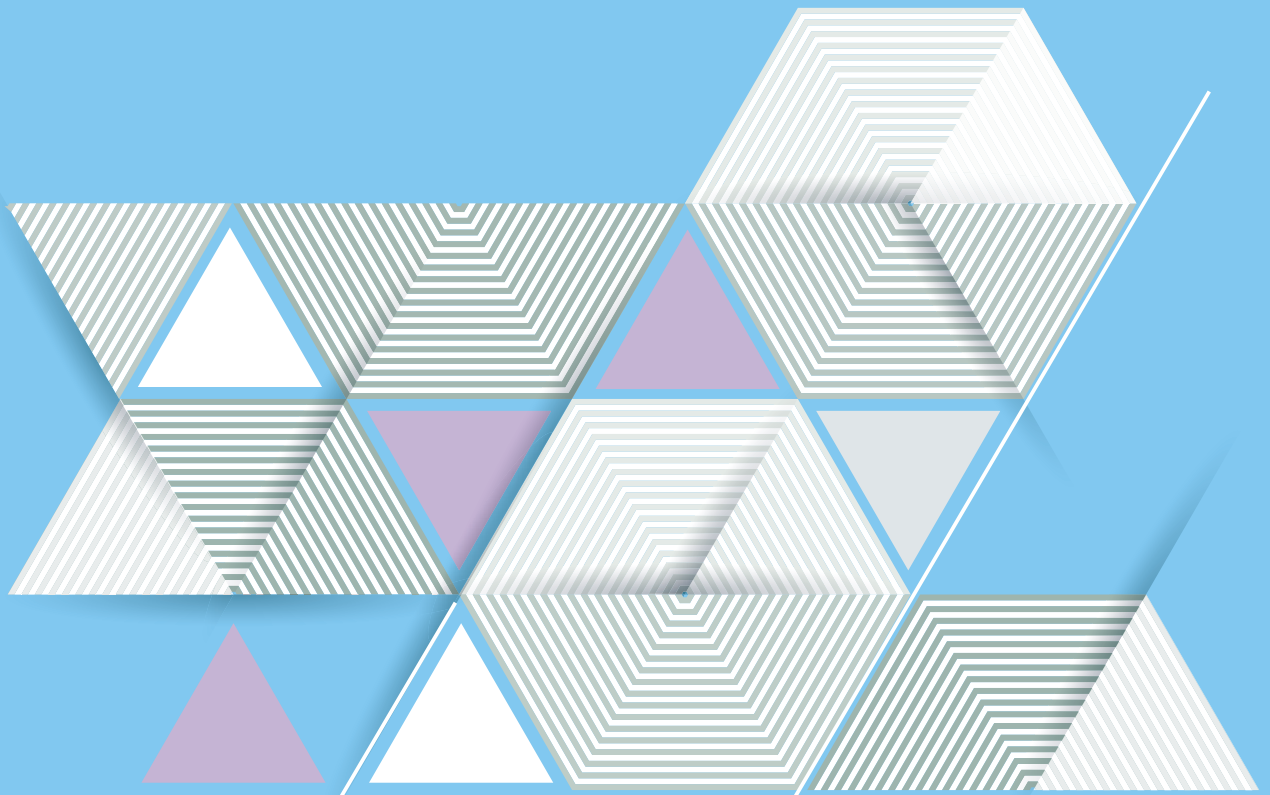


# ICRP

*Publication 130*

## 放射性核種の職業上の摂取 — 第1部 —



# 放射性核種の職業上の摂取 — 第1部 —

2012年12月 主委員会により承認



**ICRP**

*Publication 130*

## Occupational Intakes of Radionuclides : Part 1

Editor-in-Chief

C. H. CLEMENT

Associate Editor

N. HAMADA

Authors on behalf of ICRP

F. Paquet, G. Etherington, M.R. Bailey, R.W. Leggett, J. Lipsztein,  
W. Bolch, K.F. Eckerman, J.D. Harrison

---

Copyright © 2021 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 © 2015 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 130  
Occupational Intakes of Radionuclides : Part 1

This translation was undertaken by the following colleagues.

Supervised by

Akira ENDO

Translated by

Michio YOSHIZAWA, Masa TAKAHASHI,  
Takuya ABE, Yumi UENO, Masahiro UCHIDA, Yoichi KIRIHARA,  
Tatsunari KOMETANI, Misaki TAKIMOTO, Erina TAKEUCHI,  
Junichi TSUNODA, Jumpei TOMITA, Junya NAKAJIMA,  
Teo NOZAKI, Tomoyo FUKAMI, Kentaro MANABE,  
Ken MORISHITA, Hiroshi YOSHITOMI

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 ◆

Ohtsura NIWA <sup>*, 1)</sup> (Chair; until 2018.03)	Gen SUZUKI (Chair; from 2018.06)	
Keiko IMAMURA <sup>1)</sup> (Vice-chair; until 2018.03)	Michiya SASAKI (Vice-chair; from 2018.06)	
Kazuko OHNO <sup>3)</sup>	Keiji ODA <sup>2)</sup>	Isao KAWAGUCHI
Nobuyuki KINOUCHI <sup>2)</sup>	Yasuhito SASAKI <sup>*</sup>	Hiroshi YASUDA <sup>2)</sup>
Michio YOSHIZAWA <sup>1)</sup>		

◆ Supervisors ◆

Michiaki KAI (ICRP, MC)	Ohtsura NIWA <sup>*, 2)</sup> (ICRP, MC)
Kotaro OZASA (ICRP, C1)	Kazuo SAKAI (ICRP, C1)
Tatsuhiko SATO (ICRP, C2)	Makoto HOSONO (ICRP, C3)
Yoshiharu YONEKURA <sup>*</sup> (ICRP, C3)	Toshimitsu HOMMA (ICRP, C4)
Norio SAITO (ICRU)	

---

\* Former ICRP member. <sup>1)</sup> Until March 2018, <sup>2)</sup> From June 2018, <sup>3)</sup> From October 2018.

## 邦訳版への序

本書は、ICRPの主委員会が2012年11月に承認され2015年10月に刊行された、放射能核種の職業上の摂取についての報告書—第1部—

Occupational Intakes of Radionuclides : Part 1  
(Publication 130. Annals of the ICRP, Vol.44 (2) (2015))

をICRPの承諾のもとに翻訳したものである。

本書の翻訳は、日本原子力研究開発機構の吉澤道夫、高橋 聖、阿部琢也、上野有美、内田真弘、桐原陽一、米谷達成、滝本美咲、竹内絵里奈、角田潤一、富田純平、中野純也、野崎天生、深見智代、真辺健太郎、森下 剣、吉富 寛の諸氏によって行われた。この翻訳稿をもとに、ICRP刊行物翻訳委員会において推敲を重ねるとともに、前ICRP第2専門委員会の遠藤章氏の監修をいただいて、最終稿を決定した。原文の記述への疑問は原著関係者に直接確認して訂正し、また原文の意味を正しく伝えるために必要と思われた場合は、多少の加筆や修正、訳注を付した。

本報告書は、ICRP報告書30シリーズおよび報告書68で定義されてきた線量係数を全面的に改訂するにあたり、その理論的背景となる核種の代謝動態モデルや人体モデルもまた改訂されたこと、そしてそれらに基づき放射線輸送計算がし直されたことを詳述している。本報告書は、新たなICRPの線量評価体系の基盤となる重要な刊行物であり、専門家向けの内容になっている。一般の読者にとっては難解かもしれないが、内部被ばく線量評価の概要を知りたい方にとっても読み応えのあるものとなっている。

核災害や放射性物質を取り扱う事業所での内部被ばく事故が起きた場合、被災者は内部被ばくによる将来の健康影響を心配するであろう。そのような心配に応えるためには、専門家は、内部被ばく線量を評価し、場合によっては医師と協力してキレート剤などによる治療を行い、線量に基づいて健康リスクの大きさを説明する必要がある。

内部被ばくの線量評価は、摂取された核種の代謝動態、すなわち問題となっている化学形・粒子径の核種が時間経過の中でどのように体内での存在場所を変え、あるいは代

謝され、沈着し、排泄されていくのかといった代謝動態に関する膨大な基礎研究が蓄積されて初めて可能となった学問体系である。動物実験や人での実測値などを元に、核種の代謝動態が定まると、それをコンパートメント・モデルとして模式化し、コンピュータ・シミュレーションが可能となる。そして、それぞれのコンパートメントに経時的に存在する核種量が判れば、そこから放出される放射線が主要臓器にどの程度の吸収線量を与えるかを計算することが可能となる。ICRP は、このような計算プロセスを経て、報告書 30 シリーズにおいて化学形や粒子径毎に主要核種の吸入摂取あるいは経口摂取した場合の線量係数（単位ベクレル当たりの実効線量換算係数や等価線量換算係数）を定義してきた。線量係数を使うと、摂取シナリオ、摂取された核種の化学形や粒子径およびその総量が判れば、臓器線量および実効線量を簡便に計算することができる。

ICRP 報告書 30 シリーズでは、人体臓器とそれらの位置関係を模擬的に数学的に表現した人体モデルを利用していたが、本報告書では、CT 画像や MRI 画像等に基づく解剖学的人体モデルを採用している。これに伴い、コンパートメント・モデル（標準体内動態モデル、ヒト呼吸気道モデルやヒト消化管モデル）もまたより解剖学的な実態に即して修正されている。本報告書では、改訂されたコンパートメント・モデルと人体モデルをベースに、以前より精度高く臓器線量を評価している。本報告書の後半には、核種の代謝動態モデルと関連づけて、バイオアッセイ・データ（例えば尿中や糞便中への核種の排泄動態）の解釈に関するガイダンスも書かれている。なお、本報告書に引き続き、報告書 134, 137, 141, および現在準備中の Part.5 において主要な核種の線量係数が報告されるので、合わせて参照して欲しい。

翻訳の進行・編集を担当した事務局の原子力安全研究協会（～令和元年度）および日本エヌ・ユー・エス株式会社のスタッフ、とりわけ迫田幸子さんには大変お世話になった。ICRP 刊行物の訳語の一貫性や理系の研究者だけでは気がつかない言葉遣いの検討など、事務局の努力なしでは、完成度の高い翻訳版はできなかつたであろう。この紙面を借りて、ICRP 刊行物翻訳委員会を代表してすべての事務局スタッフにお礼を申し上げたい。

当翻訳事業の成果は、すべて ICRP のウェブサイトにて PDF 版にて公開される。また、原子力規制委員会においては、この令和 2 年度から当翻訳事業で翻訳した ICRP の刊行

物を以下の URL で公開する運びとなった ([https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku\\_04.html](https://www.nsr.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。

2021（令和3）年3月

ICRP 刊行物翻訳委員会

委員長 鈴木 元





原子力規制庁  
国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査事業  
ICRP 刊行物翻訳委員会

委員長 丹羽 太貫<sup>1)</sup> (前 ICRP 主委員会, (公財)放射線影響研究所)\*  
鈴木 元 (国際医療福祉大学クリニック)\*\*  
副委員長 今村 恵子<sup>1)</sup> (元 聖マリアンナ医科大学)\*  
佐々木道也 ((一財)電力中央研究所)\*\*  
委員 大野 和子<sup>3)</sup> (京都医療科学大学)  
小田 啓二<sup>2)</sup> (神戸大学)  
川口 勇生 ((国研)量子科学技術研究開発機構)  
木内 伸幸<sup>2)</sup> ((国研)日本原子力研究開発機構)  
佐々木康人 (湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター)  
保田 浩志<sup>2)</sup> (広島大学原爆放射線医科学研究所)  
吉澤 道夫<sup>1)</sup> ((国研)日本原子力研究開発機構)

監修者

---

甲斐 倫明 (ICRP 主委員会, 大分県立看護科学大学)  
丹羽 太貫<sup>2)</sup> (前 ICRP 主委員会, (公財)放射線影響研究所)  
小笹晃太郎 (ICRP 第 1 専門委員会, (公財)放射線影響研究所)  
酒井 一夫 (ICRP 第 1 専門委員会, 東京医療保健大学)  
佐藤 達彦 (ICRP 第 2 専門委員会, (国研)日本原子力研究開発機構)  
細野 眞 (ICRP 第 3 専門委員会, 近畿大学)  
米倉 義晴 (前 ICRP 第 3 専門委員会, (公社)日本アイソトープ協会)  
本間 俊充 (ICRP 第 4 専門委員会, 原子力規制庁)  
齋藤 則生 (ICRU 委員, (国研)産業技術総合研究所)

<sup>1)</sup>2018 年 3 月まで, <sup>2)</sup>2018 年 6 月から, <sup>3)</sup>2018 年 10 月から

\*2017 年 6 月～2018 年 3 月, \*\*2018 年 6 月から



## 抄 録

本報告書は、吸入摂取と経口摂取による放射性核種の職業上の摂取に対する改訂された線量係数を提示するための、*Publication 30* と *68* に置き換わる報告書シリーズの最初のものである。改訂された線量係数は、ヒト消化管モデル (*Publication 100*) ならびに、直近のデータを考慮に入れたヒト呼吸気道モデル (*Publication 66*) の改訂版を用いて計算されている。さらに本書では、様々な化学形の元素とそれらの放射性同位体の吸入摂取と経口摂取による血液への吸収に関する情報を提供する。特定のケースにおいては、これらのデータは物質別の勧告を行うのに十分なものであると判断される。血液に吸収される放射性核種の全身体内動態を記述するモデルの多くは改訂されており、改訂モデルは、臓器・組織における取込みと残留ならびに排泄を、生理学的により現実的に表現するものとなっている。本シリーズの報告書では線量係数だけでなくバイオアッセイ測定値の解釈のためのデータも提示するが、このデータは *Publication 54* と *78* に置き換わるものである。全身や臓器の含量や尿中排泄の測定値など、バイオアッセイデータを評価する際は、放射性核種摂取のパターンと様態、関係する物質の物理的・化学的特性、被ばくから測定までの間の経過時間を含めて、被ばくシナリオについて仮定が行われなければならない。本報告書では、モニタリングプログラムとデータの解釈についていくつかのガイダンスを提供する。

キーワード：職業被ばく；内部線量評価；体内動態モデルと線量評価モデル；  
バイオアッセイ解釈

# 目 次

	頁	(項)
抄 録 .....	vii	
招待論説 .....	xiii	
序 文 .....	xvii	
用語解説 .....	xxi	
略 語 集 .....	xxxvi	
1. 緒 言 .....	1	(1)
1.1 本報告書シリーズの範囲 .....	2	(1)
1.2 本報告書シリーズにおける防護量と線量係数 .....	2	(12)
1.3 放射性核種の職業上の摂取に関する以前の報告書 .....	5	(22)
1.4 等価線量と実効線量の計算に影響する <i>Publication 103</i> における変更 .....	6	(24)
1.5 本報告書シリーズにおいて導入される体内動態モデル .....	8	(28)
1.5.1 ヒト呼吸気道モデル .....	8	(30)
1.5.2 ヒト消化管モデル .....	9	(33)
1.5.3 全身モデル .....	10	(35)
1.5.4 放射性子孫核種の取り扱いに関するルール .....	11	(36)
1.6 本報告書シリーズにおいて導入される線量評価 .....	12	(39)
1.6.1 核壊変データ, <i>Publication 107</i> .....	12	(41)
1.6.2 成人標準コンピュータファントム, <i>Publication 110</i> .....	13	(43)
1.6.3 骨格線量評価における進歩 .....	13	(45)
1.7 バイオアッセイデータの解釈 .....	14	(46)
1.8 報告書の構成 .....	15	(50)
2. 放射性核種の内部職業被ばくモニタリングと評価 .....	19	(56)
2.1 作業者の線量の評価 .....	19	(56)
2.2 モニタリングの目的 .....	19	(58)
2.3 個人モニタリングプログラムのカテゴリー .....	20	(64)
2.4 個人モニタリングの必要性 .....	21	(66)
2.5 妊娠と授乳 .....	22	(72)

3. 体内動態モデルと線量評価モデル	25	(76)
3.1 緒 言	25	(76)
3.2 ヒト呼吸気道モデル (HTRM)	27	(84)
3.2.1 沈 着	29	(87)
3.2.2 クリアランス：粒子輸送	31	(94)
3.2.3 クリアランス：血液への吸収	33	(101)
3.2.4 呼吸気道の線量評価	41	(132)
3.3 ヒト消化管モデル (HATM)	43	(138)
3.3.1 構 造	43	(139)
3.3.2 モデルパラメータ	43	(140)
3.3.3 消化管からの吸収	46	(144)
3.3.4 消化管領域における残留	47	(150)
3.3.5 消化管の線量評価	47	(151)
3.4 傷のない皮膚および創傷	49	(158)
3.4.1 傷のない皮膚	49	(158)
3.4.2 創 傷	49	(161)
3.5 全身性放射性核種に対する体内動態モデル	51	(168)
3.5.1 親 核 種	51	(168)
3.5.2 放射性子孫核種	53	(174)
3.6 医学的介入	54	(178)
3.7 線量計算方法論：ICRP 線量評価体系	55	(179)
3.7.1 ICRP 標準体内動態モデルの計算解法	55	(177a)
3.7.2 臓器等価線量に対する ICRP 標準線量係数の計算法	56	(182)
3.7.3 実効線量に対する ICRP 標準線量係数の計算法	58	(184)
3.7.4 ICRP 線量評価体系における比吸収割合の導入	58	(185)
3.7.5 放射性子孫核種の線量寄与	60	(192)
3.7.6 バイオアッセイデータ	60	(194)
4. 個人モニタリングと作業場モニタリングの方法	61	(195)
4.1 緒 言	61	(195)
4.2 身体の放射能測定 (体外計測)	61	(196)
4.3 排泄物とその他の生体試料の分析	63	(203)
4.4 作業場の被ばくモニタリング	64	(210)

5.	モニタリングプログラム	67	(217)
5.1	緒 言	67	(217)
5.2	個人モニタリングプログラムの設計に関する一般原則	67	(222)
5.3	モニタリングプログラムのカテゴリー	68	(225)
5.3.1	日常モニタリング	69	(227)
5.3.2	確認モニタリング	71	(239)
5.3.3	特殊モニタリングまたは作業関連モニタリング	71	(240)
5.4	誘導調査レベル	72	(244)
5.5	記録の保存と報告	72	(246)
5.6	品質マネジメントシステム	73	(247)
6.	遡及的線量評価と遡及的線量検証の一般的な側面	75	(249)
6.1	緒 言	75	(249)
6.2	分析のタイプ	77	(259)
6.2.1	ICRP の標準体内動態モデルと線量評価計算モデルを用いた基礎評価	77	(259)
6.2.2	線量の詳細評価	77	(263)
6.3	被ばく状況の理解	78	(264)
6.3.1	摂取の時間とパターン	78	(265)
6.3.2	摂取経路	79	(271)
6.3.3	粒 径	80	(273)
6.3.4	化学的組成	80	(275)
6.3.5	バックグラウンドの影響	81	(278)
6.3.6	特殊モニタリング状況	82	(282)
6.4	データの収集、処理および線量評価	82	(285)
6.4.1	データの収集と処理	82	(285)
6.4.2	線量評価：単一測定、急性摂取の場合	83	(286)
6.4.3	線量評価：複数の測定	84	(293)
6.4.4	慢性被ばく	85	(297)
6.4.5	体外除去治療の影響	86	(298)
6.4.6	創 傷	86	(301)
6.5	バイオアッセイに基づく内部線量評価における不確かさ	86	(303)
6.5.1	測定における不確かさ	87	(306)
6.5.2	被ばくシナリオにおける不確かさ	89	(314)

6.5.3	体内動態モデルにおける不確かさ	91	(320)
6.5.4	線量評価モデルにおける不確かさ	96	(342)
7.	元素と放射性核種について提示されるデータ	99	(349)
7.1	線量係数とバイオアッセイ関数	99	(351)
7.2	冊子体報告書と電子版付属書に提示されるデータ	100	(356)
7.3	提示されるデータの品質保証	101	(358)
付属書 A.	ヒト呼吸気道モデルの改訂	103	(A1)
A.1	緒 言	103	(A1)
A.2	クリアランス：粒子輸送	103	(A2)
A.2.1	粒子輸送：胸郭外気道	108	(A10)
A.2.2	粒子輸送：気管支気道と細気管支気道	113	(A19)
A.2.3	粒子輸送：AI 領域	116	(A31)
A.3	クリアランス：血液への吸収	120	(A40a)
A.3.1	吸入物質の吸収特性のレビュー	124	(A49)
A.3.2	吸収パラメータデフォルト値に対する改訂	126	(A58)
A.3.3	呼吸気道において生成される子孫核種	129	(A70)
A.3.4	放射性ナノ粒子	135	(A83)
付属書 B.	ICRP の全身体内動態モデルの発展	139	(B1)
B.1	近年の ICRP 報告書における全身モデルの構築	139	(B1)
B.2	本報告書シリーズにおいて用いられる全身モデル構造	143	(B8)
参考文献		147	





## 招待論説

### 放射線被ばくによる線量

よく聞かれることだが、放射線防護分野の人々は国際放射線防護委員会の2007年勧告(ICRP, 2007)と関連する改訂された線量係数をなぜこれほど長く待ち続けなければならないのか、という質問がある。これまでの基本勧告のように、改訂された放射線加重係数と組織加重係数が導入され、あらゆる等価線量係数と実効線量係数の再計算が必要となった。加重係数だけが唯一変更されたのであれば、改訂された線量係数を提示することは比較的容易な作業だったであろう。しかし、2007年勧告では、医学画像データに基づく標準解剖学的モデルの利用に関わる要件によって、かなりのさらなる複雑さが導入された。人体臓器とそれらの位置を様式化した数学的表現の利用から、標準男性と標準女性のモデルの利用への変更は、そのモデルを構築してあらゆる放射線のタイプについて放射線輸送計算を行うために多大な作業プログラムが必要だった。成人モデルは *Publication 110* (ICRP, 2009) において発表されており、本論説の執筆時点においては、最終的な放射線輸送計算の完了が期待されている。特定の年齢の子供ならびに胎児および妊婦に対応するモデルは開発中である。

第2専門委員会とそのタスクグループが、多数のさらなる改善を行うべく努めることにより、かなりの作業量が上記に加わった。その第1は核壊変データの更新であり、*Publication 107* (ICRP, 2008) において発表された。第2に、吸入摂取および経口摂取された放射性核種に対応する線量係数の計算で用いるあらゆる体内動態モデルが見直されており、多くの場合、更新されている。本報告書では、ヒト呼吸気道モデル (HRTM) に加えられる変更、ヒト消化管モデル (HATM) の利用、そして血液に吸収される放射性核種に対応する全身モデルを特定するためのアプローチについて述べる。第3に、放射性核種の職業上の摂取に関する本報告書シリーズでは、過去に行われてきたように別々ではなく、線量係数と測定値の解釈のためのバイオアッセイデータを合わせて提供することが決定された。

この分野における第2専門委員会の作業は、科学的にも技術的にも革新的であって骨の折れるものである。このICRPの作業に貢献する専門家は世界中に少数しかおらず、これらの特定の追加資金援助なしに貢献をいとわない専門家から、本分野の人々は恩恵を受けている。しかしながら、このような作業の遂行に適切な能力が維持されることを保証するために、財政支援と研修を提供し、望ましくはそれらを調整する必要性を国の当局が認識することが重要であ

る。限られた資源が最も有効に利用されることを保証するために、入念な計画が必要とされることになる。

おそらく、ICRPの線量係数を計算するために用いられる体内動態と線量評価のモデルの複雑さのレベルは、加重係数を用いるとともに性別の平均化を行っているという等価線量と実効線量の計算に固有の単純化と概数化からすると、放射線防護の目的のために必要とされるものを上回る。一方、放射線防護の目的ではより単純なモデルで十分かもしれないが、ICRPのモデルは、等価線量と実効線量を計算するための利用に加えて、科学的な目的のために臓器と組織の吸収線量を計算するためにも用いられる。生み出された体内動態モデルは、毒物学、薬理学や医学など、他の多くの分野において用いることが可能である。また、これらのモデルが適切な防護を確保する上で十分に信頼できるものであることを保証するのも重要である。

現在、原子放射線の影響に関する国連科学委員会（UNSCEAR）は、いくつかの内部放出体の生物学的影響を再検討しているところである。これは従来、同委員会が詳細には扱ってこなかったテーマである。トリチウムとウラン同位体に関するデータの精査が進行中であり、他のデータがこれに続く可能性がある。いずれの場合にも、考察には、ICRPのモデルは利用可能な科学的データを適切に考慮したかどうかが含まれることになる。この報告書は、内部放出体に起因するリスクは、モデル化された臓器・組織の線量と外部被ばくについて導出された確率的なリスク推定値を用いて適切に評価されうるかかどうかという全般的な問題も扱うことになる。ICRPは、第1専門委員会と第2専門委員会 で現在進行中の作業の補完として、UNSCEARのこのイニシアティブを歓迎している。

「放射性核種の職業上の摂取」シリーズの第1部として、本報告書では、体内動態と線量評価の方法論の説明ならびに、バイオアッセイデータの利用について提示する。以後の第2部～第5部は、元素固有の体内動態モデルを説明する元素ごとの項目からなり、線量係数とバイオアッセイデータを提示する。

予定されている刊行物は以下のとおりである。

- 第2部——水素（H）、炭素（C）、リン（P）、硫黄（S）、カルシウム（Ca）、鉄（Fe）、コバルト（Co）、亜鉛（Zn）、ストロンチウム（Sr）、イットリウム（Y）、ジルコニウム（Zr）、ニオブ（Nb）、モリブデン（Mo）およびテクネチウム（Te）
- 第3部——ルテニウム（Ru）、アンチモン（Sb）、テルル（Te）、ヨウ素（I）、セシウム（Cs）、バリウム（Ba）、イリジウム（Ir）、鉛（Pb）、ビスマス（Bi）、ポロニウム（Po）、ラドン（Rn）、ラジウム（Ra）、トリウム（Th）およびウラン（U）
- 第4部——ランタノイドと残りのアクチノイド
- 第5部——残りの元素

第2専門委員会とそのタスクグループの作業スケジュールには、一般公衆の構成員による放射性核種の経口摂取と吸入摂取のために、現在利用可能なあらゆる線量係数の置き換えも含まれている。この作業の多くは、委員会の今任期中（すなわち、2017年まで）に完了することが期待されている。関係各位の専門知識と渾身の尽力に深く感謝の意を表すものである。

ICRP 第2専門委員会委員長

JOHN D. HARRISON

ICRP 第2専門委員会副委員長

FRANÇOIS PAQUET



## 序 文

国際放射線防護委員会（ICRP）によって勧告される放射線防護体系は、世界中の基準および労働慣行における基礎である（ICRP, 1991, 2007; IAEA, 1996）。ICRP 勧告の適用の基礎は、ICRP によって定義された防護量、すなわち等価線量と実効線量である。最も新しい 2007 年勧告（ICRP, 2007）では、これらの量の定義は変更されていないが、放射線被ばくに対して計算される値に影響を及ぼす重要な変更が行われている。ICRP の第 2 専門委員会は、標準体内動態モデルと線量評価モデルならびに作業者と公衆の構成員に関する標準データを用いて計算される、内部／外部放射線被ばくの評価のためのこれらの標準線量係数を提示する責任を負う。*Publication 103*（ICRP, 2007）以来、第 2 専門委員会とそのタスクグループは、放射線被ばくの様々な状況に対応する新たな線量係数を提示するためのかなりの作業プログラムに取り組んできた。

*Publication 103*（ICRP, 2007）は、臓器・組織の等価線量の計算において用いられる放射線加重係数の変更と、実効線量の計算において用いられる組織加重係数の変更を導入した。さらに、臓器線量のあらゆる計算のためにこれまで用いられてきた多様な要素からなる数学モデルに代わる、解剖学的標準コンピュータファントム（すなわち、医学画像データに基づく人体モデル）の採用が重要な進展であった。このプロセスは、標準成人男性と標準成人女性モデルの採用によって始まり（ICRP, 2009）、小児ファントムの採用に引き継がれている。*Publication 103*（ICRP, 2007）はまた、男性と女性の等価線量の個別の計算ならびに実効線量の計算における性別の平均化の必要も明確にした。線量係数の改訂においては、放射性核種壊変データの更新（ICRP, 2008）ならびに、ICRP の人体の解剖学的標準ファントム（ICRP, 2009）を用いたより高度な放射線輸送の取扱いの実施（ICRP, 2010）によって、計算の改善も行われた。これらの改善は、内部放出体の場合だけでなく外部被ばくの場合の線量計算にも影響を及ぼす。

本報告書は、吸入摂取と経口摂取による放射性核種の職業上の摂取に対応する改訂された線量係数を提示するための、*Publication 30* シリーズ（ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b）および *Publication 68*（ICRP, 1994b）に置き換わる報告書シリーズの最初のものである。これらの改訂された線量係数は、ヒト消化管モデル（ICRP, 2006）と最新のデータを考慮に入れたヒト呼吸気道モデル（ICRP, 1994a）の改訂版を用いて計算されている。さらに、様々な化学形の元素とそれらの放射性同位体の吸入摂取および経口摂取の後の血液への吸収に関する情報が提供される。いくつかのケースにおいては、これらのデータは物質別の勧告を行うのに十分なもの

であると判断される。血液に吸収される放射性核種の全身体内動態を記述するモデルの多くは改訂されており、それらのモデルを、臓器・組織における取り込みと残留ならびに排泄を生理学的にいっそう現実的に表現するものとしている。

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

シリーズ最初の本報告書は、この報告書シリーズの緒論を提供するとともに、職業被ばくの管理、体内動態モデルと線量評価モデル、モニタリング方法、モニタリングプログラム、そして遡及的な線量評価に関する各章を含むものである。これ以降の報告書では、体内動態データと体内動態モデル、線量係数、そしてバイオアッセイの解釈のためのデータを含めて、個々の元素とそれらの放射性同位体に関するデータを提示する。本報告書シリーズに伴う電子版付属書では、広範な追加情報を提供する。

本報告書の完成時点における内部被ばく線量評価に関するタスクグループ (INDOS) のメンバーは、以下のとおりであった。

F. Paquet (議長)	G. Etherington	J. Lipsztein
E. Ansoborlo	A. Giussani	D. Melo
M.R. Bailey	R.A. Guilmette	
E. Blanchardon	J.D. Harrison	
H. Doerfel	R.W. Leggett	

通信メンバーは以下のとおりであった。

A. Bouville	A. Luciani	D. Whillans
C-M. Castellani	D. Newton	
R. Cruz-Suarez	D. Noßke	
C. Hurtgen	D.M. Taylor	

本報告書の完成時点における線量計算に関するタスクグループ (DOCAL) のメンバーは、以下のとおりであった。

W.E. Bolch (議長)	T.P. Fell	M. Pelliccioni
V. Berkovski	N.E. Hertel	N. Petoussi-Hens
L. Bertelli	J.G.S. Hunt	M. Zankl
K.F. Eckerman	N. Ishigure	
A. Endo	D. Noßke	

通信メンバーは以下のとおりであった。

A. Birchall	C. Lee	R. Tanner
G. Gualdrini	H. Schlattl	X.G. Xu
D. Jokisch	M. Stabin	

主委員会の査読者は以下のとおりであった。

J.K. Lee	H-G. Menzel
----------	-------------

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

本報告書の作成期間における第2 専門委員会のメンバーは以下のとおりであった。

(2009 ~ 2013)

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

(2013 ~ 2017)

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

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





## 用語解説

見出し語は五十音順で配列。⇔は参照先を示す。  
原著の配列順による見出し語訳は本項末尾を参照。

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

### 線量評価と放射線防護全般に関する用語

#### 海綿質 [Spongiosa]

体軸とそれに付随する骨格にわたる皮質骨皮質内にある骨梁と髓組織（活性，不活性の両方）を合わせた組織を指す用語。海綿質は *Publication 110* (ICRP, 2009) の標準ファントムで定義されている3つの骨領域の1つである。残り2つは、長骨幹の骨髓髓質と皮質骨である。骨梁骨，活性骨髓と不活性骨髓の相対的割合は骨格部位によって変わるので，海綿質の元素組成と質量密度は一定でなく，骨格部位によって変わる [*Publication 110* (ICRP, 2009) の付属書 B を参照]。

#### 活性骨髓 [Active (bone) marrow]

活性骨髓は造血機能を有しており，生産されている多数の赤血球によって赤色を呈する。活性骨髓は，放射線誘発白血病リスクに関する標的領域となる。

#### 吸収線量 ( $D$ ) [Absorbed dose ( $D$ )]

吸収線量は，以下の式によって求められる。

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

ここで， $d\bar{E}$  は物質の質量  $dm$  中に電離放射線によって与えられる平均エネルギーである。吸収線量の SI 単位は 1 キログラム当たりのジュール ( $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) で，その特別な名称はグレイ (Gy) である。

#### 吸収割合 (AF) $\phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$ [Absorbed fraction (AF)]

線源領域  $r_S$  内で放出されるタイプ  $R$  の  $i$  次放射線のエネルギー  $E_{R,i}$  のうち，標的領域  $r_T$  において吸収される割合。これらの標的領域は，組織（例えば，肝臓）の場合もあれば，臓器内の細胞層（例えば，胃壁の幹細胞）の場合もある（「標的領域」と「標的組織」の定義を参照）。

**記録線量 (E) [Dose of record (E)]**

本報告書シリーズでは、記録線量とは、個人線量当量  $H_p(10)$  の測定値と、当該作業者の個人モニタリングならびに ICRP の標準体内動態モデルと線量評価計算モデルの結果を用いて標準作業者について適及的に決定された預託実効線量を合計することによって評価される実効線量をいう。記録線量は、物質の吸収タイプや、吸入エアロゾルの空気力学的放射能中央径／熱力学的放射能中央径など、施設固有の被ばくパラメータを用いて評価してもよいが、標準作業者のパラメータは、本報告書シリーズにおいて ICRP が定めるように固定しなければならない。記録線量は当該作業者に割り当てられ、報告と規制要件遵守の適及的実証のために保存することが要求されている。

**グレイ (Gy) [Gray (Gy)]**

吸収線量の SI 単位に対する特別な名称 ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}$ )。

**個人線量当量 ( $H_p(d)$ ) [Personal dose equivalent ( $H_p(d)$ )]**

人体上の特定の点の下の適切な深さ  $d$  における軟組織中の線量当量。個人線量当量の単位はキログラムあたりのジュール ( $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) であり、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。この特定の点は通常、個人線量計が装着される部位によって与えられる。実効線量の評価の場合には 10 mm の深さが勧告され、皮膚および眼の水晶体の等価線量の評価の場合にはそれぞれ 0.07 mm と 3 mm の深さが勧告されている。

**骨髓 [Bone marrow]**

骨髓は、長骨の円筒形の空洞や体軸およびそれに付随する骨格の骨梁の中の空洞に存在する。骨髓全体は、「ストローマ」と呼ばれるスポンジ状・細網状の結合組織構造、骨髓（血球形成）組織、脂肪細胞、リンパ組織の小さな蓄積、そして多数の血管および類洞から構成される。骨髓には活性（赤色）と不活性（黄色）の 2 種類があり、これらの形容詞は骨髓の血球成分生産（造血）能力を指す。（⇒ 活性骨髓、不活性骨髓）

**骨髓細胞密度 [Marrow cellularity]**

造血機能を有するある骨における骨髓体積の割合。骨髓細胞密度の年齢に対する骨部位ごとの標準値は、*Publication 70* (ICRP, 1995a) の表 41 に示されている。第一次近似としては、骨髓細胞密度は、1 から骨髓における脂肪割合を引いた値と見なすことができる。

**骨内膜（または骨内膜層） [Endosteum (or endosteal layer)]**

骨梁海綿質領域の骨梁表面とすべての長骨の骨幹部内の髓腔の皮質表面を覆う厚さ  $50 \mu\text{m}$  の層。これは放射線誘発骨がんに関わる標的組織と見なされている。この標的領域は、*Publication 26* と *30* (ICRP, 1977, 1979a) で以前に導入されていた標的領域である骨表面に代わるものである。骨表面は、骨梁の表面と皮質骨のハヴァース管の表面を覆う厚さ  $10 \mu\text{m}$  の単一細胞層と定義されていた。

**作業員** [Worker]

本報告書シリーズにおいては、常勤、非常勤または臨時雇用にかかわらず、雇用主のために作業し、職業上の放射線防護に関係する権利と義務を認識しているあらゆる個人。

**参考レベル** [Reference level]

緊急時または現存の制御可能な被ばく状況において、それを上回る被ばくの発生を許す計画の策定は不適切であると判断され、またそれより下では防護の最適化を履行すべき、線量またはリスクのレベルを表す用語。参考レベルに選定される値は、考慮されている被ばく状況の遍在する状況によって決まる。

**シーベルト (Sv)** [Sievert (Sv)]

等価線量、実効線量、および実用線量の SI 単位 ( $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) の特別な名称。

**実効線量 (E)** [Effective dose (E)]

ICRP (2007) における実効線量の一般定義に従って、実効線量は以下のように計算される。

$$E = \sum_T w_T \left[ \frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right]$$

ここで、 $H_T^M$  および  $H_T^F$  はそれぞれ、標準成人男性と標準成人女性の組織または臓器  $r_T$  に対する等価線量、 $w_T$  は標的組織  $T$  に関する組織加重係数であって、 $\sum_T w_T = 1$  である。この合計は、確率的影響の誘発に対して感受性が高いとみなされる、人体のあらゆる臓器および組織にわたって行われる。 $w_R$  および  $w_T$  は無次元量であるため、実効線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ  $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$  であり、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

**職業被ばく** [Occupational exposure]

作業員が自らの業務の結果として受ける放射線被ばく。ICRP は「職業被ばく」の使用を、操業管理者の責任であると合理的にみなされうる状況の結果として作業で受ける放射線被ばくに限定している。

**生物学的半減期** [Biological half-time]

生体系のコンパートメントが（さらなる取り込みと放射性壊変がない場合に）その放射性核種内容量の半分を除くために要する時間。

**赤色骨髄** [Red (bone) marrow]

⇒ 活性骨髄

**線源領域 ( $r_S$ )** [Source region ( $r_S$ )]

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

**線量係数** [Dose coefficient]

成人作業員の場合、線量係数は、臓器または組織  $T$  における単位摂取量あたりの預託等

価線量  $h_T(50)$  または単位摂取量あたりの預託実効線量  $e(50)$  のいずれかとして定義され、ここで 50 は、その期間にわたって線量が計算される、年数で表された線量預託期間である。他所では線量係数の代わりに「単位摂取量あたりの線量係数」という用語が用いられる場合もあることに注意。

### 線量限度 [Dose limit]

計画被ばく状況において超えてはならない、個人の実効線量もしくは臓器または組織固有の等価線量の値。

### 線量拘束値 [Dose constraint]

ある線源からの臓器または組織の個人等価線量もしくは実効線量に関する予測的な線源関連の制限値。線源から最も高く被ばくする個人に対する防護の基本レベルを示し、またその線源に対する防護の最適化における等価線量または実効線量の上限值としての役割を果たす。職業被ばくの場合、線量拘束値は、最適化のプロセスで考慮される複数の選択肢の範囲を限定するために用いられる、臓器または組織の個人等価線量もしくは実効線量の値である。

### 組織加重係数 ( $w_T$ ) [Tissue weighting factor ( $w_T$ )]

確率的影響に起因する放射線損害全体に対する当該臓器または組織の相対的寄与を表現するために、ある臓器または組織  $r_T$  の等価線量に加重される係数。これは以下のように定義される。(⇒ 実効線量)

$$\sum_T w_T = 1$$

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

本報告書シリーズにおいては、放射性核種の単位摂取量（摂取量 1 Bq）あたりの預託実効線量  $e(50)$  もしくは、放射性核種の単位摂取量あたりの組織または臓器  $r_T$  の預託等価線量  $h_T(r_T, 50)$  であり、ここで、その期間にわたって線量が計算される線量預託期間は 50 年である。(⇒ 線量係数)

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

本報告書シリーズにおいては、表にまとめられた一連の値  $z(t) = e(50) / m(t)$  または  $z(t) = h_T(50) / m(t)$  であり、ここで  $e(50)$  は実効線量係数、 $h_T(50)$  は組織・臓器に関する等価線量係数、 $m(t)$  は標準バイオアッセイ（残留または排泄）関数である。 $z(t)$  の値は、体内または所定の臓器における予測放射能内容量（1 Bq）あたりの、もしくは 1 日あたりの排泄量（1 Bq）あたりの、預託実効線量または臓器  $r_T$  の預託等価線量を表す。

### 等価線量 ( $H_T$ ) [Equivalent dose ( $H_T$ )]

ある組織または臓器の等価線量は、以下のように定義される。

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

ここで、 $w_R$  は放射線タイプ  $R$  の放射線加重係数であり、 $D_{R,T}$  は標準成人男性または標準成人女性の組織または臓器  $r_T$  における放射線タイプ  $R$  に起因する臓器吸収線量である。 $w_R$  は無次元量であるため、等価線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ  $J \cdot kg^{-1}$  であり、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。

### 年摂取限度 (ALI) [Annual Limit on Intake (ALI)]

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

$$ALI_j = \frac{0.02}{e_j(50)}$$

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

### 被ばく [Exposure]

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

### 標準作業者 [Reference Worker]

本報告書シリーズにおいて標準作業者について定義される、標準体内動態モデルおよび線量評価モデル (全身体内動態モデル, ヒト呼吸気道モデル, ヒト消化管モデルおよび線量評価モデル) ならびにそれらのパラメータ値と結びつけられる成人標準人。標準作業者の体内動態モデルの構造とパラメータ値は、性別、年齢、人種およびその他の個人固有の特性によって変化しないが、性固有モデルが利用可能な場合は標準男性パラメータ値に基づく。

### 標準人 [Reference Person]

標準男性の線量と標準女性の線量を平均化することによって、臓器・組織の等価線量を計算するための、理想化されたヒト。標準人の等価線量は、実効線量の計算に利用される。

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

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

**標準パラメータ値** [Reference parameter value]

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

**標準ファントム** [Reference phantom]

*Publication 89* (ICRP, 2002a) の中で定義された標準男性と標準女性の解剖学的特性を合理的に模擬した、*Publication 110* (ICRP, 2009) の中で定義された人体のコンピュータファントム（医学画像データに基づく男性または女性のボクセルファントム）。

**標的組織 (T)** [Target tissue (T)]

実効線量において組織加重係数が割り当てられる、体内の臓器または組織（用語解説における定義と表 1.2 を参照）。多くの場合、それぞれの標的組織  $T$  は単一の標的領域  $r_T$  に対応する。しかし、胸郭外気道、胸郭内気道、結腸およびリンパ節の場合、2つ以上の標的領域  $r_T$  の分割加重が標的組織  $T$  を定義する（表 3.5 と 3.7 節を参照）。

**標的領域 ( $r_T$ )** [Target region ( $r_T$ )]

放射線吸収線量を受ける人体の臓器領域または組織領域。

**比吸収割合 ( $\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$ )** [Specific absorbed fraction]

線源領域  $r_S$  内で放出される放射線  $R$  のエネルギー  $E_{R,i}$  のうち、標的領域  $r_T$  の質量あたりで吸収される割合。

**不活性骨髄** [Inactive (bone) marrow]

活性骨髄とは対照的に、不活性骨髄は造血機能を有さない（すなわち、造血を直接担うものではない）。不活性骨髄は、黄色骨髄系の大部分の空間を占有する脂肪細胞によって黄色を呈する。

**平均吸収線量 ( $D_{R,T}$ )** [Mean absorbed dose ( $D_{R,T}$ )]

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

$$D_T = 1 / m_T \int D dm$$

ここで、 $m_T$  はその臓器または組織の質量であり、 $D$  は質量要素  $dm$  における吸収線量である。平均吸収線量の SI 単位はキログラムあたりのジュール ( $J \cdot kg^{-1}$ ) であり、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

**ベクレル (Bq)** [Becquerel (Bq)]

放射能の SI 単位に対する特別な名称 ( $1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$ )。

**防護量** [Protection quantity]

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

**放射線加重係数 ( $w_R$ )** [Radiation weighting factor ( $w_R$ )]

放射線タイプ  $R$  の生物効果比を反映させるために当該放射線の臓器または組織吸収線量成分に乘じられる無次元の係数。これは、ある臓器または組織における平均吸収線量から臓器等価線量を導き出すために用いられる。

**(放射線加重) S 係数, ( $S_W(r_T \leftarrow r_S)$ )** [S coefficient (radiation weighted)]

標準男性および標準女性の場合の、線源領域  $r_S$  における所定の放射性核種の核変換あたりの標的領域  $r_T$  の等価線量 ( $Sv (Bq \cdot s)^{-1}$ )。

$$S_W(r_T \leftarrow r_S) = \sum_R w_R \sum_i E_{R,i} Y_{R,i} \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$$

ここで、

$E_{R,i}$  は、その放射性核種の核変換において放出される放射線タイプ  $R$  の  $i$  次放射線のエネルギーであり、単位はジュールである。

$Y_{R,i}$  は、核変換あたりの放射線タイプ  $R$  の  $i$  次放射線の放出率 ( $(Bq \cdot s)^{-1}$ ) である。

$w_R$  は、放射線タイプ  $R$  の放射線加重係数 (表 1.1) である。

$\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$  は、線源領域  $r_S$  内で放出される放射線タイプ  $R$  のエネルギー  $E_{R,i}$  のうち、標的領域  $r_T$  の質量あたりで吸収される割合として定義される、比吸収割合である ( $kg^{-1}$ )。

このケースでは、成人の場合、時間 (年齢) に伴う解剖学的パラメータのいかなる変化も考慮されないため、 $S_W$  は時間に関して不変であり、その値は放射能 ( $Bq$ ) あたりの等価線量率 ( $Sv \cdot s^{-1}$ ) または、標的領域における核変換 ( $Bq \cdot s$ ) あたりの等価線量 ( $Sv$ ) のいずれかを表すことに注意。

**放射能 [Activity]**

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

**誘導空気中濃度 (DAC)** [Derived Air Concentration (DAC)]

DAC は、 $1.1 m^3 \cdot h^{-1}$  の性平均呼吸率および 2000 時間の年間労働時間を仮定した時の年摂取限度 (ALI) の摂取量をもたらすであろう、対象放射性核種の空気中放射能濃度 (単位:  $Bq \cdot m^{-3}$ ) である。DAC は以下の式によって求められる。

$$DAC_j = \frac{ALI_j}{2200}$$

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



**預託実効線量 ( $E(\tau)$ )** [Committed effective dose ( $E(\tau)$ )]

本報告書シリーズでは、摂取した後の積算時間  $\tau$  は 50 年とする。預託実効線量  $E_{(50)}$  は、以下の式に従って、個々の標的臓器または標的組織  $T$  に対する男性および女性の預託等価線量を用いて計算される。

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

預託実効線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ  $J \cdot kg^{-1}$  であり、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。(⇒ 実効線量)

**預託等価線量 ( $H_T(50)$ )** [Committed equivalent dose ( $H_T(50)$ )]

本報告書シリーズでは、臓器領域または組織領域の等価線量は 50 年の預託期間を用いて計算される。これは、標準成人男性または標準成人女性の標的臓器または標的組織  $T$  における等価線量率の時間積分とみなされる。これらはまた、標準作業者の体内への放射性物質の摂取後の標準体内動態モデルと線量評価モデルによって予測される。したがって、積算期間は以下のように摂取後 50 年である。

$$H_T(50) = \int_0^{50} \dot{H}(r_T, t) dt$$

いずれの性別についても、急性摂取後の時間  $t$  における標的領域  $r_T$  における等価線量率  $\dot{H}(r_T, t)$  は以下のように表される。

$$\dot{H}(r_T, t) = \sum_{r_S} A(r_S, t) \cdot S_W(r_T \leftarrow r_S)$$

ここで、

$A(r_S, t)$  は、標準作業者の場合の標準体内動態モデルによって予測される、摂取後の時間  $t$  における線源領域  $r_S$  における放射性核種の放射能である。

$S_W(r_T \leftarrow r_S)$  は、標準成人男性と標準成人女性の場合の放射線加重された  $S$  係数（すなわち、線源領域  $r_S$  における核変換あたりの標的領域  $r_T$  の等価線量）である（単位：Sv  $(Bq \cdot s)^{-1}$ ）。

預託等価線量の SI 単位は吸収線量の場合と同じ  $J \cdot kg^{-1}$  であり、その特別な名称はシーベルト (Sv) である。(⇒ 等価線量)

**体内動態モデルに関する用語****胃腸管における吸収割合 ( $f_1$ )** [Fractional absorption in the gastrointestinal tract ( $f_1$ )]

*Publication 30* (ICRP, 1979a) の胃腸管モデルにおいて用いられた、消化管から血液に直接吸収される元素の割合。(⇒ 消化管移行係数)

**インハラビリティ** [Inhalability]

吸気前に周辺空気の体積中に存在する粒子のうち、鼻と口に入る粒子の割合。

**外因性排泄** [Exogenous excretion]

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

**気管支領域 (BB)** [Bronchial region (BB)]

気管（気道分岐 0）と気管支（気道分岐 1～8）からなる、呼吸気道の一部。

**基底細胞** [Basal cell]

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

**吸収** [Absorption]

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

**(吸入摂取と関連した) 被ばく** [Exposure (in the context of inhalation)]

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

**胸郭外 (ET) 気道** [Extrathoracic airway]

前部鼻腔 (ET<sub>1</sub> 領域) および後部鼻腔、咽頭ならびに喉頭 (ET<sub>2</sub> 領域) からなる、呼吸気道の一部。咽頭の口腔部はヒト消化管モデルに含まれるため、ET<sub>2</sub> 領域の一部ではないことに注意。

**胸郭内 (TH) 気道** [Thoracic airway]

気管支領域、細気管支領域および肺胞－間質領域を合わせたもの。

**空気力学的直径 ( $d_{ae}$ )** [Aerodynamic diameter ( $d_{ae}$ )]

着目する粒子と同じ空気中終末沈降速度を有する、単位密度 ( $1\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) の球の直径 ( $\mu\text{m}$ )。

**空気力学的放射能中央径 (AMAD)** [Activity Median Aerodynamic Diameter (AMAD)]

エアロゾル中の放射能の 50% は、空気力学的直径 ( $d_{ae}$ ) が AMAD を上回る粒子による。沈着が主に慣性衝突と沈降に依存する場合、通常は AMAD がおよそ  $0.3\ \mu\text{m}$  を上回るときに使用される。(⇒ 粒子数中央径)

**クリアランス** [Clearance]

粒子輸送および血液への吸収による、呼吸気道からの物質の移行。

**血液** [Blood]

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

**呼吸気道から血液への吸収率に従って分類された、物質のタイプ** [Types of materials, classified according to their rates of absorption from the respiratory tract into blood]

タイプFは、呼吸気道から血液に容易に吸収される沈着物質として定義される(速い吸収)。タイプMは、呼吸気道から血液への吸収率が中程度の沈着物質として定義される(中位の吸収)。タイプSは、呼吸気道において比較的不溶性である沈着物質として定義される(遅い吸収)。タイプVは、線量評価の目的のために、呼吸気道から血液への吸収が瞬時であると仮定できる沈着物質として定義される(特定のガスと蒸気のみ;非常に速い吸収)。

**骨内膜(または骨内膜層)** [Endosteum (or endosteal layer)]

骨梁海綿質領域の骨梁表面とすべての長骨の骨幹部内の髓腔の皮質表面を覆う厚さ  $50\mu\text{m}$  の層。これは放射線誘発骨がんにかかわる標的組織と見なされている。この標的領域は、*Publication 26* と *30* (ICRP, 1977, 1979a) で以前に導入されていた標的領域である骨表面に代わるものである。この骨表面は、骨梁の表面と皮質骨のハヴァース管の表面を覆う厚さ  $10\mu\text{m}$  の単一細胞層と定義されていた。

**骨表面** [Bone surface]

⇒ 骨内膜

**コンパートメント** [Compartment]

本報告書シリーズでは、一次反応速度則によって特徴づけることができる、体内の放射性物質の数学モデル上のたまり場所と定義される。コンパートメントは、臓器(例えば、肝臓)、臓器の部分(例えば、肺の気管支領域)、組織(例えば、骨)、組織の部分(例えば、骨表面)または人体の他の物質(例えば、血液)と関連付けることができる。放射能は、コンパートメント内で均一に分布するとみなされる。

**細気管支領域 (bb)** [Bronchiolar region (bb)]

細気管支と端末細気管支からなる、呼吸気道の一部(気道分岐9~15)。

**質量中央径 (MMD)** [Mass Median Diameter (MMD)]

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

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

物質の比放射能が一様である場合、MMDは放射能中央径(AMD)に等しいことになる。エアロゾル中の放射能の50%は、直径がAMDを上回る粒子と関連する。粒子の空気力学的直径に対する粒径の関係、したがって粒子から形成されるあるエアロゾルの空気力学的放射能中央径に対するAMDとCMDの関係は、粒子の密度と形状ならびにそれらの直径が測定された方法によって決まる(さらなる情報についてはA.3.3節を参照)。(⇒ 空気

力学的放射能中央径、粒子数中央径)。

### 消化管 [Alimentary tract]

食物が消化される、口から肛門までの管。

### 消化管移行係数 ( $f_A$ ) [Alimentary tract transfer factor ( $f_A$ )]

消化管に入る放射能のうち、血液に吸収される割合。放射性壊変による損失または当該消化管への放射能の内因性の流入を考慮に入れない。

### 摂取 [Intake]

環境から呼吸気道または胃腸管に入る放射性核種。急性摂取は、瞬時に起こるとみなされる、吸入摂取または経口摂取による単一の摂取として定義され、慢性摂取は、特定の期間にわたって続く摂取として定義される。(⇒取り込み)

### 沈着 [Deposition]

吸い込まれた空気中の物質のうち、呼気後に呼吸気道に残留する量を決定する初期過程を指す。物質の沈着は、吸気と呼気の両方の過程で起こる。

### 通過コンパートメント [Transfer compartment]

組織における沈着場所からの血液を通じた放射性物質の移動を考慮に入れるために ICRP によって従来使用された体内動態モデルの多くに数学的利便性のために導入されたコンパートメント。

### 取り込み [Uptake]

呼吸気道もしくは消化管から、または皮膚を通じて血液に入る放射能。

(⇒(体内) 摂取 (量))

### 内因性排泄 [Endogenous excretion]

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

### 熱力学的直径 ( $d_{th}$ ) [Thermodynamic diameter ( $d_{th}$ )]

対象粒子と同じ空気中拡散係数を有する球状粒子の直径 ( $\mu\text{m}$ )。

### 熱力学的放射能中央径 (AMTD) [Activity Median Thermodynamic Diameter (AMTD)]

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

### 肺胞-間質 (AI) 領域 [Alveolar-Interstitial region]

呼吸細気管支、胞状部を有する肺胞管と肺胞囊ならびに間質結合組織からなる、呼吸気道の一部 (気道分岐 16 以降)。

**鼻呼吸者** [Nasal augmenter]

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

**鼻呼吸者** [Normal nose breather]

(⇒ 鼻呼吸者)

**皮下組織** [Subcutaneous tissue]

皮膚の直下に位置する疎性の繊維質組織。これには血管, 結合組織, 筋肉, 脂肪および腺が含まれる。創傷からの取り込みとの関連では, 皮下組織は, 可溶性物質もしくは溶解物質の血液への移行またはリンパ管を経た不溶性物質の移行前に放射性核種が保持されうるであろう創傷部位における組織を表す。

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

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

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

表 3.3 を参照。他のそれぞれの領域の場合, 特定される標的は 1 つだけであるため, 固有の記号は必要とされない。BB<sub>bas</sub> は, 基底細胞が分布する気管支領域における組織として定義され, BB<sub>sec</sub> は, 分泌細胞が分布する気管支領域における組織として定義される。

**ヒト消化管モデル(HATM)** [Human Alimentary Tract Model (HATM)]

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

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

本報告書シリーズにおいて, 標準作業者に採用される体内動態モデル。標準体内動態モデルは, 人体の様々な臓器または組織における放射性核種の摂取, 取り込み, 分布および残留ならびに, 様々な経路による人体からの排泄を記述するものである。

**分泌細胞** [Secretory cell]

粘液または漿液分泌物を有する非線毛性上皮細胞。

**粒子数中央径(CMD)** [Count Median Diameter (CMD)]

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

**粒子輸送** [Particle transport]

物質が呼吸気道から消化管とリンパ節へと除かれる過程ならびに、物質が呼吸気道のある部分から別の部分に移動される過程。

**バイオアッセイの解釈に関する用語****記録レベル** [Recording level]

この値を超えたら結果が記録されるべきであり、これより低い値は無視される、事前設定レベル。

**決定しきい値** [Decision threshold]

ある物理的影響（例えば、試料中の放射性核種の存在）を定量化する実測結果がこの値を超える場合にはその物理的影響が存在することを示すとみなしてもよい、測定量の固定値（ISO, 2010a, b）。決定しきい値は、その物理的影響が存在しないという仮説と物理的影響が存在するという対立仮説のいずれか1つに決めるための、統計的検定の棄却限界値である。実測結果が棄却限界値を超える場合、当該仮説が棄却されるべきであることを示すとみなされる。統計的検定は、その仮説を誤って棄却する確率（第一種過誤）が多くとも所定の値 $\alpha$ に等しいように設計される。決定しきい値は、ある特定の測定結果が有意であるかどうかを決定するためにその測定後に評価される、事後的な量である。決定しきい値は、「決定レベル」または「最小有意放射能」とも呼ばれる。

**検出限界** [Detection limit]

その測定手順によって検出可能であるという特定の確率を保証する、測定量の最小の真の値（ISO, 2010a, b）。検出限界は、次のように、決定しきい値に従って統計的検定および仮説と関連する最小の真の値である：実際には真の値が検出限界に等しいか、これを超える場合、その仮説を誤って棄却しない確率（第二種過誤）は多くとも所定の値 $\beta$ に等しい。検出限界は、測定の実施に先立って特定の測定方法について評価される、事前的な量である。

**残留関数** [Retention function]

(⇒ 標準バイオアッセイ関数)

**しきいレベル** [Threshold level]

これを超えたら何らかの特定の対策または決定が行われるべきである、測定量の値。この値を超えたら結果が記録されるべきであり、それより低い値は無視される記録レベル、および、これを超えたらその結果の原因または意味合いが調査されるべきである調査レベルが含まれる。

**測定量 (M)** [Measured quantity (M)]

取り込みのモニタリングの一次的な結果。測定量は、体外計測の場合には全身、臓器または組織における放射性核種の放射能 (Bq) であり、インビトロ測定の場合には排泄物試料中の放射性核種の放射能である。多くの場合、24 時間分の試料が用いられる。

**調査レベル (IL)** [Investigation Level (IL)]

この値を超えたら摂取の原因または意味合いが調査されるべきである、防護量で表された事前設定レベル (ICRP, 1997b)。IL は、個人または作業環境と関連するいかなる作業パラメータについても設定することができる。放射性核種の摂取に対する被ばくの個人モニタリングの場合、それらは、測定された人体もしくは臓器・組織の内容量、排泄物中の放射能レベル、または個人用エアサンプラによって測定された空气中濃度と関連する可能性が最も高い。(⇒ 誘導調査レベル)

**直接測定** [Direct measurement]

取り込まれた放射性核種のあらゆる種類の体外計測 (すなわち、全身計測、肺計測、甲状腺計測など) を表す総称用語。

**内容量** [Content]

特定の臓器、組織人体における放射性物質の放射能。

**バイオアッセイ** [Bioassay]

直接 (インビボ) 測定 (体外計測) により、または人体から排泄もしくは別な形で排出される物質の間接 (インビトロ) 分析により、体内の放射性核種の性質、放射能、位置または残留を決定するのに用いられる手順。

**バイオアッセイ関数** [Bioassay function]

(⇒ 標準バイオアッセイ関数)

**排泄関数** [Excretion function]

(⇒ 標準バイオアッセイ関数)

**排泄速度 (瞬間)** [Excretion rate (instantaneous)]

放射性核種が排泄物中に排出される瞬間速度 ( $\text{Bq}\cdot\text{s}^{-1}$ )。

**標準バイオアッセイ関数** [Reference bioassay function]

本報告書シリーズでは、時間  $t=0$  における急性摂取後の体内放射能の時間推移 (「残留関数」) または尿中もしくは糞中に排泄される放射能の時間推移 (「排泄関数」) を記述する標準体内動態モデルによって予測される、表にまとめられた一連の値  $m(t)$  と定義される。残留関数  $m(t)$  が摂取後の時間  $t$  における人体、臓器または組織における放射性核種の予測放射能を表すのに対して、排泄関数  $m(t)$  は摂取後の時間  $t$  における 24 時間分の排泄物試料中の放射性核種の予測放射能を表す。本報告書シリーズでは、排泄関数の場合、

$t$ は24時間分の試料の採集期間の終了までの日数であり、試料採集期間中の放射性壊変は考慮される。

#### **誘導調査レベル (DIL) [Derived Investigation Level (DIL)]**

調査レベルまたは別の一次的なレベルから導き出される、測定可能量の事前設定レベル。DILは、個人または作業環境と関連するいかなる操業パラメータについても設定することができる。放射性核種の摂取に対する被ばくの個人モニタリングの場合、DILは測定された人体もしくは臓器・組織の内容量、排泄物中の放射能レベル、または個人用エアサンプラによって測定された空気中濃度と関連する可能性が最も高い。(⇒ 調査レベル)



## 用語解説の見出し語

〈原著配列順〉

## 線量評価と放射線防護全般に関する用語

Absorbed dose ( $D$ ) 吸収線量 ( $D$ )  
 Absorbed fraction (AF) 吸収割合 (AF),  
 $\phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$   
 Active (bone) marrow 活性骨髄  
 Activity 放射能  
 Annual limit on intake (ALI) 年摂取限度  
 (ALI)  
 Becquerel (Bq) ベクレル (Bq)  
 Biological half-time 生物学的半減期  
 Bone marrow 骨髄  
 Committed effective dose ( $E(\tau)$ ) 預託実効  
 線量,  $E(\tau)$   
 Committed equivalent dose 預託等価線量,  
 $H_T(50)$   
 Derived air concentration (DAC) 誘導空気  
 中濃度 (DAC)  
 Dose coefficient 線量係数  
 Dose constraint 線量拘束値  
 Dose limit 線量限度  
 Dose of record ( $E$ ) 記録線量 ( $E$ )  
 Dose per content function 単位内容量あた  
 りの線量の関数  
 Dose per intake coefficient 単位摂取量あた  
 りの線量係数  
 Effective dose ( $E$ ) 実効線量 ( $E$ )  
 Endosteum (or endosteal layer) 骨内膜 (ま  
 たは骨内膜層)  
 Equivalent dose ( $H_T$ ) 等価線量 ( $H_T$ )  
 Exposure 被ばく  
 Gray (Gy) グレイ (Gy)  
 Inactive (bone) marrow 不活性骨髄  
 Marrow cellularity 骨髄細胞密度  
 Mean absorbed dose ( $D_{R,T}$ ) 平均吸収線量  
 ( $D_{R,T}$ )  
 Occupational exposure 職業被ばく  
 Personal dose equivalent ( $H_p(d)$ ) 個人線量  
 当量 ( $H_p(d)$ )  
 Protection quantity 防護量  
 Radiation weighting factor ( $w_R$ ) 放射線加重

係数 ( $w_R$ )  
 Red (bone) marrow 赤色骨髄  
 Reference level 参考レベル  
 Reference Male and Reference Female  
 (Reference Individual) 標準男性と標準女  
 性 (標準個人)  
 Reference parameter value 標準パラメータ  
 値  
 Reference Person 標準人  
 Reference phantom 標準ファントム  
 Reference Worker 標準作業者  
 Sievert (Sv) シーベルト (Sv)  
 Source region ( $r_S$ ) 線源領域 ( $r_S$ )  
 Specific absorbed fraction 比吸収割合,  
 $\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$   
 Spongiosa 海綿質  
 S coefficient (radiation weighted) (放射線加重)  
 S 係数,  $S_W(r_T \leftarrow r_S)$   
 Target region ( $r_T$ ) 標的領域 ( $r_T$ )  
 Target tissue (T) 標的組織 (T)  
 Tissue weighting factor 組織加重係数,  $w_T$   
 Worker 作業者

## 体内動態モデルに関する用語

Absorption 吸収  
 Aerodynamic diameter ( $d_{ae}$ ) 空気力学的直  
 径 ( $d_{ae}$ )  
 Alimentary tract 消化管  
 Alimentary tract transfer factor ( $f_A$ ) 消化管  
 移行係数 ( $f_A$ )  
 Alveolar-Interstitial region 肺胞-間質 (AI)  
 領域  
 Activity Median Aerodynamic Diameter  
 (AMAD) 空気力学的放射能中央径  
 (AMAD)  
 Basal cell 基底細胞  
 Blood 血液  
 Bronchial region (BB) 気管支領域 (BB)  
 Bronchiolar region (bb) 細気管支領域 (bb)

Bone surface	骨表面	気道モデルの気管支領域における標的領域	
Clearance	クリアランス	Thermodynamic diameter ( $d_{th}$ )	熱力学的直径 ( $d_{th}$ )
Count Median Diameter (CMD)	粒子数中央径 (CMD)	Thoracic airway	胸郭内 (TH) 気道
Compartment	コンパートメント	Transfer compartment	通過コンパートメント
Deposition	沈着	Types of materials, classified according to their rates of absorption from the respiratory tract into blood	呼吸気道から血液への吸収率に従って分類された、物質のタイプ
Endogenous excretion	内因性排泄	Uptake	取り込み
Endosteum (or endosteal layer)	骨内膜 (または骨内膜層)	バイオアッセイの解釈に関する用語	
Exogenous excretion	外因性排泄	Bioassay function	バイオアッセイ関数
Extrathoracic airway	胸郭外 (ET) 気道	Content	内容量
Exposure (in the context of inhalation)	(吸入摂取と関連した) 被ばく	Decision threshold	決定しきい値
Fractional absorption in the gastrointestinal tract ( $f_1$ )	胃腸管における吸収割合 ( $f_1$ )	Derived Investigation Level (DIL)	誘導調査レベル (DIL)
Human Alimentary Tract Model (HATM)	ヒト消化管モデル (HATM)	Detection limit	検出限界
Human Respiratory Tract Model (HRTM)	ヒト呼吸気道モデル (HRTM)	Direct measurement	直接測定
Inhalability	インハラビリティ	Excretion function	排泄関数
Intake	摂取	Excretion rate (instantaneous)	排泄速度 (瞬間)
Mass Median Diameter (MMD)	質量中央径 (MMD)	Investigation Level (IL)	調査レベル (IL)
Nasal augments	鼻呼吸者	Measured quantity ( $M$ )	測定量 ( $M$ )
Normal nose breather	鼻呼吸者	Recording level	記録レベル
Particle transport	粒子輸送	Reference bioassay function	標準バイオアッセイ関数
Reference biokinetic model	標準体内動態モデル	Retention function	残留関数
Secretory cell	分泌細胞	Threshold level	しきいレベル
Subcutaneous tissue	皮下組織		
Target region in the bronchial region of the Human Respiratory Tract Model	ヒト呼吸		



# 1. 緒 言

## 1.1 本報告書シリーズの範囲

(1) 放射性核種の職業上の摂取 (Occupational Intakes of Radionuclides; OIR) は、様々な産業、医療、教育および研究施設における日常的な操業 (業務遂行) の間に起こることがある。摂取は、放射性物質に関する異常事象の後にも起こるかもしれない。

(2) 放射性核種の摂取による職業上の内部被ばくを適切に評価することは、施設または行為の設計、計画および認可のため、作業者の放射線防護の最適化のため、業務時の放射線防護のため、並びに規制要件遵守の遡及的実証のために不可欠である。

(3) 放射性核種の摂取後、臓器・組織が受ける線量は長期にわたって続くため、等価線量と実効線量は長期にわたり蓄積される。結果として生じる量は、「預託線量」と呼ばれる。

(4) 作業者の内部被ばくは、「預託実効線量」という防護量によって評価されるべきである。

(5) 本報告書シリーズでは、包括的な一連の線量係数 (すなわち、単位摂取量あたりの預託実効線量および臓器・組織に対する預託等価線量) を提示し、単位内容量あたりの線量の関数に関する値も提示する。単位内容量あたりの線量の関数は、ある特定の時間における人体もしくは特定の臓器における単位放射能内容量または1日あたりの排泄試料中の単位放射能を生じさせる摂取の結果生じる、預託実効線量もしくは臓器・組織の預託等価線量である。

(6) これらのデータは、予測的評価と遡及的評価のどちらにも用いてよい。予測的評価は、施設または行為の設計と計画の段階において、予測される放射性核種の被ばくに関する情報を用いて、特定の活動に携わる作業者の摂取量とその結果として生じる線量の推定値を与える。これらの評価では一般に、被ばく条件に関するデフォルトの仮定、および吸入エアロゾルの粒径分布、吸入摂取後または経口摂取後の物質の吸収特性など、物質別の特性を記述するパラメータのデフォルト値を利用する。遡及的評価は、個人線量記録を維持するとともに規制要件の遵守を実証する目的で線量を評価するために、個人モニタリングと作業場モニタリングの結果を利用する。これらの評価では、状況次第では6章で説明するように、被ばくに関する固有の情報を利用してよい。

(7) 施設での業務に起因する作業者の個人被ばくは、遡及的に評価されるべきであり、記録線量の観点から記録し、報告されるべきである。一般に、記録線量は、(a) 当該作業者の個人モニタリングの結果を用いて標準作業者として遡及的に決定される預託実効線量と、(b) 外部被ばくに関して測定された個人線量当量  $H_p(10)$ 、という2つの成分の合計である。2つの

成分の各々は、個別に記録線量の成分と呼ばれることがある。「記録線量」という用語を用いるのは、この記録線量の成分は用語解説に示す用語の定義に従って正式に評価され、記録され、報告されるという事実を強調するためである。

(8) 本報告書シリーズには、線量係数の導出に用いられる ICRP の標準モデルに関する詳細情報が含まれる。シリーズ最初の本報告書において提供される情報には、ICRP の標準ヒト呼吸気道モデル (HRTM) (ICRP, 1994a) に加えた改訂の説明および、ICRP の標準ヒト消化管モデル (HATM) (ICRP, 2006) の概要が含まれる。本シリーズの以後の報告書では、標準全身体内動態モデルの構造およびパラメータ値の説明を提示する。

(9) 本報告書では、モニタリング方法とモニタリングプログラムの概要ならびにバイオアッセイデータの解釈に関する一般ガイダンスも提示する。本シリーズの以後の報告書では、モニタリングプログラムの設計と立案のための放射性核種固有の情報ならびに、職業上の内部線量の適及的評価を提示する。

(10) 本報告書シリーズにおいて提示される資料は、職業上の放射線防護の範囲を超えて適用されることを意図していない。そのような適用とは例えば、臓器線量が組織反応に関するしきい値に近づくか超える可能性がある場合、また、被ばくに関係するパラメータと吸収線量の大きさについて個人固有の再構築を必要とするかもしれない治療の場合のような、相当な放射性核種を摂取するケースの評価である。そのようなケースでは、正式に評価された記録線量は臓器または組織における吸収線量の個人固有の推定値によって補完されるべきである。そのような個人固有の評価は、本報告書シリーズの範囲を超えるものである。

(11) 一部の例外的な状況においては、公衆被ばくが生じ、臓器・組織における吸収線量が組織反応に関するしきい値を下回るのであれば、本報告書シリーズで提示される資料はバイオアッセイモニタリングプログラム（通常は全身モニタ、甲状腺モニタの利用に基づく）の立案ならびに公衆の成人構成員について得られたバイオアッセイモニタリングデータの解釈のために用いることができるであろう。

## 1.2 本報告書シリーズにおける防護量と線量係数

(12) ICRP が定義する防護量——等価線量と実効線量——は、ICRP 勧告の適用における基礎である。実効線量の概念は、性別、年齢（成人の場合）、解剖学、生理学や人種など、個人の身体関連パラメータに依存せず、個人の内部被ばくと外部被ばくの両者を特徴づけるために使える 1 つの量を提示するものである。広く適用できるようにするために、実効線量と等価線量は、生理学的パラメータ値の広範な平均化を用いた計算モデルを用いて定義される。具体的に言えば、*Publication 89* (ICRP, 2002a) は標準個人の重要パラメータ（ヒトの臓器・組織の質量、ジオメトリーと組成）を定義しているが、本報告書シリーズでは、関連する一連の

ICRP 標準体内動態モデルを含めて、標準作業員（ICRP, 1994b）の場合の関連パラメータを提示する。

(13) 実効線量は、個人固有の線量ではなく、むしろ特定の被ばく条件下での標準人の線量である。一般的なケースでは、標準人は標準作業員（用語解説を参照）または特定年齢の公衆の標準構成員のいずれかになりうる。

(14) 内部線量評価においては、等価線量または実効線量の直接評価を与えるいかなる実用量も定義されていない。体内の放射性核種による等価線量または実効線量を評価するためには、別の方法が適用される。それらの方法は主として、様々な放射能測定と体内動態モデル（計算モデル）の適用に基づいている。

(15) 本報告書シリーズでは、線量係数および単位内容量あたりの線量の関数は標準作業員について提示される。これらのデータは、各々の放射性核種のさまざまな物理化学的形態とエアロゾル粒径分布に応じて提示される。経口摂取と注入（すなわち、血液への直接侵入）に関するデータは、偶発的な（例えば、汚染された皮膚上の物質の経口摂取）または無傷のもしくは傷がある皮膚を通じた急速な吸収（注入）のケースに対応するバイオアッセイデータの解釈を可能にするために提示される。

(16) 最新の勧告（ICRP, 2007）では、防護量の一般的な定義は変更されていないが、放射線加重係数と組織加重係数の変更、標準コンピュータファントムの採用（ICRP, 2009）や、新しい世代の標準体内動態モデルの開発など、放射線被ばくごとの線量計算値に影響を及ぼす変更が行われている。

(17) 本報告書シリーズでは、*Publication 30* シリーズ（ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b）と *Publication 68*（ICRP, 1994b）に置き換わる OIR に対応する改訂された線量係数を提示する。バイオアッセイ測定値を解釈するためのデータも提示するが、これらのデータは *Publication 54* と *78*（ICRP, 1988a, 1997b）に置き換わるとともに、特定の放射性核種に関するバイオアッセイ測定の結果を解釈するために必要なあらゆる情報を単一の ICRP 刊行物として集約するものである。

(18) 本報告書シリーズの完全なデータセットは、電子版付属書として提供される。冊子体の報告書には、抜粋された一連のデータと資料が含まれる。データは、各元素とその放射性同位体ごとに標準フォーマットで提示される。表にまとめた線量係数は、既知の放射性核種の摂取量から預託実効線量および臓器・組織の預託等価線量を決定するために用いられる。表にまとめられた単位内容量あたりの線量の関数の値は、適切なバイオアッセイ量（例えば、全身または肺における放射性核種の放射能や、尿や糞に含まれる放射性核種の排泄量）の測定から預託線量を直接評価するために用いる。同様に、図表形式で示す体内または1日あたりの排泄試料に含まれる単位摂取量あたりの放射能は、1回のバイオアッセイ測定から摂取量を評価するために用いられる。次に、預託線量は、表にまとめた線量係数を用いて摂取量から評価され

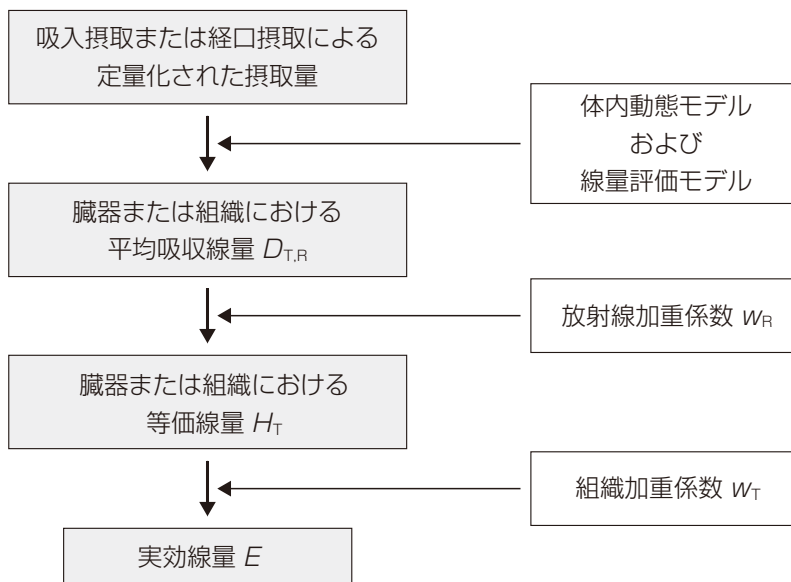


図 1.1. 放射性核種を摂取した場合の吸収線量および防護量 - 等価線量と実効線量 - の計算

る。各元素とその放射性同位体について提供される情報の詳細は 7 章に示す。

(19) 改訂された線量係数，単位内容量あたりの線量の関数および標準バイオアッセイ関数は，*Publication 100* (ICRP, 2006) の HATM<sup>\*1</sup> ならびに，より新しいデータを考慮に入れた *Publication 66* (ICRP, 1994a) の改訂版 HRTM<sup>\*2</sup> を用いて計算されている。HRTM に加えられた改訂については，本報告書の 3.2 節と付属書 A で説明する。さらに，本報告書シリーズでは，さまざまな化学形の元素とそれらの放射性同位体の吸入摂取と経口摂取の後の血液への吸収に関する情報が提供される。いくつかの例では，データは物質別の勧告を行うのに十分であると判断される。放射性核種の全身体内動態に関する多くのモデルは改訂され，臓器・組織における取り込みと残留ならびに排泄を生理学的により現実的に表現するものとなっている。

(20) 線量係数の計算には，体内動態モデル，標準の生理学的データ，コンピュータファントムおよび放射線輸送計算コードが用いられる (ICRP, 2007)。ICRP は，作業者による個々の放射性核種の吸入摂取または経口摂取に対する線量係数を刊行しており，臓器・組織に対する等価線量と実効線量の両方を示している (ICRP, 1991, 2007)。この計算のステップ (図 1.1) は，以下のように要約することができる。

- 標準体内動態モデルを用いて，標準作業者の臓器・組織における放射性核種の分布と残留が，吸入または経口による摂取後の時間の関数として決定される。放射線防護の目的では，標準

\*1 訳注 HATM：ヒト消化管モデルを意味する Human Alimentary Tract Model の略。

\*2 訳注 HRTM：ヒト呼吸気道モデルを意味する Human Respiratory Tract Model の略。

作業者のあらゆる体内動態パラメータは、性別、解剖学、生理学、人種およびその他の個人関連因子によって変化しないと仮定されるが、性固有モデルが利用可能な場合は標準男性パラメータ値に基づく。それぞれの線源領域において、50年の期間内に起こる核変換（放射性壊変）の総数が計算される。

- それぞれの線源領域における核壊変に起因する、各標的臓器または標的組織における性固有の吸収線量を計算するために、男性と女性の標準コンピュータファントムに基づく線量評価モデルならびにモンテカルロ放射線輸送コードが用いられる。
  - 臓器・組織に対する性固有の等価線量を決定するために、放射線加重係数が適用される。
  - 性固有の預託等価線量は、性平均される。
  - 性平均された預託実効線量を決定するために、組織加重係数が適用される。
- (21) 本報告書シリーズにおいて用いられる計算手順の詳細は3.7節に述べる。

### 1.3 放射性核種の職業上の摂取に関する以前の報告書

(22) *Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a,b, 1980, 1981, 1982a, b, 1988b) は、*Publication 26* (ICRP, 1977) において刊行された勧告ならびに *Publication 23* (ICRP, 1975) における解剖学および生理学的データを参照し、吸入摂取と経口摂取による放射性核種の摂取に対応する作業者の線量係数と年摂取限度 (ALI) の値を与えた。*Publication 68* (ICRP, 1994b) は、*Publication 60* (ICRP, 1991) の1990年勧告を受けて、作業者について改訂された線量係数を提示した。この刊行物では、吸入摂取された放射性核種に対応する *Publication 66* の HRTM (ICRP, 1994b)、*Publication 70* (ICRP, 1995a) で更新された骨格に関する基本的な解剖学的・生理学的データ、そして *Publication 56, 67, 69* および *71* (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c) に示された31元素の選ばれた同位体について改訂された全身体内動態モデルを適用した。他の元素に対する体内動態モデルは *Publication 30* (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) のもので、膀胱と結腸壁の線量推定値を改善するために明確な排泄経路を追加するという修正がなされた。*Publication 68* (ICRP, 1994b) は ALI を与えなかったが、これは ICRP が、作業場における外部放射線とあらゆる放射性核種の摂取に起因するすべての電離放射線被ばくを考慮に入れる必要性を強調したかったためである。

(23) *Publication 54* と *78* は、放射性核種の吸入摂取と経口摂取による作業者の線量を推定するための、モニタリングプログラムの設計および結果の解釈に関するガイダンスを提供するものだった (ICRP, 1988a, 1997b)。このガイダンスは、バイオアッセイデータ (すなわち、全身および臓器の内容量ならびに1日あたりの尿中・糞中排泄量の測定値) から摂取量と線量を評価できるようにするための数値データにより補完された。これらのデータは、作業場において遭遇する可能性が高いものとして選ばれたいくつかの放射性核種について提示された。一



回摂取後のいくつかの経過時間または日常モニタリングにおける測定量の予測値は、測定された放射能あたりの摂取放射能の形で示された。その後、評価された摂取量から実効線量を計算するために標準の線量係数が用いられるであろう。

#### 1.4 等価線量と実効線量の計算に影響する *Publication 103* における変更

(24) *Publication 103* (ICRP, 2007) で刊行された 2007 年勧告では、等価線量と実効線量の概念とその用途については変更されていないが、それらの計算に用いる方法については、いくつかの改訂が加えられた。放射線加重係数と組織加重係数は、以前勧告された *Publication 60* (ICRP, 1991) の値から変更された。光子、電子およびアルファ粒子に対する放射線加重係数 ( $w_R$ ) は変更されていない。体内に沈着する放射性核種に対して潜在的に重要な唯一の変更は中性子の値である (表 1.1)。その変更は、新たに得られたデータを反映したものではなく、むしろ防護の目的のための放射線加重の適切な取り扱いを再検討したことの反映であった。中性子  $w_R$  のエネルギーの関数として階段関数を廃止したのは、実際には連続関数のみが用いられてきたという事実を反映したためである。連続関数の主たる変更は、低エネルギーにおける  $w_R$  値の引き下げであり、これは二次光子による低い線エネルギー付与の寄与をより適切に反映するためである。また、高エネルギーにおける  $w_R$  値は、陽子の  $w_R$  値に収束すると仮定するに十分な理論的根拠がある。

(25) *Publication 103* (ICRP, 2007) において勧告された組織加重係数 ( $w_T$ ) の値を表 1.2 に示す。*Publication 60* (ICRP, 1991) に示された値からの変更は、放射線リスクに関する知識の進歩を反映するものである。がんリスクに関する主たるデータ源は、日本の原爆被爆者の追跡調査によるものであり、バックグラウンドのがん罹患率が異なる西洋人とアジア人の 7 つの集団の平均リスク係数を導出するために用いられた (ICRP, 2007)。これらの新たな  $w_T$  値は、がん死亡率データではなく罹患率データに基づいており、致死率や生活の質 (QOL) の低下および損失生存年数によって調整されている。遺伝的影響に対する重みづけは現在では、疾患の理論上の平衡値ではなく、最初の 2 世代における推定値に基づいている。2007 年勧告 (ICRP, 2007) における  $w_T$  値の主なる変更は、乳房についての引き上げ (0.05 から 0.12 へ)、生殖腺についての引き下げ (0.2 から 0.08 へ)、そして「残りの組織」へ多くの臓器と組織を含めたことによる値の引き上げ (0.05 から 0.12 へ) である。残りの組織の線量は現在では、性別ごとに 13 の臓器と組織に対する線量の算術平均として計算される (表 1.2)。組織加重係数は引き続き、性別およびあらゆる年齢にわたる平均値を表す。

(26) 2007 年勧告 (ICRP, 2007) において導入されたさらなる重要な変更は、外部および内部の線源による線量は人体の標準コンピュータファントム (ICRP, 2009) を用いて計算される、ということである。過去に当委員会は、特定のファントムを指定せず、両性具有の医療

表 1.1 国際放射線防護委員会による放射線加重係数の勧告値

放射線のタイプ	放射線加重係数 $w_R$	
	Publication 103 (ICRP, 2007)	Publication 60 (ICRP, 1991)
光子	1	1
電子とミュー粒子	1	1
陽子と荷電パイ中間子	2	5*
アルファ粒子, 核分裂片, 重イオン	20	20
中性子	改訂された中性子エネルギーの連続関数	中性子エネルギーの階段関数および連続関数

\* パイ中間子は考慮されていない。

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

組織	$w_T$	$\sum w_T$
骨髄, 乳房, 結腸, 肺, 胃, 残りの組織 (性別ごとに 13*)	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 (ET) 領域, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口腔粘膜, 脾臓, 前立腺 (男性), 小腸, 脾臓, 胸腺, 子宮/頸部 (女性)。

内部被ばく線量 (MIRD) タイプのファントム (Snyder et al., 1969), Kramer ら (1982) の性別モデル, Cristy と Eckerman (1987) の年齢別ファントムなど多様な数学ファントムを使用してきた。実際のヒトの医学画像データから構築されるボクセルモデルは, 数学 (または様式化された) ファントムよりも現実的な人体描写を与える。したがって ICRP は, 内部被ばくと外部被ばくのいずれについても体内の線量分布の計算に用いる標準ファントムとしてボクセルモデルの採用を決定した。Publication 110 (ICRP, 2009) において説明されているこれらのモデル (すなわちコンピュータファントム) は, 標準成人男性と標準成人女性を表す。これらは, 2007 年勧告 (ICRP, 2007) の実効線量の概念に対応する放射線防護量の計算のために設計されている。臓器・組織に対する等価線量  $H_T$  は, 標準成人男性と標準成人女性について独立に計算され, その後, 実効線量  $E$  の計算において平均される。すなわち,

$$E = \sum_T w_T \left[ \frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right] \tag{1.1}$$

ここで:

$$H_T^M = \sum_T w_R D_{T,R} \text{ (男性)}$$

$$H_T^F = \sum_T w_R D_{T,R} \text{ (女性)}$$

(27) *Publication 103* (ICRP, 2007) では、実効線量は標準値に基づく防護量として用いることが意図されており、特定の個人ではなく標準人に関連したものであることが明確にされている。実効線量は、放射線防護における計画立案と最適化のための予測的な線量評価、および規制目的のための（線量限度の）遵守の適及的実証に主に用いられる。等価線量と実効線量の計算における性平均は、これまで両性具有の数学ファントムを使うことで暗黙のうちに行われていたが、現在では、成人男性ファントムと成人女性ファントムにおける等価線量の平均であることが明確に示されている。組織加重係数の導出における性別と年齢の平均化は、絶対的な放射線損害の推定値における男女間、および大人と子供間の違いを曖昧にするように見える。しかし、実際の防護は、男性と女性または異なる年齢グループについて個別に実効線量を計算することによって改善されることはないと思われ、そのようにすることはこれらの量の精度について誤解を与える可能性がある。

## 1.5 本報告書シリーズにおいて導入される体内動態モデル

(28) 個々の元素とそれらの放射性同位体に対応する体内動態モデルは、それぞれの線源領域における時間積分した放射能を決定することによって、所定の期間中（通常、成人の場合は50年、子供の場合は70歳まで）に特定の組織、臓器または人体領域（線源領域）内で起こる原子核の壊変の総数を計算するために用いられる。線量評価モデルは、すべての放射線のエネルギーと放出率を考慮に入れて、それぞれの線源領域において起こる原子核の壊変に対して、重要なすべての臓器・組織（標的）におけるエネルギーの沈着を計算するために用いられる (ICRP, 2008)。標的領域における預託吸収線量（単位：Gy）は、線源領域において起こる壊変の数、および標的領域におけるエネルギー沈着が判れば計算することができる。

(29) 消化管と呼吸気道の体内動態モデルは、結果的に血液に吸収されるか／または人体から失われることになる、これらの器官内の放射性核種の移動を定義するために用いられる。血液に吸収される放射性核種の挙動は、複雑さが様々である元素固有の全身モデルによって記述される。これらのモデルは、線量係数の導出とバイオアッセイデータの解釈の両方を意図したものである。本報告書シリーズで用いられるモデルは以下に示すとおりであり、さらなる情報は3章で提供する。

### 1.5.1 ヒト呼吸気道モデル

(30) *Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられている HRTM は、その発表以後に蓄積されたデータを考慮に入れるため本報告書において更新されているが、このモデルの基本的な特質は変わっていない。放射性核種を含んだ吸入粒子は、胸郭外 (ET) 気道 (鼻、喉頭など)、肺の気管支 (BB) および細気管支 (bb) 気道、そして肺胞-間質 (AI) 領域に沈着し、それ

それぞれの部位における沈着は主として粒径に依存する (ICRP, 1994a, 2002b)。呼吸気道からの移行は、主として血液への溶解と吸収、ならびに咽喉への粒子の輸送と、その後の消化管への侵入という競合プロセスによって起こる。血液に吸収されるかもしくは粒子輸送によって移行する割合は、物質の種分化と可溶性、また放射性核種の放射性半減期に左右される。呼吸気道に関する ICRP モデルは、本書ではガスと蒸気にも、そしてラドンとその放射性子孫核種の吸入摂取にも適用される。

(31) 血液への吸収について、本報告書で導入される主たる変更は以下のとおりである。

- タイプ F, M および S の吸収デフォルト値の再定義: タイプ M と S における急速溶解割合 ( $f_r$ ) の値を、それぞれ 0.1 と 0.001 から 0.2 と 0.01 に引き上げ。それとともに急速溶解速度 ( $s_r$ ) の値を、 $100 \text{ d}^{-1}$  から、タイプ M と S において  $3 \text{ d}^{-1}$ 、タイプ F において  $30 \text{ d}^{-1}$  とする引き下げ。
- 十分な情報が利用できる選ばれたケースにおける、 $f_r$ 、 $s_r$  および低速溶解速度 ( $s_g$ ) の物質別のパラメータ値 (たとえば、ウランの形態)。
- 十分な情報が利用できる場合の、元素固有値  $s_r$  ならびに結合状態パラメータ  $f_b$  および  $s_b$ 。
- 可溶性および反応性が呼吸気道に沈着する割合によって定義されるガスと蒸気の取り扱いの見直し。デフォルトの仮定は、100%の沈着 (20%は ET<sub>2</sub>, 10%は BB, 20%は bb および 50%は AI) およびタイプ F の吸収である。Publication 66 (ICRP, 1994a) に述べられている SR-0, SR-1, SR-2 の分類は有用ではないことがわかっており、もはや用いない。

(32) 粒子輸送によるクリアランスについて、主たる変更は以下のとおりである。

- 最近のヒトを対象とした実験的研究に基づいた、前部領域から後部領域への移行を含む、鼻腔からのより現実的なクリアランス。
- 最近のヒトを対象とした実験的研究に基づいた、気管支樹からの低速粒子のクリアランスの特性の改訂。これは現在、気管支樹の全体における粒径に依存する現象ではなく、細気管支においてのみ起こると仮定されている。
- 不溶性 <sup>60</sup>Co 粒子と二酸化プルトニウムによって被ばくした作業者の長期追跡調査を含む最近のデータに基づいた、モデル構造の改訂を伴う肺の AI 領域における、より長期間の残留。

### 1.5.2 ヒト消化管モデル

(33) Publication 30 (ICRP, 1979a) の胃腸管モデルは、Publication 100 (ICRP, 2006) の HATM によって置き換えられている。この HATM の主たる特徴は、以下のように要約できる。

- あらゆる消化管領域すなわち、口腔、食道、胃、小腸、右結腸、左結腸および直腸・S字結腸 (S字結腸および直腸) を含める。
- ある元素とその放射性同位体の血液への吸収は、小腸においてのみ起こる (すなわち、総吸収割合  $f_A$  は小腸からの吸収割合  $f_{SI}$  に等しい) というデフォルトの仮定。利用できる情報が

ある場合、他の領域における吸収を考慮できるモデル構造。

- 利用できる情報がある場合の、消化管領域の壁の粘膜組織および歯への残留を考慮できるモデル構造。
- 消化管のそれぞれの領域内のがん誘発に関する標的領域位置の明確な指定。

(34) *Publication 100* (ICRP, 2006) では、消化管の部位ごとの幹細胞層への電子とアルファ粒子に対する吸収割合の暫定値を示している。本報告書の一環として、両方の粒子タイプ、また内容物と壁の両方の線源について新たな計算が行われている。小腸内の領域については、分節の折り重なりに関する新しいモデルが導入されている。さらなる詳細は現在準備中の刊行物\* (ICRP, 2016c) に示される。

### 1.5.3 全身モデル

(35) 全身モデルは、体内の放射性核種が全身性循環に達した後の時間依存分布と残留ならびに、人体からの排泄について記述している。呼吸気道と消化管における放射性核種の挙動を記述する ICRP の現在および過去の体内動態モデルとは対照的に、ICRP の全身モデルは概して、パラメータ値だけでなくモデル構造についても元素固有のものである。放射線防護において対象となるすべての元素に対して、潜在的に重要な全身の貯蔵場所および移行経路を表現する単一の汎用モデル構造は、複雑すぎるために実用にはそれほど役立たないであろう。しかし、従来の ICRP 報告書では、体内における挙動が定性的に同様であることが知られており（または予想されており）、一般的には化学族である元素グループの全身体内動態を扱うために、汎用モデル構造が用いられてきた。例えば、*Publication 20* (ICRP, 1973) は、アルカリ土類金属のカルシウム、ストロンチウム、バリウムおよびラジウムについて汎用モデル構造を導入したが、ほとんどのモデルパラメータについては元素固有の値を提示した。*Publication 30* の第 1～3 部 (ICRP, 1979a, 1980, 1981) では、プルトニウムについて開発されたモデルが、モデル構造だけでなくパラメータ値も含めて、ほとんどのアクチノイド元素に適用された。汎用全身モデル構造の利用は、放射性核種の摂取による公衆の構成員に対する線量に関する ICRP 報告書の中で増加しており (ICRP, 1993, 1995b,c)、本報告書においてさらに拡大されている。これは全身体内動態モデルの開発、記述および適用を促進するからである。重要な進展としては、データの利用が可能になるにつれて、臓器残留および排泄の動態に関して生理学的にいっそう現実的なモデルとなってきたため、それらのモデルは線量係数の計算だけでなくバイオアッセイデータの解釈にも適用できる、ということである。

---

\* 訳注 *Publication 133* The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions として発行済み (2016 年)

#### 1.5.4 放射性子孫核種の取り扱いに関するルール

(36) 放射性壊変によって一連の放射性核種を生じる放射性核種（「親」核種と呼ばれる）に対する線量係数には、親核種の摂取後に体内で生成される放射性子孫核種による線量が含まれる。この線量係数は、子孫核種の体内動態に関する仮定に強く左右される可能性がある。本報告書シリーズでは、放射性壊変によって体内で生成される子孫核種の運命について、以下のような仮定をしている。

(37) 希ガスを除くあらゆる放射性核種の場合：

- 吸入摂取された親核種の、呼吸気道から血液への吸収を記述するパラメータ値は、呼吸気道において生成される壊変系列のすべての構成核種に適用される。
- 全身コンパートメントにおいて壊変によって生成される、もしくは呼吸気道または消化管において壊変により生成された後に血液に吸収される子孫核種に関しては、親核種に関する元素の章内で定義を述べておき、それらの全身動態は本報告書シリーズの後半で示される。いくつかの例外はあるが、概して子孫核種の全身体内動態は、親核種の全身体内動態とは無関係であると仮定される。その構成核種がすべて同じ元素の同位体である壊変系列の場合、その子孫核種には全身にわたり親核種と同じ動態が割り当てられる。
- 親核種の経口摂取後に（小腸またはより上部のコンパートメント内の）消化管の内容物における壊変によって生成される子孫核種、もしくは全身コンパートメントにおいて生成された後に消化管内容物中に移行する子孫核種に対する、デフォルトの吸収割合  $f_A$  は、親核種として経口摂取されるときに当該子孫核種の  $f_A$  の標準値である。放射性核種が異なる化学的または物理的形態に対応する標準値を複数有する場合、 $f_A$  の既定値は、提示された最大の標準値である。
- 親核種の吸入摂取後に呼吸気道において生成される、もしくは呼吸気道から消化管へ放射能が移行した後に消化管において生成される、子孫核種の既定の吸収割合  $f_A$  は、吸入摂取された物質のうち、割り当てられた吸収タイプにおける急速溶解の割合 ( $f_r$ ) と、親核種として経口摂取されるときに当該子孫核種の  $f_A$  の標準値の積である。親核種として経口摂取した子孫核種が、異なる化学的または物理的形態に相当し、 $f_A$  の標準値を複数有する場合、 $f_A$  のデフォルト値は、当該吸収タイプの場合の  $f_r$  と、提示された最大の標準値の積である。

(38) 放射性壊変によって呼吸気道モデルおよび消化管モデルのコンパートメントにおいて生成される希ガスは、血液コンパートメントへの移行および呼吸気道モデルと消化管モデルのコンパートメント間の移行を伴わずに、これらのコンパートメントから  $100 \text{ d}^{-1}$  の速度で直接環境へと排出されると推測される。体内で生成されるそのような希ガスの子孫核種は、37項に述べたルールに従うと仮定される。

## 1.6 本報告書シリーズにおいて導入される線量評価

(39) 線量計算には、核壊変データ、ヒトの解剖学的構造を反映した人体形状ファントム、ならびに、体内の放射線輸送とエネルギー沈着をシミュレートするコードの利用を必要である。本報告書シリーズで提供するデータは、改訂された壊変データ (ICRP, 2008)、医学画像データに基づく成人男性と成人女性の ICRP 標準コンピュータファントム (ICRP, 2009)、十分に確立されたモンテカルロコード (Pelowitz, 2008 ; Kawrakow et al., 2009 ; Niita et al., 2010) を用いて計算されている。

(40) 放射性核種は、臓器全体 (例えば、肝臓) またはある組織内の薄層 (例えば、骨表面) に存在しうるが、すべての線量計算において、放射性核種は線源領域の全体にわたって均一に分布すると仮定される。同様に、標的細胞は、臓器全体から細胞層までサイズが異なる標的領域全体にわたって均一に分布すると仮定される。線源領域と標的領域の間の「クロスファイヤー」放射線\*による線量は、透過性の光子放射線にとって重要である。「非透過性」のアルファおよびベータ放射線について、ほとんどの場合、エネルギーはその放射性核種が沈着する組織に主として沈着する。光子と電子の輸送は、線源と標的のほとんどの組合せにおいて起こる。さらに、多数の重要なケースにおけるアルファおよびベータ放出については、特別な配慮が考慮される。これらには以下のものがある。

- 呼吸気道の気道壁における標的細胞に対する、気道中の放射性核種からの線量 (ICRP, 1994a)
- 消化管における標的細胞に対する、管腔中の放射性核種からの線量 (ICRP, 2006)
- 骨表面内部 (50  $\mu\text{m}$  層; 後述) とすべての赤色骨髄に隣接する細胞に対する、骨表面上およびミネラル骨内の放射性核種からの線量

### 1.6.1 核壊変データ, *Publication 107*

(41) 線量計算のために基本的に必要なものは、半減期、壊変モード、そして放射性核種とそれらの子孫核種によって放出される様々な放射線のエネルギーと放出率に関する信頼できる情報である (Eckerman et al., 1994; Endo et al., 2003, 2005)。本報告書における計算では、*Publication 107* (ICRP, 2008) において提供されている核壊変データを用いる。同刊行物は *Publication 38* (ICRP, 1983) に置き換わるものであり、報告書本文に、97 元素 1252 放射性同位体の放射線放出に関するデータを提供する CD-ROM が付随する構成となっている。原子番号が 101 未満の元素の放射性同位体については、半減期が 1 分を上回る場合または選ばれた放射性核種の子孫核種である場合であって基礎的な核構造データによって意味ある放射線放出

\* 訳注 光子のように線源領域と標的領域の間で吸収・散乱により複雑な挙動をする放射線を表現して考えると考えられる。

解析が可能な場合に、*Publication 107* (ICRP, 2008) に記載された。CD-ROM を利用すると、放出される放射線と、オージェカスケードおよび自発核分裂データのさらなる詳細の完全なリスト化が可能になる。提供されているデータには、放出される放射線のエネルギーと強度；ベータ、中性子ならびにオージェ電子およびコスター-クロニッヒ (CK) 電子スペクトル；自発核分裂放射線とアルファ反跳；半減期、分岐壊変および壊変系列；そしてカットオフなしの放出数が含まれている。

(42) 本報告書シリーズでは、半減期が10分以上の、*Publication 107* (ICRP, 2008) に含まれているほとんどすべての放射性核種とその他の選ばれた放射性核種について、線量係数とバイオアッセイ関数を提示している。壊変系列を有する放射性核種については、半減期が10分以上のすべての親核種が含まれるが、娘核種の半減期についてはいかなる制約もない。

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

(43) 従来、ヒトの解剖学的構造を様式化したコンピュータファントムが、外部被ばくと内部被ばく両方の放射線防護のための線量係数の計算において用いられてきた。これらのファントムは、標準個人の体内臓器の解剖学的構造および外側の体表面を描写するために数学的表面方程式を用いており (Cristy, 1980; Cristy and Eckerman, 1987), したがって解剖学的リアリズムを捉える能力は限られている。放射線輸送シミュレーションのためのもうひとつの形式であるボクセルファントムは、コンピュータ断層撮影法 (CT) または磁気共鳴映像法から得られる、実際の個人のセグメント化された断層撮影データに基づいている (Zankl et al., 2002, 2003, 2007)。上記のように、2007年勧告 (ICRP, 2007) は、内部と外部両方の放射線源に対する線量係数の改訂のために現実的な解剖学的モデルを採用した。*Publication 110* (ICRP, 2009) は、標準成人男性と標準成人女性のコンピュータファントムの開発およびその使用目的について述べている。これらの標準ファントムは、その身長と体重が標準値と良く一致する男女2つのボクセルモデルの修正を経て構築された。報告書は、このプロセスのために用いられた方法および結果として得られたファントムの解剖学的・コンピュータ的特性について述べている。

(44) 標準成人男性と標準成人女性のコンピュータファントムは、放射線輸送とエネルギー沈着をシミュレートするコードとともに、ある臓器または組織  $T$  における平均吸収線量  $D_T$  の評価のために用いることができ、そこから引き続き等価線量と実効線量を計算することができる。

### 1.6.3 骨格線量評価における進歩

(45) 本報告書では、内在する放射性核種から放出されるすべての放射線 — アルファ粒子、ベータ粒子、電子、光子および (例えば、自発核分裂による) 中性子 — について、



*Publication 30* (ICRP, 1979a) の骨格線量評価モデルが大幅に更新されている。*Publication 30* のモデルに対する改良には、吸収割合の粒子エネルギーの、骨髄の細胞密度および骨固有海綿質微小構造への依存性を従来より緻密に扱っていることが含まれている。放射線輸送シミュレーションのために、骨格画像の2つの標準セットが定められた。第1のセットは、40歳の男性死体から採取された約38の骨格部位の1 mm サイズの体外CT画像を含むものであった (Hough et al., 2011)。これらの画像は、皮質骨、梁状海綿質および髓腔の骨格部位別体積割合を定めるために、また粒子輸送に関する巨視的幾何モデルとして役立てるために用いられた。第2のセットは、骨梁と骨髄組織の体積割合を定めるために、また粒子輸送に関する微視的幾何モデルとして役立てるために、梁状海綿質コア試料の30  $\mu\text{m}$  マイクロCT画像を含むものであった。両画像セットは、内部放出される電子の対画像放射線輸送計算において組み合わせられた (Shah et al., 2005)。線源組織は、骨髄 (活性および不活性)、ミネラル骨表面 (骨梁および皮質骨) ならびにミネラル骨本体\* (骨梁および皮質骨) であった。標的領域は、活性骨髄 (造血幹細胞と前駆細胞の代用組織) ならびに、骨格骨内膜の改訂50  $\mu\text{m}$  モデル (骨前駆細胞の代用組織) (用語解説における「骨内膜」を参照) であった。内在するベータ粒子および中性子が発生させる反跳陽子の吸収割合は、Jokisch ら (2011a,b) に示されている経路長ベースの輸送アルゴリズムに基づいて定められた。内部放出される光子と中性子の活性骨髄と骨内膜への吸収割合の値は、*Publication 110* による標準成人男性と標準成人女性のボクセルファントム (ICRP, 2009) の海綿質および髓腔領域内のエネルギー依存粒子フルエンスをまず計算し、次にフルエンス-吸収線量応答関数 (DRF) を適用することによって取得された。これらの光子と中性子の骨格 DRF の導出に関するさらなる詳細については、*Publication 116* (ICRP, 2010) の付属書 D と E だけでなく、Johnson ら (2011) と Bahadori ら (2011) の文献にそれぞれ示されている。

## 1.7 バイオアッセイデータの解釈

(46) 一般的に適用されるバイオアッセイデータからの線量評価体系は、直接測定 (例えば、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 (例えば、尿、糞または環境試料) のどちらかからの放射性核種の摂取量評価に依存している。放射性核種の摂取に関するこれらの測定量の予測値は ICRP によって勧告されており、これらの値は摂取量を推定するために用いることができる (ICRP, 1997b)。次に、いかなる摂取に起因する預託実効線量も、ICRP によって勧告された、もしくは ICRP が勧告する方法論を用いて決定された適切な線量係数を用いて計算される。場合によっては、国の当局は、線量の正式な評価だけでなく放射性

\* 訳注 骨を構成するミネラル骨本体を指し、骨表面の骨膜や海綿体内部の細胞質部分を除いたもの。

核種の摂取量の評価も要求する。提供されたデータは、この目的にも役立っている。

(47) Berkovski ら (2003a) が論じているように、バイオアッセイ測定値を摂取時間と関連づける関数を用いると、預託実効線量をそれらの測定値から直接計算することが可能である。このアプローチの主たる利点は、ユーザーが線量を評価するために摂取量の計算という中間ステップを実施しない、ということである。これにより、ある特定の体内動態モデルとそのモデルとは別の（より昔の、またはより新しい）バージョンのモデルから導き出された線量係数を組み合わせて計算されたバイオアッセイ関数を用いるというリスクが排除される。この異なるバージョンのモデルの組合せは、相互比較における計算違いのよくある原因であることが示されてきている (IAEA, 2007)。

(48) どのアプローチが採用されようと、評価される線量は、多くの場合、評価される摂取量よりもパラメータ値の選択に対する感度が低い。Berkovski ら (2003a) は、多数の放射性核種の化学形について、「内容量あたりの線量の関数」は、摂取後の幅広い範囲の測定時間にわたって吸入摂取された粒径の選択にほとんど影響されないことを示した。したがって、そのような状況では、エアロゾルの適切な AMAD に関する情報は特に必要ないかもしれない。同様に、内容量あたりの線量の関数は、摂取後のある一定範囲の測定時間において、関与する特定の化学形に対する吸収タイプの選択に影響しないかもしれない。ただし、最も適切な測定データがどれかおよびいつ摂取したかを定めるに際しては、注意がなお必要である。

(49) 測定量が実効線量に支配的に寄与する臓器線量と直接関連する場合（例えば、肺線量が実効線量を支配する、不溶性  $^{60}\text{Co}$  化合物吸入摂取後の肺残留測定の場合）、バイオアッセイ測定から評価される実効線量は、パラメータ値の選択の影響をあまり受けない。しかし、肺線量が実効線量に支配的に寄与する場合で尿モニタリングが用いられる時など、測定量が実効線量と密接に関連しない場合には、パラメータ値の影響ははるかに大きいかもしれない。そのような場合、尿モニタリングの結果は全身の臓器に対する線量について信頼できる値を提供しうるが、肺線量の評価値は吸入パラメータ値の選択の影響を受ける。一例は、不溶性ウラン化合物の吸入摂取後の尿モニタリングデータからの実効線量の評価である。

## 1.8 報告書の構成

(50) 本報告書シリーズは、吸入摂取と経口摂取による OIR について改訂された線量係数を提供する。これらは、*Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) および *Publication 68* (ICRP, 1994b) に置き換わるものである。また、バイオアッセイ測定値の解釈のためのデータも提供するが、これらは *Publication 54* および *78* (ICRP, 1988a, 1997b) に置き換わるものである。

(51) 本報告書の 2 章では、放射性核種による職業被ばくに対する管理における線量限度

と線量拘束値の適用について論じる。また、規制上の要件の遵守を確実にするために設計されるモニタリングプログラムの目的および要件の要点も述べる。3章では、線量係数およびバイオアッセイ関数を計算するために用いる体内動態モデルと線量評価モデルの概要を示す。*Publication 66* の HRTM (ICRP, 1994a) に加えられた変更を説明し、*Publication 100* の HATM (ICRP, 2006) の主な特徴について述べる。3章では、元素とそれらの放射性同位体の全身体内動態を記述するために本報告書シリーズで用いるモデルの概論も提示する。線量評価モデルおよび ICRP の計算方法論についても説明する。

(52) 個人モニタリング方法の説明は、4章に示す。同章では、作業場モニタリングだけでなく、体外計測および排泄物とその他の生体物質の分析も取り上げる。モニタリングプログラムの設計に関する一般原則、プログラムのタイプとモニタリング要件は、5章にまとめている。また、傷口モニタリングと、医学的介入の潜在的な影響も簡単に扱う。遡及的線量評価の一般的な側面は、6章において考察する。同章では、被ばく状況と扱われている放射性核種ならびにそれらの物理化学的形態を理解する必要性について考察する。同章では、有効なモニタリングプログラムのための要件について論じるとともに、単一のまたは複数の測定におけるデータの取扱いへのアプローチを要約する。バイオアッセイ測定結果の解釈のための体内動態モデルの利用と関連する不確かさが検討されている。

(53) 7章では、本報告書シリーズの今後刊行される報告書に含まれる情報の種類について簡潔な概略を示す。すなわち、体内動態データ、線量係数、そして個々の元素とその放射性同位体に関するバイオアッセイ結果の解釈のためのデータである。それぞれの元素についての記載では、線量係数 [その元素に関連するあらゆる放射性同位体の吸入摂取と経口摂取における、1 Bq 摂取あたりの預託実効線量および臓器・組織の預託等価線量 ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ )], 内容量あたりの線量の関数 [全身または所定の臓器における予測放射能内容量あたりの、もしくは1日の排泄あたりの預託実効線量 ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ )], および標準バイオアッセイ関数 [吸入摂取または経口摂取による単位摂取 (すなわち、1 Bq) 後のさまざまな時間における、全身または特定の臓器内に残留する、もしくは尿または糞中に排泄される放射能 (Bq)] を提示する。データは、本報告書シリーズの冊子体と電子版付属書で提示される。

(54) 冊子体に提示するデータは、摂取量あたりの預託実効線量 ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ ) の表、内容量あたりの預託実効線量 ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ ) の表、そして標準バイオアッセイ関数に関するグラフに限られる。データは、最も一般的な同位体のあらゆる吸収タイプ、ならびに  $5\mu\text{m}$  の AMAD について提示される。十分な情報が利用できるケースでは(主としてアクチノイド元素について)、異なる化学形について肺吸収が明示され、それに応じて線量係数とバイオアッセイ関数が計算される。

(55) 本報告書シリーズに伴う電子版付属書は、*Publication 107* (ICRP, 2008) に示されたほとんどの同位体ならびに種々の物理化学的形態およびエアロゾルの AMAD について、預

託実効線量係数と預託等価線量係数、内容量あたりの線量の関数、そして標準バイオアッセイ関数の包括的なセットを含む。経口摂取による取り込みと血液への直接注入に関するデータも与えられる。電子版付属書は、ユーザーが直接または付随するデータビューアを用いてアクセスできる一連のデータファイルとして、線量係数とその他の放射性核種固有のデータを提供する。データビューアは、データセットの迅速な閲覧ならびに、摂取後の時間の関数としての内容量あたりの線量の関数値または線量あたりの予測放射能内容量 ( $\text{Bq}\cdot\text{Sv}^{-1}$ ) の時系列グラフなど、図表形式でのデータの視覚化を可能にする。



## 2. 放射性核種の内部職業被ばくモニタリングと評価

### 2.1 作業者の線量の評価

(56) 職業被ばくにおいては、外部放射線源と内部放射線源の両方から線量を受けることがしばしばある。外部被ばくの遡及的評価の場合、個人モニタリングは通常、個人線量計を用いて個人線量当量を測定し、この測定値を実効線量の容認できる推定値とみなすことによって実施される（ICRP, 2010）。内部被ばくの遡及的評価の場合、預託実効線量は、身体中、バイオアッセイ試料中もしくは作業場内の放射性核種の放射能測定値から決定される。

(57) 1.1 節に示したように、作業者の記録線量  $E$  は、以下のように評価するべきである。

$$E \cong H_p(10) + E_{(50)} \quad (2.1)$$

ここで、 $H_p(10)$  は測定された個人線量当量であり（外部被ばく）、 $E_{(50)}$  は以下の式によって評価される、内部被ばくによる預託実効線量である。

$$E_{(50)} = \sum_j e_{j,inh}(50) \cdot I_{j,inh} + \sum_j e_{j,ing}(50) \cdot I_{j,ing} \quad (2.2)$$

ここで、 $e_j(50)$  は、放射性核種  $j$  の吸入摂取（inh）または経口摂取（ing）による預託期間 50 年の線量係数（単位摂取量あたりの預託実効線量、 $Sv \cdot Bq^{-1}$ ）である。摂取量  $I_j$  (Bq) は、1 つのまたは複数の放射性核種  $j$  に対応する場合がある。

### 2.2 モニタリングの目的

(58) 放射性核種の内部被ばくモニタリングの目的は、当該作業者が放射線リスクに対して十分に防護されていることを、また、提供される防護が法的要件に従うものであることを検証し記録することである。作業者の内部被ばくのモニタリングは、個人モニタリングと作業場モニタリングの 2 つのタイプに分別できる。

(59) 内部被ばくの個人モニタリングには、必要ならば他の線量計測量とともに、その記録線量の評価のために個々の作業者について行う測定を利用する。計画被ばく状況および現存被ばく状況における個人モニタリングの主たる目的は、以下のとおりである。

- 作業者の記録線量を評価するとともに規制要件の遵守を実証すること、および
- 施設の操業の安全管理と制御に寄与すること

(60) 緊急時被ばく状況における個人モニタリングの主たる目的は、以下のとおりである。

- 記録線量によって、また、適切な場合は、多量に被ばくした臓器・組織における吸収線量によって、作業員の被ばくを記録すること、および
- あらゆる適切な健康監視と治療の開始と支援のために必要な情報を提供すること

(61) 通常、年線量が線量限度に対してわずかな割合であると予想される場合には、規制要件の遵守を実証するために必要なのは、単純な線量評価のみである。線量が比較的高い場合には、特定の線量評価およびあらゆる被ばくの状況にも重点を置くことが必要になる。

(62) 作業場に関する情報とともに、測定により、放射性核種を特定し、その放射能を定量化し、そして、測定結果を摂取量または予測実効線量もしくはその両方に換算することが可能であるべきである。個人モニタリング手法だけでは線量を評価するのに適切ではないような状況が存在する場合もあり、その場合、個人モニタリング手法と作業場モニタリング手法を組み合わせる必要があるかもしれない。

(63) 内部被ばくの作業場モニタリングには、作業環境の中で行う測定を利用する。一例は、固定式空気サンプラを用いた空気中放射能濃度の測定である。一般に、作業場モニタリングは個人モニタリングを補完するものであり、個人モニタリングが正当化されない場合もしくは個人モニタリングの感度が不十分な場合に、個人モニタリングの代わりに内部被ばくのモニタリングのために用いられることがある。これは作業員のグループについての被ばく評価に用いることができるが、被ばく条件の仮定が必要である。作業場モニタリングはまた、作業条件が安全基準を満たしており、変化していないことを実証する際にも有用である。さらに、作業環境中への放射性核種の放出を検知し、その後の個人モニタリング測定のきっかけとなる可能性がある。

## 2.3 個人モニタリングプログラムのカテゴリー

(64) 日常モニタリングは、通常操業の結果として、作業場の汚染リスクが本質的に継続する条件下で、もしくは、検知されていない偶発的な摂取が起こる可能性がある場合に実施される。日常モニタリングプログラムにおける測定は、既知の摂取とは関係なくあらかじめ決められた時間に行われるため、摂取のパターンについていくつかの仮定を行う必要がある。国や地方の法律・規則は、被ばくが線量限度または線量拘束値のある特定の割合を超えるおそれのある場合に必要とされる体系的な日常モニタリングに関する要件を定めてもよい。

(65) 特定の職務と関連して、もしくは、現に生じているまたは生じているおそれのある異常事態における摂取量を決定するために実施されるモニタリングプログラムもある。このような状況においては、摂取の時間または潜在的摂取はおそらくわかっており、作業場モニタリングプログラムは、あらゆる汚染の物理的および化学的性質について何らかの情報を与える可

能性がある。特殊モニタリングは、現に生じているまたは生じているおそれのある異常事態に伴う有意な被ばくを定量化するために実施する。確認モニタリングは、被ばく条件について行なった仮定を確認する必要がある場合に実施する（例えば、防護措置の有効性を確認するために）。作業関連モニタリングは、特定の作業に携わる作業員に対して行う。

## 2.4 個人モニタリングの必要性

(66) 雇用主または許可所有者もしくはその両方の重要な職務は、被ばく源の管理を維持すること、ならびに職業上被ばくする作業員の防護を確実にすることである。これを達成するために、委員会は引き続き、管理区域と監視区域の分類を勧告する（ICRP, 2007）。管理区域には、通常被ばくの管理または通常作業時の汚染の拡大防止のために、また偶発的な被ばくの防止またはその範囲の制限のために特定の防護措置と安全規定が必要とされる。監視区域では、放射線の状態は常に調査対象とされるが、特別な手順は通常は必要とされない。

(67) 個人モニタリングが必要とされる作業員のグループを特定することが必要である。個人モニタリングの実施の決定は、多くの因子に依存する。放射性物質の摂取に関する個人モニタリングは、特に汚染管理と関連して管理区域に指定され、かつ、有意な摂取の可能性を排除できない区域で働く作業員に対して日常的に行われるべきである。

(68) 管理区域内の作業員は、作業場で受ける放射線被ばくについて最も頻繁にモニタリングが行われ、特別な医学的監視を受けることもあるグループである。これらの作業員は、十分に情報を与えられ、特別に訓練されるべきであり、容易に識別できるグループを形成すべきである。

(69) 年実効線量が1 mSvを超えるかもしれない作業員に対して個人モニタリングを行うことは、多くの組織において一般的に行われているが、それは法令要求ではないかもしれない。規制、技術および管理の観点からの考察が、少なくともその評価が容易かつ実際的であるような放射性核種については、比較的低いレベルで個人線量評価を実施する根拠を与えるかもしれない。

(70) 経験によれば、以下のタイプの作業では、作業員の内部被ばくに関する日常個人モニタリングに考慮を払う必要がある。

- 大量の気体状および揮発性物質の取り扱い（例えば、大規模な生産工程、重水炉および発光体製造におけるトリチウムとその化合物）
- 原子炉施設の保守
- 放射性廃棄物の取り扱い（例えば、原子力施設や病院からの放射性廃棄物）
- プルトニウムとその他の超ウラン元素の加工
- トリウム鉱石の加工ならびにトリウムとその化合物の使用 [これらの放射能は、放射性粉塵



とトロン ( $^{220}\text{Rn}$ ) およびその子孫核種の両方による内部被ばくにつながりうる]

- ウラン鉱石の採鉱，粗製錬および精製錬
- 天然および濃縮ウランの処理ならびに燃料加工
- 大量の自然起源放射性物質を用いる作業
- 放射性医薬品の製造
- 大量の医療用  $^{131}\text{I}$  の取り扱い

(71) 作業場モニタリングの結果は，作業場の日常モニタリングプログラムが必要かどうかを判断するために，臨時に特殊個人モニタリングプログラムを実施する必要があることを示唆することもある。

## 2.5 妊娠と授乳

(72) 妊娠中の女性に対する作業場での防護の方法は，胚／胎児に対して，公衆の構成員に提供されているものとはほぼ同様のレベルの防護を提供すべきである，というのが委員会の方針である。委員会より勧告された防護体系の下では，その母親が妊娠を申告する前に被ばくした場合にも，この方針は適切に適用されるであろうと委員会は考える。いったん雇用主が妊娠の届け出を受ければ，胚／胎児への追加の防護が考慮されるべきである。妊娠の申告の後，妊娠作業者の作業条件は，例えば妊娠の残りの期間中の胚／胎児の追加線量がおよそ 1 mSv を超えないことを確実にするようにすべきである。

(73) ICRP は *Publication 88* と *95* (ICRP, 2001, 2004) の中で，妊娠前または妊娠中もしくは授乳中のいずれかにおける女性作業者の放射性核種の摂取で生じる，胚，胎児および新生児に対する線量に関する情報を提供している。*Publication 88* (ICRP, 2001) に示されている胎児の線量係数と対応する成人の線量係数の比較では，妊娠前または妊娠中に女性が摂取によって受ける線量は，ほとんどの場合，その胎児に対する線量よりもかなり大きくなることが示された。しかし，いくつかの放射性核種では，子の線量はその母親の線量を上回る可能性がある。特に，胎児成長期間には骨格の発達が必要なため，とりわけ妊娠後期では，リンとカルシウムの放射性同位体の相当量の取り込みにつながり，そして程度は低い但他的アルカリ土類金属の取り込みにもつながりうる。したがって，成人の線量に対する子の線量の比率は，P と Ca の同位体の場合でおよそ 10 ~ 20, Sr の同位体の場合で 2 ~ 6 という倍率に達した (Stather et al., 2003 ; ICRP, 2004)。胎児の甲状腺によるヨウ素の放射性同位体の取り込みによる線量は，妊娠後期における摂取によって生じる母親の線量を上回る可能性もある (線量比は最大でおよそ 3) (Berkovski et al., 2003b)。胎児に対する線量が母親に対する線量を上回る可能性がある放射性核種にはこの他に，トリチウム水としてのトリチウム， $^{14}\text{C}$  および  $^{35}\text{S}$  がある。成人の線量に対する子の線量の比率は，可溶性 (タイプ F) の形態の経口摂取または吸入摂取後

に最大となる。成人の線量に対する子の線量の比率は、*Publication 103* (ICRP, 2007) と関連する変更により、将来的な計算の結果として変化する可能性がある。胚、胎児または新生児に対する 1 mSv の実効線量が職業被ばくとして容認できる別な線量レベルに達するかもしれないため、線量比が < 1 (1 未満) の場合でも、子の防護が重要な場合もある (Phipps et al., 2001)。

(74) ある作業者が妊娠を申告した場合、その子どもが受けるかもしれない線量は、被ばくを制限するための対策において考慮されることになる。したがって、妊娠後期における摂取に起因する子の線量は、実際には、妊娠の申告前の摂取に起因する線量よりも重要ではないかもしれない。このカテゴリーにおいて潜在的に重要な放射性核種は、 $^{63}\text{Ni}$  や  $^{55}\text{Fe}$  を含めて特定されている (Phipps et al., 2001; Noßke and Karcher, 2003)。

(75) 一般に、母乳によって経口摂取される放射性核種に起因する乳児の線量は、標準成人の線量と比較して小さいと推定される (ICRP, 2004)。*Publication 95* (ICRP, 2004) において開発されたモデルに基づく、乳児の線量が成人の線量を 1～3 の倍率で上回ることがあるのは、トリチウム水、 $^{45}\text{Ca}$ 、 $^{75}\text{Se}$  および  $^{131}\text{I}$  の場合のみである。乳児の線量は、母親の経口摂取が出生直後に起こる場合に最大となる。これは、この条件下で移行が最大となるためである。成人の線量に対する乳児の線量の比率は一般に、経口摂取による場合よりも吸入摂取による場合の方が低い。*Publication 88* (ICRP, 2001) における子宮内被ばくによる子の線量との比較は、これらの線量は授乳に起因するであろう線量よりも重要であることを示しており、例外に含まれるのは  $^{60}\text{Co}$ 、 $^{131}\text{I}$  および  $^{210}\text{Po}$  である。ICRP は近い将来、これらの線量係数の改訂版を提示する予定である。



### 3. 体内動態モデルと線量評価モデル

#### 3.1 緒 言

(76) 本章では、線量係数とバイオアッセイ関数を計算するために用いる体内動態モデルと線量評価モデルの概要を示す。本章では、本書でHRTM (ICRP, 1994a) に加えられた変更を説明するとともに、HATM (ICRP, 2006) の主たる特徴について述べる。また、元素とその放射性同位体の全身体内動態を記述するために本報告書シリーズにおいて用いるモデルの概論も提示する。線量評価モデルと方法についても説明する。

(77) 作業場における放射性核種への曝露は、いくつかの経路による摂取をもたらさう。すなわち、吸入摂取、経口摂取、そして無傷の皮膚および創傷を通じた侵入である。図3.1は、摂取経路、体内移行および排泄経路を要約したものである。

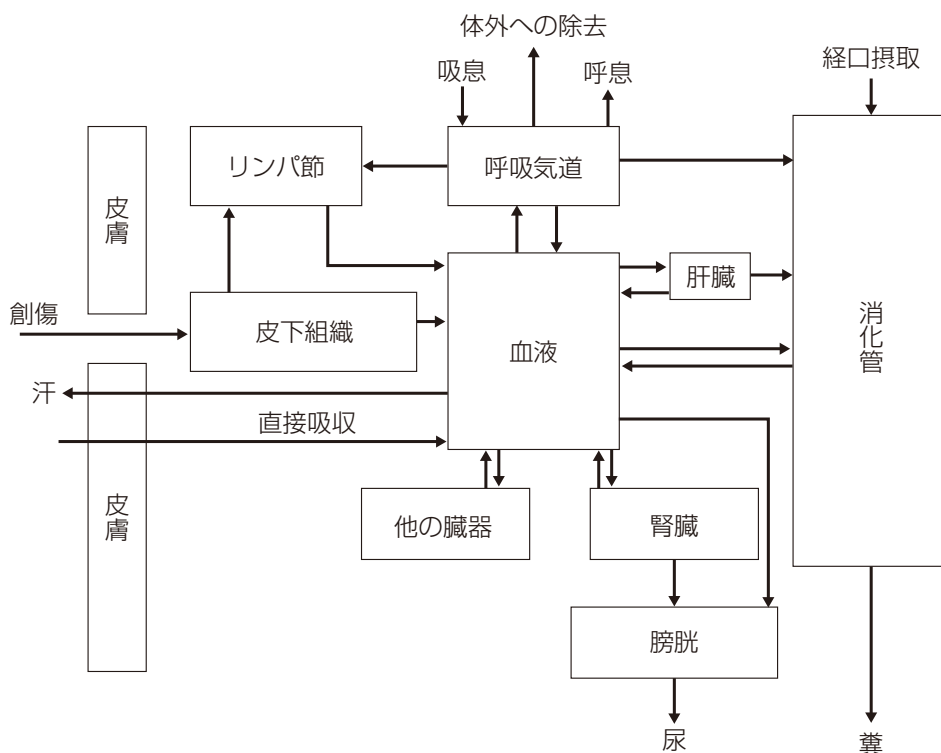


図 3.1 体内における放射性核種の摂取、移行および排泄の主要経路の概要

(78) 吸入摂取については、*Publication 68* (ICRP, 1994b) と線量係数に関する以後の刊行物 (ICRP, 1995c, 1996) において HRTM (ICRP, 1994a) が適用された。HRTM を導入するにあたり、*Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) において吸入のクラス D, W および Y に割り当てられていた放射性核種の化学形がそれぞれ、HRTM の吸収タイプ F, M および S に割り当てられた。本報告書シリーズにおける元素の章では、HRTM の枠組み内で、それぞれの元素の異なる化学形の肺クリアランス特性に関する情報が精査される。*Publication 66* (ICRP, 1994a) の刊行以後に利用可能となった情報を考慮して、機会をとらえて、HRTM のいくつかの側面の更新が行われている。これらについて、1.5.1 項で要約し、3.2 節と付属書 A で述べている。

(79) 放射性核種の経口摂取については、HATM (ICRP, 2006) が適用される。このモデルは、吸入摂取後に呼吸気道から咽喉へと移行する粒子中の放射性核種についても用いられる。HATM においては、放射性核種の吸収割合は、*Publication 30* (ICRP, 1979a) に述べられている胃腸管モデルに対して与えられた  $f_1$  値の代わりに、消化管移行係数  $f_A$  によって指定される。 $f_A$  値は消化管のあらゆる領域からの総吸収を描写するものであるが、あらゆる吸収は小腸において起こるとするのがデフォルトの仮定である。

(80) ICRP は概して、創傷部位から血液とその他の臓器・組織へと移行する放射性核種の摂取による線量の評価に関する助言は提供してこなかった。創傷に起因する内部被ばくは、ほぼ常に、通常管理された作業環境下にある日常作業の結果としてよりも、むしろ作業場における事故のために起こる。創傷からの取り込みはそれぞれの事象の状況次第で大きく変化する可能性があり、実際には、内部汚染の評価はケースバイケースで扱われる。結果として、標準的な線量係数またはバイオアッセイ関数を提示しても、価値が限られたものとなるであろう。しかし、創傷部位からの放射性核種の移行に関する情報は、米国放射線防護測定審議会 (NCRP) の科学委員会によって精査されており、これらのデータは、異なる物理化学的形態に対して、摂取後の創傷からの物質の移行を記述するモデルを開発するために利用されている (NCRP, 2006)。この情報は、創傷汚染の個々のケースに対応するバイオアッセイデータの解釈において有用かもしれないため、3.4 節では、この NCRP モデルの主な特徴を要約する。

(81) NCRP の創傷モデルなどのモデルを用いて個々のケースについて計算された、創傷部位からの放射性核種の時間依存取り込み速度は、これらの取り込み速度を OIR 電子版付属書に示す血液への直接急性摂取の場合の線量係数と畳み込むことによって線量推定値を計算するために用いることができるであろう。同様に、個々のケースに対応するバイオアッセイデータは、時間依存取り込み速度を OIR 電子版付属書に示されている血液への直接急性摂取の場合の時間依存標準バイオアッセイ関数と畳み込むことによって予測できるであろう。無傷の皮膚を通した放射性核種の時間依存取り込み速度が計算されているならば、同様の分析を行うことができるであろう。

(82) それぞれの摂取経路において、体内に入る放射性核種の一部は、血液に吸収され全身に分布する。体内の放射性核種の全身分布は、トリチウム水やカリウムおよびセシウムの放射性同位体の事例のように、広がりがあり比較的均等でありうる場合や、ヨウ素（甲状腺）、アルカリ土類金属（骨）やプルトニウム（骨と肝臓）の放射性同位体の例のように、ある臓器または組織に局在する場合もある。全身体内動態モデルは、血液に吸収される放射性核種の分布と排泄を記述するために用いられる。それらの元素に対応する全身モデルは、より最新の情報を考慮に入れるために必要に応じて精査され改訂されており、線量評価とバイオアッセイの解釈のいずれにも適切なモデルを提供している。

(83) 沈着した物質の体内からの除去は、主として尿中および糞中排泄によって起こるが、放射性核種は呼気によってまたは皮膚を通じて失われる場合もある（たとえば、トリチウム水）。尿中排泄は、腎臓による濾過に続く、放射性核種の血液からの尿中への除去である。糞中排泄には2つの成分がある。すなわち、肝臓からの胆汁分泌と消化管に沿った他の部位における分泌物による、消化管を通した全身性物質の除去を表す全身性（内因性）糞中排泄、および、経口摂取後にもしくは吸入摂取後の呼吸系から咽喉へのクリアランス後に吸収されずに消化管を通り抜ける物質の直接（外因性）糞中排泄である。本章で概略を述べる標準モデルには標準パラメータ値を割り当てており、これらは、急性または慢性摂取後のある時間における全身／臓器の内容量および1日あたりの尿中／糞中排泄量の計算に用いられる。これらのモデルは、標準バイオアッセイ関数を、また線量評価データと合わせて標準線量係数を計算するために用いられる。標準作業者には、軽作業に従事する健康で非喫煙の通常の鼻呼吸者である成人男性の沈着およびクリアランスのパラメータ値が割り当てられた。軽い作業は、次を根拠に定義される：2.5時間の着座（この間の吸入量は $0.54 \text{ m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$ ）および5.5時間の軽い運動（この間の吸入量は $1.5 \text{ m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$ ）。両方のレベルの活動について、吸入空気はすべて鼻を通して入る。

### 3.2 ヒト呼吸気道モデル (HRTM)

(84) *Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられている HRTM は、作業者と公衆の構成員の場合の吸入摂取線量係数を計算するために *Publication 68*, *71* および *72* (ICRP, 1994b, 1995c, 1996) において、またバイオアッセイ関数を計算するために *Publication 78* (ICRP, 1997b) において適用された。その利用に関するさらなるガイダンスは、*Supporting Guidance 3* (ICRP, 2002b) に示された。

(85) 以下に述べるように、本報告書シリーズにおいては HRTM の改訂版が用いられる。本節では、元の HRTM からの単純な変更について言及する。改訂版の主な変更は、粒子輸送と血液への吸収の両方による、沈着した物質のクリアランスと関連している。これらの変更は、関連する最近の情報の精査と分析ならびに HRTM への変更を行うかの判断を含んだものであ

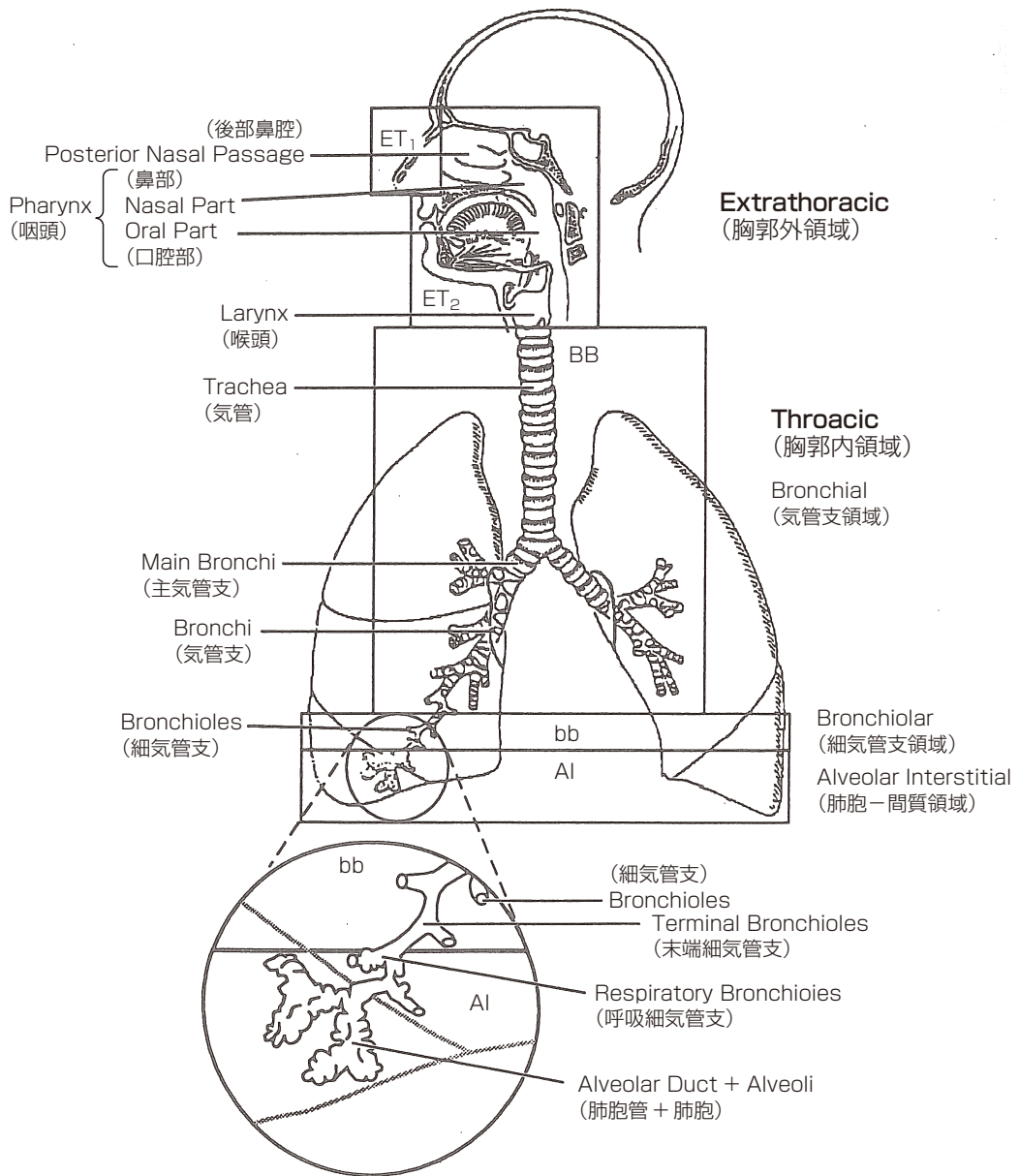


図 3.2 ヒト呼吸気道モデルにおいて定義される呼吸気道領域

咽頭の口腔部は ET<sub>2</sub> の部分ではないことに注意。

ET<sub>1</sub> : 前部鼻腔を含む胸郭外領域, ET<sub>2</sub> : 後部鼻腔, 咽頭および喉頭を含む胸郭外領域, BB : 気管支領域, bb : 細気管支領域, Al : 肺胞-間質領域。ICRP (1994a) から引用。

る。それらについては付属書 A に述べる。

(86) HRTM の元のバージョンと同様に、呼吸気道は2つの組織として扱われる。すなわち、胸郭外 (ET) 気道と胸郭内 (TH) 気道である。これらの組織の領域への細分は、主として放射線に対する感受性の違いに基づくものであった。TH 領域は、気管支領域 (BB: 気管, 気道分岐 0: 気管支, 気道分岐 1~8), 細気管支領域 (bb: 気道分岐 9~15), AI 領域 (ガス交換領域, 気道分岐 (16), そして TH リンパ節 ( $LN_{TH}$ ) である。ET 領域は、前部鼻腔 ( $ET_1$ ): 後部鼻腔, 咽頭および喉頭 ( $ET_2$ ): そして ET リンパ節 ( $LN_{ET}$ ) である (図 3.2)。HATM との一貫性のために、口腔はもはや、*Publication 66* (ICRP, 1994a) においてそうであったように領域  $ET_2$  に含まれない。このことは、このモデルを用いて得られる結果に影響を及ぼさない。なぜなら口に入る空気による ET における沈着は、喉頭においてのみ起こるとみなされたためである。

### 3.2.1 沈着

#### (固体または液体) 粒子状物質のエアロゾル

(87) *Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられている沈着モデルは、実際上関心のあるすべてのエアロゾルサイズ (0.6 nm ~ 100  $\mu$ m) について、各領域におけるエアロゾルの沈着割合を評価するものである。ET 領域については、測定された沈着効率が粒径および気流の特性パラメータと関連づけられ、他の条件 (例えば、年齢や性別) に基づいて沈着を予測するために、解剖学的寸法によってそのスケールリングが行われた。TH 気道については、BB, bb および AI 領域それぞれにおける粒子沈着を計算するために、また、対象者の肺の大きさと呼吸率の影響を定量化するために、ガス輸送と粒子沈着の理論的モデルが用いられた。粒子沈着をモデル化するために、これらの領域は、吸気時と呼気時の両方における一連のフィルタとして扱われた。それぞれの効率は、競合的に作用する空気力学的過程 (重力沈降, 慣性衝突) と熱力学的過程 (拡散) を考慮することによって評価された。各領域への沈着割合は、粒子中央径の関数であるとみなされる幾何標準偏差 (0.6 nm における 1.0 の値からおよそ 1  $\mu$ m 超では 2.5 の値へと増加する) をもつ対数正規粒径分布のエアロゾルについて計算された。

(88) 領域  $ET_1$  と  $ET_2$  の間の ET 気道における沈着物の分布を除いて、*Publication 66* (ICRP, 1994a) でのエアロゾルに関する沈着モデルの導入には、本書ではいかなる変更も加えない。付属書 A に述べるように、ET 気道における総沈着量は現在、65% が  $ET_1$ , 35% が  $ET_2$  へと分割される [およそ 50% が  $ET_1$ , 50% が  $ET_2$  であった、*Publication 66* (ICRP, 1994a) を置き換え]。

(89) 職業被ばくの場合、AMAD として一般に勧告されるデフォルト値は 5  $\mu$ m であり (ICRP, 1994b), これは以前に ICRP (2002b, B9 項) によって述べられているように、Dorrian と Bailey (1995), Kelso と Wraight (1996) および Ansoberlo ら (1997) によるデー



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

領域	沈着割合 (%) <sup>†,‡</sup>
ET <sub>1</sub>	47.94
ET <sub>2</sub>	25.82
BB	1.78
bb	1.10
AI	5.32
合計	81.96

ET<sub>1</sub>：前部鼻腔，ET<sub>2</sub>：後部鼻腔，咽頭および喉頭，BB：気管支領域，bb：細気管支領域，AI：肺胞－間質領域。

\* 標準作業者には、軽い作業に従事する健康で非喫煙の鼻呼吸者である男性の沈着とクリアランスのパラメータ値が割り当てられた。軽い作業は、次を根拠に定義される：2.5 h の着座（この間の吸入量は $0.54\text{ m}^3\cdot\text{h}^{-1}$ ）および 5.5 h の軽い運動（この間の吸入量は $1.5\text{ m}^3\cdot\text{h}^{-1}$ ）。両方のレベルの活動について、吸入空気はすべて鼻を通して入る。

† 計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値であり、各パラメータの平均値について知られている確からしさを反映して選ばれるであろう精度よりも高い精度で与えられている。

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

タの精査と一致している。数ミクロンの AMAD は、分散メカニズムによって生成されるエアロゾルに特有である。しかし、ラドンの短寿命子孫核種は浮遊する自由イオンとして生成され、これは微量ガスおよび蒸気と急速に反応し、直径がおよそ 1 nm の粒子が生成される（「非付着子孫核種」）。これらの粒子は次には、気中に存在するエアロゾル粒子に付着するかもしれない（「付着子孫核種」）。適切な粒径分布は、ラドンの吸入摂取の項目において勧告される [詳細は OIR 第 3 部（ICRP, 2016b）を参照]。

(90) 標準作業者の呼吸気道のそれぞれの領域における沈着割合の値を、AMAD が $5\mu\text{m}$ のエアロゾルについて表 3.1 に示す。他のサイズのエアロゾルに対応する値は、付属書 A に示す。

### ガスと蒸気

(91) エアロゾルとして吸入摂取される放射性核種の場合、HRTM では、呼吸気道における総沈着量と領域別沈着量は吸入された粒子の粒径分布によってのみ決定されると仮定する。ガスと蒸気の場合には状況が異なり、呼吸気道における沈着は完全に化学形に依存する。これに関して、沈着とは、吸入空気中の物質のどのくらいの量が呼気後に体内に留まるのかをいう。吸入されたガス分子はほとんどすべて気道表面に接触するが、それらが表面被膜に溶解または反応しない限り、通常は空気中へと戻る。したがって、吸入されたガスまたは蒸気のうち、そ

それぞれの領域に沈着する割合は、その可溶性と反応性に依存する。

(92) 粒子状放射性核種に関しては、より詳細な情報がない場合に用いるためにデフォルト設定のパラメータ値が用意されている。ガスと蒸気の場合の一般的なデフォルト設定値は、呼吸気道における100%の総沈着であり（領域別沈着割合：20%がET<sub>2</sub>、10%がBB、20%がbb、そして50%がAI）、タイプFの吸収（3.2.3項）を伴う。この分類は*Publication 66* (ICRP, 1994a) に勧告されているものとは少し異なるが、適用するのはより容易となった。特に、ET<sub>1</sub>には沈着がないことがデフォルト設定により仮定される。*Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられているSR-0, SR-1, SR-2の分類は有用ではないことがわかっており、本書では用いない。

(93) 本報告書シリーズでは、水素、炭素、硫黄やヨウ素など、いくつかの元素のガスと蒸気形態の化合物についてパラメータ値が採用される。どのケースにおいても、総沈着、領域別沈着および吸収について値を示す。

### 3.2.2 クリアランス：粒子輸送

(94) このモデルは、呼吸気道からの複数のクリアランス経路を記述するものである（図3.3）。ET<sub>1</sub>に沈着した何らかの物質は、鼻をかむなどの外的手段によって取り除かれる。他の領域では、クリアランスは、消化管とリンパ節への粒子の移動（粒子輸送）と、呼吸気道における粒子からの物質の血液への吸収の間で競争的に起こる。粒子輸送による除去速度と血液への吸収による除去速度は、互いに無関係であるとみなされる。さらに、クリアランス速度はすべて、年齢と性別とは無関係であると仮定される。

(95) 元のHRTMと同様に、粒子輸送速度はあらゆる物質について同一であると仮定される。したがって、あらゆる物質の粒子輸送を記述するために汎用コンパートメントモデルが用意されている。本書で採用される改訂粒子輸送モデルを図3.4に示す（元のモデルは、今回

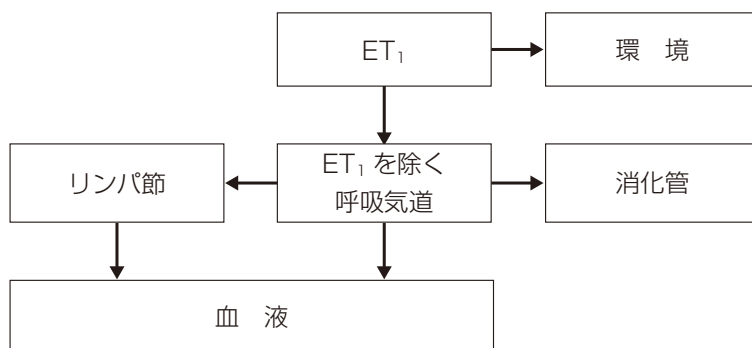


図 3.3 呼吸気道からのクリアランス経路

ET<sub>1</sub> は前部鼻腔。ICRP(2002b)から改変。

の改訂の背景および改訂モデルにおけるパラメータ値の選択に関する詳細とともに、付属書 A に示す)。速度定数の標準値は、可能な限りヒトについての研究から導き出された。粒子輸送速度は哺乳類の種の間で大きく異なることがわかっているためである。

(96) 誘導気道（領域  $ET_1$ ,  $ET_2$ , BB および bb）に沈着した物質のほとんどにおけるクリアランス速度は、ヒトのボランティア実験の結果に基づいている。鼻呼吸においては、 $ET$  気道における沈着物のおよそ 65% が  $ET_1$  に沈着し、約 8 時間の半減期 ( $2.1 \text{ d}^{-1}$  の速度) で、除かれる：およそ 3 分の 1 は鼻をかむことにより、3 分の 2 は  $ET_2$  への移行による。これは、コンパートメント  $ET_1$  から環境へは  $0.6 \text{ d}^{-1}$ ,  $ET_1$  からコンパートメント  $ET_2$  へは  $1.5 \text{ d}^{-1}$  の粒子輸送速度で実現される (図 3.4)。  $ET_2$  に沈着したもしくは他の領域 ( $ET_1$  と BB) から  $ET_2$  へと移行したほとんどの粒子は、粘膜線毛運動によって咽喉へと急速に除かれ、およそ 10 分程度で飲み込まれる。これは、 $100 \text{ d}^{-1}$  の速度でのコンパートメント  $ET_2$  から食道へのクリアランスによって表される。

(97) 気管支樹のいたるところにおいて（領域 BB と bb），粘液速度は一般に気管に向かって増大するため、滞留時間は、最小で最遠位の細気管支における数日から、気管と主気管支における 1 時間未満の範囲である。これは、コンパートメント bb' からコンパートメント BB' への  $0.2 \text{ d}^{-1}$  のクリアランス速度（約 3.5 日の半減期）および BB' から  $ET_2$  への  $10 \text{ d}^{-1}$  のクリアランス速度（約 2 時間の半減期）によって表される。

(98) 複数の動物種における実験では、誘導気道に沈着した粒子のうち気道壁において保持される（隔離される）割合は極めて小さいことが示されている。このことを考慮に入れるために、領域  $ET_2$ , BB と bb に沈着した物質の 0.2% が気道壁において保持される（それぞれコンパートメント  $ET_{\text{seq}}$ ,  $BB_{\text{seq}}$  および  $bb_{\text{seq}}$ ）と仮定する。物質は、 $0.001 \text{ d}^{-1}$  の速度（約 700 日の半減期）でこれらのコンパートメントから領域リンパ節へと除かれる。

(99) ヒトの肺クリアランスは、吸入摂取後およそ 1 年までの期間にわたる複数の実験的研究において定量化されており、AI 領域における沈着物のおよそ 50% がその期間中この領域にとどまった。職業被ばく後の胸部中放射能の測定および解剖時の肺中放射能の測定は、一部の物質は数十年にわたって肺内に保持されうること示している (ICRP, 1994a)。付属書 A に述べるように、これは改訂モデルにおいて、肺胞コンパートメント (ALV) における沈着によって表される。その除去の全体の速度は  $0.003 \text{ d}^{-1}$ （約 250 日の半減期）であり、このうち気管支樹（コンパートメント bb'）へは  $0.002 \text{ d}^{-1}$  の速度で、間質コンパートメント (INT) へは  $0.001 \text{ d}^{-1}$  の速度で除かれる。INT コンパートメントからは領域リンパ節へと、極めてゆっくり除かれる ( $0.00003 \text{ d}^{-1}$  の速度)。したがって、AI 領域における沈着物のおよそ 33% は間質において隔離される。

(100) 図 3.4 は、不溶性物質の残留とクリアランスの現状のモデルを示している。しかし、既に指摘したように、一般的には同時に血液への吸収が存在している。

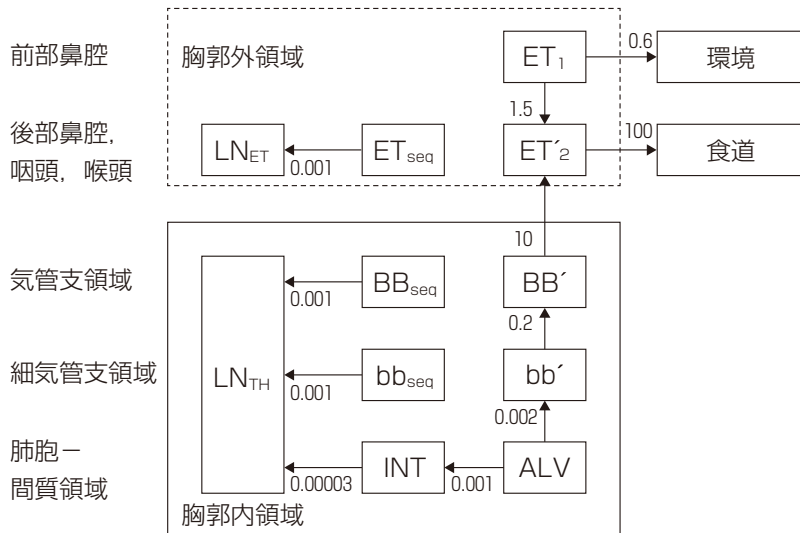


図 3.4 改訂されたヒト呼吸気道モデルにおける、各呼吸気道領域からの時間に依存する粒子輸送を表すコンパートメントモデル

速度を矢印の横に示す。速度は標準値である (単位は  $d^{-1}$ )。後部鼻腔、咽頭および喉頭 ( $ET_2$ )、気管支 (BB) ならびに細気管支 (bb) に沈着した物質の 0.2% は気道壁において保持される (それぞれ  $ET_{seq}$ 、 $BB_{seq}$  および  $bb_{seq}$ ) と仮定される。

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

$ET_{seq}$  : 鼻腔に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道組織における長期残留 (半減期 約 700 日)

$LN_{ET}$  :  $ET$  領域から排出するリンパ管とリンパ節

$LN_{TH}$  :  $TH$  領域から排出するリンパ管とリンパ節

$ET_2$  :  $ET_{seq}$  に保持されるごく一部の割合 (0.002 とみなされる) を除いた、後部鼻腔、咽頭および喉頭 ( $ET_2$  領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期 約 10 分)

$BB'$  :  $ET_2$  への粒子輸送を伴う、 $BB$  における粒子の残留 (半減期 約 100 分)

$bb'$  :  $BB'$  への粒子輸送を伴う、 $bb$  における粒子の残留 (半減期 約 3.5 日)

$BB_{seq}$  : 気管支領域に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期 約 700 日)

$bb_{seq}$  : 細気管支領域に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期 約 700 日)

$ALV$  : 肺泡に沈着した粒子の残留 (半減期 約 250 日)。沈着物の一部 (0.67) は粒子輸送によって線毛気道 ( $bb'$ ) へと除かれるが、残りは間質 ( $INT$ ) へと浸透する

$INT$  : 肺泡に沈着した、間質へと浸透する粒子の超長期残留 (半減期 約 60 年)。これらの粒子はリンパ節へとゆっくり除かれる。

### 3.2.3 クリアランス：血液への吸収

(101) 血液への吸収は、沈着した物質の物理的・化学的形態に依存する。元の HRTM と改訂された HRTM のいずれにおいても、いかなる吸収も起こらないと仮定される  $ET_1$  を除いて、吸収はあらゆる領域 (リンパ節を含む) において同じ速度で起こると (デフォルトの設定として) 仮定している。吸収は、誘導気道 ( $ET$ 、 $BB$  および  $bb$  領域) より空気血液関門が薄い  $AI$  領域において、より速くなりそうであると認められている。しかし、異なる領域に対して異なる速度を与えるスケーリング係数のような、領域による吸収速度の違いを考慮するため

の一般的で系統的な設定をするには、利用可能な情報が不十分である。

(102) HRTM では、吸収は2段階のプロセスとして扱われる。すなわち、血液に吸収される物質への粒子の解離（溶解）と、可溶性物質および粒子から解離した物質の血液への吸収（取り込み）である。いずれの段階についても、関連するクリアランス速度は時間に依存しうる。

### 溶解

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

(104) この体系の限界は、全体の溶解速度が時間とともに減少することを表現できないに過ぎないことである。これを克服するために、*Publication 66* (ICRP, 1994a) は、図 3.5 (b) に示す、より柔軟な体系も記述している。この体系では、呼吸気道に沈着した物質は「初期状態にある粒子」と名づけたコンパートメントに割り当てられ、そこでは一定速度  $s_p$  で溶解する。物質は同時に、「変換された状態にある粒子」と名づけられた同様のコンパートメントへ（一定速度  $s_{pt}$  で）移行し、そこでは異なる溶解速度  $s_t$  を有する。この体系を用いると、初期溶解速度はおよそ  $s_p$  であり、最終溶解速度はおよそ  $s_t$  である。したがって、 $s_t > s_p$  を含めて適切なパラメータ選択を伴うならば、増大する溶解速度を表現することができる。 $s_{pt}$  に対する  $s_p$  の比率は、速やかに溶解する割合に近似する。

(105) 図 3.5 (a) の用いて表現することができるいかなる時間依存の溶解挙動も、パラメータ値の適切な選択によって図 3.5 (b) のモデルを用いることによっても表現できることに言及しておく。したがって、通常はそうであるように、溶解速度が時間とともに減少する場合には、いずれの体系も用いることが可能であり、以下の値を用いれば同じ結果を示すであろう。

$$\begin{aligned} s_p &= s_s + f_r(s_r - s_s) \\ s_{pt} &= (1 - f_r)(s_r - s_s) \\ s_t &= s_s \end{aligned} \tag{3.1}$$

しかし、上述のように、逆は真ではない。

(106) 図 3.5 (b) に示す体系は、以前の刊行物 (ICRP, 1994b, 1995c, 1997b) ではデフォルトの設定として適用された。しかし、この体系が持つさらなる柔軟性が実際に必要とされることはまれであり、表現するのが複雑である（かつ、直観的なわかりやすさに劣る）。したがって、図 3.5 (a) に示されているより単純なアプローチが現在はデフォルト設定として採用され、より柔軟なアプローチは選択肢として残されている。「初期状態にある粒子」と「変換された状態にある粒子」によって表現されている、時間とともに増大する溶解速度を示す物

質の例 (ウランアルミナイドを含む) は、本シリーズの以後の報告書における元素の章に示される。

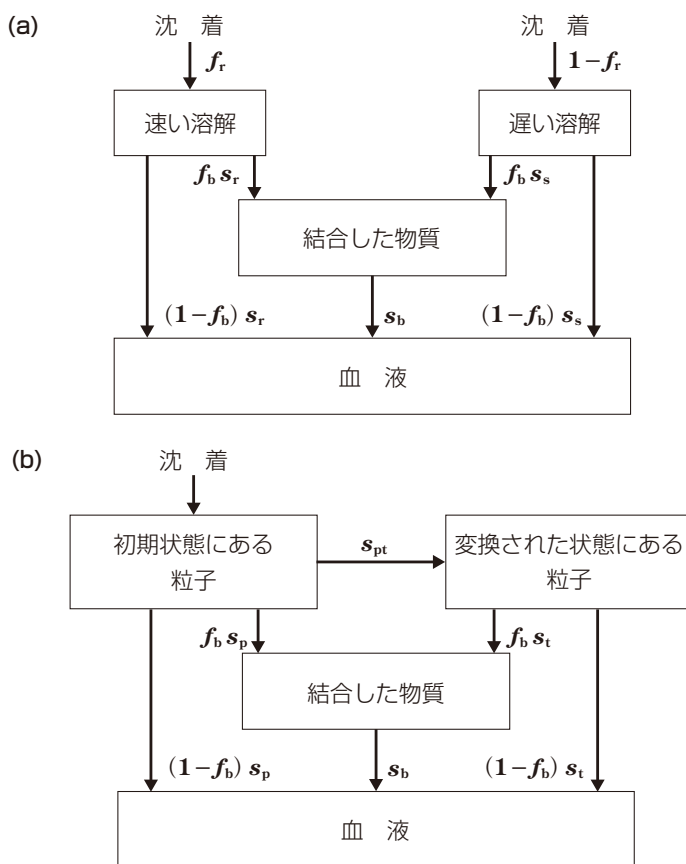


図 3.5 血液への時間依存の吸収を表現する2つのコンパートメントモデル (溶解と取り込み)

図 3.5(a)に示すモデルでは、沈着物のある割合  $f_r$  が最初に「速い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、残りの沈着物  $(1 - f_r)$  が最初に「遅い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられる。

図 3.5(b)に示すモデルでは、すべての沈着物が最初に「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、「変換された状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質は、「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質と同じ速度で粒子輸送に従う。「結合した物質」と名づけられたコンパートメントにおける物質は粒子輸送に従わず、血液への取り込みによってのみ除かれる。

$f_r$  : 速度  $s_r$  で速やかに溶解する沈着物の割合

$(1 - f_r)$  : 速度  $s_s$  でより遅く溶解する沈着物の割合

$f_b$  : 結合状態で保持され、そこから速度  $s_b$  で血液へと向かう溶解物質の割合

$s_r$  : 速い溶解の速度

$s_s$  : 遅い溶解の速度

$s_b$  : 結合状態から血液への移行速度

$s_{pt}$  : コンパートメント「初期状態にある粒子」からコンパートメント「変換された状態にある粒子」への物質の移行速度

$s_p$  : コンパートメント「初期状態にある粒子」からの物質の溶解速度

$s_t$  : コンパートメント「変換された状態にある粒子」からの物質の溶解速度

取り込み

(107) 溶解物質の血液への取り込みは、通常、瞬時に起こると仮定される。しかし、いくつかの元素では、溶解物質の一部は速く血液に吸収されるが、呼吸気道の成分との結合のために、かなりの割合がよりゆっくりと吸収される。時間依存の取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 ( $f_b$ ) は「結合」状態で保持され、そこから速度  $s_b$  で血液に入るが、残りの割合 ( $1 - f_b$ ) は瞬時に血液に入ると仮定される (図 3.5)。このモデルでは、「結合」状態の物質は、粒子輸送プロセスによってではなく、血液への取り込みによってのみ除かれる。したがって、いかなる吸収も起こらない  $ET_1$  を除いて、それぞれの領域について「結合」コンパートメントが1つのみ必要とされる。

(108) 図 3.5 に示す体系は、図 3.4 に示した粒子輸送モデルにおけるコンパートメントのそれぞれにあてはまる。 $ET_1$  からはいかなる吸収も起こらないと仮定されるが、図 3.5(a) のモデルが用いられる場合には、 $ET_1$  沈着物がそれでもなお、速い吸収のコンパートメントと遅い吸収のコンパートメントに分割されなければならない。なぜなら、物質が  $ET_1$  から  $ET_2$  へと除かれ、そこから吸収が起こるためである。

(109) どの元素についても、パラメータのデフォルト値は、吸収速度が速い (タイプ F)、中位である (タイプ M)、または遅い (タイプ S) のいずれかであるとみなされるかに従って勧告される。ガスまたは蒸気については、血液へ瞬時に取り込まれるとして勧告されるであろう [タイプ V (非常に速い)]。

(110) タイプ F、M および S の当初のデフォルト値 [Publication 66 (ICRP, 1994a) に示されており、付属書 A の表 A.4 に再掲] は、実験データのレビューに基づくものではなく、粒子輸送速度との比較に基づくものであった。例えば、速い溶解速度  $s_r$  に対する  $100 \text{ d}^{-1}$  という値は、鼻 ( $ET_2$ ) から咽喉への粒子クリアランス速度に等しくするために選択された。

(111) 本報告書の以後の部分を作成するに際しては、放射線防護と関連する吸入物質の吸収特性について詳細なレビューが実施された。それらは、それぞれの元素の吸入の節に要約されている。

(112) 情報が利用可能であった場合、固有のパラメータ値は、インビボ研究とインビトロ研究の両方による実験データから導き出された。付属書 A に述べるように、これらの実験データは、「速い」、「中位の」または「遅い」速度で除かれると一般的にみなされる物質の代表値を選択するためのガイダンスを提供するデータベースとなった。これに基づき、タイプ F、M および S のデフォルト値として選択された値は、本報告書シリーズで用いる改訂 HRTM に採用されている (以降を参照)。

(113) 数は限られるが選ばれた物質、すなわち以下のような物質については、物質別の吸収速度がその元素の章の中で採用されている (電子版付属書には、それらの物質について線量係数とバイオアッセイ関数が提示されている)。

- 固有のパラメータ値を導き出すことができるインビボデータが存在する。
- 様々な研究の結果が一貫している。
- その物質への職業被ばくが起ころうであるとみなされた。
- 固有の線量係数とバイオアッセイ関数を追加的に提示することが十分に正当化されるほど、固有のパラメータ値がタイプ F, M および S のデフォルトのパラメータ値とは異なる。

(114) 他の物質には、元素の章を編集する際にレビューされたように、適切な実験データがある場合はそれらを利用してデフォルト設定のタイプに割り当てられた。*Publication 66* (ICRP, 1994a) では、実験結果に基づいて物質を吸収タイプに割り当てるための判断基準は示されなかった。その判断基準は *Publication 71* (ICRP, 1995c) において策定され、その適用は *Supporting Guidance 3* (ICRP, 2002b) の中でさらに論じられた。特定の吸収タイプへの割り当てを行う上で十分な情報がない場合に、ほとんどの元素のあらゆる粒子形態についてタイプ M が仮定される。ある物質について急性摂取後 30 日までに血液に吸収される量が、 $0.069 \text{ d}^{-1}$  の一定の吸収速度 (10 日の半減期に相当) を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間内に吸収される量を上回る場合、タイプ F に割り当てられる。同様に、ある物質について急性摂取後 180 日までに血液に吸収される量が、 $0.001 \text{ d}^{-1}$  という一定の血液への吸収速度 (約 700 日の半減期に相当) を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間内に吸収される量を下回る場合、タイプ S に割り当てられる。

(115) それぞれの元素の粒子状形態は、これらの判断基準を用いて HRTM のデフォルト設定の吸収タイプに割り当てられた。しかし、物質をタイプ S に割り当てるための判断基準を厳密に適用すると、継続期間が少なくとも 180 日の実験が必要であるが、180 日以上の実験データしか採用しないと多くの有用な情報を排除すると思われるため、本文に示すように、場合によっては外挿を用いている。これらの判断基準を適用することが可能であった研究については、結果はタイプ F (M または S) への割り当て「と整合する」(または「を与える」) という旨の記述がなされる。結果は特定のタイプを指し示しているが、これらの判断基準を適用する上での情報が不十分だった研究については、結果はタイプ F (M または S) の挙動を「示す」または「示唆する」という旨の記述がなされる。呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんど、またはまったく存在しない一部の元素については、化学的類推に基づいて物質をデフォルト設定のタイプに割り当てた。

(116) それぞれの元素の可溶性 (タイプ F) 形態については、呼吸気道から血液への吸収の全体速度が推定される (情報が利用できる場合)。一般に、これは、(a) 沈着した物質の溶解 (飛沫として吸入されたのではないため、すでに溶解している場合)、(b) 特に誘導気道における、内臓液を通じた上皮への移行、そして (c) 上皮の全域にわたる移行、を含むプロセスの組み合わせの結果として得られるかもしれない。厳密には、モデル構造の点から、これらのうち最初の 2 つは「溶解」として記述され、速い溶解速度  $s_r$  によって表現される。なぜな



らば、当該物質が粒子輸送の支配下にあるのに対して、上皮の全域にわたる移行は、極度に速くない限り、結合割合によって表現されるべきだからである。実際には、全体速度のうち各プロセスに割り当てるべき量を評価するのは難しく、単純化のために、吸収全体を表現する  $s_r$  が用いられる。しかしながら、 $s_r$  は元素に特有であると仮定され、これは内膜液と上皮を通じた移行について予想される。元素間には、およそ  $1 \text{ d}^{-1}$  (例えばイットリウム) から  $100 \text{ d}^{-1}$  (例えばセシウム) に及ぶ、 $s_r$  値の幅広い変動が認められた。このアプローチを正当化する根拠の一部は、 $s_r$  の値が、肺泡領域に沈着した物質よりも誘導気道 (そこでは内膜液が比較的厚い) に沈着した吸入物質の体内動態全体の方により多くの影響を及ぼす傾向にあるという事実由来する。なぜならば、それは同様の規模の粒子輸送速度 ( $\text{BB}'$  から  $\text{ET}'_2$  への  $10 \text{ d}^{-1}$ ,  $\text{ET}'_2$  から食道は  $100 \text{ d}^{-1}$ ) と競合するためである。 $s_r$  の推定値における元素間の幅広い変動のため、本報告書シリーズでは、元素固有の値の推定を行うことができる元素については、元素固有の値が採用される。

(117) 一部の元素の可溶性形態の場合、溶解した物質の一部は速やかに血液に吸収されるが、かなりの割合がよりゆっくりと吸収される。場合によっては、これは (粒子輸送によるクリアランスの支配下にある) 粒子状物質の形成によって表現することができる。しかしながら、一部の溶解物質が肺の構成成分に付着し、血液への吸収によってのみ除かれるように見える場合もある。後者のタイプの時間依存取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 ( $f_b$ ) は「結合」状態で保持され、そこから速度  $s_b$  で血液に入るが、残りの割合 ( $1 - f_b$ ) は瞬時に血液に入ると仮定される (図 3.5)。粒子状物質への変換による残留よりもむしろ結合状態での保持である証拠は、1つ以上の形をとるかもしれない (例えば、保持された物質の糞中クリアランスよりもむしろ全身への取り込み、呼吸気道の同じ領域に沈着した不溶性粒子の場合よりも遅いクリアランス、または放射能の局所的な残留ではなく拡散を示すオートラジオグラフィ)。

(118) 結合状態は主として、肺泡領域からの可溶性物質の遅いクリアランスを考慮に入れるためにこのモデルに含められたが、デフォルト設定では、すべての領域に同じ結合状態パラメータ値を適用すると仮定する。場合によっては (例えば、長寿命アルファ放出体の長期的な結合状態)、このことははからずも、BB および bb 領域に対する高い線量計算値をもたらであろう。そして、これらの組織に大きな加重 (按分係数) が与えられているため、肺に対する高い等価線量計算値をもたらすであろう。したがって、本報告書シリーズでは、結合状態が採用される ( $f_b > 0$ ) 元素については、実験的証拠があるならば、それを誘導気道 ( $\text{ET}_2$ , BB および bb 領域) に適用すると仮定する。

(119) 呼吸気道からの吸収に関する実験データが、ほとんど、またはまったく存在しない一部の元素については、元素固有の吸収パラメータ値 ( $s_r, f_b$  および  $s_b$ ) は化学的類推に基づく。

(120) 既に述べたとおり、実験データ (インビボ研究とインビトロ研究の両方による) から導き出された固有のパラメータ値は、一般的に「速い」、「中位の」または「遅い」速度で除

表 3.2 改訂されたヒト呼吸気道モデルにおける、タイプ F, M および S の物質に対応するデフォルト設定の吸収パラメータ値<sup>\*,†</sup>

		タイプ F (速い)	M (中位の)	S (遅い)
速く溶解する割合 $f_r$		1	0.2	0.01
溶解速度:				
速い ( $d^{-1}$ ) $s_r$		30 <sup>‡</sup>	3 <sup>§</sup>	3 <sup>§</sup>
遅い ( $d^{-1}$ ) $s_s$		–	0.005	0.0001

\* 計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値であり、各パラメータの平均値について知られている確からしさを反映して選ばれるであろう精度より高い精度で与えられている。

† 結合状態は、一部の元素のデフォルト設定タイプについても用いられる。

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

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

かれるとみなされる物質の代表値を選択するためのガイダンスを提供するデータベースとなった。このやり方は、客観的な統計手法によって中央値を導出する代表的な調査ではなかったことを強調しておく。むしろ、付属書 A に述べるように、情報を判断するための基礎である。改訂された HRTM に対応して更新され、本報告書シリーズで適用されるデフォルト設定値を表 3.2 に示す。

(121) 近似的半減期として表されるデフォルト設定の吸収速度、および、各領域に沈着した物質のうち（呼吸気道から）血液に到達する量は、以下のように要約することができる。

- タイプ V: 100% が瞬時に吸収される。このような物質の場合、領域別の沈着を評価する必要はない。なぜならば、線量計算において、あたかも血液に直接注入されたかのように扱うことができるからである。
- タイプ F:  $30 d^{-1}$  という  $s_r$  の一般的なデフォルト値において、約 30 分の半減期で 100% が吸収される。bb と AI に沈着したほとんどすべての物質、BB に沈着した物質のおよそ 80%、ET<sub>2</sub> に沈着した物質のおよそ 25%、そして ET<sub>1</sub> に沈着した物質のおよそ 20% が速い吸収である。BB と ET<sub>2</sub> に沈着した残りの物質は、粒子輸送によって消化管へと除かれる。
- タイプ M:  $3 d^{-1}$  という  $s_r$  の一般的なデフォルト値において、約 6 時間の半減期で 20% が吸収され、約 140 日の半減期で 80% が吸収される。bb, BB, ET<sub>2</sub> および ET<sub>1</sub> に沈着した物質のそれぞれおよそ 20%, 5%, 0.5% および 0.4% が速い吸収である。AI における沈着物のおよそ 80% が最終的に血液に到達する。
- タイプ S:  $3 d^{-1}$  という  $s_r$  の一般的な既定値において、約 6 時間の半減期で 1% が吸収され、約 7000 日の半減期で 99% が吸収される。bb, BB, ET<sub>2</sub> および ET<sub>1</sub> に沈着した物質のそれぞれおよそ 1%, 0.25%, 0.03% および 0.02% が速い吸収である。AI における沈着物のおよそ 30% が最終的に血液に到達する。

(122) タイプ F, M および S の場合、ET<sub>1</sub> に沈着した物質の一部は外的手段によって除か

れる。呼吸気道に沈着した物質であって吸収されないものはほとんど、粒子輸送によって消化管へと除かれる。リンパ節へと移行した少量は、呼吸気道における場合と同じ速度で引き続き血液に吸収される。

(123) 呼吸気道から消化管へと除かれた物質に対し、消化管における吸収割合は $f_r$ と $f_A$ の積であるというのがデフォルト設定の仮定である。ここで $f_A$ は、その元素の比較的溶解性の形態について消化管における吸収割合である(3.3.3項)。このアプローチは、 $f_r$ は消化管における吸収として有効となる物質の溶解性割合を意味し、 $f_A$ は溶解性割合の消化管吸収を意味するという考察に基づくものであった。このアプローチの採用にあたっては、消化管における吸収を大きく過大評価しないことが重要であると認識された。なぜならば、この消化管吸収の過大評価は尿中排泄の予測を過大に評価し、それゆえ尿のバイオアッセイ測定による摂取量の過小評価をもたらさうからである。

#### 呼吸気道において生成される子孫核種

(124) 以下は、親核種の吸入摂取後に呼吸気道において生成される子孫核種に対し特に適用される。吸入摂取前に生成され、親核種とともに吸入される子孫核種は、一般的に別な摂取として扱われるため、吸入される子孫核種には、その同位体の元素に応じた体内動態を採用すると仮定する。

(125) *Publication 66* (ICRP, 1994a, 272項)は、以下のことが予想されると指摘した。

- 粒子が解離する割合は、その粒子の基質によって決定され、したがって、吸入物質の溶解パラメータ値は、呼吸気道において粒子中に生成される子孫核種に適用される(「共通動態」)。
- ラドンを含めた希ガスとして生成される子孫核種は、粒子から拡散するため、例外となる。
- 解離した物質の挙動は、その元素の形態に依存する。そのため、例えば、子孫核種に対する結合割合のパラメータ値は、親核種の値と同じではないことになる(「個別動態」)。

(126) それにもかかわらず、従来のHRTMの適用[例えば、*Publication 68, 71, 72*および78 (ICRP, 1994b, 1995c, 1996, 1997b)]においては、希ガスを除いて、呼吸気道において生成されるすべての壊変系列核種に対し、親核種の吸収パラメータ値が適用された(「共通動態」)。関係する問題についての詳細な検討を経て(付属書Aを参照)、本報告書シリーズでは同じアプローチが採用される。

(127) アルファ壊変により生成される原子核の反跳は、少なくとも粒子からのラドンの放射メカニズムとしての拡散と同程度に重要でありうる。そのような反跳は、アルファ放出によって生成される他の子孫核種にもあてはまる。不溶性粒子の場合、この反跳のため、親核種の放射能と比べて、壊変系列核種の放射能は低くなる。本報告書シリーズでは、線量係数の計算においてアルファ反跳による子孫核種の喪失を導入するのは実際的ではないとした。しかし、この現象は、特に親核種の摂取量と線量の検討に子孫核種を用いる場合には留意すべきである。

(128) そうではあるが、親核種とその子孫核種の間で吸収挙動を直接比較できる実験結果がある場合、それらは親元素（例えば、ウラン、トリウム）の吸入摂取の項に要約されている。このような情報は、親核種の摂取量が1つ以上の子孫核種の測定によって評価されている場合は特に、個人モニタリングにとって有用かもしれない。

(129) 本報告書シリーズでは、計算の目的のために、呼吸気道内で子孫核種として生成されるラドンを含めた希ガスは  $100 \text{ d}^{-1}$  の速度で人体から漏出するという仮定を適用する。

(130) 呼吸気道から消化管へと除かれる物質については、消化管における吸収割合は  $f_r \times f_A$  であると仮定している（(123) 項を参照）。呼吸気道において生成される子孫核種については、 $f_r$  は呼吸気道に沈着した親核種の  $f_r$ （粒子の基質を反映）とみなされるが、 $f_A$  の値は消化管に入る子孫核種と同じとみなされる。

(131) 呼吸気道で生成される子孫核種は、血液への吸収後、親核種の子孫核種の元素に適用される全身モデルに従って挙動すると仮定される。

#### 3.2.4 呼吸気道の線量評価

(132) HRTM の線量評価モデルは、*Publication 66* (ICRP, 1994a) の8章に述べられている。線量評価の目的のために、呼吸気道は2つの組織として扱われる。すなわち、TH気道とET気道である。これらは、主として放射線に対する感受性の違いに基づいて、領域に細分される。TH領域は、BB, bb, AIおよび $\text{LN}_{\text{TH}}$ である。ET領域は、 $\text{ET}_1$ ,  $\text{ET}_2$ および $\text{LN}_{\text{ET}}$ である（図3.2）。

(133) それぞれの呼吸気道領域に対する線量は、リスクにさらされる標的細胞を含む標的領域に対する平均線量として計算される。AI領域とリンパ節（ $\text{LN}_{\text{TH}}$ と $\text{LN}_{\text{ET}}$ ）においては、リスクにさらされる細胞は領域のいたるところに分布すると考えられ、肺全体およびリンパ節のそれぞれに対する平均線量が計算される。誘導気道を構成する領域（ $\text{ET}_1$ ,  $\text{ET}_2$ , BBおよびbb）の場合、標的細胞は気道表面から一定の範囲の深さにおける組織の層にあるとみなされ、この層に対する平均線量が計算される。 $\text{ET}_1$ ,  $\text{ET}_2$ , BBおよびbbにおける標的細胞、ならびに各領域における標的細胞含有組織の線量計算のための質量を表3.3に示す。

(134) これらの領域のそれぞれには、線源領域となりうる場所もいくつかある。例えば、bb領域では、気道壁において隔離された粒子（ $\text{bb}_{\text{seq}}$ ）は20–25  $\mu\text{m}$ の深さにおけるマクロファージ層（すなわち、標的細胞の下）にあるとされ、上皮に「結合された」放射能はその中に均一に分布しており、AI領域に存在する放射能からの照射も考慮される。元のHRTMでは、2つの粘膜線毛クリアランス相が存在した。すなわち、速いクリアランス相（コンパートメント $\text{bb}_1$ 、図A.1）における放射能は線毛より上の粘液層にあるとみなされ、遅いクリアランス相（コンパートメント $\text{bb}_2$ ）における放射能は線毛間の粘液にあるとみなされた。改訂HRTMでは、クリアランス相は1つのみである。

表 3.3 呼吸気道の標的領域

組織	領域	標的細胞	標的細胞 の深さ* ( $\mu\text{m}$ )	標的領域の 質量 <sup>*,†</sup> (kg)		割り当てら れた $w_T$ の 割合 $A_i^{*,‡}$
				男性	女性	
ET	ET <sub>1</sub>	基底細胞	40 - 50	$2.000 \times 10^{-5}$	$1.729 \times 10^{-5}$	0.001
	ET <sub>2</sub>	基底細胞	40 - 50	$4.500 \times 10^{-4}$	$3.890 \times 10^{-4}$	0.999
TH	BB	分泌細胞 (BB <sub>sec</sub> )	10 - 40	$8.648 \times 10^{-4}$	$7.771 \times 10^{-4}$	1/3 <sup>‡</sup>
		基底細胞 (BB <sub>bas</sub> )	35 - 50	$4.324 \times 10^{-4}$	$3.885 \times 10^{-4}$	
	bb	分泌細胞	4 - 12	$1.949 \times 10^{-3}$	$1.874 \times 10^{-3}$	1/3
	AI		§	1.100	0.904	1/3

ET：胸郭外領域，TH：胸郭領域，ET<sub>1</sub>：前部鼻腔，ET<sub>2</sub>：後部鼻腔，咽頭および喉頭，BB：気管支領域，bb：細気管支領域，AI：肺胞-間質領域。

\* 計算の目的のために十分な精度で与えられる標準値であり，各パラメータの平均値について知られている確からしさを反映して選ばれるであろう精度よりも高い精度で与えられている。BB，bbおよびAI領域については，それぞれの  $A_i$  値は正確に 1/3 である。

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

‡ BB に対する線量 ( $H_{BB}$ ) は，BB<sub>sec</sub> と BB<sub>bas</sub> に対する線量の算術平均として計算される。

§ 計算される領域に対する平均線量。

(135) 線源／標的のそれぞれの組合せについて，*Publication 66* (ICRP, 1994a) は，エネルギーの関数としての，非透過性放射線（アルファ，ベータおよび電子）に対する吸収割合を提示している。これらの吸収割合は空間分解能が不十分なためボクセルファントムでは示せないで，本書では *Publication 66* (ICRP, 1994a) の値が用いられる。それらの値は，誘導気道のそれぞれの領域（ET<sub>1</sub>，ET<sub>2</sub>，BB，bb）を描写するために単一の円筒形の幾何形状を用いて導き出された。すなわち，BB を代表する直径 5 mm の気管支および bb を代表する直径 1 mm の細気管支である。単一相の BB および bb 線源領域に対応する吸収割合は，*Publication 66* (ICRP, 1994a) の中で表にまとめられているように，遅い除去と速い除去に対応した線源領域の厚みによる加重和として導出された。

(136) 組織間の感受性の違いを考慮するために，それぞれの領域  $i$  に対する等価線量  $H_i$  に，臓器全体の感受性に対する当該領域の相対的な推定感受性を表す按分係数  $A_i$  を乗じる。表 3.3 には， $A_i$  の勧告値も示してある。*Publication 103* (ICRP, 2007) では LN<sub>ET</sub> と LN<sub>TH</sub> は「リンパ節」組織に含まれており，リンパ節はそれ自体，残りの組織のリストに含まれている（表 1.2）。したがって，元の HRTM では LN<sub>ET</sub> と LN<sub>TH</sub> はそれぞれ ET と TH に含まれていたが，

もはや含まれない。*Publication 66* (ICRP, 1994a) においてそれらに割り当てられた  $w_T$  の割合  $A_i$  は、表 3.3 では他の領域に再割り当てされている。それぞれの領域に対する等価線量  $H_i$  の加重和がそれぞれ、ET または TH に対する等価線量である。すなわち、

$$\begin{aligned} H_{ET} &= H_{ET_1} A_{ET_1} + H_{ET_2} A_{ET_2} \\ H_{TH} &= H_{BB} A_{BB} + H_{bb} A_{bb} + H_{AI} A_{AI} \end{aligned} \quad (3.2)$$

(137) TH 領域に対する等価線量  $H_{TH}$  には、*Publication 103* (ICRP, 2007) において肺について指定された 0.12 という組織加重係数  $w_T$  が適用される。ET 気道は、残りの組織のリストに含まれている (表 1.2)。

### 3.3 ヒト消化管モデル (HATM)

(138) *Publication 30* (ICRP, 1979a) の胃腸管モデルは、*Publication 100* (ICRP, 2006) に述べられている HATM によって置き換えられた。この置き換えは、物質の消化管通過に関する新しい情報が利用可能になったこと、感受性が高い細胞の位置に関する理解が向上したことなど、いくつかの進展によって動機づけられたものであった。このモデル構造を図 3.6 に、パラメータ値を表 3.4 に示す。HRTM との関係として、HATM の重要な特徴は、がん誘発の感受性が高い細胞を含む標的領域に対する線量の詳細な計算と、利用可能な情報がある場合における、固有の吸収値か残留値、またはその両方の考慮である。HATM と HRTM は、図 3.6 に示されているように、両立しうるものであり相互に関連するものである。

#### 3.3.1 構造

(139) HATM は、経口摂取により口腔へ、もしくは呼吸気道から粒子輸送を経て食道へ放射性核種が入っていくことを表現するものである。このモデルは、口腔、食道、胃、小腸および結腸の各部分、それに続く糞中排泄を含めたあらゆる消化管領域における連続的な移行を記述する。線量は、これらの領域すべてについて計算される。結腸は、線量計算の目的のために、利用可能な通過時間データに基づいて、右結腸、左結腸および直腸・S字結腸 (S字結腸および直腸) に分割される。直腸は、通過時間を個別に決定するのが難しく、また固有の  $w_T$  値を持たないため、S字結腸とともに直腸・S字結腸に含まれる。総結腸線量は、右結腸、左結腸および直腸・S字結腸を含むために質量加重平均として結合される。

#### 3.3.2 モデルパラメータ

(140) HATM は、口腔、食道および胃における固体の食物、液体および全食事についてそれぞれ異なる通過時間を提示する。一次反応速度式が仮定される。これは、消化管の管腔を

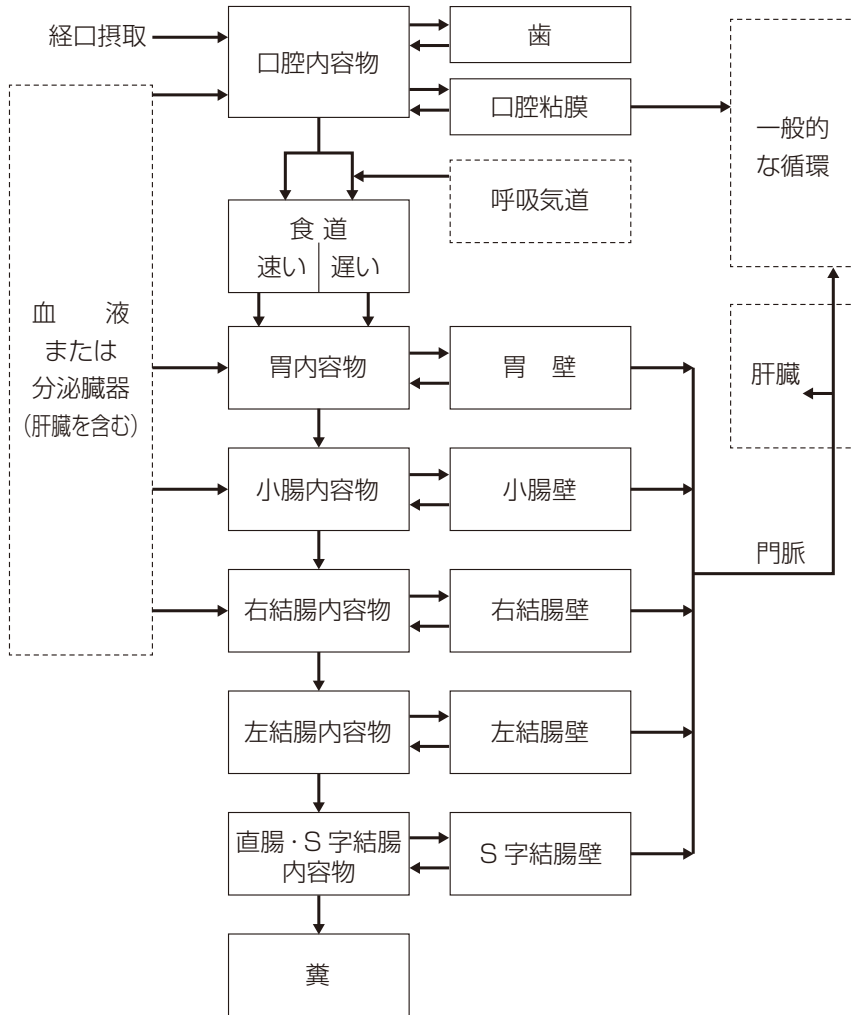


図 3.6 ヒト消化管モデル (HATM) の構造

破線の四角枠は、HATM とヒト呼吸気道モデルおよび全身体内動態モデルとの関連を示すために含まれた。ICRP (2006) から引用。

通じた物質の移行に関する複雑なプロセスをかなり単純化してはいるが、消化管のそれぞれの部分における放射性核種の平均滞留時間について合理的な正確さを持って再現することが見込まれている。

#### 修飾要因

(141) HATM に示されるデフォルト設定の領域別通過時間は、所定の性別、年齢グループおよび物質のタイプ (例えば、固体、液体、カロリーのある液体やノンカロリーの液体) について収集されたデータに基づく中心推定値である。Publication 100 (ICRP, 2006) で詳しく

表 3.4 標準作業者の全食事に対応する包括的なヒト消化管モデルにおける  
デフォルト設定の移行係数 (1 日あたり) <sup>\*,†</sup>

移行元	移行先	移行係数 <sup>‡</sup> (d <sup>-1</sup> )
口腔内容物	食道, 速い	6480
口腔内容物	食道, 遅い	720
食道, 速い	胃内容物	12,343
食道, 遅い	胃内容物	2160
胃内容物	小腸内容物	20.57
小腸内容物	右結腸内容物	6
右結腸内容物	左結腸内容物	2
左結腸内容物	直腸・S字結腸内容物	2
直腸・S字結腸内容物	糞	2

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

† ここに示されていない他の移行係数は、関連する元素の章に明示されていない限り、ゼロと仮定される。ほとんどの場合、消化管から血液への取り込みは、小腸壁における残留を伴わずに小腸内容物から起こるとみなされる。対応する移行係数は  $f_A \cdot \lambda_{SI,RC} / (1 - f_A)$  であり、ここで  $\lambda_{SI,RC}$  は、小腸 (SI) 内容物から右結腸 (RC) 内容物への移行係数である。

‡ 示されている値の精度は計算を目的とするためのものであり、それらの中央値に伴っている既知の確からしさを反映していない。

説明されているように、消化管の各主要部分の物質の通過は、通常の下条件下でさえ、被験者間および被験者内でかなりの変動を示す。例えば、便秘、下痢、通常でない食事、医薬品や、神経系に影響を及ぼすもしくはエネルギー消費を増大させる種々の疾患によって、標準から著しく外れる場合がある。

### 性固有値

(142) HATM は、寸法ならびに各領域の内容物の通過時間について、成人の場合の性固有パラメータ値を提示する。胃と腸の寸法は一般に男性よりも女性の方が小さいが、これらの領域の通過時間の中央推定値は男性よりも女性の方がおよそ3分の1 (約1.3倍) 大きい。しかし、男性と女性の両方においてすべての消化管領域の通過時間に大きな変動があることを考慮に入れ、標準作業者には成人男性の標準通過時間が割り当てられる。

### 呼吸気道または唾液中から入る物質

(143) 呼吸気道から除かれる粘液と付随物質は、口腔咽頭を経て食道に入る。経口摂取された食物と液体については、HATM は、食道通過の2つの成分を明示している。それは、飲み込まれた物質の90%の比較的速い移行 (全食事の場合で7秒の平均通過時間) および残りの10%の比較的遅い通過 (全食事の場合で40秒) を表す。呼吸気道から除かれるすべての物質については、遅い方の食道通過時間が当てはまると仮定する。唾液によって消化管に入る放



射能についても同じ仮定をする。

### 3.3.3 消化管からの吸収

(144) 放射性核種は次のように消化管に入りうる。すなわち、経口摂取の結果としての直接的な侵入、吸入摂取後に呼吸気道から粒子の粘膜線毛運動による口腔咽頭および食道への間接的な侵入、あるいは唾液、胆汁や胃液などの分泌による侵入である。また、放射性核種は、親核種の壊変によって消化管内で生成されることもある。HATM では、放射性核種の血液への吸収は消化管に入る量に対するある一定の割合として与えられ、総吸収は $f_A$ と表される(ICRP, 2006)。モデル構造は、吸収に関して利用可能な情報がある領域すべてについてそのデータを使用できるようになっている。ほとんどの場合、放射性核種の領域別の吸収に関する情報は利用できず、デフォルト設定では吸収はすべて小腸において起こることが仮定される(すなわち、 $f_{SI} = f_A$ )。デフォルト設定として、消化管壁から内容物へ再循環しないことも仮定されている。

(145) 本報告書で勧告する一部の $f_A$ 値は、値の改訂を正当化するのに十分な新情報がないため、以前に*Publication 30*のモデル(ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b)で用いられていた $f_1$ 値と同じである。他の領域からの吸収に関する特定のデータが利用可能な少数のケースにおいては、そのデータが考慮されているが、一部の例では(例えば、比較的長寿命のヨウ素同位体)、消化管領域と他の組織に対する線量は吸収の部位に関する仮定に影響を受けない(ICRP, 2006)。

(146) 放射性核種の吸収の程度は、元素とその化学形に依存する。化学的形態の変化は、口腔内から始まる消化プロセスの間に起こりうるが、主として胃と小腸において起こる。これらの化学的形態の変化または種分化によって、放射性核種の吸収の効率が決まり、それによって腸上皮を通じた血流への取り込み量を決定する(ICRP, 2006)。

(147) 経口摂取された親核種 $Y$ の壊変によって消化管内で生成される放射性核種 $X$ のデフォルト設定の吸収割合 $f_A$ は、親核種としての $X$ に対応する標準の $f_A$ である。 $X$ が異なる化学的または物理的形態に対応する複数の標準値を有する場合、デフォルト設定の $f_A$ は、 $X$ について提示される標準値の最も大きな値である。

(148) 吸入摂取され呼吸気道からのクリアランス後に消化管に達する粒子の場合、 $f_A$ 値を特定する際には肺における可溶性を考慮に入れることが適切である。その物理化学的形態に従って様々な可溶性を示す一部の元素について、タイプMまたはSの物質の可溶性の低下と腸における吸収の低下は関連しているという証拠がある。呼吸気道から消化管へと移行する放射性核種の場合、デフォルト設定の $f_A$ 値は、その吸収タイプに対応する $f_r$ とその元素の可溶性形態に対応する $f_A$ 値の積として決定される。吸入摂取された親核種 $Y$ の壊変によって呼吸気道または消化管において生成される放射性核種 $X$ のデフォルト設定の吸収割合 $f_A$ は、その吸

収タイプに対応する $f_r$ と親核種として経口摂取される $X$ に対応する標準の $f_A$ の積である。 $X$ が異なる化学的または物理的形態に対応する複数の標準の吸収割合 $f_A$ を有する場合、呼吸気道または消化管において生成される $X$ のデフォルト設定の吸収割合 $f_A$ は、その吸収タイプに対応する $f_r$ と $X$ について提示される標準値の最も大きな値との積である。

(149) 放射性核種の全身にわたる挙動を予測するために本報告書シリーズで用いる体内動態モデルの一部は、全身コンパートメントから消化管内容物への分泌を表現する。全身コンパートメントから小腸またはそれより上部の消化管部分へと移行する放射能は、血液への再吸収の対象となると仮定される。そのような場合、分泌された放射能のデフォルト設定の吸収割合 $f_A$ は、その放射性核種の経口摂取に対応する標準の $f_A$ である。経口摂取された放射性核種の異なる形態に対応して複数の標準の $f_A$ 値が与えられる場合、分泌された放射能のデフォルト設定の $f_A$ は、 $X$ について提示される標準値の最も大きな値である。

### 3.3.4 消化管領域における残留

(150) このモデル構造では、情報が利用可能な場合、様々のコンパートメントにおける放射性核種の残留に関するデータを利用可能している。経口摂取された放射性核種が歯または小腸を主とする消化管領域の壁の粘膜組織に残留することを示唆あるいは示しているヒトと動物のデータは、消化管の線量計算を精緻化するために利用できる。カドミウムについて *Publication 100* (ICRP, 2006) に示されている例は、歯における $^{115}\text{Cd}$ の残留が、口腔粘膜の推定線量を、*Publication 30*のモデル (ICRP, 1979a, 1980) を用いた計算と比べてほぼ2桁増大させることを示している。同様に、小腸壁における $^{59}\text{Fe}$ の残留は、小腸壁の等価線量を、*Publication 30*のモデル (ICRP, 1979a, 1980) を用いた計算と比べてほぼ2倍に増大させうる。しかしいずれの事例においても、これらの臓器線量の増大は、他の組織からの寄与が支配的なので、預託実効線量の大きな変化にはつながらない (ICRP, 2006)。消化管組織における残留に関する情報は、利用可能であれば、本報告書シリーズの個々の元素の章に示される。

### 3.3.5 消化管の線量評価

(151) HATM は、それぞれの消化管領域内のがん誘発に関する標的領域に対する線量の明確な計算を可能にする。その際、それらの領域の内容物中の放射性核種による線量を考慮し、また、しかるべき場合には放射性核種の粘膜残留を考慮する。

(152) 食道と口腔は、通過時間が短いために、経口摂取された放射性核種から受ける線量が極めて低くなる (ICRP, 2006)。しかし、食道には固有の $w_T$ が割り当てられており (ICRP, 2007)、また、口腔、例えば歯における残留は口腔粘膜 [これは *Publication 103* (ICRP, 2007) において、残りの組織を構成する臓器・組織に追加された] に対する線量の大きな増加をもたらしうるため、これらはモデルに含められた。

(153) 一般に、線量とがんリスクの点から重要性がより高い消化管領域は、胃と、特に結腸である。小腸は胃よりも大きな線量を受ける場合があるが、放射線誘発がんに対する感受性が高くはなく、固有の  $w_T$  値が割り当てられていない (ICRP, 2007)。したがって、小腸は、残りの組織を構成する臓器・組織に含まれている (ICRP, 2007)。

(154) HATM における重要な改良の1つは、非透過性のアルファ線と電子線による様々な領域における線量を計算するための方法論である。*Publication 30* (ICRP, 1979a) では、内容物中のベータおよびアルファ放出体による胃腸領域の壁の線量はすべて、内容物の表面線量に対して、ベータ放出体では100%、アルファ放出体では1%であると仮定されていた。これに対して、HATM では、胃腸領域それぞれの壁の粘膜層における標的細胞の位置ならびにベータおよびアルファ粒子の壁への透過深さを考慮する。がん誘発に関わる標的はどの場合でも上皮幹細胞である。この幹細胞は口腔と食道では層状上皮の基底層に、胃、小腸および大腸では単細胞層上皮を満たす陰窩内に位置している。

(155) この新たな方法は概して、結腸内容物中のアルファおよびベータ放出放射性核種による結腸線量の推定値を *Publication 30* のモデル (ICRP, 1979a) で得られる値よりもかなり低くする。なぜなら、結腸内容物および (280-300  $\mu\text{m}$  の深さの) 標的幹細胞の上にある粘膜組織でアルファ粒子と電子のエネルギーが損失するためである。この損失は、標的領域における電子のエネルギー沈着を低くし、内容物内で放出されるアルファ粒子による、標的領域への線量寄与をゼロにする。消化管壁における放射性核種の残留がない場合、経口摂取されたアルファ放出体による、消化管のあらゆる領域に対する線量は、それらの血液への吸収と、その後の軟組織における全身性放射能からの照射のみによることになる。

(156) 局所的な結腸線量のこの低下が総預託実効線量に及ぼす影響は、放射性核種によって異なる。 $^{55}\text{Fe}$ ,  $^{90}\text{Sr}$  および  $^{239}\text{Pu}$  について *Publication 100* (ICRP, 2006) に示されている例は、結腸の局所線量の低下は実効線量にはほとんど、または全く影響を及ぼさないことを示しているが、これは、実効線量への支配的な寄与が、血液に吸収された放射能による臓器・組織の等価線量に由来するためである。一般に、実効線量に対するこの影響は、 $f_A$  値が大きい放射性核種もしくは体内に長期間残留する長寿命放射性核種の場合には小さい。しかし、 $^{106}\text{Ru}$  の例の場合、消化管領域の等価線量が実効線量に大きく寄与するため、預託実効線量と結腸線量はそれぞれおよそ2分の1および5分の1に低下する。

(157) *Publication 100* (ICRP, 2006) における線量計算は、消化管区画それぞれの幹細胞層への電子とアルファ粒子の吸収割合の暫定値に基づくものであった。本報告書では、粒子の種類および内容物と壁における線源について、新たな計算が行われている。小腸内の領域については、分節の折り重なりに関する新たなモデルが導入されている。さらなる詳細は今後の刊行物 (ICRP, 2016c) に示されるであろう。

## 3.4 傷のない皮膚と創傷

### 3.4.1 傷のない皮膚

(158) 傷のない皮膚は、ほとんどの物質の体内侵入に対する有効な障壁であり、この障壁を越える放射性核種はほとんどない。実際上の重要な例外は、液体または蒸気状態のトリチウム水、有機炭素化合物、そして蒸気状態または溶液中のヨウ素である。

(159) 考えうる被ばくシナリオが広範にわたるため、皮膚を通じた放射性核種の吸収について、一般モデルは存在しない。例えばエアロゾル、液体、汚染された表面や汚染された衣類との接触によって、皮膚は汚染される可能性がある。汚染物質の物理的および化学的形態（pHを含む）ならびに皮膚の生理学的状態は、いかなる線量評価においても重要な因子である。

(160) 汚染された皮膚領域の線量と、吸収の結果としての全身の線量は、いずれも考慮されるべきである。ICRP（1991, 2007）は、次のように勧告している。局所皮膚線量は、70  $\mu\text{m}$  の深さにあると仮定される感受性の高い細胞に対して計算、もしくは、皮膚表面下 50 ~ 100  $\mu\text{m}$  の組織層にわたって平均されるべきであり、皮膚組織の最も被ばくする 1  $\text{cm}^2$  にわたって平均されるべきである。この勧告は、皮膚表面に分布する放射能にも、粒子中に凝集した放射能にもあてはまる。皮膚に沈着した放射性核種による線量の計算については、ICRP はいかなる線量評価モデルも勧告せず、いかなる線量係数も示さない。

### 3.4.2 創 傷

(161) 放射性核種は、汚染された創傷部位から血液へ入り、他の臓器・組織へと移行する場合がある。NCRP は、異なる物理化学的状態の物質に対応するこの移行を記述するためのモデルを開発した [NCRP（2006）および図 3.7]。十分なヒトのデータがないため、このモデルのパラメータ値は動物実験データに基づくものであった。元素固有の全身体内動態モデルと結合すれば、このモデルは、尿中および糞中排泄を予測するためだけでなく、臓器・組織に対する預託等価線量、ならびに放射性核種が血液と全身性循環に移行した後の預託実効線量を計算するためにも用いることができる。

(162) このモデルは、創傷から注入または浸透した後の、可溶性と不溶性の両方の放射性物質に適用できるように設計された。創傷部位内にある放射性核種の物理的または化学的状態を記述するために、5つのコンパートメントが用いられる。これらは、① 可溶性物質、② コロイド状態および中間状態の物質、③ 粒子状態、凝集状態および結合状態、④ 捕捉された粒子と凝集物、そして⑤ 破片、からなる。場合によっては、これらのコンパートメントは、その当初の物理化学的状態の放射性核種を含む。また、当初沈着した物質が状態を変化させ、1つのコンパートメントから別のコンパートメントへと時間とともに移行する場合もある。ほと

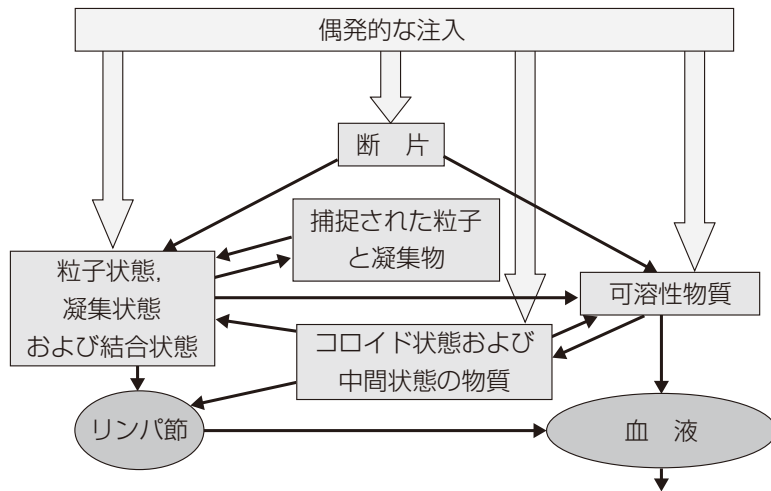


図 3.7 創傷に対応する米国放射線防護測定審議会 (NCRP) のモデル。  
NCRP (2008) から引用。

んどの場合、このモデルは、指定された放射性核種の物理的および化学的形態に依存して2つまたは3つのコンパートメントへと単純化される。

(163) 最初に可溶性の形態で創傷中に存在する放射性核種について、4つの残留カテゴリーが定義される。すなわち、弱い、中位の、強い、そして非常に強い、である。これらは一般的に、創傷部位における残留の持続性の度合を表している。分類の判断基準は次に基づく：(a) ラットについて、筋肉に注入された放射性物質のうち沈着後1日間留まる割合、および (b) 最初保持された割合が除かれる速度。

(164) 創傷部位からの放射性核種の放出は、可溶性物質の場合は血液を経由して、粒子の場合はリンパ節を経由して起こる。リンパ節において粒子がさらに溶解すると、放射性核種の血液への移行も生じる。血液は、この創傷モデルをそれぞれの放射性元素に固有の全身体内動態モデルへと結びつける中心となるコンパートメントである。放射性核種はひとたび血液に到達すると、可溶性の状態では血液に直接注入されたかのような挙動をとる。これは、HRTM と HATM において採用されているのと同じアプローチである。

(165) モデルをバイオアッセイの解釈のために適用した例を示すために、この創傷モデルは $^{137}\text{Cs}$ に対応する全身体内動態モデル (ICRP, 1979a, 1989, 1997b) と統合された。創傷モデルにおける Cs の主たるデフォルト値は、「弱い」カテゴリーである。これに従って、このカテゴリーのパラメータが創傷モデルに適用され、尿中および糞中排泄パターンが予測された(図 3.8)。これらのパターンは、 $^{137}\text{Cs}$ の排泄がピークになるのが、尿中では摂取後2～3日、糞中ではおよそ5日であることを示している。いずれのパターンも、創傷部位からの $^{137}\text{Cs}$ の速い移動、そして全身臓器部位における分布とそこからの排泄を反映している。

(166) これに対して、汚染された創傷部位に存在する $^{137}\text{Cs}$ が照射済発電用原子炉燃料の

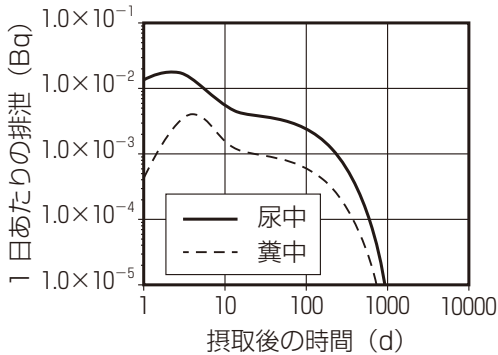


図 3.8 創傷中の  $^{137}\text{Cs}$ , 「弱い」 カテゴリー; 急性摂取後の予測値 (摂取 1 Bq あたりの Bq)

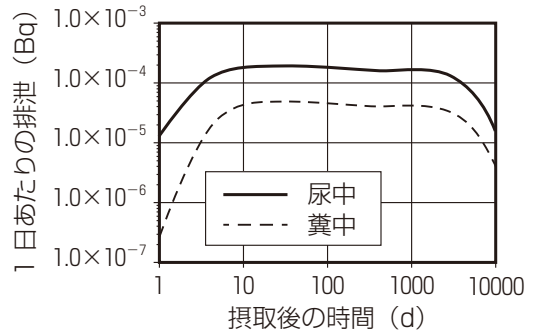


図 3.9 創傷中の  $^{137}\text{Cs}$ , 「粒子」 カテゴリー; 急性摂取後の予測値 (摂取 1 Bq あたりの Bq)

粒子の場合, 「粒子」カテゴリーのパラメータ値を使うことができる。この場合, 血液への溶解と吸収は「弱い」カテゴリーの場合よりもはるかに遅く, 尿中および糞中排泄パターンはおよそ 10 日以後に, 数年間持続する擬似平衡パターンを示す (図 3.9)。

(167) 創傷, 擦傷, 火傷またはその他の病的な皮膚損傷が存在すると, 放射性物質が皮下組織に達し, その後に全身性循環に至る能力を大幅に増大させる場合がある。創傷部位に沈着した物質の多くはその部位に保持され, 外科的に切除することが可能かもしれないが, 可溶性 (移行可能) 物質は血液へと溶解し, したがって人体の他の部分へと移行しうる。3.1 節で言及したように, 創傷に起因する内部汚染の評価は, 実際には, 専門家の判断に基づきケースバイケースで扱われる。多くの場合, 創傷部位から血液に移行する放射性核種の量は, 尿のバイオアッセイデータから直接評価されるであろう。創傷部位から血液ならびに他の臓器・組織へと移行する放射性核種による線量の計算については, ICRP はいかなる線量評価モデルも勧告していない。しかしながら, そのようなモデルは NCRP (2006) によって発表されているため, 摂取経路としての注入に対応する線量係数は電子版付属書に示してあり, これは創傷汚染後の線量の評価に役立つであろう。

### 3.5 全身性放射性核種に対する体内動態モデル

#### 3.5.1 親核種

(168) 本書では, 全身性循環に達してからの体内における放射性核種の分布と排泄の時間依存性を記述するモデルを, 全身体内動態モデルと呼ぶ。呼吸気道と消化管における放射性核種の挙動を記述する ICRP の体内動態モデルとは対照的に, ICRP の全身体内動態モデルは通常, パラメータ値だけでなくモデル構造についても元素固有のものである。放射線防護で対象となる元素の, 潜在的に重要な全身の滞留場所と移行経路をすべて表現する汎用モデル構造は, 実

用的な用途には複雑すぎるであろう。しかし、これまでのICRP報告書では、時折、汎用モデル構造が用いられてきた。それは体内における挙動が定性的に同様であることが知られている、または予想されている典型的な同族元素の全身体内動態を記述するためである。例えば *Publication 20* (ICRP, 1973) は、アルカリ土類金属のカルシウム、ストロンチウム、バリウムおよびラジウムについて汎用モデルの記述を導入したが、ほとんどのモデルパラメータについて元素固有の値を与えた。*Publication 30* の第1～3部 (ICRP, 1979a, 1980, 1981) では、プルトニウムについて考案されたモデルが、モデル構造だけでなくパラメータ値も含めて、ほとんどのアクチノイド元素に適用された。これらのアクチノイド元素のいくつかに対応する体内動態モデルは *Publication 30* の第4部 (ICRP, 1988b) において修正されたが、そこではプルトニウムに対応するモデル構造が汎用モデル構造として用いられ、一連の共通パラメータの値がプルトニウム、アメリカシウムおよびキュリウムに適用され、他の元素に対応するモデルにおける選ばれたパラメータには元素固有の値が適用された。汎用全身モデル構造の利用は、全身体内動態モデルの開発、記述および適用が容易になるという理由で、放射性核種の摂取による公衆の構成員に対する線量に関するICRP報告書の中で増加しており (ICRP, 1993, 1995c, 1995b)、本報告書においてさらに拡大されている。

(169) 本報告書シリーズで用いる全身体内動態モデルは、一般的に、放射性核種の摂取による公衆の構成員に対する線量に関するICRP報告書シリーズ [ここでは「*Publication 72* シリーズ」 (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) と呼ぶ] において比較的限られた規模で適用された、生理学的に記述するモデリングスキームに従う。すなわち、このモデル構造は、血液を表わす1つ以上のコンパートメントを含み、血管外の滞留場所から血液への放射能のフィードバックを表現し (すなわち、再循環モデル)、そして実用上可能な限り、個々の元素の全身体内動態モデルを決定すると考えられる主たる生理学的プロセスを表現する。

(170) ヨウ素や鉄など一部の元素に対応する全身体内動態モデルは、体内におけるこれらの元素特有の挙動を記述するために特に設計されたモデル構造の枠内で開発されている。しかし、ほとんどの元素に対応するモデルは、*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において骨親和性放射性核種に適用された2つの汎用モデル構造 (図 B.1 と図 B.2) の1つもしくはその構造のバリエーションの枠内で構築されている。これは、骨親和性元素についてだけでなく、比較的低い骨中沈着を示すいくつかの元素 (例えば、コバルトやルテニウム) についても行われた。なぜなら、体内におけるこれら元素の主たる滞留場所と移動経路は2つの構造のいずれか一方には含まれるためである。ある場合には、*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において適用されたモデル構造は、元素固有の特性に適応させるためにわずかに修正されているか、元素の体内動態のある側面に関する情報が限られていることを考慮して単純化されている。

(171) 本報告書で用いる全身体内動態モデルには、全身性放射能の尿および糞による生物

学的除去の明確な経路が含まれる。一部の元素に対応するモデルにおいては、汗などのさらなる排泄経路も表現されている。

(172) 膀胱について採用される体内動態モデルは、*Publication 67*と*68* (ICRP, 1993, 1994b) に述べられている。1日あたりの排尿回数は、作業者の場合6回とみなされる。一次プロセスの点から膀胱の動態を表現するために、膀胱からの除去速度は $12 \text{ d}^{-1}$ とみなされる。

(173) 本報告書シリーズで用いる全身モデルの多くにおいては、放射能は、元素固有の内因性分泌経路によって、全身コンパートメントから消化管の特定部分へと移行し、その後糞に含まれて除かれると仮定する。分泌された物質の、消化管の様々な部分を通じた移行速度は、HATMに特定されている元素固有の速度である。全身コンパートメントから小腸またはより前段の消化管部分の内容物へと移行する放射能は、一部血液に再吸収されると仮定する。右結腸またはそれより後段の消化管部分の内容物に割り当てられる放射能は、再吸収の影響下にはないと仮定される。

### 3.5.2 放射性子孫核種

(174) *Publication 30*と*68* (ICRP, 1979a, 1994b) では、親核種の摂取の後に全身コンパートメントにおいて生成される系列構成核種については親核種の体内動態を採用するという一般的な仮定が行われた。これは「共通動態」の仮定と呼ばれる。*Publication 68* (ICRP, 1994b) では、親核種が鉛、ラジウム、トリウムまたはウランの同位体について、また、テルルの子孫であるヨウ素ならびにさまざまな系列において生じる希ガス同位体について、系列構成核種の「個別動態」という別な仮定が行われた。子孫核種の個別動態の導入は、実験的研究と職業研究のレビューによって示唆された (Leggett et al., 1985)、全身で生成される子孫核種の一般挙動パターンに基づく。すなわち、それらのデータは、軟組織または骨表面において生成されるほとんどの放射性子孫核種は、親核種から離れ、子孫核種ごとに特有な生物学的挙動に従い始める傾向にあるのに対し、骨本体において生成される放射性核種は観察期間にわたって親核種とともに骨中に留まる傾向にあることを示唆していた。

(175) 本報告書シリーズでは、骨本体コンパートメント以外の全身コンパートメントにおいて生成されるか、呼吸気道または消化管における生成後に血液に吸収される子孫核種には、広く個別動態の仮定を適用する。基本的な仮定は、子孫核種は、全身の滞留地点における生成、または滞留地点への吸収の時点から、その核種特有の挙動に従うということである。この仮定の導入は、多くの親核種と子孫核種の組合せに対応する全身モデルにおける構造的な違いのために、必ずしも容易ではない。例えば、ある放射性核種は、子孫核種の特有モデルにおいて明確に指定された組織ではなく、親核種のモデルにおいて明確に指定された組織内で生まれるかもしれない。これが起こる場合、そのモデルを使って計算する前に、子孫核種の除去速度と除かれた放射能の行先を定義しなければならない。



(176) たとえ子孫核種が、子孫核種の特有モデルにおいて明確に指定された線源臓器である組織内で生成されるとしても、子孫核種のモデルがその組織を親核種のモデルにおけるコンパートメントと同一とはみなせないコンパートメントに分割するならば、個別動態のデフォルトの取り扱いの導入は、幾分任意的なものになるかもしれない。例えばこれは、その組織のコンパートメントへの分割が、親核種の生理学的または解剖学的考察と子孫核種の動態の基礎に基づく場合や、あるいはその逆の場合に起こるかもしれない。そのようなコンパートメントの同一性の問題は、ケースバイケースで扱われる。

(177) 本報告書シリーズにおけるそれぞれの元素の章では、その元素の放射性同位体の線量評価上重要な子孫核種に対応する個別動態の仮定の導入について述べる。所定の親元素に対応する導入方法は、体内で生成される系列構成核種の挙動に関する特定の情報が入手できる可能性、系列構成核種の挙動の不確かさに対する線量推定値の感度、その元素に対応する放射性核種系列の長さ、そして系列構成核種に対応する特有の全身モデルの複雑さと一貫性に依存する。場合によっては、主として物理学的半減期または生物学的半減期が短い子孫核種に関係して、その子孫核種に対応する特有の全身モデルは、体内の生成に続く短期的な挙動に関する不確かさを考慮して実際的な目的のために適切と判断される、より単純なモデルによって置き換えられる。例えば短寿命子孫核種は、場合によってはその生成部位において壊変すると仮定される。第2の例として、本報告書シリーズにおいて、希ガスが親核種の場合に適用される比較的詳細な機構的モデルは、体内での生成後の挙動へ適用するために、はるかに単純なモデルによって置き換えられる。どの場合にも、親元素  $Y$  の子孫核種としての元素  $X$  に適用される全身モデルは、親核種としての  $Y$  が率いるあらゆる系列について同じである。例えば、 $^{228}\text{Th}$  の摂取後の全身の滞留地点において生成される  $^{224}\text{Ra}$  に適用される全身モデルは、 $^{227}\text{Th}$  の摂取後の全身の滞留地点において生成される  $^{223}\text{Ra}$  にも適用される。

### 3.6 医学的介入

(178) 取り込みを防止するかまたは排泄を増進するための医学的処置が適用される場合、本報告書シリーズにおいて要約されるモデルに示したデータは、モニタリング情報から預託実効線量を評価するために直接用いることはできない (NCRP, 1980; Gerber and Thomas, 1992; IAEA, 1996)。そのような状況では、当該者に特定の汚染物質の残留を追跡するために特殊モニタリングプログラム (5.5 節) が行われるべきであり、預託線量の個別の評価を行うためにこれらのデータが用いられるべきである。

### 3.7 線量計算方法論：ICRP 線量評価体系

(179) 以下では、放射性核種の摂取後の臓器等価線量と実効線量の評価に適用されるICRPの線量評価体系を提示する。この体系は、様々な線源組織における時間依存の核変換数を与える、標準体内動態モデルの数値解法を含む。これらの解法は、核壊変情報、標的組織の質量、そして *Publication 110* (ICRP, 2009) における標準ファントム内に定義される標的組織領域に沈着する、線源組織領域から放出される放出エネルギーの割合に関する標準データと結合される。以下に、*Publication 103* (ICRP, 2007) に定義されている防護量と整合する、線量計算方法論を提示する。さらに詳細なデータは、今後の刊行物 (ICRP, 2016c) に示される。

#### 3.7.1 ICRP 標準体内動態モデルの計算解法

(177a)\* HRTM (ICRP, 1994a), HATM (ICRP, 2006) および本報告書の全身体内動態モデルは、体内における放射性核種の動的挙動を記述するものである。摂取経路が与えられると、これらのモデルは、その後の全身性循環への取り込み、体内組織間の分布、そして人体からの排出経路を予測する。これらの動態に重ね合わされるのは、その場における放射性壊変と放射性子孫核種の生成である。その結果として、あらゆる子孫核種の取り込み、分布および排出が予測され、親核種の取り込み、分布および排出に追加される。

(178a)\* 全身体内動態のコンパートメントモデルと結合された呼吸気道と消化管のコンパートメントモデルは、連立一階微分方程式で定式化できる。この一連の方程式の解は、体内の解剖学的領域と関連づけられる数学的コンパートメント（プール）における、放射性核種と、もし存在するならばその放射性子孫核種の時間依存分布である。 $A_{i,j}(t)$  を、時間  $t$  におけるコンパートメント  $j$  内の放射性核種  $i$  の放射能を表すものとする。コンパートメント  $j$  内の、壊変系列の構成核種  $i$  ( $i = 1, 2, \dots, N$  であり、 $i = 1$  は親核種である) の放射能の変化率は、以下のように記述できる。

$$\frac{dA_{i,j}(t)}{dt} = \sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^M A_{i,k} \lambda_{i,k,j} - A_{i,j} \left[ \sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^M \lambda_{i,j,k} + \lambda_i^p \right] + \sum_{k=1}^{i-1} A_{k,j} \beta_{k,i} \lambda_i^p \quad (3.3)$$

ここで、

$M$ : 動態を描写するコンパートメントの数

$\lambda_{i,j,k}$ : 体内動態モデルにおける、コンパートメント  $j$  (提供側コンパートメント) からコンパートメント  $k$  (受領側コンパートメント) への、系列構成核種  $i$  の移行速度の割合

$\lambda_i^p$ : 系列構成核種  $i$  の物理的壊変定数　そして、

\*訳注 原著に項番号の重複があり、ICRP事務局と検討して重複する番号にaを付した。

$\beta_{k,i}$ : 構成核種  $i$  を生成する系列構成核種  $k$  の壊変の割合

(179a)\* これらのコンパートメントについて指定される初期条件  $A_{i,j}(0)$  が与えられると、式 (3.3) によって、体内の放射性核種とその子孫核種の動的挙動が決まる。式 (3.3) の右辺の第1項は、あらゆる提供側コンパートメントからコンパートメント  $j$  への、系列構成核種  $i$  の流量を表す。第2項は、受領側コンパートメントへの移行と物理的壊変の両方による、コンパートメント  $j$  からの構成核種  $i$  の除去速度を表す。第3項は、コンパートメント内の前駆核種  $k$  の存在による、コンパートメント  $j$  内の構成核種  $i$  の生成を扱う。この壊変系列の構成核種は、構成核種  $i$  の前駆核種が  $i$  未満の指数を有するような順序であることに注意が必要である。順序づけられた系列構成核種のリストは、*Publication 107* (ICRP, 2008) とともに配布されている DECDATA ソフトウェアを用いれば得ることができる。

(180)  $N \times M$  連立一階常微分方程式は、適切な数値方法を用いて解かなければならない。この連立微分方程式は一般に、非ゼロ初期条件が親核種のみ適用される摂取コンパートメント (すなわち、 $j = 1$ ) 以外のあらゆるコンパートメントに対して  $A_{i,j}(0) = 0$  という初期条件で解かれる。

(181) 線量係数の数値を計算するには、式 (3.3) の体内動態コンパートメントを  $r_S$  によって示される解剖学的線源領域と関連づけることが必要である。線源領域は生体組織である場合もそうでない場合もあり (例えば、胃の内容物は線源領域かもしれないが生体組織ではない)、1つ以上の動態コンパートメントからなる場合もある。線源領域  $r_S$  において起こる、系列構成核種  $i$  の核変換の数  $\tilde{A}_i(r_S)$  (Bq·s) は、以下の式によって求められる。

$$\tilde{A}_i(r_S, \tau) = \sum_j \int_0^\tau A_{i,j}(t) dt \quad (3.4)$$

ここで、 $\tau$  は預託期間 (作業者については50年) である。式 (3.4) における総和は、線源領域  $r_S$  と関連するあらゆる動態コンパートメント  $j$  にわたるものであり、放射能  $A_{i,j}(t)$  は式 (3.3) を解くことによって得られる。 $\tilde{a}_i(r_S, \tau)$  (s) として表される、線源領域  $r_S$  における放射能摂取量あたりの核変換の数は、以下の式によって求められる。

$$\tilde{a}_i(r_S, \tau) = \frac{\tilde{A}_i(r_S, \tau)}{\sum_j A_{1,j}(0)} \quad (3.5)$$

ここで、分母の総和は、 $t = 0$  におけるコンパートメントの内容物にわたるものである。粒子状物質とガス状物質の吸入摂取の場合、吐き出された放射能はこの分母に含めない。なぜなら、HRTM のコンパートメントに沈着するのは放射能摂取量のうちわずかな割合に過ぎないからである。

### 3.7.2 臓器等価線量に対する ICRP 標準線量係数の計算法

(182) 積算時間を  $\tau$  とする場合、標的領域  $r_T$  における標準成人男性の預託等価線量係数

$h^M(r_T, \tau)$  および標準成人女性の預託等価線量係数  $h^F(r_T, \tau)$  は、以下の式によって求められる。

$$h^M(r_T, \tau) = \sum_i \sum_{r_S} \tilde{a}_i(r_S, \tau) S_w^M(r_T \leftarrow r_S)_i \quad (3.6)$$

$$h^F(r_T, \tau) = \sum_i \sum_{r_S} \tilde{a}_i(r_S, \tau) S_w^F(r_T \leftarrow r_S)_i \quad (3.7)$$

ここで  $S$  係数、 $S_w^M(r_T \leftarrow r_S)_i$  と  $S_w^F(r_T \leftarrow r_S)_i$  は、それぞれ男性作業者と女性作業者の、線源領域  $r_S$  における系列構成核種  $i$  の核変換による標的領域  $r_T$  における放射線加重等価線量 [ $\text{Sv (Bq}\cdot\text{s)}^{-1}$ ] である。外側の総和は親核種とその子孫核種にわたることに注意が必要である。

(183) 実効線量の計算に用いる、表 1.2 に挙げられている多数の組織は、単一の標的領域  $r_T$  で代表させる。複数の組織領域で標的組織を定める場合には、割合に応じた等価線量の加重を行わなければならない。したがって、組織  $T$  に対する、標準成人男性の預託等価線量係数  $h_T^M(\tau)$  と標準成人女性の預託等価線量係数  $h_T^F(\tau)$  は、以下のように与えられる。

$$h_T^M(\tau) = \sum_{r_T} f(r_T, T) h^M(r_T, \tau) \quad (3.8)$$

$$h_T^F(\tau) = \sum_{r_T} f(r_T, T) h^F(r_T, \tau) \quad (3.9)$$

ここで、標的領域の加重割合  $f(r_T, T)$  は、標的領域  $r_T$  と関連する組織  $T$  における等価線量の割合である。表 3.5 の組織を除いて、表 1.2 の組織は単一の標的領域によって代表され

表 3.5 標的領域の加重割合,  $f(r_T, T)$

組織, $T$	$r_T$	$f(r_T, T)$
ET	ET <sub>1</sub>	0.001
	ET <sub>2</sub>	0.999
TH	BB*	1/3
	bb	1/3
	AI	1/3
結腸	右結腸	0.4
	左結腸	0.4
	直腸・S字結腸	0.2
リンパ節	LN <sub>ET</sub>	0.08
	LN <sub>TH</sub>	0.08
	リンパ液 (全身性)	0.84

ET：胸郭外領域，TH：胸郭領域，ET<sub>1</sub>：前部鼻腔，ET<sub>2</sub>：後部鼻腔，咽頭および喉頭，BB：気管支領域，bb：細気管支領域，AI：肺胞-間質領域，LN<sub>ET</sub>：ETリンパ節，LN<sub>TH</sub>：THリンパ節。

\* 基底細胞と分泌細胞は、等しく加重される2つの標的領域である。

るため、これらの組織の場合は  $f(r_T, T) = 1$  である。表 3.5 において、ET および TH 領域に対する  $f(r_T, T)$  の値は、改訂 HRTM で割り合てられたリスク按分係数と同等である（表 3.3 を参照）。結腸の場合、 $f(r_T, T)$  の値は、消化管壁内の幹細胞層の質量割合である [Publication 100 (ICRP, 2006) の表 7.8 を参照]。リンパ節の場合、 $f(r_T, T)$  の値は、ET、TH および非呼吸気道領域内のリンパ節（リンパ組織ではなく）の質量の割合であり、これは Publication 66 (ICRP, 1994a) の中で以前に示されたデータと一致する。

### 3.7.3 実効線量に対する ICRP 標準線量係数の計算法

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

$$e(\tau) = \sum_T w_T \left[ \frac{h_T^M(\tau) + h_T^F(\tau)}{2} \right] \quad (3.10)$$

ここで、 $w_T$  は表 1.2 の組織  $T$  の組織加重係数であり、 $h_T^M(\tau)$  と  $h_T^F(\tau)$  は、それぞれ標準成人男性と標準成人女性の同じ組織に対する預託等価線量係数である。

### 3.7.4 ICRP 線量評価体系における比吸収割合の導入

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

$$S_w(r_T \leftarrow r_S) = \sum_R w_R \sum_i E_{R,i} Y_{R,i} = \Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i}) \quad (3.11)$$

ここで、

$E_{R,i}$ : その放射性核種の核変換において放出されるタイプ  $R$  の  $i$  番目の放射線のエネルギー

$Y_{R,i}$ : 核変換あたりのタイプ  $R$  の  $i$  番目の放射線の放出率 [ $(\text{Bq}\cdot\text{s})^{-1}$ ]

$w_R$ : タイプ  $R$  の放射線に対する放射線加重係数 (表 1.1) そして、

$\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_{R,i})$ : 線源組織  $r_S$  内で放出されるタイプ  $R$  の放射線エネルギー  $E_{R,i}$  のうち、標的組織  $r_T$  において質量あたり吸収される割合として定義される、比吸収割合 ( $\text{kg}^{-1}$ )

(186) 放出される放射線のエネルギーと放出率、すなわち  $E_{R,i}$  と  $Y_{R,i}$  は、Publication 107 (ICRP, 2008) のデータを用いる。ベータ線の放出については、平均値ではなく、スペクトルデータが  $S_w$  の計算に用いられる [すなわち、式 (3.11)\* における内側の総和はそのスペクトルの積分によって置き換えられる]。

(187) いずれの性についても、Publication 107 (ICRP, 2008) の中で表にまとめられた、核変換において放出されるすべての放射線に対応する比吸収割合の値は、今後の刊行物 (ICRP, 2016c) で提示される。表で示すエネルギーにおける比吸収割合は、三次スプライン補間に

\*訳注 原著は、式 (3.3)。ICRP に確認して修正。

よって求めている。

(188) 線源領域と標的領域のほとんどの組合せについて、光子、電子および中性子の比吸収割合は、*Publication 110* (ICRP, 2009) に述べられている標準成人男性と標準成人女性の標準ファントムを用いて行われたモンテカルロ放射線輸送計算に基づいている。これらのファントムは、実際の個人の断層撮影画像から構築されている。

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

(190) 消化管と呼吸気道においては、光子の場合の吸収割合は標準ファントム (ICRP, 2009) を用いて導き出される。*Publication 100* (ICRP, 2006) の消化管における電子およびアルファ粒子の吸収割合のデータは、今後の刊行物 (ICRP, 2016c) に含まれる補完計算により更新される。*Publication 66* (ICRP, 1994a) に示された呼吸気道における電子およびアルファ粒子に対する吸収割合は、今後の刊行物 (ICRP, 2016c) の中で提示される。

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

- 骨梁の表面および骨本体。
- 皮質骨の表面および骨本体。この場合、骨表面には以下が含まれる。
  - すべての梁状海綿質を取り囲む皮質骨の皮質内のハヴァース管
  - 骨幹の皮質骨内のハヴァース管； および
  - 長骨幹の骨髓腔と皮質骨幹を分ける表面
- 活性骨髓と不活性骨髓の両方の骨梁海綿質領域内の骨髓に対応する骨梁骨髓；および
- 長骨の骨髓幹内骨髓ならびに皮質骨のハヴァース管内体液に対応する皮質骨髓。成人の場合、長骨幹の骨髓は不活性骨髓である。

骨格の標的領域は、以下のとおりである。

- 厚さ  $50 \mu\text{m}$  の骨内膜領域 (表 1.2 において「骨表面」と呼ばれている)
- 活性 (赤色) 骨髓

表 1.2 の標的組織である骨表面は、ミネラル骨の表面  $50 \mu\text{m}$  以内の軟組織であり、その中に骨がんと関連する骨前駆細胞がある領域である。この標的組織は、骨髓の細胞性 (造血活性を有する骨髓体積の割合) とは無関係である。全身体内動態モデルは、「活性骨髓」または「梁状骨髓」を線源領域として識別することがあり、比吸収割合はいずれの線源領域についても今後の刊行物 (ICRP, 2016c) の中で示される。

### 3.7.5 放射性子孫核種の線量寄与

(192) 従来のICRP刊行物と同様に、本報告書シリーズにおける線量係数は、親核種を摂取した後の放射性子孫核種の生成を考慮に入れている。これらの線量線量係数は、親核種の摂取に対応している（すなわち、摂取時に子孫核種は存在しない）。ラドンの吸入摂取は例外であり、摂取時に放射性子孫核種が存在すると仮定している。

(193) 一般に、全身体内動態モデルには、特定の臓器・組織のコンパートメントに明示的に割り当てられない、全身性放射能を含んだ「その他」として表示されるコンパートメントが含まれる。「その他」は、明示的に指定されたコンパートメントの補完である。すなわち、このコンパートメントは、全身体内動態モデルにおいて明示的に識別されたコンパートメントと関連付けられた組織以外のあらゆる全身性組織で構成される。子孫核種について個別動態が仮定される場合、その壊変系列の構成核種はそれぞれ異なる組み合わせのコンパートメントを有することがあり、結果として、「その他」コンパートメントの解剖学的な割り当ては、系列構成核種の間で異なる。この状況を扱うための2つの代替計算手順が、*Publication 71* (ICRP, 1995c) の付属書 C.3 節で論じられている。

### 3.7.6 バイオアッセイデータ

(194) バイオアッセイデータからの遡及的線量評価における体内動態モデルの利用について、いくつかの問題にふれておく。

- 1.4 節に説明したように、臓器・組織に対する等価線量係数は、標準男性と標準女性について計算され、実効線量の計算において平均される。一部の体内動態モデル (HATM と HRTM) は、性固有のパラメータ値を有している。しかし、実効線量は特定の個人よりもむしろ標準作業者について策定された防護量であるため、組織・臓器吸収線量が組織反応のしきい値をはるかに下回る場合には、日常の遡及的線量評価のための単純な手法を採用することが非常に有利である。この理由から、本報告書シリーズにおいて採用した手法は男性の体内動態モデルを用いて摂取量を決定することであり、したがって、女性のいかなる残留係数または排泄係数も提示しない。
- 本報告書シリーズにおいて提示する単位内容量あたりの線量の関数は、体内の放射能に対するものである (膀胱と消化管の内容量を含む)。肺の場合、この係数には、 $LN_{TH}$  を含めた呼吸気道の TH 領域におけるすべての放射能が含まれる。同様に、骨格の場合は、骨梁と皮質骨 (表面と体積の両方) ならびに骨髄 (活性と不活性の両方) におけるすべての放射能が含まれる。
- バイオアッセイ試料に対する単位内容量あたりの線量の関数は、24 時間尿試料または糞試料の内容量に適用可能である。これらの係数を用いるにあたっては、試料採集期間の終了時点までの壊変を補正すべきである。

## 4. 個人モニタリングと作業場モニタリングの方法

### 4.1 緒 言

(195) 本章では、個人モニタリングについて、主要な測定手法、各手法の利点と限界について簡潔に述べる。ほとんどの場合、放射性核種の摂取量の評価は、身体の放射能測定、排泄物のモニタリング、個人用エアサンプラを用いたエアサンプリング、作業場の測定、もしくはこれらの手法の組合せによって得られる。測定手法の選択は、放射性核種から放出される放射線の種類、利用可能な機器、汚染物質の体内動態や、予想される放射線量など、いくつかの要因によって決定されることになる。

### 4.2 身体の放射能測定（体外計測）

(196) 身体または臓器内容量の体外からの計測は、体内の放射能の迅速かつ簡便な推定をもたらす。体外計測は、測定される被検者に対して特定の位置に配置される1台以上の光子検出器を用いて行う。これは、体外で検出可能な放射線を放出するような放射性核種の場合のみ適している。原理的にこの手法は、X線またはガンマ線、消滅放射線の測定によって検出可能な陽電子、もしくは制動放射線の測定によって検出可能な高エネルギーベータ粒子（例えば、親核種<sup>90</sup>Srの壊変によって生成される<sup>90</sup>Y）を放出する放射性核種に対して用いることができる。

(197) 体外計測（インビボ測定）に用いる検出器は通常、部分的に遮蔽されている。そして、周囲の放射線源からの妨害を低減するために、被検者は遮蔽された低バックグラウンドの部屋に配置されることがある。

(198) 直接（インビボ）バイオアッセイ（体外計測）は、その放射性核種が高放出率で高エネルギーのガンマ線放出体である場合、もしくは陽電子の放出による（消滅放射線の放出を伴う）壊変の場合に、その物質が身体から速やかに排泄されるのでない限り、最適なモニタリング方法であろう。そのような放射性核種によって放出されるガンマ線は、透過性が高いため、身体の近くに配置されるシンチレーション検出器または半導体検出器を用いて容易に検出される。物質が呼吸気道から速やかに吸収され、それから組織に均一に分布するもの（例えば、ほとんどの一般的な化学形の<sup>137</sup>Cs）、もしくはいくつかの臓器に選択的に分布するもの（例えば、<sup>59</sup>Fe）、のいずれかである場合には、全身モニタリングが選択されるべきである。放射性核種



が甲状腺などの単一臓器に選択的に沈着する場合には（例えば、 $^{125}\text{I}$ 、 $^{131}\text{I}$ ）、関連する臓器に対して身体部分モニタリングが選択されるべきである。呼吸気道からの吸収がそれほど速くはない物質の場合には（例えば、 $^{60}\text{Co}$  酸化物の不溶性形態）、摂取直後は全身モニタリングよりも肺モニタリングが望ましい。これは、肺モニタリングが全身測定よりも正確な肺沈着と肺残留の測定結果をもたらすためである。

**(199)** 直接バイオアッセイ（体外計測）は、比較的低いエネルギーおよび比較的低い放出率、またはそのいずれかで光子（X線またはガンマ線）を放出する一部の放射性核種に対しても有用である（例えば、 $^{241}\text{Am}$ 、 $^{210}\text{Pb}$ 、 $^{144}\text{Ce}$ ）。しかし、主として 25 keV 未満の X線を低い放出率で放出する放射性核種の場合（特に、プルトニウムとキュリウムのアルファ放出同位体）、直接バイオアッセイは、放射線防護の目的のために要求される感度を達成できないかもしれない。

**(200)** 放射能が創傷中に存在する場合、汚染物質が高エネルギーガンマ線を放出するならば、通常のガンマ線検出器を用いて検出することができる。アルファ放出放射性核種による汚染の場合、検出ははるかに難しい。アルファ壊変に続いて放出される低エネルギー X線は組織内で著しく減衰するためであり、この効果は創傷が深いほど重要になる。放射性物質の位置を突きとめることが大抵必要であり、それには十分にコリメートされた検出器が求められる。放射性核種の混合物による汚染について良好な推定を行うためには、創傷モニタはエネルギー弁別能力を有するものでなければならない。全身測定が行われる場合には、創傷部位に残留するいかなる放射能も遮蔽することが必要かもしれない。

**(201)** 体外計測システムの放射能校正のために、検査機関は通常、市販のまたは手作りの物理ファントムを用いる（例えば、Bottle-Mannikin-Absorption ファントム（通称 BOMAB ファントム）、肺モニタリングのための Lawrence Livermore 胸部ファントム（通称 リバモアファントム）（Griffith et al., 1986；Snyder and Traub, 2010））。この手法には、身体寸法、身体形状および放射性核種の分布に関していくつかの限界がある。校正用ファントムにおける放射性核種の分布は、被検者において予想される分布と可能な限り合致すべきである。代わりに、数値計算による校正手法が適用されることもある。ファントムからの光子の輸送およびシミュレートされた検出器による光子の検出をモデル化するために、ボクセルファントムとモンテカルロシミュレーションを結合した数学ソフトウェアが用いられている（Franck et al., 2003；Hunt et al., 2003；Gómez-Ros et al., 2007；Lopez et al., 2011a）。

**(202)** 国際原子力機関（IAEA, 1996）と国際放射線単位測定委員会（ICRU, 2002）は、放射性核種の体内量の直接測定に関するガイダンスを提供している。

### 4.3 排泄物とその他の生体試料の分析

(203) 排泄物モニタリングプログラムは通常、尿の分析を必要とするが、物質が比較的不溶性である場合には、糞の分析も必要とされることがある。特定の調査のためにその他の試料が分析される場合もある。例としては、日常的なスクリーニング手法である鼻かみや鼻スミアの利用がある。

(204) 尿試料の採取には、3つの事項を考慮する必要がある。第1に、試料の偶発的な汚染を回避するために注意を払わなければならない。第2に、通常は、提供された試料の測定から、単位時間あたりに尿中へ排泄された全ての放射能を評価または推定する必要がある。ほとんどの日常分析では24時間採取が望ましいが、これが実行可能ではないならば、少量の試料では代表性がないかもしれないことを認識しなければならない。24時間試料の採取が容易ではない場合、分析には起き抜けの排尿で採取した試料が望ましい (IAEA, 2000)。尿中クレアチニン濃度の測定は、1日のうちの部分的に採取された尿試料から放射性核種の24時間排泄量を推定するためにたびたび用いられてきた。24時間排泄量の推定値を得る他の方法には、量による規格化 (比重に関する補正を行う場合と行わない場合がある) や、サンプリング間隔の長さによる規格化がある。様々な規格化の方法の相対的な利点は、いくつかの文献で論じられている (Jackson, 1966 ; Graul and Stanley, 1982 ; Boeniger et al., 1993 ; Kim, 1995 ; Duke, 1998 ; NCRP, 2008)。トリチウム水の形態のトリチウムは例外的なケースである。少量の試料のみ採取し、測定された放射能濃度を体内水分中の濃度と関連づけるのが通例である。第3に、分析のために必要とされる量は分析手法の感度に左右される。一部の放射性核種については、数日分の排泄物の分析によってのみ、十分な感度が達成されうる (Duke, 1998)。

(205) 日常モニタリングのための糞試料の解釈は、糞中排泄量に日々の変動があるため、不確かさを伴う。したがって、理想的には、採取は数日間にわたるべきである。しかし、実際には、複数の試料を採取するのは難しい場合があり、単一の試料に基づいて解釈することが必要になるかもしれない。糞モニタリングは、特に中程度に可溶性または不溶性の化合物を吸入摂取したことが判明または疑われるときに行われる特別な調査で頻繁に実施される。これらの状況においては、1日あたりに排泄される量の測定は、肺からのクリアランスの評価と摂取量の推定の際に有用かもしれない。日常モニタリングに関しては、採取は1日ではなく数日間にわたるべきである。これは、「なぜなら、初めの数日間は糞中排泄量に大きな変動があるからである。摂取事象の直後は特に重要である。」可能であれば、一部の試料は摂取事象日の直後に採取すべきである。それは、初期の測定結果は被ばくした個人の特定に有用な場合があるためである。

(206) 生体試料中の光子を放出する放射性核種は、シンチレーション検出器または半導体検出器を用いた直接測定によって判定されるであろう。アルファおよびベータ放出放射性核種

の分析は通常、アルファ線スペクトル分析や液体シンチレーション計数法などの適切な測定手法の前に、化学的分離を必要とする。いわゆる全アルファまたは全ベータ放射能の測定は、簡易なスクリーニング手法として時には有用である。

(207) 糞試料の分析においては、質量分析手法の利用が増加している。例として、長寿命放射性核種についてアルファ線分光測定法の検出限界よりもはるかに低い検出限界を達成しうる誘導結合プラズマ質量分析法や、尿中の極低濃度の<sup>239</sup>Puを測定するために用いられる熱イオン化質量分析法がある (Inkret et al., 1998; LaMont et al., 2005; Elliot et al., 2006)。

(208) 呼気中の放射能の測定は、<sup>226</sup>Ra や <sup>228</sup>Th など、一部の放射性核種のモニタリング手法として用いられる場合がある。それは、これらの放射性核種の壊変系列には呼吸によって吐き出される可能性のあるガスが含まれるためである (Youngman et al., 1994; Sathyabama et al., 2005)。これはまた、<sup>14</sup>C 標識化合物の代謝によって体内で形成される <sup>14</sup>CO<sub>2</sub> を測定するためにも用いることができる (Leide-Svegborn et al., 1999; Gunnarsson et al., 2003)。

(209) 鼻スミアおよび鼻かみ試料の放射能測定は、有用なスクリーニング手法として用いられる場合がある (Smith et al., 2012)。有意な測定値は、予想外の状況が生じたかもしれないことの見安となる。放射性物質の摂取を確認し、定量評価を行うために、排泄物の測定または肺モニタリングが続いて行われるべきである。

#### 4.4 作業場の被ばくモニタリング

(210) 作業場のモニタリングは、バイオアッセイ測定のきっかけとして有用である。さらに、作業場の特性は、バイオアッセイモニタリングの補足情報として用いられることもある。これは作業環境に存在する放射性核種の物理的および化学的組成に関する有用な情報(例えば、粒径 (AMAD) に関する情報) をもたらすためである。

(211) 個人被ばくのモニタリングに用いる作業場モニタリングの方法は2つある。それは、パーソナルエアサンプリング (Personal Air Sampling; PAS) と固定式エアサンプリング (Static Air Sampling; SAS) である。パーソナルエアサンプリングは、作業者の呼吸領域における空气中放射能濃度の測定から個々の作業者の摂取量を推定するために設計された可搬型の装置である。フィルタを含むサンプリングヘッドは、呼吸領域内の胴体上部に装着される。空気は、作業者が携帯する校正済のエアポンプによってフィルタを通じて吸い込まれる。理想的には、サンプリング速度は作業者の典型的な呼吸率と同等である (およそ  $1.2 \text{ m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$ )。しかし、現在の装置のサンプリング速度は、この値のほぼ5分の1に過ぎない。異常な被ばくの徴候を得るため、サンプリング期間の終了時にフィルタ上の放射能を測定する。PAS測定から摂取量を評価する際の難点は、Whicker (2004) によって考察された。呼吸領域の測定値は、サンプリングヘッドが装着される下襟の位置 (右か左か) による線源に対するサンプリングヘッドの向き、エアサンプリングヘッド

の設計、粒径、局所気流速度および方向といった測定条件、並びに、作業者の呼吸領域内と周囲に存在する急峻な変化により影響を受けるため、大幅に変動する。

(212) Britcher と Strong (1994) は、英国のコールダーホール原子炉およびセラフィールド核燃料再処理施設における内部被ばく線量評価モニタリングプログラムの一環として、PAS の利用について調査した。サンブラは、作業者のグループについては、摂取量の納得のいく推定値を得るために利用することができると結論づけられた。しかし、個人については、PAS を用いた評価と生体試料を用いた評価の相関は乏しく、筆者らは、作業環境において直面する被ばくのレベルにおいては、個々の作業者の年摂取量を推定するために PAS を用いることの適切さに疑問を投げかけた。筆者らはまた、環境モニタリングの場合、PAS は SAS プログラムに優る何らかの利点があるのかどうかについても疑問視した。PAS に基づく摂取量推定値とバイオアッセイ試料に基づく摂取量推定値との相関の欠如は、既知の急性被ばくについても見られた (Britcher et al., 1998)。

(213) 米国テネシー州オークリッジの Y12 ウラン濃縮プラントにおいて、PAS で予測されたウラン摂取量とバイオアッセイで予測された摂取量との相関を決定するために、Eckerman と Kerr (1999) によってウラン被ばく研究が実施された。この研究は、2つの測定値の間の相関は乏しいと結論づけた。

(214) 固定式エアサンブラは、一般的に作業場の状況を監視するために用いられるが、作業者の呼吸領域における空気中濃度を過小評価する可能性がある。Marshall と Stevens (1980) は、PAS : SAS の空気中濃度比は作業の性質によって1未満から50まで変動しうると報告した。Britcher と Strong (1994) は、英国におけるマグノックスプラントの作業者に対するモニタリングデータの調査から、PAS データから評価される摂取量は SAS データによって示される摂取量よりもほぼ1桁大きいと結論づけた。しかし、SAS 装置は、放射性核種の組成と、カスケードインパクタなどの粒径分布計とともに用いられるならば、粒径に関する有用な情報を提供できる。

(215) 全体として、PAS と SAS の利用は包括的な作業場モニタリングプログラムの重要な部分であり、被ばくりスクを早期に指摘することができる。PAS と SAS の利用に関する経験は、空気中放射性核種の個人摂取量と実効線量の評価のためには身体の放射能測定と排泄物の分析もしくはそのどちらかが望ましいことを示している。

(216) しかし、一部の超ウラン放射性核種については、バイオアッセイ試料の分析に高感度の質量分析手法が利用できない限り、身体放射能測定と尿分析では数 mSv を上回る被ばくしか十分な信頼性を持って定量化できない。より低い被ばくを検出するためには、モニタリング方法の組み合わせが必要になると思われ、これにはエアサンプリングと糞分析が含まれうるであろう。



## 5. モニタリングプログラム

### 5.1 緒 言

(217) 本章では、モニタリングプログラムの設計と管理について検討する。いかなる特定のモニタリングプログラムにおいても、関連する線量限度に対する大きな割合を日常的に受けるであろう作業員、または、事故の場合に被ばくが大きくなりうる区域で働く作業員に対する正式な線量評価に重点が置かれるべきであると勧告されている。

(218) 一般に、個人に対する内部被ばくモニタリングプログラムの設定は、その個人が通常の操業の結果もしくは事故において、既定のレベルを超える放射性物質を摂取しうる可能性に基づくべきである。年間の摂取による実効線量が1 mSvを超えうる作業員に対する個人モニタリングは、『通常多くの組織において実施されている。法令によって求められたものではないかもしれないが』。

(219) モニタリングプログラムの設計と線量評価プロセスのいずれも、放射線防護プログラム全体に不可欠であると考えることが重要である。適切に設計されたモニタリングプログラムは、線量評価が特定の要求を満たすために必要なデータを提供すべきであり、最も高度な線量評価計算でさえ、不十分なモニタリングデータを補うことはできない。

(220) 評価線量が有意になりうる場合、様々なモニタリング方法（例えば、肺、尿、糞モニタリング、および作業場における被ばくモニタリング）を組み合わせることにより得られるものは多く、それらは相互に補完的な情報を提供する。例えば、直接バイオアッセイ測定は臓器における沈着と残留に関する情報を提供し、尿の測定は全身への取り込み量を提供しうるが、作業場モニタリングは空気中放射能、粒径、化学形および摂取時間に関する情報を提供しうる。

(221) これらの測定された放射能（バイオアッセイモニタリングの結果および作業場の測定値）を用いた摂取量と線量の評価は、複雑であるかもしれず、しばしば事例ごとに専門家の判断を必要とする。線量評価の責任は、適切な教育、訓練および実務経験を通じて得られた十分な専門知識と技能を有する専門家が負うべきである。

### 5.2 個人モニタリングプログラムの設計に関する一般原則

(222) 個人モニタリングプログラムの内容には、用いるべきモニタリング方法（例えば、身体と排泄物試料中の放射能測定や、作業場における被ばくモニタリング）、測定手法（例えば、

光子スペクトル分析, アルファ線スペクトル分析, 質量分析), 日常モニタリングにおけるモニタリング間隔, そして特殊モニタリングにおける測定期間または試料採取期間が含まれる。

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

- 放射性核種とその子孫核種によって放出される放射線
- 放射性核種とその子孫核種の実効半減期
- エアロゾルの呼吸気道沈着特性
- 物質の呼吸気道吸収特性と消化管吸収特性
- 摂取と測定の間時間の関数としての, 体内における残留または体内からの排泄速度
- 特定の人体臓器と組織における, あらゆる選択的沈着ならびに, その臓器におけるその後の残留
- 親核種の体内動態とその子孫核種の体内動態のあらゆる有意な相違
- 排泄経路 (例えば, 尿, 糞)
- 測定の技術的な実行可能性

(224) モニタリングプログラムの線量評価性能は, これらの要素が評価線量の正確さとモニタリングプログラムの感度に与える影響を考慮することによって評価される場合がある。感度は, 最小検出可能線量の評価によって定量化することができる (Carbaugh, 2003; Etherington et al., 2004a, b)。モニタリングプログラムの設計を最適化するための方法の1つは, 測定の種類, 測定数および期間に関する様々な選択肢が評価線量の不確かさにどのように影響するかを評価することである。

### 5.3 モニタリングプログラムのカテゴリー

(225) 一般的に, モニタリングプログラムは4つのカテゴリーに定義できる。

- 日常モニタリングは, 作業者による摂取が通常作業時のどのようなときでも起こりうる場合, もしくは, 偶発的な摂取が検知されない可能性がある場合に実施される。
- 特殊モニタリングは, 実際の異常事象の発生後または発生が疑われる場合に実施される。
- 確認モニタリングは, 作業条件が満足できるものであること, そして日常的な個人モニタリングの必要がないことを実証するために実施される。これは随時行われる個人モニタリング

測定で構成される。

- 作業関連モニタリングは、特定の作業に関する情報を提供するために実施される。

(226) モニタリングのこれら4つのカテゴリーは相互に排他的なものではなく、実際にはかなり重なり合うことがある。例えば、有効な日常モニタリングプログラムは、個々の作業者の被ばくと線量に関する信頼できるデータを提供するだけでなく、作業環境と作業手順が十分な管理下にあることを実証するためにも用いることができる。

### 5.3.1 日常モニタリング

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

(228) これらの手法は、一般に補完的であって、相互に排他的なものではない。例えば、作業環境のモニタリング（エリアモニタリング）の結果は、作業者の被ばくを早期に指摘することが可能であり、したがって特別なバイオアッセイモニタリングのきっかけとして利用できる。それらの結果は、個人モニタリングの結果の解釈を助ける情報（例えば、空気中放射能、粒径、化学形および溶解性や摂取時間に関する情報）を提供する場合もある。

(229) 尿モニタリングは、尿中排泄速度が非常に速い元素について、吸入摂取および経口摂取後の臓器・組織への全身取り込み量を提供する。これは、傷口に沈着した放射能のうち全身性循環に移行する割合を決定するためにも用いることができる。

(230) 呼吸気道から比較的ゆっくりと吸収される物質（すなわち、「不溶性」物質）について尿モニタリングを用いる際は、注意が必要である。この場合においては、実効線量に最も大きく寄与するのは通常は肺線量であり、物質の吸収特性に係る知見に伴う不確かさは、評価線量に大きな誤差を生じさせる可能性がある。不溶性物質の場合、尿モニタリングに加えて糞モニタリングを用いることによって、感度の大きな向上を達成することができる。これは、ET気道と肺のいずれに沈着した不溶性物質も、そのかなりの割合が消化管を経由して糞へ移行するためである。

(231) 糞モニタリングデータの解釈では、糞中排泄経路に固有のいくつかの要素を考慮に入れる必要がある。糞の排泄は不連続プロセスであるため（通常は一次動態を用いてモデル化されるが）、1日あたりの排泄速度を得るには3日間にわたって排泄された量を合計することが望ましい。



(232) 作業場では、個人は燃料再処理プラントや燃料加工プラントなどにおいて生じる様々な放射性核種にさらされる場合がある。そのような場合においては、プラントにおける他の放射性核種からの被ばくの可能性を評価するために、容易に検出できる放射性核種を用いることが適していることがある。例えば、アクチノイドからの被ばくの可能性を評価するために<sup>144</sup>Ceを対象とするスクリーニングを用いることができるであろう (Doerfel et al., 2008)。

(233) 空気汚染を対象とする作業場モニタリングの結果は、個人モニタリングが実行できない場合、個人の摂取量を推定するために用いられることがある。しかし、摂取に関するエアサンプリング測定の結果の解釈には、はるかに大きい不確かさとバイアスが伴う。

(234) 被ばくの確率と摂取の時間パターンは、従事している作業に依存することがよくある。例えば、鉱業で働く作業者の場合、被ばくは慢性的かもしれない。一方で、原子力発電所で働く作業者は、稀に発生する事故を除いて、有意な摂取を受けないと予想される。

(235) 日常モニタリングプログラムにおいて要求される測定頻度は、放射性核種の残留と排泄および利用可能な測定手法の感度に左右される。モニタリング間隔の選択は、摂取の発生確率も考慮に入れるべきであるため、摂取リスクが高い場合には、摂取時間の不確かさを低減するためにモニタリング頻度を増す必要があるかもしれない。測定手法は、測定値の不確かさが、不確かさの主因に対して小さくなるように選択されるべきである。

(236) 急性被ばくが予想される状況について、*Publication 78* (ICRP, 1997b) は、被ばく時間が不明確なことから生じる摂取量の推定値に対する誤差を制限するための単純なルールを提示している。モニタリング間隔は、摂取の時間が不明であることによってもたらされるいかなる過小評価も 1/3 を下回らないように選ばれる。実際の被ばくの時間分布は不明であるため、実際には、これは最大の過小評価である。評価された摂取量の誤差は、モニタリング間隔にわたる被ばくの確率分布に依存して、正と負のいずれの値もとりのうが、結果としていかなる過小評価の平均値も 1/3 を下回らない。しかし、摂取量のかなりの部分がサンプリングまたは測定の前直前に生じる場合、摂取量は 3 倍を超える過大評価になりうるであろう。これは、排泄物モニタリングの場合は特に重要であり、毎日の排泄割合は、摂取直後の期間において時間とともに急速に変化する可能性があるためである。

(237) 別の方法として、グラフ式アプローチが Stradling ら (2005) によって開発されており、これは、吸収、粒径分布や摂取の時間などの物質固有パラメータにおける不確かさを考慮するものである。特定の測定手法における検出限界に関する情報は、注目する線量レベルに適したモニタリング間隔を決定するために用いられる。

(238) 慢性被ばくが予想される場合、体内と排泄物中に存在する量は平衡に達するまで時間とともに増加するという事実を考慮して、モニタリングプログラムを選択すべきである。それぞれのモニタリング間隔において、測定値は、それ以前の慢性的な摂取によって臓器に蓄積された放射能を反映する。モニタリングプログラムは、作業者に割り当てられた職務を考慮す

る必要がある。特定の放射性核種の場合、週末前後または休業前後に得られた測定値に有意な差が生じることがある。

### 5.3.2 確認モニタリング

(239) 作業状況が満足できるものである（一般的には、年実効線量が1 mSvを下回る）ことを確認する1つの方法は、臨時の個人モニタリングを行うことである。予想外の調査結果はさらなる調査を行う根拠となるだろう。このタイプの確認モニタリングは長期間にわたって体内に残留する放射性核種について最も有効であり、不定期の測定は体内の放射能の蓄積に関するチェックになる。

### 5.3.3 特殊モニタリングまたは作業関連モニタリング

(240) 特定の作業または事象と関連したモニタリングは、しばしばいくつかの手法の組み合わせが必要となる。これは、新規または異常な状況に対して最良の評価を行うためである。特殊モニタリングと作業関連モニタリングの両方とも、実際に発生した異常事象または発生の疑いがある異常事象に関連しているため、日常モニタリング結果の解釈において生じる問題のひとつはあてはまらない。すなわち、摂取時刻は既知である。さらには、汚染物質の物理的形態と化学的形態に関して、より多くの情報があるかもしれない。

(241) 事故の疑いがある場合には、その事象の重大性を暫定的に推定するためにスクリーニング手法（鼻かみ試料や鼻スミアの測定など）を用いる場合がある。この場合、鼻腔内の局所的沈着を用いて摂取が起こったことを確認し、摂取量の概算を得ることができる。鼻スミア試料（綿棒）の結果が有意であるときは、特別なバイオアッセイ測定を行うきっかけとすべきである（Guilmette et al., 2007）。

(242) 体内からの放射性核種の排出速度を高めるために治療処置が行われている場合、体内における残留を追跡するとともに線量評価の根拠を得るために、特殊モニタリングが必要となるかもしれない。治療が行われている場合、放射性核種の体内動態が通常とは大きく変化しうするため、モニタリング方法の選択に注意しなければならない。例えば、プルシアンブルーは糞によるセシウム放射性同位体の排出を高める。したがって、日常モニタリングでは用いられないが、糞のバイオアッセイが体外計測と尿モニタリングに加えて実施されるべきである。

(243) 切傷または創傷を通して、何らかの放射性物質が皮下組織まで浸透し、そのため血液に取り込まれて身体中に分布することがある。放射性核種と放射能によっては、医療的調査と特殊モニタリングプログラムを発動することが必要な場合がある。これらの状況においては、外科的切除の実施に関する決定の一助として、異物中や組織中における放射線の自己減衰を考慮して、傷口における放射性物質の量を測定すべきである。もし傷口からとは限らない物質を取り除こうとする場合は、放射能の収支を把握するために、取り除かれた物質と傷口部位に残

った放射能の測定を実施すべきである。切除された物質は、線量評価のための同位体比と物理化学的組成に関する情報も提供しうる。血液と人体組織へのさらなる取り込みを決定するために、一連のさらなる測定が必要となる場合もあり、その結果から追加の預託実効線量が計算される。

## 5.4 誘導調査レベル

(244) 放射性核種への潜在的被ばくの多くの状況では、モニタリングプログラムにおいて測定される量（すなわち、全身内容量、臓器内容量、1日あたりの尿中または糞中排泄、空气中放射能濃度）について誘導調査レベル（Derived Investigation Levels; DIL）を定めると便利である。DILとして選択される値は、線量またはあらかじめ定められた摂取量として表された調査レベル（Investigation Levels; IL）と直接関連するであろう。例えば、放射性核種の摂取の結果、預託実効線量として  $IL = 1 \text{ mSv}$  を超える場合は、調査が必要とされるだろう。したがって、単一の放射性核種についての、時間間隔を  $T$  日とする日常モニタリングプログラムにおいて、対応する DIL は  $1 \text{ mSv}$  の預託実効線量に相当する身体内容量に基づくものとすることができる。この設定方法は、1年以内に複数の摂取が起こる確率が低いとみなされる場合には適切であろう。この確率が比較的高く、1年を通して摂取の確率が一定であるとみなされる場合には、DIL は預託実効線量として  $IL \cdot (T / 365) \text{ mSv}$  から導き出すことができるであろう。この例では、 $IL = 1 \text{ mSv}$  である。

(245) IL に相当する値は、関連するグラフから直接得るか、または、本報告書シリーズもしくは付随する電子版付属書に示すデータセットに含まれる単位内容量あたりの線量の関数の表から計算することができる。*Publication 103* (ICRP, 2007) に述べられている拘束値は、IL を定めるための根拠として用いることができるであろう。そのような IL を定める際は、他の被ばく源（すなわち、他の放射性核種と外部照射）に留意しなければならない。摂取量と線量は低いとわかっており、実施するプロセスについてかなり経験がある状況においては、経験に基づいて測定量について単純に IL を定めることが可能かもしれない。IL を超える測定結果は、正常な状況からの逸脱、そして、さらなる調査を必要とすることを示しているであろう。

## 5.5 記録の保存と報告

(246) 線量記録の保存とは、放射線作業者について個人線量記録を作成し保存することである。これは、線量限度と線量拘束値の遵守を実証するために行われる外部放射線と放射性核種摂取の両方に対する個人被ばくモニタリングのプロセスにおいて不可欠のものである。線量記録はまた、被ばく管理の目的において重要な情報も提供しうる。記録の保存については正式

な手順が確立されるべきであり、その手順はIAEA（1999b, 2004a）による出版物に述べられている。個人モニタリングと作業場モニタリングの結果を報告するための手順と判断基準は、管理者か規制当局またはその双方によって明確に指定されるべきである。報告する情報は、明確に識別でき、わかりやすく、後に必要な場合に測定値から線量を再計算するのに十分なものとすべきである。文書化すべき情報には、用いたモデル、仮定およびコンピュータコードの詳細が含まれなければならない。事故状況においては、管理活動の必要性と経過観察のためのモニタリングの必要性を判断するために、暫定情報が必要となる。

## 5.6 品質マネジメントシステム

(247) 放射線防護プログラム全体における品質マネジメントシステムの必要性は、国際標準化機構（ISO）によって発行された2つの規格（ISO, 2006, 2011）の中で論じられている。全ての説明についてはこれらの規格を参照すべきであるが、重要な点のいくつかを以下に示す。

- 品質保証プログラムの性質と範囲を決定する際は、モニタリングされる作業者の数ならびに予想される被ばくの規模と確率を考慮すべきである。
- 放射性核種の組成、吸入粒子のサイズ、化合物の同定や吸収挙動などの要素に関する仮定は、適切な測定によって検証されるべきである。
- レビューまたは監査は適時に実施されるべきである（例えば、新たなモニタリングプログラムが実施される場合や、プログラムに重要な変更が加えられる場合）。

(248) 検査機関は、適切な間隔で測定と線量評価に関する国内のまたは国際的な相互比較に参加すべきである。相互比較への参加は、測定精度と線量評価手順の決定を可能にし、信頼性を向上させ、そして方法の調和を促進する。



## 6. 遡及的線量評価と遡及的線量検証の一般的な側面

### 6.1 緒 言

(249) 防護の目的のために計算される実効線量は、人体の臓器・組織の等価線量から決定され、これらの等価線量もまた、臓器・組織の平均吸収線量から計算される（1.2節）。実効線量は、所定の被ばく条件を考慮した値を提供するが、特定の個人の特性は考慮しない。特に、実効線量を決定するために用いられる組織加重係数は、様々な年齢および男女の多数の個人にわたる平均を表す、選択され概数化された値である。標準男性と標準女性の臓器や組織の等価線量は平均される。この平均した線量は、標準人の場合の性平均の実効線量を決定するために、対応する組織加重係数を乗じられる（ICRP, 2007）。実効線量は、個人固有の線量ではなく、むしろ所定の被ばく条件下にある標準人の線量を示すということになる（ICRP, 2007）。

(250) 遡及的線量評価のために適用されるアプローチは2つある。

- 直接測定（例えば、全身または特定の臓器・組織における放射性核種の放射能を外部計数装置によって測定すること）または間接測定（例えば、尿中または糞中の放射性核種の放射能を測定することや、作業場における被ばくモニタリング）又はその両方から、放射性核種の摂取量を計算する。放射性核種の摂取量の評価においては、測定値を解釈するために体内動態モデルが用いられ、その後に実効線量が、ICRPが勧告した標準線量係数（単位摂取量すなわち摂取量 1 Bq あたりの線量,  $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ ）を用いて計算されるか、もしくはICRPが勧告した方法を用いて決定される（ICRP, 2007）。
- 測定値と摂取時間を関連づける関数を用いて、測定値から直接、預託実効線量を計算する。測定値は、全身または臓器内容量、24時間尿試料または糞試料中の放射能、もしくは作業場における空気中の放射性核種濃度の値であろう。バイオアッセイデータの解釈のために、このアプローチは、摂取後の時間の関数として「単位内容量あたりの線量の関数」の表の利用が必要である（ICRP, 2007）。

(251) これら2つのアプローチは同等であり、同じ体内動態モデル、パラメータ値および仮定が用いられる限り同一の結果をもたらすべきものである。

(252) 選ばれた放射性核種に対応する「単位摂取量あたりの線量係数」の表は、本報告書シリーズと付随する電子版付属書に示される。放射性核種の急性摂取後の特定の時間におけるバイオアッセイ測定量の値に対する預託実効線量も提示される。提示されるデータのさらに詳細な説明は、7.3節に示す。これらの表は、バイオアッセイデータの解釈における調和を促進

するような、単純で利用しやすい手段を提供する。

(253) 実効線量の計算において、パラメータ値を標準値から変更した方がよい状況があるかもしれない。したがって、特定の被ばく状況の下で実効線量の計算において変更してよい標準パラメータ値と、実効線量の定義に基づき変更が許されない標準パラメータ値を区別することが重要である。実効線量は標準人に適用されるため、個人固有のパラメータ値は変更すべきではないが、物質固有のパラメータ値は変更してよい。個人固有パラメータ値の例には、線量評価ファントムを記述するパラメータ、HRTMの呼吸パラメータと粒子輸送パラメータ、消化管移行係数 $f_A$ 以外のHATMのパラメータや、全身モデルのあらゆるパラメータがある。物質固有パラメータの例には、肺から血液への吸収パラメータ、吸入エアロゾルのAMADなどのエアロゾルパラメータや $f_A$ がある。

(254) 大多数のケースにおいては、評価された線量は線量限度と比較して低い。そのような場合、線量評価では、勧告された物質固有パラメータのデフォルト設定値、表にまとめられた線量係数、本報告書シリーズに付随する「単位内容量あたりの線量の関数」の表を利用することになるだろう。評価された線量が比較的高くなりそうな場合、もしくは複数のモニタリング方法が用いられており、多くのモニタリング測定が行われている場合、勧告されたデフォルト設定値以外の物質固有パラメータ値を用いてよい。

(255) モニタリングデータから遡及的線量評価に取り組む際、評価者は、摂取のパターンや物質の特性などの因子について、特定の情報がいないため、仮定を行うことが必要かもしれない。モニタリングデータに伴う預託線量の推定に関するガイドラインを示すために、欧州委員会の第5フレームワークプログラム (the European Commission 5th Framework Programme) における欧州プロジェクトが設置された(IDEASプロジェクト)。このIDEASプロジェクトは、ICRP線量評価作業班 (the ICRP Working Party on Dose Assessment) による提案 (Fry et al., 2003) をもとに、個人モニタリングデータの解釈のための体系的な手法を開発した (Doerfel et al., 2006, 2007; Castellani et al., 2013)。このガイダンスは、欧州線量評価委員会 (the European Radiation Dosimetry Group) がさらに発展させている (Marsh et al., 2008; Lopez et al., 2011b)。

(256) このガイダンスに加えて、ISOは、作業者のモニタリングのための内部線量評価に関する最小限の要件を記した国際規格ISO 27048:2011 (ISO, 2011) を発行している。IDEASガイドラインとISO 27048は、いずれも線量評価のために必要とされる労力は、予想される被ばくレベルにおおむね相応すべきである、という原則を採用している。

(257) 特定の個人に対する線量が線量限度を大幅に超えた可能性があり、放射線リスクを評価することが必要となる異常時には、臓器固有のリスクを決定するために臓器または組織の線量の詳細な推定が必要である。そのような場合は、臓器の吸収線量を計算し、最も適切な生物効果データとリスク係数データ (ICRP, 2007) と組み合わせるべきである。この遡及的個人線量評価は、専門知識、技能および実務経験を有すると認められた専門家によってのみ行わ

れるべきである。特定の個人に対する遡及的線量評価とリスク評価を行う方法に関する助言を提供することは、本刊行物の範囲外である。

(258) 以下の節では、被ばくに関して収集されるべき情報を検討し、単一または複数の測定におけるデータ取り扱い方法を要約するとともに、測定の不確かさを含めて内部被ばく線量評価に関連する不確かさの検討を行う。標準評価と施設固有の評価の2種類の分析について論じる。

## 6.2 分析のタイプ

### 6.2.1 ICRP の標準体内動態モデルと線量評価計算モデルを用いた基礎評価

(259) 予測的に評価された放射性核種の摂取による作業者の年預託実効線量が低く、取り扱う放射性核種の半減期が短く、存在する物質量が限られる施設と作業の場合、内部モニタリングは、法令遵守を証明するために行われる場合もあれば、他の目的のために実施される場合もある。そのような施設における作業者の場合、一般には、施設固有または物質固有のパラメータを用いてモニタリング測定結果を評価する必要はない。典型的な例は、核医学業務である。規制当局によって要求される場合には、技術スタッフ、医師および看護師のバイオアッセイモニタリングは、作業場の特性評価（例えば、AMAD の決定）を必要とせず、ICRP の標準モデルを用いて遂行される。他の例として、微量の放射性同位元素を用いる大学や研究機関がある。

(260) 日常作業において新たな摂取が確認されているような場合には、以下のデフォルトの仮定を用いた標準評価を行ってよい。

- 摂取は、モニタリング間隔の中間点における急性事象。
- 被ばくは、AMAD が  $5\mu\text{m}$  である物質の吸入摂取によるもの。
- 吸収と  $f_A$  値：既知の物質に対応する吸収タイプまたはデフォルトの固有吸収パラメータ設定値は、本報告書に述べられているとおりである。化合物が不明である場合、「不特定化合物」に対応する吸収タイプを用いるべきである。

(261) 代わりに、施設固有または物質固有のデフォルト設定値が利用可能であり文書化されているならば、作業者が従事したプロセスに対して、これらの値が適切であることが明らかにされていることを条件に、固有のデフォルト設定値を用いてもよい。

(262) 預託実効線量の値が事前に定められた低い値（例えば、 $1\text{ mSv}$ ）を下回ることが確認されるならば、それ以上の評価は不要である。

### 6.2.2 線量の詳細評価

(263) 作業者が線量限度の所定の割合として定められた参考レベルを上回る、もしくは DIL を上回る線量に被ばくする可能性（例えば、線源の管理の喪失などの状況）がある施設で



は、作業場モニタリングプログラムの一環として、吸入摂取または経口摂取された放射性核種の物理的および化学的特性について、また、摂取の時間とパターンについて、情報を収集すべきである。この情報は、評価を精密にするとともに、評価された線量における不確かさを低減するために用いられるであろう。そのような評価において用いられる情報の種類については、6.4節で論じる。

## 6.3 被ばく状況の理解

(264) 被ばく状況を理解するために、作業場の情報を収集すべきである [例えば、取り込まれたおそれのある放射性核種（自然壊変系列核種の放射平衡を含む）、化学形、想定される粒径、あらゆる摂取の起こりうる時間、パターンおよび摂取経路]。

### 6.3.1 摂取の時間とパターン

(265) バイオアッセイデータの解釈における不確かさの主因は、摂取の時間とパターンの設定である。予測される測定値を与えるバイオアッセイ関数は摂取以降の時間に依存するため、摂取がいつ起きたかの仮定によって、摂取の推定値は変動することになる。単独の汚染事象か、モニタリング期間中に生じた複数の事象か、短期間継続した摂取か、または慢性摂取かなど、様々な考える摂取パターンを考慮すべきである。

(266) 慢性摂取が予想されるならば、測定（またはサンプリング）の時間を選択する際およびバイオアッセイモニタリングの結果を解釈する際に、勤務スケジュールを考慮すべきかどうかについて検討すべきである。摂取量のある割合が急速に排泄される元素の場合、週末、休暇や休日など、いかなる被ばくも起こりえないであろう時間とその期間は、摂取量の評価に大きな影響を及ぼしうる。半減期が短い放射性核種を除いて、そのような期間の直後に測定またはサンプリング時間を選択することは、評価摂取量の急速な排泄による不確かさを低減することになる。

(267) 慢性被ばくが予想されない場合の日常モニタリングにおいては、モニタリング間隔の終了時点に行う測定から摂取量を推定する必要がある。この場合は摂取の時間を特定せずに推定することがよくある。

(268) 日常のバイオアッセイプログラムで有意な測定値（すなわち、摂取が起こった可能性を示唆する測定値）が現れた場合、空気中や表面の汚染レベルなどの作業場モニタリングデータのレビューにより、摂取が起こりえた時間を知ることができる可能性がある。同様に、同じ作業場における他の作業者の日常バイオアッセイ試料が有意な結果を示している場合、該当する個々の作業者のデータとモニタリングスケジュールのレビューは、すべての作業者の摂取時間を決定する助けになる。作業者との面談を行うと、事故、異常な手順または機器の故障が、

その摂取を引き起こしたかどうかが明らかになるであろう。有意な測定値を裏付けるために、経過観察のためのバイオアッセイの予定を決めるべきである。異なるタイプの測定によるものを含めて、複数のバイオアッセイ結果が利用可能な場合、これらの結果と残留割合の表の比較は、摂取が起こった時間の選択を狭めるのに役立つであろう。

(269) 別のアプローチとして、マルコフ連鎖モンテカルロアルゴリズムを用いて、ベイズ統計学に基づく線量計算を行った例が、Millerら(2002)により述べられている。利用可能なあらゆるバイオアッセイデータを同時に分析する方法は、あらかじめ認められた一連の体内動態モデルを用いて、 $N$ 回の起こりうる摂取に対応する数、規模および時間を確率論的に決定する。重み付き尤度モンテカルロサンプリング法は、もう1つのベイズ法である(Puncher and Birchall, 2008)。このアプローチでは、バイオアッセイデータが得られる以前の被ばくに関する情報を表現する確率分布から、体内動態モデルのパラメータと摂取時間の標本が抽出される。それぞれの標本は、「重み付き尤度」と呼ばれる量を得るために、所定の摂取に対応する適切な尤度関数によって重み付けされる。観察された測定データが与えられると、それぞれの摂取の確率と摂取の時間は、単一数値積分法を用いて重み付き尤度から計算される。これらの方法は、計算主体ではあるが、他の種類の状況に関する情報がない場合に摂取の時間の仮定を不要にする。

(270) *Publication 54*と78(ICRP, 1988a, 1997b)では、いかなる情報もない場合は、摂取の時間はモニタリング間隔 $T$ の中間点の後にも前にも等しく生じるであろうと論じられており、それゆえ、これらの状況においては $t = T/2$ という値を用いる(すなわち、摂取はモニタリング間隔の中間点において起こったと仮定する)べきであると提言されている。この方法への代替アプローチも提言されている(Strom, 2003; Puncher et al., 2006; Birchall et al., 2007; Marsh et al., 2008a, 2008b)。しかし、ほとんどの場合においては、代替アプローチの結果は中間点評価法と大きく異なることはなく、摂取量と線量の過大評価はおよそ2倍未満であろう。本書では、標準評価(6.2.1項)として中間点をとる方法を勧告する。

### 6.3.2 摂取経路

(271) 作業場では吸入摂取のみによる摂取が最も一般的であるとはいえ、経口摂取ならびに創傷部と傷のない皮膚を経由した摂取を除外することはできない。摂取経路が不明な場合であって、異なるタイプのバイオアッセイ測定法を含む複数のバイオアッセイ結果が利用可能であれば、これらの結果の比較は経路の決定に役立つであろう。施設によっては、複数の経路による同時摂取が起こりうる。

(272) 放射能を直接測定によって評価できるならば、吸入摂取された物質と経口摂取された物質を区別するために肺計測を用いることができる。しかし、これが可能ではなく、放射性核種が不溶性の場合、糞および尿試料中に排泄された放射能の摂取の観点からの解釈には、大

きな問題がある。経口摂取された物質と吸入摂取され上部呼吸気道に沈着した物質はいずれも、摂取後数日間で糞を通じて排泄されることになる。したがって、急性摂取後できるだけ早急に排泄物サンプリングを開始し、引き続き期間にわたって継続することが重要である。第2週以後の糞中物質は、主として呼吸気道に由来することになるため、これ以降の測定値は、この成分に対応する初期の糞試料測定値を補正するために用いることができる。長寿命の不溶性放射性核種に慢性的にさらされる作業者のモニタリングにおいては、業務を離れて15日後の糞中放射能は主として、線量を支配する、吸入摂取された物質からの遅れたクリアランスを反映する (IAEA, 1999a, 2004b)。創傷部を通じた放射性物質の摂取は、事故の結果として起こる場合がある。NCRP (2006) によって開発された創傷モデルの要約は、3.4節に示した。

### 6.3.3 粒 径

(273) 放射性核種は多数のプロセスを通じて空気中に飛散しうる、また、ガス、蒸気、そして広範なサイズ、形状および密度の粒子などの様々な物理的形態で存在しうる。ほとんどのエアロゾルは、複雑な形状と様々な粒径の粒子からなる (NCRP, 2010)。線量計算におけるモデリングの目的では、ICRP は、幾何標準偏差と併せて吸入エアロゾルの粒径分布を表す AMAD\* (AMAD が  $0.3\mu\text{m}$  を下回るときは AMTD\*\*) を用いるよう助言している (ICRP, 2002b)。AMAD は呼吸気道への沈着に影響を及ぼし、結果として、吸収されない粒子の消化管への移行に影響を及ぼす。

(274) 作業場における空气中放射性物質の AMAD は、作業場モニタリングプログラムの一部と見なせるかもしれない。作業環境によっては、複数の粒径分布の状態が発見される場合がある。物質の事故的な放出の場合、可能ならば、その放出物の空气中浮遊部の粒径分布に関する情報を入手するべきである。放射性エアロゾルの粒径分布が不明な場合には、職業被ばくの場合の AMAD のデフォルト値である  $5\mu\text{m}$  を用いるべきである (ICRP, 1994a, 2002b)。

### 6.3.4 化学的組成

(275) 摂取された放射性核種の化学形は、体内での核種の挙動に重大な影響を及ぼしうる。作業環境における一般的な化学形は、いくつかの放射性核種について、本シリーズの以後の報告書に示す。十分な実験的データがある場合、化学形はデフォルト設定の吸収タイプの1つ(タイプ F, M または S) に割り当てられ、消化管移行係数  $f_A$  の値が与えられる。一部の特殊なケースにおいては、血液中への吸収を表す物質固有のパラメータ値が提示される (3.2.3 項)。

(276) 化合物によっては、デフォルト設定の吸収特性とはわずかに、または非常に異なる吸収特性を有する場合がある。バイオアッセイ測定値の解釈は、吸入摂取された放射性物質の

\* AMAD：空気力学的放射能中央径

\*\*AMTD：熱力学的放射能中央径

吸収パラメータ値の選択に影響される。放射性核種の多量の摂取および事故状況においては、摂取量と預託実効線量についてより現実的な評価を行うために、関係する放射性核種の化学形の固有データを得ることが必要であろう。しかし、追加のソースターム情報の収集には時間が必要であり、異常事象または事故の直後には利用できないことがよくある。最初のモニタリング結果を用いた最初の線量計算においては、放出された物質を最も忠実に記述する化学形に対する、ICRPによる固有または標準の肺吸収パラメータと $f_A$ を用いるべきである。最初の線量計算の結果を確認または修正するためには、追跡バイオアッセイモニタリングおよび事故の追加的な調査の結果を用いるべきである。

(277) 多くの状況においては、作業者は同じ放射性核種の複数の化学形にさらされる。例えば、ウラン濃縮施設の異なる区域において被ばくする作業者は、異なる化学形のウランにさらされる可能性がある。バイオアッセイの結果、特に排泄物の結果の解釈は、様々な化学形のバイオアッセイ結果への寄与に関する仮定に大いに依存する。

### 6.3.5 バックグラウンドの影響

(278) 自然線源と人為起源線源において生じる3つの自然壊変系列に由来する放射性核種は、あらゆる環境媒体中に存在しており、したがって食品、飲料水および空気中にも含まれており、ヒトの集団による摂取につながっている。バイオアッセイ測定値を解釈する際は、これらの存在が考慮されるべきである。体外計測の検出能力と最小検出レベルは、体内の $^{40}\text{K}$ の存在によって大きく影響される。

(279) ウラン系列およびトリウム系列放射性核種に由来する排泄データは、食事による摂取量の補正を必要とする場合がある。作業の開始に先立って、「ブランク」(バックグラウンド)のバイオアッセイ試料を作業者から入手すべきである。これができない場合は、自然のまたは非職業上の摂取と職業上の摂取を区別するために、家族の一員または同じ地域に居住する住民のバイオアッセイ試料が採取され分析されるべきである(Eckerman and Kerr, 1999; Lipsztein et al., 2001, 2003)。これを超えると職業被ばくが示唆されるレベルを決定するために、この情報を用いることが有益な場合がある。バックグラウンド値は、手順を裏づける明確な証拠があることを条件に差し引いてもよいが、個々のバックグラウンドレベルは非常に変動的でありうることに留意すべきである。Littleら(2007)は、職業上の摂取がない場合の個人それぞれの典型的なウラン排泄速度を特定するためのベイズ法について述べている。

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

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

### 6.3.6 特殊モニタリング状況

(282) 多くの状況においては、被ばくは単一の放射性核種または限られた数の放射性核種によるものとなる。しかし、元素によっては、被ばくが壊変特性の異なる多数の同位体に関係する場合がある。ウランとプルトニウムは、複雑な混合物への被ばくの可能性が例証されている。原子力産業においては、様々なプルトニウム同位体が存在する。比放射能が違うことからプルトニウムの同位体の挙動にはかなりの違いがあることが研究により示されている (Guilmette et al., 1992)。ウランに被ばくする作業者は常に、濃縮レベルにより同位体組成比が異なる混合物にさらされる。バイオアッセイモニタリング結果の正しい解釈には、濃縮に関する知識が不可欠である。

(283) 親核種の体内放射能を決定するために放射性の子孫核種の直接バイオアッセイ測定を用いる場合には、特別な考慮がなされる (3.2 節と付属書 A)。子孫核種は常に永続平衡にあると仮定してしまうと、有意な誤差が生じうる。例えば、肺における  $^{232}\text{Th}$  の放射能は、その子孫核種  $^{228}\text{Ac}$ ,  $^{212}\text{Pb}$ ,  $^{212}\text{Bi}$  および  $^{208}\text{Tl}$  の直接測定から決定する場合には過小評価がありうる。測定された元素と対象放射性核種との間の肺残留量の違いは、結果の不確かさに寄与する。同じ理由から、肺における  $^{232}\text{Th}$  の放射能は、呼気中の  $^{220}\text{Rn}$  の測定から決定する場合に過小評価がありうる。

(284) また、ある放射性核種の代用物として別の放射性核種が用いられる状況もある (例えば、体外計測モニタリング)。一例は、肺に内部沈着した Pu のレベルの決定であり、これは胸部の  $^{241}\text{Am}$  の体外計測に基づいて推定されることがよくある。 $^{241}\text{Am}$  は一般に、作業場において Pu に付随し、もしくは  $^{241}\text{Pu}$  の壊変によって体内で生成するからである。この手順は概ね適切である。しかし、エアロゾルの可溶性特性と同位体組成に依存して肺からの相対クリアランス速度が異なる場合があり、 $^{241}\text{Am}$  の肺中放射能の結果は、肺中 Pu 放射能を過小評価する場合がある (例えば、硝酸塩エアロゾル)。

## 6.4 データの収集、処理および線量評価

### 6.4.1 データの収集と処理

(285) 一部のタイプの測定データは、用いる前に処理を必要とする場合がある。

- 一般に、肺と  $\text{LN}_{\text{TH}}$  における放射能の合計が「肺」放射能と呼ばれ、内部被ばく線量評価ソフトウェアによって計算されるのはこの量である。肺とリンパ放射能の推定値が個別に与えられる場合、それらは合計されるべきである。「胸部」測定は、肝臓と骨格に蓄積する放射性核種の放射能に由来する計数を含む場合があり、それらの寄与を差し引く必要がある。
- 採取期間が 24 時間未満の尿および糞試料は、一般に、24 時間値へと規格化するべきである。これは、24 時間排泄標準体積または質量の基準の比に試料の体積または質量を乗じることに

よって実施できる。男性と女性に対する標準量は、それぞれ尿が1.6Lおよび1.2L、糞が150gおよび120gである（ICRP, 2002a）。尿サンプリングの場合、広く用いられている別の方法は、1日あたりに排泄されるクレアチニンの量で規格化することであり、男性と女性に対する標準値は、それぞれ $1.7\text{ g}\cdot\text{d}^{-1}$ および $1.0\text{ g}\cdot\text{d}^{-1}$ である（ICRP, 2002a）。24時間試料が尿の場合で500ml、糞の場合で60gを下回る場合、それが完全な24時間の期間にわたって採取されたものであることは疑わしく、規格化を考慮すべきである。放射性核種によっては、日常サンプリングにはスポット試料の採取で十分である（例えば、トリチウム水の摂取のモニタリング）。

#### 6.4.2 線量評価：単一測定、急性摂取の場合

##### 特殊モニタリング

(286) 摂取の時間がわかっている特殊モニタリングまたは作業関連モニタリングの場合、摂取量は、本シリーズの以後の報告書に示す $m(t)$ 値を用いて測定結果から推定できる。 $m(t)$ 値は、特定の放射性核種を1Bq摂取した後の時間 $t$ において計算されたバイオアッセイ量の値であり、「残留または排泄関数」としても知られている。単一測定が行われる場合、摂取量 $I$ は、測定量 $M$ に対する以前の摂取量の寄与が無視できるならば、測定量 $M$ から決定できる。測定結果である $M$ と $m(t)$ 値が確実に比較可能となるように、注意を払わなければならない。例えば、尿分析の場合、バイオアッセイ結果は、採取終了時点（分析時点ではなく）における24時間尿試料中の全放射能として表されていなければならない。

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

(287) 預託実効線量 $E$ を求めるために、摂取量に線量係数（摂取経路 $i$ および放射性核種 $j$ の場合、 $e_{ij}$ ）を乗じるべきである。すなわち、

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

(288) あるいはまた、様々な放射性核種と物質のタイプに対応する、「単位内容量あたりの線量の関数」の表の値を用いるべきである。単位内容量（内容量1Bq）あたりの線量の関数 $z(t)$ は、以下の式によって与えられる。

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

(289) 単一測定が行われ、測定量 $M$ に対する以前の摂取量の寄与が無視できるならば、摂取量 $I$ による預託実効線量 $E_{(50)}$ は、以下の式によって決定できる。

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

日常モニタリング

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

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

ここで、 $m(T/2)$  は、モニタリング間隔の中間点において起こったと仮定される単位摂取に対応する測定量の予測値である。モニタリング間隔中の摂取による線量は、摂取量に線量係数を乗じることによって得られる。評価された線量または摂取量は、それぞれ線量限度または限度に対応する摂取量の比例割合と比較できる。あるいはまた、評価された線量または摂取量は、あらかじめ定められた IL と比較することもできる。

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

- 最初のモニタリング間隔における摂取の大きさを決定する。
- この摂取による、以後のそれぞれの測定に対する寄与を予測する。
- それらの寄与が有意であると判断される場合、以後のあらゆるデータから対応する寄与を差し引く（ISO, 2011）。
- 次のモニタリング間隔について上記を繰り返す。

(292) 代わりとして、単位内容量あたりの線量の関数の表を用いる場合、モニタリング間隔の終了時点で得られた測定量  $M$  に対して、摂取量  $I$  と関連する中間点線量  $E_{(50)}$  は以下のとおりである。

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

## 6.4.3 線量評価：複数の測定の場合

日常モニタリング

(293) 以前のモニタリング間隔中に生じた摂取量の寄与が無視できないならば、以下の手順を用いることができるだろう。それぞれのモニタリング間隔  $n$  について、関連する実効線量  $E_{(50)n}$  は 0 に等しいか正のいずれかであると仮定できる。直近のモニタリング間隔  $k$  の終了時点で得られた測定量  $M(t_k)$  に対する実効線量  $E_{(50)k}$  は以下のとおりである。

$$E_{(50)k} = \left( M(t_k) - \sum_{n=1}^{k-1} \frac{E_{(50)n}}{z(t_k - \tau_n)} \right) z(t_k - \tau_k) \quad (6.7)$$

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

### 特殊モニタリング

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

(295) 摂取時刻がわかっている単一摂取に対する最良推定値を決定するには、まず、単位摂取量あたりの測定量の子測値  $m(t_i)$  を計算することが必要である。次に、積  $I \cdot m(t_i)$  が測定データ ( $t_i, M_i$ ) と「最適フィット」するように、摂取量  $I$  の最良推定値が決定される。複数タイプのバイオアッセイデータセットが利用可能な場合、摂取量と線量は、予測値を異なるタイプの測定データに同時にフィッティングすることによって評価すべきであると勧告されている。例えば、尿および糞データセットが利用可能ならば、摂取量は、適切に加重された予測値を両データセットに同時にフィッティングすることによって評価される (Doerfel et al., 2006, 2007; ISO, 2011; Castellani et al., 2013)。

(296) 多数の統計的データフィッティング方法が利用可能である (IAEA, 2004a, b)。最も広く適用できる2つの方法は、最尤法 (Doerfel et al., 2006; ISO, 2011) とベイズ的アプローチ (Miller et al., 2002; Puncher and Birchall, 2008) である。点推定の平均や最小二乗法フィットなどの他の方法は、データに付随する誤差についてある仮定を行った最尤法に基づいて正当化される。例えば、最小二乗法は、データの不確かさが正規分布によって特徴づけることができると仮定される場合、最尤法から導くことができる。この仮定される分布 (例えば、正規分布または対数正規分布) は、モデルがデータをうまくフィットしない時、評価された摂取量と線量に劇的な影響を及ぼしうる。しかし、データに対するモデルのフィットが改善されると、評価された摂取量と線量に対するデータの不確かさの影響は低減する。

#### 6.4.4 慢性被ばく

(297) 体内に存在する放射能の量と1日あたりの排泄量は、その個人が被ばくした期間に左右される。得られたバイオアッセイ結果 (例えば、体内、臓器内または排泄物中に存在する量) は、あらゆる摂取量の重ね合わせを反映することになる。慢性摂取の場合の残留関数および排泄関数は本刊行物には示さないが、急性摂取について本報告書シリーズに示される残留関



数および排泄関数と特定された慢性摂取関数とを畳み込むことにより決定することができる。

#### 6.4.5 体外除去治療の影響

(298) 内部汚染を伴う場合、人体の自然の化合物排出速度を高めるために、または、大きな取り込みが起こるかもしれない部位における放射性核種の取り込み（例えば、甲状腺における放射性ヨウ素）を妨げるために、キレート剤投与またはその他の治療が行われることがある。どちらも目的は、預託線量を低減することである。

(299) この介入手法が用いられたときは、摂取量と線量を推定するための前述の標準化されたモデルアプローチの適用が部分的にまたは完全に無効となるかもしれない（NCRP, 2009）。ジエチレントリアミン五酢酸などのキレート剤の投与は、治療の停止後数週間から数か月にわたって排泄速度に影響を及ぼす場合がある。

(300) いかなるバイオアッセイデータの扱いについても、被ばくの状況ならびに線量評価の必要性和要求される時間尺度に依存するため、特定の助言を提供することはできない。

#### 6.4.6 創傷

(301) その性質ゆえに、汚染された切傷または創傷に起因する放射性核種の摂取は、概して、高線量被ばくのかなりの割合を占める。放射性核種は創傷部位から血液ならびに他の臓器・組織へと移行する場合があります。NCRPは選ばれた放射性核種の様々な化学形についてこの移行を記述するためのモデルを開発した（NCRP, 2006）。このNCRPモデルは、元素固有の全身体内動態モデルと結合すると、尿中および糞中排泄の予測だけでなく、放射性核種が血液および全身性循環に移行した後の臓器または組織の預託線量と預託実効線量の計算にも用いることができる。

(302) 3.1節で述べたように、創傷に起因する内部汚染の評価は、実際には専門家の判断に基づきケースバイケースで扱われる。多くの場合、創傷部位から血液に移行する放射性核種の量は、尿バイオアッセイデータから直接評価されるであろう。3.4節は、このNCRPモデルの主たる特徴を要約している。この情報は、創傷汚染の個々のケースにおけるバイオアッセイデータの解釈に有用なことがあるためである。

### 6.5 バイオアッセイに基づく内部線量評価における不確かさ

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

放射線量の評価において、外部被ばくのジオメトリー、放射性核種の摂取と人体内における滞留の体内動態、および人体構造を模擬するためのモデルが必要となる。標準モデル

と必要な標準パラメータ値は、一連の実験的研究と人に関する研究から判断を通じて確立され、選択される。規制目的のため、これらのモデルとパラメータ値は取決めによって固定され、それゆえ不確かさに支配されない。

(304) それゆえ、規制要求事項の遵守を実証するために行う個人線量評価については、関連する不確かさを評価または記録する必要はないということになる。そうではあるが、特定のモニタリング手順（線量評価手順を含む）と関連する不確かさの評価は、モニタリングプログラムの設計を最適化するための重要な情報を提供する（Etherington et al., 2004a, b ; Davesne et al., 2010, 2011 ; ISO, 2011）。評価された実効線量における不確かさを評価する場合、物質固有のモデルパラメータ値における不確かさは考慮されるべきであるが、個人固有のモデルパラメータ値は標準値に固定されるとみなされるべきである（6.1節）。

(305) 本節では、遡及的線量評価における不確かさの重要な原因について述べるとともに考察する。バイオアッセイデータに基づく内部線量評価における不確かさは、以下に依存する：体内のまたは生体試料中の放射性核種の放射能を決定するために用いる測定に関連する不確かさ；バイオアッセイ結果を解釈するために用いる被ばくシナリオにおける不確かさ；そしてバイオアッセイ結果を解釈するために用いる体内動態モデルと線量評価モデルにおける不確かさ。被ばくシナリオには、摂取の経路、摂取の時間パターン、体内に取り込まれる特定の放射性核種や、沈着した放射性核種の化学的および物理的形態などの因子が含まれる。

### 6.5.1 測定における不確かさ

(306) 体内または生体試料中の放射能の測定における不確かさは、IAEA（1996, 2000）の中で論じられている。間接または直接バイオアッセイ測定の標準手順は存在しないが、バイオアッセイ手法のいくつかの例は、本報告書シリーズと他の文献に示されている。手順、検出器または設備は、対象核種、検出限界や予算のような個別の必要性を鑑みて選択される。放射性核種の放射能を定量するために用いられる手順はすべて、偶然誤差と系統誤差の両方の原因となる。測定における不確かさは典型的には、主として計数の統計的変動、校正手順の妥当性、線源または測定システムの汚染の可能性、そしてバックグラウンドのランダムな変動による。NCRPは、測定の不確かさを極めて詳細に扱った、内部放射線量評価における不確かさに関する包括的な報告書を作成している（NCRP, 2010）。

(307) 測定に伴う総合不確かさは一般に、測定量の値がある信頼水準で存在すると考えられる区間として表される（EURACHEM / CITAC, 2000）。測定における総合不確かさを推定する際は、不確かさのそれぞれの要因を取り上げ、各要因の寄与を得るために個別に扱うことが必要かもしれない。不確かさに対する個別の寄与は、それぞれ、「不確かさの成分」と呼ばれる。

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

(309) インビトロ測定におけるタイプBの成分の例として以下が挙げられる。試料の体積または重量の定量化；希釈とピペット操作における誤差；保管中の溶液の蒸発；校正のために用いた標準物質の安定性と放射能；トレーサと対象放射性元素の間での化学的収率の同等性；ブランク補正；バックグラウンド放射性核種の排泄寄与と変動；電気的な安定性；スペクトルの分解能とピークの重なり；試料の汚染と不純物；計数時における線源の位置；校正モデルからの密度と形状の変化；そして校正における均質性に関する仮定 (Skrable et al., 1994)。これらの不確かさは、試料中の放射能の測定にあてはまる。排泄測定については、試料中の放射能が、モデル予測との比較のため被検者の24時間平均排泄率を推定するために用いられる。試料の採取期間が24時間未満の場合、それらの試料は24時間相当値へと規格化されるべきである。この規格化は、生物学的（被検者間と被検者内）変動およびサンプリング手順と関連する、タイプB不確かさの追加要因となり、この不確かさは測定試料中の放射能の不確かさよりもいくぶん大きくなるかもしれない。サンプリング手順は、プルトニウムの尿分析について Sun ら (1993) によって、また屋内ラドン被ばくについて Moeller と Sun (2006) によって示されているように、サンプリングの不確かさを最小化するように設計することができる。

(310) 体外計測は、様々なジオメトリーで実施される（全身測定ならびに、肺、甲状腺、頭蓋、肝臓や創傷部測定などの臓器または特定部位の測定）。それぞれのジオメトリーでの測定には、専用の検出システムと校正方法を必要とする。IAEA (1996) と ICRU (2003) は、測定の感度と精度に関する考察を含む、直接バイオアッセイ方法のレビューを刊行している。

(311) 体外計測におけるタイプBの成分の例には、測定ジオメトリーの誤差；検出器と被検者の位置関係および測定時の被検者の体動；胸部壁厚の決定；幾何学的特性、密度、体内および臓器内の放射性核種の分布や線減弱係数など、ファントムと測定対象の個人または臓器との差異；隣接する人体領域に沈着した放射性物質からの妨害；スペクトルの分解能とピークの重なり；電気的な安定性；他の放射性核種からの妨害；バックグラウンド放射線の変動；校正のために用いた標準放射性核種の放射能；被検者の体表面汚染；体内に存在する自然放射性元素からの妨害；そして校正用線源の不確かさがある (Skrable et al., 1994; IAEA, 1996)。

(312) 身体の一部のみの測定の場合、その結果をある特定の臓器中の放射能によるものと解釈するのは一般的に困難である。なぜなら、身体の他の領域からの放射線が検出されるかもしれないためである。そのような測定の解釈は、放射性核種および体内で生成するあらゆる放射性子孫核種の体内動態に関する仮定を必要とする。<sup>241</sup>Amを用いた実例が、IAEA (1996)により示されている。肺モニタシステムの校正における基本的な仮定は、肺における放射能の沈着は均一ということだが、沈着がこのパターンに従うことはまれである。肺における粒子の分布は、粒径、呼吸率および被検者の健康状態の関数である (Kramer and Hauck, 1999 ; Kramer et al., 2000)。

(313) 計数の統計的変動と関連する測定誤差 (タイプ A の不確かさ) は放射能の増加または計数時間の増加につれて減少するのに対して、測定の不確かさにおけるタイプ B の成分は放射能または計数時間とはほとんど無関係であるかもしれない。放射能レベルが低く、検出限界に近い場合、総合不確かさはタイプ A の成分によって (すなわち、計数の統計的変動によって) 支配されることが多い。放射性核種が容易に検出され、十分な量が存在する場合、総合不確かさはタイプ B の成分によって (すなわち、計数の統計的変動以外の不確かさによって) 支配されることが多い。一般に、様々な不確かさの成分を伴うバイオアッセイ測定量の分布への寄与は対数正規分布を用いて記述することができ、不確かさは幾何標準偏差を用いて定量化することができる。バイオアッセイ測定量の分布の幾何標準偏差はしばしば、「スキヤタリングファクタ」と呼ばれる。体外計測 (インビボ測定) とインビトロ測定における不確かさの様々な成分に対応するスキヤタリングファクタは、いくつかの研究において評価されている (Doerfel et al., 2006 ; Marsh et al., 2008 ; ISO, 2011 ; Lopez et al., 2011b)。

## 6.5.2 被ばくシナリオにおける不確かさ

### 摂取時間

(314) 摂取の時間パターンにおける不確かさは、推定線量における不確かさの支配的な原因になりうるか、ほとんど、または全く寄与しないかである。例えば、摂取が事故後しばらくのあいだ認識されておらず、全身残留量ならびに尿中および糞中排泄割合が急速に減少するならば、仮定された摂取の時間パターンは、線量推定における支配的な不確かさになりうる。他方、直ちに認識された事故的放出の近くで作業者が被ばくする場合、もしくは全身残留量と排泄割合がほとんど一定であるならば、摂取の時間パターンは、線量推定における不確かさの原因として無視できるかもしれない。

(315) 日常モニタリング間隔中の摂取時間が不明な場合、その摂取は一般に、モニタリング間隔の中間に割り当てられる。代わりに、考えうる摂取時間それぞれに対応する摂取を計算して平均する、もしくはモニタリング間隔全体にわたる一定の摂取率を仮定することもできる。Puncherら (2006) と Birchallら (2007) は、測定および排泄/残留関数が正確にわかっ

ているか、またはそれらは不確かさはあるが偏りが無いという理想条件下において、一定の摂取率は、これら3つの摂取シナリオのうち、真の摂取量からの偏りのない推定値をもたらす唯一のシナリオであると論じた。

### 摂取経路

(316) 実際には、摂取経路が不明であって、保健物理関連の記録または利用可能なバイオアッセイデータに基づいてその経路を容易に見定めることはできない状況に直面するかもしれない。例えば、摂取が吸入摂取または経口摂取のどちらかのみによって起こったのか、それとも両者によって起こったのかどうか分からない場合がある。たとえ吸入摂取と経口摂取の組み合わせが起こったことはわかっているとしても、これら2つの経路による相対的な摂取量に関する情報はほとんどないかもしれない。特定の情報が無い場合、職業被ばくにおいては、一般的に、摂取は吸入摂取によるものだったと仮定すべきである。これは概して、職業上の環境において、最も頻度の高い放射性核種への被ばくモードだからである。仮定された摂取経路が評価線量に大きく影響することがあり、評価線量が大きな場合、この影響を調査すべきである。

### 摂取した放射性核種の組成

(317) ソースタームに関する仮定（すなわち、放射性核種とそれらの相対的な存在度）は、作業環境に存在するすべての放射性同位体の測定がモニタリングに含まれていない場合には、不確かさの主因になるかもしれない。多くの状況において、作業者は同一元素の複数の同位体に被ばくするが、モニタリングはこれらの同位体のうち1つの測定によって果たされる。例えば、 $^{235}\text{U}$  測定によるウランの肺モニタリングは、濃縮度に関する仮定に依存する。他の状況では、ある放射性核種による被ばく評価は、肺における子孫核種のモニタリング結果に基づく。例えば、子孫核種の測定による  $^{232}\text{Th}$  のモニタリングは、作業者が被ばくした物質中の  $^{232}\text{Th}$  系列に属する放射性核種の平衡に関する仮定に依存する。また、いくつかの放射性核種による被ばくは、作業環境に存在することがわかっている代替放射性核種の測定に基づくかもしれない。例えば、 $^{239}\text{Pu}$  の肺モニタリングは、 $^{241}\text{Am}$  の測定に基づくかもしれない。この場合、吸入物質中の  $^{241}\text{Am}$ 、 $^{241}\text{Pu}$  ( $^{241}\text{Am}$  の親核種) と  $^{239}\text{Pu}$  の相対量の仮定、ならびに沈着したプルトニウム同位体および、沈着した  $^{241}\text{Am}$  と肺で生成した  $^{241}\text{Am}$  の相対クリアランス速度に関する仮定を用いる。

(318) 吸入した放射性核種の化学形または化学形の混合に関する情報は、肺に沈着した放射能について適切な溶解モデルを決定するために必要である。肺における溶解速度は、特に線量推定値が排泄データのみに基づく場合は、線量評価における不確かさの主因となる。例えば、線量推定値が尿中排泄データに基づく場合、肺の線量は、その物質が高い可溶性であると間違っていて仮定するならば数桁過小評価することになり、その物質が低い可溶性であると間違っていて仮

定するならば数桁過大評価することになる。放射性核種の吸入形態に関するいかなる直接情報も得られない場合、尿および糞データと、実行可能ならば肺計測を組み合わせれば、放射性核種の化学形による、線量推定値の不確かさを大幅に低減するかもしれない。

#### 粒 径

(319) 呼吸気道における沈着の仮定に影響を及ぼすため、粒径は不確かさの重要な原因になりうる。吸収されない粒子の消化管への移行に影響を及ぼすため、尿中および糞中への排泄速度は粒径に依存する。作業環境によっては、吸入可能な粒径範囲の多様なエアロゾルが存在する (Dorrian and Bailey, 1995)。

### 6.5.3 体内動態モデルにおける不確かさ

(320) 体内動態モデルは、放射線防護においては、体内における放射性核種の時間依存分布と残留、ならびにその放射性核種の尿中および糞中排泄速度を予測するために用いられる。これらのモデルは本報告書シリーズでは、放射性核種の吸入摂取または経口摂取の場合の線量係数を導き出すために、また、バイオアッセイデータの解釈に用いる放射性核種の摂取後の尿中および糞中排泄の標準速度を提示するために用いられる。

(321) 体内動態モデルの開発およびモデルの信頼性の評価に用いた主な情報の以下の分類は、Leggett (2001) による論文から引用されている。ICRP 報告書で用いている多くの体内動態モデルの信頼性の調査は、次の論文と報告書に見ることができる：Apostoaie et al. (1998)；Leggett (2001)；Leggett et al. (1998, 2007, 2008)；Harrison et al. (2001, 2002)；Bolch et al. (2001, 2003)；Skrable et al. (2002)；Likhtarev et al. (2003)；Apostoaie and Miller (2004)；Sánchez (2007)；Pawel et al. (2007)；および NCRP (2010)。

#### 体内動態モデルの構築（構造）と関連する不確かさ

(322) ある元素または化合物に対する体内動態モデルの予測における信頼性は、そのモデルのパラメータ値に伴う不確かさだけでなく、モデル構造に伴う不確かさにも依存する。モデル構造の不確かさは、次の理由によって生じうる。それらは、モデル構造が既知のプロセスの単純化しすぎた表現となっているため、不明なプロセスがモデルから省かれているため、もしくはモデル構築の一部または全部がプロセスの考察よりもむしろ数学的便宜に基づいているため、である。モデル構造におけるこれらの限界の組み合わせは、放射性核種に対する事実上すべての体内動態モデルと関連する。これらの限界は、モデルのパラメータ値の解釈に疑問を投げかけるため、パラメータ値の不確かさについて意味のある計算書を示すことを妨げている。

元素に対する体内動態モデルを構築するために用いられた情報の種類

(323) モデルの構築またはモデリングアプローチにかかわらず、元素または化合物に対する体内動態モデル、特に全身モデルは、通常、以下の情報源の組み合わせに概ね基づいている。

- H1：ヒトに関する直接情報（すなわち、被験者における元素の定量測定）
- H2：被験者における化学的に類似した元素の挙動の観測結果
- A1：ヒト以外の種における元素の挙動の観測結果  
および、
- A2：ヒト以外の種における化学的に類似した1つ以上の元素の挙動の観測結果

H1 データ（ヒトに関する直接情報）は体内動態モデルの基礎となる情報であり、H2、A1 および A2 データは、H1 データの代替としての役割を果たす。

(324) H1、H2、A1 および A2 データは、時には、以下の様々な種類の情報または制約によって補完される。定量的な生理学的情報（例えば、骨の再構築速度）；物質収支の考慮；基本的な物理的、化学的および数学的原理に基づく理論的モデル（例えば、肺の様々な部分における吸入粒子の沈着に関する理論的モデル）による予測；正確な解剖学的物理モデル（例えば、吸入粒子の沈着の測定に用いられる呼吸気道のある部分の中空鋳物）を用いて得られる実験データ；そしてインビトロデータ（例えば、模擬肺液における化合物の溶解）など。これらの補完情報源の中では、物質収支および定量的な生理学的数据（P データ）が特に広く用いられている。

ヒトデータの適用における不確かさの原因

(325) ある元素または化合物に対応する体内動態モデルは、被験者におけるその元素の時間依存分布と排泄の観測結果（H1 データ）に基づくことが望ましい。この種類の直接情報は、セシウム、鉛、ラジウム、ウラン、アメリカシウムおよびプルトニウムなど、いくつかの重要な非必須元素と、ほとんどの必須元素についてある程度は利用可能である。モデルの構築における生物学的なリアルさの程度によって、被験者の元素固有の情報を、対象元素の体内動態を制御する重要なプロセスに関するヒトの定量的な生理学的情報で補完することが可能かもしれない。例えば、*Publication 67, 69* および *71* (ICRP, 1993, 1995b, c) では、骨本体からのある放射性核種の長期的な除去が、骨の代謝回転により明らかにされている。

(326) H1 データはモデル構築のために望ましいタイプの情報ではあるが、そのデータにはしばしば、次のような1つ以上の限界がある：ある元素の体内動態における潜在的に大きな被験者間のばらつきに対して、研究対象グループが小規模なこと；潜在的に大きな被験者内のばらつきに対して、観測期間が短いこと；被験者が健康ではなく、その疾患が元素の体内動態を変えるかもしれないこと；女性と子供の観測結果が少数；少量で代表性がない可能性のある組織試料の採取；測定技術の不正確さ；元素の摂取パターンまたは摂取レベルにおける不確か

さ；変則的な研究条件；および、報告された値の不一致。場合によっては、報告された値の不一致は、データの不確かさの性質について最も有力な証拠の一部を提供するかもしれない。

(327) 放射性核種に対する体内動態モデルの開発における重要な手段の1つは、環境レベルまたは職業被ばくにおいて直面する高レベルにおいて慢性的に被ばくした被験者の解剖測定から推定される安定元素の標準臓器内容量を利用することであった (ICRP, 1975)。そのようなデータは、一般に、体内動態モデルのパラメータ値を調整するため、もしくは、安定元素の摂取量、全身内容量および排泄量について報告された値の間の収支を表すための新たなモデル成分を導入するために用いられる。収支の考慮は、そのデータが注意深く管理された条件下で収集されているとすれば、モデルパラメータに対する有用な制約をもたらす。しかし、収支の考慮は、異なる情報源や信頼できない測定技術に由来するデータに基づくことがよくあったため、場合によっては、間違ったモデルまたはパラメータ値を導いたかもしれない。

(328) H1 データに基づく信頼度の計算書は、測定技術の信頼性、被験者の数と健康状態、被験者および生体試料の代表性、他の研究のデータとの整合性、摂取のレベルとパターンに関する知識や、モデル化される状況に対する情報の関連性など、様々な因子を反映するであろう。例えば、H1 データが次の研究対象集団のいずれかに関する研究において導出された場合、そのデータに基づくパラメータ値に対する信頼度は低下するであろう：摂取が既知である複数の重病被験者；摂取の特徴づけが乏しい複数の健康被験者；または、摂取が既知である1名の健康被験者。

#### 体内動態データの種間外挿における不確かさ

(329) 体内動態データの種間外挿は、細胞構造、臓器構造および生化学に関する様々な種にわたる一般生物学的規則性の考えに基づく。細胞構造、臓器構造、生化学および体温調整がヒトに特に近い哺乳類の種は、汚染物質の体内動態に関して、哺乳類以外の種と比べてヒトへのより良い類似を示すことが予想される。

(330) 哺乳類の種の間での広範な構造的、機能的および生化学的類似性にもかかわらず、体内動態データの種間外挿は、不確かなプロセスであることが判明している。種をまたいだ類似はしばしば、定量的というより定性的な性質のものである。内部沈着した放射性核種を同じ定性的方法で処理する2つの種が、その物質に関して異なる動態を示す場合がある。さらに、哺乳類の種の間には重要な構造的・機能的および生化学的相違があり、この相違には専門臓器における違い、肝胆汁の形成と組成、胆汁分泌のレベル、尿の量と酸度、体脂肪量、消化管の様々な領域における吸収または分泌の規模、消化管内の細菌のタイプや、骨の微細構造およびモデリングのパターンが含まれる。

(331) 一般に、動物モデルの選択は、ヒトの放射性核種の体内動態において最も重要であると考えられる身体のプロセスとサブシステムに強く左右されることになる。ある種は特定の



プロセスとサブシステムについてはヒトに似ているが、他は違うかもしれないためである。例えば、サルまたはヒビに関するデータは、ヒト以外の霊長類とヒトの骨格に見られる類似性ゆえに、骨格における放射性核種の分布をモデル化する目的では、比較的重要視されるかもしれない。イヌに関するデータは、多くの放射性核種の肝臓での処理に関するイヌとヒトの間の広範な定量的類似性ゆえに、肝臓からの放射性核種の喪失速度をモデル化する目的では、比較的重要視されるかもしれない。

(332) 生理学ベースのモデルは、実験動物に由来するデータをヒトに対して外挿するための適切な条件をもたらす。それは、たとえ全身への外挿は無効な場合でも、外挿が有効かもしれない特定の生理学のプロセスと特定の身体サブシステムに関して種間比較の対象とするのに役立つためである。モデル化されるプロセスに依存して、単一の種または少数の種に対応するデータにのみ着目することが望ましい場合もあれば、一群の種に対応する平均データまたはスケリングされたデータに着目することが望ましい場合もある。

(333) 動物データに基づくモデル値にどのくらいの信頼度が置けるかは、データの品質と完全性ならびに、所定の状況で予想される動物類似性の強さに左右される。したがって、特定のデータをヒトへ外挿するための論理的根拠だけでなく、データにおける潜在的な実験上および統計上の問題も考慮しなければならない。動物データに基づくモデル値に対する信頼度は、次の場合には比較的高いかもしれない：かなり広範な種間比較が行われており、ヒトに最も似ていることが予想される種に関する観測結果が含まれている場合；データが種によって変化しない、もしくは、異なる種における元素の体内動態を支配する生理学のプロセスが合理的に十分確立されている、のいずれかのために、種間比較が種間外挿の強力な根拠を示唆する場合；モデル構造が、通常は生理学のプロセスに基づいて、ヒトに対する有意義な外挿を可能にする場合；そして、生理学のプロセスがヒトの場合に十分定量化されている（すなわち、ヒトの場合の中央値が合理的に十分確立されている）場合。ヒトとの定性的相違を多く示す種についてのデータのみが利用可能である場合（例えば、データがラットについてのみ利用可能だった場合）、もしくは、対象の量に関してヒトに対する外挿のいかなる有意義な根拠も確立されていない場合には、かなり広い不確かさ区間が示される。動物データの品質がどうであれ、不確かさ区間は、データが種をまたいで外挿されるならばデータの予測能力に対する信頼の一部は失われるという事実を反映すべきである。

#### 体内動態データの元素間外挿における不確かさ

(334) 元素に対する体内動態モデルは、化学的に類似する別の元素のデータから部分的または全面的に構築されることがよくある。これは、化学的類似体がしばしば生理学の類似性を示すという経験的な証拠に基づいている。例えば、アルカリ土類金属のカルシウム、ストロンチウム、バリウムおよびラジウムは、化学的類似性だけでなく多くの生理学の類似性を示し

(ICRP, 1993), アルカリ金属のルビジウムとセシウムは、化学的類似体であるカリウムの挙動にほぼ従う。

(335) しかし、化学的類似体は生理学的類似体でもあるという前提には反証がある。例えば、アルカリ金属のカリウムとナトリウムは物理的および化学的酷似性を共有するが、体内ではまったく異なる挙動を見せ、カリウムは主として細胞内元素、ナトリウムは主として細胞外元素である。

(336) さらに、化学的に類似しており、体内で定性的には同様に挙動するいくつかの元素は、まったく異なる動態を見せることがある。例えば、セシウムは定性的な意味では体内におけるカリウムの挙動に従うと思われるが、摂取後の早い時間にカリウムとは少々異なって分布し、かなり長い全身残留時間を示す。

(337) 化学的に類似する元素のヒトデータに基づくモデル値に置くことができる信頼のレベルは、所定の状況で予想される類似性の強さだけでなく、類似体に対するデータの品質と完全性に左右される。化学的類似体に対するデータの品質がどうであれ、信頼区間は、データが複数の元素にわたって外挿されるならばデータの予測能力に対する信頼の一部は失われるという事実を反映すべきである。

(338) 元素の化学的類似性の強さはおおむね、化学的に類似する元素が生理学的に類似すると判明している度合いに左右される。すなわち、比較的大きい実験データセットが、一組の元素が本質的に同じ定性的体内挙動を有することを示し、かつ、それらの定量的挙動が同様である、または予測どおりの差異であることを示すならば、これらの元素の類似性は強いとみなされるであろう。化学的に類似する元素は必ず生理学的に類似するという前提に対する反証から考えると、対象の元素の比較が動物またはヒトで行われていないならば、この化学的類似性は高い信頼をもたらさない。

(339) ある化学的類似体が良好な生理学的類似体であることが示されている場合、その化学的類似体に関するヒトデータ (H2 データ) の適用は、対象元素に関する動物データ (A1 データ) の適用よりも望ましいかもしれない。例えば、ヒトの場合のアメリシウムに対応する体内動態モデルを構築または評価する目的では、生理学的類似体のキュリウムに関する定量的なヒトデータを利用することが、アメリシウムに関する最良の定量的な動物データを利用するよりも望ましいと思われる。ラジウムとバリウム、ルビジウムとカリウム、もしくは他の生理学的類似体ペアについても同様のことが言える。他方、化学的に類似する2つの元素が大ざっぱな生理学的類似性を示すに過ぎないならば、様々な動物の種について元素固有のデータが利用可能な場合は特に、動物類推が化学的類推よりも適しているかもしれない (例えば、ウランとカルシウムの場合)。一般に、化学的類似体による動物データの信頼度は、対象元素による動物データの信頼度よりも低いであろう。

### 集団内の変動性から生じる中心推定値における不確かさ

(340) ここで「不確かさ」は、集団に対する中央値\*がわからないことをいい、「変動性」はある集団内の構成員間の定量的相違をいう。不確かさと変動性は別の概念であるが、集団内の体内動態特性の変動性は、しばしば体内動態量の中心推定値における不確かさに寄与する重要な因子となる。これは、一般に利用可能な観測結果の数が少ないことと、体内動態研究の被験者は通常、無作為に選ばれるのではないという事実のために、集団内の変動性がその集団における体内動態特性の中心的な傾向を特定するという問題を複雑にするからである。

(341) ヒト集団内で見られる放射性核種、医薬品または化学物質の体内動態に関する変動性は、年齢、性別、妊娠、授乳、運動、疾患、ストレス、喫煙や食事など、多くの異なる生理学的因子または環境的な宿主因子の修飾に起因すると思われる。個人間の体内動態における大きな変動は、目に見えるほどの環境的相違がない場合でも残ることがあり、これらの変動は遺伝的に制御されるのかもしれないことを示唆している。実際の状況においては、遺伝的因子と環境的因子が動的に相互作用し、人体に取り込まれた物質の挙動の大きな変動を生み出す場合がある。

#### 6.5.4 線量評価モデルにおける不確かさ

(342) 線量評価モデルは、体内に存在する放射性核種の核変換によって放出される放射線に起因する平均吸収線量を推定するために用いられる。吸収線量は、放射線感受性があるときみなされる標的領域（臓器、組織または組織領域）について計算される。放射線加重係数と組織加重係数は、等価線量と実効線量を決定するために平均吸収線量に適用される。これらの加重係数には標準値が割り当てられるので、不確かさを持つ量とはみなされない。したがって、例えば臓器の推定等価線量に関する不確かさは、元となる平均吸収線量に関する不確かさであるとみなされる。

(343) 内部放出体による平均吸収線量における不確かさに寄与する物理的および解剖学的パラメータは、以下のとおりである。

- 放射性核種とあらゆる放射性子孫核種によって放出される核放射線と原子放射線のエネルギーと強度
- 組織内で放出された放射線の相互作用係数
- 人体組織の元素組成
- 人体臓器の体積、形状および密度
- 線源領域（放射性核種を含有する領域）と標的領域（線量値を求めたい、放射線感受性のある臓器と組織）の空間的關係を記述するパラメータ

\*訳注 原文では“central value”と“median”が同義で混在しているため、文書全体にわたり「中央値」で統一した。

(344) 解剖学的構造を表わす計算モデルと、標的領域で吸収されるエネルギーを計算するために用いる数値的手法には、限界が存在する。これらの不確かさの大きさは、放射線のタイプとエネルギーならびに線源-標的の組合せによって異なる。医学画像データに基づくコンピュータファントム（しばしば「ボクセルファントム」と呼ばれる）の採用は、いくつかの線源領域と標的領域の空間的関係をより現実的にすることによって、光子および中性子放射線による組織のクロス照射に伴う不確かさをある程度低減している（ICRP, 2009）。しかし、吸収線量は、しばしば非透過性放射線からの寄与によって支配される。医学画像データで解像することができない線源領域と標的領域の場合（例えば、呼吸気道と消化管ならびに骨格における線源領域と標的領域）、不確かさは、これらの領域を表現するために用いる計算モデルによってもたらされる。

(345) 解剖学的モデルは静的であり、したがって、呼吸および臥位以外の体位による臓器の空間的位置における不確かさには関与しない。

(346) 吸収線量における不確かさに寄与する線量評価モデルのパラメータは、放出放射線のエネルギーと強度を決定する核変換プロセスに関連する物理的パラメータと体内の放射線輸送を支配するパラメータである。光子の減弱係数と吸収係数に関する不確かさは比較的小さく、概して10%を下回るが、アルファ粒子と電子の軟組織の阻止能値に帰する不確かさはそれより少し大きい。基本となる核データの改善は、放射性核種の物理学的半減期と壊変形式の分岐比における不確かさを低減している。自発核分裂の遅発ベータ線と遅発ガンマ線を扱うための線量評価計算で用いる単純化された手法は、一部の組織における平均吸収線量のかなりの不確かさに寄与する。

(347) 線量評価計算では、解剖学的領域（線源領域）をそれぞれの体内動態コンパートメントと関連づけなければならない。多くの体内動態モデルは、全身性放射能をいくつかの個別の臓器・組織に分割しており、その残りの放射能を割り当てる「その他の組織」と呼ばれるコンパートメントを含んでいる（3.7節を参照）。線量評価の手順では、「その他の組織」コンパートメントにおける放射能を、モデルにおいて明示的に識別されていないすべての組織の間で均一に分配する。「その他の組織」を構成する組織の平均吸収線量には、かなりの不確かさが伴うかもしれない。「その他の組織」には、明示的に組織加重係数を割り当てられている組織がしばしば含まれる。例えば、乳房組織は体内動態モデルにおいて線源領域として明示的に特定されるのはまれであり、したがって、その平均吸収線量は、「その他の組織」に含まれるとすることがよくある。

(348) 多くの数値計算方法は、動態を記述する潜在的に多数（数百）の「硬い」連立微分方程式を解くことができるが、しばしば数値計算に求める正確さのレベルと計算時間を両立させなければならない。平均吸収線量の不確かさに寄与するコンパートメントモデルの問題には、壊変系列核種の体内動態の仮定（個別動態または共通動態）や、「その他の組織」の解剖学的

識別が壊変系列核種間で異なる場合における「その他の組織」の表現が含まれる [*Publication 71* (ICRP, 1995c) の 3.7.2 項および付属書 C]。

## 7. 元素と放射性核種について提示されるデータ

(349) 本章では、本報告書シリーズの続刊において提供される情報について述べる。提示されるデータは、職業上の放射線防護および作業者の記録線量を計算するための標準値である。本シリーズで提示される標準作業者の体内動態パラメータ値とデータは、性別、年齢、人種、健康状態およびその他の個人固有の特性によって変化しない。

(350) 続刊にあるそれぞれの元素の章には、以下が含まれる：作業場において直面する様々な放射性物質の化学形に関する情報；主要な放射性同位体ならびにそれらの物理学的半減期と壊変形式のリスト；吸入摂取、経口摂取および全身体内動態に関するデータのレビュー；標準全身体内動態モデルの構造とパラメータ値。線量評価データは以下が提示される：すべての重要な放射性同位体の吸入摂取と経口摂取に対する線量係数 [預託実効線量および指定された臓器または組織の預託等価線量 ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ )]；単位内容量あたりの線量の関数 [予測される体内の内容量 (放射能) あたりまたは予測される1日の排泄量あたりの預託実効線量 ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ )]；そしてバイオアッセイ関数 [吸入摂取または経口摂取による単位摂取 (すなわち、1 Bq 摂取) 後の様々な時間における、体内もしくは特定の臓器内に留まっている、または尿中または糞中に排泄される放射能の値 (Bq)]。線量評価データは、3.2 節に述べた改訂 HRTM, HATM (ICRP, 2006)、そして標準作業者について本報告書シリーズで定めた標準全身体内動態モデルを用いて計算されている。

### 7.1 線量係数とバイオアッセイ関数

(351) 標準作業者に対する実効線量の評価のために、以下の線量評価データが提示される。

- 単位摂取量あたりの預託実効線量、および、指定された臓器または組織の預託等価線量 [または「単位摂取量あたりの線量係数」 $e(50)$  ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ )]。これらの係数は、摂取放射能に基づく評価に用いるべきである。その摂取量 (放射能) は予測的に (すなわち、設計または計画段階において) 評価、もしくは遡及的に (すなわち、モニタリングデータに基づいて) 評価される。
- 標準作業者の身体における特定の線源領域内 (例えば、肺、甲状腺、全身) の放射性核種と24時間排泄物試料中の放射性核種に対する、単位内容量あたりの預託実効線量の関数 [または「単位内容量あたりの線量の関数」 $z(t)$  ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ )]。これらは、急性摂取後の様々な時間に対して表にまとめている。これらの時間依存量は、全身計測や尿分析データなどのモニタリングデータに基づく遡及的な評価のために用いるべきである。5章で述べたように、単

位内容量あたりの線量の関数は、モニタリングプログラムの設計のために予測的に用いることもできる。

(352) 標準バイオアッセイ関数  $m(t)$  は、摂取量に対する放射能割合 [すなわち、摂取量 1 Bq あたりの残留量および 1 日の排泄量 (Bq)] の形で表にまとめられプロットされている。ひとつの例外はトリチウム水の摂取である。この場合、データは  $(\text{Bq}\cdot\text{L}^{-1})/\text{Bq}$  で示される。これは線量率と直接関連するためである。

(353)  $z(t)$  を利用することは、従来の方法の代わりに、線量評価を単一のステップへと単純化する。従来の方法とは、最初に摂取量を計算するために残留関数または排泄関数  $m(t)$  を適用し、次に実効線量を計算するために線量係数  $e(50)$  を適用するという方法である (6.4 節)。単位内容量あたりの線量の値  $z(t)$  は、最初に摂取量を決定する必要がなく、バイオアッセイ測定値からの預託線量をより容易に評価するために提示されている。

(354) それぞれの放射性核種について、すべての吸収タイプによる吸入摂取に対するモニタリング期間が選択されている [Publication 78 (ICRP, 1997b) の 91 項に述べられている]。この期間は、仮にモニタリング間隔の中間に急性摂取があったとしても摂取時期が不明なことによって生ずるいかなる過小評価も 1/3 を下回らないように選ばれている。適用されているモデルを用いて決定されたモニタリング頻度は、体内の放射性核種の挙動とその物理学的半減期の両方を考慮したものである。

(355) 全身コンパートメントと HRTM のコンパートメントにおける放射性子孫核種の内容量に関するバイオアッセイデータは、いくつかの親核種についてのみ示されている。個人モニタリングの目的では、通常は親核種の内容量に関するバイオアッセイデータで十分である。

## 7.2 冊子体報告書と電子版付属書に提示されるデータ

(356) 報告書の冊子に提示されるデータは、吸入摂取と経口摂取の場合の単位摂取量あたりの預託実効線量 ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ ) の表、吸入摂取の場合の単位内容量あたりの預託実効線量 ( $\text{Sv}\cdot\text{Bq}^{-1}$ ) の表、そして吸入摂取の場合の単位摂取量 (1 Bq) あたりの残留および排泄データのグラフに限られる。これらのデータは、すべての吸収タイプについて、またそれぞれの元素の章の最も一般的な同位体について提示される。十分な情報が利用可能な場合は (主としてアクチノイド元素について)、様々な化学形に対する肺吸収が詳細に述べられ、それに従って線量係数とバイオアッセイデータが計算されている。標準作業者が吸入する粒子のサイズは、 $5\mu\text{m}$  の AMAD とおよそ 2.5 の幾何標準偏差  $\sigma_g$  を持つ対数正規分布と仮定される (ICRP, 1994a, 170 項)。それらの粒子は、 $3.00\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$  の密度と 1.5 の形状係数を持つと仮定される (ICRP, 1994a, 181 項)。ラドンの短寿命子孫核種は例外とされ、OIR: Part 3 (ICRP, 2016b) の吸入摂取の節に述べられている。

(357) 本報告書シリーズに付属する電子版付属書には、単位摂取量あたりの預託実効線量係数と等価線量係数、単位内容量あたりの預託実効線量の関数、そして標準バイオアッセイ関数の包括的内容が含まれる。データは、半減期が10分以上の、*Publication 107* (ICRP, 2008) に含まれているほとんどすべての放射性核種について、またその他の選ばれた放射性核種について提示されている。データは、様々な物理化学的形態について、また、 $0.001\mu\text{m}$ のAMTDから $20\mu\text{m}$ のAMADまでの範囲の中央径を持つエアロゾルについて提示されている。経口摂取（特定の $f_A$ 値）および血液への直接注入のデータも提示される。

### 7.3 提示されるデータの品質保証

(358) 委員会は、品質保証を特に重視している。内部線量係数に関する第2専門委員会タスクグループは、本報告書シリーズで示す量が、異なる研究機関において異なるコンピュータコードを用いて独立して計算されるよう手配した。これらの計算におけるいかなる不一致も、刊行前に調査され、解決された。





## 付属書 A. ヒト呼吸気道モデルの改訂

### A.1 緒 言

(A1) OIR\* (放射性核種の職業上の摂取) シリーズの刊行は、*Publication 66* (ICRP, 1994a) に述べられている HRTM\*\* (ヒト呼吸気道モデル) を、経験と新たな情報に対応して更新する機会である。OIR シリーズにおいて用いる改訂 HRTM については 3.2 節に要約してあり、元の HRTM からの簡単な変更について述べてある。主な変更は、粒子輸送と血液への吸収の両方による、沈着した物質のクリアランスに関連したものである。これらの変更には、関連する最近の情報のレビューと分析、ならびに HRTM の変更を実施するにあたっての判断を必要とした。本付属書では、これらの詳細について述べる。ET 気道からの粒子輸送を記述するモデルの変更は、ET 気道に沈着した物質の ET<sub>1</sub> と ET<sub>2</sub> 間の分布の変更を伴うものであり、これについて述べる。本付属書では、呼吸気道において生成される子孫核種の取り扱いについての詳細な考察も述べる。

### A.2 クリアランス：粒子輸送

(A2) 元の HRTM と同様に、粒子輸送速度は年齢および性別とは無関係であり、あらゆる物質について同一であると仮定される。したがって、あらゆる物質の粒子輸送を記述するために汎用コンパートメントモデルを示す。この仮定には例外のあることが認識されている [*Publication 66* (ICRP, 1994a) 付属書 E を参照]。特に、AI 領域からの一部のナノ粒子のクリアランスは、このモデルにおいて仮定される挙動とは異なる場合がある (A.3.4 項を参照)。しかし、このような例外を考慮に入れることによるさらなる複雑化は、放射線防護の目的のためには正当化されないと考えられた。

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

(A4) 新たな研究により、*Publication 66* (ICRP, 1994a) 刊行時よりも、ET, BB, bb および AI 領域に対して信頼できる粒子輸送パラメータ値を選択することが可能となった。

\* 訳注 OIR : Occupational Intakes of Radionuclides

\*\* 訳注 HRTM : Human Respiratory Tract Model

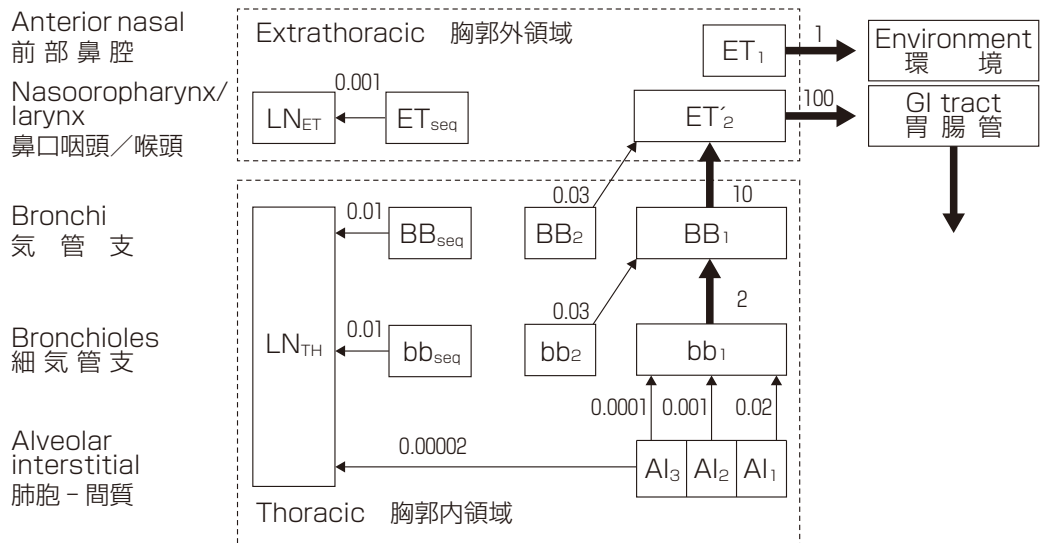


図 A.1 元のヒト呼吸気道モデルにおける、各呼吸気道領域からの時間に依存する粒子輸送を表すコンパートメントモデル ICRP Publication 66 (1994a) から引用。

速度を矢印の横に示す。速度は、標準値である (単位  $d^{-1}$ )。次のように仮定する；

- (1) 肺胞-間質 (AI) への沈着は、 $AI_1$ 、 $AI_2$  および  $AI_3$  の間で、0.3 : 0.6 : 0.1 の比率で分割される。
- (2) ゆっくり除かれる気管支 (BB) と細気管支 (bb) における沈着分 ( $BB_2$  と  $bb_2$ ) は、物理的直径が  $< 2.5 \mu m$  の粒子について 50% であり、 $> 2.5 \mu m$  では直径とともに減少する。また、気道壁に保持される分 ( $BB_{seq}$  と  $bb_{seq}$ ) は、すべての粒径で 0.7% である。
- (3)  $ET_2$  領域で沈着する物質の 0.05% は壁の中に保持され ( $ET_{seq}$ )、コンパートメント  $ET_2$  中の残りは胃腸 (GI) 管へと急速に除かれる。

$AI_1$  : AI 領域の沈着物のうち比較的短期の残留。割合 0.3 とみなされる (半減期 約 35 日)

$AI_2$  : AI 領域の沈着物のうち長期残留。割合 0.6 とみなされる (半減期 約 700 日)

$AI_3$  : AI 領域の沈着物のうち超長期残留。割合 0.1 とみなされる (半減期 約 6000 日)

$BB_1$  : BB 領域における粒子の短期残留 (半減期 約 100 分) : これらの粒子は、急速な粘膜線毛クリアランスによって除かれる。

$bb_1$  : bb 領域における粒子の短期残留 (半減期 約 8 時間) : これらの粒子は、急速な粘膜線毛クリアランスによって除かれる。

$BB_2$  : BB 領域における粒子の中期残留 (半減期 約 20 日)

$bb_2$  : bb 領域における粒子の中期残留 (半減期 約 20 日)

$BB_{seq}$  : BB 領域に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期 約 70 日)

$bb_{seq}$  : bb 領域に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期 約 70 日)

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

$ET_2$  :  $ET_{seq}$  に保持されるごく一部の割合 (0.0005 とみなされる) を除いた、後部鼻腔、咽頭、喉頭および口腔 (領域  $ET_2$ ) に沈着した物質の短期残留 (半減期 約 10 分) (Publication 66 では、このコンパートメントは  $ET_2$  と名づけられていた。これは本書では、Publication 71 と同様に、コンパートメント  $ET_{seq}$  も包含する領域  $ET_2$  と区別するために、 $ET_2$  と名づけられる)

$ET_{seq}$  : 鼻腔に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道組織における長期残留 (半減期 約 700 日)

$LN_{ET}$  : 胸郭外領域から排出するリンパ管とリンパ節

$LN_{TH}$  : 胸郭内領域から排出するリンパ管とリンパ節

表 A.1 ヒト呼吸気道からの、時間依存粒子輸送を描写するためのコンパートメントモデルにおけるパラメータの標準値

(a) クリアランス速度							
元の HRTM (ICRP Publ. 66, 1994a, 表 17A から)				改訂された HRTM			
輸送元	輸送先	速度 ( $d^{-1}$ )	半減期*	輸送元	輸送先	速度 ( $d^{-1}$ )	半減期*
AI <sub>1</sub>	bb <sub>1</sub>	0.02	35 d	ALV	bb'	0.002	—
AI <sub>2</sub>	bb <sub>1</sub>	0.001	700 d	ALV	INT	0.001	—
AI <sub>3</sub>	bb <sub>1</sub>	0.0001	—	INT	LN <sub>TH</sub>	0.00003	—
AI <sub>3</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.00002	—				
bb <sub>1</sub>	BB <sub>1</sub>	2	8 h	bb'	BB'	0.2	4 d
bb <sub>2</sub>	BB <sub>1</sub>	0.03	23 d	bb <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.001	700 d
bb <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.01	70 d				
BB <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	10	100 min	BB'	ET <sub>2</sub>	10	100 min
BB <sub>2</sub>	ET <sub>2</sub>	0.03	23 d	BB <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.001	700 d
BB <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.01	70 d				
ET <sub>2</sub>	胃腸管	100	10 min	ET <sub>2</sub>	食道	100	10 min
ET <sub>seq</sub>	LN <sub>ET</sub>	0.001	700 d	ET <sub>seq</sub>	LN <sub>TH</sub>	0.001	700 d
ET <sub>1</sub>	環境	1	17 h	ET <sub>1</sub>	環境	0.6	—
				ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	1.5	—

(b) 各領域における沈着物のコンパートメント間の分配

元の HRTM (ICRP Publ. 66, 1994a, 表 17B から)			改訂された HRTM		
領域または沈着部位	コンパートメント	領域の沈着物がコンパートメントに割り当てられる割合 <sup>†</sup>	領域または沈着部位	コンパートメント	領域の沈着物がコンパートメントに割り当てられる割合
ET <sub>1</sub>	ET <sub>1</sub>	1	ET <sub>1</sub>	ET <sub>1</sub>	1
ET <sub>2</sub>	ET <sub>2</sub>	0.9995	ET <sub>2</sub>	ET <sub>2</sub>	0.998
	ET <sub>seq</sub>	0.0005		ET <sub>seq</sub>	0.002
BB	BB <sub>1</sub>	$0.993 - f_s$	BB	BB'	0.998
	BB <sub>2</sub>	$f_s$		BB <sub>seq</sub>	0.002
	BB <sub>seq</sub>	0.007			
bb	bb <sub>1</sub>	$0.993 - f_s$	bb	bb'	0.998
	bb <sub>2</sub>	$f_s$		bb <sub>seq</sub>	0.002
	bb <sub>seq</sub>	0.007			
AI	AI <sub>1</sub>	0.3	AI	ALV	1
	AI <sub>2</sub>	0.6			
	AI <sub>3</sub>	0.1			

\* 粒子輸送速度として標準値が指定されており、 $d^{-1}$ の単位で概数化されているため、これらの半減期は近似値である。AI<sub>3</sub>からLN<sub>TH</sub>への、またはINTからLN<sub>TH</sub>への輸送速度については、半減期は示されていない。これらの速度は、必要とされる物質量をリンパ節に割り当てるために選択されたためである。元のHRTMにおけるコンパートメントAI<sub>3</sub>ならびに改訂されたHRTMにおけるコンパートメントALVとET<sub>1</sub>のクリアランス半減期は、それらのコンパートメントからのクリアランス速度の合計によって決定される。

<sup>†</sup> 図A.1の説明文で言及したように、元のHRTMでは、遅いクリアランスの成分 $f_s$ は粒径に依存すると仮定されている。詳細は、Publication 66 (ICRP, 1994a)の表17とE.5.6節を参照。

(次ページに続く)

(表 A.1 注の続き)

## HRTM, ヒト呼吸気道モデル

領域または沈着部位:

ET<sub>1</sub>: 前部鼻腔, ET<sub>2</sub>: 後部鼻腔, 咽頭および喉頭, BB: 気管支領域, bb: 細気管支領域, AI: 肺胞-間質領域, INT: 間質領域, ALV: 肺胞領域, LN<sub>ET</sub>: 胸郭外リンパ節, LN<sub>TH</sub>: 胸郭内リンパ節。

コンパートメント:

ET<sub>1</sub>: 前部鼻腔 (細分されない領域 ET<sub>1</sub>) に沈着した物質の残留

ET<sub>seq</sub>: 鼻腔に沈着した粒子の微小割合の, 気道組織における長期残留 (半減期 約 700 日)

ET'<sub>2</sub>: ET<sub>seq</sub> に保持される微小割合 (0.002 とみなされる) を除いた, 後部鼻腔, 咽頭および喉頭 (ET<sub>2</sub> 領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期 約 10 分)

BB': ET'<sub>2</sub> への粒子輸送を伴う, BB における粒子の残留 (半減期 約 100 分)

bb': BB' への粒子輸送を伴う, bb における粒子の残留 (半減期 約 3.5 日)

BB<sub>seq</sub>: 気管支領域に沈着した粒子の微小割合の, 気道壁における長期残留 (半減期 約 700 日)

bb<sub>seq</sub>: 細気管支領域に沈着した粒子の微小割合の, 気道壁における長期残留 (半減期 約 700 日)

ALV: 肺胞に沈着した粒子の残留 (半減期 約 250 日)。沈着物の一部 (0.67) は粒子輸送によって線毛気道 (bb') へと除かれるが, 残りは間質 (INT) へと浸透する。

INT: 肺胞に沈着した, 間質へと浸透する粒子の超長期残留 (半減期 約 60 年)。すなわち, これらの粒子はリンパ節へとゆっくり除かれる。

(a5) 本書で採用する改訂された粒子輸送モデルを図 A.2 に示す(図 3.4 にも示してある)。各パラメータの標準値は図 A.2 に示されており, 表 A.1 にリスト化してある。ここでは2つのモデルの違いを要約し, 変更の背景を以下に詳しく示す。

(a6) 領域 ET<sub>2</sub> は, 改訂版モデルの中では2つのコンパートメント, ET<sub>seq</sub> と ET'<sub>2</sub> によって記述される。口腔はもはや ET<sub>2</sub> には含まれないため, コンパートメント ET'<sub>2</sub> は後部鼻腔, 咽頭および喉頭から構成されるものとして再定義される。

(a7) BB と bb 領域のそれぞれにおいて, 咽喉へのクリアランスの段階は, 2つではなく1つとなる。したがって, 図 A.1 におけるコンパートメント BB<sub>1</sub> と BB<sub>2</sub> は図 A.2 におけるコンパートメント BB' によって置き換えられ, 図 A.1 におけるコンパートメント bb<sub>1</sub> と bb<sub>2</sub> は図 A.2 におけるコンパートメント bb' によって置き換えられる。

(a8) AI 領域においては, 元の HRTM の3つの AI コンパートメントが ALV コンパートメントと INT コンパートメントによって置き換えられている。粒子は, ALV コンパートメントから線毛を有する気道 (以後, 線毛気道と略す) (bb') または INT コンパートメントのいずれかへと除かれる。粒子は, INT コンパートメントからリンパ節へと極めてゆっくり除かれる。

(a9) したがって, 改訂 HRTM では以下のコンパートメントが定義されている。

- ET<sub>1</sub>: 前部鼻腔 (領域 ET<sub>1</sub>, この領域は細分されない) に沈着した物質の残留。
- ET<sub>seq</sub>: 鼻腔に沈着した粒子のうち, ごく一部の割合の気道組織における長期残留 (半減期 約 700 日)。
- LN<sub>ET</sub>: ET 領域から排出するリンパ管とリンパ節。

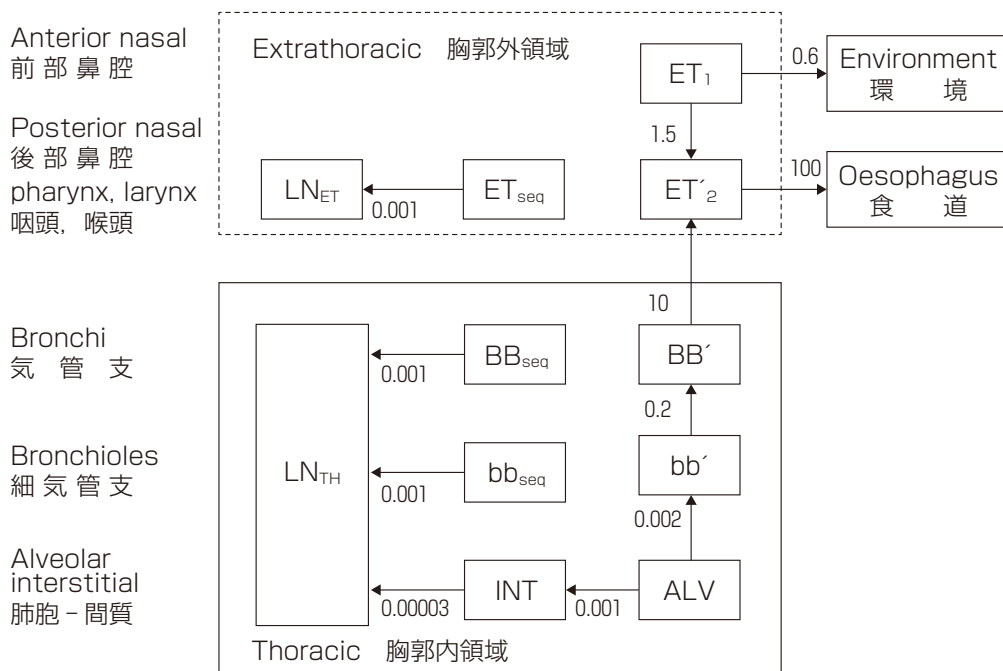


図 A.2 各呼吸気道領域からの時間に依存する粒子輸送を表す改訂されたコンパートメントモデル

速度を矢印の横に示す。速度は、標準値である (単位  $d^{-1}$ )。後部鼻腔、咽頭および喉頭 ( $ET_2$ )、気管支 (BB) ならびに細気管支 (bb) 領域に沈着した物質の 0.2% は気道壁において保持される (それぞれ  $ET_{seq}$ ,  $BB_{seq}$  および  $bb_{seq}$ ) と仮定される。

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

$ET_{seq}$  : 鼻腔に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道組織における長期残留 (半減期 約 700 日)

$LN_{ET}$  :  $ET$  領域から排出するリンパ管とリンパ節

$LN_{TH}$  :  $TH$  領域から排出するリンパ管とリンパ節

$ET'_2$  :  $ET_{seq}$  に保持されるごく一部の割合 (0.002 とみなされる) を除いた、後部鼻腔、咽頭および喉頭 ( $ET_2$  領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期 約 10 分)

$BB'$  :  $ET'_2$  への粒子輸送を伴う、BB における粒子の残留 (半減期 約 100 分)

$bb'$  :  $BB'$  への粒子輸送を伴う、bb における粒子の残留 (半減期 約 3.5 日)

$BB_{seq}$  : 気管支領域に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期 約 700 日)

$bb_{seq}$  : 細気管支領域に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道壁における長期残留 (半減期 約 700 日)

ALV : 肺胞に沈着した粒子の残留 (半減期 約 250 日)。沈着物の一部 (0.67) は粒子輸送によって線毛気道 ( $bb'$ ) へと除かれるが、残りは間質 (INT) へと浸透する。

INT : 肺胞に沈着した、間質へと浸透する粒子の超長期残留 (半減期 約 60 年)。これらの粒子はリンパ節へとゆっくり除かれる。

- $LN_{TH}$  :  $TH$  領域から排出するリンパ管とリンパ節。
- $ET'_2$  :  $ET_{seq}$  に保持されるごく一部の割合 (0.002 とみなす) を除いた、後部鼻腔、咽頭および喉頭 ( $ET_2$  領域) に沈着した物質の短期残留 (半減期 約 10 分)。
- $BB'$  :  $ET'_2$  への粒子輸送を伴う、BB における粒子の残留 (半減期 約 100 分)。
- $bb'$  :  $BB'$  への粒子輸送を伴う、bb における粒子の残留 (半減期 約 3.5 日)。

- $BB_{seq}$  : BB に沈着した粒子のうち、ごく一部の割合の気道壁における長期残留（半減期 約 700日）。
- $bb_{seq}$  : bb に沈着した粒子のうち、ごく一部の気道壁における長期残留（半減期 約 700日）。
- ALV : 肺胞に沈着した粒子の残留（半減期 約 250日）。沈着物の一部の割合（0.67）は粒子輸送によって線毛気道（ $bb'$ ）へと除かれるが、残りは間質（INT）へと浸透する。
- INT : 肺胞に沈着した粒子のうち、間質へと浸透するものの超長期残留（半減期 約 60年）。これらの粒子はリンパ節へとゆっくり除かれる。

### A.2.1 粒子輸送：胸郭外気道

(A10) *Publication 66* (ICRP, 1994a) では、利用可能な情報に基づいて、以下のとおり評価された。経鼻吸入摂取時は  $ET_2$  における沈着よりも  $ET_1$  における沈着の方がやや多く、また、 $ET_1$  に沈着した粒子のほとんどは鼻をかむことによって取り除かれるが、一部は  $ET_2$  を経由し消化管へと数時間程度で除かれる。また、多くの実験データは、粒子は  $ET_2$  から咽喉へ除かれ、数 10 分程度で飲み込まれることを示した。

(A11)  $ET_1$  からのクリアランスに関する定量的な情報が不足していたため、元の HRTM では、これらの判断が単純化されて適用された。 $ET$  気道に沈着した物質のうち、 $ET_1$  におけるおよそ 50% の沈着物は鼻をかむことによって  $1\text{ d}^{-1}$  の速度で取り除かれ、 $ET_2$  における残りの沈着物は  $100\text{ d}^{-1}$  の速度で胃腸管へと除かれると仮定された (図 A.1)。

(A12) この情報不足に対処することを意図した実験において、被験者は、静止して着座している間もしくは軽い運動を行っている間に、空気力学的直径 ( $d_{ae}$ ) が  $1.5\text{ }\mu\text{m}$ 、 $3\text{ }\mu\text{m}$  または  $6\text{ }\mu\text{m}$  の放射性核種で標識された不溶性粒子を経鼻吸入した (Smith et al., 2002, 2011)。初期の  $ET$  沈着物の少なくとも 95% が除かれるまで (概して 2 日)、鼻気道における残留と自発的な鼻かみによるクリアランスが追跡された。平均して、初期の  $ET$  沈着物の 19% は鼻をかむことによって取り除かれ (50% のクリアランスに対する幾何平均時間は 8 時間)、残りは消化管へと除かれた。15% は数分以内に、21% は数分～1 時間で、そして 45% は鼻をかむことによって取り除かれた割合と同程度の時間で除かれた。この研究における測定ならびに、元のモデルの基礎とされた従来の研究は、1 時間以内に除かれなかったほとんどの粒子が前部鼻腔において保持されることを示している。

(A13) これらのデータに基づいて、改訂モデルでは、 $ET_1$  に沈着した物質 (今は  $ET$  における沈着物の 65% とみなす) は  $2.1\text{ d}^{-1}$  の速度 (約 8 時間の半減期) で除かれると仮定する。また、およそ 3 分の 1 は鼻をかむことにより、3 分の 2 は  $ET_2$  への移行することによって除かれると仮定する (Smith et al., 2014)。これは、コンパートメント  $ET_1$  から環境へは  $0.6\text{ d}^{-1}$ 、コンパートメント  $ET_1$  からコンパートメント  $ET_2$  へは  $1.5\text{ d}^{-1}$  の粒子輸送速度で実現される。 $ET_2$  からのクリアランスは変更されず、 $100\text{ d}^{-1}$  の速度 (約 10 分の半減期) で消化管へと移

行する。

(A14) 元の HRTM と同様に、改訂モデルでも、ET<sub>2</sub> に沈着した（しかし、ET<sub>1</sub> から ET<sub>2</sub> へと除かれたものではない）ごく少量の粒子は、気道壁において隔離され（ET<sub>seq</sub>）、リンパ節へと移行すると仮定される。しかし、粒子が隔離される割合は、元の HRTM における ET<sub>2</sub> 沈着物の 0.05% から、改訂モデルでは 0.2% へと引き上げられている。これは部分的には、ET<sub>2</sub> における粒子の沈着割合の引き下げを理由とするが、*Publication 66* でレビューされた、鼻腔における吸入粒子の長期残留に関する実験データの再考によるものでもある（ICRP, 1994a ; Smith et al., 2014）。

(A15) 元の HRTM では、吸入摂取時に鼻腔に沈着した粒子は、ET<sub>1</sub> と、ET<sub>2</sub> の一部である後部鼻腔の間で等しく分配されると仮定された [しかし、沈着効率が吸気時と呼気時の多分散エアロゾルについて計算されたため、放射線防護上対象となるほとんどのエアロゾルサイズにおいて、*Publication 66* (ICRP, 1994a) に示されている沈着割合は ET<sub>1</sub> よりも ET<sub>2</sub> の方が少し高い]。改訂 HRTM では、最近の実験 (Smith et al., 2011) に基づいて、鼻呼吸の場合、ET 気道における沈着物は 65% が ET<sub>1</sub> へ、35% が ET<sub>2</sub> へ分配されると仮定する。改訂 HRTM における ET<sub>1</sub> と ET<sub>2</sub> に沈着する吸入物質の割合を計算する目的で、ET 気道における総沈着量を示すために ET<sub>1</sub> と ET<sub>2</sub> に沈着した割合（元の HRTM で計算）が合計され、次に、65% が ET<sub>1</sub> へ、35% が ET<sub>2</sub> へと再配分された（口呼吸の場合、ET<sub>1</sub> には沈着せず、ET<sub>2</sub> に沈着する割合は元の HRTM で計算されたものと同じである）。

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

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

(A18) ET の取り扱いにおける元の HRTM からの変更は、多くの場合、ET<sub>1</sub> から ET<sub>2</sub> への移行ならびに、それによる ET<sub>2</sub> と消化管における全身への取り込みの増大のため、線量係数を増大させる。これらの変更は、糞試料における放射性核種の測定の解釈にも影響を及ぼすことになり、鼻に沈着した物質の大部分（典型的には、吸入物質のおよそ 50%）は、消化管を通じて除かれる。



表 A.2 エアロゾルサイズの間数としての、呼吸気道の各領域における沈着割合<sup>\*,†</sup>  
(成人男性, 鼻呼吸者)

(a) 静止(着座)している成人男性(呼吸率=0.54 m <sup>3</sup> ·h <sup>-1</sup> )						
μm	ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	BB	bb	AI	合計
<b>AMTD</b>						
0.0006	5.953 × 10 <sup>-1</sup>	3.205 × 10 <sup>-1</sup>	6.144 × 10 <sup>-2</sup>	1.568 × 10 <sup>-2</sup>	3.762 × 10 <sup>-6</sup>	9.930 × 10 <sup>-1</sup>
0.001	5.424 × 10 <sup>-1</sup>	2.921 × 10 <sup>-1</sup>	9.541 × 10 <sup>-2</sup>	5.381 × 10 <sup>-2</sup>	2.054 × 10 <sup>-4</sup>	9.839 × 10 <sup>-1</sup>
0.002	4.268 × 10 <sup>-1</sup>	2.298 × 10 <sup>-1</sup>	1.194 × 10 <sup>-1</sup>	1.735 × 10 <sup>-1</sup>	9.412 × 10 <sup>-3</sup>	9.590 × 10 <sup>-1</sup>
0.003	3.390 × 10 <sup>-1</sup>	1.826 × 10 <sup>-1</sup>	1.104 × 10 <sup>-1</sup>	2.591 × 10 <sup>-1</sup>	4.395 × 10 <sup>-2</sup>	9.351 × 10 <sup>-1</sup>
0.005	2.347 × 10 <sup>-1</sup>	1.264 × 10 <sup>-1</sup>	8.279 × 10 <sup>-2</sup>	3.038 × 10 <sup>-1</sup>	1.509 × 10 <sup>-1</sup>	8.985 × 10 <sup>-1</sup>
0.01	1.317 × 10 <sup>-1</sup>	7.093 × 10 <sup>-2</sup>	4.638 × 10 <sup>-2</sup>	2.454 × 10 <sup>-1</sup>	3.541 × 10 <sup>-1</sup>	8.485 × 10 <sup>-1</sup>
0.02	7.707 × 10 <sup>-2</sup>	4.150 × 10 <sup>-2</sup>	2.656 × 10 <sup>-2</sup>	1.678 × 10 <sup>-1</sup>	4.375 × 10 <sup>-1</sup>	7.505 × 10 <sup>-1</sup>
0.03	5.963 × 10 <sup>-2</sup>	3.210 × 10 <sup>-2</sup>	2.060 × 10 <sup>-2</sup>	1.338 × 10 <sup>-1</sup>	3.953 × 10 <sup>-1</sup>	6.414 × 10 <sup>-1</sup>
0.05	4.441 × 10 <sup>-2</sup>	2.391 × 10 <sup>-2</sup>	1.554 × 10 <sup>-2</sup>	9.960 × 10 <sup>-2</sup>	3.111 × 10 <sup>-1</sup>	4.946 × 10 <sup>-1</sup>
0.1	3.411 × 10 <sup>-2</sup>	1.837 × 10 <sup>-2</sup>	1.077 × 10 <sup>-2</sup>	6.594 × 10 <sup>-2</sup>	2.170 × 10 <sup>-1</sup>	3.462 × 10 <sup>-1</sup>
0.2	4.384 × 10 <sup>-2</sup>	2.361 × 10 <sup>-2</sup>	7.815 × 10 <sup>-3</sup>	4.351 × 10 <sup>-2</sup>	1.632 × 10 <sup>-1</sup>	2.820 × 10 <sup>-1</sup>
<b>AMAD</b>						
0.3	4.231 × 10 <sup>-2</sup>	2.279 × 10 <sup>-2</sup>	7.949 × 10 <sup>-3</sup>	4.469 × 10 <sup>-2</sup>	1.656 × 10 <sup>-1</sup>	2.833 × 10 <sup>-1</sup>
0.5	7.109 × 10 <sup>-2</sup>	3.828 × 10 <sup>-2</sup>	7.070 × 10 <sup>-3</sup>	3.354 × 10 <sup>-2</sup>	1.478 × 10 <sup>-1</sup>	2.978 × 10 <sup>-1</sup>
0.7	1.036 × 10 <sup>-1</sup>	5.580 × 10 <sup>-2</sup>	7.445 × 10 <sup>-3</sup>	2.968 × 10 <sup>-2</sup>	1.470 × 10 <sup>-1</sup>	3.435 × 10 <sup>-1</sup>
1	1.502 × 10 <sup>-1</sup>	8.088 × 10 <sup>-2</sup>	8.673 × 10 <sup>-3</sup>	2.800 × 10 <sup>-2</sup>	1.509 × 10 <sup>-1</sup>	4.187 × 10 <sup>-1</sup>
2	2.657 × 10 <sup>-1</sup>	1.431 × 10 <sup>-1</sup>	1.270 × 10 <sup>-2</sup>	2.803 × 10 <sup>-2</sup>	1.511 × 10 <sup>-1</sup>	6.006 × 10 <sup>-1</sup>
3	3.343 × 10 <sup>-1</sup>	1.801 × 10 <sup>-1</sup>	1.497 × 10 <sup>-2</sup>	2.734 × 10 <sup>-2</sup>	1.369 × 10 <sup>-1</sup>	6.936 × 10 <sup>-1</sup>
5	4.011 × 10 <sup>-1</sup>	2.159 × 10 <sup>-1</sup>	1.626 × 10 <sup>-2</sup>	2.373 × 10 <sup>-2</sup>	1.040 × 10 <sup>-1</sup>	7.610 × 10 <sup>-1</sup>
7	4.257 × 10 <sup>-1</sup>	2.293 × 10 <sup>-1</sup>	1.574 × 10 <sup>-2</sup>	1.977 × 10 <sup>-2</sup>	7.815 × 10 <sup>-2</sup>	7.686 × 10 <sup>-1</sup>
10	4.336 × 10 <sup>-1</sup>	2.335 × 10 <sup>-1</sup>	1.402 × 10 <sup>-2</sup>	1.493 × 10 <sup>-2</sup>	5.244 × 10 <sup>-2</sup>	7.485 × 10 <sup>-1</sup>
15	4.235 × 10 <sup>-1</sup>	2.281 × 10 <sup>-1</sup>	1.109 × 10 <sup>-2</sup>	9.647 × 10 <sup>-2</sup>	2.939 × 10 <sup>-2</sup>	7.017 × 10 <sup>-1</sup>
20	4.087 × 10 <sup>-1</sup>	2.200 × 10 <sup>-1</sup>	8.780 × 10 <sup>-3</sup>	6.540 × 10 <sup>-3</sup>	1.793 × 10 <sup>-2</sup>	6.620 × 10 <sup>-1</sup>

ET<sub>1</sub>: 前部鼻腔, ET<sub>2</sub>: 後部鼻腔, 咽頭および喉頭, BB: 気管支領域, bb: 細気管支領域, AI: 肺胞-間質領域, AMTD: 熱力学的放射能中央径, AMAD: 空気力学的放射能中央径。

\* 標準値は各パラメータの平均値について知られている確からしさを反映して選ばれるであろう精度よりも高い精度で与えられている。

† これらの粒子は、密度 3.00 g·cm<sup>-3</sup> および形状係数 1.5 であると仮定される [緻密な不規則形状(すなわち、非球状)粒子に典型的である]。粒子径は、幾何学的標準偏差  $\sigma_g$  が 0.6 nm における 1.0 から約 1 μm 以上における 2.5 まで増加する対数正規分布であると仮定される [Publication 66 (ICRP, 1994a, 170 項)]。  $\sigma_g$  の値は標準値ではなく、対応する AMTD から導き出される (ICRP, 1994a)。

(次ページに続く)

表 A.2 エアロゾルサイズの関数としての、呼吸気道の各領域における沈着割合 (続) <sup>\*,†</sup>  
(成人男性, 鼻呼吸者)

(b) 軽運動中の成人男性 (呼吸率 = $1.5 \text{ m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$ )						
$\mu\text{m}$	ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	BB	bb	AI	合計
<b>AMTD</b>						
0.0006	$5.788 \times 10^{-1}$	$3.116 \times 10^{-1}$	$5.918 \times 10^{-2}$	$4.311 \times 10^{-2}$	$3.406 \times 10^{-4}$	$9.930 \times 10^{-1}$
0.001	$5.192 \times 10^{-1}$	$2.796 \times 10^{-1}$	$7.855 \times 10^{-2}$	$1.037 \times 10^{-1}$	$4.225 \times 10^{-3}$	$9.852 \times 10^{-1}$
0.002	$3.979 \times 10^{-1}$	$2.142 \times 10^{-1}$	$8.325 \times 10^{-2}$	$2.217 \times 10^{-1}$	$4.829 \times 10^{-2}$	$9.654 \times 10^{-1}$
0.003	$3.110 \times 10^{-1}$	$1.674 \times 10^{-1}$	$7.156 \times 10^{-2}$	$2.670 \times 10^{-1}$	$1.302 \times 10^{-1}$	$9.472 \times 10^{-1}$
0.005	$2.118 \times 10^{-1}$	$1.140 \times 10^{-1}$	$5.045 \times 10^{-2}$	$2.560 \times 10^{-1}$	$2.897 \times 10^{-1}$	$9.220 \times 10^{-1}$
0.01	$1.187 \times 10^{-1}$	$6.393 \times 10^{-2}$	$2.745 \times 10^{-2}$	$1.799 \times 10^{-1}$	$4.909 \times 10^{-1}$	$8.808 \times 10^{-1}$
0.02	$7.224 \times 10^{-2}$	$3.890 \times 10^{-2}$	$1.616 \times 10^{-2}$	$1.194 \times 10^{-1}$	$4.950 \times 10^{-1}$	$7.417 \times 10^{-1}$
0.03	$5.638 \times 10^{-2}$	$3.036 \times 10^{-2}$	$1.258 \times 10^{-2}$	$9.370 \times 10^{-2}$	$4.167 \times 10^{-1}$	$6.097 \times 10^{-1}$
0.05	$4.268 \times 10^{-2}$	$2.299 \times 10^{-2}$	$9.405 \times 10^{-3}$	$6.829 \times 10^{-2}$	$3.109 \times 10^{-1}$	$4.543 \times 10^{-1}$
0.1	$4.302 \times 10^{-2}$	$2.317 \times 10^{-2}$	$6.758 \times 10^{-3}$	$4.399 \times 10^{-2}$	$2.057 \times 10^{-1}$	$3.226 \times 10^{-1}$
0.2	$8.048 \times 10^{-2}$	$4.334 \times 10^{-2}$	$6.445 \times 10^{-3}$	$2.777 \times 10^{-2}$	$1.427 \times 10^{-1}$	$3.007 \times 10^{-1}$
<b>AMAD</b>						
0.3	$7.657 \times 10^{-2}$	$4.123 \times 10^{-2}$	$6.378 \times 10^{-3}$	$2.864 \times 10^{-2}$	$1.458 \times 10^{-1}$	$2.986 \times 10^{-1}$
0.5	$1.374 \times 10^{-1}$	$7.399 \times 10^{-2}$	$8.097 \times 10^{-3}$	$2.016 \times 10^{-2}$	$1.172 \times 10^{-1}$	$3.568 \times 10^{-1}$
0.7	$1.926 \times 10^{-1}$	$1.037 \times 10^{-1}$	$1.022 \times 10^{-2}$	$1.677 \times 10^{-2}$	$1.068 \times 10^{-1}$	$4.301 \times 10^{-1}$
1	$2.601 \times 10^{-1}$	$1.401 \times 10^{-1}$	$1.304 \times 10^{-2}$	$1.465 \times 10^{-2}$	$9.938 \times 10^{-2}$	$5.272 \times 10^{-1}$
2	$3.927 \times 10^{-1}$	$2.114 \times 10^{-1}$	$1.809 \times 10^{-2}$	$1.263 \times 10^{-2}$	$8.253 \times 10^{-2}$	$7.174 \times 10^{-1}$
3	$4.523 \times 10^{-1}$	$2.435 \times 10^{-1}$	$1.930 \times 10^{-2}$	$1.138 \times 10^{-2}$	$6.733 \times 10^{-2}$	$7.938 \times 10^{-1}$
5	$4.923 \times 10^{-1}$	$2.650 \times 10^{-1}$	$1.801 \times 10^{-2}$	$8.949 \times 10^{-3}$	$4.488 \times 10^{-2}$	$8.292 \times 10^{-1}$
7	$4.955 \times 10^{-1}$	$2.668 \times 10^{-1}$	$1.565 \times 10^{-2}$	$6.961 \times 10^{-3}$	$3.098 \times 10^{-2}$	$8.159 \times 10^{-1}$
10	$4.819 \times 10^{-1}$	$2.595 \times 10^{-1}$	$1.241 \times 10^{-2}$	$4.858 \times 10^{-3}$	$1.897 \times 10^{-2}$	$7.777 \times 10^{-1}$
15	$4.523 \times 10^{-1}$	$2.436 \times 10^{-1}$	$8.593 \times 10^{-3}$	$2.846 \times 10^{-3}$	$9.571 \times 10^{-3}$	$7.169 \times 10^{-1}$
20	$4.273 \times 10^{-1}$	$2.301 \times 10^{-1}$	$6.185 \times 10^{-3}$	$1.789 \times 10^{-3}$	$5.411 \times 10^{-3}$	$6.707 \times 10^{-1}$

ET<sub>1</sub>: 前部鼻腔, ET<sub>2</sub>: 後部鼻腔, 咽頭および喉頭, BB: 気管支領域, bb: 細気管支領域, AI: 肺胞-間質領域, AMTD: 熱力学的放射能中央径, AMAD: 空気力学的放射能中央径。

\* 標準値は各パラメータの平均値について知られている確からしさを反映して選ばれるであろう精度よりも高い精度で与えられている。

† これらの粒子は、密度  $3.00 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$  および形状係数 1.5 であると仮定される [緻密な不規則形状 (すなわち、非球状) 粒子に典型的である]。粒子径は、幾何学的標準偏差  $\sigma_g$  が 0.6 nm における 1.0 から約  $1 \mu\text{m}$  以上における 2.5 まで増加する対数正規分布であると仮定される [Publication 66 (ICRP, 1994a, 170 項)]。  $\sigma_g$  の値は標準値ではなく、対応する AMTD から導き出される (ICRP, 1994a)。

(次ページに続く)

表 A.2 エアロゾルサイズの間数としての、呼吸気道の各領域における沈着割合 (続) <sup>\*,†</sup>  
(成人男性, 鼻呼吸者)

(c) 標準作業者 <sup>‡</sup> (呼吸率 = 1.2 m <sup>3</sup> ·h <sup>-1</sup> )						
μm	ET <sub>1</sub>	ET <sub>2</sub>	BB	bb	AI	合計
<b>AMTD</b>						
0.0006	5.811 × 10 <sup>-1</sup>	3.129 × 10 <sup>-1</sup>	5.950 × 10 <sup>-2</sup>	3.925 × 10 <sup>-2</sup>	2.932 × 10 <sup>-4</sup>	9.931 × 10 <sup>-1</sup>
0.001	5.225 × 10 <sup>-1</sup>	2.814 × 10 <sup>-1</sup>	8.092 × 10 <sup>-2</sup>	9.672 × 10 <sup>-2</sup>	3.660 × 10 <sup>-3</sup>	9.852 × 10 <sup>-1</sup>
0.002	4.019 × 10 <sup>-1</sup>	2.164 × 10 <sup>-1</sup>	8.834 × 10 <sup>-2</sup>	2.149 × 10 <sup>-1</sup>	4.282 × 10 <sup>-2</sup>	9.644 × 10 <sup>-1</sup>
0.003	3.149 × 10 <sup>-1</sup>	1.695 × 10 <sup>-1</sup>	7.702 × 10 <sup>-2</sup>	2.659 × 10 <sup>-1</sup>	1.181 × 10 <sup>-1</sup>	9.455 × 10 <sup>-1</sup>
0.005	2.150 × 10 <sup>-1</sup>	1.157 × 10 <sup>-1</sup>	5.500 × 10 <sup>-2</sup>	2.627 × 10 <sup>-1</sup>	2.702 × 10 <sup>-1</sup>	9.187 × 10 <sup>-1</sup>
0.01	1.206 × 10 <sup>-1</sup>	6.492 × 10 <sup>-2</sup>	3.011 × 10 <sup>-2</sup>	1.891 × 10 <sup>-1</sup>	4.717 × 10 <sup>-1</sup>	8.764 × 10 <sup>-1</sup>
0.02	7.292 × 10 <sup>-2</sup>	3.927 × 10 <sup>-2</sup>	1.763 × 10 <sup>-2</sup>	1.263 × 10 <sup>-1</sup>	4.869 × 10 <sup>-1</sup>	7.430 × 10 <sup>-1</sup>
0.03	5.684 × 10 <sup>-2</sup>	3.060 × 10 <sup>-2</sup>	1.371 × 10 <sup>-2</sup>	9.934 × 10 <sup>-2</sup>	4.137 × 10 <sup>-1</sup>	6.142 × 10 <sup>-1</sup>
0.05	4.292 × 10 <sup>-2</sup>	2.312 × 10 <sup>-2</sup>	1.027 × 10 <sup>-2</sup>	7.269 × 10 <sup>-2</sup>	3.109 × 10 <sup>-1</sup>	4.599 × 10 <sup>-1</sup>
0.1	4.177 × 10 <sup>-2</sup>	2.249 × 10 <sup>-2</sup>	7.323 × 10 <sup>-3</sup>	4.707 × 10 <sup>-2</sup>	2.073 × 10 <sup>-1</sup>	3.260 × 10 <sup>-1</sup>
0.2	7.532 × 10 <sup>-2</sup>	4.056 × 10 <sup>-2</sup>	6.638 × 10 <sup>-3</sup>	2.998 × 10 <sup>-2</sup>	1.456 × 10 <sup>-1</sup>	2.981 × 10 <sup>-1</sup>
<b>AMAD</b>						
0.3	7.176 × 10 <sup>-2</sup>	3.864 × 10 <sup>-2</sup>	6.599 × 10 <sup>-3</sup>	3.089 × 10 <sup>-2</sup>	1.486 × 10 <sup>-1</sup>	2.965 × 10 <sup>-1</sup>
0.5	1.281 × 10 <sup>-1</sup>	6.897 × 10 <sup>-2</sup>	7.953 × 10 <sup>-3</sup>	2.203 × 10 <sup>-2</sup>	1.215 × 10 <sup>-1</sup>	3.486 × 10 <sup>-1</sup>
0.7	1.801 × 10 <sup>-1</sup>	9.695 × 10 <sup>-2</sup>	9.833 × 10 <sup>-3</sup>	1.859 × 10 <sup>-2</sup>	1.125 × 10 <sup>-1</sup>	4.180 × 10 <sup>-1</sup>
1	2.447 × 10 <sup>-1</sup>	1.318 × 10 <sup>-1</sup>	1.242 × 10 <sup>-2</sup>	1.652 × 10 <sup>-2</sup>	1.066 × 10 <sup>-1</sup>	5.120 × 10 <sup>-1</sup>
2	3.749 × 10 <sup>-1</sup>	2.018 × 10 <sup>-1</sup>	1.732 × 10 <sup>-2</sup>	1.479 × 10 <sup>-2</sup>	9.218 × 10 <sup>-2</sup>	7.010 × 10 <sup>-1</sup>
3	4.357 × 10 <sup>-1</sup>	2.346 × 10 <sup>-1</sup>	1.869 × 10 <sup>-2</sup>	1.363 × 10 <sup>-2</sup>	7.712 × 10 <sup>-2</sup>	7.797 × 10 <sup>-1</sup>
5	4.795 × 10 <sup>-1</sup>	2.582 × 10 <sup>-1</sup>	1.777 × 10 <sup>-2</sup>	1.103 × 10 <sup>-2</sup>	5.319 × 10 <sup>-2</sup>	8.197 × 10 <sup>-1</sup>
7	4.857 × 10 <sup>-1</sup>	2.615 × 10 <sup>-1</sup>	1.567 × 10 <sup>-2</sup>	8.763 × 10 <sup>-3</sup>	3.761 × 10 <sup>-2</sup>	8.093 × 10 <sup>-1</sup>
10	4.751 × 10 <sup>-1</sup>	2.558 × 10 <sup>-1</sup>	1.265 × 10 <sup>-2</sup>	6.275 × 10 <sup>-3</sup>	2.368 × 10 <sup>-2</sup>	7.735 × 10 <sup>-1</sup>
15	4.482 × 10 <sup>-1</sup>	2.414 × 10 <sup>-1</sup>	8.944 × 10 <sup>-3</sup>	3.803 × 10 <sup>-3</sup>	1.236 × 10 <sup>-2</sup>	7.147 × 10 <sup>-1</sup>
20	4.247 × 10 <sup>-1</sup>	2.287 × 10 <sup>-1</sup>	6.550 × 10 <sup>-3</sup>	2.457 × 10 <sup>-3</sup>	7.171 × 10 <sup>-3</sup>	6.695 × 10 <sup>-1</sup>

ET<sub>1</sub>: 前部鼻腔, ET<sub>2</sub>: 後部鼻腔, 咽頭および喉頭, BB: 気管支領域, bb: 細気管支領域, AI: 肺胞-間質領域, AMTD: 熱力学的放射能中央径, AMAD: 空気力学的放射能中央径。

\* 標準値は各パラメータの平均値について知られている確からしさを反映して選ばれるであろう精度よりも高い精度で与えられている。

† これらの粒子は、密度 3.00 g·cm<sup>-3</sup> および形状係数 1.5 であると仮定される [緻密な不規則形状 (すなわち、非球状) 粒子に典型的である]。粒子径は、幾何学的標準偏差  $\sigma_g$  が 0.6 nm における 1.0 から約 1 μm 以上における 2.5 まで増加する対数正規分布であると仮定される [Publication 66 (ICRP, 1994a, 170 項)]。  $\sigma_g$  の値は標準値ではなく、対応する AMTD から導き出される (ICRP, 1994a)。

‡ 軽作業は、次を根拠に定義される: 2.5 時間の着座 (この間の吸入量は 0.54m<sup>3</sup>·h<sup>-1</sup>) および 5.5 時間の軽い運動 (この間の吸入量は 1.5m<sup>3</sup>·h<sup>-1</sup>)。両方のレベルの活動について、吸入空気はすべて鼻を通して入る。したがって、これらの沈着割合は、表 A.2(a),(b) における着座している鼻呼吸成人男性および軽い運動中の鼻呼吸成人男性について与えられた 2 つのレベルの活動に対応する体積加重平均値である。本文に述べたように、胸郭外気道における総沈着量を示すために ET<sub>1</sub> と ET<sub>2</sub> に沈着した割合を合計し、65% を ET<sub>1</sub> へ、35% を ET<sub>2</sub> へと分配した。

## A.2.2 粒子輸送：気管支気道と細気管支気道

### 低速クリアランス

(A19) 元のHRTMには、半減期が23日である、BBおよびbb領域に沈着した粒子の遅いクリアランス（図A.1におけるコンパートメントBB<sub>2</sub>とbb<sub>2</sub>）が含まれている。これは主として、ボランティアが放射性核種で標識された粒子の「シャローボラス」(shallow bolus)（すなわち、主要気道に粒子が沈着するよう設計された、各呼吸の終了時点で投与する少量のエアロゾル）を吸入した実験の結果に基づくものであった。「遅いクリアランス」の成分が観察され、これは $d_{ae}$ よりも幾何学的粒子径 $d_p$ の方により高い相関を示すと考察された（ICRP, 1994a）。元のHRTMでは、BBとbbに沈着した粒子の遅いクリアランスの割合（ $f_s$ ）は $d_p \leq 2.5 \mu\text{m}$ の場合に0.5であり、粒子が大きくなると急激に低下すると仮定している。

(A20) 改訂HRTMでは、ヒトのボランティアを用いた最近の実験に基づき、気管支樹からの遅いクリアランスに対して別のアプローチがとられている。特に、一連の研究では、大きな粒子（ $d_{ae}$ が $6 \mu\text{m}$ ）が極度にゆっくり吸入されており、これは理論的には、ほとんどの沈着が細気管支において起こるとい結果になるはずである（例えば、Anderson et al., 1995；Camner et al., 1997；Falk et al., 1997, 1999；Philipson et al., 2000；Svartengren et al., 2001）。摂取後24時間における残留は予測されたAI沈着をはるかに上回っており、気管支樹における遅いクリアランスの概念を裏づけている。

(A21) Falkら（1997, 1999）は、遅く吸入された（約 $45 \text{ cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$ ） $d_{ae} 6 \mu\text{m}$ のテフロン粒子の肺残留を、通常の流量（およそ $450 \text{ cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$ ）で吸入された同様の粒子の残留と、摂取後6か月までの期間にわたって比較した。初期肺沈着（ILD）のおよそ50%は、いずれの流量の吸入でも最初の24時間でクリアランスされた。24時間以後の残留は2成分指数関数によって良好に表現でき、クリアランス速度は約3.7日の半減期（「中位」フェーズ）と200日の半減期（AI領域からのクリアランスによる）を有する。中位フェーズに関する割合は、遅い吸入後はILDのおよそ18%、通常の吸入後はILDの6%であった。3つの異なるモデルを用いて計算されたBB、bbおよびAI領域における沈着は良い一致を示し、平均値として、遅い吸入後はILDのそれぞれ17%、63%および18%、通常の吸入後はそれぞれ30%、26%および43%であった。したがって、予測された細気管支沈着と中位フェーズにおいて除かれる量の間には強い相関があり、中位フェーズは細気管支に沈着した粒子のおよそ25%と関連づけられることが示唆された。

(A22) Svartengrenら（2001）は、 $d_{ae} 6 \mu\text{m}$ の粒子がシャローボラスとして吸入された場合と、個別に遅く吸入された場合において、それぞれの被験者の残留が極めて類似することを見出した。1つの解釈は、遅いクリアランスは細気管支に特有であり、このため手法が異なるという事実にかかわらず沈着パターンは極めて類似したというものである。これは補完的な沈着モデリングによって裏づけられた見解であった。しかし、沈着パターンが異なり、遅い吸

入後よりもボース吸入後の方がより多く気管支に沈着する可能性を排除できないであろう。また、HRTMで仮定されているように、大きな気道と小さな気道のいずれにおいても遅いクリアランスが同程度に起こる可能性も排除することはできないであろう。

(A23) Philipsonら(2000)は、 $d_{ae}$ が同じであるため肺沈着パターンは同じであるが、密度が異なるため $d_p$ の値が異なる( $d_{ae} \approx d_p \sqrt{\rho}$ , ここで $\rho$ は粒子密度)粒子を投与することにより、直接 $d_p$ の影響を調査した。ボランティアは、 $d_{ae}$ が $6\mu\text{m}$ のポリスチレン(PSL, 密度 $1.05\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ )とテフロン(密度 $2.13\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ )の粒子を吸入した。テフロンの幾何学的直径 $d_p$ ( $4.5\mu\text{m}$ )はPSL( $6.1\mu\text{m}$ )よりも小さく、HRTMはテフロンの $f_s$ の方が大きくなる(14%対5%)と予測していた。しかし、これら2つの粒子の残留はどの被験者においても同様であった。

(A24) Smithら(2007, 2008)は、これらの対立仮説をより厳密に分析するとともに、 $d_{ae}$ は同じであるが密度は大きく異なる2種類の粒子を、肺胞沈着を最小化するためにシャローボースとして投与した。1つの研究においては、ボランティアは、 $d_{ae}$  $5\mu\text{m}$ のPSLと金( $\rho = 19.3\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ )の粒子を吸入した。対応する $d_p$ の値はそれぞれ $5\mu\text{m}$ と $1.2\mu\text{m}$ であり、 $f_s$ の値はそれぞれおよそ10%と50%であった。したがって、HRTMによれば、金の肺残留はPSLのそれをはるかに上回るべきものであった。しかし、どの被験者においても、これらの間に有意な違いは認められなかった。もう1つの研究では、 $d_{ae}$ が $8\mu\text{m}$ のPSLと金が用いられ、おむね同様の結果が得られた。

(A25) したがって、これらの結果は、HRTMにおいて仮定された $f_s$ の $d_p$ に対する依存性と整合しない。しかし、*Publication 66* (ICRP, 1994a)の仮定の根拠とされたボース実験の結果との明らかな食い違いは解決されていない。考えうる説明は、推論された $d_p$ に対する依存性は偶然のものであったということかもしれない。それは主として、比較的大きな粒子( $d_p$ または $d_{ae}$ が $>4\mu\text{m}$ )を用いて行われた測定に基づくものであり、その時点で利用可能だった測定値は比較的少なかった。

(A26) 最近の別の研究は、気管支樹からの遅い粒子クリアランスに関する元のHRTMの仮定との不整合を示した。Gregorattoら(2010)は、Philipsonら(1996)による研究における肺胞残留(後述を参照)を分析し、吸入摂取後7~50日の肺クリアランスは、BBおよびbb領域からの遅いクリアランスの結果として、その期間にはAI領域からのクリアランスはないと仮定しても、HRTMで予測されたものをはるかに下回ることを見出した。

(A27) したがって、関連する最近のヒトを対象とした研究のほとんどは、誘導気道における遅いクリアランスは細気管支に沈着した粒子と関連することを示唆しており、これは*Publication 66* (ICRP, 1994a)において仮定されていた粒径依存クリアランスメカニズムよりも単純な説明である。改訂HRTMでは、誘導気道における遅いクリアランスはbb領域においてのみ起こると仮定され、上述のようにFalkら(1997, 1999)に従って、粒子は $0.2\text{ d}^{-1}$ の

速度（約 3.5 日の半減期）で bb 領域から BB 領域へと除かれるとする（隔離された微小割合を除く。後述を参照）。BB 領域から ET 領域への速いクリアランス速度は、 $10 \text{ d}^{-1}$  で変わらない。

(A28) Falk ら（1997, 1999）の結果は、遅いクリアランスがなされるのは bb 領域に沈着した粒子の一部分に過ぎず、彼らの実験条件では約 25%であることを示唆している。そうであるならば、Camner ら（1997）によって提案されているように、それは主としてより小さな細気管支において起こると考えるのが合理的である。しかし、残っている不確かさ（および bb 領域の下位区分について利用可能な沈着割合の欠如）を考慮して、本書では単純化のために、bb 領域に沈着したあらゆる粒子にあてはまると仮定する。また、遅いクリアランスが BB および bb 領域に直接沈着した粒子にのみあてはまると仮定した元の HRTM とは異なり、AI 領域から bb 領域へとクリアランスされるあらゆる粒子にもあてはまると仮定する。これらの変更は、モデルの単純化をもたらす。すなわち、単一のコンパートメント BB' が BB<sub>1</sub> と BB<sub>2</sub> に取って代わり、単一のコンパートメント bb' が bb<sub>1</sub> と bb<sub>2</sub> に取って代わる（図 A.2）。線量評価モデルについての関連する変更については、3.2.4 項に述べてある。

#### 気道壁における隔離

(A29) 元の HRTM は、BB および bb 領域に沈着し気道壁において保持される粒子の割合 (BB<sub>seq</sub> と bb<sub>seq</sub>) はどのサイズの場合も 0.7%であり、この物質は  $0.01 \text{ d}^{-1}$  の速度でリンパ節へと除かれると仮定した。元の HRTM が完成したとき、この現象は、ラットの気管末端への放射性核種で標識された粒子の沈着後の放射能残留を追跡した Patrick と同僚ら（例えば、Takahashi and Patrick, 1987）によって定量化されていたに過ぎなかった。その後、Takahashi ら（1993）は同様の実験を実施し、ウサギ、イヌおよびサル（*Macaca mulatta*）の気管末端に <sup>133</sup>Ba 標識 BaSO<sub>4</sub> を点滴注入した。注入の 1 週間後に保持されていた量は、注入された量のそれぞれ 0.145%、0.044% および 0.043% であった。これらの値はラットの場合に得られた値をはるかに下回っており、種間の相違を示唆している。鼻上皮の壁における粒子の残留である ET<sub>seq</sub> について選ばれた 0.2% という値は、複数の種における複数の異なる物質に関する結果に基づくものであり、気管について観測された範囲内である。これに基づいて、本書では、BB<sub>seq</sub> と bb<sub>seq</sub> の双方において保持される割合の値、および、それらからリンパ節へのクリアランス速度は、ET<sub>seq</sub> の場合と同じであると仮定する（すなわち、0.2% および  $0.001 \text{ d}^{-1}$ ）。結果として、改訂モデルは、BB と bb から LN<sub>TH</sub> への移行は少なくなると仮定する。解剖研究において観察された LN<sub>TH</sub> 残留量に対する肺残留量の比率との整合性を維持するために、AI 領域から LN<sub>TH</sub> への移行は相応して多くなると仮定する（後述を参照）。

(A30) 元の HRTM における気管支樹からの遅いクリアランスの取扱いを変更することは、多くの場合、線量係数を低下させることになる。半減期が数週間以上の遅いクリアランスが実効線量係数の最大成分を与えるタイプ M のアルファ放出核種では、線量係数の低下は顕著な

ものとなるであろう (Bailey et al., 1995)。隔離に関するパラメータ値の変更は、実効線量係数にはほとんど影響を及ぼさない。なぜなら、それは実効線量係数にわずかにしか寄与しないためである。

### A.2.3 粒子輸送：AI 領域

(a31) 元の HRTM では、AI 領域は 3つのコンパートメント、 $AI_1$ 、 $AI_2$  および  $AI_3$  によって表され、主としてそれぞれ  $0.02 \text{ d}^{-1}$ 、 $0.001 \text{ d}^{-1}$  および  $0.0001 \text{ d}^{-1}$  の速度 (約 35日, 700日 および 7000日の半減期) で気管支樹を經由して胃腸管へと除かれるとなっていた (図 A.1)。ヒトの肺クリアランスは、吸入摂取後およそ 1年までの実験的研究において定量化されていた (ICRP, 1994a)。この期間にわたる不溶性粒子の肺残留は、概して 2つの成分の指数関数に従い、およそ 30%が半減期約 30日, 残りの半減期が数百日であるとみなされ、これは摂取後 300日 で初期肺胞沈着物のおよそ 50%が残留することを示す。この情報は、 $AI_1$  に関するパラメータ値を定義するために利用された。

(a32) 職業上被ばくした後の胸郭における放射能の測定結果と、解剖時の肺における放射能の測定結果は、一部の物質は数十年にわたって肺に保持されうることを示している。Publication 66 (ICRP, 1994a) では、放射性核種の体外計測に基づいた、偶発的な吸入摂取後のヒトの胸郭内残留に関する情報がレビューされた。摂取後 300日までの残留は対照実験に特徴づけられていたため、偶発的な摂取後少なくとも 400日にわたる残留に関する研究のみが対象に含められた。摂取後 300日において残存する初期肺胞沈着物のおよそ 50%について起こりうる結果に関するガイダンスを得ることが目的であったため、最終測定の時間  $t_f$  における胸郭内残留  $R(t_f)$  は、300日における残留  $R(300)$  の割合として表された。これは、摂取後しばらくしてから最初の測定が行われたケースの情報を含めることも容易にするとともに、エアロゾルサイズ、呼吸パターンや可溶性成分などの因子による、初期クリアランスにおける相違の影響を回避するものであった。Publication 66 (ICRP, 1994a) の図 E.10 においては、胸郭内残留  $R(t_f)$  の  $R(300)$  に対する割合と  $t_f$  との関係がプロットされた。この情報を図 A.3 に示す。コバルト、ウラン、プルトニウムおよびアメリカシウムについては、その酸化物の急性摂取後 10年に及ぶ測定により、摂取後 300日において胸郭内に有意な割合 (>10%) で留まる物質が超長期に残留する証拠が認められた。

(a33) これらの結果は、 $AI_2$  と  $AI_3$  のパラメータ値を定量的に与えるためには用いられなかった。発表された体外計測研究は典型的なものではなく、異常に遅い肺クリアランスを表している可能性があると考えられたためである。Publication 66 (ICRP, 1994a) には次のように記載されている。「AI 沈着物のうち  $AI_3$  へと向かう割合 ( $a_3$ ) は、容易には定量化されない。摂取後 300日において AI 領域に保持されるのは初期肺胞沈着物の 50%に過ぎないため、 $a_3$  は 0.5 未満である。一部の被験者においては摂取後 5000日においても測定可能な胸郭内残留が存

在するため (図 A.3),  $a_3$  はおそらく, 初期肺胞沈着物の少なくとも数パーセントであろう。おおよその値としては,  $a_3 = 0.1$  と仮定され, したがって, 差分により  $a_2 = 0.6$  と仮定される。

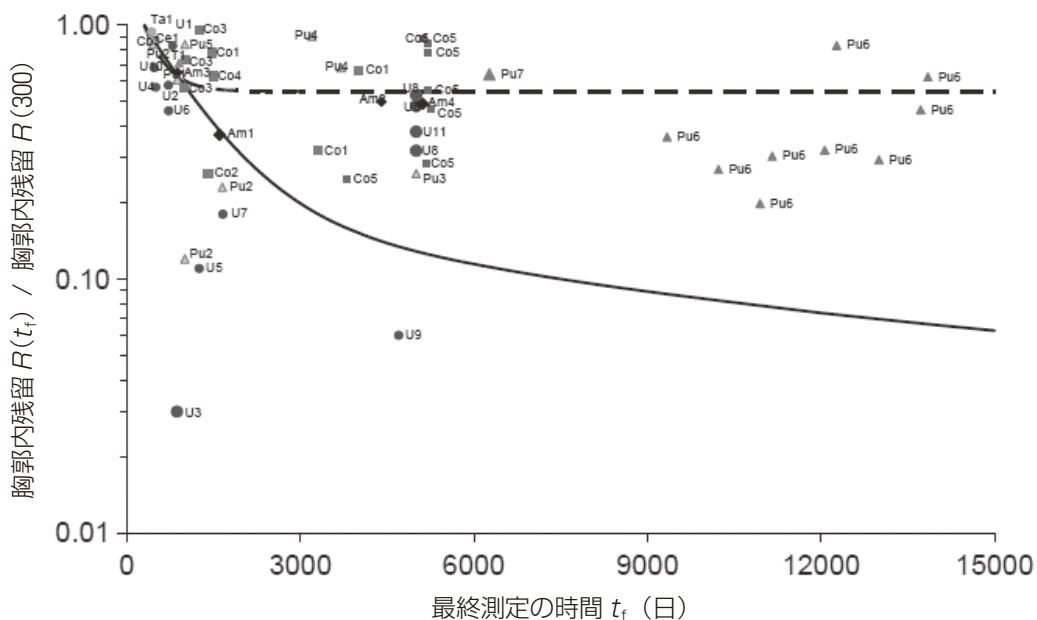


図 A.3 偶発的な吸入摂取に続く, 胸郭内気道における長期残留

図に含まれるデータの出典を表 A.3 に挙げる。それぞれの元素は別々の記号で示されている。実線および破線の曲線はそれぞれ, 元のヒト呼吸気道モデル (HRTM) および改訂 HRTM によって予測された不溶性粒子の残留を示す。最終測定的时间  $t_f$  における胸郭内残留  $R(t_f)$  は, 摂取後 300 日における残留  $R(300)$  の割合として表されている。

表 A.3 図 A.3 において使用された, 胸郭内気道における残留に関するデータの出典

コバルト Co	ウラン U	プルトニウム Pu
Co1 Newton and Rundo (1971)	U1 Ronen (1969)	Pu1 Newton et al. (1983)
Co2 Gupton and Brown (1972)	U2 Saxby et al. (1964)	Pu2 Ramsden (1976)
Co3 Raghavendran et al. (1978)	U3 Rundo (1965)	Pu3 Ramsden et al. (1978); Ramsden (1984)
Co4 Ramsden (1984)	U4 Schultz (1966)	Pu4 Bihl et al. (1988a, b, c)
Co5 Davis et al. (2007)	U5 Scott and West (1967)	Pu5 Foster (1991)
	U6 West and Scott (1966)	Pu6 ORAUT (2007)
	U7 West and Scott (1969)	Pu7 Carbaugh and La Bone (2003)
	U8 West et al (1979)	
	U9 Crawford-Brown and Wilson (1984)	
	U10 Kvasnicka (1987)	
	U11 Price (1989)	
セリウム Ce	アメリカシウム Am	
Ce1 Tyler and Lister (1973)	Am1 Fry (1976)	
	Am2 Toohey and Essling (1980)	
	Am3 Newton et al. (1983)	
	Am4 Wernli and Eikenberg (2007)	
タンタル Ta		
Ta1 Newton (1977)		
<sup>195</sup> Au-labelled teflon		
T1 Philipson et al. (1996)		



図 A.3 はまた、元の HRTM によって予測された不溶性粒子の残留も示しており、これは最終測定が摂取後 2000 日未満に行われた場合の結果とはよく一致しているが、測定がそれより後の場合の結果は過小評価している。

(A34) 改訂モデルでは、元の HRTM の採用以後に発表された、ヒトを対象とした研究が考慮されており、それらはすべて、AI 領域における長期残留は仮定されたものよりも大きいことを示している。

(A35) Davis ら (2007) による最近の研究は、*Publication 66* (ICRP, 1994a) が採択されたときに利用可能だった情報よりも十分な、長期肺残留に関する体外計測情報を提供している。作業者のグループが同時に短時間にコバルト 60 含有粒子を吸入摂取し、そのほとんど (7 名) が約 15 年にわたって追跡調査された。これらの作業者は原子力産業の作業者を代表すると仮定するのが合理的である。これらの作業者はすべて、HRTM の予測よりもはるかに遅いクリアランスを示しており、これは HRTM が発表された時点において見られた、2000 日を超える残留に関する少数のデータと整合している (図 A.3)。

(A36) それゆえ、長期肺残留データのレビューが実施されている (Gregoratto et al., 2010)。HRTM の完成以後に発表された、別の主要な 3 つの関連研究が選ばれた。それらの結果は、HRTM の基礎となった結果とともに、AI 領域からの粒子輸送の新たなコンパートメントモデルを開発するために用いられた。

(A37) Philipson ら (1996) は、 $^{195}\text{Au}$  標識テフロン粒子の吸入摂取後およそ 3 年にわたって、10 名のボランティアにおける肺残留を追跡調査した。この研究の継続期間は、HRTM が開発されたときに利用可能だった実験の期間のおよそ 3 倍の長さであり、試験用粒子からの放射性標識の漏出は少なかったと思われる。1965 年 10 月のロッキーフラッツプラントにおける火災時に酸化プルトニウムを吸入した作業者については 30 年にわたって肺残留が追跡調査されており (Mann and Kirchner, 1967; ORAUT, 2007)、これは原子力産業の作業者を代表するもう一つのグループである (Gregoratto et al., 2010)。Kuempel ら (2001) は、元の HRTM に比べ生理学的により現実的で単純である、AI 領域における粒子残留モデルを開発した。これには、HRTM における 3 つの AI コンパートメントの代わりに、気管支樹と INT コンパートメントの双方へと除かれる ALV コンパートメントが含まれており、INT コンパートメントはリンパ節へと除かれる。このモデルは、米国の炭鉱作業員のグループに適用された。このグループは、粒子質量沈着速度の評価が可能な被ばく歴を持ち、また肺中における (また、事例のおよそ 50% においてはリンパ節についても) 粉塵濃度の解剖測定値を有する。このモデルはデータと整合する最も単純なモデルとみなされ、観察された範囲で、高い肺負荷量においてもクリアランスが損われたいかなる証拠も認められなかった。Kuempel ら (2001) によって導き出された最適化されたパラメータ値は、ALV から bb へのクリアランスについては速度  $m_T = 0.001 \text{ d}^{-1}$ 、ALV から INT へのクリアランスについては速度  $m_1 = 0.00047 \text{ d}^{-1}$ 、そして INT か

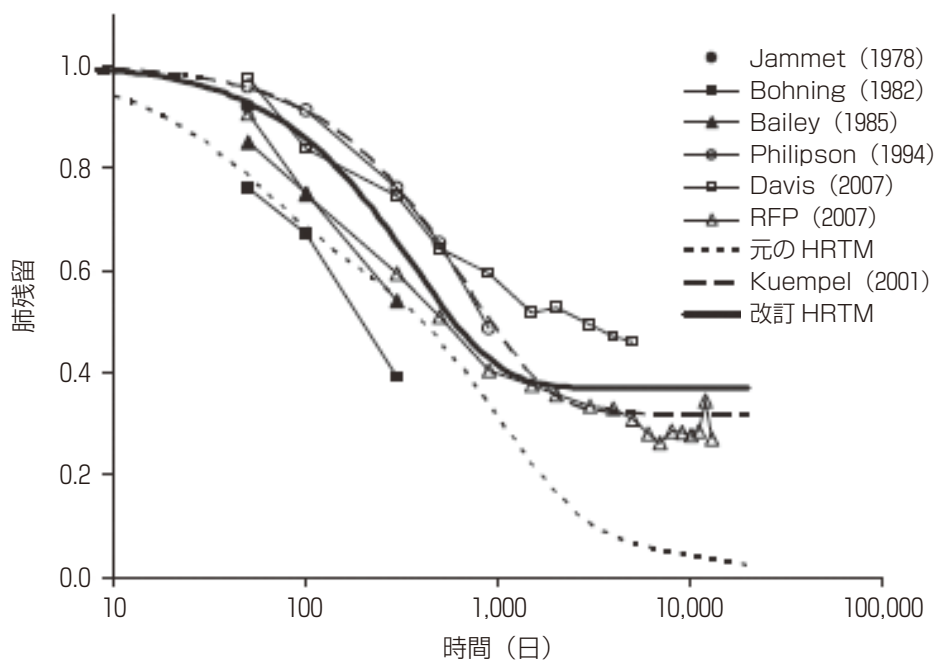


図 A.4 肺残留データ

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

らリンパ節へのクリアランスについては速度  $m_{LN} = 10^{-5} \text{ d}^{-1}$  であった。元の HRTM の AI モデルとの主たる違いは、AI 沈着物のかなりの割合が INT において隔離されるということである [ $m_I / (m_I + m_T) = 0.32$ ]。Kuempel ら (2001) は、HRTM は炭鉱作業員における肺残留をおよそ 4 分の 1 に過小評価すると指摘した。

(A38) Gregoratto ら (2010) は、Kuempel ら (2001) のモデルは先に概略を述べた他の 3 つの研究における AI 残留のデータを適切に表現できるものであることを示した。Gregoratto らは、Kuempel らのモデル構造を利用しながらも、HRTM パラメータ値の基礎とされた実験データセットと、より最近の長期研究のいずれにも適合させた新たなモデルを開発した (図 A.4)。Gregoratto らは、 $m_T = 0.0017 \text{ d}^{-1}$  および  $m_I = 0.0010 \text{ d}^{-1}$  という ALV からの粒子輸送速度を得た。本書ではこれらの値を採用するが、 $m_T$  の値は丸めて  $0.002 \text{ d}^{-1}$  とし、モデルの根底にある不確かさを反映させる (図 A.2)。これらの値は ALV からのクリアランス半減期が約 250 日 ( $m_I + m_T = 0.003 \text{ d}^{-1}$ ) であり、不溶性粒子の ALV 沈着物のおよそ 33% は INT において隔離されることを示す。元の HRTM よりも大きい AI 残留は、タイプ S の長寿命アルファ放射核種の場合には単位摂取量あたりの肺の被ばく線量を 50 ~ 100% 高く評価する可能性

があるが、より可溶性の形態に対する影響は、たとえあるとしても小さいであろう。

(A39) Gregoratto ら (2010) が分析した長期研究においては、喫煙者と非喫煙者の間にいかなる明確な違いも認められなかった。これは、*Publication 66* (ICRP, 1994a) の中でレビューされた研究において認められた、非喫煙者よりも喫煙者の残留の方が大きいこととは対照をなす。同刊行物ではこの比較を行うことが可能だったとはいえ、初期の研究は継続期間が比較的短いものだったことが指摘されている。これはまた、肺磁気法を用いて追跡調査された酸化鉄の肺胞残留に関する調査において、非喫煙者よりも喫煙者の残留の方がはるかに大きいことと [OIR: Part 2 (ICRP, 2016a) における「鉄吸入」の章を参照] と対照をなすが、この場合は粒子輸送よりも血液への吸収の方が支配的なクリアランスメカニズムであると考察されていた。したがって、*Publication 66* (ICRP, 1994a) の表 19 において提案されている、AI 領域からの粒子輸送に対する喫煙の修飾係数は、改訂モデルにはあてはまらないとみなされる。さらに、同表における他の修飾係数を個人線量評価において適用することも勧告しない。

(A40) 元の HRTM では、非喫煙者の場合、Pu の吸入摂取から 10000 日後におけるリンパ節と肺の物質濃度の比率が解剖データからの推定値  $[LN]/[L] \approx 20$  (Kathern et al., 1993) と等しくなるよう、AI 領域から  $LN_{TH}$  への輸送速度を  $2 \times 10^{-5} d^{-1}$  と定めていた。*Publication 66* (ICRP, 1994a) のモデルよりも本書で採用するモデルの方が、BB および bb 領域における沈着物のうち気道壁 ( $BB_{seq}$  と  $bb_{seq}$ ) を経由して  $LN_{TH}$  へと除かれる割合が小さいこと、そして AI 残留が長いことにより、BB および bb 領域から  $LN_{TH}$  へと除かれる量は、AI 領域からの量と比べるとごくわずかである。 $[LN]/[L] \approx 20$  の比率は、INT から  $LN_{TH}$  への輸送速度  $3 \times 10^{-5} d^{-1}$  を用いて得られる (Gregoratto et al., 2010)。

### A.3 クリアランス：血液への吸収

(A40a)\* 3.2.3 項で要約したように、血液への吸収は沈着した物質の物理的・化学的形態に依存する。元の HRTM と改訂 HRTM のいずれにおいても、いかなる吸収も起こらないと仮定される  $ET_1$  を除いて、吸収はあらゆる領域 (リンパ節を含む) において同じ速度で起こると (デフォルトとして) 仮定している。吸収は、誘導気道 (ET, BB および bb 領域) の場合よりも空気血液障壁が薄い AI 領域において、より速くなりそうであると認められる。しかし、異なる領域に対して異なる速度を与えるスケーリング係数のような、領域による吸収速度の違いを考慮するための一般的で系統的な根拠を設定するには利用可能な情報が不十分である。

(A41) HRTM では、吸収は 2 段階のプロセスとして扱われる。すなわち、血液に吸収されうる物質への粒子の解離 (溶解) と、可溶性物質および粒子から解離した物質の血液への吸

\*訳注 原著に項番号の重複があり、ICRP 事務局と検討して重複する番号に a を付した。

収（取り込み）である。いずれの段階についても、関連するクリアランス速度は、時間に依存しうる。

## 溶 解

(A42) 元の HRTM と改訂 HRTM のいずれも、時間依存の溶解を表現するために同じ単純なコンパートメントモデルを用いる。ある割合  $f_r$  は速度  $s_r$  で比較的速やかに溶解し、残りの割合  $(1 - f_r)$  は速度  $s_s$  でよりゆっくりと溶解すると仮定される [図 A.5 (a)]。この体系の限界は、全体の溶解速度が時間とともに減少することを表現できるに過ぎないということである。これを克服するために、*Publication 66* (ICRP, 1994a) は、図 A.5 (b) に示す、より柔軟な体系も記述している。この体系では、呼吸気道に沈着した物質は「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、そこでは一定速度  $s_p$  で溶解する。物質は同時に、「変換された状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントへ（一定の速度  $s_{pt}$  で）移行し、そこでは異なる溶解速度  $s_t$  を有する。この体系を用いると、初期溶解速度はおおよそ  $s_p$  であり、最終溶解速度はおおよそ  $s_t$  である。したがって、 $s_t > s_p$  を含めて適切なパラメータ選択を伴うならば、増大する溶解速度を表現することができる。 $s_{pt}$  に対する  $s_p$  の比率は、速く溶解する割合に近似する。図 A.5 (a) のモデルを用いて表現することができるいかなる時間依存の溶解挙動も、パラメータ値の適切な選択によって図 A.5 (b) のモデルを用いることによっても表現できることに言及しておく。しかし、上述のように、逆は真ではない。

(A43) 通常はそうであるように、溶解速度が時間とともに減少する場合には、いずれの体系も用いることが可能であり、以下の値を用いれば同じ結果を示すであろう。

$$\begin{aligned} s_p &= s_s + f_r(s_r - s_s) \\ s_{pt} &= (1 - f_r)(s_r - s_s) \\ s_t &= s_s \end{aligned}$$

(A44) 図 A.5 (b) に示す体系は、以前の刊行物 (ICRP, 1994b, 1995c, 1997b) ではデフォルトの設定として適用された。しかし、この体系がもたらすさらなる柔軟性が実際に必要とされることはまれであり、表現するのがより複雑である（かつ、直観的なわかりやすさに劣る）。したがって、より単純なアプローチが現在はデフォルト設定として採用され、より柔軟なアプローチは選択肢として残されている。「初期状態にある粒子」と「変換された状態にある粒子」によって表現されている、時間とともに増大する溶解速度を示す物質の例（ウランアルミナイドを含む）は、本シリーズの以後の報告書における元素の章に示される。

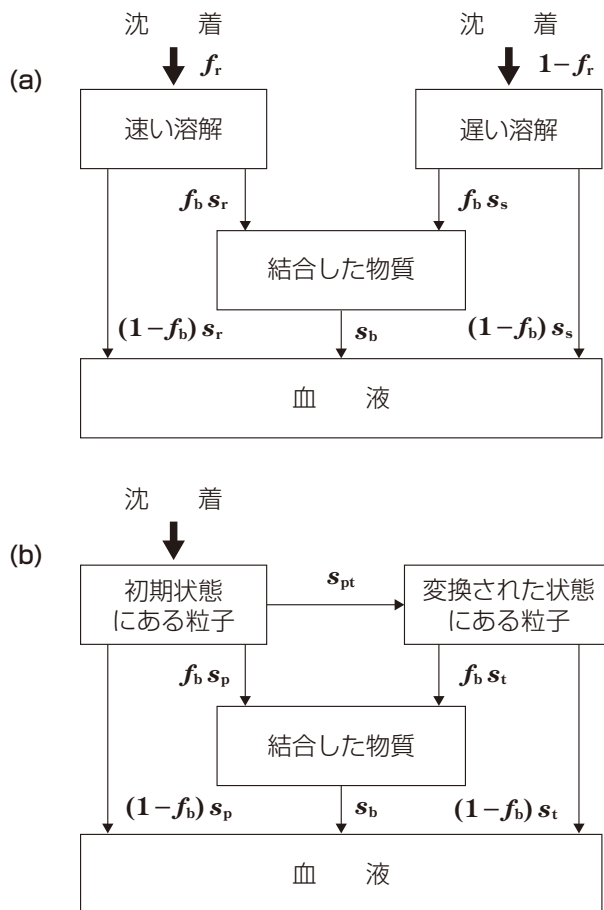


図 A.5 血液への時間依存吸収を表現する2つのコンパートメントモデル (溶解と取り込み)

図 A.5 (a) に示すモデルでは、沈着物のある割合  $f_r$  が最初に「速い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、残りの沈着物  $(1 - f_r)$  が最初に「遅い溶解」と名づけられたコンパートメントに割り当てられる。

図 A.5 (b) に示すモデルでは、すべての沈着物が最初に「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントに割り当てられ、「変換された状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質は、「初期状態にある粒子」と名づけられたコンパートメントにおける物質と同じ速度で粒子輸送に従う。「結合した物質」と名づけられたコンパートメントにおける物質は粒子輸送に従わず、血液への取り込みによってのみ除かれる。

$f_r$  : 速度  $s_r$  で速やかに溶解する沈着物の割合  
 $(1 - f_r)$  : 速度  $s_s$  でより遅く溶解する沈着物の割合  
 $f_b$  : 結合状態で保持され、そこから速度  $s_b$  で血液へと向かう溶解物質の割合  
 $s_r$  : 速い溶解の速度  
 $s_s$  : 遅い溶解の速度  
 $s_b$  : 結合状態から血液への移行速度

$s_{pt}$  : コンパートメント「初期状態にある粒子」からコンパートメント「変換された状態にある粒子」への物質の移行速度  
 $s_p$  : コンパートメント「初期状態にある粒子」からの物質の溶解速度  
 $s_t$  : コンパートメント「変換された状態にある粒子」からの物質の溶解速度

表 A.4 元のヒト呼吸気道モデル (HRTM) における、タイプ F、M および S の物質に対応するデフォルト設定の吸収パラメータ値

[Publication 66 (ICRP 1994a, 表 18) に基づく]\*

モデルパラメータ	記号	タイプ F (速い)	M (中位の)	S (遅い)
初期溶解速度 ( $d^{-1}$ )	$s_p$	100	10	0.1
変換速度 ( $d^{-1}$ )	$s_{pt}$	0	90	100
最終溶解速度 ( $d^{-1}$ )	$s_t$	—	0.005	0.0001
速く溶解する割合	$f_r$	1	0.1	0.001
近似的溶解速度：				
速い ( $d^{-1}$ )	$s_r$	100	100	100
遅い ( $d^{-1}$ )	$s_s$	—	0.005	0.0001
結合状態への割合	$f_b$	0	0	0
結合状態からの取り込み速度 ( $d^{-1}$ )	$s_b$	—	—	—

\* この表におけるモデルの値  $s_p$ ,  $s_{pt}$  および  $s_t$  は、元の HRTM での標準値 (すなわち、元の HRTM モデルにおいて使用が勧告されたデフォルト値) である。デフォルト設定されたどのタイプについても「結合」状態は仮定されなかった。

### 取り込み

(A45) 溶解物質の血液への取り込みは、通常、瞬時に起こると仮定される。しかし、いくつかの元素では、溶解物質の一部は速く血液に吸収されるが、呼吸気道の成分との結合のために、かなりの割合がよりゆっくりと吸収される。時間依存の取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 ( $f_b$ ) は「結合」状態で保持され、そこから速度  $s_b$  で血液に入るが、残りの割合 ( $1 - f_b$ ) は瞬時に血液に入ると仮定される (図 A.5)。このモデルでは、「結合」状態の物質は、粒子輸送プロセスによってではなく、血液への取り込みによってのみ除かれる。したがって、いかなる吸収も起こらない  $ET_1$  を除いて、それぞれの領域について「結合」コンパートメントが1つのみ必要とされる。

(A46) 図 A.5 に示す体系は、 $ET_1$  を除いて、図 A.2 に示した粒子輸送モデルにおけるコンパートメントのそれぞれにあてはまる。 $ET_1$  からはいかなる吸収も起こらないと仮定されるが、図 A.5 (a) のモデルが用いられる場合には、 $ET_1$  沈着物がそれでもなお、速い吸収のコンパートメントと遅い吸収のコンパートメントの間で分割されなければならない。なぜなら、物質が  $ET_1$  から  $ET_2$  へと除かれ、そこから吸収が起こるためである。

(A47) どの元素についても、パラメータのデフォルト値は、吸収速度が速い (タイプ F)、中位である (タイプ M)、あるいは遅い (タイプ S) のいずれであるとみなされるかに従って勧告される。Publication 66 (ICRP, 1994a) に示されており表 A.4 に再掲する当初の標準値は、近似値が与えられた  $f_r$ ,  $s_r$  および  $s_s$  [図 A.5 (a)] よりもむしろ、そのパラメータの初期溶解速度  $s_p$ , 変換速度  $s_{pt}$  および最終溶解速度  $s_t$  [図 A.5 (b)] によって指定された。ガスまたは蒸気については、Publication 68 (ICRP, 1994b) のように血液への瞬時の取り込みも勧告されて

おり、*Publication 71* (ICRP, 1995b) ではタイプ V (非常に速い) と定義されている。

(A48) タイプ F, M および S の当初のデフォルト値 (ICRP, 1994a, b, 表 A.4) は、実験データのレビューに基づくものではなく、粒子輸送速度との比較に基づくものであった。速い溶解速度  $s_r$  に対応する  $100 \text{ d}^{-1}$  という値は、鼻 ( $\text{ET}_2$ ) から咽喉への粒子クリアランス速度に等しくするために選択された。したがって、タイプ F の場合、 $\text{ET}_2$  に沈着した物質のおよそ半分は血液に吸収され、残りは飲み込まれる。タイプ S の場合の  $10^{-4} \text{ d}^{-1}$  という遅い溶解速度は、何らかの長期肺残留があることを確実にすべく、AI 領域から胃腸管への最も遅い粒子輸送速度 (図 A.2) と等しくするために選択された。タイプ M の値は、これら 2 つの中間とするために選択された。しかし、デフォルト設定としてのタイプ F とタイプ S のパラメータ値は、これらのクラスの物質を代表するというよりもむしろ、「速い」および「遅い」溶解の両極端を表すものと認識されている。

### A.3.1 吸入物質の吸収特性のレビュー

(A49) 本報告書シリーズの以後の部分を作成するに際しては、放射線防護と関連する吸入物質の吸収特性について詳細なレビューが実施された。それらは、それぞれの元素の吸入の節に要約されている。

(A50) 情報が利用可能であった場合、固有のパラメータ値は、インビボ研究とインビトロ研究の両方による実験データから導き出された。以下に述べるように、これらの実験データは、「速い」、「中位の」または「遅い」速度で除かれると一般にみなされる物質の代表値を選択するためのガイダンスを提供するデータベースとなった。これに基づき、タイプ F, M および S のデフォルト値として選択された値は、本報告書シリーズで用いる改訂 HRTM に採用されている。

(A51) 数は限られるが選ばれた物質、すなわち以下のような物質については、物質別の吸収速度がその元素の章の中で採用されている (電子版付属書には、それらの物質について線量係数と標準バイオアッセイ関数が提示されている)。

- 固有のパラメータ値を導き出すことができるインビボデータが存在する。
- 様々な研究の結果が一貫している。
- その物質への職業被ばくが起ころうであるとみなされた。
- 固有の線量係数とバイオアッセイ関数を追加的に提示することが十分に正当化されるほど、固有のパラメータ値がタイプ F, M および S のデフォルトのパラメータ値とは異なる。

(A52) 他の物質は、その元素の章を編集する際にレビューされたように、適切な実験データがある場合はそれらを利用してデフォルト設定のタイプに割り当てられた。*Publication 66* (ICRP, 1994a) では、実験結果に基づいて物質を吸収タイプに割り当てるための判断基準を示さなかった。その判断基準は *Publication 71* (ICRP, 1995c) において策定され、その適用

は *Supporting Guidance 3* (ICRP, 2002b) の中でさらに論じられた。特定の吸収タイプへの割り当てを行う上で十分な情報がない場合に、ほとんどの元素のあらゆる粒子形態においてタイプ M が仮定される。ある物質について急性摂取後 30日までに血液に吸収される量が、 $0.069 \text{ d}^{-1}$  の一定の吸収速度（10日の半減期に相当）を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間内に吸収される量を上回る場合、タイプ F に割り当てられる。同様に、ある物質について急性摂取後 180日までに血液に吸収される量が、 $0.001 \text{ d}^{-1}$  という一定の血液への吸収速度（約 700日の半減期に相当）を有する仮想的な物質が同一条件下で同じ期間内に吸収される量を下回る場合、タイプ S に割り当てられる。

(A53) それぞれの元素の粒子状態は、これらの判断基準を用いて HRTM のデフォルト設定の吸収タイプに割り当てられた。しかし、物質をタイプ S に割り当てるための判断基準を厳密に適用すると、継続期間が少なくとも 180日の実験が必要であるが、180日以上の実験データしか採用しないと多くの有用な情報を排除すると思われるため、本文に示すように、場合によっては外挿を用いている。これらの判断基準を適用することが可能であった研究については、結果はタイプ F (M または S) への割り当て「と整合する」(または「を与える」) という旨の記述がなされる。結果は特定のタイプを指し示しているが、これらの判断基準を適用する上での情報が不十分だった研究については、結果はタイプ F (M または S) の挙動を「示す」または「示唆する」という旨の記述がなされる。呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんど、またはまったく存在しない一部の元素については、化学的類推に基づいて物質をデフォルト設定のタイプに割り当てた。

(A54) それぞれの元素の可溶性 (タイプ F) 形態については、呼吸気道から血液への吸収の全体速度が推定される (利用可能な情報がある場合)。一般に、これは、(a) 沈着した物質の溶解 (飛沫として吸入されたのではないため、すでに溶解している場合)、(b) 特に誘導気道における、内膜液を通じた上皮への移行、そして (c) 上皮の全域にわたる移行、を含むプロセスの組み合わせの結果として得られるかもしれない。厳密には、モデル構造の点から、これらのうち最初の 2 つは、「溶解」として記述され、速い溶解速度  $s_r$  によって表現される。なぜならば、当該物質が粒子輸送の支配下にあるのに対して、上皮の全域にわたる移行は、極端に速くない限り、結合割合によって表現されるべきだからである。実際には、全体速度のうち各プロセスに割り当てべき量を評価するのは難しく、単純化のために、吸収全体を表現する  $s_r$  が用いられる。しかし、 $s_r$  は元素に固有であると仮定され、これは内膜液と上皮を通じた移行について予想される。元素間には、およそ  $1 \text{ d}^{-1}$  (例えば、イットリウム) から  $100 \text{ d}^{-1}$  (例えば、セシウム) に及ぶ、 $s_r$  の値の幅広い変動が認められた。このアプローチを正当化する根拠の一部は、 $s_r$  の値が、肺泡領域に沈着した物質よりも誘導気道 (そこでは内膜液が比較的厚い) に沈着した吸入物質の体内動態全体の方により多くの影響を及ぼす傾向にあるという事実由来する。なぜならば、それは同様の規模の粒子輸送速度 ( $BB'$  から  $ET'_2$  は  $10 \text{ d}^{-1}$ ,  $ET'_2$



から食道は  $100 \text{ d}^{-1}$ ) と競合するためである。 $s_r$  の推定値における元素間の幅広い変動のため、本報告書シリーズでは、元素固有の値の推定を行うことができる元素については、この元素固有の値が採用される。

**(A55)** 一部の元素の可溶性形態の場合、溶解物質の一部は速やかに血液に吸収されるが、かなりの割合がよりゆっくりと吸収される。場合によっては、これは（粒子輸送によるクリアランスの支配下にある）粒子状物質の形成によって表現することができる。しかしながら、一部の溶解物質が肺の構成成分に付着し、血液への吸収によってのみ除かれるように見える場合もある。後者のタイプの時間依存の取り込みを表現するために、溶解物質のある割合 ( $f_b$ ) は「結合」状態で保持され、そこから速度  $s_b$  で血液に入るが、残りの割合 ( $1 - f_b$ ) は瞬時に血液に入ると仮定される (図 A.5)。粒子状物質への変換による残留よりも、むしろ結合状態での保持である証拠は、1つ以上の形をとるかもしれない（例えば、保持された物質の糞中クリアランスよりもむしろ全身への取り込み、呼吸気道の同じ領域に沈着した不溶性粒子の場合よりも遅いクリアランス、または放射能の局所的な残留ではなく拡散を示すオートラジオグラフィ）。

**(A56)** 結合状態は主として、肺胞領域からの可溶性物質の遅いクリアランスを考慮に入れるためにこのモデルに含められたが、デフォルト設定では、すべての領域に同じ結合状態パラメータ値を適用すると仮定する。場合によっては（例えば、長寿命アルファ放出体の長期的な結合状態）、このことははからずも、BB および bb 領域に対する高い線量計算値をもたらすであろう。そして、これらの組織に大きな加重（按分係数）が与えられているため、肺に対する高い等価線量計算値をもたらすであろう。したがって、本報告書シリーズでは、結合状態が採用される ( $f_b > 0$ ) 元素については、実験的証拠があるならば、それを誘導気道 (ET<sub>2</sub>, BB および bb 領域) にのみ適用すると仮定する。

**(A57)** 呼吸気道からの吸収に関する実験データがほとんど、または、まったく存在しない一部の元素については、元素固有の吸収パラメータ値 ( $s_r, f_b$  および  $s_b$ ) は化学的類推に基づく。

### A.3.2 吸収パラメータのデフォルト値に対する改訂

**(A58)** 既に述べたとおり、実験データ（インビボ研究とインビトロ研究の両方による）から導き出された固有のパラメータ値は、一般的に「速い」、「中位の」または「遅い」速度で除かれるとみなされる物質の代表値を選択するためのガイダンスを提供するデータベースとなった。

**(A59)** およそ 100 セットのパラメータ値が利用可能となったときに（すなわち、本シリーズの第 2 部と第 3 部の元素についてレビューのほとんどが完了したときに）、これらの結果が照合され分析された。これは、いくつかの客観的な統計手法によって中央値\*を導き出しうるであろう代表的な調査ではなかったことを強調しておく。むしろ、これは以下に述べるように、

\*訳注 原文では“central value”と“median”が同義で混在しているため、文書全体にわたり「中央値」で統一した。

表 A.5 実験データのレビューによる、タイプ F、M および S の物質に対応する溶解パラメータの中央値\*

	タイプ F (速い)	M (中位の)	S (遅い)
速く溶解する割合 $f_r$	0.95 (0.84) [1.4]	0.20 (0.18) [4]	0.007 (0.003) [9]
溶解速度：			
速い ( $d^{-1}$ ) $s_r$	12 (9) [8]	1.7 (1.5) [9]	2.0 (3.8) [14]
遅い ( $d^{-1}$ ) $s_s$	0.02 (0.02) [8]	0.003 (0.003) [4]	0.00018 (0.00008) [9]

\* 中央値（幾何平均）[幾何標準偏差]

表 A.6 タイプ F、M および S の物質に対応する改訂された吸収パラメータのデフォルト値<sup>\*,†</sup>

	タイプ F (速い)	M (中位の)	S (遅い)
速く溶解する割合 $f_r$	1	0.2	0.01
溶解速度：			
速い ( $d^{-1}$ ) $s_r$	30 <sup>‡</sup>	3 <sup>§</sup>	3 <sup>§</sup>
遅い ( $d^{-1}$ ) $s_s$	—	0.005	0.0001

\* 標準値（表 3.2 の脚注を参照）。

† 結合状態は、一部の元素のデフォルト設定タイプについても用いられる。

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

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

判断に情報を与えるための基礎を提供した。

(A60) 元素の章の現時点のドラフトの本文に示されているパラメータ値は、上記に示した *Publication 71* (ICRP, 1995c) の判断基準に従ってタイプ F、M および S に分類され、表にまとめられた。多少の選択が行われた。特に不確かであることが指摘されたいいくつかの値は除外された。ある物質（または極めて類似する物質）について結果のセットが複数あった場合、それらは結合され、少数の化合物に重みを与えすぎること避けるために中央値が採用された。ここで留意すべきは、いくつかのパラメータ値のセットについては、データフィッティングにおける限界ゆえに、 $s_r$  値は固定され、 $f_r$  値と  $s_s$  値のみが評価されたことである。そのような場合、仮定された  $s_r$  値は中央値の導出には含まれなかった。

(A61)  $f_r$ 、 $s_r$  および  $s_s$  の評価値の中央値、幾何平均値と幾何標準偏差 ( $\sigma_g$ ) を表 A.5 に示す。タイプ F の物質に対応する  $f_r$  値を除き、推定値の幅が広いことを反映して、 $\sigma_g$  は極めて大きく (4 ~ 14)、したがって中央値における不確かさが大きいことを示唆している。

(A62) 表 A.6 に示す更新されたデフォルト値は、主として以下の考察に基づくものであったが、中央値における大きな不確かさと単純な概数の必要性も考慮に入れたものである。

速く溶解する割合,  $f_r$ 

(A63) タイプ F の場合, 中央値 (0.95) は現行のデフォルト値 1.0 に近い。導入における容易さのため, 2 段階の溶解には変更しないのが望ましい。デフォルト値は 1.0 のままとする。

(A64) タイプ M の場合, 中央値は現行のデフォルト値 (0.1) を上回る (0.20)。更新されたデフォルト値は 0.2 とする。

(A65) タイプ S の場合, 中央値は現行のデフォルト値 (0.001) を上回る (0.007)。更新されたデフォルト値は丸めて 0.01 とする。

速い溶解速度,  $s_r$ 

(A66) タイプ F の場合, 物質に対する実験データから推定される, 割り当てられるであろう  $s_r$  の中央値は  $12 \text{ d}^{-1}$  であり (表 A.5), これは元の HRTM のデフォルト値  $100 \text{ d}^{-1}$  を大きく下回る。しかし, この結果は少数の元素で得られた結果によって大きく影響されており, その結果のおよそ半分は 4 つの元素のみによるものである。デフォルト値の選択においてより広い範囲の元素による情報を含めるために, 適切な実験情報が利用可能だったことで評価された元素の可溶 (タイプ F) 形態に対応する元素固有の  $s_r$  値も考慮された (上記を参照)。物質固有の値が評価されなかったいくつかの元素についても, 元素固有の値が用いられる。したがって, 元素固有の値の分布は幅広い元素を含んでおり, それぞれの元素の寄与は等しく 1 つの入力として扱われる。その中央値は  $50 \text{ d}^{-1}$  である。両方の中央値を考慮に入れて, タイプ F に対応する更新された  $s_r$  のデフォルト値は  $30 \text{ d}^{-1}$  とする。

(A67) タイプ M と S の場合, 物質に対する  $s_r$  推定値に割り当てられるであろう中央値は, それぞれ  $1.7 \text{ d}^{-1}$  と  $2 \text{ d}^{-1}$  であり (表 A.5), これらは元の HRTM のデフォルト値  $100 \text{ d}^{-1}$  をはるかに下回る。タイプ F の場合のように, その分布は少数の元素に対する結果によって大きく影響されている。タイプ F の場合, 元素固有の  $s_r$  値の考慮は, より幅広い元素を含み, 物質固有の値よりもわずかに高い値の選択につながった。しかし, 速い溶解速度  $s_r$  は, タイプ F の物質の場合には吸収全体を示すものであって, 元素固有であると仮定される一方, タイプ M と S の物質の場合には粒子の基質の溶解によって決定される傾向があり, それほど元素に特有のものではない。したがって, タイプ M と S の物質については, 元素固有の  $s_r$  値は評価されなかった。これらの要因と  $s_r$  推定値における大きな変動全体を考慮に入れると, タイプ M と S に対応する更新されたデフォルト値は同じであり, 丸めて  $3 \text{ d}^{-1}$  とする。本書では, タイプ M と S の物質に対応する  $3 \text{ d}^{-1}$  の  $s_r$  デフォルト値は, すべての元素に適用されると仮定する。ただし, タイプ F の元素固有値それ自体が  $3 \text{ d}^{-1}$  を下回る場合はこの限りでなく, この場合は, タイプ F の元素固有値がタイプ M と S にも適用される。例えば, 硫黄の場合, 表 A.6 のように 3 つのタイプのいずれについてもデフォルト値が用いられる。バリウムの場合, タイプ F に対応する元素固有の  $s_r$  値は  $20 \text{ d}^{-1}$  であるが, タイプ M と S については  $3 \text{ d}^{-1}$  のデ

フォルト値が用いられる。イットリウムの場合、タイプFに対応する元素固有の $s_r$ 値が $1\text{d}^{-1}$ であるため、タイプMとSについても $1\text{d}^{-1}$ が用いられる。

#### 遅い溶解速度, $s_s$

(A68) タイプMとSについては、中央値は $0.003\text{d}^{-1}$ と $0.00018\text{d}^{-1}$ であり(表A.5)、現行のデフォルト値 $0.005\text{d}^{-1}$ と $0.0001\text{d}^{-1}$ と同程度である。デフォルト値はそれぞれ、 $0.005\text{d}^{-1}$ と $0.0001\text{d}^{-1}$ のままとする。

(A69) したがって、現在利用可能なデータは、3つのタイプすべてに対する元のデフォルト値よりも、タイプMとSの物質の代表的な「速く溶解する割合」は大きい、「速い溶解速度」の値は小さいことを示している。これは、ET気道における速い吸収を低減し、肺における速い吸収を増大する影響をもたらす。

### A.3.3 呼吸気道において生成される子孫核種

(A70) 以下は、親核種の吸入摂取後に呼吸気道において生成される子孫核種に対し特に適用される。吸入摂取前に生成され親核種とともに吸入される子孫核種は、一般に別な摂取として扱われるため、子孫核種にはその同位体の元素に適切な体内動態を採用すると仮定する。呼吸気道での子孫核種の挙動に関する多くの問題は自然壊変系列と関連して生じるため、これらを図A.6(ウラン238系列)、図A.7(ウラン235系列)および図A.8(トリウム232系列)に示す。

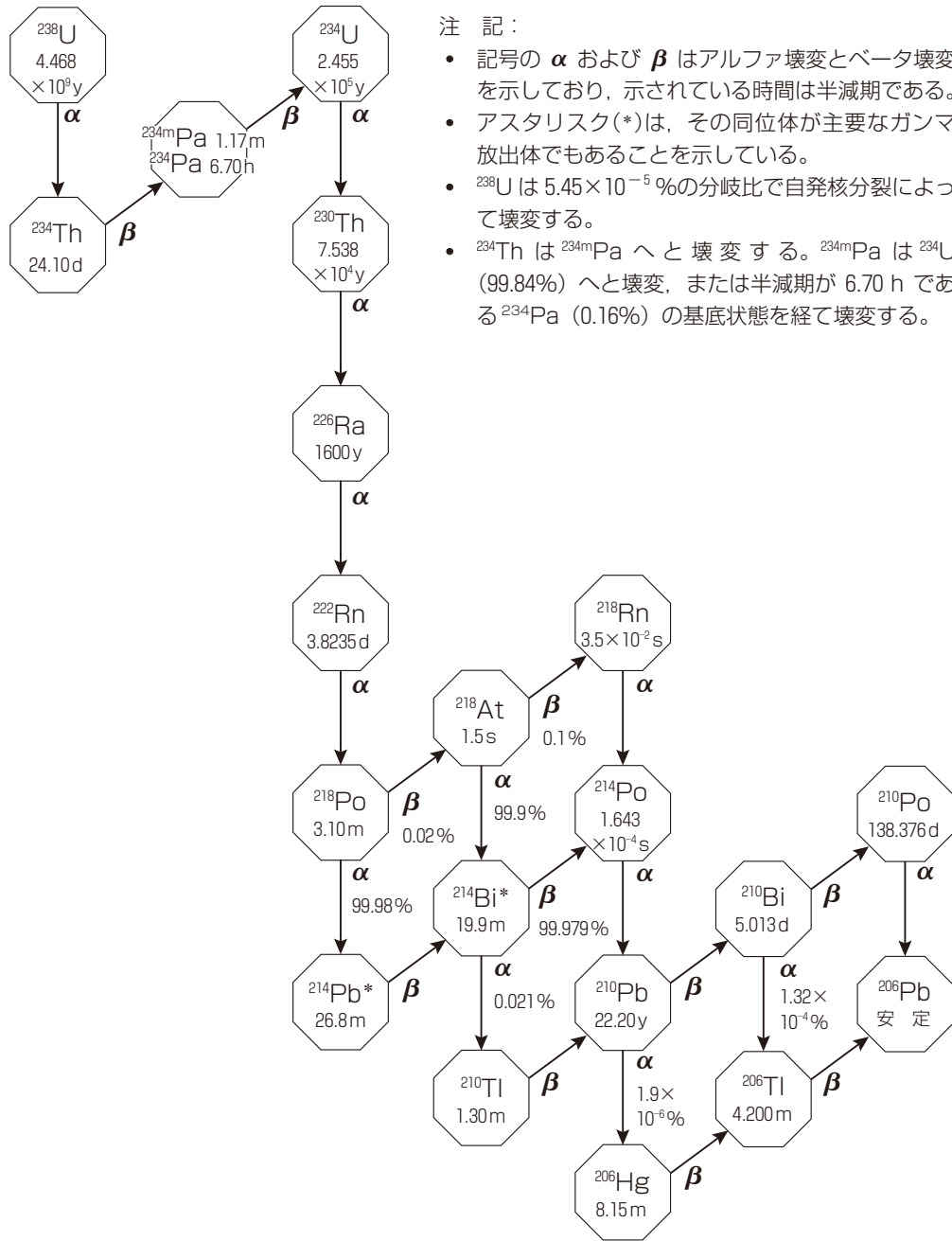
(A71) *Publication 66* (ICRP, 1994a, 272項)は、以下のことが予想されると指摘した。

- 粒子が解離する割合は、その粒子の基質によって決定され、したがって、吸入物質の溶解パラメータ値は、呼吸気道において粒子中に生成される子孫核種に適用される(「共通動態」)。
- ラドンを含めた希ガスとして生成される子孫核種は、粒子から拡散するため例外となる。
- 解離した物質の挙動は、その元素の形態に依存する。そのため、例えば、子孫核種に対する結合割合のパラメータ値は、親核種の値と同じではないことになる(「個別動態」)。

(A72) これらの点について以下で考察する。しかし、従来のHRTMの適用[例えば、*Publication 68, 71, 72* および *78* (ICRP, 1994b, 1995c, 1996, 1997b)]においては、希ガスを除いて、呼吸気道において生成されるすべての壊変系列核種に対し親核種の吸収パラメータ値が適用された(「共通動態」)ことに注意すべきである。検討の結果(下記を参照)、本報告書シリーズでは同じアプローチが採用される。

#### 粒子の基質における残留

(A73) 一般に、タイプMとSの物質の遅い溶解割合に適用される仮定は、子孫核種の溶解は子孫核種が生成される粒子の基質の溶解によって決定されるというものである。したがって、その溶解パラメータ値は吸入物質と同じものとすべきである。



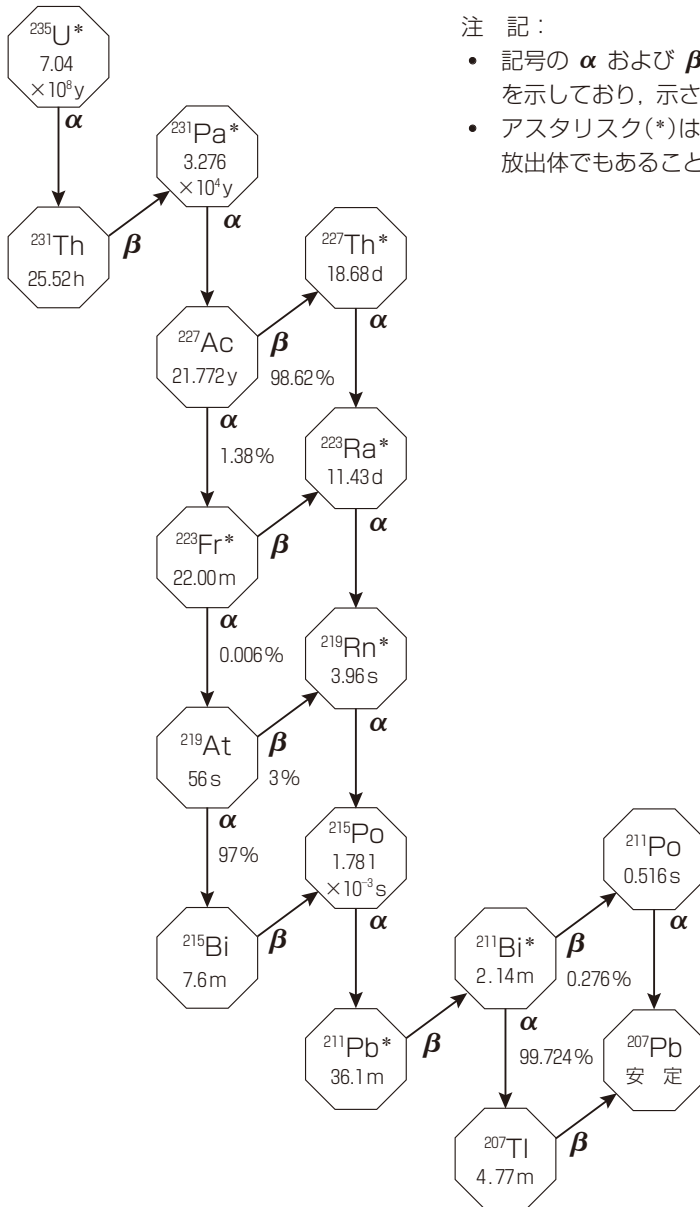
注 記：

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

図 A.6 自然壊変系列：ウラン 238 (ICRP, 2008)

ラドンの放散およびアルファ反跳

(A74) HRTM の適用においては、子孫核種として生成される希ガスは、一般に例外とされている (ICRP, 1994b)。ヨウ素の壊変によって生成されるキセノンの放射性同位体は、Publication 30 Part 1 (ICRP, 1979a) において仮定されているように、壊変を伴わずに人体か



注 記：

- 記号の  $\alpha$  および  $\beta$  はアルファ壊変とベータ壊変を示しており、示されている時間は半減期である。
- アスタリスク(\*)は、その同位体が主要なガンマ放出体でもあることを示している。

図 A.7 自然壊変系列：ウラン 235 (ICRP, 2008)

ら漏出すると仮定された。この仮定には、呼吸気道において生成されるキセノンが含まれていた。計算の目的のために、呼吸気道において子孫核種として生成されるラドンは、 $100 \text{ d}^{-1}$  の一定速度で人体から漏出すると仮定されている (ICRP, 1994b)。この速度は、便宜的な任意の速い速度として定められた。その根底にある仮定は、(例えば) ラドンの喪失は拡散のような連続プロセスであるというものである。自然壊変系列における3つのラドン同位体—— $^{222}\text{Rn}$  (ラドン)、 $^{220}\text{Rn}$  (トロン) および  $^{219}\text{Rn}$  (アクチノン)—— はそれぞれ、半減期が約 3.8

日, 56 秒および 4 秒であるため, 壊変速度はおよそ  $0.18 \text{ d}^{-1}$ ,  $1100 \text{ d}^{-1}$  および  $15,000 \text{ d}^{-1}$  である。したがって,  $100 \text{ d}^{-1}$  の喪失速度という仮定は,  $^{222}\text{Rn}$  はほとんどすべて壊変する前に粒子から漏出し,  $^{220}\text{Rn}$  はおよそ 10% が漏出し,  $^{219}\text{Rn}$  はほとんどすべて粒子中で壊変することを意味する。ICRP (2016b) におけるトリウム吸入摂取の章に述べられているように, トリウムの肺内容量と吐き出されたトロンとを比較した研究は, 肺の中にある粒子中に生成されるトロンのおよそ 10% は漏出するという仮定とおおむね一致しているように思われるが, ウラン鉱石の粉塵からのラドン ( $^{222}\text{Rn}$ ) 放散の測定は, 100% をはるかに下回る値を示している。

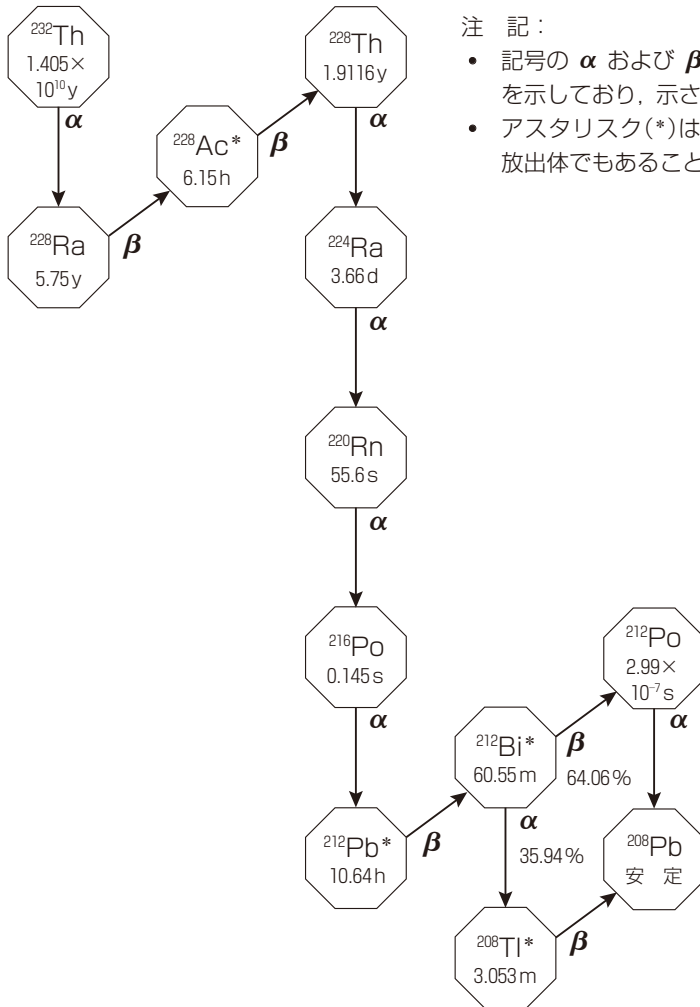
(A75) Griffithら (1980) は,  $\text{ThO}_2$  または  $\text{UO}_2$  粒子の吸入摂取に続く, 肺における  $^{232}\text{U}$  とその子孫核種 ( $^{228}\text{Th}$  を含む) の残留を記述するためのモデルを開発した。化学的な溶解に加えて, 彼らは, 拡散による粒子からの  $^{220}\text{Rn}$  の放散, ならびに, アルファ粒子の壊変において生成される核の反跳の結果としての  $^{220}\text{Rn}$  を含む子孫核種の放散を考察した。彼らは, 拡散による喪失割合と粒径 (ただし, 球状粒子についてのみ) の関数としての反跳を計算するための方程式を提示した。彼らは, 子孫核種についておよそ  $0.05 \mu\text{m}$  の反跳の範囲 ( $10 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$  の粒子密度を仮定して), ならびに, AMAD が  $1 \sim 10 \mu\text{m}$  の範囲であるエアロゾルについて  $0.3 \sim 0.1$  の範囲の, 反跳放散による喪失割合を計算した。拡散放散による粒子からの  $^{220}\text{Rn}$  喪失の計算は予測が困難であり, 拡散係数の仮定 ( $10^{-15} \sim 10^{-11} \text{ cm}^2\cdot\text{s}^{-1}$ ) に依存し  $0.03 \sim 0.7$  の範囲だった。

(A76) Coombs と Cuddihy (1983) は,  $\text{ThO}_2$  および  $^{232}\text{U}$  を 1% 含有する酸化ウラン ( $\text{UO}_2$  と  $\text{U}_3\text{O}_8$  の混合物) のサイズ分割した試料から, 反跳によって漏出する  $^{228}\text{Th}$  の割合および拡散によって漏出する  $^{220}\text{Rn}$  の割合を測定した。漏出する  $^{228}\text{Th}$  の割合は, AMAD が  $2.5 \mu\text{m}$  (およそ  $1 \mu\text{m}$  の  $\text{CMD}^{1)}$  の粒子における約 0.07 から, AMAD が  $0.65 \mu\text{m}$  (およそ  $0.1 \mu\text{m}$  の  $\text{CMD}$ ) の粒子においては約 0.3 へと増加した。これは, Griffithら (1980) のモデルとおおよそ一致した。計算された反跳の範囲は反跳飛程に密度を乗じた形で表され, およそ  $20 \mu\text{g}\cdot\text{cm}^{-2}$  の値であった。拡散によって漏出する  $^{220}\text{Rn}$  の割合は, AMAD が  $2.5 \mu\text{m}$  の粒子における約 0.07 から, AMAD が  $0.65 \mu\text{m}$  の粒子においては約 0.35 へと増加した (また, およそ  $3 \times 10^{-14} \text{ cm}^2\cdot\text{s}^{-1}$

<sup>1)</sup> (例えば, 顕微鏡検査によって) 測定される試料中の粒子の 50% (粒子数による) は,  $\text{CMD}$  を上回る直径を有する。幾何標準偏差が  $\sigma_g$  である対数正規分布の場合, 質量中央径 (MMD) は以下のように  $\text{CMD}$  から計算することができる [例えば, Baron and Willeke (2001) を参照]。

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

エアロゾル中の物質の質量の 50% は, 直径が  $\text{MMD}$  を上回る粒子と関連する。物質の比放射能が均一である場合,  $\text{MMD}$  は放射能中央径 (AMD) に等しいことになる。エアロゾル中の放射能の 50% は, 直径が  $\text{AMD}$  を上回る粒子と関連する。粒子の直径 ( $d_p$ ) と粒子の空気力学的直径 ( $d_{ae}$ ) の関係, つまり  $\text{AMD}$  および  $\text{CMD}$  とその粒子から形成されるエアロゾルの  $\text{AMAD}$  の関係は, 粒子の密度と形状, ならびに, 直径が測定された方法に左右される。例えば, *Publication 66* (ICRP, 1994a, D.4.1 節) や *Supporting Guidance 3* (ICRP, 2002b, B.1.2 節) を参照。しかし, およそ  $0.1 \mu\text{m}$  より大きい緻密な形状の粒子の場合,  $d_{ae} \approx d_p \sqrt{\rho}$  であり, ここで  $\rho$  は粒子密度である。



注 記：

- 記号の  $\alpha$  および  $\beta$  はアルファ壊変とベータ壊変を示しており、示されている時間は半減期である。
- アスタリスク(\*)は、その同位体が主要なガンマ放出体でもあることを示している。

図 A.8 自然壊変系列：トリウム 232 (ICRP, 2008)

の拡散係数を示した)。これは反跳によって漏出する  $^{228}\text{Th}$  の割合に近い。したがって、 $^{220}\text{Rn}$  と  $^{228}\text{Th}$  の反跳飛程は似ているため、反跳によって漏出する  $^{220}\text{Rn}$  の割合もおそらく同程度である (Griffith et al., 1980)。

(A77) Johnson と Peterman (1984) は、アルファ粒子の反跳による  $\text{ThO}_2$  からの  $^{220}\text{Rn}$  の放散とその肺からの吐き出しを記述するためのモデルを開発した。彼らは、生成された  $^{220}\text{Rn}$  原子のうち反跳によって粒子 (密度  $10 \text{ g}\cdot\text{m}^{-3}$ ) から逃れる割合は、直径  $1 \text{ nm}$  での約 1.0 から直径  $10 \text{ nm}$  では約 0.5、直径  $0.5 \mu\text{m}$  では約 0.1 へと減少すると計算した。AMAD が  $1 \mu\text{m}$  であるエアロゾルにおける平均割合は 0.2 と計算されており、これは Griffith ら (1980) によって導き出された結果とおおむね一致しているように思われる。



(A78) したがって、反跳は、少なくとも粒子からのラドンの放散の点で拡散と同程度に重要なメカニズムであるように思われる。これは、AMADがおよそ $1\mu\text{m}$ であるエアロゾルの場合、支配的なメカニズムであり、肺中の粒子に生成される $^{222}\text{Rn}$ 、 $^{220}\text{Rn}$ または $^{219}\text{Rn}$ のおよそ10%が肺の空気へ放出されるであろう。さらに、アルファ粒子の反跳は、子孫核種として生成されるラドンだけでなく、アルファ放出によって生成される他の子孫核種にもあてはまる。壊変系列の場合、このメカニズムにより、比較的不溶性の粒子中に保持される親核種と比べてその壊変系列を構成する核種の放射能は逐次的に低くなるであろう。このことを確認する実験的証拠は存在する [ICRP (2016b)におけるトリウム吸入摂取の章を参照]。しかし、本報告書シリーズでは、線量係数およびバイオアッセイ関数の計算においてアルファ反跳による子孫核種の喪失を導入するのは実際的ではないとした。代表的な作業場のエアロゾルに対する喪失割合の評価は複雑であろう。それはアルファ壊変エネルギー、沈着した粒子の粒径分布、そしてそれらの粒子の形状と密度に左右されるためであり、実際的な導入には単純化した仮定が必要となるであろう。比較的不溶性の粒子中の、吸入された $^{232}\text{U}$ および吸入摂取後に生成される子孫核種による線量に与える反跳の影響について、(タスクグループによって)調査が実施され、予想どおり呼吸気道に対する線量は低下し、全身への取り込みに起因する組織の線量は増大することがわかった。しかし、この例においては、実効線量に対する影響はほとんどなかった。アルファ壊変によって生成される放射性核種の特定、および、粒子中に残る割合と肺液へと漏出する割合の間での、子孫核種の原子の分配に必要なとされる計算上の労力はかなりのものであると思われ、本報告書を日常的に用いて得られる便益とは釣り合わないと考えられた。それでもなお、この現象は、特に親核種の摂取量と線量をモニタリングするために子孫核種を用いる場合には留意すべきである。

(A79) 本報告書シリーズでは、計算の目的のために、呼吸気道内で子孫核種として生成されるラドンは $100\text{d}^{-1}$ の速度で人体から漏出するという仮定を維持し、あらゆる希ガスに適用する。しかし、以前のHRTMの導入においては(ICRP, 1994b)、呼吸気道において子孫核種として生成されるラドンは、他の除去経路に加えて、 $100\text{d}^{-1}$ の速度で人体から漏出すると仮定された(ICRP, 1994b)。本報告書シリーズでは、放射性壊変によって呼吸気道(および消化管)のコンパートメントで生成される希ガスは、血液コンパートメントへの移行および呼吸気道と消化管のコンパートメント間の移行を伴わずに、これらのコンパートメントから直接環境へ $100\text{d}^{-1}$ の速度で漏出すると仮定する。したがって、この $100\text{d}^{-1}$ の速度は他の除去経路に付加されるのではない。

#### 可溶性(解離した)物質

(A80) 呼吸気道において生成される子孫核種の可溶性物質または溶解物質の挙動(特に血液への取り込み速度)は、生成される子孫核種の同位体の元素に依存するであろう。先に論じ

たように、可溶性（タイプF）物質の場合、速い溶解速度  $s_r$  は呼吸気道から血液への吸収全体を表し、多くの元素において元素固有である。したがって、タイプFの物質が呼吸気道に沈着する場合、生成される子孫核種に対応する  $s_r$  の値は、親核種の  $s_r$  値に従う（「共通動態」）よりもむしろ、生成される元素の  $s_r$  値である（「個別動態」）と予測される。同様に、呼吸気道において生成される子孫核種には元素固有の結合状態パラメータ値が適用できるであろう。しかし、タスクグループによって実施された分析は、タイプFの放射性核種の子孫核種に対して、呼吸気道内での共通動態ではなく個別動態を適用しても、呼吸気道の組織線量係数に違いはほとんど生じず〔最大でもファクター2（過大評価で2倍、過小評価で2分の1）であるが、ほとんどの場合これをはるかに下回る〕、実効線量係数の違いはもっと小さくなることを示した。タイプFの物質の場合、血液への吸収は速く、全身性組織への沈着による線量は、呼吸気道の組織に対する線量よりも実効線量に対して寄与が大きくなる場合が多い。したがって、個別動態の適用に伴う複雑さが増すことは正当化されないと考えられた。さらに、多くの実際の被ばく状況においては、親核種の摂取はしばしば、その子孫核種の同時摂取を伴う。それらの放射能（個別の摂取として扱われ、その元素に対する吸収動態が適用されることになる）は、呼吸気道内で生成される子孫核種の放射能よりもかなり大きいことが多いであろう。これは、（その半減期が短くない限り）タイプFの物質が血液に吸収される前に親核種の壊変はほとんど起こらないためである。

(A81) したがって、本報告書シリーズにおいては、呼吸気道内で生成される放射性子孫核種（希ガスを除く）は、親核種の吸収挙動に従うことをデフォルトとして仮定し、親核種と同じ溶解と取り込みパラメータ値を与えられる（共通動態）。血液への吸収後、それらは、親核種の子孫核種の元素に適用される全身モデルに従って挙動すると仮定する。

(A82) そうではあるが、親核種とその子孫核種の間で吸収挙動を直接比較できる実験結果がある場合、それらの結果は親元素（例えば、ウラン、トリウム）の吸入摂取の節に要約されている。そのような情報は、親核種の摂取量が1つ以上の子孫核種の測定によって評価されている場合は特に、個人モニタリングにとって有用かもしれない。この観点から、トリウムとその子孫核種の挙動は、特に重要であろう。なぜなら、一般に、トリウムは可溶性形態での沈着後、かなり長期にわたって肺に残留するのに対して、重要な子孫核種、特にラジウムと鉛の可溶性形態は比較的容易に吸収されるためである。

#### A.3.4 放射性ナノ粒子

(A83) 近年、ナノ粒子（物理的直径が100 nmを下回る粒子、「超微粒子」としても知られる）、その応用、そしてその毒性に対する関心が非常に高まっている。NCRPは最近、現状の知見とナノテクノロジーに関連する放射線安全プログラムに係るガイダンスに関する報告書を作成するために、NCRP科学委員会2-6を設置した（Hoover et al., 2015）。しかし、この粒

径範囲の放射性粒子の放射線量評価は長年にわたって考察されてきた。

(A84) 呼吸気道におけるナノ粒子の沈着は、吸入されたラドン子孫核種の線量評価における重要性ゆえに、特に関心を持たれている。気体であるラドンの壊変後、新たに生成された放射性核種は微量ガスおよび蒸気と急速に (< 1 秒) 反応し、「非付着」成分と呼ばれる、粒径がおおよそ 1 nm の粒子を形成する。それらの放射性核種はまた、空気中に存在するエアロゾル粒子に付着して (1 ~ 100 秒以内)、「付着」成分を形成することもあり、その一部は < 100 nm である [詳細は、OIR 第 3 部 (ICRP, 2016b) におけるラドンの吸入摂取の節を参照]。したがって、HRTM における沈着モデル [3 章および ICRP (1994a) を参照] は、0.6 nm 以上の粒径範囲を対象とする。

(A85) 呼吸気道からのナノ粒子のクリアランスに関しては、一般的な放射線防護の目的では、粒子輸送メカニズム (例えば、粘膜線毛運動やマクロファージ遊走) は物質または粒径とは無関係であると仮定され、粒子はこれらのメカニズムのトレーサとしてふるまう。しかし、*Publication 66* (ICRP, 1994a) の付属書 E では、一部のナノ粒子はデフォルトのモデルとは異なる挙動を示す場合があることが認識されている。

(A86) *Publication 66* (ICRP, 1994a) の付属書 E における E.3.3.2 項は「物質に対する粒子輸送の独立性」の仮定を扱っており、同項には粒径の考察が含まれている。同項は、粒径範囲がおおよそ 20 ~ 30 nm の粒子は、クリアランスモデルの基礎とされているより大きな粒子よりも遅く除かれる証拠を報告している。すなわち、「Ferlin ら (1990, 1991) は、酸化チタンと酸化アルミニウムの両方を用いて、直径が  $0.2\ \mu\text{m}$  ~  $0.5\ \mu\text{m}$  の粒子よりも  $0.02\ \mu\text{m}$  ~  $0.03\ \mu\text{m}$  の粒子の方がラットにおける肺残留が大きいことを見出し、これは間質への超微粒子の浸透の方がより大きいことによるかもしれないと示唆した」。数十ナノメートルの範囲にある粒子のより遅い肺胞クリアランスは、様々な理由から、主として過度の複雑さを避けるために、HRTM のクリアランスモデルに明確には含まれない。この粒径範囲にある比較的不溶性の粒子は概して、放射線防護の点でそれほど重要ではなく、ほとんどの状況においては、放射能の大部分はより大きな粒子に付随している。さらに、これらの研究結果は、肺胞クリアランスがヒトよりも大幅に速いラットにおけるものであった。ヒトの場合、肺胞に沈着した粒子のうち、ラットの場合よりもはるかに大きな割合が間質へと向かうと考えられるため、ヒトの場合の影響を予測するのは難しいであろう。

(A87) *Publication 66* (ICRP, 1994a) の付属書 E (E.2.2 節) は、数ナノメートルよりも小さい粒子は容易に血液へと輸送されるという証拠を報告している (吸入されたプルトニウム-ナトリウムエアロゾルの体内動態に関する研究は、プルトニウムの血液への移行が顕著に大きいことを示しており、これは酸化プルトニウムナノ粒子の形成が原因とされた)。*Publication 66* (ICRP, 1994a) では以下のとおり記述された。「ここで用いられる吸収という用語には粒子状物質の血液へのいかなる輸送も含まれるが、これは数ナノメートルよりも小さい粒子の場

合にのみ重要であると思われる。Smithら（1977）と Stradlingら（1978a, b）は、1 nm の  $^{239}\text{PuO}_2$  または  $^{238}\text{PuO}_2$  粒子はラットにおいて肺から血液へと容易に移動するが、25 nm よりも大きい粒子の移動はごくわずかであることを見出した。これは、肺毛細血管における細胞間隙は4 nm を超えないという観察結果と一致している（Lauweryns and Baert, 1977）。Kanapilly と Diel（1980）によると、ラットによって吸入された直径が9 nm の  $^{239}\text{PuO}_2$  粒子について、同様の極めて速い取り込みは観察されなかった。この現象は、物質固有の吸収パラメータ値を用いて HRTM の枠組みの中で扱うことができる。しかし、このように血液へと移行するプルトニウムは、通常のプルトニウムの全身モデルに従わないかもしれない。



## 付属書 B. ICRP の全身体内動態モデルの発展

### B.1 近年の ICRP 報告書における全身モデルの構築

(B1) *Publication 30* (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) は、職業上の環境において共通して直面する放射性核種に対する包括的な一連の全身体内動態モデルを提示した。これらのモデルは通常、一方向に移行する一次コンパートメントモデルとして解釈できる残留関数（例えば、指数項の和）の形をとるものであった。これらのモデルは主として、体内の主な貯蔵場所におけるそれぞれの放射性核種の累積放射能を推定するために設計された。これらのモデルは、体内の放射性核種の現実的な移動経路を表現するのではなく、血液への取り込み後の元素の初期分布と線源臓器における元素の正味の生物学的半減期を記述するに過ぎなかった。胃腸管、呼吸気道もしくは創傷を通じて吸収される放射能は、通過コンパートメントへ入り、そこから一般的には 0.25 日以上の上記の半減期で線源臓器へ移行すると仮定されている。線源臓器における残留は通常、線源領域内の複数の仮想コンパートメントにおける残留を表す複数の生物学的半減期を表す、1～3 つの一次残留成分によって記述されている。組織から血液への放射能の戻りは、ヨウ素に対応するモデルを除いて、*Publication 30* の中で明示的に扱われてはいない (ICRP, 1979a)。一般に、ある臓器から移動する放射能は集積的な排泄コンパートメントへと直接移動すると仮定されている（すなわち、実際の排泄経路に沿った放射性壊変は評価されない）。骨に沈着する比較的短寿命の放射性核種（半減期が 15 日まで）は通常、骨表面に割り当てられ、寿命がより長い放射性核種は、骨表面または骨本体のいずれかに割り当てられる。どちらに割り当てるかは、利用可能なデータが示す、骨における長寿命核種の主たる残留部位によって決まる。

(B2) *Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) の全身体内動態モデルは、遡及的な線量評価よりもむしろ、計画策定のための単位摂取量あたりの線量係数の計算を主として意図されたものであった。一部の元素については、これらの全身体内動態モデルは、ICRP の同時期のバイオアッセイモデルとは別に開発された。例えば、*Publication 54* (ICRP, 1988a) の中で勧告されたプルトニウム、アメリシウムおよびキュリウムに対応する尿中および糞中排泄モデルは、これらの元素に対応する同時期の全身体内動態モデル（図 B.1 に示す）とは無関係に導き出された。

(B3) 放射性核種の摂取による公衆の構成員に対する線量に関する ICRP 報告書シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c, 1996) は、次の 31 元素の選ばれた放射性同位体に対応する

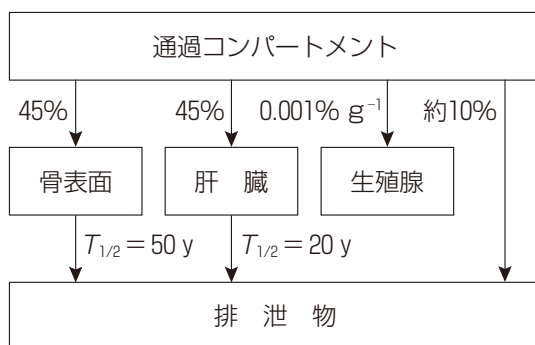
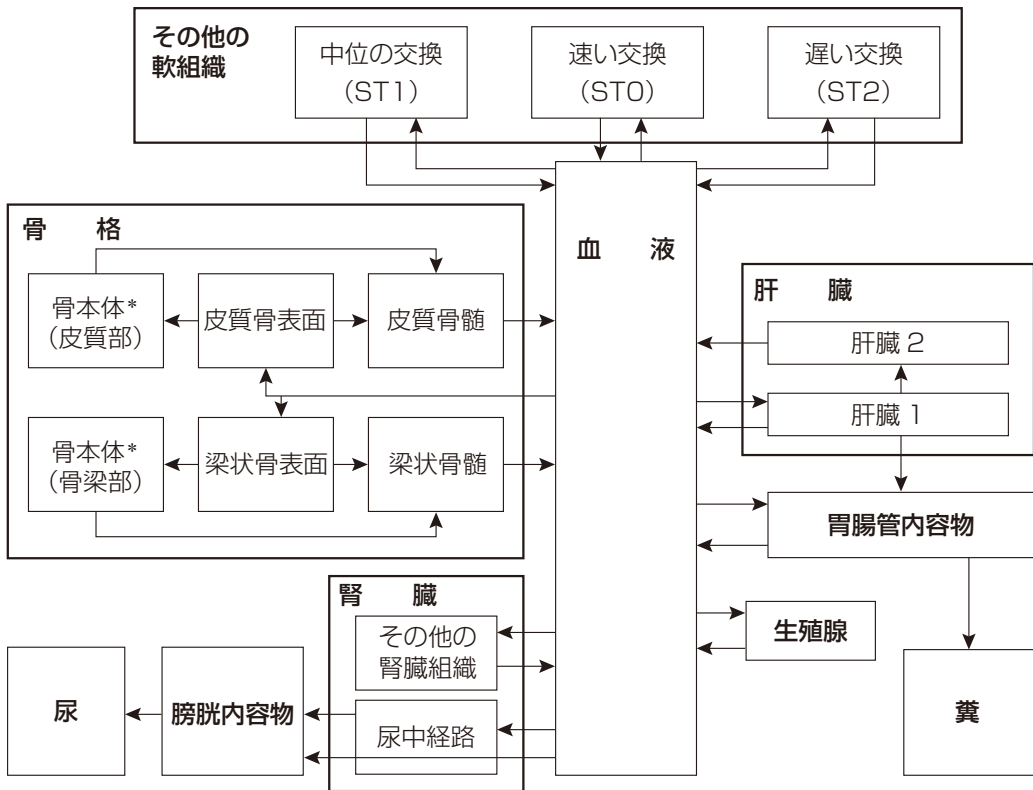


図 B.1 *Publication 30, Part 4* において勧告された、プルトニウム、アメリシウムおよびキュリウムに対応する全身体内動態モデル (ICRP, 1988b)

これは全身性放射能の一方の流れを例示したもので、*Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) のモデル、および、多くの放射性核種に対して、放射性核種による職業上または環境における被ばくに関する以後の ICRP 報告書において使われた。

年齢別の全身体内動態モデルを提示している：水素、炭素、硫黄、カルシウム、鉄、コバルト、ニッケル、亜鉛、セレン、ストロンチウム、ジルコニウム、ニオブ、モリブデン、テクネチウム、ルテニウム、銀、アンチモン、テルル、ヨウ素、セシウム、バリウム、セリウム、鉛、ポロニウム、ラジウム、トリウム、ウラン、ネプツニウム、プルトニウム、アメリシウムおよびキュリウム。ここでは、このシリーズを締めくくった要約の報告書 (ICRP, 1996) にちなんで、これらの報告書を「*Publication 72* シリーズ」と呼ぶ。*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c, 1996) における全身体内動態モデルのほとんどは、*Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) において適用された、図 B.1 に示したものと同一モデリングスキームに従っている。ただし、*Publication 60* (ICRP, 1991) の刊行後に完成した報告書には、明示的な排泄経路が含まれている。これらの経路は膀胱と結腸に対する線量の評価を可能にするために含まれており、そのいずれにも *Publication 60* (ICRP, 1991) における組織加重係数が割り当てられている。*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c, 1996) においては、鉄と次に示す「骨親和性」元素には、全身性放射性核種のより現実的な移動経路を含めた別のモデリングスキームが適用されている：カルシウム、ストロンチウム、バリウム、鉛、ラジウム、トリウム、ウラン、ネプツニウム、プルトニウム、アメリシウムおよびキュリウム。これらの元素に対応するモデル構造ならびに、*Publication 30* から受け継がれたヨウ素に対応する構造は、臓器から血液への物質の戻りと、実現可能な場合は、放射性核種の体内動態を決定する生理学のプロセスを表現している。そのような生理学のプロセスの例には、骨表面からのプルトニウムまたはアメリシウムの除去をもたらす骨のリモデリングや、血液から鉄が蓄積する部位への鉄の移行をもたらす、細網内皮細胞による老化赤血球の貪食がある。

(B4) *Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において適用された、生理学ベースのモデリングスキームを図B.2に示す。これは、アクチノイド元素のトリウム、ネプツニウム、プルトニウム、アメリシウムおよびキュリウムについて用いられる汎用モデル構造である。全身の組織と体液は、5つの主たる構成要素に分割される。すなわち、血液、骨格、肝臓、腎臓およびその他の軟組織である。血液は、均一に混合されたプールとして扱われる。他の主たる構成要素のそれぞれはさらに、これら5つの元素、あるいは、より一般的に言えば「骨表面親和性」元素に関する利用可能な体内動態データをモデル化するために必要となる最小限の数のコンパートメントに分割される。肝臓は、短期残留と長期残留を表すコンパートメントに分割される。肝臓に入る放射能は、短期コンパートメント（肝臓1）に割り当てられ、そこから、放射能が再び血液へと移行するか、胆汁分泌によって腸へと移行するか、または放



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

この構造（または、いくぶん変更を加えたもの）は、骨親和性とはみなされない元素を含めて、本報告書シリーズにおいて多くの元素に適用される。

\* 訳注 骨を構成するミネラル骨本体を指し、骨表面の骨膜や海綿体内部の細胞質部分を除いたもの。



射能が血液へとゆっくり戻る長期コンパートメント（肝臓 2）へと移行する。腎臓は、2つのコンパートメントに分割される。すなわち、数時間または数日の期間で放射能を尿へと失わせるコンパートメント（尿中経路）と、もう1つは放射能を血液へとゆっくり戻すコンパートメント（その他の腎臓組織）である。骨髄以外の残りの軟組織は、血液への放射能の戻りがそれぞれ速い、中位および遅いことを表すコンパートメント ST0, ST1 および ST2 に分割される。ST0 は、血液への放射能の急激な流入後の軟組織における放射能の速い蓄積および血液への速い戻りを考慮に入れるために用いられ、血液を循環する放射能の一部とみなされる。骨格は皮質部分と梁状部分に分割され、それぞれ、骨表面、骨本体および骨髄に細分される。骨格に入る放射能は、骨表面に割り当てられ、骨リモデリングによってそこから徐々に骨髄と骨本体へと移行する。骨本体の放射能は、骨リモデリングにより、徐々に骨髄へ移行する。放射能は、数か月の期間で骨髄から血液へと失われ、その後、血液への最初の流入と同じパターンで再分配される。皮質骨と骨梁のコンパートメントからのどの行先への移行速度も、それぞれ年に3%および18%と仮定される皮質骨と骨梁の骨代謝速度の関数である。このモデルにおける他のパラメータ値は、元素固有である。

(B5) *Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c, 1996) においては、カルシウム、ストロンチウム、バリウム、ラジウム、鉛およびウランには、図 B.2 にしているモデル構造を変更して適用された (図 B.3)。これらの元素は、骨における沈着後、数時間または数日以内に骨本体全体にわたって拡散するため、上記で扱った骨表面親和性元素とは異なる挙動を示す。これらの元素は、骨本体に到達すると、(モデルにおける骨表面を經由して) 血漿へと再び移行する場合もあれば、骨本体中に固定され、その後徐々に骨リモデリングの速度で血液へと移行する場合もある。図 B.2 において骨髄と生殖腺を表すコンパートメントは、骨本体親和性元素に対応するモデルからは削除される。それらのコンパートメントは通常、骨本体親和性元素の蓄積が増大する部位ではないためである。図 B.3 に示すコンパートメントのいくつかは、すべての骨本体親和性元素に適用できるわけではない。例えば、肝臓、腎臓および赤血球は、カルシウムとストロンチウムの重要な蓄積部位ではないが、鉛の場合には重要な貯蔵場所である。図 B.3 に示されている特定のコンパートメントや経路が特定の元素の場合に重要でないならば、その元素についてはそれらはモデルの中で個別に考慮されない。例えば、カルシウムに対応するモデルにおいては、血液は単一の十分に混合されたプールとして扱われ、肝臓と腎臓は「その他の軟組織」の一部であると仮定される。

(B6) *Publication 72* シリーズの第2～4部 (ICRP, 1993, 1995b, c) において用いられている全身モデルは、*Publication 60* (ICRP, 1991) の勧告に基づいた放射性核種の職業上の摂取に対する線量係数を更新するために、ICRP の HRTM (ICRP, 1994a) とともに *Publication 68* (ICRP, 1994b) で適用された。*Publication 72* シリーズの第2～4部 (ICRP, 1993, 1995b, c) で扱われていない元素については、*Publication 68* (ICRP, 1994b) で適用された全

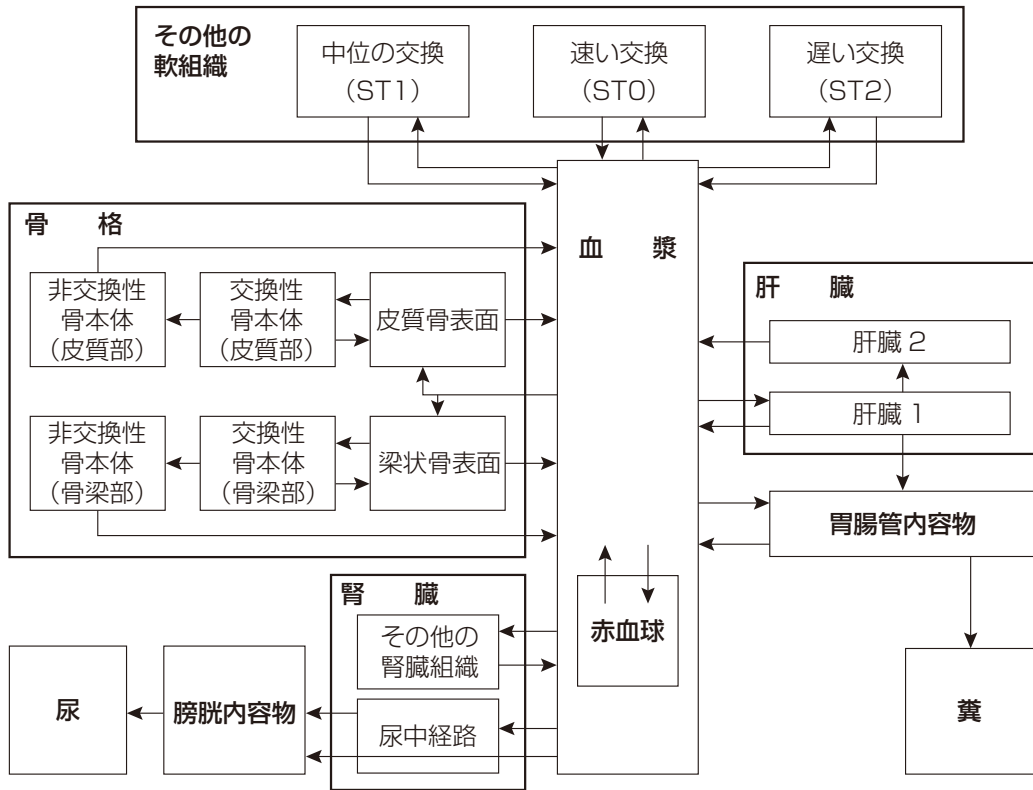


図 B.3 *Publication 72* シリーズにおいてカルシウム、ストロンチウム、バリウム、鉛、ラジウムおよびウランに適用されたモデル構造 (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996)

この構造（または、いくぶん変更を加えたもの）は、骨親和性とはみなされない元素を含めて、本報告書シリーズにおいて多くの元素に適用される。

身体内動態モデルは *Publication 30* シリーズ (ICRP, 1979a, 1980, 1981, 1988b) から採用され、膀胱と結腸に対する線量を扱うために特定の排泄経路を含むように改訂された。

(B7) *Publication 68* (ICRP, 1994b) において適用された体内動態モデルは、15 元素の選ばれた放射性同位体について、作業者に対するバイオアッセイデータの解釈に関する勧告を更新するために、*Publication 78* (ICRP, 1997b) で用いられた。*Publication 78* (ICRP, 1997b) の中で扱われている 15 元素のうち 9 元素に対応する全身モデルは、*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において採用された生理学ベースのモデルであった。

## B.2 本報告書シリーズにおいて用いられる全身モデル構造

(B8) *Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b,c, 1996) において選ばれた元素について導入された生理学的描写モデル構造には、放射線防護において従来用いられていた

残留関数モデルと比べて、いくつかの潜在的な利点があることが今日では広く認識されている。例えば、生理学的描写モデル構造は、

- モデルパラメータ値の設定における放射線生物学的データの補完によって、生理学的情報と生理学的に妥当な仮定の利用を容易にする。
- 集団の様々なサブグループに対して、また観察期間の時間範囲を超える場合に対して、放射線生物学的データベースの範囲を超えて外挿するための基礎をもたらず（例えば、骨のリモデリング速度に依存することがわかっているパラメータ値は、骨のリモデリング速度に関する年齢固有のデータに基づいて、年齢に応じて変化させることができる）。
- 実験動物に由来する体内動態データのヒトへの外挿を容易にする。これは、全身の外挿はできないとしても、外挿が有効かもしれない、身体の特定の生理学的プロセスや特定のサブシステムに種間の比較を適用するのに役立つ。
- ある元素に由来する体内動態データの、その化学的類似体への外挿を容易にする。化学的類似体が生理学的にどの程度似ているかは、ある生理学的プロセスと別の生理学的プロセスとの間で異なるかもしれないためである（例えば、アルカリ土類金属の諸元素は、血液から骨へは同様の移行速度を示すが、骨の非交換性部位では元素ごとに極めて異なる移行速度を示す）。
- 排泄を組織と体液の間の放射能の交換と関連づけているため、線量計算とバイオアッセイ解釈のために同じモデルを用いることができる。
- 親核種と体内で生成される放射性子孫核種とで異なる体内動態のモデリングを可能にする。
- 胚と胎児に対する線量に関する ICRP 刊行物 (ICRP, 2001)、および母親による放射性核種の摂取に起因する乳児に対する線量に関する ICRP 刊行物 (ICRP, 2004) の中で実証されたように、モデルを新たな適用へと拡大する目的のために、コンパートメントと経路をモデルに追加することを可能にする。

(B9) その一方で、本報告書で勧告しているモデルを含めて、放射線防護において現在用いられている全身体内動態モデルにおける生理学的リアルさのレベルは、誇張されるべきではない。最も精巧なモデルでさえ、パラメータ値を決定するために利用可能な情報の量と質に関して、生物学的リアルさと考慮すべき実用的な事柄との間の妥協を表している。例えば、*Publication 72* シリーズ (ICRP, 1989, 1993b, 1995b, c, 1996) において骨親和性放射性核種に適用されているどの再循環モデルにも、モデル中で明示的に特定されていないあらゆる軟組織について、血液との速い、中位および遅い交換を表す軟組織コンパートメントが含まれている。これらの軟組織コンパートメントは通常、生理学ベースよりもむしろ動態ベースで定義されている（すなわち、コンパートメントのサイズと代謝回転速度は、軟組織による元素の蓄積と喪失に関するデータとの合理的な整合性のために定められている）。元素によっては、これらの軟組織コンパートメントは特定の部位またはプロセスと関連するように思われるが、これ

らの関連は一般に、利用可能な情報によって確認されるものではない。例えば、カルシウムの体内動態研究は、立証はされていないが、次のことを示唆している：軟組織における速い代謝回転プールは、間質液に多少の急速交換性細胞内カルシウムを加えたものにほぼ相当するかもしれない (Heaney, 1964; Harrison et al., 1967; Hart and Spencer, 1976)；中速代謝回転速度は、ミトコンドリアカルシウム、軟骨カルシウムおよび交換性の異栄養性カルシウム（例えば、動脈プラークや石灰化節）を含む、交換速度がより遅い複数のプールの複合に由来するかもしれない (Heaney, 1964; Borle, 1981)；軟組織における長期残留は、体内に徐々に蓄積する比較的非交換性の異栄養性カルシウムと関連するかもしれない (Heaney, 1964)。

(B10) 多くの元素の場合、全身挙動を決定するプロセスに関する情報が不十分であるため、真の生理学的システムモデルを開発することは実行可能ではない。たとえ比較的良く理解されている元素でも、モデルの構成要素は、複合的なプロセスの正味の結果を表すことだけを意図したものに過ぎないことがよくある。例えば、図 B.2 に示している骨表面親和性放射性核種のモデルとその原型のモデル (Leggett, 1985, 1992) において、骨本体内の放射能蓄積の記述は、異なる速度で起こるいくつかの既知または想定される蓄積プロセスの正味の経時的結果を近似することが意図されている。形成期、または再吸収と形成の間の過渡期のいずれかにおいて骨のリモデリング単位に沈着する放射能は、比較的速く蓄積されるかもしれない。表面放射能の遅延蓄積は、骨の再構築プロセスの間の「局所再循環」の結果として生じるかもしれない（すなわち、骨のリモデリングの間に破骨細胞によって除かれる表面放射能の一部は、同じ血管によって新骨形成の近接部位に供給され、ほとんど即時に再沈着するかもしれない）。無機イオンのそのような局所再沈着は、特に皮質骨において起こると考えられる (Parfitt and Kleerekoper, 1980)。表面沈着物の蓄積は、いかなる事前の再吸収プロセスを伴うこともなくすでに形成された骨の上に新骨が沈着する現象である「骨ドリフト（漂流）」の結果として起こる場合もある。骨ドリフトは、成熟骨よりも未成熟骨の場合により大きな規模で起こるが、骨内のドリフトならびに骨膜-骨内膜ドリフトによる骨本体の拡大は、ヒトにおいては一生を通じて持続する (Epker and Frost, 1965a, b; Frost, 1986; Priest et al., 1992)。「骨単位のドリフト」は、あらゆる年齢においてヒトの皮質骨内で観察され、それらの計数は法科学鑑定において死亡年齢推定のために用いられる。



## 参考文献

- Anderson, M., Philipson, K., Svartengren, M., et al., 1995. Human deposition and clearance of 6  $\mu\text{m}$  particles inhaled with an extremely low flow rate. *Exp. Lung Res.* **21**, 187–195.
- Ansoborlo, E., Boulard, D., LeGuen, B., 1997. Particle size distribution of uranium aerosols in the French nuclear fuel cycle. *Radioprotection* **32**, 319–330.
- Apostoaiei, A.I., Lewis, C.J., Hammonds, J.H., et al., 1998. Uncertainties in doses from ingestion of Cs-137, Sr-90, Co-60, Ru-106, and I-131. *Health Phys.* **74**, S14–S15.
- Apostoaiei, A.I., Miller, L.F., 2004. Uncertainties in dose coefficients from ingestion of  $^{131}\text{I}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ , and  $^{90}\text{Sr}$ . *Health Phys.* **86**, 460–482.
- Bahadori, A.A., Johnson, P.B., Jokisch, D.W., et al., 2011. Response functions for computing absorbed dose to skeletal tissues from neutron irradiation. *Phys. Med. Biol.* **56**, 6873–6897.
- Baron, P.A., Willeke, K. (Eds.), 2001. Aerosol fundamentals. in *Aerosol Measurement – Principles, Techniques and Applications*, second ed. Wiley intersciences, Inc, New York USA.
- Bailey, M.R., Dorrian, M-D., Birchall, A., 1995. Implications of airway retention for radiation doses from inhaled radionuclides. *J. Aerosol Med.* **8**, 373–390.
- Berkovski, V., Bonchuk, Y., Ratia, G., 2003a. Dose per unit content functions: a robust tool for the interpretation of bioassay data. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 399–402.
- Berkovski, V., Eckerman, K.F., Phipps, A.W., et al., 2003b. Dosimetry of radioiodine for embryo and fetus. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 265–268.
- Bihl, D.E., Lynch, T.P., Carbaugh, E.H., et al., 1988a. Problems with Detection of Intakes of Very Insoluble Plutonium. Presented at the Thirty Fourth Annual Conference on Bioassay, Analytical, and Environmental Radiochemistry, 17–21 October 1988, Las Vegas, NV, USA. PNL-SA-15981. National Technical Information Service, Springfield, VA.
- Bihl, D.E., Carbaugh, E.H., Sula, M.J., et al., 1988b. Human data supporting a super class Y form of plutonium (abstract). *Health Phys.* **54**, S4.
- Bihl, D.E., Lynch, T.P., Carbaugh, E.H., et al., 1988c. Methods to Improve Routine Bioassay Monitoring for Freshly Separated, Poorly Transported Plutonium. PNL-6695. Pacific Northwest Laboratory, Richland, WA.
- BIPM, IEC, IFCC, ISO, IUPAC, IUPAP, OIML, 2010. Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement. JGCM 100:2008. First edition 2008, corrected version 2010.
- Birchall, A., Puncher, M., Marsh, J.W., 2007. Avoiding biased estimates of dose when nothing is known about the time of intake. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**, 343–346.
- Boeniger, M.F., Lowry, L.K., Rosenberg, J., 1993. Interpretation of urine results used to assess chemical exposure with emphasis on creatinine adjustments: a review. *J. Am. Ind. Hyg. Assoc.* **54**, 615–627.
- Bolch, W.E., Farfan, E.B., Huh, C.H., et al., 2001. Influences of parameter uncertainties within the ICRP-66 respiratory tract model: particle deposition. *Health Phys.* **81**, 378–394.
- Bolch, W.E., Huston, T.E., Farfan, E.B., et al., 2003. Influences of parameter uncertainties within the ICRP-66 respiratory tract model: particle clearance. *Health Phys.* **84**, 421–435.
- Borle, A.B., 1981. Control, modulation and regulation of cell calcium. *Rev. Physiol. Biochem. Pharmacol.* **90**, 13–153.
- Britcher, A.R., Strong, R., 1994. Personal air sampling – a technique for the assessment of chronic low level exposure? *Radiat. Prot. Dosim.* **53**, 59–62.
- Britcher, A.R., Battersby, W.P., Peace, M.S., 1998. The practical application of models for assessing intakes

- of radionuclides by workers. *Radiat. Prot. Dosim.* **79**, 71–74.
- Camner, P., Anderson, M., Philipson, K., et al., 1997. Human bronchiolar deposition and retention of 6-, 8- and 10- $\mu\text{m}$  particles. *Exp. Lung Res.* **23**, 517–535.
- Carbaugh, E.H., 2003. Minimum detectable dose as a measure of bioassay programme capability. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 391–394.
- Carbaugh, E.H., La Bone, T.R., 2003. Two case studies of highly insoluble plutonium inhalation with implications for bioassay. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 133–138.
- Castellani, C.M., Marsh, J.W., Hurtgen, C., et al., 2013. IDEAS Guidelines (Version 2) for the Estimation of Committed Doses from Incorporation Monitoring Data. EURADOS Report 2013-01. Braunschweig.
- Coombs, M.A., Cuddihy, R.G., 1983. Emanation of  $^{232}\text{U}$  daughter products from submicrometer particles of uranium oxide and thorium dioxide by nuclear recoil and inert gas diffusion. *J. Aerosol Sci.* **14**, 75–86.
- Cox, M.G., Harris, P.M., 2004. Best Practice Guide No. 6. Uncertainty Evaluation. Technical Report. National Physical Laboratory, Teddington.
- Crawford-Brown, D.J., Wilson, J., 1984. Observations on very long term removal of uranium compounds. *Health Phys.* **47**, 443–446.
- Cristy, M., 1980. Mathematical Phantoms Representing Children of Various Ages for Use in Estimates of Internal Dose. Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/NUREG/TM-367.
- Cristy, M., Eckerman, K.F., 1987. Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages for Internal Photon Sources. Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/NUREG/TM-8381, Vol. 1–7.
- Davesne, E., Casanova, P., Chojnacki, E., et al., 2010. Integration of uncertainties into internal contamination monitoring. *Health Phys.* **99**, 517–522.
- Davesne, E., Casanova, P., Chojnacki, E., et al., 2011. Optimisation of internal contamination monitoring programme by integration of uncertainties. *Radiat. Prot. Dosim.* **144**, 361–366.
- Davis, K., Marsh, J.W., Gerondal, M., et al., 2007. Assessment of intakes and doses to workers followed for 15 years after accidental inhalation of  $^{60}\text{Co}$ . *Health Phys.* **92**, 332–344.
- Doerfel, H., Andrasi, A., Bailey, M.R., et al., 2006. General Guidelines for the Estimation of Committed Effective Dose from Incorporation Monitoring Data (Project IDEAS – EU Contract No. FIKR-CT2001-00160). Research Report FZKA 7243. Research Centre Karlsruhe, Karlsruhe.
- Doerfel, H., Andrasi, A., Bailey, M.R., et al., 2007. General guidelines for the assessment of internal dose from monitoring data: progress of the IDEAS Project. European Workshop on Individual Monitoring of Ionising Radiation. 11–15 April 2005, Vienna, Austria. *Radiat. Prot. Dosim.* **125**, 19–22.
- Doerfel, H., Andrasi, A., Bailey, M.R., et al., 2008. Internal Dosimetry: the Science and Art of Internal Dose Assessment. Proceedings of the 12th International Congress of the International Radiation Protection Association, 19–24 October 2008, Buenos Aires, Argentina. IRPA12 RC-6. pp. 1–63.
- Dorrian, M.D., Bailey, M.R., 1995. Particle size distribution of radioactive aerosols measured in the workplace. *Radiat. Prot. Dosim.* **60**, 119–133.
- Duke, K., 1998. Use of the urinary excretion of creatinine in plutonium in urine bioassay. *Radiat. Prot. Dosim.* **79**, 125–128.
- Eckerman, K.F., Westfal, R.J., Ryman, J.C., et al., 1994. Availability of nuclear decay data in electronic form, including beta spectra not previously published. *Health Phys.* **67**, 338–345.
- Eckerman, K.F., Kerr, G.D., 1999. Y12 Uranium Exposure Study. ORNL/TM-1999-114. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN.
- Elliott, N.L., Bickel, G.A., Linauskas, S.H., et al., 2006. Determination of femtogram quantities of  $^{239}\text{Pu}$  and  $^{240}\text{Pu}$  in bioassay samples by thermal ionization mass spectrometry. *J. Radioanal. Nucl. Chem.* **267**, 637–650.
- Endo, A., Yamaguchi, Y., Eckerman, K.F., 2003. Development and assessment of a new radioactive decay database use for dosimetry calculation. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 565–569.
- Endo, A., Yamaguchi, Y., Eckerman, K.F., 2005. Nuclear Decay for Dosimetry Calculations: Revised Data of ICRP Publication 38. JAERI 1347. Japan Atomic Energy Research Institute. Available at: <http://>

- jolissrch-inter.tokai-sc.jaea.go.jp/pdfdata/JAERI-1347.pdf (last accessed 5 May 2015).
- Epker, B.N., Frost, H.M., 1965a. Correlation of bone resorption and formation with the physical behaviour of loaded bone. *J. Dent. Res.* **44**, 33–41.
- Epker, B.N., Frost, H.M., 1965b. The direction of transverse drift of actively forming osteons in human rib cortex. *J. Bone Joint Surg.* **47**, 1211–1215.
- Etherington, G., Cossonnet, C., Franck, D., et al., 2004a. Optimisation of Monitoring for Internal Exposure (OMINEX). NRPB-W60. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Etherington, G., Ansoborlo, E., Bérard, P., et al., 2004b. OMINEX: Development of Guidance on Monitoring for Internal Exposure. Proceedings of the 11th IRPA International Congress, 23–28 May 2004, Madrid, Spain.
- EURACHEM/CITAC, 2000. EURACHEM/CITAC Guide, Quantifying Uncertainty in Analytical Measurement, second ed. EURACHEM, Berlin.
- Falk, R., Philipson, K., Svartengren, M., et al., 1997. Clearance of particles from small ciliated airways. *Exp. Lung Res.* **23**, 495–515.
- Falk, R., Philipson, K., Svartengren, M., 1999. Assessment of long-term bronchiolar clearance of particles from measurements of lung retention and theoretical estimates of regional deposition. *Exp. Lung Res.* **25**, 495–516.
- Ferin, J., Oberdörster, G., Penney, D.P., et al., 1990. Increased pulmonary toxicity of ultrafine particles. I. Particle clearance, translocation, morphology. *J. Aerosol Sci.* **21**, 381–384.
- Ferin, J., Oberdörster, G., Soderholm, S.C., et al., 1991. Pulmonary tissue access of ultrafine particles. *J. Aerosol Med.* **4**, 57–68.
- Foster, P.P., 1991. Study of a plutonium oxide fuel inhalation case. *Radiat. Prot. Dosim.* **38**, 141–146.
- Franck, D., Borissov, N., de Carlan, L., et al., 2003. Application of Monte Carlo calculations to calibration of anthropomorphic phantoms used for activity assessment of actinides in lungs. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 403–408.
- Frost, H.M., 1986. Intermediary Organization of the Skeleton. Volume I & II, CRC Press, Boca Raton, FL.
- Fry, F.A., 1976. Long term retention of americium-241 following accidental inhalation. *Health Phys.* **31**, 13–20.
- Fry, F.A., Lipsztein, J.L., Birchall, A., 2003. The ICRP working party on bioassay interpretation. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 297–302.
- Gerber, G.B. Thomas, R.G., Eds. 1992. Guidebook for the treatment of accidental internal radionuclide contamination of workers. *Radiat. Prot. Dos.* **41** (1), 1–49.
- Gómez-Ros, J.M., Moraleda, M., López, M.A., et al., 2007. Monte Carlo based voxel phantoms for in vivo internal dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.* **125**, 161–165.
- Graul, R.J., Stanley, R.L., 1982. Specific gravity adjustment of urine analysis results. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* **43**, 863.
- Gregoratto, D., Bailey, M.R., Marsh, J.W., 2010. Modelling particle retention in the alveolar–interstitial region of the lungs. *J. Radiol. Prot.* **30**, 491–512.
- Griffith, R.V., Anderson, S.L., Dean, P.N., et al., 1986. Tissue-equivalent Torso Phantom for Calibration of Transuranic Nuclide Counting Facilities. UCRL-93776. Lawrence Livermore National Laboratory, Livermore, CA. Available at: <http://www.osti.gov/bridge/servlets/purl/5796207-idwX6y/5796207.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- Griffith, W.C., Cuddihy, R.G., Hoover, M.D., et al., 1980. Simulation of the retention and dosimetry of <sup>232</sup>U and its daughters after inhalation of ThO<sub>2</sub> and UO<sub>2</sub> particles. In: Pulmonary Toxicology of Respirable Particles, Proceedings of the 19th Annual Hanford Life Sciences Symposium, October 1979, Richland, WA, USA. National Technical Information Service, Springfield, VA, pp. 193–208.
- Guilmette, R.A., Hickman, A.W., Griffith, W.C., 1992. The effect of isotope on the dosimetry of inhaled plutonium oxide. In: Proceedings of the 8th International Congress of the International Radiation Protection Association, 17–22 May 1992, Montreal, Canada, pp. 900–903. Available at: [http://www.irpa.net/irpa8/cdrom/VOL1/M1\\_221A.pdf](http://www.irpa.net/irpa8/cdrom/VOL1/M1_221A.pdf) (last accessed 5 May 2015).
- Guilmette, R.A., Bertelli, L., Miller, G., et al., 2007. Technical basis for using nose swab bioassay data for



- early internal dose assessment. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**, 356–360.
- Gunnarsson, M., Stenström, K., Leide-Svegborn, S., et al., 2003. Biokinetics and radiation dosimetry for patients undergoing a glycerol tri-[14C]oleate fat malabsorption test. *Appl. Radiat. Isot.* **58**, 517–526.
- Gupton, E.D., Brown, P.E., 1972. Chest clearance of inhaled cobalt-60 oxide. *Health Phys.* **23**, 767–769.
- Harrison, G.E., Carr, T.E., Sutton, A., 1967. Distribution of radioactive calcium, strontium, barium and radium following intravenous injection into a healthy man. *Int. J. Radiat. Biol. Relat. Stud. Phys. Chem. Med.* **13**, 235–247.
- Harrison, J.D., Leggett, R.W., Nosske, D., et al., 2001. Reliability of the ICRP's dose coefficients for members of the public II. Uncertainties in the absorption of ingested radionuclides and the effect on dose estimates. *Radiat. Prot. Dosim.* **95**, 295–308.
- Harrison, J.D., Khursheed, A., Lambert, B., 2002. Uncertainties in dose coefficients for intakes of tritiated water and organically bound forms of tritium by members of the public. *Radiat. Prot. Dosim.* **98**, 299–311.
- Hart, H.E., Spencer, H., 1976. Vascular and extravascular calcium interchange in man determined with radioactive calcium. *Radiat. Res.* **67**, 149–161.
- Heaney, R.P., 1964. Interpretation of calcium kinetic data. In: Pearson, O.H., Joplin, G.F. (Eds.), *Dynamic Studies of Metabolic Bone Disease*. Blackwell, Oxford, pp. 11–23.
- Hoover, M. D., Myers, D. S., Cash, L. J., Guilmette, R. A., Kreyling, W.G., Oberdörster, G., Smith, R., Cassata, J. R., Boecker, B. B., Grissom, M. P., 2015. Application of an informatics-based decision-making framework and process to the assessment of radiation safety in nanotechnology. *Health Phys.* **108**, 179–194.
- Hough, M., Johnson, P.B., Rajon, D., et al., 2011. An image-based skeletal dosimetry model for the ICRP reference adult male – internal electron sources. *Phys. Med. Biol.* **56**, 2309–2346.
- Hunt, J.G., Dantas, B.M., Lourenco, M.C., et al., 2003. Voxel phantoms and Monte Carlo methods applied to in vivo measurements for simultaneous <sup>241</sup>Am contamination in four body regions. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 549–552.
- IAEA, 1996. Basic Safety Standards for Direct Methods for Measuring Radionuclides in the Human Body. Safety Series 114. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 1999a. Occupational Radiation Protection. Safety Guide RS-G-1.1. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 1999b. Occupational Exposure Due to Intakes of Radionuclides. Safety Guide RS-G-1.2. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2000. Basic Safety Standards for Indirect Methods for Assessing Intakes of Radionuclides Causing Occupational Exposure. Safety Series 18. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2004a. Basic Safety Standards for Methods for Assessing Occupational Radiation Doses Due to Intakes of Radionuclides. Safety Series 37. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2004b. Assessment and Treatment of External and Internal Radionuclide Contamination. TECDOC-869. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2007. Intercomparison Exercise on Internal Dose Assessment. Final report of a Joint IAEA-IDEAS Project. TECDOC-1568. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 1973. Alkaline Earth Metabolism in Adult Man. ICRP Publication 20. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP, 1975. Report on the Task Group on Reference Man. ICRP Publication 23. Pergamon Press, Oxford.
- ICRP, 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. *Ann. ICRP* **1**(3).
- ICRP, 1979a. Limits for intake of radionuclides by workers. ICRP Publication 30, Part 1. *Ann. ICRP* **2**(3/4).
- ICRP, 1979b. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30 (Supplement to Part 1). *Ann. ICRP* **3**(1–4).
- ICRP, 1980. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30, Part 2. *Ann. ICRP* **4**(3/4).
- ICRP, 1981a. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30, Part 3. *Ann. ICRP* **6**(2/3).
- ICRP, 1981b. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30 (Supplement to Part 2).

- Ann. ICRP* **5**(1–6).
- ICRP, 1982a. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30 (Supplement A to Part 3). *Ann. ICRP* **7**(1–3).
- ICRP, 1982b. Limits for intakes of radionuclides by workers. ICRP Publication 30 (Supplement B to Part 3). *Ann. ICRP* **8**(1–3).
- ICRP, 1983. Radionuclide transformations: energy and intensity of emissions. ICRP Publication 38. *Ann. ICRP* **11–13**.
- ICRP, 1988a. Individual monitoring for intakes of radionuclides by workers: design and interpretation. ICRP Publication 54. *Ann. ICRP* **19**(1–3).
- ICRP, 1988b. Limits for intakes of radionuclides by workers: an addendum. ICRP Publication 30, Part 4. *Ann. ICRP* **19**(4).
- ICRP, 1989. Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides. ICRP Publication 56, Part 1. *Ann. ICRP* **20**(2).
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 60. *Ann. ICRP* **21**(1–3).
- ICRP, 1993. Age-dependent doses 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. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: the skeleton. ICRP Publication 70. *Ann. ICRP* **25**(2).
- ICRP, 1995b. 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, 1995c. 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, 1996. 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, 1997a. General principles for the radiation protection of workers. ICRP Publication 75. *Ann. ICRP* **27**(1).
- ICRP, 1997b. Individual monitoring for internal exposure of workers – replacement of ICRP Publication 54. ICRP Publication 78. *Ann. ICRP* **27**(3/4).
- ICRP, 2001. Dose 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: reference values. ICRP Publication 89. *Ann. ICRP* **32**(3/4).
- ICRP, 2002b. Guide for the practical applications of the ICRP Human Respiratory Tract Model. Supporting Guidance 3. *Ann. ICRP* **32**(1/2).
- ICRP, 2004. Doses to the infant from radionuclides ingested in mothers' milk. ICRP Publication 95. *Ann. ICRP* **34**(3/4).
- ICRP, 2006. Human alimentary tract model for radiological protection. ICRP Publication 100. *Ann. ICRP* **36**(1/2).
- ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* **37**(2–4).
- ICRP, 2008. Nuclear decay data for dosimetric calculations. ICRP Publication 107. *Ann. ICRP* **38**(3).
- ICRP, 2009. Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110. *Ann. ICRP* **39**(2).
- ICRP, 2010. Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. ICRP Publication 116. *Ann. ICRP* **40**(1).
- ICRP, 2016a. Occupational intakes of radionuclide: Part 2. ICRP Publication 134. *Ann. ICRP* **45**(3/4).
- ICRP, 2016b. Occupational intakes of radionuclides: Part 3. ICRP Publication 137. *Ann. ICRP* **46**(3/4).
- ICRP, 2016c. The ICRP computational framework for internal dose assessment for reference adults:

- specific absorbed fractions. ICRP Publication 133. *Ann. ICRP* **45**(2).
- ICRU, 2002. Retrospective assessment of exposure to ionising radiation. ICRU Report 67. *J. ICRU* **2**(2).
- ICRU, 2003. Direct determination of the body content of radionuclides. ICRU Report 69. *J. ICRU* **3**(1).
- Inkret, W.C., Efurud, D.W., Miller, G., et al., 1998. Applications of thermal ionization mass spectrometry to the detection of  $^{239}\text{Pu}$  and  $^{240}\text{Pu}$  intakes. *Int. J. Mass Spectrom.* **178**, 113–120.
- ISO, 2006. Radiation Protection – Monitoring of Workers Occupationally Exposed to a Risk of Internal Contamination with Radioactive Material. ISO 205553:2006. International Organization for Standardization, Geneva.
- ISO, 2010a. Determination of the Characteristic Limits (Decision Threshold, Detection Limit and Limits of the Confidence Interval) for Measurements of Ionizing Radiation – Fundamentals and Application. ISO 11929:2010. International Organization for Standardization, Geneva.
- ISO, 2010b. Radiation Protection – Performance Criteria for Radiobioassay. ISO 28218:2010. International Organization for Standardization, Geneva.
- ISO, 2011. Radiation Protection – Dose Assessment for the Monitoring of Workers for Internal Radiation Exposure. ISO 27048:2011. International Organization for Standardization, Geneva.
- Jackson, S., 1966. Creatinine in urine as an index of urinary excretion rate. *Health Phys.* **12**, 843.
- Johnson, J.R., Peterman, B.F., 1984. A model to describe thoron exhalation following an inhalation exposure to thorium powders. In: Lung Modelling for Inhalation of Radioactive Materials. EUR Report 9384. Commission of the European Communities, Luxembourg, pp. 193–196.
- Johnson, P.B., Bahadori, A.A., Eckerman, K.F., et al., 2011. Response functions for computing absorbed dose to skeletal tissues from photon irradiation – an update. *Phys. Med. Biol.* **56**, 2347–2366.
- Jokisch, D.W., Rajon, D.A., Patton, P.W., et al., 2011a. Methods for inclusion of shallow marrow and adipose tissue in pathlength-based skeletal dosimetry. *Phys. Med. Biol.* **56**, 2699–2713.
- Jokisch, D.W., Rajon, D.A., Bolch, W.E., 2011b. An image-based skeletal dosimetry model for the ICRP reference adult male – specific absorbed fractions for neutron-generated recoil protons. *Phys. Med. Biol.* **56**, 6857–6872.
- Kanapilly, G.M., Diel, J.H., 1980. Ultrafine  $^{239}\text{PuO}_2$  aerosol generation, characterization and short-term inhalation study in the rat. *Health Phys.* **39**, 505–519.
- Kathren, R.L., Strom, D.J., Sanders, C.L., et al., 1993. Distribution of plutonium and americium in human lungs and lymph nodes and relationship to smoking status. *Radiat. Prot. Dosim.* **48**, 307–315.
- Kawrakow, I., Mainegra-Hing, E., Rogers, D.W.O., et al., 2009. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. PIRS Report 701. National Research Council of Canada, Ottawa.
- Kelso, S.M., Wraight, J.C., 1996. The measurement of aerosol size distributions (AMAD) in buildings on BNFL's Sellafield site. *Radiat. Prot. Dosim.* **63**, 127–131.
- Kim, E.M., 1995. Determination of Time Interval of Urine Sample by Measuring Creatinine in Urine. ESH-HPT-95007. Westinghouse Savannah River Company, Aiken, SC.
- Kramer, G.H., Hauck, B.M., 1999. The effect of lung deposition patterns on the activity estimate obtained from a large area germanium detector lung counter. *Health Phys.* **77**, 24–32.
- Kramer, G.H., Lopez, M.A., Webb, J., 2000. A joint HML-CIEMAT-CEMRC project: testing a function to the counting efficiency of a lung counting germanium detector array to muscle-equivalent chest wall thickness and photon energy using a realistic torso phantom over an extended energy range. *Radiat. Prot. Dosim.* **92**, 324–327.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G., et al., 1982. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: the Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms. GSF-Report S-885. Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung mbH, München.
- Kuempel, E.D., O'Flaherty, E.J., Stayner, L.T., 2001. A biomathematical model of particle clearance and retention in the lungs of coal miners. *Regul. Toxicol. Pharmacol.* **34**, 69–87.
- Kvasnicka, J., 1987. Assessing dose equivalent from intensive short term U product inhalation. *Health Phys.* **53**, 673–678.

- LaMont, S.P., Schick, C.R., Cable-Dunlap, P., 2005. Plutonium determination in bioassay sample using radiochemical thermal ionization mass spectrometry. *J. Radioanal. Nucl. Chem.* **263**, 477–481.
- Lauweryns, J.M., Baert, J.H., 1977. Alveolar clearance and the role of the pulmonary lymphatics. *Am. Rev. Respir. Dis.* **115**, 625–683.
- Leggett, R.W., 1985. A model of the retention, translocation and excretion of systemic plutonium. *Health Phys.* **49**, 1115–1137.
- Leggett, R.W., 1992. A retention–excretion model for americium in humans. *Health Phys.* **62**, 288–310.
- Leggett, R.W., 2001. Reliability of ICRP's dose coefficients for members of the public I. Sources of uncertainty in the biokinetic models. *Radiat. Prot. Dosim.* **95**, 199–213.
- Leggett, R.W., Dunning, D.E., Jr, Eckerman, K.F., 1984. Modelling the behaviour of chains of radionuclides inside the body. *Radiat. Prot. Dosim.* **9**, 778–791.
- Leggett, R.W., Bouville, A., Eckerman, K.F., 1998. Reliability of the ICRP's systemic biokinetic models. *Radiat. Prot. Dosim.* **79**, 335–342.
- Leggett, R.W., Harrison, J.D., Phipps, A., 2007. Reliability of the ICRP's dose coefficients for members of the public: IV. Basis of the human alimentary tract model and uncertainties in model predictions. *Radiat. Prot. Dosim.* **123**, 156–170.
- Leggett, R.W., Eckerman, K.F., Meck, R.A., 2008. Reliability of Current Biokinetic and Dosimetric Models for Radionuclides: a Pilot Study. ORNL/TM-2008/131. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN.
- Leide-Svegborn, S., Stenström, K., Olofsson, M., 1999. Biokinetics and radiation doses for <sup>14</sup>C-urea in adults and children undergoing the *Helicobacter pylori* breath test. *Eur. J. Nucl. Med.* **26**, 573–580.
- Likhtarev, I., Minenko, V., Khrouch, V., et al., 2003. Uncertainties in thyroid dose reconstruction after Chernobyl. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 601–608.
- Lipsztein, J.L., Dias da Cunha, K.M., Azeredo, A.M.G., et al., 2001. Exposure of workers in mineral processing industries in Brazil. *J. Environ. Radioact.* **54**, 189–199.
- Lipsztein, J.L., Melo, D.R., Sousa, W., et al., 2003. NORM workers: a challenge for internal dosimetry programmes. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 317–320.
- Little, T.T., Miller, G., Guilmette, R., et al., 2007. Uranium dose assessment: a Bayesian approach to the problem of dietary background. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**, 333–338.
- Lopez, M.A., Balásházy, I., Bérard, P., et al., 2011b. EURADOS coordinated action on research, quality assurance and training of internal dose assessments. *Radiat. Prot. Dosim.* **144**, 349–352.
- Lopez, M.A., Broggio, D., Capello, K., et al., 2011a. EURADOS intercomparison on measurements and Monte Carlo modelling for the assessment of americium in a USTUR leg phantom. *Radiat. Prot. Dosim.* **144**, 295–299.
- Mann, J.R., Kirchner, R.A., 1967. Evaluation of lung burden following acute inhalation exposure to highly insoluble PuO<sub>2</sub>. *Health Phys.* **13**, 877–882.
- Marsh, J.W., Castellani, C.M., Hurtgen, C., 2008a. Internal dose assessments: uncertainty studies and update of IDEAS guidelines and databases within CONRAD project. *Radiat. Prot. Dosim.* **131**, 34–39.
- Marsh, J.W., Blanchardon, E., Castellani, C.M., et al., 2008b. Evaluation of scattering factor values for internal dose assessment following the IDEAS guidelines: preliminary results. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**, 339–342.
- Marshall, M., Stevens, D.C., 1980. The purposes, methods and accuracy of sampling for airborne particulate radioactive materials. *Health Phys.* **39**, 409–423.
- Miller, G., Martz, H.F., Little, T., et al., 2002a. Using exact Poisson likelihood functions in Bayesian interpretation of counting measurements. *Health Phys.* **83**, 512–518.
- Miller, G., Martz, H.F., Little, T.T., et al., 2002b. Bayesian internal dosimetry calculations using Markov chain Monte Carlo. *Radiat. Prot. Dosim.* **98**, 191–198.
- Moeller, D.W., Sun, L.S., 2006. Comparison of natural background dose rates for residents of the Amargosa Valley, NV, to those in Leadville, CO, and the states of Colorado and Nevada. *Health Phys.* **91**, 338–353.

- NCRP, 1980. Management of Persons Accidentally Contaminated with Radionuclides. Report No. 65. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2006. Development of a Biokinetic Model for Radionuclide-contaminated Wounds and Procedures for their Assessment, Dosimetry and Treatment. Report No. 156. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2008. Management of Persons Contaminated with Radionuclides. Report No. 161. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2009. Radiation Dose Reconstruction: Principles and Practices. Report No. 163. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2010. Uncertainties in Internal Radiation Dose Assessment. Report No. 164. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- Newton, D., 1977. Clearance of radioactive tantalum from the human lung after accidental inhalation. *Am. J. Roentgenol. Rad. Ther. Nucl. Med.* **129**, 327–328.
- Newton, D., Rundo, J., 1971. The long term retention of inhaled cobalt-60. *Health Phys.* **21**, 377–384.
- Newton, D., Taylor, B.T., Eakins, J.D., 1983. Differential clearance of plutonium and americium oxides from the human lung. *Health Phys.* **44**(Suppl. 1), 431–439.
- Niita, K., Matsuda, N., Iwamoto, Y., et al., 2010. PHITS - Particle and Heavy Ion Transport Code System, Version 2.23. JAEA-Data/Code 2010-022. Japan Atomic Energy Research Institute. Available at: <http://jolissrch-inter.tokai-sc.jaea.go.jp/pdfdata/JAEA-Data-Code-2010-022.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- Noßke, D., Karcher, K., 2003. Is radiation protection for the unborn child guaranteed by radiation protection for female workers? *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 269–272.
- ORAUT, 2007. Estimating Doses for Plutonium Strongly Retained in the Lung. ORAUT–OTIB–0049. Oak Ridge Associated Universities Team, Oak Ridge, TN.
- Parfitt, A.M., Kleerekoper, M., 1980. The divalent ion homeostatic system: physiology and metabolism of calcium, phosphorus, magnesium and bone. In: Maxwell, M., Kleeman, C.R. (Eds.), *Clinical Disorders of Fluid and Electrolyte Metabolism*, third ed. McGraw Hill, New York, NY, pp. 269–398.
- Pawel, D.J., Leggett, R.W., Eckerman, K.F., et al., 2007. Uncertainties in Cancer Risk Coefficients for Environmental Exposure to Radionuclides. An Uncertainty Analysis for Risk Coefficients Reported in Federal Guidance Report No. 13. ORNL/TM-2006/583. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN.
- Pelowitz, D.B., 2008. MCNPX User's Manual, Version 2.6.0. LA-CP-07-1473. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM.
- Philipson, K., Falk, R., Gustafsson, J., et al., 1996. Long-term lung clearance of <sup>195</sup>Au labelled teflon particles in humans. *Env. Lung Res.* **22**, 65–83.
- Philipson, K., Falk, R., Svartengren, M., 2000. Does lung retention of inhaled particles depend on their geometric diameter? *Exp. Lung Res.* **26**, 437–455.
- Phipps, A.W., Smith, T.J., Fell, T.P., et al., 2001. Doses to the Embryo/Fetus and Neonate from Intakes of Radionuclides by the Mother. Contract Research Report to the Health and Safety Executive. CRR 397. HSE Information Services, Caerphilly.
- Price, A., 1989. Review of methods for the assessment of intake of uranium by workers at BNFL Springfields. *Radiat. Prot. Dosim.* **26**, 35–42.
- Priest, N.D., Haines, J.W., Humphreys, J.A.M., et al., 1992. The bone volume effect on the dosimetry of plutonium-239 and americium-241 in the skeleton of man and baboon. *J. Radioanal. Nucl. Chem.* **156**, 33–53.
- Puncher, M., Marsh, J.W., Birchall, A., 2006. Obtaining an unbiased estimate of intake in routine monitoring when the time of intake is unknown. *Radiat. Prot. Dosim.* **118**, 280–289.
- Puncher, M., Birchall, A., 2008. A Monte Carlo method for calculating Bayesian uncertainties in internal dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.* **132**, 1–12.
- Raghavendran, K.V., Satbhai, P.D., Abhyankar, B., et al., 1978. Long term retention studies of <sup>131</sup>I, <sup>137</sup>Cs and <sup>60</sup>Co in Indian workers. *Health Phys.* **34**, 185–188.

- Ramsden, D., 1976. Assessment of plutonium in lung for both chronic and acute exposure conditions. In: *Diagnosis and Treatment of Incorporated Radionuclides*. International Atomic Energy Agency, Vienna, pp. 139–161.
- Ramsden, D., 1984. A modified lung model to match observed lung and urinary data following the inhalation of plutonium oxide: the problems of long term retention in the pulmonary lymph nodes. In: Smith, H., Gerber, G. (Eds.), *Lung Modelling for Inhalation of Radioactive Materials*. EUR 9384. CEC, Brussels, pp. 281–286.
- Ramsden, D., Bains, M.E.D., Frazer, D.C., 1978. A case study of multiple low level exposure to plutonium oxide. *Health Phys.* **34**, 649–659.
- Ronen, M., 1969. A case of insoluble natural uranium exposure (a two year follow up study). In: *Handling of Radiation Accidents. Proceedings of a Symposium on the Handling of Radiation Accidents Organized with IAEA in Collaboration with WHO, 19–23 May 1969, IAEA, Vienna, Austria*, pp. 451–457.
- Rundo, J., 1965. A case of accidental inhalation of irradiated uranium. *Br. J. Radiol.* **38**, 39–50.
- Sánchez, G., 2007. Fitting bioassay data and performing uncertainty analysis with BLOKMOD. *Health Phys.* **92**, 64–72.
- Sathyabama, N., Eappen, K.P., Mayya, Y.S., 2005. Calibration of an electrostatic chamber for thoron measurements in exhaled breath. *Radiat. Prot. Dosim.* **118**, 61–69.
- Saxby, W.N., Taylor, N.A., Garland, J., et al., 1964. A case of inhalation of enriched uranium dust. In: *Assessment of Radioactivity in Man, Volume II*. International Atomic Energy Agency, Vienna, pp. 535–547.
- Schultz, N.B., 1966. Inhalation cases of enriched insoluble uranium oxides. In: *Proceedings of First International Congress of Radiation Protection, 5–10 September 1966, Rome, Italy*. Pergamon Press, Oxford, pp. 1205–1213.
- Scott, L.M., West, C.M., 1967. An evaluation of  $U_3O_8$  exposure with an estimate of systemic body burden. *Health Phys.* **13**, 21–26.
- Shah, A.P., Bolch, W.E., Rajon, D.A., et al., 2005. A paired-image radiation transport (PIRT) model for skeletal dosimetry. *J. Nucl. Med.* **46**, 344–353.
- Skrable, K., Chabot, G., French, C.M., 1994. Estimation of intakes from repetitive bioassay measurements. In: Raabe, O.G. (Ed.) *Internal Radiation Dosimetry*. Medical Physics Publishing, Madison, WI.
- Skrable, K., French, C.M., Chabot, G., et al., 2002. Variance models for estimating intakes from repetitive bioassay measurements. In: Bolch, W.E. (Ed.) *Practical Applications of Internal Dosimetry*. Medical Physics Publishing, Madison, WI.
- Smith, H., Stradling, G.N., Loveless, B.W., et al., 1977. The in vivo solubility of plutonium 239 dioxide in the rat lung. *Health Phys.* **33**, 539–551.
- Smith, J.R.H., Etherington, G., Shutt, A.L., et al., 2002. A study of aerosol deposition and clearance from the human nasal passage. *Ann. Occup. Hyg.* **46**(Suppl. 1), 309–313.
- Smith, J.R.H., Bailey, M.R., Etherington, G., et al., 2007. Further study of the effect of particle size on slow particle clearance from the bronchial tree. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**, 35–39.
- Smith, J.R.H., Bailey, M.R., Etherington, G., et al., 2008. Effect of particle size on slow particle clearance from the bronchial tree. *Exp. Lung Res.* **34**, 287–312.
- Smith, J.R.H., Bailey, M.R., Etherington, G., et al., 2011. An experimental study of clearance of inhaled particles from the human nose. *Exp. Lung Res.* **37**, 109–129.
- Smith, J.R.H., Etherington, G., Youngman, M.J., 2012. An Investigation of Monitoring by Nose Blow Sampling. HPA-CRCE-030. Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards, Public Health England, Chilton.
- Smith, J.R.H., Birchall, A., Etherington, G., et al., 2014. A revised model for the deposition and clearance of inhaled particles in human extra-thoracic airways. *Radiat. Protect. Dos.* **158**, 135–147.
- Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G., et al., 1969. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. MIRD Pamphlet No. 5. *J. Nucl. Med.* **10**(Suppl. 3), 46–51.

- Snyder, S.F., Traub, R.J., 2010. The Livermore phantom history and supplementation. *Health Phys.* **98**, 459–465.
- Stradling, G.N., Ham, G.J., Smith, H., et al., 1978a. Factors affecting the mobility of plutonium 238 dioxide in the rat. *Int. J. Radiat. Biol.* **34**, 37–47.
- Stradling, G.N., Loveless, B.W., Ham, G.J., et al., 1978b. The biological solubility in the rat of plutonium present in mixed plutonium sodium aerosols. *Health Phys.* **35**, 229–235.
- Stradling, N., Hodgson, A., Phipps, A.W., et al., 2005. Can low doses from inhaled thorium be confirmed by personal monitoring? In: Proceedings of the 9th International Conference on Health Effects of Incorporated Radionuclides (HEIR), 29 November–1 December 2004. GSF-Report 06/05. GSF, Neuherberg, pp. 261–268.
- Stather, J.W., Phipps, A.W., Harrison, J.D., et al., 2003. Dose coefficients for the embryo and fetus following intakes of radionuclides by the mother. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 257–264.
- Strom, D.J., 2003. Eliminating bias in routine bioassay when there is an unknown time of intake. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 339–340.
- Sun, L.C., Clinton, J.H., McDonald, J., et al., 1993. Urine collection protocol in the Republic of the Marshall Islands. *Radiat. Prot. Manag.* **10**, 64–72.
- Svartengren, M., Sommerer, K., Scheuch, G., 2001. Comparison of clearance of particles inhaled with bolus and extremely slow inhalation techniques. *Exp. Lung Res.* **27**, 367–386.
- Takahashi, S., Patrick, G., 1987. Long-term retention of  $^{133}\text{Ba}$  in the rat trachea following local administration as barium sulfate particles. *Radiat. Res.* **110**, 321–328.
- Takahashi, S., Kubota, Y., Sato, H., et al., 1993. Retention of  $^{133}\text{Ba}$  in the trachea of rabbits, dogs and monkeys following local administration of  $^{133}\text{BaSO}_4$  particles. *Inhal. Tox.* **5**, 265–273.
- Toohy, R.E., Essling, M.A., 1980. Measurements of  $^{241}\text{Am}$  in vivo at long times after inhalation. *Health Phys.* **38**, 139–145.
- Tyler, G.R., Lister, B.A.J., 1973. The biological half life of  $^{144}\text{Ce}$  in the human chest as determined from in vivo measurements following an accidental inhalation. In: Proceedings of the 2<sup>nd</sup> IRPA European Congress on Radiation Protection, pp. 249–253.
- Wernli, C., Eikenberg, J., 2007. Twenty-year follow-up of a Pu/Am inhalation case. *Radiat. Prot. Dosim.* **125**, 506–512.
- West, C.M., Scott, L.M., 1966. A comparison of uranium cases showing long chest burden retentions. *Health Phys.* **12**, 1545–1555.
- West, C.M., Scott, L.M., 1969. Uranium cases showing long chest burden retention – an updating. *Health Phys.* **17**, 781–791.
- West, C.M., Scott, L.M., Schultz, N.B., 1979. Sixteen years of uranium personnel monitoring experience – in retrospect. *Health Phys.* **36**, 665–669.
- Whicker, J.L., 2004. Relationship of air sampling measurements to internal dose: a review. In: Proceedings of 37th Midyear Health Physics Society Meeting on Air Monitoring and Internal Dosimetry, 8–11 February 2004, Augusta, GA, USA. pp. 73–77. Available at: <http://hps.org/meetings/midyear/abstract508.html> (last accessed 5 May 2015).
- Youngman, M.J., Smith, J.R.H., Kovari, M., 1994. The determination of thorium lung burden by measurements of thoron in exhaled air. *Radiat. Prot. Dosim.* **53**, 99–102.
- Zankl, M., Fill, U., Petoussi-Henss, N., et al., 2002. Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models. *Phys. Med. Biol.* **47**, 2367–2385.
- Zankl, M., Petoussi-Henss, N., Fill, U., et al., 2003. The application of voxel phantoms to the internal dosimetry of radionuclides. *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 539–548.
- Zankl, M., Eckerman, K., Bolch, W.E., 2007. Voxel-based models representing the male and female ICRP reference adult – the skeleton. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**, 174–186.

ICRP Publication 130  
放射性核種の職業上の摂取—第1部—

---

2021年3月23日 初版第1刷発行

監修 遠藤 章  
翻訳 吉澤道夫・高橋 聖ほか  
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7F  
原子力規制庁 長官官房放射線防護グループ  
放射線防護企画課

電話 03-5114-2265 (課代表)

F a x 03-5114-2266

翻訳公開URL [https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku\\_04.html](https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html)  
利用問い合わせ [housyassenbougokikaku@nsr.go.jp](mailto:housyassenbougokikaku@nsr.go.jp)

© Nuclear Regulation Authority, Japan, 2021

Printed in Japan

---

DTP 株式会社フォレスト

【非売品】



