトニウム被ばくによる部位固有のがんを評価する疫学研究では、線量評価における不確実性を一般に考慮していない。良くて、これらの不確実性の影響を定性的に考察する程度である。一般に、線量の点推定値のみが入手可能で、不確実性の推定値はない。</p>
<p>(243) 線量の不確実性に加えて、疫学デザイン (たとえば、選択バイアスや確認バイアス、追跡不能、統計的検出力、交絡など) や、放射線被ばくとリスクとの関連のモデリング (たとえば、線量-リスク関係の形状、線量-リスク関係の修飾因子など) に関係する、その他の限界が存在する可能性がある (UNSCEAR, 2018)。</p>
<p>(244) MDWS-2013 と Gillies et al. (2017) のリスクモデルは、喫煙者と非喫煙者の混成集団に適用される。肺がん死亡のリスクは、欧米人男性混成集団について推定されており、これも喫煙者と非喫煙者の両方を含む集団である。しかし、MWC とリスクが推定された欧米人男性集団では、喫煙率と喫煙レベルが異なる可能性がある。</p>
<p>(245) 生涯肺がん死亡リスクを計算するため、2.4.2 項で示した所与の被ばくシナリオについて、年齢全体の年間肺線量の分布の計算を、<i>Publication 141</i> (ICRP, 2019) の代わりに MWDS-2013 でも行った。MWDS-2013 を用いると、肺線量は、表 2.7 に示した線量と比較して酸化物では約 25% 低くなり、硝酸塩では約 2 倍となった。単位摂取量当たりの生涯リスクに対する線量評価体系の影響は、線量の大きさに対する影響と同程度で、MWDS-2013 を用いると、生涯リスクは酸化物では 20% 低くなり、硝酸塩では約 2 倍となった (表 2.7 に示した結果と比較して)。しかし、どちらの線量評価体系でも 1 Gy 当たりの生涯リスクは同程度で、MWDS-2013 では $0.15 \sim 0.19 \text{ Gy}^{-1}$、<i>Publication 141</i> (ICRP, 2019) の線量評価では $0.14 \sim 0.17 \text{ Gy}^{-1}$ という値であった。同様に、プルトニウムアルファ粒子への被ばくと ERR モデルを用いた高エネルギー光子への被ばくによる肺がん死亡リスクの比は、MWDS-2013 を用いた場合、約 16 であった [表 2.8 に示した、<i>Publication 141</i> (ICRP, 2019) を用いた場合の範囲 15~16 と同程度]。これらの結果は、所与の被ばくシナリオについて年齢全体の年間肺線量の分布を計算するために使用された線量評価体系の選定は、1 Gy 当たりの生涯肺がん死亡リスクの計算において、それほど感受性の高い因子ではないことを示唆している。ただし、疫学分析でマヤーク作業員の線量の計算に使用される線量評価体系は、重要な因子である。</p>
<p>(246) 肺の各標的領域の吸収線量は、個別に計算される。表 2.7 で検討された肺線量 (すなわち肺の加重吸収線量) は、肺の BB, bb, AI 領域の吸収線量の算術平均であり、肺等価線量の計算のために <i>Publication 130</i> (ICRP, 2015a) で適用された損害 (デトリメント) の均等な按分と一致する。しかし、約 0.6 : 0.3 : 0.1 という按分係数 ($A_{BB} : A_{bb} : A_{AI}$) は、喫煙者と非喫煙者から成る一般集団に</p>

おける肺がんのタイプの領域分布に沿ったものである（98 項）。委員会のデフォルト値（ $1/3 : 1/3 : 1/3$ ）の代わりにこれらの値を仮定すると、単位摂取量当たりの肺の加重吸収線量は、硝酸プルトニウムと酸化プルトニウムでそれぞれ約 1.5 と 2.2 倍低下する（100 項）。線量評価計算と疫学分析それぞれを繰り返さなければ、1 Gy 当たりの生涯リスク推定値に対する異なる按分係数の影響を推測することは難しい。しかし、1 Gy 当たりの生涯リスク推定値は、約 0.6 : 0.3 : 0.1 の按分係数を用いると約 1.5~2 倍に上昇すると考えられる。これに対応して、RBE 推定値は約 1.5~2 倍に上昇すると考えられる。

(247) 肺がんによる死亡の生涯リスクは、ラドン子孫核種への被ばくに基づいて欧米人男性混成集団についても算出された（2.5.5 項）。委員会のデフォルト値（ $1/3 : 1/3 : 1/3$ ）の代わりに、約 0.6 : 0.3 : 0.1 という按分係数（ $A_{BB} : A_{bb} : A_{AI}$ ）を仮定すると、単位被ばく量当たりの肺の加重吸収線量は約 1.2 倍に増加する（ICRP, 2017）。その結果、ラドン子孫核種への被ばくに基づく 1 Gy 当たりの肺がんによる死亡の生涯リスク推定値と RBE 推定値は、約 0.6 : 0.3 : 0.1 の按分係数を用いると約 1.2 倍低下すると考えられる。

(248) プルトニウムまたはラドン子孫核種から放出されるアルファ粒子による遷延被ばくと、LSS コホートにおける中・高ガンマ線量での急性被ばくとの間の肺線量当たりのリスクの比較は、LSS のリスク推定値に DDREF を適用して行われる。これらのリスクの比として、肺のアルファ線被ばくについてここで推定される RBE 値は、仮定された DDREF 値に比例する。それは、 w_R は低レベルガンマ線被ばくに関する RBE 値に基づくためである。すべてのタイプの固形がんについてのリスク係数の導出には、2 という値が委員会によって使用されている。委員会による DDREF 値 2 の選択は、実験データの線量反応の特徴と、1990 年代に利用可能であった LSS の疫学データに基づいている（ICRP, 1991）。さまざまな分析（Kocher et al., 2005, 2018, 2019 ; NAS/NRC, 2006 ; Wakeford et al., 2019）によって明らかにされているように、その大きさは不確かであり、この不確か性は、プルトニウムアルファ粒子と肺がん死亡率に関する現在の RBE 推定値の不確か性に伝播する。ICRP タスクグループの枠組みの中で、最新の科学的知見に関連した DDREF の妥当性の再評価が現在行われている（Rühm et al., 2015, 2016, 2018 ; Shore et al., 2017 ; Tran and Little, 2017）。LSS の ERR モデルから導出された生涯リスクに DDREF を適用しない場合、RBE 値は 14~16 ではなく約 7~8 が示唆される。

3 ウラン被ばくによるがんリスク

3.1 緒論

(249) 環境中のウランの経口摂取とウランの吸入に起因するがんリスクについての弱い証拠（3.4.4.2 を参照）を考えると、本章で行うウランの発がん性の定量的評価は、粗製錬と精製錬によるウラン鉱石の処理、化学転換、濃縮、燃料の成型加工、ならびに使用済燃料再処理に起因する吸入による職業上のウラン被ばくに限定される。地下ウラン鉱山労働者において肺がんリスクの上昇が見出されているが、この過剰は、鉱石から放出されたラドンとその壊変生成物の吸入と、ラドン子孫核種への肺の被ばくに起因している。ラドンとその子孫核種と肺がんとの関連については、*Publication 115* (ICRP, 2010) で考察されており、本刊行物では詳細に検討しない。

(250) ウランの職業上の摂取による内部放射線被ばくの可能性は、核燃料サイクルの間で異なり、工程、使用される技術、およびウラン被ばくの化学的特性に依存する。ウラン原鉱石の採鉱後、粗製錬として、鉱石の粗砕・粉碎、続いて化学浸出、浸出液からのウランの分離、そして「イエローケーキ」（重ウラン酸塩、塩基性硫酸ウラニル、酸化ウラン水和物の化学混合物で、ウランを 70~90% 含有）沈殿が行われる。ウラン転換において、イエローケーキの主成分である U_3O_8 は、水素を用いて UO_2 に還元され、次にフッ化水素酸を加えて UF_4 に、最後にフッ素と反応させて UF_6 に転換される。ガス拡散またはガス遠心分離施設は、 UF_6 中のウランにおける ^{235}U の比率を高めるために使用され、商業用では 0.72% の ^{235}U を約 3~5% まで、研究や軍事目的ではさらに高い濃度まで濃縮される。濃縮後、燃料の成型加工のため、 UF_6 は金属ウランまたは UO_2 に再転換される。使用済燃料再処理には、照射済燃料要素の酸での溶解と、それに続くプルトニウムとウランの溶液からの化学分離が含まれる。

(251) IARC は 2012 年に、ウランの発がん性について、実験動物を用いた研究から十分な証拠が得られたが、天然、濃縮、劣化ウランの混合物に被ばくしたヒトでは証拠は限定的であると結論付けた

<p>(IARC, 2012)。UNSCEAR は最近、UNSCEAR 2016 年報告書 (2017) において、実験動物の実験研究、作業者と一般集団の疫学研究におけるウランの生物学的影響に焦点を当てた広範なレビューを発表した。</p>
<p>(252) 本刊行物では、UNSCEAR 2016 年報告書 (UNSCEAR, 2017) の批判的要旨を示し、最近の疫学研究の影響について考察する。ここでは、ウラン被ばくの特定の影響に関する情報を提供する作業者の研究に焦点を当てる。ウラン鉱山労働者の研究は、主な被ばくがラドンとその子孫核種であるため除外する。</p>
<p>3.2 線量評価と毒性学的側面</p>
<p>(253) 大気中のウラン粒子の種類と大きさ、ならびに粒子に含まれるウランの化学形に違いがあることから、人体におけるウランの溶解度とその結果としての体内動態分布は著しく異なる (ICRP, 2017)。可溶性ウラン化合物を吸入した場合は、肺から血液へ速く吸収され、臓器残留と主に尿中排泄に至る。しかし、不溶性ウランは、大部分が肺に残留し、その大部分が気管支またはその他の胸郭内リンパ節に輸送されるか、あるいは肺から上がって嚥下される。結果として、各段階で存在するウランの形態が異なるため、健康ハザードは核燃料サイクルの間で異なる可能性がある (Ansoborlo et al., 2002)。</p>
<p>(254) ウランは、化合物に応じて、呼吸気道からの基準吸収タイプ [速い (F), 中位 (M), 遅い (S), F/M の中間, または M/S の中間] を表すことができ、約 0.2~2% は小腸から吸収される (ICRP, 2017)。たとえば、比較的不溶性の物質である八酸化ウランと二酸化ウランは、それらの吸収動態がタイプ M とタイプ S の中間 (M/S) であるとより正確に特徴が把握されるまでは、タイプ S が割り当てられていた (ICRP, 1994b)。</p>
<p>(255) ウランに適用可能な ICRP 体内動態モデルと線量評価モデル、ならびに物質固有の吸収パラメータ値は、<i>Publication 137</i> (ICRP, 2017) に提示されている。Anderson et al. (2013) は、米国の濃縮作業員コホートにおいて内部ウラン被ばくを推定するため、InDEP コンピュータコードで、<i>Publication 66</i> (ICRP, 1994a) と <i>69</i> (ICRP, 1995) の以前のモデルを実行した。摂取量は、最小二乗法またはベイズ法のいずれかを用いて、バイオアッセイデータに基づいて評価された。体内動態モデル、線量係数、およびバイオアッセイデータにおける不確実性は、文献と専門家の判断に基づく対数正規確率分布によって定量化され、モンテカルロ計算によって伝播された。</p>
<p>(256) ウランは重金属として、放射線量の送達に加えて化学的毒性を示す。六フッ化ウランの吸入は、高線量で刺激を誘発する。ウラン化合物の中には、比較的高い吸入被ばくで肺への影響を引き起こすものもある。しかし、低濃度 (一般に $<10 \text{ mg m}^{-3}$) への長期被ばくは、一般的には肺毒性を引き起こさない (WHO, 2001)。骨格、肝臓、生殖腺、中枢神経系、免疫系におけるウランの生物学的影響は、げっ歯類において、ヒトが被ばくする濃度を大幅に上回る濃度で観察されているが、骨代謝障害の兆候や動物の行動に若干の負の影響が示唆されたこと以外は、病的状態には至らなかった (UNSCEAR, 2016)。環境被ばくに関するヒトの研究では、飲料水中のウランの慢性経口摂取が骨代謝に及ぼす影響について、26~83 歳の男性 146 人と女性 142 人を対象として調査された。これらの対象者は、平均年齢が 13 歳で、天然のウラン含有量が高い地域の岩盤に掘られた井戸からの飲料水を使用していた (Kurtio et al., 2005)。骨吸収マーカーである CTx の上昇 ($P = 0.05$)、ならびに骨形成の指標であるオステオカルシンの増加 ($P = 0.19$) が、男性のウラン被ばく (水中のウランと摂取量) の増加と関連している可能性があるという若干の示唆があったが、女性では同様の関連は認められなかった。劣化ウランに被ばくした退役軍人には、臨床的に有意な病的状態は認められていない (Hines et al., 2013 ; McDiarmid et al., 2013)。</p>
<p>(257) ウラン毒性について検討すべき主な標的臓器は、腎臓である (WHO, 2001 ; ATSDR, 2013 ; UNSCEAR, 2016)。腎臓では、近位尿細管が主な標的と考えられている。腎機能への影響の重篤度と腎機能が正常に戻るまでに要する期間の両方がウラン被ばくレベルに伴って増加することを示唆するヒトの研究からの情報は、限られている。ウランは現在、以前から認知されている腎毒性金属 (カドミウム、鉛、水銀) ほど強力ではない腎毒性物質と見なされている。劣化ウランに被ばくした退役軍人のコホートは、1994 年以降追跡されている。対象者は、低被ばく (尿中ウラン濃度 $<0.1 \mu\text{g g}^{-1}$ クレアチニン) と高被ばく (尿中ウラン濃度 $\geq 0.1 \mu\text{g g}^{-1}$ クレアチニン、多くの場合劣化ウラン弾の破片を体内に有する) の 2 群に分類された。2 群間で腎機能のパラメータに有意差は認められず、値は正常範囲内であった。ただし、一部のパラメータの変化は有意に近かった (McDiarmid et al.,</p>

2009, 2011)。カナダ (Limson Zamora et al., 1998) とフィンランド (Kurttio et al., 2006a) では、飲料水中のウランの慢性経口摂取が腎機能に及ぼす影響が調査された。いずれの研究でも、ウラン摂取量はグルコースの尿中排泄量の増加と関連しており、フィンランドの研究では血圧へのわずかな影響も見られた。しかし、糸球体機能の障害は観察されなかった。腎臓への影響は、少なくとも濃度 0.13 mg U m^{-3} の可溶性ウラン化合物のエアロゾルに中程度の期間被ばくした動物で観察されている。しかし、 1.1 mg U m^{-3} の不溶性化合物に被ばくした動物では、腎臓への影響は認められず、有害影響を引き起こすことが観察された最低濃度は 8.2 mg U m^{-3} であった (ATSDR, 2013)。

(258) ATSDR は、動物実験とヒトのデータに基づいて、いくつかの被ばく状況下でのウランの化学的毒性の最小リスクレベル (MRL) を計算した。MRL は、特定の被ばく期間にわたる、有害影響 (急性腎障害) による評価可能なリスクはないと考えられる物質への 1 日当たりのヒトの被ばくの推定値として定義される。中程度の期間 (15~364 日間) の不溶性ウラン化合物と可溶性ウラン化合物の吸入被ばくについては、MRL はそれぞれ $0.002 \text{ mg U m}^{-3}$, $0.0008 \text{ mg U m}^{-3}$ という値が得られている。慢性 (≥ 365 日間) の不溶性ウラン化合物と可溶性ウラン化合物の吸入被ばくについては、MRL は $0.0008 \text{ mg U m}^{-3}$, $0.00004 \text{ mg U m}^{-3}$ であり、短期間 (≤ 15 日間) と中程度の期間 (15~364 日間) の可溶性ウラン化合物の経口被ばくについては、MRL はそれぞれ $0.002 \text{ mg U kg}^{-1} \text{ day}^{-1}$, $0.0002 \text{ mg U kg}^{-1} \text{ day}^{-1}$ という値が得られている。このデータベースは、慢性経口被ばくの MRL を導出するには不十分であると考えられた (ATSDR, 2013)。

(259) 世界保健機関 (WHO) は、入手可能な生物学的データと健康影響データから劣化ウランの化学的毒性のガイドライン値を導出するために、耐容摂取量 (TI) のアプローチを採用している。WHO (2001) は、可溶性劣化ウラン化合物 (タイプ F と M) の公衆の摂取限度は、1 日当たり体重 1 kg 当たり $0.5 \text{ } \mu\text{g}$ という TI 値に、不溶性劣化ウラン化合物 (タイプ S) の公衆の摂取限度は、1 日当たり体重 1 kg 当たり $5 \text{ } \mu\text{g}$ という TI 値に基づくべきであると結論付けた。1 日当たり体重 1 kg 当たり $0.5 \text{ } \mu\text{g}$ という TI 値から、可溶性劣化ウラン化合物の公衆の吸入限度は、大気中の劣化ウラン $1 \text{ } \mu\text{g m}^{-3}$ となる。また、不溶性劣化ウラン化合物の大気中濃度ガイドライン値は同じで、大気中の劣化ウラン $1 \text{ } \mu\text{g m}^{-3}$ であるが、これは公衆の線量限度 1 mSv year^{-1} に由来する。可溶性と不溶性の劣化ウラン化合物の作業員の吸入に関する 8 時間加重平均限度は、大気中の劣化ウラン $50 \text{ } \mu\text{g m}^{-3}$ である。WHO (2017) は、飲料水水質の評価に関して、この値未満ではヒト集団における影響を示す明確な証拠はないという暫定ガイドライン値に、 $30 \text{ } \mu\text{g L}^{-1}$ という値を採用した。英国王立協会の報告書は、ペルシア湾とバルカン諸国での軍事紛争に伴う劣化ウラン弾使用に関連する健康ハザードを評価した (Royal Society, 2001, 2002)。報告書の第 2 部では、腎臓に対するウランの化学的毒性の影響を検討した (Royal Society, 2002)。限定的なヒトの被ばくデータに基づいて、有害影響が検出されるのは、腎臓濃度が $0.1 \sim 0.5 \text{ } \mu\text{g U g}^{-1}$ 腎臓となる慢性摂取、あるいは腎臓濃度が約 $1 \text{ } \mu\text{g U g}^{-1}$ 腎臓となる急性摂取であることが報告された。ただし、これらのウラン濃度上昇による長期的影響 (あるとすれば) は明らかではない。これらの毒性基準値は、王立協会ワーキンググループによって検討されなかったいくつかのヒト研究を含む科学文献のさらなるレビューによって裏付けられた (Hodgson et al., 2007)。また、ヒトについて、腎臓濃度に対するウラン尿中排泄の比率は、少なくとも腎臓濃度 $3 \text{ } \mu\text{g U g}^{-1}$ 腎臓までは明らかな変化を示さないことも指摘された (Hodgson et al., 2007)。

(260) 王立協会ワーキンググループは、腎臓は回復力のある臓器であり、疾患の明らかな臨床徴候なしに腎機能の約 3 分の 2 が障害され得ると指摘した。また、ウランを大量に急性摂取した後でも、一部の異常は数年間検出可能な状態が続く可能性はあるものの、正常な腎機能を回復できることも指摘された。ヒトにおける急性ウラン中毒の長期的影響は十分に分かっていないが、後年に腎不全が発生する可能性がある (Royal Society, 2002)。

(261) 米国研究評議会委員会は、タンパク尿と糖尿病を含むウランによる腎臓への一過性の有害影響が起こり得るピーク濃度は、 $1.0 \text{ } \mu\text{g U g}^{-1}$ 腎臓であると結論付けた (NRC, 2008)。この結論に続いて、Leggett et al. (2012) はウランの化学的毒性に関する文献をレビューし、ウランの摂取による化学的毒性を防止するための基準となる主な指針を定めるために、ICRP 体内動態モデル (ICRP, 1994a, 1995, 2006) を適用し、腎臓のウラン濃度はいかなる時も $1.0 \text{ } \mu\text{g U g}^{-1}$ 腎臓を超えてはならないと結論付けた。

(262) UNSCEAR 2016 年報告書 (UNSCEAR, 2017) は、げっ歯類研究において、腎障害が発生するのは 0.1 mg kg^{-1} 全身および腎臓濃度 $> 3 \text{ } \mu\text{g U g}^{-1}$ 腎臓からであると結論付け、これが職業被ばく限度の基礎として使用されている。しかし、限られたヒト研究では、腎障害が検出されるのは、ウラ

ン濃度が $0.1 \mu\text{g U g}^{-1}$ 腎臓となる慢性被ばく後であること、そしてウランのピーク濃度が約 $1 \mu\text{g U g}^{-1}$ 腎臓となる急性摂取は検出可能な腎機能不全につながり得ることが示唆されている。Leggett (1989) が指摘しているように、腎臓におけるウランの化学的毒性のしきい値を扱った研究間の明らかな不一致は、主として毒性の認識または定義の違い、腎障害または腎機能不全の測定の感度、被ばくパターン（たとえば、急性か慢性か）、および異なる種における腎臓のウランに対する感受性に起因する可能性がある。

3.3 疫学研究

3.3.1 研究の説明

(263) 核燃料サイクル作業員における体内沈着ウラン被ばくとがんとの関連は、いくつかの広範な文献レビューとメタアナリシスの対象となっており (Guseva Canu et al., 2008 ; Zhivin et al., 2014 ; Stammers et al., 2016) , UNSCEAR 2016 年報告書 (UNSCEAR, 2017) でも扱われている。表 3.1 は、これらのデータをまとめたものであり、UNSCEAR 2016 年報告書 (UNSCEAR, 2017) の完成後に発表された 7 件の最新の研究 (Grellier et al., 2017 ; Yiin et al., 2017, 2018 ; Bouet et al., 2018, 2019 ; Zablotska et al., 2018 ; Golden et al., 2019) を含んでいる。研究は、ウランの作業工程の種類別（たとえば、ウラン粗精錬、ウラン転換）に分類した後、各作業カテゴリー内で著者名のアルファベット順に示した。

(264) 表 3.1 にまとめたウラン作業員の 21 件のコホート研究と 6 件の症例対照研究により、ウランの核サイクルにおけるいくつかの特定の工程がカバーされる。すなわち、ウラン粗製錬と精製錬 (Pinkerton et al., 2004 ; Boice et al., 2007, 2008 ; Zablotska et al., 2013, 2018 ; Kreuzer et al., 2015 ; Bouet et al., 2018) , ガス拡散によるウラン濃縮 (McGeoghegan and Binks, 2000a ; Yiin et al., 2009, 2017, 2018 ; Chan et al., 2010 ; Figs, 2013 ; Zhivin et al., 2016) , 化学転換と燃料の成型加工 (Dupree-Ellis et al., 2000 ; McGeoghegan and Binks, 2000b ; Richardson and Wing, 2006 ; Guseva Canu et al., 2011a ; Silver et al., 2013 ; Bouet et al., 2019 ; Golden et al., 2019) , 原子炉と燃料の成型加工の研究開発 (Ritz et al., 2000 ; Boice et al., 2011) , の各工程である。3 件の研究は、核燃料サイクルのすべての工程をカバーしていた (Fournier et al., 2016 ; Samson et al., 2016 ; Grellier et al., 2017) 。これらの異なる作業で使用されたウランの溶解度は、ウラン濃縮における主に可溶性ウランから、ウラン加工における不溶性ウランまで、さまざまであった。

(265) ウラン固有の健康リスクに関する情報を提供した研究は、ほとんどなかった。これは、過去の個人情報記録がないかまたは不完全であるために、ウラン固有の被ばく推定値が欠落していた（または少なかった）ことが原因である (表 3.1) 。本刊行物では、ウラン被ばく後に最も可能性が高いと思われる 3 つのがん転帰について、ウラン固有のリスクを報告した研究に焦点を当てる。3 つのがん転帰とは、肺がん（吸入後の侵入臓器）、腎臓がん（蓄積および排泄臓器）、白血病とその他のリンパ系・造血系悪性腫瘍（一般的な放射線被ばく後に関連する転帰）である。最近の研究は、UNSCEAR 2016 年報告書 (UNSCEAR, 2017) でレビューされたその他のがんに関する証拠をほとんど追加していないため、本刊行物ではさらなる検討は行わない。不溶性の形態のウランの吸入に伴う肺線量は例外の可能性はあるが、本刊行物で検討した研究では、ウランによる臓器・組織線量はきわめて低い傾向にあり、結果として生じる単位ウラン固有線量当たりのリスクを解釈する際には、そのことに留意すべきである。

(266) ウラン粗製錬作業員の研究は、ウラン含有粉塵に特異的に関連するがんのリスクに関して情報が少ないため (表 3.1 参照) , 本刊行物でレビューしたウラン固有の健康影響に関する証拠には寄与しない。

アルファ・リスク研究

(267) EU から資金提供を受けたアルファ・リスク・プロジェクト (Grellier et al., 2017) では、英国 (AWE, UKAEA, BNFL コホート) , ベルギー (SCK・CEN/BN コホート) , フランス (CEA-COGEMA コホート) の原子力産業の作業員におけるプルトニウムとウランへの内部被ばくについて、原子力産業の放射線作業員におけるがんリスクに関する国際共同研究の適切なコホート内にネストした肺がんと白血病死亡の症例対照研究によって調査された。ネストした症例対照デザインを用いたことにより、潜在的交絡因子に関する個人データの収集だけでなく、詳細な線量再構築も可能となった。

<p>(268) Grellier et al. (2017) は、アルファ・リスク研究で対象とされたすべての作業員（対照 1,011 例の肺線量の中央値は 2.22 mGy）について、ウランアルファ粒子に起因する肺線量による肺がん死亡の EOR Gy⁻¹ が 4.2 (90%CI -2.5~17) であることを見出した。各寄与コホートを分析から除外すると、EOR Gy⁻¹ 推定値に顕著な変化が認められた。BNFL 作業員（対照 781 例の肺線量の中央値は 2.38 mGy）を除外すると、最も高い EOR Gy⁻¹ が得られ [26 (90% CI 2.5~80)]、AWE コホート（対照 125 例の肺線量の中央値は 3.25 mGy）を除外すると、最も低い EOR Gy⁻¹ が得られた [-0.1 (90% CI -3.3~9.3)]。</p>
<p>(269) 2.3.2 項で示したように、アルファ・リスク研究で対象とされたすべての作業員（対照 463 例の肺線量の中央値は 1.25 mGy）について、プルトニウム肺線量の EOR Gy⁻¹ は 49 (90% CI 16~106) であり、これはウラン肺線量の EOR Gy⁻¹ の約 10 倍であるが、一方でガンマ線に関連する肺がんリスク推定値（対照 1,264 例の線量の中央値は 33.86 mGy）は逆向きであった [EOR Gy⁻¹ = -0.44 (90%CI -0.6~0.04)] (Grellier et al., 2017)。</p>
<p>(270) 白血病死亡に関するアルファ・リスク研究の結果は、まだ発表されていない。</p>
<p>3.3.2 統計的手法</p>
<p>(271) 表 3.1 にまとめたコホート研究と症例対照研究は、主に死亡記録から得られた死因情報に基づいていたが、数件の研究はがん罹患登録データも用いていた。すべてのコホート研究が SMR を報告しており、一部の研究は SRR も報告していた。</p>
<p>(272) 大多数の研究では国民集団が参照群であったが、一部の研究では国と地域の両方の参照率を用いていた。死亡（またはがん登録）の期待値は、一般的に年齢、性別、人種、暦期間で調整して算出された。</p>
<p>(273) コホート内分析には、条件付ロジスティック回帰、ポアソンモデル、Cox 比例ハザードモデルの 3 つの分析手法が用いられた。例として、Ritz et al. (2000) は、条件付ロジスティック回帰を用いて、リスクのある年齢、給与状況（社会経済的地位の指標として）、初回被ばく後経過時間、および外部放射線量で調整して RR を推定し、ポアソンモデルを用いて ERR または RR を推定した。Boice et al. (2011)、Guseva Canu et al. (2011)、Golden et al. (2019) は研究において、モデルに年齢、性別、暦期間、社会経済的地位を含む Cox 比例ハザードモデルに基づいてリスク推定値を計算した。参照群は非被ばく作業員であった。Chan et al. (2010) は、最も低い被ばく群を参照群として、直接標準化法を用いて標準化 RR を計算した。Zhivin et al. (2016) と Bouet et al. (2019) は、性別、年齢、暦期間、社会経済的地位、サブコホート、およびトリクロロエテン、熱、騒音への同時ばく露で調整したグループ化に基づくポアソン回帰を用いた。</p>
<p>(274) 症例対照研究のうち 3 件は、条件付ロジスティック回帰を用いてリスクを推定していた (Richardson and Wing, 2006; Yiin et al., 2009; Grellier et al., 2017)。リスクセットは、症例の到達年齢に基づく置換を伴う罹患密度マッチングを用いて形成された。Richardson and Wing (2006) は、出生年、性別、人種、社会経済的地位、雇用期間、および症例の死亡時の到達年齢における雇用状況で、症例と対照をマッチさせた。Yiin et al. (2009) は、性別、人種、症例と同じ生存期間でマッチさせて、各症例に対してリスクセットから 5 人の対照を選定した。Grellier et al. (2017) は、年齢、性別、施設でマッチさせた 1~3 人の対照を選定した。Yiin et al. (2017, 2018) は、Cox 比例ハザード分析を用いてリスクを推定した。それぞれの転帰について、症例の性別、人種、到達年齢、出生日、施設に関する罹患密度マッチングを用いて、コホートからリスクセットが抽出された。</p>
<p>3.3.3 臓器系別の結果</p>
<p>3.4.3.1 肺がん</p>
<p>(275) 職業上のウラン被ばくの研究では、体内沈着ウランによる臓器・組織固有の線量の観点からがんリスクを表さなければ、信頼性の高い結果を得ることはできない。ウラン作業員を対象とした多くの研究は、ウラン固有の線量を使用していないが、肺がんとの関連を調査した 11 件の研究は、ウランの内部線量または線量の代替を使用している (Richardson et al., 2006; Chan et al., 2010; Guseva Canu et al., 2010; Boice et al., 2011; Silver et al., 2013; Zhivin et al., 2016; Grellier et al., 2017; Yiin et al., 2017; Bouet et al., 2019)。表 3.2 に、これらの定量的結果を示す。</p>
<p>(276) 選択した研究の大多数は、ウラン肺線量に従った肺がんリスクの有意な上昇を示していない。フランスの 1 件の研究 (Guseva Canu et al., 2011a) は、再処理ウラン被ばくについて有意な上昇を</p>

<p>見出したが、未照射ウラン被ばくでは見出さなかった。フランス (Zhivin et al., 2016) と米国 (Yiin et al., 2017) のウラン濃縮作業員コホートの研究は、作業員は主に速やかに溶解するウラン化合物に被ばくしたが、有意な肺がんリスクを見出さなかった。Ritz et al. (2000) の研究は、有意な線量反応関係を見出した唯一の研究であり、このコホートはウランと核分裂生成物の混合物に被ばくした。</p>
<p>(277) Grellier et al. (2017) と Silver et al. (2013) の研究は、正の線量反応関係を示唆しているが、いずれも CI が広く、ウラン線量に従った傾向がないことを除外することはできない。Grellier et al. (2017) のアルファ・リスク研究では、特定の雇用主の集団の影響を検証したところ、AWE と BNFL のリスク係数は逆向きであった。</p>
<p>(278) これらの研究で対象とされた作業員の大部分で、ウランによる平均肺線量の推定値はきわめて低かった。Yiin et al. (2017) の研究では、ウラン被ばくに関連する平均吸収肺線量は 0.07 mGy、肺の累積外部ガンマ線量は 40 mGy であった。Grellier et al. (2017) の症例対照研究では、ウランによる肺線量の中央値は 2.2 mGy (最大値 301.5 mGy)、ガンマ線による平均線量は 33.9 mGy (最大値 308 mGy) であった。Golden et al. (2019) の研究は、ウランによる肺線量の中央値が 33.1 mGy、最大値が 885.2 mGy であることを報告した。Bouet et al. (2019) の研究は、仮説のモデルリングに応じて、ウランによる平均肺線量は 4.22~10.9 mGy、肺の累積外部ガンマ線量は 11.12 mGy であることを報告した。</p>
<p>(279) 統計的検出力を高め、ウラン被ばくによる個人線量推定値に関連する不確実性を考慮するには、ウラン被ばくによる肺がんリスクのより良い推定値を得られるようにするため、データ収集の共通プロトコルを用いた大規模な国際的取り組み、肺線量に大きく寄与する可能性のあるその酸化ウラン成分に焦点を当てた臓器線量計算、および結果の適切な分析が必要である。</p>
<p>3.4.3.2 腎臓がん</p>
<p>(280) 毒性学的データは、ウランへの高レベルの急性被ばく後に、ウランによって腎臓に障害が生じることを示している。ウランは重金属で、腎臓に選択的に蓄積し、腎臓を経て身体から排泄される。腎臓がんを検討した研究のウランによる臓器固有の線量は、きわめて低い。表 3.3 に示した研究では、慢性の低被ばくでの発がん影響を明確に確認することができない。一部の研究は正の傾向を示唆しているが、CI が広いことから、影響がない可能性もある。</p>
<p>(281) Golden et al. (2019) による 1 件の研究は、有意な正の線量反応関係を明らかにしたが、その腎臓線量は外部被ばくと内部被ばくを合わせたものであり、ウラン被ばく固有の線量ではなかった。ウランの毒性学的影響について、作業員が受けた粉塵被ばくのレベルで調整して検討すると、リスクは上昇し、100 mGy でのハザード比 (HR) は 1.85 (95% CI 1.09~3.14) であった。累積粉塵被ばくカテゴリー全体での線量反応関係は有意ではなかった。Golden et al. (2019) の研究で対象とされた腎臓がんによる死亡 17 例のうち、16 例は腎実質がん、1 例は尿管がんであった (腎盂がんによる死亡は観察されなかった)。これに対し、放射線被ばくと関連する腎臓がんは、きわめて高い治療線量の場合を除いて、腎盂と尿管に存在し (主に移行上皮がん)、腎実質には存在しない。</p>
<p>(282) 今後、腎臓のさまざまな部位におけるウランの分布の不均一性を考慮すること、また、がんが発生する腎臓の部位を特定することにより、改善が可能となるはずである。これらは、放射線の影響と化学的に関連する影響で異なる可能性があるためである。</p>
<p>3.4.3.3 リンパ系・造血系がん</p>
<p>(283) 表 3.4 に、ウラン固有の線量とリンパ系・造血系がんのリスクに関する結果を示す。選択した 16 件の研究では、白血病、その他のリンパ系・造血系がん、すべてのリンパ系・造血系がん合計、という悪性疾患分類を用いて結果が示されている。その他のリンパ系・造血系がんとは、ホジキンリンパ腫、非ホジキンリンパ腫、多発性骨髄腫である。米国のウラン濃縮施設作業員を対象とした Yiin et al. の 3 件の研究 (2009, 2017, 2018) では、多発性骨髄腫の SMR は 1 よりわずかに低かったものの、多発性骨髄腫のウラン関連リスクの有意な上昇を一貫して報告している (Yiin et al., 2017)。このような関連は、ウラン作業員に関する他の研究からは報告されていない。ただし、対象者の調査は限定的である。Chan et al. (2010) は、非ホジキンリンパ腫のリスクに対するウラン被ばくの影響の示唆を認めたが、被ばくレベルに従った明らかな傾向は見られなかった。その他のリンパ系・造血系がんの分類では、ウラン被ばくに従ったリスク上昇は観察されなかった。</p>
<p>(284) 上述の肺がんと腎臓がんの研究で検討された問題は、特にウラン被ばくによる臓器・組織固有の線量がきわめて低いという点で、これらのリンパ系・造血系がんの研究にも当てはまる。これらの</p>

<p>研究を比較する上でのさらなる問題は、すべてのリンパ系・造血系がん、非ホジキンリンパ腫、多発性骨髄腫、およびその他など、複数の方法で転帰を分類していることである。複数の分類があるだけでなく、それぞれの分類の定義に使用された国際疾病分類コードが研究間で同じではない場合がある。</p>
<p>3.4.4.2 ウランへの環境被ばく</p>
<p>(285) ウラン加工施設の周辺住民についての研究は、ウラン被ばくに関連するがんリスク上昇の証拠を示していない (UNSCEAR, 2017)。</p>
<p>(286) 経口摂取に関連するウランの発がん性の証拠は、依然として限定的である。Guseva Canu et al. (2011b) は、飲料水を通じて自然起源放射性核種を経口摂取した後起こり得る健康影響に関する疫学研究のレビューにおいて、27件の査読付論文を検討した。これらの論文は、飲料水中のウラン、ラジウム、ラドンの研究など、1970年から2009年の間に発表され、独自の結果を報告した論文であった。これらのうち、個人に基づく5件の研究は、がんリスクとウラン濃度との潜在的関連に関する結果を示した。サスカチュワン (カナダ) における非ホジキンリンパ腫の症例対照研究では、対照より症例の方が飲料水中のウラン濃度が高かった (Witmans et al., 2008)。ファロン (米国) における白血病の症例対照研究では、症例と対照との間で、井戸水中のウランまたはラドン濃度に有意差は認められなかった (Seiler, 2004)。唯一のコホート研究は、岩盤の井戸からの水を使用するフィンランド人について実施されたものである。このコホートに基づいて、個人レベルの被ばく評価を用いて、3件の症例コホート研究が実施された。3件の研究はそれぞれ、白血病35例 (Auvinen et al., 2002)、胃がん107例 (Auvinen et al., 2005)、腎臓がんを含む泌尿器がん112例 (Kurttio et al., 2006b) についての研究であった。井戸水中の放射性核種濃度 (ウラン、ラジウム、ラドン)、または推定されていればその累積放射線量のいずれとも、有意な関連は報告されなかった。</p>
<p>(287) ババリア (Banning and Benfer, 2017) とサウスカロライナ (Wagner et al., 2011) におけるエコロジカル研究では、飲料水中のウラン濃度とがんとの間に、弱い有意な関連が観察されている。</p>
<p>(288) 全体として、入手可能な結果は、飲料水中のウランとがんリスクとの関連について説得力のある証拠を示していない。しかし、これまでに実施された研究はわずかしかなく、それらの大部分に対して、方法的限界 (被ばくの測定方法が不完全、交絡の調整が行われていない、サンプルサイズが小さい) が影響を及ぼしている。</p>
<p>(289) 湾岸戦争退役軍人の健康状態に関する広範なレビューにおいて、劣化ウラン被ばくの影響が注目されている (Harley et al., 1999; Royal Society, 2001, 2002; 劣化ウラン監視委員会, 2007; 湾岸戦争と健康に関する委員会, 2008; IARC, 2012)。UNSCEAR 2016年報告書 (UNSCEAR, 2017) では、劣化ウラン被ばく後の健康影響の問題が検討されたが、劣化ウラン被ばくをした人にがんの過剰リスクは確認されていない。</p>
<p>3.3.4 考察</p>
<p>3.4.4.1 作業者の研究結果の概要</p>
<p>(290) 現時点では、これまで研究されてきたウラン被ばくに起因する臓器・組織固有の線量とがんリスクとの関連を示唆する疫学的証拠は、弱いものしかない。しかし、研究対象集団のサイズが原因で、関連を検出する統計的検出力は限られたものとなっており、臓器・組織線量は大部分の研究で比較的低い。主な限界は、研究対象者のウラン固有の内部線量の正確な推定値がないことである。</p>
<p>(291) プルトニウムの状況とは対照的に、ウラン被ばくに関連するがんリスクについての現在の知見では、がんの生涯リスクを計算することはできない。</p>
<p>(292) 1件の研究は、職業被ばくマトリクスに基づいて、不溶性の形態の再処理ウランと肺がんとの間の正の関連を示唆した (Guseva Canu et al., 2011a)。Grellier et al. (2017) と Silver et al. (2013) は、慢性ウラン被ばくから推定される肺線量と肺がんリスクとの間の正の傾向を明らかにしたが、これらの正の傾向のCIは、傾向がないことを除外しなかった。今後、肺がんリスクに関する研究は、不溶性ウラン化合物に被ばくしている作業者に主に焦点を当てるべきである。それは、これらの作業者は最大の肺線量を受けているためである。喫煙習慣も、情報が入手可能であれば考慮すべきであり、ウラン加工時の化学物質ばく露も考慮する必要がある (Ritz, 1999)。</p>
<p>(293) 核燃料サイクルのさまざまな工程における腎臓がんについて、正の結果が報告されている。Golden et al. (2019) は、有意な線量反応関係を報告したが、外部被ばくと内部被ばくによる合計の</p>

腎臓線量についての報告であり、ウラン被ばくだけではなかった。Silver et al. (2013) と Yiin et al. (2017, 2018) は、ウラン固有の腎臓線量との正の傾向を見出したが、その CI は傾向がないことを除外しなかった。
(294) ガス拡散施設作業員においては、白血病は除くが、ウラン被ばくに従ったさまざまなタイプのリンパ系・造血系がんのリスク上昇が示唆されている。Yiin et al. (2009, 2017, 2018) は、職業上の胸部 X 線とフィルムバッジ記録による外部放射線調整した後、ウラン被ばくによる RBM 線量に関連する多発性骨髄腫のリスク上昇を見出した。Chan et al. (2010) は、ウラン被ばくに従った非ホジキンリンパ腫のリスク上昇を報告したが、被ばくレベルに従った明らかな傾向は認められていない。
(295) 全体として、ウラン作業員の疫学研究は、ウラン被ばくに起因する可能性のあるがんリスク上昇について、説得力のある証拠を示していない。ウラン肺線量が最も高くなる不溶性ウラン化合物の吸入後の肺がんについての研究でさえ、確定的でない証拠を示しており、他の部位のがんについての研究結果も、結果に一貫したパターンは見られない。この状況を改善するためには、質の高い研究がさらに必要である。
<u>3.4.4.3 被ばくと線量再構築の複雑さ</u>
(296) ウランの溶解度とウラン固有の線量の測定に用いられた方法が異なるため、内部ウラン被ばくに関する結果の解釈は複雑なものとなっている。研究では、ウラン加工と再処理業務で雇用された作業員を対象としており、そのような業務では、ウランの溶解度が高溶解度のものから不溶性までさまざまに異なっていた。
(297) Yiin et al. (2009) は、多発性骨髄腫の症例対照研究において、関連する特定の臓器、すなわち RBM の吸収線量を割り当てた。作業員の職業上の医療記録に記録された間接 X 線撮影の胸部 X 線による RBM 線量は、別個の変数として分析に含めた。Boice et al. (2006a, b) は、その時点で最新の、または次に発表される ICRP 刊行物の ICRP 体内動態モデルを用いて、被ばく時期、放射性核種の種類、および排泄パターンを考慮して、16 の特定の臓器または組織に対する年間等価線量を推定した。その他の研究では、内部放射線被ばくの推定値は含まれていたが、標的臓器の線量の計算は含まれていなかった。Ritz et al. (2000) は、ウラン尿検査結果に基づいて肺線量を推定し、関連するすべての臓器についてこの線量を代替として用いた。Guseva Canu et al. (2010) は、職業-被ばくマトリクスに基づいてウラン被ばくを推定した。職業-被ばくマトリクスでは、さまざまなウラン化合物がその吸収タイプ (F, M, または S) と同位体組成 (天然ウランと再処理ウラン含有化合物) によって識別された。Chan et al. (2010) もウラン尿検査結果を用いたが、累積排泄量をマイクログラム一年 ($\mu\text{g}\cdot\text{y}$) で報告していた。内部被ばくの評価尺度として $\mu\text{g}\cdot\text{y}$ を使用することには問題がある。それは、モニタリングの頻度に依存するためである。近年、さらに多くの研究がウランによる臓器・組織固有の線量推定値を提示している。Grellier et al. (2017) は、アルファ・リスク症例対照研究において、個々の臓器・組織線量の最良推定値を割り当てた。ガス拡散施設作業員のコホートを統合した研究 (Yiin et al., 2017, 2018) では、ウランの重量と放射能濃度のデータ、および作業員が被ばくした可能性のあるウラン濃縮レベルの推定値と共に、広範なウラン尿検査データを用いて、臓器・組織線量が計算された (Anderson et al., 2017)。Ellis et al. (2018) は、Bouville et al. (2015) によって概説された枠組みに従ってマリノクロット化学工場ウラン加工作業員コホートを更新するために使用された方法論を説明した。
(298) ウラン作業員研究の外部放射線被ばくの計算は、使用された方法の多様性という点で、プルトニウム作業員研究で使用されたものと同様であった。ほとんどのコホート研究は、外部被ばくを、サイトでのガンマ線と X 線被ばくの記録に限定していた。Boice et al. (2006a, b, 2011), Golden et al. (2019), および Yiin et al. (2009) は、サイトの外部放射線モニタリング記録に加えて、他のサイトとデータベースからのこれらの記録を含めていた。Yiin et al. (2009) はガンマ線と X 線のみを含めていたが、Richardson and Wing (2006) はトリチウムを含めており、3 件はいずれも欠落した記録の被ばくを補完していた。
<u>3.4.4.4 今後の研究のための勧告</u>
(299) ウラン被ばくに関する最新の疫学研究から得られる情報は、ウランによる臓器・組織固有の線量の観点から信頼性を持って線量反応関係を定量化するには不十分である。リスクと損害 (デトリメント) の推定値を予測できるようになるまでには、さらなる研究が必要である。

(300) ウラン作業者の今後の統合研究を可能にするための作業が既に進行中であり、これによって研究の統計的検出力は大幅に向上するであろう。現在、米国、欧州、そして場合によってはその他諸国のコホートも含むウラン加工作業者の国際的プール解析のプロトコルが構築されている。100,000人のウラン加工作業者を含む15以上のコホートが、包含基準を潜在的に満たしている。このプロジェクトの一環として、ウラン被ばく情報と臓器・組織固有の線量計算をコホート間で調和させることを目的とした線量評価プロトコルが構築されている。この解析の統計的検出力が向上すれば、提案された共同研究は、職業上のウラン被ばくに関連する潜在的リスクを特徴づける力がさらに高まるであろう。

(301) 米国では、100万人を対象とした疫学研究に関する作業が進行中である。この研究の一部として、ウラン（およびプルトニウム）に被ばくした米国エネルギー省の原子力作業者が含まれている（Boice et al., 2018）。米国エネルギー省（およびその前身）の15施設で雇用された360,000人を超える作業者が特定されている。パイロットプロジェクトの目的は、これらの作業者を、生存状況の追跡、外部線量、内部摂取の可能性に関して特性化することである。この取り組みで重点を置くのは、後ろ向きコホート死亡率研究に既に含まれている作業者である。生存状況は、共通プロトコルを用いて更新されている。バイオアッセイと外部放射線モニタリングデータはコンピュータ化され、臓器・組織固有の線量推定を行うために使用される方法論は確立されている（Bouville et al., 2015）。現在、ウラン粗製錬と加工に従事していた北米の作業者約13,000人のプール解析が進行中である。使用されている方法は、100万人研究で使用されている方法に非常に近い。

4 結論

(302) 本刊行物では、プルトニウムとウランのアルファ粒子放出同位体への被ばく後のがんリスクを評価した。これは、ラドンとその壊変生成物への被ばくに焦点を当てた *Publication 115* (ICRP, 2010) の補完となるものである。本刊行物は、プルトニウムおよびウラン被ばくに関して国内外の諸委員会によって発表された過去のレビュー、特に2012年の内部放射体に関する IARC モノグラフ (IARC, 2012)、ウラン被ばくの生物学的影響に関する UNSCEAR 2016 年報告書の附属書 D (UNSCEAR, 2017)、BEIR IV 報告書 (NRC, 1988) を更新する。ICRP 第1専門委員会と第2専門委員会の専門家、およびその他の疫学または線量評価の専門家との緊密な共同作業は、本刊行物作成における鍵であった。本刊行物は、30年以上にわたって発表されてきたプルトニウム被ばくに関連する健康リスクについての初の包括的レビューである。

(303) ラドンとその壊変生成物と比較して、プルトニウム被ばくに関連するリスクについての疫学的証拠はそれほど豊富ではない。実際に、地下硬岩鉱山労働者の研究からの最初の疫学的結果は1960年代末期に発表されたが、プルトニウムに関連する結果の大部分は1990年以降に発表された。さらに、プルトニウム固有のリスクに関して信頼性の高い結果を提示する研究の数は、数件の研究（基本的に MWC と SWC）に限定されるが、その一方で約20の鉱山労働者コホートが研究されており、さらに一般集団の屋内ラドン研究は数十件行われている。また、プルトニウム被ばくによる線量の評価は、プルトニウム化合物の化学的性質によって複雑なものとなっている。これは肺溶解度の決定において重要な役割を持ち、尿または糞中のプルトニウム濃度のバイオアッセイ測定値から肺線量を再構築する際に問題となる。このような違いは、現時点ではプルトニウム関連リスクについての結果はラドン関連リスクについての結果より一貫性が低いという事実を、部分的に説明する可能性がある。この状況は、ウラン固有のリスクについてより顕著であり、疫学研究から現在入手できる情報は、信頼性の高いリスク推定値を提示するには不十分である。これは特に、被ばく再構築における限界が原因である。内部線量評価を改善したさらなる研究が必要である。

(304) 調査された作業者コホートの大部分は、追跡調査が長期（数十年以上）にわたっていた。疫学分析で使用された個々の年間臓器・組織固有線量の質と信頼性を評価するためには、過去に使用された線量評価アプローチや、職業-被ばくマトリクスアプローチのような代替を十分に理解する必要があった。個人当たりのバイオアッセイ測定値の数と質、環境測定値の質、吸入された放射性核種とその化合物の溶解度は、経時的な臓器・組織固有の線量推定値の質に影響を及ぼす因子の一部である。

(305) プルトニウム被ばくに起因するがんリスクは、ロシア、米国、欧州の作業者を対象とした研究によって検討され、これらには広範囲にわたる被ばくレベルが含まれている。プルトニウム作業の中で最も有益な2つのコホートは、ロシア連邦のマヤーク PA と英国のセラフィールドで雇用された作業者のコホートである。プルトニウム（主に ^{239}Pu ）の吸入に起因する作業者の摂取量と、結果とし

て生じた臓器・組織線量の評価は、主として、作業者の職歴と吸入されたプルトニウムエアロゾルの物理化学的形態を考慮した、個々の尿バイオアッセイデータの解釈に基づいている。剖検データからの結果も、モデルパラメータ値の決定に使用されている。体内動態モデルと線量評価モデルは、過去20年間にわたって継続的に改善されてきたが、評価された線量には依然として相当な不確実性が存在する。プルトニウム作業者の疫学研究は、アルファ粒子線量に関連する肺がんリスクの定量的推定を可能にする結果を提示している。証拠の多くは、男性喫煙者のデータに基づいている。肺がん以外のがんのリスクについては、肝臓と骨表面へのプルトニウムの選択的な沈着から予想されるように、プルトニウム被ばくと肝臓がんおよび骨がんのリスクとの関連もマヤーク研究で観察された。ただし、データは限られており、詳細な定量的評価は今のところ不可能である。白血病リスクとプルトニウム被ばくとの間の正の線量反応関係を示す一貫した証拠はない。

(306) 肺吸収線量に関連する肺がん死亡の生涯過剰リスクの計算は、プルトニウム総摂取量が1 Bqとなる吸入シナリオに基づいて、可溶性の硝酸プルトニウムまたは不溶性の酸化プルトニウムのいずれか、急性摂取または慢性摂取のいずれかを想定して行われている。これらの単位摂取シナリオは、リスクの大きさを提示し、単位摂取における線量とリスクの差異を説明するための例として考えるべきである。

(307) 外部ガンマ線被ばく（日本の原爆被爆者のLSSに基づく）とプルトニウムアルファ粒子への内部被ばく（マヤーク作業員研究に基づく）による肺がん死亡の生涯過剰リスクを比較すると、同じ肺吸収線量について、プルトニウムアルファ粒子被ばくによるリスクは外部ガンマ線被ばくによるリスクより大きく、被ばくシナリオに依存して、LSS ERRモデルに基づく約15~16倍、EARモデルに基づく約19~22倍となることが判明した。ラドン子孫核種被ばくについて同様の計算を行ったところ、プルトニウムとラドン子孫核種の肺内での線量分布が大きく異なるにもかかわらず、ERRモデルに基づいて約14~15倍という値が得られた。これらの結果は、肺がんについて、高エネルギー光子と比較したアルファ粒子の生物学的効果が約14~16であることを示唆する。

(308) これらの値は、等価線量と実効線量を計算する際にアルファ粒子について委員会が放射線防護目的で使用している現行の w_R 値 = 20と矛盾しない（ICRP, 2007）。それでも、この比較が肺吸収線量と肺がん死亡の生涯過剰リスクに基づいており、日本のLSSから得られたリスクにDDREF値2を適用していることには留意すべきである。DDREFを適用しない場合、RBEは約7~8となる。また、このプルトニウム被ばくと外部ガンマ線被ばくの影響の比較は、肺がん死亡の生涯リスクに基づくものであり、放射線の損害（デトリメント）に基づくものではない。一方、 w_R は放射線防護のための判断値であり、他の種類のがんを含めた、アルファ線のすべての確率的影響に適用される。プルトニウム関連のリスクは肝臓と骨について観察されており、これらにはアルファ線の異なるRBEが適用される可能性がある。

(309) ウラン被ばくによるがんリスクについて最近発表された疫学研究をレビューすることによって、UNSCEAR 2016年報告書（UNSCEAR, 2017）を更新した。ほとんどの研究は、モニタリング結果から得られたウラン固有の臓器・組織線量を使用しておらず、環境指標、職業一被ばくマトリクスによって被ばくを検討したか、あるいは外部放射線被ばくとの関連でリスクを表した。近年発表された、いくつかの研究は、改善された臓器・組織固有のウラン線量の計算を用いていたが、統計的検出力が限られていたこと、あるいは線量再構築に必要な情報の一部が過去に記録されていなかったことから、結論には至っていない。ウランの血液循環によるクリアランスが比較的速いこと、ウラン化合物への被ばくが多様であること、そしてウランへの内部被ばくをモニタリングするために使用された方法が異なることが原因で、ウラン加工、濃集、濃縮、および再処理工程で雇用されていた作業員の線量評価は複雑なものとなっている。作業員が被ばくしたウラン化合物の溶解度は、バイオアッセイデータから肺線量を決定する際の特に重要なパラメータである。まとめると、現在入手できる疫学研究からの情報では、ウラン被ばくとどのがん部位についても、信頼性を持って線量反応関係を推定するにはデータが不十分である。

(310) プルトニウムおよびウラン被ばくと線量再構築に関連する不確実性は重要であり、化学形が異なると、1 Bq摂取当たりの臓器・組織固有の累積吸収線量が大きく異なる可能性がある。近年、臓器・組織固有の線量評価を向上させ、不確実性がリスク推定値に及ぼす潜在的影響を検討するために、重要な協調的取り組みが行われている。原子力産業の一部の作業員集団にとって、これら2つの元素の同位体はきわめて重要であるため、今後の研究のためにそのような取り組みを継続し、線量評価アプローチの改善を検討することが望ましい。また、検出力を高め、プルトニウムおよびウラン被

ばくに関連するリスクの推定を向上させるために、既存のコホートの拡大やデータの統合解析が必要である。プルトニウムまたはウラン被ばくに関連する健康リスクの評価を向上させるためには、疫学、線量評価、およびリスクモデリングにおいて、さらなる研究が必要である。今後の研究によって、肺以外の臓器でのがん誘発について、プルトニウムから放出されるアルファ粒子に関連するリスクがさらに明らかになる可能性がある。ウランについては、今後の分析で異なる化学形のウラン化合物を識別することが強く望まれる。今後のプール解析によって、ウラン被ばくに関連する潜在的リスクについてさらなる情報を得られることが期待される。

付属書 A プルトニウムおよびウラン被ばくによる循環器疾患リスク

(A1) プルトニウムまたはウラン被ばくした集団を対象としたいくつかの疫学研究では、がんリスクに加えて、他の健康影響、特に循環器系の疾患も検討されていた。本刊行物の範囲外であるため、本付属書にこれらの結果をまとめる。

A.1 プルトニウム被ばくと循環器疾患リスク

(A2) MWC において、循環器疾患の罹患と死亡リスクが分析されている。最初のそのような研究 (Azizova et al., 2010a, b) では、運転開始後最初の 10 年間 (1948 年～1958 年) に主要施設の 1 つで最初に雇用されたマヤーク作業員 12,210 人のコホートが検討された。この期間は、マヤーク PA 運転開始後最初の数年間に相当し、作業員が高線量の外部ガンマ線とプルトニウム摂取に起因する内部アルファ粒子線の両方に被ばくした期間であった。この研究は、循環器疾患リスクに対する外部被ばくと内部プルトニウム被ばくの有意な影響を示した。1959 年～1972 年に最初に雇用された作業員 6,553 人を追加した拡大 MWC について、虚血性心疾患 (IHD) (Azizova et al., 2012) と脳血管疾患 (CeVD) (Azizova et al., 2011) に関するさらなる分析が行われた。このコホートには、1948 年～1972 年にマヤーク PA の主要施設 (すなわち、原子炉、放射化学、およびプルトニウム生産施設) の 1 つで最初に雇用された作業員 18,763 人 (25%が女性) が含まれた。放射化学施設とプルトニウム生産施設で雇用された作業員は、外部ガンマ線と取り込まれたプルトニウムに起因する内部アルファ粒子線の両方に被ばくした可能性がある。肝臓吸収線量の推定には、Khokhryakov et al. (2005) によって記述された呼吸気道モデルと、Leggett et al. (2005) によるプルトニウムの全身モデルが使用された。追跡調査は 2005 年末まで延長された。観察症例数 (死亡数) は、IHD は 6,134 (2629) 例、CeVD は 7,326 (1495) 例であった。喫煙 (作業員のうち 91.5%で入手可能)、飲酒 (86.5%)、血圧 (95.2%)、肥満度指数 (79.6%) などの放射線以外の循環器疾患リスク因子に関するデータが収集された。

(A3) CeVD 罹患率について、合計の内部アルファ粒子肝臓線量の増加に従った有意な上昇傾向が示された。ERR Gy⁻¹ 推定値は、遅延期間の増加に従って上昇した。この関連は、肥満度指数、雇用期間、外部放射線被ばくの調整後も変わらなかった。この傾向の証拠は、主に女性より男性 (相互作用の P 値 < 0.001)、プルトニウム施設作業員より放射化学施設作業員 (相互作用の P 値 = 0.001) と関連していた。注目すべきことに、(罹患率ではなく) CeVD 死亡率については、内部アルファ粒子肝臓線量に関連した有意な傾向は認められなかった。

(A4) IHD 罹患率については、外部ガンマ線量の調整の有無にかかわらず、内部アルファ粒子線による肝臓吸収線量に従った有意な傾向は観察されなかった。IHD 死亡率については、内部アルファ粒子被ばくによる肝臓線量に従った上昇傾向が観察されたが、外部被ばくの調整後は ERR Gy⁻¹ 推定値は低くなり、有意ではなかった。

(A5) SOLO プロジェクトでは、MWC と SWC、そして適切な場合 (すなわち、2 つのコホート間に有意な異質性が見られない場合) には統合コホートにおいて、循環器疾患死亡率が検討された (Azizova et al., 2018)。この研究では、全循環器疾患での検討と、IHD 死亡率と CeVD 死亡率の個別での検討も行われた。分析で使用された線量は、累積外部 H_p (10) 線量と、沈着したプルトニウムから放出されるアルファ粒子による累積肝臓吸収線量であった。外部線量に関して、ERR Sv⁻¹ 推定値は、全循環器疾患合計と IHD について (ただし、CeVD については当てはまらない)、両方の作業員コホートで有意に上昇したが (MWC ではわずかに上昇)、2 つのコホート間で有意に異なり、SWC の推定値は MWC の推定値の約 10 倍であった。プルトニウムによる内部肝臓線量に関して、ERR Gy⁻¹ 推定値は、循環器疾患、IHD、または CeVD 死亡率について、MWC、SWC、またはプルトニウム作業員統合コホート (PuWC) のいずれにおいてもゼロと有意に異ならなかった。循環器疾患

について、ERR Gy⁻¹推定値は、MWC では0.03 (95%CI -0.07~0.17) , SWC では1.06 (95% CI <0 ~3.49) , PuWC では0.04 (95%CI -0.06~0.18) であった。IHDについて、ERR Gy⁻¹推定値はそれぞれ、+0.00 (95% CI <0~0.20) , 0.61 (95% CI <0~3.12) , 0.02 (95% CI <0~0.22) であった。CeVDについて、ERR Gy⁻¹推定値はそれぞれ、0.07 (95% CI <0~0.37) , 3.75 (95% CI <0~12.44) , 0.08 (95% CI <0~12.44) であった。

A.2. ウラン被ばくと循環器疾患リスク

(A6) BNFLの男性放射線作業員において、循環器疾患死亡率と外部放射線量との間に有意な関連が観察された (McGeoghegan et al., 2008)。このコホートの一部は、ウラン作業員 (コホートの37%はスプリングフィールドウラン加工施設、6.8%はカーペンハーストウラン濃縮施設で雇用) とプルトニウム作業員 (コホートの50.5%はセラフィールド再処理施設で雇用) で構成されていたが、ウランまたはプルトニウム線量が循環器系に及ぼす影響についての正式な研究はこれまで行われていない。しかし、外部ガンマ線被ばくに関連する循環器疾患死亡のERR Sv⁻¹は、体内に沈着した放射性核種への被ばくについてモニタリングを受けていた作業員の方が、モニタリングを受けていなかった作業員と比較して大幅に低かった。

(A7) 1件のコホート研究が、フランスでの不溶性ウラン被ばくに関連する循環器疾患死亡リスクの上昇を示唆していた (Guseva-Canu et al., 2012)。コホートでは、1960年から2006年の間にAREVA NC ピエールラットウラン加工施設で雇用された作業員2,897人 (79,892人年) が検討された。施設固有の職業-被ばくマトリクスを用いて、同位体組成と溶解度のタイプによって分類されたさまざまなウラン化合物への累積被ばくが評価された。HRと関連する95% CIは、性別、暦期間、最初の社会経済的地位、関連する被ばくを考慮したCox回帰モデルを用いて推定された。循環器疾患死亡数は111人で、内訳はIHD 48人、CeVD 31人であった。循環器疾患死亡リスクは、不溶性の再処理ウラン化合物に被ばくした作業員で上昇したようであったが [HR = 2.07 (95% CI 0.99~4.99)]、この結果は限られた数の作業員 (n = 9) に基づいていた。

(A8) 1960年から2005年の間に雇用されたフランスのAREVA NC ピエールラット原子力作業員を対象として、コホート内症例対照研究が実施され、循環器疾患リスクが推定された。調整は、循環器疾患の主なリスク因子 (喫煙、血圧、肥満度指数、総コレステロール、血糖) および外部ガンマ線量で行われた (Zhivin et al., 2018)。この研究では、循環器疾患死亡102例と、年齢、性別、出生コホート、社会職業的地位で個別にマッチさせた対照416例を対象とした。循環器疾患のリスク因子に関する情報は、職業上の医療記録から収集された。臓器・組織固有の吸収線量は、バイオモニタリングデータを用いて、被ばく様式とウランの物理化学的性質を考慮して推定された。外部ガンマ線量は、バッジ式個人線量計によって測定された。作業員は、きわめて低い線量の放射線に被ばくした (平均ガンマ線量2 mGy、ウラン肺線量1 mGy)。正ではあるが、不明確な関連が観察された [EOR mGy⁻¹ 0.2 (95%CI 0.004~0.5)]。調整後に得られた結果は、ウラン被ばくが循環器疾患の独立したリスク因子である可能性を示唆していた。著者らは、内部ウラン被ばくと循環器疾患死亡率との間に正の関連が存在する可能性があり、循環器疾患のリスク因子による交絡はないが、内部ウラン線量の推定に関連する多くの不確実性があるため、結果の解釈には注意が必要であると結論付けた。

A.3 結論

(A9) 一部の結果は、プルトニウムまたはウラン被ばくと循環器疾患のリスク上昇との関連を示唆している。特に、MWCから得られた一部の結果は、プルトニウム被ばくとCeVDおよびIHDの両方のリスクとの関連を示唆している。それでも、これらの結果は少数の研究に基づいており、若干の不一致や不整合がコホート間やコホート内、罹患率データと死亡率データの間には存在する。今後、これらの研究を拡大するとともに、このような結果の他の集団での再現性を検証する必要がある。

用語解説

コホート研究 [Cohort study]

疫学研究の一種で、特定の疾患のリスクにおいて、着目したさまざまなレベルの因子へのばく露 (たとえば、白血病リスクにおける放射線被ばく) が分かっている個人から成る定義された集団を経時的に追跡し、着目した疾患 (たとえば、肺がん) のさまざまなばく露レベルでの発症率を調査するもの。この種の疫学研究デザインは、大規模な作業員集団の職業的研究によく用いられる。コホート構成員が着目した疾患を発症するかどうかを前向きに追跡するため、「前向き研究」や「追跡調査」と

呼ばれることも多い（ただし、コホートは過去のある時点で定義された場合「歴史的」となり得る）。
<p>沈着 [Deposition]</p> <p>吸い込まれた空気中の物質のうち、呼気後に呼吸気道に残留する量を決定する初期過程を指す。物質の沈着は、吸気と呼気の両方の過程で起こる。</p>
<p>摂取 [Intake]</p> <p>「取り込み [Uptake]」も参照のこと。</p> <p>環境から呼吸気道または胃腸管に入る放射性核種。急性摂取は、瞬時に起こると見なされる、吸入摂取または経口摂取による単一の摂取として定義され、慢性摂取は、特定の期間にわたって続く摂取として定義される。</p>
<p>遅延 [Lag]</p> <p>「リスク [Risk]」も参照のこと。</p> <p>特定の疾患（たとえば、肺がん）の最小潜伏期間（すなわち潜伏期）を考慮するために、分析において遅延を設定し、この潜伏期間内に発生するが着目した被ばくとは関係がない疾患の症例を除外する場合がある。潜伏期間とは、着目した被ばくの後で、その期間には特定の疾患のリスク上昇が臨床的に明らかにならない期間のことである。最小潜伏期間内に生じる被ばく（たとえば、放射線量）も除外される場合があり、これは「被ばく」または「線量の遅延化」と呼ばれる。</p>
<p>粒子輸送 [Particle transport]</p> <p>物質が呼吸気道から消化管とリンパ節へと除かれる過程、ならびに物質が呼吸気道のある部分から別の部分に移動される過程。</p>
<p>リスク [Risk]</p> <p>リスクは、ある結果（たとえば、肺がん）が所与の期間に起こる確率または見込みに関係している。リスクに関する用語を以下に列挙する。</p> <p>絶対リスク [Absolute risk]：ある特定の期間に、特定の有害事象（たとえば、特定の疾患罹患や死亡）が発生する確率。</p> <p>遅延 [Lag]：がんなどの疾患では、被ばくから、結果としての疾患の過剰リスクの臨床症状発現までの間に、最小限の潜伏期間（潜伏期）があり、その期間にはその被ばくに起因する症例は発生しない。したがって、評価にあたっては、被ばく後の最小潜伏期間内に発生する症例が評価に含まれないように、遅延を設定することが多い。さらに、職業上の放射線被ばくのように、被ばくが長期的である場合、評価が行われる直前の最小潜伏期間内に受けた線量が評価から除外されるように、被ばくに関する遅延を設定することが一般的である。最小潜伏期間は、たとえば白血病では2年、肺がんでは5年または10年である。</p> <p>生涯リスク [Lifetime risk]：特定の個人が生涯にわたって、所与の因子（たとえば、放射線被ばく）に関連する特定の有害事象（たとえば、肺がん）によって死亡または罹病するリスク。生涯リスクは、全生涯の期間を90年と仮定して、所与の被ばく年齢での特定の放射線量に伴う特定の疾患の残りの生涯にわたるリスクなど、特定の個人について予想される余命の長さという観点で表される。</p>
<p>分泌細胞 [Secretory cells]</p> <p>粘液または漿液分泌物を有する非線毛性上皮細胞。</p>
<p>取り込み [Uptake]</p> <p>「摂取 [Intake]」も参照のこと。</p> <p>呼吸気道もしくは消化管から、または皮膚を通じて血液に入る放射能。</p>

謝辞

ICRP は、アルファ粒子放出放射性核種への被ばくに関連するがんリスクについての最近の疫学研究の結果を批判的に分析し、アルファ放射体に対する防護に適用される仮定の妥当性を評価することを目的として、タスクグループ 64 を設置した。本刊行物は、プルトニウムとウランのアルファ粒子放出同位体への被ばく後のがんリスクをレビューすることによって、*Publication 115* (ICRP, 2010) に示されているラドンとその壊変生成物への被ばくによるリスクについてのレビューを補完するものである。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尽力と献身に感謝の意を表す。

タスクグループ 64 メンバー		
(2013～2017 年)		
M. Tirmarche (議長)	E. Gilbert	M. Sokolnikov
I. Apostoaei	J.D. Harrison	R. Wakeford
E. Blanchardon	D. Laurier	S. Zhivin
E.D. Ellis	J.W. Marsh	
(2017～2021 年)		
R. Wakeford (共同議長)	E. Gilbert	M. Sokolnikov
E. Blanchardon (共同議長)	J.D. Harrison	S. Zhivin
I. Apostoaei	D. Laurier	
E.D. Ellis	J.W. Marsh	
I. Guseva Canu, O. Laurent, S. Salomaa (第1 専門委員会), D. Stram (第1 専門委員会), G.E. Woloschak (第1 専門委員会) からは, 多くの有用なコメントが寄せられた。		
主委員会の批評的査読者		
S. Bouffler	S. Romanov	
編集委員		
C.H. Clement (ICRP 科学秘書官および <i>Annals of the ICRP</i> 編集長)		
H. Fujita (ICRP 科学秘書官補佐および <i>Annals of the ICRP</i> 共同編集者)		
本刊行物の作成期間における第1 専門委員会のメンバー		
(2009～2013 年)		
J. Preston (委員長)	S.C. Darby	F.A. Stewart
W.F. Morgan (副委員長)	J.H. Hendry	D.O. Stram
W. Rühm (書記)	N. Nakamura	M. Tirmarche
T.V. Azizova	S. Salomaa	R. Wakeford
R. Chakraborty	A.J. Sigurdson	P-K. Zhou
(2013～2017 年)		
W.F. Morgan (委員長, 2015 年 11 月 14 日死去)	R. Chakraborty	D.O. Stram
A.J. Sigurdson (副委員長, 2015 年まで)	W.Doerr	Q. Sun
S. Bouffler (副委員長, 2015 年～)	M. Hauptmann	M. Tirmarche
W. Rühm (書記)	D. Laurier	R. Wakeford
T.V. Azizova	P. Rajaraman	A. Wojcik (2015 年～)
N. Ban	S. Salomaa	
(2017～2021 年)		
W. Rühm (委員長)	W. Dörr	S. Salomaa
A. Wojcik (副委員長) (2019 年 10 月 13 日死去)		M. Sokolnikov
J. Garnier-Laplace (書記)	M. Hauptmann	D. Stram
R. Chakraborty	K. Ozasa	Q. Sun
(2018 年 9 月 23 日死去)	P. Rajaraman	R. Wakeford
T. Azizova	K. Sakai	G. Woloschak
本刊行物の作成期間における第2 専門委員会のメンバー		
(2009～2013 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	
第2 専門委員会名誉委員		
K. Eckerman		
本刊行物の承認時の主委員会のメンバー		
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)	名誉委員
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年以降は正式にはメンバーではないが、主委員会において不可欠な一員である。		
最後に、協議の過程で、本刊行物の草稿について時間を割いてコメントを下さったすべての組織、すべての方々に深く感謝したい。		

表 2.1 硝酸塩および酸化物としての ^{239}Pu を 1 Bq 吸入した場合に生じる肺の各領域の預託吸収線量と肺の加重吸収線量*に対する相対的寄与†

領域／標的組織または臓器	硝酸プルトニウム		酸化プルトニウム	
	吸収線量 ($\mu\text{Gy Bq}^{-1}$)	寄与割合‡	吸収線量 ($\mu\text{Gy Bq}^{-1}$)	寄与割合‡
気管支分泌細胞 (D_{sec})	0.63		0.24	
気管支基底細胞 (D_{bas})	0.97		0.77	
気管支 ($D_{\text{BB}} = 0.5 D_{\text{sec}} + 0.5 D_{\text{bas}}$)	0.80	11%	0.51	3%
細気管支 (D_{bb})	2.3	32%	2.5	17%
肺胞-間質 (D_{AI})	4.2	57%	12	80%
肺の加重吸収線量*	2.4		5.1	

* 各領域の線量は、放射線誘発がんに対する相対的感受性（すなわち、按分係数： $A_{\text{BB}} = 1/3$, $A_{\text{bb}} = 1/3$, $A_{\text{AI}} = 1/3$ ）によって加重された。

† 計算は、Birchall et al. (2017a) が示したデフォルトのモデルパラメータ値で、2013年マヤーク作業員線量評価体系を用いて行われた。

‡ 肺の加重吸収線量に対する寄与割合。
50年間の預託線量。

表 2.2 1998 年以降に発表されたマヤークの肺がんプルトニウム線量反応分析の概要

参考文献	線量反応分析の対象とされた作業者*	作業者数 (肺がん死亡数)		追跡調査終了	線量評価体系	60歳でのERR Gy ⁻¹ (95%CI)
		原子炉および補助施設†	放射化学・プルトニウム生産施設‡			
Koshurnikova et al. (1998)	1948年～1958年に雇用された男性	1841 (47)	1479 (105)	1993	Doses-2000	男性：6.4§ (4.0～9.4)
Kreisheimer et al. (2000)	1948年～1958年に主要施設で雇用された男性	2172 (74)	1669 (117)	1995	Doses-2000	男性：12.2 § (6.5～17.9)
Kreisheimer et al. (2003)	1948年～1958年に主要施設で雇用され、喫煙データを有する男性	2197 (92)	2015 (127)	1999	Doses-2000	男性：4.5§ (3.2～6.1)
Gilbert et al. (2004)	1948年～1972年に主要施設および補助施設で雇用された男女	7075 (185)	5683 (189)	2000	Doses-2000	男性：4.7 (3.3～6.7) 女性：19 (9.5～39)
Jacob et al. (2005)	1948年～1972年に主要施設で雇用され、喫煙データを有する男性	2086 (105)	2972 (139)	1998	Doses-2000	ERRモデルではフィットせず
Jacob et al. (2007)	1948年～1972年に主要施設で雇用され、喫煙データを有する男性	2848 (118)	3445 (183)	2002	Doses-2005	男性：4.0§ (2.6～8.0)
Sokolnikov et al. (2008)	1948年～1972年に主要施設で雇用され、少なくとも5年間追跡された男女	4155 (149) ¶	5341 (215) **	2003	Doses-2005	男性：7.1 (4.9～10) 女性：15 (7.6～29)

(次ページに続く)

表 2.2 (続き)

参考文献	線量反応分析の対象とされた 作業員*	作業員数 (肺がん死亡数)		追跡調査終了	線量評価	
		原子炉および補助施設†	放射化学・プルトニウム 生産施設‡		体系	60歳でのERR Gy ⁻¹ (95%CI)
Gilbert et al. (2013)	1948年～1982年に主要施設および補助施設で雇用され、少なくとも5年間追跡された男女	8081 (233) †	6540 (253) ‡	2008	MWDS-2008	男性：7.4 (5.0～11) 女性：24 (11～56)
Labutina et al. †† (2013)	1948年～1982年に主要施設および補助施設で雇用された男女～	男性の肺がん90例 (女性6例) ††	男性の肺がん207例 (女性28例) ††	2004	MWDS-2008	男性：7.1 (4.5～10.9) 女性：39.1 (14.6～115.5) 腺がん (男性)：33§ (16～72) 扁平上皮がん (男性)：3.1§ (0.2～9.1) その他の上皮がん (男性)：4.2§ (1.1～11)
Zöllner et al. (2015)	1948年～1982年に主要施設および補助施設で雇用され、プルトニウム被ばくレベル、喫煙状態、飲酒習慣が既知の男性	8604 (388)		オジョルスクから移住した作業員は2003, オジョルスクに居住していた作業員は2008	MWDS-2008	線形のERR Gy ⁻¹ 5 と同等の非線形の線量反応

(次ページに続く)

表 2.2 (続き)

参考文献	線量反応分析の対象とされた作業者*	作業者数 (肺がん死亡数)		追跡調査終了 移住した作業者は 2005, オジョルスクに居 住していた作業者 は2008	線量評価体 系	60歳でのERR Gy ⁻¹ (95%CI)
		原子炉および 補助施設†	放射化学・プルト ニウム生産施 設‡			
Gillies et al. (2017)	1948年～1982年に主要施設で雇用された作業者	4988 (158)	17,386 (631)	オジョルスクから 移住した作業者は 2005, オジョルスクに居 住していた作業者 は2008	MWDS- 2013	男性：4.74 (3.53～6.24) 女性：11.6 (6.93～18.8)

MWDS：マヤーク作業者線量評価体系，ERR：過剰相対リスク，CI：信頼区間。

*作業者は、プルトニウムのモニタリングを受けていたか、またはプルトニウム被ばくの可能性がほとんどない原子炉または補助施設でしか作業していない作業者。Kreisheimer et al.を除いて、プルトニウム被ばくの可能性のある作業者は、追跡調査の終了前に少なくとも2年間モニタリングを受けている必要があった。

† プルトニウム被ばくの可能性はほとんどなし。

‡ プルトニウム被ばくの可能性あり。

§ ERR Gy⁻¹は全年齢。

¶ プルトニウム線量が0であった作業者の数。放射化学およびプルトニウム生産施設の作業者数人を含む。

** プルトニウム線量が有意であった作業者の数。原子炉および補助施設の作業者数人を含む。

‡‡ オジョルスク市で肺がんと診断された作業者のがん罹患率データに基づく。ERR Gy⁻¹推定値は、リスク修飾因子で調整されていない。

‡‡‡ これらの分析に寄与した作業者の数は、文献には示されていない。

表 2.3

表 2.3 Gilbert et al. (2013) の分析の対象とされたマヤーク作業者の男女別・喫煙状態別の人数、平均プルトニウム肺線量、平均外部肺線量、肺がん数（括弧内はパーセンテージ）

	全作業者	線量が有意であつた作業者			平均外部 線量* (Gy)	肺がん死亡
		プルトニウム線量 なし	プルトニウム線量 が有意*	の平均プルト ニウム線量* (Gy)		
合計	14,621	8081	6540	0.115	0.397	486
男女別						
男性	10,918 (75)	6349 (79)	4569 (70)	0.093	0.418	446 (92)
女性	3703 (25)	1732 (21)	1971 (30)	0.165	0.335	40 (8.2)
喫煙状態別 (男性)						
非喫煙者	2518 (23)	1359 (21)	1159 (25)	0.086	0.362	15 (3.4)
喫煙者	7027 (64)	3954 (62)	3073 (67)	0.101	0.491	401 (90)

(次ページに続く)

表 2.3 (続き)

	全作業者	線量が有意であつた作業者			平均外部 線量* (Gy)	肺がん死亡
		プルトニウム線量 なし	プルトニウム線量 が有意*	の平均プルト ニウム線量* (Gy)		
不明	1373 (13)	1036 (16)	337 (7.4)	0.045	0.148	30 (6.7)
喫煙状態別 (女性)						
非喫煙者	3052 (82)	1356 (78)	1696 (86)	0.179	0.367	28 (70)
喫煙者	111 (3.0)	59 (3.4)	52 (2.6)	0.213	0.384	7 (18)
不明	540 (15)	317 (18)	223 (11)	0.053	0.145	5 (13)

*追跡調査終了の5年前までの累積線量に基づく。

表 2.4 線量が有意であった作業員 6540 人のプルトニウム肺線量の分布*

線量カテゴリー (Gy)	作業員数	パーセント	累積パーセント
>0-<0.1	5452	83.4	83.4
0.1-	507	7.8	91.1
0.2-	177	2.7	93.8
0.3-	145	2.2	96.0
0.5-	128	2.0	98.0
1.0-	62	1.0	98.9
2.0-	55	0.7	99.6
≥4.0	25	0.4	100.0

*追跡調査終了の 5 年前までの累積肺線量に基づく。

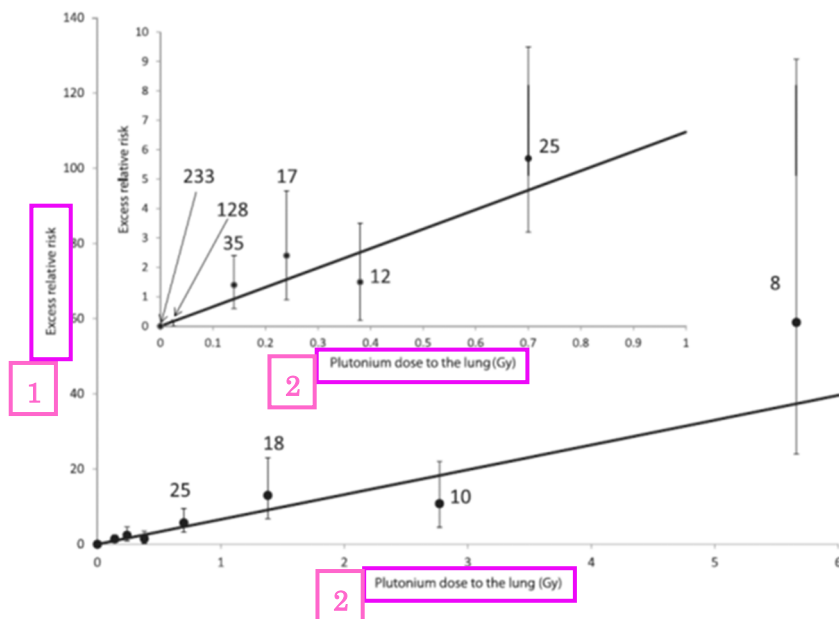


図 2.1 プルトニウム肺線量のカテゴリー別に見た肺がんの過剰相対リスク（および 95%信頼区間）（黒点と縦棒）と肺がん死亡数，60 歳男性についてフィットさせた線形関数（Gilbert et al., 2013）。

1. 過剰相対リスク
2. プルトニウム肺線量 (Gy)

表 2.5 マヤーク作業員以外の作業員における職業上のプルトニウム被ばくとがんに関する研究の概要

参考文献	国, サイト	研究のタイプ	健康指標	業務の種類	集団特性	人年 (平均 追跡期間)	被ばくモニタリング	
							外部	内部
Omar et al. (1999)	英国 セラフィールド	コホート	死亡率/ 罹患率	生産・核燃料再処理・貯蔵 (Puアルファ, ²⁴¹ Pu, ²⁴¹ Am)	10,382人は外部または内部放射線のモニタリングを受けていた (5203人はPuのモニタリングを受けていた) 3937人は一度もモニタリングを受けなかった (19%が女性)	415,432 (29.0)	被ばくの記録	Puの尿測定
Wing et al. (2000)	米国 ハンフォード, ロスアラモス/ジア, オークリッジ 国立研究所, サバンナリバー	症例対照, 多発性骨髄腫	死亡率	外部被ばくの可能性がある, 主な粉塵被ばく (Pu, Sr, および ³ H) がない原子力サイト	症例98例, 死亡時年齢でマッチした対照391例 (18%が女性)	n.a.	ガンマ線および中性子への被ばくの記録, 欠落した線量は非被ばくと仮定	U, Pu, Sr, トリチウムの尿/糞バイオアッセイ, WBC
Brown et al. (2004)	米国 ロッキーフラッツ	症例対照, 肺がん	死亡率	酸化Puから金属Puへの化学処理, Pu圧延・加工 (²³⁸ Pu, ²³⁹ Pu, ²⁴¹ Pu, ²⁴¹ Am, ²³⁴ U, ²³⁸ U)	症例180例, 年齢, 性別, 出生年でマッチした対照720例	n.a.	ガンマ線および中性子への被ばくの記録, 欠落した線量は補完	Pu, Uの尿測定, Pu, Uの肺計測, ²³⁹ Puおよび ²⁴¹ Pu摂取量の割合として ²⁴¹ Amを推定
McGeoghan et al. (2003)	英国 セラフィールド	コホート	死亡率/ 罹患率	生産・核燃料再処理・貯蔵によるPu (Puアルファ, ²⁴¹ Pu, ²⁴¹ Am)	女性作業員: 837人はPu作業員, 1587人はその他の放射線作業員, 3194人は非放射線作業員	142,337 (22.3)	当サイトおよび他のサイトでの被ばくの記録	Puの尿測定
Atkinson et al. (2004)	英国 UKAEA	コホート	死亡率	生産・核燃料再処理・貯蔵 (Puアルファ, ²⁴¹ Pu, ²⁴¹ Am)	51,367人 (29%が女性), 雇用時年齢29歳	1,371,153 (26.7)	当サイトおよび他のサイトでのX線, ガンマ線, 中性子, トリチウムへの被ばくの記録	Puなど内部放射線モニタリングを示唆する記録

<p>Wing et al. 米国 (2004), ハンプフォード Wing and Richardson (2005)</p>	<p>コホート 死亡率</p>	<p>Pu化学分離・燃料成型 3066人は日常的なPu 加工, 原子炉研究開発 被ばく, 8266人は非日 常的なPu被ばく, 15,058人は非被ばく</p>	<p>n.a. サイトでのガンマ線およ びトリチウムへの被ばく の記録, 欠落した線量は補完</p>	<p>インビボモニタリン グの有無。職位, 区 域, 期間に基づいて Pu作業者を日常的被 ばく, 非日常的被ば く, 非被ばくに分類 (次ページに続く)</p>
--	-----------------	--	--	---

表 2.5 (続き)

参考文献	国, サイト	研究のタイ プ	健康指標	業務の種類	集団特性	人年 (平均追 跡期間)	被ばくモニタリング	
							外部	内部
Schubauer- Berrigan et al. (2007)	米国 ハンフォード, ロスアラモス/ ジア, び急性白血 病 国立研究所, サバンナリバー, ポーツマス海軍造船所	症例対照, 慢性骨髄性 白血病およ び急性白血 病	死亡率	外部被ばくの可能性が あり, 主な粉塵被ばく (Pu) がない原子力サ イト	CLLを除く白血病症 例206例, 対照823例	n.a.	当サイトおよび他のサイ トでの光子, トリチウ ム, 中性子への被ばくの 記録, 職業上の医療X線	Puの尿モニタリング
Gillies and Haylock (2014)	英国 セラフィール ド	コホート	死亡率/ 罹患率	外部放射線作業員, 内 部放射線作業員, 非放 射線作業員	1946年から2002年 の間に雇用され, 2005年まで追跡され た作業員64,956人	1,894,069	個人線量計, 通常はフィ ルムバッジ	Pu, U, または ³ H モニタリング用の生 物学的試料
Gillies et al. (2017)	英国 セラフィール ド	コホート	死亡率/ 罹患率	生産・核燃料再処理・ 貯蔵 (アルファ, ²⁴¹ Pu, ²⁴¹ Am)	1947年から2002年 の間にBNFL, UKAEA, MoSによ って雇用された作業 員で, セラフィール ドサイトで雇用され たことがあり, 放射 線被ばくのモニタリ ングを受けていた作 業員23,443人	602,311 (25.7)	個人のフィルムバッジに 基づく定期モニタリン グ, 過去の慣行を考慮するた めに調整され, 臓器線量 に変換された保管デー タ	Puとの接触の可能性 がある区域で作業に 従事していたすべて の人に対する定期的 なPuの尿モニタリン グ
Grellier et al. (2017)	欧州 英国 (BNFL, AWE, UKAEA), フランス (CEA, AREVA),	症例対照, 肺がん	死亡率	原子力研究, 廃棄物処 理, 燃料生産・再処 理, 実験炉建設・運 転, 核兵器製造 (アル ファ, Pu, U)	少なくとも1年間雇用 され, 尿検査による Puおよび/またはU への内部被ばくのモニ タリングを受けて いた作業員 症例553例/対照 1333例	n.a.	個人線量計に基づく個人 の年間外部線量推定値	一般的な方法を用い てバイオアッセイデー ータ (尿検査, 糞分 析, インビボモニタ リング) から再構築 された線量

ベルギー
(SCK・CEN
／ベルゴニュー
ークリア社／
ベルゴプロセス
社)

AWE : 英国核兵器機関, BNFL : 英国原子燃料公社, CEA : フランス原子力庁, CLL : 慢性リンパ性白血病, n.a. : データなし, UKAEA : 英国原子力公社, MoS : 英国軍需省, WBC : 全身計測, Y : 有り, N : 無し。

表 2.6 肺がんリスクについてのプルトニウム被ばく集団（マヤーク作業員以外）の疫学研究結果の概要

参考文献	健康指標	観察症例数	期待症例数	平均累積線量 (mSv)	平均の1SvでのERR	その他のリスク推定値
Omar et al. (1999)	死亡率	133	145.8	194 (プルトニウム臓器線量)	n.a.	累積プルトニウム線量に外部放射線量を加えた線量との線量反応関係はなし
Omar et al. (1999)	罹患率	81	85.5	194 (プルトニウム臓器線量)	n.a.	累積プルトニウム線量に外部放射線量を加えた線量との線量反応関係はなし
Brown et al. (2004)	死亡率	症例180例	対照720例	症例210, 対照388 (肺線量)	全作業員: -0.05 (95% CI -0.23~0.13) ; 雇用期間が10~25年の作業員: 0.13 (95% CI -0.18~0.43) ; 1960年から1967年の間に雇用された作業員: 1.14 (95% CI 0.12~2.16)	累積肺線量 \geq 400mSvで有意なリスク上昇; 雇用期間が15~25年の場合に累積肺線量との有意な線量反応関係; プルトニウム全身沈着量による影響なし
McGeoghegan et al. (2003)	死亡率	2	2	外部23.3, 内部肺線量3.45	n.a.	累積プルトニウム線量との線量反応関係はなし
Wing et al. (2004, 2005)	死亡率	n.a.	n.a.	外部27.9	n.a.	日常的なプルトニウム業務に従事した各年に対する死亡率の上昇率:

(次ページに続く)

表 2.6 (続き)

参考文献	健康指標	観察症例		平均累積線量		平均の1SvでのERR	その他のリスク推定値
		数	期待症例数	(mSv)			
							2.0 (SE=1.8) ; 50歳未満 : -1.0 (SE=2.7) ; 50歳以上 : 7.1 (SE3.4) ; プルトニウム作業者における外部被ばくについて, 55歳未満 : 0.14 (90% CI <0~4.82) ; 55歳以上 : 24.62 (90% CI 6.76~59.02)
Gillies and Haylock (2014)	死亡率	225	204.8	n.a.	n.a.		SMRのみ計算
Gillies and Haylock (2014)	罹患率	220	198	n.a.	n.a.		SIRのみ計算
Gillies et al. (2017)	死亡率	406	n.a.	プルトニウム臓器線量 (mGy)	$s_s=2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$: ERR Gy ^{-1*} =6.34 (90% CI <-1.5~58.6) $s_s=2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$: ERR Gy ^{-1*} =20.60 (90% CI <-1.5~58.6) 1 : 5.5 $s_s=2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ 1 : 1.9		外部 : 0.2 (90% CI -0.3~0.8)
Gillies et al. (2017)	罹患率	384	n.a.	プルトニウム臓器線量 (mGy)	$s_s=2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$: ERR Gy ^{-1*} =8.14 (90% CI -1.2~21.2) $s_s=2.5 \times 10^{-4} \text{ day}^{-1}$ 1 : 5.5		外部 : 0.2 (90% CI -0.3~0.8)

(次ページに続く)

表 2.6 (続き)

参考文献	健康指標	観察症例数	期待症例数	平均累積線量 (mSv)	平均の1SvでのERR	その他のリスク推定値
				$s_s=2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$ 1 : 1.9	$s_s=2.2 \times 10^{-3} \text{ day}^{-1}$: ERR Gy ⁻¹ * =27.00 (90% CI – 2.1~67.6)	
Grellier et al. 死亡率 (2017)	死亡率	症例553例	対照1333例	プルトニウム肺線量5.1 mGy	EOR Gy ⁻¹ =50 (90% CI 17~106) , 外部放射線, 社会経済的地位, 喫煙で調整	全アルファ肺線量 (プルトニウムおよびウラン) について, EOR Gy ⁻¹ = 11 (90% CI 2.6~24) , 外部放射線, 社会経済的地位, 喫煙で調整

n.a. : データなし, ERR : 過剰リスク比, EOR : 過剰オッズ比, SE : 標準誤差, SIR : 標準化罹患比, SMR : 標準化死亡比, CI : 信頼区間

* 60 歳での値

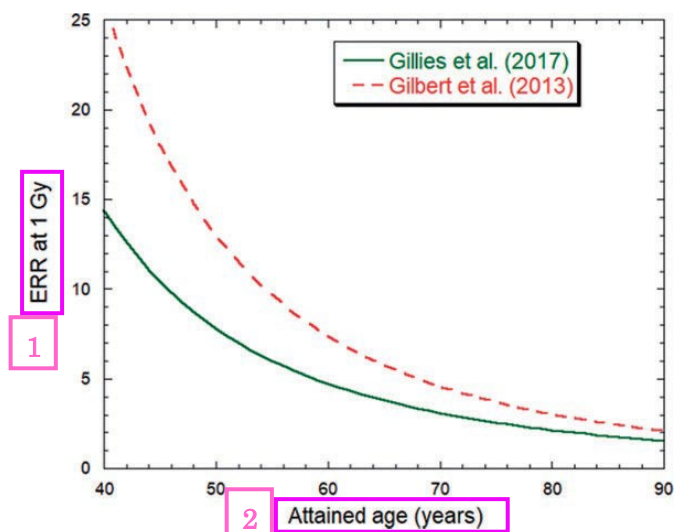


図 2.2 Gilbert et al. (2013) および Gillies et al. (2017) による，男性の到達年齢に伴うプルトニウム肺線量 1 Gy 当たりの過剰相対リスク（ERR）係数の変動

1. 1 Gy での ERR
2. 到達年齢（歳）

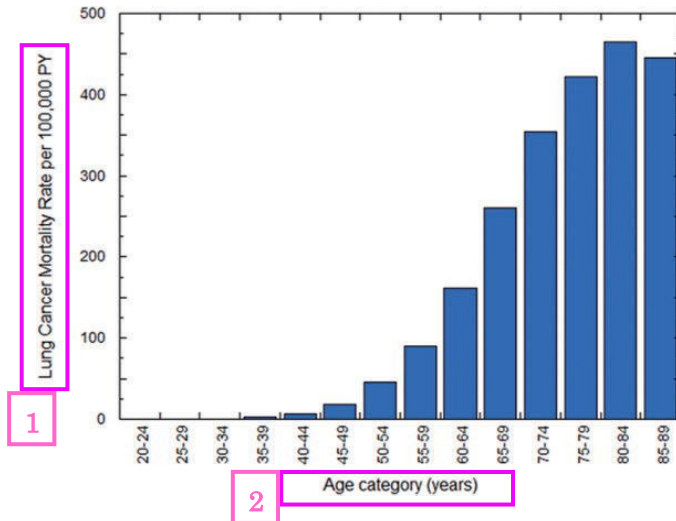


図 2.3 ICRP (2007) による，欧米人成人男性の年齢別肺がん死亡のベースライン率

1. 100,000 人年当たりの肺がん死亡率
2. 年齢区分 (歳)

図 2.4

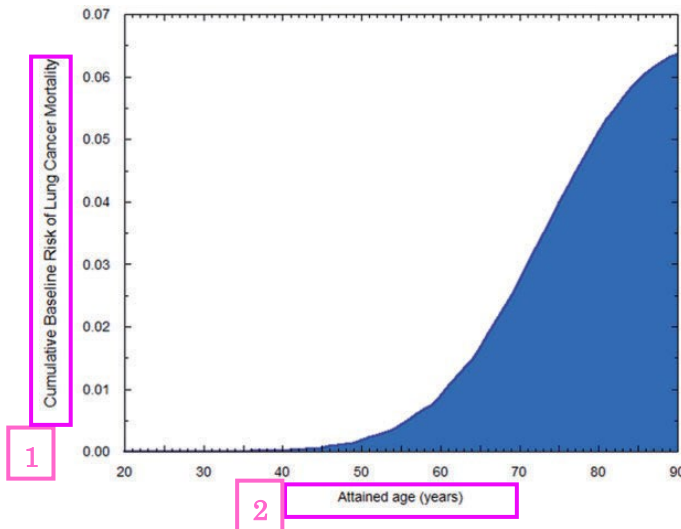


図 2.4 生存確率で加重した欧米人成人男性の年齢別肺がん死亡の累積ベースラインリスク

1. 肺がん死亡の累積ベースラインリスク
2. 到達年齢 (歳)

表 2.7 急性摂取または 10 年間の慢性摂取のいずれかを仮定した、 ^{239}Pu の総摂取量 1 Bq についてのプルトニウム被ばくシナリオの特徴

70 年間（すなわち 20 歳から 89 歳まで）の肺吸収線量は、*Publication 141* (ICRP, 2019) に基づいて、硝酸プルトニウムまたは酸化プルトニウムについて算出。

	摂取時の			<i>Publication 141</i>	
	年齢 (歳)	摂取期間 (年)	摂取率 (Bq年 ⁻¹)	累積摂取量 (Bq)	肺線量* (μGy)
急性摂取					
酸化物	20	突発的	瞬間的	1	8.19
硝酸塩	20	突発的	瞬間的	1	1.22
慢性摂取					
酸化物	20–29	10	0.1	1	7.85
硝酸塩	20–29	10	0.1	1	1.19

* 20 歳から 89 歳まで(すなわち >70 年)に累積した総線量。

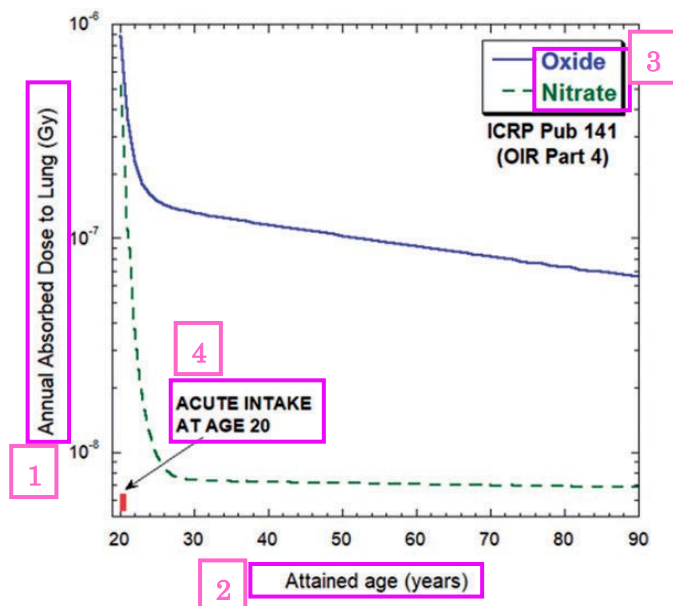


図 2.5 硝酸プルトニウムまたは酸化プルトニウムについて、*Publication 141* (ICRP, 2019) に基づいて算出した、20 歳で ^{239}Pu を 1 Bq 急性摂取した場合の、到達年齢を関数とした年間肺線量

1. 肺の年間吸収線量 (Gy)
2. 到達年齢 (歳)
3. 酸化物
 硝酸塩
4. 20 歳で急性摂取

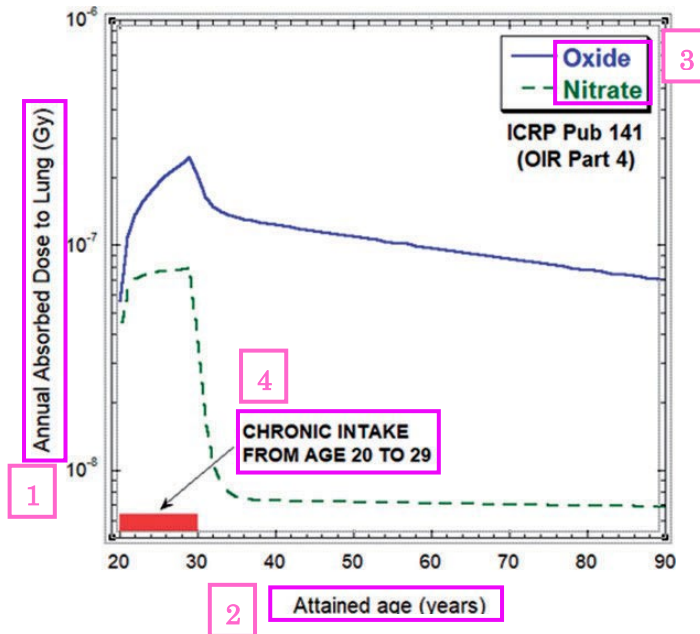


図 2.6 硝酸プルトニウムまたは酸化プルトニウムについて、*Publication 141* (ICRP, 2019) に基づいて算出した、 ^{239}Pu を 1 Bq 慢性摂取した場合の総摂取量に対する、到達年齢を関数とした年間肺線量
被ばく期間は 20 歳から 29 歳までの 10 年間とする。

1. 肺の年間吸収線量 (Gy)
2. 到達年齢 (歳)
3. 酸化物
硝酸塩
4. 20 歳から 29 歳まで慢性摂取

表 2.8 硝酸プルトニウムまたは酸化プルトニウムの急性摂取または慢性摂取のいずれかを仮定して、ICRP の欧米人男性集団 (ICRP, 2007) について算出された、プルトニウム総摂取量 1 Bq のシナリオにおける肺がん死亡の生涯リスク

Gillies et al. (2017) のリスクモデルを適用し、*Publication 141* (ICRP, 2019) の線量評価を用いて肺線量の分布を算出 (図 2.5)。

	肺がん死亡のベース ラインリスク* (10,000 人当たり の死亡数)	肺がん死亡の過剰リ スク (10,000 人当たり の死亡数)	Gy 当たりの肺がん 死亡の過剰リスク (10,000 人当たり の死亡数)
急性摂取			
酸化物	631	0.012	1425
硝酸塩	631	0.0021	1718
慢性摂取			
酸化物	631	0.011	1351
硝酸塩	631	0.0020	1691

* 欧米人男性 (ICRP, 2007)

表 2.9 寿命調査 (Ozasa et al., 2012) から導出された肺がん死亡率の過剰相対リスク (ERR) および過剰絶対リスク (EAR) モデルのパラメータ値と影響修飾因子

パラメータ		ERRモデル*	EARモデル*
単位線量当たりのリスク	性平均 (β) ERR Gy ⁻¹ またはEAR/10 ⁴ 人年Gy	0.75 (0.51~1.03)	6.5 (4.3~9.0)
修飾因子			
性別	女性/男性比 (σ)	2.7 (1.3~6.8)	0.78 (0.40~1.8)
被ばく時年齢	10歳増加当たりの変化率 (τ)	-7% (-35%~29%)	-16% (-37%~6%)
到達年齢	到達年齢の指数 (ν)	-0.04 (-2.2~2.6)	6.2 (4.5~8.2)

* 最良推定値と 95% 信頼区間

表 2.10 肺線量分布が同じと仮定してプルトニウムアルファ粒子と高エネルギー光子への被ばくについて推定された肺がんの生涯リスクの比較

肺線量分布は総摂取量 1 Bq の ²³⁹Pu について得られた。

肺がんの生涯リスク† (10,000 人当たりの死亡数)					
	Pu アルファ粒子 マヤーク Gillies et al. (2017) ERR モデル			高エネルギー光子 LSS マヤーク アルファ粒子 (Gillies et al., 2017) を LSS 光子 (ERR モデル) で除した値‡ マヤーク アルファ粒子 (Gillies et al., 2017) を LSS 光子 (EAR モデル) で除した値‡	
	Ozasa et al. (2012) ERR モデル*	Ozasa et al. (2012) EAR モデル*			
急性摂取					
酸化物	0.012	0.00074	0.00055	15.8	21.2
硝酸塩	0.0021	0.00014	0.00011	15.5	19.3
慢性摂取					
酸化物	0.011	0.00066	0.00048	16.0	22.1
硝酸塩	0.0020	0.00013	0.000098	15.8	20.5

LSS : 寿命調査, ERR : 過剰相対リスク, EAR : 過剰絶対リスク。

*線量・線量率効果係数 2 によって低減。

†欧米人男性混成集団。

‡報告されている値は 2 桁の概数にする前の生涯リスクの比率 (概数化されていない生涯寄与リスク推定値の比率) を表す。

表 2.11 欧米人男性のプルトニウム（4つの被ばくシナリオ），ラドン，高エネルギー光子への被ばくによる肺線量 1Gy 当たりの生涯過剰リスクの比較

被ばくシナリオ	プルトニウム（線量 <i>Publication 141</i> ）	ラドン（線量 <i>Publication 137</i> ）	
リスクモデル	マヤーク ERR (Gillies et al., 2017)	LSS ERR (Osaza et al., 2012) DDREF = 2	LSS ERR (Osaza et al., 2012) DDREF = 2
肺線量 (Gy) 当たりの 肺がん死亡の生涯 過剰リスク (10 ⁴ 人 当たりの死亡数)	1351~1718	85~107	1628
内部被ばくと外部被 ばくのGy当たりの肺 がん死亡の生涯過剰 リスクの比	15.5~16		14.4

ERR : 過剰相対リスク, LSS : 寿命調査, DDREF : 線量・線量率効果係数

表 3.1 ウランが主な被ばく源であった作業者に関する研究の説明

No	参考文献	国	施設	作業の種類	研究デザイン	作業者数	ウランリスク評価の 関連性
1	Boice et al. (2007)	米国	コロラド州ウラバ ン	ウラン粗製錬	コホート	全 571 / 内部放射 線の可能性あり 450	なし (SMRのみ)
2	Boice et al. (2008)	米国	ニューメキシコ州グ ランツ	ウラン粗製錬	コホート	全 904 / 内部放射 線 718	なし (SMRのみ)
3	Bouet et al. (2018)	フランス	SIMO-SMJ (ロデ ープ, レ・ボア・ノ アール, ベッシー ヌ, エカルピエー ル, ジュワック)	ウラン粗製錬	コホート	1291	なし (SMRのみ)
4	Kreuzer et al. (2015)	ドイツ	ヴィスマート	ウラン粗製錬	コホート	4054	なし (kBq h m ⁻³ での被ばく量)
5	Pinkerton et al. (2004)	米国	コロラド高原	ウラン粗製錬	コホート	1484	なし (ウラン固有の 被ばく量指標なし)
6	Zablotska et al. (2013)	カナダ	ポートホープ	ウラン粗製錬	コホート	3000 / ウラン2472	なし (ウラン固有の 被ばく量指標なし)
7	Zablotska et al. (2018)	カナダ, ドイツ	ポートホープ ヴィスマート	ウラン粗製錬, ン転換	ウラ コホート	7431	なし (ウラン固有の 被ばく量指標なし)
8	Guseva Canu et al. (2011a)	フランス	AREVA NC ピエールラット	ウラン転換	コホート	2897	あり

(次ページに続く)

表 3.1 (続)

No.	参考文献	国	施設	作業の種類	研究デザイン	作業者数	ウランリスク評価の 関連性
9	McGeoghegan and Binks (2000a)	英国	スプリングフィールド ド	ウラン転換・燃料成 型加工	コホート	19,454	なし（ウラン固有の 被ばく量指標なし）
10	Chan et al. (2010)	米国	パデューカ	ウラン濃縮	コホート	6759	あり
11	Figgs (2013)	米国	パデューカ	ウラン濃縮	コホート内症例対 照	6820	なし（ウラン固有の 被ばく量指標なし）
12	Gillies and Haylock (2014)	英国	BNFL施設	ウラン加工・濃縮	コホート	11,004	なし（ウラン固有の 線量なし）
13	McGeoghegan and Binks (2000b)	英国	カーペンハースト	ウラン濃縮	コホート	12,540	なし（ウラン固有の 被ばく量指標なし）
14	Yiin et al. (2009)	米国	オークリッジK-25	ウラン濃縮	コホート内症例対 照	588	あり
15	Yiin et al. (2017)	米国	オークリッジK- 25, パデューカ, ポーツマス	ウラン濃縮	コホート内症例対 照	29,303	あり
16	Yiin et al. (2018)	米国	オークリッジK- 25, パデューカ, ポーツマス	ウラン濃縮	コホート内症例対 照	29,303	あり
17	Zhivin et al. (2016)	フランス	ピエールラット (AREVA NC, CEA, ユーロディ フ)	ウラン濃縮	コホート	4688	あり

(次ページに続く)

表 3.1 (続き)

No.	参考文献	国	施設	作業の種類	研究デザイン	作業者数	ウランリスク評価の関連性
18	Bouet et al. (2019)	フランス	COMURHEX, FBFC, CERCA, SOCATRI	ウラン燃料成型加工, ウラン転換, 廃棄物処理	コホート	4541	あり
19	Dupree-Ellis et al. (2000)	米国	マリנקロット	ウラン燃料成型加工, ウラン転換	コホート	2514	なし (ウラン固有の被ばく量指標なし)
20	Golden et al. (2019)	米国	マリנקロット	ウラン燃料成型加工, ウラン転換	コホート	全 2514 / 内部放射線1886	あり (Dupree-Ellis et al., 2000の更新)
21	Richardson and Wing (2006)	米国	オークリッジY-12	ウラン燃料成型加工	コホート内症例対照	3864	あり
22	Silver et al. (2013)	米国	フェルナルド・フィード	ウラン燃料成型加工	コホート	6409	あり
23	Boice et al. (2011)	米国	ロケットダイン	研究開発活動	コホート	全 46,970 / 内部放射線2232	あり (複数の放射性核種, 最も高いウランおよびプルトニウム線量)
24	Ritz et al. (2000)	米国	ロケットダイン	研究開発活動	コホート	全 4607 / 内部放射線2297	あり
25	Fournier et al. (2016)	フランス	フランスのウラン核燃料サイクル	ウラン採鉱および粗製錬を除くすべての工程	コホート	59,004	なし (ウラン固有の被ばく量指標なし)

(次ページに続く)

表 3.1 (続き)

No.	参考文献	国	施設	作業の種類	研究デザイン	作業者数	ウランリスク評価の 関連性
26	Samson et al. (2016)	フランス	フランスのウラン核 燃料サイクル	ウラン採鉱および粗 製錬を除くすべての 工程	コホート	12,649	なし (SMRのみ)
27	Grellier et al. (2017)	ベルギー, フラン ス, 英国	SCK・CEN/ ベ ルゴニュークリア / ベルゴプロセ ス, AREVA NC, CEA, UKAEA, AWE, BNFL	ウラン転換以降のす べての工程	コホート内症例対 照	1886	あり

SMR : 標準化死亡比, R&D : 研究開発, BNFL : 英国原子燃料公社, CEA : フランス原子力庁, AWE : 英国核兵器機関, UKAEA : 英国原子力公
社, FBFC : フランス・ベルギー燃料成型加工会社

表 3.2 ウラン固有の肺線量と肺がんリスクの線量反応分析

No.	参考文献	死亡数	ウラン被ばくの単位	単位被ばく量当たりのリスク推定値
1	Boice et al. (2011)	1463	臓器固有の内部線量, mSv	外部線量および内部線量が <5mSv : RR = 1 (参照) <5 mSv : RR = 1.21 (95% CI 0.91~1.59) 5~49 mSv : RR = 0.98 (95% CI 0.44~2.18) >50 mSv : RR = 0.34 (95% CI 0.05~2.37)
2	Bouet et al. (2019)	35	ウラン固有の線量, mGy	ERR/mGy = -0.02 (95% CI 計算不能, 0.01)
3	Chan et al. (2010)	129	全身内部ウラン被ばく, $\mu\text{g year}^{-1}$	0~20 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 1 (参照) 21~50 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 0.91 (95%CI 0.51~1.62) 51~125 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 0.95 (95%CI 0.56~1.63) >125 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 0.51 (0.30~0.88)
4	Guseva Canu et al. (2011a)	53	溶解度別の累積ウラン被ばく期間 (年)	未照射ウラン (HR/年) タイプF : HR = 1.03 (95% CI 0.99~1.07) タイプM : HR = 1.04 (95% CI 0.99~1.09) タイプS : HR = 1.03 (95% CI 0.97~1.09) 再処理ウラン (HR/年) タイプF : HR = 1.07 (95% CI 0.96~1.19) タイプM : HR = 1.13 (95% CI 1.03~1.25) タイプS : HR = 1.13 (95% CI 1.01~1.25)
5	Golden et al. (2019)	157	臓器固有の外部・内部合計線量, mGy	100 mGyでのERR = -0.06 (95% CI -0.18~1.12)
6	Grellier et al. (2017)	553	ウラン固有のアルファ線量, Gy	EOR Gy ⁻¹ = 4.2 (90% CI -2.5 ~ 17) , 5.3 (90% CI -1.9~18) 喫煙および社会経済的地位で調整
7	Richardson et al. (2006)	111	ウラン固有の線量, mSv	<10 mSv : RR = 1 (参照) 10~49.9 mSv : RR = 1.52 (95% CI 0.74~3.13) 50~99.9 mSv : RR = 1.20 (95%CI 0.54~2.67) ≥100 mSv : RR = 1.40 (95% CI 0.65~3.01)

(次ページに続く)

表 3.2 (続き)

No.	参考文献	死亡数	ウラン被ばくの単位	単位被ばく量当たりのリスク推定値
8	Ritz et al. (2000)	44	内部線量 (主にウランと核分裂生成物), mSv	$RR/10mSv = 0.74$ (95% CI 0.29~1.92)
9	Silver et al. (2013)	269	ウラン固有の線量, mGy	0.1mGyでのHR = 1.002 (95% CI 0.999~1.005)
10	Yiin et al. (2017)	293	ウラン固有の線量, mGy	$ERR/mGy = -0.75$ (95% CI -2.31~1.12)
11	Zhivin et al. (2016)	100	ウラン固有の被ばくカテゴリー	天然濃縮 非被ばく : RR = 1 (参照) 低 : RR = 1.2 (95% CI 0.64~2.05) 中 : RR = 0.92 (95% CI 0.54~1.6) 高 : RR = 0.74 (95% CI 0.42~1.3) 濃縮 低 : RR = 0.25 (95% CI 0.10~1.3) 中 : RR = 1.8 (95% CI 0.64~4.6) 高 : RR = 0.69 (95% CI 0.21~1.9) 劣化 低 : RR = 推定されず 中 : RR = 1.2 (95% CI 0.33~3.7) 高 : RR = 1.5 (95% CI 0.61~3.9)

RR : 相対リスク, ERR : 過剰相対リスク, HR : ハザード比, SRR : 標準化率比, CI : 信頼区間

表 3.3 ウラン被ばくと腎臓がんリスクの線量反応分析

No. 参考文献	死亡数	ウラン被ばくの 単位	単位被ばく量当たりのリスク推定値
1 Boice et al. (2011)	121	臓器固有の外 部・内部合計線 量, mSv	モニタリングなし: RR = 1 (参照) <5 mSv: RR = 0.96 (95% CI 0.49~1.88) 5~9 mSv: RR = 0.69 (95% CI 0.21~2.27) 10~49 mSv: 死亡は観察されず 50~99 mSv: RR = 2.63 (95% CI 0.64~10.7) 100~199 mSv: 死亡は観察されず ≥200 mSv: 死亡は観察されず
2 Golden et al. (2019)	22	臓器固有の外 部・内部合計線 量, mGy	100mGyでのHR = 1.73 (95% CI 1.07~2.79)
3 Ritz et al. (2000)	8 (膀胱と腎 臓の合計)	肺の内部線量 (主にウランと 核分裂生成物に よる), mSv	RR/10mSv = 0.19 (95% CI 0.00~20.8)
4 Silver et al. (2013)	15	ウラン固有の線 量, mGy	0.1mGyでのHR = 1.03 (95% CI 0.86~1.1)
5 Yiin et al. (2017)	110	ウラン固有の線 量, mGy	ERR/mGy = 0.14 (95% CI -0.16~0.66)
6 Yiin et al. (2018)	101	ウラン固有の線 量, mGy	線量の50パーセンタイル値 (0.30mGy) , HR = 1.28 (95% CI 0.94~2.06) 線量の75パーセンタイル値 (0.93mGy) , HR = 1.86 (95% CI 0.83~4.30)

CI : 信頼区間, ERR : 過剰相対リスク, HR : ハザード比, RR : 相対リスク

表 3.4 ウラン被ばくとリンパ系・造血系がんのリスクの線量反応分析

No.	参考文献死亡数	ウラン被ばくの単位	単位被ばく量当たりのリスク推定値
白血病 (慢性リンパ性白血病を除く)			
1	Boice et al. (2011)	臓器固有の外部・内部合計線量, mSv	モニタリングなし : RR = 1 (参照) <5 mSv : RR = 0.91 (95% CI 0.50~1.64) 5~9 mSv : RR = 0.95 (95% CI 0.27~3.29) 10~49 mSv : RR = 0.66 (95% CI 0.26~1.66) 50~99 mSv : RR = 1.38 (95% CI 0.45~4.17) 100~199 mSv : 死亡は観察されず ≥200 mSv : 死亡は観察されず

(次ページに続く)

表 3.4 (続き)

No.	参考文献	死亡数	ウラン被ばくの単位	単位被ばく量当たりのリスク推定値
2	Chan et al. (2010)	21	全身内部ウラン被ばく, $\mu\text{g year}^{-1}$ (全白血病)	0~20 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 1 (参照) 21~50 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 0.73 (95%CI 0.18~3.01) 51~125 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 0.49 (95%CI 0.11~2.26) >125 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 0.77 (95%CI 0.24~2.50)
3	Golden et al. (2019)	18	臓器固有の外部・内部合計線量, mGy	100 mGy でのERR = -0.14 (95% CI -0.60~0.33)
4	Silver et al. (2013)	35	ウラン固有の線量, mGy	0.1 mGyでのHR = 0.18 (95% CI 0.012~0.80)
5	Yiin et al. (2017)	117	ウラン固有の線量, mGy (全白血病)	ERR/mGy = 0.39 (95% CI -0.70~2.32)
6	Yiin et al. (2018)	111	ウラン固有の線量, mGy (全白血病)	線量の50パーセンタイル値 (0.09 mGy), HR = 1.08 (95% CI 0.96~1.31) 線量の75パーセンタイル値 (0.27mGy), HR = 1.24 (95% CI 0.87~1.94)
その他のリンパ系・造血系がんとすべてのリンパ系・造血系がん合計				
7	Boice et al. (2011)	491 (LHP)	臓器固有の外部・内部合計線量, mSv	モニタリングなし: RR = 1 (参照) <5 mSv: RR = 0.85 (95% CI 0.60~1.19) 5~9 mSv: RR = 1.67 (95% CI 0.94~3.00) 10~49 mSv: RR = 0.97 (95% CI 0.52~1.79) 50~99 mSv: RR = 1.43 (95% CI 0.62~3.30) 100~199 mSv: 死亡は観察されず ≥200 mSv: 死亡は観察されず
8	Bouet et al. (2019)	12 (LHP)	ウラン固有の肝臓線量 (すべての全身臓器線量の代替として), mGy	ERR/mGy = -1.27 (95% CI 計算不能, 14.72)

(次ページに続く)

表 3.4 (続き)

No.	参考文献	死亡数	ウラン被ばくの単 位	単位被ばく量当たりのリスク推定値
9	Chan et al. (2010)	26 (NHL)	全身内部ウラン被ばく, $\mu\text{g year}^{-1}$	0~20 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 1 (参照) 21~50 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 9.95 (95%CI 1.22~81.26) 51~125 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 8.85 (95%CI 1.11~70.83) >125 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 5.74 (95%CI 0.72~45.48)
		57 (LHP)	全身内部ウラン被ばく, $\mu\text{g year}^{-1}$	0~20 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 1 (参照) 21~50 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 1.79 (95%CI 0.66~4.88) 51~125 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 1.48 (95%CI 0.55~4.02) >125 $\mu\text{g year}^{-1}$: SRR = 1.35 (95%CI 0.53~3.41)
10	Golden et al. (2019)	30 (NHL)	臓器固有の外 部・内部合計線 量, mGy	100mGy でのERR = 0.20 (95% CI -0.23 ~ 0.64)
11	Ritz et al. (2000)	10 (LHP)	肺の内部線量 (主 にウランと核分裂 生成物), mSv	RR/10mSv = 1.23 (95% CI 0.97~1.55)
12	Silver et al. (2013)	32 (NHL)	ウラン固有の線 量, mGy	0.1 mGy でのHR = 1.2 (95% CI 0.89~1.5)
13	Yiin et al. (2009)	98 (MM)	ウラン固有の線 量, μGy	10 μGy でのOR = 1.04 (95% CI 1.00~1.09)
14	Yiin et al. (2017)	163 (NHL)	ウラン固有の線 量, mGy	ERR/mGy = -0.14 (95% CI -0.85~0.97)
		69 (MM)	ウラン固有の線 量, mGy	ERR/mGy = 2.92 (95% CI 0.51~7.86)
15	Yiin et al. (2018)	151 (NHL)	ウラン固有の線 量, mGy	線量の50パーセンタイル値 (0.09 mGy) , HR = 0.99 (95% CI 0.92~1.12) 線量の75パーセンタイル値 (0.27 mGy) , HR = 0.96 (95% CI 0.75~1.38)

(次ページに続く)

表 3.4 (続き)

No.	参考文献	死亡数	ウラン被ばくの単 位	単位被ばく量当たりのリスク推定値
		65 (MM)	ウラン固有の線 量, mGy	線量の50パーセンタイル値 (0.09mGy) , HR = 1.78 (95% CI 1.11~3.80) 線量の75パーセンタイル値 (0.27mGy) , HR = 3.42 (95% CI 1.35~9.64)
16	Zhivin et al. (2016)	28 (LHP)	ウラン固有の被ば くカテゴリー	天然濃縮 非被ばく : RR = 1 (参照) 低 : RR = 1.7 (95%CI 0.48~5.5) 中 : RR = 1.4 (95% CI 0.52~3.9) 高 : RR = 1.08 (95% CI 0.37~3.3)

CI : 信頼区間, ERR : 過剰相対リスク, HR : ハザード比, LHP : すべてのリンパ系・造血系が
ん, MM : 多発性骨髄腫, NHL : 非ホジキンリンパ腫, OR : オッズ比, RR : 相対リスク,
SRR : 標準化率比

添付資料 2. ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要

(1) 第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要

令和 4 年度 第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会
議事概要

【概要】

日時： 令和 4 年 6 月 2 日（木）13:30～15:30
場所： WEB 会議
参加者：
委員： 鈴木元 委員長、甲斐倫明 副委員長、佐々木道也 副委員長、
大野和子 委員、小田啓二 委員、川口勇生 委員、迫田幸子 委
員、
佐々木康人 委員、半谷英樹 委員
（欠席：保田浩志 委員）
原子力規制庁： 高橋知之 統括技術研究調査官、森泉純 主任技術研究調査官、
荻野晴之 技術計画専門職、伊豆本幸恵 技術研究調査官
本間俊充 技術参与、喜多充 技術参与
事務局： 當麻秀樹、賞雅朝子、中村緑、森茉莉、庄沁優、平杉亜希

【配布資料】

資料 1 令和 4 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 翻訳の流れ
資料 2-2 邦訳版への「校閲者」の明記について
資料 3 新規翻訳対象選定に関するアンケート結果
資料 3-1 令和 4 年度 新規翻訳対象選定方針（NRA）
資料 3-2 翻訳対象除外について
資料 4 訳語検討
資料 5 理解促進活動実施案
資料 5-1 令和 4 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 4 年度公開予定の刊行物と周知する学会の案
資料 5-3 令和 3 年度周知活動にご協力依頼をした学会一覧
資料 6 年間スケジュール概要

【議事】

開会

原子力規制庁 伊豆本技術研究調査官より、本年度の事業の目的について紹介と開会の挨拶があった。

1. 委員会運営要領、委員会編成の確認、委員長・副委員長就任

事務局より、運営要領と委員名簿を紹介した。新たに原子力機構から半谷委員が委員に就任したことをお知らせした。鈴木委員長、甲斐副委員長、佐々木副委員長、半谷委員よりそれぞれ就任の挨拶があった。

2. 現在までの進行確認

事務局より、翻訳の流れと現在の翻訳の進行状況について説明した。これに関する以下のような議論が行われた。

原子力規制庁より、Publication 123、144 について、監修者の負担を考慮して今年度は保留としてもよいとする案が提示されたが、予定通り翻訳を進め、監修の時点で調整することとなった。

ICRP 第 2 専門委員会による刊行物の監修者については、元委員などを含めておくことを検討することとなった。

事務局より、邦訳版への「校閲者」の明記について保田委員からのご提案を紹介した。これまで邦訳版で校閲者の記載がなかったが、「邦訳版の序」や委員リストに注記する案を提示し、委員リストに注記する方法で表示することとなった。

3. 今年度の新規翻訳対象物の選定

原子力規制庁より、新規翻訳対象選定の考え方について次のように説明があった。

原子力規制庁の所掌の観点から、医療関連の刊行物は優先度が低い。環境防護については TG99、TG105 の動きを踏まえて判断する。データ集に近い刊行物は、参考になるものがあれば翻訳するが、図表が多い場合は本文のみを翻訳することを検討してほしい。OIR シリーズ第 2～4 部を翻訳する場合は継続して翻訳するが、第 5 部については第 4 部の翻訳を終了後検討してほしい。

議論の上、ICRP 刊行物翻訳委員会では、引き続き、医療関係の刊行物等も含めて委員が優先度を検討し、新規翻訳対象を選定することとなった。

新規翻訳対象のアンケート結果

事務局より、新規翻訳対象選定に関するアンケート結果を紹介した。

新規翻訳対象選定結果

議論の結果、Publication 133 と Publication 150 を新規翻訳対象とすることが決まった。

新規翻訳選定の対象除外について

事務局より来年度の翻訳対象選定から、昨年度に引き続き Publication 119 を除外することを説明した。これについての議論はなかった。

4. 訳語検討

事務局より、Publication 146、129 のタイトルと、Publication 146 における検討が必要な訳語について説明し、以下のような議論があった。

● Publication 146 タイトル

(鈴木委員長) 副題の“Publication”をそのままとするか訳すかが論点となる。

(佐々木康人委員) 刊行物と呼ぶことが多い。

(迫田委員) Publication という表記を使用していたが、原子力規制庁事業では「刊行物」と訳すことが多い

(甲斐副委員長) Publication という言葉が通用しているため、あえて日本語にこだわらなくてもよいと考えている。

(鈴木委員長) Publication とする。

● Publication 129 タイトル

(佐々木康人委員) 「コーンビーム CT 撮影における」のほうが良い。

(大野委員) 「撮影」とすると、放射線科医より「撮像」とすべきなどの意見が出るかもしれない。「コーンビーム CT」に撮影の意味は含まれている。過去の実績に合わせてはどうか。

(迫田委員) 過去の例では、「MDCTにおける放射線防護」というスタイルを採用している。

(佐々木康人委員) 「コーンビーム CT」のみでは装置や機械という意味にも取られるため抵抗があったが、過去の例に合わせて、撤回する。

● Chernobyl/Kiev 等

(佐々木康人委員) カッコ書きの「チェルノブイリ」が定着しているが、政府の方針に合わせておくことで良い。

(迫田委員) 政府の方針を採用するという方向性には賛成するが、カッコ書きの表記については、()ではなく〈 〉等の特別な表記としたり、(旧チェルノブイリ)など「旧」を付けたりする案がある。ロシア読みとウクライナ読みで同じ表記の場合、注記を付けるかどうかを決める必要がある。

(鈴木委員長) 最初に注釈を付け、2回目以降はつけない。カッコを特別な表記とすると、主張が入りすぎるため避けたほうが良い。

(甲斐副委員長) 委員長案に賛成する。

(迫田委員) 特別な例であるため、注だけでなく邦訳版の序でも触れたほうが良い。

● Co-expertise process

(佐々木康人委員) 「専門知プロセス」がわかりにくい。一般的に使用されているのであればよい。

(甲斐委員) 新しい用語であり、新しい意味合いを持った言葉である。汚染した田んぼや畑の改善の対策に対してそれぞれの専門知識を共有していくのが「専門知プロセス」である。すでにある知識ではなく、新しい知識を生み出すプロセスに対して名前を付けたものである。今後日本語として定着してほしい。

(佐々木康人委員) 「専門知共同プロセス」ではいかがか。共同の専門知と捉えられる。

(甲斐委員) 共同して専門知を生み出すプロセスと考えている。

(迫田委員) 「共同」では訳語が名詞となるが、「協働」は動作を表している。

(本間技術参与) 用語解説の部分を確認したうえで、検討したい。

(甲斐委員) 「専門知協働プロセス」を前提に、用語解説との関係や仏語版を確認した上で再度検討する。

議論の結果、訳語については以下の通り決定した。

● 邦訳版のタイトル

Publ.146	大規模原子力事故における人と環境の放射線防護 — ICRP Publication 109 と 111 の改訂 —
Publ.129	コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護

● Publ.146 の用語

原文の用語	検討前の用語	検討結果
Chernobyl Kiev	チェルノブイリ キエフ	チョルノービリ（チェルノブイリ）、 キーウ（キエフ） 初出で注釈をつけるほか、邦訳版の序 でも触れる
Co-expertise process	共同専門知プロセス	委員会後の翻訳者の検討により、「専 門知協働プロセス」で進めることに決 定。

5. 理解促進活動の実施状況について

事務局より、理解促進活動の実施案について説明した。

迫田委員より、原子力規制庁のウェブサイト上で、進行中の情報についても掲載することが提案され、原子力規制庁側で ICRP 刊行物の専用サイトで翻訳進行中の情報を掲載するか、検討することとなった。

6. 今後のスケジュールについて

事務局より、今後のスケジュールについて説明した。

迫田委員より、今年度は、Publication 139 ではなく、Publication 135 を優先して公開すべきという意見があり、原子力規制庁と事務局が公開の順番について検討することとなった。

（補足）原子力規制庁と事務局が検討した結果、Publication 135 を優先して公開することとした。

閉会

以上

(2) 第2回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要

令和4年度 第2回 ICRP 刊行物翻訳委員会
議事概要

【概要】

日時： 令和4年10月27日（木）15:00~16:40
場所： WEB会議
参加者：
委員： 鈴木元委員長、甲斐倫明 副委員長、佐々木道也 副委員長、
大野和子委員、小田啓二委員、川口勇生委員、迫田幸子委員、
佐々木康人委員、半谷英樹委員、保田浩志委員
原子力規制庁： 高橋知之 統括技術研究調査官、森泉純 主任技術研究調査官、
荻野晴之 技術計画専門職、中嶋技術計画専門職
伊豆本幸恵 技術研究調査官、喜多充 技術参与
事務局： 當麻秀樹、平杉亜希、賞雅朝子、中村緑、森茉莉、庄沁優

【配布資料】

資料1 令和4年度第1回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要（案）
資料2 各刊行物の進行状況
資料2-1 邦訳版への「校閲者」の明記と C2 監修者について
資料3 訳語検討
資料3-1 Publ.146&147 Intake の例
資料3-2 Publ.129&135 operator の例
資料3-3 Publ. 142 approach、hazard の例
参考資料 “Graded approach”の訳語検討の経緯
資料4 理解促進活動実施状況
資料4-1 ICRP2021 ePoster
資料4-2 令和4年度公開予定の刊行物と周知する学会の案
資料5 年間スケジュール概要

【議事】

開会

鈴木委員長の進行により開会した。事務局より配布資料の確認を行った。

1. 前回議事概要（案）の確認

事務局より、資料1 前回議事概要（案）を紹介した。追加の意見がなければ（案）を取り確定することとなった。

2. 現在までの進行確認

事務局より、資料2に基づいて、資料翻訳の流れと現在の翻訳の進行状況について説明した。Publication 146、129、135を今年度公開することとなった。これに関する議論は以下の通り。

資料2のPublication 139の承認投票期限の記載に誤りがあったため、修正することとなった。

Publication 135と139の翻訳チームに亡くなられた方が含まれていることから、クレジットについて翻訳者代表に事務局より確認することとなった。

監修者の所属について、事務局から確認することとなった。

Publication 133 の監修者は、事務局から追加の監修者候補に依頼することとなった。

3. 訳語検討

事務局より、Publication 135 のタイトルと、Publication 146、147、における検討が必要な訳語について説明し、以下のような議論があった。

● Publication 135 タイトル

(小田委員) 画像を撮る過程における診断であれば、「画像における」という表現に違和感がある。

(大野委員) 医療関係者にとって「診断参考レベル」は定着している。

(鈴木委員長) 小田委員の指摘部分は、「画像における」の部分であり、「おける」を「の」に変えることを提案する。

(佐々木康人委員) 鈴木委員長の案に賛成する。

(保田委員) 鈴木委員長の案に賛成する。

(迫田委員) 「医用画像診断における診断参考レベル」あるいは「医用画像診断における参考レベル」を提案する。

(鈴木委員長) 「診断参考レベル」という言葉は分割できない。「医用画像の診断参考レベル」または「医用画像撮影における診断参考レベル」の2案について、赤羽先生に相談してほしい。医者にとっての伝わりやすさから判断してもらい、事務局より結果を共有すること。

(大野委員) 「撮影」とすると、「撮像」との判断という新たな問題が生じる。そのため「画像の」とすることに賛成する。

(佐々木康人委員) X線画像は「撮影」、核医学画像やMRIは「撮像」とすることが多い。伝統的にはX線画像に始まった放射線関係の画像は「撮影」の使用が多いが、核医学やMRIは影を撮るのではないので、「撮像」を用いるようになった。

(小田委員) 「イメージング」とすればよいのではないか。

(大野委員) それでは医療関係者には通用しない。

(事務局) 「医用画像の診断参考レベル」、「医用画像撮影における診断参考レベル」、「医用画像撮像における診断参考レベル」の3案で赤羽先生に相談する。

(鈴木委員長) 議論の背景についても併せて伝えること。

● Intake (Publ.146、147)

(甲斐副委員長) テクニカルタームについては定訳を決めておく必要があるが、文脈によって変更可能なものもあるため、判断方法をある程度整理したほうがよい。

(保田委員) Intake を摂取とすることは、定訳として使われてきたのかもしれないが、摂取には臓器や血液に吸収されるところまでが含まれると理解している。吸入は、特に希ガス等、肺に取り込まれても吸収されずすぐに体外へ出ていくものも含んでいる。そのためIntake を摂取と訳すのは適切でないと考えている。

(甲斐副委員長) Intake は内部被ばくに関連した用語として Publ.2 のころから摂取が定訳となっている。摂取は身体に入り込むことであり、ヨウ素が甲状腺に取り込まれたり、ラジウムが骨に取り込まれるなど、臓器まで取り込まれるものは Uptake と使い分けている。基本的な定訳であるため変えないほうが良い。Intake は環境中の食品や空気などを通して体内に取り込むということである。吸入摂取とは言わず吸入で済む場合も文脈によってはあるが、Intake を取り込みとすると Uptake と混乱する。

(佐々木康人委員) 内科学用語集では、Inhalation を吸入、Ingestion を（経口）摂取、Intake を摂取、Uptake を取り込みまたは摂取としている。

(鈴木委員長) もともと文脈によって使い分けられている用語であるが、甲斐副委員長の意見に近い。

(半谷委員) 原子力業界では教育上、吸入摂取と経口摂取と使い分けているが、吸入のみになると混乱する。教育資料などで「吸入摂取」となっているところを「吸入」に直すということではないということでしょうか。

(鈴木委員長) 今まで吸入摂取と訳してきたものは吸入摂取であろう。

(保田委員) 日本語として摂取の意味を明確に定義する必要があると思う。私は摂取とは体内に吸収することと理解している。

(鈴木委員長) 取り込みは、摂取した核種の何割が臓器に移動するかという意味で使用している。

(迫田委員) 日本語版の編集経験に基づく一般読者の視点となるが、内部被ばくには2段階あり、最初の段階が身体の外から中に入っていく Intake、すなわち摂取、その後体の内奥に浸透していくのが Uptake、すなわち取り込みと理解している。両方を取り込みとすると、読者にとっては体に入り込んだものがすべて実効線量となると誤解される可能性がある。そのため現状のままがよい。資料 3-1 の Publication 103 の過去の例における Intake と Annual intake の訳でも、摂取はまず体内に入ること、臓器に浸透するのが取り込みと区別されている。

(保田委員) 取り込みは体内に取り込まれてすぐに排出されるものも含むが、摂取は取り込まれてから体内に吸収されてすぐには出てこないものと理解している。例えばヨウ素などは吸入され摂取されるが、希ガスは吸入されるが摂取されないと考える。

(鈴木委員長) 混乱を避けるのであれば変更するのではなく、これまでの使用法に基づいて用語集を定義しなおすことが重要である。

(甲斐副委員長) ガスは粒形に応じて一部が沈着し、一部が排出される。希ガスは特殊であり文脈によって吸入としてもよいかもしれない。基本的には従来の定訳通りの使用法がよい。

(鈴木委員長) 基本的には定訳通りとし、文脈に応じて検討することとする。

● Operator (Publ.129&135)

(佐々木道也 副委員長) 同じものを意味しているのであれば統一したほうが良いと考えた。

(鈴木委員長) テクニカルタームではないため、文脈に応じて訳し、統一しないほうがよい。例えば、IVR の Operator であれば IVR 術者であるし、機械の Operator で術者と訳すのは相応しくない。

(大野委員) 医療関係者の間では診療放射線技師と言うことが多いが、海外では資格によって意味が異なる。翻訳の場合はケースバイケースまたはカタカナでオペレーターとすることが良いだろう。

(鈴木委員長) 文脈に則した訳で進めることとする。

● fluoroscopically guided interventional (FGI) procedures (Publ. 135)

(大野委員) 日本語が長くなるのでコメントしたが、どちらでもよい。X線透視ガイド下の IVR は正確な訳である。

(鈴木委員長) FGI という短縮形は日本では使用されていないのか。

(大野委員) あまりされていない。

(鈴木委員長) 文脈に応じて判断し、適切に略していくこととする。

● Supporting Guidance (Publ. 135)

(鈴木委員長) 過去には Supporting Guidance と表記され、訳されていない。

(甲斐副委員長) この表現がタイトルや論説だけでなく本文にあるのか確認してほしい。

(佐々木康人委員) 良い訳があれば日本語にしたほうがよい。

(事務局)本文中では、Publication 135 の (439) 等に記載があり、Publication のように引用として使っている。

(甲斐副委員長) ICRP Publication のような使われ方をしているのであれば、当面そのままでもよい。

(迫田委員) これまで訳語がなかったのは、もともとイレギュラーな刊行物で内容上もばらつきがあったためである。適切な訳語を考えるには、ICRP における位置づけを確認し、編集担当である ICRP 事務局の考えを踏まえて検討すべき。

(甲斐副委員長) ICRP における位置づけを確認する。

(鈴木委員長) 当面は現状通りとし、今後あらためて訳語を検討するかどうか議論する。

● Pion、Muon (Publ.147&ICRU 95)

(小田委員) 原子力学会と JIS ではパイ中間子、ミュオン粒子としているが、将来パイオン、ミュオンという表現に変わる可能性はある。

(鈴木委員長) 訳語にゆらぎがあるのか。

(事務局) Publ.147&ICRU 95 翻訳者によって書かれ方が異なっている。翻訳者はどちらでもよいという考えである。

(半谷委員) 東海村にミュオン実験施設があり、ミュオン粒子やミュオンは使用しない。

(鈴木委員長) 当面は原子力学会の用語に合わせ、初出で「ミュオン」と言うこともあると訳注を付けることも一案である。

(事務局) 翻訳者に訳注を付すということで相談する。

(迫田委員) 正や負を付けた場合、「正のパイ中間子」「負のミュオン粒子」とするのか、「正ミュオン粒子」などは違和感がある。

(鈴木委員長) ICRU 95 は正ミュオンなどのテクニカルタームにせず、「正のミュオン」などとすよう、事務局から相談すること。

(小田委員) 正負については JIS での決まりがないためこだわりはない。

(鈴木委員長) 正負については「正の」「負の」と訳すように事務局より翻訳者に伝えてほしい。+/- の場合はどのように表記するか。

(小田委員) どちらでも良い。

(鈴木委員長) 翻訳者に任せることとする。

● ○○Approach、Hazard (Publ.142)

(甲斐副委員長) Integrated and graded approach はそれぞれアプローチを繰り返し、統合的アプローチ及びグレーデッド・アプローチとすることがふさわしい。ハザードは完全にテクニカルタームであり、リスクと明確に分けられる。著者によって Danger の意味で使用される場合もあるが、そうでなければテクニカルタームとして使うべき。

(川口委員) Publ. 142 を校閲した立場から、統合的アプローチ及びグレーデッド・アプローチとそれぞれをテクニカルタームとした訳文とした。一方、ハザードについて翻訳者と検討した際、142 の読み手はリスクに詳しいとは限らず、NORM へ関心がある者が対象であるため、なるべくカタカナをやめたほうがよいと考えた。ハザードがテクニカルタームとされるのはリスク分野であるため、ここでは危険という訳を当てたという経緯がある。

(甲斐副委員長) ハザードは浸透してきた言葉であり、危険と訳すのは避けたほうが良い。

(鈴木委員長) Hazard をハザード以外に変更すると誤解を与えるだろう。テクニカルタームとしてハザードとして統一したい。

(保田委員) 甲斐副委員長の説明に賛成し、Hazard はハザードが良いと考える。

(迫田委員) テクニカルタームとしてハザードとすることに賛成するが、正しい意味が思い浮かばない人もいる。そのため初出で危険有害性など意味が伝わる訳注を入れておくべ

き。Integrated and graded approach のほうは、統合的かつ危険有害度に応じたとしてはどうか。

(甲斐副委員長) グレーデッドはそういう意味ではない。原子力安全から生まれた言葉であり、変更すると合意が取りにくいだろう。

(鈴木委員長) Hazard はハザードとするが初出で危険有害性を意味することを訳注に入れる。グレーデッド・アプローチは必ずしもリスクの大きさだけでなく実行可能性の意味もあるため、安易に日本語に変えないほうがいいというのがこの間の議論であった。

(半谷委員) グレーデッド・アプローチはグレーデッド・アプローチとして日々使用し、現場で検討しているものである。ハザードの意味を詳しく説明するのは賛成である。なお、原子力業界では危険源と訳している。

(鈴木委員長) 初出の説明文は迫田委員、半谷委員に考えてほしい。Integrated and graded approach は統合的アプローチ及びグレーデッド・アプローチとする。オールハザード・アプローチはそのままとする。Hazard はハザードのままとするが、初出で解説を訳注として入れることとする。原子力業界でどのようにハザードという言葉が使われているかを説明すると読者のイメージが湧くだろう。

議論の結果、訳語については以下の通り決定した。

● 邦訳版のタイトル

Publ.135	「医用画像の診断参考レベル」、「医用画像撮影における診断参考レベル」、「医用画像撮像における診断参考レベル」の3案で翻訳者に相談する。
----------	---

(補足) 第2回委員会後、翻訳者に相談した結果、別の案が出されたため、第3回委員会で再度議論することとなった。

● Publ.内の用語

Publ.	原文の用語	検討前の用語	検討結果
Publ.146、147	Intake	摂取	基本は「摂取」とし、文脈に応じて検討する
Publ.129&135	Operator	術者、操作者、オペレータ	文脈に則した訳とする
Publ. 135	fluoroscopically guided interventional (FGI) procedures	(X線)透視ガイド下の手技	文脈に則した訳とし、適切に略す
	Supporting Guidance	Supporting Guidance	当面は Supporting Guidance とする。ただし、ICRPにおける Supporting Guidance の位置づけを甲斐副委員長にご確認いただき、今後あらためて訳語を検討するかどうか議論する。

Publ.	原文の用語	検討前の用語	検討結果
Publ.147&ICRU 95	Pion Muon	パイ中間子／パイオン ミュー粒子／ミュオン	パイ中間子、ミュー粒子とし、初出でパイオン、ミュオンとも呼ばれる旨の訳注を付す。
	positive muons negative muons positive pions negative pions	正ミュオン 負ミュオン 正パイオン 負パイオン	正のミュー粒子／負のミュー粒子、正のパイ中間子／負のパイ中間子とすることで翻訳者に相談する
	pions (negative/positive) muons (negative/positive)	パイ中間子（負／正） ミュー粒子（負／正）	負／マイナス、正／プラスは翻訳者に任せる
Publ.142	Integrated and graded approach	統合的アプローチ及びグレーデッド・アプローチ	統合的アプローチ及びグレーデッド・アプローチ
	All hazard approach	オールハザードアプローチ	オールハザード・アプローチ
	Hazard	危険 一部、危険有害性（その方がわかりやすいと思われる箇所のみ）	ハザード ただし、初出で危険有害性を意味するといった説明を訳注にて付す。

5. 理解促進活動の実施状況について

事務局より、理解促進活動の活動状況について説明し、邦訳版公開時の周知先として、以下の組織を追加することが委員より提案され、事務局よりコンタクトをとることとなった。

Publ.129	歯科放射線学会 歯科医師会
Publ.135	日本画像医療システム工業会（JIRA） 小児放射線学会
Publ.146	放射線安全フォーラム

6. 今後のスケジュールについて

事務局より、今後のスケジュールについて説明した。

閉会

以上

(3) 第3回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要

令和4年度 第3回 ICRP 刊行物翻訳委員会
議事概要

【概要】

日時： 令和5年2月2日（木）15:00~17:00
場所： WEB会議
参加者：
委員： 鈴木元 委員長、甲斐倫明 副委員長、佐々木道也 副委員長、
大野和子 委員、小田啓二 委員、川口勇生 委員、迫田幸子 委
員、
佐々木康人 委員、半谷英樹 委員、保田浩志 委員
原子力規制庁： 高橋知之 統括技術研究調査官、森泉純 主任技術研究調査官、
荻野晴之 技術計画専門職、伊豆本幸恵 技術研究調査官、
本間俊光 技術参与、喜多充 技術参与
事務局： 當麻秀樹、平杉亜希、賞雅朝子、中村緑、森茉莉

【配布資料】

資料 1-1 令和4年度第1回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要（案）
資料 1-2 令和4年度第2回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事概要（案）
資料 2 各刊行物の進行状況
資料 3 訳語検討
参考資料 3-1 significant
参考資料 3-2 prevailing circumstances
参考資料 3-3 conditions of work
参考資料 3-4 effluents/discharges
参考資料 3-5 multihazards approach
参考資料 3-6 skimmer tanks
資料 4 理解促進活動実施状況
資料 4-1 ICRP2021+1 ePoster（発表資料）
資料 4-2 ICRP2021+1 プロシーディング集原稿
資料 4-3 令和4年度公開予定の刊行物と周知する学会の案
資料 5 年間スケジュール概要

【議事】

開会

鈴木委員長の進行により開会した。事務局より配布資料の確認を行った。

1. 前回までの議事概要（案）の確認

事務局より、第1回・第2回委員会議事概要（案）を紹介した。第1回議事概要（案）については、第2回委員会で承認された議事概要に訳語検討に関する議論を追加した。追加の意見はなく、（案）を取り確定することとなった。

2. 現在までの進行確認

事務局より、資料2に基づいて、刊行物翻訳の流れと現在の刊行物翻訳の進行状況について説明した。

3. 訳語検討

事務局より、資料3に基づいて、Publication 135のタイトルと、Publication 142において翻訳者より訳語検討の希望があった用語について説明し、以下のような議論があった。

● Publication 135 タイトル

（事務局）第2回委員会での検討結果を翻訳チーム代表の赤羽正章先生に確認した結果、「医用画像検査における診断参考レベル」を提案いただいた。

（鈴木委員長）第2回委員会ではImagingを撮像や撮影とするかで議論していたが、検査という用語を使用することで、元のニュアンスに合わせた訳語となった。

（佐々木康人委員）赤羽先生の提案に賛成する。

（大野委員）異論はない。

● Significant (Publ.142)

（甲斐副委員長）「かなり」は量的に過剰と捉えられるため、「有意に」のほうがふさわしいと考える。

（半谷委員）定性的・定量的いずれの意味でも「有意に」がふさわしい。

（鈴木委員長）過剰と捉えられないように、「有意に」とする。

● prevailing circumstances (Publ.142)

（佐々木康人委員）同音異義語の「偏在」は漢字が似ているが、意味が異なり誤解を与える可能性があるため、「遍在」でなくともよい。

（甲斐副委員長）この用語はテクニカルタームとして定着していないので、定訳ではなく文脈に応じて訳語を当てるほうがよい。9、15項に関しては「その時点で広く見られる状況」のままでも良いだろう。

（保田委員）prevailには競争相手に打ち勝つという意味があるため、「その時点で」がついていることで、その後状況が変わり得るというニュアンスを出せている。

（鈴木委員長）70、77項では「広く行きわたっている経済的・社会的情勢」、それ以外は「その時点で広く見られる状況」を採用することとする。

● conditions of work (Publ.142)

（鈴木委員長）「条件」は契約的なニュアンスを含むため、「状況」などのほうが適切ではないか。

（半谷委員）被ばくが関連する職場では、「作業環境」ということが多く、わかりやすい。

(小田委員) 81 項の最後の行は、環境と訳すとニュアンスが変わるので、他の箇所とのバランスをとって訳すべき。

(甲斐副委員長) work placeの方が作業環境と訳すには意味が近いかもしれない。

(事務局) Publication 142では、作業環境という訳語が work environment にあてられている。

(保田委員) condition は働く環境ではなく、時間や線源への距離などの条件のことを指していると思われるので、作業条件や労働条件などと訳すほうが適切だろう。

(鈴木委員長) condition of work を作業条件とし、81 項の work place は作業場とする。

● effluents/discharges (Publ.142)

(鈴木委員長) 並列で記載されている個所は分けて書いたほうがよいが、別のものとして意図されているようには見られない。廃液と液体排出物と分ける必要はないと考える。

(迫田委員) 検討箇所は例示の文脈であり、放射線管理の担当者にわかりやすい用語として「廃液」という表現を残してもよいであろう。

(半谷委員) 原子力業界では、radioactive が前についたときの liquid discharge は液体廃棄物と言うことが多い。

(保田委員) effluents には本来廃棄するという意味はなく、流出のほうが近い。release が放出、discharge が排出と訳されているので、区別するためにも流出が適していると考ええる。

(鈴木委員長) gaseous effluent の場合、日本語でガス状の流出というのは一般的ではない。

(甲斐副委員長) 法令用語や現場で使用される用語では、排気・排水中の微粒子という意味合いとなる。

(原子力規制庁) 「排」または「廃」かをはっきりしておくべき。

(鈴木委員長) 108 項の 1 行目はそのままとし、4 行目は「廃液や廃棄」を「排水や排気中」の微粒子とする。「流出物」は「排出物」とする。

● multihazards approach (Publ.142)

(半谷委員) multihazards approach はあまり原子力産業で浸透していない。片仮名とする案で良いと考える。

(甲斐副委員長) オールハザード・アプローチは明らかにテクニカルタームであるが、マルチハザードはまだ使用例が少ない。アプローチは片仮名とし、multi の訳し方が論点となる。

(事務局) 京都府の防災関連のウェブサイトで「マルチハザード」という用語が使用されていることを確認している。

(大野委員) 京都府の例は、オールでは全て対応できないため、マルチとしたという程度のもものと認識している。

(鈴木委員長) 片仮名で「マルチハザード・アプローチ」とする。

● skimmer tanks (Publ.142)

(事務局) 「スキマータンク」ではなく、「スキマサージタンク」という用語が確認できた。

(半谷委員) 原子力業界では「スキマサージ」が通用しているが、「スキマータンク」でも意味が通じるので、「スキマサージ」に合わせる必要はない。

(保田委員) スキマーは上澄みを取る行為で、回収はもっと広い意味となる。もし日本語を付けるなら、言葉を加えて「上澄み回収タンク」などとしたほうがいい。

(原子力規制庁) PWR でもプールの上澄みを取って冷却浄化するのでスキマーの名称が使用されている。

(鈴木委員長) 「スキマータンク (上澄み回収タンク)」とする。

● Graded approach の訳注 (Publ.142)

(迫田委員) この用語のオリジナルである IAEA の Safety Glossary の定義から引用し、短い訳注を掲載することを提案する。

(半谷委員) IAEA の Safety Glossary からの引用は、ICRP で新たな定義があるようなことを示唆するのではなく、IAEA の定義を紹介することが趣旨である。

(甲斐副委員長) ICRP の関係者はリスクのレベルに応じたという意味で使っている。ICRP による定義は ICRPaedia に掲載されており、訳注で IAEA の定義を引用するのであれば、原子力安全の用語として導入されたが放射線防護でも取入れられているという経緯を付け加えることとし、ICRP と IAEA の用語が別の用語であるような印象を与えないほうがよい。

(迫田委員) ICRP の定義を採用することに同意する。情報として、ICRP の「最適化の原則」を受けて IAEA が「graded approach」という用語を作ったという由来の解説をつけておくと読者の理解が深まると考える。

(原子力規制庁) IAEA を引用する必要はなく ICRPAEDIA と Publication 146 の定義で十分と考える。Safety Glossary は、Safety Standards と異なり、加盟国に承認されたものではない。

(鈴木委員長) Publication 146 の用語解説に書かれた、ICRPaedia の定義を引用することとする。

(佐々木康人委員) 訳注の案は ICRP 定義を採用することに賛成するが、Publication 142 の邦訳版への序などで、今回の議論の内容に触れてはどうか。

(鈴木委員長) 承知した。

議論の結果、訳語については以下の通り決定した。

● 邦訳版のタイトル

Publ.135	医用画像検査における診断参考レベル
----------	-------------------

● Publ.142 内の用語

原文の用語	検討前の用語	検討結果
In some cases, there is a potential for <u>significant</u> routine exposure of workers and members of the public if suitable control measures are not considered.	場合によっては、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 <u>有意</u> に被ばくする可能性がある。	有意に
prevailing circumstances	その時点で広く見られる状況 世の中の状況 遍在する状況	prevailing circumstances は「その時点で広く見られる状況」とする。 70、77 項については現在のままとする
prevailing economic and societal circumstances	広く行きわたっている 経済的・社会的情勢	

原文の用語	検討前の用語	検討結果
conditions of work	作業条件、労働条件	作業条件
Liquid and gaseous radioactive and/or non-radioactive effluents	放射性や非放射性の液体および気体排出物	放射性や非放射性の液体および気体排出物 108 項の 4 行目は「廃液や廃棄」を「排水や排気中」の微粒子とする。「流出物」は「排出物」とする。
multihazards approach	複数のハザードのための手法	マルチハザード・アプローチ
skimmer tanks	スキマータンク（回収タンク）	スキマータンク（上澄み回収タンク）

4. 理解促進活動の実施状況について

事務局より、資料 4 に基づいて、理解促進活動の活動状況について説明した。資料 4-1 は ICRP2021+1 シンポジウムでの発表資料、資料 4-2 は今後公開されるシンポジウムのプロシーディング集の現行として提出したものである。資料 4-3 で提案した学会以外で候補があれば委員より事務局に情報提供することとなった。

5. 今後のスケジュールについて

事務局より、資料 5 に基づいて、今後のスケジュールについて説明した。本委員会の議事概要（案）はメールで共有し、コメントを求めることとなった。

閉会

原子力規制庁の挨拶の後、閉会した。

以上

添付資料 3. 理解促進活動

- (1) ICRP2021+1 シンポジウム（第6回放射線防護体系に関する国際シンポジウム）における e ポスター発表

JAPANESE TRANSLATIONS OF ICRP PUBLICATIONS UNDER THE CONTRACT WITH THE NUCLEAR REGULATION AUTHORITY, JAPAN; ACTIVITIES IN FY 2022

原子力規制庁によるICRP刊行物翻訳事業： 令和4年度の活動状況

Aki Hirasugi^{a,b}, Mari Mori^{a,b}, Yuto Moriwake^{a,b}, Asako Takamasa^{a,b}, Hideki Toma^{a,b}
平杉亜希^{a,b}、森茉莉^{a,b}、森分勇人^{a,b}、賞雅朝子^{a,b}、當麻秀樹^{a,b}

^a Secretariat, ICRP Publications Japanese Translation Committee 2022, ^b Japan NUS Co., Ltd.
^a 令和4年度ICRP刊行物翻訳委員会事務局、^b 日本エヌ・ユー・エス株式会社

This presentation is part of the activities to promote understanding of the Nuclear Regulation Authority's project 'Survey of International Commission on Radiological Protection (ICRP) publications for domestic regulations'.
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

1

About the Project

- Since the FY2017, the Nuclear Regulation Authority of Japan (NRA) has launched an outsourced project "Survey and translation of ICRP Publications for domestic radiation safety regulations in Japan." From FY 2020, the project has been outsourced to JAPAN NUS Co., Ltd. in which a secretariat for the project was set up.
- The project is conducted to share ICRP's knowledge widely among those concerned and to aid in realizing reliable Japanese domestic regulations.
- To carry out this project, the ICRP Publications Japanese Translation Committee (hereafter "JT committee") has been established (Table 1). The committee offers suggestions to the NRA for the selection of the Publications to be translated and approves the final texts of translation.

事業について

- ◆ 平成29年度より原子力規制庁の委託業務として「国内規制に係る国際放射線防護委員会 (ICRP) 刊行物の調査」事業が始動した。令和2年度より、当事業の事務局は、日本エヌ・ユー・エス (株) が担当している。
- ◆ 本事業では、ICRPの知見が関係者に広く共有され確かな規制に資することを目的に、ICRP刊行物の調査と翻訳を行う。
- ◆ 事業実施のため、「ICRP刊行物翻訳委員会」を設置している。(表1) 翻訳委員会は、翻訳対象と翻訳者の選定につき規制庁に提言を行い、翻訳の最終案を決定する。

2

Table 1. Members of The Japanese Translation Committee of ICRP Publications FY2022

Name (without honorifics)	Affiliated Organization
Gen SUZUKI (Chair)	International University of Health and Welfare Clinic
Michiaki KAI (Vice-chair)	Nippon Bunri University
Michiya SASAKI (Vice-chair)	Central Research Institute of Electric Power Industry
Kazuko ONO	Kyoto College of Medical Science
Keiji ODA	Electron Science Institute
Isao KAWAGUCHI	National Institutes for Quantum Science and Technology
Sachiko SAKODA	Japan Radioisotope Association
Yasuhito SASAKI	Shonan Kamakura General Hospital
Hideki HANGAI	Japan Atomic Energy Agency
Hiroshi YASUDA	Hiroshima University

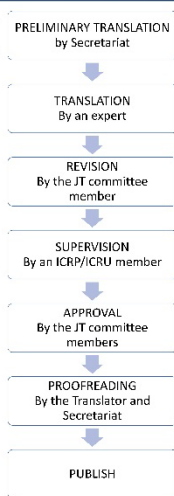
表1. 令和4年度ICRP刊行物翻訳委員会の構成

氏名（敬称略）	所属機関
鈴木 元（委員長）	国際医療福祉大学クリニック
甲斐 倫明（副委員長）	日本文理大学
佐々木 道也（副委員長）	電力中央研究所
大野 和子	京都医療科学大学
小田 啓二	電子科学研究所
川口 勇生	量子科学技術研究開発機構
迫田 幸子	日本アイソトープ協会
佐々木 康人	湘南鎌倉総合病院
半谷 英樹	日本原子力研究開発機構
保田 浩志	広島大学

Steps for preparing a Japanese translation

■ The following steps are taken to ensure quality to publish a Japanese translation.

- ① Preliminary Translation (by Secretariat)
- ② Translation (by an expert)
- ③ Revision (by a member of the JT committee)
- ④ Supervision (by an ICRP/ICRU member or equivalent expert)
- ⑤ Overall check and approval (by the JT committee)
- ⑥ Proofreading (by the Translator and Secretariat)



邦訳版作成のステップ

邦訳版公開までには、下記のステップを経ることで、翻訳の品質を確保している。

- ① 下訳（事務局）
- ② 翻訳（専門家）
- ③ 校閲（翻訳委員会委員）
- ④ 監修（ICRP/ICRUメンバーもしくは同等の専門家）
- ⑤ 全体の確認と承認（翻訳委員会）
- ⑥ 校正（翻訳者+事務局）



Published Japanese Translation

Publ.	Title
107	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations
121	Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology
124	Protection of the Environment under Different Exposure Situations
125	Radiological Protection in Security Screening
126	Radiological Protection against Radon Exposure
127	Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy
130	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1
131	Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection
132	Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation
138	Ethical Foundations of the System of Radiological Protection

This section presents the Japanese translations carried out under the project of the Nuclear Regulation Authority. Prior to Publication 122, 89 of the publications not listed in this table were translated into Japanese by the Japanese Isotope Association.

The Japanese translation is available at the following URL
https://www.nra.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html (NRA)
<https://www.icrp.org/page.asp?id=506> (ICRP)

これまでに公開済みの邦訳版

Publ.	邦訳版タイトル
107	線量計算のための核壊変データ
121	小児の放射線診断と IVR における放射線防護
124	さまざまな被ばく状況 における環境の防護
125	セキュリティ検査における放射線防護
126	ラドン被ばくに対する放射線防
127	粒子線治療における放射線防護
130	放射性核種の職業上の摂取—第1部—
131	放射線防護のための 発がんの幹細胞生物学
132	航空飛行時の宇宙放射線からの防護
138	放射線防護体系の倫理基盤

ここで紹介しているのは、原子力規制庁の事業で実施したものである。Publication122以前で、この表にないPublicationのうち89本は、日本アイソトープ協会が邦訳版を作成した。

邦訳版は下記URLで入手できる。
https://www.nra.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html (原子力規制庁)
<https://www.icrp.org/page.asp?id=506> (ICRP)

Japanese translation to be published in FY 2022

Publ.	Title
129	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)
135	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging
146	Radiological protection of people and the environment in the event of a large nuclear accident: update of ICRP Publications 109 and 111

令和4年度に公開予定の邦訳版

Publ.	邦訳版タイトル
129	コーンビームCT (CBCT) における放射線
135	医用画像における診断参考レベル (仮)
146	大規模原子力事故における人と環境の放射線防護 — ICRP Publication 109 と 111 の改訂 —

Japanese translation for which work is underway in FY 2022

Publ.	Title	Step
139	Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures	APPROVAL
140	Radiological Protection in Therapy with Radiopharmaceuticals	SUPERVISION
142	Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes	SUPERVISION
147	Use of Dose Quantities in Radiological Protection	REVISION
ICRU 95*	Operational Quantities for External Radiation Exposure	REVISION
123	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space	TRANSLATION
144	Dose Coefficients for External Exposures to Environmental Sources	TRANSLATION
133	The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions	PRELIMINARY TRANSLATION
150	Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium	PRELIMINARY TRANSLATION

*Joint with ICRP

令和4年度に作業中の刊行物

Publ.	邦訳版タイトル	現在のステップ
139	IVRにおける職業放射線防護（仮）	最終承認
140	放射線医薬品治療における放射線防護（仮）	監修
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）	監修
147	放射線防護における線量の使用（仮）	校閲
ICRU 95*	外部放射線被ばくの実用量（仮）	校閲
123	宇宙における宇宙飛行士の放射線被ばく評価（仮）	翻訳
144	環境中の線源の外部被ばくの線量係数（仮）	翻訳
133	標準成人の内部線量評価のためのICRPの計算の枠組み：比吸収割合（仮）	下訳
150	プルトニウムおよびウラン被ばくによるがんリスク（仮）	下訳

*ICRPとの共同出版物

Terminology review (examples)

This slide describes how The Japanese Translation Committee of ICRP Publications determined the appropriate translations of certain terminologies.

Publ.	Original terms	Background/description
126	graded approach	There was a discussion on how to translate the term 'graded'. It was decided to use the term "Graded Approach" (as a phonetic transcription to Japanese characters), which is also used in nuclear power and other fields in Japan, without replacing it with another Japanese word.
130 138	prevailing circumstances	Various candidates were mentioned, but the term "Prevailing circumstances", used as a description of the Reference Level, was chosen to simply express "ubiquitous and widely-spread situations".
127	length of life lost	In previous publications, the translation meaning "shortening of life expectancy" has been used, but has been changed to match the fields other than radiation, or the terms used in UNSCEAR and WHO's Japanese translation, etc.
121	local DRL regional DRL national DRL	It was considered that "Local" refers to a limited area compared to the national level, and connotes a group of facilities with common elements such as fields of expertise, while "Regional" is a group of countries, e.g. the European Union.

用語検討結果の例

本スライドでは、ICRP刊行物翻訳委員会による訳語の検討経緯を紹介する。

Publ.	原文の用語	訳語	経緯
126	graded approach	グレーデッドアプローチ	「等級別アプローチ」、「段階的アプローチ」等の候補が挙げられたが、日本の原子力分野、他の分野でも広く使われている「グレーデッドアプローチ」を採用した。
130 138	prevailing circumstances	遍在する状況	「一般的な事情」、「その時点で支配的な状況」、「広く行き渡っている状況」等の候補が挙げられたが、Reference Level（参考レベル）の説明として使用されている場合は、「広く行き渡っている」を端的に表現する「遍在する状況」を採用した。
127	length of life lost	寿命損失年数	過去の刊行物では「寿命短縮年数」という訳語も用いられていたが、放射線以外の分野や、UNSCEAR、WHOでも「寿命損失」という用語が使用されていることから、「寿命損失年数」を採用した。
121	local DRL regional DRL national DRL	ローカルDRL 地域（国の集合体）のDRL 国のDRL	Localは全国レベルに対して限られた範囲のものを意味し、専門分野など共通要素をもつ施設群のレベルもあること、RegionalはEU等のいくつかの国が集まったレベルであることから、それぞれ、「ローカルDRL」、「地域（国の集合体）のDRL」、「国のDRL」を採用した。

