



高放射線量被ばく時の人体試料を用いた物理学的測定に基づく線量評価に関する研究

高橋, 史明

(Degree)

博士 (工学)

(Date of Degree)

2007-03-25

(Date of Publication)

2009-07-23

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

甲3966

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1003966>

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。



博 士 論 文

高放射線量被ばく時の人体試料を用いた物理学的測定に
基づく線量評価に関する研究

平成 19 年 1 月

神戸大学大学院自然科学研究科
高 橋 史 明

目 次

第1章 序論	1
1.1 研究の背景	1
1.2 バイオドシメトリの概要及び歴史的経緯	3
1.2.1 被ばく者の臨床症状からの線量推定.....	3
1.2.2 染色体異常の観測に基づく線量評価	4
1.2.3 歯エナメル質を用いた ESR 計測に基づく線量評価	6
1.2.4 中性子被ばくにより体内に生成した放射性同位元素量に基づく手法.....	8
1.3 本研究の意義と目的	10
1.4 論文の構成	11
第2章 歯エナメル質の ESR 計測の測定結果に基づく臓器線量の 推定法の開発	13
2.1 まえがき	13
2.2 モンテカルロ計算による線量解析	15
2.2.1 数学人体模型	15
2.2.2 放射線輸送計算コード.....	18
2.2.3 光子相互作用断面積及びカーマ係数.....	18
2.2.4 想定した光子被ばく条件.....	19
2.3 線量解析の結果	21
2.4 解析結果の考察.....	26
2.4.1 エナメル質線量に対する他の臓器線量の比の入射光子エネルギー に対する変化	26
2.4.2 エナメル質線量及び臓器線量の入射光子方向に対する依存性	28
2.4.3 各光子被ばく条件におけるエナメル質線量と全身被ばく線量の関係.....	29
2.4.4 各光子被ばく条件におけるエナメル質線量と線量計指示値の関係	31
2.5 まとめ.....	33
第3章 解析された換算関係を用いた歯エナメル質の ESR 計測に 基づく被ばく評価法の開発.....	34
3.1 まえがき.....	34
3.2 エナメル質線量の実験による検証	34
3.3 頭部模型に基づく voxel 型モデルを用いたエナメル質線量の計算解析	37
3.4 エネルギー分布を有する光子被ばくへの換算係数データの適用性の検証.....	39
3.5 結果及び考察.....	40
3.5.1 エナメル質線量の実測結果.....	40

3.5.2	頭部構造のエナメル質線量に与える影響.....	42
3.5.3	他の解析結果との比較.....	45
3.5.4	口腔内の線量分布による入射光子方向の推定法.....	46
3.5.5	エネルギー分布を有する光子被ばくに対する ESR 計測に基づく 臓器線量の評価.....	48
3.6	まとめ.....	50

第4章	臨界事故被ばくにより体内に生成される ^{24}Na 量と人体被ばく 線量の換算関係の研究.....	52
4.1	まえがき.....	52
4.2	迅速な線量評価に必要なデータ.....	53
4.3	モンテカルロ計算コード MCNP を用いた基礎データの解析.....	55
4.3.1	種々の臨界事故条件における放射線特性の解析.....	55
4.3.2	体内生成 ^{24}Na 量から人体被ばく線量への換算係数.....	57
4.4	解析結果.....	59
4.4.1	場の放射線特性解析.....	59
4.4.2	体内生成 ^{24}Na 量から人体被ばく線量への換算係数.....	61
4.5	体内に生成される ^{24}Na 量に基づく人体被ばく線量評価に関する考察.....	66
4.5.1	入射中性子エネルギーと ^{24}Na の生成量及び全身線量の関係.....	67
4.5.2	人体中における中性子の透過距離の影響.....	68
4.5.3	同一被ばく者に関する体内生成 ^{24}Na 量当たりの全身線量の変化.....	72
4.6	まとめ.....	73

第5章	臨界事故時における体内の ^{24}Na 生成量に基づく迅速な 線量評価法の開発.....	74
5.1	まえがき.....	74
5.2	過渡臨界実験装置における実験検証.....	74
5.2.1	過渡臨界実験装置 (TRACY).....	74
5.2.2	TRACY における塩化ナトリウム水溶液の中性子照射実験.....	75
5.2.3	TRACY 炉室内における中性子輸送の計算解析.....	78
5.3	線量評価システム RADAPAS の開発.....	79
5.3.1	RADAPAS における線量換算.....	79
5.3.2	評価に使用する線量計測量.....	81
5.4	TRACY 実験における線量評価結果及び考察.....	82
5.4.1	散乱線の影響.....	82
5.4.2	RADAPAS による線量評価法.....	83
5.4.3	中性子線量評価結果.....	84
5.5	臨界事故時の迅速な線量評価における RADAPAS の適用性の検証.....	86

5.5.1 不均等被ばくに対する適用.....	86
5.5.2 血液, 体内組織などにおけるナトリウム含有量	88
5.6 まとめ.....	89
第6章 結論.....	91
謝辞.....	94
引用文献.....	95
本論文を構成する発表論文.....	104

第1章 序論

1.1 研究の背景

現在、放射線は広く自然科学分野で利用されており、社会も多大な利益を受けている。工業分野では、電子線やガンマ線照射によるポリマーの放射線化学反応を利用したタイヤ、発泡ポリエチレン、耐熱性電線の被覆、熱収縮チューブなどの製造がされており、また、イオンビームを利用した半導体の開発、製作が進められている¹⁾。経済規模という観点からは、これらの工業分野における放射線利用は原子力発電とともに我が国の原子力の平和利用における両輪に位置付けられる²⁾。医療分野においては、広く知られているX線などによる診断のほかに、高エネルギーイオンビームを利用した治療、放射性同位元素の投与による診断や治療といった核医学まで、放射線の利用が不可欠となっている。生命科学、物質科学などの基礎研究の進展についても、従来よりも大型の加速器の利用が必要となっている。この他に、現在、中性子を起源とする核分裂反応のエネルギーを利用する原子力発電は、我が国における総発電量の3割以上を安定的に供給している。

以上の状況は、放射線あるいは原子力が社会の福利に多大な貢献をしていることを示すものである。一方で、放射線被ばくにより人体は有害な健康影響を受けるという負の側面も鑑みる必要がある²⁾。放射線の利用による直接的な福利だけを追求し、人の安全な生活を脅かすことは社会的に容認できない。すなわち、放射線利用が安全的に達成されることにより、初めて社会の福利に貢献できるといえる³⁾。そのため、原子力発電所などの大型施設から少量の放射性同位元素を取り扱う施設まで、安全を保持するための設計がなされ、放射線取扱の手順マニュアルなどが規定されている。この他、過度の被ばくを作業員や公衆が受けないよう、施設の内外で放射性物質の放出量、線量のレベルが監視されている。

しかし、人為的、技術的なエラー要因により、健康影響が発現するような放射線被ばくを人が受けたという事例は過去にも発生している。例えば、⁶⁰Co、¹⁹²Irなどの放射性同位元素を利用した照射施設において、放射能の高い線源を利用する場合は、室内への安全な入域を確保するための機器が設置されている。しかし、これらの機器の無視、誤認識あるいは故障により、作業員が不用意に室内へ立ち入り、線源の直近で高線量の被ばくを受けた事故が発生している。このうち、1989年エルサルバドル³⁾、1990年イスラエル⁴⁾及び1991年ベラルーシ⁵⁾における事故では、数名の作業員が被ばくにより結果的に死に至った。また、最近では放射線源の紛失、盗難による被ばくが問題となっている。特徴的な状況として、医療施設などが放射線源を放置した状態で移転し、その線源を盗難した公衆が被ばくを受けた例がいくつかある(1987年ブラジル⁶⁾、2000年タイ⁷⁾)。このような事例では、一般の公衆が放射線源を取り扱ったため、健康影響が発現した場合でも、原因を特定するまでにある程度の時間が経過し、被害の規模が人的、環境的にも拡大した^{6),7)}。

原子力発電所には、原子炉内、冷却水循環系などに非常に多くの放射性物質が存在するので、万が一の事象に備えた多重防護の設計が要求される。しかし、旧式の原子炉からなる旧ソ連のチェルノブイリで1986年に発生した事故では、原子炉の存在する建屋も破壊

され、核分裂生成物が多量に環境中に放出された⁸⁾。その結果、放射性物質により広い地域にわたって環境が汚染され、周辺住民などが長期的な健康影響を受けた。核燃料施設における臨界事故の多くは、その防止策が確立されるまでの1950年代までに発生したもので、それ以降の発生例はほとんど報告されていなかった⁹⁾。しかし、1997年にはロシアのサロフ¹⁰⁾で、1999年には我が国で初の臨界事故が発生した¹¹⁾。特に、東海村のウラン加工施設で発生した事故では、作業員2名が致命的な被ばくを受けたほかに¹²⁾、一般公衆が中性子による被ばくを受けるという世界的にも稀有な例となった¹¹⁾。

また、過去の原子力施設においては、劣悪な環境の中で、放射線利用、原子力開発が進められた結果として、作業員が過度の被ばくを受けた例がある。そのうち、1950年頃までに南ウラル地方のMayakにある核施設では、ずさんな放射線管理に起因して、作業員の間で発がんの発生率が高くなった¹³⁾。また、施設の周辺住民も長期的な健康影響を受けるような被ばくを受けた。

以上の事故は、人為的、技術的なエラーが原因で発生しており、人が介在する限り完全に排除することは不可能である。これに加えて、放射線を取り扱う施設は安全設計が施されているが、地震などの天災により影響を受けて、事故が発生することは完全には否定できない。近年では、悪意を持った放射線の使用（核テロ）により、通常的生活環境で公衆が予期せぬ被ばくを受ける状況についての検討が国際的にされており、その対策に係る勧告がなされている¹⁴⁾。

放射線により過度の被ばくを受ける事象は発生確率が低いとはいえ、万が一にも発生した場合、被ばく者は致命的な線量を受ける可能性もある^{3), 4), 5), 6), 7), 8), 10), 11)}。そのため、医療措置などの対策が必要となるが、その立案において被ばく線量は重要な指標となる。また、被ばく者の受けた線量は、その者が滞在していた位置の放射線による環境汚染の調査に有益な情報を与える。

以上の背景から、放射線事故などにおける被ばく線量評価法を確立しておくことは重要となる。ここで、放射線による被ばくは、体外にある線源による外部被ばくと放射性核種を体内に取り込む内部被ばくに大きく分類される。このうち、内部被ばくは、体内に取り込んだ核種が存在する限り、長期間の被ばくを受けるという問題があるが、残留した放射性核種の量の測定及び人体の代謝モデルを用いて線量を評価できる¹⁵⁾。一方、体外にある放射線源からの外部被ばくによる線量について、放射線を取り扱う作業員などは通常の場合は線量計により測定される。しかし、多くの線量計は低い線量を感度よく測定するように設計されるため、短時間に高線量の被ばくを受ける事故時において正しく動作しない可能性もある。また、いくつかの過去の事故では、作業員が線量計を携帯していなかったという報告がある^{3), 5), 12)}。この他、原子力施設、放射線施設の外の公衆についても線量評価が必要とされた事例もある^{6), 7), 8), 11)}。線量計などによる被ばく評価が期待されない状況は、過度の被ばくを受けた事例でも特に厳しい状況と考えられる。このような場合、原因となった放射線源の種類と強度、線源の被ばく者との位置関係、被ばく時間、遮へい体などの周辺の状況から、外部被ばくによる線量を算出することも可能である。しかし、この方法

は、主として記憶に起因するため、評価値には大きな不確定さが含まれる可能性がある。そのため、何らかの実測に基づく評価手法により、被ばく線量が検証されることが必要となる。

過去のこのような高放射線量を伴う事例では、外部被ばくによる放射線量が、放射線との相互作用により歯、血液、染色体などの人体中の試料に生じる反応を利用して遡及的 (retrospective) に評価された。この手法は、生体試料を利用するため、生物を意味する biology と線量計測を意味する dosimetry を組み合わせ、バイオドシメトリ (biodosimetry) と呼ばれている¹⁶⁾。バイオドシメトリは、人体の被ばく情報に基づいているため、その評価値は線量計などが無い場合には信頼性が高いとされる。この中で、従来は血液、染色体を利用した医学的、生物学的な観測に基づく手法が多く適用されてきた¹⁶⁾。

これに加えて、人体試料を用いた線量評価には物理学的な測定結果に基づく手法もある。このうち、歯エナメル質を用いた電子スピン共鳴計測 (Electron Spin Resonance 計測。以下、ESR 計測とする。) を利用した線量評価は、光子被ばくに対して有効とされている。また、臨界事故などの中性子被ばくを伴う場合は、人体組織及び血液中の安定ナトリウム (^{23}Na) の放射化により生成する ^{24}Na 量に基づく線量評価が可能となる。何れの手法も、物理学的な計測値から線量を評価するので、医学、生物学の経験あるいは専門的な知識を必要としない利点がある。そこで、歯エナメル質の ESR 計測及び体内に生成される ^{24}Na の放射能値に基づく、高放射線量被ばく時の線量評価手法を確立するための研究を行った。

1.2 バイオドシメトリの概要及び歴史的経緯

人体試料を用いた線量評価手法はいくつかあり、利用する生体試料も多岐にわたる¹⁶⁾。代表的なものとして、血球数変化、血液リンパ球中の染色体分析に基づく線量評価がある。以下に医学的、生物学的な解析に基づくバイオドシメトリ及び歯エナメル質の ESR 計測、体内 ^{24}Na 量に基づく線量評価について、概要、歴史的な経緯を概観する。

1.2.1 被ばく者の臨床症状からの線量推定

放射線事故などで大線量被ばくを受けた者には、脱毛、出血、嘔吐、下痢などの症状が、放射線被ばく当日から1ヵ月後の間で発現する¹⁷⁾。被ばく線量が高いほど、より短時間で、より重篤な健康障害が発現する。国際原子力機関 (IAEA) は、世界保健機関 (WHO) と協力して、1998年に Safety Report Series No.2¹⁸⁾ を発刊して、急性放射性障害と線量の関係を示している。その中で、皮膚、造血機能に急性的に発現する障害から被ばく線量を推定する手法が示唆されている。皮膚については、全身平均で3 Gy 以上の高線量の被ばくを受けた場合、紅斑及び脱毛の症状が発現する。これらの発症時期は、線量が高くなるにしたがって短くなる。また、被ばく線量が10 Gy 程度となると落屑、20 Gy 以上では水泡が確認され、それ以上の線量では、潰瘍、壊死などのより重篤な症状が発現する。

造血機能の障害に関係して、血球数の変化に基づく線量推定法がある。この手法は、通常の健康診断などにおける血液検査と同様の手順で実施できるという特長がある¹⁹⁾。被ば

く後に最も早く減少するリンパ球数の変化と全身の平均被ばく線量の関係が、グラフとして Andrew により示されている²⁰⁾。ここでは、被ばく後 24 から 48 時間の単位体積血液中のリンパ球数の変化が異なる 4 つの線量について用意されており、被ばく者の血液中リンパ球数の減少傾向とグラフを対比することにより、発現する影響を推測することができる。その後、米国オークリッジにある被ばく事故対応機関(The Radiation Emergency Assistance Center / Training Site, REAC-TS)は、世界中の γ 線事故のうち、リンパ球数の測定と線量推定が共に合理的に信頼できる 43 のケースに関係する情報に基づき、リンパ球数の減少傾向に着目した線量推定のためのアルゴリズムを提示した²¹⁾。REAC-TS は、与えられる線量は初期の医療措置のための近似的なものとしているが、この手法ではリンパ球数の減少傾向から被ばく線量値を推定することができる。また、中性子と γ 線では、リンパ球数の減少傾向について、大きな差が確認されないため、2 つの放射線が混在する臨界事故でも適用できるとしている²²⁾。この他にも、国連科学委員会が 1988 年に発刊した報告書²³⁾の補遺として、チェルノブイリ事故の評価が示されているが、被ばく後の日数ごとにリンパ球数の変化と線量の関係を数式化したグラフが示されている。その後、Alexander らは、チェルノブイリ事故の経験を踏まえて、電離放射線に対する生体のインジケータに関する報告をしている²⁴⁾。

以上のように、高い放射線量を伴う被ばく事例においては、発現する健康影響に基づく線量評価が可能である。これらの手法は、線量はある程度の範囲内にあると推測されるが、第一次的な評価としては有効とされる^{21), 22)}。

1.2.2 染色体異常の観測に基づく線量評価

放射線に被ばくした人体の細胞の染色体 DNA には、その線量に応じて鎖切断という形で損傷が生じる可能性がある。そのため、染色体の異常を観測することにより線量を評価することが可能となる²⁵⁾。人体の細胞で染色体の異常を比較的容易に観察できるのは末梢血中のリンパ球である²⁶⁾。染色体に発生する異常の形態は、それが発生した細胞周期の時期で異なるが、リンパ球は DNA 合成(S 期)の前の G₀または G₁期にある。その結果、生じた損傷は複製されて、染色体の同じ部分に異常が観察されることになる。このような異常を染色体型の異常という^{25), 26)}。なお、細胞が DNA 合成(S 期)と細胞分裂(M 期)の間である G₂ 期に損傷を受けた場合は、染色体の一方にしか異常は生じないため、染色体型の異常と分類される²⁶⁾。

さらに、染色体型の異常については、細胞分裂が阻害されて死滅に至るものと、引き続き細胞分裂が起こり生存するものがある。前者は不安定型異常、後者は安定型の異常と分類される²⁶⁾。この中で不安定型の異常は、化学物質などによる他の因子により受ける影響が少なく、放射線に対する特異性が高い。そのため、不安定型の染色体異常の観測は、線量評価において有効とされている。原爆被爆者についても、血液リンパ球中の不安定型の染色体異常の観測に基づくバイオドシメトリが適用された²⁷⁾。不安定型の染色体異常の中で、別々の染色体上の切断端同士が違う方向性で再結合したものは、二動原体染色体

(dicentric)と呼ばれる。この二動原体染色体は特異的な形状をしており、観測が容易である。また、被ばく線量(D)に対して、以下のように発生頻度 $f(D)$ が関係付けられている²⁵⁾。

$$f(D) = \alpha D + \beta D^2 + c \quad (1-1)$$

ここで、 α 及び β は係数(定数)で、 c は自然発生率である。このうち、第1項は1つの放射線ヒットによる発生率、第2項は2つの放射線ヒットによる発生率である。電離密度が高い α 線などの荷電粒子は、1つのヒットで2個の切断を生じる可能性が高くなる。すなわち、1-1式の第1項の寄与が大きくなり、線量と二動原体染色体の発生頻度の関係は線形に近くなる。一方、光子(γ 線、X線など)や電子線(β 線含む)といった電離密度が低い粒子については、1つの放射線ヒットにより2個の切断が発生する可能性は低くなる。そのため、第2項の相対的な寄与が大きくなり、発生頻度と線量は上に示す式に近い関係となる。線量とリンパ球に発生した二動原体染色体の頻度の関係は、光子、電子、陽子、中性子、 α 線などの種々の放射線について多くの研究機関で試験管(in-vitro)実験により解析されている²⁸⁾。IAEAは、これらの研究に基づく関係式を利用した線量評価について指針を与えている²⁹⁾。この他にも、低線量被ばくに対する放射線防護の目的で定義されている線質係数が、種々の放射線に照射したリンパ球における二動原体染色体の発生頻度の観測結果から研究されている³⁰⁾。

一方で、二動原体染色体の発生頻度を線量推定に利用する場合、いくつかの問題点がある。血液中のリンパ球は体内を循環しているため、不均等な被ばくを受けた場合、最大線量を著しく過小評価する可能性がある。佐々木らは、高線量の被ばくを受けた部位の特定はできないが、被ばくの局在性を評価する手法として Q_{dr} 法を提案している²⁷⁾。これは、不安定型異常の染色体を持ち被ばくを受けて一度も細胞分裂をしていない細胞(Cu細胞)に着目して線量を評価し、通常的手法による結果との比較から、線量の局在を推定するものである。被ばく線量が3 Gy以上の場合は細胞の総数の制約などにより、発生頻度は飽和する。そこで、事故被ばくなどにおける高線量被ばくへの適用を鑑みて、1-1式を補正した関係式が得られている³¹⁾。さらに、被ばく線量が著しく高い場合、1.2.1節で記述したように、リンパ球は急激に減少する可能性があるため、高線量被ばくに対する染色体の標本作成法が研究されている。1つ目の手法は、早田らによる自動装置での標本作成を目的として開発された高回収率染色体標本作成法である³²⁾。この手法では、リンパ球は濃縮され、遠心分離処理などにより損失する細胞の数を減少させることができる。また、神田らは、染色体が解けた状態にある核をオカダ酸と呼ばれる化学物質で染色体を強制的に濃縮して、染色体異常を分析する簡易高線量推定法を開発した³³⁾。何れの手法も、1999年に発生した国内初の臨界事故において適用された実績がある¹²⁾。

事故後の長期間にわたる被ばく者のフォローアップを考えた場合、細胞分裂後も残存する安定型の染色体異常の観測に基づく手法が期待される。その中で、染色体を着色して、安定型異常の転座あるいは逆位を分析して、線量を評価する FISH(Fluorescence *in situ* hybridisation)法がある³⁴⁾。1994年に発生したエストニアにおける放射線事故における被ばく者の線量は、FISH法により評価され、二動原体染色体の発生頻度の観測に基づき得

た線量値と比較された³⁵⁾。

以上のように、高い線量を伴う放射線被ばくにおいて、染色体異常の分析に基づく線量評価は、研究例も多く、過去の事例でも適用されてきた実績がある。そのため、染色体異常の分析については、専門的な知識及びある程度の訓練を必要とするが、バイオドシメトリの中でも信頼性の高い線量評価法と位置づけられている。

1.2.3 歯エナメル質を用いた ESR 計測に基づく線量評価

不対電子を含む固体材料を外部磁場の下に置いて、マイクロ波としてあるエネルギー ΔE を与えた場合、共鳴吸収を起こして不対電子はそのスピンの方向を逆転させる。この現象を利用した計測法を ESR 計測法と呼ぶが、測定器では通常エネルギー ΔE に比例する磁場の強さ H を変化させる³⁶⁾。共鳴条件を満たす磁場の強さ H_0 についてのみ、固体材料の不対電子はマイクロ波を吸収して、その吸収量が ESR 信号として検出されるが、その信号強度は不対電子の濃度に比例する。

放射線に照射された場合、物質の中には不対電子の電離により、その内部に線量に応じた量の不対電子を生じさせるものがある。人体の組織でも、カルシウム、リンなどで構成されるヒドロキシアパタイト($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}_2)$)を含む歯、骨などには、放射線被ばくにより不対電子が多く生成される。すなわち、これらの生体試料を一種の放射線検出体として用いた ESR 計測に基づく線量評価が可能となる^{28), 36), 37)}。放射線により生体試料に誘発される不対電子を ESR 計測で検出する手法は、既に 1950 年代に報告されており²⁸⁾、1960 年代には動物(ラット)の骨の ESR 計測で線量が評価されている³⁸⁾。現在、人体の生体試料中では歯エナメル質が、ESR 計測に基づく線量評価に最も適しているとされている^{28), 37), 39)}。これは生成した不対電子が所在する不純物である CO_3^{2-} を多く含む理由による。不対電子の安定性は、人の寿命よりも長い²⁸⁾ため、過去の被ばく事例について、歯エナメル質の ESR 計測に基づき、光子被ばくによる線量が遡及的に評価されてきた。池谷らは、1980 年代に歯エナメル質を用いた ESR 計測に基づき、原爆被爆の生存者について被ばく線量を評価した⁴⁰⁾。このうち、1 人の被ばく線量は同時に衣類の貝ボタンを用いた ESR 計測に基づき評価されたが、2 つの試料による評価値はよく一致した。チェルノブイリにおける原子力発電所の事故では、汚染された環境下の周辺にいた公衆も有意な線量による被ばくを受けた。事故後、日本の石井⁴¹⁾あるいはロシアの Serezhenkov らのグループ⁴²⁾が、発電所周辺の住民の被ばく線量を評価した。旧ソ連の核施設における実験、作業による約 50 年前の過去の被ばくについても、エナメル質の ESR 計測により被ばく線量が評価されている。このうち、1954 年に旧ソ連が南ウラル地方の Totskoye で実施した核爆弾実験について、Romanyuhka らは、歯エナメル質を用いた ESR 計測により被ばく線量を明らかにした他に、爆心からの距離と被ばく線量の関係を示した⁴³⁾。また、南ウラル地方の Mayak にある核施設で従事していた作業員の被ばく線量が、Romanyuhka を中心としてロシア、ドイツ及び日本の複数の研究所により歯エナメル質の ESR 計測で評価された¹³⁾。この相互比較実験により、当時のフィルムバッジで得た公称値と ESR 計測での評価値の関係が、

線量のグループ毎で異なることなどを明らかにした。特に、低い線量域では、その後の放射性同位元素の吸入、医療放射線などの寄与により、ESR計測での評価値は、公称値よりも50%程度高くなった。広範囲にわたる被ばく例に加えて、1987年にゴイアニアで発生した放射線汚染事故の被ばく者6名⁴⁴⁾及び1991年ベラルーシ⁵⁾で致命的な被ばくを受けた者について、歯エナメル質のESR計測により線量が評価されている。

一方で、歯エナメル質を用いたESR計測は、技術的な改善が継続的に進められてきた。最初に、歯エナメル質を被ばく評価の検出体として利用する場合、線量計と同様に放射線に対する感度を調査する必要がある。特に、歯エナメル質は各個人の生活環境に応じて保存状態などが異なり、結果として線量計よりも放射線に対する感度が大きく変化する可能性が高い³⁶⁾。続いて、計測におけるバックグラウンド値の問題である。評価対象とする被ばく事例以外にも、例えば医療被ばくなどが、歯エナメル質中の不対電子の生成に寄与する^{13),28),37),39)}。また、甚大な線量の放射線照射を受けていないエナメル質についても、ESR計測では固有の(native)信号が検出される^{28),37)}。以上の理由から、ESRスペクトルの計測結果とエナメル質の受けた線量の定量的な関係付けの技術開発、研究が国内外で広く進められてきた。この中で、各試料の感度の違いを補正することを目的として、追加線量法が研究されてきた^{28),37),39)}。ここでは、測定対象とする歯エナメル質について、ESR計測の前後に線量が既知の放射線を分割照射する。各照射状態について、ESR計測による信号強度を検出して、追加照射した寄与を差し引き、対象とする被ばく事例の線量をより正確に算出することが可能となる。同様に、各エナメル質の試料の一部を高線量で照射し、線量応答関係を各試料について用意する手法も提案されている^{28),37)}。一方で、何名かの被ばく歴が少ない若い成人の歯エナメル質を集めた試料を標準試料として、ESR信号と被ばく線量の関係を予め準備するuniversal曲線法の研究も進められてきた。このuniversal曲線法を採用した場合について、エナメル質の感度の変動が問題となるが、10%から30%程度の値が報告されている^{39),45),46),47)}。このuniversal曲線法については、Wieserが主に計測で内在している信号及び線量応答に起因して、25%の不確かさを伴うことを提示している²⁸⁾。追加照射法などは、各試料について線量に対するESR計測の信号応答を決定できる利点もあるが、ESR計測の実施数が増加し、標準照射、ESR計測などに関係する系統誤差が含まれることになる。

線量に対するESR信号の応答関係のほかに、計測されるスペクトル分析に関する研究も進められている。豊田はESR計測で測定されるスペクトルを行列的に処理することにより、測定対象とする信号をnativeな信号から分離する手法を提案している⁴⁸⁾。この手法は、1 Gy以下の線量を測定するのに有用となる。この他、岩崎らはエナメル質試料の光子エネルギー⁴⁹⁾、線量率⁵⁰⁾及びエナメル質試料の粒子径⁵¹⁾が、ESR計測で得られる信号強度へ与える影響を報告している。以上のように、歯エナメル質の受けた線量とESR計測で測定される信号強度の関係付けについては、多くの研究例があり、国際的な相互比較実験⁵²⁾などによる改善が進められている。

この手法では、抜歯に伴う苦痛を考慮した場合³⁶⁾、治療、加齢などの理由で頭部より抽

出された歯エナメル質が利用されると考えられる。そのため、歯エナメル質を用いた ESR 計測による線量評価の主たる目的として、過去の事故などにおける被ばく者の長期間の健康影響の調査が予想される。この場合、同一の光子被ばく条件でも、影響が発現しやすい体幹部（胴体）にある臓器・組織²⁾が受ける線量と、ESR 計測で関係付けられる歯エナメル質の線量は必ずしも一致しない可能性もある。この両者の定量的な関係付けは、歯エナメル質の ESR 計測に基づく線量評価における課題として提示されている²⁸⁾。

1.2.4 中性子被ばくにより体内に生成した放射性同位元素量に基づく手法

中性子被ばくにより甚大な線量を受ける事例として、核燃料物質の誤った取り扱いを原因とする臨界事故を第一に想定する必要がある。臨界事故時には、中性子と安定元素の相互作用により生成した放射性同位元素の量に基づく手法が有効となる⁵³⁾。人体内に生成される放射性同位元素のうち、全身あるいは血液の安定ナトリウム(^{23}Na)の中性子捕獲反応 $^{23}\text{Na}(n, \gamma)^{24}\text{Na}$ により生成する ^{24}Na ⁵³⁾、もしくは毛髪中の ^{32}S の $^{32}\text{S}(n, p)^{32}\text{P}$ 反応で生成する ^{32}P が線量評価に有効とされている⁵⁴⁾。しかし、後者の反応は 2.5MeV のしきい中性子エネルギー以上のみで発生する。また、毛髪中の元素を利用するため、被ばく者と放射線源の間の幾何的な関係などの影響を大きく受ける。一方、 ^{23}Na は全身に体重 1kg あたり 1.4g の割合で存在し⁵⁵⁾、体内を一定周期で循環しているため、被ばく時の幾何的な条件は測定される ^{24}Na の放射能値に大きな影響を与えないと考えられる。また、 ^{24}Na の半減期は 14.96 時間と体内で生成される放射性同位元素の中でも比較的長く、崩壊に伴い放出される γ 線のエネルギーも 1.37MeV 及び 2.75MeV と放射能測定に有利な条件にある。

体内に生成した ^{24}Na の放射能値に基づく線量評価は、1958年に米国オークリッジのY-12炉で発生した臨界事故において試みられた⁵⁶⁾。ここでは、事故条件に近い模擬施設において、線量が既知の中性子を動物（ロバ）に照射し、血液中に生成した ^{24}Na の放射能値を測定した。また、同じ施設で事故時の中性子及び γ 線による被ばく線量の比を推定した。これらの実験データに基づき、8名の被ばく者について、事故後に測定された血液に生成した ^{24}Na の放射能値から線量が推定された。また、同様に1958年にユーゴスラビア（当時）のBoris Kidric研究所で発生した臨界事故について、6名の被ばく者の線量が推定された⁵⁷⁾。ここでは、中性子線量と ^{24}Na の生成量の関係は、当該施設において塩化ナトリウム（NaCl）水溶液を封入した人体形状の模型を照射し実験的に算出された。中性子被ばくについては、体内の水素の中性子捕獲反応により発生する γ 線による線量は、他の反跳陽子などによるエネルギー沈着とは弁別して評価された。その後、Sandersらは人体形状を擬似した模型及びロバの中性子照射実験により、人体内ナトリウムの放射化に関する研究を実施した⁵⁸⁾。動物実験により、被ばく2時間後から24時間後の間に採取した血液中の ^{24}Na の放射能測定値は、ほぼ差がない点が確認された。この他、生成される ^{24}Na 量と安定ナトリウムの比について、血液中と全身中で差がない点も明らかとされた。1974年には、Delafieldが人体形状を簡易的に模擬したBOMAMBファントム⁵⁹⁾を用いた解析で得た体内の ^{24}Na 生成量に関する報告をまとめた⁶⁰⁾。その中には、米国の国立オークリ

ッジ研究所(ORNL)の H.P.R.R.(保健物理研究炉)で実施した臨界事故時の線量評価に関する実験、ヴァン・デ・グラフ加速器で実施した実験における結果が報告されている。体内の ^{24}Na の生成に関係する中性子が人体中に捕獲される確率として、エネルギーが 1 MeV までの中性子の寄与が大きい ORNL の実験では 0.27, 加速器からの 2.5MeV 中性子に対しては 0.23 という値が報告されている。この他、Delafield は自身の解析から、中性子照射に対する人体の投影面積と体積の比に起因して、 ^{24}Na 生成量が変化する可能性があるとして報告した⁶⁰⁾。

その後、計算機技術の発展という背景から、1980 年代以降は確率論的手法に基づくモンテカルロ計算シミュレーションを用いた解析による研究が進捗した。その中で、Cross は、O5R モンテカルロ計算コードを用いて、BOMAMB ファントムにおける中性子の捕獲確率を計算した⁶¹⁾。その結果、入射中性子エネルギー、BOMAMB ファントムを構成する容器の大きさに対する捕獲確率の依存性を明らかとした。

一方で、他の手法に基づく臨界事故時の線量評価法についても、研究開発が進められてきた。Delafield らは、金、硫黄、イリジウム及び熱中性子の捕獲断面積の大きなカドミウムを組み合わせた検出器を基本とする評価システムを開発した^{62), 63), 64)}。この手法は、体内 ^{24}Na 放射能に基づく線量評価と同様に、各元素と中性子の反応により生成する放射性同位元素の放射能値を利用する。ここで、検出器に含まれる各元素と中性子の反応は、異なる反応しきい値エネルギーを持つ。そのため、体表面に装着した放射化検出器の各元素の放射能比から、被ばく現場の中性子エネルギー分布を大まかながら推測できる^{62), 63), 64)}。これにより、検証実験などを必要とせずに、臨界事故直後の線量評価が可能となった。IAEA が提示する臨界事故後の初期の線量評価マニュアルにおいても、この放射化検出器を用いたシステムが推奨されている⁵³⁾。同マニュアルでは、体内 ^{24}Na 量に基づく線量評価は、放射化検出器などによる他の実測結果と組み合わせて適用されるべきと記されている。また、Delafield は、中性子エネルギー分布が明確な場合についてのみ、体内元素の放射化量に基づく線量評価は可能としている^{65), 66)}。

一方で、臨界事故の発生した集合体、燃料の条件から中性子エネルギー分布、中性子と γ 線の混在比はある程度の精度で推定できる⁵³⁾。そこで、Cross は体内 ^{24}Na 量と燃料集合体などの情報からの線量推定の可能性を提示した⁶⁷⁾。IAEA は、種々の燃料集合体及び遮へい体からなる体系から漏洩する中性子のエネルギースペクトルについて、何名かの研究者がモンテカルロ計算などにより解析したデータをカタログとして 1978 年に編纂した⁶⁸⁾。Feng らは、このカタログにある中性子エネルギースペクトルなどについて、Cross が計算した中性子捕獲確率に基づき算出した体内 ^{24}Na の比放射能値から ICRP Publication 21⁶⁹⁾ で定義する線量への換算係数を算出した⁷⁰⁾。しかし、多くのエネルギースペクトルデータは、当時の計算機技術の背景から、その下限エネルギーは熱中性子のエネルギー領域よりも高い 1eV としている⁶⁸⁾。また、Feng らの換算係数は、人体の線量に関するものでない。放射線医学総合研究所(放医研)が、1999 年に東海村で発生した国内初の臨界事故で重度の被ばくを受けた者の線量を評価した際には、事故後に ANISN コードで解析

した中性子エネルギースペクトルを利用した¹²⁾。また、体内の²⁴Na生成量から人体の被ばく線量への換算は、ICRP Publication 51⁷⁾が示す臓器線量への換算係数データ、Crossが整備した中性子捕獲確率データ、事故時のモニタリングデータなどを利用した。これらのデータにより、解析された中性子エネルギースペクトルに基づき、複数の段階を経て²⁴Na比放射能の測定値から全身の被ばく線量が推定された¹²⁾。

過去の事故例においては、線量計、IAEAの推奨する放射化検出器を携行しない者に対する線量評価が要求されている¹²⁾。また、臨界事故時には、被ばく者への医療措置方針の決定に必要な線量が迅速に評価される必要がある^{22), 53)}。しかし、以上のように、体内に生成される²⁴Naの放射能値に基づく線量評価は、単独ではこの要求を十分に満たさないという現状にある。

1.3 本研究の意義と目的

過去の高放射線量の被ばくを伴う緊急時では、バイオドシメトリとして血液リンパ球数の変化、染色体異常の解析に基づく手法が主に適用されてきた。これらの手法と比較した場合、歯エナメル質のESR計測及び体内²⁴Na量に基づく線量評価は、現在のところ人体の被ばく線量を精度よく導出する手法が確立されていない状況にある。一方で、ESR計測及び放射能測定という物理学的な測定に基づくため、特別な知識または経験を必要としない利点がある。

そこで、本研究は、歯エナメル質のESR計測及び体内²⁴Na量に基づき、人体の外部被ばくによる線量を精度よく評価する手法を確立することを目的とする。前節までにある背景及び経緯を踏まえて、以下の3点を研究の課題とした。

第1の課題は、歯エナメル質のESR計測結果から、光子による外部被ばく評価で重要な放射線感受性の高い臓器の線量、被ばくの重度の指標となる全身の線量を推定する手法を確立することである。歯エナメル質のESR計測で測定される信号強度と歯エナメル質における線量との定量的な関係付けについては、既に国内外の多くの機関で研究されている。しかし、被ばく評価で重要な臓器線量への導出に係る研究はされていない。そこで、本研究では、その後の段階で必要な歯エナメル質の受けた線量と他の臓器、組織の線量の定量的な関係を解明する。解析にあたっては、近年の計算機技術の進展という背景から、モンテカルロ法を利用した計算シミュレーションを利用する。また、他に解析例のない頭部内の歯エナメル質の線量については実験により検証する。

第2の課題は、中性子被ばくに対して、体内ナトリウムの放射化量から人体の受けた線量を推定するための手法を確立することである。過去の事故例から、中性子被ばくを伴う高放射線量の被ばく事例としては、核燃料施設などにおける臨界事故が重要と予測される。そこで、中性子の他に γ 線が混在する臨界事故について、体内に生成される²⁴Na放射能値を中性子、 γ 線による被ばく線量と定量的に関係付けるための換算関係を解明する。ここでは、計算シミュレーション手法を利用して、核燃料、その周囲の遮へい材、人体への放射線の入射方向などを変化させて、様々な事故条件に対応可能とする手法を確立する。

また、解析結果の妥当性は、臨界事故の状況を模擬する装置における実験で検証する。

第3の課題は、以上の2つの課題で得られた成果について、実際の緊急時への適用法を確立することである。歯エナメル質から臓器線量への換算については、様々な光子被ばく条件を想定して、解明した換算係数の適用性を検証する。また、人体、特に頭部の構造が、歯エナメル質の線量へ与える影響を解析する。臨界事故時においては、被ばく者の健康影響を鑑みた場合、事故直後の医療措置が重要となる。そこで、体内 ^{24}Na 量に基づく迅速な線量評価を可能とするシステムを構築する。開発したシステムについては、臨界事故を模擬する施設における実験、過去の臨界事故における評価結果との比較により検証する。

1.4 論文の構成

本論文は、以下の6章から構成される。

第1章は序論で、最初に研究の背景、バイオドシメトリの歴史的経緯を述べた。また、これらの調査結果に基づき、歯エナメル質の ESR 計測、体内に生成される ^{24}Na 量に基づく外部被ばく線量評価法を確立するための課題と本研究の目的を述べた。

第2章では、光子外部被ばく評価で重要な臓器・組織の線量を、ESR 計測で直接推定される歯エナメル質から導出する手法の開発について述べる。人体各部の受ける線量の算定方法としては、モンテカルロ法を利用した放射線輸送計算コードと人体の外形、臓器を数学的に表現した人体模型を組み合わせた手法が有効である^{72), 73)}。そこで、放射線防護で使用されてきた数学人体模型(MIRD 型モデル)⁷⁴⁾に、新たに歯の定義を追加した人体模型を開発した。計算コードとして、物質中における光子の輸送計算で広く利用されてきた電磁カスケードコード EGS4⁷⁵⁾を用いて、人体に入射する光子のエネルギー、方向を変化させて、様々な被ばく条件を仮定した。その結果、低エネルギーの光子入射に対して、歯エナメル質の線量が他の臓器、組織の線量よりも著しく高くなることなどを明らかにした。また、被ばく評価において重要な指標となる全身被ばく線量について、ESR 計測に基づき評価する場合の指針を与えた。

第3章では、第2章で得た線量換算関係について、その妥当性を実験的に検証する。人体頭部内の歯エナメル質の線量は、他の臓器、組織の線量のような解析例^{72), 73)}がなかった。そこで、人体と組織等価な材質からなる物理的な人体模型を用いた実験により、歯エナメル質の線量を検証した。精度のよい線量測定を行うため、歯エナメル質の質量エネルギー吸収係数と近い値を有する硫酸カルシウム (CaSO_4) の熱ルミネッセンス線量計(TLD)素子を人体模型の口腔部に配置した。続いて、人体の構造が歯エナメル質の線量へ与える影響を解析した。ここでは、実験で使用した物理的人体模型の医用画像(CT 画像)撮影し、これに基づき voxel 型モデル⁷⁶⁾を作成した。この voxel 型モデルを用いて、歯エナメル質の線量を解析し、MIRD 型モデルでの解析結果と比較した。続いて、解析結果の実際の被ばく評価への適用性を考察した。口腔内に歯は複数個存在することを利用して、各位置で採取された歯エナメル質の ESR 計測に基づき、光子入射方向を推定する手法を検証した。最後に、エネルギー分布を有する光子により被ばくした状況について、単色エネルギーで

解析された換算係数の適用性を検証した。その結果、ESR 計測に基づき、精度のよい光子外部被ばく線量を評価するには、場の正確なエネルギー分布の情報が必要となることを明らかにした。

第4章では、臨界事故時における体内生成 ^{24}Na 量に基づく人体被ばく線量評価法の開発について述べる。連続エネルギーモンテカルロコード MCNP⁷⁷⁾は、核分裂反応で発生する中性子及び γ 線のエネルギー分布に従った線源を仮定できる。そこで、MCNP コードを用いて、核燃料の組成、大きさ及び周辺を覆う物質の材質及び厚さの異なる体系をいくつか想定して、漏洩する中性子、 γ 線のエネルギー分布及び両者の混在比を解析した。この解析された特性を有する放射線が人体に入射した場合について、体内に生成される ^{24}Na の比放射能値と人体の被ばく線量との換算係数を MCNP コードにより解析した。また、中性子エネルギーが ^{24}Na 比放射能と被ばく線量の関係に与える影響を解析するため、単色中性子についての解析も実行した。その結果、中性子被ばくについては、体内の中性子捕獲反応により生じた γ 線（捕獲 γ 線）による被ばく線量と ^{24}Na 比放射能の関係は、被ばく条件によらずほぼ一定となることが分かった。一方で、捕獲 γ 線以外の荷電粒子のエネルギー沈着に起因する線量は、被ばく条件に大きく依存し、臨界事故時の線量評価における重要性を明らかにした。同様に γ 線被ばくによる線量は、事故の発生した燃料及びその周囲の条件により、大きく変動することを示した。この他、体格の違い、人体への入射方向の違いが、 ^{24}Na 比放射能から線量への換算関係に影響を与えることを解明した。

第5章では、第4章の解析結果について、臨界事故を模擬できる過渡臨界実験装置^{78),79)}における実験により検証した。実験では、体内ナトリウムの放射化を模擬する中性子照射を実施して、生成した ^{24}Na 量に基づき線量を評価した。また、第4章の解析結果、過去の臨界事故の調査結果に基づき、体内 ^{24}Na 量に基づく迅速な線量評価を可能とするシステムを開発した。開発したシステムは、実験検証における線量評価に用いた。実験により、実際の被ばくでも混在する散乱線が体内の ^{24}Na の生成に与える影響を解析することができたが、開発したシステムは散乱線が多い状況についても、IAEA が事故直後の評価の指針⁵³⁾として与える判断基準を満たして線量を算出できることが確認された。続いて、過去の事故事例について開発したシステムを適用して、線源近くにおける不均等被ばくによる線量評価を検証し、最後に体内のナトリウム量が線量評価に与える影響を考察した。

第6章は、本研究の結論で、第2章から第5章までの結果を総括的に述べ、将来の展望についてふれる。

第2章 歯エナメル質の ESR 計測の測定結果に基づく 臓器線量の推定法の開発

2.1 まえがき

歯エナメル質の光子被ばくで受けた線量と ESR 計測で得られる信号強度の関係については、主に抜歯して採取された試料を使用して研究されてきた²⁸⁾。頭部内にある歯エナメル質について、ESR 信号強度を測定する手法の開発が試みられた例もあるが、頭部組織の厚さの影響などにより評価精度は劣るとされる。多くの研究で得られた成果を利用する場合、被験者が抜歯に伴い受ける苦痛が問題となる³⁶⁾。そのため、致命的な線量を受けた事故などの例を除き、被ばく後に長期間を経た後に、加齢、治療などで抜けた歯に含まれるエナメル質の ESR 計測により、遡及的に線量が評価されることが予想される。

線量評価の主な目的は、放射線被ばくにより生じる健康影響のリスクを推定することにある。国際放射線防護委員会(ICRP)は、放射線被ばくによる健康影響をあるしきい値以上の高線量被ばくで発生する確定的影響及び日常作業などの低線量被ばくにより発生する確率的影響に分類している²⁾。このうち、確率的影響には発ガンなどの長期間な影響が含まれるが、その発生確率は被ばく線量としきい値のない比例関係にあるとされている。ICRP は、この確率的影響を抑えることを目的として、2-1 式及び 2-2 式に示す臓器・組織の等価線量(H_T)及びこれを全身について荷重した実効線量(E)を勧告している²⁾。

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2-1)$$

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2-2)$$

ここで、 $D_{T,R}$: 放射線種 R による臓器・組織 T の平均吸収線量 (臓器線量)

(単位 J/kg, 特別単位: Gy)

w_R : 放射線種 R に対する放射線荷重係数

w_T : 臓器・組織 T の組織荷重係数

である。

以上の式から明らかなように、現在の放射線防護の考え方に基づく線量評価では、臓器・組織の受ける平均吸収線量 (臓器線量) $D_{T,R}$ が最小の単位となる。等価線量 H_T は、この臓器 T の線量 D_T に被ばくに寄与した放射線 R の放射線荷重係数 w_R を乗じて算出される。この荷重係数は、放射線の種類及びエネルギー(線質)の違いにより、確率的影響の発生率が変化することを補正するために定義される。外部被ばくの場合は、入射する放射線の線質について、一義的に数値が決定される。本章で問題とする光子は、他の放射線種の荷重係数を決定する際の基準とされ、全エネルギーについて係数として 1 が与えられている²⁾。そのため、光子被ばくに対しては、臓器線量 $D_{T,R}$ 及び等価線量 H_T の数値は結果的に等しくなる。また、放射線荷重係数は無次元であり、等価線量 H_T の基本単位は吸収線量と同様に J/kg となる。しかし、ICRP は特別単位として、吸収線量の単位であるグレイ(Gy)

でなくシーベルト(Sv)を与えている。実効線量は 2-2 式に示すとおり、等価線量に表 2-1 に示す各組織の組織荷重係数 w_T を乗じて算出する。組織荷重係数も無次元であるので、実効単位の基本単位は吸収線量及び等価線量と同様に J/kg となり、特別単位として等価線量と同じ Sv が与えられている。全ての臓器・組織の組織荷重係数の総和は 1.0 であり、各臓器・組織の数値は、全身均等被ばく条件に対して、確率的影響の発生リスクの占める割合で定義される。すなわち、この組織荷重係数の高い臓器・組織は、放射線被ばくに対して健康影響が現れやすいといえる。

表 2-1 ICRP の勧告する各臓器・組織の組織荷重係数 w_T ²⁾

組織・臓器名	組織荷重係数, w_T
生殖腺 (女性：卵巣, 男性：精巣)	0.20
骨髄 (赤色)	0.12
結腸 ^{*1}	0.12 ^{*1}
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
残りの組織・臓器 ^{*2}	0.05

*1：ICRP Publication 60 では、大腸下部にのみこの係数が適用されるとしていた。その後、大腸上部が結腸へ含まれた⁸⁰⁾。

*2：含まれる臓器・組織

副腎, 脳, 小腸, 腎臓, 筋肉, 膵臓, 脾臓, 胸腺及び子宮

等価線量及び実効線量は、あらゆる放射線種による被ばくに対する健康リスクを同一の尺度で表現できる。しかし、2つの荷重係数は、ともに低線量の被ばくによる確率的影響の発生を考慮して定義されている。そこで、ICRP は Sv 単位で表される2つの線量について、その使用条件を規定している²⁾。例えば、高放射線量被ばくを伴う緊急時は、あるしきい値の線量以上で発生し、かつその重篤度が線量により変化する確定的影響の発現が一般的に問題となる。このような、高線量を伴う被ばく時の線量評価に対して、特に実効線量は原則的に適用できないと ICRP は勧告している²⁾。

一方で、上述のとおり ESR 計測に基づく線量評価は、長期的な期間で適用される可能性が高い。例えば、1.2.3 でも述べたように、過去の事例で被ばくを受けた者に対しても、数年後に歯エナメル質を用いた ESR 計測による線量評価が実施された例がある^{13), 40), 41), 42), 43), 44)}。また、表 2-1 で組織荷重係数の高い臓器、組織のうち、消化管、肺、皮膚、造血組織 (赤色骨髄) などは確定的影響である急性障害の発現も問題となる^{17), 18)}。

以上の背景から、ESR 計測に基づき評価される歯のエナメル質の受ける線量（エナメル質線量）から、他の臓器線量を導出することは被ばく評価で重要となる。しかし、これまでにこの換算関係が解析された例はなく、この関係の解明は国際的にも歯エナメル質の ESR 計測に基づく被ばく評価の課題とされていた²⁸⁾。そこで、本研究では、エナメル質線量から他の臓器線量への定量的な換算関係を解明することを最初の課題とする。歯エナメル質を含めて、被ばくによる臓器、組織中の平均吸収線量は、その定義からも正確に計測することは不可能である。従来臓器線量、実効線量などの評価に関する研究では、放射線輸送計算を利用した手法が適用されている^{72), 73)}。特に、近年では、計算機技術の発展という背景から、3次元体系の放射線輸送を確率論に基づき模擬するモンテカルロ計算を利用した解析が主流となっている。そこで、本研究でも、様々な光子被ばく条件に対して、エナメル質線量と臓器線量の定量的な換算関係をモンテカルロ計算で解析することにした。

2.2 モンテカルロ計算による線量解析

モンテカルロ計算による被ばく線量の解析では、以下の3つの項目が重要となる。

- ①被ばくを受ける人体を表現するモデル
- ②線源から人体各部までの放射線輸送を模擬するモンテカルロ計算コード
- ③計算シミュレーションにおいて放射線輸送を決定する反応断面積

これらは、評価対象とする放射線の種類、被ばくの体系及び量により応じて、適切に決定される。

2.2.1 数学人体模型

本研究では、Cristy によって作成された Medical Internal Radiation Dose (MIRD) 型モデル⁷⁴⁾を改良したものを使用した。Cristy は、体内に取り込んだ放射性物質による線量を評価するため、乳児から成人までの6つの年齢群のモデルを開発した。しかし、これらのオリジナルの MIRD 型モデルについては、体外放射線による線量評価に適用する場合にはいくつかの問題点があった。例えば、首部が頭部と同じ太さであるため、組織荷重係数として 0.05 が与えられている甲状腺の線量を適切に評価できない可能性があった^{81), 82)}。また、ICRP が現在の組織荷重係数を割り当てる前に開発されており、食道が定義されていなかった。山口は、乳児から成人までの各年齢群の外部被ばくによる実効線量を解析するため、Cristy の提示した6つの MIRD 型モデルを基本とした数学人体模型を開発した^{81), 82)}。ここでは、食道の追加、首部の形状の変更、甲状腺の形状、位置を簡便かつ合理的に定義するなどの改良が加えられている。本研究では、山口が開発したモデルのうち、図 2-1(a)に示す成人モデルを使用した。このモデルは、男女の両器官(両性の生殖腺、乳房)を兼ね備えており、身長は 174cm、脚の長さは 80cm である。

MIRD 型モデルでは、人体の外形、内部の臓器・組織の形状は、数式で表現される幾何形状を組み合わせて表現される。ここで、各臓器・組織の位置は、胴体の底面高さの中央位置を原点位置とした図 2-1(a)に示す座標系で決定する。この座標系は x 軸及び y 軸が水

平方向を指定し、左方向及び後方がそれぞれの軸の正の方向となる。高さ方向はz軸により指定され、上方が正の方向となる。

本研究の対象とする歯は、放射線被ばくによる発ガンなどの健康影響の発現が確認されていなかった。そのため、歯の線量を評価できるモデルは存在しなかった。そこで、山口の改良したMIRD型モデルに、新たに歯の形状を以下の2-3から2-6の数式により定義して、図2-1(b)のようにモデルの頭部へ組み入れた。

$$\left(\frac{x^2}{4.465^2}\right) + \left(\frac{y^2}{9^2}\right) \leq 1 \quad (2-3), \quad \left(\frac{x^2}{3.565^2}\right) + \left(\frac{y^2}{8.1^2}\right) \leq 1 \quad (2-4)$$

$$y \leq -4 \quad (2-5), \quad 76.0 \leq z \leq 78.0 \quad (2-6)$$

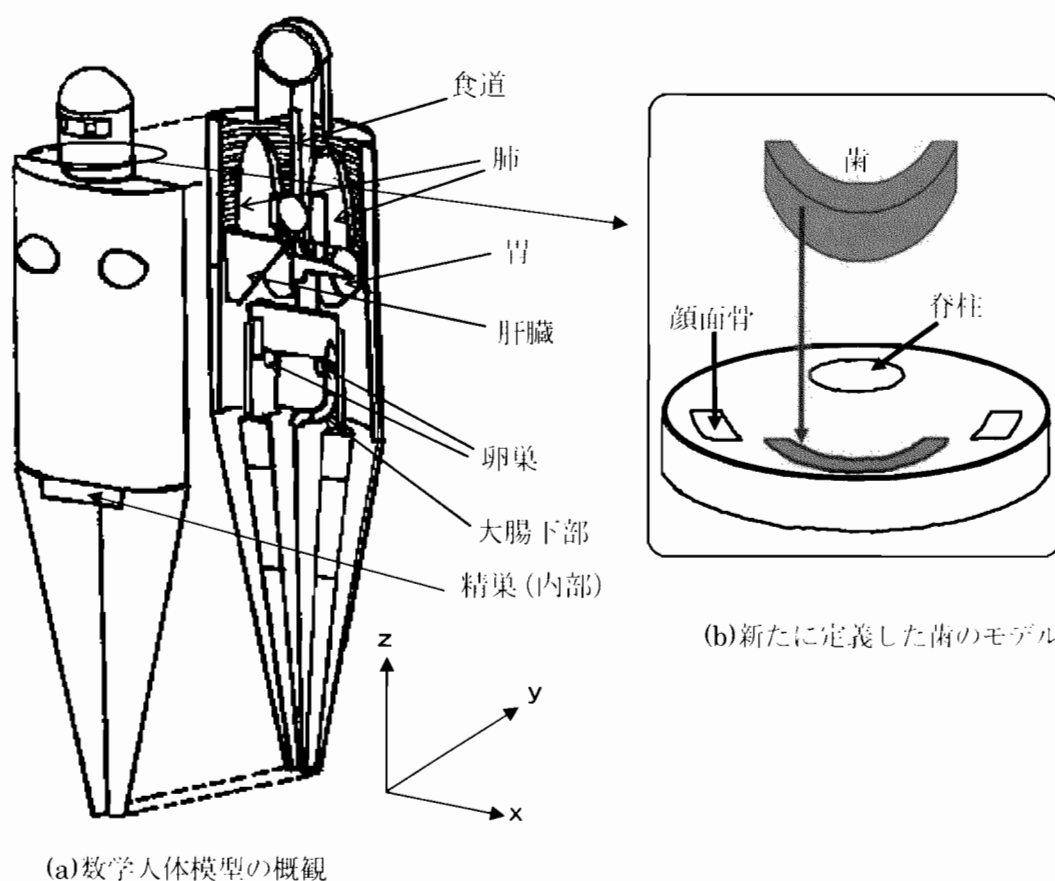


図2-1 臓器線量及び歯の線量の解析に用いた人体モデル

(a)数学人体模型の概観^{80),82)}, (b)新たに定義した歯のモデル

上式で定義される歯の体積は、ICRPが定義する標準人のデータ⁵⁵⁾にある質量(45g)及び比重(2.10g/cm³)を参考にして20.6cm³とした。人体には複数の歯が存在するが、図2-1(b)のモデルでは口腔内で5つの領域(前, 右中, 左中, 右奥, 左奥)に分割した。

物質中の光子の輸送は、含まれる媒質の構成元素及び密度に大きく依存する。本研究で使用したモデルは、主に密度及び元素組成の異なる骨組織、肺組織及びその他の体の多くの部分を構成する軟組織の3種類の材質で構成されている。各組織の元素組成及び密度は、表 2-2 に示す MIRD-5 型モデル⁸³⁾のものを使用した。この中で、骨組織は、骨皮質、梁骨、骨髄などを均質化して定義されている。

歯について、ESR 計測に関係するのは、表層に存在する約 0.3mm 厚のエナメル質である。エナメル質の元素組成については、X 線解析などにより評価されているが⁸⁴⁾、それらに基づき算出したデータを表 2-3 に示す。一方で、正確にエナメル質を定義したモデルを用いた場合、そこに沈着されるエネルギーの値が小さくなり、確率論に基づくモンテカルロ計算では精度のよい評価が期待できない。そこで、追加した歯のモデルの材質は、エナメル質、象牙質、歯髄などを均質化させて定義し、組成は ICRP が定義する標準人のデータ⁵⁵⁾を参考にして表 2-3 にある値とした。

この他、作業者の被ばく管理に用いる線量計の指示値についても検討した。着用部位は通常の作業員（男性）と同様に胸部表面とし、線量計は人体と組織等価な材質が推奨されているので、領域は人体の主要部位を構成する軟組織で指定した⁸⁵⁾。

表 2-2 解析に用いた人体モデルを構成する材質の元素組成 ($\times 10^{24}$ 原子/cm³)

軟組織 (密度: 0.9869 g cm ⁻³)		骨組織 (密度: 1.4682 g cm ⁻³)		肺組織 (密度: 0.2958 g cm ⁻³)	
元素		元素		元素	
H	6.172 $\times 10^{-2}$	H	6.178 $\times 10^{-2}$	H	1.804 $\times 10^{-2}$
C	1.139 $\times 10^{-2}$	C	1.678 $\times 10^{-2}$	C	1.485 $\times 10^{-3}$
N	9.927 $\times 10^{-4}$	N	2.433 $\times 10^{-3}$	N	3.561 $\times 10^{-4}$
O	2.348 $\times 10^{-2}$	O	2.684 $\times 10^{-2}$	O	8.487 $\times 10^{-3}$
Na	3.361 $\times 10^{-5}$	Na	1.231 $\times 10^{-4}$	Na	1.472 $\times 10^{-5}$
Mg	3.668 $\times 10^{-6}$	Mg	4.001 $\times 10^{-5}$	Mg	5.423 $\times 10^{-7}$
P	4.606 $\times 10^{-5}$	P	1.981 $\times 10^{-3}$	P	4.658 $\times 10^{-6}$
S	4.077 $\times 10^{-5}$	S	4.687 $\times 10^{-5}$	S	1.278 $\times 10^{-5}$
Cl	2.347 $\times 10^{-5}$	Cl	3.491 $\times 10^{-5}$	Cl	1.357 $\times 10^{-5}$
K	3.192 $\times 10^{-5}$	K	3.392 $\times 10^{-5}$	K	9.112 $\times 10^{-6}$
Fe	6.704 $\times 10^{-7}$	Ca	2.186 $\times 10^{-3}$	Ca	3.112 $\times 10^{-7}$
Zn	2.908 $\times 10^{-7}$	Fe	1.267 $\times 10^{-6}$	Fe	1.180 $\times 10^{-6}$
Rb	3.963 $\times 10^{-8}$	Zn	6.490 $\times 10^{-7}$	Zn	2.997 $\times 10^{-8}$
Sr	2.306 $\times 10^{-9}$	Sr	3.229 $\times 10^{-7}$	Rb	7.708 $\times 10^{-9}$
Zr	5.212 $\times 10^{-8}$	Pb	4.694 $\times 10^{-8}$	Sr	1.199 $\times 10^{-10}$
Pb	4.589 $\times 10^{-10}$			Pb	3.525 $\times 10^{-10}$

表 2-3 均質化した歯及びエナメル質の元素組成 (重量%)

構成元素	均質化した歯*	エナメル質
H	2.2	2.5
C	9.5	2.0
N	2.9	0.4
O	42.1	42.4
Mg	0.7	0.5
P	13.7	16.9
Ca	28.8	35.3

*:図 2-1(b)の歯のモデルの材質

2.2.2 放射線輸送計算コード

光子外部被ばくに対する歯エナメル質を含めた各臓器・組織の線量は、電磁カスケードモンテカルロコード EGS4⁷⁶⁾及び汎用ユーザーコード UCGEN⁸⁶⁾を組み合わせて解析した。このうち、EGS4 は原子番号 1 から 100 の元素で構成される物質中の光子、電子及び陽電子の輸送を模擬することができる。EGS4 は加速器から発生する光子などの計算を目的として開発されたため、エネルギーとして 1keV から数 1000GeV までの光子の輸送を計算することが可能である⁷⁶⁾。特に、物質中の輸送において、その減速の様子をエネルギーについて連続的に扱えることが特長としてある。また、物質中の光子輸送については、光電効果、コンプトン散乱、電子対生成などの主たる相互作用を模擬することができる。

EGS コードの使用に当たっては、放射線源の形状、放射線の発生方法、幾何学的な形状などについて、ユーザーが解析対象とする条件に適合するようサブルーチンを用意する必要があった。特に、今回の解析のような複雑な形状の定義する場合、煩雑な手順を必要とした。UCGEN は、必要な入力データを与えることにより、これらの処理を行うことを可能としたものである⁸⁶⁾。複雑な 3次元形状の定義は、UCGEN では MARS⁸⁷⁾の組み合わせ幾何 (Combinatorial Geometry, CG) 形式で表現する。この CG 形式による幾何条件の記述法は、MORSE コード⁸⁸⁾などでも適用されており、直方体、円柱、楕円中などの 3次元形状を存在位置、方向ベクトルなどで定義する。放射線輸送計算に必要な人体モデルの臓器、外形などの形状は、新しく定義した歯を含めて、これらの立体図形を組み合わせて決定した。

2.2.3 光子相互作用断面積及びカーマ係数

光子の輸送を決定する物質との相互作用の断面積データとして、Hubbell らが編纂した PHOTX ライブラリー⁸⁹⁾を使用した。このライブラリーは、ENDF/B-VI の評価済の光子断面積データとして採用されており、放射線防護分野でも利用されている。

本研究で用いた人体モデルでは、2.2.1 で述べたとおり、様々な媒質で構成される骨及び歯の領域は、全て均質化した材質とした。そのため、モンテカルロ計算では、骨及び歯の領域の平均線量が直接評価される。骨については、赤色骨髄及び骨表面ではその元素組成

が異なるが、特に、赤色骨髄が放射線被ばくによる重要な健康影響である造血障害や血液がんに関係する。そのため、可能な限り正確に骨組織中の線量を弁別して評価する必要がある。そこで、モンテカルロ計算では、骨領域について、沈着されるエネルギー及びエネルギー群毎の平均光子フルエンスを計算した。骨組織の平均線量は、領域の沈着エネルギーの計算結果を質量で除して算出した。ICRP 及び ICRU は骨組織の平均線量が、骨表面の線量に近似できることを推奨しているので^{72), 73)}、本研究もこれを採用した。一方、赤色骨髄の材質は、骨組織とは大きく異なる。山口は、赤色骨髄及び骨組織に対して、単位光子フルエンスあたりに受ける線量を計算するためのカーマ係数を用意し、両者の等価線量 H_T を 2-7 式により評価した^{81), 82)}。

$$H_T = \sum_i k_T(E_i) \cdot \phi_T(E_i) \quad (2-7)$$

ここで、 $k_T(E)$ ：光子に対する組織 T のカーマ係数(Gy cm²)

$\phi_T(E)$ ：組織 T の平均光子フルエンス(cm⁻²)

E_i ：光子エネルギー(eV)

i：光子のエネルギー群番号 である。

本研究でもモンテカルロ計算で骨領域のエネルギー群毎の平均光子フルエンスを計算し、山口の採用した手法を参考にして、赤色骨髄及び骨表面の線量比を評価した。その後、この比に基づき、骨組織の平均線量から赤色骨髄の線量を算出した。

図 2-1(b)にある歯のモデルを使用したモンテカルロ計算では、歯全体の平均線量が評価される。一方、本研究の目的は、ESR 計測に関係するエナメル質線量を解明することにあるので、骨領域の線量評価と同様の補正が必要であった。ここで、歯を構成する媒質については、カーマ係数が用意されていなかったため、表 2-3 にあるエナメル質、歯全体の平均的な元素組成及び Hubbell が評価した質量エネルギー転移係数⁹⁰⁾から、両者のカーマ係数を求めた。なお、3000keV 以下のエネルギー領域については、カーマ係数の算出に使用した Hubbell のデータと最近 Hubbell と Seltzer が編纂したデータ⁹¹⁾と大きな差はない。歯領域については、骨領域と同様に算出されたエナメル質及歯全体のカーマ係数をエネルギー群毎のフルエンス数に乗じて、両者の比を算出した。その後、この比を用いて、モンテカルロ計算で直接得られた歯領域の平均線量からエナメル質線量を算出した。

2.2.4 想定した光子被ばく条件

表 2-1 の組織荷重係数の数値が高い臓器・組織の多くは、体幹部（胴体）に存在する。一方、頭部にあるエナメル質線量は、同一の光子被ばく下でも被ばく評価で重要なこれら臓器線量と異なる可能性がある。そこで、図 2-2 に示すように指定された方向から人体に平行ビームとして、放射線が入射するいくつかの条件を仮定した。人体への光子ビームの入射方向(θ)は、30° ずつ変化させた。ここで、入射方向の角度 θ と照射条件は下記の関係がある。

- ・ 前方入射 (AP 照射) 光子が人体の前面より入射した条件 (図 2-2 で $\theta = 0^\circ$)
- ・ 後方入射 (PA 照射) 光子が人体の背面より入射した条件 (図 2-2 で $\theta = 180^\circ$)
- ・ 右側方入射 (RLAT 照射) 光子が人体の右側方より入射した条件 (図 2-2 で $\theta = 90^\circ$)
- ・ 左側方入射 (LLAT 照射) 光子が人体の左側方より入射した条件 (図 2-2 で $\theta = 270^\circ$)

以上の条件は、線源と作業者の位置が決まった条件で適用される。これに加えて、解析された臓器線量については、全て角度の入射条件 (図 2-2 で $\theta = 0^\circ$ から 330° までの 12 条件) の値の平均値を算出した。以下、この平均値は、全角度平均条件 (Angl.(Avr.)条件) の値とする。この値は、体の長軸を中心に一樣な速度で回転させる回転照射条件 (ROT 入射) の近似となる。この ROT 照射条件は、単一の放射線源がある場でランダムに動き回る作業者あるいは面状に広がる線源からの被ばくについて近似を与えると考えられる^{72), 73)}。そのため、環境中を徘徊する者あるいは環境汚染の被害を受けた公衆の多くについては、Angl.(Avr.)条件で解析された線量値はよい近似を与えるものと期待される。

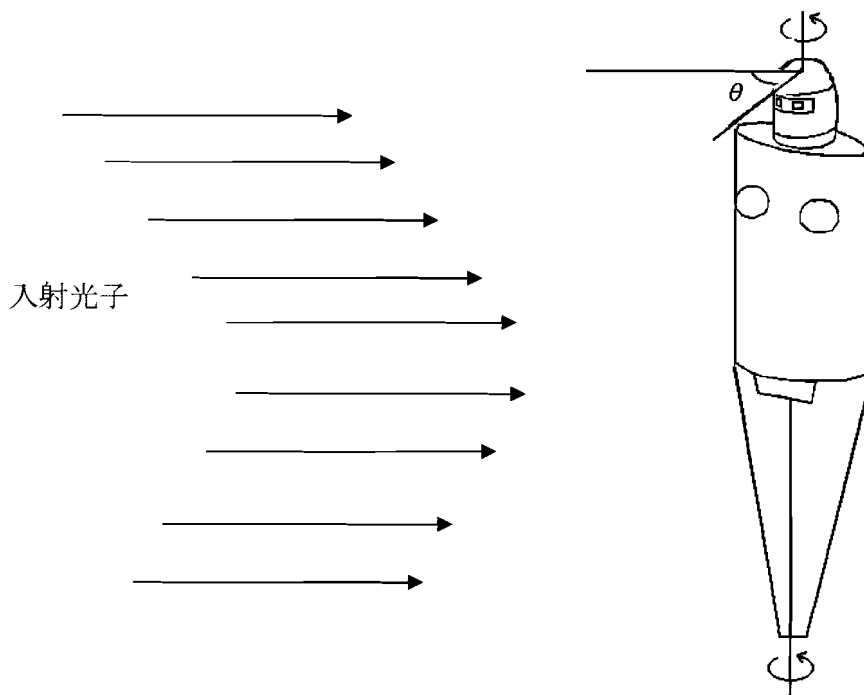


図 2-2 解析で想定した光子照射ジオメトリの概観図
($\theta = 0^\circ$: 前方照射, $\theta = 90^\circ$: 右側方入射)

物質と各エネルギーの光子との相互作用の様態は、構成する元素組成に大きく依存する。例えば、上述のとおり作業者に着用する線量計は、人体を構成する組織と等価な低原子番号の材質を用いることが推奨されている⁸⁵⁾。一方で、歯のエナメル質はカルシウム(Ca)やリン(P)といった人体の中でも原子番号の大きな元素を多く含む。そこで、図 2-2 の入射光子のエネルギーについても変化させた条件を仮定した。ここで、30keV 未満の光子が入射した場合、歯に到達する前に頭部組織で吸収されたため、これを入射光子エネルギーの下

限值とした。また、上限エネルギーは、広く用いられている放射線源及び環境中の γ 線を考慮して、2500keVとした。計算条件として、この間のエネルギー範囲の8点(30keV, 50keV, 80keV, 150keV, 300keV, 662keV, 1250keV及び2500keV)を設定した。

EGS4は、電子及び陽電子の放射線輸送も模擬することが可能であるが、これらの二次荷電粒子の輸送を考慮した場合、計算時間が著しく長くなる。一方で、3000keV以下の光子入射に対しては、電子は発生した領域にエネルギーを付与するという手法でも、各臓器線量のよい近似値を与えるとされている^{72), 73)}。そこで、本研究でも、二次荷電粒子の輸送は行わず、光子のみについて輸送計算を行った。輸送計算における光子のカットオフエネルギーは10keVとして、それ以下のエネルギーになった場合は、粒子の追跡を止めた。

2.3 線量解析の結果

表2-4に、AP照射、PA照射、RLAT照射、LLAT照射及びAngl.(Avr.)条件の被ばくについて、各臓器線量及びエナメル線量の解析結果を示す。臓器線量は、各光子エネルギーについて、空間中の線量の指標となる空気カーマあたりの値に規格化しており、単位は全てGy/Gyとなる。エナメル質線量は、歯の全領域及び5つに分割した各領域で計算したが、ここでは全領域にわたる平均値を示す。なお、口腔内におけるエナメル質線量の空間分布は、次章で詳細に考察する。また、生殖腺の線量については、精巣及び卵巣の線量に加えて、両者を算術平均した値も示す。表2-1で残りの臓器とされている臓器・組織の線量の取り扱いについては、質量荷重平均及び算術平均が提案されている^{72), 73)}。そこで、これら9つの臓器・組織の線量の質量荷重平均及び算術平均値をそれぞれ(A)及び(B)として示す。このうち、質量荷重平均をとった場合、質量の大きな筋肉の線量の寄与が大きくなる。筋肉は、全身にほぼ均一に分布するため、残りの臓器の線量(A)は人体への光子の入射面積が等しくなる条件間(AP及びPA照射の間、RLAT及びLLAT照射の間)でほぼ等しくなった。

モンテカルロ計算の信頼性は、評価結果が伴う不確かさで判断される。この不確かさが大きい場合、結果は意味をなさないとされる⁷⁷⁾。一般的に乱数の使用により発生する光子数を増加させることにより、評価結果の信頼性を向上させることができる。本研究では、発生する光子数は全てのモンテカルロ計算について 10^7 個とした。各臓器線量の値に対する標準偏差の相対値(fractional standard deviation, 以下f.s.d.)は、体の深部にある小さな卵巣は低エネルギー光子入射について、体の前面近くに存在する甲状腺、精巣についてはPA照射、胴体の右部に存在する肝臓及び左部に存在する胃は反対側より光子が入射した条件で大きくなった。入射エネルギーもf.s.d.の値に影響を与えたが、50keV以上の条件では、ほとんどの臓器・組織について5%以内となった。30keVの光子については、各臓器に到達する前に人体組織に吸収される確率が高くなり、臓器線量の値が急激に減少したが、f.s.dは概ね10%以内となった。本研究の主な解析対象であるエナメル質線量については、30keVのPA照射を除いてf.s.dは5%以内であった。

エナメル質以外の臓器、組織については、ICRP及びICRUは光子外部被ばく線量に対

する線量換算係数を示している^{72),73)}。これらの国際機関が公表しているデータと本解析結果の差は、臓器線量について、50keV以上では一部の例外を除いて10%以内であり、30keVの場合についても、多くは15%以内であった。実効線量については、比較可能な Angl.(Avr.)以外の条件で多くは5%以内で一致し、全て10%以内で一致した。

確定的影響の発現を予測する場合に有益となる全身の平均線量は、臓器線量を全身にわたって質量荷重で平均して算出した。また、全身線量と比較するため、2-2式を用いて実効線量を算出した。ICRPなどが提示している残りの臓器の線量は、RLAT及びLLAT照射条件で異なるため^{72),73)}、算術平均値と考えられる。そこで、実効線量は残りの臓器の線量(B)にある値を用いて算出した。

表2-4の結果より、エナメル質線量は全体的に以下の特徴があると総括される。

- ・ 150keV以下の低エネルギー光子入射条件で、他の臓器線量よりも顕著に高くなる。
- ・ 入射光子エネルギーが同じ場合、AP照射で最大となり、PA照射で最小となる。

以上の傾向及び全身の被ばく線量との関係については、次節以降で考察する。

表2-4 空気カーマあたりの各臓器・組織の臓器線量及びエナメル質線量(単位: Gy/Gy)

臓器・組織	(a) 30keV				
	AP	PA	RLAT	LLAT	Angl.(Avr.)
	($\theta=0^\circ$) ^{*1}	($\theta=180^\circ$) ^{*1}	($\theta=90^\circ$) ^{*1}	($\theta=270^\circ$) ^{*1}	
生殖腺	0.561	0.053	0.016	0.017	0.199
(精巣)	0.993	0.042	0.023	0.025	0.348
(卵巣)	0.130	0.063	0.008	0.008	0.051
赤色骨髄	0.112	0.196	0.065	0.065	0.117
結腸	0.236	0.053	0.030	0.027	0.088
肺	0.277	0.357	0.078	0.068	0.193
胃	0.440	0.050	0.002	0.127	0.157
膀胱	0.459	0.038	0.025	0.024	0.150
乳房	0.811	0.036	0.358	0.357	0.417
肝臓	0.310	0.157	0.138	0.003	0.155
食道	0.068	0.051	0.029	0.033	0.049
甲状腺	0.817	0.014	0.302	0.305	0.373
皮膚	0.641	0.631	0.462	0.462	0.566
骨表面	0.561	0.729	0.439	0.439	0.564
残りの臓器(A)	0.363	0.358	0.180	0.184	0.285
残りの臓器(B)	0.194	0.224	0.051	0.073	0.141
エナメル質	1.94	0.038	0.883	0.885	0.917
全身線量	0.404	0.414	0.227	0.227	0.332
実効線量 ^{*2}	0.385	0.129	0.078	0.087	0.182

*1: 図2-2における θ の値

*2: 単位 Sv/Gy

(表 2-4 の続き)

臓器・組織	(b) 50keV				
	AP	PA	RLAT	LLAT	Angl.(Avr.)
生殖腺	1.29	0.468	0.209	0.194	0.600
(精巣)	1.78	0.307	0.189	0.190	0.725
(卵巣)	0.798	0.630	0.229	0.197	0.475
赤色骨髄	0.428	0.700	0.288	0.288	0.447
結腸	0.971	0.515	0.256	0.277	0.529
肺	0.986	1.11	0.437	0.393	0.749
胃	1.34	0.464	0.064	0.655	0.651
膀胱	1.36	0.403	0.218	0.218	0.600
乳房	1.39	0.283	0.663	0.663	0.773
肝臓	1.07	0.716	0.703	0.068	0.657
食道	0.569	0.580	0.265	0.300	0.457
甲状腺	1.54	0.224	0.826	0.853	0.884
皮膚	0.941	0.917	0.664	0.665	0.819
骨表面	1.95	2.40	1.38	1.38	1.86
残りの臓器(A)	0.895	0.880	0.469	0.488	0.718
残りの臓器(B)	0.744	0.799	0.276	0.388	0.584
エナメル質	7.23	0.889	4.33	4.39	4.13
全身線量	1.06	1.10	0.615	0.613	0.887
実効線量*	1.07	0.612	0.335	0.377	0.630
臓器・組織	(c) 80keV				
	AP	PA	RLAT	LLAT	Angl.(Avr.)
生殖腺	1.55	0.864	0.384	0.401	0.868
(精巣)	1.86	0.569	0.335	0.346	0.901
(卵巣)	1.23	1.16	0.433	0.456	0.834
赤色骨髄	0.727	1.10	0.502	0.501	0.743
結腸	1.42	0.989	0.453	0.493	0.848
肺	1.29	1.43	0.658	0.608	1.02
胃	1.70	0.799	0.166	0.977	0.947
膀胱	1.70	0.734	0.436	0.444	0.903
乳房	1.53	0.490	0.794	0.791	0.923
肝臓	1.44	1.07	1.03	0.166	0.954
食道	0.941	1.10	0.522	0.577	0.830
甲状腺	1.77	0.481	1.12	1.11	1.15
皮膚	1.07	1.06	0.773	0.771	0.943
骨表面	2.16	2.56	1.47	1.47	2.01
残りの臓器(A)	1.16	1.15	0.641	0.665	0.950
残りの臓器(B)	1.07	1.16	0.468	0.616	0.873
エナメル質	6.97	1.66	4.68	4.72	4.45
全身線量	1.32	1.35	0.777	0.773	1.11
実効線量*	1.38	0.979	0.531	0.597	0.912

* : 単位 Sv/Gy

(表 2-4 の続き)

臓器・組織	(d) 150keV				
	AP	PA	RLAT	LLAT	Angl.(Avr.)
生殖腺	1.38	0.842	0.404	0.416	0.823
(精巣)	1.59	0.619	0.385	0.384	0.832
(卵巣)	1.18	1.07	0.423	0.449	0.816
赤色骨髄	0.837	1.20	0.602	0.602	0.852
結腸	1.26	0.881	0.457	0.494	0.807
肺	1.14	1.28	0.628	0.578	0.931
胃	1.45	0.785	0.208	0.902	0.867
膀胱	1.48	0.754	0.455	0.457	0.839
乳房	1.34	0.550	0.762	0.765	0.867
肝臓	1.25	0.977	0.939	0.205	0.875
食道	0.908	1.04	0.545	0.600	0.816
甲状腺	1.57	0.522	1.06	1.08	1.07
皮膚	1.02	1.00	0.766	0.765	0.908
骨表面	1.32	1.53	0.915	0.914	1.23
残りの臓器(A)	1.06	1.07	0.634	0.654	0.898
残りの臓器(B)	0.975	1.05	0.482	0.610	0.826
エナメル質	2.81	0.995	2.04	2.02	1.95
全身線量	1.11	1.13	0.687	0.684	0.946
実効線量*	1.24	0.936	0.537	0.595	0.866
臓器・組織	(e) 300keV				
	AP	PA	RLAT	LLAT	Angl.(Avr.)
生殖腺	1.16	0.790	0.460	0.462	0.767
(精巣)	1.35	0.651	0.465	0.468	0.786
(卵巣)	0.970	0.930	0.455	0.455	0.749
赤色骨髄	0.813	1.08	0.612	0.610	0.815
結腸	1.10	0.802	0.458	0.523	0.751
肺	1.03	1.14	0.616	0.575	0.865
胃	1.23	0.738	0.249	0.838	0.795
膀胱	1.23	0.722	0.491	0.481	0.775
乳房	1.19	0.619	0.762	0.754	0.836
肝臓	1.10	0.892	0.863	0.241	0.805
食道	0.840	0.943	0.564	0.612	0.769
甲状腺	1.34	0.539	1.03	1.02	1.00
皮膚	0.962	0.952	0.758	0.759	0.873
骨表面	0.992	1.11	0.717	0.717	0.931
残りの臓器(A)	0.977	0.983	0.628	0.646	0.847
残りの臓器(B)	0.888	0.942	0.470	0.602	0.767
エナメル質	1.45	0.604	1.16	1.17	1.09
全身線量	0.985	0.996	0.652	0.650	0.859
実効線量*	1.08	0.863	0.548	0.598	0.806

*: 単位 Sv/Gy

(表 2-4 の続き)

臓器・組織	(f) 662keV				
	AP	PA	RLAT	LLAT	Angl.(Avr.)
生殖腺	1.09	0.851	0.552	0.553	0.779
(精巣)	1.22	0.777	0.587	0.561	0.794
(卵巣)	0.963	0.924	0.516	0.545	0.765
赤色骨髄	0.824	1.02	0.658	0.659	0.820
結腸	1.03	0.864	0.514	0.549	0.768
肺	0.990	1.08	0.660	0.628	0.864
胃	1.11	0.775	0.346	0.842	0.796
膀胱	1.11	0.751	0.578	0.566	0.785
乳房	1.12	0.721	0.792	0.796	0.845
肝臓	1.02	0.879	0.853	0.327	0.802
食道	0.808	0.893	0.605	0.680	0.777
甲状腺	1.23	0.574	1.02	1.03	0.986
皮膚	0.941	0.938	0.783	0.784	0.873
骨表面	0.917	1.00	0.704	0.704	0.872
残りの臓器(A)	0.946	0.950	0.670	0.685	0.847
残りの臓器(B)	0.860	0.894	0.550	0.646	0.774
エナメル質	1.10	0.549	0.982	0.970	0.907
全身線量	0.946	0.954	0.684	0.682	0.850
実効線量*	1.02	0.874	0.607	0.649	0.811
臓器・組織	(g) 1250keV				
	AP	PA	RLAT	LLAT	Angl.(Avr.)
生殖腺	1.06	0.893	0.640	0.640	0.830
(精巣)	1.14	0.820	0.660	0.654	0.825
(卵巣)	0.975	0.966	0.620	0.626	0.833
赤色骨髄	0.859	1.01	0.721	0.720	0.854
結腸	0.942	0.823	0.607	0.615	0.790
肺	1.00	1.06	0.731	0.706	0.896
胃	1.09	0.815	0.450	0.878	0.832
膀胱	1.06	0.778	0.658	0.655	0.823
乳房	1.10	0.801	0.839	0.834	0.881
肝臓	1.00	0.896	0.880	0.426	0.835
食道	0.837	0.883	0.691	0.732	0.825
甲状腺	1.15	0.660	1.06	1.04	0.995
皮膚	0.953	0.947	0.821	0.825	0.898
骨表面	0.927	0.990	0.749	0.749	0.891
残りの臓器(A)	0.957	0.959	0.732	0.744	0.879
残りの臓器(B)	0.887	0.898	0.622	0.708	0.810
エナメル質	1.04	0.624	0.956	0.956	0.889
全身線量	0.955	0.961	0.742	0.739	0.880
実効線量*	0.999	0.889	0.682	0.714	0.847

*: 単位 Sv/Gy

(表 2-4 の続き)

臓器・組織	(h) 2500keV				
	AP	PA	RLAT	LLAT	Angl.(Avr.)
生殖腺	1.00	0.941	0.731	0.716	0.855
(精巣)	1.10	0.891	0.774	0.754	0.866
(卵巣)	0.905	0.991	0.688	0.677	0.844
赤色骨髄	0.896	1.01	0.790	0.791	0.892
結腸	1.00	0.913	0.653	0.688	0.838
肺	0.996	1.04	0.805	0.783	0.923
胃	1.05	0.873	0.570	0.920	0.884
膀胱	1.05	0.830	0.747	0.754	0.863
乳房	1.09	0.866	0.888	0.888	0.922
肝臓	1.01	0.923	0.917	0.548	0.877
食道	0.899	0.934	0.744	0.773	0.867
甲状腺	1.08	0.784	1.05	1.05	0.995
皮膚	0.959	0.957	0.865	0.866	0.921
骨表面	0.950	0.998	0.811	0.811	0.924
残りの臓器(A)	0.972	0.974	0.800	0.811	0.914
残りの臓器(B)	0.899	0.913	0.703	0.776	0.851
エナメル質	1.07	0.718	0.962	0.985	0.922
全身線量	0.971	0.975	0.807	0.806	0.914
実効線量*	0.994	0.931	0.754	0.781	0.883

* : 単位 Sv/Gy

2.4 解析結果の考察

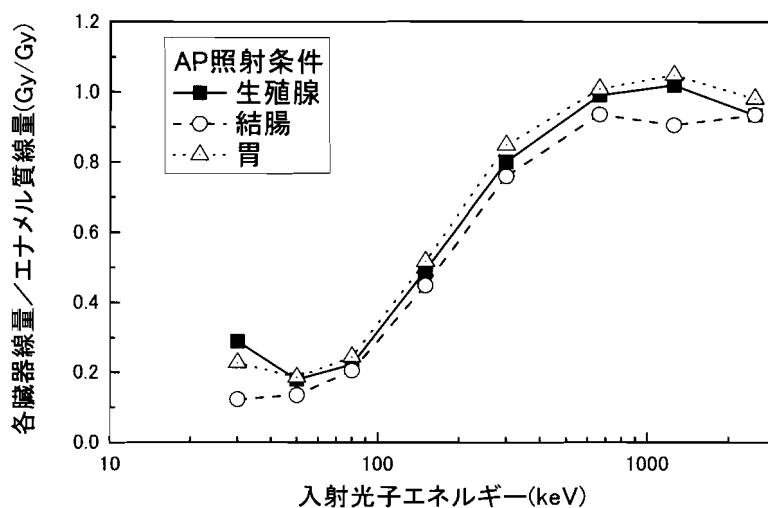
2.4.1 エナメル質線量に対する他の臓器線量の比の入射光子エネルギーに対する変化

エナメル質線量に対する組織荷重係数の大きな臓器・組織の臓器線量の比について、入射光子エネルギーに対する変化の様子を図 2-3 に示す。生殖腺、結腸及び胃は、最も高い線量を示した AP 照射の値でエナメル質線量と比較した (図 2-3(a))。全身、胴体内で水平方向について、ほぼ均一に分布する骨領域及び肺の臓器線量については、Angl.(Avr.)条件でのエナメル質線量に対する比を示す (図 2-3(b))。なお、図 2-3(a)にある臓器は全て軟組織で構成されているが、図 2-3(b)に示す臓器・組織の媒質は互いに異なる。

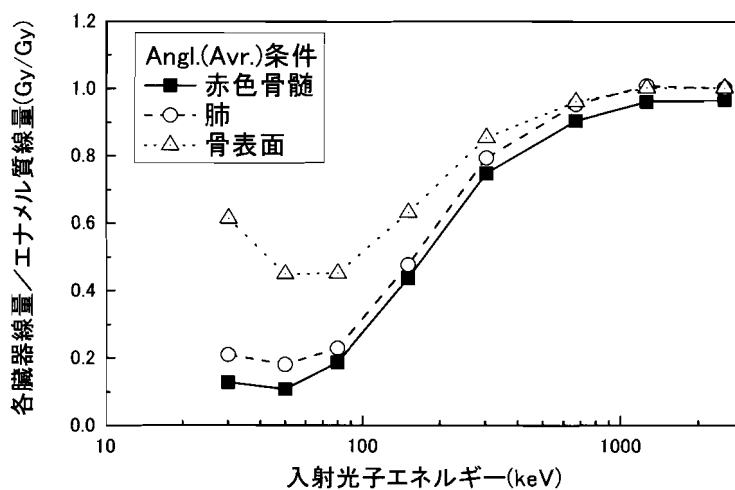
表 2-4 で既に示したように、入射光子エネルギーが 150keV 以下では、他の臓器線量はエナメル質線量よりも顕著に低いことが図 2-3 でも確認される。各臓器・組織の線量は、光子との相互作用により付与されるエネルギーをその質量で除した値として定義される。低エネルギー光子と物質の相互作用では、原子番号の 4 乗に比例してその発生断面積が増加する光電効果が重要となる⁹²⁾。歯のエナメル質は、表 2-3 で示すようにリンやカルシウムといった人体の中で、比較的原子番号の大きな元素の含有率が高い。以上の理由により、低エネルギー光子被ばくに対して、エナメル質は相互作用の確率が高くなり、結果的に線量も他の臓器よりも高くなったと考えられる。その中で、骨組織は、軟組織及び肺組織よ

りもカルシウムを多く含むため、低エネルギー領域で骨表面線量とエナメル質線量の差は、他の臓器・組織の場合と比較して小さくなった。

一方、入射する光子エネルギーが高くなると、コンプトン効果が物質と光子の相互作用のほとんどを占めるようになる。コンプトン効果の断面積は原子量 A と原子番号 Z の比 (A/Z) にほぼ比例する⁹²⁾。人体を構成するほとんどの元素について、この A/Z は 0.5 に近い。本研究の計算結果も、300keV 以上のエネルギー領域については、臓器・組織の媒質の影響は大きな影響を受けず、エナメル質線量も他の臓器線量と近い値になった。



(a) 体幹部内の軟組織からなる臓器 (AP照射条件)



(b) 軟組織以外の媒質からなる臓器・組織 (Angl. (Avr.)照射条件)

図 2-3 エナメル質線量に対する他の臓器線量の比の入射光子エネルギーに対する変化
(a) 体幹部内の軟組織からなる臓器, (b)軟組織以外の媒質からなる臓器・組織

2.4.2 エナメル質線量及び臓器線量の入射光子方向に対する依存性

図 2-4 に臓器線量及びエナメル質線量について、人体への光子入射方向に対する依存性を示す。図 2-3 のグラフで考察したように、1250keV の光子による被ばくでは、各臓器及び組織の線量は構成する媒質の影響を大きく受けない。

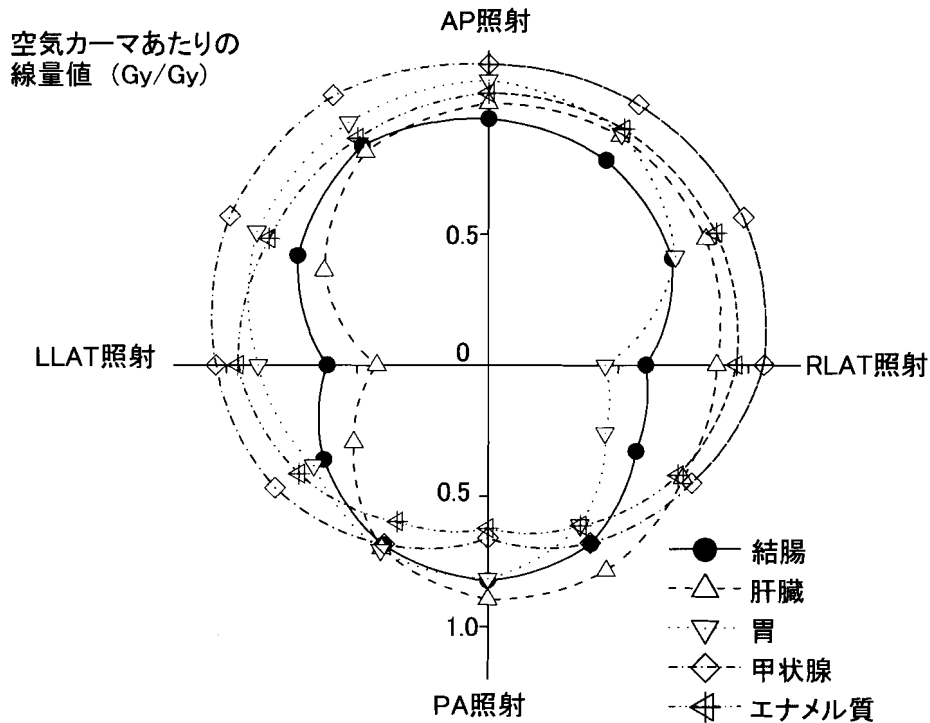


図 2-4 臓器線量及びエナメル質線量の入射光子の方向に対する依存性
(入射光子エネルギー：1250keV)

エナメル質線量は、全身に分布する赤色骨髄、骨表面及び皮膚を除いた多くの臓器の線量と同様に、入射光子方向に対する強い依存性を示している。歯は頭部の前方に存在するため、エナメル質線量は AP 照射で最も高くなるが、ここに示した他の臓器・組織も同様の傾向を示した。

他の照射条件のうち、PA 照射では、エナメル質線量は胴体内に存在する臓器の線量よりも低くなった。これは、多くの光子が頭部の前方に位置する歯に到達する前に、後頭部の軟組織及び脊柱で吸収された理由によると考えられる。一方、側方から入射する光子に対しては、消化管や肝臓は胴体中で厚い人体組織で遮へいされる条件で被ばくを受けることになる。特に、胃及び肝臓の線量は、それぞれが位置する逆側の方向から光子が入射する RLAT 照射及び LLAT 照射で低くなった。これらの照射条件で胴体中の臓器と比較した

場合、歯は頭部内で薄い組織で覆われることになる。そのため、エナメル質線量は胴体内の臓器の線量よりも高くなった。首部に存在する甲状腺の線量は、エナメル質線量よりも全ての照射条件で数%程度高いが、図 2-4 に示すように線量の入射方向に対する依存性については、甲状腺とエナメル質ではほぼ同様となった。これは、甲状腺が首部で歯のほぼ真下にある理由による。

以上のように、臓器・組織の存在位置の違いにより、ESR 計測に基づく被ばく評価で重要となるエナメル質線量と胴体内の臓器線量の関係は光子の入射方向に大きく依存することが分かった。

2.4.3 各光子被ばく条件におけるエナメル質線量と全身被ばく線量の関係

高放射線量を伴う被ばく時において予測される種々の急性障害の発現は、全身の吸収線量（全身線量）に関係付けられている。そのため、全身線量は、大よその被ばくの程度を推測する際に有益な情報となる。また、2.1 節で述べたとおり、ESR 計測は被ばく事例の発生後、長期間を経てから実施される可能性もある。このような被ばく評価では、発ガンなどの晩発的な影響が問題となるため、実効線量が有益な指標となり得る。そこで、本節では、ESR 計測で関係付けられるエナメル質線量に対する実効線量及び全身線量の関係を定量的に考察する。

表 2-4 に示すように、AP 照射条件では全身線量は実効線量に近い値あるいは若干高い値となった。これは、光子に対する放射線荷重係数は 1 であり、組織荷重係数の値の大きな臓器、組織の多くが体の前方に存在し、人体組織による遮へいの影響が少ない理由による。また、光子入射方向の影響を受けない Angl.(Avr.)条件でも実効線量と全身線量は近い値となった。一方、PA、RLAT 及び LLAT 照射条件では、人体組織が実効線量に大きく寄与する臓器の遮へいとなるため、全身線量の方が高くなった。全身線量は入射する光子の人体に対する投影面積及び透過距離が等しくなる条件の間（AP 照射及び PA 照射条件、RLAT 照射及び LLAT 照射条件）ではほぼ等しくなった。このうち、低エネルギー光子では、AP 照射条件と PA 照射条件の間で若干の差が確認される。図 2-3(b)に示すように低エネルギー光子による被ばくでは、歯エナメル質を除くと、カルシウムを含む骨の線量は他の臓器線量よりも高くなる。脊柱、骨盤などは体の背面寄りに存在するので、低エネルギー光子入射について、全身線量は PA 照射条件の方が AP 照射条件よりも高くなった。一方、エナメル質線量については、図 2-4 で考察したように、左右からの入射に対してはほぼ同じ値となったが、AP 照射及び PA 照射条件では差が生じた。

以上の検討を受けて、図 2-2 の照射幾何条件のうち、AP 照射条件、RLAT 照射条件及び PA 照射条件について、エナメル質線量に対する全身線量及び実効線量の比を表 2-5 に示す。また、入射光子エネルギーの影響を明確に考察するため、Angl.(Avr.)条件の値を併せて示す。表の中で、エナメル質線量に対する実効線量及び全身線量の比についての単位は、それぞれ Sv/Gy 及び Gy/Gy となる。

表 2-5 エナメル質線量に対する実効線量及び全身被ばく線量の比

光子エネルギー (keV)	(a) AP 照射		(b)RLAT 照射	
	実効線量(Sv/Gy)	全身線量(Gy/Gy)	実効線量(Sv/Gy)	全身線量(Gy/Gy)
30	0.20	0.21	0.09	0.26
50	0.15	0.15	0.08	0.14
80	0.20	0.19	0.11	0.17
150	0.44	0.40	0.26	0.34
300	0.74	0.68	0.47	0.56
662	0.93	0.86	0.62	0.70
1250	0.96	0.92	0.71	0.78
2500	0.93	0.91	0.78	0.84

光子エネルギー (keV)	(c) PA 照射		(d) Angl.(Avr.)条件	
	実効線量(Sv/Gy)	全身線量(Gy/Gy)	実効線量(Sv/Gy)	全身線量(Gy/Gy)
30	3.4	11	0.20	0.36
50	0.69	1.2	0.15	0.21
80	0.59	0.81	0.20	0.25
150	0.94	1.1	0.44	0.49
300	1.4	1.6	0.74	0.79
662	1.6	1.7	0.89	0.94
1250	1.4	1.5	0.95	0.99
2500	1.3	1.4	0.96	0.99

エナメル質線量と全身被ばく線量の関係は、入射エネルギーが各臓器、組織の媒質が線量に大きな影響を与えなかった 300keV 以上とそれ以下の条件で、大きく異なる傾向を示した。エネルギーが 300keV 以上の光子が入射した場合、PA 照射条件を除いてエナメル質線量に対する全身線量の値は 0.56(Gy/Gy)から 0.99(Gy/Gy)の間となった。実効線量のエナメル質線量に対する比は、0.47(Sv/Gy)から 0.96(Sv/Gy)の範囲で変動している。そのため、人体の後方以外からエネルギーが 300keV 以上の光子が入射した条件に限った場合、ESR 計測で関係付けられたエナメル質線量は、一部例外(300keV の RLAT 照射)を除いて、全身の被ばく線量をファクター 2 の範囲で合理的に評価できることが示されたと言える。後方より光子が人体へ入射する被ばく条件では、エナメル質線量が全身線量を過小評価する可能性があることも分かるが、この場合もその違いはファクター 2 の範囲にある。なお、通常の作業者は線源と対面する AP 照射条件で被ばくを受けると考えられる。この他、環境を徘徊する者の被ばくは Angl.(Avr.)条件で与えられる線量がよい近似を与えるものと予想される。

一方、入射光子エネルギーが 150keV 以下の場合、大きく異なる傾向を示した。このうち、PA 照射条件で 30keV の光子が入射した条件では、歯に到達する前に多くの光子が吸

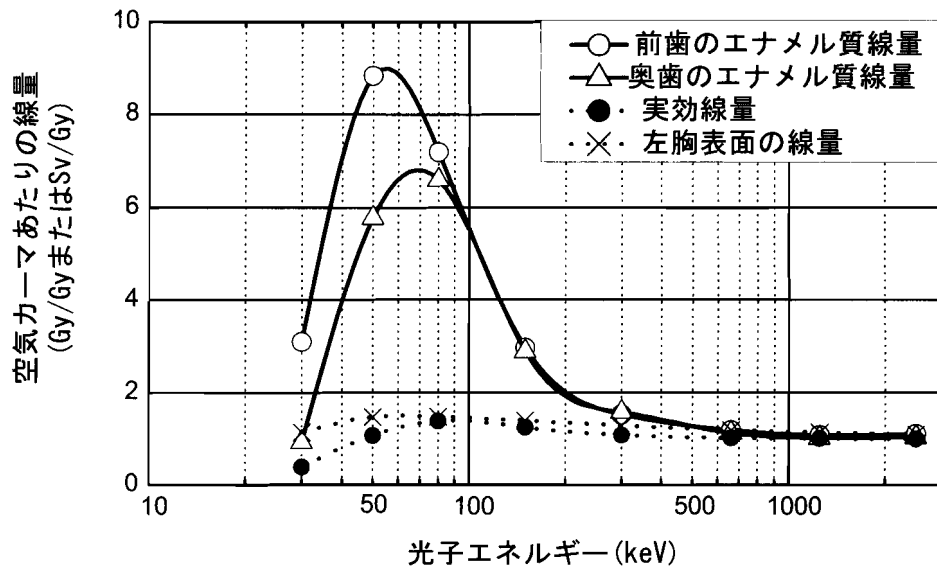
収され、エナメル質線量が空気カーマあたりの線量で $0.038(\text{Gy}/\text{Gy})$ と著しく低くなった。ここで、エナメル質を用いた ESR 計測については、最低限界検出の線量値として 0.1 ないしは 0.2Gy が報告されている点を考慮する必要がある²⁸⁾。すなわち、このような被ばく条件では、致命的となる甚大な線量を伴う被ばく事例を除き、歯エナメル質の ESR 計測により十分な信号強度は得られないと予測される。そこで、この条件を除いて、エナメル質線量と全身線量の関係を考察する。表 2-5 の結果は、低エネルギー光子入射に対しては、エナメル質線量は全身線量及び実効線量を過小評価する可能性は低くなることを示している。しかし、AP, RLAT 及び Angl.(Avr.)照射条件では、エナメル質線量と全身線量及び実効線量の差は最大で 10 倍程度まで増加し、ESR 計測で値付けられたエナメル質線量は不合理な過大評価をする可能性があることが分かる。この結果は、図 2-3 と併せて、ESR 計測に基づき光子による被ばく線量を正確に評価する場合、低エネルギー光子の寄与を考慮する必要があることを示している。

2.4.4 各光子被ばく条件におけるエナメル質線量と線量計指示値の関係

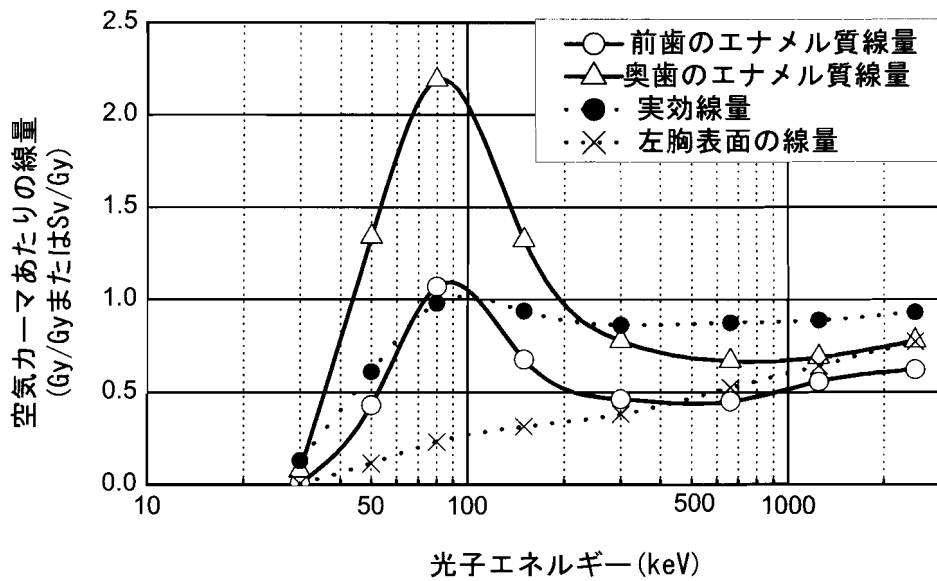
図 2-5 に AP 照射及びこれと正反対の PA 照射における線量計の指示値を模擬する左胸表面位置の線量について、入射光子エネルギー依存性を示す。エナメル質線量は、前歯と奥歯の線量を分割して示す。また、線量計の測定値については、線量限度の量として用いられている実効線量と関係付けて被ばく管理を行うので、実効線量の値も併せて示す。

2.4.3 でも述べたように、作業者は線源に対面した状況が多いと考えられ、かつ組織荷重係数の高い臓器・組織の多くが AP 照射で最も高くなる。しかし、図 2-5(a)の結果より、AP 照射については、体前面に装着した線量計の指示値は全てのエネルギーについて合理的に実効線量を管理できることが分かる。エナメル質線量は 300keV 以上では、線量計の指示値を模擬した胸表面の線量と近くなった。表 2-5 の結果と併せて、線量計の指示値と ESR 計測で関係付けられたエナメル質線量が近い場合、これらの 2 つの手法による測定値が全身の被ばく線量あるいは体幹部の臓器線量の近似値を与えると推測される。また、このグラフからは線量計の指示値がエナメル質線量よりも著しく低い場合は、低エネルギー光子による被ばくの寄与があることを示すことが分かる。

一方、PA 照射においては、図 2-5(b)に示すように、線量計の指示値及びエナメル質線量は、実効線量よりも低い値となった。また、低エネルギー光子が人体の後方より入射した場合、口腔内のエナメル質線量の空間分布がその入射方向を推測できることも示している。このエナメル質線量の空間分布に基づく光子入射方向の推定方法については、次章で詳細に考察する。



(a) AP照射条件



(b) PA照射条件

図 2-5 エナメル質線量，実効線量及び左胸表面の線量の入射光子エネルギー依存性
(a)AP 照射条件，(b)PA 照射条件

2.5 まとめ

EGS4とUCGENを組み合わせたモンテカルロ計算コードにより、人体モデルを用いて、光子外部被ばくに対するエナメル質線量と臓器線量を解析した。ここで、MIRD型モデルに基づき、新たに歯の定義を追加した人体モデルを開発した。この追加した歯のモデルについては、ICRPが示す標準人のデータから、元素組成、体積を決定した。また、エナメル質線量の計算について、伴う不確かさを小さくする評価を実行するための近似手法をいくつか採用した。

計算解析は、歯のエナメル質は組織荷重係数の大きな臓器・組織と構成する元素が大きく異なるため、被ばくにより受ける線量の入射光子エネルギーに対する依存性が大きく異なることを明らかにした。特に、光電効果が物質との主たる相互作用となる低エネルギー光子被ばくにおいては、エナメル質線量は骨表面を含めて他の臓器線量よりも著しく高くなること示された。一方で、コンプトン効果が主な相互作用となる300keV以上の光子が人体へ入射する場合は、エナメル質線量は他の臓器線量と近い値となることも分かった。しかし、媒質の元素組成が線量に影響を与えないエネルギー範囲でも、歯が頭部前方に存在する理由により、エナメル質線量は光子入射方向に対して大きく変化することを解析を示した。特に、後方より光子が人体へ入射する条件では、被ばく評価で重要な胴体内の臓器の線量の多くは、頭部前方に存在する歯エナメル質の線量よりも高くなることが予想される。一方、人体側方からの光子照射条件では、歯を覆う頭部の人体組織の厚さは、消化管などに対して遮へいとなる胴体の組織よりも薄くなるため、エナメル質線量の方が高くなると考えられる。

以上に加えて、解析で得られた基礎データに基づき、被ばく評価で重要な指標となる全身の被ばく線量について、エナメル質線量からの推定法を考察した。その結果、300keV以上の光子による被ばくについては、エナメル質線量は実効線量及び全身線量を合理的に評価できることを示した。特に、作業者については、装着した線量計の指示値とエナメル質線量が近い場合、それらの値は体幹部の臓器線量、全身被ばく線量の近似値を与えると考えられる。一方で、150keV以下の光子による被ばくでは、エナメル質線量は全身線量及び実効線量を場合によっては、10倍程度も過大評価することも分かった。これらの被ばく状況については、線量計の指示値との比較により推測できることも明らかとなった。

従来の解析では、人体モデルを使用したエナメル質線量は取り扱われていなかった。本章で解したエナメル質線量から臓器線量への定量的な換算関係は、歯エナメル質のESR計測に基づく光子外部被ばくによる線量評価において不可欠なデータとなった。

第3章 解析された換算関係を用いた歯エナメル質の ESR 計測に基づく被ばく評価法の開発

3.1 まえがき

第2章において、新たに歯の定義を追加した人体モデルを用いたモンテカルロ計算により、ESR 計測で関係付けられるエナメル質線量から他の臓器線量及び全身被ばく線量への定量的な換算関係を明らかにした。しかし、計算解析で得られたデータを用いて、実際に ESR 計測に基づき線量評価を行う場合は、事前に検討しておく事項がいくつかある。最初の項目は、計算されたエナメル質線量の信頼性である。他の臓器線量については、ICRP 及び ICRU から既に報告されている換算係数データ^{72), 73)}と比較して、計算解析の妥当性を確認した。しかし、エナメル質線量については、人体の軟組織材を透過した場合について解析された例はあったが²⁸⁾、人体モデルを用いた解析例が過去に存在していなかった。また、第2章の結果は、全てモンテカルロ計算による解析によるものである。近年、放射線輸送計算コードの改良や拡充、計算技術の発展などにより、計算手法による解析の信頼性は高まっている。しかし、多くのモンテカルロ計算を利用した放射線研究では、全ての結果ではないにしろ、実測による検証がされている。例えば、上記にある国際機関から報告されている臓器線量のいくつかは、物理的な人体モデルを用いた実験により、その存在位置における線量と比較されている^{72), 73)}。そこで、本章では、第2章で示したエナメル質線量について、実験によりその妥当性を検証することを主要な検討事項とする。ここでは、人体頭部の構造を模擬した物理的なモデルを用いて光子照射実験を行い、モデルの口腔部の線量を実測する。ただし、歯エナメル質の ESR 計測に基づく線量評価における不確かさを鑑みて、エナメル質線量を精度よく模擬的に実測できる線量計を利用する。

これに加えて、MIRD 型モデルで得たデータについて、実際の歯エナメル質を用いた ESR 計測による被ばく評価に対する適用性を検証する。最初に、実験に使用した物理的な人体モデルの医用画像 (CT 画像) を撮影し、それに基づき作成した人体モデルを用いた計算解析を実施する。その結果に基づき、実験結果を検証するとともに、MIRD 型モデルによる計算結果と比較して、頭部構造がエナメル質線量に与える影響を解析する。続いて、各照射条件について、口腔内のエナメル質線量の空間分布に基づき、線量評価に大きな影響を与える光子の人体への入射方向を推測する方法を考察する。また、入射光子エネルギーによる影響について、線源から放出されたものの他に周辺構造物と散乱した低エネルギー光子が被ばくに大きく寄与する条件を仮想して解析した。

3.2 エナメル質線量の実験による検証

人体各部の線量を実測により解析する場合、計算と同様に人体のモデル化が重要となる。このモデルを作成する場合には、①人体の形状を可能な限り模擬すること、②放射線被ばくに対して同等の相互作用を与える材質で構成することが重要となる。

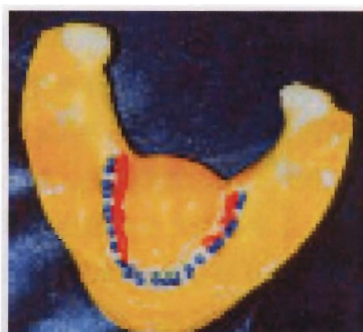
計算解析においては、任意の元素組成を定義して放射線輸送を模擬することが可能であ

る。一方で、実在する物理的なモデルを使用する場合、その材質は加工、保存という観点から制限される。光子の場合は、相互作用で元素に含まれる軌道電子が自由となり、そのエネルギー沈着が線量に関係する。そのため、光子被ばく実験に用いる人体モデルは、完全に元素組成を一致しないまでも、電子密度を人体組成に近くさせることにより、合理的な実測が可能となる。本研究では、図 3-1 に示す頭部構造を模擬した物理的なモデルを実験に使用した⁹³⁾。この頭部モデルの軟組織部の材質は、光子被ばくに対して人体組織とほぼ等価な相互作用を与えるプラスチック材で構成されており、実際の人骨が埋め込まれている。

この人体モデルについて、もう一方の要件である形状については、骨の配置などを含めて、実際の人体に近いものとなっている。特に、頭部モデルの口腔部は空洞としているため、歯の位置に試料を配置できる構造になっている⁹³⁾。この頭部モデルを図 3-1(a)に示すように胴体モデルの上に配置して、光子照射を実施した。胴体のモデルとして、光子被ばくに対する特性が人体に近くなる組織で構成されており、他の臓器線量の計算結果の検証^{72),73)}にも利用されている RANDO ファントム⁹⁴⁾を使用した。



(a) 全体像



(b)熱ルミネッセンス線量計(TLD)の
口腔部での配置

図 3-1 実験に使用した物理的な頭部模型

(a)全体像, (b)熱ルミネッセンス線量計(TLD)の口腔部での配置

既に 1.2.3 で述べたように、歯エナメル質を用いた ESR 計測に基づく線量評価には、各エナメル質試料の光子に対する感度、診断などによるバックグラウンド線量などの違いにより、25%程度の不確かさが伴うと示されている²⁸⁾。そこで、頭部模型に歯とほぼ同様の大

きさを持つ熱ルミネッセンス線量計(TLD)を、図 3-1(b)に示すように口腔部に配置して線量を実測した。ここでは、第2章で議論したように、低エネルギー光子に対する感度に大きな影響を与える元素組成が大きな問題となる。現在、TLDの素材として様々な元素が利用されているが、300keV以上の光子に対しては、その感度のエネルギー依存性は大きく異なるとされている⁹⁵⁾。通常、個人被ばくモニタリングには人体組織と近い材質で構成されるTLDが使用される⁹⁶⁾が、ここでは歯エナメル質の組成と近い物質を使用する必要があると考える。そこで、歯エナメル質と同様にカルシウムを含む硫酸カルシウム(CaSO₄)で構成されたTLDを使用することにした。物質の光子との相互作用、すなわち受け取る線量に関する基礎的なデータとして、質量エネルギー吸収係数(μ_{en} ; 単位 cm²g⁻¹)がある。そこで、Bergerらのデータ⁹⁶⁾に基づき、歯エナメル質及びCaSO₄の質量エネルギー吸収係数を算出した。その結果、10keVから3000keVの光子エネルギー範囲では、表3-1に示すように2つの物質間で、係数の数値に大きな差は確認されなかった。そこで、実測値は補正することなく、計算解析で得られたエナメル質線量と比較、検証することとした。

実験は、日本原子力研究開発機構(原子力機構)の放射線標準施設棟(FRS)での γ 線照射施設において実施した。計算結果の検証という観点から、線源から放出される光子のエネルギーがほぼ単色のまま、人体モデルに入射する条件を仮想した。そこで、FRSが所有する662keVの γ 線を放出する¹³⁷Cs線源及び1172keV、1332keVの γ 線を放出する⁶⁰Co線源を実験に使用した。このうち、⁶⁰Co線源については、2つの異なるエネルギーの γ 線を放出するが、1崩壊当たりの放出率は等しいので⁹⁷⁾、実測結果は放出される γ 線エネルギーの平均値とほぼ等しい1250keV光子が入射した場合の計算結果と比較した。それ以外のエネルギーについては、単色光子を放出するものがないため、実験で検証する光子エネルギーは以上の2条件とした。照射にあたっては、コリメータを利用して、照射した室内の床、壁などにおける散乱線の影響が少なくさせた⁹⁸⁾。また、人体モデルは線源に対面または背面する条件に設置して、AP照射及びPA照射の計算結果を検証した。TLDの試料間の光子照射に対する感度のばらつきは、歯エナメル質のESR計測と比較して小さいが存在する。そこで、事前に標準線量を照射して、各素子について校正定数を与えた。校正においては、光子エネルギーが300keV以上になった場合、二次電子がTLDの領域内にエネルギーを全て与える前に、エスケープする可能性がある。そこで、TLDを4mm厚の亚克力板内に配置して二次電子平衡を成立させる条件で、光子照射を実施した。

以上の人体モデル及びTLDの設定に基づき、光子照射実験を行い、MIRD型モデルを用いた計算解析による結果を検証した。

表 3-1 歯エナメル質及び硫酸カルシウムの各光子エネルギーに対する
質量エネルギー吸収係数(cm^2g^{-1})

光子エネルギー (keV)	歯エナメル質	硫酸カルシウム
10	40.6	40.3
15	12.6	12.5
20	5.42	5.34
30	1.57	1.54
40	0.649	0.635
50	0.330	0.323
60	0.195	0.191
80	0.0908	0.0886
100	0.0573	0.0558
200	0.0310	0.0304
300	0.0303	0.0297
400	0.0305	0.0299
500	0.0306	0.0300
600	0.0302	0.0297
800	0.0293	0.0287
1000	0.0284	0.0278
1500	0.0259	0.0254
2000	0.0240	0.0235
3000	0.0213	0.0209

3.3 頭部模型に基づく voxel 型モデルを用いたエナメル質線量の計算解析

近年、計算機技術の発展という背景から、人体の CT 画像に基づき作成された voxel (volume-pixel)型モデルを利用した被ばく線量解析の報告例がいくつかある^{76), 99), 100), 101), 102)}。この voxel 型モデルは、各臓器線量を解析するために、CT 画像の各画面要素 (pixel) に臓器を指定する認識番号(ID)を定義する。そこで、図 3-1 に示す頭部模型について、高さ方向に 1mm 毎に CT 画像を撮影し、これに基づき voxel 型モデルを作成した。撮影した CT 画像のうち、図 3-2 に口腔部高さの画像を示す。ここで、各画像には 0.94mm 四方の画面要素を 1 辺当たり 512 個持たせて、各画面要素について軟組織、骨組織、歯及び口腔部の空洞の何れかを定義した。歯の領域については、MIRD 型モデルと同様に、前歯、右中央、左中央、右奥及び左奥の 5 つの領域に分割し、材質は表 2-3 にある歯全体の物質を平均したものとした。そのため、第 2 章の解析と同様に表 2-3 にある 2 つの材質についてのカーマ係数を用意した。この他、実験結果を検証する目的で、歯の領域の元素として CaSO_4 を定義したモデルを作成した。

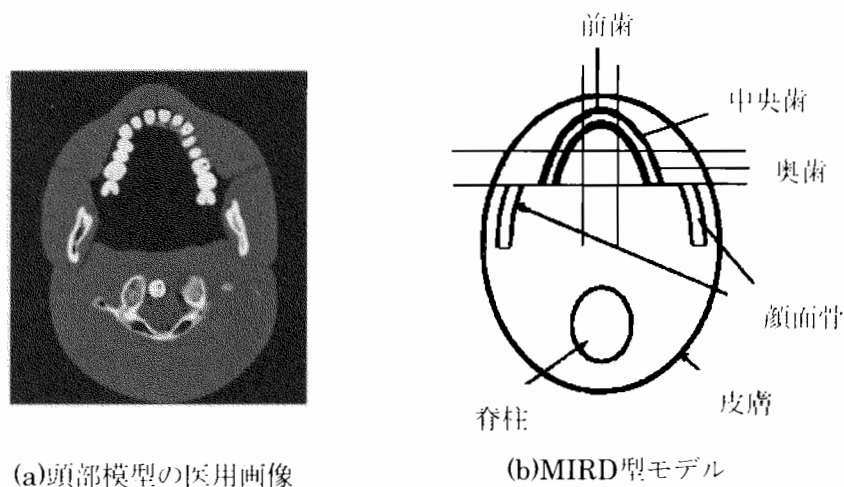


図 3-2 計算解析に使用した 2 つの人体モデルの口腔位置の断面図
 (a) voxel 型モデル作成に使用した頭部模型の医用画像、
 (b) MIRD 型モデル

この撮影された CT 画像に基づく voxel 型モデルの形状は、MIRD 型モデルよりも人体に構造に近い。そこで、voxel 型モデルと MIRD 型モデルを用いた計算結果と比較して、頭部構造がエナメル質線量へ与える影響を解析した。図 3-2 に示すように MIRD 型モデルと voxel 型モデルを比較した場合、歯や骨格の位置などは大きな差異は見られなかったが、歯周辺の構造としては口腔部の空洞の有無に関する違いが確認される。そこで、本来の voxel 型モデルでは空洞とされた領域について、軟組織を埋めた条件のモデルを作成した。すなわち、本研究では 3 つの voxel 型モデルを用意した。

- ① 頭部模型の CT 画像に基づき作成されたオリジナルのモデル
- ② 歯の領域の材質を CaSO_4 と定義したモデル
- ③ ①モデルの口腔部空洞に軟組織を定義したモデル

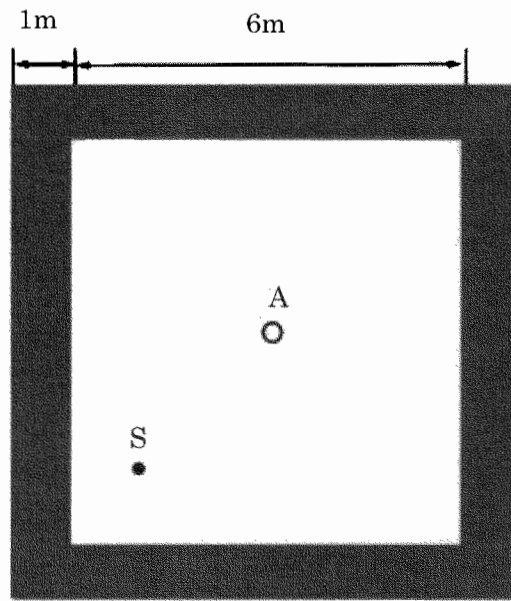
光子外部被ばくに対するエナメル質線量は、MIRD 型モデルを用いた解析と同様に、電磁カスケードモンテカルロコード EGS4 を使用した。光子相互作用の断面積データについても、第 2 章の解析と同様に PHOTX ライブラリーを使用した。この中で、voxel 型モデルを用いた計算解析では、人体モデルの定義に計算機の大きな記憶容量（メモリ）を必要とする。そこで、voxel 型モデルを用いた計算を目的として開発された UCPIXEL コード¹⁰⁾を利用した。人体へ入射する光子エネルギーについては、MIRD 型モデルの解析と同様に 30keV から 2500keV の間の 8 点を想定し、AP 照射、PA 照射及び RLAT 照射の幾何条件を考慮した。また、本コードにおいては、光子及び電子について、それぞれ 1keV 及び 10keV を本コードの輸送対象とする最小エネルギーとして、このエネルギーに減速するまで放射線輸送を模擬した。

3.4 エネルギー分布を有する光子被ばくへの換算係数データの適用性の検証

第2章の計算解析は、エナメル質線量と他の臓器線量の間で、入射する光子エネルギーに対する依存性が大きく異なることを明らかにした。しかし、モンテカルロ計算では、単一エネルギーの光子による外部被ばくという簡素化した条件で、頭部内のエナメル質線量を解析した。また、実測においても、コリメータの使用により線源から放出されるエネルギー以外の γ 線による寄与を少なくした。一方で、実際には、エネルギー分布を持つ光子による被ばくの状態も多く予測される。そこで、エネルギー分布を有する光子による被ばくに対して、MIRD型モデルによる計算解析で得たデータの適用法を検証した。

最初に、被ばく場として図3-3に示す6m×6m×1m（高さ）の広さを有し、1mのコンクリート壁で遮へいされた γ 線照射室を仮想した。線源の位置はS点の床から1.5mの高さとした。実際の照射施設では、放射線安全の観点から3.2節の実験条件にあるように、コリメータが使用されることが多い。しかし、本解析では γ 線が線源から 4π 方向に等方的に放出される条件を想定し、周辺のコンクリート壁で散乱された光子による被ばくの寄与を大きくした。ここで、 γ 線から放出されるエネルギーは単色として、これまでの計算解析で想定した条件のうち、50keV、80keV、150keV、300keV、662keV、1250keV及び2500keVを仮定した。被ばく者はA点位置にいるものと想定し、この位置におけるエネルギー分布については、光子輸送を模擬するモンテカルロコードMCNP version4B（以下、MCNP-4Bコード）⁷⁷⁾を用いて解析した。光子、電子の輸送については、EGS4コードは代表的なコードであるが⁷⁵⁾、MCNP-4Bコードも同様に連続エネルギーとして物質中の光子輸送を模擬することが可能である。また、簡単なモデルにおける計算では、UCGENと同様に簡便に条件の設定、定義などができる。この他、UCGENよりも処理時間が早い計算機の使用が可能であったので、より多くの粒子数を短時間で発生させることができた。このMCNP-4BコードのF4タリー機能で指定する飛跡長タリーを使用して、A点の線源位置と同じ高さを中心とする直径30cmの球の領域について各エネルギー範囲に含まれる光子フルエンスを算出した。

実際には被ばく者の向きが、例えばAP照射条件と特定できた場合、これを利用して臓器線量をエナメル質線量から換算して評価することが可能である。この場合は、線源から放出される光子の寄与が大きくなり、散乱線の影響は小さくなると考えられる。しかし、本解析では、被ばく者の線源に対する向きが特定されなかったという状況を想定し、解析されたエネルギー分布を有する光子が、第2章の解析でAngl.(Avr.)条件に近い状況で人体へ入射するものとした。



部屋のサイズ：6×6m²×6m（高さ）

■部：1m厚コンクリート

S点：単色エネルギー光子線源位置（1.5m高さ）

A点：エネルギー分布評価位置（1.5m高さを中心）
とした直径30cmの球）

図 3-3 仮想した光子エネルギー分布を有する被ばくの場合

3.5 結果及び考察

3.5.1 エナメル質線量の実測結果

表 3-2 に ¹³⁷Cs 及び ⁶⁰Co 線源からのγ線照射について、エナメル質線量の実測結果を示す。ここでは、AP 及び PA 照射の結果を検証しており、中央位置及び奥歯のエナメル質線量は左右でほぼ等しくなったので、その平均値を示す。このうち、実測値は各 TLD の測定値を校正定数で補正したうえで、前歯、中央位置の歯及び奥歯領域に配置したものの平均値を示している。実測結果に加えて、検証の目的とした MIRD 型モデルによる計算結果及び頭部模型の CT 画像に基づく voxel 型モデルによる計算結果を示す。なお、voxel 型モデルによる解析は、何れも口腔部に空洞領域を含んだもので、歯領域の材質として歯または CaSO₄ を定義したモデルにより得た結果である。実測値の不確かさは各領域における個々の線量計間の標準偏差を示しており、計算結果の誤差は評価結果に対する f.s.d. から算出した。

測定結果は、歯の領域を CaSO₄ とした voxel 型モデルの計算結果とよい一致を示した。また、同じ voxel 型モデルを使用した場合、歯の領域の材質が異なる場合でも、計算結果は概ね 5% 以内で一致していることが確認された。以上より、¹³⁷Cs 線源及び ⁶⁰Co 線源か

らの γ 線による光子外部被ばくについて、測定結果は口腔内のエナメル質線量の近似値を与えたと考えられる。

本章における主要な目的は、MIRD 型モデルを用いた計算解析で得た結果について、ESR 計測による線量評価に対する妥当性を検証することである。表 3-2 より、実測結果は MIRD 型モデルの結果と概ね 10%以内で一致していることが確認される。そのため、第 2 章におけるエナメル質線量の解析結果は、今回の実験条件のような被ばくについては十分適用できるものと考えられる。

表 3-2 実測及び計算による空気カーマあたりのエナメル質線量の解析結果

	エナメル質線量 (Gy/Gy)		
	前歯	中央歯	奥歯
(a) ^{137}Cs 線源, AP 照射			
測定値*1	1.05±0.072	1.06±0.042	1.00±0.050
voxel 型*2, CaSO_4 *3	1.09±0.035	1.04±0.030	0.959±0.024
voxel 型*2, 歯エナメル質 *3	1.10±0.043	1.12±0.038	0.991±0.029
MIRD 型*2, 歯エナメル質 *3	1.13±0.046	1.10±0.045	1.10±0.046
(b) ^{60}Co 線源, AP 照射			
測定値*1	0.941±0.030	0.953±0.047	0.891±0.048
voxel 型*2, CaSO_4 *3	1.00±0.039	0.992±0.035	0.894±0.026
voxel 型*2, 歯エナメル質 *3	1.00±0.045	1.00±0.040	0.952±0.031
MIRD 型*2, 歯エナメル質 *3	1.11±0.062	1.06±0.054	0.998±0.048
(c) ^{60}Co 線源, PA 照射			
測定値*1	0.620±0.050	0.652±0.044	0.731±0.038
voxel 型*2, CaSO_4 *3	0.671±0.019	0.601±0.015	0.672±0.015
voxel 型*2, 歯エナメル質 *3	0.679±0.022	0.647±0.019	0.722±0.018
MIRD 型*2, 歯エナメル質 *3	0.526±0.018	0.602±0.021	0.695±0.024

*1: 頭部模型の歯の位置に配置した TLD による実測値

*2: 計算に用いた人体モデル。このうち, voxel 型モデルは, 口腔部に空洞を定義したもの。

*3: エナメル質線量の算定に考慮した歯領域の材質

各領域の線量について詳細に考察した場合、全ての解析結果において、AP 照射では口腔内の歯エナメル質の線量はほぼ一様となった。一方、PA 照射については、MIRD 型モデルによる解析結果において、エナメル質線量は口腔内で奥歯から前歯へ向かって系統的に減少している。しかし、実測結果及び頭部模型の voxel 型モデルにより解析されたエナメル質線量について、口腔内における空間分布の傾向は明確に確認されない。この他、PA 照射では MIRD 型モデルによるエナメル質線量は、頭部模型を用いた実測あるいは voxel

型モデルの解析結果よりも低い値を示した。特に、前歯のエナメル質線量については、20%程度の差異が見られた。なお、同じ頭部模型を用いた歯エナメル質の ESR 計測実験の結果は、線量の口腔内における空間分布について、実測結果及び voxel 型モデルによる計算結果と同様の傾向を示している⁹³⁾。以上より、MIRD 型モデルと他のモデルにおける口腔内の構造の違いが、その内部での光子輸送に影響を与えていると推測される。

実測結果より、第2章の解析で得たエナメル質線量の妥当性が検証されたと考える。そこで、本研究では、MIRD 型モデルを用いた計算解析で得た結果を ESR 計測に基づく被ばく評価における標準的なデータとして示し、次節以降でこのデータを実際の被ばく評価に適用する際の問題点を考察する。

3.5.2 頭部構造のエナメル質線量に与える影響

表 3-3 に MIRD 型モデル及び口腔部を空洞とした voxel 型モデルによるエナメル質線量の解析結果を示す。光子の照射幾何条件は、AP 照射、PA 照射及び RLAT 照射であり、エナメル質線量は歯全体の領域の平均値を示している。

何れの結果も、エナメル質線量が人体に入射する光子のエネルギー及び方向に対して大きく依存する傾向が確認される。2つモデルにより解析されたエナメル質線量は、30keV の RLAT 照射及び PA 照射を除いて 20%以内で一致した。特に、入射光子エネルギーが 300keV 以上では両者の差は、概ね 10%以内の範囲にある。表 3-2 の ⁶⁰Co 線源からの γ 線が PA 照射で人体へ入射した場合は、前歯のエナメル質線量は voxel 型モデルと MIRD 型モデルの間で 20%の差が見られた。しかし、1250keV 光子が入射した場合について、歯の領域全体で平均したエナメル質線量の差は 10%程度となった。これは、各領域の歯の質量の違いに原因があると考えられる。質量の大きな奥歯のエナメル質線量の差は、2つのモデルの間で小さく、PA 照射条件では奥歯の線量が高くなるため、歯全体で平均化した場合は両者の線量はより近くなる。

全般的に MIRD 型モデルにより解析されたエナメル質線量は、AP 照射では voxel 型モデルで解析された値よりも高くなった。また、RLAT 照射で 150keV 以上の光子が入射した場合は同様の傾向を示した。一方で、PA 照射及び RLAT 照射で 80keV 以下の光子が人体に入射した条件では、voxel 型モデルにより計算されたエナメル質線量の方が高くなった。これらの傾向は、顔面組織厚及び口腔部の空洞の有無の違いによるものと考えられる。MIRD 型モデルは、楕円柱を指定する二次式で単純に歯を覆う顔面の軟組織を定義している。一方で、voxel 型モデルは頭部模型の CT 画像に基づき作成されたが、歯を覆う組織が MIRD 型モデルよりも厚くなり、そこでより多くの光子が吸収されたと考える。一方で、PA 照射では、後頭部から入射した光子は、口腔部に空洞がある voxel 型モデルでより多く歯の領域に到達することになる。同様に、80keV 以下の光子が RLAT 照射で人体に入射した場合、口腔部の空洞の影響により、左側に位置する歯に付与されるエネルギーに差が生じる。そのため、voxel 型モデルの解析によるエナメル質線量の方が高くなった。しかし、同じ RLAT 照射でも 150keV 以上の光子が入射した場合は、顔面組織の厚さがエナメル質

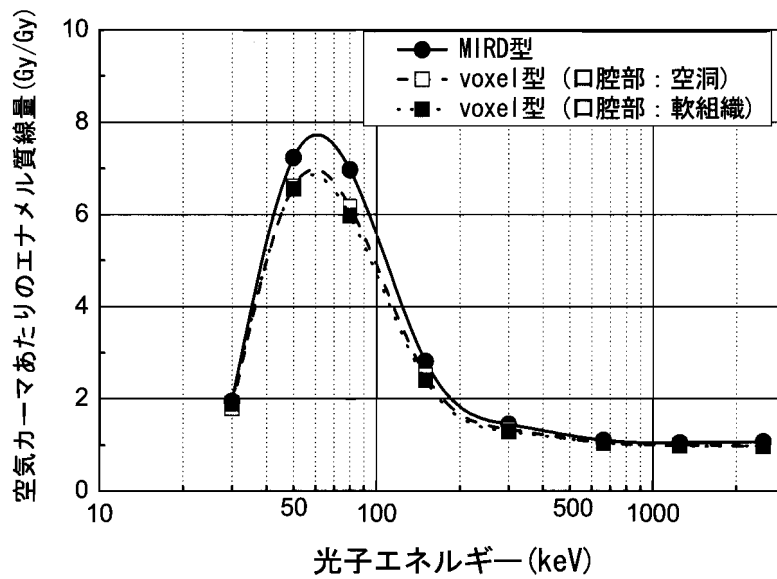
線量に大きな影響を与えて、AP 照射と同様の傾向を示したと考えられる。

表 3-3 2つの人体モデルを用いて計算された空気カーマあたりのエナメル質線量値

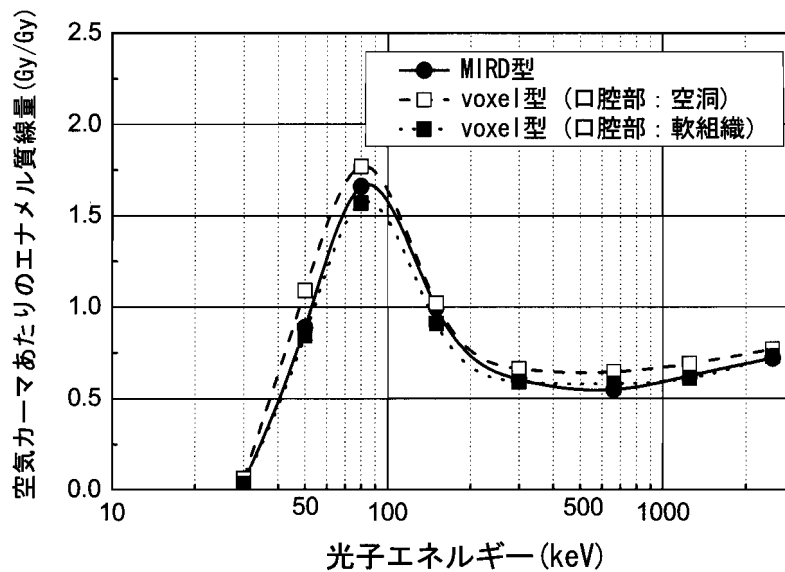
(a) AP 照射 光子エネルギー(keV)	エナメル質線量(Gy/Gy)		エナメル質線量の比
	voxel*	MIRD	voxel/MIRD
30	1.90	1.94	0.979
50	6.56	7.23	0.907
80	5.97	6.97	0.857
150	2.40	2.81	0.854
300	1.28	1.45	0.883
662	1.05	1.10	0.955
1250	0.976	1.04	0.938
2500	0.986	1.07	0.921
(b) PA 照射 光子エネルギー(keV)	エナメル質線量(Gy/Gy)		エナメル質線量の比
	Voxel	MIRD	voxel/MIRD
30	0.062	0.038	1.63
50	1.09	0.889	1.23
80	1.77	1.60	1.11
150	1.02	0.995	1.03
300	0.662	0.604	1.10
662	0.646	0.549	1.18
1250	0.689	0.624	1.10
2500	0.769	0.718	1.07
(c) RLAT 照射 光子エネルギー(keV)	エナメル質線量(Gy/Gy)		エナメル質線量の比
	Voxel	MIRD	voxel/MIRD
30	1.36	0.883	1.54
50	5.24	4.33	1.21
80	4.74	4.68	1.01
150	1.90	2.04	0.931
300	1.11	1.16	0.957
662	0.939	0.982	0.956
1250	0.937	0.956	0.980
2500	0.926	0.962	0.963

*: 医用画像に基づく口腔部に空洞を定義した voxel 型モデル

表 3-2 及び表 3-3 に示す実測及び計算解析の結果は、口腔部構造がエナメル質線量に影響を与えることを示していると考えられる。そこで、図 3-4 に MIRD 型モデル及び口腔部の構造の異なる 2つの voxel 型モデルで解析されたエナメル質線量について、入射光子エネルギーに対する依存性の比較を示す。



(a) AP照射条件



(b) PA照射条件

図 3-4 MIRD 型モデルと voxel 型モデルのエナメル質線量の入射光子エネルギーに対する依存性 (a)AP 照射条件, (b)PA 照射条件

エナメル質線量が最大となるエネルギーは、AP 照射及び PA 照射ともに 100keV 以下となり、モデル間で大きな差は確認されなかった。AP 照射では、光子エネルギーが 150keV 以下の場合、MIRD 型モデルによるエナメル質線量は 2つの voxel 型モデルよりも高くな

った。口腔部に軟組織を定義した場合、AP 照射ではそこで後方散乱された光子がエナメル質にエネルギーを沈着する可能性もある。しかし、本解析では2つの voxel 型モデルの間でエナメル質線量に差は確認されなかったため、この後方散乱がエナメル質線量へ与える影響は小さいと考えられる。

一方、PA 照射では MIRD 型モデルにより解析されたエナメル質線量は、口腔部の空洞部を軟組織に置き換えた voxel 型モデルによる値と全てのエネルギー範囲で近くなった。特に、100keV 以下の低エネルギー領域では、口腔部の構造により大きくエナメル質線量が増加した。この結果は、光子が人体の後方から入射する条件では、歯にエネルギーを付与する前に光子が透過する頭部組織の構造がエナメル質線量に影響を与えることを示している。しかし、50keV 以上の光子入射については、エナメル質線量の差は多く見積もっても、その差は 20%となっている。

上で述べたように、MIRD 型とは異なる人体モデルを用いた計算解析により、頭部構造がエナメル質線量に与える影響を定量的に解析した。特に、口腔部の構造を変化させたモデルをいくつか定義して、エナメル質線量を詳細に解析した。本解析によって、30keV の光子が入射した条件ではエナメル質線量が人体モデルにより大きく変化することが確認された。しかし、それ以外の条件では、頭部の構造の影響を大きく受けることはなかった。そのため、第2章の表 2-4 及び表 2-5 で示すデータは、歯エナメル質の ESR 計測に基づく線量評価に十分適用できると考えられる。

3.5.3 他の解析結果との比較

本研究が実施された後で、海外研究機関において人体モデルを用いたエナメル質線量を解析した¹⁰⁴⁾。この他機関における結果と本研究での計算結果の比較を図 3-5 に示す。

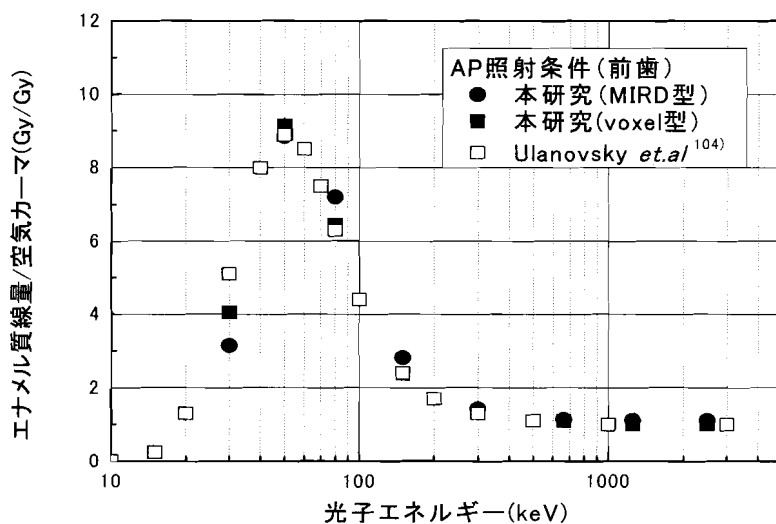


図 3-5 本研究と Ulanovsky ら¹⁰⁴⁾の結果の比較

本研究の結果については、MIRD 型及び口腔部に空洞を持つ voxel 型モデルによる結果を示している。図 3-5 に示す結果のうち、Ulanovsky らは、エナメル質を分離して定義した voxel 型モデルを使用している¹⁰⁴⁾。本研究においては、歯のモデル及び輸送計算に近似的な手法を採用し、エナメル質線量は歯の領域における線量からカーマ係数を用いて補正して算出したが、両者には大きな差がないことが確認できる。図 3-5 の結果は、本研究で採用した MIRD 型モデルを用いた近似的な手法による解析が、歯のエナメル質における線量を、妥当的な結果を与えたことを示している。

3.5.4 口腔内の線量分布による入射光子方向の推定法

成人の歯は 28 から 32 個存在するため、ESR 計測に使用する歯エナメル質については、一人の被ばく者から複数個の試料を採取できる可能性もある。そのため、同一被ばく条件でも ESR 計測で評価される線量が、歯の存在位置の違いによりエナメル質試料の間で差が生じる可能性がある。表 3-4 に 50keV から 1250keV までの光子エネルギー入射条件について、MIRD 型モデルで分割した 5 つの歯の領域におけるエナメル質線量の口腔内での空間的な分布傾向を示す。ここで、各領域の体積は、全て均等としたので約 4.1 cm³ となっている。全領域の五分の一となるエナメル質線量は、表 2-4 に示す全領域のエナメル質線量よりも大きな不確かさを持つことになる。しかし、ここに示す条件については、分割された各領域のエナメル質線量の f.s.d は 10% 以下であった。歯の口腔内における空間分布の変化の傾向は、入射する光子の角度に対しては、全体的に左右対称となることが既に確認された。そこで、光子が図 2-2 の照射ジオメトリで $\theta = 0^\circ$ から 180° までの 30° 毎という右側から入射した場合について、表 3-4 に結果を示す。また、左右の対称性をここでも確認するため、LLAT 照射条件 (図 2-2 で $\theta = 270^\circ$) の結果も併せて示す。ここでは、全ての数値は、分布傾向を確認するために前歯における線量値を 1.0 として、他の領域のエナメル質線量はそれに対する相対値として示している。

計算解析は、人体へ入射する光子エネルギーが低いほど、エナメル質線量は口腔内でより大きく変化する傾向を示した。これは、低エネルギー光子入射では、口腔の小さな領域でも光子がより多く吸収される理由による。一方で、高エネルギー光子は、人体の前よりの方向から入射する条件では、各領域のエナメル質線量にあまり差は生じなかった。

人体の後方あるいは側方から光子が入射する条件では、高エネルギーでもエナメル質線量が口腔内の空間で分布する傾向が確認される。光子が後方から入射した場合は脊柱において、側方から入射した場合は入射面側の歯などで相互作用を起こして、口腔内では入射時よりもエネルギーが低下する。そのため、低エネルギー光子が入射した場合と同様に、より多くの光子が口腔内の組織で吸収されると考えられる。

表 3-4 エナメル質線量の口腔内における空間分布

光子入射角度 θ (図 2-2 参照)	(a) 50keV				
	前歯*	右中歯	左中歯	右奥歯	左奥歯
0 (AP 照射)	1.0	0.89	0.89	0.66	0.64
30	1.0	1.0	0.64	0.92	0.36
60	1.0	1.3	0.49	1.2	0.41
90 (RLAT 照射)	1.0	1.8	0.59	2.0	0.56
120	1.0	2.6	0.85	3.2	1.2
150	1.0	1.1	1.1	2.9	1.3
180 (PA 照射)	1.0	1.6	1.5	3.0	3.3
270 (LLAT 照射)	1.0	0.52	1.7	0.55	1.9
光子入射角度 θ	(b) 80keV				
	前歯*	右中歯	左中歯	右奥歯	左奥歯
0 (AP 照射)	1.0	0.99	1.0	0.93	0.90
30	1.0	1.1	0.88	1.1	0.64
60	1.0	1.2	0.72	1.2	0.65
90 (RLAT 照射)	1.0	1.4	0.70	1.6	0.71
120	1.0	1.6	0.84	2.1	1.0
150	1.0	1.3	1.0	2.5	1.3
180 (PA 照射)	1.0	1.4	1.3	2.0	2.1
270 (LLAT 照射)	1.0	0.77	1.4	0.74	1.6
光子入射角度 θ	(c) 150keV				
	前歯*	右中歯	左中歯	右奥歯	左奥歯
0 (AP 照射)	1.0	1.0	1.0	1.0	0.96
30	1.0	1.0	0.92	1.1	0.76
60	1.0	1.1	0.76	1.2	0.71
90 (RLAT 照射)	1.0	1.3	0.81	1.4	0.79
120	1.0	1.4	0.89	1.7	1.0
150	1.0	1.2	1.1	1.9	1.3
180 (PA 照射)	1.0	1.3	1.4	2.1	1.9
270 (LLAT 照射)	1.0	0.88	1.3	0.85	1.5
光子入射角度 θ	(d) 300keV				
	前歯*	右中歯	左中歯	右奥歯	左奥歯
0 (AP 照射)	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
30	1.0	1.0	0.94	1.1	0.84
60	1.0	1.0	0.85	1.1	0.75
90 (RLAT 照射)	1.0	1.2	0.83	1.3	0.77
120	1.0	1.4	0.92	1.5	1.0
150	1.0	1.1	0.94	1.6	1.0
180 (PA 照射)	1.0	1.3	1.3	1.7	1.7
270 (LLAT 照射)	1.0	0.79	1.1	0.70	1.2

*前歯領域のエナメル質線量を 1.0 として、他の領域のエナメル質線量の相対値を示す。

(表 3-4 のつづき)

光子入射角度 θ (図 2-2 参照)	(e) 662keV				
	前歯*	右中歯	左中歯	右奥歯	左奥歯
0 (AP 照射)	1.0	0.95	1.0	0.91	1.0
30	1.0	1.0	0.97	1.0	0.82
60	1.0	1.0	0.80	1.1	0.77
90 (RLAT 照射)	1.0	1.1	0.86	1.2	0.78
120	1.0	1.3	0.96	1.4	0.93
150	1.0	1.1	1.0	1.4	1.1
180 (PA 照射)	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4
270 (LLAT 照射)	1.0	0.90	1.2	0.81	1.2
光子入射角度 θ	(f) 1250keV				
	前歯	右中歯	左中歯	右奥歯	左奥歯
0 (AP 照射)	1.0	0.92	0.98	0.88	0.92
30	1.0	0.99	0.88	0.91	0.81
60	1.0	1.0	0.93	1.0	0.86
90 (RLAT 照射)	1.0	1.1	0.87	1.1	0.89
120	1.0	1.1	0.84	1.2	0.81
150	1.0	0.98	0.95	1.3	1.0
180 (PA 照射)	1.0	1.2	1.1	1.3	1.3
270 (LLAT 照射)	1.0	0.93	1.1	0.86	1.1

*前歯領域のエナメル質線量を 1.0 として、他の領域のエナメル質線量の相対値を示す。

しかし、歯エナメル質を用いた ESR 計測による線量評価は、25%程度の不確かさを見積もる必要があると報告されている²⁸⁾。したがって、実際には、150keV 以下の低エネルギー光子被ばくにおいて、口腔内のエナメル質線量分布を明確に確認できると予想される。この場合、エナメル質線量の口腔内の分布が光子の入射方向の推定に有益な情報となる。一方、この結果から、ESR 計測によるエナメル質線量の空間分布が明確に確認されなかった場合、300keV 以上の光子が被ばくに大きく寄与したと理解することが適当と考える。このような条件では、表 2-4 及び表 2-5 の解析結果と併せて、エナメル質線量は補正することなく、体幹部の臓器線量あるいは全身の線量を十分合理的に評価できると予想される。

3.5.5 エネルギー分布を有する光子被ばくに対する ESR 計測に基づく臓器線量の評価

図 3-3 の S 点に 1250keV の光子を等方的に放出する線源を仮想した場合について、MCNP-4B コードにより解析した A 点における光子エネルギー分布を図 3-6 に示す。線源から放出された 1250keV の一次光子の他に、床、壁及び天井で散乱されてエネルギーが低くなった散乱線が、多く混在していることが確認される。

各光子エネルギービンに対応する換算係数を乗じて、エネルギー分布を考慮した骨領域の線量を算出した。ここでは、作業者の線源への向きが特定できず、評価点の周辺を一樣に徘徊したという状況を仮定し、照射条件として $\text{Angl}(\text{avr.})$ を考慮した。この条件に対応する換算係数は表 2-4 から選択した。また、各エネルギービンに対応する換算係数は、ラ

グランジュの4点近似により内挿して算出した。

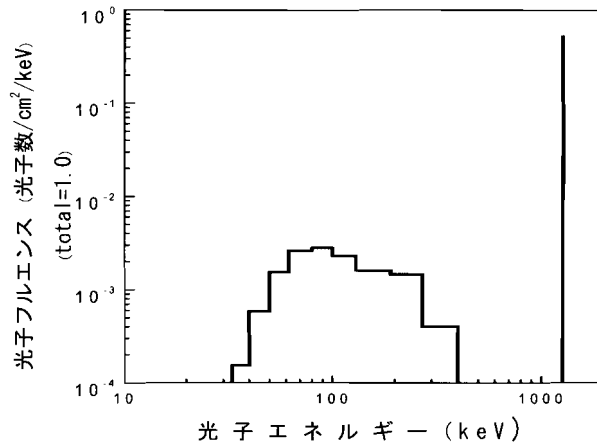


図 3-6 図 3-3 で仮想した場の A 点における光子エネルギー分布
(S 点に仮想した線源から放出される光子エネルギー：1250keV)

表 3-5 に A 点における散乱線の寄与を考慮した場合について、エナメル質線量、赤色骨髄及び骨表面の線量を示す。また、各線源からの一次光子のみを考慮した場合についての数値も併せて示す。例えば、1250keV の光子線源の場合、図 3-6 に示すように床などで散乱された 50keV から 200keV までの光子が、骨領域の線量の算出に寄与する。このエネルギー領域では、第 2 章で既に議論したように、元素組成の違いによりエナメル質線量は他の臓器線量よりも高くなる。その結果、光子線源のエネルギーが 150keV 以上の場合、エナメル質線量は散乱線寄与の考慮の有無により変化することが確認された。

表 3-5 A 点における空気カーマあたりの歯エナメル質及び骨部の線量
(Angl.(Avr.)条件, 単位: Gy/Gy)

S 点の光子線源 のエネルギー (keV)	赤色骨髄		骨表面		エナメル質線量	
	(P)*1	(D)*2	(P)*1	(D)*2	(P)*1	(D)*2
50	0.447	0.425	1.86	1.77	4.13	3.92
80	0.743	0.680	2.01	1.99	4.45	4.42
150	0.852	0.794	1.23	1.55	1.95	2.97
300	0.815	0.801	0.931	1.27	1.09	2.12
662	0.820	0.807	0.872	1.14	0.907	1.74
1250	0.854	0.826	0.891	1.11	0.889	1.62
2500	0.892	0.852	0.924	1.11	0.922	1.54

*1:(P)一次光子のエネルギーのみを考慮した値。

*2:(D) A 点における散乱線の寄与を考慮して算出した値

散乱線の考慮が線量評価へ与える影響をより明確にするため、エナメル質線量に対する赤色骨髄及び骨表面の比について、A点における散乱線の考慮の有無による変化を表3-6に示す。骨表面は、人体組織の中でもカルシウム、リンなどを多く含むため、エナメル質線量に対する比が散乱線の考慮の有無により受ける影響は小さくなる。一方、赤色骨髄は、軟組織に近い元素で構成されるため、散乱線の考慮が、エナメル質線量に対する比へ与える影響が大きくなった。また、線源エネルギーが低い場合は、エナメル質線量に対する骨領域の線量の比は、散乱線の考慮により影響を受けないことが分かる。これは、散乱線の影響が相対的に小さくなるためである。ただし、この解析では散乱線の特に多い状況を仮想していることに注意する必要がある。例えば、人体の向きが特定できた場合、線量評価においては人体へ入射する光子について散乱線の寄与は少なくなるため、エナメル質線量は他の臓器線量により近くなると考える。

表3-6 A点におけるエナメル質線量から骨部の線量への換算係数
(Angl.(Avr.)条件, 単位: Gy/Gy)

S点の光子線源の エネルギー(keV)	赤色骨髄線量/ エナメル質線量		骨表面線量/ エナメル質線量	
	(P)*1	(D)*2	(P)*1	(D)*2
50	0.108	0.108	0.450	0.451
80	0.167	0.154	0.452	0.450
150	0.437	0.267	0.631	0.522
300	0.748	0.378	0.854	0.599
662	0.904	0.464	0.961	0.655
1250	0.961	0.510	1.00	0.685
2500	0.967	0.553	1.00	0.721

*1:(P)一次光子のエネルギーのみを考慮した値。

*2:(D)A点における散乱線の寄与を考慮して算出した値

以上の結果より、歯エナメル質の ESR 計測に基づく臓器線量の評価において、低エネルギー光子の寄与が無視できない場合、以下の手順を踏む必要があることが分かる。

- 1) 散乱線の考慮を含む場の光子エネルギー分布を正確に調査、評価する。
- 2) 被ばく時の幾何条件の情報に基づき、評価された光子エネルギー分布に対応するエナメル質線量から臓器線量への換算係数を算出する。
- 3) 2)で算出された換算係数を用いて、エナメル質線量から臓器線量を評価する。

3.6 まとめ

第2章でMIRD型モデルを用いて計算解析したエナメル質線量について、物理的な頭部模型を用いた光子照射実験により検証した。ここでは、3000keVまでの光子に対して歯エナメル質とほぼ同等の質量エネルギー吸収係数を有するCaSO₄のTLDを頭部模型の口腔

部に配置した。また、実測に使用した物理ファントムの CT 画像に基づき、voxel 型モデルを作成した。このモデルを用いて口腔部のエナメル質線量を計算により解析し、実験手法の妥当性及び結果を検証した。そのため、voxel 型モデルでは、歯の部位の材質として CaSO_4 を定義したモデルも作成した。計算解析の結果、TLD によるエナメル質線量の実測は十分に妥当性があることが確認された。また、TLD による実測結果及び voxel 型モデルのエナメル質線量の計算結果は、MIRD 型モデルで解析された値と近くなった。以上より、第 2 章で様々な光子被ばく条件に対して MIRD 型モデルを用いて解析されたエナメル質線量は、ESR 計測に基づく被ばく評価において十分適用可能であると考えられる。

実測による検証を受けて、MIRD 型モデルによる解析結果を実際の被ばく評価に適用した場合についての問題点を解析、考察した。最初に、voxel 型モデルを用いた計算により、人体の頭部構造が歯エナメル質の受ける線量に与える影響を解析した。特に、MIRD 型モデルと voxel 型モデルでは口腔部構造が異なるので、これがエナメル質線量に与える影響を詳細に解析した。その結果、100keV 以下の低エネルギー領域では、人体構造の違いにより線量値は大きな不確かさを伴うことが示されたが、その差は概ね 20%以内にあることが確認された。この結果は、MIRD 型モデルにより解析されたデータが人体頭部にある歯のエナメル質が受ける線量に対して代表値になることを示すと考える。

続いて、光子の人体への入射方向について、口腔内のエナメル質線量の空間分布から推測する方法を検討した。その結果、線量の空間的な分布が系統的に確認できた場合は、低エネルギー光子による被ばくの可能性があることが明らかとなった。一方、エネルギー分布に差が生じない場合は、ESR 計測に基づくエナメル質線量は、他の臓器線量に近くなる条件と推測される。第 2 章での解析結果と併せて、このような条件では、エナメル質線量をそのまま臓器線量あるいは全身線量とした場合でも、合理的な被ばく評価が可能であると考えられる。最後に、単色エネルギー光子による被ばく条件で解析及び実測された結果について、エネルギー分布を有する光子による被ばくを受けた条件への適用性を解析した。その結果、周辺構造物などにおいて散乱された光子が被ばくに大きく寄与する場合、そのエネルギー分布を考慮する必要があることを示した。

第 2 章及び第 3 章に示す研究成果を反映させることにより、歯エナメル質の ESR 計測に基づき、より正確な被ばく線量評価が可能となったと結論付けることができる。

第4章 臨界事故被ばくにより体内に生成される ^{24}Na 量と 人体被ばく線量の換算関係の研究

4.1 まえがき

体外からの放射線被ばくについて、防護上で重要な線種としては光子及び中性子がある。このうち、光子被ばくを伴う緊急時における線量評価については、第2章及び第3章で議論した。そこで、本章及び次章においては、中性子の寄与が含まれる緊急時における線量評価法の開発を議論する。

過去の放射線事故に係る調査から、甚大な線量の中性子被ばくを伴う事例としては、臨界事故を考慮する必要があると考えられる。臨界事故では、原子炉内とは異なり制御不能な核分裂の連鎖反応により、大量の中性子及び γ 線が発生する。そのため、万が一にも放射線源となる核燃料の近傍に作業者などがいた場合、重篤な健康影響の現れるような被ばくを受けることになる。このような被ばく者の健康影響の回復のために、事故後早期の段階で被ばく線量を評価して、その情報に基づき効果的な医療措置の計画を立案する必要がある⁵³⁾。ここでは、臨界事故時には高線量の被ばくをごく短時間に受けるため、日常の放射線モニタリングに使用される測定器が有益な評価結果を与えない可能性もある点を留意する必要がある。そのため、放射化箔を組み合わせた検出器、大線量被ばく時の測定を目的として開発された線量計などを利用した手法が推奨される^{53), 62), 63), 64)}。しかし、第1章でも述べたように、過去の臨界事故では線量計などを携行していない者に対する線量評価が要求された例がある¹²⁾。このような場合、人体中あるいは周囲の物質中の安定元素が中性子の相互作用により放射化して生成した放射性同位元素の放射能値に基づき、被ばく線量を評価する手法が有効となる。人体の全身にわたって組織あるいは血液には安定ナトリウム(^{23}Na)が一定の割合(1.4g/kg)で存在する⁵⁵⁾。この安定ナトリウムの中性子捕獲反応、 $^{23}\text{Na}(n, \gamma)^{24}\text{Na}$ 、で生成する ^{24}Na は、放出される γ 線のエネルギーは1.37MeV及び2.75MeVとスペクトル測定において優位な条件にある。また、 ^{24}Na 核種の半減期は14.96時間であるが、体内元素の放射化で生成した放射性同位元素の中でも長い。そのため、中性子被ばくにより体内に生じた ^{24}Na 量に基づく線量評価は有効な手段となりえる。

その一方で、 ^{24}Na 生成量と線量の換算関係は、人体へ入射する中性子エネルギーにより大きく変化することが指摘されてきた⁵³⁾。臨界事故の現場の放射線特性のうち、中性子のエネルギーは核分裂に伴い発生した際は数MeV程度である。しかし、その後は周辺構造物との相互作用により分子の熱運動と同等の1eV未満まで減速する。また、 γ 線と中性子の混在の様態は、臨界事故の発生条件により大きく変化するが、 γ 線被ばくに伴う線量は、中性子被ばくに伴う ^{24}Na 生成量とは直接には関係付けられないという問題点も指摘されてきた^{65), 66)}。以上の理由により、この手法単独では、他のバイオドシメトリと比較しても、事故発生直後の評価として信頼性が低いとされ、大線量の被ばくを受けた者をスクリーニングすることを意図した手法と位置づけられてきた。

以上の背景から、臨界事故時に体内で生成される ^{24}Na の放射能値に基づき、迅速な線

量評価を可能とする手法を確立するための研究を行う。本章では、核燃料を含むいくつかの線源条件を仮定し、それぞれの条件に関して体内に生成する ^{24}Na 量と被ばく線量の定量的な関係を解明する。ここで、核分裂に伴い発生する中性子及び γ 線についての放射線輸送については、3次元体系を用いて模擬できる MCNP コード⁷⁾によるモンテカルロ計算法を採用する。また、人体中での中性子の透過が、体内における ^{24}Na の生成に与える影響を解析し、この線量評価法が体格あるいは人体への放射線の入射方向により受ける影響を解明する。

4.2 迅速な線量評価に必要なデータ

最初に、体内に生成される ^{24}Na 量に基づく線量評価において必要なデータについて考察した。体内における ^{24}Na の生成には、安定ナトリウムの中性子捕獲反応が関係する。図 4-1 に示すように、この捕獲反応の断面積はエネルギーの減速とともに大きくなり、 10^2eV 単位を中心としてエネルギーが分布する熱中性子で最大となる¹⁰⁵⁾。また、中性子による被ばく線量の指標となる軟組織のカーマ係数¹⁰⁶⁾について、入射中性子エネルギーに対する依存性を示す。このグラフは、中性子エネルギーにより単位フルエンス当たりのカーマ係数が 10keV 以上で急激に増加し、 10^2 倍以上変化することを示している。

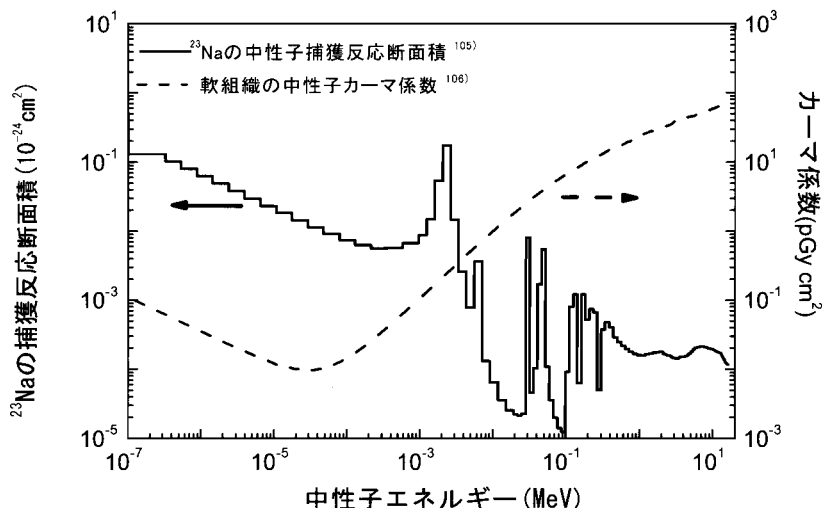


図 4-1 安定ナトリウムの捕獲反応断面積¹⁰⁵⁾及び軟組織の中性子カーマ係数¹⁰⁶⁾の中性子エネルギーに対する依存性

これらの物理量に深く関係する中性子のエネルギー分布は、臨界事故の線源となる核燃料の構造により大きく変化する。核燃料の組成は、一般的に溶液状のものと水素を含まない重金属のものに大きく分類される。核分裂に伴い発生する中性子は、質量の近い水素を多く含む溶液状の燃料ではより減速されるが、重金属からなる核燃料物質では十分に減速

される前に漏洩する可能性が高くなる。一方で、中性子とともに核分裂反応で発生する γ 線は、水素のような軽い元素中ではより透過しやすく、重金属では吸収される確率が高くなる。そのため、事故の放射線源となる核燃料の組成が、中性子のエネルギー分布及び γ 線との混在の様態に大きな影響を与えることになる。これに加えて、線源と人体の間に遮へいが存在する場合、水素を含むコンクリートと鉄などの金属の間では、同様の理由により漏洩する中性子及び γ 線のエネルギー分布、両者の混在比といった放射線特性が変化する。なお、近年に発生した臨界事故においては、線源体系に関する情報は比較的早い段階で得られている^{10), 11), 12)}。

臨界事故時の線量評価においては、中性子と γ 線による混在被ばくを考慮する必要がある。線量は第2章でも述べたように、質量あたりのエネルギー付与で定義されるが、中性子は γ 線と同様に電荷を持たないため、生体反応との相互作用に生じた荷電粒子が生体中のエネルギー付与に関係する。 γ 線については、相互作用により生体中の元素の軌道電子が自由になり、その自由電子がエネルギー付与に関係する。一方、中性子については、体内元素との相互作用により、種々の荷電粒子を発生させることが知られている^{72), 73)}。熱中性子などの低エネルギー中性子による被ばくでは、水素核が関与する中性子捕獲反応、 $H(n, \gamma)D$ を通じて発生する2.2MeVの γ 線による被ばくの寄与が大きいとされる。一方、人体に入射する中性子のエネルギーが100keV以上になった場合、中性子に反跳された水素核(陽子)によるエネルギー沈着が被ばく線量に大きく寄与する。また、中性子エネルギーがより高くなった場合、他の荷電粒子反応(n, d), (n, α)で発生する重陽子あるいは α 粒子(${}^4\text{He}$ 核)が人体組織へのエネルギー沈着に寄与する。巨視的な体積中でのエネルギー付与が同じでも、電子とそれ以外の荷電粒子では電離密度の違いにより、生体の受ける影響が異なる。一般的に線量が低いほどその差が大きく、第2章で述べた放射線荷重係数は、低線量域における各放射線種の生物に対する効果比により決定される。しかし、低線量被ばくと同様に、高線量被ばくでも二つの放射線種の間では人体の受ける健康影響は異なる¹⁰⁷⁾。そのため、医療措置の方針に必要な情報を与えることを考慮した場合、両者は弁別して評価する必要があると考える。

ICRPなどの国際機関の勧告では、放射線事故などの緊急時における評価で用いる線量の概念及びその単位の指摘がなされている²⁾。第2章の2-1式にある放射線荷重係数は、中性子に対しては5から20までの数値が与えられているが、この数値は低線量被ばくによる確率的影響の発現を考慮して定義されている。放射性核種 ${}^{24}\text{Na}$ は、半減期がおおよそ15時間であるため、エナメル質を用いたESR計測と異なり、長期的な健康影響の調査に適用される可能性は低い。すなわち、急性障害の発生を考慮する必要がある臨界事故の評価では、2-1式及び2-2式で定義される等価線量及び実効線量は本研究の対象とする被ばく事例では完全に不適切である。そこで、中性子及び γ 線による被ばく線量を弁別して吸収線量単位で評価し、その後に医療機関が考慮すべき健康影響から中性子の線量に適切な荷重係数を乗じることが効果的であると考えられる。

以上の観点から、本章では体内 ${}^{24}\text{Na}$ の放射能値に基づく線量評価法を開発するため、

以下のデータを解析することとした。

- 1) 燃料の組成，構造及び遮へい体の材料，厚さを変化させたいくつかの線源条件を仮想して，そこから漏洩する放射線特性（中性子， γ 線のエネルギー分布及び両者の混在の様態）
- 2) 1)で解析した特性を有する中性子により被ばくした場合について，体内に生成される ^{24}Na 放射能，人体の受ける被ばく線量（吸収線量単位）
- 3) 2)について，被ばくの幾何条件及び体格が与える影響に関する定量的な解析

4.3 モンテカルロ計算コード MCNP を用いた基礎データの解析

前節の考察に基づき，体内に生成する ^{24}Na 量に基づく迅速な線量評価に必要なデータを以下のように解析した。

- 1) いくつかの想定した臨界事故の線源条件における放射線特性
- 2) 解析した放射線特性により被ばくした場合の生成 ^{24}Na 量と被ばく線量の換算関係
- 3) 以上の結果を線量評価に適用するための詳細解析

4.3.1 種々の臨界事故条件における放射線特性の解析

材質中における中性子，光子及び電子の輸送を三次元体系で模擬する汎用の連続エネルギーモンテカルロコード MCNP-4B コード⁷⁷⁾は，米国のロスアラモス国立研究所で開発された。この MCNP-4B コードの特徴の一つとして，水素から核分裂性物質などの重元素までの物質を取り扱うことができる。また，ユーザーは複雑な形状について，それを表現する数式のパラメータを指定することにより簡単に定義することが可能である。以上の理由から，本研究の解析では MCNP-4B コードを用いた。

放射線の輸送計算に加えて，MCNP-4B コードは KCODE カードを使用することにより，核燃料中の核分裂の連鎖反応を解析する固有値計算を行うことができる⁷⁷⁾。そこで，KCODE カードを使用して，種々の臨界事故条件に関する放射線特性を解析することにした。解析では，原子力分野で広く使用されている ^{235}U を含む核燃料を仮定した。線源となる核燃料から発生する中性子エネルギー分布は，MCNP-4B コードで指定可能な以下の Watt 型の核分裂スペクトルに従わせた⁷⁷⁾。

$$\phi(E) = C \cdot \exp(-E/0.988) \cdot \sinh(2.249)^{1/2} \quad (4.1)$$

ここで， $\phi(E)$ は核分裂中性子のフルエンス， E はエネルギー， C は定数である。

また，従来の多くの解析では，線源条件について中性子エネルギースペクトルのみが対象とされており， γ 線の特性が解析された例は少なかった。しかし，KCODE の使用により，中性子と同時に核分裂により発生する γ 線の輸送も模擬することが可能であるので，同時に γ 線の特性も解析した。

本研究では，過去の多くの事故の原因となった溶液状の核燃料を主要な対象とした⁹⁾。その組成は 1999 年に我が国で発生した臨界事故の条件を参考に表 4-1 のように定義した

¹⁰⁸⁾。溶液状の燃料は、表 4-1 の元素で構成されるステンレス鋼の 3mm 厚容器に封入させた条件を想定した。KCODE カードを用いた固有値計算により、核分裂前後の中性子数の収支バランス、実効増倍率(k_{eff}) が求められる。MCNP コードでは、 k_{eff} の値が 1 を超えた場合、核燃料中で核分裂の連鎖反応が発生していると判断される。本解析ではウラン溶液燃料の半径を 1mm ごとに変化させて、最初に 1 を超えた値を溶液状燃料の半径とした。

表 4-1 エネルギースペクトル解析で考慮したウラン溶液燃料及びステンレス鋼容器

元素	原子個数密度 ($\times 10^{24}$ 原子/cm ³)	
	ウラン溶液燃料*	ステンレス鋼容器
H	5.851 x 10 ⁻²	
C		2.173 x 10 ⁻³
N	2.178 x 10 ⁻³	
O	3.752 x 10 ⁻²	
Si		1.696 x 10 ⁻³
P		6.921 x 10 ⁻⁵
S		4.457 x 10 ⁻⁵
Cr		1.741 x 10 ⁻²
Mn		1.734 x 10 ⁻³
Fe		5.787 x 10 ⁻²
Ni		8.112 x 10 ⁻³
²³⁴ U	1.432 x 10 ⁻⁶	
²³⁵ U	1.782 x 10 ⁻⁴	
²³⁸ U	7.586 x 10 ⁻⁴	

*:表 4-2 における溶液 C

表 4-2 計算解析で仮想したウラン燃料の大きさ及び水素と ²³⁵U の原子個数比

ウラン燃料	半径(cm)	水素と ²³⁵ U の 原子個数比(H/ ²³⁵ U)
金属燃料	8.74	0
溶液 A	17.4	100
溶液 B	18.6	200
溶液 C	20.2	328
溶液 D	23.8	500
溶液 E	30.0	742
溶液 F	42.4	1000
溶液 G	50.0	1094

また、水素と ²³⁵U の比を表 4-2 のように変化させて、様々な大きさの溶液状の核燃料から漏洩する放射線特性を解析した。これに加えて、中性子の減速傾向が小さくなるような

水素を含まない核燃料を仮想した（以下、本研究では金属燃料と扱う。）。この他に、放射線の減速傾向を強める遮へい体が核燃料と被ばく者の間にある体系も想定した。遮へい体の材質として広く原子力施設で使用されているコンクリート、重コンクリート、鉄及び鉛を採用し、元素組成及び厚さを表 4-3 のように定義した¹⁰⁹⁾。

表 4-3 エネルギースペクトル解析で考慮した遮へい材の物質

元素	原子個数密度 ($\times 10^{24}$ 原子/cm ³)			
	コンクリート	重コンクリート	鉄	鉛
H	1.299 x 10 ⁻²	9.988 x 10 ⁻³		
C	1.082 x 10 ⁻⁴			
O	4.305 x 10 ⁻²	4.389 x 10 ⁻²		
Mg	1.161 x 10 ⁻⁴	4.325 x 10 ⁻⁵		
Al	1.632 x 10 ⁻³	1.650 x 10 ⁻⁴		
Si	1.558 x 10 ⁻²	2.375 x 10 ⁻³		
S		1.351 x 10 ⁻³		
Ca	1.409 x 10 ⁻³	2.278 x 10 ⁻³		
Fe	3.235 x 10 ⁻⁴	2.360 x 10 ⁻²	8.487 x 10 ⁻²	
Pb				3.296 x 10 ⁻²
密度 (gcm ⁻³)	2.10	3.72	7.87	11.34
考慮した厚さ (cm)	10,20,30,40,50	10,20,30,50	5,10,20,30,50	5,10,20,50

これらの物質中における中性子の輸送を決定する中性子反応断面積として、評価済みの核データライブラリ JENDL3.2¹¹⁰⁾から編集した断面積ファイル FSXLIB-J3R2¹¹¹⁾を使用した。一方、 γ 線輸送を決定する光子反応断面積は、MCNP-4B コードで標準的なライブラリとされている MCNPLIB02¹¹²⁾を用いた。

臨界事故時において、被ばく者に入射する放射線特性は、核燃料から放出された後に透過してきた物質の材質、厚さに大きく依存し、その幾何的な形状の影響は受けないとされている⁵³⁾。そこで、今回は球状の核燃料及び遮へい材を含む体系を想定し、その周辺を覆う球状の表面衝突評価子 (F2 タリー) を定義した。体系から漏洩する中性子及び γ 線のエネルギー分布及び両者の定量的な混在比は、この評価子を横切る粒子をスコアリングして解析した。なお、MCNP-4B コードでは、核分裂生成物(F.P.)により発生する γ 線の輸送を模擬することはできない。しかし、核燃料物質の近傍から早期に退避した場合については、最初の核分裂に伴い放出される中性子及び γ 線が被ばく線量に大きく寄与する^{12),53)}。

4.3.2 体内生成 ²⁴Na 量から人体被ばく線量への換算係数

次に、解析された放射線エネルギー分布を有する中性子及び γ 線が人体に入射した場合について、体内に生成される ²⁴Na 量及び被ばく線量を計算した。計算コード及び断面積データは、4.3.1 における解析と同様のものを採用した。また、人体モデルとして、第 2

章の解析と同様に MIRD 型モデルを使用した。ソフトウェア BodyBuilder¹¹³⁾を使用して、MCNP-4B コードの入力形式に従うデータに変換した。この変換された MIRD 型モデルのデータは、山口のモデルと同様に食道の追加及び首の構造の改良を加えた Eckerman らが開発したモデル¹¹⁴⁾に合致している。しかし、第 2 章の解析に用いたものと比較した場合、頭部及び首部の外形や位置、これらの内部にある脊柱及び甲状腺の位置や形状に差異が確認された。そこで、図 2-1(a)に示すモデルに合致するように、頭部及び首部のデータを修正した。

MCNP-4B コードでは、核分裂性物質を仮想した場合を除いて、中性子及び γ 線を同時に発生させる線源を定義することはできない。そこで、中性子、 γ 線が人体モデルの全身に前方より均一に入射する条件 (AP 照射) を仮定して、個別の計算を実行した。中性子被ばくについては、人体の元素の捕獲反応による γ 線による線量 (捕獲 γ 線線量) は、4.2 節で述べた理由から他の荷電粒子のエネルギー沈着による線量 (中性子線量) を弁別して解析した。前者は、MCNP-4B コードのエネルギー沈着タリー (F6 タリー) を使用して算出した。また、中性子線量については、飛跡長タリー (F4 タリー) を用いて人体各部のエネルギー毎の中性子フルエンスを算出して、ICRU46 に示されている人体各組織のカーマ係数¹⁰⁶⁾を乗じて近似的に線量を算出した。この近似手法は、中性子のエネルギー 20MeV までについて適用されることが知られている^{72), 73)}。上記の 4-1 式に従い発生する核分裂中性子のエネルギーは、2 MeV 付近にピークを持ち、99%以上が 20MeV までに分布を有する。なお、ICRU46 にあるカーマ係数は、成人の軟組織、肺組織、赤色骨髄及び骨皮質に対するものであった。本研究では、この他に平均的な骨組織に対するカーマ係数を Caswell らのデータから算出したカーマ係数も線量解析に使用した¹¹⁵⁾。他の生物学的なバイオドシメトリでも全身線量が評価されるので、線量換算係数については、 ^{24}Na 量と人体の全身被ばく線量を関係付けるものを主に解析した。 γ 線被ばくに対する線量 (γ 線線量) は、F6 タリー) を使用して算出したが、計算結果は γ 線被ばくに対するものとして一度規格化される。そこで、中性子被ばくに伴う ^{24}Na 量と γ 線被ばく線量の換算関係は、放射線特性の解析時に得た中性子と γ 線の全エネルギーにわたるフルエンスの総和比で補正した。

従来の解析では、体内に生成する ^{24}Na 量は、中性子が人体に捕獲される確率を解析して、全元素の反応断面積に対するナトリウムの捕獲反応断面積の比率から算出されている⁶¹⁾。しかし、MCNP-4B コードでは、安定ナトリウム 1 原子当たりの捕獲反応率について、連続的な中性子エネルギーに対して計算することが可能である。そこで、計算された捕獲反応率に安定ナトリウムの原子数及び崩壊定数を乗じて、体内の安定ナトリウム 1g 当たり生成される ^{24}Na の放射能を算出した。この算出された生成 ^{24}Na 量は $^{24}\text{Na-Bq}/^{23}\text{Na-g}$ の単位を持つ比放射能となる。

以上に加えて、単色エネルギー中性子の入射に対する ^{24}Na 量から中性子線量への換算係数を解析した。また、実際の被ばくを想定した場合、人体の大きさ、放射線の入射方向は種々の条件が考えられる。中性子の人体中の透過距離は、中性子の減速に大きく関係するため、生成する ^{24}Na 量と線量の換算関係に影響を与えられられる。そこで、入射

方向の影響については、右側方より均一に入射する条件（RLAT 照射）の計算を実行して調査した。いくつかの想定燃料で解析された中性子及び γ 線については、人体への入射方向を 30° ずつ変化させて、照射ジオメトリと線量換算の関係をより詳細に解析した。体格の影響については、他の寸法を有する数学人体模型を BodyBuilder により作成し、AP 照射条件に対する体内に生成する ^{24}Na と被ばく線量を解析した。

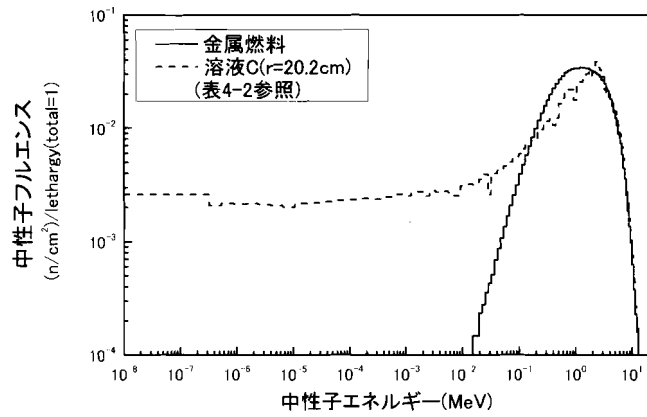
4.4 解析結果

4.4.1 場の放射線特性解析

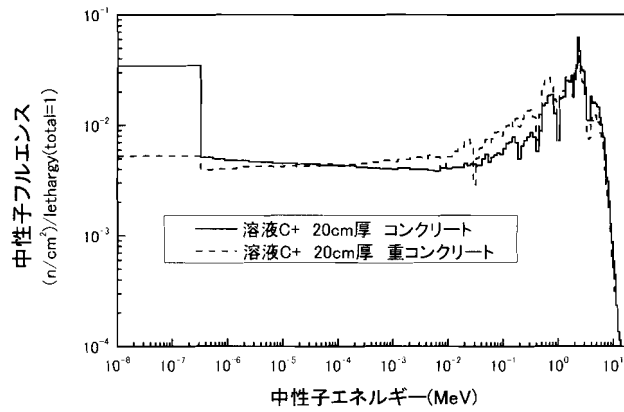
中性子エネルギースペクトルの解析結果を図 4-2 にレサジー単位でプロットして示す。水素を含む溶液状の燃料を仮定した体系では、核分裂で発生した中性子は燃料中で十分減速する。そのエネルギースペクトルは大きく 1)熱中性子（1eV 以下）、2)1/E に逆比例して減速し、レサジー単位のプロットでは水平となる中速エネルギー領域（1eV \sim 0.1MeV）及び 3)核分裂中性子エネルギー領域（0.1MeV 以上）の 3つの成分からなる。核燃料が水素を含まない場合は、漏洩する中性子のエネルギー分布は、4.1 式で表される線源のものに近くなった。以上の結果は、核燃料中の水素の有無が事故現場の中性子エネルギーに大きく影響を与えることを示している。同様の理由により、水素を含むコンクリート及び重コンクリートの遮へい材が燃料を覆う体系については、熱中性子の割合がより増加することが確認される。一方、鉄は中性子との相互作用において、keV 単位において共鳴吸収を起こすエネルギーが多くあるので、中性子のエネルギー分布は、その共鳴エネルギーより低い側に数本のピークが見られる特徴的な形を持つ。鉛の場合は、核分裂エネルギー領域（MeV 単位）に共鳴ピークがあるため、結果的に核分裂中性子エネルギーが低エネルギー側にシフトする形状を示した。また、遮へい体が厚くなるに従い、水素の有無などの核燃料組成の違いが中性子エネルギー分布へ与える影響は小さくなった。

燃料周辺に鉄、鉛遮へい体がある体系については、金属中で γ 線はより吸収される。そこで、溶液状の燃料のみを想定した体系及びコンクリート、重コンクリートが溶液状の燃料を覆う体系について、 γ 線エネルギースペクトルの解析結果を図 4-3 に示す。水素を含む物質で構成される体系では、捕獲反応により発生する 2.2MeV の γ 線も被ばくに寄与すると考えられる。しかし、この反応に関係する γ 線のピークは、図 4-3 のエネルギースペクトルで明確に確認されない。この結果は、各体系において、核分裂に伴い発生する γ 線が被ばくに大きく寄与することを示している。また、遮へい体を想定した場合、核分裂に従う γ 線のエネルギー分布は、より低エネルギー側にシフトしている。一方で、シリコン、鉄などの捕獲反応で生じた γ 線によるエネルギーピークが、3MeV から 8MeV の範囲でいくつか確認できる。これらは、単位フルエンス当たりの線量値が高くなるため、被ばく評価においては重要となる。

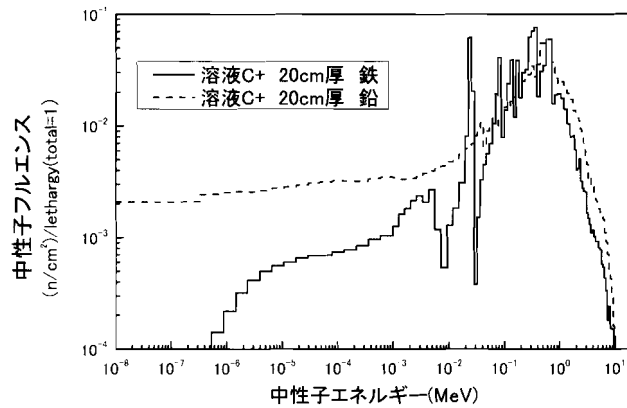
表 4-2 に示す異なる体積を持つ溶液状の燃料間では、中性子及び γ 線のエネルギー分布に大きな差異は確認されなかった。しかし、中性子が水素との相互作用でより減速されるため、溶液状の燃料の大きさにより、漏洩する中性子と γ 線のフルエンス比は変化した。



(a) 遮へいを含まない体系



(b) コンクリート材遮へいを含む体系



(c) 金属材遮へいを含む体系

図 4-2 種々の核燃料を含む体系より漏洩する中性子のエネルギースペクトル
 (a)遮へいを含まない体系, (b)コンクリート材遮へいを含む体系,
 (c)金属材遮へいを含む体系

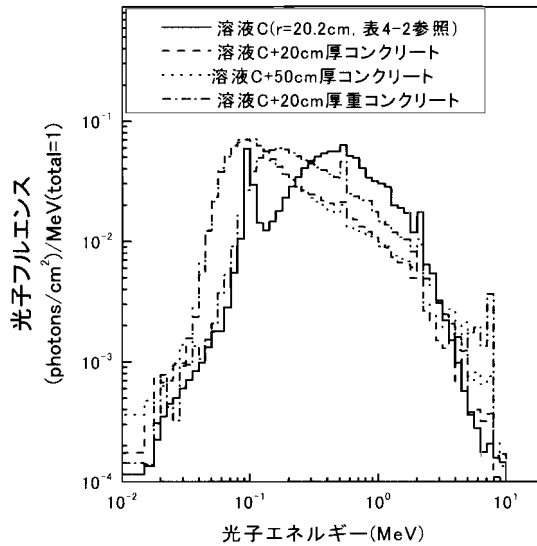


図 4-3 種々の核燃料を含む体系より漏洩する γ 線のエネルギースペクトル
(F.P.による寄与は除く)

4.4.2 体内生成 ^{24}Na 量から人体被ばく線量への換算係数

全身カウンタで体内に生成した ^{24}Na 量を定量した場合、人体中の安定ナトリウムの存在量が体重により変化することが問題となる。また、血液を採取して ^{24}Na の放射能を測定する場合、採取量によりナトリウムの絶対量が変化する。以上の理由により、体内に生成する ^{24}Na 量は安定ナトリウムの質量あたりの数値である比放射能 ($^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g}$) でデータを整備することが有益となる。なお、実際の臨界事故時には、血液中の安定ナトリウム量の定量が可能であり¹²⁾、採取した血液中の ^{24}Na 量測定に基づく線量評価の方が、全身カウンタに基づく定量よりも信頼性は高いとされている⁷⁰⁾。一方、全身カウンタによる定量は、1kg あたりに安定ナトリウムが 1.4g 含まれるという標準データ⁵⁵⁾を用いることになるが、血液の採取のような負担は伴わない。何れの手法でも、事故後ある程度の時間が経過した段階では、体内における血液の循環などにより、 ^{24}Na は全身の軟組織にほぼ均一に分布する。そこで、前節の各線源条件で解析された特性を持つ中性子による AP 照射条件での被ばくに伴い、全身の軟組織中に生成される単位入射中性子フルエンスあたりの ^{24}Na の比放射能値を表 4-4 に示す。一方、全身カウンタによる測定では全身に分布する ^{24}Na の放射能が測定されるが、軟組織は全身質量の約 85% を占め、ほぼ均一に分布するため、表に示す値との差は少なかった。

事故直後の評価においては、急性障害の発現に関係付けられる全身線量が有益な情報となる。全身線量は、何れも全ての組織の荷重平均した値として算出した。このうち、骨部の線量は 3 つのカーマ係数 (骨髄、骨皮質及び骨組織平均) で算出したが、軽元素を多く含む骨髄のカーマ係数を用いた場合、線量の値が最も高くなったので、これを骨部の線量

とした。しかし、軟組織の質量が大きいため、これらのカーマ係数の違いが全身線量の値へ与える影響は小さかった。以上の手順で算出した単位生成 ^{24}Na 比放射能あたりの全身線量への換算係数 $\text{Gy}/(^{24}\text{Na}\cdot\text{Bq}/^{23}\text{Na}\cdot\text{g})$ について、中性子線量及び捕獲 γ 線線量を弁別して表 4-4 に示す。ここに示す生成 ^{24}Na 量及び線量換算係数について、f.s.d は全て 1% 程度となった。前述のとおり、遮へい体のある条件については、溶液状の燃料の大きさは中性子エネルギースペクトルに影響を与えなかった。そこで、遮へい材のある条件については、溶液 C (半径が 20.2cm の溶液状燃料) について解析された中性子被ばくに対する結果のみ示す。

解析結果は、想定した事故現場における中性子エネルギー分布により、人体に生成される ^{24}Na 量が大きく変化しないことを示している。同様に、想定した事故条件について得られたエネルギー分布を有する中性子被ばくに対しては、捕獲 γ 線線量への換算係数はほぼ一定となった。一方で、中性子線量への換算係数は、最大で 8 倍程度の変化が見られる。

表 4-4 各線源条件での単位入射中性子フルエンスあたりの全身軟組織中の生成 ^{24}Na 比放射能及び全身被ばく線量への換算係数 (AP 照射条件)

線源条件	遮へい材	^{24}Na 比放射能 ($^{24}\text{Na}\cdot\text{Bq}/^{23}\text{Na}\cdot\text{g cm}^2$)	線量換算係数 $\text{Gy}/(^{24}\text{Na}\cdot\text{Bq}/^{23}\text{Na}\cdot\text{g})$	
			中性子線量	捕獲 γ 線線量
金属燃料	なし	1.62×10^{-7}	8.50×10^{-5}	1.30×10^{-5}
溶液 A	なし	1.64×10^{-7}	6.62×10^{-5}	1.26×10^{-5}
溶液 B	なし	1.63×10^{-7}	6.50×10^{-5}	1.26×10^{-5}
溶液 C	なし	1.63×10^{-7}	6.37×10^{-5}	1.25×10^{-5}
溶液 D	なし	1.62×10^{-7}	6.23×10^{-5}	1.26×10^{-5}
溶液 E	なし	1.62×10^{-7}	6.12×10^{-5}	1.25×10^{-5}
溶液 F	なし	1.61×10^{-7}	6.05×10^{-5}	1.24×10^{-5}
溶液 G	なし	1.61×10^{-7}	6.02×10^{-5}	1.24×10^{-5}
溶液 C	コンクリート 10cm	1.60×10^{-7}	3.94×10^{-5}	1.19×10^{-5}
	コンクリート 20cm	1.55×10^{-7}	3.04×10^{-5}	1.16×10^{-5}
	コンクリート 30cm	1.52×10^{-7}	2.67×10^{-5}	1.14×10^{-5}
	コンクリート 40cm	1.50×10^{-7}	2.47×10^{-5}	1.13×10^{-5}
	コンクリート 50cm	1.49×10^{-7}	2.37×10^{-5}	1.12×10^{-5}
溶液 C	重コンクリート 10cm	1.66×10^{-7}	4.53×10^{-5}	1.23×10^{-5}
	重コンクリート 20cm	1.67×10^{-7}	4.02×10^{-5}	1.23×10^{-5}
	重コンクリート 30cm	1.67×10^{-7}	3.79×10^{-5}	1.22×10^{-5}
	重コンクリート 50cm	1.67×10^{-7}	3.63×10^{-5}	1.21×10^{-5}

(表 4-4 のつづき)

線源条件	遮へい材	^{24}Na 比放射能 ($^{24}\text{Na-Bq}/^{23}\text{Na-g cm}^2$)	線量換算係数 Gy/($^{24}\text{Na-Bq}/^{23}\text{Na-g}$)	
			中性子線量	捕獲 γ 線線量
	鉄 5cm	1.69×10^{-7}	5.20×10^{-5}	1.27×10^{-5}
	鉄 10cm	1.73×10^{-7}	3.91×10^{-5}	1.26×10^{-5}
	鉄 20cm	1.75×10^{-7}	2.45×10^{-5}	1.25×10^{-5}
	鉄 30cm	1.75×10^{-7}	1.77×10^{-5}	1.24×10^{-5}
	鉄 50cm	1.74×10^{-7}	1.18×10^{-5}	1.23×10^{-5}
	鉛 5cm	1.66×10^{-7}	5.16×10^{-5}	1.25×10^{-5}
	鉛 10cm	1.70×10^{-7}	4.12×10^{-5}	1.24×10^{-5}
	鉛 20cm	1.73×10^{-7}	2.74×10^{-5}	1.24×10^{-5}
	鉛 50cm	1.75×10^{-7}	1.15×10^{-5}	1.22×10^{-5}
金属燃料	コンクリート 10cm	1.64×10^{-7}	4.52×10^{-5}	1.23×10^{-5}
	コンクリート 20cm	1.58×10^{-7}	3.13×10^{-5}	1.17×10^{-5}
	コンクリート 30cm	1.54×10^{-7}	2.60×10^{-5}	1.14×10^{-5}
	コンクリート 40cm	1.51×10^{-7}	2.35×10^{-5}	1.13×10^{-5}
	コンクリート 50cm	1.50×10^{-7}	2.28×10^{-5}	1.12×10^{-5}
	重コンクリート 10cm	1.68×10^{-7}	4.54×10^{-5}	1.24×10^{-5}
	重コンクリート 20cm	1.68×10^{-7}	3.59×10^{-5}	1.22×10^{-5}
	重コンクリート 30cm	1.68×10^{-7}	3.33×10^{-5}	1.21×10^{-5}
	重コンクリート 50cm	1.67×10^{-7}	3.37×10^{-5}	1.21×10^{-5}
	鉄 5cm	1.69×10^{-7}	6.13×10^{-5}	1.29×10^{-5}
	鉄 10cm	1.72×10^{-7}	4.35×10^{-5}	1.28×10^{-5}
	鉄 20cm	1.75×10^{-7}	2.58×10^{-5}	1.26×10^{-5}
	鉄 30cm	1.75×10^{-7}	1.83×10^{-5}	1.25×10^{-5}
	鉄 50cm	1.74×10^{-7}	1.20×10^{-5}	1.24×10^{-5}
	鉛 5cm	1.66×10^{-7}	6.97×10^{-5}	1.29×10^{-5}
	鉛 10cm	1.70×10^{-7}	5.56×10^{-5}	1.28×10^{-5}
鉛 20cm	1.73×10^{-7}	3.72×10^{-5}	1.27×10^{-5}	
鉛 50cm	1.74×10^{-7}	1.47×10^{-5}	1.23×10^{-5}	

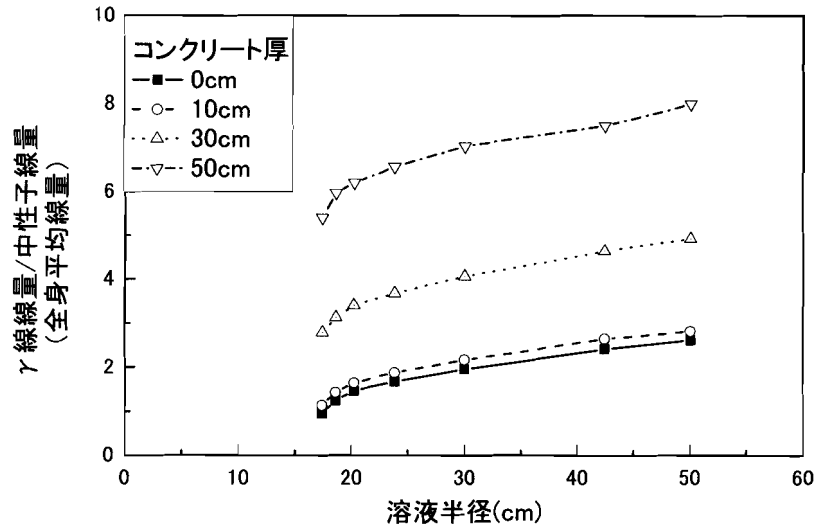
中性子被ばくに関する換算係数に加えて、体内生成 ^{24}Na 量から γ 線線量への換算係数を表 4-5 に示す。また、中性子線量に対する γ 線線量の比を併せて示す。金属の遮へい材がある場合、 γ 線線量はきわめて低くなった。一方、水素を多く含む材質を透過した場合、材質中での透過力の違いにより中性子線量に対する γ 線線量の比が高くなった。4.4.1 でも考察したように、異なる大きさの溶液状の燃料を同じ厚さのコンクリートが覆う体系については、漏洩する中性子— γ 線のフルエンス比が違うため、中性子線量と γ 線線量の比は表 4-5 及び図 4-4 に示すように変化した。この結果は、本手法による γ 線被ばく線量の評価は、核燃料及びその周辺の構造物質中に含まれる水素及び金属材料の混在の様態に大きな影響を受けることを示すものとする。

表 4-5 各線源条件での軟組織に生成する ^{24}Na 比放射能から全身 γ 線線量への換算係数及び中性子線量に対する γ 線線量の比 (AP 照射条件)

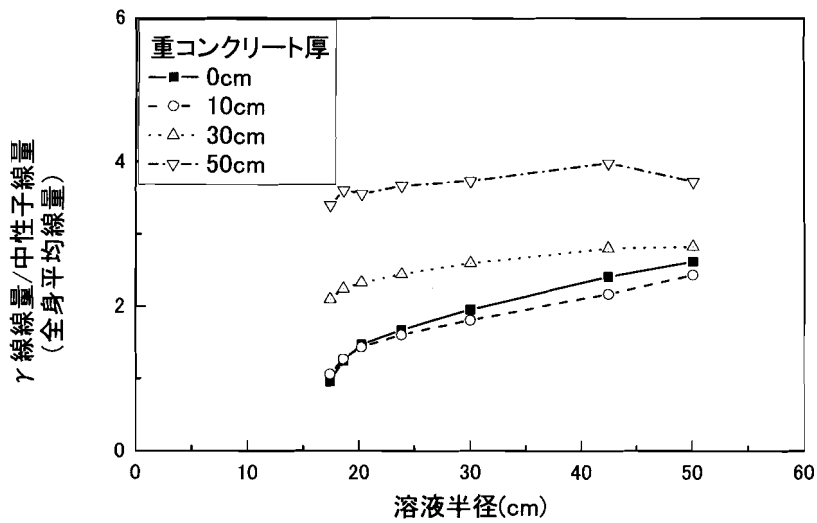
線源条件	遮へい材	線量換算係数 Gy/(^{24}Na ·Bq/ ^{23}Na ·g)	γ 線線量/中性子線量 (全身線量の比)
金属燃料	なし	8.09×10^{-6}	0.1
溶液 A	なし	6.32×10^{-5}	0.95
溶液 B	なし	8.08×10^{-5}	1.2
溶液 C	なし	9.34×10^{-5}	1.5
溶液 D	なし	1.04×10^{-4}	1.7
溶液 E	なし	1.20×10^{-4}	2.0
溶液 F	なし	1.46×10^{-4}	2.4
溶液 G	なし	1.58×10^{-4}	2.6
溶液 A	コンクリート 10cm	4.56×10^{-5}	1.1
	コンクリート 20cm	5.65×10^{-5}	1.8
	コンクリート 30cm	7.47×10^{-5}	2.8
	コンクリート 40cm	9.77×10^{-5}	4.0
	コンクリート 50cm	1.27×10^{-4}	5.4
	重コンクリート 10cm	4.77×10^{-5}	1.1
	重コンクリート 20cm	6.10×10^{-5}	1.5
	重コンクリート 30cm	7.84×10^{-5}	2.1
	重コンクリート 50cm	1.23×10^{-4}	3.4
	鉄 5cm	2.43×10^{-5}	0.47
	鉄 10cm	8.85×10^{-6}	0.23
	鉄 20cm	1.89×10^{-6}	0.08
	鉛 5cm	6.70×10^{-6}	0.12
	鉛 10cm	1.06×10^{-6}	0.02

(表 4-5 のつづき)

線源条件	遮へい材	線量換算係数 Gy/(²⁴ Na·Bq/ ²³ Na·g)	γ 線線量/中性子線量 (全身線量の比)
溶液 C	コンクリート 10cm	6.50×10 ⁻⁵	1.7
	コンクリート 20cm	7.30×10 ⁻⁵	2.4
	コンクリート 30cm	9.14×10 ⁻⁵	3.4
	コンクリート 40cm	1.15×10 ⁻⁴	4.7
	コンクリート 50cm	1.47×10 ⁻⁴	6.2
	重コンクリート 10cm	6.49×10 ⁻⁵	1.4
	重コンクリート 20cm	7.31×10 ⁻⁵	1.8
	重コンクリート 30cm	8.84×10 ⁻⁵	2.3
	重コンクリート 50cm	1.29×10 ⁻⁴	3.6
	鉄 5cm	3.58×10 ⁻⁵	0.69
	鉄 10cm	1.24×10 ⁻⁵	0.32
	鉄 20cm	2.29×10 ⁻⁶	0.09
	鉛 5cm	9.02×10 ⁻⁶	0.17
	鉛 10cm	1.36×10 ⁻⁶	0.03
	溶液 G	コンクリート 10cm	1.12×10 ⁻⁴
コンクリート 20cm		1.16×10 ⁻⁴	3.7
コンクリート 30cm		1.35×10 ⁻⁴	4.9
コンクリート 40cm		1.59×10 ⁻⁴	6.3
コンクリート 50cm		1.96×10 ⁻⁴	8.0
重コンクリート 10cm		1.04×10 ⁻⁴	2.5
重コンクリート 20cm		1.05×10 ⁻⁴	2.4
重コンクリート 30cm		1.13×10 ⁻⁴	2.8
重コンクリート 50cm		1.46×10 ⁻⁴	3.7
鉄 5cm		6.52×10 ⁻⁵	1.2
鉄 10cm		2.13×10 ⁻⁵	0.53
鉄 20cm		3.27×10 ⁻⁶	0.13
鉛 5cm		1.59×10 ⁻⁵	0.32
鉛 10cm		2.21×10 ⁻⁶	0.06



(a) コンクリート遮へいを含む体系



(b) 重コンクリート遮へいを含む体系

図 4-4 核燃料を含む種々の体系におけるγ線線量の中性子線量に対する比 (全身線量, AP 照射条件)

(a)コンクリート遮へいを含む体系, (b)重コンクリート遮へいを含む体系

4.5 体内に生成される ^{24}Na 量に基づく人体被ばく線量評価に関する考察

臨界事故の発生した核燃料を含む線源体系の違いは、漏洩する放射線特性に影響を与え、体内に生成される ^{24}Na 量から全身線量への換算関係が変化することを示した。本節では、

単色中性子エネルギー入射条件を想定して、表 4-4 に示した解析結果を考察する。また、被ばく者の体格及び放射線入射方向が、生成 ^{24}Na の比放射能に基づく被ばく線量評価に与える影響を解析した。

4.5.1 入射中性子エネルギーと ^{24}Na の生成量及び全身線量の関係

入射中性子エネルギーが、 ^{24}Na の生成量及び全身線量に与える影響について、単色エネルギー中性子の被ばく条件を仮想したモンテカルロ計算で解析した。その結果、図 4-5 に示すように、臨界事故で問題となる 5MeV 単位以下では、人体に入射する単位入射中性子フルエンス当たりの ^{24}Na の比放射能及び捕獲 γ 線線量はほぼ一定となった。しかし、中性子線量は図 4-1 に示すカーマ係数に応じて大きく変化することが分かる。

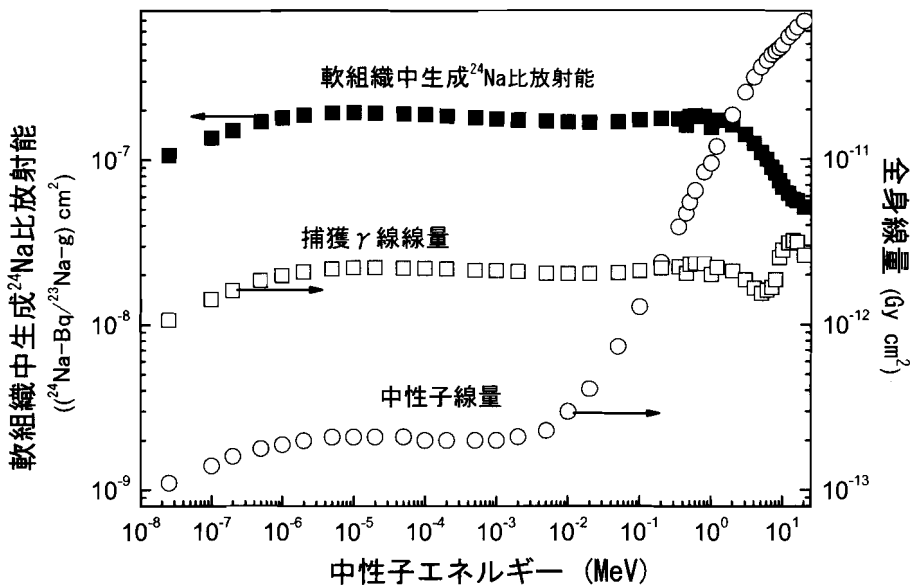


図 4-5 軟組織中に生成する ^{24}Na の比放射能，全身の中性子線量，捕獲 γ 線線量の入射中性子エネルギーに対する依存性（単位入射フルエンス当たりの値）

続いて、各線源条件で発生した中性子入射についての換算関係を理解するため、人体における中性子エネルギー分布を解析した。人体組織との相互作用により、体内の中性子エネルギースペクトルは、図 4-2 から図 4-6 のように大きく変化する。例えば、鉄遮へい体から漏洩する中性子は、図 4-2(b) のように熱中性子をほとんど含まないが、人体内では水素などの体内元素との相互作用により減速するため、熱中性子の存在が多く確認される。

図 4-1 に示すように ^{24}Na の生成に関するナトリウムの中性子捕獲反応の断面積は、概して中性子エネルギーの減少とともに大きくなる。捕獲 γ 線線量に関する水素の中性子捕獲反応の断面積も同様に、熱中性子などの低エネルギーで大きくなる。体内では、図 4-6 に示すように熱中性子の割合は、入射中性子エネルギーに大きく依存しない。これは、

人体が多くの水素を含むため、中性子が入射時のエネルギーに関係せず、十分に減速する理由による。その結果、中性子被ばくに伴い体内に発生する ^{24}Na の比放射能及び捕獲 γ 線線量への換算係数は、臨界事故の線源として想定した条件が違う場合でも、表 4-4 に示すようにほぼ一定になったと考える。一方で、図 4-1 においてカーマ係数の増加する 10keV 以上においては、入射した中性子エネルギー分布に対応した差が確認できる。以上の理由から、表 4-4 に示す中性子線量への換算係数は、想定した事故条件により大きく変化したものとする。これらの解析から、臨界事故時において体内 ^{24}Na 量に基づく中性子被ばくによる線量評価では、捕獲 γ 線以外の寄与である中性子線量の精度のよい評価が重要となることが分かる。

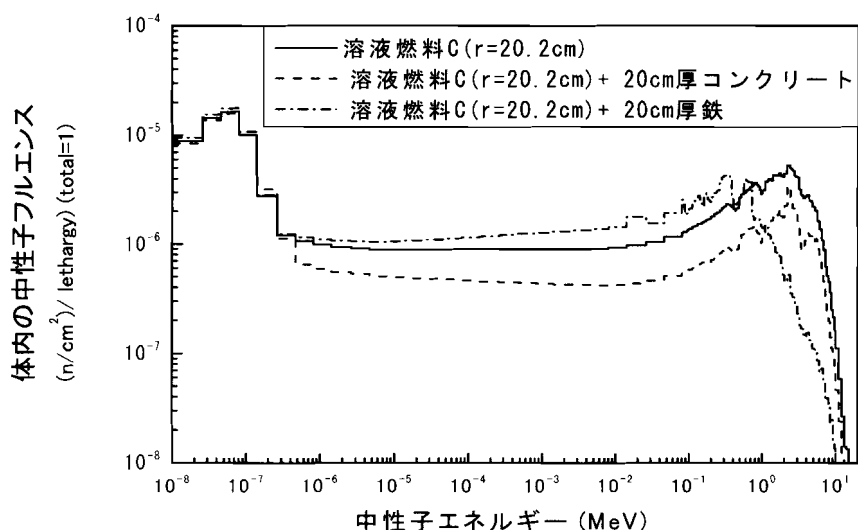


図 4-6 核燃料を含む種々の体系から放出された中性子が人体に入射した場合の全身の軟組織中における中性子エネルギー分布

4.5.2 人体中における中性子の透過距離の影響

1) 入射方向の影響

各線源条件で解析されたエネルギーを持つ中性子が、AP 及び RLAT 照射条件で人体に入射した場合の体内の ^{24}Na 生成量及び全身線量を解析した。RLAT 照射の場合、入射面の右側とその反対側の左側との距離は、人体前面及び後面の間の距離の 2 倍となり、中性子の体内中の最大透過距離は AP 照射条件よりも長くなる。

表 4-6 の結果は入射方向の違いによる中性子線量への換算係数の変化は、入射中性子エネルギーの分布により大きな影響を受けず、大よそ 1.3 倍から 1.4 倍の間で変化していることを示している。なお、同じ中性子エネルギーによる被ばくに対しては、捕獲 γ 線線量への換算係数は入射方向に依存せず、その変化は 3%以内となった。これは、同じ大きさ

の人体で発生した γ 線の発生割合及び体内の組織で沈着されるエネルギー量が変化しない理由による。

γ 線線量についても同様に、各想定した線源条件について入射方向に対する換算係数の変化をモンテカルロ計算により解析した。その結果、AP照射条件とRLAT照射条件の換算係数の比は大よそ1.7から1.9の範囲にあり、中性子線量への換算係数よりも入射方向に影響を受けることが分かった。これは、人体が主に水素、酸素などの軽元素で構成されるため、 γ 線の方が中性子よりも透過するため、全身平均線量とした場合にRLAT照射条件で大きく減少しないためだと考えられる。

表 4-6 RLAT照射条件における中性子被ばくに伴い体内の軟組織に生成する ^{24}Na の比放射能から全身線量への換算係数

線源条件	遮へい材	線量換算係数 Gy/(^{24}Na -Bq/ ^{23}Na -g)	
		中性子線量	γ 線線量
金属燃料	なし	$1.09 \times 10^{-4}(1.28)^*$	$1.37 \times 10^{-5}(1.69)$
溶液 C	なし	$8.42 \times 10^{-5}(1.32)$	$1.61 \times 10^{-4}(1.72)$
溶液 C	コンクリート 10cm	$5.33 \times 10^{-5}(1.35)$	$1.15 \times 10^{-4}(1.77)$
	コンクリート 20cm	$4.16 \times 10^{-5}(1.37)$	$1.32 \times 10^{-4}(1.81)$
	コンクリート 30cm	$3.67 \times 10^{-5}(1.37)$	$1.68 \times 10^{-4}(1.84)$
	コンクリート 40cm	$3.40 \times 10^{-5}(1.38)$	$2.13 \times 10^{-4}(1.85)$
	コンクリート 50cm	$3.28 \times 10^{-5}(1.38)$	$2.74 \times 10^{-5}(1.86)$
溶液 C	重コンクリート 10cm	$6.05 \times 10^{-5}(1.34)$	$1.17 \times 10^{-4}(1.80)$
	重コンクリート 20cm	$5.41 \times 10^{-5}(1.35)$	$1.35 \times 10^{-4}(1.85)$
	重コンクリート 30cm	$5.11 \times 10^{-5}(1.35)$	$1.65 \times 10^{-4}(1.87)$
	重コンクリート 50cm	$4.90 \times 10^{-5}(1.35)$	$2.44 \times 10^{-4}(1.89)$
溶液 C	鉄 5cm	$6.82 \times 10^{-5}(1.31)$	$6.31 \times 10^{-5}(1.76)$
	鉄 10cm	$5.14 \times 10^{-5}(1.31)$	$2.25 \times 10^{-5}(1.81)$
	鉄 20cm	$3.20 \times 10^{-5}(1.31)$	$4.25 \times 10^{-6}(1.86)$
	鉄 30cm	$2.30 \times 10^{-5}(1.30)$	
	鉄 50cm	$1.52 \times 10^{-5}(1.29)$	
溶液 C	鉛 5cm	$6.82 \times 10^{-5}(1.32)$	$1.61 \times 10^{-5}(1.78)$
	鉛 10cm	$5.46 \times 10^{-5}(1.33)$	$2.39 \times 10^{-6}(1.76)$
	鉛 20cm	$3.59 \times 10^{-5}(1.31)$	
	鉛 50cm	$1.48 \times 10^{-5}(1.29)$	

*: () 内は全て AP 照射条件に対する比

いくつかの事故条件で解析されたエネルギー分布を持つ中性子については、人体へ入射する方向を 30° ずつ変化させて ^{24}Na 生成量及び線量の関係をより詳しく解析した。表 4-7

の結果は、入射する中性子の人体への投影面積に対する透過距離の比が大きくなるに従い、生成する ^{24}Na の比放射能当たりの中性子線量が増加することを系統的に明らかにしている。また、中性子の人体への入射角度に対する換算係数の変化は、AP 及び RLAT 照射条件以外でも、入射エネルギーに依存せず一定の傾向を示すことが分かる。

表 4-7 被ばく幾何条件に対する軟組織に生成する ^{24}Na の比放射能から全身中性子線量への換算係数の変化

放射線入射角度 (図 2-2 参照)	線量への換算係数 Gy/(^{24}Na -Bq/ ^{23}Na -g)			
	金属燃料	溶液 C	溶液 C+ 50cm コンクリート	溶液 C +50cm 鉄
AP ($\theta=0^\circ$)	8.50×10^{-5} (1.00)*	6.37×10^{-5} (1.00)	2.37×10^{-5} (1.00)	1.18×10^{-5} (1.00)
$\theta=30^\circ$	8.86×10^{-5} (1.04)	6.69×10^{-5} (1.05)	2.52×10^{-5} (1.06)	1.22×10^{-5} (1.03)
$\theta=60^\circ$	9.91×10^{-5} (1.17)	7.57×10^{-5} (1.19)	2.90×10^{-5} (1.22)	1.38×10^{-5} (1.17)
RLAT ($\theta=90^\circ$)	1.09×10^{-4} (1.28)	8.42×10^{-4} (1.32)	3.28×10^{-4} (1.38)	1.52×10^{-5} (1.29)

* : () 内は全て AP 照射条件に対する比

続いて、AP 及び RLAT 照射条件について、生成される ^{24}Na 量の中性子被ばく時における体内中の空間分布を詳細に解析した。ここでは、MIRD 型モデルの修正を行い、胴体を平面方向について 10cm ずつ分割して、各領域における生成 ^{24}Na の比放射能を計算した。人体モデルに入射する中性子には、表 4-2 にある溶液 C とステンレス鋼容器からなる条件について解析したエネルギースペクトルを持たせた。表 4-8 に各照射条件について解析された表面からの深度 10cm ごとの生成 ^{24}Na 量を示す。

表 4-8 MIRD 型モデルで解析された被ばく時*における生成された ^{24}Na の体内分布

	表面からの深度(cm)	^{24}Na 比放射能 (^{24}Na -Bq/ ^{23}Na -g cm ²)
(a)AP 照射条件	0-10	2.39×10^{-7}
	10-20	9.69×10^{-8}
(b)RLAT 照射条件	0-10	1.70×10^{-7}
	10-20	9.61×10^{-8}
	20-30	3.03×10^{-8}
	30-40	6.45×10^{-9}

* : 入射中性子エネルギースペクトルの解析条件は、表 4-2 の溶液 C と表 4-1 のステンレス鋼容器からなる体系である。

体内における ^{24}Na 生成には、低エネルギー中性子が寄与するため、ある程度深部に分布するものと予測されていた。しかし、表 4-8 に示すとおり 2つの入射条件ともに、入射面から 10cm 以内の比較的浅い部分で ^{24}Na の多くは生成することが明らかとなった。特に、右側面から中性子が入射した場合、体の左半身には ^{24}Na はほとんど分布しない。これは、中性子が体の左半身まで透過しないことに加えて、透過する方向についての人体の投影面積が小さいため十分に減速される前に中性子が体外へ放出される可能性が高くなる理由による。そのため、線量換算において基準（分母）となる全身について平均した生成 ^{24}Na の比放射能値は、RLAT 照射条件でより小さくなる。その結果、換算係数は表 4-4 と表 4-6 の比較から理解できるように AP 照射条件よりも高くなることが分かる。

2) 体格の影響

体格の違いも人体中の中性子の透過距離に影響を与える。これまで解析に用いた標準モデルは、174cm、71kg（胴体：40cm（幅）×20cm（深さ）×70cm（高）の楕円柱）である。そこで、胴体の大きさを変化させた人体モデルを作成し、生成 ^{24}Na 比放射能から中性子及び捕獲 γ 線による線量への換算係数を解析した。新たに作成したモデルの胴体の寸法は、33.2cm（幅）×19cm（深さ）×60.6cm（高）の楕円柱（162cm、56kg）及び 44cm（幅）×22cm（深さ）×70cm（高）の楕円柱（179cm、83kg）である。体格の違う各モデルについて、中性子被ばくに対する軟組織中に生成する ^{24}Na の比放射能から全身線量への換算係数を表 4-9 に示す。

表 4-9 軟組織に生成する ^{24}Na の比放射能から全身線量への換算係数の体格による変化 (AP 照射条件)

体格	線源条件	遮へい材	線量換算係数 $\text{Gy}({}^{24}\text{Na}\text{-Bq}/{}^{23}\text{Na}\text{-g})$	
			中性子線量	捕獲 γ 線線量
(a)162cm 56kg	金属燃料	なし	9.62×10^{-5}	1.20×10^{-5}
	溶液 C	なし	6.97×10^{-5}	1.14×10^{-5}
	溶液 C	コンクリート 50cm	2.44×10^{-5}	1.02×10^{-5}
	溶液 C	重コンクリート 50cm	3.89×10^{-5}	1.11×10^{-5}
	溶液 C	鉄 20cm	2.72×10^{-5}	1.14×10^{-5}
	溶液 C	鉛 20cm	3.00×10^{-5}	1.13×10^{-5}
(b)179cm 83kg	金属燃料	なし	8.34×10^{-5}	1.38×10^{-5}
	溶液 C	なし	6.30×10^{-5}	1.33×10^{-5}
	溶液 C	コンクリート 50cm	2.39×10^{-5}	1.18×10^{-5}
	溶液 C	重コンクリート 50cm	3.61×10^{-5}	1.28×10^{-5}
	溶液 C	鉄 20cm	2.43×10^{-5}	1.32×10^{-5}
	溶液 C	鉛 20cm	2.72×10^{-5}	1.30×10^{-5}

単位入射中性子フルエンスあたりの中性子線量は、反跳陽子の寄与が大きいため、反応した中性子のエネルギーが高いほど大きな値となる。4.5.1でも考察したように、中性子は人体中で減速しやすいので、体表面近くでエネルギーを大きく失っていない中性子に反跳された陽子により沈着されるエネルギーの寄与が大きくなる。その結果、全身について平均化した中性子線量は小さな体格の方が高くなり、換算係数の値も大きくなった。一方で、体内の水素の捕獲反応に伴い発生する γ 線は2.2MeVであるため、中性子よりも人体を透過しやすい。体格の小さなモデルでは、より多くの捕獲 γ 線が体内にエネルギーを沈着させる前に体外へ放出される可能性が高くなる。以上の傾向は、ICRP及びICRUが示す年齢群毎の中性子外部被ばくに対して解析した線量換算係数の傾向と合致している^{72), 73)}。

表4-6と表4-9の結果を比較した場合、同一体格のモデルについて入射方向を変化させた場合と比較して、体格は線量換算係数へ与える影響が小さいことを示している。これは、中性子の入射面に対する体内中の最大透過距離の比が、体格よりも入射方向により大きく変化する理由による。

4.5.3 同一被ばく者に関する体内生成 ^{24}Na 量当たりの全身線量の変化

以上の解析結果に基づき、同一被ばく者の体内に生成された ^{24}Na 比放射能に対する線量の変化を定量的に検証する。ここでは、本研究で標準とした174cm、71kgの人体モデルに放射線が入射した場合に、 $10^4(^{24}\text{Na}\cdot\text{Bq}/^{23}\text{Na}\cdot\text{g})$ の ^{24}Na が生成したと仮定する。

その結果、表4-10に示すように被ばく者の全身線量は、燃料条件及び放射線入射方向により0.24Gyから3.7Gyと最大で15倍程度の差が生じた。過去の臨界事故において、核燃料周辺の体系及び人体への放射線入射方向に係る情報は、早期の段階で得られている^{10), 11), 12)}。そのため、本研究での解析結果を利用することにより、臨界事故の発生時に体内 ^{24}Na 量及び事故の発生した線源条件に基づき、迅速に被ばく線量を一定の精度で評価することができると思われる。

表4-10 同一体格の者(174cm, 71kg)の体内軟組織に生成する ^{24}Na の比放射能が $10^4(^{24}\text{Na}\cdot\text{Bq}/^{23}\text{Na}\cdot\text{g})$ の場合の全身線量の変化

線源条件	遮へい材	全身吸収線量(Gy)	
		AP照射	RLAT照射
金属燃料	なし	1.1	1.4
溶液C	なし	1.7	2.6
溶液G	なし	2.3	3.7
溶液C	コンクリート50cm	1.8	3.2
溶液C	重コンクリート50cm	1.8	3.1
溶液C	鉄50cm	0.25	0.29
溶液C	鉛50cm	0.24	0.27

4.6 まとめ

臨界事故時に中性子被ばくに伴い体内に生成する ^{24}Na 量に基づく線量評価において、必要となる基礎データを解析した。最初に、種々の臨界事故を発生させる核燃料の線源条件を想定して、生成 ^{24}Na 量と被ばく線量の定量的な換算関係に大きな影響を与える事故現場の放射線特性を解析した。ここでは、MCNP-4B コードを用いて、線源となる核燃料中で発生する放射線のエネルギー分布を核分裂に伴い発生するものに従わせた。これにより、中性子及び γ 線を同時に解析することが可能となり、核燃料を含む体系から漏洩する2つの放射線種の特性を明らかにすることができた。

続いて、解析されたエネルギー分布を有する中性子により人体が被ばくした条件を想定して、体内における ^{24}Na の生成及び被ばく線量を解析した。ここでは、全身及び軟組織に生成する ^{24}Na 量及び全身線量との定量的な換算関係を提示した。特に、事故直後の健康影響の方針決定に必要な情報を与えるという観点から、水素などの人体を構成する元素の中性子捕獲反応に伴い発生する γ 線については、他の荷電粒子のエネルギー沈着に起因する線量（中性子線量）と弁別して評価した。その結果、入射中性子エネルギー分布は、 ^{24}Na 量と中性子被ばく線量の換算関係に大きな影響を与えることが示された。一方、 ^{24}Na と同様に体内元素の熱中性子捕獲反応に伴い発生する γ 線による線量（捕獲 γ 線線量）については、 ^{24}Na 量からの定量的な換算関係は、入射中性子の特性に関らずほぼ一定となった。また、中性子と混在する γ 線による被ばく線量（ γ 線線量）への換算係数は、燃料及びその周辺の構造物により、大きく変化することが定量的に分かった。

これに加えて、人体への放射線入射方向及び体格が、体内 ^{24}Na 量から線量への換算関係に与える影響が系統的に示された。中性子被ばくを受けた段階においては、体内に生成する ^{24}Na の多くは入射した側の人体表面近くに分布することが分かった。そのため、中性子の人体中における透過距離が短くなる被ばく条件の方が、血液の循環などにより ^{24}Na が全身に均一に分布した段階では、 ^{24}Na 量が大きくなると予想される。ここでは、体格よりも放射線の人体への入射方向の方が体内における中性子の透過距離を変化させる因子となるため、 ^{24}Na 量から線量への換算係数へ大きな影響を与えることも示された。

以上の解析結果に基づき、最後に同一の被ばく者に生成された ^{24}Na 量が同じ場合について、燃料条件及び放射線入射方向の違いによる線量の変化を定量的に検証した。その結果、事故条件、放射線の照射条件により最大で 15 倍以上の線量の変化が確認された。本解析結果のデータを利用した場合、臨界事故直後に得られることが予測される線源情報を用いて、被ばく条件により変動する線量を一定の精度で評価することが期待される。

以上のように、本研究の成果は臨界事故後に線量計測情報がないという最悪の場合においても、ある程度の不確かさの範囲で体内 ^{24}Na 量に基づく線量評価を可能とするものである。

第5章 臨界事故時における体内の²⁴Na 生成量に基づく 迅速な線量評価法の開発

5.1 まえがき

第4章でMCNPコードを用いた計算により臨界事故時に体内に生成される²⁴Na量に基づき、迅速な線量評価を可能とするためのデータを解析した。これらの解析されたデータについては、第3章でエナメル質線量の計算結果を検証したように、実験的にその妥当性が確認される必要がある。そこで、実際の臨界事故の条件を再現できる原子力機構の過渡臨界実験装置(Transient Experiment Critical Facility, TRACY)^{78), 79)}において、人体内の²⁴Na生成を実験的に模擬することにした。この中性子照射で生成された²⁴Naの放射能を実測し、これに基づき線量評価を行い、他の手法により既に与えられる線量値との比較により計算結果を検証する。ここで、実験条件については、線量換算に影響を与える放射線のエネルギースペクトルについて、留意する必要がある。前章の計算解析では、人体と核燃料の間に存在する種々の物質中における透過及び吸収のみを考慮した。一方で、実際には実験と同様に核燃料から放出された中性子が遮へい物質を透過した後で、周辺の床、壁などの構造物との相互作用によりさらに減速して、人体へ入射することも十分に考えられる。そこで、散乱などを含む入射中性子エネルギー分布の違いが、体内における²⁴Naの生成及び線量評価に与える影響についても考察する。

続いて、第4章の計算解析の結果を基礎データとして内蔵して、医療措置で必要とされる線量情報を迅速に与えるシステムを開発する。ここでは、過去の臨界事故の報告書^{10), 11), 12)}を調査し、事故直後の段階においても線量評価を可能とするようにシステムを構築する。開発されたシステムについては、上記のTRACYでの実験における線量評価に適用する。最終的には、この開発されたシステムが、IAEAの許容する不確かさの範囲を満たす評価が可能か否かを検証する。

この他に、基礎データは全身が均一に被ばくする条件を想定して解析されたので、不均等被ばくに対するシステムの適用性を検証する必要がある。そこで、国内最初の臨界事故において核燃料近くで被ばくを受けた者の線量について、システムにより算出された値と既に実施されていた他の詳細解析¹¹⁶⁾による結果と比較する。また、臨界事故時における体内²⁴Na量に基づく線量評価において、不確かさとなる因子について考察して、臨界事故時における線量評価を総合的に検討する。特に、換算の基本となる体内に生成される²⁴Na量が、線量評価に与える影響を解析する。

5.2 過渡臨界実験装置における実験検証

5.2.1 過渡臨界実験装置(TRACY)

臨界事故を模擬する実験場については、その線源の設定が問題となる。まず、放出されるエネルギー分布は、核分裂に伴い発生するものに従わせる必要がある。また、臨界事故時には、数秒以内に 10^{17} オーダー程度の核分裂が発生して、それに伴い中性子が大量に発

生ずる可能性がある。一方、実験で中性子照射時間を長くした場合は、生成した ^{24}Na がその間に減衰する可能性もある。

原子力機構が所有する TRACY は、以上の要件に合致した条件を再現できる。図 5-1 に TRACY の炉心タンク及び炉室の構造を示す¹¹⁷⁾。この施設の元来の目的は、溶液系臨界事故時の核熱流体挙動、放射線放出特性、放射性物質の閉じ込め性能などを実験的に解明することにある^{78), 79)}。ステンレス鋼製の炉心タンクは二重の同心円構造を有し、内側及び外側の円の直径は、それぞれ約 7.6cm 及び約 52cm となっている。二重円構造の外殻部に、約 10%に濃縮された硝酸ウラニル溶液を核分裂反応が生じる臨界量まで注入することが可能である。一方、内殻部には中性子吸収材のボロンカーボナイトが封入されている調整トランジェント棒が挿入されており、これを垂直方向に引き抜くことにより、硝酸ウラニル溶液において核分裂反応が起こる^{78), 79)}。以上の操作により、TRACY は溶液燃料により発生する臨界事故時を模擬することが可能となる。また、この施設では核分裂により大量の中性子及びγ線が発生するため、図 5-1 のように炉室は約 2m の厚さのコンクリートで遮へいされている。

5.2.2 TRACY における塩化ナトリウム水溶液の中性子照射実験

第 3 章で述べたように、実測による検証では、物理的な人体モデルの設定が問題となる。今回の主な検討対象である中性子は、人体との相互作用が元素（原子核）自身に大きく関係するため、これを模擬することは光子と比較しても困難である。しかし、これまでに人体と完全に一致した元素組成を有する人工的な材質は存在していない。例えば、人体に装着する中性子線量計などの標準照射、校正では、直方体状で空洞のポリメタクリル樹脂 (PMMA) 容器に水を封入したファントムが人体を模擬するレセプタとして採用されている¹¹⁸⁾。

そこで、本研究でも人体を簡易的に模擬するモデルを採用した。体内の安定ナトリウムの中性子捕獲反応の断面積は、図 4-1 に示すように中性子エネルギーの低下とともに増加する。臨界事故で問題となるエネルギーでは、中性子は人体中で主に水素核との捕獲反応、弾性散乱を起こす。そこで、人体内における ^{24}Na 生成に近い状況を模擬するため、水素の含有量が 10wt%程度と人体に近い値を有する塩化ナトリウム (NaCl) 水溶液を TRACY の炉室内で照射した。溶液を実験に使用したため、人体に多く含まれる酸素を含む物質を用いることが可能となった。また、体内により近い条件で ^{24}Na の生成を再現するため、NaCl 溶液の濃度を 0.05mol 濃度として、ナトリウムの含有量も 1kg あたり 1.15g と、人体中の値(1.4g/kg)と近くさせた。この NaCl 溶液は、1cm 厚の PMMA で構成された 30cm × 30cm × 15cm の寸法を有する直方体 (スラブ) 形状のファントムに封入した。この PMMA も、水素の含有率が人体に近い理由から実験に採用した。この他に、被ばく直後の体内における ^{24}Na の分布を検証するため、純水を封入した PMMA ファントムの内部に 3ml の NaCl 溶液を封入したアンプルを配置した条件でも中性子照射を実施した。

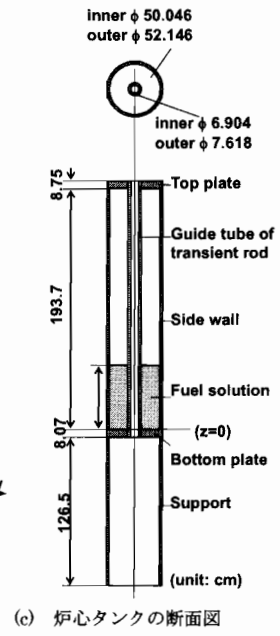
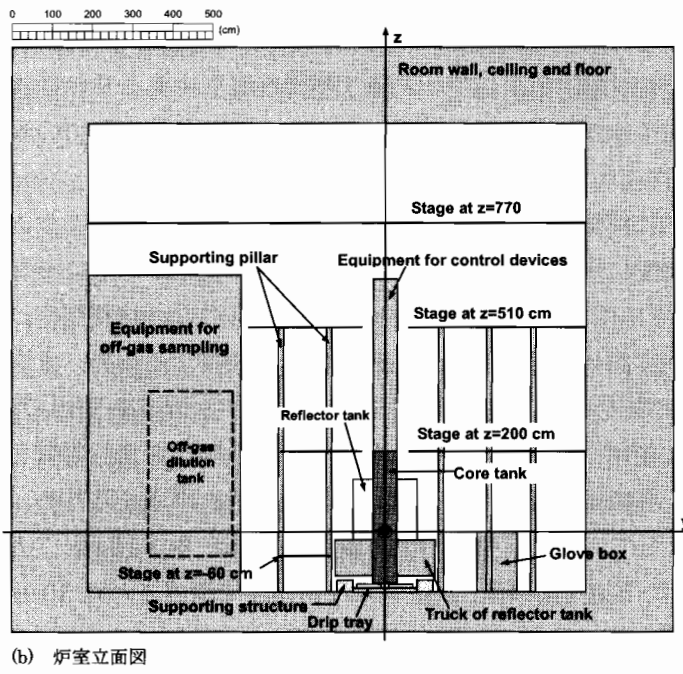
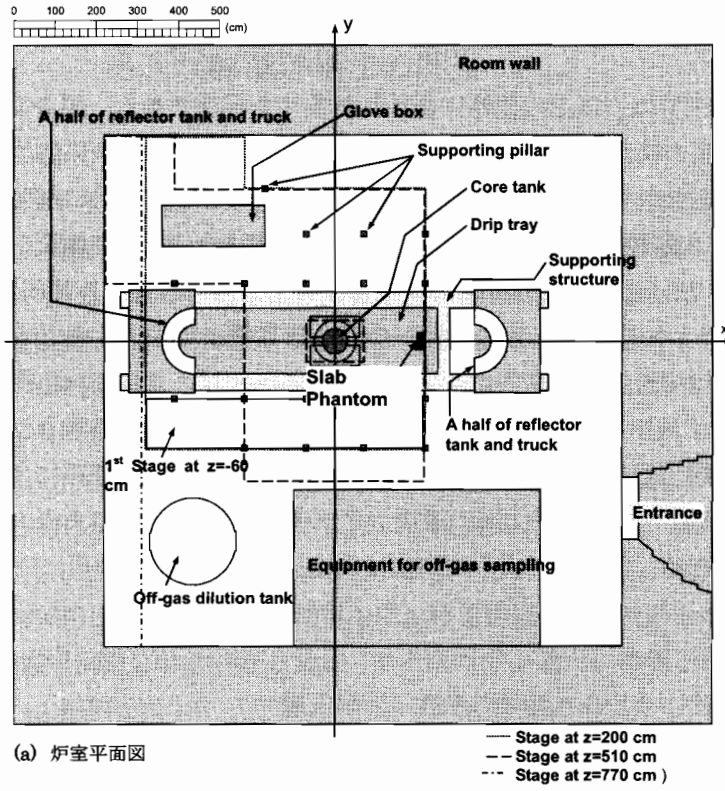


図 5-1 TRACY 施設の概観図¹¹⁷⁾

(a) 炉室平面図, (b) 炉室立面図, (c) 炉心タンクの断面図

図 5-1 に示すように、NaCl 溶液または純水を封入したスラブファントムは、溶液タンク内の臨界状態を乱さないため、溶液タンク中心から約 2m の距離に設置した。中性子照射時の TRACY の運転条件は、表 5-1 に示すように 12.1MJ の放出エネルギー、核分裂発生数は 3.57×10^{17} であった。

表 5-1 実験時の TRACY の運転条件

過剰反応度 (\$)	2.88
ウラン濃度 (gU/L)	397.2
遊離硝酸濃度(mol/L)	0.61
溶液密度 (g/cm ³)	1.5519
溶液温度 (°C)	25.4
炉心タンク中の溶液レベル (cm)	58.07
放出総エネルギー (MJ)	12.1
総核分裂数	3.566×10^{17}

臨界事故条件を再現した TRACY の運転後、NaCl 溶液をサンプリングし、溶液中に生成された ²⁴Na の放射能濃度を Ge 半導体検出器のγ線スペクトロメトリにより定量した。測定に使用した Ge 半導体検出器は、放射性同位元素の放射能値を定量するため、100ml 溶液試料について代表的な放射性核種の光子エネルギーに対応した検出効率を整備していた。そこで、中性子照射したスラブファントムから、3つの 100ml の NaCl 溶液試料を抽出した。各溶液サンプル中の ²⁴Na の放射能は、1.37MeV の全吸収ピークから定量した。なお、TRACY の運転により、炉室内の放射能レベルは非常に高くなり、炉室への入室は制限される。そのため、測定開始時刻は中性子照射後およそ 72 時間となり、半減期が 14.96 時間の ²⁴Na 放射能の残存量は初期生成量の 4%程度となった。そこで、測定時刻を 2000 秒として、1.37MeV γ線の測定値に対する統計的な不確かさを 1%程度とするまで、同ピークの計数を行った。一方、アンプルで照射された NaCl 容器内の ²⁴Na の放射能値は、3×3 インチφの NaI(Tl)シンチレーション検出器で定量した。ここで、²⁴Na に対する検出効率は、スラブファントム内で封入した NaCl 溶液を用いて、Ge 検出器との比較により決定した。

中性子照射時に溶液内に生成された ²⁴Na の比放射能値が、本手法による線量評価の基本量となる。そこで、測定結果から半減期を考慮した減衰補正により、照射直後の比放射能値を算出する必要がある。中性子照射実験に関する TRACY の運転時間は、半減期と比較して十分短い数分オーダーであったので、その間の減衰は考慮しなかった。一方で、2000 秒の測定時間では、²⁴Na はその間にも 5%程度減衰する。測定時間内を通じての放射能の平均値 A_M が、結果的に測定される値と同等となるが、測定開始時の ²⁴Na の放射能値 A_S と以下の関係がある¹¹⁹⁾。

$$A_M = A_S \times (1 - \exp(-\lambda \Delta t)) / (\lambda \Delta t) \quad (5-1)$$

ここで、 A_M ：測定時間内の放射能値（放射能測定値）

A_S ：測定開始時の放射能値

λ ： ^{24}Na の崩壊定数 ($\ln 2/14.96 \text{ h} = 4.633 \times 10^{-2} \text{ h}^{-1}$)

Δt ：測定時間 (h) である。

一方で、90 分以内(1/10 半減期)の測定であれば、5-1 式の A_M と 5-2 式で表される測定中間時刻の放射能値 A_H との差は 0.1%以内である。

$$A_H = A_S \times \exp(-\lambda \Delta t / 2) \quad (5-2)$$

ここで、 A_H ：測定中間時刻の放射能値である。

以上より、各試料の測定結果に基づき、照射時刻から測定開始後 1000 秒までの時間を考慮した減衰補正を行い、照射時に溶液に生成された ^{24}Na の比放射能値を算出した。

5.2.3 TRACY 炉室内における中性子輸送の計算解析

実験結果を検証するため、MCNP-4B コードを用いて炉心タンクのウラン溶液における核分裂で発生した中性子の炉室内の輸送を模擬した。ここでは、KCODE カードを利用して、1 サイクルあたりの発生中性子数を 25000、2000 サイクルの計算（5000 万ヒストリー）を実施した。特に、実験場の放射線特性と前章の解析結果を比較検証するため、中性子散乱の様態を解析するための複数の炉室のモデルを設定することにした。そこで、図 5-1 の炉室概要図より、A) 炉心タンクのみを考慮したモデル、B) 炉心タンク及び炉室のコンクリート壁を考慮したモデル及び C) 炉心タンク、炉室のコンクリート壁及び炉内の主要構造物を考慮したモデルの 3 つのモデルを定義した。

実験結果を検証するにあたって、上の 3 つの炉室モデルを用いて、スラブファントムに封入された NaCl 溶液に生成される ^{24}Na の比放射能値を計算した。続いて、NaCl 溶液を封入したスラブファントムと MIRD 型モデルの幾何形状及び材質の違いが、 ^{24}Na 生成量に与える影響を解析した。ここでは、寸法は実験に使用したものと同じで軟組織で構成されるスラブ形状ファントム及び MIRD 型モデルを炉室内に仮想的に設定した。このうち、寸法の異なる MIRD 型モデルの位置は、高さ方向の中央は炉心タンク中の溶液高さの中央と同じとし、平面方向については、炉心タンクからモデル中央位置までの距離を一致させた。MIRD 型モデルを用いた解析では、体内に生成される ^{24}Na 量及び人体被ばく線量の関係を計算し、散乱線が線量換算に与える影響を考察することとした。

以上に加えて、各炉室モデル内のスラブファントム設置位置の空間中の中性子スペクトルを解析した。ここでは、人体とほぼ同じ大きさの楕円領域（40.4cm(長軸) x 20.4cm (短軸) x 175cm (高さ)) を有する飛跡長タリー (F4 タリー) を空気中に定義した。楕円領域については、最下部からの高さ 80cm の位置が実験で設置したスラブファントム最下部、水平方向の中心がスラブファントムと同じになるようにその位置を設定した。

5.3 線量評価システム RADAPAS の開発

前章の計算解析は、体内 ^{24}Na 量から人体被ばく線量を直接的に評価するための換算係数について、核燃料を含む線源の条件ごとに系統的に与えた。一方で、多種多様な線源条件を考慮したため、多くの数値データが存在する。そこで、前章の計算解析で得たデータを効率的に利用して、迅速な線量評価を可能とする「臨界事故時における体内の放射化ナトリウムに基づく迅速線量評価プログラム (Rapid Dose Assessment Program from Activated Sodium in Human Body for Criticality Accident, RADAPAS)」を開発することとした。以下に、検討に基づき構築された RADAPAS による線量評価の概要を記す。

5.3.1 RADAPAS における線量換算

種々の臨界事故の状況に対して迅速に線量評価するためには、事故直後の段階で入手可能な情報を効率的に利用する必要がある。そこで、RADAPAS ではこのような情報を対話形式で入力し、測定された体内の ^{24}Na の放射能値に基づき線量を評価することとした。また、同プログラムは、Windows システムで動作させるものとし、汎用的なパーソナルコンピュータでの使用を可能にした。以下のように、RADAPAS では、事故直後に得られる情報から2つの手法で線量評価を算出することとした。

前章で述べた解析結果は、核燃料及びその周辺を覆う遮へい体の構造が、体内に生成される ^{24}Na 量と線量の定量的な換算関係に大きな影響を与えることを示した。近年における臨界事故の例では、事故直後の早期の段階で線源となる核燃料、その周辺の構造及び被ばく者の線源との位置関係に係る情報が報告されている^{10), 11), 12)}。図 5-2 の方法は、事故が発生した燃料及び周辺の遮へい体条件と最も近い条件を対話形式で選択し、内蔵したスペクトルデータ（中性子及び γ 線）を検索するものである。これにより、特別な解析計算を行うことなく、典型的な事故現場の放射線特性を決定できる。また、選択した線源構造の条件から、対応する線量換算係数 ($\text{Gy}/(^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g})$) も同時に抽出される。そのため、 ^{24}Na の放射能の測定結果から被ばく時の体内における ^{24}Na 生成量 $AI_{\text{Na-24}}$ を算出した直後に、以下のように線源となる核燃料及びその周辺構造の情報から、放射線別に全身の被ばく線量などが迅速に計算される。

$$D_n = AI_{\text{Na-24}} \times CF_n \quad (5-3) \quad D_{2nd-\gamma} = AI_{\text{Na-24}} \times CF_{2nd-\gamma} \quad (5-4)$$

$$D_\gamma = AI_{\text{Na-24}} \times CF_\gamma \quad (5-5)$$

ここで、 $D_n, D_{2nd-\gamma}, D_\gamma$: 中性子, 捕獲 γ 線, γ 線被ばくによる線量(Gy)

$AI_{\text{Na-24}}$: 被ばく時に体内に生成した ^{24}Na 比放射能 ($^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g}$)

$CF_n, CF_{2nd-\gamma}, CF_\gamma$: 中性子, 捕獲 γ 線, γ 線被ばくによる線量への換算係数 ($\text{Gy}/(^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g})$)

である。

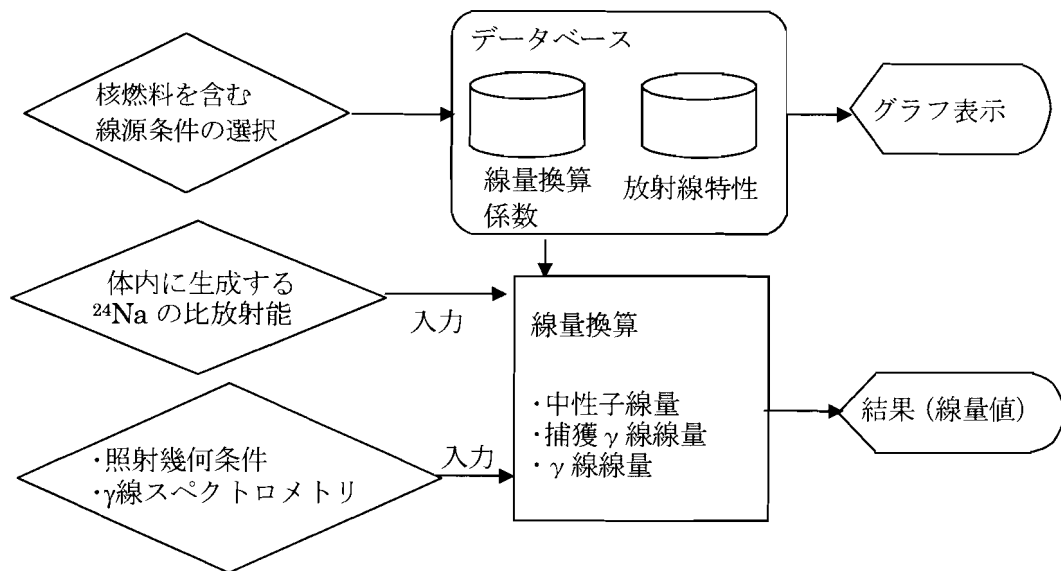


図 5-2 RADAPAS による線量計算法 (1)
 —線源条件を選択する手法—

また、第4章の解析は、個人の体格よりも放射線の人体への入射方向が線量換算に影響を与えることを示した。そこで、放射線の入射方向として、前方及び側方の2つの条件を選択できるようにした。この他に、体内 ^{24}Na の定量法については、採取された血液試料を使用する手法もしくは全身カウンタによる手法の何れかを選択できるものとした。ここで、前者の手法では全身の軟組織中に生成される ^{24}Na 量を基準とし、後者は全身にわたって生成される ^{24}Na 量を基準とする換算係数を使用する。

一方、IAEA が推奨する放射化検出器⁵³⁾を利用した測定、輸送計算コードを用いた計算解析により事故現場の放射線情報が得られる可能性も考えられる。図 5-3 の方法は、これらの手法で得られた放射線特性を利用することを想定している。ここでは、中性子エネルギースペクトルの情報を入力し、グラフ表示によりこれを確認する。この設定した中性子エネルギースペクトルの各ビンの換算係数は、第4章での単色放射線入射を仮定した解析による結果をラグランジュの4点近似を用いて内挿して算出する。続いて、5-6式及び5-7式のように、各エネルギービンの換算係数を用いて ^{24}Na 量に基づき線量を評価し、全エネルギーについて積分して、被ばく線量を算出する。また、図 5-3 の手法でも放射線の人体への入射方向及び放射能の定量法の選択を可能とした。

$$D_n = A I_{\text{Na-24}} \times \left(\sum_{i=1}^N f\phi(i) \times CF_n(i) \right) \quad (5-6)$$

$$D_{2nd-\gamma} = A I_{\text{Na-24}} \times \left(\sum_{i=1}^N f\phi(i) \times CF_{2nd-\gamma}(i) \right) \quad (5-7)$$

ここで、 $D_n, D_{2nd-\gamma}$: 中性子及び捕獲 γ 線による線量(Gy)

AI_{Na-24} : 被ばく時に体内に生成した ^{24}Na 比放射能 (^{24}Na -Bq/ ^{23}Na -g)
 $f\phi(i)$: i 番目のビンに含まれる中性子フルエンスの割合
 $CF_n(i), CF_{2nd-\gamma}(i)$: 内挿法で得た i 番目のビンの換算係数(Gy/(^{24}Na -Bq/ ^{23}Na -g))
 N : 中性子エネルギースペクトルのビンの数

である。

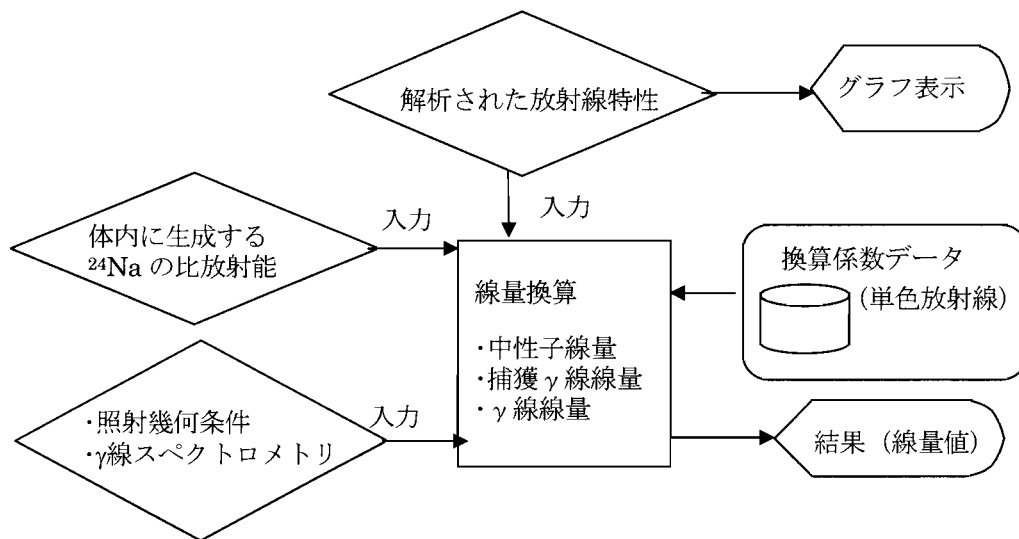


図 5-3 RADAPAS による線量計算法 (2)
 -別途解析された放射線特性を利用する手法-

5.3.2 評価に使用する線量計測量

評価結果は、医療機関などが必要とする情報として効率的に表示する必要がある。そこで、RADAPAS では、発現する放射線影響の推測に必要な全身の平均線量を表示する。また、血液リンパ数の減少傾向に基づく線量評価の結果は、全身の骨髄線量とも関係する^{21), 22)}。そこで、この手法による評価結果との比較検討を可能とするため、骨髄線量を表示することとした。全身線量は質量の大きな軟組織線量とほぼ等しくなり、骨髄線量は骨組織における線量に関係するので、これらに含まれない肺組織の線量も表示することとした。

これら全ての線量については、4.2 節で議論したように、放射線による健康影響への効果の違いを考慮して、中性子線量、捕獲 γ 線線量及び γ 線線量を弁別して表示する。同様に、表示する線量の単位は、急性障害を問題とする高線量被ばくでの適用を鑑みて、吸収線量(Gy)とした。以上のように、RADAPAS は、確定的影響の発現が問題となる 100mGy 以上の被ばくにおいて、体内に発生した ^{24}Na の比放射能に基づき、効率的に被ばく線量情報を与えることができると考える。

5.4 TRACY 実験における線量評価結果及び考察

5.4.1 散乱線の影響

実験でスラブファントムを設置した位置での空間中の中性子エネルギースペクトルについて、2つの炉室モデル（モデル A）及びモデル B）で解析された結果を図 5-4 に示す。また、RADAPAS に内蔵されているエネルギースペクトルの中から、図 5-1(c)に示す炉心タンクに一番近い条件である半径 20.2cm の溶液燃料の周辺に遮へい体を含まない条件で解析されたものを併せて示す。なお、互いのエネルギー分布を比較するため、全ての中性子エネルギースペクトルは合計値を 1 に規格化している。

炉室モデルのうち、タンクのみを考慮したモデル A)について解析された結果は、RADAPAS に内蔵しているデータと近くなった。一方で、炉室の壁を考慮したモデル B)では、散乱中性子の影響により熱中性子及びレサジープロットで水平となる中速領域の成分が大きくなり、核分裂に伴い発生する MeV 単位の中性子の寄与は少なくなった。なお、炉室内の構造物は、中性子エネルギー分布に影響を大きな与えず、モデル C)とモデル B)により解析されたエネルギー分布は近いものとなった。

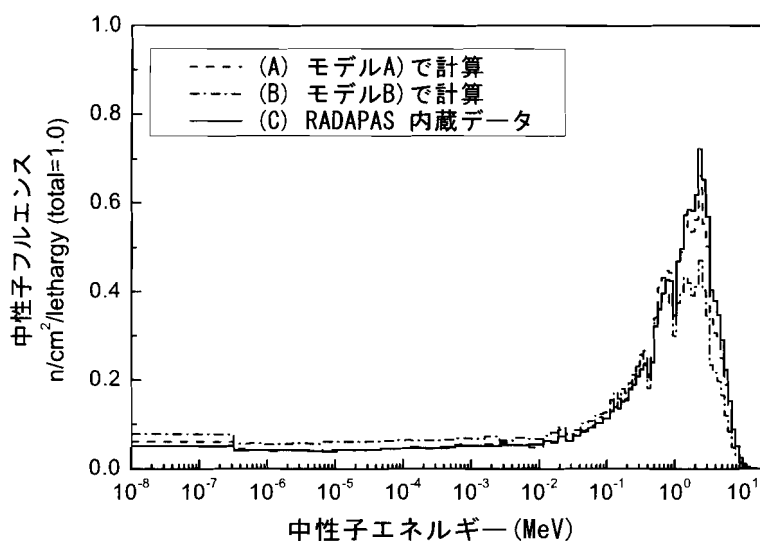


図 5-4 TRACY 炉室内のスラブファントム設置位置の空間中における中性子エネルギースペクトル

続いて、図 5-5 に、実験で設置したスラブファントム内の NaCl 溶液中の中性子エネルギー分布を示す。ここでは、発生中性子当たり規格化される MCNP-4B コードによる計算結果に、TRACY 運転中に発生した中性子数を乗じた。NaCl 溶液は水素を多く含むため、入射時のエネルギーに関係なく、多くの中性子はスラブファントム中で減速する。その結果、全てのモデルの計算結果で熱中性子の割合が非常に高くなっている。周辺構造物との散乱により入射する中性子の絶対数が増加するため、より炉室の構造を模擬した条件

であるモデル C)において、 ^{24}Na の生成に寄与する熱中性子が最も多くなった。

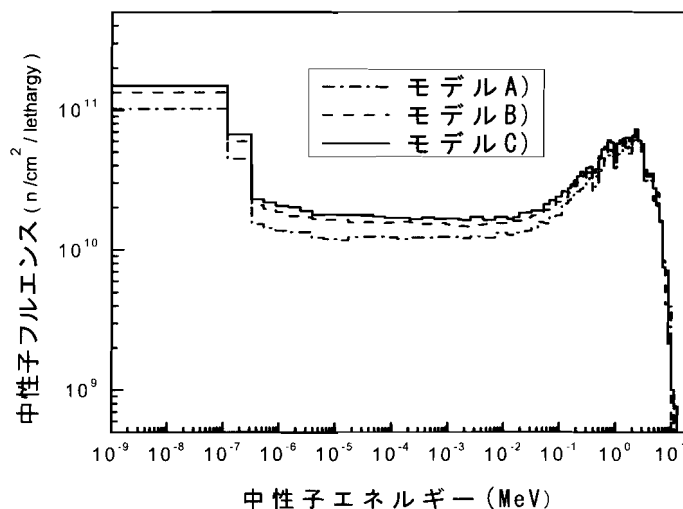


図 5-5 TRACY 炉室内に設置したスラブファントム内に封入した NaCl 溶液中における中性子エネルギースペクトル

5.4.2 RADAPAS による線量評価法

中性子照射で生成された ^{24}Na の放射能値に基づき、RADAPAS で線量を評価した。既にアラニン線量計及び TLD を組み合わせた線量計測システムにより、TRACY 炉室内の単位出力当たりの中性子及び γ 線の詳細な線量分布が実測されている¹²⁰⁾。本研究における ^{24}Na 量に基づく線量評価は、この実測結果と比較することとした。線量計による γ 線線量の測定値には核分裂生成物の影響が含まれるが、RADAPAS はこの成分の寄与は考慮されていない。そこで、本研究では、生成される ^{24}Na 量に基づき、RADAPAS を用いて中性子線量を評価して、実測結果と比較検証した。

この検証実験では、RADAPAS による線量評価として、図 5-2 及び図 5-3 の 2 つの方法を採用した。図 5-2 の手法については、核燃料を含む線源の情報が不可欠となるので、上述のとおり、TRACY の炉心タンク構造に近い半径 20.2cm の溶液燃料を含み、線源との間に遮へい体を含まない条件を設定した。また、線源と対面する方向について、その厚さがより薄くなる (15cm 厚となる) ようにスラブファントムを設置したので、AP 照射条件を設定した。

図 5-3 の手法については、事故直後の段階で入手可能な情報を想定した。そこで、図 5-4 に示す線源タンクのみを考慮したモデル A) 及びこれに炉室のコンクリート壁を加えたモデル B) について、解析されたエネルギースペクトルを線量評価に適用した。前者は、事故直後に線源条件に係る情報のみが入手できた状況を想定した。一方、後者は炉室内の被ばく者の位置及び炉室構造の情報が得られるという状況を想定している。ここで、炉内構造物の定義は複雑であり、事故直後にこれに関する情報を正確に入手できる可能性は低い

と考えて、炉室モデル C)で解析したエネルギースペクトルは、採用しなかった。

5.4.3 中性子線量評価結果

表 5-2 に示すように、今回の実験で線量評価の基本とする生成 ^{24}Na の比放射能の測定結果は 1.58×10^5 (^{24}Na -Bq/ ^{23}Na -g)であった。一方、MCNP-4B コードで解析された ^{24}Na の比放射能の値は、散乱線の増えるモデルほど実測結果に近くなったが、モデル C)の解析結果でも実測値の約 75%であった。これは、全ての散乱線の寄与が考慮できなかったためだと考えられる。

表 5-2 スラブファントム位置における生成 ^{24}Na の比放射能 (^{24}Na - Bq/ ^{23}Na -g)

解析手法	(a) NaCl 溶液	(b) 軟組織	
	スラブファントム (1cmPMMA 壁有)に内封	スラブファントム形状 (30 cm× 30 cm× 15 cm)	MIRD 型モデル (数学人体模型)
実験値	1.58×10^5		
計算値	(実験値/計算値)		
モデル*1A)	7.67×10^4 (0.49)	6.39×10^4	6.81×10^4 (0.89) *2
B)	1.04×10^5 (0.66)	8.78×10^4	8.86×10^4 (0.85) *2
C)	1.16×10^5 (0.73)	9.69×10^4	9.80×10^4 (0.84) *2
		1.11×10^5 *3	

*1 : それぞれのモデルに考慮されている体系 (図 5-1 参照)

A) 炉心タンクのみ

B) 炉心タンク及びコンクリート壁

C) 炉心タンク、コンクリート壁及び内部構造物

*2 : () 内 スラブファントムに内封された NaCl 溶液中に生成する ^{24}Na の比放射能に対する比 (計算値の比較)

*3 : 1 cm 厚の PMMA 壁に内封された状態での生成量 (モデル C)を用いた解析)

線量評価においては、MIRD 型モデルと実験で使用したスラブファントムとの幾何条件及び材質の違いが、 ^{24}Na の生成に与える影響を予め補正する必要がある。表 5-2 に、軟組織で構成される仮想的なスラブファントム及び MIRD 型モデルについて、生成される ^{24}Na の比放射能値の計算結果を示す。軟組織ファントム及び MIRD 型モデルについても、散乱線が増加する条件に従って、 ^{24}Na の生成量が増えている。スラブ形状の軟組織ファントムと実験と PMMA 壁内に封入された NaCl 溶液の比較では、後者の方が ^{24}Na 生成量が多かった。一方で、軟組織材を含むファントムでは、スラブ形状及び MIRD 型モデルという形状が異なるモデル間でも、生成される ^{24}Na 量の評価結果はほぼ同じ値となった。これは、線源から評価点が遠いため、幾何条件があまり大きく影響しなかった理由による。

実験に用いたファントムのように PMMA 壁があり、中性子の減速傾向が少ない表面近くの寄与が含まれない場合、溶液の領域で平均した生成 ^{24}Na 量の値は高くなると考えら

れる。そこで、モデル C)を用いて、実験条件と同じく 1cm 厚の PMMA 壁を有する容器に仮想的に封入した軟組織中の生成 ^{24}Na の比放射能を計算した。その結果は、 1.11×10^5 ($^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g}$) となり、30cm×30cm×15cm のファントム全体の領域で平均した値である 9.69×10^4 ($^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g}$) よりも 15%程度高く、むしろ PMMA 壁に封入された NaCl 溶液における生成量である 1.16×10^5 ($^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g}$) と近くなった。以上の結果は、PMMA 壁 1cm の存在の有無が、スラブファントムと MIRD 型ファントムの材質や幾何形状の違いよりも、 ^{24}Na の生成量の違いに大きな影響を与えた因子であったことを示している。MIRD 型モデルと実験条件の NaCl 溶液における生成 ^{24}Na 量の比は、モデル B)及びモデル C)で、0.84 となった。そこで、測定値の 1.58×10^4 に 0.84 を乗じた 1.33×10^5 ($^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g}$)に基づき、RADAPAS を用いてスラブファントムの設置位置の中性子線量を評価することにした。

RADAPAS で使用した換算係数及び線量評価の結果を表 5-3 に示す。図 5-2 にある評価法では、中性子線量への換算係数として 6.37×10^{-5} ($\text{Gy}/(^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g})$)が選択され、8.5Gy と中性子線量は評価された。また、5.2.3 節の計算解析で炉室モデル A)及びモデル C)について、MIRD 型モデルで換算係数を解析したので、これらを用いて中性子線量を算出した。その結果、モデル A)を用いて解析された換算係数を用いた場合の中性子線量は 7.8Gy となり、線源条件を選択した評価で算出された値と近くなった。両者の差は、実験は 3次元モデルであるが、前章の計算解析では体系より漏洩する中性子により均等な被ばくを受けるといった単純なモデルを利用したという体系の違いに起因するものと考えられる。一方、炉室を模擬したモデル C)による解析で得た換算係数を用いた中性子線量は 6.2Gy となった。

表 5-3 実測値を補正した ^{24}Na 量に基づき RADAPAS により評価された中性子線量

	線量換算係数 ($\text{Gy} / (^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g})$)	中性子線量 (Gy)
(a)RADAPAS による評価結果		
a-1) 図 5-2 の手法	6.37×10^{-5}	8.5 ^{*1}
a-2) 図 5-3 の手法		
図 5-4 のスペクトル(A)を適用	6.82×10^{-5}	9.1 ^{*1}
図 5-4 のスペクトル(B)を適用	4.96×10^{-5}	6.6 ^{*1}
(b)MCNP コード ^{*2}		
炉室モデル A)	5.83×10^{-5}	7.8 ^{*1}
炉室モデル C)	4.69×10^{-5}	6.2 ^{*1}
線量計の実測値 ¹²⁰⁾ からの推定		7.2

*1 : ^{24}Na の比放射能値 1.33×10^5 ($^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g}$) に基づき算出
(実測値 1.58×10^5 ($^{24}\text{Na}\text{-Bq}/^{23}\text{Na}\text{-g}$)に係数 0.84 を乗じて補正した値)

*2 : MIRD 型モデルを TRACY 炉室モデルに設置して換算係数を算出

続いて、RADAPASにより図5-3の手法で中性子線量を評価した。ここでは、図5-4にある2つの中性子エネルギースペクトルを利用した。このうち、モデルA)で解析された中性子エネルギースペクトル(図5-4のスペクトル(A))を利用した評価結果は9.1Gyとなり、内蔵した換算係数を利用した評価値と近くなった。両者の差は、単色中性子エネルギーで解析されたデータによる熱エネルギー領域(0.4eV以下)及び1MeV以上のエネルギー領域における内挿法の影響によると考えられる。一方、炉室の壁を考慮したモデルB)で解析されたエネルギースペクトル(図5-4のスペクトル(B))を利用した場合、中性子線量は6.6Gyとなった。この結果は、モデルC)内に定義したMIRD型モデルを用いて解析された換算係数による評価結果の6.2Gyと近い。また、以前に行われたTLD及びアラニン線量計を組み合わせた線量計測システムによる実測¹²⁰⁾からは、ファントム位置での中性子線量は7.2Gyと推定される。この結果は、散乱線の寄与を考慮した手法により算出された線量値と近い。

以上の結果は、事故時の放射線特性をより正確に解明して、その情報を利用した場合、より正確な線量評価が期待できることを明示している。一方で、中性子エネルギースペクトル解析には、燃料条件の他に、被ばく者の位置、部屋の構造などの情報が必要となる。しかし、本解析のように被ばく条件に関する正確な情報が、事故直後の段階で確実に入手できることは保証できない。本研究の例では、3次元体系中の放射線輸送計算解析によりエネルギースペクトルを得るまでに6時間の計算時間を要した。実際には、これに加えて計算解析のための入力データ作成及びデータ整理のための時間が必要となる。

一方、今回の実験は散乱線が特に多い条件であったが、図5-2にある線源情報のみを考慮した評価でも、他の評価手法と比較して+35%程度で評価できた。また、散乱線のある場における線源情報に基づく手法は、過小評価の可能性が低くなる。IAEAは、臨界事故後48時間以内の線量評価における許容可能な不確かさとして50%以内という指標を示している⁵³⁾が、事故直後の医療措置の方針決定において必要な情報を与えるという目的に対しては、RADAPASは要求を満たすことができたと考える。

以上から、TRACYにおける実験による検証で、第4章の計算解析結果及びこれを基礎データとして内蔵するRADAPASが、臨界事故直後の迅速な線量評価に十分適用可能であることが確認されたと考える。

5.5 臨界事故時の迅速な線量評価におけるRADAPASの適用性の検証

本節では、第4章で解析されたデータを内蔵するRADAPASについて、実際の臨界事故の線量評価に対して適用した場合に、散乱線以外の因子が与える影響を検証する。

5.5.1 不均等被ばくに対する適用

臨界事故で健康措置が必要となるような重篤な被ばくを受けた者は、事故時に核燃料の近傍にいたと考えられる。近年発生した1997年のロシア及び1999年に東海村で発生した臨界事故においても、高線量の被ばくを受けた者は線源近くにいた。これら2つの事故に

ついて、被ばく者と線源の幾何的な関係は報告書として示されている^{10), 12)}。特に、1999年の事故における重度被ばく者の2名については、姿勢、核燃料との位置関係が事故時の状況を模擬したモックアップ施設で調査された。この推定した幾何条件モデルを用いて、各被ばく者の体内の線量分布が計算シミュレーションにより詳細に解析され、著しい不均等被ばくが確認された¹¹⁶⁾。この詳細な線量解析の前段階として、全身に生成された²⁴Na量と中性子、 γ 線の被ばく線量が解析され、事故直後における²⁴Na量の実測結果、線量評価値¹²⁾と比較された。

本研究では、RADAPASの不均等被ばくにおける評価の妥当性を検証するため、この臨界事故の発生直後に実測された2名の被ばく者の線量を算出することにした。この臨界事故では、被ばく者が早期の段階で線源近くから退避したため、最初の核分裂に伴う放射線の寄与が大きかったとされている¹²⁾。そこで、2名の被ばく者について、体内に生成された²⁴Naの比放射能及び線源の条件から、RADAPASにより図5-2の手法で被ばく線量を再現的に算出した。また、被ばく者が線源近傍にいたため、周辺構造物で散乱された散乱線の被ばくに対する寄与は小さかったものと考えて、RADAPASによる線量評価のうち図5-3の手法は採用しないこととした。図5-2に示す手法において、線源体系は核燃料の周辺に存在した冷却水構造も含むものとした。その結果、RADAPASの内蔵データのうち、半径23.8cmの溶液状の燃料を含み、線源との間には遮へい体を含まない体系を選択した。人体への放射線入射方向については、報告されている作業時の幾何的な条件から、事故直後に推定したものと同様にAP照射条件を仮定した¹²⁾。詳細な線量解析は、中性子、捕獲 γ 線及び γ 線被ばくによる線量を弁別して与えている¹¹⁶⁾ので、RADAPASも上記の設定条件から同様に線量を弁別して算出した。

表5-4に、RADAPASにより算出された線量値を既に実施されている詳細解析の結果¹¹⁶⁾と比較して示す。ここでは、両者を比較するため、RADAPASによる線量評価において基準とした²⁴Naの比放射能値は、この詳細解析で得られていた値としている。選択した条件の換算係数は、中性子線量については $6.23 \times 10^{-5}(\text{Gy}/^{24}\text{Na-Bq})$ 、捕獲 γ 線線量は $1.26 \times 10^{-5}(\text{Gy}/^{24}\text{Na-Bq})$ であり、中性子線量と γ 線線量の比はおよそ1.7であった。

表5-4 過去の臨界事故で重度に被ばくを受けた者¹²⁾のRADAPASで算出された線量値

	(a) RADAPASによる評価 (Gy)			(b) 詳細解析(Gy) ¹¹⁶⁾	
	換算係数 Gy/(Bq/ ²³ Na-g)	作業員 A*1	作業員 B*2	作業員 A	作業員 B
中性子線量	6.23×10^{-5}	5.55	3.26	5.40	3.19
捕獲 γ 線線量	1.26×10^{-5}	1.12	0.66	1.10	0.68
γ 線線量	1.04×10^{-4}	9.27	5.44	11.57	5.36

*1: 沈殿槽を支えていた者；²⁴Naの比放射能値， 8.91×10^4 (²⁴Na-Bq/²³Na-g)¹¹⁶⁾

*2: ウラン溶液を注入していた者；²⁴Naの比放射能値， 5.23×10^4 (²⁴Na-Bq/²³Na-g)¹¹⁶⁾

表 5-4 に示すように、両名の被ばく線量について、ほとんどの成分が既に実施されていた詳細解析で得られた値と近くなった。その中で、最も大きな差が、事故時に沈殿槽を支えていた作業者の γ 線線量で確認された。詳細線量の解析結果は、この被ばく者が事故時に線源に対して若干正面照射とは異なる条件で被ばくを受けたことを示している¹¹⁶⁾。表 4-6 の結果から推測できるように、被ばく時の放射線入射条件により、中性子線量と γ 線線量の比は変化すると考えられる。そのため、RADAPAS による γ 線線量は、既に実施された解析結果とは若干の差が生じたものであると推定している。

このように若干の差はあるものの、中性子、 γ 線ともに線量値は、RADAPAS 及び詳細線量の解析結果は $\pm 50\%$ の範囲内で一致している。以上により、RADAPAS は臨界事故時の状況として考えられる不均等被ばくに対しても、適用可能であると言えよう。

5.5.2 血液、体内組織などにおけるナトリウム含有量

RADAPAS においては、体内に生成される ^{24}Na の比放射能値を線量評価の基本とする。血液試料中の ^{24}Na の放射能測定後は、試料中の安定ナトリウム量を定量することが可能である。一方で、全身カウンタの場合、ICRP が示す標準的な人体データに基づくしかない。ICRP では標準人データは 1.4g/kg としているが、 1.04g/kg (男性)及び 0.98g/kg (女性)という報告値¹²¹⁾もあり、この含有量の不確かさは全身カウンタにより定量した ^{24}Na 量に基づく線量評価の誤差要因となる。

表 4-8 に示したように、被ばく直後の早期の段階では、生成される ^{24}Na 量は体内で不均一に分布するものと考えられる。そこで、PMMA ファントムの表面及び内部に NaCl 溶液を封入したアンプルを配置して、TRACY において中性子照射を行った。照射後、各アンプルの溶液中に生成した ^{24}Na の放射能値を測定した。図 5-6 に示すように実測で確認された ^{24}Na の分布の様態は、計算解析による検証結果とよく一致している。この結果は、線量評価においては、 ^{24}Na が体内で均一化された後に血液を採取する必要があることを示している。なお、過去に米国でロバを用いた中性子照射実験⁵⁸⁾では、その体内の ^{24}Na 量は、照射後 2 時間から 24 時間の間に照射した試料で均一となっていることが確認されている。

以上のように、体内に生成された ^{24}Na の放射能測定は事故後の数時間程度を経過してから開始されるものと予測される。そのため、換算に要求される初期に体内で生成された ^{24}Na の比放射能値は、測定値に基づき事故時から測定時刻までの経過時間を考慮した減衰補正により算出される必要がある。特に、精度の高い放射能測定には、比較的長い ^{24}Na の測定時間が要求され、その間にも放射能が変化する可能性がある。しかし、5-1 式及び 5-2 式から推測できるように、90 分以内(1/10 半減期)の測定であれば、測定値は測定中間時刻の値と 0.1% 以内で一致する。そのため、測定値を中間時刻の放射能値として合理的に減衰補正することが可能である。一方、通常の臨界事故では、数秒以内で核分裂の連鎖反応が起こるため、その間の減衰を考慮する必要はないと考えられる。これに加えて、人体の代謝による ^{24}Na の生物学的半減期は 10 日であり⁵⁵⁾、事故後の 1 日で約 7%、2 日で約

13%の ^{24}Na 量の減衰があるので、より精度の高い線量評価はこの生物学的半減期についても考慮が要求される。

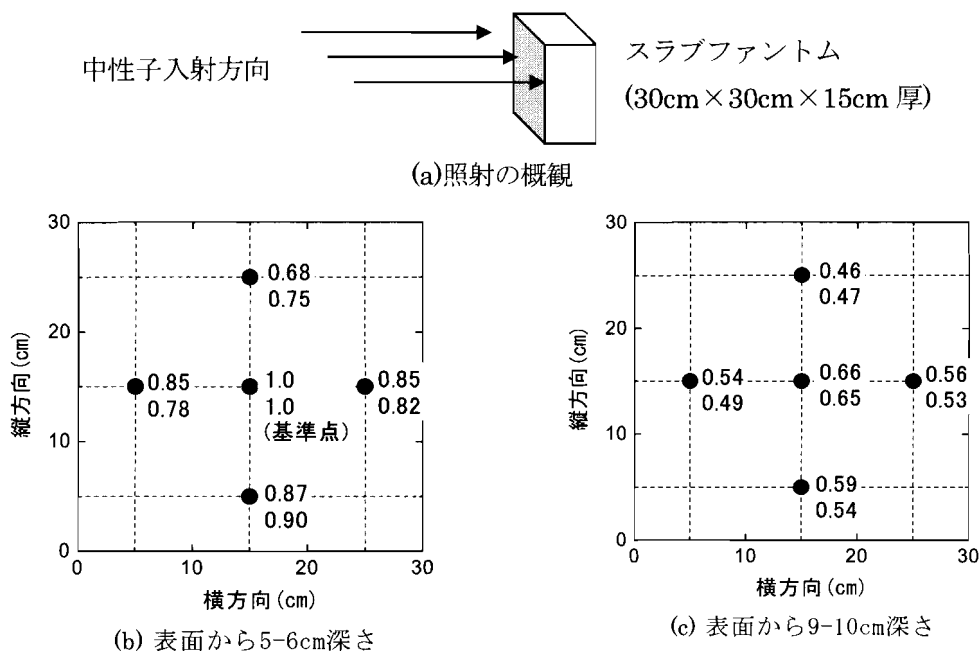


図 5-6 TRACY で中性子照射されたスラブファントム内における ^{24}Na の生成量分布
(a)照射の概観, (b)入射面から 5-6cm 深さ, (c)入射面から 9-10cm 深さ
(放射線の入射方向から見た図で, 5-6cm 深さの中央位置の値を基準値とした。
上段: 実測値, 下段: 計算値。)

5.6 まとめ

第4章の計算解析では、単純なモデルを想定したので、計算で得られた換算係数などは、実際の事故時に近い条件について、その信頼性を検証する必要がある。そこで、溶液状の核燃料により発生する臨界事故を模擬できる TRACY において、人体内の ^{24}Na 生成を模擬する中性子照射実験を行った。また、前章の計算解析で得たデータを効率的に利用して、被ばく者の医療措置の方針決定に必要な線量情報を迅速に提供するシステム RADAPAS を開発した。この RADAPAS は、過去の臨界事故に関する報告書を参考にして、事故後に得られると予想される情報を利用して、迅速に正確な線量評価を可能とするように構築した。この開発された RADAPAS を用いて、TRACY における中性子照射実験で生成された ^{24}Na の放射能値に基づき、中性子線量を評価した。

RADAPAS による線量の評価結果は計算解析及び既に線量計を利用したシステムによる実測結果と比較検証した。TRACY における実験では、線源からの直達する中性子のほかに、周辺構造物で散乱した中性子が被ばくに大きく寄与する条件が模擬された。そこで、散乱線が体内 ^{24}Na の生成及び線量評価に与える影響についても解析することができた。

その結果、より詳細に解析したエネルギースペクトルを利用した場合、精度のよい線量評価が期待できることが確認された。一方で、RADAPAS では事故の発生した燃料条件の情報から、線源から直達する中性子のエネルギー分布のみを考慮して、体内に生成した ^{24}Na の比放射能に基づき迅速に線量を評価することができた。この線源情報に基づく評価でも、他の手法による結果との比較から、IAEA が事故後 48 時間以内の線量評価において許容する 50% 以内の不確かさの範囲で被ばく線量を過小評価することなく、与えることが可能と考える。以上より、第 4 章の計算解析結果を基礎データとした線量評価システム RADAPS については、臨界事故時の迅速な線量評価への適用性が確認されたと考える。

続いて、他の要因が RADAPS による線量評価に与える影響を検証した。同システムに内蔵した換算係数は、全身均等被ばく条件で解析された。そこで、我が国初の臨界事故で重度に不均等被ばくを受けた作業者について、RADAPAS により線量を算出した。その結果、本システムにより算出された中性子及びγ線被ばくによる線量は、既に被ばく時の幾何条件を定義したモデルで詳細に解析された値と非常に近い値を示した。これより、臨界事故の被ばく条件として想定される不均等被ばくについても、RADAPAS は適用できるものと考えられる。最後に、線量評価の基本となる体内に生成される ^{24}Na 量が、線量評価に与える影響を考察した。その中で、被ばく後の初期段階では、体内において ^{24}Na 量に分布することが、TRACY における中性子照射実験で確認された。この結果は、特に血液を人体から採取して、その中に含まれる ^{24}Na 量に基づき被ばく評価を実施する場合に、留意する必要があることを示唆するものである。

以上より、第 4 章の計算解析結果を基礎データとする RADAPAS の運用により、体内に生成された ^{24}Na 量に基づき、医療措置の方針に必要な線量情報が、臨界事故の発生直後に迅速に提供できると考えられる。

第6章 結論

放射線の利用にあたっては、被ばく者の健康に重篤な影響を与え、環境汚染を引き起こす可能性のある高放射線量を伴う被ばく事象に対して、予め対策を備えておくことが必要と考えた。そこで、放射線事故などにおいて、被ばく者の生体試料を用いた物理学的な測定手法で得られた結果から線量を導出する手法を開発した。本研究における結論は以下のとおりである。

(1) 高い線量の光子外部被ばくを伴う緊急時については、歯エナメル質の ESR 計測に基づく被ばく線量評価法を研究した。ここでは、これまでに解明されていなかった ESR 計測で直接推定される歯エナメル質の受ける線量と被ばく評価で重要な臓器・組織の線量の関係について、明らかにすることを主要な目的とした。最初に、線量評価に広く利用されてきた数式で人体を表現する MIRD 型モデルを改良し、歯の定義を組み込んだ人体モデルを開発した。この新たに開発された MIRD 型モデルを用いて、EGS4 コード及び UCGEN コードを組み合わせて利用したモンテカルロ計算により、歯を含めた体内の臓器・組織の線量を計算した。この際、確率論に基づくモンテカルロ計算により、歯エナメル質の線量を合理的に算出するため、様々な近似手法を導入した。

その結果、人体に入射する光子のエネルギー、方向を変化させた様々な被ばく条件について、歯エナメル質の受ける線量と他の臓器・組織の線量との間の定量的な関係を明らかにすることができた。特に、低エネルギー光子が入射した場合は、人体の構成元素の中でも比較的高い原子番号のカルシウムなどを多く含む歯エナメル質は、他の臓器・組織よりも線量が顕著に高くなることを明らかにした。また、頭部の前方に位置する歯エナメル質の線量と胴体内の臓器の線量の関係については、光子エネルギーに関らず、人体への入射方向に対して強い依存性を示すことが確認された。その一方で、300keV 以上の光子が人体の後方以外より入射した場合、他の臓器線量及び全身の被ばく線量と歯エナメル質の線量は近い値となることも分かった。特に、作業者については、装着する線量計と ESR 計測による測定結果が近い場合、その値は体幹部の線量を合理的に与えらる。

(2) 計算で解析された頭部内の歯エナメル質の線量について、実測により検証した。ここでは、光子照射に対して人体とほぼ組織等価な材質からなり、人体の形状に近い物理的な頭部模型を使用した。歯エナメル質については、天然に構成されるものなので、これを利用した ESR 計測については 25%程度の不確かさを伴うとされている。そこで、形状が歯に近く、質量エネルギー吸収係数が歯エナメル質と近い CaSO_4 で構成される TLD 素子を用いて、人体模型の歯の領域の線量を測定した。この TLD を用いた実測で得られた結果は、モンテカルロ計算で解析された歯エナメル質の線量とほぼ一致した。そのため、MIRD 型モデルで解析された歯エナメル質の線量の妥当性が確認されたと考える。続いて、頭部構造が歯エナメル質の ESR に基づく線量評価へ与える影響について、実験に用いた

人体模型の CT 画像に基づく voxel 型モデルを用いたモンテカルロ計算で考察した。その結果、MIRD 型モデルと voxel 型モデルの間で口腔部構造が違うことに起因して、いくつかの被ばく条件では歯エナメル質の線量に差異が見られたが、概ね 2 つのモデルの間の線量値は合理的に一致した。

実測により MIRD 型モデルを用いて解析された結果については、ESR 計測に十分適用できることが確認されたので、実際の被ばく状況への適用性を考察した。まず、複数存在する歯のエナメル質線量の口腔内の空間分布から、光子入射方向を推定する手法を検討した。その結果、150keV 以下の低エネルギー光子が主に寄与する被ばくでは、口腔内の線量の空間分布から光子入射方向が推定できることが確認された。また、(1)の結果と併せて、空間分布が確認されなかったときには、ESR 計測で関係付けられた歯エナメル質の線量を体幹部の臓器線量と見なしても合理的な評価が可能と考える。最後に、単色エネルギーで解析されたデータについて、エネルギー分布を有する光子被ばくに対する適用性を解析して、ESR 計測に基づく臓器線量の評価法について考察した。

以上のように、(1)及び(2)に示す成果を反映させることにより、歯エナメル質の ESR 計測に基づき、従来よりも正確な臓器線量評価が可能となったと結論付けることができる。

(3) 外部被ばくで光子と同様に重要な線種となる中性子を伴う放射線緊急事例として、臨界事故が考えられる。そこで、臨界事故時に体内に生成される放射性核種 ^{24}Na の放射能値に基づき、被ばく線量を評価するための手法を開発した。線量評価に必要な基礎データについては、核分裂反応で発生する中性子及び γ 線の物質中での輸送を模擬できるモンテカルロ計算コード MCNP を利用して解析した。最初に、異なる組成、容積を持つ溶液状のウラン燃料または金属燃料及び種々の遮へい材からなる線源体系を仮想し、核分裂反応で発生する中性子及び γ 線が各体系から漏洩した場合の特性を解析した。その結果、中性子、 γ 線のエネルギー分布及び両者の混在比は、人体に入射するまでに放射線が透過した材質により大きく変化することを明らかにした。

続いて、これらの解析された放射線により被ばくを受けた場合について、体内に生成される ^{24}Na の比放射能値から被ばく線量を導出するための換算係数を算出した。その際、健康影響の発現の違いを考慮して、中性子及び γ 線による線量を弁別して算出するよう係数を求めた。その結果、想定した線源条件に対して、中性子及び混在する γ 線による線量への換算係数については、大きく変化することが明らかとなった。また、中性子の人体中の透過距離が体内における ^{24}Na の生成及び線量評価に与える影響を考察した。ここでは、体格及び放射線の入射方向を変化させた条件で線量換算関係を解析した。その結果、放射線の透過距離は、体格よりも人体への入射方向の違いにより大きく変化するため、後者のほうが線量換算により大きな影響を与えることを明らかにした。

本解析の例では、同一の体格の被ばく者について、体内に生成する ^{24}Na 量が同じ場合でも、事故条件により最大で 15 倍程度の差が生じることが分かった。本研究で得られた成果は、臨界事故後に線量計などによる評価結果がない状況についても、IAEA が事故後

48 時間以内の評価において許容する不確かさの 50%以内の範囲で、体内 ^{24}Na 量に基づき被ばく線量に関する情報を提供することが可能になったと考える。

(4) MCNP コードによる計算解析で得られたデータを用いた線量評価の妥当性について、臨界事故の状況を模擬できる TRACY における実験で検証した。実験では、人体中ナトリウムの放射化を模擬するため、直方体形状の PMMA 壁を持つ水槽型ファントムに NaCl 溶液を封入して中性子照射を行った。中性子照射により、溶液に生成した ^{24}Na の比放射能を定量し、これに基づき中性子線量を算出した。ここで、(3)の計算で得た結果を基礎データとして内蔵し、臨界事故時に得られることが予測される情報から線量を迅速に評価可能とするシステム RADAPAS を開発した。中性子照射実験においては、実際の被ばく条件に混在する散乱線が線量評価へ与える影響も解析した。その結果、散乱線の有無により、体内に生成される ^{24}Na 量が大きく変化することを明らかにした。しかし、開発した RADAPAS は、散乱線の多い状況でも、IAEA が事故後 48 時間以内の線量評価において許容する 50%以内の不確かさの範囲で、過小評価することなく、線源情報に基づき体内 ^{24}Na 量から迅速に線量を算出できることが確認された。

最後に、臨界事故後における体内 ^{24}Na 量に基づく迅速な線量評価法について、総合的に考察した。開発した RADAPAS については、国内初の臨界事故における重度被ばく者の線量を計算して、他の解析結果との比較から不均等被ばくについても十分適用可能であることを確認した。また、体内に生成する ^{24}Na が線量評価に与える不確かさについて、実測及び計算により解析した。その結果、事故直後において体内での生成 ^{24}Na 量は一律ではなく、血液試料に基づく線量評価では、この点を留意する必要があることが示された。

以上のように、(3)及び(4)の研究成果から、臨界事故時において体内 ^{24}Na に基づき迅速に被ばく線量を導出する手法を開発したと考える。

以上に述べたとおり、計算解析及び実測により、高い放射線量の被ばくを伴う緊急時において、生体試料を用いた物理学的測定に基づく外部被ばく線量評価法を開発した。これにより、線量計による計測情報がないという最悪の事態にも人体の被ばく線量を導出することが可能となった。そのため、高放射線量被ばく時における対策を構築するという本研究の所期の目的を達成することができたと考える。本研究で得られたエナメル質線量と臓器線量の関係については、IAEA の示す技術報告書にも取り入れられ、国内外で ESR 計測に基づく線量評価に利用されている。また、開発した臨界事故時における線量評価システム RADAPAS については、今後、公開される予定であり、国内の緊急時対策に利用されることが期待されている。したがって、社会の福利への貢献という本研究の最終目標を果たすことができたと考える。

今後は、放射線事故後において、具体的な医療措置を行う際に必要な体内の線量を評価するシステムを構築し、総合的な緊急時対策を構築することが重要な研究課題として挙げられる。

謝 辞

本研究の遂行及び本論文の取りまとめるにあたり、神戸大学海事科学部小田啓二教授におかれましては、終始、懇切なるご指導とご鞭撻を頂きました。謹んで感謝の意を表します。本論文の取りまとめ及び博士課程における研究の遂行にあたり、有益なご教授及びご討論をして頂きました神戸大学海事科学部石田紀久教授，同北村晃教授，同山内知也教授に謹んで感謝申し上げます。また，博士課程での研究において，貴重なご助言を頂きました神戸大学発達科学部中川和道教授，神戸大学理学部鶴見誠二助教授に謹んで感謝申し上げます。

本研究の開始や遂行にあたり独立行政法人日本原子力研究開発機構（原子力機構）放射線管理部次長山口恭弘博士並びに同放射線防護研究グループリーダー遠藤章博士には，ご指導とご助言を頂きました。ここに深く感謝の意を表します。

本研究の遂行にあたって，原子力機構放射線影響解析グループリーダー斉藤公明氏，同研究副主幹木名瀬栄博士，同放射線工学研究グループリーダー坂本幸夫博士，同保安管理部部長吉田真博士，同放射線管理部線量管理課長吉澤道夫氏，同放射線管理部線量計測技術課長代理清水滋氏，高エネルギー加速器研究機構平山英夫教授，株式会社三菱総合研究所船曳淳氏におかれましては，貴重なご助言を頂きましたことを深く感謝いたします。

歯エナメル質の ESR 計測については，奥羽大学岩崎みどり先生，元奥羽大学歯学部宮澤忠蔵教授，社団法人アイソトープ協会浜田達二先生におかれましては，貴重なご助言を頂くとともに，実験などで多大なるご協力を頂きましたことに深く感謝いたします。過渡臨界実験装置(TRACY)における検証実験の実施にあたっては，原子力機構安全試験施設管理部曾野浩樹博士，大野秋男氏（2006年9月に退職された。）及び同臨界技術第1課長柳澤宏司博士におかれましては，多大なるご協力及びご助言を頂きましてことに対して深く感謝いたします。

引用文献

- 1) 飯田敏行(監修)：「先端放射線利用：第8章 工業分野Ⅱ (小田啓二著) 第9章 放射線防護と安全管理体制 (小田啓二他著)」 大阪大学出版会, 大阪 (2005).
- 2) International Commission on Radiological Protection (ICRP): Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. *Annals of ICRP* 21 (1-3), Pergamon Press, Oxford (1991).
- 3) International Atomic Energy Agency (IAEA): The Radiological Accident in San Salvador. STI/PUB/847, International Atomic Energy Agency, Vienna (1990).
- 4) International Atomic Energy Agency (IAEA): The Radiological Accident in Soreq. STI/PUB/925, International Atomic Energy Agency, Vienna (1993).
- 5) International Atomic Energy Agency (IAEA): The Radiological Accident at the Irradiation Facility in Nesvizh. STI/PUB/1010, International Atomic Energy Agency, Vienna (1996).
- 6) International Atomic Energy Agency (IAEA): The Radiological Accident in Goiania. STI/PUB/815, International Atomic Energy Agency, Vienna (1988).
- 7) International Atomic Energy Agency (IAEA): "The Radiological Accident in Samut Prakarn. STI/PUB/1124, International Atomic Energy Agency, Vienna (2002)
- 8) International Atomic Energy Agency (IAEA): International Conference, One Decade after Chernobyl (Vienna, Austria, 8-12 April 1996). International Atomic Energy Agency, Vienna (1996).
- 9) 渡辺憲夫, 玉置等史：海外の核燃料施設における臨界事故に関する事例集. JAERI-Review 2000-006, 日本原子力研究所 (2000).
- 10) International Atomic Energy Agency (IAEA): The Criticality Accident in Sarov. STI/PUB/1106, International Atomic Energy Agency, Vienna (2001).
- 11) 原子力安全委員会：ウラン加工工場における臨界事故調査委員会報告書. 原子力安全委員会 (1999).
- 12) 藤元憲三(編)：ウラン加工工場臨界事故患者の線量推定 最終報告書. NIRS-M-153, 放射線医学総合研究所 (2002).
- 13) A. A. Romanyukha, E. A. Ignatiev, E. K. Vasilenko, E. G. Drozhko, A. Wieser, P. Jacob, I.B. Keirim-Markus, E. D. Kleschenko, N. Nakamura and C. Miyazawa: EPR Dose Reconstruction for Russian Nuclear Workers. *Health Phys.*, 78, 15-20 (2000).
- 14) International Commission on Radiological Protection (ICRP): Protecting People against Radiation Exposure in the Event of a Radiation Attack. ICRP Publication 96, *Annals of ICRP* 35 (1), Elsevier Science, Oxford (2004).
- 15) International Commission on Radiological Protection (ICRP): Dose Coefficients for

- Intake of Radionuclides by Workers, Replacement of ICRP Publication 61. ICRP Publication 68, *Annals of ICRP* 24 (4), Elsevier Science, Oxford (1994).
- 16) 青木芳朗： バイオドジメトリ概論. *RADIOISOTOPES*, 44, 337-343 (1995).
 - 17) 青木芳朗, 前川和彦監修：「緊急被ばく医療テキスト」医療科学社, 東京 (2004).
 - 18) International Atomic Energy Agency (IAEA) and World Health Organization (WHO): Diagnosis and Treatment of Radiation Injuries. Safety Reports Series No.2, International Atomic Energy Agency, Vienna (1998).
 - 19) 鎌田七男：血液によるバイオドジメトリ. *RADIOISOTOPES*, 44, 406-411 (1995).
 - 20) G. A. Andrew: Medical Management of Accidental Total-Body Irradiation: In The Medical Basis for Radiation Accident Preparedness (K. F. Hubner and S. A. Fry eds.). Elsevier, North Holland (1980).
 - 21) R. E. Goans, E. C. Holloway, M. E. Berger and R. C. Ricks: Early Dose Assessment Following Severe Radiation Accidents. *Health Phys.*, 72, 513-518 (1997).
 - 22) R. E. Goans, E. C. Holloway, M. E. Berger and R. C. Ricks: Early Dose Assessment in Criticality Accidents. *Health Phys.*, 81, 446-449 (2001).
 - 23) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR): Effects and Risks of Ionizing Radiation: 1988 Report to the General Assembly, with annex. United Nations (1988).
 - 24) E. B. Alexander, K. G. Angelina, M. N. Natalia and Y. N. Vladimir: Chernobyl Experience: Biological Indicators of Exposure to Ionizing Radiation. *Stem Cells*, 13 (Suppl. 1), 69-77 (1995).
 - 25) 生島隆司：染色体異常によるバイオドジメトリ. *RADIOISOTOPES*, 46, 559-566 (1995).
 - 26) 江島洋介, 木村博(編)：「放射線生物学」オーム社, 東京 (2002).
 - 27) M. Sasaki and H. Miyata: Biological Dosimetry in Atomic Bomb Survivors. *Nature*, 220, 1189-1193 (1968).
 - 28) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU): Retrospective Assessment of Exposure to Ionising Radiation. ICRU Report 68, Nucler Technology Publishing, Ashford (2002).
 - 29) International Atomic Energy Agency (IAEA): Cytogenetic Analysis for Radiation Dose Assessment—A Manual. IAEA Technical Reports Series No. 405, International Atomic Energy Agency, Vienna (2001).
 - 30) M. Zaider and D. J. Brenner: On the Microdosimetric Definition of Quality Factors. *Radiat. Res.*, 103, 302-316 (1985).
 - 31) M. Sasaki: Chromosomal Biodosimetry by Unfolding a Mixed Poisson Distribution: A Generalized Model. *Int. J. Radiat. Biol.*, 79, 83-97 (2003).
 - 32) I. Hayata, H. Tabuchi, A. Furukawa, N. Okabe, M. Yamamoto and K. Sato: Robot

- System for Preparing Lymphocyte Chromosome. *J. Radiat. Res.*, 33 (Suppl.), 231-241 (1992).
- 33) R. Kanda, I. Hayata and D. C. Lloyd: Easy Biodosimetry for High-Dose Radiation Exposure Using Drug-Induced, Prematurely Condensed Chromosomes. *Int. J. Radiat. Biol.*, 75, 441-446 (1999).
- 34) 田中公夫, 鎌田七男: FISH 法によるバイオドジメトリ. *RADIOISOTOPES*, 44, 472-477 (1995).
- 35) C. Lindholm, S. Salomaa, M. Tekkel, W. Paile, A. Koivistoinen, T. Ilus and T. Veiderbaum: Biodosimetry after Accidental Radiation Exposure by Conventional Chromosome Analysis and FISH. *Int. J. Radiat. Biol.*, 70, 647-656 (1999).
- 36) 中島敏行: 電子スピン共鳴法(ESR)によるバイオドジメトリ. *RADIOISOTOPES*, 45, 113-124 (1996).
- 37) International Atomic Energy Agency (IAEA): Use of Electron Paramagnetic Resonance Dosimetry with Tooth Enamel for Retrospective Dose Assessment. IAEA-TECDOC-1331, International Atomic Energy Agency, Vienna (2002).
- 38) H. M. Swartz: Long-Lived Electron Spin Resonances in Rats Irradiated at Room Temperature. *Radiat. Res.*, 24, 579-586 (1965).
- 39) A. A. Romanyukha, M. F. Desrosiers and D. F. Regulla: Current Issues on EPR Dose Reconstruction in Tooth Enamel. *Appl. Radiat. Isot.*, 52, 1265-1273 (2000).
- 40) M. Ikeya, J. Miyajima and S. Okajima: ESR Dosimetry for Atomic Bomb Survivors Using Shell Buttons and Tooth Enamel. *Jpn. J. Appl. Phys.*, 23, L697-L699 (1984).
- 41) H. Ishii and M. Ikeya: ESR Dosimetry of Teeth of Residents Close to Chernobyl Reactor Accident. *J. Nucl. Sci. Technol.*, 27, 1153-1155 (1990).
- 42) V. A. Serezhenkov, E. V. Dormacheva, G. A. Klevezal, S. M. Kulikov, S. A. Kuznetsov, P. I. Mordvintcev, L. I. Sukhovskaya, N. E. Schklovsky-Kordi, A. F. Vanin, N. V. Voevodskaya and A. I. Vorobiev: Radiation Dosimetry for Residents of the Chernobyl Region: A Comparison of Cytogenetic and Electron Spin Resonance Methods. *Radiat. Prot. Dosim.*, 42, 33-36 (1992).
- 43) A. A. Romanyukha, E. A. Ignatiev, D. V. Ivanov and A. G. Vasilyev: The Distance Effect on the Individual Exposures Evaluated from the Soviet Nuclear Bomb Test at Totskoye Test Site in 1954. *Radiat. Prot. Dosim.*, 86, 53-58 (1999).
- 44) A. M. Rossi, C. C. Wafcheck, E. F. de Jesus and F. Pelegrini: Electron Spin Resonance Dosimetry of Teeth of Goiania Radiation Accident Victims. *Appl. Radiat. Isot.*, 52, 1297-1303 (2000).
- 45) M. Iwasaki, C. Miyazawa, T. Uesawa, I. Itoh and K. Niwa: Differences in the Radiation Sensitivity of Human Tooth Enamel. *RADIOISOTOPES*, 44, 785-788 (1995).

- 46) A. Wieser, N. El-Faramawy and R. Meckbach: Dependencies of the Radiation Sensitivity of Human Tooth Enamel in EPR Dosimetry. *Appl. Radiat. Isot.*, **54**, 793-799 (2001).
- 47) A. A. Romanyukha, R. B. Hayes, E. H. Haskell and G. H. Kenner: Geographic Variations in the EPR Spectrum of Tooth Enamel. *Radiat. Prot. Dosim.*, **84**, 445-449 (1999).
- 48) 豊田新：歯のエナメルを用いた ESR（電子スピン共鳴）線量計測方法の改良. 放射線科学, **38**, 41-45 (1995).
- 49) M. Iwasaki, C. Miyazawa, A. Kubota, E. Suzuki, K. Sato, J. Naoi, A. Kato and K. Niwa: Energy Dependence of the CO_3^{3-} Signal Intensity in ESR Dosimetry of Human Tooth Enamel. *RADIOISOTOPES*, **40**, 421-424 (1991).
- 50) M. Iwasaki, C. Miyazawa, T. Uesawa, E. Suzuki, M. Hoshi and K. Niwa: Exposure Dose Rate Dependence of the CO_3^{3-} Signal Intensity in ESR Dosimetry of Human Tooth Enamel. *RADIOISOTOPES*, **41**, 642-644 (1992).
- 51) M. Iwasaki, C. Miyazawa, T. Uesawa and K. Niwa: Effect of Sample Grain Size on the CO_3^{3-} Signal Intensity in ESR Dosimetry of Human Tooth Enamel. *RADIOISOTOPES*, **42**, 470-473 (1993).
- 52) V. Chumak *et. al.*: The First Intercomparison of EPR-Dosimetry with Teeth: First Results. *Appl. Radiat. Isot.*, **47**, 1281-1286 (1996).
- 53) International Atomic Energy Agency (IAEA): Dosimetry for Criticality Accidents – A Manual. IAEA Technical Reports Series No. 211, International Atomic Energy Agency, Vienna (1982).
- 54) D. F. Petersen, V. E. Mitchell and W. H. Langham: Estimation of Fast Neutron Doses in Man by $^{32}\text{S}(n,p)^{32}\text{P}$ Reaction in Body Hair. *Health Phys.* **6**, 1-5 (1961).
- 55) International Commission on Radiological Protection (ICRP): Reference man, Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics. ICRP Publication 23, Oxford: Pergamon Press (1975).
- 56) G. S. Hurst, R. H. Ritchie and L. C. Emerson: Accidental Radiation Excursion at the Oak Ridge Y-12 Plant III -Determination of Radiation Doses-. *Health Phys.* **2**, 121-133 (1959).
- 57) G. S. Hurst, R. H. Ritchie, F. W. Sanders, P. W. Reinhardt, J. A. Auxier, E. B. Wagner, A.D. Callihan and K. Z. Morgan: Dosimetric Investigation of the Yugoslav Radiation Accident. *Health Phys.* **5**, 179-202 (1961).
- 58) F. W. Sanders and J. A. Auxier: Neutron Activation of Sodium in Anthropomorphic Phantoms. *Health Phys.*, **8**, 371-379 (1962).
- 59) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU): Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU

- Report 48, ICRU Publications, Bethesda (1992)
- 60) H. J. Delafield: The Neutron Capture Probability for Sodium Activation in Man Phantoms. AERE-R 7728, Atomic Energy Research Establishment (1974).
 - 61) W. G. Cross: Neutron Activation of Sodium in Phantoms and the Human Body. *Health Phys.* 41, 105-121 (1981).
 - 62) H. J. Delafield, J. A. Dennis and J.A.B Gibson: Nuclear Accident Dosimetry- Part I General Principles. AERE-R 7485, Atomic Energy Research Establishment (1973).
 - 63) H. J. Delafield, J. A. Dennis and J.A.B Gibson: Nuclear Accident Dosimetry- Part II Dose Assessment Procedure. AERE-R 7486, Atomic Energy Research Establishment (1973).
 - 64) H. J. Delafield, J. A. Dennis and J.A.B Gibson: Nuclear Accident Dosimetry- Part III Interpretation and Data. AERE-R 7487, Atomic Energy Research Establishment (1973).
 - 65) H. J. Delafield: Nuclear Accident Dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.*, 10, 237-249 (1985).
 - 66) H. J. Delafield: Nuclear Accident Dosimetry - An Overview. *Radiat. Prot. Dosim.*, 23, 143-149 (1988).
 - 67) W. G. Cross and H. Ing: Sodium Activation in the Human Body. *Radiat. Prot. Dosim.*, 10, 265-276 (1985).
 - 68) International Atomic Energy Agency (IAEA): Compendium of Neutron Spectra in Criticality Accident Dosimetry. Technical Reports Series No.180, International Atomic Energy Agency, Vienna (1978).
 - 69) International Commission on Radiological Protection (ICRP): Data for Protection against Ionizing Radiation from External Sources: Supplement to ICRP Publication 15. ICRP Publication 21, Oxford: Pergamon Press (1973).
 - 70) Y. Feng, K. S. Brown, W. H. Casseo, G. T. Mei, L. F. Miller and M. Thein: Determination of Neutron Dose from Criticality Accidents with Bioassays for Sodium-24 in Blood and Phosphorus-32 in Hair. ORNL/TM-12028, Oak Ridge National Laboratory (1993).
 - 71) International Commission on Radiological Protection (ICRP): Data for Use in Protection against External Radiation. ICRP Publication 51, *Annals of ICRP* 17 (2-3), Pergamon Press, Oxford (1987).
 - 72) International Commission on Radiological Protection (ICRP): Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74, *Annals of ICRP* 26 (3-4), Elsevier Science, Oxford (1996).
 - 73) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU): Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External

- Radiation. ICRU Report 57, ICRU Publications, Bethesda (1997).
- 74) M. Cristy: Mathematical Phantom Representing Children of Various Ages for Use in Estimates of Internal Doses. NUREG/CR-1159 (1980).
 - 75) W. R. Nelson, H. Hirayama and D. W. O. Rogers: The EGS4 Code System. SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center (1985).
 - 76) R. Veit, M. Zankl, N. Peutoussi, E. Mannweiler, G. Williams and G. Drexler: Tomographic Anthropomorphic Models: Part I: Construction Technique and Description of Models of an 8 Week Old Baby and a 7 Year Old Child. GSF-Bericht No.3/89, Forschungszentrum fur Umwelt und Gesundheit (1989).
 - 77) J. F. Briesmeister *ed.*: MCNP - A General Monte Carlo N-P Particle Transport Code Version 4B. Los Alamos Laboratory Report LA-12625-M, Los Alamos National Laboratory (1997).
 - 78) H. Yanagisawa, K. Nakajima, K. Ogawa, et al.: Experiments on Transient Behavior of a Low-Enriched Uranyl Nitrate Solution System with TRACY to Study Hypothetical Criticality Accidents in Reprocessing Plants. Proc. 6th Int. Conf. Nuclear Criticality Safety (ICNC' 99), Versailles, France, Sep. 20-24, 1999, Vol. II, 900-906 (1999).
 - 79) 會澤栄寿, 小川和彦, 櫻庭耕一, 塚本導雄, 菅原進, 竹内真樹, 宮内正勝, 柳澤宏司, 大野秋男: TRACY の運転記録. JAERI-Tech 2002-031, 日本原子力研究所 (2002).
 - 80) International Commission on Radiological Protection (ICRP): Age-Dependent Doses to Members of Public from Intake of Radionuclides: Part 3. Ingestion Dose Coefficients. ICRP Publication 69, *Annals of ICRP* 25 (1), Elsevier Science, Oxford (1995).
 - 81) 山口恭弘: JEUNESSE, 年齢依存型人体模型を用いた光子外部被曝線量計算コード. *保健物理*, 27, 305-312 (1992).
 - 82) Y. Yamaguchi: Dose Conversion Coefficients for External Photons Based on ICRP 1990 Recommendations. *J. Nucl. Sci. Technol.*, 31, 716-725 (1994).
 - 83) W.S. Snyder, M.R. Ford and G.G. Warner: Estimation of Specific Absorbed Fractions for Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs and Heterogeneous Phantom; NM/MIRD Pamphlet No.5 (Revised). *J. Nucl. Med.*, 19, (Suppl.), 5-67 (1987).
 - 84) 鈴木陽典, 島野達也: 歯の実効原子番号. *齒科放射線*, 16, 63-72 (1976).
 - 85) 原子力安全技術センター: 「被ばく線量の測定・評価マニュアル」原子力安全技術センター, 東京 (2000).
 - 86) 野尻一郎, 岩井敏, 佐藤理, 高木俊治, 澤村貞史, 深作泰宏: EGS4 汎用ユーザーコード UCGEN の開発. *動燃技報*, 102, 59 (1997).
 - 87) J. T. West and M. B. Emmett: A Multiple Array System using Combinatorial

- Geometry. NUREG/CR-0299 3 Sec. M9 (1984).
- 88) M. B. Emmett: The MORSE Monte Carlo Radiation Transport Code System. ORNL-4972, Oak Ridge National Laboratory (1975).
 - 89) RSIC: DLC-136/PHTOX Photon Interaction Cross Section Library (contributed by National Institute of Standards and Technology). (1989).
 - 90) J. H. Hubbell: Photon Cross Sections Attenuation Coefficients and Energy Absorption Coefficients from 10keV to 100GeV. NSRDS-NBS29, National Bureau of Standards (1969).
 - 91) J. H. Hubbell and S. M. Seltzer: Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z=1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. NISTIR 5632, National Institute of Standards and Technology (1995).
 - 92) J. R. Greening 著 (森内和之, 高田信久訳): 「放射線量計測の基礎」 地人書館, 東京 (1988).
 - 93) M. Iwasaki, C. Miyazawa and T. Uesawa: Effect of Tooth Position in the Oral Cavity for Various Irradiation Geometries in Dental ESR Dosimetry. *RADIOISOTOPES*, 48, 530-534 (1999).
 - 94) S. W. Alderson, L. H. Lanzl, M. Rollins and J. Spira: An Instrumented Phantom System for Analogu Computation of Treatment Plans. *Am. J. Roentg.*, 87, 185-195 (1962).
 - 95) J. F. Fowler and F. H. Attix: Solid State Integrating Dosimeters: In Radiation Dosimetry Volume 2 (F. H. Attix and W. C. Roesch *eds.*). Academic Press, New York (1966).
 - 96) M. J. Berger, M and J. H. Hubbell: XCOM: Photon Cross Sections on a Personal Computer. NBSIR 87-3597, National Bureau of Standards (1987).
 - 97) R. B. Firestone *ed.*: Table of Isotopes Eighth Edition Volume 1. John Wiley & SONS, INC., New York (1996).
 - 98) 高橋史明, 清水滋, 山口恭弘: 放射線測定器の校正に用いる γ 線場中の光子エネルギー一分布評価. JAERI-Tech 97-006, 日本原子力研究所 (1997).
 - 99) M. Zankl, W. Panzer and G. Drexler: Tomographic Anthropomorphic Models: Part II: Organ Doses from Computed Tomographic Examination in Paediatric Radiology. GSF-Bericht No.30/93, Forschungszentrum fur Umwelt und Gesundheit (1993).
 - 100) N. Petoussi, M. Zankl and K. Henrichs: Tomographic Anthropomorphic Models: Part II: Specific Absorbed Functions of Energy for a Baby and a Child from Internal Photon. GSF-Bericht No.7/97, Forschungszentrum fur Umwelt und Gesundheit (1997).

- 101) K. Saito, A. Wittmann, S. Koga, Y. Ida, T. Kamei, J. Funabiki and M. Zankl: The Construction of a Computed Tomographic Phantom for a Japanese Male Adult and the Dose Calculation System. *Radiat. Environ. Biophys.*, 40, 69-76 (2000).
- 102) T. C. Chao, A. Bozkurt and X. G. Xu: Conversion Coefficients Based on the VIP-MAN Anatomical Model and EGS4-VLSI Code for External Monoenergetic Photons from 10 keV to 10 MeV. *Health Phys.*, 81, 163-183 (2001).
- 103) J. Funabiki, M. Terabe, M. Zankl, S. Koga and K. Saito: An EGS4 User Code with Voxel Geometry and a Voxel Phantom Generation System. Proc. of the 2nd Int. Workshop on EGS4, Tsukuba, Japan, 8-12 August, 2000, KEK Proceedings 2000-20, 56-63 (2000).
- 104) A. Ulanovsky, A. Wieser, M. Zankl and P. Jacob: Photon Dose Conversion Coefficients for Human Teeth in Standard Irradiation Geometries. *Health Phys.*, 89, 645-659 (2005).
- 105) M. Nakazawa, K. Kobayashi, S. Iwasaki, T. Iguchi, K. Sakurai, Y. Ikeda and T. Nakagawa: JENDL Dosimetry File. JAERI 1325, The Japan Atomic Energy Research Institute (1992).
- 106) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU): Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. ICRU Report 46, ICRU Publications, Bethesda (1992).
- 107) National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP): The Relative Biological Effectiveness of Radiations of Different Quality. NCRP Report 104, NCRP Publication, Bethesda (1990).
- 108) 坂本幸夫：放射線輸送計算による JCO 臨界事故時の線量当量率分布評価. JAERI-Research 2002-025, 日本原子力研究所 (2002).
- 109) 坂本幸夫：実効線量評価のための光子・中性子・ベータ線制動放射線に対する遮へい計算定数. JAERI-Data/Code 2000-044, 日本原子力研究所 (2001).
- 110) T. Nakagawa, S. Shibata, S. Chiba, T. Fukahori, Y. Nakajima, Y. Kikuchi, T. Kawano, Y. Kanda, T. Ohsawa, H. Matsunobu, M. Kawai, A. Zukeran, T. Watanabe, S. Igarashi, K. Kosako and T. Asami: Japanese Evaluated Nuclear Data Library Version 3 Revision-2: JENDL-3.2. *J. Nucl. Sci. Technol.*, 32, 1259-1271 (1995).
- 111) K. Kosako, F. Maekawa, Y. Oyama, Y. Uno and H. Maekawa: FSXLIB-J3R2: A Continuous Energy Cross Section Library for MCNP based on JENDL-3.2. JAERI-Data/Code 94-020, 日本原子力研究所 (1994).
- 112) H. G. Hughes: Information on the MCNPLIB02 Photon Library. LANL Memorandum X-6: HGH-93-77 (1996).
- 113) K. A. Van Riper, D. L. Spikes and R. G. McDowell: Variable Human Anthropomorphic Models. Proc. ANS 1996 Topical Meeting on Radiation

- Protection and Shielding, 643-650, American Nuclear Society (1996).
- 114) K. F. Eckerman, M. Cristy and J. C. Ryman: The ORNL Mathematical Phantom Series. Available at <http://homer.hsr.ornl.gov/VLab/VLabPhan.html> (Oak Ridge National Laboratory Report), Oak Ridge National Laboratory (1996).
- 115) R.S. Caswell, J. J. Coyne and M. L. Randolph: Kerma Factors for Neutron Energies below 30MeV. *Radiat. Res.* 83, 217-254 (1980).
- 116) A. Endo and Y. Yamaguchi: Analysis of Dose Distribution for Heavily Exposed Workers in the First Criticality Accident in Japan. *Radiat. Res.*, 159, 535-542 (2003).
- 117) H. Sono, H. Yanagisawa, A. Ono, T. Kojima and N. Soramasu: Evaluation of Gamma-Ray Dose Components in Criticality Accident Situations. *J. Nucl. Sci. Technol.*, 42, 678-687 (2005).
- 118) 日本工業規格 (JIS) : 「個人線量計校正用ファントム」 JIS Z 4331 (2005).
- 119) G. Gilmore and J. D. Hemingway 著 (米沢ら共訳) : 「実用ガンマ線測定ハンドブック」日刊工業新聞社, 東京 (2002).
- 120) H. Sono, H. Yanagisawa, A. Ono, T. Kojima and N. Soramasu: Measurement of Neutron and Gamma-Ray Absorbed Doses under Accident Conditions at TRACY Using Tissue-Equivalent Dosimeters. *Nucl. Sci. Eng.*, 139, 209-221 (2001).
- 121) R. H. Mole: Sodium in Man and the Assessment of Radiation Dose after Criticality Accidents. *Phys. Med. Biol.*, 29, 1307-1327 (1984).

本論文を構成する発表論文

- [A] F. Takahashi, Y. Yamaguchi, M. Iwasaki, C. Miyazawa and T. Hamada: Relations between Tooth Enamel Dose and Organ Doses for Electron Spin Resonance Dosimetry against External Photon Exposure. *Radiation Protection Dosimetry*, 95(2), 101-108, 2002
- [B] F. Takahashi, Y. Yamaguchi, M. Iwasaki, C. Miyazawa, T. Hamada, J. Funabiki and K. Saito: Analysis of Absorbed Dose to Tooth Enamel against External Photon Exposure. *Radiation Protection Dosimetry*, 103(2), 125-130, 2003
- [C] F. Takahashi, Y. Yamaguchi, M. Iwasaki, C. Miyazawa, T. Hamada and K. Saito: Conversion from Tooth Enamel Dose to Organ Doses for Electron Spin Resonance Dosimetry. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 39(9), 964-971, 2002
- [D] F. Takahashi, A. Endo and Y. Yamaguchi: Dose Assessment from Activated Sodium within a Body in Criticality Accidents. *Radiation Protection Dosimetry*, 106(3), 197-206, 2003
- [E] F. Takahashi, A. Endo and Y. Yamaguchi: Examination for Neutron Dose Assessment Method from Induced Sodium-24 in Human Body in Criticality Accidents. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 42(4), 378-383, 2005
- [F] F. Takahashi, A. Endo, Y. Yamaguchi and K. Oda: Development of Rapid Dose Assessment Program from Activated Sodium in Human Body for Criticality Accident. *保健物理(Japanese Journal of Health Physics)*, 41(3), 180-187, 2006

その他の論文

- ① F. Takahashi, M. Yoshizawa and Y. Yamaguchi: Effects of Phantom Size and Material on Calibration of Photon Individual Dosimeters. *RADIOISOTOPES*, 47 (1), 31-35, 1998
- ② 高橋史明, 山口恭弘: 光子入射におけるファントム材質の後方散乱線の影響. *RADIOISOTOPES*, 52 (2), 94-97, 2003
- ③ F. Takahashi and S. Shimizu: Estimation of Scattered Radiation Spectral Distribution of Exposure in Gamma Calibration Fields. Proceedings of the 9th

International Congress on Radiation Protection (IRPA9), April 14-19, 1996, Vienna, Austria, Vol.4, 215-217, 1996

- ④高橋史明, 清水滋, 山口恭弘: 放射線測定器の校正に用いる γ 線場中の光子エネルギー分布評価. JAERI-Tech 97-006, 日本原子力研究所, 1997
- ⑤F. Takahashi, Y. Yamaguchi, M. Iwasaki, C. Miyazawa and T. Hamada: Relation between Teeth Dose and Effective Dose for External Photon Exposure. Proceedings of the 10th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA10), May 14-19, 2000, Hiroshima, Japan, 5 pages in CD-ROM form (No. P-3b-140), 2000
- ⑥F. Takahashi, Y. Yamaguchi, K. Saito, M. Iwasaki, C. Miyazawa and T. Hamada: Analysis of Dose in Teeth for Estimation of Effective Dose by the Electron Spin Resonance (ESR) Dosimetry using Dental Enamels. Proceedings of the 2nd International Workshop on EGS, KEK Proceedings 2000-20, 48-55, 2000
- ⑦F. Takahashi, A. Endo and Y. Yamaguchi: Dose Assessment with Activated Sodium in Human Body in Criticality Accident. Proceedings of the 1st Asian and Oceanic Congress for Radiation Protection (AOCRP-1), October 20-24, 2002, Seoul, Korea, 6 pages in CD-ROM form (No. PS-2-6), 2002
- ⑧F. Takahashi and Y. Yamaguchi: Conversion from Tooth Enamel Dose to Organ Doses for ESR Dosimetry. Workshop Proceedings, Radiation Risk Assessment in the 21st Century, November 5-7, 2001, Las Vegas, USA, U.S. Environmental Protection Agency Publication, 71-78, 2003
- ⑨高橋史明, 山口恭弘, 遠藤章: 臨界事故時の線量評価手法の開発. 第3回最近の外部被ばく線量評価・測定に関わるワークショップ報文集. JAERI-Conf 2003-002, 日本原子力研究所, 113-120, 2003
- ⑩高橋史明, 山口恭弘, 遠藤章: 臨界事故時の線量評価システムの開発. モンテカルロ計算法高度化の現状. 第3回モンテカルロシミュレーション研究会報文集, 日本原子力学会, 224-232, 2004
- ⑪F. Takahashi: Program for Rapid Dose Assessment in Criticality Accident, RADAPAS. JAEA-Data/ Code 2006-019, 日本原子力研究所, 2006

- ⑫ T. Suzuki, C. Mori, K. Yanagida, A. Uritani, H. Miyahara, K. Takahashi, J. Miyahara, M. Yoshida and F. Takahashi: Characteristics of Prompt Scintillation from Imaging Plate. *Nuclear Instruments Method*, A390, 155-159, 1997
- ⑬ T. Suzuki, C. Mori, K. Yanagida, A. Uritani, H. Miyahara, M. Yoshida and F. Takahashi: Characteristics of Correction of the Fading of Imaging Plate. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 34 (5), 461-465, 1997
- ⑭ T. Suzuki, C. Mori, K. Yanagida, A. Uritani M. Yoshida and F. Takahashi: Improvement of Precision in Quantitative Measurements of Radioactivity with an Imaging Plate. *Applied Radiation and Isotopes*, 49 (9-11), 1127-1130, 1998
- ⑮ T. Sato, A. Endo, Y. Yamaguchi and F. Takahashi: Development of Neutron-Monitor Detector using Liquid Organic Scintillator coupled with $^6\text{Li}+\text{ZnS}(\text{Ag})$ Sheet. *Radiation Protection Dosimetry*, 110(4), 255-261, 2004
- ⑯ H. Sono, A. Ohno, T. Kojima, F. Takahashi and Y. Yamane: Assessment of Human Body Surface and Internal Dose Esimations in Criticality Accidents Based on Experimental and Computational Simulations. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 43(2), 276-284, 2006
- ⑰ K. Oda, F. Takahashi and Expert Committee on Concepts of Dosimetric Quantities Used in Radiological protection, Japan Health Physics Society: Some Comments on Current System of Dosimetric Quantities. Proceedings of the 2nd Asian and Oceanic Congress for Radiation Protection (AOCR-2), October 9-13, 2006, Beijing, China, 4 pages in CD-ROM form, 2006