

放射性核種の摂取に対する体内動態解析と
その内部被曝評価への応用

谷 幸太郎

目 次

第 1 章 序論	1
第 2 章 体内動態解析コードの開発	
2.1 体内動態解析の現状と課題	
2.1.1 体内動態モデルの変遷	6
2.1.2 過去に開発された内部被曝に係る計算コード	16
2.2 解析する体内動態モデルの詳細	
2.2.1 ヒト呼吸気道モデル	18
2.2.2 ヒト消化管モデル	26
2.3 開発した体内動態解析コードの詳細	
2.3.1 体内動態モデルの解析手法	29
2.3.2 本解析コードの特徴	37
2.3.3 ^{60}Co 及び ^{137}Cs を例とした解析とその検証	39
第 3 章 原子力発電施設における内部被曝に関する検討	
3.1 全身カウンタによる体外計測の現状と課題	45
3.2 ^{60}Co 及び ^{137}Cs の体内動態の可視化	47
3.3 計算による各臓器・組織に対する計数効率の評価	51
3.4 体内動態に基づく全身カウンタの校正手法の提案	55

第4章 核燃料再処理施設における内部被曝に関する検討

4.1	アクチニド元素を対象とした体外計測の現状と課題	58
4.2	肺及び頭蓋骨への ^{241}Am の残留率の解析	60
4.3	^{241}Am の肺内沈着部位が肺を対象とした体外計測に及ぼす影響	65
4.4	頭蓋骨を対象とした体外計測による計数効率の評価	
4.4.1	低エネルギー用 Ge 半導体検出器のモデル化	69
4.4.2	皮質骨及び海綿骨に対するエネルギースペクトルの比較	75
4.5	頭蓋骨を対象とした体外計測の適用性	79

第5章 緊急時における公衆の内部被曝に関する検討

5.1	公衆を対象とした内部被曝評価の現状と課題	81
5.2	年齢及び摂取状況による体内動態の依存性	
5.2.1	^{131}I 及び ^{137}Cs 摂取後の体内残留量の年齢依存性	83
5.2.2	摂取状況に対する ^{131}I の甲状腺残留率の依存性	88
5.3	日本人を対象とした安定ヨウ素剤服用時の体内動態	93

第6章 結論

98

謝辞	100
----	-----

参考文献	102
------	-----

図表一覧

第1章 序論

図 1.1 体外計測法及びバイオアッセイ法による内部被曝線量評価の過程

表 1.1 体外計測法及びバイオアッセイ法の特徴

第2章 体内動態解析コードの開発

図 2.1 決定臓器による内部被曝管理の概要

図 2.2 ICRP Publ. 19 における呼吸器系モデル

図 2.3 ICRP Publ. 56 及び ICRP Publ. 67 におけるプルトニウムのモデル

図 2.4 呼吸気道の解剖学的分類とヒト呼吸気道モデルにおける分類

図 2.5 ヒト呼吸気道モデルのクリアランス経路

図 2.6 血液への溶解の時間依存を再現するモデル

図 2.7 ヒト消化管モデルに係るコンパートメント

図 2.8 k_1 の幾何学的意味

図 2.9 k_2 の幾何学的意味

図 2.10 k_1, k_2, k_3 及び k_4 の幾何学的意味

図 2.11 開発した体内動態解析コードの計算過程

図 2.12 コバルトの組織系動態モデル

図 2.13 セシウムの組織系動態モデル

図 2.14 解析した残留率関数と測定された作業者の全身残留率との比較

表 2.1 ICRP Publ. 19 における呼吸器系モデルに係る移行係数

表 2.2 ICRP Publ. 26 で勧告された組織加重係数

表 2.3 ICRP Publ. 30 までの体内動態に関連する勧告

表 2.4 ICRP Publ. 60 で勧告された組織加重係数

表 2.5	ICRP Publ. 56 以降の体内動態に関連する勧告
表 2.6	呼吸気道の解剖学的部位と対応するコンパートメント
表 2.7	ヒト呼吸気道モデルへの初期沈着
表 2.8	ヒト呼吸気道モデルのクリアランス経路に係る移行係数
表 2.9	吸収タイプ (F, M, S) に対する S_p 、 S_{pt} 及び S_t のデフォルト値
表 2.10	ヒト消化管モデルに係る移行係数(d^{-1})
表 2.11	コバルトの組織系動態モデルに係るデータ
表 2.12	セシウムの組織系動態モデルに係るデータ
表 2.13	開発した解析コードと ICRP Publ. 78 との比較
表 2.14	測定された作業者の全身残留量 (Bq)

第 3 章 原子力発電施設における内部被曝に関する検討

図 3.1	従来の校正法と体内動態を考慮した校正法
図 3.2	可視化した ^{60}Co の体内動態
図 3.3	可視化した ^{137}Cs の体内動態
図 3.4	東京大学が所有する全身カウンタ
図 3.5	MIRD-5 型ファントム
図 3.6	MIRD-5 型ファントムの測定ジオメトリ
図 3.7	^{60}Co の校正定数の経時変化
図 3.8	^{137}Cs の校正定数の経時変化

表 3.1	各臓器・組織に対する全身カウンタの計数効率
-------	-----------------------

第4章 核燃料再処理施設における内部被曝に関する検討

- 図 4.1 アメリシウム²⁴¹の生理学的物質動態モデル
- 図 4.2 解析した摂取直後の²⁴¹Amの体内動態
- 図 4.3 解析した²⁴¹Amの長期的な体内動態
- 図 4.4 肺及び頭蓋骨の残留率関数
- 図 4.5 日本原子力研究開発機構が所有する肺モニタ
- 図 4.6 LLNL ファントム
- 図 4.7 LLNL ファントムの測定ジオメトリ
- 図 4.8 MCNPX でモデル化した Ge 半導体検出器
- 図 4.9 ²⁴¹Am 点線源に対する測定ジオメトリ
- 図 4.10 ²⁴¹Am 点線源の密封ケース
- 図 4.11 計算及び実験によって得た²⁴¹Am 点線源に対するエネルギースペクトル
- 図 4.12 検出器及び線源について改善したエネルギースペクトル
- 図 4.13 MCNPX で再現したボクセルファントム
- 図 4.14 ボクセルファントムの測定ジオメトリ
- 図 4.15 計算した皮質骨及び海綿骨に対するエネルギースペクトルの比較
- 図 4.16 皮質骨及び海綿骨の構造
- 図 4.17 肺及び頭蓋骨を対象とした体外計測が有する感度

- 表 4.1 アメリシウム²⁴¹の生理学的物質動態モデルに係る移行係数
- 表 4.2 実測した LLNL ファントムに対する肺モニタの計数効率 (%)
- 表 4.3 検出器を構成する物質の組成
- 表 4.4 ²⁴¹Am の壊変に伴って放出される主要な光子のエネルギー及び放出率
- 表 4.5 主要な光子に対するピーク面積
- 表 4.6 検出器及び線源について改善した後のピーク面積
- 表 4.7 皮質骨及び海綿骨の元素組成及び密度

第5章 緊急時における公衆の内部被曝に関する検討

- 図 5.1 主な甲状腺ホルモンの構造
 - 図 5.2 ヨウ素の組織系動態モデル
 - 図 5.3 ^{131}I の急性経口摂取後の体内残留量の経時変化
 - 図 5.4 ^{131}I の慢性経口摂取後の体内残留量の経時変化
 - 図 5.5 ^{137}Cs の急性経口摂取後の体内残留量の経時変化
 - 図 5.6 ^{137}Cs の慢性経口摂取後の体内残留量の経時変化
 - 図 5.7 呼吸量、摂水量及び摂食量で補正した線量比
 - 図 5.8 想定した急性摂取と継続的な摂取
 - 図 5.9 解析した ^{131}I の甲状腺残留率
 - 図 5.10 解析した ^{137}Cs の全身残留率
 - 図 5.11 ヨード投与量に対する甲状腺ホルモンの合成量
 - 図 5.12 10 mg の安定ヨウ素の服用後の甲状腺内のヨウ素量の変化
 - 図 5.13 安定ヨウ素剤の服用の有無に対する甲状腺内の ^{131}I の残留率関数
 - 図 5.14 安定ヨウ素剤の服用による ^{131}I の甲状腺への取り込み抑制効果
-
- 表 5.1 ヨウ素の組織系動態モデルに係る年齢別のデータ
 - 表 5.2 セシウムの組織系動態モデルに係る年齢別のデータ
 - 表 5.3 ^{131}I の吸入及び経口摂取に対する甲状腺の等価線量係数 (Sv Bq^{-1})
 - 表 5.4 1 日あたりの呼吸量、摂水量及び摂食量
 - 表 5.5 急性摂取に対する継続的な摂取の甲状腺残留率の比
 - 表 5.6 急性摂取に対する継続的な摂取の全身残留率の比
 - 表 5.7 安定ヨウ素剤服用時のモデルに係るパラメータの値

第 1 章 序論

被曝とは放射線や化学物質等の人体に有害である可能性のあるものにさらされることであり、放射線被曝とは放射線にさらされることである。しかし、単に被曝といった場合にも放射線被曝を指すことが一般的となっており、本論文でも放射線被曝を指して被曝と呼ぶこととする。

人体の被曝は外部被曝と内部被曝に大別される。外部被曝とは体外に存在する放射線源によって人体が被曝することであり、内部被曝とは吸入摂取、経口摂取あるいは経皮吸収によって体内に取り込んだ放射性物質によって人体が被曝することである。人体の被曝量を評価する指標として、線量の概念が国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) によって提案されてきた⁽¹⁻³⁾。放射線防護において、比較的高い線量によって発生する確定的影響を避ける目的のためには、各臓器・組織における吸収線量に放射線加重係数を乗算した等価線量が使用される。一方、確率的影響のリスクをマネジメントする目的のためには、等価線量に組織加重係数を乗じて加算した実効線量が一般に使用される。ただし、特定の臓器・組織が局所的に被曝する場合には確率的影響の発生を抑える目的で等価線量を使用する場合もある。このような放射線防護の目的のために使用される等価線量及び実効線量を防護量と呼ぶ。

外部被曝の場合、確定的影響が問題となるような局所的な被曝がなければ、その線量は実効線量が指標となる。しかし、各臓器・組織の吸収線量を直接計測することはできない。そこで、胸部（あるいは腹部）に装着された個人線量計によって計測される実用量を使用して線量が評価される。この実用量は、国際放射線単位測定委員会 (International Commission on Radiation Units and Measurements: ICRU) によって定義された 1cm 線量当量であり^(4, 5)、特別な場合（特定エネルギーの中性子による被曝時）を除いて、放射線の種類やエネルギーに依らずに常に防護量である実効線量に対して安全側に過大評価するよう値付けされている。このように、外部被曝による線量は、実用量の計測により比較的簡便に評価できる手法が確立しており、1990 年代から各国の放射線管理に広く導入されてきた。

一方、内部被曝の場合、体内に取り込んだ放射性物質が時間とともに特定の臓器・組織を経由し、やがて減衰するか体外へ排泄される。そのため、全身に分布するごく

一部の放射性物質を除いては特定の臓器・組織への局所的な被曝が問題となる場合が多い。そこで、内部被曝による線量を評価するためには、放射性物質の体内での挙動（体内動態）を明らかにすることが不可欠である。しかし、放射性物質の体内動態は、放射性同位元素の種類やその化学形・粒径、取り込みの経路・期間・回数、さらには取り込んだ人の年齢、被曝線量低減のための医学的処置の有無等の多くの要因に依存する。このような要因に依存しないような実用量を定義することは困難であるため、内部被曝による線量を外部被曝のように一律に評価することはできない。

内部被曝による線量を評価するためには、はじめに直接的あるいは間接的に取り込んだ放射性物質を計測する必要がある。直接的に計測する手法を体外計測法（直接法）、また間接的に計測する手法をバイオアッセイ法（間接法）と呼ぶ。体外計測法は、体内に残留している放射性物質から放出される光子を体外に設置した検出器で計測する手法であり、ガンマ線放出核種を対象として実施される。体内の微量な放射性物質を検出するためには、自然放射線に対する十分な遮蔽及び高感度な検出器が要求される。一方、バイオアッセイ法は、体外に排泄された試料（主に尿及び糞）を計測する手法であり、アルファ線やベータ線放出核種を対象とすることができる。しかし、試料採取、前処理、化学分離を経る必要があるため、計測までに要する時間が長い。体外計測法及びバイオアッセイ法の代表的な対象核種と特徴を表 1.1 にまとめる。なお、何らかの原因で体外計測法やバイオアッセイ法がいずれも実施できない場合には、放射性物質を取り込んだ環境における空気中の放射能濃度を計測することもあるが、評価精度は低い。

表 1.1 体外計測法及びバイオアッセイ法の特徴

	体外計測法	バイオアッセイ法
代表的な	ガンマ線放出核種	アルファ線・ベータ線放出核種
測定対象核種	(^{137}Cs , ^{60}Co , ^{131}I , ^{54}Mn , ^{241}Am 等)	(^{239}Pu , ^{238}U , ^{235}U , ^{90}Sr , ^3H 等)
特徴	<ul style="list-style-type: none"> 十分な遮蔽及び高感度な検出器が必要 取り込み直後から計測可能 継続的に計測可能 	<ul style="list-style-type: none"> 計測までに要する時間が長い 排泄された微量な放射性物質を検出可能

体外計測法による計測では、全身あるいは特定の臓器・組織に残留する体内放射能が得られる。一方、バイオアッセイ法による計測では、排泄された試料中に含まれる放射能が得られる。これらの放射能を体内残留率あるいは排泄率で除算することにより、取り込んだ放射性物質の総放射能が計算される。この体内残留率及び排泄率は、取り込んだ放射性物質の体内動態に依存するため、どのような条件で放射性物質を取り込んだかを考慮しなければならない。空気中の放射能濃度から評価する場合には、その環境における作業時間、呼吸率、マスク等の着用による防護係数などを考慮して取り込んだ放射性物質の総放射能を計算する。内部被曝による線量は、取り込んだ放射性物質の総放射能に実効線量係数あるいは各臓器・組織の等価線量係数を乗算することで評価される。体外計測法で得られる体内放射能あるいはバイオアッセイ法で得られる排泄試料中に含まれる放射能から内部被曝による線量を評価するまでの過程を図 1.1 に示す。内部被曝に係る線量係数は、ICRP Publ. 68⁽⁶⁾及び Publ. 72⁽⁷⁾で勧告され、最近、外部被曝に係る線量換算係数と併せて ICRP Publ. 119⁽⁸⁾でまとめられた。

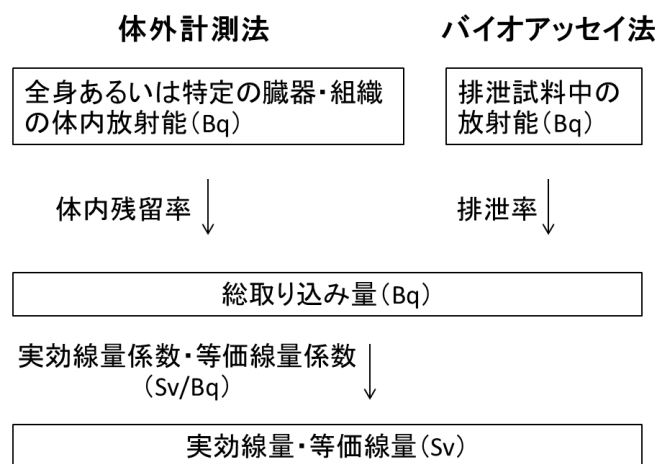


図 1.1 体外計測法及びバイオアッセイ法による内部被曝線量評価の過程

実効線量係数及び等価線量係数は、放射性物質の単位放射能の取り込みによる内部被曝線量 (Sv) を表す換算係数である。この換算係数を計算する手法は、ICRP Publ. 30⁽⁹⁾で提案され、現在でも採用されている。この勧告では、線源器官に存在する放射性物質が 1 壊変した時に放出される放射線が標的器官で吸収されるエネルギーの割合を表

す比実効エネルギー (Specific Effective Energy: SEE) が定義された。ある線源器官 S に対する標的器官 T の比実効エネルギー $SEE(T \leftarrow S)$ (Sv/Bq) は、式 1.1 で計算される。

$$SEE(T \leftarrow S) = \sum_R \frac{Y_R \cdot E_R \cdot w_R \cdot AF(T \leftarrow S)_R}{m} \quad 1.1$$

ここで、 R は線源器官 S にある放射性物質から放出される放射線、 Y_R は放射線 R の放出割合、 E_R は放射線 R のエネルギー (J)、 w_R は放射線 R の放射線加重係数、 $AF(T \leftarrow S)_R$ は放射線 R のエネルギーが標的器官 T に吸収される割合 (Absorbed Fraction: AF)、 m は標的器官 T の質量 (g) である。AF は人体ファントムを使用した放射線輸送計算によって評価され、一般に標的器官の単位質量あたりの吸収割合である比吸収割合 (Specific Absorbed Fraction: SAF) として提供される。SAF は使用する人体ファントムの各臓器・組織の質量や幾何学的位置関係に依存する。そこで、以前は人体ファントムとして数式で記述された比較的簡便な数学ファントムが使用されていたが、近年では CT や MRI などの医用画像データを基に、ボクセル (Voxel: volume pixel) と呼ばれる微小直方体の積み重ねによって実際の人体を忠実に再現したボクセルファントムが使用されるようになってきた。ICRP Publ. 110⁽¹⁰⁾では、ICRP 標準成人ボクセルファントムが開発されている。標的器官 T の等価線量 $H_T(\tau)$ (Sv) は、式 1.1 に示した $SEE(T \leftarrow S)$ (Sv/Bq) を使用して式 1.2 によって計算される。

$$H_T(\tau) = \sum_S U_S(\tau) \cdot SEE(T \leftarrow S) \quad 1.2$$

ここで、 $U_S(\tau)$ は取り込んだ放射性物質が預託期間 τ の間に線源器官 S で壊変する総数である。つまり、式 1.2 では預託期間 τ にわたって全ての線源器官 S に対する標的器官 T の総線量を評価することになる。そこで、これを特に預託等価線量と呼ぶ。預託期間は、成人については 50 年、子供及び乳幼児の場合は取り込み時から 70 歳までとされているが、体内に取り込んだ放射性物質は時間とともに減衰しながら排泄されていくため、取り込みからの年数が経つにつれて被曝線量は小さくなっていく。 $U_S(\tau)$ は取り込んだ放射性物質の各臓器・組織での放射能の経時変化 (残留率関数) を預託期間 τ で積分した値である。また、各臓器・組織の残留率関数は、取り込んだ放射性物質の体内動態を解析することで得られる。ICRP や NCRP はこれまでにいくつかの体内動態モデルを開発してきた^(9, 11-17)。預託実効線量 $E(\tau)$ は、各標的器官の預託等価線量

$H_T(\tau)$ を使用して式 1.3 によって計算される。

$$E(\tau) = \sum_T H_T(\tau) \cdot w_T \quad 1.3$$

ここで、 w_T は組織加重係数である。放射性物質の単位取り込み量に対して、上記の手法によって計算された預託実効線量及び預託等価線量がそれぞれ実効線量係数及び等価線量係数となる。

内部被曝を伴った事故は、発生した施設や状況によって3パターンに大きく特徴づけることができる。ひとつは原子力発電施設における内部被曝であり、炉内構造物の中性子による放射化で生成する ^{60}Co が重要となる。次に核燃料再処理施設における内部被曝であり、使用済み核燃料に含まれるプルトニウムやアメリシウム等のアクチノイド元素が重要となる^(18, 19)。最後にチェルノブイリ原子力発電所事故や福島第一原子力発電所事故をはじめとする環境中への多量の放射性物質の放出を伴う原子炉事故後の緊急時における公衆の内部被曝であり、 ^{131}I 及び ^{137}Cs を中心とした核分裂生成物が重要となる⁽²⁰⁻²³⁾。本論文では、内部被曝評価全体の発展に資するべく、上記の3パターンについてそれぞれの現状と課題を整理するとともに、開発した体内動態解析コードを応用することでその解決を試みた。本論文の第2章では、開発した体内動態解析コードについて述べる。また、第3-5章では原子力発電施設における内部被曝、核燃料再処理施設における内部被曝、そして原子炉事故後の緊急時における公衆の内部被曝についてそれぞれ述べる。最後に、第6章では第2-5章で得られた成果をまとめる。

第 2 章 体内動態解析コードの開発

2.1 体内動態解析の現状と課題

2.1.1 体内動態モデルの変遷

放射性物質の体内動態は、1959 年に ICRP の第 2 専門委員会によって勧告された ICRP Publ. 2⁽²⁴⁾で世界的に初めて議論された。当時は、各臓器・組織の等価線量に組織加重係数を掛け合わせて計算される実効線量の概念がまだなく、被曝による影響が最も大きいと考えられる臓器（決定臓器）のみを放射線防護の対象としていた。したがって、内部被曝は、決定臓器の線量と許容線量との比較によって管理されていた。なお、決定臓器は以下の条件を考慮して決定された。

- ① 放射性物質の沈着が最も大きい
- ② 全身の健康を保つ上で必要不可欠である
- ③ 取り込んだ放射性物質による障害を受ける
- ④ 放射線感受性が高い

決定臓器による内部被曝管理の概要を図 2.1 に示す。放射性物質の摂取経路は、経気道（吸入）あるいは経口に分類された。また、摂取した放射性物質は、「可溶性」あるいは「難溶性又は不溶性」の化合物に分類された。経気道摂取した放射性物質は肺に沈着し、経口摂取した放射性物質は消化管を経由する。摂取した放射性物質が可溶性の化合物である場合には、肺あるいは消化管から体内に吸収されて決定臓器に至る。一方、難溶性又は不溶性の化合物の場合には肺あるいは消化管が決定臓器となるため、これら以外の臓器については考慮する必要がない。決定臓器に至った放射性物質は、物理学的半減期とその臓器の生物学的半減期による実効半減期で減衰することとし、決定臓器以降の排泄に至る経路はなかった。ICRP の第 4 専門委員会が勧告した ICRP

Publ. 10⁽²⁵⁾は、ICRP Publ. 2⁽²⁴⁾を踏襲した上で、新たにプルトニウムなどのバイオアッセイ法が有効な核種の内部被曝管理を可能にするために、尿中及び糞中に含まれる放射能と血液中の放射能とを関連付ける式を示すなどの進展をみせたが、依然として排泄に至るまでの経路は示されなかった。

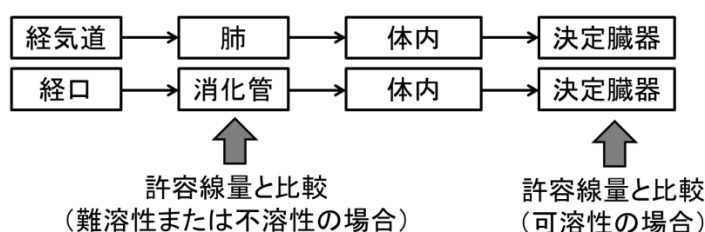


図 2.1 決定臓器による内部被曝管理の概要

ICRP Publ. 19⁽²⁶⁾では、プルトニウムやアメリシウム等のアクチニド元素を対象とした呼吸器系モデルが示された。本モデルは、現在の体内動態モデルにも採用されているコンパートメントモデルであり、図 2.2 に示すように、各臓器・組織は複数のコンパートメントとして表されている。吸入摂取した放射性物質はまず各コンパートメントに初期沈着として割り振られ、次にそれらがコンパートメント間の移行係数にしたがって次々にコンパートメントを移行していく。初期沈着と移行係数は、それぞれ吸入摂取したエアロゾルの粒子径と化合物の化学形に依存する。本モデルの原型は ICRP 肺動力学タスクグループですでに開発されていたが、ICRP Publ. 19 では各コンパートメント間の移行係数が改訂された。その移行係数を表 2.1 に示す。化合物は、これまで「可溶性」あるいは「難溶性又は不溶性」に分類されていたが、本モデルでは呼吸器への残留時間に着目した「D (Retained for days)」、「W (Retained for weeks)」、「Y (Retained for years)」の 3 パターンに分類された。例えば、表 2.1 における肺のコンパートメント P (Pulmonary) の経路(e)に着目すると、化合物の分類が D の場合には初期沈着した放射性物質の 80%が 0.5 日の半減期に相当する移行速度で血液へと吸収されるのに対し、W の場合には 15%が 50 日の移行速度で吸収され、Y の場合にはわずか 5%が 500 日の移行速度で吸収されることがわかる。また、コンパートメント P の残りの割合に着目すると、D の場合には残りの 20%も 0.5 日の移行速度で他のコンパ

ートメントに移行するのに対し、W 及び Y の場合には、いずれも 40% は 1 日の移行速度で消化管へ移行するものの、45% はそれぞれ 50 日及び 500 日の移行速度で移行する。つまり、化合物の分類が D の場合には数日にわたり、W の場合には数週間にわたり、そして Y の場合には数年にわたり放射性物質が呼吸器に残留することを意味している。ICRP Publ. 19⁽²⁶⁾には、肺あるいは消化管から血液へと吸収されたアクチニド元素の、肝臓、骨格、腎臓等への移行に関するモデルも記述されており、これらは後に勧告される ICRP Publ. 30⁽⁹⁾のベースとなっている。また、これに続く ICRP Publ. 20⁽²⁷⁾には、骨格へ移行しやすいことが知られているカルシウム、ストロンチウム、バリウム、ラジウム等のアルカリ土類金属元素の体内動態に関して記述されている。

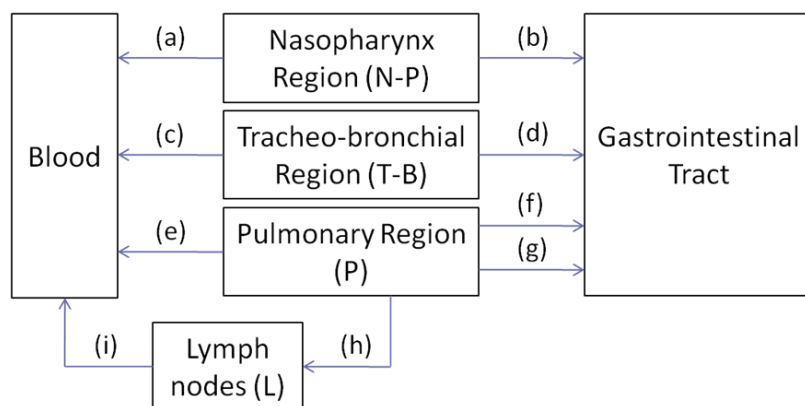


図 2.2 ICRP Publ. 19 における呼吸器系モデル⁽²⁶⁾

表 2.1 ICRP Publ. 19 における呼吸器系モデルに係る移行係数⁽²⁶⁾

コンパートメント	移行経路	化合物の分類		
		(D)	(W)	(Y)
N-P	(a)	0.01 d / 0.5	0.01 d / 0.1	0.01 d / 0.01
	(b)	0.01 d / 0.5	0.4 d / 0.9	0.4 d / 0.99
T-B	(c)	0.01 d / 0.95	0.01 d / 0.5	0.01 d / 0.01
	(d)	0.2 d / 0.05	0.2 d / 0.5	0.2 d / 0.99
P	(e)	0.5 d / 0.8	50 d / 0.15	500 d / 0.05
	(f)	-	1 d / 0.4	1 d / 0.4
	(g)	-	50 d / 0.4	500 d / 0.4
	(h)	0.5 d / 0.2	50 d / 0.05	500 d / 0.15
L	(i)	0.5 d / 1.0	50 d / 1.0	1000 d / 0.9

(移行速度を表す半減期 / 移行する割合)

※コンパートメント及び移行経路は図 2.2 に対応

ICRP の基本勧告のひとつである ICRP Publ. 26⁽¹⁾では、放射線防護の線量に関する新たな概念として加重平均線量当量が定義された。これは現在の実効線量に相当する線量であり、表 2.2 に示すように各組織・臓器の組織加重係数（当時の表記は組織荷重係数）も併せて勧告された。これにより、これまでの決定臓器の線量のみでは加重平均線量当量は評価できないため、決定臓器以外の主要な臓器・組織の線量を評価することが必要となった。加重平均線量当量は、1978 年のストックホルム声明で実効線量当量に名称が変更された。

表 2.2 ICRP Publ. 26 で勧告された組織加重係数⁽¹⁾

臓器・組織	組織加重（荷重）係数
生殖腺	0.25
乳房	0.15
赤色骨髄	0.12
肺	0.12
甲状腺	0.03
残りの臓器・組織	0.3

決定臓器以外の臓器・組織の線量を評価するために、ICRP Publ. 30⁽⁹⁾では呼吸器系モデル及び胃腸管モデルが勧告された。この呼吸器系モデルは、ICRP Publ. 19 の呼吸器系モデルを原型としている。また、約 90 の元素について、その酸化物、水酸化物、硫化物、硝酸化物等が排泄されるまでの組織系動態モデルも統一的に示された。これにより、放射性物質の吸入及び経口摂取に対して、それが排泄に至るまでの体内動態を解析することが可能となった。しかし、排泄は簡易的に骨や肝臓等の各臓器・組織から直接起こるとされており、腎臓や膀胱までは再現されていない。対象とされた核種は、主に原子力施設で見られる放射化物及び RI 化合物であり、加速器施設で発生する短寿命核種や放射性医薬品として使用される核種は対象外であった。第 1 章で述べたように、ICRP Publ. 30 では、比実効エネルギー（SEE）に基づく内部被曝による線量の評価体系も確立した。ICRP Publ. 30 までの体内動態に関連する勧告を表 2.3 にまとめる⁽²⁸⁾。

表 2.3 ICRP Publ. 30 までの体内動態に関連する勧告⁽²⁸⁾

ICRP Publ. 番号(年)	体内動態に関する記述
2 (1960)	<ul style="list-style-type: none"> ・決定臓器による内部被曝管理 ・化合物を「可溶性」と「難溶性又は不溶性」に分類
10 (1968)	<ul style="list-style-type: none"> ・ICRP Publ. 2 を踏襲 ・尿中及び糞中放射能と血液中の放射能との関連式
19 (1972)	<ul style="list-style-type: none"> ・アクチノイド元素を対象とした呼吸器系モデル (ICRP Publ. 30 の原型) ・化合物を「可溶性」、「難溶性又は不溶性」の 2 分類から「D」、「W」、「Y」の 3 分類に変更
20 (1973)	<ul style="list-style-type: none"> ・アルカリ土類金属元素の骨格への移行を含む体内動態
30 (1978)	<ul style="list-style-type: none"> ・呼吸器系モデル (ICRP Publ. 19 を踏襲) ・胃腸管モデル ・約 90 の元素に対する組織系動態モデル (簡易的に排泄も再現) ・内部被曝による線量の評価体系の確立 (比実効エネルギーの定義)

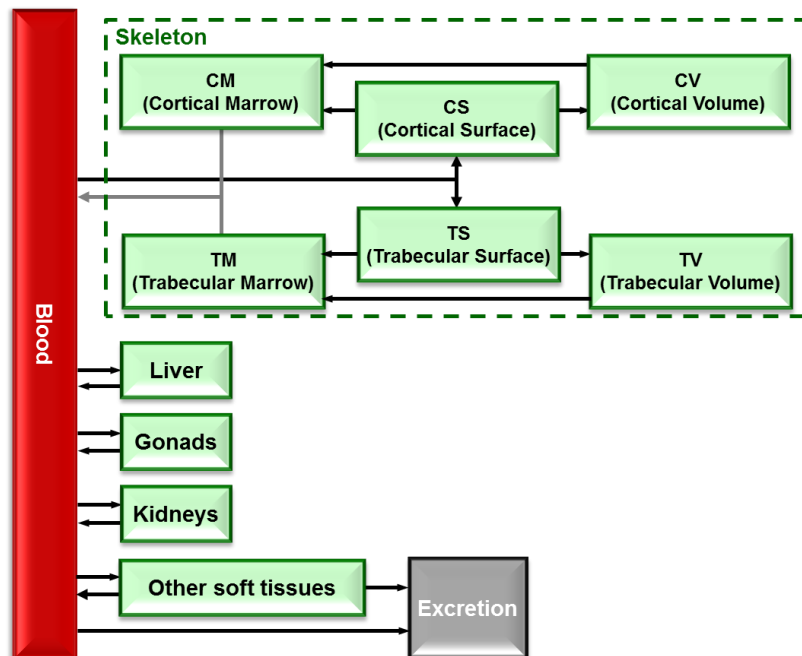
1986 年に、チェルノブイリ原子力発電所事故が発生した。それ以前には、成人作業者を対象とした内部被曝管理について検討が進められてきたが、公衆についてはあまり検討されていなかった。しかし、この事故をきっかけに、乳児、幼児及び子共を含む公衆の内部被曝が着目されるようになった。そこで、ICRP Publ. 56⁽¹¹⁾では、セシウム、ストロンチウム、ヨウ素、プルトニウム、アメリシウム等を含む 12 元素を対象とした公衆の組織系動態モデルが開発され、その移行係数が年齢別に勧告された。この年齢区分は、3 ヶ月 (0-1 歳)、1 歳 (1-2 歳)、5 歳 (2-7 歳)、10 歳 (7-12 歳)、15 歳 (12-17 歳) 及び成人 (17 歳以上) の 6 区分である。この勧告は、公衆の体内動態に関する勧告のパート 1 であり、この後 1990 年代にパート 2 からパート 4 までが勧告され、対象とする元素の追加とモデルの改訂が次々と実施された。

ICRP Publ. 26⁽¹⁾以来の基本勧告である ICRP Publ. 60⁽²⁾では、実効線量当量の名称が実

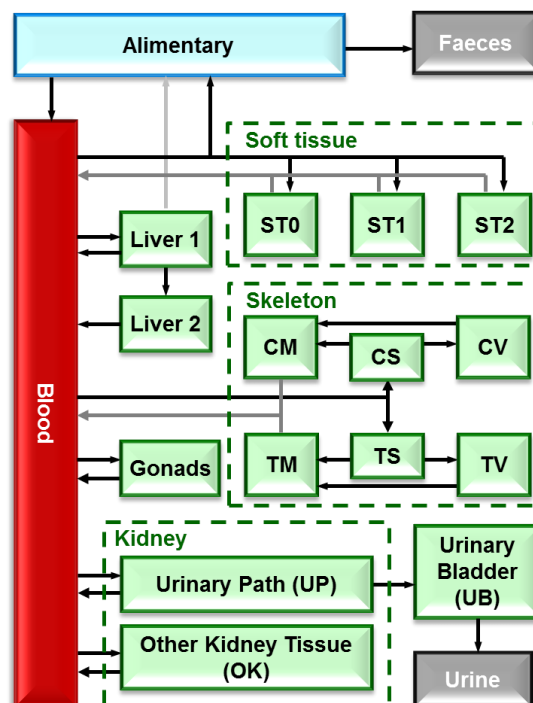
効線量へと変更された。また、組織加重係数（当時の表記は組織荷重係数）が表 2.4 に示すように改訂された。組織加重係数が割り当てられた臓器・組織は、従来（表 2.2 参照）と比較して 7 つ追加され、実効線量を評価するためにはこれらの臓器・組織の等価線量の評価も必要となった。そこで、ICRP Publ. 56⁽¹¹⁾のパート 1 に続くパート 2 である ICRP Publ. 67⁽¹²⁾では、組織加重係数が新たに割り当てられた膀胱の等価線量を評価するための膀胱モデルが開発された。また、パート 1 に 12 元素を追加した合計 24 元素を対象とした組織系動態モデルが勧告された。さらに、プルトニウム等の一部の元素に対する組織系動態モデルは改訂され、特に生理学的物質動態モデルと呼ばれるようになった。生理学的物質動態モデルでは、膀胱の追加に併せて腎臓が詳細化された他、軟組織等も詳細化された。ICRP Publ. 56 及び ICRP Publ. 67 におけるプルトニウムの体内動態モデルを図 2.3 で比較する。パート 3 となる ICRP Publ. 69⁽¹⁴⁾では、新たにウランを含む 4 元素のモデルが勧告された。ウランの体内動態モデルも、プルトニウムと同様に生理学的物質動態モデルであり、詳細化された腎臓や軟組織等を有している。最終的に、パート 4 である ICRP Publ. 71⁽¹⁵⁾で、パート 2 及びパート 3 で対象とされた元素を含む合計 31 元素の体内動態モデルがまとめられた。

表 2.4 ICRP Publ. 60 で勧告された組織加重係数⁽²⁾

臓器・組織	組織加重（荷重）係数
生殖腺	0.20
赤色骨髄	0.12
結腸	0.12
肺	0.12
胃	0.12
膀胱	0.05
乳房	0.05
肝臓	0.05
食道	0.05
甲状腺	0.05
皮膚	0.01
骨表面	0.01
残りの臓器・組織	0.05



a) ICRP Publ. 56



b) ICRP Publ. 67

図 2.3 ICRP Publ. 56 及び ICRP Publ. 67 におけるプルトニウムのモデル^(11, 12)

ICRP Publ. 30⁽⁹⁾で勧告された呼吸器系モデル及び胃腸管モデルは、それぞれ ICRP Publ. 66⁽¹³⁾でヒト呼吸気道モデル、ICRP Publ. 100⁽¹⁶⁾でヒト消化管モデルに改訂され、両者ともにコンパートメントが詳細化された。特に、ヒト呼吸気道モデルでは、化合物の分類が、「D」、「W」、「Y」から、呼吸器からの血液への吸収の速度に着目した「F (Fast)」、「M (Moderate)」、「S (Slow)」へ変更された。また、ヒト消化管モデルでは、年齢別の移行係数が勧告された。これらのモデルについては、2.2.1 および 2.2.2 で詳細を述べる。これ以降、現在に至るまで新たな体内動態モデルは勧告されていないが、ヒト呼吸気道モデル及び各元素の組織系動態モデルが改訂される予定であり、そのドラフトが ICRP のホームページで公開されている⁽²⁹⁻³¹⁾。ICRP Publ. 56⁽¹¹⁾以降の体内動態に関連する勧告を表 2.5 にまとめる⁽²⁸⁾。

表 2.5 ICRP Publ. 56 以降の体内動態に関連する勧告⁽²⁸⁾

ICRP Publ. 番号(年)	体内動態に関する記述
56 (1989)	<ul style="list-style-type: none"> ・ 年齢別の体内動態に関する勧告のパート 1 ・ セシウム、ヨウ素、プルトニウム等を含む 12 元素を対象
67 (1992)	<ul style="list-style-type: none"> ・ 年齢別の体内動態に関する勧告のパート 2 ・ 膀胱モデル ・ パート 1 に 12 元素を追加した 24 元素を対象 ・ プルトニウム等の一部の元素については生理学的物質動態モデル
66 (1994)	<ul style="list-style-type: none"> ・ ICRP Publ. 30 の呼吸器系モデルを改訂したヒト呼吸気道モデル ・ 化合物の分類を「D」、「W」、「Y」から「F」、「M」、「S」に変更
69 (1995)	<ul style="list-style-type: none"> ・ 年齢別の体内動態に関する勧告のパート 3 ・ ウランを含む 4 元素を対象
71 (1995)	<ul style="list-style-type: none"> ・ 年齢別の体内動態に関する勧告のパート 4 ・ パート 2 及びパート 3 で対象とされた元素含む 31 元素を対象
100 (2006)	<ul style="list-style-type: none"> ・ ICRP Publ. 30 の胃腸管モデルを改訂したヒト消化管モデル ・ 年齢別の移行係数

2.1.2 過去に開発された内部被曝に係る計算コード

体内動態モデルを解析するためには、計算コードを使用した数値解析が必要である。これまでに、体内動態モデルを取り入れた内部被曝に係る計算コードが目的に応じていくつか開発されてきた⁽³²⁾。

ICRP Publ. 19⁽²⁶⁾の呼吸器系モデルと ICRP Publ. 30⁽⁹⁾の胃腸管モデルを使用した内部被曝に係る計算コードである INREM-II は、米国オークリッジ国立研究所（Oak Ridge National Laboratory: ORNL）で開発された⁽³³⁾。この計算コードは、比実効エネルギー（SEE）に相当する S-factor が入力データのひとつとなっており、解析した体内動態を基に各臓器・組織の線量のみを出力する計算コードとなっている。そのため、各臓器・組織への残留率の経時変化（残留率関数）を出力することはできない。しかし、吸入摂取時の呼吸気道への初期沈着として任意の割合を入力できること、吸入及び経口摂取の条件として、急性 1 回摂取の他、任意の継続時間における連続摂取や時間ステップごとに（最大 30 ステップ）摂取率を変化させた摂取に対して計算できることなどに特徴がある。また、胃腸管モデルでは消化管から血液への吸収は小腸でのみ起こるとしているが、その他の消化管からの吸収を考慮することも可能である。

ICRP Publ. 30⁽⁹⁾の呼吸器系モデル及び胃腸管モデルを使用した内部被曝に係る計算コードである PEDAL は、旧英国放射線防護庁（National Radiological Protection Board: NRPB）で開発された⁽³⁴⁾。この計算コードは、単位摂取量あたりの各臓器・組織の預託等価線量及び預託実効線量を出力するための計算コードである。当時の計算コードは成人作業者のみを対象としていたが、NRPB では乳児、幼児及び子供を含む公衆を対象とした内部被曝に係る線量係数の計算にも PEDAL を使用するようになった。しかし、体内動態モデルの移行係数は計算コード内に組み込まれていたため、移行係数を変化させるためにはその都度計算コード自体を修正する必要があり、取り扱いが簡便ではなかった。そこで、PEDAL の問題点を解決した PEDAL2 が開発された⁽³⁵⁾。PEDAL2 は、PEDAL に比べて取り扱いが容易である他、任意の預託期間や急性 1 回摂取以外の摂取条件を設定することが可能である特徴がある。これらの計算コードによって、年齢区分、吸入摂取時のエアロゾルの粒径サイズ、預託期間等の条件ごとに計算された膨大な量の結果は、データベースである RAPID に格納されていった⁽³⁶⁾。RAPID に格納されている預託等価線量係数及び預託実効線量係数は、NRPB の刊行物

にもまとめられている⁽³⁷⁾。

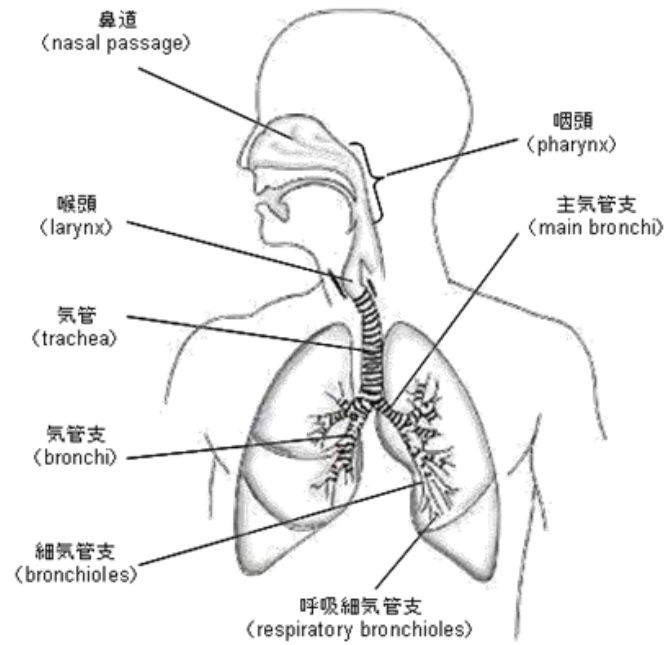
ICRP Publ. 60⁽²⁾に基づく内部被曝に係る計算コードである IMBA (Integrated Modules for Bioassay Analysis) は、1997 年に NRPB を中心として開発された⁽³⁸⁾。IMBA は、体外計測法やバイオアッセイ法によって得られた個人モニタリングのデータから摂取量を推定する際、個人モニタリングのデータに良く一致する最適な摂取条件を決定することができる点に特徴があり、現在でも広く利用されている。しかし、体内動態の解析結果の出力は、個人モニタリングの対象となる全身、肺、尿中、糞中等に限られており、その他の臓器・組織への残留率関数を出力することはできない。

以上のように、これまでに開発された内部被曝に係る計算コードは、使用する体内動態モデルが最新ではない、解析できる摂取条件が限られる、出力できる結果が限られる等の問題がある。そこで、本論文では最新の体内動態モデルに基づき、高い汎用性及び拡張性を有する体内動態解析コードを開発することとした。

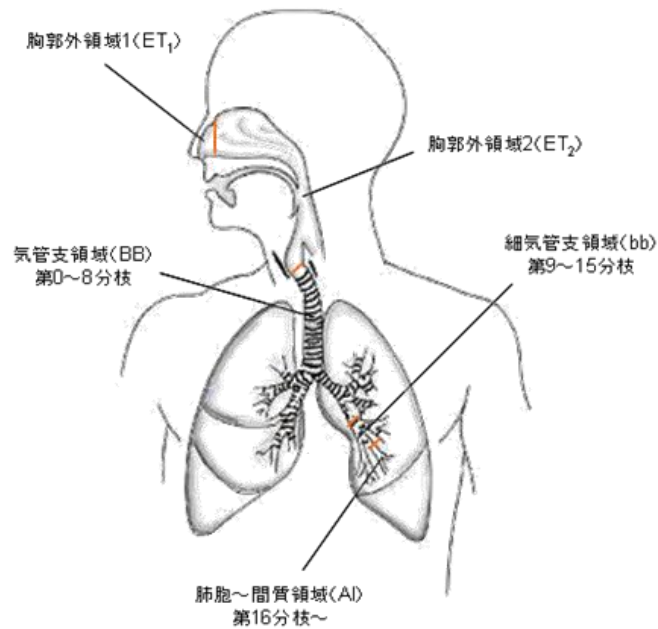
2.2 解析する体内動態モデルの詳細

2.2.1 ヒト呼吸気道モデル

ヒト呼吸気道モデルは、ICRP Publ. 30⁽⁹⁾の呼吸器系モデルを改訂したものであり、ICRP Publ. 66⁽¹³⁾で勧告された。従来のモデルとの大きな違いは、実際の呼吸気道の解剖をより忠実に再現している点であり、呼吸気道のコンパートメントの数が4から14へと大幅に増えた。呼吸気道は、解剖学の観点から前鼻道、後鼻道、口腔、咽頭、喉頭、気道、気管支、細気管支、呼吸細気管支及び肺胞等に分類される。これらの解剖学的分類を参照し、ヒト呼吸気道モデルでは、胸郭外領域（Extrathoracic region: ET）、気管支領域（Bronchial region; BB）、細気管支領域（Bronchiolar region: bb）及び肺胞-間質領域（Alveolar-interstitial region: AI）の4領域に分類された。呼吸気道の解剖学的分類とヒト呼吸気道モデルにおける分類とを図2.4で比較する。呼吸気道モデルにおける各領域及びリンパ節（Lymph nodes: LN）には、それぞれ複数のコンパートメントが割り当てられている。胸郭外領域のコンパートメントは、ET₁、ET₂及びET_{seq}の3つである。ET₁は解剖学的分類の前鼻道にあたる。また、ET₂及びET_{seq}は後鼻道、口腔、咽頭及び喉頭にあたる。気管支領域のコンパートメントは、BB₁、BB₂及びBB_{seq}の3つであり、解剖学的分類の気管、主気管支及び気管支にあたる。また、細気管支領域のコンパートメントは、bb₁、bb₂及びbb_{seq}の3つであり、解剖学的分類の細気管支及び終末細気管支にあたる。そして、肺胞-間質領域のコンパートメントは、AI₁、AI₂及びAI₃の3つであり、解剖学的分類の呼吸細気管支及び肺胞にあたる。一方、リンパ節のコンパートメントは、LN_{ET}及びLN_{TH}の2つである。LN_{ET}は胸郭外領域のリンパ節、LN_{TH}は気管支領域、細気管支領域及び肺胞-間質領域のリンパ節にあたる。ヒト呼吸気道モデル及び従来の呼吸器系モデルが有する各コンパートメントと対応する解剖学的分類を表2.6に示す。従来のモデルでは、鼻咽頭領域、気管・気管支領域、肺実質領域の3領域に大きく分類されていたのに対し、ヒト呼吸気道モデルでは従来の鼻咽頭領域と気管・気管支領域が細分化され、各領域のコンパートメントが複数になっている。



(a) 解剖学



(b) ヒト呼吸気道モデル

図 2.4 呼吸気道の解剖学的分類とヒト呼吸気道モデルにおける分類⁽¹³⁾

表 2.6 呼吸気道の解剖学的部位と対応するコンパートメント^(9, 13)

解剖学的部位	ヒト呼吸気道モデル (ICRP Publ. 66)		呼吸器系モデル (ICRP Publ. 30)	
	呼吸気道	リンパ節	呼吸気道	リンパ節
前鼻道	ET ₁	—	N-P	L
後鼻道	ET ₂ ET _{seq}	LN _{ET}		
口腔				
咽頭				
喉頭				
気管 主気管支 気管支	BB ₁ BB ₂ BB _{seq}	LN _{TH}	T-B	
細気管支 終末細気管支	bb ₁ bb ₂ bb _{seq}			
呼吸細気管支 肺胞	AI ₁ AI ₂ AI ₃		P	

ヒト呼吸気道モデルは、吸入粒子の初期沈着を与える沈着モデル及び沈着した粒子の移行を再現するクリアランスモデルからなる。

沈着モデルで計算される領域は、ET₁ 領域、ET₂ 領域、気管支領域、細気管支領域及び肺胞-間質領域の 5 領域である。吸入粒子の初期沈着はその粒子径に大きく依存する。このモデルでは、原子の大きさと等しい 0.0005 μm から空気動力学的中央径 (Activity Median Aerodynamic Diameter: AMAD) が 100 μm のエアロゾルまでが対象とされている。AMAD とは、それより大きい粒子の積算放射能が全粒子の放射能の 50% を占めるような空気動力学的直径である。また、空気動力学的直径とは、着目する粒子と同じ

空気中終末沈降速度を有する単位密度 (1 g/cm^3) の球の直径である。AMAD は、作業場における作業者の被曝に対して $5 \mu\text{m}$ 、原子炉施設外における公衆の被曝に対して $1 \mu\text{m}$ がデフォルト値とされている。表 2.7 に、AMAD が $5 \mu\text{m}$ の場合の作業者の初期沈着と $1 \mu\text{m}$ の場合の年齢別の初期沈着を示す。

表 2.7 ヒト呼吸気道モデルへの初期沈着⁽¹³⁾

初期沈着する コンパートメン ト	作業者 ($5 \mu\text{m}$)	公衆 ($1 \mu\text{m}$)					
		3 ヵ月	1 歳	5 歳	10 歳	15 歳	成人
ET ₁	33.85	20.97	21.07	17.39	17.75	13.91	14.89
ET ₂	39.89	27.00	27.00	22.00	23.00	18.00	19.00
ET _{seq}	0.02	0.014	0.014	0.011	0.011	0.0091	0.0095
BB ₁	1.30	0.53	0.53	0.53	0.61	0.90	0.68
BB ₂	0.46	0.50	0.50	0.49	0.56	0.77	0.60
BB _{seq}	0.01	0.0073	0.0073	0.0072	0.0082	0.012	0.0090
bb ₁	0.81	1.00	0.85	0.93	0.86	1.00	0.99
bb ₂	0.29	1.00	0.85	0.91	0.83	0.97	0.95
bb _{seq}	0.01	0.014	0.012	0.013	0.012	0.014	0.014
AI ₁	1.60	2.60	2.90	3.00	2.90	3.20	3.40
AI ₂	3.19	5.10	5.80	5.90	5.70	6.40	6.90
AI ₃	0.53	0.86	0.96	0.99	0.95	1.10	1.10

ヒト呼吸気道モデルのクリアランス経路を図 2.5 に示す。呼吸気道へ沈着した粒子は、このクリアランスモデルに従い、消化管、リンパ管等へ移行する。この速度は、物質に依らず一定である。各コンパートメント間の移行係数を表 2.8 に示す。一方、ET₁ を除く呼吸気道の全てのコンパートメントから血液への吸収が起こる。この吸収速度は、コンパートメント間での差はないが、呼吸気道への沈着後の経過時間及びその粒子の物理化学的性状によって異なる溶解速度に依存する。溶解速度の時間依存は、図 2.6(a)に示すモデルによって再現できる。このモデルでは、吸入した粒子のある割

合 (f_r) が溶解速度 S_r で比較的速やかに溶解し、残りの割合 ($1-f_r$) は遅い速度 S_s で溶解する。しかし、このモデルでは沈着モデルで与えられた初期沈着をそのまま入力することができないため、実際には図 2.6(b)に示すモデルが取り入れられている。このモデルでは、初期沈着した粒子が溶解速度 S_p で速やかに溶解すると同時に、速度 S_{pt} で別のコンパートメントへ移行し、そこで遅い溶解速度 S_t で溶解する。つまり、 ET_1 を除く 13 の呼吸気道のコンパートメントには、比較的速やかに溶解するコンパートメント及びそこから速度 S_{pt} で移行し遅く溶解するコンパートメントの 2 ずつがある。前者のコンパートメントは、 ET_2 、 BB_1 等と表記されるが、後者のコンパートメントは Transformed の意味から ET_{2T} 、 BB_{1T} 等と表記される。 ET_{2T} 、 BB_{1T} 等に移行した粒子も、血液への溶解と併せて ET_2 、 BB_1 等と同じ移行係数で消化管、リンパ管等へも移行する。 S_p 、 S_{pt} 及び S_t を、 f_r 、 S_r 及び S_s に対して式 2.1 に示す関係とすることにより、図 2.6(a)のモデルを図 2.6(b)のモデルで再現している。

$$\begin{aligned}
 S_p &= S_s + f_r(S_r - S_s) \\
 S_{pt} &= (1 - f_r)(S_r - S_s) \\
 S_t &= S_s
 \end{aligned}
 \tag{2.1}$$

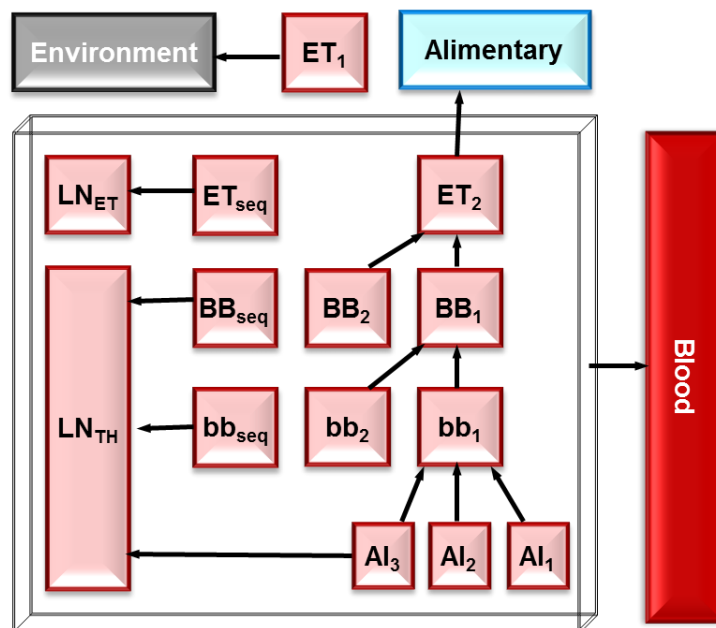
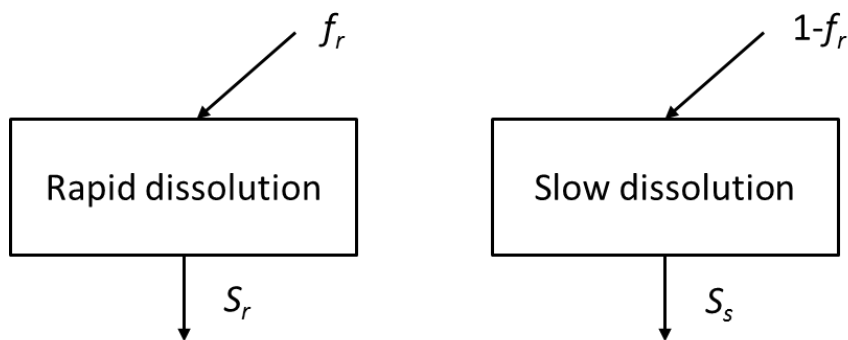


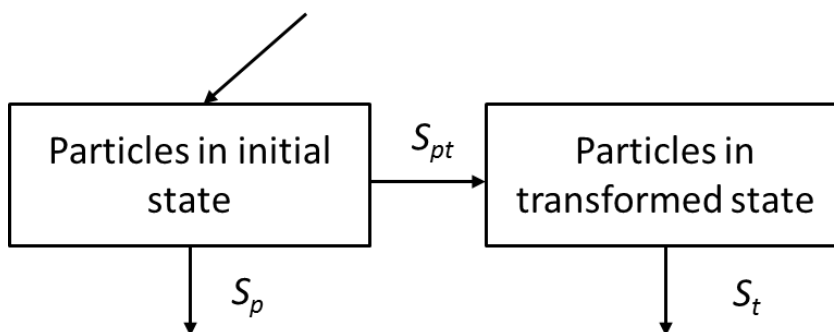
図 2.5 ヒト呼吸気道モデルのクリアランス経路⁽¹³⁾

表 2.8 ヒト呼吸気道モデルのクリアランス経路に係る移行係数⁽¹³⁾

クリアランス経路	移行元の コンパートメント	移行先の コンパートメント	移行係数(d ⁻¹)
m _{1,4}	AI ₁	bb ₁	0.02
m _{2,4}	AI ₂	bb ₁	0.001
m _{3,4}	AI ₃	bb ₁	0.0001
m _{3,10}	AI ₃	LN _{TH}	0.00002
m _{4,7}	bb ₁	BB ₁	2
m _{5,7}	bb ₂	BB ₁	0.03
m _{6,10}	bb _{seq}	LN _{TH}	0.01
m _{7,11}	BB ₁	ET ₂	10
m _{8,11}	BB ₂	ET ₂	0.03
m _{9,10}	BB _{seq}	LN _{TH}	0.01
m _{11,15}	ET ₂	GI tract	100
m _{12,13}	ET _{seq}	LN _{ET}	0.001
m _{14,16}	ET ₁	Environment	1



(a)時間依存を再現するモデル



(b)実際に取り入れられているモデル

図 2.6 血液への溶解の時間依存を再現するモデル⁽¹³⁾

血液への溶解速度は、経過時間のみならず粒子の物理化学的性状にも依存する。そこで、吸入した放射性物質の化合物は、血液への吸収の速度に着目してタイプ F (Fast)、タイプ M (Moderate) 及びタイプ S (Slow) に分類される。そして、この分類に応じた S_p 、 S_{pt} 及び S_t の値が設定される。各タイプに対する S_p 、 S_{pt} 及び S_t のデフォルト値を表 2.9 に示す。

表 2.9 吸収タイプ (F, M, S) に対する S_p 、 S_{pt} 及び S_t のデフォルト値⁽¹³⁾

血液への吸収に関連するパラメータ	タイプ F (Fast)	タイプ M (Moderate)	タイプ S (Slow)
Initial dissolution rate (d^{-1}), s_p	100	10	0.1
Transformation rate (d^{-1}), s_{pt}	0	90	100
Final dissolution rate (d^{-1}), s_t	—	0.005	0.001

タイプ F の場合には遅く溶解するコンパートメントへの移行はなく、初期沈着した粒子のうち、ET₂ 領域の 50% と気管支領域、細気管支領域及び肺胞-間質領域の大半が急速に血液へと吸収される。タイプ M の場合には、ET₂ 領域の 5% 気管支領域及び細気管支領域の 10%、肺胞-間質領域の 70% が血液へと吸収される。また、タイプ S の場合には、ET₂ 領域、気管支領域及び細気管支領域からの吸収はほとんどなく、肺胞-間質領域の 10% が血液へと吸収される。

2.2.2 ヒト消化管モデル

ヒト消化管モデルは、ICRP Publ. 30⁽⁹⁾の胃腸管モデルを改訂したものであり、ICRP Publ. 100⁽¹⁶⁾で勧告された。従来のモデルでは、胃、小腸、上部大腸及び下部大腸のみが考慮されていたが、このモデルでは、口腔、食道、胃、小腸、右結腸、左結腸及び直腸・S字結腸等が考慮されている。これらのコンパートメント及び移行係数を図 2.7 及び表 2.10 にそれぞれ示す。移行係数は年齢・性別ごとに異なっている他、摂取したものが固形物かあるいは液体か等によっても異なる。食道では、経口摂取した放射性物質の 90%が速い移行係数で通過し、10%が遅い移行係数で通過する。一方、呼吸気道から移行してきたものは遅い移行係数で通過する。ICRP Publ. 100 では、消化管壁での残留や肝臓への移行等についても記述があるが、それらの移行係数はまだ与えられていない。ある消化管のコンパートメント i から血液への吸収を表す移行係数 $\lambda_{i,B}$ は、消化管壁での残留がない場合、式 2.2 で計算される。

$$\lambda_{i,B} = \frac{f_i \lambda_{i,i+1}}{1 - \sum_1^i f_k} \quad 2.2$$

ここで、 f_i はコンパートメント i から血液へ吸収される割合、 $\lambda_{i,i+1}$ はコンパートメント i から次の消化管のコンパートメント $i+1$ への移行係数である。例えば、小腸から血液への吸収を表す移行係数 $\lambda_{SI,B}$ は、小腸から右結腸への移行パラメータ $\lambda_{SI,RC}$ を用いて式 2.3 で計算される。

$$\lambda_{SI,B} = \frac{f_{SI} \lambda_{SI,RC}}{1 - f_{SI}} \quad 2.3$$

f_{SI} はこれまでに多くの元素に対して f_i 値として与えられている。

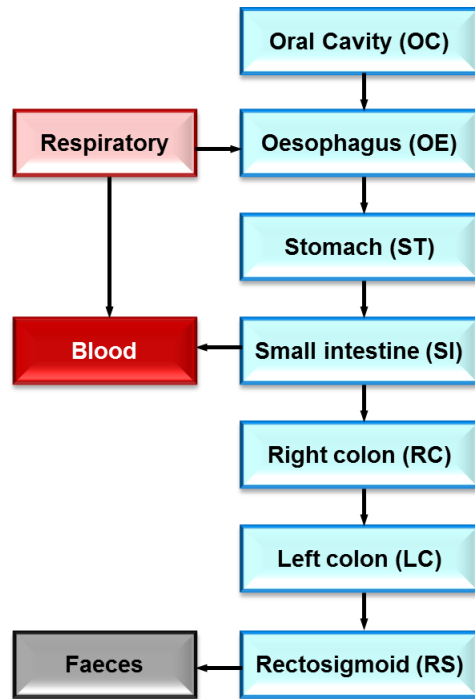


図 2.7 ヒト消化管モデルに係るコンパートメント⁽¹⁶⁾

表 2.10 ヒト消化管モデルに係る移行係数(d⁻¹)⁽¹⁶⁾

コンパートメント	3 ヶ月	1 歳	5-15 歳	成人男性	成人女性
口腔					
固形物	-	5,760	5,760	5,760	5,760
液体	43,200	43,200	43,200	43,200	43,200
全食事	43,200	7,200	7,200	7,200	7,200
食道（速い成分）					
固形物	-	10,800	10,800	10,800	10,800
液体	21,600	17,280	17,280	17,280	17,280
全食事	21,600	12,343	12,343	12,343	12,343
食道（遅い成分）					
固形物	-	1,920	1,920	1,920	1,920
液体	2,880	2,880	2,880	2,880	2,880
全食事	2,880	2,160	2,160	2,160	2,160
胃					
固形物	-	19.2	19.2	19.2	13.71
液体（カロリー）	144	32	32	32	24
液体（ノンカロリー）	19.2	48	48	48	48
全食事		20.57	20.57	20.57	15.16
小腸	6	6	6	6	6
右結腸	3	2.4	2.182	2	1.5
左結腸	3	2.4	2.182	2	1.5
直腸・S字結腸	2	2	2	2	1.5

2.3 開発した体内動態解析コードの詳細

2.3.1 体内動態モデルの解析手法

各コンパートメントにおける放射性核種の残留量の時間変化は、式 2.4 に示す微分方程式で表される。

$$\frac{dq_a}{dt} = -\left(\lambda_p + \sum_i m_{a,i}\right)q_a + \sum_j (m_{j,a} \cdot q_j) + I_a \quad 2.4$$

ここで、 q_i はコンパートメント i における残留量、 λ_p は崩壊定数(d⁻¹)、 $m_{i,j}$ はコンパートメント i からコンパートメント j への移行係数(d⁻¹)、 I_i はコンパートメント i への初期沈着率である。例えば、ヒト呼吸気道モデルに係る連立微分方程式は以下のように表される。

$$\text{ET}_1: \frac{dq_{14}}{dt} = I_{14} - (m_{14,16} + \lambda_p)q_{14}$$

$$\text{ET}_2: \frac{dq_{11}}{dt} = I_{11} - (m_{11,15} + m_{11,17} + m_{11,17T} + \lambda_p)q_{11} + m_{8,11}q_8 + m_{7,11}q_7$$

$$\text{ET}_{2T}: \frac{dq_{11T}}{dt} = -(m_{11T,15} + m_{11T,17} + \lambda_p)q_{11T} + m_{8T,11T}q_{8T} + m_{7T,11T}q_{7T} + m_{11,11T}q_{11}$$

$$\text{ET}_{\text{seq}}: \frac{dq_{12}}{dt} = I_{12} - (m_{12,13} + m_{12,17} + m_{12,12T} + \lambda_p)q_{12}$$

$$\text{ET}_{\text{seqT}}: \frac{dq_{12T}}{dt} = -(m_{12T,13T} + m_{12T,17} + \lambda_p)q_{12T} + m_{12,12T}q_{12}$$

$$\text{BB}_1: \frac{dq_7}{dt} = I_7 - (m_{7,11} + m_{7,17} + m_{7,7T} + \lambda_p)q_7 + m_{4,7}q_4 + m_{5,7}q_5$$

$$\text{BB}_{1T}: \frac{dq_{7T}}{dt} = -(m_{7T,11T} + m_{7T,17} + \lambda_p)q_{7T} + m_{4T,7T}q_{4T} + m_{5T,7T}q_{5T} + m_{7,7T}q_7$$

$$\text{BB}_2: \frac{dq_8}{dt} = I_8 - (m_{8,11} + m_{8,17} + m_{8,8T} + \lambda_p)q_8$$

$$\text{BB}_{2T}: \frac{dq_{8T}}{dt} = -(m_{8T,11T} + m_{8T,17} + \lambda_p)q_{8T} + m_{8,8T}q_8$$

$$\text{BB}_{\text{seq}}: \frac{dq_9}{dt} = I_9 - (m_{9,10} + m_{9,17} + m_{9,9T} + \lambda_p)q_9$$

$$\text{BB}_{\text{seqT}}: \frac{dq_{9T}}{dt} = -(m_{9T,10T} + m_{9T,17} + \lambda_p)q_{9T} + m_{9,9T}q_9$$

$$\text{bb}_1: \frac{dq_4}{dt} = I_4 - (m_{4,7} + m_{4,17} + m_{4,4T} + \lambda_p)q_4 + m_{1,4}q_1 + m_{2,4}q_2 + m_{3,4}q_3$$

$$\text{bb}_{1T}: \frac{dq_{4T}}{dt} = -(m_{4T,7T} + m_{4T,17} + \lambda_p)q_{4T} + m_{4,4T}q_4 + m_{1T,4T}q_{1T} + m_{2T,4T}q_{2T} + m_{3T,4T}q_{3T}$$

$$\text{bb}_2: \frac{dq_5}{dt} = I_5 - (m_{5,7} + m_{5,17} + m_{5,5T} + \lambda_p)q_5$$

$$\text{bb}_{2T}: \frac{dq_{5T}}{dt} = -(m_{5T,7T} + m_{5T,17} + \lambda_p)q_{5T} + m_{5,5T}q_5$$

$$\text{bb}_{\text{seq}}: \frac{dq_6}{dt} = I_6 - (m_{6,10} + m_{6,17} + m_{6,6T} + \lambda_p)q_6$$

$$\text{bb}_{\text{seqT}}: \frac{dq_{6T}}{dt} = -(m_{6T,10T} + m_{6T,17} + \lambda_p)q_{6T} + m_{6,6T}q_6$$

$$\text{AI}_1: \frac{dq_1}{dt} = I_1 - (m_{1,4} + m_{1,17} + m_{1,1T} + \lambda_p)q_1$$

$$\text{AI}_{1T}: \frac{dq_{1T}}{dt} = -(m_{1T,4T} + m_{1T,17} + \lambda_p)q_{1T} + m_{1,1T}q_1$$

$$\text{AI}_2: \frac{dq_2}{dt} = I_2 - (m_{2,4} + m_{2,17} + m_{2,2T} + \lambda_p)q_2$$

$$\text{AI}_{2T}: \frac{dq_{2T}}{dt} = -(m_{2T,4T} + m_{2T,17} + \lambda_p)q_{2T} + m_{2,2T}q_2$$

$$\text{AI}_3: \frac{dq_3}{dt} = I_3 - (m_{3,4} + m_{3,17} + m_{3,3T} + \lambda_p)q_3$$

$$\text{AI}_{3T}: \frac{dq_{3T}}{dt} = -(m_{3T,4T} + m_{3T,17} + \lambda_p)q_{3T} + m_{3,3T}q_3$$

$$\text{LN}_{\text{ET}}: \frac{dq_{13}}{dt} = -(m_{13,17} + m_{13,13T} + \lambda_p)q_{13} + m_{12,13}q_{12}$$

$$\text{LN}_{\text{ETT}}: \frac{dq_{13T}}{dt} = -(m_{13T,17} + \lambda_p)q_{13T} + m_{12T,13T}q_{12T} + m_{13,13T}q_{13}$$

$$\text{LN}_{\text{TH}}: \frac{dq_{10}}{dt} = -(m_{10,17} + m_{10,10T} + \lambda_p)q_{10} + m_{6,10}q_6 + m_{9,10}q_9 + m_{3,10}q_3$$

$$\text{LN}_{\text{THT}}: \frac{dq_{10T}}{dt} = -(m_{10T,17} + \lambda_p)q_{10T} + m_{10,10T}q_{10} + m_{3,10T}q_{3T}$$

$$\text{ただし、 } m_{iT,jT} = m_{i,j}, m_{i,iT} = S_{pt}, m_{i,17} = S_p, m_{iT,17} = S_t$$

また、ヒト消化管モデルに係る連立微分方程式及びヒト呼吸気道モデルと併せた血液のコンパートメントに係る連立微分方程式を以下に示す。

$$\text{OE}: \frac{dq_{OE}}{dt} = -(m_{OE} + \lambda_p)q_{OE} + m_{11,15}q_{11} + m_{11T,15}q_{11T}$$

$$\text{ST}: \frac{dq_{ST}}{dt} = -(m_{ST} + \lambda_p)q_{ST} + m_{OE}q_{OE}$$

$$\text{SI}: \frac{dq_{SI}}{dt} = -\left(m_{SI} + \lambda_p + \frac{f_1 m_{SI}}{1 - f_1}\right)q_{SI} + m_{ST}q_{ST}$$

$$\text{RC}: \frac{dq_{RC}}{dt} = -(m_{RC} + \lambda_p)q_{RC} + m_{SI}q_{SI}$$

$$\text{LC}: \frac{dq_{LC}}{dt} = -(m_{LC} + \lambda_p)q_{LC} + m_{RC}q_{RC}$$

$$\text{RS}: \frac{dq_{RS}}{dt} = -(m_{RS} + \lambda_p)q_{RS} + m_{LC}q_{LC}$$

$$\text{Blood}: \frac{dq_{17}}{dt} = -\lambda_p q_{17} + \sum_i m_{i,17}q_i + \sum_{iT} m_{iT,17}q_{iT} + \frac{f_1 m_{SI}}{1 - f_1} q_{SI}$$

本論文では、比較的簡便な計算で精度良く微分方程式の近似解が得られる 4 次の Runge-Kutta 法⁽³⁹⁾を採用し、Microsoft Excel を使用した体内動態解析コードを開発した⁽⁴⁰⁾。Runge-Kutta 法では、微分方程式 $y' = f(x, y)$ について、初期条件及び刻み幅をそれぞれ (x_0, y_0) 、 h として、区間 $[x_0, x_n]$ における特殊解の近似曲線を考える。初期条件 (x_0, y_0) から特殊解の近似曲線の座標 (x_{i+1}, y_{i+1}) ($i = 0, 1, \dots, n-1$) は、式 2.5 に示す Runge-Kutta 法

の公式により計算される。

$$\begin{aligned}
 x_{i+1} &= x_i + h \\
 y_{i+1} &= y_i + \frac{1}{6}(k_1 + 2k_2 + 2k_3 + k_4) \\
 k_1 &= f(x_i, y_i)h \\
 k_2 &= f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{k_1}{2}\right)h \\
 k_3 &= f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{k_2}{2}\right)h \\
 k_4 &= f(x_i + h, y_i + k_3)h
 \end{aligned} \tag{2.5}$$

k_1 の幾何学的意味を図 2.8 に示す。点 (x_i, y_i) を通る接線の傾きは、 $y' = f(x_i, y_i)$ である。ここで、接線が $x = x_{i+1}$ の直線と交わる点を C とすると、式 2.6 が導かれる。

$$\begin{aligned}
 f(x_i, y_i) &= \frac{BC}{AB} = \frac{BC}{h} \\
 BC &= f(x_i, y_i)h = k_1
 \end{aligned} \tag{2.6}$$

したがって、分線 BC の長さが k_1 である。次に、 k_2 の幾何学的意味を図 2.9 に示す。 AB および AC の中点をそれぞれ E 、 P とすると、式 2.7 が成り立つ。

$$EP = \frac{1}{2}BC = \frac{1}{2}k_1 \tag{2.7}$$

点 P の座標は $(x_i + h/2, y_i + k_1/2)$ であるため、点 P に対する接線の傾き α は式 2.8 で表される。

$$\alpha = f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{k_1}{2}\right) \tag{2.8}$$

この傾きの直線が点 A を通るように平行移動した時の直線 $x = x_{i+1}$ との交点を D とすると、傾き α について式 2.9 が成り立つ。

$$f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{k_1}{2}\right) = \frac{BD}{AB} = \frac{BD}{h}$$

$$BD = f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{k_1}{2}\right)h = k_2$$
2.9

したがって、線分 **BD** の長さが k_2 である。 k_2 と同様に、図 2.10 において線分 **AD** の中点 **Q** の座標は $(x_i + h/2, y_i + k_2/2)$ となり、点 **Q** に対する接線の傾き β は式 2.10 で表される。

$$\beta = f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{k_2}{2}\right)$$
2.10

この傾きの直線が点 **A** を通るように平行移動した時の直線 $x = x_{i+1}$ との交点を **F** とすると、式 2.11 が成り立つ。

$$f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{k_2}{2}\right) = \frac{BF}{AB} = \frac{BF}{h}$$

$$BF = f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{k_2}{2}\right)h = k_3$$
2.11

したがって、線分 **BF** の長さが k_3 である。点 **F** の座標は $(x_i + h/2, y_i + k_3/2)$ であり、点 **F** に対する接線の傾き γ は式 2.12 で表される。

$$\gamma = f(x_i + h, y_i + k_3)$$
2.12

この傾きの直線が点 **A** を通るように平行移動した時の直線 $x = x_{i+1}$ との交点を **H** とすると、式 2.13 が成り立つ。

$$f(x_i + h, y_i + k_3) = \frac{BH}{AB} = \frac{BH}{h}$$

$$BH = f(x_i + h, y_i + k_3)h = k_4$$

2.13

したがって、線分 BH の長さが k_4 である。

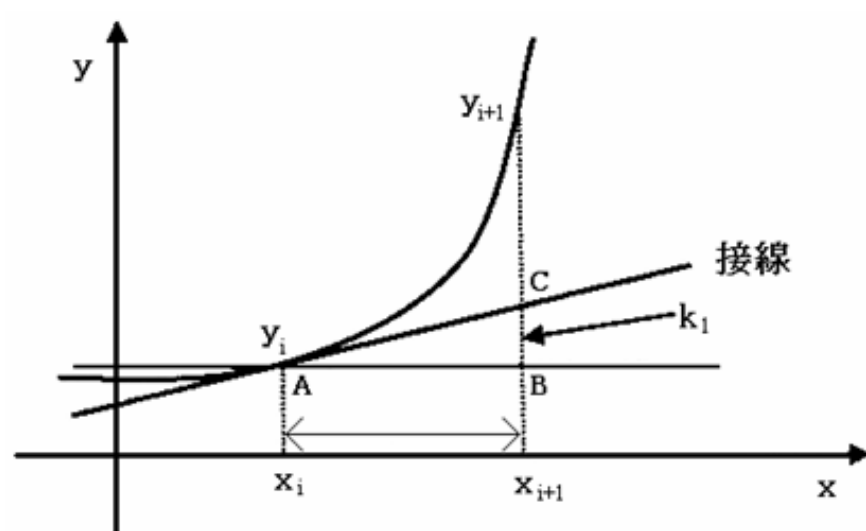


図 2.8 k_1 の幾何学的意味

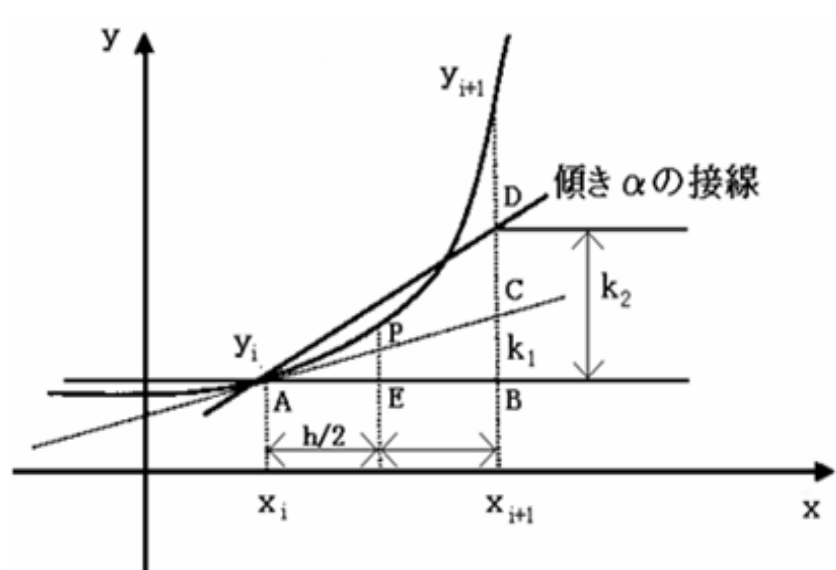


図 2.9 k_2 の幾何学的意味

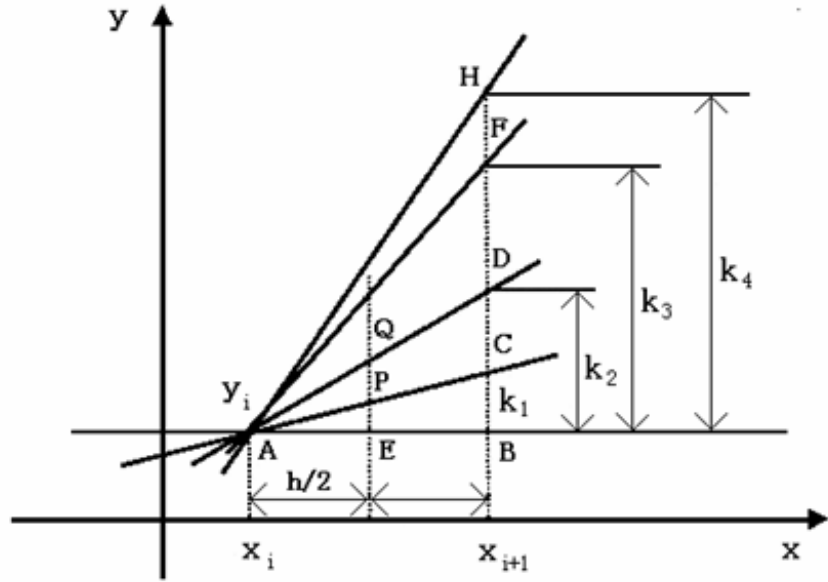


図 2.10 k_1, k_2, k_3 及び k_4 の幾何学的意味

Runge-Kutta 法では、計算された k_1, k_2, k_3 及び k_4 の値にそれぞれ 1 : 2 : 2 : 1 で重み付けした値を x_i から x_{i+1} での変化率（傾き）として、これに刻み幅 h を乗算した量を y の変化量とする。開発した解析コードでは、式 2.14 に示すように、式 2.4 で示した式を $f(t, q_a)$ とみなして Runge-Kutta 法を適用した。

$$f(t, q_a) = \frac{dq_a}{dt} = - \left(\lambda_T + \sum_i m_{a,i} \right) q_a + \sum_j (m_{j,a} \cdot q_j) + I_a \quad 2.14$$

また、式 2.5 を基に変形した式 2.15 を使用して式 2.14 の近似解を解析している。

$$\begin{aligned}
t_{i+1} &= t_i + h \\
q_{a,i+1} &= q_{a,i} + \frac{h}{6}(g_1 + 2g_2 + 2g_3 + g_4) \\
g_1 &= f(t_i, q_{a,i}) \\
g_2 &= f\left(t_i + \frac{h}{2}, q_{a,i} + \frac{h}{2}g_1\right) \\
g_3 &= f\left(t_i + \frac{h}{2}, q_{a,i} + \frac{h}{2}g_2\right) \\
g_4 &= f(t_i + h, q_{a,i} + hg_3)
\end{aligned} \tag{2.15}$$

実際の解析では、はじめに扱う移行係数の大きさに合わせて適当な刻み幅 (0.01-0.0001 (d)) を設定し、 $t_1 = t_0 + h, t_2 = t_1 + h, \dots, t_n = t_{n-1} + h$ に対応する q_a の値を、式 2.15 によって順次計算しながら、各コンパートメントにおける特殊解の近似曲線の座標を出力していく。

2.3.2 本解析コードの特徴

開発した体内動態解析コードの計算過程を図 2.11 に示す。刻み幅間隔の経過日数ごとに、各コンパートメントについて式 2.15 に示された g_1 、 g_2 、 g_3 及び g_4 を計算し、それらの値を使用して次の経過時間における放射能の残留量を解析していく。本解析コードの特徴を以下にまとめる。

- ① 経過時間に対して、全てのコンパートメントの残留量を出力可能
- ② 全パラメータの数値を容易に変更可能
- ③ あらゆる吸入・経口摂取のパターンを入力可能
- ④ コンパートメントの追加・削除が可能

解析にあたって入力するパラメータは、吸入摂取時の呼吸気道への初期沈着量、コンパートメント間の移行係数、呼吸気道から血液への吸収に関連するパラメータ（吸収タイプ（F, M, S）に対する S_p 、 S_{pt} 及び S_t の値）、消化管から血液への吸収割合等であり、これらを変更することで化学形、粒径、摂取した人の年齢等を考慮した解析が可能である。また、今後開発される新たなモデルへの再編や独自のモデルの開発も可能である。以上より、本解析コードはこれまでに開発された内部被曝に係る計算コードにはない高い汎用性と拡張性を有しているといえる。

$$t_{i+1} = t_i + h$$

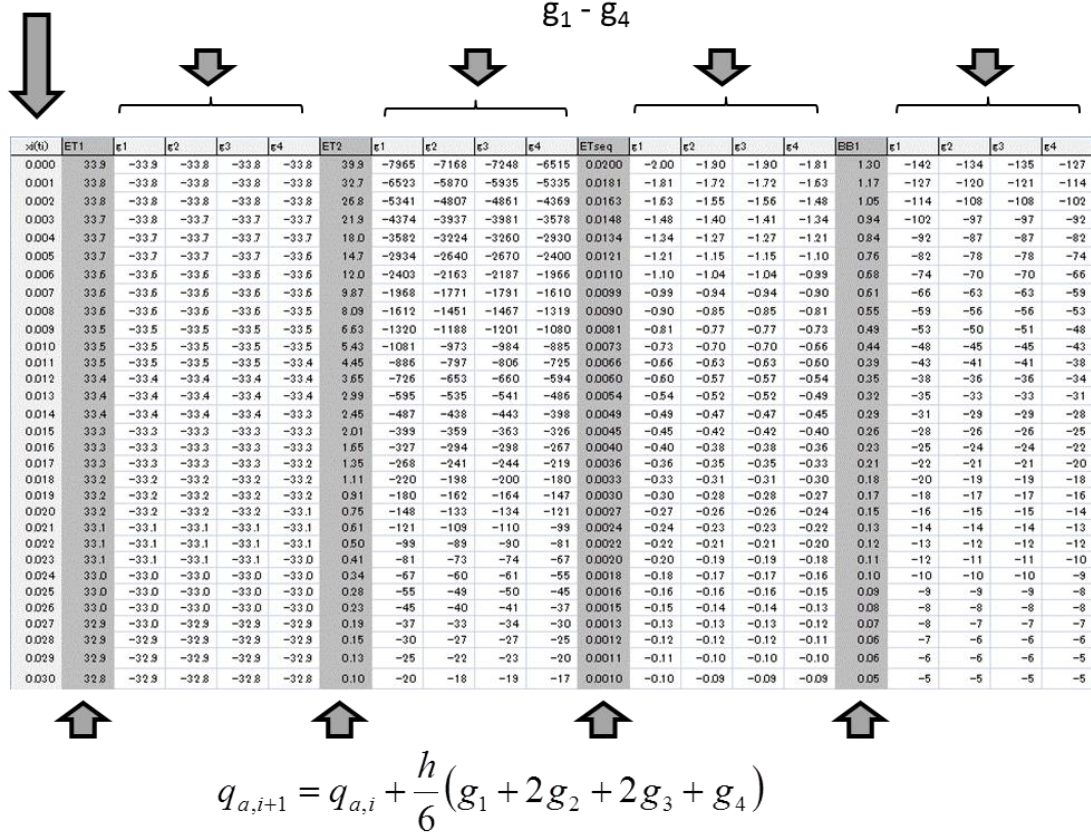


図 2.11 開発した体内動態解析コードの計算過程

2.3.3 ^{60}Co 及び ^{137}Cs を例とした解析とその検証

本論文で開発した解析コードを使用し、実際に ^{60}Co 及び ^{137}Cs の体内動態解析を実施した。解析にあたり、成人男性作業者の急性吸入摂取を想定した。粒子の粒径を表す AMAD は、作業場におけるデフォルト値である $5\text{ }\mu\text{m}$ とし、表 2.7 に示した初期沈着から条件に該当するものを選択した。

コバルトの組織系動態モデルは ICRP Publ. 30⁽⁹⁾ で与えられた。コバルトのモデル及び移行に係るデータを図 2.12 及び表 2.11 にそれぞれ示す。血液へ吸収されたコバルトの 50% は 0.5 日の生物学的半減期で速やかに排泄され、5% が肝臓、45% はその他の組織に移行する。肝臓及びその他の組織へ移行したコバルトは、60% が生物学的半減期 6 日で排泄され、20% が 60 日、残りの 20% が 800 日で排泄される。ICRP Publ. 67 において、尿中排泄及び糞中排泄の比が 6:1 と勧告されている。コバルトを吸入摂取した場合の吸収タイプ及び f_1 値は化合物の種類によって異なる。酸化物、水酸化物、ハロゲン化物及び硝酸塩の場合は、吸収タイプがタイプ S で f_1 値は 0.05 である。また、不特定の化合物の場合は、タイプ M で f_1 値は 0.1 である。ここでの解析では、不特定の化合物を想定し、物理学的半減期を 5.27 年とした。

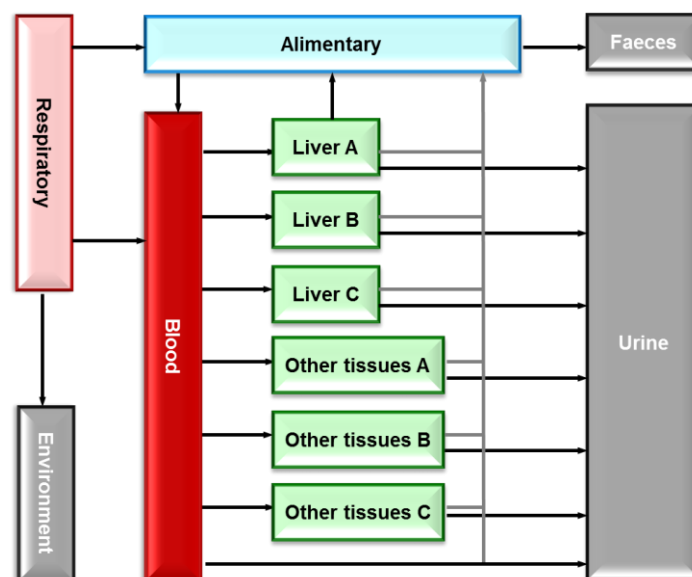


図 2.11 コバルトの組織系動態モデル⁽⁹⁾

表 2.11 コバルトの組織系動態モデルに係るデータ⁽⁹⁾

コンパートメント	摂り込み割合 (%)	生物学的半減期 (d)
肝臓 A	3	6
肝臓 B	1	60
肝臓 C	1	800
その他の組織 A	27	6
その他の組織 B	9	60
その他の組織 C	9	800
即時排泄	50	—
通過コンパートメント	—	0.5

セシウムの組織系動態モデルも、コバルトと同様に ICRP Publ. 30⁽⁹⁾ で与えられた。セシウムのモデル及び移行に係るデータを図 2.13 及び表 2.12 にそれぞれ示す。血液へ吸収されたセシウムは全身へと移行し、10%が生物学的半減期 2 日、90%が 110 日で排泄される。ICRP Publ. 67 において、尿中排泄及び糞中排泄の比が 4:1 と勧告されている。セシウムの吸収タイプ及び f_1 値は、すべての化合物についてタイプ F 及び 1.0 である。解析にあたり、 f_1 値を 1.0 の近似値として 0.99、物理学的半減期を 30.1 年とした。

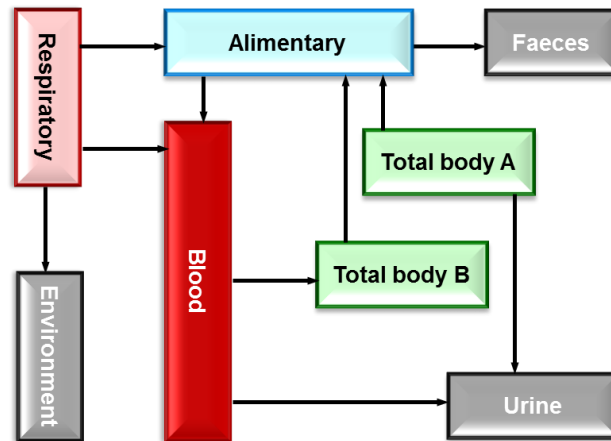


図 2.13 セシウムの組織系動態モデル⁽⁹⁾

表 2.12 セシウムの組織系動態モデルに係るデータ⁽⁹⁾

コンパートメント	摂り込み割合 (%)	生物学的半減期 (d)
全身 A	10	2
全身 B	90	110
通過コンパートメント	—	0.25

本解析コードで解析した結果を、経過時間ごとに各コンパートメントの残留率を合算した体内残留率として出力した。ICRP Publ. 78⁽⁴¹⁾には、本解析と同様の条件における ^{60}Co 及び ^{137}Cs の体内残留率の 10 日目までの体内残留率のデータが部分的に勧告されている。そこで、出力した結果とこれらのデータとを表 2.13 で比較する。本解析コードで解析した結果は、ICRP Publ. 78 で勧告されたデータと良く一致していることが確認される。

表 2.13 開発した解析コードと ICRP Publ. 78⁽⁴¹⁾との比較

経過日数	体内残留率(%)			
	⁶⁰ Co		¹³⁷ Cs	
	開発したコード	ICRP Publ. 78	開発したコード	ICRP Publ. 78
1	54.5	49	59.7	60
2	26.8	26	50.6	50
3	14.3	15	46.6	46
4	10.1	11	44.6	44
5	8.83	9.1	43.5	43
6	8.31	8.3	42.8	43
7	8.02	7.8	42.2	42
8	7.80	7.6	41.8	42
9	7.61	7.4	41.4	41
10	7.2	7.43	41.0	41

2011 年 3 月 11 日の東日本大震災に伴って発生した福島第一原子力発電所事故の後、多くの作業者が緊急時作業にあたり、 ^{137}Cs 等の放射性物質を吸入した。これまでに、特に体内への放射性物質の取り込みが多かった 7 名の作業者に対して、全身カウンタによる体内放射能の測定が実施されている⁽⁴²⁾。この結果を表 2.14 に示す。7 名の作業者は全員 2011 年 3 月に緊急時作業にあたっており、2011 年 5 月から 2012 年 2 月にかけて 5 回ずつの測定が実施されている。ここでは、緊急時作業が始まった 3 月 12 日に急性吸入摂取が起こったものと仮定し、測定された作業者の体内残留率の変化と本解析コードにより解析した残留率関数とを図 2.14 で比較した。本解析コードによる結果は実際の体内残留率の変化を概ね再現していることが確認される。

表 2.14 測定された作業者の全身残留量 (Bq) ⁽⁴²⁾

作業者	1 回目	2 回目	3 回目	4 回目	5 回目
A	4330 (2011.7.1)	4100 (2011.7.6)	3900 (2011.7.15)	2330 (2011.9.28)	1140 (2012.1.24)
B	4300 (2011.6.24)	4310 (2011.7.1)	4430 (2011.7.6)	2260 (2011.9.28)	1240 (2012.1.24)
C	5780 (2011.6.24)	5390 (2011.7.1)	5140 (2011.7.6)	2840 (2011.9.28)	1150 (2012.1.24)
D	7570 (2011.6.20)	6970 (2011.7.1)	6790 (2011.7.6)	4230 (2011.9.28)	1840 (2012.1.24)
E	21400 (2011.6.10)	20400 (2011.6.17)	19600 (2011.6.24)	10600 (2011.9.28)	4780 (2012.2.16)
F	47600 (2011.5.30)	43800 (2011.6.8)	41000 (2011.6.17)	18600 (2011.9.28)	7060 (2012.2.16)
G	127000 (2011.5.30)	119000 (2011.6.8)	112000 (2011.6.16)	55000 (2011.9.28)	19100 (2012.2.16)

※ () 内は測定日

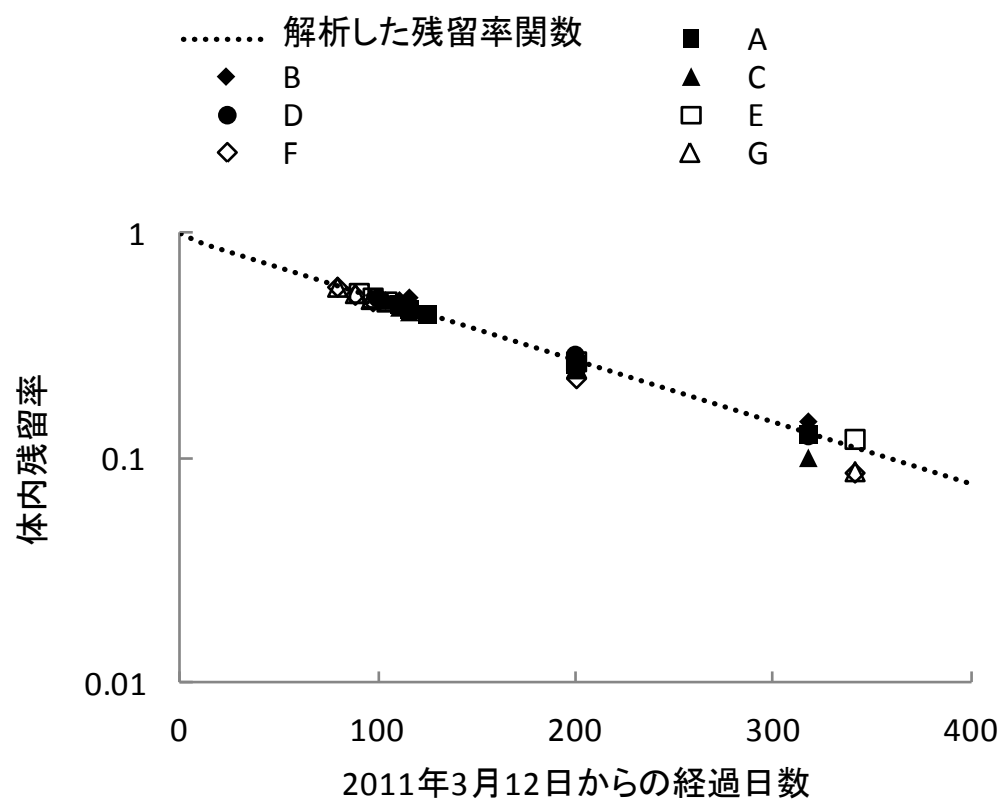


図 2.14 解析した残留率関数と測定された作業員の全身残留率との比較

第3章 原子力発電施設における内部被曝に関する検討

3.1 全身カウンタによる体外計測の現状と課題

原子力発電施設では、炉内構造物が中性子によって放射化することにより、 ^{60}Co を中心とした放射性核種が生成する。したがって、原子力発電施設の定期検査時等に内部被曝するおそれがある。また、燃料被覆管の小規模破損（ピンホール等）により、そこから ^{137}Cs 等の核分裂生成物が放出している可能性もある。これらの核分裂生成物による内部被曝が原子炉の平常運転時に問題となることはほとんどないが、今後頻度が高くなっていく廃止措置時等には注意する必要がある。原子力発電施設では、一般に ^{60}Co を対象とした全身カウンタによる体外計測が実施されている。

全身カウンタには、体内汚染の有無を判断することを目的とした簡易型と、体内の放射性核種の定量を目的とした精密型に分けられる。精密型の全身カウンタを放射線作業者の個人モニタリングに利用するためには、摂取した放射性物質の体内残留率の経時変化を踏まえた上で、その検出感度が管理目標とする内部被曝線量に対して十分高い必要がある。検出感度を高める重要な方法の一つは、バックグラウンドである自然放射線の影響を低減させることである。そのため、精密型の全身カウンタは遮蔽鉄室に置かれている。遮蔽鉄室は、一般に厚い鋼板などを層状に結合した厚さ20 cm程度の鉄材に、厚さ3 cm程度の鉛材が内張りされている。また、これらに加えて、銅板およびプラスチック板を上張りしたものもある。鉄は、宇宙や地殻からの自然放射線、遮蔽鉄室外の建物の柱や壁に含まれる天然放射性核種からの放射線を遮蔽する。一方、鉛は鉄材中の ^{214}Bi から放出されるガンマ線や宇宙線に起因する消滅放射線及び比較的低エネルギーのコンプトン散乱線を減弱させる。さらに銅板およびプラスチック板は制動放射線の発生を低減する。

全身カウンタの校正は、物理ファントムの製作上の制限から、通常は放射性核種が全身に均一分布していることを仮定して実施される。しかし、図3.1に示すように、実際に摂取した放射性核種は全身に均一に分布するとは限らないため、これが全身カ

ウンタによる内部被曝評価の不確かさへとつながる⁽⁴³⁾。特に、簡易型の全身カウンタの場合には大型のシンチレーション検出器によって全身の感度分布を極力一定にしているものもあるが、精密型の場合には比較的小型の検出器を体表面に接近させて計測することが多く、放射性核種の体内分布にその感度が大きく依存する可能性が高い。また、1990年代頃からは、Ge 半導体検出器も使用されるようになった⁽⁴⁴⁻⁴⁶⁾。半導体検出器は、シンチレーション検出器に比べて高いエネルギー分解能を有するが、感度が低いこと、結晶の大型化が困難であること、液体窒素による冷却が必要であること等の欠点がある。したがって、半導体検出器を搭載した精密型の全身カウンタにおいて全身の感度分布を均一にすることは難しい。そこで本論文では、体内動態に基づく全身カウンタの校正手法を提案し、従来の校正手法との計数効率の相違を明らかにすることを目的とした。そのために、放射線管理の現場において摂取した放射性核種の体内動態を容易に把握することができるよう、 ^{60}Co 及び ^{137}Cs の体内動態を可視化した。また、東京大学が有する全身カウンタ及び数学ファントムをモンテカルロ放射線輸送計算コードにおいて再現し、各臓器・組織に対する計数効率を計算により評価した。

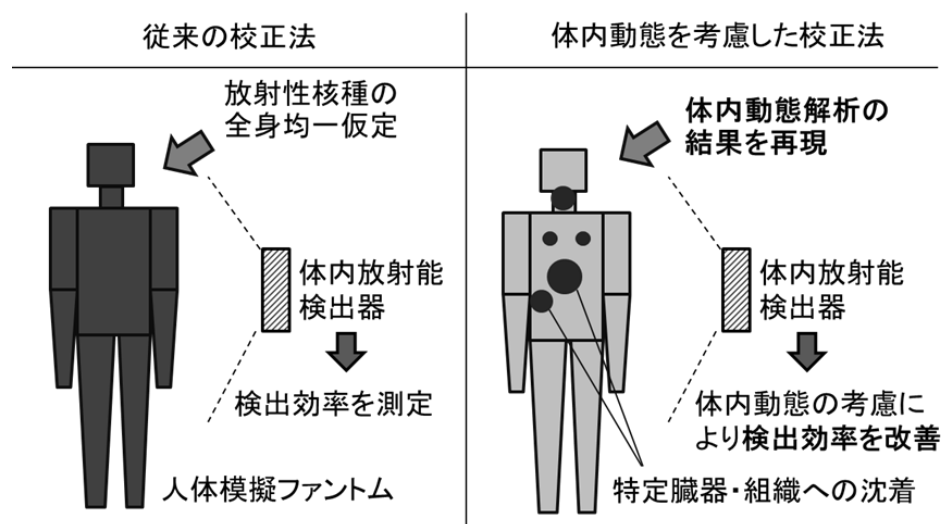


図 3.1 従来の校正法と体内動態を考慮した校正法

3.2 ^{60}Co 及び ^{137}Cs の体内動態の可視化

本論文で開発した体内動態解析コードを使用して、成人男性作業者を対象とした急性吸入摂取時の ^{60}Co 及び ^{137}Cs の体内動態を解析した。条件は 2.3.3 で実施した解析と同様である。そして、各臓器・組織ごとにその残留率を人体マップに表示することにより、その結果を可視化した。ここでは、全身カウンタへの応用を考慮し、各コンパートメントを胸郭外呼吸器 (ET)、肺、胃、腸管、全身等の主要な臓器・組織に分類して、それらの残留率を合算した。合算した残留率を、5-10、10-15、15-20、20-25 及び 25% 以上に区分し、その大きさを人体マップに示した。

図 3.2 に、吸入摂取から 1、6、12 時間、1、2 及び 3 日経過した時点における各臓器・組織への ^{60}Co の残留率を可視化した結果を示す。摂取直後には胸郭外呼吸器への残留が 25% 以上あるが、この残留はほとんどが前鼻道を表すコンパートメントである ET_1 への残留であり、約 1 日かけて環境中へと排泄されていく。 ET_1 を除く他の呼吸気道のコンパートメントに残留したものは、多くが ET_2 から食道を経由して消化管へと移行する。呼吸気道から血液への吸収タイプはタイプ M であることから、5-10% が初期沈着した比較的速やかに溶解するコンパートメントから遅く溶解するコンパートメントへと移行し、長期にわたって肺へ残留することとなる。消化管へ移行したものは、1 時間後には胃に 20-25%、腸管に 15-20% 残留しており、6 時間後には胃の残留がなくなる。また、腸管に移行したものは 3 日までに多くが糞として排泄される。小腸から血液への吸収を表す f_1 値は 0.1 であり、消化管から吸収された一部が 6 時間後及び 12 時間後に全身の組織へと分布している。 ^{60}Co の組織系動態モデルでは肝臓への移行も考慮されているが、本条件による摂取では肝臓への残留はみられない。

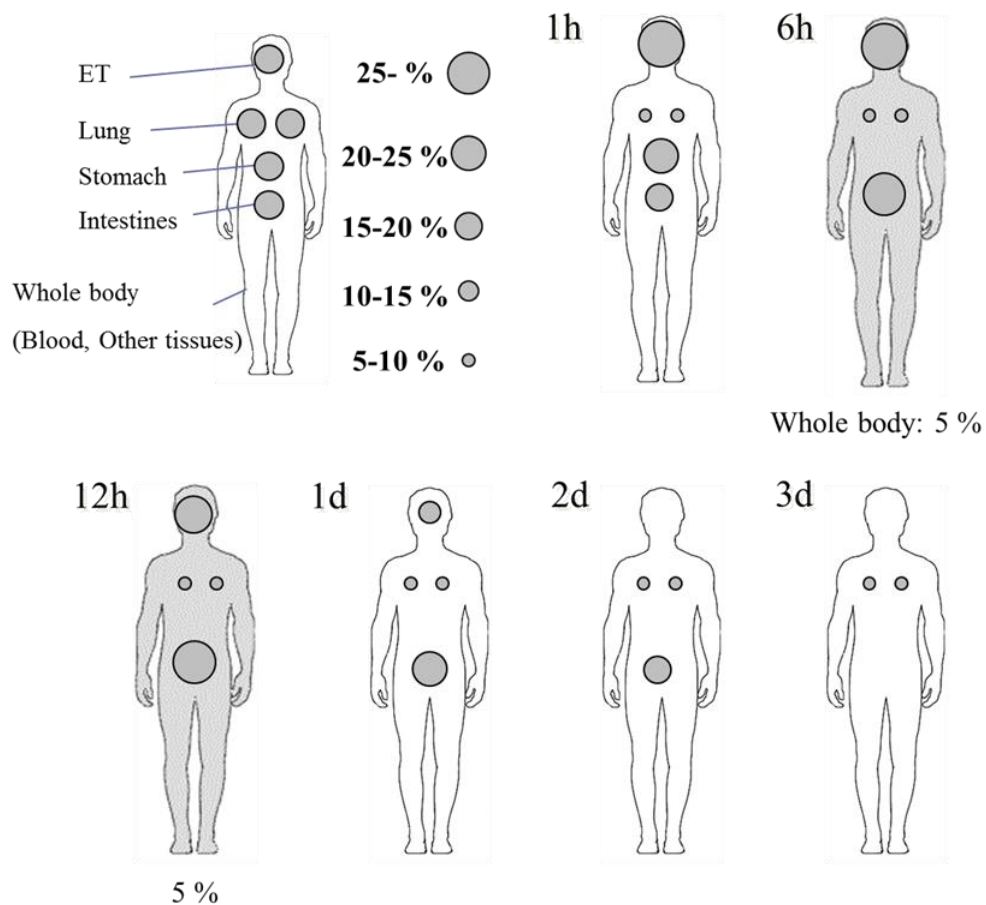


図 3.2 可視化した ^{60}Co の体内動態

図 3.3 に、 ^{60}Co と同様に各臓器・組織への ^{137}Cs の残留率を可視化した結果を示す。胸郭外呼吸器への残留は ^{60}Co と同様であり、 ET_1 への残留が約 1 日かけて環境中へと排泄されていく。 ^{60}Co と異なる点は、呼吸気道から血液への吸収タイプがタイプ F であり、 E_1 を除く他の呼吸気道のコンパートメントに残留したものが急速に血液へと吸収される点である。血液へ吸収されたものは全身へと分布するが、その割合は摂取直後から 50% となる。一部の割合は消化管へと移行し、1 時間後に 10-15% が胃に残留しているが、 f_1 値が 1.0 であるため、これらの残留も全てが小腸から血液へと吸収される。

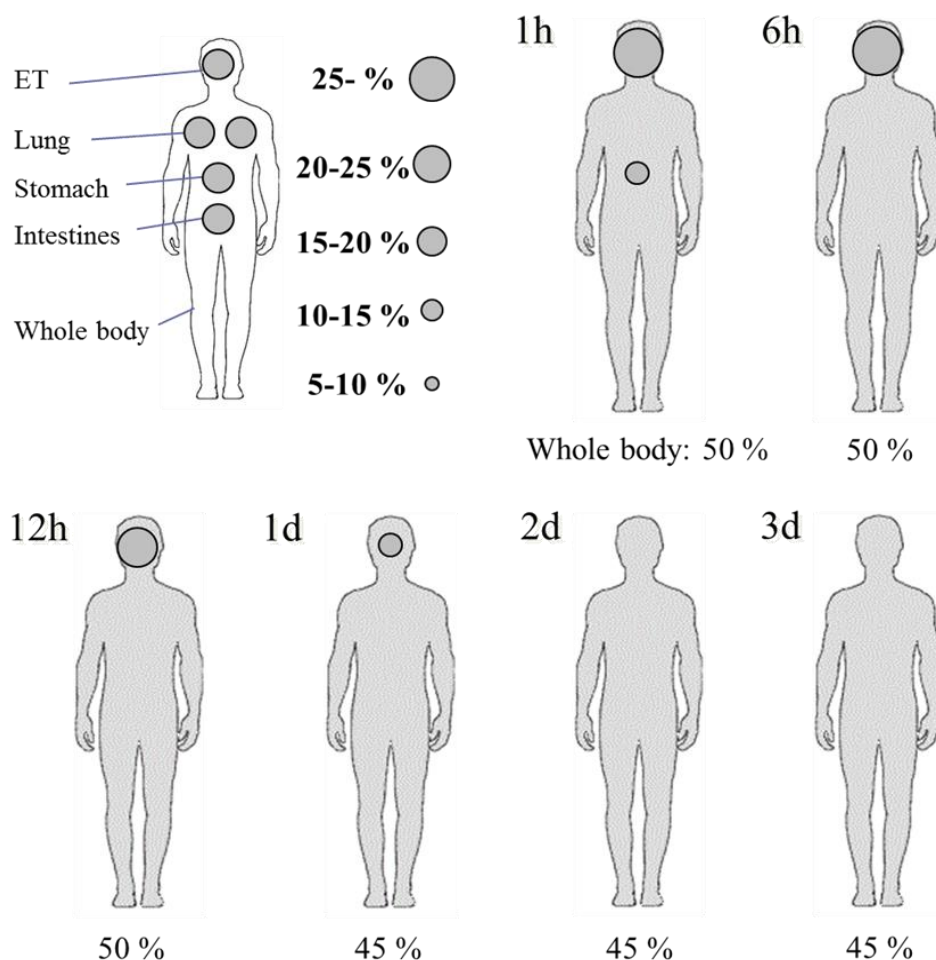


図 3.3 可視化した ^{137}Cs の体内動態

以上のように、体内動態の可視化によって摂取した放射性物質の体内動態が容易に把握できることを示した。また、図 3.2 及び図 3.3 の比較により、可視化した ^{60}Co 及び ^{137}Cs の体内動態が大きく異なることを示した。特に、 ^{60}Co の場合には、全身に均一に分布することはないため、全身均一分布を仮定した全身カウンタでの評価には大きな不確かさが伴うことが推測される。また、摂取後 6 時間から 1 日にかけては腹部への残留が大きいため、これを対象とした体外計測が有効である。しかし、3 日以降では腹部への残留がなくなるため、わずかに残留している肺を対象として体外計測を実施すべきである。一方、 ^{137}Cs の場合にはほぼ全身均一に分布するため、従来の全

身均一分布を仮定した全身カウンタでの評価でも大きな不確かさは伴わないと考えられる。また、3日以降でも全身への残留は続くため、継続的に体外計測を実施できる。しかし、摂取から1日以内に実施する体外計測では、前鼻道への残留が影響する可能性があることに注意が必要である。実際の放射線管理の現場において、合理的かつ効率的な内部被曝評価を実施するためには、起こり得る放射性物質の摂取条件を事前に整理し、そのような摂取条件に対する体内動態を可視化した上で、条件ごとに個別の評価プロトコルを策定することが重要である。

3.3 計算による各臓器・組織に対する計数効率の評価

体内動態に基づく全身カウンタの校正を実施するために、予め各臓器・組織に対する全身カウンタの計数効率を評価しておく必要がある。しかし、各臓器・組織に対して放射性物質が封入された物理ファントムは所持しておらず、実際の放射線管理の現場にもほとんどない。そこで、モンテカルロ法放射線輸送計算コードのひとつである MCNPX (Monte Carlo N-Particle Extended) version 2.7.0⁽⁴⁷⁾を使用して計算した。体外計測に関する検討においてモンテカルロ法放射線輸送計算コードを使用した研究はこれまでに数多くあり、その妥当性についても既に検証されている⁽⁴⁸⁻⁵²⁾。

計算にあたり、東京大学が所有する全身カウンタを再現した。全身カウンタの外観を図 3.4 に示す。遮蔽鉄室は厚さ 20 cm であり、内側に厚さ 3 mm のアクリル樹脂が内張りされている。²¹⁴Bi 等の不純物がほとんど含まれていないため、鉄の内側に鉛材はない。また、ラドンの影響を低減するために、遮蔽鉄室内の天井からフィルターを通した空気が送られており、相対湿度および温度はそれぞれ 50% および 22 °C に保たれている。検出器は寝台の上部に設置された NaI(Tl)シンチレーション検出器である。全身カウンタの仕様を以下に示す。

① 遮蔽鉄室

鉄室内サイズ	: 横 90 cm、高さ 180 cm、奥行き 240 cm
鉄壁厚	: 20 cm
内張り材質	: アクリル樹脂板
内張り厚	: 3 mm

② 検出部

結晶	: NaI(Tl)シンチレーション
結晶サイズ	: 直径 8 インチ、厚さ 4 インチ
エネルギー分解能	: 10.8 % (¹³⁷ Cs; 662 keV) 8.2 % (⁴⁰ K; 1461 keV)



図 3.4 東京大学が所有する全身カウンタ

人体形状を模擬したファントムとして、数学ファントムである MIRD (Medical Internal Radiation Dose Committee) -5 型ファントム⁽⁵³⁾を使用した。MIRD-5 型ファントムを図 3.5 に示す⁽⁵⁴⁾。数学ファントムとは、数式で表される幾何学的形状の組み合わせによって作成されるファントムである。MIRD-5 型ファントムは、ICRP Publ. 23⁽⁵⁵⁾で示された標準人の人体データに基づいた成人男性の体格であるが、男性生殖器の他に、乳房、卵巣等も同時に有する両性具付きファントムである。また、ファントムを構成する物質は軟組織、肺及び骨である。

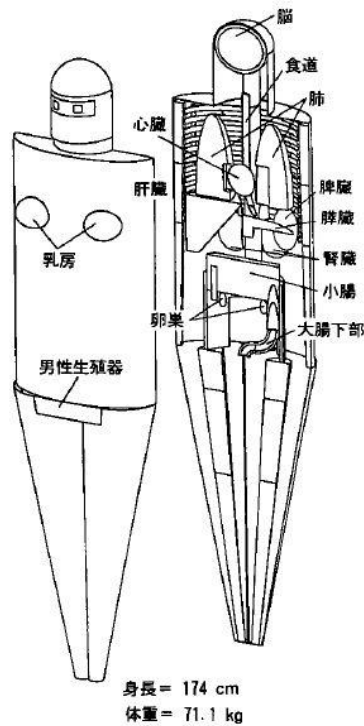


図 3.5 MIRD-5 型ファントム⁽⁵⁴⁾

MIRD-5 型ファントムを仰臥位で全身カウンタの寝台に設置し、体幹部の中心で体表面から 10 cm 離れた位置に全身カウンタの検出器を配置した。そして、前鼻道、肺、胃、小腸、大腸、肝臓及び全身のそれぞれに ^{60}Co 又は ^{137}Cs が封入されている場合の検出器の計数効率を評価した。MIRD-5 型ファントムには前鼻道は存在しないため、実際の解剖学的位置に相当する位置に点線源を設置することで再現した。MIRD-5 型ファントムとその測定ジオメトリを図 3.6 に示す。

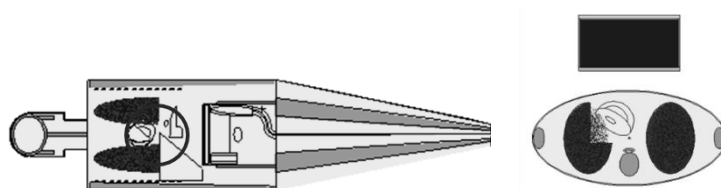


図 3.6 MIRD-5 型ファントムの測定ジオメトリ

評価した各臓器・組織に対する全身カウンタの計数効率を表 3.1 に示す。 ^{60}Co から放出される 1170 keV の光子の放出率は約 100% で、 ^{137}Cs から放出される 662 keV の光子の放出率は約 85% である。しかし、検出器の厚さは 662 keV 付近の光子の検出に最適であるため、結果として ^{137}Cs に対する計数効率が ^{60}Co に対して約 2 倍となった。各臓器・組織に対する計数効率は、 ^{137}Cs 及び ^{60}Co に依らず同じ傾向を示した。つまり、検出器を配置した体幹部中心に存在する胃、肺及び肝臓で計数効率が高く、全身に対する計数効率を上回った。したがって、これらの臓器・組織への残留が多い場合には、全身均一分布を仮定して得た校正定数よりも実際の計数効率が高く、体内残留量を過大評価することになる。また、その逆も然りである。

表 3.1 各臓器・組織に対する全身カウンタの計数効率

臓器・組織	計数効率 (%)	
	^{60}Co (1170 keV)	^{137}Cs (662 keV)
前鼻道	0.16	0.31
肺	0.42	0.85
胃	0.57	1.1
小腸	0.16	0.32
大腸	0.078	0.18
肝臓	0.51	-
全身	0.20	0.38

3.4 体内動態に基づく全身カウンタの校正手法の提案

体内動態に基づく全身カウンタの校正定数 $A(t)$ は、式 3.1 によって計算される。

$$A(t) = \sum_i r_i(t) \varepsilon_i \quad 3.1$$

ここで、 $r_i(t)$ は臓器 i の残留率関数、 ε_i は臓器 i に対する全身カウンタの計数効率である。ここでは、 $r_i(t)$ 及び ε_i に、3.2 で解析した結果及び 3.3 で評価し表 3.1 に示した結果をそれぞれ代入した。

式 3.1 によって計算される ^{60}Co の校正定数の経時変化を図 3.7 に示す。均一分布を仮定した場合の校正定数は、経過時間ごとの全コンパートメントの残留率に全身に対する全身カウンタの計数効率を乗算して計算した。体内動態を考慮した場合の校正定数は、全身均一分布を仮定した場合と比較して、2 日以内では低くなり、それ以降で高くなった。図 3.2 より、前者の理由は全身よりも計数効率が低い前鼻道や腸管への残留が大きいためであり、後者の理由は全身よりも計数効率が高い肺のみに残留しているためである。全身均一分布を仮定した場合との校正定数の乖離は、前者について最大 25%、後者については 5 日以内で最大 75% であった。したがって、全身均一分布を仮定した校正定数を使用した場合、体内残留量が 25% の過小評価あるいは 75% の過大評価となるおそれがあるため、体内動態を考慮する本手法の適用により、より合理的な内部被曝評価が可能となる。ただし、校正定数は、摂取条件による体内動態の違いや使用する全身カウンタによって異なるため、実際の放射線管理の現場で適用する際には、その状況に基づいた検討が必要である。

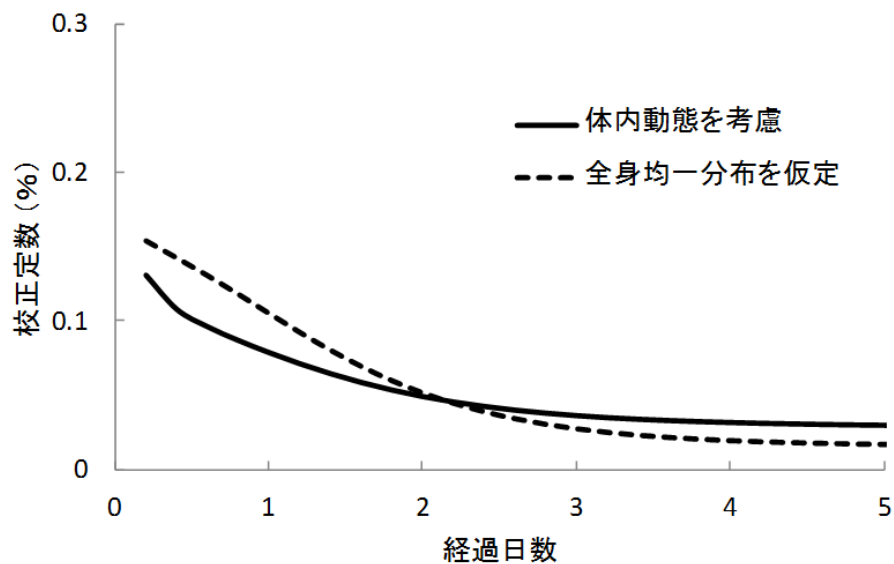


図 3.7 ^{60}Co の校正定数の経時変化

一方、 ^{137}Cs の校正定数の経時変化を図 3.8 に示す。 ^{137}Cs の場合には実際の体内分布もほぼ全身均一分布であるため、体内動態を考慮した場合と全身均一分布を仮定した場合との校正定数の乖離はほとんどみられない。図 3.3 より、1 日以内では前鼻道や胃への残留があるため、体内動態を考慮した場合の校正定数は均一分布を仮定した場合の校正定数より若干小さく、最大 3% 程度であった。

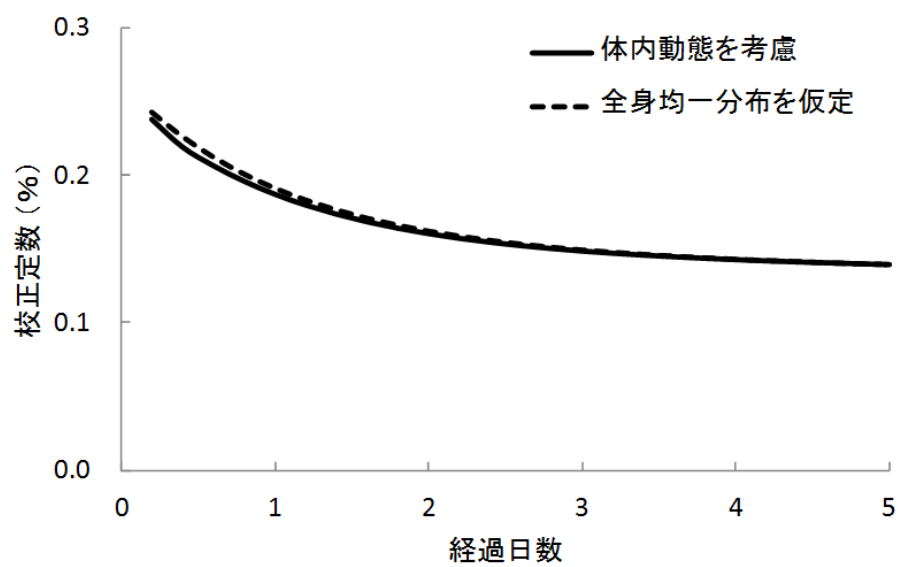


図 3.8 ^{137}Cs の校正定数の経時変化

第4章 核燃料再処理施設における内部被曝に関する検討

4.1 アクチニド元素を対象とした体外計測の現状と課題

核燃料再処理施設では、使用済核燃料及び混合酸化物（MOX 燃料）に含まれる Pu 同位体や²⁴¹Pu の β 壊変に伴って生成する²⁴¹Am 等のアクチニド元素による内部被曝に備える必要がある。アクチニド元素は、アルファ線放出核種であること及び体内での実効半減期が比較的長いことから、内部被曝に係る線量係数が高い。したがって、信頼性の高い内部被曝線量評価手法を確立することが重要な課題である。

アクチニド元素を吸入摂取した場合には、はじめに肺に沈着することが知られているため、肺モニタによる体外計測が実施される。しかし、アクチニド元素から放出される光子の放出率やエネルギーは極めて低い。例えば、²³⁹Pu は 38.7 keV、51.6 keV 及び 129.3 keV のガンマ線を放出するが、それらの放出割合はそれぞれ 0.01%、0.03% 及び 0.006% である。また、同時にさらにエネルギーの低い特性 X 線（1.6% : 13.6 keV、1.6% : 17.2 keV、0.38% : 20.2 keV）も放出する。したがって、これらの光子を対象とした体外計測を実施するためには、低バックグラウンドの環境で高感度な検出器を使用する必要がある。そのため、肺モニタは精密型の全身カウンタと同様に遮蔽鉄室内に設置されている。肺モニタに使用される検出器のひとつに、NaI(Tl)結晶と CsI(Tl)結晶を重ね合わせたホスウィッチ型検出器がある⁽⁵⁶⁾。ホスウィッチ型検出器は第 1 層の NaI(Tl)結晶で LX 線を 100% で吸収し、ノイズとなる自然放射線の大半を第 2 層の CsI(Tl)結晶による逆同時計数検出により取り除くことができる検出器である。しかし、エネルギー分解能が悪く、エネルギーの近い光子を放出する核種が複数存在している場合にそれらを分離することが困難である。近年では、低エネルギー光子用の高純度ゲルマニウム半導体検出器がホスウィッチ型検出器に取って代わってきている^(57, 58)。ホスウィッチ検出器と比較して、エネルギー分解能が優れており、Pu 同位体の LX 線と²⁴¹Am のガンマ線との弁別及び個々の LX 線の弁別が可能である。また、²⁴¹Am の計測においてホスウィッチ検出器よりも信頼性の高い評価が可能であることが報告され

ている⁽⁵⁹⁾。ICRP Publ. 54⁽⁶⁰⁾によれば、純粋な ^{239}Pu の肺中の均等分布に対する肺モニタの典型的な検出限界は 400-2000 Bq である。これに対し、 ^{241}Am の検出限界は、59.5 keV のガンマ線を放出することから 10 Bq 程度と比較的低い。一方、作業環境における ^{241}Am とプルトニウムの同位体存在比に関する情報が得られれば、 ^{241}Am の摂取量から間接的に Pu 同位体の摂取量を推定することが可能である。したがって、アクチニド元素を対象とした体外計測においては、 ^{241}Am を検出することが第一の目的となる。

肺モニタの校正は、全身カウンタと同様に物理ファントムを使用することが一般的である。肺モニタを校正するための代表的なファントムとして、LLNL (Lawrence Livermore National Laboratory) ファントム^(61, 62)及び JAERI (Japan Atomic Energy Research Institute) ファントム⁽⁶³⁾がある。これらのファントムは、全身カウンタの校正に用いる単純なファントムとは異なり、ヒトの胸部を精密に模擬している。また、付属の胸部プレートを使用することにより、被測定者の胸部厚に応じた校正定数を評価できる。実際の測定の際には、超音波検査によって被測定者の胸部厚を測定し、それに適した校正定数を与える手法が検討されている⁽⁶⁴⁾。線源として、肺形状の均一線源が一般に使用される。しかし、吸入摂取したアクチニド元素の実際の肺内での沈着部位は不均一であることが報告されている⁽⁶⁵⁻⁶⁸⁾。また、局所的な沈着に対する計数効率が、均一分布に対する計数効率と比較して約 0.3-2.0 倍となると評価されている^(69, 70)。そこで、イメージングプレートを使用して肺内での沈着部位を特定する試みも実施されているが⁽⁷¹⁾、未だ有効な手法は確立できていない。したがって、肺モニタによる体外計測では、常に肺内の沈着部位による不確かさを伴うことが課題である。

近年、欧州線量評価委員会 (European Radiation Dosimetry Group: EURADOS) を中心に、 ^{241}Am を対象とした肺以外の臓器・組織に対する体外計測が検討されている。特に、吸入摂取した ^{241}Am の骨格への残留が比較的高くなること⁽⁴¹⁾、体積が大きく周囲を薄い軟組織に囲まれていることから、頭蓋骨が着目されている⁽⁷²⁾。また、実際に ^{241}Am によって体内汚染した人を対象に、頭蓋骨に対する体外計測を実施した例もある^(73, 74)。しかし、 ^{241}Am の体内動態に基づく頭蓋骨を対象とした体外計測の適用性についてはほとんど検討されていない。そこで、本論文では ^{241}Am の単位摂取量に対して、肺及び頭蓋骨を対象とした体外計測が有する感度の経時変化を比較することを目的とした。そのために、本論文で開発した体内動態解析コードを使用して、肺及び頭蓋骨の残留率の経時変化を解析した。また、肺及び頭蓋骨を対象とした体外計測で得られる計数効率を、それぞれ実験及び計算により評価した。

4.2 肺及び頭蓋骨への ^{241}Am の残留率の解析

本論文で開発した体内動態解析コードを使用し、成人男性作業者を対象とした急性吸入摂取時の ^{241}Am の体内動態を解析した。粒子の粒径を表すAMADは、作業場におけるデフォルト値である $5\text{ }\mu\text{m}$ とし、表2.7に示した初期沈着から条件に該当するものを選択した。

アメリシウムの体内動態モデルは、膀胱及び詳細化された腎臓、軟組織等を有する生理学的物質動態モデルであり、ICRP Publ. 67⁽¹²⁾で与えられている。アメリシウムのモデル及び移行に係るデータを図4.1及び表4.1にそれぞれ示す。アメリシウムの吸収タイプ及び f_1 値は、すべての化合物についてタイプM及び0.0005である。解析にあたり、物理学的半減期を432年とした。また、出力するデータは、経過時間ごとの各臓器・組織への残留率及び1日当たりの糞中及び尿中排泄率とした。

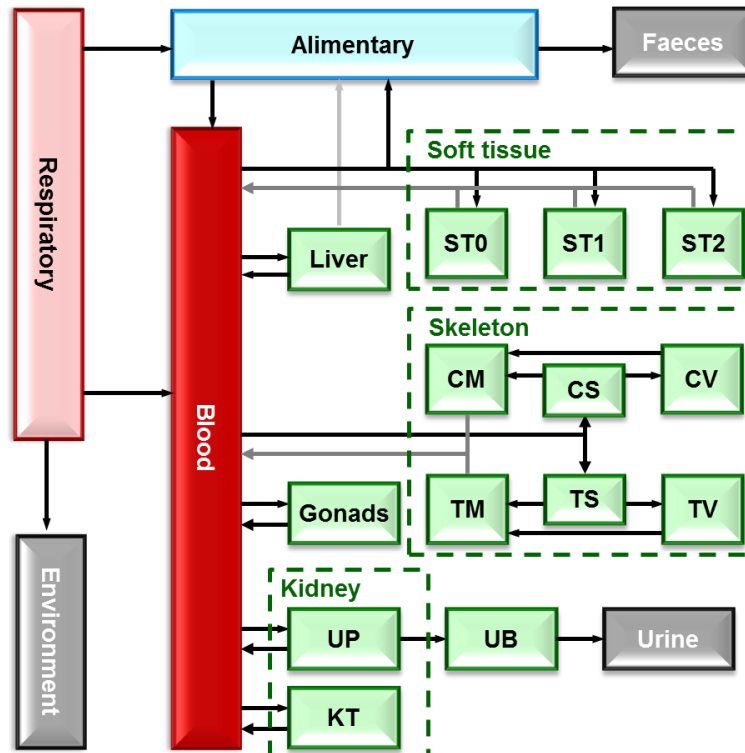


図 4.1 アメリシウムの生理学的物質動態モデル⁽¹²⁾

表 4.1 アメリシウムの生理学的物質動態モデルに係る移行係数⁽¹²⁾

移行元の コンパートメント	移行先の コンパートメント	移行係数(d ⁻¹)
Blood	Liver	11.6
Blood	CS	3.49
Blood	TS	3.49
Blood	UB	1.63
Blood	UP	0.466
Blood	KT	0.116
Blood	RC	0.303
Blood	Testes	0.0082
Blood	ST ₀	10.0
Blood	ST ₁	1.67
Blood	ST ₂	0.466
ST ₀	Blood	1.386
UP	UB	0.099
KT	Blood	0.00139
ST ₁	Blood	0.0139
ST ₂	Blood	0.000019
TS	TV	0.000247
TS	TM	0.000493
CS	CV	0.0000411
CS	CM	0.0000821
TV	TM	0.000493
CV	CM	0.0000821
CM	Blood	0.0076
TM	Blood	0.0076
Liver	Blood	0.00185
Liver	SI	0.00049
Testes	Blood	0.00019

図 4.2 に、解析した摂取直後の ^{241}Am の体内動態を示す。摂取直後には胸郭外呼吸器（主に前鼻道）への残留率が大きい。しかし、この沈着は数日のうちに体外へと排泄される。摂取量の約 50% は、呼吸気道から食道を介して消化管へと移行する。小腸から血液への吸収はほとんど起こらないため、消化管に移行したものは大半が胃、小腸、大腸等を経由して数日以内に糞中に排泄される。一方、呼吸気道及び消化管から血液へと吸収された ^{241}Am は、生理学的物質モデルにしたがっていくつかの臓器・組織へ移行し、長期的に残留する。解析した肺及びこれらの臓器・組織への長期的な残留率関数及び 1 日当たりの尿中排泄率を図 4.3 に示す。肺及び血液の残留率と 1 日当たりの尿中排泄率は経過日数とともに減少していく傾向を示すが、軟組織、骨格、肝臓、生殖腺、腎臓及び膀胱への残留率はプラトーに達している。これらの臓器・組織の中で比較的残留率の高い骨格、肝臓であっても、その値は数%未満である。しかし、内部被曝線量は各臓器・組織における放射性物質の総壊変数に伴って大きくなる。したがって、数日のうちに排泄される大半の ^{241}Am よりも、1000 日以上にわたって骨格や肝臓に残留するわずかな ^{241}Am の方が、内部被曝線量に寄与する割合は大きい。

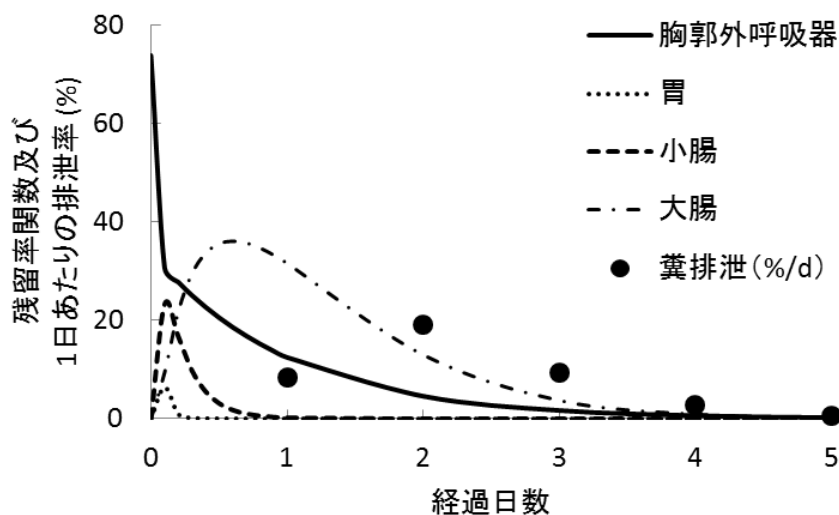


図 4.2 解析した摂取直後の ^{241}Am の体内動態

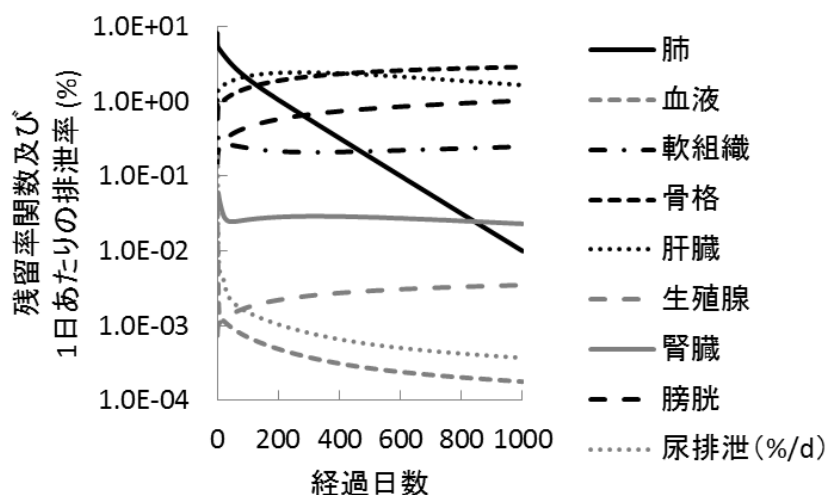


図 4.3 解析した ^{241}Am の長期的な体内動態

図 4.1 に示した生理学的物質動態モデルが有する骨格のコンパートメントは、皮質骨と海綿骨に大別される。また、皮質骨と海綿骨はそれぞれ骨表面、骨全体及び骨髄の 3 つのコンパートメントに細分される。血液から骨格へ移行した放射性物質は骨表面へと分布する。その後、一部は骨吸収によって骨髄へと移行し、残りは新骨形成によって骨全体へと移行する。骨全体に移行したものも、後に骨髄へと移行し、骨髄から数ヵ月の期間で血液へ再度吸収される。後述する頭蓋骨を対象とした体外計測による計数効率の評価において、これらの細分化されたコンパートメントの解剖学的位置を再現することはできないため、ここでは皮質骨及び海綿骨ごとに骨表面、骨全体及び骨髄のコンパートメントの残留率を合算することとした。また、頭蓋骨の残留率を解析するにあたり、頭蓋骨が占める放射能の割合を骨格全体に対して 12.5%とした⁽⁷⁵⁾。この値は、過去に ^{241}Am で体内汚染した 4 名の骨格の放射能分布を分析した結果であり、別の文献で調査された頭蓋骨の湿重量比 (13%)⁽⁷⁶⁾と良く一致することが確認されている。解析した頭蓋骨の皮質骨及び海綿骨の残留率関数及び肺の残留率関数を図 4.4 に示す。肺の残留率は、摂取直後には約 5%であるが、200 日で 1.0%、600 日で 0.1%を下回る。一方、頭蓋骨の残留率関数は、皮質骨及び海綿骨のいずれについても摂取後 1 年までに 0.1%を上回り、1000 日後でもその残留量に変化はほとんどない。経過

日数に伴って海綿骨の残留率が若干減少していくが、この理由は海綿骨において骨表面から骨全体へ移行する速度が皮質骨と比較して速いためである。

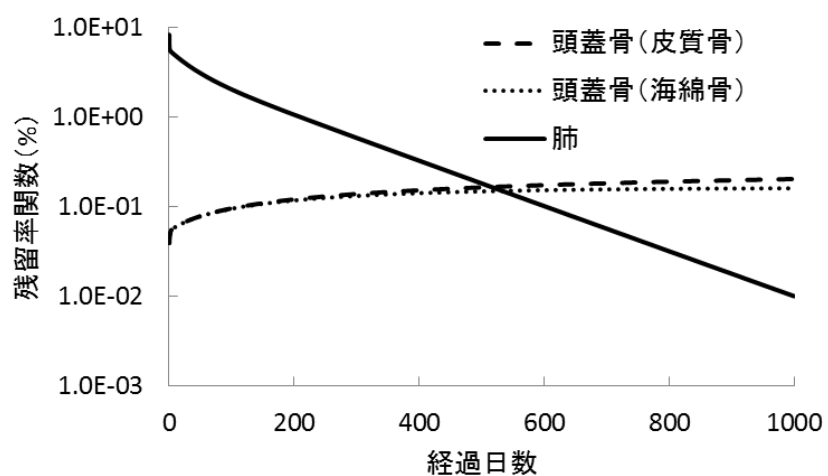


図 4.4 肺及び頭蓋骨の残留率関数

4.3 ^{241}Am の肺内沈着部位が肺を対象とした体外計測に及ぼす影響

肺モニタと物理ファントムを使用し、 ^{241}Am の肺内沈着部位が肺を対象とした体外計測に及ぼす影響を確認した。使用した肺モニタは、日本原子力研究開発機構核燃料サイクル工学研究所において、放射線作業者の個人モニタリングに利用されているものである。肺モニタの外観を図 4.5 に示す。遮蔽鉄室は厚さ 20 cm であり、鉛、銅及び塩化ビニルがそれぞれ厚さ 3 mm、0.5 mm 及び 3 mm で内張りされている。寝台の上部に、左右の肺に対して1つずつの計2つの検出ユニット (Canberra 社製 ACT-II) があり、各ユニットには2基の低エネルギー用 Ge 半導体検出器 (GL3825 型) が搭載されている。検出器の検出窓は厚さ 0.6 mm の炭素複合材の膜で作られており、10 keV 程度までの光子に対しても検出が可能である。以下に遮蔽鉄室および検出部の詳細を示す。

① 遮蔽鉄室

鉄室内サイズ	: 横 200 cm、高さ 200 cm、奥行き 250 cm
鉄壁材質	: 鉄
鉄壁厚	: 20 cm
内張り材質	: 鉛、銅及び塩化ビニル
内張り厚	: 3 mm、0.5 mm 及び 3 mm

② 検出部

結晶	: Ge 半導体
結晶サイズ	: 直径 7.0 cm、厚さ 2.5 cm
エネルギー分解能	: 7.6 % (^{55}Fe ; 5.9 keV) 0.61 % (^{57}Co ; 122 keV)



図 4.5 日本原子力研究開発機構が所有する肺モニタ

物理ファントムとして図 4.6 に示す LLNL ファントム^(61, 62)を使用し、 ^{241}Am が肺内に均一分布している場合及び局所分布している場合のそれぞれについて肺モニタの計数効率を評価した。均一分布は、通常の校正手法と同様に、LLNL ファントムに付属している肺形状の均一線源を使用することで模擬した。一方、局所分布は、点線源を LLNL ファントムの肺腔内に設置することで模擬した。点線源の設置場所は、肺前面中央部、肺後面中央部及び肺底部に対して 3 パターンとして、これらの設置場所に対する計数効率を左右の肺に対して評価した。LLNL ファントムの測定ジオメトリを図 4.7 に示す。4 基の検出器からの信号を合算して得たスペクトルを、市販のガンマ線スペクトル解析プログラムである Gamma Studio (SEIKO EG&G 社製)⁽⁷⁷⁾によって自動分析し、59.5 keV のピーク面積から計数効率を計算した。



図 4.6 LLNL ファントム

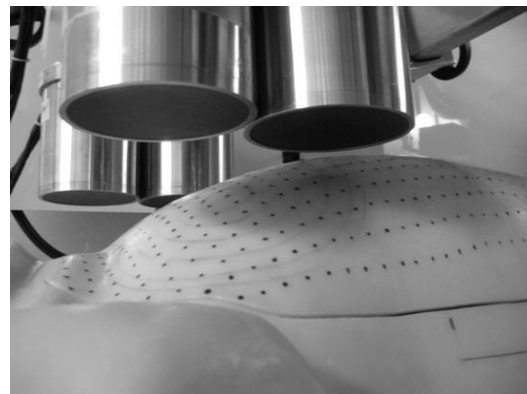


図 4.7 LLNL ファントムの測定ジオメトリ

実測した均一分布及び局所分布に対する計数効率を表 4.2 にまとめる。均一分布に対する計数効率は約 1%であった。しかし、肺前面への沈着した場合の計数効率は均一分布の場合と比較して 2 倍以上となった。一方、肺後面や肺底部に沈着した場合の計数効率は、幾何学的効率及び体内での自己吸収の影響により 0.3 倍前後となった。この結果は、過去に報告されている結果と概ね一致している^(69, 70)。また、左肺の計数効率は心臓での自己吸収の影響を受けるため、右肺よりも計数効率が低くなった。

表 4.2 実測した LLNL ファントムに対する肺モニタの計数効率 (%)

均一分布	局所分布					
	前面中央部		後面中央部		肺底部	
	左肺	右肺	左肺	右肺	左肺	右肺
1.1±0.014	2.3±0.14	2.5±0.13	0.35±0.014	0.40±0.016	0.226±0.009	0.275±0.011

4.4 頭蓋骨を対象とした体外計測による計数効率の評価

4.4.1 低エネルギー用 Ge 半導体検出器のモデル化

頭蓋骨に ^{241}Am が分布している物理ファントムは存在するが⁽⁷⁸⁾、全身カウンタや肺モニタの校正に使用する他の物理ファントムのように容易に入手することはできない。そこで、本論文では MCNPX version 2.7.0⁽⁴⁷⁾を使用して頭蓋骨を対象とした体外計測による計数効率を評価することとした。そのために、4.3の実験で使用した肺モニタに搭載されている低エネルギー用 Ge 半導体検出器をモデル化した。モデル化にあたり、過去にモンテカルロ法放射線輸送計算コードで Ge 半導体検出器をモデル化した報告^(79, 80)を参照した。本論文でモデル化した検出器を図 4.8 に示す。また、検出器を構成する物質の組成を表 4.3 に示す。

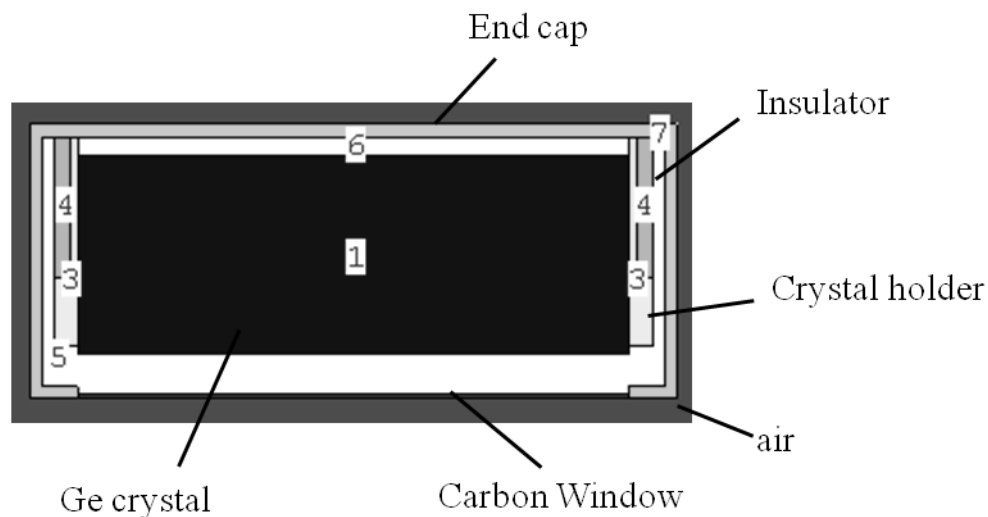


図 4.8 MCNPX でモデル化した Ge 半導体検出器

表 4.3 検出器を構成する物質の組成⁽⁷⁹⁾

検出器を構成する物質 (構成部分)	元素組成 (重量組成比)	密度 (g/cm ³)	寸法 (cm)
炭素複合材 (Carbon window)	C (71.5%), H (12.6%), O (15.9%)	2.3	半径: 3.5 高さ: 0.06
高純度 Ge (Ge crystal)	Ge (100%)	5.32	半径: 3.5 高さ: 2.5
銅 (Crystal holder)	Cu (100%)	8.96	内径: 3.5 外径: 3.817 高さ: 2.64
ポリ塩化ビニル (Insulator)	H (9%), C (38%), Cl (53%)	1.0	内径: 3.6 外径: 3.817 高さ: 1.77
ステンレス鋼 (End cap)	Fe (72.85), C (0.15%), Mn (2%), Si (1%), Cr (17%), Ni (7%)	7.9	内径: 3.968 外径: 4.125 高さ: 3.457 厚さ: 0.157

図 4.9 に示すように Ge 半導体検出器の表面から距離 15 cm の位置に ²⁴¹Am の点線源を設置し、計算及び実際の検出器を使用した実験によりエネルギースペクトルを得た。計算にあたり、表 4.4 に示す ²⁴¹Am の壊変に伴って放出される主要な光子のエネルギー及び放出率を線源として与えた。これらのエネルギーは低く、点線源の自己吸収がスペクトルに影響するため、図 4.10 に示す点線源の密封ケースも再現した。計算は Mode P, E で実行し、F8 Tally によってエネルギースペクトルを得た。スペクトルのエネルギー間隔は、実験で得たスペクトルと同様の 0.1 keV とした。また、エネルギー分解能を表す半値幅 (FWHM) を、実験で得たスペクトルから式 4.1 で近似し、これを計算にも適用した。

$$\text{FWHM} = 0.0002653 + 0.00112451\sqrt{E}$$

4.1

ここで、 E は光子のエネルギー (MeV) である。

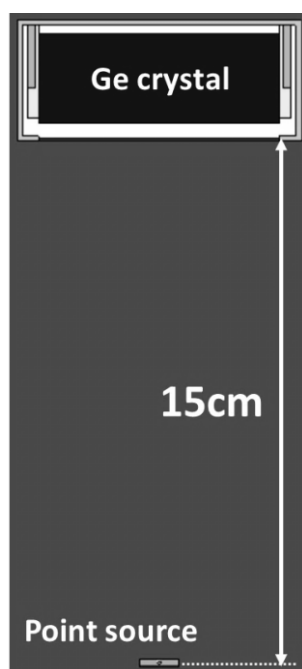
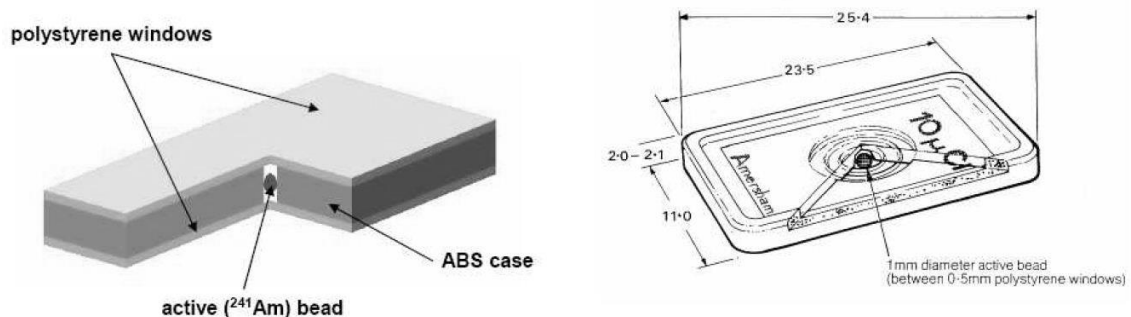


図 4.9 ^{241}Am 点線源に対する測定ジオメトリ

表 4.4 ^{241}Am の壊変に伴って放出される主要な光子のエネルギー及び放出率

エネルギー (keV)	放出率 (%)
13.93	13.2
17.61	18.6
21.00	4.82
26.35	2.40
59.54	35.9



material	chemical formula	density (g/cm ³)
polystyrene	(C ₈ H ₈) _n	1.06
acrylonitrile-butadiene-styrene (ABS)	(C ₈ H ₈ ·C ₄ H ₆ ·C ₃ H ₃ N) _n	1.05

図 4.10 ²⁴¹Am 点線源の密封ケース⁽⁷⁹⁾

計算及び実験によって得たエネルギースペクトルを図 4.11 に示す。また、主要な光子に対するピーク面積を表 4.5 に示す。ピーク面積の解析は、計算と実験のいずれの場合も、市販のガンマ線スペクトル解析プログラムである Gamma Studio (SEIKO EG&G 社製)⁽⁷⁷⁾による自動分析を使用した。計算によって得られるピーク面積は、いずれのエネルギーにおいても実験と比較して過大評価となっている。この理由は、電極層や Ge 結晶の経年劣化によって生じる Ge 結晶の検出器表面の不感層が影響しているためである^(81, 82)。そこで、モデル化した検出器についても検出器表面に不感層を仮定することとした。不感層の厚さは、光子の Ge 結晶内における半価層を考慮して 10 μm とした。また、実験で得られたスペクトルからは主要な光子のピーク以外も観察できる。そこで、²⁴¹Am の壊変に伴って放出される光子についても最近のデータを取り入れ^(83, 84)、合計 27 本の光子を線源として与えることとした。

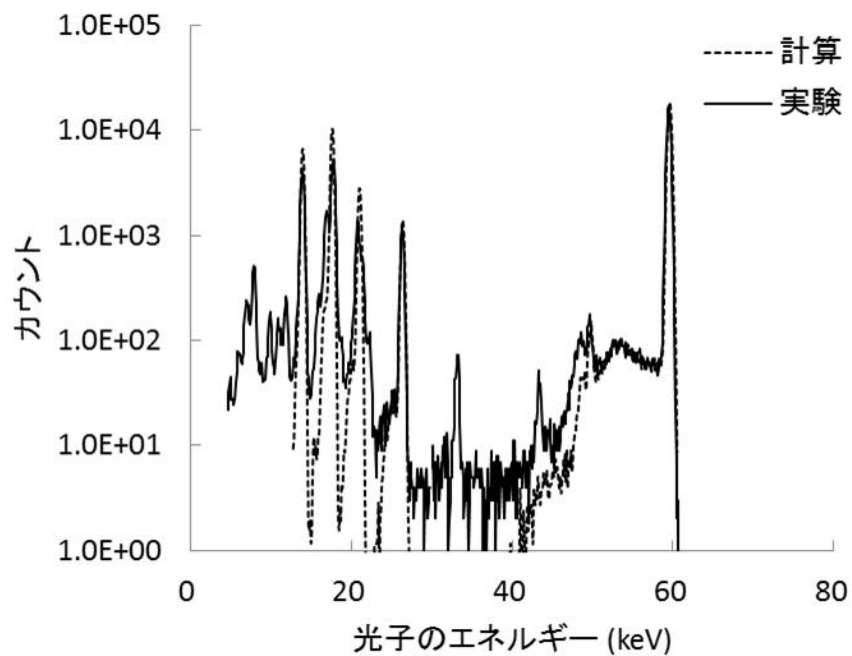


図 4.11 計算及び実験によって得た ^{241}Am 点線源に対するエネルギースペクトル

表 4.5 主要な光子に対するピーク面積

エネルギー (keV)	ピーク面積 (counts)		計算/実験
	計算	実験	
13.93	30113	21181±152	1.42
17.61	49880	39685±208	1.26
21.00	13809	10622±114	1.30
26.35	6764	5927±80	1.14
59.54	106791	97649±315	1.09

検出器及び線源について改善したスペクトル及びピーク面積を、図 4.12 及び表 4.6 にそれぞれ示す。実験によるスペクトルは図 4.11 に示したものと同様である。主要な光子に対するピーク面積の実験と計算との乖離は、最もエネルギーの低い 13.93 keV の光子に対して約 40% から約 25% に改善された。また、他のエネルギーの光子に対し

では 30%以内から 10%以内に改善された。したがって、以降の検討は改善した検出器及び線源を使用して進めることとした。

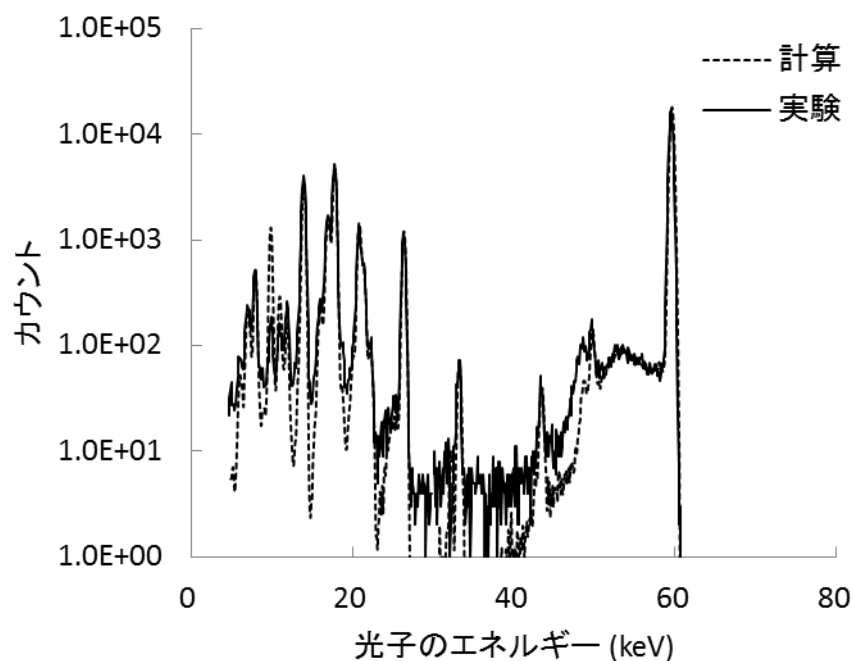


図 4.12 検出器及び線源について改善したエネルギースペクトル

表 4.6 検出器及び線源について改善した後のピーク面積

エネルギー (keV)	ピーク面積 (counts)		計算/実験
	計算	実験	
13.93	16194	21181±152	0.76
17.61	35989	39685±208	0.91
21.00	10778	10622±114	1.01
26.35	6006	5927±80	1.01
59.54	104471	97649±315	1.07

4.4.2 皮質骨及び海綿骨に対するエネルギースペクトルの比較

頭蓋骨の皮質骨及び海綿骨に ^{241}Am を分布させたボクセルファントムに対して、4.4.1 でモデル化した検出器の応答を調べた。使用したボクセルファントムは、ICRP 標準ボクセルファントム⁽¹⁰⁾（男性）の頭部である。MCNPX で再現したボクセルファントムを図 4.13 に示す。実在する肺モニタの検出ユニットを再現するため、モデル化した検出器 2 基をファントムの頭頂部に並べた。この測定ジオメトリを図 4.14 に示す。ここでは、頭蓋骨の皮質骨及び海綿骨に ^{241}Am を分布させた場合のそれぞれに対して、検出器の応答を調べた。得られた皮質骨及び海綿骨に対するエネルギースペクトルを図 4.15 で比較する。59.5keV の光子に対するピーク効率は皮質骨で 0.29%、海綿骨で 0.61%であった。

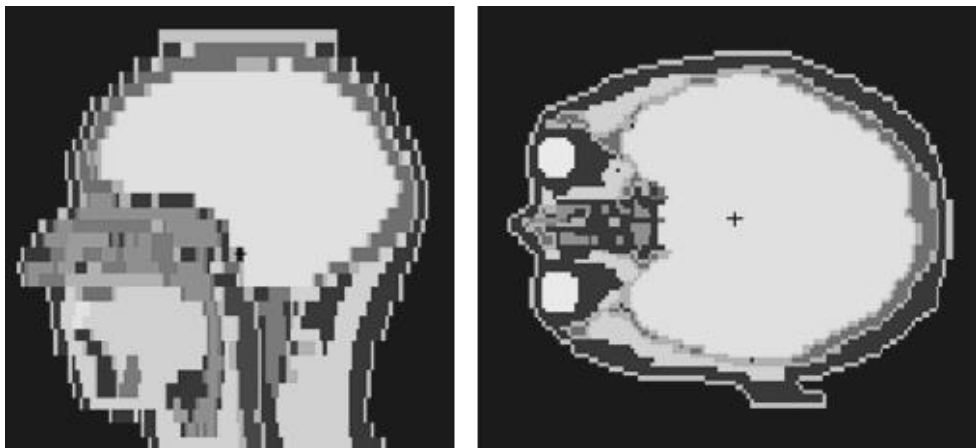


図 4.13 MCNPX で再現したボクセルファントム

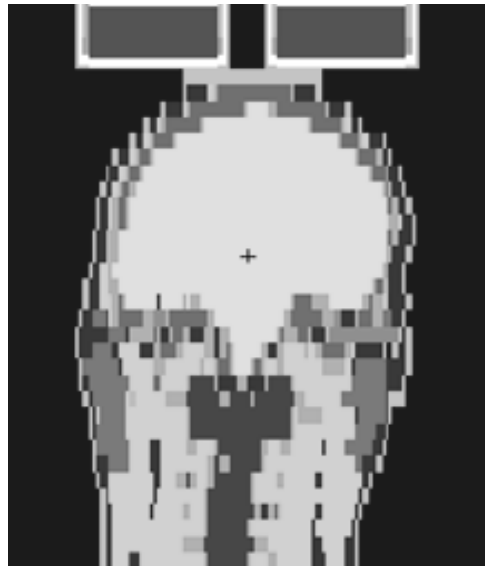


図 4.14 ボクセルファントムの測定ジオメトリ

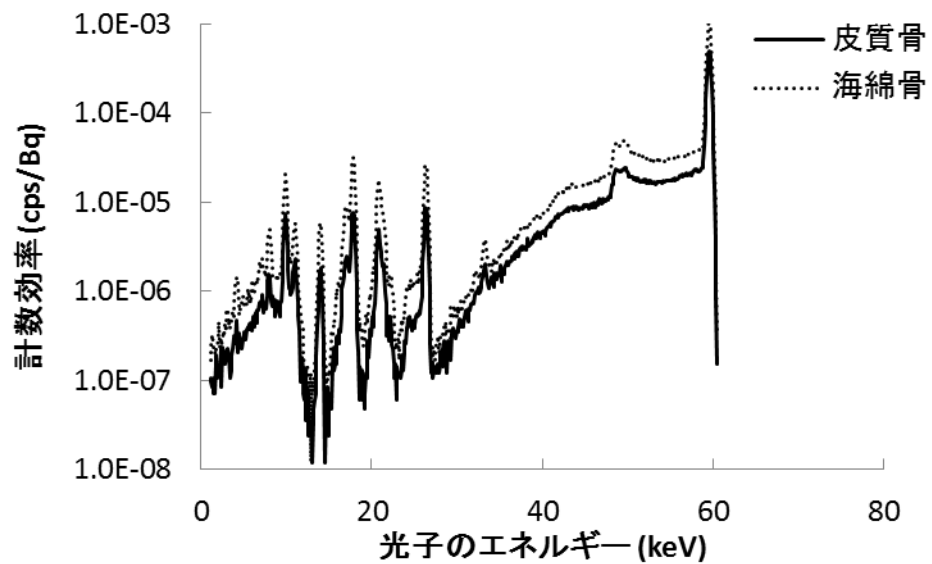


図 4.15 計算した皮質骨及び海綿骨に対するエネルギースペクトルの比較

頭蓋骨は、図 4.16 に示すように、海綿骨が外側と内側の皮質骨に挟まれる構造をしている。外側の皮質骨は 1 メッシュのボクセルで表現されており、その厚さは約 2 mm である。一方、海綿骨は皮質骨に比べて厚く、6 mm 前後である。皮質骨及び海綿骨

の元素組成及び密度を表 4.7 に示す⁽¹⁰⁾。表 4.7 に示したデータに基づく 60 keV の光子に対する線減弱係数は、皮質骨に対して 0.539 cm^{-1} 、海綿骨に対して 0.244 cm^{-1} である⁽⁸⁵⁾。したがって、海綿骨から放出された光子の減弱は、外側の皮質骨に対して 10% となり、内側の皮質骨から放出された光子の減弱は、海綿骨及び外側の皮質骨に対して合計 22% となる。この減弱の差違が、皮質骨と海綿骨の計数効率に差違を来たす要因のひとつである。

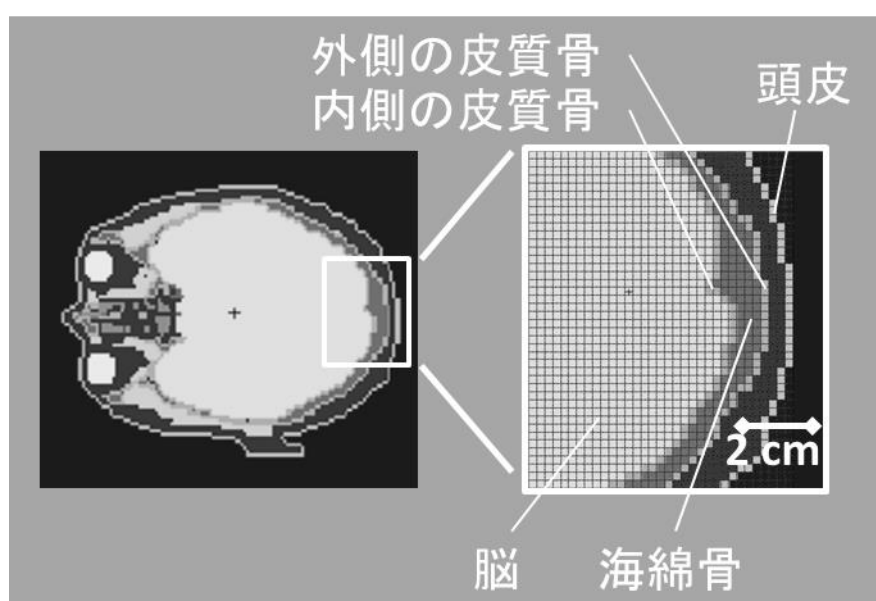


図 4.16 皮質骨及び海綿骨の構造

表 4.7 皮質骨及び海綿骨の元素組成及び密度⁽¹⁰⁾

元素	重量組成比 (%)	
	皮質骨 (密度 1.920 g cm ⁻³)	海綿骨 (密度 1.157 g cm ⁻³)
H	3.6	9.0
C	15.9	33.5
N	4.2	2.5
O	44.8	46.7
Na	0.3	0.2
Mg	0.2	0.0
P	9.4	2.6
S	0.3	0.3
Cl	0.0	0.2
K	0.0	0.1
Ca	21.3	4.9

4.5 頭蓋骨を対象とした体外計測の適用性

摂取した放射性物質が、実際に体外計測によって検出できるか否かを議論するためには、対象とする臓器・組織への放射能の残留率とその臓器・組織に対する計数効率とを乗算する必要がある。そこで、式 4.2 及び 4.3 により、 ^{241}Am の単位摂取量に対して、肺及び頭蓋骨を対象とした体外計測が有する感度の経時変化をそれぞれ計算した。

$$A_{Lung}(t) = R_{Lung}(t) \cdot \varepsilon_{Lung} \quad 4.2$$

$$A_{Skull}(t) = R_{Cort.}(t) \cdot \varepsilon_{Cort.} + R_{Trab.}(t) \cdot \varepsilon_{Trab.} \quad 4.3$$

ここで、 $A_i(t)$ は臓器・組織 i を対象とした場合の経過時間 t における ^{241}Am の単位摂取量に対する感度、 $R_i(t)$ は経過時間 t における臓器・組織 i への残留率、 ε_i は臓器・組織 i を対象とした体外計測における計数効率である。式 4.2 に示したように、肺を対象とした場合には、肺の残留率関数と計数効率とを乗算している。一方、式 4.3 に示したように、頭蓋骨を対象とした場合には、皮質骨と海綿骨のそれぞれについて残留率関数と計数効率を乗算し、それらを合算している。肺及び頭蓋骨（皮質骨、海綿骨）の残留率関数として、4.2 で解析した結果を使用した。また、肺及び頭蓋骨を対象とした体外計測における計数効率として、2.3 で実験した結果及び 4.5 で計算した結果をそれぞれ使用した。

以上により計算される肺及び頭蓋骨を対象とした体外計測が有する感度の経時変化を図 4.17 に示す。摂取直後には従来実施されている肺を対象とした体外計測の感度が高く、吸入摂取した ^{241}Am の検出に有用であると考えられる。しかし、肺内での沈着部位によって感度が大きく異なる。したがって、沈着部位を特定することができなければ、ある程度の不確かさを伴ったまま評価せざるを得ない。一方、頭蓋骨を対象とした体外計測による感度は数十日以降で安定しており、摂取後 1000 日経過してもほとんど変化はない。また、肺を対象とした場合の感度を数百日以降で上回っていく。頭蓋骨を対象とした場合の感度は約 1.0×10^{-5} cps/Bq であり、例えば 50 mSv に相当する 1.85 kBq の摂取に対しては約 0.02 cps の感度しか得られない。しかし、摂取から数年

が経過しても計測することが可能であるため、継続的に実施することで十分な計数を収集することができる。また、実際の各施設における計測に際しては、検出器の数やジオメトリを調整することで、より高い計数効率が得られる検出システムを構築することも可能である。本論文の成果は、肺及び頭蓋骨を対象とした体外計測とを組み合わせた内部被曝評価を確立させるための基礎データとして活用されることが期待される。例えば、数日以内に実施される肺を対象とした体外計測によって 50 mSv を超える大線量の被曝のおそれがあると判断された場合について、数年にわたって継続的に頭蓋骨を対象とした体外計測を実施することにより、より不確かさの小さい妥当な線量が評価できるものと考えられる。また、バイオアッセイの結果との組み合わせにより、長期にわたる体内除去剤投与時の効果等の評価へも応用されることが期待される。

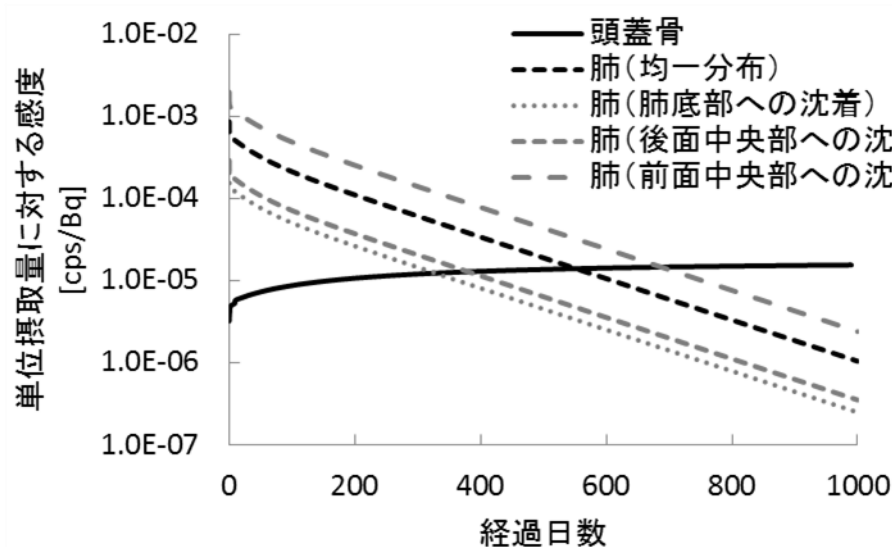


図 4.17 肺及び頭蓋骨を対象とした体外計測が有する感度

第5章 緊急時における公衆の内部被曝に関する検討

5.1 公衆を対象とした内部被曝評価の現状と課題

環境中への大量の放射性物質の放出を伴う原子力事故が発生した際には、作業者のみならず公衆の内部被曝が生じる可能性がある。通常、作業者の内部被曝は、急性吸入摂取によって起こる。しかし、公衆の内部被曝は、放射性雲中の放射性物質の吸入摂取、食物及び飲料水中の放射性物質の経口摂取、地表面から再浮遊した放射性物質の吸入摂取等によって起こる可能性があるため、必ずしも急性吸入摂取によってのみ起こるとは限らない。つまり、摂取経路や期間が状況によって異なる。一方、作業者の被曝を評価する場合は成人のみを対象とすればよいが、公衆の場合には年齢別に検討する必要がある。したがって、公衆を対象として適切に内部被曝を評価するためには、年齢及び摂取状況に対する体内動態の依存性を把握しておく必要がある。

福島第一原子力発電所事故の後、環境中のダストサンプリングや土壌のモニタリングデータ等から、ヨウ素 (^{131}I 、 ^{132}I 、 ^{133}I)、セシウム (^{134}Cs 、 ^{136}Cs 、 ^{137}Cs)、テルル (^{129}T 、 $^{129\text{m}}\text{Te}$ 、 ^{132}Te)、テクネチウム ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)、バリウム (^{140}Ba)、ランタン (^{140}La) 等が比較的高い濃度で検出された⁽⁸⁶⁾。これらの核種のうち、飲料水、農畜産物、水産物等においても検出され、実際に体外計測によって計測が可能であったものは、 ^{131}I 、 ^{134}Cs 及び ^{137}Cs であった。これは、チェルノブイリ原子力発電所事故をはじめとする他の原子炉事故においても同様であった⁽²⁰⁻²²⁾。

ヨウ素は、甲状腺へ選択的に取り込まれ、甲状腺ホルモンの合成に使用される。主な甲状腺ホルモンはサイロキシン (T_4)、トリヨードサイロニン (T_3) 及びリバーズ T_3 (rT_3) である。図 5.1 にそれらの構造を示す。甲状腺が生産する T_4 は、一般に 1 日あたり約 100 nmol であり、 T_4 及び rT_3 はそれぞれ 5 nmol 及び 2.5 nmol である。図 5.1 に示すように、1 分子の T_4 は 4 個のヨウ素を含んでおり、これらが重量の大半を占めている。つまり、ヨウ素は甲状腺ホルモンの合成に不可欠なものである。また、ヨウ素そのものが甲状腺に対して薬理作用を持っており、過不足によって甲状腺機能に異常を来す。つまり、飲料水

や食物から日常的に摂取するヨウ素量が、甲状腺機能と密接に関係することになる。

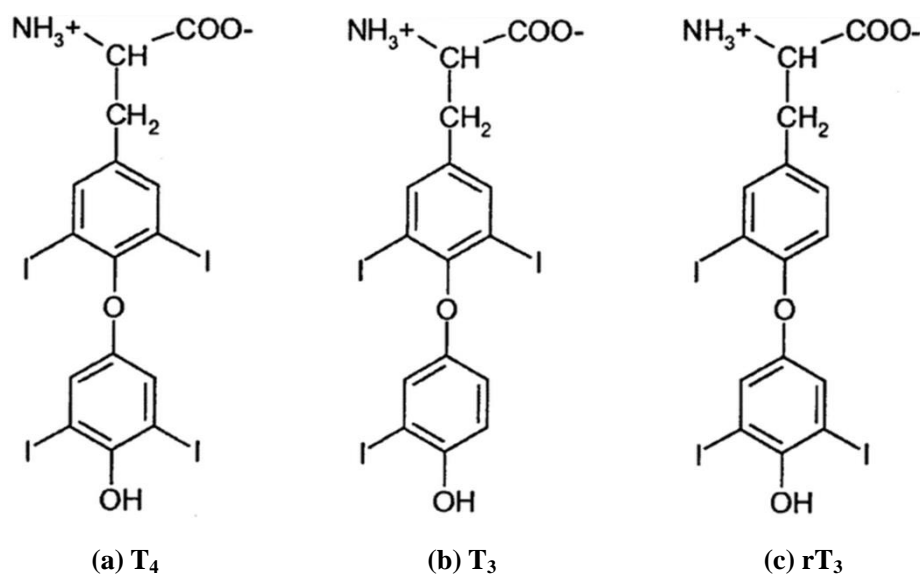


図 5.1 主な甲状腺ホルモンの構造

放射性ヨウ素も安定ヨウ素と同様に甲状腺へ選択的に取り込まれるため、放射性ヨウ素による内部被曝では甲状腺の等価線量に着目する必要がある。チェルノブイリ原子力発電所事故後の調査により、¹³¹I の摂取による小児の甲状腺がんのリスクが増加することが示唆されている⁽⁸⁷⁻⁸⁹⁾。放射性ヨウ素による甲状腺の被曝線量は、安定ヨウ素剤の服用によって低減させることができる⁽⁹⁰⁻⁹³⁾。その低減効果は、欧米人を対象として評価されており、放射性ヨウ素を摂取する直前に安定ヨウ素剤を服用した場合には 90% 以上、放射性ヨウ素を摂取した後は 8 時間以内の服用で 40%、24 時間以降の服用で 7% 未満となる⁽⁹⁴⁾。しかし、日本人のヨウ素の取り込み割合及び生物学的半減期が欧米人とは異なる可能性が指摘されている^(95, 96)。したがって、安定ヨウ素剤を服用した場合の日本人に対する低減効果も、欧米人と同等であるとは限らない。

以上より、本論文では、¹³¹I 及び ¹³⁷Cs を対象に年齢及び摂取状況に対する体内動態の依存性を調べることを目的とした。なお、¹³⁴Cs の体内動態は、物理学的半減期が異なる点を除いて ¹³⁷Cs と同様であるため、解析の対象から外した。また、日本人を対象として安定ヨウ素剤服用時の体内動態を解析し、¹³¹I の甲状腺への取り込み抑制効果を評価することを目的とした。

5.2 年齢及び摂取状況に対する体内動態の依存性

5.2.1 ^{131}I 及び ^{137}Cs 摂取後の体内残留量の年齢依存性

本論文で解析した体内動態解析コードを使用し、 ^{131}I 及び ^{137}Cs を対象に、急性・慢性経口摂取した場合の体内残留量の変化を年齢別に解析した。

ヨウ素の組織系動態モデルは、ICRP Publ. 56⁽¹¹⁾で与えられている。コバルトのモデル及び移行に係る年齢別のデータを図 5.2 及び表 5.1 にそれぞれ示す。血液へ吸収されたヨウ素は全年齢において 0.25 日の生物学的半減期で代謝される。血液から代謝されたものは、70%が尿中へと排泄され、30%が甲状腺へと取り込まれる。甲状腺に取り込まれたものは、年齢に応じて 11.2-80 日の生物学的半減期で他の臓器・組織へと移行し、さらに 1.12-12 日の生物学的半減期で代謝される。他の臓器・組織からは、20%が糞中へと排泄されるが、80%は再び血液へと吸収され循環する。ヨウ素の吸収タイプ及び f_1 値は、蒸気を除くすべての化合物についてタイプ F 及び 1.0 である。解析にあたり、 f_1 値を 1.0 の近似値として 0.99、物理学的半減期を 8.04 日とした。

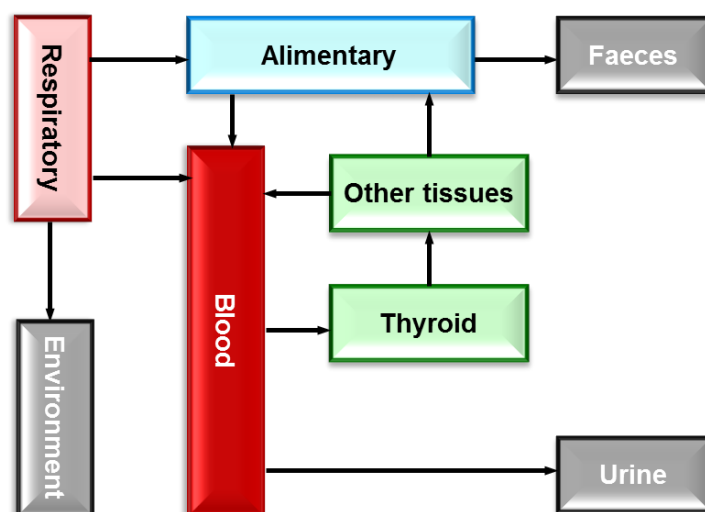


図 5.2 ヨウ素の組織系動態モデル⁽¹¹⁾

表 5.1 ヨウ素の組織系動態モデルに係る年齢別のデータ⁽¹¹⁾

年齢	生物学的半減期(d)		
	血液	甲状腺	残りの臓器・組織
3 ヲ月	0.25	11.2	1.12
1 歳	0.25	15	1.5
5 歳	0.25	23	2.3
10 歳	0.25	58	5.8
15 歳	0.25	67	6.7
成人	0.25	80	12

セシウムの組織系動態モデルについては 2.3.3 で述べたとおりであるが、移行にかかる年齢別のデータは、ICRP Publ. 56⁽¹¹⁾で与えられている。それらのデータを表 5.2 に示す。

表 5.2 セシウムの組織系動態モデルに係る年齢別のデータ⁽¹¹⁾

年齢	取り込み割合(%)		生物学的半減期(d)	
	全身 A	全身 B	全身 A	全身 B
3 ヲ月	-	100	-	16
1 歳	-	100	-	13
5 歳	44	55	9.1	30
10 歳	30	70	5.8	50
15 歳	13	87	2.2	93
成人	10	90	2.0	110

図 5.3 に ^{131}I の急性経口摂取後の体内残留量の経時変化を年齢別に示す。ここでは、急性摂取として 1 回で 50 Bq 摂取した場合を想定した。いずれの年齢においても、50

日後には摂取した ^{131}I はほとんど体内に残留していない。年齢が小さいほど体内残留量の減少が若干速いものの、年齢依存性は小さい。表 5.1 に示した甲状腺における生物学的半減期は、成人で 80 日であるのに対し、3 ヶ月では 11.2 日である。しかし、物理学的半減期と併せて計算される実効半減期は、成人で 7.3 日、3 ヶ月で 4.7 日となる。つまり、生物学的半減期に比べて物理学的半減期が小さいため、年齢依存性が体内残留量に与える影響は小さくなったといえる。図 5.4 に ^{131}I の慢性経口摂取後の体内残留量の経時変化を年齢別に示す。慢性摂取として 1 日 1 Bq ずつ、50 日間で合計 50 Bq 摂取した場合を想定した。いずれの年齢においても、体内残留量は 30 日後までに数 Bq で平衡に達することが確認される。

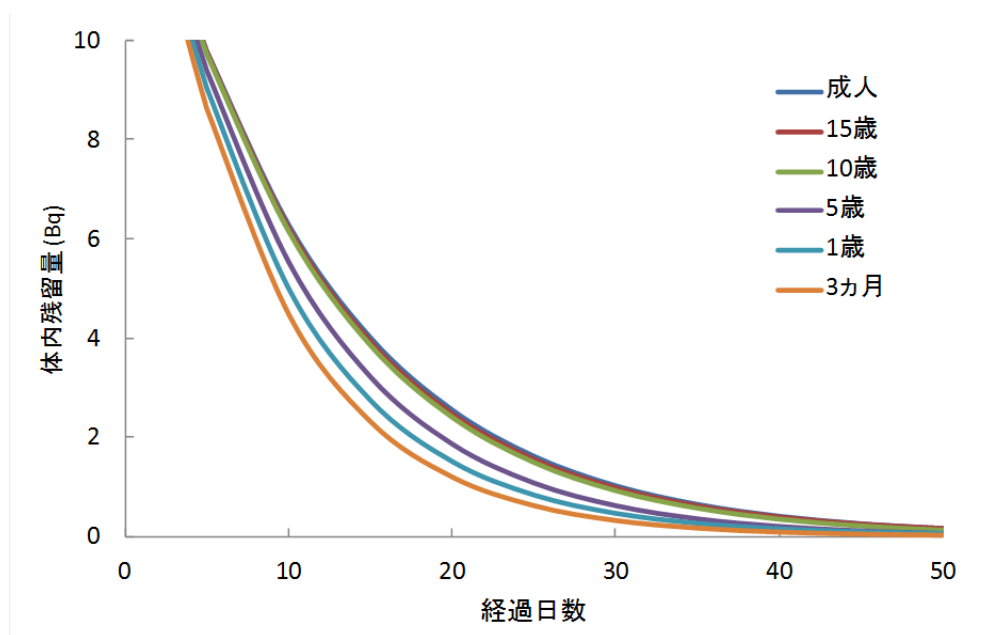


図 5.3 ^{131}I の急性経口摂取後の体内残留量の経時変化

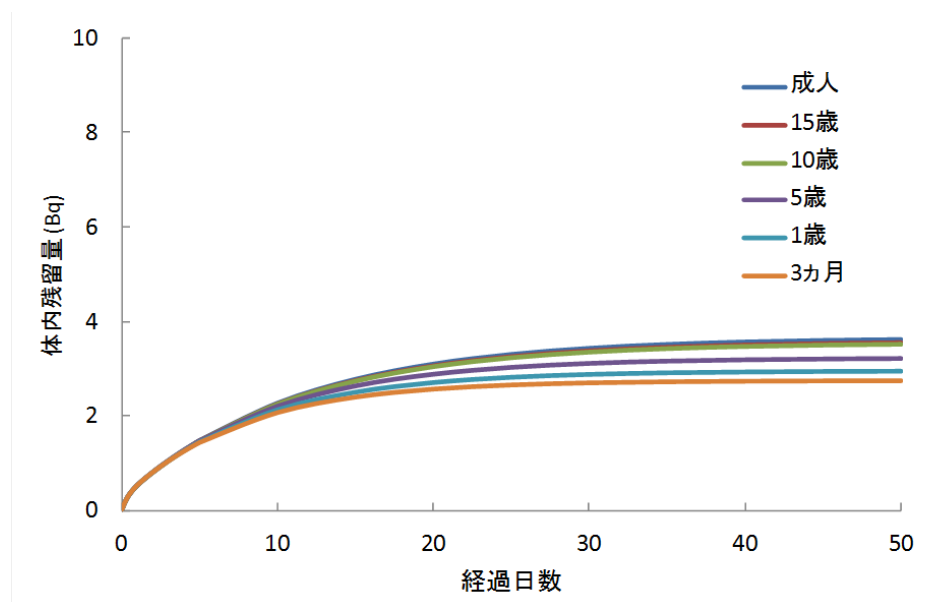


図 5.4 ^{131}I の慢性経口摂取後の体内残留量の経時変化

図 5.5 に ^{137}Cs の急性経口摂取後の体内残留量の経時変化を年齢別に示す。ここでは、急性摂取として 1 回で 500 Bq 摂取した場合を想定した。成人や 15 歳の場合には、摂取した ^{137}Cs が 500 日後でも体内への残留しているのに対し、1 歳や 3 ヶ月の場合には 100 日後でほとんど残留していない。表 5.2 に示した全身 B における生物学的半減期は、成人で 110 日であるのに対し、3 ヶ月では 16 日である。物理学的半減期と併せて計算される実効半減期は、成人で 109 日、3 ヶ月で 16 日である。つまり、物理学的半減期が生物学的半減期に比べて非常に長く、実効半減期が生物学的半減期とほぼ同じであるため、年齢依存性が体内残留量に与える影響が大きくなったといえる。図 5.6 に ^{137}Cs の慢性経口摂取後の体内残留量の経時変化を年齢別に示す。慢性摂取として 1 日 1 Bq ずつ、500 日間で合計 500 Bq 摂取した場合を想定した。成人の場合には 100 Bq を超えたところで平衡に達するが、3 ヶ月の場合にはその半分以下の体内残留量で平衡に達することが確認される。

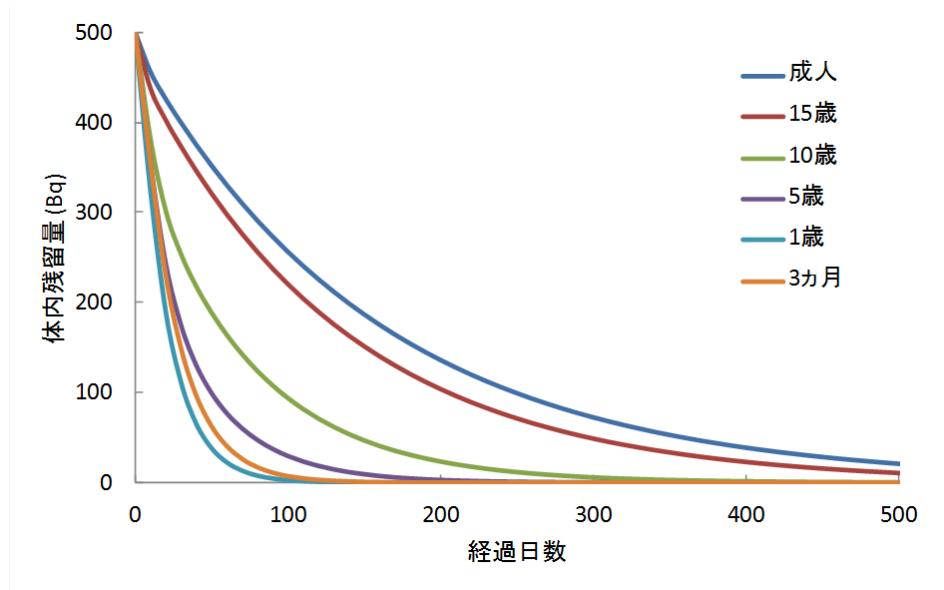


図 5.5 ^{137}Cs の急性経口摂取後の体内残留量の経時変化

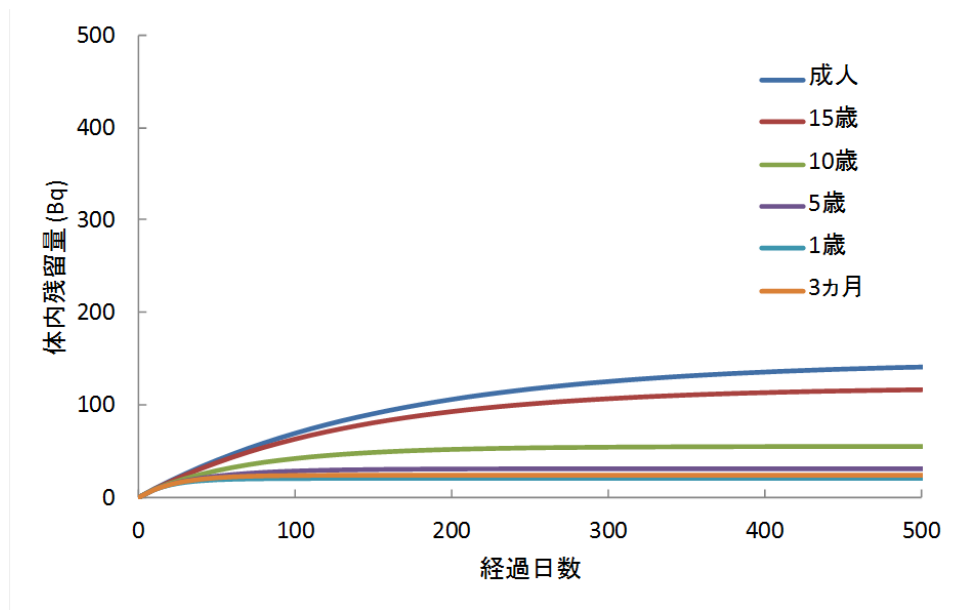


図 5.6 ^{137}Cs の慢性経口摂取後の体内残留量の経時変化

5.2.2 摂取状況に対する ^{131}I の甲状腺残留率の依存性

^{137}Cs を対象とした体外計測は全身カウンタによって実施されるが、 ^{131}I を対象とした場合には甲状腺モニタによって実施される。したがって、甲状腺モニタによる計測で得た甲状腺残留量から摂取量を推定するためには、甲状腺残留率の経時変化を把握する必要がある。一方、図 5.3 に示したように、 ^{131}I の体内残留量は数十日のうちに速やかに減少するため、摂取する期間等の摂取状況に大きく依存すると考えられる。そこで、摂取状況に対する ^{131}I の甲状腺残留率の依存性を調べることにした。

^{131}I の吸入及び経口摂取に対する甲状腺の等価線量係数⁽¹⁵⁾を年齢別に表 5.3 にまとめる。また、各年齢における 1 日あたりの呼吸量、摂水量及び摂食量^(97, 98)を表 5.4 にまとめる。等価線量係数は一般に年齢が低いほど高いが、呼吸量、摂水量及び摂食量は逆に年齢が低いほど小さい。したがって、あるレベルの放射能に汚染された環境で生活した場合の年齢別の線量への寄与を評価するためには、吸入摂取に対する線量係数を呼吸量の比で補正し、経口摂取に対する線量係数を摂水量及び摂食量の比でそれぞれ補正する必要がある。呼吸量、摂水量及び摂食量で補正した年齢ごとの線量を成人で規格化し、図 5.7 に示す。あるレベルの放射能に汚染された環境で生活した 1 歳児の内部被曝線量は同様の環境で生活した他の年齢層よりも高く、成人に対しては呼吸による吸入摂取が約 2 倍、摂水及び摂食による経口摂取が 4 倍前後となることが確認された。

表 5.3 ^{131}I の吸入及び経口摂取に対する甲状腺の等価線量係数 (Sv Bq^{-1}) ⁽¹⁵⁾

年齢	吸入摂取	経口摂取
3 ヲ月	1.4×10^{-6}	3.7×10^{-6}
1 歳	1.4×10^{-6}	3.6×10^{-6}
5 歳	7.3×10^{-7}	2.1×10^{-6}
10 歳	3.7×10^{-7}	1.1×10^{-6}
15 歳	2.2×10^{-7}	6.9×10^{-7}
成人	1.5×10^{-7}	4.4×10^{-7}

表 5.4 1 日あたりの呼吸量、摂水量及び摂食量^(97, 98)

年齢	呼吸量(m ³)	摂水量(cc)	摂食量(g)
3 ヲ月	2.86	1400	-
1 歳	5.16	1400	1034
5 歳	8.72	1600	1243
10 歳	15.3	1800	1817
15 歳	20.1	2400	2096
成人	22.2	2650	2233

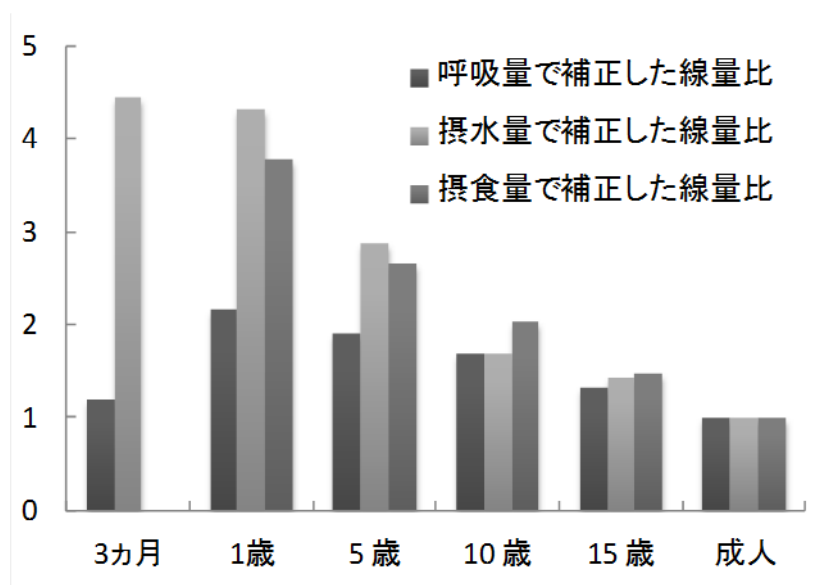


図 5.7 呼吸量、摂水量及び摂食量で補正した線量比

以上の検討より、ここでは 1 歳を対象として、急性摂取及び継続的な摂取に対する甲状腺残留率を解析した。これらの摂取のパターンを図 5.8 に示す。¹³¹I は物理学的半減期が短いため、同じ摂取量を慢性的に摂取するケースは稀である。そこで、継続的な摂取として、経過日数に応じて ¹³¹I の物理学的半減期にしたがった摂取を続けたものと想定した。継続的な摂取における残留率は、経過日数ごとにその時点までの総摂

摂取量に対して算出した。摂取経路は吸入及び経口摂取とした。吸入摂取時の AMAD は公衆に対するデフォルト値である $1\ \mu\text{m}$ とし、表 2.7 に示した初期沈着から条件に該当するものを選択した。また、体内での残留期間が長い場合と比較するため、成人を対象とした ^{137}Cs の全身残留率についても同様の条件で解析した。

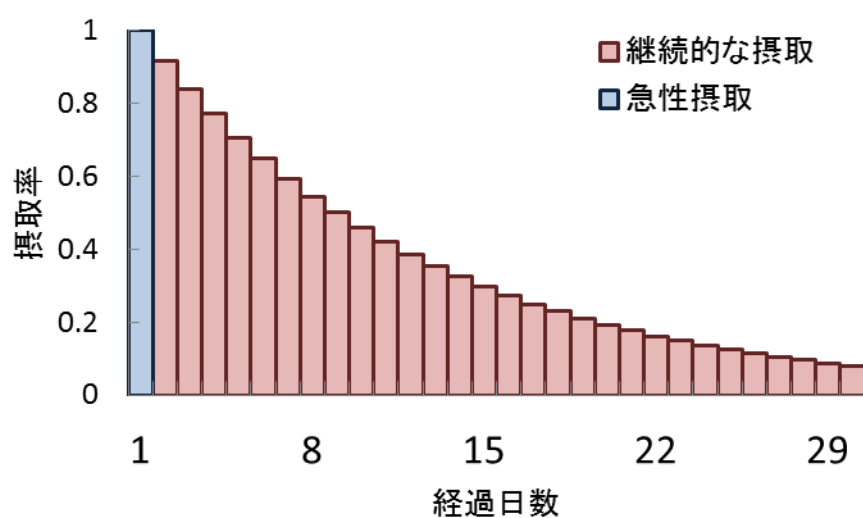


図 5.8 想定した急性摂取と継続的な摂取

図 5.9 に解析した ^{131}I の甲状腺残留率を示す。また、急性摂取に対する継続的な摂取の残留率の比を摂取経路ごとに表 5.5 に示す。急性摂取の場合には、約 1 日かけて甲状腺に取り込まれた ^{131}I が実効半減期は 5.2 日で代謝されていくのに対し、継続的に摂取した場合には物理学的半減期 8.04 日にしたがって減衰する ^{131}I を甲状腺に取り込みつづけることになる。この半減期の差が、継続的な摂取による残留率が急性摂取による残留率を上回る要因である。表 5.5 より、摂取開始から 5 日以降で継続的な摂取による残留率が急性摂取の場合を上回っており、30 日後にはその差が約 3 倍となる。これは、 ^{131}I を継続的に摂取している状況において、摂取開始から 30 日以内に実施した甲状腺モニタによる測定値から摂取量を推定するにあたり、急性摂取を想定した場合には最大で約 3 倍の過大評価となることを意味している。5.2.1 での検討により、 ^{131}I の体内動態の年齢依存性は小さいことが確認されたが、摂取する期間等の摂取状況にはむしろ大きく依存することが明らかとなった。

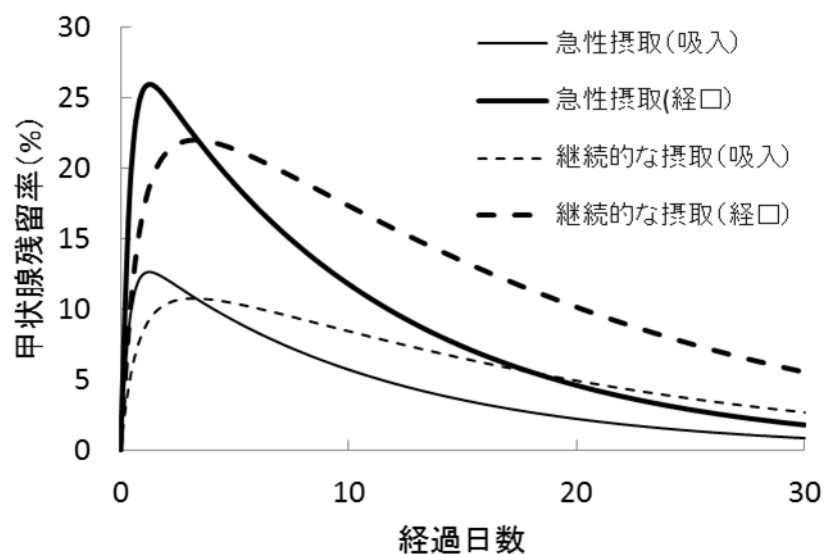


図 5.9 解析した ^{131}I の甲状腺残留率

表 5.5 急性摂取に対する継続的な摂取の甲状腺残留率の比

経過日数	(継続的な摂取) / (急性摂取)	
	吸入摂取	経口摂取
1	0.65	0.67
5	1.1	1.1
10	1.5	1.5
20	2.2	2.2
30	3.1	3.1

一方、図 5.10 に解析した ^{137}Cs の甲状腺残留率を示す。また、急性摂取に対する継続的な摂取の残留率の比を摂取経路ごとに表 5.6 に示す。全身に取り込まれた ^{137}Cs の実効半減期は 109 日であり、物理学的半減期は 30.1 年である。 ^{131}I の場合と同様に、この半減期の差違が急性摂取と継続的な摂取との残留率の差違に影響するが、数十日以内ではいずれの半減期による減衰も大きくない。したがって、表 5.6 に示すように、継続的な摂取による残留率の急性摂取に対する比は、30 日後でも 1.2 倍にとどまる。

以上より、公衆の内部被曝評価に臨むにあたっては、核種ごとに異なる摂取状況や年齢に対する体内動態の依存性を把握することが重要であるといえる。

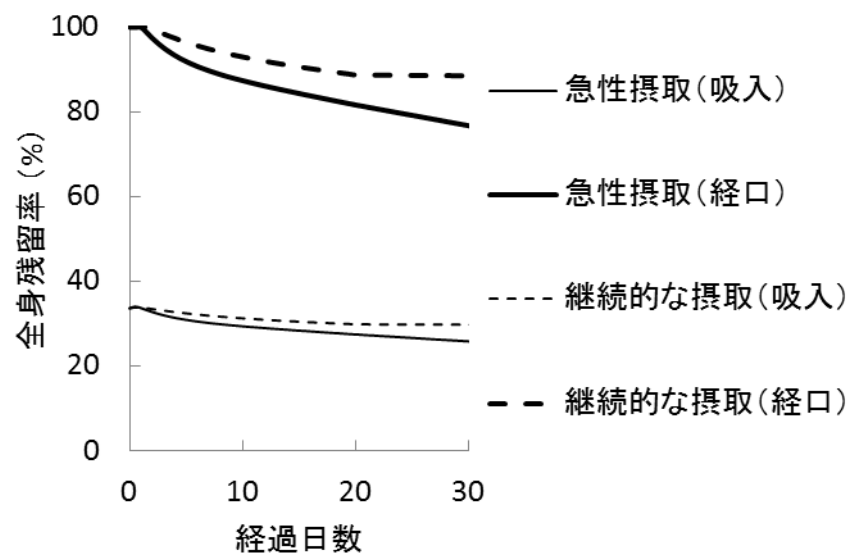


図 5.10 解析した ¹³⁷Cs の全身残留率

表 5.6 急性摂取に対する継続的な摂取の全身残留率の比

経過日数	(継続的な摂取) / (急性摂取)	
	吸入摂取	経口摂取
1	1.0	1.0
5	1.1	1.1
10	1.1	1.1
20	1.1	1.1
30	1.2	1.2

5.3 日本人を対象とした安定ヨウ素剤服用時の体内動態

これまでに、ICRP で与えられた組織系動態モデルを原型とした安定ヨウ素剤の服用に係る体内動態モデルが開発されている⁽⁹⁹⁾。本モデルでは、放射性ヨウ素及び安定ヨウ素の体内動態をそれぞれ解析し、血液から甲状腺への移行係数($m_{\text{Blood,Thyroid}}$)として、式 5.1 に示す甲状腺における放射性ヨウ素及び安定ヨウ素の総量に依存する変数を適用している。

$$m_{\text{Blood,Thyroid}} = f \left(1 - \frac{q_{\text{Thyroid,R}} + q_{\text{Thyroid,S}}}{Q} \right) \quad 5.1$$

ここで、 f は定数、 $q_{\text{Thyroid,R}}$ は甲状腺における放射性ヨウ素の残留量、 $q_{\text{Thyroid,S}}$ は甲状腺における安定ヨウ素の残留量、 Q は甲状腺に取り込むことのできる最大のヨウ素量である。つまり、安定ヨウ素剤の服用によって $q_{\text{Thyroid,S}}$ が大きくなるにつれて、 $m_{\text{Blood,Thyroid}}$ が小さくなるため、放射性ヨウ素の甲状腺への取り込みが抑制されることになる。図 5.2 に示した血液、甲状腺、その他の組織における残留率の経時変化は、放射性ヨウ素及び安定ヨウ素についてそれぞれ以下の微分方程式によって表される。

放射性ヨウ素：

$$\begin{aligned} \frac{dq_{\text{Blood,R}}}{dt} &= - (m_{\text{Blood,Thyroid}} + m_{\text{Blood,Excretion}} + \lambda_p) q_{\text{Blood,R}} + m_{\text{Others,Blood}} q_{\text{Others,R}} \\ &\quad + \sum_i m_{i,17} q_i + \sum_{iT} m_{iT,17} q_{iT} + \frac{f_1 m_{SI}}{1 - f_1} q_{SI,R} \\ \frac{dq_{\text{Thyroid,R}}}{dt} &= - (m_{\text{Thyroid,Others}} + \lambda_p) q_{\text{Thyroid,R}} + m_{\text{Blood,Thyroid}} q_{\text{Blood,R}} \\ \frac{dq_{\text{Others,R}}}{dt} &= - (m_{\text{Others,Blood}} + m_{\text{Others,Excretion}} + \lambda_p) q_{\text{Others,R}} + m_{\text{Thyroid,Others}} q_{\text{Thyroid,R}} \end{aligned}$$

安定ヨウ素：

$$\frac{dq_{\text{Blood,S}}}{dt} = - (m_{\text{Blood,Thyroid}} + m_{\text{Blood,Excretion}}) q_{\text{Blood,S}} + m_{\text{Others,Blood}} q_{\text{Others,S}} + \frac{f_1 m_{SI}}{1 - f_1} q_{SI,S}$$

$$\frac{dq_{Thyroid,S}}{dt} = -(m_{Thyroid,Others})q_{Thyroid,S} + m_{Blood,Thyroid}q_{Blood,S}$$

$$\frac{dq_{Others,S}}{dt} = -(m_{Others,Blood} + m_{Others,Excretion} + \lambda_p)q_{Others,S} + m_{Thyroid,Others}q_{Thyroid,S}$$

ここで、 $q_{i,R}$ はコンパートメント i における放射性ヨウ素の残留量、 $q_{i,S}$ はコンパートメント i における安定ヨウ素の残留量である。このモデルの妥当性は Ramsden らによって検証されている⁽¹⁰⁰⁾。また、日本人を対象とした場合のパラメータの値が永松らによって与えられている⁽¹⁰¹⁾。それらの値を表 5.7 に示す。

表 5.7 安定ヨウ素剤服用時のモデルに係るパラメータの値⁽¹⁰¹⁾

パラメータ	移行元の コンパートメント	移行先の コンパートメント	日本人(成人)
$m_{Blood,Excretion} (d^{-1})$	血液	排泄	1.92
$m_{Thyroid,Others} (d^{-1})$	甲状腺	他の組織	0.03
$m_{Others,Blood} (d^{-1})$	他の組織	血液	0.07
$m_{Others,Excretion} (d^{-1})$	他の組織	排泄	0.007
$Q (mg)$	-	-	20.0
$f (d^{-1})$	-	-	1.92

安定ヨウ素を過剰に摂取した場合に発現する可能性のある重要な現象として、一時的に甲状腺ホルモンの合成が阻害される Wolff-Chaikoff 効果が報告されているが^(102, 103)、これまでにこの効果を明確にモデル化した例はない。Wolff-Chaikoff 効果は甲状腺内のヨウ素量がある値に達することで現れ^(104, 105)、血液から甲状腺へのヨウ素の移行が急速に停止するが、甲状腺内のヨウ素量が減少するとまた移行が再開することが知られている^(106, 107)。したがって、血液中のヨウ素濃度が高い期間は、Wolff-Chaikoff 効果の発現と解放を繰り返すことになると考えられる。しかし、血液中のヨウ素濃度が 2 日間にわたって高い場合には、Wolff-Chaikoff 効果からの脱出現象が起こり、それ以降は Wolff-Chaikoff 効果が現れなくなることが報告されている⁽¹⁰⁸⁾。過去に、ラット

を対象とした実験により、ヨウ素の投与量に対する甲状腺ホルモンの合成量が評価された⁽¹⁰⁹⁾。その結果を図 5.11 に示す。日本人に換算して約 10 mg に相当するヨウ素の投与量を超えた場合、甲状腺ホルモンの合成量が低下することが確認される。つまり、Wolff-Chaikoff 効果が発現する安定ヨウ素剤の服用量が 10 mg と考えられる。一方、原子力事故時における成人を対象とした安定ヨウ素剤の服用量は 100 mg とされている⁽¹⁰⁶⁾。安定ヨウ素剤はヨウ化カリウムであり、ヨウ素量に換算して 76 mg である。したがって、安定ヨウ素剤の服用によって Wolff-Chaikoff 効果が発現すると考えられる。

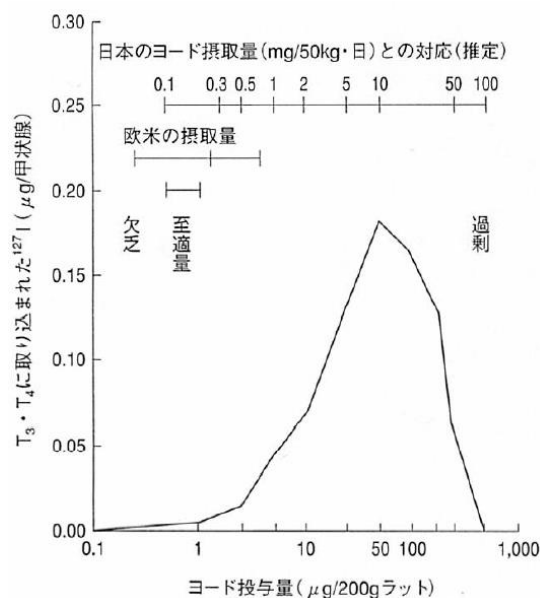


図 5.11 ヨード投与量に対する甲状腺ホルモンの合成量⁽¹⁰⁹⁾

本論文で開発した体内動態解析コードに、安定ヨウ素剤の服用に係るモデル及び表 5.7 に示したパラメータを組み込んだ。また、経口によって服用した安定ヨウ素はヒト消化管モデルを経由して小腸から血液へと吸収されることとし、ヒト消化管モデルに係る移行係数及び f_1 値は放射性ヨウ素と同様とした。日本人が日常的に摂取するヨウ素の摂取量を $1000 \mu\text{g d}^{-1}$ ⁽¹¹¹⁾とした解析により、甲状腺内のヨウ素は 14.3 mg で平衡に達していることを確認した。この状態で、Wolff-Chaikoff 効果が発現する 10 mg のヨウ素を服用した場合の甲状腺内のヨウ素量の変化を図 5.12 に示す。甲状腺内のヨウ素量は最大で 16.0 mg に達するため、新たに以下の条件を従来のモデルに追加した。

$$q_{Thyroid,R} + q_{Thyroid,S} < 16.0 \Rightarrow m_{Blood,Thyroid} = f\left(1 - \frac{q_{Thyroid,R} + q_{Thyroid,S}}{Q}\right)$$

$$q_{Thyroid,R} + q_{Thyroid,S} \geq 16.0 \Rightarrow m_{Blood,Thyroid} = 0$$

つまり、甲状腺内のヨウ素量が 16.0 mg に達することから、血液から甲状腺への移行係数は従来どおり式 5.1 によって決定されるが、16.0 mg に達したところで Wolff-Chaikoff 効果が発現して移行が中断することとした。

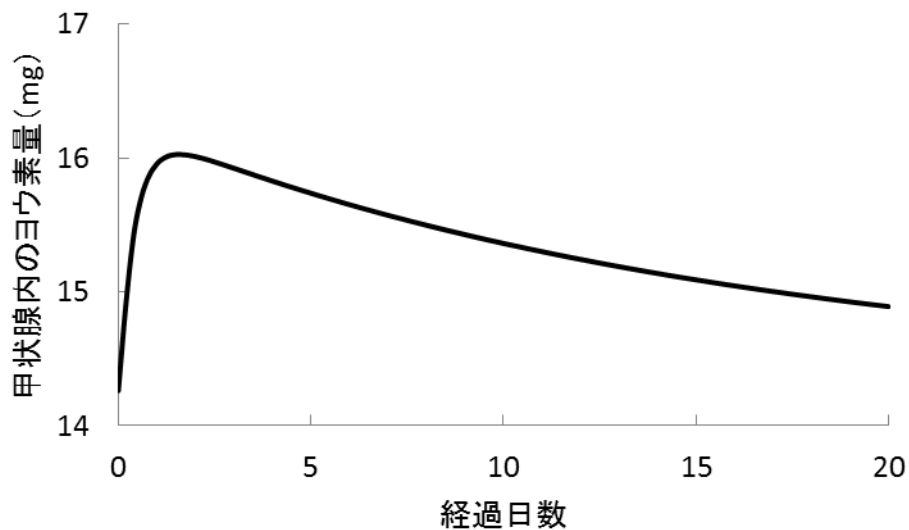


図 5.12 10 mg の安定ヨウ素の服用後の甲状腺内のヨウ素量の変化

新たに Wolff-Chaikoff 効果に関する条件を導入した体内動態解析コードを使用し、成人日本人男性を対象とした ^{131}I の急性吸入摂取に対する甲状腺残留率関数を解析した。AMAD は公衆に対するデフォルト値である $1\ \mu\text{m}$ とし、表 2.7 に示した初期沈着から条件に該当するものを選択した。安定ヨウ素剤の服用の有無に対する甲状腺内の ^{131}I の残留率関数を図 5.13 に示す。安定ヨウ素剤の服用のタイミングによって甲状腺残留率関数が大きく異なることが確認される。安定ヨウ素剤の服用の有無による甲状腺残留率関数の積分値を比較することにより、 ^{131}I の甲状腺への取り込み抑制効果を

評価した。その結果を図 5.14 に示す。抑制効果は、2 日前の服用で 50%、12 時間前から直前までの服用で 80%以上であった。放射性ヨウ素の摂取後の服用で効果が急激に減少する点は欧米人を対象として評価された過去の報告と同様の傾向であり⁽⁹⁴⁾、12 時間後で 20%、1 日後で 7%未満であった。

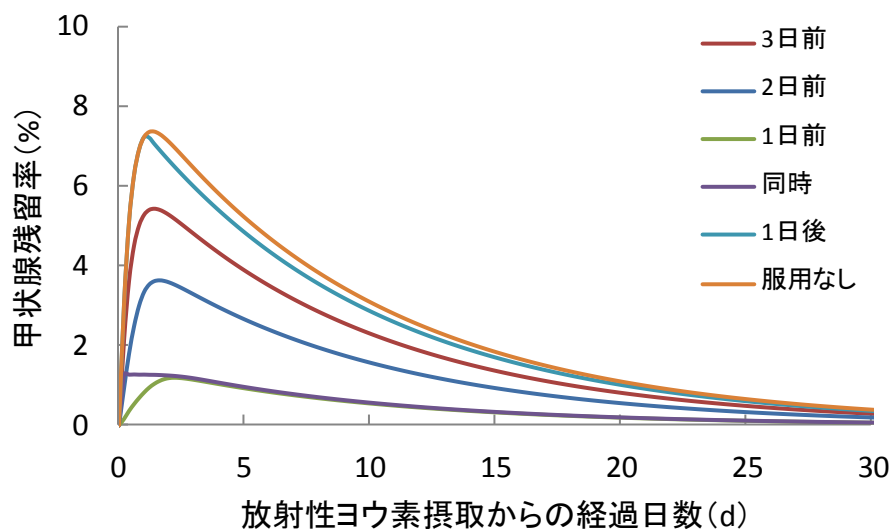


図 5.13 安定ヨウ素剤の服用の有無に対する甲状腺内の ^{131}I の残留率関数

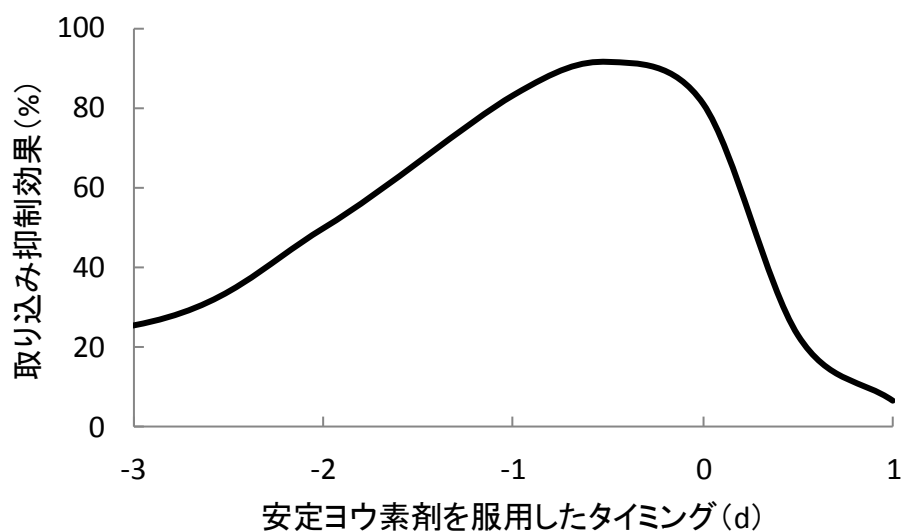


図 5.14 安定ヨウ素剤の服用による ^{131}I の甲状腺への取り込み抑制効果

第 6 章 結論

本論文では、高い汎用性及び拡張性を有する体内動態解析コードを開発した。また、その結果に基づき、原子力発電施設における内部被曝、核燃料再処理施設における内部被曝及び緊急時における公衆の内部被曝の現状の課題について解決を試みた。

原子力発電施設における内部被曝に関する検討では、放射線管理の現場において摂取した放射性核種の体内動態を容易に把握することができるよう、 ^{60}Co 及び ^{137}Cs の体内動態を可視化した。また、体内動態を考慮した全身カウンタの校正手法を提案し、従来の ^{60}Co の全身均一分布を仮定した校正では体内残留量が 25%の過小評価あるいは 75%の過大評価となることが確認できた。現在、日本保健物理学会において、全身カウンタの検出下限や校正等に関する標準化が実施されているところである。今後、標準化によってクラス分けされた全身カウンタの性能に応じて、ここで提案した校正手法を取り入れた評価プロトコルの策定が必要となる。

核燃料再処理施設における内部被曝に関する検討では、 ^{241}Am の体内動態を解析し、肺への残留率は摂取直後には約 5%であるが、200 日で 1.0%、600 日で 0.1%を下回ることが確認できた。一方、頭蓋骨への残留率は、皮質骨及び海綿骨のいずれについても摂取後 1 年までに 0.1%を上回り、1000 日後でもほとんど変化がないことが明らかとなった。また、肺を対象とした体外計測における計数効率は、 ^{241}Am の肺内での沈着部位により、均一分布に対して約 0.3-2.0 倍となることが実験により確認できた。一方、頭蓋骨を対象とした体外計測における ^{241}Am の計数効率は、ボクセルファントムを使用した計算により、皮質骨に対して 0.29%、海綿骨に対して 0.61%であった。残留率と計数効率の掛け合わせによって計算される頭蓋骨を対象とした体外計測が有する単位摂取量あたりの感度は、約 1.0×10^{-5} cps/Bq で長期にわたって安定する。したがって、50 mSv を超える大線量の被曝に対して、数年にわたって継続的に計測することが可能であると期待される。今後、プルトニウムによる内部被曝線量評価、体内除去剤投与後の線量評価、バイオアッセイ法と組み合わせた評価プロトコルの最適化について検討し、緊急被ばく医療体制を確立していくことが必要となる。

緊急時における公衆の内部被曝に関する検討では、年齢に対する ^{131}I の体内動態の依存性は、 ^{137}Cs と比較して小さいことを示した。しかし、継続的に ^{131}I の摂取を続けた場合の甲状腺残留率は急性摂取の場合と比較して摂取開始から 30 日後で 3 倍となり、

^{131}I の体内動態は摂取を続ける期間等の摂取状況には大きく依存することが明らかとなった。また、安定ヨウ素剤の服用に係る体内動態モデルに、新たに **Wolff-Chaikoff** 効果を取り入れ、日本人を対象とした放射性ヨウ素の甲状腺への取り込み抑制効果の評価を可能とした。 ^{131}I に対する抑制効果は、安定ヨウ素剤を 2 日前に服用した場合で 50%、12 時間前から直前までに服用した場合で 80% 以上であったが、摂取直後には急激に効果が減少し、12 時間後で 20%、1 日後で 7% 未満であった。今後、安定ヨウ素剤の服用に関して、投与時期、投与量、投与回数等の最適化について検討していく必要がある。

謝 辞

本論文の完成にあたり、修士課程から博士課程までの5年間にわたって終始懇切なるご指導とご鞭撻を頂いた指導教員の小佐古敏荘教授に、謹んで感謝の意を表します。

研究のみならず、大学院生活についても貴重な教訓を頂いた環境安全本部の飯本武志准教授をはじめ、助教として在籍しておられた小池裕也氏、廣田昌大氏、阿部琢也氏に深く感謝の意を表します。

原子力安全推進協会の岩井敏氏には、第2章及び第3章を執筆するにあたり、多くの情報提供と有益なご助言を頂いたことに御礼申し上げます。放射線医学総合研究所の栗原治氏には、第4章を執筆するにあたり、放射線輸送計算に関して基礎から応用までのご指南を頂くとともに、肺モニタを使用した実験にご協力頂いたことに御礼申し上げます。日本原子力研究開発機構の百瀬琢磨氏には、第4章を執筆するにあたり、同機構が所有する肺モニタの使用を許可して頂いたことに御礼申し上げます。英国のPublic Health Englandに所属するArron Shutt氏には、第4章を執筆するにあたり、ボクセルフアントムを使用した放射線輸送計算に関してご指南を頂いたことに御礼申し上げます。国際医療福祉大学の鈴木元教授には、第5章を執筆するにあたり、大変有益な情報を提供して頂いたことに御礼申し上げます。

当研究室に在籍していた嶋田智昌氏には、第2章及び第3章を執筆するにあたり多大なご協力を頂きました。また、当研究室に在籍している藤通有希氏には、第5章を執筆するにあたり多大なご協力を頂きました。同じく、当研究室に在籍している小坂晃義氏には、第3章を執筆するにあたり多大なご協力いただきました。その他、研究生活を共にしてきた、Mikhail Morev氏、王紹林氏、Le Ngoc Thiem氏、荻野晴之氏、小川達彦氏、嶋田和真氏、鈴木ちひろ氏、Alexandre Cooper-Roy氏、瀬戸口雄紀氏、新谷俊幸氏、熊谷一城氏、渡邊貴裕氏、Mitchell Atlas氏、中嶋丈嘉氏に、深く感謝いたします。また、多くの面で研究生活を支えて頂いた江口星雄氏、小池かおり氏、井上順子氏、柴崎茂氏、矢埜孝三氏に御礼申し上げます。

平成21年度及び平成22年度には、日本原子力研究開発機構核燃料サイクル工学研究所放射線管理部において夏期休暇実習に参加させて頂きました。その後の研究でもお世話になった百瀬琢磨氏、栗原治氏をはじめ、同部の皆様に厚く感謝の意を表します。

本研究の遂行にあたり、以下の制度を利用しました。

- ・ 日本学術振興会科学研究費補助金 特別研究員奨励費 (No. 248236)
- ・ GCOE “世界を先導する原子力研究教育イニシアチブ” 海外武者修行プログラム及び自己啓発プログラム

最後に、公私にわたって研究生生活を支えてくれた妻の小桃と両親なくして、本論文を執筆することはできませんでした。ここに、感謝の意を表し、筆をおくこととします。

参考文献

1. International Commission on Radiological Protection, “Recommendations of the ICRP”, ICRP Publication 26, *Ann. ICRP* **1**(3) Pergamon Press (1991)
2. International Commission on Radiological Protection, “The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, ICRP Publication 60, *Ann. ICRP* **21**(1-3) Pergamon Press (1991)
3. International Commission on Radiological Protection, “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, ICRP Publication 103, *Ann. ICRP* **37**(2-4) Elsevier Ltd. (2007)
4. International Commission on Radiation Units and Measurements, “Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources”, ICRU Report 39, ICRU Publications: Bethesda, MD (1985)
5. International Commission on Radiation Units and Measurements, “Measurement of dose equivalents from external radiation sources, Part 2”, ICRU Report 43, ICRU Publications: Bethesda, MD (1988)
6. International Commission on Radiological Protection, “Dose coefficients for intakes of radionuclides by workers”, ICRP Publication 68, *Ann. ICRP* **24**(4) Pergamon Press (1994)
7. International Commission on Radiological Protection, “Age-dependent Doses to the Members of the Public from Intake of Radionuclides - Part 5 Compilation of Ingestion and Inhalation Coefficients”, ICRP Publication 72, *Ann. ICRP* **26**(1) Pergamon Press (1995)
8. International Commission on Radiological Protection, “Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60”, ICRP Publication 119, *Ann. ICRP* **41**(s) Elsevier Ltd. (2012)
9. International Commission on Radiological Protection, “Limits for the intake of radionuclides by workers”, ICRP Publication 30 part 1, *Ann. ICRP* **2**(3-4) Pergamon Press (1979)
10. International Commission on Radiological Protection, “Adult Reference Computational Phantoms”, ICRP Publication 110, *Ann. ICRP* **39**(2) Elsevier Ltd. (2009)
11. International Commission on Radiological Protection, “Age-dependent doses to members

- of the public from intake of radionuclides: Part 1”, ICRP Publication 56, *Ann. ICRP* **20**(2) Pergamon Press (1989)
12. International Commission on Radiological Protection, “Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides: Part 2. Ingestion dose coefficients”, ICRP Publication 67, *Ann. ICRP* **22**(3-4) Pergamon Press (1992)
 13. International Commission on Radiological Protection, “Human Respiratory Tract Model for radiological protection”, ICRP Publication 66, *Ann. ICRP* **24**(1-3) Pergamon Press (1994)
 14. International Commission on Radiological Protection, “Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides: Part 3. Ingestion dose coefficients”, ICRP Publication 69, *Ann. ICRP* **25**(1) Pergamon Press (1995)
 15. International Commission on Radiological Protection, “Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides: Part 4”, ICRP Publication 71, *Ann. ICRP* **25**(3-4) Pergamon Press (1995)
 16. International Commission on Radiological Protection, “Human alimentary tract model for radiological protection”, ICRP Publication 100, *Ann. ICRP* **36**(1-2) Elsevier Ltd. (2006)
 17. National Council on Radiation Protection, “Development of a biokinetic model for radionuclide-contaminated wounds and procedures for their assessment, dosimetry and treatment”, *NCRP Report* **156**, Bethesda (2007)
 18. Palmer, H. E., Rieksts, G. A. and Icahan, E. E., “1976 Hanford americium exposure incident: in vivo measurements”, *Health Phys.* **45**(4), 893-910 (1983)
 19. Tcherkezian, V., Galushkin, B., Goryachenkova, T., Kashkarov, L., Liul, A., Roschina, I. and Rumiantsev, O., “Forms of contamination of the environment by radionuclides after the Tomsk accident (Russia, 1993)” *J. Environ. Radioact.* **27**(2), 133-139 (1995)
 20. Balonov, M., “Third annual Warren K. Sinclair keynote address: retrospective analysis of impacts of the Chernobyl accident”, *Health Phys.* **93**(5), 383–409 (2007)
 21. Dunster, H. J., Howells, H. and Templeton, W. L., “District surveys following the Windscale incident, October 1957. 1958”, *J. Radiol. Prot.* **27**(3), 217–230 (2007)
 22. Richard, W., “The silver anniversary of the Chernobyl accident. Where are we now?”, *J. Radiol. Prot.* **31**(1), 1–7 (2011)
 23. Richard, W., “And now, Fukushima”, *J. Radiol. Prot.* **31**(2), 167–176 (2011)

24. International Commission on Radiological Protection, “Recommendations of the International Commission II on permissible dose for internal radiation”, ICRP Publication 2, Pergamon Press, Oxford, UK (1960)
25. International Commission on Radiological Protection, “Recommendations of the International Commission on Radiological Protection Report on Committee IV on evaluation of radiation doses to body tissue from internal contamination due to occupation exposure”, ICRP Publication 10, Pergamon Press, Oxford, UK (1968)
26. International Commission on Radiological Protection, “The metabolism of compounds of plutonium and other actinides”, ICRP Publication 19, Pergamon Press, Oxford, UK (1972)
27. International Commission on Radiological Protection, “Task group report on alkaline earth metabolism in adult man”, ICRP Publication 20, Pergamon Press, Oxford, UK (1973)
28. 岩井 敏, Private communication
29. International Commission on Radiological Protection, “Occupational Intakes of Radionuclides Part 1 (Draft report)”,
http://www.icrp.org/docs/Occupational_Intakes_P1_for_consultation.pdf
30. International Commission on Radiological Protection, “Occupational Intakes of Radionuclides Part 2 (Draft report)”,
http://www.icrp.org/docs/Occupational_Intakes_P2_for_consultation.pdf
31. International Commission on Radiological Protection, “Occupational Intakes of Radionuclides Part 2 (Draft report)”,
http://www.icrp.org/docs/Occupational_Intakes_P3_for_consultation.pdf
32. 体内被曝線量評価コード専門研究会, “体内被曝線量評価コード開発の現状”, *保健物理* **28**, 63-76 (1993)
33. Killough, G. G., Dunning, D. E. Jr. and Pleasant, J. C., “INREM-II: A computer implementation of recent model for estimating the dose equivalent to organ of man from an inhaled or ingested radionuclide” , NUREG/CR-0114, ORNL/NUREG/TM-84 (1978)
34. Adams, N., Hunt, B. W. and Reissland, J. A., “Annual limits intake of radionuclides for workers”, NRPB-R82 (1978)
35. Kennedy, B. W., Phipps, A. W., Fell T. P. and Kendall G. W., “Calculations of doses from internal emitters using a new computer program: Quality control on the RAPID database”, NRPB-M215 (1990)

36. Greenhelgh, J. R., Kendall, G. M., Fell, T. P. and Kennedy, B. W., "The RAPID system for information retrieval from the NRPB internal dosimetry database", NRPB-M133 (1986)
37. Phipps, A. W., Kendall, G. M., Stather, J. W. and Fell, T. P., "Committed equivalent organ doses and committed effective doses from intakes of radionuclides", NRPB-R245 (1991)
38. Birchall, A., Jarvis, N. S., Peace, M. S., Riddell, A. E. and Battersby, W. P., "The IMBA Suite: Integrated Modules for Bioassay Analysis" *Radiat. Prot. Dosim.* **79**(1-4), 107-110 (1998)
39. 趙華安著, "Excel による数値計算法", 初版 7 刷, 共立出版, 東京
40. Tani, K., Iwai, S. and Kosako, T., "Biokinetic analysis code development and applications to visualize the distribution of intake activity", *Radiat. Prot. Dosim.* **157** (3), 323-330 (2013)
41. International Commission on Radiological Protection, "Individual monitoring for internal exposure of workers", ICRP Publication 78, *Ann. ICRP* **27** (3-4) Pergamon Press (1997)
42. Nakano, T., Kim, E., Akahane, K., Tominaga, T., Tatsuzaki, H., Kurihara, O. and Sugiura, N., "Direct measurements for highly-exposed TEPCO workers and NIRS first responders involved in the Fukushima NPS accident", Proceedings of the 1st NIRS Symposium on Reconstruction of Early Internal Dose in the TEPCO Fukushima Daiichi Nuclear Power Station Accident, Chiba, Japan, July (2012)
43. Lamart, S., Blanchardon, E., Molokanov, A., Kramer, G. H., Broggio, D. and Franck, D., "Study of the influence of radionuclide biokinetics on the efficiency of in vivo counting using Monte Carlo simulation", *Health Phys.* **96** (5), 558-567 (2009)
44. Palmer, H. E., Rieksts, G. A. and Lynch, T. P., "Performance of an array of large-volume germanium detectors for whole-body counting", *Health Phys.* **61** (5), 595-600 (1991)
45. Simith, J. R. H., Marsh, J. W., Etherington, G., Shutt, A. L. and Youngman, M. J., "Evaluation of a high purity germanium detector body monitor", *Radiat. Prot. Dosim.* **53** (1-4), 73-75 (1994)
46. Boschung, M., "The high purity germanium detector whole-body monitor at PSI", *Radiat. Prot. Dosim.* **79** (1-4), 481-484 (1998)
47. Pelowitz, D. B., Durkee, J. W., Elson, J. S., Fensin, M. L., Hendricks, J. S., James, M. R., Johns, R. C., McKinney, G. W., Mashnik, S. G., Verbeke, J. M., Waters, L. S., and Willcox, T. A., "MCNPX 2.7.0 extensions", Los Alamos National Laboratory report,

- LA-UR-11-02295 (2011)
48. Takahashi, M., Kinase, S. and Kramer, R., “Evaluation of counting efficiencies of a whole-body counter using Monte Carlo simulation with voxel phantoms”, *Radiat. Prot. Dosim.* **144** (1-4), 407-410 (2011)
 49. Kinase, S., Takagi, S., Noguchi H. and Saito, K., “Application of voxel phantoms and Monte Carlo method to whole-body counter calibration”, *Radiat. Prot. Dosim.* **125**, 189-193 (2007)
 50. 栗原 治, 高崎浩司, 百瀬琢磨, “モンテカルロシミュレーションによる全身カウンタの計数効率評価”, *サイクル機構技報* **25**, 49-56 (2004)
 51. Borissov, N., Franck, D., Carlan, L. and Laval, L., “A new graphical user interface for fast construction of computation phantoms and MCNP calculations: application to calibration of in vivo measurement systems”, *Health Phys.* **83**, 272-279 (2002)
 52. Hunt, J. G., Bertelli, L., Dantas, B. M. and Lucena, E., “Calibration of in vivo measurement systems and evaluation of lung measurement uncertainties using a voxel phantom”, *Radiat. Prot. Dosim.* **76**, 179-184 (1998)
 53. Cristy, M. and Eckerman, K. F., “Specific absorbed fraction of energy at various ages from internal photon sources”, ORNL/TM-8381/V1-V7 (1987)
 54. 山口恭弘, “数値シミュレーションを用いた外部被曝線量計算”, *日本原子力学会誌* **36** (7), 624-630 (1994)
 55. International Commission on Radiological Protection, “Report on the Task Group on Reference Man”, ICRP Publication 23, Pergamon Press, Oxford, UK (1975)
 56. Laurer, G. R. and Eisenbud, M., “In vivo measurements of nuclides emitting soft penetrating radiations”, *Diagnosis and Treatment of Deposited Radionuclides, Proc. Symp.*, Richland, WA, 15-17 (1967), Excerpta Medica Foundation, 189-207 (1968)
 57. Lane, R. C., McCormick, W. B., Jefferies, S. J. and Danyluk, P., “Use of six-element arrays of hyperpure germanium detectors in monitoring for internal actinide contamination”, *Assessment of Radioactive Contamination in Man*, 79-91, IAEA, Vienna (1985)
 58. Palmer, H. E. and Rieksts, G. A., “High purity planar germanium detectors for in vivo measurement of uranium and transuranic radionuclides”, *Assessment of Radioactive Contamination in Man*, 93-106, IAEA, Vienna (1985)
 59. 木名瀬栄, 大井義弘, 関口真人, “肺中 ^{241}Am に対する肺モニタの計数効率”,

- Radioisotopes* **52** (8), 378-382 (2003)
60. International Commission on Radiological Protection, "Individual monitoring for intakes of radionuclides by workers: Design and interpretation", ICRP Publication 54, *Ann. ICRP* **19** (1-3) (1988)
 61. Griffith, R. V., Dean, P. N., Anderson, A. L. and Fisher, J. C., "Fabrication of a tissue-equivalent torso phantom for intercalibration of *in-vivo* transuranic-nuclide counting facilities", *Symp. of Advances in Radiation Protection Monitoring*, Stockholm, Sweden (1978)
 62. Griffith, R. V., Anderson, A. L., Dean, P. N., Fisher, J. C. and Sundbeck, C. W., "Tissue-equivalent torso phantom for calibration of transuranic-nuclide counting facilities", *Radiobioassay and internal dosimetry workshop*, Albuquerque, NM (1986)
 63. Shirotani, T., "Realistic torso phantom for calibration of in-vivo transuranic nuclide counting facilities", *J. Nucl. Sci. Technol.* **25**, 875-883 (1988)
 64. Kanai, K. and Kurihara, O., "Equations for estimating chest wall thickness in lung counting at JAEA-NCL" In: *Proceedings of 3rd Asian and Oceanic Congress on Radiation Protection*, Tokyo, Japan, May (2010)
 65. Hahn, F. F., Romanov, S. A., Guilmette, R. A., Nifatov, A. P., Diel, J. H. and Zaytseva, Y. V., "Plutonium microdistribution in the lung of Mayak Workers", *Radiat. Prot. Dosim.* **161**, 568-581 (2004)
 66. Guilmette, R. A., Romanov, S. A., Hahn, F. F., Nifatov, A. P., Muksinova, K. N. and Zaytseva, Y. V., "Assessing the uniformity of plutonium alpha radiation dose in human lung: The Mayak experience", *Radiat. Prot. Dosim.* **99** (1-4), 457-461 (2002)
 67. Graham, D. R., Chamberlain, M. J., Hutton, L., King, M., Morgan, W. K. C., "Inhaled particle deposition and body habitus" *Br. J. Ind. Med.* **47**, 38-43 (1990).
 68. Pityn, P., Chamberlain, M. J., Fraser, T. M., King, M. and Morgan, W. K. C., "The topography of particle deposition in the human lung", *Respir. Physiol.* **77**, 19-29 (1989).
 69. Kramer, G. H. and Hauck, B. M., "The effect of lung deposition patterns on the activity estimate obtained from a large area germanium detector lung counter", *Health Phys.* **77** (1), 24-32 (1999)
 70. 木名瀬栄, "JAERI ファントムの肺部開発と肺モニタ計数効率評価", *保健物理* **43**(3), 278-281 (2008)

71. Hirota, M., Kurihara, O., Takada, C., Takasaki, K., Momose, T., Deji, S., Ito, S., Saze, T. and Nishizawa, K., "Development of ^{241}Am lung monitoring system using an imaging plate" *Health Phys.* **93**(1), 28-35 (2007).
72. European Radiation Dosimetry Group, "EURADOS Intercomparison (2012-2013) on Monte Carlo modeling for the in-vivo counter of ^{241}Am in Skull phantoms", http://www.eurados.org/en/News/MC_Eurados_Intercomparison_AmSkull.
73. Malátová, I., Vrba, T., Becková V. and Pospíšilová, H., "Twelve years of follow up of cases with old ^{241}Am internal contamination", *Health Phys.* **99**(4), 495-502 (2010).
74. Malátová, I. and Foltánová, Š., "Uncertainty of the Estimation of ^{241}Am Content of the Human Body", *Radiat. Prot. Dosim.* **89**(3-4), 295-299 (2000).
75. Lynch, T. P., Kathren, R. L. and McInroy, J. F., "Macrodistribution of plutonium and americium in four human skeletons", *J. Radiol. Prot.* **8**(2), 67-76 (1988)
76. Borisov, B. K. and Marei, A. N., "Weight parameters of adult human skeleton", *Health Phys.* **27**, 224-227 (1974)
77. SEIKO EG&G, "Gamma Studio Operational Manual" (2001)
78. Vrba, T., Malátová, I., Fojtík, P., Fülöp, M., Ragan, P., "A simple physical phantom for an intercomparison exercise on ^{241}Am activity determination in the skull", *Radiat. Prot. Dosim.* (2013) in press
79. D. Broggio, "Intercomparison on Monte Carlo modeling of in vivo measurements of lung contamination with a Livermore phantom", Eurados WG6-WG7 joint collaboration, ERRS-EURADOS Newsletter 24, 8 (2009)
80. Gómez-Ros, J. M., de Carlanb, L., Franckc, D., Gualdrinid, G., Lisa, M., López, M. A., Moraledaa, M., Zankle, M., Badalf, A., Capellog, K., Cowanh, P., Ferrarid, P., Heidei, B., Hennigerj, J., Hooleyh, V., Huntk, J., Kinasel, S., Kramerg, G. H., Löhnertj, D., Lucasm, S., Nuttensm, V., Packern, L. W., Reicheltj, U., Vrbao, T., Sempauf, J. and Zhang B., "Monte Carlo modelling of Germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: Results of an international comparison.", *Radiat. Meas.* **43**, 510-515 (2008)
81. Ródenas, J., Pascual, A., Zarza, I., Serradell, V., Ortiz, J. and Ballesteros, L. "Analysis of the influence of germanium dead layer on detector calibration simulation for environmental radioactive samples using the Monte Carlo method", *Nucl. Instr. and Meth.*

- in *Phys. Research (NIM) A* **496**, 390-399 (2003)
82. Marzocchi, O., Breustedt, B. and Urban, M., “Characterisation, modelling and optimisation of the model of a HPGe detector with the aid of point sources”, *Appl. Radiat. Iso.* **68**, 1438-1440 (2010)
 83. Lépy, M. C., Plagnard, J. and Ferreux, L., “Measurement of ^{241}Am *L* X-ray emission probabilities”, *Appl. Radiat. Iso.* **66**, 715-721 (2008)
 84. Dulieu, C., Bé, M. M. and Chisté, V., “Tools and publications for reference decay data”, Proceedings of the International Conference on Nuclear Data for Science and Technology 2007, Nice, France, April (2007)
 85. Berger, M.J., Hubbell, J.H., Seltzer, S.M., Chang, J., Coursey, J.S., Sukumar, R., Zucker, D.S. and Olsen, K., “XCOM: Photon Cross Section Database (version 1.5)”, <http://physics.nist.gov/xcom>, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD. (2010)
 86. 丹羽太貫, 中村典, 石樽信人, 遠藤章, 米倉義晴, 甲斐倫明, 本間俊充, 酒井一夫, “放射性物質による内部被曝について”, <http://www.jrias.or.jp/disaster/info.html>
 87. Baverstock, K., Egloff, B., Pinchera, A., Ruchti, C. And Williams, D., “Thyroid cancer after Chernobyl”, *Nature* **359**, 21-22 (1992)
 88. Pacini, F., Vorontsova, T., Demidchik, E., P., Molinaro, E., Agate, L., Romei, C., Shavrova, E., Cherstvoy, E. D., Ivashkevitch, Y., Kuchinskaya, E., Schlumberger, M., Ronga, G., Fiesi, M., Pinchera, A., “Post-Chernobyl thyroid carcinoma in Belarus children and adolescents: comparison with naturally occurring thyroid carcinoma in Italy and France”, *J. Clin. Endocrinol. Metab.* **82**(11), 3563-3569 (1997)
 89. Moysich, K. B., Menezes, R. J. and Michalek, A. M., “Chernobyl-related ionising radiation exposure and cancer risk: an epidemiological review”, *Lancet Oncol.* **3**, 269-279 (2002)
 90. International Commission on Radiological Protection, “Principles for intervention for protection of the public in a radiological emergency”, ICRP Publication 63, *Ann. ICRP* **22** (4) Pergamon Press (1992)
 91. National Council on Radiation Protection, “Protection of the thyroid gland in the event of releases of radioiodine”, *NCRP Report* **55**, Bethesda (1977)
 92. Becker, D. V., “Reactor accidents. Public health strategies and their medical implications”,

- JAMA* **258**(5), 649-654 (1987)
93. Becker, D. V., Braverman, L. E., Dunn, J. T., Gaitan, E., Gorman, C., Maxon, H., Schneider, A. B., Van Middlesworth, L. and Wolff, J., "The use of iodine as a thyroidal blocking agent in the event of a reactor accident", *JAMA* **252**(5), 659-661 (1984)
 94. Zanzonico, P. B. and Becker, D. V., "Effects of time of administration and dietary iodine levels on potassium iodine (KI) blockade of thyroid irradiation by ^{131}I from radioactive fallout", *Health Phys.* **78**(6), 660-667 (2000)
 95. 吉沢康雄, 草間朋子, "日本人の甲状腺に関する正常値について", *保健物理* **11**, 123-128 (1976)
 96. 甲斐倫明, "日本人の甲状腺における放射性ヨウ素の生物学的半減期に関する考察", *保健物理* **18**, 3-10 (1983)
 97. 放射線審議会基本部会, "外部被曝及び内部被曝の評価法に係る技術的指針", (1999)
 98. 厚生労働省, "厚生労働省 平成 20 年 国民健康・栄養調査報告", <http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/eiyuu/h20-houkoku.html>
 99. Riggs, D. A., "Quantitative aspects of iodine metabolism in man", *Pharmacological Review* **4**, 284-370 (1952)
 100. Ramsden, D., Pasant, F. H., Peabody, C. O. and Speight, R. G., "Radioiodine uptakes in the thyroid studies of the blocking and subsequent recovery of the gland following the administration of stable iodine", *Health Phys.* **13**, 633-646 (1967)
 101. 松永武, 小林健介, "放射性ヨウ素吸入時の甲状腺被曝線量と安定ヨウ素剤投与効果の感度解析", *保健物理* **36**(1), 31-44 (2001)
 102. Plummer, H. S., "Results of administering iodine to patients having exophthalmic goiter", *JAMA* **80**, 1955 (1923)
 103. Wolff, J. and Chaikoff, I. L., "The inhibitory action of excessive iodine upon the synthesis of diiodotyrosine and of thyroxine in the thyroid gland of the normal rat", *Endocrinology* **43**, 174-179 (1948)
 104. Raben, M. S., "The paradoxical effects of thiocyanate on the organic binding of iodine by the thyroid in the presence of large amounts of iodide", *Endocrinology* **45**, 296-304 (1949)
 105. Bürgi, H., Radvila, A., Kohler, H. and Studer, H., "Effects of pharmacological doses of

- iodide on the hyperplastic rat thyroid gland. Roles of intrathyroidal iodide, thyrotropin and thyroglobulin in the Wolff-Chaikoff phenomenon”, *Endocrinology* **95**(2), 388-396 (1974)
106. Eskandari, S., Loo, D. D., Dai, G., Levy, O., Wright, E. M. and Carrasco, N., “Thyroid Na⁺/I⁻ symporter. Mechanism, stoichiometry, and specificity”, *J. Biol. Chem.* **272**(43), 27230-27238 (1997)
107. Galton, V. A. and Pitt-Rivers, R. V., “The effect of excessive iodine on the thyroid of the rat”, *Endocrinology* **64**, 835-841 (1959)
108. Wolff, J., Chaikoff, I. L., Goldberg, R. C. and Meier, J. C., “The temporary nature of the inhibitory action of excess iodine on organic iodine synthesis in the normal thyroid”, *Endocrinology* **45**, 504-513 (1949)
109. 岡村建, 藤川潤, 萬代幸子, “甲状腺疾患とヨード摂取量; 甲状腺機能亢進症・慢性甲状腺炎・結節性甲状腺腫瘍等での具体的取り扱い”, *ホルモンと臨床* **55**, 569-576 (2007)
110. 原子力規制委員会, 安定ヨウ素剤の配布・服用に関する解説書,
http://www.nsr.go.jp/activity/bousai/iodine_tablet/index.html
111. 横山直方, “日本人のヨード摂取量と甲状腺機能”, *保健物理* **30**, 243-250 (1995)