

JAERI-Research
2003-011



JP0350223



計算シミュレーション手法に基づく
体外計測法の高度化に関する研究

2003年5月

木名瀬 栄

日本原子力研究所
Japan Atomic Energy Research Institute

本レポートは、日本原子力研究所が不定期に公刊している研究報告書です。
入手の問い合わせは、日本原子力研究所研究情報部研究情報課（〒319-1195 茨城県那珂郡東海村）あて、お申し越してください。なお、このほかに財団法人原子力弘済会資料センター（〒319-1195 茨城県那珂郡東海村日本原子力研究所内）で複写による実費頒布をおこなっております。

This report is issued irregularly.

Inquiries about availability of the reports should be addressed to Research Information Division, Department of Intellectual Resources, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken, 319-1195, Japan.

© Japan Atomic Energy Research Institute, 2003

編集兼発行 日本原子力研究所

計算シミュレーション手法に基づく
体外計測法の高度化に関する研究

日本原子力研究所東海研究所保健物理部

木名瀬 栄

(2003年4月1日受理)

内部被ばくによる預託実効線量の評価には、個人が摂取した放射能(摂取量)を測定評価する必要がある。その測定方法には、体内に残留する放射能を直接モニタリングすることができ、評価精度が高い体外計測法が非常に有効である。本研究は、ICRP1990年勧告の要件である内部被ばく線量測定に必要な精度、摂取時期不明などを起因とする不確かさファクター3を満たした高精度体外計測法の確立を目的として、計算シミュレーションによる体外計測装置の数学的校正手法を開発するとともに、体外計測装置校正の体格依存性補正法の開発、体外計測装置による体内放射能評価の不確かさ評価の研究を行ったものである。

本研究では、モンテカルロ法を用いた計算シミュレーションによる体外計測装置の数学的校正手法を開発した。これにより、被検者について多種多様な人体形状、放射能分布を模擬することが可能となり、体外計測装置による体内放射能評価を高精度化することができる。この手法による計数効率や応答関数については、日本原子力研究所の全身カウンタを対象としてシミュレーションを行い、実測結果と良く一致した計算結果が得られることが確認できた。数学的校正手法の拡張として、計算シミュレーションによる体外計測装置の計数効率曲線を評価する方法を開発し、計数効率における散乱線の影響を定量的に明らかにするとともに、体外計測装置校正に係る体格依存性補正法を開発し、体表面積を補正因子とした体格依存性補正式を提案した。また、実測および計算シミュレーションにより、体外計測装置による体内放射能評価の不確かさについて解析し、体内放射能評価の不確かさにおいて体内放射能分布による体外計測装置計数効率の変動、計測装置による測定の統計誤差が大きく影響することを示した。さらに、半導体検出器による体外計測装置の高精度化について検討を行い、ゲルマニウム半導体検出器のピーク効率曲線の評価法、ゲルマニウム半導体検出器と NaI(Tl)シンチレーション検出器のそれぞれの長所をいかした体外計測装置、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの具体的設計案を提案し、本研究で開発した数学的校正手法の有効性を示した。

Study on Advancement of *In Vivo* Counting using Mathematical Simulation

Sakae KINASE

Department of Health Physics
Tokai Research Establishment
Japan Atomic Energy Research Institute
Tokai - mura, Naka - gun, Ibaraki - ken

(Received April 1, 2003)

To obtain an assessment of the committed effective dose, individual monitoring for the estimation of intakes of radionuclides is required. For individual monitoring of exposure to intakes of radionuclides, direct measurement of radionuclides in the body - *in vivo* counting - is very useful. To advance in a precision *in vivo* counting which fulfills the requirements of ICRP 1990 recommendations, some problems, such as the investigation of uncertainties in estimates of body burdens by *in vivo* counting, and the selection of the way to improve the precision, have been studied.

In the present study, a calibration technique for *in vivo* counting application using Monte Carlo simulation was developed. The advantage of the technique is that counting efficiency can be obtained for various shapes and sizes that are very difficult to change for phantoms. To validate the calibration technique, the response functions and counting efficiencies of a whole-body counter installed in JAERI were evaluated using the simulation and measurements. Consequently, the calculations are in good agreement with the measurements. The method for the determination of counting efficiency curves as a function of energy was developed using the present technique and a physics correction equation was derived from the relationship between parameters of correction factor and counting efficiencies of the JAERI whole-body counter. The uncertainties in body burdens of ^{137}Cs estimated with the JAERI whole-body counter were also investigated using the Monte Carlo simulation and measurements. It was found that the uncertainties of body burdens estimated with the whole-body counter are strongly dependent on various sources of uncertainty such as radioactivity distribution within the body and counting statistics. Furthermore, the evaluation method of the peak efficiencies of a Ge semiconductor detector was developed by the Monte Carlo simulation for optimum arrangement of Ge semiconductor detectors for designing a precision whole-body counter.

Keywords: *In Vivo* Counting, Whole-body Counter, Phantom, Simulation, Monte Carlo, EGS4

目次

1. 序論	1
1.1 研究の歴史的背景	1
1.2 研究の目的	4
1.3 論文の構成	5
2. 体外計測装置の数学的校正手法の開発	7
2.1 まえがき	7
2.2 体外計測装置および校正用ファントム	7
2.2.1 原研の全身体外計測装置	7
2.2.2 原研の全身校正用ファントム	8
2.3 ファントムに対する応答関数の評価	15
2.3.1 波高分布の測定	15
2.3.2 応答関数の計算	16
2.4 ファントムに対する計数効率の評価	18
2.4.1 計数効率の測定	18
2.4.2 計数効率の計算	19
2.5 結果および考察	20
2.5.1 ファントムに対する応答関数の評価結果	20
2.5.2 ファントムに対する計数効率の評価結果	20
2.6 まとめ	22
3. 体外計測装置の計数効率曲線評価	32
3.1 まえがき	32
3.2 点線源に対する計数効率曲線の評価	32
3.2.1 計数効率の測定	32
3.2.2 計数効率の計算	34
3.3 ファントムに対する計数効率曲線の評価	35
3.3.1 計数効率の計算	35
3.3.2 計数効率における散乱線等の影響評価	38
3.4 結果および考察	38
3.4.1 点線源に対する計数効率曲線の評価結果	38
3.4.2 ファントムに対する計数効率曲線の計算結果	39
3.4.3 ファントムに対する計数効率の散乱線等影響評価結果	41
3.5 まとめ	45

4. 体外計測装置の体格依存性補正法開発	46
4.1 まえがき	46
4.2 体格補正	47
4.2.1 体格補正因子	47
4.2.2 サイズの異なるファントムに対する計数効率評価	47
4.3 体内カリウム 40 測定	51
4.4 結果および考察	51
4.4.1 体格補正式の開発	51
4.4.2 体格補正の検証	52
4.5 まとめ	56
5. 体外計測装置による体内放射能評価の不確かさ	58
5.1 まえがき	58
5.2 体内セシウム 137 量評価の不確かさ因子	59
5.3 不確かさの定量評価	59
5.3.1 人体起因の不確かさ	59
5.3.2 系統的な不確かさ	65
5.3.3 統計誤差および環境起因の不確かさ	65
5.3.4 全体としての不確かさ	66
5.4 まとめ	67
6. 半導体検出器による体外計測装置の高精度化手法の開発	68
6.1 まえがき	68
6.2 ゲルマニウム半導体検出器のピーク効率曲線	69
6.2.1 点線源に対する評価	69
6.2.2 ファントムに対する評価	71
6.3 連立方程式による体内混合核種の同時定量	72
6.4 臓器(胃)沈着核種に対する校正	75
6.4.1 NaI(Tl)シンチレーション検出器による応答	76
6.4.2 ゲルマニウム半導体検出器による応答	79
6.5 ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計	79
6.6 結果および考察	80
6.6.1 ゲルマニウム半導体検出器のピーク効率曲線の評価結果	80
6.6.2 連立方程式による体内混合核種の同時定量法の発展	86
6.6.3 臓器(胃)沈着核種に対する校正手法	87

6.6.4	ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計案	89
6.7	まとめ	94
7.	結論	95
	謝辞	97
	参考文献	98
	付録 1 本論文を構成する発表論文	102
	付録 2 略語および記号のリスト	104

Contents

1. Introduction.....	1
1.1 Background	1
1.2 Objective.....	4
1.3 Structure	5
2. Development of Calibration Technique for <i>In Vivo</i> Counting Application using Monte Carlo Simulation.....	
2.1 Preface	7
2.2 <i>In Vivo</i> Counting Application and Phantom.....	7
2.2.1 Whole-body Counter Used in JAERI.....	7
2.2.2 Whole-body Phantom Used in JAERI	8
2.3 Evaluation of Response Function for Phantom.....	15
2.3.1 Measurement of Pulse Height Spectra	15
2.3.2 Calculation of Response Function.....	16
2.4 Evaluation of Counting Efficiency for Phantom.....	18
2.4.1 Measurement of Counting Efficiency.....	18
2.4.2 Calculation of Counting Efficiency	19
2.5 Results and Discussion	20
2.5.1 Response Function for Phantom	20
2.5.2 Counting Efficiency for Phantom.....	20
2.6 Summary	22
3. Evaluation of Counting Efficiency Curve as a Function of Energy using Monte Carlo Simulation	
3.1 Preface	32
3.2 Evaluation of Counting Efficiency Curve for Point Source	32
3.2.1 Measurement of Counting Efficiency	32
3.2.2 Calculation of Counting Efficiency	34
3.3 Evaluation of Counting Efficiency Curve for Phantom	35
3.3.1 Calculation of Counting Efficiency	35
3.3.2 Estimation of Self-absorption and Self-scattering Effects on Counting Efficiency	38
3.4 Results and Discussion.....	38
3.4.1 Counting Efficiency Curve for Point Source.....	38

3.4.2	Counting Efficiency Curve for Phantom.....	39
3.3.3	Self-absorption and Self-scattering Effects on Counting Efficiency	41
3.5	Summary	45
4.	Development of Physique Correction Factor for <i>In Vivo</i> Counting Application	46
4.1	Preface	46
4.2	Physique Correction	47
4.2.1	Parameter of Correction Factor	47
4.2.2	Evaluation of Counting Efficiency for Phantoms with Different Sizes....	47
4.3	Measurement of ⁴⁰ K Content in Total Body.....	51
4.4	Results and Discussion	51
4.4.1	Development of Correction Equation.....	51
4.4.2	Validation of Correction Factor	52
4.5	Summary	56
5.	Uncertainty in Body Burden Estimated by <i>In Vivo</i> Counting Application.....	58
5.1	Preface	58
5.2	Source of Uncertainty in Estimation of ¹³⁷ Cs Body Burden.....	59
5.3	Estimation of Uncertainty	59
5.3.1	Uncertainty Due to Radioactivity in the Body.....	59
5.3.2	Systematic Uncertainty	65
5.3.3	Uncertainty Due to Background Counts and Counting Statistics	65
5.3.4	Total Uncertainty	66
5.4	Summary	67
6.	Improvement of Precision of <i>In Vivo</i> Counting Application using Ge Semi-conductor Detector	68
6.1	Preface	68
6.2	Peak Efficiency Curve of Ge Semi-conductor Detector.....	69
6.2.1	Evaluation of Efficiency for Point Source.....	69
6.2.2	Evaluation of Efficiency for Phantom	71
6.3	Simultaneous Equations Method for the Estimation of Mixtures of Radionuclides within the Body	72
6.4	Calibration Technique for Specific Organ Counting	75

6.4.1	Response of NaI(Tl) Scintillation Detector.....	76
6.4.2	Response of Ge Semi-conductor Detector.....	79
6.5	Designing a Whole-body Counter with Ge Semi-conductor Detector	79
6.6	Results and Discussion.....	80
6.6.1	Peak Efficiency Curve of Ge Semi-conductor Detector	80
6.6.2	Development of Simultaneous Equations Method.....	86
6.6.3	Calibration Technique for Specific Organ Counting using Monte Carlo Simulation	87
6.6.4	A Design Proposal of Whole-body Counter with Ge Semi-conductor Detector	89
6.7	Summary	94
7.	Conclusions.....	95
	Acknowledgements.....	97
	References	98
	Appendix 1 Published Papers for the Present Study.....	102
	Appendix 2 List of Abbreviation and Symbol.....	104

List of tables

- Table 2-1 Specification of the adult phantom used in JAERI
- Table 2-2 Values of experimental parameters for α and β
- Table 2-3 Comparison of counting efficiencies between calculations and measurements
- Table 3-1 Values of experimental parameters for point sources
- Table 3-2 Dimensions for the water-filled block-shape phantoms
- Table 4-1 Dimensions for the water-filled block-shape phantoms
- Table 4-2 Dimensions for the reference BOMAB phantoms
- Table 4-3 Physical properties and body ^{40}K contents measured by whole-body counter
- Table 5-1 Sources of uncertainty in ^{137}Cs whole-body counting results
- Table 6-1 Values of experimental parameters for point sources
- Table 6-2 Comparison of peak efficiencies for point sources between calculated and measurement regarding various dead layer thickness of Ge detector
- Table 6-3 Comparison of peak efficiencies for phantoms between calculated and measurement regarding various dead layer thickness of Ge detector
- Table 6-4 Comparison of radioactivities between calculations and correct answers
- Table 6-5 Comparison of counting efficiencies between calculations and measurements

List of figures and photos

- Fig. 2-1 Signal chains for the JAERI whole-body counter using five scintillators.
- Fig. 2-2 Illustrations of the water-filled block-shape phantom.
- Fig. 2-3 Geometry of the JAERI whole-body counter and the adult phantom.
- Fig. 2-4 Comparison of the measured and calculated response functions for the ^{137}Cs phantom.
- Fig. 2-5 Comparison of the measured and calculated response functions for the ^{40}K phantom.
- Fig. 3-1 Geometry of the JAERI whole-body counter and point sources.
- Fig. 3-2 Determination of the area under the peak of a response function.
- Fig. 3-3 Geometry of the JAERI whole-body counter and (a) child phantom, (b) adolescent phantom.
- Fig. 3-4 Counting and peak efficiencies of the JAERI whole-body counter for point sources.
- Fig. 3-5 Counting efficiencies ϵ and peak efficiencies ϵ' of the JAERI whole-body counter for the child, adolescent and adult water phantoms.
- Fig. 3-6 Pulse height distributions (a) normalized against source intensity and (b) normalized against each maximum height of the peaks for the water phantom.
- Fig. 3-7 Scattering effect of photons on counting efficiencies of the JAERI whole-body counter regarding (a) the water phantoms and (b) the air phantoms.
- Fig. 3-8 Self-absorption effect of photons in the water phantoms on peak efficiencies of the JAERI whole-body counter.
- Fig. 4-1 Male BOMAB phantom.
- Fig. 4-2 Geometry of the JAERI whole-body counter and reference male BOMAB phantom.
- Fig. 4-3 Counting efficiency normalized to the counting efficiency of the adult ^{40}K phantom against the surface area of the phantom.
- Fig. 4-4 Potassium-40 in the total body-lean body mass lines measured for the 50 subjects.
- Fig. 5-1 Geometry of the JAERI whole-body counter and the MIRD-5 type phantom.
- Fig. 5-2 Response of the whole-body counter regarding various ^{137}Cs distributions.
- Fig. 5-3 Annual change in fallout ^{137}Cs body burden.
- Fig. 5-4 Influence of Compton scattering from ^{40}K on ^{137}Cs response function.
- Fig. 5-5 Histogram for strip-out factors (50 non-radiation workers).

- Fig. 5-6 Counting efficiency normalized to the counting efficiency of the adult ^{137}Cs phantom against the surface area of the phantom.
- Fig. 5-7 Change of ^{137}Cs burden within a subject.
- Fig. 6-1 Structure of the Ge detector.
- Fig. 6-2 Signal chain for the Ge detector.
- Fig. 6-3 Geometry of the Ge detector and the adult phantom.
- Fig. 6-4 Determination of the area under the peak for simultaneous equations method.
- Fig. 6-5 Response function for ^{137}Cs , ^{24}Na , ^{40}K phantom.
- Fig. 6-6 Geometry of the JAERI whole-body counter and the phantom organ.
- Fig. 6-7 Comparison of the calculated and measured peak efficiencies for point sources.
- Fig. 6-8 Peak efficiencies for point sources regarding various sizes of sensitive region of Ge detector.
- Fig. 6-9 Comparison of the calculated and measured peak efficiencies for the adult phantom.
- Fig. 6-10 Comparison of the measured and calculated response functions for the ^{137}Cs phantom.
- Fig. 6-11 Comparison of the measured and calculated response functions for the ^{40}K phantom.
- Fig. 6-12 Comparison of the calculated and measured response functions for the phantom organ using NaI(Tl) detectors.
- Fig. 6-13 Comparison of the calculated and measured response functions for the phantom organ using Ge detector.
- Fig. 6-14 Response of the Ge detector regarding various ^{137}Cs point source positions.
- Fig. 6-15 A whole-body counter offering uniformity of response.
- Fig. 6-16 (a) Response of the whole-body counter regarding ^{137}Cs distribution,
(b) Distributions of five ^{137}Cs point sources on the adult phantom.
- Fig. 6-17 Peak efficiencies for the adult phantom using a whole-body counter offering a uniform response.
- Photo 2-1 The exterior of the JAERI whole-body counter.
- Photo 2-2 The interior of the JAERI whole-body counter.
- Photo 2-3 The water-filled block-shape phantom used in JAERI.
- Photo 6-1 The water-filled block-shape phantom(left) and the phantom organ(right) used in JAERI.
- Photo 6-2 The phantom organ used in JAERI.

This is a blank page.

1 序論

1.1 研究の歴史的背景

内部被ばくによる預託実効線量の評価には、個人が摂取した放射能(摂取量)を測定評価する必要がある。その測定評価に関する方法は、体外計測法、バイオアッセイ法および空气中放射性物質濃度からの計算法の3つに大別され、内部被ばくモニタリングにおいては、摂取する放射性物質の種類や放射能測定にかかる労力と経費を考慮して適用される。尿や糞などの排泄物中の放射能を評価するバイオアッセイ法や空气中の放射能を評価する計算法に比べ、体内に沈着する放射性物質から放出される光子を体外で直接検出することにより体内放射能を直接的に測定する体外計測法は、放射能測定に多大な労力と費用が必要となる。しかしながら、体外計測法は、体内に残留する放射能を直接モニタリングすることができる長所があり、光子を放出する放射性核種に対しては評価精度が高く、放射性物質の体内分布や経時変化も評価できる有効な体内放射能測定方法である。

体外計測法は、1925年頃から行われ始めた。米国のラジウム・ダイアルペインター事故において、Evansが ^{226}Ra と ^{228}Ra を含む夜光塗料を時計の文字盤に塗布する作業者の体内放射能を、GM計数管を用いて測定評価したのが初めての試みと言われている^{1,2)}。その後、Marinelli, MillerおよびRose *et al.*のNaI結晶を利用した体外計測装置³⁾、Anderson, Van DillaおよびLangham *et al.*の4 π 液体シンチレーション体外計測装置⁴⁾が開発され、1940年から1950年代にかけて体外計測法は大きく進展した。また、体外計測法に基づく体外計測装置の校正のため、ファントムの必要性が高まり、校正用ファントム開発が進められた。人体形状がプラスチックシェルでリアリストイック形状に表現されたRadiation Equivalent Manikin Calibration (REMCAL)ファントム、人体部位が円筒状のポリエチレン容器で表現されたBottle Manikin Absorber (BOMAB)ファントムなどが開発された⁵⁻⁷⁾。こうして開発された体外計測法は、放射線防護や医療研究に利用され、作業場における放射性汚染管理の有効性をモニタリングすることや作業者による放射性物質の摂取量を決定する標準的な方法となり、大気圏内核実験によるフォールアウト核種検出にも利用された。1970年代後期から1980年代初期にかけては、ゲルマニウム半導体検出器が体外計測法に利用されるようになってきた。

放射線防護における体外計測法の要件は、放射線防護・安全に関する基本的な考え方や、線量限度などの放射線防護で用いる基本的な基準値などを勧告してきた国際放射線防護委員会(International Commission on Radiological Protection: ICRP)の刊行物(ICRP Publication 10⁸⁾, Publication 54⁹⁾, Publication 78¹⁰⁾や国際原子力機関(International Atomic Energy Agency: IAEA)の刊行物¹¹⁻¹³⁾に記述されている。体外計測法は、放射性核種の摂取に関する個人モニタリングの有効手段として、体内放射能を測定評価するために用いられ、その評価結果である負荷量は放射線防護上、摂取量、預託等価線量あるいは預託実効線量に換算して解釈される。したがっ

て、体外計測法による測定精度は、身体に入った放射能の摂取量とそれに関連した線量の不確かさに関係する。ICRP1990年勧告(ICRP Publication 60¹⁴⁾)によると、預託等価線量は、体内に取り込まれた後に複数の組織・臓器に分布している放射性核種から放出される放射線により、1つの組織・臓器が受ける吸収線量に、線質に係る放射線荷重係数を乗じて得られるものであり、預託実効線量は、各組織・臓器の等価線量に組織荷重係数を乗じて身体のすべての組織・臓器について加算したものと定義される。その預託期間は、放射能を摂取した時点から、放射線業務従事者が50年間、公衆が70歳までである。摂取量および線量推定は、評価する放射性核種に対し標準人体内動態モデルや呼吸気道モデルなど¹⁵⁻¹⁹⁾を用いて、体外計測法によって評価された負荷量を基に行われ、少なくともファクター3の不確かさを認めなければならないとしている。したがって、体外計測法は、摂取量や線量推定に用いる放射性核種の標準人体内動態モデルなどの不確かさを考慮し、評価量の不確かさをファクター3より小さくするように、開発されなければならない。

放射線防護分野における体外計測法には、主な装置として、全身カウンタ、甲状腺よう素モニタおよび肺モニタなどがあり、使用目的に応じて開発されてきた⁶⁾。全身カウンタは全身負荷量および放射性物質の体内分布測定を目的としたもの、甲状腺よう素モニタは甲状腺に沈着した放射性よう素測定を目的としたもの、肺モニタはプルトニウムなどから放出される低エネルギー光子測定より肺負荷量を推定することを目的としたものである。日常の測定においては、全身中の負荷量を決定すれば、放射線防護の目的には多くの場合十分であるため、全身カウンタが一般的に利用されている。全身カウンタは、使用目的により分類され、全身の放射能をできるだけ正確かつ精度良く測定することを目的とした”精密測定用全身カウンタ”、原子力研究施設、原子力発電所、緊急医療センターなどにおいて個人の内部被ばく線量評価を目的とした”被ばく線量管理用全身カウンタ”、原子力事故時などの緊急時において被災住民に対する第二次緊急医療に使用される”スクリーニング用全身カウンタ”に分類される²⁰⁾。体外計測装置と同様な装置として、シンチレーションカメラに代表されるような体内放射能分布画像計測装置がある。シンチレーションカメラは、一定方向からの光子のみを検出するコリメータを用いて、体内の放射能分布を体外から計測して描画するための装置であり、臨床診断法に広く利用されている。シンチレーションカメラは、NaI(Tl)シンチレーション検出器などを用いる点は、体外計測装置と同様であるが、放射性核種の同定および定量評価を必要とする放射線防護の目的にはあまり適していないと思われる。

我が国における体外計測法開発は、1958年頃より日本原子力研究所(以下、原研と記述する。)や放射線医学総合研究所において始められ、1961年3月、原研東海研究所において、Suguri *et al.*によって、我が国はもちろん東洋で最初の全身カウンタが開発された¹¹⁾。その装置は、ベッド測定法を採用した精密型測定用全身カウンタを目指したものであり、人体全身を収容する重遮へい体(内寸法;間口80cm,奥行き200cm,高さ200cm,鉄壁厚21cm,内張り鉛3mm)と、重遮へい体天井から釣り下げた5"φ×4"NaI(Tl)シンチレーション検出器1個および被検者用ベッドの下に設置した4"φ×4"プラスチックシンチレーション検出器9個から構成された。低バックグラ

ウンドの測定環境を得るため、重遮へい体は含有放射能のできるだけ少ない鋼材より作られ、重遮へい体内空気中の天然放射能を低減する工夫がされた。また、人体を模擬した校正用ファントムは、Hayes のファントム²¹⁾を参考にして、厚さ 5mm のポリエチレン容器に蒸留水を封入したブロックファントムとして開発され、校正実験に利用された。その後、1963 年には放射線医学総合研究所に 2 種類の全身カウンタ¹¹⁾が、さらに大学を中心に様々な全身カウンタが開発され、近年では原子力関連施設において被ばく線量管理用全身カウンタが標準的な内部被ばく測定装置として整備されている。また、我が国最初である原研の全身カウンタは、1962 年に感度向上のため 8" ϕ ×4" NaI(Tl)シンチレーション検出器 1 個を用いることとし、翌 1964 年には椅子型測定台を用いた標準椅子測定法が導入された²²⁾。1965 年には、¹³¹I 甲状腺負荷量の測定を行うため、仰臥となった被検者の甲状腺上方に NaI(Tl)シンチレーション検出器を設置できるように改良された²³⁾。1969 年、身体内汚染部位を正確に把握するため、NaI(Tl)シンチレーション検出器にコリメータを付けた自動スキヤニング装置が導入された。1973 年、重遮へい体内に肺モニタを設置することによりスペースの問題が生じたため、標準椅子測定法から再びベッド測定法にするとともにスキヤニング用検出器を取り外し、ベッド下に 8" ϕ ×4" NaI(Tl)シンチレーション検出器 2 個、1977 年には 8" ϕ ×4" NaI(Tl)シンチレーション検出器 3 個から構成されるようになった。さらに 1979 年、8" ϕ ×4" NaI(Tl)シンチレーション検出器を 3 個から 2 個追加して 5 個とし、被検者の体軸方向の感度均一化を図ることによって、体内汚染の状況(全身均一分布あるいは臓器沈着などの状況)の情報を得ることを可能にした。校正用ファントムについても、ブロック状の簡易な幾何形状をした塩化ビニル樹脂製容器で人体部位を表現したものが開発され、被検者の体格に合わせファントム全体の大きさを変えるなどの工夫がされてきた。

以上に述べたように、全身カウンタに代表される体外計測法は、事故時の体内放射性核種の同定や負荷量定量測定、フォールアウトによる体内負荷量の測定など、放射線防護分野を中心に利用され、放射線防護上要求される測定精度を担保できるように開発が続けられてきた。理想的な全身カウンタは、放射性核種が身体のいずれの部位に局在している場合でも同一の測定感度および検出効率で測定できる装置であるが、放射性核種の同定に必要なエネルギー分解能の確保、幾何学的検出効率の均一性に関する検出器固有の問題、検出器配置に係る重遮へい体内スペースの制限、校正用ファントムの数・種類の制約などにより、現実的には開発が困難である。そこで、全身カウンタに関する体外計測法の開発は、被検者の体軸方向の測定感度を一定にするなどの検出器配置の工夫を行うとともに、被検者の体格に合うような幾何形状をしたアクリル樹脂製容器からなるリアリスティック人体形状全身校正用ファントム²⁴⁾が開発されてきた。

近年、コンピュータのめざましい発達により、計算シミュレーション手法を用いて、既存の体外計測法を大きく進展させることが可能になってきた。形状や組成を容易に変化させることができる数学ファントムにより柔軟な解析が可能になってきた。これまでに得られてきた検出器配置の工夫などの知見を融合することにより、高精度体外計測法の確立ができるようになった。本研究は、この点に着目し、体外計測法の測定精度向上を図るため、原研東海研の全身カウンタを対象にして数学的校正手法を検討し、計算シミュレーションの利用による体外計測法の高度化を行

ったものである。

1.2 研究の目的

本研究は、放射線防護の内部被ばくモニタリングにおいて、ICRP1990年勧告の要件である内部被ばく線量測定に必要な精度、不確かさファクター3を満たした高精度体外計測法の確立を目的とする。

放射線防護における体外計測法の高精度化を図るには、放射線防護の枠組みの中で、評価量の不確かさはどの程度なのか、どのような方法で精度が向上するのか、といった課題を解決する必要がある。したがって、具体的な体外計測装置による使用経験が重要になる。そこで、前節でも述べたように、我が国で長期にわたって開発・利用されてきた全身カウンタを研究対象として、実測と計算シミュレーションを用いて、以下のような課題で本研究を実施した。

第一の課題は、計算シミュレーションによる全身カウンタの校正手法を開発することである。全身カウンタにより被検者の負荷量を正確に測定評価するには、適切なファントムによる校正が必要であるが、利用できる物理ファントムの種類や数が限られている。物理ファントムは、核種および水を封入した塩化ビニル樹脂製容器など、実体をともなうため、多岐にわたって整備することは困難である。そこで、形状や組成などを容易に変化させることが可能である数学ファントムを用いて、全身カウンタの計数効率や応答関数を評価する方法を開発する。また、日常の放射線管理の利用を考慮し、全身カウンタの計数効率と光子エネルギーの関係を示す計数効率曲線を評価する。

第二の課題は、全身カウンタ校正の体格依存性補正法の開発である。NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタの校正では、放射性核種毎に成人男子を模擬した物理ファントム1体を用いているため、様々な身体特性を有する被検者の適当な校正には必ずしもなっていない。また、人体計測データやX線CT画像などを利用して構築されるリアリスティック人体形状ファントムを、物理的、数学的に数体作成して全身カウンタの計数効率を評価しても、すべての被検者に適した計数効率を得たとは言えない。そこで、文献などから、適切な体格補正因子を調べ、全身カウンタの計数効率に対する被検者の体格の関係について計算シミュレーションにより定量的に評価し、その体格依存性補正法を開発する。

第三の課題は、全身カウンタによる評価結果の不確かさを評価し、その不確かさ因子の中で改善可能な因子を抽出し、改善する手法を確立することである。体外計測法による評価量の不確かさは、ファクター3より小さくしなければならないが、どの程度の不確かさがあるのか明確でなく、過去に体外計測法の不確かさに関する研究があまり実施されてこなかったため、直接参考となる文献がない状態である。そこで、長期にわたって利用されてきた全身カウンタのデータより、不確かさ因子を抽出し、実測および計算シミュレーションにより、全身カウンタによる体内負荷量評価結果の不確かさを定量的に評価する。さらに、不確かさ評価において、改善可能と判断さ

れる因子については、新たな検出器の利用といった測定方法などを提示する。

1.3 論文の構成

本論文は、次の7章から構成される。

第1章は序論で、体外計測法に関する歴史を述べるとともに、放射線防護分野における体外計測法の要件と本研究の目的について述べた。

第2章では、計算シミュレーションを用いた体外計測装置の数学的校正手法の開発について述べる。計算コードは、放射線防護分野において良く利用されている電磁カスケードコードEGS4²⁵⁾を用いている。EGS4コードを用いた体外計測装置の校正手法を検証するため、実際に内部被ばくモニタリングに利用されている原研の全身カウンタを用いて、¹³⁷Csおよび⁴⁰Kを含有した全身校正用水ブロックファントムに対する波高分布と計数効率を測定し、実測結果と計算結果の比較を行った。これにより、全身に広く分布する¹³⁷Csおよび⁴⁰Kの放射性核種について、計算シミュレーションによる体外計測装置の校正手法が利用可能であることを明らかにした。

第3章では、計算シミュレーションによる体外計測装置の計数効率曲線の評価について述べる。第2章で述べた体外計測装置の数学的校正手法を拡張したものである。エネルギーの異なる光子を放出する微小線源に対する全身カウンタ計数効率曲線について、計算シミュレーションおよび実測を行い、その結果を比較した。また、全身校正用水ブロックファントムに対する全身カウンタの計数効率曲線を計算評価するとともに、計数効率における散乱線の影響を定量的に明らかにした。

第4章では、体外計測装置校正に係る体格依存性補正法の開発について述べる。第2章で述べた計算シミュレーションによる体外計測装置の校正手法により、全身カウンタにおける被検者の体格依存性補正について検討し、体表面積を補正因子とした体格依存性補正式を作成した。また、様々な体格を有する50名のボランティア体内に含有する⁴⁰K量について、全身カウンタによる測定および体脂肪計を用いた除脂肪量測定を行い、その測定結果を用いて、開発した体格依存性補正法の妥当性を検証した。

第5章では、体外計測装置による体内放射能評価の不確かさについて述べる。原研全身カウンタによる体内¹³⁷Cs負荷量評価の不確かさに関連する因子を調べ、その因子による体内¹³⁷Cs負荷量評価におけるそれぞれの誤差について実測や計算シミュレーションにより定量的見積もりを行った。不確かさについては、全身カウンタの利用経験から重要と考えられる因子を選定し、標準的な放射線業務従事者を対象として検討を行った。これにより、改善が可能な不確かさ因子を抽出するとともに、体外計測法による評価量の不確かさを定量的に明らかにした。

第6章では、半導体検出器による体外計測装置の高精度化について述べる。NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタでは、多核種を含む波高分布解析は困難なことが多く、また第5章で述べた体内⁴⁰Kの散乱線が体内負荷量評価の不確かさ因子の1つとなる。この問題を解

決する 1 つの方法として、原研では、エネルギー分解能の高いゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの開発が行なわれる。そこで、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの応答特性を検討するため、ゲルマニウム半導体検出器のピーク効率について計算シミュレーションによる評価法を開発するとともに、その評価法により、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計案を作成した。また、1 個のゲルマニウム半導体検出器および計算シミュレーションによる NaI(Tl)シンチレーション検出器の応答関数を利用し、連立方程式による多核種同時定量法を発展させた。さらに、臓器に局在する放射性核種の定量評価を行うため、計算シミュレーションにより、臓器を対象とした NaI(Tl)シンチレーション検出器とゲルマニウム半導体検出器の校正手法の開発を行った。特定臓器を対象とした計算シミュレーションによる校正手法の妥当性については、実測結果との比較により検証した。

第 7 章は本研究の結論で、第 2 章から第 6 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。

2 体外計測装置の数学的校正手法の開発

2.1 まえがき

原子力施設などの体外計測法による内部被ばくモニタリングでは、 ^{137}Cs や ^{40}K が代表的な対象核種である。 ^{137}Cs は、 662keV の光子を放出する核分裂生成物であり、体内に取り込まれた後、人体内に広く分布することを示す証拠²⁶⁾ が得られているため、一般的に全身体外計測装置(以下、全身カウンタと記述する。)を用いて体内負荷量が評価される。 ^{40}K は人体内に生来から存在し、 $1,461\text{keV}$ の光子を放出するため、全身カウンタによる体内負荷量測定では、波高分布上 ^{137}Cs などの核種定量評価に影響を及ぼす可能性がある核種として評価対象となる。K は、Cs と同様に、典型元素の中の 1 族であるアルカリ金属であり、人体内に広く分布し、全身カウンタによる体内分布測定や体内負荷量評価にかかる幾何学的配置特定の観点から、体外計測法による内部被ばくモニタリングでは重要な元素と考えられる。体内 ^{137}Cs 、 ^{40}K 負荷量を精度良く評価するには、測定対象の幾何学的配置を考慮して、人体を模擬した物理ファントムにより全身カウンタを校正する必要がある。しかしながら、多種多様な人体形状の模擬や偏在分布する可能性のある ^{137}Cs や ^{40}K を含有した物理ファントムをすべて整備することは極めて困難なことであり、現実的でない。こうした状況を踏まえると、物理ファントムを利用することなく、形状や組成などを容易に変化させることが可能である数学ファントムを用い、全身カウンタを数学的に校正する手法を開発する必要がある。

^{137}Cs 分布を模擬した数学ファントムに対して、全身カウンタの数学的校正を目的とするモンテカルロ計算コードが、*Ishikawa et al.*²⁷⁾、*Hunt et al.*²⁸⁾ によって開発されている。しかしながら、それらのコードは、汎用性に欠けており、評価結果においても検出器のエネルギー分解能などが考慮されておらず、数学的校正の結果として得られる計数効率の妥当性を欠いている。

したがって、全身カウンタの校正において、汎用計算コードを用い、かつ計数効率評価に直接関係する検出器のエネルギー分解能などを考慮した数学的校正手法の開発が必要である。

本章では、以上に述べた要件を満たすべく開発した体外計測装置の数学的校正手法について述べる。

2.2 体外計測装置および校正用ファントム

2.2.1 原研の全身体外計測装置

原研の全身カウンタ外観、重遮蔽体の内部を Photos 2-1, 2-2 に示す。原研の全身カウンタは、被検者の頭から足までを測定視野とするため、ベッド下に 5 個の $8'' \phi \times 4'' \text{NaI(Tl)}$ シンチレーション検出器を設置したベッド方式検出器固定型となっている。低放射能の核種同定・定量的解析を可能とするため、重遮蔽体(遮へい厚:鉄 21cm+鉛 3mm, 間口 80cm, 奥行き 200cm, 高さ 200cm)および 8,192 チャンネルの波高分析器を用いている。

信号回路の構成を Fig. 2-1 に示す。NaI(Tl)シンチレーション検出器(BICRON 社製 Model-8H4/(3)3L)は、8" ϕ ×4"の比較的大型な結晶を有するものであるため、3"の光電子増倍管(EMI 9305)を3本用いている。したがって、1個の検出器に対して利用する光電子増倍管の出力3つは、それぞれの応答特性が一様になるように調整している。3つの信号は、微弱な電荷パルスであり、効率的に取り出すことが困難になるため、検出器のすぐあとに前置増幅器(ORTEC 社製 Model-113)を信号それぞれに対して接続し、微小な電荷パルスを積分して電圧パルスに変換、増幅したのち、低出力インピーダンス回路で信号を送り出している。その3つの信号は、ミキサー(JAERI 製 Model-176A)で1つの信号に加算し、線形増幅器(ORTEC 社製 Model-570)においてさらに増幅するとともにパルス波形整形を行なって、デジタル信号に変換するアナログデジタル変換器(CANBERRA 社製 Model-8075)の適合するパルスとし、最終的に波高分析器(CANBERRA 社製 SERIES 35 PLUS)に送り込むようにしてある。

本来、全身カウンタは人体内に取り込まれた放射性物質の沈着部位の特定を測定目的の1つとしているため、被検者身体の内側の部位に対しても均一な感度を有する装置であることが望まれる。しかしながら、検出器の大きさや個数の制約などの理由により、全身に対し均一感度を有する全身カウンタを得ることは困難である。原研の全身カウンタは、5個のNaI(Tl)シンチレーション検出器を被検者の体軸方向と平行に均一間隔(28cm)に設置し、被検者背面から5個の検出器の距離をおのおの変えることにより、被検者の体軸方向に対する感度変化を一定($\pm 10\%$)に保つようにしている。また、甲状腺中の ^{131}I などを測定評価する目的で頸部直下に位置するNaI(Tl)シンチレーション検出器はできるだけ測定対象物に近づけるように設置している²³⁾。

2.2.2 原研の全身校正用ファントム

原研の全身校正用ファントム外観を Photo 2-3 に示す。一般的に、水ブロックファントムと称されるものであり、5mm厚の塩化ビニル製ブロック状容器を13個用いて人体を表現している。それぞれのブロック状容器は、Fig. 2-2 に示すように、頭部、頸部、胸部、腹部、腕部、腰部、大腿部、下腿部および足部を表現している。容器中には、光子に対して人体組織等価材とみなした水に ^{137}Cs や ^{40}K の放射性物質を含有した溶液状のもの(塩酸酸性、pH 3)を核種毎に封入している。したがって、 ^{137}Cs や ^{40}K を含有した水ブロックファントムは、全身均一分布を仮定した全身校正用ファントムとして利用される。水ブロックファントムの大きさは、全身カウンタの被検者集団の代表として、一般的な放射線業務従事者の体型を模擬した、身長168.0cm、体重58.1kgに相当するものとなっている。

各ブロック状容器の大きさ、溶液の体積、 ^{137}Cs や ^{40}K の含有放射エネルギーを Table 2-1 に示す。

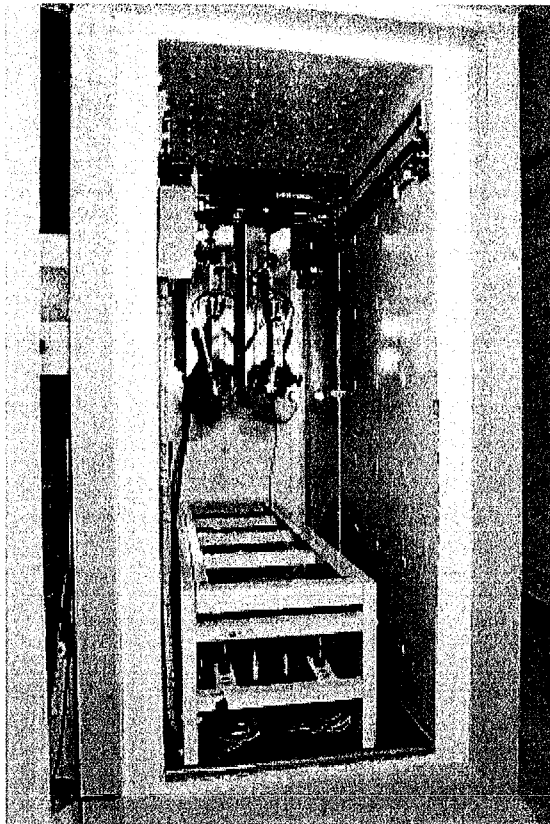


Photo 2 - 1 The exterior of the JAERI whole - body counter.

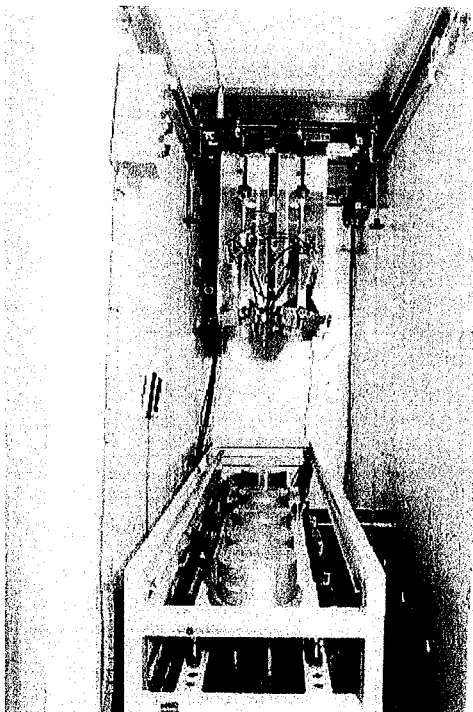


Photo 2 - 2 The interior of the JAERI whole - body counter.

This is a blank page.

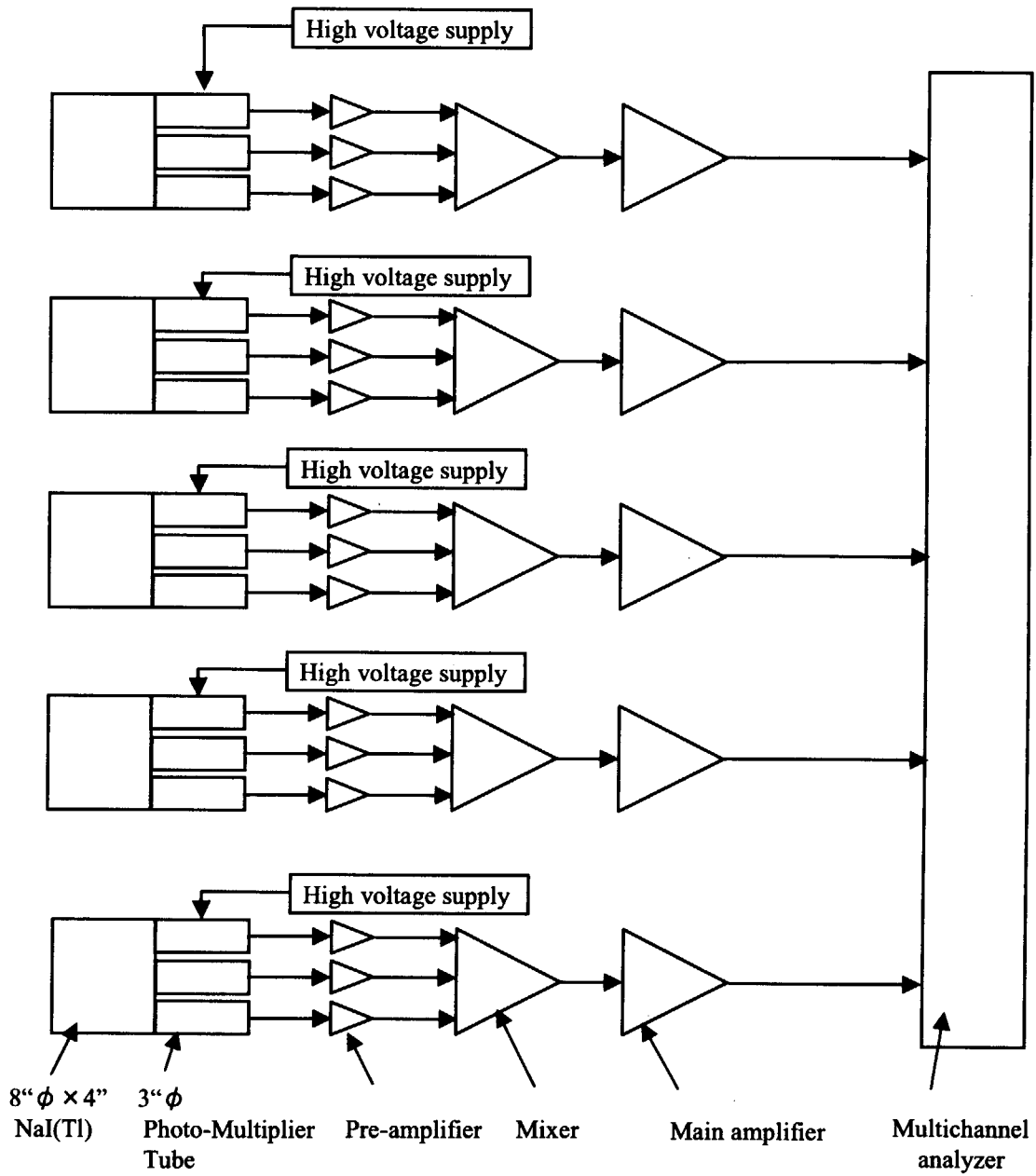


Fig. 2-1 Signal chains for the JAERI whole-body counter using five scintillators.

This is a blank page.

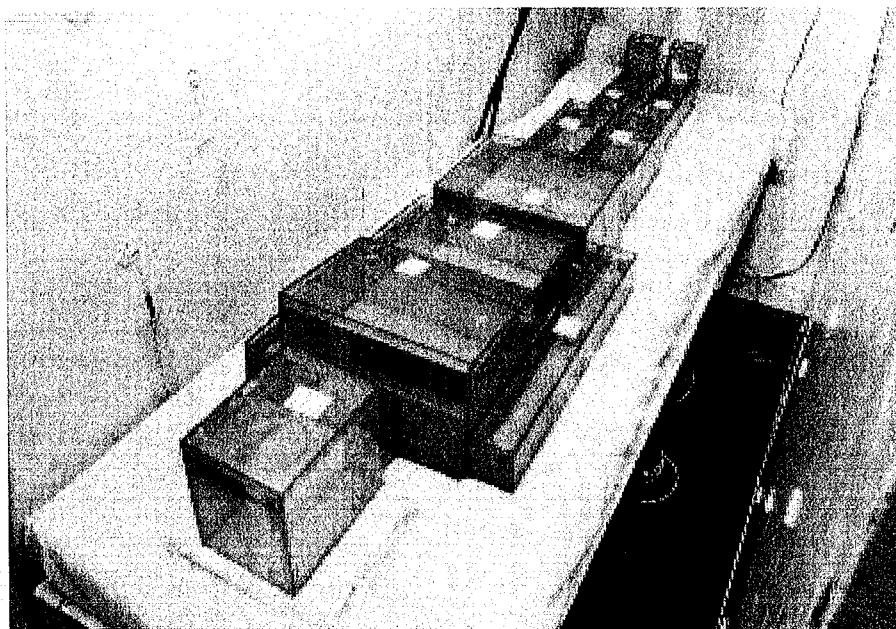


Photo 2 - 3 The water - filled block - shape phantom used in JAERI.

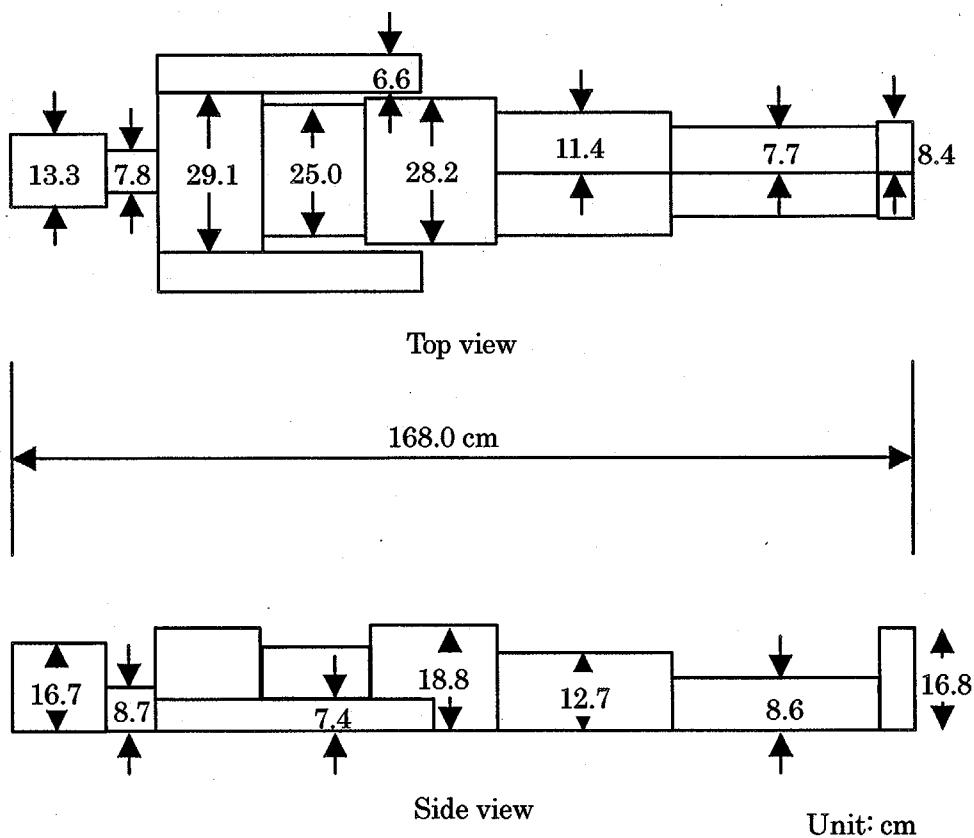


Fig. 2 - 2 Illustrations of the water - filled block - shape phantom.

This is a blank page.

Table 2-1 Specification of the adult phantom used in JAERI

Parts	Height (cm)	Width (cm)	Length (cm)	Volumes of the solution (cm ³)	¹³⁷ Cs activities (Bq)	⁴⁰ K activities (Bq)
Head	16.7	13.3	18.0	3,063.6	1.99×10^2	2.21×10^3
Neck	8.7	7.8	8.5	340.0	2.21×10^1	2.44×10^2
Chest	19.4	29.1	20.3	9,522.6	6.18×10^2	6.85×10^3
Abdomen	16.1	25.0	20.3	6,628.0	4.31×10^2	4.76×10^3
Arm	7.4	6.6	51.0	1,576.3	1.02×10^2	1.13×10^3
Pelvis	18.8	28.2	23.6	10,462.7	6.79×10^2	7.51×10^3
Thigh	12.7	11.4	33.0	3,621.3	2.35×10^2	2.60×10^3
Lower leg	8.6	7.7	37.7	1,672.8	1.08×10^2	1.20×10^3
Foot	16.8	8.4	6.6	572.7	3.72×10^1	4.13×10^2

2.3 ファントムに対する応答関数の評価

2.3.1 波高分布の測定

¹³⁷Cs や ⁴⁰K を核種毎に含有した水ブロックファントムは、実際の人体を測定する場合に近い幾何学的配置にする必要がある。すなわち、前述のとおり、原研の全身カウンタは、甲状腺中の ¹³¹I などを測定する目的で頸部直下に、検出器の1つが配置されるように人体の位置決めを行なうため、全身校正用ファントムも仰臥位姿勢を模擬し、人体同様にする必要がある。

全身校正用水ブロックファントムに対する波高分布を測定するには、原研の全身カウンタの場合、5個の NaI(Tl)シンチレーション検出器の計数値を合算して評価する。したがって、5個の検出器からのパルス波高と波高分析器のチャンネル番号は直線的であることが望ましく、それぞれのチャンネル数も同等の必要がある。本実験においては、5個の NaI(Tl)シンチレーション検出器の波高分布を別々に評価し、通常の内被ばくモニタリングにおいても個々の検出器応答の変化が確認できるようにするため、1台の波高分析器(8,192チャンネル)に、5個の波高分布を同時に表示させた。1チャンネルは、10keVのエネルギー幅とした。また、測定時間は、内被ばくモニタリング上 ¹³⁷Cs や ⁴⁰K などの測定対象核種の検出限界値を十分に低くする必要があり、実際の人体を測定する場合と同じ1,000秒とした。

以上の要件を踏まえ、¹³⁷Cs や ⁴⁰K を核種毎に含有した水ブロックファントムを用いて、原研の全身カウンタの波高分布を測定した。

なお、測定の際、ラドンなどの影響を極力除くため、重遮蔽鉄室は常時換気した。

2.3.2 応答関数の計算

水ブロックファントムに対する全身カウンタの応答関数計算は、電磁カスケードモンテカルロ計算コード EGS4²⁸⁾およびその汎用ユーザーズコード UCGEN²⁹⁾を用いて行なった。EGS4 コードは、電子、陽電子あるいは光子の輸送計算を原子番号 1 から 100 までの任意元素、化合物、混合物について解析することが可能で、任意の 3次元体系における放射線の相互作用を忠実にシミュレーションする。適用エネルギー範囲は、荷電粒子では運動エネルギーで数 10 keV から数 1,000 GeV、光子の場合で 1 keV から数 1,000 GeV であり、光核反応を除く以下のような電子、陽電子および光子の主な物理過程が考慮されている。

- ・ 制動輻射(低エネルギーでの Elwert 補正を含まない)
- ・ 陽電子消滅(飛行中および停止時)と消滅 γ 線の発生
- ・ モリエール多重散乱(放出角は連続的な分布からサンプリング)
- ・ モラー散乱(電子-電子散乱), バーバー散乱(陽電子-電子)
- ・ 電子・陽電子の連続エネルギー損失
- ・ 電子・陽電子対生成
- ・ コンプトン散乱
- ・ 弾性散乱(レイリー散乱)
- ・ 光電効果

UCGEN コードは、幾何学的形状の指定、線源形状の指定など、従前 EGS4 ユーザーが解析する対象に応じて独自にユーザーズルーチンを作成する必要のあったものを、入力データのみで処理できるようにしたものである。複雑な 3次元形状は、MARS³⁰⁾の CG(Combinatorial Geometry)形式により、直方体や正円柱などにより表現できる。線源形状は、点線源、面線源、体積線源、ビーム線源およびコーン線源の 5種類が取り扱えることができる。本研究では、水ブロックファントム含有線源について、CG 形式で定義した直方体領域内の一様体積線源とし、等方線源として表現した。また、検出器(Estimator)は、電子または光子が原子と衝突するごとのエネルギー損失を評価する Energy Deposition Detector を用いた。

光子相互作用断面積は、Hubbell *et al.*が編集した PHOTX ライブラリー³¹⁾を用いた。このライブラリーは、ANSI/ANS から公開された「工学材料に関するガンマ線減衰係数およびビルドアップ係数」の標準データとして、また ENDF/B-VIの光子断面積の評価済みデータとして採用されている。

EGS4 や UCGEN コードは、検出器のエネルギー分解能を考慮しない。したがって、計算によって得られる応答関数は、実測により得られる波高分布と比較するため、次式³²⁾を用いてガウス分布にしたがう統計的分散をもつ応答関数に広げた(フォールディング)。

$$G_i = \sum_{j=1}^{j_{\max}} \frac{M_j}{\sqrt{2\pi}\sigma(E_j)} \int_{E_i - \frac{W}{2}}^{E_i + \frac{W}{2}} \exp\left\{-\frac{1}{2} \left[\frac{E_j - E}{\sigma(E_j)}\right]^2\right\} \cdot dE, \quad (2-1)$$

ここで、

E_j : j チャンネルの平均エネルギー,
 $\sigma(E_j)$: エネルギー E_j でのガウス分布の標準偏差,
 W : チャンネル幅。

また、標準偏差のエネルギー依存性については、 ^{203}Hg , ^{137}Cs , ^{54}Mn および ^{88}Y の標準点線源を用いて、実測により NaI(Tl)シンチレーション検出器の全吸収ピークの半値幅 ΔE を求め、次式³³⁾により表現した。

$$\left(\frac{\Delta E}{E}\right)^2 = \alpha + \frac{\beta}{E}, \quad (2-2)$$

ここで、

ΔE : ガウス分布の半値幅、標準偏差とは $\Delta E = (8 \cdot \ln 2)^{1/2} \sigma(E)$ の関係がある、

α , β : 定数。また、厳密にはエネルギー依存性を有している。

NaI(Tl)シンチレーション検出器の全吸収ピークの半値幅 ΔE 評価には、重遮蔽鉄室内における各標準点線源に対する NaI(Tl)シンチレーション検出器 1 個の波高分布を用いた。波高分布の測定時間は、1,000 秒とした。実測に用いた標準点線源の着目光子エネルギー、放射能、 $(\Delta E/E)^2$ および α , β の値を Table 2-2 に示す。

Table 2-2 Values of experimental parameters for α and β

	Energy (keV)	Activity (Bq)	$(\Delta E/E)^2$
^{203}Hg	279	27.50	1.80×10^{-2}
^{137}Cs	662	46,275.72	8.10×10^{-3}
^{54}Mn	835	207.17	6.52×10^{-3}
^{88}Y	1,836	58.61	3.17×10^{-3}
α		3.85×10^{-4}	
β		5.11×10^{-1}	

モデル化した全身カウンタおよび水ブロックファントムの幾何学的配置図を Fig. 2-3 に示す。モデルの配置は、極力実測条件に基づくようにした。水ブロックファントムモデルに含有する ^{137}Cs や ^{40}K は、全身均一分布とし、含有核種の原子数密度が極めて低いことから容器封入材は水のみと仮定した。また、ブロック状容器の組成は、実際のファントムで用いられている塩化ビニル樹脂とした。塩化ビニル樹脂、水の密度はそれぞれ $1.406 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$, $1.000 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ とした。ベッドのモデルについても、実際の仕様と同様に、アルミニウム角パイプ(4mm 厚, 4cm×6cm)のフレームおよびアクリル樹脂製ベッド台(10mm 厚, 180cm×40cm)から構成されるものとした。

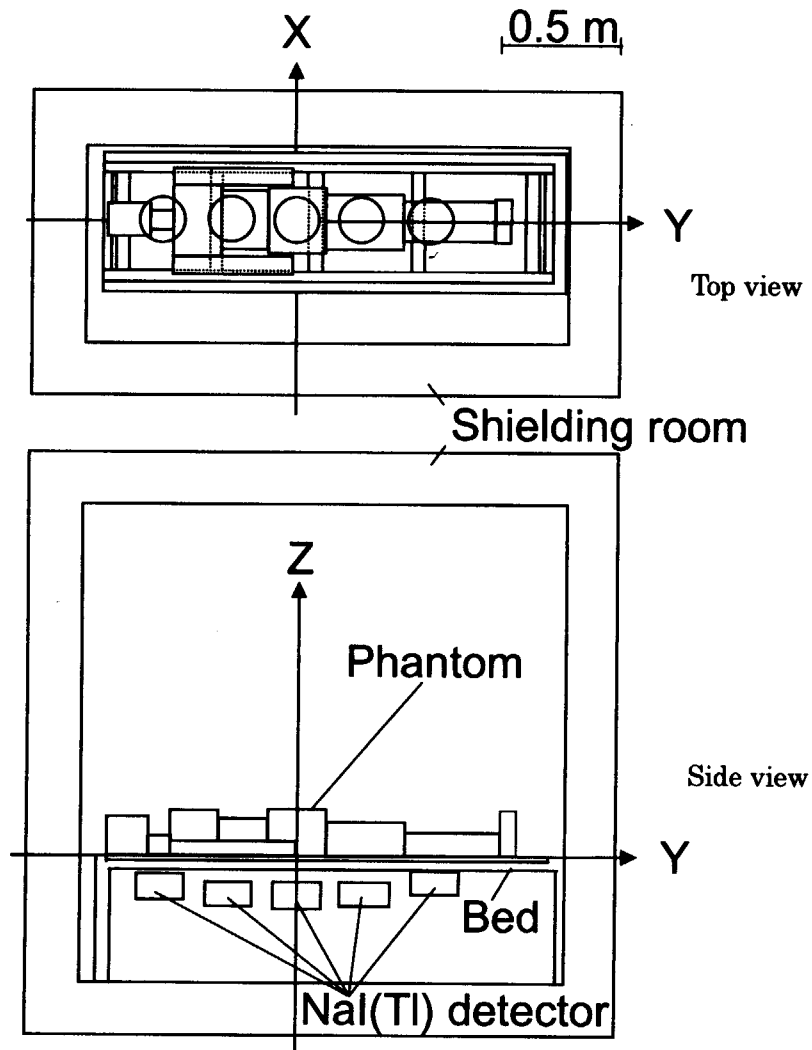


Fig. 2-3 Geometry of the JAERI whole-body counter and the adult phantom.

2.4 ファントムに対する計数効率の評価

2.4.1 計数効率の測定

計数効率の測定とは、被検者の体内に沈着する放射性物質を定量するための校正定数を決定することであり、次の手順で行なわれる。まず、①校正用線源の光子エネルギーに対する全吸収ピーク領域を設定する。次に、②全身カウンタにおいて、校正用線源となる既知量の放射能を含有したファントムを、被検者と測定するのと同じ幾何学的配置になるようにして測定する。その結果、③バックグラウンド計数率を差し引いた全吸収ピーク正味計数率を求め、④その正味計数率をファントム含有放射エネルギーで除することにより計数効率(一般的には、ある放射性物質 1Bq 当たりの計数率で表される)を決定する。すなわち、計数効率は次式より求めている。

$$\varepsilon = \frac{\sum_{i=a}^b n_i}{A}, \quad (2-3)$$

ここで,

- a: ピーク中心エネルギーからピークの半値幅を引いたエネルギー値,
- b: ピーク中心エネルギーにピークの半値幅を加えたエネルギー値,
- n_i : 5 個の NaI(Tl)シンチレーション検出器のエネルギー*i* に対するバックグラウンド計
数率を引いた正味計数率(counts · s⁻¹),
- A: 水ブロックファントムに含有する放射能(Bq)。

¹³⁷Cs, ⁴⁰K の全吸収ピークエネルギー範囲は, それぞれ 600keV~720keV($\Delta E = 60$ keV), 1,370keV~1,550keV($\Delta E = 90$ keV)とした。

ピーク面積の求め方には, ピーク計数値を積算する方法, 波高分布形状を関数化して最小二乗適合による方法などがあるが, 一般的に適用できるのはピーク計数値積算法である。そのピーク計数値積算法には, あるピーク幅より上部の面積を求める部分面積法(Covell 法), 部分面積法を拡張してピーク面積へ換算する全ピーク面積法, ピーク中心エネルギーから上部のエネルギーの面積を求め2倍にしてピーク面積とする方法などがあるが, 本研究では, 日常の放射線管理での利用を考慮して, ピーク中心エネルギーに対する波高分析器のチャンネル変化, ピーク解析における統計変動の誤差など, 半値幅の精度にあまり影響されない大きなピーク計数値となる全ピーク面積法を採用した。また, 日常の放射線管理においては, 被検者個々に対して, ベースライン部分の面積を算出することは負担となるため, 本研究でもピーク計数値からベースライン部分の計数値を差し引くことはしなかった。

2.4.2 計数効率の計算

全身カウンタの計数効率の計算は, 次の手順で行なった。①EGS4 や UCGEN を用いて全身カウンタの応答を求めた。応答の全吸収ピーク計算結果において, 相対標準偏差が 5%以下になるように, 計算ヒストリー数を 100 万とした。②計算シミュレーションで得られた応答関数を式(2-1)によりガウス分布にしたがう統計的分散を持つ応答へフォールディングした。③ピークの半値幅の2倍幅の光子数を求め, 全吸収ピーク値とした。④全吸収ピーク値を計算ヒストリー数で除し, 核種の光子放出率を乗ずることにより, 全身カウンタの計数効率を算出した。すなわち, 計算シミュレーションによって得られた応答関数をフォールディングした後は, 実測による計数効率の評価方法と基本的には同様である。¹³⁷Cs, ⁴⁰K の光子放出率は, それぞれ 0.851, 0.107 とした。

2.5 結果および考察

2.5.1 ファントムに対する応答関数の評価結果

Fig. 2-4 に ^{137}Cs 含有水ブロックファントム, Fig. 2-5 に ^{40}K 含有水ブロックファントムに対する全身カウンタの応答を示す。それぞれの応答の実測結果は、バックグラウンド補正を行ったものである。計算結果において、フォールディングを行なう前の全吸収ピークにおける相対標準偏差は、 ^{137}Cs , ^{40}K 含有水ブロックファントムに対し、それぞれ 0.69%, 0.74%であった。Fig. 2-4 に示されるように、 ^{137}Cs 含有水ブロックファントムに対する全身カウンタの応答は、 ^{137}Cs から放出される 662 keV の全吸収ピークのほかにコンプトン連続部が観測され、200 keV および 450 keV 近傍において、わずかな計数値の上昇が認められる。コンプトン連続部は、主にコンプトン効果が関与したものであり、一般的には後方散乱ピークやコンプトン端を形成し、散乱角に応じたコンプトン電子のスペクトルに対応した台地状の応答となる。したがって、Fig. 2-4 においても、184 keV の後方散乱ピーク、478 keV のコンプトン端、コンプトン連続部が示されていると考える。また、Fig. 2-5 の ^{40}K 含有水ブロックファントムに対する全身カウンタ応答についても、 ^{40}K から放出される 1,461 keV の全吸収ピークのほかにコンプトン連続部が観測される。すなわち、217 keV の後方散乱ピーク、1,244 keV のコンプトン端、コンプトン連続部が図に示されていると考える。なお、 ^{40}K から放出される光子は 1,022 keV 以上の光子エネルギーを有しているため、電子対生成効果を起こす可能性があり、511 keV の消滅 γ 線を応答上観測する場合もあるが、その確率は低いため、Fig. 2-5 には明瞭に見られなかったと考える。 ^{137}Cs 含有水ブロックファントム、 ^{40}K 含有水ブロックファントムに対する全身カウンタの応答においては、水ブロックファントムに含有されるそれぞれの放射性核種より放出される光子が、ファントム内の媒体で多重コンプトン散乱を起こし、単一の散乱で予測された連続部の形状を歪めるとともに、コンプトン端と全吸収ピーク間の隙間を埋める特徴がある。

以上の結果から、Figs. 2-4, 2-5 に示されるように、ディスクリミネータレベルである 80 keV 以上の光子エネルギーに対して、全吸収ピークのみならず、コンプトン連続部についても、計算結果は実測結果と良く一致していると考えられる。本計算結果では、コンプトン端と全吸収ピーク間の隙間を埋める特徴についても十分にとらえており、光子の相互作用が適切になされた結果を反映したものと考える。

2.5.2 ファントムに対する計数効率の評価結果

Table 2-3 に水ブロックファントムに対する全身カウンタの計数効率を示す。 ^{137}Cs , ^{40}K を核種毎に含有したファントムについて、計算結果は実測結果と良く一致している。 ^{137}Cs 含有水ブロックファントムの計数効率では、計算結果と実測結果に 7%程度の相違がみられるが、水ブロックファントムのブロック状容器それぞれに含まれる ^{137}Cs 放射能誤差が 5%有すること、実測結果において、バックグラウンド変動によりバックグラウンド補正では十分に差し引けなかった成分の存在を考慮すると、むしろ小さな相違であり、計算結果の妥当性が検証されていると考える。

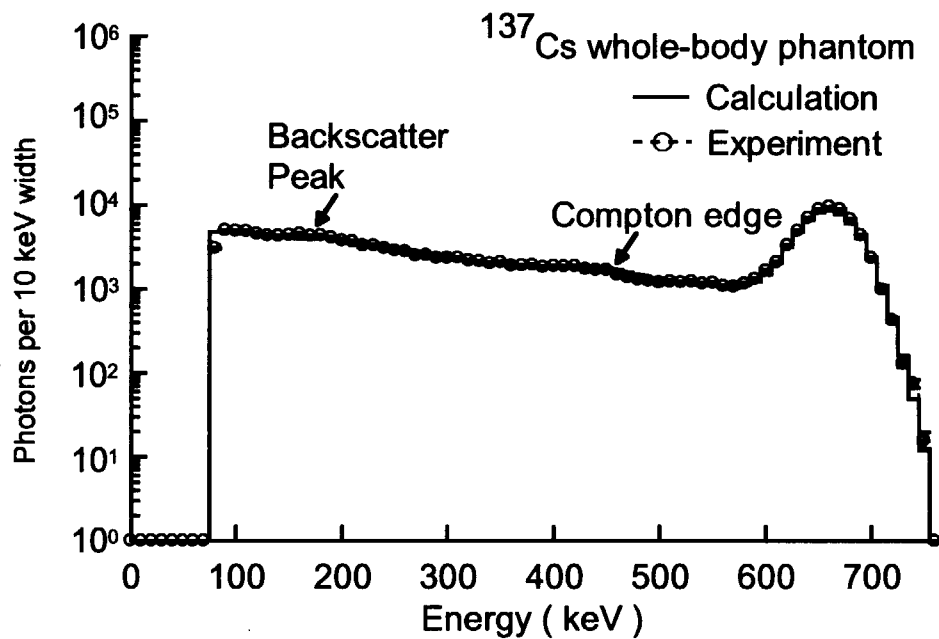


Fig. 2-4 Comparison of the measured and calculated response functions for the ¹³⁷Cs phantom.

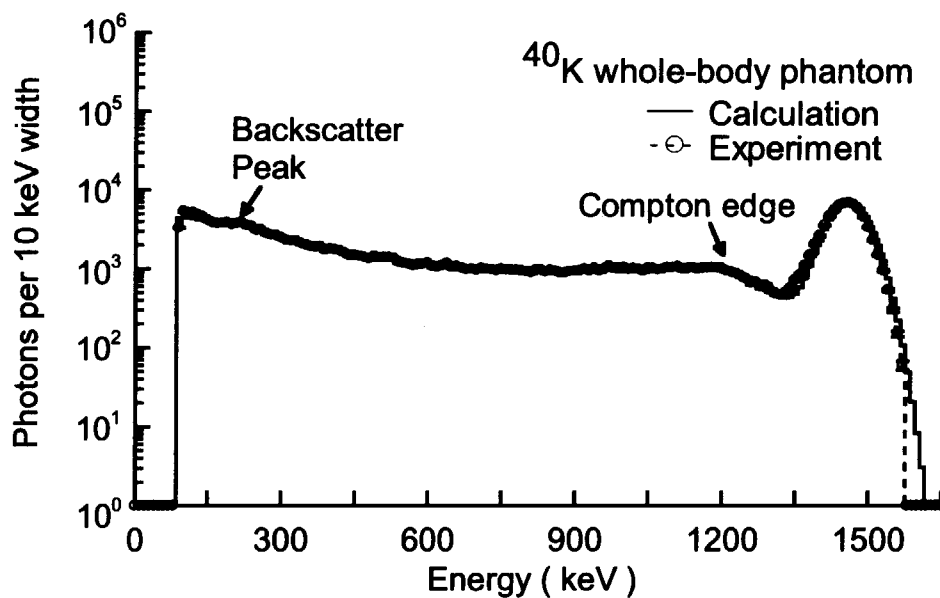


Fig. 2-5 Comparison of the measured and calculated response functions for the ⁴⁰K phantom.

Table 2-3 Comparison of counting efficiencies between calculations and measurements

Phantom	γ energy (keV)	Calculations C ($\times 10^{-2}$ counts \cdot s $^{-1}$ \cdot Bq $^{-1}$)	Experiments E ($\times 10^{-2}$ counts \cdot s $^{-1}$ \cdot Bq $^{-1}$)	C/E
^{137}Cs water-filled block-shape	662	1.96	2.11	0.93
^{40}K water-filled block-shape	1,461	0.21	0.21	1.00

2.6 まとめ

EGS4 や UCGEN の汎用計算コードを用いた体外計測装置の数学的校正手法について述べた。開発した手法の妥当性検証として、 ^{137}Cs 、 ^{40}K を核種毎に含有する水ブロックファントムについて、原研の全身カウンタの計数効率を計算および実測により評価し、計算結果と実測結果が良く一致することを示した。また、水ブロックファントムに対する全身カウンタの応答についても、計算結果が実測結果と良く一致することを示した。このことにより、計算において、ファントム内外での光子輸送計算が相互作用に応じて適切にシミュレートされていることが示された。

以上から、多種多様な人体形状、放射能分布を模擬した数学ファントムに対して、体外計測装置を数学的に校正する方法が可能であることが示され、体外計測装置による体内放射能評価の精度向上が図れると考える。

補遺 A CG 形式による幾何学的形状の指定方法

本研究で用いた Combinatorial Geometry(CG)形式は、3次元の物質構成配置を直方体や正円柱などの単純な基本形状の結合や差によって表現するものである。UCGEN コードにおいて取り扱える基本形状は、Table 2A-1 に示すように、14個からなっており、本研究のような目的においても、全身カウンタや水ブロックファントムの計算モデルは直方体、正円柱および球の組み合わせですべて表現できる。直方体、正円柱および球の基本形状を、Figs. 2A-1~2A-3 に示す。

Table 2A-1 Input required for each body type

Body type	ITYPE	IALP	Real data defining particular body					
Rectangular Parallelepiped	RPP		X_{min}	X_{max}	Y_{min}	Y_{max}	Z_{min}	Z_{max}
Sphere	SPH		V_x	V_y	V_z	R		
Right Circular Cylinder	RCC		V_x	V_y	V_z	H_x	H_y	H_z
Right Elliptical Cylinder	REC		V_x	V_y	V_z	H_x	H_y	H_z
Truncated Right Cone	TRC		V_x	V_y	V_z	H_x	H_y	H_z
Rotative Ellipsoid	ELL		V_{1x}	V_{1y}	V_{1z}	V_{2x}	V_{2y}	V_{2z}
Right Angle Wedge	WED		V_x	V_y	V_z	H_{1x}	H_{1y}	H_{1z}
Box	BOX		H_{2x}	H_{2y}	H_{2z}	H_{3x}	H_{3y}	H_{3z}
Arbitrary Polyhedron	ARB		V_{1x}	V_{1y}	V_{1z}	V_{2x}	V_{2y}	V_{2z}
			V_{3x}	V_{3y}	V_{3z}	V_{4x}	V_{4y}	V_{4z}
			V_{5x}	V_{5y}	V_{5z}	V_{6x}	V_{6y}	V_{6z}
			V_{7x}	V_{7y}	V_{7z}	V_{8x}	V_{8y}	V_{8z}
			Face descriptions (a four-digit number)					
Alternate Body for RPP	BPP		X_{min}	X_{max}	Y_{min}	Y_{max}	Z_{min}	Z_{max}
			θ_1	θ_2	θ_3			
Alternate Body for WED	WPP		X_{min}	X_{max}	Y_{min}	Y_{max}	Z_{min}	Z_{max}
			θ_1	θ_2	θ_3			
General Rotative Ellipsoid	GEL		V_x	V_y	V_z	R_{1x}	R_{1y}	R_{1z}
			R_{2x}	R_{2y}	R_{2z}	R_{3x}	R_{3y}	R_{3z}
Truncated Right Elliptical Cone	QUA		a	b	c	d	e	f
			g	h	Z_1	Z_2		
Torus	TOR		X_0	Y_0	Z_0	R	a	b
			F_{xyz}	θ_1	θ_2			
Termination of body Input data	END							

1. 直方体 (RPP)

直方体(RPP)は、平面六面体となる X, Y, Z 座標の最小値と最大値で定義される。

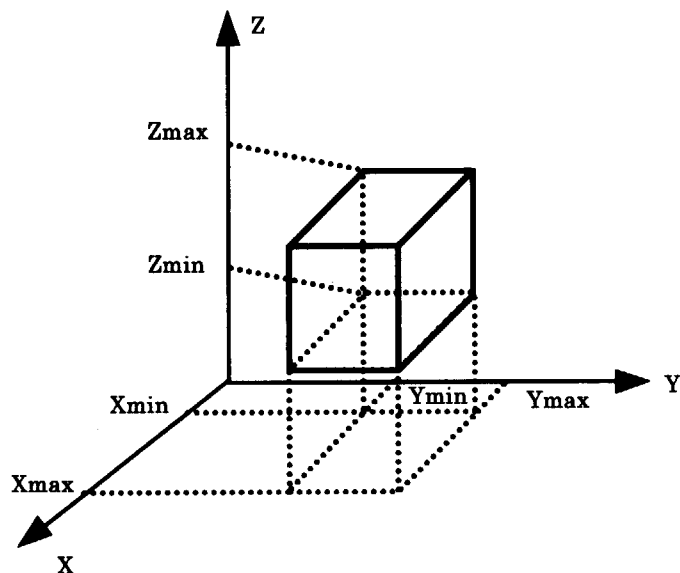


Fig. 2A-1 Rectangular Parallelepiped.

2. 正円柱 (RCC)

正円柱(RCC)は、底面の円の中心座標(V_x, V_y, V_z), 半径 R と中心軸(H_x, H_y, H_z)で定義される。

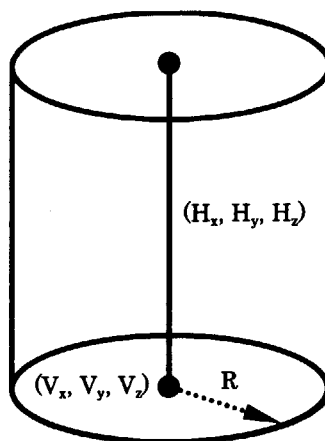


Fig. 2A-2 Right Circular Cylinder.

3. 球 (SPH)

球(SPH)は、中心座標(V_x, V_y, V_z)と半径 R で定義される。

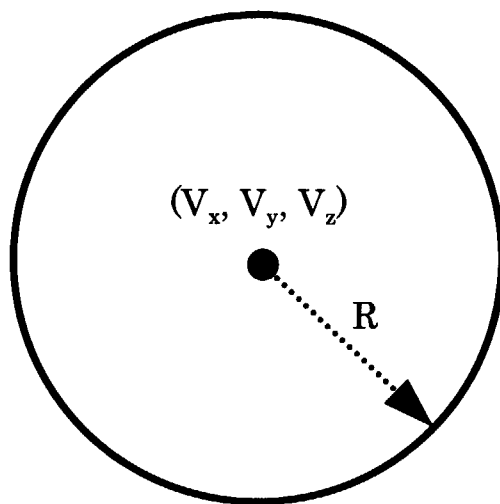


Fig. 2A-3 Sphere.

CG 形式を用いて表現する計算対象の領域は、基本形状の交差と結合によって、その位置と形状を定義する。交差と結合を記述するには、+、- および OR といった論理式を用いる。Fig. 2A-4 に示すように、物体が+論理式で表現された領域である場合、領域は物体の中に含まれることを意味し、物体が-論理式で表現された領域である場合、領域は物体の外側にあることを意味する。また、OR 論理式で表現された場合、表現された領域は物体中にすべて含まれていることになる。本研究で計算対象とした全身カウンタや水ブロックファントムの CG 形式計算モデルを、Fig. 2A-5 に示す。まず、体系データのタイトルや MARS 形状であるか否かを示すオプションの指定を行い、次に、体系について CG 形式を用い具体的に指定する。図に示されるように、本研究では、NaI(Tl) シンチレーション検出器には正円柱を、重遮へい鉄室、水ブロックファントムおよびベッドには直方体の基本形状を用いて表現した。最後に、3 文字で任意の領域名を規定し、MARS 領域形状の指定を論理式により行う。全身カウンタや水ブロックファントムのモデルには、NaI(Tl) シンチレーション検出器に対し NaI(Tl) 化合物やアルミニウム、ベッド台に対しアクリル、ベッドに対しアルミニウム、重遮へい体に対し鉄や鉛、水ブロックファントムに対し水や塩化ビニル、重遮へい体内媒体に対し空気を材質として表現した。

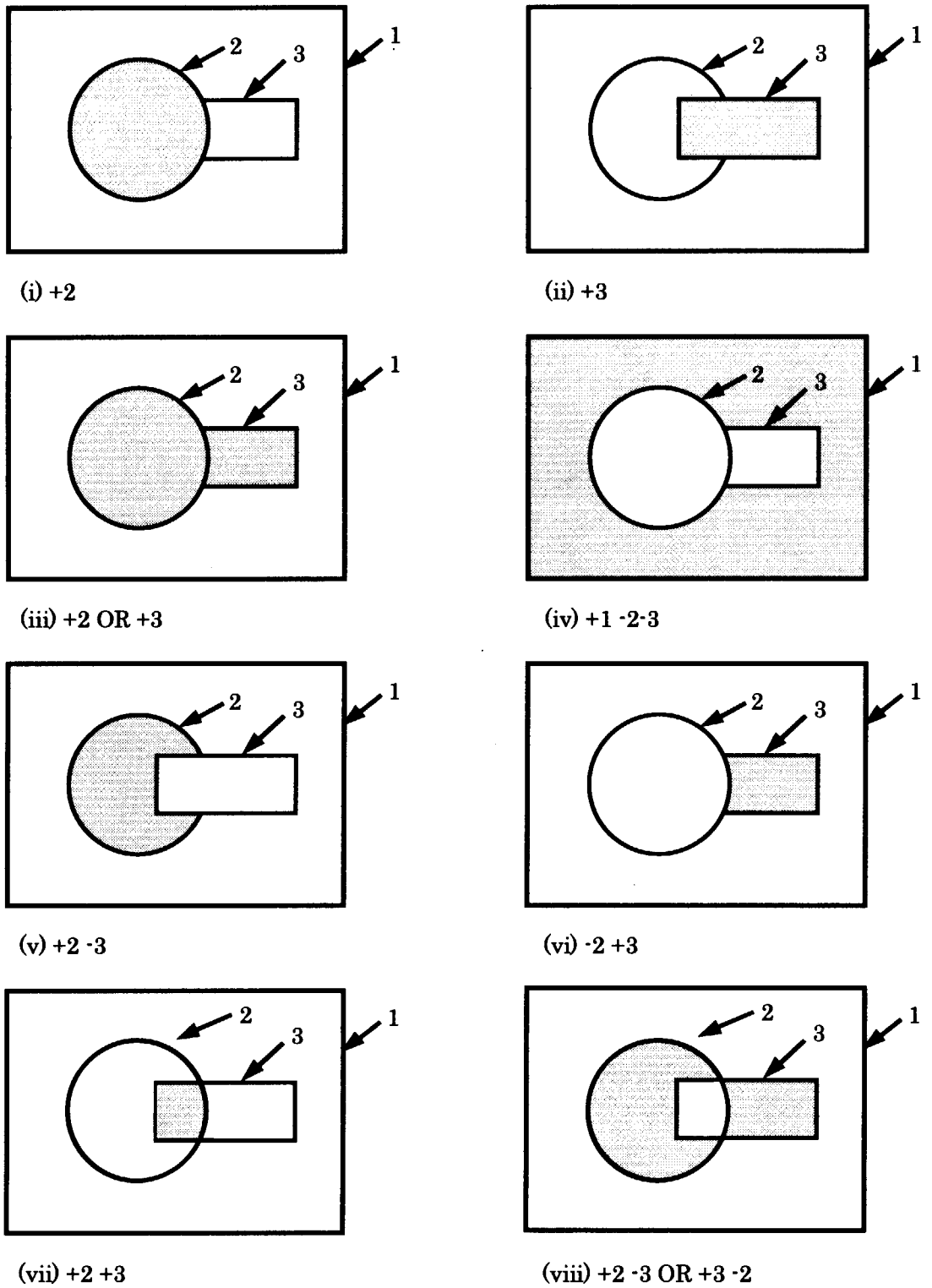


Fig. 2A-4 Example of Combinatorial Geometry method.

GEOMETRY DEFINITION CARDS OF WBC								<i>Title card</i>
0	0	1	100					<i>Option card</i>
RCC	1	0.0	-56.0	-17.16	0.0	0.0	10.16	<i>Body definition card</i>
			10.16					
RCC	2	0.0	-56.0	-17.56	0.0	0.0	10.96	
			10.56					
RCC	3	0.0	-28.0	-20.06	0.0	0.0	10.16	
			10.16					
RCC	4	0.0	-28.0	-20.46	0.0	0.0	10.96	
			10.56					
RCC	5	0.0	0.0	-20.86	0.0	0.0	10.16	
			10.16					
RCC	6	0.0	0.0	-21.26	0.0	0.0	10.96	
			10.56					
RCC	7	0.0	28.0	-20.66	0.0	0.0	10.16	
			10.16					
RCC	8	0.0	28.0	-21.06	0.0	0.0	10.96	
			10.56					
RCC	9	0.0	56.0	-16.86	0.0	0.0	10.16	
			10.16					
RCC	10	0.0	56.0	-17.26	0.0	0.0	10.96	
			10.56					
RPP	11	-6.15	6.15	-78.4	-61.4	0.5	16.2	
RPP	12	-6.65	6.65	-78.9	-60.9	0.0	16.7	
RPP	13	-3.4	3.4	-60.4	-52.9	0.5	8.2	
RPP	14	-3.9	3.9	-60.9	-52.4	0.0	8.7	
RPP	15	-14.05	14.05	-51.9	-32.6	0.5	18.9	
RPP	16	-14.55	14.55	-52.4	-32.1	0.0	19.4	
RPP	17	-12.0	12.0	-31.6	-12.3	0.5	15.6	
RPP	18	-12.5	12.5	-32.1	-11.8	0.0	16.1	
RPP	19	-13.6	13.6	-11.3	11.3	0.5	18.3	
RPP	20	-14.1	14.1	-11.8	11.8	0.0	18.8	

Fig. 2A-5 Input of UCGEN user code for Whole-body counter (1/5).

RPP 21	-10.9	-0.5	12.3	44.3	0.5	12.2
RPP 22	-11.4	0.0	11.8	44.8	0.0	12.7
RPP 23	0.5	10.9	12.3	44.3	0.5	12.2
RPP 24	0.0	11.4	11.8	44.8	0.0	12.7
RPP 25	-7.2	-0.5	45.3	82.0	0.5	8.1
RPP 26	-7.7	0.0	44.8	82.5	0.0	8.6
RPP 27	0.5	7.2	45.3	82.0	0.5	8.1
RPP 28	0.0	7.7	44.8	82.5	0.0	8.6
RPP 29	-7.9	-0.5	83.0	88.6	0.5	16.3
RPP 30	-8.4	0.0	82.5	89.1	0.0	16.8
RPP 31	0.5	7.9	83.0	88.6	0.5	16.3
RPP 32	0.0	8.4	82.5	89.1	0.0	16.8
RPP 33	-20.65	-15.05	-51.9	-1.9	0.5	6.9
RPP 34	-21.15	-14.55	-52.4	-1.4	0.0	7.4
RPP 35	15.05	20.65	-51.9	-1.9	0.5	6.9
RPP 36	14.55	21.15	-52.4	-1.4	0.0	7.4
RPP 37	-20.0	20.0	-77.5	102.5	-1.0	0.0
RPP 38	-19.6	19.6	-81.1	-77.9	-5.6	-0.4
RPP 39	-20.0	20.0	-81.5	-77.5	-6.0	0.0
RPP 40	-19.6	19.6	-75.9	-70.7	-4.6	-1.4
RPP 41	-20.0	20.0	-76.3	-70.3	-5.0	-1.0
RPP 42	-19.6	19.6	-36.9	-31.7	-4.6	-1.4
RPP 43	-20.0	20.0	-37.3	-31.3	-5.0	-1.0
RPP 44	-19.6	19.6	5.5	10.7	-4.6	-1.4
RPP 45	-20.0	20.0	5.1	11.1	-5.0	-1.0
RPP 46	-19.6	19.6	47.9	53.1	-4.6	-1.4
RPP 47	-20.0	20.0	47.5	53.5	-5.0	-1.0
RPP 48	-19.6	19.6	95.7	100.9	-4.6	-1.4
RPP 49	-20.0	20.0	95.3	101.3	-5.0	-1.0
RPP 50	-19.6	19.6	102.9	106.1	-5.6	-0.4
RPP 51	-20.0	20.0	102.5	106.5	-6.0	0.0
RPP 52	-23.6	-20.4	-81.1	106.1	-5.6	-0.4
RPP 53	-24.0	-20.0	-81.5	106.5	-6.0	0.0

Fig. 2A-5 Input of UCGEN user code for Whole-body counter (2/5).

RPP 54	20.4	23.6	-81.1	106.1	-5.6	-0.4
RPP 55	20.0	24.0	-81.5	106.5	-6.0	0.0
RPP 56	-27.6	-24.4	-81.1	112.1	-5.6	-0.4
RPP 57	-28.0	-24.0	-81.5	112.5	-6.0	0.0
RPP 58	24.4	27.6	-81.1	112.1	-5.6	-0.4
RPP 59	24.0	28.0	-81.5	112.5	-6.0	0.0
RPP 60	-19.6	19.6	106.9	112.1	-3.6	-0.4
RPP 61	-20.0	20.0	106.5	112.5	-4.0	0.0
RPP 62	-27.6	-24.4	-81.1	-75.9	-49.6	-6.4
RPP 63	-28.0	-24.0	-81.5	-75.5	-50.0	-6.0
RPP 64	24.4	27.6	-81.1	-75.9	-49.6	-6.4
RPP 65	24.0	28.0	-81.5	-75.5	-50.0	-6.0
RPP 66	-27.6	-24.4	106.9	112.1	-49.6	-6.4
RPP 67	-28.0	-24.0	106.5	112.5	-50.0	-6.0
RPP 68	24.4	27.6	106.9	112.1	-49.6	-6.4
RPP 69	24.0	28.0	106.5	112.5	-50.0	-6.0
RPP 70	-30.0	50.0	-87.5	112.5	-50.0	150.0
RPP 71	-30.3	50.3	-87.8	112.8	-50.3	150.3
RPP 72	-51.3	71.3	-108.8	133.8	-71.3	171.3
SPH 73	0.0	0.0	0.0	20000.0		
END OF GEOMETRY DEFINITION				<i>Input zone description card</i>		
NAI +1						<i>NaI(Tl) scintillator</i>
ALM +2 -1						
NAI +3						<i>NaI(Tl) scintillator</i>
ALM +4 -3						
NAI +5						<i>NaI(Tl) scintillator</i>
ALM +6 -5						
NAI +7						<i>NaI(Tl) scintillator</i>
ALM +8 -7						
NAI +9						<i>NaI(Tl) scintillator</i>
ALM +10 -9						
SOR +11						
POL +12 -11						<i>Phantom head</i>

Fig. 2A-5 Input of UCGEN user code for Whole-body counter (3/5).

SOR +13	
POL +14 -13	<i>Phantom neck</i>
SOR +15	
POL +16 -15	<i>Phantom chest</i>
SOR +17	
POL +18 -17	<i>Phantom abdomen</i>
SOR +19	
POL +20 -19	<i>Phantom pelvis</i>
SOR +21	
POL +22 -21	<i>Phantom thigh</i>
SOR +23	
POL +24 -23	<i>Phantom thigh</i>
SOR +25	
POL +26 -25	<i>Phantom lowerleg</i>
SOR +27	
POL +28 -27	<i>Phantom lowerleg</i>
SOR +29	
POL +30 -29	<i>Phantom foot</i>
SOR +31	
POL +32 -31	<i>Phantom foot</i>
SOR +33	
POL +34 -33	<i>Phantom arm</i>
SOR +35	
POL +36 -35	<i>Phantom arm</i>
ACL +37	<i>Bed board</i>
AIR +38	
ALM +39 -38	<i>Bed component</i>
AIR +40	
ALM +41 -40	<i>Bed component</i>
AIR +42	
ALM +43 -42	<i>Bed component</i>
AIR +44	

Fig. 2A-5 Input of UCGEN user code for Whole-body counter (4/5).

ALM +45 -44	<i>Bed component</i>
AIR +46	
ALM +47 -46	<i>Bed component</i>
AIR +48	
ALM +49 -48	<i>Bed component</i>
AIR +50	
ALM +51 -50	<i>Bed component</i>
AIR +52	
ALM +53 -52	<i>Bed component</i>
AIR +54	
ALM +55 -54	<i>Bed component</i>
AIR +56	
ALM +57 -56	<i>Bed component</i>
AIR +58	
ALM +59 -58	<i>Bed component</i>
AIR +60	
ALM +61 -60	<i>Bed component</i>
AIR +62	
ALM +63 -62	<i>Bed component</i>
AIR +64	
ALM +65 -64	<i>Bed component</i>
AIR +66	
ALM +67 -66	<i>Bed component</i>
AIR +68	
ALM +69 -68	<i>Bed component</i>
AIR +70 -2 -4 -6 -8 -10 -12 -14 -16 -18 -20	<i>Air in room</i>
-22 -24 -26 -28 -30 -32 -34 -36 -37 -39	
-41 -43 -45 -47 -49 -51 -53 -55 -57 -59	
-61 -63 -65 -67 -69	
PBS +71 -70	<i>Shield</i>
FES +72 -71	<i>Shield</i>
VAC +73 -72	

Fig. 2A-5 Input of UCGEN user code for Whole-body counter (5/5).

3 体外計測装置の計数効率曲線評価

3.1 まえがき

原子炉施設などを対象とした内部被ばくモニタリングにおいて、体外計測装置は ^{137}Cs や ^{40}K 以外の放射性核種についても測定評価に利用されている。これは、体外計測装置が、光子を放出する核種に対し、測定評価の迅速性、検出感度が優れているなどの特徴を有しているからである。体外計測装置による体内放射能定量的解析方法には、標準線源などを用いる比較測定法と計数効率曲線を用いる方法がある。比較測定法では、測定対象と同一の核種を含む標準線源を所有し予め体外計測装置を校正しておくか、あるいは測定が想定される核種について、前章で述べた数学的校正手法により体外計測装置の応答などを評価しておく必要がある。計数効率曲線を用いる方法では、測定結果である波高分布のピーク面積から光子の強さを決定するための計数効率を光子エネルギーの関数として、予め評価しておく必要がある。一般的には、種々のエネルギーの光子標準線源を入手することは困難であり、数学的校正手法の実行も計算時間などに限界があるため、汎用性のある計数効率曲線を用いる方法が利用される。しかしながら、前章でも述べたように、 NaI(Tl) シンチレーション検出器を用いる体外計測装置の校正では、種々の放射性核種を含有したファントムが核種毎に必要なため、指定する光子エネルギー範囲の計数効率曲線を作成することが困難である。たとえ核種を含有したファントムを数種類整備しても、標準線源の光子エネルギー、物理学的半減期、サム効果に関係する壊変形式などを考慮すると実用的な核種は多くないため、信頼性の高い計数効率曲線を得ることは困難であることが多い。こうした状況を踏まえると、前章で述べた数学的校正手法を用いて、日常の内部被ばくモニタリングの利用を考慮した体外計測装置の計数効率曲線評価手法を確立する必要がある。

本章では、実際に放射線管理に利用する体外計測装置を具体例として、ある特定の幾何学的条件下の、光子エネルギーの関数としての計数効率曲線の評価手法、さらに計数効率の信頼性向上を図るための、計数効率における散乱線等の影響評価について述べる。

3.2 点線源に対する計数効率曲線の評価

3.2.1 計数効率の測定

本実験は、原研の全身カウンタを用いて行なった。Fig. 3-1 に示すように、点線源はベッド台上で、5つの NaI(Tl) シンチレーション検出器のうち測定対象物への立体角が最も小さくなる中央の検出器中心軸上に配置した。点線源は、 ^{203}Hg , ^{137}Cs , ^{54}Mn および ^{88}Y を用い、279keV から 1,836keV の光子エネルギー範囲にわたって計数効率曲線の評価した。実測に用いた標準点線源の着目光子エネルギー、放射能の値を Table 3-1 に示す。

点線源に対する全身カウンタの計数効率曲線の評価した理由は、以下に示すとおりである。1つは光子エネルギーの関数としての計数効率曲線を数学的校正手法により評価可能であることを調べること、2つは体積線源における光子の自己吸収・散乱が特定の幾何学的条件のもとでの

程度あるのかを調べることである。

実測による計数効率 ϵ は、前章で述べた式(2-3)を用いて評価し、核種の光子放出率で除した。

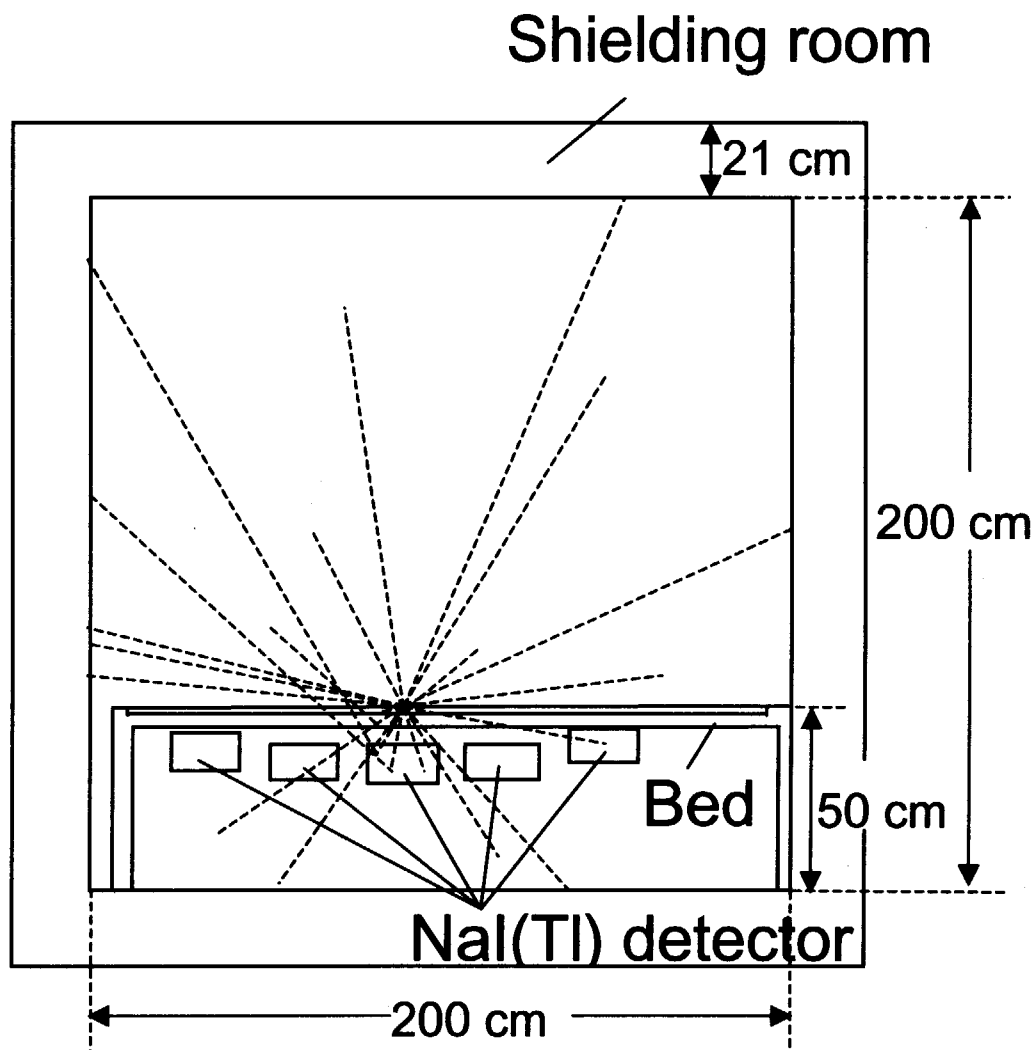


Fig. 3-1 Geometry of the JAERI whole-body counter and point sources.

The trajectory of photons are expressed by the dotted lines.

Table 3-1 Values of experimental parameters for point sources

	Energy (keV)	Activity (Bq)
^{203}Hg	279	27.50
^{137}Cs	662	46,275.72
^{54}Mn	835	207.17
^{88}Y	1,836	58.61

3.2.2 計数効率の計算

点線源に対する全身カウンタの計数効率計算は、EGS4²⁵⁾およびUCGEN²⁹⁾を用いて行なった。計算ヒストリー数は100万とし、全吸収ピークの相対標準偏差が5%以下になるようにした。モデルの配置は、極力実測条件に基づくように模擬した。光子エネルギーは、原研の全身カウンタによって測定評価が想定される¹³¹I, ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co, ⁴⁰Kなどの典型的核種を考慮して、300keVから1,461keVとした。

計算による計数効率の評価は、前章で述べた方法にしたがい、次式により求めた。

$$\varepsilon = \frac{\sum_{k=a}^b n_k}{A}, \quad (3-1)$$

ここで、

- a : ピーク中心エネルギーからピークの半値幅を引いたエネルギー値,
- b : ピーク中心エネルギーにピークの半値幅を加えたエネルギー値,
- n_k : 5個のNaI(Tl)シンチレーション検出器のエネルギー k に対する光子数,
- A : 計算ヒストリー数。

また、点線源に対する全身カウンタの計数効率において、散乱線による寄与を定量的に解析するため、フォールディングしない応答関数の全吸収ピーク値 n を用いてピーク効率を評価した。Fig. 3-2に示すように、陰影部Aの面積に相当する光子数 n は、フォールディング後、ガウス分布にしたがう点線下Bの面積に相当する光子数と等しくなる。また、散乱線成分についても、ガウス分布にしたがう統計的分散によりフォールディングされるため、図中の線影部Cの面積に示される、ピーク部の低エネルギー側の光子数増加として表現される。したがって、式(3-1)で求めた計数効率には、線源媒体や検出器などでの散乱線成分が含まれている可能性が高い。

ピーク効率は次式を用いて算出した。

$$\varepsilon' = \frac{n}{A}, \quad (3-2)$$

ここで、

- n : 5個のNaI(Tl)シンチレーション検出器の全吸収ピークエネルギーに対する光子数。

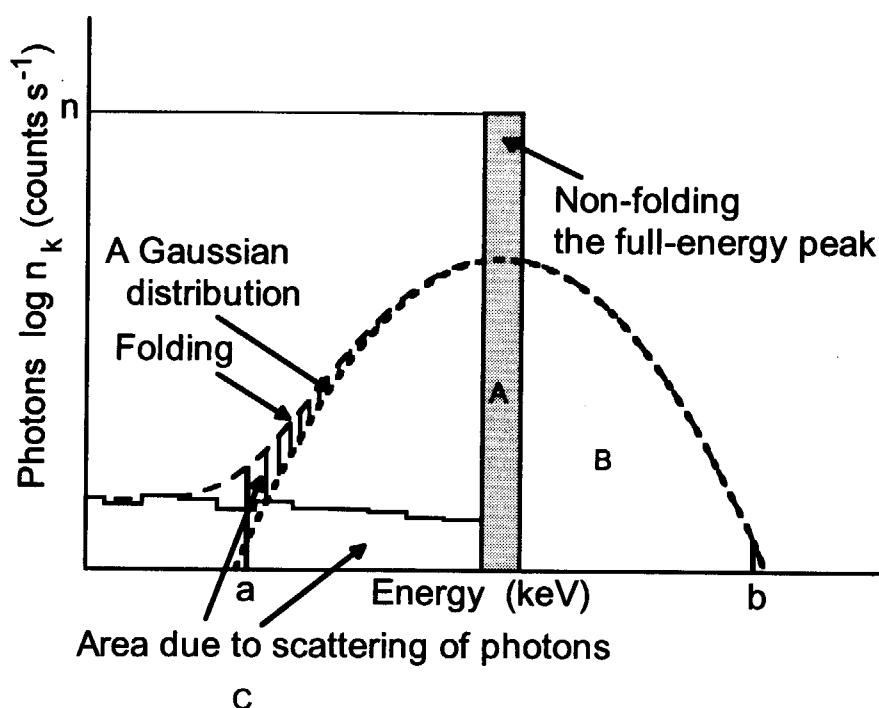


Fig. 3-2 Determination of the area under the peak of a response function.

3.3 ファントムに対する計数効率曲線の評価

3.3.1 計数効率の計算

EGS4 や UCGEN を用いて、水ブロックファントムに対する全身カウンタの計数効率を求めた。全身カウンタおよび水ブロックファントムの幾何学的配置、組成などについては、前章と同様にし、線源分布も水ブロックファントム全身均一と仮定した。また、線源サイズの影響を調べるため、成人である放射線業務従事者を模擬した水ブロックファントムに加え、3歳児、12歳児を模擬した水ブロックファントムについてもモデル化し、それぞれに対して計数効率を求めた。3歳児、12歳児および成人水ブロックファントムのブロック状容器サイズを Table 3-2(以下、表および図中では、それぞれ Child, Adolescent and Adult と記述する。)に示す。各ブロック状容器サイズは、Hayes の報告²¹⁾を基に、日本人の体格を考慮して決定した。Figs. 3-3(a),(b)に示すように、3歳児および12歳児水ブロックファントムは、成人水ブロックファントムと同様に、頸部直下に NaI(Tl)シンチレーション検出器が配置されるようにモデル化した。

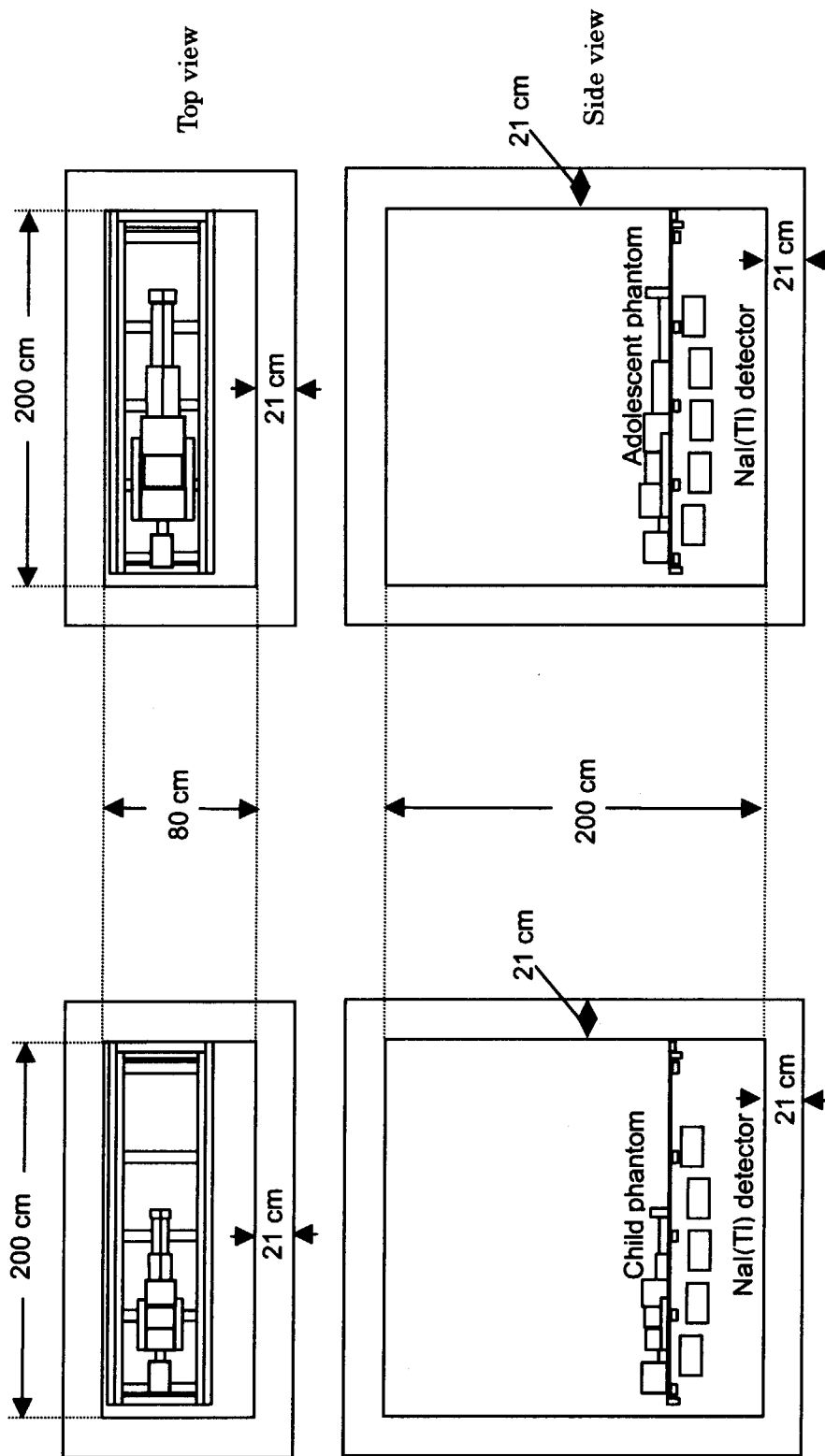
計算シミュレーションでは、応答関数の全吸収ピーク計算結果の相対標準偏差が 5%以下になるように、ヒストリー数を 100 万とした。光子エネルギーは、前節で述べたように、300keV～1,461keVとした。

水ブロックファントムに対する計数効率曲線は、式(3-1)を用いて評価する計数効率を光子エネルギーに対して両対数グラフ上にプロットし、各点を直線で内挿した。

また、前節同様に、3歳児、12歳児および成人をモデル化した水ブロックファントムに対する全身カウンタのピーク効率を計算シミュレーションにより評価した。

Table 3-2 Dimensions for the water-filled block-shape phantoms

Parts	Adult			Adolescent			Child		
	Height (cm)	Width (cm)	Length (cm)	Height (cm)	Width (cm)	Length (cm)	Height (cm)	Width (cm)	Length (cm)
Head	16.7	13.3	18.0	15.8	12.4	17.9	14.0	11.5	16.8
Neck	8.7	7.8	8.5	7.2	6.7	7.6	5.2	4.9	5.7
Chest	19.4	29.1	20.3	17.1	23.9	17.8	12.0	16.0	12.0
Abdomen	16.1	25.0	20.3	14.2	21.3	17.8	12.7	16.0	12.0
Arm	7.4	6.6	51.0	5.8	5.1	45.3	4.4	4.0	28.0
Pelvis	18.8	28.2	23.6	15.0	23.8	20.6	13.9	16.0	14.0
Thigh	12.7	11.4	33.0	10.5	9.4	27.5	6.8	6.1	14.0
Lower leg	8.6	7.7	37.7	6.8	6.1	34.4	5.1	4.6	19.0
Foot	16.8	8.4	6.6	12.9	6.9	5.8	9.5	5.0	4.5
Height	168.0cm			149.4cm			98.0cm		
Weight	60.2kg			37.4kg			14.9kg		



(a) Geometry of the JAERI whole-body counter and (a) child phantom, (b) adolescent phantom.
 (b)

3.3.2 計数効率における散乱線等の影響評価

計数効率には線源媒体などによる散乱線寄与が数 10%にもなることがある。計数効率の信頼性を向上させるためには、計数効率における散乱線の影響を定量的に評価する必要がある。また、校正に用いるファントムが容積線源であることから、ファントム媒体中での光子減弱(自己吸収)の割合についても評価する必要がある。計数効率における散乱線、ファントムによる光子自己吸収の割合は、光子エネルギー、測定対象物の元素組成および幾何学的条件に依存するため、校正の観点からは補正を行なえるように、定量的解析を行なうことが不可欠である。

計数効率の散乱線影響を定量的に調べるため、次式により計数効率 ϵ とピーク効率 ϵ' の差分を計数効率で除した値を求め、光子エネルギーに対して両対数グラフ上にプロットし、その関係を調べた。

$$\eta = \frac{\epsilon - \epsilon'}{\epsilon}, \quad (3-3)$$

また、水ブロックファントム以外の全身カウンタ構成物、すなわち重遮蔽鉄室、ベッドおよび検出器により、計数効率の散乱線成分がどの程度影響を受けるかを解析するため、光子の散乱が極めて少ない空気構成ブロックファントム(以下、空気ブロックファントムと記述する。)を水ブロックファントムと同じサイズでモデル化し、全身カウンタの計数効率 ϵ_{air} 、ピーク効率 ϵ'_{air} を計算シミュレーションにより評価した。水ブロックファントム以外の散乱線成分割合 η_{air} は次式により求めた。

$$\eta_{air} = \frac{\epsilon_{air} - \epsilon'_{air}}{\epsilon_{air}}, \quad (3-4)$$

さらに、水ブロックファントムによる光子自己吸収の割合について、実測による評価が困難であるため、計算シミュレーションによって評価した。光子自己吸収の極めて少ない空気ブロックファントムのピーク効率 ϵ'_{air} と水ブロックファントムのピーク効率 ϵ' を用いて、次式により自己吸収割合 ζ を求めた。

$$\zeta = \frac{\epsilon'_{air} - \epsilon'}{\epsilon'_{air}}, \quad (3-5)$$

3.4 結果および考察

3.4.1 点線源に対する計数効率曲線の評価結果

計算シミュレーションおよび実測により評価した点線源に対する計数効率曲線を Fig. 3-4 に示す。誤差線は実測結果に対する不確かさを示す。図に示されるように、光子エネルギー 300keV ~ 1,461keV の範囲において、計算結果は実測結果と良く一致している。点線源に対する計数効率曲線は両対数グラフ上で直線的になり、光子エネルギーが高くなるにつれて計数効率は減少することが示されている。計数効率曲線が直線的になることは、計数効率評価に用いる全吸収ピークのうち、大部分の寄与を占める光電効果のエネルギー依存性が直線的(光子エネルギーの -3.5 乗)であることから、妥当であると考えられる。また、図中にはピーク効率も示されており、ピーク

ク効率が計数効率にほぼ一致していることが判る。これは、点線源での光子自己吸収や散乱が極めて少ないためである。300keV 光子に対する計数効率とピーク効率の 9 %の相違など、低エネルギー光子に対する計数効率とピーク効率のわずかな相違が生じる理由は、ピーク効率評価に比べ、計数効率評価では NaI(Tl)シンチレーション検出器内の多重コンプトン事象や全身カウンタ構成物による小角散乱光子の寄与割合が大きいためであると考えられる。また、 ^{88}Y (1,836 keV)の計数効率は、計数効率曲線からずれている。これは、実測に用いた線源強度(58.61 Bq)が弱かったこと、バックグラウンド補正が十分に行われなかった可能性があること、主となる光電効果の寄与確率が小さいことなどの統計精度が原因であると考えられる。

以上の結果より、点線源に対する全身カウンタの計数効率曲線を数学的校正手法により評価することが可能であること、光子自己吸収などの少ない点線源の場合、計数効率とピーク効率は比較的一致する傾向にあることが示された。

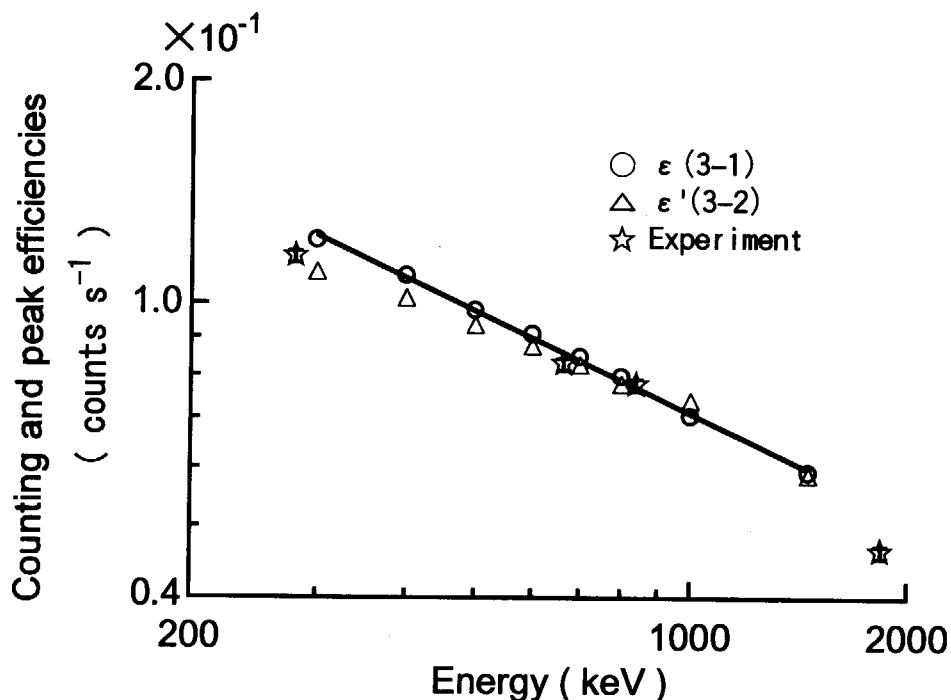


Fig. 3-4 Counting and peak efficiencies of the JAERI whole-body counter for point sources.

3.4.2 ファントムに対する計数効率曲線の計算結果

水ブロックファントムに対する全身カウンタの計数効率曲線 ϵ およびピーク効率曲線 ϵ' を Fig. 3-5 に示す。3歳児、12歳児および成人水ブロックファントムの計数効率曲線は、光子エネルギー300keV~1,461keVの範囲において、いずれも両対数グラフ上でほぼ直線として表現されるのに対し、それぞれのピーク効率曲線は、約500keVを境目として光子エネルギーが小さくなるにしたがい減少している。一般的に、線源による光子自己吸収のない場合、ピーク効率曲線

は両対数グラフ上で直線的になる。前節でも述べたように、ピーク効率評価に用いる全吸収ピークのうち、大部分の寄与を占める光電効果のエネルギー依存性が直線的であるためである。Fig.3-5 に示されるような低エネルギー光子に対するピーク効率の減少は、ファントムの光子自己吸収や散乱の影響によるものと考えられる。すなわち、計数効率とピーク効率の相違は、その評価において、ファントムの自己吸収と散乱線寄与の複合関係を反映しているかどうかによる。本研究の計数効率評価のように、比較的大きなピーク領域を有する全吸収ピークにおいて、寄与する事象は、コンプトン散乱に続くその散乱光子の光電効果など多重相互作用によりなることが多く、単一エネルギーの光電効果によりすべての光子エネルギーを吸収することは比較的まれであると考えられる。ファントムまたは全身カウンタ構成物により小角散乱された光子は、ファントム内から放出される単一エネルギーの光子とともに、多重相互作用などによりその光子エネルギーを検出器中で損失し、比較的大きくしたピーク領域において、全吸収ピークとして計測される。一方のピーク効率評価においては、ファントムまたは全身カウンタ構成物により小角散乱された光子を全吸収ピークとして計測せず、単一エネルギー光子が検出器中において光電効果やコンプトン散乱に続くその散乱光子の光電効果など多重相互作用によりピークを形成したものを対象にする。Fig. 3-5 に示された結果を考察すると、計数効率とピーク効率の相違において、ファントムまたは全身カウンタ構成物により小角散乱された光子の効率における寄与割合は、ファントムの光子自己吸収による効率減少割合と相補性的関係を有していると考えられる。また、Fig.3-5 には、実測により評価した ^{137}Cs 、 ^{40}K 含有水ブロックファントムに対する計数効率 ϵ が示されている。実測に用いた水ブロックファントムは、前章で述べたように、成人である放射線業務従事者を模擬したものである。実測による計数効率の各点は、光子放出率 $0.851(^{137}\text{Cs})$ 、 $0.107(^{40}\text{K})$ の値を用い、Table 2-3 の実測値をそれぞれ除した結果であり、計算により求めた計数効率曲線と良く一致し、計算手法の妥当性を示している。図中の実測による計数効率には、大きな誤差線が示されている。これは、校正用水ブロックファントム全体の放射能の誤差が $\pm 18\%$ であることを反映した結果である。

3歳児、12歳児および成人水ブロックファントムに対する計数効率評価については、前述したように、いずれも光子エネルギーに対して同様な傾向を示す。Fig. 3-5 に示されるように、3歳児、12歳児、成人の順に全身カウンタの計数効率は減少する。この計数効率減少の傾向は、ファントムに含有する放射能と検出器の距離が実質的に大きくなり、検出器に入射する光子数が減少するためであり、ファントムに対する検出器の立体角が大きくなればなるほど顕著になる。

なお、水ブロックファントムに対する計数効率曲線の散乱線寄与については、次節で詳しく述べる。

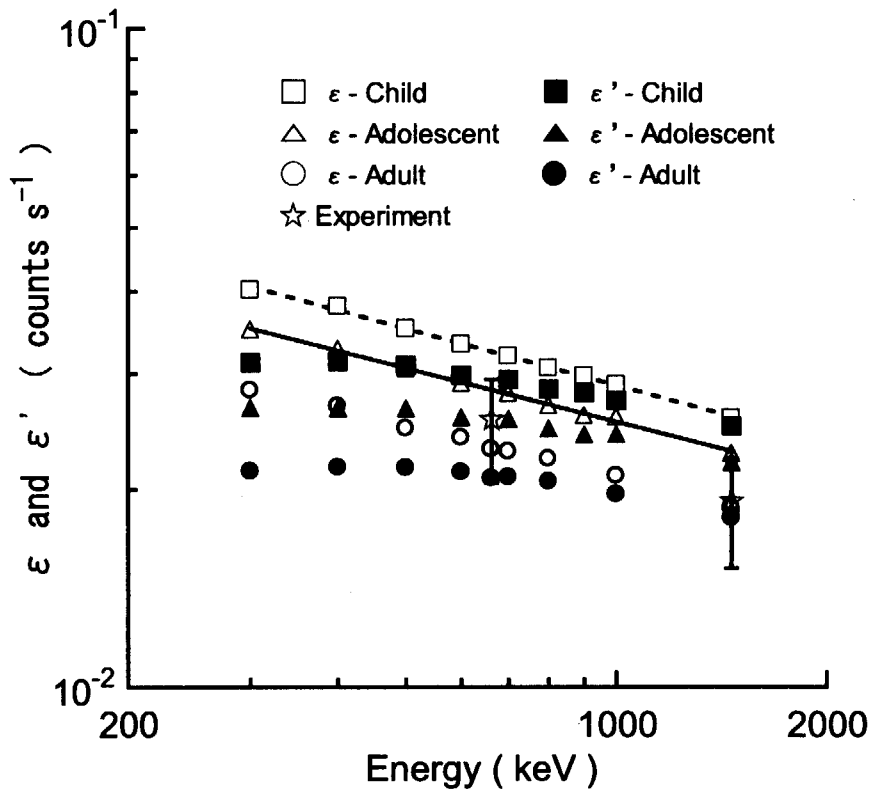


Fig. 3-5 Counting efficiencies ϵ and peak efficiencies ϵ' of the JAERI whole-body counter for the child, adolescent and adult water phantoms.

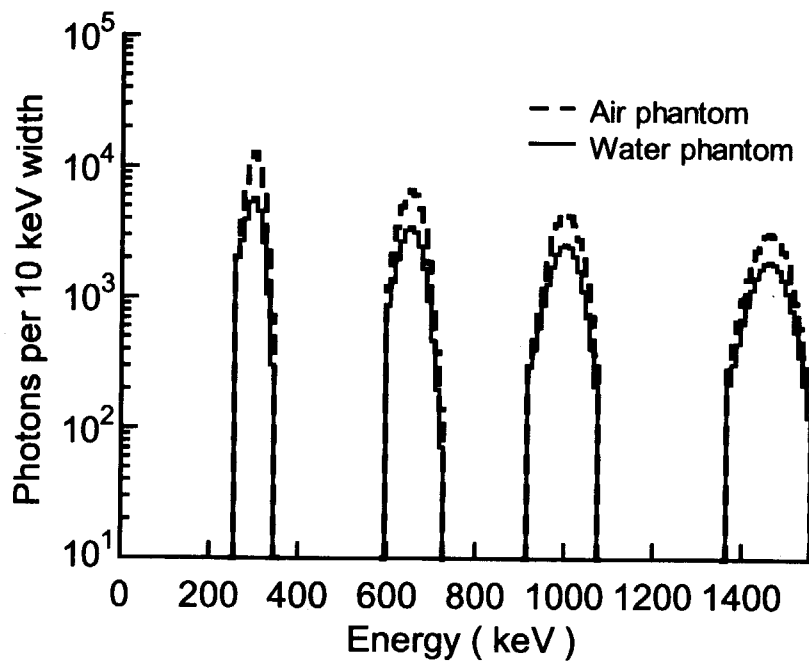
3.4.3 ファントムに対する計数効率の散乱線等影響評価結果

水ブロックファントム、空気ブロックファントムに対する全身カウンタの波高分布を Figs. 3-6(a)と(b)に示す。これらの図は、ピークの半値幅の2倍幅を表現する波高分布であり、ファントムから放出される光子のエネルギー300keV、662keV、1,000keVおよび1,461keVに対するものである。いずれの波高分布も、光子エネルギーが増加するにつれて全吸収ピークが徐々に消失しているのが示される。Fig. 3-6(a)は水ブロックファントムの含有放射能に規格化したものであり、水ブロックファントムのピーク値が空気ブロックファントムのピーク値に較べ小さくなっている。これは、水ブロックファントムによる光子自己吸収の影響を示していると考えられる。Fig.3-6(b)は水ブロックファントムのピーク値に規格化したものであり、水ブロックファントムのピークの低エネルギー側が空気ブロックファントムのそれより大きくなっている。光子エネルギーが低くなるにつれて、ピークの形状は、仮定するガウス関数とは大分異なることが示される。これは、水ブロックファントム内での散乱の結果が影響しているものと考えられる。

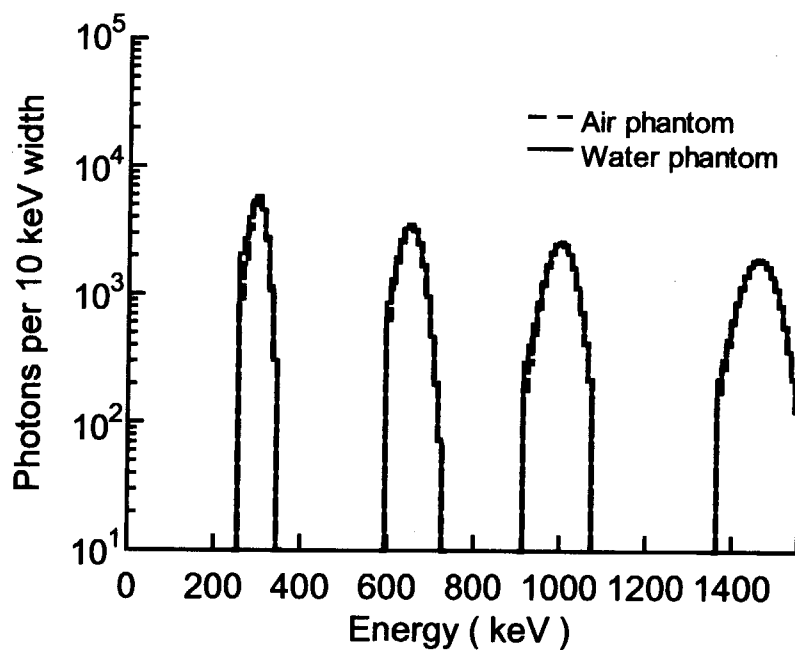
Figs. 3-7(a)と(b)に、水ブロックファントム、空気ブロックファントムそれぞれに対する全身カウンタの計数効率における散乱線影響 η (式(3-3)), η_{air} (式(3-4))の評価結果を示す。ファントムは、3歳児、12歳児および成人を模擬したものである。Fig. 3-7(a)に示されるように、水ブロックファントムに対する計数効率の散乱線影響 η は、662keVの光子に対して $10 \pm 1\%$ 、1,461keVの光子に対して $3.0 \pm 0.2\%$ であり、光子のエネルギーが大きくなるにしたがい減少している。また、ファントムのサイズが変化した場合でも、計数効率における散乱線の影響はほぼ同じ結果となっている。一方、空気ブロックファントムについても、Fig. 3-7(b)に示されるように、光子のエネルギーが大きくなるにしたがい散乱線影響 η_{air} は減少している。空気ブロックファントム内での光子自己吸収や散乱が極めて少ないことを考慮すると、Fig. 3-7(b)に示される、それぞれの結果は、検出器、ベッドおよび重遮蔽体による散乱線寄与によるものと考えられる。空気ブロックファントムに対する計数効率の散乱線寄与は、662keVの光子に対して $3 \pm 1\%$ 、1,461keVの光子に対して $0.63 \pm 0.02\%$ であった。したがって、水ブロックファントムと空気ブロックファントムに対する計数効率の散乱線寄与の結果を比較すると、水ブロックファントム内での散乱線寄与は、662keV光子の計数効率に対して $7 \pm 1\%$ 、1,461keVの光子に対して $2.37 \pm 0.2\%$ である。

水ブロックファントムのピーク効率におけるファントム自己吸収の割合 ξ (式(3-5))を Fig. 3-8に示す。ファントムは、前述と同様に、3歳児、12歳児および成人を模擬したものである。自己吸収の割合は、光子のエネルギーが大きくなるにしたがい減少している。また、ファントムサイズが小さくなるにしたがい、その割合も減少している。成人水ブロックファントムに対するピーク効率における自己吸収割合は、662keVの光子に対して $49 \pm 1\%$ 、1,461keVの光子に対して $36 \pm 4\%$ である。

以上の結果より、NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタの計数効率において、校正に用いる水ブロックファントム内での自己吸収・散乱は大きな誤差要因なることが示唆される。

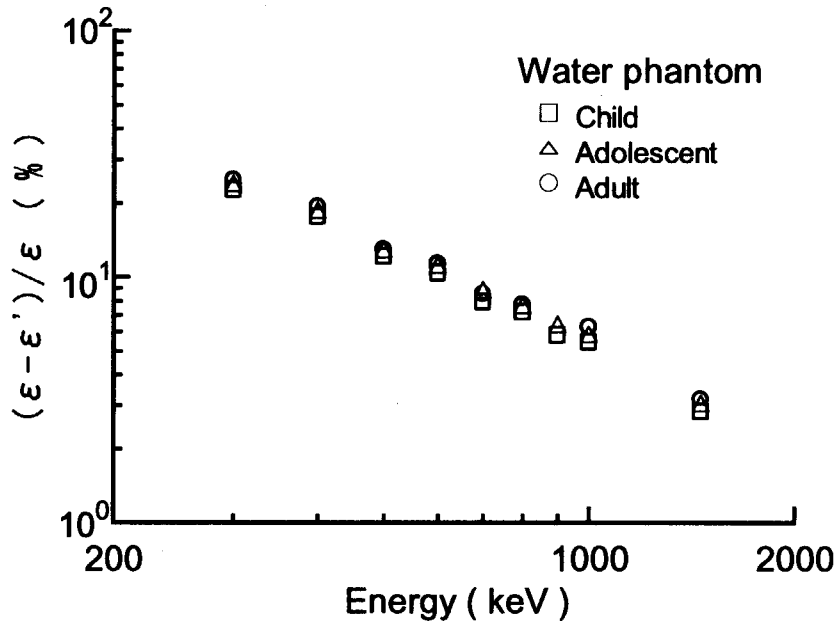


(a)

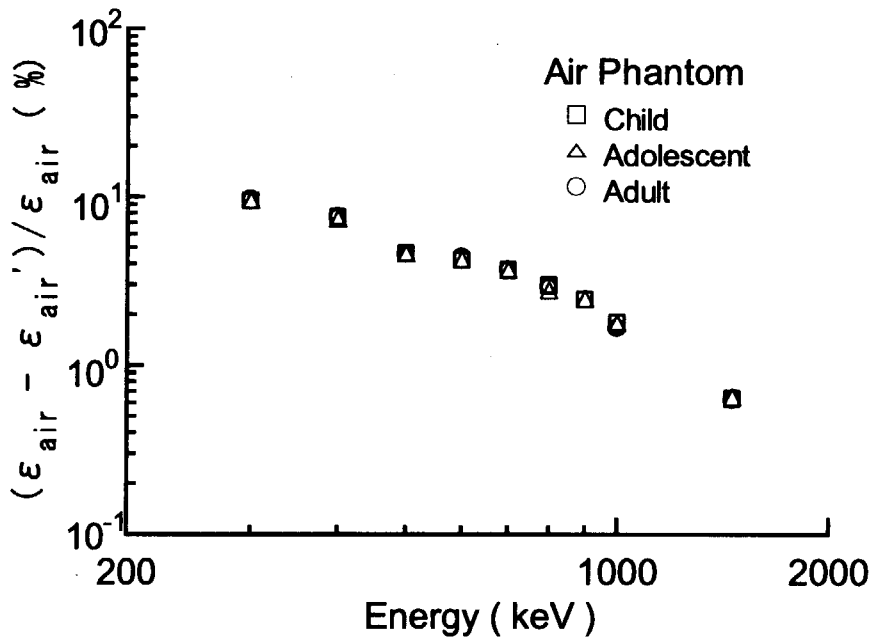


(b)

Fig. 3-6 Pulse height distributions (a) normalized against source intensity and (b) normalized against each maximum height of the peaks for the water phantom.



(a)



(b)

Fig. 3-7 Scattering effect of photons on counting efficiencies of the JAERI whole-body counter regarding (a) the water phantoms and (b) the air phantoms.

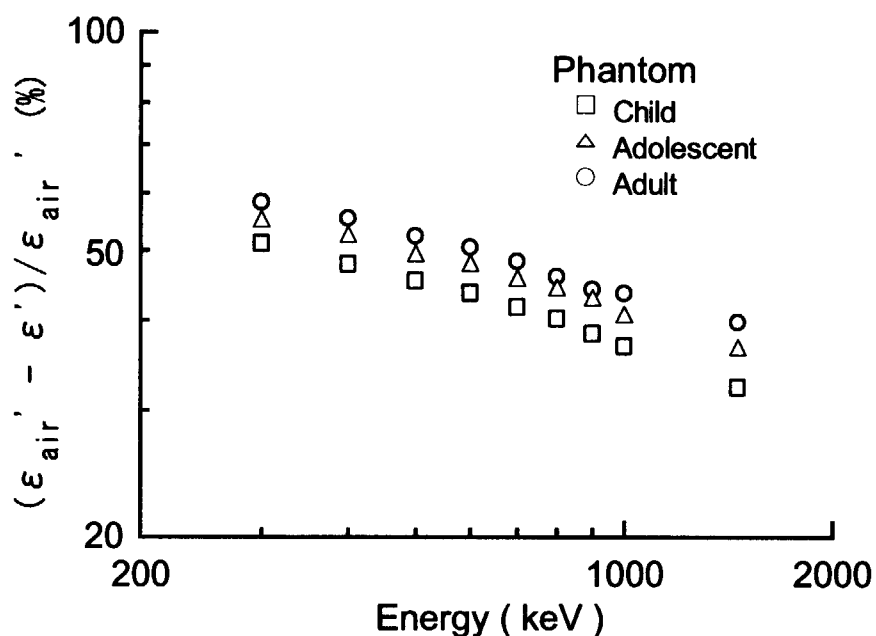


Fig. 3-8 Self-absorption effect of photons in the water phantoms on peak efficiencies of the JAERI whole-body counter.

3.5 まとめ

本研究で開発した数学的校正手法を用い、体外計測装置の計数効率曲線評価手法を確立した。また、計数効率の信頼性向上を図るため、計数効率における散乱線等の影響を定量的に解析した。原研の全身カウンタの場合、光子 662keV の計数効率やピーク効率に対して、全身校正用水ブロックファントムの光子自己吸収割合は $49 \pm 1\%$ 、散乱線寄与の割合は $7 \pm 1\%$ 、光子 1,461keV の計数効率やピーク効率に対して、全身校正用水ブロックファントムの光子自己吸収割合は $36 \pm 4\%$ 、散乱線寄与の割合は $2.37 \pm 0.2\%$ であることが示された。

4 体外計測装置の体格依存性補正法開発

4.1 まえがき

第3章では、計算シミュレーションによる体外計測装置の計数効率曲線の評価について述べた。線源の影響を調べるため、成人を模擬した水ブロックファントムに加え、3歳児、12歳児を模擬した水ブロックファントムについても、全身カウンタの計数効率を求めた。光子エネルギーの関数である計数効率曲線は、ファントムサイズに依存し、ファントム内での光子自己吸収・散乱と密接な関係があることを示した。内部被ばくモニタリングにおける体外計測法は、様々な幾何学的条件となる被検者の体内負荷量測定を行うことになるため、大きな誤差要因となる被検者体内での光子自己吸収・散乱などを考慮した体内負荷量評価の高度化を行う必要がある。すなわち、体外計測装置として一般的に用いられる全身カウンタでは、被検者の体格などに応じた測定評価が不可欠となり、校正結果についての体格依存性補正法を開発する必要がある。内部被ばく防護上代表的核種である ^{137}Cs や ^{40}K に対し、全身カウンタ校正に用いるファントムは、一般的に測定対象者の平均的体格を考慮した全身模型として作成されているため、被検者個々の体格とは異なることが多い。したがって、全身カウンタにより体内負荷量を精密に測定評価する場合には、平均的体格を模擬するファントムの校正結果では不十分であるため、個人的差異を良く反映する人体パラメータを用いた体格依存性補正(以下、体格補正と記述する。)を行う必要がある。

Forbes *et al.*^{34,35)}は、体内 ^{40}K 量と体脂肪量の関係について明らかにするとともに、全身カウンタによる体内 ^{40}K 量測定において被検者の体格が影響することを示した。Hawkins *et al.*³⁶⁾は、全身カウンタによる体内カリウム量測定について、身長と体重の組み合わせを用いた体格補正式やその組み合わせ式に対して比重を考慮した体格補正を示した。杉浦ら³⁷⁾は、全身カウンタによる体内 ^{40}K 量評価に際して、被検者の背面皮下脂肪厚、胸厚、体幅の3点について、計数効率に対する体格補正を行なう必要があることを示した。Ishikawa *et al.*^{27,38)}は、モンテカルロ法を用いて、全身カウンタの ^{137}Cs 計数効率に対する体格補正を検討し、身長や体重の逆数と計数効率の関係を示した。以上に述べたように、これまで体外計測装置の体格補正法については多くの研究がされている。身体の外側から体格、身体構成をみる体格補正因子は、計測可能な計測値に注目しており適切であるが、医学的知見を要する比重や背面皮下脂肪厚測定は、放射線防護分野に用いる全身カウンタの測定者にとって負担になると考える。また、全身カウンタの計数効率は被検者に対する検出器の立体角に依存するため、必ずしも身長や体重の1パラメータが体格補正因子として適切であるとは言えない。

本章では、 ^{137}Cs と同じ全身均一分布になる ^{40}K について、数学的校正手法による体外計測装置の計数効率評価結果例を示し、比較的入手が容易な情報で、かつ個人的差異を反映する人体表面積を体格補正因子とした体格補正法について述べる。また、開発した体格補正法の妥当性検証のために実施した、ボランティア50名の体内 ^{40}K 量測定評価について述べる。さらに、全身体外計測装置に対する米国標準仕様ボマブファントム(Bottle Manikin Absorption Phantom)⁷⁾と従来

の水ブロックファントムの計数効率の相違を明らかにするとともに、今後の我が国における標準化に対する議論の基礎データを提供するため、ポマプファントムと水ブロックファントムに対する計数効率を比較検討した結果を述べる。

4.2 体格補正

4.2.1 体格補正因子

カリウムは、セシウムと同じアルカリ金属元素の一種であり、人体すべての器官および組織にほぼ均等に分布する³⁹⁾。身長 170cm、体重 70kg の ICRP 標準人は、140g のカリウムを含有すると仮定されている⁴⁰⁾。カリウムは、人体の脂肪組織にほとんど含有されていないため、除脂肪量 (lean body mass, 体重から体脂肪量を引いた量) に比例すると考えてよい。したがって、体内カリウム量は個々の体格に依存し、0.0117%割合で存在する天然放射性核種 ⁴⁰K も脂肪を除く全身に広く分布すると考える。

全身カウンタによる体内 ⁴⁰K 量測定評価では、前節で述べたように、被検者に応じた体格補正を行なう必要がある。その体格補正因子は、体格、体内 ⁴⁰K の分布を反映し、かつ被検者に対する検出器の立体角のように全身カウンタ測定に関する幾何学的条件も考慮して決定されるものと考ええる。

本研究では、身長と体重の関数として、次式⁴¹⁾により表現される体表面積を体格補正因子とした。

$$S = 0.0072 W^{0.425} H^{0.725}, \quad (4-1)$$

小宮らの報告⁴²⁾では、体表面積を変数とした体水分量推定式は体脂肪量の個人的差異に広く適応し、正確な個人的変化にも適応している、とされている。すなわち、体表面積は、一般的に適応すると考えられる体重から体脂肪量を引いた除脂肪量にも適応し、体内カリウム量に直接関係づけられると考えられる。また、体表面積は、体幅方向と身長方向の積である検出器の被検者側検出面に対応し、検出器の立体角にも適応すると考える。

4.2.2 サイズの異なるファントムに対する計数効率評価

3歳児、12歳児および成人を模擬した ⁴⁰K 含有水ブロックファントムに対する原研全身カウンタの計数効率は、前章の Fig. 3-5 で示した。3歳児、12歳児および成人水ブロックファントムのブロック状容器サイズおよび全身カウンタの計数効率を Table 4-1 に示す。表中の計数効率(1Bq 当りの計数率)は、前章で述べたように、式(3-1)を用い、光子放出率 0.107 の値を乗じて評価した。

また、EGS4²⁵⁾や UCGEN²⁹⁾を用いて、米国標準仕様の ⁴⁰K 含有ポマプファントムに対する原研全身カウンタの計数効率を計算評価した。ポマプファントムは、1999年9月米国国立標準協会が定めた国家標準規格に示されるもので、200keV から 3MeV の光子放出かつ全身均一分布を仮定する放射性核種を測定評価するために、全身カウンタ校正時に用いられるファントムである。

Table 4-1 Dimensions for the water-filled block-shape phantoms

Parts	Adult			Adolescent			Child		
	Height (cm)	Width (cm)	Length (cm)	Height (cm)	Width (cm)	Length (cm)	Height (cm)	Width (cm)	Length (cm)
Head	16.7	13.3	18.0	15.8	12.4	17.9	14.0	11.5	16.8
Neck	8.7	7.8	8.5	7.2	6.7	7.6	5.2	4.9	5.7
Chest	19.4	29.1	20.3	17.1	23.9	17.8	12.0	16.0	12.0
Abdomen	16.1	25.0	20.3	14.2	21.3	17.8	12.7	16.0	12.0
Arm	7.4	6.6	51.0	5.8	5.1	45.3	4.4	4.0	28.0
Pelvis	18.8	28.2	23.6	15.0	23.8	20.6	13.9	16.0	14.0
Thigh	12.7	11.4	33.0	10.5	9.4	27.5	6.8	6.1	14.0
Lower leg	8.6	7.7	37.7	6.8	6.1	34.4	5.1	4.6	19.0
Foot	16.8	8.4	6.6	12.9	6.9	5.8	9.5	5.0	4.5
Height	168.0cm			149.4cm			98.0cm		
Weight	60.2kg			37.4kg			14.9kg		
Surface area	1.69m ²			1.27m ²			0.63m ²		
Counting efficiency	0.21×10 ⁻² counts · s ⁻¹ · Bq ⁻¹			0.24×10 ⁻² counts · s ⁻¹ · Bq ⁻¹			0.28×10 ⁻² counts · s ⁻¹ · Bq ⁻¹		

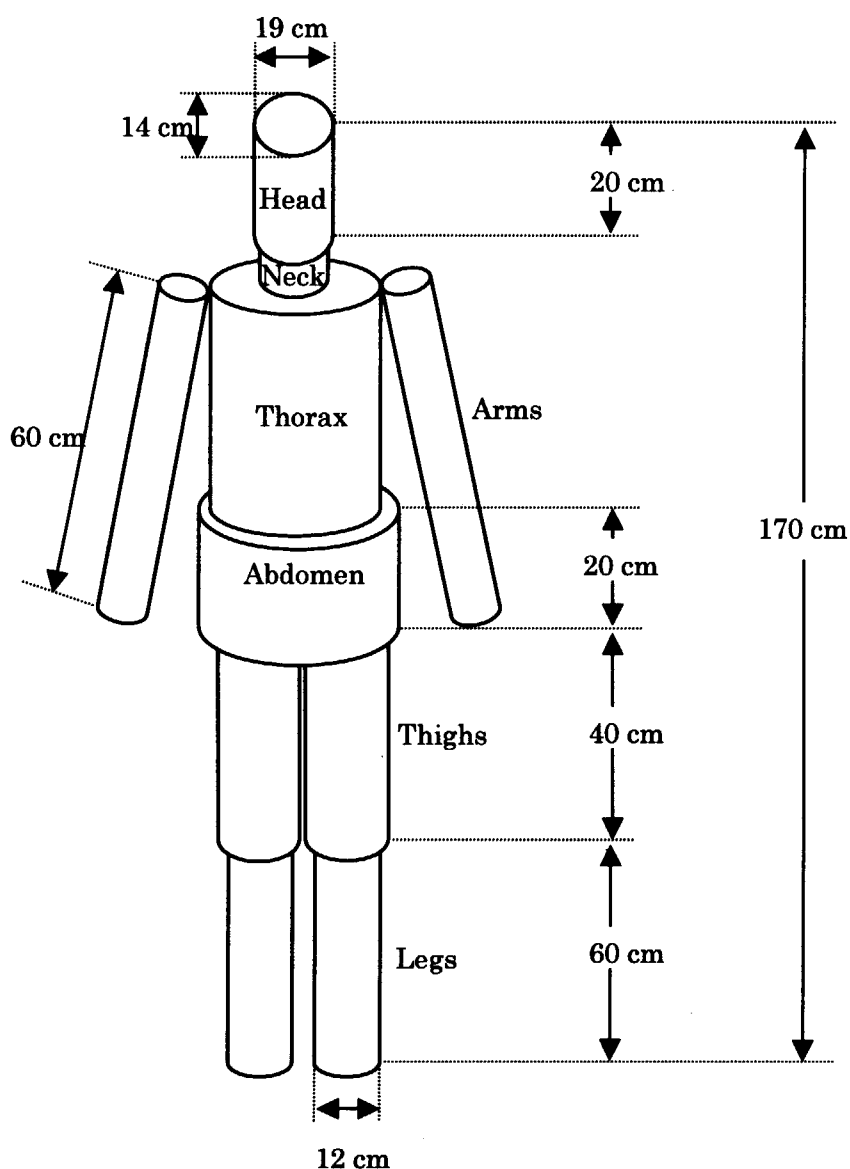


Fig. 4-1 Male BOMAB phantom.

ボマブファントムの外観図を Fig. 4-1 に示す。米国標準仕様のボマブファントムの身長、体重、密度、形状、実効原子番号などの物理的特性は、米国の標準的な人体を適切に模擬するような仕様となっている。ファントムの構成は、10 個の高密度ポリエチレン容器(5mm 厚、密度 $0.950 \times 10^3 \text{ kgm}^{-3} \pm 5\%$)と線源となる容器封入材(密度 $1.005 \times 10^3 \text{ kgm}^{-3} \pm 5\%$)となっている。頭部、胸部および腹部は楕円柱形状で、頸部、大腿部、脚部および腕部は円柱形状で表現されている。米国標準仕様のボマブファントムには、標準 4 歳児、標準 10 歳児、標準女子、標準男子および標準第 95 百分位数(変量の分布を 100 の部分に等分した時の分割量)男子がある。本研究においては、そのうち標準 4 歳児、標準 10 歳児、標準男子をモデル化した。その大きさを Table 4-2 に示す。モデル化した原研全身カウンタおよび標準男子ボマブファントムの幾何学的配置図を Fig. 4-2 に示す。Fig. 4-2 に示すように、ファントム頸部は左端にある NaI(Tl)シンチレーション検出器の真上になるような配置とした。標準 4 歳児、標準 10 歳児ボマブファントムについても同様とした。

Table 4-2 Dimensions for the reference BOMAB phantoms

Parts	Male			10-year-old			4-year-old		
	Minor axis (cm)	Major axis (cm)	Height (cm)	Minor axis (cm)	Major axis (cm)	Height (cm)	Minor axis (cm)	Major axis (cm)	Height (cm)
Head	14	19	20	11.4	14.8	16.3	9.4	12.2	12.2
Neck	13	13	10	10.5	10.5	8.90	8.4	8.4	6.8
Thorax	20	30	40	16	23.3	34	13.2	19.1	25.6
Abdomen	20	36	20	15.2	28.2	16.5	12.5	23.1	12.5
Thighs	15	15	40	12	12	33.5	9.8	9.8	24.5
Legs	12	12	40	9.4	9.4	32.8	8.0	8.0	24.6
Arms	10	10	60	7.5	7.5	45.9	6.1	6.1	35.8
Height	170cm			142cm			106.2cm		
Weight	67.9kg			34.5kg			17.5kg		
Surface area	1.79m ²			1.18m ²			0.72m ²		

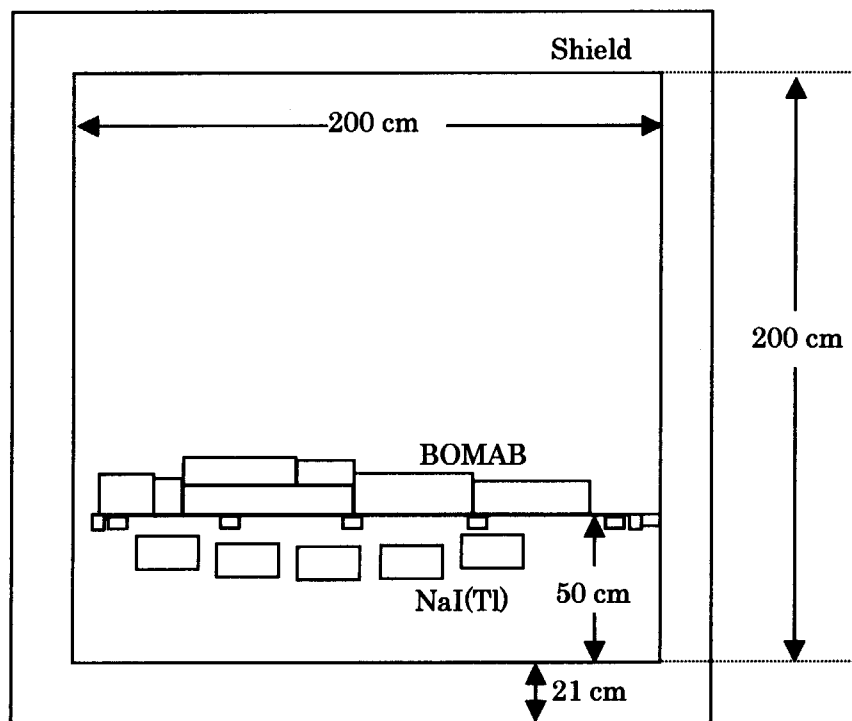


Fig.4-2 Geometry of the JAERI whole-body counter and reference male BOMAB phantom.

4.3 体内カリウム 40 測定

体格補正の妥当性を検証するため、原研の全身カウンタを用いて、様々な体格を有する 50 名のボランティアの体内 ^{40}K 量を測定評価した。全身カウンタの測定時間は、1,000 秒とした。ボランティアはすべて健康な日本人であり、21 歳から 57 歳の成人男子であった。また、ボランティアに対しては、あらかじめ脱衣のうえ、所定の測定衣に着替えさせ、身長、体重を測定するとともに、インピーダンス法に基づく体脂肪計(OMURON HBF-300)を用いて、体脂肪率 $fat(\%)$ を測定し、次式により体内 ^{40}K 量を算出した。

$$LBM = W(100 - fat(\%)), \quad (4-2)$$

$$Body^{40}\text{K} = C \cdot f \cdot LBM \cdot SA, \quad (4-3)$$

ここで、

LBM : 除脂肪量(kg)

W : 体重(kg)

$Body^{40}\text{K}$: 体内 ^{40}K 量(Bq)

C : 除脂肪組織 1kg に含まれるカリウム量 (g) (2.663)

f : ^{40}K の同位体存在比

SA : ^{40}K の比放射能 ($\text{Bq} \cdot \text{g}^{-1}$) (2.59×10^5)。

なお、式(4-3)は、次の 2 つの仮定に基づくものである。①体脂肪量には、除脂肪量より極めて少ない量のカリウムしか存在しない。②1 kg の除脂肪量には、2.663 g のカリウムが含まれる³⁴⁾。

4.4 結果および考察

4.4.1 体格補正式の開発

Fig. 4-3 に、 ^{40}K を含有した水ブロックファントム体表面積と全身カウンタ計数効率との関係を示す。第 3 章でも述べたように、3 歳児、12 歳児、成人の順に全身カウンタの計数効率は減少する。この計数効率減少の傾向は、ファントムに含有する放射能と検出器の距離が実質的に大きくなり、検出器に入射する光子数が減少するためである。ファントムの体表面積は、人体に対応することを考慮して、式(4-1)を用いて算出した。計数効率の評価結果は、いずれも計算シミュレーションにより得られたものであり、体表面積 1.69 m^2 の成人水ブロックファントムの計数効率に対して規格化したものである。Fig. 4-3 に示すように、3 歳児、12 歳児および成人を模擬した水ブロックファントムの計数効率評価結果と体表面積の関係は 2 次関数で近似し、次式で示す体格補正式 Cf として表現できる。

$$Cf = -1.654 \times 10^{-1} S^2 + 5.190 \times 10^{-2} S + 1.371, \quad (4-4)$$

また、図中には、第 3 章で述べた ^{40}K 含有水ブロックファントムの実測結果も示してあり、体格補正式によって表現される曲線上にプロットされることから、体格補正式の妥当性を示している。さらに、Fig. 4-3 には、ボマブファントム計数効率をプロットした結果も示している。ボマ

ブファントムに対する計算結果は、一般的傾向として、標準4歳児、標準10歳児、標準男子の順に全身カウンタの計数効率を減少し、体表面積の小さいファントムでは水ブロックファントムより高め、体表面積の大きいファントムでは低めの計数効率を示している。たとえば、標準4歳児ボマブファントムの計数効率は、同じ体表面積の水ブロックファントムより11%高い。標準10歳児ボマブファントムでは、5%高い。逆に、標準男子ボマブファントムでは1%低いことを示している。以上より、水ブロックファントムの体表面積を米国標準仕様のボマブファントムの体表面積に見かけ上合わせたとき、両者の計数効率は±11%の範囲で一致していると言える。

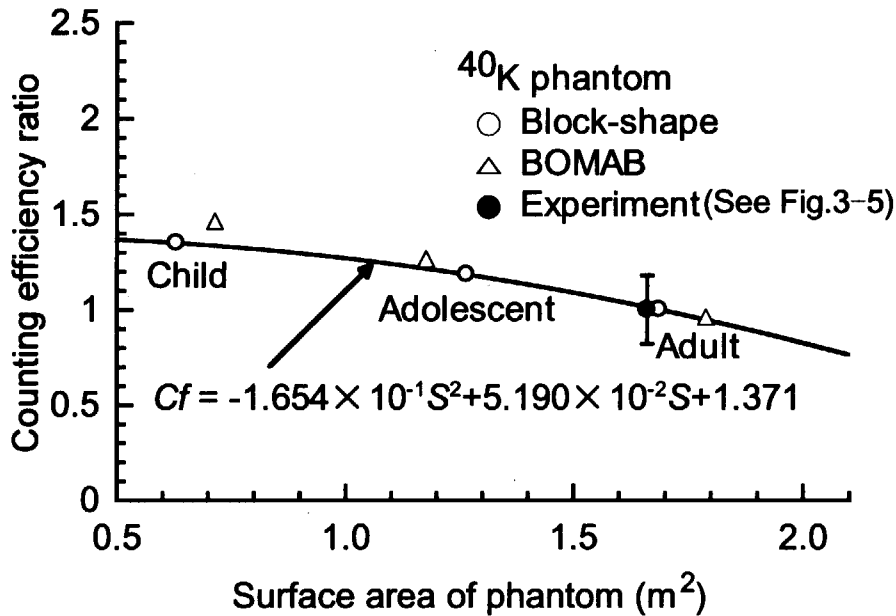


Fig. 4-3 Counting efficiency normalized to the counting efficiency of the adult ⁴⁰K phantom against the surface area of the phantom.

4.4.2 体格補正の検証

ボランティア50名の身長、体重、体脂肪率、除脂肪量、体表面積および体内⁴⁰K量をTable 4-3に、除脂肪量と体内⁴⁰K量の関係を黒丸記号としてFig. 4-4に示す。体内⁴⁰K量は、全身カウンタにより評価した実測結果である。また、Fig. 4-4には、式(4-2)の除脂肪量LBMと式(4-3)より算出した体内⁴⁰K量との関係として原点を通る直線(太線)、除脂肪量と黒丸記号で示す全身カウンタ実測結果の体内⁴⁰K量の回帰直線および相関係数0.69も示している。これは、除脂肪量が体内⁴⁰K量に比例すると考えられるため、回帰直線等として表現できることによる。直線(太線)で示す除脂肪量と体内⁴⁰K量との関係が理論値であるとする、全身カウンタによる測定結果の回帰直線は、原点を通らず、理論値である直線(太線)の傾きからもずれている。これは、ある1点の計数効率の妥当性が示されているものであり、多くの被検者の体格差が体内⁴⁰K量評価に反映されていないことが、理論値と回帰直線の差として表現されていると考えられる。図中の黒

丸記号で示す除脂肪量と体内 ^{40}K 量との関係に対し、式(4-4)の体格補正式を用いて再評価すると、白丸記号として示す結果になる。その白丸記号の回帰直線は、黒丸記号の回帰直線(相関係数 0.69)に比べ直線(太線)の傾きに近づき、さらに相関係数が 0.90 となって 1 に近づくことが示された。体格補正式によって再評価した体内 ^{40}K 量と直線(太線)により算出した体内 ^{40}K 量の比は、0.82 から 1.18 の範囲になることが示された。

以上の結果より、本研究により開発された全身カウンタの体格依存性補正法は、体表面積 1.55m^2 から 2.06m^2 の範囲において妥当性が検証されたと考える。

なお、全身カウンタによる体内 ^{40}K 量測定誤差は、同一被検者に対して 1.3% である。また、体脂肪計による体脂肪率の測定誤差は、同一被検者に対して 5 回連続測定した場合、測定結果にはほとんど変化がない程度である。

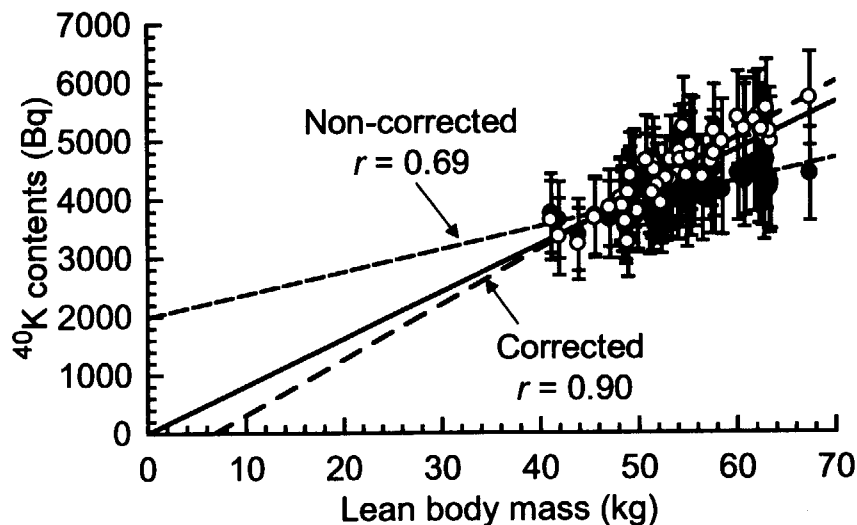


Fig. 4-4 Potassium-40 in the total body-lean body mass lines measured for the 50 subjects.

The ^{40}K contents estimated on the basis of the assumption that the lean body mass contains $2.663 \text{ g K} \cdot \text{kg}^{-1}$, are shown as the heavy solid line. The corrected ^{40}K contents are shown as the open circle, the non-corrected as the closed circle.

Table 4-3 Physical properties and body ^{40}K contents measured by whole-body counter

No.	Height (cm)	Weight (kg)	Fat (%)	Lean body mass (kg)	Surface area (m ²)	^{40}K contents (Bq)
1	172.8	69.0	25.9	51.1	1.824	3,720±673
2	167.1	72.5	22.1	56.5	1.818	3,999±723
3	175.5	67.5	19.8	54.0	1.828	4,022±727
4	170.0	66.0	19.2	53.3	1.769	4,072±736
5	176.3	84.0	25.9	62.2	2.012	4,359±787
6	170.5	69.5	24.1	52.8	1.812	3,993±722
7	180.4	70.0	17.5	57.7	1.894	4,500±813
8	156.0	50.2	16.6	41.9	1.480	3,636±657
9	177.0	74.0	17.9	60.8	1.912	4,525±817
10	163.3	52.5	16.4	43.9	1.559	3,381±612
11	159.5	61.5	18.9	49.9	1.639	3,813±689
12	179.6	65.5	18.7	53.3	1.835	4,225±763
13	178.8	87.0	22.5	67.4	2.063	4,415±798
14	164.5	62.0	22.2	48.2	1.682	3,951±714
15	180.3	82.5	24.0	62.7	2.030	4,025±727
16	165.2	67.2	22.2	52.3	1.746	3,738±676
17	172.0	72.5	20.8	57.4	1.857	4,138±748
18	171.7	55.7	12.6	48.7	1.658	3,820±691
19	167.0	70.5	26.9	51.5	1.796	4,283±774
20	160.7	66.6	26.9	48.7	1.705	3,517±636
21	172.5	60.0	17.3	49.6	1.717	4,277±773
22	174.0	75.0	23.0	57.7	1.899	4,148±750
23	175.9	76.2	16.8	63.4	1.927	4,248±767
24	178.0	77.0	18.2	63.0	1.953	4,656±841
25	177.9	73.4	15.8	61.8	1.913	4,609±832
26	163.8	55.0	25.2	41.1	1.594	3,748±678
27	165.4	61.9	20.9	49.0	1.687	4,039±730
28	169.8	67.4	28.2	48.4	1.783	3,638±658
29	164.4	64.5	24.9	48.4	1.710	3,769±681
30	172.6	69.0	21.5	54.2	1.823	4,391±793
31	164.7	62.0	17.3	51.3	1.683	4,046±731

Table 4-3 (continued)

No.	Height (cm)	Weight (kg)	Fat (%)	Lean body mass (kg)	Surface area (m ²)	⁴⁰ K contents (Bq)
32	178.6	65.9	17.1	54.6	1.832	4,746±857
33	171.5	69.1	21.4	54.3	1.815	4,274±772
34	169.5	69.5	21.0	54.9	1.804	3,865±699
35	162.1	62.5	24.6	47.1	1.670	3,639±658
36	176.2	75.8	19.9	60.7	1.926	4,287±774
37	173.9	69.6	20.1	55.6	1.839	4,292±775
38	168.5	60.2	18.2	49.2	1.690	4,134±747
39	166.4	50.3	9.3	45.6	1.552	3,704±670
40	168.8	70.0	26.3	51.6	1.804	3,968±717
41	174.6	69.5	20.4	55.3	1.844	4,092±739
42	166.9	63.8	20.3	50.8	1.721	4,318±780
43	159.4	67.0	22.6	51.9	1.699	3,956±715
44	173.4	76.1	23.1	58.5	1.906	4,129±746
45	180.4	80.0	20.9	63.3	2.004	4,161±752
46	170.1	69.2	25.7	51.4	1.806	3,778±683
47	172.6	64.5	14.2	55.3	1.771	4,638±838
48	177.0	78.5	20.4	62.5	1.961	4,321±780
49	174.6	82.5	27.1	60.1	1.983	4,425±799
50	165.0	59.6	17.9	48.9	1.658	3,257±589

4.5 まとめ

本研究で開発した数学的校正手法を用い、体内 ^{40}K 量評価に関する体外計測装置の体格依存性補正法を開発した。体格補正因子は、実際の内部被ばくモニタリングにおいて利用することを考慮し、計測可能な値である身長と体重を用いて表現する体表面積とした。開発した体格依存性補正式を用い、ボランティア 50 名の体内 ^{40}K 量を評価した結果、理論的に算出される体内 ^{40}K 量に対して $\pm 20\%$ の誤差で一致することが示された。

なお、内部被ばく防護上代表的核種である ^{137}Cs についても体格依存性補正について計算シミュレーションによる検討を行った。その結果、ファントムによる光子自己吸収分は ^{40}K の場合とあまり相違がなく、 ^{40}K に対する体格依存性補正法に類似した結果が得られた。 ^{137}Cs についての体格依存性補正式は、第 5 章で述べることとする。

以上の結果から、体表面積を用いた体格依存性補正法の妥当性が示され、体外計測装置による体内 ^{40}K 量の評価精度向上が図れると考える。

補遺 B 体表面積の算出式

本研究では、被検者の体表面積を体外計測装置の体格補正因子として選択した。その理由は、体表面積が、体幅方向と身長方向の積である検出器の被検者側検出面に対応し、式(4-1)に示すように、身長と体重の関数として表現され、計測可能な計測値として表現できると考えたからである。ここでは、式(4-1)により算出される体表面積が真の体表面積と一致するかどうかを示す。なお、被検者の身長、体重、真の体表面積に関するデータ、特に体表面積データについては、測定が困難であるため、文献*から抽出した。それらのデータは、日本人成人男子のものではなく、日本人成人女子を対象として測定した結果であるが、その体表面積測定において、体表面に張り付けた和紙(雁皮紙)の面積を、プランメーターを用いて評価する方法を用いているため、比較的正確な体表面積データであると考えられる。Table 4B-1 に、被検者の身長、体重、式(4-1)の体表面積計算結果、体表面積測定結果および計算結果と実測結果の比を示す。表に示されるように、式(4-1)により算出される体表面積は、和紙を用いて実測した体表面積の値と誤差±4%の範囲内で一致する。したがって、式(4-1)は体表面積算出式として妥当であると考えられる。

Table 4B-1 Physical properties and comparison of surface area
between calculation and measurement

Subject	Height (cm)	Weight (kg)	Calculation C(m ²)	Experiment E*(m ²)	C/E*
A	160.5	52.3	1.5370	1.5052	1.021
B	159.5	57.6	1.5941	1.5420	1.034
C	160.4	52.0	1.5325	1.5157	1.011
D	157.0	52.0	1.5089	1.5115	0.998
E	157.9	48.8	1.4748	1.4640	1.007
F	169.5	52.2	1.5977	1.5415	1.036
G	164.3	66.1	1.7269	1.7278	0.999
H	156.7	48.9	1.4680	1.4632	1.003
I	160.5	63.0	1.6635	1.6673	0.998
J	152.7	47.9	1.4281	1.4098	1.013
K	154.9	58.7	1.5732	1.6034	0.981
L	160.8	57.0	1.5964	1.5677	1.018

*日本生理人類学会計測研究部会: 人間科学計測ハンドブック, 技報堂出版, 東京(1996).

5 体外計測装置による体内放射能評価の不確かさ

5.1 まえがき

測定評価の不確かさを見積もり、その大きさを最小に保つことは極めて重要なことである。体外計測装置による体内放射能評価においても、その測定値に係る不確かさ評価の重要さは同様である。体内放射能の測定過程において生じる不確かさは、最終的な評価量である摂取量や線量に対して大きな誤差をもたらす可能性がある。摂取量が体内動態モデルなどを用いて算出されることを考慮すると、そのモデルの不確かさにより、さらに大きな誤差が生じる可能性があるため、体外計測装置による体内放射能測定は正確に行なわれる必要がある。

国際放射線防護委員会(ICRP)の1990年勧告においても、「摂取量とそれに関連した預託等価線量および預託実効線量の推定の場合、少なくともファクター3の不確かさを認めなければならないかもしれず、それは容認できる。」と規定されている¹⁴⁾。また、ICRPは、算定される線量の総合的な不確かさが3段階-個人モニタリングにおける測定、測定値からの摂取量の算定、摂取量からの線量算定-における不確かさの組み合わせになること、個人モニタリングにおける測定値の不確かさは最も正確に評価されることをPublication 78¹⁰⁾に記述している。こうした状況を踏まえると、体外計測装置による体内負荷量評価における不確かさは、実際に見積もられること、その見積もり結果がファクター3以内であることが必要である。

これまで、体外計測法の代表的な装置である全身カウンタについて、体内負荷量評価の不確かさを研究した事例は非常に少ない。Toohey *et al.*⁴³⁾は、比較的高いエネルギー光子を放出する核種に対して、全身カウンタにより評価した体内負荷量が50%程度の誤差を有することを示した。また、Kramer⁴⁴⁾は、全身カウンタによる体内負荷量評価に対して、ファクター2の過小評価やファクター3.4の過大評価になることを示した。しかしながら、いずれの研究結果も、全身カウンタによる体内負荷量評価の不確かさが全身カウンタ測定の幾何学的条件に依存することを考慮すると、すべてのケースに対応するとは限らない。また、全身カウンタの応答に関する定量的解析も欠けていると考える。

本章では、内部被ばく防護上代表的核種である¹³⁷Csに対し、全身体外計測装置を用いて体内負荷量进行评估した場合の不確かさを示す。不確かさの見積もり具体例は、日本人の放射線業務従事者を対象にした原研全身カウンタの内部被ばくモニタリングとし、実測および計算シミュレーションを用いて行なった解析結果を示す。被検者を起因とする体内負荷量評価の不確かさについては、実際に¹³⁷Csを人体に投与して調べることは極めて困難であるため、前章までに述べた数学的校正手法および体格依存性補正法により解析した。なお、計測の質の表現法は、誤差(測定値の真の値からの差)ではなく、不確かさ(測定の結果に付随した、合理的に測定量に結びつけられ得る値のばらつきを特徴づけるパラメータ)を用いることとした。

5.2 体内セシウム ^{137}Cs 量評価の不確かさ因子

不確かさについては、原研における内部被ばくモニタリングの経験から重要と考えられる因子を抽出し、標準的な放射線業務従事者を対象に評価することにした。不確かさ因子は、以下のとおりである。

- ①体内放射能分布，体内放射能，身体特性などを起因とした不確かさ
- ②校正用ファントムの含有線源，被検者の表面汚染に関する系統的不確かさ
- ③バックグラウンド計数値，測定値の統計誤差に起因した不確かさ

5.3 不確かさの定量評価

5.3.1 人体起因の不確かさ

放射能分布変化

体内 ^{137}Cs 負荷量を適切に測定評価するため、全身カウンタは一般的に全身均一分布を仮定する ^{137}Cs 含有ファントムを用いて校正されている。これは、摂取されたセシウムが全身にほぼ均一に分布することを反映したものである。これに対し、Inuma *et al.*⁴⁵⁾は、経口摂取された ^{137}Cs のほとんどが数時間、胃腸管領域に分布することを実測により示した。こうした状況を踏まえ、本研究では、 ^{137}Cs を経口摂取した場合の人体に対する全身カウンタの計数効率について数学的校正手法を用いて評価し、線源の体内分布に起因する人体内負荷量の推定誤差を検討した。

計算シミュレーションに用いた幾何学的配置図を Fig. 5-1 に示す。人体モデルには Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD)-5 型ファントム⁴⁶⁾を用いた。MIRD-5 型ファントムは、核医学の内部被ばく線量評価用に開発された男女両方の臓器、組織を備え持つ雌雄同体ファントムであり、臓器質量は大きな集団のデータに基づく代表値として決められている。したがって、本計算のように、臓器の形状や配置をファントム内に定義することが必要な場合には、適したファントムである。MIRD-5 型ファントムの各組織の組成、比重は均一とした。MIRD-5 報告書に記述されたオリジナル MIRD-5 型ファントムは、肺、骨格および軟組織に対してそれぞれの組成と比重を定義付けしているが、本研究ではモデルの複雑さや計算時間の長期化を避けるため、骨格と軟組織に対する組成と比重を同一にした。すなわち、肺の比重は $0.296 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 、骨格/軟組織の比重は $0.987 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ とした⁴⁷⁾。骨格と軟組織の比重を同一にしたことにより、MIRD-5 型ファントムの体重は 67.2 kg となり、オリジナル MIRD-5 型ファントムの体重(約 70 kg)と異なることになった。また、今回の計算では、MIRD-5 型ファントムは仰臥位姿勢であるため、脚部については、Fig. 5-1 に示すようにベッドに接するように修正した。なお、身長はオリジナル MIRD-5 型ファントムと同じ 174 cm である。MIRD-5 型ファントムにおける ^{137}Cs は、胃領域と全身領域の ^{137}Cs 量の濃度比を 0.0091 (全身分布)から 1 (すべて胃にある)まで変化させて、その時の全身カウンタの計数効率がどのように変化するかを評価した。 ^{137}Cs が全身に分布する場合、組織内 ^{137}Cs の濃度比は、肺 0.07 、骨格/軟組織 1.00 とした。この仮定は、ICRP 標準人³⁹⁾の組織内 ^{137}Cs 濃度比(肺 0.07 :骨格 0.90 :軟組織 1.00)に基づいて決定した。

Fig. 5-2 に、全身 ^{137}Cs 量に対する胃領域 ^{137}Cs 量の比と全身カウンタ計数効率との関係を示

す。各計数効率は、全身分布の計数効率に対し規格化している。図に示されるように、胃領域の¹³⁷Cs量が増加するにしたがい、全身カウンタの計数効率は減少している。また、胃領域のみに¹³⁷Csが分布する場合、その計数効率は全身分布の計数効率の約3分の1になることが示されている。その相違は、線源と検出器間距離の相違が直接反映していると考えられる。

以上の結果より、経口摂取した¹³⁷Csが胃領域周辺に分布した場合、最大約66%の過小評価になることが示された。

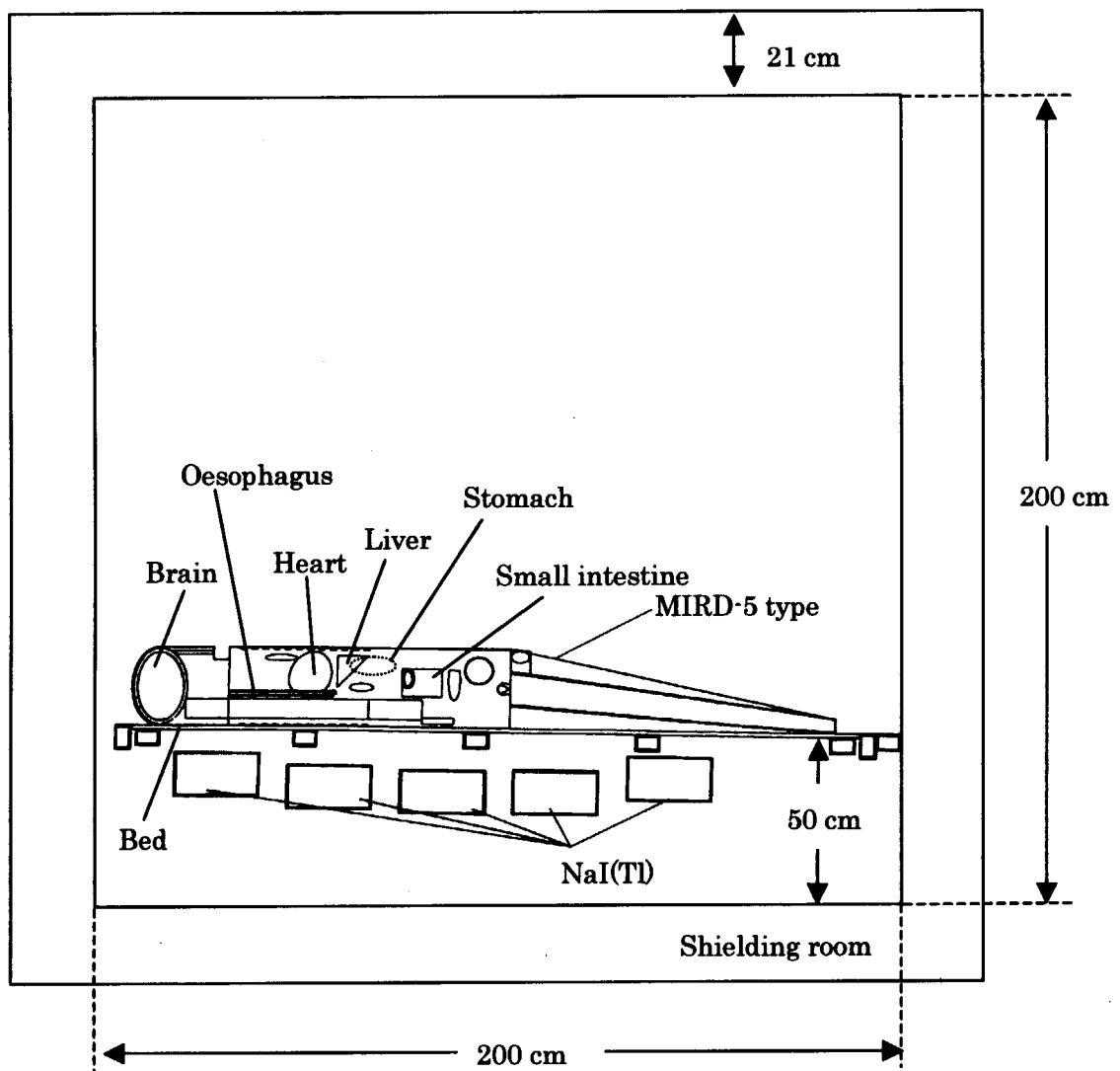


Fig. 5-1 Geometry of the JAERI whole-body counter and the MIRD-5 type phantom.

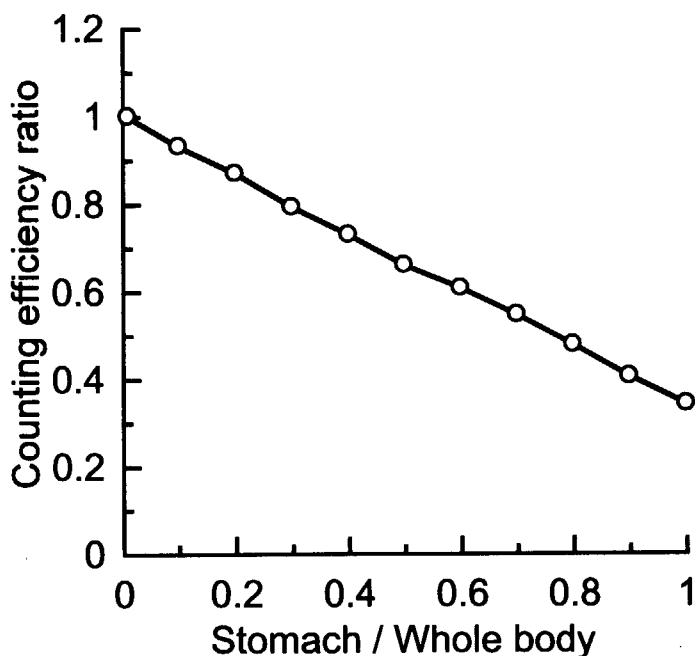


Fig. 5-2 Response of the whole-body counter regarding various ^{137}Cs distributions.

体内放射能

フォールアウト 職業被ばくにおける内部被ばくモニタリングにおいて、管理区域外での放射性物質摂取は、職業被ばくによる線量として考慮されるべきではない。したがって、職業被ばくによる線量を適切に評価するため、原研では1961年から年毎に約80名の非放射線業務従事者の体内 ^{137}Cs 負荷量を測定し、フォールアウトによる体内 ^{137}Cs 負荷量レベルを調査している。年平均体内 ^{137}Cs 負荷量の経時変化をFig. 5-3に示す。その結果では、大気圏内核実験によるフォールアウトを起因とした年平均体内 ^{137}Cs 負荷量は、1962年に発効された大気中核実験停止モラトリウム2年遅れの、1964年の485Bqを最大に減少傾向となっている。1976年以降調査した体内 ^{137}Cs 負荷量は、被検者によって検出されない場合が多くなった。さらに、中国が1980年に大気圏内核実験を中止したことにより、1986年のチェルノブイリ事故の影響を除き、被検者の体内 ^{137}Cs 負荷量はほとんど検出されないようになり、1997年には検出下限値(約13Bq)以下のレベルまで減少していることが示されている。したがって、日本におけるフォールアウト ^{137}Cs は、不確かさ評価に影響しないと考える。

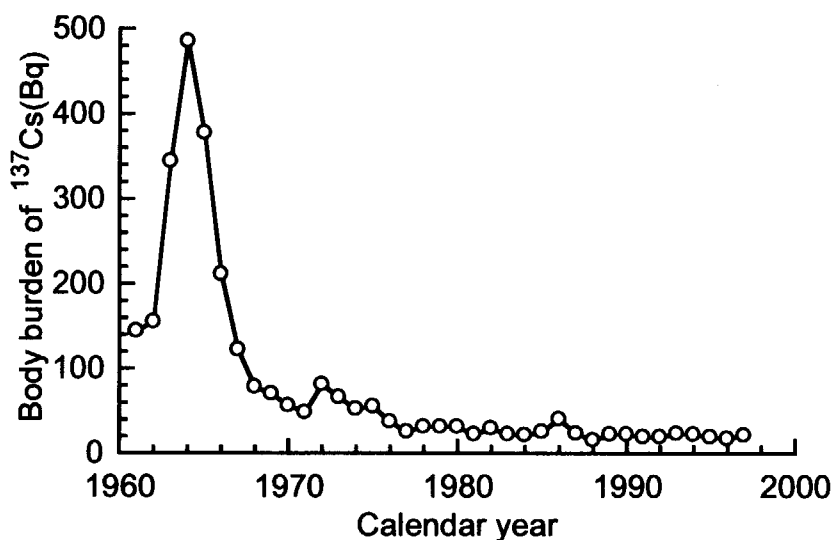


Fig. 5-3 Annual change in fallout ¹³⁷Cs body burden.

体内 ⁴⁰K 負荷量 NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタでは、測定結果である波高分布において、Fig. 5-4 に示すように、¹³⁷Cs(662keV)の領域に人体内 ⁴⁰K(1,461keV)の散乱成分が寄与して、⁴⁰K に対するコンプトン連続部が¹³⁷Cs の全吸収ピーク部にかかってしまう。したがって、原研の内部被ばくモニタリングにおいては ¹³⁷Cs 負荷量を評価する際、式(5-1)を用いて、平均値である strip-out factor - ¹³⁷Cs で汚染していない人における ¹³⁷Cs 領域(600keV~720 keV)計数値と ⁴⁰K 領域(1,370keV~1,550 keV)計数値の比 - を評価し、人体内 ⁴⁰K の散乱成分を補正している。しかしながら、strip-out factor は個人に依存する量であり、個人に対してそれぞれの値を求めることは放射線管理の負担になるため、日常的には平均値を用いている。

$$\text{Strip-out factor} = \frac{A}{B}, \quad (5-1)$$

ここで、

A: ¹³⁷Cs 領域(600keV~720 keV)計数値、

B: ⁴⁰K 領域(1,370keV~1,550 keV)計数値。

様々な体格を有する 50 名のボランティアの strip-out factor について、実測により評価した結果を Fig. 5-5 に示す。Strip-out factor は 0.17 から 0.24 まで変化し、平均値は 0.20、標準偏差は 0.02 であることが示されている。したがって、中心極限定理により、strip-out factor はガウス分布にしたがう確率分布とすると、実務上用いている strip-out factor の平均値に対して、実際の不確かさは±10%である。

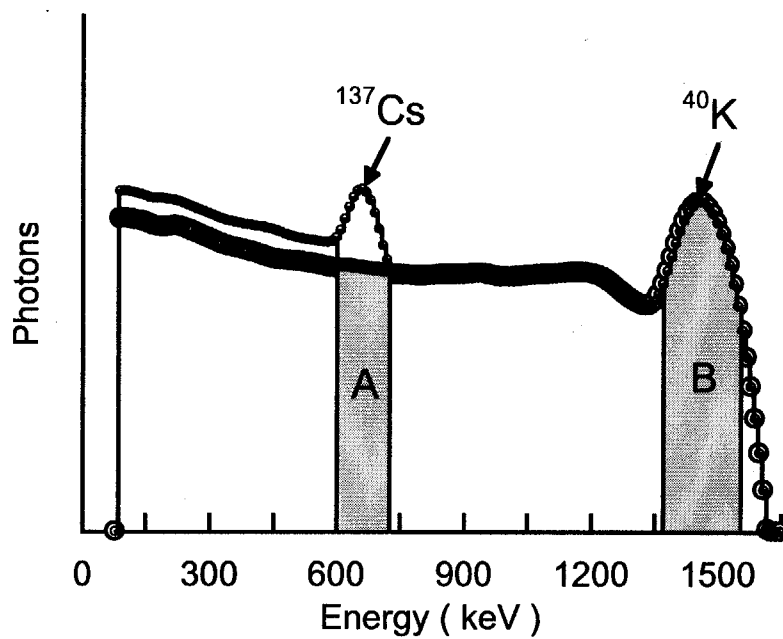


Fig. 5-4 Influence of Compton scattering from ^{40}K on ^{137}Cs response function.

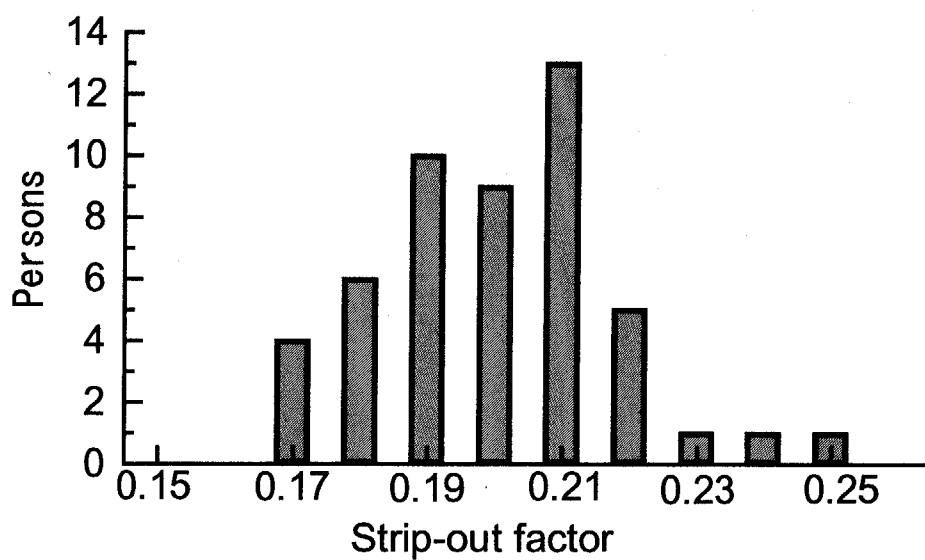


Fig. 5-5 Histogram for strip-out factors (50 non-radiation workers).

身体特性(身長, 体重等)

前章で述べたように、計算シミュレーションにより、全身カウンタの体格依存性補正法について検討し、体表面積を補正因子とした体格補正式を作成した。 ^{137}Cs 含有水ブロックファントム表面積と全身カウンタ計数効率との関係を Fig. 5-6 に示す。それぞれの計数効率は、成人水ブロックファントムの計数効率に対し規格化している。図に示されるように、ファントム表面積が大きくなるにしたがい、全身カウンタの計数効率は減少する傾向になる。これは、ファントムに対する検出器の立体角の変化などが影響していると考えられる。また、図中に示す曲線は、 ^{137}Cs 全身分布に対する体格依存性補正式 Cf' として、次式により表現される。

$$Cf' = -2.344 \times 10^{-1} S^2 + 1.583 \times 10^{-1} S + 1.400, \quad (5-1)$$

ここで、 S は、前章に示したように、水ブロックファントムの体表面積(m^2)である。3 歳児、12 歳児および成人水ブロックファントムの表面積は、それぞれ 0.63m^2 , 1.27m^2 , 1.69m^2 である。

3 歳児水ブロックファントムの計数効率は、成人水ブロックファントムの計数効率の約 1.4 倍である。通常の放射線業務従事者の体表面積が、前章で述べた 50 名のボランティアの体表面積と同程度と仮定すると、 1.48m^2 から 2.06m^2 の範囲で、平均的体表面積は 1.73m^2 (標準偏差 0.26m^2)となる。したがって、放射線業務従事者に対する全身カウンタの計数効率は、成人水ブロックファントムの計数効率に対して 0.78 倍から 1.13 倍の変化を示すことになる。

以上より、身体特性による不確かさは、 $-22\% \sim 13\%$ である。

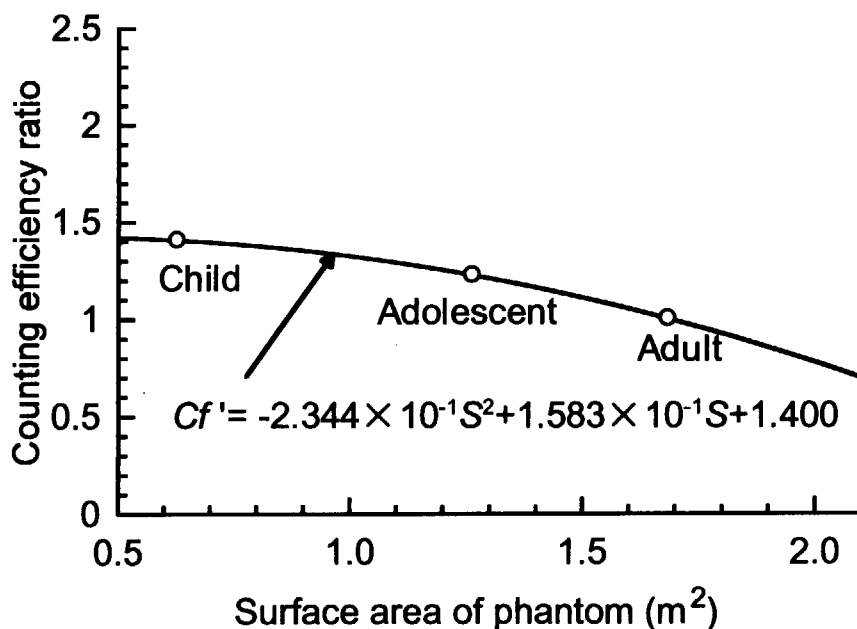


Fig. 5-6 Counting efficiency normalized to the counting efficiency of the adult ^{137}Cs phantom against the surface area of the phantom.

5.3.2 系統的不確かさ

校正用水ブロックファントム線源

原研で用いる校正用水ブロックファントムは、13個の ^{137}Cs 水溶液封入容器で表現されている。個々の容器に封入されている ^{137}Cs 線源放射能は $\pm 5\%$ の誤差がある。したがって、誤差の伝播式を用いてファントム全体の放射能の誤差を算出すると $\pm 18\%$ である。

表面汚染

表面汚染が存在しそれが認識されない場合、誤差の重要な原因になるかもしれない。本研究では、数学的校正手法を用いて、 ^{137}Cs 点線源が水ブロックファントムの表面に付着した場合についての原研全身カウンタ計数効率を評価した。全身カウンタおよび水ブロックファントムの幾何学的配置は、第2章のFig. 2-2と同じである。

計数効率が最小になるのは、 ^{137}Cs 点線源が表面-つま先-に付着した場合であり、全身分布の計数効率に対して約0.06倍であった。一方、計数効率が最大になるのは、 ^{137}Cs 点線源が背面-ふくらはぎ-に付着した場合であり、全身分布の計数効率に対して約3.55倍であった。

一般的には、全身カウンタの被検者は、測定前にシャワーを浴び、洗髪し、測定衣に着替える。さらに、表面汚染検査計を用いて、被検者に表面汚染がないことが確認される。したがって、表面汚染は、不確かさ評価に影響しないと考える。

5.3.3 統計誤差および環境起因の不確かさ

測定の統計誤差は、評価量が検出限界値に近くなればなるほど増大する。本研究では、1986年のチェルノブイリ事故後、チェルノブイリに滞在した、ある日本人成人男子(身長168cm, 体重73kg)の体内 ^{137}Cs 負荷量の経時変化を、原研の全身カウンタによりおよそ1ヶ月毎測定し、評価量が検出限界値に近くなった場合の測定統計誤差を調べた。その結果をFig. 5-7に示す。図中には、チェルノブイリに訪れた時期を矢印で示した。図に示すように、被検者の体内 ^{137}Cs 負荷量は、 75.3 ± 13.5 日の実効半減期で減少し、検出限界値13Bq(3σ)近傍の統計誤差は $\pm 52\%$ であることを示した。

原研の全身カウンタは、重遮蔽体を有し、宇宙線の影響を低減するため、地下に設置されている。また、ラドン、トロンやその娘核種の影響を少なくするため、重遮蔽体内の換気を十分に行なっている。さらに、NaI(Tl)シンチレータ発光効率が若干の温度依存性があることを考慮して、検出器が激しい温度サイクルに遭遇しないように、空気調整装置により重遮蔽体内の温度を一定に保つようになっている。日常の放射線管理においては、被検者測定を行う日には、数回のバックグラウンド測定を行い、算出した平均値を用いている。以上のことから、バックグラウンド変動は、不確かさ評価にほとんど影響しないと考える。

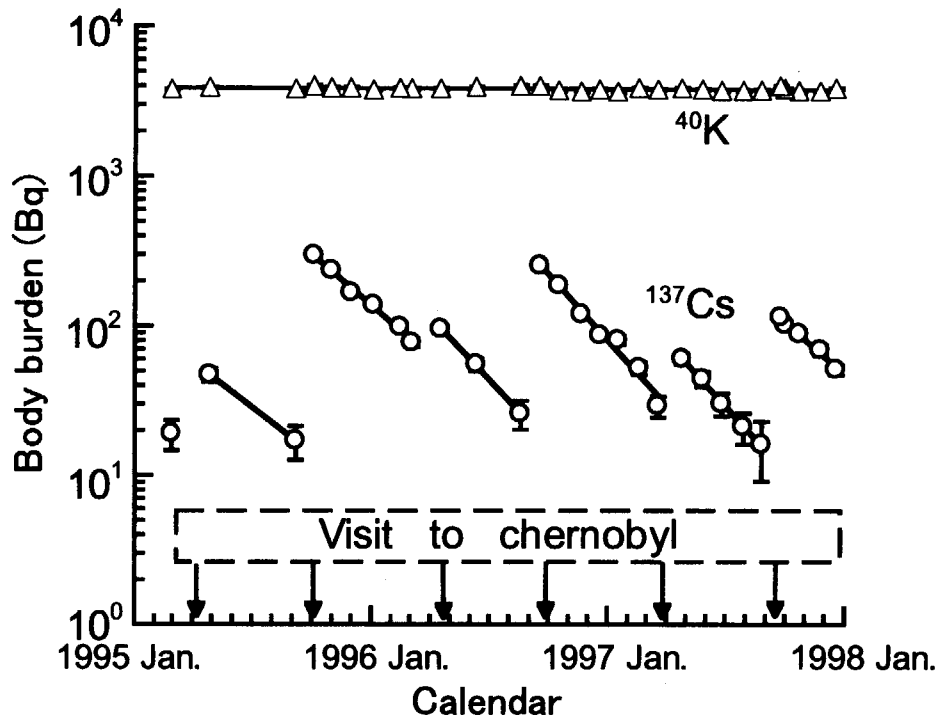


Fig. 5-7 Change of ^{137}Cs burden within a subject.

5.3.4 全体としての不確かさ

全身カウンタによる ^{137}Cs 負荷量評価の不確かさ因子それぞれの不確かさまたは誤差分布は、ガウス分布と異なる場合もあるが、本研究では、放射線防護の観点から、保守的な評価を行うこととし、ガウス分布にならない体内放射能分布などによる不確かさや誤差については最大値を用いて、全体の不確かさを評価した。代数和方式による誤差成分合成法ではなく、不確かさ成分の合成の基礎となっている成分の2乗和で表現される不確かさ伝播則を適用した。すなわち、全身カウンタによる ^{137}Cs 負荷量評価の不確かさは、不確かさ因子それぞれの最大値を用いて、負荷量に対する過大評価および過小評価それぞれについて二乗和平方根方式により算出した。Table 5-1 に示すように、全体としての不確かさは $\pm 90\% \sim 60\%$ であった。体外計測装置による体内放射能評価の不確かさの見積もりでは、測定の幾何学的条件による不確かさや測定値に係る統計誤差が全体の不確かさに大きく影響することが示されている。しかしながら、人体内放射能分布は、5個のNaI(Tl)シンチレーション検出器個々の応答変化により解析できるため、不確かさ因子とする必要はない場合もある。そうした場合、人体内放射能分布による不確かさ $\pm 66\%$ (57頁参照)は取り除くことができるため、全体としての不確かさは $\pm 60\%$ 以内となり、人体内放射能評価の不確かさ(誤差)はファクター3より小さくなる。

Table 5-1 Sources of uncertainty in ^{137}Cs whole-body counting results.

Source	Uncertainty (%)
Radioactivity distribution	-66~0 → -
Characterization of subject (height, weight)	-22~13
Fallout	-
Characterization of radioactivity in the body (scattering from ^{40}K)	±10
Nuclear counting statistics	±52
Characterization of background	-
Systematic error in calibration sources	±18
Total uncertainty	-90~60 → ±60

5.4 まとめ

本研究では、長期にわたって放射線防護に利用されてきた原研の全身カウンタを例として、不確かさ因子の抽出結果、計算シミュレーションおよび実測による不確かさの見積もり結果を示した。不確かさの因子は、主として、人体起因の不確かさ、系統的不確かさ、統計誤差および環境起因の不確かさ、の3つで構成されていることが明らかになった。全体の不確かさに対し、人体起因である幾何学的測定条件による不確かさ、測定値の統計誤差が大きく寄与することが示された。原研全身カウンタによる体内 ^{137}Cs 負荷量評価の不確かさは、-90%から 60%の範囲であること、検出器の応答を利用することにより、それらの不確かさは、±60%以内になることが示された。また、全身カウンタに用いる検出器をゲルマニウム半導体検出器とした場合、人体内 ^{40}K の散乱成分は不確かさ因子として大きく影響しないこととなり、全体の不確かさ見積もりを小さくすることが可能になると考える。

以上の結果から、原研の全身カウンタを用いた場合、体内 ^{137}Cs 負荷量の不確かさは、少なくともファクター3以内になると考える。

6 半導体検出器による体外計測装置の高精度化手法の開発

6.1 まえがき

近年、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタが構築されている。ゲルマニウム半導体検出器が体外計測装置に利用されはじめたのは、1970年代後期から1980年代初期であるが、大きなゲルマニウム単結晶が製造できなかつたこと、液体窒素によって冷却しなければならないこと、検出器の単価が高いことなどの理由により、全身カウンタとしては普及されなかつた。最近では、円柱直径が10.5cmにも及ぶ大きなゲルマニウム結晶をつくることが可能になったため⁴⁸⁾、数個のゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタが開発されてきた。NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタでは、多核種を含む波高分布解析は困難なことが多く、第5章でも述べたように、人体内⁴⁰Kの散乱成分が¹³⁷Csなどの体内核種同定に影響し不確かさ因子の1つとなる。エネルギー高分解能を有するゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタは、そうした解析や問題点が比較的容易になり、体内混合核種の解析が可能になるが、多様な人体の全身に分布する核種に対し、人体の大きさに較べ小さな結晶のゲルマニウム半導体検出器では測定視野が不十分になる。したがって、全身カウンタにおいて、ゲルマニウム半導体検出器の個数や配置が重要になる。本研究では、少数個のゲルマニウム半導体検出器による体内放射能評価の高精度化に関する4つの課題について取り組んだ。

- ① 計算シミュレーションによるゲルマニウム半導体検出器のピーク効率曲線評価法。第2章および第3章で述べた体外計測装置の数学的校正手法や計数効率曲線評価法に基づき、点線源やファントムに対するゲルマニウム半導体検出器のピーク効率曲線評価法を開発した。その評価法については、実測により検証した。
- ② 連立方程式による体内混合核種の同時定量評価法。高効率をもつ大容積結晶NaI(Tl)シンチレーション検出器により波高分布を測定するとともに、エネルギー分解能の良いゲルマニウム半導体検出器により波高分布に含まれている核種を同定する。NaI(Tl)シンチレーション検出器より測定した波高分布において、同定した核種の主領域を定め、主領域に含まれる他核種の寄与について連立方程式を用いて解き、目的核種を定量する方法である。NaI(Tl)シンチレーション検出器の応答関数評価には、数学的校正手法を用いた。
- ③ 臓器沈着核種の評価。開発した数学的校正手法を用い、臓器沈着放射能を対象としたNaI(Tl)シンチレーション検出器およびゲルマニウム半導体検出器の校正を行なった。校正結果については、実測により検証した。
- ④ ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計。計算シミュレーションにより、被検者身体の内側の部位に対しても均一な感度を有する全身カウンタを設計した。

本章では、ゲルマニウム半導体検出器を用いた体外計測装置による体内放射能評価の高精度化を命題とした研究について述べる。具体的には、ゲルマニウム半導体検出器とNaI(Tl)シンチレーション検出器のそれぞれの長所をいかした全身カウンタ、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全

身カウンタ設計について述べる。なお、本研究では、放射線防護において実用されることが目的であるため、既存の装置などを利用した低コストの方法であることが必要である。

6.2 ゲルマニウム半導体検出器のピーク効率曲線

ゲルマニウム半導体検出器による体内放射能評価において、ピーク面積から光子の強さを決定するには、ピーク計数率に対する計数効率、すなわちピーク効率を評価する必要がある。ピーク効率を実測評価するには、標準線源を含有するファントムを用いなければならないが、前述したように、実用的な核種を含有するファントムは多くないため、信頼性の高いピーク効率を得ることは困難であることが多い。また、ピーク効率は全身カウンタの直接的な性能を示すパラメータであるため、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計にはピーク効率評価法が必要になる。こうした状況を踏まえ、計算シミュレーションによるゲルマニウム半導体検出器のピーク効率評価法および特定幾何学的条件下のピーク効率と光子エネルギーとの関係-ピーク効率曲線-を評価する方法を開発した。

モンテカルロ計算によるゲルマニウム半導体検出器のピーク効率評価法は、比較的多く報告されている⁴⁹⁻⁵⁵⁾。しかしながら、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計について、モンテカルロ計算を適用した手法はほとんど報告されていない。

6.2.1 点線源に対する評価

EGS4²⁵⁾や UCGEN²⁹⁾を用いた計算シミュレーションにより、ゲルマニウム半導体検出器の点線源ピーク効率曲線を評価した。ゲルマニウム半導体検出器は、Fig. 6-1 に示すように、p 型高純度ゲルマニウム同軸型検出器(結晶 73.2mm ϕ × 85.8mm)をモデル化した。表面不感層として、リチウム拡散外側接触面(0.700mm)およびホウ素イオン注入接触面(0.0003mm)を模擬した。検出器の構成は、検出器製造メーカーの情報を基に同軸円柱形状で模擬した。点線源は、60keV から 1,836keV のエネルギー範囲において、単色光子を放出するものとし、検出器エンドキャップ面の中心軸上 25cm に位置すると仮定した。計算ヒストリー数は、全吸収ピークにおいて、相対標準偏差が 5%以下になるように、1,000 万とした。ピーク効率 ϵ'' は、式(3-2)と同様に、全吸収ピークエネルギーに対する光子数と計算ヒストリー数の比とし、次式より算出した。

$$\epsilon'' = \frac{N}{A}, \quad (6-1)$$

ここで、

N :ゲルマニウム半導体検出器の全吸収ピークエネルギーに対する光子数、

A :計算ヒストリー数。

また、計算シミュレーションによる点線源ピーク効率曲線評価法の妥当性を検証するため、60keV から 1,836keV のエネルギーを有した光子を放出する標準点線源(²⁴¹Am, ¹⁰⁹Cd, ⁵⁷Co, ¹³⁹Ce, ⁵¹Cr, ¹¹³Sn, ⁸⁵Sr, ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co および ⁸⁸Y)を用いて、実測により点線源ピーク効率曲線を作

成した。Table 6-1 に実測に用いた標準点線源の着目した光子エネルギー、放射能を示す。実測には、計算モデルとしたゲルマニウム半導体検出器(ORTEC 社製 GEM-80205。ゲルマニウム結晶、冷却のためのクライオスタットおよび前置増幅器により構成。)、高圧電源(ORTEC 社製 Model-659)、線形増幅器(ORTEC 社製 Model-672)および波高分析器(SEIKO EG&G 社製 MCA-7700)を用いた。信号回路の構成を Fig. 6-2 に示す。線源距離は、計算シミュレーションと同様に、検出器エンドキャップから 25cm とした。測定時間は、標準点線源の強度と全吸収ピーク値の統計誤差を考慮して、2,000 秒とした。測定では、線形増幅器におけるパルスに対し、パイルアップ率を少なくするため、高計数率での測定を避け、エネルギー分解能に影響を及ぼさない程度にシェーピングタイムを短くすることとした。

Table 6-1 Values of experimental parameters for point sources

	Energy (keV)	Activity (Bq)
²⁴¹ Am	59.5	3,039
¹⁰⁹ Cd	88.0	13,150
⁵⁷ Co	122, 136	811
¹³⁹ Ce	166	88
⁵¹ Cr	320	5,528
¹¹³ Sn	392	344
⁸⁵ Sr	514	1,460
¹³⁷ Cs	662	3,494
⁶⁰ Co	1,173, 1,333	4,274
⁸⁸ Y	898, 1,836	2,892

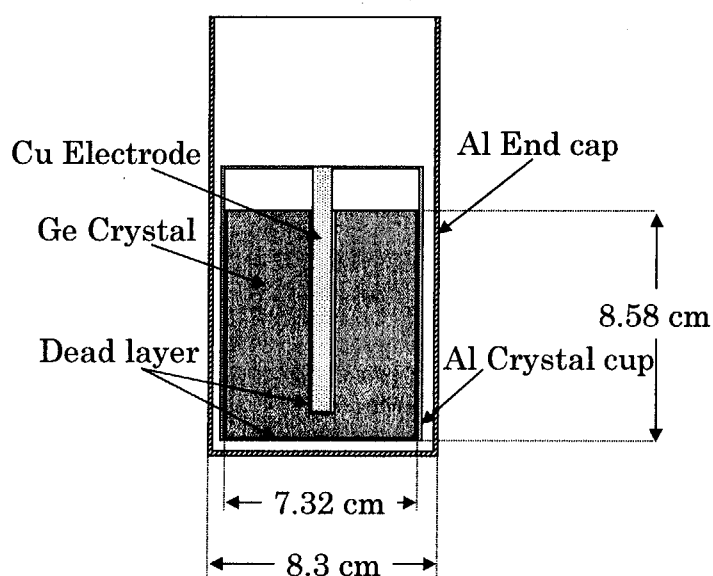


Fig. 6-1 Structure of the Ge detector.

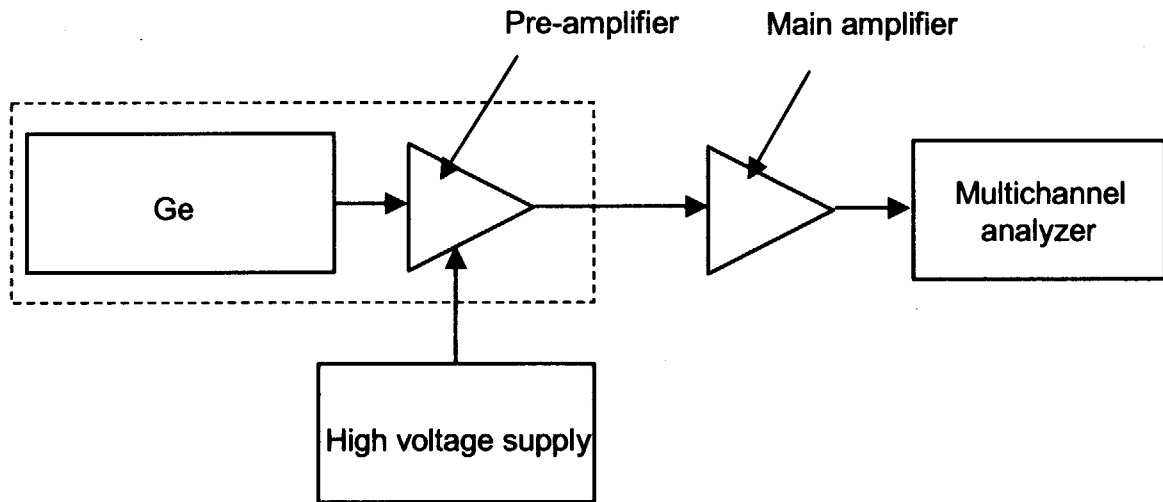


Fig. 6-2 Signal chain for the Ge detector.

6.2.2 ファントムに対する評価

計算シミュレーションにより、水ブロックファントム容積線源ピーク効率曲線を評価した。Fig. 6-3 に計算シミュレーションの幾何学的配置図を示す。ゲルマニウム半導体検出器、水ブロックファントム、ベッドおよび重遮へい体をモデル化し、EGS4 や UCGEN を用いて計算した。各モデルは、モデルとしたゲルマニウム半導体検出器、水ブロックファントムおよび原研全身カウンタ構成物の形状、サイズを極力忠実に模擬した。水ブロックファントムモデルに含有する線源は、全身均一分布とした。また、ブロック状容器の組成は、実際のファントムで用いられている塩化ビニル樹脂とした。塩化ビニル樹脂、水の密度はそれぞれ $1.406 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 、 $1.000 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ とした。ベッドのモデルについても、実際の仕様と同様に、アルミニウム角パイプ(4mm厚, 4cm×6cm)のフレームおよびアクリル樹脂製ベッド台(10mm厚, 180cm×40cm)から構成されるものとした。ピーク効率は、式(6-1)に基づき、光子エネルギー60keV~1,836keVの範囲で約10点算出した。

また、評価法の妥当性を検証するため、 ^{137}Cs 、 ^{40}K を含有する水ブロックファントムを用いてゲルマニウム半導体検出器のピーク効率を測定した。測定時間は1,000秒とし、原研の重遮へい体内で測定した。さらに、計算シミュレーションによるゲルマニウム半導体検出器の応答関数評価の妥当性を検証するため、 ^{137}Cs 、 ^{40}K を含有するそれぞれの水ブロックファントムに対する波高分布を測定(10,000秒)し、計算結果と比較した。なお、応答関数については、式(2-1)および次式(6-2)に示す点線源の実測で得られた半値幅とチャンネルの関係を用いてフォールディングを行った。

$$\Delta E = 0.5(7.21 \cdot 10^{-1} + 8.72 \cdot 10^{-2} \cdot \sqrt{E}), \quad (6-2)$$

ここで,

ΔE : ガウス分布の半値幅 (keV)。

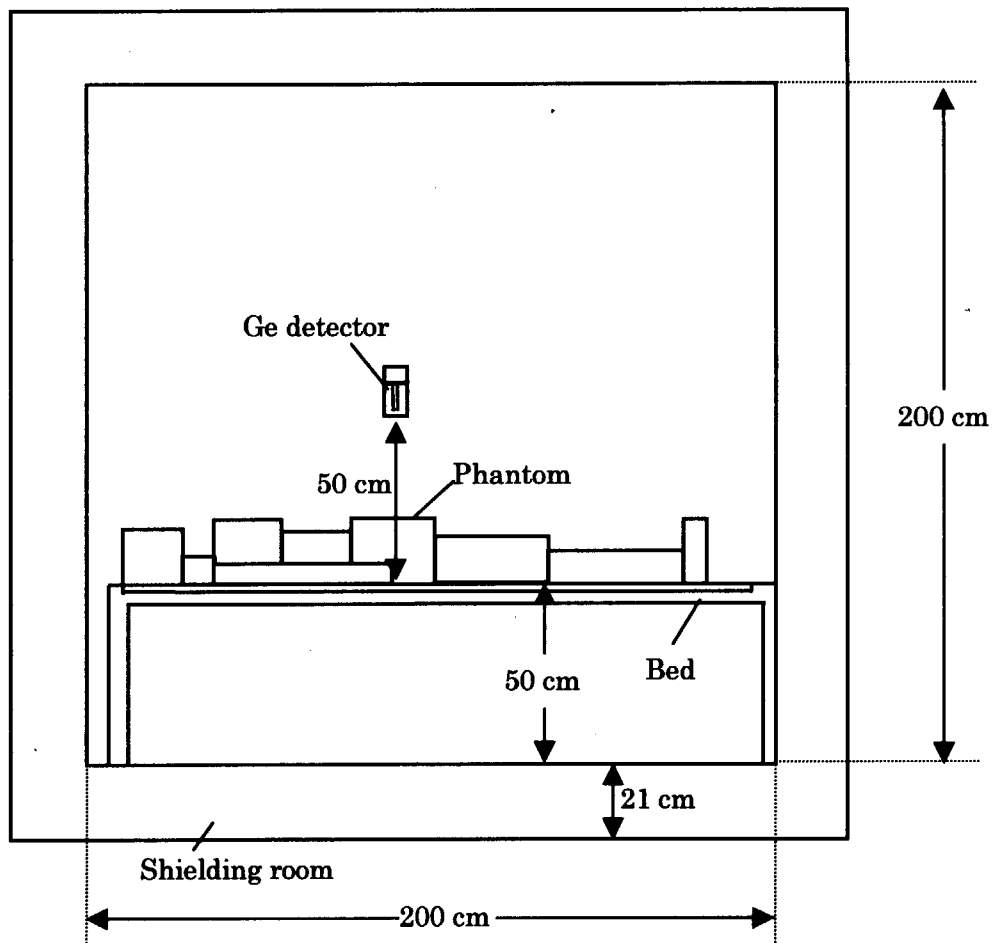


Fig. 6-3 Geometry of the Ge detector and the adult phantom.

6.3 連立方程式による体内混合核種の同時定量

1999年9月30日、東海村のJCOウラン加工工場で臨界事故が発生した。その臨界事故時では、ウラン精製作業中の3名の従業員が、主として大量の中中性子を被ばくした。しかし、その3名の従業員は、個人線量計を装着していなかったため、外部被ばく線量についての評価が困難な状況であった。臨界事故において、被ばく者が個人線量計を装着しない場合、人体に入射した中中性子により生成される ^{24}Na 量を用いた外部被ばく線量推定を行う場合がある⁵⁶⁾。実際に東海村

の JCO ウラン加工工場臨界事故においても、体内の ^{23}Na の中性子捕獲反応 (n, γ) により生成された ^{24}Na に対して全身カウンタによる測定評価などを実施し、その結果から外部被ばく線量を推定した⁵⁷⁾。 ^{24}Na は、光子を放出し、全身に広く分布するため、NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタによる測定評価を行うことができる。しかしながら、 ^{24}Na の全吸収ピーク(1,368keV)は、人体中に存在する ^{40}K の全吸収ピーク(1,461keV)に重なってしまい、解析が困難なことが多い。

日常の内部被ばくモニタリングにおいても、全身分布と仮定される ^{137}Cs (662keV), ^{24}Na (1,368keV), ^{40}K (1,461keV)などのアルカリ金属に加え、肝臓を除く全身分布と仮定される ^{60}Co (1,173keV, 1,333keV)や肝臓と脾臓を除く全身分布と仮定される ^{59}Fe (1,099keV, 1,292keV)などの複数のエネルギーを有する光子を放出する核種の混合被ばくに対しては、体内負荷量評価の解析が著しく困難になる。

一般的に、混合核種の定量評価法には、連立方程式法、連続分布差し引き法、スペクトルストリッピング法、最小二乗法などがあるが、いずれの方法も標準線源に対する波高分布を測定すること、核種同定の手段を確保すること等が必要である⁵⁸⁾。全身カウンタの検出器としてゲルマニウム半導体検出器のみを用いた場合、優れたエネルギー分解能により核種の同定は正確に行なうことが可能になるが、NaI(Tl)シンチレーション検出器に較べ効率が劣ることにより定量解析の不確かさが増大する可能性がある。こうした状況を踏まえ、普及している NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタに対し、1個のゲルマニウム半導体検出器と数学的校正手法による全身カウンタの応答関数を用いた連立方程式による多核種同時定量法を開発した。

ゲルマニウム半導体検出器により、解析する波高分布に含まれる核種を同定し、かつ、核種毎のNaI(Tl)シンチレーション検出器に対する計算シミュレーションで求めた応答関数を用いれば、以下に述べる連立方程式による多核種定量評価法が可能になる。

①Fig. 6-4 に示すように、核種 1, 2, 3...の応答関数において、全吸収ピーク領域 $P_1, P_2, P_3 \dots$ の効率を $\epsilon_{11}, \epsilon_{22}, \epsilon_{33} \dots$ とする。②核種 1 の応答関数において、他の核種 2, 3...の全吸収ピーク領域 $P_2, P_3 \dots$ における効率を $\epsilon_{21}, \epsilon_{31} \dots$ とする。③他の核種 2, 3...についても同様にする。④それぞれの核種の全吸収ピーク領域 $P_1, P_2, P_3 \dots$ における全計数率を $n_1, n_2, n_3 \dots$ とし、それぞれの核種の放射能 $A_1, A_2, A_3 \dots$ とすると、次のような連立方程式が成り立つ。

$$\begin{aligned} n_1 &= \epsilon_{11}A_1 + \epsilon_{12}A_2 + \epsilon_{13}A_3 \dots \\ n_2 &= \epsilon_{21}A_1 + \epsilon_{22}A_2 + \epsilon_{23}A_3 \dots \\ n_3 &= \epsilon_{31}A_1 + \epsilon_{32}A_2 + \epsilon_{33}A_3 \dots \end{aligned} \quad \mathbf{n} = \boldsymbol{\epsilon}\mathbf{A}, \quad (6-3)$$

ここで、

$$\epsilon_{ij}: P_i \text{ 領域における } j \text{ 核種に対する計数効率 } \epsilon_{ij} = n_{ij}/A_j$$

⑤連立方程式を解くこと ($\mathbf{A} = \boldsymbol{\epsilon}^{-1}\mathbf{n}$) によって、放射能 $A_1, A_2, A_3 \dots$ を求める。

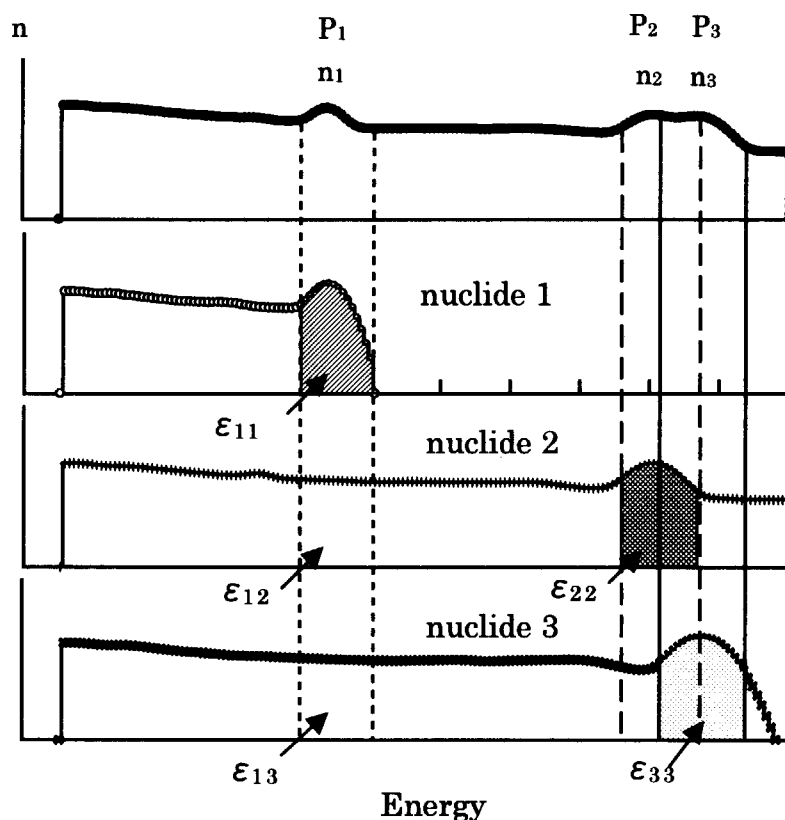


Fig. 6-4 Determination of the area under the peak for simultaneous equations method.

本研究では、全身分布となる ^{24}Na (1,368keV, 2,754keV), ^{40}K (1,461keV), ^{137}Cs (662keV)の核種が体内に混合沈着した場合について、連立方程式による核種の同時定量評価を行った。ケーススタディとして、5個のNaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた原研全身カウンタの応答関数例を対象にした。解析する応答関数は、第2章で述べた数学的校正手法計算により、 ^{24}Na , ^{40}K および ^{137}Cs がある割合で含まれる水ブロックファントムの波高分布を模擬するように作成した。その割合は、実際に所有する水ブロックファントム内の線源強度 (^{40}K , ^{137}Cs の放射能), ^{24}Na のピーク中心エネルギーに対するピーク値が ^{40}K のピーク中心エネルギーに対するピーク値に類似するように仮定した ^{24}Na の線源強度からなる。具体的には、 ^{40}K の線源強度が 32,249 Bq 相当, ^{137}Cs の線源強度が 2,214 Bq 相当, ^{24}Na の線源強度が 3,547 Bq 相当とした。その応答関数を Fig. 6-5 に示す。また、解析に用いる核種毎の全身カウンタの応答関数についても、数学的校正手法により作成した。 ^{24}Na は 1,369keV の光子以外に、放出率0.999の2,754keVの光子についても考慮して応答関数を作成した。応答関数のエネルギー幅は、10keVとした。定量評価を行う際の各主要ピークに対する領域は、 ^{24}Na が 1,290keV~1,450keV, ^{40}K が 1,370keV~1,550keV, ^{137}Cs が 600keV~720keVとした。

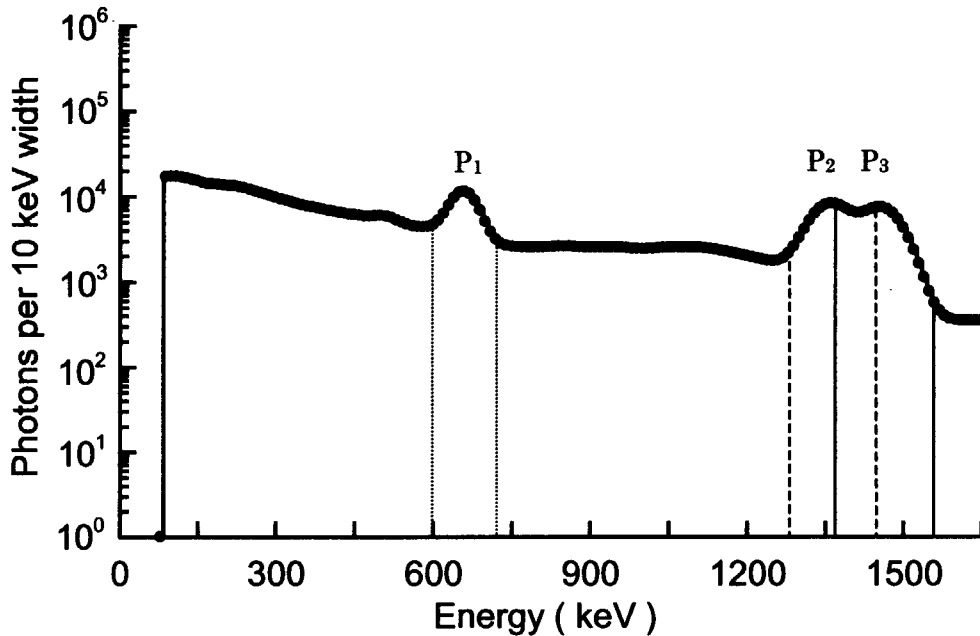


Fig. 6-5 Response function for ^{137}Cs , ^{24}Na , ^{40}K phantom.

6.4 臓器(胃)沈着核種に対する校正

Linuma *et al.*が報告したように、経口摂取された ^{137}Cs のほとんどが、数時間胃腸管領域に分布する場合がある⁴⁵⁾。こうした場合、全身カウンタや特定臓器を測定対象としたモニタを用いて、胃腸管領域の負荷量を測定評価する必要が生じる。甲状腺よう素モニタや肺モニタなどの特定臓器負荷量を測定目的としたモニタについては、線源を含有したファントムが予め用意されている。それに対し、核種と臓器分布のみの情報に基づき核種の定量評価を行なう場合、校正用ファントムは存在しないことが多いため、数学的校正手法に頼らざるを得ないと考える。

第2章では、点線源の微小線源、全身分布の大容積線源に対する体外計測装置の応答について数学的校正手法による評価が可能であることを示した。臓器分布の小容積線源に対する応答について、数学的校正手法が適用可能かどうかについては示さなかった。そこで、本章では、胃に沈着を仮定した ^{137}Cs に対する原研全身カウンタおよび1個のゲルマニウム半導体検出器の応答などについて、数学的校正手法と実測により評価し、計算結果と実測結果との比較を行なうことにより、臓器のような小容積線源に対する数学的校正手法の妥当性を検証した。

6.4.1 NaI(Tl)シンチレーション検出器による応答

EGS4やUCGENを用いた計算シミュレーションにより、 ^{137}Cs 胃分布に対する原研全身カウンタの応答および計数効率を評価した。計算シミュレーションに用いた幾何学的配置図をFig. 6-6に示す。ファントムは、Photos 6-1, 6-2に示す臓器(胃)ファントムをモデル化したものであり、線源分布も実測による検証が可能な条件を模擬した。臓器(胃)ファントムの胸部、腹部はアクリル樹脂で製作されているため、計算シミュレーションにおいても、組成はアクリル樹脂として扱い、密度は $1.190\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ とした。計算ヒストリー数は100万とした。計数効率は、式(3-1)に基づいて評価した。

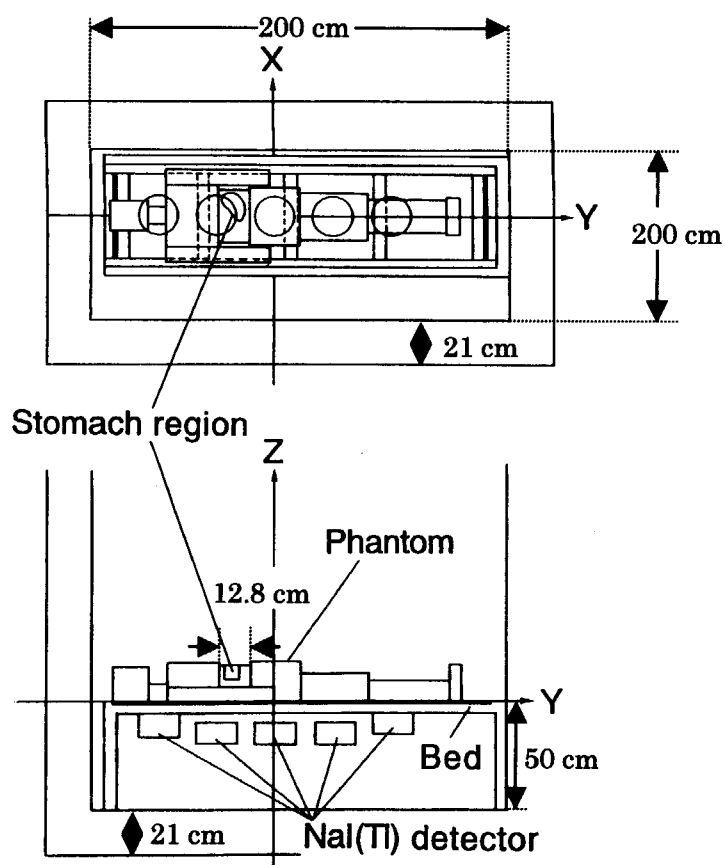


Fig. 6-6 Geometry of the JAERI whole-body counter and the phantom organ.

また、計算結果の妥当性を検証するため、実測により、 ^{137}Cs 胃分布の応答および計数効率を評価した。臓器(胃)ファントムは、水ブロックファントムと基本的には同じであるが、胸部や腹部以外には線源を負荷させることができない構造になっている。胸部と腹部は、Photo 6-2に示すように、アクリル樹脂製となっており、点線源が挿入できるように、2.5cm 間隔に空孔が設けられている。多数の点線源を利用することにより、胸部や腹部において、臓器形状の線源を模擬することが可能である。本研究では、 ^{137}Cs 胃均一分布を模擬するため、 17.1Bq の線源強度を有す

る ^{137}Cs 点線源を 19 個利用し、解剖学図にしたがい胃形状線源を形成した。測定は、水ブロックファントムに対する測定と同様とし、測定時間は 1,000 秒とした。

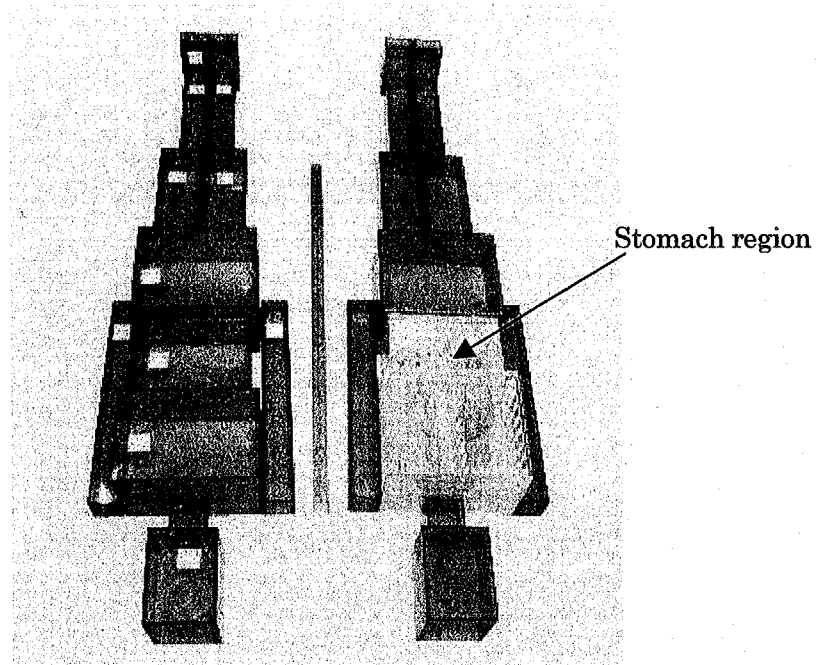


Photo 6 - 1 The water - filled block - shape phantom(left) and the phantom organ(right) used in JAERI.

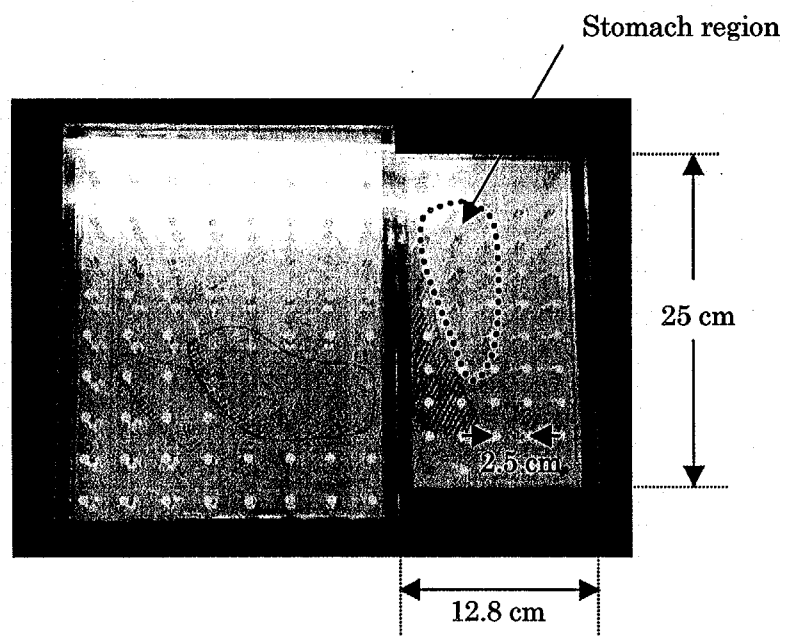


Photo 6 - 2 The phantom organ used in JAERI.

This is a blank page.

6.4.2. ゲルマニウム半導体検出器による応答

^{137}Cs 胃分布に対するゲルマニウム半導体検出器のピーク効率を計算評価した。ゲルマニウム半導体検出器は、Fig. 6-3と同様に、全身カウンタ構造上の制約を踏まえ、ファントムの腰部上方で、かつ可能な限りファントムから遠ざけた配置になるようにモデル化した。このモデルにした理由は、ゲルマニウム半導体検出器 1 個を全身カウンタとして利用する場合、被検者と検出器との距離を大きくして、全身の各部に対し測定感度をできるだけ均一化することが必要であることを考慮したためである。ベッド台と検出器エンドキャップ間との距離は 50cm と仮定した。計算ヒストリー数は 1,000 万とし、ピーク効率は式(6-1)に基づいて評価した。

また、計算結果の妥当性を検証するため、計算シミュレーションで用いた幾何学的配置と同様な条件下で、 ^{137}Cs 胃分布に対するゲルマニウム半導体検出器のピーク効率を実測評価した。測定時間は 10,000 秒とした。

6.5 ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計

第 1 章で述べたように、理想的な全身カウンタは、放射性核種が身体のいずれの部位に局在している場合でも同一の測定感度および検出効率で測定できる装置である。理想的な全身カウンタの要件を満たすためには、比較的大きなゲルマニウム結晶から構成される検出器を多数個利用することが必要になる。大容積結晶 NaI(Tl)シンチレーション検出器を全身カウンタに利用してきた経緯より、直径 10.5cm 程度の円筒状結晶を有するゲルマニウム半導体検出器を多数個利用することは、高コストおよび液体窒素による検出器冷却などの日常管理の負担増加により、放射線防護上は容認されないかもしれない。しかしながら、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの構築が必要とされ、実際に製作されている現状でもある。こうした状況では、全身カウンタに利用するゲルマニウム半導体検出器は可能な限り少数個で、必要とする測定感度などを担保することが望まれると考える。

本研究では、計算シミュレーションを用いて、被検者身体のいずれの部位に対しても同一測定感度を有するゲルマニウム半導体検出器利用全身カウンタを設計した。計算シミュレーションには、原研の重遮蔽体、水ブロックファントムおよび p 型ゲルマニウム半導体検出器をモデルとした。また、感度解析には、内部被ばく防護上代表的核種である ^{137}C 点線源を模擬し、水ブロックファントムの前面、体軸および背面に分布することを仮定した。さらに、設計した全身カウンタについて、水ブロックファントムに対するピーク効率曲線についても計算シミュレーションにより評価した。

6.6 結果および考察

6.6.1 ゲルマニウム半導体検出器のピーク効率曲線の評価結果

計算シミュレーションおよび実測により評価した点線源 (60keV~1,836keV) に対するピーク効率曲線を Fig. 6-7 に示す。図には、150keV 以下の光子が外部接合部の不感層を通過するさいの吸収により、ピーク効率が急落する p 型ゲルマニウム半導体検出器の典型的な変化が示されている。計算結果は、実測結果に対して、曲線形状が良く類似していること、系統的相違があることが示されている。この相違は、ゲルマニウム半導体検出器中の有感部と不感部の形状を精度良くモデルしていないことに原因があると考えられる。計算シミュレーションに用いたゲルマニウム半導体検出器の不感部モデルは、検出器メーカーの情報に基づく不感層部であるため、印加電圧が十分にかかっていないゲルマニウム結晶部分を含んでいない。60keV~1,836keV の光子エネルギー範囲において、ピーク効率曲線に関する計算結果と実測結果がより一致するためには、コリメートした光子ビームによりゲルマニウム半導体検出器の有感部を精度良く測定評価し、その結果を反映した計算を行う必要がある。しかしながら、ゲルマニウム半導体検出器の有感部の精密なモデルは、一般的に複雑かつ検出器固有な形状になるため、汎用計算コードの対象とすることは極めて困難になる。したがって、本研究では、同軸円筒形状簡易モデルを採用した。

点線源ピーク効率曲線に関し、計算結果と実測結果が一致する有感部モデル条件を調べるため、ゲルマニウム半導体検出器の外側不感層部の厚さを 0.7mm から 1.6mm まで 0.3mm 間隔で大きくした同軸円筒形状モデルを作成し、そのピーク効率曲線を計算評価した。その結果を Fig. 6-8 に示す。また、Table 6-2 には、実測結果、計算結果および実測結果に対する計算結果の相違を示す。Fig. 6-8 および Table 6-2 に示されるように、不感層部の厚さが 1.0mm 以下のモデルであれば、60keV~1,836keV の光子エネルギー範囲において、約 10~25% 程度の誤差で、評価量が過小評価にはならない効率として得られる。放射線防護において、評価量が過小評価にならないことは極めて重要なことである。したがって、計算シミュレーションによるピーク効率は、外側不感層部の厚さが 1.0mm 以下のゲルマニウム半導体検出器簡易モデルを用いることにより、放射線防護上妥当な評価結果として得られ、本研究の目的であるゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計に対しても十分に利用できると思われる。また、本研究で採用した簡易モデルによる計算は、ピーク効率について実測結果とほぼ同様な結果を得ることもできる。すなわち、約 150keV 以下の光子エネルギーに対し外側不感層部の厚さが 1.0mm のモデル、約 150keV 以上の光子エネルギーに対し不感層部の厚さが 1.6mm のモデルであれば、点線源ピーク効率曲線について計算結果と実測結果が良く一致し、検出器固有なピーク効率として利用できると思われる。実際のゲルマニウム半導体検出器の外側不感層部は、光子エネルギーに対して、その厚さが変化することはない。外側不感層部の形状は、本研究で採用した簡易モデルの同軸円筒形状と同様である可能性が高い。しかしながら、実際のピーク効率は、複雑形状となる不感部と外側不感層部の形状が異なること、不感部を通過する光子の吸収が光子エネルギーに依存することなどにより、本研究で採用した同軸円筒形状モデルの評価とは異なってしまふ。そのため、前述したように、指定した光子エネルギーに対して、不感部のみかけ形状として不感層部の厚さ

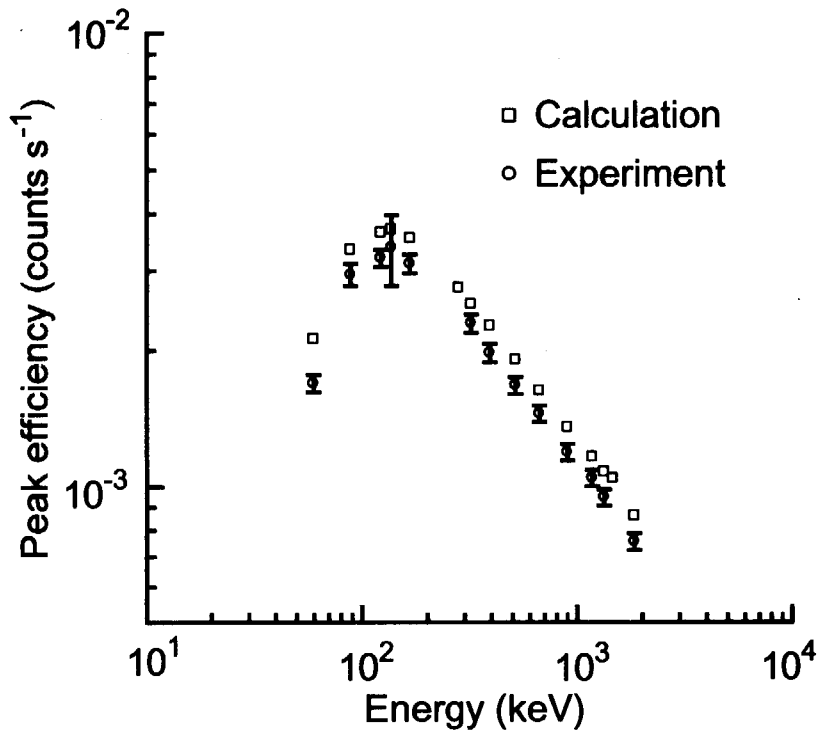


Fig. 6-7 Comparison of the calculated and measured peak efficiencies for point sources.

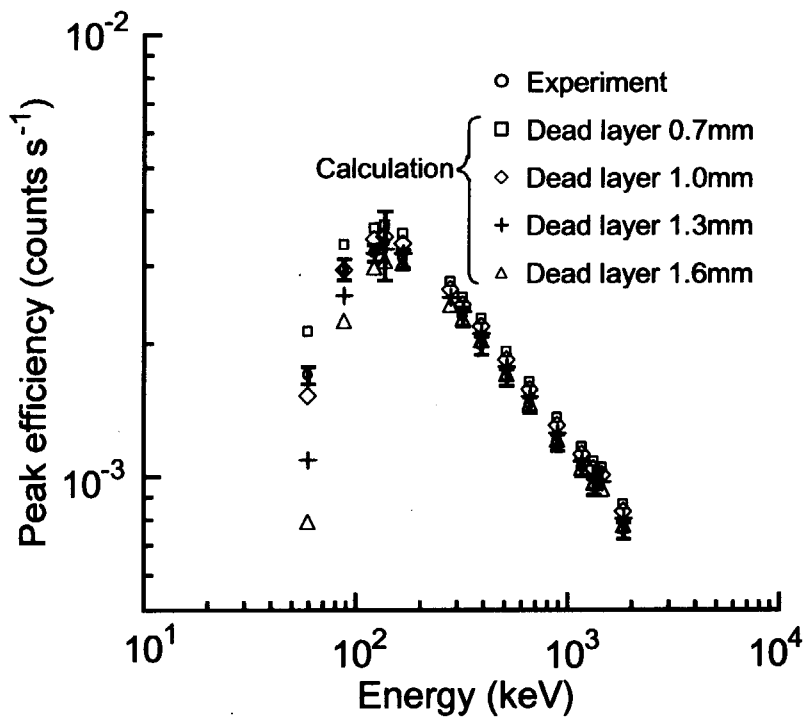


Fig. 6-8 Peak efficiencies for point sources regarding various sizes of sensitive region of Ge detector.

Table 6-2 Comparison of peak efficiencies for point sources
between calculated and measurement regarding various dead layer thickness of Ge detector

Energy (keV)	Experiment E	Dead layer thickness							
		0.7mm	C _a /E	1.0mm	C _a /E	1.3mm	C _a /E	1.6mm	C _a /E
59.5	1.69×10 ⁻³	2.12×10 ⁻³	1.25	1.52×10 ⁻³	0.90	1.09×10 ⁻³	0.64	7.90×10 ⁻⁴	0.47
88.0	2.94×10 ⁻³	3.34×10 ⁻³	1.13	2.93×10 ⁻³	1.00	2.56×10 ⁻³	0.87	2.25×10 ⁻³	0.76
122	3.20×10 ⁻³	3.64×10 ⁻³	1.14	3.44×10 ⁻³	1.07	3.19×10 ⁻³	1.00	2.97×10 ⁻³	0.93
136	3.38×10 ⁻³	3.70×10 ⁻³	1.10	3.48×10 ⁻³	1.03	3.27×10 ⁻³	0.97	3.07×10 ⁻³	0.91
166	3.11×10 ⁻³	3.54×10 ⁻³	1.14	3.36×10 ⁻³	1.08	3.19×10 ⁻³	1.03	3.03×10 ⁻³	0.98
320	2.29×10 ⁻³	2.53×10 ⁻³	1.10	2.44×10 ⁻³	1.07	2.35×10 ⁻³	1.03	2.27×10 ⁻³	0.99
392	1.97×10 ⁻³	2.27×10 ⁻³	1.15	2.18×10 ⁻³	1.10	2.10×10 ⁻³	1.07	2.03×10 ⁻³	1.03
514	1.67×10 ⁻³	1.91×10 ⁻³	1.14	1.83×10 ⁻³	1.10	1.77×10 ⁻³	1.06	1.70×10 ⁻³	1.02
662	1.45×10 ⁻³	1.63×10 ⁻³	1.12	1.57×10 ⁻³	1.08	1.51×10 ⁻³	1.04	1.46×10 ⁻³	1.01
898	1.19×10 ⁻³	1.35×10 ⁻³	1.14	1.30×10 ⁻³	1.09	1.25×10 ⁻³	1.05	1.21×10 ⁻³	1.01
1,173	1.04×10 ⁻³	1.16×10 ⁻³	1.11	1.12×10 ⁻³	1.07	1.08×10 ⁻³	1.04	1.04×10 ⁻³	1.00
1,333	9.46×10 ⁻⁴	1.08×10 ⁻³	1.14	1.04×10 ⁻³	1.10	1.00×10 ⁻³	1.06	9.66×10 ⁻⁴	1.02
1,836	7.55×10 ⁻⁴	8.62×10 ⁻⁴	1.14	8.32×10 ⁻⁴	1.10	8.03×10 ⁻⁴	1.06	7.75×10 ⁻⁴	1.03

C_a: Calculation

を変え、必要なピーク効率を評価すれば、実測結果と同様な結果が得られると考える。

計算シミュレーションにより評価した水ブロックファントム (60keV~1,836keV) に対するピーク効率曲線を Fig. 6-9 に示す。ゲルマニウム半導体検出器は、不感層部の厚さを 0.7mm から 1.6mm まで 0.3mm 間隔で大きくした 4 つの同軸円筒形状モデルを仮定した。Fig. 6-9 には、点線源に対するピーク効率曲線と同様に、150keV 以下の光子が外部接合部の不感層を通過するさいの吸収により、ピーク効率が急落する p 型ゲルマニウム半導体検出器の典型的な変化が示されている。また、図中には、実測により評価した水ブロックファントム (^{137}Cs , ^{40}K) に対するピーク効率も示している。計算および実測により評価した水ブロックファントム (^{137}Cs , ^{40}K) に対するピーク効率と実測結果に対する計算結果の相違を Table 6-3 に示す。実測により得られたピーク効率は水ブロックファントムに含有する放射能の不確かさ(18%)を起因とした誤差が大きいこともあるが、 ^{137}Cs (662keV)、 ^{40}K (1,461keV)いずれの計算結果とも、不感層部の厚さが 0.7mm, 1.0mm のモデルにおいて最大±4%の誤差の範囲内で一致している。前述した点線源の場合、 ^{137}Cs (662keV)や ^{40}K (1,461keV)のような光子エネルギーに対する最適な不感層部厚さは、1.6mm であり、容積線源である水ブロックファントムの場合は異なった結果が得られた。この原因として、水ブロックファントムに含有する放射能の不確かさはもとより、線源から放出される光子の検出器入射位置が影響しているものと考ええる。すなわち、前述の点線源の場合、感度の弱くなる検出器の中心軸上に多くの光子が入射するのに対し、容積線源の場合は、検出器の中心軸上から反れた位置から多くの光子が放出され検出器に入射するため、検出器へ入射する光子のうち検出される割合が多くなると考えられ、その結果が反映されたものと考ええる。

Figs. 6-10, 6-11 に ^{137}Cs , ^{40}K 含有水ブロックファントムそれぞれに対するゲルマニウム半導体検出器(不感層部の厚さは 0.7mm)の波高分布の測定結果と計算結果の比較を示す。計算結果は、式(2-1)および式(6-2)を用いてフォールディングを行ったものである。計算結果において、フォールディングを行う前の全吸収ピークにおける相対標準偏差は 2.10% (^{137}Cs), 2.47% (^{40}K) であった。実測結果はバックグラウンド補正を行ったものである。計算結果および実測結果ともに統計精度は十分ではないが、全吸収ピークのみならず、コンプトン連続部における重遮蔽体の鉛から発生する特性 X 線(約 75keV)や全体の応答傾向は良く一致している。特に、Fig.6-10 においては、184 keV の後方散乱ピーク、478 keV のコンプトン端の計算結果が、Fig.6-11 においては、217 keV の後方散乱ピーク、511 keV の消滅 γ 線、1,461keV のシングルエスケープピーク(950keV)および 1,244 keV のコンプトン端の計算結果が実測結果と一致している。計算シミュレーションにより正確なピーク効率を評価する場合、容積線源が点線源の集合体であることを踏まえると、容積線源に対するゲルマニウム半導体検出器の不感層部モデルも、不感部のみかけ形状として、その厚さを変え、光子エネルギーに応じたモデルが必要と考える。

以上のことから、点線源のような微小線源や水ブロックファントムのような大容積線源に対するピーク効率曲線は、計算シミュレーションによって評価可能であることが示された。したがって、日常の全身カウンタを用いた放射線管理はもとよりゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタを設計するさいにも、本計算法の利用は非常に有効であると考ええる。

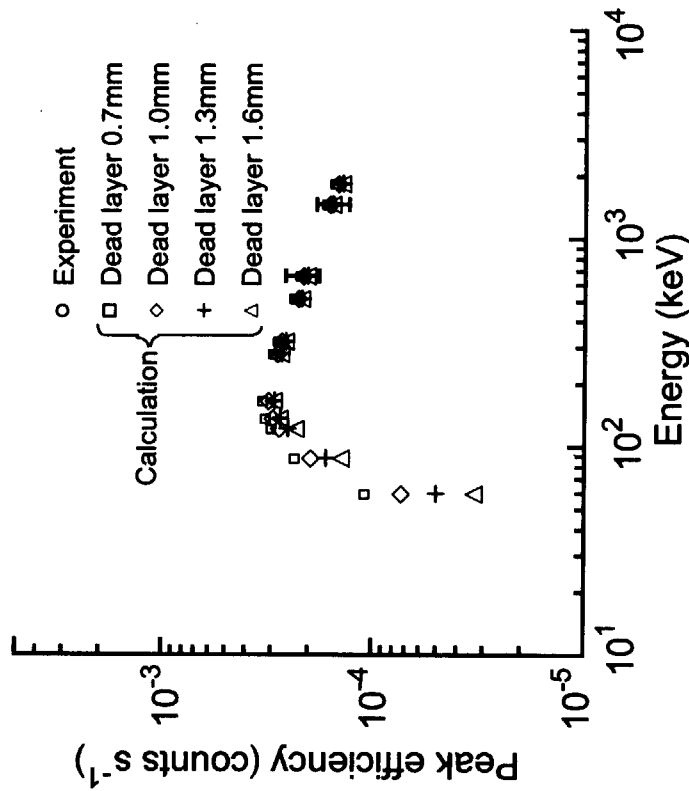


Fig. 6-9 Comparison of the calculated and measured peak efficiencies for the adult phantom.

Table 6-3 Comparison of peak efficiencies for phantoms between calculated and measurement regarding various dead layer thickness of Ge detector

Energy (keV)	Experiment		Dead layer thickness			
	E	C ^a /E	0.7mm	1.0mm	1.3mm	1.6mm
662	2.21×10^4	0.99	2.13×10^4	2.13×10^4	2.04×10^4	2.04×10^4
1,461	1.59×10^4	1.04	1.65×10^4	1.60×10^4	1.56×10^4	1.56×10^4
					C ^a /E	C ^a /E
					0.96	0.92
					1.01	0.98

C^a: Calculation

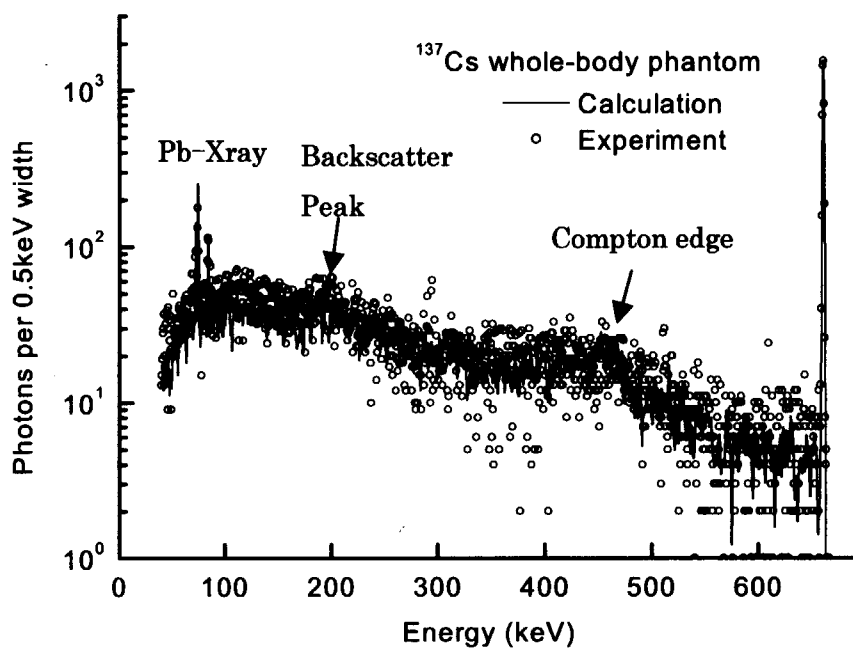


Fig. 6-10 Comparison of the measured and calculated response functions for the ^{137}Cs phantom.

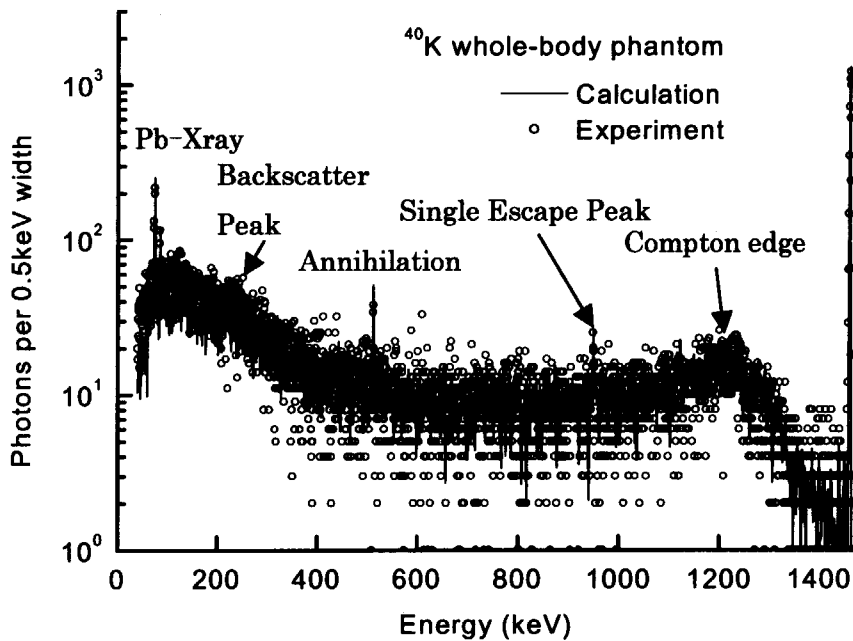


Fig. 6-11 Comparison of the measured and calculated response functions for the ^{40}K phantom.

6.6.2 連立方程式による体内混合核種の同時定量法の発展

NaI(Tl)シンチレーション検出器の波高分布解析において、連立方程式を用いた定量評価を行う場合の条件は、以下の方法によって満足すると考える。

- ①波高分布に含まれる核種すべては、1個のゲルマニウム半導体検出器により同定する。
- ②同定された核種についての標準波高分布(校正用ファントムによる波高分布)は、数学的校正手法により得られる。

以上の条件を踏まえ、Fig. 6-5 に示す波高分布に対し、連立方程式による定量評価を行った。まず、数学的校正手法により、核種に対する応答関数、すなわち標準波高分布を評価した。次に、領域における光子数を算出し、それぞれの効率を求め、式(6-3)にしたがい連立方程式を作成して、その逆行列を求めることにより、各放射能を評価した。その結果、Table 6-4 に示すように、 ^{24}Na は-0.6%、 ^{40}K は0.5%、 ^{137}Cs は-7.7%の誤差精度で評価できることが判った。本ケーススタディとした波高分布のうち、 $^{24}\text{Na}(1,368\text{keV})$ は $^{40}\text{K}(1,461\text{keV})$ のピークを考慮して仮定したものであるが、全吸収ピークの重なる核種に対しても核種同定が十分に行えることが判った。JCO 臨界事故を契機として、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタが近年構築されているが、これまで広く利用されてきたNaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタも、1個のゲルマニウム半導体検出器および数学的校正手法により、体内混合核種の定量評価を行うことができると考えられる。また、校正用ファントムを用いることなく、標準波高分布を整備することが可能になる。

連立方程式を用いた定量評価法の一般的傾向として、混合核種のうちエネルギーの低い光子を放出する核種は、その全吸収ピーク値において、他核種の波高成分の計数値変動に影響されやすい。すなわち、低エネルギー側の核種の定量評価誤差は大きくなる傾向がある。また、 ^{24}Na や ^{40}K のように、それぞれの効率を求める全吸収ピーク領域が重なる場合、効率の評価精度は著しく悪くなる可能性があり、各放射能の割合によっては、互いの定量評価に寄与し、誤差が大きくなることも考えられる。したがって、領域の選定には、主ピークに対し可能な限り効率が良く、他核種に対して効率が低いようにすべきであると考えられる。

Table 6-4 Comparison of radioactivities between calculations and correct answers

Radionuclides	Calculations C (Bq)	Answers A (Bq)	C/A
^{24}Na	3525	3547	0.994
^{40}K	32408	32249	1.005
^{137}Cs	2691	2914	0.923

6.6.3 臓器(胃)沈着核種に対する校正手法

Figs. 6-12, 6-13 に、計算シミュレーションおよび実測により評価した、 ^{137}Cs 胃分布に対する波高分布を示す。Fig. 6-12 の波高分布は 5 個の NaI(Tl)シンチレーション検出器の応答を合算したもので、Fig. 6-13 の波高分布はゲルマニウム半導体検出器のものである。5 個の NaI(Tl)シンチレーション検出器の応答計算結果の相対標準誤差は、フォールディングを行う前の全吸収ピークにおいて 0.93%、ゲルマニウム半導体検出器の応答計算結果の相対標準誤差は、フォールディングを行う前の全吸収ピークにおいて 1.5%であった。Fig. 6-12 の NaI(Tl)シンチレーション検出器の応答では、コンプトン端と全吸収ピーク間の隙間が埋められている特徴を示しているのに対し、Fig. 6-13 のゲルマニウム半導体検出器の応答では、そのような特徴は示されていない。これは、ファントム内の媒体などで小角散乱を起こした光子を検出器が検出したかどうかによる。すなわち、仰臥位であるファントムの上方方向に位置するゲルマニウム半導体検出器においては、ファントムの下方方向に位置する 5 個の NaI(Tl)シンチレーション検出器に比べ、ファントム前面方向に位置する胃形状線源から放出される光子のうち、小角散乱を起こした光子の入射割合が少ないことが考えられる。Fig. 6-12 に示されるように、5 個の NaI(Tl)シンチレーション検出器の応答(ディスクリミネータレベルは 80 keV)について、計算結果と実測結果は、実測結果の統計誤差により最大ファクター 2 の誤差が観測されるが、コンプトン連続部および全吸収ピークにおいて良く一致している。一方、Fig. 6-13 のゲルマニウム半導体検出器の応答(ディスクリミネータレベルは 40 keV)については、重遮蔽体の鉛から発生する特性 X 線および全吸収ピークは良く一致しているが、コンプトン連続部については一致していない。この原因は、実測に用いた線源強度が弱かったため、コンプトン連続部における実測結果の統計精度が十分得られなかったことが考えられる。また、前節でも述べたように、広い光子エネルギー範囲の応答関数評価において、1 つの不感層部(厚さは 0.7mm)を有するゲルマニウム半導体検出器モデルを用いた場合、実際の不感部形状と不感層部形状の相違より、計算結果が実測結果と一致したものにはならないことも考えられる。

Table 6-5 に、 ^{137}Cs 胃分布に対する 5 個の NaI(Tl)シンチレーション検出器の計数効率を示す。また、同表中に、 ^{137}Cs 胃分布に対するゲルマニウム半導体検出器の計数効率も示す。NaI(Tl)シンチレーション検出器、ゲルマニウム半導体検出器いずれの検出器についても、計算結果と実測結果が良く一致している。実測において、5%程度の誤差を有した ^{137}Cs 点線源(17.1Bq)を 19 個用いていることを考慮すると、計算結果と実測結果との若干の相違は、そのファントムに負荷された線源の誤差に起因するものと考えられる。

以上の結果より、臓器分布に対する検出器応答評価についても、数学的校正手法が適用可能であると考えられる。一般的に、臓器の小容積線源を測定する場合、全身を測定視野とする全身カウンタよりも対象臓器のみを測定視野とした検出器の方が、その不確かさ上、信頼性の高い測定結果が得られると考える。すなわち、既に所有のゲルマニウム半導体検出器を利用し、数学的校正手法により指定する幾何学的条件のピーク効率を評価するだけで、臓器沈着核種に対する体外計測法は大きく発展すると考える。

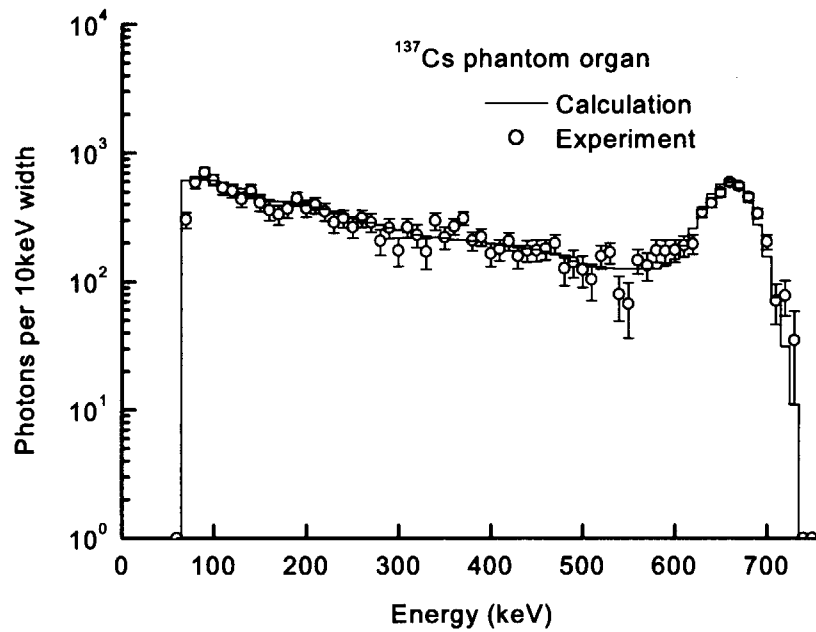


Fig. 6-12 Comparison of the calculated and measured response functions for the phantom organ using NaI(Tl) detectors.

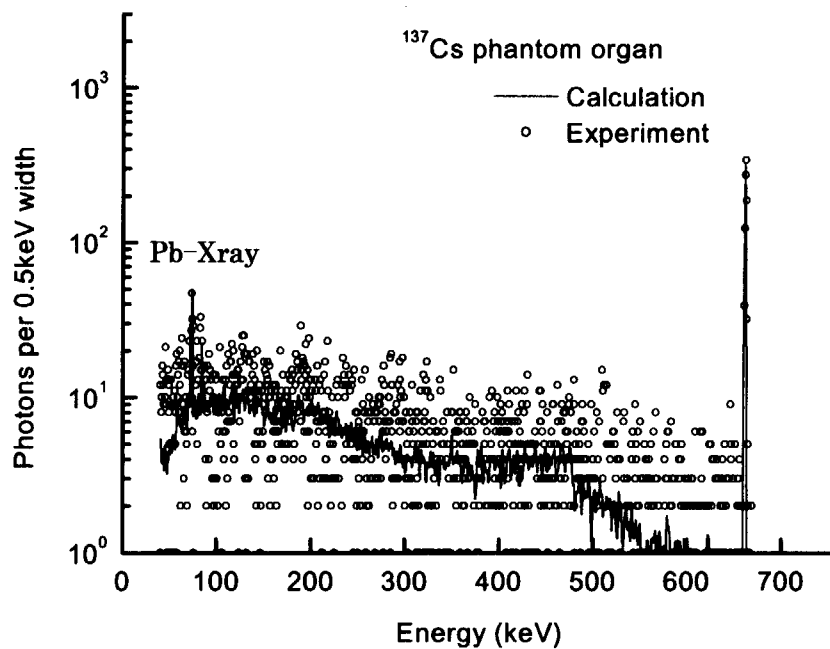


Fig. 6-13 Comparison of the calculated and measured response functions for the phantom organ using Ge detector.

Table 6-5 Comparison of counting efficiencies between calculations and measurements

Detectors	Calculations C (counts · s ⁻¹ · Bq ⁻¹)	Experiments E (counts · s ⁻¹ · Bq ⁻¹)	C/E
NaI(Tl)	1.17 × 10 ⁻²	1.16 × 10 ⁻²	1.01
Ge	3.61 × 10 ⁻⁴	3.49 × 10 ⁻⁴	1.03

6.6.4 ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計案

ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの設計は、以下の手順より行った。

- (1) ¹³⁷Cs 点線源に対する、p 型高純度ゲルマニウム同軸型検出器(結晶 73.2mm φ × 85.8mm)の感度変化を実測により調べた。その結果を Fig. 6-14 に示す。¹³⁷Cs 点線源は、エンドキャップ面から垂直方向の距離 15cm, 30cm, 40cm におけるエンドキャップ中心軸垂直方向 -56cm, -28cm, 0cm(エンドキャップ中心軸上), 28cm, 56cm の各位置においた。図に示されるように、エンドキャップ面から垂直方向の距離が短いほど、エンドキャップ中心軸垂直方向の各位置の線源に対する測定感度が大きく変化する。したがって、少数個のゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタを設計する場合、全身の各部に対し測定感度をできるだけ均一化することが必要であるため、エンドキャップ中心軸垂直方向の距離に相当する被検者の身長を考慮すると、エンドキャップ面から垂直方向の距離を可能な限り大きくする必要はある。
- (2) 全身カウンタに用いるゲルマニウム半導体検出器の個数は、検出器購入およびゲルマニウム結晶の冷却に必要な液体窒素などの費用面などから、可能な限り少ない個数であることが望まれる。したがって、期待する測定感度などを担保する検出器の最少個数を調べる必要がある。検出器の個数を最も少なくする方法として、被検者の体軸方向の検出器走査法(スキヤニング法)があるが、全身の各部に対し測定感度をできるだけ均一化するには走査速度を変化させるなどの工夫が必要であり、十分な測定感度が得られないことが多い。また、ゲルマニウム半導体検出器は、走査にともなう振動などのマイクロフォニック雑音の影響を受けてしまう可能性がある。本研究では、十分な測定感度が得られるように、固定した検出器を複数用いるストレッチャー法を採用した。ゲルマニウム半導体検出器の必要個数は、Fig. 6-14 に示す線源距離と測定感度の関係、かつ、内部被ばくモニタリングに重要な臓器(甲状腺、肺、胃腸管など)が測定できるかなどを考慮して、3 個以上の検出器を要すると判断した。
- (3) ゲルマニウム半導体検出器の配置については、前述したように、内部被ばくモニタリングに重要な臓器(甲状腺、肺、胃腸管など)が測定視野となるか、全身の各部に対し測定感度を

できるだけ均一化できるか、日常の放射線管理において複雑な解析を要さないか、測定中に被検者の姿勢が変化しないかといった基準で判断した。また、特定臓器の負荷量測定の場合でも、検出器にコリメータなどを利用して測定できることも要件として検討した。その結果、線量に寄与する臓器が身体の前面部に多く位置することを考慮して、ゲルマニウム半導体検出器は身体前面方向に位置する必要があると考えた。また、被検者の姿勢を考慮して、ベッド方式検出器固定型を想定した。ゲルマニウム半導体検出器を3個利用した場合、ベッド台上で仰臥位となった被検者の甲状腺上方、胃腸管上方または身体の重心の位置上方、脚部上方にそれぞれ検出器が配置されるようにし、被検者体軸方向(ベッド台より10cm上方)の感度が一定になるようにベッド台と検出器間の距離を評価した。その最適距離は、数学的校正手法により評価を繰り返し行い、決定した。

- (4) 全身の各部に対し測定感度をできるだけ均一化するためには、ゲルマニウム半導体検出器を身体前面方向に位置するだけでは十分でない。そこで、ゲルマニウム半導体検出器を身体背面方向に設け、前面方向に位置する検出器と対向して1つのユニットとし、それぞれの検出器計数値の相乗平均を算出することとした。なお、背面方向に位置する各ゲルマニウム半導体検出器とベッドとの最適距離も、数学的校正手法により評価した。

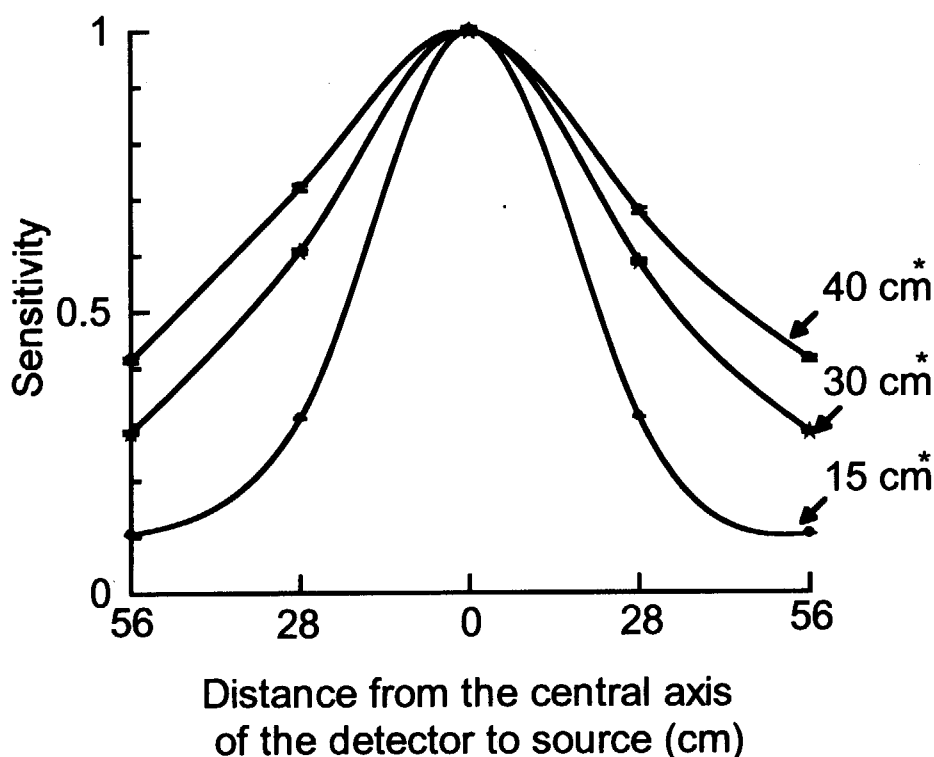


Fig. 6-14 Response of the Ge detector regarding various ^{137}Cs point source positions.

* Distance between the surface of Ge detector's endcap and the level of the source.

Fig. 6-15 に、種々の ^{137}Cs 分布に対し同一感度を有する全身カウンタ設計案を示す。図中の全身カウンタ設計案は、6 個の p 型高純度ゲルマニウム同軸型検出器(結晶 $73.2\text{mm } \phi \times 85.8\text{mm}$) を利用しており、3 つのユニットを形成している。各ゲルマニウム半導体検出器の不感層部の厚さは、 0.7mm とした。各ゲルマニウム半導体検出器は、仰臥位となった水ブロックファントムの頸部上方および下方、腰部の上方および下方、脚部の上方および下方に位置する。水ブロックファントムの上方または下方に位置する検出器間の距離は、等間隔(56cm)とした。水ブロックファントムの腰部上方および下方に位置するゲルマニウム半導体検出器は、その測定視野が他の 4 つのゲルマニウム半導体検出器に比べ大きくなり、測定感度も大きくなるため、他の 4 つのゲルマニウム半導体検出器よりも、検出器とベッド台との距離を離すように配置した(ベッド台と検出器のエンドキャップとの距離 55.5cm , 29.3cm)。提案する全身カウンタの測定感度変化を Fig. 6-16 (a) に示す。Fig. 6-16(b) に示すように、5 個の線源強度の等しい ^{137}Cs 点線源が、水ブロックファントムの前面、体軸、背面にそれぞれ沈着すると仮定している。各測定感度は、体軸に対する 3 つのユニットの平均感度に規格化している。Fig. 6-16 (a) に示されるように、それぞれの測定感度は 1 に近い値を示し、種々の ^{137}Cs 分布に対し同一感度となるゲルマニウム半導体検出器の配置と考えられる。

以上から、 ^{137}Cs が身体のいずれの部位に局在している場合でも、6 個のゲルマニウム半導体検出器を利用することにより、同一感度で測定する全身カウンタを構築できると考える。また、2 回の被検者測定が容認される場合、被検者を仰臥位・伏臥位にして測定すれば、上方または下方の検出器のみで十分であるため、ゲルマニウム半導体検出器は 3 個で良いことになる。

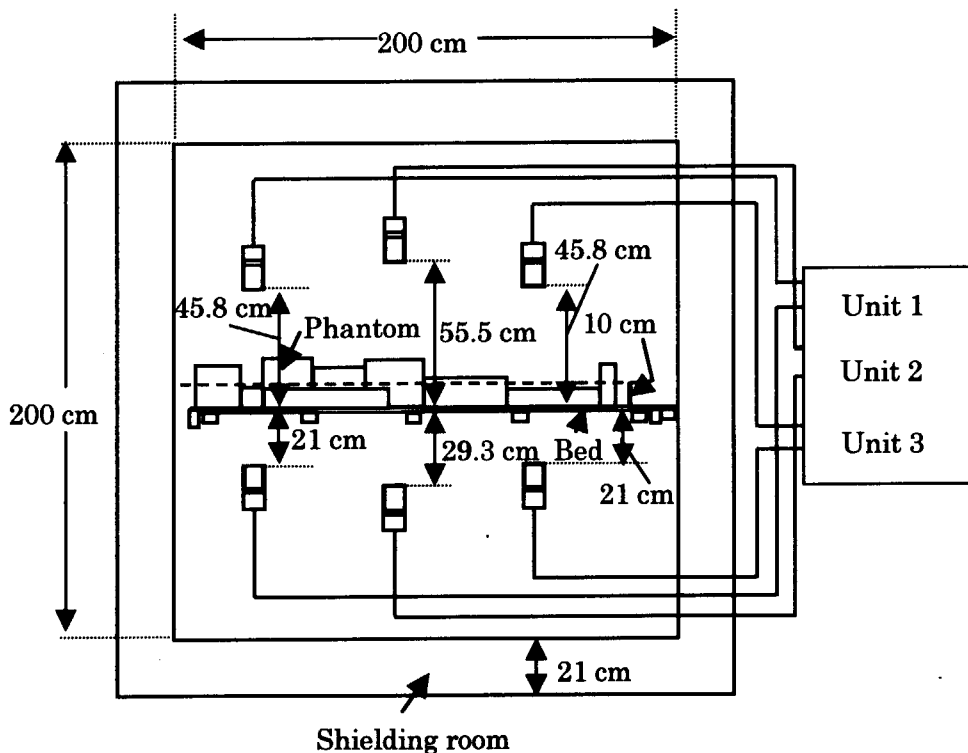
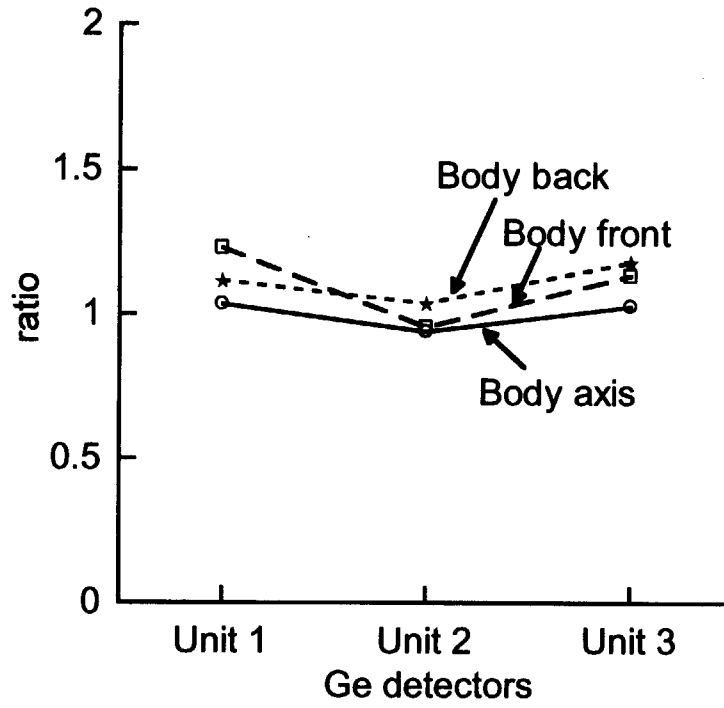
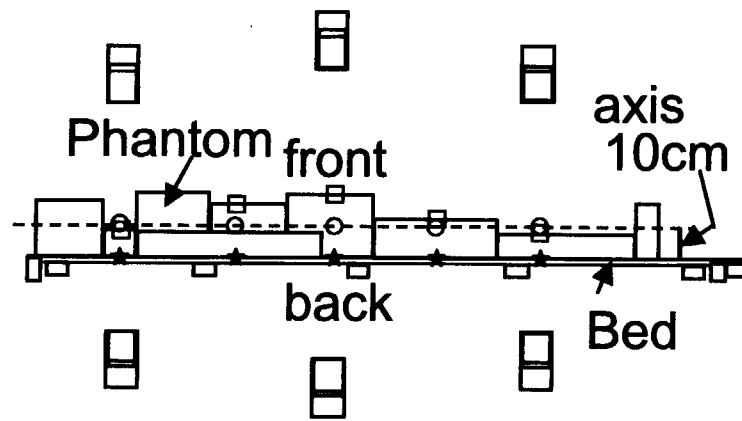


Fig. 6-15 A whole-body counter offering uniformity of response.



(a)



(b)

Fig. 6-16 (a) Response of the whole-body counter regarding ^{137}Cs distribution,
 (b) Distributions of five ^{137}Cs point sources on the adult phantom.

Fig. 6-15 に示すような全身カウンタの設計案が作成された場合、数学的校正手法などを用いることにより、そのピーク効率曲線などの性能について、実際に全身カウンタを製作する前に評価することが可能である。たとえば、Fig. 6-15 の全身カウンタの場合、水ブロックファントムに対するピーク効率曲線について数学的校正手法を用いて評価すると、Fig. 6-17 のようになると考える。ピーク効率は、前述したように、対向する検出器の全吸収ピーク光子数の相乗平均した値をユニット3つ分足し合わせ、その結果の値をヒストリー数(ファントム内の線源強度に相当)で除した値とした。Fig. 6-17 には、ピーク効率が 150keV 以下の光子エネルギーに対し急落する変化が示され、全身カウンタのピーク効率が p 型ゲルマニウム半導体検出器の特徴を直接反映することなどが判る。このようにして得られた結果を用いて、全身カウンタの管理用パラメータ、たとえば測定時間、管理対象核種の検出下限値などを検討することが可能である。

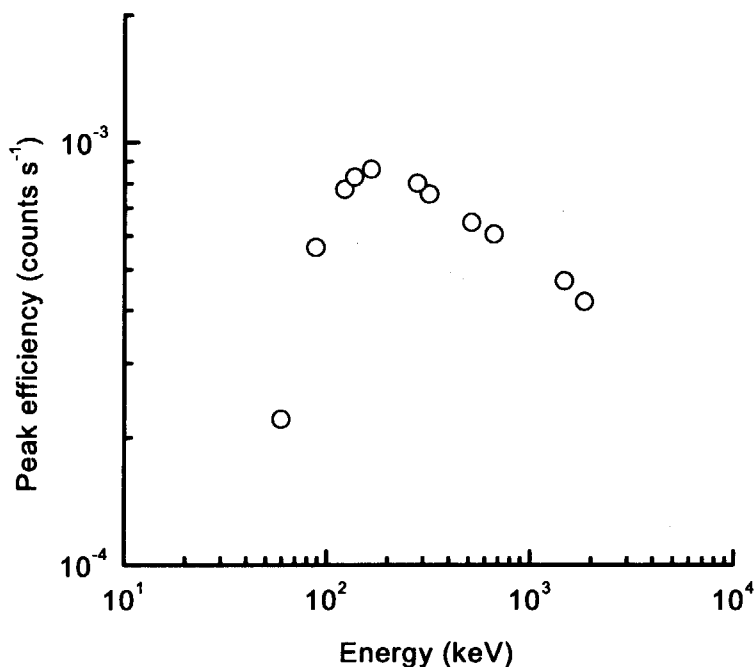


Fig. 6-17 Peak efficiencies for the adult phantom using a whole-body counter offering a uniform response.

6.7 まとめ

体外計測法の代表的装置である全身カウンタに対し、ゲルマニウム半導体検出器を利用した場合の課題について述べ、数学的校正手法を利用した具体的解決法を示した。以下に示すとおりである。

- ① 数学的校正手法を拡張することにより、ゲルマニウム半導体検出器のピーク効率曲線および応答関数が評価可能であること。特に、応答関数評価においては、特性 X 線、後方散乱ピーク、エスケープピーク、コンプトン端などの様々な光子相互作用事象まで解析することが可能。
- ② 従来の NaI(Tl)シンチレーション検出器を用いた全身カウンタに対し、1 個のゲルマニウム半導体検出器および数学的校正手法を用いるだけで、体内混合核種の定量評価が可能であること。これにより、校正用ファントムを用いることなく、標準波高分布を整備し、日常の内部被ばくモニタリングでの体内負荷量評価の負担が軽減可能。
- ③ 臓器のような容積線源に対しゲルマニウム半導体検出器を用いて測定評価する場合、その校正において、本研究で開発した数学的校正手法を適用することが可能であること。これにより、特別な形状となる臓器ファントムを整備することなく、臓器負荷量評価の計数効率が評価可能。
- ④ 数学的校正手法により、被検者身体のいずれの部位に対しても均一な感度を有する全身カウンタを設計することが可能であること。これにより、全身カウンタの製作前において、ピーク効率などの性能特性が正確に把握可能。

以上のことより、ゲルマニウム半導体検出器を体外計測装置として利用する場合は、本研究で開発した数学的校正手法の適用が有効な手段になることを示した。特に、ゲルマニウム半導体検出器の数学的校正手法は、ゲルマニウム半導体検出器利用の全身カウンタを設計するさいに優れた解析法となる。一旦完成してしまった全身カウンタは、その検出器配置などを変更することが困難になるため、製作前に検出器配置の適正評価や性能評価が行えることは極めて重要なことである。また、数学的校正手法は、既に所有しているゲルマニウム半導体検出器を体外計測装置の一部として利用することを可能とし、臓器のような小容積線源に対する測定評価手法を大きく拡張すると考える。数学的校正手法により、NaI(Tl)シンチレーション検出器のみならずゲルマニウム半導体検出器についても、ピーク効率曲線や応答関数の評価を可能にすることは、体外計測装置に利用する検出器選定が容易になるばかりか、体内放射能評価の高精度化になる。

7 結論

放射線防護の内部被ばくモニタリングにおいて、体外計測法による測定評価の不確かさを見積もり、その大きさを最少に保つことは重要である。このため、本研究では、放射線防護に既成する体外計測法の高度化を直接の目的として、計算シミュレーション手法を利用した(1)体外計測装置の校正法、(2)体外計測装置の計数効率曲線評価法、(3)体外計測装置の体格依存性補正法、(4)体外計測装置による体内放射能評価の不確かさ、(5)体外計測装置への半導体検出器利用、について検討を行なった。以下に、その結論を述べる。

- (1) 計算シミュレーションを用いた体外計測装置の数学的校正手法を開発した。本手法は、汎用計算コードである EGS4 を用いていること、計数効率評価に直接関係する検出器のエネルギー分解能を考慮することが特徴である。本手法は、体外計測装置を数学的に校正する方法であるため、被検者について多種多様な人体形状、放射能分布を模擬することが可能となり、体外計測装置による体内放射能評価を確実に高精度化することができる。本手法の妥当性については、実測との比較により検証できた。
- (2) 計算シミュレーションを用いた体外計測装置の計数効率曲線評価手法を開発した。本手法は、本研究で開発した体外計測装置の数学的校正手法を拡張したものである。本手法の妥当性は、点線源および物理ファントムに対する体外計測装置の計数効率曲線について、本手法による計算および実測を行い、それらの結果を比較することにより検証できた。本手法は、物理ファントムを用いることなく汎用性のある計数効率曲線を評価可能にするため、日常の内部被ばくモニタリングにとって有用であると考えられる。また、本研究では、計数効率における散乱線などの寄与割合と光子エネルギーとの関係についても解析した。体内放射能評価の誤差要因となる散乱線などの寄与を定量的に解析することは、体外計測法の高精度化を図る場合に不可欠であるが、実測で評価することは極めて困難である。したがって、散乱線などの解析に対して、本研究で開発した計数効率曲線評価法は非常に有効である。
- (3) 体外計測装置校正に係る体格依存性補正法を開発した。本手法は、体外計測装置の計数効率に対する被検者の体格依存性補正法である。本研究では、全身カウンタのような体外計測装置において、体表面積がその被検者の体格を良く反映するパラメータであると考えた。その結果として、本研究で開発した体外計測装置の数学的校正手法により、体表面積を補正因子とした体格依存性補正式を作成した。本手法の妥当性は、体外計測装置と測定原理の異なる方法により体内負荷量を測定評価し、その結果と体外計測装置による測定結果との比較を行い、補正式による補正前後の有意性より検証できた。これにより、 ^{137}Cs などの体内放射能評価のみならず、その評価の誤差要因となる体内 ^{40}K 量(個人の体格に依存)を合理的に評

価することが可能になる。

- (4) 体外計測装置による体内放射能評価の不確かさについて、その因子および見積もりを示した。不確かさ因子は、大きく分けて3つからなり、①体内放射能分布、体内放射能、身体特性などを起因とした不確かさ、②校正用ファントムの含有線源、被検者の表面汚染に関する系統的な不確かさ、③バックグラウンド計数値、測定値の統計誤差に起因した不確かさ、である。体内¹³⁷Cs量評価の不確かさ(全体)において、体内³⁷Cs分布による体外計測装置計数効率の変動、計測装置による測定値の統計誤差が大きく影響することが示された。こうした研究事例は世界的にも非常に少ないと考えられるため、体外計測法による体内放射能評価の誤差を理解する有効なデータである。
- (5) 体外計測装置に対し、ゲルマニウム半導体検出器を利用した場合の課題について検討した。その結果、ゲルマニウム半導体検出器に対し数学的校正手法が適用可能であること、ゲルマニウム半導体検出器とNaI(Tl)シンチレーション検出器のそれぞれの長所をいかした体外計測装置、ゲルマニウム半導体検出器を用いた全身カウンタの具体的設計案を示した。

以上述べたように、これまでの体外計測法に関する知見に対し、計算シミュレーション手法を適用することにより、新たな校正手法、体格依存性補正法、測定評価の不確かさなどが明らかになった。特に、計算の醍醐味ともいえる実測による評価が不可能な課題、たとえば全身カウンタの設計、所有しない物理ファントムに対する解析などについて、本研究で開発した数学的校正手法の有効性を明らかにした。これにより、本研究の目的は達成できたと考える。こうした一連の研究成果は、放射性廃棄物をクリアランスするかどうかの検認技術にも利用できると考える。すなわち、密度、組成、放射能分布が測定対象物によって異なる放射性廃棄物は、程度の差こそあれ、体内放射能と類似している。したがって、放射性廃棄物の放射能評価に用いる検出器の校正、放射能評価システムの設計においては、本研究で開発した数学的校正手法の適用が可能である。また、本研究は、内部被ばく研究において、リアリスティック人体形状モデルの開発、物理的校正手法の高度化研究、内部被ばく線量評価の高精度化研究へ進展させる必要がある。現在、著者は、非接触型3次元形状計測装置を用いて、リアリスティック人体形状モデルを作成し、そのモデルを用いた数学的校正手法の拡張を行なっている。リアリスティック人体形状モデルを用いた数学的校正手法は、低エネルギー光子を放出するプルトニウム(平均17keVのLX線)などを対象とした体外計測法の高度化となる。また、物理的校正手法の高度化研究の一環として、光子用人体組織等価材、その等価材より形成される物理ファントムの開発、内部被ばく線量評価の高精度化研究の一環として、X線CT(Computed Tomography)画像より構築した数値ファントムの比吸収割合(Specific Absorbed Fraction:SAF)評価を行なっている。いずれの研究も、最終的な目標である、内部被ばく線量評価の信頼性向上、高精度化に対し必要不可欠であり、今後の重要な課題であると考えられる。

謝辞

本論文をまとめるにあたり、東北大学大学院工学研究科量子エネルギー工学専攻中村尚司教授には終始懇切なるご指導とご鞭撻を頂いた。ここに、謹んで感謝の意を表します。

本研究の開始や遂行にあたり、元日本原子力研究所保健物理部長備後一義博士、同研究所保健物理部外部被ばく防護研究室長山口恭弘博士、同部吉澤道夫課長代理、白石明美総括主査、半谷英樹研究員、高橋史明研究員、同研究所研究炉部JRR-3管理課木名瀬政美研究員にはご指導とご助言を頂いた。また、東京理科大学理工学部電気工学科中村福三教授、東京大学原子力研究総合センター杉浦紳之博士にはご指導と激励を頂いた。ここに、深く感謝の意を表します。

本研究の実施について、元日本原子力研究所保健物理部山本克宗部長、元同研究所保健物理部主任研究員城谷孝博士、元同研究所保健物理部主任研究員熊澤蕃博士にはご高配とご鞭撻を頂いた。また、同研究所保健物理部松鶴秀夫部長並びに同部水下誠一次長(現、国際原子力総合技術センター次長)にはご理解とご鞭撻を頂いた。ここに、深く謝意を表します。

本研究の遂行にあたり、日本原子力研究所保健物理部次長吉田真博士、同部内部被ばく防護研究室長野口宏博士、同部放射線リスク研究室斎藤公明室長、同部外部被ばく防護研究室主任研究員坂本幸夫博士、同部外部被ばく防護研究室主任研究員遠藤章博士、高エネルギー加速器研究機構放射線科学センター平山英夫教授、三菱総合研究所総合安全研究センター高木俊治博士のご指導を頂いた。ここに、深く感謝の意を表します。

最後に、本論文をまとめるにあたり、有益な御教示と御討論をして頂いた東北大学大学院工学研究科量子エネルギー工学専攻石井慶造教授、北村正晴教授に謹んで感謝の意を表します。

参考文献

- 1) Evans, R. D.: Radium Poisoning. A Review of Present Knowledge. Am. J. Pub. Health, 23:1017 (1933).
- 2) Evans, R. D.: Radium Poisoning, II. The Quantitative Determination of the Radium Content and Radium Elimination Rate of Living Persons. Am. J. Roentgenol., 37:368 (1937).
- 3) Miller, C. E., Marinelli, L. D., Rowland, R. E. and Rose, J. E.: An Analysis of the Background Radiation Detected by NaI(Tl) Crystals. IRE Trans. Nucl. Sci. NS-3:90 (1956).
- 4) Van Dilla, M. A., Schuch, R. L. and Anderson, E. C.: K-9: A Large 4π Gamma-ray Detector. Nucleonics, 12:22 (1954).
- 5) ICRU: Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU Report 48, Bethesda (1992).
- 6) 日本保健物理学会: 高度人体ファントム専門委員会成果報告書 (1998).
- 7) HEALTH PHYSICS SOCIETY: Specifications for the Bottle Manikin Absorption Phantom. ANSI/HPS N13, 35-1999 (2000).
- 8) ICRP: Evaluation of Radiation Doses to Body Tissues from Internal Contamination due to Occupational Exposure. ICRP Publication 10, Pergamon Press, Oxford (1968).
- 9) ICRP: Individual Monitoring for Intakes of Radionuclides by Workers: Design and Interpretation. ICRP Publication 54, Pergamon Press, Oxford (1988).
- 10) ICRP: Individual Monitoring for Intakes of Radionuclides by Workers. ICRP Publication 78, Elsevier Science, Oxford (1997).
- 11) IAEA: Whole-body Counting. IAEA, Vienna (1962).
- 12) IAEA: Assessment of Radioactivity in Man. IAEA, Vienna (1964).
- 13) IAEA: Direct Methods for Measuring Radionuclides in the Human Body. Safety Series No.114, IAEA, Vienna (1995).
- 14) ICRP: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford (1991).
- 15) ICRP: Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 1. ICRP Publication 56, Pergamon Press, Oxford (1989).
- 16) ICRP: Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 2: Ingestion Dose Coefficients. ICRP Publication 67, Pergamon Press, Oxford (1993).
- 17) ICRP: Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection. ICRP Publication

- 66, Pergamon Press, Oxford (1994).
- 18) ICRP: Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 3: Ingestion Dose Coefficients. ICRP Publication 67, Pergamon Press, Oxford (1995).
- 19) ICRP: Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 4: Inhalation Dose Coefficients. ICRP Publication 71, Pergamon Press, Oxford (1995).
- 20) 小佐古敏荘, 杉浦紳之, 内山正史, 水戸誠一, 小泉勝三, 中村吉秀, 西田由博, 増田博武, 江河正利, 谷口和史, 武内信義, 松原昌平, 多々良学: 全身カウンタの現状と標準化に関する課題. 保健物理, 29:217 (1994).
- 21) Hayes, R. L.: Standard-man Phantoms. ORINS-35 (1960).
- 22) IAEA: Directory of Whole-body Radioactivity Monitors. IAEA, Vienna (1970).
- 23) 泉幸男, 藤田稔, 矢部明: ヨウ素-131 の甲状腺沈着割合と有効半減期. 保健物理, 7:213 (1972).
- 24) Ishikawa, T., Uchiyama, M., Hoshi, M., Takada, J., Endo, S., Sugiura, N., Kosako, T. and Shimizu, I.: New In-vivo Calibration Phantoms and Their Performance. Health Phys., 82:348 (2002).
- 25) Nelson, W. R., Hirayama, H. and Rogers, D. W. O.: The EGS4 Code System. SLAC-265 (1985).
- 26) ICRP: Limits for Intakes of Radionuclides by Workers. ICRP Publication 30, Part 1, Pergamon Press, Oxford (1979).
- 27) Ishikawa, T., Matsumoto, M. and Uchiyama, M., A Calibration Method for Whole-body Counters, using Monte Carlo Simulation. Radiat. Prot. Dosim., 64:283 (1996).
- 28) Hunt, J. G., Bertelli, L., Dantas, B. M. and Lucena, E.: Calibration of In vivo Measurement Systems and Evaluation of Lung Measurement Uncertainties using a Voxel Phantom. Radiat. Prot. Dosim., 76:179 (1998).
- 29) 野尻一郎, 岩井敏, 佐藤理, 高木俊治, 澤村貞史, 深作泰宏: EGS4 汎用ユーザズコード UCGEN の開発. 動燃技法, 102:59 (1997).
- 30) West, J. T. and Emmett, M. B.: MARS: A Multiple Array System using Combinatorial Geometry. NUREG/CR-0200 3 Sec. M9 (1984).
- 31) RSIC: DLC-136/PHOTX Photon Interaction Cross Section Library (contributed by National Institute of Standards and Technology) (1989).
- 32) 斎藤公明, 森内茂: モンテカルロ計算による NaI(Tl)シンチレーション検出器ガンマ線応答関数のデータカタログ. JAERI 1306 (1987).
- 33) Bisi, A. and Zappa, L.: Statistical Spread in Pulse Size of the Scintillation Spectrometer. Nucl. Instr., 3:17 (1958).

- 34) Forbes, G. B., Gallup, J. and Hursh, J. B.: Estimation of Total Body Fat from Potassium-40 Content. *Science*, 133:101 (1961).
- 35) Forbes, G. B., Schultz, F., Cafarelli, C. and Amirhakimi, G. H., Effects of Body Size on Potassium-40 Measurement in the Whole Body Counter (Tilt-chair Technique). *Health Phys.*, 15:435 (1968).
- 36) Hawkins, T. and Goode, A. W.: The Determination of Total-body Potassium using a Whole-body Monitor. *Phys. Med. Biol.*, 21:293 (1976).
- 37) 杉浦紳之, 草間朋子, 吉澤康雄: ヒューマンカウンタによる体内カリウム量の算定および体内カリウム量と体格指標との関係についての考察. *日本栄養・食糧学会誌*, 39:265 (1986).
- 38) Ishikawa, T. and Uchiyama, M.: Estimation of the Counting Efficiencies for Individual Subjects in ^{137}Cs Whole-body Counting, using Voxel Phantoms. *Radiat. Prot. Dosim.*, 71:195 (1997).
- 39) ICRP: Limits for Intakes of Radionuclides by Workers. ICRP Publication 30, Part 2, Pergamon Press, Oxford (1980).
- 40) ICRP: Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics. ICRP Publication 23, Pergamon Press, Oxford (1975).
- 41) 藤本薫喜, 渡辺孟, 湯川幸一, 坂本淳: 日本人の体表面積に関する研究; 第 17 編性・年齢・体型と部位別比率. *日衛誌*, 23:437 (1968).
- 42) 小宮秀一, 吉川和利: 日本人男子の体脂肪率(%FAT)推定式. *体力科学*, 34:259 (1985).
- 43) Toohey, R., Palmer, E., Anderson, L., Berger, C., Cohen, N., Eisele, G., Wachholz, B. and Burr Jr, W., Current Status of Whole-body Counting as a Means to Detect and Quantify Previous Exposures to Radioactive Materials. *Health Phys.*, 60(Suppl.6):7 (1991).
- 44) Kramer, R.: Consideration in Assigning Dose Based on Uncertainties from In vivo Counting. *Environ. Health Perspect.*, 105(Suppl.6):1393 (1997).
- 45) Iinuma, T. A., Izawa, M., Watari, K., Enomoto, Y., Matsusaka, N., Inaba, J., Kasuga, T. and Nagai, T.: Application of Metal Ferrocyanide-anion Exchange Resin to the Enhancement of Elimination of ^{137}Cs from Human Body. *Health Phys.*, 20:11 (1971).
- 46) Cristy, M. and Eckerman, K. F.: Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources. ORNL/TM-8381/V1-V7 (1987).
- 47) Sato, O., Iwai, S., Tanaka, S., Uehara, T., Sakamoto, Y., Yoshizawa, N and Furihata, S.: Calculations of Equivalent Dose and Effective Dose Conversion Coefficients for Photons from 1 MeV to 10 GeV. *Radiat. Prot. Dosim.*, 62:119 (1995).
- 48) 野口正安: 1.放射線スペクトロメトリー(1) γ 線スペクトロメトリー. *RADIOISOTOPES*, 50:1S (2001).

- 49) Meixner, Ch.: A Monte Carlo Program for the Calculation of Gamma-ray Spectra for Germanium Detectors. Nucl. Instr. and Meth., 119:521 (1974).
- 50) Debertin, K. and Grosswendt, B.: Efficiency Calibration of Semiconductor Detectors by Primary Standard Sources and Monte Carlo Calculations. Nucl. Instr. and Meth., 203:343 (1982).
- 51) Nakamura, T. and Suzuki, T.: Monte Carlo Calculation of Peak Efficiencies of Ge(Li) and Pure Ge Detectors to Voluminal Sources and Comparison with Environmental Radioactivity Measurement. Nucl. Instr. and Meth., 205:211 (1983).
- 52) 中村尚司: 半導体検出器の検出効率のモンテカルロ計算. 放射線, 10:142 (1984).
- 53) Moss, C. E. and Streetman, J. R.: Comparison of Calculated and Measured Response Functions for Germanium Detectors. Nucl. Instr. and Meth., A229:98 (1990).
- 54) Kamboj, S. and Kahn, B.: Evaluation of Monte Carlo Simulation of Photon Counting Efficiency for Germanium Detectors. Health Phys., 70:512 (1996).
- 55) Ewa, I. O. B., Bodizs, D., Czifrus, Sz. and Molnar, Zs.: Monte Carlo Determination of Full Energy Peak Efficiency for a HPGe Detector. Appl. Rad. Isot., 55:103 (2001).
- 56) Cross, W. G.: Neutron Activation of Sodium in Phantoms and the Human Body. Health Phys., 41:105 (1981).
- 57) Fujimoto, K: Final Report on Dose Estimation for Three Victims of JCO Accident. NIRS -R-47 (2002).
- 58) 科学技術庁: NaI(Tl)シンチレーションスペクトロメータ機器分析法, 放射能測定法シリーズ 6 (1974).

付録1 本論文を構成する発表論文

KINASE, S.: Evaluation of Response of Whole-body Counter using the EGS4 Code. J. Nucl. Sci. Technol., 35:958 (1998).

KINASE, S.: Correction Factor for Potassium-40 Whole-body Counting. J. Nucl. Sci. Technol., 36:952 (1999).

KINASE, S., YOSHIZAWA, M. and NOGUCHI, H.: Evaluation of Counting Efficiency of a Whole-body Counter using the EGS4 Code. J. Nucl. Sci. Technol., 37:1103 (2000).

木名瀬栄, 野口宏: モンテカルロ計算による全身カウンタ校正用ボマブファントムと水ブロックファントムの計数効率の比較. 保健物理, 35:443 (2000).

KINASE, S. and NOGUCHI, H.: Uncertainties in Estimated Body Burdens of Caesium-137 by Whole-body Counter. Radiat. Prot. Dosim., 93:341 (2001).

KINASE, S., NOGUCHI, H. and NAKAMURA, T.: Application of Ge Semi-conductor Detector to Whole-body Counter. Radiat. Prot. Dosim. (in press).

その他の論文

KINASE, S.: Response Function Simulation for a Whole-body Counter. Proceedings of the eighth EGS4 users' meeting in Japan, Tsukuba, August 1999, KEK Proceedings 99-15: 76 (1999).

KINASE, S., YOSHIZAWA, M., KUWABARA, J. and NOGUCHI, H.: Application of EGS4 Code to Whole-body Counting. Proceedings of the second international workshop on EGS, Tsukuba, August 2000, KEK Proceedings 2000-20: 31 (2000).

KINASE, S., NOGUCHI, H. and NAKAMURA, T.: Application of Ge Semi-conductor Detector to Whole-body Counter. Proceedings of the ninth EGS4 users' meeting in Japan, Tsukuba, August 2001, KEK Proceedings 2001-22: 30 (2001).

KINASE, S., ZANKL, M., KUWABARA, J., SATO, K., NOGUCHI, H., FUNABIKI, J. and SAITO, K.: Evaluation of Specific Absorbed Fractions in Voxel Phantoms using Monte Carlo Simulation. Proceedings of the EPA/JAERI whorkshop (in press).

KINASE, S., NOGUCHI, H., SAKAMOTO, Y., NAKAMURA, T. and KIMURA, M.: Development of Tissue Substitutes with High Mass Density. Proceedings of the First Asian and Oceanic Congress for Radiation Protection (AOCR-1), Oct. 20-24, 2002, Seoul, CD-ROM, PS-2-5 (2002).

KINASE, S., ZANKL, M., KUWABARA, J., SATO, K., NOGUCHI, H., FUNABIKI, J. and SAITO, K.: Evaluation of Specific Absorbed Fractions in Voxel Phantoms using Monte Carlo Simulation. Radiat. Prot. Dosim. (in press).

KINASE, S., KIMURA, M. and NOGUCHI, H.: Development of Skeletal Substitute Materials, RADIOISOTOPES (in press).

木名瀬栄, 大井義弘, 関口真人: 肺中 ^{241}Am に対する肺モニタの計数効率, RADIOISOTOPES (印刷中).

付録 2 略語および記号のリスト

ICRP	国際放射線防護委員会(International Commission on Radiological Protection).
IAEA	国際原子力機関(International Atomic Energy Agency).
JAERI	日本原子力研究所(Japan Atomic Energy Research Institute).
ANSI	米国国立標準協会(American National Standards Institute).
ANS	米国原子力学会(American Nuclear Society).
REMCAL	レムカルファントムと呼称される人体模型(Radiation Equivalent Manikin Calibration).
BOMAB	ボマブファントムと呼称される人体模型(Bottle Manikin Absorption).
MIRD	米国医学内部被ばく線量委員会(Medical Internal Radiation Dose Committee).
EGS4	電磁カスケードモンテカルロコード(Electron Gamma Shower Version 4).
UCGEN	EGS4 の汎用ユーザーズコード(EGS4 Users for General Purpose).
ENDF	米国評価済核データファイル(Evaluated nuclear Data File).
LBM	除脂肪量(Lean Body Mass).
CT	X 線 CT(Computed Tomography)の略.
SAF	比吸収割合(Specific Absorbed Fraction).
Bq	放射能の SI 単位, ベクレル(Becquerel).
eV	電子ボルト, 粒子の持つ運動エネルギーの単位.

国際単位系 (SI) と換算表

表1 SI基本単位および補助単位

量	名称	記号
長さ	メートル	m
質量	キログラム	kg
時間	秒	s
電流	アンペア	A
熱力学温度	ケルビン	K
物質質量	モル	mol
光度	カンデラ	cd
平面角	ラジアン	rad
立体角	ステラジアン	sr

表3 固有の名称をもつSI組立単位

量	名称	記号	他のSI単位による表現
周波数	ヘルツ	Hz	s ⁻¹
力	ニュートン	N	m·kg/s ²
圧力, 応力	パスカル	Pa	N/m ²
エネルギー, 仕事, 熱量	ジュール	J	N·m
工率, 放射束	ワット	W	J/s
電気量, 電荷	クーロン	C	A·s
電位, 電圧, 起電力	ボルト	V	W/A
静電容量	ファラド	F	C/V
電気抵抗	オーム	Ω	V/A
コンダクタンス	ジーメンズ	S	A/V
磁束	ウェーバ	Wb	V·s
磁束密度	テスラ	T	Wb/m ²
インダクタンス	ヘンリー	H	Wb/A
セルシウス温度	セルシウス度	°C	
光度	ルーメン	lm	cd·sr
照射度	ルクス	lx	lm/m ²
放射線量	ベクレル	Bq	s ⁻¹
吸収線量	グレイ	Gy	J/kg
線量等量	シーベルト	Sv	J/kg

表2 SIと併用される単位

名称	記号
分, 時, 日	min, h, d
度, 分, 秒	°, ', "
リットル	l, L
トン	t
電子ボルト	eV
原子質量単位	u

1 eV=1.60218×10⁻¹⁹J

1 u=1.66054×10⁻²⁷kg

表4 SIと共に暫定的に維持される単位

名称	記号
オングストローム	Å
バール	bar
ガリ	Gal
キュリー	Ci
レントゲン	R
ラド	rad
レム	rem

1 Å=0.1nm=10⁻¹⁰m

1 bar=100kPa=10⁵Pa

1 Gal=1cm/s²=10⁻²m/s²

1 Ci=3.7×10¹⁰Bq

1 R=2.58×10⁻⁴C/kg

1 rad=1cGy=10⁻²Gy

1 rem=1cSv=10⁻²Sv

表5 SI接頭語

倍数	接頭語	記号
10 ¹⁸	エクサ	E
10 ¹⁵	ペタ	P
10 ¹²	テラ	T
10 ⁹	ギガ	G
10 ⁶	メガ	M
10 ³	キロ	k
10 ²	ヘクト	h
10 ¹	デカ	da
10 ⁻¹	デシ	d
10 ⁻²	センチ	c
10 ⁻³	ミリ	m
10 ⁻⁶	マイクロ	μ
10 ⁻⁹	ナノ	n
10 ⁻¹²	ピコ	p
10 ⁻¹⁵	フェムト	f
10 ⁻¹⁸	アト	a

(注)

- 表1-5は「国際単位系」第5版, 国際度量衡局1985年刊行による。ただし, 1eVおよび1uの値はCODATAの1986年推奨値によった。
- 表4には海里, ノット, アール, ヘクトールも含まれているが日常の単位なのでここでは省略した。
- barは, JISでは流体の圧力を表わす場合に限り表2のカテゴリ-に分類されている。
- E.C.関係理事会指令では bar, barnおよび「血圧の単位」mmHgを表2のカテゴリ-に入れている。

換算表

力	N (=10 ⁵ dyn)	kgf	lbf
	1	0.101972	0.224809
	9.80665	1	2.20462
	4.44822	0.453592	1

粘 度 1 Pa·s(N·s/m²)=10 P (ポアズ)(g/(cm·s))

動粘度 1 m²/s=10⁴St(ストークス)(cm²/s)

圧	MPa (=10bar)	kgf/cm ²	atm	mmHg(Torr)	lbf/in ² (psi)
力	1	10.1972	9.86923	7.50062×10 ¹	145.038
	0.0980665	1	0.967841	735.559	14.2233
	0.101325	1.03323	1	760	14.6959
	1.33322×10 ⁻⁴	1.35951×10 ⁻³	1.31579×10 ⁻³	1	1.93368×10 ⁻²
	6.89476×10 ⁻³	7.03070×10 ⁻²	6.80460×10 ⁻²	51.7149	1

エネルギー・仕事・熱量	J (=10 ⁷ erg)	kgf·m	kW·h	cal(計量法)	Btu	ft·lbf	eV
	1	0.101972	2.77778×10 ⁻⁷	0.238889	9.47813×10 ⁻⁴	0.737562	6.24150×10 ¹⁸
	9.80665	1	2.72407×10 ⁻⁶	2.34270	9.29487×10 ⁻³	7.23301	6.12082×10 ¹⁹
	3.6×10 ⁶	3.67098×10 ⁵	1	8.59999×10 ³	3412.13	2.65522×10 ⁶	2.24694×10 ²⁵
	4.18605	0.426858	1.16279×10 ⁻⁶	1	3.96759×10 ⁻³	3.08747	2.61272×10 ¹⁹
	1055.06	107.586	2.93072×10 ⁻⁴	252.042	1	778.172	6.58515×10 ²¹
	1.35582	0.138255	3.76616×10 ⁻⁷	0.323890	1.28506×10 ⁻³	1	8.46233×10 ¹⁸
	1.60218×10 ⁻¹⁹	1.63377×10 ⁻²⁰	4.45050×10 ⁻²⁶	3.82743×10 ⁻³⁰	1.51857×10 ⁻²²	1.18171×10 ⁻¹⁹	1

1 cal= 4.18605J (計量法)

= 4.184J (熱化学)

= 4.1855J (15°C)

= 4.1868J (国際蒸気表)

仕事率 1 PS(仏馬力)

= 75 kgf·m/s

= 735.499W

放射能	Bq	Ci
	1	2.70270×10 ⁻¹¹
	3.7×10 ¹⁰	1

吸収線量	Gy	rad
	1	100
	0.01	1

照射線量	C/kg	R
	1	3876
	2.58×10 ⁻⁴	1

線量当量	Sv	rem
	1	100
	0.01	1

計算シミュレーション手法に基づく体外計測法の高度化に関する研究

R100

古紙配合率100%
白化度70%再生紙を使用しています