

JAERI-Conf
95-007



「最近の外部被ばく線量評価法に関する
ワークショップ」報文集
1995年1月19日～20日，東海研究所，東海村

1995年3月

(編) 山口恭弘・吉澤道夫

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。

入手の間合わせは、日本原子力研究所技術情報部情報資料課（〒319-11 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（〒319-11 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 Information Division, Department of Technical Information, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken 319-11, Japan.

© Japan Atomic Energy Research Institute, 1995

編集兼発行 日本原子力研究所
印 刷 いばらき印刷(株)

「最近の外部被ばく線量評価法に関するワークショップ」報文集

1995年1月19日～20日、東海研究所、東海村

日本原子力研究所東海研究所保健物理部

(編) 山口 恭弘・吉澤 道夫

(1995年2月16日受理)

本報文集は、保健物理部と原子炉工学部の主催、日本保健物理学会と日本原子力学会放射線工学研究連絡会の協賛で開催された「最近の外部被ばく線量評価法に関するワークショップ」の報文集を収録したものである。本ワークショップは、1995年1月19日と20日の両日、日本原子力研究所東海研究所において98名の参加者を得て開催された。本ワークショップの目的は、国際放射線防護委員会（ICRP）1990年勧告を契機に進められた外部被ばく線量評価法の研究の進捗状況を把握し、現状の問題点及び今後の研究課題を整理することにあった。ワークショップでは、放射線防護に用いる諸量の幅広いレビューがなされ、続いて光子、電子及び中性子に対する線量換算係数の計算結果等が紹介された。また、多くの問題提起がなされ、これらについて活発な討論が行われた。さらに、今後の研究の進め方の方針が決められた。本ワークショップは、我が国における外部被ばく線量評価法に関する研究を一層活発に進めるための良い契機となった。

Proceedings of the Workshop on Dosimetry for External Radiations
January 19-20, 1995, JAERI, Tokai, Japan

(Eds.) Yasuhiro YAMAGUCHI and Michio YOSHIZAWA

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

(Received February 16, 1995)

The present report comprises the Proceedings of the Workshop on Dosimetry for External Radiations, organized by Department of Health Physics and Department of Reactor Engineering and supported by Japan Health Physics Society and Division of Radiation Science and Technology, Atomic Energy Society of Japan. The workshop was held with 98 participants on January 19-20, 1995, at Tokai Research Establishment, Japan Atomic Energy Research Institute. The workshop aimed to grasp the current situation of external dosimetry study triggered by the issue of 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP), to pick out problems of current dosimetry and to arrange subjects for further study. After a review of wide scope on quantities in radiation protection, calculated results were presented on dose conversion factors for photons, electrons and neutrons. The participants had enthusiastic discussion on the problems which showed up in the presentation and fixed a course of external dosimetry study in the next step. The workshop gave a good opportunity to progress the study.

Keywords: Proceedings, Workshop, Dosimetry, External Radiation

目 次

1. 国際機関の勧告のレビュー	1
1.1 ICRP 1990年勧告の線量定義変更について	3
1.2 ICRU Report 51について	12
1.3 ICRP/ICRUタスクグループの報告書の概要	19
2. 外部被ばく線量評価の基礎	25
2.1 線量評価手法および使用するファントム	27
2.2 線量評価に必要な基礎物理データ	48
2.3 線質係数と放射線荷重係数	57
2.4 Operational Quantityの概念とその適用	60
3. 光子及び電子に対する線量評価	67
3.1 10 keV~10 MeVの光子に対する線量計算	69
3.2 10 MeV以上の光子に対する線量計算	76
3.3 電子に対する線量計算	85
3.4 電子に対する実効線量計算	94
4. 中性子及びその他の放射線に対する線量評価	103
4.1 熱エネルギー~20 MeVの中性子に対する線量計算	105
4.2 20 MeV以上の高エネルギー中性子に対する線量計算	112
4.3 高エネルギー加速器周辺における線量評価	122
5. 線量評価に関する一般論	129
5.1 線量の定義の不確定要因について	131
5.2 放射線防護に要求される線量概念	137
6. 問題点の分析及び今後の研究課題の検討	141
6.1 発表内容のまとめと提起された問題の整理	143
6.2 総合討論	147
付録1 「最近の外部被ばく線量評価法に関するワークショップ」のプログラム	153
付録2 参加者リスト	155

Contents

1. Review of Recommendations of International Organizations	1
1.1 On Revision of Definition of Doses for Radiation Protection in ICRP 1990 Recommendations	3
1.2 ICRU Report 51	12
1.3 Outline of the ICRP/ICRU Task Group's Report	19
2. Fundamentals of Dose Estimation for External Radiations	25
2.1 Methodology and Phantom for External Dosimetry	27
2.2 Basic Physical Data Needed for Dose Evaluation	48
2.3 Quality Factor and Radiation Weighting Factor	57
2.4 Concept of ICRU's Operational Quantity and its Application	60
3. Dose Estimation for Photon and Electron	67
3.1 Dose Calculation for Photons of 10 keV to 10 MeV	69
3.2 The Calculation of Effective Dose for Photons Higher than 10 MeV	76
3.3 Dose Calculation for Electrons	85
3.4 Calculations of Effective Doses for High Energy Electrons	94
4. Dose Estimation for Neutron and Other Radiations	103
4.1 Dose Calculation for Neutrons of Thermal to 20 MeV	105
4.2 Calculation of Neutron Dose above 20 MeV	112
4.3 Dosimetry around High Energy Accelerators	122
5. General Discussion on Dosimetry in Radiation Protection	129
5.1 On Uncertainties in Definition of Dose Equivalent	131
5.2 Dose Concept Required for Radiation Protection	137
6. Analysis of Problems and Discussion on Further Studies	141
6.1 Summary of the Presentations and Proposed Issues	143
6.2 General Discussion	147
Appendix 1 Program of the Workshop on Dosimetry for External Radiations	153
Appendix 2 List of Participants	155

1. 国際機関の勧告のレビュー

1.1 ICRP 1990年勧告の線量定義変更について

On Revision of Definition of Doses for Radiation Protection in ICRP 1990 Recommendations

吉澤 道夫
Michio Yoshizawa

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

1. はじめに

国際放射線防護委員会(ICRP)の勧告は、適切な放射線防護の基礎となる基本原則について規制当局を含めた放射線防護の関係機関や専門家に指針を与えるものであり、世界各国の放射線防護は、このICRP勧告を尊重して実施されている。ICRPは、1990年にその基本勧告を13年ぶりに改訂し、Publication 60¹⁾として出版した。この1990年勧告では、放射線の生物影響に関する最新の知見に基づく線量限度の変更、線量拘束値等の新しい概念導入など1977年勧告(Publ. 26)²⁾をさらに発展させた内容が勧告されている。この勧告の中で、外部被ばく線量評価にインパクトを与える事項として、放射線荷重係数及び等価線量という新しい線量概念の導入、線質係数の見直し等があげられる。特に、放射線荷重係数と組織・臓器の平均吸収線量に基づく等価線量の導入は、従来の線量当量とその定義内容が異なっていること、放射線の量と単位を扱う国際放射線単位・測定委員会(ICRU)との見解の相違が明らかとなったことから、線量測定分野に大きな混乱をもたらした。本報告では、1990年勧告における線量の定義変更の内容をまとめるとともに、なぜ放射線荷重係数や等価線量が勧告されたかについて筆者の推測も含めて述べる。

2. ICRP 1990年勧告(Publ. 60)

ICRP 1990年勧告は、その草案がICRP委員長、各専門委員会委員長、名誉委員及び科学幹事で構成される課題グループによって準備され、1990年11月にICRP主委員会で採択、翌1991年4月にPublication 60として出版された。

全体の構成は、第1章 緒言、第2章 放射線防護に用いられる諸量、第3章 放射線防護の生物学的側面、第4章 放射線防護の概念的な枠組み、第5章 提案された行為と継続している行為に対する防護体系、第6章 介入における防護体系、第7章 委員会勧告の履行、の7つの章からなる本文と、勧告の要約、及びA 放射線防護に用いられる諸量、B 電離放射線の生物影響、C 放射線の影響の重要性を判断するための基礎、D 委員会刊行物のリスト、の4つの付属書から成っている。

放射線防護に用いられる線量の定義については、本文の第2章及び付属書Aで記述されている。以下にその主な内容をまとめる。なお、“ ”で囲まれた部分は、ICRP勧告(邦訳)(特に断らない限りPubl. 60)からの引用を意味する。

2.1 吸収線量(Absorbed Dose) : D及び臓器線量(Organ Dose) : D_T

ICRPは、“放射線防護における基本的な線量計測量は吸収線量D”であり、その定義⁵⁾は“ある一点で規定することができる言い方で定義されている”が、“放射線防護の目的

には、組織・臓器についての平均吸収線量(D_T)を定義することが便利である”としている。 D_T の定義を次式に示す。ICRPは、この D_T を臓器線量(Organ Dose)とも呼んでいる。Publ. 60における吸収線量という用語は、原則としてこの D_T を意味している。

$$D_T = \frac{\epsilon_T}{m_T}$$

ϵ_T : 組織・臓器Tに与えられた全エネルギー
 m_T : 組織・臓器Tの質量

2.2 放射線荷重係数(Radiation Weighting Factor) : w_R

ICRPは、これまで、確率的影響の確率が放射線の種類とエネルギーに依存することを考慮するための荷重係数として、ある一点における吸収線量に適用する線質係数 Q を水中の限定されない線エネルギー付与(LET) L の関数 ($Q-L$ 関係)として勧告していた²⁾。今回、ICRPは、この線質係数 Q に代わり、放射線荷重係数 w_R を導入した。

線質係数 Q と放射線荷重係数 w_R との違いは、 Q が評価点における放射線の種類とエネルギーで決定されるのに対し、 w_R は“身体に入射する放射線あるいは体内線源についてはその線源から放出される放射線に関して決められる”点である。

w_R の値は、“低線量における確率的影響の誘発に関するその放射線の生物効果比(RBE)の値を代表するように”、“生物学的情報、いろいろな被ばく状況及び周辺線量当量の慣例的計算の結果の検討に基づいて”選ばれている。ここで、生物効果比(RBE)とは、“ある特定の生物学的エンドポイントについて同じ程度の結果を生ずる2つの放射線の吸収線量の逆比”である。 w_R の値を表1に示す。

放射線荷重係数の値で特徴的なのは、中性子に対する w_R の値がエネルギー群毎に一定値(ステップ関数)として与えられていること、及び入射エネルギーが100keVから2MeVの中性子に対する値(20)が従来の線質係数の値の2倍となっている点である。

また、この中性子に対する w_R については、“計算に一貫性をもたせる助け”として、入射エネルギーの関数として表した滑らかな曲線及び数式を示している。この連続関数について、ICRPは、“生物学的意味付けをする意図はない”、“滑らかな曲線は近似として扱われるべきものである”としている。中性子に対する w_R を図1に示す。

値が示されていない放射線の種類及びエネルギーについては、2.5で述べる新しい $Q-L$ 関係を用いて、ICRU球の中の深さ10mmにおける \bar{Q} を次式により計算することによってその近似値が得られるとしている。

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q(L) D(L) dL$$

$D(L)dL$: 深さ10mmにおける線エネルギー付与が L と $L+dL$ の間の吸収線量

$Q(L)$: 深さ10mmにおける線質係数

2.3 等価線量(Equivalent Dose) : H_T

1990年勧告でICRPは、“放射線防護上関心があるのは、一点における吸収線量ではなく、臓器・組織にわたって平均し、線質について荷重した吸収線量である”とし、次式で定義される量を導入して等価線量 H_T と名付けた。その単位はJ/kgであり、特別な名称はシーベルト(Sv)である。

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

$D_{T,R}$: 組織・臓器Tについて平均された放射線Rによる吸収線量

w_R : 放射線荷重係数

2.4 実効線量(Effective Dose) : E

ICRPは、1977年勧告(Publ. 26)で、“確率的影響に関しては、委員会が勧告する線量限度は、全身が均等に照射されていても不均等な照射の場合であっても、そのリスクは同じであるべきである”という原則を適用するため、異なる組織・臓器の放射線に対する感受性の違いを表す組織荷重係数(Tissue Weighting Factor) w_T で組織・臓器の平均線量当量を荷重した総和量を導入し、この量を実効線量当量(Effective Dose Equivalent) H_E と名付けた。1990年勧告で、ICRPは、実効線量当量という名称を実効線量(Effective Dose) E という“簡潔な名称”に変更した。名称変更の理由として、実効線量当量という名称は“不必要に煩わしい”ためであり、“線量当量から等価線量への変化と関係しているが、組織荷重係数の数またはその値の大きさの変更とは関係ない”と述べている。実効線量の定義を次式に示す。単位はJ/kgであり、特別な名称はシーベルト(Sv)である。

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

H_T : 組織・臓器Tの等価線量

w_T : 組織荷重係数

1990年勧告では、組織荷重係数 w_T を与える組織・臓器の数を7から13に増し、最新の知見を基にその値を変更した。新しい w_T の値を従来のものと比較して表2に示す。なお、残りの組織・臓器のリストは1993年に変更されている⁸⁾。ここで、問題となるのは、その表の注3) “残りの組織・臓器の一つが、荷重係数の定められた12の臓器のどれよりも高い等価線量を受けるような例外的な場合には、その組織・臓器に荷重係数0.025を適用し、これ以外の組織・臓器の平均線量に荷重係数0.025をあてはめるべきである。”という規定である。これは、もともと内部被ばくにおける特殊なケースを想定して定められたものであるようだが、この表現では内部被ばくと外部被ばくとの区別なく適用される。

2.5 Q-L関係

上記で述べた等価線量は、線量限度等の適用に関して線量当量に代わる量であるが、ICRUのOperational Quantityとの関連で、線量当量(Dose Equivalent) $H (= Q \cdot D)$ も依然として存在している。しかし、線質係数Qと限定されない線エネルギー付与Lの関係は、“中エネルギー中性子に対する比較的高いRBE値を反映し、かつ単純さをできるだけ保つように”修正された。この修正されたQ-L関係を従来のものと比較して表3及び図2に示

す。なお、線量当量の定義に由来あったその他の修正係数の積Nは廃止された。

2.6 従来の量との加算

上記で導入された等価線量、実効線量と従来の線量当量及び実効線量当量との加算について、ICRPは“いかなる調整をすることなく、線量当量を等価線量に、実効線量当量を実効線量に加算することは適切である”としている。

2.7 ICRUのOperational Quantityについて

ICRP1990年勧告では、“ICRU Report 39⁶⁾に与えられているICRUの諸量を、新しいQ-L関係を使って計算すると、実効線量および皮膚等価線量の合理的な近似が得られるものと期待される”とし、周辺線量当量、方向性線量当量、透過性個人線量当量及び表層部個人線量当量に言及している。なお、ICRPは、“Publication 51³⁾の全般的改訂の一部として、これらの線量計測を詳細に検討する予定である”と述べている。

3. 放射線荷重係数及び等価線量の導入された理由

等価線量は、①線質係数の見かけ上の精密さの排除、②確率的影響の評価の基本は組織・臓器の平均線量であることの明確化、という2つの理由、特に①を実現するために導入されたと考えられる。これらについて以下に述べる。

3.1 放射線荷重係数の導入について

放射線荷重係数が導入された理由として、ICRPは“吸収線量を修正するために公式的なQ-L関係を用いた場合、そこに本来含まれる詳しさと精密さは、放射線生物学の情報が不確かであるという理由で、正しいとはされないと現在信じている。”、“QとLETとの関係は元来、放射線の違いによるQの値の変化を大まかに示すにすぎないとして考えていたものであったにもかかわらず、見かけ上精密なものとして解釈された。”ことを指摘している。これは、線質係数が、主たる定義としてのQ-L関係と、L分布がわかっていない場合に用いる近似値 \bar{Q} （一次放射線に関係づけられ、X線、 γ 線、 β 線：1、エネルギー不明の中性子、陽子等：10、エネルギー不明の α 粒子、多重電荷粒子：20）という二つの形で勧告されていたことが関係する。この近似値 \bar{Q} は、形式上はQ-L関係から導き出されるように読めるが、厳密な意味でのL分布に対する平均値と異なる。また、もともとは、この \bar{Q} の値が先に選択され、これを任意の放射線に適用するためにQ-L関係という表現形式が採用されたものである。ICRPは、この主客逆転しているような線質係数の定義の方法を、本来の意味あいに変更しようと意図したものと考えられる。

ICRPがこの変更の必要性を意識した理由の一つとして、線質係数の定義変更を述べたICRU Report 40⁷⁾が、必要以上に複雑なものであったことがあげられよう。このレポートは、低線量における中エネルギー中性子のRBEが従来考えていたよりも大きいことが明らかになつたことに伴い線質係数の改訂が必要になったために策定されたものである。しかし、その内容は、単なる線質係数の改訂にとどまらず、線質係数を表す物理量とその関数はいかにあるべきかという議論を、このレポート作成委員会の委員長であるH. H. Rossi教授等のマイクロシメトリの考え方に沿って始め、線質係数を新しくマイクロシメトリの量に基づいて定義し、光子についてのQもエネルギーに依存するとしたものであった。

また、ICRPが行っている内部被ばくにおける放射性核種を摂取した後の人体組織の線量計算では、“1つの与えられた放射線に関するQの値は一定として考えてよい(ICRP Publ. 30)”⁴⁾として、核種から放出される放射線に関して決められる上記の近似値 \bar{Q} を用いて計算することを勧告してきたことも関連していると考えられる。

3.2 組織・臓器の平均線量を基本とすることについて

ICRPは、すでに1977年勧告において、確率的影響については組織・臓器の平均線量当量を基本に考えることが線量反応関係の直線仮定から正当としている。1990年勧告においても、“被ばくに引き続いて起こる確率的影響の確率の指標として平均線量を用いることは、ある影響を誘発する確率と線量との関係（線量反応関係）の比例性に基いている。”とし、また、平均線量に基づく量が“観察された生物効果とかなりよい相関関係にあるという経験的観察があるので、正当化される。”と述べている。このことから、ICRPは、放射線生物学のデータを解釈するには、ある一点における線量ではなく組織・臓器の巨視的な線量を考える方がよいと考えていると解釈できる。

組織・臓器の平均吸収線量を用いることを強調する背景には、ある臓器のごく一部に高濃度の放射性核種が沈着する、いわゆるホットスポットの問題も関係していると考えられる。ICRPは、従来から、ホットスポットにおける線量よりも組織全体の平均線量を考える方がリスクを高い方に見積もるとしてきた。1990年勧告においても“一般的にホットスポット中の高濃度の放射性物質は、均一に分布してもっと低い均等な線量を与える同量の物質よりも、発がん性については低いことがわかっている。”と述べている。このことから、ICRPは、組織・臓器中の線量分布を考慮するよりも、単純な臓器平均線量を考える方が放射防護上は適切であると考えていることが推察される。

3.3 等価線量の導入

ICRPは、上記二つの事項を1990年勧告で明確化することを意図した。特に、どうしてもQ-L関係ではなく放射線荷重係数の考え方を導入したかったようである。これを実現するために、ICRPは、線量当量に加えて新しい線量を定義するしかないと判断したものと考えられる。なぜなら、線量当量の定義を変更することは、外部被ばくモニタリングの基礎となるICRUのOperational Quantityが定義できないことになり、また、線量当量を二重に定義することは国際的に受け入れられなかったからである。

4. おわりに

線質の違いによる人の確率的影響の差異についてはデータが存在しないため、ICRPという専門家集団が、高線量における放射線生物学のデータから判断している。線質係数には、この専門家の巨視的判断という近似ともいえず誤差の評価も困難なものが含まれている量と考えられる。一方、吸収線量は、計測の観点を含めた物理的観点から厳密に定義されている。従って、線量当量は、この生物学的な巨視的判断と物理的厳密さという異質なものの積と捕らえることができる。

ICRPは、1977年に実効線量当量を導入して放射線の確率的影響の評価・制限を放射線防護の主目的とし、この立場から線量を検討してきた。一方、ICRUは、測定不可能な実効線量当量が導入された放射線防護における現場の測定はどうすべきか、という観点から線量

(当量)を検討してきた。ICRPとICRUは、これまで、生物学的リスク評価と線量測定という別々な世界を構築しつつも、一応線量当量という共通の土俵の上に上っていた。

しかし、ICRPは、放射線生物学的曖昧さを明確化するために新しく等価線量を導入した。これにより、生物学的リスク評価と放射線防護における線量測定とは別々な線量体系を持つことになったといえる。このため、放射線防護に携わる者は、このリスク評価と防護のための測定とにおける二つの体系を同時に理解し、扱わなければならないこととなった。

ICRPは、“単純さを保つことは、人における精密な情報をわれわれが持っていないことと放射線防護の実際面についての正しい認識を反映するために重要である。”と述べている。しかし、放射線防護の実際面に携わる者にとって現実はさらに複雑化した。

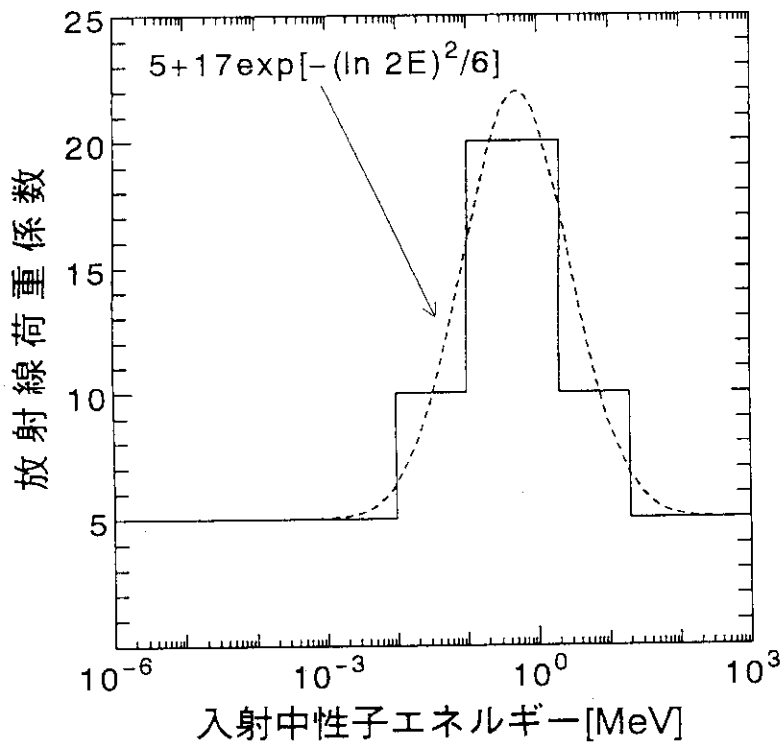
【参考文献】

- 1) ICRP Publication 60, Annals of the ICRP, 21, 1-3 (1991)
- 2) ICRP Publication 26, Annals of the ICRP, 1, 3 (1977)
- 3) ICRP Publication 51, Annals of the ICRP, 17, 2-3 (1987)
- 4) ICRP Publication 30 part 1, Annals of the ICRP, 2, 3-4 (1979)
- 5) ICRU Report 33, (1980)
- 6) ICRU Report 39, (1985)
- 7) ICRU Report 40, (1986)
- 8) 松平寛通：“ICRP Main Commissionの最近の活動について”，保健物理，29, 3 (1994)

表1 放射線荷重係数¹⁾

放射線の種類とエネルギー ²⁾	放射線荷重係数 _{WR}
光子、すべてのエネルギー	1
電子及びミュー粒子、すべてのエネルギー ³⁾	1
中性子、エネルギーが 10keV 未満のもの	5
" 10keV以上 100keV まで	10
" 100keVを超え 2MeV まで	20
" 2MeVを超え 20MeV まで	10
" 20MeVを超えるもの	5
(図1も参照)	
反跳陽子以外の陽子、エネルギーが2MeVを超えるもの	5
アルファ粒子、核分裂片、重原子核	20

- 1) すべての数値は、身体に入射する放射線、あるいは体内線源についてはその線源から放出される放射線に関するものである。
- 2) 他の放射線に対する数値の選択については、2.2参照。
- 3) DNAに結合した原子から放出されるオージェ電子を除く。



滑らかな曲線は近似として扱われるべきものである。

図1 中性子に対する放射線荷重係数

表2 組織荷重係数 w_T の新旧比較

組織・臓器	組織荷重係数, w_T	
	Publ. 60 ¹⁾	Publ. 26
生殖腺	0.20	0.25
骨髓 (赤色)	0.12	0.12
結腸	0.12*	—
肺	0.12	0.12
胃	0.12	—
膀胱	0.05	—
乳房	0.05	0.15
肝臓	0.05	—
食道	0.05	—
甲状腺	0.05	0.03
皮膚	0.01	—
骨表面	0.01	0.03
残りの組織・臓器	0.05 ^{2), 3)}	0.30 [#]

- 1) これらの数値は、同数の両性及び広い年齢範囲をもつ基準集団について導かれたものである。実効線量の定義においては、これらの数値を作業員、全集団及び両性のいずれにも使う。
- 2) 計算の目的には、残りの組織・臓器は次の追加の組織・臓器からなるものとする：副腎、脳、大腸上部*、小腸、腎臓、筋肉、膵臓、脾臓、胸腺、子宮及び胸腔外の気道器官(鼻咽腔と喉頭)*。このリストは、選択的に照射されやすい臓器を含む。また、リスト中のいくつかの臓器はがん誘発に高い感受性を有することが知られている。今後もしこのほかの組織・臓器が発がんの著しいリスクをもつとわかったならば、そのときにはそれらに特定の w_T を与えるか、あるいは残りの組織・臓器を定めたこの追加リストに含められることになる。追加リストには、選択的に照射される他の組織・臓器も含められるかもしれない。
- 3) 残りの組織・臓器の一つが、荷重係数の定められた12の臓器のどれよりも高い等価線量を受けるような例外的な場合には、その組織・臓器に荷重係数0.025を適用し、これ以外の上記リスト中の組織・臓器の平均線量に荷重係数0.025をあてはめるべきである。
- * ICRP1993年主委員会会合において、結腸の荷重係数は大腸上部と大腸下部の平均線量に適用し、残りの組織・臓器のリストから大腸上部を削除し、胸腔外の気道器官(鼻咽腔と喉頭)を追加する決定がなされた。
- # 残りの組織・臓器のうちの最高の線量当量となる5つの組織または臓器の各々に0.06をあてはめる。

表3 Q-L関係の新旧比較

Publ. 60		Publ. 26	
水中の、限定されない 線エネルギー付与, L (keV μm^{-1})	Q (L) ¹⁾	水中の、限定されない 線エネルギー付与, L (keV μm^{-1})	Q
< 10	1	3.5以下	1
10-100	0.32L-2.2	7	2
> 100	300/ \sqrt{L}	23	5
		53	10
		175 以上	20

1) Lの単位はkeV μm^{-1}

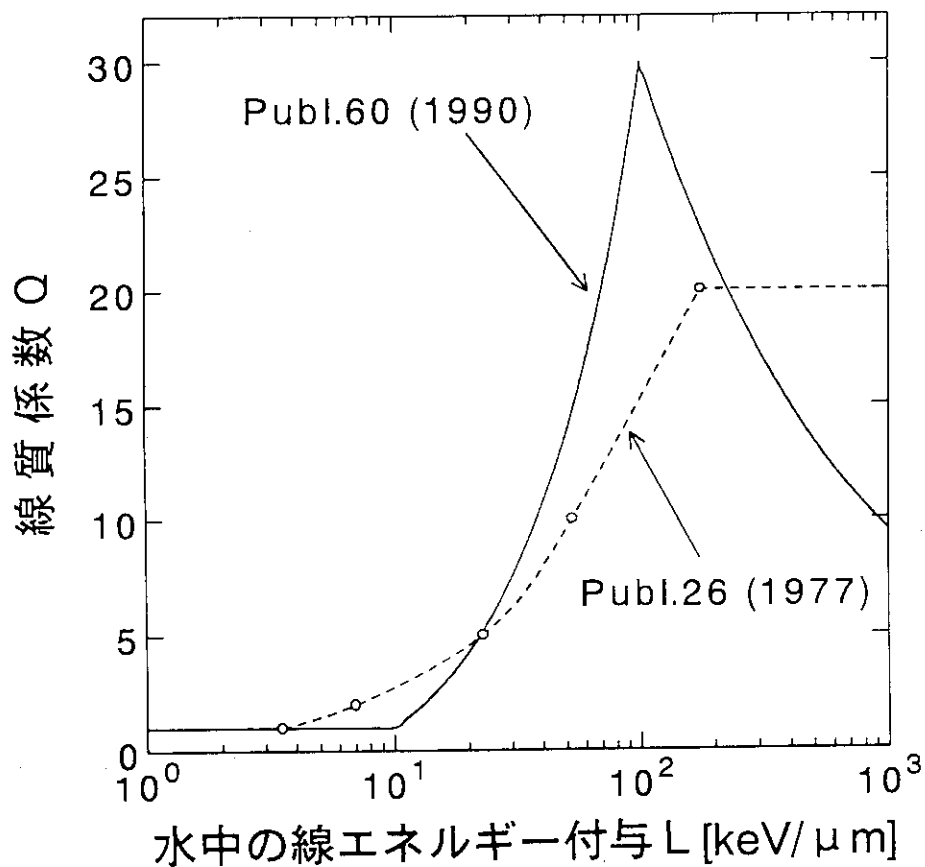


図2 Q-L関係の新旧比較

1.2 ICRU Report 51について

ICRU Report 51

高橋 史明

Fumiaki Takahashi

日本原子力研究所

Japan Atomic Energy Research Institute

I はじめに

被ばく線量をどのように定義して計測するかは、放射線防護において本質的な問題である。国際放射線単位測定委員会（ICRU）は、この問題に関する検討を継続的に行っている。

1993年9月に勧告されたICRU Report 51（以下、ICRU51）は、ICRU33 Bに替わるものである。ICRU33の発刊以来なされた議論の結果はICRU39で示された。そこでは、外部被ばく線量の計測のために用いる実用量(Operational quantity)がいくつか導入された。これらに関する補足説明は、ICRU43, ICRU47で与えられている。現在では、これらの線量概念も定着しつつあり、ICRU51もこれらの量を扱っている。

一方、国際放射線防護委員会（ICRP）も放射線防護に用いる線量に関する検討を行っており、1990年で採択されたICRP勧告では、新たな線量概念が導入された。これらの概念に関する議論が活発に行われている。ICRU51はこの勧告を受けて、被ばく制限に対応する線量評価のための測定及び計算に用いる量を扱っている。

放射線防護に用いる線量の定義は、未だ最終的なコンセンサスが得られてないと考えられる。本稿では、現在なされている議論の本質及び現時点でICRUが推奨する諸量を把握するためにICRU51を紹介する。

なお、訳語が定着していない語句についてはICRU51で使用されている英語句を併記した。

II ICRU 51

放射線防護に関する量の決定には、物理的な計測と生物学的な影響を関連付けるために、近似を用いざるを得ない。放射線防護の目的のためには、比較的大きな裕度が許容されるかもしれないが、用いる量に曖昧さがなく、用いた近似が明確に識別されることが重要である。これらの要求を満たすことを本レポートは目的としている。ICRUはこれを基本方針としてレポートを発刊しており、本レポートの発刊に当たってもその姿勢に変化は見られない。

レポートは、二つの部と二つの付録より構成されている。第I部では、放射線防護における計測や計算のための量を扱っている。第1節においては、物理量の定義を行いその特徴を述べている。第2, 3節においては、計測量を定義している。これらの計測量は、本レポートに出てくるその他全ての量を導く基本量となる。第4節では、線量当量について述べている。ICRU39で定義された外部線源からの被ばくを測定するために考案された実用量は、この節で定義されている。

第Ⅱ部では、平均値に基づきいくつかの量について述べている。ここで与えられる量のほとんどは、ICRP60勧告を受けているものである。これらの量は放射線防護の実行においては、たいして十分である。しかし、その平均値についての解釈には注意を払う必要があると本レポートは言及している。

付録では、ICRP60で示されたQ(L)関係及び組織荷重係数の数値データを示している。以下に、ICRU51の内容について紹介する。

Ⅲ 第Ⅰ部 放射線防護における計測及び計算のための量と単位

1. 緒論

放射線防護における測定や計算に用いられる量は、以下の特性を備える必要がある。

- ・一般性（実際の状況において広く適用できる。）
- ・一義性（曖昧さが無く、言外の意味を含まない。）
- ・必要性（余分なものでない。）
- ・計測や計算への適用性

以下で与えられる諸量はこれらの特性を有しており、放射線防護で用いる量の一貫した体系を規定している。

2. 計測量

計測量には、放射線計測量と線量計測量がある。放射線計測量は、あらゆる種類の放射線によって作られる放射線場を特徴付ける。最も有用な放射線計測量の一つはフルエンスゆである。

線量計測量は、電離放射線の効果に関係付けられるある点または注目する領域内における物理計測量を規定するための量である。基本的な線量計測量は吸収線量Dであり、例えば時間tや線エネルギー付与Lで表したその分布量である。吸収線量は非確率的な量で、その定義には確率的な量である分与エネルギー(Energy imparted) ϵ という量が含まれている。

また、二つの物理量、線エネルギー付与Lと線エネルギー(Lineal energy) y の定義が与えられる。これらは、エネルギーを距離で割ったものとして定義されるので、両者は類似している。しかし、線エネルギー付与Lは非確率的な量であるが、線エネルギーは確率的な量である。また、これらの二つの量は吸収線量の分布を表すパラメーターとして用いられる。線エネルギー付与で表した吸収線量の分布 D_L は、以下の式のように与えられる。

$$D_L = \frac{dD}{dL} \quad (\text{Ⅲ.1})$$

ここで、 dD はLとL+dLの間の線エネルギー付与をもつ一次荷電粒子により与えられる吸収線量である。

なお、ICRU51は線エネルギー y で表される吸収線量の分布も用いられると記している。しかし、Ⅲ.1式のように数式として明記されていない。以下、ICRU51の中で吸収線量の分布を

扱う場合には、線エネルギー付与で表した吸収線量の分布 D_L を用いている。

3. 線量当量

3.1 線量当量

線質係数 Q は、吸収線量を与える荷電粒子の生物学的効果度に対し、吸収線量を荷重するために導入される。 Q の水中の線エネルギー付与 L に関する関数依存性がICRPより与えられている。組織中のある点における線質係数は、次式により与えられる。

$$Q = \frac{1}{D} \int_L Q(L) D_L dL \quad (\text{III.2})$$

ここで、 D はその点における吸収線量、 D_L は線エネルギー付与で表される D の分布で、 $Q(L)$ は着目点における線質係数である。積分は、二次電子を除く全ての荷電粒子に起因する D_L 全体にわたり実行される。

ICRU40において、放射線防護のために線質はICRU組織（筋肉）の直径 $1 \mu\text{m}$ の球内の線エネルギー y を用いた表現で規定すべきと結ばれている。ICRU51においても、これに関する記述はなされているが、III.2式のように数式として明記されていない。

線量当量 H は、組織中のある点における Q と D の積である。ある点における線量当量 H は、次のように与えられる。

$$H = \int_L Q(L) D_L dL \quad (\text{III.3})$$

ここで、 $Q(L)$ は線エネルギー付与 L の粒子に対する線質係数であり、 D_L はその点における L で表した吸収線量のスペクトル分布である。

3.2 実用量

実用量は、エリアモニタリング及び個人モニタリングに対して実際の計測のために定義されており、ファントムあるいは人体中のある点における線量当量に基づいている。したがって、その点に存在する放射線の種類やエネルギーに関係している。

放射線は、透過性の強弱により特徴付けられる。弱透過性放射線に対しては、眼の水晶体か皮膚の線量当量に関係する。強透過性線量当量に対しては、実効線量当量に関係する。

(1) エリアモニタリング

エリアモニタリングに対しては、実際の放射線場から導き出されたある種の放射線場を規定する必要がある。ICRUは実用量を導入する際に、従来からの現実の放射線管理における測定方法を正当化するために、“拡張”と“整列”いう概念を示した。拡張とは、注目する評価点におけるフルエンス、エネルギー及びその方向分布が、有限の大きさの領域全体にわたって同一であると解釈することを意味する。“拡張場”とは、この概念が成立する放射線場を指す。一方、整列とは測定値に方向依存性がないことを保証するための概念であり、

放射線が全て1方向より照射されていると解釈することを意味する。すなわち，“拡張・整列場”においては，フルエンス及びそのエネルギー分布が注目する体積内で評価点における実際の放射線場と同じ値となり，フルエンスの方向性が単一方向性である。

エリアモニタリングに対して，周辺線量当量と方向性線量当量という二つの量が導入された。

ある放射線場中のある点における周辺線量当量 $H^*(d)$ とは，

「対応する拡張・整列場により，ICRU球内の整列場に対向する半径上の深さ d において生じる線量当量」である。

$H^*(d)$ について述べる際には，常に評価点の深さ d を指定しなくてはならない。

一般に， $H^*(d)$ の測定には，放射線場が計測器の大きさにわたって均一であり，計測器が等方的(isotropic)な応答を持つことが要求される。

ある放射線場中のある点における方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ とは，

「ICRU球内の指定されたある方向の半径上深さ d において，対応する拡張場によって生じる線量当量」である。

$H'(d, \Omega)$ について述べる際には，常に評価点の深さ d 及び方向 Ω を指定しなくてはならない。方向 Ω は，単一方向場のような場合には，方向は入射場に対向する半径と指定する半径との間の角度 α で規定することができる。 $\alpha = 0$ の時， $H'(d, \Omega)$ は $H^*(d)$ と書くことができ， $H^*(d)$ と同じ値となる。

一般に， $H'(d, \Omega)$ の測定には，放射線場が計測器の大きさにわたって均一であり，計測器が必要な方向応答を持つことが要求される(方向順応性応答(isodirectional response))。

かつては， $H^*(d)$ の測定対象は強透過性放射線だけで， $H'(d, \Omega)$ の測定対象は弱透過性放射線だけであった。現在ではこの二つの量は， d の値に応じて強透過性放射線と弱透過性放射線の両者に対して適切な量である。 d の値として，強透過性放射線では10mmが採用され，弱透過性放射線に対しては，皮膚に対して0.07mm，眼に対して3mmが採用されている。

(2) 個人モニタリング

ICRU39において，個人モニタリングにおいて強透過性放射線を測定対象とした透過性個人線量当量及び弱透過性放射線を測定対象とした表層部個人線量当量が定義された。現在では，これらの量が統一され，個人線量当量 $H_p(d)$ が定義されている。これは， d の値に応じて強透過性放射線と弱透過性放射線の両者に対して適切な量である。

個人線量当量 $H_p(d)$ とは，

「人体上である指定された点の適切な深さ d における軟組織の線量当量」である。

$H_p(d)$ は，現実の人体における点において定義される量である。測定位置が異なれば，それぞれの量が独立となることに注意しなくてはならない。

$H_p(d)$ について述べる際には，深さ d を指定すべきである。弱透過性放射線に対しては， d の値として皮膚に対して深さ0.07mm，眼に対して3mmが採用されている。強透過性放射線に対しては， d の値として深さ10mmが採用されている。

また，放射線の入射方向及び測定位置によっては人体が遮蔽物とな可能性がある。この量は非常に方向依存性の強い量といえる。

$H_p(d)$ は，人体表面に着用した適切な厚さの組織等価物質で検出器を被った線量計を用い

て測定される。

IV 第II部 平均値に基づく量と被ばく制限に用いる量

1. 緒論

吸収線量及び線質係数はある点において定義される。しかし、放射線防護においてはある大きさを有する領域において定義される。これらの量は、身体の部位及び放射線場中の身体の向きに依存する。したがって、物質の拡がりにわたって平均化された平均値的な量は積分値で表される。平均値的な量は、被ばく制限の目的に使用される。

2. 臓器の吸収線量

着目する組織・臓器Tの平均吸収線量 D_T は、次式で与えられる。 D_T は時として、臓器線量と呼ばれる。

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int D \, dm \quad (\text{IV.1})$$

ここで m_T は、組織・臓器の質量で、 D は質量要素 dm の吸収線量である。

D_T は、その組織・臓器への分与エネルギー ε_T とその組織・臓器Tの質量の比に等しい。

3. 放射線の線質を特徴付ける係数

着目する組織・臓器Tにおける平均線質係数 Q_T は、次式で与えられる。

$$Q_T = \frac{1}{m_T D_T} \int QD \, dm \quad (\text{IV.2})$$

ここで、 D_T は組織・臓器の平均吸収線量、 m_T はその質量、そして Q と D はそれぞれ質量要素 dm における線質係数と吸収線量である。

Q_T の決定には、次式のような吸収線量分布 D_L 及び着目している組織・臓器Tについての二重積分を行う必要がある。

$$Q = \frac{1}{m_T D_T} \int \int Q(L) D_L \, dL \, dm \quad (\text{IV.3})$$

Q_T は、着目している臓器中の放射線の種類とエネルギーに基づく量である。しかし、ほとんどの場合において着目領域中の放射線のエネルギースペクトルを十分に知ることはできない。そのため、ICRU40では Q_T を慣用的な平均線質係数 \bar{Q} によって近似している。

ICRP60では、これに近い役割を果たすものとして放射線荷重係数 w_R が導入されている。しかし、この導入に対してICRU51では特に異なる成分を持つ放射線が身体に入射する場合に以下のような問題点があるとしている。

・ ICRP は w_R の数値を粒子の種類及びエネルギーに関して指定している。外部被ばくでは、これらの値は身体に入射する放射線に対して適用されて、身体の部位あるいは向きには依存しない。しかし、 w_R は D_T に対する放射線成分 R の相対寄与 $D_{T,R}/D_T$ で荷重される各成分の w_R の和である。よって、得られる w_R は身体の向き、大きさ及び臓器に依存する。

・ 測定において $D_{T,R}$ を個々に識別することはできない。そのため、これらの寄与を入射放射線のその成分に起因するものと認定することはできない。

ICRU51では \bar{Q} や w_R を放射線防護におけるほとんどの目的に対して、用いることを適切としながらもこれらの概念を量の首尾一貫した体系に組み入れることはできないとしている。

4. 被ばくの制限に用いる量

ICRP26では、被ばく制限を表す量として臓器線量当量及び実効線量当量が勧告された。臓器線量当量は、着目する組織・臓器の平均線量当量でIV.1式で求められる組織・臓器における平均吸収線量 D_T とIV.3式で求められる組織・臓器 T における平均線質係数 Q_T の積で与えられる。実効線量当量 H_E は次式で表される。

$$H_E = \sum_T w_T D_T Q_T, \quad \sum_T w_T = 1 \quad (\text{IV.4})$$

ここで、 w_T は臓器・組織 T の組織荷重係数で、その数値はICRP60で指定されている。

H_E の決定には、吸収線量の分布 D_L と $Q(L)$ 関係の情報が必要である。

ICRP60では、放射線荷重係数に基づいて決定される組織・臓器における等価線量と実効線量という二つの量を導入した。これらの量は、それぞれ従来の臓器線量当量と実効線量当量に置き替わるものである。

組織・臓器の等価線量 H_T は、次式で与えられる。

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{IV.5})$$

ここで、 $D_{T,R}$ は放射線成分 R による組織・臓器 T の平均吸収線量、 w_R はその放射線の荷重係数である。

実効線量 E は、次式で与えられる。

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (\text{IV.6a})$$

ここで、 H_T は組織・臓器 T の等価線量であり、 w_T はその組織・臓器の荷重係数である。IV.6a 式は、次のようにも書ける。

$$E = \sum_T w_T D_T \sum_R \frac{D_{T,R}}{D_T} w_R \quad (\text{IV.6b})$$

IV.6b 式は、IV.4式における Q_T を D_T に対する放射線成分 R の相対寄与 $D_{T,R}/D_T$ で荷重される各成分 R の w_R の和で置き換えた形をしている。

ICRU51では、IV.5式及びIV.6b式にある $D_{T,R}$ を実験で評価することができないため、これらの式を計測の基本として用いることができないとしている。計測の目的のためには、 Q によって定義される量が用いられるべきであるとしている。

これらの量の定義に関係する $Q(L)$ 関係及び組織荷重係数の数値データがICRU51の付録に紹介されている。これらのデータはICRP60で定義されている数値である。ここでは、数値

データの紹介は省略する。ICRU-ICRP 合同報告委員会は、ICRP1990年勧告で定義された新しい被ばく制限量の妥当性を検討し、この二つの数値データがこれらの影響を調査している。

V おわりに

ICRUでは、放射線防護に用いる量に対しても、他の物理量と同様に一貫した体系を持つことを要求している。そのため、体系に組み入れることのできない量については厳格に批判を行っている。

ICRU51では、放射線荷重係数に対する批判が多く見られ、これにより定義される等価線量および実効線量は計測の基本として受け入れることができないという立場をとっている。これらの量については、現状の定義では特に放射線が多く成分を含む場合に、計測が不可能であると言及している。ICRUはICRU51において線質係数 Q によって定義される量を推奨し、被ばく制限に用いる量として実効線量当量を実効線量、等価線量とともに併記している。また、実際の適用ではこの目的において測定可能な量として特徴付けられる量として実用量が考案されていると紹介している。

他に、吸収線量及び線質係数の分布の表現についてICRU51においては線エネルギー付与を用いている。その一方で、線質は線エネルギー y を用いた表現で規定すべきというICRU40の結論を紹介している。また、測定では吸収線量の分布は線エネルギー y で表される D_y を決定していると言及している。この概念は、未だ定着していないため紹介のみなされている。しかし、ICRUが今後一貫した体系を保つために、線エネルギー y を吸収線量の分布を示すパラメーターとして推奨する可能性がないとはいえない。

参考文献

- ICRU Report 33(1980)
- ICRU Report 39(1985)
- ICRU Report 40(1986)
- ICRU Report 43(1988)
- ICRU Report 47(1992)
- ICRU Report 51(1993)
- ICRP 51(1987)
- ICRP 60(1990)

村上 博幸, 南 賢太郎: 日本原子力学会誌, 33-8, 747~756(1991)

1.3 ICRP/ICRUタスクグループの報告書の概要 Outline of the ICRP/ICRU Task Group's Report

山口 恭弘
Yasuhiro YAMAGUCHI

日本原子力研究所 保健物理部
Japan Atomic Energy Research Institute

1. はじめに

国際放射線防護委員会(ICRP)は、1990年に採択した基本勧告(ICRP Publ. 60)の中で、放射線防護に用いる線量概念に関し大幅な変更を提案した。この変更は線量の定義そのものに関係しており、放射線防護における線量評価に及ぼす影響は極めて大きい。線量評価上最も関心が注がれる点は、新たに定義されるか又は定義が変更された量と従来の量との数量的な関係及び新たに定義された線量の評価手法であろう。従来、ICRPは被ばく制限に関する線量を定義・勧告しており、国際放射線単位計測委員会(ICRU)は外部被ばく線量の計測を目的とする量を定義・勧告してきた。今回の変更は、これら両方に関係してくる。そこで、ICRPとICRUは、ICRP Publ. 60によってもたらされた上記の課題を検討するために、合同タスクグループを設け検討を行っている。検討結果は、ICRP Publ. 51(体外放射線に対する防護のためのデータ)の改訂版としてまとめられる予定であり、現在その報告書の作成段階にある。以下に、1994年5月に作成され、ICRP及びICRUに報告された作業用ドラフトを基に、報告書の概要を述べる。なお、この内容の一部は将来変わる可能性があることをお断りしておく。

2. 合同タスクグループの活動概況

合同タスクグループの構成員と交わした手紙に基づき、タスクグループの活動概況を以下に述べる。タスクグループは1991年末に設置され、主査はカリフォルニア大学のThomas R. H.である。タスクグループは7名で構成され、その外に5名の支援構成員が選ばれている。タスクグループの任務は、ICRP及びICRUの両勧告の変更が外部放射線防護に対して持つ意味合いを調査することである。3つのサブグループ(光子、中性子及び電子)に分かれ、それぞれ利用可能なデータの収集及び評価が行われた。データの収集は、原則として公開された文献を対象にして行われ、1993年10月に締め切られた。タスクグループは、収集したデータの比較、解析、代表値の選定等の評価を行い、報告書を作成している。報告書の作業用ドラフトが1994年5月に作成され、ICRP Committee 2、ICRP 及びICRUに報告された。最近の会議は、1994年12月初めに行われ、ICRP及びICRUから出されたコメントを基に報告

書の作業用ドラフトの修正が行われた。1995年3月末までに報告書の最終案をまとめるべく、現在作業が進められている。この報告書は、その後ICRP及びICRUに提出され、承認されればICRP Publ. 71として出版される予定である。

3. 報告書(ドラフト)の概要

報告書(ドラフト)は、以下の7章から構成されている。

- 第1章 序論及び範囲
- 第2章 外部放射線防護に用いられる諸量
- 第3章 人体中の吸収線量分布の算定、人体形状及びその他のファントム
- 第4章 被ばく制限線量及び計測実用量
- 第5章 計算された線量換算係数
- 第6章 諸量の関係
- 第7章 コメント及び提案

以下に、報告書の内容の要点を述べる。ただし、第7章はタスクグループの問題提起であり、最終報告書からは除かれる予定である。

3.1 タスクグループ及び対象線量に関する解説(第1章～第4章)

タスクグループは、光子、中性子及び電子の外部被ばくに関し、以下の作業を行う。

- ・フルエンス-実効線量又は実効線量当量を標準人、15歳、5才、3カ月児に対して評価する。
- ・フルエンス-周辺線量当量、方向性線量当量及び個人線量当量を評価する。
- ・被ばく制限線量と計測実用量の関係を詳しく調査する。

タスクグループが検討対象とした放射線防護用の線量は、以下のとおりである。

★ ICRPが勧告した主な線量計測量

- ・臓器・組織の平均吸収線量, D_T
- ・臓器・組織の等価線量, H_T
- ・実効線量, E

★ ICRUが勧告した計測実用量

- ・周辺線量当量, $H^*(d)$
- ・方向性線量当量, $H'(d, \Omega)$
- ・個人線量当量, $H_p(d)$

第2章は、放射線防護における基本物理量(フルエンス、カーマ及び吸収線量)と上記の被ばく制限線量及び計測実用量の関係を解説している。また、ICRP Publ. 60による変更が上記諸量にもたらす数量的な影響の可能性が述べられている。影響因子は、以下のものである。

- ・放射線荷重係数の導入
- ・組織荷重係数の変更
- ・ Q - L 関係式の変更

第3章は、基本物理量から被ばく制限線量及び計測実用量への換算係数の算定手法に関して解説している。まず、これらの量を実験で決定することは実質的に困難であるために、コンピュータ・シミュレーション(主にモンテカルロ法)が用いられる旨が述べられる。以降、コンピュータ・シミュレーションに用いる種々のファントム、放射線輸送計算コード、照射ジオメトリーが具体的に解説されている。

第4章は、被ばく制限線量及び計測実用量への換算係数を決めるにあたり、線量の算定方法に関するルールを述べている。ルールは、以下のとおりである。

- ★ 臓器・組織の等価線量の計算には、ICRP Publ. 60で勧告された放射線荷重係数 w_R を用いる。ただし、中性子に対しては入射中性子エネルギーの連続関数で定義される w_R を使用する。
- ★ 実効線量の計算には、ICRP Publ. 60で勧告された組織荷重係数 w_T を用いる。ここで、卵巣と睪丸の等価線量の算術平均値を生殖腺の線量とし、その他の臓器・組織の等価線量は、男女の平均値とする。また、残りの組織の等価線量は、ICRP Publ. 60に挙げられる10個の臓器・組織の等価線量の質量荷重平均値とするが、実効線量の加算性を保持するために、 w_T の配分に関する例外規定(Splitting rule)は適用しない。
- ★ 計測実用量の計算には、ICRP Publ. 60で変更された Q - L 関係式に基づく平均線質係数 \bar{Q} を用いる。ただし、光子、電子及び中性子によって発生する二次 γ 線に対して $\bar{Q}=1$ とする。

3.2 被ばく制限線量及び計測実用量への換算係数(第5, 6章)

第5章は、報告書の中心部であり、収集した全てのデータを列挙・解説した後、代表値の選定を行っている。図表に収録されている換算係数の種類及び特徴は、以下のとおりである。

① 光子実効線量に関するデータ

- ・実効線量(成人)－入射角度の関係
- ・実効線量－年齢(0, 1, 5, 10, 15歳及び成人)の関係
- ・実効線量(成人)－照射ジオメトリーの関係
- ・組織等価線量(成人)－照射ジオメトリーの関係

これらのデータは空気カーマ当たりの値(Sv/Gy)で与えられており、エネルギー範囲は10 keV ~ 10 MeVである。

② 中性子実効線量に関するデータ

- ・ 組織吸収線量(成人)－照射ジオメトリーの関係
- ・ 実効線量(成人)－照射ジオメトリーの関係

これらのデータは入射フルエンス当たりの値(Svcm^2)で与えられており、エネルギー範囲は熱エネルギー～180 MeVである。

③ 光子に対する計測実用量のデータ

- ・ $H^*(10)$ －空気カーマ及びフルエンスの関係(10 keV～10 MeV)
- ・ $H'(0.07, 0^\circ)$ －空気カーマ及びフルエンスの関係(10 keV～10 MeV)
- ・ $H_p(0.07, \alpha)$ －空気カーマの関係(10 keV～1 MeV)

ただし、この $H_p(0.07, \alpha)$ はICRU組織のスラブについて計算されており、 $\alpha=0^\circ, 20^\circ, 40^\circ, 60^\circ$ である。

④ 中性子に対する計測実用量のデータ

- ・ $H^*(10)$ －フルエンスの関係(熱エネルギー～150 MeV)
- ・ $H_p(10, \alpha)$ －フルエンスの関係(熱エネルギー～20 MeV)

ただし、この $H_p(10, \alpha)$ はICRU組織のスラブについて計算されており、 $\alpha=0^\circ, 15^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ, 75^\circ$ である。

⑤ 電子に対する計測実用量のデータ

- ・ $H_p(0.07, \alpha)$ 及び $H'(0.07, \alpha)$ －フルエンスの関係(70 keV～8 MeV)
- ・ $H_p(3, \alpha)$ 及び $H'(3, \alpha)$ －フルエンスの関係(800 keV～8 MeV)
- ・ $H_p(10, \alpha)$ 及び $H'(10, \alpha)$ －フルエンスの関係(2～8 MeV)

電子に対する $H_p(d, \alpha)$ 及び $H'(d, \alpha)$ はICRU組織のスラブについて計算されており、 $\alpha=0^\circ \sim 89^\circ$ である。

第6章は、諸線量の関係の解析結果を述べている。実効線量 E と実効線量当量 H_E の関係に関しては、光子及び電子では $E < H_E$ 、中性子では $E > H_E$ になっている。また、光子及び電子に対しては、計測実用量は組織等価線量 H_T 及び E を保守側に評価している。しかし、中性子に対しては、一部のエネルギー範囲で周辺線量当量 $H^*(10)$ が E を過少評価するが、実際の被ばく環境におけるエネルギースペクトルを考慮すると過少評価とはならない旨が述べられている。

3.3 タスクグループのコメント及び提案(第7章)

第7章は削除される予定であるが、今回の作業の中で抽出された将来の課題が以下のとおり列挙されている。

- ・ 中性子に対する \bar{Q} と w_R の不調和の緩和
- ・ 残りの組織の指定方法の改善(単純化及び加算性の確保)
- ・ 換算係数の計算におけるモデル及び手法の詳細な規定
- ・ 中性子に対するRBEの人間への外挿及び $Q-L$ 関係式の詳細な正当化
- ・ 高エネルギー領域に対する換算係数の計算
- ・ 高エネルギー領域に対する計測実用量の検討

4. おわりに

以上、ICRP/ICRU合同タスクグループの報告書案の概要を述べた。内容は暫定的なものであるが、現在の修正作業で大幅に変更されることはないとのことである。収録されているデータはICRP Publ. 60の提案にほぼ忠実に従っており、日本からのデータも多数含まれている。一方、タスクグループが列挙したように、解決すべき多くの課題が残されていることも事実である。今後、これらの課題の解決に向けた日本の貢献を期待したい。

2. 外部被ばく線量評価の基礎

2.1 線量評価手法および使用するファントム

Methodology and Phantom for External Dosimetry

岩井 敏^{*}, 上原 丘^{*}, 佐藤 理^{**}, 義澤 宣明^{**}, 降旗 志おり^{**}
 Satoshi Iwai, Takashi Uehara, Osamu Sato, Nobuaki Yoshizawa, Shiori Furihata

田中 俊一^{***}, 坂本 幸夫^{***}
 Shun-ichi Tanaka, Yukio Sakamoto

* 三菱重工業(株) Mitsubishi Heavy Industries, LTD

** (株)三菱総合研究所 Mitsubishi Research Institute, Inc.

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

1. 緒 論

大型加速器施設の増大および宇宙空間利用の増加に伴い、従来放射線防護の重要な対象でなかった高エネルギー放射線による被曝評価が重要になりつつある。ICRP 51¹⁾ (ICRP Publication 51)によれば、光子の単位フルエンスあたりの実効線量当量の換算係数は 10^{-2} ~10MeVの範囲で与えられ、中性子に対しては 2.5×10^{-8} ~14MeVの範囲で与えられている。しかし、これらの範囲の上限エネルギーを超える換算係数はまだICRP又はICRUなどのレポートには示されていない。10MeVを超える光子については、Ueharaら²⁾およびSatoら³⁾による10GeVまでの実効線量(又は実効線量当量)の計算を除けば、他はほとんどが半無限平板ファントム^{4), 5)}に関する計算である。20MeVを超える中性子についても、Nabelssiら⁶⁾が30~180MeVまでの実効線量および実効線量当量を評価したのを除けば、他はすべて半無限平板ファントムに関する計算⁷⁻¹³⁾にすぎない。

本研究では高エネルギー放射線被曝も含めた線量評価手法の考え方を第2章に示し、第3章には計算に使用するファントムとその問題点を示す。第4章には線量評価に使用する計算コードシステムについて示し、第5章では放射線荷重係数とその問題点について示す。

2. ICRP 60を考慮した被曝線量計算方法

2.1 実効線量又は実効線量当量の評価方法

ICRP 60 (ICRP Publication 60)¹⁴⁾によれば、組織Tの放射線Rによる等価線量(equivalent dose)は

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \text{ ----- (2.1)}$$

と表わされる。但し、 w_R は放射線Rに対する放射線荷重係数 (radiation weighting factor) であり、その値をTable 2.1に示す。 $D_{T,R}$ は組織Tの放射線Rに対する平均吸収線量である。外部被曝に対する実効線量Eは、身体のすべての組織および臓器における荷重された等価線量の総和であり、以下の式で表わされる。

$$E = \sum_R w_R \sum_T w_T \cdot D_{T,R} = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad \text{----- (2.2)}$$

ここで w_T は組織荷重係数であり、その値をTable 2.2に示す。

外部被曝の場合、放射線荷重係数 w_R は身体に入射する放射線に対して定義されている量であるため、多量の二次放射線や反跳核の影響が無視できない高エネルギー放射線について用いる場合には十分な検討が必要である。(第5章に検討結果を示す。)

ICRP60は組織の等価線量と組織平均吸収線量を関連付ける係数として放射線荷重係数を定義する一方で、組織のある一点における吸収線量と線量当量を関連付ける係数として線質係数Qを再定義している。Qは荷電粒子の水中における“限定されない線エネルギー付与”Lの関数として定義されている。^{15,14)} (Fig.2.1参照)

QはLの関数であるため、光子、中性子などの非荷電粒子に対しては定義できない。したがって、非荷電粒子に対しては、発生する二次粒子としての荷電粒子のLに対するQを用いる。荷電粒子に対するQを用いて組織Tの平均線量当量を求める方法は、荷電粒子Rに対して平均線質係数(averaged quality factor) \hat{Q}_R という概念を用いることにより³⁾ 数学的処理が容易になる。

エネルギー E_0 の荷電粒子Rが組織Tに入射し、Fig.2.2に示すように連続減速を続け、エネルギーを損失して組織Tからエネルギー E_1 で出て行く場合、組織Tの平均線量当量 $H'_{T,R}$ は式(2.3)のように表わされる。

$$H'_{T,R} = \hat{Q}_R(E_0) \cdot E_0 / m_T - \hat{Q}_R(E_1) \cdot E_1 / m_T \quad \text{----- (2.3)}$$

ここで $\hat{Q}_R(E)$ はエネルギーEである荷電粒子Rの平均線質係数(averaged quality factor)であり、 m_T は組織の質量である。(平均線質係数 \hat{Q} の定義は第2.2章に示す。)もしも荷電粒子が組織Tの構成要素と相互作用をおこして不連続にエネルギーが変化したら、不連続にエネルギーが変化する前までの連続減速過程は式(2.3)で同様に表現できる。組織T中での連続減速過程における $H'_{T,R}$ をすべての荷電粒子の飛跡について合計することにより、組織中の平均線量当量 H'_T が求まる。この H'_T に組織荷重係数 w_T をかけた積和を求めることにより、式(2.4)に示すように実効線量当量 H_E が求められる。

$$H_E = \sum_T w_T \cdot H'_T \quad \text{----- (2.4)}$$

実効線量当量 H_E は実効線量Eと同様に人体の放射線に対するリスク量を表わすが、放射線荷重係数 w_R のかわりに線質係数Qに基づく量を用いる点が異なっている。

2.2 平均線質係数 (averaged quality factor \hat{Q})

ICRP 40¹⁵⁾ の定義によれば、組織中の1点における実効的な線量当量 \bar{Q} は式(2.5)のように求められる。

$$\bar{Q} = \frac{\int_0^{\infty} Q(L) \cdot D(L) dL}{\int_0^{\infty} D(L) dL} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q(L) \cdot D(L) dL \quad \text{----- (2.5)}$$

(但し $D = \int_0^{\infty} D(L) \cdot D(L) dL$)

ここでD(L)は荷電粒子の水中での限定されない線エネルギー付与Lの関数で表示した吸収線量分布であり、Q(L)はICRP 60で定義された線質係数である。実効的な線質係数が定義された点を組織T(質量 m_T)全体に拡張する。組織Tにエネルギー E_0 の荷電粒子Rが入射して、連続減速過程で全エネルギーを組織T内で失ったとき、平均線質係数(averaged quality factor) \hat{Q}_R は式(2.6)のように定義される。³⁾

$$\hat{Q}_R = \frac{1}{D} \int_0^{L_{0,R}} Q(L) \cdot D(L) dL \quad \text{----- (2.6)}$$

但し、 $L_{0,R}$ は荷電粒子Rの初期エネルギー E_0 に対応するLの値である。

この場合、荷電粒子Rは組織Tに全エネルギー E_0 を吸収されるため

$$D = \frac{E_0}{m_T} \quad \text{----- (2.7)}$$

D(L)の定義から

$$D(L) = \frac{1}{m_T} \frac{dE}{dL} \quad \text{----- (2.8)}$$

であるため、式(2.6)で定義される \hat{Q}_R は式(2.7)と(2.8)から式(2.9)のようになる。

$$\begin{aligned} \hat{Q}_R(E_0) &= \frac{1}{\left(\frac{E_0}{m_T}\right)} \int_0^{L_{0,R}} Q(L) \cdot \frac{dE}{m_T \cdot dL} \cdot dL \\ &= \frac{1}{E_0} \int_0^{E_0} Q(L_R(E)) dE \quad \text{----- (2.9)} \end{aligned}$$

ここで $L_R(E)$ は、エネルギーがEである荷電粒子Rの水中での限定されない線エネルギー付与である。この関係を示す文献、計算コードは数種類あるが、実験データとの比較評価の結果¹⁶⁾、以下の方法を採用する。

- (1) 陽子についてはSPARコード¹⁷⁾を用いて計算する。
- (2) π 、 μ 中間子については陽子の計算結果を式(2.10)、(2.11)のように補正する。

$$S_{\pi}^e(E) = S_p^e(E \cdot m_p/m_{\pi}) \quad \text{----- (2.10)}$$

$$S_{\mu}^e(E) = S_p^e(E \cdot m_p/m_{\mu}) \quad \text{----- (2.11)}$$

ここで m_p 、 m_{π} 、 m_{μ} はそれぞれ陽子、 π 中間子、 μ 中間子の静止質量、 S_p^e 、

S_{π}^{\pm} 、 S_{μ}^{\pm} はその衝突阻止能である。

(3) 陽子を超える質量を持つ荷電粒子については、低エネルギー部分 (10MeV/amu以下) を STOPPINGコード¹⁸⁾、高エネルギー部分 (10MeV/amu以上) を SPARコードを用いて計算する。

(4) 電子および陽電子については、1 GeV以下を ICRU 37¹⁹⁾ (ICRU Report37) に従い、1 ~ 10 GeVを ICRU 16²⁰⁾ (ICRU Report16) のデータに従う。

以上に示した $L_R(E)$ と ICRP 60 に示された $Q(L)$ を用いて、代表的な人体構成核種とその核破砕で生ずる可能性のある 186 および π 、 μ の荷電中間子について $\hat{Q}_R(E)$ を粒子エネルギーの関数として評価した。対象核種の一覧表を Table 2.3 に示し、陽子、荷電した π 中間子、 α 粒子、 ^{12}C 、 ^{16}O 、および ^{56}Fe の $\hat{Q}_R(E)$ を Fig. 2.3 に示す。

3. 人体数学ファントム

本研究では、実効線量当量評価のために、女性特有の器官を有する成人男性ファントム (雌雄同体ファントム) を使用した。このファントムの内部構造図を Fig. 3.1 に示す。このファントムは MIRD-V ファントム²¹⁾ を原形として開発された Christy ファントム²²⁾ (成人ファントム) のデータに基づいて山口により CG (Combination Geometry) データ化²³⁾ されたファントムに修正を加えたものである。修正点は以下の3点である。

- (1) 食道モデルの追加: Lewisら²⁴⁾ により開発された食道モデルを追加した。
- (2) 胃の位置の変更: 食道の出口と胃の頂部をなめらかにつなぐため、Christyの用いている胃モデルに回転を加えたもの²⁴⁾ を用いた。
- (3) 乳房の大きさの変化: このファントムは雌雄同体であるため、肺などの胸部器官の被曝に対する遮へい効果を考慮する上で乳房の高さを半分に設定した。

人体数学ファントムは Fig. 2.3 に示すように、MIRD-V ファントムが基本となっている。MIRD-V ファントムは核医学の内部被曝線量評価用に開発された女性特有の器官を有する男性成人ファントムである。体格は欧米系白人成人男性に基づいている。^{25, 26)} 器官のモデルは文献 27、28、29 に基づき、元素組成は文献 30 に基づいて作成された。MIRD-V ファントムが Snyder により開発されたのは 1969 年であるが、1982 年に Kramer³¹⁾ により外部被曝線量評価用に成人男女二体の数学ファントムが開発された。このファントムは ICRP が reference man について定義した ICRP Publication 23³²⁾ のデータを用いているが、男性ファントムの原型は MIRD-V ファントムである。Christyら²²⁾ は 1987 年に成人から新生児までの内部被曝線量評価用の年齢依存ファントムを 6 体完成した。ファントムはすべて雌雄同体であるが、最大のファントムは成人男性を表わし、MIRD-V ファントムとほぼ同じである。二番目に大きいファントムは 15 歳の男性と成人女性を表わす。あとは 10 歳児、5 歳児、1 歳児、新生児の両性ファントムである。組成は MIRD-V と同様に軟組成、骨、肺の 3 組成であるが、軟組織と骨の密度が MIRD-V より高く

なっている。このことは、とくに成人以外のファントムで器官質量を保存したまま各臓器官同士の重なりを防ぐために行った工夫であると推察される。広島、長崎の原爆線量再評価用にDS-86ファントム^{33, 34, 35)}が開発された。これは外部被曝線量評価用の年齢依存の3種類のファントムであるが、Christyのファントムを改良したもの(たとえば、正座形状を表現できる、甲状腺の深さが正確に表現されているなど)が用いられている。1988年にTannerによりPNLファントム³⁶⁾が開発された。これはAdam、Evaファントムと同様に性別を特定した男女二体の成人ファントムであり、男性用はMIRD-Vと同じであり、女性用はMIRD-Vを縮小したものでEvaファントムとほとんど同じである。Yamaguchiらは内部被曝線量評価用に標準日本人のデータ^{37, 38)}に基づく年齢依存ファントム(6種類)を開発した。³⁹⁾ Yamaguchiは、Christyファントムの数式表現をCGデータ化した²³⁾、その後、食道の追加、首部の設定と甲状腺の位置変更、および眼と水晶体の設定を行い、外部被曝線量評価用ファントムをCGデータ表示で作成した。⁴⁰⁾

このように内部被曝線量評価用にも外部被曝線量評価用にいくつかのファントムが開発されてきたが、性別、年齢別、人種別のファントムの開発へと詳細化の動向の可能性が見られる。しかし、放射線防護の目的のために必要な量を評価するためには、ファントムの標準化が重要である。本研究で設定したファントムは、放射線防護に用いるための雌雄同体の成人ファントム1体である。組成は軟組織、骨、肺の3つから成り、密度はそれぞれ0.9869、1.4682、0.2958g/cm³であり、構成元素はH、C、N、O、Na、Mg、P、S、Cl、K、Ca、Fe、Zn、Rb、Sr、ZrおよびPbの17元素である。これらのデータは内部被曝線量評価用に密度を修正したChristyファントムのデータではなくMIRD-Vのデータを用いている。(Christyファントムは子供の体格中での臓器の重なりを避けるため、軟組織の密度を上げて臓器の体積を小さめにしていると考えられる。)

4. 使用する計算コード

人体数学ファントムに放射線が入射したとき、荷電粒子であれば入射粒子そのものが、非荷電粒子(中性子、光子など)であれば二次粒子として発生した荷電粒子が次の3種類の過程でファントムの器官又は組織にエネルギーを付与する。

- (1) 入射粒子(荷電粒子の場合)そのものによる粒子飛跡周辺の電離又は励起
- (2) 発生した核反応の際の原子核又は素粒子の静止エネルギーの全変化
- (3) 核反応で生じた二次荷電粒子による飛跡周辺の電離又は励起

二次粒子により誘発される核反応とその結果生ずる三次荷電粒子の扱いも(1)~(3)と同様になる。これらの過程を忠実にシミュレートする計算コードシステムとしてHERMESコード⁴¹⁾が使用できる。HERMESコードシステムには4つのコードが含まれている。これらはHETC-KFA2⁴²⁾、MORSE-CG⁴³⁾、EGS4⁴⁴⁾、およびNDEM⁴⁵⁾である。本研究ではHETC-KFA2に第2.2章で記述した186核種の \hat{Q} のデータベースを加えて高エネルギー粒子線に対する線量当量評価を可能にした。本研究に用いたHERMESコ

ードシステムの体系図をFig. 4. 1に示し、HERMES中の各コードの取扱える放射線の範囲をTable 4. 1に示す。HETC-KFA2およびEGS4コードには沈着エネルギーを評価する機能があるために \hat{Q} とデータベースと組み合わせて線量当量の評価が可能であるが、15 MeV以下の中性子を取扱うMORSE-CGコードはフルエンスを評価する機能しかもたない。組織T中の吸収線量 D_T および平均線量当量 H_T を求めるのに以下のように扱った。

$$D_T = \int K_T(E_n) \cdot \phi_T(E_n) dE_n \quad \text{----- (4.1)}$$

$$H_T = \int \hat{Q} K_T(E_n) \cdot \phi_T(E_n) dE_n \quad \text{----- (4.2)}$$

ここで

K_T は組織T中のカーマ係数

\hat{Q} は荷電粒子のaverage quality factorで重み付けされた組織T中のカーマ係数

$\phi_T(E_n)$ は組織T中の中性子フルエンス (E_n は中性子エネルギー)

但し K_T および $\hat{Q} \cdot K_T$ は以下のように与えられる。

$$K_T(E_n) = \sum_i a_i \sum_j \sum_r K_i(E_n, E_j^r) \quad \text{----- (4.3)}$$

$$\hat{Q} \cdot K_T(E_n) = \sum_i a_i \sum_j \sum_r \hat{Q}(E_j^r) \cdot K_i(E_n, E_j^r) \quad \text{----- (4.4)}$$

ここで

a_i は組織T中の元素iの重量割合

$K_i(E_n, E_j^r)$ はエネルギー E_n の中性子が元素iと核反応rを起こしたときに生ずる荷電粒子jのカーマ係数

$\hat{Q}(E_j^r)$ はエネルギー E_j^r の荷電粒子jの平均線質係数

5. 放射線荷重係数に関する検討

ICRP60により放射線荷重係数 w_R という無次元量が導入された。これは従来用いられてきた実効的な線質係数 \bar{Q} の代わりに用いられる係数であり、生物学的情報に関する考察、及びいろいろな被曝の状況、並びに周辺線量当量の慣例的計算の結果の検討と基づいて定義されたとICRP60には記述されており、その値はTable 2. 1に示すとおりである。外部被曝に対しては身体に入射する放射線について定義された値であり、二次放射線の存在も含めた身体内部のQ-L関係を十分に考慮しているかどうかは明示されていない。なお、Table 2. 1に含まれていない放射線の種類およびエネルギーについてはICRU球中の深さ10mmにおける \bar{Q} を計算することにより w_R の近似値を得ることができるとICRP60に記載されている。

ここでは熱エネルギーから10GeVに到るまでの中性子について次の3つの量を検討し、ICRP60で示された中性子の放射線荷重係数を被曝線量評価に用いることがICRP60の

示す $Q-L$ 関係と矛盾を生じないか否かについて検討する。検討対象となる3つの量は以下のとおりである。

(1) 放射線荷重係数 w_R

(2) ICRU球主軸上深さ10mmの位置の実効的な線質係数 \bar{Q}^*

(照射条件は平行ビームとし、 $Q-L$ 関係はICRP60に従う。)

この値はICRU球主軸上10mmの位置における線量当量 $H^*(10)$ と吸収線量 $D^*(10)$ ⁴⁶⁾の比

(3) ICRP60の $Q-L$ 関係に基づいて計算した実効線量当量 H_E と吸収線量 D_E との比である \bar{Q}_E ^{47,48)}

但し $D_E = \sum_T W_T \cdot D_T$ (D_T は各器官の平均吸収線量)

20MeV以下の w_R 、 \bar{Q}^* 、 \bar{Q}_E の値をFig. 5.1に示し、20MeV以上の値をFig. 5.1に示す。Fig. 5.1は文献46をそのまま引用している。Fig. 5.2は第4章に示した真空境界条件の人体ファントムに中性子をAPおよびPA条件で入射させて計算した H_E 、 D_E から求めた結果である。Fig. 5.1および5.2から次のことがわかる。

(1) w_R は \bar{Q}_E よりも最大2倍程度大きめの値を示す。

(2) \bar{Q}^* は \bar{Q}_E に比べて1MeV以下では少し大きめの値を示すが1MeV以上では同程度の値を示す。

(3) w_R は \bar{Q}^* と比べて30MeV以下ではほぼ同程度であるが、30MeV以上では $\frac{1}{2}$ 程度の値を示す。

6. まとめと今後の課題

本研究ではICRP60を考慮した高エネルギー放射線も含めた被曝線量評価の考え方、計算に使用する人体数学ファントムに関する検討結果、被曝線量評価に用いる計算コードシステムを検討し、提案した。このシステムを用いて、中性子についてICRP60で示された放射線荷重係数についての検討結果を示した。それらをまとめると以下のとおりである。

(1) ICRP60の $Q-L$ を用いて、高エネルギー放射線も含めた被曝線量評価の方法を示した。この方法における数学的取扱いを容易にするため平均線質係数(average quality factor) \hat{Q} という概念を導入した。

(2) 放射線防護に用いるパラメータ作成に的をしぼり、有効な人体数学ファントムを1体提案した。

(3) 高エネルギーから低エネルギーまでをすべてカバーする被曝線量評価コードシステムとして、 \hat{Q} のデータベースおよび \bar{Q} を荷重したカーマ係数を付加したHERMESコードシステムを整備した。

(4) 10GeVから熱エネルギーの範囲で中性子の放射線荷重係数はICRP60の $Q-L$ 関係

を用いて人体数学ファントムについて導出した線質係数 \overline{Q}_E およびICRU球の深さ10mの点の \overline{Q}^* よりも最大2倍大きめであることがわかった。

今後は他の放射線の放射線荷重係数についても、第5章に示した方法論を用いて検討を行っていく予定である。

参 考 文 献

- 1) ICRP Publication 51. Data for Use in Protection Against External Radiation. Annals of the ICRP 17(2/3)(1987).
- 2) T.Uehara, S.Iwai, O.Sato et al. Evaluation of Fluence to Dose Equivalent Conversion Coefficients for High Energy Photons(II) - Evaluation of the Conversion Coefficients for Effective Dose by use of the Mathematical Phantom of the Human Body, pp1188-1204, Proc. 8th International Conference on Radiation Shielding, Apr.24-28(1994) Arlington, Texas, USA.
- 3) O.Sato, S.Iwai, S.Tanaka et al. Calculations of Equivalent Dose and Effective Dose Conversion Coefficients for Photons from 1MeV to 10GeV, Rad. Prot. Dosi. (to be submitted)
- 4) H.L.Beck. A new calculation of dose rates from high energy electrons and photons incident on 30 cm water slabs. Nucl. Instrum. Meth. 78,(1970)333
- 5) D.W.O.Rogers. Fluence to dose equivalent conversion factors calculated with EGS3 for electrons from 100keV to 20 GeV and photons from 11keV to 20GeV. Health Phys. 46,(1984)891
- 6) B.K.Nabelssi and N.E.Hertel, Effective dose equivalents and effective doses for neutrons from 30 to 180 MeV, Rad. Prot. Dosi. 48(1993)227
- 7) D.C.Irving, R.G.Alsmiller Jr, and H.S.Moran, Tissue current-to-dose conversion factors for neutrons with energies from 0.5 to 60MeV. Nucl. Instrum. Meth. 51, (1967)129
- 8) R.G.Alsmiller Jr, T.W.Armstrong and B.L.Bishop. The absorbed dose and dose equivalent from negatively and positively charged pions in the energy range 10 to 2000MeV. Nucl. Sci. Eng. 43,(1971)257

- 9) V. T. Golovachik, E. L. Potemkin, V. N. Lebedev and V. V. Frolov. Doses from High-energy Particles in Soft-tissue Equivalent Phantoms, Institute of High-Energy Physics OPS 74-58(1974), Serpukhov.
- 10) A. B. Chilton. Calculated index quantities for neutrons. In: Proceedings of the European Seminar on Radiation Protection Quantities for External Exposure, Braunschweig, Germany, 13-15 October 1980, EUR 7101-EN, pp. 89-106. Harwood Academic Publishers, Chur. (1981)
- 11) J. K. Lee, A. B. Chilton and M. Ragheb. Effect of cross-section structure on the dosimetric response functions for 0.4 to 10.0 MeV neutron in the ICRU tissue sphere. Radiat. Res. 107(1986)147
- 12) C. D. Zerby and W. E. Kinney. Calculated tissue current-to-dose conversion factors for nucleons below 400 MeV. Nucl. Instrum. Meth. 36(1965)125
- 13) T. W. Armstrong, K. C. Chandler. Calculation of the absorbed dose and dose equivalent from neutrons in the energy range from 3.5 GeV to 1.0 TeV. Health Phys. 24(1972)277
- 14) ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 21(1-3)(1991).
- 15) ICRU Report 40 The Quality Factor in Radiation Protection(1986)
- 16) 佐藤 理, 上原 丘, 吉澤宣明 他, 高エネルギー放射線の線量当量換算係数基礎データの整備(Ⅱ) - 高エネルギー荷電粒子の \bar{Q} 評価方法の開発および高エネルギー光子の線量当量換算係数評価 -, JAERI-M 93-147(1993)

- 17) T.W. Armstrong and K.C. Chandler, "SPAR. a FORTRAN program for computing stopping powers and ranges for muons, charged pions, protons, and heavy ions". ORNL-4869(1973)
- 18) J.F. Ziegler, J.P. Biersack and U. Littmark, THE STOPPING AND RANGE OF IONS IN SOLIDS, Volume 1 of the Stopping and Ranges of Ions in Matter. Pergamon Press(1985)
- 19) ICRU Report 37. Stopping Power for Electrons and Positrons(1984).
- 20) ICRU Report 16. Linear Energy Transfer(1970).
- 21) W.S. Snyder, M.R. Ford, and G.G. Warner : Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of heterogeneous phantom. NM/MIRD Pamphlet No. 5(1969)(revised) J. Nucl. Med..19. Supplement :5-67(1978).
- 22) M. Cristy and K.F. Eckerman : Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources ORNL-TM-8381/V1-V7(1987).
- 23) Y. Yamaguchi, DEEP Code to Calculated Dose Equivalents in Human Phantom for External Photon Exposure by Monte Carlo, JAERI-M 90-235(1990)
- 24) C.A. Lewis and R.E. Ellis, Additions to the Snyder Mathematical Phantom, Phys. Med. Biol. Vol.24 No.5 pp1019-1024(1979)
- 25) P.L. Altman and D.S. Dittmer: Growth including reproduction and morphological development. Biological Handbook, Fed. Am. Soc. Exptl. Biol., Washington, 1962
- 26) W.M. Krogman: Growth of Man. Tabulae Biologicae, ed. by H. Denzer et al. The Haag, Holland, 20(1941)712

- 27) H. Gray: Anatomy of the Human Body, Lea and Febiger, Philadelphia, 1942.
- 28) W.J. Hamilton: Textbook of Human Anatomy, Macmillan, London, 1957.
- 29) A. C. Eycleshymer and D. M. Schoemaker: A Cross-Section Anatomy, D. Appleton-Century, New York, 1911.
- 30) I. H. Tipton, W. S. Snyder and M. J. Cook: Elemental composition of standard man. Health Phys. Div. Ann. Prog. Rept., ORNL-4007(1966)241
- 31) R. Kramer, M. Zankl, G. Williams, G. Drexler, "The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I : The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms," GSF-Bericht S-885, ISSN 0721-1694(1982).
- 32) International Commission on Radiological Protection, 1975. Report of the task group on Reference Man. ICRP Publication 23. Oxford: Pergamon Press.
- 33) G. D. Kerr. Organ dose estimates for the Japanese atomic-bomb survivors. Health Phys. 37(1979)487
- 34) M. Cristy. Mathematical phantoms for use in reassessment of radiation doses to Japanese A-bomb survivors. Oak Ridge National Laboratory Rep. ORNL/TM-9487(1985).
- 35) U.S. -Japan Joint Reassessment of Atomic Bomb Radiation Dosimetry in Hiroshima and Nagasaki, W. C. ROESCH, Ed., RERF, Hiroshima(1987).
- 36) J. E. Tanner. The Effect of Gender and Remainder on Effective Dose Equivalent. Trans. Am. Nucl. Soc. 57, (1988)217

- 37) G. Tanaka, Reference Japanese Vol.1 Anatomical Data, NIRS-M-85(1992)
- 38) G. Tanaka, H. Kawamura. Reference Japanese man-1. Mass of Organs and other Characteristics of Normal Japanese. Health Phys. 36,(1979)333
- 39) H. Yamaguchi, S. Hongo, H. Takeshita, K. Iwai, and S. Iwai. Computational Models for Organ Doses in Diagnostic Nuclear Medicine, Rad. Prot. Dosi. 49(1993)333
- 40) Y. Yamaguchi. JEUNESSE: A Computer Code to Calculate Photon External Doses Using Age-Specific Phantoms. Hoken Butsuri 27(1992)305
- 41) P. Cloth, D. Filges, R. D. Neef, G. Sterzenbach, Ch. Ruel, T. W. Armstrong, B. L. Colborn, B. Anders and H. Bruckman, "HERMES A Monte Carlo Program System for Beam-Materials Interaction Studies," KFA-IRE-E AN/12/88(1988)
- 42) P. Cloth, D. Filges, G. Sterzenbach, T. W. Armstrong and B. L. Colborn, "The KFA-Version of the High-Energy Transport Code HETC and the Generalized Evaluation Code SIMPLE," RSIC Computer Code Collection, CCC-196(1983).
- 43) M. B. Emmett, "The MORSE Monte Carlo Radiation Rough Draft, LANL Group X-6, May(1985)
- 44) W. R. Nelson, H. Hirayama, D. W. O. Rogers, "The EGS4 Code System," SLAC-265(1985)
- 45) R. E. Prael, "User's Guide to the HETC Code System," Rough Draft, LANL Group X-6, May(1985)
- 46) B. R. L. Siebert, Radiation Quantities: their inter-relationship, Rad. Prot. Dosi. 54(1944)193

- 47) G. Leuthold and H. Schraube, Critical Analysis of the ICRP60 Proposals for Neutron Radiation and a Possible Solution, Rad. Prot. Dosi. 54(1994)217
- 48) W. G. Alberts and R. A. Hollnagel, Radiation Weighting Factor and Quality Factor for Neutrons, Rad. Prot. Dosi. 46(1993)291
- 49) B. K. Nabelssi and N. E. Hertel, Ambient Dose Equivalents, Effective Dose Equivalent, and Effective Doses for Neutrons from 10 to 20MeV, Rad. Prot. Dosi. 48(1993)153
- 50) International Commission on Radiological Protection. Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 2 Ingestion Dose Coefficients. ICRP publication 67 (Oxford: Pergamon Press)(1993).

Table 2.1 Radiation weighting factor⁽¹⁾

放射線の種類とエネルギー範囲 ⁽²⁾	放射線荷重係数 W_R
光子, すべてのエネルギー	1
電子と μ 中間子, すべてのエネルギー ⁽³⁾	1
中性子, エネルギー < 10keV	5
10-100keV	10
> 100keV-2MeV	20
> 2MeV-20MeV	10
> 20MeV	5
反跳陽子以外の陽子, エネルギー > 2MeV	5
α 粒子, 核分裂片, 重原子核	20

(1) すべての値は身体に入射する放射線、または体内線源についてはその線源から放出された放射線に関するものである。

(2) 他の放射線に対する値の選択については、ICRP60の付録Aに論議されている。

(3) DNAに結合した原子核から放出されるオージェ電子を除く。
(ICRP60の本文26項目参照)

Table 2.2 Tissue weighting factor^{(1) (5c)}

Tissue or organ	Tissue weighting factor w_T
Gonads	0.20
Bone marrow (red)	0.12
Colon	0.12
Lung	0.12
Stomach	0.12
Bladder	0.05
Breast	0.05
Liver	0.05
Oesophagus	0.05
Thyroid	0.05
Skin	0.01
Bone surface	0.01
Remainder ⁽²⁾	0.05

⁽¹⁾The values have been developed from a reference population of equal numbers of both sexes and a wide range of ages. In the definition of effective dose they apply to workers, to the whole population, and to either sex.

⁽²⁾For purposes of calculation, the remainder is composed of the following nine additional tissues and organs: adrenals, brain, small intestine, kidney, muscle, pancreas, spleen, thymus and uterus. The list includes organs which are likely to be selectively irradiated. Some organs in the list are known to be susceptible to cancer induction. If other tissues and organs subsequently become identified as having a significant risk of induced cancer they will then be included either with a specific w_T or in this additional list constituting the remainder. The latter may also include other tissues or organs selectively irradiated.

Table 2.3 List of nuclides of which the effective quality factors were calculated.

Atomic Number	Elemental Symbol	Mass Number A										Number of Nuclides	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	H	1	2	3								3	
2	He	3	4	5	6							4	
3	Li	6	7	8								3	
4	Be	7	8	9	10	11						5	
5	B	8	9	10	11	12						5	
6	C	10	11	12	13	14						5	
7	N	13	14	15	16	17						5	
8	O	14	15	16	17	18	19	20				7	
9	F	17	18	19	20	21	22					6	
10	Ne	18	19	20	21	22	23	24				7	
11	Na	21	22	23	24	25						5	
12	Mg	23	24	25	26	27	28					6	
13	Al	24	25	26	27	28	29	30				7	
14	Si	26	27	28	29	30	31	32				7	
15	P	29	30	31	32	33	34	35				7	
16	S	30	31	32	33	34	35	36	37	38		9	
17	Cl	33	34	35	36	37	38	39	40			8	
18	Ar	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	10	
19	K	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	11
20	Ca	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	11
21	Sc	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51		10
22	Ti	44	45	46	47	48	49	50	51	52			9
23	V	47	48	49	50	51	52	53	54				8
24	Cr	48	49	50	51	52	53	54	55	56			9
25	Mn	50	51	52	53	54	55	56	57	58			9
26	Fe	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61		10
Total												186	

Table 4.1 The Monte Carlo codes in the HERMES system

Radiation	Energy	Monte Carlo code
陽子(p)	$\leq 20\text{GeV}$	HETC-KFA2
中性子(n)	$15\text{MeV} \sim 20\text{GeV}$	HETC-KFA2
	$\leq 15\text{GeV}$	MORSE-CG
π 中間子	$\leq 2.5\text{GeV}$	HETC-KFA2
μ 中間子	$\leq 2.5\text{GeV}$	HETC-KFA2
重イオン($A \leq 10$)	$\leq 1.0\text{GeV}$	HETC-KFA2
光子(photon)	$10\text{keV} \sim \text{数TeV}$	EGS4
電子(e^-), 陽電子(e^+)	$1\text{keV} \sim \text{数TeV}$	EGS4

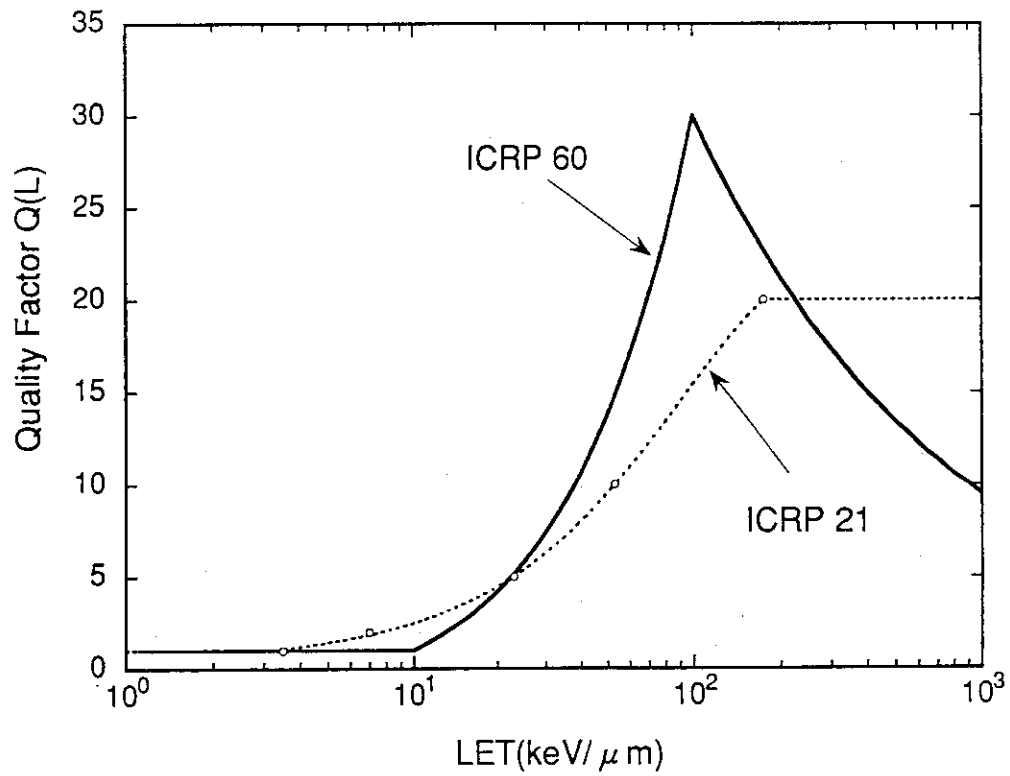


Fig.2.1 Q-L relationships specified in ICRP60 and ICRP21

$$H_T = \hat{Q}(E_0) \frac{E_0}{m} - \hat{Q}(E_1) \frac{E_1}{m}$$

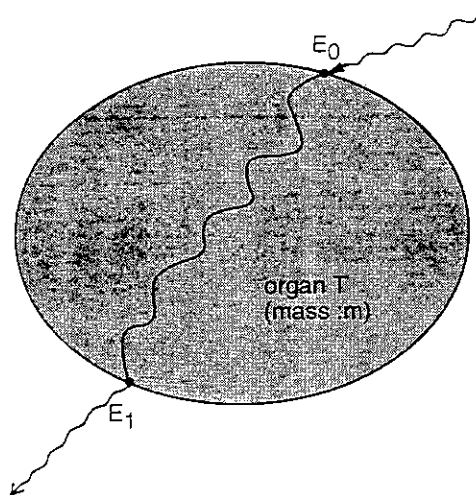


Fig.2.2 Calculational method of H_T (tissue averaged dose equivalent)

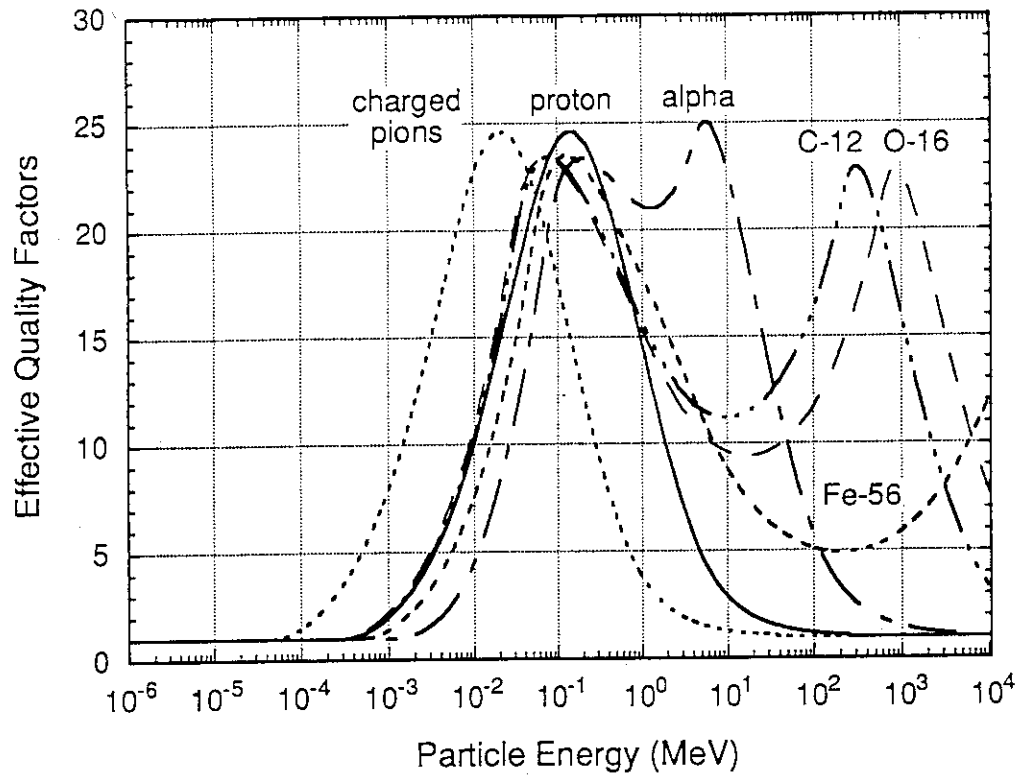


Fig. 2.3 Effective quality factors for proton, charged pions and heavy ions calculated with Q-L relationship in ICRP60

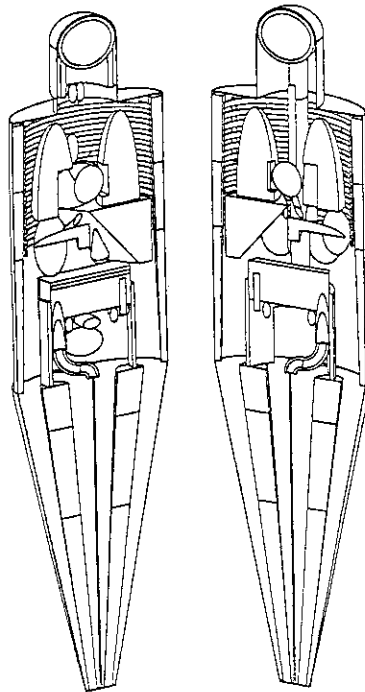


Fig. 3.1 Internal structure of the anthropomorphic phantom

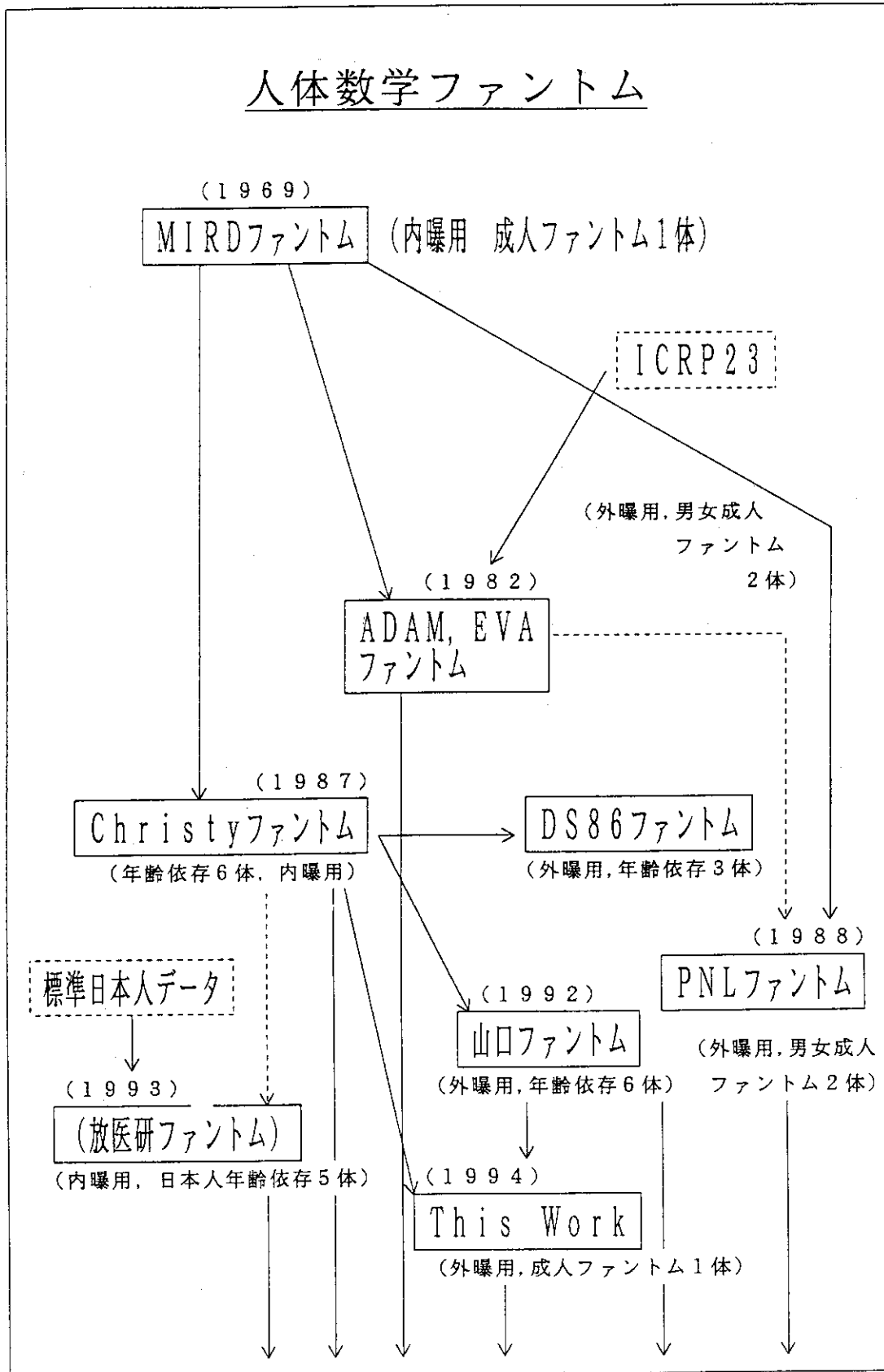


Fig. 3.2 人体数学ファントムの変遷

Calculation Method with Monte Carlo Code

• HERMES Monte Carlo Code System*

The relationship of each code in this work

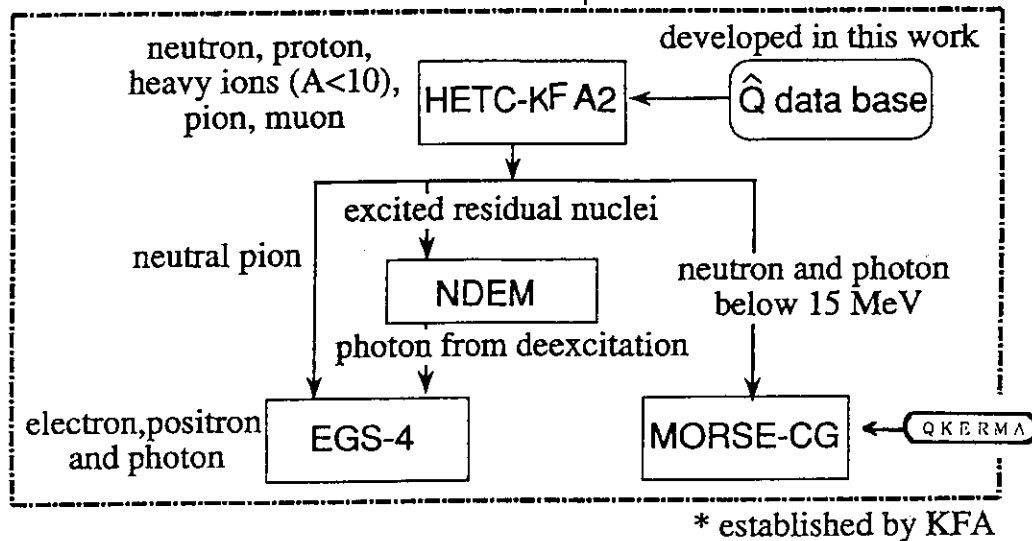


Fig. 4.1 Organization of the HERMES code system

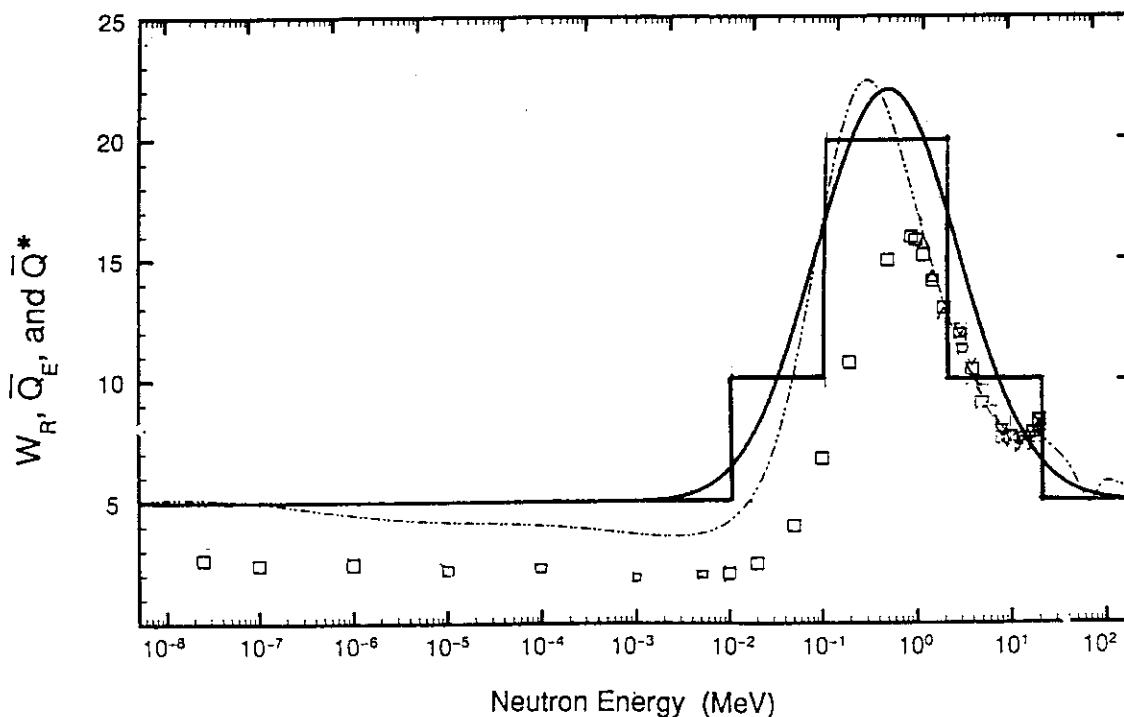


Fig. 5.1 Effective quality factors \bar{Q}_E for H_E , \bar{Q}^* for $H^*(10)$, and radiation weighting factor W_R for neutrons as a function of incident neutron energy. (\square) \bar{Q}_E for AP irradiation, (—) W_R , (- - -) \bar{Q}^* ⁴⁶⁾

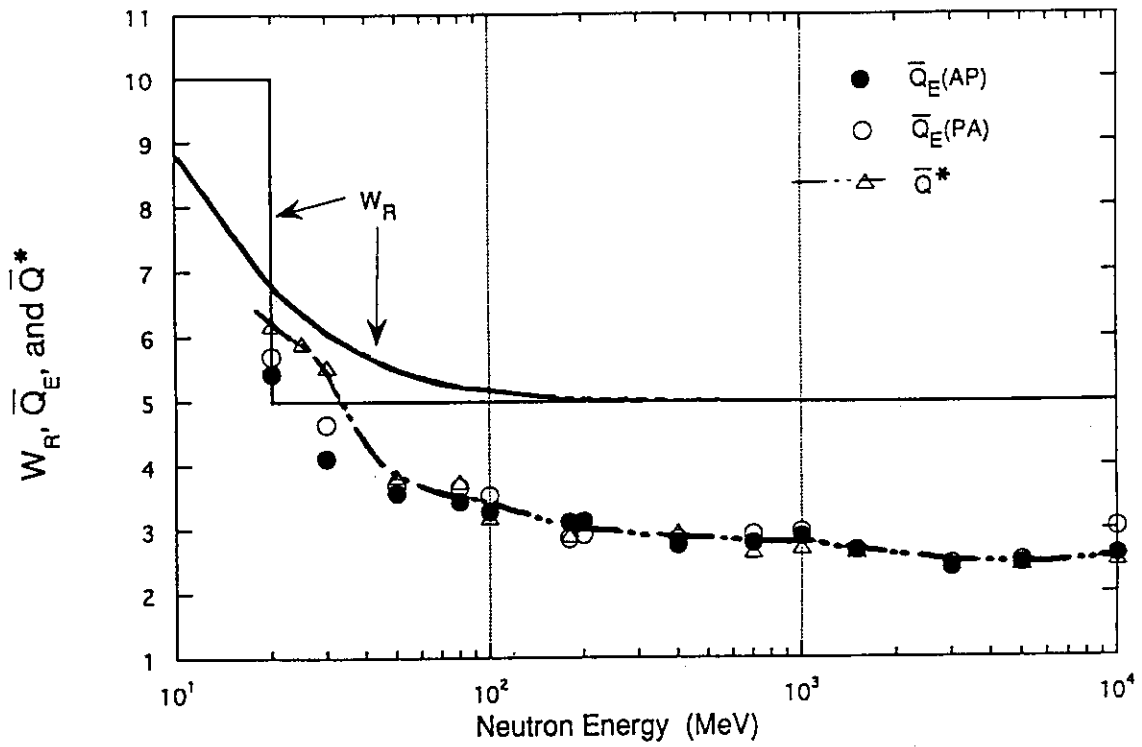


Fig.5.2 Effective quality factor \bar{Q}_E for H_E , \bar{Q}^* for $H^*(10)$, and radiation weighting factor W_R for neutrons as a function of incident energy

2.2 線量評価に必要な基礎物理データ

Basic Physical Data needed for Dose Evaluation

坂本 幸夫
Yukio Sakamoto田中 俊一
Shun-ichi Tanaka中島 宏
Hiroshi Nakashima日本原子力研究所
Japan Atomic Energy Research Institute

Weerapong Pairsuwan

Suranaree University of Technology

Thailand

義澤 宣明
Nobuaki Yoshizawa佐藤 理
Osamu Sato降旗 志おり
Shiori Furihata三菱総合研究所
Mitsubishi Research Institute上原 丘
Takashi Uehara岩井 敏
Satoshi Iwai三菱重工業
Mitsubishi Heavy Industries

1. はじめに

高エネルギー加速器施設の設計や有人宇宙活動の安全評価において、高エネルギー放射線による被曝線量評価が重要になりつつある。本報告では高エネルギー放射線の線量当量換算係数を評価するために必要なデータについて述べる。高エネルギー放射線の被曝評価には、二次放射線として発生した15MeV以下の中性子や二次光子の線量評価も含まれることから、一般的な被曝線量評価として必要なデータは含まれていると考えられる。

2章では高エネルギー放射線の線量当量換算係数評価コードとデータについて述べ、3章では放射線の挙動を解析するための中性子及び光子の断面積データ、4章では中性子及び光子による吸収線量を算出するためのカーマ係数、5章では吸収線量から線量当量へ変換するための線質係数データの現状を述べる。さらに、これらのデータを用いた平板ファントム及びICRU球での中性子に対する1cm線量の計算結果を6章で述べるとともに、7章で本報告のまとめと今後の課題を述べる。

2. 高エネルギー放射線の線量当量換算係数評価コードとデータ¹⁾

高エネルギー放射線が物質に入射すると、多種類の核反応により多種類の二次粒子が発生し、しかも荷電粒子を含む粒子の飛程は長いものとなる。このため、高エネルギー放射線の線量換算係数を評価するためには、中性子ではハドロンカスケードと核外輸送、光子・電子では電磁カスケードを取り扱うことのできる計算コードシステムが必要になる。高エネルギー放射線の被曝評価を行うHERMES (High Energy Radiation Monte Carlo Elaborate System) コードシステムを図1に示す。

15MeV以上の中性子、陽子、重イオン等の挙動及びエネルギー沈着量の評価はHETC-KFA2コードで行い、荷電粒子の線質係数を乗じたエネルギーの差から線量当量を算出する。また、電子・陽電子及び光子の挙動及びエネルギー沈着量の評価はEGS4コードで行う。電子・陽電子及び光子の線質係数は1とみなせることから、線量当量はエネルギー沈着量と等しい。

さらに、15MeV以下の中性子及び二次光子の線束はMORSE-CGコードで評価する。二次荷電粒子の飛程が短いことからカーマ近似により中性子及び光子の線束にファントム構成元素毎のカーマ係数を乗じることにより吸収線量を算出するとともに、線束に線質係数で重み付けしたカーマ係数を乗じることにより線量当量を算出する。

3. 中性子、光子及び電子・陽電子に対する断面積データ

(1) MORSE-CGコード用中性子・光子断面積データ

中性子100群・光子36群の結合断面積(群定数)のデータを人体ファントムの4つの組織(軟組織、肺組織、骨組織、赤色骨髓組織)及びICRU軟組織(4元素組成)について整備した。中性子の上限エネルギーは14.918MeVであり、熱群(第100群)は0.414eV以下1群である。中性子の断面積はJENDL3.1²⁾(¹H, ¹²C, ¹⁴N, ¹⁶O, ²³Na, Mg, Si, ³¹P, S, K, Ca, Feについて)及びENDF/B-IV(C1について)に基づいており、光子の断面積はPHOTXデータ³⁾に基づいている。なお、群定数作成にはJSSDLのユーティリティープログラム⁴⁾を用いた。

(2) EGS4コード用光子、電子・陽電子断面積データ

光子の断面積データには従来のEGS4コードで取り扱っているStorm & Israelのデータ⁵⁾ではなく、PHOTXデータベース³⁾のHubbellのデータを用いた。両者のデータは低エネルギーでの光電吸収断面積に差があるが、ICRU軟組織では10keV以下で全断面積に僅かな差がある程度である。

電子・陽電子の断面積についてはEGS4コード⁶⁾のNRCC版においてICRU37⁷⁾で採用されているBerger & Seltzerのデータ⁸⁾を用いた。

4. カーマ係数データ

(1) 中性子に対するカーマ係数

ICRU26⁹⁾ではCaswellらの30MeVまでのカーマ係数¹⁰⁾が収録されているが、このデータは標的要素と中性子との全反応で加算した量である。新しいQ-L関係に基づいて算出した荷電粒子の線質係数データを導入するためには、各元素の反応別のカーマ係数が必要である。そこで、核融合炉の設計研究用に真木氏らが開発したKERMAコード¹¹⁾を用いた。3章で述べた群定数作成用中間ファイルからの断面積データを用いるとともに、二次荷電粒子のエネルギー分布については飯島氏らのPEGASUSコード^{12, 13)}で算出した。

図2にICRU軟組織(4元素、密度1.0g/cm³)における中性子に対するカーマ係数と重量比率で重み付けした各元素の寄与を示す。中性子エネルギーが100eV以上の場合には水素原子の寄与が支配的であり、10eV以下では窒素原子の(n, p)反応の寄与が支配的になる。ICRU26のデータから合成したカーマ係数と比較すると、低エネルギー領域で過小評価している。また、10MeV以上では酸素原子及び炭素原子のカーマ係数の過小評価により、軟組織全体としても過小評価となっている。これらの原子でのカーマ係数の過小評価は、二次荷電粒子のエネルギーの設定に起因するものと考えられる。20MeV以上の中性子による被曝評価においては、発生する中性子のエネルギーが蒸発反応による数MeV以下であるので中性子線量自体への影響は大きくないものと考えられる。

最近ICRU46データ¹⁴⁾が公開されたが、中性子カーマ係数はCaswellらのデータに基

づいており、ICRU 26 データから合成されたデータとほとんど同じである。

(2) 光子に対するカーマ係数

光子に対するカーマ係数はHubbellのNBS29データ¹⁵⁾から、質量エネルギー伝達係数 (μ_k / ρ) を用いた。このデータは光子エネルギーが10MeVまでしか存在しない。光子に対する断面積に対応した10~14MeVまでのデータについては10MeVのデータで代用することにした。15MeV以下の中性子との反応で生成する二次光子のエネルギーは数MeV以下であるので影響は小さいものと考えられる。

5. 線質係数データ

ICRP 21 で定義されたQ-L関係では図3に示すように高LETにおいて線質係数が20の一定値を示していたが、ICRP 60 ではQ-L関係が更新されLETが100keV/ μm で線質係数が最大の30となり、さらに高LETでは線質係数が減少している。水中における荷電粒子の衝突阻止能を計算し新旧のQ-L関係に基づく線質係数を算出した。原子番号1から26までの原子と中間子を荷電粒子として設定し、荷電粒子のエネルギーが0.2eV~10GeVの範囲での線質係数のライブラリーを整備した¹⁾。図3には新旧のQ-L関係とともに、¹H, ⁴He, ¹²C及び⁵⁶Feの衝突阻止能を示す。陽子及び中間子の衝突阻止能はSPARコード¹⁶⁾で計算し、その他の荷電粒子についてはSTOPPINGコード¹⁷⁾ (10MeV/amu以下)とSPARコード (10MeV/amu以上)で計算した。図4に新旧のQ-L関係に基づく¹H及び¹²Cの荷電粒子のエネルギー依存の線質係数と荷電粒子のエネルギーが全て失うまでの平均の線質係数を示す。¹Hの衝突阻止能は100keV/ μm に達しないので線質係数は1つのピークであるが、衝突阻止能が100keV/ μm を超える¹²Cではプラトー (旧Q-L関係) または2つのピーク (新Q-L関係)を示す。また、平均の線質係数は線質係数自体に比べてピークが高エネルギー側にシフトするとともに、ピーク値が減少している。新旧のQ-L関係の影響を調べると、新しいQ-L関係に基づく線質係数のピーク値は増加しているが、2つのピーク間の値は旧Q-L関係でのプラトー値より減少している。

ファントム構成原子の反応別のカーマ係数に荷電粒子の平均線質係数を乗じることにより、線質係数で重み付けしたカーマ係数データを算出した。図5にはICRU軟組織の線質係数で重み付けしたカーマ係数を中性子カーマ係数で除して求めた中性子に対する平均の線質係数を示している。平均の線質係数に対する重みは各原子のカーマ係数であることから、高エネルギー領域では水素原子、低エネルギー領域では窒素原子での中性子の線質係数となる。同図にはPTBのSchumacherら¹⁸⁾及びTexas大のNabessiら¹⁹⁾が算出した新Q-L関係に基づく中性子の平均線質係数も示している。SchumacherらとNabessiらのデータがほぼ一致しているのに比べて、本報告での平均線質係数が10eV~1MeVで下回っていることがわかる。図6に水素、炭素、窒素及び酸素原子における中性子の平均線質係数をSchumacherらデータと比較して示しているが、中間エネルギー以下での線質係数の挙動に違いがあることがわかる。本報告での炭素及び酸素原子の中性子平均線質係数が熱中性子エネルギーでほぼ1に近いのに比べて、Schumacherらのデータでは20と大きい値を示している。Schumacherらのデータは荷電粒子のすべてのエネルギーを失うまでの平均の線質係数ではなく、発生した荷電粒子のエネルギーに対応した線質係数である可能性がある。

6. 平板ファントム及びICRU球での中性子に対する1cm線量の計算

ファントム物質の中性子・光子の結合群定数、カーマ係数及び線質係数で重み付けしたカーマ係数の各種データの信頼性を総合的に評価するために、平板ファントム及びICRU球での1cm線量を計算し文献値との比較を行った。

厚さ30cmの平板ファントムに中性子が垂直に入射したときの1cm深さでの中性子とガンマ線の吸収線量、中性子の線量当量の計算結果を図7に示す。中性子100群・ガンマ線36群の定数及び臨界計算用の熱群を細かくしたMGCL137群の定数²⁰⁾は1次元SnコードANISNで用い、さらに連続エネルギーの計算²¹⁾はMCNPコードで行った。中性子の吸収線量及び線量当量は10keV以上では3者は一致している。10keV以下では、熱群を一群とした場合の結果は、熱群が細かいMGCLの定数やMCNPの場合に比べて小さくなっており、熱群中性子の取り扱いが低エネルギー領域で重要になることがわかる。二次ガンマ線の線量の過小評価も熱中性子の過小評価に起因している。

平板ファントムとICRU球主軸上1cm深さでの線量を図8に示す。中性子の吸収線量と線量当量に関しては平板体系と球体系でほぼ等しくなっているが、二次ガンマ線に関しては平板体系の方が球体系より大きくなっている。平板体系に中性子の平行ビームが入射したとき、中性子はあまり遠くまで輸送されないのに比べて、発生した二次ガンマ線はファントム物質での遮蔽効果が期待されないため遠くまで輸送されたためと考えられる。

ICRU球主軸上1cm位置での中性子と二次ガンマ線との吸収線量の和を文献値とともに図9に示す。ICRP51の値²²⁾、Leutholdら²³⁾及びNabelssiら¹⁹⁾の値に比べると、MCNPの結果はこれらのデータをほぼ再現しているが、熱群を1群で取り扱ったDOTの結果は熱中性子束の過小評価により線量が低エネルギーで過小評価となっている。また、10MeV以上でもカーマ係数の過小評価に起因して線量が過小評価となっている。

ICRU球1cm深さでの中性子と二次ガンマ線の線量当量の和を吸収線量の和で割って求めた入射中性子についての実効的な線質係数を図10に示す。DOTとMCNPの結果はほぼ等しい値を示している。ICRP60では吸収線量に放射線荷重係数 W_r を掛けて等価線量を求めることになっており、階段関数で与えられた中性子に対する放射線荷重係数及びその近似曲線を同図に示す。本結果は100keV以上の中性子エネルギーで放射線荷重係数の近似曲線を再現している。新しいQ-L関係に基づいても10keV以下で中性子の実効的な線質係数がICRP51の結果と変わらないことがわかる。

7. まとめと今後の課題

高エネルギー中性子及び光子の線量当量換算係数を算出するため、断面積、カーマ係数、線質係数及び線質係数で重み付けしたカーマ係数のデータを整備するとともに、これらのデータの信頼性を総合的に評価するため平板ファントム及びICRU球での1cm深さでの吸収線量及び線量当量を算出し文献値と比較検討した。この結果、15MeV以下の中性子及び二次ガンマ線による線量当量が十分な精度で評価できることがわかった。今後、これらのデータは低エネルギー中性子自身の線量換算係数の評価に活用されうるものと考えられる。

今後の課題としては、①熱群中性子の取り扱い、②直接法によるカーマ係数データ評価法の確立及び20MeV以上でのカーマ係数データの算出、③PHOTXデータに基づく光子カーマ係数の評価、④中性子の平均的な線質係数の文献値との差異の検討があげられる。

参考文献

- 1) 佐藤理、降旗志おり、上原丘、義澤宣明、岩井敏、田中俊一、坂本幸夫：『高エネルギー放射線の線量当量換算係数基礎データ（Ⅱ）、高エネルギー荷電粒子の \bar{Q} 評価法の開発および高エネルギー光子の線量換算係数評価』、JAERI-M 93-147 (1993).
- 2) K.Shibata, T.Nakagawa, T.Asami, T.Fukahori, T.Narita, S.Chiba, M.Mizumoto, A.Hasegawa, Y.Kikuchi, Y.Nakajima and S.Igarasi : "Japanese Evaluated Nuclear Data Library, Version-3, - JENDL-3 - ", JAERI 1319(1990).
- 3) D.K.Trubey, M.J.Berger and J.H.Hubbell : "Photon Cross Sections for ENDF/B-VI", Advanced in Nuclear Computation and Radiation Shielding , American Nuclear Society Topical Meeting(1989).
- 4) A.Hasegawa : "Development of a Common Nuclear Group Constants Library System, JSSTD-295n-104 γ Based on JENDL-3 Nuclear Data Library", Nuclear Data Science and Technology, p.232, Springer Verlag(1991).
- 5) E.Storm and H.I.Israel : "Photon Cross Sections from 1 keV to 100 MeV for Elements Z=1 to Z=100", Nuclear Data Tables, A7, 565(1970).
- 6) W.R.Nelson, H.Hirayama and D.W.O.Rogers : "The EGS4 Code System", Stanford Linear Accelerator Center Report SLAC-265 (Stanford Calif) (1985).
- 7) ICRU : "Stopping Powers for Electrons and Positrons", Report 37, Bethesda MD (1984).
- 8) M.J.Berger and S.M.Selzter : "Stopping Power and Ranges of Electrons and Positrons", NBS Report NBSIR 82-2550-A (second edition) (1983).
- 9) ICRU : "Neutron Dosimetry for Biology and Medicine", Report 26, Bethesda MD (1977).
- 10) R.S.Caswell and J.J.Coyne : "Kerma Factors for Neutron Energies below 30 MeV", Radiation Research, 83, 217 (1980).
- 11) 真木紘一、川崎弘光、小迫和明、関泰：『核発熱定数KERMAライブラリーの作成－核融合定数セット FUSION-J3 用核発熱定数ライブラリー』、JAERI-M 91-073 (1991).
- 12) S.Iijima and M.Kawai : "Simplified Method of Calculation of PKA Spectra, DPA Cross Sections and Kerma Factors for Medium and Heavy Weight Nuclides", J. Nucl. Sci. Technol., 27, 375 (1990).
- 13) S.Iijima, T.Sugi, T.Nakagawa and T.Nishigori : "Program PEGASUS, A Precompound and Multi-Step Evaporation Theory Code for Neutron Threshold Cross Section Calculation", Proc. of the 1986 Seminar on Nuclear Data, JAERI-M 87-025, p337 (1987).
- 14) ICRU : "Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues", Report 46, Bethesda MD (1992).
- 15) J.H.Hubbell : "Photon Cross Sections, Attenuation Coefficients, and Energy Absorption Coefficients From 10 keV to 100 GEV", Report NSRDS-NBS 29, Natinal Bureauof Standards (1969).
- 16) T.W.Armstrong and K.C.Chandler : "SPAR. A FORTRAN Program for Computing Stopping Powers and Ranges for Muons, Charged Pions, Protons, and Heavy Ions", ORNL-4869 (1973).
- 17) J.F.Ziegler, J.P.Biersack and U.Littmark : The Stopping and Range of Ions in Solid, Volume 1

- of the Stopping and Ranges of Ions in Matter, Pergamon Press (1985).
- 18) H.Schuhmacher and B.R.L.Siebert : "Quality Factors and Ambient Dose Equivalent for Neutrons Based on the New ICRP Recommendations", Radiat Prot. Dosim. 40(2), 85 (1992).
 - 19) B.K.Nabelssi and N.E.Hertel : "Ambient Dose Equivalents, Effective Dose Equivalents, and Effective Doses from 10 to 20 MeV", Radiat Prot. Dosim. 48(2), 145 (1993).
 - 20) 小室雄一、奥野浩、内藤俣孝、小田久子、永井正克、奥田泰久、酒井友宏、塩田雅之 : 『臨界計算用多群定数ライブラリーMGCL-J3の作成と検証』、JAERI-M 93-190 (1993).
 - 21) 小迫和明、大山幸夫、前川洋 : 『FSXLIB-J3: JENDL3に基づいたMCNP用連続エネルギー断面積ライブラリー』、JAERI-M 93-190 (1993).
 - 22) ICRP Publication 51 : "Data for Use in Protection Against External Radiation", Annals of the ICRP 17, No.2/3 (1987).
 - 23) G.Leuthold, V.Mares and H.Schraube : "Calculation of the Neutron Ambient Dose Equivalent on the Basis of the ICRP Revised Quality Factors", Radiat Prot. Dosim. 40(2), 77 (1992).

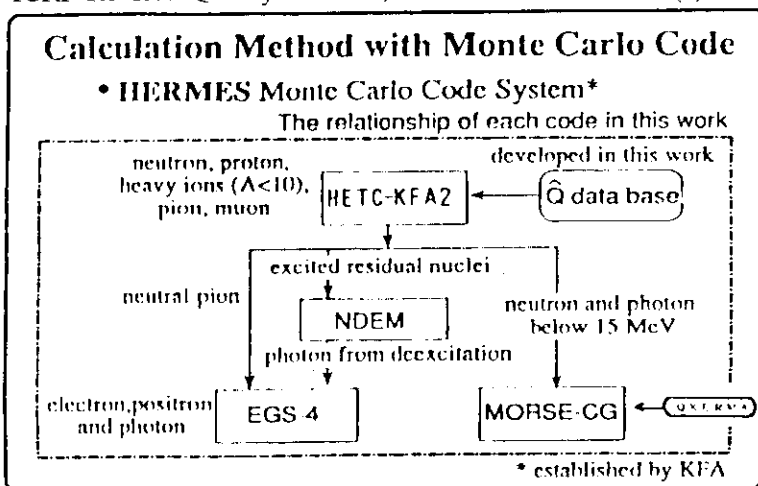


図1. HERMESコードシステム

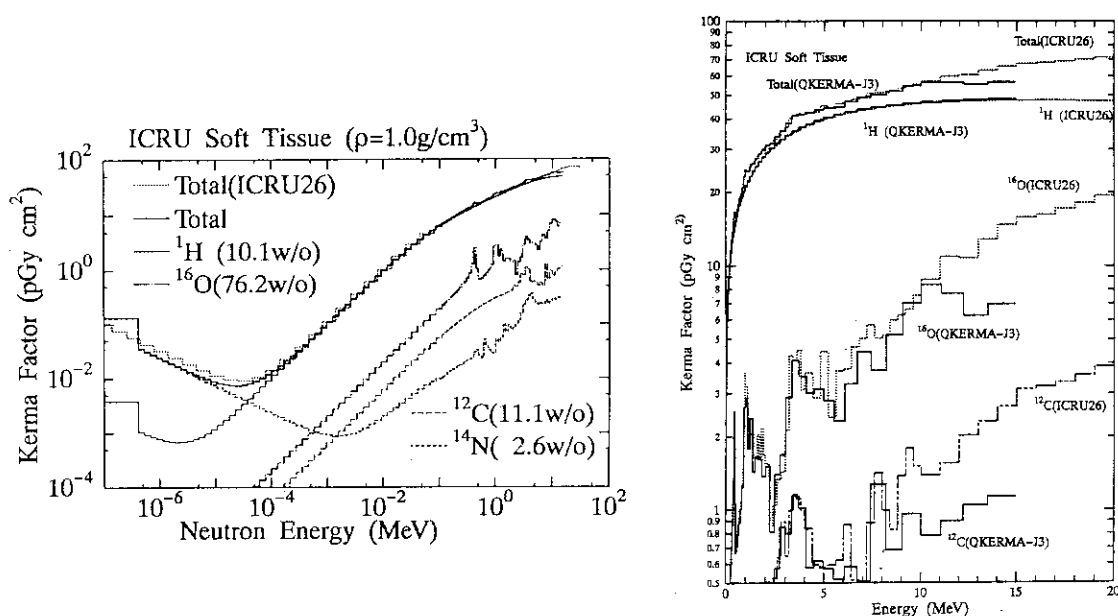


図2. ICRU軟組織の中性子カーマ係数

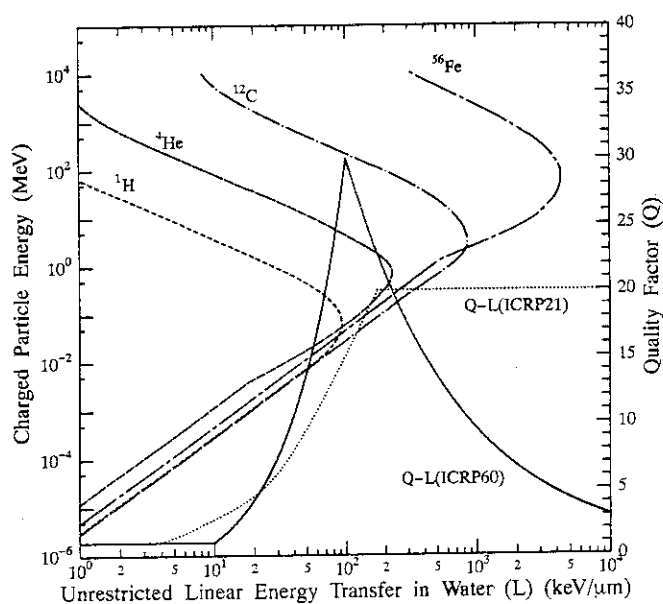


図3. 新旧のQ-L関係と荷電粒子に対する衝突阻止能

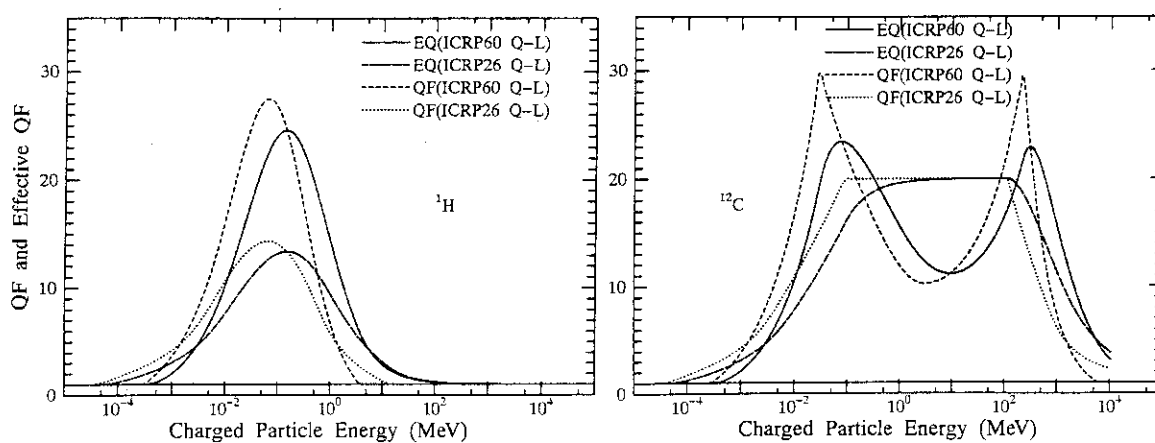


図4. ^1H と ^{12}C の線質係数と平均線質係数

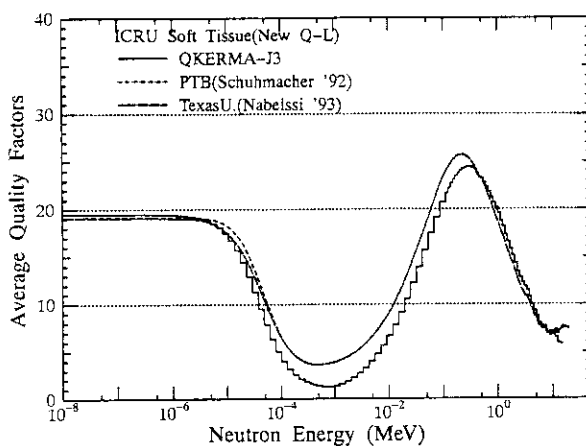


図5. ICRU軟組織での中性子の平均線質係数

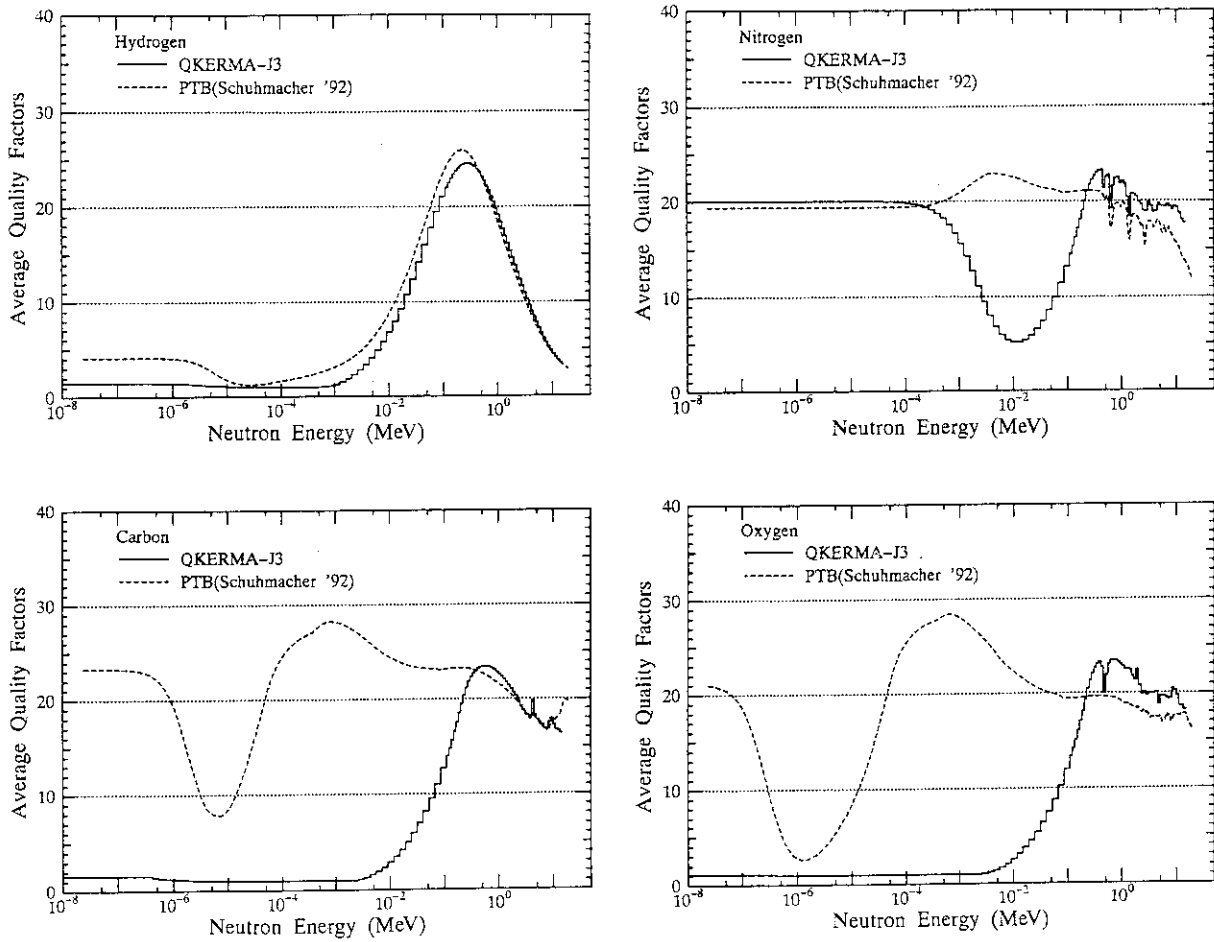


図6. 水素、炭素、窒素及び酸素原子での中性子の平均線質係数

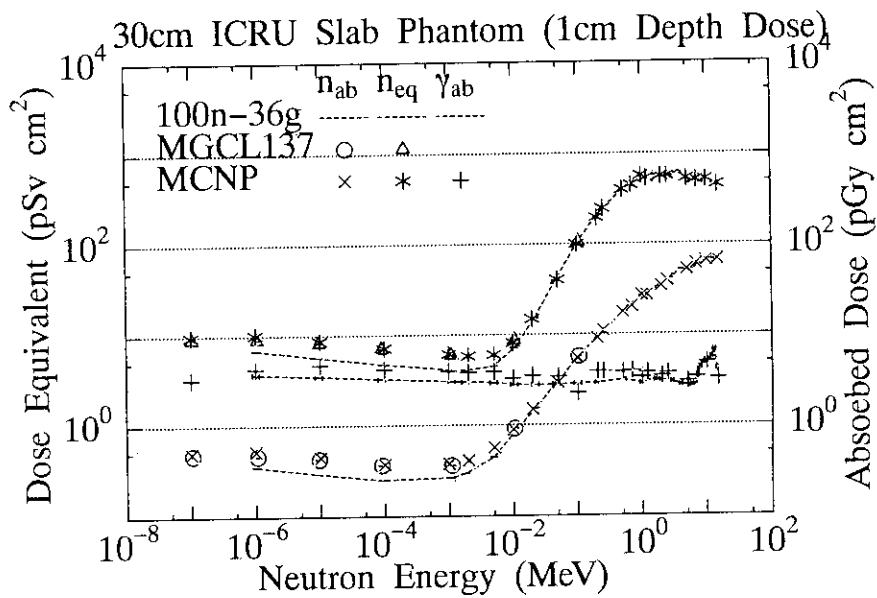


図7. 30cm平板ファントムでの1cm深さでの吸収線量及び線量当量

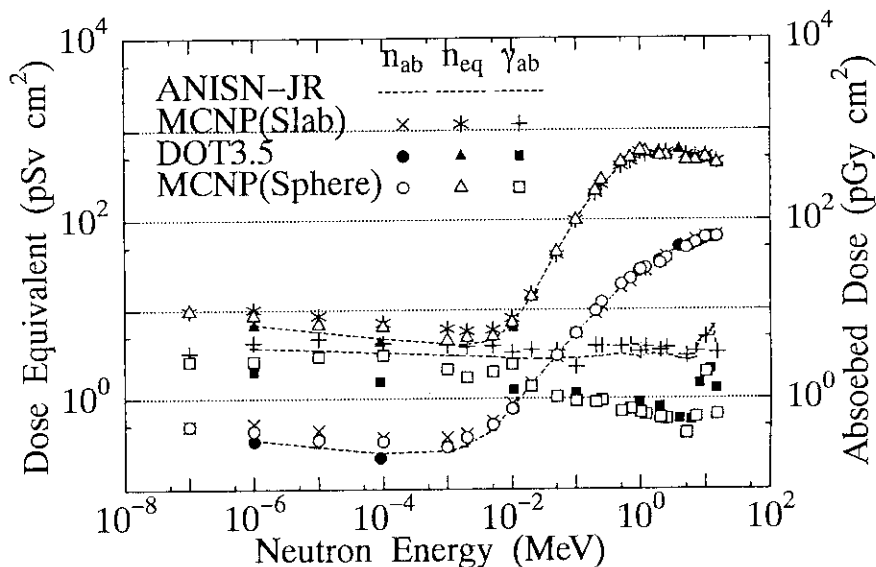


図8. 平板ファントム及びICRU球の1cm位置での吸収線量及び線量当量

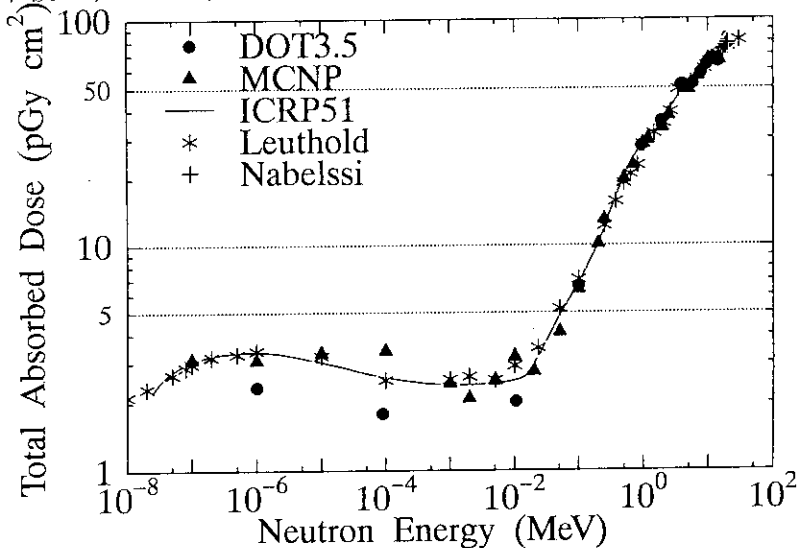


図9. ICRU球の1cm位置での吸収線量の総和

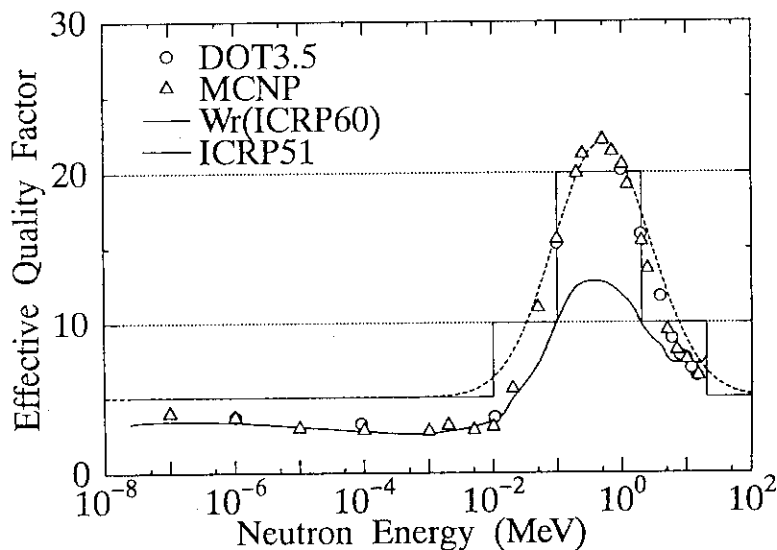


図10. ICRU球の1cm位置での中性子の実効的な線質係数と放射線荷重係数

2.3 線質係数と放射線荷重係数

Quality Factor and Radiation Weighting Factor

岩波 茂

Shigeru Iwanami
北里大学医療衛生学部

School of Allied Health Sciences, Kitasato University

1. はじめに

表記のテーマでその実状の話をする、必ず聴き手から返ってくる質問は、“放射線防護の線量評価はかなりの誤差が前提になっており、そんな厳密な話はないのではないか？”という疑問である。このような質問に対するICRUの答えを引用しておきたい。“放射線防護においては比較的大きな余裕が許容されるかも知れないが、使用される量は明確に定義され、使われる近似は明らかに同じであることが重要である”。ICRUはこの目的のためにレポート51(1993)を書いたと言っている。この観点から線質効果に関係する量の歴史をみると、線質を表すのは線エネルギー付与Lが適当なのか、それとも線エネルギーyかの論争に始まり、表題の線質係数と放射線荷重係数にいたるまで、同じ目的に異なった量が提案され、互いに批判し合うという歴史である。上記のICRUの目的からは、この混乱状態ははなはだ困った状態だが、この論争は終わりそうにない。

ここでは本ワークショップの趣旨にのっとり、論点を整理することに努力したい。

2. 線質を考慮するためのICRUとICRPのそれぞれの体系

(1) ICRU 51 (1993) 線質係数

関心ある点に関する線質係数 Q 組織・臓器Tに対する平均線質係数 Q_T 慣用的な平均線質係数 \bar{Q}

(2) ICRP 60 (1991) 放射線荷重係数

放射線荷重係数 W_R

W_R は \bar{Q} に対応する量である。なぜICRPが線質係数を捨て放射線荷重係数に乗り換えたのかは明らかにされていない。

3. ICRUによる放射線荷重係数 W_R の批判

問題点： W_R は混合放射線場では使えない。

ICRU 51 (1993) の結論

(1) 計測学や正確な計算において受け入れることはできない。

(2) 計測の目的のためには Q によって定義される量を用いるべきである。

4. 線質効果の実験値 RBE の問題点

- (1) 低線量で RBE が大きくなることの実体
- (2) 高線量から低線量への外挿の問題
- (3) 基準放射線の問題

5. 線エネルギー付与 L か線エネルギー y か

Kellerer, Rosii 等の L 批判。

- (1) L は測定できない。
- (2) 大きい target では range の影響がある。
- (3) straggling が考慮されない。
- (4) δ 線が考慮されない。

ICRU はレポート 40 (1986) で Kellerer, Rosii 等の L 批判を受け入れ、Q(L) から Q(y) に乗り換えた。

6. 現在でも生きている Q の 2 つの定義

- (1) ICRU 40 (1986) Q(y)

$$Q(y) = (5510/y) [1 - \exp(-5 * 10^{-5} y^2 - 2 * 10^{-7} y^3)] \quad y \text{ [keV/}\mu\text{ m]}$$

- (2) ICRP 60 (1991) Q(L)

$$\begin{aligned} Q(L) &= 1 && L < 10 \text{ keV/}\mu\text{ m} \\ &= 0.32L^{-2.2} && 10-100 \\ &= 300L^{-0.5} && > 100 \end{aligned}$$

7. 線質係数 Q の歴史

$$Q(L) \rightarrow Q(y) \rightarrow Q(L)$$

- (1) (2)

(1) L \rightarrow y への乗り換え。従来の Q(L) を捨て、新しい Q(y) を導入した。

(2) y \rightarrow L への変換。Q(y) \rightarrow Q(L) への変換。

(1) と違いここでは Q(y) と Q(L) は等価。

8. Q(y) の問題点

- (1) 1 μ m の target に一般性があるのか。
- (2) Q は dicentric chromosome aberration の RBE を代表。
- (3) 基準放射線の問題
- (4) 最大の問題：あまりにも大きな誤差

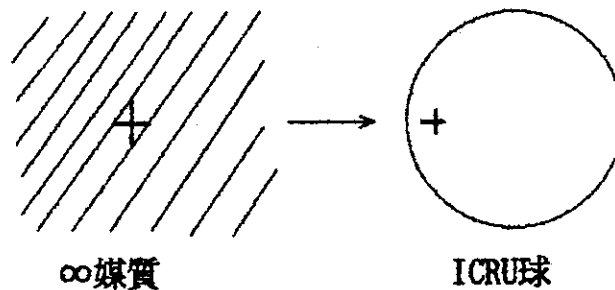
9. 現在の Q(L) の問題点

- (1) $Q(y)$ と $Q(L)$ は等価であるから、
 8の問題はすべて現在の $Q(L)$ が引き継ぐ。
- (2) 最大の問題： y と L は等価か。 $Q(y)$ と $Q(L)$ は等価か。
 ICRU自身がレポート36(1983)、40(1986)で展開してきた、
 L 批判と矛盾する。ICRUの L 批判はどうなったのか。

10. ほとんど検討されていない問題

無限媒質からICRU球への問題

∞媒質からICRU球への問題



Drexler等(1990)は光子でこの問題を扱う。

11. 最後に

ICRUが言うように線質効果に関する量は、まだ統一されておらず、上で述べたようにいろいろな問題がある。問題点を一つ一つつぶしていかなくてはならない。その場合最大の障碍は、最初に戻ってしまうが、”放射線防護の線量評価はかなりの誤差が前提になっており、そんな厳格な話(ノ労力のかかること)は必要ないのではないか?”という、いつも出てくる質問である。

2. 4 Operational Quantityの概念とその適用

Concept of ICRU's Operational Quantity and its Application

村上 博幸

Hiroyuki Murakami

日本原子力研究所

Japan Atomic Energy Research Institute

1. はじめに

1985年に刊行されたICRUReport39¹⁾において導入されたOperational Quantity[#]は、我々にとって新鮮である以上に衝撃的であった。とはいっても、当初はわずか数ページの同レポートの内容が全く理解できず、ただ英語を日本語に直訳するのみで理解できたような気分になっていたというのが現状であった。これは、それまでの欧米でのこの種の議論に我国からはほとんど参加していなかったこと、あるいは誰か参加はしていてもほとんど国内での紹介がなかったことによるものと思われる。その後、ICRU球線量当量（JIS用語²⁾）の測定が国内法令へ導入され、種々の解説が様々な人々によってなされたが、現場の実務担当者レベルまで、その内容について理解を及ぼすには不十分な状況が続いていた。ICRU自身、実際の測定に係る量としていながら具体性が全くなかった上記Report39の補足と具体的運用のしかたについては、その後のレポート^{3),4)}で徐々に明確化して行くことになった。我国の関係者の理解も、これに呼応して広がってきたように思われる。しかしながら、これらの理解の広がり、これらの量と現実的に対峙する現場の実務担当者ではなく、依然として一部の専門家レベルにとどまっている状態ではないかと懸念される。本稿では、放射線管理を必要とする現場の実務上の測定担当者という立場において、上記のOperational Quantityをどう理解すればよいかについて考えてみたい。

但し、このReport39ではOperational Quantityという用語は使用されていない。

2. Operational Quantity とは？

1) “Operational” の意味

まず、Operational Quantityの適用条件及び適用範囲を考えてみたい。これらの量がどのような場合に使用されるかを考える上で重要な言葉が実はこの“Operational”であろうと思われる。Operationには普通、運転とか作業といった用語が当てられており、Operationalという言葉はまさにこのような「現場での実務作業に際して用いる」という意味を有していると考えることが出来よう。つまりこれらの量は、専門家が種々の測定データを基に複雑かつ詳細な線量評価をするための量ではなく、作業員自身が自分たちの放射線防護のために測定し、その場で線量を得る（但し、Passiveタイプの個人線量計は多少異なる）ためのものでなくてはならないということである。

1977年、ICRP⁵⁾は人体内の線量分布を基にした実効線量当量 (H_E) を導入し、これを放射線防護の基本量としたが、果してその時点でどれほどこのような現実の測定のことが考慮されていたかについては疑問が残る。ICRPはこの時、線量当量指標 (H_T) なる量を提示しているが、現実の測定と結び付け難い同量を実効線量当量の代用量としてあげた点を見ても、現実への適用という面ではほとんど未知数であったに違いない。その後ICRUにおいて放射線防護に係る外部被ばく線量測定のための実用的な測定量が検討され、Operational Quantityの導入に至ったと思われるが、ICRPもICRUも過去数十年にわたって放射線管理の現場で行われてきた従来の測定の方法を否定、変更するようなことはしなかった。つまり、方法は従来通りで、概念と解釈だけを新しいものにしようとしたわけである。すでにいくつかの解説書

で述べられていることであるが、ICRUが新しい実用的測定量を考えるに当たって用いた原則を改めて以下に示す⁶⁾。

- ①放射線防護の対象となるあらゆる種類の放射線に対して同一定義で適用できること
- ②ある1点で規定される明確な量であること
- ③異なる線種、線質に対しても加算性があること
- ④実効線量当量等防護の基本量に関連づけられた量であること
- ⑤計算可能な量であること
- ⑥様々な照射施設で容易に供給可能な量であること
- ⑦永続性があること
- ⑧現場での従来からの測定方式に適応する量であること

ここでは上記の原則のなかで、特に“従来からの測定方式に適応した”という条件をもとに考えてみたい。また、現実の場での人の放射線防護に直接関連した測定に対応するという意味では、その適用範囲について以下のような条件も加えられよう。

- ・人が実際に被ばくする可能性のある放射線場が存在すること
- ・対象となる放射線を測定できる測定器が現実存在すること

2) ExpandedとAligned

エリアモニタリングにおけるICRUのOperational Quantityの定義においては、Expanded（拡張）とAligned（整列）という二つの概念が使用されているが、これらの概念が実は、現実の測定とOperational Quantityとを密接に結び付けているものである。

エリアモニタリングの目的は二つあって、一つは区域内の放射線場の状況について知りたい場合であり、他方はその場で作業する作業員に対してその場所の線量分布についての情報を知らせる（あるいは作業自体の管理をすることも含まれる）場合である。普通、この二つの目的を合わせ持った形でエリアモニタリングは行われる。前者の場合は、例えば未知の現場などに入って線源が何処に存在するか等を調査する場合などが該当し、この場合のデータは必ずしも“被ばく”に結び付ける必要はなく、極端な場合は音の変化だけでも十分なことがある。これに対して後者は作業員の被ばくのポテンシャルを知るための測定であり、作業開始に当たってその場所での線量分布を調査する場合などに行われるもので、こちらの方は“被ばく線量”と結び付いた情報を得る必要がある。Operational Quantityは主に、後者の場合の目的量となる。ICRP-26⁵⁾で導入された実効線量当量は人体内の線量分布を基にして得られる量であり、これを人体と比べて小さな測定器で測定評価しようとするときエリアモニタリングにおいても例えば頭頸部、胸部、腹部といった位置での測定を行ってさらに計算を実施しなければならない。しかし従来から行われてきた現実の測定は、ある任意の一点での測定に基づき（その点を含む大きな領域内における線量分布を考慮することなく）、その測定値を直接、その場の作業員の被ばくの可能性の推定に用いている。つまり、その測定点を含む十分大きな領域内全体の線量分布が便宜的に均一であると見なしているわけで、小さい測定器による測定値に基づく線量推定にはこの概念は不可欠である。Expandedとは、このようにある領域全体において放射線分布（エネルギー分布、フルエンス率）が均一になっていると見なし、その中の一点での測定でも、その領域全体を代表するとする概念である。Operational Quantityの計算においては、図1に示すように人体の代わりに線量のレセプタであるICRU球を含む領域についてこの概念が適用される。

次に現実の放射線測定器の放射線入射方向依存性について考えてみる。 γ 線用サーベイメータ等エリアモニタリングに利用される測定器の検出部は、多くの場合、球形や円筒形をしており、方向特性は概して良好である。つまりこれらの測定には方向依存性がなく（等方性）、測定点での放射線の入射方向分布に無関係の測定を実施していることになる。したがって、測定値としては、複雑な方向分布であ

でも、ある一方向からの放射線であっても放射線の強度の総和にだけ対応した値を示すことになる。ところが、人体やICRU球といった大きな物体内の点を考えると、たとえ全領域がExpandされた場とみなせる場合でも方向分布の違いにより線量値が異なってくる。このため、現実のような方向依存性のない測定に対応するためには、物体内の線量の定義点に対してすべての放射線が一方向から入射するという仮定が必要になる(図1参照)。Alignedとはこのように測定器の等方性を、ある大きさをもった物体内の点での線量の定義に当てはめるための概念であり、したがって測定点において放射線の入射方向依存性が顕著な測定には適用されない。

現実の測定の形態を上記のような二つの概念によって分類し、エリアモニタリング用のOperational Quantityである周辺線量当量 $H^f(d)$ および方向性線量当量 $H^f(d, \Omega)$ が定義された。これから明らかなように、これらの二つの量は、従来の測定方式をそのまま継承し、物体内における線量分布の概念を加えて論理的に明確化したものということがわかる。またこれらの量は、人体の被ばくを直接表す量ではなく、放射線場のある点の被ばくのポテンシャルを示す量(空間の線量)であるということも重要な点であろう。

3) 個人線量当量について

個人モニタリングは人体表面に付けたきわめて小さな測定器を用いて実施される。形式的には壁モニタによるモニタリングと同じであり、従来この考え方が個人線量計にも適用されていた。即ち、測定器は直接線のみではなく、壁(あるいは人体)によって散乱、透過してきた放射線も含めて、その測定器の位置で空間線量(エリアモニタリングと同じ測定量)を測定すればよいとするものであった。しかしながら、ICRP-26での実効線量当量の概念の導入により、この考え方は不相当であるということになったと思われる。即ち、人体の内部の線量分布を考慮して決められる量が防護の基本量でありながら、従来のやり方では、人の被ばく記録として残される値が人体内の線量分布と何ら直接的関連性がないことになるためである。少なくとも人体の代用物であるファントムの深部線量分布に対応している必要がある。このため、エリアモニタリングの時と同様、従来の測定方式を何ら変更することなく、また上記の条件を満たすように個人モニタリングのOperational Quantity個人線量当量 $H_p(d)$ 、すなわち個人線量計の測定目的とする量は、人体表面のある点(Specified Point)より深さ d の位置の点における線量として定められた。つまり壁モニタの形式に戻って考えると、個人線量測定では、その線量計の位置ではなく、壁の中の線量値を求めなければならないことになる。もし線量計が、完全に人体に密着し、深さ d に相当する厚さのフィルタを検出器前面に備えていれば、同検出器の位置と線量の定義点が一致するとみなせるかも知れないが、一般的には、個人モニタリングでは検出器の位置と線量の定義される点とが異なる、という他に例のないきわめて特殊な測定方式であることがわかる。またもう一つ注意しておくべき点は、個人線量当量の概念にはExpanded、Alignedといったエリアモニタリングにおける概念が適用されない(但し、実際の運用上は完全には言いきれない)ということである。そして、人体の測定すべき点(Specified Point:個人線量計を付ける位置)の決定は、その作業員自身あるいは適当な管理者等による放射線管理に委ねられているということである。

3. Operational Quantity適用の実際

前章において、ICRUが提示したOperational Quantityの概念について述べた。ここでは、それらの概念に適應した実際の運用(測定)がどのようになされるべきかについて述べる。

1) 測定器校正の基本とOperational Quantity

Operational Quantityは放射線に関する基本的物理量に換算係数を乗じることにより求められるのは周知のとおりである。しかしこのような物理量との変換を示す換算係数が果たして現場の測定実務者にとって必要であろうか。現場の放射線管理にとって必要なものは測定目的とする量の測定値であり、この値が直接測定器からの情報として得られることが重要な原則であって、Operational Quantityの導入によってこの原則が崩れたのでは何にもならない。少なくとも読み値（または指示値：readingあるいはsignal）に校正定数を乗じるだけでOperational Quantityが得られる必要があり、従ってあらゆる放射線防護用の測定器の校正は直接Operational Quantityに対して実施されていなければならない。ここで校正についての議論を進めていくうえで、校正定数と換算係数についての理解が不可欠であろうと思われる。この両者は通常以下のように区別される。

校正定数：実際の照射（広く一般的には基準量を測定器に与えること）により直接読み値と基準量を比べた場合に得られるもの

換算係数：複数の量の間の物理的な変換をする場合に用いる数値でそれらの定義に従って計算等により得られるもの

したがって換算係数は、測定される量（即ち校正時の基準量）を直接創り出す必要のあるときにのみ使用されるものであって、これは放射線防護に関連した測定においては、測定器の校正時のみに限定されるといっても過言ではあるまい。つまり、物理量からOperational Quantityを求める換算係数の数値は、現場の実務測定者にとって全く不必要なものであり、校正施設でのみ使用されるべきものである。しかしながら未だに上記の校正定数と換算係数を混同して用いる人々も多く、また特に測定器の目盛の調整を校正と誤解している人々があって、これらのことがOperational Quantityの理解の妨げになってきたことは否めない。

校正についての詳細な議論はここでは行わないが、端的にいうと校正とは測定の目的となる量（校正基準量）と測定器の読み値との比較であり、その両者の関係を定める（レスポンスまたは校正定数を決定する）ことである。校正の概念は以下の式で表される。

$$R = \frac{1}{K} = \frac{I}{Q} \quad \dots (1)$$

ここでR：レスポンス、 K：校正定数、 I：読み値、 Q：校正基準量
現場の測定では上式で校正基準量を測定目的量と読み換えれば良く、従って

$$Q = I \cdot K \quad \dots (2)$$

となり、即ち読み値と校正定数のみで測定値が得られることがわかる。無論、読み値Iとしては測定器の製作段階からOperational Quantity指示になっているものもあるだろうし、逆に基本的な信号（例えば電流値、パルス計数値など）に留まっているものもあるだろうが、いずれの場合も上記の(2)式によりOperational Quantityの測定は遂行できる。これはまた、従来型のレントゲンやラド等の表示をする測定器でもOperational Quantityに直接利用できることを意味する。例えばエアモニタリングにおけるある測定器の読み値（指示値）を I_0 とすると、照射線量X、周辺線量当量 $H^*(d)$ に対する校正定数をそれぞれ K_x 、 K^* として同じ空間での測定で

$$X = I_0 \cdot K_x, \quad H^*(d) = I_0 \cdot K^* \quad \dots (3)$$

という式によりそれぞれの量の測定値を得ることができる。

測定器の指示値にはエネルギー依存性があるため、普通、校正基準量は放射線のエネルギー毎に与え

られる。従って、校正定数は一般に放射線のエネルギーの関数になっている。このため、基本的には上記の(2)式を使用する際には、校正定数 K の値は該当する放射線のエネルギーに対応した値でなくてはならない。厳密な放射線場の研究調査を実施する場合にはエネルギースペクトルを測定するものもよいかも知れない(また将来はそのような情報を得ると共にコンピューターを用いて線量の指示値を出す方式の測定器が普及するかも知れない)が、現実の多くの実務上のモニタリングにおいては測定値(線量)を簡便に求めて放射線管理に資することが目的であって測定自身が目的ではない。この意味で、現場の測定者にとって必要なのは測定器の適用エネルギー領域全体に対する平均的な校正定数とその校正定数を使用したときに得られる測定値の変動(variation)の範囲に関する情報ではなからうかと思われる。図2に以上の様な観点から見た場合の測定器のレスポンスの具体例を示す。但し、エネルギー依存性が著しく、エネルギー補償も行われていない測定器においては有効ではないかも知れない。また、もちろん、対象となる放射線が限定できる場合にはその放射線に対する校正定数が与えてあればよいことは言うまでもない。

2) 測定器および測定形態によるOperational Quantityの検討

a. エリアモニタリングについて

エリアモニタリングで使用されるOperational Quantity、即ち周辺線量当量および方向性線量当量はいわばその点における被ばくのポテンシャルを表す空間線量と見なせることは既に述べた。このことから逆に測定に際しての必要条件を知ることができる。つまり測定は空間の一点で実施され、原則としてその測定器の占める領域全体にわたって放射線場が均一である必要がある。しかし、現実には、校正時の照射ほどの厳密さは要求されるものではないし、また、実際にも中性子用のサーベイメータ等大きな測定器の例から容易に想像されるように、この原則は実現していない場合も多いであろう。実際上の測定には本質的にそのような不正確さ、誤差が含まれていることを理解しておくべきであろう。

次に方向性線量当量の有用性について考えてみたい。現実の測定器で $H'(d)$ を測定対象としているものの例としては、 β 線用のサーベイメータ(薄窓型タイプ)があげられる。しかし、これらのサーベイメータによって $H'(d)$ の入射方向分布特性を忠実に再現した(isodirectional)測定が可能であろうか。答えは恐らく否ということになるであろう。方向特性だけから考えるとスラブや立方体形のファントムの方が測定器の方向特性に合うかも知れないという疑問も残る。今のところ、これらのサーベイメータ類が $H'(d, \theta)$ (但し θ は一平面内での入射角度を示す)に対して校正されたという例もあまりないように思われる。いずれにせよ現実的には、入射方向が限定できない場合には測定者が測定点において検出器の方向を変え、読み値が最大となる方向を決めるという方式の測定が実施されている。この測定値と $H'(d)$ の関係をあらゆる方向分布に対して調べることは不可能に近いが、作業場での弱透過性放射線による被ばくのポテンシャルを求めるといった目的に対しては妥当な測定方式ではないかと思われる。

b. 個人モニタリングについて

個人モニタリングにおいては、線量計の部分だけでなく、人体そのものを測定器の一部と見なすべきである。線量計はその大きな測定器の一部であって信号を取り出すセンサーとしての役割をもっていると考えればよい。したがって、個人線量計の校正はエリアモニタリング用の測定器の場合と異なり、ファントム付きで実施される。既に述べたように、線量の定義される点は人体の方にあるため、校正基準点もファントムの方にある。通常は校正の実務上の便宜性および個人線量当量 $H_p(d)$ の表面からの深さに当たる d の大きさぐらいの範囲の領域では十分均一な照射野が得られるとして(照射距離に条件がつく)、校正基準点はファントム表面とされる。但し、中性子線の場合にも校正基準点はファントム表面とされるが、一般に $\gamma(X)$ 線に比べて照射距離が短いため、応分の不正確さが伴うものと思われる。また、

個人線量当量の場合の校正基準量は、エリアモニタリングの場合と異なり、ICRUスラブファントムをレセプタとした $H_{s1}(d)$ が採用されつつある。

一方、測定時においては線量計はできるだけ人体に密着しておくことが必要であるが、現実には人体表面と線量計間の距離については変動するため、この影響も個人モニタリングの不正確さの一部となることを知っておく必要がある。また放射線の入射方向依存性が大きいため、線量計は原則として最も寄与の大きい放射線の入射方向に対向して装着すべきである。普通は、胸、腹等の体幹部の表面とされ、大部分の場合これで十分であると思われるが、状況によっては臨機応変に作業員自身あるいは監督者の判断により装着位置が変更されることも可とされるべきである。また個人線量当量は線量計の装着位置が異なれば全く独立した量となるため、局部（目の水晶体や指など）の線量を測定しようとする場合には必ずその位置に線量計を装着すべきである。

c. エリアモニタリングと個人モニタリングの関係

最後にエリアモニタリングと個人モニタリングの関係について考えてみたい。Operational Quantityの定義および測定方式の違いからいってこの両者は全く別個の量であり、現実の照射条件（特に方向分布）によって異なった値を示すことは至極当然で、もし同等の値が記録されたとしても、それはきわめて限定された条件下においてか、あるいは双方の測定の不確かさがもたらす偶然の結果でしかないと考えるべきである。重要なのはいずれの量も実効線量当量等防護の基本量の代用量として用いられている点であり、実効線量当量等に対していわゆる安全側あるいは同等レベルの値を与える限り、それぞれの目的に対して十分実用的な量であるという解釈が適当と思われる。

4. おわりに

以上、ICRUが導入したOperational Quantityについて私見も交えて色々述べてきたが、ここで重要なことはOperational Quantityの導入によって従来混用されていた現場の放射線管理実務測定と学術的調査研究や防護以外の目的による測定の区別が明確になったことであろうと思われる。

参考文献

- 1) ICRU Report 39 (1985)
- 2) JIS Z 4511 (1991)
- 3) ICRU Report 43 (1988)
- 4) ICRU Report 47 (1992)
- 5) ICRP-26 (1977)
- 6) 村上博幸、南賢太郎：日本原子力学会誌、33、P. 747 - 756 (1991)

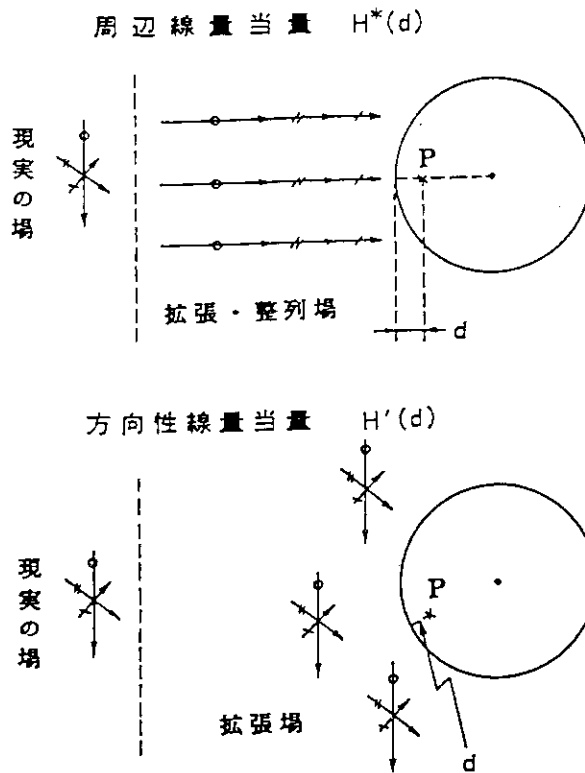


図1 周辺線量当量および方向性線量当量の概念図⁶⁾

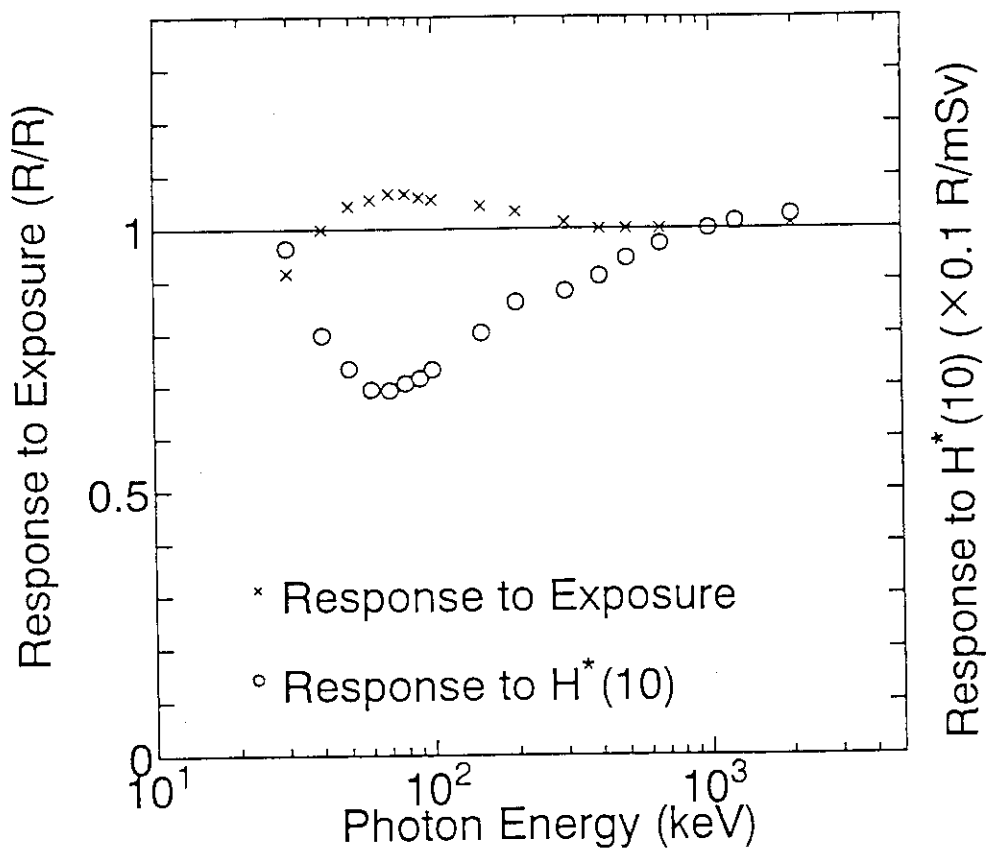


図2 電離箱サーベイメータの照射線量および周辺線量当量レスポンスの例

3. 光子及び電子に対する線量評価

3.1 10 keV~10 MeVの光子に対する線量計算

Dose Calculation for Photons of 10 keV to 10 MeV

山口 恭弘
Yasuhiro YAMAGUCHI

日本原子力研究所 保健物理部
Japan Atomic Energy Research Institute

1. はじめに

1990年に採択された国際放射線防護委員会勧告(ICRP Publ. 60¹⁾)では、放射線防護に用いる線量の定義に関し大幅な変更が提案された。線量評価に関する主な変更は、放射線荷重係数の導入、組織等価線量の定義、組織荷重係数の変更及び線質係数の定義式(Q-L関係式)の変更である。光子被ばくに関しては、放射線荷重係数及び線質係数の両方が1であるので、臓器線量や計測実用量の数値的な差は現れない。しかし、組織荷重係数の変更により従来の実効線量当量と新たな実効線量の間には差が現れる。以下に、光子に対する実効線量の計算、実効線量と実効線量当量の差、実効線量と計測実用量の比較について述べる。

2. 光子に対する実効線量

実効線量は、ICRP Publ. 60では確率的影響の制限のための限度を表す重要な量である。原研では、光子に対する実効線量を計算し、その種々の特性を解析してきた。以下に、その概要を述べる。

2.1 計算方法

実効線量は、12の臓器・組織及び残りの組織の等価線量のリスク荷重合計量として定義される¹⁾。また、残りの組織として10個の臓器・組織が挙げられ、それらの質量重み平均線量をその等価線量とするよう勧告されている。したがって、実効線量を計算するためには、人体に分布している多数の臓器や組織の線量を求めなくてはならない。この線量計算には、被ばく対象である人体の模型、放射線の輸送計算及び線量換算が必要である。本計算では、これらの3要素をシステム化した計算コードJEUNESSE²⁾を用いた。この計算コードには、年齢群別数学人体模型(0、1、5、10、15才及び成人)とモンテカルロ放射線輸送計算コードMORSE-CGが組み込まれている。また、実効線量の計算には、ICRP Publ. 60で提案された組織荷重係数を用いている。JEUNESSEコード及び詳しい計算手法に関しては、文献2)を参照されたい。

0、1、5、10、15才児及び成人の6つの年齢群について実効線量を計算した³⁾。計算条件は、以下のとおりである。入射光子は単色とし、12のエネルギー(17 keV~8.5 MeV)及び5

種類の典型的な照射ジオメトリー（前方、後方、右側方、回転及び等方）を想定した。また、実効線量の垂直方向及び水平方向の依存性を調べるために、種々の入射角度における計算も行った⁴⁾。

2.2 成人に対する実効線量^{4),5)}

成人に対する光子実効線量をFig. 1に示す。実効線量は、光子の入射方向に大きく依存し、線量が高いほうから順に前方、後方、回転、等方、右側方入射となっている。また、実効線量は、光子エネルギーにも大きく依存する。Fig. 2に、水平方向及び垂直方向に関する実効線量の方向依存性を示す。実効線量は、前方 2π 方向で大きいのが、入射エネルギーの増加とともに後方 2π 方向との差が小さくなる。頭上及び脚下からの入射に対しては、人体組織の遮蔽のために、実効線量は極端に低くなる。また、人体の真正面からの入射に対して、実効線量は最大になる。

2.3 実効線量の年齢依存性³⁾

光子の右側方入射に対する実効線量の年齢依存性をFig. 3に示す。ここで言う年齢依存性は、人体の大きさのみに関するものである。一般的に、年齢が小さいほど実効線量は高い。これは、年齢が小さいほど人体組織の遮蔽が少ないためである。

2.4 実効線量と実効線量当量の比較⁵⁾

成人に対する実効線量と実効線量当量の比較をFig. 4に示す。対象としている照射ジオメトリー及び光子エネルギーに関して、実効線量は実効線量当量よりも低くなる。放射線荷重係数及び線質係数の両方が1であるので、臓器の線量当量と等価線量は同じ数値となる。したがって、実効線量と実効線量当量の数値の差は、組織荷重係数の変更によるものである。

3. 実効線量と計測実用量の関係

被ばくの制限を規定する量(Limiting quantity)である実効線量は、直接に測定することが困難な量である。このため、国際放射線単位測定委員会(ICRU)^{6),7),8)}は、外部被ばく線量の測定のための実用量をエリアモニタリング及び個人モニタリングに対して定義した。この計測実用量(Operational quantity)は、被ばくの制限を規定する量を保守側(安全側)に評価することが要求される。以下に、エリアモニタリングのための周辺線量当量及び個人モニタリングのための個人線量当量と実効線量の関係について述べる。

3.1 実効線量と周辺線量当量の関係⁵⁾

光子に対する周辺線量当量を実効線量及び実効線量当量と比較してFig. 4に示す。周辺線量当量は、被ばく制限線量である実効線量当量を従来から保守側に評価していた。ICRP

Publ. 60の組織荷重係数の変更により実効線量の値が下がるため、周辺線量当量は従来に増して被ばく制限線量を保守側に評価することになる。したがって、Fig. 4で見られる安全裕度(実効線量と周辺線量当量の差)が許容されるならば、周辺線量当量を用いたエリアモニタリングは正当化される。

3.2 実効線量と個人線量当量の関係⁵⁾

個人モニタリングのため個人線量当量は、被ばくを受ける人体について定義されている。したがって、この量は人体の大きさ及び線量の評価点によって異なる。個人線量計の校正や型式試験を実施する時にこの様な量を基準にすることはできないので、ICRU⁸⁾はこれらの目的のためにICRU球と同じ組成のスラブ(30×30×15cm)に対する値 $H_{SLAB}(d)$ を基準にすることを提案している。そこで、実効線量の計算に用いた成人の人体模型に関して個人線量当量 $H_p(10)$ を計算し、同じくICRUスラブに対する $H_{SLAB}(10)$ 及び実効線量と比較した。 $H_p(10)$ 及び $H_{SLAB}(10)$ の計算には、放射線輸送モンテカルロ計算コードMCNPを用いた。個人線量評価に関する諸量の比較をFig. 5に示す。個人線量計を着用する左胸部(男性の場合)及び右腹部(女性の場合)における $H_p(10)$ は、実効線量と $H_{SLAB}(10)$ の間の値となっている。したがって、光子の散乱の状態がICRUスラブ上と人体上で大きく異ならなければ、 $H_{SLAB}(10)$ で校正された個人線量計を用いて実効線量を保守側に評価できることになる。

4. 女性従事者と胎児の被ばくについて⁹⁾

ICRP Publ. 60では、妊娠女性の線量限度に関し、妊娠の申告から出産までの腹部表面の等価線量を2 mSvにするように勧告している。また、胎児を一般公衆と見なすとともに、公衆の実効線量限度1 mSv/年を勧告している。そこで、JEUNESSEコード²⁾を用いて女性の腹部表面(右下腹部:線量計の着用位置)の等価線量と胎児の位置近辺の線量を計算した。計算結果をFig. 6に示す。60 keV以上の光子に対して、胎児が位置するであろう部位の線量は腹部表面の線量に近く、母体による遮蔽はあまり期待できないことが分かる。したがって、妊娠女性と胎児の線量限度を調和させるためには、他の因子(例えば従事期間率など)を考慮する必要がある。

5. まとめ及び今後の課題

以上、これまでに得られた解析結果を基に、光子に対する線量評価に関して述べた。ICRP及びICRUの勧告内容そのものに関する問題を別にすると、これらの勧告に基づいた10 keV~10 MeVの光子の線量評価に関し、障害となる大きな問題はないと言える。しかし、線量評価に必要な全ての換算係数が整備された訳ではないので、今後もデータ整備に努める必要がある。

これまでの計算は、真空中に置かれた人体及び校正用ファントムを仮定してきた。線量

換算係数を入射フルエンスや空気カーマに対して決めるためには、空気層を設けない方が問題を単純化できるからである。また、吸収線量の計算には、カーマ近似が用いられてきた。光子のエネルギーが数 MeVを超えるとカーマと吸収線量の差が大きいため、この近似の誤差も増してくる。そこで、今後の検討課題として、線源と人体の間の空気層の効果及び数 MeV以上の領域での換算係数の精度の検討を行う必要がある。

引用文献

- 1) ICRP : ICRP Publication 60 (1991).
- 2) 山口 恭弘 : 保健物理, 27, 305-312 (1992).
- 3) Y. Yamaguchi : Radiat. Prot. Dosim., 55(2), 123-129 (1994).
- 4) Y. Yamaguchi and M. Yoshizawa : Proc. 8th Int. Congress of IRPA, Montreal, 17-22 May 1992. Vol. II, 1237-1240 (1992).
- 5) Y. Yamaguchi : J. Nucl. Sci. Technol., 31(7), 716-725 (1994).
- 6) ICRU : ICRU Report 39 (1985).
- 7) ICRU : ICRU Report 43 (1988).
- 8) ICRU : ICRU Report 47 (1992).
- 9) 山口 恭弘 : 第30回理工学における同位元素研究発表会要旨集, (1993).

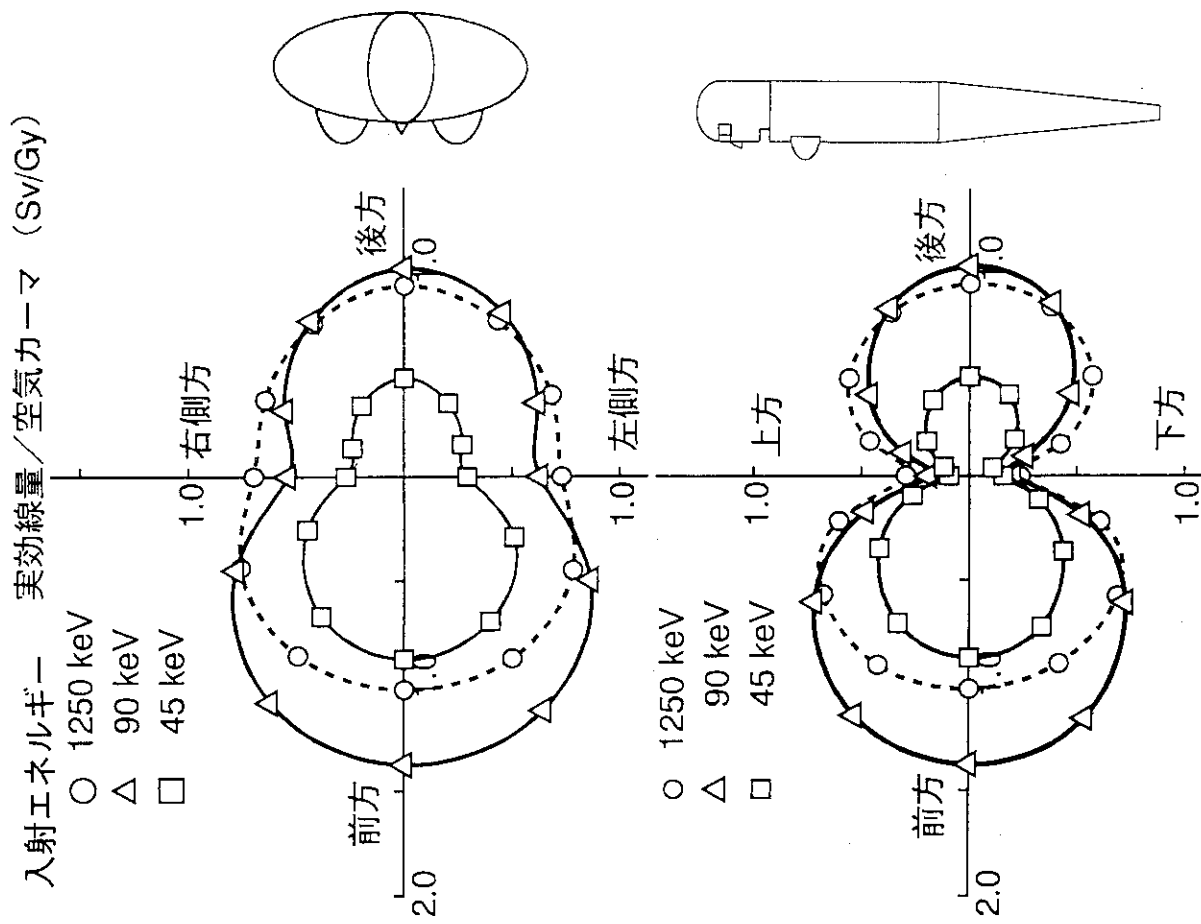


Fig.2 実効線量の光子入射方向依存性

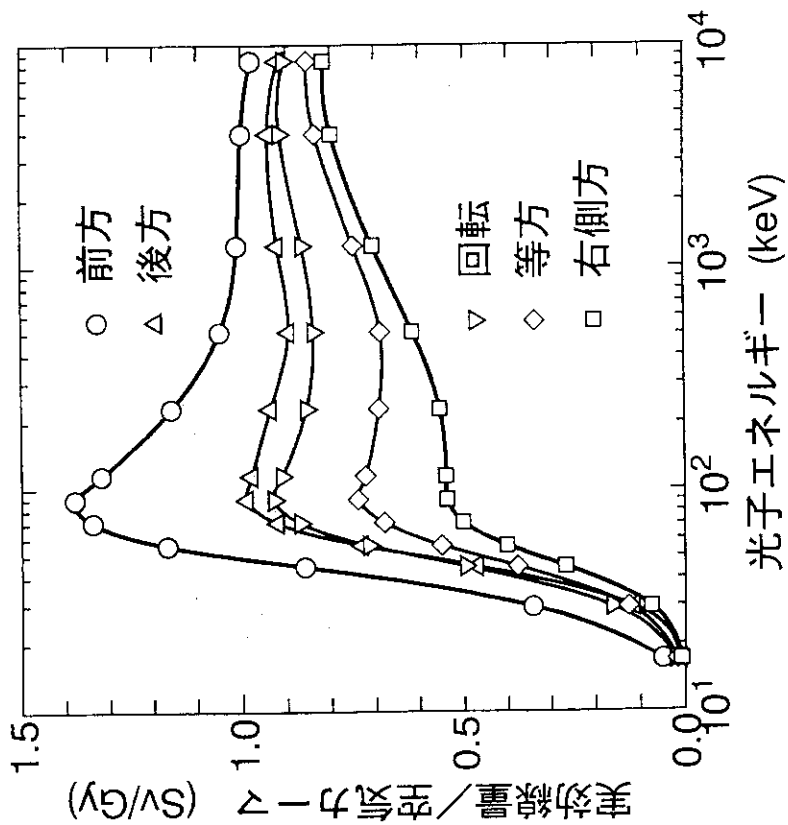
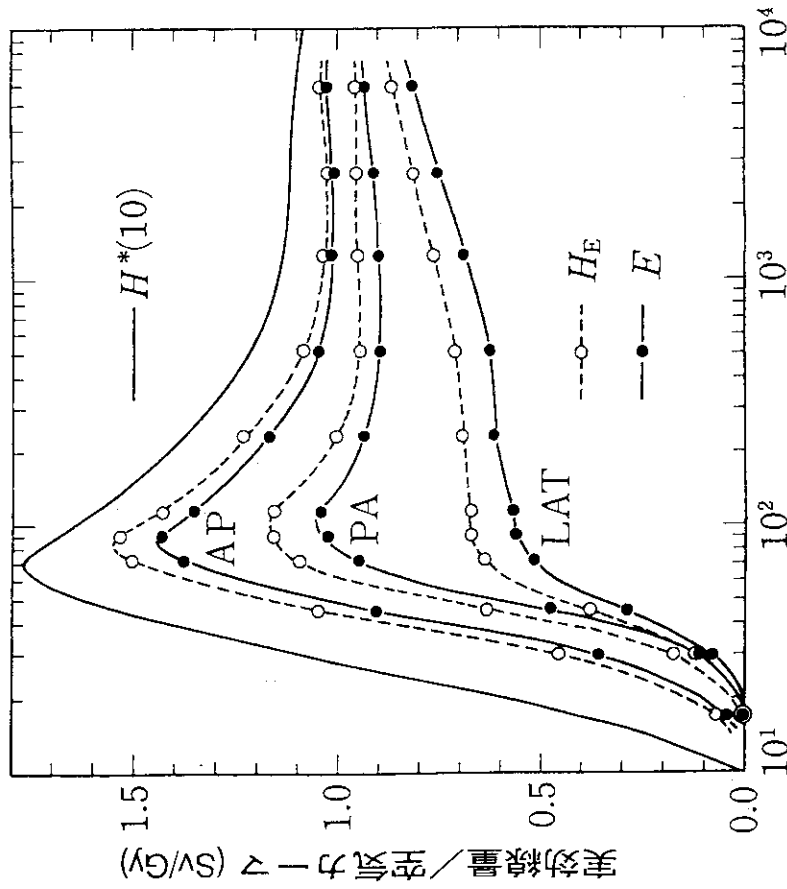
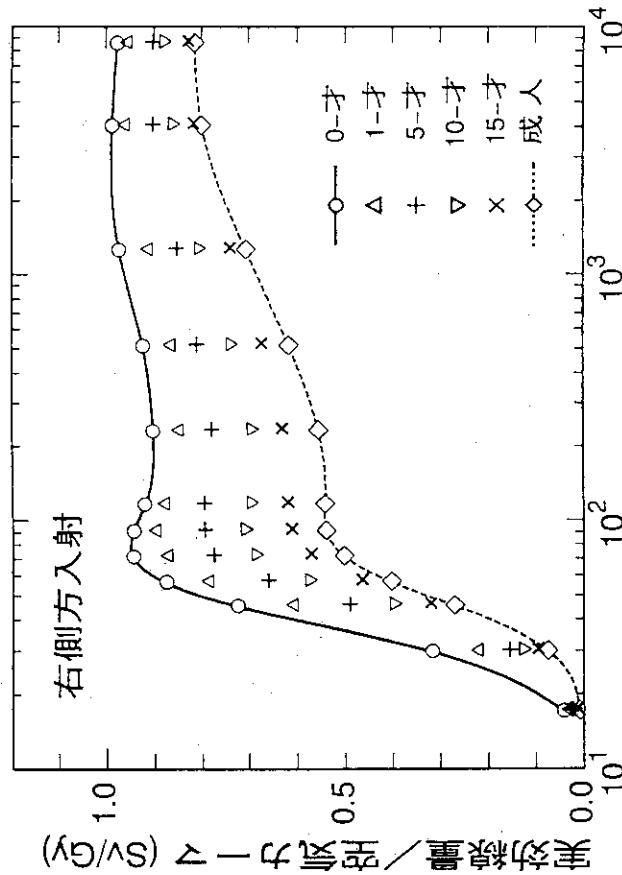


Fig.1 種々の照射ジオメトリーに対する光子実効線量



光子エネルギー (keV)

Fig. 4 光子に対する実効線量 E , 実効線量当量 H_E , 周辺線量当量 $H^*(10)$ の比較 (AP: 前方入射, PA: 後方入射, LAT: 右側方入射)



光子エネルギー (keV)

Fig. 3 光子実効線量の年齢依存性

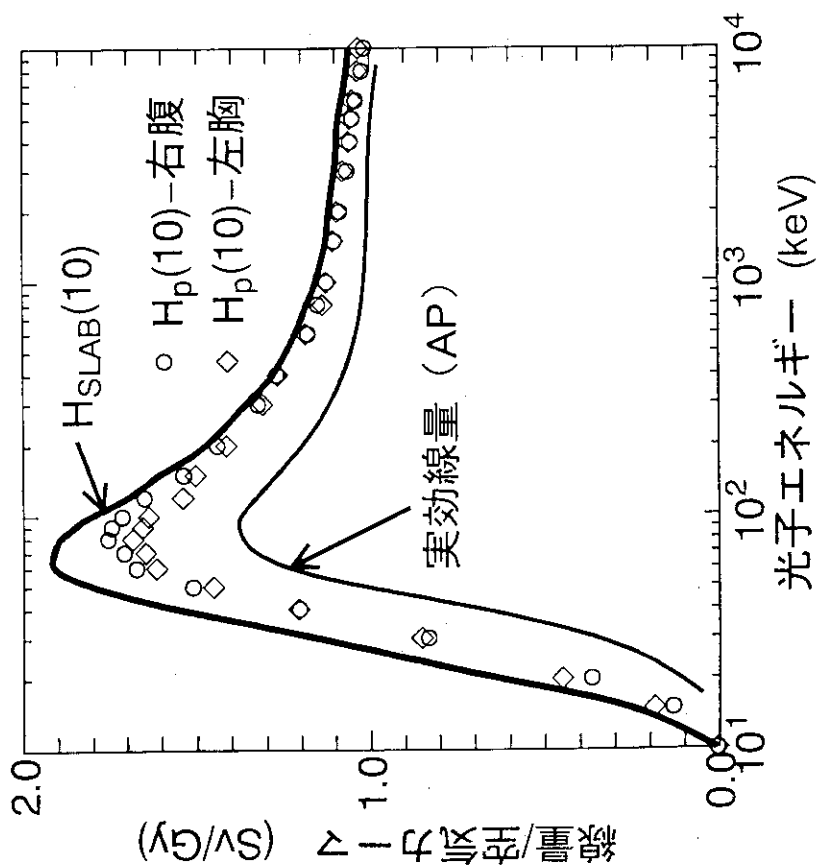


Fig. 5 光子に対する実効線量, 個人線量当量 $H_p(10)$, $H_{SLAB}(10)$ の比較

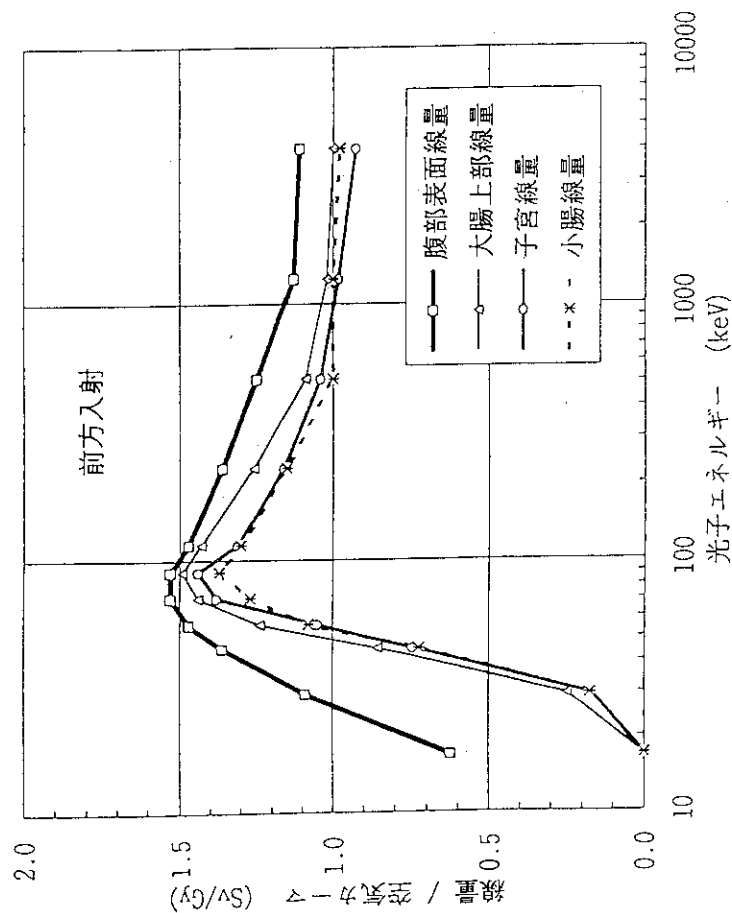


Fig. 6 女性の腹部表面線量と胎児(大腸上部, 子宮, 小腸)の線量の関係

3.2 10 MeV以上の光子に対する線量計算

The Calculation of Effective Dose for Photons Higher than 10MeV

佐藤 理、義澤 宣明、降旗 志おり
Osamu Sato, Nobuaki Yoshizawa, Shiori Furihata

(株) 三菱総合研究所
Mitsubishi Research Institute, Inc.

岩井 敏、上原 丘
Satoshi Iwai, Takashi Uehara

三菱重工業 (株)
Mitsubishi Heavy Industries, LTD.

田中 俊一、坂本 幸夫
Shun-ichi Tanaka, Yukio Sakamoto

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

1. はじめに

大型の電子線加速器などから発生する制動放射X線は数GeVものエネルギーに達するものがり、このような高エネルギー光子が人体に入射した際に受ける実効線量と光子フルエンスとの換算係数が被曝評価のために必要となる。

ICRP 51¹⁾には、さまざまな照射条件下での10MeVまでの光子について、人体形状ファントムを用いて計算された実効線量当量 (Effective Dose Equivalent) の値が記載されている。これらの実効線量当量は2次電子の輸送を無視して計算されている。すなわち、2次電子の運動エネルギーはその場で沈着する、あるいは荷電平衡が至る所で成立しているという仮定 (カーマ近似) に基づいて計算されている^{2), 3)}。ただし、2次電子の飛程が臓器の大きさと比べて無視できなくなる高エネルギーの光子では、2次電子輸送を考慮した実効線量の計算が必要となり、カーマ近似による計算、すなわち臓器毎の光子フルエンスのみの計算を用いることはできなくなる。

そこで、人体形状ファントムに入射する10MeVから10GeVの光子ビームについて、電磁カスケードコードシステムEGS4を用いて、2次電子輸送を考慮した実効線量の計算を行い、光子フルエンスから実効線量への換算係数を求めた。また、高エネルギー光子による実効線量の実用量を検討するために、ICRU球および半無限平板ファントム中での深度線量当量分布をEGS4を用いて計算し、実効線量との比較を行った。

2. 過去の光子の線量変換係数の計算例

2.1 ICRU球または半無限平板中での線量当量分布

Rogers⁴⁾は、20GeVまでのエネルギーの光子が半無限平板に入射した際の線量当量の深度分布の計算をEGS3⁵⁾を用いて行っており、この結果得られた最大線量当量および1cm深さでの線量当量の値がICRP 51に記載されている。

10MeV以下の光子について2次電子輸送を考慮してICRU球中での線量当量分布を計算した例としては、Dimbylowらの空気中に置かれたICRU球に関する計算がある⁶⁾。この計算では、2次電子は直進するものとして、そのCSDAレンジをいくつかのステップに分割し、ス

テップ毎のエネルギー沈着を求めている。ICRP 51では、このDimbylowらの計算結果とWilliamsら²⁾のカーマ近似による計算結果から、周りの空気とICRU球の間での荷電平衡によりカーマ近似が大きな誤差をもたらさないとして1cm深部線量当量を求めている。また、最近Ferrariら⁷⁾は加速器遮蔽コードFLUKA⁸⁾にEGS4に基づく電磁カスケードモデルを組み込んで真空中および空気中でのICRU球中主軸上での線量当量分布を10MeV以下の光子について計算している。この結果によると3MeV以上で空気中と真空中で大きな違いが見られ、10MeVでは、周りの空気により1cm深部線量当量は約3倍程度大きくなる。10MeVより高いエネルギーの光子がICRU球に入射した場合の線量当量分布の計算例はこれまで無かった。

2.2 人体ファントムを用いた実効線量の計算例

10MeVより高いエネルギーの光子について実効線量あるいは実効線量当量を人体形状ファントムを用いて計算した例はこれまでは見られない。

10MeV以下の光子による実効線量をICRP 60⁹⁾で定義された組織荷重係数 W_T を用いて計算した例としては山口¹⁰⁾の計算およびZankel¹¹⁾の計算がある。これらの計算は、モンテカルロ法により組織または器官毎の光子フルエンスを計算し、カーマ近似により吸収線量および組織線量当量を求めたものである。

3. 人体形状ファントムとこれを用いた実効線量の計算

EGS4コードと人体形状を数学的に表現したファントムを用いて1MeV~10GeVの光子が入射した際の実効線量を計算した。実効線量の計算に用いた人体形状ファントムは岩井ら¹²⁾のファントムを用いた。組織荷重係数 W_T はICRP 60に記載された値を用いた。人体形状ファントムはORNLで開発されたMARS¹³⁾形状サブルーチンを用いて表現した。MARS (Multiple Array System) は、MORSE-CGコードやQAD-CGコードなどで用いられているCG (Combinatorial Geometry) を拡張して、複数のCG形状の配列表現を可能としたものである。

照射条件は、AP (Anterior-Posterior: 人体の前面から背面への一様平行ビーム) およびPA (Posterior-Anterior: 背面から前面への一様平行ビーム) の2通りとした。ICRP 51には、この他にLAT (側面から入射する平行ビーム)、ROT (ファントムの軸に対称な入射)、ISO (等方入射) の3照射条件での実効線量当量が記載されているが、これらは1MeV以上ではAPおよびPA条件よりも小さい実効線量当量を示しているため、今回はPAおよびAP条件でのみ計算を行った。

入射光子のエネルギーは1、3、5、10、15、20、50、100、500MeV、1、5、10GeVの11点とした。全ての入射エネルギーについて、光子のカットオフエネルギーは100keV、電子のカットオフエネルギーは500keV (運動エネルギー: 水中での飛程約0.2cmに相当) とした。また、ICRP 51で採用されているカーマ近似を用いた場合の実効線量を計算して比較を行うために、電子のカットオフエネルギーを入射光子のエネルギーよりも高くした計算を行った。得られた実効線量を10MeV以下の山口の計算結果とともに表1に示す。

2次電子輸送を考慮して計算した実効線量とカーマ近似により計算した実効線量を比較して図1に示す。10MeV以上のエネルギーで両者の間に顕著な差が見られ、入射光子エネルギー10GeVでは、カーマ近似を用いると200倍以上実効線量を過大評価する。また、カーマ近似

を用いた場合では、常にAP条件の方がPA条件よりも大きな実効線量を示すが、2次電子輸送を考慮すると10MeV以上ではPA条件の方が大きな線量当量を示す。これは、2次電子の輸送により、背面から照射された場合の方が体の前面にある組織荷重係数の大きな臓器（男性の生殖腺や胸）へのエネルギー沈着が大きくなるためである。

4. ICRU球および半無限平板中での線量当量分布計算

図2および図3に示すモデルを用いて、実効線量の代用となる実用量を調べるために、ICRU球または半無限平板中での線量当量分布をEGS4により計算した。ICRU球に関しては、1MeV~10GeVの様な平行光子ビームが入射した場合の主軸上での線量当量分布を、主軸上に配置された半径0.4cmの球内のエネルギー沈着量から計算した。半無限平板ファントムでは、面に垂直に入射するペンシルビームにより厚さ0.01cm~0.3cmの半無限層内に沈着するエネルギーから面全体に様に平行ビームが入射した場合の線量当量分布を求めた。

ICRU球および半無限平板中での1cm深さでの線量当量および最大線量当量の計算値を、ICRP51、Rogersの計算値と比較して表2に示す。

ICRP51では、周りの空気との荷電平衡を仮定して、カーマ近似で計算された主軸上の深さ1cmの点での線量当量を採用しているが、荷電平衡が成立するための空気の層の厚さは入射光子エネルギーにより異なり、特に高エネルギー光子では非常に厚い空気層を考える必要が生じる。今回の計算では、このような空気の厚さへの依存性を除くために、ICRU球の周りは真空であるとして計算を行っている。

5. ICRU球および半無限平板中での線量当量と実効線量との比較

図4に、EGS4で計算したICRU球中の主軸上深さ1cmの点での線量当量（1cm線量当量）・主軸上の最大線量当量、および半無限平板中の深さ1cm・10cm・20cm・最大の線量当量を、実効線量の計算値と比較して示す。3MeV以上では、今回計算した1cm線量当量は実効線量よりも小さな値となり、もはや実効線量の代用量とはなり得ない（ただし、ICRP51に記載されたカーマ近似による1cm線量当量は10MeVまでのエネルギー範囲では実効線量を上回る）。ICRU球中での主軸上の最大線量当量、半無限平板中での最大線量当量は、10MeV以上で実効線量を大きく上回り、10GeVでは5~9倍の値となる。PA条件での実効線量と比較的良く一致するのは半無限平板中での10cmの深さでの線量当量であり、10MeVでは約6%、10GeVでは約30%程度実効線量よりも大きい値を示す。

6. 結論

10MeV以上の高エネルギー光子の実効線量を求める際には、人体形状ファントム中での2次電子輸送をEGS4コード等を用いて評価することが必要であり、従来行われてきたように光子のフルエンス分布のみを計算してカーマ近似により実効線量を求めると大きく過大評価する。また、高エネルギー光子に対しては、真空中に置かれたICRU球主軸上の1cm線量当量を線量評価のための実用量として適用することはできず、半無限平板ファントムの10cm深さにおける線量当量のような、より深い位置での線量当量の使用を検討するべきである。

References

- 1) ICRP, Data for Use in Protection against External Radiation, ICRP publication 51, Annals of ICRP, 17, No.2-3, Pergamon Press, Oxford, (1991).
- 2) G. Williams, W. P. Swanson, P. Kragh and G. Drexler, "Calculation and Analysis of Photon Dose Equivalent Distributions in the ICRU Sphere, "GSF Bericht S-958, (1983).
- 3) R. Kramer, M. Zankel, G. Williams and G. Drexler, The Calculation of Dose from Photon Exposures using Reference Human Phantoms and Monte-Carlo Methods, GSF Bericht S-885, (1982).
- 4) D. W. O. Roger, Fluence to dose equivalent conversion factors calculated with EGS3 electron from 100keV to 20GeV and photons from 11keV to 20GeV, Health Phys. 46(1984) 891-914
- 5) R. L. Ford and W. R. Nelson, "The EGS Code System," SLAC-Report-210, (1978).
- 6) G. Drexler, W. Panzer, L. Widenmann, G. Williams and M. Zankl, "The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods Part III: Organ Doses in X-Ray Diagnostis", GSF-Bericht S-1026, (1984).
- 7) A. Ferrari and M. Pellicioni, "On the conversion coefficients from fluence to ambient dose equivalent," Radiat. Prot. Dos., (1994).
- 8) A. Fasso, A. Ferrari, J. Ranft and P. R. Sala, "FLUKA: Present Status and Future Developments," in Proc. of the IV Int. Conf. on Calorimetry in High Energy Physics, La Biodola, Italy (1993).
- 9) ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP21(1-3) (1991).
- 10) Y. Yamaguchi, "Dose Conversion Coefficients for External Photons Based on ICRP 1990 , Recommendations," J. Nucl. Sci. Tech. 31(7), 716-725 (1994)
- 11) M. Zankl, N. Petoussi, and G. Drexler, Health Phys. 62, 395 (1992)
- 12) S. Iwai, et al. *to be presented in this workshop.*
- 13) J. T. West and M. B. Emmett, "MARS: A Multiple Array System Using Combinatorial Geometry," NUREG/CR-0200, vol. 3, sec. M9, ORNL/NUREG/CSD-2/V3/R2, (1984).

Table 1 Effective dose for photons calculated by EGS4 (present)
and MORSE (Yamaguchi) $\text{Sv}/(10^{12} \text{photons}/\text{cm}^2)$

energy (MeV)	(in AP geometry)		(in PA geometry)	
	present work (EGS4)	Yamaguchi ¹⁰⁾ (MORSE)	present work (EGS4)	Yamaguchi ¹⁰⁾ (MORSE)
1.	4.75 \pm 2.2%		3.86 \pm 2.2%	
1.25		5.38		4.90
1.5				
2.				
3.	9.95 \pm 2.6%		9.43 \pm 2.7%	
4.		12.1		11.4
5.	14.2 \pm 2.9%		13.3 \pm 2.8%	
6.				
8.				
8.5		20.6		19.4
10.	21.4 \pm 1.1%		21.8 \pm 1.1%	
15.	28.6 \pm 1.0%		29.4 \pm 0.9%	
20.	34.5 \pm 1.4%		37.7 \pm 0.9%	
50.	52.9 \pm 0.8%		69.4 \pm 0.7%	
100.	65.3 \pm 0.8%		91.8 \pm 0.6%	
500.	87. \pm 0.8%		127. \pm 0.7%	
1000.	91. \pm 0.9%		136. \pm 0.9%	
10000.	101. \pm 0.9%		155. \pm 0.9%	

Table 2 Dose equivalent per photon fluence in ICRU sphere and slab phantom at 1cm depth and at maximum dose position

(at the principl axis of ICRU sphere)			Sv/(10 ¹² photons/cm ²)	
photon energy	at 1cm depth		Maximum dose	
	present (EGS4)	ICRP 51	present (EGS4)	
1MeV	5.31 ±0.09	5.1	5.31 ± 0.09	
3MeV	10.7 ±0.11	11.1	10.8 ±0.1	
5MeV	10.2 ±0.15	15.4	14.8 ±0.2	
10MeV	8.56 ±0.15	25.2	23.4 ±0.3	
15MeV	7.94 ±0.24	-	31.2 ±0.6	
20MeV	7.83 ±0.20	-	40.3 ±0.9	
50MeV	8.08 ±0.35	-	87.3 ±2.5	
100MeV	9.72 ±0.54	-	146. ±4.	
200MeV	10.1 ±0.57	-	223. ±4.	
500MeV	11.2 ±0.68	-	355. ±9.	
1GeV	12.6 ±0.69	-	438. ±10.	
2GeV	12.8 ±0.70	-	629. ±17.	
5GeV	11.3 ±0.68	-	770. ±18.	
10GeV	12.8 ±0.69	-	881. ±24.	

(in semi-infinite slab phantom)			Sv/(10 ¹² photons/cm ²)	
photon energy	at 1m depth		Maximum dose	
	present (EGS4)	Rogers (EGS3)	present (EGS4)	Rogers (EGS3)
1MeV	5.42 ±0.04		5.46 ±0.04	
3MeV	10.9 ±0.1		11.3 ±0.0	
5MeV	11.3 ±0.1		15.5 ±0.1	
10MeV	9.32 ±0.13	8.5	24.5 ±0.2	24.3
15MeV	8.69 ±0.13		33.2 ±0.3	
20MeV	8.93 ±0.18	7.8	41.7 ±0.4	41.6
50MeV	9.92 ±0.20	8.6	90.3 ±0.6	92.5
100MeV	10.3 ±0.3	9.3	152. ±1.	153.0
200MeV	11.4 ±0.3	9.9	227. ±1.	227.0
500MeV	12.3 ±0.5	11.4	318. ±3.	318.0
1GeV	14.0 ±0.5	11.8	380. ±3.	379.0
2GeV	12.3 ±0.5	10.8	432. ±4.	435.0
5GeV	12.7 ±0.5	13.1	503. ±4.	521.0
10GeV	13.6 ±0.5	9.0	554. ±5.	577.0

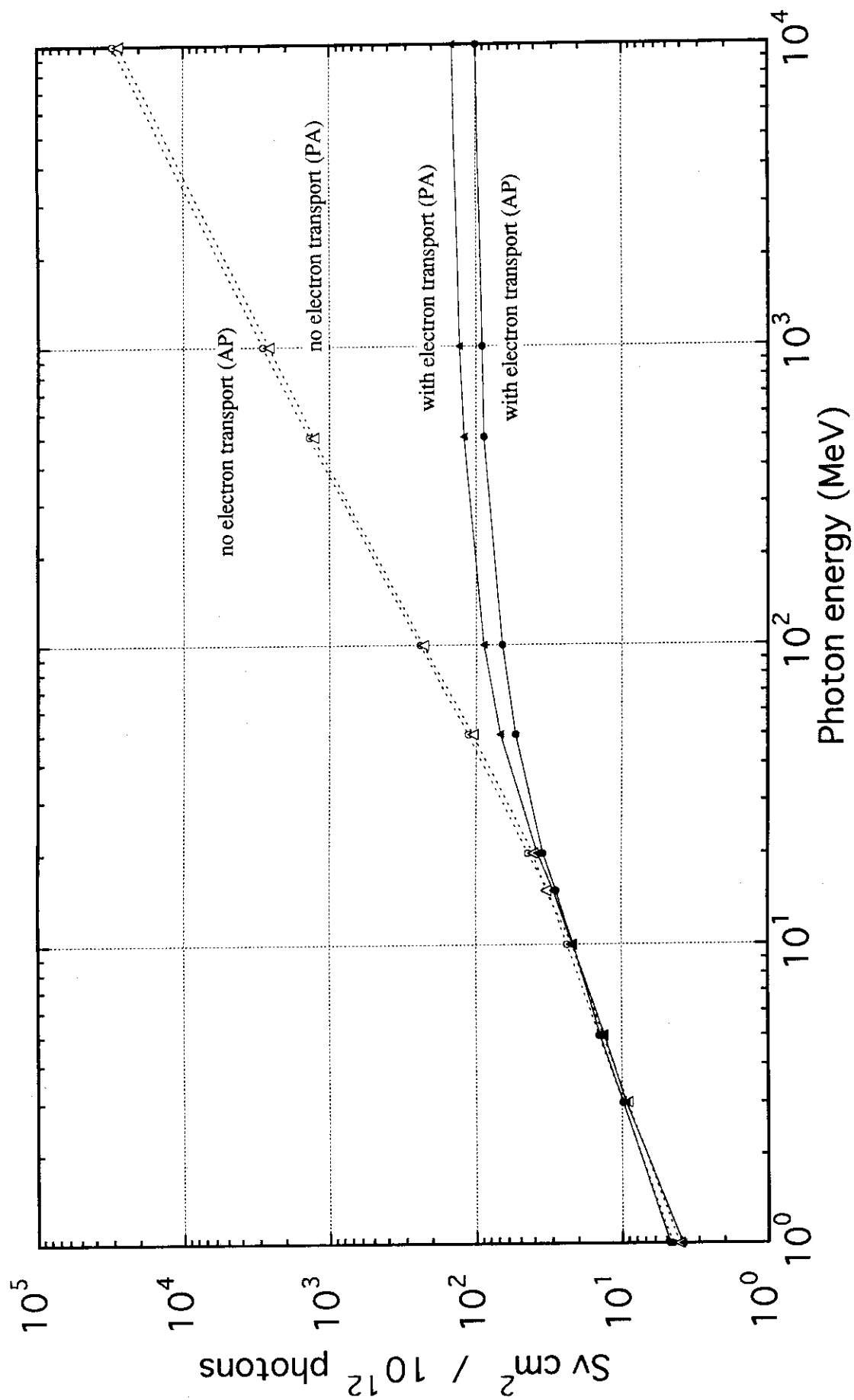


Fig.1 Effective dose calculated with secondary electron (PA and AP condition, straight lines) and with no secondary electron transport (dashed line) vs. incident photon energy.

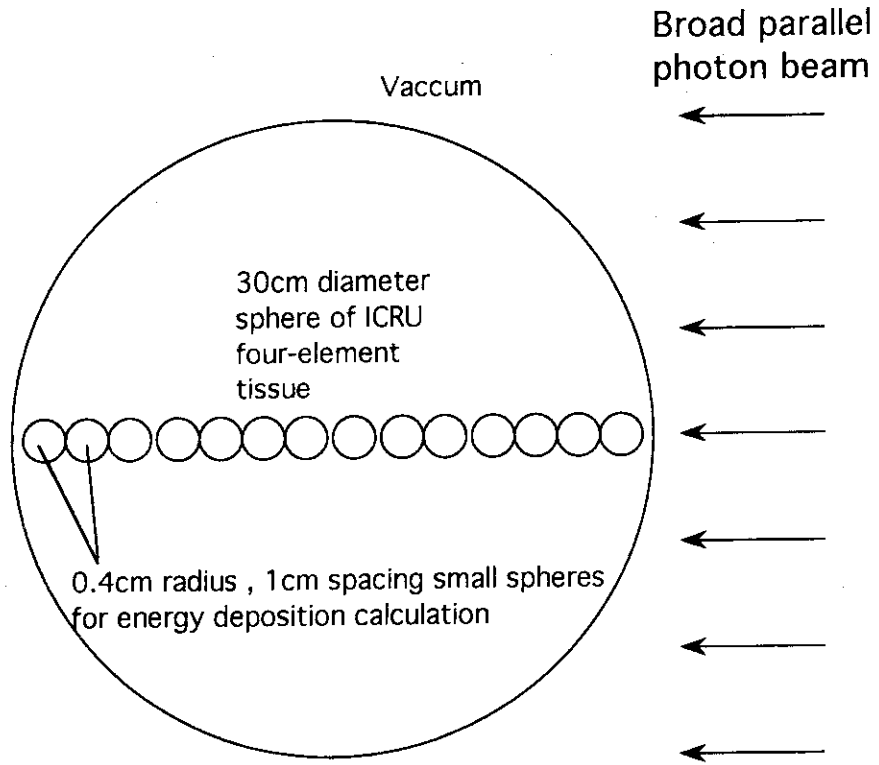


Fig.2 Model for calculation of dose equivalents on the principal axis of ICRU sphere

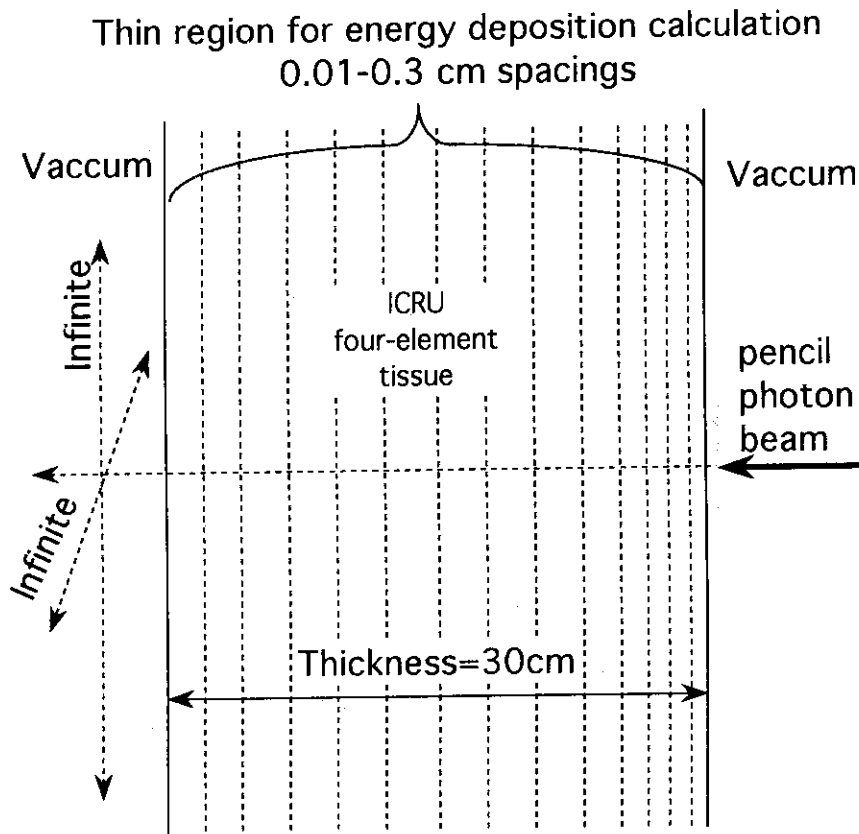


Fig.3 Model for calculation of dose equivalents in a 30cm-thick slab phantom of ICRU four-element tissue.

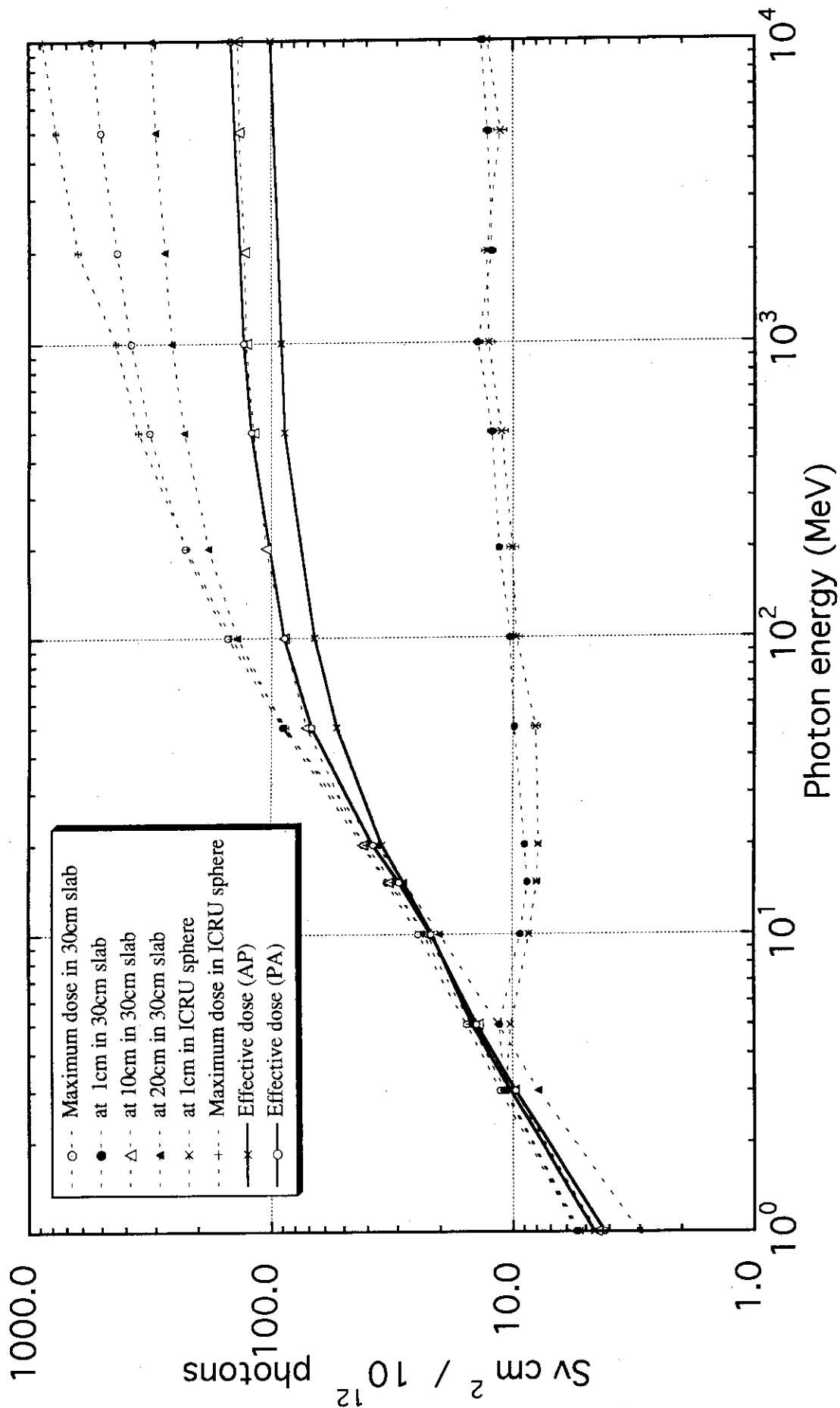


Fig.4 Effective dose (PA and AP condition, straight lines) and dose equivalents in 30cm-slab (circles and triangles with dashed line) or ICRU sphere (crosses with dashed line) vs. incident photon energy.

3.3 電子に対する線量計算

Dose Calculation for Electrons

平山 英夫

Hideo Hirayama

高エネルギー物理学研究所

National Laboratory for High Energy Physics

1 はじめに

ICRP/ICRU の合同作業グループは、放射線防護関連のデータについて調べる事により ICRP Publication 51 を見直す作業を進めている。中性子、光子及び電子については、1990 年勧告を取り入れるためには、一連の計算を行う事が求められていた。この内電子については、EURADOS WG 4 (Numerical Dosimetry) が 1992 年 6 月 PTB Braunschweig で開いた会合で計算すべきデータを整理し、責任者の Dr. J. L. Chartier から、電子輸送モンテカルロ計算を引き受けてもらえそうな研究者に質問・要請が出された。原研の山口氏を通じて著者にも要請があり、電子輸送計算に関して様々な計算コード間の相互比較を行う良い機会として要請された計算を行った。

2 計算することを要請された内容

WG から計算することを要請された内容は、真空中に置かれた平板ファントム (30cm × 15cm × 15cm で、材質としては、PMMA[1], 水と ICRU 4-element tissue (tissue)[2]) に、平行電子ビームが、角度 α で入射した時の、深さ d mm での吸収線量である。PMMA は、密度が他の物質と異なるので、7,300 と 1000 mg·cm⁻² の深さについても計算が要求された。各ファントム材の組成と密度を第 1 表に示す。

Table 1. Elemental Weight Percent Abundance.

Element	ICRU 4-Element tissue	PMMA resist	Water
H	10.1	8.05	11.19
C	11.1	59.98	
N	2.6		
O	76.2	31.96	88.81
Density g cm ⁻³	1.0	1.19	1.0

電子のエネルギーとしては、50 keV から、10 MeV で、深さ、 d 、は、0.07, 3.0 と 10 mm とし、 $\Delta d = 0.01d$ 内の吸収エネルギーから、当該位置での吸収線量を計算する事が求められた。入

射角度 (α) は、 0° から 75° で、 15° おきの値が求められたが、角度依存を詳細に見るために、 85° と 89° も計算した。

3 計算

計算は、汎用電子・光子シャワー計算モンテカルロコード EGS4 [3] を使用して行った。EGS4 は、電子・光子輸送に関する主な反応を扱う事ができる。コンプトン散乱は、自由電子との散乱としてクライン・仁科の式を使用し、蛍光 X 線とオージェ電子は追跡せずに、発生場所で吸収されるとした。EGS4 では、電子の弾性散乱は、Molière の多重散乱モデルを用いてシミュレーションしている。エネルギー吸収を計算する領域が非常に薄い事を考慮し、吸収エネルギーを正確に計算するために、PRESTA アルゴリズム [4] を使用した。EGS4 で使用する物質のデータは、PEGS4 (Preprocessor for EGS4) で予め計算する必要がある。PEGS4 の使用にあたっては、ICRU 37[1] の阻止能と同じ阻止能となるように APRIM 及び EPSTAR オプションを用いた。ヒストリー数、計算に用いたカットオフエネルギーを第 2 表に示す。

水と PMMA の連続減衰飛程 (CSDA range) [1] を第 1 図に示す。図から明かな様に、例えば、60 keV 以下のエネルギーの電子は、0.07 mm の深さには到達しない。従って、このような状況では、0.07 mm でのエネルギー吸収は、電子によりファントム中で発生した制動輻射により生じる事になる。しかしながら、ファントムの様な低原子番号物質では、低エネルギー電子が制動輻射を発生する確率は小さいため、通常の計算方法では十分な統計精度を得る事が難しい。そこで、このような場合には、A. F. Bielajew が作成した Bremsstrahlung Splitting を適用した。Splitting を適用した場合には、第 2 表の Splitting 欄に ON が、適用しない場合には OFF が書かれている。

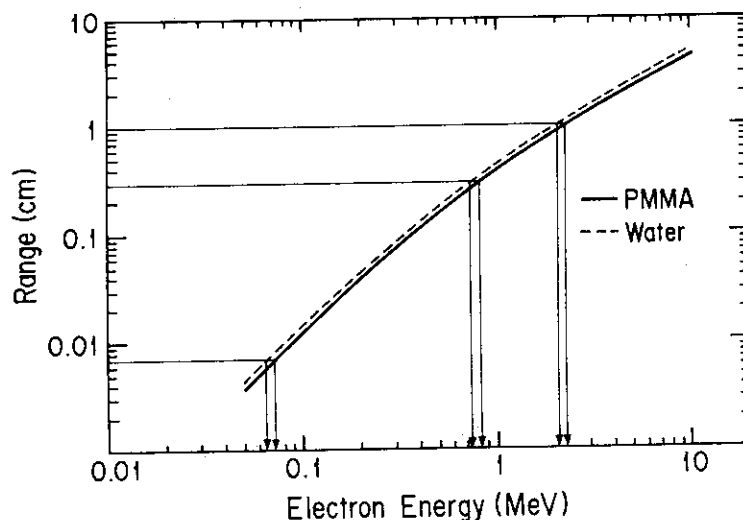


Fig. 1. CSDA range for Water (---), and PMMA(—).

Table 2. Parameters used in calculation.

	Energy (keV)					
	50	60	70	80	90	100
Histories	2000000	2000000	2000000	2000000	100000	100000
AE	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516
AP	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
ECUT	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516
PCUT	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
Splitting*	On	On	On	On	Off	Off
CPU-time**	4.20E-3***	5.38E-3	6.21E-3	7.98E-3	7.67E-3	8.38E-3
	Energy (MeV)					
	0.2	0.4	0.6	0.7	0.8	1.0
Histories	100000	100000	500000	500000	500000	100000
AE	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516
AP	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
ECUT	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516
PCUT	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
Splitting	Off	Off	On	On	On	On
CPU-time	1.07E-2	1.80E-2	4.20E-2	4.27E-2	5.45E-2	3.60E-2
	Energy (MeV)					
	1.5	2.0	3.0	4.0	7.0	10.0
Histories	500000	500000	100000	100000	100000	100000
AE	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516
AP	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
ECUT	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516	0.516
PCUT	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
Splitting	On	On	Off	Off	Off	Off
CPU-time	4.08E-2	5.58E-2	2.43E-2	2.94E-2	4.21E-2	5.33E-2

* Bremsstrahlung Splitting.

** Seconds per case for Tissue by DEC Station 5000/200

*** Read as 4.20×10^{-3}

4 計算結果

4.1 Depth dose curves

第2、3図に、水に対する depth dose curve を示す。第2図は、電子が垂直に入射した場合で、第3図は、75° で入射した場合の結果である。垂直入射の場合は、深さと共に吸収線量は徐々に増加し、CSDA range の約1/2 の深さで最大となり、その後急激に減少する。表面での吸収線量は電子阻止能のエネルギー依存性に対応してのエネルギーと共に減少する。75° 入射の場合は、ピークが明確に現れず、深さと共にゆるやかに減少する傾向を示す。CSDA range 以降の減少の仕方は垂直入射に較べると緩やかであるが、これは弾性散乱により横方向に散乱された電子の寄与に

よるものである。

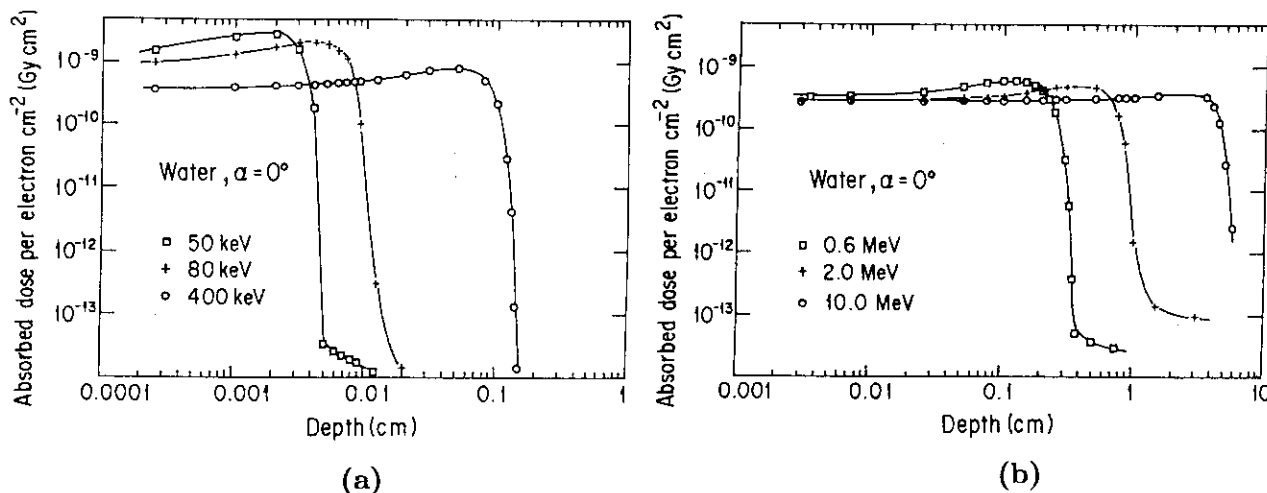


Fig. 2. Depth dose for a broad parallel beam of electrons incident normally on water ($\alpha = 0^\circ$) (a) 50, 80, and 400 keV, (b) 0.8, 2.0 and 10 MeV.

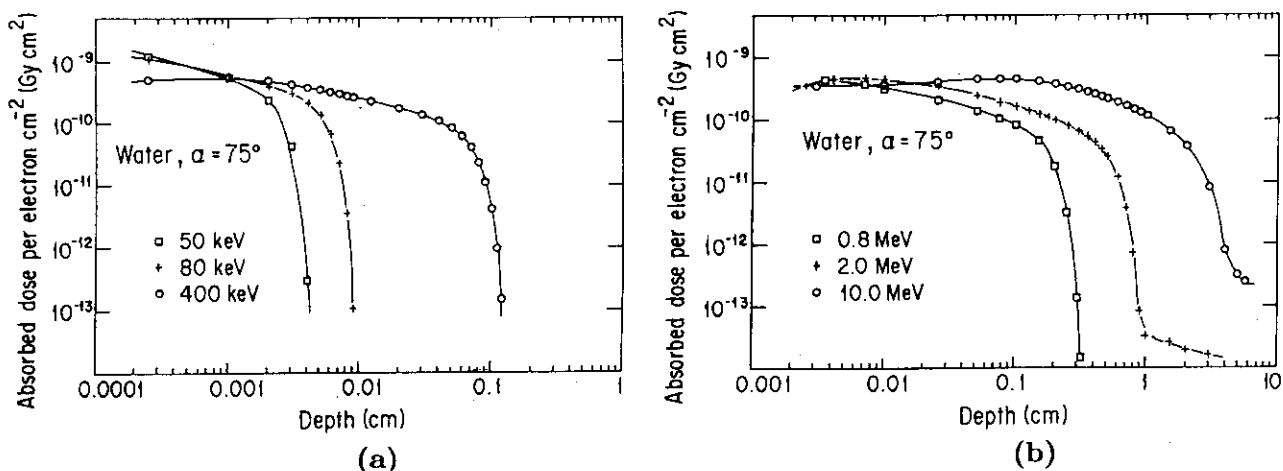


Fig. 3. Depth dose for a broad parallel beam of electrons with an incident angle $\alpha = 75^\circ$ on water (a) 50, 80, and 400 keV, (b) 0.8, 2.0 and 10 MeV.

このような現象を視覚的に理解するために、100 個の電子による tissue 中の粒子の飛跡を第 4 図に示す。実線は、電子・陽電子の飛跡を、点線は光子の飛跡を示している。

4.2 Electron energy dependence

第 5 図は、垂直入射の場合の各ファントム材中 0.07, 3.0, 10.0 mm の位置での吸収線量の入射電子エネルギー依存性を示す。当該深さが CSDA range より深くなるエネルギーで吸収線量が急激に増加する。この領域で PMMA は、他の材質よりも顕著に小さい値を示すが、これは PMMA の密度が他の材質より大きいため mm 単位で表した CSDA range が短い事による。0.07 mm の場合は、depth dose の最大値が 0.07 mm 近辺である 100 keV で最大となりその後は、エネルギーの増加と共にゆるやかに減少した後一定値になる。深さ d が大きくなるほど同様のピークは小さくなる。一定になった領域では、ファイトム材の違いによる差異は少ない。

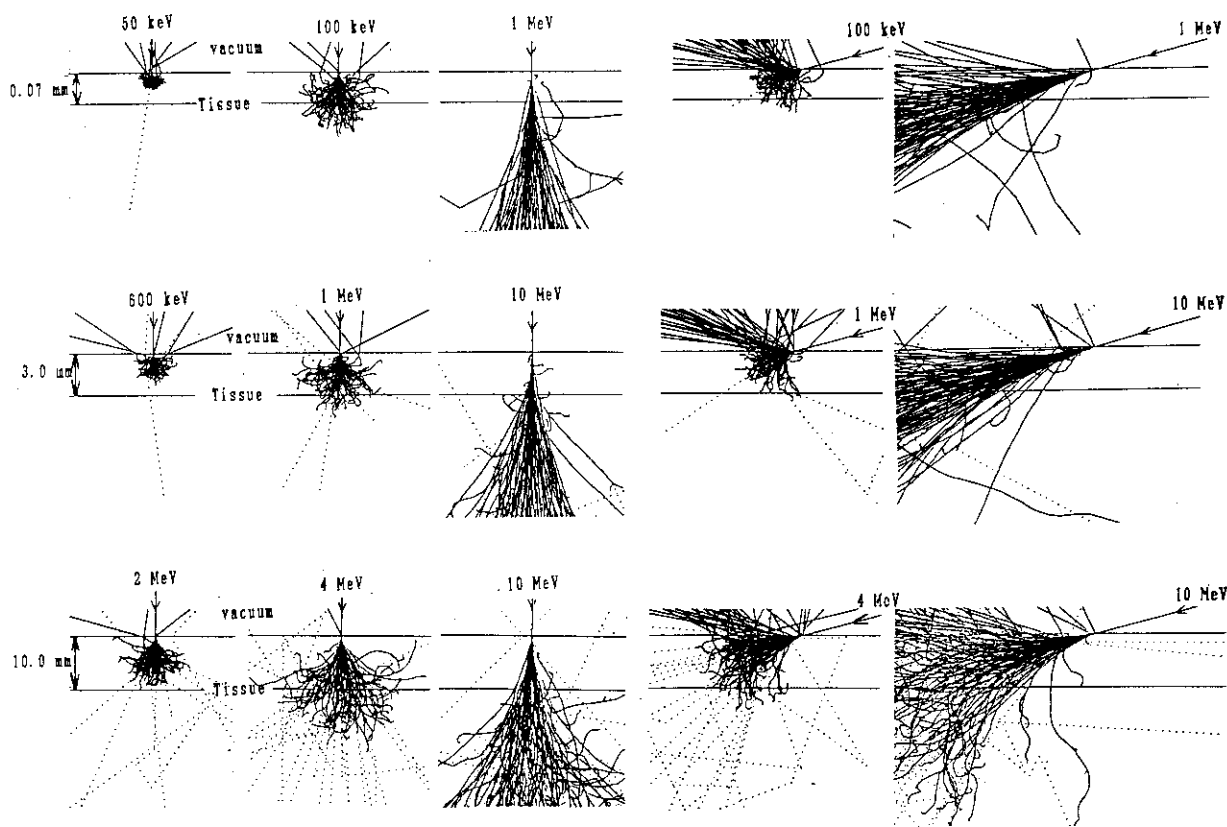


Fig. 4. EGS4-generated tracks of particles produced with 100 incident electrons in tissue. The charged particle and photon tracks are depicted as solid and dotted lines, respectively.

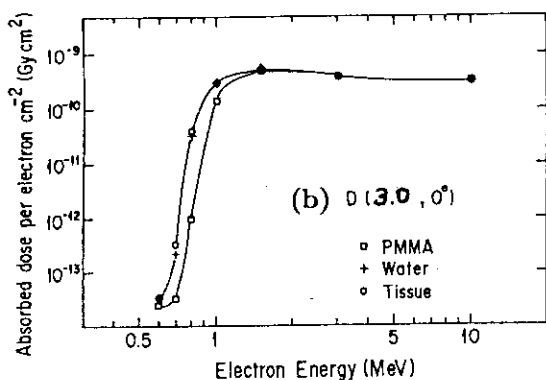
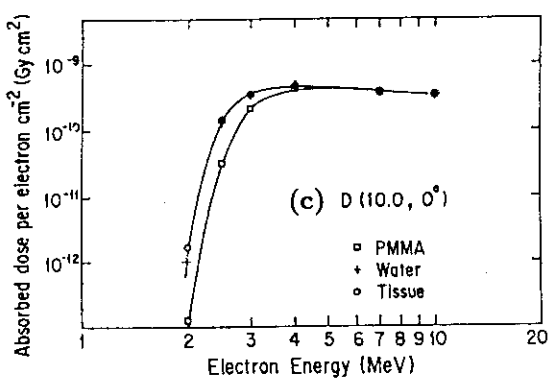
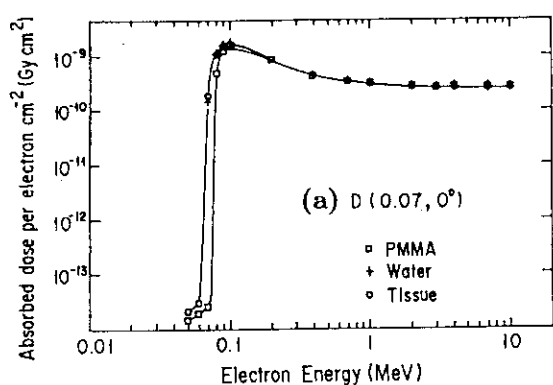


Fig. 5. Absorbed doses as a function of the incident electron energy. (a) $D(0.07\text{mm}, 0^\circ)$, (b) $D(3.0\text{mm}, 0^\circ)$, (c) $D(10.0\text{mm}, 0^\circ)$.

4.3 Incident angle dependence

Tissue に対する吸収線量 ($D(d, \alpha)$) の入射角度依存性を垂直入射の場合の吸収線量 ($D(d, 0^\circ)$) との比として第 6 図に示す。平行な電子ビームを考えると、ファントム表面の単位面積に入射する電子数は、入射角度が α になると $\cos \alpha$ 倍に減少する。一方、エネルギー吸収を考える領域の厚さは実効的に $1/\cos \alpha$ 倍となる。従って、CSDA range が、 $d/\cos \alpha$ より充分長い場合には、両者の効果はほぼキャンセルされ、弾性散乱による横方向への散乱線の寄与分垂直入射の場合より吸収線量が大きくなるため $D(d, \alpha)/D(d, 0^\circ)$ は 1 より大きくなる。CSDA range が、 d よりも短い場合には、エネルギー吸収を考える領域に到達する電子数が角度の増大と共に減少するため、 $D(d, \alpha)/D(d, 0^\circ)$ は α の増加に伴って減少する。

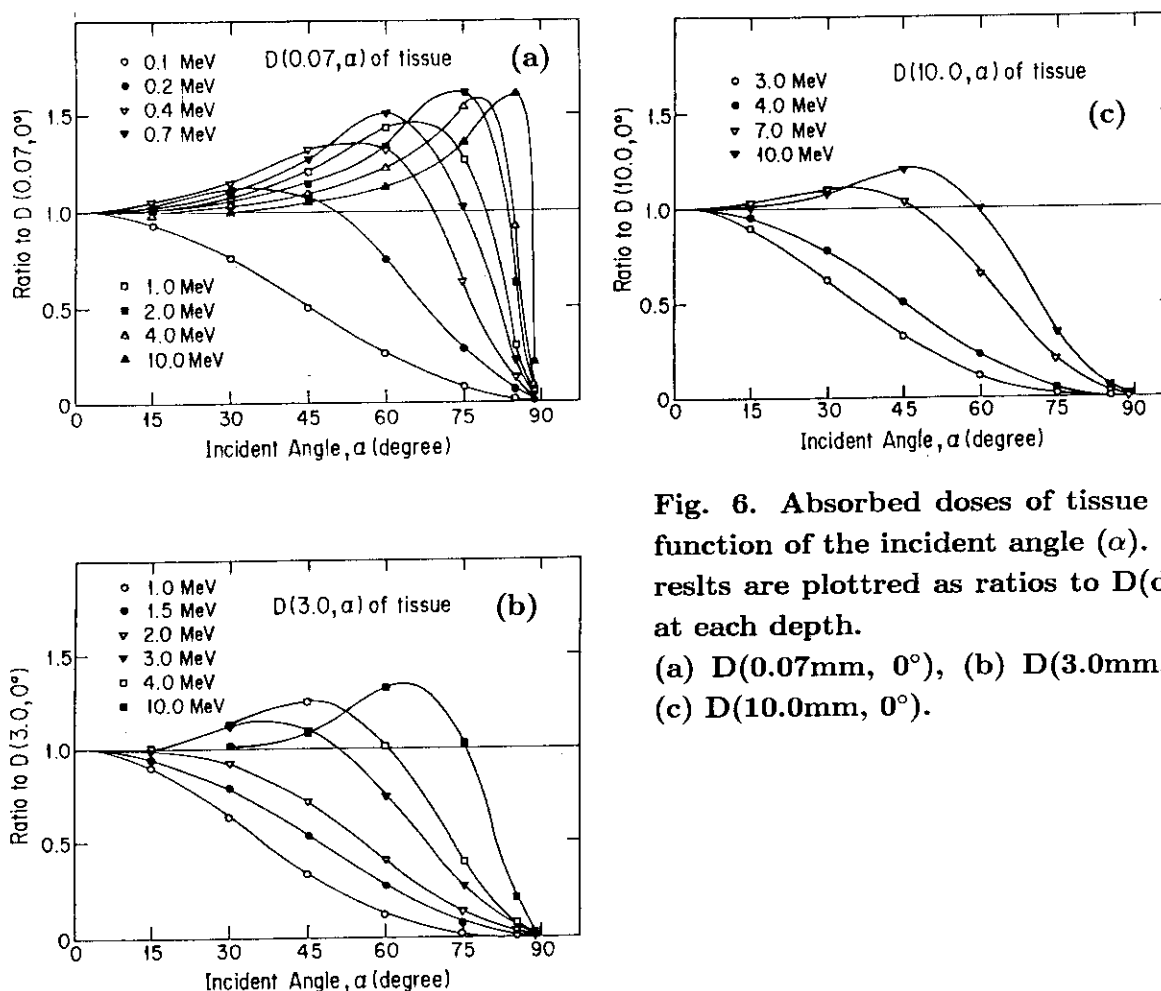


Fig. 6. Absorbed doses of tissue as a function of the incident angle (α). The results are plotted as ratios to $D(d, 0^\circ)$ at each depth.

(a) $D(0.07\text{mm}, 0^\circ)$, (b) $D(3.0\text{mm}, 0^\circ)$, (c) $D(10.0\text{mm}, 0^\circ)$.

4.4 Material dependence

各深さでの吸収線量のファントム材質依存性を tissue の吸収線量との比で第 7 図に示す。どの深さでも PMMA は、水や tissue よりも吸収線量が小さい。特に、CSDA range が当該深さ近辺のエネルギー領域で非常に小さくなる。一方、水の場合は、全般的には、tissue とよく一致しているが、CSDA range が当該深さ近辺のエネルギー領域で PMMA ほどではないが、やはり tissue より小さくなる。

第 8 図に、7,300, 1000 $\text{mg} \cdot \text{cm}^{-2}$ 深さでの同様の結果を示す。第 7 図とは逆に、CSDA range

が当該深さ近辺のエネルギー領域で吸収線量が tissue よりも大きくなる。

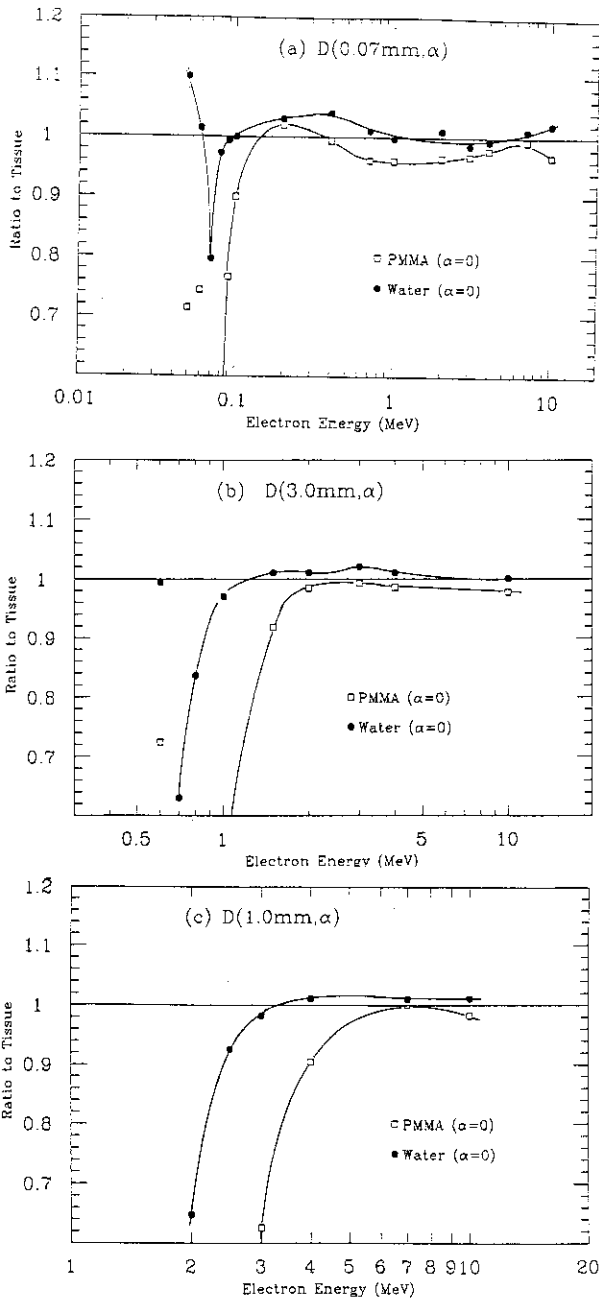


Fig. 7. Comparison of the absorbed dose ($D(d, \alpha)$) calculated for different materials. The results are plotted as ratios to the values of tissue.

(a) $D(0.07, 0^\circ)$, (b) $D(3.0, 0^\circ)$,
(c) $D(10.0, 0^\circ)$.

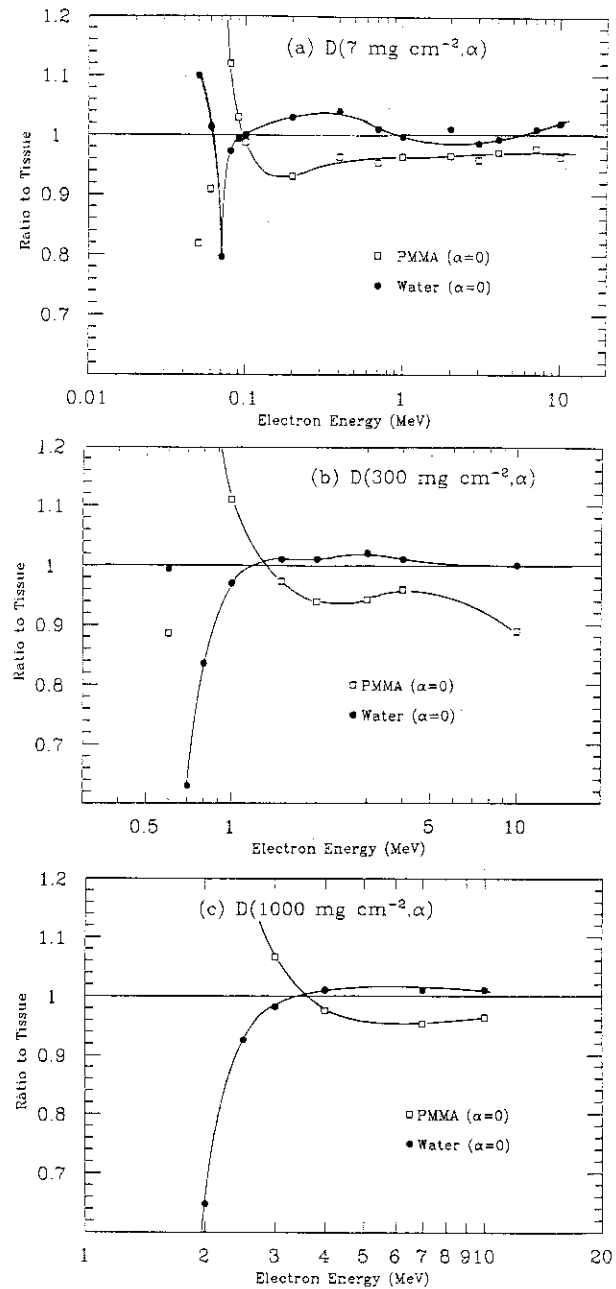


Fig. 8. Comparison of the absorbed dose ($D(d, \alpha)$) calculated for different materials. The results are plotted as ratios to the values of tissue.

(a) $D(7\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}, 0^\circ)$,
(b) $D(300\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}, 0^\circ)$,
(c) $D(1000\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}, 0^\circ)$.

5 課題の提起

WG4 の要請に応じて各国で種々の計算コードを使って計算した結果は、Raiat. Prot. Dosim. に出版されてきており [5,6,7]、すべての結果をまとめた論文も同誌に投稿の準備中である。これまでに得ている情報から見る限り、細部を除き、各計算結果は良く一致しており計算コードの相互比較という観点から見れば良い企画であったといえるが、放射線防護を考える上では、検討すべき課題がいろいろあるように思われる。気のついた点を列挙してみると、

1. ICRU 球でなく、平板ファントムを使用した事は評価できるが、文献 6 でも指摘されているように、ファントムが真空中に置かれた状態で計算した今回の結果が、実用上意味のあるデータになりうるのかどうか。
2. 70 μm や 3 mm の様に、皮膚や、目の水晶体に関連する深さという意味のある深さでのデータは良いとしても、10 mm でのデータを計算する事が本当に意味のあることなのか。
3. そもそも、平行な電子ビームに人体がさらされる様な場が、放射線治療以外に存在するのか。(β線による被ばくが近い場として考えられるが、β線については別に評価される事になっている。)
4. 事故時等を想定して考えるならば、電子による被ばくは広い平行ビームによる全身被ばくではなく、細いビームによる被ばくの方が現実的である。より、エネルギーの高い電子を含めて細いビームによる被ばく標価をもっと真剣に考えるべきではないか。

があげられる。

参考文献

- [1] ICRU, *Radiation Quantities and Units*. Report 37 (Bethesda, MD:ICRU Publication)(1984).
- [2] ICRU, *Radiation Quantities and Units*. Report 33 (Bethesda, MD:ICRU Publication)(1980).
- [3] W. R. Nelson, H. Hirayama and D. W. O. Rogers, *EGS4 Code System*, SLAC-265, December 1985.
- [4] A. F. Bielajew and D. W. O. Rogers, *The Parameter Reduced Electron-Step Transport Algorithm for Electron Monte Carlo Transport*, Nucl. Instr. Methods, **B18** (1987) 165-181.
- [5] H. Hirayama, *Calculation of Absorbed Dose at 0.07, 3.0 and 10.0mm Depths in a Slab Phantom for Monoenergetic Electrons*, Radiat. Prot. Dosim. **51** (1994) 107-124.
- [6] B. Grosswendt, *Determination of Electron Depth-Dose Curves for Water, ICRU Tissue, and PMMA and Their Application to Radiation Protection Dosimetry*, Radiat. Prot. Dosim. **54** (1994)85-97.
- [7] G. F. Gualdrini and F. Padoani, *Monte Carlo Code Comparisons for the Calculation of Absorbed Dose per Unit Fluence in Slab Phantoms for Electrons from 50 keV to 10 MeV*, Radiat. Prot. Dosim. **54** (1994)203-207.

3. 4 電子に対する実効線量計算

Calculations of Effective Doses for High Energy Electrons

沢村 貞史

Sadashi Sawamura

北海道大学工学部

Hokkaido University

1. はじめに

放射線の高度利用の一環として、加速器から発生する各種の荷電粒子ビームやそのビームから作られる二次粒子の利用が進められている。そのため、加速器の利用台数も急激に増加しており、特に電子加速器の利用台数は数百台に達している。加速器利用の進展の中で多くの電子加速器が高エネルギー化と大電流化の道を辿っており、物性改質用の加速器でも数MeV以上のエネルギーを有し、放射光発生用の電子加速器では数GeVに達する。これらの電子線のエネルギーはラジオアイソトープからのβ線の最大エネルギーよりも高く、人体内部にまで到達し得る透過力を有している。したがって、このような加速器からの高エネルギー電子線に対する放射線防護の観点からは、γ線や中性子に対するのと同様に、人体の皮膚のみならず、皮膚よりも内部に存在する臓器の被曝も考慮する必要がある。

光子、中性子に関しては測定可能な物理量としてのフルーエンスや吸収線量等と臓器線量当量 (H_T)、実効線量当量 (H_E) 等との換算係数がICRP Publ. 51⁽¹⁾に与えられている。また、最近、山口⁽²⁾や岩井等⁽³⁾がICRP Publ. 60⁽⁴⁾にしたがう実効線量 (E) に対する換算係数も人体形状ファントムを用いて計算している。

一方、ICRPは、高エネルギー電子線に対しては、そのような換算係数を未だ与えていない^{*}。代わりに、30cm厚の半無限平板 (ICRU球と同じ組成を有する) 中における単位フルーエンス当たりの最大線量当量および深さ1cmにおける線量当量を与えている (入射電子エネルギーは0.1MeVから20GeVの範囲)。また、2MeV以下のエネルギーに対しては (多くのβ線の最大エネルギーがこの領域にある)、空気吸収線量と皮膚の組織線量当量との換算係数が与えられている⁽⁵⁾。最近、平山はICRU球と同一の組成を有する物質や水、ポリメチルメタクリレート (PMMA) からなる3種のス

* 高エネルギー電子線に対しては、現在のわが国の法律に採用されている H_E に対する換算係数も未だ与えられていない。それ故、筆者らは、第一段階として H_E に対する換算係数を求めてきた。ここでは、表題は“実効線量”であるが、主として H_E に対する換算係数について記す。実効線量 E に対する換算係数も計算中である。

ラブファントムを用いて、平行電子線がスラブに斜め入射したときの深さ d (mm) における吸収線量 $D(d, \alpha)$ (α は入射角度) を 50 keV から 10 MeV の範囲で計算している⁽⁶⁾。

本報告においては、高エネルギー電子線の外部被曝に関して、フルーエンスと臓器線量当量や実効線量当量、実効線量との間の換算係数を求めることを目的として、MIRD-5型人体形状ファントム⁽⁷⁾にEGS4コード⁽⁸⁾を用いてモンテカルロシミュレーションを行った結果について記す。また、ICRU球における $H^*(10)$ を求め、実効線量当量や実効線量と比較した結果を示す。

2. EGS4コードとMIRD-5型ファントム

EGS4 (Electron Gamma Shower Version 4) コードは物質中で電子、陽電子、光子が相互に転換しあう過程を含みながら、発生したり、輸送される現象を対象とする種々の分野で使用されている電磁カスケードモンテカルロ計算コードであり、次のような機能を有するが、光核反応は無視されている。

- (1) 原子番号が1から100までの元素、化合物および混合物についてシミュレーションができる。
- (2) 運動エネルギーが数10 keV～数TeVの荷電粒子、1 keV～数TeVの光子を取り扱うことができる。
- (3) 物理現象として、制動放射線の発生、陽電子消滅、自由電子との散乱、連続エネルギー減速、多重散乱、光電効果、コンプトン散乱、電子対生成、Rayleigh散乱(オブション)

本研究において使用したEGS4コードは動力炉・核燃料開発事業団が改良した汎用ユーザーズ版であり⁽⁹⁾、幾何学的形状入力部、線源入力部、検出器、分散低減法、その他に改良がなされている。

計算に使用したMIRD-5型人体形状ファントムの断面図をFig. 1に示す。このファントムにはLewisによる食道ファントムが加えられている⁽¹⁰⁾。MIRDファントムには3つの主要な部分、すなわち、腕・胴体・腰を表す1つの楕円柱、脚および足を表す先端を切りとった1つの楕円錐、さらに頭と首を表す1つの楕円柱がある。両腕と胴体は分離しておらず、脚どうしも分離できない。また、指、足、耳、あご、および鼻などの小さい付属物は省略されている。生殖腺(卵巣、睪丸)は特定されている。このファントムには女性の器官(乳房や卵巣)が付加されている両性具有体であるが、各組織、臓器の大きさなどは基本的に男性ファントムである。身長は174 cm、体重70 kgで3種類の組織(肺組織、軟組織、骨組織)と61個の臓器からなっている。また、骨と肺以外の臓器、組織はすべて軟組織と同一の組成を持つものとしている。

3. 実効線量当量(実効線量)の計算

ICRP 1977年勧告に基づき、我が国の現在の法令は、放射線作業員の被曝限度を

組織線量当量 H_T と実効線量当量 H_E の年限度値によって規制している。 H_T は、組織・臓器 T の平均吸収線量を D_T 、組織・臓器 T における平均線質係数を Q_T として、 $H_T = Q_T D_T$ で与えられる。また、 H_E は、組織・臓器 T の荷重係数を w_T として、 $H_E = \sum w_T H_T$ で与えられる。Table 1に組織荷重係数 w_T の値を示す。表中には1990年勧告の値も同時に示した。この表から分かるように H_E を求めるためには人体各部に位置する多くの組織・臓器における H_T を求める必要がある。しかし、MIRD-5型ファントムでは、組織荷重係数が与えられているにも関わらず、骨表面と赤色骨髄、また、残りの組織の1つである筋肉は明確な領域として定義されているわけではない。本計算においては以下のようにしてこれらの線量を求めた。

3.1 各臓器の吸収線量の計算方法

EGS4では、プログラム内で定義された領域ごとに入射電子当たりの沈着エネルギーEDEP (MeV)が出力される。領域 i における入射粒子フルーエンス当たりの吸収線量 D_i [Gy/フルーエンス]は

$$D_i = \frac{(\text{領域 } i \text{ の EDEP}) \times 1.602 \times 10^{-10} \times (\text{線源面積})}{(\text{領域 } i \text{ の 質量})} \quad (1)$$

にて与えられる。本計算における線源面積は前方照射 (AP照射)、後方照射 (PA照射) いずれも 7790 cm^2 である。領域 i の質量はその領域の体積と密度の積として求めた。ここで領域 i は出力されるEDEPごとの領域である。人体の左右に1つずつある臓器 (肺、副腎、乳房等) はそれぞれ別の領域としている。それ故、臓器ごとの吸収線量 D_T を求めるときには質量の重みをつけた平均として求めた。

3.2 筋肉と骨

MIRD-5型人体形状ファントムにおいては、人体は21個の骨組織によって形成されている。各骨組織は均一に混合された組成を有する単一の領域として扱われる。従って、EGS4の骨に関する出力としては21個のEDEPを得ることになる。それ故、これらの値から赤色骨髄、骨表面における吸収線量を求めることが必要である。MIRD5パンフレットにおいては、人体の全骨格系と各骨格における骨 (bone)、赤色骨髄 (red marrow)、黄色骨髄 (yellow marrow)の質量や質量比、および全身中の全赤色骨髄の全質量 (1500g) を与えている。各骨組織の中に含まれる赤色骨髄量の全赤色骨髄量に対する百分率をTable 2に示す⁽⁷⁾。この表より、例えば、脊椎中に含まれる赤色骨髄量は1500gの28.4%であることが分かる。脊椎 (EGSの中では3個の領域で指定されている) の全質量は領域指定によって与えられている体積と密度の積によって知ることが出来る。脊椎の全質量から赤色骨髄量を引いた差を脊椎の骨表面の質量とする。このようにして、各骨組織の赤色骨髄量と骨表面の質量を求めた。その後、EDEPの値を質量比を考慮して赤色骨髄の吸収線量と骨表面の吸収線量に分割した。

筋肉もまたファントム内では特に指定はされておらず、他の組織 (other tissues) の

中に含まれる。ファントム内で他の組織として定義されているのは頭部 (head)、胴部 (trunk)、脚部 (leg) であり、その総質量は48.5kgである。このうち、筋肉は58%である。これより、筋肉の吸収線量は

$$\begin{aligned} \text{全質量} &= (\text{頭部の質量} + \text{胴部の質量} + \text{脚部の質量}) \times 0.58 + (\text{心臓の質量}) \\ \text{全付与エネルギー} &= (\text{頭部のEDEP} + \text{胴部のEDEP} + \text{脚部のEDEP}) \times 0.58 \\ &\quad + (\text{心臓のEDEP}) \end{aligned}$$

$$(\text{筋肉の吸収線量}) = \frac{(\text{全付与エネルギー}) \times 1.602 \times 10^{-10} \times (\text{線源面積})}{(\text{全質量})} \quad (2)$$

として求めた。

3.3 実効線量

ICRPの1990年勧告によれば、組織・臓器Tの等価線量 H_T は放射線荷重係数を w_R として、

$$H_T = \sum w_R \cdot D_{T,R} \quad (3)$$

で与えられる。ここで、 $D_{T,R}$ は、組織・臓器Tについて平均された、放射線Rに起因する吸収線量である。すべてのエネルギー範囲において、光子、電子の w_R は1である。

実効線量Eは、組織・臓器の荷重係数を w_T (Table 1)として

$$E = \sum w_T \cdot H_T \quad (4)$$

で与えられる。Eを評価するための組織・臓器の数が増加し、 w_T の値も変更されていることがTable 1から分かる。

4. ICRU球における高エネルギー電子による線量当量計算

EGS4を用いてICRU球の主軸上の深さ1cmにおける線量当量($H^*(10)$)や最大線量当量を求めた。計算体系をFig. 2に示す。電子エネルギーが2MeVから20GeVの範囲で13のエネルギー点においてシミュレーションを行った。ICRU球の主軸上の各点を中心とする小球領域を設定し、そこへ面平行ビームとして電子を入射させた。10MeV以上のエネルギーに対しては主軸上の半径0.4cmの小球領域に沈着するエネルギーを求めた。その結果より小球領域の線量当量を算出し、各点における線量当量とした。2MeV, 5MeVでは浅い部分でほとんどのエネルギーを沈着するため、図に示したディスク内に沈着するエネルギーをEGS4で求め、線量当量を算出した。このようにして求めた $H^*(10)$ と実効線量当量 H_E や実効線量Eとの比較を行った。

5. 結果と考察

シミュレーションによって得られた前方照射、後方照射の場合の単位フルーエンス当たりの臓器線量当量をFig. 3~Fig. 7に示す。図中には、比較のため、中性子、光子に関するICRP Publ. 51のデータも示してある。計算条件としては、光子の

カットオフエネルギーは1 keV、電子に対しては0.521 MeV（電子の静止エネルギーを含む）である。入射電子エネルギーは0.1 MeVから200 MeVである。ヒストリー数はAP照射で 10^5 、PA照射では 10^4 である。PRESTAは使用していない。計算結果には未だ大きなばらつきが有るが、いずれの臓器に対しても、電子線のエネルギーの増大と共に換算係数は急激に増大する傾向がみられる。人体内の臓器の位置によって換算係数が増加し始める入射電子エネルギーが異なることも分かる。各臓器線量当量をもとにして求めた単位フルーエンス当たりの実効線量当量 H_E をFig. 8に示す。また、1990年勧告に従う実効線量 E をFig. 9に示す。比較のため、山口によって計算された中性子に関する実効線量⁽²⁾、岩井等による光子に関する実効線量⁽³⁾も示した。実効線量当量、実効線量いずれに対してもAP照射時の換算係数の値がPA照射時よりも大きくなっている。これは、照射方向の違いによって、高い感受性を持つ臓器の位置が異なったり、また、別の臓器によって自己遮蔽されることによると考えられる。

Fig. 10にICRU球の主軸上における単位フルーエンス当たりの線量当量分布を示す。この計算結果をもとにして求めた単位フルーエンス当たりの $H^*(10)$ および最大線量当量 H_{MAX} と入射電子エネルギーの関係をFig. 11に示した。比較のため、ICRU球と同一の組成を持つ厚さ30 cmの半無限平板に関するRogers等⁽¹¹⁾による計算結果も示した。図から分かるように、100 MeV程度まで $H^*(10)$ と H_{MAX} は一致する。

Fig. 12、Fig. 13に実効線量当量 H_E および実効線量 E と $H^*(10)$ を比較した結果を示す。照射ジオメトリにより差はありますが、入射エネルギーに約20 MeVを越えると $H_E/H^*(10)$ 、 $E/H^*(10)$ の値はいずれも1より大きくなっている。しかし、全体的には2の中に収まっている。

参考文献

- (1)ICRP:ICRP Publ.26,(1977).
- (2)山口恭弘:Radioisotopes, 40(11), 459(1991). YAMAGUCHI,Y:Radioisotopes, 42(1).35(1993). YAMAGUCHI,Y.:J. Nucl. Sci. Technol., 31, 821(1994).
- (3)IWAI,S:Proceedings of 3rd EGS4 Users' Meeting in Japan, 10(1993)
- (4)ICRP:ICRP Publ.60,(1990).
- (5)Rad. Prot. Dosim., 14, 337(1986).
- (6)HIRAYAMA,H:Radiation Protection Dosimetry, vol.51, No.2, pp107-124(1994).
- (7)SNYDER,W.S.,et al.:J. Nucl. Med.,19. Supplement:5-67(1978).
- (8)NELSON,W.R, HIRAYAMA,H, ROGERS,D.W.O.:SLAC-Report-265(1985).
- (9)MOMOSE,T, et al.:Proceedings of 1st EGS4 Users' Meeting in Japan,48(1990).
- (10)LEWIS,C.A.and ELLIS,R.E.:Phys. Med. Biol. vol.24, No.5, 1019(1979).
- (11)Rogers,D.W.O.:Health Physics, 46, 891(1984)

Table. 1 組織荷重係数

組織・臓器	組織荷重係数 w_T	
	ICRP 26	ICRP 60
生殖腺	0.25	0.20
赤色骨髄	0.12	0.12
結腸	-	0.12
肺	0.12	0.12
胃	-	0.12
膀胱	-	0.05
乳房	0.15	0.05
肝臓	-	0.05
食道	-	0.05
甲状腺	0.03	0.05
皮膚	-	0.01
骨表面	0.03	0.01
残りの組織・臓器	0.30	0.05

Table. 2 各骨中の赤色骨髄の質量の割合

割合	
頭蓋骨	13.1%
脊椎	28.4%
肋骨	10.2%
肩甲骨	4.8%
腕骨	1.9%
鎖骨	1.6%
脚骨	3.8%
骨盤	36.2%

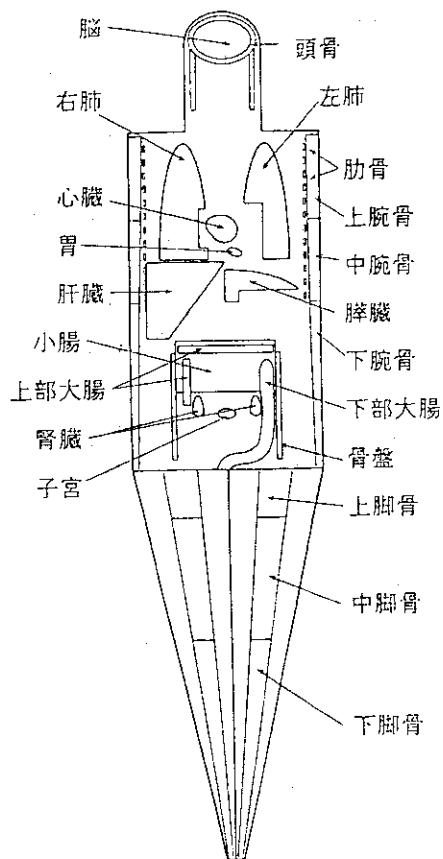


Fig. 1 人体形状ファントムの断面図

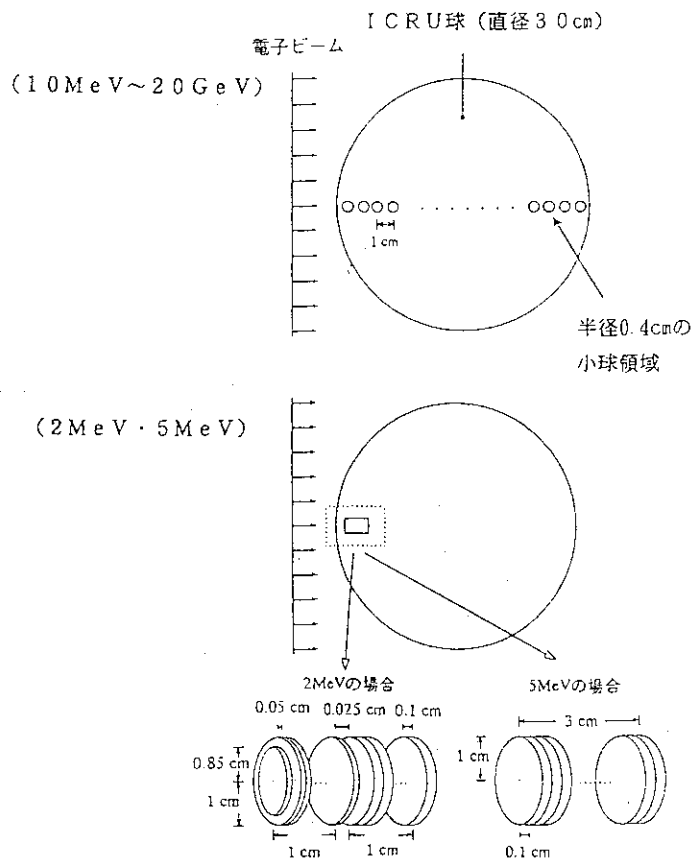


Fig. 2 ICRU球を用いた電子についての計算体系

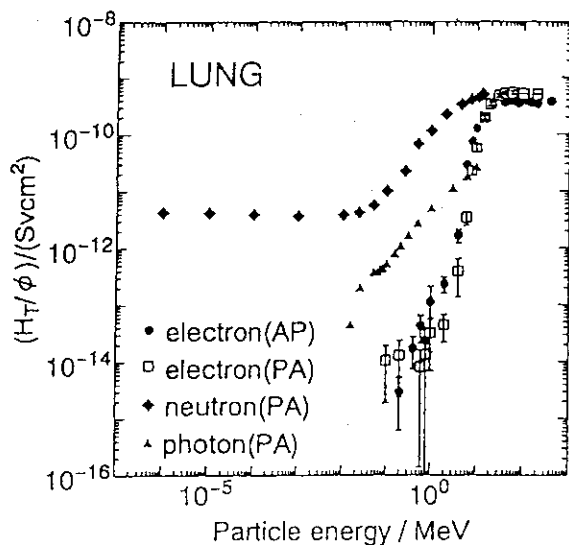


Fig. 3 肺へのエネルギー付与

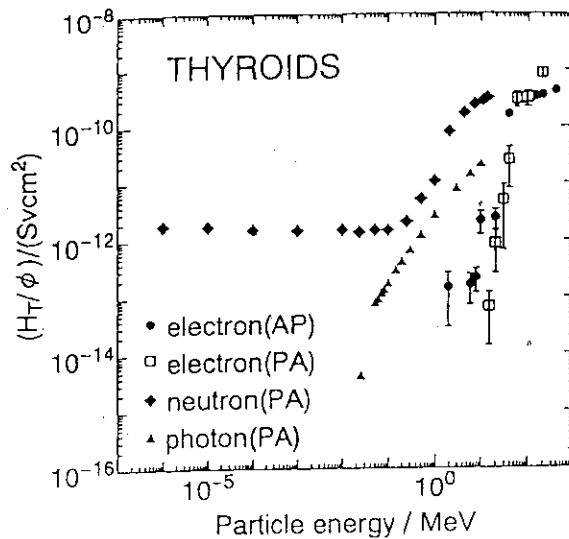


Fig. 4 甲状腺へのエネルギー付与

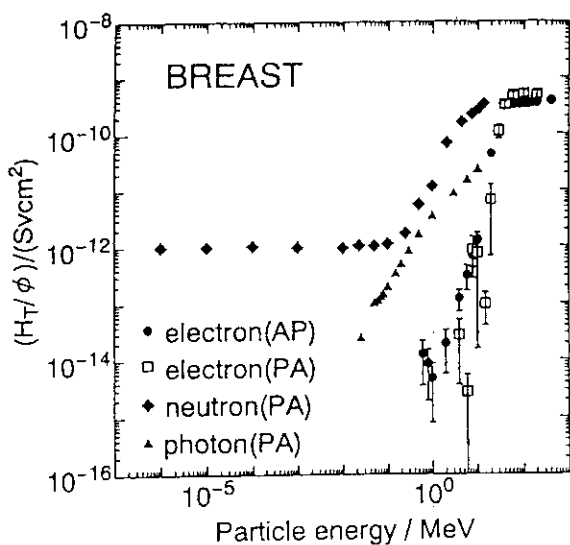


Fig. 5 乳房へのエネルギー付与

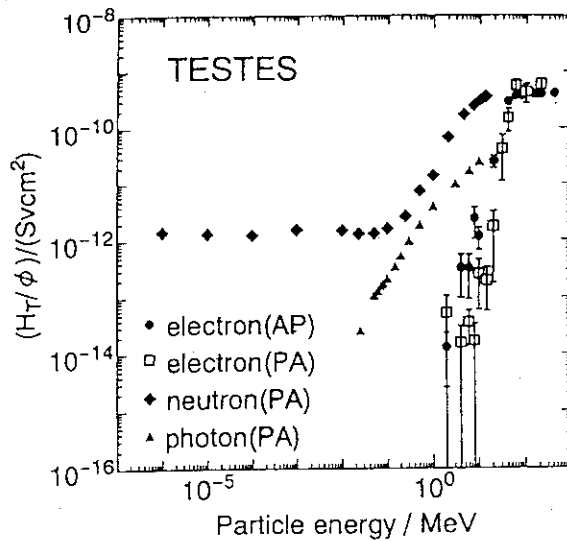


Fig. 6 睾丸へのエネルギー付与

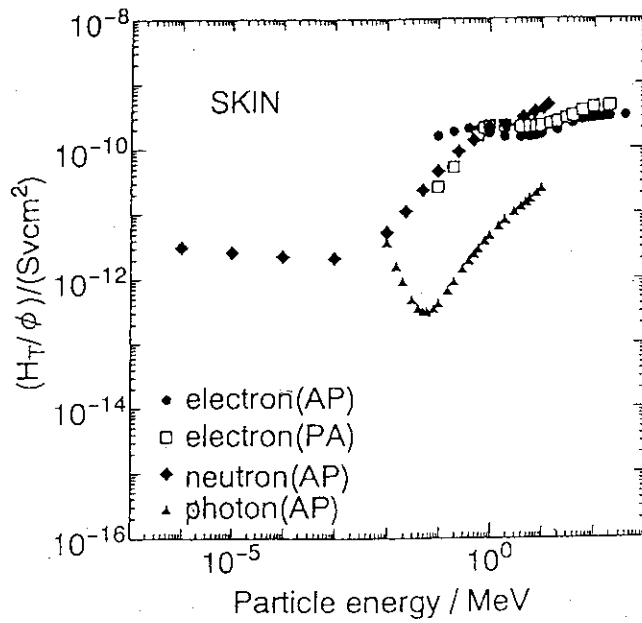


Fig. 7 皮膚へのエネルギー付与

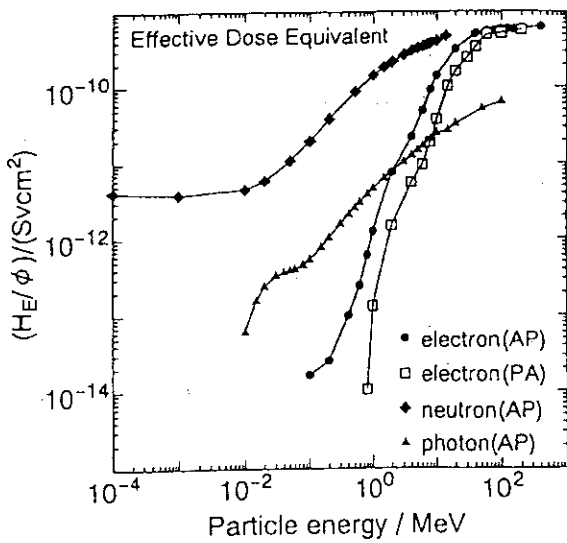


Fig. 8 実行線量当量('77)

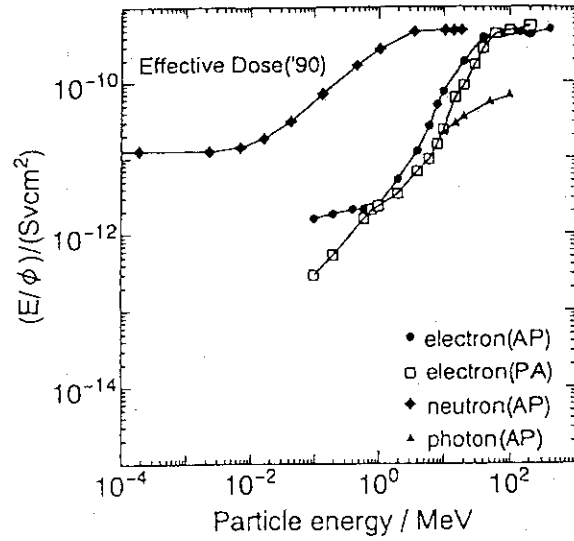


Fig. 9 実行線量('90)

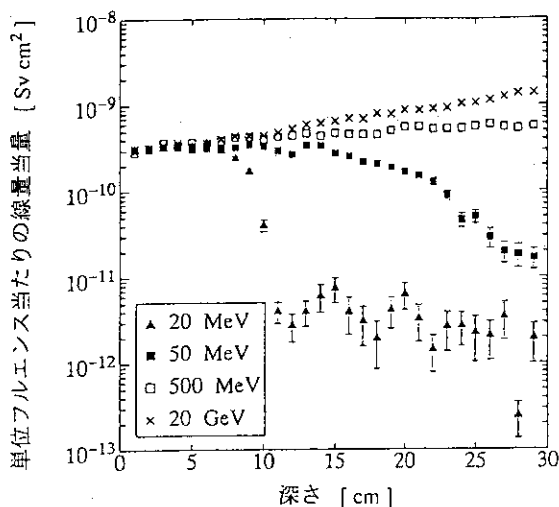


Fig. 10 ICRU球に面平行ビームとして入射する電子についての H/ϕ

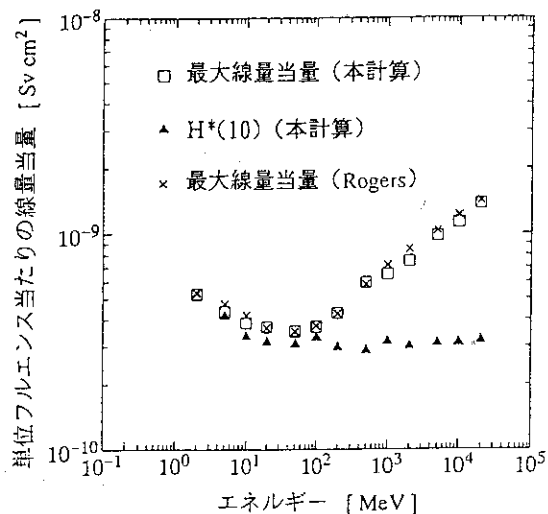


Fig. 11 ICRU球に平行ビームとして入射する電子についての $H^*(10)/\phi$ および H_{MAX}/ϕ

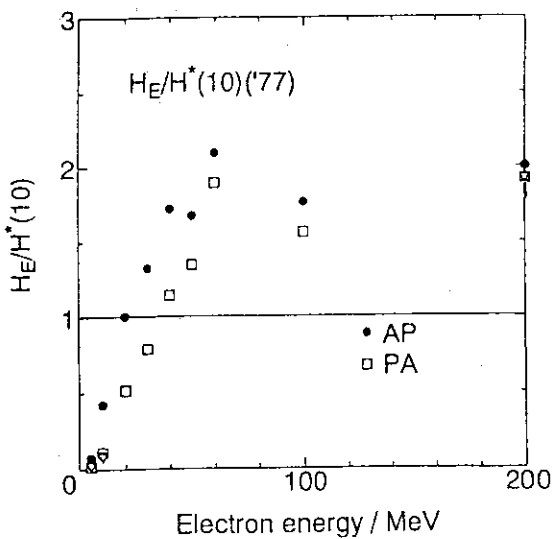


Fig. 12 実効線量当量と $H^*(10)$ との比較

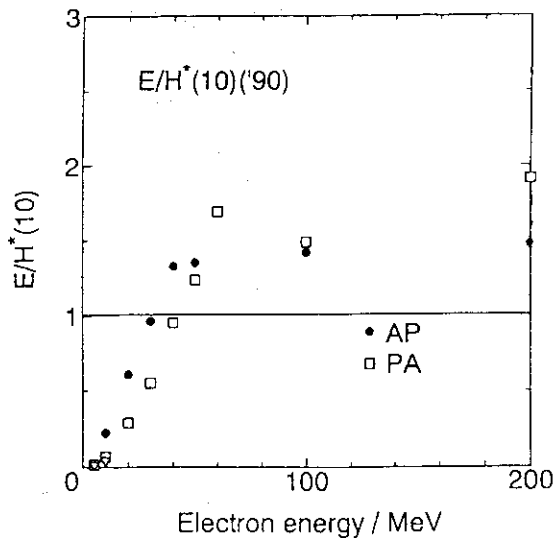


Fig. 13 実効線量と $H^*(10)$ との比較

4. 中性子及びその他の放射線 に対する線量評価

4.1 熱エネルギー～20 MeVの中性子に対する線量計算 Dose Calculation for Neutrons of Thermal to 10 MeV

山口 恭弘
Yasuhiro YAMAGUCHI

日本原子力研究所 保健物理部
Japan Atomic Energy Research Institute

1. はじめに

1990年に採択された国際放射線防護委員会勧告(ICRP Publ. 60¹⁾)では、放射線防護に用いる線量の定義に関し大幅な変更が提案された。主な変更は、放射線荷重係数の導入、組織等価線量の定義、組織荷重係数の変更及び線質係数の定義式(Q-L関係式)の変更である。線質に関する数量的な変更がなかった光子とは対照的に、中性子被ばくではこれら全ての変更が影響してくる。このため、光子に対しては確保された計測実用量の被ばく制限量に対する保守性が、中性子の場合には破綻するなどの問題点も現れてくる。以下に、中性子に対する実効線量の計算、実効線量と実効線量当量の比較、実効線量と2つの計測実用量の比較について述べる。

2. 中性子に対する実効線量

2.1 計算方法

実効線量は、12の臓器・組織及び残りの組織の等価線量のリスク荷重合計量として定義される¹⁾。また、残りの組織として10個の臓器・組織が挙げられ、それらの質量重み平均値をその等価線量とするよう勧告されている。したがって、実効線量を計算するためには、人体に分布している多数の臓器や組織の線量を求めなくてはならない。この線量計算には、被ばく対象である人体の模型、放射線の輸送計算及び線量換算が必要である。中性子入射では、中性子の輸送に加えて、捕獲反応等によって発生する γ 線の輸送をも計算する必要がある。以下に紹介する結果は、これらの要素をシステム化した計算コードJEUNESSE-2²⁾を用いて計算したものである。この計算コードには、年齢群別数学人体模型³⁾(0、1、5、10、15才及び成人)とモンテカルロ放射線輸送計算コードMORSE-CGが組み込まれている。組織等価線量の計算には、中性子の入射エネルギーの連続関数で定義される放射線荷重係数を用いた。また、実効線量の計算には、ICRP Publ. 60で提案された組織荷重係数を用いた。JEUNESSE-2コード及び詳しい計算手法に関しては、文献 2)を参照されたい。

0、1、5、10、15才児及び成人の6つの年齢群について実効線量を計算した⁴⁾。計算条件

は、以下のとおりである。入射中性子は単色とし、16のエネルギー(熱エネルギー～18.3 MeV)及び5種類の典型的な照射ジオメトリー(前方、後方、右側方、回転及び等方)を想定した。

2.2 成人に対する実効線量⁵⁾

Fig. 1に、成人に対する中性子実効線量を5種類の照射ジオメトリーについて示す。実効線量は、熱エネルギー～約10 keVの領域ではほとんど変化しないが、10 keVを超えるとエネルギーとともに急激に増加する。実効線量は照射ジオメトリーにも大きく依存し、線量が高いほうから順に前方、後方、回転、等方、右側方入射となっている。中性子が人体に入射する場合の線量は、反跳原子核(特に、反跳陽子)及び二次 γ 線(特に、捕獲 γ 線)によって与えられる。Fig. 2は、実効線量への二次 γ 線からの寄与率を入射中性子エネルギーに対して表したものである。熱エネルギー～約10 keVの領域では、線量の約90%が二次 γ 線によってもたらされる。このエネルギー領域の中性子に対する放射線荷重係数は5であるので、同じ吸収線量が γ 線入射によってもたらされる場合より等価線量が5倍も高くなるという不具合が生じる。

2.3 実効線量と実効線量当量の比較⁵⁾

成人に対する実効線量と実効線量当量の比較をFig. 3に示す。光子の場合とは逆に、対象としている照射ジオメトリー及び中性子エネルギーに関して、実効線量は実効線量当量よりも高くなる。この原因は、放射線荷重係数と組織荷重係数の変更によるものであるが、この場合には前者の影響の方が大きい。

2.4 実効線量の年齢依存性⁴⁾

中性子の前方入射に対する実効線量の年齢依存性をFig. 4に示す。ここで言う年齢依存性は、人体の大きさのみに関するものである。約100 keVを境にして、対照的な年齢依存性が見られる。すなわち、低エネルギー側では年齢が大きいほど実効線量は高いが、高エネルギー側では年齢が小さいほど実効線量が高い。

3. 実効線量と計測実用量の関係

被ばくの制限を規定する量(Limiting quantity)である実効線量は、直接に測定することが困難な量である。このため、国際放射線単位測定委員会(ICRU)^{6),7),8)}は、外部被ばく線量の測定のための実用量をエリアモニタリング及び個人モニタリングに対して定義した。この計測実用量(Operational quantity)は、被ばくの制限を規定する量を保守側(安全側)に評価することが要求される。以下に、エリアモニタリングのための周辺線量当量及び個人モニタリングのための個人線量当量と実効線量の関係について述べる。

3.1 実効線量と周辺線量当量の関係⁵⁾

中性子に対する周辺線量当量と実効線量の比をFig. 4に示す。従来、周辺線量当量は被ばく制限線量である実効線量当量を保守側に評価していた。しかし、ICRP Publ. 60による放射線荷重係数の導入及び $Q-L$ 関係式の変更によって、実効線量と周辺線量当量の両方の値が変わった。その結果、Fig. 4に見られるように、前方入射の一部のエネルギー領域において実効線量が周辺線量当量を上回ってしまう。したがって、この領域では周辺線量当量を用いたエリアモニタリングが正当化されなくなってしまうという重大な問題が生じた。このため、中性子に対する放射線荷重係数を変更してこの問題を回避する提案⁹⁾も出されたが、本質的な解決法とはならないと思われる。

3.2 実効線量と個人線量当量の関係

個人モニタリングのために導入された個人線量当量は、被ばくを受ける人体について定義されている。したがって、この量は人体の大きさ及び線量の評価点によって異なる。個人線量計の校正や型式試験を実施する時にこの様な量を基準にすることはできないので、これらの目的のために光子に対してはICRU球と同じ組成のスラブ(30×30×15cm)に対する値 $H_{\text{SLAB}}(d)$ を基準にすることが提案されている⁸⁾。そこで、中性子に対しても同様な方法を適用した場合について解析を行った。実効線量の計算に用いた成人の人体模型に対して個人線量当量 $H_p(10)$ を計算し、ICRUスラブに対する $H_{\text{SLAB}}(10)$ 及び実効線量と比較した。 $H_p(10)$ 及び $H_{\text{SLAB}}(10)$ の計算には、放射線輸送モンテカルロ計算コードMCNPを用いた。個人線量評価に関する諸量の比較をFig. 5に示す。 $H_p(10)$ 及び $H_{\text{SLAB}}(10)$ は、中間エネルギー領域(10 eV～数十keV)で実効線量を下回る。したがって、エリアモニタリングの場合と同様に個人モニタリングにおいても、計測実用量を用いた個人線量測定が正当化されなくなってしまうエネルギー領域が現れる。

5. まとめ

以上、これまでに得られた解析結果を基に、中性子に対する線量評価に関して述べた。光子の場合とは異なり、ICRP Publ. 60による変更によって幾つかの重大な問題が生じている。その原因の最も大きなものは、放射線荷重係数にあると言える。中性子に対する放射線荷重係数の主な問題点は以下の3点である。

- ・ 二次 γ 線の線量寄与が支配的な低エネルギー中性子の放射線荷重係数が大き過ぎる。
- ・ 階段関数で与えられる放射線荷重係数を正規の値とするのは不自然であり、エネルギーの境界で不合理な線量の不連続が生じる。
- ・ 人体入射時のエネルギーによって一義的に決められるため、エネルギー分布が異なる体内での効果を適切に反映できない。

また、実際の線量測定に関しては、計測実用量(周辺線量当量や個人線量当量)が被ばく制限線量(実効線量)を合理的に評価しないという重大な問題点が生じる。

以上の問題点を考えると、中性子に関しては解決すべき大きな課題が残されていることが分かる。したがって、各線量間関係を調整するような方便を考えるのではなく、中性子に対する“線質の表現方法”及び“計測実用量の定義”に関する検討をもう一度出発点に戻って考え直すことが必要であると思う。

引用文献

- 1) ICRP : ICRP Publication 60 (1991).
- 2) 山口 恭弘 : 保健物理, 29, 303-308 (1994).
- 3) 山口 恭弘 : 保健物理, 27, 305-312 (1992).
- 4) Y. Yamaguchi : Radiat. Prot. Dosim., 55(4), 257-263 (1994).
- 5) Y. Yamaguchi : J. Nucl. Sci. Technol., 31(8), 821-827 (1994).
- 6) ICRU : ICRU Report 39 (1985).
- 7) ICRU : ICRU Report 43 (1988).
- 8) ICRU : ICRU Report 47 (1992).
- 4) W. G. Albert and R. A. Hollnagel : Radiat. Prot. Dosim., 46(4), 291-293 (1993).

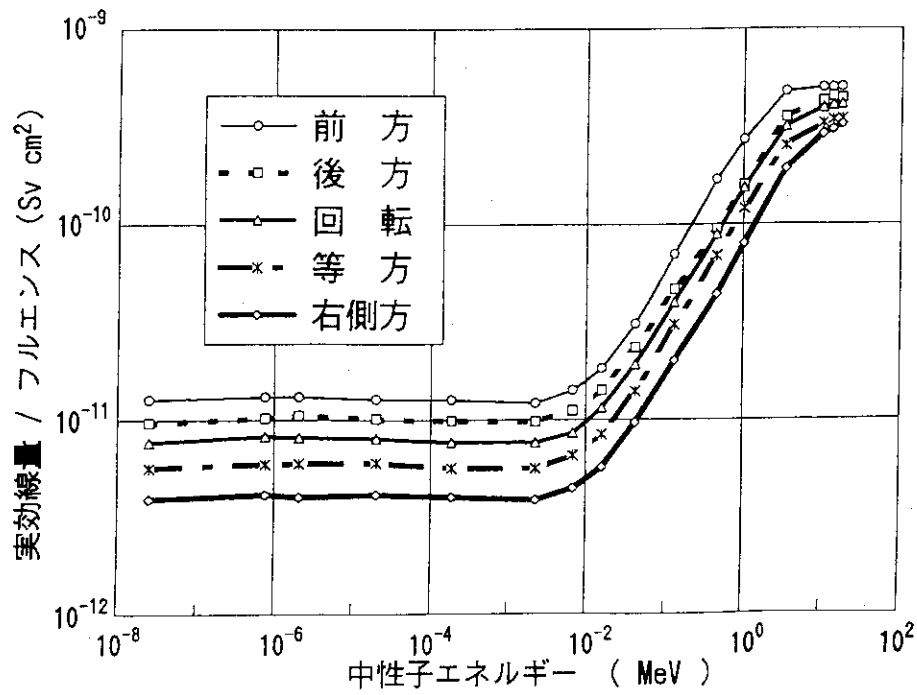


Fig. 1 種々の照射ジオメトリーに対する中性子実効線量

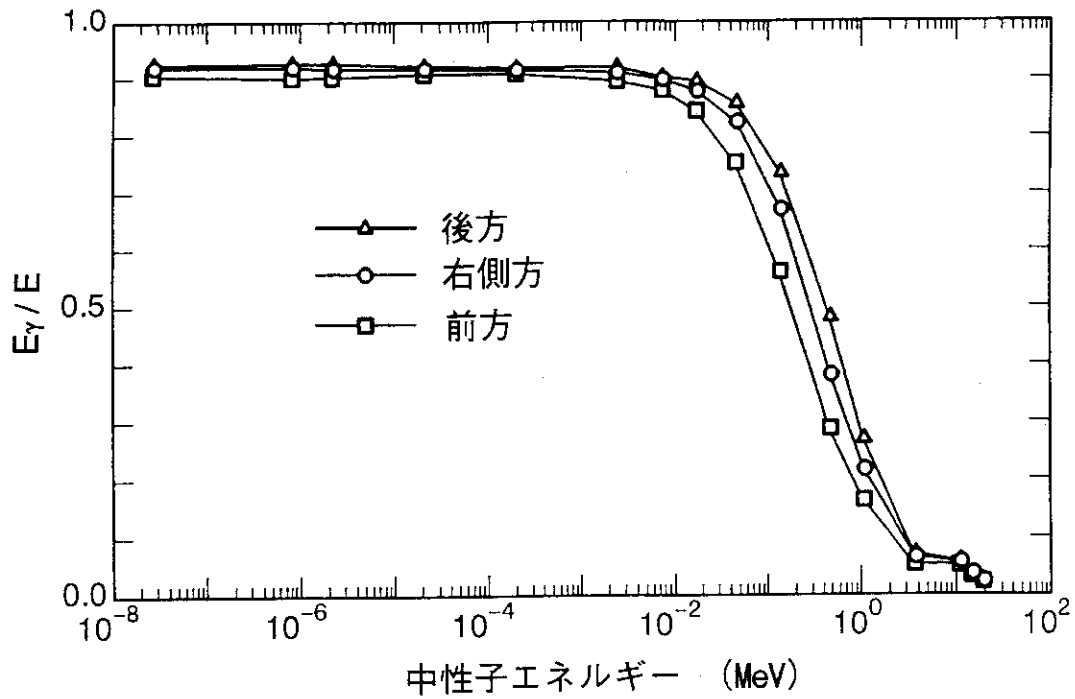


Fig. 2 実効線量への二次γ線の寄与

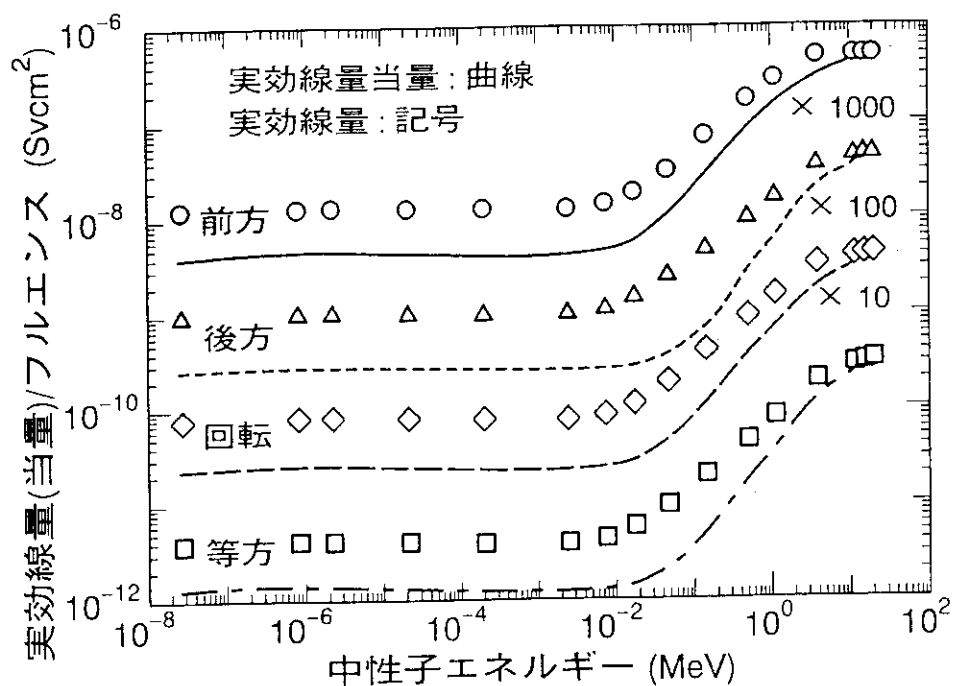


Fig. 3 中性子に対する実効線量と実効線量当量の比較

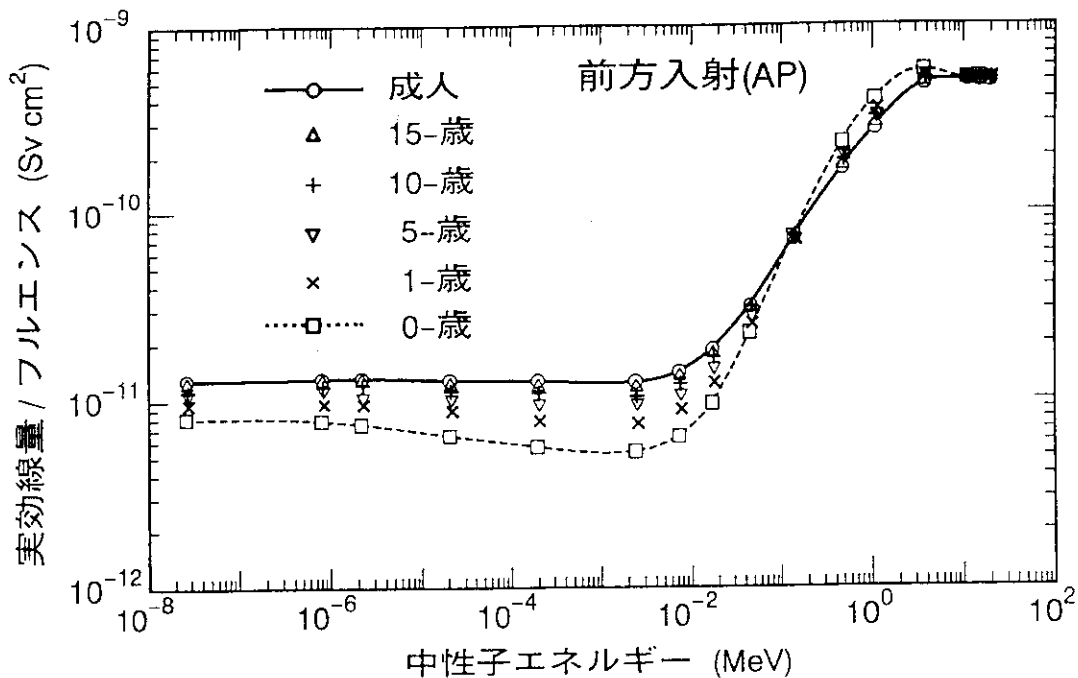


Fig. 4 中性子に対する実効線量の年齢依存性

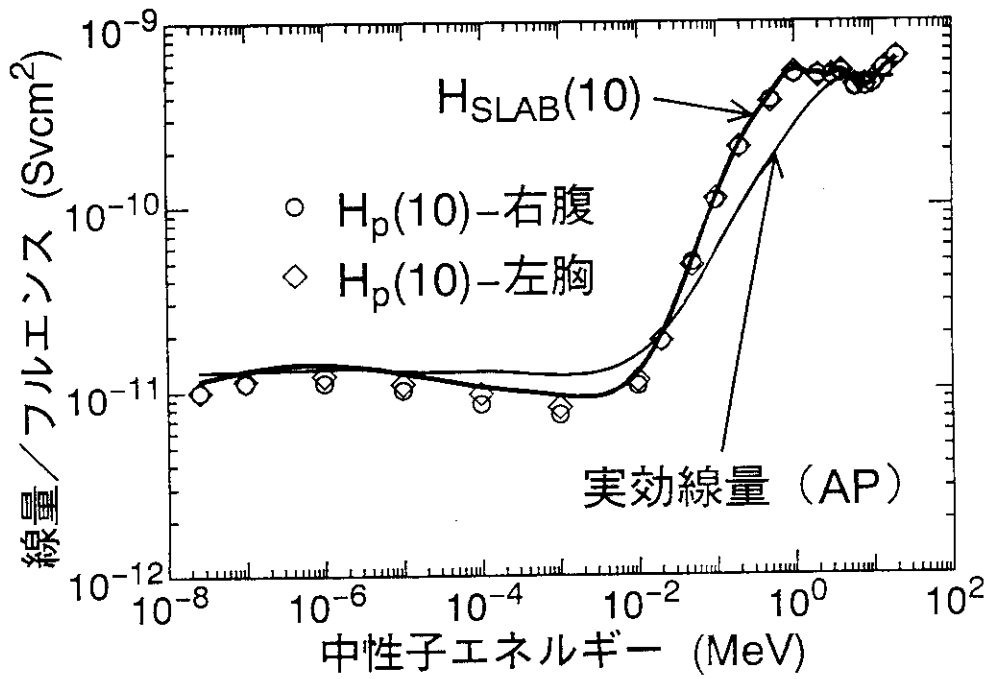


Fig. 5 中性子に対する実効線量, 個人線量当量 $H_p(10)$, $H_{SLAB}(10)$ の比較

4.2 20 MeV以上の高エネルギー中性子に対する線量計算

Calculation of Neutron Dose above 20MeV

義澤 宣明¹, 佐藤 理¹, 降旗志おり¹, 上原 丘²,
 Nobuaki Yoshizawa, Osamu Sato, Shiori Furihata, Takashi Uehara,
 岩井 敏², 坂本幸夫³, 田中俊一³
 Satoshi Iwai, Yukio Sakamoto, Shun-ichi Tanaka

1. 三菱総合研究所
Mitsubishi Research Institute, Inc.
2. 三菱重工業
Mitsubishi Heavy Industries, Ltd.
3. 日本原子力研究所
Japan Atomic Energy Research Institute

1. はじめに

大型加速器の開発や宇宙空間での有人活動の拡大にともなって、高エネルギーの中性子に対する被ばく評価が重要になると考えられる。20MeV以上の高エネルギー中性子に対する線量換算係数については、最近Nabelssi等[1, 2]により30MeVから180MeVまでの実効線量と実効線量当量およびICRU球中の線量当量が評価された。ただし、これ以外のほとんどはICRP51[3]に示されている半無限平板ファントムに関するものである。

本研究では物質の透過性が高い高エネルギー放射線による被ばく評価をできるだけ正確に行なうために、近年のICRUレポートおよび1990年に勧告されたICRP60[4]の考え方にもとづいて算出した平均線質係数(averaged quality factor)を用いた20MeVから10GeVまでの高エネルギー中性子に対する線量計算の結果を報告する。

2. 平均線質係数

高エネルギー放射線が人体に入射した場合に、人体構成元素との核反応でさまざまな種類の荷電粒子が生成する。これらの荷電粒子について、エネルギーに対する平均線質係数 \bar{Q}_R を計算した[5]。

$$\bar{Q}_R(E_0) = \frac{1}{E_0} \int_0^{E_0} Q(L_R(E)) dE \quad (1)$$

ここで、 R は放射線の種類、 E_0 はそのエネルギーで、 L は水中での非限定線エネルギー付与である。 Q は Q - L 関係で表される線質係数である。Fig.1はICRP60とICRP21で示された Q - L 関係である。計算した粒子は、陽子、 π 中間子、 μ 粒子と、 $Z=26$ までの重イオン186核種で、エネルギー範囲は0.2MeVから10GeVである。これらの重イオン核種は人体を構成する主な元素とその主な核破砕反応生成物である。平均線質係数を計算した粒子をTable 1に示す。

Fig. 1に示したICRP 60の Q - L 関係から計算した平均線質係数をFig.2に示す。電子と陽電子についてはこのエネルギー範囲で平均線質係数が全て1となった。Fig. 3にはICRP21[6]の Q - L 関係をもとに計算した平均線質係数を示す。

平均線質係数を用いることで、放射線 R による組織および臓器 T の平均線量当量(averaged

dose equivalent) $H'_{T,R}$ および実効線量当量(effective dose equivalent) H_E は次式で表される [5]。

$$H'_{T,R} = \hat{Q}_R(E_0) D_0 - \hat{Q}_R(E_1) D_1 \quad (2)$$

$$H_E = \sum_T w_T H'_T \quad (3)$$

ここで、 E_0 は R が T に入射した際のエネルギーで D_0 はそのエネルギーが全て T に沈着された場合の吸収線量(absorbed dose)である。また、 E_1 は E_0 で T に入射した R が T の外へ出る際のエネルギーであり D_1 はそのエネルギーが全て T に沈着された場合の吸収線量である。 w_T および w_R はそれぞれ組織荷重係数と放射線荷重係数であり ICRP60 に Table 2 および Table 3 の値が示されている。なお、中性子の w_R は次式で示されるエネルギーに対して連続な関数として扱ってもよいとされている。

$$w_R = 5 + 17 \exp((\ln 2E)^2 / 6) \quad (4)$$

実効線量 E は T の R による吸収線量 $D_{T,R}$ より次式で表される。

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (5)$$

3. モンテカルロ法による計算方法

高エネルギー放射線が人体に入射した場合、入射粒子とは異なった種類のさまざまなエネルギーの粒子が放出される。このように広いエネルギー範囲で様々な種類の粒子の計算に適した計算コードシステムに HERMES [7] がある。HERMES は主に 3 次元モンテカルロシミュレーションコードの HETC-KFA2 [8], MORSE-CG [9], EGS-4 [10] と NDEM [11] により構成されている。本研究では臓器および組織の吸収線量と平均線量当量を HERMES で計算した。

HERMES で高エネルギー放射線の被ばく評価を行うために幾つかの改良を行った。主な改良は、HETC-KFA2 に Table 1 に示した荷電粒子の平均線質係数を用いた被ばく線量計算機能を追加したことである。

3. 1 荷電粒子

陽子 陽子による吸収線量と平均線量当量は HETC-KFA2 で計算した。吸収線量は、HETC-KFA2 で計算した沈着エネルギーより求めた。平均線量当量はエネルギー沈着を起こすさいの陽子のエネルギーとそれに対応した平均線質係数より計算した。

π 土中間子と μ 土粒子 π 土中間子と μ 土粒子による吸収線量と平均線量当量は、陽子と同様に HETC-KFA2 で計算した。

重イオン 蒸発反応や核破砕片といった質量数 2 以上の重イオンによる吸収線量と平均線量当量は HETC-KFA2 で計算した。重イオンのレンジが短いことから HETC-KFA2 ではこれらのイオンのエネルギーが核反応が起こった位置に全て沈着されるものとして扱われている。平均線量当量については、重イオンのエネルギーとそれぞれの重イオンの A と Z およびそのエネルギーに対応した平均線質係数より求めた。なお、Table 1 に示した以外の重イオンが生成された場合には、Z が等しくて A が最も近い重イオンの値を用いることとした。

3. 2 中性子

高エネルギー中性子 エネルギーが15MeV以上の中性子についてはHETC-KFA2コードで物質との相互作用を計算した。中性子は非荷電粒子なので直接的なエネルギー沈着は起こさないが、核反応で生成した二次荷電粒子によるエネルギー沈着が起こる。

低エネルギー中性子 15MeV以下の中性子については、MORSE-CGと評価済み核データライブラリJENDL-3[12]および文献[13]のKERMAライブラリより作成したKERMAと平均線質係数で重み付けをしたKERMA[14]を用いて吸収線量と平均線量当量を計算した。

3.3 電子、陽電子

核破碎反応で生成する π^0 は即座に電子と陽電子に崩壊する。 π^0 の生成はHETC-KFA2で計算し電子、陽電子と物質との相互作用についてはEGS4コードで計算した。なお、電子、陽電子については平均線質係数が1であることより平均線量当量は吸収線量と等しくなる[5]。

3.4 光子

残留励起核からの放出される光子 高エネルギー核反応によって励起された残留核から放出される光子については、NDEMコードで放出強度を計算し、光子と物質との相互作用をEGS4コードで計算した。残留励起核から放出される光子の計算にMORSE-CGコードでなくEGS4コードを用いたのは、MORSE-CGコードで用いた光子の核データライブラリが14MeVまでであり、それ以上のエネルギーの光子を扱うことができないためである。

15MeV以下の中性子より生成される光子 15MeV以下の中性子の非弾性散乱で生成する光子については、中性子の場合と同様にMORSE-CGを用いてファントム中でのフルエンスを計算した。得られたフルエンスと光子のKERMA[14]より吸収線量を計算した。なお、光子に対しては電子、陽電子と同様に平均線質係数がエネルギーによらず1となるので吸収線量と平均線量当量は等しくなる[5]。

4. 半無限平板ファントム中の平均線量当量

4.1 計算条件

ICRUにより定義された4元素からなる組織等価媒質(H:10.1wt%, C:11.1 wt%, N:2.6wt%, O:76.2wt%, 密度1g/cc)の厚さ30cmの半無限平板ファントム中の平均線量当量を計算した。有限な体形で半無限平板ファントムを近似するために、径方向に無限とみなせる十分に大きな円柱に高エネルギー中性子のペンシルビームが入射した場合の計算を行った。また、ファントムの周辺は真空とした。計算ヒストリーは約50万である。

4.2 計算結果

(1) 最大平均線量当量と入射中性子エネルギーの関係

ファントム中での最大平均線量当量と入射中性子エネルギーの関係について、今回の計算結果とICRP51の値との比較をFig. 4に示す。今回の計算結果は、ICRP60およびICRP21のQ-L関係にもとづく平均線質係数を用いた場合ともにICRP51の値の60%から80%程度となった。特に、中性子の入射エネルギーが増加するに従って今回の計算結果とICRP51の値との違いが大きくなった。この違いの主な理由はICRP51の値が重イオンの線質係数を一律20とした計算結果をもとにしていることによると考えられる。

(2) 二次粒子の最大平均線量当量への寄与割合

Fig. 5に最大平均線量当量への様々な粒子の寄与割合と入射中性子エネルギーの関係を示す。線量当量への寄与が最も大きいのは重イオンであり、次いで二次陽子の寄与が大きくなっている。また、入射中性子のエネルギーが高くなるに従って π ±中間子の寄与が増加している。全ての入射エネルギーで、 μ 粒子、電子と陽電子さらに光子による線量当量の全体への寄与の合計は1%に満たなかった。

5. 実効線量と実効線量当量

5. 1 計算条件

中性子のエネルギーは20MeVから10GeVとした。計算には、MIRD-5のCristyファントムにもとづいて山口らによって作成された人体形状ファントムに修正を加えたものを用いた[5]。

照射ジオメトリはAPおよびPA条件とし、ファントム周辺は真空とした。また、無限平板ファントムの計算結果より、電子、陽電子および残留核から放出される光子の平均線量への寄与が小さいことから、実効線量および実効線量当量の計算ではこれらの粒子の寄与を無視した。計算ヒストリーは約100万である。

5. 2 計算結果

(1) 実効線量

式(4)の w_R を用いて計算した実効線量の計算結果をFig. 6に示す。Fig. 6より実効線量にはAP,PA条件で違いがなかった。また180MeVまでについてはNabelssi等による計算結果[1]と今回の計算結果はおおむね一致した。なお、計算には(4)式の w_R を用いた。

(2) 実効線量当量

平均線質係数を用いて計算した実効線量当量をFig. 7に示す。実効線量当量についても実効線量と同様にAP,PA条件による違いはなかった。100MeV以下について今回の計算結果はNabelssi等による計算結果[1]の60%程度となった。この違いは、Nabelssi等が重イオンの線質係数を一律20としたことによるものと考えられる。

(3) 二次粒子の実効線量当量への寄与

高エネルギー中性子が人体へ入射した際に生成される二次粒子の実効線量当量への寄与をFig. 8に示す。Fig. 8はAP条件でICRP60のQ-L関係より求めた結果である。15MeV以下の中性子により生成する荷電粒子の寄与は、入射中性子エネルギーが低い場合が大きく100MeV以上ではほぼ一定値となっている。陽子の寄与は全入射エネルギーについて50%程度となっている。質量数2以上の重イオンの寄与は入射陽子エネルギーが増加するにつれて大きくなる。また、 π ±中間子による寄与は入射中性子エネルギー約400MeVから始まり、その割合も入射エネルギーが高くなるとともに増加する。なお、PA条件およびICRP21のQ-L関係にもとづいた場合も同様の結果が得られた。

(4) 二次粒子の線質係数

二次粒子別の実効線量当量から求めた線質係数をFig. 9に示す。Fig. 9はAP条件でICRP60のQ-L関係より求めた結果である。陽子の線質係数は入射中性子エネルギーが低いほど大きく、100MeV以上では約1.5で一定になる。重イオンについては、中性子エネルギーが低いほど線質係数が大きく、エネルギーの増加にともなって線質係数は減少している。これ

は生成される重イオンのエネルギーの増加にともなうLETの減少により平均線質係数が小さくなることによると考えられる。したがって、高エネルギー中性子に対する線量計算で重イオンの線質係数を一律20とおくことは中性子のエネルギーが高いほど実効線量当量を過大評価することになる。なお、PA条件およびICRP21のQ-L関係にもとづいた場合も同様の結果が得られた。

6. 結論

実効線量と実効線量当量の比較を Fig. 10 に示す。平均線質係数はICRP60のQ-L関係にもとづいている。APおよびPA双方の照射条件とも実効線量が実効線量当量を上回った。この理由は、実効線量当量の計算結果よりもとめた放射線の線質係数が Fig. 11 に示すように放射線荷重係数を下回ることによる。ただし、入射中性子エネルギー20MeVで放射線荷重係数を5とすると実効線量が実効線量当量を下回ることが分かる。したがって、20MeV付近の放射線荷重係数としては式(4)で与えられる値を用いることが適当である。

ICRP60のQ-L関係にもとづく平均線質係数より求めた半無限平板中とICRU球中の平均線量当量と実効線量および実効線量当量を比較した場合、Fig. 10より中性子エネルギー50MeV以上では、実効線量が半無限平板中の最大平均線量当量を上回っていることが分かる。これは Fig. 11 に示したように放射線荷重係数 w_R が平均線量当量に対応する線質係数よりも大きいことによる。一方、20MeVから10GeVの全エネルギー範囲で半無限平板中の最大平均線量当量は実効線量当量を上回った。

半無限平板中の深さ1cmでの平均線量当量は全エネルギー範囲で実効線量を下回った。また、50MeV以下で深さ1cmの平均線量当量が実効線量当量を上回ったが50MeV以上では双方の値はほぼ同程度となった。面平行入射でのICRU球主軸上深さ1cmの平均線量当量 $H^*(10)$ は100MeV以上で実効線量を下回った。ただし、実効線量当量は20MeVから10GeVまでの全エネルギー範囲で $H^*(10)$ を下回った。

7. 問題点

(1) 中性子エネルギー20MeV付近の実効線量

入射中性子エネルギーがkeV単位からGeV単位の広いエネルギー範囲での単位フルエンス当りの実効線量を Fig. 12 に示す。20MeV付近で今回の結果が山口の結果[15]を下回った。この点については今後、KERMAの検討および20MeV以下の中性子に対する実効線量の計算を行う。

(2) 半無限平板およびICRU球の平均線量当量の比較

$H^*(10)$ は半無限平板中の深さ1cmの平均線量当量を上回った。この点についてはICRP51の値も同様の傾向を示している。これは有限な形状であるICRU球中の平均線量当量は無限平板中での同一深さの値を下回るという予想に反している。

参考文献

- 1) B.K.Nabelssi, et al. : Radiat. Prot. Dosim. 48, 227,(1993).
- 2) B.K.Nabelssi, et al. : Radiat. Prot. Dosim. 51, 169,(1994).
- 3) ICRP Publication 51,(1987).

- 4) ICRP Publication 60,(1991).
- 5) S. Iwai, et al. (presented in this workshop).
- 6) ICRP Publication 21,(1973).
- 7) P.Cloth, et al. : KFA-IRE-E AN/12/88 (1988).
- 8) P.Cloth, et al. : CCC-496 (1983).
- 9) M.B.Emmett, : ORNL-4972(1975).
- 10) W.R.Nelson, et al. : SLAC-265(1985).
- 11) R.E.Prael, "User's Guide to the HETC Code System," Rough Draft, LANL Group X-6, May (1985).
- 12) K.Shibata,et al. : JAERI-1319(1990).
- 13) K.Maki, et al. : JAERI-M 91-073(1991).
- 14) Y. Sakamoto et al. (presented in this workshop).
- 15) Y. Yamaguchi, J. Nucl. Sci. Technol.,31,821,(1994).

Table 1 平均線質係数を計算した荷電粒子

Atomic Number	Elemental Symbol	Mass Number A										Number of Nuclides				
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10					
1	H	1	2	3												3
2	He	3	4	5	6											4
3	Li	6	7	8												3
4	Be	7	8	9	10	11										5
5	B	8	9	10	11	12										5
6	C	10	11	12	13	14										5
7	N	13	14	15	16	17										5
8	O	14	15	16	17	18	19	20								7
9	F	17	18	19	20	21	22									6
10	Ne	18	19	20	21	22	23	24								7
11	Na	21	22	23	24	25										5
12	Mg	23	24	25	26	27	28									6
13	Al	24	25	26	27	28	29	30								7
14	Si	26	27	28	29	30	31	32								7
15	P	29	30	31	32	33	34	35								7
16	S	30	31	32	33	34	35	36	37	38						9
17	Cl	33	34	35	36	37	38	39	40							8
18	Ar	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44					10
19	K	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47				11
20	Ca	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50				11
21	Sc	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51					10
22	Ti	44	45	46	47	48	49	50	51	52						9
23	V	47	48	49	50	51	52	53	54							8
24	Cr	48	49	50	51	52	53	54	55	56						9
25	Mn	50	51	52	53	54	55	56	57	58						9
26	Fe	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61					10
											Total	186				

Table 2 組織荷重係数 (参考文献[4]より転載)

表2 組織荷重係数¹⁾

組織・臓器	組織荷重係数, w_T
生殖腺	0.20
骨髄 (赤色)	0.12
結腸	0.12*
肺	0.12
胃	0.12
膀胱	0.05
乳房	0.05
肝臓	0.05
食道	0.05
甲状腺	0.05
皮膚	0.01
骨表面	0.01
残りの組織・臓器	0.05 ²⁾³⁾

¹⁾ これらの数値は、同数の両性および広い年齢範囲をもつ基準集団について導かれたものである。実効線量の定義においては、これらの数値を作業員、全集団および両性のいずれにも使う。

²⁾ 計算の目的には、残りの組織・臓器は次の追加の組織・臓器からなるものとする：副腎、脳、大腸上部、小腸、腎臓、筋肉、脾臓、胸腺、および子宮。このリストは、選択的に照射されやすい臓器を含む。また、リスト中のいくつかの臓器はがん誘発に高い感受性を有することが知られている。今後もしこのほかの組織・臓器ががんの著しいリスクをもつとわかったならば、そのときにはそれらに特定の w_T を与えるか、あるいは残りの組織・臓器を定めたこの追加リストに含められることになる。追加リストには、選択的に照射される他の組織・臓器も含められるかもしれない。

³⁾ 残りの組織・臓器の一つが、荷重係数の定められた12の臓器のどれよりも高い等価線量を受けるような例外的な場合には、その組織・臓器に荷重係数0.025を適用し、これ以外の上記リスト中の組織・臓器の平均線量に荷重係数0.025をあてはめるべきである。

* 訳注 この係数は大腸下部に適用される(NRPB Radiological Protection Bulletin, No. 123(1991), 10頁の表1参照)。

Table 3 放射線荷重係数 (参考文献[4]より転載)

表1 放射線荷重係数¹⁾

放射線の種類とエネルギーの範囲 ²⁾	放射線荷重係数, w_R
光子, すべてのエネルギー	1
電子およびミュー粒子, すべてのエネルギー ³⁾	1
中性子, エネルギーが 10 keV 未満のもの	5
" 10 keV 以上 100 keV まで	10
" 100 keV を超え 2 MeV まで	20
" 2 MeV を超え 20 MeV まで	10
" 20 MeV を超えるもの	5
(図1も参照)	
反跳陽子以外の陽子, エネルギーが 2 MeV を超えるもの	5
アルファ粒子, 核分裂片, 重原子核	20

¹⁾ すべての数値は、身体に入射する放射線、あるいは体内線源についてはその線源から放出される放射線に関するものである。

²⁾ 他の放射線に対する数値の選択については、付属書Aの中で論じられている。

³⁾ DNAに結合した原子から放出されるオージェ電子を除く(26項参照)。

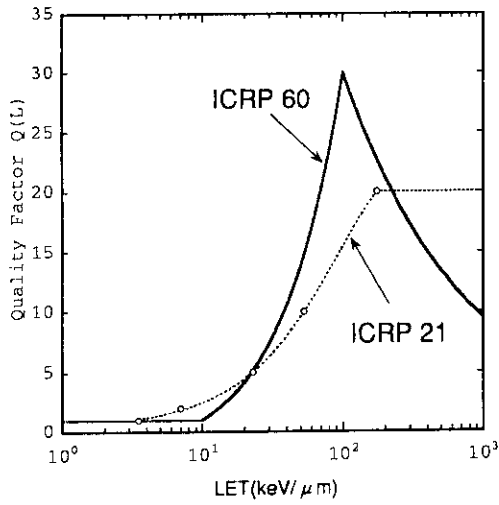


Fig. 1 ICRP60とICRP21で示されているQ-L 関係

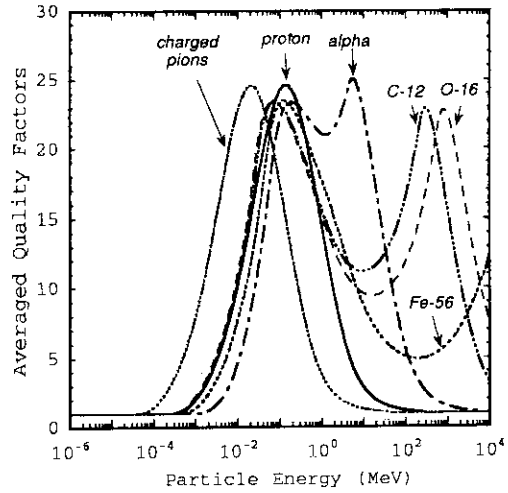


Fig. 2 ICRP60のQ-L 関係にもとづく平均線質係数

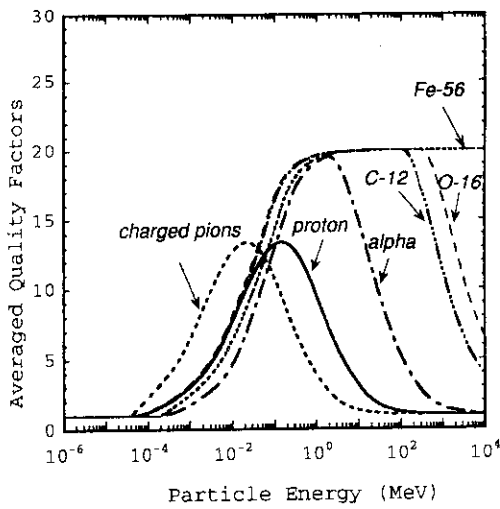


Fig. 3 ICRP21のQ-L 関係にもとづく平均線質係数

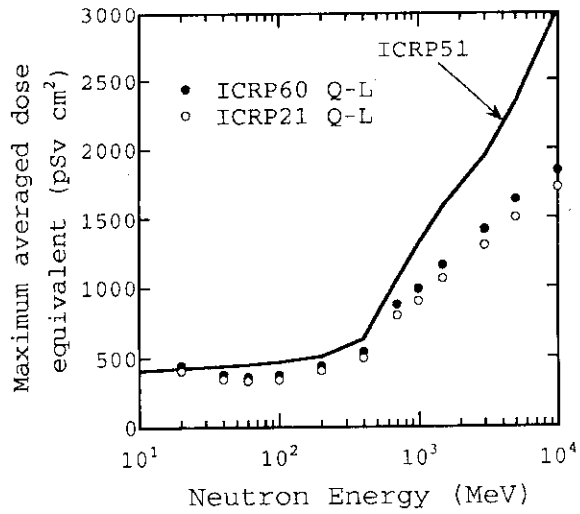


Fig. 4 平均線質係数を用いて計算した中性子の面平行入射での半無限平板ファントム中の最大平均線量当量

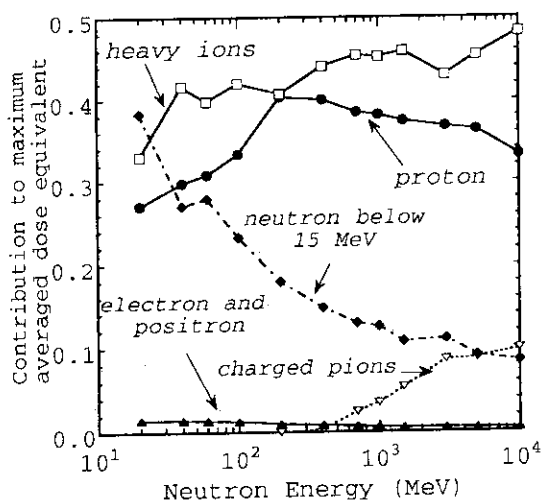


Fig. 5 ICRP60のQ-L関係にもとづく平均線質係数を用いた中性子の面平行入射での半無限平板中の最大平均線量当量への二次放射線の寄与

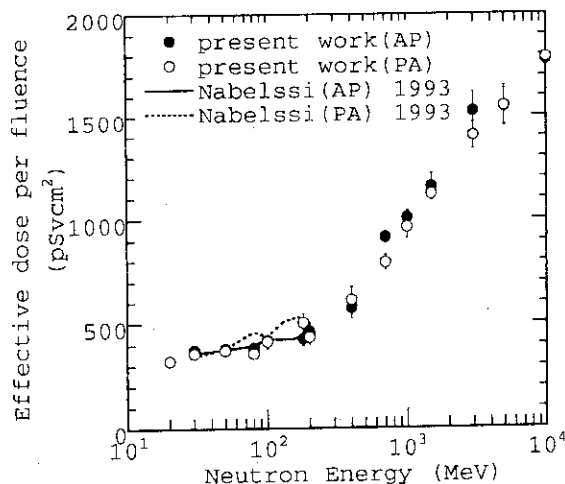


Fig. 6 高エネルギー中性子入射での単位フルエンス当りの実効線量 (ICRP60のQ-L関係にもとづく平均線質係数による計算結果)

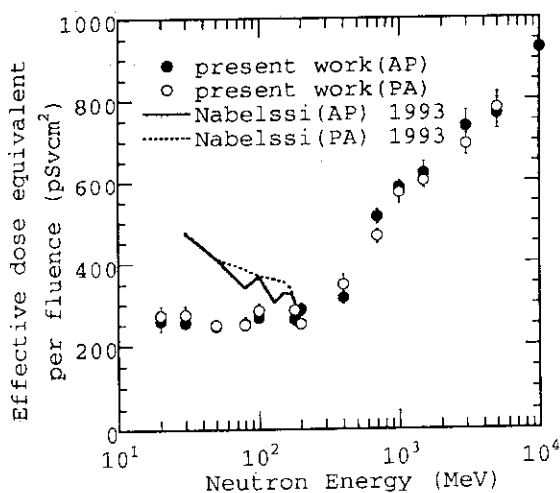


Fig. 7 高エネルギー中性子入射での単位フルエンス当りの実効線量当量 (ICRP60のQ-L関係にもとづく平均線質係数による計算結果)

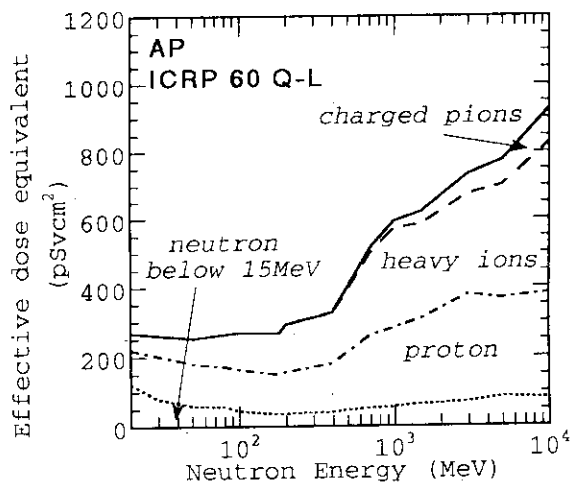


Fig. 8 高エネルギー中性子入射の際に人体ファントム中で生成される二次粒子の実効線量当量への寄与

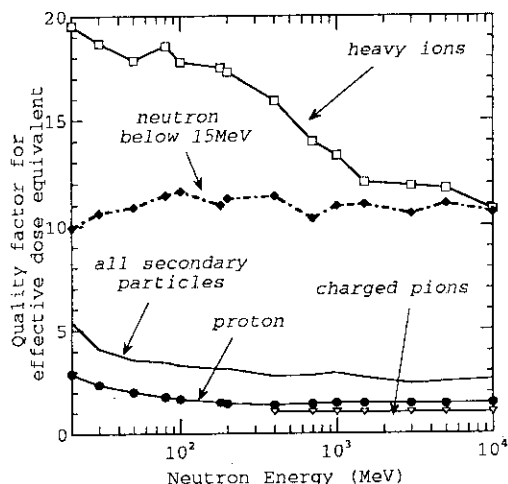


Fig. 9 高エネルギー中性子入射の際に人体ファントム中で生成される二次粒子の実効線量当量に対応した線質係数 (AP条件でICRP60のQ-L関係にもとづく平均線質係数による計算結果)

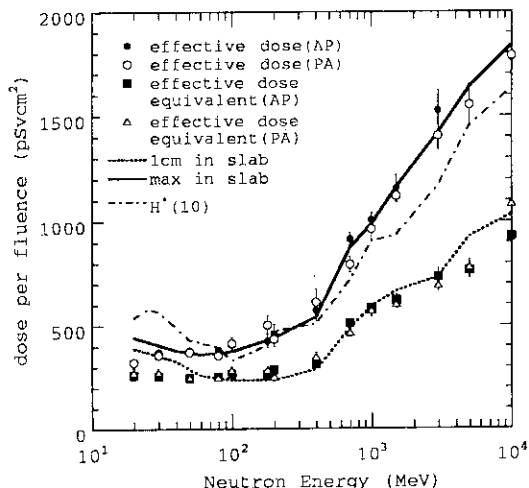


Fig. 10 実効線量、実効線量当量と半無限平板ファントム中および面平行入射でのICRU球深さ1cmの平均線量当量との比較(ICRP60のQ-L関係にもとづく平均線質係数による計算結果)

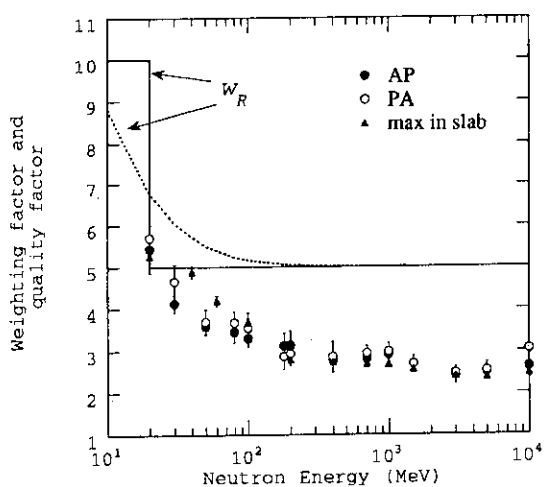


Fig. 11 放射線荷重係数と実効線量当量および半無限平板ファントム中の最大平均線量当量に対応した線質係数(ICRP60のQ-L関係にもとづく平均線質係数による計算結果)

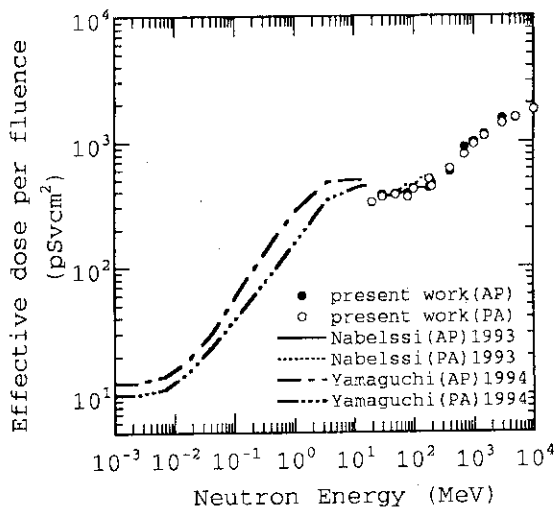


Fig. 12 広い中性子エネルギー範囲での単位フルエンス当りの実効線量

4.3 高エネルギー加速器周辺における線量評価

Dosimetry around High Energy Accelerators

伴 秀一

Syuichi Ban

高エネルギー物理学研究所

National Lab. for High Energy Physics

1 問題点

高エネルギー加速器の漏洩放射線の線量評価の問題点を、高エ研の陽子・電子加速器を例にとりあげる。ここでは 1 GeV 以上の加速器を取り上げる。ここでの問題点として次の点があげられる。次項以下で各々について概観する。

- ①高エネルギー放射線が多く、この線量評価法が確率していない
- ②少量であるが、 μ 粒子、 π 、陽子などが混在することがある
- ③放射線モニター、個人被ばく線量計の独自の校正が必要である
- ④表面線量より深部線量が高い場合がある
- ⑤細いビーム状であったり、極端な非等方の線源がある

2 高エネルギー放射線の線量評価

加速器では加速している高エネルギー粒子に、直接に被ばくすることは通常ない。鉄、コンクリート、盛土から成る遮蔽から、漏洩する放射線に被ばくする。加速管・遮蔽体等の中でハドロン・カスケード、電磁カスケードが発達すると、透過力の強い約 100 MeV 以上の中性子が全体の減衰の振舞いを決定する。低エネルギー中性子はこの 100 MeV 以上の中性子によって生成され、光子は主に低エネルギー中性子によって生成される。このためスペクトルが平衡に近づくと、元々の加速粒子のエネルギー、遮蔽の厚さには依らず、類似したスペクトルになる。この典型的な場での線量評価が主に陽子加速器施設で、過去に CERN, SLAC, LBL などで行われた¹⁻⁵⁾。この場合の測定法には、以下のようなものがある。

- ①Rossi 型の LET スペクトロメータ⁴⁾
- ②TE ガスの Recombination Chamber で LET を推測するもの¹⁾
- ③TE のプロポーショナル・カウンター¹⁾

これらは使用法が難しく、遮蔽の外の低線量率の場では困難である。このため多くの場合に大きな割合を占める中性子の線量を測る方法が開発されてきた。中性子は熱中性子エネルギーから 100 MeV 以上まで幅広いエネルギー分布を持つが、0.1~15 MeV の中生子による線量が全体の約半分を占める⁴⁾。

中生子線量の測定には、以下のような方法が用いられている。

- ④ボナーボールと放射化検出器で中生子のエネルギースペクトルを推測するもの

⑤ Long Counter と高いしきいエネルギーの放射化検出器で中性子束を推定する

⑥ Andersson Braun 型減速材付線量計と放射化検出器の組み合わせ⁴⁾

この場合、中性子束から線量当量への変換には ICRP-21 の係数が用いられていることが多い^{1, 4)}。これは垂直入射の単一エネルギー中性子の深部線量当量分布の、最大値を足し合わせたことになり、①～③とは異なる。また反応断面積などの精度も悪い。

量は少ないが μ 粒子、 π 、陽子、電子、陽電子などの直接電離成分が、ビームの前方方向の遮蔽の外では混在する。④～⑥の場合には、これは TE、空気電離箱でガンマ線と同時に測られている。高工研 12 GeV 陽子シンチレータ東 C E H で 3" ϕ x 3" NaI(Tl) シンチレータで測定された波高分布を図 1 に示す。36.5 MeV 付近に肩があり、 μ 、 π 、陽子などの NaI 中での dE/dx の最小値 (1.305 MeV $\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$) に対応する。これは多くの場合 μ 粒子であるが、この線量評価も難しい。

3 中性子の放射線モニター、個人被ばく線量計の校正

放射線モニターや個人被ばく線量計が使用される場で、上のような線量測定を行うことは困難である。このため多くの高エネルギー加速器施設では、CERN で開発された中性子の線量評価法^{2, 5)}を用いている。これは中性子を減速材付き検出器と $^{12}\text{C}(n, 2n)^{11}\text{C}$ 反応を利用する放射化検出器で測り、ガンマ線等を電離箱等で測るものである。

減速材付き検出器は、20 MeV 以上の中性子に対しては感度が落ちる。 $^{12}\text{C}(n, 2n)$ 反応の実効しきいエネルギーを 20 MeV とし断面積は一定で 22 mb と仮定して、20 MeV 以上の中性子束を評価する。反応断面積の評価、中性子スペクトルの評価、 π ・陽子の混在などにより、この"中性子束"から線量当量への変換係数は、24 ~ 60 $\text{fSv}\cdot\text{m}^2$ の値になるが、CERN の Stevenson らは 1cm 線量当量 (但し半無限平板 TE ファントム) を評価して 28 $\text{fSv}\cdot\text{m}^2$ (1.0 $\mu\text{Sv h}^{-1}$ per 1 $\text{n cm}^{-2} \text{s}^{-1}$) の値を推奨している²⁾。この値は ICRP51 の値からみても小さすぎるように思えるが、これは $^{12}\text{C}(n, 2n)$ 反応の断面積が 70 ~ 500 MeV で 30 mb 程度まで大きくなるからであるとしている。

最近、日本で 20 ~ 40 MeV で $^{12}\text{C}(n, 2n)$ 反応断面積を測定し、従来より小さい値を得ている。しかしこれによる変換係数の再評価は行われていない。減速材付き検出器は、20 MeV 以上の中性子に対しても小さいが感度はある。これと 28 $\text{fSv}\cdot\text{m}^2$ の値を用いた時の $\text{C}(n, 2n)$ による線量を加えた値は、古くから CERN で用いられており⁵⁾ 他の線量当量評価法と大きな矛盾はない¹⁾。このため 28 $\text{fSv}\cdot\text{m}^2$ の値は、世界中で用いられている。

この $^{12}\text{C}(n, 2n)^{11}\text{C}$ 反応を高感度で測定するため、プラスチック・シンチレータが用いられている。照射したシンチレータを素早く光電子増倍管にマウントしてシンチレータ中に生成した ^{11}C (半減期 20.4 分) からの β^+ を直接計測する。図 2 に 110 ϕ x 100 の NE102A シンチレータを用いて高工研で測定された波高分布の例を示す。放射線モニターは通常 20 MeV 以上の中性子に対しては感度が落ちるので、このように評価した線量で値付けすると、C f 中性子源等で校正した線量当量の約 2 倍の値になる。

個人被ばく線量計には NTA フィルムや固体飛跡検出器 (CR-39 など) が用いられている。

この線量計も通常は Cf 中性子源で校正されている。NTA フィルムの場合は、高エネルギー中性子に感度が高く、混在する陽子に特別に感度が高い。このため、Cf 中性子の校正値を用いると、線量当量を 3~7 倍に過大評価する。固体飛跡検出器は、高エネルギー中性子の感度が低く、低 LET の放射線に感度が低いため混在する陽子の影響を受けにくい。このため線量当量を 0.2~0.6 倍に過小評価する。しかもエッチング条件の違いで、感度は変わる。このため、加速器周辺の場合での再校正が必要である。

4 深部線量分布の評価

陽子加速器の漏洩中性子の場合に RAL の Shaw らは、半無限平板 TE ファントムの深部線量当量分布を計算し、最大値は表面での高々 20 % 増しであることを示している³⁾。これは厚い遮蔽の漏洩線では、低エネルギー中性子の寄与が多いことによる。

電子蓄積リングの場合には、高エネルギー放射線に直接曝される場合がある。1GeV 以下のリングでは、蓄積中に遮蔽の内側に立ち入る場合、高エネルギー制動 X 線に直接されされる。1GeV 以上のリングで遮蔽内に立ち入ることはないが、ビームライン上では薄い遮蔽を通して高エネルギー X 線にされされる。

制動 X 線が真空中に置かれた平板ファントムに入射する場合、最大線量当量は 1cm 線量の 10 倍以上にもなる⁶⁾。実際にはリング内でも、ビームパイプ、薄い遮蔽などを透して照射されるので、ここで発生する電子・陽電子が、X 線と同時にファントム表面に入射する。2.5 GeV 制動 X 線が鉛遮蔽に入射する時、この後方に置かれた平板水ファントム中の深部線量分布が高エ研で測定されている。これを図 3 に示す⁷⁾。この場合の最大線量当量は、表面での値の 3 倍程度に達する。したがってリング内でも、3 倍程度の値を見込むべきであろう。鉛が 4 放射長より厚い場合には、遮蔽からの電子、低エネルギー X 線のため表面で最大になっている。

5 細いビーム状の線源

線量当量は均一平行ビームに対して計算されているが、狭い面積内だけに細いビーム状の放射線が現れることがある⁶⁾。電子蓄積リングでの制動 X 線は $0.511/E$ radian (E:リング中の電子の運動エネルギー (MeV)) 程度の狭い角度内に発生する⁸⁾。この線量を蓄積リングで研究している 3 つのグループ^{6, 9, 10)}は、各々異なる線量の定義をしており、値も一致しない。この場合には、細いビームから発生する 2 次電子・陽電子が、ファントム内で広がってゆくため、特に難しい。

陽子加速器の場合は遮蔽が厚いこともあって、ビーム状の漏洩放射線は少ない。但し前方の μ 粒子などはビーム状になる。電子加速器の場合、ビームの前方では、漏洩放射線 (X 線) は狭い角度内に集中しており、線量を定義する面積を決める必要があり¹¹⁾、測定器の面積に依って測定値が変わってしまう。この他に、 μ 粒子、放射光も細いビーム状であったり、極端に非等方であったりする。

6 参考文献

- 1) M.Hoefert and G.R.Stevenson, Radiat.Prot.Dosim., 9, 235 (1984)
- 2) G.R.Stevenson, Health Phys., 47, 837 (1984)
- 3) K.B.Shaw, G.R.Stevenson and R.H.Thomas, Health Phys., 17, 459 (1969)
- 4) J.B.McCaslin et al., Health Phys., 33, 611 (1977)
- 5) J. Baarli and A.H. Sullivan, Health Phys., 11, 353 (1965)
- 6) S.Ban, H.Hirayama and S.Miura, Health Phys., 57, 407 (1989)
- 7) S.Ban, H.Hirayama and S.Miura, Health Phys., 53, 67 (1987)
- 8) S.Ban and H.Hirayama, KEK Preprint 94-22 (1994)
- 9) G.Tromba and A.Rindi, Nucl.Instr.Meth., A292, 700 (1990)
- 10) A.Ferrari, M.Pelliccioni and P.R.sala, Nucl.Instr.Meth., B83, 518 (1993)
- 11) M.Sakano, H.Hirayama and S.Ban, Radiat.Prot.Dosim., 37, 165 (1991)

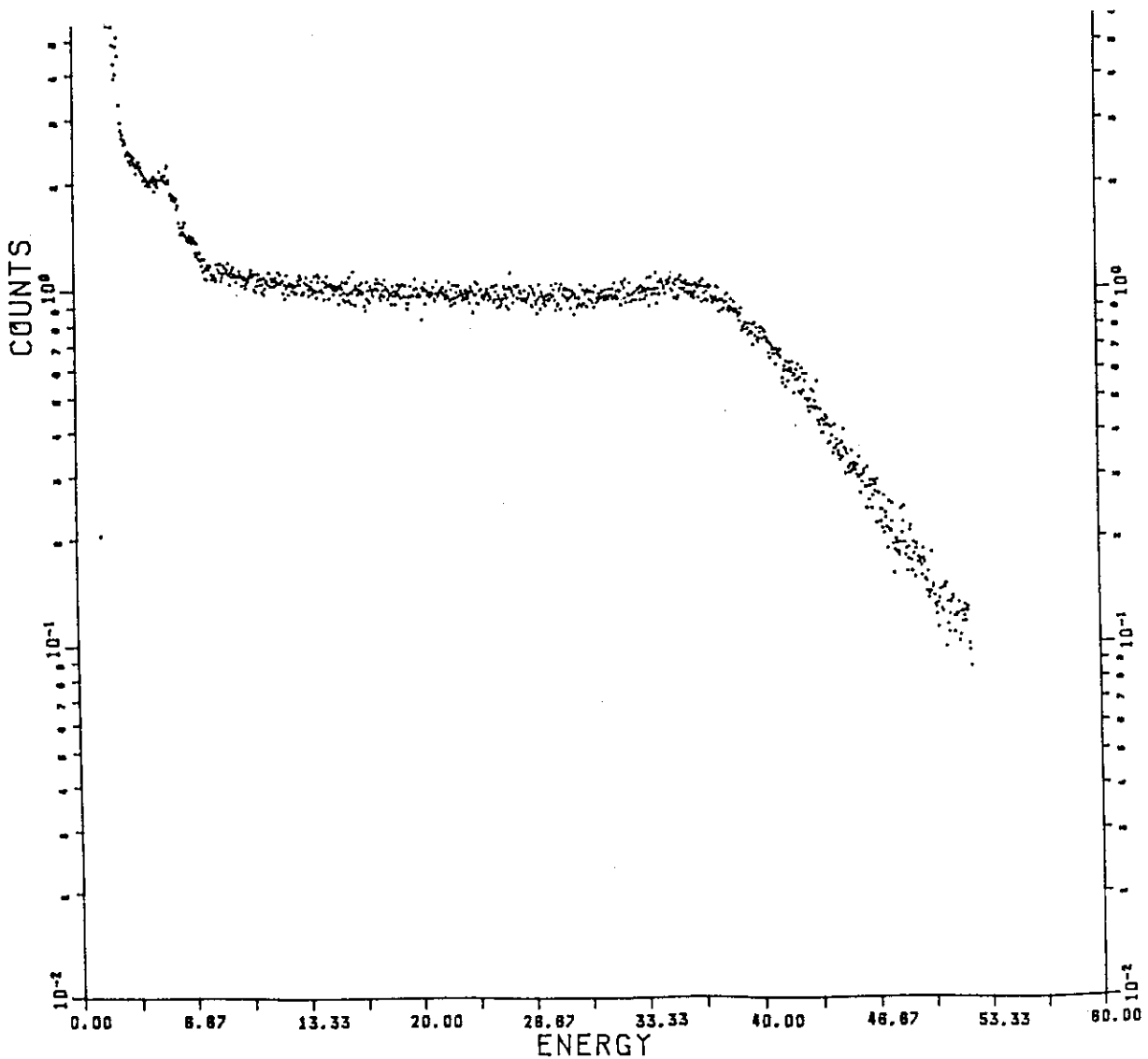


図1 高エ研 1.2 GeV 陽子シンクロトロン東CEHで 3"φx3" NaI(Tl) シンチレータで測定された波高分布 (Counts MeV⁻¹ s⁻¹)

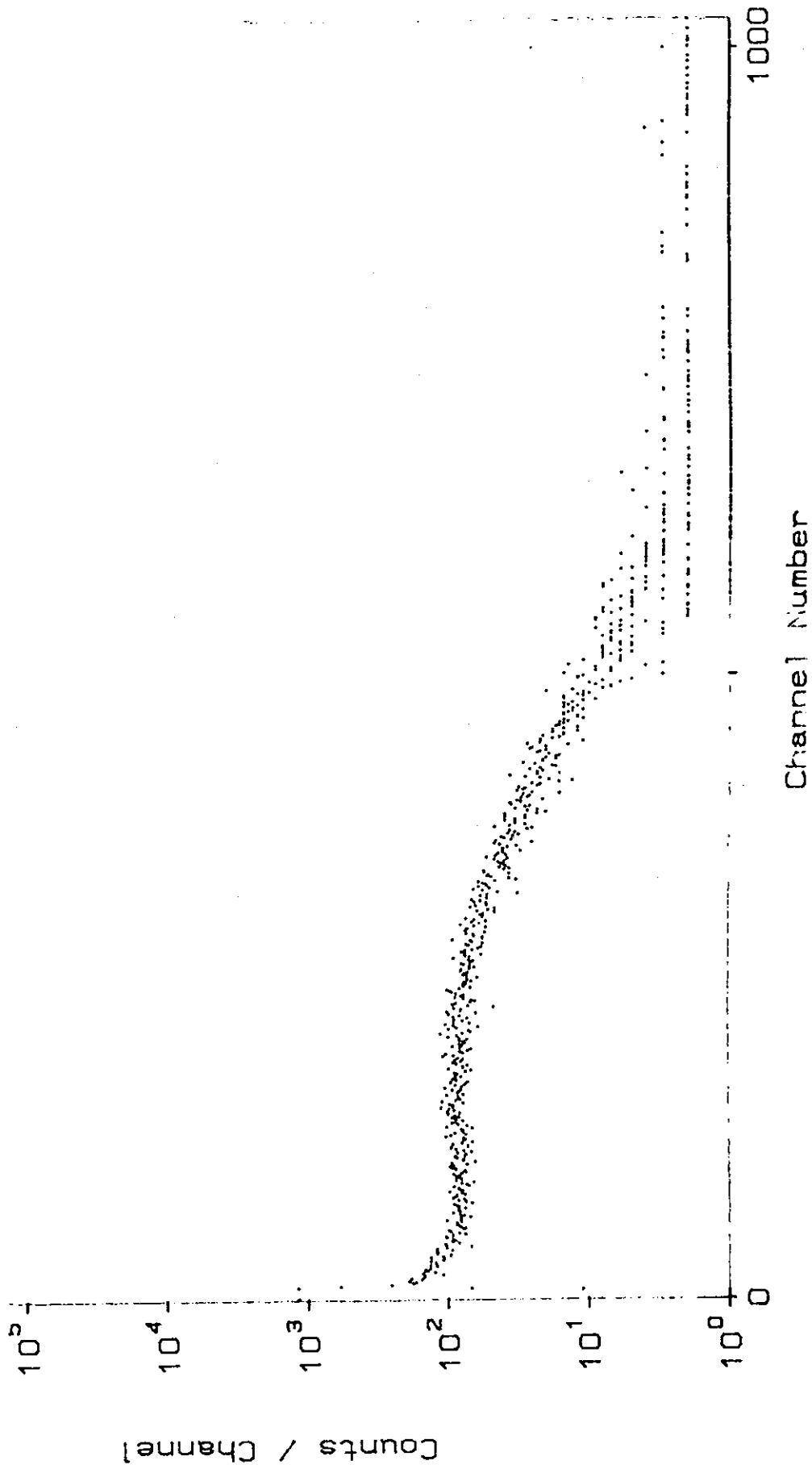


図2 NE102AによるC-11の測定
照射した110φx100のシンチのバルス波高分布

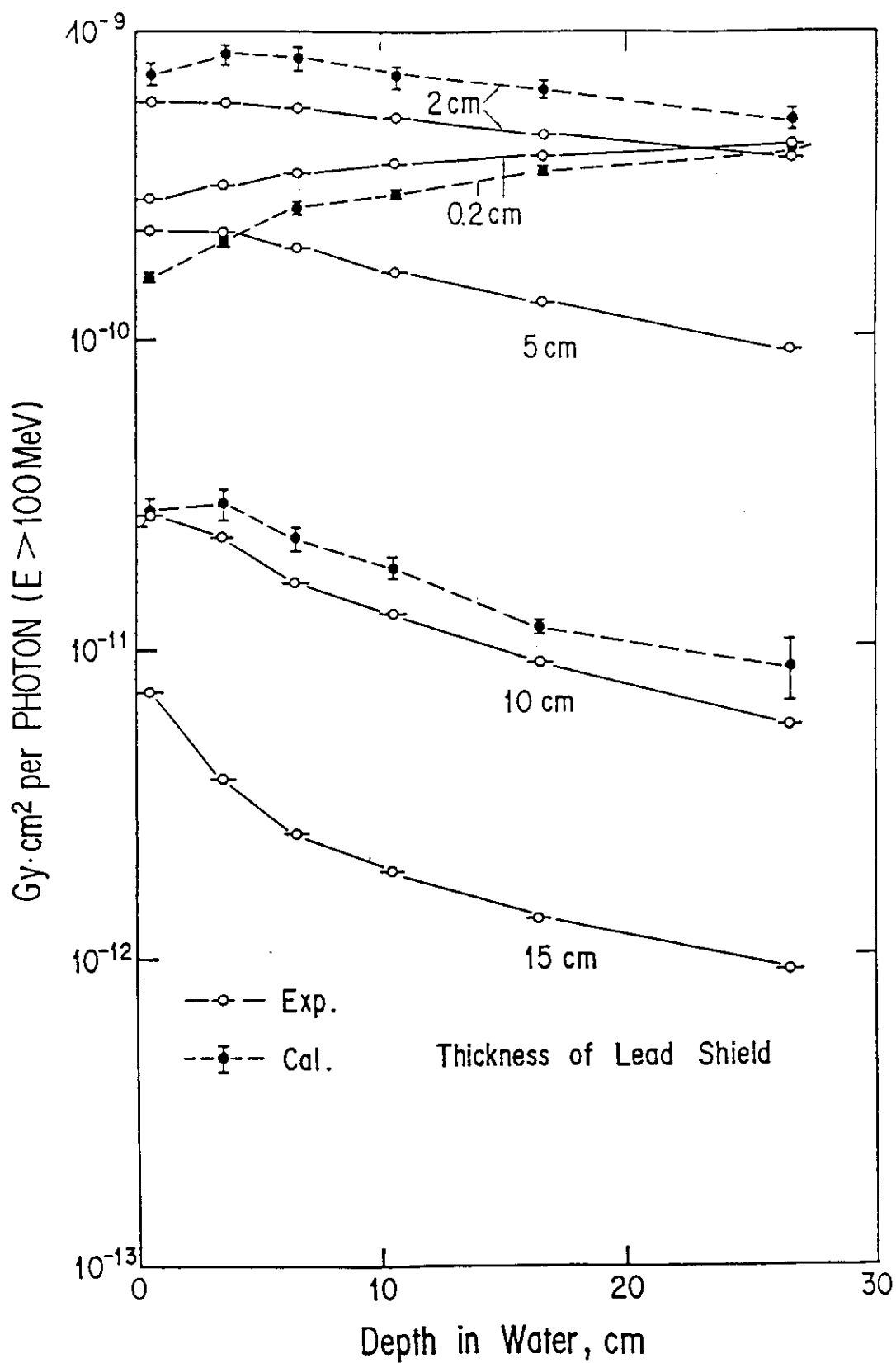


図3 2.5 GeV 制動X線が0.2~15 cmの鉛に入射した時の後方に置かれた平板水ファントム中での深部線量分布
 実線：測定値 破線：EGS4による計算値

5. 線量評価に関する一般論

5.1 線量の定義の不確定要因について

On Uncertainties in Definition of Dose Equivalent

小田啓二

Keiji Oda

神戸商船大学

Kobe University of Mercantile Marine

1. はじめに

11月中頃、本研究会世話人の山口氏より標記タイトルの講演を依頼された。若輩者が論ずるにはあまりに大きなテーマであると同時に、自分の無知を露呈してしまうことになるので最初は躊躇したが、「問題提起ですから」という巧妙な誘い言葉に釣られて承諾してしまった。その後、現時点での自分なりの考えを整理したり文献を読んだりしてかなりの時間を費やしたにも拘らず、このテーマに関して考えれば考えるほど「不確かさに対する結論」が見えなくなってしまい、結局「結論に対する不確かさ」が増すという皮肉な結果となってしまった。

そもそもこうなった原因は、ICRP 1990年勧告¹⁾で提案された諸量に関する考察を述べた拙論²⁾の導入部に書いた「素朴な(?)疑問」が山口氏の目に止まったからであり、また本稿における大きな命題でもあるので、まずそれを再掲しておく。

『…… こうした物理計測から入ってきた筆者は、以下の疑問を常に抱いてきた。「たとえば3 MeV 中性子場において組織等価型電離箱による吸収線量の測定値が 1.02 ± 0.01 mGyであったとすると、線量当量は 10.2 ± 0.1 mSv としてよいか」という疑問である。10.2であろうか、それとも11とすべきであろうか。筆者は10または20だと考えているのだが。……』

つまり、誤差伝播の法則から考えると、「吸収線量の精密測定に労力を費やしても、これに乗じる係数に精密さがなければ意味がないのでは」という疑問である。線量当量という量はどこまで正確に (accurately)、また精密に (precisely) 評価すれば良いのだろうか。と言うより、どこまで評価できる量なのだろうか。放射線計測に限らず、測定量にある係数を掛けて別な量を算出することはどの分野でも日常茶飯事である。しかし、例えば [フルエンス] × [相互作用係数(断面積等)] = [吸収線量] や [計数率] ÷ [検出効率] = [粒子放出率] などの図式と比べると、[吸収線量] × [線質係数] → [線量当量] はあまりに違うような気がする。

さて、ここまで述べた動機から推察して頂けるように、タイトル中「線量」は「線量当量」(及び Equivalent Dose) のことにしたい。勿論「吸収線量」の定義においても、例えば特殊な時空間におけるエネルギー付与の解釈など問題が皆無であるとは言えないだろうが、本稿で扱う問題とは大きく次元が異なるので、以後は「線量当量」に絞ることにする。また、頂戴したタイトルは「定義の不確定要因」となっているが、測定(モニタリング)において許容され

る「不確かさ (Uncertainty)」も一緒に考えることにしたい。

以下、筆者が整理した順で紹介していくが、このように本稿の内容がタイトルからずれてしまうことに加えて、生来の文章表現の稚拙さのため文体も通常の学術論文から逸脱してしまうことをご容赦頂きたい。

2. ICRUおよびICRP刊行物における Uncertainty に関する記述

まず、「線量当量」や「線質係数」の定義などに関するICRPやICRUのレポートの中に見られる記述の内、uncertainty に関する部分のいくつかを紹介したい。『 』で囲んだ所が引用文であり、原意を損なわないように原文とした。この中のアンダーラインだけが筆者が手を加えた箇所である。

2.1. 線質係数に関する記述

少し古いが、ICRPの1965年勧告の後に一部修正として、1969年 "Report on amendments to ICRP Publication 9" というタイトルの報告³⁾の中に興味ある記述がある。

『 In ICRP Publication 9, para. 17, the Commission recommended a value of 1.7 as being the appropriate Quality Factor for β^- , β^+ and e^- radiations with maximum energy ≤ 0.03 MeV. The Commission has reviewed the biological and physical evidence related to this point, and concludes that a value of unity is appropriate within the degree of precision required for the purposes of radiological protection. The Commission therefore recommends that QF be taken as 1 for all β^- , β^+ , e^- , γ and X-radiations, and for conversion electrons.』
 このように、1965年勧告では0.03MeV以下の電子の線質係数は1.7としていたが、放射線防護の目的として要求される精密度では1が適当であると述べている。線質係数には少なくとも70%の誤差が含まれて当然であると言うことなのだろうか。

この後、線質係数が衝突阻止能(LET)の関数として与えられたことは周知の通りである。放射線防護に用いられる用語をまとめて解説した ICRP Publication 42⁴⁾ (1984年, para. 9) には、

『... It is assumed to be dependent of the energy imparted per average track length in the tissue of interest and to be independent of the type of effect or endpoint. The value of Q has therefore been precisely defined by the Commission as a function of the collision stopping power, L_{∞} in water at the point of interest. ...』

とある。ここでは、「precisely に定義されている」と書かれている。

ところが、1990年勧告¹⁾では、radiation weighting factor の導入に当たり、一転して次のように述べている(para. 25)。

『... The values of w_R are broadly compatible with the values of Q , which are related to the quantity linear energy transfer (LET), a measure of the density of ionisation along the track of an ionising particle. This relation-

ship was originally intended to do no more than provide a rough indication of the variation of the value of Q with changes of radiation, but it was often interpreted to imply a spurious precision which the Commission hopes will not be inferred from the new radiation weighting factors. ...』

どうやら我々は、「 $Q(L)$ という関係が、spurious(偽りの) precision を有している」と誤解していたらしいのである。上の2つの記述に矛盾はないだろうか。かつて、precisely に定義した $Q(L)$ は、実は偽りであったということだろうか。

2.2. 線量当量測定上の accuracy に関する記述

放射線計測に限らず、一般に「計測」には誤差を伴うことは常識である。では、放射線防護の目的のために、最終的に評価する線量当量の値にはどの位の幅が許されるのだろうか。以下に、筆者の気づいた2つの記述を紹介する。

まず、ICRU(1971年)⁶⁾は、

『 Because the dose limits recommended ICRP have been conservatively derived, great accuracy in radiation protection measurements appears unwarranted. It is suggested that when the MADE is comparable to the maximum permissible dose, an accuracy of $\pm 30\%$ be achieved. When the MADE is considerably less than the MPD, less accuracy is acceptable (e.g. at a level equal to 0.1 of the MPD an uncertainty of as much as a factor of three seems acceptable). 』

と述べている(I.C.6)。MADEはMaximum Dose Equivalent、MPDはMaximum Permissible Doseの略である。このように、MPDと同オーダーなら $\pm 30\%$ の accuracy が達成されることを示唆している。この数値の根拠は記載されていないが何となく理解できる気もする。

一方、ICRP(1982年)⁶⁾は、

『..... If these quantities are of the order of the relevant annual limits, the uncertainties should not exceed a factor of 1.5 at the 95% confidence level. Where they amount to less than 10mSv an uncertainty of a factor of 2 at the 95% confidence level is acceptable. This uncertainty includes errors due to variations in the dosimeter sensitivity with incident energy and direction of incidence, as well as intrinsic errors in the dosimeter and its calibration. It does not include uncertainties in deriving tissue or organ dose equivalents from the dosimeter results. 』

年制限値と同オーダーなら、uncertainty は信頼度95%でファクター 1.5を超えないようにと言っている(para.109)。おおよそ $\pm 50\%$ の誤差は許されるということだろうか。

いずれも、その数値の導出に関する記述は見当たらない。「 $\pm 30\% \sim \pm 50\%$ というのが許容できる最大で、実際には(ALARAに)小さくするように努力すべきである」というのが放射線防護計測の常識であるなら良いが、もし「このような幅に収まれば良い」と言うだけであれば、あるいは「このような幅でしか意味がない」のならば大きな問題である。

3. 線量当量とは？ 線質係数とは？

線量当量や線質係数の「不確かさ」について考えれば考えるほど、これらの実体がますます不明になってくる。大学教育の一端に携わっている筆者は、これまで「放射線計測」の講義や放射線を扱う学生実験において、「線量当量を放射線に対する危険度の目安として用いる」と説明してきたが、よく考えるとこれは筆者の独断的解釈であり、刊行物にはこのような具体的記述は何処にも書かれていない。レポートでは、単に『「吸収線量」と「線質係数」の積として定義する』という味気ないものである。幸い、「定義はわかったが、では線量当量とは具体的にどのようなもの？」と質問してくる学生は今までいなかったが、この解答ができなければ大学教官としては失格である。

そこで2つの案を考えてみたが、いずれにも現行の体系に当てはめるには難点があり、完全な解答になっていない。以下これらを紹介して、批判・指導を仰げれば幸いである。

3.1. 「線量当量は危険度の目安を表す」

ひとつは、やはり線量当量に意味を与えることである。つまり、「放射線被曝によって生じるかも知れない障害に対する危険度の目安を表す」と考える。この中では「危険度」という表現に諸々の曖昧さを隠したつもりである。

これを認めると、線量当量の導出に用いる線質係数も何らかの意味を持つことになる。もし漠然とは言え意味を持つならば、許容できる不確かさを考えておく必要があるのではないだろうか。これまでの線質係数の決め方や推奨値の変更を見ていると、「せいぜい±30%以内の不確かさしかない」とは到底考えられない。

このように話を進めて行くと、線量当量の不確かさは予想以上に大きい（有効数字1桁も怪しい）という結論になってしまう。線量当量は本当にそういうものなのだろうか。さらに、線量当量の単位 $J \cdot kg^{-1}$ にも問題が残る。危険度の目安を表すならば、次元を持つことはおかしいからである。

「線量当量自体に大きな不確かさがある」と言うことについてに言及するが、もしそうならば、現在の線量体系を（1990年勧告を受けて）変えなければならないほど現システムに問題があるとは思えない。同様な議論が過去にあったことは記憶に新しい。1988年の現行法令公布の後、どちらかと言えば計測を中心とする応用物理学会と日本医学放射線学会物理部会（現日本医学放射線物理学会）では各々特集や見解を述べて問題点を指摘した。前者では、学会でのシンポジウムや『「実効線量当量」の有意計測は可能か』というテーマで、測定器メーカーを含む各分野の専門家による紙上討論⁷⁾があり、少なくとも放射線管理上は変更する意味がないことも指摘されている。後者では、日本医学放射線学会物理部会の見解として強く異議を唱えた⁸⁾。これらの盛り上がりに対して、法令にもっとも密接に関連する日本保健物理学会の会誌を読む限り、解説や勉強会の報告はあるが線量体系に関する活発な議論が見られなかったことは残念であるとともに、ICRP 1990年勧告の今後の取扱いに危惧を感じる。

3.2. 「線量当量は管理量でしかない」

もうひとつの有力な案は、線量当量に全く意味を持たせない、つまり放射線管理という目的

のためだけに存在する量だと捉えることである。

この場合、線質係数も必然的に意味を持たず、単に吸収線量から線量当量への換算係数となるので、全く不確かさは無いことになる。つまり、衝突阻止能によって決まる $Q(L)$ の表、図または式そのものが定義となる。

この案は、勿論乱暴ではあるが、逆にすっきりはする。線量当量という名称も「Equivalent Dose」でも良いし、目的を表すために「管理量」や「規則量」でも良いだろう。ただ、 $J \cdot kg^{-1}$ 単位を持つことへの疑問は残るとともに、学術用語から消えることになりはしないだろうか。

3.3. 刊行物に見られる見解の一例

参考のために、線量当量及びその単位に関する記述をICRUレポート(1973年)⁹⁾から拾ってみた。以下は、 $H = DQN$ という定義を述べた後、“Statement on Dose Equivalent”という節での議論の一部である。

『... However, the formulation given can be subject to various interpretations including that in which $\#$ is considered to have the dimension of absorbed dose and that in which it is considered to represent risk and to be dimensionless. If the equation were to represent risk properly, it would need to incorporate, among other things, the relative radiosensitivity of the different body tissues (targets) and the relative hurt or suffering from the radiation effects in such tissues. Such a scheme was considered in ICRP Publication 14, but its use was not considered practical. That publication pointed out that the information on relative radiosensitivity of the different parts of the body is limited and that a common scale of hurt or suffering has not been developed.

It is appropriate, therefore, that for present use, dose equivalent should be considered to have the same dimension as absorbed dose and that $\#$ is obtained by multiplication of the absorbed dose by the two agreed upon dimensionless factors that depend upon the radiation quality and the irradiation conditions. 』

上の段落においては、「線量当量がリスクを表すならば無次元であるはずだが、適切に表せる程の情報もないし共通の物差しも確立されていない」と述べている。これは、「線質係数等のファクターが十分にリスクへ換算できるほど吟味されたものではない」と言っているのと同じである。従って、下の段落で、「無次元の係数倍した吸収線量としか言えない」という結論になっているようだ。

この「線量当量は係数を掛けた吸収線量」という見解がまだ続いているのだろうか。また、これは保健物理学、放射線防護あるいは放射線管理の上ではずっと昔からの常識であったのだろうか。ICRPが1990年勧告において、Equivalent Doseなどを提案する姿勢、またそれを受け入れようとする姿勢とに矛盾はないのだろうか。

4. 問題提起

改めて、次のような質問に対する明解な解答またはヒントや助言を伺えれば幸いである。

『線量当量あるいは線質係数はどのような意味を持っているのだろうか?』

これに関連する疑問には以下のようなものがある。

「 $Q=10$ の放射線で $D=1.02\pm 0.01$ ならば、 H は?」

「 H は何%以内の不確かさまで許されるのか?」

「 H は $J\cdot kg^{-1}$ の次元を持つべきか?」

5. おわりに

今回のテーマほど、依頼されてから書き始めるまで時間を要した原稿はなかったような気がする。これは、結局筆者の能力を超えているからであり、この分野をリードしている先生方に任せるべきではなかったかと後悔している。

しかしながら、長い間(しゃべるのが恥ずかしくて)抱いていた疑問を公言することができて胸のつかえがとれたし、このために「線量当量」や「線質係数」についてじっくり考えることができたという点では良い機会であった。筆者が感じている「保健物理学」または「放射線防護計測」における最も不明瞭な点は、まさにこれまで述べてきた問題に集約される。今回のワークショップで納得できる解答か或いはせめて解決の糸口でも掴むことができればと期待している。

最後に、本ワークショップを企画・運営された備後氏はじめ日本原子力研究所保健物理部の皆様、特に色々とお世話頂いた山口氏に感謝致します。

参考文献

- 1) ICRP Publication 60, "1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", Annals of the ICRP 21 [1-3], 1990.
- 2) 小田啓二: "放射線防護に用いられる諸量について", 保健物理 27 [3], 254, 1992.
- 3) "Report on amendments to ICRP Publication 9", Health Phys. 17 [2], 389, 1969.
- 4) ICRP Publication 42, "A Compilation of the Major Concepts and Quantities in use by ICRP", Annals of the ICRP 14 [4], 1984.
- 5) ICRU Report 20, "Radiation Protection Instrumentation and Its Application", 1971.
- 6) ICRP Publication 35, "General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers", 1982.
- 7) 森内和之, 丸山隆司, 河田 燕・松本 健, 辻本 忠, 佐藤博夫, 武部雅汎: "「実効線量当量」の有意測定は可能か", 応用物理 58 [1], 72, 1989.
- 8) 日本医学放射線学会物理部会: "放射線障害防止法における規則量とモニタリング量についての見解", 日医放物理部会誌 9 [3], 121, 1989.
- 9) ICRU Report 19, "Dose Equivalent", 1973.

5.2 放射線防護に要求される線量概念

Dose Concept Required for Radiation Protection

森内和之
Yasuyuki MORIUCHI

岐阜医療技術短期大学
Gifu College of Medical Technology

- はじめに；本稿では、以下の三事項は当然周知了解済みであることを前提とする。
 - ① Ionizing Radiation → (直接または間接的な荷電粒子を媒介とする)電離作用を持った放射線。
 - ② 線の量 = Quantity of Ionizing Radiation → ラジオメトリック量。
 - ③ 線量 = Dose of(by?) Ionizing Radiation → ドシメトリック量。
- 線量とは「電離性放射線による効果の程度の、端的で定量的な評価・予測・制御に用いる基準量」を意味する。ここでいう「効果」とは、例えば光電効果とか Compton効果とか、のような微視的・初期的な効果のことではなく、巨視的な効果をいう。即ち当然、初期的微視的な効果に起因して生ずる多体問題的效果だが、客観的認識が可能で且つ定常・安定状態に達した終局的な巨視的效果を意味する。
- 防護に要求される線量概念で考慮すべき効果とは「生命や臓器の機能への放射線による総合的影響効果」である。「量質共に厳密に規定できる物理効果」と異なりその影響規定の不明確さ、曖昧さに加えて個体差もあり、効果の概念そのものに ambiguity が多い。生物効果の種類自体も非常に多いが、防護用で考慮する生物効果の種類は、目的に適する必要最小限の種類に絞った方がよいのは当然である。
- ここでは人間の微妙な感覚の一つの「明るさの感覚=光度」に類似した検討も必要かつ有益ではあるまいか。これは、「光度」の意味を規定した上で、それを人類生活に必須な「明るさ」の管理に応用する方法が効を奏し、今は国際的にも定着している。実はこの量も、放射線防護の現状とよく似て、これ迄多年に亘る研究・討議を重ね、様々な紆余曲折を経た結果現在に至ったものである。

(参考) 測光量とは；

電磁波放射エネルギーの視覚効果のうち、明るさの感覚を生じさせる効果を表す量。この他に、測色量(上記同様に、色感覚を生じさせる効果を表す量)もある。

測光量としての「光束」(luminous flux, Φ_v)について以下に簡単に紹介すると…、

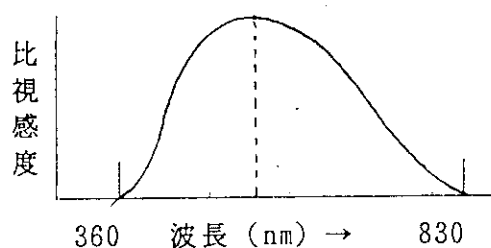
$$\Phi_v = K_m \int \Phi_{e,\lambda} V(\lambda) d\lambda$$

K_m ; 波長 555 nm における、分光光束と放射束の比(最大視感度)

$\Phi_{e,\lambda}$; 波長 λ における分光放射束

$V(\lambda)$; 標準的な比視感度(spectral luminous efficiency)

" λ " ; 360 ~ 830 nm 間での「標準比視感度曲線」を用いる。



(註)

「比視感度」なる用語は変えなかったが、その曲線の解釈や数値の決定には、多年にわたる多くの研究努力を要した。

- 5、放射線防護に用いられる量についても、その内容と測定手法の意義が放射線以外の専門家でも、関連する理工系の科学技術者なら容易に理解納得でき、広く永く用いられるような広範囲の普遍性を想定して置く必要がある。

科学技術者一般の素直な感覚でも違和感を持つような、単なる思弁的・術学的なものであってはならぬ。しかも実際の測定を前提とすべき量である以上、現実に存在・普及する装置一般の特性から離反したものであってはならない。即ち、

手数が煩雑でなく、その測定に大きな誤差の介入の危険が極力少ない量である事。さもなければ、放射線を徒に縁の薄いものであるかのように異端視・危険視させ今以上に誤解・敬遠が促進される原因となる。これは非常に残念なことである。

- 6、量としては、外部被曝の場合、対象放射線の種類・エネルギー等の如何に拘らず、現実に受けた何らかの量であるべきである。また一方、内部被曝の場合は発生源の特質と状態から前記の量を推察し得る蓋然性に頼らざるを得ないであろうか？
- 7、線量当量 → 実効線量当量 → 実効線量 → 等価線量、…或いはまたその為の、線質係数 → 荷重係数 → 放射線？荷重係数 → 組織？荷重係数、等々度重なる用語変更は不可。要するに、みな何らかの修飾因子とそれを加えた実効的な量のことではないか！要はその修飾因子の内容や数値を新たに敷衍すれば済む事で、「何らかの修飾」という考え方に立つ以上、用語名の頻繁な変更は有害無益である。

「線質係数」「線量当量」の儘でよいではないか！用語を極力減らし単純化してゆく事こそ肝要である。研究の進展に応じて用語解釈の中間報告を追加してゆく事は良いが、所謂「新しがりや」的な名称変更は「學術」とは無縁のものである。国際協調は無論必要だが趣旨に合う限り各国内での自主的簡潔化は許される筈だ。

- 8、測定器の特性が変わらぬのに、単に[R]目盛りを[Sv]目盛りに変えた現状の如き無節操なことをやっているはならぬ。特に測定後の数値評価プロセスの実行手段についても、ambiguityの多い新たな変更は、極力避けることが肝要である。
- 9、その意味で、例のICRU球とか1cm線量当量とか、その他の複雑な規定に関わる量は、特殊な研究者を除けば実測が極めて煩雑で現実性を欠く思弁量に過ぎない。なまじ、各種現場での防護用の勧告なら、実測可能な人体表面付近の空間線量と現実の体内各部位の障害影響量との関連係数を勧告する方が実際に適っている。
- 10、線質係数決定の根拠となるRBE測定の基準放射線や問題放射線の線量とは、本当に生物効果を云々する場所での線量だったと考えて置いて良かったのだろうか？古いDetaによるRBEそのものは、もう一度調査し直す必要もあるのではないかと？その時、その場所での吸収エネルギー比でよいだろうか、或いは後述の衝突損失エネルギー比の方が適切ではないか、の疑問がまたも残るのである。
- 11、防護の目的を極力確実容易に果させる為の一般性の広い「管理手法追求努力」と、放射線の人体影響とその原因を詳細に追求する「専門學術研究」とを混同せぬ事！
- 12、吸収エネルギー量そのものだけが巨視的效果の終局原因量になるのだろうか？吸収エネルギーのうちでも、ある選択を経たあとの或る分量が、生物効果への直接引き金の役割を果たす量になるようなことではないのだろうか？

- 13、即ち、吸収エネルギー量の中でも衝突損失現象に使われる量のみで、放射損失として失われる分は不要ではないのだろうか？ それ故、吸収・沈積エネルギーを実測する場合の誤差その他の実態を考慮すれば、「引き金」量としての電離量は未だに捨て切れないのでは？ という疑問が依然として残るのである。
- 14、そして、生物効果の量的評価に必要な適切な修飾係数を乗じてゆけばよく、その係数の決定には種々の研究が必要であろう、と考えるのである。また例えば、S I 単位についてみても、10進法のメートル法で統一すればそれでよいので、無理にMKSに限定することはなくcgsでもよい。現にFluenceでは、今も[ケ/cm²]が依然として使われ、吸収係数では、[cm²/g]が、ICRPでも平気で使われている。メートル法に統一し、解りやすく便利にさえすればそれでよい。
- 15、最初にフィロソフィーを確立してから理論計算や実験研究を行なわぬと、研究の途上で使用する係数や定義がまた変わったりして徒労に終る危険無しとしない。
- 16、防護用の線量として使用する量は、専門的データに始まる便法量で、実際管理に有効な数値を独自に割り切る必要もある。ここ迄来ると問題は学問を離れ管理業務の領域になる。線量は学問的な量だが、防護用の線量は実用的な規定量に過ぎない。だからこそ、学問的な量に相当する「線量」の「当量」と名付けたのである。処がとかく管理者側は放射線の医学と計測学を混同する。一方計測専門家達は得てして受売的ICRP解説者になる。異なる専門分野の「権威」の名を隠れ蓑にした官僚的管理手法とか、安易な迎合だけでは、放射線計測の実態に対処し得ない。手法の改善・開発は勿論必要だが、線量概念や計測実態の本質は昔から殆ど変わっていない(次表参照)ので現況報告的な最近のICRP勧告に翻弄されぬ自主的検討が肝要。

5～60年以前からの実用放射線量(及び単位)模索の経緯

From ; "Isotopic Tracers and Nuclear Radiations

— With Applications to Biology and Medicine —"

by W.E.Siri ; Mc Graw Hill, 1949

- ① Roentgen (1931) → : Rev.Mod.Phys. Vol.3 p.427. (1931)
M. Curie, A. Debierne, A.S. Eve, H. Geiger, O. Harn,
S.C. Lund, St. Meyer, E. Rutherford, E. Schweidler,

"The roentgen is that quantity of X or gamma radiation such that the associated corpuscular emission per 0.001293 gm of air, dry 0°C, 760 mm Hg, produces, in air, ions carrying 1 electrostatic unit of quantity of electricity of either sign"

☞ A dose of 1 [r] means, → 1esu of ion pairs produced per cc air,
→ 2.083×10^9 ion pairs produced per cc air,
→ 1.61×10^{12} ion pairs produced per gm air,
→ 6.77×10^4 MeV absorbed per cc air,
→ 5.2×10^7 MeV absorbed per gm air,
→ 83 ergs absorbed per gm air,

- ② Roentgen Equivalent Physical (1948) → "Advance in Biological and Medical Physics" Vol.1, p.243 (1948)
; Acad. Press New York,
H.M. Parker

"That dose of any ionizing radiation which produces energy absorption of 83 ergs per cubic centimeter of tissue is 1 rep"

☞ A dose of 1 [rep] means, → 83 ergs absorbed per cc of tissue,
→ 5.2×10^7 MeV absorbed per cc of tissue,

③ Gram Roentgen (1945) → Brit.J.Rad, Vol.18, No.12 (1945) ; W.V.Mayneord

"The gram roentgen is that amount of gamma-ray energy converted into kinetic energy of secondary electrons which is equal to the energy absorbed by 1 gm of air exposed to 1 roentgen"

☞ A dose of 1 [gm·r] means, → 83 ergs energy absorbed.
→ 5.2×10^7 MeV energy absorbed.

④ Energy Unit (1939) → Nature, CXLIV, 439, (1939); L.H.Gray

"The energy unit is that dose delivered to tissue by ionizing radiation such that the energy absorbed per gram of tissue is equal to the energy absorbed per gram of water exposed to 1 r of gamma radiation"

☞ 1 [eu] = 1.1 [rep] = 1.12 [gm·r] per gm.

⑤ J Unit. (1948) → "Memorandum on Measurement of Ionizing Radiations for Medical and Biological Purposes" : Brit.Committee for Radiological Units, 1948.

"1 J has been received at any point in a medium when the ionization which would have been observed in an infinitesimal cavity containing the point is 1.58×10^{12} ion pairs per gram of air enclosed in the cavity"

☞ 1 [J] corresponds to 93 ergs absorbed per gram of air.

Numerical value of 1.58×10^{12} was chosen to correspond to the number of ion pairs formed in water or soft tissue exposed to 1 [r].

⑥ Roentgen Equivalent Man (Mammal) (1948) → H.M.Parker ;

"Advances in Biological and Medical Physics" Vol.1, p.243, Acad.Press New York. (1948)

"The rem is that dose which, delivered to man (or mammal) exposed to any ionizing radiation, is biologically equivalent to the dose of 1 r of X or gamma radiation (not photoelectrically converted)".

☞ 1 [rem] ≡ 1 [rep] for beta particles
≡ 0.25 [rep] for protons, deuterons, and neutrons.
≡ 0.1 [rep] for alpha particles.

⑦ そのほか、余り参考にならぬが。 n-Unit (19??) → R.S.Strong : ? ?

"A dose of 1 [n] is delivered to tissue by fast neutrons when the ionization produced in the Victoreen 100 r thimble chamber equals the ionization produced by 1 [r] of gamma radiation." ……というものもあつた

以上。

6. 問題点の分析及び今後の研究課題 の検討

6.1 発表内容のまとめと提起された問題の整理

Summary of the Presentations and Proposed Issues

田中 俊一

Shun-ichi Tanaka

日本原子力研究所

Japan Atomic Energy Research Institute

I. 発表内容の要点

ワークショップでは、ICRP-1990年勧告を受けた国際機関の動向と外部線量評価に関する研究が発表され、特に、ICRP勧告に基づく外部線量評価に関わる問題点を中心に議論が展開された。

それぞれの発表の要点と、提起された課題は以下のとおりである。

セッションA(国際機関の勧告のレビュー等)

本セッションでは、ICRP 1990年勧告とそれを取りまくICRP, ICRUの動向について3件の紹介があった。

1. ICRP 1990年勧告の線量定義の変更について(吉澤)

ICRP 1990年勧告では外部線量評価に関して、従来のQ-L関係に代わる放射線荷重係数 W_R が導入されたこと、同時に、これまでのQ-L関係曲線が大幅に修正されたこと、線量当量に代わって実効線量(E)が新たに定義され、これに伴い等価線量(T)が新しく導入されると共に、ICRP Publication-26で導入された組織荷重係数 W_T が大幅に改訂された。これらの改訂はこれまでの外部放射線の防護や線量評価体系の見直しを必要とするもので、非常に大きな変更であることを指摘した。

2. ICRU Report51について(高橋)

ICRUは、放射線の量と単位は「あいまいさ」のないことが最も重要と考えており、放射線防護のための量は、一般性、一義性、必要性、および計測や計算への適用性を具備すべきものとしており、この点で、ICRPが導入した放射線荷重係数は以上の基準に適合しないものとしてICRPの考えに同意していないことを述べた。

3. ICRP/ICRU合同タスクグループの報告書の概要(山口)

ICRP 1990年勧告(ICRP Pub.60)に基づく外部放射線に対する防護のためのデータの作成と見直し、ICRPとICRUの合同作業として進められてきたが、1995年3月に最終報告書がまとめられる予定であり、本報告書には日本からのデータも採用されている旨の紹介がなされた。

本タスクグループの作業を通してICRP1990年勧告の問題点が浮き彫りにされ、報告書の原稿では第7章「コメント及び提案」が設けられたが、最終報告書ではこの部分が削除されることになった。削除されたコメントは、山口の発表に記載のとおりである。これらのコメントは今回のワークショップでも議論になった点であり、報告書から削除されたとしてもICRP 1990年勧告の問題点として、いずれ真剣に検討されなければならない項目である。

セッションB-1(線量評価の基礎及び問題提起)

本セッションでは、外部放射線に対する防護のためのデータを評価する場合に、もっとも基

礎となる数学(人体)ファントム, 線量計算に利用されている基礎物理データ, $Q(L)$ と $Q(y)$ と放射線荷重係数, 及びOperational Quantityに対するレビューと問題点が指摘された。

1. 線量評価手法及び用いるファントム(岩井)

中性子については熱中性子から10GeVまで, 光子については10keV~10GeVまでの線量計算法を開発した経験から, 2次放射線が実際の線量に寄与するような高エネルギーでは, 放射線荷重係数は適用できないことを指摘し, 荷電粒子の飛程にわたって平均した線質係数の平均値 "Averaged Quality Factor Q " と Q とKERMA Factorの積"QKERMA"のデータベースを作成し, それらが中性子の線量計算に非常に便利な量であることを示した。

また, 内外で利用されてきたファントムの歴史をレビューし, ファントムは多様化, 精密化の傾向にあるが, 放射線防護の実用性, 国際性(一般性)の点で, 国際的に統一されたファントムを決めることが重要であることを指摘した。

2. 線量評価に必要な基礎物理データ(坂本)

線量評価に必要な物理データの作成と現状が紹介された。15MeV以下の中性子の断面積として, JENDL-3.1(一部ENDF/B-IV)およびPHOTXライブラリに基づくMORSE-CGコード用の中性子100群, 光子36群の結合群定数を作成したこと, EGS4コードの光子断面積については, 従来のDLC15をPHOTXデータで更新したこと, また, EGS4の電子・陽電子のデータは, 最近Berger&Seltzerのデータ(ICRU-37)に更新されているとの紹介があった。

これらの断面積と併せて, 中性子のカーマ係数評価コードを作成し, カーマ係数を算出したところ, 数MeV以上で既存のデータとの違いがあり再評価が必要であること, 熱中性子については, 多群化が必要であることを明らかにした。なお, 演者が触れなかったが, 現在利用されている光子の (μ_K/ρ) はNBS-29のデータであり, PHOTXベースのデータ (μ_K/ρ) の作成が必要であることを指摘しておきたい。

3. 線質係数と放射線荷重係数(岩波)

$Q(L)$, $Q(y)$ のレビューを通して放射線荷重係数の問題点を指摘した。この中で, 放射線のリスクの指標として線質係数は適当か, もし適当ならどのようにして得ることができるか, ICRP-40のように染色体異常のデータに基づくことが適切か, マイクロドシメトリーの手法は, 線質係数を決めるのに有効かなどの疑問が出された。

4. Operational Quantityの概念とその適用(村上)

環境モニタリング, 個人モニタリングと校正の関係, 及び実際の測定器と測定条件とICRU-39記載のOperational Quantityの問題点を指摘した。

これに関連して, 山口(原研)がモニターの位置に依存する個人線量当量と実効線量との関係についての計算による評価の例を示した。

セッションB-2(光子, 電子に対する線量評価及び問題提起)

本セッションでは, 光子および電子の線量計算の方法と結果が示された。

1. 10keV~10MeVの光子に対する線量計算(山口)

ICRP-60に基づく10keV~10MeVの光子に対する実効線量の入射方向依存, 年齢依存を計算し, 入射方向に関してはAP条件が最大となり, また, 実効線量 $E <$ 実効線量当量 H_E となることを示した。

また, エネルギーが高くなった場合のカーマ近似の問題を将来の検討課題として指摘した。

2. 10MeV以上の光子に対する線量計算(佐藤)

ICRP-60に基づく1MeV~10GeVまでのAP,PA入射条件で実効線量,及びICRU球及び平板での深部線量分布の計算を行い,高エネルギーの光子ではカーマ近似による計算値は実効線量より非常に過大な結果になり,2次電子の輸送を考慮する必要があること,10MeV以上ではPA条件がAP条件より大きな値になることを示した。

3. 電子に対する線量計算(平山)

ICRP/ICRUタスクグループの要請を受けてEGS4コードにより計算した平板ファントムでの電子の深部線量評価の結果を示した。また,計算の容易さの点で平板ファントムが優れており,球ファントムである理由が理解できないこと,また日本のデータをICRPやICRUに適切に反映させる体制を確立する必要性を強調した。

4. 電子に対する実効線量計算(沢村)

ICRP-60に基づき,EGS4による実効線量の計算を行い,20MeV以上では $H_E/H^*(10)$ も $E/H^*(10)$ も1より大きくなることを示した。また,ICRP-60で組織荷重係数が与えられた骨表面,赤色骨髄,筋肉の領域の規定があいまいであるとの指摘があった。

セッションB-3(中性子及びその他放射線に対する線量評価及び問題提起)

本セッションでは,中性子の線量評価に関して2件と応用例として高エネルギー加速器周辺での線量評価の実際についての講演が行われた。

1. 熱エネルギー~20MeVの中性子に対する線量計算(山口)

ICRP-60に基づいて,熱エネルギー~20MeVの中性子に対する実効線量の入射方向依存,年齢依存を計算し,中性子では実効線量 E >実効線量当量 H_E となること,また $H^*(10)$ も新しいQ-L曲線に基づくと,従来の値より大きくなることを示した。

また,放射線荷重係数がエネルギーの関数としてステップ状になっているため,線量換算係数がエネルギー的に不連続になること,数10keV以下の中性子による線量は2次 γ 線により支配されるにも拘らず,熱中性子に対して $w_R=5$ が与えられているのは不合理であること, $H^*(10)$ が実効線量 E より小さくなるエネルギー領域が存在すること, $H_p(10)$, $H_{slab}(10)$ も数10keV~数100keVの範囲で E より小さくなることを示し,放射線荷重係数に代わる線質の表現法や計測実用量についての再検討が必要であることを指摘した。

2. 20MeV以上の中性子に対する線量計算(義沢)

20MeV以上10GeVまでの実効線量の計算を行った。こうした高エネルギー中性子に対する実効線量の計算は国際的にも最初の試みである。ICRP-60ではこうした高エネルギーの中性子に対する放射線荷重係数は与えていないことと,高エネルギー中性子によるエネルギーの付与は2次粒子によることから,計算ではICRP-60のQ(L)曲線を利用している。

計算の結果, $H^*(10)$ は100MeV以上で E より大きくなること,APとPAの結果はほぼ等しいことを示した。また,10~20MeVでの値が,山口の計算値と異なるのはカーマ係数の違いによるものであろうと推定された。

3. 高エネルギー加速器周辺における線量評価(伴)

高エネルギー物理学研究所での遮蔽設計,線量測定等の経験に基づいて,高エネルギー加速器施設の線量評価に関わる課題を紹介した。1GeV以上の加速器での線量評価には,現在の基準やデータ,測定器では多くの困難があり,現状の線量評価の実際はアートに近いことを実例を挙げて示し,こうした実状を改善するためには,基本となる核データの整備が重要であることを

指摘した。

セッションC(問題の分析及び今後の研究課題)

本セッションでは、「線量」についての問題提起として2つの発表があった。小田は、線量当量はリスクの尺度か、単に管理量の目安かがあいまいであり、線量当量の基本となる線質係数を含めて、不確かさが明白でないことを指摘し、もう一度原点に戻った議論が必要であると述べた。一方、森内は放射線防護に要求される線量の概念は、簡単に、誰でも、どこでもその評価ができる量であり、防護の体系はそうした量を基本とすべきであることを強調した。

II. 提起された課題と今後の取り組みについて

本ワークショップでは、この分野での日本の研究が非常に活発に進展しており、定量的なデータに基づく議論ができるまでになっていること、特に高エネルギー中性子、光子、荷電粒子や電子線については世界で初めてのデータを算出していることが明らかになった。と同時に、これらの研究を通して、ICRP勧告を基準とする現在の線量評価体系の問題点も数多く提起された。

これらの課題は、以下の項目に示すように個々の具体的な問題から日本として取り組むべきことまで幅広い内容を含んでいる。ICRP-60勧告に基づく線量評価体系の導入が進んでいるところであり、これらの課題を今後どのように解決するか、長期的、短期的な視野を含めた前向きな取り組みが必要とされている。

- (1) 放射線荷重係数には数多くの問題があり、ICRPのいうように $Q(L)$ のあいまいさを補う量として受け入れることはできない。
- (2) 遮蔽計算や線量測定の基準となる国際的に共通の線量換算係数を得るために、国際的に標準となる数学ファントムを決める必要がある。
また、実用ファントムとしては、計算の容易さを考慮して平板ファントムを採用すべきであり、球ファントムを基準とする現在の考え方は再検討すべきである。
- (3) カーマ近似の適用の限界を検討すると共に、ファントムの周辺環境の境界条件(真空か空気か)についての統一が必要である。
- (4) 個々の断面積は最新のデータに改訂されているが、中性子のカーマ、光子のenergy transfer coefficientについては再評価が必要である。
- (5) 光子、電子、中性子の線量換算係数の計算コードが開発され、データの算出ができるようになったが、今後は実験的な検証を含めて計算精度を評価することが必要である。
- (6) $Q(L)$ についてはその信頼性を含めて多くの議論があった。これについては $Q(L)$ を前提とした線量評価体系の妥当性、もしこれに代わるべき量が必要とすれば何ものであるか、そのための1つの手段としてマイクロシメトリーが有効であるかなど、長期的な研究の積み重ねが必要である。
- (7) 放射線計測と測定器の関係、計測実用量の再検討も含めた評価が必要である。
- (8) 現在の線量計算で考慮されていないオーグエ電子、 (γ, n) 反応の影響を評価する必要がある。
- (9) 現在の日本の線量評価体系は、ICRPとICRUの勧告や報告書に基づいている。日本の研究成果やデータがこれらの国際機関に正当に反映できる体制を早急に確立すべきである。

6.2 総合討論

General Discussion

司会：中村 尚司
Chairman: Takashi NAKAMURA

東北大学
Tohoku University

I. はじめに

これまで行われた各々の発表の中で様々な問題提起があり、これらの問題の分析及び課題の整理を行った。この整理された課題に基づき、外部被ばく線量評価法に関する今後の研究の進め方について総合討論を行った。総合討論を始めるにあたり、討論の進め方に関し以下のとおり確認を行った。

- 1) 本ワークショップの目的は、今後の研究に対するワークテーマを構築すること。
- 2) このワークテーマを実施するためのワーキンググループを構築し、ワーキンググループの検討結果を基に引き続きワークショップを開催する。
- 3) 検討結果をまとめ、しかるべきデータを添えてICRPやICRUへの日本からの提言を行う。

また、ワークテーマとして以下の項目が提案された。

- 1) 提案されている様々な線質係数の表現方法 (\bar{Q} , \hat{Q} 等) の物理的意味及び w_R の問題点を明らかにし、何が最も望ましいかを検討する。
- 2) $Q-L$ 関係について明らかにしてもらいたい点を上げ、生物のグループに検討を働きかける。
- 3) $Q(y)$, $Q(L)$, $Q(L_A)$ の元の意味を明らかにし、これらに替わる他の量があるかを検討する。
- 4) 計測実用量の定義法及び定義に用いるファントムとして何が望ましいかを検討する。
- 5) 線量換算係数の計算における空気層の扱い方を検討する。
- 6) 加速器周辺におけるコリメートビームに対する線量評価法を検討する。
- 7) 放射線防護における線量評価の基準量として何が適切であるかを検討する。
- 8) 基礎物理データ及び実験による検証を検討する。

II. 討論の内容

上で確認された方針及び提案されたワークテーマを念頭に置き、討論を行った。以下に、出された意見や提案を項目別にまとめる。

1. 放射線防護における線量評価法の研究の位置付けについて

(多田) 放射線防護における線量評価法の研究が、サイエンス(リスクの指標の評価)かポリティックス(管理量の評価)かを明確にする必要がある。管理量の評価をするのであれば、ルールとして $Q-L$ の或る関数形を決めとけばよく、それを決めた上で計算をやるのがよい。リスクの指標となる線量当量の評価をするのであれば、色々な生物データから各 end point に対する $Q-L$ を作る必要がある。

(森内) サイエンスとポリティックスの両方である。科学量を突き詰めていき、少し緩い大枠を決めて管理量にもっていけばよい。線質の違いによる生物効果の違いを詳しく調べておくことは、管理にも生物データの今後の利用にも有用である。

(岩波) 先ずサイエンスと捉え、ポリティックスはその成果の上で考えればよい。きちっとしたサイエンスの部分があれば、ポリティックスの部分は、最終的には多数決で決めてもよい。我々は、サイエンスをしっかりとやるのが重要である。

(岡野) 新しいICRP勧告やICRUの情報が出たのに対して、日本の法律をどうするかという問題が最近聞こえてくる。ポリティカルな問題では、そういうときに我々のどういうグループでどういう態度をとるかを十分考えておく必要がある。

(多田) 始めに $Q-L$ 関係ありきで出発するのが、はたしてサイエンスかポリティックスかはもう一度考える必要がある。

(中村) ここでサイエンスかポリティックスかを決めなくても議論はできる。サイエンスをやりたい人は大いにやってもらいたい。

2. 線質係数 Q 及び放射線荷重係数 w_R について

(岩波) 個人的には、 $Q(L_\Delta)$ に関するサイエンスをやりたい。 LET 批判の大きな理由は、測定困難、レンジの効果、strugglingの効果及び δ 線の効果が入ることである。 $Q(L_\Delta)$ ではナノメータサイズのドシメトリーが使えるメリットがあり、レンジの効果が無視できる。また、strugglingの効果及び δ 線の効果は、 $Q(L_\Delta)$ を使えば織田理論で考慮できる。現在は、ナノメータサイズのドシメトリーの時代に入っているので、今更 y (lineal energy) と L の関係の議論には乗れない。

(隈元) $Q-L$ 関係は大きな幅を持った生物データに基づいているが、モンテカルロ法を用いた線量計算をやるグループは、 $Q-L$ 関係を与えられた係数として用いて物理量の計算の方法を向上させることに力を注げばよい。生物データに関係がある所は、生物物理をやっているグループが研究を進めていくのがよろしい。

(岡野) Q の問題は、多分に生物の影響に係わりがある。1 μm の間に生成されるイオンの数はせいぜい数個であり、ナノメータサイズのドシメトリーが関係してくる。細胞のDNAは、直接の電離や励起で切れるわけではなく、その辺は統計的に処理されている。 Q の基本的な問題を検討するときには、このことを考えてもらいたい。

(田中) 早急に線量換算係数を決め、それに応じた測定器に対応していかななくてはならな

いという現実是否定できない。したがって、90年勧告で提案された $Q-L$ 関係を使ってやらなくてはならない仕事と、もっと根本に返ってやる仕事とを分けて考える必要がある。そうしないと先に進めない。

(隈元) w_R は低線量の領域で使うべき数値で、グレイオーダーのような被ばくでは使えないことを頭に入れておいてほしい。

3. 計測実用量について

(百瀬) 放射線管理や個人線量の測定をやっている者は、作業者に対して説得性のある答えを用意する必要がある。また、測定や校正のやり方は、昔から確固としたものがある。そこで、どのような計測実用量及び校正法が良いのかを検討するには、先ず現実の測定を考えて出発すべきである。実際に測定している量と実用量がどのような関係にあるかを明らかにすることが重要で、 γ 線と中性子では状況が随分と異なってくるので、その所を先ずやるべきである。

(多田) 個人線量当量 H_p は、人間が着けた線量計の読み値を抽象化した概念で、指定された深さの H^* や H で校正したパラメータに過ぎないと思った方がよい。ファントムに関しては、フルエンスと個人線量当量の関係を表すだけのものであり、校正する場が次元であるので、球よりスラブの方が好ましい。また、校正を考える場合、ファントムの内側ではなく外側の量の方がよく、そういう量がなければ実際の校正の基準となるものがどこにもなくなってしまう。

(加藤) 線量換算係数のテーブルを整備しなくてはならない要求は現実としてある。その際に、その換算係数の適用の限界を明らかにし、テーブルからはみ出した部分に対しても考える必要がある。計測実用量は、誰もが同じ解釈ができるように配慮する必要がある。具体的には、用いる量の定義を法令に明記するか、それができないのであれば実際にどうしたらよいのかを示した方がよい。

(多田) H^* などのフルエンス—線量の換算関係を計算するとき空気層を考慮に入れた場合は、空気から来る二次電子を新たな入射放射線として扱って線量を重畳するのが適当である。したがって、空気層を考慮するための換算係数の修正は必要ない。実効線量を計算するときのファントムの外の空気層は影響すると思う。

(平山) 実用線量のような曖昧な量を途中で持ち出さなくてもよい。その事のために物事が複雑になっている。1 cmの深さの線量なんて測れるわけではなく、計算上の概念に過ぎない。中性子ならレムカウンタで測れる線量当量でよく、光子ならレントゲンでよいのではないか。1 cmの深さの線量当量レスポンスに合わせるのではなく、実効線量に合うように検出器を工夫すればよい。

(南) レムを測れない時代は、レントゲンを測ってレムに換算していた。その当時は、大きさのない人体組織を考えていた。しかし、実際に人体をそういう場に出したら具合がよくない。この不具合を解決するために球という概念が出された。中性子に対してはレムカウンタが作られたが、それに加えて現在は光子レムカウンタが出てきているのである。そこで始めて、異なる放射線に対する線量の加算性が実現できたのであり、我々はその技術的な流れの中に身をおいていることを認識する必要がある。また、線量の測定値の社会性にも目を向ける必要がある。実用線量を決めたら社会に向かってきちっと説明し、決めた

ことに対する品質保証をしていく必要がある。

4. 放射線防護における基準量について

(森内) 代表的な物質(空気や水)を決めてそれらについて測定される量を評価し、何が不都合であるのかデータを付けて議論する必要がある。その際、測定の誤差の大きさも考慮しなければならない。例えば、空気を用いた電離量では何がまずいのかをデータを付けて理由付けする必要がある。

(岡野) 今回のワークショップの議論はフルエンスを元にしてしているが、そのフルエンスをどのように手に入れるかの計測学的な議論がなされていない。フルエンスや吸収線量をどのように測るのかの問題と結び付けないと問題の解決にはならないので、今後議論してもらいたい。

(加藤) 現在は吸収線量をベースにしており完璧ではないので、吸収線量をベースにするのは止めた方がよい。フルエンスをベースにして、今まで換算係数と言ってきたものを荷重係数として、放射線防護のための量を weighted fluence として定義し直す方がすっきりする。

(森内) フルエンス一元論は議論としてならよいが、早急に対応すべき問題とは別に議論した方がよい。

5. 国際機関との係わりについて

(森内) 日本からも ICRU 委員を専門家のグループ(例えばしかるべき学会)から推薦することが大切である。

(加藤) ICRPは学者の任意の団体にすぎないのであり、勧告をどう受け取るかは我々の問題である。したがって、良いと認められる所を受け取り、ダメならこだわらなくてもよく、日本独自のものを作るべきである。そのための組織は必要で、ICRPやICRUの手本になるようなものを作るべきである。 w_R や Q の一歩前まで行って考えてほしい。

(山口) 日本の考え方を国際的な場で主張するためには、与えられた問題をきちっと解ける実力を示すことが大事である。その上で日本独自の新しい考えなり値なりを提案していかないと信用してもらえないのではないか。日本もそろそろ信用してもらえる段階にきているので、大いに改良案を検討して提案していくべきである。

6. ワーキンググループについて

(森内) RBE の信憑性のチェックを生物・医学グループに依頼し検討するグループが必要である。生物データに関係がある所は、癌センターの田ノ岡先生に相談するとよい。

(平山) このようなワークショップを開いた意味は非常に大きい。これからワークするにも何処かが中心になって進めた方がよい。個々のワークはそれぞれが責任を持ってやるべきで、中心となる所が絶対に必要である。中心になる機関としては、国の機関でもある原研が適当である。もっと若い人達が参加できる場を作ってもらいたい。

(中村) バラバラにワークするのではなく、中心となる所が指令塔の役目をする方がよい。色々テーマが出されたが、これらを実現できるように整理する作業を何人かが集まって討議する必要がある。まず、やれるテーマを取り上げて進めることが大切である。

III. 総合討論のまとめ

以上の討論を踏まえ、本ワークショップで提起された様々な課題をワーキンググループを設けて検討していくことが確認された。ワーキンググループの組織化に関しては、現在研究を進めているグループを活用するとともに、放射線生物学等の専門家にも積極的に接触を持つグループを設置する必要があることが確認された。

具体的にはまず、核となるグループを設け、今回のワークショップで摘出された課題の整理を行う。次に、実行可能な課題に対してワーキンググループを起こして検討を進める。また、検討結果がまとまった段階でワークショップを開催して、さらに先の研究課題を検討していく。外部被ばく線量評価法の研究の進め方に関し、以上の方針を確認した。

今回のワークショップでは、線量換算係数など線量評価の基礎的な問題に焦点が当てられ、測定に関する問題は議論から除かれた。しかし、被ばく線量評価の議論において線量測定の問題は重要な位置を占めている。そこで、次回のワークショップでは線量測定の問題を議論の一つの柱にすることが提案され確認された。

付録1 「最近の外部被ばく線量評価法に関するワークショップ」 のプログラム

1995年1月19日(木)～20日(金)
日本原子力研究所・東海研究所 ABC会議室

1月19日(木)

*発表時間は討論時間5分を含む

開会挨拶

(原研) 備後 一義
13:10～13:15

セッション A (国際機関の勧告のレビュー等)

司会：(原研) 備後 一義

1. ICRP 1990年勧告の線量定義変更について

(原研) 吉澤 道夫
13:15～13:40

2. ICRU Report 51について

(原研) 高橋 史明
13:40～14:05

3. ICRP/ICRU 合同タスクグループの報告書の概要

(原研) 山口 恭弘
14:05～14:25

セッション B-1 (線量評価の基礎及び問題提起)

司会：(原研) 田中 俊一

1. 線量評価手法及び用いるファントム

(三菱重工) 岩井 敏
14:25～14:55

コーヒーブレイク

14:55～15:10

2. 線量評価に必要な基礎物理データ

(原研) 坂本 幸夫
15:10～15:35

3. 線質係数と放射線荷重係数

(北里大) 岩波 茂
15:35～16:00

4. Operational Quantity の概念とその適用

(原研) 村上 博幸
16:00～16:25

休憩

16:25～16:40

セッション B-2 (光子、電子に対する線量評価及び問題提起)

司会：(三菱重工) 岩井 敏

1. 10 keV～10 MeVの光子に対する線量計算

(原研) 山口 恭弘
16:40～17:05

2. 10 MeV以上の光子に対する線量計算

(三菱総研) 佐藤 理
17:05～17:30

懇親会(阿漕ヶ浦クラブ)

18:15～20:00

1月20日(金)

セッション B-2 (つづき)

3. 電子に対する線量計算

司会：(原研) 齊藤 公明
(高エネ研) 平山 英夫
9:15~9:40

4. 電子に対する実効線量計算

(北大) 沢村 貞史
9:40~10:05

セッション B-3 (中性子及びその他の放射線に対する線量評価及び問題提起)

1. 熱エネルギー~20MeVの中性子に対する線量計算

司会：(高エネ研) 平山 英夫
(原研) 山口 恭弘
10:05~10:30

コーヒーブレイク

10:30~10:45

2. 20MeV以上の高エネルギー中性子に対する線量計算

(三菱総研) 義澤 宣明
10:45~11:10

3. 高エネルギー加速器周辺における線量評価

(高エネ研) 伴 秀一
11:10~11:35

セッション C (問題の分析及び今後の研究課題の検討)

1. 線量の定義の不確定要因について

司会：(原研) 南 賢太郎
(神戸商船大) 小田 啓二
11:35~12:00

昼食及び休憩

12:00~13:15

2. 放射線防護に要求される線量概念

(岐阜医療短大) 森内 和之
13:15~13:40

3. 提起された問題の整理・分析

司会：(東北大) 中村 尚司
(原研) 田中 俊一
13:40~14:00

4. 今後の研究課題の検討(自由討議)

14:00~15:25

閉会挨拶

(原研) 南 賢太郎
15:25~15:30

付録2 参加者リスト

No.	氏名	所属
1	池上 徹	(株)東芝硝子 光測事業部 測器部
2	石川 達也	(株)東芝硝子 光測事業部 測器部
3	井上 佳久	(株)ヴァイジブル インフォメーション センター
4	岩井 敏	(株)三菱重工 原子力事業本部
5	岩嶋 千恵	動燃事業団 大洗工学センター 安全管理部
6	岩波 茂	北里大学 医療衛生学部 放射線衛生学科
7	上養 義明	理化学研究所 安全管理室
8	江田 和由	東京大学 原子力研究総合センター
9	蝦沢 俊一	(株)日本原燃 放射線管理部 放射線管理課
10	大内 勝秀	(株)アトックス 東海事業所
11	岡野 真治	(財)放射線影響協会
12	小田 啓二	神戸商船大学 原子力システム工学講座
13	織田沢 正典	(株)東京電力 原子力健康安全センター
14	加藤 和明	茨城県立医療大学 保健医療学部
15	木村 英行	(株)日本原燃 放射線管理部 放射線管理課
16	工藤 勝久	電子技術総合研究所 放射線計測研究室
17	隈元 芳一	放射線医学総合研究所 物理部
18	黒澤 直弘	(株)ヴァイジブル インフォメーション センター
19	小迫 和明	(株)住友原子力工業 核設計部
20	小林 博行	(株)日本原燃 放射線管理部 放射線管理課
21	佐々木 利久	(株)ヴァイジブル インフォメーション センター
22	佐藤 理	(株)三菱総合研究所 安全工学センター
23	佐藤 将	(財)原子力安全研究協会 調査部 調査三課
24	佐藤 裕一	(株)千代田保安用品 線量計測統括部
25	沢村 貞史	北海道大学 工学部 原子工学科
26	寿籐 紀道	(株)千代田保安用品 線量計測統括部
27	白貝 彰宏	放射線医学総合研究所 物理部
28	秦 和夫	京都大学 工学研究科 原子核工学専攻
29	杉浦 紳之	東京大学 原子力研究総合センター 放射線管理室
30	杉田 武志	(株)ヴァイジブル インフォメーション センター
31	鈴木 敏和	(株)富士電機 東京工場 放射線機器部
32	高田 信久	電子技術総合研究所 放射線計測研究室
33	竹村 守雄	(株)川崎重工業 原子力本部 技術部
34	多田 順一郎	筑波大学 陽子医学利用研究センター
35	谷口 和史	(株)日本原子力発電 発電本部 放射線管理室
36	辻村 憲雄	動燃事業団 東海事業所 安全管理部
37	鶴田 隆雄	近畿大学原子力研究所
38	寺門 淳一	(株)アトックス 東海事業所
39	中込 崇	(株)東京電力 原子力健康安全センター
40	中村 尚司	東北大学 サイクロtron ラジオアイソトープ センター
41	成山 展照	船舶技術研究所 原子力技術部
42	西田 由博	(株)東京電力 原子力健康安全センター
43	二之宮 和重	動燃事業団 東海事業所 安全管理部
44	沼宮内 彌雄	(財)放射線計測協会
45	根本 認	(株)ヴァイジブル インフォメーション センター

No.	氏名	所属
46	橋本 周	動燃事業団 大洗工学センター 安全管理部
47	播磨 良子	(株)CRC総研
48	伴 秀一	高エネルギー物理学研究所 放射線安全管理センター
49	平山 英夫	高エネルギー物理学研究所 放射線安全管理センター
50	福田 光道	(株)千代田保安用品 線量計測統括部
51	藤崎 三郎	(株)長瀬ランダウア 営業企画部
52	藤田 稔	(株)千代田保安用品 大洗研究所
53	三戸 美生	(株)松下産業機器 電子機器(事) 電子機器部
54	本橋 雄次郎	(株)原電事業 東海事業所 放射線管理課
55	百瀬 琢磨	動燃事業団 東海事業所 安全管理部
56	森内 和之	岐阜医療短期大学
57	山岡 美登里	(株)東芝 原子力技術研究所 放射線管理室
58	矢部 明	(株)千代田保安用品 線量計測統括部
59	山野 俊也	(株)富士電機 東京工場 放射線機器部
60	義澤 宣明	(株)三菱総合研究所 安全工学センター
61	吉崎 裕一	(株)日本原燃 放射線管理部 放射線管理課
62	米山 高彦	(株)千代田保安用品 線量計測統括部
63	山路 昭雄	原研 原子力船研究開発室
64	木名瀬 政美	原研 研究炉部 JRR-3管理課
65	白石 忠男	原研 材料試験炉部 計画課
66	笹本 宣雄	原研 大型放射光施設開発室
67	斉藤 公明	原研 環境安全研究部 環境物理研究室
68	堤 正博	原研 環境安全研究部 環境物理研究室
69	長岡 鋭	原研 環境安全研究部 環境物理研究室
70	小手川 洋	原研 原子炉工学部 遮蔽研究室
71	坂本 幸夫	原研 原子炉工学部 遮蔽研究室
72	田中 俊一	原研 原子炉工学部 遮蔽研究室
73	中島 宏	原研 原子炉工学部 遮蔽研究室
74	中根 佳弘	原研 原子炉工学部 遮蔽研究室
75	川合 将義	原研 原子炉工学部 加速器工学研究室
76	備後 一義	原研 保健物理部
77	南 賢太郎	原研 保健物理部
78	藤井 三樹夫	原研 保健物理部 保健物理業務課
79	片桐 浩	原研 保健物理部 放射線管理第1課
80	三原 明	原研 保健物理部 放射線管理第1課
81	遠藤 章	原研 保健物理部 放射線管理第2課
82	梶本 与一	原研 保健物理部 放射線管理第2課
83	木名瀬 栄	原研 保健物理部 放射線管理第2課
84	角田 昌彦	原研 保健物理部 放射線管理第2課
85	原田 康典	原研 保健物理部 放射線管理第2課
86	間辺 巖	原研 保健物理部 放射線管理第3課
87	岩本 克己	原研 保健物理部 個人線量管理課
88	植田 久男	原研 保健物理部 個人線量管理課
89	山口 武憲	原研 保健物理部 個人線量管理課
90	井沢 庄治	原研 保健物理部 線量計測課
91	大井 義弘	原研 保健物理部 線量計測課

No.	氏名	所 属
92	大石 哲也	原研 保健物理部 線量計測課
92	三枝 新	原研 保健物理部 線量計測課
93	清水 滋	原研 保健物理部 線量計測課
94	高橋 史明	原研 保健物理部 線量計測課
95	村上 博幸	原研 保健物理部 線量計測課
96	山口 恭弘	原研 保健物理部 線量計測課
97	吉澤 道夫	原研 保健物理部 線量計測課
98	吉田 真	原研 保健物理部 線量計測課