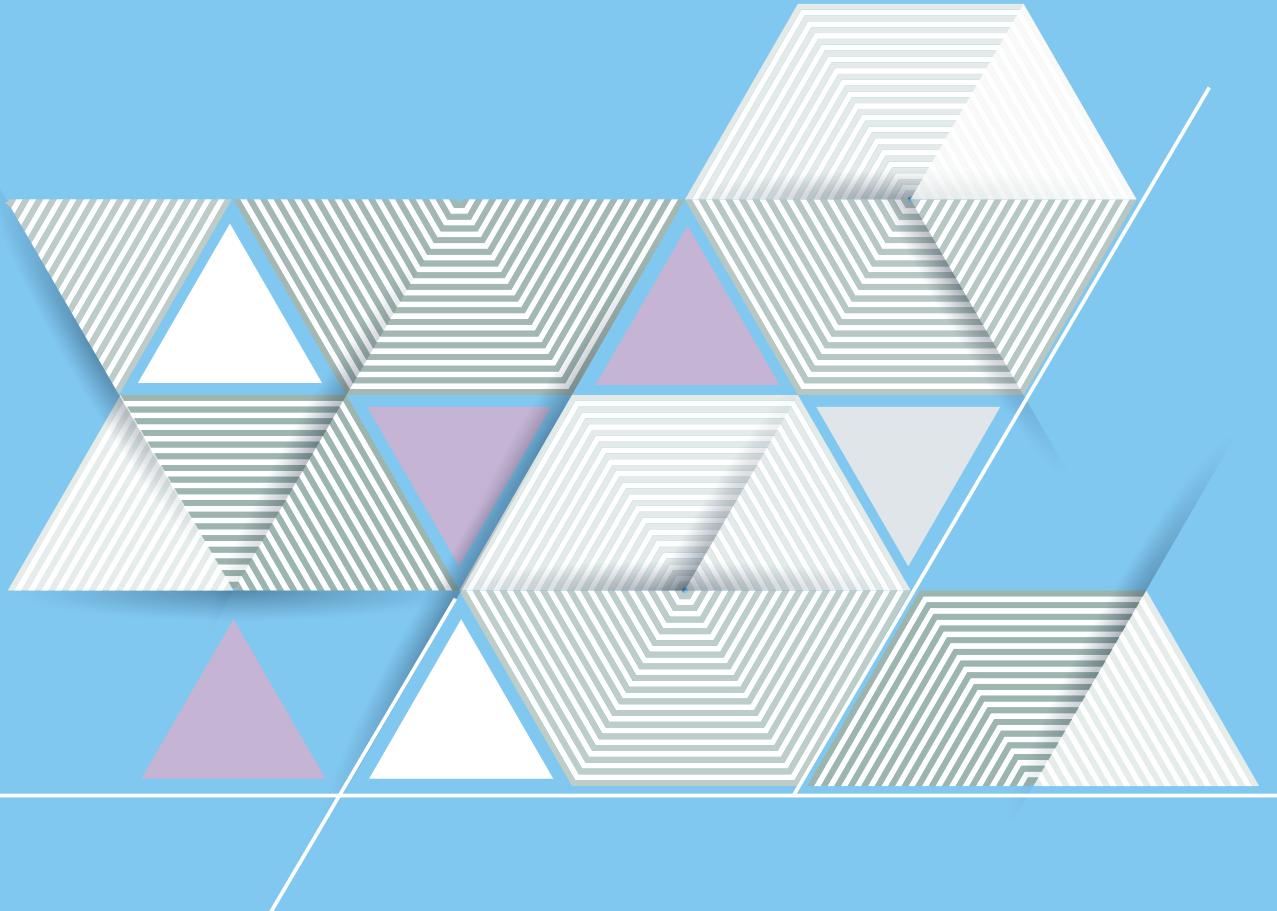


ICRP

Publication 147

放射線防護における 線量の使用



原子力規制委員会
Nuclear Regulation Authority

放射線防護における 線量の使用

2019年5月 主委員会により承認

I C R P
Publication 147

**Use of Dose Quantities
in Radiological Protection**

Editor-in-Chief
C. H. CLEMENT

Associate Editor
H. FUJITA

Authors on behalf of ICRP
J.D. Harrison, M. Balonov, F. Bochud,
C. Martin, H-G. Menzel, P. Ortiz-Lopez,
R. Smith-Bindman, J.R. Simmonds, R. Wakeford

Copyright © 2026 Nuclear Regulation Authority, Japan. All rights reserved.
Authorized translation from the English language edition published for
The International Commission on Radiological Protection by SAGE Publications Ltd.
Copyright © 2021 The International Commission on Radiological Protection
Published by SAGE Publications 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 147
Use of Dose Quantities in Radiological Protection

This translation was undertaken by the following colleagues.

Supervised by

Michiaki KAI

Translated by

Satoshi IWAI

Editorial Board

The Japanese Translation Committee of ICRP Publications
Translation Project of ICRP Publications,
Nuclear Regulation Authority, Japan

working in close collaboration with Japanese ICRP & ICRU members.

◆ Committee members ◆

Michiaki KAI^{*1)} (Chair)

Michiya SASAKI (Vice-chair)

Keiji ODA

Nobuyuki KINOUCHI³⁾

Yasuhito SASAKI^{*6)}

Hideki HANGAI⁴⁾

Hiroshi YASUDA

Gen SUZUKI (Vice-chair)

Kazuko OHNO

Isao KAWAGUCHI

Sachiko SAKODA¹⁾

Yoshihiko TANIMURA⁵⁾

Hisanori FUKUNAGA⁷⁾

◆ Supervisors ◆

Makoto HOSONO (ICRP, MC, C3)

Michiaki KAI* (ICRP, MC)

Ohtsura NIWA* (ICRP, MC)

Kotaro OZASA (ICRP, C1)

Yoshiya SHIMADA (ICRP, C1)²⁾

Tatsuhiro SATO (ICRP, C2)

Yoshiharu YONEKURA* (ICRP, C3)

Hiroko YOSHIDA (ICRP, C4)²⁾

Toshimitsu HOMMA* (ICRP, C4)

Norio SAITO[†] (ICRU)

* Former ICRP member. † Former ICRU member.

¹⁾ From April 2021, ²⁾ From September 2021, ³⁾ Until March 2022, ⁴⁾ From April 2022 until March 2023, ⁵⁾ From April 2023, ⁶⁾ Until March 2025, ⁷⁾ From April 2025.

邦訳版への序

本書は、ICRP の主委員会で 2019 年 5 月に承認され 2021 年 3 月に刊行された、放射線防護における線量の使用に関する報告書

Use of dose quantities in radiological protection
(Publication 147. *Annals of the ICRP*, Vol.50, No.1 (2021))

を ICRP の承諾のもとに翻訳したものである。

本書の翻訳は、元 原子力安全推進協会の岩井 敏氏によって行われた。この翻訳稿とともに、ICRP 刊行物翻訳委員会において推敲を重ねるとともに、前 ICRP 主委員会の甲斐倫明が監修し、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。

放射線の線量は、放射線防護、放射線生物・影響、さらには放射線医療において基本となる概念である。しかし、放射線教育の現場では、線量の教え方に大変苦労していると聞いている。放射線のエネルギーが細胞や組織に吸収するプロセスを物理的な理解で教えることで吸収線量が説明される。線量が放射線の生物的および人体影響の大きさを測るための指標となると、その仕組みがわかりにくいことから線量は難しい、ときには科学的に怪しい指標として見られてしまうことさえある。放射線防護の歴史では、RBE 線量、線量当量、等価線量、実効線量が定義され発展してきた。1977 年の *Publication 26* で初めて導入された実効線量（当時は実効線量当量（effective dose equivalent））は、それまで自然放射線からの被ばくにおいて、放射線の種類（宇宙線、大地放射線、ラドンなど）によって臓器ごとに線量を表現していたのが、実効線量という一つの数値で表現できるようになり、線量の比較が容易にできるようになった。

Publication 147 は、組織反応と確率的影響に区分する現在の放射線防護の枠組みで用いる線量について検討したものである。組織反応の線量として等価線量ではなく、吸収線量を用いること、さらに、確率的影響を表現する線量として実効線量は、放射線リスクの近似的指標であることを明確にした上で、その不確かさから来る限界を踏まえて使

用法を勧告した。

100 mSv 以下の低線量に限定して用いるべき実効線量が表現できるリスクは、推定に用いるモデルとデータの不確かさが存在することは常に学術的な議論になっており、わかりにくさの原因はここにある。本書では、個人の健康リスクや特定の臓器のリスクの代替ではないことが強調されている。しかし、物理的な線量に基づいて計算される実効線量をリスクの近似的指標として放射線防護で使うことは正しく理解されにくい。事故時のような特定の個人を対象にする場合には特にそうである。

近年、放射線診療の著しい進展によって医療被ばくの線量に対する関心が高まり、実効線量が患者の体型や年齢を反映した指標になっていないことが指摘され、新たな線量を探る動きがある。しかし、ICRPは、リスクのもつ不確かさを踏まえて、本書で、医療被ばくに実効線量を適用しても良い場合と、適用を推奨できない用途を区別し、医療従事者が患者とコミュニケーションを行う場合の方法や留意点についても述べた。

本書は、現行の放射線防護の前提になっている線量とリスクの関係、放射線防護における線量の使用法を解説したレポートとして優れたガイドラインとなっている。行政関係者、放射線規制当局、放射線専門家、医療関係者、公衆衛生関係者などにはぜひ読んでほしい内容となっている。ただ、ICRPは現在主勧告の改訂に向けた作業を進めており、本書に示した内容が新勧告の中にそのまま取り入れられるわけではないことは承知しておかなければならない。

実効線量は直接測定することができないため、实用量が導入され、ICRUが实用量についてのガイダンスをICRPと共同で検討を進めてきた。その成果は、ICRU Report 95, Operational Quantities for External Radiation Exposureとして刊行されている。当翻訳事業において、本邦訳版と関連性の強いICRU Report 95（邦題：外部放射線被ばくに対する实用量）の邦訳版も令和7年度に公開される。併せて参考としてほしい。

本書の翻訳の進行と編集は、事務局の日本エヌ・ユー・エス株式会社が担当した。

当翻訳事業の成果は、すべてICRPのウェブサイトにPDF版にて公開される。また、原子力規制委員会も、令和2年度から当翻訳事業で翻訳したICRPの出版物を以下のURLで公開している（https://www.nra.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html）。

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。

2026（令和8）年1月

ICRP刊行物翻訳委員会

委員長 甲斐 倫明

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 甲斐 優明¹⁾ (日本文理大学)
副委員長 鈴木 元 (保内郷メディカルクリニック)
佐々木道也 ((一財)電力中央研究所)
委員 大野 和子 (京都医療科学大学)*
小田 啓二 ((一財)電子科学研究所)
川口 勇生 ((国研)量子科学技術研究開発機構)
木内 伸幸³⁾ ((国研)日本原子力研究開発機構)
迫田 幸子¹⁾ (前(公社)日本アイソトープ協会)
佐々木康人⁶⁾ (前湘南鎌倉総合病院 湘南先端医学研究所)
谷村 嘉彦⁵⁾ ((国研)日本原子力研究開発機構)
半谷 英樹⁴⁾ ((国研)日本原子力研究開発機構)
福永 久典⁷⁾ (北海道大学)
保田 浩志 (広島大学原爆放射線医科学研究所)*

*本書の校閲担当

監修者

細野 真 (ICRP 主委員会, 前 ICRP 第 3 専門委員会, 近畿大学)
甲斐 優明 (前 ICRP 主委員会, 日本文理大学)
丹羽 太貴 (元 ICRP 主委員会, 京都大学)
小笠晃太郎 (前 ICRP 第 1 専門委員会, 京都府立医科大学)
島田 義也²⁾ (ICRP 第 1 専門委員会, (公財)環境科学技術研究所)
佐藤 達彦 (ICRP 第 2 専門委員会, (国研)日本原子力研究開発機構)
米倉 義晴 (元 ICRP 第 3 専門委員会, 浜松 PET 診断センター)
吉田 浩子²⁾ (ICRP 第 4 専門委員会, 東北大学)
本間 俊充 (元 ICRP 第 4 専門委員会, 元日本原子力研究開発機構)
齋藤 則生 (前 ICRU 委員, (国研)産業技術総合研究所)

¹⁾ 2021年4月から, ²⁾ 2021年9月から, ³⁾ 2022年3月まで, ⁴⁾ 2022年4月から2023年3月まで, ⁵⁾ 2023年4月から, ⁶⁾ 2025年3月まで, ⁷⁾ 2025年4月から

抄 錄

放射線防護に用いられる主な線量は吸収線量、等価線量、ならびに実効線量である。実効線量の概念とは、国際放射線防護委員会（ICRP）が、確率的影響、主にがんに対する防護の管理のためリスクで調整された線量評価の量として考案したもので、推定の線量を同一の量で表現することにより線量限度、線量拘束値、参考レベルと比較することを可能にしている。これを用いることで、直線きい値なし線量反応関係、急性被ばくと低線量または低線量率での慢性被ばくとの同等性、外部被ばくと内部被ばくの同等性などの仮定に基づいて、外部と内部のすべての放射線被ばくと一緒に考慮し合算することが可能となる。ICRP Publication 103 は、実効線量および個々の臓器と組織の等価線量の目的と使用方法について、詳しく説明している。本刊行物は、線量を用いて放射線リスクを管理するための科学的根拠に関する更なるガイダンスを提供し、職業被ばく、公衆被ばく、医療被ばくへの適用について考察する。個人に対するリスクの最適な推定には、臓器と組織の線量と、個人特定の線量リスクモデルが使用されるであろうと認識している。低レベルの被ばくで受けた線量は、妥当な正確さで測定または評価することができるが、線量が低い程関連するリスクはますます不確かさを伴うものとなる。低線量または低線量率のリスク予測に関連する不確かさに留意し、生涯がんリスクは被ばく時年齢、性別、集団により異なることを認識した上で、実効線量は生じ得るリスクの近似的指標とみなすことが可能であろうと結論付けられる。さらに、防護量として等価線量は必要とされないと結論付けられている。皮膚、手足、眼の水晶体の組織反応を避けるための限度は、等価線量ではなく吸収線量に基づいて設定することがより適切である。

キーワード：吸収線量、実効線量、確率的リスク、組織反応、職業、公衆、医療被ばく

目 次

	頁 (項)
抄 錄	v
論 説	ix
要 点	xiii
総 括	xv
 1. 緒 言	 1 (1)
 2. 健康影響とデトリアメント	 5
2.1 放射線影響の区分	5 (6)
2.2 組織反応（確定的影響）	5 (7)
2.3 確率的影响（がんと遺伝性疾患）	7 (11)
2.4 名目リスク係数とデトリアメント	8 (15)
2.5 組織加重係数	10 (20)
2.6 年齢別と性別のがんリスク	11 (21)
2.7 アルファ粒子放出核種からのリスク	15 (28)
 3. 線 量	 17
3.1 防護量の要件	17 (33)
3.2 吸 収 線 量	17 (34)
3.3 等 價 線 量	17 (35)
3.4 実 効 線 量	20 (43)
3.5 預 託 線 量	21 (45)
3.6 線 量 係 数	22 (48)
3.7 集 団 線 量	24 (54)
3.8 実 用 量	25 (58)
 4. 職 業 被 ばく と 公 衆 の 被 ばく	 27 (61)
4.1 職業被ばく	27 (62)
4.2 公衆被ばく	31 (73)

4.3 潜在被ばく	34	(84)
5. 医療被ばく	37	(88)
5.1 医療手法からの実効線量	37	(91)
5.2 実効線量を用いた適用	39	(92)
5.2.1 参考ガイドラインと手法の正当化	39	(92)
5.2.2 画像技術の選択	39	(95)
5.2.3 技術の最適化	40	(97)
5.2.4 研究志願者の線量	40	(98)
5.2.5 意図しない被ばくの報告	41	(99)
5.2.6 健康スクリーニングまたは非医療用途のための画像診断の有効性の評価	41	(100)
5.2.7 介護者への線量	41	(101)
5.2.8 臨床医と医療従事者の教育と訓練	42	(102)
5.3 実効線量の使用が勧告されない用途	42	(104)
5.3.1 類似技術の線量の比較と診断参考レベルの設定	42	(105)
5.3.2 医学的手法の報告書における患者の線量情報の記録	43	(106)
5.3.3 患者の線量の追跡	43	(107)
5.3.4 1つの臓器のみが被ばくする場合の線量評価	43	(108)
5.4 実効線量とリスクコミュニケーション	43	(109)
5.4.1 線量および関連する健康リスクについてのコミュニケーション	43	(109)
5.4.2 年齢別と性別のがんリスクと実効線量	45	(111)
6. 結 論	51	(116)
参考文献	53	
謝 辞	61	

論 説

放射線防護における線量の使用

国際放射線防護委員会（ICRP）の放射線防護体系は、電離放射線への被ばくによる有害な影響から人と環境を守ることを目的としている。このことは、実際的かつ効果的に放射線量を管理することにかかっており、ひいては、線量を明確に理解して適切に使用することに依存している。

本放射線防護体系は、放射線被ばくの影響に関する科学的知見の進歩に合わせて、90年以上にわたって発展してきた。人の防護は、2つの防護目標に基づいており、正当化、防護の最適化、個人の線量制限の基本原則を適用することにより実施される。

- 有害な組織反応（確定的影响）を避けるため、臓器や組織の線量をしきい値より低く保つこと
- 確率的影响の発生確率を制限するために、実効線量を管理すること

線量と健康リスクの緊密な関係は、放射線防護体系の構築に固有のものであり、具体的には以下のとおりである。

- 組織反応に関しては、影響の重篤度としきい値を超える線量との関係
- 確率的影响に関しては、影響の発生確率と線量との間のしきい値なしの関係

現在、人に対する放射線防護体系では、吸収線量、等価線量、実効線量の3つの線量が用いられている。臓器と組織の吸収線量は、基本となる科学的な量であり、その他のリスクで調整された量を計算する際の出発点となる。臓器と組織の等価線量は、異なる種類の放射線の線量の合算することを可能にし、現在、有害な組織反応を防ぐための制限値を設定するために使用されている。実効線量は、確率的影响からの防護のために、複数の等価線量を統合したものである。

本刊行物における1つの重要な点は、有害な組織反応を避けるために臓器や組織への線量を制限する際に使用する量として、吸収線量が最も適切であると委員会が考えていることである。これにより、吸収線量（Gy）で定められる組織反応に適用する限度と、実効線量（Sv）で定められる確率的影响に適用する限度が明確に区別されることになる。

この見解は、米国放射線防護審議会のアプローチ（NCRP, 2018）や、実用量の変更に関する国際放射線単位測定委員会の提案（ICRU, 2020）と一致している。

しかしながら、ICRPは放射線防護体系を直ちに変更することを勧告している訳ではない。むしろ、これは委員会の次の基本勧告への重要なインプットであると考えるべきである。放射線防護体系の見直しは、約10年後に*Publication 103* (ICRP, 2007) に取って代わるであろう次の基本勧告の策定を目指し、既に進められている。

確率的影響については、個人の特性（性別、被ばく時年齢、居住国）と受けた線量（急性または慢性、被ばくした臓器）を考慮して個人のリスク評価を行うことが可能になり、特定の種類のがんのリスクを特別に推定できるようになった。本刊行物では、疫学文献から得られた特別なリスクモデルを用いるこのような手法をとることが、リスク評価においては望ましいことが示されている。年齢と性別による健康リスクの違いは、本刊行物の表2.4と表2.5に示されている。たとえば、乳房を被ばくした若い女子の生涯がんリスクは、腹部を被ばくした60歳の男性の生涯がんリスクとは性質も大きさも同じでないことは明らかである。

このことを念頭に置いたうえで、本刊行物のもう1つの重要な点は、さまざまな被ばく条件において、実効線量は関連する健康リスクの大きさの指標となりうるということである。3倍程度の違いを生じさせる被ばく時年齢を考慮すれば、実効線量は確率的影響のリスクの近似的指標と考えることができる。実際的な放射線防護のほとんどの状況、例えば放射線の医学利用や患者とのコミュニケーションでは、この近似値は考えるリスクの判断や評価を行うのに十分なものである。

実効線量は、放射線防護の目的で、確率的影響のリスクを実際的かつ効果的に管理するための重要な要素であり続ける。そして、実効線量は両性、全年齢、さらには全世界のさまざまな集団に対して、放射線誘発がんの部位としてのすべての臓器や組織について、平均した確率的影響のリスクに関連する単一の値を提供する。

同様に、損害（デトリメント）もまた、十分に確立された放射線防護体系の中核である。臓器や組織の線量は、さまざまな年齢（新生児、1歳、5歳、10歳、15歳、20歳）の男女の人体の線量評価用ファントムを用いて計算されるため、がんリスクやデトリメントを性別、年齢別に示すことが可能である。これにより、ある値の実効線量に関連する推定リスクは、被ばくした個人の年齢と性別に依存することがより明確になるであろう。その結果として、最適化は生じ得るリスクをよりよく理解した上で適用される。このように科学的な精度と明確さが向上することにより、適切な防護策の実際的な適用が促進されるであろう。

前述のとおり、ICRPの次の基本勧告の策定に向けて、放射線防護体系の見直しが行われている。*Publication 103* (ICRP, 2007) 以降の科学と健康に関する知見の進歩に基づき、組織反応と確率的影響の区別の改善、放射線リスクモデルの更新、放射線損傷の発生に関わるパラメータの見直しなどが検討されている。デトリメントの計算、線量・線量率効果係数の決定、遺伝性影響と心血管疾患リスクの統合などの関連テーマについて、いくつかのタスクグループが

設置されたか、設置が検討されている。これらのタスクグループの結論は、新しい勧告の基礎となるであろう。本刊行物は、このような動きの一部であり、そして放射線防護体系で用いられる線量がどのようにリスクと関連して、リスクの防止または防護の最適化に用いられるかを検討しており、将来の変更に向けた道を切り開くものである。

DOMINIQUE LAURIER
ICRP 主委員会

CHRISTOPHER CLEMENT
編集長

参考文献

- ICRP, 2017. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.
ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* **37**(2–4).
- ICRU, 2020. Operational quantities for external radiation exposure. ICRU Report 95. *J. ICRU* **20**(1).
- NCRP, 2018. Management of Exposures to Ionizing Radiation: Radiation Protection Guidance for the United States. NCRP Report 180. National Council for Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.

要 点

- 本刊行物の目的は、*Publication 103* (ICRP, 2007a) で説明された内容を強化し、拡大するとともに、健康リスクに関する線量の使用を明確化し、*Publication 103* で示された提言を超えた結論に達することである。
- 実効線量と集団実効線量は、職業被ばくと公衆被ばくにおいて、確率的影響（主にがん）に対する防護を最適化するために使われる手段として有用である。
- 実効線量は医療において、異なる医学的手法から受ける線量を比較し、正当化についての判断のための情報を提供し、介護者や医学研究におけるボランティアのための拘束値を確立するため用いられている。同じ手法からの線量が比較される場合は、測定可能な量が望ましい。
- 実効線量は一般的に、100 mSv を下回る線量で用いられるが、約 1 Sv までの範囲の急性線量でも、特に不均一な線量分布によって組織反応が発生する可能性に留意して使用すれば妥当である。
- （高線量または高線量率被ばくのリスクを）低線量または低線量率のリスクに演繹するリスクの不確かさを念頭に入れて、生涯がんリスクは被ばく時年齢、性別、集団により異なることを認識した上で、実効線量は生じ得るリスクの近似的指標と考えることができる。この方法で実効線量を用いることは、臓器と組織の線量を用いて行うべき個々のタイプのがんに対する特定のリスク分析の代替にはならないことを強調しておく。
- 潜在的な／生じ得る健康影響を予測するための集団実効線量は慎重に取扱うべきで、状況を考慮して、自然罹患率との関係から判断されるべきである。
- 吸收線量は、組織反応（確定的影響）を防ぐために、臓器／組織線量の限度を設定する際に用いる最も適切な量である。委員会は新しい基本勧告が発行される際に、臓器／組織線量の限度を設定するにあたり、等価線量を用いることを変更しようとしている。

総 括

(a) 放射線防護で用いられる線量は、吸収線量（単位はグレイ（Gy））、等価線量、実効線量（単位はいずれもシーベルト（Sv））であり、いずれも基本単位は $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ である。吸収線量は防護のために臓器や組織の平均値として計算され、実効線量を計算するための主要な科学的な量である。組織反応（確定的影響）を防ぐために臓器／組織線量の限度を設定する際に使用する量としては、吸収線量が最も適切である。等価線量は実効線量を計算する際の中間的な量である。そして放射線加重係数 (w_R) は吸収線量に適応され、組織反応ではなく低レベルの被ばくの確率的影響に関連した等価線量の計算に用いられる。委員会は、組織反応を防止するために臓器／組織線量の限度の設定に等価線量を使用することは継続すべきではないと考えている。しかし、新たな基本勧告が発行されるまでは、現行の限度を継続して使用することができると考えている。組織反応に対する放射線の重み付けについては、今後の検討が必要である。

(b) 実効線量は臓器／組織の等価線量の加重平均として計算されており、がんや遺伝性影響による確率的損害（デトリメント）の合計に対する寄与割合を単純化して表す組織加重係数 (w_T) を乗じた等価線量の合計である。デトリメントで調整された名目リスク係数 (Sv^{-1}) は、すべての作業者（被ばく時年齢 18 ~ 64 歳）と全集団（被ばく時年齢 0 ~ 84 歳）について国際的に適用可能な係数を提示するため、性別、年齢、集団ごとの値の平均値として算出されている。実効線量は、がんや遺伝性影響のリスクに関し、中核的な放射線防護量として国際的に認められており、外部と内部の線源からの全身線量に関するリスク調整済の指標を提供する。実効線量は、作業者や公衆の防護の最適化、管理基準（拘束値、参考レベル、限度）の設定や基準遵守の実証のための利用において、有用で堅牢な量であることが分かってきた。実効線量の利用においては、低線量または低線量率での線量とリスクの直線しきい値なしの線量反応関係、急性と慢性の低レベル被ばくの影響の同等性、ならびに内部被ばくと外部被ばくの影響の同等性を仮定する必要がある。実効線量は、100 mSv を下回る線量で使用されることが最も一般的であるが、約 1 Sv までの範囲の緊急時被ばく状況における急性線量への使用も妥当である。しかし、より高い線量では確率的影響のリスクが高まることに加え、特に外部線源から、あるいは、特定の組織／臓器に濃縮した放射性核種から吸収線量の不均一な分布が線量に大きく寄与している場合、そのような線量分布では組織反応が発生する可能性も考慮する必要があることを注意すべきである。

(c) 実効線量は、性（別リスクを）平均化した特定の年齢の標準人について計算される。

Publication 103 (ICRP, 2007a) の実効線量の定義には、標準男性と標準女性の解剖学的モデルを放射線輸送計算に用いた詳細な記述が含まれている。被ばくは個人または集団のグループに関係する可能性があるが、実効線量は定義された方法で被ばくした標準人に対して計算される。作業者や公衆の外部被ばくと内部被ばくの状況や、患者への放射性医薬品投与に関わる実効線量係数を、委員会は予測的あるいは遡及的線量評価に使用するための基準係数として提供している。標準線量係数は、経口摂取や吸入による放射性核種の具体的な化学的および物理的形態を含む特定の被ばく状況に対して示されている。被ばくに関する部位ごとの情報が利用可能かつ被ばくのレベルがより正確な線量の推定を必要とする場合、活用されるべきである。

(d) 年間被ばく線量を評価する際、実効線量はその年に受けた外部被ばく線量とその年の内部被ばくによる預託線量の合計として計算され、預託線量は成人の場合は 50 年間、小児の場合は 70 歳までの期間で積算される。この方法は長い生物学的半減期を持つ長寿命放射性核種に対しては多少保守的となるが、多くの放射性核種では、線量のすべて、または大部分が摂取後最初の 1 年間にもたらされる。小児の年齢グループに対する実効線量係数が示されているが、通常、公衆の線量評価では、成人と合わせて 1 歳と 10 歳の年齢グループを考慮することで十分である。放射性核種を摂取した後の胎児の実効線量係数が他の年齢グループの線量と比較するために提示されており、胎児の線量を考慮する必要があるのは、少数の放射性核種の場合のみであることが示されている。

(e) 年齢、性別、集団について 1 Gy 当たりのリスクに差異があることは認識されているが、全作業者と公衆の全構成員に適用される実効線量で表した拘束値、参考レベル、および限度の使用は、最適化と合わせて、個々人で区別しない実用的、公平、かつ防護の実行可能な体系を提供するものである。科学的情報を用いて実行可能で受け入れられる防護体系を構築するために科学的情報を使用することと、個人や特定の集団のグループに対する線量とリスクの科学的な最良推定値を提供することは区別されるべきである。

(f) 医療への適用では、さまざまな診断用ならびに介入的な画像診断機器 (CT や核医学など) や体内組織内での放射線の空間分布が異なる照射技術による線量を比較するために、実効線量の推定値を用いることができる。ここでは、臨床医や患者にリスクを伝える目的で、さまざまな種類の医療処置を大まかにリスクカテゴリーに分類するための汎用的な指標として、実効線量が用いられている。また実効線量は、患者の診断や IVR 手技の正当化の判断、研究における要件の計画、意図しない被ばくの評価に関する情報としても用いられる。いずれの場合においても、実効線量は考えられるデトリメントの近似的指標を示すものである。このように、実効線量は、デトリメントの指標として、正当化の判断や放射線被ばくを伴う医学的研究の計画時に予測的に、あるいは事故被ばくの評価に遡及的に用いることができる。しかし、診

断参考レベルの設定や患者記録の管理などを含め、異なる医療センターでの特定の処置による線量を比較する用途には、測定可能な量が直接使用される。

(g) 低線量または低線量率でのリスク予測に伴う不確かさを念頭に入れ、生涯がんリスクが被ばく時年齢、性別、集団のグループによって異なることも認識した上で、実効線量は生じ得るリスクの近似的指標として考えることができるであろう。マンモグラフィにおける乳房や、治療のため放射性ヨウ素を投与した甲状腺のように単一の臓器が線量の大部分を受けるような医学的手法や他の状況においては、実効線量よりも対象の組織の平均吸収線量を使用すべきである。予後不良な疾患を持つ患者への線量を考える上で、余命は放射線リスクを評価する上で1つの検討事項となる。考えられるリスクの近似的指標として実効線量を用いることは、臓器／組織線量の最良推定値を用いたリスク解析の代わりになるものではない。その最良推定値とは、年齢、性別、集団に関する不確かさを考慮した特有のリスク因子、ならびに放射線の種類により異なる相対的な効果に基づく適切な情報によるものである。

(h) 集団実効線量は、作業者と公衆の防護の最適化において有用な手段である。集団実効線量は、個人線量の分布とともに、少人数の作業者の比較的大きな被ばくと、より多くの作業者のより小さな被ばくとの間の、最適なバランスを決定するための情報として使用することができる。公衆被ばくでは、集団実効線量は計画、現存、緊急時被ばく状況の最適化プロセスの一部として用いることができる。職業、公衆、医療被ばくでは、各国の被ばくレベルの比較と、線量レベルの経時変化の比較に集団実効線量が用いられてきた（たとえば、UNSCEAR, 2008；NCRP, 2019）。潜在的な／生じ得る健康影響を予測するために集団実効線量を用いることは、特定の状況、たとえば医学的または疫学的な追跡調査の必要性に関する判断に、情報を提供するために役立つ可能性がある。しかし、慎重に取り扱うべきであり、自然発生罹患率との関係で、時間と空間における線量の分布や、線量とリスク推定の不確かさを考慮して判断すべきである。非常に大規模な集団への極めて低い被ばくを伴う集団実効線量に基づいて、がんの症例数を計算することは避けるべきである。そのような推定に伴う大きな不確かさのため、その結果は情報提供となるよりも、むしろ誤解を招くであろう。委員会は*Publication 101* (ICRP, 2006)において、防護の最適化の手段として集団線量を使用することについて助言を行ったが、これは必要に応じて時間と空間における線量分布の均質部分を個別に検討できるよう、線量を分割する必要性を考慮したものであった。

1. 緒 言

(1) ICRP の放射線防護体系は、組織反応を防止するための線量の限度と確率的影響からの防護を最適化するための線量基準（限度、拘束値、参考レベル）を設定することを必要としている。委員会は、2007 年勧告 (ICRP, 2007a) に記載されているように、これらの目的のために吸収線量、等価線量、実効線量を使用している。これらの量に加えて、預託線量と集団線量も用いられている。委員会は、作業者、公衆、患者の被ばくの状況に関する線量係数を提供している。国際放射線単位測定委員会 (ICRU) は、ICRP の防護量について妥当な推定値を提供する測定可能な量として外部線源への職業被ばくの実用量を定義している。放射線防護における線量の使用に関する詳細なガイダンスは, *Publication 103* (ICRP, 2007a) に提示されている。本刊行物の目的は、以前に提示された説明を統合し、拡張することであるとともに、健康へのリスクに関連する線量の使用を明確にし、*Publication 103* で示した助言を超えた結論に達することである。

(2) 実効線量は 1990 年勧告 (ICRP, 1991a) で導入されたが、放射線の外部線源および内部線源に対する職業ならびに公衆被ばくの管理のため、単一の量が用いられるという最初の概念は 1977 年の勧告 (ICRP, 1977) に遡る。実効線量はあらゆる年齢の公衆や胎児の胎内被ばくにまで拡大された (ICRP, 2001, 2003a, 2012b)。また、主にがんによるデトリメントの推定を主目的として医療に適用する際、さまざまな診断法の影響を把握する目的で広く用いられている。

(3) 均一な全身の放射線被ばくの潜在的な確率的影響（すなわち、発がんと遺伝性影響のリスク）に関する線量限度、線量拘束値、参考レベルとの比較のための単一の数値を提供するため、ICRP の防護量（等価線量と実効線量）では外部線源と体内放射性核種からの線量の合計を可能とする。実効線量は主に、防護の計画、作業者と公衆の被ばくのさまざまな状況における遵守の実証に適用される。実効線量の算出は、臓器と組織の平均吸収線量 [グレイ (Gy), $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$] を第 1 段階とする 3 段階のプロセスであるとみなすことができる。放射線の種類によって、がんを含む生物学的影响を生じさせる能力が異なるため、第 2 段階は、電離密度の低いベータ粒子やガンマ線と比較して、アルファ粒子や中性子を含む電離密度の高い放射線による、より大きな影響を考慮に入れた放射線加重係数を吸収線量の計算値に乗じることである。その結果は「等価線量（シーベルト (Sv)）」と呼ばれる。最終段階では、個々の臓器と組織の等価線量の各々に、均一な全身被ばくによる全デトリメントに対するその寄与を表す組織加重係数を乗じて合算する。従って、実効線量は、臓器／組織吸収線量の二重加重平均である。その狙

いは、1 Sv当たりの全体リスクが放射線被ばくの種類や分布に関わらず比較可能でなければならないことであり、Svで表される実効線量は、放射線防護において良く知られている量として多くの場合単純に「線量」と呼ばれている。

(4) *Publication 103* (ICRP, 2007a) は、ICRP の防護量の目的と使用に関する詳細な説明を提供した。しかしこまでの経験から、以下の事項を含む特定された課題とともに、さらなる明確化とガイダンスが必要であることが分かってきた。

- 特に ^{131}I のような特定の臓器に集中する体内放射性核種からの線量を考慮する場合、注意深く区別しなければ、同じ単位(Sv)で表される等価線量と実効線量が混同されること (Gonzalez et al., 2013) (3.3 節, 42 項参照)。
- 手足、眼の水晶体、皮膚の被ばくにおける組織反応を防止するための限度を設定する際の等価線量の使用。すなわち、作業者と公衆では異なった限度値で、臓器や組織に急性障害が生じるしきい値を下回る限度を設定すること (2.2 節参照)。
- 外部線源への被ばくを測定するために使用される実用量と防護量の混同：具体的には、線量当量（実効線量の推定値として使用される外部放射線の測定量）と等価線量（実効線量の算出における中間量）が混同されること (2.2 節, 3.3 節, 3.8 節参照)。
- 放射線加重係数の設定に明らかな不整合があること。すなわち、すべての線エネルギー付与 (LET) の低い放射線とアルファ粒子では単純な手法が用いられるが、中性子ではより複雑な手法が用いられていること、そして実用量では線質係数を用いた異なる重み付けの手法が使用されていること (3.3 節参照)。
- 年齢、性別、集団によるがんリスクの違いが認識されているにもかかわらず、すべての年齢グループと両性の実効線量の算出に、単一の組織加重係数を使用すること (2.5 節, 3.4 節, 4.2 節, 81 項参照)。
- 男性と女性および小児と成人を別々に扱うのではなく、性別の線量を平均化した標準人の実効線量が計算されていること。標準人と代表的個人が混同されること (3.6 節, 4.2 節, 79 項, 80 項参照)。
- 実効線量が適用できる線量域を超える線量域、特に個々の臓器／組織に高い吸収線量を伴う可能性がある事故で発生するおそれのある、より高い被ばくを考慮する場合 (3.4 節参照)。
- 体内放射性核種からの預託線量の計算における明らかな保守性。すなわち、成人では 50 年間、小児では 70 歳まで合計された線量 (ICRP, 2007a) (3.5 節参照)。
- 体内放射性核種による母体の被ばくに伴う胎児の実効線量の算出 (3.6 節と 4.2 節参照)。
- 特に、患者の医学的手法からの被ばく評価で、実効線量を用いてリスクを推定すること (5 章参照)。
- 集団に対するリスクを評価するため、集団実効線量を使用すること (3.7 節参照)。

(5) 本刊行物の2章では、*Publication 103* (ICRP, 2007a) を更新し、放射線被ばくから生じる組織反応と確率的影响に関する情報を要約する。そして実効線量の算出に用いられるデトロリメントで調整された名目リスク係数と組織加重係数を導出するために採用された方法論を説明する。なお、被ばく時年齢と性別による生涯過剰がんリスクの推定値の変動については、*Publication 103* に示されているよりも多くの情報を提供する。3章では、吸収線量、等価線量、実効線量を提示して考察し、預託線量と集団線量、ICRU の実用量についても論じる。4章では、計画、現存、緊急時被ばく状況での作業者と公衆の被ばくの評価と管理における線量の適用について検討する。5章では、医学における線量の使用、生じ得るリスクの近似的指標としての実効線量の使用について考察する。

2. 健康影響とデトリメント

2.1 放射線影響の区分

(6) *Publication 103* (ICRP, 2007a) は、放射線防護の目的で、放射線リスクの定量化に関する判断や方法論について詳細に説明している。健康影響は主に2つの分類に区分される。

- 組織反応（確定的影響）— 線量しきい値を超えたときに発生する臓器／組織の機能障害であり、線量の増加に伴い重篤度が高まる。
- 確率的影响（がんと遺伝性疾患）— 主に被ばくした集団に発生するがんのリスクで、線量の増加に伴い頻度（ただし重篤度ではない）が増加するが、それを下回るとリスクが無くなるというしきい値は存在しないと仮定されている。

2.2 組織反応（確定的影響）

(7) *Publication 103* (ICRP, 2007a) では、これまで勧告された、職業被ばくについては眼の水晶体で 150 mSv および皮膚と手足で 500 mSv, 公衆被ばくについては眼の水晶体で 15 mSv および皮膚で 50 mSv という、計画被ばく状況における組織反応に関して等価線量で設定された年線量限度を変更しなかった。しかし、以前のデータによって示されているより、眼の水晶体は混濁の誘発に対してより感受性が高い可能性があるという証拠が蓄積されている (Neriishi et al., 2007; Worgul et al., 2007)。*Publication 118* (ICRP, 2012a) では、放射線によって生じる組織反応について総合的なレビューと分析が行われ、ほとんどの場合におけるしきい線量に関する *Publication 103* (付属書 A) の判断を確認した。しかし、*Publication 118* で見直されたより最近の疫学データから、眼の水晶体の混濁誘発のしきい値は、*Publication 103* で示された急性被ばくでの 2 Gy, 分割照射と遷延被ばくでの 4 ~ 5 Gy と比較して、約 0.5 Gy となり低いことが示唆された。入手可能なデータによれば、急性被ばくと遷延被ばくは同様の影響を及ぼし、そして約 0.5 Gy のしきい値と同じ程度にしきい値なし仮説とも一致することが示唆された (ICRP, 2012a; Bouffler et al., 2015)。この証拠を受けて、委員会は、職業被ばくにおける眼の水晶体の等価線量の年限度を 5 年間の平均で 20 mSv とし、どの 1 年においても 50 mSv を超えない線量に下げるべきであると勧告する組織反応に関する声明を発表した (ICRP, 2012a)。

(8) 白内障のリスクに関する判断は、ガンマ線による外部被ばくの影響に関する疫学調査

に基づくところが大きい (Ainsbury et al., 2009; ICRP, 2012a)。一般に、組織反応の原因となる、さまざまな線質の放射線の効果を比較するために利用できる情報は限られている (Hamada and Sato, 2016)。しかし、入手可能なデータによれば、組織反応を引き起こす 1 Gy 当たりの放射線の種類による効果の差 (たとえば、ガンマ線に対するアルファ粒子と中性子) は、がん誘発に関連した放射線の種類による効果の差よりも小さいことが示されている (ICRP, 1990, 2003b)。

(9) 委員会は、組織反応を防止するための限度設定には、等価線量を使用するのではなく、吸収線量がより適切な量であると考える。この変更は吸収線量 (Gy) で設定された組織反応に適用される限度と、実効線量 (Sv) で設定された確率的影響に適用される限度とを、明確に区別することになるであろう。委員会は、次の基本勧告の時点でこの変更を取り入れることを考えている。眼の水晶体 (白内障)、皮膚、手足の限度は、主に、透過性のある低 LET 放射線の被ばくの状況に関連している。しかしながら、中性子と他の高 LET 放射線への被ばくは、状況によってはさらなる検討を必要とする可能性があり、その場合、低 LET 放射線と比較して、1 Gy 当たりの影響増加を考慮しなくてはならない可能性がある。そのために、組織反応の放射線加重について検討が行われるであろう (3.3 節も参照)。予想される変更は、米国放射線防護審議会が取る方式 (NCRP, 2018) や实用量の変更に関する ICRU の提案 (3.3 節, 3.8 節) と整合するものとなるであろう。

(10) *Publication 118* (ICRP, 2012a) は、循環器疾患、すなわち、心臓や脳、関連組織にもたらされる線量によって引き起こされる心血管や脳血管の疾患には、0.5 Gy という低いしきい線量が適用される可能性があると結論づけた。組織反応に関する声明 (ICRP, 2012a) は、いくつかの複雑な IVR 手技を行っている間に、患者の線量がこの大きさに達する可能性があるため、医師がこのことを認識する必要性を指摘した。Little ら (2012) による疫学データのメタ解析によれば、直線しきい値なし (LNT) 線量反応関係が循環器疾患に適用でき、低線量または低線量率でのがんのデトリアメントで推測されるリスクと同程度の、低線量または低線量率でのリスクをもたらすことが示唆された (Little, 2016)。しかし、米国放射線防護審議会 (NCRP) (2018) は、ヒトを対象とした研究のレビューから、0.5 Gy 以下の心臓の吸収線量が心血管疾患を引き起こすという十分な証拠はないと結論づけた (NCRP, 2018)。委員会は、低線量または低線量率のデトリアメントの要素として、循環器疾患を含めるべきか否かの判断の根拠となる科学的進展について検討を続ける予定である。しかし、確率的プロセスが放射線誘発性循環器疾患の発症に関与しているか否かを決定するには、さらなるメカニズムの理解が必要となる (Hendry, 2015)。

2.3 確率的影響（がんと遺伝性疾患）

(11) 放射線の主な確率的影響はがんであり、リスクに関する主な情報源は、広島と長崎における原爆被爆者の疫学研究であるが、他の研究 (ICRP, 2007a; UNSCEAR, 2008; NCRP, 2018) からも重要な情報が得られている。一般的には、疫学データによれば、がんの罹患率と約 100 mGy から 2 ~ 3 mGy までのガンマ線からの吸収線量との間には、線形の線量反応関係が示されている。より低い線量または線量率に観察を拡張する試みがなされており、特に大規模作業者コホートに関する研究 (Muirhead et al., 2009; Leuraud et al., 2015; Richardson et al., 2015, 2018; Sokolnikov et al., 2015; Kuznetsova et al., 2016; Haylock et al., 2018) およびコンピュータ断層撮影 (CT) スキャンを受けた小児の研究 (Pearce et al., 2012; Mathews et al., 2013; Huang et al., 2014; Journy et al., 2015; Berrington de Gonzalez et al., 2016; Meulepas et al., 2019) が行われている。CT の研究では、数十 mSv^{*} の線量でがんの罹患率・発生率の統計的に有意な上昇がいくつか報告された。ただし、これらの研究の解釈には注意が必要であると助言されている (Walsh et al., 2013, 2014; Boice, 2015)。CT スキャン実施の理由に関する情報の欠如や、個人線量の再構築の欠如を含め、多くの問題が確認された。患者が CT 検査を必要とするような未検出がん（逆因果関係の例）を持っていた可能性がかなりあることや、がんに罹りやすくなる要因が CT スキャンを必要とする病状につながった可能性（適応による交絡の例）があると考えられている (UNSCEAR, 2013; Walsh et al., 2013, 2014; Boice, 2015)。

(12) 低線量または低線量率のがんリスクを定量化する際に、多くの仮定とそれに基づく判断がなされている (ICRP, 2007a)。1990 年代の疫学分析に基づき、原爆被爆者の研究から得られた線量・線量率効果係数 (DDREF) の 2 という値が、固体がんのリスクに適用された。現在は、ヒトの固体がんに対する $DDREF > 1$ という疫学の証拠は限られ、解析は継続されている (Rühm et al., 2016; Shore et al., 2017)。しかし、動物とインビトロのデータでは、 $DDREF > 1$ の使用に一定の支持を与える曲線の線量反応関係が示されている。*Publication 131* (ICRP, 2015c) で論じられているように、DDREF の構成要素である線量効果係数と線量率効果係数は、機構的に異なると考えられる可能性がある。すなわち前者は急性の低線量に適用され、後者は標的幹細胞の長期動態が組織反応を変更する可能性のある遷延線量に適用される。白血病については、原爆被爆者データは線形 2 次線量反応関係の使用と一致しており、線量反応は 0.1 Gy 未満で線形である。数十 mGy の低線量被ばくのがんリスク推定値が得られたことから、LNT 線量反応関係が仮定されている。この LNT 線量反応の仮定は、低線量または低線量率における放射線誘発がんの機構に関する理解を含んでおり、現時点の証拠の慎重な解釈を示すものと考えら

*訳注 EPI-CT の論文 (Hauptmann et al., 2023; Bosch de Basea et al., 2023) によると、脳線量、骨髄線量で 40 ~ 50 mGy で統計的に有意な発生率が報告されている。

れる (Preston et al., 2003, 2007; ICRP, 2007a; UNSCEAR, 2012b)。NCRP (2018) は、関連するすべての疫学研究を検討して、現行の疫学データは、放射線防護のための LNT 線量反応関係の継続的な使用を支持し、より実用的または慎重な解釈を示す他のモデルはないと結論付けた。

(13) LNT 線量反応の仮定は、防護量としての実効線量の使用を支持しており、異なる時間と空間パターンとしてもたらされるさまざまな大きさの外部被ばく線量と内部被ばく線量の加算を可能としている。しかし、低線量が妥当な信頼性をもって測定、または推定される一方で、関連するがんリスクは不確かであり、線量が減少するにつれてますます不確かになることを認識すべきである。

(14) 放射線による有害な遺伝性影響に関するヒトの疫学研究からの信頼できる直接的な証拠はないが、全体的な確率的リスクに遺伝性リスクを含めることは、実験動物で見られる遺伝性影響の証拠の慎重な解釈であると考えていると、*Publication 103* (ICRP, 2007a) は述べている。UNSCEAR (2001) と ICRP (2007a) による詳細な解析に従って、2 世代にわたる遺伝性リスクの推定値がデトリメントの計算に適用されている。

2.4 名目リスク係数とデトリメント

(15) *Publication 103* (ICRP, 2007a) の付属書 A は、放射線誘発による確率的健康影響の名目リスク係数と関連するデトリメントの値を計算するために適用される方法論を説明している。デトリメントとは、疾病の重篤度を致死率、QOL、寿命損失年数を考慮して、低線量または低線量率の放射線被ばくによる健康への悪影響を定量化するために用いられる概念である。計算の手順は、*Publication 103* の付属書 A で示されているが、ここでも概要を示す。委員会は、デトリメントの計算を検討する別の報告書を準備*しており、計算において使われた仮定に対する感度について考察している。

(16) 主に日本の原爆被爆者の追跡データの解析に基づき、過剰相対リスク (ERR) モデルと過剰絶対リスク (EAR) モデルの両方を用いて、14 の臓器または組織の男女の生涯にわたる過剰がんリスクが推定された。生涯リスク推定値は、リスクに線形 2 次モデルが使用された白血病を除いて、DDREF を考慮して 2 分の 1 に下方修正された。特定の臓器または組織の各々について、ERR と EAR の生涯リスク推定値の重み付けは、2 つのモデルの相対的な適用性の判断に基づいて確立された。たとえば、ERR : EAR 加重で、乳房に 0 : 100%，甲状腺に 100 : 0%，肺に 30 : 70%，その他のがんに 50 : 50% が割り当てられた。これにより得られたリスク推定値は、選択されたアジアと欧米の集団全体および男女間で平均され、表 2.1 に示す名目リスク係数が得られた。アジアの集団は、中国（上海）と日本（大阪、広島、長崎）の

* 訳注 ICRP *Publication 152 Radiation Detriment Calculation Methodology* として 2022 年に刊行された。

表2.1 Publication 103 (ICRP, 2007a) に記されているガンマ線の均一全身被ばくに関する名目がんリスクおよびデトリメント概要 (Publication 103 の付属書 A の表 A.4.1 引用)

組織	名目リスク係数	致死割合 (1万人当たり) 1 Gy 当たりの 症例数)*	致死率と QOLを調 整した名目 リスク	相対余命	デトリメ ント (第1欄 関連)	相対デト リメント†
	(1万人当たり)			損失		
	1 Gy 当たりの 症例数)*			(第1欄 関連)		
(a) 全集団 (被ばく時年齢 0 ~ 84 歳)						
食 道	15	0.93	15.1	0.87	13.1	0.023
胃	79	0.83	77.0	0.88	67.7	0.118
結 腸	65	0.48	49.4	0.97	47.9	0.083
肝 臓	30	0.95	30.2	0.88	26.6	0.046
肺	114	0.89	112.9	0.80	90.3	0.157
骨表面	7	0.45	5.1	1.00	5.1	0.009
皮 膚	1000	0.002	4.0	1.00	4.0	0.007
乳 房	112	0.29	61.9	1.29	79.8	0.139
卵 巢	11	0.57	8.8	1.12	9.9	0.017
膀 脱	43	0.29	23.5	0.71	16.7	0.029
甲状腺	33	0.07	9.8	1.29	12.7	0.022
骨 髓	42	0.67	37.7	1.63	61.5	0.107
その他の固形がん	144	0.49	110.2	1.03	113.5	0.198
生殖腺 (遺伝性)	20	0.80	19.3	1.32	25.4	0.044
合計	1715		565		574	1.000
(b) 作業者集団 (被ばく時年齢 18 ~ 64 歳)						
食 道	16	0.93	16	0.91	14.2	0.034
胃	60	0.83	58	0.89	51.8	0.123
結 腸	50	0.48	38	1.13	43.0	0.102
肝 臓	21	0.95	21	0.93	19.7	0.047
肺	127	0.89	126	0.96	120.7	0.286
骨表面	5	0.45	3	1.00	3.4	0.008
皮 膚	670	0.002	3	1.00	2.7	0.006
乳 房	49	0.29	27	1.20	32.6	0.077
卵 巢	7	0.57	6	1.16	6.6	0.016
膀 脱	42	0.29	23	0.85	19.3	0.046
甲状腺	9	0.07	3	1.19	3.4	0.008
骨 髓	23	0.67	20	1.17	23.9	0.057
その他の固形がん	88	0.49	67	0.97	65.4	0.155
生殖腺 (遺伝性)	12	0.80	12	1.32	15.3	0.036
合計	1179		423		422	1.000

* リスク係数は、ガンマ線の均一全身被ばくから 10,000 人当たり 1 Gy 吸収線量当たりの症例数である。

† 示された数値は過度に高い精度があると解釈するべきではないが、行った計算のトレーサビリティおよび組織加重係数の選定を容易にするため、有効数字 3 衔で提示されている。

表 2.2 デトリメントで調整した単位実効線量当たりの名目リスク係数 ($10^{-2} \cdot \text{Sv}^{-1}$) (ICRP, 1991a, 2007a)

被ばく 集団	がん		遺伝性影響		合計	
	Publication	Publication	Publication	Publication	Publication	Publication
被ばく 集団	103	60	103	60	103	60
全集団	5.5	6.0	0.2	1.3	5.7	7.3
成人*	4.1	4.8	0.1	0.8	4.2	5.6

* 作業者集団（被ばく時年齢 18～64 歳）

がん登録データから構成される混成集団であり、欧米の集団は、スウェーデン、英国、米国 (Surveillance, Epidemiology, and End Results Program) のがん登録データから構成される混成集団である。

(17) がん罹患の生涯過剰リスクは、がん生存者データから得た致死割合を乗じることで、致死率を調整された。非致死性がんに関連する罹病率と苦痛を考慮するために、さらなる調整が加えられた。がんのタイプで発症時の年齢が異なり、その結果失われる寿命が異なるため、この差異を調整するために加重係数を適用された。これらの計算から得られたがんのデトリメントの値と、生殖腺への照射による遺伝性影響の推定リスクを表 2.1 に示す。デトリメントの計算に関する今後の報告には、Publication 103 (ICRP, 2007a) の記載が明確化され、さらなる詳細が記述されるであろう。

(18) 表 2.2 は、Publication 103 (ICRP, 2007a) で導出されたデトリメントで調整されたリスク係数を要約して、それらを Publication 60 (ICRP, 1991a) で使用された値と比較している。

(19) Publication 103 (ICRP, 2007a) のがんリスクの値は、大幅に改善された疫学解析と、死亡率データではなく罹患率データの使用に基づいている。遺伝性影響の値が低下したことは、入手可能な実験データとヒトの遺伝性疾患に関する証拠のより科学的に堅牢な解釈によると考えられる。名目リスク係数の導出に用いたがんリスクのデータは、ほとんどがガンマ線に対する外部被ばくのみに関するものであるが、集団全体の数値は実効線量 (Sv) で表され、すべての放射線被ばくに適用される (2.7 節および 3 章参照)。

2.5 組織加重係数

(20) 表 2.3 は、表 2.1 に示した相対デトリメント値に基づく組織加重係数を示したものであり、実効線量の算出に際して Publication 103 (2007a) で用いられている。実効線量は、1 章で概説し、3 章でさらに説明するとおり、全デトリメントへの寄与を表す組織加重係数を用いて、個々の臓器と組織の等価線量の加重平均として算出される。この手法を用いる意図は、

表 2.3 *Publication 103* (ICRP, 2007a) の組織加重係数

組 織	w_T	$\sum w_T$
骨髄, 結腸, 肺, 胃, 乳房, 残りの組織*	0.12	0.72
生殖腺	0.08	0.08
膀胱, 食道, 肝臓, 甲状腺	0.04	0.16
骨表面, 脳, 唾液腺, 皮膚	0.01	0.04

* 残りの組織：副腎, 胸郭外部位, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口腔粘膜, 脾臓, 前立腺, 小腸, 脾臓, 胸腺, 子宮／子宮頸部への線量の平均値

個々の臓器と組織の線量の寄与にかかわらず、単位実効線量当たりの総リスクが、表 2.2 に示す値に近似するためである。表 2.1 に示す名目リスク係数とデトリメントの計算に関連する不確かさがあり、それらを外部線源および内部線源からの低線量または低線量率被ばくに対して適用しているので、あたかも正確な値であるという誤った印象を与えないように、表 2.3 に示される組織加重係数は簡略化され丸められている。さらに、すべての年齢と両性に対し単一の値が用いられている。生殖腺に対する 0.08 という組織加重係数は、被ばくした個人のがんによるデトリメントと遺伝性影響に適用される。唾液腺と脳については、リスクを明確に定量化できないにもかかわらず、「残りの組織」のグループを構成する他の組織よりも、放射線誘発がんに対する感受性が高い可能性があると判断されたため、0.01 の組織加重係数が適用された。

2.6 年齢別と性別のがんリスク

(21) *Publication 103* (ICRP, 2007a) で示されている名目リスクとデトリメント係数は、年齢、性別、集団で平均化された値であるが、全ての集団（被ばく時年齢が 0 ~ 84 歳）と作業者集団（被ばく時年齢が 18 ~ 64 歳）で区別されている。一般的に若い年齢での被ばくほどリスクは大きいため、全ての集団のリスクは幾分大きくなっている。

(22) Wall ら (2011) は、がんタイプ、性別、被ばく時年齢による生涯過剰がんリスクの変動を検討した。彼らの方法論は、*Publication 103* (ICRP, 2007a) で使用されたものとはわずかに異なっていたが、それらの結果は、年齢と性別による名目リスクの変動を示した。到達年齢 100 歳までの臓器／組織の単位吸収線量 (Gy) 当たりのがん罹患累積リスクは、男女別および被ばく時年齢のカテゴリー別 (0 ~ 9 歳から 90 ~ 99 歳までの 10 歳ごとの 10 の年齢カテゴリー) に、11 のがんタイプ (女性の乳房、肺、胃、結腸、膀胱、肝臓、甲状腺、食道、卵巣、白血病、その他の固形がん部位) について算出された。リスクモデルは、*Publication 103* の方

表 2.4 ICRP の欧米人混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくから単位吸収線量当たりのがん罹患の生涯過剰リスクの推定値 (100 人当たり 1 Gy 当たりの症例数)

臓器	被ばく時年齢 (歳)									
		0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89
男性										
肺	0.7	0.7	0.7	0.8	0.8	0.8	0.6	0.4	0.2	0.03
胃	1.0	0.8	0.6	0.4	0.3	0.2	0.1	0.05	0.02	0.0
結腸	1.6	1.3	1.1	0.8	0.6	0.4	0.2	0.1	0.04	0.0
赤色骨髓	1.3	1.3	0.8	0.7	0.7	0.4	0.3	0.1	0.07	0.02
膀胱	0.9	0.8	0.7	0.6	0.5	0.3	0.2	0.1	0.05	0.01
肝臓	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.06	0.03	0.01	0.0
甲状腺	0.4	0.2	0.06	0.03	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
食道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.08	0.05	0.01
その他の臓器	4.9	3.2	2.4	1.4	0.9	0.5	0.3	0.1	0.03	0.0
全がん	11.5	8.8	6.8	5.0	4.0	2.9	1.9	1.0	0.4	0.08
女性										
乳房	6.7	4.1	2.5	1.5	0.8	0.4	0.2	0.07	0.02	0.0
肺	1.5	1.6	1.7	1.8	1.9	1.9	1.6	1.1	0.5	0.06
胃	1.7	1.3	1.0	0.7	0.5	0.3	0.2	0.1	0.05	0.0
結腸	0.8	0.7	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.08	0.03	0.0
赤色骨髓	0.5	0.5	0.5	0.4	0.5	0.3	0.2	0.1	0.04	0.01
膀胱	0.8	0.7	0.6	0.5	0.4	0.4	0.3	0.2	0.1	0.01
肝臓	0.3	0.2	0.2	0.1	0.09	0.06	0.04	0.02	0.01	0.0
甲状腺	1.9	0.8	0.3	0.1	0.04	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0
食道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.03
卵巣	0.6	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	0.06	0.03	0.01	0.0
その他の臓器	3.7	2.5	1.7	1.2	0.8	0.5	0.3	0.1	0.05	0.0
全がん	18.5	13.0	9.4	7.1	5.7	4.4	3.2	2.1	1.0	0.1

リスクは、過剰絶対リスク (EAR) と過剰相対リスク (ERR) モデルで計算され、白血病以外のすべてのがんに対して線量・線量率効果係数を 2 としている (ERR : EAR は、甲状腺には 100 : 0%, 肺には 30 : 70%, 乳房には 0 : 100%, その他のがんには 50 : 50%)。Preston et al. (2002) のモデルが乳がんに使用された。用いられた最短潜伏期間は白血病で 2 年、固形がんで 5 年であった。

法論を用いて、原爆被爆者集団 (Preston et al., 2007) から導出された。ベースライン罹患率を定義するために、Wall ら (2011) は、欧米人の混成集団について、Publication 103 の値を使用した。表 2.4 の値は、Wall ら (2011) のように、被ばくによる誘発がんのリスクではなく生涯寄与リスクとして計算されているが、結果は同じである。

(23) 表 2.5 は同一の計算による結果を示しているが、ICRP のアジア人混成集団のベースライン罹患率を用いたものである。これらのデータを比較すると両集団で同じパターンが見られ、全リスクは被ばく時年齢が 30 ~ 39 歳のグループと比較すると、最も若いグループ（被ばく

表 2.5 ICRP のアジア人混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくから単位吸収線量当たりのがん罹患の生涯過剰リスクの推定値 (100 人当たり 1 Gy 当たりの症例数)

臓 器	被ばく時年齢 (歳)									
	0~9	10~19	20~29	30~39	40~49	50~59	60~69	70~79	80~89	90~99
男 性										
肺	0.7	0.8	0.8	0.8	0.9	0.8	0.7	0.4	0.2	0.04
胃	1.6	1.3	1.0	0.8	0.6	0.4	0.2	0.1	0.03	0.0
結 腸	1.9	1.5	1.2	0.9	0.7	0.5	0.3	0.1	0.04	0.01
赤色骨髓	1.3	1.3	0.8	0.7	0.7	0.5	0.3	0.1	0.07	0.02
膀胱	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.2	0.09	0.04	0.01
肝 臟	1.1	0.8	0.7	0.5	0.4	0.2	0.1	0.05	0.01	0.0
甲 状 腺	0.3	0.1	0.06	0.02	0.01	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
食 道	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1	0.1	0.09	0.06	0.01
その他の臓器	2.9	1.9	1.3	0.9	0.6	0.3	0.2	0.07	0.02	0.0
全 が ん	10.5	8.3	6.4	5.1	4.1	3.0	2.0	1.1	0.5	0.09
女 性										
乳 房	6.8	4.1	2.5	1.5	0.8	0.4	0.2	0.06	0.02	0.0
肺	1.4	1.4	1.5	1.6	1.7	1.6	1.4	0.9	0.5	0.09
胃	2.2	1.7	1.3	1.0	0.7	0.5	0.3	0.1	0.05	0.01
結 腸	0.8	0.6	0.5	0.4	0.3	0.2	0.1	0.06	0.02	0.0
赤色骨髓	0.5	0.5	0.5	0.1	0.5	0.3	0.2	0.09	0.04	0.01
膀胱	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2	0.1	0.07	0.01
肝 臟	0.5	0.4	0.3	0.3	0.2	0.1	0.08	0.04	0.01	0.0
甲 状 腺	2.5	1.0	0.5	0.2	0.06	0.02	0.01	0.0	0.0	0.0
食 道	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.03
卵 巢	0.4	0.3	0.2	0.2	0.1	0.07	0.04	0.02	0.01	0.0
その他の臓器	3.0	2.1	1.5	1.0	0.7	0.4	0.2	0.1	0.04	0.01
全 が ん	18.8	12.8	9.4	6.6	5.5	4.1	2.9	1.8	0.9	0.2

リスクは、過剰絶対リスク (EAR) と過剰相対リスク (ERR) モデルで計算され、白血病以外のすべてのがんに対して線量・線量率効果係数を 2 としている (ERR : EAR は、甲状腺には 100 : 0%, 肺には 30 : 70%, 乳房には 0 : 100%, その他のがんには 50 : 50%)。Preston et al. (2002) のモデルが乳がんに使用された。用いられた最短潜伏期間は白血病で 2 年、固形がんで 5 年であった。

く時年齢 0~9 歳) では約 2 倍、被ばく時年齢 60~69 歳では約半分であった。しかし、肺がんと甲状腺がんについて図 2.1 に示したように、がんタイプ間にもかなりの違いがあり、また個々のがんリスクの被ばく時年齢への依存性には、2 つの混成集団の間で若干の違いがある。全生涯リスクに対するさまざまながんタイプの寄与は、性別と被ばく時年齢によって大幅に異なる。被ばく時年齢による変動はがん罹患率の累積生涯リスクを反映するため、被ばく時年齢の増加に伴うリスクの減少は、被ばく時年齢による感受性の変動よりも主に被ばく後の生涯の残存期間の減少を反映していることに注意すべきである。表 2.4 と表 2.5 に示した値はすべ

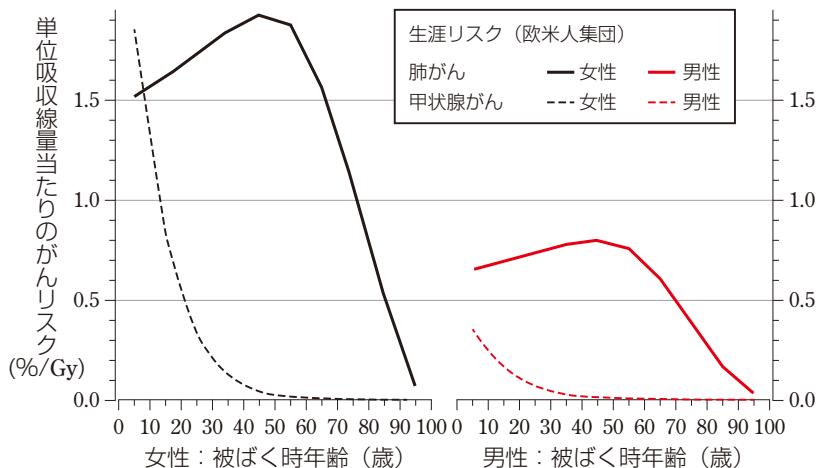


図 2.1 ICRP 欧米人の混成集団 (ICRP, 2007a) へのガンマ線の均一外部被ばくからの性別および被ばく時年齢別の単位吸収線量当たりの肺がんおよび甲状腺がん罹患の生涯過剰リスク (100 人当たり 1 Gy 当たりの症例数 : %/Gy) (表 2.4 参照)

て、不確かさの影響を受ける一連の仮定に基づくモデル化の結果であることを理解すべきである。しかし、低線量または低線量率リスクの推定値に、かなりの不確かさがあることを認識することが重要である一方で (NCRP, 2012; UNSCEAR, 2012b), 被ばく時年齢に関連するリスクの変化についての総合的な結論は、個々のがんの間での相違も含め、有効であり続ける。ICRP の方法論を用いて計算された日本人集団におけるがんリスクの年齢と性別による差異の推定値は、Ogino ら (2016) によって示されている。

(24) 胎児の子宮内被ばくのリスクに関して, *Publication 103* (ICRP, 2007a) は *Publication 90* (ICRP, 2003a) を参照している。限られた利用可能なデータからの総合的な結論は、子宮内被ばくによるがんの全生涯過剰リスクは、全体として最大でもその集団のリスクのおよそ 3 倍*であると推定することが妥当であり、子宮内被ばくによるリスクは、小児期早期の被ばくに伴うリスクより大きくないと判断される。

(25) 名目リスク係数とデトリメントの値は、公衆と作業者の集団の中で性別と被ばく時年齢で平均化される。組織加重係数は、年齢と性別で平均化したデトリメントの値に関連する簡略化し丸められた値として選ばれている (表 2.1a)。しかしながら、本刊行物の目的のためには、さまざまな集団のグループと個人に対するリスクの潜在的な違いを理解することが大切である。特に医療への適用、またはそれ以外への適用においても、特定の手法に関連するリスクをある程度理解する必要があり、名目リスク係数によって伝えられることよりも、より良い情報が必要とされる可能性がある。

* 註注 ICRP *Publication 103* より引用

(26) 被ばく時年齢と性別に関連するがんリスクの違いに加えて、遺伝的および潜在的に環境／生活様式の違いに関連する個人間の放射線感受性の違いがあり、一般的にそれらはよく理解されていない (ICRP, 2007a; AGIR, 2013; Bouffler, 2016)。遺伝子型の決定と検査の進歩に伴い、このような差異についての理解が深まると見られているが、このような情報の利用には倫理的課題がある (Bouffler, 2016)。しかし、個人のがんリスクに関して、このような差異の影響を定量化するには、現時点の情報では不十分である。

(27) ICRP の防護体系の現場での実践のため、公衆のすべての構成員、またはすべての作業者に適用される防護基準を設定することが可能となっていることは、非常に有用なことである。この体系を適用するにあたっては、特に低線量または低線量率でのリスク推定値の導出とその適用に関連する不確かさという面で、本節で説明した背後に潜む差異を心に留めておくべきである（リスク推定値の不確かさに関する考察については，NCRP (2012), UNSCEAR (2012b) を参照）。

2.7 アルファ粒子放出核種からのリスク

(28) 前述したとおり、名目リスク係数、デトリメントの値、組織加重係数の導出の根拠として用いられた疫学データは、殆どすべてがガンマ線への外部被ばくで、主に日本の原爆被爆者のがん罹患率と死亡率データに関係したものである（骨がんと皮膚がんは例外である；ICRP, 2007a）。防護体系の履行に関する重要な問題は、主に透過性の外部放射線からの短期間の被ばくの研究から得られたリスク係数が、臓器や組織の間やその内部で不均一性を伴う荷電粒子の長期間照射にも、どの程度適用できるかということである。この問題は、特にアルファ粒子放出核種による内部被ばくに密接に関連するものである。

(29) Harrison と Muirhead (2003) は、被ばくによる放射線誘発がんのリスク推定値について、アルファ線放出放射性核種への被ばくから導出されたものと、原爆被爆者の推定値から導出されたものを比較した。彼らは ^{222}Rn とその子孫核種、および ^{239}Pu による肺がんの誘発、トロトラスト (^{232}Th を含む造影剤) による肝臓がんの誘発、ラジウム同位体による骨がんの誘発を考察した。ガンマ線と比較してアルファ粒子の効果が最大で約 20 倍高いことを考慮すれば、ヒトのデータでは、これらの体内放射性核種と外部放射線からの放射線リスクの推定値との間には整合性があることを彼らは示した。Little ら (2007) は、原爆被爆者データと比べた体内放射性核種の疫学的データの解析において、同様の結論に達した。Marsh ら (2014) は、フランスのウラン採鉱作業者 (Rage et al., 2012) とマヤークの作業者に焦点を当てて、吸入された ^{222}Rn 子孫核種と ^{239}Pu からの 1 Gy 当たりの肺がんリスクを比較した。ラドン子孫核種からのアルファ粒子による線量は、少量のみ肺の肺胞領域にもたらされ、主には気道にもたらされるが、 ^{239}Pu のアルファ壊変ではその逆となる。Marsh ら (2014) は、これらの研究からの

肺がんの ERR の公表された値を比較し、また、生涯過剰絶対リスク（LEAR）を算出して、その結果を原爆被爆者データに基づく値と比較した。ERR の公表値と LEAR の計算値の両者は、 ^{222}Rn 子孫核種と ^{239}Pu について同様の値を示し、どちらもほぼ 10～20 である生物学的効果比（RBE）の代表値と一致した。

(30) また、さまざまな放射性核種と外部放射線からの被ばくの影響を比較した、動物とインビトロのデータによって裏付けが得られている (UNSCEAR, 2000, 2008; WHO, 2001)。ただし、体内放射性核種の線量推定値とリスク推定値には、不確かさがあることを認識すべきである。

(31) 1990 年代では、骨がんについて、原爆被爆者データの情報は、医学的に使用されて体内沈着した ^{224}Ra の影響に関する疫学研究よりも少なかった。表 2.1 の骨がんのリスク係数は、Publication 60 (ICRP, 1991a) における ^{224}Ra データの検討に基づいている。この場合、1 Gy 当たりのリスクを、ガンマ線と比較したアルファ粒子の RBE の想定値 20 で除して、低 LET 放射線の 1 Gy 当たりのリスク推定値を求めた。

(32) 動物ならびに他の実験データによって裏付けられた利用可能な疫学データによると、RBE を考慮した簡単な調整が行われれば、外部ガンマ線と内部アルファ粒子照射の 1 Gy 当たりのリスクは同等であると仮定することが、防護の目的上、妥当であることを示していると結論づけられる。準備中の ICRP 報告書*は、 ^{222}Rn 子孫核種や ^{239}Pu と、外部ガンマ線からの肺がんリスクの詳細な比較を提示するであろう。

* 訳注 ICRP Publication 150 Cancer Risk from Exposure to Plutonium and Uranium として 2021 年に刊行された。

3. 線量

3.1 防護量の要件

(33) 組織反応を防止するための限度と、確率的影響からの防護を最適化するための防護基準（限度、拘束値、参考レベル）を線量として設定することが必要である。3.2～3.4節に記載されているように、委員会は、これらの目的のために吸収線量、等価線量、実効線量を使用する。放射性核種の摂取は、長年にわたる長期化した線量をもたらす可能性があるため、委員会は、預託線量の概念を定義した（3.5節）。委員会は、線量評価（3.6節）に用いる線量係数（照射／摂取量あたりの Sv）を公表している。防護の最適化のために定義された更なる手段は、集団線量（3.7節）である。ICRP 防護量の妥当な推定値を提供する測定可能な量として、ICRU は外部線源への職業被ばくのための実用量を定義した（3.8節）。

3.2 吸収線量

(34) 吸収線量は、あらゆる種類の電離放射線に用いられる基本の物理学的線量である。吸収線量の SI 単位はグレイ（Gy）であり、SI 基本単位で $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$ である。吸収線量は測定可能な量であり、その値を決定するための一次標準が存在する。放射線防護で吸収線量を使用する場合、線量を組織の体積にわたって平均化する。低線量または低線量率では、特定の臓器または組織について平均化された吸収線量の値は、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デトリメントに関連付けることができるとされている。吸収線量の平均化は、特定の臓器（たとえば肝臓）または組織（たとえば赤色骨髄）、あるいは組織の感受性の高い領域（たとえば骨格の骨内膜表面）の体積／質量全体にわたって行われる。

3.3 等価線量

(35) 等価線量の定義は、特定の臓器または組織 T の体積に入射するタイプ R の放射線による平均吸収線量 D_{TR} に基づいている。放射線のタイプ R は、人体に入射するか、または体内に存在する放射性核種が放出する放射線のタイプとエネルギーによって決まる。その結果、臓器または組織における等価線量 H_T は次式によって定義される：

表 3.1 *Publication 103* (ICRP, 2007a) で勧告されている放射線加重係数

放射線タイプ	放射線加重係数 w_R
光子	1
電子とミュー粒子	1
陽子と荷電パイ中間子	2
α 粒子, 核分裂片, 重イオン	20
中性子	中性子エネルギーの連続関数 (図 3.1)

すべての数値は、人体組織に入射する放射線に関係する。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3.1)$$

ここで、 w_R はタイプ R の放射線に対する放射線加重係数である。この合計は、関与するすべてのタイプの放射線について行われる。等価線量の SI 単位はシーベルト (Sv) であり、SI 基本単位で $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$ である。

(36) 放射線防護量の定義における放射線の加重は、もともと *Publication 26* (ICRP, 1977) の $Q(L)$ 関数において L で表される LET の関数として、線質係数 Q に関連付けられていた。*Publication 60* (ICRP, 1991a) では、放射線の加重の方法が変更され、確率的影響、主にがんに関連する一式の放射線加重係数 (w_R) が選択された。 w_R の値は、主に確率的影響に関連する広範囲の生物学的エンドポイントの、さまざまな放射線の RBE の測定に基づいて選択された。RBE 値は実験的に決定されており、試験対象の放射線による吸収線量と同程度の観察影響を生じさせる低 LET 基準放射線による吸収線量との比である (ICRP, 2003b)。研究対象となった生物学的エンドポイントと基準放射線（通常はメガボルトの X 線、または ^{60}Co ガンマ線）に応じて、一連の RBE 値が観察されている。 w_R の値は、低線量または低線量率の低 LET 基準放射線に対応する RBE 最大値 (RBE_{max}) に基づいて判断される (ICRP, 2003b)。表 3.1 は、*Publication 103* (ICRP, 2007a) で採用された w_R を示している。

(37) 光子、電子、ミュー粒子*のすべてに 1 という w_R が使用されているが、さまざまなエネルギーで生物学的効果に差異がないことを意味している訳ではない。このような単純化は、実効線量の意図的な用途には十分であると考えられている。遷移的なリスク評価のためには、適切なデータが入手可能であれば、放射線場と適切な RBE の値について詳細な情報を考慮する必要がある場合があるが、そのような考慮は実効線量の意図された用途を超えることになる。例えば、細胞内線量の不均一性は、DNA 中にオージェ電子放射体が取り込まれたときに生じうるが、リスク評価において個別の解析が必要とされる場合がある。

(38) 中性子の放射線加重係数は、外部被ばくによる中性子の RBE を反映する。人体に入

* 註注 ミューオンとも呼ばれる。

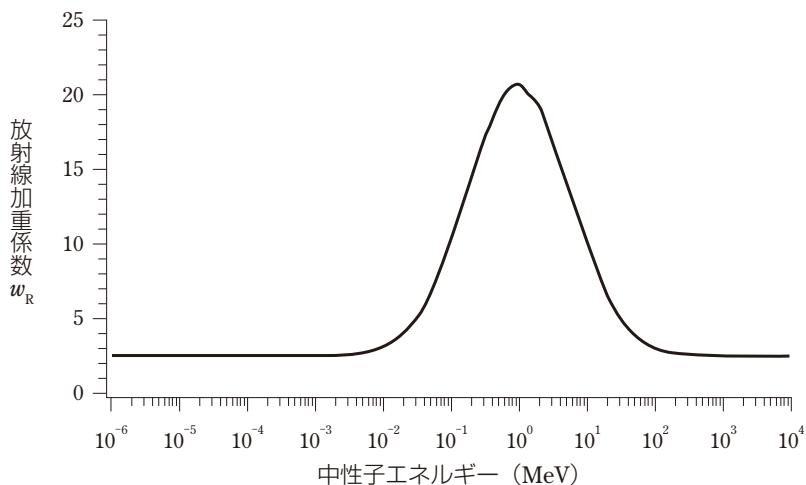


図 3.1 中性子に対する放射線加重係数と中性子エネルギーとの関係

射する中性子の生物学的効果は、中性子エネルギーに強く依存する (ICRP, 2007a, 付属書 B 参照)。図 3.1 のエネルギー関数は、低エネルギーでは人体の吸収線量への二次光子の寄与が大きいことと、50 MeV を超えるエネルギーでは物理的な理由から中性子の RBE 値が陽子の RBE 値に収束すると考えられるため w_R が減少することを考慮に入れている。

(39) 宇宙放射線場または高エネルギー粒子加速器近傍の場の陽子は、ほとんどが非常に高いエネルギーを持ち、主に 10 MeV を超える高エネルギー陽子に関する放射線生物学的データに基づき、すべてのエネルギーの陽子に対して、単一の w_R を採用することが適切であると考えられる。パイ中間子*は、大気圏内の高高度の原子核と一次宇宙線との相互作用の結果生ずる放射線場で発生し、負か正に帯電しているか、または中性の粒子である。これらの粒子は航空機内での被ばくに寄与し、高エネルギー粒子加速器の遮蔽背後にある複雑な放射場の一部としても検出されている。

(40) アルファ粒子被ばくは、アルファ線放出放射性核種の吸入または経口摂取の結果として生じる。実験的研究と疫学的研究から、RBE 値は検討する臓器／組織とがんのタイプによって異なることが示されている。臓器と組織中の放射性核種の分布と線量の推定は複雑であり、相当の不確かさが伴い、広範囲の RBE 値が観察される一因となっている (2.7 節; ICRP, 2003b, 2007a 参照)。アルファ粒子の照射には単一の w_R 値 20 が使用されており、これと同じ値が核分裂片にも用いられ、重イオンには保守的な値として使用されている。

(41) 実効線量算出における ICRP の放射線加重の扱いは不整合があり、不必要に複雑であり、利用可能な生物学的データを過大に解釈していると論じられてきた (たとえば, Thomas

*訳注 パイオノンとも呼ばれる。

and Edwards (2003))。防護の目的としては、2つの w_R 値、すなわち低 LET 放射線には 1、中性子線量の高 LET 成分を含む高 LET 放射線には 10 を使用すれば十分であることが示唆された。このように単純化された方式は、線量とリスクをできるだけ正確に推定するために最良の入手可能なデータの使用を必要とする状況において、より複雑な計算の必要性を除外しようとするものではない。一例としては、宇宙飛行士への線量の計算とリスクの推定であるが、これらは相当高くなりうるとともに、複雑な放射線場への被ばくの考察を伴っている (ICRP, 2013)。委員会は、これらの提案を認識しており、現在の方法論の変更は必要ではないと考えているが、この課題は、次の基本勧告の見直しの範囲に含まれる予定である。

(42) 等価線量は、実効線量の算出における中間段階である。確率的健康影響に関連する線量拘束値、参考レベル、限度は、実効線量によって設定される。等価線量は、組織反応の回避のための限度を定めるために使用されてきたが、2.2 節で述べたように、これらは吸収線量 (Gy) でより適切に設定されるであろう。同じ単位 (Sv) で表される等価線量と実効線量が適切に区別されてこなかった事情により、たとえば、 ^{131}I の摂取による線量について、甲状腺の等価線量が実効線量の 20 倍を超えることを説明する際に、コミュニケーション上の困難が生じていた (Gonzalez et al., 2013)。このような困難は、臓器／組織線量が吸収線量で示されれば回避できるであろう。たとえば、 ^{131}I を摂取すると実効線量では 10 mSv で、甲状腺線量では 240 mGy となるかもしれない。等価線量を明確な防護量として使用する必要はない。組織反応回避のための臓器／組織線量限度を設定するのに、委員会は等価線量の使用を取りやめる意向であるが、等価線量は、実効線量算出における途中段階の量として引き続き残る。

3.4 実効線量

(43) 実効線量 (E) は、*Publication 60* (ICRP, 1991a) で導入され、*Publication 103* (ICRP, 2007a) で適用されたとおり、次のように定義される：

$$\begin{aligned} E &= \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \\ &= \sum_T w_T H_T \end{aligned} \tag{3.2}$$

ここで、 w_T は組織 T の組織加重係数で、 $\sum w_T = 1$ であり、 D は吸収線量、 H は等価線量である。平均化には、具体的なデトリメント値が計算され (表 2.1)，組織加重係数が特定された (表 2.3) 人体のすべての臓器と組織に対し行われる。数学的には、実効線量は臓器／組織への等価線量の重み付けをした平均値である。2.5 節で概説したように、 w_T 値は、確率的影響によるデトリメント全体に対し、個々の臓器と組織の寄与を表すように選ばれ、すべての年齢と性別で平均化される。 w_T 値は相対デトリメント (表 2.1) に基づき、より細かく分けることも可能だが、低線量放射線の影響に関する根拠のない正確さを反映している印象を取り除

くため、その値は丸められ、4つの数値のみとなっている（表2.3）。

(44) 実効線量のSI単位はシーベルト（Sv）であり、SI基本単位で $1\text{Sv} = 1\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ である。厳密には、実効線量は、低線量または低線量率での確率的影響の誘発に適用されるものである。その結果、実効線量を適用できる上限について疑問が生じている。*Publication 103* (ICRP, 2007a) は、20～100 mSvの実効線量での緊急事態計画と管理に関する参考レベルの設定について言及している。100 mSvを超える線量において実効線量を使用すべきではないという理由はない。たとえば、事故時に制御を再び可能にする目的で、作業者の線量の短期間の緩和目標として必要とされるかもしれない。原則として約1 Svまでの線量で使用可能であるが、より高線量では2つの要因を勘案する必要がある：

- 組織反応が起こる可能性を考慮すべきである。数百 mSvまでの実効線量で、全身にわたり照射が適度に均一である場合、重篤な組織反応は起こらないと予想される。しかしながら、特定の臓器／組織に集中した放射性核種、または局所的な外部被ばくから実効線量に著しい寄与があった場合、組織障害が生じる可能性がある。
- 2つ目の検討事項は、高線量率($> 5\text{ mGy}\cdot\text{h}^{-1}$)で与えられる100 mSvを超える線量（またはより正確には、100 mGyを超える低LET放射線の臓器と組織への吸収線量）については、低線量または低線量率で固形がんリスクを決定する際に用いるDDREFの2は適用されないため、リスクは、*Publication 103* (ICRP, 2007a) の名目リスク係数によって示されるよりも2倍まで大きくなる可能性があることである。

3.5 預託線量

(45) 人体内に取り込まれた放射性核種は、その物理的半減期と体内における生物学的な滞留によって決まる期間にわたり、臓器や組織を照射する。物理的半減期と生物学的半減期が長い放射性核種は、摂取後長年にわたり体内組織に線量を与え続ける可能性がある。そのような被ばくを管理する必要性から、預託線量の定義が導入された (ICRP, 1991a, 2007a)。取り込まれた放射性核種からの預託線量は、特定の期間内に与えられると予測される総線量である。

組織または臓器Tにおける預託等価線量 $H_T(\tau)$ は、以下のように定義される。

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0 + \tau} \dot{H}_T(t) dt \quad (3.3)$$

ここで、 τ は時間 t_0 において摂取した後の積分時間である。預託実効線量 $E(\tau)$ は、次の式で求められる：

$$E(\tau) = \sum_T w_T H_T(\tau) \quad (3.4)$$

(46) 預託線量は、摂取が起った年に割り当てられる。作業者と成人の公衆にとって、

預託線量は摂取後 50 年間にわたり積算される。幼児と小児に対しては、線量は 70 歳まで評価される。

(47) 預託線量の使用により年摂取量からの線量計算に隠れた保守性を含むことになることが議論されている (Gonzalez et al., 2013)。半減期と生物学的滞留時間が長い放射性核種の中には、摂取年に預託線量のごく一部分しかもたらさないものもある。たとえば、²³⁹Pu については、摂取後の最初の 1 年間の実効線量は、一般に全預託実効線量の 10% 未満である。しかし、ほとんどの放射性核種ではこのような影響はそれほど顕著ではなく、¹³¹I と ¹³⁷Cs を含む多くの核種の場合、線量のすべてまたは大部分が摂取の年に与えられるであろう。実用的目的として預託線量を使用することは、放射性核種摂取からの長期的被ばくを考慮に入れることを保証している。

3.6 線量係数

(48) ICRP 勧告の改訂では、等価線量と実効線量の算出に用いられる放射線加重係数と組織加重係数が変更されるため、委員会が定める線量係数（単位照射または単位摂取量当たりの実効線量）の再計算が必ず必要となる。さらに、線量を計算するために使用されるモデルの改良により、値も修正されることになる。現在、2007 年勧告 (ICRP, 2007a) に基づいて更新される線量係数値を提供する作業が進行中であり、改訂と更新された体内動態モデルと線量評価モデルを含む多くの手法の改善が組み込まれている。

(49) *Publication 119* (ICRP, 2012b) では、*Publication 60* の方法論 (ICRP, 1991a) に従って計算された線量係数がまとめられた。*Publication 119* は、3 か月の幼児、1 歳、5 歳、10 歳、15 歳の小児、作業者と成人の公衆についての預託実効線量係数と預託等価線量係数を、それぞれが提供された既刊の刊行物に戻って参照している (ICRP, 1979, 1980, 1981, 1989, 1993, 1994a, b, 1995a, b, 1996a)。そしてまた *Publication 119* には、*Publication 74* (ICRP, 1996c) の外部放射線による職業被ばくの換算係数も含まれており、この換算係数は多数の理想化された標準的被ばくジオメトリーにおいて、単一エネルギー光子、電子、中性子による全身照射を仮定して、単位空気カーマまたは単位フルエンス当たりの吸収線量の推定値から防護量を計算するものである。*Publication 128* (ICRP, 2015a) では、過去の刊行物 (ICRP, 1987, 1998, 2008) に遡って参照し、*Publication 60* (ICRP, 1991a) の方法論を用いて計算された放射性医薬品の線量係数がまとめられた。委員会はまた、*Publication 60* の方法論に基づき、母親の放射性核種摂取による胎児への線量、母乳に移行した放射性核種を摂取した乳児への線量を算出するための線量係数も提供している (ICRP, 2001, 2004)。

(50) 人体コンピュータファントム（または数学モデル）は、内部被ばくと外部被ばくからの臓器と組織へのエネルギー沈着をモデル化するために使用される。これらのファントムは、

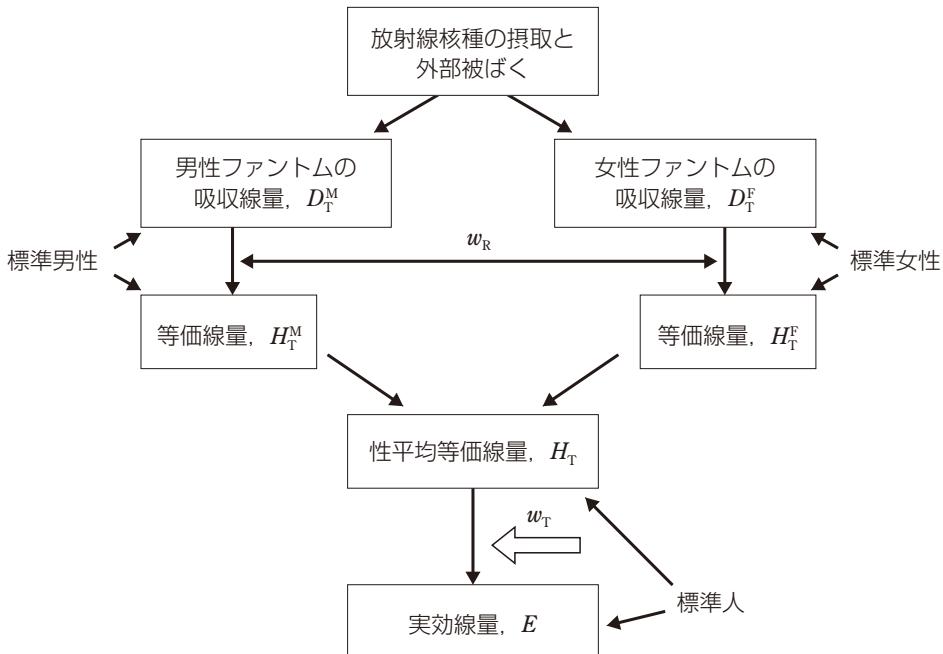


図 3.2 ICRP Publication 110 (ICRP, 2009a) で定義された標準ファントムを用いて実効線量を求めるための性の平均化

一般的に、身体構造の形状に対して妥当な近似を提供する幾何学的形状を表す数式に基づいてきた。このタイプのファントムは、オークリッジ国立研究所 (Fisher and Snyder, 1967; Cristy, 1980; Cristy and Eckerman, 1987) において、米国核医学会医療内部被ばく線量 (Medical Internal Radiation Dose, MIRD) 委員会のために開発された。さまざまな年齢の幼児と子供を表すため、当初の成人用 MIRD 型ファントムから、いくつかの小児用ファントムが開発された (Cristy, 1980)。妊娠の 3 段階についての MIRD 型モデルは、Stabin ら (1995) によって開発された。これらのモデルが ICRP の線量係数の計算に使用してきた。

(51) さらに最近では、多くのグループが医学画像データに基づくいわゆる「断層撮影」モデル、または「ボクセル」モデルを開発し、人体の解剖学的構造をより実際に合わせて表現している。ICRU との共同報告書である *Publication 110* (ICRP, 2009a) は、個人の画像データから、このようにして得られた成人男女の標準ファントムを提供した。その個人は、成人標準男性と成人標準女性の外形寸法と臓器質量との類似性から選ばれ (ICRP, 2002a)，その後、モデルはこれらのデータと整合するよう調整された。両性具有の MIRD 型ファントムではなく、男性と女性のファントムを用いることは、実効線量の算出において、明確な性平均化を必要とする。したがって、2007 年勧告 (ICRP, 2007a) に関する計算では、等価線量は男女別に計算され、性平均化された標準人の実効線量の計算において平均化された (図 3.2)。委員会はまた、さまざまな年齢の小児の一連の標準ファントム (ICRP, 2020a) を開発し、妊婦と胎児

の標準ファントムも提供する予定である。

(52) *Publication 116* (ICRP, 2010a) は、外部放射線による職業被ばくを検討し、*Publication 103* (ICRP, 2007a) の方法論と *Publication 110* (ICRP, 2009a) の解剖学的モデルを使用して計算した線量係数の最初の一式を提供した。検討された放射線は、単一エネルギー光子、電子、陽電子、中性子、陽子、パイ中間子（負／正）、ミュー粒子（負／正）、He イオンであった。*Publication 116* にまとめられた臓器／組織の線量換算係数は、ICRP／ICRU の基準値を示している。等価線量と実効線量を対応する実用量（3.8 節参照）と比較した結果、大半の場合、後者が保守的な線量推定値を提示することを示した。

(53) *Publications 130, 134, 137, 141* (ICRP, 2015b, 2016, 2017, 2019a) は、作業者の内部被ばくに関する方法論と更新された線量係数とバイオアッセイデータを提示した。このシリーズの最終報告書は準備中である*。公衆による放射性核種の摂取と、放射性医薬品の投与に関する線量係数の更新作業は進行中である。また、初めて小児を含む公衆の外部線源への被ばくに関する線量係数も提示された (ICRP, 2020b)。

3.7 集団線量

(54) 放射線防護の最適化の目的のために、委員会は集団線量という量を導入した (ICRP, 1977, 1991a, 2007a)。集団線量は、放射線に被ばくする人々のグループと被ばく期間を考慮したものであり、これらは、特定の期間にわたる線源からの全個人線量の合計を表す。その量として、組織または臓器 T に関する集団等価線量 S_T と集団実効線量 S が定義されてきた (ICRP, 1991a, 2007a)。集団線量に用いられる固有の名称は「人・シーベルト」である。

(55) たとえば、長期間にわたり広範囲の地域に及ぶ、非常に低い個人線量の集積を防ぐため、できれば制約条件を設定する必要がある。できる限り、線量の範囲と期間を明記すべきである。 E_1 から E_2 の間の個人の実効線量値による集団実効線量 E は次のように定義される：

$$S(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} E \frac{dN}{dE} dE \quad (3.5)$$

ここで、 dN/dE は E から $E + dE$ との間の実効線量に被ばくした個人の数を表し、 ΔT は実効線量が合計される期間を示す。時間と空間における線量分布の均質部分を個別に検討できるように、必要に応じて線量を分割する必要性を考慮して、委員会は *Publication 101* (ICRP, 2006) において防護の最適化の手段としての集団線量の使用について助言を与えている。

(56) 集団実効線量の使用は、LNT 線量反応モデルの適用妥当性と、さまざまなタイプの放射線被ばくからの線量の加算性に依存している。集団実効線量は、たとえば、UNSCEAR(2008,

* 註注 ICRP *Publication 151 Occupational Intakes of Radionuclides: Part 5* として 2022 年に刊行された。

2012a) では、異なる線源の放射線からの線量の比較に使用されている。集団実効線量は疫学的リスク評価の手段として意図されておらず、正式なリスク予測に用いることも不適切である。特に、非常に大きな集団への極めて低い被ばくを伴う集団実効線量に基づくがん症例数の計算は避けるべきである。このような推定に関連する大きな不確かさのため、その結果は情報提供よりも、むしろ誤解を招くことになるであろう (ICRP, 2007a)。

(57) 集団実効線量による健康影響の推定は、適切な注意を払って扱われるのであれば、放射線防護措置の計画に役立てることができる場合がある。たとえば重大な原子力事故後、またはそのような事象に対する事前の計画において、さまざまな防護の選択肢の立案と選択を支援するため、健康への影響の可能性を示すために集団実効線量の評価を用いることができるであろう。計画または現存被ばく状況の遡及的評価では、集団実効線量の評価は健康への影響の可能性に対する最初のスクリーニング評価となり、医学的および疫学的評価に情報を提供することができる。集団実効線量を用いたそのような分析では、罹患率や死亡率を含む集団における健康影響のバックグラウンド率を考慮するとともに、不確かさも考慮することが不可欠である。適切なベースラインとなる疾病の罹患率との比較により、被ばく集団に対して疫学的分析が統計学的に意味のある結果をもたらす可能性があるかどうかが決まる。

3.8 実用量

(58) 職業環境における放射性核種摂取の線量評価は、直接測定（たとえば、全身または特定の臓器／組織の外部モニタリング）または間接測定（たとえば、尿、糞便、または環境試料）のいずれかにより、摂取を推定し、線量係数の算出に用いたものと同じ体内動態モデル (ICRP, 2015b) を用いて行うことができる。外部被ばくのエリアモニタリングと個人モニタリングに対する実用的な線量当量に関する量は、ICRU によって定義されてきた (ICRU 1985, 1988, 1993, 2020)。この線量当量に関する量は測定可能であり、放射線モニタリングに用いる機器は、これらの量に基づき校正される。定常的なモニタリングでは、これらの線量値は、実効線量や眼の水晶体と皮膚の線量の妥当な推定値とみなされる。

(59) 個人モニタリングでは、実用量は個人線量当量 $H_p(d)$ であり、これは人体上のある特定点の、ある適切な深さ d における ICRU (軟) 組織中の線量当量である。その特定点は、通常、個人線量計を装着する部位とされる。個人線量当量の測定から実効線量を評価するために、深さ $d = 10 \text{ mm}$ と $H_p(10)$ が選ばれてきており、線量計が全身被ばくを代表する位置に装着される場合、 $H_p(10)$ の数値は実効線量の妥当な推定値を提供すると考えられる。皮膚と四肢の線量の評価には、深さ $d = 0.07 \text{ mm}$ の個人線量当量 $H_p(0.07)$ を実用量として使用することが勧告されている。眼の水晶体の線量のモニタリングには、深さ $d = 3 \text{ mm}$ が提案してきた。Publication 103 (ICRP, 2007a) では、 $H_p(3)$ の測定は不要である可能性があると考えられたが、

眼の水晶体の線量限度の低減によって眼の防護の重要性が高まり (ICRP, 2012a), その適用が再評価された (ICRP, 2010a; Bolch et al., 2015)。個人モニタリングが実施されない一部の状況では, 実効線量の評価は, 周辺線量当量 $H^*(10)$ を適用したエリアモニタリングにより実施してもよい。

(60) 現在使用されている一連のICRUの実用量は, 30年以上前に定義された。標準成人ファントムを用いて外部線源による職業被ばくに関して更新された線量係数を提供した *Publication 116* (ICRP, 2010a) (3.6節参照) に統いて, ICRU は実用量の定義を見直した (ICRU, 2020)。既に刊行されている換算係数はカーマ近似を用いて計算されており (すなわち二次荷電粒子によるエネルギー輸送は考慮しない), 低エネルギーと高エネルギーの実効線量に対して実用量が良い近似となっていないことなど, 実用量の定義における欠点が確認された。その見直しの結果, 個人モニタリングおよびエリアモニタリングのため, 実用量の新しい定義が提案された。個人線量当量 $H_p(10)$ と周辺線量当量 $H^*(10)$ に対する提案とは, *Publication 116*において検討された全粒子の粒子エネルギー関数である実効線量換算係数曲線の最大値から導出される換算係数とフルエンスまたは空気カーマとの積として, それらを再定義することである。これにより, 改名された実用量である個人線量 H_p と周辺線量 H^* は, 実質上, 人体形状をもつ標準ファントムを用いて定義されることとなり, その結果として, 防護体系の一貫性が改善され, 簡略化された (ICRU, 2020)。さらに, 眼と皮膚の線量の測定に関する実用量は吸収線量になることとなり, これは組織反応を防止するための限度設定に, 等価線量の代わりに吸収線量を使用するという本刊行物で提案された変更と一致する。個人線量 H_p と周辺線量 H^* は実効線量と直接的に関係しており, そして吸収線量が眼と皮膚の線量の測定に使用されるため, 線量当量の計算において線質を定義するための $Q(L)$ の使用は廃止されることとなるであろう。

4. 職業被ばくと公衆の被ばく

(61) 実効線量の使用は、職業被ばくおよび公衆被ばくの管理とモニタリングに対して十分に確立されている。実効線量を用いることにより、さまざまな線源とタイプの放射線からの異なる臓器と組織への外部被ばくおよび内部被ばくによる吸収線量を合計し、適切な線量拘束値、参考レベル、限度と比較することを可能にする堅牢な手法が提供される。これらの線量基準は、個人と集団のグループとの間にリスクの差異があること、および被ばくが全雇用期間または生涯にわたって継続する可能性があることを認識した上で、すべての作業者とすべての公衆に対して設定される。以下の節では、個人線量と集団線量を考慮に入れて、計画、現存、緊急時被ばく状況における職業被ばくと公衆被ばくの実効線量の使用について考察する。

4.1 職業被ばく

(62) 実効線量は、あらゆる職業被ばく状況の管理のための重要な手段である。計画被ばく状況では、放射線防護の最適化のための予測的評価に使用され、関連する線量限度と線量拘束値内で操業が行われるであろうことを保証するために使用される。予測的な外部被ばくと内部被ばくの合計は、個人被ばくと集団被ばくの両方を検討するための評価において使用される。多数の作業者が含まれる複雑な作業を計画する時、集団被ばくに加えて個々の作業者の被ばくも検討することが重要である場合で、特に防護の選択をする際に、集団実効線量は実用的な放射線防護のための有用な手段になる。予測的評価は、特定の種類の作業から受ける可能性のある被ばくの推定値に基づいており、他の場所での同様の状況での経験を考慮に入れている。さらにまた、それぞれの選択肢の経済的および社会的影響を考慮して、一部の作業者の被ばくの低減が、より少ない線量に被ばくする作業者が増加する可能性とバランスが取れることを確認した上で、個人および集団の実効線量の推定値は、防護を最適化するために用いることができる (ICRP, 2007a)。

(63) 計画被ばく状況における職業被ばくに対する実効線量の適切な評価は、規制要件の遵守の実証、規制目的のための被ばくの記録（たとえば、作業者の線量記録）、そして防護体系が適切に履行されていることの実証に用いられる。実効線量は、外部被ばくおよび内部被ばくの両方について計算され、しばしば特定の測定値（たとえば、個人線量計または尿中放射性核種からの）に基づくであろう。しかしながら、実効線量は特定の個人について推定されるにもかかわらず、人体の解剖学的および体内動態学的な一連の固定されたパラメータを有する標

準人について定義されている (ICRP, 2007a)。実効線量の定義は、個人の特定のパラメータ値(たとえば、身体の大きさまたは性別)の使用を除外し、前述のとおり、線量拘束値、参考レベル、限度はすべての作業者に適用されるように設定されており、この防護に対する実用的な手法は公平かつ実行可能である (80 項参照)。一旦、妊娠が申告された場合、妊娠している作業者は特別なケースとして扱われ、公衆の構成員に規定されているものと概ね同じ防護水準となるよう胎児の実効線量が制限される。

(64) 外部被ばくについては、実効線量が評価すべき主要な量であるが、眼の水晶体、皮膚、手足の線量を明確に評価しなければならない場合もある。これらの臓器と組織の特定の職業被ばく線量限度 (2.2 節) は、特別な状況に応じて、特に不均一な照射や、または皮膚と眼の水晶体の双方またはそのどちらかに照射をもたらす有意なベータ線成分がある場合に限定される可能性がある。外部被ばくによる職業被ばく線量は、通常、身体に装着した個人線量計を用いた個人モニタリングによって決定される。個人モニタリングの主な実用量は、3.8 節で述べたとおり、 $H_p(10)$, $H_p(3)$, $H_p(0.07)$ であり、個人線量計はこれらの量のすべてを測定するように設定することができる。個人線量計が、全身均等被ばくを代表することが示される身体上の位置に装着されている場合、 $H_p(10)$ は、ほとんどの被ばく状況について実効線量の妥当な推定値を与える。同様に、 $H_p(0.07)$ は、ほとんどの状況において皮膚の等価線量の妥当な推定値として使用することができる。そして $H_p(0.07)$ は、光子に対する眼の水晶体の等価線量について適切な測定値を提供するが、 $H_p(3)$ は、低エネルギー電子についてより良い測定値を与える (ICRP, 2010a; Bolch et al., 2015)。

(65) 身体の線量が不均一であることが分かっている状況では、線量計は、眼の水晶体のような被ばくを最も受ける臓器の線量を決定するための位置に装着してもよい。適切な場合には、実効線量の推測レベルを示す近似的評価値を提供するために、調整係数を使用してもよい。たとえば、体幹部内の感受性の高い臓器を防護するために放射線科で装着される鉛／ゴムの防護衣は、頭頸部を遮蔽しない。防護衣の襟に装着される遮蔽されていない 1 個の線量計は、眼と身体の両方の指標となる線量レベルを与えることができ、その値から、さらなるモニタリングが必要であるかどうかを評価することができる (Martin and Magee, 2013)。IVR 手技を行う臨床医は、2 つの線量計 (一方は防護衣の下、もう一つは防護衣上) を装着する可能性があり、実効線量を推定するためにさまざまな数式が用いられる (ICRP, 2018)。実効線量のより現実的な値を決定できるようにするために、眼の水晶体の線量、または防護される組織の線量についてのより詳細な情報が必要とされる場合がある。外部被ばくによる弱透過性放射線が有意に寄与するようなまれな場合では、実効線量に対する皮膚線量の寄与も考慮する必要がある。

(66) 内部被ばくでは、個人モニタリングの結果か、または特定の状況では大気中または表面汚染などの他の媒体での放射性核種濃度のモニタリングに基づいて、預託実効線量が遡及的に決定される。情報は、ホールボディカウンタを用いて全身の放射線または他の外部計数裝

置（たとえば甲状腺カウンタ）を用いて特定の臓器と組織から放出される放射線の個人モニタリング、および尿糞中に排泄される核種の測定によって得られる可能性がある。これらの測定値は、吸入または経口摂取（またはその両方）による摂取量の推定値を提供するために、線量係数の計算に用いた体内動態モデルにより解釈される。次に、線量係数が、推定された摂取量に対する実効線量の数値を与える。計算は、委員会が公表しているように、基準体内動態モデルと基準線量係数を用いて行われる（3.6節参照）。十分な情報が入手可能であり、詳細な線量評価が求められる場合、吸入物質の推定粒径分布、ならびに呼吸器と消化管におけるその溶解性と吸入特性を変更することができる。このような変更は、職場の被ばくの条件に関連するものであるため、摂取量の推定や実効線量の算出にその条件を適用することが適切である。吸入された放射性核種からの線量の計算における、溶解性に関する物質特有のデータ使用例は、委員会によって提供されている（ICRP, 2002b, 2016, 2017）。

(67) 委員会は、実効線量の算出において個人に関する体内動態の仮定に変更を加えるべきではないと述べている（ICRP, 2007a）。しかしながら、内部被ばく線量は、たとえば、特定の個人の尿における放射性核種の一連の測定に基づく可能性がある。実効線量を推定するために使用される基準モデルは、観察された排泄データに対して特に良好に適合していない場合があり、基準モデルパラメータを変更することによって、より良好な適合を得ることができる可能性がある。このような変更は妥当と考えられる場合もあるが、得られた線量の推定値は実効線量の標準的な算出とは明確に区別されるべきである。もしそのような線量情報を個人の線量記録に加えるべきであると合意されていれば、この違いを記すべきである。

(68) 特定の状況では、職業被ばくでの皮膚または創傷からの放射性核種の取り込みを考慮する必要性がある場合がある。しかしながら、たとえば防護服を装着し、あらゆる創傷または擦過傷が覆われているような、状況が管理されている計画被ばく状況においては、通常考慮すべき事項となるべきではない。創傷を通じた放射性核種の摂取の可能性は、計画外の事象がそのような摂取につながる潜在被ばくの評価の一環として、検討する必要があるかもしれない（後述参照）。

(69) 現存被ばく状況は、管理についての決定がなされなければならないときに、線源がすでに存在している状況である。これには、職場内に存在する自然起源の放射性核種や、過去の原子力施設の操業により汚染された土地などの人工放射性核種からの被ばくを含む状況が含まれる。それに加え、緊急事態の状況に起因する長期的な汚染の管理も現存被ばく状況として取り扱うべきである。ラドン同位体、主に²²²Rnと子孫核種による職業被ばくは、Publication 126 (ICRP, 2014) で説明されている。さまざまな産業における自然起源の放射性核種の使用は、Publication 142 (ICRP, 2019b) の主題である。現存被ばく状況において、実効線量の使用は、管理手段が必要であるかどうかの決定のための適切な根拠となる。計画被ばくについて上記で取りあげられたことと同様の検討が適用される。

(70) 計画被ばく状況の運用の間、ならびに作業者の緊急時被ばくにつながるかもしれない他の予想しない状況の間に、職場で緊急時被ばく状況が発生する可能性がある。緊急時被ばく状況に関連する状況は2つある。第1の状況として、作業場で事故や管理ができない状態が発生した場合、作業者は通常の放射線被ばくよりも高い被ばくを受ける可能性がある。医学的介入が必要かどうかを判断するために、該当の被ばくがどのようなものであったかを迅速に評価することが大切である。組織反応が観察されうるような被ばくであるかどうか、そしてさらなる被ばくの管理において個々の臓器線量を考慮する必要があるかどうかを、実効線量は最初に示すことができる。後の段階では、実効線量が初期的な役割しか果たせない過剰な被ばくを受けた後に、完全な遡及的リスク評価が必要となる場合がある。そのような状況では、臓器／組織線量の最良推定値、適切なRBEデータ、ならびに年齢、性別、集団に特有のリスク因子（2.6節参照）を用いて個人のリスクが評価されるべきである。

(71) 第2の状況は、事故による放出直後または緊急事態進行中で、事態を制御し、あるいは他者を守る防護措置を行うために作業者の介入が必要とされる可能性のある状況である。これらの状況では、被ばくをある程度計画的にすることができる、計画プロセスの一環として実効線量を使用することが適切である。しかしながら、皮膚の被ばくまたは吸入による著しい摂取がある場合は他の臓器の被ばくを考慮に入れることも重要となる（個人防護具の使用によりこのような状況における内部被ばくが制御されるはずである）。3.4節で述べたように、原則として事故時において 100 mSv を超える線量で、実効線量を防護量として使用すべきでないという理由はない。しかしながら、特に皮膚と眼の水晶体の外部被ばくと、特定臓器に濃縮する放射性核種からの内部被ばく線量を考慮するような状況では、組織反応を回避するため注意が必要とされるであろう。

(72) 皮膚に対する創傷、擦過傷、火傷、または他の病理学的損傷は、放射性物質が皮下組織や血液と体循環に到達する力を大いに増大させる可能性がある。創傷部位に沈着した物質の多くは、その部位に保持される可能性があり、外科的に切除できるが、可溶性（可搬性）物質は、血液に移行し、身体の他の部分に移動することが可能である。これらの事象は、事故の結果としてのみ発生するものである。それゆえに各事象はそれぞれ独特のものであり、職業的な保健物理士*と医療スタッフによって評価される必要がある。委員会は、創傷のモニタリングデータの解釈について助言しなかったが、さまざまな放射性核種について開発された体内動態モデルは、血液循環に入る切創または創傷への沈着物の可溶性成分に適用することができる。放射性核種で汚染された創傷から生じる線量を計算する方法を提供するために、NCRPは委員会と協力し、このような被ばくに関する体内動態と線量評価のモデルを開発した（NCRP, 2007）。したがって、委員会が提供した線量係数とデータは、創傷部位から血液中に侵入した

*訳注 職場の保健物理担当者を指す。国により資格制度は異なるが、米国等では health physicist という資格を学会が認定している。

放射性核種の臓器／組織線量と実効線量の推定値を得るために、NCRP 創傷モデルパラメータ値と併せて使用することができるであろう。

4.2 公衆被ばく

(73) 公衆が外部線源および内部線源に被ばくする可能性がある計画被ばく状況には、次のものが含まれる。

- 管理区域または監視区域への訪問
- 管理区域に隣接する、公衆が立入り可能な区域への立入り
- 放射性物質の環境への管理排出
- 固体放射性廃棄物の処分後の環境への放出
- 放射性物質を含む消費財の使用

(74) 計画被ばく状況では、予測的評価と遡及的評価の両方が実施される。予測的評価は最適化の目的で実施され、代表的個人（79 項参照）の実効線量が公衆の線量拘束値未満であることを保証するものである、そしてこのような評価はモデルを用いて実施される。遡及的評価は線量限度の遵守を実証し、線量拘束値との比較を行うために実施される場合がある。このような評価は、環境モニタリングに基づいて行われることが理想的であろう。評価に関連する不確かさは認識されるべきである。最適化プロセスへの入力情報として、または以下に論じるような比較目的のために、集団実効線量も推定されるかもしれない。

(75) 現存被ばく状況は以下により発生する。

- 過去の原子力施設の操業や原子力緊急事態、または放射線緊急事態から生じた残留放射性物質による区域の汚染
- 当時は規制管理の対象であったが、現在の要件には従っていない過去の活動からの残留汚染
- 自然または残存する人工放射性物質を含む食品、飲料水、建築材などの物品の使用
- 屋内のラドンを含む自然放射線源による被ばく

(76) 現存被ばく状況では対象とする状況に対して、確立されている関連する線量の参考レベルを使用する最適化の入力情報として、代表的個人（79 項参照）の年実効線量を決定する予測的評価が行われる。現存被ばく状況は何年も持続することがあり、放射線の状態がゆっくりと変化する可能性があるため、過去のモニタリングデータを用いて将来の実効線量を推定することが可能になる。環境中の放射性核種濃度の測定値と公衆の線量推定値は、利用可能であれば、実効線量と関連する参考レベルとの比較の目的で年実効線量の遡及的評価に用いることができる。

(77) 緊急時被ばく状況は、計画被ばく状況の運用中に悪意のある行為から、または他の予想しない事態から生じる可能性があり、放射線被ばくを回避または低減するために予防的お

より／または急を要する防護対策を必要とする場合がある。公衆は、自然環境または居住環境に拡散した放射性核種から、さまざまな経路を介して外部被ばくまたは内部被ばくにさらされる可能性がある。将来起こりうる事故シナリオのための、あるいは既に発生した事故に関連した緊急事態計画の一部として、どのような対策が必要であるかを決定するために、予測的評価が実施される場合がある。最適化プロセスのための入力情報として、ならびに関連する参考レベルとの比較のために実効線量が推定される。放出の特徴次第では、特定の臓器または組織の線量推定値を考慮することも重要となるかもしれない。たとえば、¹³¹I の放出を伴う事故については、甲状腺線量を特に考慮することが重要である。緊急事態における被ばくは通常期間が短く、被ばく時年齢に応じて線量の違いを考慮に入れることが大切である。特にトリアージやコミュニケーションの関連では、妊婦や授乳中の女性と若年の子供の被ばくを考慮することも重要となろう。

(78) 医学的フォローアップの必要性を評価するために、緊急事態の被ばくによる実効線量の遡及的評価が必要となる可能性がある。このような場合、個人モニタリングデータ（外部および内部被ばく）と生物学的線量測定値、あるいはそのどちらか、またさまざまな環境媒体中の放射性核種濃度の測定値が必要とされるであろう。緊急時被ばく状況の線量評価に関する不確かさを認識することが大切であり、これにはモデル化の結果と同様に人や環境の測定値に関連する不確かさが含まれる。このような状況では、公衆の安心のために測定が行われてきた可能性があり、そのため測定値は比較的高い検出限界と線量への換算に大きな不確かさを持っている。このことは実効線量の推定値を念入りに解釈することの重要性を強調している。また、遡及的評価は不確かさを低減し最適化プロセスを改善する目的で、予測的線量評価を精緻化するためにも用いることができる。

(79) 実効線量は、通常集団内に多く被ばくした個人を代表すると特定された人、またはグループについて評価され、「代表的個人」と呼ばれる。この概念は、あまり定量的に定義されていなかった「決定グループ (Critical Group)」の概念を置き換えるため、*Publication 101* (ICRP, 2006)において導入された。代表的個人を定義するためには、一般的に異なる年齢の異なる職業、習慣、食物の消費率を持つ人々の複数のグループの候補が検討されるであろう。

(80) 線量評価プロセスでは、さまざまな年代の標準人を考慮することができる。委員会は、生後 3 カ月の乳児、1, 5, 10, 15 歳の小児と成人の線量係数を提供している (3.6 節参照)。さらに、委員会は、母親による放射性核種摂取後の胚／胎児、母乳育児の線量を考慮している。*Publication 103* (ICRP, 2007a) では、ほとんどの場合、胚／胎児、母乳育児の線量は、成人が受ける線量と比べて小さくなるであろうことが明記されている。しかしながら、これは必ずしも当てはまらず、³²P, ³³P, ⁴⁵Ca, ⁸⁹Sr の 4 つの放射性核種については、胎児／母乳育児は、いくつかの被ばく状況において、他の年齢グループよりも著しく高い線量を受ける可能性があ

り、したがって、代表的個人として指定される可能性がある。線量基準との比較には1年間の線量が必要であるが、母親による放射性核種の年摂取量を用いた簡易的な線量評価を行い、妊娠期間中の胚／胎児の慢性被ばくに線量係数を適用することでおそらく十分であろう（HPA, 2008）。より詳細な評価が必要な場合には、母親を介して発生する1年間の摂取は、9カ月間の妊娠と3カ月間の授乳にかけて起こると想定してよい。胚／胎児の外部線量は、母体の子宮と同様とされる。小児の外部被ばくの線量係数も現在公表されている（3.6節；ICRP, 2020b）。*Publication 101* (ICRP, 2006) は、ほとんどの線量評価、とくに長期被ばくで各コホートメンバーが年齢グループを自然に移行する場合には、1歳と10歳の小児、および成人という3つの年齢グループの考慮で十分であると結論づけた。一般的に、被ばくの推定における不確かさは、さまざまな年齢グループの線量係数の違いに比べて大きい。ステークホルダーが新たな年齢グループを追加して線量推定することを求めてくる場合があることが認識されており、このような計算は対話を促すのに適切である。

(81) 実効線量の計算において、胚／胎児と乳児を含むすべての年齢グループに1組の組織加重係数を適用することについて、懸念が示されてきた (Streffler, 2004)。組織加重係数は、低線量放射線被ばくのリスクに関する知見を過大に解釈せずに、個々の臓器と組織の確率的デトリメント全体への寄与を割り当てるために用いられる。これらは特定の年齢グループについて、科学的に最良の判断を示すものではない。胚／胎児への適用は、乳児への適用の延長である。前述したように子宮内被ばく後の全がんリスクは、小児期早期の被ばく後のがんリスクを超えることはないと判断されている (ICRP, 2003a)。線量管理のための基準（線量拘束値と参考レベル）は、1 Sv当たりのデトリメントにおける年齢グループ間の潜在的差異の知見に基づいて設定することができる。最適化と共に公衆のすべての構成員（またはすべての作業者）に適用される線量拘束値と参考レベルの使用は、実用的、公平、かつ実行可能で、個人ベースで区別をしない防護体系を提供する。当然の帰結として、実用的な放射線防護の目的では、1組の組織加重係数の使用が適切であると考えられてきている。

(82) 放射性核種の環境中の移動と公衆が受ける内部線量のモデル化において、放射性核種の最も適切な物理的および化学的特性の選択は重要な課題である。この検討は、操業前の段階の施設と緊急事態についての予測的評価のため特に重要である。放射性核種の特性に関するモニタリングデータと情報が利用可能である場合、類似状況の過去の経験が有益となる可能性が高い。委員会は、関連する情報が入手可能であり検討が必要な場合は、常に特定の化学形の放射性核種に関連する線量係数を使用すべきであることを助言する。モニタリングデータが利用可能ではない場合、線量評価の慎重な姿勢としては、より高い線量推定をもたらす放射性核種の特性と線量係数を選ぶことである。この問題に関するいくつかのガイダンスは、*Publication 72* (ICRP, 1996a) で述べられている。

(83) ほとんどの場合、公衆の外部被ばくと内部被ばくの直接的な測定値は入手できず、

実効線量の評価はモデル化の手法を用いて、可能な場合は環境中の放射性核種の周辺線量当量率と濃度の測定値に基づき実施される。まれに、個人線量計またはホールボディカウンタなどの方法による個人の放射性核種の体内量測定からも情報が入手可能である。公衆の線量を評価するための方法としては、関連する線量限度遵守の保証と線量拘束値や参考レベルとの比較のため、線量が過小評価されないことを保証する目的で慎重なパラメータ値を採用することがよく行われる。最適化のためにこのような手法の結果を用いる際には、評価における偏りが生じるかもしれないため、慎重さの程度を認識して注意して行うことが必要である。これは避難のような対策が緊急時被ばく状況で必要とされるかどうかを決定する際には、特に重要である。線量の低減と、その対策による有害な影響とのバランスをとることが大切であり、線量を慎重に評価することは被災した集団にとって有害な影響を及ぼす不必要な対策につながるおそれがある。

4.3 潜在被ばく

(84) 計画被ばく状況は、作業者と公衆を対象にあるレベルの被ばくの受容と管理を伴うものである。さらにそれに加え計画された操作手順からの予期しない逸脱と、放射線源の管理不能を含む事故や、悪意のある事象によって、より高いレベルの被ばくが起こる可能性がある。このように発生した被ばくは、「潜在被ばく」(ICRP, 2007a) と呼ばれる。計画された操作手順からの逸脱や事故は稀ではあるが、予見してその発生確率を推定できる可能性がある。放射線源の管理の喪失や悪意のある行為による事象は予測しにくく、ケースバイケースの対応を必要とする。

(85) 潜在被ばくの評価には、通常、(1) 被ばくに至る事象を示すシナリオの構築、(2) これらの事象の発生確率の評価、(3) 結果として生じる線量と関連するデトリメントの評価、(4) いくつかの受容判断基準との比較、が含まれる。受容性の判断は、発生確率と、結果として生じる線量とリスクの大きさの両方による。これらの要因は別々に考察されてもよいが、起こりそうにない事象の結果として生じる放射線被ばくに起因する健康影響の確率を考慮して、それと組み合わせることも可能である。これに関連して、委員会 (ICRP, 2007a) は、1 Sv 当たり 5×10^{-2} の値を用いて致死がんのリスクを検討した。死亡の確率は、事象の発生確率と事象が発生した場合に受けるであろう実効線量に伴う致死がんリスクとの積とする。得られた確率は受容性を判断するため、リスク拘束値と比較される。

(86) リスク拘束値は、線量拘束値と同様に線源に関連するものであり、原則として同じ線源に対応する線量拘束値で暗に示されるのと同様の健康リスクと同じであるはずである。しかし、*Publication 103* (2007a) で論じられているとおり、このような事象の発生確率の推定に関連する不確かさが大きいため、包括的なリスク拘束値*の使用が適切である可能性が高い。

作業者の潜在被ばくについて、委員会は、年間 2×10^{-4} という包括的なリスク拘束値が平均年間職業被ばくである 5 mSv に関係付けられる致死がんリスクに相当するということに基づいて（すなわち、実効線量で 1 Sv 当たり 5×10^{-2} の致死がんリスクを仮定する）、この包括的なリスク拘束値の使用を勧告する (ICRP, 2007a)。5 mSv の実効線量とは、防護の最適化後のある種の作業で受ける典型的な高い値と言われている。公衆の潜在被ばくについては、委員会は、年間 1×10^{-5} というリスク拘束値を勧告する (ICRP, 2007a)。

(87) 致死がんのリスクに基づく包括的なリスク拘束値の設定の基本的な考え方には加えて、より低い発生確率でより高い線量を伴う事象により組織反応のしきい線量を超えるかもしれないことが認識されており、この要素も考慮する必要がある。

*訳注 放射線防護における拘束値は線源関連量であるが、規制上の目的に対して、通常は年間被ばくの標準的リスクの値を用いる手法が適用される。この年間リスク拘束値が包括的なリスク拘束値である。ICRP Publication 103 の 268 項と ICRP Publication 76 の 23 項も参照。

5. 医療被ばく

(88) 医学における診断と治療において、放射線は広範な用途に使用されている。診断とIVR手技で患者が受ける放射線量は、それぞれの手法について測定できる量で記録される。これらの測定量は、簡単な方法により線量レベルの評価に使用でき、世界中で、さまざまな医療施設間の特定の種類の検査で受ける線量の比較に使用される。これらの測定可能な量について、診断参考レベルを確立するための調査が行われている (Martin, 2008, 2011; ICRP, 2017a)。

(89) 確率的リスクはさまざまな医学的処置において照射される臓器と組織によって異なるため、測定可能な線量は、体内に異なる吸収線量の分布をもたらす他の選択可能な技術を用いる場合の相対的健康のデトライメントについて、意味のある指標をもたらさない。実効線量は、身体の異なる領域を照射する医療処置からの線量の比較を行うために使用することができる。これは、診断手法による線量レベルに関する認識を高めることに役立ち、放射線被ばくに関連して起こりうるリスクを大まかに把握するのに役立ってきた。実効線量は、放射線防護に関する医療専門家の訓練においてよく使用される。これは、医療処置の正当化を助けるために、また、患者の介護者や医療研究のボランティアの線量拘束値を確立するために、情報に基づいた判断を行う際に使用される。実効線量は、医療行為における放射線防護の向上に有用な参考情報を提供しており、臨床医と放射線防護を専門としない人々が理解できる健康への潜在的なりスクに関係する放射線量の指標を伝える手段となる。

(90) 本章では、健康リスクを示す必要があるときで実効線量を使用することができる場合と、必要な情報を提供するために他の測定可能な線量で十分であるため実効線量の使用は勧告されない場合の適用例について述べる。考えられるリスクの近似的指標として、実効線量を用いることを支持する証拠を示す。そして、それには診断用X線検査に関わる実効線量とリスクとの関係、男性と女性の検査時年齢に伴うリスクの変化が示されている。

5.1 医療手法からの実効線量

(91) 医療手法からの実効線量は、測定可能な量を防護量に関連付ける線量係数を使用して計算される。委員会は、核医学における診断手法に関する線量係数を公表しているが (3.6節参照)，現時点では、X線画像診断手法に関連する係数を提供していない。しかしながら、多くの機関が、放射線検査に関する臓器／組織線量と実効線量の値の算出に使用することができる係数を公表している。これらは、X線撮影とX線透視に関し、入射表面空気カーマまたは

表 5.1 3か国の成人を対象としたいくつかの一般的な検査から得られた代表的な実効線量 (mSv) の例

検査方法	英国*	米国†	ロシア連邦‡
X 線撮影			
胸部 PA	0.01	0.03	0.1
胸部 Lat	0.04	0.07	0.18
腰椎 AP	0.39	2.0	0.6
腰椎 Lat	0.21	—	0.6
腹部 AP	0.43	0.6	1.0
骨盤 AP	0.28	0.4	0.7
IVR			
冠動脈造影	3.9	15	15
大腿血管造影	2.3	7	5 ~ 10
CT			
頭部 CT	1.8	1.6	1.8
胸部 CT	14	6.1	6.3
腹部 CT	16	—	9
腹部 + 骨盤 CT	13	7.7	—
胸部 + 腹部 + 骨盤 CT	19	12	25
核医学			
骨スキャン : ^{99m}Tc	3	4	3
全身 PET による腫瘍撮像 ($^{18}\text{F FDG}$) §	7.6	13	5

PA：後方 – 前方, AP：前方 – 後方, Lat：側方, CT：コンピュータ断層撮影, PET：陽電子放射断層撮影, FDG：フルオロデオキシグルコース

* Wall et al. (2011), Shrimpton et al. (2016), ARSAC (2020)

† Mettler et al. (2008), Alessio et al. (2015), Smith-Bindman et al. (2015), Becker et al. (2016), Kanal et al. (2017), NCRP (2019).

‡ Zvonova et al. (2015), Chipiga and Bernhardsson (2016), Vodovatov et al. (2016), Balanov et al. (2018).

§ PET腫瘍撮像による線量は ^{18}F のみからとし, PETと一緒に行われることが多いCTからの線量は含まれない。

面積カーマ積算値 (Jones and Wall, 1985; Hart et al., 1994; Rannikko et al., 1997; Kramer et al., 2004), または CT に関する DLP 線量・距離積 (ImPACT, 2011; Wall et al., 2011; Lee et al., 2011, 2012; Ding et al., 2015; Shrimpton et al., 2016) に適用することができる。個々の患者の画像診断による被ばくを正当化するための、また最も適切な技術を選択することにより防護を最適化するための日常的な判断には、推測される健康へのリスクに関連する線量の近似的推定値が必要である。これらの日常的な意思決定を行うために実効線量の一般的な値は、普通の放射線被ばくレベルのデトリメントに関連する十分な情報を有する分かりやすいツールとなる。理想的にはこれらの一般的な値は、検討対象の国と施設に適用されるデータに基づくべきである。表 5.1 に示す異なる国の調査から得られたさまざまな検査に関する値の違いによって例示されるように、設備、技術、患者の選択（体重範囲）の違いによって変動が生じる。この表で明

らかな違いのいくつかは、検査の定義がさまざまであることによるものであり、調査実施時に使用されていた技術と機器からの線量を反映しており、これは時間とともに変化するであろう。ただし、一部のデータでは異なるファントムや線量換算係数の使用により、最大 25% の差がある。委員会は、このような線量計算の標準化を手助けする必要性を認識しており、将来、特定の X 線検査と CT 検査に関する基準となる線量係数を提供する予定である。なお、表 5.1 の値と次節の適用で使用される値は、個々の患者の被ばくに関する線量の計算を想定しているかもしれないが、標準人に関する値であり特定の個人に関する値ではないことに留意されたい。

5.2 実効線量を用いた適用

5.2.1 参考ガイドラインと手法の正当化

(92) 委員会 (ICRP, 1996b, 2007b, 2008) は、以下の 3 つのレベルで医療被ばくの正当化を勧告している：(1) 医療における放射線の使用が、害よりも便益を多くもたらすレベル；(2) 所定の種類の手法が、患者の診断または治療を改善するために、特定の臨床的適応に対して正当化されるレベル；(3) 個々の患者に対する医学的検査が、患者の病状の管理に役立つことによって、害よりも多くの便益がもたらされるレベル。

(93) 放射線装置と技術が、病院や他の医療施設における購入と使用について承認される場合、第 1 のレベルの正当化は国のレベルで行われる。第 2 のレベルは、専門の学会や保健当局が作成した診断手法の参考ガイドラインに反映されており、ここではさまざまな種類の検査による線量の相対的な大きさに関する情報を提供するために実効線量が使用される (EU, 2000; ACR, 2020; EANM, 2020)。

(94) 臨床医（たとえば、検査依頼医と放射線科医）は、個々の患者に第 3 のレベルの正当化を実施する責任がある。このプロセスは診断情報の必要性によって決定されるが、患者にとっての便益に加え、放射線被ばくからの潜在的なリスクを考慮すべきである。実効線量は患者の性別と年齢 (5.4 節参照)，確証されているかまたは疑いのある疾病の医学的リスク、ならびに患者の余命 (Loose et al., 2010) も考慮に入れることで、この評価に十分な情報を提供することができる。

5.2.2 画像技術の選択

(95) 患者の画像検査では、身体の部分的な放射線被ばくと放射線関連がんリスクの点で感受性の異なる組織の被ばくを伴うのが一般的である (2.6 節と 5.4 節を参照)。機械で発生させる X 線と核医学手法の双方について、線量分布が大きく異なりうるさまざまな手法からの線量を、実効線量は簡単に比較することを可能にしている。

(96) 2 つの異なる X 線画像診断法を検討する場合、選択を決定する第 1 の要因は患者に

とっての潜在的な便益であり、実効線量の比較は参照された検査の中から選択を決める第2の要因となりうる。たとえば、胸部CT検査と従来の胸部X線検査は両方とも肺を照射するが、体内の放射線量の空間分布は異なり、CTからの実効線量は胸部X線撮影の200～400倍にもなる。特定の臨床上の疑問に対して胸部CTと胸部X線撮影のいずれも必要な情報を提供できるのであれば、実効線量の違いは（粗い推定だとしても）胸部X線撮影の選択を支持する。しかし、どちらの手法が患者により多くの便益をもたらすであろうかということを第一に考えなければならない。

5.2.3 技術の最適化

(97) 一旦、画像検査法に関する決定がなされると、次の段階はその最適化を確実にすることである。実効線量は、異なる部門または施設で適用される同一または類似の技術について、線量の比較を行うための最良の量ではない。このためには、画像検査手法特有の線量（たとえば、面積カーマ積算量、ボリューム平均CT線量指標($CTDI_{vol}^*$)）を使用すべきである（5.3節参照）。しかし、体内の線量分布が大きく異なり、体幹部の多くの臓器と組織の線量を考慮する必要がある状況では、実効線量の使用が適切である。1つの例として、胸部X線撮影に異なる照射方向（たとえば、前方-後方照射(AP)と対照的に後方-前方照射(PA)）を用いる場合、乳房、肺、食道はPAよりもAPの線量が高く、実効線量に大きく寄与する（Martin et al., 1999; Martin and Sutton, 2014）。別の例は、異なる管電圧(kV)の使用（Martin et al., 1993）または非常に異なるX線ろ過（たとえば、小児放射線学またはIVR手技における）である。ここでkVを増加させることで、より透過性のある放射線を与えることとなり、被ばくレベルを減少させることができ、より表在性の組織の線量を減少させる（Martin et al., 1993; Martin, 2007b, 2008; Martin and Sutton, 2014）。

5.2.4 研究志願者の線量

(98) 生物医学研究プログラムの一部として研究志願者が受ける被ばくは、医療被ばくとみなされる（ICRP, 1991b, 2007b; IAEA, 1995, 2011）。研究提案の承認前に、関与する個人の考えられるデトライメントの評価が行われ、記録されなければならない。実効線量は、研究目的のために実施されるさまざまな手法から生じる可能性のある放射線関連の健康デトライメントの合計のために用いるには適切な量である。それぞれの手法は体内で異なった線量分布を持つ可能性があるからである（IAEA, 2011）。しかしながら、実効線量は標準人に関する推定値であることを認識すべきである。研究対象者の潜在的な放射線関連リスクを考慮する場合、年齢、性

* 訳注 ヘリカルピッチで正規化した重み付け $CTDI$ ($CTDI_w$)。 $CTDI_w$ は、CT測定用ファントムのシングルスライス全体の平均線量の推定値である(mGyで測定される)。

別、健康状態を認識すべきである（5.4節参照）。

5.2.5 意図しない被ばくの報告

(99) 意図しない被ばくや診断手法における患者の過剰被ばくは、まずは実効線量を用いて評価することができる。これにより事象の調査や報告のための十分な情報を得ることができ、より詳細な評価を行うべき要件について決断するための情報も得ることができる。参照プロセスに誤りがあった場合、または誤った患者または身体の部位が検査された場合など、さまざまな状況で意図しない被ばくが発生するかもしれない。過剰被ばくは、手順に誤りがあった場合、または機器の不具合が発生した場合に発生するかもしれない（Martin, 2005; Martin et al., 2017）。意図しない被ばくで線量のレベルが低い場合には、通常、実効線量に関する大まかな評価で十分であろう。意図しない被ばくが同じ種類の標準的な検査の線量と同等であることがわかっている場合、この手法における一般的な実効線量が数 mSv 以下であれば、その値を用いることができる。実効線量がもっと大きいか、被ばく条件が標準的な検査と一致しない場合には、利用可能な被ばくデータから実効線量を計算することがより適切である。実効線量が数十 mSv を超える場合には、その個人に対するリスクの評価を含んだより詳細な評価が必要とされる可能性が高い。このような状況では、放射線感受性の高いすべての臓器と組織の線量を推定し、年齢、性別、臓器別のリスク係数を適用して、リスクの最良推定値を導出することが適切となるであろう。（2.6節と5.4節参照）。

5.2.6 健康スクリーニングまたは非医療用途のための画像診断の有効性の評価

(100) 実効線量は、体幹部の多くの臓器／組織の被ばくを含む健康診断手法の評価に用いることができる（乳房が線量の大部分を受けるマンモグラフィを除く）。標準人の実効線量は、全身または身体の一部を照射する二重X線吸収（DEXA法）のような技術からの線量を評価するのに役立つ。このような技法に対して、単に受けた線量を意味づけるために、たとえ線量が極めて低くても単に健康デトリメントに関連する量が必要とされる場合がある。実効線量は放射線に感受性のあることが知られている臓器／組織線量の定量的指標であることから、確率的影響が観察されうるレベルよりもはるかに低い線量であっても、このことは適切であると考えられる（5.4節参照）。

5.2.7 介護者への線量

(101) 診断または治療を受ける患者の支援と介助の手助けとして、個人が承知の上で進んで受ける被ばく（職業被ばく以外）は、医療被ばくと考えられる。典型的な例は、非密封¹³¹Iによる甲状腺治療を受けて退院した患者の家族、または密封線源を埋め込んだ患者の家族の被ばくである。生じ得る被ばくと受けた線量は時々評価を行う必要があり、職業被ばくと公衆被

ばくの場合のように適切な量は実効線量である。受容される線量は個人の状況に依存するであろう (ICRP, 2007a)。

5.2.8 臨床医と医療従事者の教育と訓練

(102) 放射線を伴う医学的手法を行う検査を依頼する医師と他の医療従事者は、医療被ばくの便益と比べ健康デトリメントは極めて小さいと受け止めているので、放射線被ばくからの潜在的な健康デトリメントについてほとんど理解できていない可能性がある (ICRP, 2009b; Loose et al., 2010; Zanzonica and Stabin, 2014)。したがって、患者の診断またはIVR手技における照射を依頼または正当化する際、または考えられるリスクを患者に説明する際に、彼らにとってこれらの潜在的リスクを考慮に入れることは困難である。実効線量は、さまざまな被ばくシナリオを比較するために使用することができる単一の量である。したがって、一般的な手法の典型的な実効線量値（数値）についての知識を医師の教育や訓練に含めるべきである。各国の医学的手法からの集団実効線量とそれから受ける1人当たりの線量平均が、被ばくとその経時的变化に対する意識の向上に用いられている (UNSCEAR, 2008; NCRP, 2009, 2019; Wall et al., 2011)。

(103) 医師はまた、放射線被ばく事象または公衆の放射線被ばくを伴う可能性のある事故が起きた場合に、助言と安心を求める公衆から相談を持ちかけられる最初のグループのひとつである。（ほとんどの場合）確率的影響の可能性のみが伴うとき、実効線量は分かりやすいコミュニケーションのため、そしてある被ばくによる健康リスクの可能性と他の被ばくシナリオからのリスクとの比較を容易にするための適切な量である。

5.3 実効線量の使用が勧告されない用途

(104) 実効線量は、健康デトリメントに関連した比較が必要な場合に役立つ手段である。しかしながら、実際の測定に使用されている線量により、十分な情報が提供される状況が多い。こういった場合は記録のプロセスを簡略化し、不必要的近似と調整係数の使用を避けるために、記録または機器に表示される測定可能な線量が使用されるべきである。組織加重係数が時間と共にさらに進化し、臓器／組織線量の算出方法が改良された場合、将来必要となったときに、生データが利用できると、より正確な計算が可能になる。実効線量の使用を推奨されず、臓器／組織線量や他の線量がより良い選択肢となりうる用途として記載する。

5.3.1 類似技術の線量の比較と診断参考レベルの設定

(105) X線撮影とX線透視による入射表面空気カーマと面積カーマ積算量値、ならびにCTDI_{vol}とDLPなどの測定可能な線量は、似たような体内吸収線量相対分布の被ばくをもたら

す施設、機器、技術間の比較を行うのに適している。それらは患者の線量の調査を行うため、ならびに診断参考レベルを設定するために使用されるべきである。

5.3.2 医学的手法の報告書における患者の線量情報の記録

(106) 患者の被ばくの線量情報が医学放射線的手法に関する報告書の一部を構成する場合、欧州連合の加盟国では EURATOM 59/2013 により要求され、米国では医療機関認定合同委員会による認定のために必要とされるように、測定可能な線量が使用されるべきである。

5.3.3 患者の線量の追跡

(107) 医療画像撮影のための放射線の使用が増加するにつれて、画像診断を繰り返し受けた患者の数も増加してきた (Sodickson et al., 2009)。医療画像手法による線量を定量化するための、より正式な方法を提供することを目的として、線量追跡法が経時に累積する患者の放射線被ばくを記録するため線量追跡のための方法論が開発されている (Rehani et al., 2014; Rehani, 2015)。これらのデータを記録するために最も良いのは、測定された線量を用いること (Rehani et al., 2014) であるが、さらなる情報が必要な場合、臓器／組織と実効線量の計算と累積線量としてのそれらの合計は、個々の患者の潜在的リスクを理解するのに役立つ (Brambilla et al., 2020; Rehani et al., 2020)。

5.3.4 1つの臓器のみが被ばくする場合の線量評価

(108) マンモグラフィにおける乳房や頭部 CT における脳のように、放射線画像診断が主に1つの解剖学的領域に限定される場合、臓器／組織ごとのリスクの推定値とともに、臓器または組織の線量推定値を実効線量の代わりに用いるべきである。同様に、甲状腺による放射性ヨウ素の取り込みを伴う画像検査法から受けた線量の評価は、主に、照射される主要な臓器／組織である甲状腺の吸収線量で示されるべきである。実効線量の算出には男女の線量の平均が含まれることに留意し、生殖器の線量が大部分を占める検査の評価には、生殖腺の線量を用いるべきである (2.4節と 2.5節参照)。

5.4 実効線量とリスクコミュニケーション

5.4.1 線量および関連する健康リスクについてのコミュニケーション

(109) 検査の正当化と最適化に関する議論と患者とのコミュニケーションのために、リスクに関する広い視点を反映した放射線量の説明の特別な訓練と言葉が臨床医に必要である。リスクコミュニケーションの複雑さは本刊行物の範囲外であるが、表 5.2 は、医療画像検査からのリスクと便益について、実効線量に結びつけた尺度を示しており、そしてさまざまな線量

表 5.2 英国のデータを基に平均年齢 30～39 歳の成人患者を対象とした、さまざまな医療画像検査と治療の手法のリスクを説明するための実効線量の範囲と用語*

実効線量 (mSv)	がんのリスク	線量レベル を表す用語案	さまざまな線量範囲における 放射線を用いた医療手法の例 [‡]
< 0.1	LNT モデルで推測： 10^{-5} 未満	無視できる	胸部、大腿骨、肩、四肢、頸部、歯の X 線撮影； ^{99m}Tc によるリンパ管造影、放射性核種 ^{14}C と ^{57}Co を使うインビトロ核医学検査
0.1～1	LNT モデルで推測： 10^{-5} から 10^{-4}	最 小	脊椎、腹部、骨盤、頭部、頸椎の X 線撮影、放射性核種 ^{51}Cr を使ったインビトロ核医学検査、 ^{99m}Tc を使う肺換気および腎臓の撮像
1～10	LNT モデルで推測： 10^{-4} から 10^{-3}	非常に低い	バリウム検査、頭部の CT スキャンと胸部、腹部、骨盤の組み合わせ；注腸造影；冠動脈造影；IVR； ^{99m}Tc 心筋シンチグラフィ；肺血流シンチグラフィ、 ^{99m}Tc 肺血流； ^{99m}Tc 骨撮像；心筋負荷検査； ^{99m}Tc SPECT 撮像； ^{18}F , ^{123}I , および ^{111}In を使う撮像
10～100	LNT モデルと疫学 データに基づくり スク： 10^{-3} から 10^{-2} †	低 い	胸部、腹部、骨盤の CT スキャン； CT 造影 2 相スキャン；IVR； ^{67}Ga による腫瘍および ^{201}Tl 心筋撮像；線量数十 mSv を与える複数の放 射線療法；動脈瘤治療目的の IVR (10～35 mSv) 腎動脈狭窄／腹部内臓動脈瘤に対する IVR, 総腸骨 動脈形成術；動脈瘤治療後のフォローアップ (35 ～100 mSv)
数百	疫学データに基づ くリスク： 10^{-2} 以上 [†]	中程度	複数の放射線療法およびフォローアップ検査

LNT：直線しきい値なし、CT：コンピュータ断層撮影

* Martin, C.J., 2007a. (2007a), Wall et al. (2011), Martin and Sutton (2014)

† リスクは、生涯デトリメントで調整されたがん罹患率であり、最も近い桁数で表している。

‡ 診断手法に関しては英国のデータに基づく実効線量、IVR は ICRP (2010b) に基づく実効線量

範囲で生じうるがんリスクのレベルに関連する線量ならびに手法の例を、一般的な用語を用いて記述している。1 mSv 以上の実効線量に用いた用語は、UNSCEAR (2012a) が同じ範囲の全身吸収線量 (mGy) に使用したものと同じである。したがって、この特定の文脈では 10～100 mSv の実効線量を与える被ばくから推測されるリスクは低いと考えることができる。一方、1～10 mSv の実効線量については、推測されるリスクは非常に低いと考えることが可能であり、これは個人が単に地球上に暮らすことで自然バックグラウンド放射線への被ばくから毎年受けた被ばくと同等である。胸部 X 線などの検査を含む 0.1 mSv 未満の実効線量からの過剰リスクは、この枠組みでは「無視できる」ものとして分類しているが、これに代わる用語として「極

めて低い」があてはまるかもしれない。これらの用語は医学研究のために *Publication 62* (ICRP, 1991b) で使用されている用語とはわずかに異なっているが、その集団（生物医学研究の志願者）のグループとは被ばくの目的が異なっている。

(110) 放射線被ばくや生じうるリスクを考慮するために、臨床医や患者は、時にはさらに多くの情報を必要とする。そのためには、個人が良く知っている状況から受ける放射線量やリスクを受け入れている線量との比較が役立つことがある。日常的な被ばくの例は、自然バックグラウンド放射線からのものと、航空機搭乗中に宇宙線から個人が受けるかもしれない線量である。このような比較は、受ける医療手法について懸念があるものの、放射線に関する知見がほとんど、あるいはまったくなく、そのため放射線被ばくによる潜在的な害に対する非現実的な恐怖を持つおそれがある患者にとって特に有効となりうる。実効線量を用いた比較は、放射線被ばくから考えられるリスクについてより広い見方を提供するのを手助けすることで、医師、患者、公衆の教育に役立てることができる。医療被ばくを受ける患者の平均年齢は高齢であり、平均余命を縮める疾患関連リスクと競合するため、一般に潜在的リスクは標準的な集団よりも低い。ただし、小児患者集団は例外である。さらに、IVR 手技における放射線被ばくのリスクは、代替案である外科治療の多くの場合で被る、より高いリスクと置き代わるものである。

5.4.2 年齢別と性別のがんリスクと実効線量

(111) 2.6 節で述べたように、放射線誘発がんのリスクの推定値を得るために用いた疫学的データは、男女間および被ばく時年齢の関数としてリスクの差異を示している。使用されるリスク予測モデルに応じて、集団間にも差が存在する。推定される生涯がん罹患リスクは、胃がん、膀胱がん、肝臓がん、白血病などを含む一部のがんについて、男女で同様であることが示されたが、多くの症例では女性のリスクが男性よりも高く、特に乳がんが顕著であり肺がんや甲状腺がんも高い (2.6 節参照)。すべてのがん部位を合わせると、被ばく時年齢が 30 ~ 39 歳のグループと比較した場合の生涯の過剰がん罹患リスクは、0 ~ 9 歳の若年の子供の被ばくで約 2 ~ 3 倍高く、60 ~ 69 歳の成人では約 2 ~ 3 倍低いと推定された。いくつかのがんタイプは、特に甲状腺がんのように被ばく時年齢に大きく依存したが、一方で肺がんを含む他のタイプはほとんどまたは全く年齢依存を示さなかった (UNSCEAR (2013) も参照)。

(112) Wall ら (2011) は、2.6 節に記載した臓器／組織の単位吸収線量当たりの生涯がん罹患リスクを計算する方法論に基づき、さまざまな医療手法から受ける臓器／組織線量の英国の推定値を使用して、ICRP の欧米人の混成集団の各手法に対する単位実効線量当たりの年齢別と性別のリスクを導出した。この比較では、特定の手法に対する被ばく時年齢と性別の関数としての臓器／組織別リスクと臓器／組織吸収線量に関する情報を用いてリスクを算出し、その手法から受ける単位実効線量当たりの推定リスクを表した。説明のため、本刊行物の表 2.4 のリスクデータを用いて、ICRP の欧米人混成集団の結果の一部を再計算し、表 5.3 に示す。

表 5.3 ICRP の欧米人混成集団の X 線検査における被ばく時の年齢および性別の実効線量 1 Sv 当たりのがん罹患の全生涯リスク（100 人当たり症例数）(Wall et al., 2011 参照)

検査	性別	被ばく時年齢（歳）									
		0~9	10~19	20~29	30~39	40~49	50~59	60~69	70~79	80~89	90~99
頸 椎 (AP + Lat)	男	13	8	5	3	2	1	0.6	0.3	0.1	0
	女	38	18	8	4	2	1	0.9	0.5	0.2	0
胸 部 (PA)	男	10	8	7	5	5	4	3	2	0.7	0.1
	女	16	13	11	9	9	8	6	4	2	0.3
胸 椎 (AP + Lat)	男	9	7	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
	女	23	16	12	9	8	7	5	3	2	0.2
腹 部 (AP)	男	14	11	9	6	5	3	2	1	0.4	0.1
	女	13	10	8	6	5	4	2	2	0.7	0.1
骨 盤 (AP)	男	12	9	8	6	4	3	2	1	0.4	0.1
	女	10	8	6	5	4	3	2	1	0.6	0.1
腰 椎 (AP + Lat)	男	13	10	8	6	4	3	2	0.8	0.3	0.1
	女	13	10	7	6	4	3	2	1	0.6	0.1
I V U	男	14	10	8	6	4	3	2	0.9	0.3	0.1
	女	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
上部消化管透視	男	10	7	5	4	3	2	1	0.8	0.3	0.1
	女	27	17	11	7	5	4	3	2	0.9	0.1
小腸造影	男	15	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
	女	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
注腸造影	男	13	10	8	6	5	3	2	1	0.4	0.1
	女	11	8	7	5	4	3	2	1	0.6	0.1
冠動脈造影	男	10	8	7	6	5	4	3	2	0.9	0.2
	女	13	11	10	10	10	9	7	5	3	0.3
大腿動脈造影	男	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
	女	11	8	7	5	4	3	2	1	0.5	0.1
頭 部 CT	男	22	15	11	7	5	3	2	0.8	0.3	0.1
	女	17	12	8	6	4	3	2	0.9	0.4	0
胸 部 CT	男	9	7	6	5	4	3	2	1	0.5	0.1
	女	22	15	11	9	7	6	5	3	2	0.2
腹 部 CT	男	13	10	8	6	4	3	2	0.8	0.3	0
	女	13	10	7	6	4	3	2	1	0.5	0.1
腹部 CT +	男	14	11	9	6	5	3	2	0.9	0.3	0.1
骨 盤	女	13	10	8	6	5	4	2	1	0.6	0.1
CT 胸部 +	男	11	9	7	5	4	3	2	1	0.5	0.1
腹部 + 骨盤	女	18	13	10	8	6	5	4	2	1	0.1

PA : 後方 - 前方, AP : 前方 - 後方, Lat : 側方, IVU : 経静脈性尿路造影, CT : コンピュータ断層撮影。

なお、これらの計算に用いられる方法論は ICRP (2007a) に基づいているが、わずかに異なる (2.6 節参照)。表の数値はリスク係数 (1 Sv 当たり) であり、さまざまな手法に伴う絶対線量を考慮していない。

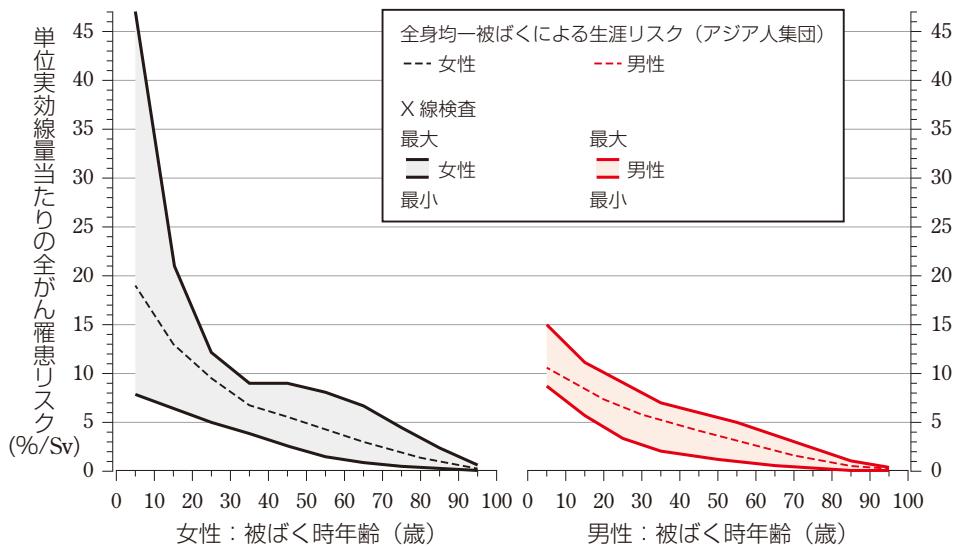


図 5.1 アジア人混成集団の X 線検査（表 5.4）および均一全身被ばく（表 2.5）に対する被ばく時の年齢と性別で見た単位実効線量当たりの全生涯がん罹患リスク（100 人当たり 1 Sv 当たりの症例数：%/Sv）

上下の曲線は、さまざまな検査方法に対して臓器／組織の吸収線量を多様に組み合わせると共に、臓器／組織固有のリスクモデルを使用した結果として得られたもので、1 Sv 当たりの全生涯リスクの最大の変動を表していることに留意されたい。破線は均一全身照射に対応する。

同様に、ICRP のアジア人混成集団について、表 2.5 に示したリスクデータを用いて、1 Sv 当たりの年齢別と性別の生涯リスクの計算値を表 5.4 に示す。男性と女性ならびに各集団について、1 Sv 当たりの生涯過剰リスクの変動は、各手法に関する臓器／組織線量の組合せを反映している。たとえば、胸部 X 線検査では、肺だけでなく肝臓や胃を含む多くの臓器／組織の線量が生じる。図 5.1 は、表 5.4 のデータと表 2.5 の均一な全身照射の場合の 1 Sv 当たりの生涯リスクを併せて示している。ほとんどの手法に対する生涯過剰がん罹患リスクの推定値は、特定の被ばく時年齢と性別に対する均一な全身照射の推定値の約 ± 50% の範囲内にある。これらのデータを考察し比較する際、さまざまな手法によってもたらされる線量には、非常に大きな差があることを念頭に置くことが大切であり（表 5.1 参照），その結果がリスク係数であり、それぞれのケースで 1 Sv 当たりの推定リスクの変動を示している。

(113) 表 5.3 と表 5.4 に示した数値から推測されるかもしれない精度は、低線量放射線被ばくによるがんリスクの推定値の信頼性に誤った印象を与えないことが大切である。この 2 つの混成集団について、推定されたリスクの被ばく時年齢と性別の違いの全体的なパターンを説明するため、ここには詳細なデータが含まれている。これらのデータに基づいて殆どの X 線検査を検討すると、1 Sv 当たりの生涯のがん罹患リスクは、0 ~ 9 歳の被ばくでは 30 ~ 39 歳よりも約 2 倍高くなる可能性があるという結論に達することができる。60 歳代に被ばくし

表 5.4 ICRP のアジア人混成集団の X 線検査における被ばく時の年齢および性別の実効線量 1 Sv
当たりのがん罹患の全生涯リスク（100 人当たりの症例数）(Wall et al., 2011 参照)

検査	性別	被ばく時年齢（歳）									
		0~9	10~19	20~29	30~39	40~49	50~59	60~69	70~79	80~89	90~99
頸 椎 (AP + Lat)	男	10	6	3	2	1	0.9	0.5	0.3	0.1	0
	女	47	21	10	5	3	1	0.8	0.4	0.2	0
胸 部 (PA)	男	10	8	7	6	5	4	3	2	0.9	0.2
	女	16	12	10	9	8	7	6	4	2	0.4
胸 椎 (AP + Lat)	男	9	7	6	5	4	4	3	2	0.7	0.1
	女	24	16	12	9	8	6	5	3	2	0.3
腹 部 (AP)	男	14	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
	女	13	10	8	6	5	3	2	1	0.6	0.1
骨 盤 (AP)	男	10	8	6	5	4	3	2	0.8	0.3	0.1
	女	8	6	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
腰 椎 (AP + Lat)	男	14	11	9	7	5	3	2	0.9	0.4	0.1
	女	13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
I V U	男	15	11	9	7	5	4	2	1	0.4	0.1
	女	14	11	9	6	5	3	2	1	0.5	0.1
上部消化管透視	男	10	7	5	4	3	2	2	0.9	0.4	0.1
	女	31	18	12	8	6	4	3	2	0.8	0.2
小腸造影	男	14	11	8	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
	女	12	10	8	5	5	3	2	1	0.5	0.1
注腸造影	男	11	9	7	5	4	3	2	0.9	0.4	0.1
	女	9	7	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
冠動脈造影	男	10	8	7	6	6	5	4	2	1	0.2
	女	13	11	10	9	9	8	7	4	2	0.5
大腿動脈造影	男	12	10	7	6	5	3	2	0.9	0.4	0.1
	女	10	8	6	4	4	3	2	0.9	0.4	0.1
頭部 CT	男	14	11	7	5	4	3	2	0.7	0.3	0.1
	女	15	10	7	4	4	3	2	0.7	0.3	0.1
胸部 CT	男	9	8	6	5	4	4	3	1	0.6	0.1
	女	22	16	12	9	7	6	4	3	1	0.3
腹部 CT	男	14	11	9	7	5	3	2	0.9	0.3	0.1
	女	14	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
腹部 CT +	男	14	11	9	7	5	3	2	1	0.4	0.1
骨 盤	女	13	10	8	6	5	3	2	1	0.5	0.1
CT 胸部 +	男	11	9	7	6	5	3	2	1	0.5	0.1
腹部 + 骨盤	女	19	13	10	7	6	5	4	2	1	0.2

PA : 後方 - 前方, AP : 前方 - 後方, Lat : 側方, IVU : 経静脈性尿路造影, CT : コンピュータ断層撮影。

なお、これらの計算に用いられる方法論は ICRP (2007a) に基づいているが、わずかに異なる (2.6 節参照)。
表の数値は (1 Sv 当たり) リスク係数であり、さまざまな手法に伴う絶対線量を考慮していない。

た患者の推定生涯リスクは30歳代の患者の約半分であり、70歳代の患者では3分の1未満、80歳代の患者では約10分の1に低下する。低線量におけるリスク予測に伴うかなりの不確かさに留意すると、臨床医や患者に伝える際に実効線量で1Sv当たりの生じうるリスクについて、このような変動を反映させることは妥当であると考えられる。臓器／組織の吸収線量と部位別のリスクモデルを用いた健康リスク評価は、科学的知見が最も有効に活用された代表例であるが、ほとんどの場合は、表5.2に示すような簡単なリスクの用語を用いれば十分であろう。このような情報を考察する際、臨床医はその手法の潜在的な便益と患者の疾病の予後などの要素を考慮したいと思うであろう。

(114) 医療処置に伴う可能性のある生涯がん罹患リスクの近似的指標を提供するために実効線量を使用することは、個人または特定の集団のグループに対するリスクの詳細な評価の代わりにはならない。Brenner (2008, 2012) は、「実効リスク」と呼ばれる中間的な数量の使用を提案した。ここでは、生涯がん罹患率データに基づく年齢別の組織加重係数が、実効線量の算出において委員会によって使用された年齢平均の数値に置き換わる。CT検査の評価に実効リスクを使用している一例が、Andradeら (2012) によって提供されている。この方式は、さまざまがんタイプの年齢別の特異性に関する入手可能なデータを直接検討しているが、関連する不確かさが考慮されない限り、見せかけの正確さを示す可能性がある。

(115) リスクの最良推定値は、個々の臓器／組織に対する平均吸収線量の測定値、または推定値に基づいて設定されるべきであり、最も適切な集団のグループの被ばく時年齢別と性別のリスク係数を用いるべきである。詳細な解析のため、吸収線量の推定には患者のサイズや、患者の臓器／組織内の放射線量の分布に影響を及ぼす他の因子を考慮すべきである。CTスキャンの場合、より大きな臓器とスキャン領域内の中心に位置する臓器に対する単位DLPあたりの線量は、体幹部直径と共に指数関数的に減少する (Li et al., 2011)。特に、人体の被ばくした領域の境界にある臓器や組織の線量を導出する場合、被ばく条件のわずかな変化によって大きく変化しうるため、特に注意が必要である。患者別のCTの臓器／組織線量は、検査時の断面画像データから算出されるか (Li et al., 2011)、患者の体格または体重に基づいて臓器／組織の線量を調整することができる (Huda and He, 2012)。線量とリスク推定値の両者の不確かさが考慮されるべきである。

6. 結 論

(116) 本刊行物は、放射線防護体系における線量の使用と採用された方法論の科学的根拠に関する総括を提供している。重要な目的は、混乱と論争を引き起こした諸問題について明確にしたことである。

(117) 中心となる課題は、実効線量と確率的リスク、主にがんのリスクとの関係性であった。実効線量は「可能性のあるリスクの近似的指標」として使用できると結論づけられた。この文言の選定は、リスクの推定における固有の不確かさを強調し、検討される線量は多くの場合、疫学的に過剰ながん症例が直接観察されるレベルより低いことを知らせるためであった。これらの注意点を考慮した上で、放射線防護の目的のために利用可能な科学的証拠の最も直接的な解釈によれば、致死がんの生涯名目リスク、約 $5 \times 10^{-2}/\text{Sv}$ が低線量と低線量率（すなわち $< 10^{-4}/\text{mSv}$ ）で適用できる（ということである）。特に照射時の年齢と男女間のリスクの差異を示す証拠がある。個人のリスクを検討する際には、このような差異を考慮することが可能である。リスクの最良推定値を求める場合は、不確かさを考慮した上で、臓器／組織の吸収線量、RBE 推定値、年齢、性別、集団別のリスク推定値など、最良の科学的数据を用いて評価することが重視される。

(118) 組織反応は、これらの影響が生じるしきい線量未満に限度を設定することによって管理される。将来的には、これらの限度は、実効線量の計算の中間段階である等価線量を使用する現行の方法ではなく、吸収線量で設定されることになるであろう。防護量としての等価線量の使用は廃止でき、体系を単純化することになる。組織反応の放射線加重は検討する必要がある。

(119) 実効線量の計算に用いられる組織加重係数は、男女ならびに全年齢にわたって平均された相対デトリメント値に基づいている。本刊行物で提供したデータによれば、個々のがん部位に対するがんリスクの年齢依存性には男女間で注目すべき違いが見られ、がん罹患率とそれに対応するデトリメント推定値は、照射時年齢に応じ、実質的な違いが観察されることが示されている。これらの違いは、年齢、性別、集団で平均化されたデトリメントの値と 1 組の組織加重係数を使っただけでは隠されている。その理由は現在のアプローチが線量基準に設定され、すべての作業者と公衆の全構成員に最適化が適用されるような、実用的で公平で実行可能な体系を提供しているからである。

(120) 臓器と組織の吸収線量は、今では、さまざまな年齢の小児と成人の男女の人体ファントムを使用して計算される。一貫した方法としては、対応するデトリメント値、さらに相対

デトリメント値も計算し、これらの値を使用して実効線量係数を計算することであろう。その後、最終段階として全作業者と公衆の全構成員についての平均化を行うことができるであろうし、または示された実効線量係数とデトリメント値の範囲を参照して、線量基準を設定することができるであろう。この方式は、全体としては防護体系の実践に影響を及ぼさないが、集団のサブグループに対する適切な防護の検討（たとえば、若年の子供被ばくについての具体的な検討）を促すであろう。この課題についてはさらなる検討を行い、今後公表されるデトリメントの計算に関する報告書ではより多くの分析と考察を提供するであろう。

参 考 文 献

- ACR, 2020. ACR Appropriateness Criteria. American College of Radiology, Philadelphia, PA. Available at: <https://www.acr.org/Clinical-Resources/ACR-Appropriateness-Criteria> (accessed 30 April 2025).
- AGIR, 2013. Human Radiosensitivity. Report of the Independent Advisory Group on Ionising Radiation. Doc. HPA, RCE-21. pp. 1–152. Health Protection Agency, London. Available at: https://assets.publishing.service.gov.uk/media/5a7d747540f0b64a5813f1ca/RCE-21_v2_for_website.pdf (accessed 30 April 2025).
- Ainsbury, E.A., Bouffler, S., Dorr, W., et al., 2009. Radiation characterogenesis: a review of recent studies. *Radiat. Res.* **172**, 1–9.
- Alessio, A.M., Farell, M.B., Fahey, F.H., 2015. Role of reference levels in nuclear medicine: a report of the SNMMI Dose Optimization Task Force. *J. Nucl. Med.* **56**, 1960–1964.
- Andrade, M.E., Borras, C., Khouri, H.J., et al., 2012. Organ doses and risks of computed tomography examinations in Recife, *Brazil. J. Radiol. Prot.* **32**, 251–260.
- ARSAC, 2020. Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources. Administration of Radioactive Substances Advisory Committee, Public Health England, Chilton.
- Balonov, M., Golikov, V., Zvonova, I., et al., 2018. Patient doses from medical examinations in Russia: 2009–2015. *J. Radiol. Prot.* **38**, 121–139.
- Becker, M.D., Butler, P.F., Bhargavan-Chatfield, M., et al., 2016. Adult gamma camera myocardial perfusion imaging: Diagnostic Reference Levels and Achievable Administered Activities derived from ACR accreditation data. *J. Am. Coll. Radiol.* **13**, 688–695.
- Berrington de Gonzalez, A., Salotti, J.A., McHugh, K., et al., 2016. Relationship between paediatric CT scans and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: assessment of the impact of underlying conditions. *Br. J. Cancer* **114**, 388–394.
- Boice, J.D., 2015. Radiation epidemiology and recent paediatric computed tomography studies. *Ann. ICRP* **44**(1S), 249–258.
- Bolch, W.E., Dietze, G., Petoussi-Henss, N., et al., 2015. Dosimetric models of the eye and lens of the eye and their use in assessing dose coefficients for ocular exposures. *Ann. ICRP* **44**(1S), 91–111.
- Bouffler, S.D., Peters, S., Gilvin, P., et al., 2015. The lens of the eye: exposures in the UK medical sector and mechanistic studies of radiation effects. *Ann. ICRP* **44**(1S), 84–90.
- Bouffler, S.D., 2016. Evidence for variation in human radiosensitivity and its potential impact on radiological protection. *Ann. ICRP* **45**(1S), 280–289.
- Brambilla, M., Vassileva, J., Kuchcinska, A., et al., 2020. Multinational data on cumulative radiation exposure of patients from recurrent radiological procedures: call for action. *Eur. Radiology* **30**, 2493–2501.
- Brenner, D.J., 2008. Effective dose: a flawed concept that could and should be replaced. *Br. J. Radiol.* **81**, 521–523.
- Brenner, D.J., 2012. We can do better than effective dose for estimating or comparing low-dose radiation risks. *Ann. ICRP* **41**(3/4), 124–128.
- Chipiga, L., Bernhardsson, C., 2010. Patient doses in computed tomography examinations in two regions of the Russian Federation. *Radiat. Prot. Dosim.* **169**, 240–244.
- Cristy, M., 1980. Mathematical Phantoms Representing Children of Various Ages for Use in

- Estimates of Internal Dose. ORNL Report TM-367. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN.
- Cristy, M., Eckerman, K.F., 1987. Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources. ORNL/TM-8381/V1-7. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN.
- Ding, A., Gao, Y., Liu, H., et al., 2015. VirtualDose: a software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients. *Phys. Med. Biol.* **60**, 5601–5625.
- EANM, 2020. Guidelines. European Association of Nuclear Medicine, Vienna. Available at: <https://www.eanm.org/publications/guidelines/> (accessed 30 April 2025).
- EU, 2000. Referral Guidelines for Imaging. Radiation Protection 118. European Commission, Directorate-General for the Environment. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg. Available at: <http://europa.eu.int>.
- Fisher, H.L.J., Snyder, W.S., 1967. Distribution of Dose in the Body from a Source of Gamma Rays Distributed Uniformly in an Organ. ORNL-4168. Oak Ridge National Laboratory, TN.
- Gonzalez, A.J., Akashi, M., Boice, J.D., et al., 2013. Radiological protection issues arising during and after the Fukushima nuclear reactor accident. *J. Radiol. Prot.* **33**, 497–571.
- Hamada, N., Sato, T., 2016. Caractogenesis following high-LET radiation exposure. *Mutat. Res.* **770**, 262–291.
- Harrison, J.D., Muirhead, C.R., 2003. Quantitative comparisons of cancer induction in humans by internally deposited radionuclides and external radiation. *Int. J. Radiat. Biol.* **79**, 1–13.
- Hart, D., Jones, D.G., Wall, B.F., 1994. Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Dose and Dose-Area Product Measurement. NRPB R262. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Haylock, R., Gillies, M., Hunter, N., et al., 2018. Cancer mortality and incidence following external occupational radiation exposure: an update of the 3rd analysis of the UK national registry of radiation workers. *Br. J. Cancer* **119**, 631–637.
- Hendry, J.H., 2015. Threshold doses and circulatory disease risks. *Ann. ICRP* **44**(1S), 69–75.
- HPA, 2008. Guidance on the Application of Dose Coefficients for the Embryo, Fetus and Breastfed Infant in Dose Assessments for Members of the Public. Documents of the Health Protection Agency, Radiation, Chemical and Environmental Hazards, RCE-5. HPA CRCE, Oxfordshire, UK.
- Huang, W.Y., Muo, C.H., Lin, C.Y., et al., 2014. Paediatric head CT scan and subsequent risk of malignancy and benign brain tumour: a nation-wide population-based cohort study. *Br. J. Cancer* **110**, 2354–2360.
- Huda, W., He, W., 2012. Estimating cancer risks to adults undergoing body CT examinations. *Radiat. Prot. Dosimetry* **150**, 168–179.
- ImPACT, 2011. CT Dosimetry Tool: Scanner Matching Data to be Used with NRPB SR250 Dose Distribution Data. Version 1.0.4, ImPACT, St. George's Hospital, London. Available at: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm> (last accessed October 2025).
- IAEA, 1995. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Series No. 115. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2011. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, Interim Edition. General Safety Requirements Part 3. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. *Ann. ICRP* **1**(3).
- ICRP, 1979. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30, Part 1. *Ann. ICRP* **2**(3/4).
- ICRP, 1980. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30, Part 2. *Ann. ICRP* **4**(3/4).

- ICRP, 1981. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30, Part 3. *Ann. ICRP* **6**(2/3).
- ICRP, 1987. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. ICRP Publication 53. *Ann. ICRP* **18**(1–4).
- ICRP, 1989. Age-dependent doses to members of the public from intakes of radionuclides: Part 1. ICRP Publication 56. *Ann. ICRP* **20**(2).
- ICRP, 1990. RBE for deterministic effects. ICRP Publication 58. *Ann. ICRP* **20**(4).
- ICRP, 1991a. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann. ICRP* **21**(1–3).
- ICRP, 1991b. Radiological protection in biomedical research. ICRP Publication 62. *Ann. ICRP* **22**(3).
- ICRP, 1993. Age-dependent dose to members of the public from intake of radionuclides. Part 2: Ingestion dose coefficients. ICRP Publication 67. *Ann. ICRP* **23**(3/4).
- ICRP, 1994a. Human respiratory tract model for radiological protection. ICRP Publication 66. *Ann. ICRP* **24**(1–3).
- ICRP, 1994b. Dose coefficients for intake of radionuclides by workers. ICRP Publication 68. *Ann. ICRP* **24**(4).
- ICRP, 1995a. Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides. Part 3: Ingestion dose coefficients. ICRP Publication 69. *Ann. ICRP* **25**(1).
- ICRP, 1995b. Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides. Part 4: Inhalation dose coefficients. ICRP Publication 71. *Ann. ICRP* **25**(3/4).
- ICRP, 1996a. Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides. Part 5: Compilation of ingestion and inhalation dose coefficients. ICRP Publication 72. *Ann. ICRP* **26**(1).
- ICRP, 1996b. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. *Ann. ICRP* **26**(2).
- ICRP, 1996c. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publication 74. *Ann. ICRP* **26**(3/4).
- ICRP, 1998. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals: Addendum to ICRP 53. ICRP Publication 80. *Ann. ICRP* **28**(3).
- ICRP, 2001. Doses to the embryo and fetus from intakes of radionuclides by the mother. ICRP Publication 88. *Ann. ICRP* **31**(1–3).
- ICRP, 2002a. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection. ICRP Publication 89. *Ann. ICRP* **32**(3/4).
- ICRP, 2002b. Guide on the practical application of the ICRP human respiratory tract model. ICRP Supporting Guidance No. 3. *Ann. ICRP* **32**(1/2).
- ICRP, 2003a. Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus). ICRP Publication 90. *Ann. ICRP* **33**(1/2).
- ICRP, 2003b. Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor (w_R). ICRP Publication 92. *Ann. ICRP* **33**(4).
- ICRP, 2004. Doses to infants from ingestion of radionuclides in mothers' milk. ICRP Publication 95. *Ann. ICRP* **34**(3/4).
- ICRP, 2006. Assessing dose to 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, 2007a. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* **37**(2–4).
- ICRP, 2007b. Radiological protection in medicine. ICRP Publication 105. *Ann. ICRP* **37**(2). ICRP, 2008. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals: a third addendum to ICRP 53. ICRP Publication 106. *Ann. ICRP* **38**(1/2).
- ICRP, 2009a. Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110. *Ann. ICRP* **39**(2).

- ICRP, 2009b. Education and training in radiological protection for diagnostic and interventional procedures. ICRP Publication 113. *Ann. ICRP* **39**(5).
- ICRP, 2010a. Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposure. ICRP Publication 116. *Ann. ICRP* **40**(2–5).
- ICRP, 2010b. Radiological protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the imaging department. ICRP Publication 117. *Ann. ICRP* **40**(6).
- ICRP, 2012a. Part 1, ICRP statement on tissue reactions; Part 2, Early and late effects of radiation in normal tissues and organs – threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP Publication 118. *Ann. ICRP* **41**(1/2).
- ICRP, 2012b. Compendium of dose coefficients based on ICRP Publication 60. ICRP Publication 119. *Ann. ICRP* **41**(S).
- 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).
- ICRP, 2015a. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals: a compendium of current information related to frequently used substances. ICRP Publication 128. *Ann. ICRP* **44**(2S).
- ICRP, 2015b. Occupational intakes of radionuclides, Part 1. ICRP Publication 130. *Ann. ICRP* **44**(2).
- ICRP, 2015c. Stem cell biology with respect to carcinogenesis aspects of radiological protection. ICRP Publication 131. *Ann. ICRP* **44**(3/4).
- ICRP, 2016. Occupational intakes of radionuclides, Part 2. ICRP Publication 134. *Ann. ICRP* **45**(3/4).
- ICRP, 2017. Occupational intakes of radionuclides, Part 3. ICRP Publication 137. *Ann. ICRP* **46**(3/4).
- ICRP, 2018. Occupational radiological protection in interventional procedures. ICRP Publication 139. *Ann. ICRP* **47**(2).
- ICRP, 2019a. Occupational intakes of radionuclides, Part 4. ICRP Publication 141. *Ann. ICRP* **48**(2/3).
- ICRP, 2019b. Radiological Protection from Naturally Occurring Radioactive Material (NORM) in Industrial Processes. ICRP Publication 142. *Ann. ICRP* **48**(4).
- ICRP, 2020a. Paediatric reference computational phantoms. ICRP Publication 143. *Ann. ICRP* **49**(1).
- ICRP, 2020b. Dose coefficients for external exposures to environmental sources. ICRP Publication 144. *Ann. ICRP* **49**(2).
- ICRU, 1985. Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources. ICRU Report 39. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU, 1988. Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources – Part II. ICRU Report 43. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU, 1993. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. ICRU Report 51. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU, 2007. Dosimetry of External Beta Rays for Radiation Protection. ICRU Report 56. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- ICRU, 2020. Operational Quantities for External Radiation Exposure. ICRU Report 95. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- Jones, D.G., Wall, B.F., 1985. Organ Doses from Medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques. NRPB-R186. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Journy, N., Rehel, J.L., Ducou le Pointe, H., et al., 2015. Are the studies on cancer risk from CT scans biased by indication? Elements of answer from a large-scale cohort study in France. *Br. J. Cancer* **112**, 185–193.

- Kanal, K.M., Butler, P.F., Sengupta, D., et al., 2017. U.S. diagnostic reference levels and achievable doses for 10 adult CT examinations. *Radiology* **284**, 120–133.
- Kramer, R., Vieira, J.W., Khouri, H.J., et al., 2004. MAX meets ADAM: a dosimetric comparison between a voxel based and a mathematical model for external exposure to photons. *Phys. Med. Biol.* **49**, 1239–1252.
- Kuznetsova, I.S., Labutina, E.V., Hunter, N., 2016. Radiation risks from leukaemia, lymphoma and multiple myeloma incidence in the Mayak cohort: 1948–2004. *PLoS One* **11**, e016271.
- Lee, C., Kim, K.P., Long, D., et al., 2011. Organ doses for reference adult male and female undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulations. *Med. Phys.* **38**, 1196–1206.
- Lee, C., Kim, K.P., Long, D.J., et al., 2012. Organ doses for reference pediatric and adolescent patients undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulation. *Med. Phys.* **39**, 2129–2146.
- Leuraud, K., Richardson, D.B., Cardis, E., et al., 2015. Ionizing radiation and leukaemia and lymphoma: findings from an international cohort study of radiation-monitored workers (INWORKS). *Lancet Haematol.* **2**, e276–e281.
- Li, X., Samei, E., Segars, W.P., et al., 2011. Patient-specific radiation dose and cancer risk for pediatric chest CT. *Radiology* **259**, 862–874.
- Little, M.P., 2016. Radiation and circulatory disease. *Mutat. Res.* **770**, 299–318.
- Little, M.P., Hill, P., Charles, M.W., 2007. Are cancer risks associated with exposure to ionising radiation from internal emitters greater than those in the Japanese A-bomb survivors. *Radiat. Environ. Biophys.* **46**, 299–310.
- Little, M.P., Azizova, T.V., Bazyka, D., et al., 2012. Systematic review and meta-analysis of circulatory disease from exposure to low-level ionizing radiation and estimates of potential population mortality risks. *Environ. Health Perspect.* **120**, 1503–1511.
- Loose, K.W., Popp, U., Wucherer, M., et al., 2010. Medical radiation exposure and justification at a large teaching hospital: comparison of radiation-related and disease-related risks. *RoFo* **182**, 66–70.
- Marsh, J.W., Harrison, J.D., Laurier, D., et al., 2014. Doses and lung cancer risks from exposure to radon and plutonium. *Int. J. Radiat. Biol.* **90**, 1080–1087.
- Martin, C.J., 2005. A survey of incidents in radiology and nuclear medicine in the West of Scotland. *Br. J. Radiol.* **78**, 913–921.
- Martin, C.J., 2007a. Effective dose: how should it be applied to medical exposure? *Br. J. Radiol.* **80**, 639–647.
- Martin, C.J., 2007b. The importance of radiation quality for optimisation in radiology. *Biomed. Imag. Interv. J.* **3**, e38.
- Martin, C.J., 2008. Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures. *Radiat. Prot. Dosimetry* **128**, 389–412.
- Martin, C.J., 2011. Management of patient dose in radiology in the UK. *Radiat. Prot. Dosimetry* **147**, 355–372.
- Martin, C.J., Darragh, C.L., McKenzie, G., et al., 1993. Implementation of a programme for reduction of radiographic doses and results achieved through increases in tube potential. *Br. J. Radiol.* **66**, 228–233.
- Martin, C.J., Sutton, D.G., Sharp, P.F., 1999. Balancing patient dose and image quality. *Appl. Radiat. Isot.* **50**, 1–19.
- Martin, C.J., Magee, J.S., 2013. Assessment of eye and body dose for interventional radiologists, cardiologists, and other interventional staff. *J. Radiol. Prot.* **33**, 445–460.
- Martin, C.J., Sutton, D.G., 2014. Practical Radiation Protection in Healthcare, second ed. Oxford University Press, Oxford.
- Martin, C.J., Vassileva, J., Vañó E., et al., 2017. Unintended and accidental medical exposures in radiology: guidelines on investigation and prevention. *J. Radiol. Prot.* **37**, 883–906.

- Mathews, J.D., Forsythe, A.V., Brady, Z., et al., 2013. Cancer risk in 680000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* **346**, f2360.
- McCullough, C.H., Christner, J.A., Kofler, J.K., 2010. How effective is effective dose as a predictor of radiation risk? *Am. J. Roentgenol.* **194**, 890–896.
- Menzel, H.G., Harrison, J.D., 2012. Effective dose: a radiation protection quantity. *Ann. ICRP* **41**(3/4), 117–123.
- Mettler, F.A., Huda, W., Yoshizumi, T.T., et al., 2008. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology* **248**, 254–263.
- Meulepas, J.M., Ronckers, C.M., Smets, A.M.J.B., et al., 2019. Radiation Exposure From Pediatric CT Scans and Subsequent Cancer Risk in the Netherlands. *J. Natl. Cancer Inst.* **111**, 256–263.
- Muirhead, C.R., O'Hagan, J.A., Haylock, R.G.E., et al., 2009. Mortality and cancer incidence following occupational radiation exposure: 3rd analysis of the National Registry for Radiation Workers. *Br. J. Cancer* **100**, 206–212.
- NCRP, 2007. Development of a Biokinetic Model for Radionuclide-contaminated Wounds and Procedure for their Assessment, Dosimetry and Treatment. NCRP Report 156. National Council on Radiation Protection and Measurement, Bethesda, MD.
- NCRP, 2009. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, 2009. NCRP Report 160. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2012. Uncertainties in the Estimation of Radiation Risks and Probability of Disease Causation. NCRP Report 171. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2018. Implications of Recent Epidemiologic Studies for the Linear-nonthreshold Model and Radiation Protection. Commentary No. 27. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2019. Medical Radiation Exposure of Patients in the United States. Report No. 184. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- Neriishi, K., Nakashima, E., Minamoto, A., et al., 2007. Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. *Radiat. Res.* **168**, 404–408.
- Ogino, H., Fujimichi, Y., Sasaki, M., et al., 2016. Quantitative assessment of provability of radiation-related cancers considering unavoidable existence of unadjusted risk factors. *J. Radiol. Prot.* **36**, 865–884.
- Pearce, M.S., Salotti, J.A., Little, M.P., et al., 2012. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* **380**, 499–505.
- Preston, D.L., Mattsson, A., Holmberg, E., et al., 2002. Radiation effects on breast cancer risk: a pooled analysis of eight cohorts. *Radiat. Res.* **158**, 220–235.
- Preston, D.L., Shimizu, Y., Pierce, D.A., et al., 2003. Studies of mortality of atomic bomb survivors. Report 13. Solid cancer and non-cancer disease mortality 1950–1997. *Radiat. Res.* **160**, 381–407.
- Preston, D.L., Ron, E., Tokuoka, S., et al., 2007. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998. *Radiat. Res.* **168**, 1–64.
- Rage, E., Vacquier, B., Blanchardon, E., et al., 2012. Risk of lung cancer mortality in relation to lung doses among French uranium miners. *Radiat. Res.* **177**, 288–297.
- Rannikko, S., Ermakov, I., Lampinen, J.S., et al., 1997. Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size- and sex-adjustable phantom. *Br. J. Radiol.* **70**, 708–718.
- Rehani, M., 2015. Tracking of examination and dose: overview. *Radiat. Prot. Dosimetry* **165**, 50–52.
- Rehani, M., Berris, T., Frush, D.P., 2014. Templates and existing elements and models for implementation of patient exposure tracking. *Radiat. Prot. Dosimetry* **158**, 36–42.
- Rehani, M.M., Yang, K., Melick, E.R. et al., 2020. Patients undergoing recurrent CT scans: assessing the magnitude. *Eur. Radiology* **30**, 1828–1836.

- Richardson, D.B., Cardis, E., Daniels, R.D., et al., 2015. Solid cancer risk among nuclear workers in France, the United Kingdom and the United States. The INWORKS Project. *BMJ* **351**, h5359.
- Richardson, D.B., Cardis, E., Daniels, R.D., et al., 2018. Site-specific solid cancer mortality after exposure to ionizing radiation: a cohort study of workers (INWORKS). *Epidemiology* **29**, 31–40.
- Rühm, W., Azizova, T.V., Bouffler, S.D., et al., 2016. Dose rate effects in radiation biology and radiation protection. *Ann. ICRP* **45**(1S), 262–279.
- Shore, R., Walsh, L., Azizova, T., et al., 2017. Risk of solid cancer in low dose-rate radiation epidemiologic studies and the dose-rate effectiveness factor. *Int. J. Radiat. Biol.* **93**, 1064–1078.
- Shrimpton, P.C., Jansen, J.T.M., Harrison, J.D., 2016. Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review. *Br. J. Radiol.* **89**, 20150346.
- Smith-Bindman, R., Lipson, J., Marcus, R., et al., 2009. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch. Intern. Med.* **169**, 2078–2086.
- Smith-Bindman, R., Moghadassi, M., Griffey, R.T., et al., 2015. Computed tomography radiation dose in patients with suspected urolithiasis. *JAMA Intern. Med.* **175**, 1413–1416.
- Sodickson, A., Baeyens, P.F., Andriole, K.P., et al., 2009. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* **251**, 175–184.
- Sokolnikov, M., Preston, D., Gilbert, E., et al., 2015. Radiation effects on mortality from solid cancers other than lung, liver and bone cancer in the Mayak worker cohort: 1948–2008. *PLoS One* **10**, e0117784.
- Stabin, M.G., Watson, E.E., Cristy, M., et al., 1995. Mathematical Models and Specific Absorbed Fractions of Photon Energy in the Nonpregnant Adult Female and at the End of Each Trimester of Pregnancy. ORNL/TM-12907. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN.
- Streffler, C., 2004. Can tissue weighting factors be established for the embryo and fetus? *Radiat. Prot. Dosimetry* **112**, 519–523.
- Thomas, R.H., Edwards, A.A., 2003. Topics for debate: the present ICRP protection quantities are seriously flawed. *Radiat. Prot. Dosim.* **104**, 79–87.
- UNSCEAR, 2000. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Volume II. 2000 Report to the General Assembly. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, New York.
- UNSCEAR, 2001. Hereditary Effects of Radiation. 2001 Report to the General Assembly. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, New York.
- UNSCEAR, 2008. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Volume I: Sources. Annex B. Exposures of the Public and Workers from Various Sources of Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, New York.
- UNSCEAR, 2012a. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. Annex A: Attributing Health Effects to Ionizing Radiation Exposures and Inferring Risks. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, New York.
- UNSCEAR, 2012b. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. Annex B: Uncertainties in Risk Estimates for Radiation-induced Cancer. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, New York.
- UNSCEAR, 2013. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. Volume II, Annex B: Effects of Radiation Exposure in Children. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, New York.
- Vodovatov, A.V., Balonov, M.I., Yu, V., et al., 2016. Proposals for the establishment of national diagnostic reference levels for radiography for adult patients based on regional dose surveys in Russian Federation. *Radiat. Prot. Dosimetry* **173**, 223–232.
- Wall, B.F., Haylock, R., Jansen, J.T.M., et al., 2011. Radiation Risks from Medical X-ray

- Examinations as a Function of Age and Sex of Patient. HPA Report HPA-CRCE-028. Health Protection Agency, Chiltern.
- Walsh, L., Shore, R., Auvinen, A., et al., 2013. Cancer risk in 680000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* **346**, f2360/rr/648506.
- Walsh, L., Shore, R., Auvinen, A., et al., 2014. Risks from CT scans – what do recent studies tell us? *J. Radiol. Prot.* **34**, E1–E5.
- Worgul, B.V., Kundiyev, Y.I., Sergiyenko, N.M., et al., 2007. Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposure. *Radiat. Res.* **167**, 233–243.
- WHO, 2001. IARC Monographs on the Evaluation of Carcinogenic Risks to Humans. Vol. 78. Ionizing Radiation, Part 2: Some Internally Deposited Radionuclides. IARC Press, Lyon.
- Zanzonica, P., Stabin, M.G., 2014. Quantitative benefit-risk analysis of medical radiation exposures. *Semin. Nucl. Med.* **44**, 210–214.
- Zvonova, I., Chipiga, L., Balonov, M., et al., 2015. Nuclear medicine examinations of children in Russia. *Radiat. Prot. Dosimetry* **165**, 216–219.

謝　　辞

2007 年勧告 (ICRP, 2007a) では、放射線防護における線量の使用に関する詳細なガイダンスが示されているが、委員会は、医療被ばくとリスクの関連性を重視して、このガイダンスを拡大する必要性を認識した。委員会は、このタスクを遂行するため、2010 年にリスクに関連した放射線防護量としての実効線量の使用に関するタスクグループ 79 を設立した。タスクグループには、第 1、第 2、第 3 と第 4 専門委員会のメンバーが含まれた。

英国公衆衛生庁の Jan Jansen 氏や Wei Zhang 氏をはじめ、長年にわたる多大で献身的な働きにより、線量とリスクの計算に協力し、本刊行物の策定に関与したすべての人々に感謝の意を表したい。

タスクグループ 79 のメンバーは以下のとおりであった（2010 年～現在）。

J.D. Harrison (委員長)	J.R. Cooper	J.R. Simmonds
M. Balonov	C.J. Martin	R. Smith-Bindman
F. Bochud	H-G. Menzel	C. Streffer
W. E. Bolch	P. Ortiz-Lopez	R. Wakeford

主委員会の批評的査読者は以下のとおりであった。

K. Applegate	D. Cool	C-M. Larsson
--------------	---------	--------------

編集メンバーは以下のとおりであった。

C.H. Clement (ICRP 科学秘書官および <i>Annals of the ICRP</i> 編集長)	
H. Fujita (ICRP 科学秘書官補佐および <i>Annals of the ICRP</i> 共同編集者)	

本刊行物の作成期間における第 2 専門委員会のメンバーは以下のとおりであった。

(2010 年～2013 年)

H-G. Menzel (委員長)	V. Berkovski	R. Leggett
J.D. Harrison (副委員長)	R. Cox	J. Lipsztein
W. Bolch	G. Dietze	J. Ma
M. Bailey	K. Eckerman	F. Paquet
M. Balonov	A. Endo	N. Petoussi-Henss
D. Bartlett	N. Ishigure	A. Pradhan

(2013 年～ 2017 年)

J.D. Harrison (委員長)	D. Chambers	J. Ma
F. Paquet (副委員長)	M. Degteva	D. Nosske
W.E. Bolch (書記)	A. Endo	N. Petoussi-Henss
M.R. Bailey	J.G.S. Hunt	F. Wissmann
V. Berkovski	C.H. Kim	
L. Bertelli	R. Leggett	

(2017 年～ 2021 年)

J.D. Harrison (委員長)	D. Jokisch	T. Sato
F. Paquet (副委員長)	C.H. Kim	T. Smith
W.E. Bolch (書記)	R. Leggett	A. Ulanowski
V. Berkovski	J. Li	F. Wissmann
E. Blanchardon	M.A. Lopez	
A. Giussani	N. Petoussi-Henss	

本刊行物出版物の承認時の主委員会のメンバーは以下のとおりであった。

委員長 : C. Cousins (英)

副委員長 : J. Lochard (仏)

科学秘書官 : C.H. Clement (加) ; sci.sec@icrp.org*

K.E. Applegate (米)	S. Liu (中)	名誉メンバー
S. Bouffler (英)	S. Romanov (露)	R.H. Clarke (英)
K.W. Cho (韓)	W. Rühm (独)	F.A. Mettler Jr (米)
D.A. Cool (米)		R.J. Pentreath (英)
J.D. Harrison (英)		R.J. Preston (米)
M. Kai (日)		C. Streffer (独)
C-M. Larsson (豪)		E. Vañó (西)
D. Laurier (仏)		

* 科学秘書官は、1988 年以降正式なメンバーではないが、主委員会に欠くことのできない役割をもつ。

最後に、意見募集の過程で本刊行物の草稿についてコメントを提供するために時間を割いていただいたすべての組織と個人に感謝する。

ICRP Publication 147
放射線防護における線量の使用

2026年2月6日 初版第1刷発行

監修 甲斐 優明

翻訳 岩井 敏

編集 ICRP刊行物翻訳委員会

発行 原子力規制委員会

連絡先 〒106-8450 東京都港区六本木1-9-9
六本木ファーストビル16F
原子力規制庁 長官官房技術基盤グループ
放射線・廃棄物研究部門

電話 03-5114-2225（部門代表）

翻訳公開URL https://www.nra.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html

© Nuclear Regulation Authority, Japan, 2026

Printed in Japan

DTP 株式会社フォレスト

【非売品】

ICRP

Publication 147

