

平成 30 年度原子力規制庁委託成果報告書

国内規制に係る

国際放射線防護委員会刊行物の調査

公益財団法人原子力安全研究協会

平成 31 年 3 月

まえがき

本報告書は、原子力規制庁の平成30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）事業の調査結果を取りまとめたものである。

原子力規制委員会は、放射性同位元素等の使用等に伴う放射線障害を防止するため放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律に基づき規制業務を実施しており、放射線障害防止の技術的基準の斉一を図ることを目的としている放射線審議会の事務局を担っている。規制体系は、より確かな規制であるために常に見直しを続け、国際機関の勧告等の動向を踏まえて、必要と判断される際には改正等の更新をしていくことが求められている。

放射線防護に係る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は、放射線の健康影響に関する国際基準について ICRP の知見を施策に活かすこととなっている。そのため ICRP の動向を随時、的確に把握し、その知見を遅滞なく取り入れることは放射性同位元素等に係る規制を最新・最善のものにする上で不可欠となってくる。

本事業では、ICRP の刊行物を調査し、重要性の高いものについて翻訳版を作成する。さらに、本事業に関する理解促進活動を行うことによって学術上の新知見や新しい概念について紹介し、ICRP の知見が規制当局を含む関係者に広く共有され、確かな規制に資するものとする。

平成31年3月

公益財団法人 原子力安全研究協会

目次

1. 実施概要	1
2. 調査の結果.....	6
2.1 ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等	6
2.2 ICRP 刊行物の調査.....	7
2.3 ICRP 刊行物の翻訳版の作成.....	10
2.4 本事業の理解促進活動	15
3. 添付資料	19
3.1 ICRP の刊行物の翻訳物.....	19
3.1.1 Publication 125 Radiological Protection in Security Screening (最終版)	19
3.1.2 Publication 132 Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation (最終版)	20
3.1.3 Publication 130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1 (校閲版、一部監修版)	21
3.1.4 Publication 131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection (監修版)	113
3.1.5 Publication 121 Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology (校閲版)	135
3.1.6 Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure (翻訳版)	149
3.1.7 Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging (下訳版、一部翻訳版)	170
3.1.8 Publication 138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection (校閲版)	207
3.1.9 Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures (下訳版)	217
3.1.10 Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy (下訳版)	247
3.2 委員会の議事録.....	303
3.2.1 第1回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	303
3.2.2 第2回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	310
3.2.3 第3回 ICRP 刊行物翻訳委員会議事録	316
3.3 学会等において発表した内容	322
3.3.1 日本保健物理学会第51回研究発表会(企画セッションの一部抜粋)	322
3.3.2 第58回日本核医学会学術総会(ポスター掲示)	325
3.3.3 日本放射線安全管理学会第17回学術大会(ポスター発表)	327

国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査（平成30年度）

1. 実施概要

平成30年度は、以下の調査を実施し翻訳版の作成を進めた。

1.1 ICRP 刊行物の調査及び翻訳版の作成

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を翻訳対象として選定した。専門的及び法令的観点から適切な用語と表現を吟味しつつ、翻訳作業を進行した。

（1）翻訳版作成対象の選定

ICRP の2007 年勧告（Pub. 103）以降のICRP 刊行物において、公益社団法人日本アイソトープ協会における翻訳物及び平成29年度事業で翻訳対象としたものを踏まえて、後述するICRP 刊行物翻訳委員会（以下、「委員会」という。）が下記⑥～⑩の5本の刊行物を翻訳すべき対象として選定した。選定は、原子力規制庁の了承を得て行われた。

・平成29年度及び30年度に選定された翻訳版作成対象の刊行物

- ①Publication 125 Radiological Protection in Security Screening
 - ②Publication 132 Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation
 - ③Publication 130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1
 - ④Publication 131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection（付属書は翻訳対象外）
 - ⑤Publication 121 Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology
-
- ⑥Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure
 - ⑦Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging
 - ⑧Publication 138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection
 - ⑨Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures
 - ⑩Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy

（①～⑤：平成29年度、⑥～⑩：平成30年度選定）

（2）翻訳作業及び質の担保

翻訳作業においては、（3）で設置する委員会において翻訳文章を検討し、最終案について了解を得た。用語の適正さ等の質の担保のために、（3）で設置する委員会において各刊行物のテーマにふさわしい翻訳者・校閲者・監修者を選定し、作業を依頼し進めた。

翻訳者、校閲者、監修者の選定にあたっては、原子力規制庁の了承を得て行われた。選定された各刊行物の翻訳者・校閲者・監修者は以下のとおりである。

表1.1-1 選定された各刊行物の翻訳者・校閲者・監修者リスト

	番号	翻訳者	校閲者	監修者
①	125	米原英典氏 (原子力安全研究協会)	佐々木康人委員 佐々木道也委員	本間俊充氏 (ICRP C4)
②	132	保田浩志氏 (広島大学)	鈴木元委員 川口勇生委員	甲斐倫明氏 (ICRP MC)
③	130	吉澤委員ほか12名 (原子力機構)	佐々木道也副委員長 木内委員	遠藤章氏 (前ICRP C2)
④	131	鈴木啓司氏 (長崎大学)	鈴木元委員長	丹羽太貫氏 (前ICRP MC)
⑤	121	盛武敬氏 (産業医科大学)	佐々木康人委員	米倉義晴氏 (前ICRP C3)
⑥	126	下道國氏 (元藤田保健衛生大学)	鈴木元委員長	本間俊充氏 (ICRP C4)
⑦	135	(1) 赤羽正章氏 (国際医療福祉大学) : チーム翻訳 ・隈丸加奈子氏 (順天堂大学) ・前田恵理子氏 (東京大学) ・宮寄治氏 (国立成育医療研究センター) (2) (一社) 日本画像医療システム工業会	大野委員	米倉義晴氏 (前ICRP C3)
⑧	138	杉浦紳之氏 (原子力安全研究協会)	佐々木康人委員	甲斐倫明氏 (ICRP MC)
⑨	139	赤羽正章氏 (国際医療福祉大学) : チーム翻訳	大野委員	米倉義晴氏 (前ICRP C3)
⑩	127	赤羽恵一氏 (量研機構)	佐々木康人委員	米倉義晴氏 (前ICRP C3)

※所属等は選定した時点のもの、網掛け部分は平成29年度に選定。

なお、翻訳原稿は、下図に示す「翻訳」「校閲」「監修」「最終確認」の段階を経て、訳語と表現の吟味を行うこととしている。

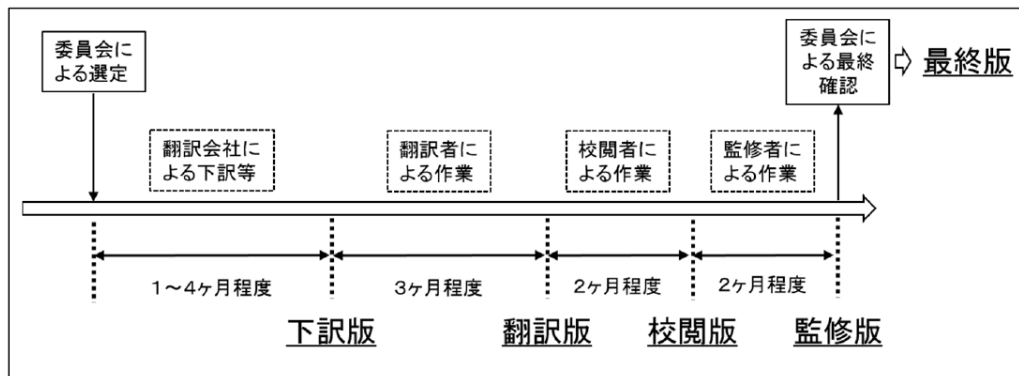


図1.1-1 標準的な翻訳作業イメージ

翻訳原稿は添付資料3.1に示すが、これらはいくまで平成31年3月時点でのドラフトであり、今後の委員校閲・監修・委員会での検討によって、変更が予想されることに留意されたい。

(3) ICRP 刊行物翻訳委員会の設置及び開催等

当事業を的確かつ円滑に推進することを目的として、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（委員構成はp.5参照）。なおICRP刊行物翻訳委員会の委員構成は平成29年度事業からの継続性に留意した。委員会では、上記（1）～（2）に係る事項の企画及び運営、進捗等の総括的的案件について、専門的かつ客観的な立場からの意見を聴取した。契約期間中に下記3回の委員会を開催し検討を行った。委員会の開催にあたっては事前に原子力規制庁の了承を得るとともに、会合において原子力規制庁職員が意見を述べる機会を確保した。開催した委員会については、翻訳にあたり用語の選定に関わる検討過程の記録を含めた議事録を速やかに作成した。それぞれの議事録については、添付資料3.2に示す。

<委員会の開催>

- ①第1回ICRP刊行物翻訳委員会（平成30年6月20日）
- ②第2回ICRP刊行物翻訳委員会（平成30年11月5日）
- ③第3回ICRP刊行物翻訳委員会（平成31年3月18日）

1.2 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、刊行物の選定後にICRP事務局と以下の点等の必要な調整を行った。

- ・ ICRP 刊行物翻訳委員会が選定した刊行物の翻訳に係る許可を得る
- ・ 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を得る
- ・ ICRP のガイドライン※に基づき所定の費用を支払う

※ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP
(ICRP ref 4834-4510-3435)

1.3 本事業の理解促進活動

当事業では、国民に対し本事業への理解促進を促すため下記（１）～（２）の活動を行うこととなっている。本年度は、事業立ち上げの年度に行うべき理解促進活動について委員会で議論を重ねた結果、（２）に重点を置いて実施した。参加に際しては原子力規制庁に報告した。理解促進活動の実施内容については2.4項で述べ、添付資料3.3に示す。

（１）ICRP 刊行物の翻訳物をICRPのホームページに公開

（「最終版」の刊行物の組版データが完成する平成31年度に行う）

（２）放射線防護に係る国内の学会やシンポジウムに参加し、本事業について発表

ICRP刊行物翻訳委員会
委員構成

平成31年3月現在（敬称略、順不同）

- 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 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
- ” 小田 啓二 国立大学法人神戸大学
副学長
- ” 川口 勇生 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
放射線医学総合研究所放射線防護情報統合センター
主任研究員
- ” 木内 伸幸 国立研究開発法人日本原子力研究開発機構
原子力科学研究部門 原子力科学研究所
放射線管理部長
- ” 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
- ” 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

2. 調査の結果

2.1 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、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。翻訳対象とすべき ICRP 刊行物の選定、ならびに翻訳者・校閲者・監修者の選定など、本事業に係る企画及び運営、進捗等の総括的的案件について、専門的かつ客観的な立場からの意見を聴取した。契約期間中に下記の 3 回、委員会を開催し検討を行った。ICRP 刊行物翻訳委員会の開催実績は、以下のとおりである。

①第1回ICRP刊行物翻訳委員会

日時：平成30年6月20日（水） 15:00－17:00

場所：（公財）原子力安全研究協会 地下会議室

議事：

- ・当委員会について
- ・翻訳対象と翻訳者の選定
- ・今年度の活動方針
- ・進行中の翻訳と理解促進活動の報告
- ・その他

②第2回ICRP刊行物翻訳委員会

日時：平成30年11月5日（月） 10:00－12:00

場所：（公財）原子力安全研究協会 地下会議室

議事：

- ・翻訳進捗状況報告と校閲関連の検討
- ・翻訳対象と翻訳者の追加選定（今年度5本目）
- ・翻訳編集関連の検討
- ・当事業理解促進活動の実施について
- ・その他

③第3回ICRP刊行物翻訳委員会

日時：平成31年3月18日（月） 13:00－14:30

場所：（公財）原子力安全研究協会 パークサイドビル 6階会議室

議事：

- ・翻訳進捗状況報告と訳語／編集関連の検討
- ・当事業理解促進活動の実施について
- ・その他

2.2 ICRP 刊行物の調査

本調査では、以下の手順にてICRP刊行物の調査を行い、翻訳すべきICRP刊行物の選定と新刊状況の把握を行った。

(1) 今年度翻訳版作成対象の選定

本委託業務実施期間において、まず、ICRP の2007 年勧告 (Pub. 103) 以降のICRP刊行物において、公益社団法人日本アイソトープ協会における翻訳物及び平成29年度事業で翻訳対象のものを踏まえて調査を行った。そのうち、放射線防護に係る国内の安全規制に関係が深く重要性又は緊急性の高いものを、第1回及び第2回ICRP刊行物翻訳委員会において翻訳すべき対象として選定した。選定にあたっては、まず表2.2-1のリストを用いて予備選定を行った。表中のコメントは、その時点での翻訳者候補の推薦などに関する委員からのコメントである。

表2.2-1 翻訳版作成対象の予備検討で用いたリスト

番号	タイトル	委員会	コメント (翻訳者候補など)
106	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53	C3	128で扱われていない試薬なら訳す (鈴木委員長)
107	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations	C2	
110	Adult Reference Computational Phantoms	C2	
114	Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants	C5	
119	Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60	C2	
123	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space	C4	保田浩志氏/広島大学 (佐々木康人委員)
124	Protection of the Environment under Different Exposure Situations	C5	川口勇生氏 (川口委員)
126	Radiological Protection against Radon Exposure	C4	日本はラドン濃度が低く、WHOのガイドライン翻訳が公開 (鈴木委員長) 細田先生、床次先生/弘前大学 (佐々木道也副委員長)

			米原英典/原安協（川口委員）
			床次先生/弘前大学（保田委員）
127	Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy	C3	
128	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances	C3	新規のトレーサーに関する線量情報（鈴木委員長）
129	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	C3	
133	The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions	C2	赤羽正章氏 + J-RIME有志（佐々木康人委員） 木村先生、波戸先生/JAEA 松本先生/放医研（佐々木道也副委員長）
134	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2	C2	規制に関連する文献（鈴木委員長） 木村先生、波戸先生/JAEA 松本先生/放医研（佐々木道也副委員長） 高橋史明氏/JAEA（川口委員） 百瀬琢磨/JAEA（保田委員）
135	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging	C3	規制に関係する文献。日本では現在学会主導の参考レベルが一般的（鈴木委員長） 米倉義晴氏/アイソトープ協会（保田委員）
136	Dose Coefficients for Non-human Biota Environmentally Exposed to Radiation	C5	

137	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3	C2	規制に関連する文献 (鈴木委員長)
			木村先生、波戸先生 /JAEA 松本先生/放医研 (佐々 木道也副委員長)
			高橋史明氏/JAEA (川口 委員)
			百瀬琢磨/JAEA (保田委 員)
138	Ethical Foundations of the System of Radiological Protection	C4	余裕があれば(鈴木委員 長)
			栗原千絵子氏/放医研 (佐々木道也副委員長、 川口委員、佐々木康人委 員)
139	Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures	C3	類似のICRP文書の存 在? (鈴木委員長)

※網掛けの刊行物はデータ集、Publ 134以降が平成30年度の新刊

上記の予備選定で上位の候補につき、第1回及び第2回ICRP刊行物翻訳委員会において詳細に検討し、以下の5本が翻訳すべき対象として選定された。なお今年度から放射線防護一般と医療放射線防護に関する各領域の刊行物を並行して翻訳作業に着手した。

<放射線防護一般領域>

①Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure

選定理由等：日本は世界ではラドン濃度の低い土地であるが、ラドンはNORMを扱う作業者の職業被ばくの観点からも重要である。規制関係者には不可欠の基本文献と考える。

②Publication 138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection

選定理由等：放射線防護システムを考える上での倫理的基礎という根源を初めて扱った画期的文献である。規制に直結する内容ではないが、当翻訳事業の目的である“ICRPの放射線防護の考え方を理解する”上で意義が深い。

<医療放射線防護領域>

①Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging

選定理由等：ICRP は、患者の便益を考慮して、医療被ばくでは画一的な線量限度を勧告していない。しかし、必要以上の被ばくは避けるべきであり、「診断参考レベル」（DRL）が導入された。医療被ばくの規制に関する内容である。

②Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures

選定理由等：IVR で扱う線量は、他分野で扱う放射線に比べて極めて高く、患者と医療従事者の被ばくも高い。そのIVR における放射線防護を初めて、医療従事者の職業被ばくの観点から扱っている。

③Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy

選定理由等：粒子線治療は日本が世界をリードしている分野であり、今後の発展が注目される。医療被ばくの規制においても重要である。また、本刊行物は原著作成時にICRP内で日本人メンバーの米倉氏がリーダーとなった成果である。

(2) ICRP刊行物の年度内刊行状況をめぐる調査

本年度の翻訳対象は、第1回（平成30年6月20日）及び第2回 ICRP 刊行物翻訳委員会（平成30年11月5日）にて選定されたが、それ以降も刊行状況のモニターを続け、新規刊行物については概要と関連情報の調査を行った。第1回委員会以降に刊行されたものを表2.2-2に示す。

表2.2-2 平成30年6月20日以降に刊行されたICRPの新刊（平成31年3月20日時点）

番号	タイトル	備考（タイトル仮訳など）
ICRP 2017 Proceedings	Proceedings of the Fourth International Symposium on the System of Radiological Protection	2011年米国、2013年UAE、2015年韓国、2017年フランス（IRSNとの共催）で開催された4国際シンポジウムの記録。

2.3 ICRP 刊行物の翻訳版の作成

(1) 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、刊行物の選定後にICRP 事務局と以下の点等の必要な調整を行った。

- ・ICRP刊行物翻訳委員会が選定した刊行物の翻訳に係る許可を得た（平成30年6月27日）。
- ・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を得た。
（平成30年6月27日）
- ・ICRP のガイドライン※に基づき所定の費用の支払いを行った（平成30年7月9日）。

※ICRP GUIDELINE: TRANSLATION OF THE ANNALS OF THE ICRP

(ICRP ref 4834-4510-3435)

(2) 翻訳及び校閲・監修担当者選定と進捗

前項で翻訳対象として選定したICRP刊行物に対して、翻訳の質を担保するために、翻訳委員会において各刊行物の扱う学術的内容にふさわしい、翻訳者・校閲者・監修者を選定し、翻訳と訳文検討の作業を依頼した。この選定は、原子力規制庁の了承を得て行われた。選定された各刊行物の翻訳者・校閲者は以下のとおりである。翻訳者諸氏は、それぞれ、そこで扱う内容の国際的な議論に加わっている、原著の執筆者チームの一員である、長年その分野の管理実務を管轄しているなどの根拠を以て選定された方々である。

①Publication 125 Radiological Protection in Security Screening **【最終版】**

翻訳者：米原英典氏（原子力安全研究協会）※

校閲者：佐々木道也委員・佐々木康人委員※

監修者：本間俊充氏（ICRP C4）

②Publication 132 Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation **【最終版】**

翻訳者：保田浩志氏（広島大学）※

校閲者：川口勇生委員・鈴木元委員※

監修者：甲斐倫明氏（ICRP MC）

③Publication 130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1 **【校閲版、一部監修版】**

翻訳者：吉澤委員ほか12名（原子力機構）※

校閲者：佐々木道也副委員長・木内委員

監修者：遠藤章氏（前ICRP C2）

④Publication 131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection **【監修版】**

翻訳者：鈴木啓司氏（長崎大学）※

校閲者：鈴木元委員長

監修者：丹羽太貫氏（前ICRP MC）

⑤Publication 121 Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology **【校閲版】**

翻訳者：盛武敬氏（産業医科大学）

校閲者：佐々木康人委員

監修者：米倉義晴氏（前ICRP C3）

⑥Publication 126 Radiological Protection against Radon Exposure **【翻訳版】**

翻訳者：下道國氏（元藤田保健衛生大学）

校閲者：鈴木元委員長

監修者：本間俊充氏（ICRP C4）

⑦Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging

【下訳版、一部翻訳版】

- 翻訳者：（１） 3～5章を除く部分の翻訳、全体のとりまとめ
赤羽正章氏（国際医療福祉大学）：チーム翻訳
隈丸加奈子氏（順天堂大学）
前田恵理子氏（東京大学）
宮寄治氏（国立成育医療研究センター）
（２） 3～5章及び「用語解説」中の機器関連用語
（一社）日本画像医療システム工業会

校閲者：大野委員

監修者：米倉義晴氏（前ICRP C3）

⑧Publication 138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection

【校閲版】

翻訳者：杉浦紳之氏（原子力安全研究協会）

校閲者：佐々木康人委員

監修者：甲斐倫明氏（ICRP MC）

⑨Publication 139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures

【下訳版】

翻訳者：赤羽正章氏（国際医療福祉大学）：チーム翻訳

校閲者：大野委員

監修者：米倉義晴氏（前ICRP C3）

⑩Publication 127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy

【下訳版】

翻訳者：赤羽恵一氏（量研機構）

校閲者：佐々木康人委員

監修者：米倉義晴氏（前ICRP C3）

※平成29年度に選定、所属等は選定した時点のもの

上記翻訳は、タイトルの後ろに示した翻訳段階まで進行した（翻訳段階については、本報告書 p.2 の図を参照）。今後、各進行状況に応じて、「翻訳版」⇒「校閲版」⇒「監修版」⇒「最終確認版」と完成に向けて段階を追った訳文吟味が行われる予定である。

したがって、添付資料のICRP刊行物の翻訳原稿は、あくまで平成31年3月末時点のドラフトであり、今後の監修および委員会における吟味によって表現の変更が予想される。最終版との混乱を防ぐため、ドラフトからの引用は極力控えることが望ましい。

必要により、やむを得ず引用しなければならない場合は、必ず翻訳の進行段階と時点を付記すること。 例：〈校閲版〉（平成31年3月末現在）

（３） 訳語をめぐる検討

ICRP 刊行物翻訳委員会における Publ.125、132、138 の訳語検討状況を下表にまとめ

る。表中の訳語には、参考のため ICRP 訳語集の訳語も併記する。これらの訳語は、今後検討が進むにつれ、変更もあり得ることに注意されたい。

表2.3-1 Publication 125（最終版）訳語の検討（平成31年3月末時点）

用語	訳語	備考
consensus standards	合意された規格、 <u>合意の基準</u>	一般の方にも理解が容易
context	関連情況、状況	文意で訳し分け
conveyance	輸送に使う乗り物、輸送手段、輸送機関、 <u>車両等の運搬機器</u>	一般の方にも理解が容易
criteria	判断基準、（判断）規準	文意で訳し分け
operate	運用する、操作する	文意で訳し分け
scanning	スキャニング	
security screening	<u>セキュリティ検査</u> 、保安検査	規制庁ではsecurityをセキュリティとしているが、Publ.125の想定読者である交通関係者には、保安検査が望ましい
authorization	認可、許認可	文脈による一律変更せず

※Publ.125（最終版）においては下線部の訳語を採用、網掛け部分は平成29年度に検討

表2.3-2 Publication 132（最終版）訳語の検討（平成31年3月末時点）

用語	訳語	備考
aviation	<u>飛行</u> 、航空飛行	宇宙線の強さを考慮し、高度の区別に意味があるのは「宇宙飛行」か「大気圏内飛行」であるため
bombarded	曝されている	文意から
consensus standard	合意された規格、合意の規準	文意で訳し分け
disseminate	発信する	
dissemination	発信	information dissemination は「情報発信」
frequent flyers	高頻度旅客	オケーショナルフライヤーはあまり使われていないため
frequent flyer programme	フリークエントフライヤープログラム	
occasional flyer	低頻度旅客	
graded approach	等級別アプローチ	IAEAのBSSでの定訳を尊重

light skin	色白の肌	褐色と訳すdark skinの逆の表現
likelihood	可能性、確度	統計学的な用語ではなく、一般的な意味の文脈であるため
of the order	オーダー、範囲、程度	
potential epidemiological studies	将来の疫学的調査	文意から
provision	<u>対策</u> 、規定、準備、提供	「規定」では表現として強すぎるため、文意から
rate of disease	疾病率	incidenceとmortalityの両方を含む意味のため
authorization	認可、許認可	文脈による一律変更せず
circumstances	状況、事情	各刊行物での文脈にふさわしい表現で訳出
graded approach	<u>グレード別アプローチ</u> 、等級別アプローチ、	
operating management	操業管理者、 <u>業務管理者</u>	文脈重視の観点から業務管理者
prevailing circumstances	支配的状況、一般的状況	
situation	状況	各刊行物での文脈にふさわしい表現で訳出

※Publ. 132（最終版）においては下線部の訳語を採用、網掛け部分は平成29年度に検討

表2.3-3 Publication 138（校閲版）訳語の検討（平成31年3月末時点）

用語	訳語	備考
autonomy	<u>自律性</u> 、自主性	
beneficence	<u>善行</u> 、与益	過去の関連文献（ベルモントレポート）の訳語を参考
core values	中核、中心（的価値）	文脈で訳し分け
develop	作成、進展など	文脈で訳し分け
dose limits/dose limitation	<u>限度</u>	文脈での使い方を確認
empowerment	エンパワーメント、 <u>能力(の)向上</u>	
“informed” “well informed” consent	<u>情報</u> 、説明（にもとづく）	

prevailing circumstances	支配的状況	文脈から従来どおりの使い方のため
restriction	<u>制限</u>	文脈での使い方を確認
tolerable	耐用	過去の訳例から

※Publ. 138（校閲版）においては下線部の訳語を採用

2.4 本事業の理解促進活動

当事業では、国民に対し本事業への理解促進を促すため下記（１）～（２）の活動を行うこととなっている。本年度は、翻訳作業の進捗から理解促進活動について、（２）に重点を置いて行った。参加に際しては原子力規制庁に報告した。

（１）ICRP 刊行物の翻訳物をICRPのホームページに公開

（「最終版」の刊行物の組版データが完成する平成31年度に行う）

（２）放射線防護に係る国内の学会やシンポジウムで発表

下記放射線防護に係る国内の学会やシンポジウムに参加し、本事業について発表した。ICRP刊行物の翻訳が規制庁の事業となったこと、事業の目的と翻訳モデル、翻訳に着手した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し、対話に努めた。本事業への期待の声が多く聞かれた。

以下の5つの場において発表を行い、原子力規制庁に報告した。

①日本保健物理学会第51回研究発表会

日時：平成30年6月29日、30日

場所：ホテルライフオート札幌

手法：企画セッション「最近の国際的な動向紹介」

ICRP Publication 132解説の中で紹介（保田委員）



写真1 企画セッションの様子

②平成30年度 医療放射線安全管理講習会

日時：平成30年10月28日

場所：首都大学東京・荒川キャンパス内大視聴覚室

手法：開催の挨拶の中で紹介（佐々木康人委員）※

※資料が公開されていないため本報告書には含んでいない。

③第58回日本核医学会学術総会

日時：平成30年11月15日～17日

場所：沖縄コンベンションセンター

手法：学会開催期間中に事業紹介のポスター掲示



写真2 ポスター掲示の様子

④日本放射線安全管理学会 第17回学術大会

日時：平成30年12月5日～7日

場所：名古屋大学 野依学術記念交流館

手法：ポスター発表（事務局）

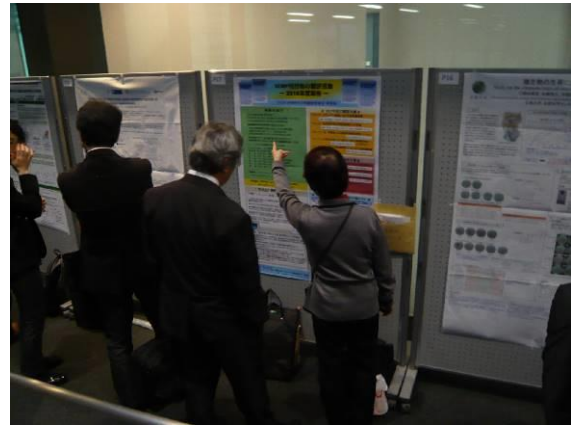


写真3 ポスター発表の様子

⑤第2回 国際動向に関する情報共有のための報告会

日時：平成30年12月19日

場所：グランパークカンファレンス 401ホール（東京）

手法：講演「ICRPにおける研究のニーズ」のなかで紹介（甲斐倫明氏）※

※発表資料が公開されていないため本報告書には含んでいない。



写真4 講演の様子

（参考）なお委託業務契約期間ではないが、以下のとおり理解促進活動を実施した。

⑥第77回 日本医学放射線学会総会

日時：平成30年4月12日～4月15日

場所：パシフィコ横浜

手法：合同シンポジウム基調講演の中で紹介（Claire Cousins氏）※

※発表資料が公開されていないため本報告書には含んでいない。

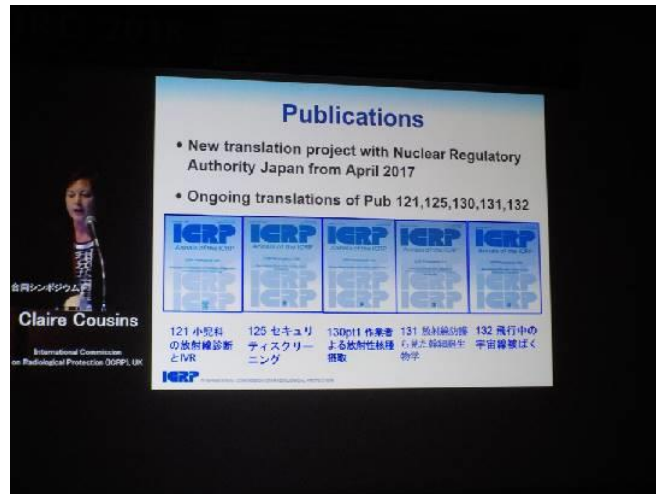


写真5 合同シンポジウム基調講演の様子

Publication 125 Radiological Protection in Security Screening（最終版）は、報告書別冊
とし提出する。

Publication 132 Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation (最終版) は、
報告書別冊とし提出する。

ならびに排泄を生理学的にいっそう現実に表現するものになっている。

本シリーズにおける報告書では線量係数だけでなくバイオアッセイ測定値の解釈のためのデータも提示し、それらは *Publication 54* 及び *78* (ICRP, 1988a, 1997b) に取って代わるものである。全身又は臓器内含量や尿中排泄の測定値など、バイオアッセイデータを評価する際は、放射性核種摂取のバターン及び状態、関係する物質の物理的・化学的特性や、被ばくと測定との経過時間を含めて、被ばくシナリオについて仮定が行われなければならない。本報告書では、モニタリングプログラム及びデータ解釈についていくつかのガイダンスを提供する。

モニタリングプログラムの本報告書は、この報告書シリーズの結論を示すとともに、職業被ばく管理、体内動態モデル及び線量評価モデル、モニタリング方法、モニタリングプログラム、そして測定的な線量評価に関する各章を含むものである。以後の報告書では、体内動態データ及び体内動態モデル、線量係数、そしてバイオアッセイ解釈のためのデータを含めて、個々の元素及びそれらの放射性同位体に関するデータを提示する。本報告書シリーズに付随する電子付風文書では、広範な追加情報を提供する。

本報告書の完成時点における内部被ばく線量評価に関する課題グループ (INDOS) のメンバーは、以下のとおりだった。

F. Paquet (議長)	G. Eberington	J. Lipsztein
E. Anselmo	A. Gnussini	D. Melo
M.R. Bailey	R.A. Guilmette	
E. Blanchardon	J.D. Harrison	
H. Dierfel	R.W. Leggett	
通信メンバーは以下のとおりだった。		
A. Bouville	A. Luciani	D. Williams
C.M. Castellani	D. Newton	
R. Cruz-Uribe	D. Nofke	
C. Hargen	D.M. Taylor	

本報告書の完成時点における線量計算に関する課題グループ (DOCAL) のメンバーは、以下のとおりだった。

W.E. Bolch (議長)	T.P. Fell	M. Pelliccioni
-----------------	-----------	----------------

5

(2013 ~2017)	D. Nofke
J.D. Harrison (委員長)	M. Degiulia
M.R. Bailey	A. Endo
V. Berkovski	J.G. Hunt
L. Bertelli	N. Petoussi-Hens
W.E. Bolch	F. Wismann
D. Chambers	C. Hyong Kim
	R. Leggett
	J. Ma

本報告書は、2012 年 11 月 2 日に日本の福島で開催された委員会において主委員会によって採択された。

用語解説

便宜上、この用語解説は、線量評価及び放射線防護全般に関する用語、体内動態モデルに関する用語、そしてバイオアッセイ解釈に関する用語の小見出しに於て構成されている。

線量評価及び放射線防護全般に関する用語

吸収線量, D [Absorbed dose]

吸収線量は、以下の式によって求められる。

$$D = \frac{dE}{dm}$$

ここで、 dE 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 単位はキログラムあたりのジュール (J kg⁻¹) であり、その固有名称はグレイ (Gy) である。

7

V. Berkovski	N.E. Hétel	N. Petoussi-Hens
L. Bertelli	J.G.S. Hunt	M. Zankl
K.F. Eckerman	N. Ishigure	
A. Endo	D. Nofke	
通信メンバーは以下のとおりだった。		
A. Birchall	C. Lee	R. Tamer
G. Guadagni	H. Schlattl	X.G. Xu
D. Jokisch	M. Stabin	
主委員会の批評的レビュー者は以下のとおりだった。		
J.K. Lee	H.G. Menzel	

筆者らは、V. Berkovski, D. Nofke, D. Gregorato, J.R.H. Smith, T. Smith ならびにすべての INDOS 及び DOCAL メンバーの多大な貢献に助けられた。

本報告書の作成期間における第 2 専門委員会メンバーは以下のとおりだった。

(2009 ~2013)

H.G. Menzel (委員長)	R. Leggett
M.R. Bailey	J.L. Lipsztein
M. Balonov	G. Dierze
D. Bartlett	K.F. Eckerman
V. Berkovski	A. Endo
W.E. Bolch	F. Paquet
	J.D. Harrison
	N. Petoussi-Hens
	A.S. Pradhan

6

吸収割合 (AF), $\phi(f_1 \leftarrow f_2, E_{k,1})$ [Absorbed fraction]

線源領域 f_1 内で放出されるタイプ R の二次放射線のエネルギー $E_{k,1}$ のうち、標的領域 f_2 において吸収される割合。これらの標的領域は、組織 (たとえば、肝臓) である場合もあれば、臓器内の細胞層 (たとえば、胃壁の幹細胞) である場合もある (標的領域) 及び「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。

放射能 [Activity]

微小の時間間隔における放射性物質の核変換数をその持続時間で除した値。放射能の SI 単位はベクレルである (Bq ; $1 Bq = 1 s^{-1}$)。

年摂取限度 (ALD) [Annual limit on intake]。[「労働空気中濃度」も参照]

ALI は *Publication 60* (ICRP, 1991, S30 項) の中で、 $20 mSv$ という許容年有効線量をもたらし、1 年における放射性核種の摂取量 (単位: Bq) と定義された。したがって、作業者の場合の平均 ALI は以下のとおりである。

$$ALI = \frac{0.02}{\sigma(SB)}$$

委員会は ALI の利用を勧告しない。線量限度の遵守のためには、放射性核種の摂取だけではなく外部放射線にも起因する線量量が考慮されなければならないと考えるからである。

ベクレル (Bq) [Bequerel]

8

放射能の SI 単位を表す固有名称 (1 Bq=1 s⁻¹)。

生物学的半減期 [Biological half-time]

生体系のコルパネートメントが(まらなる取込み及び放射性崩壊がない場合に)その放射性核種内容量の半分を取り除くために要する時間。
骨髄 [Bone marrow]。「活性骨髄」及び「不活性骨髄」も参照

骨髄は柔らかく細胞密度の高い組織であり、長骨の円筒形の空洞や体軸及び体軸骨格の骨梁の中の空洞に存在する。骨髄全体は、「ストロマ」と呼ばれるスポンジ状・細胞状の結合組織、血管(血球形成)組織、脂肪細胞、リンパ組織の小さな嚢嚢、そして多数の血管及びリンパから構成される。骨髄には活性(黄色)と不活性(白色)の 2 種類があり、これらの形容網は骨髄の血液成分産(造血)能力を指す。

預託実効線量, E(t) [Committed effective dose]。[実効線量] も参照

本報告書シリーズでは、摂取に続く積算時間 τ は 50 年とみなされる。預託実効線量 $E(t)$ は、以下の式に従って、個々の臓器又は臓器的組織 T に対する男性及び女性の預託等価線量を用いて計算される。

$$E_{(50)} = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^{(50)} + H_T^{(50)}}{2} \right]$$

預託実効線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ 1 kg⁻¹であり、その固有名称はシーベルト (Sv) である。

預託等価線量, $H_T(50)$ [Committed equivalent dose]。[等価線量] も参照

本報告書シリーズでは、臓器又は組織領域に対する等価線量は 50 年の預託期間を用いて計算される。これは、標本成人男性又は標本成人女性に曝露された臓器又は臓器的組織 T における等価線量率の時間積分とみなされる。これらにはまた、標準作業者の体内への放射性核種の摂取に続いて標準体内動態モデル及び標準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採取に続く 50 年である。

成人作業者の場合、線量係数は、臓器又は組織 T における単位摂取量あたりの預託等価線量 $H_T(50)$ 又は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。

線量拘束値 [Dose constraint]

ある線源からの臓器又は組織に対する個人等価線量もしくは実効線量もしくは実効線量に関する予測的な線源関連の制限値。線源から最も被ばくする個人に対する防護の基本レベルを示し、またその線源に対する防護の最適化における等価線量又は実効線量の上限値としての役割を果たす。職業被ばくの場合、線量拘束値は、最適化のアプローチで考慮される複数の選択可能な範囲を限定するために用いられる。臓器又は組織に対する個人等価線量もしくは実効線量の値である。

線量限度 [Dose limit]

計画被ばく状況において超えてはならない、個人に対する実効線量もしくは臓器又は組織固有の等価線量の値。

記録線量, E [Dose of record]

本報告書シリーズでは、記録線量とは、個人線量当量 $H_T(t)$ の測定値と、当該作業者の個人モニタリングならびに ICRP の標準体内動態モデル及び線量評価モデルの組み立てによって標準作業者について標準作業者に関する防護の最適化における等価線量率を合計することによって評価される実効線量を用いる。記録線量は、物質の吸収タイプや、吸入エアロゾルの空気力学的放射能中央径/動力学的放射能中央径など、施設固有の被ばくパラメータを用いて評価してもよいが、標準作業者のパラメータは、本報告書シリーズにおいて ICRP が定めるように固定しなければならない。記録線量は作業者に割り当てられ、報告及び規制遵守の目的のために保存されることと要求される。

単位内容量あたりの線量の関数 [Dose per content function]

いずれの性別についても、急性摂取後の時間 t における臓器的領域 r 内の等価線量率 $H(r,t)$ は以下のように表される。

$$H(r,t) = \int_0^t h(r,t') dt'$$

$$h(r,t) = \sum_{s=1}^n A(r_s, t) \cdot S_s(r, t - \tau_s)$$

ここで、

$A(r_s, t)$ は、標準作業者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 内の放射性核種の放射能である。

$S_s(r, t - \tau_s)$ は、標本成人男性及び標本成人女性の場合の放射線加重された S 係数(すなわち、線源領域 r_s における核変換あたりの臓器的領域 r に対する等価線量)である(単位: Sv (Bq s⁻¹))。

預託等価線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ 1 kg⁻¹であり、その固有名称はシーベルト (Sv) である。

誘導空気中濃度 (DAC) [Derived air concentration]。[年摂取限度] も参照

DAC は、1.1 m³ h⁻¹ の年平均呼吸率及び 2000 時間の年間労働時間を仮定した時の年摂取限度 (ALI) の摂取量をもちらすであらう。対象放射性核種の空気中放射能濃度(単位: Bq m⁻³)である。DAC は以下の式によって求められる。

$$DAC = \frac{ALI}{2200}$$

委員会は DAC の利用を勧告しない。線量限度の遵守のためには、放射性核種の摂取だけではなく外部放射線にも起因する総線量が考慮されなければならないと考えるからである。

線量係数 [Dose coefficient]

本報告書シリーズでは、表にまとめられた一連の値 $\alpha(0) = \alpha(50 \text{ km})$ 又は $\alpha(0) = \alpha(50 \text{ km})$ 又は $\alpha(0) = \alpha(50 \text{ km})$ であり、ここで $\alpha(50)$ は組織又は臓器に関する等価線量係数、 $m(0)$ は標準エアロゾル(残留又は排泄) 関数である。30 の値は、体内又は所定の臓器における予測放射能内容量あたりの、もしくは 1 日あたりの排泄あたりの、預託実効線量又は臓器 r に対する預託等価線量を表す。

単位摂取量あたりの線量係数 [Dose per intake coefficient]。[線量係数] も参照

本報告書シリーズでは、放射性核種の単位摂取量あたりの預託実効線量 $E(50)$ もしくは、放射性核種の単位摂取量あたりの組織又は臓器 r に対する預託等価線量 $H_T(50)$ であり、ここで、その期間にわたって線量が計算される線量預託期間は 50 年である。

実効線量, E [Effective dose]

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。

$$E = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^{(50)} + H_T}{2} \right]$$

ここで、 $H_T^{(50)}$ 及び H_T はそれぞれ、標本成人男性及び標本成人女性の組織又は臓器 T に対する等価線量であり、 w_T は臓器的組織 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及び組織にわたって行われる。 w_R 及び w_T は無次元量であるため、実効線量の SI 単位は吸収線量の単位と同じ 1 kg⁻¹であり、その固有名称はシーベルト (Sv) である。

骨内膜 (又は骨内膜層) [Endosteum (or endosteal layer)]

骨梁線源領域の骨表面とすべての長骨の骨幹部内の髄腔の皮質表面を覆う厚さ 50 nm の層。これは放射線誘発骨がんにかかわる臓器的組織と見なされている。この臓器的領域は、Publication 26 及び 50 (ICRP, 1977, 1979a) で以前に導入されていた臓器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ア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]

ある組織又は臓器に対する等価線量は、以下のように定義される。

$$H_T = \sum w_R D_{RT}$$

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_{RT} は標準成人男性又は標準成人女性の組織又は臓器 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 1 kg^{-1} であり、その固有名称はシーベルト (Sv) である。

被ばく [Exposure]

照射にさらされている状態又は状況。外部被ばくは体外の線源に起因する放射線被ばくであり、内部被ばくは体内の線源に起因する放射線被ばくである。

グレイ (Gy) [Gray]

吸収線量の SI 単位を表す固有名称 (1 Gy = 1 J kg⁻¹)。

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める脂肪細胞によって黄色を呈する。

骨髄細胞密度 [Marrow cellularity]

造血機能を有する骨髄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、Publication 70 (ICRP, 1955a) の

13

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又は組織吸収線量成分に乘じられる無次元の係数。これは、ある臓器又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。

赤色骨髄 [Red (bone) marrow]

「活性骨髄」を参照。

参考レベル [Reference level]

緊急時又は既存の制御可能な被ばく状況において、それを上回る被ばくの発生を許す計画の策定は不適切であると判断され、またそれより下では防護の最適化を履行すべき、線量又はリスクのレベルを表す用語。参考レベルに連関される値は、考慮されている被ばくの広く見られる状況によって決まる。

標準男性と標準女性 (標準個人) [Reference Male and Reference Female (Reference Individual)]

放射線防護の目的のために ICRP によって定義された解剖学的及び生理学的特性を有する、理想化された男性又は女性。

標準パラメータ値 [Reference parameter value]

線量評価計算において用いるのが妥当とみなされる、ICRP によって報告されたパラメータ、係数又は量の値。これらの値は固定されており、不確かさを持たない。

標準人 [Reference Person]

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、臓器及び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。

15

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。平均吸収線量、 D_{RT} [Mean absorbed dose]

特定の臓器又は組織領域 n における平均吸収線量は、以下の式によって求められる。

$$D_T = 1 \text{ mSv } f D \text{ dm}$$

ここで、 m_T はその臓器又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 SI 単位はキログラムあたりのジュール (J kg^{-1}) であり、その固有名称はグレイ (Gy) である。

職業被ばく [Occupational exposure]

作業者が目下の業務の結果として受ける放射線被ばく。ICRP は「職業被ばく」の使用を、職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受ける放射線被ばくに限定している。

個人線量当量、 $H_T(d)$ [Personal dose equivalent]

人体上の特定の点の下の適切な深さ d における軟組織中の線量当量。個人線量当量の単位はキログラムあたりのジュール (J kg^{-1}) であり、その固有名称はシーベルト (Sv) である。この特定の点は通常、個人線量計が装着される部位によって与えられる。実効線量の評価の場合には 10 mm の深さが勧告され、皮膚及び目の水晶体に対する等価線量の評価の場合にはそれぞれ 0.07 mm 及び 3 mm の深さが勧告される。防護量 [Protection quantity]

ICRP が放射線防護のために定義した量であって、全身と身体部分の両方の外部照射及び放射性線種の摂取による電離放射線被ばくの程度の定量化を可能にする量。

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

14

標準ファントム [Reference phantom]

Publication 89 (ICRP, 2002a) の中で定義された標準男性及び標準女性に合理的に模倣された解剖学的特性を有する、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又は女性のボクセルファントム)。

標準作業者 [Reference Worker]

本報告書シリーズにおいて標準作業者について定義される、標準体内動態モデル及び線量評価モデル (全身性体内動態モデル、ヒト呼吸気道モデル、ヒト消化管モデル及び線量評価モデル) ならびにそれらのパラメータ値と結びつけられる成人標準人。標準作業者の体内動態モデルの構造及びパラメータ値は性別、年齢、人種及びその他の個人固有の特性によって変化しないが、性別固有モデルが利用可能な場合はシーベルト (Sv) [Sievert]

等価線量及び実効線量の SI 単位 (J kg^{-1}) を表す固有名称。

線源領域、 r_s [Source region]

放射性線種を含有する人体の領域。この領域は、臓器、組織、消化管内内容物又は膀胱内容物である場合もある。骨格や呼吸気道などにおける組織の表面である場合もある。

比較吸収割合、 $\Phi(r_T \leftarrow r_s, E_R)$ [Specific absorbed fraction]

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 のうち、標的領域 r_T の質量あたりで吸収される割合。

海綿質 [Spongiosa]

体軸および椎体骨格にわたる皮質骨皮質内にある骨梁と髄組織(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

16

(ICRP, 2009)の標準ファントムによって定義されている3つの骨領域の1つである。残り2つは、長骨幹の骨髄質と皮質骨である。骨梁骨、活性骨種と不活性骨種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、骨格骨組成によって変わる【Publication 110 (ICRP, 2009) の付録書 B を参照】。

(放射線加重) S 係数, $S_w(r \leftarrow r_s)$ [S coefficient (radiation weighted)]

標準男性及び標準女性の場合の、線源領域 r_s における所定の放射線核種の核変換あたりの標的領域 r_t に対する等価線量 S_w (Bq s⁻¹)。

$$S_w(r \leftarrow r_s) = \sum_r w_t \sum_{E_{k,i}} E_{k,i} \phi(r \leftarrow r_s, E_{k,i})$$

ここで、

$E_{k,i}$ は、その放射線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であり、単位はジュールである。

ϕ は、核変換あたりの放射線タイプ R の1次放射線の収率 (Bq s⁻¹) である。

w_t は、放射線タイプ R の放射線加重係数 (表 1.1) である。

$0 < r_t \leftarrow r_s, E_{k,i}$ 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 $E_{k,i}$ のうち、標的領域 r_t の質量あたりで吸収される割合として定義される、比較吸収合である (kg⁻¹)。

このケースでは、成人の場合、時間 (年輪) 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ため、 S_w は時間に関して不変であり、その値は放射能 (Bq) あたりの等価線量率 (Sv s⁻¹) 又は、標的領域における核変換 (Bq s) あたりの等価線量 (Sv) のいずれかを表すことに注意。

標的領域, r_t [Target region]

放射線吸収線量を受ける人体の臓器領域又は組織領域。

標的組織, T [Target tissue]

実効線量において組織加重係数が割り当てられる、体内の臓器又は組織 (用語解説における定義及び表 1.2 を参照)。多くの場合、それぞ

17

消化管 [Alimentary tract]

そこで食物が消化される、口から肛門までの管。

消化管移行係数, f_a [Alimentary tract transfer factor]

消化管に入る放射能のうち、血液中に吸収される割合。放射性崩壊による損失又は当該消化管への放射能の内因性の流入を考慮に入れな

肺の一問質 (AI) 領域 [Alveolar-interstitial region]

呼吸細気管支、肺実質を有する肺胞管及び肺胞管並びに間質結合組織からなる、呼吸気道の一部 (気道分枝 16 以降)。

空気力学的放射能中央径 (AMAD) [Activity median aerodynamic diameter] (「粒子数中央径」も参照)

エアロゾル中の放射能の 50% は、空気力学的直径 (d_{50}) が AMAD を上回る粒子と関連する。沈着が主に慣性衝突と沈降に依存する場合、通常は AMAD がおよそ 0.3 μm を上回るときに使用される。

熱力学的放射能中央径 (AMTD) [Activity median thermodynamic diameter]

エアロゾル中の放射能の 50% は、熱力学的直径 (d_{th}) が AMTD を上回る粒子と関連する。沈着が主に拡散に依存する場合、通常は空気力学的放射能中央径がおよそ 0.3 μm を下回るときに使用される。

基底細胞 [Basal cell]

胸郭外及び気管支上皮の基底膜に付着しており、表面に広がっていない立方上皮細胞。

血液 [Blood]

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、胸郭内気道、肺動脈及びリンパ節の場合、2 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 3.5.3 及び 3.7 節を参照)。

組織加重係数, w_t [Tissue weighting factor]。[実効線量] も参照

確率的影響に起因する放射線損害全体に対する当該臓器又は組織の相対的寄与を表すために、ある臓器又は組織 r_t に対する等価線量に加重される係数。これは以下のように定義される。

$$\sum_r w_t = 1$$

作業者 [Worker]

本報告書シリーズでは、常勤、非常勤又は臨時雇用にかかわらず、雇用主のために作業し、職業上の放射線防護に関連する権利及び義務を認識しているあらゆる個人。

体内動態モデルに使用する用語

吸収 [Absorption]

メカニズムにかかわらず、血液中への物質の移行。一般に、粒子の解離ならびに可溶性物質及び粒子から解離した物質の血液中への取り込みに適用する。

空気力学的直径, d_{50} [Aerodynamic diameter]

着目する粒子と同じ空気中終末沈降速度を有する、単位密度 (1 g cm⁻³) の球の直径 (μm)。

18

体内動態モデルにおける通過コンパートメントに相当する。以前の ICRP 刊行物では、「通過コンパートメント」又は「体液」とも呼ばれた。

気管支領域 (BB) [Bronchial region]

気管 (気道分枝 0) 及び気管支 (気道分枝 1~8) からなる、呼吸気道の一部。

細気管支領域 (bb) [Bronchiolar region]

細気管支及び末端細気管支からなる、呼吸気道の一部 (気道分枝 9~15)。

骨表面 [Bone surface]

「骨内臓」を参照。

クリアランス [Clearance]

粒子輸送及び血液中への吸収による、呼吸気道からの物質の除去。

粒子数中央径 (CMD) [Count median diameter] (「質量中央径」も参照)

(たとえば、顕微鏡検査によって) 測定される試料中の粒子の (数の) 50% は、CMD を上回る直径を有する。

コンパートメント [Compartment]

19

20

本報告書シリーズでは、一次反応速度則によって特徴づけることができる、体内の放射性物質の薬学的ふるまいと定義される。コンパートメントは、臓器(たとえば、肝臓)、臓器の部分(たとえば、肺の気管支領域)、組織(たとえば、骨)、組織の部分(たとえば、骨表面)又は人体の他の物質(たとえば、血液)と関連しうる。放射能は、コンパートメント内で均一に分布するとみなされる。

沈着 [Deposition]

吸い込まれた空気中の物質のうち呼吸後に呼吸気道に残留する量を決定する初期過渡期を指す。物質の沈着は、吸入及び呼吸の両方の間に起こる。

内因性排泄 [Endogenous excretion]

血液から消化管への物質の排泄を明示するために用いられる用語であり、胆汁排泄及び消化管壁を通じた物質の通過に適用する。

骨内膜 (又は骨内膜層) [Endosteum (or endosteal layer)]

骨梁線維領域の骨表面とすべての骨の骨幹部内の髄腔の皮表面を覆う厚さ 50µm 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。この標的領域は、Publication 26 及び 30(ICRP, 1977, 1979) 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アース管の表面を覆う厚さ 10µm の単一細胞層と定義されていた。

外因性排泄 [Exogenous excretion]

吸入を伴わずに消化管を通り抜ける物質の(糞中)排泄を明示するために用いられる用語。

脚郭外 (ET) 気道 [Extrathoracic airway]

前部鼻道 (ET 領域) 及び後部鼻道、咽頭並びに喉頭 (ET 領域) からなる、呼吸気道の一部。咽頭の口腔部はヒト消化管モデルに含まれ

21

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。

質量中央径 (MMD) [Mass median diameter] (「空気力学的放射能中央径」及び「粒子数中央径」も参照)

エアロゾル中の物質の質量の 50% は、直径が MMD を上回る粒子と関連する。幾何標準偏差が σ_g である対数正規分布の場合、MMD は粒子数中央径 (CMD) から計算することができる。

$$MMD = CMD + 3 \exp(\ln \sigma_g^2)$$

物質の比較放射能が一樣である場合、MMD は放射能中央径 (AMD) に等しいことになる。エアロゾル中の放射能の 50% は、直径が AMD を上回る粒子と関連する。粒子の空気力学的放射能に対する放射能の関係、したがって粒子から形成されるエアロゾルの空気力学的放射能中央径に対する AMD 及び CMD の関係は、粒子の密度及び形状並びにそれらの直径が測定された方法によって決まる(さらなる情報については A.3.3 節を参照)。

鼻呼吸者 [Nasal augmenter]

「睡眠」、着座、及び「軽運動」の運動レベルにおいては完全に鼻で呼吸するが、「激しい運動」時には口鼻で(一部は鼻で、一部は口で)呼吸する人。ほとんどの人はこの形式に従って呼吸するため、「鼻呼吸者 (normal nose breather)」としても知られる。標準作業者を含めたすべての標準対象者は、鼻呼吸者と仮定される。

鼻呼吸者 [Normal nose breather]

「鼻呼吸者」を参照。

粒子輸送 [Particle transport]

物質を呼吸気道から消化管及びリンパ管へと除去する過程並びに物質を呼吸気道のある部分から別の部分に移動させる過程。

23

るため、ET 領域の部分ではないことに注意。
(吸入摂取と同様) 被ばく [Exposure (in the context of inhalation)]

ある人がさらされる放射性核種の空気中濃度 ($Bq\ m^{-3}$) と被ばく時間の積、より一般的には、空気中濃度が時間とともに変化する場合、被ばく時間におたつて積分される、ある人がさらされる放射性核種の空気中濃度の時間積分。

胃腸管における吸収割合、 f_1 [Fractional absorption in the gastrointestinal tract] (「消化管移行係数」も参照)

Publication 30 (ICRP, 1979) の胃腸管モデルにおいて用いられ、消化管から血液中に直接吸収される元素の割合。

ヒト消化管モデル [Human Alimentary Tract Model]

経口摂取された物質の、ヒト消化管を通じた移動を記述するための体内動態モデル。Publication 100 (ICRP, 2006) で公表された。

ヒト呼吸気道モデル (HRIM) [Human Respiratory Tract Model]

吸入摂取された物質の、ヒト呼吸気道における沈着、移動及び吸収を記述するための体内動態モデル。Publication 66 (ICRP, 1994a) で公表され、本報告書で更新された。

インハラビリティ [Inhaleability]

吸入前に周辺空気の体積中に存在する粒子のうち、鼻及び口に入る粒子の割合。

摂取 [Intake] (「取り込み」も参照)

環境から呼吸気道又は胃腸管に入る放射性核種。急性摂取は、瞬時に起こるとみなされる。吸入摂取又は経口摂取による単一の摂取とし

22

標準体内動態モデル [Reference biokinetic model]

本報告書シリーズにおいて標準作業者に採用される体内動態モデル。標準体内動態モデルは、人体のさまざまな臓器又は組織における放射性核種の摂取、取り込み、分布及び排泄並びにそれに続くさまざまな経路による人体からの排泄を記述するものである。

分泌細胞 [Secretory cell]

粘膜又は腺液分泌物を有する非線毛性上皮細胞。

皮下組織 [Subcutaneous tissue]

皮膚の直下に位置する疎性の繊維維組織。これには血管、結合組織、筋肉、脂肪及び腺が含まれる。創傷からの取り込みとの関連では、皮下組織は、可溶性物質若しくは溶解性物質の血液への除去又はリンパ管を経て不溶性物質の除去前に放射性核種が保持されるであろう創傷部位における組織を表す。

ヒト呼吸気道モデルの気管支領域における標的領域 [Target region in the bronchial region of the Human Respiratory Tract Model]

表 3.3 を参照。他のそれぞれ別の肺動脈の場合、特定される標的は一つだけであるため、固有の記号は必要とされない。BB_{bas} は、基底細胞が分布する気管支領域における組織として定義され、BB_{sc} は、分泌細胞が分布する気管支領域における組織として定義される。

熱力学的直径、 d_g [Thermodynamic diameter]

対象粒子と同じ空気中拡散係数を有する球形粒子の直径 (µm)。

肺郭内 (TH) 気道 [Thoracic airway]

24

<p>気管支領域、細気管支領域及び肺動脈一閉鎖領域を合わせたもの。</p> <p>通過コンパートメント [Transfer compartment]</p> <p>組織における沈着場所からの血液を通じた放射性物質の移動を考慮に入れるために ICRP によって以前使用された体内動態モデルの多くに数学的便宜上導入されたコンパートメント。</p> <p>呼吸気道から血液中への吸収率に従って分類された、物質のタイプ [Types of materials, classified according to their rates of absorption from the respiratory tract into blood]</p> <p>タイプ F は、呼吸気道から血液中に容易に吸収される沈着物質として定義される (速い吸収)。タイプ S は、呼吸気道から血液中への吸収率が中程度の沈着物質として定義される (中位の吸収)。タイプ M は、呼吸気道から血液中に比較的不可溶性である沈着物質として定義される (遅い吸収)。タイプ V は、組織評価の目的のために、呼吸気道から血液中に瞬時に吸収されると仮定される沈着物質として定義される (一定のガス及び水蒸気のみ、非常に速い吸収)。</p> <p>取り込み [Intake] (「体内」採取 (取)) も参照</p> <p>呼吸気道若しくは消化管から又は皮膚を通じて血液中に入る放射能。</p>
<p>バイオアッセイ解析に関する用語</p> <p>バイオアッセイ [Bioassay]</p> <p>直接 (インビボ) 測定 (体外測定) により、又は人体から排泄される若しくはその排除される物質の間接 (インビトロ) 分析により、体内の放射性核種の性質、放射能、位置又は残留を決定するのに用いられる手順。</p>

25

27

<p>その測定手順によって検出可能であるという特定の確率を確保する、測定量の最小の真の値 (ISO, 2010a,b)。検出限界は、次のように、決定しきい値に従って統計的検定及び仮定と関連する最小の真の値である；実際には真の値が検出限界に等しいかこれを超える場合、その仮定を誤って棄却しない確率 (第二種過誤) は多くとも所定の値 β に等しい。検出限界は、測定の実態に先立って特定の測定方法について評価される、事前的な量である。</p> <p>直接測定 [Direct measurement]</p> <p>取り込まれた放射性核種のあらゆる種類の体外計測 (すなわち、全身計測、肺計測、甲狀腺計測など) を表す総称用語。</p> <p>排泄関数 [Excretion function]</p> <p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>排泄速度 (瞬間) [Excretion rate (instantaneous)]</p> <p>放射性核種が排泄物中に除去される瞬間速度 (Bq s^{-1})。</p> <p>調査レベル (IL) [Investigation level] (「調査調査レベル」も参照)</p> <p>これを超えたら採取の原因又は意味合いが調査されるべきである (ICRP, 1997b)。防護量で表された事前設定レベル、IL は、個人又は作業環境と関連するいかなる作業パラメータについても設定することができる。放射性核種の摂取に対する被ばくの個人モニタリングの場合、それらは、測定された人体若しくは臓器/組織の内部量、排泄物中の放射能レベル、又は個人用エアサンプラによって測定された空気中濃度と関連する可能性が最も高い。</p>

27

<p>バイオアッセイ関数 [Bioassay function]</p> <p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>内容量 [Content]</p> <p>特定の臓器、組織又は人体における放射性物質の放射能。</p> <p>決定しきい値 [Decision threshold]</p> <p>ある物理的影響 (たとえば、試料中の放射性核種の存在) を定量化する実測結果がそれを超える場合にはその物理的影響が存在することを示すとみなしてもよい。測定量の測定値 (ISO, 2010a,b)。決定しきい値は、その物理的影響が存在しないという仮説とそれが存在するという対立仮説のいずれか一方に決めるための統計的検定の棄却限界値である。棄却率が棄却限界値を超える場合、これは、当該仮説が棄却されるべきであることを示すとみなされる。統計的検定は、その仮説を棄却する確率 (第一種過誤) が多くとも所定の値 α に等しいように設計される。決定しきい値は、ある特定の測定結果が有意かどうかを決定するためにその測定値に評価される、事後的な量である。決定しきい値は、「決定レベル」又は「最小有意放射能」とも呼ばれる。</p> <p>調査調査レベル (DIL) [Derived investigation level] (「調査レベル」も参照)</p> <p>調査レベル又は別の一次的なレベルから導き出される。測定可能な事前設定レベル、DIL は、個人又は作業環境と関連するいかなる作業パラメータについても設定することができる。放射性核種の摂取に対する被ばくの個人モニタリングの場合、DIL は測定された人体若しくは臓器/組織の内部量、排泄物中の放射能レベル、又は個人用エアサンプラによって測定された空気中濃度と関連する可能性が最も高い。</p> <p>検出限界 [Detection limit]</p>

26

<p>測定量 (M)、[Measured quantity]</p> <p>取り込みのモニタリングの一次的な結果。測定量は、体外測定の場合には全身、臓器又は組織における放射性核種の放射能 (Bq) であり、インビトロ測定の場合には排泄物試料中の放射性核種の放射能である。多くの場合、24 時間分の試料が用いられる。</p> <p>記録レベル [Recording level]</p> <p>これを超えたら結果が記録されるべきであり、これより低い値は無視される、事前設定レベル。</p> <p>標準バイオアッセイ関数 [Reference bioassay function]</p> <p>本報告書シリーズでは、時間 $t=0$ における急性摂取に続く、体内の放射能の時間推移 (「残留関数」) 又は尿中に排泄される放射能の時間推移 (「排泄関数」) を記述する標準体内動態モデルによって予測される、表にまとめられた一連の値 $m(t)$ と定義される。残留関数 $m(t)$ が採取後の時間 t における人体、臓器又は組織における放射性核種の予測放射能を表すのに対して、排泄関数 $m(t)$ は採取後の時間 t における 24 時間分の排泄物試料中の放射性核種の予測放射能を表す。本報告書シリーズでは、排泄関数の場合、t は 24 時間分の試料の採集期間の終了までの日数であり、試料採集期間中の放射性核種は考慮される。</p> <p>残留関数 [Retention function]</p> <p>「標準バイオアッセイ関数」を参照。</p> <p>しきいレベル [Threshold level]</p> <p>これを超えたら何らかの特定の対策又は決定が行われるべきである。測定量の値、それを超えたら結果が記録されるべきであり、それよ</p>
--

28

<p>職からの変更は、放射線リスクに関する知識が向上したことを反映するものである。がんリスクに関する主たるデータ源は、日本の原爆被爆者の追跡調査によるものであり、バックグラウンドのがん罹患率が異なる7つの西洋人種のアジア人の集団の平均リスク係数を導出するために用いられた(ICRP, 2007)。これらの新たなw_R値は、がん死に特化したデータではなく、罹患率データではなく、致死率や生活の質の低下及び発生率データによって調整されている。遺伝的影響における重みづけは現状、理論上の平衡よりは最初の2世代における生涯の推定値に基づいている。2007年勧告(ICRP, 2007)におけるw_R値の主な変更は、乳房についての引き上げ(0.05から0.12へ)、生殖腺についての引き下げ(0.2から0.08へ)、そしてより大きな「残りの組織」へ多くの臓器及び組織を含めたこと(0.05から0.12へ)である。残りの組織の線量は現状、性別ごとに13の臓器及び組織に対する線量の算術平均として計算される(表1.2)。組織加重係数は変わらず、性別及びあらゆる年齢にわたる平均を表す。</p> <p>(26) 2007年勧告(ICRP, 2007)において導入されたさらなる重要な変更は、外部及び内部線源による線量は人体の標準コンピュータファントム(ICRP, 2009)を用いて計算される、ということである。過去に委員会は、特定のファントムを特定せず、両性具有の臓器内部被ばく線量(MIRD)タイプのファントム(Snyderら, 1969)、Kramerら(1982)の性別モデルや、CristyとEckerman(1987)の年齢別ファントムなどのいろいろな数値ファントムを使用してきた。実際の人の医学画像データから構築されるボクセルモデルは、数字(すなわち定量化された)ファントムにおいて与えられたものよりも現実的な人体描写をもたらす。こうしてICRPは、内部被ばくと外部被ばくのいずれについても体内の線量分布の計算において用いられるべき標準ファントムを推薦するためにボクセルモデルを用いることを決定した。Publication 10(ICRP, 2009) 内は説明されているこれらのモデル(すなわちコンピュータファントム)は、標準成人男性及び標準成人女性を表す。これらは特に、2007年勧告(ICRP, 2007)による実効線量の概念に対する放射線防護量の計算のために設計されている。臓器及び組織に対する等価線量H_Tは標準成人男性と標準成人女性について独立に計算され、その後実効線量Eの計算において平均される。すなわち、</p> $E = \sum_T w_T \left[\frac{H_{T,M}}{w_T} + \frac{H_{T,F}}{w_T} \right] \quad (1.1)$ <p>ここで：</p> $H_{T,M}^* = \sum_T w_T D_{T,R} \quad (\text{男性})$ $H_{T,F}^* = \sum_T w_T D_{T,R} \quad (\text{女性})$ <p>(27) Publication 103 (ICRP, 2007) では、実効線量は標準値に基づき防護量として用いられることが意図されており、特定の個人ではなくむしろ</p>	34
--	----

<p>放射線防護の放射線半減期に左右される。呼吸気道に関するICRPモデルは、本書ではガス及び蒸気にも、そしてその放射性子孫の吸入経路にも適用される。</p> <p>(31) 血液中への吸収について、本書で導入される主たる変更は以下のとおりである。</p> <ul style="list-style-type: none"> • タイプF、M及びSの吸収定数の再定義：タイプM及びSにおける急速溶解割合(f_s)の値を、それぞれ0.1及び0.001から0.2及び0.01に引き上げ、それとともに急速溶解速度(w_s)の値を、100d⁻¹から、タイプM及びSにおいて3d⁻¹、タイプFにおいて30d⁻¹とする引き下げ。 • 十分な情報が利用可能な適当なケースにおける、f_s及び急速溶解速度(w_s)の物質別のパラメータ値(たとえば、ウランの形態)。 • 十分な情報が利用可能な適当なケースにおける、f_s及び急速溶解速度(w_s)並びに基線状態パラメータf_{1s}及びw_{1s}。 • 可溶性及び反応性呼吸気道に沈着する割合によって定義されるガス及び蒸気の取り扱いは改訂。省時時の解釈として、100%の沈着(20%はE_T、10%はBB、20%はbb及び50%はAU)及びタイプFの吸収である。Publication 66 (ICRP, 1994a) に述べられているSR-0、-1、-2の分類は有用ではないことがわかっており、もはや用いられない。 (32) 粒子輸送によるクリアランスについては、主たる変更は以下のとおりである。 <ul style="list-style-type: none"> • 最近のヒト対象実験的研究に基づいた、前部領域から後部領域への移行を含む、鼻道からのより現実に近いクリアランス。 • 最近のヒト対象実験的研究に基づいた、気管支樹からの低速度粒子のクリアランスの特性の改訂。これは現在、気管支樹の全体における粒径に依存する現象ではなく、細気管支においてのみ起こると仮定される。 • 不溶性⁹⁰Cs粒子及び二酸化アルミニウムにさらされた作業者の長期追跡調査を含む最近のデータに基づいた、モデル構造の改訂を伴う肺のAI領域における残留の延長。 <p>1.5.2. ヒト消化管モデル</p> <p>(33) Publication 30 (ICRP, 1979a) の胃腸管モデルは、Publication 100 (ICRP, 2006) に述べられているHAITMによって置き換えられている。このHAITMの主な特徴は、以下のようである。</p> <ul style="list-style-type: none"> • あらゆる消化管すなわち、口腔、食道、胃、小腸、右結腸、左結腸及び直腸・S字結腸(S字結腸及び直腸)を含む。 • ある元素及びその放射性同位体の血液中への吸収は、小腸においてのみ起こる(すなわち、総吸収割合H_Tは小腸からの吸収割合H_Tに等しい) 	35
---	----

<p>作業者の場合の線量係数及び年摂取限度(AIL)の値を示すものだった。Publication 65 (ICRP, 1994b) は、Publication 60 (ICRP, 1991) における1990年勧告を受けて、作業員について改訂された線量係数を提示した。これは、吸入摂取された放射性核種に対するPublication 66のHRTM(ICRP, 1994b)、Publication 70 (ICRP, 1995a) において更新された資格に関する基本的解剖学的及び生理学的データ、そしてPublication 56, 67, 69及び71 (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c) に示された31元素の選ばれた同位体の改訂された全身体内動態モデルを適用するものだった。他の元素に対応する体内動態モデルはPublication 30 (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988) から採用され、膀胱及び細胞膜について線量推定値を改善するために明確な排泄経路を追加することにより修正された。Publication 68 (ICRP, 1994b) はAILを示さなかったが、これはICRPが、作業員における外部放射線及びあらゆる放射性核種の摂取に起因する全ての電離放射線被ばくを考慮に入れる必要性を強調したためである。</p> <p>(23) Publication 54及び78は、放射性核種の吸入摂取及び経口摂取に続いて生じる作業者の線量を推定するための、モニタリングプログラムの設計及び推奨の解釈に関するガイダンスを提供するものだった(ICRP, 1988a, 1997b)。このガイダンスは、バイオアッセイデータ(すなわち、人体及び臓器の内容量並びに1日あたりの尿中及び便中排他物の測定値)から摂取量及び線量を評価することを可能にするための数値データにより立証されたものだった。これらのデータは、作業員において直面上のものとして用いられた幾つかの放射性核種について提示された。単一摂取後のさまざまな時間又は日常モニタリングにおける測定値の予測値は、測定された放射能あたりの当該摂取の放射能により示された。その後、評価された摂取量から実効線量を計算するために標準の線量係数が用いられたのであろう。</p> <p>1.4 等価線量及び実効線量の計算に影響するPublication 103における変更</p> <p>(24) Publication 103 (ICRP, 2007) において発表された2007年勧告では、等価線量と実効線量の概念及び利用については変更されないままであるが、それらの計算において用いられる方法については、いくつかの修正が加えられた。放射線加重係数及び組織加重係数は、以前勧告されたPublication 60 (ICRP, 1991) の値から変更された。光子、電子及びアルファ粒子の場合の放射線加重係数(w_R)は変更されていない。このため、潜在的に重要な放射線核種で唯一異なるのは中性子の場合である(表1.1)。その変更内容は、追加データを利用できるように反映したものではなく、むしろ防護の目的のための放射線加重の適切な取り扱いを再検討したことを反映したものである。中性子においてエネルギーの間数である階級関数w_Rを修正したことは、実際には連続関数のみを用いられてきたという事実を反映したためである。連続関数の主たる変更は、低エネルギーにおけるw_R値の引き下げであり、これは二次エネルギーによる低い線エネルギー付与の寄与をより適切に反映するものである。また、高エネルギーにおけるw_R値は、陽子に取替えることと仮定するに十分な理論的根拠がある。</p> <p>(25) Publication 103 (ICRP, 2007) において勧告された組織加重係数(w_T)の値を表1.2に示す。Publication 60 (ICRP, 1991) に示された</p>	33
--	----

<p>標準成人に関連したものであることが明確にされている。実効線量の主な利用は、放射線防護における計画立案と最適化のための予測的な線量評価、及び短期目的のための(線量係数の)選択の適及の検証である。等価線量と実効線量の計算における年平均は、これまで両性具有の数字ファントムを使うことを暗に含んでいたが、現状、成人男性及び成人女性ファントムにおける等価線量の平均であることが明確に示されている。組織加重係数の導出における性別及び年齢の平均化は、絶対的な放射線防護の推定値に、及び大人と子供間の違いを目的した立たないよう見ることができ、しかし、実際の防護は、男性と女性又は異なる年齢グループについて個別に実効線量を計算することによって改善されることにはないと思われ、そうすることはこれらの量の精度について誤解を招く可能性がある。</p> <p>1.5 本報告書シリーズにおいて導入される体内動態モデル</p> <p>(28) 個々の元素及びそれぞれの放射性同位体に対応する体内動態モデルは、それぞれ臓器領域における時間積分された放射能を決定することによって、所定の期間中(通常、成人の場合は50年、子供の場合は70歳まで)に特定の組織、臓器又は人体領域(線源領域)内で起こる物質転換の総量を計算するために用いられる。線量係数モデルは、すべての放出物のエネルギー及び質量を考慮に入れて、それぞれの線源領域において起こる形態転換の点で重要なすべてのエネルギーの沈着を計算するために用いられる(ICRP, 2008)。次に、標準領域における放射線吸収量(単位: グレイ)は、線源領域において起こる照射の数、及び照射領域におけるエネルギー沈着が分かれば計算することができる。</p> <p>(29) 消化管及び呼吸気道の体内動態モデルは、結果的に血液中への吸収及び/又は人体から失われることとなる。これらの器官内の放射性核種の移動を定義するために用いられる。血液中に吸収される放射性核種の挙動は、複雑さがさまさまである元素固有の全身性モデルによって記述される。これらのモデルは、線量係数の導出とバイオアッセイデータの解釈の両方を目的としたものである。本報告書シリーズで用いられるモデルは以下に示すとおりであり、さらなる情報は3章で提供される。</p> <p>1.5.1. ヒト呼吸気道モデル</p> <p>(30) Publication 66 (ICRP, 1994a) に述べられているHRTMは、その発表以後に著用されたデータを考慮に入れるために本報告書において更新されているが、このモデルの基本的な特徴は変わらない。放射性核種を含む吸入粒子は、肺野外(ET)気道(鼻、喉頭など)、肺の気管支(BB)及び細気管支(BB)気道、そして肺野(間質(AI)領域)に沈着し、真なる部位における沈着量として貯留に依存する(ICRP, 1994a, 2002b)。呼吸気道からの除去は、主として溶解及び血液中への吸収によること、ならびに呼吸-咳の粒子の輸送と、それに続く消化管への侵入という順次プロセスによって起こる。血液中に吸収されるもしくは粒子輸送によって除去される割合は、物質の難化及び溶解性、また</p>	34
--	----

い) という省略形の解釈、情報が利用可能である場合、他の領域にわたったモデル構造。
 • 情報が利用可能である場合、消化管領域の壁の粘膜組織及び骨への残留を考慮に入れたモデル構造。
 • 消化管のそれぞれの領域内からの誘発に関する標的領域位置の明示的な指定。

(34) *Publication 100* (ICRP, 2006) では、消化管区画の粘膜層への電子及びアルファ粒子吸収割合の暫定値を示している。本報告書の一環として、両方の粒子タイプ、また内容物と壁との界面に関する計算が行われている。小腸内の領域については、分節の折り重なりに関する新しいモデルが導入されている。さらなる詳細は来たの刊行物 (ICRP, 2016c) に示されていることとなる。

1.5.3 全身性モデル

(35) 全身性モデルは、全身性腫瘍に達してからの体内の放射性核種の時間依存分布及び残留並びに、人体からのその排泄について説明している。呼吸気道及び消化管における放射性核種の動態を説明する ICRP の現在の及過去の体内動態モデルとは対照的に、ICRP の全身性モデルは、呼吸気道及び消化管だけでなくモデル構造についても元素固有のものである。すべての潜在的に重要な全身の貯蔵された場所及び放射線効果において対象となるすべての元素の移行経路を整理する単一の汎用モデル構造は、複雑すぎるために実用にはそれほど役立つことが限られている。しかし、以前の ICRP 報告書では、体内における挙動が定性的に同様であることが知られており (又は予想されており)、一般的には化学族である元素グループの全身性体内動態を扱うために、汎用モデル構造が用いられてきた。例えば、*Publication 30* (ICRP, 1973) は、アルカリ土類金属のカルシウム、ストロンチウム、バリウム及びラジウムについて汎用モデル構造を導入したが、ほとんどのモデルパラメータについては元素固有の値を提示した。*Publication 30* の第 1-3 部 (ICRP, 1979a, 1980, 1981) では、アルトニウムについて開発されたモデルが、モデル構造だけでなくパラメータも含めて、ほとんどのモデル要素に適用された。汎用全身性モデル構造の利用は、放射性核種の摂取による多数の構成員に対する線量に関する ICRP 報告書の中で増加しており (ICRP, 1993, 1995e)。本報告書においては拡大された、これは全身性体内動態モデルの開発、検証及び適用を容易にするからである。重要な進展として、データの可用性が許容されるだけでなく、臓器及び骨の動態に関して生理学的にいくつかの現実的なモデルとなってきたため、それらのモデルは線量係数の計算だけでなくバイオアッセイデータの解釈にも適用できる、ということである。

1.5.4 放射性子孫種の取り扱に関するルール

1 ICRP Publication 133 としして発行済み

37

ードの利用を必要とする。本報告書シリーズで提供されたデータは、改訂された姉妹データ (ICRP, 2008)、医学画像データに基づいた成人男性性及び成人女性の ICRP 標準コンピュータファントム (ICRP, 2009) 及び十分に離されたモンテカルロコード (Pelowitz, 2008; Kawakow et al., 2009; Nitta et al., 2010) を用いて計算される。

(40) 放射性核種は、臓器全体 (例えば、骨表面) には存在し得るが、全ての線量計算において、放射性核種は線量領域の全体に渡って均一に分布すると仮定される。同時に、臓器全体から細胞層までサイズが異なる標的領域全体に渡って均一に分布すると仮定される。線量領域と標的領域の間の「クロスファイヤー」放射線による線量は、透過性の光子放射線にとり重要である。「非透過性」のアルファ及びベータ粒子放射線について、ほとんどの場合、エネルギーはその放射性核種が定着する組織に主として定着する。光子及び電子輸送は、線量と標的のほとんどの組み合わせにおいて起こる。これらには以下がある。

- 管腔中の放射性核種からの呼吸気道の気道壁における標的細胞に対する線量 (ICRP, 1994a)
- 管腔中の放射性核種からの消化管における標的細胞に対する線量 (ICRP, 2006)
- 骨表面に及びミネラル骨内の放射性核種からの骨表面内部 (50 μm 層; 下記を参照) 及び全ての赤色骨髄に隣接する細胞に対する線量

1.6.1 線量データ, *Publication 107*

(41) 線量計算のための基本的な要求は、半減期、崩壊モード、そして放射性核種及びそれらの子孫核種によって放出されるさまざまな放射線のエネルギーと取率に関する信頼できる情報である (Eckerman et al., 1994; Endo et al., 2003, 2005)。本報告書における計算では、*Publication 107* (ICRP, 2008) において提供されている崩壊モードデータを用いる。同刊行物は *Publication 38* (ICRP, 1983) に置き換わるものであり、97 元素 1252 放射性同位体の放射線放出に関するデータを提供している CD-ROM を付随した説明文からなる。原子番号が 101 未満の元素の放射性同位体は、それらの半減期が 1 分を上回る場合又はそれらが選ばれた放射性核種の子孫核種である場合、並びに基礎的な核構造データがそれらからの放出の意味ある分析を可能にする場合に、*Publication 107* (ICRP, 2008) に採り入れられた。CD-ROM の利用は、放出される放射線、オーグメント及び自己分裂データのさらなる詳細の完全なリスト化を可能にしている。提供されているデータには、放出される放射線のエネルギー及び強度、モード、中性子及び電子及び光子エネルギー (CK) 電子ストロブトール (ICRP) 電子分裂放射線及びアルファ反跳; 半減期、分岐比及び系列; そしてカットオフなしの放出数が含まれている。

(42) 本報告書シリーズでは、半減期が 10 分以上の、*Publication 107* (ICRP, 2008) に含まれているほとんどの放射性核種及びその

39

(36) 放射性崩壊によって一連の放射性核種を生じさせる放射性核種 (「親」核種と呼ばれる) に対応する線量係数には、親核種の摂取後に体内で生成される放射性子孫核種による線量が含まれる。この線量係数は、子孫核種の体内動態に関する仮定に強く左右される可能性がある。本報告書シリーズでは、放射性崩壊によって体内で生成される子孫核種の運動について、以下を前提とする。

- (37) 希ガスを除くあらゆる放射性核種の場合:
- 吸入摂取された親核種、呼吸気道から血液中への吸収を記述するパラメータ値は、呼吸気道において形成される崩壊系列のすべての構成核種に適用される。
 - 全身性コンピュータファントムにおいて生成される、もしくは呼吸気道又は消化管において崩壊により生成された後に血液中に吸収される子孫核種の、全身性体内動態は、本報告書シリーズの以後の部分で示される。親核種に関する元素の節内で定義する。いくつかの例外はありますが、親として子孫核種の全身性体内動態は親核種とは無関係であると仮定される。その構成核種がすべて同じ元素の同位体である崩壊系列の場合、その子孫核種には人体の全体にわたって親核種と同じ動態が割り当てられる。
 - 親核種の経口摂取係数 (小腸又はより上部のコンピュータファントムの消化管の内容物における崩壊によって生成される子孫核種、もしくは全身性コンピュータファントムにおいて生成された後に消化管内内容物に移行する子孫核種) に対する、既定の吸収割合 f_a は、親核種として経口摂取されるときに当該子孫核種の f_a の標準値である。放射性核種が異なる化学的又は物理的形態に対応する標準値を複数有する場合、 f_a の既定値は、提示された最大の標準値である。
 - 親核種の吸入摂取後に呼吸気道において生成される、もしくは呼吸気道から消化管へ放射能が移行した後に消化管において生成される、子孫核種の既定の吸収割合 f_a は、吸入摂取された物質のうち、割り当てられた吸収タイプにおける急速溶解の割合 (f_d) と、親核種として経口摂取されるときに当該子孫核種の f_a の標準値の積である。親核種として経口摂取した子孫核種が、異なる化学的又は物理的形態に相当し、 f_a の標準値を複数有する場合、 f_a の既定値は、当該吸収タイプの場合の f_a と、提示された最大の標準値の積である。
- (38) 放射性崩壊によって呼吸気道モデル及び消化管モデルのコンピュータファントムにおいて生成される希ガスは、血液コンピュータファントムへの移行及び呼吸気道モデルと消化管モデルのコンピュータファントム間の移行を伴わずに、これらのコンピュータファントムから 100 μm^3 の速度で直接肺臓へと排出されると推測される。体内で形成されるそのような希ガスの子孫核種は、37 項目に述べたルールに倣って推測される。

1.6 本報告書シリーズにおいて導入される線量評価

(39) 線量計算は、核崩壊データ、人体解剖学を描写する臓器化ファントム及び体内の放射線輸送とエネルギー沈着をシミュレートするコ

38

他の運ばれた放射性核種について、線量係数及びバイオアッセイ関数が提示される。崩壊系列を有する放射性核種については、半減期が 10 分以上の全ての親核種が含まれるが、親核種の半減期についてはいかなる制約も定めない。

1.6.2 成人標準コンピュータファントム, *Publication 110*

(43) 伝統的に、ヒト解剖学の定量化されたコンピュータファントムが、外部と内部両方の放射線防護のための線量係数の計算において用いられてきた。これらのファントムは、標準人の内臓解剖学及び外層の体表面を描写するために数学的表層方程式を用いて構築されており (Cristy, 1980; Cristy and Eckerman, 1987)、したがって解剖学的リアリズムを伝える能力には限られている。放射線輸送シミュレーションのための代替形式として、ボクセルファントムは、コンピュータ断層撮影法 (CT) 又は磁気共鳴映像法から得られる、実際の個人のセグメント化された断層撮影データに基づいている (Zankl et al., 2002, 2003, 2007)。上記のように、2007 年勧告 (ICRP, 2007) は、内部及び外部両方の放射線源に対する線量係数の改訂のために現実的な解剖学的モデルの利用を採用した。*Publication 110* (ICRP, 2009) は、標準成人男性及び標準成人女性及び標準成人女性のコンピュータファントムは、放射線輸送及びエネルギー沈着をシミュレートすることにも、ある臓器又は組織 D_i における平均吸収線量 D_i の評価のために用いることができ、そこから引き続き等価線量及び有効線量を計算することができ。

(44) 標準成人男性及び標準成人女性のコンピュータファントムは、放射線輸送及びエネルギー沈着をシミュレートすることにも、ある臓器又は組織 D_i における平均吸収線量 D_i の評価のために用いることができ、そこから引き続き等価線量及び有効線量を計算することができ。

1.6.3 骨格基準値における進歩

(45) 本報告書では、内在する放射性核種から放出される全ての放射線—ベータ粒子、電子、アルファ粒子、光子及び中性子 (例えば、自発核分裂による) — について、*Publication 30* (ICRP, 1979a) の骨格線量評価モデルが大幅に更新されている。*Publication 30* のモデルに対する改良には、電子エネルギー、骨細胞配位及び骨固有有機質微小構造に対する吸収割合依存性のより精密な取り扱いが含まれる。放射線輸送シミュレーションのために、骨格画像の 3 つの標準セットが定められた。第一のセットは、40 歳の男性死体から採取された約 38 の骨格部位を 1 mm サイズの体外 CT 画像を含むものだった (Hough et al., 2011)。第二の画像は、皮膚骨、浸透硬化及び骨髄から採取された約 38 の骨格部位を定めるために、また粒子輸送に関する巨視的幾何モデルとして使われていた。第二のセットは、骨及び骨髄組織の体積割合を定めるために、また粒子輸送に関する微視的幾何モデルとして使われていた。第三のセットは、浸透硬化コア技術の 30 μm マイクロ CT 画像を含むものだった。

40

び
<ul style="list-style-type: none"> いかなる適切な健康監視及び治療についての開始及び支援のための情報を提供すること
<p>(61) 通常、年線量が線量限度に対してわずかであると考えられる場合には、規制要件の遵守を裏証するための単純な線量評価のみが必要となる。線量が比較的高い場合には、特定の線量評価及びいかなる被ばくも重きを置くことが必要になる。</p> <p>(62) 測定により、作業場に関する情報とともに、それぞれの放射線種が特定され、その放射線が定量化される必要がある。そして、測定結果を摂取及び/又は吸入放射線量によって判断することが可能であるべきである。個人モニタリング手法が線量を評価するのに適切ではないような事例がいくつか存在する場合もあり、個人モニタリング手法と作業場モニタリング手法を組み合わせることが必要である場合もある。</p> <p>(63) 内部被ばくの作業場モニタリングには、作業環境の中で行う測定を利用する。一例は、固定式空気サンパを用いた空気中放射線量の測定である。一般に、作業場モニタリングは個人モニタリングを補充するものであり、個人モニタリングが正当化されない場合もしくは個人モニタリングの感度が十分な場合に、個人モニタリングの代わりに内部被ばくのモニタリングのために用いられることがある。作業条件が作業者のグループについてでの被ばく評価に用いることができる場合が、被ばく条件の仮定が必要である。作業場モニタリングはまた、作業条件が安全基準を満たしており、変化していないことを裏証する際にも有用である。さらに、作業環境中への放射性核種の放出の指標となり、したがってその後の個人モニタリング測定のみでまかなうことができない可能性がある。</p>

2.3 個人モニタリングプログラムのカテゴリ

<p>(64) 日常モニタリングは、通常職業の結果として、作業場の汚染リスクが本質的に継続する条件下で、もしくは、検知されていない偶発的な摂取が起こる可能性がある場合に実施される。日常モニタリングプログラムには、既知の摂取又は関連しない検知されなかった摂取が行われるため、摂取のパターンについていくつかの仮定を行う必要がある。国又は地方の法律又は規則は、被ばくが線量限度又は線量率限度の特定の割合を超えおそれのある場合に必要なとされるかどうかの体系的な日常モニタリングに関する要件を定めるものもよくある。</p> <p>(65) 特定の職務と関連して、もしくは現実の又は疑われる異常事態における摂取量を決定するために実施されるであろうモニタリングプログラムもある。これらの事例においては、摂取の時間又は潜在的摂取量はおそらくわかっており、作業場モニタリングプログラムは、あらかじめ汚染の物理的及び化学的性質についても何らかの情報を提供する可能性がある。特殊モニタリングは、現実の又は疑われる異常事態に伴う有意な被ばくを定量化するために実施する。確認モニタリングは、被ばく条件について行った仮定を確認する必要がある場合に実施する（たとえば、</p>

<ul style="list-style-type: none"> ウラン鉱石の採掘、粗製練及び精製 天然及び濃縮ウランの処理ならびに燃料加工 大量の自然起源放射性物質を用いる作業 放射性医薬品の製造 大量の医薬用 ^{211}Po の取り扱い <p>(71) 作業場モニタリングの結果も、作業場の日常モニタリングプログラムの必要性を確認することを目的とする臨時の特殊個人モニタリングプログラムの必要性を示唆することがある。</p>
--

2.5 妊娠及び授乳

<p>(72) 妊娠している女性に対する作業場における防護方法は、公衆の構成員に対してはおおむね同様のレベルの既/胎児に対する防護を要行すべきである、というのが委員会の方針である (ICRP, 2007)。委員会は、妊娠の申告に先立ってその妊娠のいかなる被ばくも委員会によって報告された防護体系に基づいて管理されるなら、この方針は十分に適用されると考える。ひとつは妊娠が申告され、雇用主がその届け出を受けられたら、既/胎児に対する追加的防護が考慮されるべきである。妊娠を申告した後の作業者の作業条件は、胎児に対する追加的外部被ばく線量が、妊娠前及び妊娠中の放射性核種の摂取による胎児及び新生児に対する預託有効線量と合わせて、およそ 1 mSv を超えることがないようにすべきである。</p> <p>(73) ICRP は Publication 88 及び 95 (ICRP, 2001, 2004) の中で、妊娠前もしくは妊娠中又は授乳中のいずれかにおける女性作業者の放射性核種の摂取に続いて生じる、既/胎児及び新生児に対する線量に関する情報を提供している。Publication 88 (ICRP, 2001) に示されている胎児の線量率と対応する成人の線量率の比較では、妊娠前又は妊娠中に女性に摂取によって受ける線量は、ほとんどの場合、その胎児に受ける線量よりもかなり大きくなることを示された。しかし、いくつもの放射性核種では、子に対する線量はその母線量を上回る可能性がある。特に、胎児成長期間における骨格発達の要件が、とりわけ妊娠後期では、リン及びカルシウムの放射性同位体の相当量の取り込みにつながり、そして胎児は低いエネルギーのアルカリリチウム金属の取り込みにもつながりうる。したがって、成人の線量率の比較は、P 及び Ca の同位体の場合でも $10\sim 20$、Si の同位体の場合でも $2\sim 6$ という比率に達した (Suhner et al., 2003; ICRP, 2004)。胎児の甲狀腺によるヨウ素の放射性同位体の取り込みによる線量も、妊娠後期における摂取によって生じる母線の線量を上回る可能性がある (線量率は最大でおよそ 3) (Berkovits et al., 2005b)。胎児に対する線量が母線を超える線量率による他の放射性核種には、トリチウム水</p>

<p>たとえば、防護措置の有効性を確認するために。作業関連モニタリングは、特定の作業に携わる作業員に対して行う。</p>
<p>2.4 個人モニタリングの必要性</p> <p>(66) 雇用主及び/又は免許所責者の重要な職務は、線量の管理を維持することならびに職業上被ばくする作業者の防護を確実にすることである。これを達成するために、委員会を引き続き、管理区域と監視区域の分類を刷新する (ICRP, 2007)。管理区域には、通常被ばくの管理又は通常操業の汚染の拡大防止のために、また偶発的な被ばくの防止又はその範囲の制限のために特定の防護措置及び安全規定が必要とされる。監視区域では、放射線状態は常に調査対象とされることが、特別な手順は通常は必要とされない。</p> <p>(67) 個人モニタリングが必要とされる作業者のグループを特定することが必要である。個人モニタリングの基礎的決定は、多くの因子に依存する。放射性物質の摂取に関する個人モニタリングは、特に汚染管理と関連して管理区域に指定され、かつ、有意な摂取を排除できない医療で働く作業員に対して日常的に行われるべきである。放射線被ばくについて最も頻繁にモニタリングが行われ、特別な医学的監視を受けなくてもあるグループである。これらの作業員は、十分に情報を与えられ、特別に訓練されるべきであり、容易に識別できるグループを形成すべきである。</p> <p>(69) 年有効線量が 1 mSv を超える作業員に対する個人モニタリングの利用は多くの組織において共通の慣行であるといえる。それは法律による要求ではないかもしれない。規則上、技術上及び管理上の考慮は、少なくともその評価が容易かつ実用的であるよう放射性核種については、比較的低いレベルにおける個人線量評価の根拠を裏付ける場合がある。</p> <p>(70) 経験によれば、以下の作業のタイプは、作業者の内部被ばくに関する日常個人モニタリングに考慮を払う必要がある。</p> <ul style="list-style-type: none"> 大量の気体状及び揮発性物質の取り扱い (たとえば、重水炉や発光体製造におけるトリチウム及びその化合物の大規模な生産工程) 原子炉施設の保守 放射性廃棄物の取り扱い (たとえば、原子力施設や病院からの) プルトニウム及びその他の超ウラン元素の加工 トリチウム鉱石の加工ならびにトリチウム及びその化合物の使用 [これらの放射性核種は、^{232}Th Rn] 及びその子孫核種の両方による内部被ばくにつながる]

<p>としてのトリチウム、^{14}C 及び ^{59}Fe がある。成人の線量に対する子の線量の比率は、可溶性 (タイプ F) の形態の進口摂取又は吸入摂取後に最大となる。成人の線量に対する子の線量の比率は、Publication 103 (ICRP, 2007) 及び関連する変更により、将来的な計算の根拠として変化して可能性がある。子の防護は、この線量比が 1 のときにも重要である場合がある。そうでないならば容認できる職業上の線量レベルにおいて、既/胎児又は新生児に対する有効線量が 1 mSv に達するかもしれないためである (Phipps et al., 2001)。</p> <p>(74) ある作業員が妊娠を申告した場合は、被ばくを制限するための対策において考慮されることになる。したがって、妊娠後期における摂取に起因する子の線量は実際には、妊娠の申告前の摂取に起因する線量よりも重要ではないかもしれない。このカテゴリにおいて潜在的に重要ないくつもの放射性核種は、^{60}Ni や ^{59}Fe を含めて特定されている (Phipps et al., 2001; Nohle and Kneibler, 2003)。</p> <p>(75) 一般に、母乳によって摂取される放射性核種に起因する乳児の線量は、母乳成人の線量と比較して小さく推定される (ICRP, 2004)。Publication 95 (ICRP, 2004) において開発されたモデルに基づく、乳児の線量は成人の線量 $1\sim 3$ の倍率で与えられることがある。トリチウム水、^{45}Ca、^{90}Sr 及び ^{211}Po の場合のみである。乳児の線量は、経口摂取が出生直後に起こる場合に最大となる。これは、これらの条件下で移行が最大となるためである。成人の線量に対する乳児の線量の比率は一般に、経口摂取の場合も吸入摂取による場合よりも重要である (Publication 88 (ICRP, 2001) における子宮内被ばくによる子の線量との比較)。これらの線量は授乳に起因するであろう線量よりも重要であることを示しており、例外に含まれるのは ^{14}C、^{211}Po 及び ^{210}Po である。ICRP は、近い将来にこれらの線量係数の改訂を提示する意向である。</p>

3 体内動態モデル及び線量評価モデル

3.1 緒言

<p>(76) 本章では、線量係数及びベータオプティミゼーション関数を計算するために用いられる体内動態モデル及び線量評価モデルの概要を示す。本章では、本書で HRIM (ICRP, 1994b) に加えられる変更を説明するとともに、HAM (ICRP, 2006) の主たる特徴について述べる。また、元素及びそれらの放射性同位体の全身性体内動態を記述するために本報告書シリーズにおいて用いられるモデルの概論も提示する。線量評価モデルと方法についても説明される。</p> <p>(77) 作業場における放射性核種への曝露は、いくつもの経路による摂取をもたらす。すなわち、吸入摂取、経口摂取、そして無傷の皮膚及び創傷を通じて吸入である。図 3.1 は、摂取経路、体内移行及び排泄経路を要約したものである。</p> <p>(78) 吸入摂取については、Publication 68 (ICRP, 1994b) 及び線量係数に関する以後の刊行物 (ICRP, 1995c, 1996) において HRIM (ICRP,</p>

1994a) が適用される。HRTM を導入するにあたり、*Publication* 30 シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988) において吸入のクラス D、W 及び Y に割り当てられていた放射性核種の化学形がそれぞれ、HRTM の吸収タイプ F、M 及び S に割り当てられた。本報告書シリーズにおける元素の項目では、HRTM の枠組み内で、それぞれの元素の異なる化学的形態の肺クリアランス特性に関する情報が精査される。1.5.1 項で要約し、3.2 節及び付属書 A に述べたように、機会をとらえて、*Publication* 66 (ICRP, 1994a) の発行以後に利用可能となった情報を考慮して HRTM のいくつかの側面の更新が行われている。

(79) 放射性核種の経口摂取については、HAIM (ICRP, 2006) が適用される。このモデルは、吸入摂取後に呼吸気道から咽喉へと除去される粒子中の放射性核種についても用いられる。HAIM においては、放射性核種の吸収割合は、*Publication* 30 (ICRP, 1979a) に述べられている呼吸管モデルに対して与えられたような片側の代わりにより、消化管移行係数 A によって特定される。A 値は消化管のあらゆる領域からの総吸収を相対するものであるが、あらゆる吸収は小腸において起こるといわれるのが前提である。

(80) ICRP は腫瘍、創傷部位から血液中ならびにその他の組織へ移行する放射性核種の摂取による腫瘍の発現に関する助言は提供してこなかった。創傷に起因する内部曝露は通常管理された作業環境下にある日常作業の結果としてよりむしろ、作業場における事故のために起こる。創傷への取り扱いはそれぞれその事象の状況次第で大きく異なる可能性があるが、実際には、内部汚染の評価はケースバイケースで起こる。結果として、標準的な線量評価はバイオアッセイ関数と組み合わさることによって行うことができる。しかし、創傷部位からの放射性核種の移行に関する情報は、米国放射線防護測定審議会 (NCRP) の科学委員会によって精査されており、これらのデータは、異なる物理化学的形態に対して、採取後の創傷からの物質の移行を記述するためのモデルを開発するために利用されている。この NCRP モデルの主な特徴を要約する。

(81) NCRP の創傷モデルなどのモデルを用いて個々のケースについて計算された、創傷部位からの放射性核種の時間依存取り込み速度は、これらの取り込み速度を OR 電子付属文書に示されている血液中への直線急性摂取の場合の線量係数と組み込むことにより、線量推定値を計算するために用いることができる。同様に、個々のケースに対してバイオアッセイ関数、時間依存取り込み速度を、同様に OR 電子付属文書に示されている血液中への直線急性摂取の場合の時間依存標準バイオアッセイ関数と組み込むことによって予測することができる。無傷の皮膚を傷つけた放射性核種の時間依存取り込み速度が計算されるならば、同様の分析を行うことができる。

(82) それぞれの摂取経路において、体内に吸入放射性核種の一部は、血液中に吸収され全身に分布する。体内の放射性核種の全身性分布は、トリチウム水やカリウム及びセシウム等の放射性核種の事例のように、広がりがあり比較的同等である場合や、ヨウ素 (甲状腺)、アルカリ土類金属 (骨) やアルミニウム (骨及び肝臓) の放射性核種事例のように、ある臓器に局在する場合もある。全身性体内分布

である。ET 領域は、前部鼻道、咽頭及び喉頭 (ET)；そして E1 リンク (LN₁) である (図 3.2)。HAIM との一貫性のため、口腔はもはや、*Publication* 66 (ICRP, 1994a) においてはそうだったように創傷 ET に含まれるのではない。このモデルを用いて得られる結果に影響を及ぼさない。口に入る空気からの ET における沈着は喉頭においてのみ起こるとみなされたためである。

3.2.1 沈着

(83) *Publication* 66 (ICRP, 1994a) に述べられている沈着モデルは、実際上関心のあるすべてのエアロゾルサイズ (0.6 nm~100 μm) について、各領域におけるエアロゾルの沈着割合を評価するものである。ET 領域については、測定された沈着効果係数及び気流の特性パラメータと関連づけられ、他の条件 (たとえば、年齢や性別) に基づいて沈着を予測するために、解剖学的手法によってのスケリングが行われ

た。TH 気道については、BB、bb 及び AI 領域それぞれに放射性核種を計算するために、また、対象者の肺の大きさ及び呼吸率の影響を定量化するために、ガス輸送及び粒子沈着の理論的モデルが用いられた。粒子沈着をモデル化するために、この領域は、吸気時と呼気時の両方における一連のフィルタとして扱われた。それぞれの特徴は、総合的に作用する空気力学的過程 (重力沈降、慣性衝突) 及び熱力学的過程 (拡散) を考慮することによって評価された。各領域への沈着割合は、0.6 nm における 1.0 の値からおよそ 7 μm 超では 2.5 の値へと増加する。粒子中央径の関数であるとみなされる幾何標準偏差をもつ対数正規分布のエアロゾルについて計算された。

(84) 創傷 ET と ET₁ の間の ET 気道における沈着物の分布を除いて、*Publication* 66 (ICRP, 1994a) におけるエアロゾルに関する沈着モデルの導入には、本書ではいかなる変更も加えない。付属書 A に述べたように、ET 気道における総沈着量は現在、65% が ET₁、35% が ET₂ へと分割される (およそ 50% が ET₁、50% が ET₂；であった *Publication* 66 (ICRP, 1994a) を置き換え。

(85) 職業ばくちの場合、AMAD として一般に報告される初期設定値は 5 μm であり (ICRP, 1994b)、これは以前に ICRP (2002b, B9 項) によって述べられているように、Dornan and Bailey (1995)、Kokso and Wright (1996) 及び Ansolobio et al. (1997) によるデータの精査と一致している。霧ミクロンの AMAD は、分散メカニズムによって生成されるエアロゾルの寿命粒子係数を浮遊している自由イオンとして形成され、これは乾燥ガス及び凝縮と急速に反応し、直径がおおよそ 1 nm の粒子を形成する (「非付着子孫核種」)。これらの粒子は次に、気中に存在するエアロゾル粒子に付着するかもしれない (「付着子孫核種」)。適切な分布は、ラドンの吸入摂取の項目に於いて報告される [詳細は OR: Part 3 (ICRP, 2016b) を参照]。

(90) 肺作業者の呼吸気道のそれぞれの領域における沈着割合の値を、AMAD が 5 μm のエアロゾルについて表 3.1 に示す。他のサイズ

モデルは、血液中に吸収される放射性核種を記述するために用いられる。それらの元素に対応する全身性モデルは、より最新の情報を考慮に入れるために必要に応じて精査され改訂されており、線量評価とバイオアッセイ解釈のいずれにも適切なモデルを提供している。

(83) 沈着した物質の体内からの除去は、主として尿中及び糞中排泄によって起こるが、放射性核種は呼吸によって又は皮膚を通じて失われる場合もある (たとえば、トリチウム水)。尿中排泄は、腎臓による濾過に続く。放射性核種の血液からの尿中への除去である。糞中排泄は 2-3 の成分がある。すなわち、肝臓からの胆汁分泌及び消化管に沿った他の部位における分泌物による、消化管を通しての全身性物質の除去を表す全身性 (内因性) 糞中排泄、及び、経口摂取後にもしくは吸入摂取後の呼吸系から呼吸物のクリアランス後に吸収されずに消化管を通り抜ける物質 (外因性) 糞中排泄である。本書で腸管を述べた標準モデルは標準バイオアッセイ関数を割り当てられ、急性又は慢性摂取後のある時間における体内又は腸管の内腔量及び 1 日あたり尿中又は糞中排泄量を計算するために用いられる。これらのモデルは、標準バイオアッセイ関数を、また線量評価モデルと合わせて標準線量係数を計算するために用いられる。肺作業者には、軽作業に従事する健康で非喫煙の通常の鼻呼吸者である成人男性の沈着及びクリアランスパラメータが割り当てられた。軽作業は、次を根拠に定義される。2.5 時間の労務、その間の吸入量は 0.54 m³ h⁻¹、及び 5.5 時間の総運動量。その間の吸入量は 1.5 m³ h⁻¹。いずれのレベルの活動の場合も、吸入空気はすべて、鼻を通して入る。

3.2 ヒト呼吸気道モデル

(84) *Publication* 66 (ICRP, 1994a) に述べられている HRTM は、作業及び公衆の構成員の場合の吸入摂取線量係数を計算するために *Publication* 68、71 及び 72 (ICRP, 1994b, 1995b, 1996) において、またバイオアッセイ関数を計算するために *Publication* 78 (ICRP, 1997b) において適用された。その利用に関するさらなるガイダンスは、ICRP (2002b) に示される。

(85) 以下に述べるように、本報告書シリーズにおいては HRTM の改訂バージョンが用いられる。本節では、もとの HRTM からの単純な変更について言及する。なされた主な変更は、粒子輸送と血液中への吸収の両方による、沈着した物質のクリアランスと関連する。これらの変更は、関連する最近の情報と精査及び分析ならびに HRTM への変更を行うかの判断を含んだものである。それらについては付属書 A に述べられている。

(86) HRTM のもととのバージョンと同様に、呼吸気道は 2 つの組織として扱われる。すなわち、胸郭外 (ET) 気道と胸郭内 (TH) 気道である。これらの組織の領域への細分は、主として放射線に対する感受性の違いに基づくものだった。TH 領域は、気管支領域 (BB；気管、気道分岐 0、気管支、気道分岐 1~8)、細気管支領域 (bb；気道分岐 9~15)、AI 領域 (ガス交換領域、気道分岐 (16)、そして TH リンク (LN₁)) に述べられている。

エアロゾルに付着する値は、付属書 A に示す。

ガス及び蒸着

(91) エアロゾルとして吸入摂取される放射性核種の場合、HRTM では、呼吸気道における総沈着量及び領域別沈着量は吸入された粒子の粒径分布によってのみ決定されると仮定する。ガス及び蒸着の場合には状況が異なり、呼吸気道における沈着は完全に化学的に依存する。これに関して、沈着とは、吸入空気中の物質のどのくらいが呼吸気道に体内にとどまるかをいう。吸入されたガス分子はほとんどすべて気道表面に接触するが、それが表面膜に溶解又は反応しない限り、通常は空気中へと戻る。したがって、吸入されたガス又は蒸着のうち、それぞれが創傷に沈着する割合は、その溶解性及び反応性に依存する。

(92) 粒子状放射性核種に関しては、より詳細な情報がない場合に初期設定パラメータ値が用いられる。ガス及び蒸着の場合の一般的な初期設定値は、呼吸気道における 100% の総沈着であり (領域別沈着：20% が ET、10% が BB、20% が bb、そして 50% が AI)、タイプ F の吸収 (3.2.3 項) を伴う。この分類は *Publication* 66 (ICRP, 1994a) に報告されているものと少し異なるが、適用するのはより容易である。特に、ET₁ には沈着がないことが初期設定により仮定される。 *Publication* 66 (ICRP, 1994a) に述べられている SK-0、-1、-2 の分類は有用ではないことがわかっており、本書では用いられない。

(93) 本報告書シリーズでは、水蒸気、酸蒸気、硫黄酸蒸気やヨウ素など、いくつかの元素のガス及び蒸着形態の化合物についてパラメータ値が採用される。どのケースにおいても、総沈着、領域別沈着及び吸収についての値が示される。

3.2.2 クリアランス：粒子輸送

(94) このモデルは、呼吸気道からの複数のクリアランス経路を記述するものである (図 3.3)。ET₁ に沈着した何らかの物質は、鼻をかきなどの物的手段によって除去される。他の領域では、クリアランスは、消化管及びリンパ節への粒子の移動 (粒子輸送) と、呼吸気道における粒子からの物質の血液中への吸収の間で起こる。粒子輸送は肺管腔と血液中への吸収による除去速度は、互いに無関係であるとみなされる。さらに、クリアランス速度はすべて、年齢及び性別による無関係であると仮定される。

(95) 元の HRTM と同様に、粒子輸送速度はあらゆる物質について同一であると仮定される。したがって、あらゆる物質の粒子輸送を記述するために商用コンパートメントモデルが用意される。本書で採用される成訂粒子輸送モデルを図 3.4 に示す (もとのモデルは、行われた改訂の背景及び改訂されたモデルにおけるパラメータ値の選択に関する詳細とともに、付属書 A に示す)。速度定数の標準値は、可能な限り 1.0 についての研究から導き出された。粒子輸送速度は咽喉頭の値の間で大きく異なることがわかっているためである。

(96) 誘導薬 (領域 ET, BB 及び bb) に注された物質のほとんどにおけるクリアランス速度は、人のボランティア実験の結果に基づいて、鼻呼吸においては、ET 気道における沈着物のおよそ 65% が ET1 に沈着し、およそ 8h の半減期 (2.1d の速度) で、およそ 3 分間の肺を介することによって、3 分の 2 は ET2 への移行によって除去される。これは、コンパートメント ET1 から領域へは 0.6d¹、ET1 からコンパートメント ET2 へは 1.5d¹ の粒子輸送速度で実現される (図 3.4)。ET1 に沈着したものは他の領域 (ET1 及び BB) から ET1 へと移行したほとんど粒子は、細胞毛運動によって呼吸へと急速に除去され、およそ 10 分の時間尺度で飲み込まれる。これは、100d¹ の速度でのコンパートメント ET1 から食道へのクリアランスによって表される。

(97) 気管支樹の至る所において (領域 BB 及び bb)、糖液速度は一般に気管に向って増大するため、滞留時間は、最小で最末部の細気管支における数日から気管支主気管支における 1 時間未満の範囲である。これは、コンパートメント bb からコンパートメント BB への 0.2 d¹ のクリアランス速度 (およそ 3.5 d の半減期) と、ET2 への 10 d¹ のクリアランス速度 (およそ 2 h の半減期) によって表される。

(98) 複数の動物の種類における実験は、誘導薬道に沈着した粒子のうち気道壁において保持される (隔離される) 割合は極めて小さいことを示している。これを考慮に入れるために、領域 ET, BB 及び bb に沈着した物質の 0.2% は気道壁において保持される (それ以外コンパートメント ET_{iso}, BB_{iso} 及び bb_{iso}) と仮定される。物質は、0.001 d¹ の速度 (およそ 700 d の半減期) でこれらのコンパートメントから領域リンパ節へと除去される。

(99) ヒトの肺クリアランスは、吸入摂取後およそ 1 年までの期間にわたる複数の実験的研究において定量化されており、AI 領域における沈着物のおよそ 50% がその期間中とどまると見られる。職業被ばく後の胸部放射能の測定及び解離時の肺中放射能の測定は、一部の物質は数十年にわたって肺内に保持されることを示している (ICRP, 1994b)。付属書 A に述べたように、これは成打モデルにおいて、肺コンパートメント (ALV) における沈着によって表される。その除去の全体の速度は 0.003 d¹ (およそ 250 d の半減期) であり、このうち気管支樹 (コンパートメント bb) へは 0.002 d¹ の速度で、間質コンパートメント (INT) へは 0.001 d¹ の速度で除去される。INT コンパートメントは、領域リンパ節へと、極めてゆっくり除去される (0.00003 d¹ の速度)。したがって、AI 領域における沈着物のおよそ 33% は間質において隔離される。

(100) 図 3.4 は現状では不溶性物質の滞留及びクリアランスを記述するであろう。しかし、上で指摘したように、一般的には同時に血液中心への吸収が存在する。

3.2.3 クリアランス：血液への吸収

(101) 血液への吸収は、沈着した物質の物理的及び化学的形態に依存する。元の HRTM と改訂された HRTM のいずれにおいても、いかな

53

(106) 図 3.5(b) に示されている体系は、以前の刊行物 (ICRP, 1994b, 1995c, 1997b) では初期設定として適用された。しかし、それがもたらすさらなる柔軟性が必要とされることは明らかであり、表現するのより複雑である (かつ、直線的なわかりやすさに劣る)。したがって、図 3.5(a) に示されているより単純なアプローチが現在の初期設定として採用され、より柔軟なアプローチは選択肢として保持される。ワランアルミニウムを含めた「初期状態の粒子」及び「最終状態の粒子」によって表現されている、時間とともに増大する溶解速度を示す物質の例は、本シリーズの以下の報告書における元素の節に示される。

粒子込み

(107) 溶解物質の血液への取り込みは、通常、瞬時に起こると仮定される。しかし、元素によっては、溶解物質の一部は速やかに血液に吸収されるが、呼吸気道の成分との結合のために、かなりの割合がより遅く吸収される。時間依存取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 (G) は「結合」状態で保持され、そこから速度 s_b で血液に入るが、残りの割合 (1-G) は瞬時に血液に入る と仮定される (図 3.5)。このモデルでは、「結合」状態の物質は、粒子輸送プロセスによってではなく、血液への取り込みによってのみ除去される。したがって、そこからはいかなる吸収も起こらない ET₁ を除いて、それ以外の領域について「結合」コンパートメントが 1 つのみ必要とされる。

(108) 図 3.5 に示される体系は、図 3.4 に示した粒子輸送モデルにおけるコンパートメントのそれぞれにあてはまる。ET₁ からはいかなる吸収も起こらないと仮定されるが、図 3.5(a) におけるモデルが用いられる場合には、ET₁ 沈着物がそれでもなお、遅い吸収のコンパートメントと速い吸収のコンパートメントに分割されなければならない。それは、物質が ET₁ から、そこから吸収が起こる ET₁ へと除去されるためである。(109) この元素についても、パラメータの初期設定値は、吸収速度が速い (タイプ F)、中位 (タイプ M)、又は遅い (タイプ S) かどうかに従って報告される。ガス又は蒸気については、血液への瞬時の取り込みが報告される場合がある [タイプ V (非常) に近い]。

(110) タイプ F、M 及び S の場合の当初の初期設定値 (Publication 66 (ICRP, 1994b) に示されており、付属書 A の表 A.4 に再掲する) は、実験データに基づくものではなく、粒子輸送速度との比較に基づいたものである。例えば、速い溶解速度 s_b に対する 100 d¹ という値は、鼻 (ET₁) から呼吸へのクリアランス速度に等しくするために選択された。

(111) 本報告書の以下の節を作成するに際しては、放射線防護と関連する吸入物質の吸収特性について詳細なレビューが実施された。それらは、(112) 情報に得られた場合、固有のパラメータ値は、インビトロ研究とインビトロ研究の両方による実験データから導き出された。付属書 A に述べたように、これらは、一般的に「遅い」、「中位の」、「速い」速度で除去されるものとみなされる物質の代表値の選択に関するガイダンス

も起こらないと仮定される ET₁ を除いて、吸収はあらゆる領域 (リンパ節を含む) において同じ速度で起こると (初期設定として) 仮定される。吸収は、誘導薬道 (ET, BB 及び bb 領域) より空気血液障門が薄い AI 領域において、より速くなりそうであると思われる。しかし、異なる領域に対して異なる速度を与えるスクリーニング係数のような、領域による吸収速度の違いを考慮するための一般的な体系的な根拠を提示するための情報は不十分である。

(102) 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、血液中に吸収される物質への粒子の解離 (溶解) と、可溶性物質 (質) が粒子から解離した物質の血液への吸収 (取り込み) である。いずれの段階についても、関連するクリアランス速度は時間に依存しうる。溶解

(103) 元の HRTM と改訂された HRTM のいずれも、時間依存溶解を表現するために同じ単純なコンパートメントモデルを用いる。ある割合 (G) は速度 s_d で比較的速度で溶解し、残りの割合 (1-G) は速度 s_s でより遅く溶解すると仮定される [図 3.5(a)]。これを表現するために、

Publication 66 (ICRP, 1994a) は、図 3.5(a) に示されているより柔軟な体系も記述している。この体系では、呼吸気道に沈着した物質は「初期状態の粒子」と名づけられたコンパートメント (一定速度 s_p) で溶解する。物質は同時に、「変移状態の粒子」と名づけられたコンパートメント (一定速度 s_m) で移行し、そこでは異なる溶解速度 s_s を有する。この体系を用いると、初期溶解速度はおよそ s_p であり、最終溶解速度はおよそ s_s である。したがって、 $s_p > s_s$ を含めて適切なパラメータ選択を伴うならば、増大する溶解速度を表現することができる。 s_m に対する s_p の比率は、速やかに溶解する割合に近似している。

(105) 図 3.5(b) に示されているモデルを用いて表現することができるといかなる時間依存溶解も、適切なパラメータ選択を伴うならば図 3.5(b) に示されているモデルを用いることによっても表現することができることに注目すべきかもしれない。したがって、通常はそうであるように、溶解速度が時間とともに減少する場合には、いずれの体系も使用可能であり、以下の値を用いれば同じ結果を示すだろう。

$$\begin{aligned} s_p &= s_s + f(s_p - s_s) \\ s_m &= (1 - f)(s_p - s_s) \\ s_s &= s_s \end{aligned} \quad (3.1)$$

しかし、上述のように、逆は真ではない。

54

スを提供するためのデータベースをもたらし、これに基づき、タイプ F、M 及び S の初期設定値として選択された値は、本報告書シリーズで用いられ改訂された HRTM に採用されている (主記を参照)。

(113) 限られた数の選ばれた物質、すなわち以下のような物質については、物質別の吸収速度が元素の節の中で採用されている (また、付随する電子付属文書には、それらの物質について線量係数及びバイオアッセイ関数が提示されている)。

- 固有のパラメータ値をそこから導き出すことができるインビトロデータが存在する。
- さまざまな研究の結果が一貫している。
- その物質の職業被ばくが起こりそうであるとみなされた。
- 固有の線量係数及びバイオアッセイ関数を追加的に提示することを正当化するのに十分なほど、固有のパラメータ値がタイプ F、M 及び S の初期設定のパラメータ値と異なる。

(114) 元素の節を編集する際にレビューされたように、他の物質は、適切な実験データがある場合はそれぞれが初期設定のタイプが割り当てられた。Publication 66 (ICRP, 1994a) は、実験結果に基づいて物質を吸収タイプに割り当てたための規程を示さなかった。規程は Publication 71 (ICRP, 1995c) において策定され、その適用は Supporting Guidance 3 (ICRP, 2003b) の中でさらに論じられた。ある吸収タイプに割り当てられるに足る情報が無い場合、ほとんどの元素のあらゆる粒子形態についてタイプ M が仮定される。ある物質について急性摂取後 30 d までに血液中に吸収される量が、0.069 d¹ という一定の吸収速度 (10 d の半減期に相当する) を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間にわたって吸収されるであろう量を上回る場合、タイプ F に割り当てられる。同様に、ある物質について急性摂取後 180 d までに血液中に吸収される量が、0.001 d¹ という一定の血液吸収速度 (およそ 700 d の半減期に相当する) を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間にわたって吸収されるであろう量を下回る場合、タイプ S に割り当てられる。

(115) それぞれの元素の粒子状態は、これらの規程を用いて HRTM の初期設定の吸収タイプに割り当てられた。しかし、物質をタイプ S に割り当てたための規程の厳密な適用は、継続期間が少なくとも 180 d の実験を必要とし、これは多くの有用な情報を排除すると思われるため、本文に示すように、場合によっては除外が用いられる。これらの規程を適用することが可能だった研究については、結果はタイプ F (M 又は S) への割り当てと整合する (又は「を与える」という旨の記述がなされる)。結果は特定のタイプのタイプを明示しているが、これらの規程を適用するための情報が不十分だった研究については、結果はタイプ F (M 又は S) の挙動を「示す」又は「示唆する」という旨の記述がなされる。呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんどなく存在しない一部の元素については、化学的形態に基づいて物質を初期設定のタイプに割り当てることができるだろう。

56

(116) それぞれの元素の可溶性(タイプ)形態については、呼吸気道から血液への吸収の全体型が推定される(情報が得られる場合)。一般に、(a) 沈着した物質の溶解(飛沫として吸入されたのではないため)に溶解している場合；(b) 特に肺呼吸気道における、内臓を通じた上皮への移行、そして(c) 上皮の全長にわたる移行、を含むプロセスの組み合わせた結果として得られる場合。厳密には、モデル構築の点から、これらのうち最初の2つは「溶解」として記録され、速い溶解速度 s_1 によって表現されるだろう。なぜならば、当該物質が粒子輸送の支配下にあるのに対して、上皮の全長にわたる移行は、極めて速くない限り、結合割合によって表現されるべきだからである。実際には、全体速度のうちそれぞれのプロセスに割り当てられるべき量を評価するとは難しいことがよくあるかもしれないが、単純化のために、吸収全体を表現する s_1 が用いられる。しかしながら、 s_1 は元素に特有であると仮定され、これは内臓液及び上皮を通じた移行について予想されるだろう。元素の間には、およそ $1d^1$ (例えばイットリウム)から $100d^1$ (例えばセシウム)に及び、 s_1 値の幅広い変動が認められた。このアプローチの正当化の一部は、 s_1 の量が、肺臓から血液中よりも肺呼吸気道(ここでは内臓液が比較的に厚い)に沈着した吸入物質の体内動態全体により多くの影響を及ぼす傾向にあるという事実に基づいている。なぜならば、それは同様の種類の粒子輸送速度(BF)からET ₁ への $10d^1$ 、ET ₂ への $100d^1$ と同等であるからである。 s_1 の推定値に依る元素間の幅広い変動ゆえに、本報告書シリーズでは、この値の推定を行うことができないであろう要素について、元素固有の値が採用される。
(117) 一部の元素の可溶性形態では、溶解した物質の一部は速やかに血液中に吸収されるが、かなりの割合はこのモデルに含まれるが、初期設定では、これは粒子状物質(粒子輸送)による吸収の支配下にある)の形成によって表現することができ、しかしながら、一部の溶解物質が肺の組成成分に付着し、血液への取り戻しによってのみ除去されるように見える場合もある。後者のタイプの時間依存性込みを表現するために、溶解形態のある割合(血)は「結合」状態で保持され、そこから速度 s_2 で血液中に入るが、莫の割合(1-血)は肺臓に血液に入る、と仮定される(図3.5)。粒子状物質への交換による残留よりもむしろ結合状態での保持の証拠は、1つ以上の形をとるかもしれない(例えば、保持された物質の集中クリアランスよりもむしろ全身性取り込み；呼吸気道の同じ領域に沈着した不溶性粒子の場合よりも速いクリアランス；又は放射能の局所的な残留ではなく拡散を示すオートラジオグラフィ)。
(118) 結合状態は主として、肺臓からの可溶性物質の速いクリアランスを考慮に入れるためにこのモデルに包含されたが、初期設定では、すべてこの領域と同じ結合状態パラメータ値を適用することが仮定されるだろう。場合によっては(例えば、長寿命アルファ放出体の長期的な結合状態)、このことははからず、BB及びbb領域に対する高い質量計算値をもたらすだろう。そして、これらの組織に大きな加重(後分岐)が与えられているため、肺に対する高い質量計算値をもたらすだろう。したがって、本報告書シリーズでは、結合状態が採用される(6>0)要素については、それを裏づけるための証拠による証拠があるならば、それは肺呼吸気道(ET ₁ 、BB及びbb領域)において適用されると仮定される。

その元素の比較的可溶性形態に對する消化管における吸収割合であるとして(3.3.3項)。このアプローチは、 f_1 は消化管における吸収の点で有効な可溶性割合を意味し、 f_2 は可溶性割合の消化管吸収を意味するものだった。このアプローチの採用においては、消化管における吸収を大きく過大評価しないことが重要であると認識された。なぜならば、これは尿中排泄の過大評価を、そして尿のバイオアッセイ測定による誤差の過大評価をもたらさうからである。
呼吸気道において生成する子孫核種
(124) 以下は、親核種の吸入及び吸収後に呼吸気道において生成する子孫核種に明確に適用される。吸入摂取前に生成し、親核種とともに吸入される子孫核種は、一般的に別個の摂取として扱われるため、吸入される子孫核種は、その同位体の元素に依じた体内動態を適用すると仮定される。
(125) <i>Publication 66</i> (ICRP, 1994a, 272項)は、以下のことが予想されるであろうと指摘した。 <ul style="list-style-type: none"> • 粒子が解離する割合は、その粒子の質量によって決定され、したがって、吸入物質の溶解パラメータ値は、呼吸気道において生成する子孫核種に適用される(「共通動態」)。 • ラドンを含めたガスをとして生成する子孫核種は、粒子から吸収するため、例外となる。 • 解離した物質の率動は、その元素の形態に依存する。そのため、例えば、子孫核種に対する結合割合のパラメータ値は、親核種の値と同じではない(「独立動態」)。
(126) それ以外にも知らず、従来のHRTMの適用[例えば、 <i>Publication 68</i> , 71, 72及び78 (ICRP, 1995b, 1996, 1997b)]においては、希ガスを除いて呼吸気道において生成する子孫核種に対して、親核種の吸収パラメータ値が採用される。関係する問題に対する詳細な検討を経て(付録書Aを参照)、本報告書シリーズでは、同位体アプローチが採用される。
(127) アルファ崩壊により生成する原子核の反跳は、少なくとも粒子からのラドンの放射メカニズムとしての崩壊と同程度に重要でありうるだろう。そのよな反跳は、アルファ放出によって生成する他の子孫核種にもあてはまる。不溶性粒子の場合、親核種と比べて、崩壊系列核種の放射能が親核種と比べて顕著的に低いことと相違するだろう。本報告書シリーズでは、崩壊系列核種の計算においてアルファ反跳による子孫核種の喪失を考慮するものは実質的ではないとみなされる。しかし、この現象は、特に親核種の摂取及び質量の検討に子孫核種を用いる場合には留意されるべきである。
(128) それにもかわらず、親核種とその子孫核種の間に吸収率動を直接比較できる実証結果がある場合、それらは親元素(例えば、ウラ

(119) 呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんど又はまったく存在しない一部の元素については、元素固有の吸収パラメータ値(s_1 , f_1 及び s_2)は化学的類似に基づくとすることができよう。
(120) 上記のとおり、実験データ(インビトロ研究とインビトロ研究の両方による)から導き出された固有のパラメータ値は、一般的に「正しい」、「中位の」又は「正しい」速度で除去されるものとみなされる物質の代表値の選択に関するガイダンスを提供するためのデータベースをもたらした。これは、いくつかの異なる信頼性手法によって中心値を導き出したことを強調しておく。むしろ、それは付録書Aに述べようように、判断情報の基礎をもたらした。改訂されたHRTMに対応して更新され、本報告書シリーズで適用される初期設定値を表3.2に示す。
(121) 近似的半減期として表される初期設定の吸収速度、及び(呼吸気道から)血液に到達するそれぞれの領域に沈着した物質のうち血液に到達する対応する量は、以下のように要約することができる。 <ul style="list-style-type: none"> • タイプV：100%が肺臓に直接注入されたかのように扱うことができるからである。 • タイプF：$30d^1$というs_1の一般的な初期設定値において、およそ30分の半減期で100%が吸収される。bb及びbiに沈着したほとんどすべての物質、BBに沈着した物質のおよそ80%、ET₁に沈着した物質のおよそ25%、そしてET₂に沈着した物質のおよそ20%が速い吸収である。BB及びET₂に沈着した残りの物質は、粒子輸送によって消化管へと除去される。 • タイプM：$3d^1$というs_1の一般的な初期設定値において、およそ6hの半減期で20%が吸収され、およそ140dの半減期で80%が吸収される。bb、BB、ET₁及びET₂に沈着した物質のそれぞれのおよそ20%、5%、0.5%及び0.4%が速い吸収である。AIにおける沈着物のおよそ80%が最終的に血液に到達する。 • タイプS：$3d^1$というs_1の一般的な既定値において、およそ6hの半減期で1%が吸収され、およそ7000dの半減期で99%が吸収される。bb、BB、ET₁及びET₂に沈着した物質のそれぞれのおよそ1%、0.25%、0.03%及び0.02%が速い吸収である。AIにおける沈着物のおよそ30%が最終的に血液に到達する。
(122) タイプF、M及びSの場合、ET ₁ に沈着した物質の一部は外的手段によって除去される。呼吸気道に沈着した物質であったと仮定される場合、それはほとんど、粒子輸送によって消化管へと除去される。リンパ節へと移行した少量は、呼吸気道における場合と同じ速度で引き置き血液に吸収される。
(123) 呼吸気道から消化管へと除去された物質に対する初期設定の仮定として、消化管における吸収割合は f_1 と f_2 の積であり、ここで f_1

ン、トリウム)の吸入摂取の筋に要約される。このような情報は、親核種の摂取量が1つ以上の子孫核種の測定によって評価されている場合は特に、個人モニタリングにとって有用かもしれない。
(129) 本報告書シリーズでは、呼吸気道内での子孫核種として生成するラドンを含めた希ガスは $100d^1$ の速度で人体から排出するという仮定が適用される。
(130) 呼吸気道から消化管へと除去される物質については、消化管における吸収割合は f_1 と f_2 の積である(上記を参照)。呼吸気道における生成する子孫核種については、 f_1 は呼吸気道に沈着した親核種の f_1 (粒子の質量を反映する)であるとみなされるが、 f_2 の値は消化管に入る子孫核種と同じであるとみなされる。
(131) 呼吸気道において生成する子孫核種は、血液への吸収後、親核種の子孫核種の元素に適用される全身性モデルに従って移動すると仮定される。
3.2.4 呼吸気道の質量評価
(132) HRTMの質量評価モデルは、 <i>Publication 66</i> (ICRP, 1994a)の8章に述べられている。質量評価の目的のために、呼吸気道は2つの組織として扱われる。すなわち、TH気道とET気道である。これらは、主として放射線に対する感受性の違いに基づいて、領域に細分される。TH領域は、BB、bb、AI及びLINmである。ET領域は、ET ₁ 、ET ₂ 及びLINetである(図3.2)。
(133) それぞれの呼吸気道領域に対する質量は、リスクにさらされる肺の細胞を含有する肺の領域に対する平均質量として計算される。AI領域及びリンパ節(LNm)については、リスクにさらされる細胞は領域の至る所に分布すると考えられ、肺全体及びリンパ節のそれぞれに対する平均質量が計算される。肺呼吸気道を構成する領域(ET ₁ 、ET ₂ 、BB及びbb)の場合、肺細胞は気道表面から一定の範囲の深さにおける組織の層であるとみなされ、この層に対する平均質量が計算される。ET ₁ 、ET ₂ 、BB及びbbとされる肺細胞、並びにそれぞれ領域における肺細胞含有組織の質量計算のための質量を表3.3に示す。
(134) これらの領域のそれぞれは、いくつもの考えられる線量領域もある。例えば、bb領域では、気道壁において隔離された粒子(bb _{iso})は $20\text{--}25\mu\text{m}$ の深さにおけるマクロファージ層であるとみなされ(すなわち、肺の細胞の)、上皮に「結合された」放射能はその中に均一に分布しており、AI領域に存在する放射能からの照射も考慮される。元のHRTMでは、2つの肺臓毛クリアランス相が存在した。すなわち、速いクリアランス相(コンパートメントbb _{fast} 、図A1)における放射能は毛毛上りの粘着膜にあるとみなされ、遅いクリアランス相(コンパートメントbb _{slow})における放射能は毛毛間の粘着膜にあるとみなされた。改訂されたHRTMでは、クリアランス相は1つのみである。

$$\bar{A}_i(s, \tau) = \int_0^{\tau} A_i(t) dt \quad (3.4)$$

ここで、 τ は摂取期間（作業者の場合 50 年とみなされる）である。式(3.4)における合計は、線源領域 r_i 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 $A_i(t)$ は式(3.3)を解くことにより得られる。 $\bar{a}_i(r_i, \tau)$ (s) として表される。線源領域 r_i 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。

$$\bar{a}_i(r_i, \tau) = \frac{\bar{A}_i(s, \tau)}{\sum_{j \in r_i} v_j} \quad (3.5)$$

ここで、分母における合計は、 $t=0$ 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。粒子状態物質及び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まれない。HRTM のコンパートメントに定着する放射能摂取量のうちのわずかな割合に過ぎないためである。

3.7.2 臓器等価線量に対応する ICRP 線量係数の計算法

(182) 積算期間を τ とする場合、標的領域 r_i における標準成人男性の予想等価線量係数 $h^M(r_i, \tau)$ 及び標準成人女性の予想等価線量係数 $h^F(r_i, \tau)$ は、以下の式によって求められる。

$$h^M(r_i, \tau) = \sum_{j \in r_i} \sum_{k \in r_i} \bar{a}_i(s, \tau) S_k^M(r_i \leftarrow r_s) \quad (3.6)$$

$$h^F(r_i, \tau) = \sum_{j \in r_i} \sum_{k \in r_i} \bar{a}_i(s, \tau) S_k^F(r_i \leftarrow r_s) \quad (3.7)$$

ここで S_k^M (r_i ← r_s) 及び S_k^F (r_i ← r_s) は、それぞれ男性作業者及び女性作業者の場合の、線源領域 r_s における系列構成核種 i の核

73

3.7.4 ICRP 線量体系系における比較割合の導入

(185) ある放射性核種の放射線加重重 S 係数 $\{Sv (Bq s)^{-1}\}$ は、以下のように計算される。

$$S_k(r_i \leftarrow r_s) = \sum_{j \in r_i} \sum_{l \in r_s} f_{kl} Y_{kl} \Phi(r_i \leftarrow r_s, E_{kl}) \quad (3.11)$$

ここで、

E_{kl} は、その放射線核種の核変換において放出されるタイプ R の i 次放射線のエネルギーである。

Y_{kl} は、核変換あたりのタイプ R の i 次放射線の収率である $\{Bq s\}^{-1}$ 。

$\Phi(r_i \leftarrow r_s, E_{kl})$ は、線源組織 r_s 内で放出される放射線タイプ R のエネルギー E_{kl} のうち、標的組織 r_i において質量あたり吸収される割合として定義される、比較割合である (kg⁻¹)。

(186) 放出される放射線のエネルギー及び収率すなわち E_{kl} 及び Y_{kl} は、Publication 107 (ICRP, 2008) から引用される。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 Sv の計算において用いられる [すなわち、式(3.5)における内部合計はそのスペクトルの積分によって置き換えられる]。

(187) いずれの性別についても、Publication 107 (ICRP, 2008) の中で表にまとめられたような、核変換において放出されるすべての放射線に対応する比較割合の値は、将来の刊行物 (ICRP, 2016c) で発表される。表にまとめられたエネルギーにおける比較割合は、三次スプライン補間によって求められる。

(188) 線源領域と標的領域のほとんどとの組み合わせについて、光子、電子及び中性子の比較割合は、Publication 110 (ICRP, 2009) に述べられている標準成人男性及び標準成人女性の標準ファントムを用いて行われたモンテカルロ放射線輸送計算に基づいている。これらのファントムは、実際の人間の断層撮影画像から構成されている。

(189) アルファ粒子については、比較割合は、 $r_s = r_i$ ならば標的領域の質量の逆数であり、 $r_s \neq r_i$ ならば 0 である。呼吸道及び消化管、骨髄、膀胱、そして胆嚢の内部が線源領域及び標的領域の場合は例外である。これらの場合、線源領域内で放出されたエネルギーのわずかな部分のみが標的領域に定着し、その割合はエネルギーに依存するかもしれない。

(190) 消化管及び呼吸道においては、光子の場合の吸収割合は標準ファントム (ICRP, 2009) を用いて導き出される。Publication 100 (ICRP,

75

変換による標的領域 r_i における放射線加重重係数 $\{Sv (Bq s)^{-1}\}$ である。外部合計は親核種とその子孫核種にわたることに注意する。

(183) 実効線量を計算するために用いられる、表 1.2 に挙げられているいくつかの組織は、単一の標的領域 r_i によって代表されるとみなされる。複数の組織領域が標的領域を定める場合には、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 r_i における、標準成人男性の予想等価線量係数 $h^M(r_i, \tau)$ 及び標準成人女性の予想等価線量係数 $h^F(r_i, \tau)$ は、以下のようにならされる。

$$h^M(r_i) = \sum_{j \in r_i} f_j v_j^M(r_i, \tau) \quad (3.8)$$

$$h^F(r_i) = \sum_{j \in r_i} f_j v_j^F(r_i, \tau) \quad (3.9)$$

ここで、標的領域の加重割合 f_j (r_i, τ) は、標的領域 r_i と関連する組織 j における等価線量の割合である。表 3.5 で扱われている組織を除いて、表 1.2 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_j (r_i, τ) = 1 である。表 3.5 では、ET 及び TH 組織に対応する f_j (r_i, τ) の値は、改訂された HRTM で指定され、それらのリスク係数に等しいとみなされる (表 3.3 を参照)。結腸の場合、 f_j (r_i, τ) の値は、消化管内の幹細胞層の増殖割合であると考えられる [Publication 100 (ICRP, 2006) の表 7.8 を参照]。リンパ節の場合、 f_j (r_i, τ) の値は、ET、TH 及び呼吸呼吸道領域内のリンパ節 (リンパ組織ではなく) の質量の割合であると考えられ、これは Publication 66 (ICRP, 1994a) の中で以前に示されたデータと一致する。

3.7.3 実効線量に対応する ICRP 線量係数の計算法

(184) Publication 103 (ICRP, 2007) の中で定義されているように、予想実効線量係数 $e(r_i)$ は以下のとおりである。

$$e(r_i) = \sum_{j \in r_i} w_T \left[\frac{h^M(r_i) + h^F(r_i)}{2} \right] \quad (3.10)$$

ここで、 w_T は表 1.2 の組織 j の組織加重係数であり、 $h^M(r_i)$ 及び $h^F(r_i)$ は、それぞれ標準成人男性及び標準成人女性における、これらの同じ組織に対応する予想等価線量係数である。

74

2006) の消化における電子及びアルファ粒子の吸収割合のデータは、将来の刊行物 (ICRP, 2016c) に含まれる補完計算を用いて更新される。Publication 66 (ICRP, 1994a) に示された、呼吸道における電子及びアルファ粒子の場合の吸収割合は、将来の刊行物 (ICRP, 2016c) の中で提示される。

(191) 体内動態モデルは、以下の骨格線源領域において取り込みが起ることを考慮している。

- 骨髄の表面及び骨髄
- 皮質骨の表面及び骨髄。この場合、骨表面には以下が含まれる。
 - あらゆる梁状海綿質領域を取り囲む皮質骨の皮質内のハバース管
 - 長骨幹の皮質骨内のハバース管
 - 長骨の骨髄腔と皮質骨を分ける表面
- 活性骨髄と不活性骨髄の両方の梁状海綿質領域内の骨髄に相当する梁状骨髄；及び
- 長骨の骨髄腔内骨髄ならびに皮質骨のハバース管内体液に相当する皮質骨髄。成人の場合、長骨幹の骨髄は不活性骨髄である。骨格の標的領域は、以下のとおりである。
 - 50 μm の骨内腔領域 (表 1.2 において骨表面と呼ばれている)
 - 活性 (赤色) 骨髄

表 1.2 の標的組織である骨表面は、ミネラル骨表面の 50 μm 以内の軟組織であり、その中に骨がんと関連する骨前駆細胞がある領域である。この標的組織は、骨髄の細胞性 (造血活性を有する骨髄体積の割合) とは無関係である。全身性体内動態モデルは、「活性骨髄」又は「梁状骨髄」を線源領域として識別することがあり、比較割合はいずれの線源領域についても将来の刊行物 (ICRP, 2016c) の中で示される。

3.7.5 放射性子孫核種の線量係数

(192) 以前の ICRP 刊行物と同様、本報告書シリーズにおける線量係数は、親核種の摂取後の放射性子孫核種の生成を考慮に入れたものである。これらの係数は、親核種の摂取に対応している (すなわち、摂取時に子孫核種は存在しない)。摂取時に放射性子孫核種が存在すると仮定されるラドン吸入限値は例外である。

(193) 一般に、全身性体内動態モデルには、特定の臓器及び組織のコンパートメントに明示的に割り当てられない、全身性放射能を含有す

76

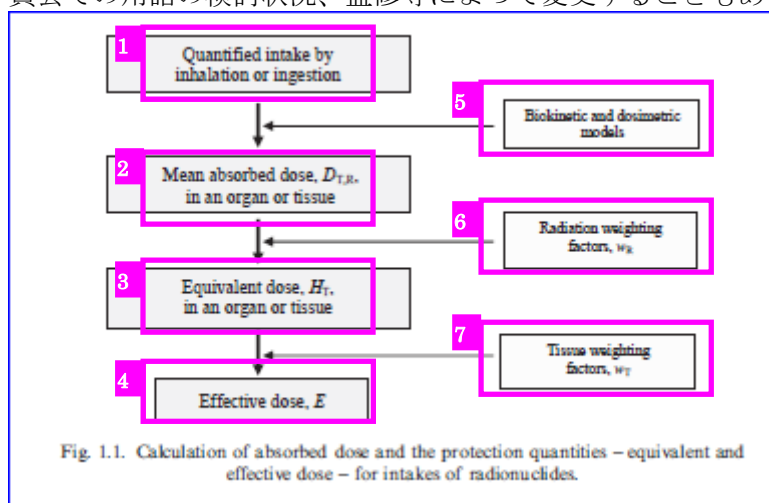
る「その他」として表示されるコンパートメントが含まれる。「その他」は、明示的に指定されたコンパートメントの補完である。すなわち、このコンパートメントは、全身性体内動態モデルにおいて明示的に識別されたコンパートメントと関連するもの以外のあらゆる全身性組織で構成される。子孫核種について独立動態が仮定される場合、その別乗系列のそれぞれの構成核種は異なるコンパートメントセットを有することがあり、結果として、「その他」コンパートメントの線量学的同一性は、系列構成核種の間で異なる。*Publication 71 (ICRP, 1995c)* の付属書 C.3 では、この状況に対処するための 2 つの代替計算手順が論じられた。

3.7.6 バイオアッセイデータ

(194) バイオアッセイデータからの測定の線量評価における体内動態モデルの利用について、いくつかの問題に言及しておく。

- 1.4 節に説明したように、臓器及び組織に対する等価線量係数は、標準男性及び標準女性について計算され、実効線量の計算において平均均される。一部の体内動態モデル (HAIM 及び HRTM) は、性別固有のパラメータ値を有する。しかし、実効線量は特定の個人よりもむしろ標準作業者について仮定された防護量であるため、組織/臓器吸収線量が組織反応のしきい値をはるかに下回る場合には、日常の測定の線量評価のための単純な手法を採用することによって大きな利益が生じる。これらの理由から、本報告書シリーズにおいて採用される手法は男性の体内動態モデルを用いて採取量を決定することであり、したがって、女性のいかなる個別係数又は排泄係数も提示されない。
- 本報告書シリーズにおいて提示される単位内容量あたりの線量の関数は、体内の放射能に対応するものである (膀胱及び消化管の内容量を含む)。肺の場合、この係数には、L_{Nm} を含めた呼吸気道の TH 領域におけるすべての放射能が含まれる。同様に、骨格の場合、骨梁及び板質骨 (表面と体積の両方) ならびに骨髓 (活性と不活性の両方) におけるすべての放射能が含まれる。
- バイオアッセイデータに対応する単位内容量あたりの線量の関数は、24 時間尿試料又は糞試料の内容量に適用可能である。これらの係数を用いるには、試料採集期間の終了時点までの崩壊が補正されるべきである。

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication130 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



- 1 吸入摂取または経口摂取による、定量化された摂取量
- 2 臓器または組織における平均吸収線量, $D_{T,R}$
- 3 臓器または組織における等価線量, H_T
- 4 実効線量, E
- 5 体内動態モデルおよび線量評価モデル
- 6 放射線加重係数, w_R
- 7 組織加重係数, w_T

図 1.1. 放射性核種の摂取の場合の吸収線量及び防護量－等価線量と実効線量－の計算

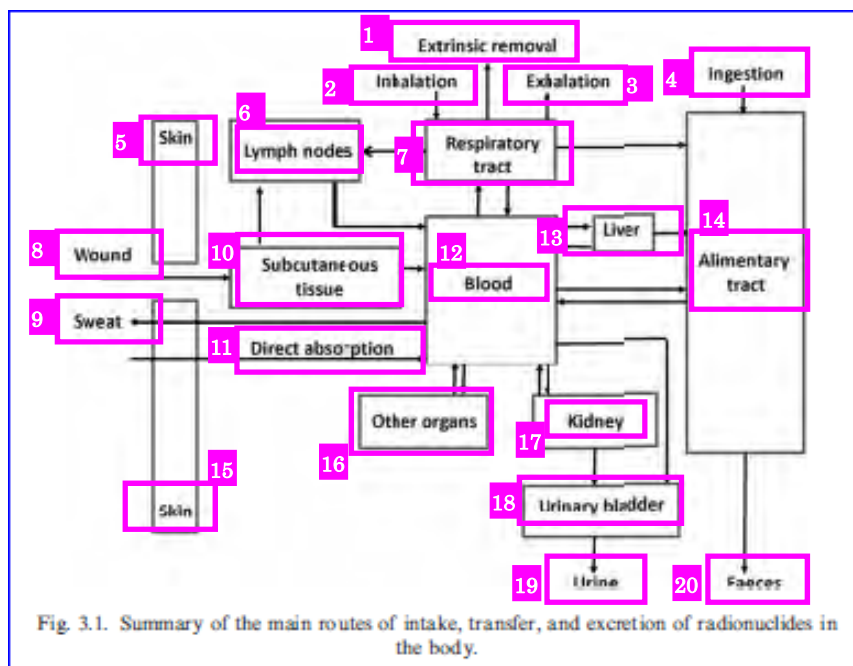


Fig. 3.1. Summary of the main routes of intake, transfer, and excretion of radionuclides in the body.

- 1 外的除去
- 2 吸息
- 3 呼息
- 4 経口摂取
- 5 皮膚
- 6 リンパ節
- 7 呼吸気道
- 8 創傷
- 9 汗
- 10 皮下組織
- 11 直接吸収
- 12 血液
- 13 肝臓
- 14 消化管
- 15 皮膚
- 16 他の臓器
- 17 腎臓
- 18 膀胱
- 19 尿
- 20 糞

図 3.1. 体内における放射性核種の摂取，移行および排泄の主要経路の概要

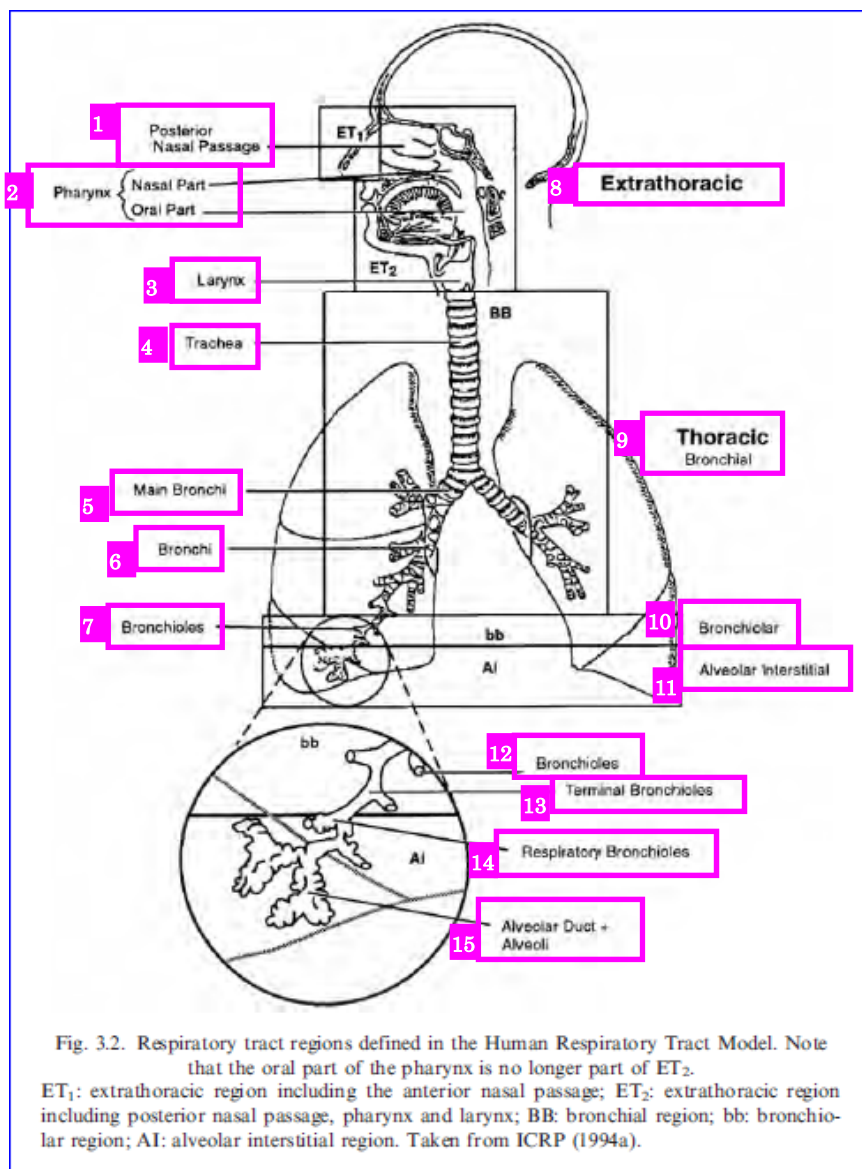


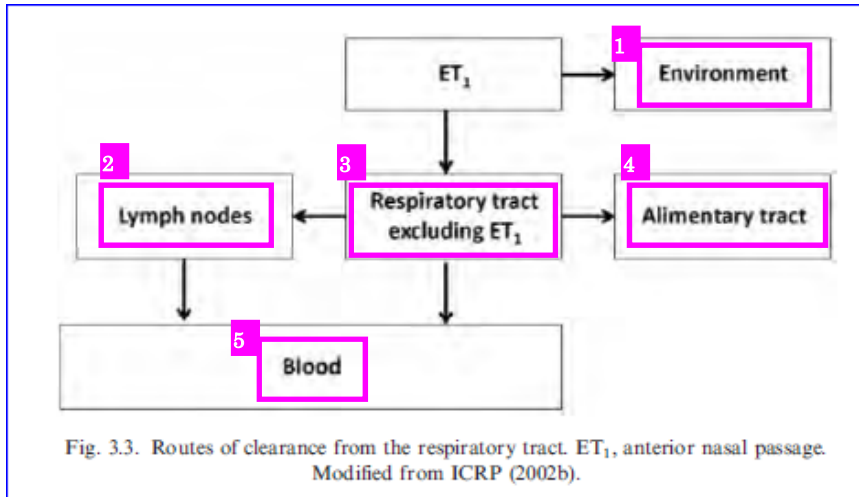
Fig. 3.2. Respiratory tract regions defined in the Human Respiratory Tract Model. Note that the oral part of the pharynx is no longer part of ET₂. ET₁: extrathoracic region including the anterior nasal passage; ET₂: extrathoracic region including posterior nasal passage, pharynx and larynx; BB: bronchial region; bb: bronchiolar region; AI: alveolar interstitial region. Taken from ICRP (1994a).

- 1 後部鼻道
- 2 咽頭
- 3 喉頭
- 4 気管
- 5 主気管支
- 6 気管支
- 7 細気管支
- 8 胸郭外領域
- 9 胸郭内領域
- 10 細気管支領域
- 11 肺胞-間質領域
- 12 細気管支
- 13 末端細気管支

- 14 呼吸細気管支
- 15 肺胞管+肺胞

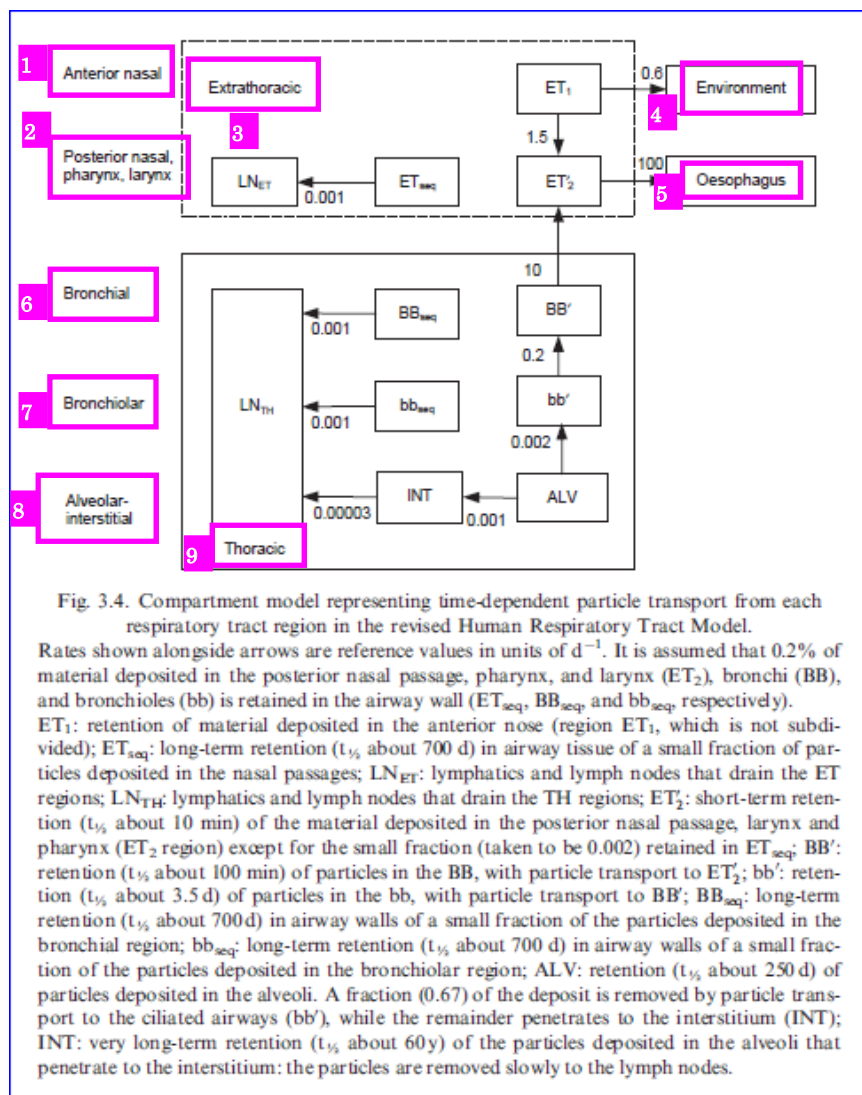
図 3.2. ヒト呼吸気道モデルにおいて定義される呼吸気道領域。咽頭の口腔部は ET₂の部分ではないことに注意。

ET₁：前部鼻道を含む胸郭外領域；ET₂：後部鼻道，咽頭および喉頭を含む胸郭外領域；BB：気管支領域；bb：細気管支領域；AI：肺胞-間質領域。ICRP（1994a）から引用。



- 1 環境
- 2 リンパ節
- 3 ET₁を除く呼吸気道
- 4 消化管
- 5 血液

図 3.3. 呼吸気道からのクリアランス経路。ET₁は前部鼻道。ICRP (2002b) から改変。



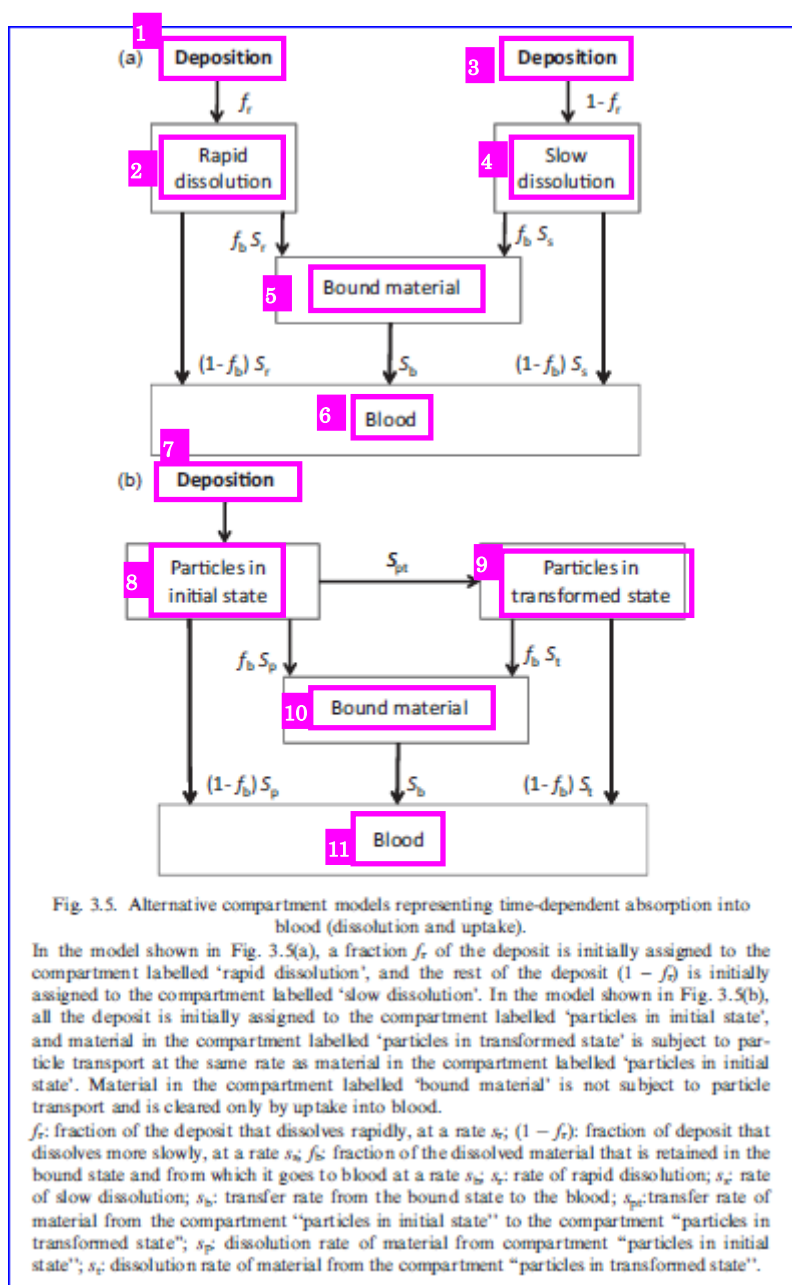
- 1 前部鼻道
- 2 後部鼻道，咽頭，喉頭
- 3 胸郭外領域
- 4 環境
- 5 食道
- 6 気管支領域
- 7 細気管支領域
- 8 肺胞－間質領域
- 9 胸郭内領域

図 3.4. 修正ヒト呼吸気道モデルにおける，それぞれの呼吸気道領域からの時間依存粒子輸送を表すコンパートメントモデル

矢印の横に示されている速度は， d^{-1} を単位とする標準値である。後部鼻道，咽頭および喉頭 (ET_2)，気管支 (BB) ならびに細気管支 (bb) に沈着した物質の 0.2% は気道壁において保持される (それぞれ ET_{seq} ， BB_{seq} および bb_{seq}) と仮定される。

ET_1 : 前部鼻道 (細分されない領域 ET_1) に沈着した物質の残留; ET_{seq} : 鼻道に沈着した粒子の微小割合の，気道組織における長期残留 (半減期 約 700 d); LN_{ET} : ET 領域を排出するリンパ管およびリンパ節; LN_{TH} : TH 領域を排出するリンパ管およびリンパ節; ET_2 : ET_{seq} に保持される微小割合 (0.002 とみなされる) を除いた，後部鼻道，咽頭および喉頭 (ET_2 領域) に沈着し

た物質の短期残留 (半減期約 10 分); BB' : ET_2 への粒子輸送を伴う, BB における粒子の残留 (半減期約 100 min); bb' : BB' への粒子輸送を伴う, bb における粒子の残留 (半減期約 3.5 d); BB_{seq} : 気管支領域に沈着した粒子の微小割合の, 気道壁における長期残留 (半減期約 700 日); bb_{seq} : 細気管支領域に沈着した粒子の微小割合の, 気道壁における長期残留 (半減期約 700 d); ALV : 肺胞に沈着した粒子の残留 (半減期約 250 d)。沈着物の一部 (0.67) は粒子輸送によって繊毛気道 (bb') へと除去されるが, 残りは間質 (INT) へと浸透する; INT : 肺胞に沈着した, 間質へと浸透する粒子の超長期残留 (半減期約 60 y)。すなわち, これらの粒子はリンパ節へとゆっくり除去される。

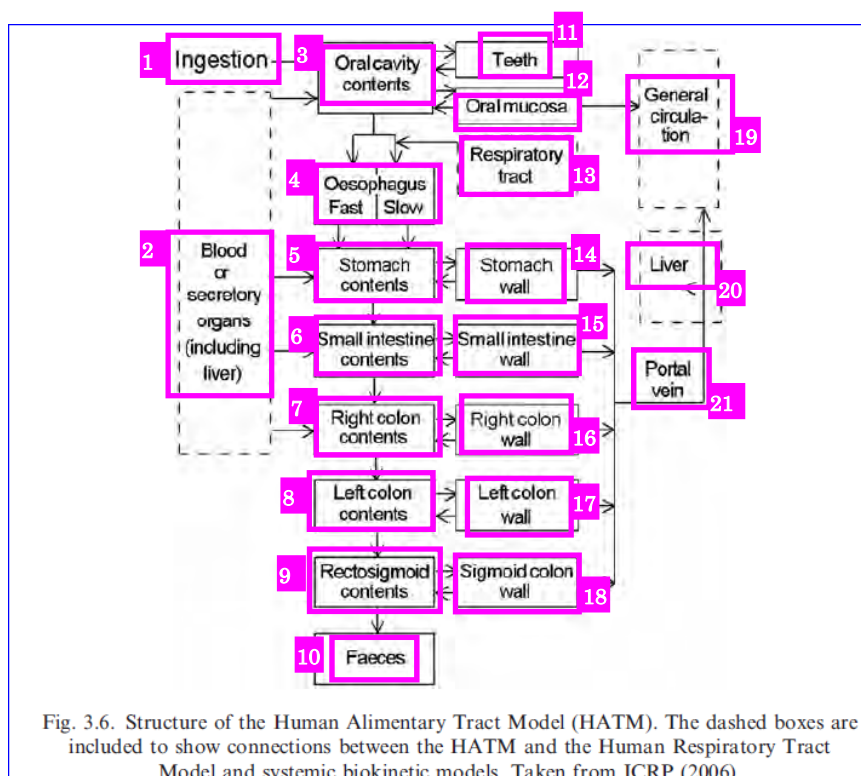


- 1 沈着
- 2 速い溶解
- 3 沈着
- 4 遅い溶解
- 5 結合した物質
- 6 血液
- 7 沈着
- 8 初期状態の粒子
- 9 変移状態の粒子
- 10 結合した物質
- 11 血液

図 3.5. 血液中への時間依存吸収を表現する選択的コンパートメントモデル (溶解および取り込み)

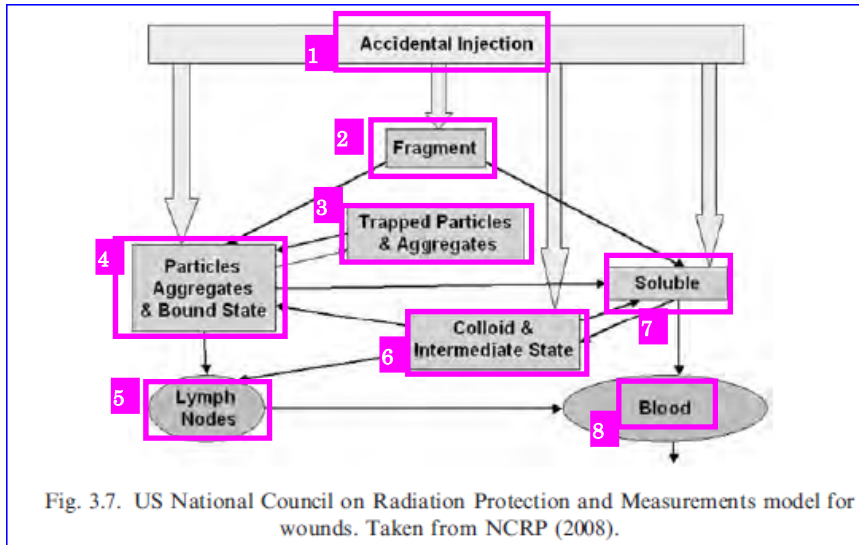
図 3.5(a)に示されているモデルでは、沈着物のある割合 f が最初に、「速い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、残りの沈着物 $(1-f)$ が最初に、「遅い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられる。図 3.5(b)に示されているモデルでは、すべての沈着物が最初に、「初期状態の粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、「変移状態の粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質は、「初期状態の粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質と同じ速度で粒子輸送の支配下にある。「結合した物質」と名づけられたコンパートメントにおける物質は粒子輸送の支配を受けず、血液中への取り込みによってのみ除去される。

f : 速度 s_r で速やかに溶解する沈着物の割合; $(1-f)$: 速度 s_s でより遅く溶解する沈着物の割合;
 f_b : 結合状態で保持され、そこから速度 s_b で血液へと向かう溶解物質の割合; s_r : 速い溶解の速度;
 s_s : 遅い溶解の速度; s_b : 結合状態から血液への移行速度; s_{pt} : コンパートメント「初期状態の粒子」からコンパートメント「変移状態の粒子」への物質の移行速度; s_p : コンパートメント「初期状態の粒子」からの物質の溶解速度; s_t : コンパートメント「変移状態の粒子」からの物質の溶解速度。



- 1 経口摂取
- 2 血液または分泌臓器（肝臓を含む）
- 3 口腔内容物
- 4 食道
高速 低速
- 5 胃内容物
- 6 小腸内容物
- 7 右結腸内容物
- 8 左結腸内容物
- 9 直腸・S字結腸内容物
- 10 糞
- 11 歯
- 12 口腔粘膜
- 13 呼吸気道
- 14 胃壁
- 15 小腸壁
- 16 右結腸壁
- 17 左結腸壁
- 18 S字結腸壁
- 19 全身循環
- 20 肝臓
- 21 門脈

図 3.6. ヒト消化管モデル (HATM) の構造。破線の四角枠は、HATM とヒト呼吸気道モデルおよび全身性体内動態モデルの間の関連を示すために含まれた。ICRP (2006) から引用。



- 1 偶発的な注入
- 2 断片
- 3 捕捉された粒子および凝集物
- 4 粒子状態，凝集状態および結合状態
- 5 リンパ節
- 6 コロイド状態および中間状態の物質
- 7 可溶性の物質
- 8 血液

図 3.7. 創傷に対応する米国放射線防護測定審議会のモデル。NCRP (2008) から引用。

（以下は、もとの翻訳用ファイルには含まれていなかった図の訳文です。おそらく見落とされたためと思われるので追加しましたが、不要ならば削除してください）

1 日あたりの排泄, Bq

尿中

糞中

摂取後の時間, d

図 3.8. 創傷中の ^{137}Cs , 「弱」 カテゴリー；急性摂取後の予測値 (Bq 摂取あたりの Bq)

1 日あたりの排泄, Bq

尿中

糞中

摂取後の時間, d

図 3.9. 創傷中の ^{137}Cs , 「粒子」 カテゴリー；急性摂取後の予測値 (Bq 摂取あたりの Bq)

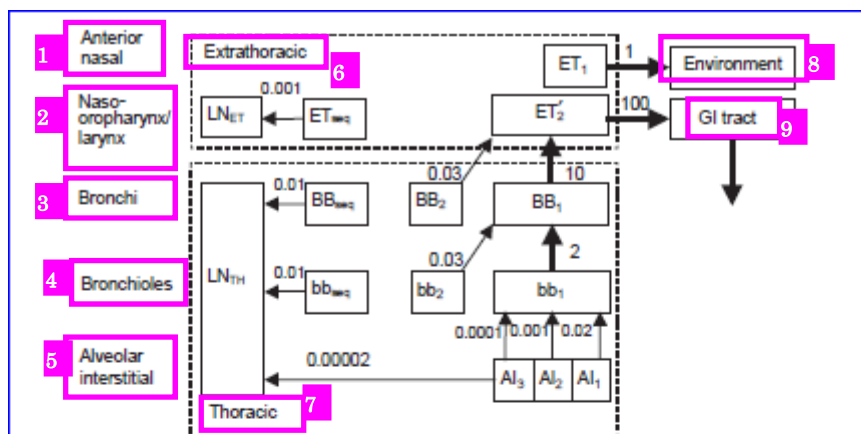


Fig. A.1. Compartment model representing time-dependent particle transport from each respiratory tract region in the original Human Respiratory Tract Model.

Rates shown alongside arrows are reference values in units of d^{-1} . It was assumed that: (1) the alveolar-interstitial (AI) deposit is divided into AI_1 , AI_2 , and AI_3 in the ratio 0.3:0.6:0.1; (2) the fraction of the deposit in the bronchi (BB) and bronchioles (bb) that is cleared slowly (BB_2 and bb_2) is 50% for particles of physical size $<2.5 \mu m$ and decreases with diameter $>2.5 \mu m$, and the fraction retained in the airway wall (BB_{seq} and bb_{seq}) is 0.7% at all sizes; and (3) 0.05% of material deposited in the ET_2 region is retained in its wall (ET_{seq}) and the rest in compartment ET_2' which clears rapidly to the gastrointestinal (GI) tract.

AI_1 : relatively short-term retention (half-time, $t_{1/2}$ about 35 d) of a fraction, taken to be 0.3, of the deposit in the AI region; AI_2 : long-term retention ($t_{1/2}$ about 700 d) of a fraction, taken to be 0.6, of the deposit in the AI region; AI_3 : very long-term retention ($t_{1/2}$ about 6000 d) of a fraction, taken to be 0.1, of the deposit in the AI region; BB_1 : short-term retention ($t_{1/2}$ about 100 min) of particles in the BB region: the particles are removed by rapid mucociliary clearance; bb_1 : short-term retention ($t_{1/2}$ about 8 h) of particles in the bb region: the particles are removed by rapid mucociliary clearance; BB_2 : intermediate retention ($t_{1/2}$ about 20 d) of particles in the BB region; bb_2 : intermediate retention ($t_{1/2}$ about 20 d) of particles in the bb region; BB_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 70 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the BB region; bb_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 70 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bb region; ET_1 : retention of material deposited in the anterior nose (region ET_1 , which is not subdivided); ET_2' : short-term retention ($t_{1/2}$ about 10 min) of the material deposited in the posterior nasal passage, larynx, pharynx and mouth (region ET_2), except for the small fraction, taken to be 0.0005, retained in ET_{seq} . (In *Publication 66*, this compartment was labelled ET_2 . It is here, as in *Publication 71*, labelled ET_2' to distinguish it from the region ET_2 which also includes compartment ET_{seq}); ET_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 700d) in airway tissue of a small fraction of particles deposited in the nasal passages; LN_{ET} : lymphatics and lymph nodes that drain the extrathoracic region; LN_{TH} : lymphatics and lymph nodes that drain the thoracic regions. Taken from ICRP (1994a).

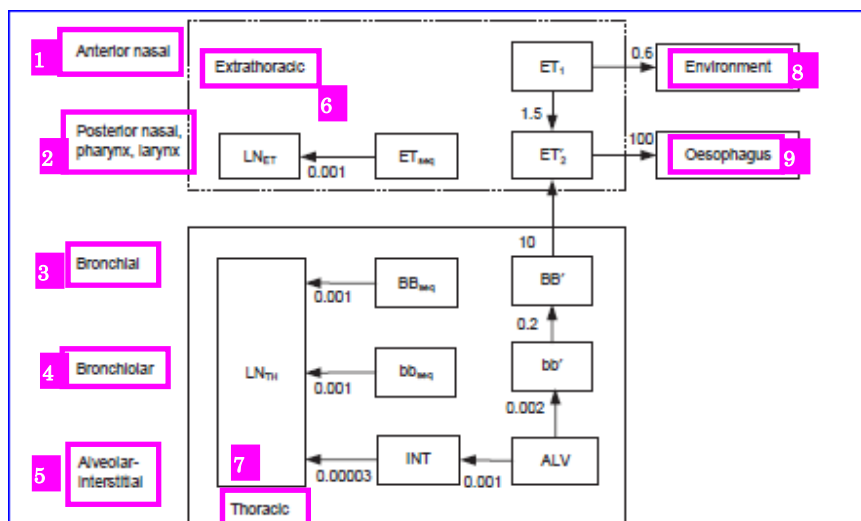


Fig. A.2. Revised compartment model representing time-dependent particle transport from each respiratory tract region.

Rates shown alongside arrows are reference values in units of d^{-1} . It is assumed that 0.2% of material deposited in the posterior nasal passage, pharynx, and larynx (ET_2), bronchial (BB), and bronchiolar (bb) regions is retained in the airway wall (ET_{seq} , BB_{seq} , and bb_{seq} , respectively).

ET_1 : retention of material deposited in the anterior nose (region ET_1 , which is not subdivided); ET_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 700 d) in airway tissue of a small fraction of particles deposited in the nasal passages; LN_{ET} : lymphatics and lymph nodes that drain the ET regions; LN_{TH} : lymphatics and lymph nodes that drain the TH regions; ET_2 : short-term retention ($t_{1/2}$ about 10 min) of the material deposited in the posterior nasal passage, larynx and pharynx (ET_2 region) except for the small fraction (taken to be 0.002) retained in ET_{seq} ; BB' : retention ($t_{1/2}$ about 100 min) of particles in the BB, with particle transport to ET_2 ; bb' : retention ($t_{1/2}$ about 3.5 d) of particles in the bb, with particle transport to BB' ; BB_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchial region; bb_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchiolar region; ALV : retention ($t_{1/2}$ about 250 d) of particles deposited in the alveoli. A fraction (0.67) of the deposit is removed by particle transport to the ciliated airways (bb'), while the remainder penetrates to the interstitium (INT); INT : very long-term retention ($t_{1/2}$ about 60 y) of the particles deposited in the alveoli that penetrate to the interstitium: the particles are removed slowly to the lymph nodes.

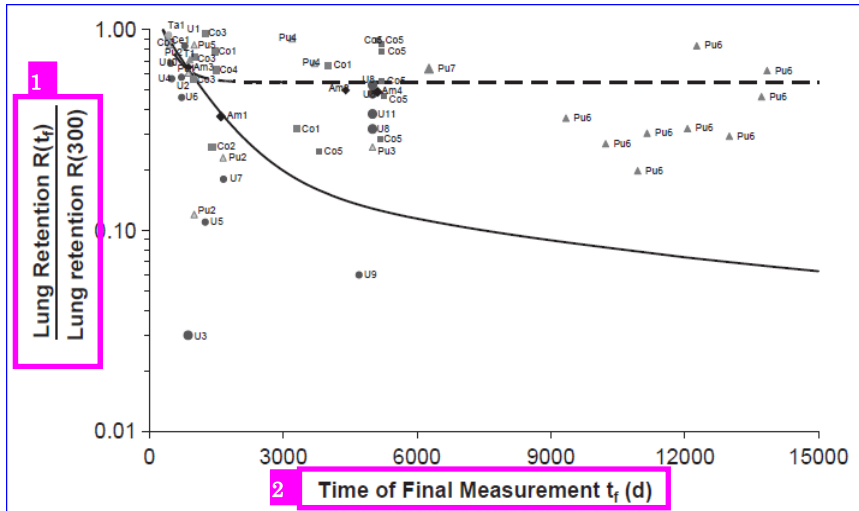


Fig. A.3. Long-term retention in the thoracic airways following accidental inhalation. References for data included in the figure are listed in Table A.3. Separate symbols are used for each element. The solid and dashed curves show retention of insoluble particles as predicted by the original Human Respiratory Tract Model (HRTM) and the revised HRTM, respectively. Thoracic retention $R(t_f)$ at t_f , the time of the final measurement, is expressed as a fraction of $R(300)$, retention at 300 d.

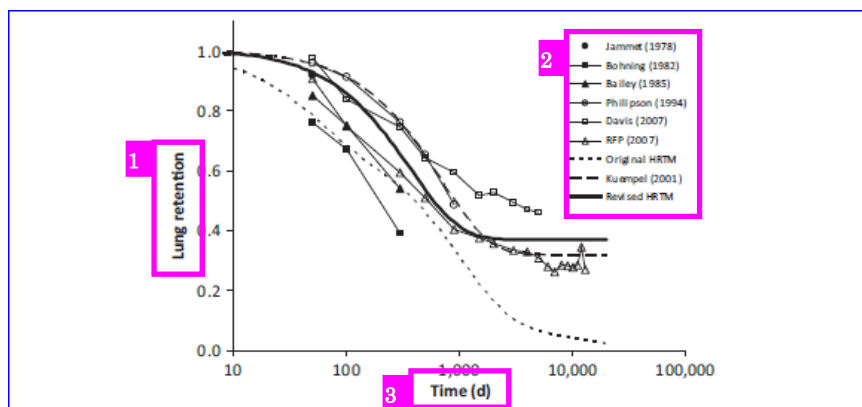


Fig. A.4. Lung retention data.

Measured lung retention data [Philipson et al., 1996; Davis et al., 2007; Rocky Flats Plant (RFP) (ORAUT, 2007)] and studies reported in Annex E of *Publication 66* (ICRP, 1994a) are shown together with the model predictions by assuming initial deposition in the alveolar-interstitial (AI) region alone. Predictions of both the original Human Respiratory Tract Model (HRTM) and the Kuempel et al. (2001) model with default parameter values are shown. The 'revised HRTM' curve was obtained with optimised AI particle transport parameters $AI_{seq} = 0.37$ and $m = 0.0027 \text{ d}^{-1}$. Reproduced from Gregoratto et al. (2010) with the permission of the publisher.

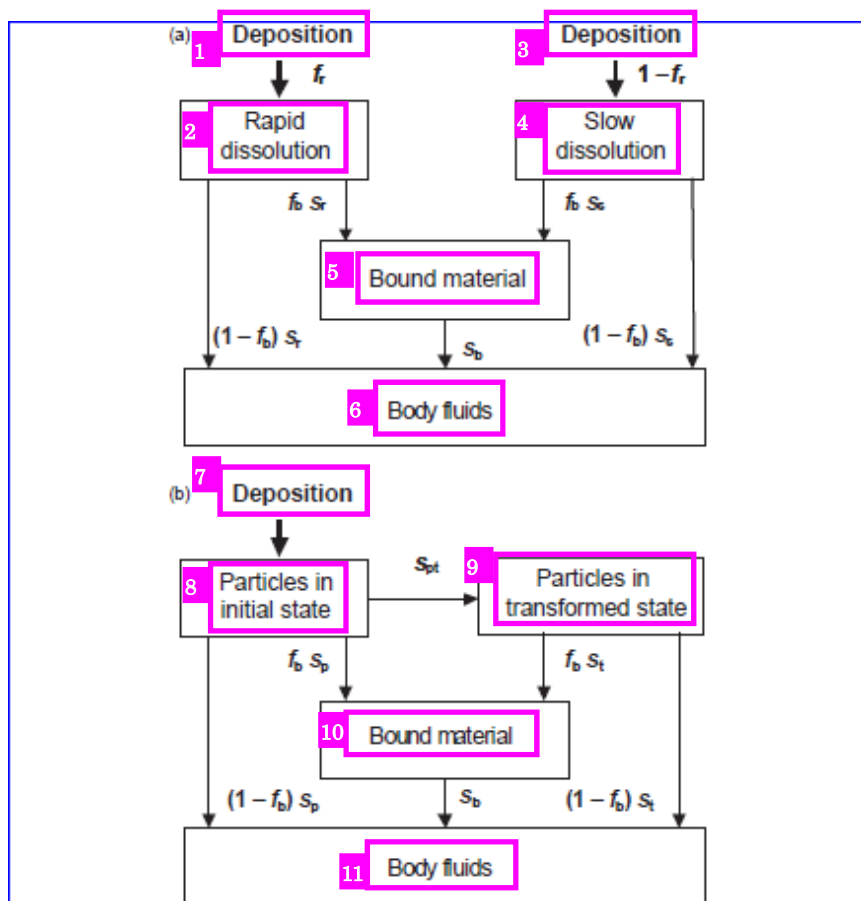


Fig. A.5. Alternative compartment models representing time-dependent absorption into blood (dissolution and uptake).

In the model shown in Fig. A.5(a), a fraction f_r of the deposit is initially assigned to the compartment labelled 'Rapid dissolution', and the rest of the deposit ($1-f_r$) is initially assigned to the compartment labelled 'Slow dissolution'. In the model shown in Fig. A.5(b), all the deposit is initially assigned to the compartment labelled 'Particles in initial state', and material in the compartment labelled 'Particles in transformed state' is subject to particle transport at the same rate as material in the compartment labelled 'Particles in initial state'. Material in the compartment labelled 'Bound material' is not subject to particle transport and is cleared only by uptake into blood.

f_r : fraction of the deposit that dissolves rapidly, at a rate s_r ; $(1-f_r)$: fraction of deposit that dissolves more slowly, at a rate s_s ; f_b : fraction of the dissolved material that is retained in the bound state and from which it goes to blood at a rate s_b ; s_r : rate of rapid dissolution; s_s : rate of slow dissolution; s_b : transfer rate from the bound state to the blood; s_{pt} : transfer rate of material from the compartment "particles in initial state" to the compartment "particles in transformed state"; s_p : dissolution rate of material from compartment "particles in initial state"; s_t : dissolution rate of material from the compartment "particles in transformed state".

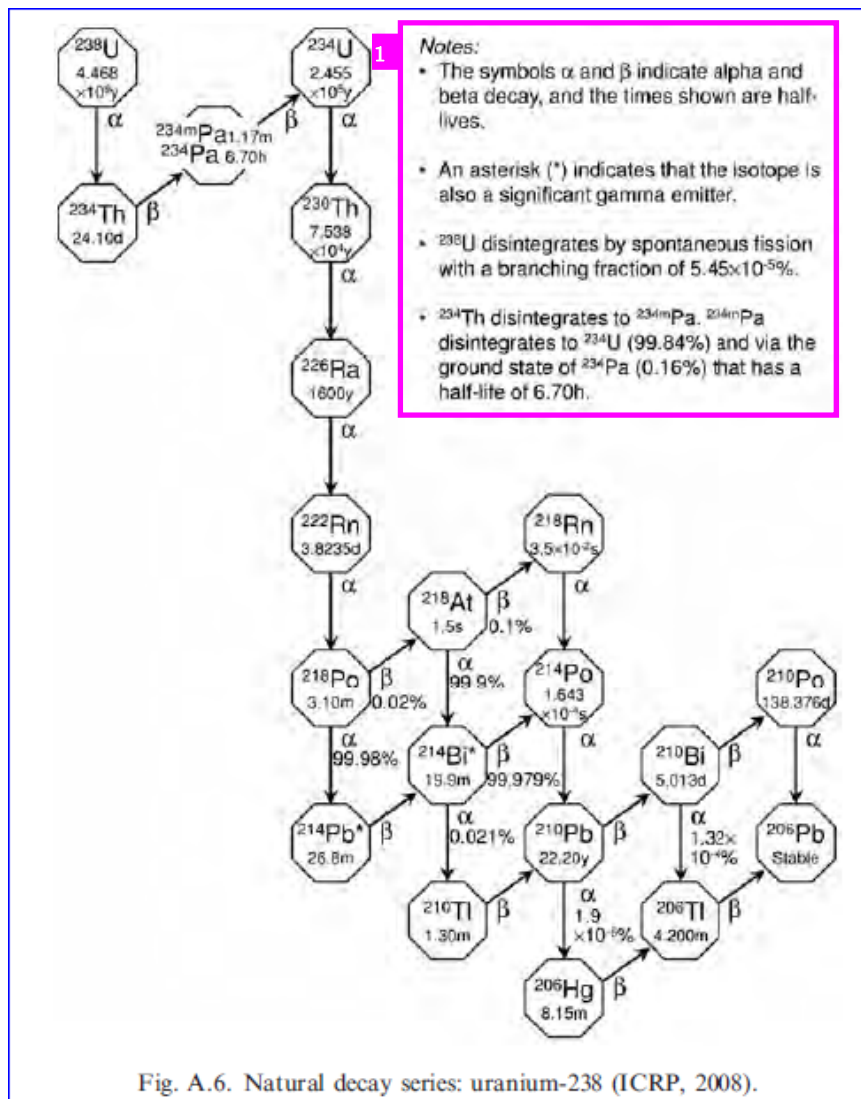


Fig. A.6. Natural decay series: uranium-238 (ICRP, 2008).

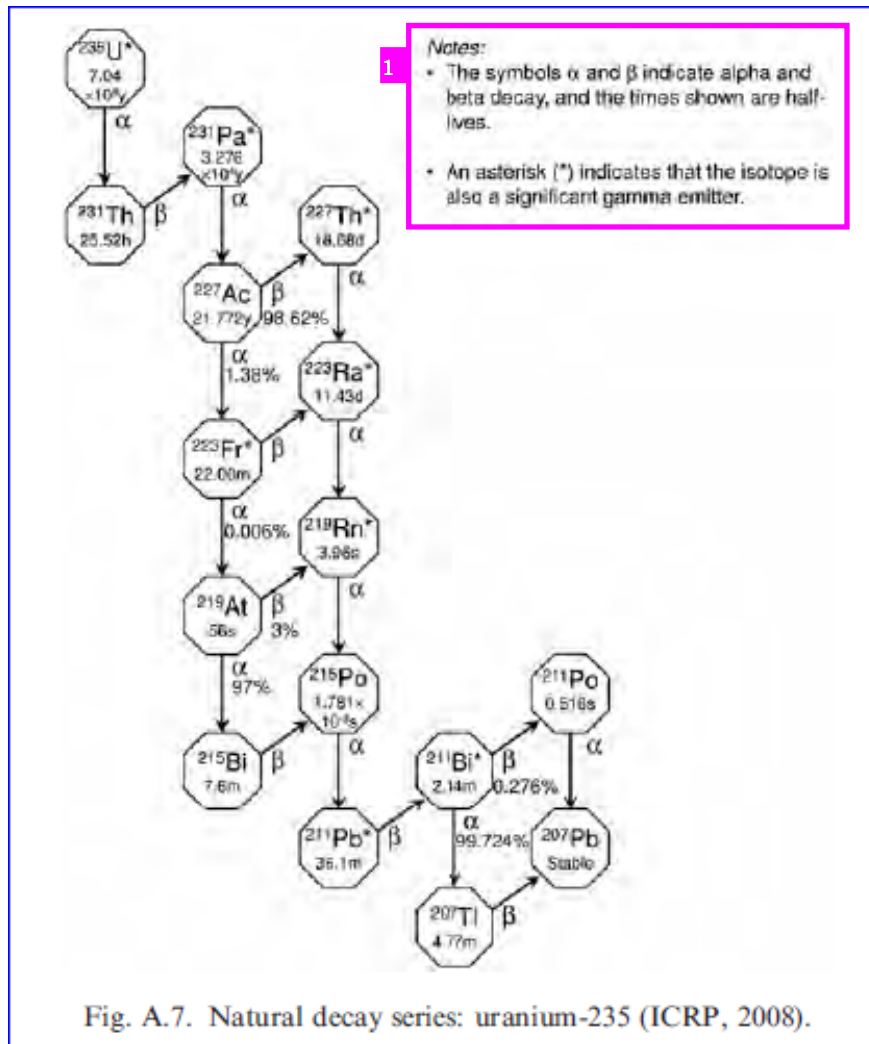


Fig. A.7. Natural decay series: uranium-235 (ICRP, 2008).

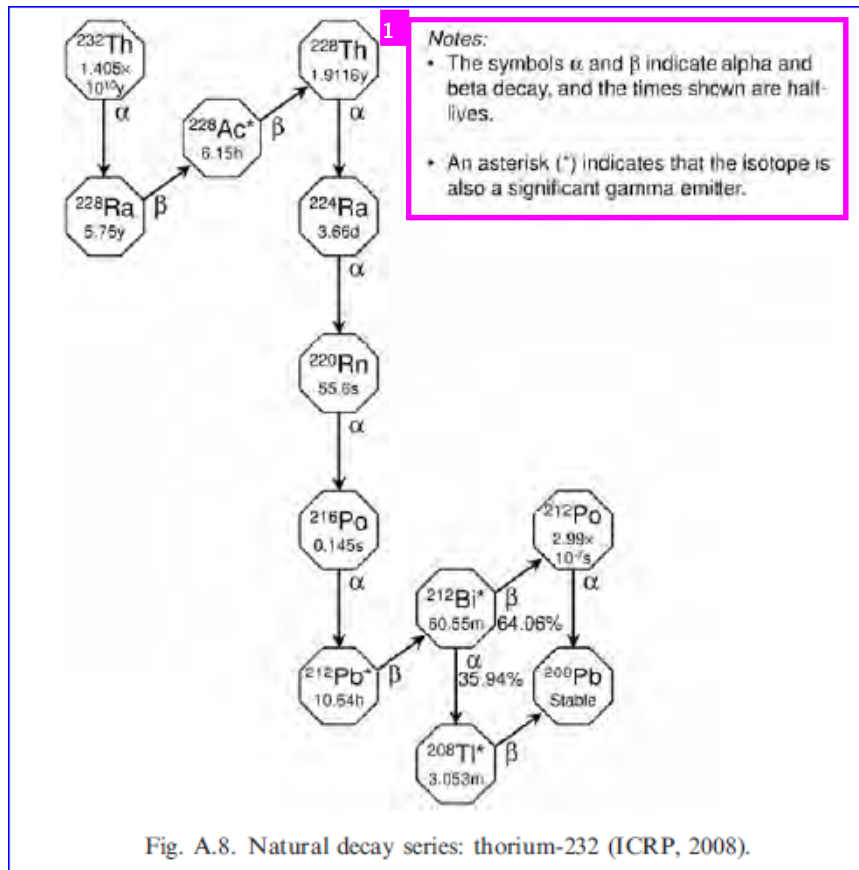
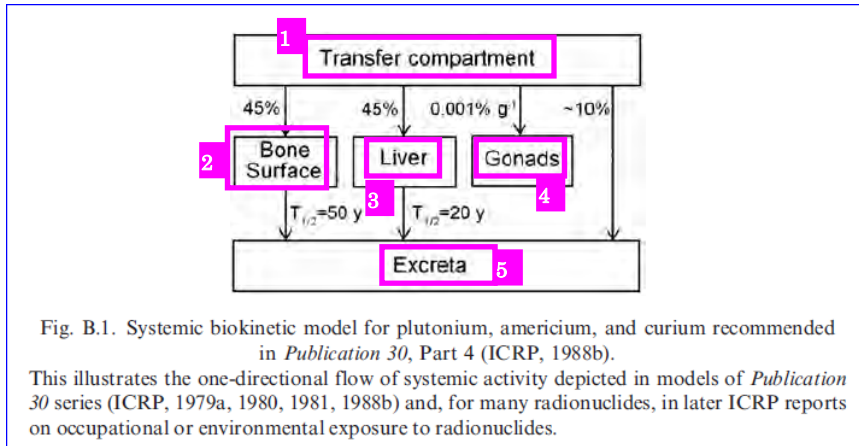


Fig. A.8. Natural decay series: thorium-232 (ICRP, 2008).



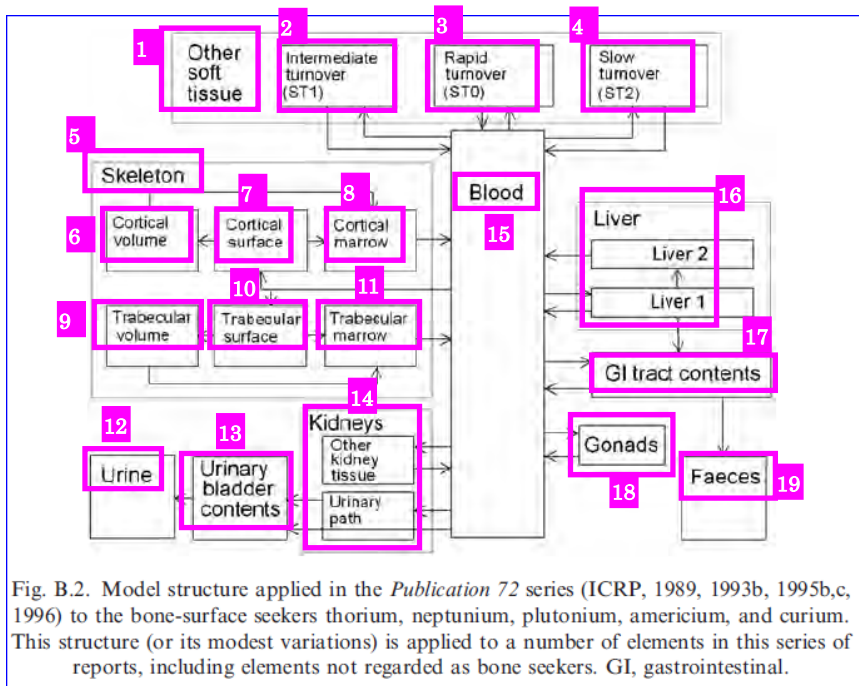


Fig. B.2. Model structure applied in the *Publication 72* series (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) to the bone-surface seekers thorium, neptunium, plutonium, americium, and curium. This structure (or its modest variations) is applied to a number of elements in this series of reports, including elements not regarded as bone seekers. GI, gastrointestinal.

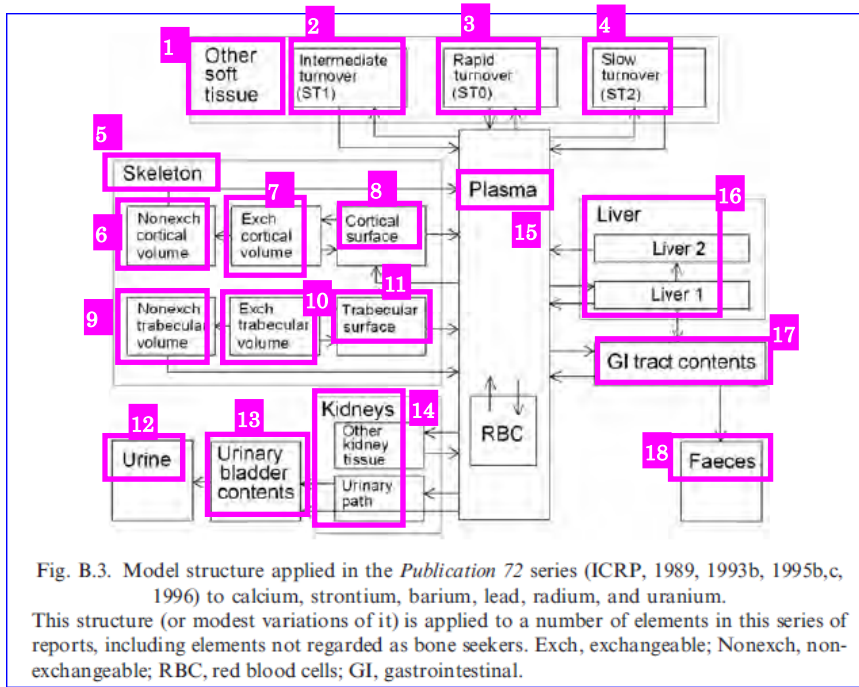


Fig. B.3. Model structure applied in the *Publication 72* series (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) to calcium, strontium, barium, lead, radium, and uranium. This structure (or modest variations of it) is applied to a number of elements in this series of reports, including elements not regarded as bone seekers. Exch, exchangeable; Nonexch, non-exchangeable; RBC, red blood cells; GI, gastrointestinal.

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication130 監修版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

Table 1.1 Publ.103 の表 2 と用語の訳ソロエル (RI 手帳に同じ表あり)

Table 1.1. International Commission on Radiological Protection radiation weighting factors.		
2 Radiation weighting factor, w_R		
1 Radiation type	3 Publication 103 (ICRP, 2007)	4 Publication 60 (ICRP, 1991)
Photons	1	1
Electrons and muons	1	1
Protons and charged pions	2	5*
α particles, fission fragments, heavy ions	20	20
Neutrons	5 Revised continuous function of neutron energy	6 Step and continuous functions of neutron energy
7 *Pions were not considered.		

表 1.1. 国際放射線防護委員会の放射線加重係数

- 1 放射線のタイプ
光子
電子とミュー粒子
陽子と荷電パイ中間子
アルファ粒子, 核分裂片, 重イオン
中性子
- 2 放射線加重係数, w_R
- 3 *Publication 103* (ICRP, 2007)
- 4 *Publication 60* (ICRP, 1991)
- 5 修正された中性子エネルギーの連続関数
- 6 中性子エネルギーの階段関数および連続関数
- 7 *パイ中間子は考慮されていない。

Table 1.2 Publ.103 の表3 にほぼ同じ。訳ソロエル

Tissue	w_T	Σw_T
Bone marrow, breast, colon, lung, stomach, remainder tissues (13 for each sex*)	0.12	0.72
Gonads	0.08	0.08
Urinary bladder, oesophagus, liver, thyroid	0.04	0.16
Bone surface, brain, salivary glands, skin	0.01	0.04

*Remainder tissues: adrenals, extrathoracic regions of the respiratory tract, gall bladder, heart, kidneys, lymphatic nodes, muscle, oral mucosa, pancreas, prostate (male), small intestine, spleen, thymus, and uterus/cervix (female).

表 1.2. *Publication 103* (ICRP, 2007) の組織加重係数

1

組織

骨髄, 乳房, 結腸, 肺, 胃, 残りの組織 (性別ごとに 13*)

生殖腺

膀胱, 食道, 肝臓, 甲状腺

骨表面, 脳, 唾液腺, 皮膚

2 *残りの組織: 副腎, 呼吸気道の胸郭外 (ET) 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, 子宮/頸部 (女性)。

2 章は、表なし

Table 3.1-3.3 表注に数か所同じ文章が登場します。その部分は訳ソロエル。

Table 3.1. Regional deposition of inhaled aerosols with an activity median aerodynamic diameter of $5\mu\text{m}$ in the Reference Worker* (% of inhaled activity).

1 Region	2 Deposition (%) ^{†,‡}
ET ₁	47.94
ET ₂	25.82
BB	1.78
bb	1.10
AI	5.32
3 Total	81.96

4 ET₁, anterior nasal passage; ET₂, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial.
 *The Reference Worker was assigned the deposition and clearance parameter values of a healthy, non-smoking, normal nose-breathing adult male at light work. Light work is defined on the following basis: 2.5 h sitting, during which the amount inhaled is $0.54\text{ m}^3\text{ h}^{-1}$; and 5.5 h light exercise, during which the amount inhaled is $1.5\text{ m}^3\text{ h}^{-1}$. For both levels of activity, all the inhaled air enters through the nose.
[†]Reference values, given to sufficient precision for calculation purposes, which may be greater than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known.
[‡]The particles are assumed to have density 3.00 g cm^{-3} and shape factor 1.5. The particle aerodynamic diameters are assumed to be log-normally distributed with geometric standard deviation σ_g of approximately 2.50 [the value of σ_g is not a reference value, but is derived from the corresponding activity median thermodynamic diameter (ICRP, 1994a)].

表 3.1. 標準作業*における、空気力学的放射能中央径が $5\mu\text{m}$ の吸入エアロゾルの領域別沈着 (吸入放射能の%)

- 1 領域
 2 沈着 (%)^{†,‡}
 3 合計
 4

ET₁, 前部鼻道 ; ET₂, 後部鼻道, 咽頭及び喉頭 ; BB, 気管支領域 ; bb, 細気管支領域 ; AI, 肺胞-間質領域。

*標準作業*には、軽作業に従事する健康で非喫煙の鼻呼吸者である男性の沈着及びクリアランスパラメータが割り当てられた。軽作業は、次を根拠に定義される : 2.5 h の着座, その間の吸入量は $0.54\text{ m}^3\text{ h}^{-1}$; 及び 5.5 h の軽運動, その間の吸入量は $1.5\text{ m}^3\text{ h}^{-1}$ 。いずれのレベルの活動の場合も, 吸入空気はすべて, 鼻を通して入る。

[†]計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値。この精度は、それぞれのパラメータの平均値に伴っている既知の確からしさを反映して選ばれるであろうものよりも高いかもしれない。

[‡]これらの粒子は、密度が 3.00 g cm^{-3} , 形状係数が 1.5 であると仮定される。空気力学的粒子径は、幾何標準偏差 σ_g がおよそ 2.50 の対数正規分布であると仮定される [σ_g の値は標準値ではなく, 対応する熱力学的放射能中央径から導き出される (ICRP, 1994a)]。

Table 3.2. Default absorption parameter values for Type F, M, and S materials*[†] in the revised Human Respiratory Tract Model.

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Fraction dissolved rapidly	f_r	1	0.2	0.01
Dissolution rates:				
Rapid (d^{-1})	s_r	30 [‡]	3 [§]	3 [§]
Slow (d^{-1})	s_s	–	0.005	0.0001

*Reference values, given with sufficient precision for calculation purposes, which may be greater than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known.

[†]The bound state is also used for default types of some elements.

[‡]Element-specific rapid dissolution rates are adopted for Type F forms of many elements.

[§]The element-specific value for Type F is also used for Types M and S if it is less than 3 d^{-1} .

表 3.2. 修正ヒト呼吸気道モデルにおける、タイプ F、M 及び S の物質に対応する標準設定の吸収パラメータ値*[†]

1

タイプ

速やかに溶解する割合

溶解速度：

速い (d^{-1})

遅い (d^{-1})

2

F (速い)

M (中位の)

S (遅い)

3

*計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値。この精度は、それぞれのパラメータの平均値に伴っている既知の確からしさを反映して選ばれるであろうものよりも高いかもしれない。

[†]結合状態は、一部の元素の標準設定タイプについても用いられる。

[‡]元素固有の速い溶解速度は、多くの元素のタイプ F 形態について採用される。

[§]タイプ F に対応する元素固有値は、それが 3 d^{-1} を下回るならばタイプ M 及び S についても用いられる。

Table 3.3. Target regions of the respiratory tract.

Tissue	Region	Target cells	Depth of target cell* (μm)	Mass of target region*† (kg)		Assigned fraction*‡ A_i of w_T
				Male	Female	
ET	ET ₁	Basal	40–50	2.000×10^{-5}	1.729×10^{-5}	0.001
	ET ₂	Basal	40–50	4.500×10^{-4}	3.890×10^{-4}	0.999
TH	BB	Secretory (BB _{sec})	10–40	8.648×10^{-4}	7.771×10^{-4}	1/3‡
		Basal (BB _{bas})	35–50	4.324×10^{-4}	3.885×10^{-4}	
	bb	Secretory	4–12	1.949×10^{-3}	1.874×10^{-3}	1/3
	AI		§	1.100	0.904	1/3

ET, extrathoracic; TH, thoracic; ET₁, anterior nasal passage; ET₂, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial.
 *Reference values, given with sufficient precision for calculation purposes, which may be greater than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known. For the BB, bb, and AI regions, each value of A_i is exactly one-third.
 †Male values were taken from Table 3 of *Publication 68* (ICRP, 1994b). Female values for ET and AI were taken from Table 5 of *Publication 66* (ICRP, 1994a). Female values for BB were calculated here using information from Tables 2, 4, and B6 of *Publication 66* (ICRP, 1994a). Masses for BB_{sec} and BB_{bas} are the masses of bronchial epithelium through which the secretory cells and basal cells, respectively, are distributed and are based on reference values of airway dimensions. The mass of AI includes blood, but excludes lymph nodes.
 ‡The dose to BB (H_{BB}) is calculated as the arithmetic mean of the doses to BB_{sec} and BB_{bas}.
 §Average dose to region calculated.

表 3.3. 呼吸気道の標的領域

1
組織

領域

標的細胞

標的細胞の深さ* (μm)

標的領域の質量*† (kg)

割り当てられた w_T の割合 A_i *‡

2

基底細胞

基底細胞

分泌細胞 (BB_{sec})基底細胞 (BB_{bas})

分泌細胞

3

男性

女性

4

ET, 胸郭外領域 ; TH, 胸郭領域 ; ET₁, 前鼻道 ; ET₂, 後鼻道, 咽頭及び喉頭 ; BB, 気管支領域 ; bb, 細気管支領域 ; AI, 肺胞一問質領域。

*計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値。この精度は、それぞれのパラメータの平均値が既知の確からしさを反映するために選ばれるであろうものよりも高くなることがある。BB, bb 及び AI 領域については、それぞれの A_i 値は正確に 1/3 である。

†男性の値は、*Publication 68* (ICRP, 1994b) の表 3 から引用された。ET 及び AI に関する女性の値は、*Publication 66*(ICRP, 1994a) の表 5 から引用された。BB に関する女性の値は、ここでは *Publication 66* (ICRP, 1994a) の表 2, 4 及び B6 による情報を用いて計算された。BB_{sec} および BB_{bas} の質量は、それぞれ分泌細胞及び基底細胞がその全体に分布する気管支上皮の質量であり、気道寸法の標準値に基づいている。AI の質量には血液が含まれるが、リンパ節は含まれない。

‡BB に対する線量 (H_{BB}) は、BB_{sec} 及び BB_{bas} に対する線量の算術平均として計算される。

§計算される領域に対する平均線量。

Table 3.4. Default generic Human Alimentary Tract Model transfer coefficients (per d) for total diet for the Reference Worker.*†

From ¹	To ²	Transfer coefficient [‡] (d ⁻¹) ³
Oral cavity contents	Oesophagus fast	6480
Oral cavity contents	Oesophagus slow	720
Oesophagus fast	Stomach contents	12,343
Oesophagus slow	Stomach contents	2160
Stomach contents	Small intestine contents	20.57
Small intestine contents	Right colon contents	6
Right colon contents	Left colon contents	2
Left colon contents	Rectosigmoid contents	2
Rectosigmoid contents	Faeces	2

*The transfer rates of *Publication 100* (ICRP, 2006) for the adult male have been assumed for the Reference Worker.

†Other transfer coefficients not given here are assumed to be zero unless specified in the relevant element section. In most cases, uptake into blood from the alimentary tract is taken to occur from the small intestine (SI) contents, without retention in the SI wall. The corresponding transfer coefficient is: $\frac{\lambda_{SI,RC}}{1-f}$, where $\lambda_{SI,RC}$ is the transfer coefficient from SI contents to right colon contents.

‡The degree of precision of the values given is for computational purposes, and does not reflect the certainty with which the central values are known.

表 3.4. 標準作業者の総合的食事に対応する、通常用いられるヒト消化管モデルの初期設定の移行係数 (1 日あたり) *†

1

移行元

口腔内容物

口腔内容物

食道, 高速

食道, 低速

胃内容物

小腸内容物

右結腸内容物

左結腸内容物

直腸・S 字結腸内容物

2

移行先

食道, 高速

食道, 低速

胃内容物

胃内容物

小腸内容物

右結腸内容物

左結腸内容物

直腸・S 字結腸内容物

糞

3 移行係数[‡] (d⁻¹)

4

*成人男性に対応する *Publication 100* (ICRP, 2006) の移行速度が標準作業者に対応すると仮定されている。

†ここに示されていない他の移行係数は、関連する元素の項目に明示されていない限り、ゼロと仮定される。ほとんどの場合、消化管から血液中への取り込みは、小腸壁における残留を伴わずに小腸内容物が

ら起こるとみなされる。対応する移行係数は〈数式〉であり，ここで $\lambda_{SI,RC}$ は，小腸内容物から右結腸内容物への移行係数である。

‡示されている値の精度は計算を目的とするためのものであり，それらの中心値がわかっている場合の確実さを示すものではない。

Table 3.5. Target region fractional weights, $f(r_T, T)$.

Tissue, T	r_T	$f(r_T, T)$
ET	ET ₁	0.001
	ET ₂	0.999
TH	BB*	1/3
	bb	1/3
	AI	1/3
Colon	Right colon	0.4
	Left colon	0.4
Lymphatic nodes	Rectosigmoid	0.2
	LN _{ET}	0.08
	LN _{TH}	0.08
	Lymph (systemic)	0.84

ET, extrathoracic; TH, thoracic; ET₁, anterior nasal passage; ET₂, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial; LN_{ET}, ET lymph nodes; LN_{TH}, TH lymph nodes.
*The basal and secretory cells are the two target regions weighted equally.

表 3.5. 標的領域の加重割合, $f(r_T, T)$ 1 組織, T

2

結腸

リンパ節

3

右結腸

左結腸

直腸・S字結腸

LN_{ET}LN_{TH}

リンパ液 (全身性)

4

ET, 胸郭外気道; TH, 胸郭内気道; ET₁, 前部鼻道; ET₂, 後部鼻道, 咽頭及び喉頭; BB, 気管支領域; bb, 細気管支領域; AI, 肺胞-間質領域; LN_{ET}, ET リンパ節; LN_{TH}, TH リンパ節。

*基底細胞および分泌細胞は, 等しく加重される 2 つの標的領域である。

- 4, 5, 6, 7 章, 表なし

Table A.1 表の中身については、略称でない用語だけ翻訳。

Table A.1. Reference values of parameters for the compartment model to represent time-dependent particle transport from the human respiratory tract.

1 (a) Clearance rates

2 Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17A) 3 Revised HRTM

4

From	To	Rate (d ⁻¹)	Half-time*	From	To	Rate (d ⁻¹)	Half-time*
AI ₁	bb ₁	0.02	35 d	ALV	bb'	0.002	–
AI ₂	bb ₁	0.001	700 d	ALV	INT	0.001	–
AI ₃	bb ₁	0.0001	–	INT	LN _{TH}	0.00003	–
AI ₃	LN _{TH}	0.00002	–				
bb ₁	BB ₁	2	8 h	bb'	BB'	0.2	4 d
bb ₂	BB ₁	0.03	23 d	bb _{seq}	LN _{TH}	0.001	700 d
bb _{seq}	LN _{TH}	0.01	70 d				
BB ₁	ET' ₂	10	100 min	BB'	ET' ₂	10	100 min
BB ₂	ET' ₂	0.03	23 d	BB _{seq}	LN _{TH}	0.001	700 d
BB _{seq}	LN _{TH}	0.01	70 d				
ET' ₂	Gastrointestinal tract	100	10 min	ET' ₂	Oesophagus	100	10 min
ET _{seq}	LN _{ET}	0.001	700 d	ET _{seq}	LN _{ET}	0.001	700 d
ET ₁	Environment	1	17 h	ET ₁	Environment	0.6	–
				ET ₁	ET' ₂	1.5	–

9 (b) Partition of deposit in each region between compartments

10 Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17B) 11 Revised HRTM

12

Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment [†]	Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment
ET ₁	ET ₁	1	ET ₁	ET ₁	1
ET ₂	ET' ₂	0.9995	ET ₂	ET' ₂	0.998
	ET _{seq}	0.0005		ET _{seq}	0.002
BB	BB ₁	0.993-f _s	BB	BB'	0.998
	BB ₂	f _s		BB _{seq}	0.002
	BB _{seq}	0.007			
bb	bb ₁	0.993-f _s	bb	bb'	0.998
	bb ₂	f _s		bb _{seq}	0.002

13 (continued on next page)

Table A.1. (continued)

1 Original HRTM (from ICRP, 1994a, Table 17B)			2 Revised HRTM		
3 Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment [†]	Region or deposition site	Compartment	Fraction of deposit in region assigned to compartment
AI	bb _{aeq}	0.007			
	AI ₁	0.3	AI	ALV	1
	AI ₂	0.6			
	AI ₃	0.1			

4

HRTM, Human Respiratory Tract Model; Regions or depositions sites: ET₁, anterior nasal passage; ET₂, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial; INT, interstitial; ALV, alveolar; LN_{ET}, extrathoracic lymph nodes; LN_{TH}, thoracic lymph nodes.
 Compartments: ET₁: retention of material deposited in the anterior nose (region ET₁, which is not subdivided); ET_{aeq} long-term retention (t_{1/2}, about 700 d) in airway tissue of a small fraction of particles deposited in the nasal passages; ET₂ short-term retention (t_{1/2}, about 10 min) of the material deposited in the posterior nasal passage, larynx and pharynx (ET₂ region) except for the small fraction (taken to be 0.002) retained in ET_{aeq}; BB: retention (t_{1/2}, about 100 min) of particles in the BB, with particle transport to ET₂; bb': retention (t_{1/2}, about 3.5 d) of particles in the bb, with particle transport to BB'; BB_{aeq} long-term retention (t_{1/2}, about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchial region; bb_{aeq}: long-term retention (t_{1/2}, about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchiolar region; ALV retention (t_{1/2}, about 250 d) of particles deposited in the alveoli. A fraction (0.67) of the deposit is removed by particle transport to the ciliated airways (bb'), while the remainder penetrates to the interstitium (INT); INT very long-term retention (t_{1/2}, about 60 y) of the particles deposited in the alveoli that penetrate to the interstitium: the particles are removed slowly to the lymph nodes.
 *The half-times are approximate because the reference values are specified for the particle transport rates and are rounded in units of d⁻¹. A half-time is not given for the transport rate from AI₃ to LN_{TH}, or from INT to LN_{TH}, because these rates were chosen to direct the required amount of material to the lymph nodes. The clearance half-times of compartment AI₃ in the original HRTM, and compartments ALV and ET₁ in the revised HRTM are determined by the sum of the clearance rates from them.
[†]As noted in the caption to Fig. A.1, it is assumed in the original HRTM that the slow-cleared fraction f_s is particle-size-dependent. For details, see Table 17 and Section E.5.6 in *Publication 66* (ICRP 1994a).

Table A.2 表タイトル、小見出し(a)、(b)、(c)、表注のみ訳

Table A.2. Fractional deposition in regions of the respiratory tract as a function of aerosol size*† (adult male, normal nose breather).

μm	ET ₁	ET ₂	BB	bb	AI	1	Total
2 (a) Adult male resting (sitting) (breathing rate = 0.54 m³ h⁻¹)							
AMTD							
0.0006	5.953×10^{-1}	3.205×10^{-1}	6.144×10^{-2}	1.568×10^{-2}	3.762×10^{-6}		9.930×10^{-1}
0.001	5.424×10^{-1}	2.921×10^{-1}	9.541×10^{-2}	5.381×10^{-2}	2.054×10^{-4}		9.839×10^{-1}
0.002	4.268×10^{-1}	2.298×10^{-1}	1.194×10^{-1}	1.735×10^{-1}	9.412×10^{-3}		9.590×10^{-1}
0.003	3.390×10^{-1}	1.826×10^{-1}	1.104×10^{-1}	2.591×10^{-1}	4.395×10^{-2}		9.351×10^{-1}
0.005	2.347×10^{-1}	1.264×10^{-1}	8.279×10^{-2}	3.038×10^{-1}	1.509×10^{-1}		8.985×10^{-1}
0.01	1.317×10^{-1}	7.093×10^{-2}	4.638×10^{-2}	2.454×10^{-1}	3.541×10^{-1}		8.485×10^{-1}
0.02	7.707×10^{-2}	4.150×10^{-2}	2.656×10^{-2}	1.678×10^{-1}	4.375×10^{-1}		7.505×10^{-1}
0.03	5.963×10^{-2}	3.210×10^{-2}	2.060×10^{-2}	1.338×10^{-1}	3.953×10^{-1}		6.414×10^{-1}
0.05	4.441×10^{-2}	2.391×10^{-2}	1.554×10^{-2}	9.960×10^{-2}	3.111×10^{-1}		4.946×10^{-1}
0.1	3.411×10^{-2}	1.837×10^{-2}	1.077×10^{-2}	6.594×10^{-2}	2.170×10^{-1}		3.462×10^{-1}
0.2	4.384×10^{-2}	2.361×10^{-2}	7.815×10^{-3}	4.351×10^{-2}	1.632×10^{-1}		2.820×10^{-1}
AMAD							
0.3	4.231×10^{-2}	2.279×10^{-2}	7.949×10^{-3}	4.469×10^{-2}	1.656×10^{-1}		2.833×10^{-1}
0.5	7.109×10^{-2}	3.828×10^{-2}	7.070×10^{-3}	3.354×10^{-2}	1.478×10^{-1}		2.978×10^{-1}
0.7	1.036×10^{-1}	5.580×10^{-2}	7.445×10^{-3}	2.968×10^{-2}	1.470×10^{-1}		3.435×10^{-1}
1	1.502×10^{-1}	8.088×10^{-2}	8.673×10^{-3}	2.800×10^{-2}	1.509×10^{-1}		4.187×10^{-1}
2	2.657×10^{-1}	1.431×10^{-1}	1.270×10^{-2}	2.803×10^{-2}	1.511×10^{-1}		6.006×10^{-1}
3	3.343×10^{-1}	1.801×10^{-1}	1.497×10^{-2}	2.734×10^{-2}	1.369×10^{-1}		6.936×10^{-1}
5	4.011×10^{-1}	2.159×10^{-1}	1.626×10^{-2}	2.373×10^{-2}	1.040×10^{-1}		7.610×10^{-1}
7	4.257×10^{-1}	2.293×10^{-1}	1.574×10^{-2}	1.977×10^{-2}	7.815×10^{-2}		7.686×10^{-1}
10	4.336×10^{-1}	2.335×10^{-1}	1.402×10^{-2}	1.493×10^{-2}	5.244×10^{-2}		7.485×10^{-1}
15	4.235×10^{-1}	2.281×10^{-1}	1.109×10^{-2}	9.647×10^{-3}	2.939×10^{-2}		7.017×10^{-1}
20	4.087×10^{-1}	2.200×10^{-1}	8.780×10^{-3}	6.540×10^{-3}	1.793×10^{-2}		6.620×10^{-1}
3 (b) Adult male at light exercise (breathing rate = 1.5 m³ h⁻¹)							
AMTD							
0.0006	5.788×10^{-1}	3.116×10^{-1}	5.918×10^{-2}	4.311×10^{-2}	3.406×10^{-4}		9.930×10^{-1}
0.001	5.192×10^{-1}	2.796×10^{-1}	7.855×10^{-2}	1.037×10^{-1}	4.225×10^{-3}		9.852×10^{-1}
0.002	3.979×10^{-1}	2.142×10^{-1}	8.325×10^{-2}	2.217×10^{-1}	4.829×10^{-2}		9.654×10^{-1}
0.003	3.110×10^{-1}	1.674×10^{-1}	7.156×10^{-2}	2.670×10^{-1}	1.302×10^{-1}		9.472×10^{-1}
0.005	2.118×10^{-1}	1.140×10^{-1}	5.045×10^{-2}	2.560×10^{-1}	2.897×10^{-1}		9.220×10^{-1}
0.01	1.187×10^{-1}	6.393×10^{-2}	2.745×10^{-2}	1.799×10^{-1}	4.909×10^{-1}		8.808×10^{-1}
0.02	7.224×10^{-2}	3.890×10^{-2}	1.616×10^{-2}	1.194×10^{-1}	4.950×10^{-1}		7.417×10^{-1}

4 (continued on next page)

Table A.2. (continued)

μm	ET ₁	ET ₂	BB	bb	AI	1	Total
0.03	5.638×10^{-2}	3.036×10^{-2}	1.258×10^{-2}	9.370×10^{-2}	4.167×10^{-1}		6.097×10^{-1}
0.05	4.268×10^{-2}	2.299×10^{-2}	9.405×10^{-3}	6.829×10^{-2}	3.109×10^{-1}		4.543×10^{-1}
0.1	4.302×10^{-2}	2.317×10^{-2}	6.758×10^{-3}	4.399×10^{-2}	2.057×10^{-1}		3.226×10^{-1}
0.2	8.048×10^{-2}	4.334×10^{-2}	6.445×10^{-3}	2.777×10^{-2}	1.427×10^{-1}		3.007×10^{-1}
AMAD							
0.3	7.657×10^{-2}	4.123×10^{-2}	6.378×10^{-3}	2.864×10^{-2}	1.458×10^{-1}		2.986×10^{-1}
0.5	1.374×10^{-1}	7.399×10^{-2}	8.097×10^{-3}	2.016×10^{-2}	1.172×10^{-1}		3.568×10^{-1}
0.7	1.926×10^{-1}	1.037×10^{-1}	1.022×10^{-2}	1.677×10^{-2}	1.068×10^{-1}		4.301×10^{-1}
1	2.601×10^{-1}	1.401×10^{-1}	1.304×10^{-2}	1.465×10^{-2}	9.938×10^{-2}		5.272×10^{-1}
2	3.927×10^{-1}	2.114×10^{-1}	1.809×10^{-2}	1.263×10^{-2}	8.253×10^{-2}		7.174×10^{-1}
3	4.523×10^{-1}	2.435×10^{-1}	1.930×10^{-2}	1.138×10^{-2}	6.733×10^{-2}		7.938×10^{-1}
5	4.923×10^{-1}	2.650×10^{-1}	1.801×10^{-2}	8.949×10^{-3}	4.488×10^{-2}		8.292×10^{-1}
7	4.955×10^{-1}	2.668×10^{-1}	1.565×10^{-2}	6.961×10^{-3}	3.098×10^{-2}		8.159×10^{-1}
10	4.819×10^{-1}	2.595×10^{-1}	1.241×10^{-2}	4.858×10^{-3}	1.897×10^{-2}		7.777×10^{-1}
15	4.523×10^{-1}	2.436×10^{-1}	8.593×10^{-3}	2.846×10^{-3}	9.571×10^{-3}		7.169×10^{-1}
20	4.273×10^{-1}	2.301×10^{-1}	6.185×10^{-3}	1.789×10^{-3}	5.411×10^{-3}		6.707×10^{-1}

2 (c) Reference Worker[†] (breathing rate = $1.2 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$)

μm	ET ₁	ET ₂	BB	bb	AI	1	Total
AMTD							
0.0006	5.811×10^{-1}	3.129×10^{-1}	5.950×10^{-2}	3.925×10^{-2}	2.932×10^{-4}		9.931×10^{-1}
0.001	5.225×10^{-1}	2.814×10^{-1}	8.092×10^{-2}	9.672×10^{-2}	3.660×10^{-3}		9.852×10^{-1}
0.002	4.019×10^{-1}	2.164×10^{-1}	8.834×10^{-2}	2.149×10^{-1}	4.282×10^{-2}		9.644×10^{-1}
0.003	3.149×10^{-1}	1.695×10^{-1}	7.702×10^{-2}	2.659×10^{-1}	1.181×10^{-1}		9.455×10^{-1}
0.005	2.150×10^{-1}	1.157×10^{-1}	5.500×10^{-2}	2.627×10^{-1}	2.702×10^{-1}		9.187×10^{-1}
0.01	1.206×10^{-1}	6.492×10^{-2}	3.011×10^{-2}	1.891×10^{-1}	4.717×10^{-1}		8.764×10^{-1}
0.02	7.292×10^{-2}	3.927×10^{-2}	1.763×10^{-2}	1.263×10^{-1}	4.869×10^{-1}		7.430×10^{-1}
0.03	5.684×10^{-2}	3.060×10^{-2}	1.371×10^{-2}	9.934×10^{-2}	4.137×10^{-1}		6.142×10^{-1}
0.05	4.292×10^{-2}	2.312×10^{-2}	1.027×10^{-2}	7.269×10^{-2}	3.109×10^{-1}		4.599×10^{-1}
0.1	4.177×10^{-2}	2.249×10^{-2}	7.323×10^{-3}	4.707×10^{-2}	2.073×10^{-1}		3.260×10^{-1}
0.2	7.532×10^{-2}	4.056×10^{-2}	6.638×10^{-3}	2.998×10^{-2}	1.456×10^{-1}		2.981×10^{-1}
AMAD							
0.3	7.176×10^{-2}	3.864×10^{-2}	6.599×10^{-3}	3.089×10^{-2}	1.486×10^{-1}		2.965×10^{-1}
0.5	1.281×10^{-1}	6.897×10^{-2}	7.953×10^{-3}	2.203×10^{-2}	1.215×10^{-1}		3.486×10^{-1}
0.7	1.801×10^{-1}	9.695×10^{-2}	9.833×10^{-3}	1.859×10^{-2}	1.125×10^{-1}		4.180×10^{-1}
1	2.447×10^{-1}	1.318×10^{-1}	1.242×10^{-2}	1.652×10^{-2}	1.066×10^{-1}		5.120×10^{-1}
2	3.749×10^{-1}	2.018×10^{-1}	1.732×10^{-2}	1.479×10^{-2}	9.218×10^{-2}		7.010×10^{-1}

3 (continued on next page)

Table A.2. (continued)

μm	ET ₁	ET ₂	BB	bb	AI	1	Total
3	4.357×10^{-1}	2.346×10^{-1}	1.869×10^{-2}	1.363×10^{-2}	7.712×10^{-2}		7.797×10^{-1}
5	4.795×10^{-1}	2.582×10^{-1}	1.777×10^{-2}	1.103×10^{-2}	5.319×10^{-2}		8.197×10^{-1}
7	4.857×10^{-1}	2.615×10^{-1}	1.567×10^{-2}	8.763×10^{-3}	3.761×10^{-2}		8.093×10^{-1}
10	4.751×10^{-1}	2.558×10^{-1}	1.265×10^{-2}	6.275×10^{-3}	2.368×10^{-2}		7.735×10^{-1}
15	4.482×10^{-1}	2.414×10^{-1}	8.944×10^{-3}	3.803×10^{-3}	1.236×10^{-2}		7.147×10^{-1}
20	4.247×10^{-1}	2.287×10^{-1}	6.550×10^{-3}	2.457×10^{-3}	7.171×10^{-3}		6.695×10^{-1}

2 ET₁, anterior nasal passage; ET₂, posterior nasal passage, pharynx, and larynx; BB, bronchial; bb, bronchiolar; AI, alveolar-interstitial; AMTD, activity median thermodynamic diameter; AMAD, activity median aerodynamic diameter.

*Reference values are given to a greater degree of precision than would be chosen to reflect the certainty with which the average value of each parameter is known.

[†]The particles are assumed to have density of 3.00 g cm^{-3} and shape factor of 1.5 [typical of compact, irregular (i.e. non-spherical) particles]. The particle diameters are assumed to be log-normally distributed with geometric standard deviation σ_g increasing from a value of 1.0 at $0.6 \mu\text{m}$ to a value of 2.5 above approximately $1 \mu\text{m}$ [Publication 66 (ICRP, 1994a, Para. 170)]. The value of σ_g is not a reference value, but is derived from the corresponding AMTD (ICRP, 1994a).

[‡]Light work is defined on the following basis: 2.5 h sitting, at which the amount inhaled is $0.54 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$; and 5.5 h light exercise, at which the amount inhaled is $1.5 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1}$. For both levels of activity, all the inhaled air enters through the nose. The deposition fractions are therefore volume-weighted average values for the two levels of activity given for normal nose-breathing adult males sitting and at light exercise in Table A.2(a,b). As described in the text, the fractions deposited in ET₁ and ET₂ were summed to give the total deposit in the extrathoracic airways, and partitioned 65% to ET₁ and 35% to ET₂.

Table A.3 表タイトルのみ訳

Table A.3. Sources of data on retention in the thoracic airways used in Fig. A.3.		
Cobalt	Uranium	Plutonium
Co1 Newton and Rundo (1971)	U1 Ronen (1969)	Pu1 Newton et al. (1983)
Co2 Gupton and Brown (1972)	U2 Saxby et al. (1964)	Pu2 Ramsden (1976)
Co3 Raghavendran et al. (1978)	U3 Rundo (1965)	Pu3 Ramsden et al. (1978); Ramsden (1984)
Co4 Ramsden (1984)	U4 Schultz (1966)	Pu4 Bihl et al. (1988a,b,c)
Co5 Davis et al. (2007)	U5 Scott and West (1967)	Pu5 Foster (1991)
	U6 West and Scott (1966)	Pu6 ORAUT (2007)
	U7 West and Scott (1969)	Pu7 Carbaugh and La Bone (2003)
Cerium		
Ce1 Tyler and Lister (1973)	U8 West et al. (1979)	
	U9 Crawford-Brown and Wilson (1984)	Americium
Tantalum	U10 Kvasnicka (1987)	Am1 Fry (1976)
Ta1 Newton (1977)	U11 Price (1989)	Am2 Toohey and Essling (1980)
¹⁹⁶ Au-labelled teflon		Am3 Newton et al. (1983)
T1 Philipson et al. (1996)		Am4 Wernli and Eikenberg (2007)

Table A.4 すべて翻訳

Table A.4. Original Human Respiratory Tract Model (HRTM) default absorption parameter values for Type F, M, and S materials [based on *Publication 66* (ICRP 1994a, Table 18)].*

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Model parameters				
Initial dissolution rate (d^{-1})	s_p	100	10	0.1
Transformation rate (d^{-1})	s_{pt}	0	90	100
Final dissolution rate (d^{-1})	s_t	—	0.005	0.0001
Fraction dissolved rapidly	f_r	1	0.1	0.001
Approximate dissolution rates				
Rapid (d^{-1})	s_r	100	100	100
Slow (d^{-1})	s_s	—	0.005	0.0001
Fraction to bound state	f_b	0	0	0
Uptake rate from bound state (d^{-1})	s_b	—	—	—

*The model values s_p , s_{pt} , and s_t in this table are the original HRTM reference values (i.e. the recommended default values for use in the model). No "bound" state was assumed for default types.

Table A.5-A.6 表タイトルと表注のみ翻訳

Table A.5. Central values of dissolution parameters for Type F, M, and S materials from a review of experimental data.*

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Fraction dissolved rapidly	f_r	0.95 (0.84) [1.4]	0.20 (0.18) [4]	0.007 (0.003) [9]
Dissolution rates:				
Rapid (d^{-1})	s_r	12 (9) [8]	1.7 (1.5) [9]	2.0 (3.8) [14]
Slow (d^{-1})	s_s	0.02 (0.02) [8]	0.003 (0.003) [4]	0.00018 (0.00008) [9]

*Median value, with geometric mean in parentheses, and geometric standard deviation in square brackets.

Table A.6. Updated default absorption parameter values for Type F, M, and S materials.*†

Type		F (fast)	M (moderate)	S (slow)
Fraction dissolved rapidly	f_r	1	0.2	0.01
Dissolution rates:				
Rapid (d^{-1})	s_r	30‡	3§	3§
Slow (d^{-1})	s_s	—	0.005	0.0001

*Reference values (see footnote to Table 3.1).

†The bound state is also used for default types of some elements.

‡Element-specific rapid dissolution rates are adopted for Type F forms of many elements.

§The element-specific value for Type F is also used for Types M and S if it is less than 3 d^{-1} .

た、環境モニタリングの場合、PAS は SAS プログラムにまさる何らかの利点があるかどうかについても疑問視した。PAS に基づく摂取量の推定値とバイオアッセイデータに基づく摂取量の推定の間の相関の文知は、既知の急性放射病についても見られた (Bucher et al., 1998)。

(213) 米国テキサス州オースクリングの Y12 ウラン濃縮プラントにおいて、PAS によって予測されたウラン摂取量とバイオアッセイによって測定された摂取量の間の相関を決定するために、Eckeman と Kerr (1999) によってウラン摂取量に関する研究が実施された。この研究は、2 つの測定値の間の相関は乏しいと結論づけた。

(214) 固定式リアクターは、一般的に作業場の状況を監視するために用いられるが、作業者の呼吸器保護における空気中濃度を過小評価する可能性がある。Marshall と Stevens (1980) は、PAS / SAS の空気中濃度比は作業の性質によって 1 未満から 50 まで変動しうると報告した。Britcher と Strong (1994) は、英国におけるマグネシウムプラントの作業員に対するモニタリングの調査から、PAS データから評価される摂取量は SAS データによって示される摂取量よりもほぼ 1 桁大きいと結論づけた。しかし、SAS 装置は、放射性核種の組成と、カスケードインバンクなどの経路分析ともとも用いられるならば、有用な情報を提供できる。

(215) 全体としてみて、PAS 及び SAS の利用は包括的な作業場モニタリングプログラムの重要な部分であり、被ばくリスクの初期の指標を提供することができる。PAS 及び SAS の利用に関する経験は、空気中放射性核種の個人摂取量及び実効線量の評価のためには身体放射能測定および、または排他物の分析が望ましいことを示している。

(216) しかし、一部の超ウラン放射性核種については、バイオアッセイ試料の分析のための高感度の質量分析手法が利用できる限り、身体放射能測定及び尿分析を数 mSv を上回る被ばくのみを十分な信頼性を持って定量化するために適さない、より低い被ばくの検出のためには、モニタリング方法の組み合わせが必要になると思われる。これにはエアサンプリング及び糞分析が含まれるだろう。

5 モニタリングプログラム

5.1 緒言

(217) 本章では、モニタリングプログラムの設計及び管理について検討する。いかなる特定のモニタリングプログラムにおいても、関連する線量限度に対する大きな割合を日常的に受けるであろうとみなされる作業員もしくは、事故の場合に被ばくが有意なものになりうると思われる区域で作業する作業員に対する正式な線量評価に重点が置かれるべきであると動告されている。

(218) 一般に、個人に対する内部被ばくモニタリングプログラムの設定は、その個人が通常の作業の結果もしくは事故において、既定のレ

136

- エアゾルの呼吸気道沈着特性
 - 物質の呼吸気道吸収特性及び消化管吸収特性
 - 摂取と測定の間時間の関数としての、体内における吸収又は体内からの排泄速度
 - 特定の人体臓器及び組織におけるあらゆる選択的沈着並びに、それらの臓器におけるその後の残留
 - 親核種の体内動態挙動とその子孫核種の体内動態挙動のあらゆる有意な相違
 - 排泄経路 (例えば、尿、糞)
 - 測定の技術的な実行可能性
- (224) モニタリングプログラムの線量評価性能は、評価線量の正確さ及びモニタリングプログラムと関連する感度に対するこれらの要素の影響を考慮することによって評価される場合がある。感度は最小検出可能線量の評価によって定量化することができる (Cubaugh, 2003; Eberington et al., 2004a,b)。モニタリングプログラムの設計を最適化するための方法の 1 つは、測定の種類、測定数及び期間に関するさまざまな選択的感度評価線量の正確さにどのように影響するかを評価することである。

5.3 モニタリングプログラムのカテゴリ

- (225) 一般的に、モニタリングプログラムは 4 つのカテゴリに定量化することができる。
- 日常モニタリングは、作業員による極めて通常作業時のいつでも起こりうる場合、もしくは、偶発的な摂取が検知されない可能性がある場合に実施される。
 - 特殊モニタリングは、実際の異常事象発生又はそれが疑わしい場合の後に実施される。
 - 確認モニタリングは、作業条件が十分であること、そして日常的な個人モニタリングの必要がないことを実証するために実施される。これは即時行われる個人モニタリング測定からなりうる。
 - 作業関連モニタリングは、特定の作業に関する情報を提供するために実施される。
- (226) モニタリングのこれら 4 つのカテゴリは相互に排他的なものではなく、実際にはかなり重なり合うことがある。例えば、有効な日常モニタリングプログラムは、個々の作業員の被ばく及び線量に関する信頼できるデータを提供するだけでなく、作業環境及び作業手順が十分な管理下にあることを実証するためにも用いることができる。

138

レベルを超える放射性物質を摂取しうる可能性に基づくものとするべきである。年間の摂取量によって実効線量が 1 mSv を超える作業員に対する個人モニタリングは通常多くの組織において実施されているが、それは法律によって要求されないかもしれない。

(219) モニタリングプログラムの設計と線量評価プロセスのいずれも、放射能防護プログラム全体の不可欠なものとして考えることが重要である。適切に設計されたモニタリングプログラムは、線量評価が特定の要求を満たすために必要なデータを提供すべきであり、最も精密な線量評価でさえ、不十分なモニタリングデータを補うことはできない。

(220) 評価線量に有意に劣る場合、様々なモニタリング方法 (例えば、尿、糞、モニタリング及び、作業場における被ばくモニタリング) を組み合わせることにより得られるものは多く、それらは補足的な情報を提供する。例えば、直接バイオアッセイ測定は臓器における沈着及び残留に関する情報を提供し、尿の測定は全身性取り込み量を提供しうるが、作業場モニタリングは空気中放射能、経路、化学的形態及び摂取時期に関する情報を提供する。

(221) これらの測定された放射能 (バイオアッセイモニタリング結果及び作業場の測定値) を用いた摂取量及び/又は線量の評価は、複雑であるかもしれない。しばしば事例ごとに専門家の判断を必要とする。線量評価の責任は、適切な教育、訓練及び業務経験を通じて得られた十分な専門知識と技能を有する専門家にのみ割り当てられるべきである。

5.2 個人モニタリングプログラムの設計に関する一般原則

(222) 個人モニタリングプログラムの内容には、用いられるべきモニタリング方法 (例えば、体内及び排他物試料中の放射能の測定、作業場における被ばくモニタリング)、用いられる測定手法 (例えば、光子スペクトル分析、アルファ線スペクトル分析、質量分析)、日常モニタリングにおけるモニタリング間隔、そして特殊モニタリングにおける測定期間又は試料採取期間が含まれる。

(223) 個人モニタリングプログラムを設計する際は、多数の要素を考慮する必要がある。これらの要素には、モニタリングの目的 (例えば、それは規制要件の遵守を実証するために実施されるのか、それとも線量が極めて低いことを単に確認するために実施されるのか)、モニタリングが行われるべき作業員の数や特定の測定方法の利用可能性などの施設固有の要素、そして経済的要素が含まれる。モニタリングプログラムの線量評価性能を決定する主要な要素は、作業員が被ばくする恐れのある (通常は吸入原因によって) 物質の特性と関連する。これらの特性は以下のようなものである。

- 放射性核種及びその子孫核種によって放出される放射線
- 放射性核種及びその子孫核種の実効半減期

137

5.3.1 日常モニタリング

(227) 日常モニタリングプログラムは、達成される感度に依存して、1 種類の測定の場合もあれば、いくつかの手法を組み合わせて行う場合もある。放射性核種によっては、1 つの測定手法のみが有効となる (例えば、トリチウムの摂取量を評価するための尿モニタリング)。測定と解釈のいずれも困難なアルトニウム同位体などの放射性核種の場合は、様々な手法が必要かもしれない。十分な感度の様々な方法が利用可能な場合、解釈の正確さの観点から一般的な優先順位は (高い方から)、身体放射能測定、排他物の分析；そして作業場における被ばくモニタリングである。

(228) これらの手法は、一般に補足的であって、相互に排他的なものではない。例えば、作業環境のモニタリング (エアモニタリング) の結果は、作業員の被ばくの初期の兆候を提供することが可能であり、したがって特別なバイオアッセイモニタリングのきっかけとするために利用することができ、それらの結果は、個人モニタリングの結果の解釈を助ける情報 (例えば、空気中放射能、経路、化学的形態及び溶解性や摂取時期に関する情報) を提供する場面もある。

(229) 尿モニタリングは、尿中排他物量が十分に高い元素について、吸入摂取及び経口摂取後の腸管及び組織への全身性取り込み量を提供すること、これは、傷口に沈着した放射能のうち全身への循環に移行する割合を決定するために利用できる。

(230) 呼吸気道から吸収のゆっくりと吸収される物質 (すなわち、「不溶性」物質) について尿モニタリングを用いる際は、注意が必要である。この場合においては、実効線量に最も大きく寄与するのは通常は肺線量であり、物質の吸収特性に係る知見における不確かさは、評価線量との有意な誤差に帰着する可能性がある。不溶性物質の場合、尿モニタリングに加えて糞モニタリングを用いることによって、感度の大きな向上を達成することができる。これは、ET 気道と肺のいずれに沈着した不溶性物質も、そのかなりの割合が消化管を通過して糞へへ除去されるためである。

(231) 糞モニタリングデータの解釈は、糞中排泄経路に固有のいくつかの要素を考慮に入れる必要がある。糞の排泄は不連続なプロセスであるため (通常は 1 回排便を用いてモデル化されるが)、1 日あたりの排泄速度を得るには 3 日間隔にわたって排便された糞を合計することが望ましい。

(232) 作業場では、個人は燃料再処理プラントや燃料加工プラントなどにおいて生じるさまざまな放射性核種にさらされる場合がある。そのような場合においては、プラントにおける他の放射性核種からの被ばくの可能性を評価するために、容易に検出できる放射線を用いることが適していることがある。例えば、アクチン系からの被ばくの可能性を評価するために、 ^{14}C e を対象とするスクリーニングを用いること

139

すということになる (ICRP, 2007)。
(250) 測及的線量評価のために適用されるであろうアラプローチは 2 つある。
<ul style="list-style-type: none"> 直接測定 (例えば、全身又は特定の臓器及び組織における放射線種の放射能を外部計数によって測定すること) 及び/又は間接測定 (例えば、尿中又は糞中の放射線の放射能を測定することや、作業場における被ばくモニタリング) から、放射線種の採取量を計算する。放射線種の放射線種の評価においては測定値を解釈するために体内動態モデルが用いられ、その後に変換係数が、ICRP によって勧告された線量係数 (単位採取量あたりの線量, Sv/Bq) を用いて計算される、もしくは ICRP が勧告した方法 (ICRP, 2007) を用いて決定される。
<ul style="list-style-type: none"> 測定値と採取時間を関連づける関数を用いて、測定値から直接、予測実効線量を計算する。これらの測定値は、全身又は臓器内容量、24 時間尿量又は糞量中の放射能、若しくは作業場における空気中の放射線種の濃度である。ICRP, 2007) の利用を必要とする。このアラプローチは、採取後の時間の関数として「単位内容量あたりの線量の関数」の表 (ICRP, 2007) の利用を必要とする。
(251) これら 2 つのアプローチは同等であり、同じ体内動態モデル、パラメータ値及び仮定が用いられる限り同一の結果をもたらすべきものである。
(252) 選ばれた放射線種に対する「単位採取量あたりの線量係数」の表は、本報告書シリーズ及び付随する「単位内容量あたりの線量の関数」の表に示される。放射線種の放射線種の評価におけるバイオアッセイ測定値の値に対する予測実効線量も提示される。提示されたデータのさらなる詳細な説明は、7.3 節に示す。これらの表は、バイオアッセイデータの解釈における調和を促進するような、単純で利用しやすい手段を提供する。
(253) 実効線量の計算においてパラメータ値が標準値から変更されることがあるかもしれない。したがって、特定の被ばく状況の下で実効線量の計算において変更してよい標準パラメータ値と、実効線量の定義に基づき変更が許されない標準パラメータ値を区別することが重要である。実効線量は標準人に適用されるべきであるが、個人固有のパラメータ値は変更すべきではないが、物質固有のパラメータ値は変更してよい。個人固有パラメータ値の例には、線量評価用ファントムを記述するパラメータ、HRTEM の呼吸パラメータ及び粒子輸送パラメータ、消化管移行係数以外の HAIM のパラメータや、全身モデルのあらゆるパラメータがある。物質固有パラメータの例には、肺から血液への吸収パラメータ、吸入エアロソルの AMAD などのエアロソルパラメータや I _{AF} がある。
(254) 大多数のケースでは、評価された線量は線量限度と比較して低い。そのような場合、線量評価では、勧告された物質固有パラメータ

144

<p>提示される場合もある。それらの施設における作業者の場合、一般には、施設固有又は物質固有のパラメータを用いてモニタリング測定結果を評価する必要はない。典型的な一例は、核医学業務である。国の当局によって要求される場合には、作業場の特性評価 (例えば、AMAD の決定) の必要性なしに、ICRP の標準モデルを用いて、技術スタッフ、医師及び看護師のバイオアッセイモニタリングが遂行される。他の例には、微量の放射性同位体を用いた大学や研究機関があるかもしれない。</p>
(260) 新たな採取が確認されているような日常作業の場合には、以下の初期設定の仮定を用いた標準評価を行ってよい。
<ul style="list-style-type: none"> 採取はモニタリング間隔の中間点における急性事象。 被ばくは AMAD が 5 μm である物質の吸入採取によるもの。 吸収及び吸入係数: 既知の物質に対する吸収タイプ又は固有の吸収パラメータの初期設定値は、本報告書に述べられているとおりである。化合物が不明である場合、「不特定化合物」に対応する吸収タイプが用いられるべきである。
(261) 代わりに、施設固有又は物質固有の初期設定値が利用可能であり文書化されているならば、作業者が従事したプロセスに対して、これらの値が適切であることが明らかにされた低い値 (例えば、1 mSv) を下回ることを確認されるならば、それ以上の評価は不要である。
(262) 予測実効線量の値が事前に定められた低い値 (例えば、1 mSv) を下回ることを確認されるならば、それ以上の評価は不要である。
6.2.2 線量の評価
(263) 作業者が線量限度のある割合として定められた参考レベルを上回る、若しくは DIL (例えば、線量の管理の喪失などの状況) を上回る線量に被ばくする可能性がある施設では、作業場モニタリングプログラムの一種として、吸入採取又は経口採取された放射線種の物理的及び化学的毒性について、また、採取の時間及びバイオアッセイについて、情報が収集されるべきである。この情報は、評価を精密にするとともに評価された線量における不確かさを低減するために用いられるだろう。そのような評価において用いられるかもしれない情報の種類については、6.4 節に論じる。
6.3 被ばく状況の理解
(264) 被ばく状況を理解するために、作業場の情報が収集されるべきである [たとえば、取り込まれたおそれのある放射線種 (天然核種の放射線種を含む)、化学的形態、想定される割合、あらゆる採取のありうる時間、パターンおよび採取経路]。

146

の初期設定値。表にまとめられた線量係数、本報告書シリーズに付随する「単位内容量あたりの線量の関数」の表を利用することになるだろう。評価された線量は比較的高くなりそうな場合、もしくは複数のモニタリング方法が用いられており、多くのモニタリング測定が行われている場合、勧告された初期設定値以外の物質固有パラメータ値を用いてよい。
(265) モニタリングデータから測及的線量評価に取り組み、評価者は、採取のパターンや物質の毒性などの因子について、特定の情報の欠乏のため、仮定を行うことが必要かもしれない。モニタリングデータに伴う予測線量の測定に関するガイドラインを示すために、欧州委員会第 5 フラクログラムにおける欧州プロジェクトが設置された (IDEAS プロジェクト)。この IDEAS プロジェクトは、ICRP 線量評価作業班によって行われた提案をもとに (Iry et al., 2003)、個人モニタリングデータの解釈のための体系的な手法を開発した (Overfelt et al., 2006, 2007; Castellani et al., 2013)。このガイダンスは、欧州線量評価委員会がさらに発展させている (Marsh et al., 2008; Lopez et al., 2011b)。
(266) このガイダンスに加えて、ISO は、作業者のモニタリングのための内部線量評価に関する最低要件を記した国際規格 ISO 27048:2011 (ISO, 2011) を発行している。IDEAS ガイドライン及び ISO 27048 は、いずれも線量評価のために必要とされる労力は、予想される被ばくレベルにおおむね対応すべきである、という原則を採用している。
(267) 特定の個人に対する線量が線量限度を大幅に超えた可能性があり、放射線リスクを評価することが必要と外的なケースでは、線量固有のリスクを決定するために臓器又は組織線量の固有な推定が必要である。そのような場合は、線量における実効線量が計算され、最も適切な生物効果因子及びリスク係数データとともに用いられるべきである (ICRP, 2007)。この測及的個人線量評価は、専門知識、技能及び資源線量を有すると認められた専門家によってのみ行われるべきである。特定の個人に対する測及的線量評価及びリスク評価を行う方法に関する助言を提供することは、本刊物の範囲外である。
(268) 以下の節では、被ばくに関して収集されるべき情報の検討、単一又は複数の測定におけるデータ取り扱いは方法の要約、測定の不確かさを含めて内部線量評価と関連する不確かさの検討を行う。標準評価と施設固有の評価の 2 種類の分析について論じる。
6.2 分析のタイプ
6.2.1 ICRP の標準体内動態モデル及び線量評価モデルを用いた標準評価
(269) 放射線種の採取による作業者の予測的年間実効線量が低く、取り扱われる放射線種の半減期が短く、存在する物質の量が限られた施設及び作業であった場合、内部モニタリングは、法令遵守を証明するために行われる場合もあれば、他の目的のために実

145

6.3.1 採取の時間およびパターン
(265) バイオアッセイデータの解釈における不確かさの要因は、採取の時間およびパターンに依存している。予測される測定値を与えるバイオアッセイ関数は採取以後の時間に依存するため、採取がいつ起こったと仮定されるのによって、採取の推定値は変動することになる。単一の汚染事象、モニタリング期間中の複数の個々の事象、短期間継続する採取や慢性採取など、考えうるさまざまな採取パターンを考慮すべきである。
(266) 慢性採取が予想されるならば、測定 (またはサンプリング) の時間を選択する際およびバイオアッセイモニタリングの結果を解釈する際に、勤務スケジュールを考慮すべきかについて評価すべきである。採取量のある割合が急速に排せられる元素の場合、週末、休暇や休日など、いかなる被ばくも起こりえないであろう時間中に大きな影響を及ぼしうる。半減期が短い放射性核種を除いて、そのような期間が測定されたサンプリング時間の選択は、評価された採取量の急速な排せによる不確かさを低減することになる。
(267) 慢性採取が予想される場合の日常モニタリングにおいては、モニタリング間隔の終了時点において行われる測定から採取量を推定する必要がある。この場合は採取の時間を特定せずに推定することがよくある。
(268) 日常バイオアッセイプログラムから有意な測定値が現れる場合 (すなわち、採取が起こった可能性を示唆する測定値)、空気中または表面汚染レベルなどの作業場モニタリングデータのレビューにより、採取が起こり得た時間を知ることができる可能性がある。同様に、同じ作業場における他の作業者の日常バイオアッセイデータが有意な結果を示している場合、それらの個々の作業者のデータおよびモニタリングスケジュールのレビューは、すべての作業者の採取時間を決定する助けになる。作業者のインタビューは、その採取が事故、異常な事象または機器の故障による可能性がある場合に有用である。有意な測定値を助けるために、線量係数のためのバイオアッセイがスケジュールされるべきである。異なるタイプの測定を含めて、複数のバイオアッセイ結果が利用可能な場合、これらの結果と残留割合の表の比較は、採取が起こった時間の選択を狭めるのに役立つだろう。
(269) 別のアプローチとして、Miller et al. (2002) は、マルチコネクティブモニタリングシステムを用いて、バイオアッセイベースの線量計算を行った。利用可能なあらゆるバイオアッセイデータを同時に分析するこの方法は、あらかじめ認められた一連の体内動態モデルを用いて、N 回の起こりうる採取に対応する数、観測および時間を確率的に決定する。重み付き尤度サンプリング法は、も 1 つのバイオアッセイデータ (Puncher and Breall, 2008)。このアプローチでは、バイオアッセイデータが得られる前の被ばくに関する情報を確率分布から、体内動態モデルパラメータおよび採取の時間の確率が抽出される。それぞれの標本は、「重み付き尤度」と呼ばれる重みを得るために、所定の採取に対応する適切な内部関数によって重み付けされる。観測された測定データに対して、それぞれの採取の確率および採取の時間は、単

147

一値積分法を用いて重み付き尤度から計算される。これらの方法は、計算集約的であるとはいえ、他の種類の状況に関する情報が無い場合に採取の時期の決定を必要とする。

(270) *Publication 54* および 78 (ICRP, 1988a, 1997b) では、いかなる情報もない場合は、採取の期間はモニタリング間隔の中間点の後にも前にも等しく生じたであろうと論じられており、それゆえ、これらの状況においては $t = T/2$ という値が用いられるべきであると提言されている (すなわち、採取はモニタリング間隔の中間点において起こったと仮定される)。代替アプローチも確立されている (Strom, 2003 ; Punber et al., 2006 ; Brehall et al., 2007 ; Mashi et al., 2008a, 2008b)。しかし、ほとんどの場合においては、これらの代替アプローチの結果は中間点方法と大きく異なることはなく、採取および曝量の過大評価はおよそ 2 倍未満だろう。本書では、標準評価 (6.2.1 項) として中間点をとりする方法を勧告する。

6.3.2 採取経路

(271) 作業場では吸入摂取のみによる摂取が最も一般的であるとはいえ、経口摂取ならびに創傷部および無傷の皮膚の経皮による吸入摂取を除くことはできない。摂取経路が不明な場合であっても、異なるタイプのバイオアクセス評価を含む種類のバイオアクセス結果が利用可能なら、これらの結果の比較は経路の決定に役立つだろう。施設によっては、複数の経路による同時摂取が起こりうる。

(272) 放射能を直接測定によって評価することができるとは、吸入摂取された物質と経口摂取された物質を区別するために前計測を用いることができる。しかし、これが可能ではなく、放射性核種が不溶性である場合、採取に関する業および尿試料中に排泄された放射能の解釈には、大きな問題がある。経口摂取された物質と上部呼吸道に滞留する吸入摂取された物質を区別する業および尿試料中に排泄された放射能の解釈は、したがって、急性摂取後できる限り早急に排泄物サンプリングを開始し、引き続く期間にわたって継続することが重要である。第 2 週以後の糞中物質を主として呼吸気道に由来することになるため、これ以降の測定値は、この成分に対応する初期の糞試料測定値を補正するために用いることができる。長寿命の不溶性放射性核種に曝性的にさらされる作業者のモニタリングにおいては、作業 15 日後の糞中放射能は主として、吸入摂取された物質からの遅延少アラランスを反映することになり、これが曝量を支配する (IAEA, 1999b, 2004b)。創傷部を通じた放射性物質の摂取は、事故の結果として起こる場合がある。NCRP (2006) によって開発された創傷モデルの要約は、3.4 節に示した。

6.3.3 検査

148

6.3.5 バックグラウンドの影響

(278) 自然放射線および人工放射線源環境において生じる 3 つの天然放射性核種の崩壊系列による採取レベルは、体内の ⁹⁰K の存在によって大きく影響を受ける。これらの存在が考慮されるべきである。体外計測の検出能力および最小検出レベルは、体内の ⁹⁰K の存在によって大きく影響を受ける。

(279) ウランおよびトリウム系列放射性核種に由来する排泄データは、食事による摂取量の補正を必要とする場合がある。作業の開始に先立って、「[ラジウム] バイオアクセス試験は作業員から入手するべきである。これが可能ではない場合は、天然または非職業上の放射能と職業上の摂取を区別するために、家庭の一員または同じ地域に居住する住民のバイオアクセス試験が採取されるべきである (Eckerman and Kerr, 1999 ; Lipsztein et al., 2001, 2003)。それを超える」と職業被ばくが示唆されるレベルを決定するためにこの情報を用いることが有益な場合がある。バックグラウンドは、そのような手順を要する明確な証拠があることを条件に差し引いてもよいが、個々のバックグラウンド測定速度を特定するためのサイズ法について述べた。

(280) さらに、診断または治療の目的で投与された可能性のある放射性医薬品の影響を評価することが重要である。

(281) 長寿命放射性核種の場合、バイオアクセスモニタリング結果は、以前のモニタリング間隔において特定された採取の影響を明らかにすることがある。以前の採取によって体内に残留した放射能は考慮されるべきである。

6.3.6 特殊モニタリング状況

(282) 多くの状況においては、被ばくは単一の放射性核種または限られた数の放射性核種によるものとなる。しかし、元素によっては、被ばくが崩壊核種の異なる多数の同位体に関連する可能性がある。ウランおよびプルトニウムは、複雑な混合物への被ばくの可能性を伴っている。原子力産業においては、さまざまなプルトニウム同位体が存在する。比較射能の遠くゆえにプルトニウムの同位体の挙動にはかなりの違いがあることが研究により示されている (Guinette et al., 1992)。ウランによって被ばくする作業員は常に、濃縮レベルに依存して同位体組成比が異なるようにさらされる。バイオアクセスモニタリング結果の正しい解釈のためには、濃縮に関する知識が不可欠である。

(283) 親核種の体内放射能を決定するために放射性の子孫核種の直接バイオアクセス測定が行われる場合には、特別な考慮がされる (3.2

(273) 放射性核種は多数のプロセスを通じて空気中に飛散しうる。また、ガス、蒸気、そして広範囲に分散し、形状および密度の粒子などさまざまな物理的形態で存在しうる。ほとんどのエアロゾルは、複雑な形状およびさまざまな粒径の粒子からなる (NCRP, 2010)。曝量計算におけるモニタリングの目的は、ICRP は、幾何標準偏差と併せて吸入エアロゾルの粒径分布を表す AMAD (AMAD が 0.3 μm を下回るときは AMTD) を用いるよう助言している (ICRP, 2002b)。AMAD は呼吸気道への定着に影響を及ぼし、結果として、吸収されない粒子の消化管への移行に影響を及ぼす。

(274) 作業場における空気中放射性物質の AMAD は、作業場モニタリングプログラムの一環として特徴づけられるかもしれない。作業環境によっては、複数の粒径分布の状態が見られる場合がある。物質の局部的な放出の場合、可能なならば常に、その放出物の空気中割合の粒径分布に関する情報が入手されるべきである。放射性エアロゾルの粒径分布が不明な場合には、職業被ばくの場合の AMAD 初期設定値である 5 μm が用いられるべきである (ICRP, 1994a, 2002b)。

6.3.4 化学的組成

(275) 摂取した放射性核種の化学的形態は、体内での核種の挙動に重大な影響を及ぼしうる。作業環境において一般的な化学的形態は、いくつかの放射性核種について、制当として、十分な実験的データがある場合、化学的形態は初期設定の採取データの 1 つ (タイプ F, M または S) に制当でなく、消化管移行係数の値が与えられる。一部の特殊なケースにおいては、血液からの吸収を表す物質固有のバイオアクセス値が提示される (3.2.3 項)。

(276) ある化合物は、初期設定の吸収特性とはおおよそには非常に異なる吸収特性を有する場合がある。バイオアクセス測定値の解釈は、吸入摂取された放射性物質の吸収パラメータの選択に影響される。放射性核種の多量に曝される状況においては、曝量および摂取実効線量のより現実的な評価を行うために、関係する放射性核種の化学的形態の固有データを得ることが必要だろう。しかし、追加のソースデータ情報の収集を必要とし、異常事象/事故の直後には利用できないことがよくある。最初のモニタリング結果を用いた最初の曝量計算においては、放出された物質を最も忠実に記述する化学的形態に対する、ICRP による固有/標準の肺吸収パラメータおよび人が用いられるべきである。最初の曝量計算の結果を修正するには、追跡バイオアクセスモニタリングおよび曝量のさらなる調査の結果が用いられるべきである。

(277) 多くの状況においては、作業員は同じ放射性核種の複数の化学的形態にさらされる。たとえば、ウラン濃縮施設の異なる区域において異なる形態の作業員は、ウランの異なる化学的形態にさらされる可能性がある。バイオアクセスの結果、特に非揮発物の結果の解釈は、様々な化学的形態のバイオアクセス結果に対する番号に関する仮定に大いに依存する。

149

節および付録 A)。子孫核種は常に永続平衡にあると仮定されると仮定されるならば、有意な誤差が生じうる。たとえ、肺における ²³²Th の放射能は、その子孫核種 ²¹²Pb, ²¹²Bi, ²¹²Po および ²⁰⁸Tl の直接測定から決定される場合には過小評価される。測定された元素と対象放射性核種の間の放射性核種の違いは、結果の不確かさに影響する。同じ理由から、肺における ²³²Th の放射能は、呼気中の ²²²Rn の測定から決定される場合には過小評価される。

(284) また、別の放射性核種の代用物としてある放射性核種が用いられる状況もある (たとえば、体外計測モニタリング)。一例は、肺に内部定着した Pu に付随し、もしくは ²⁴¹Pu の崩壊によって体内で生成される。この手順は概ね適切である。しかし、エアロゾルの可溶性特性および同位体組成に依存して肺からの相対クリアランス速度が異なる場合があり、²⁴¹Am に関する肺中放射能の結果は、肺中 Pu 放射能を過小評価する場合がある (たとえば、前掲エアロゾル)。

6.4 データの収集、処理及び評価

6.4.1 データの収集及び処理

一部のタイプの測定データは、用いる前に処理を必要とする場合がある。

- 一般に、肺及び LN における放射能の合計が「肺」放射能と呼び、内臓臓器は「臓器」放射能と見なされるべきである。肺及び臓器に蓄積する放射能の放射能の測定値が個別に与えられる場合、それらは合計されるべきである。「肺」測定は、肝臓及び腎臓に蓄積する放射能の放射能に由来する計数を含む場合があり、それらの寄与を差し引く必要がある。

- 採取期間が 24 時間を下回る尿及び糞試料は、一般に、24 時間値へと規格化されるべきである。これは、24 時間排泄標準体積又は質量基準の比に試料の体積又は質量を乗じることによって達成することができる。男性及び女性に対する標準量は、それぞれ尿が 1.6 l 及び 1.2 l、糞が 150 g 及び 120 g である (ICRP, 2002a)。尿サンプリングの場合、広く用いられる別の方法は、1 日あたり排泄されるクレアチニンの量で規格化することであり、男性及び女性に対する標準量は、それぞれ 1.7 g d⁻¹ 及び 1.0 g d⁻¹ である (ICRP, 2002a)。24 時間尿採取が尿の場合で 500 ml、糞の場合で 60 g を下回る場合、それが完全に 24 時間の期間にわたって採取されたものであることは疑わしく、規格化が考慮されるべきである。放射性核種によっては、日常サンプリングにはスポット試料の採取で十分である (例えば、トリチウム水の摂取のモニタリング)。

150

151

6.4.2 線量評価：単一測定、急性摂取

特殊モニタリング

(286) 摂取の時間がわかっている特殊モニタリング又は作業関連モニタリングの場合、摂取量は、本シリーズの以下の後の報告書に示される $m(t)$ 値を用いて測定結果から推定することができる。 $m(t)$ 値は、特定の放射性核種の単位摂取後の時間 t において計算されたバイオアッセイ値の値であり、「残留又は排泄関数」として知られることもある。単一測定が行われる場合、摂取量 I は、測定量 M に対する以前の摂取量の寄与が無視できる程度であるならば、測定量 M から決定することができる。測定結果である M と $m(t)$ の値が比較可能であることを確実にするべく、注意が払われなければならない。例えば、尿分析の場合、バイオアッセイ結果は、摂取終了時点（分析時点ではなく）における 24 時間尿試料中の全放射能として表されなければならない。

$$I = \frac{M}{m(t)} \quad (6.1)$$

(287) 摂取量は、摂取実効線量 E を得るために、線量係数（摂取経路 i 及び放射性核種 j の場合、 e_{ij} ）を乗じられるべきである。すなわち、

$$E_{50} = e_{ij} \times I \quad (6.2)$$

(288) 代わりとしては、さまざまな放射性核種及び物質のタイプに対応する、表にまとめられた「単位内容量あたりの線量の関数」の値が用いられるべきである。単位内容量あたりの線量の関数 $f(t)$ は、以下の式によって与えられる。

$$f(t) = e(50)/m(t) \quad (6.3)$$

(289) 単一測定が行われ、測定量 M に対する以前の摂取量の寄与が無視できる程度であるならば、摂取量 I と関連する摂取実効線量 E_{50} は、以下の式によって決定することができる。

$$E_{50} = M \times f(t) \quad (6.4)$$

日常モニタリング

152

(293) 以前のモニタリング期間中に生じる摂取量の寄与が無視できないならば、以下の手順を用いてもよい。それぞれのモニタリング区間 n について、関連する実効線量 E_{50n} は 0 に等しいか正のいずれかであると仮定してもよい。直近のモニタリング区間 k の終了時点に得られた所定の測定量 $M(t_k)$ に対する実効線量 E_{50k} は以下のとおりである。

$$E_{50k} = \left(M(t_k) - \sum_{i=1}^{k-1} \frac{E_{50i}}{f(t_k - t_i)} \right) f(t_k - t_k) \quad (6.7)$$

ここで、 t_k は測定 k （モニタリング区間 k の終了）の時間であり、 t_i および t_k はそれぞれモニタリング区間 n および k の中間点における時間である。 $M(t_k)$ が決定しきい値を下回る場合（ISO, 2011）もしくはバックグラウンドを差し引いた結果が負である場合、 $E_{50k} = 0$ である。

特殊モニタリング

(294) 摂取量評価のために用いられるバイオアッセイデータは、異なる時間に実施された異なる測定に対応する結果で構成されることがあり、異なるモニタリング手法（例えば、直接測定と間接測定）による結果から構成されることさえある。

(295) 摂取時刻がわかっている単一摂取の最良推定値を決定するには、まず、単位摂取量に対する測定量の予測値 $m(t)$ を計算することが必要である。次に、種 i の $M(t)$ が測定データ (t_k, M) と「最適フィット」により、摂取量 I の最良推定値が決定される。種 j のバイオアッセイデータセットが利用可能な場合、摂取量及び線量は、予測値を異なるタイプの測定データと同時にフィッティングさせることによって評価されるべきであると報告される。例えば、尿及び糞データセットが利用可能なならば、摂取量は、適切に加重された予測値を両データセットと同時にフィッティングさせることによって評価される（Doerfler et al., 2006, 2007; ICRP, 2011; Castellani et al., 2013）。

(296) 多数の統計的データフィッティング方法が利用可能である（IAEA, 2004a,b）。最も広く通用できる 2 つの方法は、最尤法（Doerfler et al., 2006; ISO, 2011）及びベイズ的アプローチ（Miller et al., 2002; Puncher and Birchall, 2008）である。点推定の平均や最小二乗法フィットなどの他の方法は、データに付随する誤差に関する知識に基づいて正当化されうる。例えば、最小二乗法は、データの分散が正規分布によって特徴づけられることができると仮定される場合、最尤法から導くことができる。この仮定は、正規分布は対称正規分布）は、モデルがデータをうまくフィットしない時、評価された摂取量及び線量に偏り的な影響を及ぼしうる。しかし、データに対するモデルのフィットが改善されると、評価された摂取量及び線量に対するデータの不確かさの影響は低減する。

154

(290) 日常モニタリングの場合、モニタリング期間中の摂取量は、モニタリング期間の終了時点で行われた測定から評価される。摂取の中間点がわかっておらず（又は容易に決定することができず）、標準評価が実施されている場合（6.2.1 項）、摂取は 7 日間のモニタリング期間の中間点において起こると仮定されるべきである。以前のモニタリング期間中に生じた摂取量の寄与が無視できる程度であるならば、モニタリング期間の終了時点で得られた所定の測定量 M に対して、摂取量は以下のとおりである。

$$I = \frac{M}{m(T/2)} \quad (6.5)$$

ここで、 $m(T/2)$ は、モニタリング期間の中間点において起こったと仮定される単位摂取に対応する測定量の予測値である。モニタリング期間中の摂取量による線量は、摂取量に線量係数を乗じることによって得られる。評価線量又は摂取量は、それぞれ線量係数又はその程度に対応する摂取量の比例割合と比較することができる。代わり、線量または摂取量は、あらかじめ定められた I と比較することもできる。

(291) 先行するモニタリング期間における摂取は、得られる測定結果に影響を及ぼすことがある。日常モニタリングプログラムにおける一連の測定では、以下の手順に従ってもよい。

- 最初のモニタリング期間における摂取の程度を決定する。
- この摂取により、以後の測定はそれぞれに對する寄与を予測する。
- (292) 代わりとして、単位内容量あたりの線量の関数の表を用いると、モニタリング期間の終了時点で得られた所定の測定量 M に対して、摂取量 I と関連する中間点線量 E_{50} は以下のとおりである。

$$E_{50} = M \times f(T/2) \quad (6.6)$$

6.4.3 線量評価：複数測定の測定

日常モニタリング

153

6.4.4 慢性摂取

(297) 体内に存在する放射性の重及び 1 日あたり排泄される量は、その個人が被ばくした期間に左右される。得られたバイオアッセイ結果（例えば、体内、人体臓腑内又は排泄物中に存在する量）は、あらゆる排泄量の重ね合わせを反映することになる。慢性摂取の場合の残留関数及び排泄関数は本刊行物には示されたいが、急性摂取については本報告書シリーズに示される残留関数及び排泄関数と特定されたあらゆる慢性摂取関数とを重み込むことによってこれらを決定することができる。

6.4.5 体内除去法の影響

(298) 内部汚染に關係するケースでは、人体の自然の化合物排出速度を高めるために、又は、大きな取り込みが起ころかもしれない部位における放射性核種の取り込み（例えば、甲状腺における放射性ヨウ素）を妨ぐために、キレート剤又はその他の治療法が用いられることがある。これらのいずれの目的も、摂取量を低減することである。

(299) この介入手法の利用は、摂取量及び線量を推定するための上述の標準化されたモデルの使用を部分的に又は完全に無効にするかもしれない（NCRP, 2009）。ジェネラレントリアミン五酢酸などのキレート剤の使用は、治療の停止後数週間又は数ヶ月にわたって排泄速度に影響を及ぼす場合がある。

(300) いくつかのバイオアッセイデータの取れも、被ばくの状態及び線量評価の必要性及び要求される時間尺度に依存するため、特定の助言を提供することはできない。

6.4.6 創傷

(301) その性質ゆえに、汚染された創傷又は創傷に起因する放射性核種の摂取は、既して、高線量被ばくのかかりの割合を定める。放射性核種は創傷部位から血液や並びに他の臓器及び組織へと移行する場合があり、NCRP は選ばれた放射性核種のさまざまな化学形態についてこの移行を記述するためのモデルを開発した（NCRP, 2006）。元素固有の全身性体内動態モデルと結合すると、この NCRP モデルは、原中及び集中排泄を予測するためにだけでなく、放射性核種の血液及び全身性循環への移行後の臓器及び組織に対する摂取量並びに摂取実効線量を計算するために用いられることができる。

(302) 3.1 節に言及したように、創傷に起因する内部汚染の評価は、実際には専門家の判断に基づきケースバイケースで扱われる。多くの場合、創傷部位から血液中に移行する放射性核種の量は、尿バイオアッセイデータから直接評価されるかもしれない。3.4 節では、この NCRP

155

モデルの主たる特徴を要約している。この情報は創傷汚染の関与のケースにおけるバイオアッセイデータの解釈に有用なことがあるためである。

6.5 バイオアッセイに基づき内部線量評価における不確かさ

(303) Publication 103 (ICRP, 2007) は、不確かさの評価に関して以下のように述べている。

放射線量を評価するには、外部被ばくと線源との線源と位置関係、取り込まれた放射性核種の体内動態や人体を模擬するためのモデルが必要である。標準モデルと必要とされるパラメータ値は、一連の実験的調査と人体研究から取得を通じて確立され、選定される。規制の目的のため、これらのモデルとパラメータ値は決定的な方法によって選定され、不確かさが存在しない。

(304) それゆえ、規制上の要求事項の遵守を裏付けるために行われる個人線量評価については、関連する不確かさを評価または記録する必要があることとなる。にもかかわらず、特定のモニタリング手順（線量評価手順を含む）、モニタリングプログラムの設計を最適化するための重要な情報を提供（Ehrlington et al., 2004a,b; Dawson et al., 2010, 2011; ISO, 2011）。評価された実効線量における不確かさを評価されることがある。物質固有のモデルパラメータ間における不確かさは考慮されるべきであるが、個人固有のモデルパラメータ間ではそれらの標準値に固定されることが多い（6.1節）。

(305) 本節では、過去の線量評価における不確かさの重要な原因について述べる。バイオアッセイデータに基づき内部線量評価における不確かさは、以下に依存する。特定のバイオアッセイデータの放射線量の放射能を決定するために用いられる測定に関連する不確かさ；バイオアッセイ結果を解釈するために用いられる被ばくシナリオにおける不確かさ；そしてバイオアッセイ結果を解釈するために用いられる体内動態モデル及び線量評価モデルにおける不確かさ。被ばくシナリオには、摂取の経路、摂取の時間パターン、体内に取り込まれる特定の放射性核種や、沈着した放射性核種の化学的及び物理的形態などの因子が含まれる。

6.5.1 測定における不確かさ

(306) 体内または生体試料中の放射線の測定における不確かさは、IAEA (1996, 2000) の中で論じられている。間接または直接バイオアッセイ測定の手順は存在しないが、バイオアッセイ方法のいくつかの例は本報告書シリーズ及び他所に示されている。手順、検出器または装置は、対象核種、検出器や予算のような特定の必要性を鑑みて選択される。放射線量の放射能を定量化するために用いられる手順はすべて

(311) 体外計測におけるタイプ B の成分の例には、測定ジオメトリの誤差；検出器と被検者の位置関係及び測定時の被検者の体動；胸部監視の決定；幾何学的特性、密度、体内及び臓器内の放射線種の分布や線量係数など、ファンクショナル測定対象の個人または臓器との差異；間接する人体組織に沈着した放射性核種の沈着パターン；スベクトルの分解能及びピーク；電気的安定性；他の放射性核種からの妨害；バックグラウンド放射線の変動；校正のために用いられる標準放射性核種の放射能；被検者の体表汚染；体内に存在する天然放射性元素からの妨害；そして校正用標準の不確かさがある (Stamble et al., 1994; IAEA, 1996)。

(312) 身体の一部のみの測定の場合、ある特定の臓器中の放射能によるものとしてその結果を解釈するのは一般的に困難である。人体の他の領域からの放射線が検出されるかもしれないためである。そのような測定の解釈は、放射線種及び体内で生成されるあらゆる放射性子孫核種の体内動態に関する決定を必要とする。IAEA (1996) には、 ^{241}Am を用いた実例が示されている。肺モニタリングシステムの校正において行われる基本的な校正は、肺における放射線の沈着パターンであるということであるが、沈着がこのパターンに従うことはまれである。肺における核子の分布は、経路、呼吸率及び被検者の健康状態の関数である (Kramer and Hauck, 1999; Kmetz et al., 2000)。

(313) 計測的統計的変動（タイプ A の不確かさ）は放射線の増加または計測時間の増加につれて減少するのに対して、測定された不確かさのタイプ B の成分は放射線または計測時間とはおおよそ無関係にも、検出限界が低く、検出限界に近い場合、不確かさはタイプ A の成分によって（すなわち、計測的統計的変動によって）支配されることがよくある。容易に検出され、十分な量が存在する放射性核種の場合、総合不確かさはタイプ B の成分によって（すなわち、計測的統計的変動以外の不確かさによって）支配されることがよくある。一般に、さまざまな不確かさの成分と関連するバイオアッセイ測定量の分布に対する寄与は対称正規分布を用いて記述することができ、不確かさは幾何標準偏差を用いて定量化することができる。バイオアッセイ測定量の分布の幾何標準偏差はしばしば「スケッチャタリングファクタ」と呼ばれる。体外計測及びインビトロ測定における不確かさのさまざまな成分に対応するスケッチャタリングファクタは、いくつかがの研究において評価されている (Doerfel et al., 2006; Marsh et al., 2008; ISO, 2011; Lopez et al., 2011b)。

6.5.2 被ばくシナリオにおける不確かさ

経路経路

(314) 摂取の時間パターンにおける不確かさは、推定線量における不確かさの支配的起因になりうるが、ほとんど又は全く無関係ではないかである。例えば、摂取が事故後しばらくの間認識されず、全身残留量並びに尿中及び糞中排せられた割合が急速に減少するならば、仮定された摂取の時間パターンは、線量推定における支配的な不確かさになり得る。他方、直ちに認識された偶発的放出の近くで作業者が被ばくする

て、偶然線量率の系統誤差の原因である。測定における不確かさは典型的には、主として計測の統計的変動、校正手順の妥当性、線源または測定システムの可能性、そしてバックグラウンドにおけるシステム変動による。NCRP は、測定の不確かさを極めて詳細に扱った、内部放射線量評価における不確かさに関する包括的な報告書を作成している (NCRP, 2010)。

(307) 測定と関連する総合不確かさには、測定量の値がある信頼水準で存在すると考えられる区間として表される (EURACHEM/CITAC, 2000)。測定における総合不確かさを推定する際は、不確かさのそれぞれの原因を取り上げ、その原因による寄与を得るためにそれを個別に扱うことが必要かもしれない。不確かさに対する個別の寄与はそれぞれ、「不確かさの成分」と呼ばれる。

(308) ある量における不確かさの成分は、タイプ A 及びタイプ B の不確かさと呼ばれる 2 つの主たるカテゴリに分けられる (EURACHEM/CITAC, 2000; Cow and Harts, 2004; BIPM, IEC, IFCC, ISO, IUPAC, IUPAP, OIML, 2010; NCRP, 2010)。基本的に、タイプ A の成分は、一連の観測における変動性の統計的分析によって評価される成分であり、タイプ B の成分は、他の手段によって、一般的には、利用可能なあらゆる関連情報を用いた科学的判断によって評価される成分である。全身または生体試料中の放射性核種の測定の場合、タイプ A の不確かさは一般に、計測の統計的変動からのみ生じるものとみなされ、ポアソン分布によって記述することができるのに対して、タイプ B の不確かさは、その他のあらゆる不確かさの原因と関連する成分とみなされる。

(309) インビトロ測定におけるタイプの成分の例として以下が挙げられる。試料の体積または重量の定量化、希釈及びピペット操作における誤差；液体中の溶液の蒸発；校正のために用いられる標準物質の安定性及び放射性；トレーサと対象放射性元素の間での化学的取除の同位体特性；プランク修正；バックグラウンド放射性核種の排他率及び変動；電気的安定性；スベクトルの分解能及びピーク重なり；試料の汚染及び不純物；計測時における線源の位置；校正モデルからの歪み；そして校正における均質性に関する仮定 (Stamble et al., 1994)。これらの不確かさは、試料中の放射線の測定に於ては、試料中の放射能が、モニタリングと同一の検出のために被検者の 24 時間平均排率を推定するために、用いられる。試料の採取期間が 24 時間未満の場合、それらの試料は同等の 24 時間値へと規格化されるべきである。これは、生物学的（被検者間及び被検者内）変動性及びサンプル手順と関連する、タイプ B の不確かさに追加の原因をもたらす。これは測定された試料中の放射線の不確かさよりもいくぶん大きくなるかもしれない。サンプル手順については、ブルトニウムの尿分析について Sun et al. (1993) によって、また屋内ラドン被ばくについて Moeller and Sun (2006) によって示されているように、サンプル分析の不確かさを最小化するように設計することができる。

(310) 体外計測は、さまざまなジオメトリで実施される（全身測定ならびに、肺、甲状腺、頭蓋、肝臓や胸部測定などの臓器または特定部位の測定）。それらのタイプのジオメトリは、専用の検出システム及び校正方法を必要とする。IAEA (1996) と ICRU (2003) は、測定の感度及び精度に関する考察を念ひ、直接バイオアッセイ方法を刊行している。

場合、若しくは全身残留量及び排泄物とほとんど一定であるならば、摂取の時間パターンは、線量推定における不確かさの集積できる原因になるかもしれない。

(315) 日常モニタリング中の摂取時間が不明な場合、その摂取は一般に、モニタリング間隔の中間に割り当てられる。代わりに、考えうる摂取時間それぞれに対応する摂取を計算し平均する。若しくは年単位間隔全体にわたって一定の摂取率を仮定することもできる。Punber et al. (2006) 及び Birchall et al. (2007) は、測定及び排泄/残留間隔が正確にわかっているか、又はそれらは不確かさはあるが偏りがなく、という理想条件下において、一定の摂取率は、これら 3 つの摂取シナリオのうち、真の摂取の不偏推定値をもたらす唯一のシナリオであると論じた。

経路経路

(316) 実際には、経路経路が不明であって、経路経路関連の記録又は利用可能なバイオアッセイデータに基づいてそれを容易に見分けることとはできない状況に直面するかもしれない。例えば、摂取が吸入摂取、または経口摂取のみによって、それと両方によって起こったこととわかっている場合がある。たとえ吸入摂取と経口摂取の組み合わせが起こったとしても、これら 2 つの経路による相対的な摂取量に関する情報はほとんどないかもしれない。特定の情報がなく、職業被ばくにおいては、一般的に、摂取は吸入摂取によるものだったと仮定されるべきである。これは被ばく、職業上の環境において、最も頻度の高い放射性核種への被ばくモードだからである。仮定された経路経路の評価線量へ及ぼす影響が大きくなることもあり、評価線量が有意な場合、この影響は調査されるべきである。

仮定した放射性核種の組成

(317) ソースタームに関する仮定（すなわち、放射性核種及びそれらの相対的な存在度）は、作業環境に存在する全ての放射性同位体の測定がモニタリングに含まれていない場合にも、不確かさの要因になるかもしれない。多くの状況において、作業環境に同一元素の複数の同位体には被ばくするが、モニタリングはこれらの同位体の 1 つの測定によって裏付けされる。例えば、 ^{238}U 測定によるウランモニタリングは、濃縮に関与する仮定に依存する。他の状況では、ある放射性核種による被ばく評価が、肺における子孫核種のモニタリング結果に基づく。例えば、子孫核種の測定による被ばくは、作業環境に存在した物質中の ^{238}U 系列に属する放射性核種の平均に関する仮定に依存する。また、幾つかの放射性核種による被ばくは、作業環境に存在することがわかっている放射性核種の測定に基づくかもしれない。例えば、 ^{239}Pu の肺モニタリングは、 ^{241}Am の測定に基づくかもしれない。この際、吸入物質中の ^{241}Am 、 ^{241}Pu 、 ^{241}Am の線量）及び ^{239}Pu の相対量、並びに沈着したブルトニウム同位体及び、沈着した ^{241}Am 及び肺において生成した ^{241}Am の相対クリアランス速度に関する仮定を用いる。

<p>標準作業者の身体における特定の線源領域内(たとえば、肺、甲状腺、全身)の放射性核種および²⁴時間肺腫瘍試料中の放射性核種に對する、単位内容量あたりの摂取実効線量の関数 $z(t)$ (Sv Bq⁻¹)。これは、急性摂取後の時間変化として表にまとめられた。これらの時間依存量は、全身計測や尿分析データなどのモニタリングデータに基づく測及的評価のために用いられるべきである。5 章で述べたように、単位内容量あたりの線量の関数は、モニタリングプログラムの設計のために革新的に用いることもできる。</p> <p>(352) 標準バイオアッセイ関数 $m(t)$ は、摂取量に對する放射能割合(すなわち、単位摂取量あたりの残留量および1日の排泄量、Bq per Bq)の形で表にまとめられプロットされる。これに對して1つの例外はトリチウム水の摂取の場合である。この場合、データは Bq L⁻¹ per Bq で示される。これは線量率と能率に関連するものである。</p> <p>(353) $z(t)$ を利用することは、従来の方法の代わりに、線量評価を単一のステップへと単純化する。従来の方法とは、最初に摂取量を計算する(6.4節)の表、単位内容量あたりの残留量 $m(t)$ を適用し、次に実効線量を計算するために線量係数 $e(t)$ を適用するという方法である(6.4節)。単位内容量あたりの線量の値 $z(t)$ は、最初に摂取量を決定する必要がなく、バイオアッセイ測定値からの摂取線量をより容易に評価するために提示される。</p> <p>(354) それぞれの放射性核種について、すべての摂取タイプに對する吸入摂取に對するモニタリング間隔の中間における急性摂取が仮定されるとき摂取時期が不明なことから導き出されるいかなる過小評価もファクター3を越えないように、モニタリング期間が選択されている [Publication 78 (ICRP, 1976) の 91 項に述べられている]。モニタリングの種類は、モデルを適用して決定され、体内の放射性核種の挙動とその物理学的半減期の両方による。</p> <p>(355) 全身性コンパートメントおよび HKRM のコンパートメントにおける放射性核種の内容量に對するバイオアッセイデータは、いくつかの観測値に對してのみ示される。個人モニタリングの目的では、通常は観測値の内容量に對するバイオアッセイデータで十分である。</p>
--

7.2 印刷物の報告書および電子版付属文書に提示されるデータ

(356) 印刷物の報告書に提示されるデータは、吸入摂取および経口摂取の場合の単位摂取量あたりの摂取実効線量 (Sv Bq⁻¹) の表、吸入摂取の場合の単位内容量あたりの摂取実効線量 (Sv Bq⁻¹) の表、そして吸入摂取の場合の単位摂取量 Bq あたりの線量および排泄データのグラフに限られる。これらのデータは、すべての摂取タイプについて、またそれぞれの元素の最も一般的な同位体について提示される。十分な情報が利用可能な場合は(主としてアクチノイド元素について)、さまざまな化学的形態に對する肺摂取が詳細に述べられ、それに従って線

<p>量係数およびバイオアッセイデータが計算される。標準作業者によって吸入される粒子のサイズは、5 μm の AMAD およびおよそ 2.5 の幾何標準偏差 σ_g を持つ対数正規分布であると仮定される (ICRP, 1994a, 170 項)。これらの粒子は、3.00 g cm⁻³ の密度および 1.5 の形状係数を持つと仮定される (ICRP, 1994a, 181 項)。ラドンの短寿命子孫核種は例外とされ、OIR Part 3 (ICRP, 2016b) の吸入摂取の章に述べられる。</p> <p>(357) 本報告書シリーズに付随する電子版付属文書には、単位摂取量あたりの摂取実効および等価線量係数、単位内容量あたりの摂取実効線量係数の関数、そして標準バイオアッセイ関数の包括的内容が含まれる。データは、半減期が 10 分以上の、Publication 107 (ICRP, 2008) に含まれているほとんどすべての放射性核種について、またその他の選ばれた放射性核種について提示される。データは、さまざまな物理化学的形態について、また、AMTD が 0.001 μm から 20 μm までの範囲の中央径を持つエアロゾルについて提示される。経口摂取(特定の食物)および血液への直接吸入のデータも提示される。</p>
<p>7.3 提示されるデータの品質保証</p>
<p>(358) 委員会は、品質保証を特に重視している。内閣線量係数に關する第 2 専門委員会タスクグループは、本報告書シリーズに示される値が、異なる研究機関において異なるコンピュータコードを用いて独立して計算されるよう手配した。これらの計算におけるいかなる不一致も、刊行前に調査され解決された。</p>

この種別物は、平成31年3月時点のICRP Publication 30 改訂版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。**ドラフトからの引用を禁ず【事務局】**

付属書 A ヒト呼吸気道モデルの改定

A.1 緒言

(A1) OIR シリーズの先行は、Publication 66 (ICRP, 1994a) に述べられている HRTM を、経軌及び新たな情報に対応して更新する機会を提供する。OIR シリーズにおいて用いられている HRTM の改定版は 3.2 節に要約してあり、改定前の HRTM からの単純な変更について述べてある。主な変更は、粒子輸送と血液中心への吸収の両方による、沈着した物質のクリアランスに関連している。これらの変更は、前述の最近の情報のレビュー及び分析、並びに HRTM においてこれらの変更を実施する際の判断を必要とした。以下では、これらの展開について述べて、ET 気道からの粒子輸送を記述するモデルの変更は、ET 気道に沈着した物質の ET₁ 及び ET₂ 間の分布の変更を伴うものであり、これについて以下に述べる。本付属書では、呼吸気道において形成される子孫種々の取り扱いは、に対する詳細な考察についても述べる。

A.2 クリアランス：粒子輸送

(A2) 改定前の HRTM と同様に、粒子輸送速度は年齢及び性別とは無関係であり、あらゆる物質について同一であると仮定される。したがって、あらゆる物質の粒子輸送を記述するために採用したコンパートメントモデルが与えられる。この仮定には例外があることが認識されている [Publication 66 (ICRP, 1994a) の付属書 E を参照]。特に、AI 領域からの一部のナノ粒子のクリアランスは、このモデルにおいて改定されている運動とは異なる場合がある (A.3.4 項を参照)。しかし、これを考慮に入れることに伴う更なる複雑化は、放射線防護の目的のためには正当化されないとみなされた。

(A3) 改定前のモデルを図 A.1 に示す。各パラメータの標準値は図 A.1 に示されており、表 A.1 にリスト化してある。速度定数の標準値は、可能な限りヒトを対象とした研究から導き出された。粒子輸送速度は哺乳動物の間で大きく異なることがわかっているためである。

(A4) 新たな研究は、Publication 66 (ICRP, 1994a) の先行時よりも、ET、BB、bb 及び AI 領域に対して信頼できる粒子輸送パラメータ値の選択を可能にしている。

(A5) 本書で採用される改定粒子輸送モデルを図 A.2 に示す (図 3.4 も示してある)。各パラメータの標準値は図 A.2 に示されており、表 A.1 にリスト化してある。ここでは 2 つのモデルの違いを要約し、変更の標準を以下に詳しく示す。

(A6) 領域 ET₁ は、モデルの中では 2 つのコンパートメント、ET_{1a} 及び ET_{1b} によって記述される。口腔はもはや ET₁ には含まれないため、

1

A.2.1 粒子輸送：肺野外気道

(A10) Publication 66 (ICRP, 1994a) では、利用可能な情報に基づいて、以下のおおむね評価された。経軌吸入摂取時は ET₁ における沈着よりも ET₂ における沈着の方が多く、また、ET₁ に沈着した粒子のほとんどは鼻をかむことにより除去されるが、一部は ET₂ を経由し消化管へと数時間程度で除去される。また、多くの実験データは、粒子は ET₁ から咽喉へと除去され、数 10 分程度で飲み込まれることを示した。

(A11) ET₁ からのクリアランスに関する定量的な情報が不足していたため、改定前の HRTM では、これらの判断が単純化されて適用された。ET 気道に沈着した物質のうち、ET₁ におけるおおよそ 50% の沈着物は鼻をかむことによって 1 d の速度で除去され、ET₂ における残りの沈着物は 100 d¹ の速度で胃腸管へと除去されると仮定された (図 A.1)。

(A12) この欠点に対処することを意図した実験において、被験者は、静止して着座している間もしくは軽い運動を行っている間に、空気が学的直径 (d_a) が 1.5 μm 、3 μm または 6 μm の放射線不溶性粒子を経軌吸入した (Smith et al., 2002, 2011)。初期の ET 沈着物の少なくとも 95% が除去されるまで (概して 2 日)、鼻の流量に依存する滞留及び自発的な鼻かみによるクリアランスが過剰な結果となった。平均して、初期の ET 沈着物の 19% は鼻をかむことにより除去され (50% のクリアランスに対応する幾何平均時間は 8 時間だった)、残りは消化管へと除去された。15% は数分以内に、21% は数分~1 時間、そして 45% は鼻をかむことにより除去された割合と同程度の時間で除去された。この研究における測定ならびに、改定前のモデルの基礎となされた以前の研究は、1 時間以内に除去されたほとんどの粒子は前部鼻道において保持されることを示している。

(A13) これらのデータに基づいて、改定モデルでは、ET₁ に沈着した物質 (ET における沈着物の 65% とみなされる) は 2.1 d¹ の速度 (約 8 時間の半減期) で除去されると仮定される。これは、おおよそ 3 分の 1 は鼻をかむことにより、3 分の 2 は ET₂ への移行による (Smith et al., 2014)。これは、コンパートメント ET₁ から領域へは 0.6 d¹、コンパートメント ET₁ からコンパートメント ET₂ へは 1.5 d¹ の粒子輸送速度で表される。ET₁ からのクリアランスは変更されず、100 d¹ の速度 (約 10 分の半減期) で消化管へと行われる。

(A14) 改定前の HRTM と同様に、改定モデルでも、ET₂ に沈着した (しかし、ET₁ から ET₂ へと除去されたものではない) ごく少量の粒子は気道壁において隔離され (ET_{1a})、リンパ節へと移行すると仮定される。しかし、粒子が隔離される割合は、改定前の HRTM における ET₂ 沈着物の 0.05% から、改定モデルでは 0.2% へと引き上げられる。これは部分的に、ET₂ における粒子の沈着割合の引き下げを理由とするが、Publication 66 でレビューされた、鼻道における吸入粒子の長期残留に関する実験データの再考によるものでもある (ICRP, 1994a; Smith et al., 2014)。

3

コンパートメント ET₂ は後部鼻道、咽喉及び喉頭から構成されるものとして再定義される。

(A7) BB 及び bb 領域のそれぞれにおいて、咽喉へのクリアランスの段階は、2 つではなく 1 つとなる。したがって、図 A.1 におけるコンパートメント BB、及び BB₁ は図 A.2 におけるコンパートメント BB₁ によって置き換えられ、図 A.1 におけるコンパートメント bb 及び bb₁ は図 A.2 におけるコンパートメント bb₁ によって置き換えられる。

(A8) AI 領域においては、改定前の HRTM の 3 つの AI コンパートメントが ALV コンパートメント及び INT コンパートメントによって置き換えられている。粒子は、ALV コンパートメントから繊毛気道 (bb) 又は INT コンパートメントのいずれかへと除去される。粒子は、INT コンパートメントからリンパ節へと極めてゆっくり除去される。

(A9) したがって、改定 HRTM では以下のコンパートメントが定義されている。

- ET₁：前部鼻道 (領域 ET₁、この領域は細分されない) に沈着した物質の残留。
- ET_{1a}：鼻道に沈着した粒子のうち、ごく一部の気道組織における長期残留 (半減期約 700 日)。
- ET_{1b}：ET 領域を排出するリンパ管及びリンパ節。
- LN_{tr}：TH 領域を排出するリンパ管及びリンパ節。
- ET₂：ET₂ に保持されるごく一部の割合 (0.002 とみなされる) を除いた、後部鼻道、咽喉及び喉頭 (ET₂ 領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期約 10 日)。
- BB₁：ET₂ への粒子輸送を伴う、BB における粒子の残留 (半減期約 100 日)。
- bb₁：BB への粒子輸送を伴う、bb における粒子の残留 (半減期約 3.5 日)。
- BB₂：BB に沈着した粒子のうち、ごく一部の気道壁における長期残留 (半減期約 700 日)。
- bb₂：bb に沈着した粒子のうち、ごく一部の気道壁における長期残留 (半減期約 700 日)。
- ALV：肺動脈に沈着した粒子の残留 (半減期約 250 日)。沈着物の一部の割合 (0.67) は粒子輸送によって繊毛気道 (bb) へと除去されるが、残りは間質 (INT) へと浸透する。
- INT：肺動脈に沈着した粒子のうち、間質へと浸透するもの長期残留 (半減期約 60 年)。これらの粒子はリンパ節へとゆっくり除去される。

2

(A15) 改定前の HRTM では、吸入摂取時に鼻道に沈着した粒子は、ET₁ と、ET₂ の一部である後部鼻道の間で等しく分配されると仮定された。しかし、沈着効率や呼吸時及び呼吸時の多分散エアロゾルについて計算されたため、放射線防護上対象となるほとんどのエアロゾルサイズを以て、Publication 66 (ICRP, 1994a) に示されている沈着割合は ET₁ よりも ET₂ の方が少し高い。改定 HRTM では、最近の実験 (Smith et al., 2011) に基づいて、鼻呼吸の場合、ET 気道における沈着割合は 65% が ET₁ へ、35% が ET₂ へと分配されると仮定される。改定 HRTM における ET₁ 及び ET₂ に沈着する吸入物質の割合を計算する目的で、ET 気道における総沈着量を示すために ET₁ 及び ET₂ に沈着した割合 (改定前の HRTM を用いて計算された) が計算され、次に、65% が ET₁ へ、35% が ET₂ へと再配分された (口呼吸の場合、ET₁ には沈着せず、ET₂ に沈着する割合は改定前の HRTM を用いて計算されたものと同一である)。

(A16) 表 A.2 にエアロゾルサイズの関数として呼吸気道のそれぞれ領域における沈着割合の値を、(a) 静止して着座している成人男性、(b) 軽い運動を行っている成人男性、及び (c) 標榜作業者の場合について示す。AMAD が 5 μm のエアロゾルに対する標榜作業者の場合の値は、表 3.1 に示す。

(A17) AMAD が約 0.3 μm よりも小さいエアロゾルについては、呼吸気道における沈着は熱力学的メカニズム (すなわち、拡散) に支配され、結果として、沈着割合は主として AMTD に依存する。したがって、表 A.2 では、このサイズの範囲における AMTD に対する沈着割合をまとめた。AMAD が約 0.3 μm よりも大きいエアロゾルについては、呼吸気道における沈着は衝突及び沈着に支配されるため、沈着割合は主として AMAD に依存する。したがって、表 A.2 では、このサイズの範囲における AMAD に対する沈着割合をまとめた。

(A18) ET の取り扱いは増大のため、線量係数を増大させる。これらの変更は、鼻動脈における放射線性種の測定値の解釈にも影響を及ぼすことになり、鼻に沈着した物質 (これは鼻により、吸入物質のおおよそ 50% である) のうち、消化管を通じて除去される割合が大きくなる。

A.2.2 粒子輸送：気管支気道及び細気管支気道

底産クリアランス

(A19) 改定前の HRTM には、半減期が 23 日である、BB 及び bb 領域に沈着した粒子の遅いクリアランス (すなわち、拡散) に支配された BB₂ 及び bb₂ が含まれている。これは主として、ポランディアが放射線性種で隔離された粒子の「シャローボウス」(shallow bohus) (すなわち、主要気道に粒子が沈着するよう設計された、それぞれ呼吸の終了時点の少量のエアロゾル) を吸入した実験の結果に基づくものだった。「遅いクリアランス」の成分が観察され、これは d_{50} よりも幾何学的粒子径 d_p の方により高い相関を示すこととなった (ICRP, 1994a)。

改定前の HRTM では、BB 及び bb に着せられた粒子の選いクリアラランスの割合 (A) は、 d_e が 2.5 μm の場合に 0.5 であり、粒子が大きくなると急激に低下すると仮定している。

(A20) 改定 HRTM では、ヒトのポランテアを用いたより最近の実験に基づき、気管支樹からの選いクリアラランスに対して別のアプローチがとられている。特に、一連の研究では、大きな粒子 (d_e が 6 μm) が肺底にゆっくり吸入されておき、これは理論的には、ほとんどの沈着が細気管支において起こることに帰着するべきものである (例えば、Anderson et al., 1995; Camner et al., 1997; Falk et al., 1997, 1999; Philipson et al., 2000; Svantengren et al., 2001)。24 時間における残留は予測された AI 沈着をはるかに上回っており、気管支樹における選いクリアラランスの概念を裏づけている。

(A21) Falk et al. (1997, 1999) は、速く吸入された (およそ $45 \text{ cm}^3 \text{ s}^{-1}$) d_e が 6 μm のテフロン粒子の肺残留を、通常の流量 (およそ $450 \text{ cm}^3 \text{ s}^{-1}$) で吸入された同様の粒子の残留と、6 カ月までの期間にわたって比較した。初期肺沈着 (ILD) のおおよそ 50% は、いずれの流量の吸入でも最初の 24 時間後クリアラランスされた。24 時間以後の残留は、2 成分指帰関数によって十分に記述されており、クリアラランス速度はおおよそ 3.7 日の半減期 (中位の「フェーズ」) 及び 500 日の半減期 (AI 領域からのクリアラランス) を有する。中心フェーズに関する割合は、選い吸入後には ILD のおおよそ 18%、通常の吸入後には ILD の 6% だった。3 つの異なるモデルを用いて計算された BB、bb 及び AI 領域における沈着は良い一致を示し、平均値として、選い吸入後には ILD のおおよそ 17%、63% 及び 18%、通常の吸入後にはそれぞれ 30%、26% 及び 43% であった。したがって、予測された肺気管支沈着と中心フェーズにおいて除去される量の間には強い相関があり、単位フェーズは細気管支に沈着した粒子のおおよそ 25% と関連づけられることを示唆した。

(A22) Svantengren et al. (2001) は、 d_e が 6 μm の粒子がシャローボラス (shallow bolus) として吸入された場合と、個別に速く吸入された場合において、それぞれの被験者の残留が極めて類似していることを見出した。1 つの解釈は、選いクリアラランスは細気管支に特有であって、手法が異なるという事実にもかかわらず沈着パターンは極めて類似しているというものであり、これは補完的な沈着モデリングによって裏づけられた見解だった。しかし、沈着パターンの異なる、選い吸入後よりもポラータ吸入後の方がより多く気管支に沈着する可能性を排除できなかった。また、HRTM で仮定されているように、大きな気道と小さな気道のいずれにおいても選いクリアラランスが同程度に起こる可能性も排除することはできないだろう。

(A23) Philipson et al. (2000) は、 d_e が同じであるため肺沈着パターンは同じであるが、密度が異なるため d_e の値が異なる ($d_{e,2} = d_{e,1} \rho$)、ここで ρ は粒子密度) 粒子を投与することにより、直後 d_e の影響を調査した。ポランテアでは、 d_e が 6 μm のポリスチレン (PSL、密度 1.05 g cm^{-3}) 及びアクリル (密度 2.13 g cm^{-3}) の粒子を吸入した。テフロン線の幾何学的直径 d_g (4.5 μm) は PSL (6.1 μm) よりも小さく、HRTM はテフロン線の f の方が大きくなる (14% 対 5%) と予測している。しかし、これら 2 つの粒子の残留はそれぞれ別の被験者において同様だった。

要項については、3.2.4 項に述べてある。

気道における滞留

(A29) 改定前の HRTM は、BB 及び bb 領域に沈着し気道壁において保持される粒子の割合 (BB_{eq} 及び bb_{eq}) は、どのサイズの粒子の場合も 0.7% であり、この物質は 0.01 d^1 の速度でリンパ節へと除去されると仮定した。改定前の HRTM が完成したとき、この現象は、ラックの末梢気管への放射性核種で標識された粒子の沈着物の放射能残留を追跡した Patrick 及び同僚ら (例えば、Takahashi and Patrick, 1987) によって十分に定量化されていたに過ぎなかった。その後、Takahashi et al. (1993) は同様の実験を実施し、ワサギ、イヌ及びサル末梢気管に ¹²⁵I 標識 BaSO₄ を点滴注入した。注入の 1 週間後に保持される量は、注入された量のそれぞれ 0.145%、0.044% 及び 0.043% だった。これらの値はラックの場合に認められた値をはるかに下回って下回っている。鼻上皮的層における粒子の残留である ET₅₀ について上記で述べられた 0.2% という値は、複数の種における複数の異なる物質に関する結果に基づくものであり、気管について観測された範囲内である。これに基づいて、本書では、BB_{eq} と bb_{eq} の双方において保持される割合の値及びそれらからリンパ節へのクリアラランス速度は、ET₅₀ の場合と同じであると仮定される (付なわら、0.2% 及び 0.001 d^1)。結果として、改定モデルは、BB 及び bb から LN_{in} への移行は少なくとも仮定する。解剖学研究において観察された LN_{in} 内容量に対する肺内容量の比理との整合性を維持するために、AI 領域から LN_{in} への移行は相応しく多くないと仮定する (下記を参照)。

(A30) 改定前の HRTM における気管支樹からの選いクリアラランスの比較いからの変更は、多くの場合、線量係数を低下させることとなる。これらの低下は、半減期が数週間以上のタイムアップからの選いクリアラランスの場合に顕著なものとなる。これは、選いクリアラランスの肺残留は、概数的最大成分を与えた (Bailey et al., 1995)、隔離に関するパラメータ値の変更は、実効線量係数にはほとんど影響を及ぼさない。それは実効線量係数にわたるに寄与するだけでしかないためである。

A.2.3 粒子輸送：AI 領域

(A31) 改定前の HRTM では、AI 領域は 3 つのコンパートメント、AI₁、AI₂ 及び AI₃ によって表され、主としてそれぞれ 0.02 d^1 、0.001 d^1 及び 0.0001 d^1 の速度 (およそ 35 日、700 日及び 7000 日の半減期) で気管支樹を經由して胃腸管へと除去された (Grego et al., 1994)。ヒトの肺クリアラランスは、吸入摂取後およそ 1 年までの実験的残留において定量化されていた (ICRP, 1994a)。この期間にわたる不溶性粒子の肺残留は、概して 2 つの成分の指数関数に従い、およそ 30% の半減期がおよそ 30 日、残りの半減期が数百日であるとみなされ、これは 300 日で初期肺留沈着物のおおよそ 90% の残留を示す。この情報は、AI₁ に関するパラメータ値を定義するために利用された。

(A24) Samlithal. (2007, 2008) は、これらの対立仮説をより批判的に検証し、 $d_{e,2}$ は同じであるが密度は大きく異なる 2 種類の粒子を、肺底沈着を最小化するためにシャローボラス (shallow bolus) として投与した。一つの研究においては、ポランテアでは、 d_e が 5 μm の PSL 及び白金 ($\rho = 19.3 \text{ g cm}^{-3}$) の粒子を吸入した。対応する $d_{e,2}$ の値はそれぞれ 5 μm 及び 11.2 μm であり、 f の値はそれぞれおよそ 10% 及び 50% だった。したがって、HRTM にはれば、金の肺残留は PSL のそれをはるかに上回るべきものだった。しかし、いかなる被験者においても、これらの間に有意な違いは認められなかった。別の研究では、 d_e が 8 μm の PSL 及び金が用いられ、おおよそ同様の結果が得られた。

(A25) したがって、これらの結果は、HRTM において仮定された f の値に対する依存性と整合するものではない。考えうる説明は、推論された d_e に対する依存性は偶然のものだったというかもしれない。それは主として、比較的大きな粒子 (d_e または $d_{e,2}$ が $> 4 \mu\text{m}$) を用いて行われた測定 (ICRP, 1994a) の仮定の基礎とされたポラータ実験の結果との明らかな食い違いは補正されていない。考えうる説明は、推論された d_e に対する依存性は偶然のものだったというかもしれない。それは主として、比較的大きな粒子 (d_e または $d_{e,2}$ が $> 4 \mu\text{m}$) を用いて行われた測定に基づいたものであり、その時に利用可能な測定値は比較的小さかった。

(A26) 最近の別の研究は、気管支樹からの選いクリアラランスに関する改定前の HRTM の仮定との整合を示した。Grego et al. (2010) は、Philipson et al. (1996) による研究における肺内残留 (下記を参照) を分析した際、吸入摂取後 7~50 日の肺クリアラランスは、BB 及び bb 領域からの選いクリアラランスの結果として、HRTM によって予測されたものをはるかに下回ることを見出し、その期間には AI 領域からのクリアラランスはないと仮定した。

(A27) したがって、関連する最近のヒトを対象とした研究のほとんどは、誘導気道における選いクリアラランスは細気管支に沈着した粒子と関連することを示唆しており、これは *Publication 66* (ICRP, 1994a) において仮定されている粒径依存クリアラランスモデルよりも単純な説明である。改定 HRTM では、誘導気道における選いクリアラランスは bb 領域においてのみ起こることを仮定し、上記のように Falk et al. (1997, 1999) に従って、粒子は 0.2 d^1 の速度 (およそ 3.5 日の半減期) で bb 領域から BB 領域へと除去されるとみなされる (隔離された微小割合を除く。下記を参照)。BB 領域から ET 領域への選いクリアラランス速度は、10 d^1 で裏づけられる。

(A28) Falk et al. (1997, 1999) の結果は、選いクリアラランスがなされるのは bb 領域に沈着した粒子の一部分に過ぎず、それらの実験の条件ではこれ約 25% であることを示唆している。そうであるならば、Camner et al. (1997) によって提案されているように、それは主としてより小さい細気管支において起こることを合理的である。しかし、残っている不確かさ (及び bb 領域の下部区分について利用可能な沈着割合の欠如) を考慮して、本書では単純化のために、それは bb 領域に沈着したあらゆる粒子にあてはまると仮定される。また、選いクリアラランスが BB 及び bb 領域に直接沈着した粒子のみであらばはまると仮定した改定前の HRTM とは異なり、それは AI 領域から bb 領域へとクリアラランスするあらゆる粒子にあてはまると仮定される。これらの変更は、モデルの単純化をもたらす。すなわち、単一のコンパートメント BB_{eq} が BB₁ 及び BB₂ に取って代わり、単一のコンパートメント BB_{eq} が bb₁ 及び bb₂ に取って代わる (図 A.2)。線量係数モデルに関する関連する

(A32) 職業被ばく後の胸部における放射能の測定結果及び解剖時の肺における放射能の測定結果は、一部の物質は数十年にわたって肺に保持されることが示している。*Publication 66* (ICRP, 1994a) では、放射性核種の体外排泄に基ついた、肺底の吸入摂取に働くヒトの胸部内残留に関する情報がレビューされた。摂取後 300 日までの残留はコントロールされた実験において検出づけていたため、個別的な採取に続く少なくとも 400 日におよぶ残留に関する研究のみが含まれた。摂取後 300 日において検出される初期肺沈着物のおおよそ 50% の取り得る結果に関するガイダンスを得ることが目的だったため、最終測定の日数における胸部内残留 R(t) は、300 日における残留 R(300) の割合として表された。これは、摂取後しばらくしてから最初の測定が行われたケースにおける情報の包含も容易にするとともに、エアロゾル/粒子、呼吸パターンや可溶性成分などの因子による、初期クリアラランスにおける相違の影響を回避するものだった。*Publication 66* (ICRP, 1994a) の図 E.10 においては、胸部内残留 R(t) の R(300) に対する割合 α との関係がプロットされた。この情報を図 A.3 に示す。コバルト、ウラン、フルトワム及びアメリウムについては、その放射性の急性摂取後の 10 年に及ぶ測定により、摂取後 300 日において胸部内に有意な割合 (> 10%) とどまる物質が超長期肺残留する証拠が認められた。

(A33) これらの結果は、AI₁ 及び AI₂ に関するパラメータ値の定量化には用いられなかった。発表された体外計測研究は典型的なものではなく、真向に選いクリアラランスを表している可能性があることとみなされたためである。以下が言及された (ICRP, 1994a)。「AI₁ 及び AI₂ の場合、 α は、容易には定量化されない。摂取後 300 日において AI 領域に保持されるのは初期肺沈着物の 50% に過ぎないため、 α は 0.5 未満である。一部の被験者においては測定可能な胸部内残留が存在するため (図 A.3)、 α はおおよそ、初期肺沈着物の少なくとも 60% 以上と仮定される。おおよそその値としては、 $\alpha = 0.1$ と仮定され、したがって、差分により $\alpha = 0$ と仮定される」。図 A.3 はまた、改定前の HRTM によって予測された不溶性粒子の残留も示しており、これは最終測定が摂取後 2000 日未満に行われた場合の結果とはよく一致しているが、測定がそれより後の場合の結果は過小評価している。

(A34) 改定モデルでは、改定前の HRTM の採用以後に発表された、さらなるヒトを対象とした研究が考慮されており、それらはすべて、AI 領域における長期肺残留は仮定されたよりも大きくことを示している。

(A35) Davis et al. (2007) による最近の研究は、*Publication 66* (ICRP, 1994a) が採択されたときに利用可能だったいかなる情報よりも十分な、長期肺残留に関する体外計測情報を提供している。作業者のグループが同時に短時間でコバルト-60 含有粒子を吸入摂取しており、ほとんど (7 名) がおよそ 15 年におよぶ追跡調査された。これらの作業者は原子力産業の作業者を代表すると仮定されたとされている。これららの作業者はすべて、HRTM の予測よりもはるかに選いクリアラランスを示しており、これは HRTM が発表された時点において見られた、2000 日を超える期間に関する肺沈着と整合している (図 A.3)。

(A36) それゆえ、長期肺沈着データのレビューが変更されている (Grego et al., 2010)。HRTM の完成以後に発表された、別の主要な 3

<p>書庫シリーズで用いられる改定 HRTM に採用されている。</p> <p>(A51) 限られた数の選ばれた物質、すなわち以下のような物質については、物質固有の吸収速度がその元素の章の中で採用されている（付随する電子版付属文書には、それらの物質について線量係数及び種別バイオアクセス関数が提示される）。</p> <ul style="list-style-type: none"> • 固有のパラメータ値を導き出すことができる体外計測データが存在する。 • さまざまな研究の結果が一貫している。 • その物質への職業被ばくが起ころそであることとみなされた。 • 固有の線量係数及びバイオアクセス関数を追加的に提示することを正当化することに十分なほど、固有のパラメータ値がタイプ F、M 及び S の初期設定パラメータ値とは異なる。 <p>(A52) 他の物質は、その元素の章を編纂する際にレビューされたように、利用可能な適切な実験データを利用して初期設定のタイプに割り当てられた。Publication 66 (ICRP, 1994a) は、実験結果に基づいて物質を吸収タイプに割り当てたための基準を示さなかった。基準は Publication 71 (ICRP, 1995c) において策定され、その適用は ICRP (2002b) の中でさらに論じられた。タイプ M は、ある吸収タイプへの割り当てを行わなければならない場合に、ほとんどの元素のあらゆる粒子形態において仮定される。ある物質が急性摂取後 30 日までに血液中に吸収される量が、0.069 d^{-1} の一定の吸収速度 (10 日の半減期に相当する) を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間にわたって吸収されるであろう量を上回るならば、その物質はタイプ D に割り当てられる。同様に、ある物質が急性摂取後 180 日までに血液中に吸収される量が、0.001 d^{-1} という一定の血液吸収速度 (おおよそ 700 日の半減期に相当する) を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間にわたって吸収されるであろう量を下回るならば、タイプ S に割り当てられる。</p> <p>(A53) それぞれの元素の粒子形態は、これらの基準を用いて HRTM の設定の吸収タイプに割り当てられた。しかし、物質をタイプ S に割り当てたための基準の厳密な適用は、継続期間が少なくとも 180 日の実験を必要とする。これは多くの有用な情報を排除すると思われるため、本文に示すように、場合によっては外補が用いられている。これらの基準を適用することが可能だった研究については、結果はタイプ F (M 又は S) への割り当て「と整合する」(又は「を認めず」) という趣旨の言明が行われる。研究の結果が特定のタイプを指し示しているが、これらの基準を適用するための情報が不十分だった研究については、結果はタイプ F (M 又は S) の動物を「指し示す」または「示唆する」という趣旨の言明が行われる。呼吸気からの吸収に関する実験データがほとんど又はまったく存在しない一部の元素については、北学的類推に基づいて物質を既定のタイプに割り当てることができる。</p> <p>(A54) それぞれの元素の可溶性 (タイプ F) 形態については、(利用可能な情報がある場合) 呼吸気道から血液への吸収の全体速度が推</p>
--

13

<p>A.3.2 吸収パラメータ初期設定値に対する改定</p> <p>(A58) 上記に示されたように、(体外計測及びビントロ研究の両方による) 実験データから導き出された固有のパラメータ値は、物質の代表値を選択するためのガイダンスのためのデータベースを提供した。この代表値は「低い」、「中位」又は「高い」速度で除きられると一般にみなされる。</p> <p>(A59) おおよそ 100 セットの固有のパラメータ値が利用可能となったときに（すなわち、第 2 部及び第 3 部の元素についてレビューのほとんどが完了したときに）、これらの結果が照会され分析された。これは、いくつかの客観的な統計手法によって中心値を導き出しうるであろう代表的な調査ではなかったことを強調しておく。むしろ、これは以下に述べるように、判断に情報を与えるための基礎を提供した。</p> <p>(A60) 元素セクションの最新ドラフトの本表に示されているパラメータ値は、上記に示した Publication 71 (ICRP, 1995c) の基準に従ってタイプ F、M 及び S に分類され、表にまとめられた。多少の選択が行われた。特に不確かであることが指摘されたいくつかの値は除外された。ある物質（または極めて初期で採用する物質）について結果のセットが複数あった場合、それらは整合され、少数の化合物に重みを与えすぎることを選ばないように中心値が採用された。ここで留意すべきは、幾つかのパラメータ値のセットについては、データフィッティングにおける限界ゆえに、α_1 は固定され、f 及び α_2 のみが評価されたことである。そのような場合、仮定された α_1 値は中心値の導出には含まれなかった。</p> <p>(A61) f、α_1 及び α_2 の評価値の中央値、幾何平均値及び幾何標準偏差 (gd) を表 A5 に示す。タイプ F の物質に対応する f 値を除き、推定値の幅が広いことを反映して、α_1 は極めて大きく (4~14)、したがって中心値における不確かさが大きいことを示している。</p> <p>(A62) 表 A6 に示す更新された初期設定値は、主として以下の考察に基づくものだったが、中心値における大きな不確かさ及び単純な線量係数の必要性も考慮に入れていたものである。</p> <p>速く溶解する割合、f</p> <p>(A63) タイプ F の場合、中央値 (0.95) は現行の設定値 1.0 に近い。導入における容易さのために、2 段階の溶解には変更しないのが望ましい。初期設定値は 1.0 のままとする。</p> <p>(A64) タイプ M の場合、中央値は現行の初期設定値 (0.1) を上回る (0.20) である。更新された初期設定値は 0.2 とする。</p> <p>(A65) タイプ S の場合、中央値は現行の初期設定値 (0.001) を上回る (0.007)。更新された初期設定値は切り上げて 0.01 とする。</p>
--

15

<p>定される。一般に、これは (a) 沈着した物質の溶解（種別として吸入されたのではないため）に溶解している場合 (b) 特に、誘導気道における、線量係数を通じて上皮への移行 (c) 上皮の全域におきたる移行、を含むプロセスの組み合わせの結果として得られるかもしれない。厳密には、モデル構造の点から、これらのうち最初の 2 つは「溶解」として記述され、速い溶解速度 α_1 によって表現されるだろう。当該物質が粒子輸送の支配下にあるのに対して、上皮の全域におきたる移行は、極度に速くならない限り、単純割合によって表現されるべきである。制限には、全体速度のうちどれだけがそれぞれのプロセスに割り当てられるべきなのかを評価するのは難しく、単純化のために、吸収全体を表現するために α_1 が用いられる。しかし、α_1 は元素に特有であると仮定され、これは溶解及び上皮を通過した移行について予想されるだろう。このアプローチの正当化の一部は、α_1 の値は、肺動脈域に沈着した物質よりも誘導気道（ここでは溶解液が比較的薄い）に沈着した吸入物質の体内動態全体に対してより多くの影響を及ぼす傾向にあるという事実にある。それは呼吸における元素間の幅広い変動のため、本報告書シリーズでは、元素固有の値を採用して行うことができる元素についてはこの値が採用される。</p> <p>(A55) しかし、一部の元素の可溶性形態の場合、溶解物質の一部は速く血液中に吸収されるが、かなりの割合がより遅く吸収される。場合によっては、これは（粒子輸送によるクリアランスの支配下にある）粒子集物質の形成によって表現することができる。しかし、それは肺の構造成分に付随し、血液への吸収によってのみ除去される場合もある。後者のタイプの時間依存取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 (a) は「束縛」状態で保持され、そこから速度 α_2 で血液に入るが、残りの割合 (1-a) は瞬時に血液へと仮定される (図 A5)。粒子状態物質の変化による残留よりも、束縛状態での残留の監視は、1 つ以上挙げられるかもしれない (たとえば、保持された物質の薬中クリアランスよりも、全身取り込み、呼吸気道と同じ領域に沈着した不溶性粒子の場合よりも速いクリアランス；放射能の集積残留よりも、拒絶を示すオートラジオグラフィ)。</p> <p>(A56) 束縛状態は主として、肺動脈域からの可溶性物質の速いクリアランスを考慮に入れるためにこのモデルに含まされたが、初期設定では同じ束縛状態パラメータ値があらゆる領域に適用されると仮定される。場合によっては (たとえば、長寿命アルファ放出体の場合)、長期的な束縛状態) これは、ほかから、BB 及び bb 領域に対する高線量を導き出すだろう。これらの組織に与えられる大きな加重 (分配係数) ゆえに、これは肺に対する高い等価線量計算値を導き出すだろう。したがって、本報告書シリーズでは、束縛状態が採用される元素 ($f > 0$) については、束縛状態が溶解気道 (ET, BB 及び bb 領域) にのみ適用されることが実験的証拠で支持されるならば、これが仮定される。</p> <p>(A57) 呼吸気道からの吸収に関する実験データが、ほとんど、又は、まったく存在しない一部の元素については、元素固有の吸収パラメータ値 (α_1, α_2 及び α_3) は北学的類推に基づいただろう。</p>
--

14

<p>速い溶解速度、α_1</p> <p>(A66) タイプ F の場合、物質に対する実験データから推定される、割り当てられるであろう α_1 の中央値は 12 d^{-1} であり (表 A5)、これは改定前の HRTM の初期設定値 100 d^{-1} を大きく下回る。しかし、この結果は少数の元素に対する結果によって大きく影響されており、その結果のおおよそ半分は 4 つの元素のみによるものである。初期設定値の選択においてより広い範囲の元素による情報を包含するために、適切な実験情報を利用可能だった場所を評価された。元素の可溶性 (タイプ F) 形態に対応する元素固有の α_1 値も考慮された (上記を参照)。物質固有の値が評価されたいくつかの元素については、元素固有の値が用いられる。したがって、元素固有の値の分布は、それぞれの元素が等しく寄与し (1 つの入力)、幅広い元素を包含しており、その中央値は 50 d^{-1} である。両方の中央値を考慮に入れて、タイプ F に対応する更新された α_1 の既定値は 30 d^{-1} とみなされる。</p> <p>(A67) タイプ M 及び S の場合、物質に対する α_1 推定値の割り当てられるであろう中央値は、それぞれ 17 d^{-1} 及び 24 d^{-1} であり (表 A5)、これらは改定前の HRTM の既定値 100 d^{-1} をはるかに下回る。タイプ F の場合のように、その分布は少数の元素に対する結果によって大きく影響されている。タイプ F の場合、元素固有の α_1 値の考慮は、より幅広い元素を含み、物質固有の値よりもわずかに高い値の選択につながった。しかし、速い溶解速度 α_1 は、タイプ F の物質の場合には吸収全体を示すものであり、元素固有であると仮定される一方、タイプ M 及び S の物質の場合には粒子の基礎の溶解にのみ決定される傾向があり、それは元素に特有のものでない。したがって、タイプ M 及び S の物質については、元素固有の値は評価されなかった。これらの要因並びに α_1 推定値における大きな変動全体を考慮に入れると、タイプ M 及び S に対する更新された初期設定値は同じであり、切り上げて 3 d^{-1} とみなされた。本書では、タイプ M 及び S の物質に対応する 3 d^{-1} の α_1 の初期設定値は、全ての元素に適用されると仮定される。ただし、タイプ F の元素固有値自体が 3 d^{-1} を下回る場合はこの限りでなく、この場合、タイプ F の元素固有値がタイプ M 及び S にも適用される。例えば、臓腑の場合、3 つのタイプのどれについても初期設定値が用いられ、バリウムの場合、タイプ F に対応する元素固有の α_1 値は 20 d^{-1} であるが、タイプ M 及び S については 3 d^{-1} の初期設定値が用いられ；イットリウムの場合、タイプ F に対応する元素固有の α_1 値が 1 d^{-1} であるため、タイプ M 及び S についても 1 d^{-1} が用いられる。</p> <p>速い溶解速度、α_2</p> <p>(A68) タイプ M 及び S については、中央値は 0.003 d^{-1} および 0.00018 d^{-1} であり (表 A5)、現行の設定値 0.005 d^{-1} 及び 0.0001 d^{-1} と同程度である。初期設定値はそれぞれ、0.005 d^{-1} 及び 0.0001 d^{-1} のままとする。</p> <p>(A69) したがって、現在利用可能なデータは、改定前の初期設定値よりも、タイプ M 及び S の物質については、代表的な速く溶解する割合が大きいが、3 つのタイプについて速い溶解速度が低いことを示している。これは、ET 気道における速い吸収を低減し、肺における速い吸収を増大させる影響をもたらす。</p>

16

68 (ICRP, 1994b) の中で適用された全身性体内動態モデルは、*Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) から採用され、膀胱および腸管に対する線量を扱うために特定の排泄経路を包含するように改定された。

(B7) *Publication 68* (ICRP, 1994b) において適用された体内動態モデルは、15 元素の選ばれた放射性同位体に対応する作業者の場合のバイオセーフティの解釈に関する勧告を更新するために、*Publication 78* (ICRP, 1997b) の中で用いられた。放射性同位体は、*Publication 78* (ICRP, 1997b) の中で用いられた。放射性同位体は、*Publication 78* (ICRP, 1997b) の中で扱われている 15 元素のうち 9 元素に対応する全身性モデルは、*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c, 1996) において採用された生理学ベースのモデルだった。

B.2. 本報告書シリーズにおいて用いられる全身性モデル構造

(B8) *Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c, 1996) において選ばれた元素については導入された生理学的描写モデル構造には、放射線防護において従来用いられた残留量モデルと比べて、いくつかの潜在的な利点があると、今日では広く認識されている。たとえば、生理学的描写モデル構造は、

- ・ モデルパラメータ間の作成による放射線生物学的データの補完によって、生理学的情報又は生理学的に妥当な仮定の利用を容易にする。
- ・ 集団のさまざまな年齢グループおよび曝露期間の範囲を超えて放射線生物学的データの範囲を超えて外挿するための基礎をもたらす (たとえば、骨のリモデリング速度に依存することがわかっているパラメータ値は、骨のリモデリング速度に関する年断固有のデータに基づいて、年齢に応じて変化させることができる)。
- ・ 身体の特定の生理学的プロセスおよび特定のサブシステムに種間の比較を容易にする。これは、全身の外挿はできないとしても、外挿が有効かもしれない。
- ・ ある元素に由来する体内動態データのヒトに対する外挿を容易にする。これは、化学的類似体の生理学的類似性の度合いは、ある生理学的プロセスと別の生理学的プロセスの間で異なるかもしれないためである (たとえば、アルカリ土類金属は、血液から骨へは同様の移行速度を示すが、骨における非交換性部位へは極めて異なる移行速度を示す)。
- ・ 排泄を人体組織と体液の間の放射線の交換と関連づけるため、線量計算およびバイオセーフティ解釈のために同じモデルを用いることができる。
- ・ 親種および体内で生成されるそれらの放射性子孫種の差別的な体内動態のモデリングを可能にする。

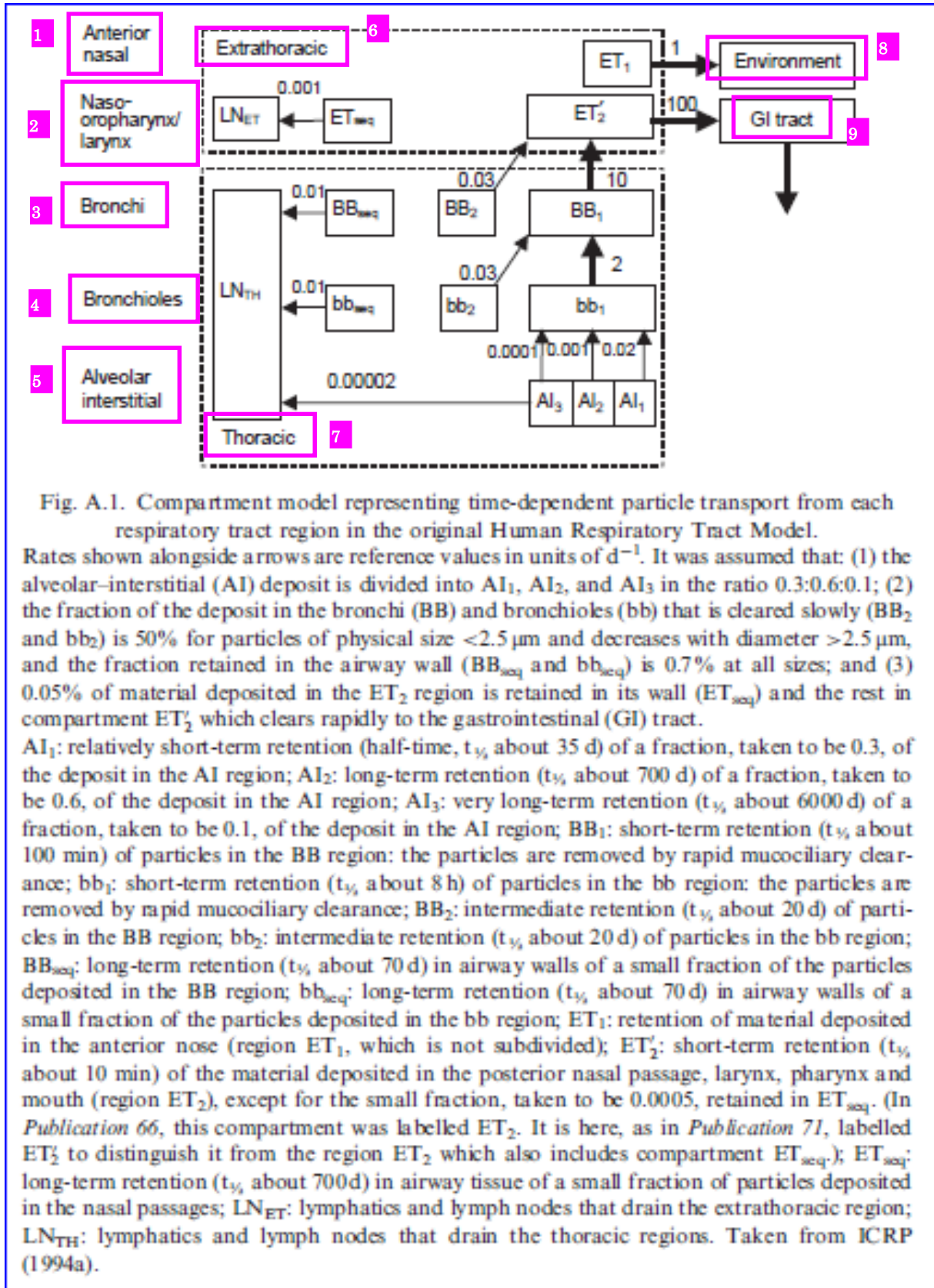
が以前に形成された骨の上にな着する現象である「骨ドリフト」の結果として起こる場合もある。骨ドリフトは成熟骨よりも未成熟骨の場合により大きな速度で起こるが、骨内のドリフトならびに骨髄-骨内腔ドリフトによる骨髄-骨内腔ドリフトは、ヒトにおいては一生を通じて持続する (Epler and Frost, 1965a, b; Frost, 1986; Priest et al., 1992)。「骨単位のドリフト」は、あらゆる年齢においてヒトの皮膚骨内で観察され、それらの内容量は法科学鑑定において死亡年齢推定のために用いられる。

・ 胚および胎児に対する線量に関する ICRP 刊行物 (ICRP, 2001) および妊娠による放射線種の摂取に起因する乳児に対する線量に関する ICRP 刊行物 (ICRP, 2004) の中で実証されたように、モデルを新たな適用へと拡大するためにコンパートメントおよび経路をモデルに追加することを可能にする。

(B9) その一方で、本報告書で動用しているモデルを含めて、放射線防護において現在用いられている全身性体内動態モデルにおける生理学的現実性のレベルは、誇張されるべきではない。最も精巧なモデルでさえ、パラメータ値を決定するために利用可能な情報と質に關して、生物学的現実性と実証的考慮事項の間の妥協を示す。たとえば、*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c, 1996) において骨親和性放射線種に適用されるようなモデルで明示的に特定されていないあらゆる軟組織について、血液との高速、中速および低速交換を表す軟組織コンパートメントが含まれている。これらの軟組織コンパートメントは通常、生理学ベースよりもむしろ動態ベースで定義されている (すなわち、コンパートメントのサイズおよび代謝回転速度は、軟組織による元素の蓄積および喪失に関するデータとの合理的な整合性のために定められている)。元素によっては、これらの軟組織コンパートメントは特定の部位またはプロセスと関連するようにはばば相関するかもしれない。利用可能な情報によって確認されるものではない。たとえば、カルシウムの体内動態研究は、立証はされていないが、次のことを示唆している：軟組織における速い代謝回転プールは、間質液に多少の急速交換性細胞内カルシウムを加えたものにはばば相関するかもしれない (Henney, 1964; Harrison et al., 1967; Hart and Spencer, 1976)；中速代謝回転速度は、ミトコンドリアカルシウム、軟骨カルシウムおよび交換性の異染性カルシウム (たとえば、動脈プラークや石灰化筋) を含む、交換速度がより速い、複数のプールの複合に由来するかもしれない (Henney, 1964; Borle, 1981)；軟組織における長期滞留は、体内内に徐々に蓄積する比較的半交換性の異染性カルシウムと関連するかもしれない (Henney, 1964)。

(B10) 多くの元素の場合、これらの元素の全身性移動を決定するプロセスに関する情報が不十分であるため、真の生理学的システムモデルを開発することは実行可能ではない。たとえ比較的十分に理解されている元素の場合でも、モデルの構成要素は、多プロセスの正味の結果を表すことが意図されたものであるに過ぎないことがよくある。たとえば、図 B.2 に示されている骨表面親和性放射線種に適合するモデルおよびその前身 (Leggett, 1985, 1992) において、骨体積における放射線の埋蔵の記述は、異なる速度で起こるいくつかの既知または仮定された埋蔵プロセスのある期間におきたる正味の結果を近似することが意図されている。形成期、または再吸収と形成の間の過渡期の間、骨のリモデリング単位に位置する放射線種は、比較的速く埋蔵されるかもしれない。表面放射線の遅延埋蔵は、骨の再構築プロセスの間の「局所滞留」の結果として生じるかもしれない (すなわち、骨のリモデリングの間、破骨細胞によって除去される表面放射線の一部は、同じ位置によって供給された新骨形成の近接部位においてほとんど即時に再沈着するかもしれない)。無機イオンのそのような局所再沈着は、特に皮膚骨において起こると考えられる (Pfeifer and Kleesoper, 1980)。表面沈着物の埋蔵は、いかなる事前の再吸収プロセスを伴うこともなく新骨

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication130 校閲版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



- 1 前部鼻道、2 鼻口咽頭／喉頭、3 気管支、4 細気管支、5 肺胞－間質、6 胸郭外領域、
7 胸郭内領域、8 環境、9 胃腸管

図 A.1. 改定前のヒト呼吸気道モデルにおける、それぞれの呼吸気道領域からの時間依存粒子輸送を描写するコンパートメントモデル

矢印の横に示されている速度は、 d^{-1} を単位とする標準値である。次のように仮定された：(1) 肺胞－間質 (AI) 沈着は、0.3 : 0.6 : 0.1 の比率で AI_1 、 AI_2 及び AI_3 に分割される；(2) 気管支 (BB) 及び細気管支 (bb) への沈着物に対する遅く除去される割合 (BB_2 および bb_2) は、粒子の物理的直径が $<2.5 \mu\text{m}$ の場合は 50% であり、 $>2.5 \mu\text{m}$ の場合は直径とともに減少する。また、気道壁において保持される割合 (BB_{seq} 及び bb_{seq}) は、粒径にかかわらず 0.7% である。(3) ET_2 領域に沈着した物質の 0.05% はその壁において保持され (ET_{seq})、残り (コンパートメント ET_2) は胃腸 (GI) 管へと急速に除去される。

AI_1 : AI 領域における沈着物のうち 0.3 とみなされる割合の比較的短期の残留 (半減期約 35 d) ;

AI_2 : AI 領域における沈着物のうち 0.6 とみなされる割合の長期残留 (半減期約 700 d) ; AI_3 :

AI 領域における沈着物のうち 0.1 とみなされる割合の超長期残留 (半減期約 6000 d) ;

BB_1 : BB 領域における粒子の短期残留 (半減期約 100 分) : これらの粒子は急速な粘膜纖毛クリアランスによって除去される ; bb_1 : bb 領域における粒子の短期残留 (半減期約 8 h) : これらの粒子は急速な粘膜纖毛クリアランスによって除去される ;

BB_2 : BB 領域における粒子の中期残留 (半減期約 20 d) ; bb_2 : bb 領域における粒子の中期残留 (半減期約 20 d) ;

BB_{seq} ; BB 領域に沈着した粒子の微小割合の、気道壁における長期残留 (半減期約 70 d) ; bb_{seq} :

bb 領域に沈着した粒子の微小割合の、気道壁における長期残留 (半減期約 70 d) ;

ET_1 : 前部鼻道 (細分されない領域 ET_1) に沈着した物質の残留 ;

ET_2 : ET_{seq} に保持される 0.0005 とみなされる微小割合を除いた、後部鼻道、咽頭、喉頭及び口腔 (領域 ET_2) に沈着した物質の短期残留 (半減期約 10 分) (*Publication 66* では、このコンパートメントは ET_2 と名づけられた。これは本書では、*Publication 71* と同様に、コンパートメント ET_{seq} も包含する領域 ET_2 と区別するために、 ET_2 と名づけられる) ;

ET_{seq} : 鼻道に沈着した粒子の微小割合の、気道組織における長期残留 (半減期約 700 d) ;

LN_{ET} : 胸郭外領域から流出するリンパ管及びリンパ節 ; LN_{TH} : 胸郭内領域から流出するリンパ管及びリンパ節。ICRP (1994a) から引用。

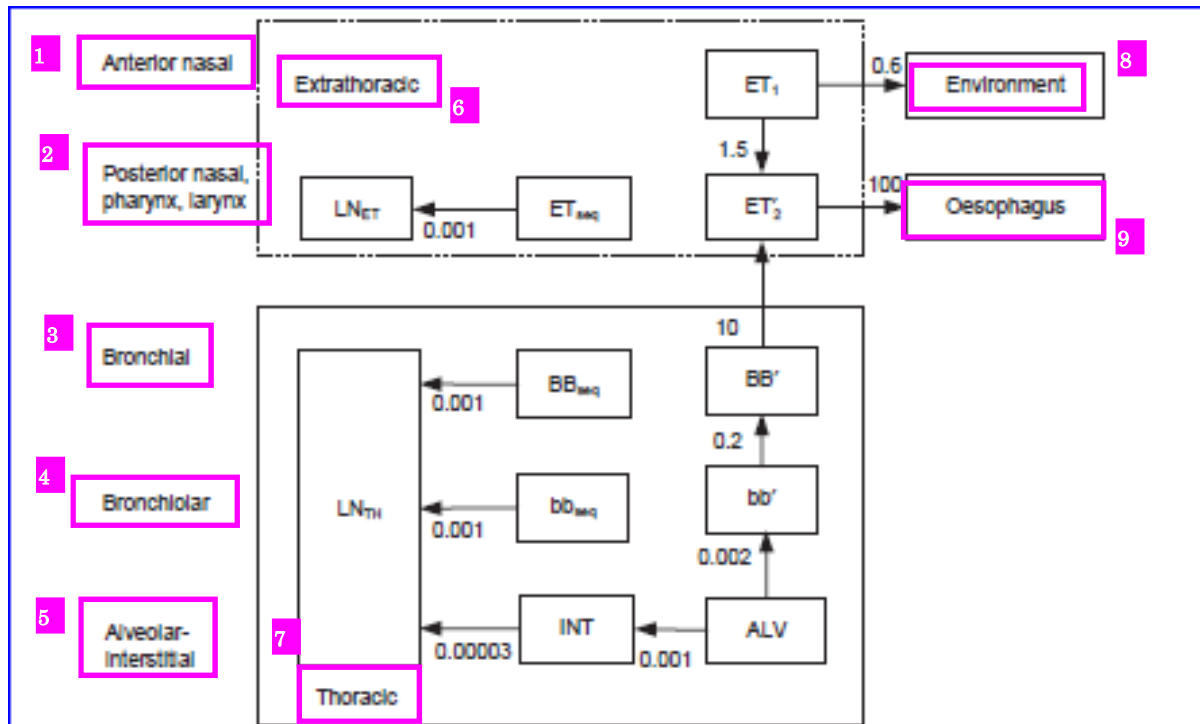


Fig. A.2. Revised compartment model representing time-dependent particle transport from each respiratory tract region.

Rates shown alongside arrows are reference values in units of d^{-1} . It is assumed that 0.2% of material deposited in the posterior nasal passage, pharynx, and larynx (ET_2), bronchial (BB), and bronchiolar (bb) regions is retained in the airway wall (ET_{seq} , BB_{seq} , and bb_{seq} , respectively).

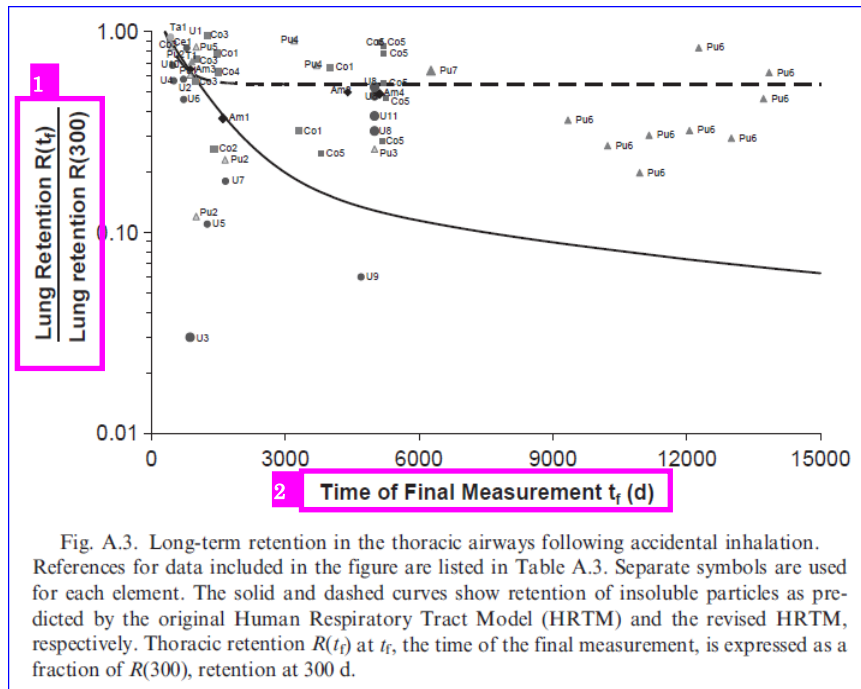
ET_1 : retention of material deposited in the anterior nose (region ET_1 , which is not subdivided); ET_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 700 d) in airway tissue of a small fraction of particles deposited in the nasal passages; LN_{ET} : lymphatics and lymph nodes that drain the ET regions; LN_{TH} : lymphatics and lymph nodes that drain the TH regions; ET_2 : short-term retention ($t_{1/2}$ about 10 min) of the material deposited in the posterior nasal passage, larynx and pharynx (ET_2 region) except for the small fraction (taken to be 0.002) retained in ET_{seq} ; BB' : retention ($t_{1/2}$ about 100 min) of particles in the BB, with particle transport to ET_2 ; bb' : retention ($t_{1/2}$ about 3.5 d) of particles in the bb, with particle transport to BB' ; BB_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchial region; bb_{seq} : long-term retention ($t_{1/2}$ about 700 d) in airway walls of a small fraction of the particles deposited in the bronchiolar region; ALV: retention ($t_{1/2}$ about 250 d) of particles deposited in the alveoli. A fraction (0.67) of the deposit is removed by particle transport to the ciliated airways (bb'), while the remainder penetrates to the interstitium (INT); INT: very long-term retention ($t_{1/2}$ about 60 y) of the particles deposited in the alveoli that penetrate to the interstitium: the particles are removed slowly to the lymph nodes.

- 1 前部鼻道
- 2 後部鼻道, 咽頭, 喉頭
- 3 気管支領域
- 4 細気管支領域
- 5 肺胞-間質領域
- 6 胸郭外領域
- 7 胸郭内領域
- 8 環境
- 9 食道

図 A.2. それぞれの呼吸気道領域からの時間依存粒子輸送を描写する改定されたコンパートメントモデル

矢印の横に示されている速度は、 d^{-1} を単位とする標準値である。後部鼻道, 咽頭及び喉頭 (ET_2), 気管支領域 (BB) ならびに細気管支領域 (bb) に沈着した物質の 0.2%は気道壁において保持される (それぞれ ET_{seq} , BB_{seq} 及び bb_{seq}) と仮定される。

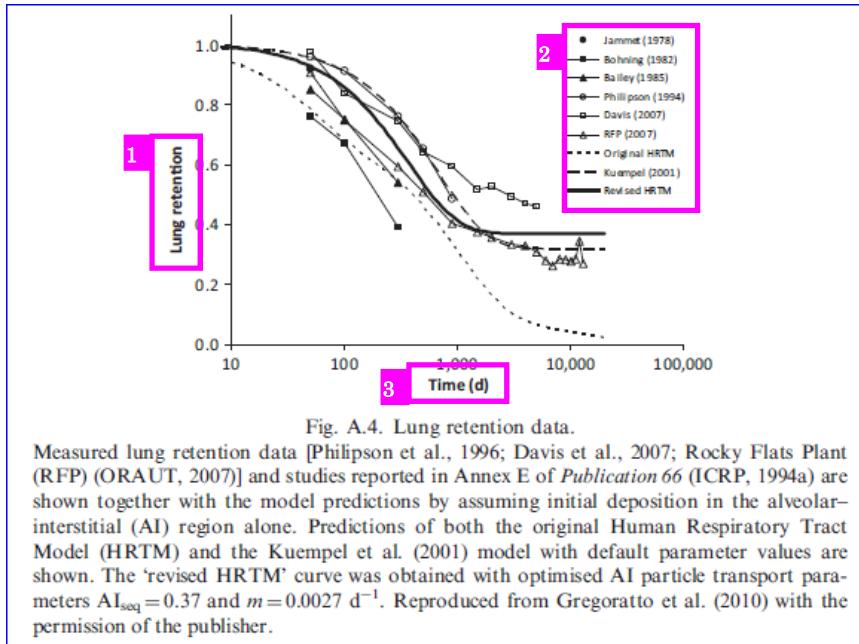
ET_1 : 前部鼻道 (細分されない領域 ET_1) に沈着した物質の残留; ET_{seq} : 鼻道に沈着した粒子の微小割合の, 気道組織における長期残留 (半減期約 700 d); LN_{ET} : ET 領域から流出するリンパ管及びリンパ節; LN_{TH} : TH 領域から流出するリンパ管及びリンパ節; ET'_2 : ET_{seq} に保持される微小割合 (0.002 とみなされる) を除いた, 後部鼻道, 咽頭及び喉頭 (ET_2 領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期約 10min); BB' : ET'_2 への粒子輸送を伴う, BB における粒子の残留 (半減期約 100 分); bb' : BB' への粒子輸送を伴う, bb における粒子の残留 (半減期約 3.5 d); BB_{seq} : 気管支領域に沈着した粒子の微小割合の, 気道壁における長期残留 (半減期約 700 d); bb_{seq} : 細気管支領域に沈着した粒子の微小割合の, 気道壁における長期残留 (半減期約 700 d); ALV : 肺胞に沈着した粒子の残留 (半減期約 250 d)。沈着物の一部 (0.67) は粒子輸送によって絨毛気道 (bb') へと除去されるが, 残りは間質 (INT) へと浸透する; INT : 肺胞に沈着した, 間質へと浸透する粒子の超長期残留 (半減期約 60 y)。これらの粒子はリンパ節へとゆっくり除去される。



- 1 肺残留 $R(t_f)$ / 肺残留 $R(300)$
- 2 最終測定的时间 t_f (日)

図 A.3. 偶発的な吸入摂取に続く、胸郭内気道における長期残留

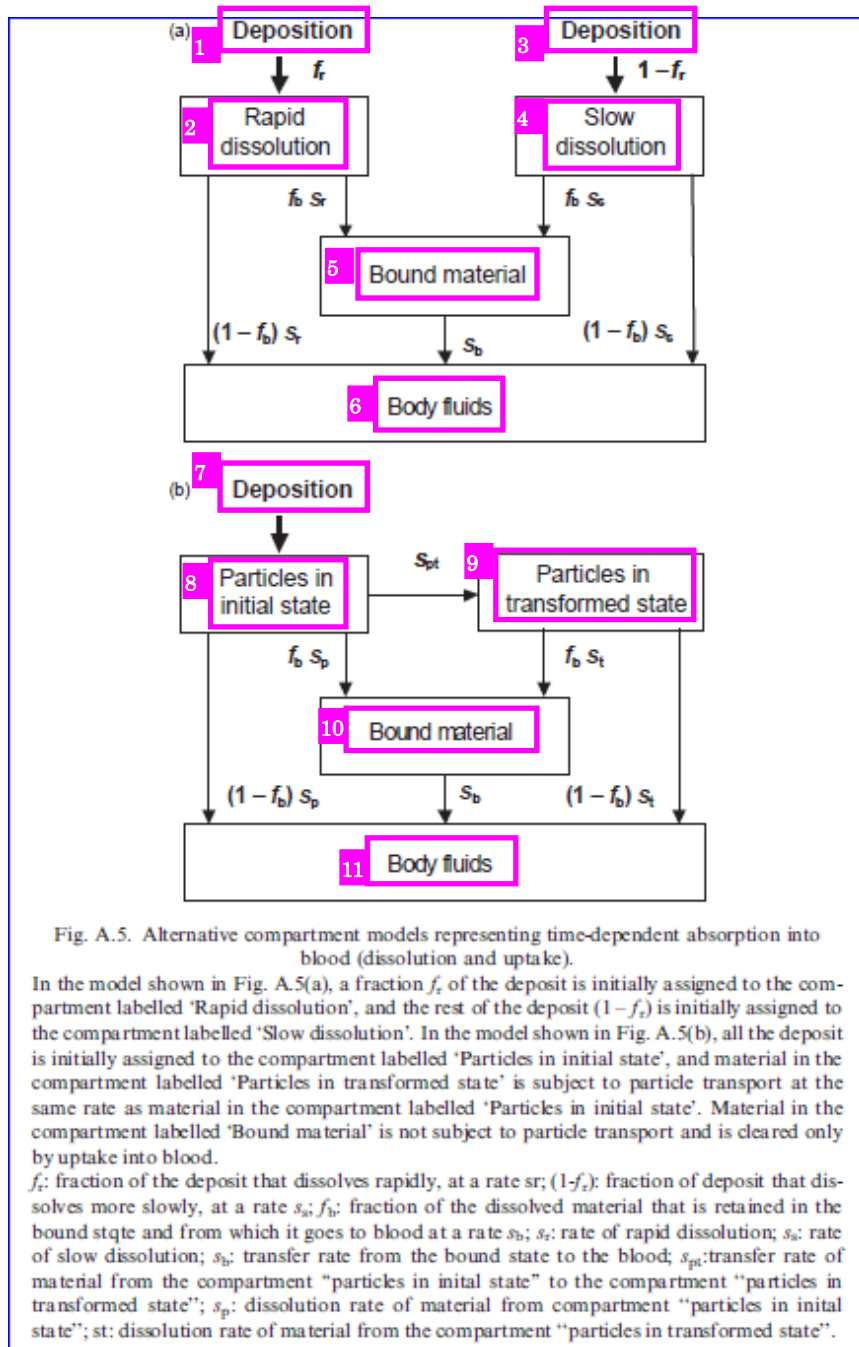
図に含まれるデータの参照文献を表 A.3 に挙げる。それぞれの元素は別々の記号にて示されている。実線および破線の曲線はそれぞれ、改定前のヒト呼吸気道モデル (HRTM) および改定 HRTM によって予測された不溶性粒子の残留を示す。最終測定的时间 t_f における胸郭内残留 $R(t_f)$ と 300 d における残留 $R(300)$ との割合を表す。



- 1 肺残留
 2
 Jammert (1978)
 Bohning (1982)
 Bailey (1985)
 Philipson (1994)
 Davis (2007)
 RFP (2007)
 改定前の HRTM
 Kuempel (2001)
 改定 HRTM
 3 時間 (日)

図 A.4. 肺残留データ

測定された肺残留データ [Philipson et al., 1996 ; Davis et al., 2007 ; ロッキーフラッツプラント (RFP) (ORAUT, 2007)] ならびに *Publication 66* (ICRP, 1994a) の付属書 E にて報告された研究を、肺胞-間質 (AI) 領域のみにおける初期沈着を仮定することによるモデル予測とともに示す。初期設定パラメータを用いた改定前のヒト呼吸気道モデル (HRTM) 及び Kuempel et al. (2001) のモデルによる予測値を示す。「改定 HRTM」の曲線は、最適化された AI 粒子輸送パラメータ $AI_{seq}=0.37$ および $m=0.0027\text{ d}^{-1}$ を用いて得られた。発行者の許諾を得て Gregoratto et al. (2010) から再掲。



- 1 沈着
- 2 速い溶解
- 3 沈着
- 4 遅い溶解
- 5 結合した物質
- 6 体液
- 7 沈着
- 8 初期状態にある粒子
- 9 変換された状態にある粒子
- 10 結合した物質
- 11 体液

図 A.5. 血液への時間依存吸収を表現する 2 つのコンパートメントモデル (溶解および取り込み)

図 A.5(a)に示されているモデルでは、沈着物の割合 f_f が最初に、「速い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、残りの沈着物 $(1-f_f)$ が最初に、「遅い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられる。図 A.5(b)に示されているモデルでは、すべての沈着物が最初に、「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、「変換された状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質は、「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質と同じ速度の粒子輸送に従う。「結合した物質」と名づけられたコンパートメントにおける物質は粒子輸送の支配を受けず、血液中への取り込みによるのみ除去される。

f_f : 速度 s_f で速く溶解する沈着物の割合 ; $(1-f_f)$: 速度 s_s でより遅く溶解する沈着物の割合 ; f_b : 結合状態で保持され、そこから速度 s_b で血液へと向かう溶解物質の割合 ; s_f : 速い溶解速度 ; s_s : 遅い溶解速度 ; s_b : 結合状態から血液への移行速度 ; s_{pt} : コンパートメント「初期状態にある粒子」からコンパートメント「変換された状態にある粒子」への物質の移行速度 ; s_p : コンパートメント「初期状態にある粒子」からの物質の溶解速度 ; s_c : コンパートメント「変換された状態にある粒子」からの物質の溶解速度。

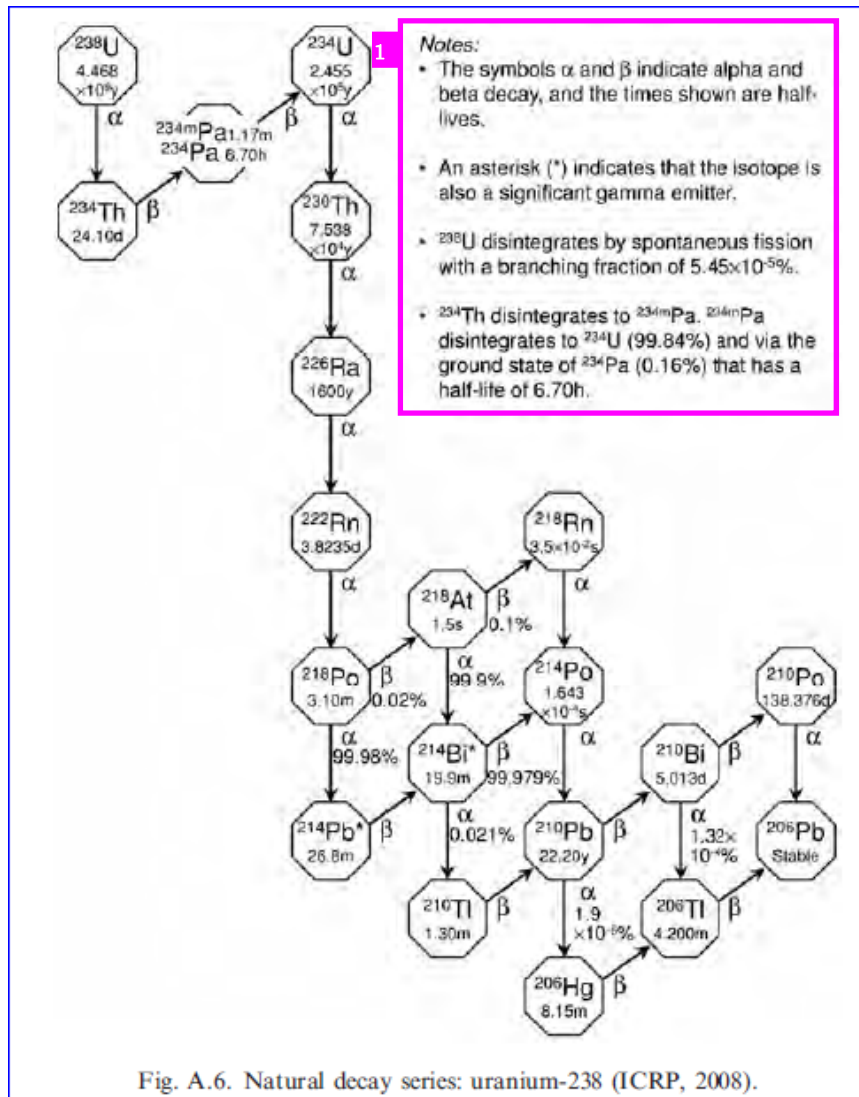


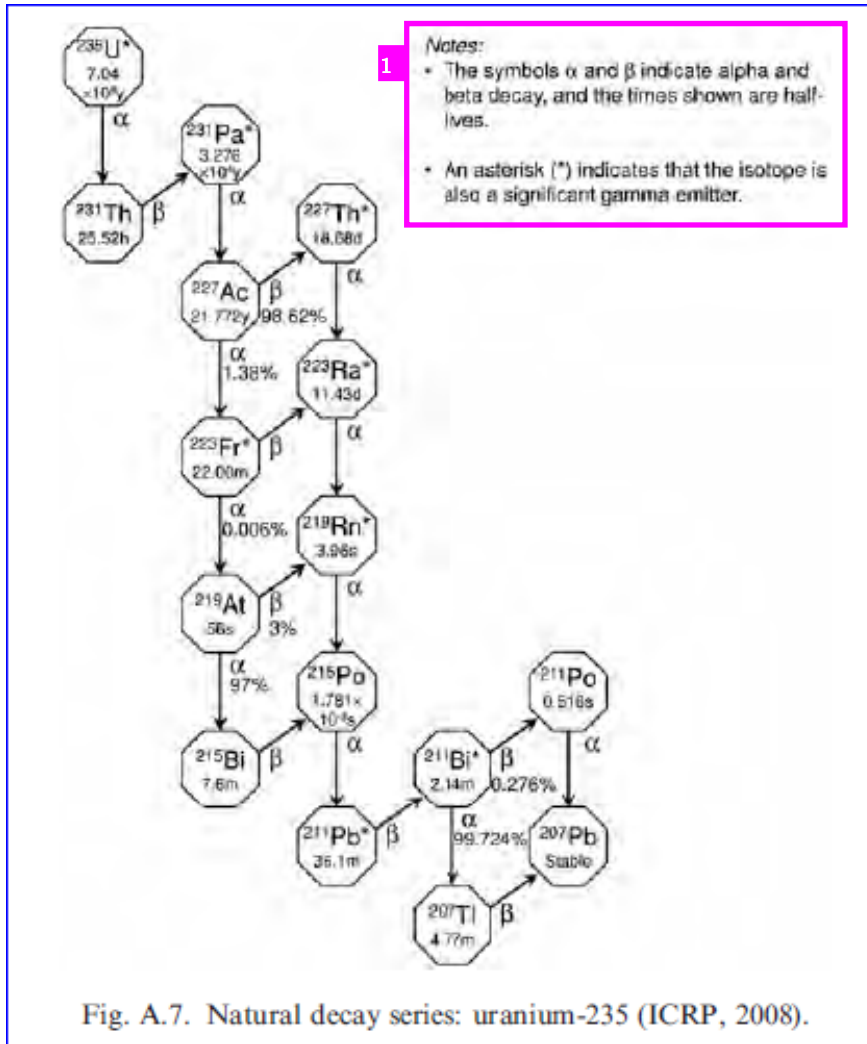
Fig. A.6. Natural decay series: uranium-238 (ICRP, 2008).

1

注記：

- 記号の α および β はアルファおよびベータ崩壊を示しており、示されている時間は半減期である。
- アスタリスク (*) は、その同位体が主要なガンマ放出体でもあることを示している。
- ^{238}U は $5.45 \times 10^{-5}\%$ の分岐比で自発核分裂によって崩壊する。
- ^{234}Th は $^{234\text{m}}\text{Pa}$ へと崩壊する。 $^{234\text{m}}\text{Pa}$ は ^{234}U (99.84%) へと崩壊、または半減期が 6.70 h である ^{234}Pa (0.16%) の基底状態を経て崩壊する。

図 A.6. 自然崩壊系列：ウラン-238 (ICRP, 2008)

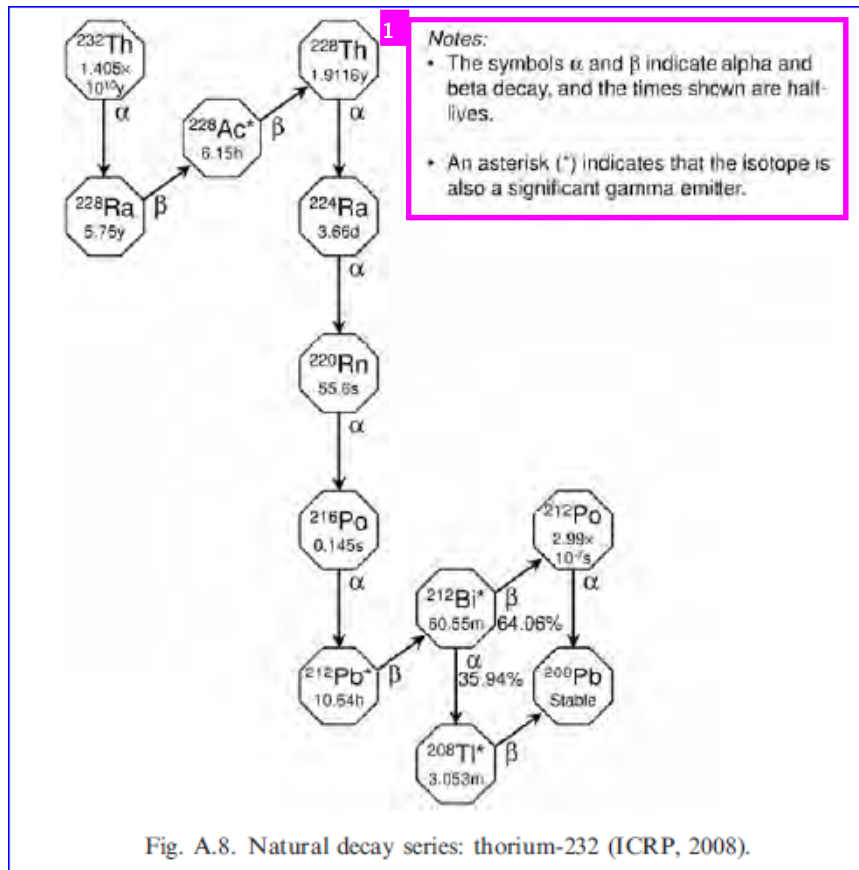


1

注記：

- 記号の α および β はアルファおよびベータ崩壊を示しており、示されている時間は半減期である。
- アスタリスク (*) は、その同位体が主要なガンマ放出体でもあることを示している。

図 A.7. 自然崩壊系列：ウラン-235 (ICRP, 2008)

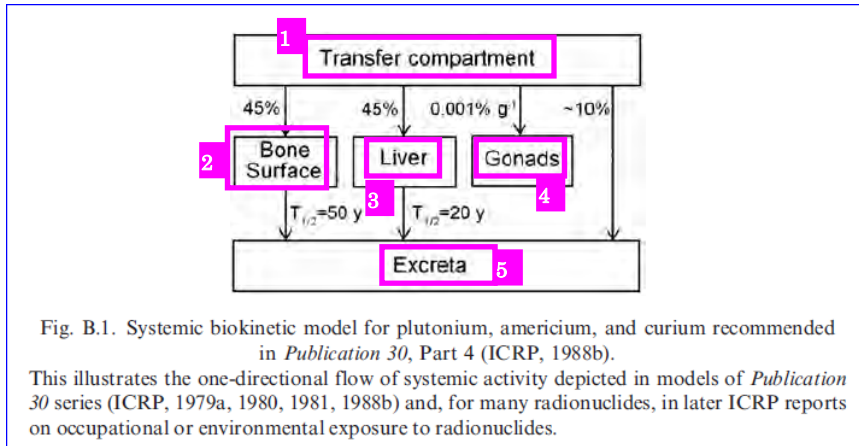


1

注記：

- 記号の α および β はアルファおよびベータ崩壊を示しており、示されている時間は半減期である。
- アスタリスク (*) は、その同位体が主要なガンマ放出体でもあることを示している。

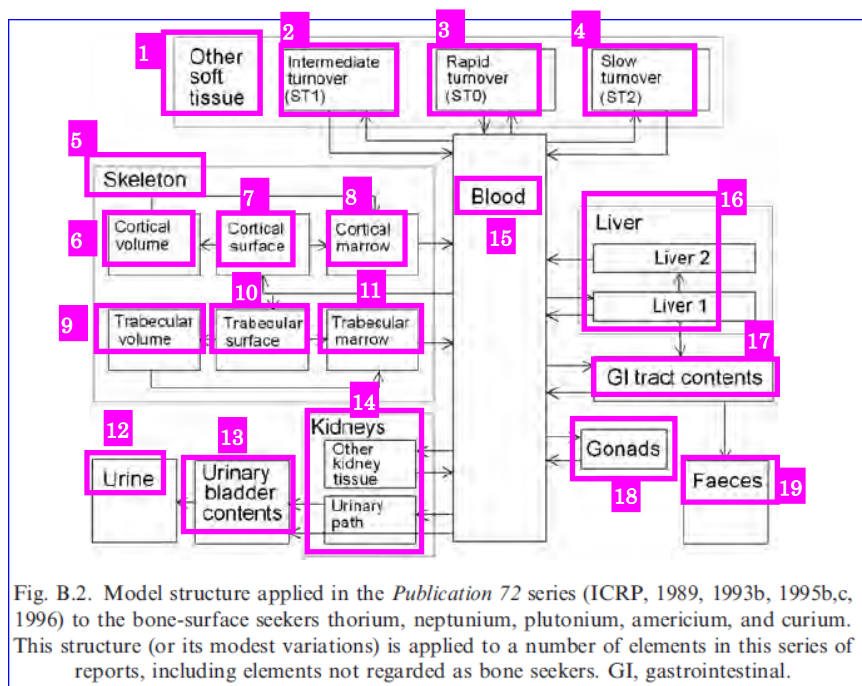
図 A.8. 自然崩壊系列：トリウム-232 (ICRP, 2008)



- 1 通過コンパートメント
- 2 骨表面
- 3 肝臓
- 4 生殖腺
- 5 排泄物

図 B.1. *Publication 30, Part 4* (ICRP, 1988b) で勧告された、プルトニウム、アメリシウムおよびキュリウムに対応する全身性体内動態モデル

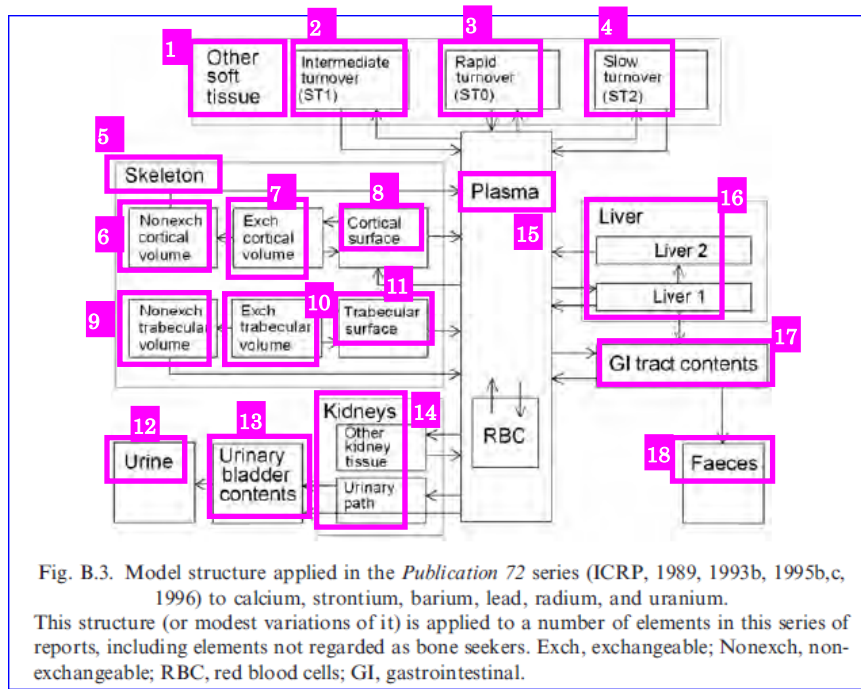
これは、*Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) のモデル及び、放射性核種による職業上または環境上の被ばくに関する以後の ICRP 報告書において多くの放射性核種に対して描写された、全身性放射能の一方向の流れを例示したものである。



- 1 その他の軟組織
- 2 中位の交換 (ST1)
- 3 速い交換 (ST0)
- 4 遅い交換 (ST2)
- 5 骨格
- 6 皮質骨体積
- 7 皮質骨表面
- 8 皮質骨髄
- 9 梁状骨体積
- 10 梁状骨表面
- 11 梁状骨髄
- 12 尿
- 13 膀胱内容量
- 14 腎臓
その他の腎臓組織
尿中経路
- 15 血液
- 16 肝臓
肝臓 2
肝臓 1
- 17 胃腸管内容量
- 18 生殖腺
- 19 糞

図 B.2. *Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において骨表面親和性元素のトリウム、ネプツニウム、プルトニウム、アメリカシウムおよびキュリウムに適用されたモデル構造

この構造 (またはその多少のバリエーション) は、骨親和性とはみなされない元素を含めて、本報告書シリーズにおいていくつかの元素に適用される。GI, 胃腸。



- 1 その他の軟組織
- 2 中位の交換 (ST1)
- 3 速い交換 (ST0)
- 4 遅い交換 (ST2)
- 5 骨格
- 6 非交換性皮質骨体積
- 7 交換性皮質骨体積
- 8 皮質骨表面
- 9 非交換性梁状骨体積
- 10 交換性梁状骨体積
- 11 梁状骨表面
- 12 尿
- 13 膀胱内容量
- 14 腎臓
その他の腎臓組織
尿中経路
- 15 血漿
- 16 肝臓
肝臓 2
肝臓 1
- 17 胃腸管内容量
- 18 糞

図 B.3. *Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) においてカルシウム, ストロンチウム, バリウム, 鉛, ラジウムおよびウランに適用されたモデル構造

この構造 (またはその多少のバリエーション) は, 骨親和性とはみなされない元素を含めて, 本報告書シリーズにおいていくつかの元素に適用される。Exch, 交換性; Nonexch, 非交換性; RBC, 赤血球; GI, 胃腸。

本文

本報告書は、以下に示す付任事項に基づき、国際放射線防護委員会 (ICRP) 第 1 専門委員会 (タスクグループ) によって作成された。(a) 放射線発がんのメカニズムに関して幹細胞生物学および放射線生物学における幹細胞および前駆細胞の役割を考察すること、(b) 異なる組織における幹細胞および前駆細胞の役割を考察すること、(c) 幹細胞/前駆細胞生物学、放射線応答、および急性被ばくによる発がんリスクに関する知識を短く飛躍的放射線や慢性被ばくによる発がんリスクにおける確率的リスクの推計の検討に利用すること。

ICRP は、その報告書および種々の報告書の中で、さまざまな組織における発がんの原因となる標的細胞の位置および放射線応答について、多面的な判断や決定を行ってきた。ほとんどの場合、標的細胞は組織幹細胞と考えられるが、幹細胞の祖細胞である前駆細胞の場合もある。幹細胞や前駆細胞の発生および放射線応答は、年齢とともに変化し、またそれらの「ニッチ」からのシグナルに左右される。幹細胞が標的細胞である証拠は近年ますます増加している。この証拠は発がんに関する生物学的基礎の理解に貢献するとともに、ヒトの心臓のモデル化に役立つ。ここで述べられる発がん標的細胞/幹細胞という用語は、異なる組織における放射線発がんリスクに係わる標的細胞のあらゆる科学的事実を、共通の枠組みおよび視点に入れるという章法で、時期を得ており、有益である。

直線しきい値なしモデル、線量率効果、発がん確率の位置、組織リスク係数や放射線に対する年齢依存性など、ICRP にとつてこれからは重要な問題となっている幹細胞の関与を考えると、異なる組織系について検討することが必要だった。このため、特性が異なる 7 つの臓器系を選び、それぞれについて、共通した概念で評面して、一連の付風書にまとめることにした。これらの付風書 (および筆者) は以下のおりである。

付風書 A. 造血組織：放射線誘発白血球における幹細胞および特定の系列への分化が定まった前駆細胞が果たす役割 (TM Seed)

付風書 B. 乳腺幹細胞 (MH Barcellos-Hoff)

付風書 C. 甲状腺幹細胞 (K. Suzuki および S. Yamashita)

付風書 D. 消化管幹細胞 (J.H. Hendry)

付風書 E. 肺幹細胞 (J.W. Shay, M.D. Story および P. Jacob)

付風書 F. 皮膚幹細胞および放射線発がん (M.T. Martin)

5

(2013 ~ 2017)

W.F. Morgan (委員長, 2015 年 11 月 14 日死去)

A.J. Sigurdson (副委員長, 2015 年まで)

S. Bouffler (副委員長, 2015 年から)

W. Rahm (書記)

T.V. Azizova

N. Ban

R. Chakraborty

W. Doerr

S. Salomaa

M. Hauptmann

D. Lauter

P. Rajaraman

D.O. Stram

Q. Sun

M. Tirmache

R. Wakeford

A. Wojcik (2015 年から)

付風書 G. 骨髄幹細胞 (J.D. Harrison および R.K. Globus)

ヒトと実験動物系両方の情報が検討され、幹細胞の挙動の発がんリスクに役割を予測した。

タスクグループのメンバーは、以下のとおりであった。

O Niwa (議長) TM Seed

M.H. Barcellos-Hoff J.H. Hendry K. Suzuki

付風書 H. 骨髄幹細胞 (M.T. Martin)

付風書 I. 骨髄幹細胞 (M.D. Story)

付風書 J. 骨髄幹細胞 (S. Yamashita)

付風書 K. 骨髄幹細胞 (J.W. Shay)

付風書 L. 骨髄幹細胞 (P. Jacob)

付風書 M. 骨髄幹細胞 (J.D. Harrison)

付風書 N. 骨髄幹細胞 (J.D. Boice Jr)

付風書 O. 骨髄幹細胞 (R. Cox および C.S. Potten (2012 年 8 月 3 日死去), 第 1 専門委員会メンバーの S. Bouffler, D. Lauter, A.J. Sigurdson, M. Tirmache, R. Wakeford および W. Doerr; 主要委員会メンバーの D. Cool, C. Souisins, C.M. Larsson および J. Lee; そして C. Land, N. Nakamura, A. Noda, D. Preston, J. Preston, R. Shore および C. Streifer) からは、多くの有用なコメントが寄せられた。

本報告書の作成期間における第 1 専門委員会のメンバーは、以下のとおりであった。

(2009 ~ 2013)

J. Preston (委員長) F.A. Stewart

W.F. Morgan (副委員長) D.O. Stram

W. Rahm (書記) M. Tirmache

T.V. Azizova R. Wakeford

R. Chakraborty P.-K. Zhou

6

雑誌

(a) 国際放射線防護委員会 (ICRP) は、Publication 68 (ICRP, 2007) で放射線防護体系に関する新たな勧告を出した。ここでは発がんの遺伝的影響という放射線の確率的影響についても検討された。これまでも委員会では放射線による発がんの様々な側面を検討してきた。例えば、Publication 59 (ICRP, 1992) では皮膚がんリスクを、Publication 79 (ICRP, 1998) では発がんに対する遺伝的影響を、Publication 90 (ICRP, 2003) では出生前 (胚および胎児) 被ばくの影響を、また、Publication 99 (ICRP, 2005) では放射線発がんリスクの低線量への外挿を検討してきた。より最近では、委員会は、Publication 115 (ICRP, 2010) においてラドンによる肺がんリスクを、また Publication 118 (ICRP, 2012) では組織変容 (確定的影響) に対応するしきい線量を検討した。

(b) がんは単一の標的細胞での突然変異により生じ、重要なことは、がんの発生に係わる標的細胞の本質と特性である。これは、ほとんどの場合において詳しく調べないままに、標的細胞は当該組織における「幹細胞」であると仮定されてきた。近年は、幹細胞、その前駆細胞、および分化機能細胞の系列に関する情報が著しく増加した。また、異なる組織における幹細胞の制御シグナルや、組織障害に対する反応性について多くの知識が蓄積されている。それ故に、現時点で、放射線発がんモデルに関連する、幹細胞分野および幹細胞の制御シグナルの両面を検討するのが適切であると考えられた。しかし、異なる組織における幹細胞として、年齢依存性も含めた、電離放射線による被ばく後の発がんメカニズムの最近の包括的なレビューは見当たらない。

(c) 本報告書の本文は 1 ~ 3 章からなる。本文の後には、A ~ G の付風書が続き、それぞれは、造血系、乳腺、甲状腺、消化管、肺、皮膚および骨に関する詳細なトピックスである。組織の選択は、放射線防護の目的の重要性、ならびに放射線生物学の情報がより多く得られること、および関心の程度に基づいてなされた。ICRP の放射線防護の枠組みに対して、本報告書が示す主要な点は、以下のとおりである。

- **発がん標的細胞およびその位置**。組織幹細胞は、主要な発がん標的細胞と考えられている。造血組織、組織幹細胞および表皮において、前駆細胞も標的細胞であることを示す証拠がいくつか存在する。微小環境「ニッチ」は、幹細胞維持の重要な側面であると同時に、幹細胞応答の調節役でもある。実験動物による研究から、細胞回帰の多い組織での幹細胞ニッチの位置は既に知られている。
- **直線しきい値なし (LNT) モデルおよび短期リスク (RR) モデル**。単一幹細胞が放射線誘発がんの原因であること、発がんの突然変異。そして発がんに複数の突然変異が必要であることは、いくつかの組織や臓器における LNT モデルを基礎としたアプローチと矛盾しない。発がんは主として、次の 3 つの機序論的要因に依存する：(a) 幹細胞の数および放射線誘発突然変異に対する感受性、(b) 組織における変異幹細胞の保持、(c) 発がん因子となるに十分な数の突然変異を有する幹細胞集団の大きさ。本報告書で、過剰相対リスク (ERR) は主と

7

8

して、放射線誘発突然変異に対する細胞の感受性、および発がん素因を有する幹細胞が組織内での程度保持されているかを反映していることと関連する。これら2つの原因に加えて、通称放射線誘発がん(EGAR)は、発がん素因を有する幹細胞の集団サイズを反映するためより複雑である。その一方これらは放射線誘発がんの標的である幹細胞とその集団の大きさをより包括的に示すものともいえる。現在のところ、生涯の幹細胞分裂回数×細胞寿命が、幅広いさまざまな組織における自然発生(自発性)がんの罹患に相関する重要な因子であるとの主張がある。しかし、これのみでは、がんの自然発生についても、また放射線誘発がんについても、そのいくつかの機構を説明することができない。また、主としてERRに基づいて「**リスクの閉鎖**」を行う組織に限って言えば、RRモデルと組み合わせたLNTモデルは、いくつかが有効である可能性を示している。例えば、喫煙を抑えることにより、ラドン関連がんの絶対リスクが低減する。もちろん、この場合は、**リスク移転**のために相対リスクモデルと絶対リスクモデルの組み合わせが用いられるが、

- **線量・線量率依存性(DDR)の感**、DDREFの値については最近大いに論じられており、低い値を報告する疫学的研究がある一方、それより高い値が見出される研究もある。また、いくつかが動物実験による結果には説明が必要である。本報告書においては検討された事実から、構成要素たる**線量効果係数(DEF)**と**線量率効果係数(DREF)**は、生物学的に異なる概念とみなしてよいことが明らかである。前者は急性の低線量被ばくの場合が当てはまり、後者は、組織における確率的細胞/幹細胞の長期動態が線量反応を変化させると思われる低線量率被ばくの場合がこれにあてはまる。

- **低線量率における放射線誘発がんメカニズム**、細胞レベル、あるいは動物実験系においては、0.5 Gyを下回る急性放射線によるゲノム不安定性やバスターン効果の誘発を示す証拠は多いが、ほとんどの場合、これらの効果は線量に対して非線形の依存性を示し、低線量への外挿には間隔が多い。100 mGy以下の線量による動物実験や原核生物者のリンパ球では、ゲノム不安定性が見られなかったが、あっても小さいものであった。また、適応現象に関する動物実験も、線量および組織のタイプによって異なる結果となり、ここでもまた、放射線防護への組み込みを困難にしている。これらとは別のメカニズムにDNA不活化修復があるが、ここでは、DNAの複製が幹細胞に残り、突然変異は幹細胞に渡されることで、突然変異負荷が低減されるとする。その一方で組織のタイプや手法の違いによって結果は異なっている。さらに幹細胞ニッチにおける細胞再生の割合により、照射を受けた幹細胞が、照射を受けた幹細胞を排除した幹細胞を排除する状況があり、これは変異幹細胞の低減につながる。この機構は、変異系においていくつかが証明されているものの、ヒトでの関与は現在のところ不確かである。

- **放射線誘発がん感受性の年齢依存性**、放射線誘発がん感受性の年齢依存性は、次のように要約することができる。既および胎前段階は低〜中程度；子供は高い感受性；成人は感受性が低い；年齢の増加とともに感受性が高くなる場合もある。幹細胞の観点からは、胎前期で被

用語解説	
α/β 値または比	【 α/β value or ratio】
細胞生存率曲線の曲率の尺度。 α/β 値は、細胞致死の直線成分と二次成分が等しい線量でもある。組織の場合、 α/β 値は線量分割の変化に対する感度の尺度である。生体内では、 α 成分は低線量における線量-応答分配を、 β 成分は線量率と無関係とみなされることがよくあるが、慢性放射線シナリオにおいては細胞再生および細胞線量プロセッサによって修正されることがありそうである。 β 成分はより高い線量における損傷蓄積による勾配増大を意味するが、これは分相被ばく、あるいは低線量率被ばくの間にも修復可能である。	
絶対リスク (AR)	【Absolute risk (AR)】
有害な健康影響のリスク。すなわち、ある特定期間にわたる特定の健康事象 (たとえば、疾患罹患) の発生確率または発生率。	
吸収線量, D	【Absorbed dose】
物質の特定の点において電離放射線によって単位質量あたり与えられるエネルギー。吸収線量の SI 単位はキログラムあたりのジュール (J/kg) であり、その固有名称はグレイ (Gy) である。	
活性 (赤色) 骨髄	【Active (red) bone marrow】
骨髄には、多能性造血幹細胞 (HSC) から始まり成熟した血球に至る血球形成のための細胞系が含まれる。	
適応応答	【Adaptive response】
事前の外線照射による細胞または組織の放射線抵抗性の応答。あるいは、慢性被ばく環境で、生体が生存能力を保持するとともに、生存能力の保持や、あらゆる組織、臓器および体の正常な機能的安定性維持を可能にする、放射線被ばくへの関心。放射線抵抗性の主たる判断基準は、生体およびその 重要な 組織の細胞の放射線抵抗性 (耐性) の亢進である。	
アドノーム、腺腫	【Adenoma】
腺組織にできる良性腫瘍。アドノーマは、結腸、副腎、下垂体、甲状腺や前立腺などを含む多数の臓器から生じうる。これらの腫瘍は良性であるといえ、時間とともに進行して悪性となることがあり、悪性なのは「腺がん」と呼ばれる。	

ばくした幹細胞は、新生児の成長期に発生しているとは考えにくい。なぜなら放射線によって損傷した幹細胞は、新生児期から幼児期に完成する限られた数の幹細胞ニッチへの生着をめぐぐる厳しい競合にさらされるからである。これに対し、小児期における高い感受性は、幹細胞競合がそれほど厳しくないものでないとする理解ができる。小児期では、組織容積の増大に対応して幹細胞/ニッチニッチもその数が増加し、競合はより少ないと考えられるからである。しかし、現在のところ、放射線誘発がんの年齢依存性のパターンを説明し得る真の機能的調整はまだない。

AML/leto	【AML/leto】
染色体相互転座 (q8;21)(q22;q22) によって生じる急性骨髄性白血病 (AML) 関連キメラ遺伝子/遺伝子産物。	
アポトーシス	【Apoptosis】
細胞死の形式の1つで、細胞核が、特徴的な凝縮性の小体を呈し、少くともデオキシリボ核酸 (DNA) の一部がヌクレオソーム単位に分解される。「プログラムされた細胞死」と考えられることが多く、潜在的に制御可能な細胞死プロセス。	
非対称分裂	【Asymmetric division】
2 個の異なる種類の細胞を生み出す細胞分裂 (たとえば、幹細胞と前駆細胞の両方を生み出す組織幹細胞) (「不活化複製」を参照)。	
ベースライン罹患率	【Baseline disease rates】
研究対象の作用因子への曝露がない集団において観察される期間の疾患罹患率。	
切跡点クラスター領域/ネイブルソン (Ber/ab)	【Breakpoint cluster region/abelson (Ber/ab)】
特有の慢性骨髄性白血病 (CML) 関連ゲノム再構成。	
胚盤胞	【Blastocyst】
脊椎動物の胚盤初期に形成される構造。桑胚胚がこれに先行する。胚盤胞は、その後胚を形成する内部細胞塊 (胚細胞) および、内部細胞塊と「胚腔」として知られる液体で満たされた周囲の胚外細胞層 (栄養膜) を有する。ヒトの胚盤胞は、70~100 の細胞からなる。	
転在状態形成細胞検査 (CAFC/CACA)	【Cobblestone area forming cell/cobblestone area cell assay (CAFC/CACA)】
骨髄における未分化自己複製造血細胞の試験管内解析法を表す略語。	
クアーターカー遺伝子	【Quaternary genes】
クアーターカー遺伝子は、ゲノムを安定させる遺伝子産物をコードする。	
細胞死	【Cell death】
放射線生物学の中では、細胞死は、コロニー形成能の恒久的喪失の状態と一般的に同じであり、しばしば「増殖能の喪失」と呼ばれる。細胞死は、アポトーシス、壊死やオートファジー、また時には早期老化や早期分化などのさまざまなプロセスによる身体的な死としても引用される。	
チェックポイント	【Checkpoint】

障害を持った細胞がそこで細胞周期を停止し、また、障害回復後に次の細胞周期に進行するために停止が解除される細胞周期上のポイント。	クロモソーム断片 [Chromotripsis]
1つまたは少数の染色体上の眼点された領域で、関連領域を複製に交互する部分転座が見られる多重のゲノム再編成。	
クローン原性細胞? コロニー (クローン) 形成細胞 [Clonogenic cells]	
子孫細胞の大きな集団 (通常、少なくとも 50 個) を生み出す能力を有する細胞。「コロニー形成細胞」または「クローン」とも呼ばれる。	
クローン生存率 コロニー (クローン) 形成生存率 [Clonogenic surviving fraction]	
細胞死を引き起こす作用因子への曝露もしくはそれを用いた処理を生き残るクローン原性細胞の割合。コロニーを形成することができる細胞 (クローン原性細胞) のみが処理を生き残ったとみなされる。(「細胞死」を参照)	
DNA 断片方向特異的染色体分染法 (CO-FISH) [Chromosome orientation-fluorescence in-situ hybridisation technique (CO-FISH)]	
姉妹染色分体の分離がランダムであるのか否かを検証するために用いることができる。	
コロニー [Colony]	
1個のコロニー形成能を持つ細胞が細胞分裂して形成する細胞集団。	
複合組織 (順応性組織) または「条件的再生組織」とも呼ばれる) [Complex tissues (also called "flexible tissues" or "conditional renewing tissues")]	
同じ細胞において機能と増殖が選択的に起こりうる細胞集団。	
信頼区間または信頼区間 [Confidence limits or intervals]	
データと統計学的に秀異しないパラメータの最低推定値および最高推定値を与える区間。95%信頼区間の場合、この区間にそのパラメータが含まれる可能性が95%である。	
サイトカイン [Cytokines]	
生物活性を有する有機分子。本邦リンパ球から放出され免疫系の維持に関与するポリペプチドと定義された。これらの因子は、造血細胞だけでなく他の多くのタイプの細胞にも多面的な効果を持つ。同義語として「増殖因子」と呼ばれることがよくある。	

13

基礎となる (ベータスタイン) 疾患リスク (または率) を超える。放射線被ばくによる過剰のリスク (または率)。しばしば、Gy あたり、あるいは Sv あたりの EAR として表される。	
過剰相対リスク (ERR) [Excess relative risk (ERR)]	
被ばく集団における放射線による疾患の誘発率を、同じバックグラウンドリスク因子 (年齢、性別、人種など) を有する非被ばく集団における疾患の発症率で除した時の、過剰相対割合 (あるいは%)。しばしば、Gy あたりまたは Sv あたりとして表される。	
指数関数的生存率曲線 [Exponential survival curve]	
片対数グラフでは直線である。しきい値または肩領域を持たない生存率曲線。	
フローサイトメトリー法 (FACS) [Fluorescence-activated cell sorting (FACS)]	
特定の細胞表面マーカーを用いて幹細胞を同定するために用いることができる。	
分割および線量照射パターン [Fractionation and dose delivery patterns]	
分割あたりの放射線量は、総線量を特定の分割回数に分けたものである。極めて多数の極小線量分割は、低線量率被ばくに等しくなる。長期にわたる極めて低い線量率での遅延被ばくは、「慢性被ばく」と呼ばれる。	
分割感度 [Fractionation sensitivity]	
分割あたりの線量に対する等効果或放射線量の依存性。通常は α/β 値によって定量化される。一分割感度が高いと α/β 値は低いという特徴がある (1q10 参照)。	
γ H2AX フォーカス [γ H2AX foci]	
電離放射線によって引き起こされる DNA 切断損傷の検出に用いられる。H2AX は、ヒストン H2A をコードする複数の遺伝子の 1 つである。H2AX タンパク質は、DNA二本鎖切断 (DSB) に対する反応としてセリン 139 がリン酸化され、リン酸化 H2AX は γ H2AX (ガンマ H2AX) と呼ばれる。 γ H2AX は、細胞における DSB を調べるための高感度標的である。	
腸管破裂 [Gastroechisis]	
腹部内容物が体外にはみ出る。前腹壁における欠陥が特徴の先天の欠陥。	
原腸胎入 [Gastrulation]	
ほとんどの動物の胚発生における初期段階で、単層の胚胎が外胚葉、中胚葉および内胚葉からなる3層の原腸胚へと再構成される段階。	
GATA 配列結合タンパク 2 (GATA-2) [GATA binding protein 2 (GATA-2)]	

15

累積線量 [Cumulative dose]	
一定期間に反復的に受ける電離放射線被ばくに起因する総吸収線量。	
D_0	
細胞生存率を表す多相的式におけるパラメータ。平均して細胞あたり1つの致死事象を生み出し、生存率曲線の指数領域において生存率を e^{-1} (すなわち 0.37) 低下する放射線量。	
線量・線量率効果係数 (DDREF) [Dose and dose-rate effectiveness factor (DDREF)]	
低線量および低線量率における放射線被ばくの生物学的効果 (単位線量あたり) が高線量および高線量率における被ばくと比較して通常は低いことを一般化した評価係数。線量効果係数と線量率効果係数が含まれる。	
線量率 [Dose rate]	
単位時間あたりの吸収線量。たとえば Gy h ⁻¹ の単位で測定される。	
線量率効果 [Dose-rate effect]	
放射線量率の低下に伴って放射線効果が低下すること。	
線量率 [Elemental dose]	
単一の放射線飛跡によって細胞核に与えられる最低線量。	
胚性幹 (ES) 細胞 [Embryonic stem (ES) cells]	
胚盤胞の内細胞塊を構成する細胞。胚全体の適切な发育を担う。	
エピジェネティック効果 [Epigenetic effects]	
胚盤胞の内細胞塊を構成する細胞。胚全体の適切な发育を担う。	
エビデンスレベル [Evidence level]	
メタ分析による遺伝子発現制御など。これらは、遺伝子型の変化に伴わずに表現型に影響を及ぼす。	
上皮 [Epithelium]	
身体およびその臓器の最外側および腔内側表面を覆う1層あるいは多層の細胞からなる臓器の組織。	
エリスロポエチン、赤血球生成因子 [Erythropoietin]	
赤血球数を調節するとともに、後期赤血球前駆細胞を刺激して赤血球の小コロニーを形成するサイトカイン。	
過剰絶対リスク (EAR) [Excess absolute risk (EAR)]	

14

初期造血前駆細胞で機能する、ジシクフィンガンDNA 結合ドメイン転写因子/増殖因子/増殖因子/増殖因子/増殖因子/増殖因子/増殖因子	
ゲートキーパー-遺伝子 [Gatekeeper genes]	
ゲートキーパー-遺伝子-遺伝子は、潜在的ながん細胞の増殖を防止するとともに、細胞増殖の増加を直接強く突然変異の蓄積を防止するために作用する遺伝子産物をコードする。	
ゲノムの完全性 [Genomic integrity]	
細胞のゲノムの構造および機能的内容が保たれていること。	
顆粒球コロニー刺激因子 (G-CSF) [Granulocyte colony-stimulating factor (G-CSF)]	
前駆細胞から顆粒球への増殖と分化を刺激するサイトカイン。	
顆粒球マクロファージコロニー刺激因子 (GM-CSF) [Granulocyte-macrophage colony-stimulating factor (GM-CSF)]	
前駆細胞から顆粒球、マクロファージおよび好酸球への増殖と分化を刺激するサイトカイン。	
グレイ (Gy) [Gray (Gy)]	
吸収線量の SI 単位を表す固有名称: 1 Gy = 1 J kg ⁻¹ 。	
増殖因子 [Growth factor]	
細胞表面の受容体と結合する有機分子。同義語として「サイトカイン」と呼ばれることがよくある。	
増殖分画 [Growth fraction]	
細胞集団で活発に細胞増殖している生存細胞の割合。	
階層型組織 [Hierarchical tissues]	
幹細胞、前駆 (増殖) 細胞および分裂終了 (分化または成熟) 細胞などの分裂・分化系列で構成されている組織。	
高線エネルギー付与 (LET) 放射線 [High linear energy transfer (LET) radiation]	
LET が高い放射線。たとえば、アルファ粒子、重イオンや高速中性子の反応生成物。飛跡に沿った組織密度が高い。	
相同組換え (HR) [Homologous recombination (HR)]	
HR は、S および G ₂ 期の細胞において起こり、姉妹 DNA 鎖の完全な写しを複製することによって DNA 損傷領域を修復する。HR は断片的にエラーフリーである。	

16

形成不全 [Hypoplasia]	組織における細胞数の減少 (たとえば、初期胚性性組織における放射線誘発増殖障害によって起こる)。
ヒトキサンチンジアミンオキシドトランスフェラーゼ (Hprt) 解析 [Hypoxanthine-guanine phosphoribosyltransferase (hprt) assay]	
Hprt 解析は、哺乳類細胞の試験管内遺伝子突然変異解析法の 1 つである。X 染色体上に位置する「Hprt」と呼ばれるレポーター遺伝子における突然変異頻度の測定は、研究対象の細胞種における、線量吸収の生物学的影響に関する情報を提供し得る、有用な生物学的線量評価手段である。	
不死化鎖仮説 [Immortal strand hypothesis]	
幹細胞における複製エラーを最小化するための DNA 鎖の非対称分離。幹細胞は 1 回の DNA 複製後に DNA 複製鎖を保持し、前駆細胞は姉妹鎖を受け継ぐ。	
罹患 (罹患率) [Incidence (incidence rate)]	特定期間内の集団における疾患発生率であり、100,000 人あたり年あたり、すなわち 100,000 人・年あたりの疾患発生件数で表されることが多い。
初期期配 [Initial slope]	細胞生存曲線の低線量部分の勾配であり、線形二次モデルでは通常、 α 値によって示される。
間期死 [Interphase death]	照射された細胞が、分裂期に至る前に起こす細胞死。「アポトーシス」の同義語として用いられることもある。
ノックアウトマウス [Knockout mice]	1 つ (あるいはそれ以上) の遺伝子が不活性化されているマウス。
ラベル保持細胞 (LRCs) [Label-retaining cells (LRCs)]	複製回の細胞分裂を経て初期の DNA 標識を保持する細胞。
生涯リスク [Lifetime risk]	所定の年齢までの、何らかの特定の要因による罹患または死亡の累積リスク。
線エネルギー付与 (LET) [Linear energy transfer (LET)]	

細胞膜の完全性の喪失をもたぬ細胞死。たとえば腫瘍の無酸素領域において生じ、照射後の細胞死の様式でもある。	
過去に喫煙経験のない非喫煙者 [Never-smokers]	一度も喫煙したことがない人。
ニッチ (または幹細胞ニッチ) [Niche (or stem cell niche)]	幹細胞が所在し、また、増殖や分化を抑制するさまざまなシグナルによって幹細胞が維持される、組織内の特別な微小環境。
非同末端結合 (NHE) [Non-homologous end joining (NHEJ)]	NHEJ 修復は、非末期の細胞あるいは増殖期にある細胞の全ての細胞周期で働き、修復タンパク質である Ku70、Ku80 および DNA 依存性プロテインキナーゼ触媒サブユニット (DNA-PKcs) に依存する。
非喫煙者 [Non-smokers]	喫煙しない人。
非標的効果 [Non-targeted effects]	バイスタンダー効果やグノム不安定性の誘発などが含まれ、隣接する細胞が照射を受けた場合や、親細胞が照射された場合のように、放射線が直接受けていない細胞に間接的に誘発される放射線の影響。
がん遺伝子、腫瘍遺伝子 [Oncogene]	突然変異または過剰発現により、正常細胞のがん細胞への転換に寄与する遺伝子。
毛母腫 [PiloMatrixoma]	母毛基上および毛母の未分化細胞から生じる、ゆっくりに成長する良性皮膚腫瘍。
血小板由来増殖因子 (PDGF) [Platelet-derived growth factor (PDGF)]	線維芽細胞の増殖を誘導し、創傷治癒に関与するサイトカイン。また、一部の上皮細胞、内皮細胞、および間葉系細胞にも作用する。
ポアソン分布 [Poisson distribution]	事象発生の確率は低い確率の件数は多い場合に適用できる分布。確率分布は、ゼロから無限大に及び、そして重要な特性は、平均が分散に等しいことである。
潜在性致死損傷修復 (PLDR) [Potentially lethal damage repair (PLDR)]	細胞分裂が起こる前に、照射後の遅延期間において起こる DNA 修復。

荷電粒子の飛跡に沿ったエネルギー損失率であり、通常は $\text{keV } \mu\text{m}^{-1}$ の単位で表される。	
直線引ききり閾なし (LNT) 線量応答モデル [Linear-no-threshold (LNT) dose-response model]	低線量領域では、ゼロより大きいいかなる放射線量も、過剰がんおよび/または遺伝性疾患リスクを単純比例で増加させることになるという仮説に基づく線量応答モデル。
線形二次 (LQ) 線量応答モデル [Linear-quadratic (LQ) dose-response model]	ある影響 E (たとえば、疾患、死亡や異常) のリスクを、線量に比例する 1 つの成分 (線形項) と線量の二乗に比例するもう 1 つの成分 (二次項) という 2 つの成分の和として表現する線形モデル。 $E = \alpha D + \beta D^2$ であり、ここで D は線量である。細胞生存率の場合、 $S = \exp(-\alpha D - \beta D^2)$ である。
低線エネルギー付与 (LET) 放射線 [Low linear energy transfer (LET) radiation]	LET が低い放射線。たとえば、電子、X 線やガンマ線。
リンパ系 [Lymphatic system]	全身から組織液を集めて血液に戻す、内径がさまざまなリンパ管のネットワーク。「リンパ管」と呼ばれるリンパ球の集まりは、リンパ管の経路に沿って位置する。
マクロファージ [Macrophage colony-stimulating factor (M-CSF)]	多能性造血細胞からのマクロファージの形成を刺激するサイトカイン。
マンモスフィア [Mammosphere]	単一乳癌細胞に由来する細胞のスクエロイド (細胞球)。マンモスフィアから単離した単一細胞は、乳房脂肪体への移植により乳癌全体を再生させることができる。
腸管腫瘍多発症 (Min) マウス [Multiple intestinal neoplasia (Min) mouse]	Min マウスは、大腸腺腫症 (Apo) 遺伝子の欠失型変異をヘテロ接合でもつマウスで (すなわち、 $Apo^{+/-}$)、生後数週間で腸管に多発性腸腫瘍および腸癌発生を誘発する。Min マウスは、照射マウスにおける腫瘍形成研究のための高感受性モデルである。
多発発がんモデル [Multistage carcinogenesis model]	がん遺伝子およびがん抑制遺伝子の段階的突然変異獲得により、外因性の増殖性要因への依存性の段階的喪失を伴う発がんモデル。
壊死 [Necrosis]	

プログラム細胞死 [Programmed cell death]	細胞内の分子によって実行される能動的プロセスの結果として起こる細胞死。例にはアポトーシス、オートファジー、最終分化、老化、そして壊死までも含まれる。
防護量 [Protection quantities]	放射線防護のために委員会が設定している、全身および局所両方の外部照射、あるいは放射線防護の摂取による人体の電離放射線被ばく程度の定量化を可能にする線量。
放射線増感剤 [Radiosensitizer]	放射線に対する細胞および組織の感受性を増大させるあらゆる薬品。一般的には、フリーラジカルによる損傷を固定する酵素によく似た親電子状態にも用いられるが、より正確には「低酸素細胞増感剤」と呼ばれるべきである。
放射線感受性 (細胞の) [Radiosensitivity, cellular]	電離放射線被ばくを生み残ることに對する細胞の感受性。通常は、2 Gy における生存率 (すなわち S_2) によって、もしくは LQ 式または多項式的パラメータによって示される。
Ras [Ras]	ラット肉腫がん原遺伝子/低分子重クアノシン三リン酸加水分解酵素 (GTPアーゼ) タンパク質/細胞の増殖、分化および細胞生存に関与する基本的な細胞シグナル伝達因子。
Rb [Rb]	がん抑制機能を有する腫瘍抑制遺伝子。過剰な細胞増殖を抑制する。
活性酸素種 (ROS) [Reactive oxygen species (ROS)]	スーパーオキシド、過酸化水素やヒドロキシルラジカルなどの分子種。これらの種は、細胞シグナル伝達過程にも作用することがある。高いレベルでは、細胞の高分子物質 (DNA や RNA など) を損傷し、細胞死に関与する可能性を持つ。
回復 [Recovery]	細胞レベルでは、線量分割間または低線量率照射中の時間あたりの細胞生存率の増加。組織レベルでは、分割の時間間隔の拡大および分割あたりの線量の低減。あるいは低線量率照射による、組織の効率的線量増加。
生物学的効果比 (RBE) [Relative biological effectiveness (RBE)]	

低 LET 基準放射線 (通常では ⁶⁰ Coガンマ線、あるいはキロボルト X 線) の線量に対し、等しい生物学的効果を与える対象放射線の線量の比、RBE の値は、対象とされる線量、線量率および生物学的作用によって変わる。
相対リスク (RR) [Relative risk (RR)] 基礎となる基準リスクに対する全体リスク (すなわち、放射線誘発リスクを含む) の相対的な表現。総リスクが基礎となる基準リスクの 2 倍であるならば、RR は 2 である。
細胞の増殖能 [Reproductive integrity of cells] 何度も (通常は 5 回) 分裂する、したがって「クローン形成能」を有する細胞の能力。 老化 [Senescence] 分化、加齢または細胞損傷に伴う永続的細胞増殖停止。
サイドポピュレーション (SP) [Side population (SP)] フローサイトメトリーにおいて、用いるマーカーにより主集団と区別される一群の亜集団細胞で、DNA 結合色素 Hoechst 33342 をより効率的に排除する細胞であることが多い。定義上、SP 細胞は特異的な生物学的特性を有するが (たとえば、これらは幹細胞特性を有する細胞) とはならず、その程度が、どれほどの違いを示すかは、SP の測定において用いられるマーカーに依存する。
シーベール (SV) [Sivert (SV)] 放射線防護において用いられる等価線量、実効線量および実用線量の SI 単位を表す固有名称。単位はキログラムあたりのジュール (J/kg) である。
SKY 染色体分染法、または 24 染色体分染法 [Spectral karyotyping (SKY) analysis] 特有標識の染色体固有プロローブからなる SKY プローブ混合物を用いて前処理されハイブリダイズされた中期細胞を用いる、細胞の染色体構成の特殊分染法。
遅い修復 [Slow repair] 避妊期間—数年の時間尺度で起こる放射線誘発性の長期的な回復であり、長期的な細胞内修復を伴うことがよくある。
スフェロイド (細胞凝集体) [Spheroids] 単一細胞の多分裂によって培養で作り出される細胞の凝集塊。スフェロイドは正常細胞と悪性細胞のいずれからも作り出すことが可能で

形質転換増殖因子 β (TGFβ) [Transforming growth factor β (TGFβ)] 胚発生および組織恒常性に不可欠な多くの生物学的プロセスを調節し、このため一部の組織の治癒において役割を果たすサイトカイン。TGFβ の効果は間隔する組織によって異なることがあり、たとえば、TGFβ は上皮細胞の増殖を阻害するが、線維芽細胞においては増殖、分化およびコラーゲン合成を刺激する。
前駆細胞 [Transit cells] 階層型組織において細胞産生を調節する分化中の増殖性細胞。
転座 [Translocations] 染色体が切断し、断片が別の染色体と再結合して起こる染色体異常。転座には、構造的に異なる多くの種類がある。
栄養外胚葉 [Trophoblastern] 外胚葉、中胚葉および内胚葉の分化後の哺乳類の胚嚢胞の外層であり、この外層は胚の外胚葉とつながっている。
がん抑制遺伝子 [Tumour suppressor gene] がん抑制遺伝子、すなわち抗がん遺伝子は、細胞が、発がんプロセスを一段階進むのを抑制する遺伝子。この遺伝子が変異してその機能が消失、あるいは低下すると、通常は他の遺伝子発現を伴って細胞はがんへと進むと考えられる。
ワーキングレベルマウス (WLM) [Working-level month] [作業月 (ワーキングマンス) 170h の場合] ワーキングレベル (WL) の濃度において大気を取り込むことによる累積被ばく。ラドンの場合、1 WL は、 1.3×10^5 MeV のポロニウムアルファ放射線の放出に相当する 1 リットルの空気中におけるラドンの短寿命子孫核種のあらゆる組み合わせ、 $1 \text{ WL} = 2.08 \times 10^5 \text{ J m}^{-3}$ 。
階層型 2D 二次元 3D 三次元 8-OHdG 8-オキソ-2'-デオキシグアノシン 53BP1 p53 結合タンパク質 1

あり、後者はよく腫瘍転移のモデルとして用いられる。
幹細胞 [Stem cells] 無限増殖能や自己複製を有し、分化によりその系列の全ての種類の細胞を生み出すことができる細胞。幹細胞は全能性 (あらゆる系列を生み出す) と評されるが、その単一の前駆細胞は多能性 (多数の系列を生み出す)、複能性 (複数の系列を生み出す) もしくは単能性 (1 つの系列) を有する。
ステムネス (幹細胞能) [Stemness] 自己複製ならびに分化した子孫を生み出す能力の基礎となる幹細胞特性。階層型系列組織によっては、より未分化な幹細胞とそれほどではない幹細胞の間でステムネスの度合いに差がある。
放射線の確率的影響 [Stochastic effects of radiation] 悪性疾患または遺伝性影響。影響の重篤度ではなく影響の発生確率がしきい値なしで線量に依存する。
重致死修復 (SIDR) [Sulheal damage repair (SIDR)] 低線量被ばく中もしくは線量分割間に起こる DNA 損傷修復で、結果として、能線量が急性照射された場合と比較して細胞致死性の低下を有する。
標的効果 [Targeted effects] 照射された細胞において生じる効果。
テロメア [Telomeres] 染色体の末端。細胞老化の決定因子の 1 つは、DNA 複製によるテロメアの消失である。迅速に複製する細胞は通常、テロメアの短縮を避けるためにテロメラーゼ活性を有する。テロメアの短縮は、ゲノム不安定性や死がとも関連する。
奇形腫 [Teratocarcinoma] 胎児性がんまたは絨毛がん、もしくはその両方の要素を伴う奇形腫の腫瘍を有する胚性新生生物であり、しばしば精巣に生じる。
組織加重係数、w _T [Tissue weighting factor] 身体の同一照射に起因する健康損傷全体に対する組織または臓器の相対寄与を表現するために、組織または臓器 T における等価線量に加重される係数。

A bomb 原子爆弾
ABC ATP 結合カセット
ARC/G2 ATP 結合カセットサブアファミリー-G メンバー 2
ADC 腺がん
AGM 発生中の胚の大動脈/生殖道/中腎領域
AKAP9 A キナーゼアンカータンパク質 9 遺伝子
AKT v-src マウス胸腺腫ウイルスがん遺伝子ホモログ
ALL 急性リンパ芽球性白血病
ALP アルカリフォスファターゼ
AML 急性骨髄性白血病
Ang-1 Tie2/アンジオポエチン 1
APC 大腸腺腫症
AR 絶対リステク
AT 毛細血管拡張性運動失調症
ATM 毛細血管拡張性運動失調症変異
ATP アデニン三リン酸
BAD1 細気管支細胞接合部
BAR バックグラウンド絶対罹患率
Bax Bcl-2 結合タンパク質 X
BASC 細気管支細胞幹細胞
BBD 良性腫瘍疾患

BCC	基底細胞がん
BCL-2	同名の特異的遺伝子によってコードされた B 細胞リンパ腫 2 遺伝子産物
BCNS	基底細胞母斑症候群
BCRP1	切断点クラスタスチー阻害剤遺伝子 1
BEIR	電離放射線の生物学的影響に関する米国委員会
bFGF	基底性線維芽細胞増殖因子
BFUe	バースト形成単位、赤芽球系列の初期骨髄前駆細胞
B-lymphocyte	プロアプリアキウス養と関連する体液性媒介リンパ球
Bmi1	B 細胞特異的マリンマウス白血病ウイルス挿入部位 1
BMP-4	骨形成タンパク質 4
BRAF	v-rat マウス肉腫ウイルスがん遺伝子ホモログ B1
BRCA	乳がん感受性
BrdU	ブロモチオキニウリン、チミンジンの合成スタレオンド
C57BL/6	一般的な毛色が黒色の近交系マウス系統 (CC/Lm1c 系統 57) (亜系統 6)
CAFC/CACA	軟石形成細胞検査/軟石形成細胞検査
CALLA	急性リンパ芽球性白血病共通抗原
CaM kinase	カルモジュリン依存性タンパク質キナーゼ
Car-S	発がん薬感受性
CBA	一般的な近交系マウス系統 (Strong 系統)、骨髄性白血病感受性系統 (他の系統には RIM および C3H がある)
CBCC	クリプト基底部分粒細胞
C cell	カルシトニン分泌細胞

25

COL1	I 型コラーゲン α1
CO-FISH	DNA 方向特異的染色体分画法
COX	シクロオキシゲナーゼ
CS	カーネギー発生段階
CXC	CXC モチーフケモカイン一特にサイトカインに結合および応答する内在性膜受容体
CXCL12	造血幹細胞 (HSC)、ホーミング CXC モチーフケモカインリガンド 12
DC	先天性角化不全症
DCAMK1-1	ダブルコルチンおよびカルモジュリン依存性タンパク質キナーゼ様 1
DCC	大腸がん欠失
DDREF	線量・線量率効果係数
DEF	線量効果係数
DMBA	7,12-ジメチルベンズ(a)アントラセン
DNA	デオキシリボ核酸
DNA-PK	DNA 依存性プロテインキナーゼ
DNA-PKcs	DNA 依存性プロテインキナーゼ触媒サブユニット
DRIF	線量率効果係数
DSB	DNA 二本鎖切断
Dsh	Dshvelletd
DUOX1/2	デュオキシナーゼ 1/2
Dusp 2	二重特異性プロテインフォスファターゼ
E	胎生期

27

CCSP	クララ細胞分泌タンパク質
CD34+	分化表面分子クラスタスチー発現細胞 (番号 34)
CD34 ⁺ Lin ⁻	造血幹細胞のサブタイプで、CD34+ 表面抗原を発現するが特定の系列特異的抗原マーカーを欠く細胞
CD49f	分化表面分子クラスタスチー発現細胞 (番号 49)
CFU-C	インビトロで定置される培養コロニー形成単位 (前駆細胞)
CFU-F	赤血球分化能に限定されたコロニー形成単位
CFU-F	線維芽細胞系コロニー形成単位
CFU-gm	顆粒球および単球分化能に限定されるコロニー形成単位
CFU-m	単球分化能に限定されるコロニー形成単位
CFU-meg	コロニー形成単位-巨核球 (巨核球コミット前駆細胞)
CFU-Ob	コロニー形成単位-骨芽細胞
CFU-S _{day7}	インビトロで定置される顆粒コロニー形成単位 (前駆細胞) (下付き文字はサンプリング期)
CHEK2	チェックポイントキナーゼ 2
Cl	信標区間
eKit ⁺	ネコ肉腫ウイルスがん遺伝子 v-kit の細胞ホモログ、チロシンプロテインキナーゼ Kit、幹細胞増殖因子受容体に対する結合親和性を有する
CLL	慢性リンパ性白血病
CLP	リンパ球系共通前駆細胞
CML	慢性骨髄性白血病
CMP	骨髄系共通前駆細胞
CNS	中枢神経系

26

EAR	過剰相対リスク
EB	表皮水疱症
EGF	上皮増殖因子
EGFP	高感度緑色蛍光タンパク質
EGFR	上皮増殖因子受容体
EMA	上皮膜抗原
EMT	上皮間葉転換または移行
EpSC	表皮幹細胞
EPU	表皮増殖単位
ER	(O)エストロゲン受容体
ERR	過剰相対リスク
ES	胚性幹
ESA	上皮細胞表面抗原
eto	イレブシントエンゲルマニドイオン
FACS	フローサイトメトリー
PAP	家族性大腸腺腫症
FasL	Fas リガンド
FISH	蛍光 in-situ ハイブリダイゼーション
FKI	胎児肝キナーゼ 1
FLM	網膜分葉細胞分画
Flt3	ネコ肉腫ウイルス (fms) 関連チロシンキナーゼ 3 の McDonough 株

28

FOXA2	フォークヘッドボックス A2
Fzd	フリゾリン
GATA-2/5	GATA 配列結合タンパク質 2/5
GBP10	増殖因子受容体結合タンパク質 10
G-CFU	骨髄内の顆粒球コロニー形成単位 (前駆細胞)
G-CSF	顆粒球コロニー刺激因子
GEAM4-CFU	顆粒球、赤血球、単球、巨核球コロニー形成単位
GFP	緑色蛍光タンパク質
γH2AX	リン酸化ヒストン H2AX
GLI	グリオーマ関連がん遺伝子ホモログ
GM-CFU	顆粒球/単球コロニー形成単位 (前駆細胞)
GM-CSF	顆粒球/マクロファージコロニー刺激因子
GMP	顆粒球/マクロファージ前駆細胞
GNAS	グアニンヌクレオチド結合タンパク質, α 刺激活性化ポリプレプチド 1
GPA	グリコホリン A
Gpr49	G タンパク質共役型受容体 49
GTP	グアノシン三リン酸
GTPase	グアノシン三リン酸加水分解酵素
Gy	グレイ、電離放射線吸収線量の単位
H3	ヒストンクロマチン 3
HD	ホジキン病

29

120

JUN	調節遺伝子/遺伝子産物, cFos と結合して初期応答転写因子 AP-1 を形成する
K	サイトカラチン
KDR	キナーゼ挿入ドメイン受容体, VEGFR2 表面受容体
KGF	ケラチノサイト増殖因子
Klf4	クルックヘルム様転写因子 4
K-ras	カーステンラット肉腫ウイルスがん遺伝子ホモログ
KSC	ケラチノサイト幹細胞
LacZ	β-D-ガラクトシダーゼ
LCNEC	大細胞神経内分泌がん
LEAR	生体過剰増殖リスク
LET	線エネルギー付与
Lgf5	ロイシチリチリペーゼを持つ G タンパク質共役型受容体 5
LI	ラベリン/インテグリン (標識指紋)
LIF	白血球増殖因子
Lin ⁺ Lin ⁻	細胞系列特異的表型抗原を発見する (+) または発現しない (-) 造血細胞
LKB1	肝キナーゼ B1
LNT	直線しきい値なし
LOH	ヘテロ接合体性消失
LQ	線形二次
LRC	ラベル保持細胞
Lrig1	ロイシチリチリペーゼおよび免疫グロブリンドメイン 1

31

HER2	ヒト上皮増殖因子受容体 2
HH	ヘッジホッグ
HLX1	H2.0 様ホメオボックス 1
hMSC	ヒト間葉系 (間質) / 幹細胞
Hopx	ホメオボックス単独タンパク質ホメオボックス
Hoxb4	ホメオボックス b4
HPC	造血前駆細胞
HPP-CFU	高増殖能コロニー形成単位
Hprt	ヒポキサンチン・グアニンフォスフォリボシルトランスフェラーゼ
HPV	ヒトパピローマウイルス
HR	相対組織学
HSC	造血幹細胞
HSPC	造血幹細胞および前駆細胞
hTERT	ヒトテロメラーゼ逆転写酵素
HZE	高電荷、高エネルギー
IGF1	インスリン様成長因子 1
IL	インターロイキン、リンパ系組織サイトカイン
IL2Rγε	インターロイキン 2 受容体 γ 鎖
Ink4a/Arf	キナーゼ 4 a の阻害タンパク質 家族 前みかけ
ISC	腸幹細胞
iPS	人工多能性幹細胞

30

LRP5/6	低密度リポタンパク質受容体関連タンパク質 5/6
LSK	Lin ⁻ Sca1 ⁺ c-Kit ⁺
LSS	寿命測定
Li-HSC	長期再生造血幹細胞
LTR-le	長期増殖幹細胞; インベトロ、未分化、自己複製前駆細胞
LYs/TLRS	劣性母系伝達リンパ腫抵抗性 2 / 胸腺リンパ腫サブプレッサー領域 5
MAPK	分裂促進因子活性化タンパク質キナーゼ
MaSC	乳腺幹細胞
MCL-1	骨髄細胞白血病配列 1; BCL-2 関連アポトーシス調節細胞表面マーカー
M-CSF	マクロファージ・コロニー刺激因子
M-CFU	マクロファージ・コロニー形成単位
Mdm2	マウス二重微小染色体 2
MDS	骨髄異形成症候群
MF	突然変異頻度
MFH	悪性繊維性組織球腫
MGMT	O ⁶ -メチルグアニン-DNA メチルトランスフェラーゼ
MI	マイトコンドリア DNA (複製指紋)
Mun	腸管多腫瘍発症
miRNA	マイクロ RNA (マイクロリボ核酸)
Mir-34	マイクロ RNA 34
MLL-AFP9	9 番染色体タンパク質由来の融合型白血球一急性リンパ芽球性白血病 1 融合遺伝子

32

MMTV	マウス乳がんウイルス
MNU	メチルニトロソ尿素
MPP	複能性前駆細胞
MR	骨髄再構築；自己複製増殖造血細胞種を同定する
MRA	骨髄再構築活性；未分化再生造血幹細胞の特質
Msc11	成体幹細胞組織系 II
MSC	間葉系（前質）／幹細胞
Msi-1	ムサシ 1
mTert	マウステロメラセ逆転写酵素
MUC1	ムチン 1
Myb	骨髄芽球腫がん原遺伝子／転写因子コード遺伝子；造血調節遺伝子
Mye	「マスタカ」転写因子をコードするがん原遺伝子／調節遺伝子
NBCC	母胚基底細胞がん
NBN	ニブリン
NCRP	米国放射線防護測定審議会
NHEJ	非同相末端結合
NIS	ナトリウム・ヨウ素共輸送体
NK-lymphocyte	ナチュラルキラー細胞型リンパ球
NOD-seid	非肥満糖尿病重症発症免疫不全マウス
Notch	キイロシヨウジウヨウハニニ表現型の哺乳動物遺伝子ホモログ；保存されたシグナル伝達経路
NSC	神経幹細胞

33

PERCA	ホスファチジルイノシトール 3-キナーゼ触媒サブユニット p10 α
PLDR	潜在的致死損傷修復
POU	Pit-Oct-Unc
PR	プログステロン
Pre-CFU	骨髄中の早期未熟コロニー形成単位タイプの細胞
Pre-GM-CFC	前駆粒球マクロファージコロニー形成細胞
Pchl	パッチ 1
PTEN	ホスファターゼおよびチロシンホモログ
Py-Sv	人年シーベルト；放射線被ばくに基づく疾患罹患率
RAD51	放射線 51 修復遺伝子 (51 番)
RANK	核因子 κ B 活性化受容体
RANKL	核因子 κ B 活性化受容体リガンド
RARB	レチノイン酸受容体 β
RASSF1A	Ras 結合ドメインファミリーメンバー 1A
Rb	網膜芽細胞腫
RBE	生物学的効果比
RC	修復能
RET/PTC	トランスフェクション中再構成／甲状腺乳頭がん
Rho	ローダミン；細胞分取に使用される蛍光物質
RNA	リボ核酸
ROS	活性酸素種

35

NSCLC	非小細胞肺がん
NTRK1	神経栄養因子ロシニキナーゼ受容体型 1
NeuroDI	ニューロニン分化 1
Odc3/4	オクタマー複合転写因子 3,4
OPG	オステオプロテグリン
OSCC	オックスフォード小児がん調査
Osx	オステリックス
P4	クリプト基底部分から 4 番目の位置
p16	サイクリン依存性キナーゼ阻害因子 (番号 2A)
p21	サイクリン依存性タンパク質キナーゼ阻害因子 (番号 21)；細胞周期調節遺伝子
p210	BCR/ABL 融合遺伝子産物
p53	がんタンパク質／がん抑制タンパク質 (番号 53)；細胞周期調節タンパク質／遺伝子
PARP-1	ポリ (ADP-リボース) ポリメラーゼ 1
Pax5.8	ベアードボックス 5.8
PAX8/PPARG	ベアードボックス 8／ペルオキシソーム増殖因子活性化受容体 γ 融合がん遺伝子再構成
PCNA	増殖細胞核抗原
PCR	ポリメラーゼ連鎖反応
PD	集団倍加
PDGF	血小板由来増殖因子
PIG-A	ホスファチジルイノシトール N-アセチルグルコサミンニラントランスフェラーゼサブユニット A 酵素
PI3K	ホスファチジルイノシトール 3-キナーゼ

34

RR	相対リスク
RTK	膜受容体型チロシンキナーゼ
Ruxk2	Runt 関連転写因子 2
SC	自然発生がん
Sea-1	幹細胞抗原 1
SCC	扁平上皮がん
SCF	幹細胞因子；e-kit チロシンキナーゼ受容体リガンド；造血前駆細胞成長因子
SCGB1a	セクレトグロビン 1a
SCID	重症免疫不全症
SCLC	小細胞肺がん
SCN	細胞壳薬集
SE	標榜誘発
SEER	監視疫学連続記録プログラム
SF ₂	2 Gy での生存率
SHH	ソニチンヘッジホッグ；シウジョウヨウハニニ遺伝子／表現型の哺乳動物ホモログ
SI	小腸
SKY	SKY 染色体分染法
SLAMF	シグナル伝達リンパ球活性化分子；造血幹細胞表面マーカーのファミリー
SIC	小型卵細胞
SLDR	垂直死損傷修復
SMO	スモーズンド

36

SNP	一塩基多型
Sox2	Y 染色体性決定領域ボックス 2
SP	サイトボトジェレシジョン
SSB	DNA 一本鎖切断 (DNA 5'末端内での)
STAT	シグナル伝達性転写活性化因子
S4-HSC	短明造血幹細胞
SUFU	fused のサブドメイン
(68.21)	第 8 および第 21 染色体の転座
T4	チロキニン
TA	一過の増殖
TAR	合計絶対罹患率
TBI	全身照射
TEL/AML1	転座 ETS 様白血病/急性骨髄性白血病 1
Tg	サイクロプロリン
TGFβ	形質転換増殖因子 β
TGFBR2	形質転換増殖因子 β 受容体 2
THOX1/2	甲状腺癌化酵素 1/2
Thy-1	甲状腺細胞抗原 1
Tie2/Ang-1	Tie2、アンジオポエチン 1 に對する血管内皮細胞特異的チロシンキナーゼ受容体
TIMP3	組織メタプロセプターゼ 3 阻害物質
TITF-1	甲状腺転写因子 1 (TTF-1 に同じ)

XIRCC3	X 線修復交差相補グループ 3
XTT	2,3-ビス-(2-メチルキチン-4-ニトロ-5-スルホプロフェニル)-2H-1,2H-ピロリノリウラム-5-カルボキシアニリド
ZO-1	閉鎖帯 1

I. 緒言

I.1. 報告書の内容

- (1) 放射線誘発がんのリスクは、何十年もの間、作業員や公衆の放射線被ばく量制限の報告を行う最大限の理由であり続けている。放射線による発がんは、1 つの形質転換標的細胞に始まる確率的事象であると考えられている。一般的には、標的細胞は各組織内の幹細胞、あるいはその場合によってはその娘細胞である前駆細胞であると考えられている。これらの標的細胞は組織特異的な特性を備えており、増殖や分化を制御する微小環境ニッチに存在している (図 2.1 参照)。幹細胞およびその制御に関する知識は、様々な組織系および器官系に対するリスク推定手順の根拠となる。様々な被ばくシナリオにおけるリスク評価を理解する上でも役立つであろう。
- (2) 各組織中の標的細胞の位置は、短寿命放射線感受性の高いヒーム放射線による発がんリスクを考慮する上で極めて重要である。委員会はその用行物の中で、これらの細胞の位置について様々な判断を下し仮説を立てている。皮膚では、標的細胞は毛包内や基底層の毛包間表皮内に存在すると考えられている (ICRP, 1991)。呼吸気道では、標的細胞は、気道の基底層内および肺の前駆細胞内にあると考えられている (ICRP, 1995)。腸における標的細胞は腸クリプトの底部付近にあると考えられているが、それより上に位置する細胞の発がん性については不明である (ICRP, 2007)。骨格においては、放射線誘発性骨肉腫の元となる標的細胞は、骨小腔内の骨芽細胞および骨髄内の間葉系幹細胞 (MSC) であると考へられている (ICRP, 1995)。本報告書の内容の情報は、対象となる組織における標的細胞の位置を明らかにする上でさらに役立つものと思われる。
- (3) 本報告書は、放射線誘発がんのメカニズムに関し、組織微小環境における幹細胞および前駆細胞の生物学および放射線応答に関する研究の進展を概説する。組織形成、組織維持のダイナミクス、幹細胞の放射線感受性および再生、線量率効果、および年齢依存性など、幹細胞の生物学および放射線生物学における近年の進歩について述べられている。この情報は、短寿命放射線も含む、急性および慢性の放射線量での発がんリスクの機構に關して幹細胞がどのような役割を果たすのかを推測するために重要である。
- (4) 様々な組織や器官での確率的放射線影響に関する科学的知見の基礎を確立するため、放射線誘発リスクが既に知られている例として、一部の器官系が選ばれた。しかしながら、これらについて既存のレビューはなかったため、種々の例について、詳細な付属書を作成した。す

Tリンパ球	胸腺中に存在し細胞性免疫を媒介するリンパ球
TPA	12-O-テトラデカノイルホルボル-13-アセテート
TPO	甲状腺ホルモキナーゼ
TRAIL	腫瘍壊死因子関連アポトーシス誘導リガンド
Ts	DNA 合成阻害剤
TSC	甲状腺幹細胞
TSH	甲状腺刺激ホルモン
TSHR	甲状腺刺激ホルモン受容体
TTF1	甲状腺転写因子 1 (TTF-1 に同じ)
UBB	細胞体
ULLC	未分化の大型明細胞
UV	紫外線
VCAM-1	血管細胞接着分子 1
VEGFR2	血管内皮成長因子受容体 2
WAP	ホエー酸性タンパク質
WHO	世界保健機関
WL	ワーキングレベル
WLM	ワーキングレベルマンモス
Wnt	Wingless 型マウス乳がんウイルス組み込み部位アミリメンタン；シウジョウウエ.wingless 遺伝子/表型型の哺乳類胚中ロド
XP	色素性乾皮症

すべての器官系を網羅するとともに作業量が膨大になるため、放射線防護を目的とした場合の重要性、および利用可能な放射線生物学的知見がどれほどあるか、そして関心度を基準に選択した。まず、ICRP 組織荷重係数が 0.12 と高い骨髄、乳房、消化管、および肺が選ばれた。このうち、幹細胞の側面から最も研究が進んでいるのは消化管である (付属書 A)。幹細胞の位置や組織のターンオーバーなど、階層性に関する知見が豊富にそろっているのは消化管である (付属書 D)。幹細胞の存在は、乳癌 (付属書 B) では裏証されているが、肺ではまだ完全には解明されていない (付属書 E)。甲状腺は、放射線に対する発がん感受性の年齢依存性が高いので選ばれた (付属書 C)。骨は、内部被ばくによるがん誘発の最良のモデル系であるため、取り上げられた (付属書 F)。また皮膚がんの罹患率が、やや不確実ではあるものの高いこと (ICRP, 1991, 1992, 2007, 付属書 F) から選択された。比較しやすいよう、付属書は各組織について共通の情報が提示される書式に統一した。

I.2. 放射線誘発がんモデルおよび幹細胞生物学

- (5) 放射線によるがん誘発のメカニズムに関する現在の理解は、Armitage および Doll (1954) の多段階モデル、あるいはそれが多段階的分子変化へと発展した Vogelstein (1988) のモデルに基づいている。しかし、これらのメカニズムは放射線誘発がんの観点では十分に評価されていないため、その発展には限られている。この理解はしきい値なし直線 (LNT) モデルおよび相対リスク (RR) モデルを多段階モデルの中に組み込むことで改善される。また、組織内の標的細胞を特定し、標的細胞の放射線感受性を明らかにすることで状況が異なるようになる。これらを行う影響を与える外、幹細胞ターンオーバー (幹細胞の入れ替わり) 動態や細胞間相互作用を考慮することで状況が異なるようになる。これらを理解することは、幹細胞のリスクを考慮する上で重要である。新たに登場した幹細胞生物学は、これらの問題の解明に線量および線量率効果をよりよく理解するための基礎を提供し、内部被ばくでの線量率効果と理解し、標的細胞への内部放射線による線量率効果を理解する能率の機会を与えるものである。

- (6) 標的細胞の数、感受性、位置、および再生特性は、放射線誘発がんに係る重要な生物学的パラメータである。発がんの標的細胞は組織幹細胞および一部の娘細胞であると多くの人々は考えている。幹細胞の数はしばしば不明であり、これを推定するため、実験動物の系で、組織ごとに異なる様々なマウスモデルが用いられている。幹細胞の放射線感受性は、組織内でも組織間で異なる。例えば、精子形成上皮には幹細胞の数が多い。幹細胞と細胞間期が早い感受性細胞の両方が存在しており、幹細胞にはアポトーシス感受性の感受性細胞とより形成のクロモソーム細胞が存在しており、高感受性の幹細胞は上皮組織よりも造血組織に多く存在する。各組織内の微小環境は、細胞間シグナル伝達やサイトカインによるシグナル伝達を含む様々なパラメータにおいて異なる。

(7) それぞれの組織内の標的細胞の位置は、短距離放射線源からの放射線および高透過性のベータ放射線による発がんリスクに極めて重要である。幹細胞はしばしば幹細胞「ニッチ」と呼ばれる特定の微小環境内に存在している。白血球の標的細胞は造血幹細胞 (HSC) および一部の娘細胞であらうと考えられており、これらの細胞のニッチは骨小腔および頰洞付近に位置している。一部の幹細胞タイプの密度は、骨髄面付近に比べて中央の血管付近で低くなっているが、再生能力に関してはその逆であるという証拠も見つかっている。ただし、一次幹細胞は骨髄面付近の低酸素ニッチ内に保護されているというのが一般的な結論である (Purmar et al., 2007)。このように標的細胞のタイプや位置が不確定であることが、均一な外部照射によるリスクを正確に予測することを困難にしている。さらに、乳癌や甲狀腺など多くの組織タイプについては、幹細胞ニッチおよびその形態的特徴についてもさらに解明する必要がある。

(8) 放射線防護プログラムのために、ICRP は LNT モデルに RR モデルを組み合わせた急性および慢性被ばくリスク評価に適用した。慢性被ばくの評価は、線量・線量率効果 (DDREF) をさらに適用した。DDREF の数値については議論の余地があるため、様々な仮定がなされている (BEIR VII, 2006)。幹細胞および組織のターンオーバーを評価することで、LNT を用いた低線量外挿および DDREF 値を用いた線量性被ばくリスクの調整の妥当性が明らかにされるべきことが期待される。DDREF については、いまも明らかではない標的細胞の修復能および組織内の再生/保持率に依存している。DNA 修復は、DDREF における重要な役割が議論されている。しかし幹細胞のみならずその娘細胞の修復能および組織が標的になっているがんタイプについては、再生が治療である点も考慮し、細胞の再生率の重要性が認識されている。また、最近の研究では、損傷を受けた組織幹細胞が正常な幹細胞との間で排除されること示されている。このため、慢性被ばくでは、当初にあった全標的細胞に対する累積量から単純に予測されるリスクより、徐々に新たな細胞に置き換えられることで標的細胞数が少なくなること、リスクは低くなると思われる。

(9) 以下のセクションでは、様々な疑問やポイントについて、幹細胞生物学における最近の進展の観点から考察する。発がんの標的細胞はどれなのか、どこに位置しているのか? LNT モデルは幹細胞に基づく放射線発がんの考えに合致するのか、するならばどこで合致するのか? 幹細胞に基づく放射線発がんの考え方で現在の DDREF 値は支持されるのか? 幹細胞応答は、放射線発がんのメカニズムのどこに関わるのか、放射線発がんの組織間の差を説明し得るのか? 幹細胞は、放射線発がんの年齢依存性にとどう関連するのか、そしてリスクへの係わりどいなのか? 放射線発がんの組織間の差を説明し得るのか? 幹細胞は、放射線発がんの年齢依存性にとどう関連するのか、そしてリスクへの係わりどいのか?

41

に上りうる。後者のシナリオは、シロチンおよびマウスでの生体組織の再生維持について英語されている (Cheng et al., 2008; Barouch, 2009)。このような細胞の生成と消失のバランスによって身体組織の質量が維持される。

(14) 階層型組織には 3 つの細胞分画が含まれる。幹細胞分画、前駆細胞分画、および機能細胞分画である。前 2 つの分画の細胞は分裂能を有し、3 つめの分画の細胞は通常分裂能を有さない。幹細胞からの分化細胞へのステップは組織ごとに異なる。いふぶん単純化されたときらにはあるが、スキームを図 2.1 に示す。重要な点として、各々の分画には存在しながらも、細胞全体としては、通常、異なる分画をまたいだ方向性の転移をなさない。

(15) 系列内の細胞ステータスの数は組織ごとに大きく異なる。表皮などの一部組織では幹細胞が比較的限られた数の系列を供給する一方、他の組織の幹細胞は、例えば骨髄内の HSC のように多様な系列を供給する。また、Fig. 2.2 に示すように、幹細胞から機能性細胞になるまでの分裂回数も組織ごとに異なる (Potten and Wilson, 2007)。上述したように、肝臓、甲状腺、肺などの順応性組織の分化細胞は組織維持時に細胞分裂が可能である。

(16) ターンオーバー速度は組織によって著しく異なる。 ^{14}C 年代測定法を利用して様々な組織での細胞ターンオーバー速度を直接推定したところ、細胞の大部分は生涯に亘り入れ替わることなく、一方、血液や腸の細胞は迅速にターンオーバーすることが示された (Spalding et al., 2005)。この方法は組織内の全細胞の ^{14}C 同位体の量を測定するため、精度が不十分で、少数の細胞がターンオーバーしている可能性は排除できない。実際、幹細胞は成体の体内にも存在することが分かっているが (Quinones-Himeno et al., 2007)、脳組織の幹細胞ターンオーバーへの寄与はあまりに小さいため、この方法では検出不可能である。

(17) 同方法により、ヒトの腸筋層の年間ターンオーバー率は 10% である (Spalding et al., 2008)。ターンオーバー率は年齢によって異なり、心筋細胞は 25 歳で年間 1% に対して、75 歳では 0.45% まで減少する (Bergman et al., 2009)。各組織のターンオーバー率および異なるタイプの幹細胞の位置は、外部被ばくおよび内部被ばくによる放射線発がんの組織特異的リスクを決定する重要な因子である。成体組織では、通常は再生率の高い階層型組織の方が、再生率の低い順応性/複合組織よりも放射線発がん感受性が高い (ただし小腸は重要な例外である)。また、ターンオーバー率は発生段階や個体の年齢によっても異なる。ターンオーバー率は、放射線発がんの組織間の基や年齢依存性の主要な決定因子の 1 つである (セクション 2.5.4 および 3.6)。

2.2. 組織幹細胞の機能による同定および管理

(18) 組織幹細胞は、自己複製能を持ち、特定の系列の祖細胞を生み出す細胞に定義されている。前駆細胞は、その組織内からあらゆる細胞

43

2. 組織幹細胞の一般的特性

2.1. 成体組織における細胞分画および分化

(10) 成体組織は、それぞれに特化した機能性細胞セットによって体の様々なニーズを満たしている。機能性細胞とは、増殖能が限定された (しばしば複製し) 最終分化細胞であり、必要に応じて置換されなくてはならない。成人組織には 2 つのタイプ、順応性 (複合) 組織と階層型組織がある。肝臓などの順応性組織では機能性細胞が分裂能を備えており、特に損傷時など、特殊な状況下では増殖することも可能であるが、通常の状態では幹細胞により供給されると考えられている。これに対し、階層型組織には幹細胞、前駆細胞および分化細胞からなる階層の系列が存在している。階層型組織は放射線発がんの主要な標的であり、本報告書の焦点となった。

(11) 幹細胞は胚発生初期、胎児発達および成体組織確立後のどの時期によっても異なる性質をもつ。胚発生期の幹細胞は全能性の胚性幹細胞 (ES) 細胞で、後の器官形成時にあらゆる組織タイプへと分化する能力を備えている。胎児期の幹細胞は、成体期の幹細胞を構成するためにある程度分化の方向付けがなされている。発生初期にあるこれらの 2 つの時期では、幹細胞は主に対称性分裂して 2 つの同等な娘細胞となり、これに伴い、胚および胎児のサイズが大きくなる (セクション 2.3.5 および 2.5)。これに対し、成体組織の幹細胞は主に非対称性分裂で限定されて完全に運動性を持っており、非対称性分裂する一方で、特に組織の損傷を修復する際などには様々な程度で自己分化もする。

(12) 成体組織幹細胞の研究は 1960 年代にはすでに始まっていた。造血前駆細胞 (HPC) もともとこれが幹細胞と考えられていた) は、致死量の放射線を照射されたマウスに脾臓注射すると脾臓コロニーを形成する骨髄の細胞として同定された (Hill and McCulloch, 1961)。初期の研究では、組織前駆細胞の再生能に重点が当てられていたが、後の *in vivo* 研究では、非対称分裂など、組織幹細胞および組織前駆細胞の重要な特性が数多く明らかにされた (Potten and Loeffler, 1990)。

(13) 成体組織幹細胞の非対称性分裂では幹細胞と前駆細胞が生れる。前駆細胞は、特に上皮組織では「一過性増殖 (TA) 細胞」とも呼ばれる。「前駆細胞」と「TA 細胞」の用語の使い方は造血系でやや異なるが、本報告書ではこれら 2 つの用語は同じ意味で使う。前駆細胞は分裂して数を増やし、機能性細胞へと分化する。機能性細胞は必要とされた機能を果たした後、老化によって組織から失われていく。この組織ターンオーバーの一般的なスキームにおいては、幹細胞はあまり分裂しておらず、分裂は前駆細胞を担当するが、その増殖能は限定されている。このように組織幹細胞と前駆細胞とで異なる役割を担うことが幹細胞を長期維持するための戦略であり、複製による変異変異を最小限に抑えつつ、前駆細胞の補充から分裂によって組織の機能性分画に多数の細胞を供給する。幹細胞から分化細胞への移行は通常は一方方向であるが、特定の条件下、例えば何らかの理由で幹細胞が失われてニッチが空になると、隣接する幹細胞や可逆的に再分化した前駆細胞がここ

42

を生み出す。放射線照射マウスへの骨髄移植を繰り返すことで、コロニー形成に関する細胞には自己再生能があることが示された。また、組織学的観察により、コロニー内にはいくつもの細胞タイプが存在することが明らかになり、移植されたコロニー形成細胞は様々な造血細胞系で列へと分化する能力を備えていることが示された。さらに、コロニー形成を阻害するためにテロメラーゼを発現している (Carpenter et al., 2003) である。また全骨髄移植と細胞懸濁液の境界赤系を組み合わせた研究により、幹細胞の割合は、骨髄内の全細胞のうち 1/10,000 から 1/100,000 であると推定された (Savvasy et al., 1999; Harrison et al., 1993)。

(19) *in vivo* 形成による幹/前駆細胞の機能同定は、皮膚表皮および肺管上皮などの他の組織へと移植可能であった (Withers, 1967; Withers and Elkand, 1969)。単一分散細胞および組織断片を移植することでマウスおよびラットの乳癌内、およびラット甲状腺内での幹細胞の存在が実証された (Daniel et al., 1971; Clifton et al., 1986)。コロニー形成は、ラット乳癌および中胚葉のラット形成細胞 (RCC) 甲胎タンパク質 (AFP) による発がん誘発率を定量化にも利用された (Watanabe et al., 1988; Kamiya et al., 1995)。これらの *in vivo* 研究では、機能に基づき幹細胞を同定したが、単純化された幹細胞がなかったために細胞の特性についてそれ以上の研究を実施できなかった。

2.2. 胚性幹細胞および成体組織幹細胞の管理

(20) マウス胚嚢中の胚細胞培養により ES 細胞が確立された (Evans and Kaufman, 1981; Martin, 1981)。胚嚢中の細胞培養内には 20~40 個の ES 細胞があり、これらがその後の胚全体の発生を担っている。ES 細胞は、胚嚢管内で小型の細胞が密集した特異的なコロニー形成により同定可能である。ES 細胞は不死細胞であり、染色体末端を複製するためにテロメラーゼを発現している (Carpenter et al., 2003)。また、ES 細胞は、栄養外胚葉を除くほぼすべての組織を提供できる全能細胞である。この全能性胚性細胞が細胞や初期細胞にも見られ、ES 細胞が同種異体胚に移植されると奇形児を生み出すこともある (Rossant and Papaioannou, 1984)。ES 細胞はヒトを含む様々な動物細胞から単離されている (Thomson et al., 1998)。ES 細胞は遺伝子破壊法の標的となり、ノックアウトマウスを作出す上で極めて重要な役割を担うことから、組織および発生における胚性細胞の研究に貢献している。多種多様な修飾遺伝子ノックアウトマウスが作られ、マウスにおける放射線感受性、DNA 修復、突然変異誘発および発がんに関するこれらの遺伝子の機能解析に大きく貢献している (Griffin et al., 2005; Zhu et al., 2007)。ただし、ES 細胞は放射線発がんに阻害的な関連性がないため、本報告書の以降のセクションでは必要な場合にのみ議論する。

(21) 細胞を単離および胚嚢管内で培養することで、組織幹細胞の定性的および定量的分析が可能になる。組織幹細胞の胚嚢管内長期培養に関しては、1976 年にマウス造血細胞で成功したが、培養で育ったのは順応性細胞のみであった (Allen and Dexter, 1976)。以降、多くの試みがなされた結果、HSC の成長および分化を調節する各種サイトカインが同定された。現在では HSC および前駆細胞は、組成が明らかでない培養培地にサイトカインを加える条件で維持可能である (Miller and Eaves, 1997)。しかし胚嚢管内培養による HSC の増殖はまだ限定された培養

44

方放射線照射マウスへの連続移植でHSCは、8000倍以上の増幅が示されている (Iscove and Nawa, 1997; Suwagata et al., 2004)。

(22) 組織幹細胞の単離および試験管内培養は、様々な幹細胞特異的マーカータンパク質が同定されたことで容易になった (http://stemcells.nih.gov/info/screppointappendix)。このうち、細胞表面マーカータンパク質は、**蛍光存在細胞分別法** (FACS) を用いて組織幹細胞を単離する際にも使われる (Gundry et al., 2008)。HSCのFACS分離は、ネコ肉腫ウイルスが遺伝子v-kitの細胞膜モルグ (c-kit)、シロチンキナーゼ受容体リガンド1 [幹細胞抗原1 (Scf)]、幹細胞抗原1 (Scf) およびCD34などの特異的細胞表面マーカーを用いて行う (Shizuru et al., 2005)。細胞表面マーカー (Table 3.2) は、組織幹細胞の幹細胞に関する付随的に記述されている。

(23) 細胞表面マーカーに加え、サイトキニンシグナル (SP) とよばれる特異的な形質も多くの組織幹細胞が共有している。そのためこの特性を利用してFACSで幹細胞を単離している。骨髄幹細胞を蛍光標識ローダーミン123およびヘキスト33342で染色すると、最も染色が強い部分 (SP、サイトキニンシグナル) に長期HSCが含まれることが見いだされた。この強い染色は、HSCの低い代謝活性および低い分裂活性と相関している (Bertoncello and Williams, 2004)。アザノシン三リン酸 (ATP) トランスポーターを介してATPを細胞内に取り込む能力 (BCRP1) の高い発現、およびそれによる効率的な蛍光色素の排出が、静止期HSCのSP形質に関与している (Zhou et al., 2001)。

(24) 幹細胞の単離および培養は、もう一つの独自の性質を利用して行うことで達成された。神経幹細胞 (NSC) および乳癌幹細胞 (MaSC) は、HSCと同じSP形質を発現するだけでなく、試験管内で培養するとスフェロイドを形成するのである (付属書B)。成体マウス脳の脳室周囲領域の単一細胞懸濁液を成体成長因子 (EGF) 添加培地で培養すると、ほとんどの細胞が死滅したが、少数の細胞 (およそ 1%) は成長してスフェロイドを形成した (Reynolds and Weiss, 1992)。これらはニューロスフェアと呼ばれ、NSCと神経細胞に分化する。ニューロスフェア形成は、神経細胞への放射線影響を定量的に評価する上で有用なツールであり、このようにNSCはラット神経幹細胞に対して実施されている (Lu and Wong, 2005)。スフェロイド形成は、ヒトMaSCをEGFおよび/または塩基性神経幹細胞増殖因子 (bFGF) の存在下で培養した場合にも確認された (Donati et al., 2003)。ニューロスフェアと同様に、マンモスフェアも運動神経幹細胞を形成する。さらに、マンモスフェア由来の単一細胞を乳腺脂肪体に移植すると、乳腺全体が再生可能である (Shackleton et al., 2006)。乳腺は放射線発がんを引き起こす主要な組織の一つであることを考えると、試験管内培養およびマンモスフェア形成は、MaSCの放射線感受性および放射線感受性を分析する上で極めて有用である。

(25) HSCは内胚系組織から生じ、NSCおよびMaSCは外胚系から生じる (付属書A)。さらに、中胚系由来するMSC (mesenchymal stem cells) は試験管内で増殖することができる (Chamberlain et al., 2007)。したがって、ほぼすべての組織タイプから幹細胞を単離可能であると同様に、FACSを用いて幹細胞を単離する試験管内培養する方法の課題の一つは、増幅した細胞集団が幹細胞に富んでいるか否かを子孫細胞種とすることである。

45

(28) 組織幹細胞のDNA修復能は放射線感受性に反映されている。幹細胞の放射線感受性は、試験管内のクローム形成法や、移植法またはin-situ法を用いたin vivoでのアッセイによって評価することができる。例として、上皮由来細胞のコロニー形成細胞についてのアッセイ結果を示す (図 2.3)。ただし、上皮組織の幹細胞および前駆細胞は必要とされればどちらもコロニー形成細胞になり得るため、これらのアッセイでは通常、両細胞のタイプの放射線感受性を区別することができない。

(29) ラット乳腺、中胚系、肝臓および骨髄の**コロニー形成細胞**には中程度の潜在性致死再修復 (PLDR) 能が認められた (Muller et al., 1990; Gould et al., 1984; Jrite and Michaelopoulos, 1985; Kamiya et al., 1991)。上皮系全般の特性として、コロニー形成能を測定するために細胞をそのまま組織内で24時間放置してから生体内移植した際、生存率の増加が見られた。これにより、生存曲線が線量測定にシフトした (図 2.4)。これらのPLDR実験で用いた線量は通常6 Gyよりも大きい線量であったため、これより低線量でα成分の変化があったとしても直接検出することはできなかった。ただし、24時間の回復期間後に作成した生存曲線は増進していた (つまりβ/α比が小さく、αの減少量がβの減少量よりも大きい) ことが示された。アッセイまでの放置時間をさらに延ばした場合の影響については、静止期の肝臓を用いたin vivo実験を実施し、肝臓を脂肪体に移植してコロニーを形成させた (Fisher et al., 1987)。これらの細胞に限って言えば、24時間で見られた変化は生存曲線の傾きの減少であり、この減少は用いた線量範囲内である11か月後まで続いた。線量依存性の損傷修復の遅さという観点から、放射線感受性の初期低下で説明することはできない。放射線照射後、微小幹細胞の割合は減少したが、その減少の程度は比較的小さかったため、微小幹細胞により評価される染色体損傷の長期修復は、コロニー形成能の長期増加の一環として説明することができない。さらに、線量分割実験により、生体内で幹細胞に放射線照射した後、早い段階または遅い段階で生存率を測定した (Fisher and Hendry, 1987)。測定を10か月間遅らせた場合、αの傾きはわずかに減少を示すのみであった。β成分は時間とともに減少しなくなり、α/β比 (24時間後、1-1.6 Gy) は低いままであったが、10か月後には1.9-2.1 Gyへとわずかに増加した。なお、これらの組織系 (肝臓、乳腺、肝臓) は、それぞれ異なる細胞周期、細胞分裂、および増殖の特性を示すことを示唆している。したがって、照射後の経時的変化は組織特異的である可能性がある。これらの**コロニー形成法**により、骨髄由来神経幹細胞が**上皮コロニー形成細胞**よりも放射線感受性が高いことが判明した (図 2.4) (Hendry, 1985)。PLDRの正確な分子機構はまだ明らかでないが、放射線損傷修復マスタングレ因子である毛細血管拡張促進性動脈炎変異 (ATM) が同プロセスに関与していることが示唆されている。しかし、まだまだ解決すべき不明な点が多い (Lobrich and Jegou, 2005)。

(30) 近年の技術的進歩により、比較的能率の高い組織幹細胞集団を試験管内で増殖することが可能になり、組織幹細胞を直接分析できるようになった。ヒト骨髄由来のコロニー形成能は、MSCを直接分析して放射線感受性を調べたところ、これらの細胞はヒトがん細胞株およびヒト乳がん細胞株よりも高い放射線感受性を示すことが明らかになり、それが放射線感受性の高さに起因することが判明した (Chen et al., 2006)。

47

も含まれている点である。純粋な幹細胞集団の単離はいまだ成功していない。

(26) 幹細胞研究の最近の進展により、特にターゲティングの速い組織では幹細胞に階層性が存在することが実証されている。例えば、造血系は、長期HSCと短期HSCの少なくとも2つに分層することができ、前者は後者よりもより未分化である (付属書A)。小腸に開いては、マウスの小腸クリプトに存在する多様な細胞集団内に3種類の幹細胞が同定されている (付属書D)。まず、クリプト基底部分から4番目の位置 (P4) に存在するのは、高アポトーシス感受性P4幹細胞と、マウスストロマラー逆転写酵素 (mTert) を発現する高放射線感受性幹細胞の2種類である。3種類の幹細胞は、クリプト基底部分に存在するロイシノリチンP4含有T細胞増殖受容体5 (Lg5) 階層性の活発に増殖している中胚細胞である。期には、傾斜ごとに特異的な幹細胞が存在する (付属書E)：気管支上皮上皮細胞 (BASC)、クランプ細胞 (訳注：クランプ細胞はクランプ細胞と呼ばれるようになってきている) (付属書F)：気管支上皮上皮細胞であるが、これらの階層性については今後の研究が待たれる。ヒト皮膚では構造がさらに明確であり、表皮幹細胞 (EpiSC)、初期前駆細胞、および後期前駆細胞がそれぞれ基底細胞がん (BCC)、扁平上皮がん (SCC)、および乳頭腫を生じる (付属書F)。

2.3.3. 組織幹細胞の放射線感受性およびDNA損傷応答

2.3.3.1. がんの完全性に関するための組織幹細胞の基本的特徴

(27) DNA損傷応答に関する現在の知識はICRP報告書99 (Publication 99) (ICRP, 2005) にまとめられている。幹細胞組織内の上記の機能性細胞を生産し維持するために必要とされるため、損傷/変異細胞を排除する必要がある。実際には、DNA損傷、細胞分裂およびDNA複製を最小限に抑え、DNA損傷修復を最大限に引き、損傷/変異細胞を排除する必要がある。複製による突然変異の蓄積を最小限に抑える。一部の組織幹細胞においては、幹細胞内に抗酸化物質が豊富に存在することや、幹細胞ニッチにより提供される低酸素環境によって、DNA損傷が最小限に抑えられている。様々な組織の幹細胞はアポトーシス、あるいは組織のより分化した細胞分画、例えば前駆細胞や機能細胞への移行により排除される。組織幹細胞ニッチをめぐると幹細胞は、損傷細胞の排除を促進していると考えられる。

2.3.3.2. 組織幹細胞の放射線感受性

46

付属書Fで述べられているように、in vitro試験では、皮膚幹細胞は前駆細胞よりも放射線感受性が高かった (Hirfouché et al., 2010)。(31) 様々な階層性系列における細胞ステージ別の放射線感受性をTable 2.1にまとめ、特筆すべきは、アポトーシスにより細胞死を起こすことが多い細胞 [一部の幹細胞 (ISC)、およびA型、中間、およびB型前駆細胞] は放射線感受性が高い点である。

2.3.3.3. 幹細胞の静止/休眠およびDNA損傷応答

(32) コンバクション期 (訳注：コンバクションとは16細胞期になった時に細胞間の接着が強まる現象) 以前のマウス胚は、p21の活性化を伴わない幹細胞のp53依存性Sチェックポイントが有することが分かっている (Shimurata et al., 2002; Adiga et al., 2007)。胚発育期由来のES細胞は、X線照射後のp53依存性p21活性化を欠損していることが示された (Aladieni et al., 1998; Malashecheva et al., 2000)。これらの時期の細胞は急激に分裂しているため、そのDNA損傷応答は試験管内の細胞のものと同様に異なる。

(33) 成体組織幹細胞のDNA損傷応答も、特に組織幹細胞環境中で分析した場合に見られる。例えば、マウス小腸のP4幹細胞は放射線感受性アポトーシスに対する感受性が高いことが知られている (Poten, 1977, 2004b; Potan et al., 2002) (付属書D)。このタイプの細胞死は、損傷細胞を排除することによって、がんの完全性を維持するメカニズムであると考えられている。興味深いことに、放射線照射後、最初にDNA複製を行うp53p21修復経路を通過するのは一部P4細胞であった (Poten et al., 2009)。P4幹細胞のアポトーシスは2段階で起こる：照射4.5時間後の早期アポトーシスは10y未満の線量で誘発され、照射後24時間後の晩期p53依存性アポトーシスは80yなどの高い線量で誘発された (Dove et al., 1998)。p53欠損マウスにおけるクリプト幹細胞の早期p53依存性アポトーシスの不在は、DNA依存性アポトーシスとp53欠損サブユニット (DNA-PKcs) 遺伝子のホモ接合欠損と相関する (Gurley et al., 2004)。

(34) P4幹細胞に加え、Lg5+クリプト基底部分柱細胞 (CBC) も一次幹細胞であると考えられている。これらの細胞は24時間という短いサイクルで分裂し、アポトーシス感受性が低い (Baker et al., 2007)。しかし、過去および最近の文献を詳細に調べたところ、小腸の幹細胞はP4細胞よりも放射線感受性が高く、CBCはP4細胞よりも放射線感受性が高かった。興味深いことに、放射線照射後、最初にDNA複製を行うp53p21修復経路を通過するのは一部P4細胞であった (Poten et al., 2009)。P4幹細胞のアポトーシスは2段階で起こる：照射4.5時間後の早期アポトーシスは10y未満の線量で誘発され、照射後24時間後の晩期p53依存性アポトーシスは80yなどの高い線量で誘発された (Dove et al., 1998)。p53欠損マウスにおけるクリプト幹細胞の早期p53依存性アポトーシスの不在は、DNA依存性アポトーシスとp53欠損サブユニット (DNA-PKcs) 遺伝子のホモ接合欠損と相関する (Gurley et al., 2004)。

(35) 小腸の幹細胞は、比較的能率の高い組織幹細胞集団を試験管内で増殖することが可能になり、組織幹細胞を直接分析できるようになった。ヒト骨髄由来のコロニー形成能は、MSCを直接分析して放射線感受性を調べたところ、これらの細胞はヒトがん細胞株およびヒト乳がん細胞株よりも高い放射線感受性を示すことが明らかになり、それが放射線感受性の高さに起因することが判明した (Chen et al., 2006)。

48

M 期移行中の HSC は生着せず、G1 期の HSC だけが骨髄ニッチ内に定着する (Boviet et al., 2006)。したがって、マウス HSC の場合、発生における新生命期での成体幹細胞ニッチへの定着が選択プロセスの役割を果たしており、幹細胞回土がニッチへの定着をめぐって競合することで、好ましい細胞が維持され好ましくない細胞が排除される (図 2.6)。

2.5.5. 幹細胞競合に対する放射線の影響

(58) 放射線照射は骨髄ニッチへの定着をめぐって HSC の競合に影響を及ぼす。2 種類の骨髄幹細胞集団を標識して混合し、致死用量を照射されたマウスに移植すると、再構成された HSC に占める両集団の割合は均等になる。しかし、2 つの集団のうち一方に Igy を照射し、これをもう一方の未照射集団と混合して移植すると、再構成された骨髄 HSC は主に後者の集団によって占められる (Bondar and Medzhitov, 2010)。放射線照射した p53^{+/+} または p53^{-/-} 遺伝子型の HSC は、未照射の野生型集団との競合に負けないことから、この競合では p53 が放射線照射のストレスを感知する上で重要な役割を果たしていることが分かる。競争力は p53 のレベルのみには依存しており、p53 タンパク質レベルが増加した Mdm2 マウスの骨髄細胞は、放射線照射されなくても野生型マウスの骨髄細胞との競合に負ける。これと若干似た事象として、機能し阻害された二重体化ドメインを有する p53 レトロウイルスにより導入された骨髄細胞は、2.5-Gy の X 線照射をうけても野生型細胞に対して優勢である (Mamsyk et al., 2010)。全体として、組織幹細胞ニッチをめぐって競合される幹細胞競合は、p53 により感知される放射線ストレスにより左右される。

(62) 動物実験により、段階的発がんプロセスは、4 つの段階に分類することができる。1 つの段階に分類することが分かってきている。正常な細胞が前がん状態へと不可逆的に変化し、イニシエーションステップ、イニシエーションステップ、クロニン性拡大していくプロモーションステップ、細胞が腫瘍としての特性を獲得する悪性転換ステップ、そして細胞内にさらなる変化を蓄積して正常組織の領域へと浸潤していくプログレッションステップである。それぞれの段階では、細胞の増殖、増殖停止状態、分化、老化、およびアポトーシスを制御する遺伝子の機能変化が起こる (Perz-Losodi and Balmann, 2003)。これら遺伝子の機能変化は、突然変異誘発による遺伝的メカニズム、および、転写因子、クロマチン修飾、DNA メチル化、および調節性マイクロ RNA (miRNA) による、エピジェネティックなメカニズムによって生じるものが多い (Shima et al., 2007)。ただし、本報告では論点を絞り、突然変異が決定因子となった多段階発がんモデルに焦点を当て、これは、放射線発がんの数値的側面について議論を簡略化するが強い。同じ理由で、エピジェネティックおよびプロモーション/プログレッションに関する機構モデルについても考慮しないこととした。

3.1.2. 発がんの隠蔽効果

(64) 発がんの隠蔽効果は、組織幹細胞とその直後の娘幹細胞であると考えられている (Reynal et al., 2001)。組織幹細胞とがん細胞の特性の類似性から、この前提は妥当であると考えられるが、ヒト白血病でがん幹細胞が発見されてからは、この類似性は更に一層強いものになった (Lapointe et al., 1994)。がん幹細胞は、乳癌 (Hemmati et al., 2003; Singh et al., 2003)、前立腺 (Lawson and Witt, 2007)、肝臓 (Roskams, 2006)、および他の多くの組織で発生する様々な固形がんでも発見されている。がん幹細胞は、多くの点で正常な組織幹細胞と類似している。がん幹細胞は自己再生能力を有しており、適切な環境へと腫瘍形成を開始する能力を持つ。がん幹細胞は SP 性質を示すため、正常な組織幹細胞と同様に化学療法に耐性性を示す。また、急速に増殖する非がん幹細胞とは対照的に、がん幹細胞は生体内では静止状態にあり、これは損傷チェックポイントが常に充満しているからである (Bao et al., 2006)。

(65) これらの類似性から、がん幹細胞は、正常な組織幹細胞か、あるいは stem 細胞の回復が可能な組織幹細胞の直接の娘幹細胞から生じることが考えられる。がんの幹細胞起源は、一部のケースで、組織幹細胞のプールサイズが減少しリスクと関係していること、組織幹細胞の突然変異を蓄積し悪性表現型を獲得する上で十分な体内存在時間を持つ唯一の細胞であること (分化が運命付けられた前駆細胞は十分な存在時間を持たない) から示唆される (ICRP, 2005)。また、自然 (非照射) 条件下でのがんリスクに同じく (アメリカ人) 集団の組織特異的な生涯がんリスクと、多様な組織の生涯推定総細胞分裂回数 (すなわち、推定幹細胞数と幹細胞あたりの生涯推定細胞分裂回数の積) との間に強い相関が報告されている (図 3.1) (Tomasetti and Vogelstein, 2015)。同研究に関しては、データの選択、集団間のリスクの差、および解析法について様々な議論がなされている (Sills, 2015)。とはいえ、特定の遺伝子突然変異と特定のがんの罹患率の増加との関

3. 放射線発がんにおける組織幹細胞の役割

3.1.1. 放射線発がんにおける組織幹細胞の役割

(59) 本章では、放射線防護リスク評価の基本プロセスを考えた上で重要な問題、および放射線防護の ICRP システムに必須のガイドラインを規定する上で重要な問題を述べる。セクション 1 および 2 は、発がんのメカニズムを取り上げ、特に LNT モデルおよび RR モデルでの組織幹細胞や他の幹細胞の役割に重点を置く。続いて、幹細胞の放射線生物学、および組織幹細胞ニッチをめぐって組織幹細胞のメカニズムについて考察する。従来は幹細胞レベルでの修復だけが考慮されてきたが、組織レベルでのダイナミクスは、線量率効果を考慮する際に重要な役割を果たすと考えられる。幹細胞競合は新しい概念であるが、これを考えることで放射線リスクのいくつかが明らかになり、放射線発がんの年齢依存性を説明することができる。全体として、本章は幹細胞生物学の知見と放射線リスク評価の重要な問題との関係を渡すものである。

3.1.1.1. 多段階発がん

(60) 成人期のがんは、主に出生後起こる発がん性突然変異の蓄積により発生するものと考えられ、小児がんは胎前発達中に生じた変異または親から継承された変異が特徴である。成人のがんは、特に固形がんの発生率は、年齢とともに増加を示す。Armitage と Doll (1954) は、がんの発生率は年齢の 5 乗に比例すると指摘し、多段階発がんモデルを提唱した。同モデルはその後、ヒト結腸がんの分子レベルにより裏付けられ、正常な上皮皮膚癌の段階 (Hodgson et al., 1988)。複数の突然変異を自然のプロセスで獲得するには長い時間がかかるため、成人期のがんは晩年に発生する。

(61) 小児がんは出生後から 15 歳までの思春期前に出現する特有の腫瘍グループである。成人期がんとは異なり、組織幹細胞腫瘍など小児がんは、発生から 2 段階しか必要ないことが分かっている (Knudson, 1971)。小児がんがなぜ比較的潜伏期間が短く思春期の若年期に発生するのかが、この 2 段階発がんプロセスによって説明できる。ただ成人期がん小児がんの間で発生に要する段階 (または突然変異) の数がある理由については完全に説明されていない。ただし、おそらくは両者の幹細胞のタイプが異なるためで、後者 (訳注：原文では前者になっている) の一部は胎児期の未分化細胞 (その結果発生するがんには「幹細胞腫瘍」という後述部分がつくものが多い)、前者 (訳注：原文では後者になっている) は成体組織幹細胞および前駆細胞を指すとする。

運性に関する知見は増加していること以外には、正常なヒト集団で mp ががんリスクと相関性があるとされている生物学的パラメータは、生体幹細胞分裂回数のみである。したがってこの研究は、伝統的に受け入れられてきた環境や遺伝的要因だけでなく、複製がもたらす体細胞突然変異も自然発生 (SC) の原因 (SC) の原因として通常相対リスク (ERR) を用いて検討された。しかし、放射線リスク値が入手可能である 10 の体内部位 (特に過剰放射線 (EAR) または過剰相対リスク (ERR) を用いて検討された (Little et al., 2015)。したがって、リスクに関する現時点での知見からすれば、生体幹細胞の複製自体は様々な組織における放射線リスクの支配的メカニズムではないことが示される。今のところ、様々な組織において他の幹細胞パラメータ (DNA 複製制御、ゲノム不安定性、および幹細胞競合) が上述の相関に影響を及ぼすという十分な証拠は得られていない。

(66) ランクの低い幹細胞および前駆細胞もまた発がんの傾向となり得ることを示唆する例がある。P4 幹細胞よりもランクの低い Lgr5+ CBCC において Cre/ロニドニドゼを介する大腸癌腫瘍 (APC) 遺伝子の喪失は、完全な腫瘍の形成を引き起こすことが示された (Banker et al., 2009)。さらに、ヒト腸では、前がん病変はまず分化した組織分画内で生じ、その後 5~10 年の潜伏期を経て分化型星状細胞 (星) 細胞腫瘍から低分化型腫瘍になることが知られている (Kihhus and Cavenee, 2000)。分子レベルでは、キナーゼ 4a 阻害薬 (タラス) / 代謝阻害剤 (nikk4a/Arf) の不活性化は、星状細胞の増分化を引き起こし、さらに恒常的に活性化 EGF 受容体 (EGFR) を導入することで、細胞に悪性神経腫瘍形成が促されること示された (Bachoo et al., 2002)。

(67) 造血器腫瘍では、幹細胞が高い増殖能力を保持している。マウスでは、長寿命の前駆細胞が成人期の定常状態の造血に一部貢献している (Sun et al., 2014)。白血球およびリンパ球の多くは特定系列への運命づけの形質を有していることから、長寿命の前駆細胞は発がんの共通の機能的である可能性が高いと推定される。加えて、9 番染色体タンパク質由来の混合系造血病 (急性リンパ芽球性白血病) 融合遺伝子 (MLL-AF9) の直接導入により、前駆細胞が白血球幹細胞になることが示された (Krivtsov et al., 2006)。古典的マウスモデルである放射線誘発胸腺リンパ腫は、胸腺環境内で CD4/CD8 前駆細胞から生じることが示された (Kominami and Niwa, 2006)。興味深い点として、造血器腫瘍の増殖はニッチに依存している。白血球細胞の増殖には骨髄微小環境が必要であり、リンパ腫細胞の増殖にはリンパ球環境が必要である。これらの 2 つの造血器腫瘍は、それぞれ幹細胞の形質および系列分化運命づけられた前駆細胞の形質を保持している。

(68) 皮膚もまた、幹細胞に加えて前駆細胞が発がんを形成し得る組織である。付着層 F で議論されているとおり、皮膚では BCC、SCC および乳頭腫の 3 つのがんタイプが知られている (セクション F.5, 図 F.5)。EpiSC はヨーロッパ系人種で多くみられる BCC を生じ、初期前駆細胞はより悪性の高い SCC を生じ、後期前駆細胞は長寿命系 EpiSC を形成すると推定される。これは興味深く有益なモデルではあるが、

細胞増殖がどのようにして阻害されるかを調べるのがは分かっている。

(69) その他の考慮すべき点として、乳腺幹細胞 (MBC) の数は子宮内胎のモノクローナル性によって決定されることから、出生後の乳がんリスクへの影響が示唆される (Trikhopoulos, 1990)。同様に、新生児の体の大きさは白血球リスクと相関する (Caughney and Michels, 2009)。最近になって、この相関はインスリン様成長因子 1 (IGF1) の関与が示され、標的細胞の数の多さ、あるいは HSC の増殖率の高さが白血球リスクに関与することが示唆される (Chokkalingam et al., 2012)。最後に、増殖能の高い細胞は、ヒトでは発がんに耐性を示すが、隣接する細胞は放射線発がんの標的となり得る。したがって、必ずしも発がんを引き起こすわけではないことが分かる。大腸に比べて小腸でがん罹患率が低く低いのは、小腸 P4 幹細胞のアポトーシスの感受性の高さがその理由であると提唱されている (Liet al., 1992; Peten et al., 1992)。したがって、標的細胞の数はだけでなくその細胞も発がんにおいて重要な役割を果たしている。

3.1.3. 発がんにおける放射線の役割

(70) 放射線発がんの現行モデルで放射線は突然変異源として作用すると仮定され、標的細胞に 1 つか 2 つの発がん性変異を誘発するであろうと考えられている (ICRP, 2007)。放射線は DNA 二重鎖切断 (DSB)、特にクラスター DNA-DNA 相連を伴う DSB を誘発することが知られているが、これらは染色体外欠失や染色体断片などの大規模な変異を引き起こす。染色体外欠失は線形二次 (LO) 線損反応であり、一方、大きな欠失や染色体断片は、おそらく線形二次の副産物である。欠失変異はがん抑制遺伝子を不活性化し、一方、染色体断片は、放射線誘発プロモーターの下流にがん原遺伝子を配置したり、発がん機構を有する融合遺伝子を発生させたりすることが知られている。放射線の標的効果は LNT モデルの理論的根拠となっており、低線量・低線量率放射線被ばくによる健康リスク予測にも利用されている。

(71) がん遺伝子変異誘発における放射線の直接的な関与については、放射線を照射した細胞を培養し、白血球や甲胎蛋白を引き起こす再配列遺伝子の転写産物を検出することにより実証的に検証されている。しかし、このような再配列を誘発するのに必要な線量は 50~100 Gy と推定されており、その一方で実験には数 Gy でこれらのがんの頻度が増加する。さらに、トランススクリプションの実験で発見された RET/PTC 遺伝子の小児甲状腺がんにおける特徴的な再配列の発生率は、強い年齢依存性を示した。そのためこのような転座が放射線被ばくに関連するものであるかどうかについてはさらなる研究が必要である (付録書 C)。したがって、放射線誘発がんにおける放射線の痕跡はまだ追加されている。

(72) 最近、複数の発がん性変異に放射線が直接関与することを示唆する興味深いメカニズムが発見された。突然変異の段階的生成に對し、ヒトがんのゲノム解析により、すべてのがんの 2~3%、あるいは骨内腫瘍の約 25% が、単一の事象で複数の変異を獲得していたのである (Stephens et al., 2011)。この現象はクロモソームブレイク (染色体断片) と呼ばれ、1 本または数本の染色体の極めて限局した領域が、関与する

61

ことに、ヒトで放射線に対する高感受性をもたらす DNA 修復の欠陥が、ヒトにおいてゲノム不安定性の増加と悪性疾患発生率の増加をもたらす (Szefer, 2010)。

(74) 放射線は組織微小環境内の細胞間および細胞内相互作用を変化させることも知られている。乳腺の場合、乳がん発症において重要な役割を果たす TGFβ (形質転換増殖因子 β) は放射線により間質から誘導されることが示されている (Nguyen et al., 2011)。放射線照射は、Nco1 および p53 受容体の幹細胞に骨髄ニッチ占有における選択優位性を付与し、幹細胞ニッチ内相互作用を変化させることで、白血病のさらなる進行を促進する (Mansyuk, 2009; Mansyuk et al., 2010)。これらの研究から、放射線は、発がんにおいて多様な役割を果たしていることが示唆される。いずれにせよ、放射線の標的メカニズムに基づく LNT モデルは、低線量および低線量率被ばくのリスク評価の際にますます広く用いられている。ICRP 主要委員会は、LNT モデルが最も実用的なアプローチであり、放射線リスク管理の上での予防原則にふさわしい基礎となる基盤であると考へていく (ICRP, 2005, 2007)。したがって、適切な放射線防護プログラムを確立するために LNT が用いられている。このモデルは放射線被ばくヒト集団、特にヒトでの知見のゴールドスタンダードである原簿生存者のがんについて疫学的データとおおむね一致しているが、組織特異的な例がいくつかあり、それはいくつかについては、他のモデルも同等に適用可能である。

3.1.4. 放射線発がんのモデルおよびリスク

(75) 放射線線量と固形がんの罹患率との関係は原簿生存者においては線形関係であるものの、死亡率を解析すると 2 Gy の線量範囲では強い曲線性が観察された (Preston et al., 2007; Ozasa et al., 2012)。原簿生存者に見られた固形がんの大部分は「がん年齢」で発症しており、年齢と罹患率の傾向は非線形かつ集団と相関があったが、原簿生存者の罹患率がより高く、線量に依存する。これらの効果は、完全な悪性化に必要な複数の変異のうち一つに放射線が関与するという仮定を支持する (ICRP, 2007)。必要な変異の数は 3~7 個であることが提唱されている (Tomasetti et al., 2015)。発がんには 5 個の変異が必要であると仮定すると、すでに 4 個の変異を有する細胞の 1 つが、追加的自然突然変異を 1 つ獲得した時点で発がんが起こる。自然変異は、内因性/外因性変異源によって増加する DNA 複製エラーや染色体体分離異常がある。このような自然突然変異は、幹細胞の細胞分裂に伴う DNA 複製でも誘発されると想定されている。特定の組織タイプでの自然発生 (自発性) がんの生涯リスクを log/log グラフにプロットすると、幹細胞の総分裂数と強く線形相関していることが最近明らかになった (図 3.1.1; Tomasetti and Vogelstein, 2015)。放射線誘発がんもまた、4 つの自然突然変異を有する細胞に、放射線により 1 つ変異が誘発されることにより起こると予想される。すべてのがんタイプで単位線量あたりの RR 値の桁数が同じであると仮定すると、放射線被ばく集団の生涯がんリスクは、リスクに関する線形相関が log/log プロットにおける O(1) である (すなわち線形相関に平行に上カーブとシフトすると予想できる (図 3.1.1))。したがって、放射線

63

個細胞間を行ったり来たりして複数のゲノム再配列を引き起こす。クロモソームブレイクの発生には小核の関与が最近証明された (Cristi et al., 2012)。小核は放射線によるシングルヒットプロセスを通じて発動し誘発され、細胞死の役割については示唆されているものの、発がんへの役割については不明である。したがって、放射線発がんにおけるクロモソームブレイクの役割についてはさらなる研究が必要である。

(73) これらの標的作用に加えて、放射線にはバクテリオシス不安定性の誘発など、非標的的作用もあることが知られている (ICRP, 2003, 2007; UNSCEAR, 2006)。以前より放射線には遺伝子発現に一時的な変化を誘発する作用があることが知られているが、これらの変化の中には照射後に起こり、その後長期間変化が持続するものもある。実際に、DNA のメチル化によるエピジェネティックメカニズムが、放射線の非標的効果に関与していることが示されている (Coetz et al., 2011)。これらの非標的効果は、標的細胞に非致死的作用を引き起こせばリスクを増加させますが、もしそれが致死性 (遺伝性細胞死) であればリスクを低下させると言われている。おそらく 0.5 Gy を超える急性線量を照射後にそのような効果があるという証拠が多数得られている (UNSCEAR, 2006)。しかし、多くの場合、これらの効果は、線量に對して直線的な関係にないため外挿が困難である上、放射線防護に関わるような線量レベルでの研究はほとんどない。適切な例としては、C57BL/6 および CBA/Ca マウスの利用がある。これらのマウスは、放射線誘発性慢性白血病、および骨髄細胞の染色体不安定性の両方に、前者は耐性、後者は感受性を示し、高線量の放射線照射後のバクテリオシス不安定性にも違いがある (Yuzukov et al., 2011)。急性照射時、細胞は 1.7mGy から 3Gy という広範囲の線量範囲で検射したところ、骨髄におけるバクテリオシス効果 (照射後の p53 シグナル伝達経路により誘発) は 100mGy を超える線量でも観察され、30 日目の染色体不安定性は 1Gy を超える線量でも観察された。これらの結果は幹細胞に限らず全身幹細胞に基づくものであったことが、これらの結果が低線量範囲で存在するクロモソーム増殖 T 細胞集団を FISH 解析したところ、過剰レベルの染色体不安定性は認められなかった (Kodama et al., 2005)。これらの結果は、UNSCEAR (2010, 2012) による以下の結論と一致するものである。

今日、低線量放射線被ばくの生物学的影響およびバクテリオシス不安定性などの非標的効果に関しては非常に多くのデータが得られている。非標的効果に関する機能的な理解は進んでいるものの、いまだ多くの研究は主に観察に基づいており、高い線量 (率) と低い線量 (率) での遺伝子およびタンパク質発現応答の違いに関する報告もみられる。これらの報告は互いに結果が矛盾しており、自信をもってリスク評価に利用できない。堅固なデータに必要十分な一貫性がない。同時に、非標的現象と放射線誘発がんとの因果関係を示す証拠はまだなく、非標的現象の中には低線量に発生しないものもあり得る。システムレベルでの検証がなければ、将来的に放射線データをリスク推定方法に統合する際に有用なデータとなるであろう。

ゲノム不安定性を含む非標的効果の放射線発がんにおける役割については、ヒトではまだまだ深くは理解されていない。しかし、興味深い

62

被ばくヒト集団における RR は、RR=OISC+RCSC+1 の式で表すことができる。全体として、「相関モデル」とも呼ばれる RR モデルは、放射線が突然変異を 5 個誘発する細胞の割合を増加させると予想するため、成人期に発症するがんのリスク評価に妥当である。したがってこれら全体がもとめられた結果として、放射線は線量の増加に伴い直線的にがんリスクを増加させ、その増加はバックグラウンドの罹患率に比例した増加となる。しかし、これらの考察は、放射線の役割が他の変異原因に比べて相対的に小さいことを示している。そうなる、放射線は発がんの主因ではないため、果たして「放射線誘発がん」という表現が妥当であるかどうかという点になる。そのためこれを「放射線誘発がん」または「放射線連関がん」と呼ぶのがよいかもしれない。しかし歴史的理由と議論を簡潔にするという観点から、本報告書では「放射線誘発がん」という用語を用いる。一方、RR モデルとは異なり、絶対リスク (AR) モデル (「相関モデル」と呼ばれることもある) では、放射線リスクはバックグラウンドリスクから独立しており、線量と線形的に依存すると仮定される。今日では、RR モデルおよび AR モデルはどちらも原簿生存者集団における固形がんリスクに良好に適合すると考えられ、被ばく時年齢および到達時年齢の修飾効果に同じく一貫性のある結果が得られている (Ozasa et al., 2012)。

(77) 記述的モデルとしての役割以外に、放射線に被ばくした人の発がんリスクの包括的管理で、RR モデルの観点から興味深い実用的な応用が可能である。これまで放射線は絶対的変異源であると考えられてきたが、線量管理は不可能と考えられていた。しかし、RR モデルでは、放射線照射によるリスクの高さはバックグラウンド罹患率に比例すると考えられる一方で、バックグラウンド罹患率を低下させる程度はいずれも放射線被ばくによる EAR の増加をも低下させ得る。一つの例として、喫煙者と非喫煙者における肺癌発症由来リスクによる肺がんのケースが挙げられる。ラットの ERR は喫煙者と非喫煙者で 100 Bq/m³ あたりおおよそ 0.16 とほぼ同じであるが、75 歳でのバックグラウンド罹患率に喫煙者と非喫煙者の間で約 25 倍の差がある (Darby et al., 2006)。マウスでは、カロリ制限により骨髄性白血病の自然発生率が減少する。カロリ制限は、放射線被ばく後でも照射動物での発生率を低下させることが示された (Yoshida et al., 1997)。カロリ制限およびその他の措置の適用について、これらの措置は照射動物における放射線誘発がんに及ぼす様々な効果の視点から最近観察されている (Ohtani and Yang, 2014)。以上からすれば、ヒトの健康を促進する措置、例えば禁煙や生活の改善などは、バックグラウンド罹患率のみならず、放射線による一部のがんタイプの罹患率増加も減少し得ることを示唆している。このような措置は、理論上、RR モデルが適用可能ながんタイプにおいて有効であろうと考えられる。これらの措置が、将来の発がんの減少に有効であるか否か検証するために、疫学的研究を計画することも可能である。

(78) 固形がんとは対照的に、原簿生存者における急性白血病 (AML) の罹患率は、固形がんが二次成分および線形成分を有する (Hsu et al., 2013)。さらに、AML は放射線被ばく後の潜伏期間が比較的短い。これらのことから、この腫瘍症に關する突然変異の数は少ないことが示唆される。突然変異の数が少なければ、放射線は絶対的発がん物質として作用するわけで、発がんに必要な突然変

64

真のすべてをわかっていないこととなる。同様に、セクション 3.1.1 で考察するように、小児がんは成人期に比べて少ない数の突然変異によって誘発され、潜伏期間が短いことが知られている。AR モデルは、これらのがんタイプ、すなわち白血病と小児がんには適合すると考えられる。なぜならば、特定の標的集団におけるバックグラウンド罹患率に関わらず、放射線だけで十分にがんを誘発可能であるためである。

(79) 現在までに得られている結果を例示した結果、放射線の役割、線量反応曲線の形、潜伏期間、突然変異がモデルに関する、以下のパラメータを導くことができる。放射線が増加するにつれて線形形、あるいは線形二次的、突然変異を誘発する。放射線の役割は、発がんプロセスに必要な突然変異のうち数個 (1 または 2 個) のみをもちだすことである。成人期の発がんは比較的多くの突然変異を必要とするため、放射線によって生じる 1 つの突然変異は他のプロセスによる追加の変異によりようやく完全に悪性化に至る。そのためには、放射線が後にくる長い潜伏期間を要する。このようながんは、線形の線量反応を示し、LNT モデルがよく適合し、そのリスクは RR モデルよりも高くなる。これに対し、白血病においては、必要とする突然変異の数がそのリスクに比べて少なく (例えば 2 個)、放射線単独で誘発可能である。このようながんは線形二次 (LO) 線量反応を示し、潜伏期間が比較的短く、そのリスクは AR モデルが最適である。上記にまとめられた線量反応、潜伏期間および放射線誘発がんモデルの特徴は、単純化されすぎているものの、将来の研究およびメカニズムを良く理解する基礎を提供する。

(80) 一部のがんタイプには例外が見られる。例えば放射線誘発小児甲状腺がんなどがそうである。このがんは、チェルノブイリ原発事故後に、スクリーニングプログラムを実施した結果、事故から最長 4 年という短い潜伏期間で現れた。しかし、小児甲状腺がんについては線形二次的線量反応報告された (Ron et al., 2012)。上記の法則を念頭に置くと、小児甲状腺がんは 2 つの突然変異を必要とし、REPTIC 再配列モデルに保有している小児において、細胞が完全に悪性化した上で必要 2 つの細胞を放射線が誘発したことにより、短い潜伏期間で線形線量反応が起ったと推測したくなる。実際に、再配列は甲状腺がんの良性的結節で頻繁に見られることから、このようなメカニズムの可能性が示唆される (Marotta et al., 2011)。

(81) バックグラウンドリスクの異なる 2 つの集団間でリスクを転換する際、放射線誘発のためのリスクモデルが経験的に選択されてきた (ICRP, 2007)。この重要なテーマについては包括的なレビューが存在する (Wakeford, 2012)。現在、ICRP は多数のリスク転換モデルを利用しており、あらゆるがんタイプについては RR モデル 50% と AR モデル 50% の混合モデル、ただし甲状腺と皮膚がんでは 100% RR モデル、乳がんおよび白血腫では 100% AR モデル、および肺がんでは RR モデル 30% と AR モデル 70% の混合モデルを利用している。これらのがんタイプの中で、AR モデルでの乳がんは、上記の単純化された仮説から明らかに逸脱している。40 歳未満で罹患した女性における線量反応は、期待される LQ ではなく、わずかに上にシフトした線形であり、潜伏期間はわずかに数年で行く目的の長く、日本人とヨーロッパ人またはアメリカ人とのバックグラウンド罹患率の違いがあまりに大きいため、年齢依存的な比較を行うようにした。このがんタイプの方がより賢明で、良好

な細胞では小さいかきかいは同等、肺では変化が見られなかった。ERR の値の解析は引用したすべての組織で同じであり、30 歳で被ばくした乳癌での低下率は甲状腺がんよりも高く、胃および肺癌ではこれより小さく、乳房ではゼロであり、肺では増加も見られた。骨髄、皮膚がんおよび骨表面の報告は、同じ方法で直接比較することができないため、表 3.1 には引用していない。骨髄については、より好適な線量反応モデルは LQ である (Hamel, 2013) ため、骨髄の線量と線形モデルにのみ基づいている表 3.1 の数値には直接比較できない。1 Gy の (30 歳で被ばくして 70 歳での) 白血病の EAR 線量係数は、女性では 10⁴ 年あたり 0.70 (線形項) および 0.71 (二次項) であり、男性では 10⁴ 年あたり 1.06 および 1.09 であった。対応する男性および女性の ERR 値は 0.79 (線形項) および 0.95 (二次項) である。特異すべきは、被ばく年齢が 10 歳以上で肺の ERR が 17% 増加することであり、表 3.1 の他の組織では減少しているのと対照的であった。皮膚は特殊なケースで、セクション F.2.1 で詳しく説明する。リスク係数は表 3.1 と異なる方法で計算され、その値はきわめて不確実である。原癌生存者の寿命調査 (LSS) において、直線的な線量反応を仮定した場合の骨がんの罹患率については、30 歳で被ばくした人の 70 歳での EAR は 10⁴ 年あたり 0.39 [95% 信頼区間 (CI) 0.08~1.04]、ERR は 0.48 [95% CI 0.07~1.4] と算出された (Preston et al., 2007)。二次モデルが提案された (UNSCEAR, 2006)、さらに厳格な解析では、0.85 Gy を閾値とする線形 ERR モデルが、統計学的および生物学的観点から最も妥当なモデルであると示唆されている (Samartz et al., 2013)。そして、²²⁶Ra データに基づき骨がん誘発に関する EAR および LNT モデルが開発された (EPA, 2011)、LNT モデルは ²²⁶Ra データには適合せず、S 字形 (シグモイド) 反応が最もよく適合していた (Rowland et al., 1978)。このような差異は骨がんの異なる原因を考慮すると、特に皮膚癌や表 3.1 の他の組織に関しては、幹細胞に基くメカニズムに関連づけられ、EAR および ERR 値について詳しく議論することは極めて困難である (セクション 3.2.6)。

(82) 完全性を期すために線量係数 Wt の値も表 3.1 に引用してあるが、これらの値は、本報告書のための最初の組織選択の際の根拠の一部である (1 章)。Wt は ICRP リスクモデルの基本要素の一つであり、総合的健康リスク、主にがんによる健康リスクへの各組織または器官の相対的感度を表しており、これらの器官の感度を線量係数を重み付けする際に用いられる (ICRP, 1991)。こうして導き出された加重線量係数は器官係数であり、この値から特定の線量に対する名目リスクが算出される。Wt の値は 2007 年に改訂され (ICRP, 2007)、30 歳で単位線量の急性照射を受けた人の 70 歳でのがんの EAR は、組織間で異なることが再確認された。ICRP が推奨する Wt 値は、骨髄、肺、胃、および乳房が 0.12、膀胱、食道、肝臓および甲状腺が 0.04、および骨表面、脳、唾液腺および皮膚が 0.01 である。追加係数は、総合的なリスク (すなわち死亡率、特定のがんタイプの罹患率とこれら致死的原因を組み合わせ合わせたもので、QOL および 寿命 損失年数について調整した) を参照している (Box A.1.1 (ICRP, 2007))。がんの損害 (すなわち死亡率) を調整する日リスク係数は、致死率/生活 品質 で重み付けしたが、人罹患率データを相対的 寿命 損失で調整したものに基く。

3.2. 放射線誘発がんにおける幹細胞および放射線誘発がん

(89) 組織の定常状態の維持には 3 つの分画が開関している。幹細胞分画、前駆細胞分画、および機能細胞分画である。一部の前駆細胞は

な適合性を示すと考えられる (Preston et al., 2007)。したがって、ここで提案する作業仮説は、放射線被ばく後のがん罹患率の傾向を予測するには単純すぎる。ただ、今回の考察は、放射線ががんのメカニズムについての洞察や、リスク転換のためのリスクモデルの選択に関する示唆を得る上では有用である。

(82) 放射線誘発がんのリスクおよび感受性は、EAR および ERR で評価されることが多い。EAR は放射線によるがん罹患率の増加を生量し、ERR は放射線被ばくによるバックグラウンド (コントロール) 罹患率に対する相対的増加を表す。ERR も EAR も被ばく時の年齢によって異なるだけでなく、被ばく後に経時的に低下する。ERR は通常被ばく年齢が若く方が高く、被ばく後の年齢が経過するにつれて、あるいは到達年齢が若くにつれて推定値は減少していく。これに対し、EAR は通常被ばく年齢が若く、被ばく後の年齢が経過するにつれて増加する。これは線形二次的バックグラウンド罹患率が急激に増加するためである。到達年齢が同じ場合は、原癌生存者のうち被ばく年齢が若い方が一部の形質で EAR がより高くなるが、別のがんタイプではそうでない。

(83) がんが一定の数の体細胞突然変異の蓄積によって生じてと仮定すれば、一つのがんに関連する突然変異の誘発によって生じる過剰ながん発症は、次の 3 つの要因として表すことができる: (a) 幹細胞 (および前駆細胞または特定の幹細胞タイプでは分化細胞) の感受性、(b) 発症に与える遺伝子に突然変異が生じた幹細胞の保持、および (c) 被ばく時の幹細胞集団のサイズ。これらは、今後、例えば 4 個の突然変異を蓄積することで、放射線による 1 つの突然変異が、がんの罹患率増加につながり得る集団である。十分な数の前がん変異を有する幹細胞の数、十分な数 (例えば 5 個) の突然変異を有する幹細胞の数の比例すると予測され、これがバックグラウンドがん罹患率となる。EAR は、被ばく集団におけるバックグラウンド絶対罹患率 (BAR) を絶対罹患率 (TAR) から引くことで得られる (EAR = TAR - BAR)。これに対し、放射線による過剰の相対的増加は ERR によって表され、次の式により EAR を BAR で割ることによって得られる (ERR = EAR/BAR)。EAR は、放射線に曝露しており、異なる集団間でリスクを転換する場合には、RR モデルの方がよく適合するがんタイプでは特にその保存が強い。EAR が BAR に影響されている例は、喫煙者および喫煙者集団におけるラドン誘発肺がんである (Darby et al., 2005, 2006)。EAR は喫煙者集団ではより大きいが、ERR は喫煙者の影響を受けなかった。喫煙者の EAR が大きかったのは、喫煙者では癌因を有する標的幹細胞の数が増加したために BAR が大きかったことを反映していたと考えられる。ERR は喫煙者で同じであった。喫煙者集団は、標的幹細胞のラドンによる発がん変異の誘発性にはそれほど影響していないと推測したくなる。概して、EAR および ERR は、それぞれ放射線誘発がんにおける幹細胞運動の機能的特徴の差を表している (セクション 3.2.6)。

(84) 本報告書で考察している一部の組織の EAR および ERR の代表的な値は ICRP (2007) から転載されたもので、表 3.1 に引用される。これらの数値は、30 歳で 1 Gy に被ばくした人の 70 歳でのリスクに標準化されている。引用されている数値の不確実性は、乳がんが最も高く、甲状腺がんが最も低く、胃、結腸、肺が中間である。30 歳で被ばくした人の 10 年間のリスクの低下率は、乳房で最も大きく、甲状腺、胃および

3.2.1. 幹細胞放射線生物学および放射線誘発がん

(86) 発がん、特に成人のがん発症には重要な要素が 2 つある。一つは幹細胞による発がん変異の獲得であり、もう一つはがん細胞の放射線感受性および突然変異誘発率による。さらなる要素が蓄積して完全な悪性に至るまで、体内に保持しておくことである。前者は細胞の放射線感受性および突然変異誘発率により、また後者は、組織微小環境内での幹細胞のダイナミクスによって決まる。

(87) 幹細胞集団についての放射線生物学的分析はまだ限られている。いずれにせよ、過去の研究結果や最近の知見から、組織幹細胞の放射線感受性は組織間および組織内のみならず異なることが示唆されている。このような差異が発がんの放射線感受性にどのように関係しているかについては今のところ分かっていない。小腸の場合、P4 幹細胞は最小線量 100mGy でもアポトーシスが誘発され高い感受性を示している。対し、小腸内で最も未分化幹細胞と推定されるテロメラーゼ陽性 P4 幹細胞は 10Gy の放射線を受けても生存し得る (Pam, 37)。細胞の DNA 修復能が極めて高かつとしても、これほどの線量を受けてもテロメラーゼ陽性 P4 幹細胞の起ることは考えにくく、この放射線感受性の高さも理解しにくい。これよりテロメラーゼ陽性 P4 幹細胞は、より低レベルの放射線を受けた後、非増殖のための準備段階としての役割を果たしている可能性がある。HSC は最も放射線感受性の高い組織の一つであるが、長期 HSC は短期 HSC よりも放射線感受性である (Para, AT5)。皮膚では、幹細胞は幹細胞よりも放射線感受性である (セクション F.4.1)。一般的に、未分化幹細胞は分化が運動づけられた細胞に比べて放射線感受性が高いと放射線誘発がんの発症に重要な役割を果たしていることは前のセクションで述べた通りである。さらに、組織幹細胞によって静止期を維持することは、複製による突然変異を回避し組織幹細胞の枯渇を防ぐための最良の方法である。同時に、静止期は自ら自然発生 DNA 損傷の必要があるが、この複製系には より高い経路エラー率が起る傾向がある (Rossi et al., 2007)。さらに、静止期は DNA 損傷に対処するために NHEJ 修復に頼る必要があるが、この修復系には より高い経路エラー率が起る傾向がある。したがって、静止期にある細胞は、複製による突然変異を回避する一方で、複製蓄積により生じる突然変異のリスクを冒すことのパラドクスに成立している。複製による突然変異を回避するためのもう一つの方法は、すでに述べた DNA 不変性の保持および幹細胞特異的染色体分離という独特のメカニズムであり、肺および乳腺の幹細胞ではそれが機能している可能性がある。幹細胞は、複製による突然変異を回避するために複製の戦略を身につけてきたものと考えられる。放射線誘発がんの細胞アッセイを解釈するためには、生体内で静止期の組織幹細胞の放射線生物学的特徴についてさらに分析する必要がある。

3.2.2. 組織の定常状態の維持および放射線誘発がん

(89) 組織の定常状態の維持には 3 つの分画が開関している。幹細胞分画、前駆細胞分画、および機能細胞分画である。一部の前駆細胞は

<p>(92) 式(3.1)の線形項は細胞内での単一放射線飛跡 (1トラック) 事象を表しており、線量率に左右されないものと仮定される。二次項は細胞修復の対象となる 2 放射線飛跡 (2トラック) 事象を表しており、したがって低線量および低線量率では無視できる項である。低線量の定数については、UNSCIEAR (1993) が 20mSv/未満と推定しているが、これはこの線量範囲内では線形項が線量反応のレベルを左右するためである。さらに、式(3.1)の直線の下では、低線量と低線量率とで放射線飛跡がこのリスクが同じになる。低線量と低線量率をまとめて DDREF とする。この因子で扱うことができるのはこのためである。DDREF は以下の式で表される：</p> $DDREF = \frac{dD}{D} = \frac{aD + bD^2}{aD} \quad (3.1)$	<p>(93) 電離放射線の生物学的影響に関する米国の委員会 (BEIR VII (BEIR VII.2006)) では、ベイズ理論を採用して、式(3.2)を線量生存者の疫学的データおよび動物データに適用し、1.5 という DDREF 値を導出した。さらに、低線量率に曝される放射線作業員を対象とした調査で報告された固形がんリスク率も、LSS で急性曝ばくで観察されたものと同等であり、1.0 という DDREF 値が示唆された (Jacob et al., 2009)。UNSCIEAR は DDREF の使用を断念し、LQ モデルを LSS データに適用して低線量/低線量率線量率を直接求めた (UNSCIEAR, 2006)。得られたリスク係数は、LSS データに基づき DDREF 値を 2.0 で調整された ICPR のリスク係数と一致していた。</p> <p>(94) BEIR VII (2006) および UNSCIEAR (2006) が計算式に基づき導出した DDREF は、LQ の妥当性、特に線形項が線量率に影響されないことに基づいている。細胞レベルでは、放射線による突然変異誘発作用は線量率に左右されないという十分な証拠がある。しかし組織レベルでは、突然変異およびがんの直線的な線量反応の傾きは、線量率の低下とともに減少する。この傾きの減少は、幹細胞融合による組織レベルでの異常細胞の排除が働いている場合に予測されるものである。</p>
---	---

3.3.2. 組織レベルでの考察

(95) 2 章で述べたように、1 Gy 以上の放射線を照射したマウスの HSC は未照射の HSC との競合に負けることが、致死線量を照射したマウスの同時移植により実証されている (Boudair and Methivou, 2010)。この結果から、放射線照射により完全な **クローン系** から逸脱することその細胞は組織から排除される。幹細胞融合は、幹細胞融合に不適当な細胞を排除するための組織レベルの品質管理であることとみられている。したがって、体内には 3 つのレベルの品質管理システムが備わっている：分子レベルの品質管理である DNA 修復、細胞レベルの品質管理であるアポトーシス、そして組織レベルの品質管理である幹細胞融合である。

個の研究は、分子、細胞および組織レベルでのメカニズム解明にとって有用であり、ヒトを含むあらゆる動物種での研究の基礎となっている。

(99) 造血系において放射線誘発される腫瘍的現象では (付風書 A)、AML がマウスで最も詳しく研究されている。AML は小児白血病の 5%未満であり、放射線により誘発される 3 つの白血病サブタイプ、すなわち AML、慢性骨髄性白血病 (CML)、および急性リンパ芽細胞性白血病 (ALL) の 1 つである。AML の腫瘍的細胞に関しては、最近のマウスでの知見から、放射線誘発 AML 幹細胞は、HSC だけでなく多能性前駆細胞 CMP から生じることが示唆されている (Hirouchi et al., 2011; セクション A.5)。また、第 2 染色体のプロトオノソミアターゼ (Dusp2) のヘミ接合性欠失が、放射線誘発 AML 幹細胞の自己再生に寄与している可能性がある。HSC における「不死化仮説」の詳細な研究の結果、BrdU は HSC マーカーとしての特異性および感受性が低いことが明らかになった (Kiel et al., 2007)。すべての HSC で染色体はランダムに分離し、培養中の個々の HSC の分裂を調べた結果、複製対称性分離した形跡は認められなかった。したがって、HSC は分裂時に古い DNA 鎖を保持しなかったこととなる。発がんの多段階過程およびプロモーションにおける微小環境の重要性から、系列内で再生が速い細胞が腫瘍的細胞になりやすいことが示唆され、通常、このような細胞は、集団内より未分化幹細胞である。実際、放射線誘発の慢性白血病は、線量/位置と AML 発生率との相関は、未分化細胞の主要な存在部位である骨髄同士の間の細胞で最も強く (Lodahl, 2001)。マーカー研究において、これらの腫瘍的細胞は CD34/CD45/CD150⁺であり、かつ、系列 (Lin) 陰性/Sca-1 陽性/c-Kit 陽性 (通常 LSK と呼ばれる) であると同定された。

(100) セクション A.1.1 に述べたように、極めて低いレベルの放射線曝ばく (バックグラウンドレベル) からおよそ 3 Gy) 後の AML の罹患率は、線量の増加に反しほぼ線形である。1 Gy から 2~3 Gy の線量では、線量-罹患率曲線は向上きのカーブを描き、3 Gy を超える線量では曲線が下向きにカーブする傾向がある。また、このようなデータから推定される DDREF 値は極めて大きいものの、3 Gy までの線量範囲では通常 2~5 の間に取らる (UNSCIEAR, 1993)。1 Gy を下回る線量での値はこれより低くなるように予想される。これは線量反応曲線のシフト (α 成分) が反映されるためである。マウスに 28 日間照射した 0.04~0.1 linGy/分を合計 1.5 Gy 連続照射する有名な実験では、5% という AML 発生率 (Mole et al., 1983) はおよそ 0.5 Gy の急性照射でも得られ (Mole and Major, 1983)、1.5 Gy 以上の DREF 値は 3 以下となる。さらに、これより高い線量 3.0 および 4.5 Gy を同じ線量率で照射した場合も、不思議なくとも AML の発生率が 5% となった。このことから、幹細胞/クローン系細胞に固有な「生物学的要因」が、遺伝曝ばく線量に与える反応に影響していることが推測される (Mole and Major, 1983)。

(101) 乳癌腫瘍発生に対する線量および線量率の影響に関する研究は、げっ歯類で多数報告されている (付風書 B; UNSCIEAR, 1993)。SD ラットを用いた研究では、線量増加に反し発生率はほぼ線形を示した。DDREF 値は、150 の差がある線量率かつおよそ 2~3 Gy の線量 (高

例外的に組織内に長期間にとどまると、細胞は幹細胞分離から出るというはずが体外に排出される。したがって、幹細胞が、変異を蓄積するに十分な期間にわたって体内にとどまり、その結果、形態的性質を獲得する主要な節となる。しかし、セクション 3.1.2 でも述べたように、幹細胞間でもニッチをめぐって常に競合しているため、幹細胞間でそれらの幹細胞による置換は免れない。組織幹細胞は時折対称分裂した過剰な幹細胞を生じ、ニッチをめぐって競合が起こる。

(90) ショウジョウウオ胚生細胞の解析により、ニッチをめぐって生体幹細胞の競争力に関与する主要な遺伝子として E カドヘリンが特定されている (Suda, 2007)。このショウジョウオ胚の系では、幹細胞の急速なターンオーバーが、生体幹細胞系でも同様のことが起こっている可能性が高い。HSC は N カドヘリンおよびインテグリンを介して骨芽細胞と相互作用し、Tie2/Ang-1 シグナル伝達を受け取って静止期の状態を制御している (Mazo and Xi, 2010)。このショウジョウオ胚の系では、幹細胞の急速なターンオーバーが、生体幹細胞系でも同様のことが起こっている可能性が高い。HSC は N カドヘリンおよびインテグリンを介して骨芽細胞と相互作用し、Tie2/Ang-1 シグナル伝達を受け取って静止期の状態を制御している (Suda, 2007)。小腸の Lgr5+幹細胞では、バネーニチ線細胞への接着が、幹細胞維持に重要なシグナルを受け取ることに、**クローン系** を維持する上で必須であった (Sano et al., 2011)。放射線を含むストレスによるこれら関連遺伝子の突然変異による発現変化は、幹細胞の競合性やニッチの占有に影響すると考えられる。幹細胞ニッチとの相互作用は、低線量放射線がどのような影響をおよぼす可能性がある。2 Gy よりも高い線量照射が E カドヘリン発現量に与える影響を調べたところ、哺乳類上皮細胞ではダウンレギュレーション、ラット肝臓ではアップレギュレーションと、異なる結果が得られた (Andarawewa et al., 2007; Moriconi et al., 2009)。このようなカドヘリンの変化は放射線のニッチをめぐって競合に影響すると推測される。実際、幹細胞ニッチは、DNA 修復やアポトーシスと、HSC の競合が低下すると報告されている (Matusyk et al., 2010)。この組織レベルでの品質管理として機能していると考えられる。

3.3. 放射線曝ばくに対する線量率効果

3.3.1. 細胞レベルでの考察

(91) 放射線防護のためには、放射線、特に低線量および低線量率曝ばくのリスクを推定する必要があり、この場合に考慮すべきリスクは確率的影響のリスクである (ICRP, 2007)。ICRP はこのリスクの推定する際、LNT モデルおよび DDREF を採用し、低線量および低線量率曝ばく条件に適用している。ICRP が選択した DDREF の値は 2.0 であり、現在これを採用している (ICRP, 1991, 2007)。一般に、急性曝ばくに対するがんの線量反応は向上きのカーブする線を描くが、これは数多くのモデルにより十分に説明可能である。細胞レベルの生物物理学的モデルが広く受け入れられている (Kellerer and Rossi (1972) の重損傷モデル、および Goodhead (1985) による修飾損傷モデルである。特に重損傷モデルは、以下の LQ 式とともに広く採用されている (UNSCIEAR, 2006) :

(96) 幹細胞の排除は、LQ 式(3.1)の線形項に影響を受けやすくと推測される。そのような例が、マウスの放射線による生体幹細胞系突然変異誘発で見られる。雄マウスの場合、膀胱は放射線量の一次関数であり、線量率を減少させると膀胱癌も低下する (Russell and Kelly, 1982)。雌マウスの場合、線量率効果は膀胱癌、線量率を減少させると膀胱癌も低下する (Scaris, 1974)。このようにデータは、LQ 分子および細胞レベルでの品質管理では説明できない。前のセクションでも述べたように、低線量率での DNA 修復による突然変異回復は、LQ 式の二次項にも影響し、線形項は線量率の影響を受けにくいことになっているからである。さらに、細胞レベルの品質管理であるアポトーシスは、線量率が低くなるとそれが誘発されなくなる。これらから放射線誘発がんは線量率効果係数 (DEF) ではなく線量率効果係数 (DREF) に寄与している可能性が高い。

(97) このトピックスにおいてはキーになる問題は、低線量曝ばくが **クローン系** に影響を及ぼすかどうかであり、もし影響するのであれば、**クローン系** に影響する最低線量はどれくらいかということである。もし最低線量が放射線誘発がん細胞に供給された最低線量であるならば、興味深い可能性が浮上してくる。直径 8um の哺乳類細胞核への ⁶⁰Co 線の線量率はおよそ 1mGy である (Feinendegen, 1985)。1 年あたり数 mGy の線量率での慢性曝ばくは、体内の全細胞が数か月に 1 回の頻度で 1 つの放射線飛跡によりヒットされていることになる。これにより、ヒットされた幹細胞は任意の時点周囲のニッチで置換されないままに存在することになる。線量率効果係数 (DEF) に影響を及ぼすのであれば、ヒットされた幹細胞はニッチから優先的に排除されることになる。この排除仮説では線形項が低下することから、組織レベルでの幹細胞融合を考えると、DDREF は 1 より大きい可能性が十二分にあり得る。

3.4. 動物実験によるヒトデータの補充

(98) 動物種の放射線誘発腫瘍に関する研究は多く進められており、線量と発生率の関係、および線量率/分断効果についての知見が得られている。これらの研究は主に AML や、ハーダー腺癌、肺癌、肝臓癌、膵臓癌、乳癌、皮膚癌、および骨の腫瘍が中心に焦点を当てたものであった (ICRP, 2005; ICRP, 2006)。委員会の全体的な見解として、動物腫瘍データは低線量および低線量率での発生率と線量率の直接関係を支持しており、線量率効果係数は 1 と見なされている (ICRP, 2005)。しかし、この結論には様々な注意点が存在し、特に、実験動物で研究された腫瘍のタイプには、必ずしもヒトにおいて重要ではないものもある。また、感受性については多くの系統があり、特に、実験動物で研究された腫瘍のタイプには、必ずしもヒトにおいて重要ではないものもある。さらに、広範囲の線量率にわたって、全ての腫瘍の発生率が、用いられている線量率に反し増加しているわけではなく、腫瘍によっては放射線による数学的モデルには存在しないものもある。「観察された線量-発生率関係の多様性から、単独で発生率と線量との関係を普遍的に表すことのできる数学的モデルは存在しない」とも述べられている (Upton, 1985)。とはいえ、1 つまたは 2 つ以上の特定の動物系統における放射線誘発腫瘍

および遅延照射に対する突然変異/機構的反応に関しては、さらなる研究が必要である。幹細胞およびその低線量放射線反応に関する研究プログラム、たとえば欧州原子力共同体による多施設 RISK-IR (リスク、幹細胞および組織動態—電離放射線) プロジェクト (<http://www.risk-ir.eu>) は、この極めて重要な分野での研究を支援している。

- ゲノム不安定性、非腫瘍効果、および適応については広く研究がなされ、文献で詳しく考察されている。しかし、低線量での慢性照射による発がん効果へのこれらの寄与、および放射線防護の原則の枠組み内で行うかとして合意に到達するがについては不確実な部分が残っており、今後の課題である。
- 親 DNA 脚型が幹細胞の非劣等分裂中に維持されることで幹細胞集団内での突然変異負担が低く抑えられるとすると DNA 不死化仮説は、放射線発がんを防止する役割を果たしていると考えられる。本報告書で考察されている組織の一部では、このメカニズムを支持する証拠が得られている (例えば小腸腺癌、乳腺上皮および表皮) が、このメカニズムは HSC には適合しないことが分かっている。したがって、さらに多くの組織タイプについて研究を実施し、この現象を呈する組織において、急性および遅延照射後の幹細胞で重要とされる発がん性変異の測定を試みることは有益であろう。
- 正常な幹細胞と放射線により損傷した幹細胞が幹細胞ニッチをめぐって競合することは、照射後の発がん事象が予想よりも少なくする原因の一つと考えられているが、この考え方は、線量 1Gy 以上の急性被ばく後の造血組織の研究結果が支持する。より低い線量、特に慢性被ばくの影響について研究すること、および可能な限り他の組織でも調査することが有益であろう。
- DDREF の値については議論が分かれており、一部のヒト集団では他のヒト集団や実験動物系に比べて低くなるようである。この原因については現在のところよく分かっていない。また、被ばく時年齢の影響については、ヒト集団と実験動物系との間で、胎児期および新生児期での発がんに関する結果に矛盾が見られる。これらの差異を生体レベルで調整することで、放射線防護システムの一貫性および堅牢性が強化されるはずである。

看)。さらに若い頃に発症するがんは人生後半に罹患化するがんに比べはるかに大きな生存期間の喪失につながる。若い小児の喉びくの場合、平均リスク 中に甲状腺がんの平均リスクが低くなる (Preston ら, 2007)。これらすべての状況は、放射線使用の厳密な正当化と医療における放射線防護の最適化が、放射線防護上のごとく示すことのできなない原則であることを示している。
(17) 職業的影響に関する詳細な議論と情報は ICRP (2007b) に示されており、低線量のガンリスクに関する委員会の見解は Publication 99 (ICRP,2006) に提示されている。疫学的根拠のみでは、100mGy またはそれ以下のオーダーの線量レベルでの放射線防護という実用的目的を果たすための十分な根拠を確立することは不可能である。線形しきい値なしモデルは依然、低線量、低線量率での放射線防護という実用的目的を果たすための確かな根拠所となっていない。

13

委任することができる。また放射線技術も適切な訓練を受け経験を積んでおくべきである。
(23) 超音波検査法や呼吸器気管鏡検査法 (MRI) などの電離放射線を使用しない手技への代替の可能性は常に考慮すべきである。これは特に小児の慢性疾患患者に当てはまる。画像検査の依頼を行なう際の臨床医のためのガイドラインは、たとえばアメリカ放射線科専門医会 (American College of Radiology) (1996) と英国王立放射線科専門医会 (Royal College of Radiologists) (2007) が公表している。これらのガイドラインは、多くの一般的な臨床上の問題を解決するための適切なイメージングモダリティの選択を提示している。英国王立放射線科専門医会が作成した小児患者のためのガイドラインの実例を付録書 A に紹介している。
(24) 出産年齢に達していない出生能力のある女性患者が妊娠している、あるいは妊娠している可能性があるかどうかを、X 線検査前に確認することは重要である。前回の月経期間を記載しておくべきである。もし患者が妊娠していると判断した場合は、胎児が直接 X 線にさらされる場合および X 線または手技が比較的高い線量をもたす場合、患者の問診の信頼性や制限によっては、医師は妊娠検査を命じることがあるだろう (ICRP, 2006a)。
(25) 電離放射線の使用を含む生物医学研究プロジェクトの申請はすべて個別に検討すべきである。研究機関は、研究方法が生物医学研究による被ばくを個別に正当化できるようにするために、所定の仕組みを整備する必要がある (例えば研究機関の倫理審査委員会と放射線防護委員会との協議)。最終的な承認において小児患者者に明確な便益をもたらすことができる高い可能性が担保されるべきである。
3.1.1 正当化されない小児患者 X 線検査の例
(26) 以下は、通常正当化されない単純 X 線検査の例である。
<ul style="list-style-type: none"> ・ 1歳未満の小児または小児の頭部 X 線検査 ・ 頭部の乳児または小児の頭部 X 線検査 ・ 副鼻腔が疑われる 6 才未満の乳児または小児の副鼻腔 X 線検査 ・ 外傷のない斜頸の乳児または小児の頸椎 X 線検査 ・ 四肢画像の際の比較のための椎骨側 X 線検査 ・ 6 才未満の小児の骨状骨 X 線検査 ・ 3 才未満の小児の骨質 X 線検査
(27) 集中治療室で留置的に毎日行っている胸部単純 X 線検査は控えるべきである。具体的な症状がみられる場合に限定すべきである (Walk ら, 2001)。これらのガイドラインはアメリカ放射線科専門医会が公表している (1996)。
(28) 移民の若者に対して求められる骨年齢測定(注)。およびその年齢を単純 X 線検査で測定するなどの、単純な法医学目的のために要請さ

15

3. 小児画像診断における放射線防護の一般的な原則
3.1 放射線検査手技の正当化
(18) Publication 103 (ICRP, 2007b) は、電離放射線の使用を必要とする検査を行う場合に、検査を依頼する医療従事者に対し、放射線科医または資格を持つ画像医療従事者と協議して以下の根拠を示すことを義務づけるという、一般的放射線防護原則を定めている。
<ul style="list-style-type: none"> ・ 実施しようとしている放射線検査が患者にとって害を上回る便益をもたらすこと ・ 特定の疾患や年齢の集団に対して特定の放射線検査が必要となったときには、その検査の目的が明示されており、それによって診断または治療の改善が通常見込まれるか、あるいは照射される個人について必要な情報が得られること ・ 検査がその患者のために必要とされていること
(19) 放射線検査を受けようとしている小児患者にとって、検査の適応があることは非常に重要である。臨床情報を含め検査依頼医が署名または承認した検査依頼文書が、検査が行われる前に提供されているべきである。疑念が生じた場合、最終決定は放射線科医または資格を有する画像医療従事者が必要に応じて、検査依頼医と協議して行うべきである。
(20) 実施する検査の種類には正当化がなされなければならないあらゆる検査の個人または公衆の健康に対して便益が交代げられない。小児の診断、患者管理、治療、および最終的な転帰について、検査依頼医が行う判断の個人または公衆の健康が影響を及ぼし得ることを想定すべきである (Dauer ら, 2008)。
(21) 正当化は必要とされる結果がそれ以外の方法では、例えばそれが患者にとってはいはリスクの低い方法であっても、得ることができないという判断も含意している。(European Commission, 1996)。
(22) 正当化は適切なイメージング手技が信頼できる (すなわち、それは再現性があり、問題としない) 臨床上の問題に関して十分な感度、具体性、正確性、および予測精度をもたらすことを必要とする。したがって、検査を担当する放射線科医または資格を持つ画像医療従事者は、検査の正確な情報を行なうための十分な知識と経験を有するべきである。これを可能にするため、検査は医学物理学による適切な品質モニタリングや安全対策と連携して、資格のある放射線科医または放射線技術師が実施すべきである。正当化は一人の人物の全責任を負うことも求められている。この人物は、通常は放射線科医であるが、所轄官庁が認定した放射線手技と放射線防護の訓練を受けた経験を持つ放射線科医と緊密な連携をとり、放射線科医の管理と治療によって最も適切な手技を定めるために、検査依頼医と緊密な連携を有するべきである。責任者は資格を持つ放射線技術師に検査業務を

れる放射線検査は医学的に正当化されない (ICRP, 2007b)。
3.2 放射線防護の最適化
(29) 検査における放射線防護の最適化の基本目的は、必要とされる画像が可能な限り最も低い放射線量で得られ、正準の便益が最大化されるようなやり方でイメージングパラメータを調節し、防護措置を設けることにある [すなわち、ALARA (合理的に達成可能な限り低く) 原則] かつすべての検査で遵守されるべきである。
1 形状 [ALARA] が「防護の最適化」という用語と同じ意味の言葉としてあるいは、それを言い換える言葉として用いられる。しかし、「合理的に達成可能な限り低く」という表現が最適化概念の一部にすぎないことに留意すべきである。この概念全体は、より正確には、要求された医療目的 (診断的または治療的) を達成するために必要な最低限のレベルに患者の被ばくを伴うことを意味している。画像診断と X 線ガイドドバイターミネーションにおいては、これは画像検査と品質を診断またはイメージングに必要とされる画像を得るのに十分であることと意味する。(がん)放射線治療では、ALARA は正常組織にのみ適用され、腫瘍の線量は合理的に達成可能な限り低くは期待されおらず、むしろその逆である (ALARA)。という原則だけをこの文脈から切り離して使用すると誤解をまねき必要と無視の間違いとなりうる。
(30) 放射線防護の最適化は、おもに 3 つの側面から構成される。すなわち、放射線検査そのもの小児患者者に十分に適合できるように放射線装置と技術パラメータの適切性を確保すること、そして小児患者者に適用できる DRU である。
3.2.1 放射線装置
(31) 最適化プロセスの一環として、装置が適切に動作しており、適切な照射が与えられ、確立された設置基準および性能基準に適合していることを確認することが重要である。これは購入段階から始まる。この段階では、関連する国際基準 (国内基準、地域内基準または専門家による基準) に適合することを義務づける仕様書で定められた性能水準を満たす装置を購入すべきである。
(32) 装置を設置するときには、規格どおりの性能が確保されるように、設置の受入試験と試運転の両方を実施すべきである。国によっては、エン지니어病院または規制当局に代わって供給元以外の代理人 (医学物理士またはエンジニア) がこれを実施すべきである。法律によっては、幾つかの検査は、次に重要な X 線ビームの出力を測定し、フィールドが入っているかどうかをチェックすること、およびコンピュータ制御などの比較的単純な設備の場合でも適切に文書化しておくことが重要である。適切な文書化によって、フィールドやハードウェアの透視ユニットといった装置構成要素の欠陥を容易に把握することができる。
(33) 日常診療に導入した後は、装置が適切に動作し続けられていることを確認することが重要である。これは医療機関が定型的業務として一貫性検査を定期的に実施し、文書化することによって保証することができる。適切な検査とそれらの種類の頻度で行なうかの種言が公表されている (IPEM, 2005)。一般的に X 線検査装置に対する検査の例として X 線ビームの位置決めシステム (Howitz ら, 1993) と一致しているかどうかの検査がある。次に重要な X 線ビームの出力を測定し、フィールドが入っているかどうかをチェックすることである。その他の比較的単純な品質管理プロトコルは、CT スキャナのような装置のメーカーが実施していることが多い。さらに要求度の高い検査レベルでは、適当な間

Table 3.2. Variations of entrance surface dose* (converted to mGy, to the nearest two decimal places) observed in the three European Union paediatric trials (1989/91, 1992, 1994/95); median, minimum-maximum values and corresponding ratio (minimum/maximum) of frequent x-ray examinations in paediatric patients.

Examination type	Infant			5-year old			10-year old		
	Median	Min-max	Min:Max	Median	Min-max	Min:Max	Median	Min-max	Min:Max
Chest AP (1000 g newborn)	0.05	0.04-0.34	1:35	0.07	0.02-1.35	1:71	0.07	0.02-1.16	1:68
Chest PA/AP	0.08	0.02-1.0	1:47	0.07	0.03-0.33	1:11	0.07	0.02-0.76	1:26
Chest AP (mobile)	0.09	0.03-0.72	1:21	0.14	0.04-0.53	1:13	0.15	0.04-0.76	1:18
Chest lateral	0.93	0.13-4.51	1:30	0.70	0.14-2.16	1:17	0.58	0.11-1.79	1:13
Skull PA/AP	0.26	0.02-1.37	1:76	0.49	0.09-2.79	1:32	0.81	0.09-4.17	1:47
Pelvis AP	0.87	0.12-0.44	1:41						
Full spine PA/AP									
Thoracic spine AP									
Thoracic spine lateral									
Lumbar spine AP									
Lumbar spine lateral									
Abdomen AP/PA	0.44	0.06-3.21	1:42	0.59	0.06-2.92	1:52	0.73	0.15-3.98	1:27

AP, anteroposterior; PA, postero-anterior.
* See definition for entrance surface dose in Table 3.1.

表 3.2 欧州連合での 3 件の小児患者調査 (1989/91, 1992, 1994/95) により得られた入射表面線量の分布 (mGy) に変換、小数第 3 位を四捨五入)；小児患者者に対してよく行われる一般 X 線撮影における入射表面線量の中央値、範囲、最小-最大比 (最小値：最大値)

検査タイプ	乳児			5 才児			10 才児		
	中央値	最小値 - 最大値	最小値:最大値	中央値	最小値 - 最大値	最小値:最大値	中央値	最小値 - 最大値	最小値:最大値
胸部 AP (1000g の新生児)	0.05	0.01-0.34	1:35	0.07	0.02-1.35	1:71	0.07	0.02-1.16	1:68
胸部 PA/AP	0.08	0.02-1.0	1:47	0.07	0.03-0.33	1:11	0.09	0.03-0.76	1:26
胸部 AP (可動式)	0.09	0.03-0.72	1:21	0.14	0.04-0.53	1:13	0.15	0.04-0.76	1:18
胸部側面	0.93	0.13-4.51	1:30	0.70	0.14-2.16	1:17	0.58	0.11-1.79	1:13
頭部 AP	0.26	0.02-1.37	1:76	0.49	0.09-2.79	1:32	0.81	0.09-4.17	1:47
脊柱全体 PA/AP	0.87	0.12-0.44	1:41						
胸椎 AP									
胸椎側面									
腰椎 AP									
腰椎側面									
腹部 AP/PA	0.44	0.06-3.21	1:42	0.59	0.06-2.92	1:32	0.73	0.15-3.98	1:27

AP 前後方向；PA 後前方向
* 表 3.1 の入射表面線量の定義参照

Table 3.3. Examples of UK national reference doses for fluoroscopy examinations on paediatric patients - 2005 review from the National Patient Dose Database, UK.

Examination type	Standard age (years)		Dose area product per examination (Gy cm ²)
	0	15	
Micturating cystourethrogram	0	0.3	0.3
	1	0.7 (0.8)	0.7 (0.8)
	5	0.8 (0.8)	0.8 (0.8)
	10	1.5	1.5
	15	2.5	2.5
Barium meal	0	0.4	0.4
	1	1.1 (1.2)	1.1 (1.2)
	5	1.3 (1.2)	1.3 (1.2)
	10	2.4	2.4
	15	6.4	6.4
Barium swallow	0	0.4	0.4
	1	1.2 (1.3)	1.2 (1.3)
	5	1.3 (1.3)	1.3 (1.3)
	10	2.9	2.9
	15	3.5	3.5

表 3.3 英国での小児患者に対する透視参照線量の例 - 全国患者線量データベース (英国) にもとづく 2005 年のレビュー

検査タイプ	標準年齢 (年)	検査 1 回あたりの面積線量 (Gy・cm ²)
排尿時膀胱尿道造影	0	0.3
	1	0.7 (0.8)
	5	0.8 (0.8)
	10	1.5
	15	2.5
バリウム上部消化管造影	0	0.4
	1	1.1 (1.2)
	5	1.3 (1.2)
	10	2.4
	15	6.4
バリウム嚥下造影	0	0.4
	1	1.2 (1.3)
	5	1.3 (1.3)
	10	2.9
	15	3.5

<p>3.3 品質基準の導入と監査</p> <p>(40) 放射線防護文化の一環として、品質基準導入後のフォローアップと定期監査を実施する必要がある (Schneider ら, 1993; Schneider, 1995)。</p> <p>(41) 小児放射線診療業務に対してこれまでに実施された検査依頼基準、面置および撮影技術に関する監査結果から、小児科専門の病院の方が専門ではない病院に比べて良好な結果が得られることが明らかになった (Cook ら, 2001; Alt ら, 2006)。このことから、小児科専門病院による良好事例を共有することは、診療業務と患者生活の改善の上で重要である。</p> <p>(42) 以下は小児診療における放射線防護のために導入された監査手順と達成された好ましい監査の例である：</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ 小児の頭部外傷において、CT 検査の推奨ガイドラインについて監査を実施したところ、臨床上の検査依頼基準を改善することで、CT の利用件数を 8 分の 1 に減らすことができることを示された (Macgregor と McKie, 2005)。同様に、監査を繰り返すことで、頭部 X 線撮影件数を大幅に減らし、小児の頭部外傷ガイドラインの遵守の面で大きな改善がなされた (Johnson ら, 2004)。 ・ 生腫瘍防護のための遮蔽物の使用についての監査が導入された後、正しく置かれていることを監査することで、遮蔽効果が改善された。若年男性と若年女性の正しい位置に遮蔽物が置かれた比率は、それぞれ 32% と 22% から 78% と 94% に改善した (McCarty ら, 2001)。

25

<p>程度、体の柔軟性が必要かもしれないが、小児患者に必要以上に大きな照射野サイズでの撮影を繰り返す行方は不適切である。逆に、照射野が小さく、撮影の目的を高めたり、再撮影が必要になる場合も、できるだけ注意が必要である。</p> <p>(49) 正しく X 線の照射野を絞ることは、体の解剖学的目的についての知識が必要となる。必要の目的は検査領域の体ではパランスが大きく変化する。したがって、患者の年齢によって変化する。また、開心臓の大きさは成長にも依存する。したがって、すべての年齢層で適切にパランスを絞るためには、小児の解剖と年齢特異的な変化についての基礎的知識が放射線技術に求められる。たとえば新生児では「babysgrams」(1 枚で全身胸部、腹部、骨盤を撮影)ではなく、照射野が狭いを使って検査したい部分だけに X 線を照射することが重要である。</p>
--

4.3 防護のための遮蔽体

<p>(50) 優れた X 線撮影手法として、鉛製もしくは亜鉛に必要以上に大きな照射野サイズでの撮影を繰り返す方法を排除する。外部散乱放射線や焦外放射線から防護するため、検査によっては遮蔽体を追加することも考慮すべきである。</p> <p>(51) 乳房生腫瘍、甲状腺がん、一次ベームから 5cm 以内にある場合、必要な診断情報を損なわず、それらの臓器を可能な限り防護すべきである。管電圧 60-80kV で照射する場合、照射野寸くると 0.25mm 相当量の遮蔽体を置くことで、最大でおよそ 30-40% の生腫瘍線量を低減できる。しかしこれに該当するのは遮蔽体が照射野に正しく置かれる場合だけである。不適切に置かれたり、そのような遮蔽体は断片を劣化させるおそれがあるため、遮蔽体の使用そのものが適切でない場合もある (Dauer ら, 2007)。(CT スキャンによる防護) 防護のための遮蔽体についてはセクション 6.6 を参照。X 線ベーム外にある組織に及ぶ体内部分からの散乱放射線による被ばくは、遮蔽体をもって防護することはできない。</p> <p>(52) 無鉛の防護器具が販売されており、より柔軟にやさしく耐久にも優れていると思われる。無鉛防護服の鉛当量は、放射線の質 (すなわち X 線管電圧とろ線) に依存する。したがって防護性能はただ 1 つの重鉛当量だけでは評価できず、むしろ散乱放射線を考慮した幅広いベームサイズで計測された、エネルギー依存性のある量をみるほうがはるかに正確に放射線防護性能を反映することができる (Bdr ら, 2005)。</p> <p>(53) 通常、腹部 X 線撮影の照射野内に男性の生殖腺を含むなければならない理由はない。骨盤 X 線撮影と排尿時膀胱尿道造影も同様である。精液は射精後 2 週間以内に精子を運ぶのを遅くするために、陰嚢内に精液を採取することによって防護されるべきである。精液は防護カプセルで防護すべきであるが、直接照射野に入らない限り、位置を調整するべきである。女性の生殖器は、女性のための鉛当量の総量または鉛当量の鉛当量で防護されており、また自作することもできる。これらの遮蔽体はさまざまなサイズのものを用意するとよい。適当な大きさのカプセルを使用すれば、精液の吸収量は最大で 95% 低減することができる。</p> <p>(54) 女性では、可視照射野内に含まれたシャドーマスク (陰注：遮蔽体による陰影部分で防護する) による防護は、遮蔽体を直接体表に置くのと同等に効果的である。シャドーマスクは体表に直接置かれた遮蔽体よりも正確な位置合わせが可能であり、直接体表に接触する遮蔽体ほど簡単に作れることはない。女性の生殖腺に対する遮蔽が適切に行われれば、正確に防護することによって、およそ 50% の吸収線量の低減が可能である (Fawcett and Barter, 2009)。女性に対する腹部 X 線撮影または骨盤 X 線撮影では、生腫瘍防護は不可能と思われる [例えば外傷、失禁と同等の兆候のある場合、不適切な遮蔽が重大な可能性を覆い隠すおそれがある (Barber ら, 2009)]。</p>
--

27

<p>4.1 小児、放射線と遮蔽における放射線防護</p> <p>(43) 放射線検査ごとに、撮影範囲の解剖学的基準、患者への照射線量、診断要件と線量基準を満たす X 線撮影技術の良好事例を、具体的に示すことができる必要がある。</p> <p>4.1.1 患者の位置合わせと固定</p> <p>(44) たとえ患者が協力しない場合であっても、患者の位置合わせを正確に行うことで、ベームが正しく中心を通り、適切な照射と照射野が得られ、検査に必要な部分を遮蔽できるようにすべきである。</p> <p>(45) 乳児と幼児に単純 X 線撮影を行う場合、多くの場合で固定が必要である。非常に小さく、乳児には、例えば発泡フォーム製の固定装置のようなものが必要かもしれない。乳児の放射線検査は、食後おとなしくなったときや寝ついたときを見ながら行うのがよいかもしれない。固定装置は使わずに患者 (または保護者) を傷つけないものを用いるべきである。固定装置を使用することとその他の利点を医師の介護者にも説明すべきである。</p> <p>(46) 放射線スタッフは小児患者を固定するのは例外的な状況に限定すべきである。病院職員が小児の固定を手伝う場合は、職業被ばくとはみなされ、職員の放射線防護を行う機会、親またはその他の同居者による患者の身体固定が避けられない場合、彼らに次の正しい防護の方法と手順について一度ベームからの距離の影響について説明すべきである。彼らは防護エプロンを着用して放射線の一次ビームの外側にとどまらせるべきである。小児患者を抱きかかえる介護者の手が放射線ベームに曝されるべきでなく、散乱放射線による被ばくを防護するために防護手袋を着用するものもよい。</p> <p>(47) 作業員としての防護手袋を着用する場合は、Publication 103 (ICRP, 2007b) において、「フルタイムであるかパートタイムであるか一時的であるか」に関わらず、ある程度以上の保護を確保し、職業的放射線防護に関する権利と義務を認識している者」と定義されている。病院では、これらの人々はスタッフの一部である。「スタッフ」という語をこの報告書で使用しているのは想定されている読者がこの用語によりなくないでいるからである。</p> <p>(48) 検査に相当する時間には、同伴する介護者だけでなく、時には子どもに対して手技を説明する時間も含めるべきである。必要な品質基準を満たすように標準化された検査を実施するには、適切な時間配分をすることも大切である。「European Commission, 1996」。そのためには、予定される手技の詳細を説明した資料を検査に先立って提供することで簡素化することができ、こどもとその両親のために特別に編集されたビデオ、文書、ウェブサイトを、待合室や検査室で提供することは有用であると思われる。</p>

4.2 照射野サイズと X 線ベームの絞り

<p>(48) 照射野があまりに大きすぎると、開心臓域以外に不必要な量の放射線が入り、散乱放射線を増やすことにより、画像のコントラストと解像度を損なう。このように照射野の絞りが不十分だと問題が起きることがあり、特に撮影した後に画像切り取り作業を施すことの多い、コンピュータ・ラジオグラフィ (CR) やデジタル X 線 (DR) ではその傾向が強い。開心臓域全体が照射野に含まれるようにするには、ある程度、骨盤を絞る必要がある。</p> <p>(55) 頭部 X 線撮影では前後方向での投影ではなく後前方向での投影によって腹の吸収線量を低減することができる。したがって患者が自力でうつ伏せや立位の体位が可能な乳児の年齢であれば、後前方向であれば、後前方向での撮影が望ましい。</p> <p>(56) 思春期の女子では陰嚢領域の乳がんリスクが通じている (例えば ICRP 92/20-1 は、焦点サイズを 1.2 とすることを求めている)。通常では小児患者には、0.6 から 1.3 の焦点サイズが通じている (例えば ICRP 92/20-1 は、焦点サイズを 1.2 とすることを求めている)。二重焦点 X 線管が装備されている場合、実効名目焦点サイズは、選択した焦点受像面間距離での最も適切な照射時間と X 線管電圧の値が取れるものを選び、小児患者の焦点サイズは適切でなければならない。</p> <p>(57) 二次照射野までの距離が 2cm 以上に保たれていれば、骨の X 線撮影時に甲状腺を遮蔽しても、甲状腺線量の低減にはほとんど効果がないことが明らかにされている。</p>
--

4.4 単純 X 線撮影の撮影条件

<p>(58) 単純 X 線撮影の撮影条件 (例えば焦点サイズ、過焦点受像面間距離、管電圧時間積算 (mAs)、管電圧) は、画像に大きな影響を及ぼすことから、適切な撮影条件についての知識と正しい使用が必要である。そして、このことは患者の放射線照射にも影響してくる。X 線管固有の特性と放射線防護シールド特性との装置の両方を過パラメータも考慮に入れるべきである。</p>

4.4.1 実効 (名目) 焦点サイズ

<p>(59) 小児患者の X 線管の使用と短時間照射とのパランスをとることで、軽微な画像が得られるように努力すべきである。通常では小児患者には、0.6 から 1.3 の実効 (名目) 焦点サイズが通じている (例えば ICRP 92/20-1 は、焦点サイズを 1.2 とすることを求めている)。二重焦点 X 線管が装備されている場合、実効名目焦点サイズは、選択した焦点受像面間距離での最も適切な照射時間と X 線管電圧の値が取れるものを選び、小児患者の焦点サイズは適切でなければならない。</p>
--

4.4.2 追加フィルター

<p>(60) X 線管の追加フィルターにはさまざまなエネルギーの光子が含まれる。低エネルギー光子 (すなわち、やわらかい X 線 (軟 X 線) 領域) は患者の皮膚に完全に吸収される前に発生し、患者の線量を必要以上に増やす。ほとんどの X 線管は X 線管固有の過剰即座フィルターにより、最小 2.5mm 相当の鉛当量を有している。さらに追加フィルターを追加すれば画像生成に寄与しない放射線を遮蔽することができる。これにより患者線量を低減することができる。ただし、新生児と非常に小さな乳児には例外であり、そもそも撮影に用いられる管電圧が相対的に低いため、追加フィルターによる線量低減は期待できない。</p> <p>(61) 特定の皮膚で吸収線量を有する骨上層即座フィルターの場合、単純車載アルミニウム (またはアルミニウム-銅) フィルターに勝る利点はない。またアルミニウム-銅 フィルターは、適切な高純度材料が入手できれば、簡単に自作することができる。小児患者に使用する固定式 X 線装置、移動式 X 線装置、透過型 X 線管はすべて、通常追加フィルターを追加し、簡単に交換できるようにすべきである。通常追加フィルターは 1mm アルミニウム +0.1 (または 0.2) mm 銅までで十分である。</p>

<p>ンプファイアー(II)は X 線を最大限に取り込むためにできるだけ患者に近づけるべきである。</p> <p>(90) 術者の脚を遮蔽するための鉛製式の鉛靴のカーテンを患者テーブルに設置すればテーブルの下から出る散乱放射線を最小限に抑えることができる。ピスマスまたは他の原料を含有した新世代の無鉛覆い布があればそれを利用する。これらの覆い布は術者や他のスタッフの線量を著しく低減することができる。この覆い布を用いることで最大で 90%まで術者の手足の線量を低減することが検証されており、術者の腕から下の防護のために取付けられることができる。(Kingら、2002)。また術者の水晶体の線量を低減することも示されている。(Thorntonら、2010)。患者の防護のためにこの覆い布は放射線の中に入れない。なぜなら、そうすることで ABC 機能を備えた装置では入射皮膚線量を増やす傾向があるためである。</p> <p>(91) 手術中の放射線防護として透視の使用は移動する固形や構造物の平面目的に限定し、透視時間も制限すべきである。確認のための透視には最終画像保持機能を使つて得られる静止画像を使用すべきであり、ライブの透視は使用すべきでない。手術の終端と観察にはパルス式透視を使用すべきであり、多くの場合利用 3-8 パルスが適当である。(Connollyら、2009)。イメージング・インテンションファイアー(II)は透視を出しながらではなく透視を出す前に固形領域に待って置くべきである。場合によってはハードウェア・コリメーション技術を使うことで透視を小さくし、位置を正確に定めることができる。照射野に必要とされる解剖学的領域をより大きくすることで線量である。ビームが放射線高感度受性領域(両肩、眼窩、中脳線、生殖腺)から離れるように照射角度をうつけることや、これらの部位が照射野から外れるようにできるかぎり照射野を絞ることに注意すべきである。私透視の使用は最低限にとどめるべきである。透視が一定時間を越えると警告が出る機能や透視時間をライブで読み上げる機能が術者室内にあれば透視時間を制限するための有用な注音喚起となる。行われた手術のカーテン面積線量を記録しておき、米国放射線物理学が公表している指標と比較すべきである。(American Association of Physicists in Medicine, 1998; Amisら、2007)。</p>

<p>(96) 小児のインテンション・ラジオロジーには、患者の体格差が大きいことによる異なる独特な特徴がある。インテンションを行う医師は、小さな患者に近づぐために、しばしばビームの中に入り、ときにビームの中に入る必要がある。手を一次ビームに曝すことは避けなければならない。手術室の緊急事態や合併症を来したときに、気づかずに手が入る可能性がある。また、中心線源カメラ設置や遮断ドレナージなどの手術の際に、術者の手を直線ビーム内に入れるか、そのすぐ近傍に近づけてしまうことがある。</p> <p>(100) 以下の点に注意を払うべきである。</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ 室内にいるすべてのチーム・メンバーが防護用鉛エプロンを使用すべきであり X 線管や患者の近くで作業しているチーム・メンバーは眼の防護具(天井から用いられるスクリーンまたは有鉛ガラス)を使用すべきである。麻酔科医に対する適切な防護も検討すべきである。 ・ 天井懸架式の有鉛ガラス、プラスチック遮蔽体、左右両側面をカバーする有鉛ガラス眼鏡は、術者の眼の放射線被ばくをおよそ 90%引き下げる(Thorntonら、2010)。 ・ 防護エプロンは体にぴったりと密着したものを着用すべきで、女性作業員には乳房の腺窩突起を防護するためのアームウィングも併せて取付け、室内を動き回るスタッフには体前面と後面を完全に覆う防護エプロンを着用させるべきである。 ・ 放射線防護手袋は散乱放射線による手の線量をおよそ 40-50%低減することができる。しかし、そのような手袋を用いることで手術の細かい動きを妨げ、手術が遅引く原因となりうることに注意すべきである。また鉛手袋が一次ビーム内に入ると装置がバグメータを引き上げて線量を叩きつけてしまう。わずかに照射角度を絞ることで術者の手をビームから離すこと、かぎりまで照射野を絞ることで、術者の指を置く位置に細心の注意を払うことが、術者被ばく低減の助けとなる。 ・ 手術が複雑化し長時間を要するようになるにつれて、術者の下肢の線量にもより一層の注意が向けられている。術者下肢の足首までの散乱放射線を低減するための鉛製のテーブル・フラップあるいは新しい化合物素材による覆い布の使用を考慮するものもよい。
--

<p>6. 小児インテンション・ラジオロジーにおける放射線防護</p> <p>(92) 小児患者に対するインテンション・ラジオロジーの実施頻度は増しており、また手術も複雑化して治療に要する時間も延びている。その結果患者への照射線量が増えていると思われる。メジャーな小児インテンション・ベネフィション・手術中に小さな乳児に対しては、臨床上一般放射線防護上の双方の理由から、治療経験が豊富な小児インテンション・ベネフィション患者が実施すべきである。</p> <p>(93) この手術は必要ない場合のみ実施されるべきであり、実施するにしても透視やCTではなく超音波ガイド下に行うことで放射線量を最小限にとどめるか、可能なかぎり回避すべきである。</p> <p>(94) インテンション・チーム・メンバーは全員が放射線被ばくについて認識し、放射線物理学と放射線防護の訓練を受けるべきである。一般的な放射線診断について行われる訓練に加えて、第 2 の、専門レベルの放射線防護の訓練が望まれ、実際にこの訓練の受講が必須となっているものもある(例えば欧州連合加盟国)。また、新たに X 線装置や技術が医療施設に導入される場合には、特別に追加訓練の実施を計画しなければならぬ。(ICRP 2001a; Connollyら、2006; Rahani、2007)。</p> <p>(95) 手術を実施する診療科では、すべての装置について放射線物理学の管理の下に品質保証プログラムを導入すべきである。(ICRP 2001a)。</p>
<p>6.1. 術者への不必要な線量の低減</p> <p>(96) 小児への透視とインテンションの大きな特徴は新生児、乳児、幼児、学童の体格と比べてイメージング・インテンションファイアー(II)のサイズが大きい点にある。もし照射野絞りが適切に実施されればこれらの患者ではイメージング・インテンションファイアー(II)が体全体をすっぽりと覆ってしまい、そのため放射線被ばくが抑制可能になる。また、成人に比べて小児患者では鉛た透視を用いる必要性が高く、そのことが線量をさらに増やす要因となる。(Connollyら、2009)。透視を出す際の線量低減法はセクション 4.8 で述べている。</p> <p>(97) 複雑なインテンション手術では、成人においては被ばく線量や組織の吸収線量が高くなることとが示されている。成人の皮膚への一回照射で起こりうる臨床的影響については既に開示されており、これをインテンション・チームのメンバーに周知しておくべきである。(Balterら、2010)。これまでのところ小児のデータは公表されていない。</p>
<p>6.2 スタッフへの不必要な線量の低減</p> <p>(98) 患者の散乱放射線から受けるスタッフ被ばくには特に注意を払うべきである。成人に比べ小児患者は体が小さく、手術中に動いてしまうため、手術を行うのに長時間を要するかもしれない。そのため、透視時間が長くなるおそれがある。さらに、インテンション・チームのメンバーは多くの手術と長年の診療を通じて既に線量が蓄積していると思われる。(Nilklasonら、1993; Tsipaki、2001)。</p>

<ul style="list-style-type: none"> ・ 防護エプロンを使用する場合、作業従事者の線量は鉛製エプロンの下のバッジ線量計とエプロンの上の襟部分に付けたもう 1 つのバッジ線量計の値から算定すべきである (ICRP2001a)。もし、操作中に一次ビーム内やその端に手が入る可能性がある時には、放射線リング・バッジを用いることも大切である。
<ul style="list-style-type: none"> ・ 術者はイメージング・インテンションファイアー(II)の側に立つべきであり、また線源からの距離を取ることにより(すなわち放射線量が距離の二乗に反比例するという原則)放射線量を低減できるので、チーム・メンバーは可能なかぎり後ろに下がっているべきである。
<ul style="list-style-type: none"> ・ 血管造影を行う際は造影剤を手押して注入せずに自動注入器を用いることが、他のどの方法を用いるよりも術者線量の低減に効果的であることが示されている (Hayashiら、1998)。可能なかぎり自動注入器を使用し、造影剤を注入している最中は、術者は患者から距離を取るか、移動して鉛遮蔽の後ろに身を寄せらるべきである。手押しして造影剤を注入する必要がある場合には、術者はカメラアームの長さの許すかぎり患者から距離をとることが、術者線量を最小限に抑えるうえで重要である。
<p>6.3 デジタル血管造影またはデジタル・サブトラクション血管造影による撮影</p> <p>(101) 撮影は診断や手術後の結果評価に必要な場合にのみ行うべきである。臨床上の目的を達成するのに必要な最小限の時間、空間フレーム数をを用い、画像は最低限の倍率(後処理で拡大することが可能である)を用いて得るべきである。常に固形領域だけに寄り、かぎりまで照射野を絞るべきである。さらに、最終画像保持、撮影、ビデオ録画、デジタル透過像を得た画像は PACS (Picture Archiving and Communication System) システムに保存し、後で見返すことができる。</p> <p>(102) C-アーム装置を使用する場合、前画像や側位像をみるときに X 線源が皮膚に近づくと、患者皮膚線量の増加につながることを認識しておくことが重要である。前画像や側位像をみる際には、可能な限り患者の胸を上げておくべきである。また、できるだけ距離を支える台を用いて、正しい手術のあいだに胸が一次ビームのほうに倒れ込むのを防ぐべきである。真なる投影方向の照射野が重なることと最小限にとどめるべきである。</p>

表 6.2 推奨されている小児コンピュータ断層撮影 (CT) プロトコルの例 (Pages 5, 2003 ; Verdun 5, 2004 ; Yock, 2005)。

体重 (kg)	CTDIvol (mGy)	kV	mAs
腹部ピッチ 0.75			
2.5-5	7.1	80	72
5-15	9.4	100	56
15-30	14.0	120	64
30-50	18.5	120	96
年齢 (年)			
頭/胸部	CTDIw (mGy)	DLP (mGy・cm)	
<1	25/20	180/150	
5	25/25	200/200	
10	50/30	750/600	
頭/胸部			
<1	25/20	180/150	
5	25/25	200/200	
10	50/30	750/600	
CTDI, CT線量指標 ; DLP, 長さ線量積			

6.6 防護のための遮蔽体

(124) 局所防護のための遮蔽体を用いるかどうかは医療機関ごとに事情が異なる。1つの遮蔽方法がすべてのCT装置に適用できるわけではなく、適切に取り扱われなければ、遮蔽体を置くこととでかえって放射線量を増やす場合もあることから、プロトコルはCT装置ごとに個別に検証すべきである。

(125) 女性の場合はかざり肌用組織を防護するためにビスマスを使った局所表面防護シートの使用を考慮すべきである (Counsell, 2008)。しかし、CT装置がビスマスシートで覆った部分での電流を不必要に上げてしまふ場合は、AECプロビュー (またはAECプロビュー)の撮影が終わってからビスマスシートを捲けることが重要である。そのほかにも、水晶体、甲状腺、生殖腺を直接放射線や散乱放射線から防護するための道具も推奨されている。眼球が高線量被ばくするようなX線検査では検査や診断に影響を受けない限り、適当な遮蔽材 (例えばビスマスシート) や鉛含有防護眼鏡によって眼を遮蔽すべきである (例えば、頭部CTや顔面骨CTで、ガンツリー傾斜角度が十分に取れず、

・ 静脈カテーテルが必要な場合は検査前にしっかりと留置を済ませておくべきである。
・ 防護のための遮蔽体の配置
e. 撮影が診断のためであれば画像ノイズを受け入れる
・ 限界まで受け入れる (すなわち、医療上の疑問が解決できるなら許す限りのノイズを受け入れる) ことが放射線科医の任務である (Donnelly 5, 2001)。
・ 後処理によってシグナル・ノイズ比(SNR)を維持しながら線量を低減できる (3.5mm という厚みのスライスで再構成して撮影する)。
厚いスライス画像のほうで薄いスライス画像に比べてノイズは少ないが、薄いスライス画像は重要構造の細部を見るのに適し、二次元三次元画像再構成に使用することができる。
d. スキャン・パラメータを最適化する
・ CT装置ごとに形状がそれぞれ異なるので、管電圧(kVp)と管電流(mA)をそのまま比較することは問題がある。通常小児CTでは回転時間を短くするのがよく、それによりモーション・アーチファクトを最小限に抑えられる。
・ 管電流と管電圧(kVp)は患者の体格に合うように調節すべきである。
・ xy平面 (角) 線量変調：これは通常人体は体軸方向から見えて見えていないことを補償するために導入された。x軸方向 (左右方向) よりもy軸方向 (前後方向) のほうが同じ信号対ノイズ比(SNR)を達成するのに必要な放射線量は一般的に少なく済む。xy平面変調は検査領域に応じた管電流(mAs)を20-40%低減するので、もしこの機能が装置に備わっておりかつ使用が適当であるなら用いるべきである。

眼球を検査対象から外すことができない場合)。しかし、これまでのところ、鉛含有防護眼鏡の放射線防護性能の評価法が国際標準化されていないので注意して用いるべきである。患者が側方的であれば線量で50-70%低減することができる。

(126) ビスマスシートが適当でない位置に置かれたと線条アーチファクトやノイズが50%増加する恐れがある (例えば、皮膚表面からの距離が近すぎたりしわが寄るなどして表面上に弾かれないなど)。ビスマスシートと接する皮膚面に見られるアーチファクト (subtle artifact) を最小限に抑えるために、皮膚から十分な距離をとって適切な位置にビスマスシートを置くことが推奨されている (Kim 5, 2010)。

(127) こうした問題点を考え、ある研究者や病院施設では、患者にはビスマスシートなどの遮蔽体を用いないことを推奨しており、その代わりに、スキャン領域の遮蔽を制御可能な管電流調整を施すことで、多くの場合遮蔽体を用いなくとも全体として大幅な線量低減が実現できると指摘している (Colombo 5, 2004; Golejns 5, 2006; Kalra 5, 2009)。

6.7 小児コンピュータ断層撮影(CT)における線量低減の原則 (Yock, 2006)

(128) 小児CTの線量低減という目的を達成するために、以下の戦略が提言されている。すなわち、CT検査では厳密な正当化を行うこと、診断情報が得られるのであれば多少大きなノイズがある画像でも受け入れること、スキャン・プロトコルを最適化すること、スキャンは必要最小限の長さに制限すること、同一部位を繰り返しスキャンすることなどである。

a. CT検査の厳密な正当化を行う

・ 小児患者には超音波検査法やMRIのような代替のイメージングモダリティを検討すべきである。しかし小児がMRI検査を受ける場合に時々必要となる麻酔のリスクも考慮すべきである。

b. 患者を準備する

・ 特に幼い小児の場合、子どもだけでなく親との接触も必要で、親に鉛エプロンをつけさせ、一次ビームの内側に入らないように指示した上で、検査するあいだ子どもをそばに付き添うことで、子どもの不快感を和らげることが期待される。

・ 小児にとって優しい環境は小児の不安を低減することもできる

・ 小児の抱い込まれた熱線スタックアップがあれば線量の質を向上させ、新たな被ばくの原因となる散り直しを防止するうえで非常に有用である。

・ z軸 (縦方向) 変調：体軸方向 (z軸) では、十分なシグナル・ノイズ比(SNR)を得るのに必要とされる放射線は、患者のさまざまな部位での組織密度によって異なる。z軸変調はCT位置決め画像(localizer view)を基に制御されるが、あるいはユーザーが設定することもでき、できるかぎりz軸変調を使用すべきである。

e. スキャン範囲を限定する

これは、CT位置決め画像(scout view)撮影時と回転撮影の両方に当てはまる。

f. 正当化することのできない同一部位への繰り返しスキャンを避ける

・ 繰り返しスキャンが必要な場合、スキャン範囲をできる限り小さな照射体積に制限するか、求める追加情報が採れない程度にまで線量を落としてスキャンを行なうべきである。小児における多相造影CTは症例ごとに正当化すべきである。

・ 同じ部位を繰り返しスキャンすることにはいくつかの医学的理由が必要であろう。

・ 造影剤投与前のスキャンと経静脈ボースト投与後のスキャン

本スキャンの正しいタイミングを確保するために (例えば、ボースト・トラッキング法) 少量の造影剤をテストボーストしたり、造影剤をボースト与えた後に開心領域に設定した1スライスを繰り返し低線量スキャンすることで、本スキャン開始のタイミングを計ったりすることがある。このような場合、連続したスキャンはごく低い線量 (例えば5mAs) で行うことができる。

例えば腎臓などの臓器の動脈相、静脈相および/またはは分枝相を含むダイナミックCT。

・ 体位による重力影響を軽減するための仰臥位と腹臥位での胸部CT。

・ エア・トラッピングを排出するための吸気と呼気での胸部CT。

・ X線透過を用いたCTガイドドバイアンターベンション手技

・ 厚いスライスによるスクリーニングとその後スライスによる詳細なスキャン

減感時としては、多相撮影プロトコルの制限、スキヤン部位の重複回避、当該領域のみのスキヤンなどである。さらに、検査の質は、放射線診断と解釈を容易にするための画像後処理によって改善できる可能性がある。
付録書 A 小児放射線手技の適切な使用のためのガイドライン
以下の例は、英国王立放射線科専門医会 (Royal College of Radiologists) (2007, www.rcrac.uk) が公表している情報を依頼する医師と放射線科医のためのガイドラインをもとに作成したものである。
A.1 中枢神経系
<ul style="list-style-type: none"> 小児の頭部外傷後の頭蓋骨単純 X 線撮影は、事故以外の原因による外傷 (児童虐待) を除いて適切でない。事故による脳損傷を疑わせる臨床的または外傷的特徴の無い場合は、CTが適応となる場合がある。 頭部または脊椎の先天性疾患の場合、撮影するのに全身麻酔が必要であるとか骨構造を詳細に描出しなければならないといった理由で、CTの方が望ましい検査である場合を除き、MRIが適応である。 頭部の外傷が異常な場合 (例えば東部けいれん水頭症) には、超音波検査が適応である。ただし、頭蓋手術の前に CT の三次元再構成画像が必要となる場合は除く。水頭症術後のシヤン X 線撮影不全が疑われる場合は、バルブシステム全体の X 線撮影が適応である。 てんかん患者の頭部単純 X 線撮影は適応ではない。癲癇、発達遅滞、脳性麻痺が疑われる症例に対しては同様である。 頭痛、乳突炎または急性副鼻腔炎が疑われる症例 (5 才未満では副鼻腔はわずかに発達しているかまだほとんど発達していない) は、通常単純 X 線撮影の適応とは認められていない。このような症例に対する専門的な検査法は、低線量 CT または、できれば MRI である。
A.2 頸椎および脊椎
<ul style="list-style-type: none"> 外傷のない小児では超音波検査が適応であり、MRI、単純 X 線撮影または CT が適応とされるのは、臨床所見が非典型的であるかまたは長期間隔しているかなどの特定の状況下に限られる。 潜在性二分脊椎は、よく見られる変異であり、いかなる画像検査も適応ではない。神経学的所見または徴候が存在する場合は、超音波または MRI が適応である。
A.3 筋骨格系

<ul style="list-style-type: none"> 呼吸器鳴または気管支炎の疑いがある場合は、胸部単純 X 線撮影の適応はない。喉頭蓋炎は臨床症状で診断できるが、気道が安定して確保できている限り、胸部単純 X 線撮影は有用と見られる。 心雑音は通常胸部単純 X 線撮影の適応ではない。専門医への紹介または心エコー検査の実施を検討すべきである。
A.5 消化管系
<ul style="list-style-type: none"> 腸重積症の診断において超音波検査は感度が高い検査であるが、これを実施するかどうかは実施するオペレーターによる。できるかぎり腸重積症の疑いのある患者に限定すべきである。 誤飲の場合、頸部を含む胸部単純 X 線撮影を実施すべきである。腹部単純 X 線撮影は、鋭利な異物、有害または有毒物質 (例えばバタフライ) の検出を確認する必要がある場合にのみ適応がある。 腹部の軽微な外傷では、腹部内の疼痛や脊椎または骨盤の損傷を示唆する理学的所見が限られている。通常腹部単純 X 線撮影の適応はない。CT 撮影は解剖学的腹部外傷に対する画像検査の第 1 選択であるが、臓器損傷が既知である場合のフォローアップには超音波検査が有用な場合がある。重傷腹部外傷では、当該地域の成人に対する方針と同様に取扱いすべきである。 超音波検査は、噴出性嘔吐を呈する患者に対して、肥大型幽門狭窄症を除外するのに適した検査である。通常、上部消化管造影検査は、周期性嘔吐症や単純小腸胃食道逆流症への適応はない。 便秘症への腹部単純 X 線撮影はルーチンでは適応されない。ヒルシュスプルング病が疑われる場合は、専門医への紹介と生検の実施が望ましい。 触診で腹部腫脹が認められる場合、まず超音波検査の適応がある。腫脹の存在が確認されれば、更なる画像検査 (MRI または CT のいずれか) が行われることになるが、検査は専門医で実施するのが望ましい。
A.6 泌尿生殖器系
<ul style="list-style-type: none"> 夜尿症が続く場合は超音波検査で評価すべきである。結構慢性尿路造影 (IVU) は、特に完全重複腎盂尿管名腎子児において尿道造影前導

7. 要約と報告

- 電離放射線を用いたあらゆる検査の正当化は、それに続く放射線防護の最適化は、すべての患者において重要なことであるが、特に成人と比べて単位放射線量あたりの副作用のリスクが大きい小児患者において重要である。
- 正当化原則に則り、もし画像診断検査の適応があり正当化されるならば、このことは、検査をしないことによる患者のリスクが、患者が被る可能性のある放射線検査のリスクよりも大きいことを意味する。
- 代替手段として電離放射線を使用しないイメージング技術を用いることができなければならぬ。
- 放射線防護の最適化には、放射線装置と技術的パラメータが小児患者に対して適切に設定されるよう、放射線装置と品質管理の機能を最適化し、最適化プロセスを補助するための DRU を導入することが必要である。
- 医療機関の放射線防護文化の一環として、品質基準の導入と定期的監査を制度化すべきである。
- 小児患者の位置合わせと固定装置の最適化は、防護のための遮蔽体など優れた X 線撮影手技がとれるよう注意を払うべきである。X 線撮影パラメータは、患者の体格と年齢に合わせて個別に設定すべきである。
- ほとんどのイメージング装置と患者の位置合わせの最適化は、成人仕様になっており、小児に使用するために装置と照射パラメータの調整が必要であろう。装置の設置、撮影プロトコルの設定、最適化を支援するため、できるかぎり医学物理学者の助言を求めらるべきである。
- インターベンション手技は、患者に高線量被ばくをもたらす可能性があるため、経験豊富な小児介入チームによる介入を行うべきであり、患者とスタッフの両者を防護するため、放射線防護に関する追加トレーニングの実施が推奨される。
- CT の場合、線量低減は、患者の体重や年齢にしたがって、スキヤン・パラメータ (mA, kVp, ピッチ) を調整することによって最適化すべきであり、体型的 CT 撮影プロトコルが提案・公表されている。放射線被ばくを最小限に抑えるという観点から、放射線診断上十分であれば、ノイズが多い画像であっても受け入れられるべきである。最適化された検査の質は、スキヤンする部位と検査の適応によっても異なる。その他の線量低減

- 2 才未満であれば、事故によらない外傷 (児童虐待) の疑いがある場合は、骨格単純 X 線撮影の適応である。しかし、骨格単純 X 線撮影は、小児患者撮影の実務トレーニングを受けた放射線技師が行い、放射線科医が撮影を監督し、必要に応じて追加する撮影方向についての助言を与えることが望ましい。
 - 四肢外傷で比較するだけのために患側と反対側の健康側をルーチンで単純 X 線撮影することは正当化されない。
 - 骨年齢決定のための左手首の単純 X 線撮影は、低身長症または成長障害のある患者に対して適応がある。
 - 股関節痛または跛行のみから小児に対して、超音波検査は、関節液の存在を除外または確認するため、また診断するため、また治療を補助する手段として適応がある。単純 X 線検査または放射線検査が適応とされるのは、超音波検査で何も所見が得られなかった場合だけである。MRI は、骨髄炎、無血管性骨壊死、腫瘍などの通常の診断に代われない疾患が疑われる場合の専門的な検査である。
 - 限局性骨痛の症状または徴候がある場合は、単純 X 線撮影の適応である。超音波検査は骨髄炎が疑われる場合に有用となる場合がある。また、これらへの患者に対しては MRI による検査が増加している。
 - 生後 2 か月から 5 か月の乳児の肺炎疑は、超音波検査が有用な場合がある。単純 X 線撮影は、超音波検査が有用な場合がある。適切な場合、生後 5 か月を超えた乳児の場合に限られる。
 - オスグッド・シュラッター病に単純 X 線撮影の適応は、よく (診断的特徴的な症状と圧痛や腫脹) である程度診断可能だが、単純 X 線撮影で軟骨腫打が認められれば診断が確定できるため有用である (軟骨組織の腫脹は臨床的に評価すべきである)。
- A.4 心臓系**
- 急性胸部感染症や繰り返す嘔吐性喉痛に対して、胸部 X 線単純撮影は初診での検査適応は、治療したにもかかわらず症状が持続する、重症である、または原因不明の熱が続く患者に限って実施すべきである。
 - 肺腫が疑われる場合は単純 X 線撮影の適応である。呼吸での単純 X 線撮影、X 線造影、CT 撮影の適応については地域間で方針が大きく異なる。

位への尿管異所開口を確認する場合に限るべきである。MRI 尿路造影の設備がある場合は、IVU に代って MRI 尿路造影を実施する。
・ 神経または骨格の検査で異常が見られた小児、超音波検査で膀胱壁肥厚/肉柱形成が見られた小児、ビデオウロダイナミクス検査で神経因性膀胱腸道機能障害(神経因性膀胱)が見られた小児において、腰仙部脊椎の単純 X 線撮影が適応となる。
・ 非熟知精巣は超音波検査の適応であるが、腹腔内精巣の場合は MRI が有用と思われる。腹腔鏡検査も増えている。
・ 尿管拡張の出生前診断は超音波で評価すべきであるが、経尿の拡張でも専門医に紹介することが推奨される。

この種別物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication 126 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更されることもあり得る。**ドラフトからの引用を禁ず【事務局】**

技術解説	
ラドン	<p>放射性ガスのラドン (ラドン-222) は、至るところに存在する核分裂産物であり、喫煙に次いで 2 番目の肺がんの原因物質と認識されている。ラドンはあらゆる建物や地下に存在しているが、地面の下での地盤や建物の種類とといった要因によって、その量は場所によって大きく異なっている。一部の作業者を含め、多くの人はこれによってラドンは放射線被曝の主な原因である。</p> <p>重要であるにもかかわらず、ラドンに対する防護対策が委員会勧告規範に組み込まれていないのは、このことによる。これは、原子力や医療における放射線利用など、明らかに人工的な放射線被曝に重点を置いていたことにより、原因があるかもしれない。</p> <p>委員会の 1990 年勧告 (ICRP 1991) の公表で、1991 年に大きな前進が見られた。この勧告は、住宅や職場において自然放射線に対する防護の必要性を注目することを知らしめたものである。委員会は、このテーマを思えば、<i>Publication 65 (ICRP 1993)</i> において、自宅や職場におけるラドン-222 に対する防護に関する勧告を公表した。この出版物は、ラドンに対する防護についていくつかの重要な勧告を決定している。それは、防護資料を注力するためにラドン濃度地域を明確にすることや、改善対策の必要性を判断する際に役立つ可能性のあるラドンの測定レベルとして、基準値を使用するといったことを含んでいる。3~10 mSv の範囲の年間の実効線量に相当する測定レベルが、住宅への介入についての勧告されている。しかし、職場の防護については、住宅の防護と切り離して検討されている。ラドンは内臓被曝の原因であるにもかかわらず、委員会は、ラドン被曝に関する評価や制御を行う際、ヒトの呼吸器の線量評価モデルの使用を勧告しなかったということがある。その代わりに、単位実効線量当たりの損傷と単位被曝に当たりの損傷を直接比較すること (線量換算率) によって、ラドン被曝は実効線量への換算が行われたのである。</p> <p>2007 年、委員会は、放射線防護体系に関する勧告 (ICRP 2007) を新たに公表した。この勧告は、1990 年の勧告 (ICRP 1991) から進展している。規程や基準値の問題なく、あらゆる線量から差せられる電離放射線によるすべての被曝に適用される防護体系を定めている。重要な点は、防護の最適化の原則を適用することである。また、2007 年の勧告 (ICRP 2007) は、計画被曝と状況、緊急時被曝と状況、現存被曝と状況を区別している。ほとんどのラドン被曝は、管理を決定する必要がある場合に被曝線量がすでに存在しているから、現存被曝と状況である。防護は参考レベルと最適化を適用することによって実現される。</p> <p>2010 年、<i>Publication 118</i> において、ラドンとその子孫核種による被曝に伴う肺がんリスクの推定値が更新された (ICRP 2010)。それは、</p>

1

2012 年 1 月、国際放射線防護委員会 (ICRP) は、われわれにとって初めての科学私書官補佐となる佐々木博也博士を迎え入れた。佐々木博士は無報酬の専門家として、ちょうど 2 年間カナダ・オタワの ICRP 事務局に加わった。その間、*Publication 120 (ICRP 2013)* から *Publication 125 (ICRP 2014)* まで、佐々木博士は *Annals of the ICRP* の共同編集者を務めた。また、佐々木博士は、その他さまざまな形で、ICRP 事務局や委員会全体の仕事の仕事に貢献した。

佐々木博士は委員会に無報酬で派遣するという、委員会と電力中央研究所 (CRIEPI) との取り決めが成立したのは 2011 年 3 月以前であったが、当然ながら、福島県で発生した事象によって佐々木博士のオタワ兼任は相当遅くなった。それでも、福島第一原子力発電所で事故が発生した時点およびその後発生した事象に関して、委員会や放射線防護に関心を持っているすべての組織の関心が大きく高まったことを考えると、(任務の) 終わりの 2 年間で、広い人脈を持った日本の科学私書官補佐を迎えることができたことはきわめて幸運なことであった。委員会との関与がきわめて重要になっていったときに、佐々木博士は、委員会が日本の国民、専門家、政府機関、非営利組織など多岐にわたる関係者と共に、中心的な役割を果たした。

委員会における佐々木博士の任期が終わるのは残念であったが、(ICRP 事務局への) 参加希望者の国際公募が終わったあと、CRIEPI は再度、無報酬で専門家として ICRP 事務局に派遣することに同意した。2014 年 3 月、浜田信行博士と委員会の共同作業が開始した。博士はまず、遠く離れた東京の研究所から参加し、その後 2014 年 5 月からカナダ・オタワの ICRP 事務局に兼任した。

浜田博士は東京大学理学部理学修士号と博士号を取得している。彼は、放射線医学総合研究所および東北大学加齢医学研究所で博士研究員を務め、群馬大学で准教授を務めている。2010 年、研究者として、CRIEPI の放射線安全研究センターの一員となり、15 年以上にわたって、非標的効果、重イオン効果、元々健康な人の水晶体上皮細胞の反応に関する研究など、放射線生物学に関する研究を中心にやってきている。論文筆名のある国際的な専門誌に約 80 の論文を著者あるいは共著者として発表しており、米国放射線物理学学会の 2013 年マイケルフレイ賞や日本放射線物理学学会の各種の賞など、有名賞を多数受賞している。

われわれは、浜田博士を科学私書官補佐として、そして *Annals of the ICRP* の共同編集者として、ICRP に喜んで迎え入れたものである。

ICRP 事務局
編集長
CHRISTOPHER H. CLEMENT

3

ラドン被曝について損害で調整された名目リスク係数を、以前に推奨されていた係数のおよそ 2 倍にすべきであるという重大な結論であった。この報告書には、『ラドンに関する ICRP 声明』が添付されており、多くの項目が取り上げられているが、肺がんのリスクに関する新しい知見を考慮して、ラドンの参考レベルの上限値の改訂が行われている。また、線量評価モデルを用いて算出したラドンの線量係数を示すという委員会の意図も述べられている。

このことには、特にラドンに対する防護を対象に、2007 年の防護原則の再編を決定することを目的とした第 4 委員会のプロジェクトチームが設立されていた。プロジェクトチームの報告書は、*Annals of the ICRP* の先行物で公表されている。この報告書は、ラドンに対する防護に関する委員会勧告の新たな進歩を示すものである。また、住宅や職場などにおいて、ラドン被曝から公衆の健康や作業者を防護することを目的とした 2007 年の体系の適用について説明し、その内容を明らかにしている。以前の勧告から進展したこの報告書では、建設目的や居住者の状況にかかわらず、すべての建物を対象としたラドン被曝に対する防護に関して、統合的なアプローチを採択することを勧告している。ラドン被曝の管理は、主として参考レベルを基礎としたものである。実効線量で表した、およそ 10 mSv/年という参考レベルの値は過去の勧告と整合性があり、委員会は今後この数値を勧告していく。職場において、自然放射線のレベルを強調した被曝管理を行う場合、その基本となる原則には特殊な問題が伴う。この報告書では、はじめに、他の建物や場所と使われているのと同じ基準参考レベルを使用し、職場に対して等級別アプローチを適用することを勧告している。もし、妥当な取り組みを行ったにもかかわらず、被曝が参考レベルを超えた状態が続く場合には、職業被曝の防護体系に関する適切な要件を適用すべきである。

最適化の原則が中心的役割を担い、すべての線量状況に適用できる一貫した防護体系を開発することで、この報告書は大きな一歩となるものである。この報告書に示されている全般的な防護戦略は、高レベルの自然バックグラウンド放射線による被曝と状況とは異なり、別の状況に対応するモデルとして機能する可能性がある。また、関係にそのようなモデルとして機能する可能性がある。

委員会は、ラドンに対する完全な防護体系を実現するために、さらに進んだ研究に取り組んでいる。具体的には、さまざまな状況に適用できるラドンの線量係数を近々公表する。

前 ICRP 主要委員会メンバー
JOHN R. COOPER

線量係数

新しい共同編集者の *Annals* への参入

2

ラドン被曝に対する放射線防護

ICRP PUBLICATION 126

2014 年 4 月委員会による承認

抄録 - この報告書で、委員会は、ラドン被曝に対する放射線防護に関する最新の指針を示す。この報告書は、放射線防護体系に関する ICRP の勧告、ラドンのリスクに関して利用できるすべての科学知識、ラドン被曝の科学知識、ラドンに起因するさまざまな組織や国が得た経験を考慮して作成されたものである。この報告書は、線源と移動メカニズム、ラドンに関連する健康リスク、そしてラドン被曝を管理する際の原則を扱って、ラドン被曝の特性を説明している。委員会は、建物の用途に関係なく、ラドン被曝が発生している建物や場所の管理にできる限り依存しつつ、統合的なアプローチでラドン被曝を制御することを勧告している。このアプローチは、最適化の原則に基づいたものである。特に職場における主たる利害関係者の責任とラドン被曝を制御する国当局の意図を反映して、等級別に行われ、報告書には、作業者の被曝が職業被曝と見なされ、そのため委員会の適切な要求事項が適用されるべきであるとした場合についても、ラドン被曝の管理に関する勧告が記載されている。

©2014 ICRP 発行者: SAGE

キーワード: ラドン被曝、予防、軽減、住宅、建物、職場

J-F. LECOMTE, S. SOLOMON, J. TAKALA, T. JUNG, P. STRAND, C. MURTH, S. KISELEV, W. ZHOU, F. SHANNON, A. JANSSENS

ICRP の代表としての著者

序文

2009 年 11 月のボルト・ガルトのボルトにおける会合で、ICRP の主要委員会は、ラドン被曝の放射線防護に関する指針を策定するために、第 4 委員会に対して報告する新しい課題グループの設立を承認した。

この課題グループへの委任事項は、住宅や職場、その他の場所でのラドン被曝に対する防護を目的とした 2007 年の委員会勧告の勧告について説明し、その内容を明確にすることであった。この刊行物では、この現在被曝と状況の概要を示し、ラドン被曝を計画被曝と見なすべきケースについて論じて論じらるべきである。また、該当する個々の線量制限や、国の対策計画に基づくラドンリスクの管理方法だけでなく、放

4

考慮に入れて建設できる限り低いレベルに被ばくを制御し、あるいは低減する上で、ラドン被ばくを制御するための推進策である。委員会は、他の放射線源を制御する場合と同様に、防護の最優先と共に線源間の個人の線量制限を行うことを勧告している。

(b) 他の線源と同様、線量の参考レベルや濃度の誘導レベルを国独自で設定し、国内で防護の最適化プロセスを適用することは、その高い個人リスクを低減することの目的である。一般住民に対する全体的なリスクを低減すること、公平性を附するため、最も被ばくの種類が懸念されるが、このプロセスを実施することによって、屋内空気中のラドン濃度は、合理的に達成できる限り国の参考レベルよりも低くすべきである。

(c) ラドン被ばくは、被ばく経路に対する対策によってのみ制御することができる。個人はその状況や悪化を受け、支援は線量を低減するために個人に提供される。このような状況や悪化は、現存被ばく状況に対して委員会が勧告している。1~20 mSv の参考レベルを設定する際の基準として、10 mSv 程度の値は必ず必要であると考えられている。

(d) ラドン閉鎖の殆どは手摺が建物に向けられるために、立方メートル当たりのベクレル (Bq m³) で表され、測定可能な濃度である空気中の濃度の家庭用ラドン誘導レベルを設定するのと同様である。Publication 103 (ICRP, 2007) では、委員会は誘導参考レベルの上限値として600 Bq m³を勧告している。Publication 115 (ICRP, 2010) におけるラドン閉鎖に関する詳細は、名目リスク係数を引くことによって、委員会が関連する『ラドンに関する声明』において、家庭の参考レベルの上限値を300 Bq m³以下に下げた。家庭における300 Bq m³のラドン濃度は、改訂した名目リスク係数に基づいて線量換算係数を使用して計算すると、およそ10 mSvの年間線量に相当する (ICRP, 2010)。『ラドンに関する声明』では、職業上の放射線防護条件を適用するための立ち入り許可事項として、参考レベルの上限値を1500 Bq m³から1000 Bq m³とするにも言及している。

(e) その『ラドンに関する声明』の中で、委員会は、ラドンとその子孫核種の摂取量は基準となる体内動態モデルと線量評価モデルを用いて算出されるが、そのための線量係数を公表するつもりであることも示している。新しい線量係数を採用すると、300 Bq m³に対応する年線量はより大きくなるが、家庭における1~20 mSv の範囲内にある。

(f) ラドン防護戦略を実際に実施する場合、委員会は、住宅におけるラドン-222について、誘導参考レベルの上限値として300 Bq m³を使用することを引き続き勧告していく。委員会は、現行の経済的・社会的情勢を考慮に入れて、100~300 Bq m³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対して強く奨励している。これは、『ラドンに関する ICRP 声明』(ICRP, 2010) および世界保健機関 (WHO) の「屋内ラドンに関するハンズブック」(WHO, 2009) と一致している。誘導参考レベルに応じた評価をする際に、

るプロセスは、通常、数年ではなく数十年にわたる一貫した取組みを必要とする。委員会は、現行の環境、特に新築の建物において、合理的に達成できる限り低く被ばくレベルを低くすることを目的とした予防策と、既存の建物において、合理的に達成できる限り低いレベルに被ばくレベルを低減することを目的とした既成策とを、明確にするために区分すべきと考えられている。

(a) したがって、ラドン防護戦略には、予防対策を盛り込むべきである。屋内の場所、居住させる各人の区分、および被ばく状況の型に関係なく、建物の計画段階、設計段階ならびに建築段階でラドン被ばくの問題について考えることにより、ラドン被ばくに対応することが可能である。予防対策は、国土計画と、新築の建物および既存の建物のリフォームの建築基準に基づいて実施される。これは、相乗効果を実現し、また矛盾を回避するために、室内空気質や省エネルギーといった建物に関したその他の戦略と一致した方法の中に、ラドン防護戦略を統合すること意味している。

(b) 国のラドン防護戦略の形成を担当する当局は、既存の建物や場所に向けられている。このようなケースでは、そこに居住させる個人の区分に関係なく、建物や場所およびその使用状態を管理することによって、被ばくを制御し、合理的に達成されるべきである。主な段階は測定であり、必要に応じて、被ばくを低減するための是正対策も行う。

(c) 国のラドン防護戦略は、当局によって決定された国のラドン行動計画に基づいて、当該利害関係者も含んで実施すべきである。被ばくの状態によって、被ばくしている人々や、支援や用具の使用をしなければならぬ人々たちと、利害関係者を明確にすべきである。また、倫理的な問題、特に責任に関する問題に目を向けるべきであり、そして、持続可能な態を確保するために、情報、ガイダンス、支援、そして条件をあらかじめ明確にして提供すべきである。

(d) 国の行動計画は、ラドン濃度地域を特定することを目的としたラドン調査、ラドン被ばくを低減する方法と、さまざまな状況にその方法を適用する可能性、情報や訓練および利害関係者の関与を含んだ支援の方針、そして有効性の評価についても対応すべきである。一般の人々に開放される建物や場所に関する情報も、法的な責任を明確にした具体的な等級別アプローチに基づいて対応すべきである。また、国の行動計画は、誘導参考レベルの数値を含めて定期的に評価し、見直すべきである。

要約

- 人々は、家庭や職場、多目的ビルでラドンに被ばくしている。屋内のラドン濃度はさまざまであるため、被ばくの分布はきわめて不均一になる。屋外におけるラドン被ばくは、一般的には問題にならない。

測定値は、建物または場所におけるラドンの年間平均濃度の代表値であるべきである。

(g) 日々の生活において同じ地域内を往来する個人は、その場所がどこであろうと、同じ基準で防護されるべきであるというものを考慮して、簡単に保ち、委員会は、公衆と作業者の双方が利用する多目的ビルにおいては、300 Bq m³という同じ上風側を両者に利用することを勧告している。

(h) 委員会は、現在、等級別アプローチに基づいてラドン被ばくを制御すべきであると勧告している。このアプローチでは、ラドン防護戦略は、関係する意志決定者が測定が必要な場合に改築を行うといった、自衛防護対策の推進を奨励することを目的としたプログラムから開始すべきである。このプロセスは、情報、助言、支援、そして必要であればもっとも正式な要求に基づいて実施することができ、このようさまざまな対策を行うことや実施の程度は、状況に対する法的な責任の度合い、また国のラドン防護戦略に対する意識の程度に依存すべきである。

(i) 職場に対しては、職場の防護要件を適用するために、立ち入り許可レベルを1000 Bq m³に置き換えて、特定の等級別アプローチを奨励すべきである。作業者のラドン被ばくは職業被ばくではない(オプティミズム)と考えると、最初の段階は、住宅に対して設定されている誘導参考レベルと同じように、合理的に達成できる限り低いレベルにラドン濃度を下げることである。通常、対応する年線量は住宅の年線量よりも低くなくなるが、それも職場で過ごす時間よりも短いレベルからである。最初の段階で10 mSvの年線量が発生した場合は、2番目の段階として、より現実的なアプローチ、すなわち、居住期間のような短い状況の実際のパラメータと20 mSvの年線量の参考レベルを用いて、防護の最適化を構成するアプローチを勧告する。

(j) 職場におけるラドン被ばくを低減するために、適切な取組みを実施しているにも関わらず、被ばくのレベルが、線量で表される参考レベルよりも超えている場合は、作業者を職業被ばくとして見なすべきである。このような場合、委員会は、職業被ばくに対する当該要件を適用することを勧告している (ICRP, 2007, 5.4.1節)。

(k) 委員会はまた、作業者のラドン被ばくが職業被ばくであると、国の当局が最初から見なしているような職場では、同じ要件を適用するとも勧告している。このような職場は、温泉や洞窟、その他の地下の職場などが含まれるであろう。

(l) 作業者が、職業被ばくして見なされるか否かに関係なく、彼らの被ばくは、現存被ばく状況の範囲の上限値 (年間 20 mSv) よりも低く維持すべきである。国の当局は、ラドンの被ばく状況を計画被ばく状況として管理されなければならないと見なしている場合は、職業上の線量係数を適用すべきである。

(m) 国のラドン防護戦略は、効果的であるためには長期的な視点で策定すべきである。一般住民に対するラドンのリスクを大幅に低減するために、その子孫核種に被ばくすると、肺がんを発症する可能性を示す十分な証拠がある。ラドン被ばくは、肺がんの原因としては喫煙に次ぐ2番目の原因となっている。

(n) ラドン被ばくは、その線量が、地殻中でどこにも広く存在する始発的な自然の強度の手を加えられていない濃度であるから、現存被ばく状況である。制御できるのは被ばく経路だけである。

(o) 国の当局は、被ばく状況の情報を明らかにし、国のラドン防護戦略を策定すべきである。家庭ではラドン被ばくが多く発生するため、この戦略は公衆衛生の観点から住宅における被ばくを低減するべきであり、一般住民全体の被ばくを低減するため、最も高い個人被ばくを低減するための取組みを行うべきである。

(p) 戦略は、すべての建物で一貫するために統合し、状況や責任に応じて段階別にして、単純明快で現実的なものにするべきであり、そして、喫煙者や喫煙者でない者を区別すべきではない。また、省エネルギー、禁煙、室内空気質など、他の公衆衛生の方針と併せて考えるべきである。

(q) ラドン防護戦略は、新築の建物における予防策と、既存の建物における既成策を含むべきである。

(r) ラドン被ばくの問題は、主に、適切な参考レベルを用いた最適化の原則を適用することを基本としている。参考レベルは、委員会が勧告している年線量1~20 mSvの範囲に当てはまるべきである。委員会は、年線量が10 mSv オアードアゲーションという値は、ラドン被ばくの参考レベルを設定するための基準として採用すべきだと考えている。

(s) ラドン防護戦略を原則に基づいて当たらせては、委員会が住宅について勧告している誘導参考レベルの上限値を、引き続き年平均濃度で300 Bq m³とする。ほかのすべての建物や職場に対して同じ値を勧告する。

(t) 委員会は、一般的な経済的・社会的情勢を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低く、国の誘導参考レベルを100~300 Bq m³の範囲内で設定すること、国の当局がラドン被ばくは付随的なものであり、職業被ばくとは見なされない、職業被ばくを低減する。ほとんどの職場では、作業者のラドン被ばくは付随的なものであり、職業被ばくとは見なされない。委員会は、職場について具体的な等級別アプローチを以下の手順で実施することを勧告する。

(i) すべての建物と職場を対象とした、共通の誘導参考レベルを使用し、防護を最優先化する。

(ii) 職業被ばく状況など、被ばく状況の実際のパラメータと、年線量10 mSv という参考レベルを使用して、防護を最優先化する。

(iii) すべての妥当な取組みを行ったにもかかわらず、被ばくレベルが参考レベルのパラメータと、年線量10 mSv という参考レベルを対象とした適切な要件を適用する。

(iv) 始めから、作業者のラドン被ばくが職業被ばくであると、国の当局に見なされるような職場では、職業被ばくに対する適切な要件が適用される。

ラドン被ばくは、その子孫核種に被ばくすると、肺がんを発症する可能性を示す十分な証拠がある。ラドン被ばくは、肺がんの原因としては喫煙に次ぐ2番目の原因となっている。

(n) ラドン被ばくは、その線量が、地殻中でどこにも広く存在する始発的な自然の強度の手を加えられていない濃度であるから、現存被ばく状況である。制御できるのは被ばく経路だけである。

(o) 国の当局は、被ばく状況の情報を明らかにし、国のラドン防護戦略を策定すべきである。家庭ではラドン被ばくが多く発生するため、この戦略は公衆衛生の観点から住宅における被ばくを低減するべきであり、一般住民全体の被ばくを低減するため、最も高い個人被ばくを低減するための取組みを行うべきである。

(p) 戦略は、すべての建物で一貫するために統合し、状況や責任に応じて段階別にして、単純明快で現実的なものにするべきであり、そして、喫煙者や喫煙者でない者を区別すべきではない。また、省エネルギー、禁煙、室内空気質など、他の公衆衛生の方針と併せて考えるべきである。

(q) ラドン防護戦略は、新築の建物における予防策と、既存の建物における既成策を含むべきである。

(r) ラドン被ばくの問題は、主に、適切な参考レベルを用いた最適化の原則を適用することを基本としている。参考レベルは、委員会が勧告している年線量1~20 mSvの範囲に当てはまるべきである。委員会は、年線量が10 mSv オアードアゲーションという値は、ラドン被ばくの参考レベルを設定するための基準として採用すべきだと考えている。

(s) ラドン防護戦略を原則に基づいて当たらせては、委員会が住宅について勧告している誘導参考レベルの上限値を、引き続き年平均濃度で300 Bq m³とする。ほかのすべての建物や職場に対して同じ値を勧告する。

(t) 委員会は、一般的な経済的・社会的情勢を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低く、国の誘導参考レベルを100~300 Bq m³の範囲内で設定すること、国の当局がラドン被ばくは付随的なものであり、職業被ばくとは見なされない、職業被ばくを低減する。ほとんどの職場では、作業者のラドン被ばくは付随的なものであり、職業被ばくとは見なされない。委員会は、職場について具体的な等級別アプローチを以下の手順で実施することを勧告する。

(i) すべての建物と職場を対象とした、共通の誘導参考レベルを使用し、防護を最優先化する。

(ii) 職業被ばく状況など、被ばく状況の実際のパラメータと、年線量10 mSv という参考レベルを使用して、防護を最優先化する。

(iii) すべての妥当な取組みを行ったにもかかわらず、被ばくレベルが参考レベルのパラメータと、年線量10 mSv という参考レベルを対象とした適切な要件を適用する。

(iv) 始めから、作業者のラドン被ばくが職業被ばくであると、国の当局に見なされるような職場では、職業被ばくに対する適切な要件が適用される。

る。 <ul style="list-style-type: none"> ラドン被ばく状況が、計画被ばく状況として管理されるべきであるとして、国の当局が見ている場合は、職業上の曝露限度を適用すべきである。
用語解説
被ばくのカテゴリ [Categories of exposure] 委員会は、放射線被ばくを、医療被ばく、職業被ばく、公衆被ばくという3つのカテゴリに区別している。
誘導参考レベル [Derived reference level] 線量で設定される参考レベルに対応する、実用線または測定可能な量として表された数値。
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、あるいは他の個人、自営業者は雇用主と作業員の両方である。
平衡等価濃度 [Equilibrium equivalent concentration] 実質的に存在している非平衡な混合物と同様なポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度を持つ、短寿命子孫核種と平衡状態にあるラドンガスの放射性濃度。
平衡係数 [Equilibrium factor] 平衡等価濃度の、ラドンガス濃度に対する比。言い換えれば、ラドン崩壊生成物の実質の混合物におけるポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度の、放射平衡の時に摘要される濃度に対する比。
現存被ばく状況 [Existing exposure situation] 制御に関する決定を行う必要がある時点で、すでに存在している線源により生じている状況。具体的には、自然バックグラウンド放射線、原子力事故あるいは放射線緊急状態が発生した後の長期的に汚染されている地域、そして委員会の報告の範囲外で実施された過去の行為に起因する装置物などを指す。

13

計画被ばく状況 [Planned exposure situations] 計画被ばく状況は、線源の意図的な導入と職業を伴う状況である。計画被ばく状況は、発生が規定された被ばく（通常の線源）と、想定されていない被ばく（潜在被ばく）を生じる可能性がある。
ポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度 [Potential alpha energy concentration] 空気中の短寿命ラドン-222 またはラドン-220 の混合物において、ラドン-220 の子孫核種から鉛-210 に、あるいはラドン-220 の子孫核種から鉛-208 に完全に崩壊するまでに放出されるアルファ線のエネルギーとして表される。単位体積当たりの空気中の短寿命ラドンまたはトロニウム子孫核種の濃度。ポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度の国際単位は 1 m^3 である。
公衆被ばく [Public exposure] 職業被ばくや医療被ばく以外で、公衆の構成員が放射線源から被曝される被ばく。
ラドン-220 子孫核種 [Radon-220 progeny] ラドン-220 の曝露生成物のことで、ここではポロニウム-216 からポロニウム-212 またはタリウム-208 に至る短寿命曝露生成物という、さらに限定した意味で用いられる。
ラドン-222 子孫核種 [Radon-222 progeny] ラドン-222 の曝露生成物のことで、この報告書ではポロニウム-218 からポロニウム-214 に至る短寿命曝露生成物をいう。さらに限定的な意味で用いられる。ラドン子孫核種は「ラドン曝露生成物」とも呼ばれ、古くは「ラドン子孫核種」とも呼ばれていた。
ラドン高濃度地域 [Radon-prone area] その国のほかの地域と比較して、ラドン濃度が相当に高いことを示す調査結果に基づいて定められた地理的地域あるいは行政領域。
参考レベル [Reference level] 現存被ばく状況において、それをこえた被曝の発生を認めない計画は不適合と判断され、それ以下で防護の最適化が実施されるべき線量あるいはリスクのレベルを指す。参考レベルとして選ばれている値は、考慮している被ばくかその時点で見られる状況に依存する。
リスク [Risk] リスクは、ある結果（例えば肺がん）が起こる確率に関連している。リスクに関する用語を以下に列挙する。
<ul style="list-style-type: none"> 相対リスク [Relative risk] 相対する疾患（例えば肺がん）の罹患率または死亡率率についての、被ばくした集団の非被ばく集団に対する比。

15

被ばく経路 [Exposure pathway] 放射線や放射性核種がヒトに到達し、被ばくを引き起こす可能性がある経路
導引的アプローチ [Guided approach] 国の体系や安全体系などの制御体系にとって、適用される制御手段と条件の厳格さが、実行できる範囲に対して満したプロセスあるいは方法。制御不全の可能性とそれによって生じる結果、および、自らの被ばくを伴う生物医学的研究プログラムにおける追跡者の被ばく。
医療被ばく [Medical exposure] 患者が自らの医学又は歯学の診断あるいは治療の一部として受ける被ばく；職業上被ばくする者以外の人が患者の支援や介助に自発的に役立つ間に感知して受ける被ばく；及び、自らの被ばくを伴う生物医学的研究プログラムにおける追跡者の被ばく。
公衆の構成員 [Member of the public] 職業被ばくでも医療被ばくでもない被ばくを受けるすべての個人。
ラドン全国調査 [National radon survey] 国民のラドン被ばくを表すラドン濃度分布を決定するために行われる調査。
自然起源放射線物質 [Naturally occurring radioactive material] 自然起源の放射性核種以外の放射性核種を含有しない放射線物質。自然起源放射性核種の放射線濃度が何らかのプロセスによって変えられている物質が含まれる。
職業被ばく [Occupational exposure] 作業管理者に責任があることが当然と見なされ得る状態で、作業員が作務中に受ける被ばく。
職業管理者 [Occupational management] 組織の最高レベルにおいて、組織を指導、管理、評価する個人またはグループ。最高経営責任者 (CEO)、会長、社長、経営陣など、さまざまな名前が使われる。
防護の最適化 [Optimisation of protection] いくつものレベルの防護が、被ばく及び潜在被ばくの線量と大きさを、経済的・社会的要因を考慮の上、合理的に達成できる限り低くできるかを決定するプロセス。

14

<ul style="list-style-type: none"> 過剰相対リスク [Excess relative risk] 相対リスク-1 リスク係数 [Risk coefficient] 単位被ばくまたは単位線量当たりのリスクの増加。一般的には WLM あたり、100 Bq m^3 あたり、1 h m^3 あたり、あるいは Sv あたりの過剰相対リスクとして表される。 損害 [Detriment] 損害は ICRP の概念である。損害は放射線源に集団が被ばくした結果、被ばくした集団と、その子孫が経験する健康上のすべての害を表す。損害は、多次元的概念である。その主要な構成要素は確率的な量、すなわち被ばくは起因する致死がんの確率、非致死がんの重みづけ確率、重篤な遺伝的影響の重みづけ確率、および痔が生じた場合の寿命損失期間である。
作業員 [Worker] 常勤、非常勤、臨時雇用に関係なく雇用主に雇われ、その職務に権利や義務が伴うことを認識している個人。
ワーキングレベル [Working level] ポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度を対象に使用される古くからの単位。 1 m^3 の空气中に存在する短寿命のラドン子孫核種の任意の組み合わせの中で、 $1.30 \times 10^6 \text{ MeV m}^3$ のポテンシャル・アルファ・エネルギー（およそ $2.08 \times 10^4 \text{ J m}^3$ と等しい）が放出される組み合わせと定義される。
ワーキングレベル・月間 [Working level month] 1 作業月、すなわち 170 時間にわたって、1WL の濃度の空気を呼吸することによる累積被ばく量。
I 序論
I.1 委員
(1) 委員は、ラドン被ばくに対する防護に関する報告を、過去に発表している、Publication 65 (ICRP 1993) において、委員会は、吸入されたラドンとその子孫核種による健康影響に関する既存の知見を見直し、その 2 年前に発表された全般的な報告 (ICRP 1991) に沿って、住宅および職場におけるラドン被ばくの管理に関する枠組みを策定した。
(2) Publication 101, Part 2 (ICRP 2006b) では、委員会は、放射線防護の最適化に関する報告を改訂した。Publication 101, Part 2 (ICRP

16

2006)は、ラドン被ばくに関する具体的な規定を記載していたが、放射線防護における最適化の原則をすべての被ばく状況に適用できる原則としての重要性を強調し、関連する利害関係者を参加させるため、そのプロセスを拡張するため、それと同時に、委員会による *Publication 03* (ICRP 2007) でその余剰的な勧告を改訂したが、その中で住宅および職場におけるラドンに関する勧告が設けられている。この勧告は、*Publication 65* (ICRP, 1993) の勧告を拡張範囲に確認しているが、介入レベルの概念に替えて参考レベルという概念を取り入れている。(3) ごく最近になって、委員会は、ラドンを原因とするリスクに関する科学情報を見直しを行った。2009年、委員会は、改訂されたリスク評価と参考レベルを用いて、家庭および職場におけるラドン被ばくに関して、自らの立場を改めたことを要約した声明を採用した。『ラドンに関するICRP声明』は *Publication 115* で発表され、ラドンとその子孫核種による肺がんのリスクに関してレビューしている (ICRP, 2010)。

(4) *Publication 65* (ICRP, 1993) の発表以降、多くの国がラドン被ばくを制御するラドン対策を推進するなかで経験を積み重ねている。この問題については、国際組織も科学的な情報やガイダンスを提供している。特に、原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR) はラドン被ばくとそのリスクに関する報告書 (UNSCEAR, 2009) を発表し、世界保健機関 (WHO) は、公衆衛生という観点から屋内におけるラドン被ばくを管理することについて取り上げたパンフレット (WHO, 2009) を発表している。最近になって、『ラドンに関するICRP声明』の重要な勧告事項が、国際・欧州基本安全基準 (International and European Basic Safety Standards) (IAEA, FAO, ILO, OECD/NEA, PAHO, UNEP, WHO, 2011; EURATOM, 2014) に組み込まれている。

(5) この報告書の目的は、上述の刊行物を考慮に入れて、ラドン被ばくを制御するラドン対策を最新のものにし、その内容を規定することである。また、この報告書は、ラドンとその子孫核種を含む放射線核種の吸入と経口摂取に関する、改訂された線量係数についても考慮しているが、それ以外のICRP刊行物で詳細に示されることになっている。

1.2. 適用範囲

(6) ラドンは、ウラン-238、ウラン-235、トリウム-232の放射性核種変生成物である。ウラン-238系列の場合、生成されるアイントープはラドン-222であり、これはラジウム-226から直接生成される核変生成物である (図11)。ウラン-235系列の場合、生成されるアイントープはラドン-219である (図12)。トリウム-232系列の場合に生成されるアイントープはラドン-220であり、これはラジウム-224から直接生成される核変生成物である (図13)。ラドンによるヒトの被ばくは主にラドン-222であるが、より正確に言えば、ラドン-222の短寿命子孫核種である。ラドン-220は半減期が短いため、屋内の空気中のラドン-220による被ばくは、一般的にはそれほど大きな影響はない。ラドン-219は半減期が短いため、屋内への移動は重要ではないので、被ばくへの寄与は重要ではなく、したがって、この刊行物では考慮していない。

(12) 17世紀よりも前に、中央ヨーロッパの鉱山労働者に死亡率が高いことが認められており、19世紀にはその主な死因が肺がんであることが確認された (Haring and Hesse, 1879)。1924年、このような肺がんはラドン被ばくが原因であることが示唆された (Ludwig and Lorenzer, 1924)。

(13) このような最初の発見が、ラドンを測定する原因になった。ラドンに関する初期の測定は主に、大気電気、大気輸送、土壌からのガスの吸着など、さまざまな現象を対象とした環境研究に大きく限定されていた。1950年代に、ウラン鉱山におけるラドン子孫核種による被ばくを対象としたモニタリングプログラムが、作業者の被ばくを制御するために開発された。

(14) 屋内のラドンに関する測定が行われたのは1950年代であるが (Hultqvist, 1956)、注目を集めることはほとんどなかった。しかし、1970年代以降、一部の国において、住宅におけるラドンのレベルが上昇していることを示す測定結果が増え始めた。この10年間、管理戦略と同時に、住宅および職場において、総合的なラドン調査が多くなる国で実施されてきた。

(15) 1988年、ラドンが肺がんの原因であることが正式に確認された (WHO, 1986; IARC, 1988)。その当時、ラドンに起因する肺がんのリスクに関する主な情報源は、地下鉱山作業者の疫学研究であった (ICRP, 1993)。

(16) 1990年代以降、いくつかの研究が、低レベルの被ばくリスクに関する有益なデータを提供してきたが、その結果、ラドンの慢性的な低い被ばくにより、高いリスクがあることが明らかとなった (Lubinら, 1997; NRC, 1998; EPA, 1999, 2003; Tomasekら, 2008)。また、住宅におけるラドン被ばくに関するケース・コントロール研究から得られた、肺がんデータに関する最近の総合解析は、より低いレベルの被ばくでもリスクが増大することを示している (Lubinら, 2004; Darbyら, 2005, 2006; Krewskiら, 2006)。

(17) ラドン被ばくの管理の歴史については、さらに包括的な評価が *Publication 65* (ICRP, 1993) に記載されている。

2.2. ラドンの線量と移動

(18) ラドン-222は、地殻内部にさまざまな濃度 (ppm レベル) で存在しているウラン-238の放射性核種変生成物である。ラドン-222の半減期は3.82日であり、ラジウム-226の直接核種変生成物である。

(19) 放射性核種の過程では、生成物は一般的には原子が壊変した岩石中に残存する。核変生成物が気体の場合、原子は移動することができ、原子が岩の断面や裂け目の隙の空隙で生じた場合は、生成地点から移動することができる。土壌内の空気にはラドンが多く含まれており、通常、土壌表面から0.5~1mの深さで測定した場合、2000~10⁶ Bq m⁻³の濃度である (Cohen and Smith, 1987; Winklerら, 2001)。空隙に存在するラドンに拡散によって運ばれ、その移動速度は土壌の空隙率や透気性によって異なる。また、朝れ目や断層の存在による対流によ

(7) 人々は公衆の構成員として住宅で、あるいは作業員として職場でラドン-222とラドン-220に被ばくしている。人はまた、市役所、郵便局、学校、病院、高齢者の住宅、刑務所、商店、就業ビルといった、公衆に開放されている公共あるいは民間の施設において、被ばくしている。顧客、利用客、訪問者、生徒などまたは作業員 (職員、運転作業員、居宅内、警備員、看護士など) としてラドンに被ばくしている。作業員が、管理人と同居した居住者というケースもあり得る。この概念は、いかなる場所においても、またすべての個人を対象として、ラドン-222による被ばくを制御する目的に適用できる。健康にあまり影響しないラドン-220に関するガイダンスは、主に建築材料に関する対策的を被ばくしている (4.4項を参照)。

(8) この報告書の目的は、ラドン被ばくに対する防護を目的とした委員会の体系の適用について、記述し、かつ導き出すことである。それは、公衆の健康を保護することを目的として、作業員を全般的に防護するために、住宅や多目的ビル、一般的な職場といった建物の管理重点的に被ばくしている。作業員が職務上被ばくしていると考えられる。ウラン鉱山のような特定の作業場所については、個人の被ばくの管理に関する新しい規定を提示していない。

1.3. 構成

(9) 2節は、主にラドン-222を中心に、ラドン被ばくの特徴を示している。ラドン-222の制御の歴史について簡単に記載し、ラドンの線量や移動のメカニズム、同時に、それに伴う健康リスクの性質や線量化に言及している。また、国のラドン防護戦略を決定する際の主な課題の概要も示している。

(10) 3節は、ラドン被ばくに関する防護体系について述べている。さまざまな被ばく状況において、被ばくしている個人の区分がいかに対応するかに関する説明の概観 (線量) 3つの節は、防護戦略の正当化、防護の最適化、そして関連する線量係数の適用に着目している。

(11) 4節は、状況に応じて、ラドン被ばくを管理するための防護戦略の実施に関するガイダンスを記載している。4.1節では、国の行動計画に基づいて、建物における被ばくの管理に的を絞っている。4.2節と4.3節は、それぞれ予防と軽減を重点的に取り上げ、4.4節は建築材料を中心に取っている。4.5節と4.6節は、それぞれ一般的な職場とウラン鉱山における作業員のラドン防護に焦点を絞っている。最後に、4.7節は利害関係者の連係に着目している。

2. ラドン被ばくの概観

2.1. 歴史的背景

でも運ばれる。水に溶けているラドンが地下水を媒介として移動するのは、もろ一つの重要な移動メカニズムである。

(20) ラドンの中には、線量計算前に土壌から放出されるものがある。一般的に、土壌から放出されるラドンはわずかであり、直ちに空中で薄められるが、その阻害は、大気安定度、風の有無 (垂直温度勾配) に関連する。乱気流の程度によって異なる。したがって、ラドン-222の濃度は一般的には低いが、変化しやすく、海岸の近くや小さな島ではこれよりも低いレベルである (UNSCEAR, 2000, 2009)。

(21) ラドン-220は、地殻内部にさまざまな濃度で存在しているトリウム-232の放射性核種変生成物である。ラドン-220の半減期はラドン-222よりも短いため (T_{1/2} = 55 日)、生成場所から大きく移動することはない。環境におけるラドン-220の濃度は、ラドン-222の濃度とは明らかに異なる。屋内の空気中に存在するラドン-220の主な発生源は建築材料である。ラドン-220の濃度は場所によって大幅に異なる。一般的に、さまざまな国のラドン-220の屋内における平均レベルは、0.2~12 Bq m⁻³である (UNSCEAR, 2000, 2009)。一部の旧来の住宅などの特殊なケースを除いて、ラドン-220に被ばくしても、一般的には放射線防護に関する問題は発生しない。

(22) 土壌から屋外の空気中に放出されるラドンの濃度は、たまたま薄められるが、その発生源が住宅のような閉われた建物に入った場合はそうではない (図21)。建物の換気率が低下すると、屋外空気と比べると、ラドンが蓄積される。気象パラメータ、特に屋外と室内の換気率の差によって、土壌と建物の基礎との間に圧力差が生じる。その結果、土壌の上にある床板の透気性と、床板の下に空間がある場合はその換気率にも依存するが、ラドンと他の多くの核種は土壌の圧力が高められる。一般的に、圧力によって生じる流れは、拡散によって引き起こされるラドンの移動よりもはるかに影響が大きい。圧力差がない場合は、建物の壁面土台は土壌の表面よりも密度が高いため、拡散によるラドンの移動は小さくなる。

(23) 土壌から建物へのラドンの移動は、以下に示すようなさまざまなパラメータに依存している。

- 土壌の組成 (化学、地質、土壌水分、ラドン透気性)
- 土壌中のラドンの濃度
- 対象となる建物や場所の内部と外部の圧力差、土壌と建物周囲の大気との圧力差
- 地面と接触している建物部分の面積
- 特に床や建物の基礎部分における見られる、亀裂の存在、パイプダクト、ケーブル管路などの建物の外部の気密性

(24) 建物内のラドンの移動は、以下に示すようなさまざまなパラメータに依存している。

<ul style="list-style-type: none"> 床の高さと部屋の広さ 建物の居住者のドアや窓の開放といった生活スタイルの選択や作業習慣 	<ul style="list-style-type: none"> 室内と屋外の温度差を中心とする気象・季節パラメータ
--	---

(25) 建築材中のラジウムとトリウムの量はさまざまである。ラドンはこのような建築材から周辺の空気に放出される。放出される放射能強度は、ラドン生成の割合や材料の空隙率によって異なる。一般的な建築材の場合、侵入の体積流量は $0.05 \sim 50 \text{ Bq} (\text{m}^3 \text{ h})^{-1}$ であり、それに対応する濃度は $0.03 \sim 30 \text{ Bq m}^{-3}$ である(空気平均入り速度が 0.7 h の場合)。ラドンの濃度が 1000 Bq m^{-3} に達するようなケースも確実に存在する(コンクリートが高濃度のラジウムを含有する場合など)。しかし、ほとんどのケースでは、土壌からのラドンの侵入と比べれば、このようなラドンの発生源の重要性は二次的なのである(IC, 1999)。

(26) 地下水中のラドン濃度は大きく変わり、ラドンの水に対する可溶性は低いにもかかわらず、比較的高くこともある。濃度は、 Bq l から数万 Bq l の範囲である(Skeppstam と Olafsson, 2007)。比較的高いラドン濃度が、いくつもの私設の井戸や鑿井、温泉で確認されている。ラドンを含有している水を家庭で生活用水として使用する場合、ラドンが屋内空気に放出され、濃度が上昇する。公共の水道水に含まれるラドンの量は、配水における漏洩あるいは曝気によってラドンが減るため、一般的に比較的小さい。

(27) UNSCEAR (2009) によると、ラドンの発生源が何(土壌、建築材、あるいは水)であれ、建物内のその濃度は、 $10 \sim 70,000 \text{ Bq m}^{-3}$ の範囲で数桁にわたって変化す。屋内濃度の世界的平均値はおよそ 40 Bq m^{-3} である。

2.3 ラドンのリスク

(28) ラドン被ばくのリスクに関する評価は、従来から、地下ウラン鉱山労働者の通所調査を主とした疫学的研究に基づいて行われてきた。このアプローチによって、ワーキングレベルマンス(WLM)か、 Jh m^3 、または Bq m^3 で表された、被ばく量当りの相対リスクを算出することができる。Publication 65 (ICRP, 1993) で線量換算係数が定められた。この規約は、ラドンおよびその子孫核種による単位被ばく線量あたり の損害と、単位実効線量あたりの総損害との直接比較に基づいている。前者は鉱山労働者の疫学的研究から求められたものであり、後者は日本の原爆被曝者で主にガンマ線に被ばくした生活者の疫学的研究から求められたものである。この比較によって、WLM 当りの mSv、または Bq h m^3 当たりの mSv で表わされた、単位被ばくあたりの実効線量を算出することができる。また Bq m^3 で表される対策レベルを算出することも可能である。その他のすべての放射性核種の実効線量は、基準となる体内動態モデルに基づいて、指定の放射線加重係数と組織加重係数を使用して算出される。委員会は、今後の線量係数の計算では、ラドンをその他の放射性核種の中を含むつもりであることを

21

おける比較的レベルで長期でラドン被ばくで、リスク管理の結果としては、この数値は妥当な推定値であると考えられる。

75 歳までの人を対象とした肺がんの累積リスクは、生涯喫煙者については、ラドン濃度が 0 Bq m^3 の場合は 0.4% 、 100 Bq m^3 の場合は 0.5% 、 400 Bq m^3 の場合は 0.7% であると推定されている。また、生涯喫煙者については、ラドン濃度が 0 Bq m^3 の場合は 10% 、 100 Bq m^3 の場合は 1.12% 、 400 Bq m^3 の場合は 1.6% に近い数値になると推定されている(Darby ら, 2005, 2006)。喫煙が肺がんの最も大きい原因であることに変わりはない。

比較的低レベルの被ばくを対象とした研究を含め、地下鉱山労働者に関する疫学研究の評価に基づいて、単位被ばく当りの肺損傷に対して、損害が軽減された名目リスク係数として WLM 当たりの 5×10^{-4} (J h m^3 当たり 0.14) が採択された。この値は、成人期間の被ばくについて考察した最近の研究から導き出されており、Publication 65 (ICRP, 1993) で算出されている値のほぼ 2 倍である。

(31) この検討の結果、委員会は、『ラドンに関する声明』において、損害が軽減された名目リスク係数として、 Bq h m^3 当たり 8×10^{-10} という数値を勧告している。この係数は、その子孫核種を平衡状態にあるラドン-222 に対する被ばくについて、すべての年齢の集団(非喫煙者と喫煙者が混在する成人集団)を対象としたものである(UNSCAR (2009)。委員会の結論は、UNSCEAR (2009) が国連総会に提出したものを言ひ、その他広範囲の推定値と一致している。

2.3.2 線量評価アプローチ

(32) ラドン子孫核種を吸い込んだあとと同等線量および実効線量は、ヒト呼吸気道モデル(ICRP, 1993, 2014b)、ヒト消化管モデル(ICRP, 2006a)や、ボロニウム、鉛、ビスマスを対象とした系統的な体内動態モデル(ICRP, 2014b)など、ICRP の基準となる体内動態モデルと線量評価モデルを併せて算出することができる。ラドンを対象とした系統的な体内動態モデルも開発されているため、ラドンの吸入によって生じる実効線量は計算することができる(ICRP, 2014b)。

(33) ラドン-222 が線量すると、気体でないボロニウム-218 原子が生まれる。さらに、この原子が線量して他の放射性核種に変わる。短寿命のラドン線量生成物(ボロニウム-218、鉛-214、ビスマス-214)は非付着放射性核種として、あるいは、その場の条件によって非付着放射性核種とともにエアロゾル粒子に付着した状態で空気中に存在する。これらは、物体表面への沈着や換気によって除去される。

(34) ラドンは不活性ガスであるため、吸気されたラドンのほとんどすべてが排気される。しかし、吸気されたラドン子孫核種の大部分は肺気道に滞留する。半減期が短いため、血中に吸収されたり、消化管に運ばれたりして除去される前に、肺組織に線量を与え、ボロニウム-218 とボロニウム-214 の 2-2 の短寿命子孫核種は α 粒子を放出し、それによって付与されたエネルギーが肺の線量に大きな影響を及ぼす。そ

23

<p>を Publication 115 (ICRP, 2010) で表明している。</p>	<p>を Publication 115 (ICRP, 2010) で表明している。</p>
--	--

2.3.1 疫学的証拠

(29) WHO は、自らの『屋内ラドンに関するハンドブック (WHO, 2009)』で、住宅におけるラドン被ばくが健康に及ぼす影響について評価を行い、以下の結論を出している。

- 疫学的研究は、家庭内のラドンにより一般住民の肺がんのリスクが増大することを示している。ラドンによるその他の健康影響については、一貫した証明は行われていない。
- すべての肺がんに対して、ラドンに起因した肺がんの割合は、その国の平均ラドン濃度と算出方法から、3~14%の範囲であると推定される。
- ラドンは、多くの国では喫煙に次いで、肺がんの 2 番目の重要な原因である。ラドンが肺がんを引き起こす可能性は、生涯非喫煙者よりも、喫煙者や過去の喫煙者よりも高い。しかし、一度も喫煙したことのない人については、ラドンが肺がんの第一の原因である。
- ラドン被ばくのリスクがゼロになる閾濃度については、確認されていない。ラドンの濃度が低くても、肺がんのリスクが若干増大する可能性がある。

(30) ラドンとその子孫核種による被ばくに伴う肺がんのリスクに関して記載した Publication 115 (ICRP, 2010) において、作業員(地下鉱山労働者)と一般住民の両方を対象としたラドンの疫学について、委員会は確立した評価と分析を行った。委員会は確立した主な結論は以下のとおりである。

- 地下鉱山労働者に関するコホート研究と、住宅におけるラドン被ばくに関するケース・コントロール研究から、ラドンとその子孫核種が肺がんの原因であることを示す確固とした証拠が得られている。肺がん以外の固形腫瘍や白血腫については、ラドンとその子孫核種の被ばくに伴ういかなる過剰なリスクでもあり、説明力がある証拠や一貫した証拠は、現在のところは見つかっていない。
- 鉱山労働者に関する調査と、屋内の調査から推定した肺がんのリスクを適切に比較すると、良い一致が見られる。住宅に関する 3 つの統合的ケース・コントロール調査(欧州、北米、中国)では、暫時的結果が得られている。欧州における住宅に関するケース・コントロール調査において、ラドンの放射性濃度測定値に不確かさの修正を適用したあたり、 100 Bq m^3 当たり 16%の過剰相対リスク(95%信頼区間: 15.32%) が報告されている(Darby et al., 2005)。このリスクが少なくとも 25 年の被ばく期間と関係していることを考えると、家庭に

22

の一方で、全身の器官や閉鎖領域に対する線量は高くない。その結果、ラドン子孫核種を吸い込んだあとと同等線量の 95%以上が肺の等価線量となる。一般的に、ラドンのみで吸気した場合の実効線量は、ラドン子孫核種を吸い込んだ場合の実効線量の 10%以下である。

(35) 線量を決定する主な原因は、ラドン子孫核種の濃度、被ばく期間、呼吸量や、ラドン子孫核種エアロゾルの放射能粒径分布、非付着成分といったエアロゾルの性状である。ラドンの測定値によって被ばくを推定しようとすると、空気中のラドン子孫核種の濃度を推定するために、平衡係数 F の値が必要となる。放射線防護を目的とするために、呼吸量のような線量評価モデルのパラメータのほとんどは、標準作業状況について考察が行われてきた(ICRP, 2014b)。これらの 2 つの職場について算定された線量係数は、喫煙者と非喫煙者を区別していない。放射線防護という目的においては、このアプローチは適切であると考慮される。

(36) 住宅については、線量係数は WLM 当たり 13 mSv と算出されている(Marsh と Bailey, 2013)。この線量係数は $F = 0.4$ 、および居住期間 = 7000 時間年といわれ、被ばくパラメータにより 300 Bq m^3 と算出されている。ラドンの年平均濃度は、現在被ばく状況とした参考レベルの $1 \sim 20 \text{ mSv}$ の範囲内の線量に相当するが、土壌に近い数値である。ちなみに、家庭におけるラドン濃度 300 Bq m^3 は、Publication 115 (ICRP, 2010) および Marsh ら (2010) に使われている改訂された名目リスクを用い、疫学的に導き出した線量換算係数を使って計算すると、およそ 10 mSv の年間線量に相当する(Q7 項を参照)。線量評価アプローチを使って、鉱山での被ばくより 11 mSv という線量係数が求められているが、これは基本的には線量換算係数で求めた係数と同じ数値である。

2.4 ラドン被ばくの管理に関する課題

(37) 屋内におけるラドン被ばくの削減は、ラドンに対する国の防護戦略、特に公衆衛生や責任という観点から対応すべき課題が多くある。

2.4.1 公衆衛生に関する考慮事項

(38) 人々は、健康においては公衆の構成員として、そして職場においては作業員として、ラドンに被ばくしている。また、多目的ビルにおいては、公衆の構成員や作業員としてラドンに被ばくしている。人々は日常生活においてさまざまな場所に移動するため、ラドン防護戦略では、任意の地域におけるさまざまな場所を対象とした管理を行う場合には、一貫性のある管理を行うのが理想であり、潜在時間は場所によって異なるものの、統合的なアプローチを採用すべきである。

24

(39) WHO によると、ラドンに起因する肺がんによる推定死亡数を他のがんと比較すると、屋内でのラドン被ばくは、公衆衛生にとって危険性が大きいことである (WHO, 2009)。人々は生活する上で、屋内、主に自宅で長い時間を過ごす。公衆衛生という観点からは、家庭におけるラドン被ばくが最も重要であるため、ラドン防護戦略では、建物がきちんとした管理の下にあって、規制が適切になされている公共の場所や職場における被ばくではなく、主に住宅における被ばくを中心とした取組を行うべきである。

(40) 家庭における子どものラドン被ばくに関する疫学研究は行われていないが、一般的に、子どもは成人よりも放射線に対して敏感であると考えられる。しかし、委員会は、被ばくアプローチに従い、また一生を通じてリスクが累積されることを考えて、子どもに対して特定の指標や報告を用いることを勧めている。しかし、建物内に多くの子どもが存在するので、配慮を高くして予防と軽減の両対策を、優先事項として実施することについて議論すべきである。

(41) 公衆衛生という観点から、ラドンを低減することは長期的な目標である。新規の建物では、ラドン被ばくを予防することが最も重要である。新規の建物やリフォームした建物において予防策を実施することは、すぐれた解決方法のひとつであり、経費や建築規制の適用が可能になるに従って費用対効果向上する (STUK, 2008)。このことは、また、建築部門に携わる専門家の意識が普遍的なものを助けることにもなる。

(42) 既存の建物における改善策もまた、ラドン濃度が低い建物では適切な対策であることが多い。そのような状況では、大きなラドン侵入源が存在する可能性があり、ラドンのレベルを 10 分の 1 以下に低減できる場合がある。

(43) 個人のラドン被ばくは広く分散しており、長期的な平均ラドン濃度が 200 Bq m³ を下回るレベルで、肺がんのリスクがあることを示す証拠が存在する (ICRP, 2010)。したがって、集団に対する全体的なリスク、および公平性を考えるために個人の最も高い被ばくレベルを、合理的に達成できる限り低いレベルに低減することを目的にすべきである。しかし、ラドン被ばくを完全にすくすくすることは不可能である。

(44) 集団に対するリスクの発生源は、ラドン被ばくだけではなく、ラドン防護戦略は、その国におけるその他の健康上の危険や、明確にされている優先事項を考慮に入れて、適正な規模で実施するべきである。さらに、ラドン防護戦略と、燃焼や室内空気質などその他の公衆衛生に関する方策を比較し、そして統合することで、身痛が発生しないようして、有効性を向上させる努力をすべきである。

(45) ラドン被ばくはここで見られる現象であること、そしてその状況や意思決定者の多さと多様性を考えると、ほとんどの状況に対して同じアプローチで対応するには、単純明快で、現実的で、総合的なラドン防護戦略が適切である。ラドン防護戦略は、特定の、永続的に実施され、関連するすべての利害関係者を含まなければならない。

2.4.2 利害関係者の責任

25

における屋外ラドン濃度は、高くなる場合もあるが、ラドンは通常、大気中に分散されて薄められるため、ラドンの発散量がわかれば多量に部分的な遮蔽を除いて、一般的に環境空気中の濃度は比較的低く、最大でも数十 Bq m³ である (UNSCEAR, 2009)。線源も経路も合理的に制御することはできないので、人間の活動によって線源が抑制された結果として、屋外濃度がきわまわって高くなっていくケースを除いて、屋外ラドンによる人の被ばくは合理的に制御できないというのが、委員会の見解である。

3.1.1 被ばく状況と被ばくのカテゴリー

(52) 被ばく状況とは、自然または人工を含めた放射線源の作用であり、様々な経路を通して人に被ばくをもたらす放射線の移動である。Publication 103 (ICRP, 2007) の報告では、計画被ばく状況、緊急時被ばく状況、現存被ばく状況といった 3 種類の被ばく状況に基づいて、放射線防護を体系化している。計画被ばく状況とは、線源の計画的な導入と制御に基づいて生じる状況である。被ばくは予測可能であり、完全に制御可能である。緊急時被ばく状況とは、線源の制御ができなくなると生じた状況を指す。そのため、望ましくなく結果を回避し低減するために、緊急の対策が必要である。緊急時被ばく状況には、悪意のある行為による被ばくや、予想外の状況によって発生した被ばくも含まれる。現存被ばく状況とは、関連する被ばくを制御する決断を下した時点で線源がすでに存在するよう状況を含む。現存被ばく状況は、過去の事象や事故、慣習などとともに自然の放射線源による濃度をも含まれる。これらの状況のなかで、被ばくパターンの特徴を明らかにすることは、被ばく状況を制御する上で不可欠である。

(53) ラドン被ばく状況は、その線源が地域内部において広く見られる自然の放射線も、何も手を加えていないそのままの濃度であるから、現存被ばく状況の特徴がある。人間活動が、屋外のバックグラウンドレベルよりも、屋内のラドン濃度が高くなるような新しい経路を作ったり、経路を変えたりすることがある。このような経路は、予防対策や軽減対策によって変えることができる。しかし、線源そのものを変えることはできず、制御に関する決断を下さなければならない時には、すでに線源が存在している。Publication 103 (ICRP, 2007, 284 項) に、現存被ばく状況として、住宅や職場におけるラドン被ばくが示されている。

(54) 一般的に、ウラン採掘時のラドン被ばくは、計画被ばく状況として同じ方法で管理される。それは、ウラン採掘は核燃料サイクルの一部からであり、作業員は職業上、ラドンだけでなく、ガンマ線による外部被ばくや塵埃の吸入または摂取によって、他の放射線源にも被ばくしているからである。作業員が関与するもう一方のラドン被ばく状況を、最初から計画被ばく状況であると見なすべきと決めることは、国の当局がすることである。

27

(46) 国のラドン防護戦略は、特に、個人の家庭所有者が住居者に対して負う責任、建築業者や土地・建物の販買業者が買手に対して負う責任、家主が従業員に対して負う責任、雇用主が従業員に対して負う責任、そして総括的に言えば、あらゆる集約の責任者がその使用者に対して負う責任という観点で、さまざまな課題に対処する必要がある。

(47) ラドン被ばくは、主に住宅内の問題であるから、ラドン防護戦略の成功は、実際には (自助防護の場合は) 家庭におけるリスクを低減するという個人の決断によって、ほとんどの場合決まる。特に、ラドン高濃度地域では、一般住民がラドンに関するリスクをはっきりと意識し、個人が責任を持つように支援する必要がある。現時点では、ラドン政策が確立されている一部の国を除いて、このような意識は一般的に薄弱であるので、意識を高めるべきであるということを認識する必要がある。ラドンリスクを明確にした行動計画を策定したり、そのようなリスクに対処するために、必要とされる対策を実施したりすることによって、状況を改善することができ、すぐれたアプローチの提供と、情報および制度ならびに改善策に関する支援が不可欠である。

(48) することが当然とされている対策をどの程度実施するかは、その状況に対する法的な責任の度合いと密接に関連している。家の所有者がその家を貸して買ったか、家主にそのような責任が伴うことがよくある。雇用主には、従業員健康と安全を確保する法的な責任がある。学校 (または地域の当局) の管理者には、職員に対するものと同じように生徒についても、健康に関し法的な責任が伴うことがよくある。その他の公共の建物や職場についても、同様の考慮事項が当てはまるかもしれない。このような責任に関する要件は、その国の幅広い公衆衛生に関する政策と合致すべきである。

(49) 責任の問題は、ラドン防護戦略を策定し、実施する際には、等級別アプローチが必要であることを明確に示している。このような等級別アプローチは、強い意志と現実主義の両方に基づいて実施すべきである。

3 ラドン被ばくに対する ICRP の放射線防護体系

(50) 委員会の放射線防護体系については、Publication 103 (ICRP, 2007) に記載されている。44 項には、「その大きさと期間にかかわらず、あらゆる線源からのすべての放射線被ばくに適用される」と記載されている。特に、45 項には、「委員会の勧告は自然線源と人工線源の両方の被ばくを覆り抜くものである。勧告は、被ばくの種類か又は個人が受けた線量を生じる被ばく経路のどちらかを、ある合理的な手段で制御できる状況にのみ全体的に適用できる。そのような状況の線量を、制御可能な線量という」と記載されている。

Publication 103 の「用語解説」の文書に不備や不整合性があったため、この刊行物の執筆時、委員会はその改正に取り組んでいる中であり、そのいった理由で、この刊行物では当該行物ではなく、Publication 103 の文書を参照している。

(51) 屋内ラドン被ばくは、線源から被ばく者への経路の大部分を、制御したり変えたりすることができるため、制御可能である。他表面

26

(55) ラドンは、緊急時被ばく状況を引き起こす可能性が小さいが、特定の場所できわめて高濃度のラドンが検知された場合、特に、建物の意思決定者が他の居住者に対する注意義務を負っており、被ばくが大勢の居住者に対して影響を及ぼす場合は、防護対策を迅速に実行することを求められることもある。

(56) Publication 103 (ICRP, 2007) の基本的な考え方は、Publication 60 (ICRP, 1991) とは異なり、すべての種類の被ばく状況の管理を対象に、一貫したアプローチを推奨することである。このアプローチは、適切な線量制限 (線量約束値または参考レベル) を下回るように、最適化プロセスを適用することに基づいている。

3.1.2 被ばくのカテゴリー

(57) 委員会は、被ばくのカテゴリー、すなわち医療被ばく、職業被ばく、公衆被ばくを区別している。

(58) 職業被ばくとは、仕事をした結果被ばく作業者の放射線被ばくのことである。しかし、放射線はどこにも存在するため、この定義を直ちに放射線に適用すると、すべての作業者が放射線防護の対象となり得る。したがって、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得る状況の結果として、任事上で受ける放射線被ばくに限定している (ICRP, 2007, 178 項)。ほとんどの職場において、ラドン被ばくは付随的なものである (→ 51)。ラドン被ばくは、任事の原因となり、あるいは関連して起こるものではなく、雇用主の敷地内に居住する作業員、その他大勢の人に簡単に起こるのである。

(59) Publication 65 (ICRP, 1993, 86 項) には、「職業的に放射線に被ばくすると見做されたい作業員は、通常、公衆の構成成員と同様に扱われ」と記載されている。作業員の健康と安全を確保することが、継続して雇用主の責任であることを考えると、この規定は現在も有効である。つまり、ラドン被ばくが付随的に起こるような一般的な職場では、被ばくを個別に管理することでラドンに対処するのではなく、そこにいる人を全体的に防護するために建物や場所を管理することで、ラドンにうまく対処するのである。

(60) ラドン被ばくは、計画被ばく状況に付随して起こるようなケース (原子力施設や病院の放射線科など) では、委員会は実利的なアプローチを勧告している。3.3.5 節に記しているように、作業員のラドン被ばくは、もし職場の特定の等級別アプローチの範囲内で被ばくがたいのであれば、それは包括的な職業被ばくの一部に過ぎないと思えるべきである。

(61) ラドン被ばくの管理に関する委員会のアプローチは、場所の種類にも直接的に関連している。Publication 65 (ICRP, 1993) では、住宅における防護アプローチも職業における防護アプローチとを区別している。同じ地域内の住宅内、職場内、多目的ビル内を典型的に移動する特任の人を考えると、委員会は、公衆被ばくに対する要件に基づき、すべての建物を防護するために、総合的で等級別のアプローチを勧告する。

28

するものである。また、委員会は、定量的基準を用いる際の参考レベル、または定性的規準としての対照、あるいは規準のリストに基づいて確認される一部の危険性においては、職業被ばく規定を適用するのが適切であると考えている (3.3.5 項を参照)。

(62) この新しいアプローチによって、委員会は、*Publication 103* (ICRP 2007, 298 項) で採用された「重大ポイント」という用語をもちやけつけないこととする。この用語は、職業被ばくが適用される、職業被ばくの防護規定に濃度を記載するためにある。

3.2 防護戦略の正当化

(63) ICRP の防護体系では、正当化の原則は、線量に関連する 3 つの基本原則のひとつである (ICRP 2007, 203 項)。この原則を適用する上で、放射線被ばく状況を変更する状況がどのようである、も影響よりも利益が多くなるようにすべきである。このことは、新たな放射線源の導入、現存被ばく源の低減、あるいは潜在的に低減のリスクの低減によって生じる損害を相殺するために、個人的・社会的利益が十分に得られるべきであるということを示している。

(64) ラドン被ばくは、主に被ばく経路を変え、経路によって制御することができるが、線量に対して直接働きかける対策では、通常、制御できない。このような状況では、ラドン被ばくに対する防護戦略を実施する必要がある。正当化の原則を適用する。このような決定には、常に利便性が伴うが、損害よりも利益のほうが大きいという意味で正当化すべきである (ICRP 2007, 207 項)。ラドン防護戦略に関する正当化については、個人の健康と社会的利益を確保することは、政府や国の当局の責任である。公衆衛生に関する倫理事項や、社会的・経済的要因について考慮することと同様に、ラドン濃度の評価やラドン濃度地域域の特定といったことを説明することは、ラドン防護戦略が国内で正当化されるべきかを、国の当局が判断するために必要である。

(65) 委員会は、国のラドン防護戦略の実施を正当化する論拠は、数多くあると考えている。これらは次の項目を含む。

- ラドンは放射線被ばくの重大な危険であり、一般住民の肺がんの原因としては、喫煙に次ぐ 2 番目の因子である。
 - 屋内のラドン濃度が高くなることを防止し、また低減することが可能な手法が存在するため、ラドン被ばくは制御できる。
 - ラドン防護戦略は、室内空気質や喫煙政策といった、他の公衆衛生に関する方針に関してラドンの健康をもたらす可能性もある。ラドン濃度を低減することは、たばこの健康影響を軽減することにつながる。
- (66) 生涯喫煙者と比べて、喫煙者や過去に喫煙していた人の方が、ラドンが肺がんを引き起こす可能性は格段に高いが、過去に一度も喫煙者でなかった人では、ラドンが肺がんの最大の原因であることを示唆する証拠がある (WHO, 2009)。通算相対リスクは、喫煙者と非喫煙者が同じである。実際のところ、喫煙者、非喫煙者、受動喫煙者、あるいは過去に喫煙習慣があった人に対して、個別にまたは異なる方法

できる限り低いレベルに、すべての線量を低減するために目標とするレベルよりも低いレベルを指す。参考レベルはまた、被ばくレベルは発生を許容することは適切でないという原則にも上るレベルよりも上のレベルでもある。

(71) 放射線レベルという概念の代わりに、参考レベルという概念を使用すると、単に参考レベルを上回った場合だけでなく、参考レベルを上回った場合も上回った場合も、必要に応じて最善化を適用すべきである。参考レベルは、「安全」と「危険」の境界線を表したり、それに伴う個人の健康リスクで質的な変化を反映したりするものではないことを、心に留めておくなければならない。

(72) *Publication 103* (ICRP, 2007) では、参考レベルに対して選択される値は、考慮されている被ばく状況の一般的な事情に依存するであろう (ICRP 2007, 234 項) となっている。委員会は、適切な数値を導くための指針を示すことを目的として、リスクの連続性 (しきい値なしの連続分布) の下で、人が曝し受けるリスクは被ばく環境によって変わる、という事実を反映した線量スケールを定めている (ICRP 2007, 表 5)。このスケールは、対策の必要性の多寡を考慮して 3 つに区分されているが、それは被ばく状況の特徴、すなわち、線量の制御可能性、状況から得られる個人または社会的なメリット、そして情報や訓練および線量あるいは医学的監視に関する要件、といった特徴に依拠している。数値的に言えば、急性被ばく線量または年線量の 3 つの区分は、 <1 mSv、 $1-20$ mSv、 $20-100$ mSv である。

(73) *Publication 103* (ICRP 2007) によれば、現存被ばく状況の参考レベルは、 $1-20$ mSv の区分に設定すべきである。これは、個人が被ばく状況から直接的な恩恵を受けられる場合や、被ばくが線量で制御できるか、または被ばく経路における対策によって被ばくが制御できる場合に適用される。これによって、可能な場合は、全般的な情報が入りやすくなるようにして、個人が受ける線量を自分で低減できるようにすべきである。通常、ラドン被ばくは線量で制御することはできない (多少の例外はある) が、過度に確率的ではない予防・低減対策を講ずることによって、通常は多くの経路で制御することが可能である。人は通常、屋内にいることにより明らかに直接的な利益を得る。したがって、他の建物に移転したり、さらに居住地に移動したりするよりも、同じ建物を使い続けたり住み続けたりする方が利益がある。

(74) *Publication 103* (ICRP 2007) において、委員会は、*Publication 65* (ICRP 1993) で採用されていた実効線量の上限值 10 mSv を個人の参考レベルとして、そのまま採用している。この数値は $1-20$ mSv の区分の中ほどに位置するが、*Publication 103* (ICRP 2007, 表 5) に示されている根拠と一致している。継続性と現実性を考え、委員会は、引き続き 10 mSv オークターの参考レベルを勧告する。委員会は、屋内ラドン濃度 (Bq/m³) とし設定される線量参考レベルを使用することも勧告しているが、これは測定可能な量である。

3.3.2 ラドンの線量参考レベル

(75) 委員会は、『ラドンに関する声明』(ICRP, 2010) のなかで、疫学的検討に基づいて、住宅におけるラドンの線量参考レベルを 600 Bq/m³

でラドン問題に対処することは困難であると思われる。たとえば、建物内で喫煙を制限することはできず、個人の喫煙状態に基づいて建物への個人の立ち入り方を制限することは、現実的ではないと思われる。職場という状況において、喫煙者と非喫煙者を区別すると倫理的・社会的な問題が生じると考えられるが、これは委員会の権限が及ばないところである。ラドン被ばくの管理に関する委員会勧告は、喫煙者と非喫煙者を区別していない。

3.3 防護の最善化

(67) 防護の最善化は、放射線防護における 2 番目の基本原則であり、防護体系の中核を成すものである。正当化の原則と同様に、これは線量に関連して、計画被ばく状況、緊急時被ばく状況、現存被ばく状況に適用される。最善化の原則では、被ばくを受けうる可能性、被ばく者の人数、そして個人の健康の程度、社会的・経済的要因を考慮に入れて合理的に達成できる限り低く維持されるべきである。このことは、損害よりも利益が最大になるように、防護のレベルが現行の環境において可能な限り最高であるべきことを意味している。この最善化措置の結果がきわめて公正な結果となるのを防ぐために、特定の線量による個人の健康やリスクを制限するべきである (線量またはリスクに関する再評価および参考レベル) (ICRP, 2007, 203 項および 211 項)。

(68) 防護に関する最善化原則の実施は、放射線防護プログラムを成功させる上でできないプロセスである。最善化原則の実施は慎重に実行して、被ばく状況の関連性について考えなければならぬ。さらに、被ばく状況に応じて、関連する利害関係者の参加も求められるべきである。委員会は、この 2 つの要素を、最善化プロセスの重要な要素であると考えている (ICRP, 2006b, 203 項)。

3.3.1 参考レベル

(69) *Publication 65* (ICRP, 1993) では、委員会は、住宅のラドンに対する改善策の中には、ほとんど常時、継続的に 10 mSv の年間実効線量を超える数値に正当化されるものがあると考えていた。また、委員会は、住宅を対象とした対策レベルと同じ実効線量レベルで、職場における介入の参考レベルを採択するが理論的であると考えていた。そして、単純な改善策の場合は、いくらかも少し低い数値が考えられると仮定して、委員会は、住宅や職場における介入のための対策レベルを採択する際の基準として、およそ $3-10$ mSv の範囲を使用することを勧告していた。対策レベルは、住宅や職場における被ばくを低減するために勧告される介入時のラドンの年平均濃度と定義されている。

(70) *Publication 103* (ICRP 2007) では、委員会は、最善化の原則について、対策レベルという概念の代わりに、参考レベルという概念を採用している。参考レベルとは、制御可能な緊急時被ばく状況や現存被ばく状況において、経済的・社会的な要因を考慮に入れて合理的に達成

し (2007 年の勧告で発表された数値) から 300 Bq/m³ に引き下げた。委員会は、引き続き、住宅におけるラドンの線量参考レベルの上限值として、 300 Bq/m³ を勧告する。このレベルは、このレベルのラドンのラドンで被ばくと予想される年線量のほとんどは、委員会が対象としている現存被ばく状況に対して、適切であると確認している範囲内 ($1-20$ mSv/year) に収まることは明らかである。

(76) WHO は、『屋内ラドンに関するハンズブック』のなかで、 100 Bq/m³ という住宅を対象とした国の参考レベルは、公衆衛生の観点から正当化される数値であると記しているが、このレベルが多くの国で実現不可能であることも認識していた (WHO, 2009)。 300 Bq/m³ という数値は、国際基本安全基準 (IAEA, FAO, ILO, OECD/NEA, PAHO, UNEP, WHO, 2011) や最近改訂された欧州基本安全基準 (EURATOM, 2014) など、で、基準として採用されている。 *Publication 103* (ICRP, 2007, 298 項) で述べられているように、一般に経済的及び社会的情勢を考慮して、国独自の線量参考レベルを設定すること、ついでその国の防護の最善化プロセスにこれを適用すること、他のすべての制御可能な被ばく源と同様に、その国の当局の責任である。委員会は、国の線量参考レベルを $100-300$ Bq/m³ の範囲内で、合理的に達成できる限り低く設定することを国の当局に強く奨励している。重要な点は、線量参考レベルが建物や場所のラドンの年平均濃度に関連していることとに注意を払うことである。なお、ラドン被ばくに起因する肺がんの絶対的リスクは、非喫煙者よりも喫煙者の方がはるかに高いのであるが、ラドンに対する防護に移動するための委員会の勧告は、喫煙者と非喫煙者を区別していない。

(77) 人々は同じ地域内で移動するため、ラドン防護戦略は国の当局が策定し、さまざまな場所において一貫した総合的な方法で実施すべきである。したがって、委員会は、まず、住宅の線量参考レベルと、公衆の構成員と作者の両方が出入りする多目的ビル (学校、病院、店舗、映画館など) の線量参考レベルに、同じ値を使用することを勧告しており、そしてさらに拡張して、ラドン被ばくが職業被ばくではないと見なされている一般住居が出入りしない職場 (例えば、オフィスビル、一般的な工場) に対しても、同様に勧告することを勧告している。

3.3.3 最善化プロセス

(78) *Publication 103* のパート 2 (ICRP, 2006b, 22 項)には、「広く行き渡っている状況 (通常の状況、緊急時の状況または制御可能な現存の状況) の下で改善の実現するには、線量上限よりも低い場合の最善化プロセスは、継続的で漸進するプロセス (最善化プロセスと呼ぶ) で実施されるべきである。このプロセスは、行動の必要性を確認するための被ばく状況の評価 (プロセスの確立)、合理的に達成できる限り低く被ばくを維持するための可能な防護戦略の同定、現在の状況下における最善のプロセスの選択、効果的なプログラムに基づく選択したオプションの実施、そして、現在の状況が是正のための予防対策を実施する必要があるかどうかを評価するために被ばく状況を定期的に再評価することを含む」と記載されている。

(79) 委員会は、最善化に関連して、予防策と軽減策は区別する必要があると考えている。前者は、一般的な状況の下で、合理的に達成でき

限り低いレベルに被ばくレベルを維持することを目的としており、後者は、既存の建物において、合理的に達成できる限り低いレベルに被ばくレベルを低減することを目的としている(図 3.1)。ラドン被ばくについては、予防策は、新築の建物の屋内ラドン濃度を高くなくすることを防止するために、建築規程を履行することに注意を注いでいるが、一方、軽減策は、換気管理といった手法を使用して、既存の建物内の高ラドン濃度を低減することに注意を注いでいる。

(80) 最適化プロセスの目的は、一般住民の身体的リスクを低減すること、そして公平性を期するために最も被ばく程度が高い個人、つまり、個人被ばくの分布の上限に位置する人たちの個々のリスクを低減することである(図 3.2 を参照)。どちらのケースでも、そのプロセスは、建物や場所の管理を含んでいるが、その結果、合理的に達成できる限り、屋内空気中のラドン濃度を国の誘導参考レベルよりも低くすべし、ラドンのレベルが低く保たれていることを確認するための定期的な監視だけである。

(81) 一般住民のラドンのリスクを大幅に低減するという目標は、数年ではなく、数十年という期間を要する。
 (82) 建物や場所において、ラドン被ばくに対する防護の最適化については、費用便益分析や多属性手法など、積層的な最適化手法を用いて決定することができる。被ばくの公平性の問題、特に被ばくが大変高く、継続している場合には、十分に配慮して技術的、経済的、社会的、倫理的といった関連するすべての属性を考慮しなければならぬ。それ故、被ばくが異なるレベルで、ラドンが原因と思われる肺がん患者の推定数に関連する財政上の経費と、特定の集団を対象とした予防対策と防護対策の選択に係る経費、そしてラドン被ばくを低減するためのこれらの対策経費、これらの比較がなされる (HPA, 2009; WHO, 2009)。このような分析は、既存の地所や新築の建物のラドンレベルを低減するための費用対効果を判断するために、使用することができる。

3.3.4 国の誘導参考レベル

(83) すでに述べたように、一般の経済的及び社会的情勢を考慮して、国独自の誘導参考レベルを屋内のラドン濃度 (Bq m⁻³) として設定すること、ついでその国の防護の最適化プロセスにこれを適用することは、他のすべての可能な放射線源と同様に、その国の関係当局の責任である。3.2.2 節に記したように、委員会は、100~300 Bq m⁻³ の範囲で、合理的に達成できる限り低いレベルに国の誘導参考レベルを設定することを、国当局に対して強く奨励している。

(84) 第一段階は、その国における個人および一般住民の被ばく状況の特徴を明らかにし、その他の関連する経済的、社会的基盤、そして被ばくを軽減し、あるいは予防することの可能性についても明らかにすることである。次に、全般的な最適化のプロセスによって、適切な誘導参考

33

値する利害関係者の関与と、彼らとのコミュニケーションを含む対応を行うべきである。参考レベルに問題が生じていない場合にも、結果を状況に適合させるべきである。たとえば、住宅の責任者の場合、測定結果を (当局や購入者などに) 提示したり、改善策を実施する義務が生じたりするかもしれない。

(91) ほとんどの職場では、作業者のラドン被ばくは付随的なものであり、業務内容より場所に関連して発生する傾向が強い。このような被ばくは、委員会の定義では職業被ばくとは見なされない。このような考えは、従業員に対する雇用の法的な責任に影響するものではない。ほとんどの多目的ビルは、学校、病院、郵便局、店舗、映画館、オフィスビル、一般的な作業場など、このカテゴリに属す職場である。

(92) ラドン被ばくが付随的なものとみなされ、職業被ばくではないと考えられるすべての職場において、等級別アプローチの第一段階は、国の誘導参考レベル (300 Bq m⁻³ 以下) を用いて職場の場所の管理をすることと、最適化プロセスを実施することである。従業員に対する雇用の法的な責任は、法的な要件や合意基準、あるいは国のラドン戦略実施の一環として、建物内のラドン被ばくを制御するために制定される基盤、これらによって果される。

(93) ラドン濃度の測定値と基効量の関係は、平均係数被ばく時間など、場所によって大きく変わってくる。等級別アプローチに依存している。したがって、職場で誘導参考レベルを超えたとしても、約 10 mSv の年線量を相当する線量参考レベルを超えたことを必ずしも意味するわけではない。

(94) したがって、職場において、屋内のラドン濃度を誘導参考レベルより低い数値に維持することが困難な事象が発生した場合は、ラドン防護戦略における等級別アプローチの第 2 段階として、より現実的なアプローチに基づいて、さらなる調査を実施できるようにすべきである。つまり、被ばく状況の実際のパラメータ (実際の居住時間、ラドン子孫核種の測定値) を考慮に入れて、ラドン被ばくの評価を行うというのである。このような方法で算出した線量を線量参考レベルの 10 mSv/年と比較して、さらなる対策が必要かどうか、そしてどのような対策を実施する必要があるかを判断すべきである。この段階の目的は、一定の個人の線量を制御することではなく、建物の利用者全体の防護をさらに確実にすることである。

(95) ラドン被ばくを低減するあらゆる合理的な努力にも関わらず、個人線量がいままでも 10 mSv/年を超えている職場については、作業員は職業被ばくを受けると見做されるべきで、職業被ばくを対象に策定した放射線防護要件によって管理されるべきである。その要件とは、被ばくしている作業者の特定、情報、訓練、線量モニタリング (線量または放射線計測器による) と記録、そして健康管理である。いかなる場合も、個人線量は、現在被ばく状況内に参考レベルを設定するために、1~20 mSv の上限値を超えないように管理されるべきである。これが、等級別アプローチの第 3 段階である。

35

号レベルの値が設定されるが、この設定は、国や地域の属性や優先事項を考慮に入れ、必要に応じて、国際的な指針や優れた慣習を考慮して行われよう。ラドンの平均濃度や分布、ラドンレベルが高い既存の家庭の数など、さまざまな要因が考慮されるべきである。

(85) 国の誘導参考レベルが設定されると、防止・軽減対策が実施され、必要に応じて、ラドン被ばくの大規模な低減が実現されるようにすべきである。ラドン濃度を国の誘導参考レベルよりも少しだけ低いレベルにすることを目標にして、若干の改善をするだけでは十分でない。また、建物を新築する際は、その目的のいかに関わらず、設計段階で国の誘導参考レベルを適用すべきである。

(86) ラドン被ばくの国の誘導参考レベルの値は、定期的に見直し、それが適切であることを確認すべきである。

3.3.5 等級別アプローチ

(87) 委員会は、現在、等級別アプローチがラドン被ばくの管理に適用されるべきであると勧告している。等級別アプローチでは、関係する意志決定者が、測定および必要の場合には改善策などの自助防護策を推進するものであるが、ラドン防護戦略は、このことを奨励するプログラムから開始すべきである。このプロセスは、情報、助言、奨励金、現実的な支援、そして必要であれば、もっとも正式な要求に基づいて実施することができる。このようさまざまな対策をどの程度実施するかは、状況に対する法的な責任の程度、また国のラドン防護戦略の真鍮さの程度と関連しているべきである。

(88) ラドン防護戦略は、ラドンの挙動やリスクに関する全般的な情報の提供、対象となる一般住民の意識を高める活動、濃度測定の活動、そして測定や改善対策に対する技術的・金銭的支援を加えた対策プログラムを、盛り込むべきである (4 節を参照)。このような対策は、ラドン高濃度地域といった特定の地域で、多くの人が利用する建物を対象に、優先的に実施してもよい。この対策は、多くの人が使用している建物や、多くは住民としてであるが、時間の大半を過ごす人が居合わせる建物も対象となるであろう。

(89) 法的な責任が伴う状況 (雇用主と従業員、家主と賃借人、建築業者と購入者、販売業者と購入者、収容能力の高い公共の建物など) では、何らかの強制規定が必要になることもある。責任のタイムラインや程度に釣り合った強制規定が、動機に基づいた規定よりも適切な場合がある。それは、一般の規格では、強制規定がより効果的であることが、評価によって証明している場合である。このような規定は、すぐれた阻断性、信頼性の保持、そして誘導参考レベルの遵守性を保証することが可能である。

(90) ラドン防護戦略は、要件が責任者や組織によって利用できる手段に見合ったものであり、またリスクの低減という点でみれば、便益が損益を上回るようにすべきである。たとえば、要件が、人々にラドンの初期測定をやめさせたり、結果として資産価値が減少することになったり、あるいは過度な手間が必要となるようにはしないようにすべきである。建物のラドン濃度が高い場合には、建物の利用者などの関

34

(96) 一部の特定の種類の職場については、国の当局が、作業者のラドン被ばくは参考レベルよりも高いか低いかに関係なく、職業被ばくとされべきであると、判断することがある。それは、作業者が回遊することができず、そして大抵はラドンを被ばくし、そのラドン被ばくがより直接的かつ明確に業務内容に関連しているからである。このような職場や業務内容 (鉱山や地下の職場、温泉など) のリストは国で作成すべきである。

(97) 作業者のラドン被ばくが職業被ばくであると見なされる職場では、委員会は、該当する場所を明確にする必要があると勧告している。建物の一部、個別の建物、あるいは土地の一部などが該当する場所となる可能性がある。このような場所において、雇用主は職業被ばくに関する適切な要件を遵守し、最適化の原則を適用すべきである。ラドン被ばく状況は計画被ばく状況であると見なすべき、と国の当局が判断している場合は、職業上の線量限度によって線量制限が課せられる可能性がある (3.4 節)。

(98) 委員会の見解では、作業者のラドン被ばくを職業被ばくと見なすか否かについての判断は、国の当局が行うべきであるとしている。

3.4 線量限度の適用

(99) Publication 603 (ICRP, 2007, 2013 年) によれば、線量限度の適用原則は ICRP の体系の 3 番目の基本原則である。この原則は、個人に関するものであり、計画被ばく状況だけに適用される。患者の医療被ばくを除いて、計画被ばく状況において規程された線源から個人が受ける総線量は、委員会が勧告している適切な限度を超えないようにすべきである。一般的に、作業員が職業被ばくしていると思える時、国の当局が決めたラドン被ばく状況は、初めから計画被ばく状況であり、一貫性を維持するために、そのラドン被ばく状況に線量限度を適用すべきである。委員会が職業被ばくに対して勧告している線量限度は、定められた 5 年間の平均で年間 20 mSv の変動線量として表されるべきであり、かつ 1 年において 50 mSv を超えるべきではないという追加の規定が付いている (ICRP, 2007, 244 項)。

3.5 要約

(100) 図 3.3 に、さまざまなラドン被ばく状況の管理を対象として、現在勧告されている全般的なアプローチを示す。

4 防護戦略の実施

4.1 国の行動計画

36

(101) 国のラドン行動計画は、関連する利害関係者の関与を得て、国の当局が策定すべきである。その目的は、最適化の原則を実施することによって、屋内ラドンの被ばくによる集団全体のリスクと、個人のリスクを低減することである。
(102) 行動計画は、明確なインフラを有する特別区を確立し、優先順位と責任を決定し、そして国でラドンに存在する建設的な手帳を明確にするべきである。被ばく条件によっては、さまざまな利害関係者、特に被ばく者と、支援を行った行動を起したりする人々を明確にするべきである。また、行動計画は、倫理的な問題（特に責任に関する問題）に目を向け、情報、ガイダンス、支援、そして持続可能性のための条件を確保すべきである。国のラドン行動計画は、できる限り、室内空気質や省エネルギーといった、建物に関するその他の戦略と一致する方法で、相乗効果を実現し、矛盾を回避するために適合すべきである。
(103) 国のラドン行動計画の実施では、さまざまな分野（放射線防護、公衆衛生、労働、国土計画、住宅、建築など）を管轄する国、地方、地域の当局、さまざまな分野の専門家（建築家や建築の専門家、放射線防護の専門家、公衆衛生検査官、医療の専門家など）、さまざまな支援組織（専門家、支援機関、協会など）、そしてさまざまな個人や組織間の協力が重要である。
(104) 行動計画には、奨励に基づく規定と強制的な規定の両方を盛り込むべきである。ラドン対策を実施する責任が、詳細な最適化を要することが期待できない個人に降りかかってくることで、往々にしてあることを考えると、行動計画は、彼らに適切な情報と支援を提供すべきである。それは、彼らが、自己による測定、適切な測定業務機関への紹介、建物の適正利用、そして単純な故障手法といった自助防護対策を通じて、ラドン問題に自分で対処できるようにするものである。
(105) ラドンの全国調査を実施する際は、広く認められている測定手順を用いて、その国のラドン被ばくを代表するようラドン濃度を測定すべきである。ラドン全国調査を実施する際に重要となる 2 つのポイントには、以下のとおりである。 <ul style="list-style-type: none"> • 屋内ラドンに対する一般住民の被ばくの平均値と、被ばくの分布を推定すること。この推定は、長期的なラドン測定が実施される代表的に選ばれた家庭で、人口の重み加えた調査によって実施されるのが最善である。 • きわめて高い屋内ラドン濃度が確認される傾向が高い地域（つまり、ラドン高濃度地域）を特定すること。このような地域の選別は、選ばれた家庭で行われる長期的なラドン測定に結びつけて実施されるのが最善である。
(106) ラドンマップは、ラドン濃度が高い住宅や建物を探した手段として、また、新しい建造物の計画および建築時に、特別な予防対策を必要とする地域を特定する手段として使用することができる。しかし、このような調査から得られた推定値は、ラドン高濃度地域と認められる地域で、選別された建物で実施している測定によって検証すべきである。
(107) ラドン高濃度地域は、地中のラドン濃度を利用して間接的に特定する（家庭の建物および既存の建物の基礎の下にある土壌のラドン濃度

4.2 予防
(114) ラドン濃度には、従来のラドン被ばくを管理する予防策を盛り込むべきである。屋内の場所やそこに居る個人のライフスタイル、および被ばく状況の区分に際して、建物の計画段階、設計段階、および建築段階で、ラドン被ばくの問題をよく検討することによって、ラドン被ばくに対処することが可能である。予防対策は、新築の建物および既存の建物のリフォームを作成してもよい（4.1 節を参照）。ラドン被ばくに対処することが可能である。また、必要に応じて、建設後のラドン濃度マップを作成すべきである。

に関連付する。移行係数が確立されている場合）か、あるいは、屋内ラドンの測定によって直接特定することができる。地質情報はこのプロセスの一部として使用してもよい。しかし、ラドン高濃度地域の定義は国によってさまさまである。ラドン高濃度地域は、行政区分や他の地域区分を利用して定義することができる。また、平均濃度（すなわち、算術平均値、幾何平均の中央値）や、誘導参考レベルを定めている建物の割合、また誘導参考レベルを定めている可能性といったさまざまな基準に基づいて定義することができる。ラドン高濃度地域の定義は、国のラドン行動計画で詳細に示すべきである。
(108) ラドン高濃度地域として定義された地域においても、建物内のラドン濃度は広い範囲に分岐して変動することが多く、かつその大部分は濃度が低いことである。逆に、ラドン高濃度地域に区分されていない地域でも、可能性は低いながら、ラドン濃度が存在することもあられる。したがって、ラドン高濃度地域の特定と同様に、高ラドン濃度と関連がありそうな建物の特性を評価することにも、ある程度取り組むべきである。
(109) 国のラドン行動計画は、特に法的な責任については、強制的な規定で構成される場合がある。たとえば、測定、結果の通知、記録の保存、誘導参考レベルの遵守などが、義務付けられることがある。しかし、国のラドン行動計画は、測定活動の体系化や住宅改善プログラムにラドン防護を内蔵することといった、金融的支援や財政措置を加えた奨励に基づく対策や支援策も、必要に応じて取り入れているべきである。（ 注 1 ）このような措置は定期的にも繰り返す必要がある。
(110) 国の行動計画では、学校、幼稚園、病院、刑務所など、広く公衆に利用される建物には優先的に優先すべきである。密閉された同じ場所内で異なる参考レベルを使用することは、勧告しない。
(111) 公衆の構成員と作業者の両方が利用する建物については、住宅を対象とした誘導参考レベルを使用すべきである。密閉された同じ場所内では、誘導参考レベルを遵守するために、予防対策と軽減対策を実施すべきである。ラドン濃度のモニタリングおよびその記録の管理が必要になる場合もある。また、建物を利用する公衆の構成員や建物内で働く職員に、関連情報を提供すべきである。このような種類の建物の責任者が、その責任や義務を果たせるようにするために、彼らに適切な支援を提供すべきである。
(112) 公衆の構成員と作業者の両方が利用する建物については、住宅を対象とした誘導参考レベルを使用すべきである。密閉された同じ場所内では、誘導参考レベルを遵守するために、予防対策と軽減対策を実施すべきである。ラドン濃度のモニタリングおよびその記録の管理が必要になる場合もある。また、建物を利用する公衆の構成員や建物内で働く職員に、関連情報を提供すべきである。このような種類の建物の責任者が、その責任や義務を果たせるようにするために、彼らに適切な支援を提供すべきである。
(113) 国の行動計画は、国の当局の管理下にある職場など、一般住民が利用する建物に適用可能な個別アプローチを用いることができる（3.3.5 節を参照）。

国の誘導参考レベルを定めた時、あるいはそのレベルに近い新築の建物の数は、次第に減少していくことになる。
(119) 建築法規や建築規則への補足を徹底することは、重要なことである。品質保証プログラムは、必要に応じて、専門家レベルまたは法相レベルで実施すべきである。重要なことは、このような建築法規や建築規則を施行するだけではない。新築の建物におけるラドンのレベルが誘導参考レベルを回る保証はない、ということである。したがって、建物の管理者や所有者は、建物のラドン状況を把握する唯一の方法は、測定を通じてであることを認識すべきである。また、必要に応じて、建設後のラドン濃度マップを作成すべきである。

4.3 軽減措置

(120) 国のラドン防護戦略には、既存の建物や、囲まれたスペースのある場所を対象とした軽減対策も入っているべきである。被ばくの削減は、建物（または場所）の管理と、その中にいる人の区分に限定しない。その使用状態によってだけ確保が行われるべきである。その主な手段は測定であり、そして必要に応じて、予防対策である。

4.3.1 ラドンの測定手法と測定手順

(121) 特定の建物や場所におけるラドンの測定は、建物の利用期間や濃度の日変化あるいは季節変化など、様々なファクターを考慮に入れ、利用者の長期的なラドン被ばくを正しく推定することを旨とするべきである。ラドン測定においては、一貫性と品質保証を確保することが重要な条件である。したがって、ラドンの測定手順が策定され、定期的に見直され、そして必要に応じて更新されるべきである。標準化された測定方法は策定されている（ISO_2012aを参照）。
(122) 理想的には、短期間の測定ではなく、1年、すなわち、全季節を含む長期的な測定が好ましい。しかし、一般的には数週間から数か月といった短い期間が選ばれる。期間が長すぎると、検出器が移動されたり忘れられたり、といった問題が生じる可能性があるからである。信頼できる測定値は、年間の平均濃度を代表することが必要で、季節調整が追加されている。測定は、低コスト、またはほぼどほどのコストで実施すべきである。測定装置は、使用方法に関して明確な指示が添付されていて、容易に入手できるべきである。軽減対策を実施したあと、軽減策の有効性を検証するために、測定は最初の測定と同じ条件で行う必要がある。また、状況が悪化していないことを確認するために、測定は定期的にも繰り返す必要がある。
(123) 住宅や一般的な職場において、ラドン-222の子孫核種の測定値を利用する場合、屋内におけるラドンとその子孫核種との間の平衡係

(101) 国のラドン行動計画は、関連する利害関係者の関与を得て、国の当局が策定すべきである。その目的は、最適化の原則を実施することによって、屋内ラドンの被ばくによる集団全体のリスクと、個人のリスクを低減することである。
(102) 行動計画は、明確なインフラを有する特別区を確立し、優先順位と責任を決定し、そして国でラドンに存在する建設的な手帳を明確にするべきである。被ばく条件によっては、さまざまな利害関係者、特に被ばく者と、支援を行った行動を起したりする人々を明確にするべきである。また、行動計画は、倫理的な問題（特に責任に関する問題）に目を向け、情報、ガイダンス、支援、そして持続可能性のための条件を確保すべきである。国のラドン行動計画は、できる限り、室内空気質や省エネルギーといった、建物に関するその他の戦略と一致する方法で、相乗効果を実現し、矛盾を回避するために適合すべきである。
(103) 国のラドン行動計画の実施では、さまざまな分野（放射線防護、公衆衛生、労働、国土計画、住宅、建築など）を管轄する国、地方、地域の当局、さまざまな分野の専門家（建築家や建築の専門家、放射線防護の専門家、公衆衛生検査官、医療の専門家など）、さまざまな支援組織（専門家、支援機関、協会など）、そしてさまざまな個人や組織間の協力が重要である。
(104) 行動計画には、奨励に基づく規定と強制的な規定の両方を盛り込むべきである。ラドン対策を実施する責任が、詳細な最適化を要することが期待できない個人に降りかかってくることで、往々にしてあることを考えると、行動計画は、彼らに適切な情報と支援を提供すべきである。それは、彼らが、自己による測定、適切な測定業務機関への紹介、建物の適正利用、そして単純な故障手法といった自助防護対策を通じて、ラドン問題に自分で対処できるようにするものである。
(105) ラドンの全国調査を実施する際は、広く認められている測定手順を用いて、その国のラドン被ばくを代表するようラドン濃度を測定すべきである。ラドン全国調査を実施する際に重要となる 2 つのポイントには、以下のとおりである。 <ul style="list-style-type: none"> • 屋内ラドンに対する一般住民の被ばくの平均値と、被ばくの分布を推定すること。この推定は、長期的なラドン測定が実施される代表的に選ばれた家庭で、人口の重み加えた調査によって実施されるのが最善である。 • きわめて高い屋内ラドン濃度が確認される傾向が高い地域（つまり、ラドン高濃度地域）を特定すること。このような地域の選別は、選ばれた家庭で行われる長期的なラドン測定に結びつけて実施されるのが最善である。
(106) ラドンマップは、ラドン濃度が高い住宅や建物を探した手段として、また、新しい建造物の計画および建築時に、特別な予防対策を必要とする地域を特定する手段として使用することができる。しかし、このような調査から得られた推定値は、ラドン高濃度地域と認められる地域で、選別された建物で実施している測定によって検証すべきである。
(107) ラドン高濃度地域は、地中のラドン濃度を利用して間接的に特定する（家庭の建物および既存の建物の基礎の下にある土壌のラドン濃度

4.2 予防
(114) ラドン濃度には、従来のラドン被ばくを管理する予防策を盛り込むべきである。屋内の場所やそこに居る個人のライフスタイル、および被ばく状況の区分に際して、建物の計画段階、設計段階、および建築段階で、ラドン被ばくの問題をよく検討することによって、ラドン被ばくに対処することが可能である。予防対策は、新築の建物および既存の建物のリフォームを作成してもよい（4.1 節を参照）。ラドン被ばくに対処することが可能である。また、必要に応じて、建設後のラドン濃度マップを作成すべきである。

4.2.1 地方および地域の土地計画

(115) どの建物も屋内ラドン濃度が高くなる可能性があるが、その可能性は、特に地理的条件が大きく異なることにより大きくなる。地方や地域の土地計画プロセスを実施する際は、少なくともラドン高濃度地域では、このようならばらつきを考慮に入れるべきである。地質データ、地中のラドン測定値、または既存の建物における屋内ラドン測定値に基づいて、地域のラドンマップを作成してもよい（4.1 節を参照）。ラドンマップは、建物内や周囲の井戸から供給される水中のラドン濃度データによって補充すべきである。
(116) 地域のラドンマップと該当するデータは、地域、地方、国の関係当局、建築の専門家、住宅建築業者、そして一般住民が閲覧できるようにするべきである。
(117) 土地計画は強制的に実施される場合がある。そのような場合にもラドンマップは役に立つツールとして残っているが、決定的な成果をもたらすとは考えられない。建設される建物のラドン濃度を予測することは不可能である。土壌内での測定など、さらなる調査が役に立つ場合もある。しかし、建物内のラドン濃度は多くの要因によって決まるため、完成してすでに利用されている建物で得られた測定だけが、重要な結果を与えることができる。きわめて例外的なケースを除いて、ラドンマップが、ラドン濃度を理由に建設が禁止される地域をつくる結果とならないようにすべきである。

4.2.2 建築法規と建築標準

(118) 国、地方、あるいは他の地域の当局は、建築中または大がかりなリフォーム中の住宅や建物に対して、ラドン防護策を要求する建築法規または建築規則の施行を考慮する必要がある。建物の設計および建築中にラドン防護策を実施することは、一般住民全体を防護するためには、最も経済性に優れた方法と考えると、このようにならざるを得ない。このようにならざるを得ない実施されると、国の平均的ラドンレベルが低下し、そして、（ 図 1 ）ラドン濃度

<p>数が、0.4 以下であることを示す根拠がある場合を除いて、平衡係数を一般的に既定値の 0.4 と仮定して、ラドン濃度へ変換する。</p>
<p>4.3.2 ラドン濃度を低減する方法とさまざまな状況におけるその方法の適用性</p> <p>(124) ラドン濃度を低減する主な方法は、ラドンが居住スペースに流れ込まないようにすること、変動的な手法と能動的な手法の両方を使って、屋内空気からラドンを除去することである。</p> <p>(125) ラドンの低減を要する最も基本的な手法は、建物の下の土壌から放出したラドンについて、その対流や拡散を低減することを目的としたものであり、主に以下の措置を実施する。</p> <ul style="list-style-type: none"> • 建物外壁の気密性の増強 (ラドン流入経路の密封など) • さまざまな土壌減圧手法 (建物の下の土壌内の圧力を低減する、ラドン溜めを設置する、地下貯蔵庫を圧加するなど) を利用して、屋内の居住スペースと屋外土壌との間の圧力差の逆転 <p>(126) 外気と建物の間に、屋内のラドン濃度を低減するという手法は、住宅で用いられるもう一つの低減手法である。低減は、居住空間の換気を管理する受動的または能動的な手段で実現できる。屋内環境を温めたり冷やしたりする際に、平衡換気を行ってもよい。平衡換気は、土壌や屋外の換気圧に等しい。この換気手法によって、建物内に侵入したラドンが薄められる。ファンによる換気では、ラドンが建物内に入り込んだあとに室内のラドンを薄めることができ、土壌と居住空間の間の圧力差を低減することができる。このような解決策の中には、すべての種類の建物やすべてのラドンレベルには必ずしも通していいものもある。それらの中で、これらの手法を組み合わせて行うことによって、ラドン濃度の低減を最大にするケースもある。</p> <p>(127) 被圧貯水水の供給源となっているような建物の場合、この水がラドンの発生源になっている可能性がある (特に放水時に)。水中のラドンが気化して部屋の空気に混じった場合は、きわめて短期間の放散が起きる。ラドンが水から周囲空気に放出することを低減する主な手法には、水を使用する間にガス抜きをする手法、あるいは放射性の層で水を通過する手法がある。</p> <p>(128) さまざまな低減手法を紹介した詳細なガイドとして、国の機関や国際機関が策定したものがある (WHO, 2009)。</p>
<p>4.4 建築物</p> <p>(129) 建築物は、一般的に、ラドン濃度が低く、ラドン-222 の濃度が低く、ラドン-222 の濃度として無視することのできない特殊なケースがある。さらに言えば、建築物 (コンクリート、レンガなど) のトリウム濃度は、通常、屋内の空気中のラドン-220 の唯一の線源である。したがって</p>

41

<ul style="list-style-type: none"> • 適切な情報、指示、および作業者の訓練。 • 一部の例外なケースでは、個人用保護装置の使用。 • 個人モニタリングや集団モニタリングによる低減モニタリング。それが不適切、不向き、実現不可能な場合は、作業場所のモニタリングによる測定。 • 低減の記載。 • 作業者の健康監視に関する規定。 • 放射線防護という考え方の推進。 • 参考レベルの遵守。これは、具体的な作業場所における時間をとどめることを組み合わせた職場のモニタリングを含む。ラドンの個人モニタリングの値は、グループの平均値として、また個人の値としても使用できる。いずれにしても、線量が 20 mSv/年を超えてはならない。

4.6 ウラン採掘場におけるラドンに対する作業者の防護

(133) 国の当局は、ラドンによる職業被ばくを管理するために、初めから計画被ばく状況として決定することができる。この典型的な例はウラン採掘場である。この選択に影響を及ぼす要因は、鉱山における他の線源による被ばくの程度、ガンマ線による外部被ばくと放射性塵埃の吸入または経口摂取を含んだ被ばく程度を包括している。長寿命の放射性塵埃は、採掘作業中や精錬の初期段階に発生するウラン酸や、あるいはまた、ウラン精製品、多くの場合は酸化ウラン粉末である。また、工程によっては、その他のウラン濃変系列放射性核種に被ばくする可能性もあり得る。ウラン鉱山では、ラドン子孫核種が放射線被ばくの最大の線源となる場合もある。ウランやトリウムの採掘業界でラドン濃度を低減することは、職業管理者の責任であると考えられている。

(134) ICRP の体系では、計画被ばく状況における被ばくは、線量拘束原則に基づき線量限度の適用によって、制御すべきである。理想を言えば、線量拘束原則は操作の設計段階で決定すべきである。放射性同位元素を含んでいる鉱石の性質は、きわめて変化に富んでいる。つまり、資源を首尾よく採掘するには、さまざまな採掘方法やアプローチが必要とされるということである。したがって、最適化プロセスの結果と同様に、線量拘束原則は鉱山によって異なる。場合によっては、物理的条件を変えることと同様に、設備を変えることで勤務時間を変え得るであろう。

(135) ウラン鉱山において、ラドンとラドン子孫核種による職業被ばくを制御するために用いられる原則は、他の職場において計画被ばく状況で使われる原則と同じである。これは、職場の厳密な設計と、ラドン被ばくを制限し制御する適切な防護手段を用いることで被ばく

43

<p>って、壁面、天井、そして床の表面仕上げに使用される建築材 (プラスチックなど) のトリウム濃度を抑制することで、建物内のラドン-220 のレベルが低下する可能性がある。建築材から受ける影響を防止し、最適化するには、ラジウム-226 とトリウム-232 の濃度が低い建築材を使用すべきである。特定の建築材から放出されるガンマ線によるリスクの特性を明確にすること、そしてその使用条件を指定することを目指す。基準体系 (すなわち、放射線防護の指針) が策定されている (ICRP, 1999)。一般的に、建築材がガンマ線に対する配慮で制御される場合、その建築材から放出されるラドンが、誘導参考レベルよりも相当に高い屋内ラドン濃度の原因となることはない。多量のラドン-220 やラドン-222 を放出する建築材の使用は、正当化が必要になると考えられる。</p>
<p>4.5 作業者の防護</p> <p>(130) 作業者のラドン被ばくが、職業被ばくとは見なされない職場では、放射線防護の目的に関して、作業者は公衆の構成員と同じように扱われる。しかし、一般住民が職場に入りにくい場合 (または一般住民の出入りがきわめて限られた時間である場合) は、防護に対する等級別アプローチを適用する一環として、最適化プロセスにおいて、若干の特定の規定や補充規定を定めてもよい。次のような規定が可能である。</p> <ul style="list-style-type: none"> • 具体的な測定手順 (作業者が居る時間と場所での測定など)。 • 線量誘導参考レベルとして 10 mSv/年の値を維持するために、滞在時間や平衡係数といった、実際の被ばくパラメータに基づいた誘導参考レベルを具体的に使用すること。 • 作業条件に関する取り決め (例えば、いくつかの建物の滞在時間の制限などによる)。 • 測定の実施、結果の通知、記録保存、参考レベルの遵守に関する要件。 <p>(131) このような具体的な規定を実施するために、国の当局の監督だけでなく、外部の専門知識が必要になるかもしれない。</p> <p>(132) ラドンによる作業者の被ばくが、職業被ばくであると見なされる職場では、職業管理者と国の当局が、制御の対象となる要件を決定することが必要になる。ラドン被ばくに関連する一般的な要件は以下のとおりである。</p> <ul style="list-style-type: none"> • 滞在時間を考慮して、実効線量、ラドン濃度、またはポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度を示される適切な参考レベルを設定すること。 • 該当する作業エリアの決定。管理なしは監督するエリアの分類がうまく重要になってくると、職業被ばくが発生する可能性があるエリアを判断し、必要に応じてそのようなエリアへの立ち入りや制限することが重要であることは変わらない。
<p>(133) このような具体的な規定を実施するために、国の当局の監督だけでなく、外部の専門知識が必要になるかもしれない。</p> <p>(132) ラドンによる作業者の被ばくが、職業被ばくであると見なされる職場では、職業管理者と国の当局が、制御の対象となる要件を決定することが必要になる。ラドン被ばくに関連する一般的な要件は以下のとおりである。</p> <ul style="list-style-type: none"> • 滞在時間を考慮して、実効線量、ラドン濃度、またはポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度を示される適切な参考レベルを設定すること。 • 該当する作業エリアの決定。管理なしは監督するエリアの分類がうまく重要になってくると、職業被ばくが発生する可能性があるエリアを判断し、必要に応じてそのようなエリアへの立ち入りや制限することが重要であることは変わらない。

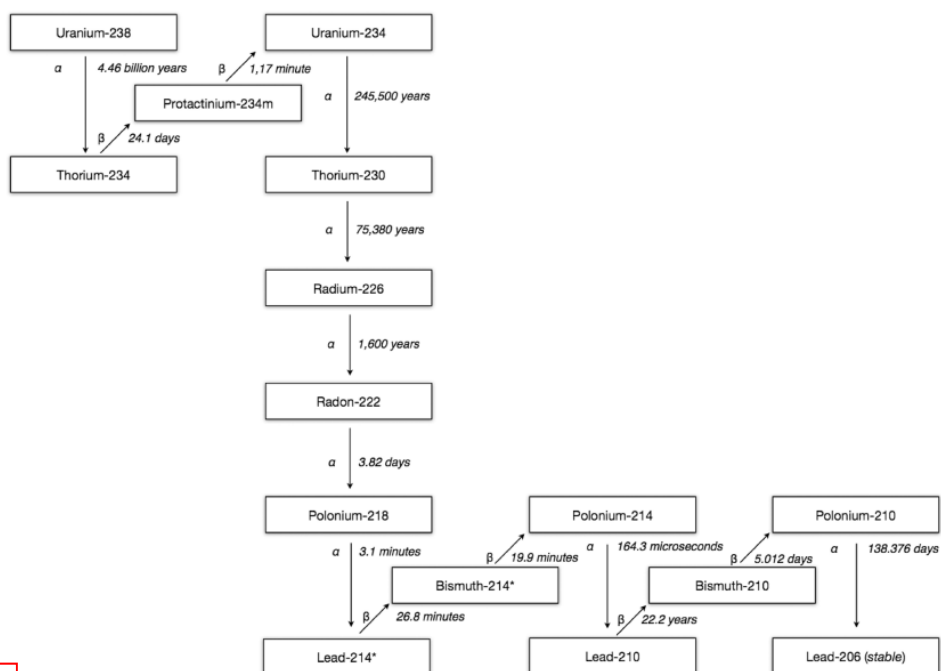
42

<p>ウラン鉱山では、ソースタームの相対強度やほかの物理的制約 (例えば、地下での作業など) といったことが原因で、ラドンとその子孫核種による被ばくが大きく変化した。高かったりすることが起こり得る。このような場合は、さらにモニタリングプログラムに詳細な注釈を加えて、職場の条件や作業者の線量が適切に評価されるようにする必要がある。ラドン濃度が高くなったり変化する場合では、リアルタイムのモニタリングによる線量計を使用するといった戦略を検討すべきである。逆に、ラドンとその子孫核種の濃度が低く安定している状況では、職場を定期的に監視すれば十分である。一般的に、職場の強制換気は、ラドン子孫核種による被ばくを評価する上で、平衡系の近似値と共通に、ラドン濃度は信頼できないという結果をもたらす。したがって、ラドン子孫核種濃度 (すなわちポテンシャル・アルファ・エネルギー濃度) の測定値を使用すべきである。</p> <p>(136) ラドン子孫核種による被ばくを線量に換算するには、線量換算係数を使用する必要がある。以前には (ICRP, 1993)、ラドン子孫核種の線量換算係数は、疫学的な研究に基づいていた。現在、委員会は、ラドン子孫核種に曝された放射線加重係数を、ICRP の標準化行動モデルと標準線量評価モデルに基づいて、具体的に明示された放射線加重係数と線量換算係数を使用して算出することを提案している (ICRP, 2010)。このような線量係数が、疫学に基づいた線量換算係数に取って代わることになる。</p>
<p>4.7 利害関係者間の連携</p> <p>(137) 国のラドン濃度を低減するために、まず行うことは意識を高めることであるが、多くの国で意識が低いように思われる。ラドン濃度を低減するために利用できる情報、密閉空間にラドンを閉じ込める方法、関連するリスク、関連するリスク、そして高濃度であることを確認して、それを低減する方法が、特に、選ばれた代表者、行政部門の公務員、自宅所有者、家主、雇用主、就労場などを通して一般住民に周知されるべきである。</p> <p>(138) ラドン濃度を低減する専門家 (建築家、放射線防護の専門家、従業員、労働組合、作業員など) は、報告される予防策と職員の計画に設計され、計画され、そして導入されることを確保するために手助けをする必要がある。専門家のための訓練プログラムと職員の計画に設計され、計画され、そして導入されることを確保するために手助けをする必要がある。またはそれに近いラドン濃度には、国のラドン行動計画において文書化することができず、このプログラムによって、誘導参考レベルを超える、またはそれに近いラドン濃度には、さらなる世帯主や家主は、ラドンの予防と低減プログラムの評価を評価できるようにする。関係する他の専門家 (健康や不動産の専門家など) にも適切な情報を提供し、適切な訓練を実施すべきである。</p> <p>(139) 肺がんのリスク評価において、ラドンと喫煙の間に相乗効果があることが実証されているため、少なくとも警告という点では、ラドンの低減のための公衆衛生プログラムと禁煙政策と連携することは、当然のことである。</p> <p>(140) 国のラドン対策計画には、予防策と低減策の両方の費用と、有効性に関する情報と対象とした規定を含むべきである。さまざまな</p>

44

なレベル(つまり、地域、地方、国、国と国境を定期的に取集して、さまざまな関係者に公開すべきである。
<p>5. 結論</p> <p>(141) この報告書の目的は、放射線防護体系の進展(ICRP, 2006b, 2007)と、ラドン被ばくに伴う健康リスクに関する最新の知見(UNSCEAR, 2009; WHO, 2009; ICRP, 2010)、そして過去数年間で多くの国や国際組織が得た経験を考慮して、ラドン被ばくを対象とした放射線防護に関する最新の指針を示すことである。</p> <p>(142) 同じラドンに関する過去の勧告(ICRP, 1993, 2007)では、委員会は、住宅と職場の防護アプローチについて、区別した戦略を勧告していた。委員会は、建設目的や居住状況にかかわらず、すべての建物を対象としたラドン被ばくの防護について、総合的アプローチを採用することを勧告している。国の行動計画に基づいて実施される建物における防護戦略は、最適化の原則に基づいて、誘導参考レベルよりも低く、空気中の濃度という表現で設定される。委員会は、一般の経済的・社会的情勢を考慮に入れて、100〜300 Bq m³の範囲内で合理的に達成できる限り低く誘導参考レベルを設定するように、国の当局に奨励する。</p> <p>(143) 被ばく状況に応じて等別化したこの新しいアプローチの目的は、少なくともラドン高濃度地域においては、公衆衛生という観点からすべての建物(住宅、多目的ビル、一般的な職場)をカバーすることにある。委員会は、あらゆる種類の建物において、主に建築規約に基づき予防対策の規程を強調している。</p> <p>(144) この報告書は、作者が職業被ばくを受けていると見なされる、具体的なラドン被ばく状況の管理に関する指針を記載している。また、参考レベルを遵守できない被ばく状況や、国の当局が定められた対策や施設の英国リストに載っている被ばく状況も対象としている。次に、防護戦略は、最適化の原則と、職業被ばくを対象とした適切な条件に基づいている。計画被ばく状況として、ラドン被ばく状況を管理すべきであると国の当局が見なしている場合は、職業上の曝量限度を適用すべきである。</p> <p>(145) 委員会は、ほとんどのラドン被ばく状況に対して、単純で統合的な等別アプローチを勧告することによって、世界的に間違いなく公然被ばくの制御であるラドンによる被ばくを、低減できると考えている。</p>

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication126 翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



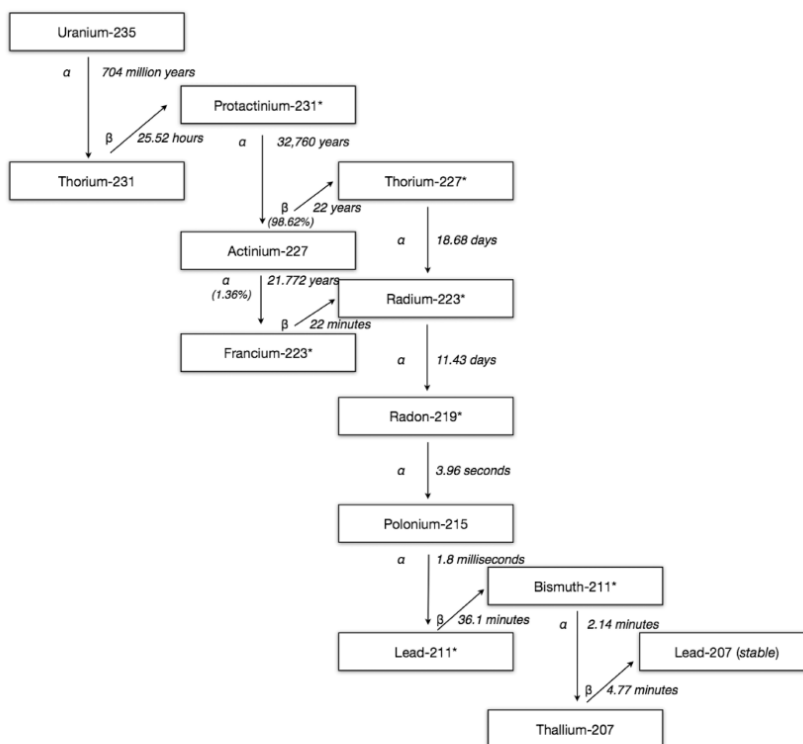
1

Fig. 1.1. Uranium-238 decay products. *Isotope is also a significant gamma emitter.

▲ 図 1.1 タイトルとキャプションのみ翻訳

#1

図 1.1 ウラン-238 壊変生成物。*アイソトープも重要なガンマ線放出体である。

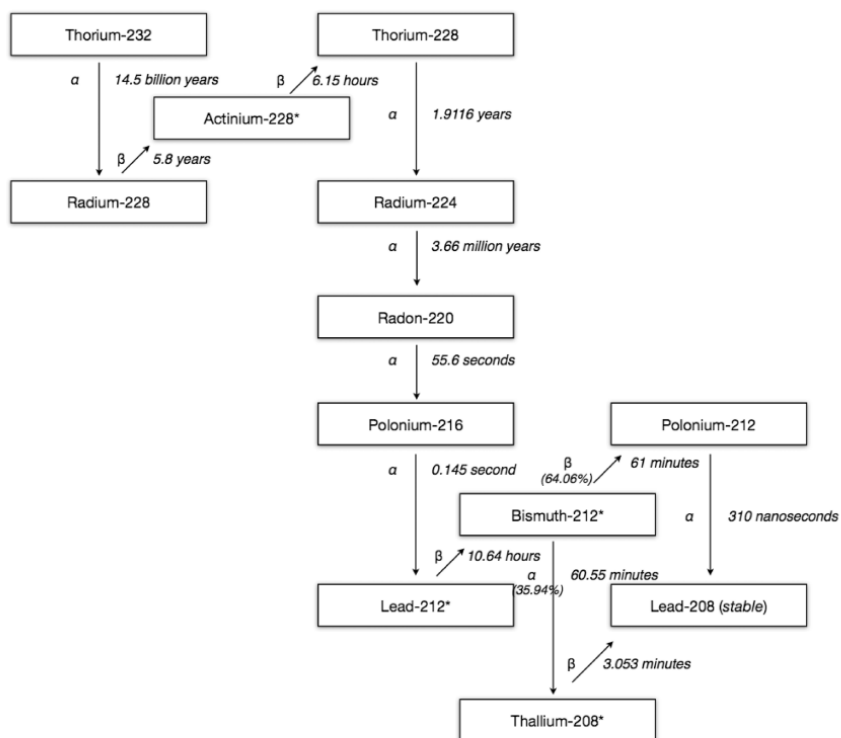


1 Fig. 1.2. Uranium-235 decay products. *Isotope is also a significant gamma emitter.

▲ 図 1.2 タイトルとキャプションのみ翻訳

#1

図 1.2 ウラン-235 壊変生成物。*アイソトープも重要なガンマ線放出体である。

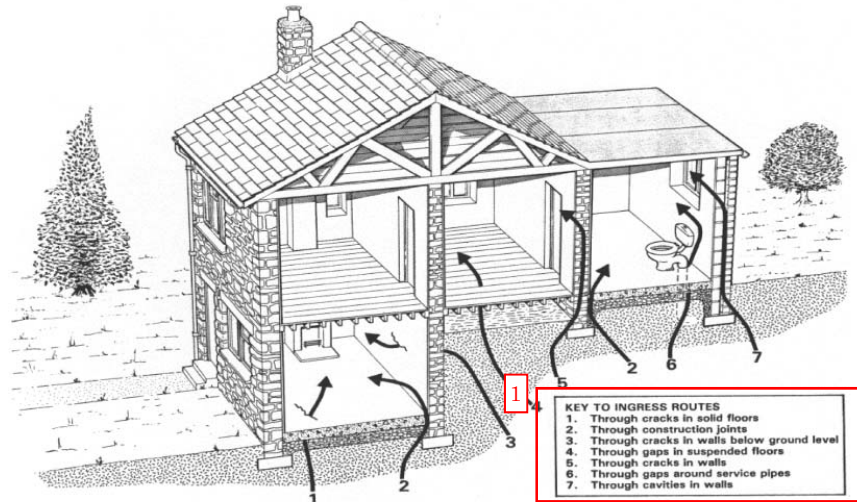


1 Fig. 1.3. Thorium-232 decay products. *Isotope is also a significant gamma emitter.

▲ 図 1.3 タイトルとキャプションのみ翻訳

#1

図 1.3 トリウム-232 壊変生成物。*アイソトープも重要なガンマ線放出体である。



2 Fig. 2.1. Pathways of indoor radon.

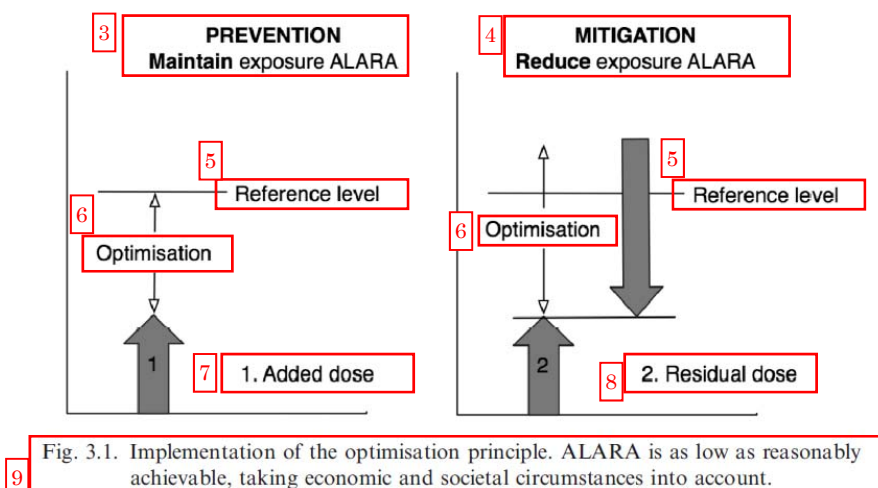
#1

主要侵入経路

1. 頑丈な床の割れ目
2. 構造の継ぎ目
3. 地下の壁の割れ目
4. 簡易な床の隙間
5. 壁の割れ目
6. 配管周囲の隙間
7. 壁の空洞

#2

図 2.1 屋内ラドンの経路



#3
予防
ALARA で被ばくを管理

#4
軽減
ALARA で被ばくを低減

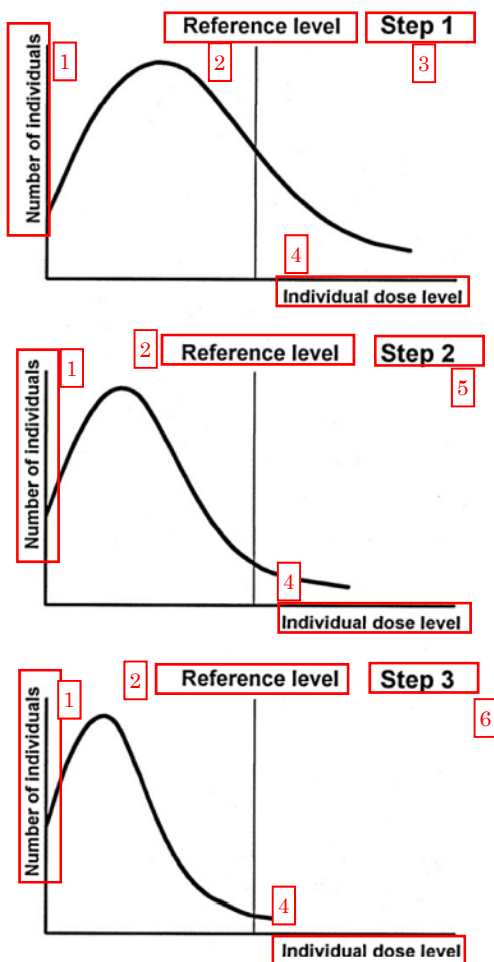
#5
参考レベル

#6
最適化

#7
付加線量

#8
残存線量

#9
図 3.1 最適化原則の実施。ALARA は、「経済的・社会的要因を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低く」である。



7 Fig. 3.2. Use of a reference level in an existing exposure situation, and evolution of the distribution of individual exposures with time as a result of the optimisation process.

#1
人数

#2
参考レベル

#3
手順 1

#4

個人の線量レベル

#5

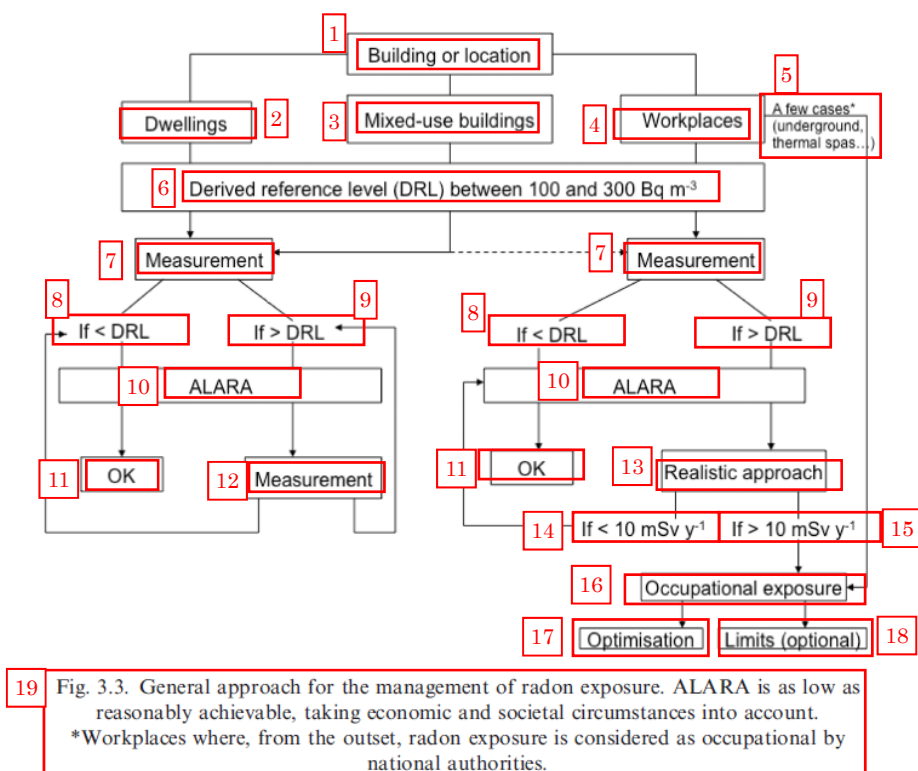
手順 2

#6

手順 3

#7

図 3.2 現存被ばく状況における参考レベルの利用, および最適化プロセス実施後の個人の被ばく分布の経時変化



#1
建物・場所

#2
住宅

#3
多目的ビル

#4
職場

#5
少数事例*
(地下, 温泉など)

#6
誘導参考レベル (DRL) (100~300 Bq m⁻³の範囲)

#7
測定

#8
DRL よりも低い場合

#9
DRL よりも高い場合

#10
ALARA

#11
OK

#12
測定

#13
現実的なアプローチ

#14
10 mSv y⁻¹ よりも低い場合

#15
10 mSv y⁻¹ よりも高い場合

#16
職業被ばく

#17
最適化

#18
限度（任意）

#19
図 3.3 ラドン被ばくの管理に関する一般的なアプローチ。ALARA は、「経済的・社会的要因を考慮に入れて、合理的に達成できる限り低く」である。*ラドン被ばくが職業被ばくであると国の当局が最初から見なしている職場

この翻訳物は、平成31 年3 月時京のICRP Publication135 下訳版（一部翻訳版：3 章～5 章）であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもある。ドットからの引用を禁ず【事務的】

脚注
<p>診断参考レベル 最適なシステムを維持するために</p> <p>DRLとは何か？インターネットを検索すると、これは頭文字略語（すなわちアレックス内の各単語の頭文字をつないだ略字）であり、頭文字語（例：注：単語として発音される略字）ではないことが分かる。またインターネットでは38 の定義が記され、その最初のものは「daytime running lights（日中走行用ライト）」であり、「diagnostic reference level（診断参考レベル）」は各番目に記載されている。</p> <p>放射線防護の専門家なら、DRLが何の略か、またどのような意味かを知っているだろうと思われているに違いない。診断参考レベル(DRL)は、国際放射線防護委員会(ICRP)が定めた放射線防護ツールの中で過去20年間不可欠なものであり、委員会が条件について具体的な助言を示してから15年が経つ。</p> <p>この数十年間で医療のあらゆる側面が発達したもので、電離放射線を用いた医用画像化及び治療の発達は特に目ざましい。したがって、医療従事者がそのような変化に對して、厳しさを傳す市民の期待に応えることが難しく、今回の、DRLに関する最新発表は、時期に叶うものである。放射線防護の用語は複雑であり、時に、この分野の専門外の人々には紛らわしいものである。そのため、様々な種類の画像撮影に対するDRLの適用について実務的な情報を提供し、用語を明確化することが、ICRPにとって重要である。</p> <p>DRLに関して数点の事実が記述されている。それは、個々の患者に適用されるものではなく、線量限度として使用されるべきではない。DRLは最適化プロセスにおいて不可欠なツールであり、特に、患者の医療従事者による線量管理として重要である。種々の手法に関する線量情報を得るために行う調査では、非常に低い放射線量と非常に高い放射線量を特定することが重要である。というのも、その両方が患者に影響を及ぼす可能性があるためである。</p> <p>本書では、「DRL量(DRL quantity)」及び「DRL値(DRL value)」という用語を紹介し、DRL値には施設の(平均値ではなく)中央値を用いることを勧告している。これは、中央値の方が、患者集団のより強固かつ代表的なものと認められているためである。DRLの効果は、統計的にデータを比較し傾向を検討することによって記録できる。英国では過去30年間におわたりに行われた調査において、DRL値（したがって線量が）大幅に低下している。</p>

1

評価及び更新のための適当な時間間隔(実地臨床)におけるDRLの適切な使用/DRLの実践への適用法/より新しい画像撮影技術に対するDRLの概念の適用。本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、様々な画像撮影法に関してDRLとして使用する線量を勧告し、IVR及び小児画像撮影のためのDRLの使用について情報を提供している。さらに、線量に関連した数値の自動報告を促した。DRL調査の実施方法は、医療従事者のための研修プログラムにDRLに関する情報を含めることの重要性を取り上げている。本書の対象読者は、地域及び地方の規制当局、専門学会、医療目的で電離放射線を使用する施設、及びこれら施設で働く責任者である。委員会の勧告全文を示している。

© 2017 ICRP. 出版社: SAGE.

キーワード: 診断参考レベル, 患者線量, 最適化

ICRP 代表著者
E. Vahö, D.L.MILLER, C.J.MARTIN, M.M.REHANI, K. KANG,
M. ROSENSTEIN, P. ORTIZ LOPEZ, S. MATTSSON, R. PADOVANI, A. ROGERS

はじめに

電離放射線を用いた医用画像における、防護の最適化のための患者線量に関する数値の測定は、半世紀以上に前には始まった。1950 年代初頭、診断的 X 線検査に関するそのような数値の全国調査が米国及び英国にて実施された。1970 年代には米国で Nationwide Evaluation of X-ray Trends 調査が開始され、1980 年代には英国の国立放射線防護委員会[National Radiological Protection Board, 現在の Public Health England (英国公衆衛生庁)]の調査により、自由空気中又は患者に入射する入射表面被ばくが測定された。これらの結果及び同様の調査結果が、X 線検査及び最適化レベルに関する報告の根拠となった。これは最初米国で、次いで英国で、1996 年以降は国際放射線防護委員会(ICRP)の出版物において診断参考レベル(DRL)と呼ばれるに至った。欧州委員会はその1997年の医療被ばくの指針においてDRLを記載した。2001 年、ICRP は IVR にまで DRL の適用を広く、その選択と実践に更なる柔軟性を与えた supporting guidance を発表した。この出版は、2011 年 10 月 29 日～28 日に米国メリーランド州ベセススタで開催された年次総会中に設置された ICRP 第 3 専門委員会の作業部会の成果である。デジタル技術と IVR、さらに電子放射線撮影/コンピュータ断層撮影などの撮影技術と新たな組合せから、新たな助言の作成と助言の更新が必要となっている。ICRP 第 3 専門委員会は、医学界における DRL の使用はまた適切といえな

3

より新しい医療技術と手法の導入により DRL の使用が広がり、IVR 及び診断手法のための DRL 値が確立されている。たとえ同じ施設であっても、同じ手法に関する患者線量の分布は広いことから、このような確立は困難である。しかし、多種多様な IVR に関してデータが収集されることで、データベースの確立が成功している。

DRL は「治療的」手法といふふさわしくなく、むしろ「診断」手法であると主張できるかもしれない。おそらく ICRP は「治療的参考レベル (TRL)」あるいは「介入的参考レベル (IRL)」を検討しているはずである。インターネット上では、TRL については 42 の、また IRL については 31 の定義がなされる。類似した用語が既に様々な状況で使用されていることから、特に IRL の導入は、放射線防護において重大な問題を引き起こすと思われる。

現在、そして近い将来に ICRP が目指すものは、混乱をもたらすことなく、明確化をすることである。そのため委員会は、今後も引き続き「DRL」という用語を、診断手法と IVR の両方に用いるべきと勧告している。というのも、これらは最適化のツールを提供するという趣旨が同じであるため、また新たな名称を導入した場合に混乱が起きると思われるためである。

この話は別に、最初の疑問、すなわち、名称や頭文字略語になんの意味があるのかを思い出させる。頭文字略語と頭字語の区別、さらには略語との区別にさえ苦労していることから、今後も、周知の DRL を用いた簡潔なシステムを維持していきたいと ICRP は望んでいるのである。

CLARE COUSINS ICRP 委員長
<p>医用画像における診断参考レベル</p> <p>ICRP 135</p> <p>2017 年3 月委員会承認</p> <p>抄録 1996 年、International Commission on Radiological Protection (ICRP) は初めて「診断参考レベル(DRL)」という用語を Publication 73 において導入した。この概念はその後さらに発展され、2001 年に実際のガイダンスが発表された。DRL は診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助ける有効なツールであることが証明されている。しかし、時とともに、追加的な助言が必要であることが明確になってきた。以下に関する問題が生じている：従来のガイダンスで使用された用語の定義/DRL の数値の決定/これらの数値の再</p>

2

いことを理解している。本書の対象読者は医学物理士、放射線科医、核医学専門医、放射線技師、業界関係者、医療及び規制当局である。

作業部会の構成委員:

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

通信員 (Corresponding member):

S. Mattsson
R. Padovani
M. Rosenstein
A. Rogers

J. Boice

C. Cousins

H. Ringertz

I. Gusev

J.W. Hopewell

M.M. Rehani (Secretary)

P.L. Khong

Y. Yonekura

S. Mattsson

B. Yee

M.R. Beza

D.L. Miller

P. Ortiz López

L.T. Dauer

E. Vahö (Chair)

L.T. Dauer

S. Demeter

P. Scalliet

K. Kang

Y. Yonekura

P.L. Khong

B. Yee

K. Applegate

R. Loose

4

M. Bourguignon	C.J. Martin
2 用語	
<p>(a) 委員会は <i>Publication 73</i> (ICRP 1996) において「診断参考レベル (DRL)」という用語を導入した。この概念はその後さらに発展させられている。DRL は診断および IVR のための患者の医療被ばくにおいて、医療被ばくに関する防護の最適化の原則の1つは、DRL の使用を通じて表される。DRL は診断および IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助ける有効なツールであることが証明されている。DRL は放射線治療を意図していないが、治療計画の作成のための画像撮影、治療リハーサル、及び放射線治療における患者の設定検証には考慮すべきである。</p> <p>(b) 時とともに、追加的な助言が必要であることが明確になってきた。以下に関する問題点がある：従来のガイダンスに使用されていた一部の用語の定義、DRL の数値の決定（これらの数値の再評価及び更新の適切な間隔/実施臨床における DRL の適切な使用 / DRL プロセスの実践の適用法、より新しい画像撮影技術 [デュアルエネルギーコンピュータ断層撮影 CT (PET-CT)、陽電子放射断層撮影 CT (PET-CT)、単光子放射性 CT (SPECT-CT)、コンピュータ CT、デジタルラジオグラフィ、トモシンセシス (CT) に対する DRL の概念の適用 / 小児診療に追加する (特に治療のばらつきによる)、困難。</p> <p>(c) 本書において委員会は、以下の4種のDRL用語を使用することを勧告している (用語解説欄に定義)：</p> <ul style="list-style-type: none"> • DRL (診断) と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるツールとして用いられる、1種の調査レベル。 • DRL 量 (医用画像撮影を行うために用いられる画像撮影の量を評価する、一般的かつ容易に測定又は決定される放射線指標)。 • DRL 値 (DRL 量の任意の概念的な数値。調査又は他の方法で得られた DRL 量の分布の中央値の、その分布の 75 パーセンタイルで設定される)。 • DRL プロセス (DRL 量を確立する周期的プロセス。DRL 量を最適化のためのツールとして用い、その後、新たな DRL 量を決定して、さらなる最適化のためのツールとする) 	

<p>いて国の中央値を下回る放射線レベルを達成していた場合には、使用線量をさらに低減することは重要な問題でないためである。現場の撮影行為 (local practice) によって、国の中央値を下回る放射線レベルとなつている場合は、画質を十分にすることを優先する。</p>	
3 DRL 量及びDRL値	<p>(a) DRL 量は以下のようである必要がある：準備する画像モダリティに対して適切であること、医用画像撮影の実施に適用する電離放射線量を評価すること、並びに測定又は決定が容易であること。同一の手法に2種類の画像モダリティ (PET-CT、SPECT など) を使用する場合は、両モダリティに関するDRL量を独立して設定及び提示することが適切である。</p> <p>(b) 最適化を低次元ツールとして、当該DRLプロセスの規範を要求する必要があるが、助言的ものとしてDRL量を考えるべきである。DRLの数値は、その特定の医用画像撮影に関する規定臨床的及び技術的要件と結びついていなければならない。委員会は、適切な患者サンプルについて行った手法の適切なDRL量の調査に基づき、DRL量を決定することを勧告する。ほとんどの場合、ファントムの使用は十分ではない。これは、ファントムを使用した場合にはオペレータの能力の影響が考慮されなければならないためである。</p> <p>(c) DRL値は静的なものではない。検査の最適化を続ける間、又はハードウェアとソフトウェアを改善する間、DRL量を定期的に更新する。新たな撮影技術を導入する際は、適切なDRL量を測定し、できる限り速やかにDRL量を設定するよう取り組む。</p> <p>(d) IVR についてDRL量を設定する際には、手技の複雑さを考慮してもよい。また、より複雑な手技の場合は、DRL値の幅が適切でなくともある。</p>
4 Local、国及び地域のDRL	<p>(a) 患者の検査に使用するDRL量に関するデータ照合及びDRL値の設定及び更新の作業は、様々な構成要素に責任を有する組織を、各国又は地域において特定する必要がある。DRLの設定及び更新のためのプロセスは、柔軟かつ動的なものとする。データがほとんど入手できない手技 (小児患者におけるIVRなど)、又はデータが1、2施設からしか得られない場合には、柔軟に対応する必要がある。より幅広い調査が実施されるまでの間、これらのデータが一次DRLの導出を可能にするためには、動的プロセスが必要である。</p> <p>(b) X線手技に関する国のDRL量を決定するためのデータは、調査又は登録制度から入手する。患者検査からの適切なDRL量の数値は、検査の医療施設から収集する。国全体の医療施設におけるDRL量中央値の分布の75パーセンタイル値を、「国のDRL」として用いる。</p> <p>(c) 1つの地域 (例えば欧州連合) 内の多数又は大半の国々で、国のDRL値が得られている場合には、入手できる国の数値の中央値を用</p>

<p>(e) 本書の目的は、これらの問題に関する情報とガイダンスを提供することである。複数の用語を明確化した。さらに本書では、各種画像撮影法のためのDRL量を勧告し、IVR及び小児画像撮影のためのDRLの適用について情報を提供し、DRL量の決定と適用において多くみられる間違いを取り上げ、線量に関連した数値の自動的報告を活かしたDRL調査の表面方法の変更を提案し、医療従事者のための研修プログラム及び患者向け情報にDRLに関する情報を取り上げている。</p> <p>(f) 本書の対象読者は、国、地域及び地方の規制当局、専門学会、医療被ばく者に電離放射線を使用している施設、及びこれら施設で働く責任者である。</p> <p>(g) 委員会の勧告全文を、本書の8章に示している。さらに各章ではその冒頭に、各章の主要な概念を要約した要点を示している。読者の便宜のため、最重要点及び勧告の要約を以下に示す。</p>	
2 診断参考レベル	<p>(a) 防護の正当化の原則に最適化の原則は、重要なかつ相補的な放射線安全性の基本理念である。DRLとは、診断とIVRのための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるために用いられる一種の調査レベルを意味する。委員会が定めた用語である。DRL値とは、所定の体系範囲にある患者群又は特殊な事情では標準ファントムに対する、一般的な検査のための幅広い規定の各種装置に関する、所定レベルのDRL量である。DRLは個々の患者に適用されるものではない。これは、現場で得られた国又は地域で収集される放射線指標データから、任意のしきい値として導かれる。DRLは専門家の判断を補完するものであり、医療行為の是非を分ける境界線を示すものではない。患者を医療被ばくさせる意図をもつすべての患者は、防護の最適化ツールとしてのDRLに精通しているべきである。</p> <p>(b) 防護の最適化のためには、DRLプロセスの適用のみでは不十分である。最適化は通常、医療目的に見合う検査により提供される診断情報の質の維持に関係するものであるが、それと同時に、患者の被ばくを到達可能な範囲でできる限り低くしようという試みとも関係する。検査により提供される画質、より一般的には診断情報 (後処理の影響を含め) も評価される必要がある。DRLプロセス及び画質の評価の両方を含めた、最適化の達成方法を履行する。場合によっては、最適化によって線量を増加することになる。</p> <p>(c) DRL値を下回る線量が使用された場合でも、そのことだけで、使用する線量について最適化されたレベルで手技が行われたことを示すものではない。そこで委員会は、さらなる最適化の試みについて追加ガイダンスを提供するため、線量に関連した数値の国内分布の中央値 (50パーセンタイル) を用いることで、しばしば付加的な改善が得られるだろうことを認めている。地方のDRL量の中央値の国内分布の中央値を、DRL値を算出する際に用いる。また、現在の国のDRL値が地域のDRLを上回っている国々に対して、さらなる最適化が必要かもしれないことを示すものである。</p> <p>(d) 国又は地域のDRLは定期的 (3～5年ごと) に改訂する必要がある。ただし、技術面の大幅な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理の改善が得られた場合は、より高頻度で改訂する。</p> <p>(e) X線手技に関する国のDRLを確立するためには、大規模な調査と登録制度が必要であり、さらに実施と維持のための多大な努力を必要とする可能性もあるため、必ずしも技術の変更に対応する必要があるとは限らない。現場でさらなる最適化が達成されていることが明らかで、又は国のDRL値が存在しない場合、最適化プロセスをさらに支援するため、調査に基づく「現場のDRL又は代表値」を導入してもよい (表2.2)。その使用例として、CTにおける逐次近距離構成法の適用、コンピュータX線撮影のフラットパネルデジタルX線撮影との差し替え、デジタルX線撮影用検出器の材料X線撮影への導入によって達成される、大幅な線量低減に対応したことがある。もう1つの例が、画像の新たな後処理法の導入である。小規模な医療施設では、「代表値」を使用することができる (表2.2)。</p>
5 防護の最適化のためのDRLの使用	<p>(a) 特定のX線装置又は放射線源等の施設に関する、医用画像手技のための適切なDRL量の中央値を、local、国又は地域のDRL値と比較し、その場所に関するデータが予想よりも著しく上回っていないかを確認する。</p> <p>(b) 所定の体系範囲にある代表的な患者サンプルについて、施設でのDRL量の中央値がlocal、国又は地域のDRL値よりも高い場合、施設でのDRL値を「察し越えている」と判断される。</p> <p>(c) 任意の手技に関するDRL値を越えている場合は、考えられる理由を明らかにするために選定された調査に取り組み、是正措置が必要な場合、計画を調整なく実行 (かつ文書化) する。</p> <p>(d) DRLは、個々の患者について用いられるよう、あるいは個々の患者又は個々の検査に関するトリガー (アラート/警告) レベルとして用いられるよう図示されている。同時に、DRL値は限度値ではない。</p> <p>(e) すべての診断検査で優先すべきことは、検査全体からの画像が必要な診断情報を提供し、臨床目的が損なわれないよう、臨床目的に対して十分で十分な画質を得ることである。</p>

<p>(f) 国又は地域のDRLは定期的 (3～5年ごと) に改訂する必要がある。ただし、技術面の大幅な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理の改善が得られた場合は、より高頻度で改訂する。</p> <p>(g) X線手技に関する国のDRLを確立するためには、大規模な調査と登録制度が必要であり、さらに実施と維持のための多大な努力を必要とする可能性もあるため、必ずしも技術の変更に対応する必要があるとは限らない。現場でさらなる最適化が達成されていることが明らかで、又は国のDRL値が存在しない場合、最適化プロセスをさらに支援するため、調査に基づく「現場のDRL又は代表値」を導入してもよい (表2.2)。その使用例として、CTにおける逐次近距離構成法の適用、コンピュータX線撮影のフラットパネルデジタルX線撮影との差し替え、デジタルX線撮影用検出器の材料X線撮影への導入によって達成される、大幅な線量低減に対応したことがある。もう1つの例が、画像の新たな後処理法の導入である。小規模な医療施設では、「代表値」を使用することができる (表2.2)。</p>	
6 防護の最適化のためのDRLの使用	<p>(a) 特定のX線装置又は放射線源等の施設に関する、医用画像手技のための適切なDRL量の中央値を、local、国又は地域のDRL値と比較し、その場所に関するデータが予想よりも著しく上回っていないかを確認する。</p> <p>(b) 所定の体系範囲にある代表的な患者サンプルについて、施設でのDRL量の中央値がlocal、国又は地域のDRL値よりも高い場合、施設でのDRL値を「察し越えている」と判断される。</p> <p>(c) 任意の手技に関するDRL値を越えている場合は、考えられる理由を明らかにするために選定された調査に取り組み、是正措置が必要な場合、計画を調整なく実行 (かつ文書化) する。</p> <p>(d) DRLは、個々の患者について用いられるよう、あるいは個々の患者又は個々の検査に関するトリガー (アラート/警告) レベルとして用いられるよう図示されている。同時に、DRL値は限度値ではない。</p> <p>(e) すべての診断検査で優先すべきことは、検査全体からの画像が必要な診断情報を提供し、臨床目的が損なわれないよう、臨床目的に対して十分で十分な画質を得ることである。</p>

6 小児検査に関する検討事項

(f) 小児の場合、患者の大きさや体重は様々であることから、小児検査の放射線被ばくには（放射線画像検査に準じた核医学に準じた）著しい違いが生じる可能性がある。このような患者線量の差は妥当である。しかし、不適切な技術により、又は、小児疾患と患者の様々な体格に対応するため画像プロトコルを成人から小児に通用することが失敗したことで、患者線量に変動が生じることは妥当ではなく、防護の最適化が必要である。

(g) 体幹の X 線検査に関する小児の DRL を確立するためにには体重のバンド (6 章参照) が推奨される。小児にはこれを促進するべきである。

用語解説

面積空気カーマ積算値 [Air kerma-area product: PKa]
 ビーム軸に対して垂直な平面における、X 線ビームの面積全体の自由空気中（後方散乱なしでの）空気カーマの積分。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は KAP である (mGy cm² 単位で測定される)。以前の用語は「面積線量積」で、DAP と略されていた。

患者入射基準点 [Air kerma at the patient entrance reference point (Ka_o)]
 X 線の患者身体から距離離れた、焦点から一定の距離にある位置（患者入射基準点）参照）での空気カーマ。Gy で表される。国際電気標準会議 (IEC: 2010) ではこの数量を「基準空気カーマ」と明記している。米国食品医薬品局は「放射線空気カーマ」という用語を使用している。国際放射線単位測定委員会 (ICRU) はこの数量の記号を規定していない。[Ka_o] は英国国立放射線防護委員会 (NCRP) が Report No. 168 (NCRP 2010) により導入された基準である。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は GAK である。古い医学論文では、この数量は「累積線量」と呼ばれていた。さらに「基準空気カーマ」、「基準点空気カーマ」とも呼ばれていた。

クリニカルオーディット [Clinical audit]
 構造化レビューにより患者のケアの質と成果の改善を目指す。医学的放射線手技の体系的な試験又はレビュー、構造化レビューでは、放射線作業そのもの、手順又はその結果を、合意されている適切な医学的放射線手技に関する基準と照合する。適切な場合は影響を修正し、必要に応じて新しい基準を適用する (BU: 2013)。

ボリュームコンピュータ断層撮影線量指標 [Computed tomography dose index (volume): CTDI_{vol}]
 ヘリカルスリットで正装した重み付け CTDI (CTDI_w)。CTDI_w は、CT 測定用ファントムのシンクルスライスの全体の平均的線量の推定値で

長さ線量積 [Dose-length product: DLP]
 長さ (L) をもちコンピュータ断層撮影スキャン中の患者に付与されるエネルギーの一、代替指標として用いられるパラメータ。慣例として DLP は mGy cm の単位で報告される。詳細は ICRU Report 87 (ICRU, 2012) 参照。

DRL 量 [DRL quantity]
 医用画像撮影を行うために使用される電離放射線の量を評価する。一般的かつ容易に測定/決定される放射線指標 (Ka_o, Ka₁, CTDI_{vol}, DLP, PKa, Ka_o, De, 投与放射線量) と呼ばれる。各種の医用画像モダリティ及び医用画像撮影に容易に利用できるものとする。医用画像モダリティ及び医用画像撮影のための適切な数量を、本書にて特定する。マンモグラフィ用の乳腺平均的線量を唯一の例外として、これらの数量は患者が受ける組織又は臓器線量ではなく、また、そのような線量から導かれる数量でもない。これは、このような線量が容易に測定/決定できないためである。

DRL プロセス [DRL process]
 DRL 値を確立する周期的アプローチ。DRL 値を最適化のためのツールとして用い、その後新たな DRL 値を決定して、さらなる最適化のためのツールとする。

DRL 値 [DRL value]
 DRL 量の任意の概念的な数値。以下において観察された DRL 量の分布の中央値の、その分布の 75 パーセントイルで設定される。(a) 少数の医療施設（「地方の DRL 値」と呼ぶ）。又は (b) 国全体の複数の施設（「国の DRL 値」と呼ぶ）。「地方の DRL」及び「地域の DRL」も参照。

入射表面空気カーマ [Entrance surface air kerma: Ka_o]
 患者又はファントムに X 線ビームが入射する場所での、X 線ビーム中心軸上の空気カーマ（後方散乱放射線を含む）。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は ESAK 又は ESD (旧名) である (mGy 単位で測定される)。

線量指標 [Exposure index]
 「検出器線量指標」参照。

入射空気カーマ [Incident air kerma: Ka_i]
 焦点から表面までの距離での、X 線ビーム中心軸上の入射空気カーマ（後方散乱放射線を含む）。多くの医学的論文でこの数量に用いられる頭字語は IAK である (mGy 単位で測定される)。

ある (mGy で測定される)。ICRU Report 87 (ICRU, 2012) 参照。
 常に超える [Consistently exceeded]
 1 施設での DRL 量の中央値を、適切な local、国又は地域の DRL 値と比較するときに使用される用語。「常に (consistently)」が意図する意味は「ほとんどで」ということで、「期間全体を通して」という意味ではない。

累積空気カーマ [Cumulative air kerma]
 「患者入射基準点での空気カーマ」参照。

検出器線量指標 [Detector dose indicator: DDI]
 デジタルラジオグラフィ装置 (コンピュータ X 線撮像) 又はデジタルラジオグラフィ) 上に表示される指標で、受像部の被ばくと、したがって画質と関連している。X 線装置を操作する放射線技術員に対し被ばくレベルの指標を示すため、装置の製造業者により、許容できる画像が得られるまでの DDI の範囲が推奨される。線量指標 (exposure index) とも呼ばれる。

確定的影響 [Deterministic effect]
 「組織反応」参照。

指害 [Detrimant]
 あるグループが放射線に被ばくした結果、被ばくグループとその子孫が受ける健康上の害の全体。損害は多発的な概念である。その主な構成要素は以下の確率である。すなわち：致死がんの発生確率、非致死がんの加重された発生確率、重篤な遺伝性影響の加重された発生確率、及び、害が発生した場合の寿命短縮年数。

診断参考レベル [Diagnostic reference level: DRL]
 診断参考レベルとは、診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるツールとして用いられる、1 種の閾値レベルである。日常の条件において、ある特定の手法からの使用線量がその手法としては異常に高いか又は低いかを示すために、電離放射線を用いた医学画像診断で使用される。核医学では、投与放射能 (放射性物質の量)、又はなるべくなら体重 1 単位あたりの投与放射能を使用する。[DRL 量] も参照。

線量 (電離放射線) [Dose (ionising radiation)]
 状況が、電離放射線に対する個人の被ばくと関連する特定の線量計測に、特異的ではないときに使用される語彙。状況が特異的な場合は、線量計測量の名称又は記号が使用される。

カーマ [Kerma: K]
 質量 dm の物質中で非荷電粒子により解放されたすべての荷電粒子の運動エネルギー dE_{tr} の総和を、その物質の質量 dm で割った値。

カーマの単位は 1 キログラムの物質あたりのジュール (J kg⁻¹) である。この単位の特別な名称はグレイ (Gy) である (ICRP, 2007a)。「カーマ」は、「物質中に放出される運動エネルギー (Kinetic energy released in a mass)」の頭字語である。

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

地方の DRL
 規定の臨床的画像撮影のための、国の一部の (複数の) 医療施設における X 線の手法の設定に関する DRL。妥当な数 (10~20 施設) の X 線室における適切な DRL 量の分布の、中央値の 75 パーセントイルに基づく。国の DRL が入手できない手段の場合、又は国の数値が得られていないもの local の装置又は技術によって大幅な最適化の達成が可能となったために、それに相当する国の DRL よりも低い数値を奨励できる場合に、地方の DRL を設定してもよい。

平均乳腺線量 [Mean glandular dose: D_g]
 マンモグラフィでは、D_g は乳房の腺組織の平均吸収線量である。腺組織は放射線感受性が高い乳房組織である。D_g は、特定のマンモグラフィ検査に使用する入射空気カーマ (Ka_o) 又は入射表面空気カーマ (Ka₁) のいずれかから算出する。Ka₁ から D_g への換算は、線量 (すなわち半価層) 階層の材質、過、乳房厚及び乳房構成の関数である。Ka_o から D_g への換算は、これらの全因子と、乳房組織からの後方散乱係数階層の関数である。D_g は平均乳腺線量 (average glandular dose: AGD) とも呼ばれる (mGy 単位で測定)。

医療被ばく [Medical exposure]
 医療者が自らの医学又は医学の診断あるいは治療の一部として受ける放射線被ばく。職業上被ばくする者以外の人が、患者の支援や介助に自発的に役立つ前に承認して受ける被ばく；及び、自らの被ばくを伴う生物医学的研究プログラムにおける志願者の被ばく。

国の DRL [National DRL]
 国の医療施設の代表的なサンプルからのデータに基づく、その国で設定される DRL 値。DRL は特定の臨床的画像撮影について規定される。DRL 値は通常、各医療施設で観察される適切な DRL 量の中央値の、その分布の第 3 四分位数 (75 パーセントイル) として定義される。

注意喚起値 [Notification value]
 米国電機工業会のコンピュータ断層撮影 (CT) Dose Check Standard (XR 25) (NEMA, 2010) の一部。特定のスキャンプロトコルに関

して、施設が規定するボリウムCT線量指標 (CTDI _{vol}) 又は長さ線量積 (DLP) の数値 (いずれの指標を使用するかは施設が選択して場を) を推定線量指標が超えた場合、この基準に準拠するCT線量は、スキヤン開始前にオペレーターに通知する。この注意喚起値を超えた場合、オペレーターのコントロール上に、放射線技師がスキヤンの設定を見直してから検査を進め、それらが正しいことを確認するが、又は変更するようより低す警告が表示される。
患者入射基準点 [Patient entrance reference point] 患者の皮膚表面の上の入射空気カーマを合理的に放射する位置に測定する部位。アイソセントリックなX線透視装置 (C-アーム) の場合、患者入射基準点は、焦点の方向にあるアイソセントラから15 cm 部分の、X線ビームの中心軸上にある点と定義される (IEC, 2010)。
皮膚のピーク線量 [Peak skin dose; D _{skin}] 皮膚で最も強い照射を受ける局所領域 (すなわち、透視ガイド下の手袋中に最も長時間一次X線ビーム内にある皮膚の局所領域) に対する最大吸収線量。皮膚の局所領域での平均吸収線量について、ICRUにより推奨されている表記は D _{absorbed} である (ICRU, 2006)。最も強い照射を受けている皮膚の局所領域に対する最大吸収線量について、NCRPにより使用されている表記は D _{absorbed} である (NCRP, 2010)。皮膚のピーク線量はGy 単位で測定される (NCRP, 2010)。
品質管理試験 [Quality control testing] 公差値をばれた変化が生じていないことを担保するため、X線装置の性能及び画像の現状を時間内に定期的に評価する測定値。
放射線による損傷 [Radiation detriment] 損傷 (Detrimment) 参照。
標準phantom [Reference phantom] 医学診断画像に基づく人体形状コンピュータファントム。ここで、解剖学的生体構造は、人体の種々の臓器・組織の密度と原子組成を特定した、小さな3次元体積素子 (ボクセル) で記述される。成人男女の人体には、ICRPファントムを使用できる。
基準値 [Reference value] より明確な情報がない場合に、体内動態モデルに使用するため、ICRPが勧告するパラメータの値。すなわち、ICRP刊行物に示された線量係数の計算に使用される正確な値。基準値は、計算における丸め誤差の集積を避けるため、実験値が得たと分かっている不確実性を反映するようには選ばれない。最も低い精度で指定されることがある。

13

50~60 kg の範囲を用いることで70 kg の平均値となる。
放射線の確率的影響 [Stochastic effects of radiation] 発生する影響の確率が、その重篤度ではなく、しきい値なしの線量の関数とみなされるような悪性疾患及び遺伝的影響。
組織反応 [Tissue reaction] しきい値と、線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる。細胞集団の傷害、以前は「確定的影響」と呼ばれていた。
組織反応は場合によっては、医療を含む照射後の手技及び生物反応修飾物質によって改善できる。
トモシンセシス (乳房デジタルトモシンセシス) [Tomosynthesis (breast digital tomosynthesis)] 多数の角度からの、乳房の複数のX線撮像を用いる。この情報をコンピュータに送付し、その処理により乳房全体の三次元画像を得る。
代表値 [Typical value] 臨床的画像手法に関する。DRL 重データ分布の中央値。この分布には、複数のX線装置をもつ特定の医療施設からのデータ (又は少数の医療施設からのデータ) が含まれる。これらのデータは、現場の調査、又は現場のデータの検出により入手する。代表値は地方のDRLと同様、local 対照値 (local comparator) を提供することで、1施設内の最適化をさらに進めるための手掛かりとして用いることができる。地方のDRLが決定できないほどX線装置数 (又は医療施設数) が少ないとき、代表値を使用する。新たな技術又は手法と関連した対照値を提供するため、1施設に対する代表値を規定することもできる。
ボクセルファントム [Voxel phantom] 「標準ファントム」参照。

1 序文

- 診断参考レベル (DRL) とは、IVRのための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるために用いられる一種の調査レベルを意味する。委員会は委員が定めた用語である。
- 委員会は次の2つの新しい用語を使用することを勧告している。一DRL 量 (医用画像撮影を行うために用いる電離放射線の量を評価する。一般的かつ個別に測定又は決定される放射線指標)。一DBL 値 (DRL 量の任意の確率的な数値。DRL 量の分布の中央値の、その分布の75パーセンタイルで取定される)。
- DRLは、防護の最適化に取り組み、電離放射線を用いた検査を特定するための、有効なツールであることが確認されている。

15

参考レベル [Reference level] 緊急時又は現存可能な被ばく状況において、それを上回る被ばくの発生を許す計画の策定は不適切であると判断され、またそれより下では防護の最適化を履行すべき。線量又はリスクのレベルを表す用語。参考レベルに選定される値は、考慮されている被ばく状況の一般的な事象に基づいて決まる。DRLはIVRを含む医療被ばくに適用されることから、DRLは「参考レベル」ではない。医療被ばくは、緊急時又は現存被ばく状況ではなく計画被ばくである。
地域 [Region] 通常は地理的な近接性及び/又は文化的類似性により定義され、患者の線量測定のために1つとなり資源をプールすることに同意している国のグループ。国際連合の地域分類は以下で閲覧可能である: http://unstats.un.org/unsd/methods/m49/m49regm.htm 又は http://www.un.org/depts/dgacm/Regional/Groups.shtml 。
地域の診断参考レベル [Regional diagnostic reference levels] 医療被ばくの代表的なグループに基づく。又は国のDRL値に基づく。地域で設定されるDRL。本書に使用している「地域」とは、国のグループを指している。「地域 (Region)」参照。
登録制度 [Registry] 情報の集まり。登録制度は通常、データが解析できるように構築されている。登録制度には通常、拘束的な選択・除外基準はない。これは、疾患の自然歴から薬物又は装置の安全性。さらには実臨床下の治療の有効性に至るまでの多様な趣旨で結果を評価するために用いられる。この情報は、患者のケアの改善にあたる医療従事者に対する情報としても用いられる。
(仮定)サイズ特定CT線量指標 [Size-specific dose estimate; SSDE] 患者の体格に基づく修正値を考慮し、患者から又は患者の画像上で測定/決定された寸法を用いた、コンピュータ断層撮影 (CT) スキヤンに関する患者線量の推定値。米国医学物理学学会 (AAPM) Report 204 はSSDE値を、CT装置で報告されるボリウムCT線量指標に基いて算出しているが、今後、スキヤン患者の照射スキヤン中に取得した減衰データに基づくSSDE修正係数を含むよう、修正される可能性がある (AAPM, 2014a)。
標準的体格の成人 [Standard-size adult] データを収集する患者数が少ない場合、患者の体格をいくらか標準化する必要がある。患者の体格の標準化は通常、体重を制限することで達成される。選択する平均体重は、検討する集団における平均体重に近いものとするべきである。一部の国では平均体重を70±10 kg とすることが妥当と考えられる。成人の場合、これは通常、一定範囲の体重にある患者からのデータを用いることで達成される (例えば、

14

- 患者を医療被ばくさせる役割をもつすべての者は、防護の最適化ツールとしてのDRLプロセスに精通しているべきである。
- DRLの適用だけでは、防護の最適化に十分ではない。対応する画像の診断的品質も評価する必要がある。
- 委員会は、国におけるDRL量の分布 (国のDRL値を求めらるために用いられる同様の分布) の中央値の使用は、最適化改善のためのもう1つの有用なツールになると考えている。
- DRL量として用いられる放射線技術は、容易に測定又は入手されるものでなければならない。例えば、放射線診断には医用空気カーマ積算値 (P_{air}) 及び入射空気カーマ (K_{air})、CTにはボリウム・コム・コンピュータ断層撮影 (CT) 線量指標 (CTDI_{vol}) 及び長さ線量積 (DLP)、さらには放射線被ばく線量 (個人線量計) である。これは、実効線量は測定可能な数量ではなく、医用画像撮影を行うために使用する電離放射線量を評価するものではないためである。これを使用した場合、DRLの目的として不要に関連のない、無関係な要素が導入されるおそれがある。
- DRL値は線量限度として使用するべきでない。線量限度は患者の医療被ばくには適用されない。
- 1施設におけるDRL量の分布の中央値はDRL値と比較すべきであるが、個々の患者のDRL値と比較すべきではない。これは、DRLプロセスが患者のグループに関する防護の最適化を意図しているためであり、個々の患者ではなく、個々の患者に基づいたためである。
- DRLプロセスは、何らかの最適化を行った後に調査を繰り返し、その最適な時間を待たせ、DRLプロセス全体を繰り返すという、品質保証 (QA) の連続プロセスに適用されるべきである。

1.1 目的

- 本書では、特定の画像モダリティの実験的な使用に関するガイダンスを示し、DRL値の特定方法を検討し、DRL値の定期的な改訂に際して助言を与える。特定の画像モダリティで使用するDRL値を勧告する。集積したDRL値は、多数の情報源から入手可能である (Hesse et al., 2005; ICRP, 2007b; Lassmann et al., 2007; Padovani et al., 2008a; Barros et al., 2009; Hart et al., 2009; Hiller et al., 2009, 2012a; Beard et al., 2012; Foley et al., 2012; NCRP, 2012; Samara et al., 2012; ASSAC, 2014; Lassmann and Treves, 2014; Sa'neh et al., 2014)。本書では、DRL値のリストを提供するのではなく、DRL値の設定及び使用時に考慮すべき問題点を論じる。また本書では、調査の実施、DRL値の決定、及び臨床施設におけるDRLプロセスの適用に関するDRLプロセスの適用を示す。

16

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

1.2 用語

(3) その 1990 年の勧告 (ICRP 1991) において、委員会は、(患者の医療被ばく以外の用途) に使用されたとき、その数値を超えたら何らかの措置又は決定をすべきという測定値の数値として、特定の参考レベルを述べた。これらには記録レベル (そのレベルを超えたら結果を記録し、下回った数値は無視する)、調査レベル (そのレベルを超えたら、その結果の原因又は意味を検討する必要がある)、及び介入レベル (そのレベルを超えたら、何らかの是正措置を検討する必要がある) が含まれる。DRL は 1996 年、患者の医療被ばくにおいて防護の最適化が必要となるあらゆる状況や特定のために用いられる。1 つの調査レベルのための用語として導入された (ICRP 1996)。本書において委員会は、次の 2 つの新しい用語を使用することを勧告している。「DRL 量」(医用画像撮影を行うために用いる電離放射線量の評価する、一般的かつ容易に測定又は決定される放射線評価)、「DRL 値」(DRL 量の任意の概念的な数値、調査又は他の方法で得られた DRL 量の分布の中核値)、その分布の 75 パーセンタイルで設定される。

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

1.3 歴史

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

17

1.5 現在の DRL 使用に伴う問題

(11) 現在の撮影行為は DRL プロセスを適用することについては、次のようないくつかの問題がある。・DRL 値が厳格な患者群 (又は一連の検査) ではなく個々の患者 (又は個々の検査) に使われることがある。・DRL 値が厳格な患者群 (又は個々の検査) の検査の限度値として使われることがある。・DRL 値の設定に、フアンタムや不適切な放射線出力の指標が使われることがある。・イメージングシステム間の技術的な違いがあるとき、及び同じ検査について臨床適応に必要と異なる画質に違いがあるとき、DRL 値の確立・画質の特性評価に関する問題。小児の X 線撮影についても、検診すべき特定のサイズである患者が少数であることから、DRL の設定に使用できる試験及びデータ数が少ないという問題がある。

(12) DRL プロセスの適切な臨床実践に追加ガイドラインが必要であることが、時と共に明らかになってきた。以下について明確にする必要がある。・従来のガイドラインに使用されていた一部の用語の定義。・DRL 値の決定。・これらの数値の再評価及び更新の適切な間隔。・地域差における DRL プロセスの適切な使用。・このツールの実証への適用法。・より新しい画像撮影技術 [デュアルエネルギー CT、陽電子放射断層撮影 (PET)、CT、単光子放射断層 (SPECT)、コンヒーーム CT、デジタルラジオグラフィ、トモシンセシス] に対する DRL の概念の適用。第 7 章には、実地臨床における DRL プロセスの実践に関して勧告を示している。

1.5.1 DRL 値は個々の患者を意図したものではない

(13) 個々の患者の適切な最適化された線量は、患者の体格及び医用画像撮影の目的に応じて異なる。「標準的な」患者についてプロトコルを最適化した後、その装置の自動コントロール機構によって、より小さい又は大きい患者に適切な技術的要素が見積もられる。核医学では、投与放射線量は患者によって体重量に基づく。

(14) 2010 年、米国電機工業会は Computed Tomography Dose Check Standard (XD 26) (NEMA, 2010) を発表し、CT 装置の製造業者はその製品の開始前に実施した。本基準に従った CT 装置は、推定値 (GTD₅₀) 又は DIAP が 9 つの規定値のいずれか 1 つを超えた場合には、スキヤーズの開始前にオペレータにこれを伝える、警告することになる。規定値の 1 つは「注意喚起値 (notification value)」であり、スキヤーズの開始前に固有の値である。CT Dose Check Standard ではこの注意喚起値について特定の数値を示していない。米国医学物理学会 (AAPM, 2011b) は注意喚起値について勧告を提案しているものの、一部の施設は代わりに DRL 値を用いている。しかし、DRL 値は個々の患者群に関する防護の最適化を意図していることから、このような使用は不適切である。

19

(6) 2001 年、委員会は Supporting Guidance 2 (ICRP, 2001b) を発表した。その後これは、委員会のウェブページから無料でダウンロードできるようになっている (www.icrp.org) (ICRP, 2001a) Publications 69 及び 78。並びに Supporting Guidance 2 に示されている。DRL に関する委員会のガイドラインの要約は、Publication 105 (ICRP, 2007c) としてまとめられた。

(7) 欧州では国際理事會指令 97/43/EURATOM (EC, 1997) において DRL が正式に導入され、欧州連合の加盟各国には、最適化の戦略としての DRL の確立及び使用を促進する義務が課せられた。この義務は欧州委員会 (EC, 2013) でも繰り返され、DRL の確立、定期的な検討及び使用に関する要件が求められた。DRL を常に超えている場合には local で適切な検討を行い、さらに必要であれば適切な是正措置を講ずる必要があると述べられている。1990 年からは欧州委員会により、患者線量と画質に関するデータを集め、成人及び小児の X 線撮影及び CT のための画質基準に関するガイドラインを作成し、DRL の使用を促進するための、数件の研究プログラムが開始された (EC, 1996a, b, 1999a, b)。1995 年から 2005 年にかけて、デジタルラジオグラフィ及び IVR に関する追加プログラム (SENTINEL, 2007; DIMOND, 2006) が実施され、より新しい画像モダリティのための DRL 初期値が確立された。

1.4 DRL の有効性

(8) DRL プロセスは、患者の医療被ばくにおける防護の最適化のための有効なツールである。このアプローチの有効性を示したものは、米国 Breast Exposure Nationwide Trends のマンモグラフィ QA プログラムであった (Jenssen and Butler, 1978)。初期の調査ではフアンタムを使用し、19 の州の施設から入射線量に関するデータを集めた。これらのデータに基づき、熟練した評価調査者が、不必要に高い又は低い数値が得られた施設を訪問し、施設の画像撮影プログラムの改善点を勧告した。1 年後の追跡調査において、平均入射線量は大幅に削減され、入射線量の分布の標準偏差は減少し、画質が改善していた。

(9) 1980 年代半ば以降、約 5 年ごとにデータが収集されている英国では、2005 年の調査結果から求められた DRL 値は 2000 年の調査結果に比べ 16% 低く、1980 年代半ばの調査結果の約半分であった (Hart et al., 2009, 2012)。このツールの価値は、欧州委員会の 1997 Medical Exposure Directive (EC, 1997) において認められた。

(10) DRL プロセスは患者の健康を助けるツールであるが、患者線量の監視というプロセスを通じてのみこれを達成できる。DRL プロセスは、何らかの最適化を行った後に調査を繰り返す、その後適切な時間をおいた後、患者線量の監視全体を繰り返すことで、連続的に適用されるべきである。

18

1.5.2 DRL 値は線量限度ではない

(15) 委員会による線量限度の適用の原則では、「患者の医療被ばく状況を除く計量被ばく状況においては、規制された線量からのいかなる個人への線量も、委員会勧告する適切な限度を超えるべきでない (ICRP 2007a, d)」と述べられている。この原則では、患者の医療被ばくが明確に除外されている点も重要である。線量限度は医療被ばくには適用されない。医療被ばくは委員会により次のように定義されている：「診断・治療の目的の患者 (又は患者の胚・乳児あるいは授乳中の乳児) 並びにその介助者及び介護者の被ばく (職業被ばく以外) (ICRP, 2007c)。」

(16) 委員会が述べているように、「患者の医療被ばくが適切に正当化され、しかも関連する線量が医療目的に見合うものであれば、患者の医療被ばくに対して線量限度又は線量拘束値を適用することは不適切である。これは、そのような限度又は拘束値は治療法としては意図されておらず、またそのように使用すべきでないことになるからである (ICRP 2007c)。」したがって、DRL 値は線量限度となることは意図されておらず、またそのように使用すべきでないことは明白である。

1.5.3 DRL 値は実地臨床に基づくべきである

(17) X 線画像撮影の場合、DRL 値は通常、患者検査から導いた DRL 量の数値に基づきデータをを用いて決定する。過去にはフアンタムが多く使用されていた。しかし委員会では現在、患者検査の調査に基づき DRL 値を設定することを勧告している。これは、DRL 値が、その医用画像撮影に関する特定の臨床的及び技術的要件と結び付いている必要があるためである。患者検査から得られたデータからは、単純なフアンタムを使ったときには認められないような、データの分布の不均一性が見通しを得られる。

(18) 本書では、どのような場合にも患者検査のそれぞれを適用することが適切である。これは、そのような限度又は拘束値は治療法ではなくフアンタムを使用することと併せて適用する制約については論じている。また、特定の画像モダリティ及びその他の臨床事項に基づく、DRL 値の適切な決定方法を述べる。さらに、データサンプリングが限られる場合の DRL 値の設定についても述べる。

(19) 委員会は以前、DRL に使用される放射線指標 (DRL 量) は、「容易に測定される量でなければならぬ。例えば、放射線診断では、空気中の吸収線量、あるいは単純な標準フアンタムや代表的患者の体表面における組織等価物量や骨中の吸収線量などであり、核医学では投与放線量である (ICRP, 2001b)」との勧告を出していた。DRL 量は、医用画像撮影を行うために使用する電離放射線量を評価する。選択する数量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像撮影に容易に利用できるものとする。

(20) ICRP の放射線防護体系においてその他の目的に使用される「実地線量」を、DRL として使用することが提案されてきた。しかし、実地線量は、医用画像撮影を行うために使用される電離放射線量を直接評価するものではなく、DRL の目的として不適切な関係にある。

20

管理のための他の方法について記述している (ICRP, 2013a)。
1.7 対象者
(40) DRLは、医用画像における防護の最適化のための有効なツールである。医療施設における放射線防護の最適化の実施には、様々な国で様々な者が責任を負っていると考えられる。一般的に責任をもつ者は、医学物理士、医師、放射線技師又は管理層である可能性がある。ただし、患者を医療従事者が保護する役割をもつすべての国の防護の最適化ツールとしてのDRLに精通しているべきである。理想的なアプローチは、放射線科医、放射線技師、医学物理士及びその他の関係スタッフから構成される、線量・画像最適化チームを設置することであるが、多くの施設ではこれが不可能であると認識されている。
(41) 本書の対象者は、国、地域及び地方の規制当局、学術研究機関、医学界、専門学会、医療従事者、医療従事者に電離放射線を使用している施設、及びこれら施設で働く責任者である。特に放射線科医、心臓専門医、及び放射線科医の他の臨床医の医療専門家団体は、適用される線量のDRLプロセスを用いた評価を含め、QA及び品質改善プログラムを促進する。

1.8 まとめ

(42) DRLは、患者の医療従事者における放射線防護の最適化に、有用かつ貴重なツールであることが証明されている。本書において委員会は、DRLの使用及びDRLの決定に関するその進捗の報告を精緻化し、混乱や誤解がある分野に際して追加報告を示している。これらの報告は、DRLの適切な使用の明確化に役立つ。また、様々な画像モダリティ及び臨床状況に対するこのツールの適用に関してガイダンスを示すはずである。さらにこれは、假想値としてDRL値を保持したり、個々の患者に対してDRL値を適用したり、又は容易で直接的な測定ができない線量を使用するなど、DRLの不適切な使用を阻止することに役立つはずである。

2 DRLの確立のための関連事項における検討事項

- 適切な必要である場合、国又は州の法律において、DRL値に関するデータ収集及びDRL値設定という作業の線量・画像最適化チームに責任を有する組織を明記するべきである。
- DRLの決定における第一段階は、DRLを確立すべき検査/手技を特定することである。これらは、その地域内で実施される一般的な検査と、最も多く実施されるもの、又は患者に最高線量が照射されることとなる検査を優先する。これらにはまた、DRL値の評価が実行可能

- 最適化のための追加ツールとして地方のDRL及び仮定値を使用してもよい。
- 構造化されたデジタル形式の線量最適化レポート (radiation dose structured reports: RDSR) からデータを照合することが、線量の解析を向上させ、さらなる最適化に寄与する可能性がある。

2.1 序論

(43) 本書では、診断的X線検査、透視検査、マンモグラフィ、骨の検査及び核医学といった診断手技に関する、DRLプログラムの設定及びDRL値の確立について検討する。デジタルラジオグラフィ、CT、核医学及びマルチモダリティ、小児検査に関する特別な検討事項は6章で扱うが、全ての画像診断検査に適用される一般原則は本章で論じる。DRLはそもそも、特定のX線検査で実施される特定の検査に関するDRL量であり、人体厚 (又はその他の体格の指標) のみに応じて異なるという「標準」検査に用いられる、という根拠にある前提で作成された。IVRは、それらももつ本来の性質から非標準的なものであり、4章にて別途扱う。

(44) DRLとは、診断的IVRのための患者の医療従事者において、防護の最適化を助ける1種の測定レベルである。DRLは、所定の体厚範囲にある患者群又は特殊な事情では標準アアントンに対する、一般的な検査用の各種装置に対して規定される。これは分布中の任意のしきい値から求められるものであり、科学的定業ではない。DRLは専門家の判断を補充するものであり、撮影行為の是非を分ける境界線を示すものではない。

(45) DRLは「DRL値」を利用する。DRL値とは、医用画像撮影を行うために使用される電離放射線の量を指す。一般的かつ容易に測定/決定される線量又は指標である (例えば、K_{AP}、入射空気カーマ (K_{in})、CTDI_{vol}、DLP、P_{ex}、患者入射基準点における空気カーマ (K_{air})、平均吸収線量 (Do))。又は適用した投与放射線など。これらの線量は線量と 관련된ものであり、患者の組織・臓器における実際の吸収線量ではない。

(46) 選択する線量は、各種の医用画像モダリティ及び医用画像撮影に容易に利用できるものとする。DRLは、日常の条件において、所定の体厚範囲の代表的な患者グループについてある特定の手法から得られたDRL量の中央値が、その手法に対しては線量に高いか又は低いかわる評価するために用いられる。

(47) DRLは、それらが適用される「local」国又は地域において実施される手法を代表するものとする。DRLは、国によらずには、病院又は保健当局がそれ自身の、地方のDRL値を設定してもよい。これらは、最適化を助けるものとして国のDRL値を利用できない手技、又は国のDRLに反映されているものよりも、現場の撮影行為を通じての方が最適化の程度が大きい手技に適用することができる。これは、より低い

- 能である検査であるべきである。
- 記録される主要線量は、容易に評価できる線量とし、可能な限り検査から直接評価される、又は画像撮影装置から入手できるものとすべきである (P_{ex}, K_{AP}, DLP, CTDI_{vol}、投与放射線など)。さらに、適用した線量は又は投与放射線を示すものとする。
- DRL値を確立するための国の選定は、通常、選ばれた代表的な患者に関するデータを待つことができるように、十分な仕事量をもつ大規模又は中規模施設から構成するサンプルには、多岐にわたる医療従事者も含める。至極制度もDRL値確立のためのデータ源となりえる。
- 1施設の特定の検査に関する調査では、通常、20例以上の患者のDRL値に関するデータを収集する (選択診断又はCT検査には30例以上、マンモグラフィには60例以上が好ましい)。
- 全ての画像撮影装置のごく一部を任意抽出する調査により、適切な出発点が得られる可能性がある。まずは、80～90施設からの結果で十分と考えられる。施設が50か所よりも少ない小国では、その80～90%の調査で十分と考えられる。
- 病院情報システム (HIS) 及び放射線科情報システム (RIS) は、多数の患者に関するデータを提供でき、至極制度における収集に適している。なるべくなら、これらのデータの電子転送を利用することが望ましい。
- 多数のサンプルを使用する場合は、調査に含まれる患者の体重的標準化が必要である。
- 患者の線量計測に使用するP_{ex}計など全ての線量計の校正を定期的に行い、また一次標準に沿っていないければならない。X線システムにより生じた誤差はDRL値データに全体的に伝達されるべきである。医学物理士が定期的に確認する。
- 委員会が現在、調査した各施設のDRL値の (平均値ではなく) 中央値を使用することを勧告している。国のDRLは、代表的な施設のサンプルにおいて得られた中央値の75パーセントアイルとして設定する。
- 1つの地域内の多数又は大半の国々、国のDRL値が決められている場合には、入手できた国の線量の中央値を用いて地域DRL値を設定することができる。
- 国又は地域のDRLは定期的 (3～6年ごと) に、又は技術面の大規模な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理が得られた場合に改訂する必要がある。
- DRL値を公表する際は、患者データを収集し現地グループ、国又は地域からの意見を同時に示し、データのペーパースとした「標準」的患者の体格、特定の検査の詳細、また適切であれば調査実施日を記載する。
- 医用画像の品質評価を、最適化プロセスの一環として実施する、入手できる場合は客観的指標を用いる。

患者線量の達成を可能にし、国/地域/DRL値が得られていない新たな技術について、より低い線量を設定するために、又は単にさらなる最適化を促すために、用いることができる。これらの地方のDRL値は、将来的に施設のQAプログラムのための対照値として用いられるため、localの患者調査に基づいて設定されることもある。

(48) DRL値は、国又は地域の医療施設で観察されるDRL量の分布の中央値の75パーセントアイルとして設定される。DRL量の特定の線量は静的なものではない。最適化を続けるにつれ、又はハードウェアが改善するにつれ、DRL値は定期的に更新されるべきである。新たな線量技術を導入する際は、適切なDRL値を測定し、できる限り速やかにDRL値を設定するよう努力するべきである。線量関連データの収集及び管理のためのソフトウェアにより、DRL値の確立及び更新のプロセスを単純化できるかもしれない。

(49) 核医学におけるDRLは、平均的な患者の検査に関する、許容される投与放射線レベルとみなされる。核医学におけるDRLの使用に関連した撮影行為は、放射線診断におけるそれとは異なるもの、「適切な撮影行為のために所定の要件が確立を助ける」という類似した目的にかかわるものである。核医学及びハイブリッドイメージングのDRLについては、5章に詳述する。

(50) 放射線又は他の医療画像のセクション内の特定のX線量では、その室内で実施された診断手技のためのDRL量の中央値をDRL値と比較し、その室内の中央値よりも高いか低いかを確認することができる。現場の撮影行為からのデータとDRL値のこのような比較は、防護の最適化の第一段階であり、これにより現場の撮影行為の調査を行うべきか否かが示されることが考えられる。

(51) 特定のX線検査における特定の種類の検査について、DRL量/中央値が関係するDRL値を超えた場合 (又は特定のパーセントアイル未満であった場合)、施設による内部調査を避けるべきに行う必要がある。この調査によって、適切な線量をを用いた撮影行為の改善法を特定するか、又はそのように高い (低い) 線量の使用を臨床的に正当化する。

(52) DRL値を遵守しているからといって、必ずしも画質が適当であること、又は検査が適切な線量で行われたことを示すものではない。画質を、最適化プロセスの一環として評価しなければならぬ。施設のDRL量の中央値を、DRL値を求めたために使用した分布の中央値と比較することは、画質の評価に最初には注意を向けるべきを示すことにより、最適化にも役立つと考えられる (2.6.2章)。

2.2 DRL値設定のアプローチ

(53) 最初で、かつおそらく最も難しい段階は、DRL値の設定である。これは、医用画像撮影に関する規定の臨床的及び技術的要件と結びついている必要がある。同じ身体部位を撮影する場合でも、ある状況について設定された数値は別の臨床的及び技術的要件には適用できない

可能性がある。要件には一般的なものと個別のものがあり得る。
(64) 概して、また大半の種類の検査について、DRL 値は調査又は患者検査の登録制度において行われた測定に基づくべきである。必要な診断情報を提供するために、どのような DRL 量の範囲であれば十分に画質であり十分に適当なのかは、判断が難しい。調査又は登録制度からのデータをグループをグループすることで、その DRL 量の数値であれば診断に十分な画質が得られると大半の放射線科医が同意する結果が得られる。
(65) 様々な X 線装置の性能比較のための自動露出制御 (AEC) による全身 X 線撮影の計画 (Conway et al., 1992)、並びにモニタリング装置の性能チェックのために、ファントムが有効と考えられるが、ファントムを用いた調査から DRL 値を設定することは適当でない。ファントムのデータは、医用画像撮影に関する臨床的及び技術的要件を必ずしも反映していない。さらに、ファントムからのデータにはオパレートの成績は含まれず、調査から得られる患者データと同様のプロトコルの使用は含まれていない可能性がある。ファントムを使用する場合は、患者の測定値に基づきより完全なシステムを設定する中の、第一段階としてのみ使用すべきである。
(66) DRL 値を設定するための患者検査データの使用における 1 つの例外は、歯科 X 線撮影装置である (3 章)。大半の成人では、歯の撮影に同じ曝射被ばく程度が用いられることから、適切な測定での出力測定は、それぞれの口腔内歯科装置に関する入射空気カーマ又は患者線量中央値と考えることができる。次に、様々な歯科装置の測定値分布に基づいて DRL 値を設定することができる。
(67) 各種医用画像診断装置に推奨されるアプロードの要約を、表 2.1 に示す。優先順位が低くマークされている検査では、DRL 値を設定することが推奨されないものの、集団線量に対する影響度は低い又は調査が比較的高い画質であることから、DRL 値設定の初期に行う線量調査に組み入れることは適当でない。
(68) 国及び地域の DRL は、正当な比較に基づく必要がある。特定の検査について DRL を作成する。比較に意味をもたせるためには、同一条件で行う必要がある。さらに DRL 値は、特定の検査又は手技に関する国又は地域内の様々な撮影行為を代表するために、十分な数と多様性をもつ幅広いグループから導く。(画像再構成法を含む) 技術の違いによって、所定の診断画質をもつ画像のために達成可能な線量も大きく異なる可能性があるため、DRL 値と技術とを関連付けることは適当であると考えられる。
(69) 国や地域ごとに撮影行為と装置は異なることから、国及び地域の DRL は、それが適用される国又は地域で実施される手技を代表するものである。1 つの国又は地域内で、DRL 量に異なる数値をもつ 2 つの検査手続がある場合、2 つの DRL 値を設定し、その検査と手続を明記することもできる。このことは特に、線量に影響する新たな技術が入れられた場合、移行期間を可能にするために、当てはまることである。

29

(68) 国又は州の法律で、この作業の様々な構成要素に責任を有する組織を明記する。患者データと国/地域の DRL 値の設定と照合は、国/地域レベルで実施する必要がある。しかし、実際の患者データの測定及び収集は、多種多様なグループが行うことができる。
(69) 患者の調査を行う組織には、政府機関、保健当局、科学又は専門団体、学術研究機関、病院、放射線施設又はクリニックがある。これらの調査は、医学物理士又は放射線防護に責任を有するその他のスタッフ (組織の従業員、民間契約者、民間契約を受けた内部の放射線技師又は X 線検査技師) が行うことができる。
(70) 1 国の中の地理的地域 (州、県、郡など) は、必要と思われる自身の DRL 値を作成するために、インフラを備え、専門家との必要な協力関係を結んでもよい。インフラが整った後は、そのような共同グループは調査をより速やかに行うことができ、したがって実際に認識した変化に対し、より速やかに対応することができる。
(71) 放射線科のグループによって設定された地方の DRL 値、又は単一施設によって設定された代表値も、何らかの役割を果たすことができ、国及び地域の DRL はその性質から、詳細、検討及び改訂に、より長期間かかる可能性がある。大規模な病院又は病院のグループは、より高いレベルの最適化を達成するために、既に努力を怠り込んでいない。この場合、このグループは、現場の撮影行為のさらなる定期的な調査に基づいて地方の DRL 値を設定することができる。地方の DRL 値は通常、異なる臨床的作業のために設計された。又はより厳格に臨床的状態がある患者群に基づいて設計された場合を除き、国の DRL 値よりも低い。IPEM (2004) には、地方の DRL の実施及び使用に関する包括的報告書が示されている。
(72) 地方の DRL 値は、X 線又は医療施設の 1 グループ (10~20 施設からなる) について求められることができる。調査に 10~20 施設が含まれる X 線装置は、分別の第 3 四分位値で地方の DRL 値を設定することができ、さらに注意が必要な X 線装置の特定に役立つことができる。調査に 10~20 施設が含まれる X 線装置が少なく又は単一施設の場合、代表値は分布の中央値として定義でき、同様に使用することができる。代表値は、国の DRL が確立されていない特殊検査を多数行っている施設において、有用である可能性がある。またこれは、特定の種類の専門治療を行う大病院又は小児大病院にも当てはまると考えられる。場合によっては、地方の DRL が、国の DRL 値が確立されていない特殊検査を多数行っている 1 ヲの小児大病院からのデータに基づくこともある。
(74) 地方の DRL 値又は代表値は、同レベルの画質を達成するために低い線量の使用が可能となった新たな技術について確立することができる。この例は、CT 画像形成、フルドーズ CT 画像形成、フルドーズ CT 画像形成、又は通常の X 線検査又は歯科画像検査のためにコンピュータ X 線撮影 (CR) とリアルタイム高感度 X 線撮影用検出器 (DR) が使用される場合などである。
(75) 現在、世界各国で様々な画像撮影のための DRL 値が設定されており、他のセンターで使用されている数値を参照することが、さらなる

31

(60) DRL 量の最も適切な情報源は、それが使用される国又は地域の患者ベースのデータである。そのような DRL 値を定めることができる方法は、本章で後述する。他の情報源からの DRL 値も、有用な情報になり得る。これらの数値は、一次 DRL 値の確立及び比較のため、最初の事例において用いることができる。
(61) 他国又は国際機関が公表した DRL 値も、国の DRL 値を設定する際に参照することができ、これは以下の理由による。診断手技 (2014)、英国健康保護局 (HFA) (現在の公衆衛生庁) (HPA, 2012) 及び NCRP (2012) など多数の情報源から例が得られる。
(62) しかし、他国又は国際機関が公表した DRL 値は必ずしも、多くの国々及び州に適用できない。これは以下の理由による。診断手技の定義が異なる可能性がある (例えば「腹部 CT」は、腹部の CT のこともあれば、腹部骨格の CT のこともある)。利用できるハードウェア、ソフトウェア及び専門知識が異なる (放射線の装置、技術又は手技が異なる) 可能性がある。患者集団 (典型的な病理を含む)、検査目的及び患者の体重分布が異なる可能性がある。
2.3 調査に関する検討事項
2.3.1 調査の実施と DRL 確立の責任
(63) DRL は、多種多様な地理的地域における DRL 量の分布の中央値に基づいて設定されると考えられる。これらに関する情報を表 2.2 に要約する。
国/地域の DRL は、その国で電離放射線を用いて行われる医学的手法の範囲及び数に対して適当なものとする。そのような DRL は、全ての施設にそれを満たすことが奨励される。目標値となる。
(65) 類似した撮影行為を行っていると考えられ、そこからゾーンがグループされる国のグループに関連した地域 DRL を用いることで、仕事量を減らすことができ、より確実なデータセットに基づく DRL 値が得られる。地域 DRL 値の確立は、本書に示している概念に沿って行い、またその方法は全ての参加国の規則当局間で事前に取り決められる必要がある。
(66) 国又は地域の DRL 値を調査するためには、国又は地域全体での患者調査又は登録制度が必要であり、これには各国政府からのサポートを受けた国又は地域の組織が調整役となる。またこのためには、必要な資源の提供が求められる。
(67) 適切な撮影行為を促すためには、DRL 値の設定、DRL の適用、及び医療被ばくに対する防護の最適化に関する規制要件が推奨される。患者線量の管理のアプローチは、世界の様々な地域において様々である (Martin et al., 2013)。したがって、DRL の確立及び最適化プログラムの実行には柔軟性が必要である。

30

最適化が必要か否かを判断する際に役立つことがある。
(76) 一部の国では過去に、政府機関又は大学が調査を行っていた (Martin et al., 2013)。設置されたグループの経験は利用すべきであるが、データ収集の精度と一貫性並びに X 線施設の均一な把握を確保するためには、協調と監視が必要である。
(77) 一部の国では、専門学会が線量データの記録及び普及のための継続的な登録制度を確立している。その 1 例が米国放射線医学会の Dose Index Registry である (http://www.aacr.org/Quality/Safety/National-Radiology-Data-Registry/Dose-Index-Registry)。そのような登録制度により、きわめて多数の検査に関するデータ収集が可能となっている (Bhargavan/Chaffield and Morn, 2013)。このため、これらは特に、実施頻度の低い検査からの線量データの評価に有用と考えられる (Lukasiewicz et al., 2014)。
(78) 国際登録制度は、大量のデータの自動収集の機会を提供している。多数の医療施設、多数の検査の種類及びデータの詳細を調査できること、報告頻度が標準化されていること、継続的に更新されること、及び随時の変化を比較解析できることなどがすべて、不定期な調査に比べて大いに利点であるが、登録制度では専門スタッフ、継続的な監視及び必要な資源の提供が必要である。
(79) 最適化のためには装置の操作性性能を理解することが必要であるため、定期的な品質管理 (QC) 検査を装置について行う必要がある。また資格をもった医師がその結果を評価する必要がある。これは施設によって義務付けられることがある。英国では長年、最適化プロセスにおいて DR がうまく採用されており、医学物理士が X 線装置及び患者調査の性能試験を監視している。
(80) DRL 値の設定により医療被ばくの防護の最適化が導かれることを保証するために、装置を操作し手技を行うスタッフと、QC 検査を行うスタッフがいずれも、その結果に留意し、共同で最適化プロセスに働く必要がある。最適化を完全に実現するためには、様々なグループ間の頻密な連絡が不可欠である。
2.3.2 施設
(81) DRL 設定の第一段階は、DRL が適用される地理的地域全体で患者検査の調査を行うことである。何百もの医療施設を有する先進諸国では、これらの調査はすべて巨大な作業になるであろう。しかし、全ての画像撮影施設のごく一部をサンプルとして任意抽出することにより、適切な出発点を得られる可能性がある。各施設から十分な数の患者が含まれる場合、まずは、20~30 施設から十分と考えられる (2.3.3 章)。施設が 50 より少ない小国では、一次調査として施設の 30~50% の調査で十分と考えられる。その後の調査で、データ収集のインフラが改善されるに依り、含まれる施設数が増え、より代表的なデータを把握できる可能性がある。患者線量データの継続的収集を

32

容易にできる優れた選択肢の1つは、データを送付できる整飾制度を立ち上げることである。これにより自動的にデータ収集が可能になり、独立後には何百もの施設から入力情報を受け取ることができる (Bhargavan-Chaffield and Morn, 2013)。

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

(83) 含める施設は、選ばれた代表的な医療従事者も対象とするべきである。大半の国々では、これらは公的及び民間双方の病院並びに独立施設であることがあり、最適化の優先順位は通常で異なるかもしれない。一部の施設、特に放射線技術者が比較的少ない施設では、国全体で広く使用されているものを反映しない、施設ごとの集約行動を用いているかもしれない。プログラムを設定した後、線量調査を全 X 線機施設に広げ、高線量をもたらす異常な集約行動を、確認された DRL 値との比較を通して特定できるようにする。これらは、線量の認識を得るため、最終的には調査プロセスを経る必要がある。

(84) サンプルは、選ばれた代表的な医療施設のある地理的領域の初期の調査は、中央で組織化される必要があるだろう。放射線診断に係る医学物理士が数名に過ぎない場合は、1 名の医学物理士が施設を訪問して QC 検査を行う必要があるかもしれない。この期間には、X 線装置の出力の測定及びデータ収集の手続きが含まれる。

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

(87) 委員会は現在、そこから国の DRL が確立される国の分布を集積する際に照合すべき数値として、各 X 線施設に関する DRL 量の *best* 分布の中央値を使用することを勧告している。これを可能にするためには、典型的な患者の代表的患者線量を手入で、これは、患者集団による DRL を検査するべきである (中央値は平均値に比べてより重要な推定値である。また電子データ収集法から多数の患者線量を手入で、これは、患者集団による DRL を検査するべきである) ということに見える。

ことが妥当と考えられる。

(93) 適切な DRL 量の数値記録法が利用可能であることから、各施設における多数の患者 (>100 例) に関するデータ収集が可能と考えられる (Goonka et al., 2015; MacGregor et al., 2015)。自動登録制度により、何百もの検査に関するデータの収集が可能である (Bhargavan-Chaffield and Morn, 2013)。このように調査が実施される場合、体重に関する制限の緩和が可能と考えられる。結果はデータ入力からの精度で変化するべきである。外れ値及び大きな誤りを有するデータを検出から除外するため、何らかの形式の除外法を適用するべきである (最高及び最低の 5% を除くなど)。しかし、一部エリアに体重の大きい患者の割合が高いことで結果に影響されないよう、注意する必要がある。小児患者に関する DRL 値確立のための特別な検討事項を、6 章で論じる。

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

(95) 1 つの病院の特定の検査について DRL 量を調査する際には、通常、X 線検査に 20 以上のデータを収集する (IPSM/NRP/CoR, 1992)。しかし、変動が大きく結果の範囲が幅広い場合、より多くの患者のデータが必要になる。これは特に、患者の病歴及び CT の技術の差が変動に寄与する場合は、透視撮影及び CT の手技には、所定の体重範囲内にある 30 例以上の患者グループが望ましい (IPSM/NRP/CoR, 1992)。IVR にはより多くの患者数が必要になることがある (4 章参照)。マンモグラフィの場合、圧迫された乳房厚の変動があることから 50 例の患者の測定値を得ることが望ましい。乳房厚の範囲は幅広いことから、解剖には、乳房厚の範囲を制限した厚薄化を含めることが、適当であると考えられる。

2.3.4 検査及び DRL 量

(96) DRL 値を設定すべき検査及び画像検査を選択する際の第一の優先事項は、その地域内で実施される一般的な検査を含めることである。さらに最も多く実施されるもの、又は患者に最も高線量が照射されることとなる検査を優先する。また検査は、線量計測が実行可能でもあり、これらの検査の実施に関係するあらゆる専門家グループ、すなわち放射線技術師、放射線科医、心臓専門医、外科医、及び X 線システムの使用が許可されるその他の医療スタッフを包含するべきである。どの検査を選択するかは、調査の歴史及びその後に必要な最新の最適化の助けが得られる専門知識にも影響される。表 2.1 で特定の検査を分類している。この目的は、一般に実施されているすべての手技に対し、最終的に DRL 値を与えることとするべきである。DRL は放射線治療を意図していないが、治療計画の作成のための画像撮影、治療ルーバーサル、及び放射線治療における患者の設定検証には考慮すべきである。

(88) 国又は地域の DRL 値の最初の確立は、継続的プロセスの第一段階である。その後、変化を評価するために調査を定期的に行う必要がある。これは、検査レベル、調査結果の変動の程度、新たな技術又は画像検査の集約ソフトウェアの導入、この解析を行うスタッフの有無によっても異なる。あるスイスの大学病院において、Vanoot et al. (2007) は自動収集システムを用いて 2004/060 のデータがソフトウェアの更新によって更新された。フィルム-スクリン系からデジタル放射線画像への過渡期における、患者放射線レベルの変化を評価した。その結果、画像撮影技術が変更される際には、高線度に患者検査を行うことが重要であることが実証された。データが自動的に国の登録制度に入力されることで、必要に応じて DRL 値を 6 か月ごとという高頻度で更新できる (Bhargavan-Chaffield and Morn, 2013)。

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

2.3.3 患者

(91) 本稿の考察の大半は、個々の患者の DRL 量に関するデータ収集、並びにこれらのデータに基づく DRL 値決定に当てられている。しかし、使用する線量に関する装置の性能は、単純な測定又はファントムを使用して評価できるという評価に依られている。これには歯科 X 線撮影、マンモグラフィ、またそれによる患者線量が比較的高いためである。そのような測定は、QC 評価において行われる有用な補助的測定と見なすべきであるが、歯科 X 線撮影は別として一般に、患者検査からのデータの代わりを用いるべきではない。ファントムの使用については、3 章の各画像モダリティのサブセクションで論じている。

(92) X 線ビームの減衰は、ビームが透過しなければならぬ組織量に依存することから、データを収集する患者数が少ない場合、患者の体格をいくらか標準化することが重要である。患者の体格の標準化は通常、体重を制限することで達成される。成人の場合、これは通常、一定範囲の体重にある患者からデータを用いる (例えば、50~90 kg の平均値) として選択される (IPSM/NRP/CoR, 1992)。この平均体重は、その当時国内の平均であったことから、70±5kg という平均体重が基準体重として選択された。この平均体重は、国内の集団の体重分布が異なる国には必ずしも適当ではなく、また英国内の集団体重の現在の傾向をみると、将来に最適ではないかもしれない。選択する平均体重は、検討する集団における平均体重に近いものとするべきである。一部の国では平均体重を 70±10 kg とする

(97) まず第一に、X 線検査を調査すべきかを判断していただく。これは、X 線検査が最も広く使用されている手法であるため、DRL 量の測定が比較的単純であるため、また防護の最適化が比較的簡単なためである。あるいは CT を選択してもよいかもしれない。これは、CT が高精度に実施されるため、またそれによる患者線量が比較的高いためである。CT の場合、防護の最適化に関する助言を与えるために、適切に訓練された医学物理士及び放射線技術師が関与することが必要である。

(98) 単一の検査ではなく複数の検査に DRL 値を設定することは、適切な撮影行為のための手掛かりとなり、またそれにより特定の改善点に注意を向けるとして、1 施設での撮影行為の調査を単純化できる。これは、個人の技能と撮影行為の改善を促すための、最適化プログラムの有用な部分となりえる。

(99) 患者調査のために収集するデータは、なるべく 20 以下以下を含めるべきである。装置の製造業者と型式、検査名、患者の体重、また調査対象とする検査の種類に適切で、かつ入手可能であれば、Psa 及びその他の DRL 量 (CTDI_{vol}, DLP, K_{ap}, K_{ra} など)。患者の便のため、表 2.3 に DRL 量の記号とその意味を示している。委員会が報告する検査は表 2.4 に示す。透視撮影及び CT については、示した全検査を記録するべきである (入手できる場合)。選択する検査は、容易に測定又は入手できる検査でなければならない。例えば、放射線診断では、空気中の吸収線量、あるいは代表患者 (特定の検査で代表患者のファントム) の体表面における組織等価物質量中の吸収線量などであり、核医学診断では投与放射能又はなるべきなら患者の体重からの放射線量である。選択する DRL 量、DLP、投与放射能、体重あたりの放射能 (など) は、医用画像撮影を行うために用いられる標準放射線の量を評価できるものでなければならない (マンモグラフィに用いる D₀ を除き) 身体組織線量器中の吸収線量ではない。

(100) 計器及び表示の校正名、なるべく 1~2 年以下の間隔で検証する。Psa 測定器の精度の検証に用いる、CT 装置の CTDI_{vol} 及び DLP の表示、並びに患者線量計測に用いられる熱ルミネッセンス線量計の校正は定期的に行い、国又は国際基準に沿って行われなければならない。装置の出力の測定値及びその他の照射変数 (exposure variable) の測定を、標準 QC プログラムの一環として実施する。X 線を放出するすべての医療機器については、QC 試験を少なくとも年 1 回実施する。ただし歯科用 X 線撮影装置については 3 年間隔としてもよい。この例外には、歯科用コーンビーム CT 装置は含まれない。

2.4 手技の選択

(101) DRL が目的に合うことを確保する上で、手技の選択は重要である。DRL 量に関するデータを収集する際、すべてのデータが、参加する全施設を通して類似した手技から得られていることが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。これには 2 つの側面がある。第一に、通常含める双方の撮影方向 (胸部 X 線撮影の後面像及び前面像など) を詳細に規定することが重要である。第

二に、手技に関連する臨床作業を規定する。このことは、様々な撮影方向、又は様々な撮影方向が用いられる場合に重要である。次に、DRL 値をすべての撮影に基づくものとするのか、それとも特定のサブセットに基づくものとするかを判断することが必要となる。

(102) 適切な DRL 量の調査を行う、又は自動データ収集システムを用いる組織は、専用の固定された X 線施設内で行う手技と、可動式の装置を用いて行う手技の区別を行う必要がある。可動式の装置は、照射される線量と、そのために患者もしくは DRL にも影響するであろう特有の課題が放射線技術者に与えられる。可動式の X 線撮影装置に関する 1 つの選択度は、線源から検出器までの適切な距離で使用される標準的照射要因 (exposure factor) について K_{a} を測定すること、及び適切な DRL 値との比較のために K_{a} の数値を算出することである。

2.5 データ収集方法

(103) データ収集のために様々な選択度がある。自動記録のためのデータベース施設に限りがある場合は、検査に合わせた用紙を用いてもよい。これは欧州委員会 (EC) による記入に時間がかかり、結果の妥当性がデータ入力とその後のデータ送信の精度に左右される。この手法は英国、その他の欧州各国及び米国 (FDA, 1984) にて採用使用されてきた。

(104) HIS と RIS の出力により、患者検査データの調及のレビューが可能となった。RIS によるデータ収集は、きわめて多数の患者を登録できるといった利点があるが、X 線検査の場合、その結果は後部 (PA) 及び側面撮影など複数の撮影方向について得られることがある。放射線を用いた様々な種類の装置及び装置の手法に対し標準化されたデータを用いて、検査の種類に区分けにより関連性を生じないようにする (Eiselen et al., 2015)。この結果は、特に適切な手技の特定及び線量計測の正しい単位に関して、データ入力の精度が一貫性によっても左右される。またこれには患者の体重は含まれないと考えられる。RIS を介して収集されるデータには、非常に多数の患者が含まれる可能性があるため、これらの問題はある程度、外れ値を除外することで克服することができる。

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

(106) Integrating the Healthcare Enterprise (IHE: <http://www.ihe.net/>) プロジェクトにより、モダリティ、医用画像管理システム (Picture Archiving and Communication System: PACS) 及び線量報告システム間の相互運用性を確保するための、標準ワークフローが確

報に米国放射線医学の Dose Index Registry では 2013 年時点で、自動データ収集法を用いて 500 回分を超える CT 検査に関するデータが収集されている (Bhargava-Chattfield and Morin, 2013)。患者線量管理システムも、クリニカルオーディットのために法的结果を当局に報告したり、意図しない過剰放射線を特定するために欧州連合の基本安全基準指令に役立つ。欧州連合の要件などの法的要件を満たすのに役立つ。どのようなデータソースを使用するかを問わず、線量計測指標の妥当性を確保する必要がある。必要に応じて、患者の患者線量管理システムに取り入れる前に修正されなければならない。

2.6 DRL 値の特定

2.6.1 DRL 量の分布

(110) 適当な DRL 量の患者調査が完了したか、又は自動化プロセスを通じて十分なデータが収集された後、国又は地域の DRL 値をどのようにに設定するかについて判断されなければならない。各施設からの特定の患者特性があること、国又は地域の DRL 値に関するものである場合、各施設からの DRL 量の平均値は、各種検査の線量計測データの分布から導くことができる。

(111) 電子データ収集システムから多数の患者が含まれた場合、この分布をまず、DRL 量についてセンチレンス単位数をもつ明らかな外れ値を特定するために検討する。これらの外れ値は除外される。データの誤入力又は並外れて体型が大きい患者からの少数の高値は、分布の平均値に有意な影響を及ぼさずおそれがあるが、中央値にはあまり影響しないはずである。この操作専用のソフトウェアを使用できない場合は、分布の上側及び下側の裾に含まれる異常な結果は、スプレッドシートで順順に並べた分布又はグラフで見えて特定することができる (図 2.1)。分布の 5% 最高及び最低値に含まれるデータポイントを除外できるが、各施設の中央値とはほとんど影響が生じない。結果はさらに、施設に関連した中央値の分布に含めることができる。

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

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

立されている。IHE の放射線技術モニタリング (RDM: http://wiki.hi.berkeley.edu/wiki/index.php/Radiation_Exposure_Monitoring) プロファイルでは、RDSR が使用されている。現在のところ、データへのアクセスは簡単ではなからず、患者線量管理システムが利用できるようになっており、線量計測データのレポートとしてのデータベースの構築が促されている (Cook et al., 2011; Ikuta et al., 2012; Soderickson et al., 2012; Charnock et al., 2013; Vanó et al., 2013)。さらに線量計測データは、放射線防護に関する QA と品質改善に役立つため、患者線量管理システムで使用することもできる。

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

(108) モダリティ実施済非接触式ステップ (Modality performed procedure step: MPPS) サーベスは依然として、X 線の手技、患者及びモダリティからの画像情報を検査時に HIS/RIS サーバに送信する一部のシステムで使用されているが、今後は DICOM RDSR により置き換えられる予定である (Vanó et al., 2008a, 2013; Tan et al., 2015)。二次的なキャプション画像 (Secondary caption image) は、線量計測データを PACS 中の画像として格納し、試験に添付するために広く使用されている。もう 1 つの選択肢である、さらなる補綴のためには、これらの画像を光学式文字認識 (OCR) プログラムで変換し、線量パラメータを抽出する必要がある (Cook et al., 2010; Li et al., 2011)。これらの画像の解像度によっては、OCR 変換によりデータの誤りが生じることがある。さらに、これによる情報量は通常、RDSR を使用した場合に比べてはるかに少ない。ただし、MPPS は DICOM 委員会により取り戻されているため、その使用は新たな設備には推奨されないが、既存のものについては必須である。

(109) 患者線量の確立が臨床に役立ち、データベースに含まれる検査数と患者数も増える可能性がある。これにより大規模な線量登録制度の確立が可能となる。例えば英国では現在、英国中の病院の医学物理士が収集した線量計測データを、照合及び解析のため英国公衆衛生庁に送信するというシステムを確立している。2010 年に実施された英国調査では、X 線検査に関する 165,000 回の K_{a} 測定値、X 線撮影に関する 185,000 回の P_{ka} 測定値、及び透視撮影に関する 221,000 回の P_{ka} 測定値に関するデータが収集されている (Hart et al., 2012)。同

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

(115) DRL 値は静的なものではない。放射線検査のために患者に投与される放射線は、防護の最適化に重点が置かれ、装置が改善するにつれて低下すると予想される (Wall et al., 2005)。このことは X 線撮影 (図 2.3) 及び透視撮影 (Hart et al., 2012) の英国調査において裏付けられている。最適化が行われれば改善するに値し、DRL 値は定期的に更新される必要がある。DRL 値を公表する際は、患者データを収集した現地グループ、国又は地域からの意見書を同時に示し、データのベースとした「標準」の患者の体格、特定の検査の詳細、また適切なであれば調査実施日を記載する。

(116) スコットランド中の病院の CT 線量に関する最近の調査から、過去には DRL 量の対数正規分布に線量パラメータが当てはまっていたこと、さらには新たな線量に適合していることが示されている (Shampton et al., 2014)。CT 装置は他の種類の X 線装置に比べて少なく、英国では CT 検査の最適化に際しては放射線物理学者の方が多く、CT スキーマ法は比較的単純な高線量を用いられる画像撮影であるため、最適化の取組みが最先進された。その結果、最新のスコットランド中の調査における線量計測値の大半は、国の DRL を僅かに下回る値に集まり始めた (Stuttgen et al., 2014)。これにより分布の高い裾部分が消失した。これは、最適化のために多大な取組みが行われた特殊な事情を表しているからかもしれない。しかし、これは、線量計測情報により容易に入手され、放射線診断に関する医学物理士の数が増え、DRL がより広範囲に実施されるようになることで、他の画像モダリティにも広がりつつある傾向を表している可能性がある。

2.6.2 最適化のための国の中央値の使用

(117) DRL 値を導くために、調査からの線量計測データを単に集めるだけでは、完全に満足いくものではない。またそれにより、真の最適化を表していない DRL を導くには、下回る線量計測結果の数値が蓄積されるかもしれない (Sutton et al., 2014)。必要な画像レベルを確保し、放射線防護を最適化するためには、より積極的なアプローチが必要である。第 2 のレベル (すなわち、DRL 値の決定に用いられる分布の中央値) の確立が、最適化を助けるもう 1 つのツールになり得る。DRL 値は分布の第 3 四分位値であることから、この第 2 のレベルは、最適化の取組みが続けられる際に、適切な形勢を判断するための優れた手掛かりになる可能性がある。この中央値は、DRL 値とともに、画像を患者線量の最適化を助ける可能性がある。

(118) DRL の目的は、防護が最適化されていない(すなわち、地方のDRL量の中央値が国又は地域のDRL値を下回っている)ために、撮影行為の調査が望ましい施設を特定することである。しかし、地方のDRL量の中央値が国又は地域のDRL値を下回っている医療施設でも、また放射線が自動データ収集から、最適化プロセスをさらに進めるために必要な経験を有するスタッフが存在しているかもしれない。委員会は、国々のDRL調査又は自動データ収集からの)国の中央値は、そのような医療施設がその成績を評価できるもう1つのベンチマークとなる。と認識している。大半の医療施設では地方のDRL量の中央値が国のDRL値を下回ることから、国の中央値は、標準的な手法と技術により目指すべき合理的な目標となる。

(119) 患者線量に関する適切な撮影行為とは、医療施設におけるDRL量の中央値を国の中央値以下に到達させ維持することを認める、ということになる(NCRP, 2012)。そのような線量低減戦略を実施する際にも重要な点は、検査の臨床目的に見合う画質を確保することである(2.7 節)。地方のDRL量の中央値が低すぎると、画質(又は複数の画像を使用した検査の診断精度)が不十分になることがある。

(120) 地方のDRL量の中央値が国の中央値を下回っている場合、追加の最適化プロセスは、使用線量ではなく画質を優先的に考えるべきである。この勧告の根拠は、国の中央値とは多数検査の調査から決定されたDRL量(データの中点であるためであり、もし現場施設において国の中央値を下回る放射線レベルを達成していた場合には、使用線量をさらに低減すること)を優先することである。線量低減は、現場の撮影行為によって、国の中央値を回らない放射線レベルとなっている場合は、画質を十分にすることを優先する。線量低減は、それ自体が目的ではない。十分な画質が最も重要である。医用画像撮影に十分でないという危険性が生じるまで画質を悪くしてはならない。

2.6.3 地域DRL値の確立

(121) 欧州連合など世界の一部地域では、それらの医療制度において放射線の安全性という側面を調和させようとしている。地域DRL値に関する要件が、地域のガイドライン又は規則に組み入れられることがある(例えば欧州指令など)。これらの地域に含まれる国々は、それまでに既に国のDRLを持っている場合も、そうでない場合もある。そのため委員会は、地域DRL値の設定に関するガイダンスを提供している。これにはいくつかの選択肢がある。

(122) 地域DRL値は、地域全体から得られる代表的な施設のサンプルの1回の調査に基づくか、又は国別の調査又は登録制度から導かれる国のDRL値に基づくことがある。地域DRL値設定の具体的な方法は、それが代表的な施設のサンプルの1回の地域調査のデータに基づくか、又は国のDRL値に基づかない方法である。

(123) 1 地域内の多く又はほとんどどの国々で国のDRL値が存在している場合、地域DRL値を確立する最も単純で容易な方法は、地域の

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

(130) DRL データを収集する際には、評価調査者は目的の線量計測量の精度に特に注意を払いつつ、適切なQCプログラムによって画像撮影装置が容認する程度機能しており、しかも、臨床作業にふさわしい画質の医用画像が得られることを保証する必要がある。可能な限り、画質の判定にエビデンスに基づき基準を用いる。各種画像撮影に必要な画質レベルに関して、ガイドラインはほとんどない。現在までに、放射線科医による評価という形で、客観的指標が用いられているのみである。欧州委員会ではガイドラインを作成し、その診断能力の判断時に画像のスコア化に使用できる基準を示している(BC, 1996a, b, 1998a)。画質に影響するかもしれない変数を加えた場合、この診断能力の判断時に類似した基準を画質の評価に用いることができる。医用画像の基準を用いた医用画像の評価には、放射線科医の関与が不可欠である。

(131) 様々な線量のために、適切な画質に関する実質的データが必要である。ここしばらく、画像のコントラストとドメインレンジングシステムの性能を特性評価するために、種々の指標が用いられてきた。これらは専門家による測定技術が必要とする。また大半のイメージングシステムについては、これらの指標は製造業者により提供されている。病院の医学物理士がこれらの測定を行える技術は、徐々に広く利用されるようになっていく。これらの指標には、薬運伝達函数、系統伝達函数(system transfer factor)及びノイズパフォーマンス(ICRU, 1995)が含まれる。これらは将来的に、デジタルイメージングシステム最適化プロセスの一環として行われる適切な画質レベルの選択に役立つ有用な情報を、医学物理士に提供するはずである。これらの定量的指標は、画像輸出器の面々の性能を適切に説明するものであるが、医用画像の画質という点でシステムの特性評価をするもの(臨床作業)ではない。

(132) 画像評価の客観的指標に関する研究が行われているものの、物理的指標と放射線科医の判断の間の関係は、現在まで確立されていない(De Crop et al., 2010)。このプロセスを助けるためには、CTの許容できる画質レベルのより詳細な解析と、その他の専門性が必要である。したがって第一のバランスは単に線量ではなく、線量あたりの画質となる。この分野における研究を進めること、また医用画像撮影と関連する客観的画質変数の大きさに基づいて追加データを得ることは急務である。

(133) 高画質の減量部分について十分な画質が求められる脚部X線撮影は特に困難であり、ICRUによるレポート(ICRU, 1995)のテーマでもある。

(134) X線撮影に関するフィルム-スクリーニングシステムの感度の問題から、過去には線量に制限が課せられていた。また、一般的な使用のための適切な速度クラスに関する勧告から、線量に制限が生じていた。また、高線量を用いたときに生じるフィルム感化から、過度の被ばくが明らかになり、過剰被ばくが阻止されていた。デジタルラジオグラフィ-又はそのX線システムには印刷の制限は存在しない。したがって、

数値のベースとして国のDRL値を用いることである。国の数値は通常、X線の手法のDRL量の国内分布における75パーセンタイルを表していることから、得られている国のDRLの中央値は、地域の患者調査で予想される75パーセンタイルに近似しているはずである。得られている国のDRL値の平均値は使用するべきではない。これは、平均値を使用した場合、地域内の一部の国のDRL値が非常に高い又は非常に低いときに地域DRL値に過度なばらつきが生じ得るためである。

(124) 1 地域内で、国のDRL値が確立されている国がかなり少ない場合、地域DRL値は、地域の個別当局の合意を通じて確立されることである。この過程では、既存の国のDRL値を考慮し入れる必要があり、また少数の国のDRL値から導かれる中央値は不適切なことがある。

(125) 地域DRL値のベースとして既存の国のDRL値を用いることは、効率的であるが理想的ではない。このアプローチをとると、小国、及び調査した施設と患者数が比較的小さい国々の調査データが、過剰に強調されるおそれがある。逆を言えば、大國、及び調査した施設と患者数が比較的多い国々の調査データが過小評価されるおそれがある。この問題は、参加各国の人口に応じて国のDRL値を重み付けして地域DRL値を算出することで対処できる。しかし、最も正確なDRL値は、地域全体の施設のランダムなサンプルを1回調査することで得られることとなる。DRLの目的は、現場の撮影行為の調査が必要な場合を示すことのみであることから、幸いにも精度は必要とは考えにくい。

2.7 画質

(126) 防護の最適化をどのように達成するかについて、物理士、放射線科医及び放射線技師の間で協議する際に、最も多く使用されるアプローチは、その検査のDRL値との整合性を確保する、というものである。しかしDRL量は画質の記述子ではない。1 医療施設のDRL量の中央値が特定の画質を上回ると、又は下回るといって、その画像が特定の臨床目的に適切か不適切かを示すものではない。画質評価のために国のDRL値との整合性を代用することは、不適切である。

(127) 画像撮影検査で最も優先すべきことは、手技全体からの画像が必要な診断情報を提供し、臨床目的が損なわれないよう、臨床目的に対して十分な画質を得ることである。このことは、すべての画像の画質が高いことを意味するものではない。一部のモダリティ(例えば透視撮影など)では、画々の画質が不十分でも一連の画像によって必要な臨床情報が得られることがある。

(128) 画質が不十分になるほど低すぎる線量は、高すぎる線量と同様に容認できない。臨床目的に対して画質が不十分なき、放射線は臨床的便益をもたらさず、再検査が必要となり、したがって患者は再検査によってさらに放射線を浴びることとなる。患者調査からのデータが臨床施設から集められるに従い、DRL値に関するデータを集めることで、大半の放射線科医が臨床目的に十分な画像が得られると同意すると同意する情報を得られるようになつた。

デジタルラジオグラフィ-における被ばくパラメータ又は線量指標(検出線量指標)のモニタリングは不可欠である。画質と患者線量の間のバランスは不可欠である。適切な後処理により、低被ばくレベルの使用が可能になることがある。

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

(136) 画像撮影装置のベンダーは、画質と線量低減技術の改善を促進し、これに投資している。しかしこれらは、線量低下に重点を置く傾向があり(例えば、ハードウェアの画像撮影、CTにおける逐次近位再構成など)、これらの技術による画質低下の危険性にはあまり注意を払っていない(Gunataes et al., 2010; Antonfors et al., 2015)。そのような技術の更なる進展への導入時には、画質の適切性を評価し、対応する必要がある。線量低下のためにベンダーが提供するプロトコルを用いることは、もしその結果が臨床目的と手技の画像条件に沿わない場合、最適化ではない。

(137) 本書ではこれまで、単一の目的(例えば、1つの診断の問題に答えるなど)のための画像撮影情報を中心に説明してきた。しかし、特定の診断については(例えば経路検査など)、最初の診断上の問題のみを評価することで、その手技に利用できる線量を著しく低減できるかもしれないが、その診断の適切性であった場合、大きな重みづけが必要である。大きな重みづけが直ちに追跡すべき問題となる(Niemann et al., 2008)。もし一歩診断が陰性であった場合、直ちに追跡すべき問題を引き起こしているものは何か? というものがある。いずれの追跡すべき問題も予測されるものであり、患者の最初の画像撮影からの情報条件を拡大することが正当化されるかもしれない。これにより、手技からの患者線量は高くなるが、追跡画像撮影が不要になることから患者線量は低下する。そのような変動は検査記録に記録し、簡易な手技に関するDRLとの比較から、そのような手技を除外できるようにする。

8 X線撮影とX線透視撮影

- DRLの量は、臨床における検査値から直接入手して、容易に評価できることが望ましい。X線撮影には、P_{EA}又はK_{AE}のいずれかを用いても良い。P_{EA}にはX線の被り量も考慮されている。
- マンモグラフィ-に採用されるDRLの量は、K_{AI}, K_{AE}又はD₀のうち1つ以上を用い、どの量を選択するかは現場の撮影手技及び要求される規制に依る。
- X線透視で採用されるDRLの量は、P_{EA}及びK_{AE}である。透視時間及びシネ撮影又はデジタルラジオグラフィ-血管造影(DSA)撮影

を乗せることにより、それぞれの検査における Kai を得ることができ、Kai は乳房サイズに依存し、個人毎に異なる。このため患者調査には、1 施設あたり多くの患者数（例えば50 例など）を含めることを推奨する。

(161) Di を用いれば乳房間のリスクについて直接比較が可能であることから、世界の多くの地域で採用されている Kai と De の関係は、線量と同様に、乳房厚と乳房組成にも大きく依存する (Wu et al., 1994; Boone, 1999)。したがって、直接測定される Kai 及び Kai_e などより、DG は異なる検査間では、DRL の値のばらつきが大きくなりやすい。このことは、最適化のために DG を使用している国々によって、極めて重要な特徴である。

(162) Di は、特定の厚みで圧迫された乳房の検査に対する Kai から算出される。Kai 及び De は、乳房サイズ及び女性の年齢によって変化する乳房組成に依存する。DRL の値は、標準のマモングラフィ検査で用いられている頭尾方向 (CC) と内外斜方向 (MLO) の撮影方向にも依存する。

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

(164) DRL の量として Kai_e 又は Kai を使用する際は、乳房厚と De の相違に関する依存性を確実に考慮するため、資格を有する医学物理事士の勧告に基づいて評価プログラムの実行が必要がある。フロントムは、DRL の値を決定するために便利なツールである。しかし、フロントムは、検査を行う全ての範囲の乳房の評価を可能にするものでなく、また、装置や臨床での使用状況を反映するものではないので、マモングラフィに適用される線量の評価の方法として患者の調査を基本とすることを推奨する。

(165) マモングラフィの日常品質管理には、標準乳房に等価なフロントムを使用する。2006 年の欧州ガイドライン (EU, 2006) は、線量を決めた厚さの PMMA プレートを撮影し、それぞれの厚さについて Di を算出することを提案している。英国における一般的なフロントムは、直径 160 mm、厚さ 45 mm の半円形の PMMA フロントムであり、その Di は ABC を用いて得られた mAs の値を用いて求める。45 mm 厚の PMMA 乳房フロントムは 63 mm 厚の標準乳房に相当し、マモングラフィ装置の線量に関する性能の比較に用いることができる。De は、適切に校正された検出器によりフロントム表面で測定される Kai から、標準的な計算式と換算係数を用いて算出することができる (Dance, 1990; Danos et al., 2000, 2009, 2011; IPRM, 2005; Dance and Young, 2014)。英国 Breast Screening Programme により、標準乳房の比較値として採用された De の DRL の値は、2.5 mGy である。

(166) 英国においてマモングラフィ設備を最適化している施設に用いられている標準フロントムは、PMMA プロックには、信号として埋め込まれたワックスと、インサート、及びフロントムの上面に信号として取り付けられた PMMA の円盤ディスクから構成されている

から、そのようなシステムの開発および校正、ならびに普科医に対して十分な使用方法と推奨に提供するには、多大な取組みが必要である。

(173) その教育の一環として、普科医は X 線撮影と放射線防護について研修を受ける必要がある (ICRP, 2009)。研修は常に最新のものであり、しかも、DRL の役割に関する情報を含んでいることが重要である。また、実際に行う線量計測から結果へのフィードバックを通じて、研修が強化される必要がある。X 線撮影の技術及び放射線防護の最適化に関する、定期的な再研修を行うことを推奨する。

(174) 普科医が X 線撮影の場合、ビーム全体からの DRL の量を測定する手法が必要となる。標準の X 線撮影の場合と同様、X 線管被曝の照射直前に取り付け、X 線ビームの全体を透過する電離層を用いることにより、Pa₀を測定することができる。あるいは、DWP (ビームの平均 Kai × ビーム幅) について校正された受光スリットにおかれた、小型の検出器 (ただし X 線ビームより広い) を用いることもできる (Holroyd, 2012a; Mitchell and Martin, 2013)。DWP は、受光スリットでの X 線ビーム長を乗じることで、Pa₀に変換することもできる。ビーム中の空気カーマの測定は、ビーム幅よりも狭い検出器を用いた場合、その結果にスリット幅を乗じて DWP とする。しかし、空気カーマではビーム全体で異なることから、この方法を用いた場合は線量が大きくなる。

4 IVR

• 患者線量は、患者の体格に加え様々な要因に依存しているため、IVR について DRL を実施することは困難である。

• IVR には、IVR の最適化のためのツールとして評価され、使用されるべきである。

• IVR に関しては、すべての適切な DRL の量に関するデータを (可能な場合) 追跡するべきであると委員会が報告している。これは最適化プロセスに役立つこととなる。

• 委員会は、DRL のプロセスを X 線透過下の IVR 及び IVR-CT の両方に適用すべきと報告している。

• IVR の場合、患者線量を決定する因子が複雑であり、理想としては、各症例について線量を個別に評価すべきである。より複雑な症例の手法には、DRL を乗算することをお勧めすることもある。

• 別の方法としては、地域又は国における数多くの施設の手技に関する線量計測データを、収集とする施設における同じ手技に関する全ての線量計測データを揃える。

• 患者の DRL の量の数値が手続より高かった場合は調査を行う必要があるが、まずは線量を評価し、その後手技のプロトコルの評価を行い、最後にオペレータの手法を評価する。線量の不良、又は線量設定であれば評価と修正は容易であるが、オペレータの能力が要因であれば、最も解析が困難で修正しにくいプロセスとなる。

PMMA プロックである。このフロントムは 4.2 cm 厚で脂肪 50%、乳腺組織 50% からなる圧迫された「標準乳房」の流線特性に対応する。米国連邦規則では、このフロントムに対する Di が 1 mGy 以下になる限り制限している。2006 年、フィルム-デジタルマモングラフィの平均 DG は約 1.8 mGy であり、デジタルマモングラフィは 1.6 mGy であった (Speite et al., 2007)。

(167) 同じ撮影方向 (頭尾方向、内外斜方向) の場合、健康者に対する検査では、症状をもつ患者の診断に用いる DRL と同じ値を用いる。

3.6 普科 X 線撮影

(168) 患者の体格に比較的に依存しない検査がある。例えば、普科口内法及びスナノ撮影である。これらは通常、kV 及び mA の測定値と、普科画像撮影のためにプログラミングされた照射時間を用いて行われる。普科装置の場合、個々の患者に関する測定よりも、医学物理士によって行われる線量計測が標準の選択肢である。品質保証のチェックを X 線装置で行う場合、放射線検出器を用いた直接測定によって調査を行うこともよい。

(169) 普科口内法撮影のための DRL の値の設定及び患者線量の評価に関する便利な手法は、標準設定での測定を行うことである。口内法装置は管電圧及び管電流が固定されていることが多く、調査する面の種類に対して照射時間を調節することで、線量を変化させる。照射時間、焦点、フィルム濃度を調整するダイヤルの設定、又は照射時間の選択により手動で選択する。Kai の測定は、X 線セットのコーン先端に適切な校正済み検出器をおき、標準撮影条件で行うことができる (Gulson et al., 2007)。この測定は、皮膚表面に入射する空気カーマと関連している。

(170) 測定には、普科医が日常使用している撮影条件を用いる必要がある。また、普科プロトコルに規定されている設定を確認するために、情報を入手する必要がある。これは調査を行う前に入手することが望ましく、おそらく、検査前に普科医に記入してもらう簡単な質問票を送付し、普科 X 線撮影に関する他のデータと合わせてこの情報を求めることで行われる。通常は成人と小児には異なる設定が用いられるため、双方について線量測定と DRL の値が必要である。普科 X 線撮影における DRL の使用に関する詳細は、7.1.2 章に示す。

(171) 通常、X 線装置は普科施設で用いられる標準的なフィルムを必要と検出器と検出器の感度に関する詳細は、7.1.2 章に示す。テストでは、これが実際に用いられる設定であることを、測定を行う前に普科医が確認しておくべきである。

(172) 各普科施設への訪問を必要としない別の調査方法は、一連のフィルムで覆われたフィルムを組み込んだ校正済み検出器パックを使用することであり、これは中央検査機関から普科診療所に送られる。これにより、デジタル検出器と合わせて使用される X 線装置も、フィルムと含まれていない X 線装置も評価できる。このようにテストパックは、遠隔評価に用いることができる (Gulson et al., 2007)。しかしな

• X 線透過の累積照射時間は患者線量の指標としては適さないが、補助的な DRL の量として採用することで、被ばくの最適化の助けとなる。

4.1 序論

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

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

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

(178) FGI 手技を受けける集団の中で、線量計測データを最も正確に比較するために、原則的には、患者の体型及び体重の差を補償して Pa₀ 及び Kai データを正規化することが望ましい。これらは身体部分の厚さに影響を及ぼし、次に X 線ビームの減衰に際して影響を与える。透視時間は人体厚と直接には関連しないことから、そのような正規化は必要ではない (Miller et al., 2009)。しかし、体重と関係なくすべての患者から公表されているデータを用いた、FDG 手技の解析と、体重を 65~85 kg の範囲に限定した患者データの解析と同様の結果が得られている (IAEA, 2009)。このことは、FGI 手技に用いられる線量が、患者の体重よりも手技の複雑さに大きく影響されることを示した過去の研究と一致している (IAEA, 2009; Miller et al., 2009)。

(179) FGI 手技における DRL の値の設定にフロントムを使用することは適当ではないが、装置の性能の評価にはフロントムを使用しても

Trumm et al., 2012)。残念ながら、CT 透視では患者及びオペレーターに比較的高線量照射され、また急勾配の学習曲線も存在する (Gianfalone et al., 2000a; Siodatui et al., 2010; Kim et al., 2011)。

(197) CT ガイド下の IVR による患者線量の変動は、主に患者の体格ではなく手技の複雑さによって支配される。これらの手技が多数行われる施設では、X 線透視下の IVR の DRL の設定を記述する枠組みに従って DRL の量の数値を解釈することが望ましい。DRL のプロセスの適用にも同様のため (複雑さの解析と、実用による全手技の評価) が有用と考えられる。残念ながら、CT ガイド下の手技に関する複雑性因子は確立されておらず、DRL の値を確立するためのデータは限かである。

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

6 デジタルラジオグラフィ、CT 撮影、核医学及びマルチモダリティ手技

- 別々に規定する場合を除き、2 章に記載の一般項目を全モダリティに適用する。
- 高度なデジタルラジオグラフィ手技 (例えばトモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション、造影サブトラクション、コーンビーム CT など) のための DRL の策定には、その手法の「種別画像」という側面を考慮し、標準的な手技とこれらの手技をより区別する必要がある。
- CT では DRL の量として CTDI_{vol} 及び DIAP を用いる。検査におけるスキヤンシキヤン数も確立することがある。最適化のもう 1 つの段階として、(検査体) サイズ対応 CT 線量指標 (SSDI) (AAPM, 2011) を用いることができる。
- CT の場合、使用する DIAP の値は検査全体の露光 DLP である。使用する CTDI_{vol} 量は、年シキヤン数で表示される CTDI_{vol} である。個々のスキヤンシキヤン数に関する DLP の値も有用な可能性があり、累積 DLP に加えて使用してもよい。
- 核医学の場合、委員会は、DRL の値を放射能の投与量に関して、又は好ましくは体重または検査のスキヤン、肺腫瘍スキヤンなど) には、体重に基づく投与量は適当でないことがある。
- 放射線医薬品が主に一臓器に濃縮される検査 (例えば骨転移のスキヤン、肺腫瘍スキヤンなど) には、体重に基づく投与量は適当でないことがある。
- 正当な医学的理由がある場合は、個々の患者の検査への投与量は増やしてもよい。軽度の肥満患者には、最大投与量を固定して設定することもある。

5.2 デジタルラジオグラフィにおける DRL

- (204) デジタル検査システムは広いダイナミックレンジを有している。検査器が受ける線量 (OAI) は患者線量 (OAI) と画質の間には直接的な関係があることから、フィルムベースの撮影技術にみられるような飽和はなく、高線量による高画質を得られる。高線量においても画質劣化はないということは、患者線量がその臨床に最適化されているか、また「dose creep (不必要に高い放射線レベルを使用すること) (ICRP, 2004; Williams et al., 2007) が生じていないことを確認が必要であり、品質保証及び監査プログラムが必要であることを意味している。品質保証システムには、DRL のプロセスの適用が不可欠となる。また、多くのデジタル検査システムはフィルム検査システムに比べ感度が高いことから、デジタル検査システムに置き換えて設置する場合は、デジタル検査システムに関する DRL の値を (フィルム法からコピーするのではなく) 独自に設定すべきである。
- (205) Publication 49 (ICRP, 2004) の 2 章では、スクリーン-フィルム X 線撮影からデジタルラジオグラフィへの移行に関する上述の問題を、具体的な勧告を加えて詳細に記述している。これには、デジタルラジオグラフィ特有の DRL の値を策定するべきという勧告も含まれている。また、dose creep という落とし穴について評述されている。
- (206) デジタルラジオグラフィの DRL の値は、本報に規定している原則を考慮して設定する。同じ検査であっても、DRL の量の値は感度の違う検査の種類によって異なるため、デジタルラジオグラフィの DRL の量に関する患者データを収集する際には、使用する検査の種類を知ることが重要である。同じ手技でも、場合によってはフラットパネル検査器と CR 検査器とで異なる DRL の値を確立することを検討してもよい。

5.2.1 DRL の量

- (207) デジタルラジオグラフィの DRL を策定する際に、どの DRL の値を使用するかは、デジタルイメージングシステムの種類と技術的検討事項によって判断する。報告内容は 2 章に示す。どの値を選択するかは、他の文献及び DRL の値に使用されている DRL の量も考慮する。
- (208) デジタルラジオグラフィの DRL の値の策定に使用する数量は、当該のデジタル検査システムによって異なるが、P₅₀、K₅₀、K₁₀₀、及び K₁₀₀ を含む (ACR, 2013)。X 線撮影システムにて P₅₀ を測定又は算出できる場合は、使用者がこれらのデータを DRL 値と直接比較できるように、P₅₀ を自動的に記録してもよい。X 線撮影の場合、コリメーションの適切な使用の評価を標準にするため、可能であれば、DRL の設定には P₅₀ に加えて K₅₀ または K₁₀₀ という 2 つの数量を用いることを委員会勧告している。

- 核医学的手法及び CT 手技に関する DRL は、種々のモダリティからの放射線に適用されるため、また異なる DRL の量がいられるため、各モダリティに関する DRL の値を個別に設定・事細かに規定することが適切である。

5.1 デジタル X 線撮影用検出器

- (199) 本書の適用にあたり、デジタルラジオグラフィとはデジタルマンモグラフィを含み、直接的又は間接的なデジタル検出器を利用して患者の平面画像を取得する撮影技術を用いる。マンモグラフィについては別途、3 章にて論じる。またこれには、トモシンセシスなどの高度撮影技術も含まれる。デジタル検査器には、顕像性蛍光体法 (別名 CR 撮影)、CCD ベースの検出器、直接又は間接変換機能のついたフラットパネル検出器及びフォトンカウンティング検出器が含まれる。
- (200) 顕像性蛍光体法はデジタルラジオグラフィに最初に利用された手法であった。イメージングプレートを標準的なセットに入れて照射されたことから、高圧発生装置、X 線管、壁又は相に備え付けられたフロッピーディスクシステムの交換は非連続である。しかし、蛍光体の光子エネルギー感度は低下することから、使用する ABC 装置に対して調整する必要がある (Boyle and Martin, 2006)。ベントサイドの検査及びその他の特殊な撮影が可能である。一般に、X 線発生装置と、照射後のイメージングプレートを読み取る画像処理装置との間は接続されていない。X 線発生装置の照射条件の設定は患者の被ばくを決定する。画像処理装置は、検出器が受けた信号を読み取るのみである。X 線発生装置の設定と検出器の信号とが分離されていることにより、これらのシステム間の適切な DRL の量を得ることができ。
- (201) CCD システムが市場に占めるシェアは非常にわずかである。蛍光スクリーン上の画像を CCD カメラで記録し、デジタル画像に変換する。
- (202) 最近になってフラットパネル検出器が市場シェアを拡大してきた。これらは X 線を直接もしくは間接に電気信号に変換する。この検出器では、高い量子検出効率、優れた画質が得られ患者線量の大幅な低減が可能である。これら検出器のポータブル型又はワイヤレス型を用いることで、あらゆる臨床環境における多様な検査が可能となった。
- (203) 市場シェアを拡大している最新型の検出器にフォトンカウンティング検出器がある。他のタイプの検出器がエネルギーの積分を利用していることと対照的に、これらの検出器ではフォトンカウンティングを利用している。これらは高い検出効率を示し、組織の識別など高画質な画像処理技術の導入も可能である。現在マンモグラフィに使用されており、CT 及びデジタルラジオグラフィにも導入されつつある。

- (209) Kao については利用できる過去のデータは多数あるが、評価には計算又は手間がかかる測定を含めることから、簡単に常に可能であるとは限らない。Kao の算出において、日常の品質管理又は直接測定から X 線の出力が得られない場合、多数の代表的な X 線装置の調査から得られた平均出力値に基づいた標準出力データが用いられている (Asada et al., 2014; Martin and Sutton, 2014) (表 3.2 など)。しかし、この方法では、異常な照射又は他の特性を持つ装置が特定されず、全ての装置の調査を行えるまでの第一段階としてのみ推奨される。

5.2.2 手技の選択

- (210) デジタル画像撮影により利用できる画像処理が最適化したことで、高度な X 線撮影技術が多量に利用できるようになっている。その例として、トモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション及び造影サブトラクションが挙げられる。これらの高度な技術は、共通して複数の低線量 X 線を照射する方法を用い、高度な画像処理ソフトウェアをインポートすることで、組織の識別や断面 (スタライス) など付加的な情報をより最終結果を生成する。したがって、これらの手法のために策定される DRL は、「多面画像」という側面を考慮する必要がある。またこれらの手法は、標準的な手法とも区別されるべきである。例えば、乳房トモシンセシスと標準的な 2 方向マンモグラフィ (前後方向と内外斜方向) では、DRL の値が異なるものになる (EU, 2006)。

5.3 コンピュータ断層撮影

5.3.1 コンピュータ断層撮影における DRL

- (211) CT のための DRL の値の確立については、文献中に多数の例がある (ICRP, 2007b; Foley et al., 2012; NCRP, 2012)。本書において、(CT) とは単列と多列検出器 CT 装置の両方に適用されるが、コーンビーム CT には適用されない。コーンビーム CT については 5.3.3 章で検討する。

- (212) CT 手技は他の画像診断法と比較して比較的高線量という性質のため、多くの国において医学的及び科学的な被ばくに関する集団的線量に対する CT の寄与率は、68% にまで上昇している (HPA, 2010)。
- (213) CT デジタル検査システムはすべて広いダイナミックレンジを有している。検査器が受ける線量 (及び検査器) と画質の間には直接的な関係があることもあり、フィルムベースの撮影技術にみられるような飽和をみることなく、高線量による画質が得られる。したがって、デジタルラジオグラフィと同様、患者線量がその臨床に最適化されていることを確認するため、品質保証及び監査プログラムも不可欠である。

る。そのような品質保証プログラムには DRL は必須のツールとなる。

(214) CT の DRL の値を策定するための患者線量調査におけるデータセットには、検出器の技術、検出器の設定、画像再構成のアルゴリズムを含め、検出器の種類と再構成ソフトウェアを正しく特定できるようにすることが重要である。同じ手技であっても、異なる CT 技術（例えば線量がシンチトレーサーシステム、フィルムベースシステム、リアルタイム逆投影法が逐次近似的再構成法かなど）に対しては、地域で異なる DRL の値を策定することが有用と考えられる。

5.3.2 コーンビーム新着撮影における DRL 調査時の検討事項

(215) CT の DRL の値を設定する際には、本書に示す手順を考慮する。CT のための DRL の量の調査及び DRL の値の設定を行う前に、決定しておかなくてはならない特定の事項がある。

(216) DRL の設定には患者の選定が重要となる。他の画像モダリティと同様に、所定の位置に対して適切な画像品質を得るための必要な放射線量の決定、患者の体格は重要な役割を果たす (Samei and Christianson, 2014)。この際、患者の体厚の範囲（しばしば体厚範囲として規定される）を設定するか、又は RIS あるいは PACS システムからの大規模な電子患者データを利用するか、という選択肢がある（患者の側面又は前方方向の寸法は、放射線技師が患者の体厚測定用に設計された標準キヤリバーを用いて容易に測定できる）。患者の体格の範囲を狭くすると、DRL の量の変化は著しく縮小する。そのため、DRL の値の設定に必要なデータは、少数の患者から得て済む (IPEM, 2004)。

(217) DRL の値の設定においては、もう 1 つの重要な点は、数値の選択である。選択肢は CTDI (CTDI_w 又は CTDI_{vol}) 及び DLP である。CTDI は *Publication 02* (ICRP, 2007b) に規定され、詳述されている。DLP は、CTDI と患者のスキヤン長との両方を利用する数値である。したがって、実際の患者の撮影行為を反映しているため、CT の DRL を設定する際には考慮すべき重要なオパレーター側の問題も含まれている。これらの問題は いずれも、医用画像撮影を行うために適用される電離放射線量を反映しており、また CT プロトコル内で用いられる装置の設定を示している。これらは最適化に役立つ指標である。

(218) DRL の値に使用すべき正規化量は、DRL を設定する組織によって決定される。しかし、他の文献に使用されている数値及び発表されている DRL の値を考慮することが賢明であろう。フランス及び英国における慣行と同様、DRL 設定の目的で行われる患者調査では、可能であれば CTDI_{vol} と DLP の両方を測定すべきと委員会は報告している (Roch and Aubert, 2013; Shimmont et al., 2014)。最新の CT 装置では、有効 CTDI_{vol} と患者の等価厚が測定可能である。これは、小児 DRL を設定するための追加の改良点と考えるべきである (第 6 節)。

(219) SSDE は、最適化のためのもう 1 つの情報源として使用することができる。現時点では、SSDE は DRL として用いるには適当な数

間、ピッチなどを含める。

(220) 収集するデータの範囲には、解剖学的グループ分けとプロトコルタイプの両方が必要である。標準的な解剖学的グループ分けには、頭部、腹部、胸部の個別検査と、「腹部・骨盤」又は「胸部、腹部及び骨盤」の複合検査がある。プロトコルには種々の画像撮影も含まれると考えられる（例えば血管造影、灌流、腎臓石の特定など）。

(221) 各患者について CT 装置に表示される CTDI_{vol} と DLP 値を記録するが、校正を確保することが重要である。CTDI_{vol} が表示されない場合は、CTDI_{vol} とピッチから算出する必要がある。検査全体の DLP を、個々のスキヤン・クエークスの寄与を加算して入手する。

(222) データの収集が紙の形式で行われる場合、患者数は限られるが、少なくとも 20～30 例とする。可能ならば、患者数を制限して患者の体格に関する情報を記録するか、または、少なくとも体格が非常に大きい患者と小さい患者を除外して体格の範囲を制限する。自動データ収集システムを使用する場合、患者の数は問題にならない。

(223) X 線検査及び X 線透視と同様に、CT でも最適な線量は患者の体格によって異なる (Samei and Christianson, 2014)。しかし、管電流変調システムは X 線透視と異なり、患者の体格と体積の両方に影響することから、スキヤンのプロトコルにある管電流変調の設定を CT 装置間で移すことは容易ではない (McKenney et al., 2014; Martin and Sookpeng, 2016)。CT 装置の管電流の自動調整システムは、その調整のメカニズムとなる画像メーターがベンチマークによって異なることから、DRL の値と患者の体格との関係は CT 装置ごとに異なる。画像の基準としてメイスを使用している一部の CT 装置で、自動管電流システムを設定することにより、体型の大きい患者に対して必要に高い線量が照射されることとなる。したがって、データが適切に患者範囲の範囲を表していることを確認する必要がある。そのため、IVR について推奨されているように、複数の成人の体格範囲の DRL の値を設定するか（守法又は体重のいずれかに基づく）、又は装置間で患者線量データ一式を比較すること（図 21）が有益である (Martin, 2016)。

5.3.3 コーンビーム新着撮影

コーンビーム CT には通常、骨・顎顔面コーンビーム CT システム、X 線透視装置上の画像モダリティとして利用されるコーンビーム CT、及び放射線検査検証システムが含まれる。骨・顎顔面の手技は、高コントラストの物体（骨及び空気）を、通常の CT と比べて低い放射線量で CT に表示させることが意図されている。一方、X 線透視及び放射線治療の適用には、軟組織構造の可視化が必要であり、したがって通常の CT に比べて著しく高い線量となる。

(220) コーンビーム CT は最近発表された ICRP 刊行物 (ICRP, 2015) のデータを用いて Pa_{eq}、K_{eq}、CTDI_{vol}

量とは考えられていない。これは、CTDI_{vol} ほどは広く使用されていないためである。SSDE を装置の技術により自動計算できる場合は、最適化に使用するための貴重な追加情報が得られる可能性がある。2 つの標準的な CTDI ファクターのうち、ひとつは不適切なモデル化された減衰特性をもつ患者の体格に対して DRL を設定するようである。将来的には、SSDE は適切な DRL の重なるものかもしれない。

(220) CT について最適化の際、検査を全体として考えること（全スキヤン・クエークス）、各スキヤン・クエークスとして個々に考えることが必要である（例えば、非造影、造影、遅延造影など）。使用する DLP の値は検査全体の累積 DLP である。これは、検査中に適用される電離放射線の総量を適切に表しているためである。個々のスキヤン・クエークスに関する DLP の値も面量があると考えられ、累積 DLP に加えて使用してもよい。

(221) 管電流変調の適用により、患者線量をスキヤン・クエークスあたり 30～40% 下げることができ、広く採用されている。しかし、管電流変調を用いた場合、個々のスキヤン・クエークスにおける CTDI_{vol} は一定ではない。通常、この設定では、スキヤン・クエークスの基準に表示される CTDI_{vol} はスキヤン長の長さ全体における平均 CTDI_{vol} である。毎回異なることも多いが、スキヤン・クエークスごとに表示される CTDI_{vol} を記録する。ただし、使用者は、記録された CTDI_{vol} が予想通りであることを確認する必要がある。これは、一部の製造業者は他の装置（スキヤン中の最大 CTDI_{vol} など）を使用しているためである。累積 DLP の差の説明に役立つこともあるため、検査のスキヤン・クエークス数を記録することも有用と考えられる。

(222) このアプローチには、最適化技術の一部の範囲を単純化できるというメリットがある。例えば、累積 DLP の中央値が現場の撮影行為の DRL を超えているが、各スキヤン・クエークスの CTDI_{vol} 中央値は超えていないという場合、これはスキヤン長とスキヤン・クエークス数に注意を向けなければならないことを示唆している。

(224) DRL の値が目的に合っていることを確保する上で、手技の選択は同様に重要である。これには 2 つの側面がある。DRL の値を設定する際、収集する線量測定データが全て参加する臨床施設全体の類似手技から得られることが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。よくある問題の 1 つとして、検査の種類の記述又は命名について、施設間の基準がないことがある。すなわち同じ検査（例えば静脈造影）を用い、成人の頭部 CT（検査など）でも、施設によって名称が異なることが多い (Morin et al., 2011)。

(224) 手技と関連した臨床タスク及びスキヤンする身体部分の両方を、詳細に規定することも重要と考えられる。これは、類似した手技間の相違が患者線量に影響を与える可能性があるためである。例えば、腎臓石のための腎臓のスキヤンでは、がんを発見するための腎臓のスキヤンに比べて、線量が高いと考えられる。がんの発見には、臓器の遠く小さい物体を向けて撮影することにより高い放射線が必要である。スキヤンのプロトコルを規定することと合理的である。このプロトコルには、複数のスキヤンを使用する場合は、線量モニタリングに関するデータ、開始時及び終了時の位置、管電圧、固定 mAs が管電流変調を使用しているか、コリメーター、回転時

及び DLP をその利用可能性に応じて使用することを勧告している (表 2.4)。Pa_{eq} 及び Kar は入手しやすく、X 線透視装置及びコーンビーム CT システムに使用可能である (ICRP, 2010)。CTDI_{vol} 及び DLP は放射線治療イメージングシステム及び一部のコーンビーム CT システムに使用可能である。

(231) 2017 年時点で、コーンビーム CT に関する DRL 設定に向けて若干の前進が得られている。41 の骨・顎顔面コーンビーム CT 装置に関する PKA 値の予備的調査に基づき、HPA (2010) は標準成人患者における上部第一大臼歯のインプラントについて、暫定 DRLE (ただし「達成可能線量」と呼んでいた) を 250 mGy cm² と提案した (回転中心で 4 x 4 cm に相当する面積に正規化)。この数値は SDEINTEXT Consortium (IC, 2012) において採択され、さらに「種々の骨・顎顔面コーンビーム CT の用途に関する異なる DRL を確立するためには、大規模な調査を行うさらなる研究が必要である」との所見が加えられた。この所見は、他のコーンビーム CT の用途にも関係している。骨・顎顔面コーンビーム CT の線量は、高コントラストの物体に対する同量の CT 撮影の線量を超えてはならない (CTDI_{vol} < 10 mGy)。

(232) 生体のガイ ドに使用する場合、コーンビーム CT は従来の CT に比べて患者線量を抑え、構造的精度を確保することができ (Abraham et al., 2016)。透視下 IVR においてもコーンビーム CT がその重要性を押しつづけている (Wallace et al., 2008; Lightfoot et al., 2013; Corredio et al., 2018)。これにより、術中にその地では得られないような情報及び手掛かりを得ることができ、手術の安全性を高めることができる (Lee et al., 2014)。この手技に用いられる放射線のうち、コーンビーム CT による割合は相当の可能性がある。Corredio et al. (2015) は、小児のインテクトラベンチコナルカルディオロロジー手技で測定した総 Pa を解析し、コーンビーム CT は治療手技に用いられた放射線の 33% に、また診断手技に用いられた放射線の 16% に寄与していることを認めた。

5.4 プラナー及び SPECT 検査における DRL

(233) 本書では、デジタル画像検出器システムを利用したプラナー画像は、放射線医薬品を投与された患者の二次元画像を行うことを指す。このデジタル検出器システムは通常、多様な種類のプラナーを備えたプラナーカメラ (シンチレーションカメラ) である。あらゆる種類の核医学診断の手段として、放射線医薬品は注射、経口又は吸入によって投与される。

(234) SPECT は、投与した放射線医薬品から発生するガンマ線をを用いて機能画像を得る。核医学断層撮影法である。通常のプラナー画像と類似しているが、1 つ以上の回転放射線カメラから発生するガンマ線を用いて機能画像を得る。この情報は通常、患者の断面画像として表示される。これらの画像は、自由断面に切り直して表示したりすることができる。近年、固体検出器 (例えば、テルル化鉛酸ドミウム CZT) などとペーパースタッドガンマカメラが開発され、市販されている。より感度の良い検出器を用いたカメラを用いる場合、放射線医薬品の投与量を減らしてから DRL を検討することが望ましい。

(235) 多くの放射性医薬品に対して、構造的な体動態を示す患者に対する量は計算量は、放射性医薬品から患者への放射線量線量に関する委員会による刊行物 (ICRP, 1987a, 1987b, 1998, 2008) に示されている。委員会は、高線量に使用されている物質に関連する全ての最新情報を定期的に概観書を最近公表した (ICRP, 2015)。
(236) プラナー画像については、DRL が調査され、投与量 (MBq) (IC, 1998b) 又は可能な限り体重あたりの放射能 (MBq/kg) により設定されている。後者のアプローチの方が実用的で、採用しやすい (Boch and Aubert, 2013)。放射性医薬品が主に 1 つの臓器に集まる一部の核医学検査 (例えば甲状腺、センチネルリンパ節イメージング、肺癌及び肺腫瘍検査など) では、全ての成人患者に対して標準的投与量で投与できる。その他の核医学検査では、患者の体重に基づいた投与量 (MBq/kg) が理想的である。小児、青年及び体重的な患者には、体重に基づいた投与量を用いること、また他の患者群にも適用することを、委員会として勧告している。極度の肥満患者には、決められた最大投与量の設定を検討してもよい。小児に対する適切な投与量については、6 章で検討する。
(237) SPECT 画像に対する DRL の値は、プラナー撮像手順と同様に設定する。この場合も理想的なアプローチは、それぞれの放射性医薬品に対して、適切であると思われる重に基づいた投与量 (MBq/kg) の確立である。2015 年時点においては、SPECT の DRL の値に関するデータは、きわめて限られている (Avramova-Cholakova et al., 2015)。SPECT 検査における DRL の値は、通常同じ放射性医薬品でプラナー撮像に使われるものよりも僅かに高い。
(238) 諸国で作成されたガイダンス文書には、特定の放射性医薬品を用いて確立された診断法に対して、最大の投与量が報告されており、2015 年時点では、後者の放射性医薬品も含まれている (ICRPD, 2003; ARSAC, 2006; NCRP, 2012; ACR-AAAPM, 2015; J-RRMB, 2015; Wakayama et al., 2016)。欧州では、投与量は各放射性医薬品に関する販売承認文書の一部である製品概要 (SmPC) に記載されているデータ及び情報 (例えば、EMA, 2013) を、考慮しなければならぬ。
(239) 平均的な成人患者に關して、当局又は各国の核医学学会 (ARSAC, 2006; Alessio et al., 2015; EANM, 2015; SNMMI, 2015) が推奨する投与量は、実際の診療現場を完全に代表していないかも知れない。しかし、英国の調査 (HPA, 2008) によれば、大半の核医学施設は、これらの推奨値に非常に近い投与量で運用されていた。大半の病院及びクリニックは、推奨された投与量又はそれ以下を用いていることから、放射線診断よりも患者線量における短期間変動は小さい。装置又はソフトウェアが許す、あるいは得られる画質で十分に診断できれば、医師はより投与量を減らすことが求められる。
(240) 正当性を示すしつかりした医学的理由があるなら、個々の患者に対する投与量を追加調整してもよい。例えば、極度の疼痛によって通常の検査時間には耐えられない患者に対して、より短時間で検査できるようにする、又は肥満患者に対してである。DRL を目的的に調整する場合は、例えば脳血管イメージング画像検査など (Nightingal et al., 2003) では、文書化されたプロトコルに従い、患者に対する相対的な放射線線量に、自動的にデータ収集システムを使用した手紙の記入が単純化される。

65

になり、自動的データ収集システムを使用した手紙の記入が単純化される。
5.6 ハイブリッドイメージング (PET/CT, SPECT/CT 及び PET/MRI)
(240) 体の機能画像及び解剖学的画像の両方の提供により、診断精度が上がるため、PET 装置及び SPECT 装置に X 線 CT 装置を組み合わせたハイブリッド PET/CT, SPECT/CT, PET 装置に MRI 装置を組み合わせた PET/MRI 装置が組み合わされた。PET/CT, SPECT/CT, PET 装置に MRI 装置を組み合わせたハイブリッド PET/MRI (ハイブリッドイメージング) 装置の正確で同時に登録される機能画像と解剖学的画像を得られるのは、この組み合わせモダリティ (ハイブリッドイメージング) 装置の強みである。PET 及び SPECT のエミッションデテクターを減弱補正できるのが、CT 画像を用いる更に重要な長所である。PET/CT は現在、最も成長の早い医用イメージングモダリティのひとつとなっている。
(241) 本書において、「PET/CT」及び「SPECT/CT」という用語は、核医学カメラと CT 装置の組み合わせを意味する。ハイブリッドイメージング装置、CT 画像と一緒に PET 又は SPECT 画像が得られるハイブリッドイメージング手法とする。同じ時間に CT 画像と核医学画像の両方得られる。PET/CT 又は SPECT/CT 検査からの患者線量は、放射性医薬品と CT 検査による放射線量を組み合わせることができる。PET/MRI 装置の MRI 装置部分は患者線量を増やさないため、放射線防護の観点からは、PET/MRI 装置は一種の PET 装置と考えることができる。
(242) 核医学手法及び CT 手法に対する DRL は、全く異なるモダリティからの放射線であり、また異なる DRL が用いられるため、各モダリティに関する DRL の値は、個別に設定して表示することが適切である。DRL を設定する際には、データ収集の一環として PET/CT 及び SPECT/CT 装置の検出器種類及び設定を記録し、検出器種類間の差が正しく特定されることを重要である。ハイブリッドイメージングにおける PET 装置、SPECT 装置及び CT 装置に対する検討事項は以下に要する。
(243) 核医学スキニングには、診断レベルの質が要求される CT 撮影は不要なことが多く、減弱補正及び局在診断には低線量 CT 検査で十分である。しかし場合によっては、PET/CT 又は SPECT/CT 検査で得られた CT 画像が、後から診断 CT 画像の代わりに使われることでもあり、それによって患者に対する放射線量の低減を妨げ、検査結果の解釈に後立って追加情報が得られることがある。DRL を設定する際にはこの点を考慮する。

5.6.1 PET 検査

(244) PET 撮像は、陽電子陽子線により一対の 511 keV のガンマ光子が、互いにほぼ 180 度方向へ放出される陽電子放射性医薬品を投与して、機能画像を得る核医学診断画像手法の一つである。これらの対消滅光子は、患者を取り囲んだ静止した検出器リング内で検出され、体内

67

スクにおける構造的な変化 (即ち、投与量の相対的な増加) は、それに対応する便益の変化 (例えば、患者の不快感、検査の簡便さなど) に常参照して判断することが望ましい。
(241) 核医学では、投与量を増やすことで画質が改善するだけでなく、収集時間も短縮できる。収集時間を短くすることで、画質を維持したままで投与量を減らすことができる。ただし、患者を静止状態で維持できず、体動によるアーチファクトにより画像にボラを生じることになるので、収集時間を短くすることは実用的ではない。一方で、放射線防護の観点からも、検査効率を上げるために投与量を増やすのは好ましくない。
5.6 核医学における DRL 調査時の検討事項
(242) 核医学検査に対する DRL の値は、本書に規定している原則を考慮して設定し、2 章に示したガイドラインに従って調査することが望ましい。品質保証及び認定プロセスから入手することができる (Becker et al., 2016)。最近近い再構成や CZT 固体検出器などの技術の進歩に伴い、DRL の値が減少することが想定できる (Gunalp, 2015; Piccinini and Garcia, 2015)。
(243) 核医学検査に対する DRL の値を設定する前に、決めておくべき特定の課題がある。ほとんどのプラナー撮像に対して、CZT カメラなどの特定の装置を除いて、必要とする放射能にはほとんど差はない。しかし、一部の核医学検査の場合、投与量は意図する手法に大きく左右される。例えば心臓検査では、負荷時と安静時の撮像のために 1~2 日間のプロトコルがあり、これらの手順間の変動もある。使用する複雑なプロトコルを知らずに、投与量を比較することは困難である。一部の国における DRL の値は、2 回の注射を行うプロトコル全体に基づいているが、その他の国では、負荷時と安静時のそれぞれの撮像に対する DRL の値を示している。
(244) 患者の選定は、DRL の値の確立及び使用に重要な点である。核医学では他のイメージング技術と同様、一定の手法に対して十分な画質を得るのに必要な投与量を決定するため、患者の体格が重要な役割を果たす。通常、調査によって患者の体重範囲が設定される。成人の核医学における DRL の値は、通常平均的な体格の患者 (例えば、70 ± 10 kg) に対する投与量に基づき、体重あたりの投与量 (MBq/kg) に対する DRL の値を算出できる。小児核医学に対する DRL の値は 6 章で論じる。
(245) X 線撮影に関する放射線量構造化レポートの概念と同様に、放射性医薬品放射線量構造化レポートのテンプレートのを作成するための作業が進められている (http://www.ionm.org/medical/dicom/final/sup_150.pdf ; IHE_RAD_Suppl_RENMN.pdf)。このテンプレートにより、あらゆる核医学的手法からの投与量、患者の体重などの効率的な登録が可能となる。

66

放射線量の三次元画像が構築される。
(252) PET 撮像には、検査の目的に応じて様々な放射性医薬品が使われる。18F-フルオロデオキシグルコース (18FDG) は、組織・臓器内のグルコース代謝活性性に相関を示すことで、がん、炎症、生体可能な心筋及び脳神経の診断・進捗の程度を判断するために用いられる。心筋臓器の評価には 13N-スタチン又は 82Rb-塩化リビウムが用いられる。68Ga-DOTA-TATE 及び DOTATOC は種々の神経内分泌腫瘍におけるソマトチン受容体の状態を反映する。放射性核種の物理的半減期と放射性医薬品の生物学的半減期は異なることから、DRL の値は各放射性医薬品について設定しなければならない。現在大半の PET 検査は 18FDG を使用していることから、本章では 18FDG PET 検査及び PET/CT 検査についてのみ論じる。
(253) 投与量は患者の体重にのみならず、これを考慮することが望ましい。細身の人は、肥満の人には比べてガンマ線光子の減弱及び散乱効果が少ないことから、低い放射能でも十分な画質が得られる。英国のガイドラインのみが、成人患者に対して 370 ~ 740 MBq の範囲を推奨している (ACR-SPR, 2014)。欧州のガイドラインは体重、収集モード (二次又は三次元)、スキニング速度 (分/アークボウシジョン) 及び集積した PET 収集中のフルオロデオキシグルコース (FDG) に応じた計算システムを提供している (Boellaard et al., 2015)。
(254) 投与量の増加によって、画質改善だけでなく収集時間も短縮するので、特に肥満患者に対してはスキニング時間短縮のために、推奨されるよりも多い投与量を用いるのが効果的かも知れない。90kg を超える患者に対しては、画質改善のために投与量を増やすよりも、スキニング時間 (1 テーパーボウシジョンあたり) の時間を長くすることが推奨される。LYSO シンチレーション検出器を備えた PET システムに対しては、画質に影響しないよう、18FDG の投与量を 530 MBq 未満に留めることが望ましい (Boellaard et al., 2015)。
(255) 画質改善は画質の PET システムに左右される。旧式の PET システムでは、体軸コリメータを用いた二次元収集モードであった。演算能力や電子機器の進歩に伴い、三次元収集モードが開発された。コリメータのセパクタが守り取られてきたことで、感度が 4~8 倍向上した。三次元収集モードでは、画質に影響を与えずに投与量を削減できる。欧州核医学学会は、「標準的な」成人患者 (75 ± 5 kg) の場合、二次元収集モードでは 380 MBq、三次元収集モードでは 190 MBq の投与量を推奨している (Boellaard et al., 2015)。
(256) より新しい PET/CT 装置では、大きな体格の患者から出る微弱な信号の検出に役立つ検出器 (TOF) 技術を提供している。TOF 装置は、2 つの対消滅光子を検出する間の実際の時間差を正確に測定する。これにより、画像コンストラクトが改善し、感度が向上する (Ebard et al., 2012)。

68

(287) 2011 年、フランスの全国医学専門を対象に、国による全身 PET/CT 検査を受けた患者の調査が行われた (Bard et al., 2012)。18SDG の平均投与量は 4.3 MBq kg⁻¹ であり、現在の欧州の推奨量と一致していた (Boellaard et al., 2013)。

6.6.2 PET/CT 及び SPECT/CT における CT 撮影

(288) PET/CT 及び SPECT/CT 装置における CT 撮影では、患者搬入は CT 撮影の目的に左右される。PET/CT 又は SPECT/CT 検査体制において、検査の CT 撮影の部分として位置決め X 線撮影及びヘリカル CT スキャンが含まれる。CT 装置が全体的に診断用 CT 撮影として使われる場合、5.3 章に示した DRL の値が適当であるが、CT 撮影が解剖学的な局在診断にのみに行われる場合は、より低い患者搬入 (したがって低い DRL の値) が適当である。解剖学正及び局在確認のためにだけに CT 撮影する場合、患者の放射線被ばくを最小限に抑えるための収集パラメータ (管電流、電位、スライス厚、回転時間及びピッチ) を選択するのが望ましい (Jalbow et al., 2016)。

(289) 診断用撮影 CT 撮影の場合、標準プロトコルを使用するのが望ましい。限定された部位に対しては、診断用 CT 撮影のみを行うことが望ましい。残りの部位に対して、減弱補正及び解剖学的な局在診断には、低線量 CT 撮影で十分である。減弱補正及び局在診断に対してのみ CT 撮影する場合、体幹部の診断用 CT 撮影に対する現在の DRL の値は、PET/CT 装置の CT 撮影部分が高すぎる。PET/CT システム間には幅広い変動 (CTDIvol について 4 倍の変動) があるもの、全身 PET/CT 撮影に対して 8 mGy (CTDIvol) 及び 750 mGy cm (DLP) の DRL の値が提案されている (Bard et al., 2012)。

6

6 小児では患者の体格の範囲が幅広いことから、小児に対する DRL 値の確立は成人に比べて難しい。小児における体重は、発症前から診断前年までで 100 倍の差が生じる。小児画像撮影の DRL 値を規定するためには、1 人の「標準的な」患者を用いるべきではない。

- 小児では体格と体重に大きな変動があることから、小児検査の使用基準には著しい違いが生じる。患者の体重により患者搬入量を変えることは適切であるが、不適切な技術及び臨床作業に合わせなければならないことで患者搬入量を変えることは適切でない。
- 大半の小児は成人に比べ体格が小さいことから、X 線検査では一次ビームの中心又はその付近により多くの臓器がくぐる可能性が高い。正確なコリメーションシミュレーションの重要性が高くなり、また困難でもある。投影 X 線撮影、透視及び透視下 IVR については、小児における適切なコリメーションシミュレーションの重要性が成人よりも高い。

限し、非常に小さい患者の体格及び大半の小児患者の四肢のサイズは小さく、ABC 制御下の照射ではなくマニュアルの制御が必要である。これは、小さい体格では画々の ABC センサーのエリア全体を十分にカバーできないためである。

(291) 新生児から成人の年齢の青年まで、患者の体格と体重に大きな変動があることから、小児検査の使用基準には著しい違いが生じえる。患者に対するこのような搬入量の差は妥当である。しかし、同じ体格の 2 人の小児患者で、照射する解剖学的部位が同じで、同じ臨床用途である場合も患者搬入量を変えることは妥当ではない。これは不適切な技術により、又は、小児疾患と小児患者の体格に対応するため画像プロトコルを適用することが失敗したために生じたことがある。したがって、体重又は体格で調整する小児の DRL 値は最適化に役立つものとして特に重要である。小児疾患及び患者の体格に対応するために、単純に成人の画像プロトコルを適用することは許容されない。

(292) 小児用の DRL 値の算定を検討する際には、多数の因子を考察する必要がある。一部の因子は成人と小児で共通である。例えば、DRL 値の選択、DRL 値の分布のパラメータ及びビームを患者検査から収集する小児と小児用の DRL 値の測定から収集するか、といったことである。固有の放射線特性を認識しなければならない小児には、その他の因子、特に患者の体重と体格については特に考慮しなければならない。例えば、所定の搬入業者の透視撮影装置では、その強みを活かしつつ、その設計の弱みの影響を最小限に留めるよう搬入量が設定されている。

(293) 成人の DRL 値は標準的体格の成人用に規定されている。小児の場合、体格の範囲が大きいためから単一の標準患者を考えることはできない。成人の体重は約 4 倍の差がある (40~160 kg)。小児の体重は、発症前 (<1kg) から肥満の青年 (>100 kg) まで 100 倍以上の差があり得る。一般的な新生児の体重は、生後 6 か月間に 2 倍に、1 年以内に 3 倍になる。AAPM は、小児の画像撮影の最適化を助けるため、様々な標準小児用 DRL 値を推奨している (AAPM, 2011)。未熟児 (<5 kg) からティーンエイジャー (約 60 kg) (標準的体格の成人よりも小さい) まで 5 つ以上の体格の範囲を算定することが理想的である。

(294) 委員会では、小児の DRL 値を規定する小児の代表的な小児の体格についてガイドラインを提供してはならない。以前は、小児の DRL 値を規定する目的に、患者の年齢を用いた (ICRP, 2007b, 2013b)。患者の体格が不明なとき、かなり正確な結果を確保するため (生児)、1 歳、5 歳、10 歳及び 15 歳が用いられていた (ICRP, 2007b, 2013b)。患者の体格が不明なとき、かなり正確な結果を確保するためには、各年齢で 30 例以上の患者に関するデータを取集する (2.3.3 章)。過去にはしばしば、4 つの年齢群 (<1 歳、1~5 歳、5~10 歳及び 10~15 歳) が使用されていた (Vassiliou and Rohani, 2015)。しかし、これらの年齢群の中でも変動が大きくなり、また Kleinman 等 (2010) は、たとえ当てはまる年齢の患者の体格が年齢に依存するものであっても、個々の患者の体格は患者の年齢によく相関するものではないことを実証している。この研究は、小児患者の体格に基づいて DRL 値を算定する方が望ましいこと、さらに、放射線リスクを伴う画像診断手技を行う際には、個々の患者の体格を認識しておくべきことを示唆していた。患者の体格の変動とは別に、DRL 値の算定は、広

過去には小児の DRL 値を算定するために、患者の年齢カテゴリを用いて小児のグループを規定していた。その後、年齢だけでは算定された指標とならないうかが明らかになってきた。そのため体重別のカテゴリが好ましく、可能な限りこれを使うべきである。

小児の DRL 値を算定するためには体重のバンドを用いることを推奨する。このアプローチを回るべきである。欧州ガイドラインは次のように勧告している: <5 kg, 5~10 kg, 10~15 kg, 15~30 kg, 30~40 kg, 40~50 kg, 50~60 kg, 60~80 kg。年齢が唯一の入手できる指標である場合には、年齢のバンド (0, 1, 5, 10 及び 15 歳前後で区別) を用いることができる。

例えば腹部の検査では、DRL 値の算定のため (体重ではなく) 年齢によるグループ分けを推奨する。

体重のバンドが必要であるため、また小児画像撮影における患者の搬入測定が不十分であることが原因で、十分なデータの収集に困難がある場合は、体重のバンドを示す代わりに、患者の体重の図表として DRL 値を示すことができることを提案している。この選択は今後検討が必要である。

CT の場合の DRL 値は、身体検査用の 39 cm 径のアphant、頭部検査については 16 cm 径のアphant を用いた校正に基づく CTDI_{vol} 及び DLP とする。これらの数値は、患者検査から入手する。

最新の CT 装置では、有効径又は患者の等価厚の測定が可能である。小児の DRL 値の算定をさらに単純化するものとして、これを検討すべきである。最近では、有効径又は患者の等価厚の測定に追加 SSD を用いることができる。

核医学画像撮影の場合、DRL 値及び DRL 値は投与放射能 (MBq) 又は体重あたりの放射能 (MBq/kg) として規定する。これは、この

アプローチがいずれも実質的に単純なためである。投与する放射能は、同意されている。体格又は体重と関連した因子に基づいて調整する。

DRL 値は国の DRL 値が入手できない場合、現場の撮影行為、入手できる適切な公算データと比較してもよい。小児に関する国又は地域は、地域は乏しいことから、この点は小児について特に重要である。

6.1 小児の DRL に関する検討事項

(290) 小児の画像撮影では最適化が特に重要である。これは、放射線の有害な影響が生じるリスクが成人に比べ小児において高く、また、それらの影響が発現するかもしれない平均寿命が短いからである。さらに、大半の小児は成人に比べ体格が小さいことから、一次ビームの中又はその付近に主要臓器がくぐる可能性が高くなり、正確なコリメーションの重要性が高くなり、また困難でもある (ICRP, 2013b)。ABC システムの 3 つのセンサーの形状及び間隔は成人の体格に合わせて設計されており、このことが、小児患者に対して ABC 制御下の照射の適用を制

範囲にわたる医療機関の種類を考慮する。大学病院における日常的な患者搬入量は、その信頼レベル、小児疾患の精通、及び体格の違いにより、大学病院以外での一般的な患者搬入量と異なる可能性がある。

(295) 体重は年齢よりも、DRL 値につなげるための信頼性の高い因子である (Watson and Coakley, 2010; Jay minon et al., 2015)。体重のバンドの使用を図るべきである。患者の体格及び患者の体重に関する様々なグループ分けの方法が、文献において発表されている。欧州委員会 (EC, 2016) は、表 6.1 における患者の体格と患者の体重に関する様々なグループ分けの方法が、文献において発表されている。しかしこの同等性は、世界の地域ごとになかなく異なるであろう。

(296) 年齢のみが入手できる指標である場合、年齢のバンドを使用する。最も多く使用されている、0, 1, 5, 10 及び 15 歳という 15 歳以下の年齢別の年齢バンドが中心である。体重を入手できる場合、DRL 値を体重のバンドで表示できるようにこのパラメータを取集する。

(297) 将来の DRL 調査では、より高齢者のデータとの比較を円滑に行うよう、患者の年齢に基づく DRL 値が最も重要になるであろう。ただし、体重ベースのデータにより高齢者のデータと比較できるように、既存の年齢ベースのデータで、相当する患者の体格に換算するための経験的等価性が検討されているに注意する (AAPM, 2011; Seidenbusch and Schneider, 2014)。

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

(299) 最近の研究から、小児患者における放射線の減衰と密度に相関する指標を算定することが試みられている。最新式の X 線撮影、透視及び CT システムは、何らかの形式の ABC 又は管電流変調を備えている。被ばく量は、X 線ビームの完結における放射線減衰によって決定される。CT 装置の場合、減衰と管電流はスキャンの各回転全体で異なると考えられる。小児の DRL 値について有用な数値を算定するために、将来的には調査データを減衰ベースのバンド (寸法は、所定の患者の体格のグループの中で、最小と最大との患者の間の X 線の総減衰量の違いが小さくなるような、狭い範囲にした患者群) にグループ分けすることを検討するべきである。

(300) CT の場合、小児の身体の不正確な部位に一次照射が行われないようにするため、患者搬入の最適化にはスキャン長と正確な処方方が極めて重要である。

(271) X 線撮影及び透視撮影は、直接照射される患者の解剖学的部位の厚さ一連のキリバーで測定することで、DRL 値の算定及び現場の撮影行為を評価することを目的に、小児患者を体格グループにグループ分けすることができ、これは特に、デジタル検出器を用いて収集される X 線撮影に当てはまる。この場合、小児患者の体格の幅広い変動に応じて、多数の搬入量によって受検者に正しい射野気カメラを伝えることが困難になる。単純な測定 (例えば患者の体厚の測定など) により消失させることができる変数を算出することが、所定の体格の患

- 評価を実施し、適切な場合、是正措置計画を実施して記録する。
- この調査には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める。その要素は、装置の性能、手技のプロトコル、オペレータの技能、及びインターベンション技術については手技の複雑さに関係するものである。
- 防護の最適化のための是正措置が必要な場合、DRL 値は線量限度ではないことを覚えておく必要がある。
- 最適化プロセスでは、医用画像撮影に必要な画質及び診断情報を常に考慮する。あらゆる医用画像診断検査でも優先すべきことは、臨床目的に十分な画質を達成することである。
- 国の DRL 調査分相の中央値 (50 パーセント値) は、医用画像の画質という目標に対して線量管理を最適化するということ、放射線作業により達成することができる。これらの中央値が、ベンチマークとして、画質及び患者線量の最適化を助けるかもしれない追加情報が得られる。
- DRL プロセスは 1 回の評価後に終わらせない。最適化後も調査を繰り返して行う必要がある。適切な時間間隔をおいた後にプロセス全体を繰り返す。

7.1. X 線検査に関する DRL 量の品質保証の検討

- (290) 電離放射線を用いて画像検査を行う医療施設では、local の DRL 量の調査を定期的に行う。これらは QA プログラムの一環として、性能及び最適化が必要かどうかに関する指針として行う。またこれは、国又は地域の DRL 値の設定にも寄与すると考えられる。施設の検討は通常、各 X 線装置に選択した代表的検査について行う。データ収集のためのインフラが限られている地域では、装置又はソフトウェアの重大な変更がない限り、多くの X 線診断及び検査診断検査について約 3 年間という間隔が適当である。CT 及び IVR については、患者に比較的高い線量が照射されることから、年 1 回の調査を推奨する (図 7.1)。患者データの収集及び管理のための自動システムが広く利用されるようになった場合、全検査の検討頻度も年 1 回に減らす。登録制度又は電子データベースからの自動データ収集を通じて、DRL 量に関するデータの継続的な収集が可能である場合、線量管理プロセスを、これらすべてのデータの定期的な検討の形で行い、できる限り早い段階で傾向がなにかを認識することができる。

- (291) 新しい画像撮影装置が導入されたり、患者線量が影響する可能性がある医用画像撮影装置の変更が加えられた場合、装置が適切に機能す

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

- (296) 2.3.3 章に考察した通り、特定の検査の調査には通常、少なくとも 20 例の患者を、また透視診断検査には 30 例以上を (IHS/NIH/RCR, 1992)、マンモグラフィには 50 例を含める。2.3 章に考察したすべての選択基準及び収集方法が適用される。DRL に関して平均体重を選択することを目的に、標準的な患者に対して適した体重選択基準を選択する。通常、平均体重 70 ± 5 kg を目標として、体重基準は 70 ± 10 kg 又は 70 ± 50 kg が用いられている。local、国又は地域集団に寄与する体重基準を用いる。多数の検査については RIS 又は PACS から入手したデータを解析する場合は、体重の選択基準を緩和することができる。

- (297) 大半の病院では小児の検査の頻度が低く、任意の年齢/体重範囲に入る患者数が少ないと考えられるため、小児検査のための DRL 量の調査 (6 章参照) の実施は比較的困難である。小児科病院における DRL 量の現地調査は、様々な年齢/年齢の小児の画像撮影のための放射線科の照射チャート (exposure chart) に記録されている。標準的な患者に基づき、必要がある場合もある。これは、不適切に使用されるかもしれない要素を特定するために役に立つことから、有用である可能性もあり、したがってオペレータはそれを検討し、検査が必要の場合にそれと正しいことを確認することができる。

- (298) 次に、各検査に関する全 DRL 量の中央値を関連する DRL 値と比較し、さらなる最適化に必要な科目の手技を特定する (図 7.1)。
- (299) IVR の場合、その施設における手技の全症例についてデータを収集することが理想的である。関連する DRL 値との比較には (可能な限り)、カンパリにおける手技の複雑さを考慮する。この情報が入手できない場合は、施設データの中央値、25 及び 75 パーセント値を、該当する国の ADS のハートベックと比較する (4 章参照)。

- (300) 少数の患者のみでデータ収集が可能な場合、中央値又は平均値の不確実性は大きいかもれない。DRL 値にも測定された DRL 量にも不確実性がないことから、患者数が限られるとき、2 値の直接比較をする際には不確実性を考慮する。四分位範囲がデータ分散の指標の役割を果たす。委員会は、平均値よりも中央値の使用を勧告しているが、平均値の標準誤差 = 標準誤差 / \sqrt{n} (ここで n はデータポイント数) (調査検査数の検討が役立つことがある。結果の 95% の平均値は、真の平均値の 2 標準誤差に入る。これは中央値の調査ではないが、比較的信頼性を示している。患者の体格の範囲が大きい場合は、調査により多くの検査を含める。患者グループの中央値と DRL の比較から、DRL を超えているかどうかについて判断する際には、少数の患者からのデータ分析には 10% の不確実性があると想定することが妥当である。

7.1.2 歯科 X 線撮影に関する品質保証の検討

ることを確認するために、受入検査を実施する。その後、地方の DRL 量の中央値が変化したか否かを確認するため、1 年以内及び作業が確立された後に患者線量の調査を行う。

- (292) DRL プロセスは、高い線量を使用している X 線検査、装置及び施設を特定するツールとなる。しかしこれは、患者線量評価プロセスの開始点に過ぎない。装置及び手技を特定した後、防護の最適化のためスタッフが是正措置に取組む。必要に応じて専門知識をもつスタッフによるこの責任を分担しなければならない。関係スタッフからなるグループは、各国又は地域における取決めにより異なるが、医療従事者により雇用された。又は医療従事者から請け負った医学物理士、放射線技術師、医学物理学の検査技術師又は放射線科医が含まれることがある (Martin et al., 2013)。これらの責任は、場合によっては、政府の関連部門が直接もつこともある。

7.1.1 医療施設における検討プログラムの立ち上げ

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

- 検査は、施設内で相対的に実施されるもので、あらゆる装置を代表していること。
- 検討対象は放射線科又は外科の放射線施設に限らず、医用又は歯科画像撮影に電離放射線が使用される施設のあらゆるエリアを含める。
- 検査は、施設の臨床的仕事量を代表するものであること。
- データ収集が実施可能であること。

(294) その他、考慮することが望ましいものは以下の点である：

- 検査は、部門内で X 線手技を行うオペレータの全グループの作業を対象とする。すなわち、放射線技術師、放射線科医、放射線科医以外医師 (例えば心臓専門医、外科医など)、その他である。
- 国の DRL 値又はその他の参照値が得られている検査を含めることが有用だが、これは必須ではない。
- 透視については、最も複雑な検査がプロトコルの設定に準じているはずであるが、地方の DRL 又は代表値の設定には多くのものが同様に準ずるものになる。

- (301) 歯科 X 線撮影では DRL プロセスを適用することが重要である。これは、新たな技術を導入したとき、より感度の高い医用画像撮影法を導入する必要がある。X 線装置の照射設定の変更が、多くの場合行われなければならない。例えば、D-スピードフィルムの代わりに IP-スピードフィルムを使用するとき、又はデジタルラジオグラフィの受像器を使用するとき、単一の値に関しては、成人及び小児検査のための国又は地域の DRL 値を特定することを推奨するが、フィルムにはイメージングプレートを用いたデジタルラジオグラフィ、並びにコンピュータ X 線撮影の感度は著しく向上していることから、デジタルラジオグラフィのシステム用の個別の地方の DRL 又は代表値の導入が有用であると証明されるかもしれない (Martin, 2016)。
- (302) 歯科 X 線撮影のための最適化の管理及び実施方法は、他の X 線の用途と異なる。これは、歯科装置が多数の施設を通じて、放射線画像検査がその専門分野のうちの僅かが必要に過ぎない者によって使用されているためである。歯科クリニックの調査から、線量が幅広い範囲に及ぶことが示されている。これは、多数の歯科医が、高速のフィルムに切り替える際、又はデジタルラジオグラフィの装置を設置する際に、照射時間を変えていないためであり、また、感度の高いデジタルラジオグラフィの受像器に準ずるであろう、より短い照射時間を設定していないためである (Gulson et al., 2007; Holroyd, 2012b; Farris and Speltz, 2015)。

- (303) すべての歯科病院は、X 線装置の設置時及びその後通常 3 年間隔で、線量及び画像性能を測定するべきである。特定の検査には、DRL 値として K_{AP} を用いて歯科用 DRL 値を設定する。口腔内 X 線撮影の線量、歯の噛み合わせの DRL 値の設定に、照射時間と関連させて決定する。より感度の高い画像検出器に変更することで線量の低下を裏打ちするため、X 線装置の設定を調整して照射時間を変化させる。検査結果に基づき、歯科医と相談の上、装置設定の変更及び噛み合わせを調整することができる。

- (304) 歯科 X 線撮影の定期的な検査と DRL 量の測定を行うプログラムにより、不要に照射時間が長い装置を特定することができる。調査担当者は歯科医と協力して防護を最適化する。他の方法では達成できないような方法で防護の改善が達成されることである。Martin (2016) は、このアプローチにより、歯科線量の削減を達成したスコットランド西部における 1 例を記述している。患者線量の検討と最適化プログラムを計画していない場合は、歯科用 X 線装置のかなり割合は、感度の低い旧式の画像検出器に合わせた照射時間を引き続き使用している可能性がある。

7.1.3 是正措置

- (305) ある手技について DRL を常に超えていることが検査から明らかになった場合、選定なく調査に取り組み、適切な是正措置を行う (EC, 2013)。是正措置 (防護の最適化) には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める (Martin, 2011)。通常は、X 線システムの設定をまず確認することが最も容易であり (時間がかからないため)、その後検査プロトコルを確認し、最後にオペレータによ

る検査プロトコルの使用状況を確認する。 (300) 2.6.2 章で考察したように、施設での DRL 量の中央値が、国の DRL 調査の分布の中央値よりはるかに低かった場合、画像（又は複数）の画像を使用する場合は診断情報）を優先的に検討する。 (307) QA プロセスは1 回の評価後に終わらせない。最悪化後にも調査を繰り返す行い、適切な時間間隔をおいた後にプロセス全体を繰り返す。大半の X 線撮影及び透視検査の場合、各 X 線装置に関して選択した代表的な検査を、約 3 年間で、及び技術又はソフトウェアの重大な変更が加えられた場合も調査する。CT 及び IVR については、DRL 量の level での検討を、より高頻度（年 1 回）行う。SPECT 及び PET/CT についても、年次検査を行うことが適当である。 (308) すべての QA プログラムでは線量の検討を文書化して記録を保管し、取り組んだ最適化プロセスの情報を体系的に、装置の利用者が利用できるようにすることが重要である。
7.2. DRL 値が超えた場合の検討事項 (309) QA プログラムの検討とは、系統的レビューと明確な基準に照らした評価、また必要な場合は変更の実践を通じて患者ケアの向上を求め、品質改善プロセスである。適切な DRL 量の調査及び DRL 値との比較が、最適化すべき対象の特定に役立つと考えられる。 (310) 上記の通り、DRL 値（国の DRL 値であれば）を上回った場合、これを遅滞なく検討する（図7.1）。調査の結果は、なぜ DRL 値を上回ったかを特定することとする。DRL 値と比較するために使用した多数の患者データには、診断情報の提供に必要な画像を達成するために多量の線量が必要であった患者症例が多含まれることがある。次の検討サイクルを開始する前に、必要に応じて改善策を特定し実施する。改善を必要とすることが多い要素は以下のものである： (a) 調査方法（使用した測定装置の性能、調査に含めた患者の選択を含む） (b) 装置の性能（画像撮影装置、製造業者又は医学物理士が設定した技術的要素、フィルム処理又はデジタルリターゲータを含む） (c) 手技のプロトコル（施設で使用する技術的要素と関連して） (d) オペレータの技能（個々の技術、オペレータの訓練を含む） (e) 手技の複雑さ及び患者構成（グループ内の患者が特殊なカテゴリにあることで、それらの疾患、身体的状態又はその他の理由により、調査をより困難にしていること）

81

(315) X 線撮影（全般） (a) 必要な管電位よりも低い電位を使用した（Martin et al., 1983）。 (b) 不適切なグリッドを使用した。 (c) 間違った焦点-検出器間距離で焦点グリッドを使用した。 (d) 短い焦点-受像器間距離を使用した。 (e) X 線画像撮影用に設計されていない、又は線量が大きすぎる旧型設計の患者撮影台を使用した。 (316) フィルム式 X 線撮影 (a) 速度が速いフィルム-スクリーン系（class ≤200）。 (b) フィルムスクリーンの組合せ違い。 (c) フィルムがセット内の増感スクリーンに対応していない。 (d) フィルム処理の不良。 (317) コンピュータ X 線撮影又はフラットパネルデジタル X 線撮影 (a) ABC が正しく設定されていない。 (b) 同一施設内でコンピューター X 線撮影/デジタルラジオグラフィとフィルム技術が併用されている。 (c) グリッドの使用の違い。 (d) 不適切なデジタル画像処理。 (318) マンモグラフィ (a) 速いフィルム-スクリーンの組合せ。 (b) 最適でないフィルム処理。 (c) 乳房の圧迫が不十分。 (d) 不要な部分でのグリッドの使用。 (e) ABC がデジタルマンモグラフィ用に正しく設定されていない。
--

83

(311) 上記のそれぞれを、以下に詳述する。DRL プロセスは、個々の患者線量の適切性を判断するために適用できるものではないことに注意する。個々の患者の線量の変動は、1 施設における患者線量の中央値の変動よりもはるかに大きい。
7.3. 調査方法 (312) 施設での DRL 量の中央値が DRL 値を超えた場合に第一に考えるべきことは、調査が、DRL 値が最初に設定された方法と同じ健全な方法で実施されたか否か、という点である。検討すべき問題の範囲には、以下が含まれる。 (a) 使用した測定装置又はシステムが、正しく校正されていたか？ (b) 使用した熱ルミネッセンス線量計が適切に校正され、バックグラウンド補正が正しく行われていたか？ (c) P _{KA} 測定器を使用していた場合、これがアンダーチューブ方式又はスポット画像撮影のために正しく校正されていたか？このような計器は通常、撮影台及びマウントが正しく設置された状態で校正する。しかし一部の国では、これがそうではなく、適切な撮影台の調整係数を P _{KA} の測定値に適用する必要がある。CT 装置の場合、CTDI _{vol} 又は mAs の数値が、真の数値又は（管電流変動では）平均 mAs セットを表していたか？ (d) 表示された CT の技術的要素（例えば kVp、スライス厚、CTDI _{vol} など）が正しく校正されていたか？ (e) すべての計算が、適切な補正及び校正係数を用いて、また出力測定値にもついでに行われていたか？ (f) そのグループの条件を測たささい患者のデータが誤って含まれていたか？（例えば、体格が非常に大きい又は小さい患者）
7.4. 装置の性能 (313) 新型又はより複雑な装置が設置された場合は、オペレータは装置を効果的に利用できるよう、関連する線量節約技術を確認し、その使用の訓練を受ける必要がある。オペレータがその新しい日常作業を確立した後、DRL 量の調査を行うことを推奨する。 (314) 画像撮影装置又はその設置方法が原因で、国又は地域の DRL を超える可能性がある。これについて考えられる理由を、各種装置に関連して以下に示す。
7.4.1 X 線撮影と透視 (f) ABC の代わりにマニキュアブルの照射装置を用いている。 (g) 検出器の不良。 (319) 歯科 X 線撮影 (a) デジタルラジオグラフィ用不正な照射設定（旧式の受像器と関連したもの）。 (b) 速度が速いフィルムを使用した（RFS サービスではなく D-スピード） (c) 現像液の交換頻度が十分にない。 (d) 現像温度が不正。 (320) 透視及び FGI 手技 (a) 旧式又は時代遅れの透視装置である。 (b) 異なる製造業者からの画像検出器。 (c) 間違った線量プログラムのオプションを、装置の利用者が用いた又はサービスマンが設定したことで、受像器線量が異常に高い、非常に低い kVp の照射要因、非常に高い透過バリエータ、又は非常に高い画像取得率になっている（Martin and Hunter, 1994）。 (d) 鋼フィルター又はスペクトルフィルターのオプションが正しく設定されていない、又は使用されていない。 (e) 高線量率を利用する、拡大された照射野サイズの不適切な使用。 (f) コリメーションが不十分。 (g) 半透明（三角フィルター又はウェッジフィルター）の使用が不十分。 (h) 不必要に急こう配にガントリ角度設定した撮影法の使用。
7.4.2 コンピュータ断層撮影 (321) CT 装置は複雑であり、多数の因子の相互作用を考慮しなければならない。最適化には、それぞれが画像撮影プロセスの異なる面について知識をもつ放射線科医、医学物理士及び放射線技師の間の、緊密な連携が必要である。関係する装置に関する因子の例を、その制御が装置ごとに異なるかを加えて示している。これらの因子を臨床プロトコルに規定する必要がある。これらの設定を 7.5.2 章で詳述する。気体検出器を搭載した CT 装置に比べ、固体検出器を搭載した CT 装置の方が好ましい（Fuchs et al., 2000）。

84

(322) スライス厚が薄い画像ほど、光子数が少いことからノイズが大きくなる傾向がある。CT 装置の設定方法は、製造業者及び型式に応じた。一部の装置では、薄めのスライスを選択することで画質のノイズが大きくなるが、その他の装置は、薄めのスライスを撮影したときも管電流を高めることで、それにより適用する放射線量が減少することで、同じ画質を維持できる。その動態は、どの段階で画像を再構成するかによって異なると思われる。このように、必要に応じて、患者線量を減らすことで、患者線量を減らす可能性がある。
(323) スキャンパラメータの調節方法は、CT 装置の製造業者によって異なる。したがって、その装置の性能及びそれらが実験のように機能するかをシステムが適切に理解しておくことが重要である。1 例は、ヘリカルスキャンのピッチの選択である。一部の製造業者 (GE 及び東芝の多スライス) は同じ管電流 (mA _{eff} /回転) を維持していることから、ピッチを大きくすることで線量が下がり、ピッチを小さくすることで線量が上がる。その他の製造業者 (Siemens 及び Philips の多数モデル) は、ピッチが変化しとき管電流を調整することで、同様の線量を維持している。
(324) CT スキャンの大半では長年、120kV の管電流が用いられてきた。しかし、これより低い管電位でも良好な画質が得られ、低い患者線量となる。これは特に、幼い小児患者の小さい体躯又は頭部、又は小児や成人の体格の四肢を画像撮影するときにあてはまる。管電位の変更を検査する際には、資格をもった医学物理士が関わるべきである。
(325) 現在、CT 装置の全ての製造業者は自動管電流調整を採用している。これにより管電流が下がらな、減衰が低い部分に適用される線量が低下する。管電位は、身体部の軸 (長さ) に沿って、また身体部の横断面を X 線が通過する方向にも、スキャンのために調整されることとなる。しかし、これらのシステムの実装方法は製造業者によって異なる。一部の製造業者は、画像中のノイズレベルに基づいた画質の指標を用いている (GE 及び東芝の多くのモデル)。そのようなシステムでは患者の体格と比例して管電流を高める。その他のシステムでは、参照画像又は基準 mA との比較を用い、それによって体格の大きい患者に対する高レベルのノイズを許している (Siemens 及び Philips)。体格が大きい患者からの画像は、臓器及びその他の構造の分離 (脂肪組織が埋入されているために) 良好であることから、高いノイズレベルでも診断を損なわずに急務できる (Sookpong et al., 2014; Martin and Sookpong, 2016)。
(326) 大半の装置は、管電流調整の計画立案のために局所 X 線撮影の X 線減衰を使用している。したがって、防護具をスキャン範囲の外におくか、局所 X 線撮影を行った後に使用することが不可欠である。
(327) 東芝の CT 装置では、例えばフィルタのオプションなどその他のパラメータが、管電流調整の機能に影響する可能性がある。再構成パラメータは、臨床作業の詳細なパラメータの要件に一致する必要がある。平滑化フィルタはノイズを抑制するが、一方でサンパースフィルタは境界を際立たせて画像を改善するが、ノイズを増加する。適切なフィルタは画像撮影によって異なる。一部の CT 装置のモデルでは、同じノイズレベルを維持するために、ノイズを高めるシャープなフィルターの選択が管電流調整の管電流を (したがって線量を) 増

85

合、画像撮影の目的 (それが主に診断検査なのか、吸収補正又は体位設定のためなのか) を考察する。
7.5 手技のプロトコル
(331) 新しい装置を設置したときは、利用できるあらゆる線量節約技術の有効な利用を確保するため、臨床プロトコルを検討して改訂する。臨床プロトコルの定期的な検閲を行う際は、監査結果も考慮する。

7.5.1 X 線撮影と造影撮影のプロトコル

(335) 優良な X 線撮影の手法とは何かについては、全般的な合意が得られていない (EC, 1996a,b)。ことから、臨床プロトコルは標準化されている。手法は患者の local X 線撮影において local X 線撮影を超えている場合の理由については、DRL 値、DRL 量の数値がなぜそれほど高いのかという理由を示すためには、手法に関連したパラメータを検査するべきである。胸骨の検査に非常に低い管電位を使用していたなどである。推奨されている手法及び照射量と比較する (EC, 1996a,b)。胸部 X 線撮影では、肺と低い放射線領域と、縦隔という減衰領域の両方を画像撮影する必要があり、特定の照射要因は両方が、特定の研究の対象となっていた (ICRU, 1995)。
(336) 透視が関係する検査は、あまり標準化されていない。しかし、透視プログラム (プロトコル) で受検者の線量率及び管電流と管電位の増加の相対速度を規定する。これらは患者線量と画質に顕著な影響を及ぼす。特に透視下 IVR では、皮膚線量を下げたための胸フィルタ (スベックフィルタ) の使用という選択後も、患者線量に大きく影響する。
(337) 特に小児検査については、手法の検討により、さらなる防護の最適化のために臨床プロトコルを改善する必要性を特定することができる。手技 (成人又は小児) の大半については、手法は、なぜ local で導かれた DRL 値が超えるのかの適切な理由ではなく、地方の DRL 又は代表値が高くなる理由のいずれでもない。所定のプロトコルによって、1 つ以上の DRL 量 (例えば P ₅₀ など) の値が高くなった場合は、プロトコルを検討する必要がある。
7.5.2 コンピュータ断層撮影のプロトコル
(338) CT の DRL 量の中央値が高すぎる又は低すぎる場合、それには多数の原因があることから、臨床プロトコル及び装置の設定の慎重な分析が必要である。この点は、製造業者が提案するプロトコルについて、成人検査よりも小児検査で大きな問題になるかもしれない。7.4.2

87

たさせる。一方で他の装置のモデルでは、画像の線量は変化したが、線量は比較的に変わらない (Sookpong et al., 2015)。
(328) 新規の CT 装置は、反復画像再構成の手法を用いることができる。このためには、従来の造影法よりも高い計算能力を必要とするが、適用されたときの線量が著しく抑えられる。また関連するスキャン法のプロトコルを調整する必要もある。これらの手法は、利用できなかった可能性がある場合通常に採用するべきであり、再構成の手法に関連して DRL 値が低く設定されることも考慮するべきである。
(329) 使用者にとっては、設置時に製造業者のアプリケーションスペシャリストから、CT 装置の操作に関する詳細な説明を受けることが重要であり、また医学物理学者スタッフにとっては、臨床プロトコルを設定する際にその期間中に関連する制御性能を確認する検証に取り組むことが重要である。
(330) 管電流調整の操作手法は、CT 装置システムごとに異なるため、患者線量と患者の体格又は体重の関係も様々である。CT の DRL 量の調査では、様々な体格の患者について測定することを推奨する (5.3.2 及び 6.1 章参照)。これは、様々な体重グループ分けに対してデータを収集するか、又は DLP と体格との関係に指数方程式をフィットすることで行うことができる (Järvinen et al., 2015)。あるいは、患者の身体の直径又は断面積 (いずれも装置の画面から測定できる) を記録し、患者のグループ分けに使用することができる (Sookpong et al., 2014)。多数の患者の結果を入手できるように、データを RIS 又はその他の患者線量管理システムに記録する場合は、第 1 又は第 3 四分位値のほか中央値も記録できる (Martin, 2016)。データ収集及び患者の体格の詳細が自動化されている場合、患者の体格の因子に対して CTDI _{vol} , DLP 又は SSDE などの DRL 量をプロットすることは有用と考えられる (Sumai and Christensen, 2014)。最も適切な手法が何かは、現場でのハードウェア及びソフトウェアの入手性によって異なる。DRL 値の比較に加え、装置間の DRL 量の数値を比較することが、評価に有用な可能性がある。
7.4.3 線医学
(331) 線医学の DRL は放射線量に基づくことから、最適化のためのアプローチは、本書に論じている他の画像モダリティに用いられているものと、特性が異なる。
(332) 施設が推奨 DRL 値を常に超えている場合、臨床医及びオペレータによる選択を表している。画像が不十分な場合、画像撮影装置が最適ではなく、保守が必要であることを示唆しているかもしれない。装置の性能を改善できない場合は、装置を取り換えることができる。また取り換えるべきかということには、資金、代替品の有無、及び現在のレジメンを改訂することのリスクといった問題が関係してくる。
(333) ハイパーリッドイデオメトリック (PET-CT) 及び SPECT-CT の CT 部分に関する CTDI _{vol} 又は DLP の数値が、DRL 値を上回っている場合は、

86

形で考察しているように、CT 装置のモデルに CT 装置の制御がどのよう画像撮影プロセスに影響するかを理解することが重要である (ICRU, 2012; Ooby et al., 2013)。CT 装置のモデルは非常に多岐にわたるため、臨床プロトコルを調整することなしに CT 装置間で移行してはならない。ただし、CT 装置が、同一ハードウェアプラットフォームを利用して同一モデルである場合を除く。
(339) 第一に、DRL 値が判断された臨床画像撮影が、そのスキャンが使用される画像と類似しているか否かを評価する。次に、DLP と CTDI _{vol} の両方が非常に高い場合、DLP が高いが CTDI _{vol} は標準範囲内であるという場合、スキャン領域が必要よりも狭い、又はスキャン領域が非常に狭い可能性がある。DRL 量の数値が高くなる一般的な理由には、初期造影剤を用いずにスキャンセッションを行い、次いで造影剤を用いて行ってきた場合がある。これらのセッションが、取り掛かっている臨床作業に必要なすべてであるか否かについて検討するべきである。
(340) DLP と CTDI _{vol} の両方が非常に高い場合、以下のスキャンパラメータを検討する。 (a) スライス厚。 (b) ビームのコリメーション及び幾何学的効果。 (c) 管電圧。 (d) ビーム成形フィルタ。 (e) ヘリカルピッチが特定の mA _{eff} にふさわしいか? (f) ヘリカルピッチと mA _{eff} の指標との関係を理解しているか? (g) 特定の管電流調整の画像ノイズ指標が、スライス厚にふさわしいか?
(341) 7.4.2 章で考察したように、管電流調整の操作は、個々の患者の線量に重要な影響を及ぼす。CT プロトコルを設定する際、プロセスでは、設定可能なパラメータが他のパラメータとどのように相互作用するかを考慮する。画質の指標としてノイズを使用している管電流調整システムでは、体格の大きい患者に対して高いレベルのノイズを設定する必要があるかもしれない。小児及び障子の体格の成人の CT 画像について許容できるノイズレベルが、体格の小さい小児患者よりも許容できるとは、仮定するべきでない。通常、小児の画像撮影には低レベルの量子モジュールが必要である。特に体格が非常に小さい患者では、患者の体格の開放としての画質指標を、個別に設定する必要がある。
(342) CT 検査及びそれによって生じる DRL 量の数値に適切な必要な技術的要素は、患者の体格に応じて異なる。比較的大型の患者の DRL 値は瘦小な患者に比べて、内臓の抽出が良好であるため、ノイズレベルを低く抑える必要はないかもしれない。各 CT 施設は、患者の

88

<p>体性に基づく様々なグループについて、特定のスキームプロトコルを確立する。</p> <p>(a) 小児患者：体重、断面積又は年齢。</p> <p>(b) 様々な体重範囲にある成人患者：体重、断面積又は断面積。</p> <p>(c) 肥満患者：等断面積又は断面積。</p> <p>(343) 装置の製造業者がアプリケーションケーションスペシャリストが、その装置で行う小児患者の画像撮影に適合するよう成人プロトコルを変更することを推奨していない場合、Image Gently のウェブサイトに推奨されているプロトコルに基づく、小児患者の普通のプロトコルが、患者の体格の関数として基準のCTDI_{vol}、DLP 又はSSDEの確立に役立つ(Strauss, 2014)。患者の体格の関数としての基準線量指標が特定の施設で決定された後、その施設の放射線科医、検査技師及び医学物理士が、アプリケーションスペシャリスト及びその他製造業者から派遣された人と協力して、小児プロトコルに必要な修正を加え、目的の画質及び患者線量の実現を確保する。</p> <p>(344) DRU 量の中央値が非常に高い又は非常に低いときは、必ず画質も考慮する。これは複雑な多元の作業であり、以下に示すような一組の画質が関係している。</p> <p>(a) 画像の表示（画像視野、ウィンドウレベル、幅）。</p> <p>(b) 空間分解能（焦点サイズ及びフィルタ）のための再構成カーネル）。</p> <p>(c) 時間分解能（回転時間、再構成モード）。</p> <p>(d) 造影剤急速静注の実施時期（スキューン遅延、回転時間、ピッチ）。</p>

7.5.3 検査学のプロトコル

(345) 調査結果がlocal 又は国のDRU 値を上回ったが、QA 試験では画像装置の性能が十分である場合、DRU 値を超える放射線の使用の妥当性は、責任を有する臨床医との協議を必要とする問題である。

7.6 オペレーターの技能

(346) 特に新しい技術を導入したとき、個々の検査に適切なプロトコルを使用できるかは、オペレーターの知識、技能及び訓練により左右される。個々のオペレーターの作業は様々なと考えられ、経験の浅いスタッフは熟練者と見做られない。オペレーターの技能は、装置の線量

(d) 専門タリニクにおいて特定の病状のために行われるその他のX線撮影では、通常使われている以外の撮影方向が必要になることがある。

(352) 特定の患者構成（例えば上述のもの）からのDRU 量の中央値は、国のDRU 値を上回る場合もある。このような場合には、国/地域での線量を上回る地方のDRU 又は代表値をその環境に対して個別に設定することができ、これは現場での調査に基づき、患者及び撮影の差を考慮に入れる。

7.8 調査の結果

(353) 現場のデータと国のDRU 値の比較検査は、最適化プロセスの第一段階の引き合いとなるはずであり、これにより、一部の部分の最適化を優先するかの情報が有責任者に与えられる。調査から、DRU 量の数値が高かった理由が明らかになった後は、是正措置を起す必要がある(図7.1)。これは、当該組織のリスクマネジメント戦略の中で行う。

(354) 装置の性能の不備に関する知見から、予想された結果が確認されるものとなり、当該事例に対する装置交換後さらに支持されると考えられる。しかし、この知見が予意外であった場合、QA 及び保守プログラムの批判的な検討が必要になると考えられる。例えば：

- (a) コンピュータX線撮影又はデジタルラジオグラフィにDRU 量の高値が確認された場合、AECの高値が行われたこととなるかもしれない。資格を有する医学物理士がサービスマンとともに、AECの性能について助言し確認する。
- (b) X線撮影の場合、その手法が原因であるという結論に至った場合は、標準作業手順書及びプロトコルを見直し必要が生じる。
- (c) 透視撮影の場合、検査の複雑さ及びその後の調査の知見に応じて措置を講じる。これには、手法の批判的な検討及び様々な構成要素の適切性の確認を行う。
- (d) CTの場合、臨床プロトコル及び装置制御の設定方法の検討が必要と考えられる。このためには放射線科医、医学物理士及び放射線技師からの入力情報が必要と考えられる。
- (e) 患者構成のために国のDRU 値を超えた場合は、より高い地方のDRU 又は代表値を設定する妥当な理由がある。

(355) 線量節約の多くは、画像に悪影響を及ぼすことなく行うことができる。しかし患者線量の低減は、画像が非診断レベルになるほどのものであってはならない。線量低減は、それ自体が目的ではない。十分な画質が最も重要である。医用画像撮影に十分でないという危険性が生じるまで画質を落とすしてはならない。何らかの疾患によって画像の診断能力に影響されると疑われた、又はその可能性がある場合は、その検査結果ではないことを確認するための適切な試験を行い、分析した後、その変更を初めて臨床に使用する。

診断技術の認識と管理にも及ぶ。

(347) オペレータ技能に変動があれば、同じ手法であってもDRU 量（例えばPsa, Kao, CTDI_{vol}, DLP など）の数値の大きな変動が生じえる。様々なDRU 量(表3.2)をlocal 又は国のDRU 値と比較し、オペレータ間で比較することが有益かもしれない。透視撮影の場合、透視時間及び撮影画像数（例えばデジタルフラクションフラクション血管造影など）が明らかに対照値と異なるが、K_{AP}及びP_{ca}の相対値の検討によっても、様々なオペレータによるビームのコリメーションの程度に関する情報が加えられる。同様にCTでは、CTDI_{vol}及びDLP 双方の比較が有用かもしれない。

(348) 一部の医療施設では放射線技師が日常的にバリウム注腸撮影を行っており、適切に訓練された診療看護士が限られたIVR を行うことができ、臨床医に比べ医学又は放射線学上の総合的な教育レベルが低いグループに、その作業の訓練を行う際は、事前に、臨床プロトコルを改良する。

(349) オペレータを組織を重なるに従い、患者線量はある程度低減できる。したがって、様々なオペレータの調査及び比較の結果は有用である一方、その背景を踏まえ、スタッフへの指示は適切に用いられる必要がある。また、適切な場合は技術の改善に貢献できる。検査が高画質化するに依り、エビデンスベースは弱くなる。同じ手法についてもオペレータによって手法が異なる可能性がある。

(350) 個々のオペレータの中央値が他のオペレータよりも高いことが確認された場合、特にそのDRU 値を超えている場合は、特定の装置に関する（特に線量節約機能に関する）訓練が必要かもしれない。新たな手法が導入されたときはオペレータの再訓練が必要になるが、最適化されていない患者線量を使うなど悪い習慣がオペレータについてしまった場合にも、必要になることがある。

7.7 手法の複雑さと患者構成

(351) 患者構成は、1施設での複数の検査に関する要素となりえる。つまり、特定の患者集団内で行われた手法のDRU 値を、一般集団の調査で求められたDRU 値と比較することが、適切ではないかもしれない、ということである。例えば以下のものがある。

- (a) より複雑な病状をもつ患者、又は特定の患者集団は、インターベンション検査又は治療のため特別な科又は病院内に搬送されることがあり、それによりその科での検査が長引き、患者線量が高くなる。
- (b) 特定の医師は専門知識により、さらに困難な症例に対応できるようになるが、その結果、彼らが行うその手法のDRU 量の数値は高くなる。
- (c) 専門タリニクにおける胸部X線では、特別な診断のためにさらに高レベルの画質が必要になることがある。

(356) 防護の最適化に取り組み込んだ後、調査を繰り返して、DRU 量が適切なレベルまで落ちているか否かを判断する。

7.9 患者線量調査結果の国による照合

(357) 現場で実施された線量調査の結果は、国の患者線量記録（これから将来のDRU 値が導かれることとなる）の改訂のための、貴重な結果となると考えられる。国の線量登録制度を確立し、その仕組みとして、各放射線科からの線量調査結果がそこに送られ、患者線量レベルを継続的に更新されるようにする。これによってDRU の改訂が円滑に行われ、国内の最適化プロセスが継続的に進化、発展することになる。

8 要点のまとめ

8.1 全般

(358) DRU、プロセスを用いて、日常の環境において、現場の医療施設で医用画像手法に適用される放射線量の量が、規定の臨床作業に関する代表的患者サンプル（個々の患者ではない）について評価したとき、高画質たり、低画質たり取りたいかを再評価する。このDRU プロセスにより、線量レベルが高い装置及び手法を特定することができ、それにより防護の最適化に取り組むことができる。

(359) 所定の体重範囲にある代表的な患者サンプルについて、地方のDRU 量の中央値がlocal、国又は地域のDRU 値よりも高い場合、これは「常に超えている」と判断される。ここで「常に（consistently）」が疑問符の意味は「ほとんど」ということで、「期間全体を通して」という意味ではない。

(360) DRU は当局によって設定されることがある。DRU の数値は助言的なものである。しかし、当局はDRU の概念の実現を要求することがある。

(361) DRU 量に関するデータ照合及び国のDRU の設定という作業の、様々な構成要素に責任を有する組織を、各国又は地域において特定する必要がある。

(362) DRU は、個々の患者について、あるいは個々の患者又は個々の検査に関するトリガー（アラート/警告）レベルとして用いてはならない。

(363) 防護の最適化のためには、DRU 値による現場の撮影行為の比較のみでは不十分である。不備を特定し対応するための措置が必要である。あらゆる医用画像診断検査で最も優先すべきことは、臨床目的に十分な画質を達成することである。画質又は（より一般的には）検査により得られる診断情報（後処理情報（後処理の効果を含まない）を、DRU プロセスの一環として評価し、最適化を達成するための方法を履行する。

- (364) 患者に医用画像手法を行う役割をもつすべての者は、防護的最適化ツールとしての DRL プロセスに精通しているべきである。
- (365) 電離放射線を用いる医用画像に関与する医療従事者の教育及び訓練プログラムに、DRL の概念及び適切な使用を含める。

8.2 DRL 量

- (366) DRL に使用する数量は、医用画像撮影の実施に適用する電離放射線量を評価し、測定又は決定が容易であるべきである。DRL 量は医用画像手法に用いられる電離放射線量を評価するものであり、患者又は臓器の吸収線量を評価するものではない。唯一の例外はマンモグラフィで、これは D_{0.1} を用いることができる。
- (367) DRL 量は評価する画像モダリティ、実施する特定の試験、及び患者の特定の体格に対してふさわしいものであること。
- (368) 委員会は、放射線防護量である「有効線量 (ICRP 放射線防護システムでは他の目的に使用されている) を DRL 量として用いてはならない」と強調して述べている。これを用いた場合、必要でない、又は DRL の目的に関連のない、無関係な因子が導入されることになる。(369) 投影 X 線撮影では、適切なコリメーションの使用のため (特に小児において) K_{AP} (又は K_A) 及び P_{Ka} という 2 つの DRL 量が推奨されている。
- (370) 高度デジタルラジオグラフィ手技 (例えばトモシンセシス、デュアルエネルギーサブトラクション、透視サブトラクション、コーンビーム CT など) のための DRL の策定には、その手技の「多重画像」という側面を考慮し、より標準的な手技とこれらの手技を区別する必要がある。
- (371) マンモグラフィの場合に推奨される DRL 量は K_{AP}、K_{AB} 及び D_{0.1} の 1 つ以上であり、どの量を選択するかは現場の撮影行為及び規制要件に応じる。
- (372) マンモグラフィの場合、単純なアプローチは、 $5.0 \pm 0.5 \text{ cm}$ という乳房厚に対して DRL 値を設定することも可かもしれない。様々な乳房厚に対する DRL 値の設定は複雑さを増すが、マンモグラフィに関する DRL プロセスの精緻化には比較的優れたアプローチがある。
- (373) IVR の場合、以下の DRL 量がすべて推奨される (入手可能な場合)：P_{Ka}、K_{AP}、K_{AB}、での撮影空気カーマ、透視時間、及び撮影画像数 (例えば、心臓手技でのデジタルサブトラクション血管造影など)。
- (374) CT に推奨される DRL 量は CTDI_{vol} 及び DLP である。検査におけるスキャンシーケンス数も同様に役立つことがある。小児患者では、SSDE は CTDI_{vol} 又は DLP に比べて正確な線量推定値となる。CTDI_{vol} 及び DLP はいずれも、標準ファントムに対する線量の指標である。

93

- (382) 委員会には、患者に行う画像検査及び手技について、DRL 量に基づく local 及び国の DRL 値を設定することを勧告している。ほとんどの場合、ファントムの使用は十分でない。ファントムを使用する場合、オペレータの能力、選択した画像プロトコル、及び患者の変動の影響は考慮されない。
- (383) ファントムの使用は、X 線装置の性能の調査において重要であり、防護的最適化において使用する線量という点で、透視及び CT 装置の性能評価にも重要である。
- (384) DRL 量に関するデータは、調査、登録制度又はその他の自動データ収集法を用いて収集することができる。
- (385) 患者の線量計測に使用する全ての線量計、カーマ面種類の測定器などの校正を定期的に行い、またこれは一次又は二次標準に沿っていないなければならない。
- (386) X 線システムにより生成された搬送された DRL 量データの精度は、医学物理士が定期的に確認する。
- (387) 含まれる検査/手技は、一般に、線量評価が実行可能である地域において最も多く実施されている検査とし、患者に最高線量が照射されることになるものを優先する。
- (388) DRL は放射線治療を意図していないが、治療計画の作成のための画像撮影、治療リハーサル、及び放射線治療における患者の設定検証には考慮すべきである。
- (389) DRL 値を確認するための国の調査及び登録制度には、通常、選ばれた代表的な患者に関するデータを得ることができよう。十分な仕事をもつ中規模又は大規模な医療施設を含める。サンプルには、多岐にわたる任意抽出して調査することが、国の DRL 値の設定の適切な出発点となる。まずは、20～30 施設からの結果で十分と考えられる。医療施設が 50 か所よりも少ない小国では、最初の調査ではその 30～50% の調査で十分と考えられる。
- (391) 1 施設での特定の検査に関する調査では、通常、20 例以上の患者の DRL 量に関するデータを収集する。透視診断又は CT 検査には 30 例以上、マンモグラフィには 50 例以上が好ましい。小児の場合、小児の検査数が少ない施設では、これらの数値を達成する必要があるかもしれない。登録制度の場合、入手可能な範囲で適切なすべてのデータを使用する。
- (392) データを 50 例未満から収集する場合、診断手技の調査に含める成人患者の体重について、なんらかの標準化を行う (例えば、平均体重 $70 \pm 5 \text{ kg}$ とするために、60～80 kg の患者とするなど)。

95

り、最適化の補助として用いることができる。

(375) 使用が推奨される CTDI_{vol} は、シーケンスの CTDI_{vol} である。推奨される DLP 値は検査全体の累積 DLP である。個々のスキャンシーケンスに関する DLP 値も有用な可能性があり、累積 DLP に加えて使用してもよい。

(376) 核医学の検査、理学的な DRL 量は、特定の臨床作業及び (関連する場合は) 使用する放射性医薬品に関する、特定の放射性核種の体重あたりの放射能である。委員会は、小児、青年及び低体重の患者には体重に基づき投与放射線を用いること、また他の患者群にも検討することを勧告している。過度の肥満患者には、最大投与放射線を固定して設定することを検討してもよい。多くの国々では、標準放射能とは、成人患者に対して英地床で使用されているものという認識がある。

(377) 放射性医薬品が主に単一臓器に濃縮される検査 (例えば甲状腺のスクリーン、前頭部スキャンなど) には、体重に基づき投与放射線は適当でないことがある。

(378) 核医学的手法及び CT 手技に関する DRL 値は、種々のモダリティからの放射線に適用されるため、さらにイブリッドイメージング (SPECT-CT、PET-CT) には異なる DRL 値が用いられるため、各モダリティに関する DRL 値を個別に設定・事前設定することが適切である。

8.3 全国調査の分布の中央値の使用

(379) DRL 値を遵守する場合でも、そのことだけで、使用する線量について最適化されたレベルで手技が行われたことを示すものではない。委員会は、国の DRL 値の設定に使用された分布の中央値 (50 パーセンタイル) を使用することで、さらなる改善を得られることを認識している。

(380) 国の分布の中央値は、最適化を助ける追加的なツールとなる可能性があり、標準的な手法及び技術を用いて目指すところの望ましいゴールであり、また、適用する放射線の最適な使用に近い状況であることを示すものである。

(381) 施設は DRL 量の中央値が、国の分布の中央値よりはるかに低かった場合、画像 (又は検査) の画像を使用する場合は診断情報) が悪影響を受けることがある。追加的最適化に取り組む際は、画像を優先的に検討する。

8.4 DRL の調査と登録制度

94

(389) HIS 及び RIS は多数の患者についてデータを提供できるが、これには患者体重は含まれていないかもしれない。あらゆる DRL の調査と同様、その結果はデータ入力の精度に左右される。

(394) 現場でも、また別の調査を通じて、RIS と関連するソフトウェアにより、DRL 値に関するデータを自動的に入手することが可能になる。自動化プロセスを使用する場合は、特定の手技の全症例に関するデータを入力し、最適化に使用する。

8.5 DRL 値の設定

(395) DRL 値は、特定医用画像撮影に関する局所的臨床的及び技術的要件と結びついている必要がある。

(396) DRL 値を設定する際は、適切な画質又は臨床作業に必要な診断情報を優先する。組織の内部構造の差の可視化、又はリンパ節の特定が重要になることが多い CT では特に、臨床作業に応じて DRL 値が異なることがある。作業が異なる場合は、様々な密ばくレベルをもつ異なる画像フィルタの使用が必要になることがある。

(397) DRL 値を設定する際は、参加する全施設の類似した手技から、すべてのデータを収集することが重要である。これにより、施設間の比較の妥当性及び有用性が確保される。

(398) 通常含める視野方向及び手技に関連する臨床作業を、詳しく規定することが重要と考えられる。このことは、様々な臨床適応に様々な照射要因又は様々な視野方向 (あるいはしばしば視野方向) が用いられる場合に、必要となると考えられる。

(399) 同一の手技に 2 種類の画像モダリティ (PET-CT、SPECT-CT など) を使用する場合は、両モダリティに関する DRL 値を設定及び提示することが適切である。

(400) DRL 値は、撮影行為の状態に応じ、また特定の時点でも利用できる技術 (後処理のソフトウェアを含む) に応じて異なる。

(401) DRL 値の比較には、所定の体重範囲にある代表的な患者サンプルから収集したデータの分布の中央値 (平均値ではない) を使用する。平均値は、非常に高い又は低い数値により大きく影響されることがある。

(402) 国の DRL 値は、代表的な施設のサンプルにおいて得られた中央値の 75 パーセンタイルとして設定する。

(403) 地域 (複数の国の) DRL を作成する場合は、これはその地域の国々における国の DRL 値 (それぞれ 75 パーセンタイルで設定されたもの) の中央値として設定する。入手可能なデータのサンプルが少数である場合は、関係国間の調査により、他のアプローチを使用してよい。

96

(404) DRL 値の設定及び更新のためのプロセスは、柔軟かつ動的なものとする。データがほとんど入手できない手技（小児患者における IVR など）、又はデータが1、2施設のみから得られる場合には、柔軟に対応する必要がある。より幅広い調査が実施されるまでの間、これらのデータから一次 DRL 値の導出を可能にするためには、動的プロセスが必要である。
(405) ある手技が、大半の病院で日常的に行われていない場合は、地方の DRL 値は、手技のしかるべき仕事量をもつ単一の大型病院（例えば、小児専門病院など）からのデータを用いて決定することができる。
(406) 最適化が図られている場合、1 グループの放射線科が設定した地方の DRL 値が役立つことがある。このグループは、現場の撮影行為のより定期的な調査に基づき、地方の DRL 値を設定することができる。この値は通常、国の DRL 値よりも低値となる。施設数又は X 線装置数が少ない場合、DRL 値の数値の分布の中央値を「代表値」として推奨する。代表値は、同レベルの画質を達成するために低い線量の使用が可能となった新たな技術についても設定することもできる。
(407) DRL 値を公表する際は、患者データを収集した現地グループ、国又は地域からの意見書を同時に示し、データのペーパースとした「標準」患者の体格、特定の検査の詳細、また適切であれば調査実施日を記載する。

8.6 IVR の DRL

(408) 委員会では、IVR に適用される DRL プロセスに対して「診断参考レベル」という用語を用いることを勧告している。
(409) IVR について DRL 値を設定する際には、手技の複雑さを考慮してもよい。また、より複雑な手技の場合は、DRL 値の倍率が適切なこともある。
(410) 可能であれば、（限定したサンプルからのみでなく）実施した全 IVR からのデータを、local 及び国の DRL 値と照合する。

8.7 小児の DRL

(411) 小児における体重は、未熟児から肥満青年までで 100 倍の差が生じえるため、小児画像撮影の DRL を規定するためには、1 人の「代表的患者」を用いるべきではない。
(412) 新生児から成人の体型の青年まで、小児では患者の体格と体重に大きいばらつきがあることから、小児検査の使用線量には著しい違いが生じえる。このような患者線量の変動は妥当である。不正確な技術により、又は、小児疾患と小児患者の体格に対応するため画像プロトコルを変更する必要がある。

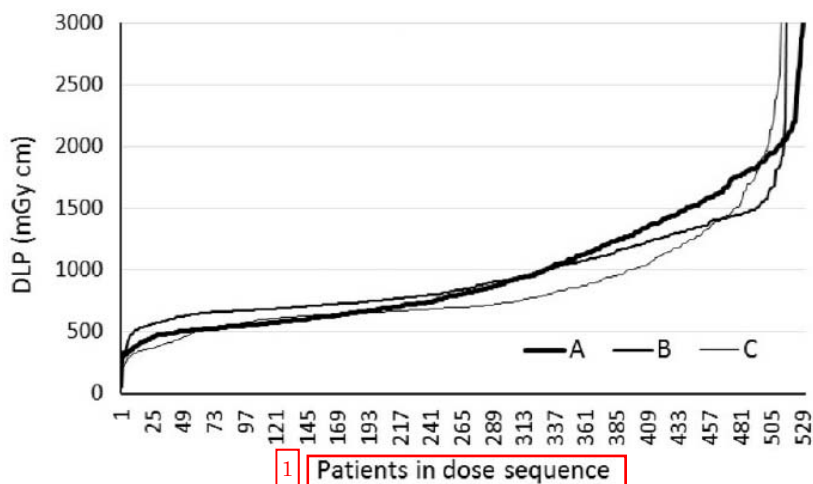
(424) 施設の DRL 量の中央値が、国の分布の DRL 値より大幅に低かった場合、画質（又は複数の画像を使用する場合は診断情報）が悪影響を受けることがある。検査プロトコルを検討する際は、画質の検討を優先する。
(425) DRL 監査プロセスは、1 回の評価で終わらせない。最適化後にも調査を繰り返し行う必要がある。適切な時間間隔をおいた後にプロトコル全体を繰り返し返す。
(426) DRL 量の現地調査は、通常は QA プログラムの一環として行う。ただし、これらのデータが登録制度に継続的に提出される場合はその限りではなく、登録データの検討を行うべきである。各 X 線装置に関して選択した代表的な検査を、約3 年間隔で、及び技術又はソフトウェアの重大な変更が加えられた場合に調査する。
(427) CT 及び IVR の場合、DRL 量の現地調査は、通常は QA プログラムの一環として1 年1 回行う。ただし、これらのデータが登録制度に継続的に提出される場合はその限りではなく、登録データの検討を少なくとも1 年1 回行うべきである。SPECTCT 及び PET/CT についても、QA プログラムの一環として1 回の調査を行うことが適当である。
(428) 登録制度又は電子データベースからの自動データ収集を通じて、DRL 値に関するデータの継続的な収集が可能である場合、線量管理プロセスを、これらすべてのデータの定期的な検閲の形で実行し、悪い傾向がないかを監視することができる。
(429) 歯科 X 線撮影のための最適化の管理及び達成方法は、他の X 線の用途と異なる。歯科用 DRL 値は、日常検査中に測定する入射空気カーマについて設定する。検査結果に基づき、プロトコル（装置認定）の変更及び調節を勧めることができる。調査担当者は歯科医と協力して防護を最適化する。新たな技術と関連した防護の改善は、他の方法では達成できないような方法で達成されることがある。

コルを成人から小児に適することが実施されたことで、患者線量に変動が生じることは妥当ではない。
(413) 体幹の検査に関する小児の DRL 値を確立するためには体重のバンドが推奨され、小児にはこれを促進するべきである。年齢のみが入手できる指標である場合、年齢のバンドを使用できる。
(414) 頭部検査の DRL 値の確立には、年齢によるグループ分けを推奨する。
(415) CT の場合の DRL 量は、なるべくなら身体検査用の 32 cm 径のファントム、頭部検査については 16 cm 径のファントムを用いた校正に基づくと CTDI _{vol} 及び DIAP とする。これらの数値の値は、患者検査から入手する。SSDE は、最適化のためのもう1 つの情報源として使用することができる。
(416) 最新の CT 装置では、有効径又は患者の等面厚の測定が可能である。小児の DRL の設定をさらに精緻化するものとして、これを検討すべきである。
(417) 核医学画像撮影の場合、体重と関連した所定の因子に基づいて投与放射能を調整することを検討するべきである。小児検査にも調整を行う。

8.8 実施臨床における DRL の適用

(418) 国又は地域の DRL 値は定期的（3～5 年ごと）に改訂する必要がある。ただし、技術面の大幅な変更、新たな画像プロトコル又は画像の後処理が得られた場合は、より頻頻に改訂する。
(419) 特定の X 線室、放射線科、又はその他の施設における代表的な患者サンプルに用いる医用画像手技のための DRL 量の中央値を、local、国又は地域の DRL 値と比較し、その場所に関するデータが予想よりも著しく上下していないかを確認する。
(420) ある手技について local 又は国の DRL 値を常に超えている場合、遅滞なく調査に取り組み、適切な場合は是正措置をとる。
(421) 是正措置が必要な場合、DRL 値は線量限度ではないことを覚えておく必要がある。
(422) 是正措置（防護の最適化）には、装置の性能、使用した設定、及び検査プロトコルの検討を含める。その要素は大概が、調査方法、装置の性能、手技のプロトコル、オペレータの技能、及びインターベンション技術については手技の複雑さに関係するものである。
(423) 最適化プロセスでは、医用画像撮影に必要なレベルの画質を常に考慮する。画質は常に、検査の臨床目的に求められる情報を提供するのために、また照射する患者の実際の体格に十分なものとする。

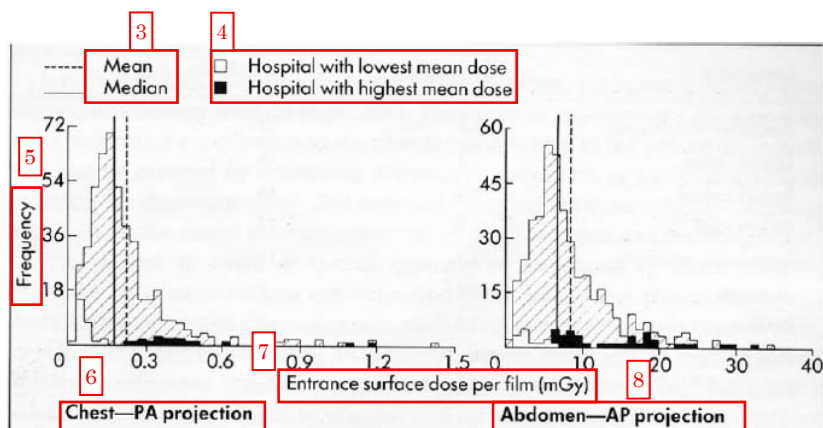
この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication135 下訳版、一部翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



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

線量シーケンス中の患者

②図 2.1. 自動管電流変調下で操作した 3 台のコンピュータ断層撮影 (CT) スキャナによる、胸部–腹部–骨盤スキャンの長さ線量積 (DLP) に関する、DLP 増加に関して順番にプロットしたデータの例 (Martin, 2016)。外れ値を容易に特定でき、データ解析から除外することができる。



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

③ 平均値

中央値

④ 平均線量が最低の病院

平均線量が最高の病院

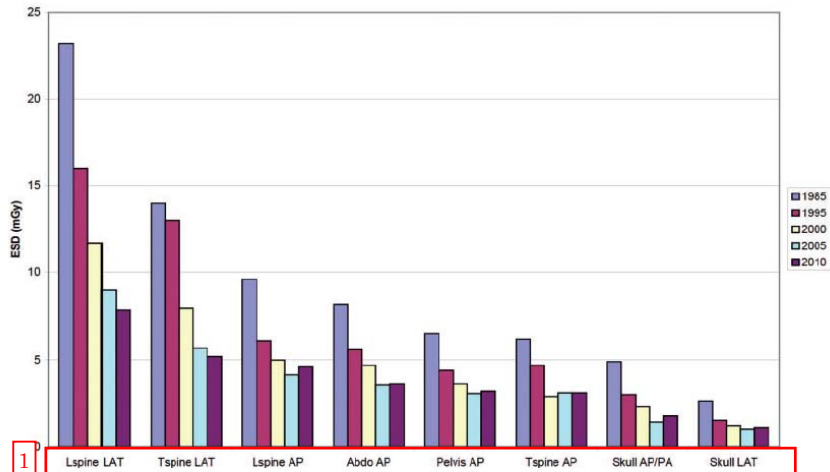
⑤ 頻度

⑥ 胸部—PA 撮影

⑦ フィルム 1 枚あたりの入射表面線量 (mGy)

⑧ 腹部—AP 撮影

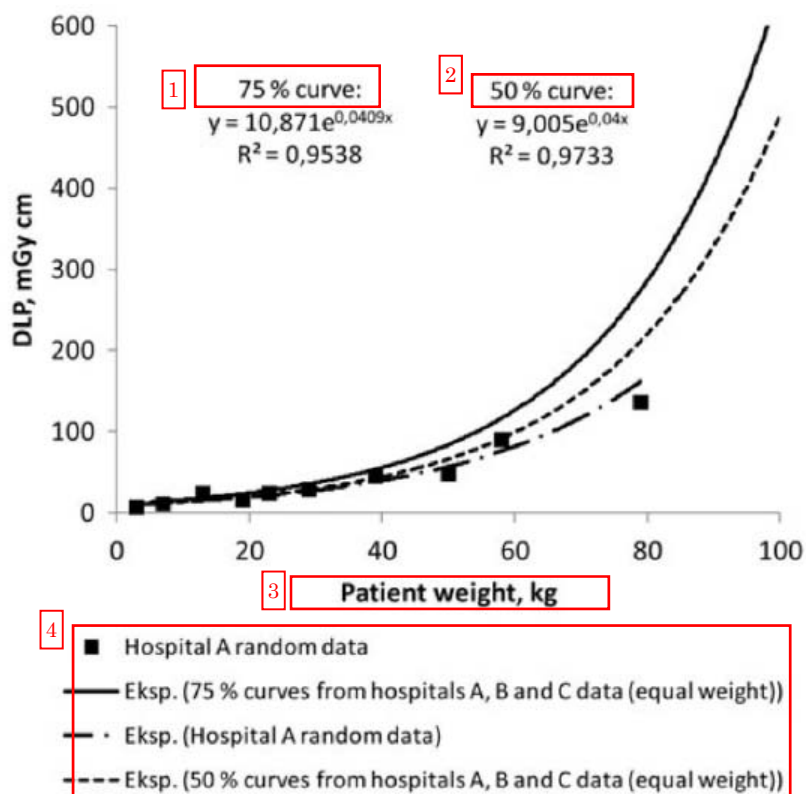
⑨ 図 2.2. 国立放射線防護委員会 (旧, 英国公衆衛生庁) による初期調査に含まれた 20 カ所の英国病院の患者の, 画像 1 枚あたりの入射表面線量の分布 (Shrimpton et al., 1986 から英国公衆衛生庁の許可を得て再掲)。平均値が最高及び最低の病院の分布を, 強調して示している。PA, 後前像; AP, 前後像。



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

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

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



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

①75%曲線

②50%曲線

③患者体重, kg

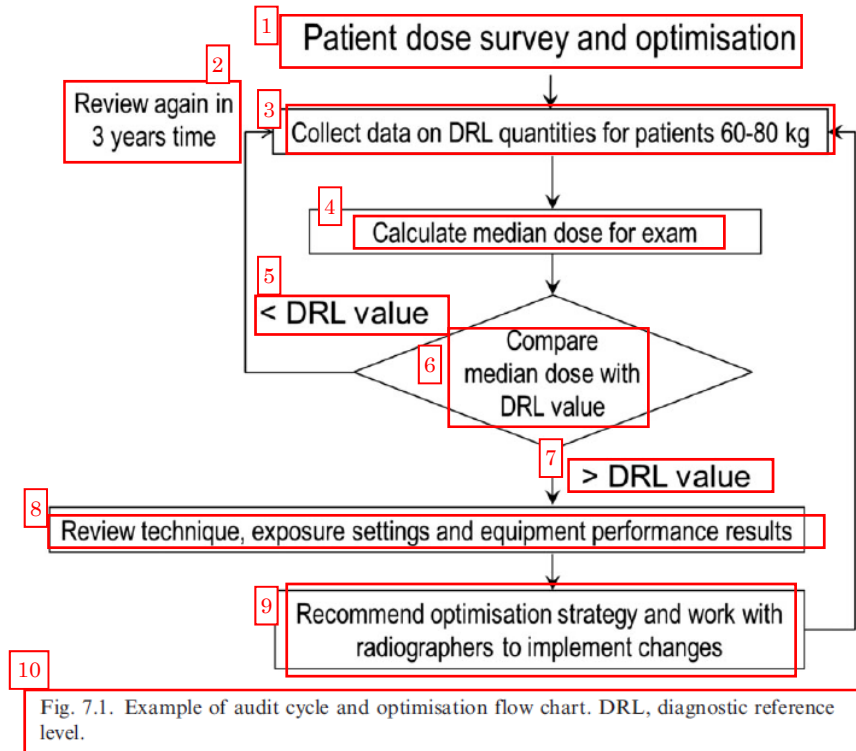
④A 病院ランダムデータ

Eksp (A, B 及び C 病院データの 75%曲線 (同等体重))

Eksp (A 病院ランダムデータ)

Eksp (A, B 及び C 病院データの 50%曲線 (同等体重))

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



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

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication135 下訳版、一部翻訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

表 2.1. 検査の選択と評価方法

検査	DRL の推奨	評価方法
マンモグラフィ	推奨	患者調査により DRL を設定し、標準線量の比較値としてファントム測定
口内歯科 X 線撮影	推奨	標準設定の出力測定
パノラマ歯科 X 線撮影	推奨	標準設定で空気カーマ面積線量積を測定
CT	推奨	患者調査
体幹の X 線撮影	推奨	患者調査を推奨
頭蓋 X 線撮影	推奨	患者調査
小児 X 線撮影	推奨	患者調査
小児 CT	推奨	患者調査
四肢の X 線撮影	推奨（低い方を優先）	患者調査
可動式 X 線撮影	推奨（低い方を優先）	患者調査
新生児の X 線撮影	推奨	患者調査
小児の可動式 X 線撮影	推奨（小児病院で）	患者調査
バリウム造影	推奨	患者調査
IVR 及びインターベンショナル カーディオロジー	推奨	患者調査
その他の透視撮影	可能、使用レベルに応じる	患者調査
核医学-成人	推奨	投与放射能又は（なるべくなら） 体重あたりの放射能に基づく
核医学-小児	推奨	投与放射能に基づき、小児のサ イズ又は体重で調整
骨デンシトメトリー	推奨（低い方を優先）	患者調査

DRL, 診断参考レベル; CT, コンピュータ断層撮影。

表 2.2. 診断参考レベル (DRL) の種類, 導出方法, 適用エリア

用語	調査するエリア及び施設	DRL 設定に使用する分布における数値	適用
代表的な値	複数の X 線室を含む医療施設, 又は, 新たな技術と関連した少数の施設又は単一施設	分布の中央値 (第 3 四分位数を使用するためのデータが不十分であるため)	さらなる最適化を必要とする X 線装置を特定するために現地で使用
地方	1 地方エリアの少数の医療施設 (例えば少なくとも 10 ~20 の X 線室をもつ) 内の X 線室	各 X 線室の中央値の第 3 四分位数	さらなる最適化を必要とする X 線装置を特定するために現地で使用
国	1 国全体から選択した代表的な施設	各 X 線室の中央値又は国の数値の第 3 四分位数	最適化が必要な X 線室を特定するため, 全国に適用
地域	1 大陸内の複数の国	国の数値の分布の中央値, 又は地域全体から選択した代表的な医療施設の分布の 75 パーセンタイル	関連する DRL が得られない地域の国々, 又は国の DRL が地域の値よりも高い国々

表 2.3. 国際放射線単位測定委員会（ICRU）の、診断参考レベル量を示す記号

ICRU の記号*	意味	その他の一般的な記号
$CTDI_{vol}$	ボリュームコンピュータ断層撮影線量指標	
DLP	長さ線量積	
$K_{a,i}$	入射空気カーマ	IAK
$K_{a,e}$	入射表面空気カーマ	ESAK, ESD
$K_{a,r}$	患者入射基準点での空気カーマ	CAK
D_G	平均乳腺線量	MGD, AGD
PKA	面積空気カーマ積算値	KAP, DAP

*本書では ICRU の記号を使用している。その他の一般的な記号は、読者の便宜のために示している。

表 2.4. 診断参考レベル (DRL) の設定に適した数量

装置	推奨する数量	推奨する単位
X 線撮影	$K_{a,e}$	mGy
	PKA	mGy cm ²
マンモグラフィ, 乳房トモシンセシス	$K_{a,e}$, $K_{a,i}$, 又は DG*	mGy
歯科口内	$K_{a,i}$	mGy
歯科パノラマ	PKA (又は線量幅積)	mGy cm ² (mGy cm)
透視診断, 透視下 IVR	PKA	Gy cm ²
	$K_{a,r}$	Gy
	透視時間	s
	シネ又はデジタルサブトラクション血管造影の画像数	枚
	CT, IVR-CT	CTDI _{vol}
	DLP	mGy cm
コーンビーム CT (数量の入手可能性による)	$K_{a,r}$	mGy
	PKA	mGy cm ²
	CTDI _{vol}	mGy
	DLP	mGy cm
核医学	投与放射能又は体重あたりの放射能	MBq 又は MBq kg ⁻¹

CT, コンピュータ断層撮影; $K_{a,e}$, 入射表面空気カーマ; PKA, 面積空気カーマ積算値; $K_{a,i}$, 入射空気カーマ; DG, 平均乳腺線量; $K_{a,r}$, 患者入射基準点での空気カーマ; CTDI_{vol}, ボリュームコンピュータ断層撮影線量指標; DLP, 長さ線量積。

*マンモグラフィ及びトモシンセシスの場合に推奨される DRL 量は $K_{a,e}$, $K_{a,i}$ または DG のうち 1 つ以上であり, どの量を選択するかは現場の撮影方法及び規制に応じる。

放射性医薬品が主に単一臓器に濃縮される一部の核医学検査 (例えば甲状腺, センチネルリンパ節の画像撮影, 肺換気, 及び肺灌流検査など) では, すべての成人患者に対して標準放射能を投与できると思われる。その他の核医学検査については, 患者の体重に基づいた放射能 (MBq kg⁻¹) を投与することが理想的であろう。委員会は, 小児, 青年及び低体重の患者には体重に基づく投与放射能を用いること, また他の患者群にも検討することを勧告している。調査から成人における投与放射能 (MBq) のみが入手可能である場合, 成人の核医学における DRL 値は通常, 平均的な体格の患者 (例えば 70±10 kg) に使用された投与放射能に基づく。必要に応じて, この数値から, 体重あたりの投与放射能 (MBq kg⁻¹) に関する DRL 値を算出することができる。

表 3.1. 様々な X 線診断, 透視検査, IVR の相対的頻度と, X 線撮影による集団実効線量に対する寄与率 [EC (2008) からデータ抜粋]。

ICRP Publ.135 表（下訳版、一部翻訳版：平成31年3月）

検査	全放射線検査の全体頻度に対する割合 (%)	集団実効線量に対する寄与率 (%)
X線撮影		
胸部	12-29	0.7-5.2
マンモグラフィ	0.3-15	0.6-4.7
腹部, 骨盤, 大腿骨近位部	7.4-14.3	2.9-14.1
脊椎 (胸椎及び腰椎)	3.8-12.7	30.1
静脈内尿路造影	0.3-2.0	1.2-8.7
X線撮影/透視撮影		
バリウム食道?	0.3-0.9	0.8-5.9
バリウム注腸造影 (注: 現在はCTコロノスコーピーに代わられることが多い)	0.1-2.0	0.5-13
心臓血管造影	0.2-1.3	2.8-9.4

CT, コンピュータ断層撮影。

表 3.2. X 線管の焦点から 1 メートル離れた X 線のアウトプット (mGy mAs^{-1})。ろ過はアルミニウム等量 3.0–3.6 mm

kVp	2 パルス*	波形 6 及び 12 パルス*	定電圧†
70	20 ±6	36 ±10	42 ±5
80	28 ±8	50 ±13	59 ±6
90	35 ±10	70 ±18	
100	43 ±12	94 ±22	90 ±9

出典: *Le Heron (1989) ,† Martin and Sutton (2014)。

表 6.1. 小児画像撮影に関する欧州ガイドラインで推奨されている，小児の診断参考レベル（DRL）に関する体重によるグループ分けと，おおよそ相当する年齢（EC, 2016）。並びに初期の調査で使用されていた年齢グループ。

説明	体重グループ (kg)	体重年齢比チャートに基づく年齢グループ	過去の国の DRL に使用された，最も多い年齢グループ (歳)
新生児	<5	<生後 1 か月	0
乳児，幼児及び早期小児期	5～15	生後 1 か月～4 歳	1
中期小児期	15～30	4～10 歳	5
早期思春期	30～50	10～14 歳	10
後期青年期	50～80	14～18 歳	15

(2009～2013年)	T. Homma	A. McGarry
J. Lechard (委員長)	M. Kci	K. Mrabit
W. Weiss (副委員長)	H. Liu	S. Shinkarev
J-F. Leconte (書記)	S. Liu	J. Simmonds
P. Barrns	S. Magnusson	A. Twala
P. Carboneras	G. Massera	W. Zeller
D.A. Cool		
(2013～2017年)		
D.A. Cool (委員長)	M. Doruff	A. Nisbet
K.W. Cho (副委員長)	E. Gallego	D. Oughton
J-F. Leconte (書記)	T. Homma	T. Pather
E. Bechud	M. Kci	S. Shinkarev
M. Boyd	S. Liu	J. Takala
A. Ganoha	A. McGarry	

主要なポイント

- 放射線防護は科学的知見、倫理的考察、現場の経験に依拠する。これは放射線防護体系の倫理的基盤の整備を主眼とする最初のICRP報告書である。
- 本報告書は専門家とより広範な層者間で放射線防護の倫理的側面を議論するための基盤と共通の言葉を提供し、倫理的に優先するものが含まれる場合の放射線防護体系の適用について見解を深めてもらうこととするものである。
- 放射線防護体系は四つの中心となる倫理的価値に基づいている。
 - 善行/無危害：益になることを促す、または行うこと、善を及ぼすを避けること。これは、例えば、放射線防護体系の第一の目的の中で、「望ましい人間活動を...不当に阻害することなく...適正なレベルに防護...」として反映されている。

行動の道徳性を、その行為が規則や義務に従っているかに基づいて判断する倫理学のアプローチ。
尊厳 Dignity
年齢、性別、健康状態、社会的地位、民族的起源、宗教などに関わらず、誰が受けるに足る面々と尊敬。
公平性 Equity
公正で偏りが無いこと。放射線防護では、公平性は放射線被ばくのリスクと便益の公正な配分を指す。
倫理学 Ethics
振る舞いや活動の行い方の規範とするために、一連の道徳的原則や概念を用いて、道徳的善徳の性質を探り、人間の行動を評価する哲学の分野。
公正さ Fairness
人々を公平に、合理的なやり方で扱うこと。
害 Harm
人または事象によって引き起こされる損害または損傷。
包括性 Inclusiveness
関係する者すべてに自らに影響を及ぼす状況についての議論、審議、意思決定に参加する機会が確実に与えられるようにすること。
インフォームドコンセント Informed consent
目的、便益、リスクに関する十分な情報と理解に基づいて、ある活動に自発的に同意すること。
正義 Justice
正しく、公平で、公正なものをやり置くこと。 <ul style="list-style-type: none"> 配分的正義：社会のメンバーの間で利益と不利益を配分する上での公正さ。 環境的正義：環境のリスクと便益の公平な配分。環境に関する意思決定への公正で意義のある参加。また社会での生活様式、地域の人々の知識、そして文化の違いを認めること。 世代間正義：将来の世代にも配慮したあらゆる者への公正さ。 手続的正義：意思決定プロセスにおける規則と手続の公正さ。

- 慎重さ：ある行動の範囲と影響について完全な知見がないときに、情報に基づき注意深く考えたりして選択を行うこと。慎重さは、例えば、人と環境のどちらについても放射線リスクの不確かさを考慮する際に反映されている。
- 正義：利益と不利益の配分における公正さ。正義は、個人が不当に大きなリスクを負うのを防ぐことを目的とする個人線量の制限の根拠にある重要な価値である。
- 尊厳：個人的な属性や状況にかかわらず、誰が受けられる無条件の尊重。個人の自主性は人の尊厳から導かれる当然の帰結である。このことは、例えば、ステークホルダーの参加を重視し、個人が情報に基づく決定を自ら行う権限を与える仕組みとなる。
- 中心となる倫理的価値は、放射線防護体系の目的と、正当化、最適化、個人線量の制限の三つの基本原則を支えている。
- 放射線防護の現場での実践を補助するために、説明責任、透明性、包括性 (ステークホルダーの参加) という三つの手続上の価値が強調される。

用語解説

説明責任 Accountability	個人または組織が、影響を受けるすべての者に対して、自らの行動について責任を負う義務で、必要に応じて、活動について報告し、責任を引き受け、取った行動やその影響について説明することが含まれる。
自主性 Autonomy	個人が自らに行動し、自ら判断を下し、人生における一連の行動を続ける能力。
善行 Beneficence	利益になることを促す、または行うこと。善行は生物医学倫理の重要な価値である。放射線防護においては、個人、社会、環境への直接的または間接の便益を増進することである。
結果主義 Consequentialism (目的論的倫理学 Teleological ethics と呼ばれる)	行動の道徳性を、その行動が人々の福祉や公益に与える効果に基づいて判断する倫理学のアプローチ。結果主義の中で最もよく知られているのは功利主義倫理学である。
義務論倫理学 Deontological ethics	

<ul style="list-style-type: none"> 修復的正義：被害者、社会、環境に与えられた害の修復を優先させること。 社会的正義：公平な扱いを受ける人の権利を認め、確実に均等に機会を提供して、公正な社会の realization を促すこと。
無危害 Non-maleficence
害を及ぼすのを避けること。無危害は生命倫理学の重要な価値である。放射線防護において、これは個人、社会、環境への直接的または間接的な善とリスクを減らすことである。
実用的な放射線防護文化 Practical radiological protection culture
一般市民が十分な情報に基づいて選択を行い、潜在的または実際の電離放射線被ばくを伴う状況において賢明な行動をとるための知識と技能。
予防原則 Precautionary principle
科学技術的知見からは確証が得られない場合に、リスクを防止または軽減するための措置をとるというリスクマネジメントの原則。
手続上の価値 Procedural values
ある活動の実施方法を倫理原則に適合させる実践的行動をとるための一組の価値。
慎重さ Prudence
行動の範囲と影響が完全にわかかっていないときに、十分な情報に基づき注意深く考えたりして選択を行うこと。
放射線リスク Radiation risk
放射線被ばくにより起こる害。リスクとは損傷または損傷が発生する確率とその重篤さの組み合わせである。
合理性 Reasonableness
他の見解、目的、対立する利益を尊重し、合理的で十分な情報に基づく偏りのない決定を行うこと。
知る権利 Right to know
自分がどのような危険に曝されているかについて情報を得る個人の権利。
自助による防護 Self-help protection
個人が、自らを家族を介して社会を守るために、十分な情報に基づいてとる行動。
ステークホルダーの参加 Stakeholder participation

関係する当事者すべての放射線防護に際して意思決定プロセスに参加すること。「ステークホルダー」の参画 Stakeholder involvement」や「ステークホルダーの間で Stakeholder engagement」とも言われる。
開容性 Tolerability 何かを耐えられる程度または範囲。
透明性 Transparency 潜在的または進行中の活動に関する審議や決定についての情報が入手できること。また、その情報提供が誠実であること。
功利主義倫理学 Utilitarian ethics 行動の道徳性を、行動が個人や社会の繁栄に与える効果に基づいて判断する倫理学のアプローチ。
価値判断 Value judgement 利用可能な知識と特定の価値感や優先度に基づいた主観的評価。
徳倫理学 Virtue ethics 道徳性の測定において人財や人徳の役割を強調する倫理学のアプローチ。
知恵 Wisdom 合理的な決定を下しそれに従って行動するための知識、常識、経験、および正しい判断力があること。

1 結論

1.1 背景

(1) 1956 年の第 9 回医学と生物学における電気技術に関する年次学会の式辞の中で、当時の米国放射線防護審議会(NCRP)議長で、国際放射線防護・測定委員会(ICRP)委員長であった Lauriston Taylor は、「放射線防護は科学だけでなく、哲学、道徳、そして究極の知恵の問題である」と述べた(Taylor, 1957)。世界中の多くの文化で基本的な徳の一つとされる「知恵」という言葉を使うことにより、Taylor は、放射線防護において科学的・倫理的基盤は否定できず避けられず、それ以上に、洞察、常識、正しい判断、そして経験も重要であることを強調した。この明らかな発言によって、彼は半世紀近くかけて徐々に築き上げられてきた放射線防護体系の三つの柱である科学、倫理学、経験を基としたのである。

(2) 放射線防護は科学だけの問題ではなく、倫理的考察にも依拠できなければならないが、ICRP 刊行物が放射線防護体

1.2 範囲と目的

(6) 本報告書は、職業、公衆、医療被ばくおよび環境の防護のための ICRP の放射線防護体系に固着する倫理的価値を特定するために、委員会のこれまでの報告書のレビューを行っている。そして放射線防護に關して健康と環境の分野で**支配的**な倫理的議論および原則の重要な構成要素を記述する。

なぜそのような体系的な組み込まれているかについて整合性のある見方を提示することを目的とする。倫理学は最終的な解決策は提供できないが、個人の幸福、社会の持続的発展、環境の防護を促進しようとする人々の間の議論を容認しにくくする。中心となる倫理的価値および関係する放射線防護の原則についての理解がはつきりすれば、意思決定における潜在的な対立から起きる問題に対処するに役立つであろう。

(8) 本報告書の目的は、委員会が放射線防護から合理的に何を期待できるかの概観を示すことである。そうすれば、委員会が *Publication 103* (ICRP, 2007a) で強調した、放射線防護体系の目的を達成するために固有の価値判断がより明確になり、放射線防護に関する意思決定プロセスとコミュニケーションが容易になると期待される。

(9) 本報告書は、まず第一に放射線防護関係者向けに書かれたとはいえない。関係当局、事業者、作業員、医療従事者、患者、公衆、そして人の防護のために活動するその代表機関も対象としている。

(10) 委員会は最近、報告や指針を進展するのにおよび、メンバーに期待することを規定した倫理規範(ICRP, 2015b)を採択した。この規範は ICRP メンバーが公平性、透明性、説明責任の条件を満たしつつ、公益を守り、独立して行動する必要性を強調している。さまざまな専門の学会やその他のメンバー向けに倫理規範を構築している(例えば、IRPA, 2004)。これら行動面の要件は本報告書の対象範囲外であり、ここではこれ以上取り上げない。しかし、本報告書で検討する倫理的価値は、放射線防護の専門家がその責務を果たす上でこの指針として役立つかもしれない。

(11) 本報告書の作成作業は、放射線防護体系の倫理的基盤についていくらか詳細に検討し記述するために委員会が初めて努力を凝集したものである。委員会は本報告書を今後の報告や指針の取組むための基盤となる文書とみなしている。このため、ここでは放射線防護において今も存在する疑問や懸念を詳細に論じたり、放射線被ばくが関与する特定の状況について助言を与えたりはしない。倫理的価値とその実践の両面の検討を始めることで、倫理的思考法が現場で働く人にとってより身近なものとなるはずで、その意思決定や実践における明示的な価値を促されると期待できる。(Martinez and Wueste, 2016)。

系の倫理的基盤を明示的に取り扱ったことはめったにない。しかし、委員会がこうした考察の重要性に気づいていなかったりたつたわけではなく、防護的報告は、それが明示的か暗示的かの立場は別として、必然的に倫理的立場を表明している。したがって、多くの ICRP 刊行物の中に倫理的考察を見出すことができる。

(9) 科学的、技術的、実務的側面に關する文獻が膨大にあるに比べて、放射線防護の倫理的側面については、これに焦点を絞った文獻が非常に少ないことを初めから指摘しておくべきである。この課題を直接扱った最初の研究論文が著されたのは 1990 年代に入ってからである。中でも、1992 年に行われたジャーナル・オブ・放射線防護の論議を行った Giovanni Silihi の先駆的な報告は、特に重要である(Silmi, 1992)。彼は論議の締めくくりに、放射線防護体系は理性に従って構築されたが、同時に合理的に行動するという要求もあつたことを強調した。さらに興味深いことは、引き続いて研究者らが放射線防護体系の基礎となる倫理学理論に疑問を投げかけようとしたことを(ought, 1996; Schröder-Frechette and Plessner, 1997)。これらは最終的には、放射線防護体系が個人の権利尊重(義務倫理学)、集団の利益の拡大(功利主義倫理学)、そして知識を蓄積し意見を高めること(徳倫理学)からなる 3 つの主要な倫理理論に基づいて組み立てられたこと(should, 2007)。次に、こうした影響に朝激されて、著名な放射線防護の専門家らがこの課題に取り組み(Jandell, 2001; Clarke, 2003; Streffer et al., 2004; Clarke and Valentin, 2008; Gonzalez, 2011; Valentin, 2013; Leohard, 2016; Clement and Leohard, 2017)。さらに特筆に値するのは、放射線防護の倫理に対する文化横断的なアプローチであり、西洋の倫理と**応用倫理学と世界中の文獻や口頭伝承にある世界の伝統の間で共通性を探すというものである**(Zabner, 2013, 2016)。

(4) この放射線防護の倫理的側面の中で比較的新しい関心事は、人々の疑問や懸念に対応している放射線防護の専門家らが数年來向き合っている課題と無関係でないことは確かである。従来の委員会が放射線科学を重視することでは不十分であることが判明し、2012 年 11 月に開催された「放射線防護の倫理」ワークショップの報告書(Streffer et al., 2011)は、被ばく状況の人的・倫理的側面もまた重要な要素で、場合によっては決定的なものであることが認識されている。

(6) チェルノブイリ事故の影響の管理から得られた教訓がこの認識の高まりに重要な役割を演じたが(Oughton and Howard, 2012; Leohard, 2013)、放射線防護管理の課題(NEA/OECD, 1995; Streffer et al., 2011)、医療応用での利用の増大(Mahone, 2013)。そしてさらに最近では、福島事故についても同様である。ICRP が 2010 年初めて放射線防護体系の倫理的基盤に關する熟考を開始し、2012 年にタスクグループを発足させたのはこうした背景からであった。このプロセスに広範な専門知識を取り込むために、委員会は世界の様々な地域から倫理学者、哲学者、社会学者、放射線防護の専門家、国際放射線防護学会(IRPA)や学術機関と協力して企画した一連の地域ワークショップに招いた。

1.3 本報告書の構成

(12) 第 2 章では、1928 年の最初の ICRP 報告書以降の放射線防護体系の進展における特徴的なマイルストーンを示す。第 3 章では、この体系を形作る、中核となる倫理的価値を記述し、また中核となる倫理的価値がどのように放射線防護原則、すなわち「正当化」「最適化」「**利益**」「**制限**」を支えているかを検討する。第 4 章では、この体系の実務的な履行のための要件の最低限にある主要な手続上の価値を提示する。第 5 章では、放射線防護体系における倫理学の主な意味合いをまとめる。付属書 A, B, C はそれぞれ、放射線防護に關する倫理学の理論、生物学、医学の倫理原則、文化横断的な価値を取り扱う。付属書 D は、放射線防護体系の倫理に關するワークショップの参加者リストである。

2 放射線防護体系の意義

(13) 現在の放射線防護体系は三つの柱、すなわち、さまざまな分野の知見を組み合わせた放射線防護の科学、一連の倫理的価値、そして放射線防護の専門家による防護に反発するよう成熟したものとされている。これは図 2.1 に図解されておりである。意思決定においてこれら三つの柱をバランスよく考慮するための明確なガイドラインはあまり見かけないが、それは恐らく、そうするための直接的な価値化の方法はないからである。それぞれの柱は他柱に影響するが、いずれも独自の性質を持つため、直接相互比較するのは適さない。さらに、それぞれの被ばく状況には、意思決定にあたり考慮する必要があるそれぞれの特性や事情がある。このため、いつも同じ構成の回答ではなく、個別の状況や背景を評価し、その場合ごとのように三つの柱を組み合わせて適用するべきかを決定するための価値判断が必要となる。

(14) 現在の体系は、科学の進歩、社会的価値観の変化、経験から得た教訓にしたがって進歩し、リスクの解釈や適正な意思決定における価値判断の必要性をより防護に反発するよう成熟したものとされた。All of those concerned with radiological protection have to make value judgements about the relative importance of different kinds of risk and about the balancing of risks and benefits (ICRP, 2007a) 放射線防護の指針となる行動を左右するのは以下の問いで、これに答えるには価値判断が必要となる。

- 被ばくが発生する状況は正当化されるか。
- すべてが被ばくが、**互換**の状況の下で合理的に達成可能な限り低減されているか。
- 個人が受ける放射線量は許容できる範囲と考えられるか。

(15) 価値判断を行う際には、状況と行動がもたらさる影響について対応する知識(何「である」か)についての情報は、および行動を決定するために基盤とすべき倫理的価値(どうすべき「べき」という感覚)がなくてはならない。本報告書は放射線防護体系の倫理的基盤を取り扱うため、ここでは中核となる倫理的価値という柱に焦点を合わせ、価値判断を行うための手がかりを提供したい。以下の各節では、以下の各節では、

関する科学的知見の発展と放射線や放射能の利用に関連した歴史的出来事を受けて、この体系が徐々に変化した経緯を記述する。これらの考察を通じて、現在の体系を成り立たせてきた一貫した一連の中核となる倫理的価値について洞察を得ることができよう。

2.1 初期段階：善を及ぼす

(16) いくつかの助言はすでに以前にも発表されていたが (Puchs, 1896) 最初の放射線防護に関する国際的助言は 1928 年に国際 X 線ラジウム防護委員会 (IXRPC) (IXRPC, 1928) によって出版された。X 線 (Roentgen, 1895)、自然放射能 (Bequerel, 1896)、ラジウム (Curie, 1898) の発見から 30 年余りを経て、医学における放射線利用は大幅に増加してきた。

(17) 第 2 回国際放射線医学会議における IXRPC (1950 年に ICRP と改名) の設立と最初の助言の背景には、一部の医療従事者および研究者に見られた (時に深刻な) 皮膚反応に対処しようとする国際医学界の要望があった。1928 年の助言は、医療従事者の X 線およびラジウム作業者の防護に真つから重点を当て、継続された助言は有害な皮膚反応、内臓の不調および血液の変化を回避するためのもの、"過剰な" 危険は... 重点を置くことにより回避できる" としている。

(18) この助言は、放射線被ばくの影響について当時最も進んだ科学的知見、30 年間の現職の経験、そして善を導くようとする要望に基づいたものだった。簡単な防護措置をとれば、悪影響を完全に回避するために被ばくを十分低く保つておくことが考えられていたため、「善を及ぼさない」という比較的単純な階層的倫理原則で十分であった。当時知られていた影響の唯一の種類は、それ以下であればいかなる有害な影響も見られないしきい値があることとされる確定的影響であった。ただし、こうした用語で記述されたのは数十年後のことである。

(19) 次の 20 年間にわたって、医学分野のみならず、ラジウム産業においても、放射線利用は増え続けた。これに合わせて、防護体系の対象範囲は医療従事者の防護からラジウムの作業者も含めるよう拡大された。また、さまざまな健康影響のしきい値量に関する理解も深まった。1934 年の助言 (IXRPC, 1934) では、1 日あたり 0.2 レントゲンという「耐容容量」の概念が導入された。科学的進歩の結果、善を及ぼさなために取るべき措置も改良されたが、「善を及ぼさない」という基本的倫理原則はそのままであった。

(20) 1950 年の助言 (ICRP, 1951) は、「善を及ぼさない」として総じて防護体系の倫理的基礎が確立することを初めて示唆し、また、少なくとも原則にこの目的を達成することには以前考えられていたほど簡単ではなかったと認め、「あらゆる種類の電離放射線への被ばくを可能な限り低いレベルに低減するためにあらゆる努力を行うべき」と助言した。

2.2 より被ばくを減らす：リスクの管理、パランスの問題

13

2.3 より広い視座：継続を妨げる

(26) もっと最近では、防護体系の対象は人から人以外の生物種にも拡大された。継続の防護に初めて言及したのは *Publication 26* (ICRP, 1977) であったが、「If man is adequately protected then other living things are also likely to be sufficiently protected」と述べている程度のものであった。この見解は *Publication 60* (ICRP, 1991) にも、「the standards of environmental control needed to protect man to the degree currently thought desirable will ensure that other species are not put at risk」と別の言葉で繰り返されている。

(27) その後の 20 年間にわたって、広く懸念問題の意識が高まり、環境が防護されていると推測するのではなく、確実にすべきという社会の期待が高まった。こうした考えは 1992 年の「環境と開発に関するリオ宣言」(UNCED, 1992) を受けて世界的に浸透した。これと並行して、人以外の生物種への放射線の影響に関する広範な科学的研究に複数の機関が取り組むことになり、その結果、*Publication 91* (ICRP, 2003) では、放射線に対する環境的防護がより実質的に取らねばならぬと認められた。*Publication 91* は、電離放射線が人以外の生物種にも与える影響を評価する **ICRP 委員会** の枠組みを導入した。

(28) 枠組み作成の中心には倫理的価値についての明確な考案が含まれ、環境をどれだけ尊重しているか (例えば、人間中心主義、生命中心主義、生態系中心主義のアプローチなど) に関する異なる異なる哲学的世界観に触れ、環境防護に合意された原則のいくつかが紹介された。これらの原則は、持続可能な発展、生物多様性の保全・保存・維持、環境正義、人の尊厳である。この報告書はまた、数ある中でも予防原則、インフォアードコンセンスト、ステークホルダーの参加などを含む手続上の原則と実践における戦略を取り上げた。

2.4 被ばく状況の多様性を考慮する

(29) この数十年間、防護体系は、1986 年のチェルノブイリ事故の広範囲に及ぶ影響、過去 10 年間のテロ攻撃の増加を反映した悪意ある行為への懸念、また過去の活動により汚染された地域の負の影響や自然放射線による被ばくに関する懸念の高まりなど、多くの課題を抱えてきた。より最近では、2011 年の福島第一原発事故によって再び同様の問題に遭遇した。

(30) 防護体系の核は依然として、患者、作業者、公衆、そして環境を、医療、産業、そして原子力分野で意図的に導入された放射線から防護することであるとは異ならない。幸い、こうした状況は通常より管理されている。しかし、それ以外の被ばく状況は、管理がより困難で、防護する被ばくから生まれる複雑な社会問題につながっている。このため、*Publication 103* (ICRP, 2007a) は、継続、被ばく経路、そして人々の被ばく状況の両側面を考慮するために、「現在被ばく状況」、「緊急時被ばく状況」、「既存被ばく状況」および「計画被ばく状況」の区別を導入した。

(21) 1950 年代には、作業だけでなく公衆や患者の放射線被ばくの影響について社会の関心の高まりが見られ、これは 1945 年の広島と長崎への原子爆弾投下とその後の出来事、すなわち地球規模の汚染を引き起こした第二次世界大戦後の核実験と、マーシャル諸島の住民の深刻な汚染、1954 年の米国による核実験の放射線降下物に曝された日本のマグロ漁船「第五福竜丸」など、大々的に報道された事件によって由里がかった (Lapp, 1958)。

(22) 原子力産業を含め多くの分野で放射線利用が増大したこと、動物実験により遺伝的影響の可能性が示唆され、放射線技術と原爆被ばく生存者に白喉病が増加する根拠が現れ始めたことと並行して関心は高まり、防護体系に深い影響を与えた。1954 年の助言 (ICRP, 1955) は、「自然バックグラウンドより高いレベルの放射線は、絶対的に『安全』とはみなさない」と述べ、「放射線被ばくはどのような場合も可能に低いレベルに保つこと」を助言した。さらに、これらの助言において初めて公衆の防護が防護体系に含まれた。

(23) がんと遺伝的影響 (腫瘍的影響、とも書かれる) は、被ばくの絶対的なレベルはない (しきい値量がない) と今や認定されたこととから、以前より倫理的に適切な保護状況が生じた。もはや、被ばくを十分低く保つことだけでは善を及ぼさなために十分ではなくなつた。主な課題は善を及ぼさないことから善の可能性を管理することに移ったのである。

(24) この複雑な状況に対処する枠組みを構築するために多くの年月がかかった。*Publication 9* (ICRP, 1966) で、委員会は、いくつかの alternative for the purposes of radiological protection, to assuming a linear relationship between dose and effect, and that does act cumulatively」としている。この立場を採用しつつも、委員会は「that the assumptions of no threshold and of complete additivity of all doses may be incorrect」とを十分承認していたが、当時得られた情報から他に選択肢はないと考えた (ICRP, 1966)。その結果、どのようなレベルの放射線被ばくも、ある程度の害を伴うとみなされたため、委員会は確率的影響に際する損傷の発生確率を制限するという目標を加えた。

(25) このことは *Publication 26* (ICRP, 1977) でさらに詳しく述べられ、防護体系の主目的は、「protection of individuals, their progeny, and mankind as a whole while still allowing necessary activities from which radiation exposure might result」と記述されている。その結果、防護は「necessary activities」を妨げないという制約を受けることとなった。この報告書はまた放射線防護の三つの基本原則 (行為の正当化、防護の最適化、および個人線量の制限) を導入し、リスクの制約について初めて考察を試み、個人線量の制限に至った。*Publication 60* (ICRP, 1991) では、「防護体系の主目的は、防護に制約をかけるというよりも、放射線防護の便宜と放射線利用の便宜という潜在的に競合する優先課題のパランスをとることに重点を置く」という視座を置くことにより、表現に書き換えられた。

14

(31) この新しい枠組みでは、管理についての決定を下す前か既に存在していた自然・人工放射線による被ばく状況 (例えば、宇宙放射線または良の電離放射線) ばかりでなく、継続を管理する手段を喪失したり、意図的な用途に起因する被ばく状況についても、それと同等な特性と関係する課題をよりよく理解することができる。こうした複雑な状況の重要な特徴は、計画被ばく状況は被ばくを受けるものより比べてずっと高いレベルに公衆が被ばくし得ることである。過去の経験から、こうした事態を効率的かつ公正に管理するには、影響を受ける人々を直接関与させるべきだとわかつている。

(32) 1999 年には、防護についての意思決定に適切なステークホルダーが参加することの重要性が認識された。しかし、「the need to account for the views and concerns of stakeholders when optimising protection」(ICRP, 2007a) として **宣言** の助言に明確に盛り込まれたのは、2007 年の *Publication 103* が初めてである。この助言はその後 *Publication III* (ICRP, 2009) で、助言による防護の導入により説明された。これは事故後の事態の管理において、個人が自分自身、家族、その他社会の放射線状況を改善するために情報に基づき決定するの、ステークホルダーの参加が果たす重要な役割を認めるものだった。こうしたアプローチには、個人がある程度の自律性を備え、関係当局や放射線防護の専門家からの情報、助言、支援を信頼することが前提となる。

2.5 現在の放射線防護体系

(33) 現在も、防護体系の主たる目的は「to contribute to an appropriate level of protection for people and the environment against the detrimental effects of radiation exposure without unduly limiting the desirable human actions that may be associated with such exposure」(ICRP, 2007a) のままである。ヒトの健康に対する、防護体系は「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可能な程度に低減するよう電離放射線の被ばくを管理・制御すること」を目指している。別の言い方をすれば、防止できる影響を防止し、リスクをゼロまで下げられない影響は確率的影響の適用とともに防護の最適化を通じて管理することである。環境の防護の現在の目的は、「negligible impact on the maintenance of biological diversity, the conservation of species, or the health and status of natural habitats, communities and ecosystems」(ICRP, 2008) ... 以上の影響を与えないことを回避することである。

(34) これらの目的を受け、現在の放射線防護体系には、その目標を達成するための三つの基本的原則がある。

- 正当化の原則は、被ばく状況を変更するような決定は得よりも多くの利益をもたらすべきとするもの。これは、計画被ばく状況において新しい放射線源を導入する時、あるいは既存放射線被ばく状況において被ばくを減らす時、費用や他の影響を相殺するために十分な利益が得られなければならないことを意味している。便宜は特定の個人、社会全体、そして環境にも適用されるものである。

- 最適化の原則は、いかなる被ばくも経済的社会的要因を考慮して合理的に達成可能な限り低減すべきとするもの。これは、通行中や反復さ

16

これらのプロセスを通じて支配的な状況の下で最も防護レベルの達成を目指すこととする線源関連のプロセスである。この原則は防護体系の礎石となる。さらに、個人被ばくの不均衡な分布を避けるため、特定の線源から個人およびヒト以外の生物相が受ける線量を制限するよう委員会は勧告している。

- **倫理原則**の原則は、個人の被ばくが委員会の勧告する線量限度を超えてはならないとすると、異なるタイプの被ばく状況（計画、緊急時、現存）と被ばくのカテゴリー（職業、公衆、患者の医療被ばく、および環境）に適用される。

3 放射線防護体系を支える中心となる倫理的価値

(36) 第 8 章で記述したように、正当化、最適化、制限の原則が適用される過程で、ICRP 報告書では明示されていないが、**倫理的価値**は重要な役割を果たすこと果たしてきてきた。理論物理学と応用倫理学（付属書 A と B を参照）の視点から過去の委員会の報告書をレビューした結果、現在の放射線防護体系を支える四つの中心となる倫理的価値、すなわち善行、無危害性、線量さ、正義、尊厳が識別された。以下の節では、世界の文化で共有されるこれらの価値（付属書 C を参照）を紹介し、議論する。

3.1 善行と無危害

(37) 善行とは益にならぬことを促す、または行方、または行為を及ぼすの意を指すこと（Frankema, 1963）。これら二つの関連する倫理的価値は、道徳哲学において長い歴史を持つ。医師は益を与えるが害を伴わないことを要求するヒポクラテスの誓いまでさかのぼる（Moody, 2011）。これらはいわゆる「サルモン・レポート」(DHEW, 1979) の発表と関係する哲学者の Tom Beauchamps と Jim Childress の影響力のある研究（Beauchamps and Childress, 1979）を受け、1970 年代後半に現代の生物医学倫理において定式化された。委員会は「善行」と「無危害」という用語を従来使用してこなかったが、放射線防護体系の中心に位置づけられるものである。

(38) 最も広い意味では、善行は無危害を含む（Rosa, 1930）。また、善行は無危害は二つの別々の価値とみなすこともできる。本報告書ではこれらを一つの価値として扱う。放射線の有害な影響から人々を防護しようとする動作を免除することにより、委員会が個人の利益を最大にもたらし、また間接的に社会生活の質を向上させることに貢献していることは疑いない。これは、確定的影響を回避し、支配的な状況の下

仏教の哲学、ニューラジアン、オセアニア、アメリカの原住民の古い伝統に根ざす主要な徳の一つとされている。元々、無危害は「実証的な知識」を意味する。これはギリシャ語の「フォロニス phronesis」という言葉の意味で、合理的な決定を下してそれにしたがって行動するための知識、経験、そして正しい判断力を持つ賢賢を意味する。

(44) 放射線防護体系は確固たる科学的根拠に基づいている。しかし、低レベルの被ばくについて不確かさが残っており、価値判断が必要とされる。意思決定には中心的な価値として線量が要求される。ただし、無危害は保守主義と同義であるとか、決してリスクを冒さないといい意味にとらえられない。この言葉が表しているものは決定が下されるより方であり、単なる決定の結果ではない。

(45) 無危害の概念が登録したのは 1950 年代後半の（ICRP, 1959）確率的影響の不確かさに関する委員会勧告においてであることは特筆に値する。それ以来、この概念はしきりに直線（LNT）モデルに関連して絶えず再確認されてきた。たとえば、Publication 109 には以下の記載がある。「The LNT model is not universally accepted as biological truth, but rather, because we do not actually know what level of risk is associated with very-low-dose exposure, it is considered to be a prudent judgement for public policy aimed at avoiding unnecessary risk from exposure」(ICRP, 2007a)。

(46) さらに特定の、「無危害」という用語は、**防護**体系で考慮される放射線被ばくの異なるタイプの影響との関連で明示的に用いられる。

- 確定的影響：「It is prudent to take uncertainties in the current estimates of thresholds for deterministic effects into account... Consequently, annual doses rising towards 100 mSv will almost always justify the introduction of protective actions」(ICRP, 2007a)

- 確率的影響一般：「At radiation doses below around 100 mSv in a year, the increase in the incidence of stochastic effects is assumed by the Commission to occur with a small probability and in proportion to the increase in radiation dose...The Commission considers that the LNT model remains a prudent basis for radiological protection at low doses and low dose rate」(ICRP, 2007a)

- 特に遺伝的影響について：「There continues to be no direct evidence that exposure of parents to radiation leads to excess heritable disease in offspring. However, the Commission judges that there is compelling evidence that radiation causes heritable effects in experimental animals. Therefore, the Commission prudently continues to include the risk of heritable effects in its system of radiological protection」(ICRP, 2007a)

(47) 政策決定者は一般に無危害には言及しない。その代わりに、予防原則を引き合いに出す。この用語はリッチ・ジャネイロで開催した**環境と健康に関する国際会議**（UNCED, 1992）を機に広く知られるようになった。「深刻なあるいは不可逆的な損害のおそれがある場合は」科学的な確証がないことを通知的対策を延期する理由とすべきではないとするこの原則は、近年において、意思決定の倫理に関連し

で確率的影響が可能な限り低く低減されることを確実にすることで実質には達成される。無危害は予防の概念と密接に関連しており、危険の可能性を排除または低減してリスクを抑制し、幸福を増やすことを目指している。

(39) 弊害とは、善行は個人、組織、環境への直接的な被害を伴うことを含む。意図的な放射線の利用による一定のリスクを伴うものにはあるが、医学での診断や治療の改善あるいは電力生産のように、望ましい結果を生むことは疑いない。これらは潜在的な有害な影響と単にかけられる必要がある。同様の考察は現存または緊急時被ばく状況にも当てはまる。

(40) 善行と無危害について重要な問題は、どのようにリスクを測るかである。放射線防護において、このことは個人と社会の両面から考察する必要がある。医学や公衆衛生の根拠に基づいた観点からは、放射線だけでなく他の物質への曝露も含め、健康に影響を与える医学的要害の比較分析が必要である。加えて、さまざまな社会的、心理的、文化的側面も考慮する必要がある。どのようなことが問題で、また、これらの要素をどのように評価し重視するかについては、意見の相違があるかもしれない。それにより、どのようなこととどのようにならなければならないことを明示し、生じている意見の相違を認識し、直接的な健康影響と経済的コストを単に単に比べてだけでなく、身体、精神、社会面共に備った幸福な状態をいかに（WHO, 1948）。第 4 章で議論するように、放射線防護の専門家以外のステークホルダーの参加は、こうした総合的な評価の重要な部分を含める。

(41) 善行と無危害の評価では、潜在的な善と利益の評価において誰や何が重要かという問題も扱う必要がある。これには例えば将来の世代や環境が含まれる。すでに述べたように、環境の防護は Publication 109 (ICRP, 2007a) において**防護**体系の主たる目的に今や含まれている。環境への善を選択するのは人々のためか（人間中心論的側面）、それとも環境は環境そのものために防護されるのか（非人間中心論的側面）と問うことができる（ICRP, 2009）。ICRP はこの特定のアプローチも指定しないし、どちらも善行と無危害の価値と両立すると考えている。Publication 124 (ICRP, 2014a) では、放射線が絡む人間活動の実態または潜在的な影響の側面には、人間と環境の両方の影響を含めて一体として扱い、その全体的な結果が善より多くの益をもたらすことを確実にするよう勧告している。

3.2 無危害

(42) 無危害とは、ある行動の範囲と影響について完全な知見がなくとも、得られた情報に基づき注意深く考えた上で選択する能力である。これはまた、自ら何をし何をしないかについて、選択し実行する能力でもある。

(43) 無危害の概念は倫理学において長い歴史を持ち、プラトンとアリストテレスが築いた西洋哲学の伝統、孔子の教え、ヒンドゥー教や

て大いに議論されてきた。これはまた放射線防護分野でも問題とされている（Streifer et al., 2004）。

(48) 無危害も予防原則のどちらか、ゼロリスクを要求するとか、最もリスクの小さい選択度を導くとか、単に名目ばかりの行動を要求する用いたものとも考えるべきではない。最適化の原則を適用した半世紀に渡る放射線リスク管理の経験は、無危害や予防原則を思慮深く批判的に適用したものと考えることができる。興味深いことに、委員会は最近の勧告において、LNT モデルの使用は低線量、低線量率での放射線防護の重要な基礎であり、「放射線被ばくは、いかに小さくてもリスクはいくらもあることを前提とすべきで、容認できるとみなされるものに基づく防護のレベルが設定されることである。これは、委員会の防護体系および三つの防護の基本原則に通じるものである。」(ICRP, 2007a) としている（UNESCO, 2005; ICRP, 2007a）。

(49) この無危害の概念が登録したのは 1950 年代後半の（ICRP, 1959）確率的影響の不確かさに関する委員会勧告の改訂版に際してであることは特筆に値する。それ以来、この概念はしきりに直線（LNT）モデルに関連して絶えず再確認されてきた。たとえば、Publication 109 には以下の記載がある。「The LNT model is not universally accepted as biological truth, but rather, because we do not actually know what level of risk is associated with very-low-dose exposure, it is considered to be a prudent judgement for public policy aimed at avoiding unnecessary risk from exposure」(ICRP, 2007a)。

(50) さらに、無危害の概念は、防護体系で考慮される放射線被ばくの異なるタイプの影響との関連で明示的に用いられる。

- 確定的影響：「It is prudent to take uncertainties in the current estimates of thresholds for deterministic effects into account... Consequently, annual doses rising towards 100 mSv will almost always justify the introduction of protective actions」(ICRP, 2007a)
- 確率的影響一般：「At radiation doses below around 100 mSv in a year, the increase in the incidence of stochastic effects is assumed by the Commission to occur with a small probability and in proportion to the increase in radiation dose...The Commission considers that the LNT model remains a prudent basis for radiological protection at low doses and low dose rate」(ICRP, 2007a)
- 特に遺伝的影響について：「There continues to be no direct evidence that exposure of parents to radiation leads to excess heritable disease in offspring. However, the Commission judges that there is compelling evidence that radiation causes heritable effects in experimental animals. Therefore, the Commission prudently continues to include the risk of heritable effects in its system of radiological protection」(ICRP, 2007a)

3.3 正義

(51) 正義は、人の集団内における利益と不利益の配分の公正さ（配分的正義）、損失についての補償の公正さ（修復的正義）、および意思決定過程と手段の公正さ（手続的正義）と通常定義される。公正と不公平な物の配分の状態に関わるので、公正さは、その配分において達成された公平の程度を表す守りに用いられることができる。

(52) 委員会はこれまでの勧告において正義について明確に言及してこなかったことは強調されなければならない。しかし、被ばくする集団の中で個人被ばく線量の分布が不均等である「可能性を正すために個人被ばく線量を制限する」という考え方は、Publication 26 (ICRP, 1977) においてすでに見られた。Publication 60 では、「不均等」という用語が初めて使用された。When the benefits and detriments do not have the same distribution through the population, there is bound to be some inequity. Serious inequity can be avoided by the attention paid to the

“individuals and populations in the future should be afforded at least the same level of protection as the current generation” (ICRP, 1998, 40 項) を勧告している。Publication 122 では、委員会は将来の世代が自ら防護に努め得るような手段を確保する責任を取り入れている。...the obligations of the present generation towards the future generation are complex, involving, for instance, not only issues of safety and protection but also transfer of knowledge and resources” (ICRP, 2013, 17 項)

3.4 尊厳

(69) 尊厳は人間の状態を表すひとつの特性であり、人が人であるがゆえに備えている何かがあるという考え方がである。これは、すべての個人は、年齢、性別、健康状態、障害、社会的地位、民族の出身、宗教など、個人的な属性や事情に関わらず、無条件に尊敬されるに値することを意味している。この考え方は、「あらゆる人間は生まれながらにして自由で、平等の尊厳と権利を有する」(国際連合、1948) と「世界人権宣言」において特別な位置を占める。尊厳は、個人を客体的ではなく主として扱うカントの概念(「あなた自身の人格、あるいは他のいかなる人物の人格においても、人間性を、目的を果たす手続的な手段ではなく、常にそれ自体として扱うようには振る舞いなさい」(Kant, 1785)) など、多くの倫理的理論における中心的な価値として長い歴史を持つ。個人の自主性は人の尊厳から導かれる当然の帰結である。これは、個人が自由に行動する(すなわち、強制されず情報に基づいて決定を下す)資格を持つという考え方がである。

(60) 人の尊厳の尊重について初めて放射線防護の分野で取り上げられたのは、生物医学研究における「インフォームドコンセント」としてであり、これは、人は「リスクを自発的に受容する権利」と「受容を拒否する平等な権利」(ICRP, 1992) を持つことを意味する。「知る権利」の概念と並んで、「インフォームドコンセント」は、妊娠と医療放射線についての Publication 84 (ICRP, 2000) で明確に確立された。医療分野以外では、人の尊厳は、環境防護としての ICRP の枠組みで作成された「the need for the respect of individual human rights and for the consequent range of human views」として明示的に取り込まれた(ICRP, 2009)。委員会がまた、ステークホルダーの参加を通じて自主性の促進(ICRP, 2007a) し、例えば汚染された土地(ICRP, 2009) や、空海における保安検査(ICRP, 2014b)、家屋内のラドン(ICRP, 2014c)、飛行機の宇宙線(ICRP, 2016) の問題に直面した場合、個人が情報に基づいて意思決定する力をつけること(ためのエンパワメント)を強調した。放射線防護体系はこのように、日々の生活で放射能に直面する人々の尊厳や自主性の促進に積極的に対応している。尊厳の促進が、第4章で展開される放射線防護体系の現場での実践に結びついた一連の手段上の倫理的価値(説明責任、透明性、ステークホルダーの参加)にも関係していることは注目に値する。

3.5 中心となる倫理的価値と基本原則の階層

(68) 勧告を現場で実践するために、委員会は放射線防護の手段面および組織面をいくつもの要件を提示している。これは詳細に述べたものではなく、いくつもの広範な基準を単に定めたもので、これらを展開する作業は他の国際機関に任せている(IAEA, 2014)。三つの要件、すなわち説明責任、透明性、包括性(ステークホルダーの参加)は、すべての被ばく状況に共通するため、強調しておく価値がある。この三つにはいずれも強い倫理的側面があり、これらの手段上の価値が相互に関連していることを認識することも重要である。

4.1 説明責任

(67) 説明責任は、意思決定を行う立場の人が、自らの行動によって影響を受けようとするすべての人に対して、当該の行動について責任を負うべきとする手段上の倫理的価値、と定義することができる。ガハンスの観点では、個人または組織が自らの行動について報告し、必要ならば責任を負い、影響について説明する準備を整えておく義務を意味する。説明責任の概念が明示されたのは Publication 60 (ICRP, 1991) であり、勧告の履行について記述した Publication 103 (ICRP, 2007a) においても、組織の幹部の考察の中ではほぼ同じ文言を使って繰り返されている。In all organisations, the responsibilities and the associated authority are delegated to an extent depending on the complexity of the duties involved. (...) There should be a clear line of accountability running right to the top of each organisation. (...) Advisory and regulatory authorities should be held accountable for the advice they give and any requirements they impose

(68) 委員会がまた、現世代の将来の世代に対する説明責任についても考察しており、これについては Publication 77 (ICRP, 1997b)、81 (ICRP, 1998)、91 (ICRP, 2003) および 122 (ICRP, 2013) において、廃棄物管理と廃棄物の防護に際して明確に言及している。その例として、Publication 122 (17 項) にはこう書かれている。...the obligations of the present generation towards the future generation are complex, involving, for instance, not only issues of safety and protection but also transfer of knowledge and resources. Due to the technical and scientific uncertainties, and the evolution of society in the long term, it is generally acknowledged that the present generation is not able to ensure that societal action will be taken in the future, but needs to provide the means for future generations to cope with these issues” (ICRP, 2013)。この文脈での説明責任は、第3章で検討した世代間の配分的正義という価値の範疇の一節である。

4.2 透明性

(69) 透明性はまた手段的正義という価値の実践の一部である。これは個人や組織の間で意図的に情報共有される際のプロセスの公正さに関連する。国際標準化機構(ISO)によると、透明性とは「社会、経済、環境に影響を及ぼす意思決定と活動が公開されていること、またこれ

protection of individuals” (ICRP, 1991)

(63) 自然線源、人工線源を問わず、どの被ばく状況においても、個人被ばくは分布が広範囲にわたる可能性がある。その上、防護手段の実施によりさらに分布に至りやすくなり、不公平の度合いを増す可能性がある。こうした場合に、放射線防護体系の防護価値は二つの役割を果たす。

(64) 第一に、放射線防護価値は、ある個人群が他の群よりも多く被ばくする状況において個人被ばく線量の分布の不公平を減らすことを目指す。この個人群間被ばく制限は、計画被ばく状況に適用される線量拘束値、現存または緊急時被ばく状況に適用される参考レベル、また動物相と植物相の防護に適用される指導線量参考レベルを用いて行われる。線量拘束値、参考レベル、指導線量参考レベルは被ばくプロセスの不可欠の部分であり、それゆえ防護の責任者は支配的な状況に於いてこれを選択しなければならぬ。

(65) 防護価値の第二の役割は、個別の状況において被ばくがそれを超えることに関連するリスクが許容できないと考えられる値を超えないことを確保することである。これを確保するために、計画被ばく状況での作業員や公衆の防護については委員会の勧告する線量限度が適用される。線量拘束値や参考レベルと同様、線量限度は、被ばくする個人の集団を通じてリスクの公正な配分を確保するべく個人被ばくを制限する手段でもある。ただし、人間の活動により意図的に放射線源を導入する計画的被ばく状況は予期可能であることから、線量限度の値は、線量拘束値や参考レベルと違って、一般に法令により規定されることが多い。拘束値がある。

このように防護基準を通じて、放射線防護体系は個人被ばくを二つの配分的価値と確実に適合させることを目指す。まず、公平の原則により各人が置かれている個人の状況を映し出す。線量拘束値と参考レベルの役割は、同じ被ばく状況にある個人の間で被ばく線量の幅を減らすことである。次に、平等の権利の原則は、計画被ばく状況で同じ被ばくがカテゴリーに属するすべての個人について等しく被ばくすることを保証する。線量限度の役割は、公衆の全、職業被ばくの作業員のいずれも、社会が許容できるとみなし、法律で認められたリスクのレベルを超えないことを確実にすることである(Hansson, 2007)。

(66) 意思決定過程に参加する市民の権利を認めることは、手続的正義の重要な観点としてステークホルダーの参加と結びついている。環境分野の正義については、このことは「環境に関する、情報へのアクセス、意思決定における公衆参加、司法へのアクセスに関する条約」(オーストリア条約)で述べられている(UNBCE, 2001)。もちろん、これを実践に導くにはまだ課題があり、ステークホルダーの参加については第4章でより詳しく議論する。

(68) 世代間の配分的正義について、委員会は放射線防護体系における precautionary principle and sustainable development in order to preserve the health and environment of future generations” (ICRP, 2013, 15 項) に関して取り上げている。Publication 81 で、委員会は

(61) 四つの中心となる倫理的価値は、現在の放射線防護体系に浸透しているが、正当化、最適化、線量制限の三つの原則との関係は簡明ではない。正当化についてはそれほ問題がなく、善行と無危害が、それより「益になることを行う」と「害を避けることを行う」とに言及すれば、必ずしも問題が、大層理解することができ、しかし最適化(つまり、経済的社会的要因を考慮に入れ被ばくを合理的に達成可能な限り低く保つこと)と線量制限(つまり、リスクを許容できるレベルに維持すること)については、中心となる倫理的価値のいくつかが係わりがある。

(62) 合理性と耐容性という二つの重要な概念によって、それぞれ二番目(最適化)、三番目(線量制限)の原則の中心となるものであるが、中心となる倫理的価値を組み合わせて、パラメータをどのようにして、放射線リスクをどのように管理するかが特定される(Schneider et al., 2016)。

(63) 合理性の概念は、委員会が is highly desirable to keep the exposure of large populations at as low a level as practicable” (ICRP, 1959) という勧告を行った 1960 年代にさかのぼって見出すことができる。この勧告は形を変えて 20 年後に委員会の最適化原則の導入に使われた(ICRP, 1977)。まず、費用対効果分析のような定量的アプローチを使って合理性を定義する試みがなされた(ICRP, 1988)。その後、合理性の探求が促進された。個人線量の分布の公正さと、ステークホルダーの関心や懸念への配慮という二つの形で正義を反映するには、最適化はそれだけでは不十分だと認識されるようになった。

(64) 耐容性の概念は、委員会の初期の報告書(ICRP, 1959) から存在する。Publication 60 において、被ばく(または関連する放射線リスク)の耐容性の程度を決め、それによって、被ばくのカテゴリ(公衆被ばくか職業被ばくか)に応じて、被ばく許容できないレベルと許容できるレベルを区別することが可能となる概念的枠組みが導入された(ICRP, 1991)。Publication 103 では、耐容性は被ばく状況のタイプによって個別に言及され、被ばくに関連する放射線リスク(そして関連する無危害の価値)のみでなく、被ばくの低減または防止の実用性(慎重さと善行)、被ばく状況がもたらす個人や社会への便益(善行と正義)、そしてその他の社会的価値(正義と尊厳)が考慮に入れられている(ICRP, 2007a)。

(65) 放射線防護の原則を適用することは、放射線防護体系の根底にある中心となる倫理的価値(言い換えるならば、昔より多くの益をもたらすこと、必要ならリスクを避けること、公正な被ばく分布を確立すること、そして尊厳をもつて人々に被ばくすること)(Lochard, 2016)に依拠した決定についての比喩のことの深い探求である。この遂行において、合理性という二つの概念は、定量的方法も参考とはならないが、最終的には熟慮を必要とする性質のものである。

4 手段上の価値

るを明かに、正確に、適時に、正直に完全な方法で伝えようとする意志」(ISO, 2010) を意味する。透明性は単に連絡や話し合いを意味するのではない。これは問題となる活動、審議、決定について情報が入手可能であるか、また情報伝達の明快さ、実用性、正確さに関係する。情報の入手可能性については、意思決定者が社会、経済、環境の分野で、あらゆる被ばく状況に関連する個人や集団の利益のために責任をもって行動することを保証するのは、政府や企業の社会的責任のひとつである。セキュリティや経済的な理由を前面に出して、事業や組織から持ち出される情報の管理や制限を正当化できるのは明らかである。だからこそ、十分に透明性に配慮するために最初から、明確な手続を整備し、期待されることを明示しておく必要がある (Oughton, 2008)。

(71) 作業者の被ばく防護措置に関する透明性は 1960 年代から ICRP 報告に組み込まれてきた。例えば「作業者には、業種に伴う放射線の危険と取るべき防護措置について適切な情報を提供しなければならない」(ICRP, 1966) と書かれている。この要求は引き継ぎ、勧告で拡大されてきた (ICRP, 1991, 2007a)。しかし、透明性は一般的な原則となり、被ばくについての情報のみならず、防護措置の選択に関する意思決定プロセスにも適用されるようになったのは、2000 年代に入ってからである。さらに、すべてのカテゴリの被ばく (職業、医療、公衆、そして環境) に範囲が広がった。これは防護の最適化をテーマとし、「プロセスの拡張」という意味深い問題が *Publication 101b* に初めて導入された。「Due to its judgemental nature, there is a strong need for transparency of the optimisation process. All the data, parameters, assumptions, and values that enter into the process must be presented and defined very clearly. This transparency assures that all relevant information is provided to the involved parties, and that the traceability of the decision making process is documented properly, attesting for an informed decision' (ICRP, 2006)。

(72) 放射線は、透明性は被ばくのカテゴリや被ばく状況のタイプに依存する。医療分野では、これは、作業者には訓練 (ICRP, 1997a)、患者にはインフォームドコンセント (ICRP, 1982, 2007b) を通じてというように、カテゴリにより異なる方法や手順にしたがって提供されている。これはまた、例えば保安検査場の場合、公衆の知る権利の原則としても現れている (ICRP, 2014b)。最新の勧告の中で、委員会は「...scientific estimations and value judgements should be made clear whenever possible, so as to increase the transparency, and thus the understanding of how decisions have been reached' (ICRP, 2007a) と強調した。このことは透明性の必要条件として、放射線防護体系において価値判断を行うために適用すべきであることを示している。

(73) インフォームドコンセントは、生物医学倫理の領域 (例えば生物医学研究、放射線治療、あるいはインターベンション治療) においてよく展開されているが、医療以外の分野でも重要である。インフォームドコンセントの前提条件となる要素 (適切で十分な情報があればのみ)、理解、自由意志、自己決定 (ICRP, 2007a) が含まれ、拒否と撤回の権利 (いかなる不利も利益を享受しない) と関係している。これらの要素はほぼすべての生物医学研究についての *Publication 62* の中で「被験者は自由意志によりリスクを受け入れる権利を有し、またこれらの

意欲的な科学者を別にすると、他のどこからさらさら知識を借りられるだろうか。個人的な意見であるが、私はより広範な一般市民のグループと向き合うべきだと強く感じる。その多くは善意にあふれ、誠実だが、自ら取り進むべき放射線の課題について十分な知識を持つ者はまれと考へなければならぬ。とはいえ、集団でも、個人でも (中略) 我々の全体的な放射線防護哲学を構築する上で、さらばしい価値となりうる。」(Taylor, 1980)

(74) 放射線防護へのステークホルダーの関与は、チェルノブイリ事故による汚染地域と米国の高レベルの核燃料サイクルにより汚染されたサイトにおける被ばく管理を背景に 1980 年代後半から 1990 年代初めに初めて表出された (ICRP, 2000)。こうした被ばく状況において、市民は日々生活に影響を及ぼす放射能に直面し、当時あった防護体系では対応が難しい新しい問題が生じたことを知った。これを機に、委員会は行為と介入というプロセスに基づいてアラロチに代わり、現存、計画そして緊急時の被ばく状況を区別する状況に基づくアラロチを導入した (ICRP, 2007a)。

(75) ステークホルダーの参加という概念を ICRP が初めて導入したのは *Publication 82* においてである。Many situations of prolonged exposure are integrated into the human habitat and the Commission anticipates that the decision-making process will include the participation of relevant stakeholders rather than radiological protection specialists alone' (ICRP, 1999)。このことは *Publication 101b* により詳しく説明されている。The involvement of stakeholders is a proven means to achieve incorporation of values into the decision-making process, improvement of the substantive quality of decisions, resolution of conflicts among competing interests, building of shared understanding with both workers and the public, and building of trust in institutions' (ICRP, 2006) *Publication 103* においては、防護の最適化の原則に関連して必要条件とされた。It should also be noted that the Commission mentions, for the first time, the need to account for the views and concerns of stakeholders when optimising protection' (ICRP, 2007a)。

(76) 放射線防護に関する意思決定プロセスにステークホルダーを参加させるのは、彼らの関心や期待、また脅点となる問題に関する彼らの知識を考慮に入れたための効果的な方法である。これはまた、専門家とステークホルダーの双方によって、被ばく状況において何が問題なのかをよりよく理解する手段でもある。これによって、さらに、より効果的で、持続可能で、ステークホルダーのエンパワメントと自主性を高める公正な防護措置を採用することができる。医療施設、産業施設、原子力施設の構築および保守にステークホルダーを参加させることは、職業被ばくを合理的に達成可能な限り低く保つための効果的な方法であることであると実証されている。チェルノブイリ事故と、もっと最近では、福島事故の影響を管理した経験から、影響を受けた人々がエンパワメントされること、彼らが自信を取り戻し、自ら直面する状況を理解し、最終的に情報に基づいた決定を下し、それに合わせた行動を取ったこととがわかっていく。言い換えるならば、ステークホルダーを開きさせることは、影響を受けた人々を尊重し、事故後の状況を助ける一つの手段となる (Lechard, 2004)。

れを拒否する同等の権利を有する。1「自由な、情報に基づき同意 (インフォームド・コンセンスト) とは、提供されたことの性質に影響をきちんと理解した上で、自由に与えられた真の同意を意味する」と記述され、また「被験者はいつでも同意を撤回できる」とも述べられている (ICRP, 1992)。妊娠と医療放射線についての *Publication 84* では、インフォームド・コンセンストは「教養」とみなされ、there are usually five basic elements to informed consent, which includes whether one is competent to act, receive a thorough disclosure, comprehend the disclosure, act voluntarily, and consent to the intervention' (ICRP, 2000) ことが指摘されている。能力が低下した弱者、不当な影響を受けている人々、妊婦については、同意に関して追加的な保護と厳密なリスク評価が必要とされている (ICRP, 1982, 2000)。

(77) 知る権利は透明性と関係するもう一つの重要な概念である。これは 1970 年代に米国で作業者が安全かつ健全な作業環境を与えられるようにするための連綿とした努力に関連して現れた。それが制度化して、委員会により、職業や地域社会の環境中で処分され、発せられ、生産され、運搬され、使用され、あるいは単に存在する有害物質 (例えば、ラドン、自然起源の放射性物質 (NORM)) について、完全な情報を開示する要件として定義されるようになった (ICRP, 2007b, 2014b, 2016)。

(78) 環境の防護についての報告書 (ICRP, 2003, 2014a) では、社会規制、公衆による監視を可能とする透明性についても強調されている。「The principle of informed consent, which emphasises the need for communication and public involvement, starts at the planning stage and well before decisions are taken from which there is no return. Such transparency of decision making should enable analysis and understanding of all stakeholders' arguments, although decisions against certain stakeholders may not be avoided. Transparency is usually secured by way of an environmental impact assessment' (ICRP, 2003)。

(79) 最終に、説明責任と透明性は相互に強化し合うこともある。この二つが揃えば、ステークホルダーは情報に基づき決定を下すのに必要な最新情報を得ることができ、さらには意思決定プロセスに参加する可能性を与えられる。

4.3 包括性 (ステークホルダーの参加)

(76) 包括性の価値について言及するとき、通常、この価値が実際に適用されるやり方である「ステークホルダーの参加」という表現が使われる。ステークホルダーの参加は、「ステークホルダーの参加」とか「ステークホルダーの関与」などとも置かれ、「関係するすべての当事者が放射線防護に関する意思決定プロセスに参加すること」を意味する (IRPA, 2008)。この数十年あまりで、ステークホルダーの参加は民間・公共部門の組織の倫理的枠組みの重要な部分となった。したがって、包括性は説明責任と並び、組織において倫理的な決定を行うのに必要な重要な手続上の価値の一つである。放射線防護にステークホルダーを関与させることを最初に提案したのは、恐らく Lauriston Taylor ではないかと思われる。Taylor が 1980 年に行ったシーベルト・レクチャーの中で次の一節がある。「放射線防護の分野に熟練した経験

(ICRP, 2015a)。

(80) あらゆる被ばくした人々の集団に公正なリスクを確保するのは専門家で当局の責任である。この点に関する公正さは、正義と尊厳という中心となる価値に関わる。公正な扱いを受けるという要件は、健全な生活と自己決定を促進する目的のために専門家や当局との対話を希望する者にとり重要な条件である。この対話によってすべての当事者が争点となっている状況の理解を深められるほか、個人が情報に基づいて決定を下すためエンパワメントされるのにも役立つ。このエンパワメントのプロセスは、関係する人々の間で「実用的な放射線防護文化」を育むことに懸わっている。この最後の概念は、原子力事故後の長期汚染地域に住む人々の防護を主題とする *Publication III* (ICRP, 2009) において導入されたが、すべての被ばく状況に適用される。実用的な放射線防護文化は、直接放射線に直面したときに各個人が十分な情報に基づいて選択や専門知識を入手可能と定義することによって、放射線防護体系の根拠にある中心となる倫理的価値の精神を導く科学的知見や専門知識を入手可能とすることにより、こうした選択をサポートするのは、放射線防護の専門家の責務である (ICRP, 2009)。

(81) 環境の防護についての最近の ICRP 報告書は、ステークホルダーを効果的に巻き込み、ゆくゆくは効果的な手続上の勧告を与えている。プロセスをすべてにおいて契約的の意味のあるものにするためには、最初から指針を確立するべきである。また「すべてではないが、いくつかの当事者によって以下のものがある。プロセスの初めからステークホルダーの役割を明確に定義すること、参加の計画について合意すること、ステークホルダー参加の記録と対応の仕組みを整備すること、ステークホルダーの参加は複雑な場合があり、その実施に追加的な資金が必要となりうる」と実施者や規制当局が認識すること。」(ICRP, 2014a)。

5 結論

(82) 放射線防護体系は科学、倫理学、経験という三つの柱に基づいている。倫理学に関しては、倫理学はこの体系を善行/無危害、価値さ、正義、尊厳という四つの中心となる倫理的価値に依拠するものとして表現している。善行/無危害は、人と環境への有害な影響を防止または低減するために目的を掲げている。価値さのおかげで、これらの影響を考慮する不確実性を考慮し、入札することができる。正義は、防護に関する意思決定において社会的公平と公正を確保する手段である。尊厳は、人々を対峙して扱うべき敬意について考慮することである。

(83) 正当化の原則は、放射線被ばく状況を変えようとする決定はすべて多くの人々の利益を求めなければならないことと、これは現在ある被ばくを低減したり新しい放射線源を導入したりすることによって、得られる個人や社会への利益が、放射線リスクやその他の特性に関連する不利を上回るべきだということの意味である。このように、正当化の原則は善行/無危害という倫理的価値と結びついている。放射線リスクの一部は LNT モデルの使用と関係しているため、価値さという倫理的価値とも結びついている。

<p>(18) の理論に直反せず同意を見出すことだった。その結果としてできたシステムは、単独の倫理的枠組みではなく、四つの原則に基づいている。</p> <ul style="list-style-type: none"> • 自律性の尊重 (個人に自分で決定させるという規範) • 無危害 (害を引き起こすのを避けるという規範) • 善行 (便益を提供するための規範) • 正義 (便益、リスク、費用を公平に配分するという一連の規範) <p>(19) Beauchamp と Childress は、功利主義者も義務主義者もこれらの四つの原則に全面的に同意でき、理由は違っても、倫理的に、道徳的に妥当とみなさうと意図した。これらの原則にかけられる段になると、いくつか議論が生じるかもしれない。義務主義者は「善行」よりも「無危害」を優先せよとするに対して、功利主義者はむしろ費用対便益の評価を行い、便益の最大化と害の最小化を図るだろう。米国生物医学および行動科学研究所の対話保護のための国家委員会が発行したベルモント・レポート (DHEDW, 1979) は回復の形式を採用し、人間の被験者を含む研究について三つの倫理原則を提案した。人格の尊重 (自律性の代わり)、善行 (無危害はその構成要素として含まれる)、そして正義である。Beauchamp はベルモント・レポートの主な貢献者の一人だった。</p> <p>(20) これらの三つまたは四つの原則は、1960年代から1970年代にかけて米国で台頭した「生命倫理学」の原則として知られるようになり、これら原則はまた、公衆衛生と職業倫理 (Sedlitz, 1988)、技術評価 (Forshaw, 2004)、消防倫理 (Sandin, 2009) を含む他の幅広い分野で、また放射線防護では、放射線防護の評価の基礎 (Oughton, 2008) としても採用された。</p> <p>(21) この枠組みは互々文化圏別での倫理学として構築されたわけではなかった。Beauchamp と Childress がこの用語を導入したとき、彼らは単に「道徳を重んじるすべての人々」(Beauchamps and Childress, 1994)、または後日の言い方で「道徳問題に取り組むすべての人々」(Beauchamps and Childress, 2009) が彼らの四つの原則に同意するだろうと主張しただけだった。時を経て、彼らは、これら諸原則は「文化圏個人を超えているため、これらは無関係の「共通の道徳」に根拠を求めることができる」との考え (Beauchamps and Childress, 2009) を発展させた。世界中のさまざまな文化的、宗教的、哲学的伝統において、また特に最も尊重される書物や口頭伝承が伝えた伝統の中に、生物医学倫理の原則を顕明に見出せることを示す試みが行われた (Zbizen, 2013)。</p> <p>(22) こうした状況の下で、もちろん、共通性を肯定し、文化的多様性を肯定する意見も示された。これらの原則が獲得した重要な地位を反映して、「ジョージタウン・マントラ」(これら一連の原則がジョージタウン大学で生まれたため、そう呼ばれる) に対抗するために数多くの批判が持ち出された。</p>

33

<p>さまざまな文化において重要であることを指摘している (Sem, 2009)。彼の親しい仕事仲間 1人である Nusshbaum は、あらゆる社会のあらゆる個人に適用されるべき、いくつかの「中心となる能力」を特定し、これによって彼女の「グローバルな正義」の評価の基礎を築いた (Nusshbaum, 2004)。Appiah は世界市民主義の合理性について探求し、これを「普遍性に追加されたもの」と定義している。「文化の多様性の尊重」を強調する一方、「普通の尊厳も存在する。ただ、誰もそれをせずに再に入れたかどうかは確かではない」(Appiah, 2008) との見解を示している。最後に、Bok は「いくつかの基本的価値【集団が生き残るために必要【であり】、それゆえに、「社会およびその他の境界を超えて認められる。こうした最低限の価値」を構成すると提案している。これは通常文化的固有性のある「最大限」の価値の存在も、それらが議論「より豊かなものにする」可能性も排除することにはならず、「どの基本的価値なら文化的境界を超えて共有できるかについて調査を進める差し追った必要性がある。」(Bok, 1995)。</p> <p>(24) 文化倫理的に共有される倫理的原則、価値、規範が盛んに議論されている分野の一つが宗教対話である。こうした活動の一つの成果として、世界倫理宣言が1993年にシカゴで開かれた世界宗教会議で40を超える異なる宗教団体の代表者によって署名された。これは「人間の行動についての指針はすでに古くから存在する。これらは世界の宗教の教えの中に見出すことができ、特権的世界秩序の条件である」という前提から始まっている (Küng and Kuschel, 1993)。これに続いて、ヒンズー教と隣接倫理など特定のテーマについての宗教間宣言が行われた (The Interfaith Declaration, 1990)。</p>
--

C.2 さまざまな文化圏における中心的価値の意義

(25) 放射線防護体系の基礎をなすものとされた中心的価値は異文化間で共有されているという仮定を裏付けるために、もちろん実証的研究を行うことも考えられるが、こうした方向での調査は系統立てられなかったため、結果は単に人々の現在の傾向を反映するものでしかない。旧来、倫理学的問題に方向性を与えてきたのは、さまざまな文化の宗教的、哲学的伝統であり、多くの社会で世俗化が進む傾向があるとはいえる。これらは依然として大きな影響力を持つ。このため、こうした起源をいくつか検討し、(限られた範囲で) 放射線防護体系にわたって根本的とされる価値の普遍性を審査することは本報告書の目的に達している。ここで留意すべきなのは、放射線防護体系の中心的価値とされる一連の価値を指摘したからといって、それらあらゆる文化において生活のあらゆる側面に普遍的に適用されるわけではなく、問題についての議論がよって異なるかもしれない。

C.2.1 善行と無危害

35

<p>(18) 一つの目的のタイプの批判は、これら三つまたは四つの原則が、複雑な問題を分析する上で、いささか気取った、個人が覆い隠している状況を深く検討せよと使われる傾向があるというものである。こうした見方を示す批判者は、各ケースを、原則に基づいて分析するのではなく、状況に基づいて分析する。批判者は、物質的アプローチで検討することを好む。</p> <p>(19) もう一つのタイプの批判は、これらの原則は西洋の理論にも西洋以外の理論にも含まれていないが、そこには違いがあるというものである。例えば、「自律性」とは、西洋人にとっては個人が自ら決める権利を強調するものだが、多くの西洋以外の人は家族や地域社会を基礎とする意思決定 (Akabayashi and Hayashi, 2014) のような関係性の中の自由 (Kimura, 2014) を好む。また、「正義」は西洋では広く公平さと理解されているが、一部の非西洋文化においては、社会的階級に関する伝統的な公平な権利は広範には確立されていない。</p>
--

<h2>付属書 C 文化圏別の価値</h2> <h3>C.1 グローバルな倫理の意義</h3> <p>(21) 価値や規範の問題に対するグローバルなアプローチは困難に満ちているように見えるかもしれないが、世界中の人々の距離が次第に狭まっている事実で、共通の規範を必要と高まっている。この範囲の中で、1948年に国連総会で世界人権宣言 (United Nations, 1948) が採択されたことは、確かに歴史的な出来事だった。これは国際社会が第二次世界大戦中に起きたような行動を二度と繰り返さないことを誓ったこと、人々の間で共有される価値や規範がなかったことがこの倫理を引き起こしたからである。その結果、「市民的及び政治的権利に関する国際規約」と「経済的、社会的及び文化的権利に関する国際規約」(United Nations, 1966) という二つの多国間条約が採択された。20世紀の後半、特に21世紀への過渡期において、表 C.1 に示すように、人権に関わる他の多くの国際的な声明が相次いで出された。</p> <p>(22) 世界の多くの国々がまだ上記の一連の人権宣言すべてに批准していないことに留意すべきである。批准はしても、実際には人権が十分に確立していない国々もある。これらの宣言が具体的な状況で確実に守られるようにするには、今後も個々の対象領域について世界で受け入れられる価値や規範を確立する必要がある。放射線防護はこうした領域の一つに過ぎない。</p> <p>(23) ここ20-30年におけるグローバル化の進展と共に、哲学者らは、さまざまな規範からグローバル倫理のさまざまな必要性と可能性を取り上げてきた。ここでは2, 3の例を挙げれば十分であろう。Habermas は我々自身が置かれている「ポスト国民的場合」について論じ、「世界市民権」(世界市民権) 世界規模の政治的コミュニケーションの中で形作られる (Habermas, 1992, 1998) と主張している。人類の繁栄とそれが地球規模であることを注目の Son は「正義」という概念について多岐に亘って執筆しており、この概念が古今東西を問わず</p>

34

放射線防護体系の倫理的基礎 (改訂版：平成31年3月)

<p>(24) 「善を及ぼすのを避ける」というのは「ヒポクラテスの誓い」(Edeleht, 1943) の中心的特徴の一つで、これら二つに「ユダヤ教、キリスト教、イスラム教の経典によって採用された (Pellegrino, 2008)。この原則は、間接的な表現とはいえ、古代中国の類例の書物にも記載されている (Tsai, 1999)。もちろん、種々が時として痛みを伴うことは常に理解されてきたことであり、無危害は善行と釣り合いがとれていなければならない。患者の益となるように、することも、ヒポクラテスの誓いの中にあるが、これは上記の中国の医学書の非常に重要な特徴である。</p> <p>(27) より一般的には (つまり、医学以外の分野では)、善行と無危害はどちらもどの宗教の倫理体系にも中心的原則として見られる。ヒンズー教と仏教のいづれにも中心的概念として、あらゆる生きものに対するいたわりと非暴力を意味する「アヒムサ (ahimsa)」がある。ユダヤ教の律法書 (Torah) もキリスト教福音書 (Gospel) も、「あなたの隣人をあなた自身と同じように愛しなさい」と似ており、同じ考えを別の形で表している。イスラム法律解釈には「多大な便益とあまり実質的でない害が対立するならば、便益のためにこの害は許される」とする指針がある。</p> <p>(28) 最善の原則により規定される「経済的、社会的要因を考慮する」について関係する重要な概念の一つに、一般公衆の利益、つまり「公益」があり、これもやはり異文化を通じて共有されている。すべての宗教書はその論者に社会における弱者への連帯を呼びかけており、例えば旧約聖書詩篇では「特ださる者を思いやる者は祝福される」と表現されている。</p> <p>(29) より一般的には、伝説は我々が単なる個人を集まりではないことを思い起こさせる。アフリカには「木の木では森はできない」ということわざがあるが、これはアフリカの倫理観が私的または個人主義的動機よりも公益と公衆への義務感を優先させることを示唆している。また、Joe de Graaf は戯曲 [Muntu] の中で、個人が必要とするもの、すなわち平和、自由、尊厳、そして安全は、地域社会によってのみ守られ、保証されることを示している。John Mbiti は「我が世は我が世である、我が世があるからこそ我が世がある。」と語り切る。</p>
--

<h2>C.2.2 尊重</h2> <p>(210) ここ20-30年、特に開放社会の分野で、「予防原則」について多くの議論が交わされてきた。もちろん、この原則も、その現代的な形そのままに、さまざまな文化の伝統を伝える書物や口頭伝承に見出すことは期待できない。とはいえ、慎重な検討を要するところに見られ、一般に、これら伝説に依拠して方向を決める人々、それらが予防のアプローチを示すものも解釈している。</p> <p>(211) ヒンズー教の教典は「恐れる原因が実際に現れる前に、恐れる者のように行動せよ」と提案し、一方、孔子は単に「尊重な者はめ</p>
--

36

215

ったに間違えない」と言っている。聖書の箴言に以下の一節がある。「慎重な者は危険を見と身を隠すか、無知な者は進み続け、影響を被る。」オーストラリアのアボリジニとトレス海峡諸島住民の代表はこう声明した。「過去 60,000 年におわたって、世界の原住民である我々は、我々が文化的、身体的に必要とするものを自然環境が提供するよううまく管理してきた。我々は非原住民の予防原則【とその他】の概念を学ぶ必要はない。我々にとつて、それらはすでに伝統に組み込まれているからだ。」

C.2.3 正義

(C2) 正義と他人本位を掲げる第一の原則である「黄金律」は、「人にしてもらいたいと思うことを人にしてあげろ」ことを求めているが、これは世界で最も広く共有される倫理的指針の一つである。どの伝説を選んでも見出せるばかりか、その言い回しも驚くほど似通っている。少数の例を挙げただけでも明らかである。「自分自身が傷つくようやなり方で他人を傷つけるな」(仏教)、「だから、何でもあなたがあたが人々からしてもらいたいことは、人々にも同じことをしてあげなさい。なぜなら、これは法律と預言者の真勸だからである」(キリスト教)、「汝の目を正義に向けなれば、汝自身のために悪ふものを汝の隣人のために善ふ」(イスラーム教)。

(C3) アフリカの倫理学では、この原則は存在論的、宗教的、地域社会的意味合いがある。この原則の主な基盤は自己移入 (empathy) の概念である。自己移入は、行動や行動しないことの影響が他者にとって何を意味するかを考える前に、自分の身を置いて想像する助けとなり、それによって「協力、連帯、仲間意識」につながる。

(C4) 正義は、それ自体、共通の道徳の要素であることが確認できる。ヒトラー教の理論バーガーヴァド・ギータには「友、仲間、敵方の間で、... 聖人や聖人の間で平等な心を持つものこそ、卓越した者となる」という約束が含まれている。旧約聖書の詩篇は、「王冠しきと正義を愛する。世界は主の慈悲で満たされている」としており、一方、マホメット (ムハンマド) は信者に「たとえそれが自分自身または両親や親類に不利であっても... 常に毅然として公平さを保つ」よう勧めている。

(C5) 正義は古代から何にも増して重要だったため、ここで世俗の哲学の例を見てみることは有意義であろう。例えばアリストテレスは、さまざまな正義を区別し、その分節はそれ以降の思想に決定的な影響を与えた。彼の「配分的正義」の概念は、利益と負荷の配分に、社会における権利と義務の配分に関係する。これについて、アリストテレスは、「唯一安定した国家は、法の前にすべての人が平等な国家である」と述べている。

C.2.4 尊厳

人いかに正しく振る舞うべきかを決める。「善」は物事の原則を迅速に正しく理解し、正しく公正な決定を下すための精神的能力である。「信」は人々の中に構築されるべき信頼である。

(C26) 図 C.1 は、五つの倫理的価値の関係を、西洋の、または世界的に受け入れられた ICRP の放射線防護体系の根底にある倫理的価値および原則と結びつけて示している。

(C28) 「仁」(情け) が善行はほとんど同じ概念であることは明白であるが、「仁」が意向を表わしているのに対し、善行は行動の仕方を表わしている。どちらも、西洋だけでなく、アジア文化においても広く受け入れられている。倫理の理論では、しばしば「仁」は他の価値よりも強いとされ、これが価値体系の文字主義的理解につながりうる。一方、すでに述べたとおり (付属書 B を参照)、善行、無危害、正義、自律性 (あるいは人の尊厳) の間で固定した階層を取らないという国際的なコンセンサスが広がる。

(C24) 「義」(正義) は西洋における正義と大体同じである。しかし、倫理の理論では、これには「忠義」という意味もあり、個人の平等な権利というよりも社会の階層の尊厳を意味する。

(C25) 「禮」(礼儀) は人の尊厳を尊重することの意味する。しかし、これは普通、自ら決定する権利や平等の権利という基本的人権に直接結びつくものとは理解されていない。これは個人の自由よりも、むしろ年長者や階層が高い人物への敬意や、伝統的慣習や規範の尊重を意味する。

(C26) 「智」(知恵) は「尊重さ」に關係するが、より広い意味を持つ。これはさまざまな対立する価値をまとめることも含む。(C27) 「信」(信頼) は、正直さ、誠実さ、誠意を通じて達成されるため、説明責任、透明性、ステークホルダーの参加といった現代の概念と密接に關係する。

(C28) ここに説明したように、「情け」(善行) と「知恵」(正義) の役割は西洋と倫理の思想においてほとんど同じであるが、基本的人権や平等の基礎としての「尊厳」と「正義」は西洋世界で発達したもので、これら二つの概念の基本的倫理の一部は普遍的であるとはいえず、得られたコンセンサスは、倫理文化の背景を持つ人々の間で必ずしも共有されていない。

(C16) この最後の中心的価値は世界中でさまざまな形で表現されているが、尊厳がすべての人間に平等に関わっているという基本的考えは、事実上どこでもある。バーガーヴァド・ギータの中には、「私は全ての生きものと同じである... プラフマーにも...。そしてアウタカコーストにも、賢者は同じものを見出す」と書かれている。聖書の中で、預言者マサキは「我々は一人の女から生まれたのではないか? 我々を創造したのは一人の神ではないか?」と問いかけ、コーランには「我々はアダムの子孫に尊厳を与え...。我々の大半の創造物に対してよりもずつと多くの寵愛を施した」と書かれている。

(C17) これらはさまざまな宗教の原典からのほんの短い抜粋に過ぎないが、すべての人間が同じ尊厳を共有するという概念が広く認められていることは、1983 年の世界宗教会議の世界倫理宣言にも反映されている。同宣言は「一人一人の人間は、年齢、性別、人種、肌の色、身体的または精神的な能力、言語、宗教、政治的見解、あるいは出身の国や社会階層の区別なく、不可分で不可侵の尊厳を持ち、したがって、誰もが、一個人にせよ国家にせよ、この尊厳を尊重し守る義務がある」(King and Kusche, 1983) としている。

(C18) さらに、人の尊厳については、世俗の哲学者も何世紀にもわたって取り上げてきた。この系統の思想はストア派哲学に始まり、ルネッサンスを通じて続き、啓蒙主義へと引き継がれた。現代においては、これは上記の宗教的伝統と並んで、本邦書書の冒頭に述べたように、1948 年の世界人権宣言および 2005 年の生命倫理と人権に関する世界宣言の草案作成に非常に重要な役割を果たした。

C.3 倫理の理論とアジアの風土

(C19) さまざまな文化の倫理を一つずつ検討し、内在する論理を理解し、これを ICRP の放射線防護体系に關係づけるのは確かに興味深いだろう。しかし、ここにはそれを行つたための根拠がなく、ここ 20~30 年において、「アジアの見方」について、さらには「アジアの価値」についての議論があり、これらは西洋が「世界に押しつけた」見方とは異なるものと考えられているため、非西洋の倫理体系、つまり階層を一つだけ取り上げて、じっくり検討することとする。

(C20) このように西洋と非西洋の倫理の根本的な違いを主張する向きがあるとはいえず、日々の生活における倫理の考えは、西洋の思想とかなり近い倫理的価値を強調している。倫理の基本的な立場は、すべての人間が善に向かう善行を持っており、徳の高い規範に自然に従う傾向があるというものである。倫理の根底にある五つの道徳的価値 (または徳) は、仁 (情け)、義 (正義)、禮 (礼儀)、智 (知恵)、信 (信頼) である。

(C21) 「仁」は他の四つすべてを包括する最高位の価値で、他者に対する利他主義と人道主義の義務である。「義」は仁を实践するための手段で、正義を維持し、益になることを行う道徳的傾向をいう。「禮」は伝統・慣習の規範で、日々の生活において、特に他者との關係の中で

この種刊物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication 139 下訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。**ドラフから引用を禁ず【事務局】**

<p>歴史は歳言に過ぎないのか？</p> <p>遡ること 1978 年に国際 X 線、ラジウム防護委員会 (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、その時点で既に確認されていた確定的影響であった。指をなくし皮膚が傷だらけの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印象喚起するものとなっていた。ICRP は 2018 年に 90 周年を迎えたことで、医療上被ばくする作業着 (すなわち、IVR に関する人々) の職業放射線防護の検討において重要なこととその種刊物の 1 つで発表するには、タイムリーな時期であったといえる。</p> <p>電離放射線を用いた IVR はこの数十年間で、診断、治療及び緩和という点で医療に革命をもたらし、結果的に、それがなければ不可能であった治療を多くの患者に提供できるようになった。驚くほどの速く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、陽電子放射断層撮影、PET、コンピュータ断層撮影ガイド下の介入や、選択的内放射線療法などである。</p> <p>欠損の写真は今や過去の話ではあるものの、複数の研究から、インターベンションナリストの眼の水晶体の混濁、また場合によっては白内障の増加が示されている。適切な行為は患者とスタッフの線量低減につながるから、IVR を行いこれに係る人員を教育し研修することは、極めて重要であり、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、放射線技師、物理士、規制当局及び管理者を含む関係者により、チームとしての取り組みが必要である。さらに、線量計を含む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。その意思がないため、又は高線量が記録された場合は臨床行為の継続が脅かされるだろうという恐怖心から、線量計と鉛ガラスの防護メガネを着用しないことが非常に多い。インターベンションナリストはそれ自身の防護について何らかの責任を負うべきであり、これが放射線取扱主任者及び医学物理士や放射線技師の役割である。また、線量計は定期的な校正を受けるべきであり、この目的達成には教育が鍵である。</p> <p>私はこれまで 30 年近くインターベンションナリストとして働いてきた中で、それぞれの場合に数種の線量計、防護メガネ、及び甲被服を着用することを忘れないためにはある程度の自覚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</p>
--

1

職員、研修/装置の標準化/手技に携わるスタッフ、労働衛生に責任を有するスタッフ、財政支援に責任を有する病院の管理者、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課題について報告を示す：エプロンに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量の推定 (防護メガネあり/なし)、未開封モニタリング、防護服の選択及び検査。職業被ばく線量が異常に高い場合の IVR の監査 (後者の場合は線量計を着用しなかった可能性を意味する)。

© 2018 ICRP 出版社: SAGE

ホームページ: 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, 防護服

ICRP 代表者者
P. ORTIZ LOPEZ, L. T. DAUER, R. LOOSE, C. J. MARTIN, D. L. MILLER,
E. VANH, M. DORRUFF, R. PADOVANI, G. MASSERA, C. YOEDER

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報告及びガイダンスを発表してきた。Publication 103 (ICRP, 2007a) ではこれら報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。

これらの種刊物は全般的なものであるが、委員会はさらに、認められていた特定の課題、特に医療において急速に進んでいる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、焦点を絞る、かつ、手技に直接関係する者としてよりその日常作業に直接関係することになる者が関与できる形式で簡潔な刊物を作成し、そのような刊物の広い配布を保証しようという取り組みにより達成された。

このような簡潔な刊物の例には、放射線防護の原則に関する Publication 85 (ICRP, 2000b)、画像診断以外の遠隔ガイド下手技からの放射線防護に関する Publication 117 (ICRP, 2010a)、及び心臓手技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。これらの刊物は、介入に関する全スタッフアンバンの防護に向けた戦略的な報告を示している。

とはいえ、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法について、報告を必要としている。またそ

3

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。今日、際に出かけるほど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 を開閉する際にも、防護について同様にルーチンの準備を含めるべきであろう。

わずか 100 年以上前の 1916 年のこと (ICRP が設立された数年前)、Henry Ford は新聞「Chicago Tribune」のインタビュー記事で次のように述べていた。

「歴史は歳言に過ぎない...我々は今日に生きていきたいと思うし、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、過去の出来事を取り返し、そこから学習することのみ、今日と未来のより安全な慣行を取り入れることができよう。結局のところ、電離放射線の使用に関連する動作とガイダグの基準の中核であり、本書に添べるとおり、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つては、数十年の間に廃れてしまいうかも知れない。歴史が「教訓」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お忘れにならない。

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指針を示している。これらの指針は、それらが放射線防護 (防護メガネあり/なし)、防護服の選択 (防護メガネあり/なし)、防護メガネなし)、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着用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。

以下が報告に含まれる: 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からの臨床応用サポート

2

作業者の構成委員:
P. Ortiz Lopez (委員長)
R. Loose
D.L. Miller
E. Vanh
L.T. Dauer
C.J. Martin
M. Doruff
R. Padovani
C. Yoder
G. Massera
M.M. Rehani
M.M. Rehani
第 3 専門委員会の重要レビューア:
K. Applegate
第 2 委員会のレビューア:
J. Hunt
J.D. Harrison
N. Petousis-Hens
D. Cool
C. Cousins
本書作成期間の ICRP 第 3 専門委員会の構成委員:
L.T. Dauer
P. Ortiz Lopez
D.L. Miller (副委員長)
P. Sealtiel
M.M. Rehani (書記官)
K. Kang
Y. Yonekura

4

K. Ahlstrom Riklund K. Applegate M. Bourguignon	P.-L. Khong R. Loose C.J. Martin	B. Yue
---	--	--------

総括

1 経緯

(a) 多くの内傷及び外科的専門分野に属する医師が、看護師と放射線技師（放射線検査技師）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撮影ガイド下の介入（IVR）を行っている。これらは介入は平均して低侵襲性であり、患者の回復期間が短く、さらに多くの種類の介入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慣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介入によって治療することができ、

(b) IVR の実施件数は、先進国でも急速に増加している。新たな種類の介入は複雑性も増し、X 線撮影を立軸に使用する必要が生じ、さらに職業放射線防護の新たな問題が提起されている。インターベンシヨナルラジオジスト及びインターベンシヨナルラジオイオロジストのほか、通常は放射線防護の研修を受けていないさまざまな他の専門医も、現在は IVR の使用者である。

(c) 同じ種類の手術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、放射線防護の行なはるべきことを示唆している。最近行われた複数の眼科的試験として、例えば国際原子力機関（IAEA）プログラムの調整下で行われた Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose（RELID 試験）などから、インターベンシヨナルラジオグラフィ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 *I20*（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効的な助言を与えた。一方本書では、被ばくモニタリングの戦略、方法及び運用に関するガイダンス、放射線防護アプローチと防護、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、及びプログラム実施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、規則どおり、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、被ばく

間 50 mSv を超える年がないことと動用している。放射線画像ガイド下の介入という性質上、眼に対する防護対策を取らなかつた場合、仕事量が中程度から高度の職員に、眼の水晶体への新たな年間等価線量限界を超える。長期間では水晶体の混濁が生じるおそれがある。

(e) 心臓学会に出席し、かつ IAEA プログラム協力試験（RELID study）に参加したインターベンシヨナルラジオイオロジスト及び看護師を標本として、複数の眼科研究が実施されている。その結果、インターベンシヨナルラジオイオロジストの約 40～50% と、技師又は看護師の 20～40% に、瞳孔放散薬の被ばくは由来する損傷に一致する後著下混濁が認められた。インターベンシヨナルラジオイオロジ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%）。水晶体の生涯吸収線量は、場合によっては数 Gy に到達すると推定された。

(f) 線量は、患者の照射体積にも近いインターベンシヨナルラジオイオロジストの手において高く、手について特別なモニタリングを必要とする可能性があるため、末梢部の等価線量は懸念されるものかもしれない。治療台の両面に防護カーテンを付けていた場合でも、最大で 110 mSv という年間下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 職業被ばくへのモニタリングと被ばくの評価

(h) 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、インターベンシヨナルラジオイオロジストの 76% は常に線量計を使用し、45% は 2 台の線量計を使用していることが明らかになった。本調査は自己報告式であり、真の線量計の使用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。

(i) 実効線量の評価に加えて、IVR における職業被ばくへのモニタリングには、眼の水晶体の等価線量の推定と、場合によっては末梢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) (n) 2 台の線量計を使用し、1 台はエプロンで遮蔽し、もう 1 台は襟の高さでエプロンの上で遮蔽せずに使用して、それらの測定値を組み合わせて実効線量をも適切に推定できる（過去の委員会刊行物に記載あり）。エプロン内設置の線量計から、十分な遮蔽を行うエプロンが日常的に着用していたというエビデンスも得られる。

量の標準化及び手技に関わっている者、労働衛生に責任を有する者、防護の経済的サポート提供に責任を有する病院のマネージャー及び管理者、専門家の団体（インターベンシヨナルラジオグラフィ、医学物理士、看護師、放射線技師）。

3 IVR の使用、職業被ばく、及び軽減される影響

3.1 使用者

(e) 介入は通常透視ガイド下で行われ、X 線シネ線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。介入はコンピュータ制御撮影（CT）画像撮影によっても行われ、その場合はインターベンシヨナルラジオグラフィの後ろに下がるか、又は透視して画像を撮影する。さらに装置操作中に画像撮影のため患者を動かさずとも、インターベンシヨナルラジオグラフィは室内に留まる。通常の CT 画像に比べて 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動の結果として体内で動く病変にアクセスできる、という点である。またその使用によって、さらに迅速かつ効果的に介入することが可能になる。その一方、CT 透視を行った場合、患者、インターベンシヨナルラジオグラフィ及び当該の介入に関連するその他のスタッフは、比較的高い照射線量に曝されるおそれがある。

(f) ^{99m}Tc 標識マイクロスフェアを用いた放射線療法（選択的内腫瘍放射線療法（SIRT））など X 線画像ガイド下の治療的介入は、切除不能の原発性又は転移性肝腫瘍患者治療のための代替法である。複数の病院は、生検及び/又はラジオ治療法のための、IVR 中のリアルタイムの陽電子放射線撮影（PET）CT ガイドの使用を検討している。^{99m}Tc FDG PET/CT 撮影は手術室内で、腫瘍又は生検を行うべき部位を特定するために、介入の有効性を確認するため、また既存病変を早期発見するために用いられる。（例えばラジオ治療療法では、腫瘍の治療効果を高めるために必要に応じて効果を反復することができ、）

3.2 職業被ばくと軽減される影響

(g) インターベンシヨナルラジオグラフィ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 以下の範囲にあるものの、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) 白内障発生の閾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似、眼の水晶体への等価線量への注目が高まっている。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

4.2 眼の等価線量に関する評価

(i) 患者の照射体積に近いインターベンシヨナルラジオグラフィの側面での襟の高さにおいて、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、眼の水晶体と手の等価線量の合理的な推定も得られる。

(j) 職業被ばく線量を評価するため、改善された数値計算法を開発する必要がある。これには高線量手技における眼の水晶体の等価線量も含まれる。これらの手法は、個人線量計の日常的かつ適切な使用の促進に役立つ。また、追加的な防護（防護メガネなど）の必要性の評価に役立つと考えられる。（眼の線量を含めた）個人線量評価のための、個人の位置検知装置と合わせた（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。

4.3 末梢部の等価線量

(k) 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、特にである。介入中の手の高さに応じてギャップが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、状況修正のための簡便的なアプローチ

(l) 誤使用の例として、割り当てられた線量計を使用しなかった。エプロン内装着用の線量計をエプロン外で装着した、間違った指に指リング線量計を装着した、他者に割り当てられた線量計を装着した、又は線量計を紛失した。又は線量計を投棄したなどがある。

(m) 線量評価のための簡便的なアプローチは、個人線量計装着の遵守不良の特定に役立った。また個人線量計を使用しなかつ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、患者に関連した線量（例えば様々な種類の手技に関するカーテン面積積や、作業者の眼の水晶体の線量に対する幾何学的特性など）から求める変換係数と合わせた。患者近く（例えば C-アームなど）の散乱放射線の空間線量計に基づく。

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
(g) IVR 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、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。これらの措置の使用は、手技の操作を妨げはならず、患者の被ばくを増加させてはいけない。
5.2 遮蔽装置による防護
(i) 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 の鉛当量と見做し、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（すなわち遮蔽係数は 200~20）。エプロンの透視装置は体幹を防護するが、頭、腕、手及び下肢を被ばくする他の身体部分に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るべきである。
(ii) 手の防護において最も重要な要素は、天井吊り下げ式の各袖アクリル板の適切な使用である。これは、設置の有効性に応じて頭頸部全体の防護を 2 分の 1~10 分の 1 に低減できることから、IVR の取組に組み入れておくべきである。
(iii) 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）シールドにより守られる有効な防護が有益かもしれない。
(iv) (b)項の記述の通り、職業被ばくの下では、防護対策が不調にしていた場合、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、水晶体の腫瘍をもたらす。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厳格化され、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。
(v) 麻酔医は X 線照射中に画像モニターを見ることがから、眼は側と下側から照射される可能性があるため、顔面の輪郭に鉛メガネを密閉な（特にメガネの横と下側で）密着させることは重要である。
(vi) 一部の手術では、天井吊り下げ式のシールドの下側に設けられ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、手の防護に有効かもしれない。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るべきである。患者にディスプレイモニターを操作する場合は、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（特にメガネの横と下側で）密着させることは重要である。

7 教育及び研修
(a) 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重要である。
(b) リアルタイムの行動型線量計の使用は、特定の高線量の手術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關する専門職員の教育にも寄与する。
(c) 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、実地研修、介入に使用される 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
(i) 放射線防護及び研修プログラムの作成と継続を担当する、医学物理士又はその他の職員の役割は重要である。彼らは、インターベンションリスト、放射線技師及び看護師による適切な放射線防護及びびびアを、最終的に計画して実行するチームの一員である。
用語説明
吸収線量 (D) [Absorbed dose] 電離放射線により一定質量の物質に与えられた平均エネルギーを、その質量で除した商。 $D = \frac{dE}{dm}$ 吸収線量は基本的な物理的線量で、あらゆる種類の電離放射線及び材料に適用することができる。吸収線量は、そのための一次標準が存在する測定可能な量である。国際単位系 (SI) では、吸収線量の単位は J/kg で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。 介入者と介助者 (Careers and conductors) スタッフ以外の、患者の介護及びびび助する者。これらの中には、両親や他の人たち、通常は家族あるいは親しい友人で、診断手続中に

性がある。
(f) 介入中に撮影台近く立つスタッフは、照射野がビーム照射側に隣接する領域で効力であることを注意する。この点は、斜め照射又は側方照射のとき特に重要である。撮影台下に X 線管を置いた透視からの、インターベンションリストの線量は、上半身及び手への線量は、下腹が受ける線量よりも著しく低くなる。
(g) このこと、ローボールの鉛シールドを利用でき、また撮影台が深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。ローボールの鉛シールドを利用でき、適切に使用した場合、スタッフの実際の線量は 90% 以上減少する。
(h) 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顔を向けることができず、常に背には巻きエプロンが望ましい。インターベンションリストはまた、高線量画像取得モード（例えば透視画像取得及びデジタルサブトラクション血管造影など）の使用の間、及び自動注入時にあ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も、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、又は可能であれば画像取得中は室外に出る。

5.3 妊娠及び胎児の防護

(e) 妊娠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受胎産物の追加線量が 1 mSv を超えないことを確実にする。
(d) 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、妊娠は IVR をしてはなら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者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胃部痛など）を入念に見直す必要がある。

6 品質保証

(e) 定期的な文書のチェックと合わせた品質保証により、IVR に関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。
(f) 防護具の適合判定試験は不可欠である。供給された一部の防護服に不具合があったことが記録されている。さらに、防護具の損傷を早期に（例えば、折り畳み、折り畳み回数など）及び定期的な検査は、品質保証及びプログラム改善の一環として必要である。（第 5 節参照）

子体を支える人たち、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とある人たちが含まれる (ICRP, 2007a)。
確定的影響 [Deterministic effect] 「組織反応」参照。
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特定の放射能量が放射している表面から特定の距離における外部線量率のように、線量又は線量率と放射能の量又は濃度を関連させる他の係数を述べるために用いられることもある (ICRP, 2007a)。
線量限度 [Dose limit] 計画被ばく状況から個人が受ける、超えてはならない実効線量又は等価線量の値 (ICRP, 2007a)。
エプロン外装着の線量計 [Dosimeter over apron] 防護エプロンにより防護されていない線量計。
エプロン内装着の線量計 [Dosimeter under apron] 防護エプロンにより防護されている線量計。
実効線量, E [Effective dose] 人体のすべての特定された組織及び臓器における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される： $E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_K \sum_R w_R D_{TKR}$
ここで、 w_T は組織又は臓器 T の組織加重係数、 w_R は放射線加重係数である。実効線量の単位は吸収線量と同じ J/kg。特別な名称はシーベルト (Sv) である。 確率的影響の発生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、耐性及びすべての年齢の集団に概数として適用するように意図される。
雇用主 [Employer] 相互に合意した関係により、彼又は彼女の雇用において、作業員に対し、認知された責任、関与、及び義務を負う。国の法律によって指定された組織、法人、共同企業体、企業、協会、信託機関、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、あるいは個人の私人、自営業者は雇用主と作業員の両方である (ICRP, 2007a)。

<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> $H_T = \sum_n w_n D_{T,n}$ <p>ここで, $D_{T,n}$ 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_n は放射線加重係数である, w_n は無次元量なので, 等価線量の単位は吸収線量と同じく J/kg. また特別の名称はシーベルト (Sv) である.</p> <p>X 線透過下または CT ガイド下の IVR [Fluoroscopically or computed tomography guided interventions] X 線透過下また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, 治療を前向き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介入からなる手技で, 通常は局所麻酔及びびく又は鎮静下で行われる (ICRP, 2006b). 一部の IVR では造影装置による三次元 (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, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.</p> <p>組織又は臓器 ($T$) 内の平均吸収線量, D_T [Mean absorbed dose in a tissue or organ (T)] 組織又は臓器 T にわたって平均化された吸収線量 D_T. 次の式で表される: $D_T = \frac{E_T}{m_T}$ <p>ここで, E_T は組織又は臓器 T に付与された平均線エネルギー, 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人が, 患者の支援や介助に自発的に役立つ間に被ばくを受ける被ばく; 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被ばく又は免除された線量による被ばく; (2) すべての医療被ばく; 及び, (3) 通常の地域の自然バックグラウンド放射線. しかしながら, 放射線はどこにでも存在することから, 委員会は, 「職業被ばく」の使用を職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作業若しくは免除された線量による被ばくは, 一般</p> </p>

13

<p>等価線量, 実効線量, 及び実効線量の SI 単位の特別な名称. 単位は J/kg である.</p> <p>スタッフ [Staff] 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 (作業者) (参照) (例えば医師, 看護師, 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マン, 清掃員など) である.</p> <p>放射線の確率的影響 [Stochastic effects of radiation] 発生する効果の確率が, その重篤度ではなく, 閾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] 組織反応が % 発生すると推定される線量 (ICRP, 2007a).</p> <p>組織反応 [Tissue reaction] しきい線量と, 線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる, 細胞集団の傷害, 組織反応は「確率的影響」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) 身体への均一照射の結果生じた健康障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). $\sum w_T = 1$ <p>作業者 [Worker] 雇用主に依り, 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關係する権利と義務を認識しているあらゆる個人. 放射線に關係する医療従事者は職業上被ばくする (ICRP, 2007).</p> <p>1 はじめに</p> <p>• 低線量の IVR は線量が常勤に比べて多数のメトリックをもっている.</p> <p>• 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た改善できることを示唆している.</p> </p>
--

15

<p>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線量の測定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に提供するための実用量はこれまで定義されていない. 体内の放射線防護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, 様々な放射線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求めるプロセス (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混合しようとする管理すること, という表現も相当である.</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, ある適切な深さ d (mm 単位) における軟組織中の線量当量である. 個人線量当量の単位は J/kg. また特別な名称はシーベルト (Sv) である. 特定の点は通常, 個人線量計を装着する部位で与えられている. 実効線量のモニタリングには実用量 $H_p(10)$ を使用し, 皮膚, 手及び足の線量評価には個人線量当量, $H_p(0.07)$ を使用する. 眼の水晶体の線量のモニタリングには, 深さ $d = 3 \text{ mm}$ が適当である. ただし実際には多くの国で, $H_p(3)$ に関する線量計の校正は実施されていないが, 光学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 IVR にも適用される.</p> <p>防護原則 [Principles of protection] 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量に關連したもので, 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關連したもので, 計測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_T) [Radiation weighting factor] 低 LET 放射線 (例えば, 電子エネルギー一付手技 (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>
--

14

- また最近の研究から, インターベンションリスト及び IVR に係るその他の専門職員において, 放射線に關連した眼の水晶体の透過 (前白内障) の発生率が高いことが明らかになっている.
- IVR 専内の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, 職業被ばく線量に關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 総論

- (1) 多くの内科及び外科の専門分野に關する医師は通常, 看護師と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, 放射線画像撮影ガイド下での介入 (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介入の確率が低い, 回復期間が短い, また一部の手術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) 医師のほかには, 多職種が関わる介入を行う者 (放射線科医など) や, 1 つ又は 2 つの臓器内での手術を行う者 (例えば心臓専門医, 消化器専門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介入 (例えば下投動脈硬化治療のための血管内手術など) であり, 現在では徐々に血管外科医や心臓専門医が行うようになっている (Goodney et al., 2009; Harris et al., 2011). 現在米国では, 様々な医療機関において, 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關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クグラウンドが常時装着されていないか, 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なども多々ある. 一部の発展途上国では線量監視システムが適用されていない (Tasapaki et al., 2009). 加えて, 各試験で使用されている線量測定法が多岐に渡っている (Kim et al., 2008). 線量計の使用家や身体などの部位に装着すべきかについて合意が得られていないため, 報告された線量測定結果の比較も困難である. また, あらゆる種類の手術に關する実効線量をこれ一つで十分精度で測定できるというアルゴリズムはない, という事実が, こ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

16

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 (Pundarik et al., 2011; Venkatesam et al., 2011; Ryan et al., 2013b; Apicini et al., 2014; McInnes et al., 2014)。また、X 線 CT 及び PET 画像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 (Pundarik et al., 2011; Bejstet et al., 2016)。IVR 室で PET 及びマルチモダリティイメージングを使用することは、有効な診断部位又は治療部位の精確に役立ち、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、透視と直線の画像取得を組み合わせて行われる。ビームスポットは管電圧及び透過により変化し、管電圧は 50~125 kVp の範囲であり、透過は最大 1 mm の層厚で加わる (NCRP, 2010)。線量及び操作パラメータ (管電圧と管電流、パルス持続時間、及び多くの場合ビームの過なり) は、システムでの自動制御により変えられる (NCRP, 2010)。低線量モードの透視には高い X 線透過率 (高い kVp 及び短い) を用いる (例えば 88~114 kVp、半価層 8~10 mm Al)。一方で画像取得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抽出するため) と高い透過率 (低い管電圧に伴う散乱放射線を抑制するため) により、画像取得のためのスポット照射が達成される (NCRP, 2010)。職業被ばくにも最も関連する、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低く、NCRP, 2010)。SIRT 手技に使用する場合、 β エネルギーは 2.27 MeV であるもの (Miller et al., 2010)、調査からは、個人の職業被ばく線量はこれらと同等であることが示されている (Padovani et al., 2011)。

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契約及び集計結果が得られている (Kim et al., 2008, 2012; ICRP, 2010a; NCRP, 2010)。手技にあたるインターベンショナル放射線は職業被ばくは 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かに可能であるもの (Miller et al., 2010)、調査からは、個人の職業被ばく線量はこれらと同等で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、チーム内でのそれとこれらの機能と役割 (第一インターベンショナル放射線、放射線技師、看護師、麻酔師

et al., 2011; Teuwisse et al., 2011; Joenni et al., 2009)。職業被ばく線量を低減できる、手術的技術的アプローチ及び防護方法が作られてきた (Daily and Templeton, 1999; Paulson et al., 2001; Carlson et al., 2005; Hoang et al., 2011)。

(27) 経カテーテル的大動脈弁閉鎖術又は経カテーテル的大動脈弁植込み手術による職業放射線被ばくは、そのアプローチ (総大動脈又は冠心尖) に応じて異なる。Sharma (2015) 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、最高 0.23 mSv という $H(10)$ 値を認め、(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 眼の水晶体に対する等価線量

(28) (特にきわめて後期に発現する) 何らかの組織反応の結果が複数あり、その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 年陳述を発表した。眼の水晶体について、吸収線量は現在 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は、委員会は現在、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 20 mSv であり、かつ年間 50 mSv を超える年がないこと、と報告している。防護メガネを着用しない場合、眼の水晶体の線量は手術上の制限線量にもなり (Liet al., 2008; Kerr et al., 2012)、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、フナトムを用いた静的実験から、又は頭部において開々のモニターから得られたものである。眼の水晶体の近傍に線量計を置いた試験は僅かである。Liet al. (2008) は 144 件の手技 (主に心臓手術) について、左眼近傍及び右眼の間に熱ルミナール面線量計 (TLD) をおき比較した。眼の水晶体の等価線量中央値は、1 回の手術当たり 23 mSv であり、患者に対する一次ピークのカーマ面線量は 0.4 μ Sv/(Gy \cdot cm²) 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は、委員会は現在、Kirkman (1999) は平均カーマ面線量 0.4 μ Sv/(Gy \cdot cm²) であり、かつ年間の吸収線量を評価した。その結果、1 病院における 1 回の手術における吸収線量は 43 及び 38 μ Gy、アシスタントについては 6 μ Gy であること、また 2 番目の病院におけるそれは 16 及び 14 μ Gy、3 番目の病院におけるそれは 43 及び 38 μ Gy であることを確認した。最初の 2 病院ではインターベンショナル放射線計を用い、3 番目の病院ではオーバービュー型の X 線システムを用い、頭部を患者照射器のビーム入射面においていた。Vanó (2016) はエプロン外装着で測定した線量から、眼の水晶体への線量を導き、適切な手術 1 件当たりの放射線科医の眼の水晶体への線量を、インターベンショナル放射線計と比較し、及び放射線科医が受けた線量とを比較した。その報告からは、放射線科では防護シールドを使用しなかったことから、手技 1 件当たりの放射線科医への線量は、吊り下げ式のシールドを使用したインターベンショナル放射線計が受けた線量の 18.7 倍であったと結論づけられた。

者など)、介入件数、症例の疫学的な詳細及び複雑性、患者集団 (例えば小児患者、肥満患者など)、その他の因子 (インターベンショナル放射線の技術、装置、透視の使用、シネ撮影時間) に応じて異なる。Martin (2009) は文献レビューを行い、年間 500 件の心臓手術の症例数であった場合、一次インターベンショナル放射線の年間実効線量は約 2 mSv になるだろうと推定した。Glasgow 病院の心臓専門医の場合、最大年間線量は 1.2 mSv、 $H(10)$ エプロン内の測定) であった (Martin, 2009)。1 回の手術当たり 1 つの線量計でモニタリングされた作業員は 10 μ Sv を超える。その他の種類の手術によって、単独線量シールドの使用の有無に応じては年間実効線量が 10 mSv にも達すると考えられる。Liet al. (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融合させた年間実効線量は、最大で 11 mSv、平均で 5 mSv であったと報告した。米国の線量測定業者が 2011 年から 2012 年に実施した、月別実効線量 (E) の検討結果を図 2.1 に示す。合計で、2 名の線量計でモニタリングされた作業員からの 102,199 点の観測値 (エプロン内外で 1 点ずつ) と、襟にエプロン外装着した 1 つの線量計でモニタリングされた作業員からの 196,256 点の観測値が得られた。その結果、指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 (Voder and Salusky, 2016)。

(24) Sanchez (2012) は、1467 件の手術を実施した 43 名の作業員について、エプロン内線量の毎月の中央値は、心臓専門医について 0.11 mSv、看護師について 0.01 mSv 未満であることを明らかにした。エプロン外線量は、心臓専門医と看護師についていずれも 0.4 mSv/月であった。著者らは、おそろしく心臓専門医の 50% がその線量計を正しく装着せず、エプロン外線量の読解を忘れることが多かったのではないかと、記述している (Sanchez et al., 2012)。9 種類の手術をドイツの 14 病院で行った 39 名の医師と 9 名のアシスタントに関する多施設共同研究から、医師以上の者での 1 回の手術当りの全身線量中央値は 16 μ Sv であり、1 回の手術当りの局所等価線量は眼の水晶体について 2.8 μ Sv、歯酸について 4.1 μ Sv、一方の足について 44 μ Sv、一方の手について 75 μ Sv であり、中央値はそれぞれ 0.03 mSv であることが確認された (Haustel et al., 2009)。

(25) 第一インターベンショナル放射線と同様、麻酔担当など他のスタッフも重大な被ばくに曝される可能性がある。Kong (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 中のその位置及びビーム線量にも大きく異なることを明らかにした。ビーム照射による、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。患者に近い位置から左側照射することで、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 IVR による職業被ばくに関しては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、眼及び口腔である (Sudaud et al., 2010)。口腔シールドの使用は、特に若い専門医には重要で甲虫眼を著しく防護するものとなる (Sudaud et al., 2010)。平均患者線量は手術の種類に応じて異なるため (Leung et al., 2011)、症例当りの医師の平均実効線量も、予想通り手術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 $H(10)$ について 2~25 mSv であり、その最高値は 1 回の手術当たり 0.4 mSv にも達した (Paulson

(30) 医療従事者の放射線防護の最適化に関する欧州研究において、TLD 測定及びモニタリングによるモニタリングによる職業被ばくが 3 件の心臓手術及び 5 件の IVR について行われた (Vanhavere et al., 2012)。この選択は、年間作業員被ばく量に対する潜在的な影響 (線量被ばく又はカーマ面線量) があるいはその両方の手術に基づいた。術者は、下肢及び頸動脈の萎縮並びに経皮的血管形成術 (PTA) から著しく被ばくした。尿管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、肺動脈又は腹動脈も機能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タラジオ血管造影法 (DSA) 及び PTA による眼の水晶体の等価線量は約 40 μ Sv であり、患者への線量は高かったが、カーマ面線量は比較的低下した。これは、これらの介入において透視のみが用いられためである。これら手術から高い職業被ばく線量が生じる理由は、術者が照射野に近く近いこと、また防護シールド非使用で作業することが多かったためである。眼の平均線量は 40~60 mSv 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ナル放射線医の眼に対する年間等価線量は 50~100 mSv の範囲に入る可能性が示されている (Vanó et al., 2008; Crij-Bjalk et al., 2010; Thomson et al., 2010; Koukora et al., 2011; Joeb et al., 2013; Martin and Magee, 2013; IAEA, 2014b; Principi et al., 2015)。したがって、仕事量の多いインターベンショナル放射線医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、眼の水晶体に与える改正後の線量限度である 20 mSv を容易に超える可能性がある (ICRP, 2012)。

2.3.3 手の等価線量

(32) 末梢部への線量、特に X 線発生装置又は X 線ビーム経路に最も近い医師又はアシスタントの手は、体格での評価結果に比べて著しく高いこと、このことは、手をモニタリングする必要性を示唆し、また一部の低線量の状況では、足では防護シールドを X 線管のかなり下の足のレベルまで伸ばさなければならぬことを示唆している。Felmlee (1991) は Mayo Clinic の 30 症例 (経皮経肺血管造影及び経肺血管造影検査) に関する手作業の線量を、他の 3 試験の結果と比較した。手で測定された最大吸収線量は 5.5 mGy であり、手作業の線量は約 1 mGy であった。引用されたその他の試験は、1 手術当りの手作業量を、0.01 mGy (神経学的介入) から 0.4 mGy (末梢血管造影検査) と報告した。Whitby 及び Mann (2005) は 18 試験を検討し、1 回の手術当りの手作業量を 0.01 mGy~約 2 mGy と報告していた。手の線量は影響する重要な要素は、手作業の種類、使用した X 線装置、術者の専門知識、及び (特に) アクセスマシンの設置がある (即ち患者では大動脈への動脈穿刺が困難である可能性がある) が、それにより高線量となることがある。Sauren (2011) は、経心尖アプローチによる経カテーテル的大動脈弁閉鎖術又は経カテーテル的大動脈弁植込み手術の場合、1 回の手術当りの手の線量は約 2 mSv であったと報告した。1 回の手術当り

の平均等価線量は約 240 μSv であり、手術では約 320 μSv であり、腕の DSA/PFA 手術では約 60 μSv であった。カルディオオーバーテラ除細動器の電流に間に左指に記録された平均線量は 410 μSv であったが、心臓血管造影/血管形成術及びラジオ波焼灼療法についてはそれぞれ 180 μSv 及び 60 μSv であった。(Vanhavere et al., 2012).

(34) Felinice ら (1991) は、 $12\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ の照射野からの様々な距離で散乱測定を行い、フアントム入射点吸収線量率が約 65 $\text{mGy}/\text{分}$ 、射出点の線量率は 0.7 $\text{mGy}/\text{分}$ であることを確認した。側方散乱線の線量率は 0 cm の距離で 0.7 $\text{mGy}/\text{分}$ 、5 cm の距離で 0.35 $\text{mGy}/\text{分}$ 、15 cm の距離で 0.13 $\text{mGy}/\text{分}$ であること、報告された手帳量のばらつきは、以下により説明された。X 線ビームの付近では線量の勾配が大きいこと、手の動きと同期、及び IVR で大腿、経皮的又は内臓腫瘍カテーテル挿入を行うことで医師が患者及び X 線管に対して様々な位置をとることになるが、Whitby and Martin, 2005; Martin, 2009)。オーバーテラ型 X 線装置の場合、一次ビームからの散乱が大きいことで、手の線量が非常に大きくなる傾向もある。

(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 50% mSv に達することがある。

2.3.4 下肢の線量

(36) Artschan ら (2014) はフアントム照射から、腹部手術に使用する造影剤を再現して、さらに患者に実際の介入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、治療の間に防護カーテンをかけた場合でも、最大で 110 mSv という年間下肢線量線量が確認された。この被ばくは防護カーテンと床とのギャップの背中の背骨に起因するものであり、この大きさは治療室の高さに依存する。そのため、比較的高い台を必要とする手術 (例えば尿管の手術) 及び背の高いインターベンションナリスの場合、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 回の手術当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 回の手術当り 0.02~0.5 mSv であることを確認した (Artschan et al., 2014)。OKAMED study 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 選択的閉鎖放射線療法による職業被ばくの特長

(38) SIRT の様々な段階では異なる専門職員が被ばくする：

25

(42) ^{18}F -FDG による指先の線量については、Simez 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り生じる放射線技術者の指先の平均皮膚線量は、223 から 83 $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ (63%) に低減することが示された。また、患者への投与により生じる看護者の指先の平均皮膚線量は、83 から 11 $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ (87%) に低減した。投与された放射線の積曝は 2% であった。

2.4 介入に関与する専門職員に報告されている放射線量

2.4.1 眼の水晶体の損傷

(43) 電離放射線に阻がばくすることで、混濁に至る水晶体の特微的な変化が生じる。そのような混濁の初期段階では視力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篤化が進み、視力障害の傾向に向かう。そのような変化の重篤化は、線量と逆相関している (ICRP, 2012)。一般的な治療作業に伴って、放射線防護ツールを日常的に使用しない場合、インターベンションナリス、その他の医師、及び/又は患者付近で作業するスタッフに対しては高い可能性がある。

(44) インターベンションナリス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。この放射線報告が生じた理由は、最速でない IVR 系を使用したため、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 (Vanó et al., 1998)。2004 年、Haskal は 59 名のインターベンションナリスを対象に X 線に関連した水晶体の変化を検討したバイオロジック試験の結果を発表した。スクリーニング例の 37% に、放射線被ばくによ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、後述水晶体混濁の頻度及び重症度は、年齢及び撮影行為の年数に対応して増加したことを認め、したがって線量-効果関係の可能性が示唆された。

(45) これらの所見が得られた後、IAEA は 2008 年にインターベンションナリスのための「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 (Vanó et al., 2008a,b) と、申告された作業年数、仕事量、透視及びモニタリングの状態、使用した放射線装置、室内の作業者の位置、及び放射線防護ツールの使用に関する情報を組み合わせて推定した。一部、個人モニタリングパケットを利用して、相関の評価に役立った。

(47) 後述下混濁の眼科的検査のため Merriam-Foehr スコアを使用した (Cinaj-Bjelać et al., 2010, 2012; Rehani et al., 2011; Vanó et al., 2010,

27

• ^{90}Y -マイクロスフェアの使用及び校正中には、核医学技術者又は放射性医薬品薬剤師が被ばくする。
 • 肝臓に経カテーテル的に投与する際は、インターベンションナリスオロジスト及びその他のスタッフが増加する。
 • 手術後から患者の退院まで看護師が被ばくする。

(39) SIRT から職業被ばく線量に関しては、ほとんどの論文が発表されている。SIRT 手術による職業被ばくは、比較的線量率をもち X 線及び直線線照射により、特に手に対して、高線量により、注意が不十分である場合に引き起こされる。脚々の患者線量を評価する作業者、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指示を、第 5 節に示す。被ばくデータは、5 mL シリンジと接触したときは 43.5 mSv/MBq 時皮膚表面線量であり、1 cm^2 の表面を 50 μL シリンジで汚染された場合は 1.35 mSv/kg 時である (Kocernik et al., 2012)。

2.3.6 陽電子放射断層造影ガイド下の IVR による職業被ばくの特長

(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術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 検査が行われた患者の線量が評価されている (Chiesa, 1997; Benatar et al., 2000; White et al., 2000; Steierstad et al., 2006; Hucksabone and Dahlborg, 2008; Hippelainen et al., 2008; Nye et al., 2009; Demir et al., 2016)。これらから、 ^{18}F -FDG 注射直後の患者脚部前方の妥当な周辺線量当量率は 1 m で約 0.09 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ 時、30 cm で約 0.37 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ 時を要されることと示された。これらの数値は、計画立及及び前向き作業者線量評価の目的で、所定の時間及び距離に対して正確に合わせることで、特定の測定部位については、より低い線量が測定されている (Quinn et al., 2016)。

(41) PET/CT ガイド下の手術は一般的でない。可能性のあるが、領域の特定の CT だけでは不十分であるとき、これらを行う (Werner et al., 2011; Aperić and Win, 2014)。PET/CT ガイド下の IVR には通常 ^{18}F -FDG が用いられる。Rym らは職業放射線被ばくを定量化し、1 回の手術当りの実効線量中央値 (範囲) が、第一術者について 0.02 (0~0.13) mSv 、看護師及び麻酔師について 0.01 (0~0.05) mSv 、放射線技術者について 0.02 (0~0.05) mSv であることを確認した。術者の末梢部の等価線量中央値 (範囲) は、1 回の手術当り 0.05 (0~0.62) であった。作業者の放射線被ばくは、手術の時間及び室内画像ガイダンス) 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、透視ガイド下の手術による一般的な線量と有意差がない、と述べた。PET/CT ガイド下 IVR による術者の線量線量の重大な決定因子は、患者の近傍にいる時間である。新規の PET/CT インターベンションが開発されたことで、患者付近の線量プロファイルは線々になったと考えられる (Holland et al., 2010; Williamson and Dauer, 2014)。

26

2013)。スクリーニング (0.5, 1.0, 1.5 など) は、それぞれの眼について個別に行なった。RELID 研究の下で総計 8 件の調査が実施された (Bogomaz, 2008; Kuala Lumpur 2009; Monevdevo 2009; Yama 2009; Sofia 2009; Bangkok 2009; Buenos Aires 2010, and Kuala Lumpur 2011)。

(48) RELID 研究の結果から、心カサ業の作業者において、専門職員が放射線防護ツール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。心カサ業の作業者において、専門職員が放射線防護ツール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。(心臓学会の間に) 水晶体損傷検査に自主的に参加したインターベンションナリスの約 40~50% と、技術者又は看護師の 20~40% に、電離放射線の被ばくは由来する損傷に一致する後述下混濁が認められた。インターベンションナリスにおける発症率は、看護師の非被ばく者の 4~5 倍であった (約 40~50% vs 10%)。水晶体の推定線量は、場合によっては、専門職に従事していた全期間を通して数 Gy に到達した。ただし、水晶体混濁が視覚的に支障をきたす自内混濁は、未だ不明である。

(49) 最近行われた RELID 研究では、この研究対象集団においてコントラス敏感度の放射線誘発性の低下は報告されなかったものの (Vanó et al., 2013a)、細粒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敏感度検査を行った。これらの参加者のコントラス敏感度検査から、標準化された基準データと比べてコントラスが顕著に低下していることが示された。線量-水晶体混濁の相関を調べるためには、後向きに、後向きに線量推定が必要である (Vanó 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 の 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ツールの使用は不規則であった。このような結果は、第 5 節の勧告に従った放射線防護の必要性を否定している。

2.4.2 選択的閉鎖放射線療法において報告されている事故

(51) Tosi (2003) らは、モノクロール抗体及び/又はペプチドを用いた放射線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。 ^{90}Y は 150 GBq/mL 以下の濃度で使用されていた。術者が付属の特殊プライヤーを使ってバイアルを持たず、非常に低放射線の鉛ゴム手袋 (0.1 mm の Pb 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、指の紅腫が認められた。フィルムバッチ、TLD 指リング線量計、及び除中放射線量は正常であった。指のその部分の推定線量は 12 Gy であった (0 粒子、バイアルのガラスと手袋による漏洩、及び送ばられた合計操作時間に基づく)。

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たが、一部の脱毛が認められており (Balter, 2001)、Wiper ら (2005) は、数人の上肢の皮下の脱

28

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 麻がみの増加に関する申し立て

(53) 数件の小規模症例研究から、IVRに係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ことは対照的に (Wenzl, 2005; Roguin et al., 2013; Smitlowitz et al., 2013)、米国の放射線科医 (Bermignon de Gonzalez et al., 2016) 及び米国のインターベンショナルリスト (Linnet et al., 2017) における死亡数を比較検討した大規模な疫学研究からは、放射線に関連したがんにより死亡率が増加しているというエビデンスは示されていない。これらの研究には 43,000 名を超える放射線科医、45,000 名を超えるインターベンショナルリスト及び 60,000 名を超える精神科医が含まれた。インターベンショナルリストでは脳腫瘍のリスクが低い (主には脳の悪性新生物による死亡率)。100,000 名を超える米国の放射線科医を対象とした縦断的研究において、脳の専門職業放射線科医は脳腫瘍内腫瘍腫瘍による死亡率と関連してはなかった (Kishina et al., 2017)。透視ガイド下の IVR に従事していると報告した放射線技師について、線量反応関連を示す所見は得られなかった。

2.5 被ばくモニタリングにおける課題

(54) IVR に携わ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。過度に厳格な調査に資しないよう、職業被ばくをモニタリングするための簡便で、容易に実施され、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器からの実効量及び特定の組織の等価量の推定。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量の推定は、胸部又は胸部に装着した線量計から推定する。実効量のモニタリングには、手の線量計の快適な装着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) 簡単な問題ではない。メガネ内の線量計装着のための装置が開発されており、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おり、また日常的にも使用されてはいない。

2.5.1 個人線量計の不正使用や非日常的使用

(56) 調査から、個人線量計が不正に、また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 ISEMR (IAEA, 2014b) の調査から、線量計を常時使用しているインターベンショナルリストは 76% に過ぎず、2 台の線量計を使用しているという報告

2.5.2 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過と同じく変化する状況では、線量評価には大きな不確実性が伴う。一連の保守的仮定をした場合、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、等方、後方-前方) の入射の仮定の下では、人体を数学的に表現したphantomに対する保守的な実効線量の推定値として、個人線量計量、 $H(10)$ が推奨される。不均一な被ばく条件を考慮するため個人線量計量を使用する際は、さらに保守性が導入される。光子エネルギーが最も高い場合に線量計を設置した場合、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線路は第 4 節に示す。また、受胎産物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、標の高さのエプロン外装着の線量計の測定値が、防護メガネを装着しなかったときの眼の水晶体線量を、妥当に示す指標であるが、防護メガネを使用しただけの場合、標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、眼の水晶体の線量計は不確実性が大きく、眼の水晶体の実効線量は線量限度とはほぼ同じかもし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 職業放射線防護システムの IVR への適用

3.1 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、社会的及び経済的悪影響を考慮して線量制限のリスクを合理的に過渡できる程度に減少させることである。IVR に関する専門職目において最も関連する組織反応 (確定的影響) は、眼の水晶体透過及び視力低下は未滿期の脱毛である。

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。すなわち放射線被ばく行為の正当化、防護の最善化、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 に係る専門職員である)。

- さらに、職業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る。防護の最善化、調査レベル、という警告を提示するための指標が必要である。IVR に適切な情報は、調査レベルである。
- 調査レベルは、職業放射線防護に装着されていないかもしれないという警告を示すための、エプロン外装着の線量計の最小線量として選

した者は 45% であることが示された。Sanchez らは (2012)、医師の 50% もがその線量計を装着していないか、低照度で装着していたか、又は間違った身体部に装着したことを示していた。さらに Sanchez ら (2012) は、月ごとの線量計測定値で信頼できると判断されたもの内、33% に過ぎないことを報告した。医師は看護士に比べ、線量計を正しく使用している確率が低かった。米国の線量測定業者が提供した。米国内の33%の線量計データからも同様、多くの測定値に信頼性がないことが明らかになった。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と提案を示すのに必要な情報を、得ることができないと考えらる。

(57) 同様、眼科研究 (RELD study) からの重要な所見も、個人線量計が不定期に使用されていること、並びに、2 台の線量計を使用し 1 台はエプロン外の標の高さに装着して、そこから眼の水晶体の線量を推測できるようなことに、という ICRP の勧告に遵守不良である、というものである。Vanjo ら (2013b) の研究から、個人線量計を使用しているインターベンショナルリストは約 50% に過ぎず、日常的な使用を用いていると報告した者は 30% のみであったことが示された。看護師及び技術者の約 90% は個人線量計の使用を報告しており、日常的な使用を報告した者は約 40% のみであった。使用したとしても、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、これらの装着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 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ていた。

(58) 心臓科で 15 年間の追跡調査を行った後向き研究において、心臓専門医の 20 ~ 30% は日常的にその線量計を使用していないことが認められていた (Nahetal., 2006)。標々は放射線防護研修コースにおいて IAEA が行った調査 (56 カ国を上回る国々の心臓専門医が含まれた) において、インターベンショナルリストの 33 ~ 77% は線量バッチを日常的に使用していたことが示された (IAEA, 2014b)。

(59) エプロン外と内とに装着する 2 名の線量計で同様の測定値が示された場合、その差がランダムに切り替わっている可能性を示している。一部の手技については防護メガネを使用していない場合、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た線量計の一貫した設置を、重視する必要がある。作業者には、何個の線量計を使用すべきか、またそれらの最も効果的な任務と被ばくリスクに応じた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, 2006b) 及びその他の機関 (NCRP, 2010) は、作業者が 2 台の線量計を装着するよ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。

2.5.2.2 モニタリング手続の不遵守が生じることについて、考えられる理由

(60) 個人の累積実効線量が線量限度に近いという印象があり、そのことが、その専門分野の実績と患者の治療を制約するかもしれないと考えられ、また、高いけれどもまだ線量被ばく線量限度内に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こと、線量計の使用を控えることになるかもしれない。

- 作業者が被ばくを申告した後、その作業条件は、被ばくの増加分が 1 mSv を超えないことを確保する。
- 受胎産物に対する線量制限は、必ずしも、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状況を慎重に監視し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、正当化していない。

3.1 放射線防護の原則

3.1.1 全般

(63) 委員会の放射線防護体系は、第 1 に人の健康を防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、社会的及び経済的悪影響を考慮して確率的影響のリスクを合理的に過渡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、防護の最善化及び個人線量限度の適用である (ICRP, 2007a)。正当化及び最適化の原則はあらゆる種類の被ばく (職業、一般公衆、医療) に適用されるが、線量限度の原則は作業者と一般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被験者の医療被ばくには適用されない。

3.1.2 放射線被ばく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悪化させるようならならぬ決定は、彼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、新たな放射線被ばく又は既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十分な個人又は社会的有益性が達成されるべきである (ICRP, 2007a)。医療被ばくにおける正当化の目的は、放射線による被ばく及びその他の被ばくからの放射線による損害を補助的に考慮に入れながら、患者に対し善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に事情の下において最善であるべきであり、善を上回る便益の幅を最大にするべきである」ということを意味している (NCRP, 1993; ICRP, 2007a)。より具体的には、これは、被ばくする人の数、及びその人た

らの個人線量大きさは、すべて、経時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。IVR からの放射線被ばくにおいては、防護の最適化とは、介入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維持することを意味する。これは電離放射線を使用する施設的设计、装置の選択、設定と使用、及び日々の作業手順に適用する必要がある。

3.1.4 線量制限

(66) 線量制限の範囲については、「患者の医療被ばくを除去する計画被ばく状況においては、規制された線量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 において職業的に被ばくする作業員の場合、ICRP が推奨している作業員の線量限度を適用する。計画被ばく状況における作業員の推奨線量限度は *Publication 103* (ICRP, 2007a) で確立されており、ICRP の組織反応に関する記述 (ICRP, 2012) において眼の水晶体の限度値が改訂されている。

(68) 以下の限度値を適用する：

- 全身：実効線量 = 5 年という規定期間の平均値として年間 20 mSv。ただし、各年の実効線量は 50 mSv を超えないこととする。
- 末梢部：手足の等価線量 = 年間 500 mSv。
- 皮膚：等価線量 = 1 cm² の皮膚面積の平均値として年間 500 mSv。ただし被ばく部位を問わない。
- 眼の水晶体：等価線量限界 = 5 年という規定期間の平均値として年間 20 mSv/year。ただし、各年の眼の水晶体の等価線量は 50 mSv を超えないこととする。

(69) 推奨限度の目的は、確率的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) の回避を確保にすることである。

3.1.5 線量拘束値

(70) 防護の最適化における手続線量に境界線を設定することが、最適化に役立つ (ICRP, 2007a)。計画被ばく状況において、そのような境界線は「線量拘束値」と呼ばれ、現在の被ばく分布を考慮しながら、最適化プロセスを効果的に助けることができるよう、計画立案という目的のために導き出される。後に、この「線量拘束値」を超えたことが確認された場合、その事例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られない。したがって線量拘束値は、関連する年線量限度よりも低い。線量拘束値は最適

3.2 区域及び作業場面の分類

(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員をカテゴリに分類できると論じている。また、インターベンショナルラジオロジクス及びインターベンショナルカードジオロジクスはカテゴリ A に入るだろうとも述べている。しかし *Publication 60* (ICRP, 1991) では作業員の分類は支持されておらず、*Publication 103* (ICRP, 2007a) の 184 段落には「委員会は作業員の分類よりも作業場所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、作業場及び作業員の職務、放射線場内での被ばく部位と時間、並びに使用する防護装置による被ばく状況に基づいて分析する必要がある。

3.3 既及び協定

(76) 委員会は、妊娠中の医師及びその他の作業員の管理に関する助言を、*Publication 84* (ICRP, 2000b) に示している。妊娠の初期 (妊娠が申告される前) は、通常の作業員の防護に第一の責任は作業員自身にあり、妊娠が確認された後、でま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, 2000b)。妊娠が申告され雇用主に通知された後、妊娠中の作業員の作業条件は、妊娠の残りの期間中の受胎産物の追加線量が 1 mSv を超えないことを確保するようにすべきである (ICRP, 2000b)。

(77) 妊娠中の作業員に対する不必要な暴露を避ける必要がある。受胎産物への線量への線量限度は、妊娠中の作業員が放射線を取り扱う作業員に避ける必要があるが、また被ばくが指定放射線領域に入るか又はその中で作業するのを防止しなければならないという意味ではない (ICRP, 2000b)。しかし、この制限は、その雇用主が妊娠中の作業員の被ばく条件を調べるべきであることの意味している。特にその作業は、典型的な高い放射線被ばく領域で重大でないものである (ICRP, 2000b)。

(78) 妊娠中又は妊娠の可能性のある作業員の IVR における防護ガイドラインが、IVR 学会 (Society for Interventional Radiology) と欧州心血管 IVR 学会 (Cathodivascular 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。これは、受胎産物に対する放射線リスクのみに基づいて、妊娠中の作業員を産後手技から除外することは、科学的根拠に基づいて正当化できないと述べられている (Blake et al., 2006; Best et al., 2011; Dauer et al., 2015)。

4 個人モニタリング及び線量評価

- 個人モニタリング装置の必要性は、作業場及び作業員の線量、放射線場内での被ばく部位と時間、並びに使用する防護装置の最適化に基づいて分析する必要がある。

化のプロセスで前もって確立され、またこれは線量に関連して、スタッフが複数の施設で作業している際は、線量限度及び拘束値は各施設で受ける個人の線量の総和と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) 年線量限度又は拘束値を超えた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 ヶ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 (標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検出できる。

(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いかといった警告となり、現在の放射線防護の検査が必要となる。線量測定値の増加は、調査が顕著に増えたと、又は 1 回の手技当たりの線量が増加している可能性がある (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た可能性がある) が原因である場合がある。

(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、手又は末梢部の線量で 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場合、それに応じて調査レベルを下げる必要がある。インターベンショナルカードジオロジクスには、標の線量計の測定値を用いた毎月 2 mSv という調査レベルが提案されている [Dunn et al., 2013, 太平洋心臓介入放射線学会 (Pacific Society of Interventional Cardiology)、欧州経皮的冠動脈形成外科学会 (European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions)、南米インターベンショナルカードジオロジクス学会 (Latin American Society of Interventional Cardiology) 及び米国心臓血管造影検査インターベンション学会 (Society for Cardiovascular Angiography and Interventions) による承認を得ている]。

(74) 月別線量に関する調査レベルは、年間に当てはめるとき、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ぬ。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; Sanchez 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を確立し、それにより、線量計装着の手順に遵守不良であった可能性について警告を発することで、後立つ可能性がある。

- 専門職員がその線量計を正確に装着することは不可欠である。
- 2 台の線量計を装着し、1 台はエプロンで遮蔽し (エプロン内)、もう 1 台は標の高さで遮蔽しない (エプロン外) ことで、実効線量を最も正確に測定できる。エプロン内の線量計装着により、このエプロンが正しく着用されていたことを確認し、またその装着状況がエプロン内の線量を低く維持す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、眼の水晶体の線量を測定することもできる。
- 高い線量と非常に強い線量の両方の測定値が示された場合、線量計の既使用又は装着の失敗を示している可能性がある。
- 個人線量計には、使用者が自身の線量計とモの期待される位置を確認できる手段も、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。各施設の個人線量計を入手し、完全な線量記録を保持する必要がある。
- 最適なモニタリング、教育目的、手技ごとの線量の特別な試験、及び手技の特定の側面について、補助型電子個人線量計が有用であることが証明されている。
- 電子個人線量計及びエリイモニタリングの校正及び信頼性の維持には、高線量準のハルスマードをはじめとして、IVR を代表する放射線場を含む必要がある。
- 環境モニター (ヒューム上など) は、散乱放射線場の連続的な評価のため、個人線量計のパックアップのため、個人線量計装着不遵守の発見のため、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の推定に役立てるために有用である。
- 関連研究の総括においてモンテカルロ計算を測定値と組み合わせて研究が多数行われているが、高線量の手法については、眼の水晶体の線量を含め職業被ばく線量を評価するための手法を、改善して確立する必要がある。
- これらの手法は、個人線量計の目撃者から使用の監視に充ちる。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なければならない。

4.1 個人被ばくのモニタリング

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裏証するため、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

センサーが来るようにしたブ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 チップを巻くこと、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 (Bisktel, 2011)。その他、メガネの内面に線量計を取り付けようとする、頭部に巻く形の装置も使用されている (IRSN, 2014)。いずれの場合も、眼の付近におかれる線量計は装着者の視界を妨げなければならない。メガネの後ろに線量計を取り付けることは、1 台はエプロン外、1 台はエプロン内、1 台はエプロン外、そしてもう 1 台は眼用線量計という 3 台の線量計を使用することを意味している。3 台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、短期間の眼用線量計の使用は重要ではない。メガネを実際に装着し、第一インテンダーベンションリストが吊り下ろされた場合、眼用線量計の必要性は重要ではないが、シールド及び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。メガネをいっそう装着すべきか、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、使用者が自身の線量計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、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し、誤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、ラックと線量計を恒久的に特定することなどがある。

4.2.9 装着部位

(98) 特に線量計の形状が適切な位置場所を伝えないような場合、視覚的に重要な要素により意図する装着部位が特定される必要がある。また視覚的な要素を、正しい位置に線量計をおくことと役立たせる必要がある。非実効線量の評価に 2 台の線量計を (1 台はエプロン外、もう 1 台はエプロン内) に使用する場合は、術者はエプロン外とエプロン内用の線量計を取り違える、報告される線量が 2 個の平均値に近似的に一致することがある。このような非一貫性の結果、報告される実効線量が薄くなり、術者を失望させ、両方又は一方の線量計さえも使えなくなる可能性がある。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が保証できる。適切な行為を改善するため、線量計をどこに配置するかを示すアイコンや画像、色とラベルを組み合わせて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読み取るために利用できるスペースが限られているため、手又は指の線量計のラベルは難しい。左右の区別には色を変えることが有効な方法である。末梢部線量計を両手両足に装着すること、手又は指の線量計を使用することが一般的な方法であり、X 線ビームに最も近い手におく。これは通常、左手の指で両手

41

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 台の線量計の $H_A(10)$ 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結合される：

$$E = \alpha H_1 + \beta H_2$$

ここで E は実効線量、 H_1 及び H_2 は個人線量当量、 $H_A(10)$ である。 H_A は脚部又は脚部のエプロン内の測定値であり、 H_0 はエプロン外で通常は標で測定される。 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 の対には毎年、多数の装置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 の対がこれと比べ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っていないこと、また 2 台の線量計を間違いない装着を促す手段がないことから、実効線量の測定値は信頼できず、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 台の線量計を装着し、7 カ国ではエプロン内に 1 台の線量計を装着することか報告され、2 台 (エプロン内外) を装着していたのは 1 カ国であった (Järvenpää et al., 2008)。一部の国では現場機からの報告がなく、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 Järvenpää (2008) は、2 台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 台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_0 の補正的に入手した Randø-Alberson フォントム上の複数の線量計の測定値から導かれた。実験とモンテカルロ計算のために、フォントムに幾何学的に 0.35 mm 厚の鉛で覆われ、別線量も取り付けた。 α と β の対の対角に適切な推定値を求めたための特定の基準は、一般的に照射ジオメトリ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大評価されないこと、しかも過大評価がわずかであることとした。

(106) CONRAD study から、考えられるすべてのジオメトリ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。検討したすべての 2 台線量計アルゴリズムは、適切な推定値を判断するための特定の基準に對し、2 つが比較的近かったことが確認された。Swiss Ordinance (2008) 及び McEwan (2000) により α と β の対のセットが提示されており、これを表 4.1 に示す。より最近では Publication 109 (ICRP, 2007a) から、実効線量に對して加重係数に基づいた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 (例えば 15 mSv) に近いときは、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 (Järvenpää et al., 2008)。

43

(Martin, 2009)。

4.2.10 能動型個人線量計の校正

(99) European ORAMED プロジェクトにおいて、Chairand ら (2011) 及び Sánchez ら (2014) は、能動型個人線量計 (APD) の反応に対する線量率の影響及びバルス率と精度及びバルス率の APD (バ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、これを自身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バルスモードでの試験も含める (Chirionti 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

4.3.1.1 比較的一般に、比較的一般に全身被ばくの場合、個人線量当量、 $H_A(10)$ に對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る場合に限る。放射線防護の目的では十分な精度と精度をもつ (ICRP, 2007a)。しかし IVR においては、身体の一部は防護されていないが、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 台の線量計の測定値は、エプロンで防護された体の他の線量計の測定値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 台の線量計の測定値は、防護されていない身体部位 (例えば、セグメントを介して被ばくする頭部、頸部、肘やその他の胸部内臓器など) 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; Siskonen 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、 $H_A(10)$ 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。

4.3.1.2 1 台の線量計によるアプローチの考慮

(101) Publication 85 (ICRP, 2000b) では、実効線量を適切に推定するためには、1 台はエプロン外に、1 台はエプロン内という 2 台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委員会 (NCRP, 2010) も、2 台線量計法を勧告している。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態を (脚部又は脚部の防護エ

42

4.3.1.2 1 台の線量計によるアプローチの考慮

(108) 一部の装置は、2 台の線量計の採用について議論を唱えている (Kuipers et al., 2008; Martin, 2012)。また、インターベンションアルゴリズムに対する線量評価に、エプロン外に 1 台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 (Strandén et al., 2008)。複数の研究から、2 台と 1 台 (エプロン外) による線量測定アルゴリズムの精度に、有意差はないと結論付けられている (Schultz and Zoetelief, 2006; Järvenpää et al., 2008; Kuipers and Velders, 2009)。2 台の線量計アプローチは原則として真度が高いものの、これには以下のような複数の欠点がある。著者は論じている：(1) 組み合わせアルゴリズムに関する国際的なコンセンサスが得られていないため、実効線量の比較は解釈が困難である。(2) 臨床医が 2 台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 台の線量計ではコストが高くなる。実験、インターベンション医師は、エプロンで遮蔽された体内の放射線感受性臓器が受ける線量が分かる。しかし、エプロン外装着の線量計の被ばくは、エプロン外装着の線量計の 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 台目の装着を忘れたり、1 台目の装着を忘れることがある。

(109) 加えて被ばくジオメトリは変わりやすく、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、実効線量を評価する際に高い精度を達成することは不可能である。線量がそれぞれ別の線量計で大きく異なることは、容易に実現され、線量を妥当に表示するという目的を果たす実効的な線量計制御系が、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 台の線量計から、エプロンで遮蔽された体内の放射線感受性臓器が受ける線量が分かる。しかし、エプロン外線量計の別個測定値は抽出レベルを下回ることが多いことから、この手法の精度は低い点での面限られる。(111) Martin (2012) は、エプロン外の襟に付けた 1 台の線量計を用いた、実際の介入アプローチを提案し、情報提供という点での面限られる。より短期間の場合、これを確立すべきに設定された線量を超えた場合のみ、2 台目の線量計を装着する必要がある。襟の線量計の測定値を、防護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) エプロン外の襟の線量計から得られた $H_A(10)$ と、モンテカルロシミュレーション又は人体形状ファンタムの TLD 測定値から求められた実効線量の関係に関する研究から、エプロンを着用した場合は実効線量係数は 0.011~0.18 であり、エプロンと中核線量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 Waage, 2013)。Martin と Waage (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、妥当な実効線量 (E) は、以下のような簡易な相関式から得られることを提案している。 $E = 0.1H_A$

44

レンズを 6 cm² から 30 cm² に大きくし、DRF はサイズに比例した。また彼らは、0.5 mm の Pb と大きいサイズのメタゲン (レンズ 1 枚当たり 27 cm² 以上) によって、相当かつ有効な防護が達成されると結論付けた。

(131) 高い DRF が適用と考えている画版では、実用画版における一次 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、包括的な評価を行い、これらの測定値を完全に記録するべきである。ISEMIR は、鉛メタゲン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訂し、策定することを勧告している (IAEA, 2014b)。

4.3.3 手の線量測定に関する評価

(132) 皮膚の線量限度は、大半の被ばく側面で 1 cm² の平均値として適用される。したがって手の大半の被ばく側面にも適用される。インターベンションナリスの位置は、線量推定に重要な 1 要素である。

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

(134) 手の線量を評価するための適切な線量測定は、実用画版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、手首線量計による測定される線量であるが、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、特別な問題がある。CT スキャナから一次ビームからは、数センチメートル以内の何百 uGy 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、もし術者の手が監視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 (Buis et al., 2003; Sudalet 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る。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、術者の手のような場合、CT 透視に対する非線量モニタリングには意味がなく、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入る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。

現在の線量制御体系よりも高い精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視に役立ち、また、追加的な防護 (防護メタゲンなど) の必要性の評価に役立つと考えられる。(眼の線量を含まない) 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総合的アプローチにおいて管理されるべきである。スタッフの防護策は施設設備を測定してはならず、また患者の被ばくを高めるべきではない。
- 室内の全スタッフは防護エプロンを着用するべきである。インターベンションナリスは可能であれば天井吊り下げ式のスクリーン、窓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。看護師や病棟医など、患者のそばにい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頸頸部の線量を 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むべきである。
- 窓台上から鉛カーテンが吊り下げられているときでも、特に窓台上の比較的高い位置をと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、^{99m}Tc 放射能を含有する全メタゲン、全線源、及び投与の準備及び機器の箱込みに用いる使い捨てのアイアムは、ビシセ番号で取り扱われ、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。高エネルギーのペーパーシールド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。
- 防護メタゲンを着用する際、眼の被ばくは、インターベンションナリス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、眼の輪郭とアイアムの近さといった全てが、もたらされる防護の強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。しかし同時に、実用画版、IVR、及び IVR 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。

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代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 選択的内部放射線測定における被ばくの評価

(138) SIRT の IVR は線量計を用いるときの未解決の問題は、スタッフの指の線量測定である。TLD 指リング線量計を、放射線源に近しい手の人さし指に装着するべきである。β 線源と皮膚との距離は非常に短く、それと同等に線量勾配が大きいことから、線量は通小指線量に等しい可能性がある。Rimpler と Baith (2007) は指先の同位体線量 $H_p(0.07)$ 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 尿及び母乳の被ばくの評価

(139) 透視手術を行う。又はこれをサポートする任務中の作業系については、通常、受胎産物の線量を、放射線防護服を着用した母親の腹部のウエストベルトに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 (Dauser et al., 2015)。これは、母体の腹壁と子宮間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 名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 か月間における受胎産物の等価線量は過度未満になると思われる。線量計は毎月評価するべきである。迅速なデータアプロードのためには、電子線量計を使用することができ (Baier and Lamont, 2002)。

4.3.7 リアルタイムモニタリングのための線量計算法

(140) Buhl ら (2013) は、加速モニタリングコード、詳細な解剖学的ファンダム、及び陰影密度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及びそれに関する、正確なリアルタイムの線量推定値を、

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) 患者の被ばくを低減し、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、画像取得フレームの数を 1 回のラングンタリの画像数を減らす、低めの線量モードの透視と取得、ハルス周波数を下げる、ラストイメージホールド画像とイメージベースの画像を平滑化処理 (image-loop) の使用、患者の近くに受検器をおく、必要な撮像視野に照準を合わせる。該当する場合には傾きの大きい大きな傾斜照射及びウエッジ減速器は慎重に使用する。小児の手技では散乱 X 線法用リットを外す。

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：防護エプロンと襟、吊り下げ式のシールド、防護メタゲン、電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 線管側よりも受検器側よりも高い。

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) イメージングシステムで拡大することで、患者の照射体積における線量は増加するが、照射体のサイズは縮小する。したがって散乱放射線防護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、自動制御制御センサーの設計上、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ングシステムを用いた場合よりもおぼろげに低くなる。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) 線源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でどのように影響するかは、ガントリの側面固定の範囲と、インターベンションナリスの位置に対する X 線源の位置によって異なる。患者の照射体積に対して、X 線管がインターベンションナリス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, Koukourou et al., 2011, Vanhaver et al., 2012, Jacob et al., 2013, ICRP, 2013a, b, Vah6 et al., 2015)。加えて、IVRでは多くの場合、カテーテルや他の装置を操作するためにインターベンショナルリストが患者の近くに留まる必要がある。サポーターと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戻って散乱する放射線があることから、患者周辺では線量率が比較的低い。もしX線管が治療台の下面にある場合、この配置ではスタッフに向かう散乱放射線は患者の体を通して照射され、それによって減衰するため、インターベンショナルリストの頭部、上半身及び手の線量は以下の理由により著しく低減することになる(図5.1)。したがって、大半の手術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方向から離れているとき、治療台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に接することになる。一方で、向こう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, Whiby and Martin, 2003, Schueler et al., 2006, Morris and Goldstone, 2008)。X線管の角度を大きくすると、治療台のこの側の線量率の比率は増大する。X線ビームが垂直方向から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向こう側の2倍となり、角度を30度以上上げると線量率は向こう側の5倍になると考えられる。したがって、IVRを行っているとき、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、斜め照射及び側面照射についてはX線管の近くの領域にはいないようにする。

(148) 体幹の検査のため、X線管の角度を側方に向けて大きくするとき、X線は組織の深部を通過することにもなる。このとき、十分な面体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にX線管を移動させることが重要であり、大きいガントリの角度の使用は控えるべきである。

5.3 身体の防護

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量は、手術の複雑性、患者のサイズ、X線装置で利用できる操作モード、及び術者の技術により決定される(Vah6 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、それら自身を防護するために不可欠である。(2009b)。

れない(Christodoulou et al., 2003)。背骨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「鉛フリー」エプロンのX線透過量は、様々なX線エネルギーレベルについて、奇効エプロンのX線透過と異なっている。

(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)。光子エネルギーがX線管全体で減衰が大きく変動し、画像診断の範囲では変動が最も大きいことから、詳細な値を書き加えないことからは、誤解を招く可能性がある(Finerty and Brennan, 2005, Schiatt 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、散乱放射線を用いてフロードビームの形状での試験ではなく、一次放射線を用いてナロービームの形状で、防護服の透過を試験しているかもしれない。1試験から、これらのエプロンはそのラベルと製造業者による説明書に示されているよりも、低い鉛当量を示されている(Christodoulou et al., 2009)。鉛フリーのX線防護服を使用している使用者と患者は、無意識のうち、おおよそ想定されている線量よりも高い線量に接している可能性がある。

(156) 衣服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、その服を使用する状況に反映するために様々な線量で行った測定を併記する必要がある。Jones及びWagner(2013)は、単一の線量の減衰又は鉛当量の測定は不十分であると結論し、防護服の防護値の規格は、それが使用されるであろう線量の範囲全体で得られるべきと示唆している。さらに、またこれらの規格はエネルギーにより比較的低いエネルギーで測定された。さらに彼らは、選択すべき4つの標準的な線量を提案していた。また、その防護服を通した透過を、臨床で使用されるように服の厚さを、これらの線量について測定すべきであること、さらに、この4つの線量に関して、仕事量の分布によって防護指数を積み重ねなければならないことを提案していた(Jones and Wagner, 2013)。(157) 使用者は、特定の防護服について鉛当量のラベリングを明確にする必要がある。例えば、ある製造業者が0.35 mm Pbと記載していた場合、これはその防護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の線量になると間違って考えられるかもしれない。

5.3.2 エプロンの重量の減少ポイント

(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ポイントによって達成することができ(Klein et al., 2009)。ある製造業者はこれを「無鉛放射線防護装置」と呼んでいる。これは独立した床据付型フレーム(Dez, 2000)によって、又は天板から吊り下げることによって(Swage et al., 2009)行われた。これにより、手術室の床から吊り下げられたフレーム上を移動する。床から吊り下げられたフレーム上を移動する。

(150) 多数の専門学会、放射線防護機関、及びその他の組織が、使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; Hites 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介入スタッフは、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)。これらは放射線防護から体幹を防護するが、頭、腕、手及び下腿を、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察する必要がある。エプロンの鉛当量及びそれによる減衰は、スタッフの線量の線量率を減らし、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、最適化において考察する必要がある。

(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が重要であることが多い(Denney et al., 2007)。術者がエプロンのフィットを測ることで、胸や食道などの胸部内臓器は、より高いレベルの被ばくを受けやすくなる可能性がある(Franken, 2002)。このことは、女性の乳房の線量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が推奨されている(Guerson et al., 2013)。

5.3.3 軽量エプロン

(153) 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、これらには特定の考察が必要である(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、背骨損傷のリスクを最小にするために人間工学的危険(ergonomic hazards)の低減を目指したものもある。ベストとベス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ところから背骨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重い原子番号の元素からなる複合素材も二重層の軽量エプロンもある。これら代替素材は、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衰を得ることができ、これらのエプロンは、70~80 kVの管電圧からの散乱X線の減衰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。

5.4 甲状腺の防護

(159) エプロンは頸部を防護する際を着用しないとき、無防護の甲状腺(若者では放射線の影響を受けやすい)の線量は放射線量の2倍になることもある(Nickson et al., 1993; Matus and Claycamp, 1997; Theocharopoulos et al., 2006; Siskonen et al., 2007, 2008; Martin, 2009)。しかし、Publication 103 (ICRP, 2007a)のデータに基づいて図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(NAN NRC, 2006; NCRP, 2010)。NCRP(2010)では、若い作業員、及び襟の高さの(濃縮されている)個人線量計の測定値が1ヵ月以内に4 mSv (H_{eq}) [10]を超える全ての者には、甲状腺腫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 Axtell, 2004)。

(160) モンテカルシミュレーション(Marshall et al., 1992)から、0.5 mmの鉛を含む防護服により甲状腺の等価線量は12分の1に低下し、0.35 mmの鉛を含む構想により7分の1に低下することが明らかになっている。しかし、甲状腺腫が頸部にきつて付いているときは不十分であることがある。これに対するため、着用することが多い、襟が喉頭周囲の高さまで下がった場合、甲状腺の上約10 mmは防護されていなければならない。また、2つの鉛の厚さについて防護係数はそれぞれ6及び5まで低減する。このような計算は、患者の頸部をシミュレートした人体形状モデルから得られた測定値(これからは検査6と示されている)と広く一致している(Marx and Balter, 1995)。したがって、実地臨床においての着用により得られる等価線量の全体的な低下は、5分の1から10分の1である。

(161) インターベンショナルラジオロジー及びインターベンショナルカードiologyの等価線量は12分の1に低下し、術者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-アーム透過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下がり、手術室における防護具の利用は多くは場合限られている。使用する手法の準備にはリスク評価が必要であり、さらに、スタッフは甲状腺腫及び防護エプロンを使用すべきかを判断する必要がある(Vah6 et al., 2016)。

(162) 大半の整形外科医は大きいオープンフレーム型X線システムの設定で、X線管を使用する必要があるかもしれない。腰や肩を下り下げた鉛コートン及び吊り下げ式のフレームは利用でき、手術室の床に設置することも可能である。しかし、患者の床面に鉛が降りてくる可能性がある。鉛コートンと鉛コートンが甲状腺腫及び防護エプロンを使用すべきかを判断する必要がある(Vah6 et al., 2016)。

(163) 患者の身体の輪郭に密着できるように切り抜かれている、独立型の調節可能なオープンフレーム型のフレームは、インターベンショナルリストを適切に防護できるかもしれないが、IVRのスタッフはそれが入入していることを見つけて、女にも避けるべきである。必要なら、手術の時間を延長し、患者とスタッフの線量を増加させるようなものは、女にも避けるべきである。

(205) SIRT の後、患者には経過観察、総合的な看護及び処置が必要である。多くの施設においては患者は核医学部門の個室に移られるが、スタッフ、放射師及びその患者の放射線被ばくは比較的低い。143 件の SIRT 手技 (124 件は閉鎖マイクログラフセラピー、19 件はガラスマイクログラフセラピー) を検討した McCunn ら (2012) は、1 m の距離における平均等価線量率は閉鎖マイクログラフセラピーで 1.1 µSv/時、ガラスマイクログラフセラピーで 2.4 µSv/時であることを明らかにした。2 Cq 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 防護服の取扱い、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。防護服の購入、検査及び補正を行えるよう、十分な資源が必要である。防護エアロソールは、折りたたむと防護用の基地に集約が入ることがあるため、折りたたんだらなくてはならない。防護エアロソールは毎回の使用前に、破損又は不具合、おなじみ、異常な点がないかを目視して確認する。

(207) 防護服の受領時には、防護材料について甲からの不具合がないか 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。Clematis 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エビデンスを示すことができ、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と比較に用いることもできる。防護エアロソールについては、実際の滅菌個々に大きな変化があることから、標準化された受入検査法が必要である (CRCPD, 2001; Christodoulou et al., 2003; Finerty and Brehman, 2005)。鉛フリーの防護エアロソールに関しては、透過測定に幅広い X 線ビームを使用するべきである。また、Pascak らが提案しているように (2015)、エアロソールを着用する施設で実施される介入に伴う照射線量で認められたもの (例えば散乱 X 線スペクトルなど) と、類似した X 線スペクトルを含むべきである。

(208) 防護服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 (Vahö et al., 2016)。

5.10 教育及び研修

(209) IVR に係るスタッフは、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、並びに吊り下げ式のシールド、鉛メガネ、遮光カーテン、ドレードレインコート、遮光カーテン、遮光カーテン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、継続教育を通じた維持と更新、技術の進歩との調和によって習得されるはずである。

場合は、他の雇用主と情報を共有するための手配。

(216) 適切な放射線検査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従って復元し、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線量調査の準備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、眼及び手の被ばくモニタリング、並びに作業場のモニタリングを含める。定期的、中核シールド及び鉛メガネといった個人防護具、並びに吊り下げ式のシールドと覆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ドする必要がある。

(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記録を記録し、その情報を規則当初が報告している期間、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。手順書では、可能な限り及び介入の成功との適合性の範囲内で、防護具着用の要件及び指示を示すべきである。これには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、防護メガネの着用と監視及び記録も含める。これは、滅菌を考慮するため DRF を線量測定装置に適用する場合、特にである。

(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、確立した期間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、受入検査及び試験、放射線装置の徹底した特異評価、空気カーテン・面頬線量計の校正、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 節に見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、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服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介入の臨床転帰を損なってはならず、また患者の被ばくを低減してはならない。したがって

(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には、放射線防護の最高レベルの研修を受ける必要がある。これは、彼らがインターベンション放射線治療に携わるその他の医療従事者の他の医師として、さらに大きな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係を踏まえ、職業放射線防護を担当する職員、規則当局、線量測定業者のスタッフ、及び供給業者からの臨床応用の専門家は、全般的な放射線防護の知識のみならず、IVR における医師の運用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、ハルス放射線を含め、線量及び散乱放射線の背景知識を揃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、標準及び規制の中の要件として確立する。職業被ばくは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よ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。健康調査の結果。放射線防護に関する初期並びに定期的な教育及び研修。リフレクシオメータース。防護メガネを着用し、防護に関する測定値を補正する場合は、個々のインターベンションリストが鉛メガネとその眼用線量計の両方を装着していたことを実証するため、その記録を保管する必要がある。雇用主はスタッフに対し、それ自身の職業被ばくの記録を閲覧できるようにしなければならぬ。

(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、及び異常被ばくは比較と調査に役立つ。

5.12 品質保証システムの必要性

(214) 組織により包括的な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的とする必要がある (ICRP, 2007; IAEA, 2014a)。計画被ばく状況に関する委員会を設立し、放射線の使用に係るスタッフを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) 独立監視を含む、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) 以下のこととを保証するため、IVR に係るスタッフが採用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：放射線防護に関する教育と研修、それらの過半数の線量計測の歴史を入手し、評価するための手配、採用前の健康調査、スタッフが発見の場所や働く

職業放射線防護は、患者の防護と合わせた総合的アプローチの中で管理する必要がある。IVR における放射線防護に責任を負う病院スタッフは、これらの手技に精通している必要がある。

6.2 個人被ばくモニタリング

(223) IVR における職業被ばくモニタリングには、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有効線量の評価を含めるのみならず、エアロソールで防護されていない眼の水晶体や末端部などの臓器が受けるであろう線量も含める。最近の研究から、インターベンション放射線治療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 台はエアロソールで遮蔽し (エアロソール外にする)、1 台は襟でエアロソール外にする、2 台の線量計を用いるべきと勧告している。これは、入手できる最も適切な有効線量の推定値が得られるのみならず、眼の水晶体及び頸部への線量を示すものであり、また、防護エアロソール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、指紋的な要素も整えるべきである。2 つの測定値の一貫した維持を行うことで、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する。

(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、防護措置の結果を評価する。最適化の影響は、職業被ばく線量の低減を通じて時間を通じて現れてくる。APD は最適化の目的は、手技の種類の又は手技の特定の箇所の放射線被ばくの試験、及び教育目的の型式試験手順並びに校正には、IVR で運用する代表する放射線装置を含めるべきである。これには高線量車のハルスモードでの試験も含める。

(229) 委員会は適切な線量計を常に着用すること、手技により期定される正しい位置に置くこと、しかも手技との遵守に関する監視を実施することを勧告している。加えて、放射線被ばく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ことのために、職業線量計が有用である。職業線量計は、特に遮蔽されていない眼の水晶体の線量など、職業被ばくは適切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-アームなど) の線量線量計の測定値を比較することは、個人線量計の異常手順の不適切な使用のために発生し得ることを考慮する必要がある。

(230) 委員会は適切な線量計を常に着用すること、手技により期定される正しい位置に置くこと、しかも手技との遵守に関する監視を実施することを勧告している。加えて、放射線被ばく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ことのために、職業線量計が有用である。職業線量計は、特に遮蔽されていない眼の水晶体の線量など、職業被ばくは適切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-アームなど) の線量線量計の測定値を比較することは、個人線量計の異常手順の不適切な使用のために発生し得ることを考慮する必要がある。

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、作業関係の検閲が必要となる、測定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線量計の測定値について低線量の測定レベルを用い、これらの線量計の測定値が予想値を下回った場合、線量計を一貫して適切に装着していたか否かを検閲を始めることができる。

(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 $H_{\text{eff}}(0.07)$ は $H_{\text{eff}}(3)$ の概算として用いることができる。 $H_{\text{eff}}(10)$ 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、又は X 線ビーム内に直接入ってさえないとき、手前線量計は実際の手の線量を表すことができず、手前線量計は X 線ビーム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。

(233) 防護エプロン又は検査台吊り下げ式のカーテン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。

(234) 限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、研究努力を進める必要がある。

(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強度

(236) 患者防護のための措置は通常、同様の割合でスタッフも防護する。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：防護エプロンと襟、吊り下げ式のシールドと鉛メガネ、検査台吊り下げ式の鉛カーテン、患者から後にながって距離をとる、X 線管側よりも受像器側より近い。

(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。光子エネルギースペクトル全体で光子の減衰は大きく変動し、画像陰影で生じる変動が最も大きいことから、「相当量」に関するのみ減衰特性を評価することは、誤解を招くおそれがある。減衰係数は、服を使用した条件を反映するため、減衰を測定するために使用する線量に関する情報と合わせて、さらに線々な線量で得られた測定値を重み付けして相定するべきである。

(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レベルの水晶体に受けることになり、それによって長期間には水晶体混濁が生じ得る。インターベンションリストは作業中出来る限り、天井吊り下げ式のシールドを適用するべきである。これら

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、インターベンションリストの頭部の周辺組織から後方散乱した放射線によるものである。加えて、通常の間はインターベンションリストは通常画像モニターを見ていることから、眼の水晶体は側面及び側面レンズ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、着用者の目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 線ビームと患者の身体組織に近いインターベンションリストの手は、より高い線量を受ける。多数の手袋において、天井吊り下げ式のシールドの下端に取り付けられた鉛カーテンのほか、患者にドレープ及びバンドを適用することも、術者の手の防護に有効かもしれない。そのようなドレープには、そこからカーテンを挿入できる目当てが付いていることがある。

(241) 検査台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、治療台が比較的低い位置にあるとき特に当てはまる。インターベンションリストは、シネ又は DSA の撮影中は可能な限り、また自動注入器による造影剤注入中にも、治療台から後にながして下がるべきである。

(242) 限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、その限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) 妊娠が初期（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。妊娠中の作業者の作業条件は、例えば妊娠の残りの期間中の受胎産物の追加線量がおおよそ 1 mSv を超えないようにすべきである。

(244) 妊娠中の作業者に与える不必要な差別は避けるべきである。現在得られているデータは、妊娠中のインターベンションリスト又はその他の作業者を、IVR 室内の手術から自動的に除外することを、正当化していない。

(245) 個人線量計を 2 台使用する際は、受胎産物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量 $H_{\text{eff}}(10)$ が 0.2 mSv/月未満を示した場合、受胎産物の等価線量は線量限度を下回ると考えられる。

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、健康調査の結果、放射線防護の教育と研修（リフレッシュを含む）、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、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。

付属書 A 放射線防護のための生物学的基準のまとめ

(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準は 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、線量が特定の閾値を超えたときにのみ臨時的に認められる。この閾値の大きさは、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体積、及び対象とする臨床効果により異なる。線量が閾値を超えて増加すると、こ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表れる）、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 69*（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、透視ガイド下の介入が複雑で、透視時間が長く取得画像数が多いときに生じうる。

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、まだ複製をもつ形成能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ることがあり、必ずしも放射線とは関係しない他の薬物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（体細胞影響）。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のみこれが生じうる。この初期損傷が性腺細胞の生熟細胞に及んだ場合、遺伝的影響が生じることがある。

6.5 防護服の保管及び品質管理

(246) 防護服の購入、検査及び補充を円滑にするよう、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、折りたたむてはならない。防護エプロンは毎回の使用前に、破損又は不具合、ねじれ、異常な高くないかを見直して確認する。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 に従わなければならないスタッフには、品質保証プログラムの適用に関し、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、防護方法及び防護服を含める。

(251) 患者の防護と IVR に従わなければならないスタッフの間には緊密な関係があることから、職業放射線防護を担当する職員、線量測定業者のスタッフ、供給業者の臨床応用の専門家及び規制当局には、一般的な放射線防護の知識のみならず、IVR における治療行為及び使用する 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、彼らがインターベンションリスト及び介入に係わるその他の医療従事者の講師として、さらに大きく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（例えば線量、散乱放射線場、ハルス放射線など）、及び異常線量線の測定において使用者と協力するために、実地臨床の背景知識を備えている必要がある。

(A4) 確率的影響の場合、放射線防護の目的では単純な直線閾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、こ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。高い線量であっても、確定的影響（組織反応）の閾値に近いときはこの確率はより穏やかに上昇し、細胞傷害の総合的な影響により、低下し始めることがある。これらの体細胞と遺伝的双方の影響は、「確率的」と呼ばれる。

(A5) 体細胞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。公衆の構成員に関しては、約 100 mGy 又はそれ未満の吸収線量に伴う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。直線閾値なしモデルは依然として、低線量での放射線防護という実用的な目的のための、堅実な根拠である。

(A6) 委員会はまた、遺伝的になんか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予備的な見解を *Publication 79* (ICRP, 1998) に表した。委員会は今後も引き続き、放射線防護に対するその意図に関して、このテーマを監視していく。

A.3 子宮内照射の影響

(A7) 妊娠中に放射線に関連した胚/胎児に対するリスクがあり、これは妊娠段階と胚/胎児の吸収線量と関係している。致死的影響、奇形、中枢神経系の影響、及び白血腫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 致死的影響

(A8) 胚発生期の著しい期間には、胚は照射の致死的影響を受けやすい。100 mGy 未満の線量では、そのような致死的影響は非常に低確度であり、出生後に健康に対する重大なリスクが現れると信ずる理由はない。

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、特にその後しばら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。この影響の閾値は約 100 mGy である。

73

B.2 等価線量：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、線量を組織の種類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傷に関連付けることとができることと仮定される。

(B5) 外部放射線の場合、平均吸収線量及び組織全体の線量の分布をどの程度求めているかは、被ばく者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る。この場合、インテ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。身体部分被ばくが極端な場合（例えば IVR における平均吸収線量 D_{PR} の閾値を超過する）、その組織部分の線量は組織反応の閾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線量は、等価線量及び実効線量よりも、吸収線量及び実効線量その分布である。

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_{PR} 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_{PR} 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 $H_T = \sum w_R D_{PR}$ である。

(B7) 相当量、等価線量及び実効線量の単位は J/kg であり、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。

(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相対的生物効果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。より重い電離粒子、陽子、アルファ粒子、重イオン及び中性子の場合は係数は最大で「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：

$$E = \sum w_T H_T = \sum w_T \sum w_R D_{PR}$$

A.3.3 中核種懸案
(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時的に確認できないう。これと同期間、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 週からは低くなる。

A.3.4 白血病及び小児がん

(A11) 成人と小児両方において、放射線によって白血病及び多くのがん種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受けた際の診断検査、IVR 及び放射線治療を受ける際、及び妊娠中の患者が 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術に伴う胚/胎児の健康に対する有害な影響の可能性の間の、バランスをとる必要がある。

付録書 B 数量及び単位

(B1) 放射線防護体系の実施には、個人の被ばくによる線量を評価する必要がある。防護量は、確率的健康影響の発生を予測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、その質量で除した量と定義される。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 J/kg で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

74

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調整して適用するように意図される。

(B11) 実効線量の単位は J/kg。また特別な名称はシーベルト (Sv) である。その単位は等価線量と実効線量、並びに一部の実用線量に関しても同じである。どの線量を用いた成人に関するよう注意しなければならない。

B.5 損傷及び誤作動で調整された名目リスク係数

(B12) 放射線による損傷とは、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、致死がんの発生確率、非致死がんの加重された発生確率、重篤な遺伝性影響の加重された発生確率、及び発がん発生した後の寿命短縮期間を考慮する。

(B13) 損傷は名目リスク係数を用いて決定される。全損傷は、身体各組織・臓器に関する損傷の合計である。

(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、委員会から、委員会は、成人（作業員）に関する損傷で調整された発がんリスクの名目リスク係数を算出し、 $4.1 \cdot 10^{-5} \text{Sv}^{-1}$ することを提案している (ICRP, 2007a)。遺伝性リスクについての係数は $0.1 \cdot 10^{-5} \text{Sv}^{-1}$ とされ、以前に *Publication 60* (ICRP, 1991) で勧告されていた成人に関する係数から 8 分の 1 に大きく引き下げられた。

(B15) 防護体系の単純性と堅牢性のため、委員会は、名目リスク係数は男女で、また被ばく時の年齢に関しても顕著な差があるという認識の下、個々の個人に対してではなく（この場合は成人作業員の）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。

B.6 実用線量

(B16) 等価線量と実効線量は人体の組織中で直接測定することができない。したがって防護体系には、測定が可能で、線量と実効線量が評価できる実用線量が含まれている (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、これらの実用線量で校正される。IVR に関連する実用線量を以下に要約する。詳細は *Publication 103* (ICRP, 2007a) の付録書 B に記述されている。

75

76

B.7 線量当量及び線質係数

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

B.8 エリアモニタリングに対する実用量

(B18) エリア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、整列線の方向と反対の半径ベクトル上の深さ 10mm における ICRU 球体内の対応する散乱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 mSv 。また特別な名称はシーベルト (Sv) である。

B.9 個人モニタリングに対する実用量

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

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

(B21) 眼の水晶体の線量のモニタリングには、深さ $d=3 \text{ mm}$ が適当である。ただし実際は多くの目で、 $H_p(3)$ 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 IVR にも適用される。

脚注

ICRP Publication 139 の脚注：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 にて以下の脚注が確認された：

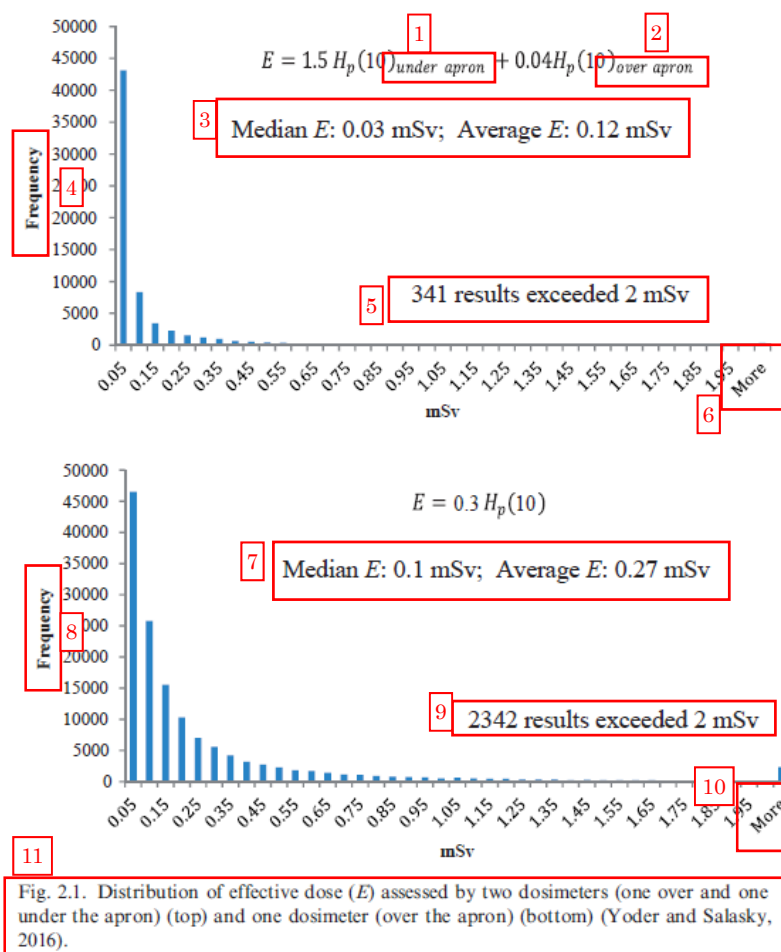
$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

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、この脚注により二重総和をおかけし混乱を招きましことをお詫び申し上げます。

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication 139 下訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



- ① エプロン内
- ② エプロン外
- ③ 中央値 E : 0.03 mSv 平均値 E : 0.12 mSv
- ④

頻度

⑤

341 件の結果が 2 mSv を超えた

⑥

それ以上

⑦

中央値 E : 0.1 mSv 平均値 E : 0.27 mSv

⑧

頻度

⑨

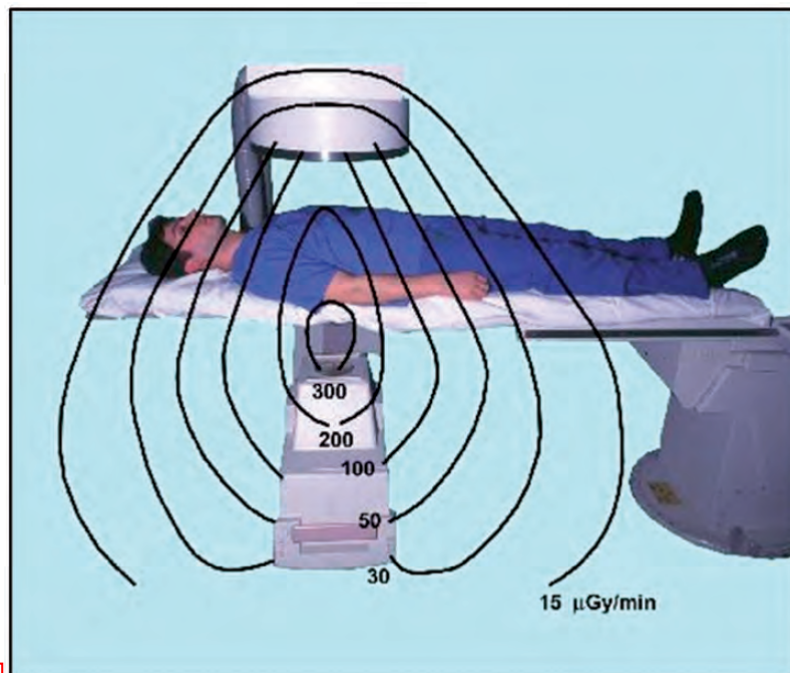
2342 件の結果が 2 mSv を超えた

⑩

それ以上

⑪

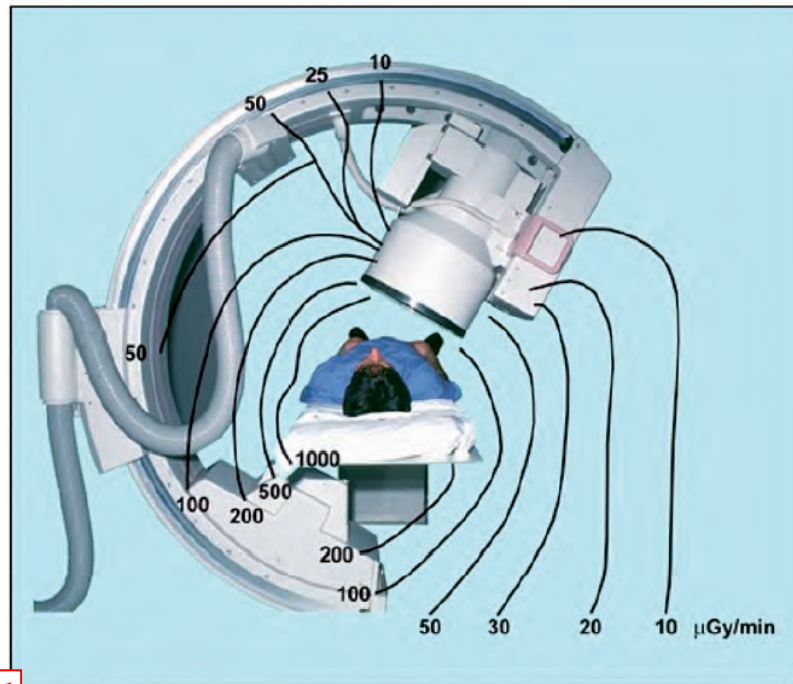
図 2.1 2 台の線量計（1 台はエプロン外，1 台はエプロン内）で評価した実効線量（E）の分布（上図）と，1 台の線量計（エプロン外）で評価した実効線量の分布（下図）（Yoder and Salasky, 2016）



1

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

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



1
Fig. 5.2. Air kerma rate distribution around interventional x-ray unit with angled tube (Whitby and Martin, 2003) (reproduced with permission from British Journal of Radiology).

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

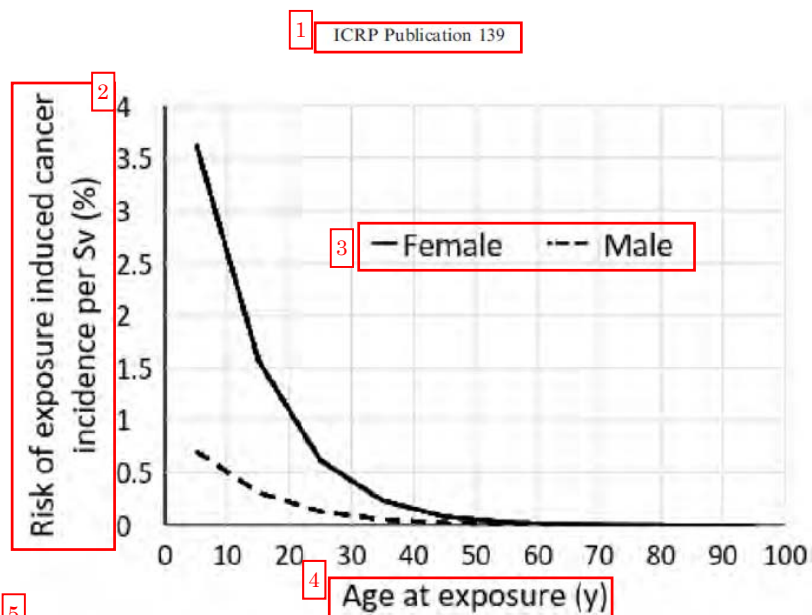


Fig. 5.3. Risk of exposure-induced incidence of thyroid cancer per sievert of thyroid equivalent dose based on data for the International Commission on Radiological Protection composite population defined in *Publication 103* (ICRP, 2007a).

①

ICRP Publication 139

②

1 Sv 当たりの被ばく誘発性発がんリスク (%)

③

女性

男性

④

被ばく時年齢 (歳)

⑤

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

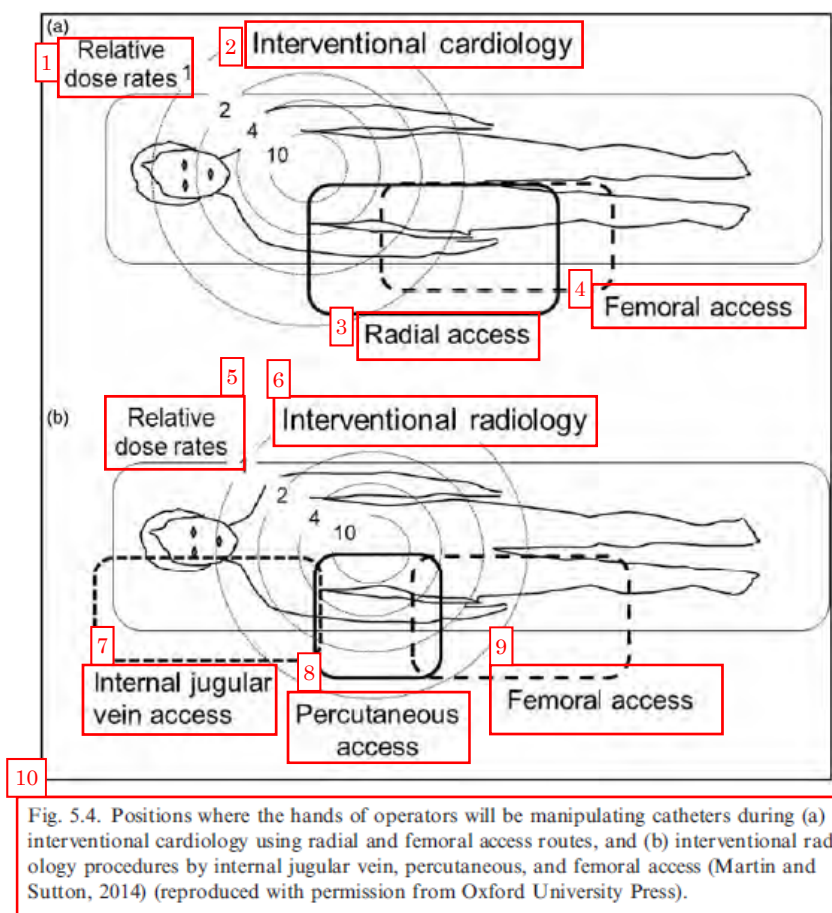


Fig. 5.4. Positions where the hands of operators will be manipulating catheters during (a) interventional cardiology using radial and femoral access routes, and (b) interventional radiology procedures by internal jugular vein, percutaneous, and femoral access (Martin and Sutton, 2014) (reproduced with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

- ① 相対線量率
- ② インターベンショナル カーディオロジー
- ③ 橈骨動脈アクセス
- ④ 大腿動脈アクセス
- ⑤ 相対線量率
- ⑥ IVR
- ⑦ 内頸静脈アクセス

内頸静脈アクセス

⑧

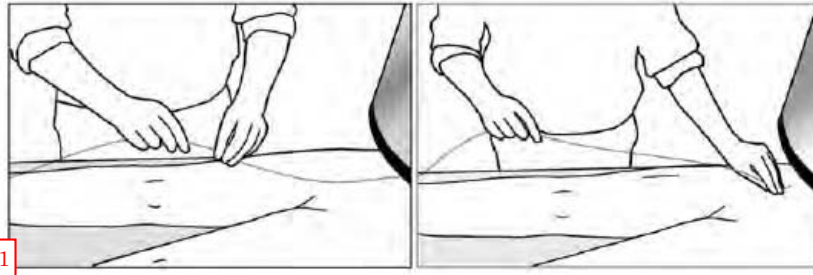
経皮的アクセス

⑨

大腿動脈アクセス

⑩

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

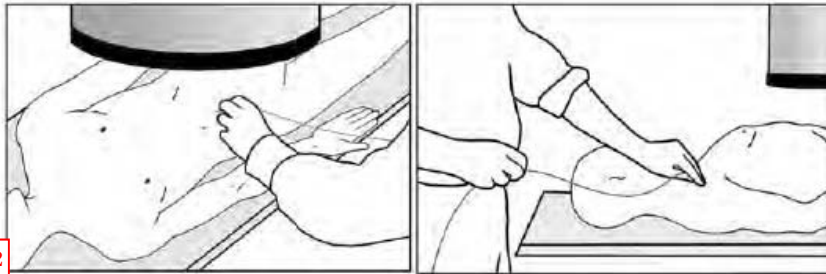


1

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

①

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



2

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

②

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

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication 139 下訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

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

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

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

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

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

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

①

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

②

甲状腺の遮蔽あり

③

甲状腺の遮蔽なし

④

アルゴリズム

Swiss Ordinance (2008)

McEwan (2000)

Von Boetticher et al. (2010)

⑤

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

⑥

体幹 (mSv)

⑦+⑧

眼の水晶体 (mSv)

⑨

手 (mSv)

⑩

薬剤師

インターベンショナルリスト

放射線安全担当者

⑪

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

⑫

線源からの距離

⑬

周辺線量当量率

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication 127 下版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。**ドラフトからの引用を禁ず【事務局】**

<p>脚注</p>	<p>ICRP 報告 過去、現在そして未来：医学における放射線防護を中心に</p> <p>本号は、SAGE から発行された <i>Annals of the ICRP</i> の初版の完成版である。本巻（巻）とは少なくとも目上、1 年間の刊行物を示す）の 4 つの号は、ICRP により刊行された各種報告の妥当な代表例である。<i>Publication 194</i> (ICRP 2014a) は環境の防護に関するものであり、<i>Publications 125</i> (ICRP 2014b) 及び <i>126</i> (ICRP 2014c) は特定の状況に対する放射線防護体系の適用（具体的にはラドンのセキュリティ・スクリーニング及び防護）を検討したものであり、本書は医学における放射線防護を取り上げている。</p> <p>ICRP により発行されている報告の数の種類の詳細は、2007 年報告 (ICRP 2007) 以降の発行物を見ることが確認できる。</p> <p>この 7 年間に 26 冊の刊行物が（その多くは巻数の号で）発表されている。これらのうち 3 冊は ICRP の兄弟組織である国際放射線単位測定委員会 (ICRU) と共同で作成され、1 冊は ICRU が発行したものである (2010)。</p> <p>これらの刊行物の 4 分の 1 以上 (26 冊中 7 冊) は医学分野に関するものである。ICRP が本来医学の分野で、旧名「国際 X 線・ラジウム防護委員会 (IXRPC)」として 1928 年に設立されたことを考えると、意外なことではない。医学における放射線防護は今日でも、主要な焦点であり続けている。</p> <p>6 冊の刊行物は線量の計算に関連している。これはおそらく、26 冊の ICRP 刊行物全体の平均値より高い。これは、放射線防護の目的のために、新たな線量係数一式を作成しようというこれまでの積み重ねられた膨大な取組みの結果であり、現在もその取組みは続いている。今後数年間で引き継ぎ、この分野におけるより多くの刊行物が発行される予定である。</p> <p>そのうち 3 冊は、ほぼ 10 年前から熱心に ICRP が取り組んでいる分野である環境の放射線防護を取り上げている（これにより ICRP 第 5 専門委員会が設置された）が、初期の取組みの結果は明確である [例えば <i>Publication 91</i> に発表されているものなど (ICRP 2003)]。</p> <p>7 冊の刊行物は、放射線防護体系の原則が医学を問うことでどのように応用されるかの裏付け及び明確な説明を記し、屋内ラドン、宇宙における宇宙飛行者、及び事故後の復旧など、人々の防護を扱っている。</p> <p>2 本の広範囲にわたる報告書では、科学の最新研究を総括し、このような新たな知識が放射線防護体系における意義を示していた。科学の理解は、放射線防護体系の基礎を成す 3 つの柱の一つである（その他は倫理的価値と経験）。放射線防護体系は今後も、これら 3 つの柱の全</p>
------------------	---

1

<p>CHRISTOPHER H. CLEMENT ICRP 事務局長 編集長</p>

参考文献

- ICRP. 2006. A framework for assessing the impact of ionising radiation on non-human species. ICRP Publication 91. Ann. ICRP 33 (3).
- ICRP. 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
- ICRP. 2012. Proceedings of the First ICRP Symposium on the Interrelated System of Radiological Protection. Ann. ICRP 41 (3-4).
- ICRP. 2014a. Protection of the environment under different exposure situations. ICRP Publication 124. Ann. ICRP 43 (1).
- ICRP. 2014b. Radiological protection in security screening. ICRP Publication 125. Ann. ICRP 43 (2).
- ICRP. 2014c. Radiological protection against radon exposure. ICRP Publication 126. Ann. ICRP 43 (3).
- ICRU. 2010. Reference data for the validation of doses from cosmic radiation exposure of aircraft crew. ICRU Report 84 (prepared jointly with ICRP). J. ICRU 10 (2).
- IXRPC. 1928. X-ray and radium protection. Recommendations of the 2nd International Congress of Radiology. 1928. Br. J. Radiol. 1. 2: 359-363.

イオンビーム放射線治療における放射線防護

ICRP PUBLICATION 127

委員承認

抄録 外部イオンビーム放射線治療の目的は、線量学的治療体積に正確に集中させ、周辺の正常組織に及ぼす障害を最小限に留めることである。陽子及び炭素線のようなイオンビームは、主にその有限範囲のために優れた線量分布を示し、正常組織の望ましくない被ばくを大幅に減少させることができる。治療効率は最大限に抑えるためには、治療する腫瘍の種類及び部位に対する真直な治療計画の作成が必要である。照射野外の体積への放射線被ばくは、二次中性子及び二次電子、電子能防片、並びに放射化物からの光子により生じる。このような不可避な線量は、患者の放射線防護という観点から考慮すべきである。イオンビーム放射線治療の設備で働く医療ス

3

に基づき働くものへと進化を続ける必要がある。

2007 年に発表されている刊行物の 1 つが、ICRP の第 1 回国際シンポジウムの議事録 (ICRP 2012) である。このシンポジウムは 2011 年 10 月、米国ワシントン DC 近くで開催された。放射線防護体系に関する 2 回目の国際シンポジウムはその 2 年後、アラブ首長国連邦のアブダビで開催された。本シンポジウムの議事録はまもなく発表される予定であり、本論説の執筆時点では既に、印刷前の記事が電子版で閲覧可能である。ICRP による第 3 回の放射線防護体系に関する国際シンポジウムは、2015 年 10 月、韓国ソウルで開催予定であり、その後のシンポジウムの準備も進められている。全世界から何百人という放射線防護の専門家が集まる。このように ICRP による隔年の集まりは、より開かれた透明性の高い組織となるという我々の取り組みにおける、1 つの基本的な要素となっている。今日までの隔年のシンポジウムにおいて、医学における放射線防護は大きく取り上げられ、今後も引き継ぎそのようになる予定である。

本書は、医学における放射線防護に対する約 90 年にわたる ICRP による歴史を、さらに継承したものである。あらゆる状況におけるほとんどの基本原則は、90 年前から変わっていない。すなわち、関連するベネフィットを過度に制限せずに、放射線被ばくの負の側面から防護すること、という原則である。ただし、このような基本原則でさえも、1928 年の報告と現在の報告とは重大な差がいくつかある。IXRPC の最初の報告 (IXRPC, 1928) は、「十分な防護と適切な作業条件」を通じて医療専門家及び研究者の安全に関連するものであった。興味深いこととして、この報告には新鮮な空気と日光を提供すること、IX 線とラジウムを扱う常勤の作業員には「1 年間に 1 ヶ月以上の休日を取る」とが含まれていた。しかし、より明確な報告もあった。例えば、IX 線のオペレータは、決して不必要な X 線の直接 X 線の目に入らばならない。ならぬ。この報告は、IX 線管が可能な限り離れた位置に置くべき」というものである。このように報告には多少無理があるかもしれないが、これらや 1928 年の報告における他の留意事項は、今日用いられている正当化と最適化という概念から、さほど離れたものではない。

ICRP の報告は今日、防護の対象を、放射線を使う者、患者、及び公衆の構成員以外にも広げている。例えば本書の第 6 章では、作動した装置の管理、照射室内及び照射後の空気の管理、固形廃棄物の管理、及び患者の解放を扱っている。また第 7 章では、イオンビーム治療による偶発的被ばくへの防止を通じて患者の防護を中心に検討している。作業員、患者及び公衆の防護に関する検討は、本書に特別な特徴ではない。ICRP は近年、医学における放射線防護に関する刊行物に、これらのあらゆる側面を記載するよう努めてきた。

勿論、防護のみでは十分でない。イオンビーム放射線治療の発展は、腫瘍治療の成熟により示されてきた。そのベネフィットが動機となった。これらのベネフィットは本書の重点項目ではないものの、この報告の序論に記述しているように、イオンビーム治療の成功がなければ本書は必要であつたかもしれない。ICRP の業務は放射線の負の側面である一方で、イオンビーム放射線治療のより新たな発展は至極的なほとんどの状態を改善するため、大いに歓迎されるものである。ICRP は今後も、医学及びその他の分野における有益な放射線の使用の発展と共にあり続け、これらの素晴らしい新技術と手法が安全に使用されることの確保を助けていきたいと考えている。

2

タツアの放射線防護には、特に注意が必要である。粒子線及びその二次粒子によって放射化される可能性がある。治療装置並びに照射室中の空気については、適切な管理と制御が必要である。放射線防護及び安全性管理は常に、規制要件に従っている必要がある。光子放射線治療における偶発的被ばくに関する刊行物の規則は、陽子又は炭素線を用いたイオンビーム放射線治療に適用される。しかしイオンビーム放射線治療は従来の放射線治療と比べて複雑な治療システムを必要とする。さらに、患者の偶発的被ばくの可能性を避け、正常組織への不必要な線量を最小限に抑え、またスタッフの放射線被ばくを最小限に抑えるために、スタッフの適切な訓練及び適切な品質保証プログラムが推奨される。

© 2014 ICRP. 出版: SAGE.

中心：放射線治療、イオンビーム、陽子、炭素線

ICRP 代表者者
Y. YONEKURA, H. TSUJII, J. W. HOWE, P. ORTIZ LOPEZ, J. M. COSSET,
H. PAGANETTI, A. M. MONTELLUSI, D. SCHARDT, B. JONES, T. NAKAMURA

序文

国際放射線防護委員会 (ICRP) は長年におよび、医学における放射線防護と安全性に関する助言を与える多量の報告書を作成してきた。報告書の様々な用途に対するこれら原則の適用についての助言を示している。

これらの報告書の多くは線量という性質をもつことから、委員会は、困難が認められる形を記述されるべきであり、また、そのような報告書の問題部分に関する報告書は、その日常業務において直接関与している者が関与できる形で記述されるべきである。また、そのような報告書の広範な回付を確実にするよう、あらゆる努力がされるべきである。

放射線治療が急速な進歩を遂げていることから、患者及び医療スタッフの放射線防護に関する実践的な指針が必要となつてきている。*Publication 86* (ICRP 2000) は、放射線治療を受ける患者の偶発的被ばくの防止を扱い、実際の重大な偶発的被ばく症例から学んだ教訓を記載し、患者におけるそのような偶発的被ばくの防止のための報告を示している。*Publication 112* (ICRP 2008) はこれと同じテーマに沿いながらも、外部放射線治療における新たな技術について特に重点をおいている。

イオンビーム放射線治療は最近導入された技術であり、周辺の正常組織を適切に回避しなければならぬ。照射野外への線量集積が改善される可能性がある。イオンビーム放射線治療は従来の放射線治療と比べて複雑な治療システムを必要とすることから、患者の偶発的被ばくの可能性を避

4

け、またスタッフの放射線被ばくを最小レベルに維持するために、スタッフの適切な訓練及び適切な品質保証プログラムが推奨される。そこで委員会は 2012 年、イオンビーム放射線治療における放射線防護に関する作業部会を発足させた。

作業部会の構成委員：

Y. Yonekura (委員長) J-F.M. Cosset J.W. Hopewell
P. Ortiz López H. Tsujii

通信会員 (Corresponding member)：

B. Jones A. Montétius T. Nakamura

H. Pagamenti D. Schardt

第 3 専門委員会の重要レビューア：

M.R. Baeza L.T. Dauer

主要委員会の重要レビューア：

J.D. Boice H-G. Menzel

各報告書作成期間における第 3 専門委員会の構成委員：

(2009-2018)

E. Vanó (委員長) M. Rehani (書記)

M.R. Baeza I. Qusew

J.W. Hopewell P.-L. Khong

S. Mattson D.J. Miller

H. Ringertz K.A. Riklund

B. Yuo M. Rosenstain

(2019-2017)

- あらゆる医学的手法と同様、イオンビーム放射線治療の第一段階は正当化である。患者に最適なベネフィットを与えるため、患者の適切な選択は、放射線腫瘍学に関する知識、治療する特定の腫瘍、及び利用できる臨床結果に基づいて行うべきである。
- 治療効果を最大化し、正常組織への線量を最小限にする最適化のためには、慎重な治療計画の作成が必要である。またこの治療計画は、治療法及び標的腫瘍に応じて作成する。理想的には、イオンビーム放射線治療は従来の放射線治療よりも正常組織への望ましくない被ばくを最小限に抑えながら、高い効率で標的体積に線量を照射する。とはいえ治療計画の作成は、標的内又は近くの重要臓器への損傷を避けるために、十分に正確でなければならぬ。
- 照射野外の体積への線量は、二次中性子及び二次光子、粒子破砕片、並びに放射化物からの光子により生じる。このような望ましくないが不可避な線量は、患者の放射線防護という観点から考察すべきである。二次中性子は、治療体積から速い細胞における吸収線量に対する、主要な寄与因子である。ベンシールビーム法を用いることで、この種の放射線被ばくを最小限に抑えることができる。
- 他の最新の放射線治療と同様に、治療計画の作成には画像手法が不可欠であり、これにより、患者に対して僅かな線量が追加照射されることになる。
- 放射化される治療装置及び照射室内の空気には、適切な管理が必要である。管理は規制要件に必ず従わなければならない。光子放射線治療における職業被ばくに関する既存の規程は、陽子又は炭素線を用いたイオンビーム放射線治療に適用される。
- イオンビームによる治療の後、患者は短時間、わずかに放射能を帯びることになる。しかし、その放射化による害、介護者及び公衆の放射線被ばくは無視できるほど小さく、特定の防護手順は不要である。したがってイオンビーム放射線治療の施設には、光子放射線治療施設における公衆被ばくに対する放射線防護法が適用され、またそれで十分である。
- イオンビーム放射線治療は従来の放射線治療と比べて複雑な治療システムを必要とすることから、患者の偶発的被ばくの可能性を避けるために、スタッフの適切な訓練及び適切な品質保証プログラムが不可欠である。

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

要点

- 外部ビーム放射線治療は、周辺の正常組織の損傷を最小限に抑えながら、標的治療体積に線量を正確に集中させることに依存している。治療の可否は主に、加速器の性能と処理能力、ビームデリバリーシステム、使用する治療計画システムの質に左右される。
- 陽子や炭素線などのイオンビームを臨床に使用することで、主に組織内のその有限範囲によって、正確な線量分布が得られる。腫瘍体積中のそのような正確なエネルギー付与により、病巣でない正常組織の放射線被ばくを著明に抑制できる。
- イオンビーム放射線治療の臨床的利点は、陽子及び炭素線が組織内でエネルギーを消失する様式による。そのエネルギーの大半は、組織内の飛程の終端近くで消失する。このようなエネルギー損失、すなわち阻止能のピークは、「ブラッグピーク」と呼ばれる。この物理的現象は、がんのイオンビーム治療において、周辺の健康組織よりも腫瘍内で高い吸収線量を達成するために活用される。
- 様々なイオンの生物効果比 (RBE) 値はエンドポイントごとに異なるが、低下する前の極大値まで、阻止能又は線エネルギー付与 (LET) の増加に伴って増加する傾向がある。臨床利用される陽子線は低 LET 放射線であるため、その RBE 値は高エネルギー X 線のそれと非常に近い。一定の生物学的エンドポイントについては、炭素線の RBE 値は陽子よりも高い。RBE 値は深さとともに増加し、ブラッグピークが生じる深さ近くで最大となる。
- イオンビームデリバリーシステムは通常、加速器、ビーム輸送ライン及び照射システムから構成される。線量はこれを通じてマイクロビーム (ベンシールビーム法) 又は拡大したビーム (プロードビーム法) として患者に照射される。イオンビームがこのようなビームイオン構造を通過又はヒットすると、中性子を含む二次放射線が生成される。この構造中の粒子の一部は放射性となり、ビームの自己放射性部分を形成すると考えられる。

用語解説

吸収線量, D [Absorbed dose]

次式で与えられる基本的な線量：

$$D = \frac{dE}{dm}$$

ここで、 dE は質量 dm の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 ($J\ kg^{-1}$) で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

放射化 [Activation]

高エネルギー光子、中性子及びイオンビームなどの放射線が照射された物質内で放射能が誘導される、物理的現象。

ブラッグピーク [Bragg peak]

物質内をイオンビームが通過する際のエネルギー損失をプロットしたブラッグ曲線上の、明瞭なピーク。陽子及びその他のイオンの場合、このピークはその飛程の終端近くで生じる。イオンを用いた放射線治療では、「ブラッグピーク」という用語は、照射フロント面又は患者の深さに対して吸収線量をプロットした曲線のピークについて用いられる。これは厳密に正確なものではないが、本報告書ではこのような使役を適用する (拡大ブラッグピーク) も参照)。

ブロードビーム [Broad beam]

比較的大きい径の空間の、ほぼ円錐状又は円筒状の部分に入る照射野全体をカバーする放射エネルギーのビーム。

ブロードビーム (アルゴリズム) [Broad beam (algorithm)]

治療計画の作成のための、線量計算法の 1 つ。患者に入射するビームは患者の入射軸に対して垂直に進み、側方散乱 (lateral blurring) はないと仮定する。任意の着目点での線量は、それに相当する、ビーム軸上のポイントまでの深さの関数として与えられる。

ブロードビーム (照射技術) [Broad beam (irradiation technique)] 加速器からの入射ビームは側方に拡散し、標的を均一にカバーする。その後、コリメータを用いてこの「ブロードビーム」を整形し、標的の断面に照射野に合わせる。 コンピュータ断層撮影 (CBCT) [Cone beam computed tomography] コンピュータ断層撮影の 1 つの形式であり、画像情報の収集のために X 線を二次元検出器アレイに多様な円錐状又は四角錐状に照射する。「デジタルボリュームトモグラフィ」とも呼ばれる。
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症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。
損害 [Detriment] 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：致死がんの発生確率、非致死がんの加重された発生確率、重篤な遺伝的影響の加重された発生確率、及び、害が発生した場合の寿命短縮年数。
診断参考レベル [Diagnostic reference level] 日常の条件において、ある特定の手法からの患者の線量又は投与放射能 (放射性物質の量) がその手法としては異常に高い又は低いことを示すために、電離放射線を用いた医学画像診断で使用される。
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量係数であり、次の式で表される： $H = D \cdot Q$ 線量当量の単位は 1 キログラム当たりジュール ($J \cdot kg^{-1}$)、またその特別な名称はシーベルト (Sv) である。

$y = \frac{ds}{dt}$
線エネルギー付与 (LET) [Linear energy transfer] 媒体中の荷電粒子放射線の平均線エネルギー損失率。すなわち、ある物質中を通過する経路の単位長さ当たり失う放射線エネルギー。すなわち、 dE を dl で割った面。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 $J \cdot m^{-1}$ 又は $keV \cdot mm^{-1}$ である。
MeV n^{-1} 粒子の運動エネルギー (MeV m^{-1}) という単位で表される。これは粒子の速度 v の二乗を反映する。同じ MeV m^{-1} 値を共有する粒子の $\beta = v/c$ は等しい (ここで c は光速である)。
ミリバール (mbar) [Millibarn] バーンは面積の単位で、本来は核物理学において核の断面積を示すために用いられ、 $10^{-28} m^2$ と定義される。 1 mbar は $10^{31} m^2$ と等しい。
危険臓器 (OAR) [Organ at risk] 放射線被ばくの間に関与を受け得る臓器。放射線治療の間に放射線場にある健康な臓器を指すことが多い。
酸素効果比 (OER) [Oxygen enhancement ratio] 正常酸素状態で同じ生物学的エンタインメントを引き起こすために必要な吸収線量に対する、低酸素状態で必要な線量の割合。急速な腫瘍増強が生じているとき、しばしば低酸素状態が生じる。X 線の OER は約 3 であるが、高 LET 放射線ではより低くなる傾向があり、1 に近づ下する。このことは、低酸素腫瘍に対して高 LET 放射線が有効であることを示唆している。
ペンシルビーム [Pencil beam] 比較的小さい径の空間の、ほぼ円錐状又は円筒状の部分に集中する、放射線エネルギーのビーム。

有効線量, 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： $E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$ 又は $E = \sum_T w_T \sum_R \sum_K \frac{H_T}{k}$ ここで、 H_T 又は $mD_{T,R}$ は組織又は臓器 T の等価線量、 w_T は組織加重係数である。有効線量の単位は吸収線量と同じく $J \cdot kg^{-1}$ 、特別な名称はシーベルト (Sv) である。
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 $J \cdot kg^{-1}$ 、また特別の名称はシーベルト (Sv) である。
フルエンス, Φ [Fluence] dN を da で割った商。ここで、 dN は断面積が da の小球に入射する粒子の数である。 $\Phi = \frac{dN}{da}$
強度変調放射線治療 (IMRT) [Intensity-modulated radiotherapy] コンピュータ制御された線量加速器を用いた最先端の高精度放射線治療であり、悪性腫瘍又は腫瘍内の特定領域に正確な放射線量を照射する。多方向からの放射線ビームの強度を制御することで、適切な三次元の線量分布が得られる。
線エネルギー [Linear energy] 線エネルギー, γ は eh で割った商である。ここで eh は 1 回のエネルギー付与事象で一定体積の物質に付与されるエネルギーであり、 l はその体積の平均弦長 (chord length) である。したがって：

ペンシルビーム (アルゴリズム) [Pencil beam (algorithm)] 治療計画の作成のための、線量計算法の 1 つ。患者に入射するビームは実際、多数の「ペンシルビーム」の集まりであると仮定する。任意の着目点での線量は、すべてのペンシルビームを重ね合わせたものとして与えられる。 ペンシルビーム (スキヤニング照射技術使用時) [Pencil beam (in scanning irradiation technique)] ビーム経路を三次元的に制御し、加速器からの「ペンシルビーム」を體的に重ね合わせて線量を照射する。
線量係数, $Q(D)$ [Quality factor] 組織内の荷電粒子の飛跡に沿った電離密度に基づき、放射線の生物学的効果の特徴づける係数。 Q は、水中のイオンビームの非限定的線エネルギー付与 L_e (又は LET) と称されることが多い) の係数として定義される： $Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 0.32L - 2.2 & 10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 300/\sqrt{L} & L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \end{cases}$ 等価線量の定義において、 Q は放射線加重係数に差換えられたが、モニタリング目的の実用線量当量の計算では引き継ぎ使用されている。
放射線損傷 [Radiation detriment] 身体各部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、いくつかの要因の間数として定義される。 放射線誘発二次がん [Radiation induced second cancer] 電離放射線は、がん増強という有害な効果とがん誘発のリスクという、相反する側面をもつ。低線量の放射線によりがんが誘発されることは、放射性物質を扱っている作業者、原爆生存者、並びに放射線治療後の生存患者において発がん率が顕著に高いことにより証明されている。
放射線加重係数, w_R [Radiation weighting factor] 低 LET 放射線と比べ、高 LET 放射線の高い生物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重み付けする無次元の係数。

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。
生物効果比 (RBE) [Relative biological effectiveness] 低 LET 基準放射線の線量の、同じ生物学的効果をもつ、対象放射線の線量に対する比。RBE の値は、対象とされる線量、線量率、及び生物学的エンドポイントによって変わる。
二次放射線 [Secondary radiation] 一次ビームと物質の間相互作用によって生じる放射線。放射線治療では、一次ビーム以外のあらゆる放射線は二次放射線であり、これは物質の質量又は防壁シールドを通過した領域によって生成される。
拡大ブラッグピーク (SOBP) [Spread-out Bragg peak] 様々なエネルギーをもつ元々のブラッグピークの複数の深部線量曲線を段階に積み重ねることによって形成される、層の厚い広範囲な等効果領域。
確率的影響 [Stochastic effect] 発生する効果の確率が、その重篤度ではなく、(放射線防護の目的として) 閾値なしの線量の関数とみなされるような、悪性疾患の誘発及び遺伝的影響。
4 次元 CT (4DCT) [Time-resolved computed tomography] 時間の関数として連続する 3 次元 CT 画像を短時間で取得できる X 線コンピュータ断層撮影法。画像はしばしば呼吸位置又は心拍位置と関連している。
組織反応 [Tissue reaction] [確定的影響] 参照。
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健康被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, 2007b)。それ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]

13

(6) 高精度の放射線治療が世界的に開発された結果、良性疾患及び若年患者において悪性腫瘍を治療する機会が増えている。従来の治療法では治療できなかった局所進行がんについても、治療成績は改善している。これらの患者の多くは現在、より長期間生存していることから、遅発性の放射線の影響について一層注目をすべきである。
(7) 過去には、放射線腫瘍は主にがんの治療に注目し、二次がん及び放射線治療に関連した心血管疾患にはあまり留意していなかった。しかし近年、状況は変わってきた。高精度の光子放射線治療は、腫瘍に照射される線量分布という点で優れたものもあり、大臓の周辺の正常組織が被ばくする線量は低-中レベルであると考えられる (NCRP, 2011)。陽子又は炭素線を用いたイオンビーム放射線治療は、腫瘍に対する線量の集中と大きく寄与し、周辺の正常組織が受ける追加線量は低い。ただし、周辺の正常組織における高 LET 放射線のリスクの可能性は、絶対線量が低いという事実にもかかわらず比較的一般的な懸念かもしれない。
(8) 本報告書では放射線防護及び安全性という観点から、イオンビーム放射線治療の使用の現状とそれに伴う問題点を総括し、良性及び悪性疾患の治療に関するイオンビームの有効性及び安全な使用について、実証的なガイダンスを示す。
2 イオンビーム放射線治療の概要
2.1 イオンビーム放射線治療の歴史的経緯
(9) 放射線治療において新規技術を導入する目的は、腫瘍体積と治療体積に一層線密に含ませた線量分布によって、治療成績を改善することである (ICRP, 2009)。イオンビームは、線量の集中について顕著な特性をもつと考えられる。イオンビーム放射線治療が通じている患者を選択することが、治療の第一段階である。イオンビーム治療のベネフィットは、規定の境界をもつ腫瘍がん患者において達成される可能性がある。このような非侵襲的治療はがんの除去に外科的手術を必要としないことから、手術不能のがんにも理屈的である。多くのがんに関しては、陽子線放射線治療は従来の光子放射線治療に比べて、主にその好ましい線量分布の結果として臨床的優位性をもつと考えられる (Lundqvist et al., 2005)。
(10) 陽子よりも重いイオンビームは、高い生物学的影響というさらなる優位性をもつ。これは深さと共に増大し、ビーム線の終端で最大に達する。このような独特な特性のため、がんの放射線治療にはヘリウム、炭素、ネオンイオンなど重イオンビームが使われることとなった。炭素線を使用することで、従来の光子放射線治療又は化学療法に断絶性を示す種々の腫瘍の治療が可能となる (Chauvel, 1995)。炭素線治療の臨床的ベネフィットは、肉腫、悪性黒色腫、肺癌、臓器腫瘍及び骨軟肉腫など非扁平上皮細胞腫瘍において実証されている (Tsuji and Kamada, 2012)。

15

医学断層画像に基づく人体形状コンピュータグラフィックス。ここで、解剖学的生体構造は、人体の種々の臓器、組織の密度と原子組成を特定した。小さな 3 次元体積素子 (ボクセル) で記述される。
1 序論
(1) 適用可能性の広がり及び治療成績の改善という点で、放射線による単子治療はこれまでに著しい進歩をみせている。最も注目すべきは、強度変調放射線治療 (IMRT) や定位置放射線治療など高精度の光子放射線治療が各地臨床に効果的に使用されるようになったことである。
(2) 外部放射線治療の目標は、線量を標的治療体積に正確に集中させ、周辺の正常組織に及ぼす障害を最小限に留めることである。治療の成否は主に、標的腫瘍体積の正確な輪郭抽出及び放射線腫瘍療法による患者位置決めに加え、加速器の性能と処理能力、及び治療計画システム (TPS) に左右される。このことは、1950 年代、高エネルギー光子が治療成績の改善に著しく寄与することが広く認められたことで、特に明確となった。現代放射線治療の標準化は、1950 年代、コバルト治療装置及び高エネルギー加速器が開発されたことに起源する。
(9) イオンビームによるがん治療は 50 年を超える歴史をもつ (Thibaut et al., 1996)。イオンビーム放射線治療の特徴は、組織深部の最大電離密度 (ブラッグピーク) と呼ばれる) の生成である。これにより光子ビームに比べ治療体積への線量集中が改善し、周辺の正常組織をより適切に避けることができる。さらに、陽子と、比較的重いイオンビームを使用することで、光子を用いる手法に比べて患者のエネルギー総量は減少する。多くの場合はこれにより標的中の線量が増加し、健康組織への線量が著明に減少する。治療体積に重要構造物に近づく場合、この後者のことは特に重要である。さらに、陽子や炭素線などのイオンビームは、入射領域に比べてブラッグピークでの線エネルギー付与 (LET) の強力が増加を示す。がんの放射線治療では、イオンビームの物理的及び生物学的特性は光子ビームのそれと比べてはるかに好ましい (Castro et al., 1985)。そのため、陽子及び炭素線を用いたイオンビーム放射線治療への関心は高まり、この 10 年間で急速に広まっている。
(4) 一部の国では陽子を用いたイオンビーム放射線治療が一般的になってきており、炭素線治療も医療に導入されている。約 10 年前は、イオンビーム放射線治療を行っていた病院は世界で約 20 か所であった。そして本書の執筆時点ではこの数は 2 倍となり、数多くの新しい施設が建設中又は計画中である。潜在的な必要は、現在見込まれている施設の増加分を上回ると思われる。
* Particle Therapy Co-operative Group ウェブサイトから引用: http://ptcog.web.psi.ch/
(5) イオンビーム放射線治療には高エネルギーの放射線が必要である。この治療施設には通常、適切な遮蔽をした建物内に大規模な加速器を設置する必要がある。そのような治療施設における放射線防護には、放射線防護における特別な問題がある。

14

(11) 複数の研究から、新たな技術によって大半の患者の長期成績に実質的な改善は得られなかったことが示唆されている (Somers et al., 2006)。その手法の総費用を踏まえた、ベネフィットの体系的評価が必要である (Allen et al., 2012; Livers and Pijls/Johnnesma, 2013)。
2.2 全般的な治療プロセス
2.2.1 イオンビームの特性
(12) イオンビームの特性は、上記のとおり、組織深部で線量集中と高い生物学的効果である。その臨床的利点は、線量吸収の急激な上昇 (ブラッグピーク) と、ピーク後の線量の急速な低下によりもたらされる。したがって、ブラッグピーク内の線量を標的にすることで、より優れた線量集中性が達成される。この優位性は、陽子と炭素線と同程度である。
(13) 大臓の腫瘍及び組織について、生物効果比 (RBE) 値はエントロピーに比べて異なるが、低下前に極大値に達するまでの LET の増加分と並行して増加する傾向がある (ICRU) 利用される陽子線は低 LET 放射線であるため、その RBE 値は高エネルギー X 線のそれと非常に近い。国際放射線単位測定委員会 (ICRU) は陽子線の汎用 RBE (generic RBE) として [1,1] を推奨している (ICRU, 2007)。これは、治療ハザードに伴う RBE の変化の程度は、実際に可能性がある RBE と比べてかなり小さいという、現在得られているエビデンスに基づいている。汎用 RBE 値の使用に関しては、データの範囲が限られること (特にヒト細胞が含まれていないこと) 及び将来に明確に必要となること (RBE 値をもつが、組織の深さエネルギーに伴う変化は十分明確にされていない)。
(14) 現在得られているデータから、酸素効果比 (OER: 正常酸素状態と同じ生物学的エンドポイントを引き起こすために必要な吸収線量) に対する、低酸素状態に必要な線量の割合は高 LET 放射線を用いたときに低く、したがって高 LET 放射線は、細胞分裂周期に閉鎖する放射線感受性の変化にあまり影響しないことが示唆されている。イオンビームでがんを治療するためには、ビームの特性を使用するための知識と技術を備えておくことが不可欠である。
2.2.2 画像撮影
(15) 放射線治療において標的体積の位置を正確に知るためには、画像撮影技術が重要な役割を果たす。イオンビーム放射線治療の場合、X 線コンピュータ断層撮影 (CT)、磁気共鳴イメージング、及び陽電子放射断層撮影 (PET) による最新の画像撮影が、治療計画の作成の主要な手段である。例えば治療計画の作成においては、線量分布の計算のため、また腫瘍体積に含ませようとする大臓の体積 (SOBP) 全体で不可欠である。

16

の形状を設計するために、CT から患者密度の情報提供される。近年、PET/CT システムが開発され、これにより治療計画作成のための貴重な診断情報が提供されている。イオンビーム放射線治療における患者の位置決めには、X 線照射を使用することが一般的である。

2.2.3 高精度のビームデマリニーションシステム

(16) 線量分布の利点を認めるため、変動の散乱、ペンシルビームスキヤニング、ウォプニングビームスキヤニング又は一種スキヤニングによりイオンビームが断片的に一致するよう拡散される。したがって高精度のビームデマリニーションシステムは、指定の拡散ビームによりミリメートルの精度で標的をカバーする。過去に最も多く使用されていた方法は、単軌道及び二重軌道を含む変動的なビーム軌道法であった。画像に合わせて動く標的の体積の情報は、変動の軌道に呼吸同期照射法が用いられていた。

2.2.4 イオンビーム放射線治療の手順

(17) イオンビーム放射線治療の手順を以下に示している。これには患者の固定、治療計画時の CT 撮影、治療計画の作成、患者位置決め及びビーム照射が含まれる。

患者の固定

(18) 腸子線治療には回転ガントリックが利用されるようになったが (Slater, 1995)、大半の放射線治療装置には固定した水平又は垂直ビームが使用されている。固定ビームラインを使用する理由、ビーム方向は患者の位置と患者の回転、又は患者の位置と患者の回転による変化を最小化することとが重要である。通常、イオンビーム放射線治療は数週間かけて分回照射する。放射線治療では、期間内に高い精度で繰り返しビーム照射することが重要である。初期、治療部位及び利用できるビーム方向の判定のために診断画像を撮影することが重要である。固定化は、その治療期間内に完全性を維持し、再現性のある患者の照射体位を完全に支持できるほど、十分に強固である必要がある。場合によっては、生理的因子を積極的にコントロールする (例えば前立腺がんの患者では膀胱を充満させるなど)。固定時には、患者の心地よさのみならず、ビーム照射に影響する可能性についても注意する必要がある。安全性と費用も検討事項に含める必要がある。多くの腫瘍では真空バッグ、バイトロック、イモバイザー (individual cmides) 及び熱可塑性プラスチックが使用されている。

治療計画時の CT 撮影

(19) イオンビーム放射線治療の治療計画の作成は、CT 画像を用いて行われる。この際、治療に用いるのと同じ条件で行う必要がある。患者は、治療と同じ呼吸条件下で寝台に固定しなければならぬ。このためには、時に、CT スキヤンとその後のビーム照射のために呼吸

は「ブロードビーム法」と呼ばれ、「変動的方法」と分類される (図 2.1)。

(20) 腫瘍体照射法は、マルチコリメータ (MLC) を用いた高度なブロードビーム法であり、これにより標的的なブロードビーム法に比べて標的体積に照射される相対線量が高くなる (Kamoi et al., 1988; Futami et al., 1999)。スキヤニング法は通常のブロードビーム法とは異なり、ペンシルビームが標的腫瘍全体を 3 次元的にスキヤンし、ペンシルビームを拡大することはない (図 2.2)。この腫瘍体照射法はスキヤニング法は「変動的方法」と分類される。

2.3.1 ブロードビーム法

(25) ブロードビーム法では、加速器から射出された細いペンシルビームが横方向と縦方向に均一に拡大する。さらに、ビームにより誘発される高線量領域が患者の身体内の標的腫瘍体積に一致するように、拡大した均一ビームの一部をカットする。ペンシルビームを横方向に均一に拡大するために使用される主な方法は、二重軌道法及びワプナー法である。手前側照射など照射野が小さい場合は、単一軌道法を用いることができる。

(26) 二重軌道法 (図 2.1) では、異なる構造をもつ 2 つの散乱体を用いて均一な照射野を作る (Grussell et al., 1994; Gottschalk, 2008)。照射システムの上流に設置される第 1 散乱体は、均一で重い材質からなり (一般的には鉛が使用される)、ペンシルビームが多重コリメータにより拡大される。このコリメータの分布は、小さい程のあるガス分布線の形状をとる。第 1 散乱体から下流に設置される第 2 散乱体は、ビーム中心までの距離に応じて薄くなる重い Z 成分と、ビーム中心までの距離に応じて厚くなる軽い Z 成分の、2 つの材料から構成される。

(27) ワプナー法 (図 2.3) では、ワプナー-破石システムと散乱システムを組み合わせたことで均一な照射野を作る (Torikoshi et al., 2007)。このワプナー-破石システムとは、その縦方向が相互に直交するように設置される、2 つの破石 (brick) に互いに 90 度の異なる交流電圧を印加することで、加速器から射出されたペンシルビームが円軌道で回転する。ワプナー-破石システムは供給される実効電圧を変化させることで、この円の半径を変えることができる。この縦方向は、ワプナー-破石システムの下流に設置される散乱システムにより拡大される。

(28) 狭き方向へのビームの均一な広がりは、SOBP の形成に相当する。SOBP は、多数の様々な元のブランクビームを重畳合わせることとで形成される。言い換えれば、SOBP とは単一エネルギーのエネルギーの変調に対する反応である。ビームエネルギーの調節とプラッグビームの重ね合わせには 2 つのソリッドフィルムターゲットという装置を使用する方法 (Larsson, 1961; Kostuchonko et al., 2001)。そしてもう 1 つは回転レンジモジュレーター (Kochler et al., 1975) を使用する法である。ソリッドフィルムターゲットは、非常に正確に延

同期が必要となる。治療計画時の CT 画像により、線量計算のための患者密度情報が得られる。したがって、治療計画時の CT 撮影で通常、造影剤の使用は避ける。

治療計画の作成

(20) 初期、治療計画時の CT 画像に基づいて臨床的標的体積及び危険臓器 (OAR) を規定する。実際には、逆影 CT、breath-hold CT、呼吸気胸画像及び PET 画像などその他の診断画像も、治療条件下で撮影された場合には、標的の輪郭抽出に役立つことが多い (Hosokawa et al., 1995)。次に計画標的体積を判断する。この際も、治療計画作成のための CT 撮影時と治療時の生理的変化、臓器移動 (ICRU, 1998b, 1999; Osaka et al., 1997)、及び固定装置を考慮する。イオンビームは計画標的体積に対して処方線量を均一に照射するよう計画し、ビームパラメータはその処方に対して最適な線量分布を得られるように選択/変更する (ICRU, 2007)。

患者の位置決め

(21) 高精度のイオンビーム放射線治療では、各患者の固定のために治療計画時の CT 画像から再構成したデジタルシミュレーション画像と比較し、患者の位置を直交する X 線に合わせて検証する。基準となった計画時の画像の代わりに、初回治療前に撮影したそれと同等な X 線像を用いることもできる。骨構造、及び治療計画時の CT 撮影前に前位近くに植え込んだ基準マーカーが、患者位置決めのための基準点としてしばしば用いられる。

ビーム照射

(22) 患者を固定して位置決めをした後、イオンビームを標的から数分間、計画した通りに照射する。ビーム照射中は、緊急時のインターロックのため患者と能動臓器を目標又は電子的にモニターする。処方線量を照射した時点でビームを停止させる。線量計の出力は治療前に校正しておく必要がある。イオンビームデマリニーションシステムは複雑であることから、線量計の校正のためにはビームごとに個別のコントロール相関が必要と考えられる。

2.3 ビームデマリニーションシステム及び照射法の導入

(23) イオンビームデマリニーションシステムは通常、加速器システム、高エネルギービーム輸送システム、及び照射システムから構成される。粒子の加速にはほとんどの場合、シンクロトロン、サイクロトロン又はシンクロサイクロトロンが用いられる。高エネルギーのイオンビームはビーム輸送システムを通して照射システムに入射する。加速器から射出された元のブロードビーム (これは「ペンシルビーム」と呼ばれる) は、ビームスキヤニング法以外にはそのまま治療に用いられない。照射システムがこのペンシルビームを標的体積に対して拡大する。この方法

理技術で製造された。多数の均一な標的のソリッド (barridges) から構成され、これらが 1 枚のプレート上に互いに平行に並んでいる (図 2.4)。高低方向のエネルギービームに対して、様々な SOBP 幅に相当するソリッドターゲットが作成される。多くの場合、標的のソリッドの断面の形状がビームの厚さを決定するため、標的のソリッドを適切に設計することで標的腫瘍に対して均一な荷重線量を照射される。

(29) 回転レンジモジュレーターは、異なる中心角の部位ごとに水等価厚が異なる環状部分をもつ、車輪の構造をしている。この環状部分をビームが通過すると、それが通過した部位の厚さによってエネルギーが変動される。回転レンジモジュレーターを用いて形成された環状線量分布は、モジュレーターの回転速度に相当する時間構造をもつ。

(30) 横方向及び深さ方向にビームが拡大した後、ビームは、ビーム方向像に投影された標的腫瘍に合わせで形成される。均一ビームを 2 次元整形するためには、カスタマイズされる患者コリメータ (MLC) 又はコンベネンシエーターが用いられる。カスタマイズされる患者コリメータとは、腫瘍照射の形状のアパーチャー (開口部) をもつプロックである。このプロックはビームの最大径よりも厚く、多くが真鍮製である。このため X 線や放射能加工機又はフライス盤により容易に切断することができる。カスタマイズされる患者コリメータは、それぞれ別の照射方向について製造される必要があるが、患者コリメータは患者の体表の近くで設置する可能性があるため、側方の線量線量のずれが抑えられる。

(31) MLC には、多数の対になった薄いつりーフが備わっている (図 2.5)。これらのりーフは、腫瘍体積像にフィットする開口部が整形されるように、適切な位置にシフトする。MLC デバイスを使用した場合、個々の患者コリメータを製造する必要はないことから、治療準備が短時間でになり、コストも抑えられるという利点がある。一方で機械的な制限があることから、MLC はプロックコリメータほど患者の体表近くに設置できないことが多い。コリメータの構造と患者体表との関係が良くなると、側方の線量線量のシアーが損なわれる。したがって正確な照射野の整形が必要な場合は、MLC はあまり使用されない。

(32) レンジモジュレーターは、患者体内の残留線量の調整のために用いられる。レンジモジュレーターは異なる厚さをもつ多数のエネルギー吸収体から構成され、適切な吸収体を選択することで線量システムの厚さを換えることができる。レンジモジュレーターを用いることでビーム線量を調整することができる。シンクロトロンは目的のエネルギーを照射でき、サイクロトロンは通常サイクロトロン出口前でエネルギーデターを用いて照射する目的のエネルギーを送ることができ、レンジモジュレーターは通常は (微調整以外) は照射ヘッド内で使用されない。

(33) 補償体は、標的体積の末端表面の形状に均等な厚さをもつプロックである。均みを入すべく、原子番号が小さいことでビームの散乱が抑えられるため、高密度ポリエチレンで作られることが多い。患者コリメータと同様、患者補償体もそれぞれ別の照射方向について作製される必要がある。

(34) 患者の放射線被ばくに関しては、ブロードビーム法の方が、患者に与えるまでにイオン粒子が喪失することでビーム効率が低い、ビームの変調及び整形に使用されるあらゆる装置でビーム強度の喪失が認められ、それらのポイントから中性子など望ましくない放射線も生成されることがある。

2.3.2 積層体照射法 (layer stacking method)

(35) ブロードビーム法ではレンジュレームによって照射野に一定の SOBP が形成されることで、標的近位の正常組織に望ましくなく高い線量が照射されることとなる (Goitein, 1983; Kanai et al., 1993; Kanematsu et al., 2002)。したがって、望ましくなく線量を避けるために積層体照射法が開発された。この方法は、深さ方向に沿って複数のミニ SOBP を積み重ね、標的腫瘍体積の相当する深さで断面表面の輪郭を描出するように、MLC の開口部を変えながら、患者の放射線被ばくに関しては、積層体照射法のビーム使用効率も低い。

2.3.3 ペンシルビーム法

(36) ペンシルビーム法は、加速部から射出されたペンシルビームを標的腫瘍体積内で 3 次元的に走査することで、高度な異体性の線量が得られる。ペンシルビーム法の概念図を図 2.2 (b) に示す。

(37) 歴史的に最初の陽子ビームシステムは、患者治療に使用されていた低エネルギービーム (70 MeV) により達成された (Kinnel et al., 1980)。陽子ペンシルビームシステムは、陽子治療を指す新たなプロジェクトが、1992 年、Paul Scherrer Institute (PSI) に開始された (Padroni et al., 1995)。PSI とほぼ並行して、ドイツの Gesellschaft für Schwerionenforschung (GSI) は、頭蓋底部の腫瘍治療のために扁平の固定ビームラインを用いた線線線のペンシルビームシステムを開発した。GSI のこのシステムはラスタースキャンニング法に基づいている。これは二重炭素イオンを用い、シンクロトロンにより低エネルギーを動的に変化させるものである (Haberer et al., 1999)。

(38) ペンシルビームは、通常は走査石を用いて側方に照射し、側方照射野を形成する。一方向の走査速度は、他の直交方向に沿ったものよりも速い。これにより、走査石の代わりに、速い走査輪に沿った機械的なソフトシステムを使用することができ (例えば PSI で Gantry I 上で用いられたもの)。次に、レンジシフトにより、又は加速器による段階的エネルギー変化により縦方向にスキャンする。ペンシルビーム法は、ほぼ 100% という高いビーム効率を特徴とし、したがって中性子の発生が低いことによる利点がある。

3 放射線治療の物理学的問題

(39) 腫瘍内処方線量の主な数量として、吸収線量が使用されている。これは、電子及び電子ビーム照射の生物学的又は腫瘍的効果の優れた指標として知られている。さらにイオンビームの場合、その生物学的効果は吸収線量のみならず線量にも左右される。これらは照射体積内で著しく変化することがある。本項では、イオンビーム放射線治療における放射線防護に関連する、物理学的問題を記述する。

3.1.1 物質中のイオンの進行

3.1.1.1 阻止能

(40) 高エネルギーイオンが物質中を進行する間、主に付随の電子とのクーロン相互作用により徐々にそのエネルギーを喪失する。単位距離当たりのエネルギー損失である阻止能 (dE/dx) と呼ばれる。電子速度が遅いとき、相互作用時間は短いことから、単位通過長当りで物質に与えられるエネルギー量は少ない。電子速度が低下して飛程の終端にきたとき、阻止能は急激に上昇する。飛程の終端近くで、このように阻止能の急激な増加は、「ブラッグピーク」と呼ばれる最高のエネルギー損失を生じさせる。各種イオンの阻止能は ICRU Report 49 (ICRU, 1993a) 及び ICRU Report 73 (ICRU, 2005a) に記載されている。

3.1.2 多重散乱とストラグリング

(41) 入射イオンと物質のクーロン相互作用は、阻止能のみならず多重散乱も決定する。入射粒子と電子の間の庫ロンのクーロン相互作用の大きさはごく僅かかもしれないが、この相互作用数は膨大であるため、生じる偏向は著しいものになり得る。同じエネルギーをもつ入射粒子でも、相互作用の統計的揺らぎのためにはその偏向は同一ではない。そのような偏らぎは、粒子の集団に対してエネルギーと飛程の変動を引き起こす。この統計的揺らぎは「エネルギーストラグリング」と呼ばれる。入射粒子の質量が増加するほど、多重散乱と飛程ストラグリングが顕著でなくなる。このことが、イオンビーム放射線治療において優れたラテラルペンナングラの線量集中が得られる理由の 1 つである。

3.2 二次放射線の生成

3.2.1 核反応モデル

(42) イオンビーム放射線治療において一次粒子は加速して 150~500 MeV/n⁺ となる。これは光子の約 60~80% に相当し、深在性腫瘍まで

2.3.4 回転ガントリーンシステム

(39) 回転ガントリーンシステムは、固定ポット照射システムと比べてビーム回転方向を広く選択することができる。其他臨床では、固定ビームシステムの場合、ビームは水平方向から垂直方向に限定されることから、患者を仰臥位、腹臥位又は座位に固定する必要がある。さらに適切なエネルギーの組合せを得るために、患者を新しい体位に転がすことが多く、これはしばしば患者の負担となる。治療計画の作成を複雑にし、不正確な体位設定をもたらす。またこれは、患者を転がすことで体内の構造と線器が移動する可能性があるため、ビーム照射の精度を制限する。患者の回転できる回転ガントリーンシステムの場合、これらの問題の多くを解決でき、従来の X 線遠隔治療システムの標準である。イオンビーム放射線治療の回転ガントリーンは、陽子のそれよりもはるかに大きく、市販の陽子治療システムの直径は通常 10 m である。

2.3.5 呼吸同期照射

(40) 患者位置決め及びビーム照射の間の機器移動は、線量照射の精度を低下させる。特に呼吸は、胸部及び腹部内で最大数センチ移動させ、患者が腫瘍位るときは全身に影響することもある。この問題を解決するため、治療中の息こらえ及び積極的呼吸管理が提案されてきた (Wong et al., 1999)。放射線被ばくは呼吸同期によっても、ビームの射出を呼吸と同調することで、移動の影響を最小限に軽減できる。呼吸 (呼吸同期) による問題は、呼吸波形シグナルと位置検出 CCD カメラにより検出することができる。これらの線器は通常、呼吸終了時に機械的に安定することから、ビームの射出のための同期は通常、この呼吸相で決定する。呼吸パターンとその再現性も患者依存性である。したがって、呼吸波形のリアルタイムの検知、迅速で整年な同期ロジック、及びビーム射出システムの反応性は、呼吸同期システムに不可欠である。

2.3.6 身体の自己放射化における線量分布の検証

(41) イオンビーム放射線治療に使用される高エネルギーイオンビームは、患者の体内で核反応を誘発する (Tobias et al., 1977)。このような反応は¹⁰O や¹¹C など体内組織を生じさせることがある。このような核から同時に生じる一対の消滅 γ 線を検出することで、体内の線量分布を以下のプロセスにより検証できる。第一に、体内に入射イオンにより生じた β 崩壊核の分布を、治療計画の作成データ及び核反応データを組み合わせて算出する。第二にこの分布を PET 測定と比較する (Enghardt et al., 1992; Parodi et al., 2008)。最後に、ウォッシュアウト効果を考慮して線量分布を評価する (Mizuno et al., 2003)。自己放射化及び飛程検証による 3 次元線量検証法の開発が現在進められている (Nishio et al., 2005)。

到達する。そのような高エネルギー粒子が物質中の核と衝突すると、核反応が生じることがある。この反応において、入射粒子 (陽子よりも重い場合) と標的核の両方がフラグメント粒子に分解されることから、高エネルギー反応では、入射核 (projectile) の速度が入射核内の核子の速度 (フェルミ速度) と呼ばれる) よりもはるかに速いことから、このプロセスは傍観者型 (participant-spectator model) を用いて記述することができる。入射核と標的核の重畳する領域内の核子のみが、この反応に関与すると仮定され、したがって「反応関与部 (participants)」と呼ばれる。衝突後だけに (約 10⁻¹⁴ 秒以内)、直接プロセスを通じて反応傍観者 (spectator) が放射される。これは入射核又は標的核のいずれかから生じ、その本来の速度を保持する。言い換えれば、入射核 (入射核破砕片) からの反応傍観者、比較的高エネルギーをもつ前方方向に放射される。これは一次粒子の残りと共に、治療ビームとして移動する。入射核破砕片の質量は一次粒子のそれと比べて小さいため、飛程が長く、ブラッグピークを越えて進むことができる。このような、入射核破砕片がブラッグピークを越えエネルギーを蓄積する領域は、「Fragment tail」と呼ばれる。この入射核の破砕と、それによって生じる Fragment tail の形成は、入射イオンが陽子よりも重い場合にのみ生じることがある。

3.2.2 不安定な中性核の崩壊

(42) 形成した崩壊核が不安定なとき、それ固有の物理的半減期に従って崩壊し、安定な核となる。標的破砕片はほとんど早く移動しないため、この不安定な崩壊核を含む物質は放射性物質として扱うべきである。不安定な崩壊核のこのような生成は「放射化」と呼ばれる。核は患者と作業者の二次被ばくの線量にのみならず、放射化は一般に遠慮なものである。しかし、自己放射化として放射化反応を使用することが可能である。自己放射化の空間分布は入射ビームの分布と相関する可能性があり、放射化の分布は、β+崩壊核から放射される一対の消滅 γ 線を検出することで測定できる (Enghardt et al., 1992; Parodi et al., 2008)。

3.2.3 断面積

(43) 核反応の確率 (P) は断面積 σ により表される。一次近似として、破砕反応の断面積は、入射核の幾何学径により左右される (Silver et al., 1993)。断面積データは例えば Chadwick (1998) により集積されている。

3.3 放射線の空間分布

(48) 吸収線量の空間分布は、上述の物理学的相互作用の結果である。分りやすいようにするため、イオンビームの空間的線量分布は、線量レベール及び線質に基づく 2 つの異なる領域で記述する。すなわち、(i) 照射野内で直接照射される体積。ここでは一次粒子が照射線量を支配している。(ii) 照射野外のその周辺体積。線量照射には二次粒子が重要な役割を果たす。

3.3.1 照射野内体積 (In-field volume)

(49) 粒子・重イオン輸送計算コード (PHITS) を用いて得られる、陽子及び炭素線の水中深線量分布の計算結果 (Iwase et al., 2002; Niita et al., 2006) を図 3.1 に示す。照射野内での放射線の影響により、入射エネルギーの増加に伴ってこのピーク/プラトー率は低下する。ストラリングはまた、distal falloff の拡大にも影響する。

(50) 合計一次粒子数の約半数が、照射野内から飛出ることなく飛程の終端まで到達できる (Matsufuji et al., 2005)。残りは照射野外に分解される。これらのうち、水素及びヘリウムのアルファ粒子率は、飛程終端付近の一次線量のそれと同程度になる傾向がある。陽子線の場合、入射線断片はビームに閉鎖しない。しかし、LET の増加は、飛程の短縮を伴って生物学的影響を軽減する (Paganetti, 2003)。イオンビーム放射線治療に関しては、その生物学的又は臨床的効果を推定する際に、線質のこのような変化を考慮するべきである。

(51) ペンタプラはしばしば、コリメータを通過した後のビームスポットのシャープさを示すために用いられる (Kamenetska et al., 2006)。最大線量の 80% から 20% になる。ペンタプラの側方減衰の幅は「F80-20」と表される。ペンタプラは、陽子及び炭素線の両方のビーム中の散乱し、一次粒子と、炭素線中の二次電子粒子から構成される。陽子線の場合、その分布は図 3.2 に示すように単一ガウス関数として処理される (Podromi et al., 2005)。低線量のハロー構造は、単一又は少数のクローン散乱から生じる。非線形散乱は重要。ごくわずかな散乱構造は、線の場合、ペンタプラは 3 つのガウス分布により近似される (Kusano et al., 2007)。(特に炭素線に関連する) 上記のような複雑な構造は、照射野寸法が小さいとき、照射野内の線質に変化を生じさせる (Nose et al., 2009)。

3.3.2 照射野外体積 (out-of-field volume)：二次放射線

(52) 照射野外体積は、fragment tail に示されるような二次電子粒子と、樹反忠中に放出され広がる分布する中性子を特徴とする。照射野内体積でさえも、治療ビームには粒子断片が関係している。しかし、吸収線量の大半は一次粒子から照射される。二次粒子の影響は、一次粒子が存在しないときに顕著になる。炭素線治療の治療計画を作成する際には、飛程終端後のビーム軸上の OAR の直線に注意する必要がある。

25

を表 6.1 に示す。いずれの線質も射線に 10 分のイオン化を生じさせる。一次電子体積も同様であるが、それにより生じる致死的作用は染色体異常の数よりも異なる。これは、高 LET 放射線の根拠に基づくより比較的複雑な構造の損傷が生じ、修復が容易であり又は修復エラーが生じやすいためである (Goodhead et al., 1993; Sutherland et al., 2001)。この種の損傷は、酸化ラジカルを介して自然発生する DNA 損傷と対比的である。後者は DNA に比較的時間に分布し、化学構造も単純である。エラーが生じやすい DNA 損傷により、遺伝子変異及び染色体異常が誘発されるおそれがある。

4.2 電離放射線の健康への影響

(58) 放射線誘発がんの健康への影響は、組織反応 (確定的影響) と確率的影響に分類することができる。組織反応は、細胞の傷害、細胞喪失又は炎症によって生じ、しきい線量をもつことを特徴とする。確率的影響とは、がんの誘発及び遺伝的影響である。これらは遺伝的変化及びエピジェネティックな変化により生じ、しきい線量をもたないと思定されている。

4.2.1 組織反応 (確定的影響)

(59) 正常組織に対する放射線の影響は、早期反応 (数日から数週間) と遅延性反応 (数ヶ月から数年) に分類される。正常組織損傷の発症率及び重症程度に影響する主な要因は、総線量、1 回線量、分割照射線量、分割照射期間、全治療時間、及び線量-体積パラメータである。早期及び遅延性反応の臨床的特徴、並びにしきい線量を、表 4.2 に要約する (ICRP, 2007b)。近年の疫学的エビデンスから、一部の組織反応の発現は非常に速く、(特に眼の水晶体及び視覚器疾患について) しきい線量は以前に考えられていたものよりも低いことが示唆されていることは注すべきである (ICRP, 2012)。

早期組織反応

(60) 早期組織反応は、皮膚上皮、消化管粘膜、性腺及び造血系など、増殖速度が速い組織で現れる。これらの組織は、幹細胞と前駆細胞集団を含む増殖コンパートメントと、成熟した機能細胞の有糸分裂後コンパートメントから成る。階層的構造をもつ。時間経過及び損傷の種類は、特定の細胞及び組織の代謝回転速度に依存する。例えば、顆粒球及び腫瘍抑制遺伝子の推定寿命は数日間、赤血球では 100 日を超えている。

遅延性組織反応

(61) 遅延性反応は、増殖速度の遅い組織 (例えば、心臓、腎臓、中枢神経系など) において生じ、事象の発生率は時間と共に増加し、照射後 10 年を過ぎさえも生じる。原爆生存者の研究から、放射線と、照射から非常に長期にわたる後の心血管疾患、肺腺癌、消化器系疾患

27

したがつて、炭素線治療の治療計画の作成に使用するビームの KERNELE には、fragment tail を含める。

(63) fragment tail を除き、重い二次電子粒子の影響は顕著でない。照射野外の線量を検討する際は、それにより生成される中性子及び陽電子が大きな影響事項である。中性子は中性子の電荷をもつことから広範囲に散乱すると考えられ、低いエネルギー範囲となる。したがって中性子の影響は、一次近似として、腫瘍周囲又は正常組織の急性放射線反応の詳細についてはごくわずかで、炭素線の場合、中性子は照射野外と反しては、後発効果の発現形態とされる。二次中性子の分布は、陽子線及び炭素線で大きく異なっている。炭素線の場合、中性子は照射野外と反対側からその近位の動きを維持していることから、中性子は入射線断片として高エネルギーをもち、前方向に力強く進む。

(64) 陽子線断片及び陽子線断片からの中性子は、重心の軌道内で広くかつ等方向に分布し、そのエネルギーは入射線断片よりも低い。陽子線では二次中性子として入射線断片は存在しないことから、中性子は等方向性を特徴とするが、炭素線の場合は、種々の方向性の分布にさらに高エネルギー中性子が前方向に加わる。この分布は、ビームライン装置の設定と部屋の設計に大きく影響されることを留意するべきである。そのような装置では中性子が生成され、部屋全体に散乱するためである (Shan, 2001; Mesoloras et al., 2006; Tayama et al., 2006; Yonai et al., 2005; Zacharowat Jarlskog et al., 2008)。

(65) イオンビーム放射線治療の範囲における二次粒子の生成データは、Nakamura 及び Heilbrom (2006) により詳細に集積されている。中性子の取率は、入射エネルギー又は線量質量数が高くなるほど増加する。比較的重い材質のコリメータやターゲットフィルムなどのビームライン装置は、中性子の主な生成源である。

4 放射線生物学的影響

(66) 電離放射線の影響は、吸収線量、線量率及び線質により異なる (ICRP, 2003b)。本項では、放射線に対する生物学的反応、及び放射線誘発がんに伴う健康リスクを記述する。イオンビーム放射線治療に関連する具体的な問題点は、B 項で考察している。

4.1 放射線と DNA の相互作用

(67) 生物細胞における電離放射線の生物学的影響に関する重要な標的は DNA 分子であるが、核外の損傷も重要な役割を果たす。電離放射線は、DNA 塩基の変化、直線エネルギー-体積比による二重鎖切断、又は放射線断片による DNA の水イオン化で生成されるラジカルによる間接的影響を生じさせる。1 Gy の線量の低 LET 放射線及び高 LET 放射線が照射された哺乳動物細胞における、おおよそその事象の発生確率

26

及び呼吸器疾患の間に相関があることが明らかになっている。0.5 Sv 未満の線量で、リスク増加のエビデンスがわずかに得られている (UNSCEAR, 2008)。肺は癌化に関して遅発性組織反応が生じやすい臓器である。癌化は、大量の胸部体積が照射されたときの線量制限的である。皮膚の遅発性反応は、早期組織反応として確認できる皮膚上皮反応とは異なり、皮膚組織の菲薄化、毛細血管拡張症、並びに遅発性癌死の可能性を特徴とする。

(62) 白内障は、眼の水晶体透明度の低下可能な変化として定義される。0.5~2.0 Gy の急性線量後に僅かな混濁が検出できる。視力障害を伴う白内障を 1% の発生率で誘発する線量は、過去には急性線量に基づく 5 Gy と考えられていたが、この数値は ICRP により 0.5 Gy と改訂された (2012)。

(63) 循環器疾患のエビデンスが得られている。心血管と脳血管疾患の両方について、約 0.5 Gy という急性線量のしきい値が ICRP により推定されている (2012)。

発症効果

(64) 組織の照射体積が、臨床的「忍容性」の重要な決定因子である。高線量被ばく後にも、それ以下では臓器全体の機能的損傷が生じないという、照射体積のしきい値がある。正常組織における合併症は、線量分布及び/又は照射体積により左右される。臓器は並列臓器 (腎臓、肝臓など) と直列臓器 (腸管、腎臓など) に分類されてきた (Withers et al., 1988)。直列臓器は、その臓器の一部が損傷したときにその機能を失うが、並列臓器は臓器の一部が損傷した場合でもその機能を維持することができる。一方、他の研究者らは、血管構造など、生理学的及び解剖学的に関連した影響が、体積効果のより重要な決定因子であると考えている (Hopewell and Teot, 2004)。

4.2.2 確率的影響

(65) 単一細胞の DNA 損傷が遺伝子変異又は染色体異常を誘発する可能性がある。これは、放射線によるがん及び遺伝性疾患の誘発に重要である。これらの効果の場合、発症率は線量に依存する。放射線防護に使用されている一般的なモデルは、確率的影響のリスクを低くしきい値をもたずに線量に増加するというものがあり、これは「直線しきい値なしモデル」と呼ばれている。放射線誘発性の遺伝性リスクはほとんどの場合で、高線量の場合、変異と細胞傷害の相乗効果があることから、線量の増加によってもリスクは低下するが、又は変化しな

がら

(66) 急性低 LET 放射線被ばく後のがんの線量反応関係は、2 Gy 未満の線量で、照射から非常に短期に発生し、事象の発生率は時間と共に増加し、照射後 10 年を過ぎさえも生じる。原爆生存者の研究から、放射線と、照射から非常に長期にわたる後の心血管疾患、肺腺癌、消化器系疾患

28

4.6.3 腫瘍的影響に関する中性子の RBE

(85) 中性子の RBE はエネルギーに応じて大きく異なる。ヒトリンパ球において染色体異常の生成に最も効果的な中性子のエネルギーは、0.4 MeV である (Schmidt et al., 2003)。基礎放射線とした ^{60}Co γ 線と比べ、その RBE 値は 100 に近い (ICRP, 2003b)。発がん性形質転換に関する RBE 値は、40 keV の中性子では 3.7 であるが、350 keV の中性子では 7.2 に増加する (Miller et al., 2000)。マウス上皮腫瘍の誘発に関する RBE 値は 20~30 と報告されている。この nm 推定値は連続関数として表され、その最大値は 1 MeV での 20 である。

(86) 腫瘍的影響に関する RBE 値に基づき、委員会が各種放射線に提案している nm 値を表 4.3 に示す。 nm の数値は、身体への放射線入射について、又は (内部照射線源の場合) 取り込まれた放射性核種からの放射線について示しており、したがって検出する臓器又は組織とは関係しないことに注意する。

4.6.4 胎児及び小児に関する RBE

(87) 動物実験における子宮内死亡、奇形、及び発育遅延に関して、高 LET 放射線の RBE 値は約 3 であると提案されている (ICRP, 2007b)。ヒトにおける子宮内及び小児胎児については十分なデータは得られておらず、組織反応及び確率的影響に関するイオンビームの RBE 値を決定することはできない。

5 イオンビーム放射線治療における放射線療法

5.1 治療照射に対する患者の医療従事者

5.1.1 照射野内の治療体積

(88) イオンビームを使用したとき、従来の放射線治療に使用していた光子や電子ビームに比べ、その物理的線量特性性によって入射線量が大幅に減少する (ブラッグピーク)。さらに放射線は、散乱能が低く SOBP 内の RBE 値が高いという、陽子線とは異なる物理学的及び生物学的特性をもっている。これらの特性を用いることで、イオンビーム放射線治療の照射野の作成により理論的には、標的体積に照射されるべき潜在的治療線量が達成される。同時に、正常組織の望ましくない被ばくも、従来の放射線治療に比べて抑えられる。

(89) 各患者の治療計画の作成では、副作用 (確定的影響) を考慮してその照射野内線量を考察する。一方、通常は照射野外線量は考察されない。陽子線治療における治療計画の作成方法とプロセスは、ICRU Report 78 (ICRU, 2007) に記述されている。治療計画の作成は、陽

33

線量にも影響する (Hall, 2006)。

どの種類の放射線が、照射野外体積の線量に影響するのか？

(94) 前立腺がんに対する陽子線治療における、総吸収線量に対する陽子、中性子及び光子からの部分的寄与を、ルサイトファントムを用いてシミュレーションした結果を、Chase が明らかにしている (2010)。照射野外縁から 10 cm の距離での線量に対する寄与は、照射法を問わず、一次陽子のために陽子が大きい。またプロードビーム法では、照射野外縁から 15 cm 以上離れた距離の線量に、最終コリメータから散乱した陽子も 10~15% 寄与している。光子の線量寄与は照射野外縁から離れたほとんどの場合、例えば、スキヤニング法では照射野外縁から 60 cm の距離で 60% 寄与している。しかし、それらも高い生物学的効果と考えると、照射野外縁から 10 cm 以上お距離で総等価線量の最大値を占めるものは中性子によるものである。

(95) イオンビーム放射線治療で生成される二次中性子には、(i) 患者が生成する中性子 (内部中性子) と、(ii) ビームライン装置が生成する中性子 (外部中性子) との 2 つの要素がある。内部中性子は、標的体積に隣接的な治療線量を照射する荷電粒子の相互作用により生じるものであるため、プロードビーム法でもほぼビーム法でも運ばれない線量成分である。一方で外部中性子は、ビームライン装置内の一次荷電粒子との核反応により生成する。二重乱体法による陽子線治療で前立腺治療を行ったとき、モンテカルロシミュレーションを用いて得られた陽子束及び中性子束の分布を、図 5.2 に示す (Fontenot et al., 2008)。すべてのビームライン装置には一次荷電粒子が入ることを避けて、装置が外部中性子の分布となる。患者への線量に對する、各装置で生成される中性子の線量寄与は、その場所、装置の材質、設定、及び装置に入る一次粒子束に依存する。そのような依存性を以下に詳細に論ずる。

(96) 前立腺及び肺がん治療のためプロードビーム法で陽子線治療を行ったときの、線量に對する内部及び外部中性子の寄与を評価するため、モンテカルロシミュレーションを用いた複数の研究が行われている (Jiang et al., 2005; Fontenot et al., 2008; Zacharatou-Jarlskog et al., 2008; Taddei et al., 2009)。その結果、内部中性子が照射標的体積付近の線量に大きく寄与する一方で、外部中性子はその体積から離れた臓器線量の主な寄与因子であることが明らかとなった。

(97) Fontenot ら (2008) は M.D. Anderson Proton Therapy Center にて用いられる変動的散乱ノズルのビーム特性を推定し、Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) シミュレーション (Polowinski (Polowinski, 2008) を用いて各臓器の等価線量を算出した。前立腺がんのシミュレーションでは、外部中性子が、治療体積から離れた食道、甲状腺などの臓器に對する中性子等価線量の 98% 以上を占めていた。一方、膀胱、血管及び肝臓など治療体積付近の臓器では、中性子等価線量の約 40% が内部中性子に起因するものであった。中性子からの線量分布は身体サイズに依存する (Zacharatou Jarlskog et al., 2008; Athar and Pagamenti, 2009)。

35

子線治療と従来の放射線治療とで基本的に同一である。放射線治療における放射線特性を考えると、線量増加と、腫瘍抑制のために標的体積に必要な高い集中性、線量又は線量-体積の拘束の間には、トレードオフ (二律背反) の関係がある (Mancusi et al., 2004; Tsuji et al., 2005, 2008; Kawashima et al., 2011)。線量分布及び線量体積ヒストグラムはしばしば、臨床的線量増加研究に基づいて最適な治療計画を検討する際に、重要な役割を果たす (Komada et al., 2002; Mizoe et al., 2004)。

(90) 入射吸収線量に対するブラッグピークの吸収線量の比率は、陽子よりも炭素線の方が高い。しかし、RBE は線量依存性 (重いイオンの方が顕著) であるため、標的外の低い線量は、その LET 値に依存し、生物学的等効線量で高い RBE 値によって釣り合わせる必要がある (ICRP, 2003b)。とはいえ、炭素線を用いたときのビーク/プラトー比が低いという潜在的な利点には、破砕片の形成により、ブラッグピークの直後に残存線量を生じさせるといった欠点がある。この現象は、陽子の場合はほとんど見られない。

(91) Palm と Johansson (2007) は、治療計画の作成に関する既報の研究に基づき、放射線治療の線量分布、IMRT 及び陽子線治療を、標的体積、OAR 並びに非標的組織内の線量中性及び線量分布に関して比較検討した。さらに彼らは、照射野外縁線量分布に関する既報の測定結果及びモンテカルロシミュレーションも検討し、陽子線治療を用いたとき IMRT に比べて、OAR 及び非標的組織において離れた線量分布が得られることを明確に示した。IMRT と陽子線治療は標的体積における線量分布の改善能力について類似しており、この改善は、腫瘍制御率のほか線量も従来の放射線治療に比べて高めると考えられる。いずれの治療形態も、OAR に對する最大線量を減少させる。Palm と Johansson (2007) はさらに、ヘパティタの大きさを、標的内の線量中性及び照射野外縁線量に對する OAR 体積の最大線量にも大きい影響を及ぼすことを認めた。このことは、炭素線の散乱能の低さのため、炭素線治療によって OAR に對する最大線量を抑制できる可能性を意味している。

(92) 1 例として、耳下腺がんに対する IMR 及び炭素線 (プロードビーム法) 放射線治療の治療計画による線量分布を比較検討したものを、図 5.1 に示している。いずれの計画でも、標的体積 (青緑色の線) は 95% 等線量線 (赤い線) によってほぼ完全にカバーされている。低線量領域における線量収束性は、炭素線治療の計画の方が IMRT に比べて優れている。望ましくない被ばくのないような低下は、OAR における副作用の抑制につながると考えられる。照射野付近又は照射野外の望ましくない被ばく線量は、各患者の治療計画の作成に応じた異なるが、プロードビーム法を用いた場合でも、上述の結論に従うものである。

5.1.2 照射野外体積

(93) イオンビーム放射線治療は、他の身体部分のほとんどを回避する一方で、ごく限られた明確に定められた体積に高線量を照射する。有用な放射線治療法として浮上するまでに違いはない。しかし、ビーム線量が走査ビームか) は、少し離れた標的体積外への

34

(98) Yonai ら (2009) は、重粒子線がん治療装置 Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba (HIMAC) による炭素線治療について、各ビームライン装置と水ファントムで生成される中性子の、靶台上的周辺線量当量に対する寄与比率を、PHITS コードを用いて算出した (Wase et al., 2002; Nitta et al., 2006)。主線源は外部中性子 (水以外の構成要素から生成された) であり、これは陽子線治療と同様であった。ビーム軸から 25 cm 離れた距離では、中性子周辺線量当量全体に對する内部中性子の寄与は 10% に過ぎなかった。この寄与は、ビーム軸から離れたほとんどの場合、低線量であった。

(99) これらの結果から、イオンビーム放射線治療における中性子被ばくは、スキヤニング法の方がプロードビーム法に比べて低いことが明らかとなった。これは、スキヤニング法の方がプロードビーム法に比べて、生成される外部中性子数が少ないためであった。

(100) 炭素線治療の場合、入射炭素ビームにより生成される破砕荷電粒子も、照射体積付近の位置では線量の寄与因子となる。それらの特性は 3 項で論じられている。現在の TPS では、Fragment (mail) 領域の線量を考察する。一方、陽子など軽めの破砕粒子の側方分布は、正確にはシミュレートできない。これは破砕片の生成時点での側方「キック」を含め、散乱能が比較的高いためである (Kanai et al., 2004; Matsufuji et al., 2005; Kusano et al., 2007)。この線量は、炭素線治療における破砕荷電粒子の側方に比べて著しく低いものには比べて著しく低いものには、側方分布した破砕荷電粒子を含める必要がある。

二次中性子の生成に影響するものは何か？

(i) ビームライン装置

(101) イオンビームによる核反応から生じる二次中性子の影響。エネルギー-マス・クロスセクション及び角度分布は、3 項に記述したように、入射粒子のエネルギー及び粒子種、並びに標的に依存する。さらに二次中性子はビームライン装置によって抑えられ、遮蔽されたりする。したがって、患者の位置での中性子線量は、各ビームライン装置の材質、部位及び設定 (厚さ、形状など) 並びにその関係 (ビームデリバリーシステムの設計) に依存している。

(102) プロードビーム法を用いたとき、コリメータ中で生成される中性子は、照射に對する外部中性子線量の主要な要素である。これは、コリメータが患者の近くで置かれること、及び多くの一次粒子はビームライン中のこの部位で停止するためである (Beumer et al., 2006; Yonai et al., 2009; Hecksel et al., 2010)。

(103) プレコリメータの設計は、二次中性子線量の抑制に大きく影響する (Zhong et al., 2007; Branner et al., 2009; Yonai et al., 2009)。最終コリメータと比べこのプレコリメータにより、ビームデリバリーシステムの配置が異なる。これは、プレコリメータが、ビームヘパティタなど治療ビームに對する影響が小さいためである。これが患者から遠くに設置され、かつ厚くできる場合は、二次中性子の生

36

(119) ハルスビームの場合には特に、測定中のデッドタイムやビグナルのペイルアップが重量に検出する必要がある。中性子線量はビームパラメータ及び測定の設定に依存することから、これらの測定を標準化する必要がある。さらに、診断手技のための線量参考レベルに類似した、陽子及び炭素線治療のための臨界レベルが必要である。規則レベル及び臨界レベルを確立するためには、さらなる考察が必要である。
陽子及び炭素線治療における照射野外線量は、外部光子放射線治療をマリテラにおけるそれよりも高いか?
(120) 外部光子線治療 [例えは従来の放射線治療 (3D CRT)、IMRT、トモセラピー及び定位放射線治療など] を受けた患者の照射野外線量を、陽子及び炭素線治療のそれと比較検討するため、多数の研究が実施されている。数本のレビュー論文も線量評価データをまとめている (Sivall et al., 1995; Palm and Johansson, 2007; Xu et al., 2008)。
(121) 外部光子線治療における照射野外線量は、二次中性子よりも重要である。10 MeV を上回る場合、光核反応で生成される二次中性子 (secondary neutrons) と照射ヘッドからの中性子は、二次中性子よりも重要である。照射野外線量は、照射野外線量の増加に伴って増加する。散乱光子は照射野付近で低線量を占める一方、線量光子は比較的高線量である。中性子の線量当量は、照射野外線量に比べてはるかに低く、深さとビームエネルギーに依存している。外部光子放射線治療における照射野外線量も、コリメータ角度と遮蔽装置を含む設計のため、治療計画 [例えは照射野外線量とモニタリング (MU)、加速器の種類など] 全体に強く依存する (Van der Giessen, 1996; Kry et al., 2005a)。近年、多くの研究グループにより、IMRT 中の被ばくが 3D CRT と共に検討されている。これは、IMRT とトモセラピーが、腫瘍に対して同じ処方線量を照射するために、より多くの MU を必要とするためである (FOLLOWILL et al., 1997; Ferrero et al., 2001; Vanhavere et al., 2004; Howell et al., 2005, 2006; Kry et al., 2005a,b, 2007)。
(122) Alhar et al. (2010) は腫瘍の治療計画及び患者の年齢層に関して、陽子と 6-MV IMRT による治療を比較検討した。その結果、照射野内では、より低い線量当量のために陽子線の方が思わぬに優れていると結論づけられた。照射野外、ただし 20 cm の距離内では、IMRT の方が優れていた。一方でさらには離れた部位では、陽子線治療による中性子線量による照射野外線量は IMRT における散乱光子線量に比べて明らかに低かった。
(123) Yonai et al. (2010) は、ブロードビーム法を用いた陽子及び炭素線治療による照射野外線量を、Kry et al. (2007) が IMRT によって得たデータと比較した。治療線量を、400-MeV n ⁺ 炭素線と 66 Gy (RBE) の、235-MeV 陽子線と 74 Gy (RBE) と仮定したとき (これは前立腺がん治療の一般的な条件である)、水phantom のビーム軸から 13 cm の距離で線量 20 cm の線量当量は、両ビームとも最大 190 mSv であった。同様に、水phantom のビーム軸から 25 cm の距離で線量 5 cm の線量当量は、2本の対向ビームを想定したとき、炭素線について 87 mSv、陽子線について 192 mSv であった。これらの数値は 3D CRT 治療における肺、食道及び甲状腺、及び IMRT 治療における前立腺がんで見られる数値と同程度、又はそれより低いものであった。

41

<ul style="list-style-type: none"> 中性子誘発性リスクに対する主な (>80%) 寄与因子は、照射ヘッド内で生成される中性子であった。 治療的体積の変化は、リスクを最大 2 倍変化させる。若年患者は成人患者に比べ、幾何学的な違い及びそのリスクモデルの年齢依存性により、高いリスクをもつ。 臓器特異的なリスクは比較的小さいものの、全臓器に対する総合リスクは無視できない。このことは特に、非常に若い患者に当てはまる。(128) Alhar 及び Paganetti (2009) は、計算的な全身 (男女別、年齢別) のボクセル全身 (全身) を用いて、2つのリスクモデルに基づいて、患者の年齢及び照射野外線量に起因した種々の臓器の二次がんリスクを解析した。例えば、骨髄照射野に陽子線治療を受けた 8 歳女児では、乳房、肺及び直腸の放射線誘発性生涯発がんリスクが炭素線であった。これらはそれぞれ 0.71%, 1.05% 及び 0.60% と推定された。男女患者のリスクは、治療時の年齢が低いほど増加した。
(129) Schneider et al. (2008) も同様に、前立腺がんの治療を受けた成人患者 1 例と、前立腺癌筋肉腫の生後 14 ヶ月の小児患者 1 例について、臓器等価線量の概念を用いてそのリスクを解析した (Schneider et al., 2008)。スキャニング法による線量に比べて中性子線量が 5 倍になることと推定し、ブロードビーム法を用いた陽子線治療を追加した。その結果、IMRT 又は受動的陽子線治療の成人における二次がんリスクは、従来の放射線治療に比べて 15% 以上高くなることはなかった。小児では陽子線治療によって、照射野外線量によって、照射野外線量に比べて 15% 以上高くなることはなかった。
<ul style="list-style-type: none"> 小児における照射野外線量は、成人におけるそれの 10~15 倍にもなりえる。 2 Gy 未満の線量を受ける体積の、2 Gy を超える線量を受ける体積に対する比率は、成人では 10~20、小児では 7~9 であり、したがって、散乱及び腫瘍放射線治療の影響が小児の方が一層顕著である。 IMRT 及び陽子線治療 (その照射野を問わず) は 3D CRT に比べ、小児におけるリスクを低下させる。
(130) これらの結果は、走査ビーム法を用いる、又は遮蔽法を追加することにより、照射野外線量を削減 (管理) し、それを減らすよう努めるべきである。リスクを低下できる可能性があることを示している。各種照射野外線量を削減 (管理) し、それを減らすよう努めるべきである。
(131) 残念ながら、陽子線治療に関する論文は、現在のところ発表されていない。しかし、正常組織に対する望ましくない線量は少なく、陽子線治療のそれと同程度であり、したがってそのリスクも同程度ははずである。さらに、がんの発生率に関する望ましい RBE への問題への解答は得られていない (ICRP 2003B)。情報及びデータ、特に、既に炭素線と炭素線治療に使用している治療機関からの情報及びデータが必要である。また、治療機関のために二次がんリスクに関する疫学研究も必要である。
(132) リスク評価には、線量評価の大きい不確実性が含まれる。さらに、生物学的影響、低線量線量域における線量反応関係、及び線量率及

43

<p>トイ (RBE)、RBE で加重された吸収線量 (ICRU 2007)。Ogata は、過去の文献ではしばしば使用されていたが、現在では推奨されない、適切な期間については現在議論がなされている (IAEA 2008; Wambers et al., 2011; Bentzen et al., 2012)。</p>
5.1.8 線量的影響 (特に二次がん) のリスク評価
(124) 放射線治療の使用が広がったことは、患者の長期生存率が改善したことと相まって、放射線治療後の二次がんの潜在的リスクをモニターして評価するための、一定の特別な注意が必要である (NCRP 2011)。二次がんのリスクは、照射野内の高線量領域の線量分布を達成し、さらに明瞭な照射野外線の低線量領域の体積に左右される。上述のとおり、陽子及び炭素線治療は陽子線治療の最も線量分布を達成し、さらには明らかに、OAR の副作用を軽減するのみならず、照射野外線量の二次がんリスクを最小限にも抑える。低線量領域 (全身被ばく) における二次がんのリスクは、未だに議論が分かれた問題である。5.1.2 項に示したとおり、この被ばくは治療的体積付近に比べて著しく低いことが、特に若年患者では、リスク評価のためには無視してはならない。
(125) Fontenay et al. (2009) は、前立腺がんに対するブロードビーム法を用いた陽子線治療及び 6-MV IMRT による二次がんのリスクを、一次及び二次放射線の寄与を踏まえて評価した。一次及び二次放射線からの線量は、治療計画の作成及びモンテカルロシミュレーションを用いて推定された。リスクの推定は、BEIR VII Report (2006) のリスクモデルを用いて行われた。その結果、陽子線治療は IMRT に比べ、たとえ二次中性子からの線量を含めた場合でも、前立腺がん患者における二次がんの発生率を下げることができると結論づけられた。しかし、両方のモデルについて二次がんは二次がんリスクの主要な寄与因子であり、また、陽子線治療において生成される中性子線量は二次がんの発生率を下げることができると結論づけられた。二次がんリスクについては Schneider et al. (2007) 及び Fontenay et al. (2009) により様々な方法が用いられているが、スキャニング法を用いた陽子線治療の照射野外線量推定は、きわめてよく一致している。
(126) Newhauser et al. (2009) は、陽子線治療後の二次がんが発症する絶対リスクを、モンテカルロシミュレーションを用いて評価し、またその研究を Miralbell et al. (2002) が過去に行った二次がんのリスク評価と組み合わせで検討した。その結果、IMRT 及び従来の陽子線治療による二次がんリスクは、スキャニング法を用いた陽子線治療によるリスクのそれぞれ 7 倍と 12 倍であること、並びにブロードビーム法を用いた陽子線治療によるリスクのそれぞれ 6 倍と 11 倍であることを明らかにした。さらに、陽子線治療のリスクは主に二次陽子線によるもので、二次中性子によるものではないことも認められた。これは Fontenay et al. (2009) が到達した結論と同じであった。これらの研究は、陽子線治療における照射野外線量の望ましくない線量は、二次がんリスクについては無視できると結論づけている。
(127) Zacharatou Jankovic 及び Paganetti (2008) は、治療的体積外の中性子に起因するリスク、並びに患者の年齢への依存性、BEIR リスクモデルに基づいて推定した。その知見は以下のとおりである。

42

<p>ひ線量分割の影響などに関する不確実性もある (4 項に記載)。モンテカルロシミュレーションは実験によってさらに検証される必要がある。そのため、光子放射線治療に比べて得られている文献がまだ少ないことから、より多くの実験情報が必要である。さらに、一次及び二次放射線による線量は、治療計画の作成及び検証に必要と見なされるべきである。</p> <p>(133) イオンビーム放射線治療後の二次がんリスクについては総合的な結論を導くことは、現時点では困難である。しかし、イオンビーム放射線治療後には外部光子放射線治療後後に比べて二次がんのリスクが高いというエビデンスは得られていない。</p>
5.2 画像手法による患者の医療的評価
(134) イオンビーム放射線治療に係る画像手法には、治療計画の作成のための X 線 CT、治療リハーサルと照射の線量分割開始時の患者設定検証のための透視像、イオンビーム照射中の臓器移動追跡のための透視像及び呼吸同期 CT [時間分解 CT (4DCT) など] が含まれる。これらの画像手法はイオンビーム放射線治療に有意な情報を提供するもの、患者に対する線量が増加することにもなる。近年、画像手法に用いられる線量に関する懸念が論じられている (Murphy et al., 2007)。各画像手法により照射される線量は、文献を通じて広く発表されている。本項では、イオンビーム放射線治療中及び治療後のフォローアップの画像手法によって患者が照射される線量を、医療スタッフが推定できるデータのデータを示す。
<p>実地臨床では、入射面線量や面線量線量などの空気吸収線量として表される線量が広く使用されている。しかし、現在の線量測定装置で実際に測定される線量は空気カーマである。ICRU Report 74 (ICRU 2006) 及び IAEA 実施基準 (IAEA 2007) は、以下のような照準野に照射した線量の使用を勧めている: 入射空気カーマ (Ka), 入射面空気カーマ (La), 空気カーマ面線量線量 (Pa), 及びコンビューション線量線量線量 (Pa)。したがって医学界はこれらの線量にも精通している必要がある。とはは、本文書の線量は、文献中に示されたように空気線量として表されている。</p>
5.2.1 画像手法から患者に照射される線量の検出
診断の CT
(135) CT は依然として、放射線治療の計画に用いられる主要な方法であり、かつ一種の画像診断法である。CT 手技では他の X 線手技に比べて高い線量が照射されることから、CT 撮影による線量を認識することが重要である。
(136) CT に使用される主要な線量評価量は、CT 線量指標 (CTDI) 及び線量長さ積 (DLJ) である。CTDI は、1 回の回転を行った時の線量プロファイルの、回転開始と回転終了の間の平均値に相当する積分線量を、名目上の X 線ビーム長さによって除いたものと定義される (ICRP 2001)。CTDI

44

的な結果、及びその予防策も併せて示している。

7.8. 品質保証プログラム及び監査

(180) 包括 QA プログラムにより、システムエラーを発見し、ランダムエラーの頻度と影響度を低下させることができる (ICRP, 2000)。イオンビーム放射線治療と関連する包括的 QA プログラムは発表されていないが、複数の専門家団体がイオンビーム放射線治療の QA に関する文書を作成している。例えば QA ガイドライン (JSMF, 2005) が現在更新されており、国際安全基準が開発され (IEC, 2014)。さらに ICRU はイオンビーム放射線治療の実証基理を作成している (ICRU, 2007)。これらはイオンビーム放射線治療施設における包括的 QA プログラムの確立に有用であると期待されている。

(181) 放射線治療では、その包括的 QA プログラムの一環として、独立外部監査が必要である (IAEA, 2007)。QA 監査の究極的目的は、レビュー対象の施設又はプログラムでの放射線治療プロセスについて現状を評価し、その質を改善することである。放射線治療プログラムの包括的監査では、放射線治療に係るあらゆる要素の質をレビューし、評価する。これにはスタッフ、装置、手技、患者の防護と安全性、及び放射線治療施設の全般的な成績のほか、外部サービスプロバイダーとの関係も含まれる。関係施設が改善点を文書化できるように、技術的資源及び手技について定期的に監査を実施する。イオンビーム放射線治療についてそのような包括的監査は確立されていないが、現在、複数の監査活動が実施されている。米国では、米国立がん研究所 (National Cancer Institute; NCI) が実施している臨床試験に参加している陽子線治療施設は、NCI 主要の共同臨床試験における陽子線治療の使用に関するガイドラインに基づき、放射線物理センター [Radiological Physics Center; RPC, 2012; Movers et al., 2014]。日本では、放射線医学総合研究所により線量測定相互比較が実施され (Fukushima et al., 1998, 2008)、また多施設共同研究グループが、イオンビーム放射線治療に関する包括的 QA プログラムのガイドラインを協議し、線量測定相互比較を行っている (Oawa et al., 2013)。全てのイオンビーム放射線治療施設には、治療施設の校正を確認するため、外部監査プログラムに定期的に (理想的には毎年だが、少なくとも 5 年に 1 度) 参加することを推奨する。外部監査に定期的に参加していた施設では、そのようなプログラムに参加していない施設に比べ、ビーム校正の不一致が少なく、かつ小さいことが報告されている (ICRP, 2000)。

(182) イオンビーム放射線治療は従来の放射線治療に比べ、大型の加速器と複雑なシステムを必要とすることから、スタッフの作業時間、訓練及び能力を再評価する必要がある。安全性を確保するためには、これらの問題が適切に評価された後に数年をかけて、段階的、かつ安全に移行していく必要がある。これを行うことができなければ、資源の無駄になるだけでなく、患者の曝露的線量も高まる可能性がある。

アプローチで補う必要がある。

付属書 A 線量測定及びモニタリング

A.1 線量測定法

(A1) 吸収線量は放射線治療においてコントロールすべき第一の要素とみなされている。これは、物質に吸収される単位質量 (m) あたりのエネルギー量 (ΔE) として定義される：

$$D = \frac{\Delta E}{m} [\text{J kg}^{-1}, \text{Gy}]$$

ICRU Report 85 (ICRU, 2011) によれば、吸収線量、 D は dE を dm で割った商であり、ここで dE は質量 dm の物質に電離放射線が与える平均エネルギーである。したがって次式のようになる：

$$D = \frac{dE}{dm}$$

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

(A2) 放射線治療において、患者の身体は様々な場所密度をもつ体に近似されることから、着目点での水の吸収線量を得ることが必要である。

A.1.1 電離線

(A3) 放射線治療の分野において水吸収線量を得るために現在最も広く使用されている実験法は、電離箱内の一定の空気量において生成される電荷量を測定するものである。荷電粒子平衡が成立している状態 [閉心領域 (ROI) 内に由来する放射線によって ROI 外で生成される電荷が、ROI 外に由来する放射線によって ROI 内で生成される電荷と均衡している] では、空気吸収線量 D_{air} は単位質量 dm 中の電荷量 dQ と、 w 値を介して以下のように関係している：

$$dQ = \frac{D_{air}}{w} dm$$

ここで w 値は、1 イオン対の生成に消費されると予想される平均エネルギーである。

8 結論及び報告

- 放射線治療における陽子又は炭素線などのイオンビームは、主にその有限な飛程のため標的腫瘍組織への線量分布に優れており、標的腫瘍以外の正常組織に対する望ましくない線量を大幅に減少させることができる。
- あらゆる医学的手法と同様、イオンビーム放射線治療の第一段階は正当化である。患者に最適なペナフィットを生かせるため、患者の適切な選択は、放射線腫瘍学に関する知識、治療する特定の腫瘍、及び利用できる臨床結果に基づいて行うべきである。
- 治療効率を最大限にし、正常組織への線量を最小限にする最適化のためには、慎重な治療計画の作成が必要である。またこの治療計画は、個別の治療法及び個別の標的腫瘍に応じて作成する。理論的には、イオンビーム放射線治療は従来の放射線治療に比べ正常組織への望ましくない線量を低減しながら、高い効率で標的腫瘍に線量を照射する。とはいえ治療計画の作成は、標的腫瘍内又は近く重要臓器の損傷を避けるために、十分に正確でなければならぬ。
- イオンビームデシリネーションシステムは、加速器、高エネルギーイオン輸送システム、及び照射システムから構成される。イオンビームがこのようイオンビームイオン構造を通過又はヒットすると二次中性子及び光子が生成され、また放射線物からも中性子線及び光子が生成されることとなる。
- 照射野外の体積への線量は、二次中性子及び二次光子、粒子破砕片、並びに放射線物からの光子により生じる。このような線量は、患者の放射線防護という観点から考慮すべきである。
- 他の最新の放射線治療と同様、標的腫瘍の陽射線量、適切な治療計画の作成、標的へのイオン照射の日常的な調整のために画像手法が不可欠であり、これにより、患者に対して適切な線量追加照射されることになる。
- 治療装置及び照射室内の空気には、適切な管理が必要である。管理は規則要件に必ず従わなければならない。光子放射線治療における職業線量に関する規則は、陽子又は炭素線を用いたイオンビーム放射線治療にも同様に適用される。
- イオンビーム放射線治療を受けた患者は、自身が放射線源となる。しかし、家族又は公衆の放射線被ばくは僅かであり、特別な注意は不要である。イオンビーム放射線治療は従来の放射線治療に比べて複雑な治療システムを必要とするため、患者の曝露的線量を低減するために、スタッフの徹底した訓練と適切な QA プログラムが推奨される。
- 再発防止には、過去の曝露的線量から放射線防護に取組むことが重要である。イオンビーム放射線治療には、光子放射線治療における再発防止の一般的な放射線防護が適用できると考えられる。システムの脆弱性の特定とその防止のためには、この曝露的アプローチを前向き

(A4) 電離箱で測定される吸収線量は水中ではなく真空中で測定されることから、この数値を真空中から水中の値に変換する必要がある。この変換は、ブ劳グ・グレイの空相理論の条件が満たされている場合のみ有効である。この空相理論では、空相 (電離箱) が空室内外のフルエンスに温度を引き起こさない程度に小さいことが求められる。次に、水中と真空中の吸収線量は次式のようになる：

$$D_{air} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{air} \cdot \Phi_{air}$$

$$D_{water} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{water} \cdot \Phi_{water}$$

これは次のようにまとめられる：

$$D_{water} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{air} \cdot \left(\frac{\rho_{air}}{\rho_{water}} \right) \cdot D_{air}$$

(A5) 空相理論により与えられる $\Phi_{water} = \Phi_{air}$ という近似の下では、水中と真空中の吸収線量の比は、両媒体中の質量阻止能の比と等しい。

(A6) 生成されたイオン対の再結合も、電離箱による線量測定で考察すべき重要な要素である。再結合には 2 つの模式、すなわち初期再結合と一般再結合がある。初期再結合では、1 つの放射線の飛程に当たって生成されたイオン対が衝突して生成されたイオン対が衝突して中和された後、電離又は陰極に到達する。この再結合が生じる確率は、最初に生成されたイオン対の密度、並びに電離箱に印加される電圧が電界の勾配に対して十分高いことに依存する。したがって、高 LET ビームにはこの再結合は重要であると考える。一般再結合は異なる飛程に由来するイオン間で生じるもので、低 LET ビームでも高線量率の場合は生じることがある。

A.1.2 線量測定

(A7) 放射線治療では、使いやすさ、達成可能な精度、及び比較的高い再現性のために、電離箱による線量測定が最も広く使用されている。水吸収線量の推定は上述の上記のとおり複雑であり、また手技に使用するパラメータの不確かさのために絶対線量測定では若干の不確かさが生じる。

(A8) 吸収線量の測定に最も直接的な方法は熱量測定であろう。これは、放射線によりもたらされるエネルギーのほぼすべてが、最終的に

は熱に変換されるためである。熱容量 h 、質量 m 、熱欠損 δ の物質を含む有効容積が、エネルギー E を吸収したときに上昇する温度は、次式で表される：

$$\Delta T = \frac{E(1-\delta)}{lm} = \frac{D(1-\delta)}{h}$$

ここで D は平均吸収線量である。熱欠損 δ は、熱として現れない E の一部である (例えば競合する化学反応のため)。

(A9) 熱量測定の難しさは、治療域 (1 Gy) の放射線により生じる温度の上昇は極めて小さい点にある。アルミニウムの場合、1 Gy の吸収は約 1.1 mK の温度上昇に相当する。線量計に 1% の精度が必要な場合、10 mK の変化を測定しなければならぬ。この目的のため、水イオン室トランプジにカーミスタを組み込んだものが多く用いられているが、必要な精度を達成するためにには特別な注意が不可欠である。現在、イオンビーム放射線治療には固体としてグラフィックが好まれている (Sakama et al., 2009)。

A.1.3 熱ルミネッセンス線量計

(A10) 種々の遊離型 (受動型) 線量計のうち、放射線治療の分野では熱ルミネッセンス線量計 (TLD) が最も広く使用されている。照射されると、TLD の結晶が励起し、電子の一部はトラップされてから基底状態に戻る。比較的浅い電位でトラップされたものは室温で容易に励起し、その後基底状態に戻る。しかし比較的深い電位でトラップされたものは、正常な条件下で何年もの間安定している。400~500°C に加熱することで、その一部が可視光として放出される。この発光を光電子増倍管 (PMT) によりモニターする。発光量は TLD に吸収された線量に相当することから、TLD が設置された場所の吸収線量を推定することができる。

(A11) TLD を用いる際には特に注意すべき点は、そのエネルギー (LET) 依存性である。LET が高くなると、TLD の反応は線段に低下する。超線形性 (Supralinearity) も TLD に固有の反応である。TLD に 10 Gy 以上の放射線が照射されると、その発光は予想される線形近似値を超える。

A.1.4 光刺激ルミネッセンス

(A12) 光刺激ルミネッセンス (OSL) の原理は、熱ルミネッセンス線量計のそれと類似したものである。トラップされたエネルギーを発光の形で放出させるために、熱ではなく (レーザーからの) 光を用いる。照射中の積算線量を、その直後に OSL を用いて評価することができるとする。OSL は、長い光ファイバーの付いた炭素添加酸化アルミニウム (Al₂O₃:C) の小型のチップ、レーザー、ビームスプリッターとコリメーター

A.3 生物学的反応モデル

(A16) イオンビームの生物学的及び臨床的効果は主に吸収線量に左右されるが、線量も結果を調節する。

A.3.1 線量のパラメーター

(A17) 線量の既定に最も広く用いられている量は、LET である (ICRU, 1970)。LET は、電離粒子が厚さ dx の物質を通過するとき、物質に付与されるエネルギーの指標である：

$$LET_A = \frac{dE}{dx}$$

ここで d は、電子の衝突によるエネルギー損失から、 Δ を超えるエネルギーによる全二次電子の運動エネルギーを引いたものを指す。 Δ が無限大に近づくと、LET_A は線電子の阻止能 (linear electronic stopping power) と同一となる。

$$D = \frac{dE}{dx} \cdot \frac{1}{\rho}$$

(A19) マイクロドジメトリも本項の適用範囲内にある。マイクロドジメトリの概念、及びマイクロドジメトリ量 (線エネルギー、比エネルギーなど) とそれらに対応する従来の数量 (LET、吸収線量など) の違いを記述する。これらの数量の粒子依存性を示し、(巨視的) LET 又はマイクロドジメトリ量に基づくイオンビームの生物学的モデルも紹介する。

(A20) 入射ビームが単一エネルギーでない場合、平均エネルギー値は次式のように計算できる：

$$LET_T = \frac{\sum (LET_i \times \Phi_i)}{\sum \Phi_i}$$

$$LET_D = \frac{\sum (LET_i \times LET_i \times \Phi_i)}{\sum (LET_i \times \Phi_i)}$$

(A21) LET_T は「単純平均 LET」と呼ばれ、LET_D は「線量平均 LET」と呼ばれる。LET_D は LET_T の LET 加重平均である。LET_D は、放射線治療に使用するイオンビームの生物学的効果を示す、優れた指標であることが知られている。

タ、PMT、電子機器及びソフトウェアから構成される。OSL を発生させるため、光ファイバーからのレーザー光でチップを励起して、生じた発光 (ブルーライト) を同じファイバーに戻し、ビームスプリッターにより 90 度反射させて、PMT で測定する。この光ファイバー線量計は、幅広い線量率及び放射線治療に使用される線量にわたって、高い感度を示す。OSL の反応はおおむね線形であり、エネルギー及び線量率に依存しないが、方向特性 (angular response) は補正の必要がある (Podgorsak, 2005)。

A.1.5 ラジエフォトリミネッセンスガラス線量計

(A13) ラジエフォトリミネッセンスガラス線量計 (RGD) では銀イオンが発光中心を形成し、これは室温で 1 年以上安定している。窒素ガスレーザー、固体紫外レーザーなどの光の入射で励起され、発光が生じる。光電子増倍管で観測される光量は、検出器の吸収線量と高い相関を示す。荷電イオンビームに対する RGD の反応は、TLD よりも強い LET 依存性を示すが、取扱い易さが利点である。

A.1.6 実基礎線

(A14) 現在、イオンビームの吸収線量の推定に関する実基礎線が、電離線の使用について作成されている。IAEA はこれを文書番号 TRS398 として発表した (Andreo et al., 2000)。これは、光子、電子及びイオンビームに関して、電離箱を用いた水吸収線量の適切な測定方法を示した指針である。このプロトコルに従い、着目点 D₀₁ における吸収線量は次式により求められる：

$$D_{01} = M \cdot N_{0,w} \cdot k_Q$$

ここで M 、 $N_{0,w}$ 及び k_Q はそれぞれ標準チャンパーによる測定値、水吸収線量の校正定数、及び線量換算係数を示す。 $N_{0,w}$ 及び k_Q は、標準⁶⁰Co 線源からの 1 線量でチャンパーを校正して求められる。

A.2 モンテカルロシミュレーションコードの適用

(A18) イオンビーム放射線治療の分野におけるモンテカルロシミュレーションは、近年、精度及び計算時間の点で著しい改善が得られている。SHIELD-HIT (Gudowska et al., 2004)、FLUKA (Ferrari et al., 2009)、Geant4 (Allison et al., 2006) 及び PHITS (Iwase et al., 2002; Niita et al., 2006) は、イオンビーム放射線治療の問題解決によく用いられている。しかし、結果の精度についてはまだ注意が必要である。

(A22) LET はイオンビームの生物学的影響を記述するために役立つが、若干の限界についても注目する必要がある。最も重要な限界は、LET の定義に関するものである。LET は、粒子方向のエネルギー損失のみを考慮したものであり、体積については定義されていない。細胞核 (直径約 10 nm) が主要成分として割り当てられたとき、これはあまりに巨視的と考えられる。ターゲットサイズ (細胞核) が小さく過ぎる場合、統計的揺らぎが大きくなり巨視的となり、吸収線量及び LET の平均値はあまり意味をなさない傾向がある。マイクロドジメトリは、LET 又は吸収線量の問題に対応するために用いることができる (ICRU, 1983)。マイクロドジメトリでは、吸収線量又は LET の代わりに、比エネルギー又は線エネルギーが導入されている。

A.3.2 生物学的モデル

(A23) 目的に応じて多数の生物学的モデルが提唱されている。本項では、治療計画の作成において臨床効果を前向きに推定するため、イオンビーム放射線治療に適用されたモデルを、簡単に説明する。

IQ 形式

(A24) IQ 形式はしばしば「IQ モデル」とも呼ばれ、放射線治療に最も広く使用されているモデルである。これは生物学的影響を吸収線量の関数として記述する。例えば、細胞の生存率 S は次式により表される：

$$S = \exp(-\alpha D - \beta D^2)$$

この定数 α 及び β は、 α/β の比として、特定の生物学的的放射線感受性を表すと解釈できる。LET 依存性はしばしば α と β に吸収される (すなわち α/β は生物学的エンドポイントのみでなく、線量、LET にも依存する)。

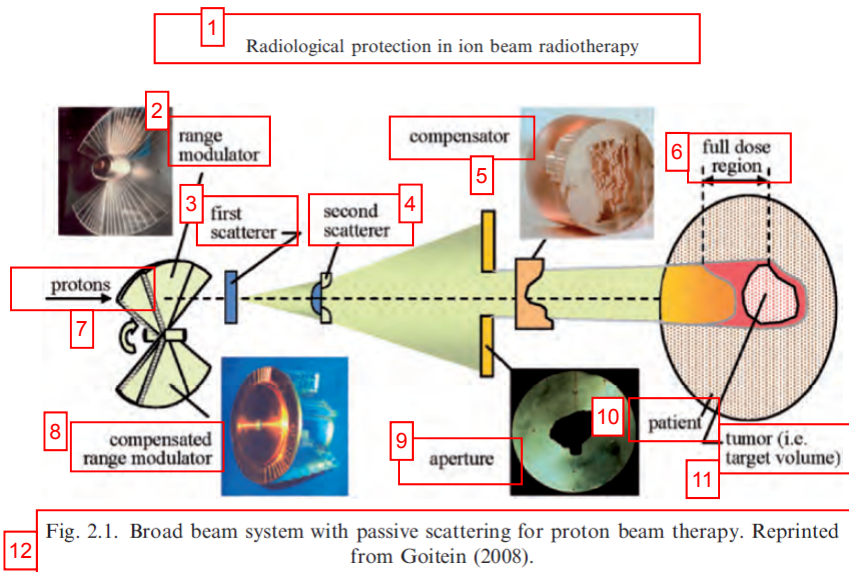
(A25) IQ モデルは通常、2~10 Gy の 1 回線量においてプロトコルを設計する際にも考えられる (Brenner, 2008)。

Local effect model

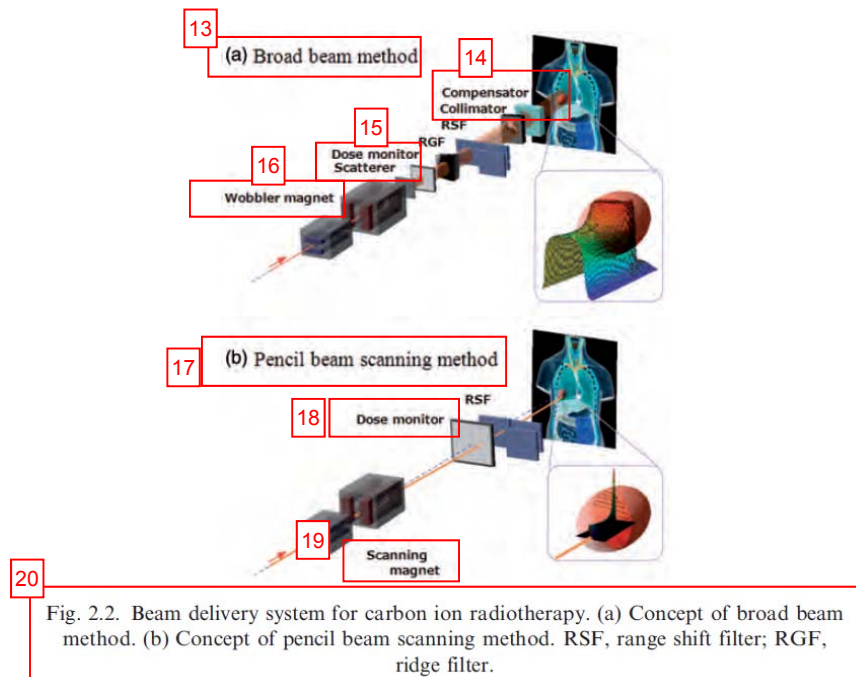
(A26) Local effect model (LEM) は、GSI (ドイツ) の炭素線治療プロジェクトの関連で開発された (Scholz et al., 1997; Eisasser and Scholz, 2007; Eisasser et al., 2008)。巨視的な吸収線量の代わりに飛跡線量を用いる。飛跡線量を多数の微細なボクセルに分割し、すべてのボクセルに修正 IQ モデルを用いて、ボクセル内で生じた局所変数を推定する。病変の総数は局所変数の合計として求め、細胞の運命をその病変数に応じて決定する。ここで LEM に使用される α 及び β は、X 線照射情報から入手する (すなわち LEM は、種々の放射線に対する生物学的反応は、原則的に X 線のそれと同一であり、飛跡線量の異なる異なる反応が調整されると推定している)。

<p>(A27) 他のモデル [例えばマイクロドジメトリ動態モデル (MKM, 下記参照)] に比べて LEM の利点の 1 つは, mm 単位で臓器構造の詳細を完全に利用できるという点である。マイクロドジメトリ法は mm 単位の平均エネルギー付与に基づいている。</p>	<p>マイクロドジメトリ動態モデル (A28) マイクロドジメトリ動態モデル (MKM) (Hawkins, 1996) は LEM と非常に類似しており, これも, 細胞を多数の微細なボクセルに分割する。この差は, LEM では統計的平滑化線量分布を使用するが, MKM では代わりにマイクロドジメトリ量を挿入している点である。LEM に比べて MKM の利点の 1 つは, マイクロドジメトリ量を実験的手法で導出できることである。これにより例えば, QA に用いた場合, 複雑な治療照射野における着目点での生物学的効果の評価することができる。この 2 つのモデルからは原則的に, イオンビーム放射線後の細胞の傷害について, 同様の影響が予測されることが確認されている (Kase et al., 2008)。</p>
--	--

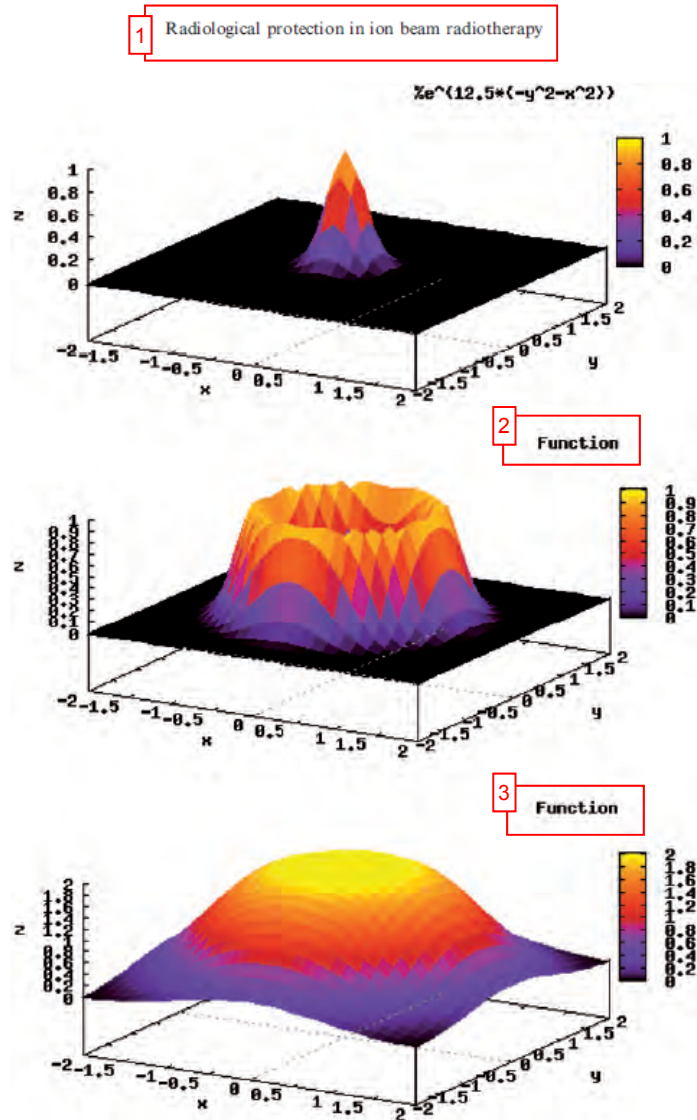
この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication 127 下訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。



- ① イオンビーム放射線治療における放射線防護
- ② レンジモジュレーター
- ③ 第 1 散乱体
- ④ 第 2 散乱体
- ⑤ 補償体
- ⑥ 完全線量領域 (full dose region)
- ⑦ 陽子
- ⑧ 補償レンジモジュレーター (compensated range modulator)
- ⑨ 開口部
- ⑩ 患者
- ⑪ 腫瘍 (標的体積)
- ⑫ 図 2.1 陽子線治療のための受動的散乱を用いたブロードビームシステム。Goitein (2008) より転載。



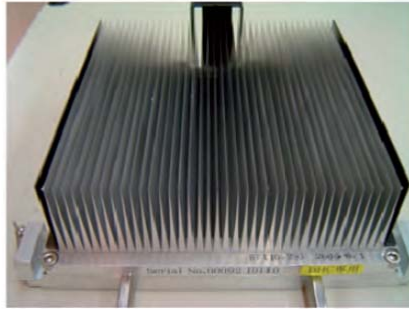
- ⑬ (a) ブロードビーム法
- ⑭ 補償体
コリメータ
- ⑮ 線量計
散乱体
- ⑯ ワブラー磁石
- ⑰ (b) ペンシルビーム法
- ⑱ 線量計
- ⑲ 走査磁石
- ⑳ 図 2.2 炭素線治療のビームデリバリーシステム (a) ブロードビーム法の概念。(b) ペンシルビーム法の概念。RSF, レンジシフトフィルタ; RGF, リッジフィルター。



4 Fig. 2.3. Uniform broad beam generated by the wobbler-scattering method. (Top panel) A pencil beam delivered from an accelerator source. (Middle panel) A beam rotated by wobbler magnets. (Bottom panel) A beam broadened by a scattering system placed downstream from the wobbler-magnet system.

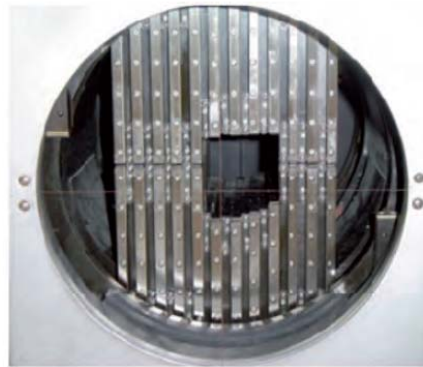
- ① イオンビーム放射線治療における放射線防護
- ② 関数
- ③ 関数
- ④ 図 2.3 ワブラー法により生成された均一なブロードビーム。(上

段) 加速器線源から照射されたペンシルビーム。(中段) ビームがワブラー磁石により回転している。(下段) ワブラー磁石システムの下流に設置される散乱システムにより、ビームが拡大される。



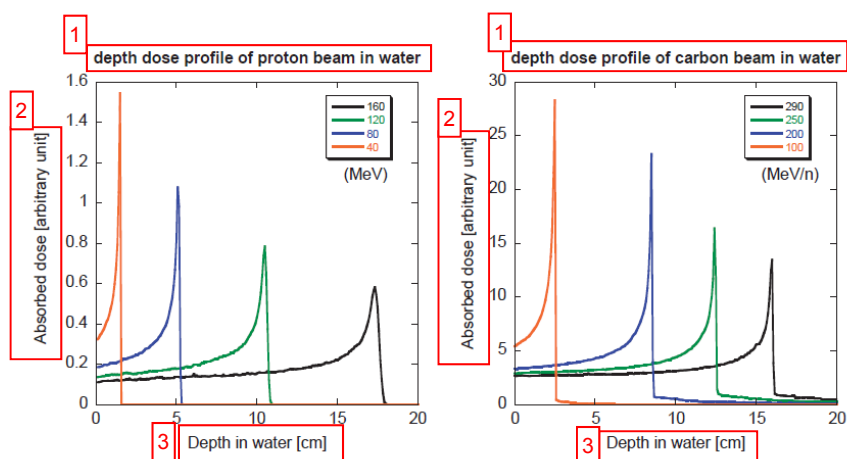
1 Fig. 2.4. Ridge filter. Ridge filter devices, corresponding to different spread-out Bragg peak widths, are often prepared for high- and low-energy beams.

- ① 図 2.4 リッジフィルター。高低のエネルギービームに対して、様々な拡大ブラッグピーク幅に相当するリッジフィルターが作成されることが多い。

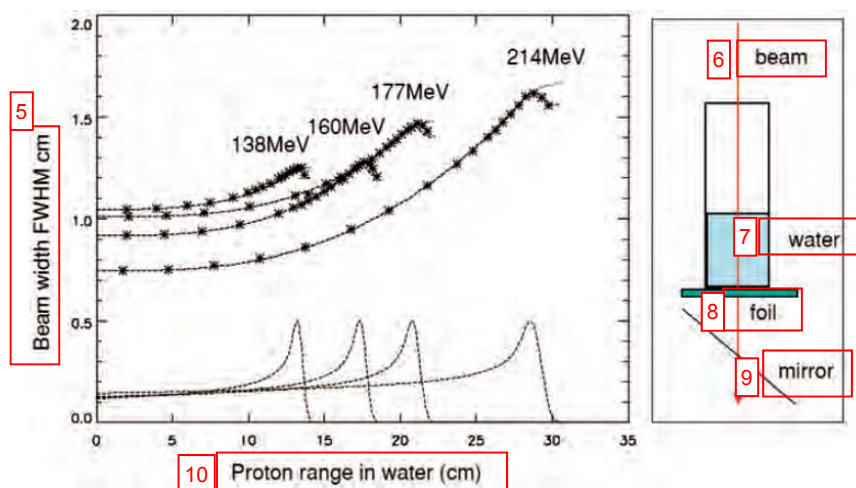


2 Fig. 2.5. Multileaf collimator.

- ② 図 2.5 マルチリーフコリメータ。



4 Fig. 3.1. Projected depth-dose distributions in water for protons with incident energies of 160, 120, 80, and 40 MeV (left), and for carbon ions with incident energies of 290, 250, 200, and 100 MeV n⁻¹ (right) calculated using the Particle and Heavy Ion Transport Code System.

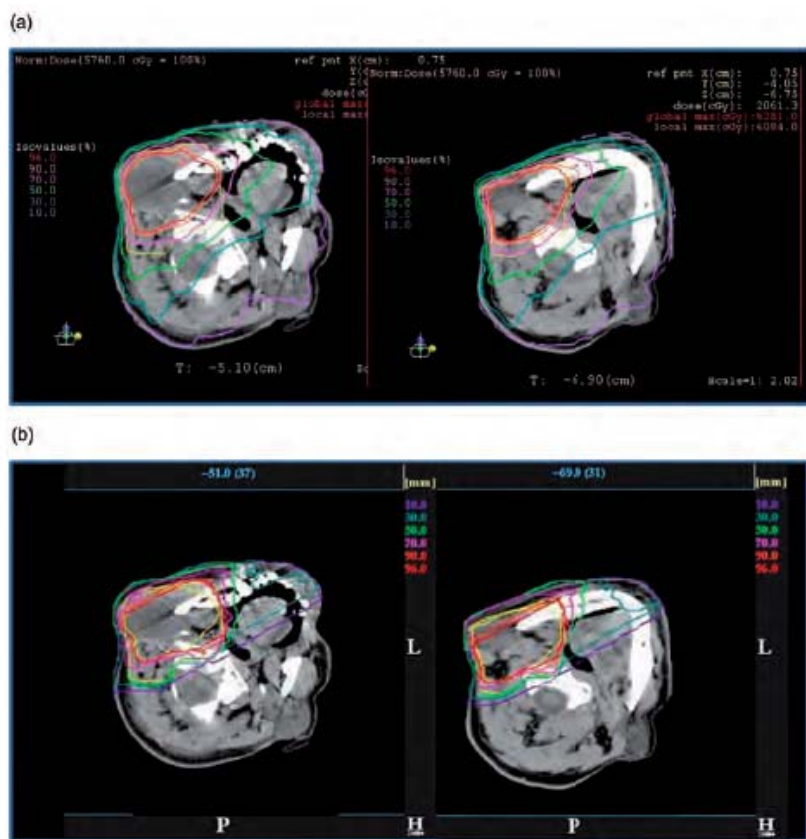


5 10 11 Fig. 3.2. Lateral beam broadening of proton beam as a function of its kinetic energy. FWHM: full width at half maximum. Reprinted from Pedroni et al. (2005).

- ① 水中の陽子線の深度線量分布
- ② 吸収線量 [任意単位]
- ③ 水中深度 [cm]
- ④ 図 3.1 入射エネルギー160, 120, 80 及び 40 MeV の陽子 (左) と, 入射エネルギー290, 250, 200, 及び 100 MeV n⁻¹ の炭素線

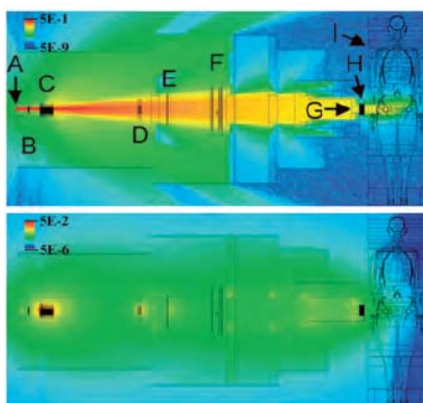
に予想される水中の深度線量分布（右）。粒子・重イオン輸送計算コードにより計算。

- ⑤ ビーム幅 FWHM cm
- ⑥ ビーム
- ⑦ 水
- ⑧ 金属箔
- ⑨ 鏡
- ⑩ 水中の陽子の飛程 (cm)
- ⑪ 図 3.2 その運動エネルギーに応じた陽子線の横方向への広がり。
FWHM: ピークの半値幅。Pedroni et al. (2005) より転載。



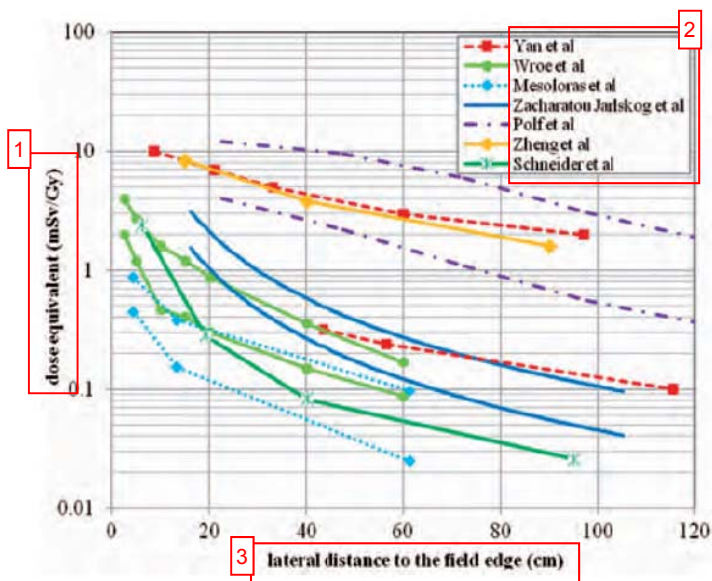
1 Fig. 5.1. Comparison of dose distributions in treatment plans for intensity-modulated radiotherapy (IMRT) and carbon ion radiotherapy, using the broad beam method, for cancer of the parotid gland. (a) Plan for IMRT. (b) Plan for carbon ion radiotherapy.

- ① 図 5.1 ブロードビーム法による耳下腺がんの強度変調放射線治療 (IMRT) と炭素線治療に関する治療計画の, 線量分布の比較。(a) IMRT の計画。(b) 炭素線治療の計画。



1 Fig. 5.2. Distributions of the proton (top) and neutron (bottom) flux for a prostate treatment using double-scattering proton radiotherapy, obtained using Monte Carlo simulation. A proton pencil beam (A) enters through a vacuum window and traverses a profile monitor (B). The rotating range modulator wheel (C) and second scatterer (D) spread the beam longitudinally and laterally. Also modelled are the range shifter (E), main and subdose monitors (F), and the snout, which contains the patient-specific aperture (G) and range compensator (H). Units are particles per cm^2 per incident proton. Reprinted from Fontenot et al. (2008).

- ① 図 5.2 前立腺の二重散乱体法による陽子線治療に関する，モンテカルロシミュレーションにより得られた陽子の分布（上）と中性子束（下）。ペンシルビーム法による陽子（A）が真空窓を通して入射し，プロファイルモニター（B）を横断する。回転レンジモジュレーターホイール（C）及び第2散乱体（D）がビームを深さ方向と横方向に拡大する。レンジシフタ（E），メインモニタとサブ線量モニタ（F），スナウト〔患者別の開口部（G）と飛程補償体（H）を含む〕もモデル化している。単位は粒子数/ cm^2 /入射陽子である。Fontenot et al. (2008) より転載。



4 Fig. 5.3. Neutron dose equivalent as a function of distance to the field edge reported by three different proton experiments (Yan et al., 2002; Wroe et al., 2007; Mesoloras et al., 2006) and two sets of Monte Carlo simulations using passive scattering techniques (Polf and Newhauser, 2005; Zheng et al., 2007). Monte Carlo simulations by Zacharatou Jarlskog et al. (2008) show neutron equivalent doses. Also included are data from proton beam scanning (Schneider et al., 2002). Due to the significant dependence of neutron doses on beam parameters in proton therapy, two curves are shown from each publication to represent the best- and worst-case scenarios. Reproduced from Xu et al. (2008).

① 線量当量 (mSv/Gy)

②

Yan et al

Wroe et al

Mesoloras et al

Zacharatou Jarlskog et al

Polf et al

Zheng et al

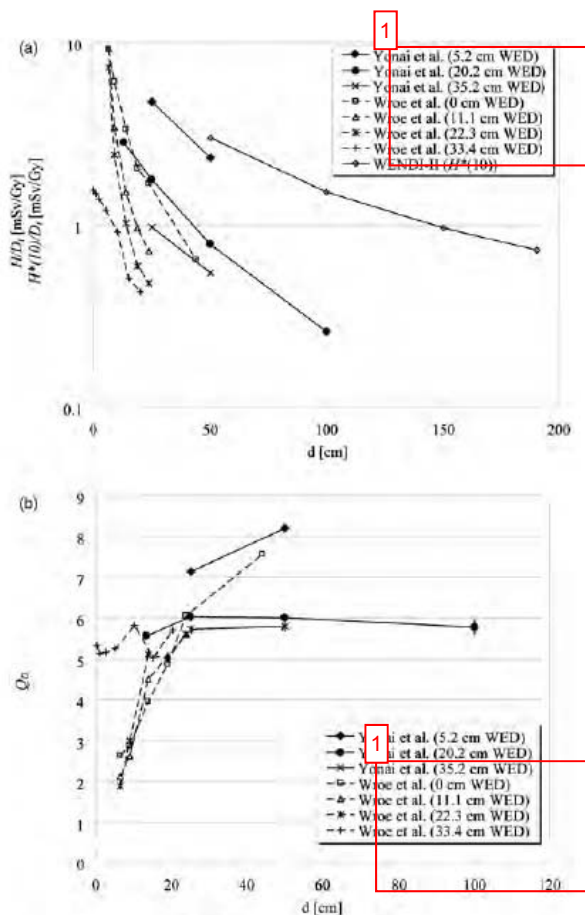
Schneider et al

③照射野辺縁からの側方距離 (cm)

④図 5.3.

3つの陽子実験 (Yan et al., 2002; Wroe et al., 2007; Mesoloras et al., 2006) 及び 2セットの受動的散乱法を用いたモンテカルロシミュレーション (Polf and Newhauser, 2005; Zheng et al., 2007) から報告さ

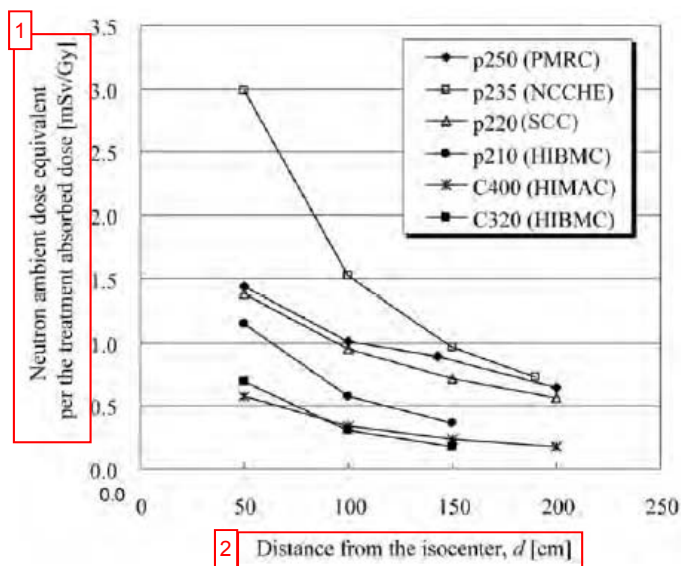
れた，照射野辺縁までの距離に応じた中性子線量当量。Zacaratou Jarlskog et al. (2008) によるモンテカルロシミュレーションから中性子等価線量が示されている。さらに陽子ビームスキャンからのデータも含めている (Schneider et al., 2002)。陽子線治療では中性子線量がビームパラメータに大きく依存していることから，各論文からの 2 本の曲線はベストケースとワーストケースのシナリオを示している。Xu et al. (2008) から再掲。



2 Fig. 5.4. Comparison of measured H values per treatment absorbed dose at the centre of the range-modulated region, H/D_t , and Q_D by Wroe et al. (2007, 2009) and Yonai et al. (2010) for the 235-MeV proton beam. Here, the $Q(y)$ - y relationship from ICRU Report 40 (ICRU, 1986) was used in both studies. WED, water-equivalent depth of the measured position. (a) Dose equivalent per treatment absorbed dose at the centre of the range-modulated region, H . Measured neutron ambient dose equivalents, $H^*(10)/D_t$ obtained with the rem meter WENDI-II are also shown (Yonai et al., 2008). (b) Dose-averaged quality factor, Q_D . The error bar represents the standard deviation.

- ① Yonai et al. (5.2 cm WED)
- Yonai et al. (20.2 cm WED)
- Yonai et al. (35.2 cm WED)
- Wroe et al. (0 cm WED)
- Wroe et al. (11.1 cm WED)
- Wroe et al. (22.3 cm WED)
- Wroe et al. (33.4 cm WED)
- WEND I - II $\{H^* (10) \}$

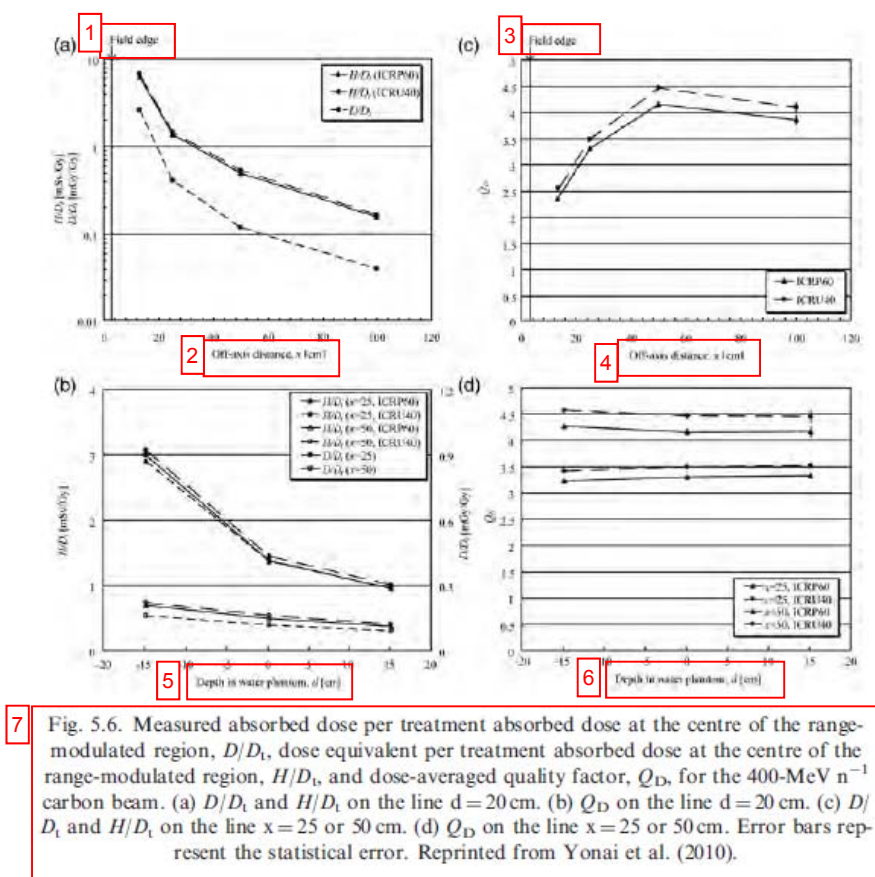
- ② 図 5.4 235-MeV 陽子線の飛程調節領域の中心， H/D_t 及び Q_D での治療吸収線量当たりの H 測定値の比較。Wroe et al. (2007, 2009) 及び Yonai et al. (2010) による。ここで両研究において ICRU Report 40 (ICRU, 1986) からの $Q(y) \sim y$ 関係が用いられている。WED, 測定位置での水等価深。(A) 飛程調整部位の中心における治療吸収線量当たりの線量当量, H 。レムカウンター WENDI-II で得られた中性子周辺線量当量測定値 $H^*(10)/D_t$ も示している (Yonai et al., 2008)。(b) 線量平均線質係数, Q_D 。エラーバーは標準偏差を示す。



3 ② Distance from the isocenter, d [cm]

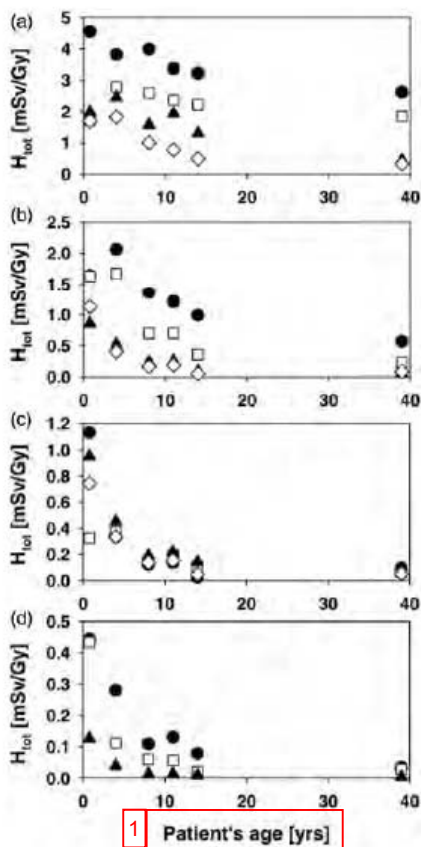
Fig. 5.5. Measured ambient dose equivalent in proton and carbon radiotherapy using the broad beam method. The legend shows the beam species, energy, and facility. P, beam species of protons; C, beam species of carbon ions; number following 'p' or 'C' indicates beam energy in MeV n^{-1} ; PMRC, Proton Medical Research Center at Tsukuba University; NCCHE, National Cancer Center Hospital East; SCC, Shizuoka Cancer Center; HIBMC, Hyogo Ion Beam Medical Center; HIMAC, Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba. Modified from Yonai et al. (2008).

- ① 治療吸収線量当たりの中性子周辺線量当量 [mSv/Gy]
- ② アイソセンタからの距離, d [cm]
- ③ 図 5.5 ブロードビーム法による陽子及び炭素線治療における周辺線量当量測定値。説明文にビーム種, エネルギー及び施設を示している。P, 陽子のビーム種, C, 炭素線のビーム種; 「p」又は「C」の後の数値はビームエネルギーを MeV n^{-1} 単位で示している; PMRC, 筑波大学陽子線治療センター; NCCHE, 国立がん研究センター東病院; SCC, 静岡がんセンター; HIBMC, 兵庫県立粒子線医療センター; HIMAC, 千葉の重粒子線がん治療装置。Yonai et al. (2008) から一部改変して転載。



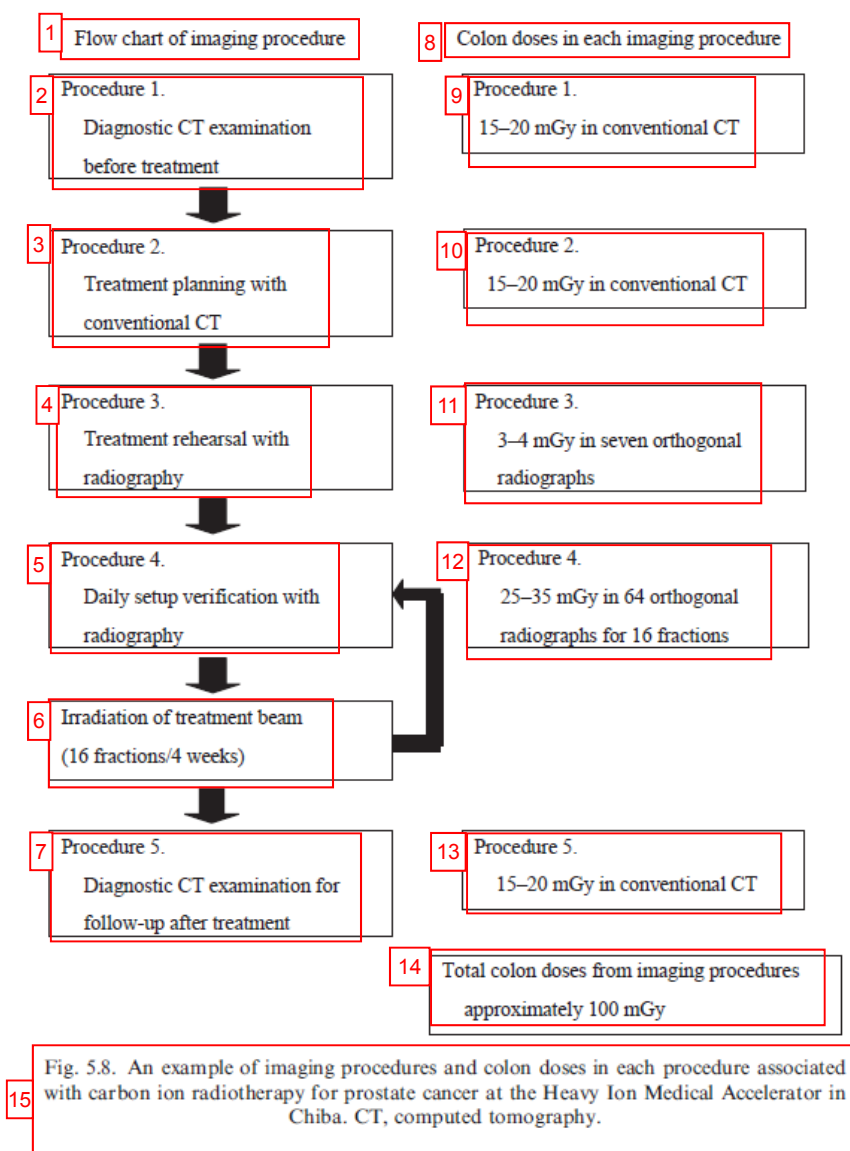
⑦ Fig. 5.6. Measured absorbed dose per treatment absorbed dose at the centre of the range-modulated region, D/D_t , dose equivalent per treatment absorbed dose at the centre of the range-modulated region, H/D_t , and dose-averaged quality factor, Q_D , for the 400-MeV n^{-1} carbon beam. (a) D/D_t and H/D_t on the line $d=20$ cm. (b) Q_D on the line $d=20$ cm. (c) D/D_t and H/D_t on the line $x=25$ or 50 cm. (d) Q_D on the line $x=25$ or 50 cm. Error bars represent the statistical error. Reprinted from Yonai et al. (2010).

- ① 照射野辺縁
- ② 軸外距離, x [cm]
- ③ 照射野辺縁
- ④ 軸外距離, x [cm]
- ⑤ 水ファントムの深度, d [cm]
- ⑥ 水ファントムの深度, d [cm]
- ⑦ 図 5.6 400-MeV n^{-1} 炭素線に関する, 飛程調整部位の中心における治療吸収線量当たりの吸収線量測定値 (D/D_t), 飛程調整部位の中心における治療吸収線量当たりの線量当量 (H/D_t), 線量平均線質係数 (Q_D)。 (a) $d=20$ cm のライン上の D/D_t 及び H/D_t 。 (b) $d=20$ cm のライン上の Q_D 。 (c) $x=25$ 又は 50 cm のライン上の D/D_t 及び H/D_t 。 (d) $x=25$ 又は 50 cm のライン上の Q_D 。 エラーバーは統計誤差を表す。Yonai et al. (2010) から転載。



2 Fig. 5.7. Equivalent dose as a function of phantom age (i.e. patient's age) averaged over all fields. (a) Lens of the eye (closed circles), thyroid (open squares), thymus (closed triangles), and lungs (open diamonds). (b) Oesophagus (closed circles), heart (open squares), liver (closed triangles), and stomach (open diamonds). (c) Spleen (closed circles), gall bladder (open squares), adrenals (closed triangles), and pancreas (open diamonds). (d) Kidneys (closed circles), small intestine (open squares), and bladder (closed triangles). Reprinted from Zacharatou Jarlskog and Paganetti (2008).

- ① 患者の年齢 (歳)
- ② 図 5.7 照射野全体で平均化した, ファントムの年齢 (患者の年齢) に応じた等価線量。(a) 眼の水晶体 (●), 甲状腺 (□), 胸腺 (▲) 及び肺 (◇)。(b) 食道 (●), 心臓 (□), 肝臓 (▲) 及び胃 (◇)。(c) 脾臓 (●), 胆嚢 (□), 副腎 (▲) 及び膵臓 (◇)。(d) 腎臓 (●), 小腸 (□) 及び膀胱 (▲)。Zacharatou Jarlskog and Paganetti (2008) より転載。



- ① 画像手法のフローチャート
- ② 手順 1.
治療前の診断 CT 検査
- ③ 手順 2.
通常の CT による治療計画の作成
- ④ 手順 3.
X 線撮影による治療リハーサル
- ⑤ 手順 4.

X 線撮影による日常的な設定検証

- ⑥ 治療線の照射（16 分割／4 週間）
- ⑦ 手順 5.
治療後のフォローアップのための診断 CT 検査
- ⑧ 各画像手法における結腸線量
- ⑨ 手順 1.
通常の CT で 15～20 mGy
- ⑩ 手順 2.
通常の CT で 15～20 mGy
- ⑪ 手順 3.
7 回の直角 2 方向撮影で 3～4 mGy
- ⑫ 手順 4.
16 分割照射，64 回の直角 2 方向撮影で 25～35 mGy
- ⑬ 手順 5.
通常の CT で 15～20 mGy
- ⑭ 画像手法による総結腸線量
約 100 mGy
- ⑮ 図 5.8 重粒子線がん治療装置による前立腺がんの炭素線治療に伴う，画像手法の 1 例と各手順における結腸線量。CT，コンピュータ断層撮影。

この翻訳物は、平成 31 年 3 月時点の ICRP Publication 127 下訳版であり、今後の作業状況や委員会での用語の検討状況、監修等によって変更することもあり得る。

Table 4.1. Average yield of damage in a single mammalian cell for an absorbed dose of 1 Gy.

Event	3 Low-LET radiation	High-LET radiation
Track in nucleus	1000	2
Ionisation in nucleus	100,000	100,000
Ionisation in DNA	1500	1500
Base damage	10,000	10,000
DNA single-strand breaks	850	450
RBE for DNA double-strand breaks	≈ 1	≈ 1
PCC breaks: initial	6	12
PCC breaks: 8 h	< 1	4
Chromosome aberrations	0.3	2.5
Complex aberrations	10%	45%
Lethal lesions	0.5	2.6
Cells inactivated	30%	85%

LET, linear energy transfer; RBE, relative biological effectiveness; PCC, premature chromosome condensation.

Reprinted with permission from Nikjoo et al. (1998).

表 4.1 吸収線量=1 での単一哺乳類細胞における平均損傷件数

事象	低 LET 放射線	高 LET 放射線
核内の移動 (Track in nucleus)		
核内のイオン化		
DNA のイオン化		
塩基損傷		
DNA 一本鎖切断		
DNA 二重鎖切断の RBE		
PCC の断片：初期		
PCC の断片：8 時間		
染色体異常		
複雑異常		
致死性の損傷		
細胞の不活化		

LET, 線エネルギー付与; RBE, 生物効果比; PCC, 未成熟染色体凝縮。

Nikjoo et al. (1998)から許可を得て転載。

Table 4.2. Estimates of threshold dose for approximately 1% incidence of morbidity and mortality in adults exposed to acute irradiation.

Effect	Organ/tissue	Time to develop effect	Absorbed dose (Gy)
<i>Morbidity:</i>			
Temporary sterility	Testes	3–9 weeks	~0.1
Permanent sterility	Testes	3 weeks	~6
Permanent sterility	Ovaries	<1 week	~3
Depression of haematopoiesis	Bone marrow	3–7 days	~0.5
Main phase of skin reddening	Skin (large areas)	1–4 weeks	<3–6
Skin burns	Skin (large areas)	2–3 weeks	5–10
Temporary hair loss	Skin	2–3 weeks	~4
Cataract (visual impairment)	Eye	>20 years	~0.5
<i>Mortality:</i>			
Bone marrow syndrome			
—without medical care	Bone marrow	30–60 days	~1
—with good medical care	Bone marrow	30–60 days	2–3
Gastrointestinal syndrome			
—without medical care	Small intestine	6–9 days	~6
—with good medical care	Small intestine	6–9 days	>6
Pneumonitis	Lung	1–7 months	7–8

Modified from *Publications 103 and 118* (ICRP, 2007b, 2012).

表 4.2 急性照射後の成人において約 1% の罹病率及び死亡率を示すしきい線量の推定値。

影響	臓器／組織	影響の発現時間	吸収線量 (Gy)
罹病：			
一時的不妊	睾丸	3～9 週	約 0.1
永久不妊	睾丸	3 週	約 6
永久不妊	卵巢	1 週未満	約 3
造血機能低下	骨髓	3～7 日	約 0.5
皮膚発赤の主要期	皮膚 (広い区域)	1～4 週	<3～6
皮膚の火傷	皮膚 (広い区域)	2～3 週	5～10
一時的脱毛	皮膚	2～3 週	約 4
白内障 (視力障害)	眼	20 年超	約 0.5

ICRP Publication 127 表 (下訳版 : 平成 31 年 3 月)

死亡 :			
骨髄症候群 :			
—治療しない場合	骨髄	30～60 日	約 1
—手厚い治療を行った場合	骨髄	30～60 日	2～3
胃腸管症候群			
—治療しない場合	小腸	6～9 日	約 6
—手厚い治療を行った場合	小腸	6～9 日	>6
肺臓炎	肺	1～7 ヶ月	7～8

Publication 103 及び *118* (ICRP, 2007b, 2012) から一部改変して転載。

Table 4.3. Recommended radiation weighting factors (w_R) (ICRP, 2007b).

Radiation type	Radiation weighting factor, w_R
Photons	1
Electrons* and muons	1
Protons and charged pions	2
α particles, fission fragments, heavy ions	20
Neutrons	A continuous function of neutron energy (2.5–20.7)

All values relate to a radiation incident involving the body or, for internal radiation sources, emitted from the incorporated radionuclide(s).

*Note the special issue of Auger electrons discussed in Section B.3.3 of Annex B in *Publication 103* (ICRP, 2007b).

表 4.3 放射線加重係数(w_R) の推奨値(ICRP, 2007b)。

放射線種	放射線加重係数, w_R
光子	1
電子*及び μ 中間子	1
陽子及び荷電パイ中間子	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 (2.5~20.7)

すべての値は人体に入射する放射線, また内部線源については取り込まれた放射性核種から放出される放射線に関するものである。

**Publication 103* (ICRP, 2007b)の付属書 B, B.3.3 項で考察している, オージェ電子の特別な問題を参照。

Table 5.1. Mean organ doses in various computed tomography (CT) examinations.

Examination	Head		Chest				
	SSCT [1]	SSCT [2]	SSCT [1]	SSCT [2]	MSCT [4]	MSCT [5]	4DCT [7]
CT scanner							
Tissue or organ	Organ doses (mGy)						
Thyroid	1.85	0.55	2.25	1.86	23.4	13.0	66.4
Lung	0.09	0.08	22.4	19.6	19.2	20.9	61.4
Oesophagus	–	–	–	–	17.6	18.8	54.5
Breast	0.03	0.11	21.4	15.9	16.0	13.0	46.2
Liver	0.01	0.02	5.64	8.96	14.7	13.9	29.6
Stomach	<0.01	0.02	4.06	9.19	15.3	14.3	25.5
Colon	<0.01	<0.01	0.07	0.15	2.89	1.5	3.8
Ovaries	<0.01	<0.01	0.08	0.11	0.13	0.1	0.1
Bladder	<0.01	<0.01	0.02	0.09	0.16	0.1	0.2
Testes	<0.01	<0.01	<0.01	0.05	0.12	0.1	0.3
Red bone marrow	2.67	1.45	5.94	5.69	5.94	8.2	17.4
Skin	2.62	–	4.42	–	18.0	2.5	11.2

Examination	Abdomen			Pelvis		Abdomen and pelvis		Whole- body CT
	SSCT [1]	SSCT [2]	MSCT [3]	SSCT [1]	SSCT [2]	MSCT [4]	MSCT [5]	MSCT [6]
CT scanner								
Tissue or organ	Organ doses (mGy)							
Thyroid	0.05	0.17	0.44	<0.01	0.03	–	0.4	10.4
Lung	2.70	1.68	8.19	0.05	0.13	–	6.3	6.8
Oesophagus	–	–	2.29	–	–	–	7.6	6.5
Breast	0.72	0.78	5.87	0.03	0.11	–	8.1	7.6
Liver	20.4	27.8	19.5	0.68	0.49	19.0	14.4	8.3
Stomach	22.2	26.9	21.0	1.06	0.47	20.3	17.9	7.5
Colon	6.60	1.00	16.5	15.1	19.2	19.6	17.9	8.1
Ovaries	8.00	0.61	1.43	22.7	15.1	15.7	20.5	8.8
Bladder	5.07	0.42	1.24	23.2	10.6	19.4	18.3	6.3
Testes	0.70	0.10	0.17	1.72	1.04	11.1	6.9	8.4
Red bone marrow	5.58	2.16	5.76	5.62	5.60	9.29	8.7	6.0
Skin	4.76	–	3.21	3.72	–	5.04	3.7	7.0

SSCT, single-slice CT; MSCT, multislice CT; 4DCT, time-resolved computed tomography.

[1] Shrimpton et al. (1991). [2] Nishizawa et al. (1991). [3] Nishizawa et al. (2008b). [4] Nishizawa et al. (2008a). [5] Fujii et al. (2007). [6] Huang et al. (2009). [7] Mori et al. (2009).

表 5.1 種々のコンピュータ断層撮影 (CT) 検査における平均臓器線量

検査	頭部		胸部				
	SSCT	SSCT	SSCT	SSCT	MSCT	MSCT	4DCT
CT スキャナ	[1]	[2]	[1]	[2]	[4]	[5]	[7]
組織・ 臓器	臓器	線量 (mGy)					

臓器							
甲状腺	1.85	0.55	2.25	1.86	23.4	13	66.4
肺	0.09	0.08	22.4	19.6	19.2	20.9	61.4
食道	-	-	-	-	17.6	18.8	54.5
乳房	0.03	0.11	21.4	15.9	16	13	46.2
肝臓	0.01	0.02	5.64	8.96	14.7	13.9	29.6
胃	<0.01	0.02	4.06	9.19	15.3	14.3	25.5
結腸	<0.01	<0.01	0.07	0.15	2.89	1.5	3.8
卵巣	<0.01	<0.01	0.08	0.11	0.13	0.1	0.1
膀胱	<0.01	<0.01	0.02	0.09	0.16	0.1	0.2
睾丸	<0.01	<0.01	<0.01	0.05	0.12	0.1	0.3
赤色骨髄	2.67	1.45	5.94	5.69	5.94	8.2	17.4
皮膚	2.62	-	4.42	-	18	2.5	11.2

検査	腹部			骨盤		腹部骨盤		全身CT
	SSCT	SSCT	MSCT	SSCT	SSCT	MSCT	MSCT	MSCT
CT スキャナ	[1]	[2]	[3]	[1]	[2]	[4]	[5]	[6]
組織・臓器	臓器線量(mGy)							
甲状腺	0.05	0.17	0.44	<0.01	0.03	-	0.4	10.4
肺	2.7	1.68	8.19	0.05	0.13	-	6.3	6.8
食道	-	-	2.29	-	-	-	7.6	6.5
乳房	0.72	0.78	5.87	0.03	0.11	-	8.1	7.6
肝臓	20.4	27.8	19.5	0.68	0.49	19	14.4	8.3
胃	22.2	26.9	21	1.06	0.47	20.3	17.9	7.5
結腸	6.6	1	16.5	15.1	19.2	19.6	17.9	8.1
卵巣	8	0.61	1.43	22.7	15.1	15.7	20.5	8.8
膀胱	5.07	0.42	1.24	23.2	10.6	19.4	18.3	6.3
睾丸	0.7	0.1	0.17	1.72	1.04	11.1	6.9	8.4
赤色骨髄	5.58	2.16	5.76	5.62	5.6	9.29	8.7	6
皮膚	4.76	-	3.21	3.72	-	5.04	3.7	7

SSCT, シングルスライス CT; MSCT, マルチスライス CT; 4DCT, 時間分解コンピュータ断層撮影。

[1] Shrimpton et al.(1991)。 [2] Nishizawa et al.(1991) 。 [3] Nishizawa et al.(2008b) 。 [4] Nishizawa et al.(2008a) 。 [5] Fujii et al.(2007) 。 [6] Huang et al.(2009) 。 [7] Mori

et al.(2009)。

Table 5.2. Equivalent doses for thyroid, lung, and stomach due to neutron radiation calculated in passive scattered proton radiotherapy considering a 70-Gy treatment for brain lesions.

	Equivalent dose (mSv)			
	9 month old	4 year old	11 year old	14 year old
H to thyroid from proton therapy	80.8	130.3	110.7	103.4
H to thyroid from chest CT scan	8.0	9.0	5.2	6.9
Therapy/CT scan (thyroid)	10.1	14.4	21.2	14.9
H to lung from proton therapy	79.1	85.5	36.5	23.1
H to lung from chest CT scan	15.0	13.9	12.0	12.6
Therapy/CT scan (lung)	5.3	6.2	3.0	1.8
H to stomach from proton therapy	52.8	19.0	9.0	2.5
H to stomach from chest CT scan	11.0	4.9	5.9	5.0
Therapy/CT scan (stomach)	4.8	3.9	1.5	0.5

CT, computed tomography.

The therapeutic dose was modified with a scaling factor of 1.5 to account for fractionation (BEIR-VII, 2006). The values are compared with radiation to be expected from a chest CT scan as a function of patient's age (Lee et al., 2007).

Modified from Zacharatou Jarlskog et al. (2008).

表 5.2 脳病変に 70-Gy の治療を検討した受動的散乱陽子線治療から算出した中性子線による、甲状腺、肺及び胃の等価線量。

	等価線量 (mSv)			
	9 ヶ月齢	4 歳	11 歳	14 歳
陽子線治療による甲状腺への H	80.8	130.3	110.7	103.4
胸部 CT スキャンによる甲状腺への H	8	9	5.2	6.9
治療/CT スキャン (甲状腺)	10.1	14.4	21.2	14.9
陽子線治療による肺への H	79.1	85.5	36.5	23.1
胸部 CT スキャンによる肺への H	15	13.9	12	12.6
治療/CT スキャン (肺)	5.3	6.2	3	1.8
陽子線治療による胃への H	52.8	19	9	2.5
胸部 CT スキャンによる胃への H	11	4.9	5.9	5
治療/CT スキャン (胃)	4.8	3.9	1.5	0.5

CT, コンピュータ断層撮影。

分割を考慮し換算係数 1.5 として治療線量を修正 (BEIR-VII, 2006)。数値は、患者の年齢に応じた胸部 CT スキャンで予想される放射線と比較している (Lee et al., 2007)。

Zacharatou Jarlskog et al. (2008) から一部改変して転載。

Table 5.3. Mean organ doses in various cone beam computed tomography (CBCT) examinations.

Examination	Head			Chest		Pelvis	
	Endo et al. (1999)	Sawyer et al. (2009)	Kan et al. (2008)	Endo et al. (1999)	Kan et al. (2008)	Sawyer et al. (2009)	Kan et al. (2008)
Tube voltage (kV)	120	125	125	120	125	125	125
mAs per projection	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	1.2	2.0
Number of projections	360	1125	650-700	360	650-700	1350	650-700
Tissue or organ	Organ doses (mGy)						
Thyroid	135.3	7.8	110.8	27.7	7.9	0.2	0.4
Lung	4.0	1.1	5.7	67.1	53.4	0.9	0.8
Oesophagus	7.3	1.5	38.1	68.5	35.9	0.8	0.8
Breast	3.0	1.3	2.1	47.2	46.9	0.6	1.2
Liver	1.1	0.1	0.7	34.4	38.7	2.9	6.3
Stomach	1.0	0.2	0.7	26.8	43.7	2.1	5.9
Colon	-	0.1	0.5	-	3.5	19.9	54.3
Ovaries	0.1	0.1	0.2	0.7	0.6	40.6	37.5
Bladder	-	0.1	0.2	-	0.7	36.4	52.9
Testes	0.1	0.1	-	0.8	-	31.3	-
Red bone marrow	13.5	6.9	8.0	21.9	30.4	8.9	20.3
Skin	-	6.9	9.2	-	27.7	11.6	25.9

表 5.3 種々のコーンビームコンピュータ断層撮影 (CBCT) 検査における平均臓器線量

検査	頭部			胸部		骨盤	
	Endo et al.(1999)	Sawyer et al.(2009)	Kan et al.(2008)	Endo et al.(1999)	Kan et al.(2008)	Sawyer et al.(2009)	Kan et al.(2008)
管電圧 (kV)	120	125	125	120	125	125	125
1回の投影当たりの mAs	2	2	2	2	2	1.2	2
投影回数	360	1125	650~700	360	650~700	1350	650~700
組織・臓器	臓器線量(mGy)						
甲状腺	135.3	7.8	110.8	27.7	7.9	0.2	0.4
肺	4	1.1	5.7	67.1	53.4	0.9	0.8
食道	7.3	1.5	38.1	68.5	35.9	0.8	0.8
乳房	3	1.3	2.1	47.2	46.9	0.6	1.2
肝臓	1.1	0.1	0.7	34.4	38.7	2.9	6.3
胃	1	0.2	0.7	26.8	43.7	2.1	5.9
結腸	-	0.1	0.5	-	3.5	19.9	54.3
卵巣	0.1	0.1	0.2	0.7	0.6	40.6	37.5

ICRP Publication 127 表 (下訳版 : 平成 31 年 3 月)

膀胱	—	0.1	0.2	—	0.7	36.4	52.9
辜丸	0.1	0.1	—	0.8	—	31.3	—
赤色骨 髄	13.5	6.9	8	21.9	30.4	8.9	20.3
皮膚	—	6.9	9.2	—	27.7	11.6	25.9

Table 5.4. Activities, required times, and distances from the radiation source for a radiation technologist working in a carbon ion radiotherapy facility.

Activity*	Time from beam stop to activity start	Time needed for the work	Source to evaluation point distance					
			For effective dose evaluation			For skin dose evaluation		
			MLC	Collimator	Compensator	MLC	Collimator	Compensator
A	25 s	30 s	50 cm	30 cm	30 cm	50 cm	30 cm	30 cm
B	55 s	10 s	50 cm	30 cm	30 cm	1.5 cm	0 cm	0 cm
C	1 min 5 s	10 s	50 cm	30 cm	30 cm	1.5 cm	30 cm	0 cm
D	1 min 15 s	15 s	-†	-†	30 cm	-†	-†	0 cm
E	1 min 30 s	10 s	-†	30 cm	-†	-†	0 cm	-†

MLC, multileaf collimator.

Evaluation of effective dose uses the dose rate by γ rays, and evaluation of the equivalent dose to the skin uses the total dose rate by β and γ rays (Tsujii et al., 2009).

*A, detaching the patient fastening device; B, detaching the patient collimator (putting it on a side table); C, detaching the amends filter (putting it on a side table); D, storing the amends filter (moving it to a depository); E, storing the patient collimator (moving it to a depository).

†Due to the long distance, the dose contribution was ignored.

表 5.4 炭素線治療施設に勤務する放射線技師の作業，所要時間，放射線源からの距離。

作業*	ビーム停止から作業開始までの時間	作業の所要時間	線源から評価点までの距離					
			実効線量の評価のため			皮膚線量の評価のため		
			MLC	コリメータ	補償体	MLC	コリメータ	補償体
A	25s	30s						
B	55s	10s						
C	1min5s	10s						
D	1min15s	15s						
E	1min30s	10s						

MLC, マルチリーフコリメータ。

実効線量の評価には γ 線による線量率を用い，皮膚への等価線量の評価には β 線及び γ 線による総線量率を用いている (Tsujii et al., 2009)。

*A, 患者固定具を外す; B, 患者コリメータを外す (サイドテーブルに置く);

C, 調整フィルタを外す (サイドテーブルに置く); D, 調整フィルタを保管する (保管庫に移動させる); E, 患者コリメータを保管する (保管庫に移動させる)。

†距離が遠いことから，線量寄与は無視している

Table 5.5. Evaluation of effective dose and equivalent dose of skin for a radiation technologist working in a carbon ion radiotherapy facility (Tsuji et al., 2009).

Activity	Effective dose (μSv)			Equivalent dose of skin (μSv)		
	HIMAC*	HIMAC†	HIBMC	HIMAC*	HIMAC†	HIBMC
A	0.108	0.085	0.054	0.119	0.125	0.099
B	0.034	0.018	0.017	0.759	0.252	0.417
C	0.034	0.017	0.017	0.331	0.226	0.136
D	0.005	0.007	0.006	0.299	0.192	0.111
E	0.023	–	0.007	0.358	–	0.277
Total dose (μSv)	0.203	0.128	0.101	1.866	0.795	1.040
Annual dose (mSv)	1.057	0.665	0.530	9.701	4.132	5.410
Total dose for 3 months (mSv)	0.264	0.166	0.133	–	–	–

HIMAC, Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba; HIBMC, Hyogo Ion Beam Medical Center.

*290 MeV n^{-1} carbon ion irradiation of approximately 150-mm underwater range.†400 MeV n^{-1} carbon ion irradiation of approximately 250-mm underwater range.

表 5.5 炭素線治療施設に勤務する放射線技師の皮膚に関する実効線量当量及び等価線量の評価(Tsuji et al., 2009)。

作業	実効線量 (mSv)			皮膚の等価線量(mSv)		
	HIMAC*	HIMAC†	HIBMC	HIMAC*	HIMAC†	HIBMC
A						
B						
C						
D						
E						
総線量 (mSv)						
年間線量 (mSv)						
3カ月の総線量 (mSv)						

HIMAC, 放射線医学総合研究所 (千葉); HIBMC, 兵庫県立粒子線医療センター

*水中飛程約 150 mm の 290 MeV n^{-1} 炭素線照射。†水中飛程約 250 mm の 400 MeV n^{-1} 炭素線照射。

Table 5.6. Evaluation of effective dose and equivalent dose of skin for a radiation technologist working in a proton ion radiotherapy facility (Tsuji et al., 2009).

Activity*	Effective dose (μSv)			Equivalent dose of skin (μSv)		
	HIBMC	PMRC	SCC	HIBMC	PMRC	SCC
A	0.294	0.205	0.496	0.538	0.431	1.138
B	0.096	0.066	0.157	2.918	2.309	5.002
C	0.095	0.065	0.153	0.940	1.042	2.284
D	0.049	0.016	0.078	1.071	0.928	3.030
E	0.051	0.085	0.180	1.982	1.289	2.673
Total dose (μSv)	0.585	0.438	1.064	7.449	5.999	14.127
Annual dose (mSv)	3.040	2.276	5.531	38.742	31.196	73.459
Total dose for 3 months (mSv)	0.760	0.569	1.383	—	—	—

HIBMC, Hyogo Ion Beam Medical Center; PMRC, Proton Medical Research Center at Tsukuba University; SCC, Shizuoka Cancer Center.

*A, detaching the patient fastening device; B, detaching the patient collimator (putting it on a side table); C, detaching the amends filter (putting it on a side table); D, storing the amends filter (moving it to a depository); E, storing the patient collimator (moving it to a depository).

表 5.6 陽子線治療施設に勤務する放射線技師の皮膚に関する実効線量当量及び等価線量の評価(Tsuji et al., 2009)

作業	実効線量 (mSv)			皮膚の等価線量(mSv)		
	HIBMC	PMRC	SCC	HIBMC	PMRC	SCC
A						
B						
C						
D						
E						
総線量 (mSv)						
年間線量 (mSv)						
3カ月の総線量 (mSv)						

HIBMC, 兵庫県立粒子線医療センター; PMRC, 筑波大学陽子線治療センター; SCC, 静岡がんセンター。

*A, 患者固定具を外す; B, 患者コリメータを外す(サイドテーブルに置く);

C, 調整フィルタを外す (サイドテーブルに置く); D, 調整フィルタを保管する (保管庫に移動させる); E, 患者コリメータを保管する(保管庫に移動させる)。

Table 5.7. Summary of estimated annual doses for medical workers (Tsuji et al., 2009).

Type of radiotherapy	Author	Annual effective dose (mSv)	Annual skin equivalent dose (mSv)	Annual equivalent dose to the body (mSv)
X ray	Fischer et al. (2008)	–	–	0.6–2.5
	Perin et al. (2003)	–	–	2.5
Proton	Moyers et al. (2008)	–	–	0.02–0.21
	Tsuji et al. (2009)	2.3–5.5	31.2–73.5	–
Carbon ion	Tsuji et al. (2009)	0.5–1.1	4.1–9.7	–

表 5.7 医療従事者の推定年間線量の集計(Tsuji et al., 2009)。

放射線治療の種類	著者	年間実効線量 (mSv)	年間皮膚等価線量 (mSv)	全身の年間等価線量 (mSv)
X線	Fischer et al.(2008)	–	–	0.6–2.5
	Perin et al.(2003)	–	–	2.5
陽子	Moyers et al.(2008)	–	–	0.02-0.21
	Tsuji et al.(2009)	2.3-5.5	31.2-73.5	–
炭素線	Tsuji et al.(2009)	0.5-1.1	4.1-9.7	–

Table 6.1. Nuclides which may be produced by air activation (Tsuji et al., 2009).

Nuclide	Half-life	Production reaction	Cross-section (mb) (Sullivan, 1992)	Air cross-section (cm ⁻¹)
³ H	12.3 years	¹⁶ O(x,sp) ³ H	30	1.4 × 10 ⁻⁶
		¹⁴ N(x,sp) ³ H	30	
⁷ Be	53.3 days	¹⁶ O(x,sp) ⁷ Be	5	4.4 × 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ⁷ Be	10	
¹¹ C	20.4 months	¹⁶ O(x,sp) ¹¹ C	5	4.4 × 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ¹¹ C	10	
¹³ N	9.97 months	¹⁶ O(x,sp) ¹³ N	9	4.9 × 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ¹³ N	10	
¹⁵ O	2.04 months	¹⁶ O(x,sp) ¹⁵ O	40	4.2 × 10 ⁻⁷

表 6.1 空気の放射化により生成する可能性がある核種(Tsuji et al., 2009)。

核種	半減期	生成反応	断面積 (mb) (Sullivan, 1992)	空気断面積 (cm ⁻¹)
³ H	12.3 年	¹⁶ O(x,sp) ³ H	30	1.4 x 10 ⁻⁶
		¹⁴ N(x,sp) ³ H	30	
⁷ Be	53.3 日	¹⁶ O(x,sp) ⁷ Be	5	4.4 x 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ⁷ Be	10	
¹¹ C	20.4 カ月	¹⁶ O(x,sp) ¹¹ C	5	4.4 x 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ¹¹ C	10	
¹³ N	9.97 カ月	¹⁶ O(x,sp) ¹³ N	9	4.9 x 10 ⁻⁷
		¹⁴ N(x,sp) ¹³ N	10	
¹⁵ O	2.04 カ月	¹⁶ O(x,sp) ¹⁵ O	40	4.2 x 10 ⁻⁷

Table 7.1. A simplified example of safety assessment for ion beam radiotherapy.

No.	Initiating event	Possible consequence	Preventive measures
Task or step: commissioning of TPS			
1	Input of wrong datasets for CT value vs WEL	Irradiation of unplanned volume with short or excess beam range. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Independent or redundant verification of CT-WEL data. Comparison of dose calculation with measurement for a phantom
Task or step: patient immobilisation			
2	Wrong thickness and materials of immobilisation devices	Irradiation of unplanned volume with short or excess beam range. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Check thickness and materials at acceptance
Task or step: treatment planning			
3	Wrong selection of CT-WEL datasets for planning CT	Irradiation of unplanned volume with short or excess beam range. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Independent or redundant verification of CT-WEL data. Comparison of dose calculation with measurement for a phantom
4	Oversight and/or wrong processing of metallic artefact	As above	Independent or redundant verification of CT image and processing
Task or step: data transfer from TPS			
5	Wrong beam energy (and/or width of SOBP) transferred from TPS to numerical controlled machine	Irradiation of unplanned volume. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Independent or redundant verification of range-energy data. Comparison of plan with measurement for dose distribution
6	Wrong collimator shape data transferred from TPS to beam controller	As above	Check light field and/or x-ray image of beam's eye view. Comparison of design plan with measurement for the shape of collimator
7	Wrong MU value transferred from TPS to beam controller	Unplanned dose delivery. Overdose might result in severe complication. Underdose might result in poor local control	Dosimetry before patient treatment. Check MU value in previous fractionation

(continued on next page)

Table 7.1. (continued)

No.	Initiating event	Possible consequence	Preventive measures
Task or step: manufacturing collimator and range compensator specific to patient			
8	Inappropriate cutting	Irradiation of unplanned volume. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Comparison of design plan with measurement for the shape of collimator and range compensator
Task or step: dose calibration			
9	Inappropriate dose calibration	Unplanned dose delivery. Overdose might result in severe complication. Underdose might result in poor local control	Independent or redundant check of measurement, calibration coefficient, and correction factors before treatment
Task or step: irradiation			
10	Misunderstanding of prescribed dose by confusion about units, physical dose and biological (clinical) dose	Unplanned dose delivery. Overdose might result in severe complication. Underdose might result in poor local control	Independent check of unit of prescribed dose. Enhancement of communication and training among staff
11	Wrong snout position	Irradiation of unplanned volume. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Independent check of snout position. Enhancement of communication and training among staff
12	Using couch different from treatment planning	Irradiation of unplanned volume with short or excess beam range when beam penetrating the couch	Independent identification of couch specific to the irradiation
13	Irradiation out of phase in respiration	Irradiation of unplanned volume. If OAR is covered with the volume, the consequence might be severe	Check of respiration phase generator before irradiation. Online monitor of respiration, gate, and beam signals during irradiation

(continued on next page)

Table 7.1. (continued)

No.	Initiating event	Possible consequence	Preventive measures
14	Unplanned insertion of equipment on the beam line	Irradiation of unplanned volume with short in beam range	Check position of beam line equipment before irradiation

CT, computed tomography; WEL, water equivalent length; OAR, organ at risk; TPS, treatment planning system; SOBP, spread-out Bragg peak; MU, monitor unit.

This list of events is not exhaustive, but is intended as a sample to show how the assessment can be performed. The listed events are specific to ion beam radiotherapy, and therefore, other events of general nature that are also applicable to photon or electron beam radiotherapy are not listed here.

表 7.1 イオンビーム放射線治療の安全性評価の簡易例

番号	起回事象	起こりうる結果	予防措置
作業又は段階 : TPS の試行			
1	WEL に対して CT 値の誤ったデータセットを入力	短すぎ又は長すぎるビーム飛程で予定外の体積に照射。OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	CT-WEL データの独立又は反復検証。線量計算値とファントムの測定値とを比較
作業又は段階 : 患者の固定			
2	固定具の厚さ及び材料が間違い	短長のビーム飛程で予定外の体積に照射。OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	受入れ時に厚さと材料を確認
作業又は段階 : 治療計画の作成			
3	治療計画時の CT 撮影時に誤	短すぎ又は長すぎるビーム飛程	CT-WEL データの独立又は反復

	った CT-WEL データセットを 選択	で予定外の体積 に照射。OAR が 体積にカバーさ れている場合 は、重大な結果 に至る可能性が ある	検証。線量計算 値とファントム の測定値とを比 較
4	金属アーチファ クトの見落とし 及び/又は処理 間違い	同上	CT 画像及び処 理の独立又は反 復検証
作業又は段 階 : TPS から のデータ送信			
5	TPS から数値制 御機械に誤った ビームエネルギー (及び/又は SOBP 幅) の送 信	予定外の体積に 照射。OAR が体 積にカバーさ れている場合 は、重大な結果 に至る可能性が ある	飛程-エネルギ ーデータの独立 又は反復検証。 計画と、線量分 布の測定とを比 較
6	TPS からビーム 制御装置に誤っ たコリメータ形 状データを送信	同上	光照射野及び/ 又はビーム方向 像の X 線像を確 認。コリメータ の形状について 設計計画と測定 とを比較
7	TPS からビーム 制御装置に誤っ た MU 値を送信	予定外の線量照 射。過剰線量に より重症合併症 が生じるおそれ がある。 過小線量により 局所制御が不良 となるおそれ がある	患者治療前の線 量測定。過去の 分割照射の MU 値を確認

作業又は段階：TPSの試行			
8	不適切な切断	予定外の体積に照射。 OAR が体積にカバー・されている場合は、重大な結果に至る可能性がある	コリメータ及び飛程補償体の形状について設計計画と測定とを比較
作業又は段階：線量校正			
9	不適切な線量校正	予定外の線量照射過剰線量により重症合併症が生じるおそれがある。過小線量により局所制御が不良となるおそれがある	治療前に測定結果、校正係数及び補正係数を独立又は反復して確認
作業又は段階：照射			
10	単位、物理的線量及び生物学的（臨床的）線量を混同することで処方線量を誤解	予定外の線量照射過剰線量により重症合併症が生じるおそれがある。過小線量により局所制御が不良となるおそれがある	処方線量の単位を独立して確認。スタッフ内のコミュニケーションと訓練を強化
11	スナウト位置の間違い	予定外の体積に照射。 OAR が体積にカバー・されている場合は、重大な結果に至る可能性がある	スナウト位置の独立した確認。スタッフ内のコミュニケーションと訓練を強化
12	治療計画と異なる寝台を使用	ビームが寝台を通過する際に、	照射に固有の寝台を独立して特

		短すぎ又は長すぎるビーム飛程で予定外の体積に照射	定
13	out of phase の呼吸で照射	予定外の体積に照射。OAR が体積にカバーされている場合は、重大な結果に至る可能性がある	照射前に呼吸同期信号生成装置を確認する。照射中の呼吸，ゲート及びビーム信号のオンラインモニター
14	ビームライン上に装置を予定外に挿入	短いビーム飛程で予定外の体積照射	照射前にビームライン装置の位置を確認

CT, コンピュータ断層撮影; WEL, 水等価厚; OAR, 危険臓器; TPS, 治療計画システム; SOBP, 拡大ブラッグピーク; MU, モニターユニット。

本事象リストは全てを網羅してはならず、評価方法を示した例として意図されている。記載している事象はイオンビーム放射線治療に固有なものであるため、光子又は電子線治療にも該当する一般的な性質をもつその他の事象は、ここには記載していない。

平成 30 年度 第 1 回 ICRP 刊行物翻訳委員会

議事録

日 時：2018 年 6 月 20 日（水） 15:00－17:00

場 所：（公財）原子力安全研究協会 地下会議室

出席者：鈴木（国際医療福祉大学ク）、佐々木(道)（電中研）、小田（神戸大）、川口（放医研）、木内（JAEA）、佐々木(康)（湘南鎌倉総合病院附臨床研究セ）、保田（広島大）、辻（規制庁）、事務局（杉浦、米原、野村、迫田、崔、本庄、河本）

【 資 料 】

- 30 ICRP 刊行物 1-1-1 平成 30 年度・ICRP 刊行物翻訳委員会要綱（案）
- 30 ICRP 刊行物 1-1-2 平成 30 年度・原子力規制庁業務委託仕様書
- 30 ICRP 刊行物 1-1-3 翻訳の流れ
- 30 ICRP 刊行物 1-1-4 平成 30 年度年間計画案
- 30 ICRP 刊行物 1-2-1 翻訳対象選定用書名リスト
- 30 ICRP 刊行物 1-2-2 翻訳適否検討用の原著概要
- 30 ICRP 刊行物 1-3-1 翻訳進捗状況
- 30 ICRP 刊行物 1-4-1 理解促進活動（平成 29 年度・翻訳事業紹介ポスター）
- 30 ICRP 刊行物 1-4-2 理解促進活動報告と実施案
- 30 ICRP 刊行物 1-5（参考資料） アンブレラ国際動向報告会報告書（抜粋）

※以下、資料番号の「30 ICRP 刊行物」は略

【 議 事 】

1. 当委員会について（資料 1-1-1～1-1-4）

会議冒頭に、規制庁より本事業について以下の趣旨説明があった。

——当翻訳事業は ICRP の動向を把握し、知見を原子力規制庁の施策に活かすことを目的としている。本事業も 2 年目となり、成果に繋げていく重要な年になると認識している。

事務局より、資料 1-1-1、1-1-2 を用いて当翻訳事業の全体像と委員会活動に求められる内容について説明があった。また資料 1-1-3、1-1-4 を用いて翻訳の流れと平成 30 年度計画案の説明があった。当事業に関して以下の発言があり、要綱案は承認された。

- ・平成 30 年度仕様書では、昨年度、議論の対象となったいくつかの点について、より明確になってきた印象を持つ。たとえば、医学分野の ICRP 刊行物の翻訳に対する扱い、翻訳に際しての ICRP に対する著作権上の課題解決などもきちんとした道筋ができた。当委員会の活動は 2 年目に入り、いろいろ流れや手順が整いつつあり、今後も必要な事項は検討しつつ進めたい（鈴木委員長）。

2. 翻訳対象と翻訳者の選定

事務局より、資料 1-2-1 と 1-2-2 を用いて、翻訳選定対象となる書名リストと原著刊行情報について説明があった。また資料 1-5（参考資料）を用いて国際動向の調査結果について情報提供があった。

2-1 今年度の翻訳対象と翻訳者の選定（資料 1-2-1、1-2-2、1-3-1）

事務局より、資料 1-2-1 に基づいて全翻訳委員による予備選定の結果が報告された。資料 1-2-2 を用いつつ、得票の多かったタイトルを中心に議論が行われ、翻訳対象とする刊行物が選定された。

なお今年度は、年度始めにすべての翻訳対象を選定せず、まず 4 点を選定し、放射線防護一般と医療放射線防護に関する各領域の刊行物（放射線防護一般：Publs.126, 138。医療放射線防護：Publs.135, 139）を並行して着手することとなった。残りの 1 点については、第 2 回翻訳委員会の時点における予算残額や新刊状況もにらみつつ、重ねて検討する方式を取るようになった。

結果と主な議論は、以下のとおり。タイトル横の番号は、分野ごとの着手順。

【 選定されたもの 】

＜ 放射線防護一般領域 ＞

① Publ.126 Radiological Protection against Radon Exposure 76pp.

選定の理由：日本は世界ではラドン濃度の低い土地であるが、ラドンは NORM を扱う作業者の職業被ばくの観点からも重要である。規制関係者には不可欠の基本文献と考える。

翻訳者候補：1) 下道國氏（藤田保健衛生大学）、2) 床次眞司氏と細田正洋氏（弘前大学）

関連の意見：

- ・日本はラドン濃度が低く、規制対象となる「場所」としては少ない（鈴木委員長）。
- ・ラドンは、今後刊行される NORM をテーマとする刊行物との関連でも重要である。NORM から出てくるラドンに対する作業者の被ばくなどは規制に関わる。NORM は審議会で検討することとなっており、検討の前に翻訳することが望ましい（事務局）。

② Publ.138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection 約 60pp.

選定の理由：放射線防護システムを考える上での倫理的基礎という根源を初めて扱った画期的文献である。規制に直結する内容ではないが、当翻訳事業の目的である“ICRP の放射線防護の考え方を理解する”上で意義が深い。

翻訳者候補：翻訳の難易度がきわめて高いと予想されるため、慎重に検討を続ける。

委員校閲は、佐々木康人委員。

関連の意見：

- ・Publ.138 は、原子力事故からの復興時における被災地住民の防護を扱った publ.111 と同様、ICRP Publications 史上異色の文献と聞く。社会の注目度も高いと予想される。翻訳は、「倫理」の専門家が行うのと、ICRP の防護コンセプトに理解が深い専門

家が行うのと、どちらが社会に対して ICRP の企画意図を誤解なく伝達できるか、熟慮が必要かもしれない（事務局）

- ・原著に書かれた中身をただ翻訳すると考えれば良いとも思うが、この1冊は、翻訳→委員校閲までの流れを含めて検討するのが、適切であろう（鈴木委員長）。
- ・委員校閲は、担当しても良い（佐々木康人委員）。

＜ 医療放射線防護領域 ＞

① Publ.135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging 約 140pp.

選定の理由：ICRP は、患者の便益を考えて、医療被ばくでは画一的な線量限度を勧告していない。しかし、必要以上の被ばくは避けるべきであり、「診断参考レベル」（DRL）が導入された。医療被ばくの規制に関する内容である。

翻訳者候補：赤羽正章氏（国際医療福祉大学）+J-RIME 有志 のチーム

関連の意見：

- ・DRL について、日本では現在、学会主導の参考レベルが一般的であるが、その根幹である ICRP の考え方を、規制関係者が理解する上で役立つ（鈴木委員長）。

② Publ.139 Occupation Radiological Protection in Interventional Procedures 約 120pp.

選定の理由：IVR で扱う線量は、他分野で扱う放射線に比べて極めて高く、患者と医療従事者の被ばくも高い。その IVR における放射線防護を初めて、医療従事者の職業被ばくの観点から扱っている。

翻訳者候補：後日、佐々木康委員より推薦

- ・Publ.139 については、今まで翻訳してきた刊行物で、同種の内容がどの程度あるのか（鈴木委員長）。
- ・Publ.120 は心臓病学についてであり Intervention についても少し触れている。Publ.121 は小児について扱っているが、似ている部分があるのも事実である（佐々木道副委員長）。
- ・120 や 121 では IVR 治療における事故被ばく防止の観点から扱っているが、医療従事者の職業被ばくとして初めてメインで扱ったのが 139 と認識している（事務局）。
- ・IVR を扱った ICRP 刊行物としては、Pubs.85、113 もあるが、Pub. 85 は患者の傷害回避がテーマで、Pub. 113 は放射線防護教育の必要性がメインであった。Pub.139 は IVR 術者の防護、特に白内障の新しい見解*を含めて作られたものと理解している。現時点で極めて重要かつ、既刊のものとは異なる視点であり是非翻訳が必要と思う（佐々木康人委員）。

*2011 年に発表されたソウル声明（publ.118,Part 1）では、水晶体の等価線量限度の引き下げについて勧告された（事務局注）。

【 選定議論継続の候補 】

Publ.134 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2 約 350pp.

Publ.137 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3 約 490pp.

関連の意見：

- ・OIR シリーズは、同じ翻訳者が担当することが望ましいが、現時点では翻訳進行中の Part 1 と重なってしまう。並行するのは厳しいように考える（川口委員）。
- ・OIR シリーズについては JAEA の遠藤氏（前 ICRP C2 メンバー）と現在 publ.130 を翻訳中の吉澤氏（前 当委員会委員）に尋ねたところ、Part 1 は翻訳が必要だが、Part 2 以降は核種データ集であるため翻訳する必要はないのではとのご意見であった。（木内委員）。
- ・核種のデータ集であっても、翻訳されて ICRP のウェブサイトに掲載されると無料で参照できるので有難いと考えユーザーもいる（保田委員）。
- ・どちらも大部で、作業量と、その分、他の刊行物が選ばれなくなることを考える必要もあろう。掲載の全核種が規制上重要でもないので、一部の核種だけを抽出して翻訳するやり方もある。まずは、他の翻訳を進めた上で、予算執行状況などをにらみつつ、検討を続ける（鈴木委員長）。

Publ.128 Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances

Publ.106 Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53

関連の意見：

- ・Publs.128 や 106 はこれからの規制を考えると重要な文章で、放射性医薬品を用いた診断を検討する上で不可欠である（鈴木委員長）。
- ・この 2 本は Publ.53 を継承している内容で、基本的にデータ集であるが、データの作り方などの総論があり、1 度は翻訳した方が良いが、両方翻訳する必要はないと考える（佐々木康委員）。
- ・106 は Addendum であり翻訳するならば 128 であろうが、検討資料の Abstract だけでは判断できないので、中身を読んでから考えたい（鈴木委員長）。

2-2 翻訳の対象と進行方法について（資料 1-2-1、1-2-2、1-5）

上記の検討と平行して、委員から以下の意見と確認があった。

【 予算と進行等 】

- ・予算を考慮すると、現実として、全部で何本まで翻訳が可能なのか（鈴木委員長）。
—原則はワード数で考える。ページ数の多いものが選定されると、翻訳料金上、5 本の翻訳は厳しい（事務局）。
- ・2 つの刊行物を同時に翻訳会社に依頼することは可能なのか（鈴木委員長）。
—翻訳会社では、放射線防護一般系と医療放射線防護系で翻訳者を分けているようで、分野が異なれば、2 つ同時に翻訳することは可能と考える（事務局）。
- ・予算執行の件だが、第 2 回委員会を開く秋頃には、ICRP の新刊が出ているかもしれない。第 1 回で例えば 4 本を選定し下訳に取りかかると、予算から残り翻訳可能なべ

ージ数等がわかる。次回で、残り 1 本を選定する方式も考えられる（事務局）。

【 翻訳対象の範囲：ドラフトと声明の扱い 】

- ・タスクグループのドラフト版は翻訳の対象となるのか。現在、実用量の改訂に関わるドラフトなど、大変重要なものが公開されている。（事務局）
 - 翻訳作業は平均して 2 年程度かかっており、ドラフト版を翻訳している最中に、新たに刊行物が出てくる場合も考えられる。ドラフト版と正式版の翻訳があると、混乱するかもしれない（鈴木委員長）。
 - その場合、規制庁としては正式版の翻訳が望ましい。なお今回の選定候補において、規制庁として特に優先順位を上げて着手を希望するものはない（規制庁）
- ・声明はどのようにするのか、ソウル声明など。刊行物ではないが正式版である（事務局）。
 - ソウル声明は Publ.118 の最初についている。この事業では、ICRP Publications として刊行された物を翻訳すべきである（佐々木康委員）。
 - ICRP のロシヤール副委員長から 2028 年に次の基本勧告を予定しているという情報もあり、その前にはドラフト公開が予想される。2007 年勧告の際は、2005 年にドラフトが公開され、様々な関係者からコメントが寄せられた。ただ、新しい基本勧告のドラフトの場合は、規制庁は、本事業ではなく別途プロジェクトを立ち上げるかもしれない（佐々木道副委員長）。

【 ICRP の動向：Free the Annals！ 】

- ・ICRP は刊行物の無料化を進めているようだが、状況はどうか（佐々木康委員）。
 - 目標には無料化を掲げているが、実現は厳しいように考える（佐々木道副委員長）。

3. 進行状況報告と今年度の方針検討 1——翻訳

3-1 進行状況報告と校閲者の選定（資料 1-1-4, 1-3-1）

事務局より、資料 1-1-4 と 1-3-1 を用いて現在の翻訳状況について説明があった。それを受けて校閲者についての審議が行われ、以下のとおり選出された。

- ① Publ.130 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1
校閲者：佐々木道副委員長・木内委員
- ② Publ.131 Stem Cell Biology with Respect to Carcinogenesis Aspects of Radiological Protection
校閲者：鈴木委員長
- ③ Publ.121 Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology
校閲者：佐々木康委員

3-2 翻訳作業に関わる検討—完成版の仕上げ方針

今年度は、publs.125 と 132 の完成が予定されている。事務局より、規制庁での打合せで検討した「翻訳完成版」の仕上げ（体裁等）について報告を行った。以下の議論があり、

承認された。

- ・規制庁に残す完成版は、年度報告書の添付ではなく、分冊として独立させた方が実務上活用しやすいとのコメントがあり、RI 協会の翻訳版と同等のイメージで作成する路線で検討している。表紙・クレジット表示等、関連箇所を規制庁に変更して、あとは同じで、公開する PDF 版も同様となる。なお、表紙については、RI 協会の翻訳版と同じオレンジ色のデザインが良いと規制庁から意見があった（事務局）。
- ・ICRP は、近年、表紙デザインを茶色から青色に変えた。翻訳版も同じ様に色を変更しても良いのではないかと（保田委員）。
- ・新しい体制での 1 号となる刊行物では、新展開を伝える工夫を検討してはどうか。例えば、委員の集合写真を載せたり、委員長の手摺で触れるなど（佐々木康委員）。
- ・「邦訳版への序」で委員長にお願いしたい。他は、随時、委員会で検討したい（事務局）。

4. 進行状況報告と今年度の方針検討 1——理解促進活動（資料 1-1-4, 1-4-1~1-4-2）

事務局より理解促進活動報告と実施案の説明があった。結果と主な議論は以下のとおり。

【 終了 】

- ① 第 77 回日本医学放射線学会総会（2018 年 4 月 12 日～14 日*） * 今期契約前
手 法: 合同シンポジウム基調講演のなかで ICRP 委員長 Claire Cousins 氏が本事業を紹介（佐々木康人委員の仲介による）

【 計画／検討中 】

- ① 放射線安全管理学会 12 月シンポジウム（12 月 5 日～7 日@名古屋）
前年度からの講演依頼があり、受ける方向で進める。事務局がシンポジウム事務局とより詳細を打ち合わせたのち、その後に講演内容や担当者を決定する。
- ② 日本保健物理学会第 51 回研究発表会（6 月 29,30 日@札幌）
講演者として参加予定の保田委員に、publ.132 解説の際に、本事業についても紹介していただく。紹介スライドは事務局が用意して提供する。
- ③ 日本アイソトープ協会平成 30 年度放射線安全取扱部会年次大会（10 月 25,26 日@仙台）
ポスターにて参加（「3_教育訓練・啓発活動」のテーマ、担当候補は事務局？）。
- ④ 第 38 回日本核医学技術学会（11 月 15 日～17 日@沖縄）
 - ・参加すべきと思うが、ポスターかブースか参加方式の検討が必要である（鈴木委員長）。
 - ・ブースとして何か置く形は簡単ではあるが、効果があるか分かりにくい。関係者に、講演の中で最後に紹介してもらうことは可能かもしれない（佐々木康委員）。
 - ・参加予定者にご協力を期待したい。この事業単独での出張やブース設置は、予算の関係上難しい（事務局）。

4. その他

- ・委員構成について
現時点では女性のメンバーがいない。規制庁から、男女共同参画の流れからも、女性委

員の追加を提案されている。候補者を事務局に推薦願う（事務局）。

—医療分野の増強を念頭において、佐々木康委員が女性の追加委員候補を推薦する。

- ・第2回委員会については、11月頃とし日程調整を行う。

以上

平成 30 年度 第 2 回 ICRP 刊行物翻訳委員会

議事録

日 時：2018 年 11 月 5 日（月） 10:00－12:00

場 所：（公財）原子力安全研究協会 地下会議室

出席予定者：（敬称略・委員は五十音順）

鈴木（国際医療福祉大学ク）、佐々木(道)（電中研）、小田（神戸大）、木内（JAEA）、
佐々木(康)（湘南鎌倉総合病院附臨床研究セ）、保田（広島大）、
吉住、辻（規制庁）、事務局（杉浦、米原、野村、迫田、崔、本庄、河本）

【 資 料 】

- 30 ICRP 刊行物 2-1-1 前回議事録
- 30 ICRP 刊行物 2-1-2 平成 30 年度・ICRP 刊行物翻訳委員会要綱（20181004 版）
- 30 ICRP 刊行物 2-2-1 翻訳進捗状況報告
- 30 ICRP 刊行物 2-2-2 翻訳対象追加選定用書名リスト
- 30 ICRP 刊行物 2-2-3 追加翻訳適否検討用の原著概要
- 30 ICRP 刊行物 2-3-1 訳語検討リスト（125,132）と参考資料
- 30 ICRP 刊行物 2-3-2 翻訳および校閲関連の検討
- 30 ICRP 刊行物 2-4-1 完成版 ICRP 刊行物・規制翻訳版における著作権事項の扱い
- 30 ICRP 刊行物 2-4-2 完成版仕上り体裁の検討
- 30 ICRP 刊行物 2-5 理解促進活動報告と実施案について

【 議 事 】 -----

1. 翻訳委員会委員構成の件（資料 2-1-2）

前回委員会で報告した「女性メンバーも参画を」という規制庁の指摘に関して、事務局より、大野和子委員の参加をいただいたこと、また関連の経緯を報告した。

2. 翻訳進捗状況報告と翻訳対象・翻訳者の追加選定（資料 2-2-1～2-1-3）

2-1 翻訳進捗状況の報告（資料 2-2-1）

事務局より、資料 2-2-1 に基づいて翻訳進捗状況の報告と年間スケジュールについて報告と関連の説明を行った。前回、検討継続であった次の 2 冊は、以下の結論が出た。

- Publ.135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging 約 140pp.
- ・事務局の中間報告のとおり、Publ.135 は別団体 JIRA（一般社団法人 日本画像医療システム工業会）からも ICRP に翻訳希望の申し出があり、共同翻訳を検討中であった。その後、種々の内部調整を経て正式に共同翻訳が決定した。

次の8名の諸氏によるチーム翻訳となる；

【赤羽グループ】

赤羽 正章 国際医療福祉大学（135 翻訳チームのリーダー）
隈丸加奈子 順天堂大学・放射線診断学講座
前田恵理子 東京大学医学部附属病院 22 世紀医療センター
宮寄 治 国立成育医療研究センター

【JIRA 放射線・線量委員会】

小田 雄二 株式会社日立製作所
辻 久男 株式会社島津製作所
早乙女 滋 富士フイルム株式会社
小川 幸宏 キヤノンメディカルシステムズ株式会社

● Publ.138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection 約 65pp.

- ・事務局中間報告のとおり、翻訳者は杉浦紳之氏（原子力安全研究協会）。現在翻訳中。
- ・説明を受けて、以下の発言があった。
- ・Publ 135 は当委員会が ICRP の翻訳許可を得たあとで、JIRA から ICRP に翻訳希望の申し出があった。この経緯から競合が案じられたが、「共同作業による翻訳」という結果に落ち着き安心している。調整してくれた事務局のおかげである（鈴木委員長）。
- ・Publ 138 の翻訳者として杉浦氏が選定されたことについて。138 で取り上げられた「放射線防護における倫理」は難しいテーマであり、放射線防護の歴史的経緯を知っている人が相応しいと考える（鈴木委員長）。

2-2 翻訳対象の追加選定（資料 2-2-2、2-2-3）

今年度予算より算出した追加翻訳可能な分量を事務局が報告したのち（資料 2-2-2）、資料 2-2-3 を用いて翻訳対象の追加選定を行った。

【選定されたもの】

Publ.127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy（113pp）

選定の理由：粒子線治療は日本が世界をリードしている分野であり、今後の発展が注目される。医療被ばくの規制においても重要である。また、本刊行物は原著作成時に ICRP 内で日本人メンバーの米倉氏がリーダーとなった成果である点でも大切にしたい。

翻訳者候補：米倉 義晴氏（日本アイソトープ協会。127 作成時は放医研）に相談し、推薦を受ける。

2-3 校閲者・監修者の選定（資料 2-2-1）

1) 校閲者について

- ・Publ 126.....校閲者として、米原氏（原安協）、床次氏（弘前大学）、鈴木委員長の

名が上がり、検討を続ける。委員校閲を行う立場に関して以下の確認があった。

—規制庁仕様書の記載では、委員校閲は翻訳委員が行うこととなっている。翻訳委員でないメンバーが委員校閲に当たることは、認められるのか（鈴木委員長）。

—翻訳内容を良い物とするためには、該当分野の深い専門知識を備えた方が選定されるべきであり、委員以外でも問題ないを考える。ただし、手続き上必要とされる要件については規制庁にて確認し、連絡する（規制庁）。

- ・ Publ 135・139.....大野委員が適切であろう（佐々木康 委員）
- ・ Publ 127.....他刊行物の校閲と重ならないのであれば担当してもよい（佐々木康 委員）。

2) 監修者について

- ・ Publ 130.....候補として、JAEA の木名瀬氏、元放医研の稲葉氏か石樽氏、JAEA の遠藤氏の名が上がる。内部被ばく／外部被ばくという専門領域、および監修作業の実務を果たしていただける可能性の観点から議論を行い、原著作成時に C3 メンバーであった遠藤章氏を第一候補としてご都合を伺うこととなった。
- ・ Publ 121 と 135.....原著作成当時に C3 メンバーであった米倉氏に依頼する。今後の基本方針として、ICRP メンバーの交代をはさんだ場合、原著作成時に ICRP メンバーであった方を第一候補として考える。
- ・ Publ 138.....原著作成当時 C4 であり、現 MC の甲斐氏。

3. 翻訳および校閲関連の検討（資料 2-3-1）

3-1 タイトル案（publs.125,132）

最終タイトルは以下のとおり、承認された。

「Publication 125 セキュリティ検査における放射線防護」

「Publication 132 航空飛行時の宇宙放射線からの防護」

3-2 訳語検討（publs.125,132）

a) authorization（publ.125）

用語	Publ.103の訳	監修終了時	変更案	結論
authorization	認可	認可	許認可	文脈による 一律変更せず

翻訳者・米原氏による変更案の趣旨説明のあと、IAEA での用語定義を念頭に置きながら、ICRP publ.125 の該当箇所の文脈を再吟味した。おもな議論は以下のとおり。

- ・ 資料 2-3-2① p.10, 最初の ●

If determined to be justified, screening should be subject to the appropriate regulatory framework for optimisation of protection, authorisation, and inspection to ensure radiation safety in operation.

→ 記述内容の具体的イメージを考えると、ここは「認可」（もしくは「認証」）の表現

が妥当と考える。ただし、“regulatory framework”をめぐり構文解釈により異なる訳出も可能となるため、原著作成時にこの文脈の authorisation に permission の意味合いも持たせたかどうかを ICRP 事務局に確認する。(確認担当：佐々木道也委員)

・同上 p.43, 第 71 項

International organisations such as IAEA and competent authorities (中略),
authorisation for use,

→ この文脈では、for use という表現があるため「許認可」でも違和感がない。

【結論】

「許可」の意味まで含むと解釈できる箇所は「許認可」としてもよいが、「許認可」という総称的訳語ではかえって違和感が生じる文脈においては「認可」のままとする。

125 での用例において、一律に「許認可」に変更する必要はなしと考える。

b) situation と circumstances, prevailing circumstances (publ.132)

用語	これまでの訳	委員校閲時	変更案など	結論
situation	状況 (103 以降)	状況	状況	今後は 文脈による
circumstances	「情況」or「事情」 (103 以前) 事情 (103 以降)	事情	「状況」と 「事情」で 使い分け	変更案承認 今後は定訳つくらず
prevailing circumstances	一般的状況 (103) その時点で広く見 られる状況 (111)	一般的な事情	支配的状況	支配的状況 一般的状況など

事務局より監修者・甲斐氏の変更案と publ.132 承認投票での関連コメントを報告した。また参考情報として、過去の翻訳 (2007 年勧告と現存被ばく関連の publ.111) における訳語選定の経緯を説明した。おもな議論は次のとおり (資料 2-3-1②, 2-3-2②)

- ・2007 年勧告当時はまだ翻訳に参加していなかったが、“situation”という単語をテクニカルタームと捉える必要はないのではないかと (鈴木委員長)
- ・2007 年勧告においてテクニカルタームとなったのは 3 つの exposure situations 「被ばく状況」であると言える (佐々木康委員)
- ・複合用語のテクニカルタームを構成する個々の要素もテクニカルタームとみなして訳語を固定すると、表現の自由度が制約されて不自然な訳文となることが多い。situation と circumstances のような基本単語は、さまざまな文脈で使われるので、むしろ機械的統一のリスクを考えた方がよいであろう (鈴木委員長)
- ・prevailing circumstances は、一般会話では「その場の雰囲気」と訳すこともある (保田委員)
- ・prevailing の訳語であるが、2007 年勧告から publ.111 で大きく変更となったのは、訳文校閲が福島第一原発事故の混乱期になされたという事情が大きい。「支配」という表現が内容理解上ミスリードを生じる可能性が高かったため、極力ニュートラルな表現で内容を伝えるべく選ばれた。132 の承認投票でも、「支配的」の訳語に違和感を記された委員がいる (事務局)
- ・publ.111 において広い読者を考慮して訳出表現を変えたのは適切と思う。ただ、その際の訳語に固定する必要もないであろう。今後、この言葉もテーマと想定される読者に応

じて、原著の意味を最も誤解なく伝えられる訳語を考えれば良い（鈴木委員長）。

- ・福島事故関連のテーマの刊行物の翻訳では、今後も同様の配慮が必要となる用語と思う（佐々木道委員）

【結論】

- ・今後の全体方針 …… テクニカルタームとして扱う用語はできるかぎり絞りこむ。
- ・situation と circumstances …… 今後はテクニカルタームとして考えず、各刊行物での文脈にふさわしい表現で訳出する。
- ・prevailing management …… Publ.132 では「支配的状况」「一般的状況」などで訳出する。

c) **graded approach (publ.132)**

用語	これまでの訳	委員校閲時	変更案	結論
graded approach	(ICRP 初出)	等級別アプローチ	?	グレード別アプローチ
operating management	操業管理者	操業管理者	業務管理者	承認（異論なし）

おもな議論は次のとおり（資料 2-3-1②, 2-3-2②）

- ・前回委員会で graded approach の使い方について、IAEA と ICRP ではかなりニュアンスが違う、との議論があった。翻訳第 1 稿提出時の翻訳者・保田氏コメント、承認投票における委員の情報提供やチェックもあった。最終の前にもう一度議論していただければと思う（事務局）

- ・「グレーデッド・アプローチ」と訳すのは、英語そのまま過ぎる感がある。132 の文脈から考えると、「段階別アプローチ」であろうか（佐々木康委員）

- ・「段階別アプローチ」は過去に使用しており、文科省により変更された。過去の訳語に戻るのも一案かもしれない（事務局）

- ・「段階別」もすこしイメージが違うところがある。もっと連続的な印象(小田委員)

- ・「等級別」の表現で気になるのはどういうところ？ 対案があるか（鈴木委員長）

- ・航空機の乗務員と乗客は「等級」というわけではないと、保田氏が指摘された。また、「等級」には、IAEA の INES もそうだが、ランク付けのニュアンスがある。折衷案だが、「グレード」とカタカナ書きにすれば、IAEA の基本安全基準の訳語に慣れた読者もオリジナルの用語が浮かびやすいというメリットはある（事務局）

【結論】

- ・graded approach …… グレード別アプローチ
- ・operating management …… 業務管理者。先行の議論より、文脈重視の観点から承認。

4. **完成版編集関連の検討（資料 2-4-1～2-4-2）**

事務局より、完成版における著作権事項（クレジット・奥付）などの扱いについて資料 2-4-1 により前年度からの決定事項を説明した。また、表紙デザインについて様々な言語の翻訳版の例を紹介し、規制庁版におけるデザインの希望について意見交換した。

おもな意見は以下の通り。

- ・規制庁のロゴを用いるため、全体的にそのロゴとのバランスに配慮する。
 - ・あまり強めの色は文字情報が読みにくいので、淡めの色調が好ましい。
- 完成版の体裁仕上げ等は事務局が担当するが、適宜メールにて委員に状況報告を行う。

5. 事業理解促進活動の実施について（資料 2-5）

事務局より、資料 2-5 にもとづいて現在までの理解促進活動の実践につき報告し、近日中に参加する学会向けポスター案を示して承認された。

以 上

平成 30 年度 第 3 回 ICRP 刊行物翻訳委員会

議事録

日 時：2019 年 3 月 18 日（月） 13:00－14:30

場 所：（公財）原子力安全研究協会 パークサイドビル 6 階会議室

出席者：（敬称略・委員は五十音順）

鈴木（国際医療福祉大学ク）、佐々木(道)（電中研）、大野（京都医療科学大）、
小田（神戸大）、川口（量研機構）、木内（JAEA）、
佐々木(康)（湘南鎌倉総合病院附臨床研究セ）、保田（広島大）

規制庁：辻

原安協：杉浦、米原、事務局（野村、迫田、崔、本庄、河本）

【 資 料 】

- 30 ICRP 刊行物 3-1-1 前回議事録
- 30 ICRP 刊行物 3-2-1 ICRP の最新情報（新ホームページ等）
- 30 ICRP 刊行物 3-3-1 翻訳進捗状況報告
- 30 ICRP 刊行物 3-3-2①②③翻訳および校閲関連の検討
(①Pub138 校閲版 ②訳語一覧 ③訳語検討資料)
- 30 ICRP 刊行物 3-3-3①②③翻訳編集関連の検討 (①Pub125 ②Pub132 ③表紙案)
- 30 ICRP 刊行物 3-4-1 当事業理解促進活動の実施について
- 30 ICRP 刊行物 3 (参考) 1 平成 31 年度翻訳事業仕様書

【 議 事 】 -----

1. ICRP の最新情報の紹介（資料 3-2-1）

事務局より、資料 3-2-1 に基づき、ICRP の最新情報として ICRP ホームページ改訂の紹介があった。また、追加の情報として以下のコメントがあった。

- ・ ICRP 事務局に新しく入った職員とクリス（ICRP 科学秘書官）が中心となって、このホームページ改訂を行っていると聞いた。主な目的はスマートフォンからなどのアクセシビリティ向上ではないのかと思う（佐々木道 副委員長）。

2. 翻訳進捗状況の報告・監修者の選定（資料 3-3-1）

事務局より、資料 3-3-1 に基づいて翻訳進捗状況および年間スケジュールの報告と関連の説明を行った。その後、未定であった監修者について議論の上、以下の結論が出た。

- Publ.126 Radiological Protection against Radon Exposure
- ・ 監修者は本間俊充氏（規制庁）。

- Publ.139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures と Publ.127 Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy
 - ・監修者は米倉義晴氏（アイソトープ協会）。
 - ・Publ.127 の翻訳者は、米倉氏により赤羽恵一氏（量研機構）が推薦され、翻訳依頼を行い、ご快諾を得ている。現在、翻訳チーム編成中である。

関連して、以下の発言があった。

- ・Publ.135 は赤羽正章先生チームと JIRA（日本画像医療システム工業会）チームとの共同翻訳で進めている。JIRA より翻訳内容（翻訳対象は 3～5 章）を吟味するのに時間が必要なので少し期限を遅らせて欲しいとの依頼があり、当初よりも 1 ヶ月遅れて完了した（事務局）。
- ・Publ.126 は、当時第 4 専門委員会の所属であった甲斐氏か、現在の所属の本間氏に監修をお願いしたいと考えている（事務局）。
—両者ともラドンが専門ではないが、ICRP 主委員会や専門委員会での議論を翻訳作業に反映する必要がある。その他の依頼状況を踏まえ、負担が少ない方をお願いしたい（鈴木委員長）。
- ・Publ 139 と 127 の監修者については、当時の議論を知っている米倉氏が適任であろう（鈴木委員長）。

3. 翻訳および校閲関連の検討（資料 3-3-2①②③）

杉浦氏より、資料 3-3-2①②に基づき、publ.138 に使われている訳語について説明があった後、訳語検討を行った。また訳語検討の参考として事務局より配付資料 3-3-2③を用いて情報提供があった。

a) prevailing circumstance

- ・委員校閲終了時点の翻訳ドラフトで、使用箇所を確認。※(14)(34)(38)(54)(87)項
- ・「情況」の漢字が間違っている。その前後も確認が必要である（保田委員）。
- ・publ.138 は publ.111 との内容上のつながりがあるものとして検討した方がよい（事務局）。
- ・publ.103 から 111 で訳語を変えており、その流れを考慮した方がよい（佐々木康 委員）。
- ・文脈からは従来どおりの使い方であり、「支配的状况」でよい（鈴木委員長）。

b) tolerable

- ・過去の訳例では「耐用」。耐用線量 (tolerable dose)、耐用性 (tolerability) など（事務局）。
- ・「耐用」でよい（鈴木委員長）。

c) develop

- ・文脈に合わせて「作成」や「進展」などを訳し分ければよい（鈴木委員長）。

d) dose limits / dose limitation

- ・以前、the system of dose limitation を「線量制限体系」と訳していたことがあり、limit と limitation は違うものであると認識していたが、分かり易さを重視すれば「限度」でもよい（杉

浦氏)。

- **limits** は **s** がついており、複数形であり個々の制限値を意味するのではないか (鈴木委員長)。
- 2007 年勧告では、**restriction** は参考レベルなどを含んだ総称で、**limitation** は **dose limit** による「制限」を指すと考える (米原氏)。
- この用語は、138 全体での使われ方について、文脈による違いをみてさらに検討したい。用例を資料としてまとめてほしい。なかには、参考レベルなども含む文脈で使われていた例もあった気がする (鈴木委員長)。
- **restriction** は **dose limit** を含めた一般的な制限であり、**dose limits** と言っているのは、公衆と職業の線量限度を含んでいるため複数となっているのではないか。**dose constraints** と **reference level** は防護の 3 原則の 1 つ、最適化の指標として使われるものであり、**dose limits** は防護の 3 原則の 1 つであるため、両者は混同していないように思う (佐々木康 委員)。
- ここでは「限度」を案とする (鈴木委員長)。

e) “informed” / “well informed” consent

- 近年では「情報」というより「説明にもとづく」の言い方が普及している感がある (佐々木康 委員)。

—たしかにそのとおり。**well** がついた場合は、「よく (もしくは「十分な」) 説明を受けた上での同意」となると考える (大野委員)。

f) core values

- どこまで英語を使い分けているのか疑問であり、訳語にこだわらなくても良いと考えるが、英語では使い分けているようだ (佐々木康 委員)
- **core** を「中核」、**central** を「中心的」でもよく、これは特に統一せず、文脈に合わせた訳語で良いのではないか (鈴木委員長)。

g) beneficence

- 「善行」は宗教的なニュアンスがある訳語で、読者の誤解を生じかねないように思われる。この 138 の訳語が今後の定訳になる可能性が高いので、訳語決定に当たって、十分な意見交換が必要と思った。資料 3-3-2③は臨床医学分野におけるひとつの訳例である (事務局)。
- 栗原氏が原協だよりや次号の保健物理学会誌に投稿しているので、その訳語に揃えることが望ましい (佐々木道 副委員長)。
- Publ.138 の校閲で全体を読んでいて、特に気にならなかった (佐々木康 委員)
- 以前クリスにこの訳語について聞いた時は、意味は **do good things** のように言っていた (杉浦氏)。
- 資料 3-3-2③「与益」というのも、聞き慣れない表現と思う。「善行」が最適な訳かどうかはともかく、医療倫理関係の **e-learning*** で採用されている用語なので、関係者はすでにこの用語に慣れてしまっている (大野委員)。

* 一般財団法人公正研究推進協会 (APRIN) の **e-learning**

- この “**beneficence**” の訳語は、以前、放射線影響研究所で訳したベルモントレポートでの訳語に揃えるのが妥当であろう。厚生労働省のホームページにもあるはずで、このテーマでの先駆的文献であり、この翻訳当時は、放射線分野での翻訳経験豊かなスタッフと米国人研究者も参加してかなりの吟味を行った。国など公的な所から出ている文書を確認し、すでに使われているものを継承した方がよい (鈴木委員長)。

h) autonomy

- ・文脈によって、「自律性」がふさわしい箇所と、「自主性」がふさわしい箇所があるようで、悩ましい（杉浦氏）。
- ・用語解説は、「自律性」でおかしくない。これは哲学の用語として、カントの「自律」を尊重してはどうか（鈴木委員長）。

i) empowerment

- ・カタカナでも良いかと思うが、「ステークホルダーのエンパワーメント」のようにカタカナ書きが重なると違和感がある（事務局）。
- ・ここでは「ステークホルダー」とあるので、能力の向上であろう、「自己決定能力の向上」のように平たくわかりやすく訳してはどうか。本文の被災者について述べている文脈から、「能力向上」が適切であろう（鈴木委員長）。

4. 完成版編集関連の検討（資料 3-3-3①②③）

事務局より、資料 3-3-3①②③に基づいて、Publ. 125 と 132 の完成版及び「邦訳版への序」について説明を行った。また表紙デザイン案の候補についても紹介があった。

- 「邦訳版への序」

ドラフト版の「邦訳版への序」を確認し、気づいた点があれば事務局まで知らせる。

- 表紙のデザインについて

翻訳の仕上げについて、事務局が前回委員会以降の進捗状況を報告したのち、表紙のデザインについて意見交換を行った。

- ・最終体裁の仕上げについては、来年度に、印刷所組版仕上げの予算がつく見込みとなった。そのため、ICRP ホームページへのアップロードは、印刷所仕上げでの PDF をもってアップロードすることとなった。（時期は、来年度が始まって 3 か月以内。2019 年 6 月見込み）
- ・表紙デザインは、資料 3-3-3③の 2 種類を用意して、規制庁にご検討いただいた。現在、基本として A 案のブルー系が選択されている。当委員会での意見も参考に、より良くするための調整を進めることは可能である（事務局）。
- ・表紙についての意見は以下のとおり。
 - A 案は、柄が少ないすっきりした図案で時代のトレンドを感じる（大野委員）。
 - 裏表紙については、B 案のデザイン（シリーズ番号が中央にあり、原子力規制委員会の名前は下に配置）のほうが好ましいと思う。A 案は中央に原子力規制委員会が大きく入りすぎている（鈴木委員長）。
 - ロゴの位置については、A 案でも B 案どちらでも構わない（規制庁）。
 - ブルーの色調は、ICRP Publications の原著に近いほうが良い（保田委員）。
 - 同じブルーを使うのでも、ANA のロゴのように、図柄の一部にもっときれいなブルーを使ってアクセントにするのも考えられる。また、ICRP 刊行物はページ数の少ないものも多いことを考えると、背表紙でのシリーズ番号等の入れ方などは調整していく（事務局）。

—ICRP web での公開を考えると、原子力規制委員会ロゴの英語表記に「JAPAN」が入っていることが望ましい。国内用ロゴと海外用ロゴの合体版の作成は可能か、規制庁内での確認をお願いしたい（事務局）。

・表紙デザインについては、今後の改訂経緯を委員にも適宜メールにて報告し、最終的には委員長が決定することとした。

※ 原著は ICRP Publication 140 以降、表紙に画像を用いたデザインへの変更が予定されている。現在検討している表紙デザインは、Publ.139 までを想定している（事務局注記）

・「原安協」の名前が入っていないが、問い合わせ先などはどうなるのか（保田委員）。

—冊子スタイルの奥付に「原安協」と記載される予定である。内容に関する問い合わせについては、どのように答えるのか規制庁を交えて検討したい（事務局）。

5. 事業理解促進活動の実施について（資料 3-4-1）

事務局より、資料 3-4-1 にもとづいて今年度の理解促進活動の実施につき報告した。また予備検討として次年度の検討を行った。

主なコメントは以下の通り。

・ Publ.125 や 132 は、リストにある学会ではなじまないのではないかと、候補としては原子力学会が適切なのではないかと、セキュリティ検査などはこれまでの放射線防護の対象者とは少し異なるため、配慮し活動してはどうか。（鈴木委員長）。

—航空関連や飛行場で働く方々に上手く PR できればよい（川口委員）。

—メールリストに流すというのは手法にはあるのではないかと、日本宇宙航空環境医学会が良いかもしれない（保田委員）。

—Publ.125 に関しては、京都市の消防関連の委員会に加わっており、何か資料があればアナウンスすることは可能である（大野委員）。

—発表の中に紹介を組み込むことは難しい、原子力学会の部会セッションで ICRP に関するテーマ設定が可能かもしれない（佐々木道 副委員長）。

・ Publ.130 や 126 は保健物理学会ではないかと（木内委員）。

・これからは単に翻訳事業の紹介だけでなく、翻訳した刊行物について内容のサマリーなどを含めて発表した方がよい。ポスターについても同様である（鈴木委員長）。

・核医学会は Publ.131 に興味がある。DRL だと医学放射線学会である。資料提供があれば医療関係者を対象とした講習を予定しており、その中で紹介することは可能である。4月27・28日にも大会が予定されておりポスターを掲示することは可能ではないかと（大野委員）。

・事業全体の内容についてポスターを毎年更新し、その中で一部翻訳中の内容紹介をすると良い、またポスターを貼る場所も検討すればよい（鈴木委員長）。

・ Publ.131 の幹細胞生物学について紹介するには、放射線影響学会が良いかもしれない（保田委員）

—鈴木啓司氏は、Publ.131 の翻訳者であり、学会でも紹介が可能ではないかと（川口委員）。

6. その他

事務局より、参考資料1を用いて、次年度の仕様書について説明を行った。また翻訳に関して以下の質問があった。

- ・ICRPの医学系刊行物において、医療機器の図／写真など、日本の現状からいくと、かなり古い型のもが見受けられる。旧型すぎて、それに対応する本文の記述が若い医学関係者には理解できないことも珍しくない。このような場合、ICRP事務局と協議して、現在の日本で実際によく使われている型のものに、日本語翻訳版だけ図／写真を差し替えることは可能であろうか？（大野委員）

—図などを差し替えることは著作権の問題に関わり難しいと考える。今の日本の現状を付録として入れることは可能ではないか（鈴木委員長）。

—翻訳の場合、内容の正誤に関わる事項でないかぎり特別な差替えは行わないのが基本である。「日本においては、現在使用されていない古い型である」旨の訳注をつけることは可能である。その訳注を付して、さらに、日本語翻訳版における特別付録、という扱いで国内普及タイプの機器の写真をつけることはできると考える（事務局）。

以 上

ICRP Publication 132

“Radiation protection from cosmic radiation in aviation”

の解説



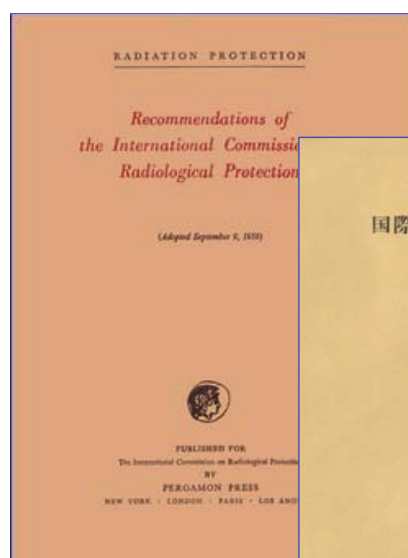
保田浩志 (広島大学)
Hiroshi Yasuda (Hiroshima Univ.)



日本語版の刊行について

Publication of the Japanese-version report

1959



1960

日本語版刊行の経緯と目的

History & aim of publication of the Japanese-version report

- ICRP刊行物の翻訳は、長く日本アイソトープ協会が主体的に行ってきた。
- 2017年度より規制庁の事業として実施することとなった（原子力安全研究協会が受託）。
- 当該事業では、Publ.103 (2007) 以降の ICRP 刊行物のうち安全規制上重要で緊急性が高いものを翻訳対象とする。
- ICRPの知見を国内で広く共有することで円滑な規制の実現に資することを狙いとする。

ICRP刊行物翻訳委員会 (2018)

Translation Committee of ICRP Publications (2018)

鈴木 元*	Gen SUZUKI
佐々木 道也**	Michiya SASAKI
小田 啓二	Keiji ODA
川口 勇生	Isao KAWAGUCHI
木内 伸幸	Nobuyuki KINOUCHI
佐々木 康人	Yasuhito SASAKI
保田 浩志	Hiroshi YASUDA

*委員長 ** 副委員長

事務局：2018年度ICRP刊行物翻訳委員会 事務局：
原子力安全研究協会 国際研究部 野村智之
Tel 03-5470-1983(代表) E-mail tnomura@nsra.or.jp

現在翻訳中の刊行物

The ICRP publications being translated



ICRP刊行物の 翻訳事業について

2018・ICRP刊行物翻訳委員会 事務局

/// 事業の紹介 ///

- ICRP刊行物の調査・翻訳事業は、平成29年度から原子力規制庁の委託業務（今年度の業務受託者は(公財)原子力安全研究協会）になりました
- 放射線防護の安全規制に役立てるため
 - ・ 世界の規制基準の基礎である ICRP刊行物を調査
 - ・ 重要性の高いものについて 翻訳版を作成
 - ・ 翻訳成果公開などにより ICRPの知見を広く共有
- 事業推進のため 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

----- ICRP刊行物翻訳委員会（2018年度） -----

- | | |
|------|---------------------------|
| 委員長 | 鈴木 元（国際医療福祉大学クリニック） |
| 副委員長 | 佐々木道也（電力中央研究所） |
| 委員 | 大野 和子（京都医療科学大学） |
| 委員 | 小田 啓二（神戸大学） |
| 委員 | 川口 勇生（量子科学技術研究開発機構） |
| 委員 | 木内 伸幸（日本原子力研究開発機構） |
| 委員 | 佐々木康人（湘南鎌倉総合病院付属臨床研究センター） |
| 委員 | 保田 浩志（広島大学） |

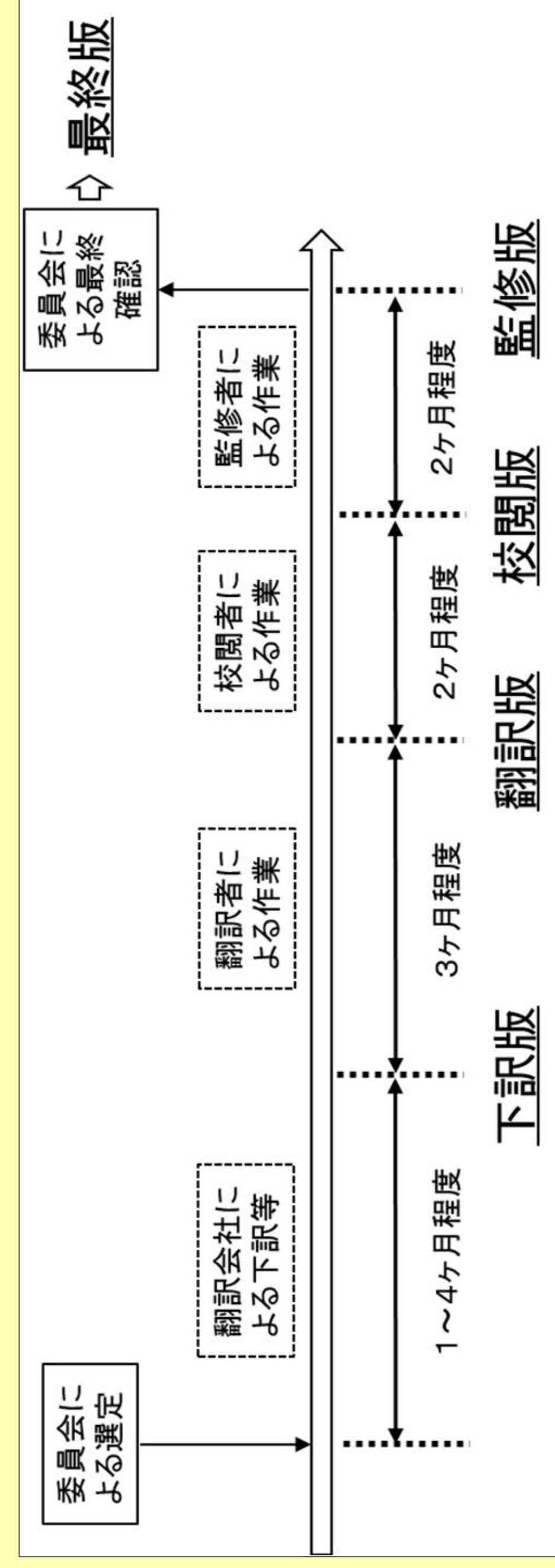
監修者（外部アドバイザー & 監修担当）

⇒ ICRP・ICRU のメンバー と 同等の専門家の方々

■ 翻訳対象をどう選ぶ？ ■

- 翻訳対象 Pub.103（2007年勧告）以降・既訳がない刊行物
 - 選定方針 「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が高いこと」
 - 翻訳の質を保つ 3段階のシステム
- 適正な専門用語で 原著の内容を的確に伝える翻訳を！**
そのため **翻訳 ⇒ 校閲 ⇒ 監修** の3段階で翻訳を進めます

翻訳者 (1名程度/刊行物)	専門家の視点で下訳を検討し、訳文を仕上げる ⇒〈翻訳版〉
校閲者 (2名程度/刊行物)	シリーズ統一と読者への伝達性の観点から翻訳版を校閲する(翻訳委員校閲) ⇒〈校閲版〉
監修者 (1名程度/刊行物)	原著作成時にICRPで議論した内容・ポイントが的確に翻訳されているか校閲版を確認する ⇒〈監修版〉



■ 2017年度の翻訳対象は？ ■

Publ.125（仮）セキュリティ検査における放射線防護

翻訳者：米原英典氏（元放医研、原安協）、監修者：本間俊充氏（ICRP ICRP C4）

Publ.132（仮）航空飛行時の宇宙放射線からの防護

翻訳者：保田浩志氏（委員、広島大学）、監修者：甲斐倫明氏（ICRP MC）

Publ.130（仮）作業者による放射性核種の摂取（パート1）

翻訳者：吉澤道夫氏（JAEA）コーデイネートJAEA中心のチーム

Publ.131（仮）放射性防護における発がんに関わる幹細胞生物学（付属書を除く）

翻訳者：鈴木啓司氏（長崎大学）

Publ.121（仮）小児科の放射線診断とIVRにおける放射線防護

翻訳者：盛武 敬氏（産業医科大学）

■ 2018年度の翻訳対象は？ ■

Publ.126 Radiological Protection against Radon Exposure

翻訳者：下道國氏（元藤田保健衛生大学）

Publ.135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging

Publ.138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection

Publ.139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures

完成版は ICRPのホームページに PDFを公開します！

平成30年度に Pubs.125,132 の公開を予定

■ 2007年勧告以降のICRP刊行物リスト ■

Publication No	Title	日本語版の有無
103 ●	The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection	○ ●
104	Scope of Radiological Protection Control Measures	○
105 ●	Radiological Protection in Medicine	○ ●
106	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53	
107	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations	
108	Environmental Protection - the Concept and Use of Reference Animals and Plants	○ ●
109	Application of the Commission's Recommendations for the Protection of People in Emergency Exposure Situations	○ ●
110	Adult Reference Computational Phantoms	
111 ●	Application of the Commission's Recommendations to the Protection of People Living in Long-term Contaminated Areas after a Nuclear Accident or a Radiation Emergency	○ ●
112	Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies	○
ICRU Report 84 (joint with ICRP)	Reference Data for the Validation of Doses from Cosmic-Radiation Exposure of Aircraft Crew	
113	Education and Training in Radiological Protection for Diagnostic and Interventional Procedures	○
114	Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants	
115	Lung Cancer Risk from Radon and Progeny and Statement on Radon	○ ●
116	Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures	○
117	Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures outside the Imaging Department	○ ●
118	ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs - Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context -	○ ●
119 ●	Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60	○ ●
120	Radiological Protection in Cardiology	○ ●
121	Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology	○ ●
122	Radiological Protection in Geological Disposal of Long-lived Solid Radioactive Waste	○ ●
123	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space	
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	
128	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances	
129	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	
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	
133	The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions	
134	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2	
135	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging	
136	Dose Coefficients for Non-human Biota Environmentally Exposed to Radiation	
137	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3	
138	Ethical Foundations of the System of Radiological Protection	
139	Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures	

医療放射線防護関係の刊行物は本文下線
 ・ 2017年度翻訳対象はオレンジ色背景
 ・ 2018年度はピンク色

▼ 問い合わせ先： 原子力安全研究協会 国際研究部 ICRP刊行物翻訳委員会 事務局

Tel 03-5470-1983（代表）

E-mail tnomura@nsra.or.jp



ICRP刊行物の翻訳活動 - 2018年度報告 -

2018・ICRP刊行物翻訳委員会 事務局

/// 事業の紹介 ///

- ICRP刊行物の調査・翻訳事業は、平成29年度から **原子力規制庁の委託業務** になりました(今年度の業務受託者は(公財)原子力安全研究協会)
- **放射線防護の安全規制に役立てるため**
 - 世界の規制基準の基礎である ICRP刊行物を調査
 - 重要性の高いものについて 翻訳版を作成
 - 翻訳成果公開などにより ICRPの知見を広く共有
- 事業推進のため 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

----- ICRP刊行物翻訳委員会 (2018年度) -----

委員長 鈴木 元 (国際医療福祉大学クリニック)
副委員長 佐々木道也 (電力中央研究所)
委員 大野 和子 (京都医療科学大学)
委員 小田 啓二 (神戸大学)
委員 川口 勇生 (量子科学技術研究開発機構)
委員 木内 伸幸 (日本原子力研究開発機構)
委員 佐々木康人 (湘南鎌倉総合病院付属臨床研究センター)
委員 保田 浩志 (広島大学)

監修者 (外部アドバイザー & 監修担当)

⇒ ICRP・ICRU のメンバー と 同等の専門家の方々

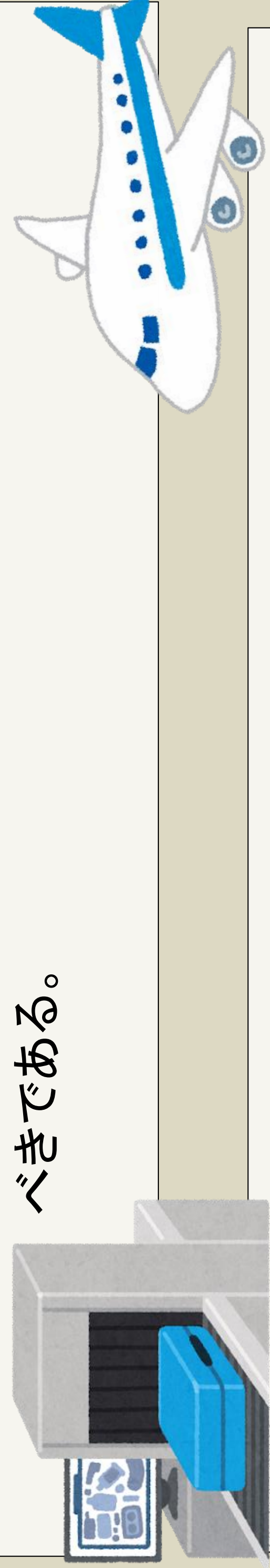
完成版は ICRPのホームページに PDFを公開します!

平成30年度に Pubs. **125,132** の公開を予定

/// 完成近い 翻訳版の 内容紹介 ///

125 「セキユリティ検査における放射線防護(仮)」

- ◆ 空港や港で実施される電離放射線を用いたセキユリティ検査は計画被ばく状況とみならず。
- ◆ セキユリティ目的で検査を受ける個人の被ばくは公衆被ばくとみならず。
- ◆ 検査技術の採用決定の前に、検査の正当化を慎重に検討すべき。その正当化は、技術の急速な進歩を考慮して定期的にレビューすべき。
- ◆ 検査を受ける物品の運搬に関わる運転手などは、極めて異例な状況を除いて、検査時に輸送機器内に留まることは許されるべきでない。
- ◆ 貨物コンテナに潜んでいる個人の被ばくの影響の評価には、公衆の構成員に対する線量限度で規定されると同等の防護が適用されるべきである。



132 「航空飛行時の宇宙放射線からの防護(仮)」

- ◆ 航空機を利用する人の数が増え、航空機がより長時間で高い高度を飛行することが可能になり、乗客と航空機乗務員の累積被ばくは増えたと考えられる。
- ◆ 乗客の宇宙放射線による被ばくは現存被ばく状況とみならず。
- ◆ 個人の飛行頻度に応じた**等級別アプローチ**(graded approach)を採用することを勧告する。
- ◆ 航空機乗務員の被ばくは職業被ばくとして扱い、参考レベルを1年当たり5~10 mSvの範囲で設けることが適切である。
- ◆ 頻繁に航空機に搭乗する旅客については、個人が飛行頻度の調整を検討できるように**線量の自主的評価を奨励**するとともに、航空機乗務員の場合と同様の要件を用いて被ばく管理が行えるように**自身の組織と話し合うよう勧告**する。

■ 2017年度の翻訳対象は？

Publ.125 (仮) セキユリティ検査における放射線防護

翻訳者: 米原英典氏(元放医研、原安協)、監修者: 本間俊充氏(ICRP C4)

Publ.132 (仮) 航空飛行時の宇宙放射線からの防護

翻訳者: 保田浩志氏(委員、広島大学)、監修者: 甲斐倫明氏(ICRP MC)

Publ.130 (仮) 作業者による放射性核種の摂取(パート1)

翻訳者: 吉澤道夫氏(JAEA)コーディネーターJAEA中心のチーム

Publ.131 (仮) 放射線防護における発がんに関わる幹細胞生物学 (付属書を除く)

翻訳者: 鈴木啓司氏(長崎大学)

Publ.121 (仮) 小児科の放射線診断とIVRにおける放射線防護

翻訳者: 盛武 敬氏(産業医科大学)

■ 2018年度の翻訳対象は？

Publ.126 Radiological Protection against Radon Exposure

翻訳者: 下道國氏(元藤田保健衛生大学)

Publ.135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging

Publ.138 Ethical Foundations of the System of Radiological Protection

Publ.139 Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures

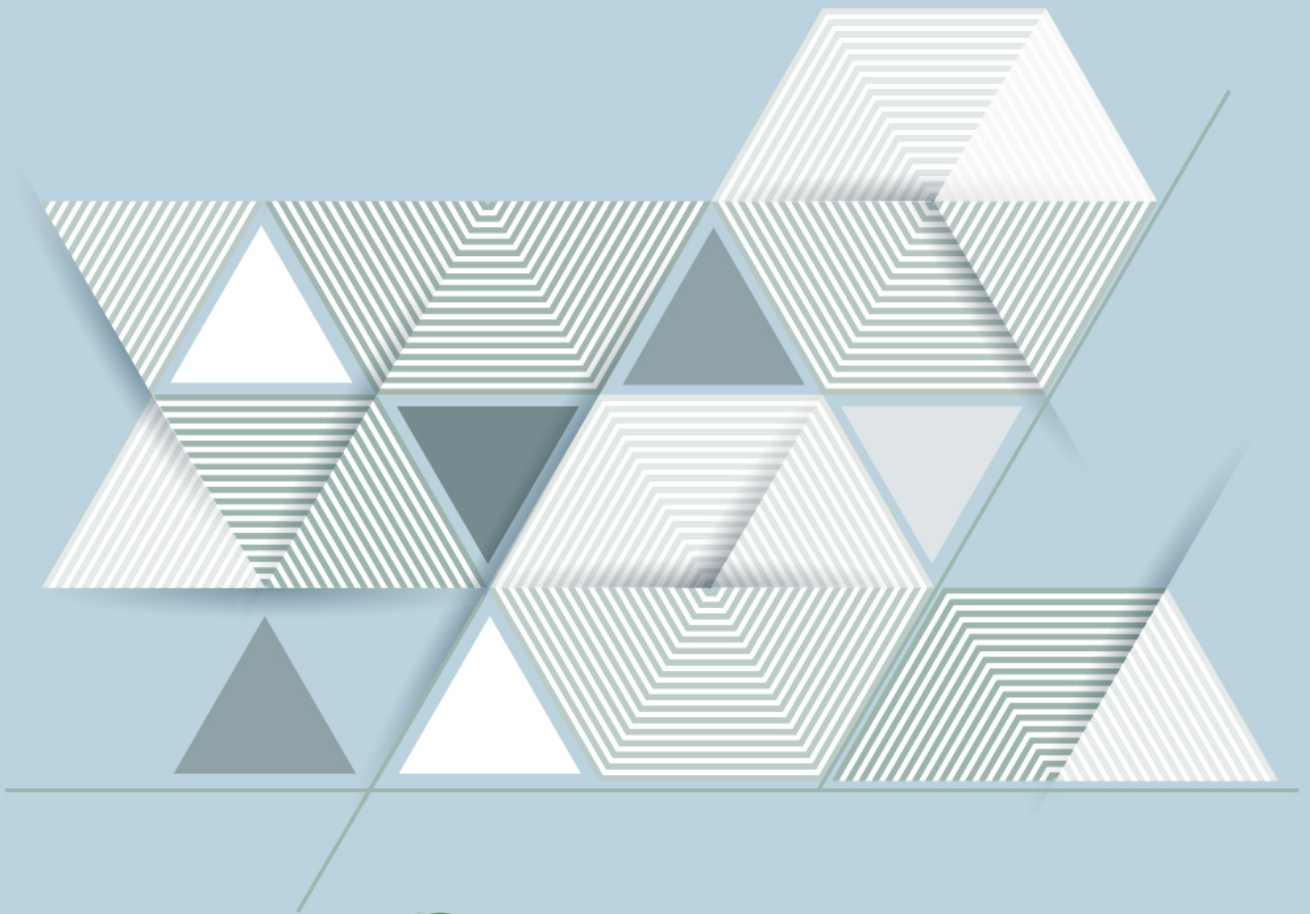
2007年勧告以降のICRP刊行物リスト

Publication No	Title	日本語版の有無
● 103	The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection	○ ●
104	Scope of Radiological Protection Control Measures	○
105	Radiological Protection in Medicine	○ ●
106	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53	
107	Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations	
108	Environmental Protection - the Concept and Use of Reference Animals and Plants	○ ●
109	Application of the Commission's Recommendations for the Protection of People in Emergency Exposure Situations	○ ●
110	Adult Reference Computational Phantoms	
111 ●	Application of the Commission's Recommendations to the Protection of People Living in Long-term Contaminated Areas after a Nuclear Accident or a Radiation Emergency	○ ●
112	Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies	○
ICRU Report 84 (joint with ICRP)	Reference Data for the Validation of Doses from Cosmic-Radiation Exposure of Aircraft Crew	○
113	Education and Training in Radiological Protection for Diagnostic and Interventional Procedures	○
114	Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants	○ ●
115	Lung Cancer Risk from Radon and Progeny and Statement on Radon	○ ●
116	Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures	○
117	Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures outside the Imaging Department	○ ●
118	ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs - Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context -	○ ●
119 ●	Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60	○ ●
120	Radiological Protection in Cardiology	○ ●
121	Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology	
122	Radiological Protection in Geological Disposal of Long-lived Solid Radioactive Waste	○ ●
123	Assessment of Radiation Exposure of Astronauts in Space	
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	
128	Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances	
129	Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	
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	
133	The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions	
134	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 2	
135	Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging	
136	Dose Coefficients for Non-human Biota Environmentally Exposed to Radiation	
137	Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3	
138	Ethical Foundations of the System of Radiological Protection	
139	Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures	

ICRP

Publication 125

セキュリティ検査における 放射線防護



原子力規制委員会
Nuclear Regulation Authority

本報告書は最終版ではあるが、今後、編集上の確認を経て表現の調整がなされる可能性が高い。翻訳の最終文案決定は、ICRP刊行物翻訳委員会委員長の確認をもって行う。

【ICRP刊行物翻訳委員会事務局】

ICRP *Publication 125*

セキュリティ検査における 放射線防護

2013年4月 主委員会により承認

ICRP

Publication 125

Radiological Protection in Security Screening

Editor-in-Chief

C.H. CLEMENT

Associate Editor

M. SASAKI

Authors on behalf of ICRP

D.A. Cool, E. Lazo, P. Tattersall, G. Simeonov, S. Niu

Copyright © 2019 The Nuclear Regulation Authority, JAPAN. All rights reserved.
Authorized translation from the English language edition published for
The International Commission on Radiological Protection by SAGE Ltd.

Copyright © 2014 The International Commission on Radiological Protection
Published by SAGE Ltd. All Rights reserved.

No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system or transmitted in any form or by any means electronic, electrostatic, magnetic tape, mechanical photocopying, recording or otherwise or republished in any form, without permission in writing from the copyright owner.



Japanese Translation Series of ICRP Publications
Publication 125 Radiological Protection in Security Screening

This translation was undertaken by the following colleagues.

Supervised by

Toshimitsu HOMMA

Translated by

Hidenori YONEHARA

Editorial Board

原子力規制庁

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

ICRP刊行物翻訳委員会

(英語表記で入る)

working in close collaboration with Japanese ICRP & ICRU members.

◆ Committee members ◆

Ohtsura NIWA^{*,1)} (Chair; to 2018.03) Gen SUZUKI (Chair; from 2018.06)

Keiko IMAMURA¹⁾ (Vice-chair; to 2018.03) Michiya SASAKI (Vice-chair; from 2018.06)

Kazuko OHNO³⁾ Keiji ODA²⁾ Isao KAWAGUCHI

Nobuyuki KINOUCHI²⁾ Yasuhito SASAKI* Hiroshi YASUDA²⁾

Michio YOSHIZAWA¹⁾

◆ Supervisors ◆

Michiaki KAI (ICRP, MC) Ohtsura NIWA* (ICRP, MC)

Kotaro OZASA (ICRP, C1) Kazuo SAKAI (ICRP, C1)

Tatsuhiko SATO (ICRP, C2) Makoto HOSONO (ICRP, C3)

Yoshiharu YONEKURA* (ICRP, C3) Toshimitsu HOMMA (ICRP, C4)

Norio SAITO (ICRU)

* Former ICRP member. ¹⁾ Until March 2018, ²⁾ From June 2018, ³⁾ From October 2018.

邦訳版への序

本書は、ICRPの主委員会で2013年4月に承認され2014年7月に刊行された、電離放射線を用いた個人と物品に対するセキュリティ検査における放射線防護の考え方についての報告書

Radiological Protection in Security Screening
(Publication 125. *Annals of the ICRP*, Vol.43, No.2 (2014))

をICRPの承諾のもとに翻訳したものである。

本書の翻訳は、(公益財団法人)日本原子力安全研究協会の米原英典氏によって行われた。この訳稿をもとに、ICRP刊行物翻訳委員会において推敲を重ねるとともに、ICRP第4専門委員会の本間俊充氏の監修をいただいて、最終稿を決定した。原文の記述への疑問は原著関係者に直接確認して訂正し、また原文の意味を正しく伝えるために必要と思われた場合は、多少の加筆や修正、訳注を付した。

ICRP刊行物の翻訳事業は、わが国の放射線防護に携わる専門家だけでなく、より広範な人々にICRPの防護体系と防護思想を伝えるうえで多大な貢献をしてきた。1959年以来日本アイソトープ協会が自発的に翻訳活動を行ってきたが、2017年からは原子力規制委員会の事業として継続されることとなった。ICRP刊行物翻訳委員会のメンバーは若干の若返りがなされ、委員長は丹羽太貫先生から鈴木に交替になっているものの、日本アイソトープ協会時代からのメンバーにも残っていただき、継続性を保っている。また、翻訳に携わる専門家や委員会メンバーの負担を減らすと共に、翻訳の質を担保するためのシステムもまた日本アイソトープ協会時代から引き継がれている。即ち、下訳を業者にお願ひし、その下訳を各巻の翻訳者として選ばれた専門家が今味し再翻訳し、さらにICRP刊行物翻訳委員会の選任された委員が推敲を重ね、ICRP委員/前委員の監修をうけ、最後に委員会メンバー全員が翻訳文の信任投票を行うという多段階の作業を踏み、いよいよ出版となる。そしてこの間、翻訳者-翻訳委員-監修者のあいだの自由な意見交換が保証されている。このような作業を経て原子力規制委員会の事業になって最初に完成した刊行物が本書 Publ.125である。

2001年9月11日に米国で起きた同時多発テロ以降、放射線を使ったセキュリティイメージング技術が様々な場所で使われ始めている。例えば空港の荷物や搭乗者のセキュリティ検査、国境や港でのコンテナ貨物のセキュリティ検査などである。セキュリティ検査に伴う旅客の被ばくは、テロを未然に防ぐという意味において旅客自身の便益になる。しかし、それだけで被ばくが全面的に正当化されるわけではない。またコンテナ貨物や車両のイメージングでは、搭乗者のセキュリティイメージングより格段に高い線量の放射線が使われている。万が一それらのコンテナや車両に密航者が潜んでいた場合、密航者に放射線障害

が発生するようでは人道的な問題が生じよう。職業被ばくや医療被ばくなどの事例と比較すると、セキュリティイメージに伴う被ばくはステークホルダーが複雑化しており、より踏み込んだ検討が必要である。本書は、このようなセキュリティイメージに関して、ICRPが代替手段の検討、システム構築からその保守点検、運用の監査、線量の最適化など多岐に亘る議論を展開している。放射線防護の専門家だけでなく、セキュリティの責任官庁、セキュリティイメージングシステムの運用・管理に当たる人々にも是非読んでいただきたい勧告である。

当翻訳事業の成果は、国の事業によるものであり、すべてICRPのホームページにPDF版にて公開される（紙の図書は、基本的に作成されない）。放射線防護に関心をお持ちの方々のアクセスを待っている。

最後に、この翻訳が我が国の放射線防護に資することを、完成までの過程に携わったすべての方々とともに心より願うものである。

2019（平成 31）年 3 月

ICRP刊行物翻訳委員会
委員長 鈴木 元

原子力規制庁
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
ICRP 刊行物翻訳委員会

委員長 丹羽 太貫¹⁾ (前 ICRP 主委員会, (公財)放射線影響研究所) *
鈴木 元 (国際医療福祉大学クリニック) **
副委員長 今村 恵子¹⁾ (元 聖マリアンナ医科大学) *
佐々木道也 ((一財)電力中央研究所) **
委員 大野 和子³⁾ (京都医療科学大学)
小田 啓二²⁾ (神戸大学)
川口 勇生 ((国)量子科学技術研究開発機構)
木内 伸幸²⁾ ((国)日本原子力研究開発機構)
佐々木康人 (湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター)
保田 浩志²⁾ (広島大学原爆放射線医科学研究所)
吉澤 道夫¹⁾ ((国)日本原子力研究開発機構)

(委員は五十音順・敬称略)

監修者 -----

甲斐 倫明 (ICRP 主委員会, 大分県立看護科学大学)
丹羽 太貫²⁾ (前ICRP 主委員会, (公財)放射線影響研究所)
小笹晃太郎 (ICRP 第1 専門委員会, (公財)放射線影響研究所)
酒井 一夫 (ICRP 第1 専門委員会, 東京医療保健大学)
佐藤 達彦 (ICRP 第2 専門委員会, (国)日本原子力研究開発機構)
細野 真 (ICRP 第3 専門委員会, 近畿大学)
米倉 義晴 (前ICRP 第3 専門委員会, (公社)日本アイソトープ協会)
本間 俊充 (ICRP 第4 専門委員会, 原子力規制庁)
齋藤 則生 (ICRU 委員, (国)産業技術総合研究所)

¹⁾ 2018年3月まで, ²⁾ 2018年6月から, ³⁾ 2018年10月から。
* 2017年6月～2018年3月, ** 2018年6月から。

抄 録

個人と物品に対するセキュリティ検査を提供するための技術の利用は、セキュリティ上の懸念の世界的なかなりの高まりに相応して、急速に増加してきている。さまざまな技術の広がりの中核で、後方散乱および透過検査能力を提供するための電離放射線の利用も増加している。委員会は以前に、医療分野以外における個人の意図的な被ばくという一般的なテーマに関連する声明をいくつか出している。本報告書は、委員会によって勧告された放射線防護原則をセキュリティ検査に関連する範囲内で、どのように適用すべきかについて助言を提供するものである。より具体的に言えば、正当化、防護の最適化および計画被ばく状況における線量制限の原則は、セキュリティ検査における電離放射線の利用に直接適用することが可能である。さらに、本報告書では、検査を受ける可能性がある貨物コンテナや車両等の輸送機器に潜んでいる（「密航者」）ために、個人が被ばくするかもしれない状況を含め、いくつかの特定テーマが検討されている。委員会は、その技術を採用する決定が下される前に、検査の慎重な正当化が検討されるべきであると引き続き勧告する。その利用が正当化であるという決定が下されるならば、線量拘束値を用いた防護の最適化および、認可と検査に関する適切な規定を含めて、計画被ばく状況としての防護の枠組みが用いられるべきである。

キーワード：セキュリティ検査；正当化；最適化

目 次

	頁 (項)
抄 録	<i>iv</i>
招待論説.....	<i>vii</i>
序 文	<i>ix</i>
要 点	<i>xi</i>
用語解説.....	<i>xiv</i>
1. 緒言	1 (1)
2. 背景	3 (7)
3. セキュリティ検査システム	7 (23)
3.1 後方散乱技術.....	7 (23)
3.2 透過技術.....	8 (30)
3.3 アクティブ検出技術.....	10 (34)
4. 防護の体系	11 (35)
4.1 被ばく状況.....	11 (35)
4.2 被ばくのカテゴリー	11 (37)
4.3 正当化	12 (40)
4.4 防護の最適化.....	16 (57)
4.5 線量限度	20 (78)
4.6 コミュニケーションおよびステークホルダーとの対話	20 (79)
5. 特別な状況	23 (84)
5.1 運転手の被ばく	23 (85)
5.2 隠れている個人の被ばく	23 (88)
参考文献	25

招待論説

放射線防護の倫理－基礎を正しく把握すること

国際放射線防護委員会 (ICRP) は放射線防護体系を構築し、体系的に更新を行ってきた。現在、すべての状況において、線量拘束値や参考レベルなどの適切な制限値枠又はそれに導かれる防護措置の最適化を勧告している。これは、すべての被ばく状況（計画、緊急時および現存）とすべてのカテゴリーの被ばく（職業、医療および公衆）に適用される。防護の最適化は、経済的および社会的な考慮を行った上で合理的に達成可能な限り低いレベルまで被ばくを低減することと、医療の目的と釣り合うように医療被ばくを管理することが意図されたものである。

放射線防護体系は、最新の科学的知見、100年を超える経験、そして基本的な倫理的・社会的価値観というしっかりとした基礎に基づいている。社会的価値観には、慎重さと公平さの考慮、損害を超える便益並びに最大多数の人々へ最大限の便益をもたらす行為、各人に適切なレベルの防護を提供する義務を果たすこと、そして人間の尊厳および人々の幸福を優先することが含まれる。現在、ICRP のタスクグループは、防護体系の倫理的基礎を検討し、適宜さらに詳細な説明を提示するために、世界中の専門家との関わり合いを積極的に行っている。このテーマに関するシンポジウムは現在、ICRP と、国際放射線防護学会 (IRPA) の会員であるアジア、欧州および北米の放射線防護学会との共同で企画されている。倫理的基礎を再検討する多くの利点には、我々の意思決定が堅実かつ論理的なものであることや、放射線および放射性物質と接する幅広いステークホルダーの諸問題、懸念およびニーズに我々が効果的に関わりうることを確実にすることが含まれる。科学が正しいことを確実にすることに加えて、我々はまた、普遍的な価値観に依拠するとともに、我々の生活に影響を及ぼす複雑で多くの人々にとって未知である技術の一部である懸念に取り組まなければならない。

委員会はまた、特定の分野に焦点を合わせた勧告を提供するニーズのある領域を確認し、そのニーズを満たすべく刊行物を作成するために、次にそれらの分野におけるステークホルダーと協力するためのアプローチにも着手した。セキュリティ検査における放射線防護に関する本刊行物は、この取り組みの最初の成果である。これは、集団をそのセキュリティにとっての脅威から防護するという確かなニーズが理由で、通常の一連の倫理的価値観やアプローチに挑戦する状況の一例で、委員会の新たなアプローチにふさわしい例である。これはまた、放射線の危険からの防護の最適化が、はるかに広範な意思決定プロセスにおける 1 つの些細な検討事項に過ぎない状況の一例でもある。

委員会は、放射線防護専門家、国際機関及びその他多種のステークホルダーとの積極的な関わり合いを続けることで、日常生活に放射線防護を取り入れる方法についての対話と理解の改善に、適時にかつ有益な助言を提供することを期待している。

ICRP 副委員長
JACQUES LOCHARD

ICRP 第4 専門委員会委員長
DONALD A. COOL

序 文

放射線および放射性物質の発見以来、さまざまな目的のために人の意図的な被ばくが生じてきた。これらの被ばくの大部分は、何らかの種類の医療診断、治療または研究に関係するものであった。しかしながら、ある個人がその人自身の便益以外の目的のために意図的に被ばくする状況の例はこれまでも存在したし、引き続き存在している。世界規模や国レベルのセキュリティに関する最近の事象は、精巧なセキュリティイメージング技術の発展とともに、そのような活動に対する関心を増大させている。これは、セキュリティ目的のためのこれらのイメージング技術の利用による個人の被ばくがさらに増大する可能性を高めている。

これらの被ばくは、しばしば「医療以外の」イメージング被ばくという一般的な範疇に入れられることがあった。医療以外のイメージングは、医療装置の利用（たとえば、薬物検知、入国管理目的）を伴う場合もあれば、その他の状況として、専門的な検査装置の利用を伴って医療以外の施設や公共の場で行われる場合もある。

委員会は、そのような状況に関する助言を何度も提供してきた。しかしながら、2001年9月11日のテロ事件の影響で、航空機による移動および他の公共の場における個人に対するセキュリティがますます焦点となっている。2009年12月の航空機テロ未遂事件を受け、隠匿されている関心対象物の検出に有効であるという理由で電離放射線を用いるものを含めて、セキュリティ検査システムの利用がますます要求されるようになった。そのような検査は、さまざまなセキュリティ管理地点における個人の直接被ばくを伴う。セキュリティ検査に関連したより広範な内容には、国境および入国地点における貨物と車両等の輸送機器の検査も含まれる。

本報告書は、セキュリティ用途に関係する特定の一連の事例に対する委員会勧告の適用について助言を提供するために作成された。本報告書には医療外のイメージングのうち他の事例は含まれていないが、この助言は、それぞれの特定の適用についてしかるべく考慮すれば、人の意図的なイメージングにおける他の事例にもあてはまるかもしれない。本報告書では、委員会の放射線防護原則をセキュリティ検査関連の範囲内でどのように適用すべきなのかについて述べる。システムが正当化されるのか否かについて述べるのは ICRP の役割ではないが、そのようなシステムを用いるべきか否かに関する決定において検討すべき点をさらに掘り下げていくことが適切である。本報告書ではまた、計画被ばく状況における放射線防護の原則は、線量拘束値を用いた防護の最適化を含めて、セキュリティ検査関連の範囲内でどのように適用されるのかについても述べる。

本報告書は、ICRP 第4専門委員会のオブザーバーである国際機関・組織との積極的な協力および共同作業の成果である。ご協力の組織と諸氏のご貢献に特に謝意を表する。

本タスクグループのメンバーは以下のとおりであった。

D.A. Cool (議長)

R. Czarwinski

K. Kase

E. Lazo

S. Niu

M.R. Perez

A. Rannou

G. Simeonov

P. Tattersall

M. Voytchev

第4 専門委員会のレビュアーは以下のとおりであった。

G. Massera

S.M. Magnusson

主委員会のレビュアーは以下のとおりであった。

J. Boice

E. Vañó

本報告書の作成期間における第4 専門委員会のメンバーは以下のとおりであった。

J. Lochard (委員長)

M. Kai

A. McGarry

W. Weiss (副委員長)

J-F. Lecomte (書記)

K. Mrabit

P.A. Burns

H. Liu

S. Shinkarev

D.A. Cool

S. Liu

J. Simmonds

P. Carboneras Martinez

S.M. Magnusson

A.S. Tsela

T. Homma

G. Massera

W. Zeller

要 点

- セキュリティ目的で個人を検査するための電離放射線の利用は、慎重な正当化を必要とする例外的な状況である。セキュリティ検査のための電離放射線の利用は、一般的に正当化される、または容認できると見なしてはならない。
- 電離放射線を用いるセキュリティ検査を正当とすべきか否かに関する決定においては、検査目的（脅威、脆弱性および影響）の明確化、その技術が検査目的を達成する程度、検査時の放射線被ばく、被ばくを低減するために利用できるかもしれない代替案、一部の個人が1年にかなりの回数の検査を受ける可能性など、あらゆる関連の要因を考慮すべきである。
- ほとんどの場合、特定のセキュリティ検査技術を用いるための正当化の決定には、放射線防護以外の多くの要因が含まれることになる。
- セキュリティ目的で検査を受けることになる個人の被ばくは、公衆被ばくとみなされる。これは、個人の選択の結果として、あるいは職務の結果として検査を受けるのかにはかかわらず当てはまる。
- 検査を受けることになる個人に対する防護の最適化では、検査目的を果たすために必要な被ばくの数、1回の被ばくあたりの線量、および追加（または反復）被ばくの回避を考慮すべきである。
- 防護の最適化は、検査システムの設計時および運用時に適用すべきであり、検査を受けている個人、検査を受けているのではないが検査場の近くにいるかもしれない個人、ならびに検査システムの操作と保守を行う個人の被ばくを考慮すべきである。この個人の各グループに対する防護の最適化においては、線量拘束値を定めて用いるべきである。
- セキュリティシステムを操作する個人に対する職業上の個人モニタリングは、そのシステムが設計どおりに機能していることを確認するための継続的な品質管理プログラムの一環として行われるもの以外は必須とすべきではない。
- オペレータの訓練、再訓練および能力に対して、また、運用時の最適化された安全を確実にするためのマネジメントシステムに対して、適切な規制上の期待事項が定められ、実行される必要がある。
- 正当化と最適化を含めた防護の枠組みの適切な適用は、放射線に対する感受性の高い集団を含めて、セキュリティ検査システムによって被ばくするいかなる人に対しても適正な防護をもたらすことになる。したがって、本報告書における勧告に適合するのであれば、子どもまたは妊婦のセキュリティ検査の場合に特別な防護対策を講じる必要はないであろう。
- 貨物および資材の検査は、貨物コンテナに潜んでいる個人を被ばくさせるかもしれない。この可能性は、そのような検査の正当化を検討する決定および防護の最適化に要因として組み入れなければならない。
- ステークホルダーとの対話の活用と個人の知る権利に応えるための情報提供は、電離放射線

を用いるセキュリティ検査の最適化と実施における重要な手段である。コミュニケーションは、正確であり、有益な情報を提供し、ステークホルダーの懸念に応えるものであることが必要である。

委員会は以下のように勧告する。

- 検査技術の採用の決定が下される前に、検査の正当化を慎重に検討すべきである。潜在的な脅威および検査のために利用可能な技術の急速な進歩を考慮して、検査の正当化を定期的にレビューすべきである。
- 電離放射線を用いるセキュリティ検査は、計画被ばく状況とみなされるべきである。セキュリティ目的で検査を受ける個人の被ばくは、公衆被ばくとみなされるべきである。検査が正当と決定されたならば、防護の最適化、認可および運用時の放射線安全を確実にするための検査に関する適切な規制上の枠組みに従うべきである。検査が正当とされないならば、それは実施されるべきではない。
- さまざまな種類のセキュリティ検査装置には、国際電気標準会議、国際標準化機構や米国規格協会などの合意された基準における設計仕様を達成するシステムが用いられるべきである。
- ステークホルダーとの交流を促進するために、重要なメッセージ、質問および回答を作成し、運用時に容易に利用できるようにすべきである。
- セキュリティ検査を受ける物品の運搬に関わる運転手などは、極めて異例な状況を除いて、検査時に車両等の輸送機器内に留まることは許されるべきでない。そのような個人の被ばくを運用上の便宜の問題とすべきではない。
- 貨物コンテナに潜んでいる個人の被ばくの影響の評価には、公衆の構成員に対する線量限度で規定されるのと同等の防護が用いられるべきである。

用語解説

アクティブ検出システム [Active detection system]

検査を受けている対象物を放射化するために放射線を用いるセキュリティ検査装置であり、当該物質の検出を容易にする放射線放出を引き起こす。

検査または検査事象 [Screening or screening event]

個人や物体を適切に検査するため、必要な情報を取り出すために 1 件またはそれ以上の画像を収集すること。

後方散乱検出システム [Backscatter detection system]

対象物から散乱する放射線を測定することによって画像を生成するために電離放射線を用いるセキュリティ検査装置。放射線源と検出器は対象物に対して同じ側に配置される。

セキュリティ検査 [Security screening]

セキュリティ上の脅威を引き起こす又は悪意のある目的のために用いられる可能性がある、意図されない、求められていない、もしくは故意に持ち込まれる物品や資材を検出するために行われる活動。

透過検出システム [Transmission detection system]

対象物を透過する放射線を測定することによって画像を生成するために電離放射線を用いるセキュリティ検査装置。放射線源と検出器は対象物をはさんで反対側に配置される。

1. 緒言

(1) 人の意図的な被ばくは、放射線および放射性物質が発見されたときにさかのぼる。歴史的にはほとんどの場合、これは、診断か治療のいずれかを目的とした患者の医療被ばくに関連したものであった。この場合、放射線被ばくによる患者の便益は、結果として生じるかもしれない放射線によるいかなる損害も上回ることが求められる。

(2) しかし、世界規模や国レベルのセキュリティに関する最近の事象は、高機能のセキュリティイメージング技術の発展とともに、この医療以外での放射線利用の検討またはその利用を著しく増大させている。主に個人が隠し持っているかもしれない物の画像を生成するために、ますます多くの個人が意図的な被ばくを受けるかもしれない。

(3) 本報告書に関係した内容では、セキュリティ検査は、セキュリティ上の脅威を引き起こす又は悪意のある目的のために用いられる可能性がある、意図されない、求められていない、もしくは故意に持ち込まれる物品や資材を、ある区域に持ち込まれる前に、その区域の入口または入城管理の別の地点で検出するための、電離放射線を用いるあらゆる活動とみなすことができる。検査の対象物が個人である場合（たとえば、武器がひそかに携行されているのかどうかを判定するため）、被ばくの条件は、当該個人の意図的な被ばくに分類される。この用途は、空港の保安区域、大規模な公共イベント、裁判所や刑務所などの制限区域への入場を許可する前に個人を検査するために検討または利用されている。検査は、セキュリティ目的で必要とされる情報を得るための単一の画像からなることもあれば複数の画像からなることもある。

(4) セキュリティ検査は、種々の通関地点や国境検問所などにおいて、セキュリティ関連項目について資材、貨物および車両等の輸送機器を検査するための電離放射線の利用も含む。この用途はほとんどの場合、個人の意図的な被ばくの範疇には入らない。しかし、個人が被ばくについて知りながらその場にいる状況（たとえば、車両等の輸送機器の運転員）、または、知らないでその場にいる状況があるかもしれない。発覚を避けるつもりで、貨物コンテナに隠れている個人または個人グループは、「密航者」と呼ばれることがある。

(5) 本報告書の目的は、ICRP の関連する概念やガイダンスを要約すること、並びに、セキュリティ検査に関連した内容の放射線防護に関する委員会の勧告の適用について助言を提供することである。本報告書には医療外のイメージングのうち他の事例は含まれていないが、それぞれの特定の適用についてしかるべく考慮すれば、この助言は、人の意図的なイメージングにおける他の事例にもあてはまるかもしれない。

(6) 電離放射線を用いる個人のセキュリティ検査のために今日用いられている主要なイメージング技術は2つある。すなわち、後方散乱と透過である。後方散乱技術が主として衣類の内側に隠された物品を画像化するために用いられるのに対して、透過システムは口から飲み込まれた、体腔に隠された、もしくは皮膚の下に埋め込まれた対象物を画像化するためにも用いられる。一般に、後方散乱システムによって検査を受ける個人に対する放射線量は、透過システムによる線量よ

りはるかに低い。これら 2 つの技術の組合せを用いるシステムも利用可能である。資材や貨物に対する検査活動では概して、対象物の十分な画像を得るために通常は個人の検査において用いられるものよりも高いエネルギーで透過システムを用いる。資材や貨物に対する検査活動では、特定の状況においてはアクティブ検出技術を用いることもある。現行の検査技術の簡単な説明は第 3 章に示す。

2. 背景

(7) 人の電離放射線による被ばくを考えると、意図的な方法による個人の被ばくは通常、医療被ばくに関連した内容の範囲内であった。しかし、そのような被ばくが生じるかもしれない状況は、さまざまなセキュリティ目的のための個人の検査のような、他の状況にもある。物品の検査には通常、個人の意図的な被ばくは含まれないと思われるが、そのような被ばくの可能性が考慮される必要があるかもしれない例外的な状況が生じる場合もある。ICRP は 1960 年代以降、医療以外に関連した内容における個人の意図的な被ばくに関する声明を出してきた。他の組織も情報、仕様、性能基準および勧告を提供している。

(8) *Publication 15* (ICRP, 1969) では、防犯 X 線透視検査および税関検査の 2 つの例を挙げ、医療以外の目的のための人のイメージングに強く反対した。この既定の立場から、*Publication 15* (ICRP, 1969) では、これらの活動が行われることが可能となる例外的な状況を考慮した。すなわち、もし、所管当局によって許可が与えられ、これらの検査が不可欠であるとみなされ、そしてこれらの検査が放射線の専門家の監督下で行われるのであればという状況である。

(9) 当時の国際的な事象、すなわち航空機ハイジャックの多発により、ICRP は、旅客機の乗客のセキュリティ検査は正当化されうると考えたと述べるに至ったが、被ばくの正当化における放射線防護の責任、プロセスや役割に関する詳細な説明または見解は提示しなかった (ICRP, 1971)。

(10) 1977 年勧告 (ICRP, 1977) は、上述の *Publication 15* (ICRP, 1969) を含め、以前のいくつかの ICRP 刊行物の更新版となるものではなかったが、セキュリティ検査の範囲を越えた医療以外の人のイメージングに関する追加的な状況を検討した。

(11) 1990 年勧告 (ICRP, 1991) には、医療以外の目的のための人のイメージング、より具体的に言えばセキュリティ検査の行為、に関するいかなる勧告も含まれなかった。

(12) *Publication 73* (ICRP, 1996) は、医療における放射線防護と安全を専門に扱ったものだった。法医学の目的のための被ばくを含めるために医療被ばくの範囲が拡大され [*Publication 60* (ICRP, 1991) に関して]、検査について言及したが、それはセキュリティのような他の目的のための検査ではなく、医学的検査に関連した内容においてだけであった。

(13) *Publication 103* (ICRP, 2007) は、例外的な状況がないのであれば、それ以上の解析によらなくとも、その被ばくは正当化されないと考えるべき一連の条件を記載した。記載された状況は、セキュリティ検査の適用を明確に含むものではなかった。しかし、セキュリティ検査における電離放射線の利用のための計画は、セキュリティ検査はその個人の健康を動機としない、個人に対する意図的な被ばくであるという点で、委員会の勧告の適用に関する疑問を提起した。

(14) 他の組織、特に米国放射線防護審議会 (NCRP) も、セキュリティ検査に関する情報を提供してきた。NCRP Commentary 16 (NCRP, 2003) は、人のセキュリティ検査に関する助言を提供しており、NCRP Commentary 20 (NCRP, 2007) は、加速器が発生させる高エネルギー X 線を用いる貨物のセキュリティ検査に関連するいくつかの側面に関する助言を提供している。また、

NCRP Commentary 21 (NCRP, 2011a) および NCRP Commentary 22 (NCRP, 2011b) は、アクティブ検出技術の放射線防護の側面を扱っている。

(15) 国または地域当局は、ある場合には医療目的の場合を除いて人体に対する電離放射線の利用を禁じるために特別な立場をとってきた。他の場合では、特別な種類のセキュリティスキャン装置の正当化と利用に関する決定があったり、市販のさまざまなシステムから受ける線量について別々に独立して行われた評価がいくつかあった。米国の放射線基準に関する省庁間運営委員会 (ISCORS, 2008) のように、検査システムの正当化、そして検査が正当化される場合にとるべき操作上の放射線防護の手順に関するガイダンスを提供している組織もある。脅威環境の継続的な進展と、その脅威に対抗するために利用可能な技術の双方とともに、意思決定に関する状況は進展し続けることになる。

(16) セキュリティ検査のための電離放射線の利用を取り巻く問題は、国際機関の作業においても検討されてきた。たとえば、世界保健機関は 1977 年に技術報告書の中で、武器の検出を含めて、医療以外の目的のための人に対する電離放射線の利用を扱った (WHO, 1977)。同報告書は、これはより低いリスクで満足のいく代替法が存在しない場合にのみ行われるべきであると結論づけるとともに、防護を最適化するために線量を管理する必要性を強調した。もっと最近になって、放射線安全に関する機関間委員会による情報文書 (IACRS, 2010) は、関係する問題、動向および国内要件の概略をいくつか示した。欧州放射線防護規制機関連合は、セキュリティ目的のための X 線を用いる全身スキャナーの正当化に関する声明を 2010 年 12 月に発表した (HERCA, 2010)。

(17) 国際原子力機関 (IAEA) は最近、共同策定者である複数の国際機関とともに、電離放射線に対する防護および放射線源の安全に関する国際基本安全基準の改定を完了した (IAEA, 2011)。改定された基準には、国のセキュリティ上の脅威を引き起こす犯罪行為に用いられうる隠匿物品の検出のために放射線を用いる人のイメージングはその国の政府によってのみ正当化されるものとする、という規定が含まれている。そのような人のイメージングの正当化を検討すべきであると政府が決定するならば、正当化の決定に関する追加の要件や規制上の管理に関する規定が適用可能である。

(18) 欧州委員会は最近、欧州原子力共同体 (EURATOM) の放射線防護に関する法令の改正を提案したが (EURATOM, 2012)、これにはセキュリティ検査を目的とする電離放射線の利用を含めた医療以外のイメージングによる人の被ばくに関する法規定が含まれている。ひとたび採択されると、これは欧州連合 (EU) の 27 加盟国に対して法的拘束力を有することになる。EU 航空セキュリティ法の最近の改正 (EU, 2011) は、EU 内の空港における主要なセキュリティ検査方法として、電離放射線を用いるものを除いてセキュリティスキャナーの利用を認めている。

(19) 国際標準化機構 (ISO)、国際電気標準会議 (IEC) や米国規格協会 (ANSI) など、さまざまな国および国際的に合意された基準の策定機関は、放射線防護に関する性能基準ならびに、セキュリティ上問題となる物品の検出における性能に関する仕様を策定している。

(20) 2002 年には、1 回のスキャンによる実効線量についての $0.1 \mu\text{Sv}$ という限度を定めた合意された基準が ANSI によって発行された (ANSI, 2002)。この基準は、単一のセキュリティ検

査施設による個人の実効線量はどの 12 カ月間においても 0.25 mSv を超えないという限度も定めるものだった。この基準はその後更新され、単一の画像よりもむしろ「検査」（複数のスキャンまたは観察を伴うかもしれない）にあてはまるように修正された（ANSI, 2009）。

(21) 2010 年に、IEC はセキュリティを目的とする個人の検査のための X 線システムに関する国際基準 IEC 62463 を発行した（IEC, 2010a）。この基準は、セキュリティ検査システムの放射線に関連した性能基準を示したものである。別の基準プロジェクトである IEC 62709「放射線防護計装一人のセキュリティスクリーニング—X 線システムの画像化性能の測定」も発行された（IEC, 2014）。IEC はさらに、貨物および車両等の X 線撮影検査システムを扱った国際基準 IEC 62523 を発行している（IEC, 2010b）。

(22) かなりの変遷があり、さまざまな仕様や性能基準が存在するにもかかわらず、セキュリティ検査における放射線の利用を決定する過程において放射線防護が果たすべき役割、そしてそのような検査が用いられる場合における委員会の防護の枠組みの適用について、議論は続いている。本報告書の目的は、セキュリティ検査の使用が正当化されるという決定が下される場合に、ICRP の放射線防護原則がそのような検査に関連する範囲内でどのように適用されるべきなのかについて助言を提供することである。この助言は、検査に用いられる設備がそのような目的のために特に設計されているか否か、あるいは、医療用放射線設備などのような、何らかの他の本来の目的からセキュリティ検査の状況へと転用されているのか否かにかかわらず、適用可能である。

3. セキュリティ検査システム

(23) 現在、セキュリティの検問所における個人の検査のために、電離放射線を用いるさまざまなシステムが利用可能である。これらのシステムでは、画像を生成するために後方散乱、透過もしくはこれら2つの技術の組み合わせを用いることができる。

(24) スキャニングシステムの導入と利用は、かなりの国民的議論を引き起こしてきた。この議論の多くは、放射線以外の考察を焦点とするものであった。たとえば、これらのシステムが衣類を通して「見る」能力のために、プライバシーに関する懸念が提起されてきた。そのような懸念は、確かに注意を向ける必要があるが、電離放射線を用いるシステムに特有のものではない。このことは、結果として、個人の身体の詳細な画像を取り除き、セキュリティ上の懸念があると考えうる項目のみを個人の全体的な輪郭の上に表示するための、ソフトウェア処理システムを含めたシステムの継続的な改良をもたらしている。同様に、画像の保持、文書化および検索の法的問題が提起されており、これは全体的な決定プロセスにおいて取り組まなければならない。これらと同じ問題は、マイクロ波のような代替技術に基づくシステムの利用に関する議論の一部にもなっているため、電離放射線を用いるシステムに特有のものではない。

(25) 各種技術による可能な放射線学的な寄与を説明するために、設備のカテゴリおよび種類について以下に述べる。放射線防護の見地からは、装置またはシステムが、医療の診断や治療のようなある目的が本来意図されたものだったのかどうかは重要ではない。重要な問題は、被ばくの実際の条件と検討されている用途である。

3.1 後方散乱技術

(26) 人のセキュリティ検査用に設計された後方散乱システムは主として、衣類の内側に隠された物品を画像化するために用いられる。そのようなシステムによる実効線量は、人体前面の1画像あたり $0.1 \mu\text{Sv}$ の程度であり、人体背面または側面の画像はもっと低い実効線量を生じさせるかもしれない。さらに、用いられるエネルギーは人体を有意に透過することはないかもしれないため、組織の深さ方向の被ばくの分布は、皮膚に対して顕著であるかもしれない。被ばくの特性は、検討されている設備の仕様に左右されることになる。セキュリティ上の関心事を満足させるために要求される情報を得るには、個人を複数回—前面から、背面から、および側面から—画像化することが必要かもしれない。したがって、検査時の「総線量」は、単一の被ばくによる線量を上回る場合がある。ある状況においては、後方散乱システムは貨物および資材のスキャニングにも有用かもしれない。

(27) これらのシステムは、高速でのラスタパターンで対象物をスキャンする電離放射線の細いビームを用いる。対象物に対して X 線の線源と同じ側にある大型検出器は、スキャンされている個人の身体から後方散乱する放射線を検出する。このようなシステムの概略図を図 3.1 に示す。

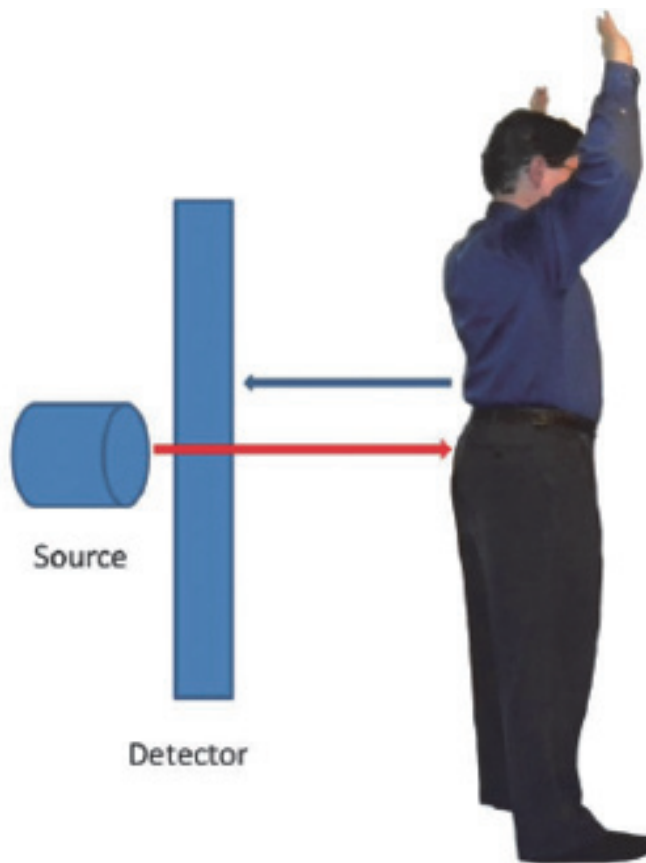


図 3.1 後方散乱 X 線技術の実施方法

(28) 後方散乱システムを用いて検査される個人に対する線量は、日常生活において他の線源から受ける被ばくのごくわずかな一部である。たとえば、後方散乱検査による線量は、典型的な胸部 X 線の 1,000 分の 1 より小さい程度であり、巡航高度での 2, 3 分の飛行時に受ける宇宙放射線による線量とほぼ同じである。

(29) これらのシステムは、薬物、武器および密輸品を阻止するために、国境と刑務所に配置されてきた。2009 年 12 月の航空機テロ未遂事件を受けて、旅客機の乗客の検査のためにイメージングシステムの利用を実施すべきという圧力がかなり高まっている。

3.2 透過技術

(30) 透過システムは、口から飲み込まれた、体腔に隠されている、もしくは皮膚の下に埋め込まれている物品を画像化するために用いられる。この種のシステムによるスキャン 1 回あたり

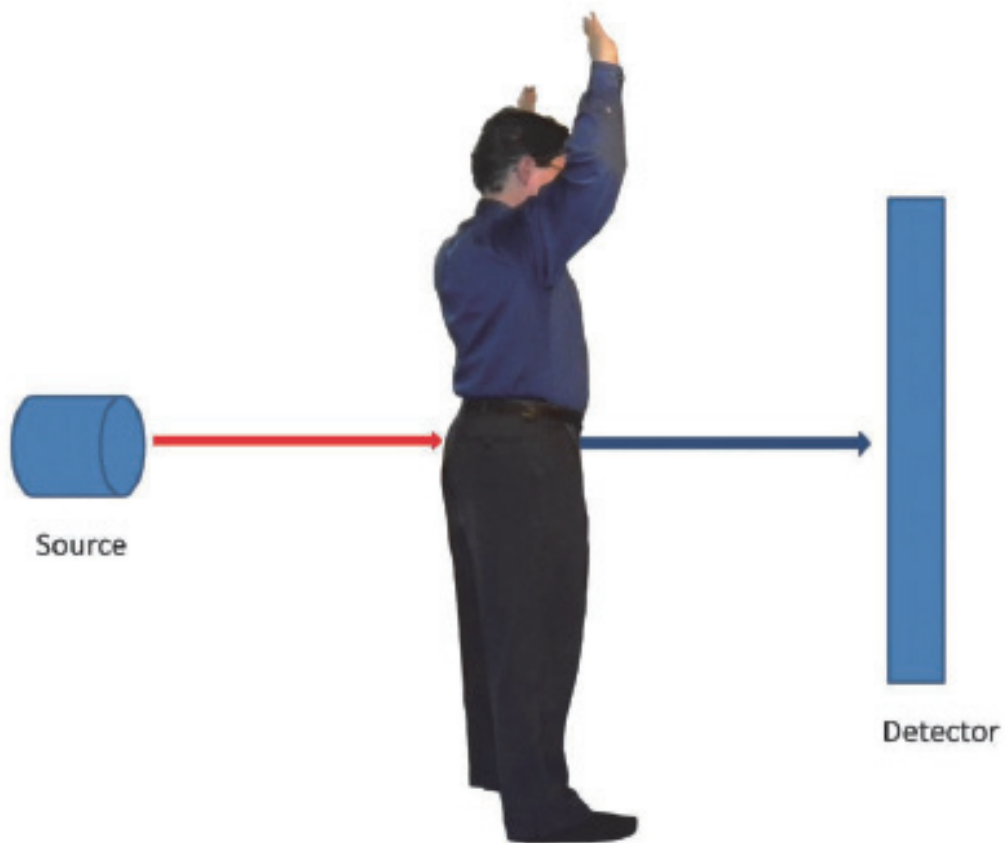


図 3.2 透過 X 線技術の実施方法

の実効線量は、人のセキュリティ検査用に設計されたものである場合、後方散乱システムによる線量を上回り、設備にもよるがおよそ $2\sim 5\ \mu\text{Sv}$ かそれより大きい範囲である。しかし、透過画像は物体と人体部分を重ね合わせて表示する。この理由から、画像の解釈は後方散乱の場合よりも複雑である。

(31) このシステムは、電離放射線が検出器まで対象物を通り抜けることによって画像を生成する。検出器は、対象物に対して電離放射線源とは反対側に配置される。この放射線は、装置が発生させる X 線の場合もあれば、ガンマ線を放出する放射性同位元素の場合もある。図 3.2 は、透過スキャニングシステムの概略図を示している。

(32) 透過システムは、薬物、武器および密輸品を阻止する目的で、貨物および人が乗っていない車両等を検査するためにも用いられる。貨物スキャニングシステムは通常、大きな物体の画像を生成するために必要な透過力を得る目的で、かなり高いエネルギーの放射線を用いる。そのようなシステムは、個人の検査を意図したものではない。しかし、その利用においては、個人に被ばくの可能性をもたらす特殊な状況が生じるかもしれない。この状況については第 5 章で論じる。

(33) セキュリティ検査システムは進展し続けるであろう。たとえば、一部のメーカーは今や、後方散乱技術と透過技術の両方を用いるシステムを販売している。そのようなシステムは、検査を受けるかもしれない個人および検査場付近の他の区域にいる個人に対する線量評価において特に、さらなる放射線学的課題をもたらすかもしれない。

3.3 アクティブ検出技術

(34) アクティブ検出技術においては、関心の対象物質が放射性ではない、自然に放出される放射線のエネルギーレベルが極めて低い状況、もしくは遮蔽があいだに入る状況において、検出可能な放射線を放出するように物質を刺激するために、さまざまな粒子放射線ビームを用いる。これらのシステムは、核分裂性または爆発性の物質を含有することが疑われる物品または場所を調べるために、放射線ビームを用いることによって作動する。具体的な一例として、ある種類の爆発性の物質が存在する場合、そのような調査はその物質を放射化し、理論的には物質の種類、量および所在する場所を確認することを可能にすることになる特有の放射線エネルギーの放出を引き起こすことになる。これらの装置は、これらの物質の確認を離れたところから可能にすることが意図されている。

4. 防護の体系

4.1 被ばく状況

(35) 2007年勧告(ICRP, 2007)は、計画、緊急時および現存という3つの被ばく状況に応じた放射線防護を構成している。計画被ばく状況は、線源の意図的な導入と運用を伴う状況である。計画被ばく状況は、発生が予想される被ばく(通常被ばく)と、発生が通常は予想されない被ばく(潜在被ばく)の両方を生じさせることがある。緊急時被ばく状況は、計画的な状況を運用する間に線源の管理が失われた場合、若しくは悪意のある行動から、あるいは他の予想しない状況から発生する可能性がある状況で、好ましくない結果を避けたり減らしたりするために緊急の対策が必要である状況である。現存被ばく状況は、関連する被ばくを管理する決定が下されるときにすでに線源が存在している状況である。これには、過去の事象、事故および行為からの被ばくだけでなく、自然起源の被ばくが含まれる。

(36) 委員会は、セキュリティ検査における放射線の利用を計画被ばく状況と考えている。そのような状況においては、線源の導入が明確かつ意図的に計画され、活動の開始前に電離放射線に対する適切な防護を確実にするための管理を用意する機会と義務がある。通常予想され計画される活動の一部ではないかもしれないある種の状況が生じる場合もあり、これらについては第5章で論じる。

4.2 被ばくのカテゴリー

(37) 委員会は、職業、医療及び公衆という3つの被ばくカテゴリーを区別している。職業被ばくは、作業者がその自らの作業の結果として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ので、委員会は“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に限定している。医療被ばくは、患者が自身の医療や歯科診断若しくは治療の一環として受ける被ばく、職業として被ばくする以外の方が患者の支援と介助に自発的な援助を行う間に承知の上で受ける被ばく、そして生物医学研究の志願者が自身の被ばくを伴うプログラムにおいて受ける被ばくである。公衆被ばくは、職業被ばくおよび医療被ばく以外の公衆のすべての被ばくを含む。

(38) セキュリティ検査における放射線および放射性物質の利用は、職業被ばくと公衆被ばくのどちらももたらす可能性がある。職業被ばくは、保守、監視や、線源の適切な管理および運用のために必要なその他の活動を含めて、検査設備を操作している個人が受けるだろう。検査を受けているのではないが検査活動の付近にいるかもしれない他の個人の被ばくは、公衆被ばくとみなされる。

(39) セキュリティ目的のために検査を受けている個人の被ばくも、公衆被ばくとみなされる。この考え方を適用するのは、休日に航空機に乗るような自らの個人的選択の結果として個人が検

査を受けているのか、もしくは、航空機乗務員、仕事で旅行する個人、文書や資材を輸送する配送者、あるいは保安区域内で作業するために出入りを必要とする個人のような自らの職務の結果として個人が検査を受けているのかどうかにかかわらない、というのが委員会の見解である。そのような被ばくはすべて意図的なものであり、一般にはその個人の業務管理の責任ではなく、放射線や放射性物質を用いる作業とも、その個人の健康状態とも直接には関連しない。したがって、その被ばくの正当化に、また正当化される場合には防護の最適化に完全かつ注意深い考慮が払われることがより一層重要となる。この点については、脅威の種類と大きさならびに検査を有効に実施しないことに伴うリスクを含めて、セキュリティの必要性が明確に示されるべきである。資材の検査の結果として直接被ばくする可能性のある個人の被ばくも公衆被ばくとみなされ、これについては第5章でさらに論じる。

4.3 正当化

(40) 正当化の原則は、すべての被ばく状況において適用される2つの基本的な線源関連の原則の1つである。*Publication 103* (ICRP, 2007) は、正当化の原則によって、放射線被ばく状況を変更させるいかなる決定も、害よりも便益を大きくすべきであると要求している。計画被ばく状況については、委員会は、新たな放射線源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的あるいは社会的便益を達成すべきであると引き続き強調する。社会に生じる便益を要因として正当化の決定に含めるべきであることを、また、倫理的な見地からは、個人に対する便益と損害、個人から成る集団や社会全体に生じるかもしれない便益の両方を明確に考慮する必要があることを強調することが重要である。

(41) 正当化は、ある特定の提案がもたらす可能性のある便益や影響をすべて検討しなければならない多属性プロセスである。その検討においては、その活動の実施に正味の便益があるのかどうかを決定するために、利用可能かもしれない様々な代替案を考慮に入れる。セキュリティの問題も、このプロセスに含めなければならないことを考慮すると、セキュリティ検査における電離放射線の利用の正当化は、ほとんど常に政府の役割である。

(42) *Publication 103* (ICRP, 2007) はさらに、考慮されるべき影響は放射線に関連するものに限られない、それには他のリスクや、その活動費用と便益も含まれると述べている。放射線による損害は、考慮されなければならないリスクの1つに過ぎない。このように、正当化は放射線防護の範囲をはるかに超えるものである。この理由により委員会は、正当化は便益がリスクを上回る必要があると勧告している。重要なのは、放射線防護当局は決定プロセスの一部ではある。しかしながら利用できる代替案すべての中から最良のものを探し出すことは、放射線防護当局の責任の範囲を超えた課題であるということである。

(43) セキュリティシステムにおける放射線と放射性物質の利用が正当化されるのか否かについて述べるのは、ICRPの役割ではない。委員会は、個人を検査するための電離放射線の利用は例外的な状況で慎重な正当化を必要とすると考えている。そのような検査は全般に正当化される、ま

たは容認できると想定すべきではない。*Publication 103* (ICRP, 2007) に言及されているように、提案された活動の便益と影響のすべてを考慮することが必要である。セキュリティ検査の場合、多くの要因が考慮されなければならない。検査が正当化されない場合、それは実施すべきではない。

4.3.1 個人検査の正当化

(44) セキュリティ検査時の個人の被ばくでは、医療被ばくの場合のように、その個人の健康に役立つ情報を提供することは意図されていない。しかしながら、ある種の脅威からは安全な環境にあることを確信できるという点で、個人に便益があると結論できるだろう。さらに、そのような被ばくの結果から社会の便益も生じるであろう。これには、脅威からの社会の防護、様々な会合、集会あるいは公共交通機関における集団の防護や、悪意のある攻撃による社会基盤や重要な文化財の損傷の防止などが含まれる。

(45) 検査における電離放射線の利用に関する正当化の決定には、特定の検査目標を達成するために利用できるかもしれない代替技術の検討も含まれるだろう。これには、電離放射線の利用に代わる技術や、様々な手順の代替案や選択肢も含まれるかもしれない。ここでもまた、ある特定の活動に対して、放射線を利用しない代替策を電離放射線の利用に優先すべきかどうかについて言及するのは、ICRP の役割ではない。対象物の検出効率、スキャン実施に必要な時間や信頼性など、放射線の判断基準以外の要因は、電離放射線を利用するシステムによる全体的な便益に影響を及ぼすかもしれない。さらに、放射線を利用しないシステムも、スキャンされている個人にリスクや不便をもたらすかもしれない。それらも考慮しなければならない。委員会は、その勧告が電離放射線の利用の様々な代替策についていかなる選好も意味しているのではないと解釈されることを望む。システムは、明らかにある特定の状況に対するセキュリティ検査の意図された目的を達成する上での有効性に基づいて判断されなければならない。

(46) しばしば提起される問題は、ある特定の検査手法が「任意」であるかどうか、また代替手法の用意はあるのかどうかについてである。そのような代替検査の用意は多くの管轄部署から求められ、人の手による探索などのかたちを取り得るであろう。委員会は、代替手法の用意は空港などのセキュリティ検査現場においてはよくあることであり、用いられる技術の種類にかかわらず適切であると認識している。放射線防護の役割は、電離放射線を利用することのリスクに関する情報を提供することであり、したがって、利用の正当化において十分な情報に基づく議論に寄与することである。セキュリティ検査の利用が正当化されると決定されたならば、電離放射線を利用することのリスクに関する情報は、操作活動中の議論にも寄与する。後者の議論は、検査プロセスの一環として個人の知る権利に対処するのに十分な情報および機会を確保するというかたちをとる。コミュニケーションおよびステークホルダーとの対話については、4.6 節でさらに扱う。

(47) 電離放射線を用いるセキュリティ検査システムは、必要最低限の被ばくで有益な情報をもたらすように設計される必要がある。有用となる要因には、通常、その個人を十分に検査するために必要なスキャンまたは画像表示の数が含まれるだろう。また、十分な情報の不足が原因で個人を再検査することで追加の被ばくが必要とならないように、システムを確実に操作できることも

重要である。したがって、正当化プロセスには、システムの性能に関する期待と、考慮すべき放射線影響を決定する際に導かれる平均線量が含まれる必要がある。電離放射線の利用が正当であると決定されるならば、防護の最適化においても同様の考察と期待が重要となる。

(48) 委員会は、検査システムの性能(脅威とみなされる可能性のある対象物を検出する能力)および、さまざまな種類のシステムから検査対象の個人が受ける予想線量に関連した合意基準の策定が続いていることを認識している。そのような基準が正当化プロセスにおいて用いられるべきであり、電離放射線を用いるシステムが正当であるとの決定がなされたならば、所期の性能を達成することと矛盾のない最低レベルの被ばくが優先される(すなわち、防護が最適化される)べきであると、委員会は勧告する。

(49) 委員会は、個人の検査システムは、もし正当化され採用されるならば、公衆の構成員に対する線量限度への寄与はごくわずかであるべきという見解である。この委員会の見解は、NCRP (2003) など、他のいくつかの機関の後方散乱システムに関する勧告と一致している。ANSI (2009) や IEC (2010a) などの機関によって策定されたもしくは策定中である機器の合意された性能基準の一部として、ガイダンスも含まれている。委員会は、そのような値は線量拘束値であり、1画像あたりまたは1検査事象あたりの線量と、年あたりに生じる想定被ばく回数の期待値の間に導きだされた明確な関係を用いた、計画の目的のための境界を表す値とみなされるべきであると勧告する。

(50) 1回ごとのスキャンにおいて、通常、より大きな線量をもたらす透過システムの利用についても、合意基準が策定されている。委員会は、検査を受ける個人の線量がより高くなるので、そのようなシステムを正当化するために必要な便益もまた、より大きなものである必要があるだろうと指摘する。医療被ばくとは異なり、医療以外のイメージングは本人の健康に直接寄与するものではなく、正当化では、被ばくを受ける個人に対して想定される便益を明示的に記述すべきである。これは、そのようなシステムが正当化されないことを意味するものではないが、利用に先立って示すべき証明の負担がいつそう大きいことを意味する。

(51) 最も重要な考察の1つは、個人が検査を受ける可能性のある頻度である。空港における個人検査については、頻繁な航空機利用者や配達業者のように、ある同一の個人が、日に、週にまたは月に何度も検査を受ける可能性がある。さらに、職務の一部としてかなりの頻度で検査を受ける可能性のある集団が他にもあるかどうかを検討することは必要かつ適切である。そのような集団には、日に何度も保安区域に出入りする可能性のある空港のさまざまな地上職員や航空機乗務員などが含まれるであろう。検査を受けることになる保安区域への入場は職務要件の一部として要求されるため、そのようなスキャンは職業被ばくとみなされるべきであるとの議論が出るかもしれない。しかしながら、それらの被ばくは必ずしも職務に直接関連するわけではなく、検査を受ける個人は検査設備の運用管理会社によって雇用されている場合もあればそうでない場合もある。したがって、委員会は、そのような被ばくは公衆被ばくとみなされるべきであり、そのように被ばくを受ける個人は公衆の構成員に与えられる防護に見合った防護が与えられるべきであると勧告する。この防護上の期待は、存在するかもしれない別の集団に対する正当化プロセスにおい

て、また、その集団の防護を確実にするための十分な方策の計画と履行において含まれるべきである。

(52) 検査活動による集団線量も考慮する必要がある。集団実効線量は、放射線関連の技術と防護手順を比較するための最適化の手段である。セキュリティ検査システムの場合、集団線量は、正当化プロセスにおいて異なるシステムの意味合いを比較する際に有用かもしれない。*Publication 101* (ICRP, 2006) に論じられているように、正当化および最適化プロセスにおいて決定を下すためのより有益な情報を提供するために、構成要素に分けることが有用かもしれない。

(53) 正当化の決定には、いくつかの異なるタイプの考察によって情報を与えられる必要がある。第一に、すべての関連要因への考慮を確実にするためには、政府による決定が行われるべきである。また、このレベルにおいてこそ、意思決定を支援するのに十分明確な脅威環境の状況を描くために、セキュリティや諜報機関からの入力情報を効果的に統合することができる。ほとんどの場合、このことは、正当化および電離放射線の利用に関する決定は、政府レベルで行われる必要があるであろうことを意味するが、そのレベルでは、規制上および運用上の観点からの入力情報が、セキュリティおよび諜報機関の見解により重み付けが可能となる。ほとんどの場合、ある特定のセキュリティ検査技術を採用する最終決定には、放射線防護以外の多くの要因が関係することになるであろう。

(54) 正当化は、政府レベルの入力情報と決定に頼る一方で、ある提案の特定の便益と影響を理解するために、その事例特有の基礎に基づいて十分にその提案を検討する必要もある。一般に、電離放射線の利用は、ありとあらゆる検査活動において正当化されると決定するのは適切ではない。検査システムを提案し運用する組織もまた政府機関かもしれないが、通常は輸送のような特定分野に重点が置かれる。脅威の環境、検出の対象物、検査される個人の数や累積された影響などに基づいて、検査状況に特有の区分や事情に考慮が払われる必要がある。例えば、空港における乗客に対するセキュリティ検査の正当化の問題がありうる。仮に検査システムが他の現場で用いられるとすれば、その例外的な状況は被ばくを正当化する上で、正味でプラスの便益をもたらすかどうかを決定するために、別の一連の考察が必要とされるだろう。しかしながら、これは、検査が検討される空港のそれぞれについて別々の正当化が必要とされるだろう、と言っているわけではない。意思決定を支援するために十分な情報があることを確実にする、バランスのとれたアプローチがとられるべきである。他の委員会勧告の例と同様に、十分な情報に基づく決定を確実にするために、十分に詳細な要因のマトリックスを考慮する必要がある。

(55) もしセキュリティ検査の利用が正当であると決定されるならば、これは委員会の勧告による計画被ばく状況とみなされるべきであり、委員会によって勧告された放射線防護の枠組みが適切に履行されることを確実にするために、必要な管理と放射線防護プログラムが履行されるべきである。委員会はまた、潜在的な脅威や検査のために利用可能な技術に急速な進展があれば、正当化を定期的にレビューすべきであるとも勧告する。

4.3.2 資材および貨物の検査についての正当化

(56) 貨物コンテナや車両等の輸送機器などを含めた資材の検査には、別の種類の正当化プロセスが関係する。というのは、検査活動時の個人の被ばくを最小化または除くことを目的として通常の操作上の慣習とパラメータを検討できるし、また検討すべきであるからである。したがって、資材検査は、他の放射線と放射性物質の利用状況といっそう類似しており、そのような状況では、防護および安全方策が確立されていて、画像を生成するための個人の故意の被ばくは意図されていない。しかしながら、これまでの経験では、個人は被ばくしうるし、また被ばくしてしまうある種の状況が存在し得ることが示されている。この例には、貨物のスキャン時に運転手が車両等の輸送機器内にいる場合や、検知を回避するために個人が貨物コンテナに潜んでいる場合がある。ある場合では、国の当局が、関連する線量および安全上の懸念を考慮に入れた特定の正当化解析とともに、潜んでいる個人を積極的に捜索するためにスキャン装置を意図的に用いたこともある。潜在的な脅威、検査のために利用可能な技術と運用経験の急速な進展を考えると、正当化の決定の定期的なレビューが適切である。これらの特殊な状況に関するさらなる考察は第5章に示す。

4.4 防護の最適化

(57) ある特定のセキュリティ検査環境において、提案された電離放射線の利用の正当化についての決定が下された場合、その活動が個人の健康と安全を最も効果的に防護する方法で実施されることを確実にするために、防護の最適化に関する委員会の勧告が決定的に重要となる。

(58) 最適化の原則は、被ばくの可能性、被ばくする人の数、およびその人たちの個人線量の大きさはすべて、経済的およ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と要求している。

(59) これは、防護のレベルは、害を上回る便益の幅を最大化する、一般的な事情の下において最善であるべきことを意味する。この最適化手法の大幅に不公平な結果を回避するために、委員会は、ある特定の線源からの個人に対する線量またはリスクを制限するために計画被ばく状況のための線量拘束値を用いることを勧告する。

(60) 防護の最適化は、設計および設備の仕様決定の段階、検査環境の設置および構成ならびに、検査システムの運用および保守の期間において適用可能である。設置時の受け入れ試験、運用時の定期測定およびその他の品質管理措置は、防護の最適化において用いられた仮定が運用時に妥当であり維持されることを確実にするために重要である。

(61) 拘束値に関する委員会の勧告は、実効線量についてである。委員会は、このようなシステムの開発、評価および運用においては、エリアモニタリングのための周辺線量当量 $H^*(10)$ および個人モニタリングのための $H_p(10)$ を含めて、適切な実用量が用いられるべきであると引き続き勧告する (ICRP, 2007)。後方散乱セキュリティシステムに関しては、被ばくは主として皮膚に対してかもしれない。なぜなら透過の程度は検討されている設備の仕様に依存するからである。より高いエネルギーを用いる透過システムは、実効線量とさまざまな臓器および組織における等価線

量に対してより大きく寄与するだろう。セキュリティシステムを操作する個人の職業被ばくのモニタリングは、そのシステムが設計どおりに機能していることを確実にするための継続的な品質管理プログラムの一環として行われるもの以外は不要とすべきである。

4.4.1 設計および設置の期間中の防護の最適化

(62) セキュリティ検査のための意図的に計画された個人の被ばくの場合、最適化の概念にはいくつかの付加的な考察が含まれる必要がある。ある特定の目的のために画像の取得が行われているとき、その目的を達成するには被ばくが低すぎることはありうるだろう。逆に、被ばくが、必要な情報をもたらすために必要な程度を上回ることもありうるだろう。これらの状況のいずれも、最適であるとはみなされないだろう。電離放射線を利用するセキュリティ検査では、被ばくを除くことはできないので、必要な画像情報を得ることと見合った最も低い被ばくの状況が最適化された状況になるだろう。

(63) 最適化には、適切な距離、遮蔽、入域管理及びその他の措置によって、予想される運用の一部ではないが放射線に個人が接触することを防止することができるように設備の設置を計画することが含まれる。それぞれの設置の詳細は放射線防護の見地から検討することが可能であり、検査区域、保安区域に入場するための行列およびスキャニングシステム付近で作業しているかもしれない個人の被ばくを低減するために、あらゆる機会を利用すべきである。たとえば空港における個人のスキャニングは、保安区域の物理的な配置や、スキャニングシステムの区域における個人の複数の行列の存在に起因する課題を引き起こす可能性がある。

(64) 検査を受ける個人に対する防護の最適化は、主として設計および設置に関する考察によって決定される。ひとたびスキャニングシステムが設置され運用が始まると、個人被ばくにに基づいた放射線防護をさらに改善する機会は限られるかもしれない。最も適切な設備の選択および適切な性能基準を満たす設計の検証は、このプロセスの重要な構成要素である。取り得る選択肢と設計の比較において、また他の要因がない場合、最適化では、それぞれの被ばくについてより低い線量をもたらす設計、もしくは検査を完了するために必要とするスキャンまたは観察がより少ない設計が、通常は優先されるであろう。この点で、用いられる特定シナリオに対する集団線量が、ある特定のシステムのための防護の選択肢を比較する際に有用であり、したがって意思決定プロセスに寄与するかもしれない。しかしながら、セキュリティ上重要な資材を検知する上での性能の要求、および検査の実施に必要な時間の影響も、最適化プロセスにおいては重要かもしれない。さらに、設備の設計では、検査による被ばくを繰り返す必要性を検討し、可能な限り回避すべきである。

(65) 他の種類の設備と同様に、システムが設計どおりに機能していることを確実にするために、さまざまな運用前の受入試験を実施しなければならない。これには、検査を受けている個人が受けるであろうと考えられる線量の測定に加え、設置付近のさまざまな場所における被ばくの測定が含まれる。これには、当然散乱線の可能性を含む必要がある。運用開始前に、設置を解析し最適化するように配慮しなければならない。

(66) 個人を検査するために用いられるシステムについては、実効線量のさまざまな値が合意

された基準として定められてきた (ANSI, 2002, 2009)。名目上、ICRP は、線源からの年間被ばくで線量拘束値を表してきた。しかし、セキュリティ検査の独特で一時的な性質のために、「1 検査事象あたり」で記述することが、特に明確に識別可能な状況に関して定められるように、出発点として適切である。正当化のプロセスでは、個人に対するスキャンニングの累積された影響が考慮されるであろう、これにより、計画目的のために容認できるまた容認できないと考えられる被ばくの累積レベルが、考慮されたことになるであろう。それゆえ、線量拘束値のように実際的かつ測定可能な判断基準を用いて、被ばくをさらに低減するために、より設計に特有でかつ運用上のレベルに基づいて最適化を追求するのが論理的である。委員会は、ANSI 基準における基準のような判断の基準を、何らかの種類の「許容」または設計判断基準としてではなく、防護の最適化のための境界として役立つ線量拘束値であると考えている。

(67) 委員会は、さまざまな種類のセキュリティ検査装置に対して、IEC, ISO や ANSI の基準のような合意された基準の中の設計仕様を達成するシステムが用いられるべきであると勧告する。装置がこのメンテナンスと操作の履歴を有することを確実にすることは、運用時に放射線防護が期待される範囲内となることを確保する点で重要な構成要素である。

4.4.2 運用および保守期間中における防護の最適化

(68) 検査システムの運用中における最適化は、主に、さまざまな運転パラメータの定期的な検証、調査やその他の措置を含め、設備が意図されたとおりに確実に機能しているかどうかに係っているであろう。運用がひとたび開始されると、品質管理活動とオペレータの訓練が、被ばくが合理的に達成可能な限り低く保たれることが確実かどうかの主な要因である。

(69) 最適化の原則、すなわち、運用状況のレビューおよび改善のための機会があるかどうかの決定を継続することは、施設が稼働を始めるときと同様に有効である。このことは、少なくとも、被ばくの正当化において検討された境界が引き続き妥当であること、装置の運転および利用が検査システムの利用を正当化する際に検討された境界の枠内にあること、そして検査被ばくを繰り返す必要がないようにシステムが運用されていることの確保を必要とするだろう。

(70) 進行中の運用の最適化のために必要とされる情報は、システムが設計どおりに稼働していることを確実にするために業務管理者によって行われる定期的な調査およびレビュー、個人の被ばく（職業または公衆）に変化が生じていたのかどうかを決定するための、スキャンニングシステム付近における放射線学的条件および物理的な配置のレビュー、そして設備が適切に機能していることを確実にするための保守スケジュールの遵守に最も頻繁に基づくであろう。定期的な試験と調査が必要となるであろう。特に、被ばく条件に影響を及ぼすかもしれない機能については、保守および校正後の放射線学的パラメータの検証も重要である。これには、スキャンニングシステムを制御し、検査用の画像を処理するために用いられるソフトウェアシステムが含まれる。調査および試験の独立した規制上の検証は、最適化の重要な一部分であるだろうし、委員会によって勧告された放射線防護の枠組みが適切に履行されていることを確実にするために重要である。

(71) 運用および施設をレビューするための放射線防護の枠組みは、電離放射線を用いる他の

種類の施設について一般に確立された枠組みに多くの点で、類似するであろう。IAEAなどの国際機関と所管官庁は、防護の最適化、使用の認可や検査を含めて、類似した種類の施設のための要件および実務的なガイダンスを作成してきた。この経験はセキュリティ検査に関する要件を定める際に利用されるべきである。セキュリティ検査における独特な点は、電離放射線を用いる他の種類の施設と比べてはるかに公共の場での検査の実施、また、放射線防護についての経験や専門知識を持っていないかもしれない組織による設備の運転と関係している。

(72) 職業被ばくは、点検修理と保守、調査と校正およびその他の同様の活動を請け負うオペレータや技術者が受ける可能性がある。委員会は、どの作業員もその活動にかかわらず継続してバックグラウンド放射線の被ばくを受けているので、職業被ばくの定義を、業務管理者の管理下にあると合理的にみなされる作業員に限定している。委員会は、最適化された防護とは、被ばくの категорияにかかわらず、合理的に達成可能な限り低い被ばくレベルを達成することを意味することを強調する。委員会はまた、被ばくを職業被ばくに分類することは、公衆被ばくの場合に許容される以上の被ばくを容認するというを自動的に意味する、と想定するのは誤った考えであることも強調する。

(73) セキュリティ検査システムを操作する個人の職業被ばくに対する線量拘束値は、通常、職業被ばくについて委員会によって勧告された拘束値のごくわずかな一部であるように設定すべきである。経験によれば、十分な遮蔽と線源からの十分な距離の確保を含めて、うまく設計されたシステムが用いられる場合、オペレータがいる区域には放射線はほとんどまたはまったく存在しないであろう。不必要な被ばくを避けるために適切な区域の配置と管理を確立する上で、特に野外や移動環境における経験が有用である。放射線防護の規定を修正するために用いられる設備の試験やモニタリングの結果も、適宜用いるべきである。したがって、委員会は、被ばくが職業被ばくの定義を満たしていても、そのような個人は、公衆の構成員の防護と相応のレベルで防護されることを期待する。委員会はまた、セキュリティ検査システム付近の区域で作業しているかもしれないが、そのシステムの操作にはまったく関与していない個人に対しても、同じレベルの防護が提供されるであろうと期待する。

(74) 公衆被ばくに対する拘束値は、通常、公衆の構成員のための線量限度のごくわずかな一部として設定されるべきである。これは特に重要である。なぜなら、被ばくを受ける個人は放射線によっていかなる直接的な便益も受けておらず、むしろ、そのセキュリティ活動などの結果として、安全な（セキュリティがしっかりとした）環境という間接的な便益を受けているためである。検査を受けていない間の個人の被ばくは、本質的にバックグラウンド周辺線量率と区別できないということが、名目上期待されるだろう。

(75) 委員会は、セキュリティ検査システムは、正当化されるとみなされた場合、指定された所管当局による、認可および検査を含めた適切な規制上の枠組みを伴う管理の下に置かれるべきであると勧告する。IAEAは、オペレータの訓練、再訓練および能力についての適切な期待を含めた規制システムおよび線源管理に対する要件、ならびに、安全に関する主たる責任が有効に果たされることを確実にするための適切なマネジメントシステムに関する要件を規定した（IAEA, 2010,

2011)。

4.4.3 資材および貨物の検査における防護の最適化

(76) 資材や貨物などのスキヤニングは、最適化の別の機会をもたらす。名目上、個人が検査に含まれないということが期待されるであろう。これがあてはまらないかもしれない状況は第5章で扱う。貨物および車両等の輸送機器の検査時は、増大された線源強度およびスキヤニングされている資材の中での放射線の散乱のために、スキヤニング区域の外側およびスキヤニングシステムから多少離れたところにおける被ばくの可能性が高まるかもしれない。しかし、放射線源の利用の場合が一般的にそうであるように、公衆の構成員のスキヤニングの区域付近への立ち入りを制限するための措置が講じられるべきである。防護の最適化は、他のいかなる計画被ばく状況の場合とも同様に追求されるべきである。

(77) 決まった場所にあるのではないかもしれない貨物検査システムやその他のシステムについては、物理的な配置及び放射線場が存在するかもしれない区域が明確に確認され、管理される必要がある。この点で、放射線防護の検討事項は、線源が一時的な場所で用いられる場合の産業用の照射利用（たとえば、産業用ラジオグラフィ）と同様であり、適切な調査、管理区域の設置および公衆被ばくを最小化するためのその他の規定についての認可の中に、特定の要件を含める必要がある。

4.5 線量限度

(78) 委員会は、計画被ばく状況に対する適切に最適化された放射線管理プログラムの下でのセキュリティ検査システムの運用および利用が、予想される活動時の職業および公衆被ばくについて勧告されたいかなる線量限度についても問題となるべきではないと期待する。運転手ならびに貨物コンテナに潜んでいるかもしれない個人の、貨物検査による被ばくからの防護については、第5章で扱う。

4.6 コミュニケーションおよびステークホルダーとの対話

(79) セキュリティ検査における放射線と放射性物質の利用は、コミュニケーションおよびステークホルダーとの対話に関する多くの困難な課題を提起する。困難ではあるが、これらの課題はやはり、委員会の防護体系の実効的に履行する上で決定的な構成要素である。これには、極めて低いレベルの被ばくのリスク、代替検査方法の用意および個人の知る権利に関するコミュニケーションが含まれる。これらは放射線防護の見地から取り込まれるかもしれないが、地元のステークホルダーと、他の困難な課題についても考慮する必要がある。

(80) 委員会の勧告に従って正当化され用いられるシステムでも、検査を受けている個人が受けるかもしれない放射線被ばくによる非常に小さいリスクをもたらす。そのようなリスクはわず

かであるが、ゼロであると仮定することはできないので、システムが設計どおりに稼働し、分析され予測される以上の被ばくでないことを確実にするように、放射線防護のプログラムと管理を確立しなければならない。意思とは関係の無い被ばくの性質や起こりえる影響の不確実な性質のために、多くのステークホルダーが懸念を提起してきた。そのような状況では、個人は、被ばくを自発的に受ける場合や、自分である程度の管理ができる場合以上の防護を望む傾向がある。他の種類の同様のリスクとの比較は有用かもしれないが、そのような比較を行う際は注意を払わなければならない。委員会は、そのようなコミュニケーションはメッセージが正確であり、多くの情報をもたらす、個人的な懸念の性質に対応するように計画すべきであると勧告する。

(81) ステークホルダーとのコミュニケーションは、あらゆる検査活動の放射線防護プログラムとその実施の引き続き重要な構成要素である。委員会は、セキュリティ検査に関する多くのマスコミ報道と論争があったことを認識している。その多くは、個人の権利、プライバシーや個人の知る権利など、倫理および検査を取り巻くその他の問題に焦点が置かれた。したがって、個人の知る権利が満たされるように、情報の公表など、合理的な情報提供を行うことに焦点を合わせなければならない。放射線安全に関するより明確な疑問に着目する放射線防護は、検討する必要があるすべての課題に対するより完全な議論に寄与する。意思決定者は、一方で、脅威とその対応が微妙な性質のゆえに、同程度の公衆との協議の対象とならない理由で、多くの「セキュリティ上の決定」がなされていることを認識してステークホルダーと関わることに努めるべきである。

(82) 通常の検査実施時に、検査を受けるかもしれない個人は手順、リスクおよび代替方策について疑問や懸念をもつかもしれないので、継続的なコミュニケーションの機会が生じる。そのような個人は、放射線防護専門家またはセキュリティ専門家とは極めて異なるリスク認知および防護に関する倫理的基礎を持っているかもしれない。委員会は、このような対話を改善するために、重要なメッセージ、質問および回答は事前に作成すべきであり、容易に利用可能とすべきであると勧告する。検査が実施されるかもしれない状況においては、平易な言葉による、ステークホルダーとのさまざまなコミュニケーション手段について、注意深く検討すべきである。

(83) 公衆の構成員に対するすべての被ばく状況の場合と同様に、計画被ばく状況において被ばくするかもしれない集団を考慮するとともに、より感受性が高い集団が関係する可能性がある場合には正当化と防護の最適化における付加的な要因を考慮することが重要である。放射線被ばくのリスクは、年齢や性別など、いくつかの要因とともに変化する。個人の検査は、あらゆる年齢の個人の被ばくおよび胚/胎児の被ばくに至るかもしれない状況を引き起こす。委員会は、本報告書に述べた正当化と最適化を含めた防護の枠組みの適切な適用は、これらのより感受性が高い集団に十分な防護を提供することになると考えている。したがって、本報告書における勧告に適合しているのであれば、予測的な放射線防護の見地から子どもまたは妊婦に対して別の防護対策を講じる必要はないことになる。正当化および最適化を行うことによって、分析における要因マトリクスの1つとして、意思決定プロセスにおいて感受性が高い集団の考慮が明らかに含まれるかもしれないし (ICRP, 2006)、そのような考察の結果についての文書が提供されるかもしれない。

5. 特別な状況

(84) 資材や貨物の検査における電離放射線の利用は、個人の被ばくをもたらす場合がある。個人の被ばくは最小化または完全に回避されうるといふ、名目上の期待がある一方で、貨物が検査されるときに個人が被ばくを受けている可能性のある特殊な状況の事例が2つある。

5.1 運転手の被ばく

(85) 委員会は、貨物をセキュリティ検査システムに通す際に、トラックやその他の車両等の輸送機器の運転手が運用上の様々な理由により、その場に留まるという申し入れがあったことを承知している。放射線防護の見地からは、貨物を検査する際に運転手の被ばくは避けるべきである。委員会は、特定の正当化として、何らかの被ばくに至る操作を実施することに正味でプラスの便益があることが示されない限り、そのような被ばくは一般に正当化されないと考えている。そのような個人の被ばくを運用上の便宜の問題とすべきではなく、委員会は、極めて異例な状況の場合を除いて、運転手は検査時に車両等の輸送機器の中に留まることは許されるべきではないと勧告する。

(86) 運転手の被ばくが特別に正当化される極めて異例な状況においては、被ばくを防止するためのインターロックやその他のシステムの利用によって被ばくを排除または低減するために、考えるあらゆる措置が講じられるべきである。特に、同一の個人が日に何度も貨物を検査システムに通すことで、低頻度の被ばくという仮定が無効となる可能性に考慮が払われるべきである。インターロックやその他の装置によって、一次スキャニングビームが個人に当たることを防止するかもしれない状況の場合でさえ、線量評価においては散乱放射線を考慮する必要があるだろう。さらに、被ばくの防止を意図したインターロックやその他のシステムの故障の可能性にも考慮が払われなければならない。上述の考察は、所管当局による認可の一部となる特定の要件および条件に反映されるべきである。運用経験を定期的にレビューし、被ばくに至る運用経験を継続する必要性は適切である。

(87) 運転手の被ばくという極めて異例な状況が生じることが許されるならば、この被ばくは職業被ばくとして扱われるべきであり、委員会の関連勧告に従うべきである。被ばくに関する特定の線量拘束値が規定される必要がある。さらに、極めて異例な状況を考えると、委員会は、拘束値は計画被ばく状況における公衆被ばくについて *Publication 103* (ICRP, 2007) に勧告されている枠内で選択されるべきであると勧告する。

5.2 隠れている個人の被ばく

(88) 経験によれば、検査される貨物コンテナに個人が潜伏している可能性がある。そのような個人は「密航者」と呼ばれることもあり、これは偶発的に被ばくする個人に関するより一般的な

懸念の特殊な事例である。実際には、このような事例であった場合が多数ある。

(89) 委員会は、スキャンニングシステムの設計と製造においてこのシナリオを考慮すべきであり、検査されることになるコンテナまたは車両等の輸送機器に潜んでいる個人がいるならば、起こりうる被ばくの評価が行われるべきであると勧告する。委員会はさらに、潜んでいる個人の線量が公衆の構成員に対して勧告された線量限度を超えることはまず起こらないようにシステムが設計され運用されるべきであると勧告する。ほとんどの場合、これは 1 mSv/年で、潜んでいる個人の検査の場合、1 事象あたりの判断基準に相当すると考えられるだろう。

(90) 委員会は、より強力で進歩したシステムの場合は問題となるかもしれないが、上記の判断基準はほとんどのシステムについて達成できると考えている。そのようなレベルの防護は、依然として、公衆の構成員に関する委員会の勧告と一致するが、そのような個人はまさにその行為の性質ゆえに、放射線防護上、通常の見込みでは想定できないような行動を行っているということを認識している。そのような行動は実際には違法かもしれないが、個人の倫理と公平性の考慮により、設計と運用のために想定するリスクレベルは公衆の構成員について勧告されたものを実質的に超えるべきではないという結論に至る。同様の勧告は、NCRP の解説書 (2003, 2007) に見出すことができる。国の当局が潜んでいる個人を積極的に搜索するために電離放射線スキャンニング装置を用いることを意図的に選択するならば、関連する線量と安全上の懸念を考慮に入れた特定の正当化解析が必要である。

参考文献

- ANSI, 2002. Radiation Safety for Personnel Screening Systems Using X-rays. ANSI N43.17-2002. American National Standards Institute, McLean, Virginia.
- ANSI, 2009. Radiation Safety for Personnel Security Screening Systems Using X-ray or Gamma Radiation. ANSI/HPS Standard N43.17-2009. American National Standards Institute, McLean, Virginia.
- EU, 2011a. Commission Regulation (EU) No 1141/2011 of 10 November 2011 amending Regulation (EC) No 272/2009 supplementing the common basic standards on civil aviation security as regards the use of security scanners at EU airports. Off. J. Eur. Union OJ L293/22 – L293/23. Available at: <<http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2011:293:0022:0023:EN:PDF>> (last accessed March 7, 2014).
- EU, 2011b. Commission Implementing Regulation (EU) No 1147/2011 of 11 November 2011 amending Regulation (EU) No 185/2010 implementing the common basic standards on civil aviation security as regards the use of security scanners at EU airports. Off. J. Eur. Union OJ L294/7 – L294/11. Available at: <<http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2011:294:0007:0011:EN:PDF>> (last accessed March 7, 2014).
- EURATOM, 2012. Proposal for a Council Directive Laying Down Basic Safety Standards for Protection Against the Dangers Arising from Exposure to Ionising Radiation. COM(2012) 343 final. EURATOM, Brussels. Available at: <http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/2012_com_242.pdf> (last accessed January 6, 2014).
- HERCA, 2010. Statement on the Justification of Full Body-scanners Using X-rays for Security Purposes. Heads of the European Radiological Protection Competent Authorities, Paris, France. Available at: <<http://www.herca.org/index.asp>> (last accessed January 6, 2014).
- IACRS, 2010. Relevant Facts Regarding the Use of Ionising Radiation Screening Devices in Airports. Inter-Agency Committee on Radiation Safety, Paris, France. Available at: <<http://www.iacrs-rp.org/>> (last accessed January 6, 2014).
- IAEA, 2010. General Safety Requirements. Governmental, Legal and Regulatory Framework for Safety. GSR Part 1, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria.
- IAEA, 2011. General Safety Requirements. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources. International Basic Safety Standards. GSR Part 3, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria.
- IEC, 2010a. Radiation Protection Instrumentation – X-ray Systems for the Screening of Persons for Security and the Carrying of Illicit Items. IEC 62463. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- IEC, 2010b. Radiation Protection Instrumentation – Cargo/Vehicle Radiographic Inspection Systems. IEC 62523. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- IEC, 2014. Radiation protection instrumentation – Security screening of humans – Measuring the imaging performance of X-ray systems. IEC62709 ed1.0. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- ICRP, 1969. Protection against Ionizing Radiation from External Sources. ICRP Publication 15. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP, 1971. Statement from the 1971 London meeting of the ICRP. Br. J. Radiol. 44, 814.
- ICRP, 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1(3).
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21(1–3).

- ICRP, 1996. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Ann. ICRP 26(2).
- ICRP, 2006. Assessing dose of the representative person for the purpose of radiation protection of the public and the optimisation of radiological protection: broadening the process. ICRP Publication 101. Ann. ICRP 36(3).
- ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37(2–4).
- ISCORS, 2008. Guidance for the Security Screening of Humans Utilizing Ionizing Radiation.
- ISCORS Technical Report 2008-1. US Interagency Steering Committee on Radiation Standards, Washington DC.
- NCRP, 2003. Screen of Humans for Security Purposes Using Ionizing Radiation Scanning Systems. NCRP Commentary 16. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda MD.
- NCRP, 2007. Radiation Protection and Measurement Issues Related to Cargo Scanning with Accelerator-Produced High-Energy X Rays. NCRP Commentary 20. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda MD.
- NCRP, 2011a. Radiation Protection in the Application of Active Detection Technologies. NCRP Commentary 21. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda MD.
- NCRP, 2011b. Radiological Health Protection Issues Associated with the Use of Active Detection Technologies for Detection of Radioactive Threat Materials. NCRP Commentary 22. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda MD.
- WHO, 1977. Use of Ionizing Radiation and Radionuclides on Human Beings for Medical Research, Training and Nonmedical Purposes. Technical Report Series 611, pp. 1–39. World Health Organization, Geneva, Switzerland.

ICRPPublication125

セキュリティ検査における放射線防護

2019年6月27日 初版第1刷発行（予定）

監修 本間俊充

翻訳 米原英典

編集 ICRP刊行物翻訳委員会

発行 原子力規制庁

事務局 公益財団法人原子力安全研究協会

〒105-0004 東京都港区新橋五丁目18番7号

電話 国際研究部 代表（03）5470-1983

URL <http://www.nsra.or.jp>

© The Nuclear Regulation Authority, JAPAN, 2019 Printed in Japan

組版 ○○○株式会社

【非売品】

ICRP

Publication 132

航空飛行時の 宇宙放射線からの防護



原子力規制委員会
Nuclear Regulation Authority

本報告書は最終版ではあるが、今後、編集上の確認を経て表現の調整がなされる可能性が高い。翻訳の最終文案決定は、ICRP刊行物翻訳委員会委員長の確認をもって行う。

【ICRP刊行物翻訳委員会事務局】

ICRP *Publication 132*

航空飛行時の 宇宙放射線からの防護

2016年3月 主委員会により承認

ICRP

Publication 132

**Radiological Protection from Cosmic Radiation
in Aviation**

Editor-in-Chief

C.H. CLEMENT

Associate Editor

N. HAMADA

Authors on behalf of ICRP

J. Lochard, D.T. Bartlett, W. Rühm, H. Yasuda,

J-F. Bottollier-Depois

Copyright © 2019 The Nuclear Regulation Authority, JAPAN. All rights reserved.
Authorized translation from the English language edition published for
The International Commission on Radiological Protection by SAGE Ltd.

Copyright © 2016 The International Commission on Radiological Protection
Published by SAGE Ltd. All Rights reserved.

*No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system or
transmitted in any form or by any means electronic, electrostatic, magnetic tape,
mechanical photocopying, recording or otherwise or republished in any form,
without permission in writing from the copyright owner.*



Japanese Translation Series of ICRP Publications
Publication 132 Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation

This translation was undertaken by the following colleagues.

Supervised by

Michiaki KAI

Translated by

Hiroshi YASUDA

Editorial Board

原子力規制庁

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

ICRP刊行物翻訳委員会

(英語表記で入る)

working in close collaboration with Japanese ICRP & ICRU members.

◆ Committee members ◆

Ohtsura NIWA^{*},¹⁾ (Chair; to 2018.03) Gen SUZUKI (Chair; from 2018.06)

Keiko IMAMURA¹⁾ (Vice-chair; to 2018.03) Michiya SASAKI (Vice-chair; from 2018.06)

Kazuko OHNO³⁾ Keiji ODA²⁾ Isao KAWAGUCHI

Nobuyuki KINOUCHI²⁾ Yasuhito SASAKI^{*} Hiroshi YASUDA²⁾

Michio YOSHIZAWA¹⁾

◆ Supervisors ◆

Michiaki KAI (ICRP, MC) Ohtsura NIWA^{*} (ICRP, MC)

Kotaro OZASA (ICRP, C1) Kazuo SAKAI (ICRP, C1)

Tatsuhiko SATO (ICRP, C2) Makoto HOSONO (ICRP, C3)

Yoshiharu YONEKURA^{*} (ICRP, C3) Toshimitsu HOMMA (ICRP, C4)

Norio SAITO (ICRU)

^{*} Former ICRP member. ¹⁾ Until March 2018, ²⁾ From June 2018, ³⁾ From October 2018.

邦訳版への序

本書は、ICRP の主委員会が2016年3月に承認され2016年6月に刊行された、航空飛行中に受ける宇宙放射線からの防護についての報告書

Radiological Protection from Cosmic Radiation in Aviation.
(Publication 132. *Annals of the ICRP*, Vol.45, No.1 (2016))

をICRP の承諾のもとに翻訳したものである。

本書の翻訳は、広島大学原爆放射線医科学研究所の保田浩志氏によって行われた。この訳稿をもとに、ICRP刊行物翻訳委員会において推敲を重ねるとともに、ICRP 第4専門委員会の甲斐倫明氏の監修をいただき、最終稿を決定した。原文の記述への疑問は原著関係者に直接確認して訂正し、また原文の意味を正しく伝えるために必要と思われた場合は、多少の加筆や修正、訳注を付した。

ICRPは、歴史的に人工的な放射線からの放射線防護に重点を置いて多くの勧告を出してきた。防護の対象が拡大し始めたのはICRPの1990年勧告からであろう。1990年勧告では、量や起源にかかわらずいかなる放射線からの被ばくに対しても放射線防護を図るためのシステムが提案された。その流れは、2007年勧告において計画被ばく、緊急時被ばく、現存被ばくという3つの状況別に放射線防護を考えることに繋がっている。現存被ばく状況とは、結果として生じる被ばくを管理する決定が行われる時点においてすでに存在する線源に起因する被ばく状況であり、大地や宇宙などの自然界にもともと存在する線源からの被ばくや原発事故後の安定期における汚染核種からの被ばくなどがその例である (Publ. 82 「長期放射線被ばく状況における公衆の防護」)。ICRPは、現存被ばく状況での放射線防護の勧告を系統的に出し始めており、本書は高高度を移動する際に宇宙線からの被ばくを特に多く受ける人々 (航空機乗務員や高頻度旅客) を対象とした勧告となっている。この他、現存被ばく状況での放射線防護に関しては、Publ. 111 「原子力事故又は放射線緊急事態後における長期汚染地域に居住する人々の防護に対する委員会勧告の適用」(既刊) や 同 Publ. 126 「ラドン曝露に対する放射線防護」(現在翻訳中) などがある。興味のある方は、これらの文書にもアクセスしていただきたい。

当翻訳事業の成果は、すべてICRPのホームページにてPDF版にて公開される。この翻訳が、我が国の放射線防護に資することを、完成までの過程に携わったすべての方々とともに心より願うものである。

2019 (平成 31) 年 3 月

ICRP刊行物翻訳委員会
委員長 鈴木 元

原子力規制庁
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
ICRP 刊行物翻訳委員会

委員長 丹羽 太貫¹⁾ (前 ICRP 主委員会, (公財)放射線影響研究所) *
鈴木 元 (国際医療福祉大学クリニック) **

副委員長 今村 恵子¹⁾ (元 聖マリアンナ医科大学) *
佐々木道也 ((一財)電力中央研究所) **

委員 大野 和子³⁾ (京都医療科学大学)
小田 啓二²⁾ (神戸大学)
川口 勇生 ((国)量子科学技術研究開発機構)
木内 伸幸²⁾ ((国)日本原子力研究開発機構)
佐々木康人 (湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター)
保田 浩志²⁾ (広島大学原爆放射線医科学研究所)
吉澤 道夫¹⁾ ((国)日本原子力研究開発機構)

(委員は五十音順・敬称略)

監修者 -----

甲斐 倫明 (ICRP 主委員会, 大分県立看護科学大学)
丹羽 太貫²⁾ (前ICRP 主委員会, (公財)放射線影響研究所)
小笹晃太郎 (ICRP 第1 専門委員会, (公財)放射線影響研究所)
酒井 一夫 (ICRP 第1 専門委員会, 東京医療保健大学)
佐藤 達彦 (ICRP 第2 専門委員会, (国)日本原子力研究開発機構)
細野 眞 (ICRP 第3 専門委員会, 近畿大学)
米倉 義晴 (前ICRP 第3 専門委員会, (公社)日本アイソトープ協会)
本間 俊充 (ICRP 第4 専門委員会, 原子力規制庁)
齋藤 則生 (ICRU 委員, (国)産業技術総合研究所)

¹⁾ 2018年3月まで, ²⁾ 2018年6月から, ³⁾ 2018年10月から。
* 2017年6月～2018年3月, ** 2018年6月から。

抄 録

本刊行物において、国際放射線防護委員会（ICRP）は、現行の ICRP 放射線防護体系、航空飛行時の被ばくに関する最新の利用可能データ、そして航空飛行時の被ばくの管理において世界中で得られた経験を考慮に入れて、航空飛行時の宇宙放射線からの放射線防護に関する改訂ガイダンスを提示する。本刊行物では、宇宙放射線の起源、乗客および航空機乗務員はそれをどのように浴びるのか、この現存被ばく状況に適用される基本的な放射線防護の原則、そして利用可能な防護対策について述べる。最適化の原則の履行については、委員会は、個人が受けるかもしれない被ばくのレベルに釣り合ったグレード別アプローチを勧告する。目標は、最も被ばくする個人の被ばくを合理的なレベルに保つことである。委員会はまた、宇宙放射線に対する意識を高めるとともに、関係するステークホルダーによる情報に基づく決定を支援するために、関連情報を広く発信するよう勧告する。

キーワード：宇宙放射線；航空飛行；航空機乗務員；高頻度旅客；グレード別アプローチ

目 次

頁 (項)

抄 録	iii
論 説	vii
序 文	xi
要 点	xiii
用語解説	xv
1. 緒 言	1 (1)
1.1 背 景	1 (4)
1.2 範 囲	2 (8)
1.3 本刊行物の構成	2 (9)
2. 航空飛行時の宇宙放射線被ばくの特徴	3 (10)
2.1 歴史的背景	3 (10)
2.2 線源および経路	3 (14)
2.3 太陽フレア	6 (19)
2.4 航空機における個人被ばくの評価	7 (22)
2.5 航空機乗務員の被ばく	9 (27)
2.6 航空機乗務員の疫学的調査	11 (31)
3. 乗客および航空機乗務員に対するICRPの防護体系	13 (36)
3.1 被ばく状況のタイプおよび被ばくのカテゴリー	13 (38)
3.2 防護戦略の正当化	14 (44)
3.3 防護の最適化	15 (47)
4. ICRPの防護体系の履行	17
4.1 防護対策	17 (55)
4.2 グレード別アプローチ	18 (58)
4.3 胚および胎児の防護	20 (71)
4.4 公衆への情報発信およびステークホルダーの関与	20 (74)

5. 結 論.....	23 (80)
参考文献.....	25
付属書A.....	28

論 説

宇宙放射線の海における飛行

電離放射線は、自然界に遍く存在する。トリウム、ウランおよびカリウム—地球が形成されるはるか以前に太陽の中心において生み出された、生まれながらに放射性的の元素—ならびにそれらの壊変生成物は、地球上に生命が存在する以前から存在したし、今後数十億年にわたってなお存在することになる。それらは、さまざまな度合いで岩石中、土壌中、水中、空气中、植物中、動物中および人間の体内に見出される。地球からの放射線に加えて、我々は、宇宙生成時の混沌の中で、また恒星にエネルギーを供給する大質量のプロセスによって生成される、太陽および太陽系外からの宇宙放射線にもさらされる。この「放射線の海」の中で進化した地球上の生命、そして将来世代も、我々が現在生きているようにその中で生きることになる。

電離放射線は直接感知することができず、その存在が明らかとなったのは、Wilhelm Röntgen による 1895 年の X 線発見 (Röntgen, 1895) からである。翌年、Henri Becquerel は、放射線が自然環境の一部として在ることを発見した (Becquerel, 1896a,b)。その 16 年後、Victor Hess による高高度気球飛行を用いた実験によって、宇宙放射線が発見された (Hess, 1912)。

何十年にもわたって、放射線防護は、X 線のような人間によって製造または濃縮された放射線源、ならびに、原子炉および加速器において創られた放射性同位元素を対象とした。しかし、ここ数十年間、ある種の自然線源、特にラドンが一層の注目を集め始めた。ラドンによる被ばくは、自然放射線による世界の平均線量の半分に相当する (UNSCEAR, 2010)。国際放射線防護委員会 (ICRP) は、最近 *Publication 126* (ICRP, 2014) の中で、ラドン被ばくと関連する放射線防護を扱った。

日常の宇宙放射線被ばくもまた、我々が生きる環境の自然の一部である。これについては、数十年前まで、地球の磁場と大気が宇宙放射線からの防護をもたらすので、あまり関係のないものとみなされていた。しかし今や、500 人を上回る宇宙飛行士がこの防護された環境を超え、著しく高い宇宙放射線線量率に直面しており、この数は今後増加することになる。この特別な状況は、“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) と題された *Publication 123* (ICRP, 2013) の中で扱われた。

さらに、今日では、民間航空機による旅行の増加を背景に、宇宙放射線被ばくは航空機乗務員および乗客にとっても重要である。高所を移動する際、我々は地上よりも高いレベルの宇宙放射線にさらされる。典型的な民間飛行高度では、線量率は、主として緯度、高度および太陽活動のレベル

によるが、一般に1時間あたり2~10 μSv の範囲である (ICRU, 2010)。この年線量は、世界平均として2400 μSv かつその典型的な範囲として1000~13,000 μSv である自然放射線に起因する他の被ばくによる年線量と比較して有意となるには、年に何百時間もの飛行を要する (UNSCEAR, 2010)。よって、本刊行物では、毎年何百時間を上空で過ごす人もいる航空機乗務員および高頻度旅客 (frequent flyer) を対象とする。

大気中の宇宙放射線は、複雑な粒子組成およびエネルギーを持つ一次放射線場と二次放射線場の両者を含む。こうした放射線場の全スペクトルをモニタリングできる測定器は概してかさばって扱いにくく、あまり堅牢ではないので、航空機乗務員および乗客に対する線量を測定するのは難しい。それゆえ、過去20年にわたる研究においては、ソフトウェアプログラムコード (以下、コード) に基づく線量評価が主に行われてきた。上空の放射線場は比較的一定であり、局所的に線量の変化が生じるのはまれで、太陽によって引き起こされるグラウンドレベルエンハンスメント (ground-level enhancement [GLE], 太陽フレアの影響による地上の線量増大) で起こるぐらいなので、コードの利用は可能である。これらのコードは、通常飛行計画として提示される、航空路に沿った緯度、経度および気圧高度の情報を使用する。

国際的には、航空機乗務員と乗客に対する線量を測定データの中央値の $\pm 20\%$ 以内の誤差で計算できると検査・確認されたコードやモデルは11を上回る数にのぼる。これらのコードは通常保守的な推定値をもたらすものなので、この精度は科学界において受け入れられるものとみなされている。

1996年以来、EU (欧州連合) では、航空機乗務員は8~12 km の典型的な飛行高度において職業被ばくを受ける作業者と認識されてきた。こうした背景のもと、欧州の航空会社はすべて、航空機乗務員の被ばくの記録を保存するよう要求されている。2006年以降は、EURATOM/96/29 (EURATOM, 2006) によって法令として遵守が命じられ、すべての加盟国で履行されている。同様に、1990年代に、カナダは *Publication 60* (ICRP, 1991) における勧告を採用して航空機乗務員の放射線モニタリングを行うことを求め、これは PCAIRE プログラムの開発につながった。2006年に、日本の放射線審議会は航空機乗務員に対する線量のモニタリングおよび管理に関するガイドラインを発行するとともに、関連する記録の保存を自発的に行うよう、国の代表的航空会社および国内航空会社に強く促した。

米国は、放射線被ばくに関する教材ならびに連邦航空局の民間航空医学研究所によって設定され勧告されている限度を通じて、航空機乗務員の放射線安全を促進している。同研究所は、先述したのと同じ飛行計画パラメータを用いるコンピュータプログラムを作成しており、自主的なモニタリングならびに個人的な被ばく線量評価および勤務体制に関するガイダンスを奨励しているが、航空会社による正式なモニタリングプログラムは義務づけていない。

これらのコードを使えば、線量評価を比較的簡単に行うことができ、これは放射線防護における重要なステップとなる。その後のステップは、防護オプションの検討、さらに容認できない被ばくおよび線量分布をもたらす不公平さを回避するための個人線量規準を用いた防護の最適化を必

要とする。

Publication 103 (ICRP, 2007) の中で、委員会は、計画、現存および緊急時という 3 つの被ばく状況を導入した。これらの状況は、被ばくのカテゴリー（公衆、職業および医療）とともに、いかなる特定の状況においても最も適切な放射線防護のアプローチを明確に示すのに役立つ。

本刊行物は、防護に関する決定を行いうる前に線源が存在するという理由で、宇宙放射線被ばくは現存被ばく状況であることを確認する。さらに、本刊行物では、航空機乗務員の宇宙放射線被ばくは職業被ばくであり、そのため、たとえオプションが限られるケースであるとしても、雇用主は防護において果たすべき役割があることを明言する。この点にいかなる矛盾もない。職業被ばくは現存被ばく状況においても生じうるが、これは防護措置が予め計画できないことを意味するものではない。

個人線量の制限を伴う一般的な防護の最適化のアプローチは、あらゆる状況に適用される。被ばくのカテゴリーおよび被ばく状況のタイプは、最適化を達成する方法に影響を及ぼすことになる。さらに、特定の状況によっては、どの措置が实际的であり、有効であり、選択に値するのかに影響する。本刊行物は、航空飛行時の宇宙放射線に固有の放射線防護に関する勧告を提示するものである。

Ian GENTLEY

Christopher CLEMENT

(ICRP 事務局長, 編集主幹)

参考文献

- Becquerel, H., 1896a. Sur les radiations émises par phosphorescence. Comptes Rendus 122, 420–421.
- Becquerel, H., 1896b. Sur les radiations émises par phosphorescence. Comptes Rendus 122, 501–503.
- EURATOM, 2006. Council Directive 96/29/Euratom of 13 May 1996 Laying Down Basic Safety Standards for the Protection of the Health of Workers and the General Public Against the Dangers Arising from Ionizing Radiation. Off. J. Eur. Commun. No L 159/1. Available at: <http://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:01996L0029-20000513&from=EN> (last accessed 14 May 2016).
- Hess, V.F., 1912. Über Beobachtungen der durchdringenden Strahlung bei sieben Freiballonfahrten. Physikalische Zeitschrift 13, 1084–1091.
- ICRP, 1991. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21(1–3).
- ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological

- Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37(2–4).
- ICRP, 2013. Assessment of radiation exposure of astronauts in space. ICRP Publication 123. Ann. ICRP 42(4).
- ICRP, 2014. Radiological protection against radon exposure. ICRP Publication 126. Ann. ICRP 43(3).
- ICRU, 2010. Reference data for the validation of doses from cosmic-radiation exposure of aircraft crew. Report 84. J. ICRU 10(2).
- Röntgen, W., 1895. Über eine neue Art von Strahlen. Sitzungsberichte der Würzburger Physik-med. Gesellschaft 22, 153–157.
- UNSCEAR, 2010. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2008 Report to the General Assembly. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. United Nations, New York.

序 文

Spirit of St. Louis 号がロングアイランドから 5800 km 飛んでル・ブルジェ空港に着陸した後、その飛行士 Charles Lindbergh の第一声は、「さあ、やったぞ！」であった (The New York Times, 1924)。当時の観客たちは、寒さ、天候条件、そして疲れに対するこの先駆者の勇気に注目したが、放射線被ばくについて語った者は誰もおらず、それには十分な理由があった。当時、宇宙放射線のことを承知していたのは一握りの科学者に過ぎなかったのである。この先駆的な偉業は、大陸横断飛行への道を切り開いた。Charles Lindbergh の飛行以後、航空機の性能および収容力の向上、格安航空会社、そして旅行業の拡大によって、航空旅客数が大幅に増加した。2014 年には約 32 億枚の航空券が販売されており、この数字は 2030 年までに倍増することが予想されている (ICAO, 2015)。さらに、ビジネスジェット市場は年に約 4% 成長し続けており、航空機は 2032 年までに倍増することが見込まれている。これにより、航空機乗務員および乗客の宇宙放射線による個人と団体の被ばく量が顕著に増える可能性が大きい。

これとの関連で、2010 年 10 月に南アフリカのケープタウンで開かれた会合において、国際放射線防護委員会 (ICRP) の主委員会は、航空飛行時の宇宙放射線被ばくに対する放射線防護に関するガイダンスを作成するために、第 4 専門委員会直属のタスクグループ 83 の設置を承認した。

タスクグループ 83 の付託事項は、宇宙放射線被ばくに対する航空機乗務員および乗客、特に高頻度旅客の防護のための 2007 年勧告 (ICRP, 2007) の適用について記述し明確化する報告書を作成することだった。この報告書では、航空飛行時の被ばくの管理と関連する被ばく状況のタイプならびに履行されるべき適切な放射線防護原則について論じられる。特に、委員会によって勧告された放射線防護体系の基礎である最適化の原則の履行に注意が払われる。

タスクグループ 83 のメンバーは以下のとおり：

J. Lochard (議長)	J-F. Bottollier-Depois	W. Rühm
D.T. Bartlett	R. Hunter	H. Yasuda

通信メンバーは以下のとおり：

S. Mundigl

第 4 専門委員会の査読者は以下のとおり：

D.A. Cool	M. Kai
-----------	--------

主委員会の査読者は以下のとおり：

H. Liu	S. Romanov
--------	------------

Sylvain Andresz は、有用な科学上および編集上の助力の提供によって、本報告書の作成において重要な役割を果たした。また、Gerhard Frasch, Gérard Desmaris および Frank Bonnotte からも有用なコメントを多数いただいた。本タスクグループは、これら全員ならびに原子力防護評価センター (CEPN) の貴重な支援に感謝の意を表す。

タスクグループ 83 は、2011 年 2 月 1～2 日にフランスのフォントネー・オー・ローズにある CEPN の構内で会合し、その後は通信によって作業した。

本報告書の作成期間における第 4 専門委員会のメンバーは以下のとおり：

(2009～2013)

J. Lochard (委員長)	T. Homma	G. Massera
W. Weiss (副委員長)	M. Kai	K. Mrabit
J-F. Lecomte (秘書)	H. Liu	S. Shinkarev
P. Burns	S. Liu	J. Simmonds
P. Carboneras	A. McGarry	A. Tsela
D.A. Cool	S. Magnusson	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 (秘書)	T. Homma	T. Pather
F. Bochud	M. Kai	S. Shinkarev
M. Boyd	S. Liu	J. Takala
A. Canoba	A. McGarry	

要 点

- 宇宙放射線は、宇宙と太陽に由来する高エネルギー粒子からなる。基本的に、高度と緯度が高いほど線量率は高くなる。線量率の急増は、太陽フレアとの関連で起こりうる。結果として、航空機による飛行は宇宙放射線被ばくを増大させる。
- 乗客の数は増加し続けること、航空機技術は航空機がより長時間より高い高度で飛行するのを可能にすることを考えると、航空機乗務員と乗客の宇宙放射線への累積被ばくは増大すると思われる。したがって、委員会は、防護の戦略を策定し履行するのが重要であると考えている。
- 委員会は、太陽フレアによって引き起こされるものを含めて、宇宙放射線被ばくを現存被ばく状況とみなしている。
- 委員会は引き続き、航空機のあらゆる乗客、すなわち、低頻度旅客と私的な理由または職務に因る高頻度旅客のいずれの被ばくも公衆被ばくとみなされるべきであり、航空機乗務員の被ばくは職業被ばくとして扱われるべきであると考えている。
- 委員会は、特定の事情において特別な注意を要するよう最も高い被ばくをする個人の被ばくレベルを考慮に入れて選択された線量参考レベルを、一般的には1年あたり5~10 mSvの範囲で設け、被ばくが合理的に達成可能な限り低く保たれるよう勧告する。
- 防護戦略の現実的な履行にあたり、委員会は、個人の飛行頻度に基づくグレード別アプローチを勧告する。
 - 航空機のほとんどの乗客は低頻度旅客であり、それらの宇宙放射線被ばくは放射線被ばくの総量との関係で見れば取るに足らない量とみなされる。しかしながら、委員会は、宇宙放射線に関する一般的事項の情報をあらゆる乗客が入手できるように勧告する。
 - 私的な理由または職務のための高頻度旅客の場合、一般的事項の情報を提供すべきという勧告に加えて、委員会は、その必要を感じた場合に個人が飛行頻度の調整を考えることを可能にするために、線量の自主的評価を奨励する。
 - 被ばくが航空機乗務員に匹敵する、職務によるごく一部の高頻度旅客のために、委員会は、そのような航空機利用客に関する要件が、支配的な状況に応じて、当該個人とその組織の間の対話によってケースバイケースで決定されるよう勧告する。
 - 航空機乗務員の場合、委員会は、業務管理者が以下のようにするよう勧告する。
 - (i) 教育プログラムを通じて、宇宙放射線について航空機乗務員に個人的に知らせる。
 - (ii) 航空機乗務員の線量を評価する。
 - (iii) 航空機乗務員の年間線量と累積線量^{*訳注}を記録する。これらのデータは当該個人が入手できるようにするべきであり、少なくとも当該個人の平均余命に匹敵する合理的な期

*訳注 原文は individual and cumulative dose. ICRP に確認の結果、修正。

間にわたって保存されるべきである。

(iv) しかるべき場合には、選択された線量参考レベルを考慮し、当該航空機乗務員との協議を経て、飛行勤務表を調整する。

- ほとんどの目的では、航空機乗務員および乗客に対する線量の評価には、適切に検証された計算プログラムの1つを用いれば十分であるとみなされる。
- 私的な理由または職務に因る高頻度旅客のうち妊娠している乗客は、被ばくの自主的評価に基づいて、胚/胎児の宇宙放射線被ばくを低減するために飛行頻度を調整することを望むかもしれない。航空会社の管理者は、妊娠した航空機乗務員のために、委員会の勧告と整合するよう、妊娠の届け出後の残りの期間における職務を調整するための規定を用意すべきである。
- 委員会はまた、国の当局または航空会社が、宇宙放射線に対する意識を高め、関係するあらゆるステークホルダーによる情報に基づく決定を支援するために関連情報を広く発信するとともに、職業被ばくを受ける個人のための放射線防護文化を育むよう勧告する。

用語解説¹⁾

被ばくのカテゴリー [Categories of exposure]

委員会は3つの放射線被ばくのカテゴリー、すなわち、職業被ばく、公衆被ばくおよび医療被ばくを区別している。

宇宙放射線 [Cosmic radiation]

宇宙放射線は、地球大気圏外に由来する主として原子核である高エネルギー粒子と、大気およびその他の物質との相互作用によって生じる粒子からなる電離放射線である。

一次宇宙放射線は、宇宙および太陽から地球の軌道に入射する宇宙放射線である。

二次宇宙放射線は、大気またはその他の物質と相互作用する一次宇宙放射線によって直接もしくは連鎖的な反応において生み出される粒子からなる。航空機における放射線防護および放射線測定の見点で重要な粒子は、中性子、陽子、光子、電子、陽電子、ミュー粒子ならびに、比較的量は少ないが、パイ中間子および陽子よりも重い原子核である。

銀河宇宙放射線は、太陽系外に由来する宇宙放射線である。

太陽宇宙放射線は、太陽からの宇宙放射線である。

線量規準 [Dose criteria]

不公平さに対処するために、また十分な防護を確保するために、防護の最適化のための境界を提示する目的で放射線防護プログラムの一環として定められる個人線量のあらゆる規準の総称。委員会の用語である「参考レベル」、「線量拘束値」および「線量限度」はすべて、特定の状況における線量規準の例である。

胚 [Embryo]

子宮内発育の初期段階にある、まだ生まれていないヒト（妊娠3カ月より前）。

緊急時被ばく状況 [Emergency exposure situation]

緊急時被ばく状況は、計画された線源の制御の喪失もしくは、制御されていない線源に関係するあらゆる予想外の事象（たとえば、悪意のある事象）の結果として生じる被ばく状況である。これらの状況は、被ばくを回避または軽減するために至急かつ適時の対策を必要とする。

雇用主 [Employer]

相互に合意した関係により、作業員の雇用においてその作業員に対して認知された責任、関与および義務を負う、国の法律に従って指定された組織、法人、共同企業体、企業、協会、信託機

1) 本刊行物の発行時点において、委員会は、いくつかの不完全および不整合のために、*Publication 103* (ICRP, 2007) に含まれている用語解説を改訂中だった。本刊行物では、定義は *Publication 103* の用語解説よりもむしろ本文に見出されるものを参照していることに注意されたい。

構、不動産業者、公共または民間機関、グループ、政治団体または行政団体もしくはその他の人。

現存被ばく状況 [Existing exposure situation]

現存被ばく状況は、結果として生じる被ばくを管理する決定が行われる時点においてすでに存在する線源に起因する被ばく状況である。これらの線源には、自然線源（宇宙放射線、ラドンおよびその他の自然起源の放射性物質）および人工線源（過去の行為、事故または放射線事象による長期被ばく）が含まれる。被ばくの特徴づけは、それらの管理の前提条件である。

被ばく状況 [Exposure situation]

自然または人工放射線源がさまざまな経路を通じて運ばれ、その放射線が人または他の生物相の被ばくにつながる状況。

被ばく経路 [Exposure pathway]

放射線または放射性核種が人に到達し被ばくを引き起こす経路。

胎児 [Fetus]

子宮内で完全に発育した、まだ生まれていないヒト（妊娠3カ月より後）。

フルエンス [Fluence]

フルエンスは、ある球に入射する粒子の数をその断面積で割った商である。フルエンスは m^2 の単位で測定される。

高頻度旅客 [Frequent flyer]

私的な理由または職務のために頻繁に航空機で旅行し、フリークエントフライヤープログラムに登録されているかもしれない人。高頻度旅客の中には、一般的な航空機乗務員と同程度の年間飛行時間（たとえば、1年あたり500時間）に達する人もいるかもしれない。

GLE [Ground-level enhancement]

中性子モニタによって容易に検出される程度まで地表の放射線レベルを増大させるのに十分なエネルギーおよび強度の宇宙線を太陽フレアが放出する場合、それらは「GLE (ground-level enhancement or event)」と呼ばれる。

グレード別アプローチ [Graded approach]

グレード別アプローチは、ある個人グループについて立案された委員会の勧告または要件が、支配的状況も考慮して、それら個人の被ばくのレベルに釣り合ったものであることを確実にすることを目的とする。

正当化 [Justification]

(i) 放射線に関係する計画された活動は、総合的に見て有益であるのかどうか（すなわち、その活動の導入または継続による個人および社会の便益は、その活動の結果として生じる害にまさるのかどうか）、もしくは(ii) 緊急時被ばく状況または現存被ばく状況において被ばくを管理する決定は、総合的に見て有益であると見込めるのかどうか（すなわち、個人および社会の便益は、そのコストおよびそれが引き起こすいかなる害または損害にもまさるのかどうか）を決定するプロセス。

低頻度旅客 [Occasional flyer]

たまに航空機で旅行し、年間飛行時間が一般的な航空機乗務員より明確に下回る人。

職業被ばく [Occupational exposure]

職業被ばくは、作業者が自らの業務の結果として受けるあらゆる被ばくをいう。しかし、放射線はどこにでも存在するゆえに、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。

業務管理者 [Operating management]

組織の最高レベルにあって組織の指揮、管理および評価を行う人またはそのグループ。最高経営責任者、社長、業務執行役員や執行グループなど、異なる表現も多く用いられる。

防護の最適化 [Optimisation of protection]

放射線防護の最適化の原則は、経済的および社会的因子を考慮に入れて、個人線量の大きさ、被ばくする人の数および潜在被ばくの可能性を合理的に達成可能な限り、適切な線量規準（拘束値または参考レベル）よりも低く保つことを目的とする線源関連のプロセスである。

計画被ばく状況 [Planned exposure situation]

計画被ばく状況は、放射線源の計画的な導入と運用の結果として生じる被ばく状況である。計画被ばく状況は、予期することおよび完全に管理することが可能である。

防護原則 [Principles of protection]

放射線防護体系を構成する 3 つの基本原則。すなわち、制御可能なあらゆる被ばく状況に適用される正当化の原則および防護の最適化の原則ならびに、計画被ばく状況にのみ適用される線量限度の適用の原則である。

防護対策 [Protective action]

人を電離放射線の害から防護するために定められる対策。防護対策は一般に、線源までの距離、被ばくの時間、もしくは遮蔽に影響を及ぼす対策である。

参考レベル [Reference level]

緊急時被ばく状況および現存被ばく状況において、この線量規準は、それより上では被ばくの発生を許した計画は不適切であると判断され、それより下では防護の最適化が履行されるべきである、線量またはリスクのレベルを表す。参考レベルとして選択される値は、考慮されている被ばくの支配的状況に左右されることになる。

知る権利 [Right to know]

自律、公正および慎重という倫理的価値観と整合するように、患者、作業員および公衆の構成員は、自身はいかなるハザード（注、危険性あるいは有害性を与えるもの）にさらされており自身をどのように防護すべきなのかについて知らされる権利を有するという原則。

リスク [Risk]

リスクは、結果（例えば、がん）が生じることになる確率に関係する。本報告書では、リスクに関する用語は以下のようにまとめられる。

過剰相対リスクは、被ばく集団における疾病率を非被ばく集団における疾病率で除して 1 を減

じたものである。これは、Svあたりの過剰相対リスクとして表現されることが多い。
相対リスクは、被ばく集団における疾病率を非被ばく集団における疾病率で除したものである。

太陽フレア [Solar flare]

太陽フレアは、太陽から宇宙空間へ高エネルギー太陽粒子が大規模に放出される現象である。発生頻度は太陽活動に伴って変化し、週に1回未満～日に数回である。大規模太陽フレアは、小規模太陽フレアよりも低頻度である。太陽フレアは、「太陽粒子現象」として知られる、太陽風に乗った高エネルギー粒子の流れを生じさせる。これらの粒子が地上の宇宙放射線検出器によって観測される場合、それらは「GLE (ground-level event or enhancement)」と呼ばれる。

太陽風 [Solar wind]

太陽風は、高温になって太陽コロナから離れ、太陽の磁場によって1秒あたり400 kmの平均速度で太陽から放射状に伝搬する、電子、陽子およびアルファ粒子のプラズマである。太陽風は、銀河宇宙放射線のフルエンスに影響を及ぼす、比較的強力で入り組んだ磁場を伝搬する。太陽風は、北極地方のオーロラ（北極光）や南極地方のオーロラ（南極光）を引き起こす。

1 緒 言

(1) 航空機で座席にたどりつくまでは、時には長い行程となる。チェックインとパスポート検査の後、空港のセキュリティ検査を受けなければならないが、このプロセスにおいて、放射線がある役割を果たすことがある。機内持ち込み手荷物を検査するために、また場合によっては人を検査するために、放射線が用いられる場合である。委員会は最近、セキュリティ検査における放射線防護に関する勧告を発表している (ICRP, 2014)。

(2) 離陸後、航空機が巡航高度へと上昇するのに従って、宇宙放射線被ばくは増加する。典型的な巡航高度 (>10,000 m) においては、線量率は1時間あたり 7 μSv (海拔ゼロ地点における宇宙放射線被ばくレベルの 150 倍超) に達する。より高い高度でより長い時間にわたって飛行する新しい超長距離ジェットの将来的な利用は、現在の飛行と比較して総線量を 30~50%増加させると推定されている [ドイツの乗務員組合 (*Vereinigung Cockpit*) による推定であり, Frasch et al. (2011) によって引用された]。

(3) 委員会は以前に、妊娠した航空機乗務員に特に注意を払いながら、航空機乗務員の放射線防護を特に焦点とする一連の勧告を作成した (ICRP, 1984, 1991)。本刊行物では、これらの勧告をレビューするとともに、乗客、特に私的な理由または職務のために旅行する高頻度旅客の被ばくも考慮することになる。

1.1 背景

(4) 委員会は、*Publication 9* (ICRP, 1965) の中で、高高度で飛行する結果として生じる被ばくに初めて言及した。*Publication 26* (ICRP, 1977) の 88 項では、委員会は、「高高度飛行」は自然放射線被ばくを増加させる可能性があることに言及した。*Publication 39* (ICRP, 1984) の 10 項では、「現状のとおり飛行すること」*訳注 が現存被ばく状況の一例として示された。

*訳注 *publ.39* の表 3 における項目のひとつ。同表を参照。

(5) 委員会は、宇宙放射線被ばくに対する防護に関する最初の勧告を *Publication 60* (ICRP, 1991) の中で発表した。委員会は、民間ジェット機の運航に関与する人員は職業被ばくを受ける人として扱われるよう勧告した。飛行時間が限られているゆえに線量はあらかじめ定められた値を超えないと思われるため、個人モニタリングのための線量計の使用は必要ではないとみなされた。委員会はさらに、他の乗客よりも頻繁に飛行する高頻度旅客や配達人などのグループにも注意が払われるべきであると指摘した。他の乗客の防護に関する言及はしなかった。

(6) 委員会はその後、*Publication 75* (ICRP, 1997) の中で勧告を明確化し、ビジネス旅客は (1時間あたり約 5~6 μSv で約 200 時間の飛行を考えて) 1 mSv 程度の年実効線量を受けるに過ぎないと思われるため、より高いレベルの宇宙放射線に職業被ばくするグループは航空機乗務員のみであると委員会は考える、と指摘した。委員会はまた、航空機内で指定区域の使用を考慮す

る必要はないこと、航空機乗務員の年実効線量は飛行時間および対応する航空路の場合の典型的な実効線量率から導き出されること、そして被ばくの制御はおもに飛行時間の制限と航空路選択によって確保されることを繰り返して述べた。最近になって、国際放射線単位測定委員会(ICRU)とICRPによる共同刊行物は、航空機の高度における宇宙放射線場について述べるとともに、航空会社およびその規制機関による航空機乗務員の線量評価の国際的な斉一性を容易にするために、航空機乗務員に対する宇宙放射線による線量の妥当性確認のための参考データを提供した(ICRU, 2010)。

(7) 本刊行物は、航空飛行時の宇宙放射線からの放射線防護と関連するこれまでの委員会勧告に取って代わるものである。

1.2 範囲

(8) 委員会は最近、宇宙における宇宙放射線被ばくの管理に関する勧告を *Publication 123* (ICRP, 2013) として発表している。本刊行物の目的は、航空飛行時の宇宙放射線被ばくの管理に関する委員会の勧告を更新し明確化することである。本刊行物は、*Publication 103*(ICRP, 2007) における航空機乗務員の防護に関する一般的な勧告の発展を考慮に入れている。本刊行物は、乗客、特に私的な理由または職務のための高頻度旅客の被ばくを考慮することによって、考察の範囲を航空機乗務員以外へと拡大することが意図されている。本刊行物では、妊娠した女性の被ばくについてもトピックとして扱う。

1.3 本刊行物の構成

(9) 2章では、宇宙放射線による航空飛行時の被ばくの特徴を提示する。同章では、線源および被ばく経路の簡潔な説明ならびに、太陽フレア、被ばくレベルの定期的評価、そして個人および集団線量データの概要を示す。3章では、被ばく状況のタイプ、関係する被ばくのカテゴリーならびに適用されるべき基本原則を含めて、航空飛行時の宇宙放射線被ばくに対するICRPの放射線防護体系について述べる。4章では、被ばくするさまざまな個人、すなわち低頻度旅客 (occasional flyers)、高頻度旅客 (frequent flyers) および航空機乗務員についてグレード別アプローチを用いた、ICRP放射線防護体系の履行に関するガイダンスを示す。1つの節では、妊娠した乗客および航空機乗務員の被ばくという特殊な状況を扱う。

2 航空飛行時の宇宙放射線被ばくの特徴

2.1 歴史的背景

(10) 1859年9月、英国のアマチュア天文学者である R.C. Carrington は、地球に向かって移動する、大きな質量放出を伴う太陽フレアを観測した。欧州とアメリカのいたるところですぐに電信システムは故障し、カリブ海まで南方の空をオーロラが満ちた。今日では、1859年のこの事象のような太陽粒子またはプロトン現象 (SPE) は、磁気嵐を引き起こしうる比較的高エネルギーの粒子を放出することが知られている。

(11) 1912年、V. Hess は、3個の電離箱とともに5300 mの高度まで、歴史に残る気球飛行を行った。Hess は、上昇するのに従って放射線のレベルが高くなることを発見し、これは電離放射線が原因であると考えた。放射線は最高高度では、地上と比較して4倍高かった。Hess は、気球上昇を夜間に数回、皆既食の間に1回行うことによって、太陽が放射線源である可能性を排除した。Hess は、「私の観測結果は、透過力が極めて大きい放射線が上方から我々の大気に入るという仮定によって最もよく説明される」と結論づけた (Hess, 1912)。

(12) 1925年、R.A. Millikan は、これらの放射線の起源が地球大気圏外にあることを証明するとともに、「宇宙線」および「宇宙放射線」という用語を導入した。同年、A. Compton は、宇宙放射線は主として荷電粒子であると提唱した。

(13) 民間の超音速航空機が開発されたのは1960年代である。すなわち、ツポレフ-144 プロトタイプの初飛行は1968年であり、コンコルドプロトタイプの初飛行は1969年だった。超音速航空機が巡航する高高度 (約19,000 m) は、航空機乗務員および乗客の宇宙放射線被ばくに関する懸念を増大させた。線量のモニタリングを確保するために、一部の航空機乗務員は個人線量計を携行し、コンコルドには放射線量計が取り付けられた。ツポレフ-144の乗務員用には、特別な線量計も開発された。放射線レベルの増大が著しい場合 (たとえば、ツポレフ-144では1時間あたり300 μSv)、航空機はより低い高度へと下降することがよくあった。これは、航空機における宇宙放射線被ばくの日常モニタリングの端緒を開いた。今日では、航空飛行時の宇宙放射線による線量は、モニタリング結果によって検証されているコンピュータコードを用いて一般に推定されている。

2.2 線源および経路

(14) 地球は、太陽系外から来る高エネルギー粒子 [銀河宇宙放射線 (GCR)] および太陽から来る高エネルギー粒子 [太陽宇宙放射線 (SCR)] に絶えずさらされている。さらに、地球は時に、太陽からの高エネルギー粒子の放出 (SPE) にさらされることもある。GCRは主として、エネルギーフルエンス分布が 10^{20} 電子ボルト (eV) 超に及ぶ陽子 (85%) からなる。これらの高エネルギー

ギー粒子は宇宙放射線の固有の特徴であり、線量に大きく寄与する。SCRの99%は、エネルギーが一般に 10^6 eVを下回る陽子からなる。GCRおよびSCRは一般に、「一次宇宙放射線」と呼ばれる(UNSCEAR, 2008; ICRU, 2010)。

(15) GCRは大気の原子の構成要素と相互作用し、連鎖的な相互作用ならびに宇宙放射線被ばくに寄与する二次反応生成物を生み出す(図2.1)。これらは、航空機の高度から地上までの大気厚みに伴って強度が低下する。この低下は高度16 kmと8 kmの間でほぼ線形であり、高度が1 km下がると線量率は毎時 $1.5 \mu\text{Sv}$ 低下する(EC, 2004)。

(16) GCRを構成する粒子は荷電しているため、太陽からの太陽風(すなわち、太陽系全体にわたって磁場を生み出す太陽コロナからの陽子および電子のプラズマ)の磁場によって影響を受ける。これらの磁場は、もし磁場がなければ地球の大気に入るであろう低エネルギーGCRを偏向させる。太陽風は11年の太陽活動周期とともに変化し、磁場の変動を引き起こす。地球の軌道付近では、GCRは太陽活動極小期に最大であり、太陽活動がより大きく、太陽黒点、フレアおよびコロナ質量放出を伴う時に、GCRは強力な太陽風のために最小になる(図2.2)。

(17) 宇宙放射線粒子の経路は地球の磁場を横切るために曲げられ、これが荷電粒子に対する遮蔽の一部として作用する。地球の磁場が地表とほぼ平行である赤道付近では、高度が低いほど到達する粒子が少なくなり、磁気遮蔽効果が大きくなる。地球の磁場が地表とほぼ垂直である磁極付近では、最大数の一次宇宙放射線粒子が大気に到達し、航空飛行高度まで透過する二次宇宙放射線を生み出す。したがって、宇宙放射線被ばく率は、極圏でより高くなり、赤道付近でより低くなる

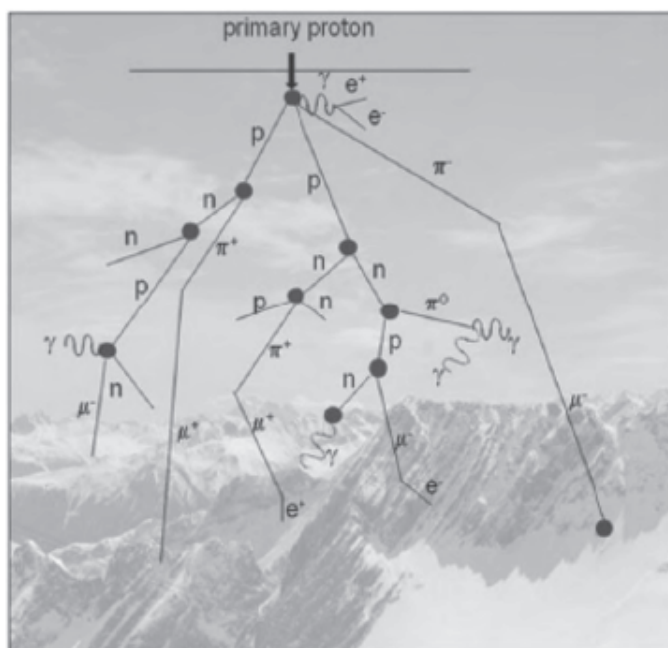


図 2.1. カスケード状の二次宇宙放射線の略図: μ , ミュー粒子; e^- , 電子; e^+ , 陽電子; γ , ガンマ線; n , 中性子; p , 陽子; π , パイ中間子(W. Rühm による描画)。

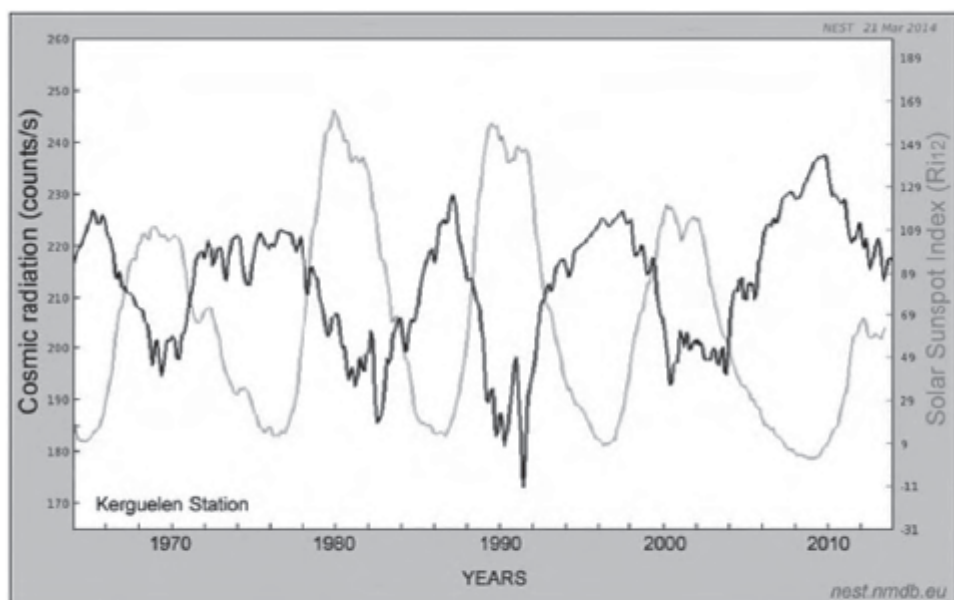


図 2.2. 1964～2014 年における、太陽の活動(月間平滑太陽黒点数として表記;灰色の曲線)と宇宙放射線被ばく(ケルゲレン観測所で測定された月間平均中性子計数率として表記;黒色の曲線)の間の反相関(IRSNI, 2016).

(図 2.3)。

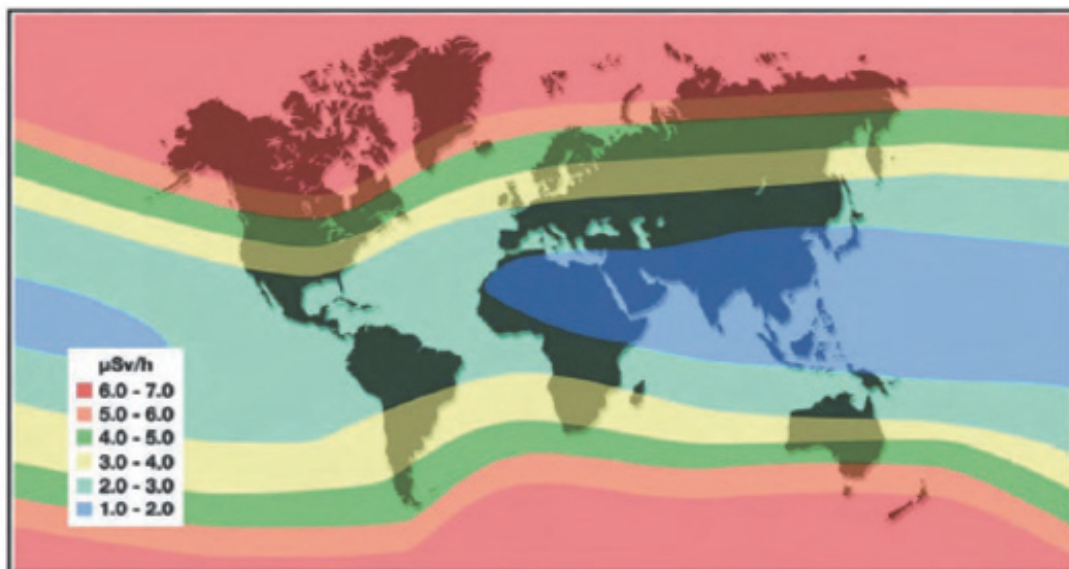


図 2.3. 地磁気による宇宙放射線の遮蔽:2002 年 12 月の高度 11 km における緯度別および経度別の周辺線量率. Fraschら(2011)より改変.

表2.1. 緯度別および周辺線量当量構成要素別の宇宙放射線への寄与(高度12,000 mおよび太陽極小期における値)(EC, 2004)

粒子成分	赤道	極域
ミュー粒子	5%	3%
電子／陽電子	38%	14%
中性子	37%	64%
陽子	12%	14%
光子	8%	5%

*線量の計算において用いられる中性子の放射線加重係数は、中性子エネルギーの連続関数として変化する(ICRP, 2007)。中性子エネルギー分布の範囲は 10^{-10} ~ 10^1 GeVであり、 10^{-3} および 10^{-1} GeVにおいて最大値を持つ(ICRU, 2010)

(18) 要約すると、航空機における宇宙放射線場は、高度、地磁気緯度および太陽活動周期によって変動する。通常の航空機の高度および赤道においては、電子／陽電子および中性子が線量の主たる構成要素であり、陽子がこれに続く。対照的に、より高い緯度においては、線量は主として中性子による(表 2.1)。さらに、より高い高度においては、陽子よりも重い原子核(たとえば、アルファ粒子)の寄与が生じ始める。

2.3 太陽フレア

(19) 例外的に高いレベルの放射線は太陽フレアによって生じうるが、かなりのエネルギーを持っており地上の中性子モニタによって観測できるのはわずかに過ぎない(年に約1回)。これらは「GLE (ground-level enhancement or event)」と呼ばれる。GLEは、航空飛行高度における線量率の増大を引き起こしうる。図 2.4 は、1989年10月に衛星によって観測された日々の陽子フルエンスを示したものであり、太陽フレアが容易に観測できる。

(20) 現在のところ、大きな不確実性を伴わずにSPE GLEの線量を予測することはほとんど不可能である(Desmaris, 2006)。SPE GLEの場合における高められた実効線量率に対応する航空機乗務員に対する線量の計算は、地上の中性子モニタもしくは利用可能ならば機内測定の結果を用いて通常、遡及的に行われる。計算された線量率は相当大きなものになりうるが、EURADOS作業グループ11によって得られた結果によれば、5倍以上のファクターの大きな不確実性という特徴がある(EC, 2004; Beck et al., 2008)。Lantos and Fuller (2003)によれば、GLEは1942年以降に64回観測されているが、これらのうち、12,000 mにおける航空機乗務員の等価線量の、30 μ Svを上回る増大があると有意な確度で関連づけられたのは18回に過ぎなかった。これは、同様の航空飛行において太陽極小期にGCRによって受ける線量の3分の2に匹敵する。Lantos and Fuller (2003)は、12,000 mにおいて1 mSvを上回る線量増大につながる可能性があったと思われるGLEは4回に過ぎないと推定した。Beck et al. (2008)も、線量が1回の航空飛行で数百 μ Svを上回るGLEはまれであると結論づけた。

(21) 委員会は、雷雨時に大気中に生じるガンマ線フラッシュへの航空機乗務員および乗客の

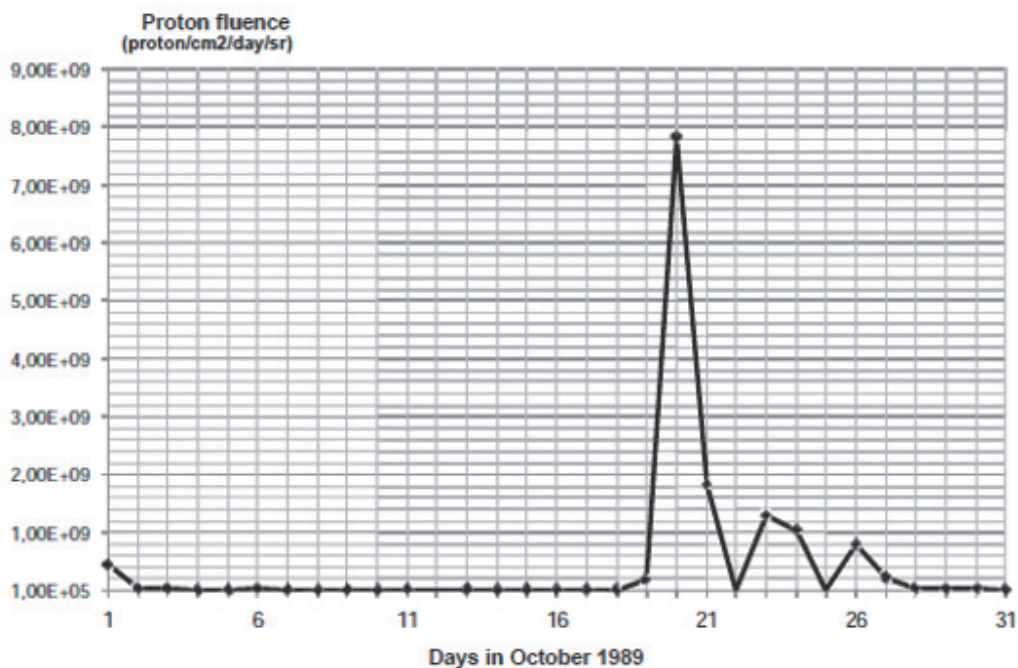


図 2.4. 1989 年 10 月 1～31 日の各日の陽子フルエンス(米国 National Atmospheric and Astronautics Administration / 国立地球物理データセンターのウェブサーバーから得られたデータ)

潜在被ばくの可能性に関する懸念が近年提起されていることを承知している。宇宙放射線とは関係のないこの現象は、1991 年に米国航空宇宙局によって初めて観測された。「地球ガンマ線フラッシュ」と名づけられたこれらの放射は、従来の航空飛行高度において発生し、最大 20 MeV のエネルギーで数ミリ秒持続すると思われる。それらの発生メカニズムの詳細は引き続き調査されているが、ガンマ線はおそらく、電光によって加速された電子により生み出され、光速に近い速さで進み、大気中の原子に衝突するだろう (Dwyer et al., 2012)。地球ガンマ線フラッシュと関連する航空機乗務員および乗客の潜在被ばくを評価するための実証された／頑健な手法は、現在のところ存在しない。巨大な熱帯雲を避けるために進路を変更することを、またそれらの雲の上に上昇しないことを航空機のパイロットに安全手順として要求すると記載されている

(Desmaris, 2016)。しかし、航空機への落雷は毎年起きており、あらゆる関連する一時的事象のモニタリングは今後数年続くことになる。したがって、委員会は、その機会が合理的かつ利用可能になるのに従って、最適化の原則と整合する調査および対策を継続することを奨励する。

2.4 航空機における個人被ばくの評価

(22) 航空機における個人被ばくは、コンピュータプログラムを用いて比較的容易に推定することができる。実際に、航空機における宇宙放射線場はおおむね均一であり、所定の航空飛行の場

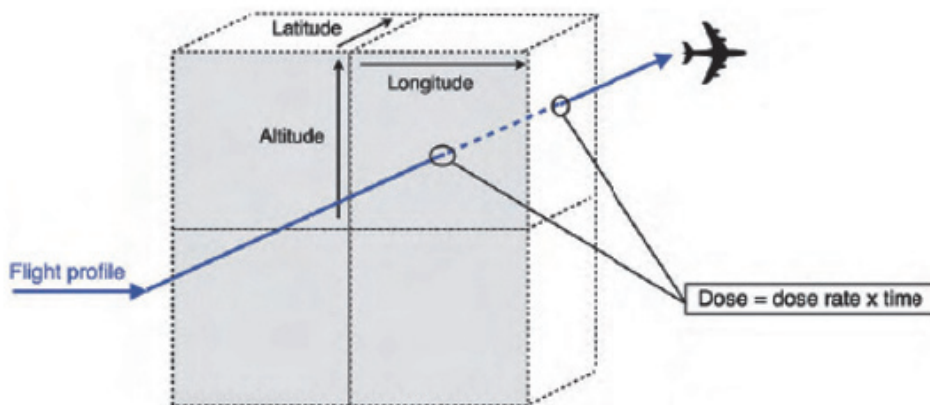


図 2.5. コンピュータコードによって用いられる、宇宙放射線による線量計算の例 (Bottollier-Depois et al., 2007)

合、個人が異なっても被ばくは同じである (Battistoni et al., 2005)。ほとんどのコンピュータプログラムの場合、大気は航空機がそれを通して航空飛行する立方体に分割され、ある立方体における平均実効線量率は、高度、地磁気緯度および太陽変調に左右される。立方体を横切る際の線量は、線量率と航空機が立方体を横切るのに必要とされる時間の積であり (図 2.5)、これは標準となる航空飛行プロファイルにより決定される。2 空港間の実際の航空飛行プロファイルは、主として天候条件のために標準となる航空飛行プロファイルとは異なる可能性があるが、線量に対して有意な影響があるとは考えられない (Van Dijk, 2003)。

(23) 航空機における線量率を評価するコンピュータコードは、航空機における周辺線量当量率の測定によって検証し強固にすることができる。たとえばドイツでは、公式の線量計算のために用いられる計算プログラムを検証するために、2 機の旅客機に周辺線量当量率計が 4 年にわたって備え付けられた (Frasch et al., 2014)。周辺線量当量率の決定に関する詳細については、欧州委員会 (EC, 2004) によるものや、国際標準化機構 (ISO) の規格である ISO 20785 の第 1~3 部 (ISO, 2011, 2012, 2013) など、さまざまな合意された規格の中で論じられている。

(24) EC (2004) は、1993~2003 年の期間にわたる測定および計算された周辺線量当量率を集約したデータを発表している。これらのデータは、ICRP と ICRU の共同刊行物 (ICRU, 2010) に示されている周辺線量当量の参考値を定める解析の主たる根拠となっている。これらの参考値は、航空機乗務員に対する線量評価のための日常手順の適合性をチェックするために用いることができる。

(25) 航空機における職業被ばくの個人モニタリングが、ICRP (1997, 2007) によって勧告されている。個人線量は遡及的に推定することができるため、委員会は引き続き、航空飛行時の個人被ばくのモニタリングのためには、測定装置 (線量計およびその他の機器) を用いる代わりに検証されたコンピュータコードの利用で十分であると勧告する。これらのコードは、関係当局の要件を満たすはずである。そのようなコードの比較は、最近発表されている (EURADOS, 2012)。

(26) 一例として、専用コードを用いて推定された、3 つの航空路の場合の実効線量を表 2.2 に

表2.2. 異なる航空路について計算された実効線量の例 (2013年3月15日の飛行における値)

飛行のタイプ	総実効線量 (μSv)	平均線量率 ($\mu\text{Sv h}^{-1}$)
大西洋横断飛行：パリ－ニューヨーク	60	6.8
赤道横断飛行：コロンボ－ジャカルタ	9.7	2
極地横断飛行：北京－シカゴ	82	6.8

見出すことができる。赤道横断ルートの場合の線量率の値が最も低い。異なる航空路でのその他の線量例示は付属書 A にある。

2.5 航空機乗務員の被ばく

(27) 原子放射線の影響に関する国連科学委員会によって提示されたデータ (UNSCEAR, 2008) は、航空機乗務員の場合の平均年実効線量の範囲は数 mSv 程度であり (ある国において航空会社によって提供される航空路しだいで $1.2\sim 5 \text{ mSv}$)、最大値は約 $6\sim 7 \text{ mSv}$ であることが示されている。平均年実効線量は平均年間航空飛行時間に大きく左右され、これは欧州諸国では 600 時間、米国では 900 時間程度である。これらの線量推定値ならびに本刊行物に提示されている推定値は *Publication 60* (ICRP, 1991) に基づくものであることに注意すべきである。委員会は、放射線加重係数など、*Publication 103* (ICRP, 2007) で導入された線量計算の変更の結果として、線量は約 30% 低くなることを承知している。

(28) 欧州における航空機乗務員の被ばくのレビュー (Andrez and Croüail, 2015) は、平均年実効線量はチェコの航空会社の場合の 1 mSv からフィンランドおよびスウェーデンの航空会社の場合の 2.5 mSv まで、まちまちであることを示した。最も高い最大年実効線量は、デンマーク、ドイツおよびフィンランドの航空会社の場合の約 $6\sim 7 \text{ mSv}$ である (図 2.6)。米国における航空機乗務員の場合の平均実効線量は同等であり、2006 年で 3.1 mSv と推定された (NCRP, 2009)。日本では、乗務員の年線量が 2007 年について評価されており、パイロットの場合は平均で 1.7 mSv 、最大で 3.8 mSv 、そして客室乗務員の場合は平均で 2.2 mSv 、最大で 4.2 mSv だった (Yasuda et al., 2011)。例外的な事情を除けば、航空機乗務員が受けるのは 1 年あたり 10 mSv 未満である。

(29) 航空機乗務員の被ばくは、総職業被ばくの重要な構成要素でもある。UNSCEAR (2008) によれば、世界における航空機乗務員の総集団年実効線量は 800 人・シーベルト程度である (記録されたあらゆる職業被ばく線量の 70~80%)。国ごとの集団実効線量は主として、国の代表的航空会社の規模および年間航空飛行時間に左右される。集団実効線量は、一定の国の場合には 1 年あたり 50 人・シーベルトを超過しうる (たとえば、ドイツでは 2012 年に $78.5 \text{ 人}\cdot\text{シーベルト}$)。これらの集団線量は、職業被ばく全体への主たる寄与因子となっている。表 2.3 は、いくつかの国における航空機乗務員の場合の総職業被ばくを示したものである。

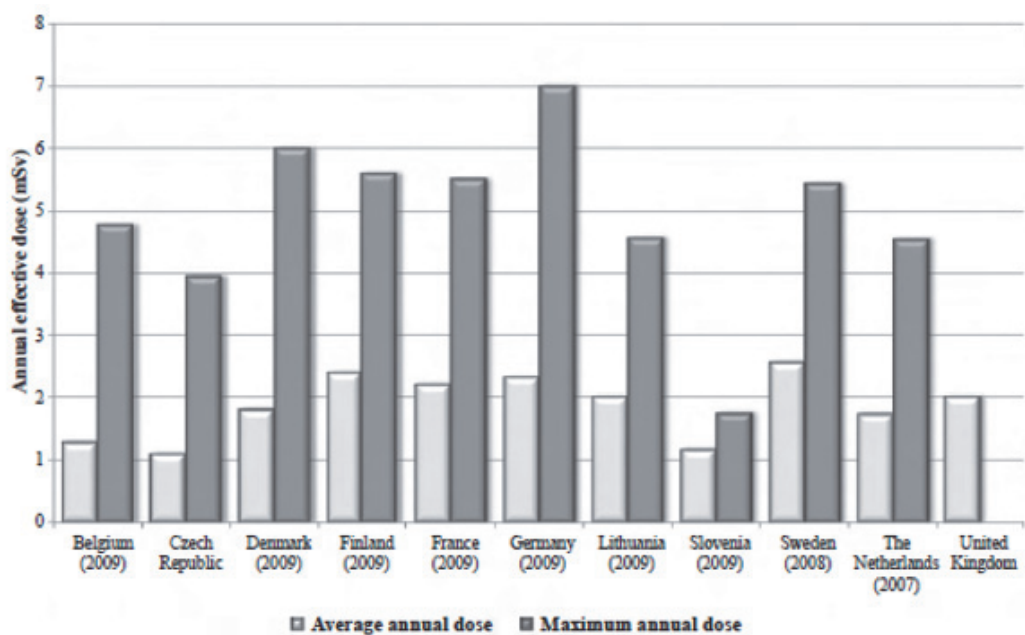


図 2.6. 欧州における航空機乗務員の平均および最大年実効線量 (Andrež and Croijail, 2015)

表2.3. 航空機乗務員の集団線量(UNSCEAR, 2008)

国	モニタリングした人数	集団線量 (man Sv)
デンマーク	3990	6.8
フィンランド	2520	4.2
ドイツ	31,000	60.0
リトアニア	160	0.2
オランダ	12,500	17.0
英国	40,000	80.0
アメリカ	173,000	531

(30) 航空機乗務員が受ける個人線量の分布は、ガウス分布の形状を有する(図 2.7)(実際には、この図は 2 つのガウス分布、すなわち、運航乗務員の場合の分布と客室乗務員の場合の分布の結合による結果を示している)。そのような被ばく(線量)分布は、線量が十分に低いため管理の適用に値しないレベルで、比較的均一の被ばくを受ける集団に典型的なものである。比較すると、原子力産業における基本的な被ばく状況は一般に、航空飛行時のそれよりもはるかに変動的である。この事実および防護の最適化原則の適用により、一般に、はるかに非対称の線量分布をもたらす(たとえば、対数正規分布に近づく)。

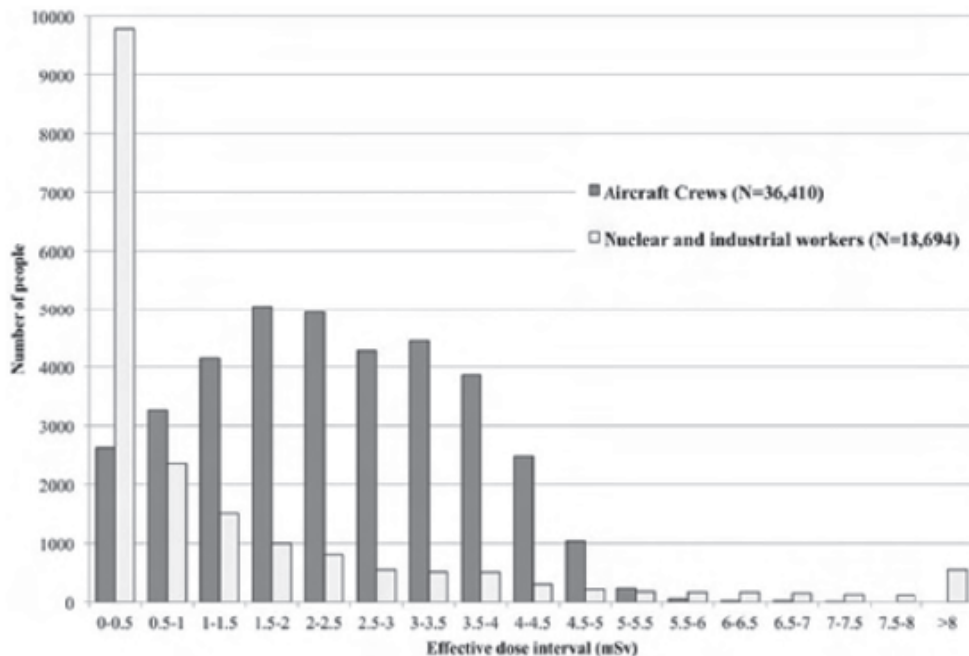


図 2.7. 2008 年のドイツにおける航空機乗務員と原子力および産業作業者の年間線量の頻度分布 (Frasch et al., 2011 より改変)

2.6 航空機乗務員の疫学的調査

(31) 航空機乗務員の疫学的調査は、過去 25 年にわたって実施されてきた [Zeeb et al. (2012) によってレビューされた]。初期の調査は、カナダ、英国および日本のパイロットの調査だった。がんについては、パイロット（歴史的に、パイロットは事実上、すべて男性だった）は一般集団と比較してがん死亡率の低下を示しており、これは健康作業効果として職業コホートに観察されることがよくある。しかし、いくつかの特定のがん、すなわち黒色腫および脳腫瘍は、航空機乗務員の場合に上昇するよう見える (Zeeb et al., 2012)。

(32) 1990 年代における第 2 世代の調査には、欧米人のより大規模な一連の調査が含まれた。以前に観察されたように、パイロットのがん死亡率は一般集団よりも低く、一部のがん（黒色腫および脳腫瘍）は「非常に軽度の過剰リスク」を示した (Reynolds et al., 2002)。ある調査は、女性客室乗務員（女性は客室乗務員の 80% を占め、基本的には未経産の女性によって代表される）における白内障リスクのわずかな増加および、一般集団と比較して乳がん死亡率の「非常に軽度な増加」も示した (Rafnsson, 2005)。

(33) UNSCEAR (2006) は、黒色腫、黒色腫以外の皮膚がんおよび乳がんの一貫した過剰リスクの証拠が見つっていると述べた。しかし、雇用期間との関連は見出されておらず、個人線量

に関する情報なしに、電離放射線被ばくまたは太陽紫外線への被ばくについて、観察された過剰リスクを相互に関連づけることは難しい。最近の研究は、乳がんの罹患率は宇宙放射線被ばくとは関係なく、これは経産回数の減少および初産年齢の高齢化によって説明されるかもしれないことを発見した (Schubauer-Berigan et al., 2015)。

(34) 民間航空機乗務員の死亡率に関する研究では、平均 22 年にわたって 94,000 人の欧米人を追跡した (Hammer et al., 2014)。この研究は、一般集団と比較してがんおよび心血管疾患死亡率の全体的な低下を示した。運航乗務員については皮膚黒色腫による死亡率の増加が観察されたが、これは職業被ばくと直接には関連づけられず、色白の肌および日光浴が原因であると考えられた。他の研究とは逆に、女性の航空機乗務員について乳がんの増加は認められなかったが、男性の航空機乗務員において前立腺がんによる死亡率の増加が観察された。一般に、放射線関連がんによる死亡率は、以前の分析において報告されたものを下回った。航空機乗務員は電離放射線だけでなく、ストレス、日周期リズムの乱れやジェット燃料への曝露など、多くの潜在的リスク因子にもさらされるため、論文の著者はさらなる分析を推奨した。

(35) 結論として、委員会は、利用可能な疫学的データは航空機乗務員の勤務期間、対応する宇宙放射線による線量および放射線関連がんの過剰リスクの間に明確な関連性が見られないと認識している。電離放射線だけでなくさまざまな潜在的リスク因子も考慮に入れたさらなる評価が必要である。

3 乗客および航空機乗務員に対する ICRP の防護体系

(36) ICRP による人の放射線防護体系は、*Publication 103* (ICRP, 2007) に述べられている。第 (44) 項によれば、それは「その大きさと起源にかかわらず、あらゆる線源からのすべての放射線被ばくに適用される」。特に、第 (45) 項によれば、委員会の勧告は自然線源と人工線源の両方の被ばくを取り扱っている。

(37) *Publication 103* (ICRP, 2007) の考え方は、最適化プロセスを適切な線量制限値（線量規準）より下に保つことを中心的な考慮事項として、あらゆるタイプの被ばく状況に対する一貫したアプローチを勧告することである。

3.1 被ばく状況のタイプおよび被ばくの 카테고리

3.1.1 被ばく状況のタイプ

(38) 委員会は被ばく状況を、自然または人工の放射線源に始まり、さまざまな経路を通じて放射線または放射性物質が移動し、結果として生じる個人の被ばくのネットワークと定義している [*Publication 103* (ICRP, 2007) の第 (169) 項]。防護は、線源または被ばく経路上の点において措置をとることにより、そして時には被ばくした個人の位置、被ばく時間および防護を変更することにより達成できる。便宜上、環境の経路は被ばくの線源と個人が受ける線量との結び付きを通常含む。

(39) *Publication 103* (ICRP, 2007) の第 (176) 項によれば、委員会は、その勧告が、すべての考えうる状況を扱う次の 3 つのタイプの被ばく状況において、すべての線源に対して適用されるよう意図している。

- 現存被ばく状況とは、結果として生じる被ばくを管理する決定が行われる時点においてすでに存在する線源に起因する被ばく状況である。その管理にあたっては、被ばくの特徴づけが前提条件となる。
- 計画被ばく状況とは、線源の計画的な導入と運用の結果として生じる状況である。計画被ばく状況は、予期することおよび完全に管理することが可能である。
- 緊急時被ばく状況とは、計画された状況を運用する間に線源の制御喪失の場合において生じる状況、もしくは制御されていない線源に関係するあらゆる予想外の事象により生じる状況である。望ましくない被ばくを回避または低減するために、至急の対策が必要である。

(40) 委員会は、航空飛行時の人の宇宙放射線被ばくを現存被ばく状況とみなしている。線源はすでに存在しており、それと関連して被ばくを制御するために防護に関するあらゆる決定が行われる。放射線源からの経路は、地球外から、大気から、航空機の構造物と内部からとなり、被ばくする個人は航空機乗務員および乗客である。被ばくを制御するための措置は、被ばくする個人の被ばく条件を変更することによってのみ実施することができる。委員会は、GLE は、大規模なものでさえ、飛行環境におけるそれらの存在がまれであること、ならびに航空機乗務員および乗客の

被ばくに対する寄与が結果的に小さいことを考慮して、現存被ばく状況の一部であると考えている（19 項および 20 項を参照）。

(41) 委員会は、防護体系の見地から重要な因子は、防護を最適化し、特定の被ばく状況において個人のために合理的かつ有効な防護対策を講じる機会であると指摘する。委員会は、多くの因子が航空飛行の安全に影響を及ぼすことを、また、航空機乗務員は支配的状況に絶えず順応していることを認識している。事象を予測すること、航空機乗務員に対する情報提供を増進すること、そして適切な防護対策を講じることが合理的かつ可能になるのに従って、将来のいずれかの時点においてということであれば、委員会は、当局および業務管理者が最適化の反復プロセスの一環としてしかるべく対応することを期待するだろう。

3.1.2 被ばくのカテゴリー

(42) 委員会は 3 つの被ばくカテゴリー、すなわち、職業被ばく、公衆被ばくおよび医療被ばくを区別している。職業被ばくは、作業者が自らの業務の結果として受ける放射線被ばくである。しかし、放射線の遍在ゆえに、委員会は従来から「職業被ばく」の定義について、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。医療被ばくは、医学的診断または治療の過程における患者の被ばくである。公衆被ばくは、職業被ばくおよび患者の医療被ばく以外のあらゆる被ばくを包含する。

(43) 航空飛行時、宇宙放射線に被ばくする集団には低頻度旅客、私的な理由または職務のための高頻度旅客および航空機乗務員が含まれる。委員会は、低頻度旅客および高頻度旅客の被ばくは公衆被ばくであり、航空機乗務員の被ばくは職業被ばくであるという見解を維持している（ICRP, 1991, 1997, 2007）。しかし、委員会は現在、それぞれのグループについて予想される被ばくのレベルおよび考慮されることが必要な責任を考慮に入れて、これら 3 グループの防護のためのグレード別アプローチを提案している（4.2 節）。

3.2 防護戦略の正当化

(44) 正当化の原則は、あらゆる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 1 つである。*Publication 103* (ICRP, 2007) の第 (203) 項は、正当化の原則によって、放射線被ばくの状況を変化させるいかなる決定も、害より便益を大きくすべきであると要求している。委員会は、現存被ばく状況の場合、正当化の原則は、被ばくを低減するとともにさらなる追加被ばくを回避するために対策を講じるかどうかを決定する際に適用されることを引き続き強調する。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。これらを踏まえて、*Publication 103* の第 (207) 項に述べられているように、正当化の原則は、航空飛行時においては、宇宙放射線被ばくに対する防護戦略を実施すべきかどうかについて決定する際に適用される。

(45) 状況の特徴づけの後、最も広義には社会の、そのため必ずしも各個人のものではない、

全体的な便益が結果として生じることを確実にするために、正当化を判断する責任は通常、政府または国の他の関係機関にある。しかし、正当化の決定への入力情報には、ユーザーもしくは政府または国の他の関係機関以外の他の組織や人物によって与えられるであろう観点が多く含まれるかもしれない。こうした事情から、放射線防護に関する考慮は、より広範な決定プロセスへの入力情報として役立つことになる。

(46) 航空機における被ばくを制御する可能性は限られているとはいえ（4.1 節）、委員会は、それが平均個人実効線量と平均集団実効線量のいずれの点からも最も高い職業被ばくを受ける集団の 1 つである（2.5 節）ことを考慮して、特に航空機乗務員については防護戦略の履行が正当化されると考えている。

3.3 防護の最適化

(47) 防護戦略の履行の正当化について決定が行われると、防護の最適化が、被ばくする個人を防護するための最も有効な対策を選択することを推進する原則となる。

(48) 最適化はあらゆる被ばく状況に適用される第 2 の原則であり、ICRP の放射線防護体系にとって極めて重要である。最適化は、委員会によって、経済的および社会的因子を考慮に入れて、個人線量の大きさ、被ばくする人の数および被ばくを受ける可能性を合理的に達成可能な限り、適切な個人線量規準よりも低く保つためのプロセスと定義されている。これは、防護のレベルは支配的状況の下で最善のものであることを意味する。個人線量分布における重大な不公平を回避するために、委員会は最適化プロセスにおける個人線量規準の利用を勧告する [*Publication 103* (ICRP, 2007) の第 (226) 項]。

3.3.1 参考レベル

(49) 現存被ばく状況においては、参考レベルは、それより上では被ばくの発生を許す計画は不適切であると判断され、したがって防護対策が計画され最適化されるべきである線量を表す。参考レベルは、経済的および社会的因子を考慮に入れて個人線量を合理的に達成可能な限り低く保つための、またそのようにして線量分布における不公平を防止および低減するための、最適化プロセスにおける防護対策の選択指針である。したがって、参考レベルは、防護対策を遡及的に判断可能にするための指標でもある。

(50) 現存被ばく状況の場合、委員会は、*Publication 103* (ICRP, 2007) の表 5 に示されている 1 年あたり 1~20 mSv のバンド内に参考レベルを定めるよう勧告する。このバンドにおいては、線源または経路は一般に制御可能であり、個人は必ずしも被ばくそれ自体からではなく、被ばく状況と関連する活動から直接の便益を受ける。航空飛行時には、乗客は航空飛行から直接の便益を受ける（すなわち、快適かつ安全に迅速に移動すること）。他の職業電離放射線被ばくの状況と同様に、航空機乗務員は自身の雇用から直接の便益を受ける。

(51) 特定の被ばく状況の場合、委員会は、参考レベルの値が支配的状況に基づいて選択され

るよう勧告する [Publication 103 (ICRP, 2007) の第 (234) 項]。この選択は、特に注意を払って最適化プロセスに有意義に寄与するような被ばくを特定することの目的をもって個人線量分布を考慮すべきである。航空飛行時の宇宙放射線に対する防護の場合、委員会は、1 年あたり 5~10 mSv の範囲の参考レベルを一般に選択するよう勧告する。

(52) 選択された参考値は線量限度ではなく、経済的および社会的因子を考慮に入れて被ばくが合理的に可能な限りそれ未満に保たれるおよび低減されるべきである線量のレベルを表す。個人線量限度の適用の原則は、計画被ばく状況においてのみ適用される [Publication 103 (ICRP, 2007) の第 (203) 項]。それでもなお、規制機関によっては、法的に拘束力のある値を課すための手順として、航空機乗務員に対する職業被ばくの線量限度を導入することを決定するかもしれない。

3.3.2 最適化プロセス

(53) 実際には、現存被ばく状況における防護の最適化は、(i) 被ばく状況の評価；(ii) 経済的および社会的因子を考慮に入れて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考える防護オプションの特定；(iii) 支配的状況の下で最も適切な防護オプションの選択および履行；そして(iv) 是正措置の必要はあるのかどうか、もしくは防護を増進する新たな機会は出現しているのかどうかを評価するための被ばく状況の定期レビュー、を伴うプロセスを通じて履行される。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の追求（すなわち、同様の状況の下で被ばくするグループにおける平均をはるかに上回る被ばくを一部の個人が受けるかもしれない可能性を制限するという目標）ならびに放射線防護文化の増進が重要な側面であると考えている (ICRP, 2006)。防護を最適化する際、委員会は、「ステークホルダーの視点や懸念を考慮する必要」も勧告する (ICRP, 2007)。

(54) 実際に最適化の原則を適用する方法に関する委員会の詳細な助言は以前に提供されており (ICRP, 1984, 1991, 2006)、引き続き妥当である。

4 ICRP の防護体系の履行

4.1 防護対策

(55) 航空飛行時の被ばくを制御するための潜在的な防護対策のレビューは、これにうまく対処する余地はほとんどないことを示している。*Publication 75* (ICRP, 1997) の中で、委員会は、「(宇宙放射線) 被ばくの制御は、おもに飛行時間の制限と航空路選択によって確保される」と指摘した。実際に、航空機(胴体)の遮蔽は実行可能なオプションではない。たとえば、12,000 m において 20% の線量率低減を達成するには、1cm² あたり 30 g の遮蔽が必要である。飛行時間の制限および航空路選択でさえ、実施するのは難しい対策である。

- 飛行時間の制限。線量は飛行時間に左右されるため、航空機乗務員の勤務計画は空中にいる時間を制限する手段である。しかし、航空機乗務員の飛行時間を制限することは被ばくする人の数を増加させるし、その大規模な実施は社会的および経済的問題を引き起こすかもしれない。
- 航空路選択。航空路を選択し高度と緯度の問題に取り組むことによって被ばくを制限することは考えられる。
 - 高度。2.2 節に述べたように、地球の大気層は典型的な航空飛行高度においては宇宙放射線からのかなりの遮蔽をもたらす。航空飛行高度による最適化は、天候条件や航空交通などの因子を考慮に入れる微調整の問題であるが、コストの問題でもある。たとえば、航空飛行高度を 1300 m 下げることは線量を 30% 低減しようと推定されている。しかし、この高度変更は事故のリスクを増大させ、燃料消費およびコストも 5% 増加させる (Blettner et al., 2014)。
 - 緯度。同じく 2.2 節に述べたように、地球の磁場は、もし磁場がなければ地上に達するであろう多くの宇宙放射線粒子を偏向させるが、この効果は赤道において最も有効であり、緯度が高くなると低下する。しかし、緯度による最適化、特に極圏飛行の航空路変更は、飛行距離、時間およびコストを増加させる。

(56) GLE の間の被ばくに関しては、飛行している航空機の高度を下げること、および、まだ離陸していない飛行を遅らせることが考えられるだろう。これらの対策の実施は非常に複雑な情報システムを必要とし、これは今のところ、技術上および組織上の考慮事項を考えると開発がなお困難である。これらの対策は、すでに過密にスケジュールされている航空交通を混乱させ、事故の可能性を増大させることもありうる。

(57) 航空飛行時の被ばくを制御するための現在のオプションを考慮して、委員会は引き続き、航空飛行時の被ばくを制御するための主たる対策は、最も被ばくする個人の飛行スケジュールを飛行時間および航空路選択を考慮して調整することであると強調する。航空飛行時の防護については、委員会はここで、個人がその飛行頻度によって受けると思われる被ばくのレベルに従ったグレード別アプローチを勧告する。

4.2 グレード別アプローチ

(58) 航空飛行時の宇宙放射線からの防護のための重要な考慮事項は、航空機旅行を必要とする事情、個人が被ばくするかもしれない頻度、そして責任の所在である。これに関しては、私的な理由なのか、業務管理者の要請により自身の業務との関連で航空飛行する人かを区別することが重要である。

(59) 大多数の人の場合、航空輸送機関の利用は低頻度のイベントであり、宇宙放射線による線量は極めて低い（低頻度旅客）。私的にまたは自身の業務の過程においてのいずれかによって航空機を高頻度で利用する少数の乗客の場合、線量は高くなる（高頻度旅客）。この少数の乗客の場合、防護のための単純なアプローチのひとつは、これらの個人が自身の被ばくを評価し理解する機会を持つることである。より大きな線量を一般的に受ける航空機乗務員の場合、あらゆる個人線量の定期モニタリングならびに、線量が業務管理者によって採用された参考レベルに近づきつつある個人に係る飛行勤務表の変更に基づく、防護の適切な管理が必要である。

4.2.1 低頻度旅客

(60) 委員会は、低頻度旅客が受ける宇宙放射線による線量は十分に低いため、防護措置の導入を正当化する必要はないという見解である。

(61) しかし、透明性と「知る権利」の原則を適用するために、委員会は、宇宙放射線に関する一般的事項の情報をあらゆる乗客が入手できるようにすることを勧告するとともに、国の当局、航空会社、消費者団体および旅行代理店が航空飛行と関連する宇宙放射線に関する一般的事項の情報を広く発信するよう奨励する。たとえば、この情報は航空会社のウェブサイトに掲載することができるだろう。これらのウェブサイトは、航空飛行による線量を推定する妥当性が確認された無料の計算ツールを人々に認知させることができるだろう。付属書 A は、さまざまな典型的な国際航空路の推定実効線量を示している。

4.2.2 私的な理由または職務のための高頻度旅客

(62) 個人のグループがその私的な必要のためまたは便宜上、航空機を頻繁に利用する場合がある。また、自身の業務管理者の要請によって頻繁に飛行する個人もいるかもしれない。ほとんどの高頻度旅客は、航空機乗務員と同じ状況の下で宇宙放射線に被ばくするのではない（たとえば、被ばく、飛行頻度や選択の程度の点で）。したがって、委員会は、高頻度旅客の被ばくは公衆被ばくとみなし（43 項を参照）、また、被ばくする個人は、低頻度旅客と同じように扱われるよう勧告する。委員会は、宇宙放射線に関する一般的事項の情報をこれらの個人が入手できるようにすることを勧告する。

(63) さらに、委員会は、自身の被ばくについて懸念するかもしれない高頻度旅客が、自身の被ばくについて認知し、その必要を感じた場合には飛行頻度を調整するために、無料で利用可能な

線量計算ツールを用いて自身の個人被ばくを評価するよう奨励する。

(64) 職務のための高頻度旅客のうち、ごく一部は、航空機乗務員の被ばくに匹敵する被ばく量になるような状況下で被ばくする。これはたとえば、文書および資材を輸送する配達人や航空保安官の場合がそうかもしれない。委員会は、これらの高頻度旅客の被ばくが航空機乗務員の場合に適用される要件と同様の方法で管理されるよう勧告する。問題となる職業の網羅的なリストを提示することは委員会の意図ではなく、これらの高頻度旅客の被ばくを職業被ばくとみなす決定は、支配的状況に応じてケースバイケースで行われるべきである。これは、個人が自身の被ばくを評価し、しかるべき場合にはこの情報を用いて自身の雇用主を対話に引き込むことになるかもしれない。決定は、関係するあらゆるステークホルダーが関与するプロセスの結果として行われるべきである。

4.2.3 航空機乗務員

(65) 委員会は、航空会社の管理者が、特別教育プログラムまたは訓練の集会を通じて、関係する航空機乗務員に放射線および宇宙放射線被ばくについて知らせるよう勧告する。情報は安全会議において乗務員に提供することもできると思われ、他の安全問題と調和するように重視されるべきである。

(66) 職業被ばくを受ける作業員に関する限りでは、委員会は、航空機乗務員メンバーそれぞれの年実効線量が評価されるよう勧告する。年実効線量は、専用のコンピュータコードを用いて、職員勤務表と典型的な実効線量率から導き出すことができる。委員会は、線量計算の精度確認と検証のために、合意された規格に従った機内環境モニタリングの随時の利用を勧告する (ICRU, 2010)。委員会は、個人の累積被ばくとの関連において、GLE の寄与がリアルタイム警報システムのような特定のモニタリングシステムを必要とする (程度である) とは考えていない。しかし、委員会は、合理的に達成可能な場合は常に、GLE による線量が適時的に推定され、影響を受けた航空機乗務員の年被ばくに加算されるよう勧告する。委員会は、国際規則には 15,000 m 超で稼働する航空機のためのモニタリング機器に関する仕様が含まれていることも指摘する (ICAO, 2010)。

(67) 委員会はまた、航空機乗務員の線量が記録されること、ならびに、個人の年間線量と累積線量を当該個人が請求すれば入手できるようにすることも勧告する。将来行う可能性もある疫学的調査を円滑にするために、この情報は少なくとも当該個人の平均余命に匹敵する合理的な期間にわたって保存されるべきである (ICRP, 1997)。

(68) 航空機乗務員は、放射線安全以外の理由で定期的に健康診断を受ける。委員会は、宇宙放射線被ばくによる線量は特定の追加的な健康診断を必要とするものではないと考えている。一般に、定期的な健康診断は、宇宙放射線被ばくというトピックについて作業員と医師の間の対話を行う機会となる。

(69) 適切と判断されかつ選択された線量参考レベルを尊重する場合には、業務管理者は関係する個人の勤務表を調整するかもしれない (飛行頻度か行き先、またはその双方)。

4.2.4 要約

(70) 表 4.1 は、個人の宇宙放射線被ばくに関する委員会の勧告を列挙したものである。

表4.1. 航空飛行時に宇宙放射線に被ばくする個人に関する委員会の勧告

	被ばくする個人	勧告	被ばくのカテゴリー
5~10 mSv year ¹ の範囲で選 択されるべき参考レベル	低頻度旅客	<ul style="list-style-type: none"> ・ 一般的情報 ・ 一般的情報 ・ 線量の自主的評価 ・ 飛行頻度をしかるべく調整 するための個人的なイニシ アティブ 	公衆
	高頻度旅客		公衆*
	航空機乗務員	<ul style="list-style-type: none"> ・ 個人的情報 ・ 個人線量の評価 ・ 個人線量の記録 ・ 特定の追加の医学的サーベ イランスは不要 ・ 飛行勤務表のしかるべき調 整 	職業

*フリークエントフライヤーの一部のグループは、支配的な状況に対応したケースバイケースでの決定に基づき、職業被ばくを受ける人と同様の方法で管理される場合がある。

4.3 胚および胎児の防護

(71) *Publication 82* (ICRP, 1999) の中で、委員会は、現存被ばく状況の場合における出生前の被ばくは一般集団の場合の対策以外の防護対策を必要とするものではないと結論づけた。したがって、委員会は、妊娠した女性の飛行勤務表を調整するための対策が必要になるとは考えていない。頻繁に飛行し、かつ妊娠の可能性もしくはその予定のある女性は、情報に基づく判断のために、飛行勤務表と検討を望むすべての調整に関連した十分な情報が提供されるべきである。

(72) 職業被ばくを受ける航空機乗務員については、妊娠した女性の場合の作業場における防護の方法は、公衆の構成員に提供されているものとほぼ同様のレベルの、電離放射線からの胚/胎児の防護を提供すべきである、と委員会は勧告する。*Publication 103* (ICRP, 2007) の第 (186) 項の中で、委員会は、「いったん雇用主が妊娠の届け出を受ければ、胚/胎児の追加の防護が考慮されるべきである。妊娠の申告の後、妊娠作業者の作業条件は、妊娠の残りの期間中の胚/胎児の追加線量がおよそ 1 mSv を超えないことを確実にするようにすべきである」と勧告した。

(73) 一般に、女性作業者は妊娠をできる限り早急にその雇用主に知らせることが奨励される。国によっては、この決定は個人の自由意志の問題である。これらの違いにかかわらず、妊娠した乗務員は妊娠を申告する前に 1 mSv 超を受けるかもしれない。妊娠の適時の申告を奨励するために、委員会は、女性の航空機乗務員および高頻度旅客が宇宙放射線被ばくによる胚/胎児に対するリスクについて知らされるよう勧告する。申告後の妊娠の残りの期間中の規定が作成されるべきである。

4.4 公衆への情報発信およびステークホルダーの関与

(74) 経験のある科学者、専門家および放射線防護に関する訓練を受けた専門職を除いて、市

民は通常、電離放射線とその潜在的な健康影響について知らされていない。宇宙放射線被ばくの問題については、航空機乗務員の大部分を除くと、地上での日々の生活において、また、航空機で旅行する際は高められたレベルで、絶えず宇宙放射線にさらされているとはいえ、この被ばくを気にしている人は公衆の中にはほとんどいない。しかし、近年、宇宙および気象機関によって広く発信されメディアによって中継される、宇宙現象、特に太陽フレアに関する情報は増えており、時には航空会社の警戒態勢を引き起こしている。この情報は、一部の乗客の宇宙放射線に対する注意を呼び起こしているが、宇宙放射線被ばくと関連するリスクについて高頻度旅客と航空機乗務員の間に疑問や時には懸念も引き起こしている。

(75) 人は自身の日常生活においてさらされているかもしれない潜在的なリスクについて知らされる権利があるとする「知る権利」の原則、ならびに根底にある自律、公正および慎重という倫理的価値観に従って、委員会は、国の当局、航空会社、消費者団体および旅行代理店が航空飛行と関連する宇宙放射線に関する一般的事項の情報を広く発信するよう奨励する。この情報は容易に入手できるものでなければならず、宇宙放射線の起源；高度、緯度および太陽活動周期の影響を示すとともに、一連の従来の航空路と関連する典型的な線量および、まれではあるが強い GLE の場合に予想外の被ばくを受ける可能性を指摘するものとすべきである。

(76) 2.4 節および 4.2 節に述べたように、近年、容易に使えるツールがインターネット上でいくつか利用可能になっている。これらのツールは、あらゆるフライトについて線量計算を行うことを可能にしている。

(77) 委員会は、宇宙放射線に関する一般的事項の情報は、メッセージが正確であり、有益であり、状況に応じて放射線防護に関わる懸念および問題の性質に対処できるものとするよう勧告する。委員会は、個人が情報に基づく決定を行うことができるようにあらゆるリスクのより包括的な見方を促進するために、宇宙放射線は他のリスクまたは検討事項と釣り合うように考察されるべきであると提言する。

(78) この見地から、自然および人工の放射線源への他の被ばく状況との比較は有益かもしれない（たとえば、ロンドンからニューヨークへの航空飛行は高山地域で 10 日間の休日を過ごすのと同じ実効線量をもたらす）、宇宙放射線に関する一般的事項の情報の一部として入手できるようにすべきである。しかし、そのような比較は注意して行わなければならない。リスクの認知および許容は、状況の特性、特に状況が個人的な決定であるとみなされる度合い、そして被ばくにつながる活動の、個人にとっての便益に主として左右されるためである。

(79) 委員会は、航空飛行時の宇宙放射線に対する防護に関して、職業被ばくを受けない乗客は自身の選択に引き続き責任を負わなければならないが、これらの選択は偏りのない関連情報に基づいて承知の上で行われるべきであると考えている。飛行頻度を減らす個人の決定は個人的な考慮に基づくことになるが、それらの考慮において宇宙放射線被ばくのリスクは他の多くのリスクの中の 1 つの要素に過ぎない。最後に、正確な情報に基づいてリスクの許容性を判断し、自らの防護のために決定を行うのは、そのリスクをとる個人の責任である。

5 結 論

(80) 地球は、深宇宙および太陽からの粒子に絶えず曝されている。大気および地球の磁場は十分な遮蔽をもたらすため、地上における被ばくは特に重要ではないが、宇宙放射線被ばくは高度とともに増加する。この現存被ばく状況は、何百万もの旅行者、すなわち、私的な理由または自身の業務管理者の要請に因る乗客、ならびに最も高い被ばくを受ける職業集団に属する航空機乗務員が経験している。

(81) 委員会は、低頻度の航空飛行は地上における自然バックグラウンド放射線によって1年に受ける線量のごくわずかな増分に寄与するに過ぎないことを指摘するとともに、防護措置の導入を正当化しない。一部の乗客は、私的な理由および極めて異なる理由から、宇宙放射線被ばくについて懸念するかもしれないことを委員会は認識している。したがって、委員会は、それらの乗客が情報に基づく決定を行うことを可能にするために、関連情報を広く発信することを勧告する。

(82) 私的な理由または職務のための高頻度旅客については、委員会は同様に関連情報を広く発信することを勧告することに加え、個人が飛行頻度の調整をしかるべく考慮するために自身の被ばくの自主的評価の機会を利用するよう勧告する。航空機乗務員と同様の累積滞空時間となる、職務のための高頻度旅客の特定のグループについては、委員会は、それらのグループが航空機乗務員の場合と同様の要件を用いて被ばくを管理するために自身の組織と話し合うよう勧告する。

(83) 航空機乗務員の防護については、委員会は以前の勧告を維持するとともに、業務管理者によって選択されるべき参考レベルの利用を導入する。1年あたり5~10 mSvの範囲の値が一般に適切である。選択される特定のレベルは、その値が最適化プロセスに有意義に寄与できるように、支配的状況を考慮に入れるようにすべきである。宇宙放射線による被ばくを低減するための利用可能なオプションは極めて限られる。最も有効なオプションは、線量が選択された参考レベルに近づきつつある時には飛行勤務表の調整である。

(84) 上記の勧告をもって、委員会は、最も被ばくする個人——航空機乗務員および一部の高頻度旅客——の線量を、合理的に達成可能な限り、選択された参考レベルよりも低く保つことを期待している。委員会はまた、航空飛行時の宇宙放射線被ばくに対する総合的な意識を高めることによって、ステークホルダー間においてより多くの情報に基づく対話が行われることを期待している。関係するすべてのステークホルダー、すなわち、低頻度旅客、高頻度旅客および航空機乗務員は、航空飛行と関連する被ばくに関して情報に基づく決定を行うことを、さらに、航空機旅行から受けるあらゆる便益を考慮することを委員会は奨励する。

参考文献

- Andresz, S., Croüail, P., 2015. Results of the EAN request on the radiological protection of aircrew. European ALARA Newsletter n.36. Available at: www.eu-alara.net (last accessed 14 May 2016).
- Battistoni, G., Ferrari, M., Pelliccioni, M., Villari, R., 2005. Evaluation of the dose to aircrew members taking into consideration aircraft structure. *Adv. Space Res.* 36, 1645–1652.
- Beck, P., Bartlett, D.T., Bilski, P., et al., 2008. Validation of modelling the radiation exposure due to solar particle events at aircraft altitudes. *Radiat. Prot. Dosim.* 131, 51–58.
- Blettner, M., Boehm, T., Bottollier-Depois, J-F., et al., 2014a. Strahlenexposition beim Fliegen – Ein Fall für den Strahlenschutz, *Strahlenschutz Praxis*, Heft 2, 3–30. TÜV Media GmbH, Köln.
- Bottollier-Depois, J.F., Blanchard, P., Clairand, I., et al., 2007. An operational approach for aircraft crew dosimetry: the SIEVERT system. *Radiat. Prot. Dosim.* 125, 421–424.
- Desmaris, G., 2006. Is space weather forecast worthwhile for an airline in terms of radiation protection? Proceedings of the 54th International Congress of the International Academy of Aviation and Space Medicine, 2006, Bangalore, India.
- Desmaris, G., 2016. Cosmic radiation in aviation: radiological protection of Air France aircraft crew. *Ann. ICRP* 45(1S), 64–74.
- Dwyer, J., Smith, D., Cummer, S., 2012. High energy atmospheric physics: terrestrial gamma-ray flashes and related phenomena. *Space Sci. Rev.* 133, 133–196.
- EC, 2004. Radiation Protection 140, Cosmic Radiation Exposure of Aircraft Crew – Compilation of Measured and Calculated Data. European Radiation Dosimetry Group (EURADOS), Braunschweig.
- EURADOS, 2012. EURADOS Report 2012–03. Comparison of Codes Assessing Radiation Exposure of Aircraft Crew due to Galactic Cosmic Radiation. European Radiation Dosimetry Group, Braunschweig. Available at: http://www.eurados.org/_/media/Files/Eurados/documents/EURADOS_Report_201203.pdf (last accessed 14 May 2016).
- Frasch, G., Kammerer, L., Karofsky, R., Schlosser, A., Spiesl, J., Stegemann, R., 2011. Die berufliche Strahlenexposition des fliegenden Personals in Deutschland 2004 –2009. BfS-SG-15/11. Bundesamt für Strahlenschutz, Salzgitter, p. 42. Available at: https://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-201108016029/3/Bf_2011_BfS-SG-15-11-ExpositionFlugPersonal.pdf (last accessed 14 May 2016).

- Frasch, G., Kammerer, L., Karofsky, R., Schlosser, A., Stegemann, R., 2014. Radiation exposure of German aircraft crews under the impact of solar cycle 23 and airline business factors. *Health Phys.* 107, 542–554.
- Hammer, G.P., Auvinen, A., De Stravola, B.L., et al., 2014. Mortality from cancer and other causes in commercial airlines crews: a joint analysis of cohorts from 10 countries. *Occup. Environ. Med.* 71, 313–322.
- Hess, V.F., 1912. Über Beobachtungen der durchdringenden Strahlung bei sieben Freiballonfahrten. *Physikalische Zeitschrift* 13, 1084–1091.
- ICAO, 2010. Annex 6, Operation of Aircraft, Part I, International Commercial Air Transport – Aeroplanes, ninth edition. International Civil Aviation Organization, Montreal.
- ICAO, 2015. Air Navigation Report, International Civil Aviation Organization, 2015 Edition, Montreal.
- ICRP, 1965. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 9. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP, 1977. Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. *Ann. ICRP* 1(3).
- ICRP, 1984. Principles for limiting exposure of the public to natural sources of radiation. ICRP Publication 39. *Ann. ICRP* 14(1).
- ICRP, 1991. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann. ICRP* 21(1–3).
- ICRP, 1997. General principles for the radiation protection of workers. ICRP Publication 75. *Ann. ICRP* 27(1).
- ICRP, 1999. Protection of the public in situations of prolonged radiation exposure. ICRP Publication 82. *Ann. ICRP* 29(1/2).
- ICRP, 2006. The optimisation of radiological protection: broadening the process. ICRP Publication 101b. *Ann. ICRP* 36(3).
- ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37(2–4).
- ICRP, 2013. Assessment of radiation exposure of astronauts in space. ICRP Publication 123. *Ann. ICRP* 42(4).
- ICRP, 2014. Radiological protection in security screening. ICRP Publication 125. *Ann. ICRP* 43(2).
- ICRU, 2010. Reference data for the validation of doses from cosmic-radiation exposure of aircraft crew. Report 84. *J. ICRU* 10(2).
- IRSN, 2016. SIEVERT version 2.2.4. Fontenay-aux-Roses, France. Available at: <https://www.sievert-system.org/?locale=en#Rayonnement> (last accessed 14 May 2016).
- ISO, 2011. ISO 20785. Dosimetry for Exposures to Cosmic Radiation in Civilian Aircraft –

- Part 2: Characterization of Instrument Response. International Organization for Standardization, Geneva.
- ISO, 2012. ISO 20785. Dosimetry for Exposures to Cosmic Radiation in Civilian Aircraft – Part 1: Conceptual Basis for Measurements. International Organization for Standardization, Geneva.
- ISO, 2013. ISO 20785. Dosimetry for Exposures to Cosmic Radiation in Civilian Aircraft – Part 3: Measurements at Aviation Altitude. International Organization for Standardization, Geneva.
- Lantos, P., Fuller, N., 2003. History of the solar particle event radiation doses on-board aeroplanes using semi-empirical model and Concorde measurements. *Radiat. Prot. Dosim.* 104, 199–210.
- NCRP, 2009. Ionising Radiation Exposure of the Population of the United States. NCRP Report 160. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- Rafnsson, V., 2005. Cosmic radiation increases the risk of nuclear cataract in airline pilots. *Arch. Ophthalmol.* 123, 1102–1105.
- Reynolds, P., Cone, J., Layefsky, M., et al., 2002. Cancer incidence in Californian flight attendants. *Cancer Causes Control.* 13, 317–324.
- Schubauer-Berigan, M.K., Anderson, J.L., Hein, M.J., et al., 2015. Breast cancer incidence in a cohort of U.S. flight attendants. *Am. J. Ind. Med.* 58, 252–266.
- The New York Times, 1924. Lindbergh Does It! To Paris in 33 1/2 Hours; Flies 1,000 Miles Through Snow and Sleet; Cheering French Carry Him Off Field. 21 May 1924. The New York Times, New York. Available at: <http://www.nytimes.com/learning/general/onthisday/big/0521.html> (last accessed 14 May 2016).
- UNSCEAR 2006. Effects of Ionizing Radiation, Report to the General Assembly, Volume 1, Annex A: Epidemiological Studies of Radiation and Cancer. United Nations, New York.
- UNSCEAR, 2008. Sources and Effects of Ionizing Radiation, Report to the General Assembly with Scientific Annexes, Volume I, Annex B: Exposures from Natural Radiation Source. United Nations, New York.
- Van Dijk, J.W., 2003. Dose assessment of aircraft crew in the Netherlands. *Radiat. Prot. Dosim.* 106, 25–31.
- Yasuda, H., Sato, T., Yonehara, H., et al., 2011. Management of cosmic radiation exposure for aircrew in Japan. *Radiat. Prot. Dosim.* 146, 123–125.
- Zeeb, H., Hammer, G.P., Blettner, M., 2012. Epidemiological investigations of aircrew: an occupational group with low-level cosmic radiation exposure. *J. Radiol. Prot.* 32, 15–19.

付属書A. 選択された航空路と関連する宇宙線被ばく

表A.1 選択された航空路と関連する宇宙線被ばく

	Abu Dhabi (Emirates)	Johannesburg	Kuala Lumpur	Lima	London	Mexico (city)	Moscow	New York (city)	Rio de Janeiro (city)	San Francisco	Sydney
Abu Dhabi (Emirates)	0.016	0.012	0.012	0.052	0.04	0.03	0.012	0.077	0.031	0.109	0.058
Johannesburg	0.016	0.049	0.049	0.048	0.015	0.036	0.058	0.005	0.015	0.024	0.028
Kuala Lumpur	0.012	0.049	0.049	0.029	0.072	0.016	0.019	0.124	0.031	0.057	0.042
Lima	0.052	0.048	0.029	0.029	0.052	0.013	0.065	0.019	0.014	0.022	0.072
London	0.04	0.015	0.072	0.052	0.079	0.079	0.058	0.004	0.011	0.08	0.075
Mexico (city)	0.03	0.036	0.016	0.013	0.079		0.032	0.045	0.023	0.005	0.078
Moscow	0.012	0.058	0.019	0.065	0.058	0.032		0.064	0.02	0.134	0.039
New York (city)	0.077	0.005	0.124	0.019	0.004	0.045	0.064		0.025	0.03	0.058
Rio de Janeiro (city)	0.031	0.015	0.031	0.014	0.011	0.023	0.02	0.025	0.126	0.02	0.102
Tokyo	0.07	0.016	0.012	0.058	0.08	0.062	0.014	0.095	0.126	0.043	0.07
San Francisco	0.109	0.024	0.057	0.022	0.08	0.005	0.134	0.03	0.02	0.043	0.06
Sydney	0.058	0.028	0.042	0.072	0.075	0.078	0.039	0.058	0.102	0.07	0.06

SIEVERTソフトウェア (<http://www.sievert-system.org/index.html>)を用いて計算された2016年3月の実効線量 (mSv)。

ICRPPublication132

航空飛行時の宇宙放射線からの防護

2019年6月27日 初版第1刷発行（予定）

監修 甲斐倫明

翻訳 保田浩志

編集 ICRP刊行物翻訳委員会

発行 原子力規制庁

事務局 公益財団法人原子力安全研究協会

〒105-0004 東京都港区新橋五丁目18番7号

電話 国際研究部 代表（03）5470-1983

URL <http://www.nsra.or.jp>

© The Nuclear Regulation Authority, JAPAN, 2019 Printed in Japan

組版 ○○○株式会社

【非売品】