

JAERI-Conf

96-011



第2回「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

1996年3月14日、東海研究所、東海村

1996年7月

(編) 山口恭弘・遠藤 章

日本原子力研究所

Japan Atomic Energy Research Institute

本レポートは、日本原子力研究所が不定期に公刊している研究報告書です。  
入手の問合わせは、日本原子力研究所研究情報部研究情報課（〒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 Research Information Division, Department of Intellectual Resources, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken, 319-11, Japan.

© Japan Atomic Energy Research Institute, 1996

編集兼発行 日本原子力研究所  
印 刷 いばらき印刷株式会社

第2回「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

1996年3月14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・遠藤 章

(1996年6月17日受理)

本報文集は、1996年3月14日に保健物理部の主催、日本原子力学会放射線工学部会の協賛により開催された第2回「最近の外部被ばく線量評価法に関するワークショップ」の報文を収録したものである。昨年開催された第1回のワークショップでは、1990年に採択された国際放射線防護委員会(ICRP)勧告を契機として国内で進められている外部被ばく線量評価法に関する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した。今回のワークショップのテーマとして取り上げた「計測実用量」は、前回のワークショップにおいても議論されたが、その必要性や定義法に関しコンセンサスが得られていない。そこで、「計測実用量」に関して更に掘り下げた議論を行い、今後の検討課題を整理する目的で今回のワークショップが開催された。

ワークショップでは、「計測実用量」の導入に至った歴史的な背景、現行法令における解釈、線量測定への具体化の現状に関するレビューが行われた。また、ICRPの1990年勧告を法令に取り入れる際に必要となる線量換算係数の再評価の現状が紹介された。これらを踏まえ、「計測実用量」の必要性、その定義法、線量計の校正への適用等に関する総合討論を行った。その結果、外部被ばく線量評価に関し、評価目標量である人体線量と「計測実用量」に代表される計測量とを関係付ける論理体系が未だ十分ではなく、更なる検討が必要であることが明らかになった。

Proceedings of the 2nd Workshop on Dosimetry for External Radiations  
March 14, 1996, JAERI, Tokai, Japan

(Eds.) Yasuhiro YAMAGUCHI and Akira ENDO

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

(Received June 17, 1996)

The present report comprises the Proceedings of the 2nd Workshop on Dosimetry for External Radiations, organized by Department of Health Physics and supported by Division of Radiation Science and Technology, Atomic Energy Society of Japan. The workshop was held on March 14, 1996, at Tokai Research Establishment, Japan Atomic Energy Research Institute. The 1st workshop held in the last year aimed to grasp the current situation of external dosimetry studies triggered by the issue of 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP) and to pick out problems of the current external dosimetry system. The concept of "Operational Quantity" was discussed in the workshop and no consensus was obtained on its necessity or definition. For this reason, the present workshop aimed to deepen the understanding of "Operational Quantity" and to pick out subjects for further dosimetry studies.

In the workshop, the followings were reviewed: the historical background leading the introduction of "Operational Quantity", its interpretation in current radiation protection laws and its application to actual measurement instruments. An activity was presented on re-estimation of dose conversion factors based on ICRP 1990 Recommendations. After a series of reviews and presentations, a comprehensive discussion was made on the following subjects: the necessity of "Operational Quantity", its more sophisticated definition and its proper application to dosimeter calibration. It was

---

Organized by Department of Health Physics and supported by Division of Radiation Science and Technology, Atomic Energy Society of Japan.

concluded from the discussion that further studies are required for "Operational Quantity" in order to obtain a logical relationship between the human dose, the ultimate end, and measurable dosimetric quantity, operational quantity.

Keywords: Dosimetry, External Radiation, Operational Quantity, Dose Conversion Factor

## 目 次

1. 計測実用量の定義及び現行法令における解釈 .....	1
2. 外部被ばく線量評価において計測実用量が何故必要か? .....	9
3. 極低及び高エネルギー放射線に対する計測実用量はあるのか? .....	21
4. 放射線標準と計測実用量について .....	27
5. 計測実用量の具体化の現状-I -エリアモニタリングに関して- .....	31
6. 計測実用量の具体化の現状-II -個人モニタリングに関して- .....	37
7. 線量換算係数の整備状況について .....	45
8. コメント及び総合討論 .....	53
8.1 Operational Quantitiesの役割について .....	54
8.2 計測実用量の背景にあるもの .....	55
8.3 総合討論 .....	57
付録1 第2回「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 .....	61
付録2 参加者リスト .....	62

## Contents

1. Definition and Implication of the Operational Quantities in the National Regulation of Radiation Protection .....	1
2. Why Do We Need Operational Quantities for External Radiation Monitoring? .....	9
3. Operational Quantities for Ionizing Radiation of Extremely Low and High Energy ...	21
4. On the Radiation Standard and Operational Quantities .....	27
5. Embodiment of Concept of Operational Quantity - Area Monitoring - .....	31
6. Embodiment of Concept of Operational Quantity - Individual Monitoring - .....	37
7. Current Status on Preparation of Dose Conversion Factors Based on 1990 ICRP Recommendations .....	45
8. Comments and General Discussion .....	53
8.1 On the Role of the Operational Quantities .....	54
8.2 Background of Operational Quantity .....	55
8.3 General Discussion .....	57
Appendix 1 Program of the 2nd Workshop on Dosimetry for External Radiations .....	61
Appendix 2 List of Participants .....	62

1. 計測実用量の定義及び現行法令における解釈  
Definition and Implication of the Operational Quantities  
in the National Regulation of Radiation Protection

丸山 隆司

Takashi MARUYAMA

放射線影響協会

Radiation Effects Association

1. はじめに

我が国における放射線障害防止法令は、1957年6月に制定、公布され、1958年4月1日に施行された。その後、国際放射線防護委員会（ICRP）の勧告の趣旨を遵守して、同法の改正が行われてきた。1977年の勧告では、これまでの決定臓器の考え方からリスク係数の導入へと基本限度の概念に大きな変化をもたらした。すなわち、放射線の人体への生物学的影響を、被ばく線量と放射線影響の発生との関係に「しきい値」を持たない「確率的影響」と、しきい値を持つ「非確率的影響」（最近の1990年勧告では確定的影響と改名した）とに大別し、それにより放射線防護の基本概念を明確にした。放射線利用の正当化、放射線防護の最適化および線量限度からなる線量制限体系を確立すると共に、確率的影響に関する基本限度として「実効線量当量」、非確率的影響に関して皮膚、眼の水晶体およびその他の臓器・組織の線量当量を導入した。

1977年勧告の放射線障害防止法令への取り入れについて、放射線審議会基本部会は1977年3月より作業を開始した。しかし、実効線量当量の導入にあたって、その測定・評価方法に関する技術的問題を検討するため、科学技術庁原子力安全局に「放射線障害防止に関する技術指針検討委員会」（以下、検討委員会と略す）が設けられた。1987年6月に、検討委員会における約4年間の検討の結果を報告書<sup>1)</sup>にまとめ、その内容は放射線審議会での議を経て、法令改正に反映されることになった。

1977年勧告を取り入れて改正された放射線障害防止法令は、1989年4月1日に施行され、現在に至っている。しかし、実効線量当量が直接測定できる量ではないところから、ICRPの姉妹組織であるICRU（国際放射線単位・測定委員会）が計測実用量として、周辺線量当量、方向性線量当量および個人線量当量を提案した<sup>2)</sup>。また、1987年には、光子と中性子を中心に、外部ひばくにおける計測実用量の評価のため線量換算係数などのデータをまとめたICRP-Publ. 51が刊行された<sup>3)</sup>。その後、ICRUは計測実用量に関する報告書を相次いで刊行した<sup>4, 5)</sup>。このような状況下で、改正法令に導入された1センチメートル線量当量

組織荷重係数 $w_T$ は、1977年勧告では荷重係数と呼ばれ、各リスク係数を全リスク係数で除した比率であり、この値は補助限度や誘導限度を算定するための指針とされる。

実効線量当量 $H_E$ は、荷重係数を用いて次式によって定義された。

$$H_E = \sum w_T \cdot H_T \quad (1)$$

ここで、 $H_T$ は標的臓器組織 $T$ の線量当量である。

従来、全身被ばくでは、生殖腺と赤色骨髄を「決定臓器」といい、線量限度は決定臓器の線量を50mSv/年としてきた。しかし、1977年勧告では、根本である基本線量限度が実効線量当量で与えられた。

実効線量当量は、通常、直接測定がほとんど不可能な体内の臓器・組織線量の関数である。このため、ICRPは、外部被ばくにおける補助限度として、深部線量当量指標(直径30cmの球内の1cm以上の深さで生ずる線量当量の最大値である)と表層部線量当量指標(直径30cmの球内の、深さ0.07mmから10mmまでの球殻内の最大値である)、また、内部被ばくについては、年摂取限度(ALI)をそれぞれ勧告した。吸収線量指標 $D_I$ および線量当量指標 $H_I$ が、1971年のICRU報告書<sup>7)</sup>で定義されている。指標をめぐって何人かの専門家が科学雑誌で論評してきたが、結局、指標量は加算性がなく、線種やエネルギースペクトルの異なる放射線の線量を加算する必要のある放射線管理の現場では、使用することができないことがわかった。われわれもミックス $D_p$ (医療で用いられている組織等価物質)で直径30cmの球を造り、いろいろな深さのところに熱ルミネセンス線量計素子(BeO)を入れて、いろいろなX、 $\gamma$ 線源に対する線量当量指標を測定し、フィルムバッジの読み値と線量当量指標との関係を調べたことがある。これらの結果は検討委員会でも報告したが、エネルギースペクトルの異なる放射線源による指

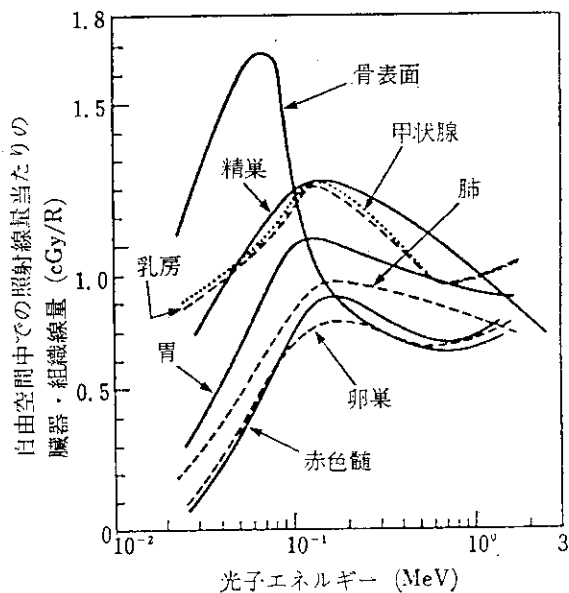


図-1 光子エネルギーによる主な臓器・組織線量の変化(腹-背方向入射)

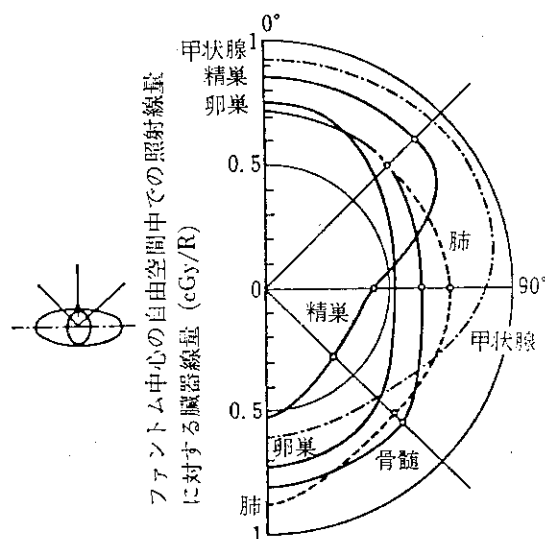


図-2  $^{60}\text{Co}$ ガンマ線に対する入射方向による主な臓器・組織線量の変化



標量を加算することができなかった。ランドファントム(人骨入り組織等価特殊ゴム製)を用いて、いろいろなX、 $\gamma$ 線源に対する表1の臓器・組織線量を測定し、(1)式を用いて実効線量当量を計算した。残りの臓器・組織として、耳下腺、胃、肝臓、大腸上部、直腸(背-腹方向ビーム)あるいは膀胱(腹-背方向ビーム)を選んだ。図-1および2にそれらの結果を示す。いずれも、ファントムがないときの自由空気中での照射線量に対する臓器・組織線量の比率で表した。図-1で骨表面線量が60-70keVで大きな値を示しているのは、このエネルギー範囲では、骨中に存在する高原子番号元素による過剰な光電子のために照射線量-吸収線量変換係数が3-4と大きくなることによる。

単位照射線量当たりの実効線量当量は、光子のエネルギーや光子の入射方向などに関係することが実験でも確かめられたが、用いたファントムの大きさ、標的臓器・組織の位置、残りの臓器・組織の選び方などいろいろな条件によっても異なる。測定方法によっても異なるであろう。

このように物理的、生物学的な因子、さらに対象となる個人の身体の大きさに依存する実効線量当量を法令に導入することには問題が多すぎる。障害防止法令で日常の放射線管理に用いられる線量当量は、校正が容易で、測定評価者によらず一義的にきまる量で、常に実効線量当量を過小評価しないものでなければならない。

当時、国際的にも、実効線量当量を過小評価しないために線量の考え方についての論文もあったが、1984年頃ICRU-39報告書のドラフトが日本にも入ってきた。このドラフトを引用することも、使用することもできないわけであるが、検討委員会にとって参考になったのは確かである。

### 3. 技術指針検討会報告書の概要

実効線量当量および組織線量当量の評価方法の検討において、次の3点に考慮された。

- (1) 計測技術の実情を考慮して、一義的に決まる値であること。
- (2) 日常の放射線管理を行う上で、取扱が簡便であること。
- (3) これらの線量当量が常に安全側に評価されること。

しかし、事故など特殊な事例については、個々の事例に応じて適切な線量評価の方法を採用しなければならない。報告書の内容は、今後の知見により随時見直しされるべきものである。

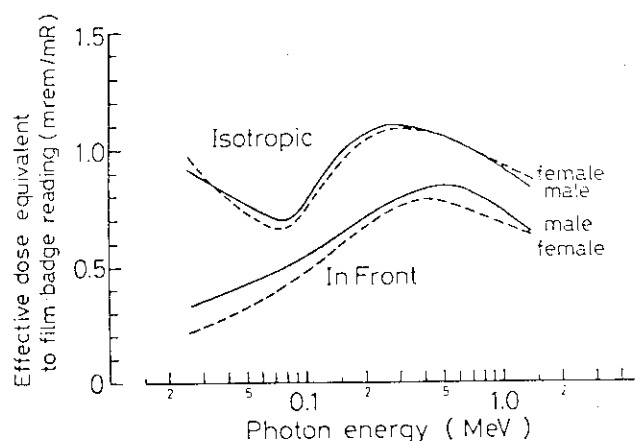


図-3 腹-背方向および等方向照射に対する光子のエネルギーと実効線量当量との関係。

### 3. 1 実効線量当量

外部被ばくによる実効線量当量を簡便かつ安全側に評価するための手法として、1センチメートル線量当量（以下、 $H_{1cm}$  で表す）を導入し、これをもって実効線量当量を表すものとする。 $H_{1cm}$  は、明確に定義という表現が用いられているわけではないが、「身体を模擬した球ファントムの表面から1cmの深さにおける線量当量」とされている。

$H_{1cm}$  は、X,  $\gamma$ 線については、球ファントムの中心における自由空間中の空気吸収線量  $D_{fa}$  と  $H_{1cm}$  への換算係数  $f_{rx}(E)$  (ここで光子のエネルギー:  $E$ ) との積として、また中性子については、球ファントムの中心における自由空間中の粒子フルエンス  $\Phi_{fa}$  と  $H_{1cm}$  への換算係数  $f_n(E)$  (ここで中性子のエネルギー:  $E$ ) との積として与えられる。すなわち、

$$H_{1cm} = D_{fa} f_{rx}(E) \quad (2)$$

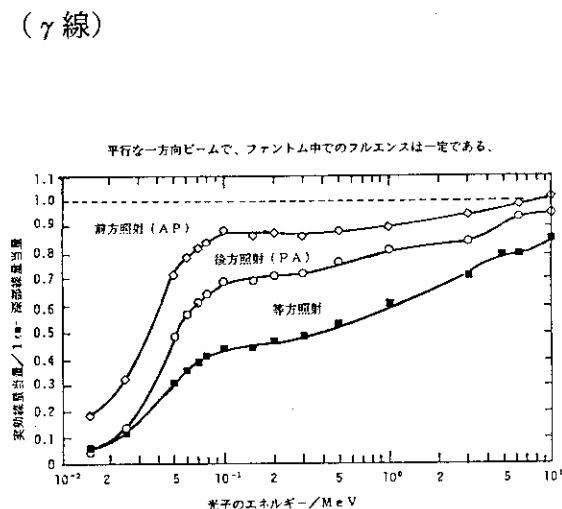
$$H_{1cm} = \Phi_{fa} f_n(E) \quad (3)$$

図-4 は、標準欧米人ファントム(アダムとイブ)を用いた計算でえられた実効線量当量とICRU球について計算された1センチメートル線量当量との比率を示している<sup>2)</sup>。これらの図から明らかなように、光子および中性子ともに、10keV から10MeVの範囲内では、1センチメートル線量当量に対する実効線量当量の比率が1を超えないことを示している。このことは、1センチメートル線量当量は実効線量当量を過小評価しないということであり、上記の実効線量当量を安全側に評価するという条件を満たす量である。

1センチメートル線量当量は、式(2)および(3)により定義され、問題とする放射線のエネルギーなどの情報に従って、照射線量やフルエンスなどから容易に算出される。

### 3. 2 組織線量当量

皮膚の組織線量当量は、身体を模擬した球ファントムの表面から70マイクロメートルの深さにおける線量当量、すなわち70マイ



(中性子線)

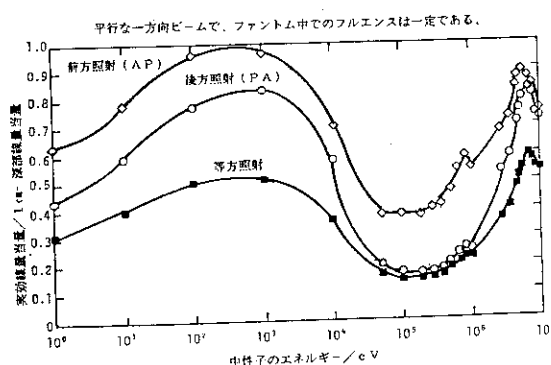


図-4  $H^*(10)$ に対する実効線量当量の比。人体を模擬したファントムに前方(腹-背方向)、後方(背-腹)あるいは中性子線を照射した場合について計算された。

クロメートル線量当量（以下、 $H_{70\mu\text{m}}$ で表す）とし、眼の水晶体の線量当量は、球ファントムの表面から3mmの深さにおける線量当量（以下、 $H_{3\text{mm}}$ で表す）とした。X線、 $\gamma$ 線及び中性子について、実効線量当量の場合と同様に、自由空間中の空気吸収線量 $D_{f,a}$ 及び粒子線フルエンス $\Phi_{f,a}$ に、 $H_{70\mu\text{m}}$ 及び $H_{3\text{mm}}$ への換算係数 $g_{rx}(E)$ ,  $g_n(E)$  および $h_{rx}(E)$ ,  $h_n(E)$ をそれぞれ乗じて、 $H_{70\mu\text{m}}$ 及び $H_{3\text{mm}}$ を算出する。すなわち、

皮膚の組織線量当量

$$H_{70\mu\text{m}} = D_{f,a} g_{rx}(E) \quad (4)$$

$$H_{1\text{cm}} = \Phi_{f,a} g_n(E) \quad (5)$$

眼の水晶体の組織線量当量

$$H_{3\text{mm}} = D_{f,a} h_{rx}(E) \quad (6)$$

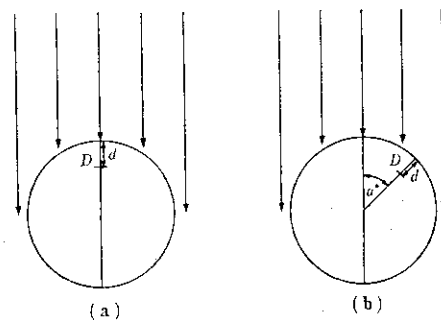
$$H_{3\text{mm}} = \Phi_{f,a} h_n(E) \quad (7)$$

内部被ばくによる線量評価には、補助限度である年摂取限度（ALI）を用いる方法が報告されたが、ここでは外部被ばくのみに着目しているので省略する。

#### 4. 線量当量への換算係数

前述のように放射線障害防止法令においては、実効線量当量および組織線量当量として、身体を模擬した球ファントムの表面から所定の深さにおける線量当量を用いることを答申した。球ファントムは、ICRU（国際放射線単位・測定委員会）が勧告している人体組織と等価な元素組成を有する物質（組織等価物質）からなる直径30cmの球（これを、一般にICRU球という）である。人体にはカリウムやナトリウムなどいろいろな物質が含まれるが、線量計測上は、重量百分率で酸素：76.2%、窒素：2.6%、炭素：11.1%、水素：10.1%（合計100%）からなり、密度が $1\text{ g cm}^{-3}$ の物質を組織等価物質としている。このような物質を自然界で得ることは困難であり、通常のICRU球はコンピュータの中のみで考慮されるものである。

人体の大きさや形状等を模擬したファントムを用いて、実験あるいは計算によって臓器・組織線量を決定し、(1)式によって実効線量当量を算出したデータが、国の内外でいくつか報告された。しかし、精密な計算であった、全ての個人に適用できる実効線量当量を算定することは困難であり、換算係数として採用できるデータがなかったことは前にも述べた。1985年にICRU-報告書39が出版され、1987年にはICRP-Publ 51が刊行された。(2)から(7)式の線量当量換算係数として、何を用いるかという問題は、ICRUとICRPの出版物の出現によって解決された。結果的には、光子についてはICRP-Publ51の表10の数値が採用されること



(a)  $H^*(d)$ , (b)  $H^*(d, \alpha)$

図-5 ICRU 球(直径30cm)と $H^*$  (10)

になった。また、中性子については、同じPub151の表21が採用された。これらはいずれも図-5に示すようにICRU球に平行に入射したビームに対する、ビームの主軸方向上の種々の深さにおける線量当量である。

ICRPとICRUが、放射線防護の実用量としているのは、現在では、次の3種類である。

- (a) 周辺線量当量(Ambient Dose Equivalent),  $H^*(d)$
- (b) 方向性線量当量(Directional Dose Equivalent),  $H'(d, \Omega)$ ;  $\Omega$ はビームの方向
- (c) 個人線量当量(Individual Dose Equivalent),  $H_P(d)$

(c) は $\beta$ 線のような弱透過性放射線に対する表層部個人線量当量と $\gamma$ 線のような強透過性放射線に対する深部個人線量当量の2つに分けられていた。

1) 強透過性放射線に対しては、深さ  $d$  を10mmとし、弱透過性放射線に対しては、皮膚について  $d$  を0.07mm、眼の水晶体について  $d$  を3mmとする。

2) 同一方向から入射する場合には、図6のように、測定深を含む方向と入射方向との角度を $\alpha$ とする。 $\alpha = 0^\circ$  のとき、 $H'(d, 0) = H'(d) = H^*(d)$  である。

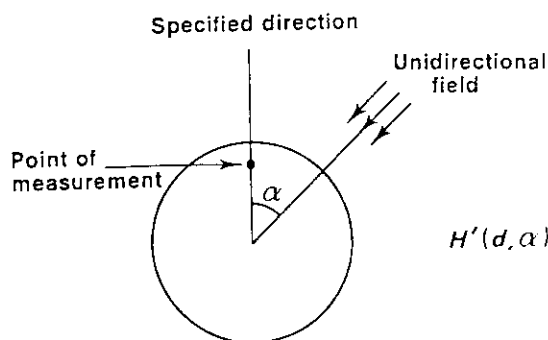


図-6  $H'(d, \alpha)$  の定義

3)  $H_P(d)$  の校正および個人線量当量の計算には、人体を代表するファントムの利用が勧告されている。球ファントムであれば、適切な量は $H_P(d)$  について $H'(d)$  であり、形状や組成が異なるファントムであれば、適切な量は同一形状の組織ファントム中の $H_P(d)$  である。JISにも規定されている30cm x 30cm x 15cmの板状ファントム中での $H_P(d)$  に関する換算係数が計算されているので、それらの計算値が利用できる。

表-2に告示別表に示されている光子に対する1センチメートル線量当量換算係数とICRU報告書に提示されている換算係数を比べてみた。現在、空気中で1イオン対を生ずるに要するエネルギー  $W$  値が、従来の33.85eV から33.97eV に改訂されているので、レントゲンからグレイへの換算係数は0.00873Gy/R から0.00876 Gy/Rに変更されている。このことを考慮しても、 $H_{1cm}$  線量当量換算係数が $H^*(10)$  についても $H'(0.07)$  についても一致しないところがある。

$H_{1cm}$  線量当量の定義が不明確といわれているが、式(2)と(3)および告示別表に指示された換算係数を合わせれば、実用線量当量としての定義はハッキリしているとも考えられる。しかし、最近、放射線防護のための実用計測量が明確になってきたことから、それらの情報に基づいて $H_{1cm}$  線量当量に国際的な定義をはっきりさせることは良いことである。

## 5. おわりに

線量当量換算係数について告示別表の見直しが必要であり、その際に近々出版される予定のICRU -ICRP合同作業部会報告書:Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiationなどを参考にして、 $H_{1,cm}$  線量当量などの定義も明確にすることが必要であろう。換算係数を見直しと定義の明確化により、これまで評価してきた線量当量の個人記録が大幅に変わるようでは困るが、換算係数の違いがあまり大きくないようであるので、その心配もなさそうである。それまでに、放射線防護の専門家の間で実用計測量についてよく検討しておくべきである。

## 参考文献

- 1) 科学技術庁原子力安全局: 放射線障害防止に関する技術指針検討会報告書、1987
- 2) ICRP-39: Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1985
- 3) ICRP-Publication 51: 体外放射線に対する防護のためのデータ、日本アイソトープ協会訳、1989
- 4) ICRP-43: Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources, Part2 International Commission on Radiation Units and Measurements, 1988
- 5) ICRP-47: Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1992
- 6) ICRP-Publication 60: 国際放射線防護委員会の1990年勧告、日本アイソトープ協会訳、1991

## 2. 外部被ばく線量評価において 計測実用量が何故必要か？

Why Do We Need Operational Quantities  
for External Radiation Monitoring ?

南 賢太郎  
Kentaro MINAMI

(財)高度情報科学技術研究機構  
Research Organization for Information Science and Technology

### 1. はじめに

放射線管理においては、作業前に線量計(サーベイメータ)を用いて作業場の線量率レベルを測定し、放射線業務従事者(作業員)の予測被ばく線量を評価して作業工程に反映させ、被ばくの低減化に努めている。加えて、作業期間中に実際に受けた作業員の個人線量を測定し、使用者はその測定結果を法令に基づき作業員等に通知している。このような管理の実務における線量測定は、測定不可能な実効線量当量ではなく、実効線量当量に関連する測定可能な線量で実施しなければならないとともに、この線量は計測の基準となる国家標準とのトレーサビリティを保たなければならない。また、空間の一点で求めた作業場の線量率測定結果から作業員の予測被ばく線量を評価するに当たっては、線量の定義及び放射線場と作業員の被ばくとの関係を合理的に説明できる規定が必要である。以上のことを基本として、国際放射線単位測定委員会(ICRU)は、放射線の種類やエネルギーが異なっても線量の加算が行なえるように線量管理の単純化を考慮した計測実用量(Operational quantities)の導入を検討し、これをICRU Report 39, 43, 47にまとめて報告している。この計測実用量は、これまでの国際放射線防護委員会(ICRP)勧告に関連する現場の線量測定上のいろいろな矛盾を排除できるので極めて有効であるとともに、外部被ばく線量測定の社会的側面性に関しても測定結果を合理的に説明できる。

以下に、防護に関する勧告及び基本単位の変遷、計測実用量の必要性とその変遷及び現状の考え方などについて述べる。

### 2. ICRP勧告及びICRU勧告の防護に関する基本単位の変遷

放射線計測で使用されるレントゲン単位は、1928年にその定義が与えられた。当初においては、通常のエネルギーのX線を照射するときの量的尺度を与える放射線場の単位として用いられた。この単位は、電離標準物質として空気を選び、空気中に発生する電荷で定義されたことにより測定・再現性等に極めて有利であった。これに加えて、空気の実

効原子番号が人体軟組織のそれとさほど異ならないので、X線の生物学的効果に関連した物理学的な量として用いられるようになった。このため、初期の頃から、1953年にICRU (Report 7) が吸収線量 (rad) の定義を行うまでICRPは、規制のためにレントゲン単位を放射線防護の線量基準の勧告 (耐容線量、最大許容線量など) に使用してきた。しかし、レントゲン単位の使用はこの勧告値が放射線場の規制であるのか、作業者の被ばく線量の規制であるのか (名称としてExposure dose を用いていたので)、について混乱をまねいた。

ICRPは、1954年勧告で放射線防護に適切な量は人体軟組織の吸収線量であるとし、これに放射線の種類による影響量の異なることをあらかずRBE (相対的生物学的効果比) を乗じて求めるRBE線量を定義し、remの単位を与えて最大許容線量などを勧告した。ちなみに、1957 (昭和32) 年6月にわが国で初めて公布された「放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律」<sup>1)</sup> (以下、放射線障害防止法と呼ぶ) の科学技術庁告示第四号 (昭和33年3月) は、ICRP 1954年勧告を受け、作業者の最大許容線量を300ミリレム/週とした。表1にICRP 1954年勧告の「身体の外から被ばくする放射線の最大許容週線量」を参考までに示す。

RBEは、問題とする生物学的影響の種類や生物材料の種類等で異なるので、RBE線量は、単位としての安定性に問題が生じた<sup>2)</sup>。ICRUは、1962年のReport 10aで単位にはRBEを用いず、放射線の水中の線エネルギー付与 (LET) とRBEの実験値を参考にして作られる線質係数Qを定義し、吸収線量と線質係数及びその他の修正係数の積を線量当量 (DE, Dose Equivalent, 単位はrem) と名付け、これを用いることを勧告した。なお、1980年のICRU Report 33でSI単位が採用され、radはGyに、remはSvに変更された。

これまでのICRP勧告は、決定臓器を対象とする許容線量の勧告であった。これに対し、1977年勧告は極めて斬新で放射線リスクに関連した線量概念を含む実効線量当量を定義し、これを用いて線量当量限度を勧告した。実効線量当量 (ただし、測定不可能) の導入により、この線量に関連する測定可能な計測実用量を現場の放射線管理に用いる必要性が生じた。

ICRPの1990年勧告の線量に対する概念は、1977年勧告と基本的にかわらない。本勧告では、これまでに得られた知識を加味し、組織・臓器の平均吸収線量に適用するために放射線荷重係数を新しく定義し (線質係数に代わるもの)、臓器の平均吸収線量と放射線荷重係数の積を等価線量 (Equivalent Dose) と名付けた。そして、各臓器の等価線量とその臓器の組織荷重係数の積をすべての臓器について和をとつたものを実効線量 (実効線量当量に代わるもの) としたことである。

### 3. ICRP勧告と現場の線量測定の変遷

ICRPの1954年以前の勧告は、0.3r/週のように単純にレントゲン単位で行

われた。国家標準もレントゲン単位で供給され、管理のための測定器も全てレントゲン単位で校正されていた。1954年勧告は、新しい単位のremで行われ、表1に示すように、改定は極めて大幅で、造血臓器・生殖腺などの体幹部の臓器及び水晶体について最大許容線量を決め、かつ、皮膚の基底層、手・足・前ばく・眼・首など組織及び部位についても最大許容線量を決めた。このように、1954年勧告は極めて複雑で、人体を臓器、組織及び局部に分け、しかも臓器等の吸収線量に関連するrem単位で最大許容線量を決めている。1958年勧告も臓器、組織及び人体の局部別に最大許容集積線量及び最大許容線量を決めており、このような意味では、1954年勧告と基本的に変わらない。わが国の放射線障害防止法は、1958年勧告を受けて改正され、その後多少の改正があったが、1988年の大幅な改正まで、1958年勧告が実に30年間継続使用された。

上記の勧告に関連する個人線量測定で手・足・前ばくなどの局部被ばくについては、その部位に線量計を付けて照射線量(R)を測定すれば線量計を付けた近傍の皮膚線量当量(rem)を評価することができるが、線量計一個を体幹部の胸又は腹部に付けて照射線量(R)を測定し、体内に分布する造血臓器や生殖腺の深部線量当量(rem)を評価することはできない。また、サーベイメータを用いて作業場の照射線量率を測定し、その測定結果から作業者の造血臓器や生殖腺の予測被ばく線量当量を推定・評価するには、現場の放射線管理の立場から考えた場合、合理的な割り切り方を規格化し、これを推定・評価に適用しない限り不可能である。このため、原子力の平和利用を目指して1954年に行われた斬新なICRP勧告も現場の外部被ばく線量管理への適用は、極めて困難であり、わが国は基より各国においても従来と同様にエックス線、ガンマ線に関しては、表1中の注ニをよりどころに照射線量の単位レントゲン(R)を継続して使用した。

以上のように、エックス線、ガンマ線については、照射線量の単位を継続使用したが、放射線障害防止法等の規制単位は線量当量であり、行政機関への報告は全てrem単位で求められた。この問題については、以下のように対処してきた。

自由空間中の照射場のある一点に孤立して小さな軟組織を置いたとき、その軟組織の吸収線量もしくは線量当量への関係は、図1に示すようにな換算係数fとして与えられる。この図から、エックス線、ガンマ線の場合、エネルギーが変わってもその値はほぼ一定で約1と見なせるので、従来より実用的に両者の換算は1対1であるとし、軟組織に対する照射の単位を線量当量の単位remと読みかえて、放射線防護に係わる線量当量の算出を行ってきた。

ここで、注意を要することは、自由空間中の照射場のある一点に孤立して置いた小さな軟組織に生じる平均吸収線量は、その軟組織の質量の大小により異なる値となり、質量が明記されないかぎり、曖昧である。そこで、当然のことながら、自由空間中の照射場のある一点に大きな人体を置いた場合には、上記のような、 $R = \text{rem}$ の関係は成り立たない。このような矛盾を避けるためにも、放射線防護に係わる線量測定に適した計測実用量を導入する必要性が認められていた。

ベータ線については、皮膚の基底層が皮下0.07mmにあるとし、 $7 \text{ mg/cm}^2$ の組織等価



膜を有する薄型電離箱等を用いてこの点の吸収線量を測定し、線質係数を1として線量当量を評価した。また、このような基準的な線量計を基に個人用局部線量計を校正して、皮膚線量の測定がrem単位で行われた。この測定・評価法は、現在も変わらない。

中性子は、エネルギー範囲が極めて広く、中性子のエネルギーにより線質係数が大きく変わる。SnyderとNeufeldによって、組織等価物質で厚さ30 cmの無限平板を中性子のブロードビームで照射したとき、組織の各深さにおける中性子の単位フルエンス当たりの線量当量が計算により求められた（その後、円柱ファントムで計算された）。この計算結果を基に、中性子エネルギーに対応した各深さの最大線量当量(MADE)を与える最大許容粒子束密度(週300ミリレム(40時間労働))が求められ、表2のようにICRPの1954年勧告として示された。

中性子線量当量の測定の困難さのために、当初から、単位フルエンス当たりの線量当量に測定器のエネルギー依存性を一致させ、中性子エネルギーに無関係に線量当量を直接測定する試みがなされた。1964年にAndersonとBraunにより、熱中性子から速中性子にわたり単位フルエンス当たりの線量当量レスポンスを有するレムカウンタが開発された。中性子場をこの測定器で測定し、作業者の予測被ばく線量を評価すれば、エックス線、ガンマ線の場合に比べれば、極めて合理的に、かつ、直接的に線量測定ができるようになった。この測定方法が、放射線管理に計測実用線量を導入する考え方の基礎となったと思われる。

#### 4. 単位照射(R)当たりの臓器の吸収線量換算係数

前章で述べたようにICRPの最大許容線量等の勧告値は、臓器別に線量当量で与えられたので、作業場の線量測定と作業者の被ばく線量解釈の単純化のため、照射(R)に対する臓器の吸収線量の関係が、前方、後方、回転などの照射ジオメトリについて、多くの研究者により、実験と計算が行われた。その結果、0.3 MeV以上のエネルギーでは睾丸の吸収線量換算係数は、前方照射に対して1.1、水平回転照射に対して約0.8の値を報告している。卵巣吸収線量換算係数については、前方照射で約0.8、水平回転照射で約0.7を報告している。また、0.08 MeV近辺では、前方照射に対する睾丸の換算係数は、約1.5で最大となる。以下、エネルギーの低下とともに換算係数も、急激に低下する<sup>13)</sup>。このような換算係数を基に作業者の臓器線量を評価しようとする試みが行われた。また、一方では中性子の場合のように、体幹部水ファントムを単位照射したときのファントムの最大線量当量(MADE)を測定すれば、照射ジオメトリに関係なく、臓器線量を安全側に評価できるとの考え方から、放射線管理上の測定はMADEで行おうとする試みもなされた<sup>14)</sup>。

以上のような試みは、現場で合理的に測定すべき線量とは何かの模索であり、計測実用量導入への動機の一つでもあった。

## 5. レセプタとしてのICRU球ファントム

1971年のICRU Report 19 で、ICRUは、初めて人体の代わりに放射線場に置き線量の基準を決めるためのレセプタの考え方を提示した。これは、直径30cmのICRUの球(O:76.2%, C:11.1%, H:10.1%, N:2.6%, 密度は1)で、ICRU球ファントムとも呼ばれるものである。このファントムを放射線場に置いたときICRU球の表面から、ある深さで生じる最大吸収線量を吸収線量指標、また、ある深さで生じる最大線量当量を線量当量指標と呼び、これらを用いて人体の臓器、組織及び局部別に極めて複雑に規制値をきめたICRPの1954勧告や1958勧告を安全側に測定・評価するための、測定すべき線量の基準とすることを示唆した。

ICRPの1977年勧告は、実効線量当量(臓器を含む体幹部の線量)と組織線量当量(水晶体、皮膚などの線量当量)の二つで、線量測定上は極めてシンプルに決められた。そして、放射線管理計測上はICRU Report 19の考え方を取り入れ、測定不能な実効線量当量の代わりにICRU球の深部の線量当量指標を、また、組織線量当量にはICRU球の表層部の線量当量指標を測定することを示唆した。

## 6. 放射線管理に用いる計測実用線量の導入

ICRU Report 19 及びICRPの1977年勧告で示されたICRU球に関連する線量を放射線管理で測定すべき計測実用線量とするために、この球を平行ビームで照射したときの線量が計算された。また、臓器を含む人体数学ファントムを用い、これを前方、後方、側方、回転、等方などのいろいろなジオメトリで照射して実効線量当量の計算が行われた。単位照射したときの両者の線量当量を図2に重ねあわせて描いてみると、ICRU球の深さ1cmの線量当量が、各照射ジオメトリの実効線量当量を安全側にフィットすることが見いだせた<sup>15)</sup>。そこで、ICRUは、ICRU球の適当な深さにおける線量当量を実効線量当量や組織線量当量の代わりに測定対象線量、即ち、計測実用量の基準として用いることにして、計測実用量の構築方法をICRU Report 39 に示した。

## 7. 計測実用量の考え方

1985年のICRU Report 39 及び1988年のICRU Report 43 で計測実用量制定の考え方が、以下のように明らかにされた。

### 1) 現場の線量測定と作業者の予測被ばく線量の解釈の合理化

放射線の単位は、無方向性の球強度として決められている。このため、放射線管理に使用する線量測定器は、球強度が測定できるように方向特性が良好に作られている。従って、現場での測定値は、いろいろな方向から来る放射線の線量を一つの値として指示している。そこで、測定者は、通常、この測定値を与える放射線はすべて一方向からきているも

のと解釈（整列化）するとともに、空間の一点での測定値を基に、この値で作業者の体幹部のすべてが等しく被ばくする（拡張化）ものと考えて、作業者の予測被ばく線量の評価を合理的に解釈する<sup>15)</sup>。そこで、Report 39 では放射線場について、「整列」と「拡張」の概念を定め、「拡張場」と「整列かつ拡張場」を規定することにより予測被ばく線量評価を合理的に行えるように考慮した。

## 2) 計測実用量を決めるに当たって考慮したこと

- (1) 全ての放射線に適用できる単一な単位であること
- (2) 線量限度に関係付けられること
- (3) 単位として永続性があること
- (4) 加算性があること
- (5) 測定可能であること
- (6) 現状の線量測定器と両立すること
- (7) 線量は計算可能であること
- (8) ある一点で線量を決定できること
- (9) ICRU球に関係付けられること
- (10) 明瞭であること

以上の点を考慮してICRU Report 39 は、放射線場の測定と個人線量の測定に分け、表3に示すように計測実用量を初めて定義した。

1992年のICRU Report 47 では、表4に示すように計測実用量の内、方向性線量当量の定義をより詳細に規定した。また、個人線量の計測実用量として新規にスラブファントムの線量を計測実用量とすることにしている。

## 8. まとめと課題

ICRPの1954年勧告、1958年勧告は、人体の臓器、組織及び局所別に最大許容線量を決めたので、現場ではこの最大許容線量をガイドに、作業者の予測被ばく線量測定や個人線量測定を行い、被ばく線量の管理を実施しなければならなかった。しかし、このような臓器、組織別の線量測定は、極めて困難であり、勧告の求めと現場の線量測定の間には齟齬が生じていた。勧告と測定を合理的に結び付ける解決方法が簡単に得られなかったため、エックス線、ガンマ線については、便宜的にレントゲンをレムと読み変えて、照射の量的尺度であるレントゲン単位が長期に使用された。

すべての放射線について防護の単位の一元化を図り、勧告と測定の矛盾を解消し、放射線防護における線量測定を合理的に行う計測実用量の導入が1985年になされた。計測実用量の導入により、これまでの齟齬は極めて解消されたが、以下のような課題が残っている。

- (1) 指、手のひら、腕など局所被ばく線量の基準線量をどうするか？  
ファントムを決める必要があるか？

- (2) 眼（水晶体）の線量当量測定用線量計が必要か、校正用ファントムを決めて基準線量を決める必要があるか？
- (3) サーベイメータなどの校正をするときはICRU球の基準線量を用い、個人線量計の校正にはスラブファントムの基準線量をもちいる。これでよいか？  
サーベイメータによる予測被ばく線量と個人線量測定器間に差異が生じる。
- (4) 個人線量計の校正には、スラブファントム型の基準線量計を作り、これを用いて置換法で校正すべきである。
- (5) ICRU球の基準線量計を開発すべきか？

以上のような課題を解決して計測実用量の構築度をより高め、放射線防護で求められる線量測定の社会的側面性（行政機関への報告、労使関係、訴訟、保険などの社会制度）に関し、合理的に回答できるようにすることが我々の責務である。

#### 謝辞

本稿をまとめるに当たり、文献調査にご協力を頂きました（財）高度情報科学技術研究機構 西戸武夫氏に感謝する。

参考文献

- 1) 鈴木嘉一：放射性同位元素等による放射線障害の防止に関する法律施行令等の解説、  
帝国地方行政学会、昭和34年1月10日
- 2) 国際放射線防護委員会ならびに国際放射線単位及び測定委員会に対するRBE専門委員会の報告、1962年12月7日受理：日本放射性同位元素協会、仁科記念財団、  
昭和39年11月10日
- 3) 国際放射線防護委員会勧告1958年9月採択、ICRP Publication 1：日本放射性同位元素協会、仁科記念財団、昭和35年1月25日
- 4) 国際放射線防護委員会勧告1965年9月採択、ICRP Publication 9：日本放射性同位元素協会、仁科記念財団、昭和35年1月25日
- 5) 国際放射線防護委員会勧告1977年1月採択、ICRP Publication 26：日本アイソトープ協会、仁科記念財団、昭和52年11月15日
- 6) 国際放射線防護委員会の1990年勧告、ICRP Publication 60：日本アイソトープ協会、平成3年11月25日
- 7) 国際放射線単位測定委員会：ICRU Report 10a 1962
- 8) 国際放射線単位測定委員会：ICRU Report 19 1971
- 9) 国際放射線単位測定委員会：ICRU Report 33 1980
- 10) 国際放射線単位測定委員会：ICRU Report 39 1985
- 11) 国際放射線単位測定委員会：ICRU Report 43 1988
- 12) 国際放射線単位測定委員会：ICRU Report 47 1992
- 13) 神永博史 他：外部被ばくによる単位照射線量当たりの臓器吸収線量の比較検討、  
保健物理、No.10、193-201頁、1975
- 14) 西 健雄：私信
- 15) 南 賢太郎：線量測定の実際(1)、ISOTOPE NEWS、11 NOV-1988 No.413

表1 身体の外部から被ばくする放射線の最大許容週線量

(1954年国際放射線防護委員会勧告)

ばく射条件		問題になる器官の許容線量 (mrem)			
身体の部分	放射線	表皮の 基底層 (注イ)	造血 臓器	生殖腺	水晶体
全身	軟組織(注ロ)の1mmより大きい半価層(注ハ)をもつ放射線	600 (注ニ)	300 (注ニ)	300 (注ニ)	300 (注ニ)
全身	軟組織の1mmより小さい半価層をもつ放射線	1500	300	300	300
手、足、前ばく、あし、くび、眼(水晶体を除く)、首	任意の放射線	1500 (注ホ)			
その他の組織 および臓器	任意の放射線	(注ヘ)の図表による			

注 イ 基底層は皮下7mg/cm<sup>2</sup>に相当する深さに存在するものと仮定する。

ロ 軟組織とは歯牙及び骨組織以外の人体組織をいう。

ハ 半価層とは放射線量率を半減するに要する物質の厚さをいう。

ニ 3MeV以下のエックス線及びガンマ線に対しては300mr(空气中で計った線量)を採用する。

ホ この場合造血臓器、生殖腺、水晶体に対しては300mremの線量をこえてはならない。

ヘ このときの最大許容週線量の分布図は次の図表のとおりとする。

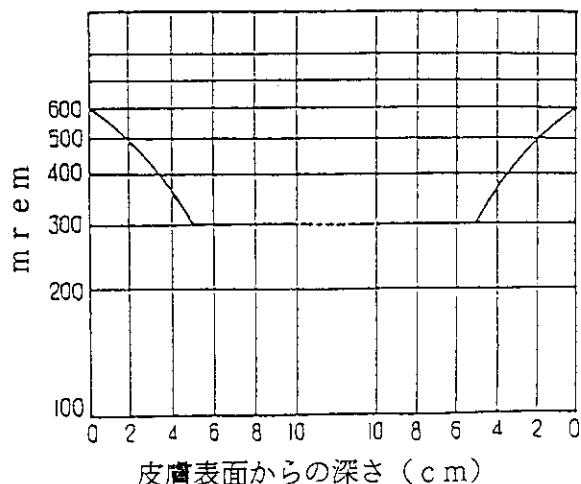


表2 最大許容粒子束密度<sup>1)</sup>

(1954年国際放射線防護委員会勧告)

中性子のエネルギー	最大許容粒子束密度 $n / \text{cm}^2 / \text{sec}$
0.025 eV	2,000
10 eV	2,000
10 KeV	1,000
0.1 MeV	200
0.5 MeV	80
1 MeV	60
2 MeV	40
3~10 MeV	30

1) 週40時間労働で300 mremに相当する中性子粒子束密度 NBS Handbook 63参照。

表3 計測実用量に関する定義 (ICRU Report 39)

## ICRU Report 39(1985)

- ・現場の線量モニタリングを考慮し、放射線場を規定(拡張場、整列拡張場)

- ・ICRU球を用いて以下の線量当量を規定する

周辺線量当量  $H^*(d)$ ,  $d = 10 \text{ mm}$

方向性線量当量  $H'(d)$ ,  $d = 0.07 \text{ mm}$

透過性個人線量当量  $H_p(d)$ ,  $d = 10 \text{ mm}$

表層性個人線量当量  $H_s(d)$ ,  $d = 0.07 \text{ mm}$

表4 計測実用量に関する定義の改良 (ICRU Report 47)

## ICRU Report 47(1992)

- ・ 計測実用線量の定義を明確にし、計測量の規格化を図る
  - $H^*(d)$ ,  $d = 10 \text{ mm}$
  - $H'(d, \Omega)$ ,  $d = 0.07 \text{ mm}$ ,  $\Omega$  : 指定する方向
  - $H'(d, \alpha)$ ,  $d = 0.07 \text{ mm}$ ,  $\alpha$  : 指定した方向に対する入射角
  - $H_p(d)$ ,  $d = 10 \text{ mm}$  強透過性放射線, 体幹部対象
  - $d = 3 \text{ mm}$  弱透過性放射線, 眼を対象
  - $d = 0.07 \text{ mm}$  弱透過性放射線, 皮膚を対象
- ・ 個人線量当量校正用ファントムの現状と校正の考え方を示す
- ・ ICRU組成のスラブファントムHsl(10)線量当量換算係数を示す



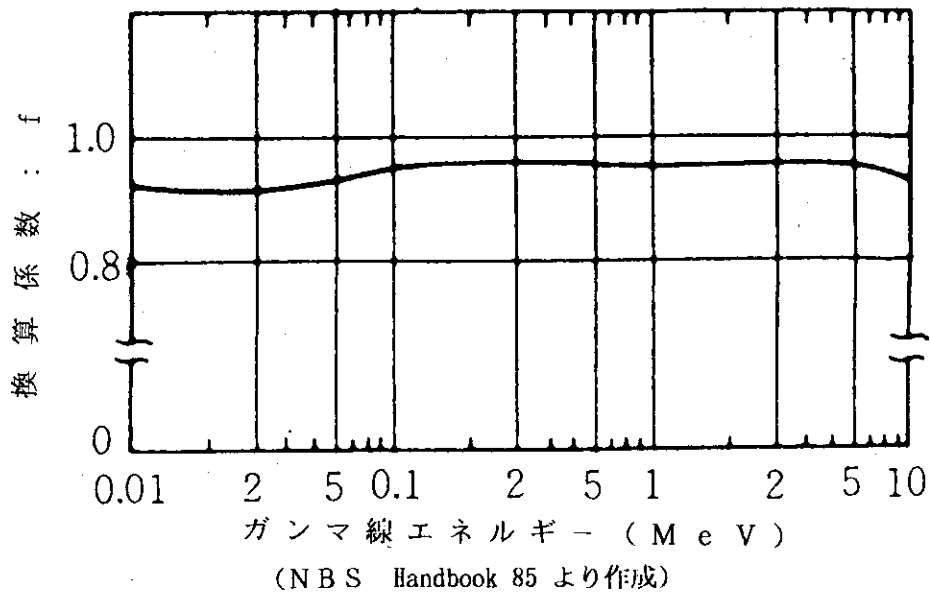


図1 照射線量より人体軟組織の線量当量を求める換算係数  $f$  (rem/R)

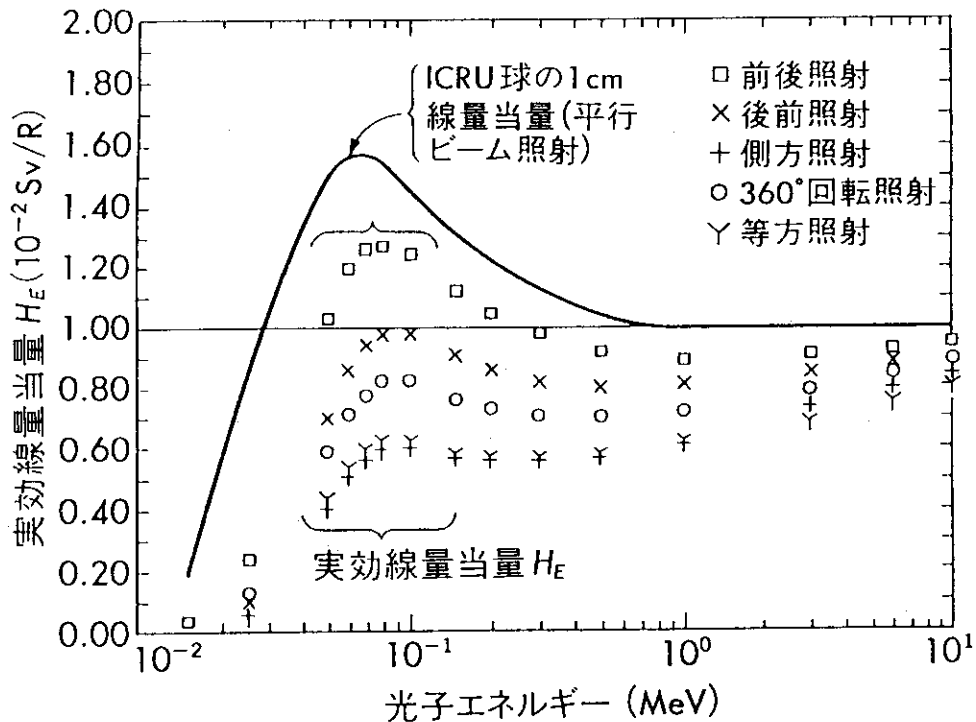


図2 照射様式をパラータとした人体数学ファントムによる実効線量当量  $H_E$  の計算結果と ICRU 球の 1 cm 線量当量レスポンス [R. Kramer and Drexler : Radiation Protection Dosimetry, 3, (1/2) 13-24 (1982) 及び南 賢太郎 : 線量測定の実際 (1) ISOTOPE NEWS, No. 413, 1988より]

### 3. 極低及び高エネルギー放射線に対する計測実用量はあるのか？

Operational Quantities for Ionizing Radiation of Extremely Low and High Energy

多田 順一郎

TADA Junichiro

#### (1) はじめに

主催者から与えられた課題は、実は、深刻な自己矛盾を含んだものである。その自己矛盾は、“極低及び高エネルギー放射線”なる概念を規定しようとするとならば明らかになる。この概念の規定は、これからの議論には必須のものである。何故ならば、高低強弱は相対的な概念であるから、或る分野では高エネルギーであるとされている現象が、他の分野ではその様には理解されていないということも生じるからである。ここで取り扱う問題は、放射線防護の目的に限定して使用される実用線量(operational quantities)に関することである。現在最も標準的に用いられているICRUの導入した実用線量は、ファントームの表面から或る深さの場所の線量当量として定義されている。これは、放射線防護で従来取り扱われて来たエネルギー範囲の放射線では、この特定の場所の線量当量が実効線量の近似量とみなせるので、これを実用線量として利用することが可能であったという事情によっている。従って、以下の議論では、この特定の場所の線量当量が、もはや実効線量に対する適切な近似量とはみなし得なくなるエネルギーの放射線を、“極低及び高エネルギー放射線”と規定することになる。その結果主催者から与えられた課題は、ゼノンの逆理と化すことになる。

併しながら、こうしたレトリックの遊びは、主催者の意図するところではあるまい。そこで、以下では、現在標準的に用いられているICRUの実用線量が、もはや実効線量の適切な近似量とはみなせなくなるエネルギーの放射線に対して、適用可能な実用線量を規定出来るか、或いは、その様な放射線に対して適用可能な様にICRUの実用線量の概念を拡張出来るか、という検討を行うことにしよう。従って、以下で“極低及び高エネルギー放射線”とは、具体的には、エネルギーが10keV程度以下または10MeV程度以上の光子や、100MeV程度以上のエネルギーを持つ中性子線、CSDA飛程が $1\text{g/cm}^3$ または $7 \times 10^{-3}\text{g/cm}^3$ 程度以下に相等するエネルギーを持つ重い荷電粒子線などを意味するものとする。

#### (2) 実用線量について

実用線量導入の本来の目的は、実効線量(または実効線量当量)の近似量で、比較的簡便な方法で実測出来る代用品の線量を提供することにあつた筈である。併しながら、実際にはICRUの定義した実用線量が、恰も防護の測定の研究の究極的な目標であるかの如く祭り上げられ、そのエネルギー・レスポンスに如何に精密に測定器の特性を合わせるかなどと言う、放射線防護の測定の本質を見失ったところに多大な労力が浪費されて来たことは、誠に悲しむべきことであると言わざるを得ない。その主な原因が、ICRPのPub. 51に記載されたデータの意味を正しく解釈出来ない人々が、このデータが公開される以前に我が国の法令に

取り入れることを決めてしまったことにあることは、放射線防護に携わる者への戒めとしてその歴史に記録しておく必要がある<sup>1)</sup>。

計測線量(以下、ICRUの言う dosimetric quantities をこう呼ぶことにする)は、放射線が物質と遭遇したとき、そこに生じる相互作用(或いは、相互作用の生成物)の量に基づく物理量(物象を定量的に記述するために用いられる量)である。従って、計測線量の値は、放射線と物質の相互作用の形態が指定されなければ確定しない。殊に、放射線防護のための線量はその換算・評価の基としている(ヒトの軟部組織の)吸収線量は、本質的には、物質中の荷電粒子線の系からクーロン散乱により物質電子系に移行するエネルギーの密度であるから、その荷電粒子線の発生源である“周囲”の物質の組成・形状や、“周囲”における放射線場の状態に著しく影響を受ける[図-1]。そこで、ICRUは、放射線と物質の相互作用の形態を一意的に指定するために、整列拡張場(拡張場)という特定の形状の放射線場と、ICRU球ファントムという特定の組成・形状を持つ物体とを導入したものと解釈出来る。この様な解釈と、整列拡張場や固体のICRU球が現実には存在しないことを考え併せるならば、ICRUの定義した“環境測定のための実用線量”は、単に放射線場のフルエンス(分布)から線量への“換算関係”を規定したものに過ぎないことが分かる<sup>2)</sup>。従って、主催者が課した設問は、放射線のフルエンス(分布)から“線量”への“換算関係”を如何に規定すれば、“極低及び高エネルギー放射線”に対しても実効線量の近似量となるものを構築できるかということに帰着しよう。

### (3) 近似量と“みなす”ことについて

放射線防護の世界では、外部放射線の被曝測定に関して許容される線量評価の95%信頼限界の幅には、10mSv~50mSvでは±50%、10mSv以下では±100%という数値が用いられる習慣がある<sup>3)</sup>。然らば、実用線量が実効線量の近似量とみなし得る範囲も、これと同じ基準に基づけばよいことになる。シミュレーションを行う人々の中には、線量の過小評価に関して極めて神経質になる向きも見受けられるが、そもそも線量限度のレベルですら50%の過小評価が許容されることを銘記するべきであろう。振り返って見れば、旧来行われていた光子に関する  $1R \sim 1cGy_{air} \sim 1cSv$  という評価は、既にこの許容範囲に適合していた訳である。本来、線量限度の値も、実用線量と実効線量との関係も、その程度にラフなもので良かった筈である。その意味において、法令に三桁の有効数字を持つ換算表を掲載したことは、極めて思慮に欠けていたことになる。少なくともあの換算表が、実用線量に関する極めて不健全な考え方を、我国の放射線防護関係者の間に扶植したことは、否定しようがない。

以下では、上記の様な放射線防護の世界の習慣を踏襲して、実用線量が実効線量の適切な近似量とみなし得るのは、実用線量が実効線量を(95%信頼限界で)±50%程度に近似できる場合であると了解することにする。

### (4) 線質係数について

然らば、残された問題は、コンピュータの達人が“適切なファントム”を用いて精力的

なシミュレーションを行い、尤もらしい“レスポンス・カーブ”を求めることのみであろうか。その答えは、残念ながら否である。その理由は、算出された吸収線量(のLET分布)から線量当量への換算の過程にある。言うまでもなく、この過程で用いられるものは、荷電粒子の水中における制限のない線エネルギー付与の函数として“与えられた”線質係数<sup>4)</sup>である。如何に解剖学的に精密なファントムを用い、如何に放射線と物質の相互作用を忠実にシミュレートしてファントムの各点での吸収線量のLET分布を求めようとも、この過程を経ずして実効線量やそれを近似する实用線量を求めることは出来ない。ところが、この線質係数を用いて吸収線量から線量当量への換算を実行することは、望むと望まざるとに拘らず、以下に示す事項を暗黙のうちに容認したことを意味している。

- ① Zaider等によるSpecific Quality Factorの理論<sup>5)</sup>の妥当性。
- ② Zaider等がその理論を適用する際に用いた放射線生物学的実験データの妥当性、および、ヒト白血球のdicentricな染色体異常をendpointとする大線量・大線量率の放射線影響を、低線量・低線量率の放射線被曝がヒトに与える晩発的影響の指標に用いることの妥当性。
- ③ ICRPとICRUのJoint task groupが、Zaider等の解析データから、その誤差範囲を全く示さずに採用したlineal energyの函数としての線質係数<sup>6)</sup>の妥当性[図-2, 3]。
- ④ Kellerer等によるlineal energyからLETへの換算<sup>7)</sup>の妥当性。
- ⑤ Drexler等による恣意的な函数形の変更<sup>8)</sup>(線質係数の値が1であるLETの範囲の拡大)の妥当性[図-4]。

①は、Rossi学流のマイクロシメトリ<sup>9)</sup>の範囲でconsistentな理論であり、Rossi流のマイクロシメトリが“正しい”という意味において妥当性を持っている。併し、筆者の理解するところ、今日では、放射線の生物作用を記述するためには、更に空間的に微小な領域におけるエネルギー付与事象を取り扱う必要を説く意見もあるように思われる<sup>10)</sup>。②については、放射線生物学者のコメントを待ちたい。線質係数に関する誤差情報を滅却した③は、線質係数を用いて計算を行う者にとって、最も深刻な問題を提起している。精密な計算により求められた(組織)吸収線量のLET分布は、誤差範囲不明の係数を乗じることにより、その数値的な信頼性を全く論じ得ないものに変化してしまうからである。これは、線質係数を用いる限り、算出された实用線量と実効線量との数値的な関係を、例え±50%程度という大きな不確定性を許容しようとも、論じようがないことを意味している。④は、マイクロシメトリの研究者の中からは異論が出るかも知れないが、比較的マイナーな問題であろう。⑤は、“大部分の光子や電子線の線質係数の値を1にしたい”という、願望乃至都合に合わせたデータの改竄に他ならず、こうした論文を堂々と掲載した編集者の見識を疑わざるを得ない。

併し、ICRPが新しい線質係数の函数形を発表して以来、既に5年以上が経過したが、その間、特に異論は提示さなかった様に思われる。これは、世界中のマイクロシメトリ研究者と放射線生物学者とが、挙ってこれ等の議論の余地のある事項を容認しているということなのであろうか。

## (5) “極低及び高エネルギー放射線”に対しても適用可能な実効線量は構築できるか？

前節で議論した様に、現在の誤差情報を伴わない線質係数を用いる限り、或る実効線量が実効線量の適切な近似量であるか否かを客観的に評価する以前に、人体ファントームを用いたシミュレーションにより評価された実効線量の値そのものの信頼性すら、これを議論することは原理的に不可能である。言い換えるならば、そもそも線量当量なる量およびその派生量が、客観的な数値評価に耐えない量であった訳である。

この原理的な困難を克服する方法は二つ考えられる。第一の方法は、科学的な評価に耐える(誤差情報の明確な)線質係数を、新たに作り直すことである。この選択は、放射線防護の線量が、“科学”の対象として生き残る道である。もう一つの方法は、線質係数をその科学的意味を問わない一つの“約束事”と規定することである。この選択は、放射線防護の線量が“科学”の対象であることを放擲することを意味する。

前者の選択をするならば、長い困難な努力の末に放射線防護の線量が抱える根本的な問題を解決できる可能性はあるが、“極低及び高エネルギー放射線”に対しても適用出来る実効線量の体系は、ここ当分の間は構築できそうにない。一方、後者の選択をするならば、その構築は極めて容易である。第(2)節で論じた様に、実効線量を定義することは、放射線場の量から線量への換算関係を規定することに他ならない。後者の選択をすれば吸収線量から線量当量への換算は(その過程における誤差の発生を考慮することなく)一意的に行えるので、共通の人体ファントームと照射条件を“定め”て放射線場の量と実効線量との換算関係を求めれば、その“レスポンス・カーブ”が如何なるエネルギーの放射線に対しても適用可能な実効線量を与える。今日のシミュレーション技術のレベルを考えれば、単に計算を簡便にするだけの理由で、この過程に他の種類のファントームを介在させる必然性は毫も認められない。併し、何れにせよ、その様な“レスポンス・カーブ”を求めることは、もはや科学ではあり得ない。

## (6) 参考文献

- 1) 放射線障害防止に関する技術指針検討会報告書, 昭和62年6月10日, p.20, 脚注
- 2) ICRP: General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers, ICRP Publication 35, Ann. ICRP 9(4), para. 109 (1982)
- 3) 多田順一郎: 実用線量の体系, ESI-NEWS, 12(6), 1-2 (1994)
- 4) ICRP: 1990 Recommendations of the ICRP, ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21, Pergamon (1991)
- 5) Zaider, M and Brenner, D.J. : On the Microdosimetric Definition of Quality Factors, Radiat. Res., 103, 302-316 (1985)
- 6) ICRU: The Quality Factor in Radiation Protection, ICRU Report 40 (1986)
- 7) Kellerer, A.M. and Hahn, K. : Considerations on a Revision of the Quality Factor, Radiat. Res., 114, 480-488 (1988)  
Kellerer, A.M. and Hahn, K. : Options for a Reformulation of the Quality Factor, IMSK 88/119, Inst. Med. Strahl. Univ. Würzburg (1988)
- 8) Drexler, G., Veit, R. and Zankl, M. : The Quality Factor for Photons, Radiat. Prot. Dos., 32, 83-89 (1990)
- 9) ICRU: Microdosimetry, ICRU Report 36 (1983)
- 10) Goodhead, D.T. : Relationship of Microdosimetric Techniques to Applications in Biological Systems, in THE DOSIMETRY OF IONIZING RADIATION, vol. II, 1-89, Acad. Press (1987)

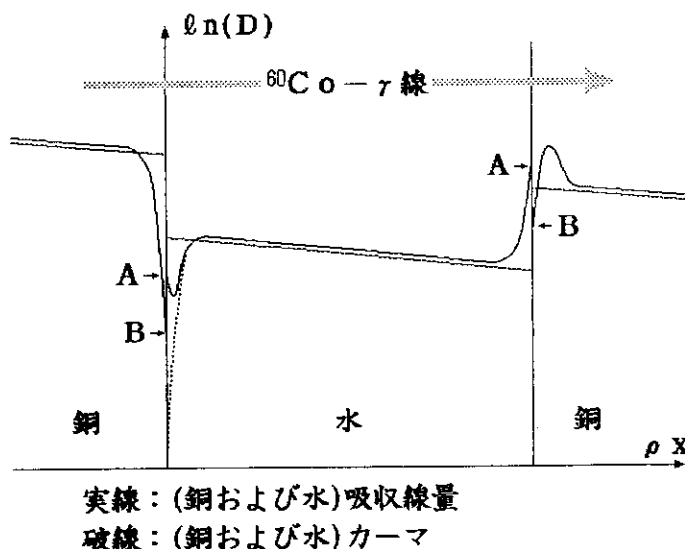


図-1 境界付近の吸収線量

銅・水・銅という三層構造の物質を、図の左側から $^{60}\text{Co}$ の $\gamma$ 線が照射している。図では問題を単純化するため、散乱線の寄与を除いている。吸収線量は、なぜこの様に変化するのだろうか。物質境界における吸収線量の不連続(A-B)は、如何なる値を持つのだろうか。放射線防護の研究者で、即座に答えられる人は余り多くないと思われるが、診療放射線技師の教育課程(専門学校)では、寧ろ常識の範囲に属する問題である。

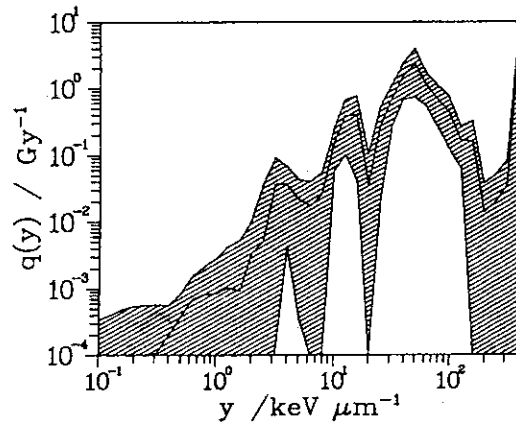


図 - 2

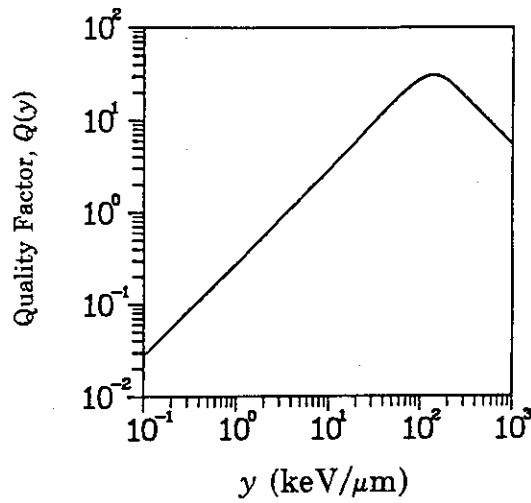


図 - 3

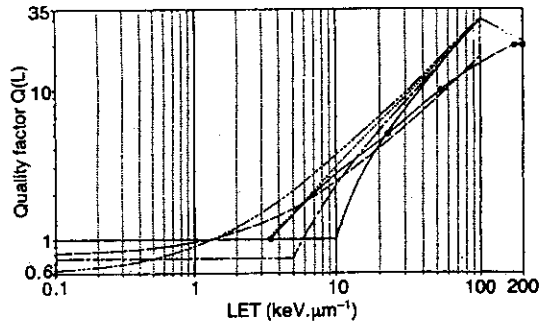


Figure 8. The quality factor as a function of unrestricted LET. Various proposals compared with the present convention (---●-). Quality factor functions:

- (---)  $Q(L) = 0.8 + 0.16L$  for  $L \leq 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$  (ICRU 16).
- (---)  $Q(L) = 0.6 + 0.3L$  for  $L \leq 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ ,  $300/L^{1/2}$  otherwise.
- (---)  $Q(L) = 0.75$  for  $L \leq 5 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ ,  $0.3L - 0.75$  for  $L < 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ ,  $300/L^{1/2}$  otherwise.
- (---)  $Q(L) = 1.0$  for  $L \leq 3.5 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ ,  $0.3L$  for  $L < 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ ,  $300/L^{1/2}$  otherwise.
- (---)  $Q(L) = 1.0$  for  $L \leq 10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ ,  $0.32L - 2.2$  for  $L < 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ ,  $300/L^{1/2}$  otherwise.

図 - 4

## 4. 放射線標準と計測実用量について On the Radiation Standard and Operational Quantities

崎原 克彦

Katsuhiko Sakihara

電子技術総合研究所

Electrotechnical Laboratory

### 1. はじめに

現在、平成5年11月1日に施行された計量法が、わが国における計量に関する法的根拠となっている。現行の計量法においては、計量の対象となる物象の状態の量及びその単位が指定されている。このうちで基本的物理量の計量について国家標準を設定し、計量標準の供給を円滑に進めると共に計量の整合性を確保する目的でトレーサビリティ制度が設けられている。ここでは、わが国における放射線標準及びそのトレーサビリティ体系と放射線防護分野における計量との関連を視野に入れつつその現状について述べる。

### 2. 放射線関連量と計量標準

放射線関連量に関しては、国際度量衡委員会により承認された、中性子放出率、放射能、吸収線量及び吸収線量率、カーマ及びカーマ率、照射線量及び照射線量率並びに線量当量及び線量当量率について、単位が指定されている。

放射線の線量に係わる計量については、電子技術総合研究所において、放射線の種類に応じて、以下に述べる標準が設定されている。

#### (1) X, $\gamma$ 線の照射線量及び照射線量率標準

X,  $\gamma$  線に関しては、空気を標準物質とする照射線量標準が絶対測定に基づき設定されている。照射線量標準は、標準測定器及び絶対測定法の相違に基づき、実効エネルギーが8 keVから30 keVの領域で軟X線照射線量標準、同30 keVから200 keV領域で中硬X線照射線量標準並びに $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{60}\text{Co}$ 及び $^{226}\text{Ra}$   $\gamma$  線線源に対して $\gamma$  照射線量標準と3つに細分されている。照射線量の絶対測定には、X線に対しては平行平板自由空気電離箱、 $\gamma$  線に対してはグラフィイト壁空洞電離箱が用いられる。これらの標準は、 $10^{-7} \text{ C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$ から $1 \text{ C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$ の照射線量率の範囲をカバーしている。絶対測定の不確かさは、照射線量率に依存するが0.5%から3.0%の範囲内である。

#### (2) $^{60}\text{Co}$ $\gamma$ 線の水吸収線量及び水吸収線量率標準

医学治療分野における線量計測に対応し、 $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  線について、水深が5 cm、10 cm並びに



15 cmにおける水吸収線量率が標準化されている。絶対測定の不確かさは1%である。

(3)  $\beta$ 線の組織吸収線量及び組織吸収線量率標準

放射線防護分野における線量計測に対応して、 $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ 、 $^{204}\text{Tl}$ および $^{147}\text{Pm}$ の $\beta$ 線について、0.07 mm深部における組織吸収線量率が標準化されている。この標準は、 $1 \mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ から $300 \mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ の線量率範囲をカバーしている。絶対測定の不確かさ(1 $\sigma$ )は、 $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ および $^{204}\text{Tl}$ の場合1.7%、 $^{147}\text{Pm}$ の場合3.1%である。

(4) 中性子放出率標準

$^{252}\text{Cf}$ および $^{241}\text{Am}-\text{Be}$ 線源について、中性子放出率が標準化されている。絶対測定の不確かさは、0.6%である。

(5) 中性子フルエンス標準

粒子加速器で得られる21 MeV未満の中性子について、フルエンスが標準化されている。絶対測定の不確かさは、熱中性子の場合0.8%、速中性子の場合1%から3%の範囲である。

(6) 中性子の組織吸収線量率標準

放射線防護分野における線量計測に対応して、14.8 MeVの中性子線場について、組織吸収線量率が標準化されている。絶対測定の不確かさは、5%である。

### 3. トレーサビリティ体系

計量法のトレーサビリティ制度に基づく標準供給は、特定二次標準器を用いて認定事業者により行なわれる。

現在、特定二次標準器は電離箱式照射線量計であって、線量又は線量率に関する適用範囲が、軟X線用電離箱式照射線量計及び中硬X線用電離箱式照射線量計については $1 \mu\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$ 以上 $0.1 \text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$ 以下または $1 \mu\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$ 以上 $0.1 \text{C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$ 以下、 $\gamma$ 線用電離箱式照射線量計については $0.1 \mu\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$ 以上 $0.1 \text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$ または $0.1 \mu\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$ 以上 $0.1 \text{C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{h}^{-1}$ 以下に限定されている。ただし、計量器の校正に当っては、合理的と認められた校正方法により線量及び線量率を1桁の範囲で拡張できることになっている。

なを、適用範囲が上記の範囲と異なるX、 $\gamma$ 線用線量測定器、 $\beta$ 線源及び $\beta$ 線測定器、中性子源及び中性子測定器並びに放射能試料及び放射能測定器等の校正は、従来通り依頼試験制度により行なわれる。

現在、電子技術総合研究所が保管する照射線量標準器が特定標準器に指定されている。特定二次標準器となる電離箱式照射線量計の校正は、「照射線量の校正実施細則」に基づき電子技術総合研究所で実施される。同細則に規定された検査或いは試験の何れにも適合することが確認された線量計に対して「特定二次標準器校正証明書」が発行される。

放射線に関する計量器の校正等の事業については、平成7年12月1日付けで、千代田

保安用品株式会社大洗研究所、社団法人日本アイソトープ協会並びに財団法人放射線計測協会の3事業所が認定事業者として認定された。

それら認定事業者の事業の範囲は、照射線量及び照射線量率、吸収線量及び吸収線量率、線量当量及び線量当量率並びにカーマ及びカーマ率を網羅する。しかしながら、照射線量及び照射線量率以外の計量については、技術的整備が必要であり、特に放射線防護分野に係わる計量標準の供給は、今後、認定事業者の技術的整備を待つて逐次開始されることになる。

#### 4. 外部被ばく測定のための量

ICRUは、報告書-39において、外部被ばくの定量に係わる線量に関し、強透過性放射線に対し「周辺線量当量」,  $H^*(d)$ 、弱透過性放射線に対し「方向性線量当量」,  $H'(d)$ 、さらに「透過性個人線量当量」,  $H_p(d)$ 及び「表層部個人線量当量」,  $H_s(d)$ を定義し、「周辺線量当量」と「方向性線量当量」を放射線場のモニタリングに、また、両「個人線量当量」を個人モニタリングに適用することを提案した。「周辺線量当量」および「方向性線量当量」は、整列拡張場あるいは拡張場の概念を導入し、ICRU球内の関心点における線量当量を規定している。ICRU、報告書-47で、単一エネルギーの光子場について、ICRU球の10 mm深部における周辺線量当量,  $H^*(10)$ とフルエンス、空気カーマ及び照射線量とを関係づける換算係数、ならびにICRU球の0.07 mm深部における方向性線量当量,  $H'(0.07)$ とフルエンス及び空気カーマとを関係づける換算係数を提示した。また、ICRUは、フルエンス分布のX線場の例として、ISOが規格4037で提示した廣スペクトル、峽スペクトル、低空気カーマ率及び高空気カーマ率の4シリーズのX線について、周辺線量当量,  $H^*(10)$ 及び方向性線量当量,  $H'(0.07)$ と空気カーマ及び照射線量とを関係づける等価換算係数を明示している。

先に述べたごとく、計量法のトレーサビリティ制度において、X,  $\gamma$ 線に係わる線量の定量的根拠は照射線量標準であり、ICRUが提唱する放射線場のモニタリング用の線量は、X,  $\gamma$ 線場の関心点近傍におけるフルエンス分布に対応する等価換算係数を介して照射線量と関係付けられる。

放射線場のモニタリングに係わる計量標準の供給を開始するためには、認定事業者が標準場のフルエンス分布について、計測技術を確立し、その等価換算係数を確定する必要がある。

ICRUは、方向が揃い均一な単一エネルギーの光子場について、ICRUの組織材からなるスラブファントム ( $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ ) の10 mm深部における個人線量当量と空気カーマを関係づける換算係数を明示している。

個人線量当量に関する計量器の校正等の事業に係わるX,  $\gamma$ 線の標準場は、コニカルプレーンな放射線場であり、それぞれの標準場に付随する固有の不均一性或いは非対称性とを勘案した等価換算係数を明確にする必要がある。

ここに述べたごとく、放射線防護に係わる計量標準の供給を開始するためには、解決す

べき課題が未だ残されている。

## 5. 放射線標準の整備・拡充

従来、X、 $\gamma$ 線の照射線量標準の供給については、X線領域における実効エネルギーの上限が200 keVであったが、現在、中硬X線校正装置の更新が進められている。中硬X線照射線量標準の設定を行なった後、標準供給範囲が300 keVに拡張される予定になっている。また、コンプトン散乱 $\gamma$ 線のエネルギー点（310 keV、360 keV及び440 keV）と併せると、 $^{137}\text{Cs}$  $\gamma$ 線（662 keV）との間の空白が逐次埋められることになる。

$\beta$ 線の組織吸収線量標準については、3.7 GBqの $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ 線源が整備され、標準場の線量率の拡大（100  $\mu\text{Gy/s}$ ）並びにエネルギー点の増強がはかられている。

## 5. 計測実用量の具体化の現状 - I - エリアモニタリングに関して -

### Embodiment of Concept of Operational Quantity - Area Monitoring

松原 昌平

Shohei Matsubara

アロカ株式会社

ALOKA Co.,LTD.

#### 1. はじめに

1988年5月18日付けの官報で、放射線障害防止法をはじめ、放射線防護関連諸法令が改正公布され既に8年が経過しようとしている。この改正は、ICRP勧告 Publ.26等の内容を国内法令に取り入れたものであり、当初は至る所で議論されていたが、最近では個人モニタリングは別として、エリアモニタリングについては、ほぼ落ち着いてきたように思われる。エリアモニタリングの計測実用量としては、放射線防護関連機器では周辺線量当量 (Sv単位) :  $H^*(10)$ 、環境放射線モニタリング用機器では空気吸収線量 (Gy単位) が使用されている。

放射線測定器メーカーとして当社は、改正法令に対応すべくサーベイメータをはじめとして種々の放射線測定器を開発又は改良してきた。計測実用量の具体化という観点から、法令改正後の当社の放射線測定器での対応の経過、またこれらの測定器に関する国内外における規格面での状況を整理してみたので報告する。

#### 2. 法令改正後の当社のエリアモニタリング用測定器への対応

改正法令により、放射線測定器の単位がこれまでのR (レントゲン) からSv (シーベルト) に代わるだけでなく、エネルギー特性も別の観点で考えなければならないということは、かなりショッキングではあったが、放射線測定器メーカーとして、測定器を供給する立場から空白の期間を設けないよう迅速に対応することとした。表1. に対応の経過を示す。

対応の方法は、大きくは2つに分けられる。

一つは、従来使用してきたサーベイメータなどの測定器を、改造すること。もう一つは、新しい測定器を供給することである。

改造に関しては、検出器自身は変更せずに、ただ単に目盛板やパネルを交換して、目盛の単位をR/hからSv/hに変更したものと、電離箱式のように電極の交換などで比較的容易に $H^*(10)$ のレスポンスが得られるものは検出器も含めて改造を行い、DBM方式を用いたエリアモニタ等のようにソフトウェア上でエネルギー特性の補償を行っているものは、ソフトウェアの変更も含めて改造を行う対応を実施した。

また、従来器では、校正に用いる線源として $^{60}\text{Co}$ 、 $^{226}\text{Ra}$ 及び $^{137}\text{Cs}$ など機種毎に異なっている状況であったので、JIS規格にあわせて $^{137}\text{Cs}$ に統一し、照射線量率に換算定数を乗じて再校正を行った。

表1. 法令改正後のエリアモニタリング用測定器の変遷 (一例)

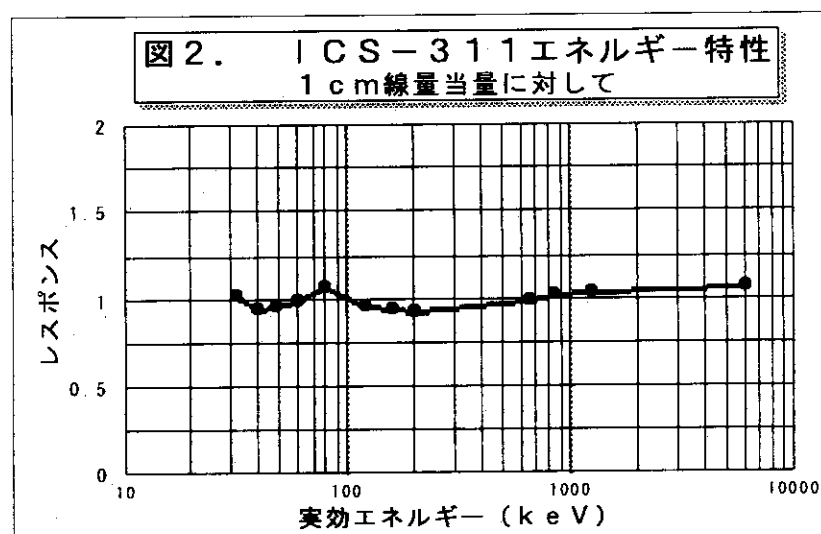
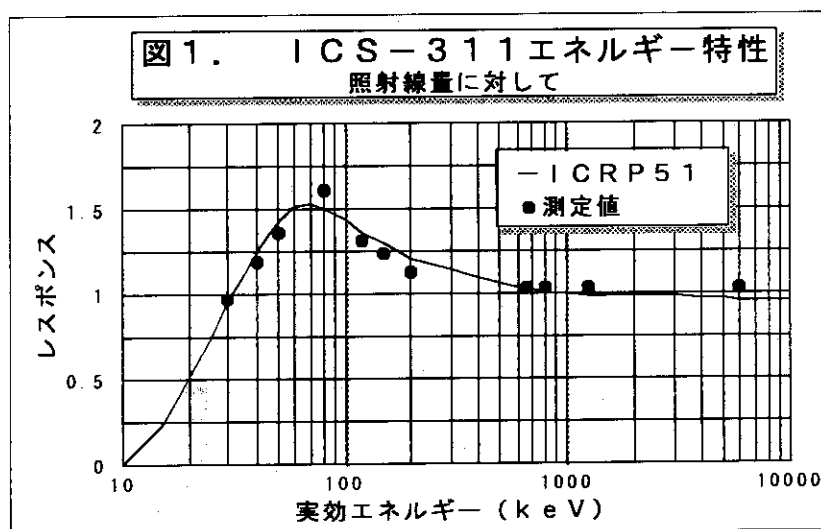
		1988	1989	1990	1991	1992	1993	1994
		↑5月：法令改正 ↑3月：モニタリング指針改定 ↑4月：改正法令施行						
サーベイメータ	電離箱	↑ICS-301, 303 (R/h→Sv/h 改造サービス)** ↑ICS-311, 313 (NEW Sv/h)** ↑ICS-317 (NEW Gy/h)** ↑DRM-301 (NEW Sv/h H*(10), H*(3), H*(0.07))**						
	GM	↑TGS-111 (R/h→Sv/h 改造サービス) ↑TGS-121 (NEW Sv/h)						
	NaI	↑TGS-121C, 131 (R/h→Sv/h 改造サービス) ↑TGS-151 (NEW Sv/h) ↑TCS-161 (NEW Sv/h)** ↑TCS-166 (NEW Gy/h)** ↑PDR-201 (NEW PA用) ↑PDR-101						
	半導体	↑PDR-102, 103 (NEW Sv/h)*						
エリアモニタ	電離箱	↑DAM-101 (R/h→Sv/h 改造サービス)**						
	NaI	↑DPM-101 (R/h→Sv/h 改造サービス)**						
	GM	↑MAR-303 (R/h→Sv/h 改造サービス)						
	半導体	↑MAR-761 (NEW Sv/h)*						
環境γ線モニタ	NaI	↑ND-471, 1271 (R/h→Gy/h)**						
	電離箱	↑RIC-327, 328 (R/h→Gy/h)*						

Note \* : 比較的エネルギー特性がよいもの  
 \*\* : エネルギー特性が非常によいもの

新しい測定器については、開発の段階から $H^*(10)$ のレスポンスを意識して、エネルギー特性の改良を図ったので、測定対象エネルギーに応じて校正定数を加味する必要のない、いわゆる1 cm線量当量率直読型の測定器が比較的早い時期に販売可能となった。

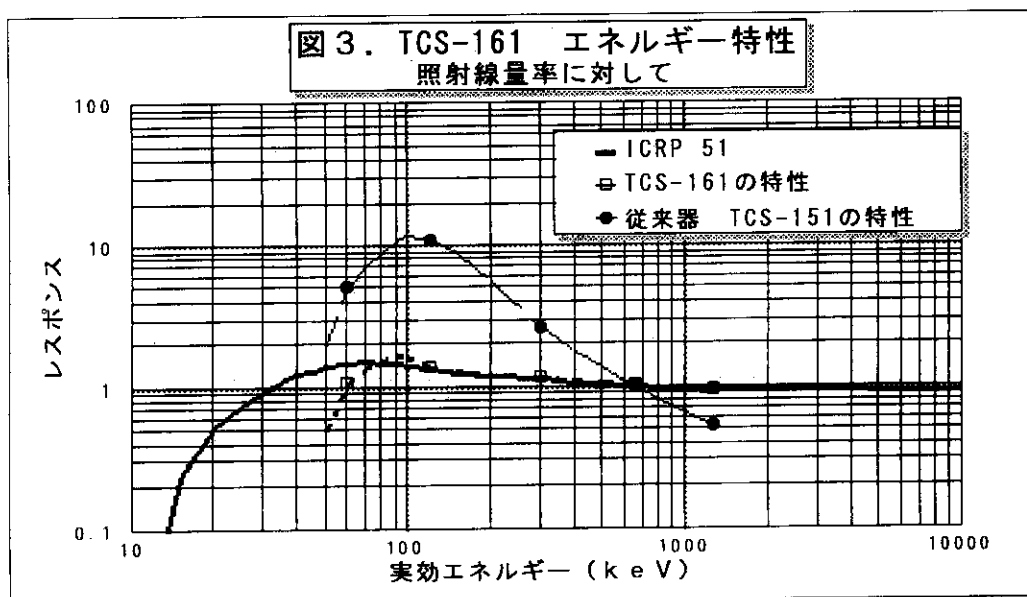
サーベイメータでは、最もポピュラーなものとして、電離箱式のICS-311とNaI(Tl)シンチレーション式のTCS-161があげられる。

1988年当時ICRPのお膝元でもあるヨーロッパでもまだ、 $1\text{ Sv} = 100\text{ rem}$ を使用していた状況を考えると、ICS-311は世界で最も早く実用化された $H^*(10)$ メータではないかと思われる。このICS-311は、本来照射線量率に対してエネルギー特性がフラットである電離箱検出器の集電極に薄い高分子膜で覆われたNi板をとりつけて、コンプトン電子発生させることにより60keV～80keV付近のレスポンスを増大させ、 $H^*(10)$ の特性に近づけることに成功した。照射線量に対するレスポンスを図1.に、また1 cm線量当量に対するレスポンスを図2.に示す。



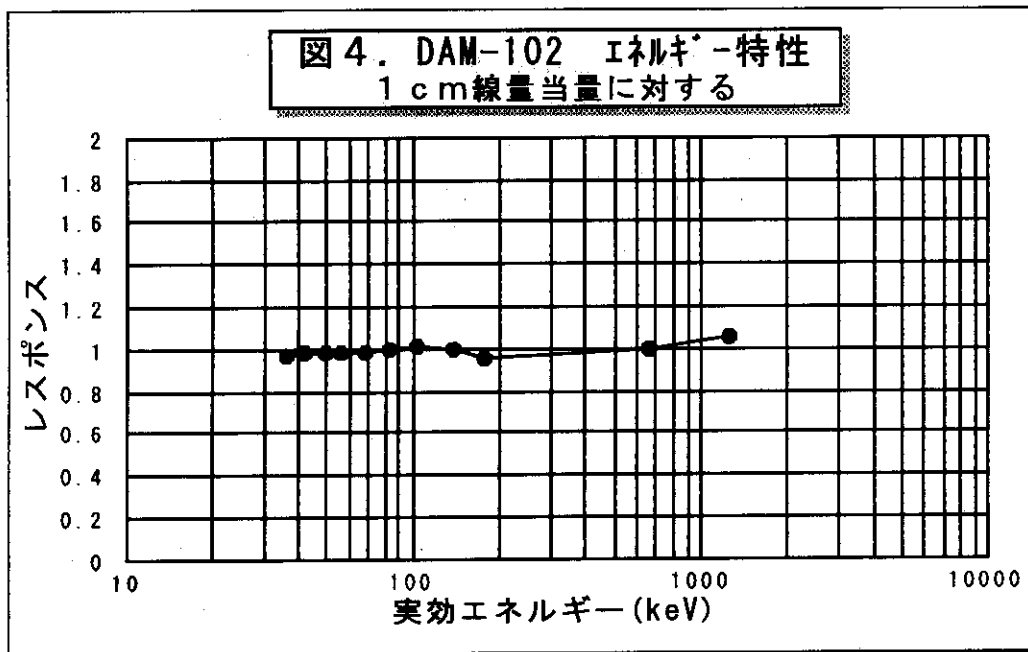
従来の NaI(Tl) 式シンチレーションサーベイメータは、50keV 又は 100keV 以上のパルス波高の信号のみを弁別し指示計に指示させる単純な方法であったので、エネルギー依存性は非常に大きかった。

TCS-161 は、アンプの出力を A/D (アナログ-デジタル) 変換し、パルス波高値に応じた線量率変換演算値を荷重加算する事により、エネルギー特性を平坦化させている。NaI(Tl) からのパルス波高に応じて線量率変換演算子を乗ずる方法を回路的に実用化して照射線量に対するエネルギー特性を平坦にしたものとしてモニタリングポストが知られているが、このサーベイメータはこれを 1 cm 線量当量に応用・開発したものである。図 3. に TCS-161 のエネルギー特性を示す。従来器 (TCS-151) は 100keV 付近で  $^{137}\text{Cs}$  に対して 10 倍以上のレスポンスを持ち、1250keV では 0.5 倍のレスポンスとなるなどエネルギー依存性が非常に大きいのにに対し、TCS-161 では 70keV ~ 3MeV のエネルギー範囲で  $\pm 15\%$  以下のエネルギー特性が得られている。



エリアモニタでは、6.5 リットル内容積の電離箱検出器 (DAM-102) で、電離箱の内壁にエネルギー補償用の金属板を取り付け、更に外側のカバーの厚みを調整することにより、約  $\pm 5\%$  で  $H^*(10)$  の特性に近づけている。1 cm 線量当量に対するレスポンスを図 4. に示す。

1989 年 4 月の改正法令の施行に先立ち、3 月に原子力安全委員会より「環境モニタリングに関する指針」の改定が行われ、空間放射線の計測は原則として空気吸収線量 (単位 Gy) とすることが決められた。これに伴い、表 1. に示すように環境ガンマ線モニタの表示単位は従来の R/h に  $8.7 \times 10^{-3}$  を乗じて Gy/h への変更を行った。サーベイメータでも同様に、ICS-317 や TCS-166 などのように Gy/h 単位のものが必要となり 1989 年後半から販売を開始した。ICS-317 は電離箱本来の特性とし、TCS-166 は TCS-161 と同様に、NaI(Tl) からのパルス波高に応じて線量率変換演算子を乗ずる方法を回路的に実用化して空気吸収線量に対するエネルギー特性を平坦にした。



### 3. エリアモニタリングに関する J I S 規格

環境ガンマ線モニタリングを含めて、エリアモニタリングに関する規格も法令改正以後順次改定されつつあり、その状況を表 2. に示す。Z4333 は新規に制定されたが、他は見直し改定されたものである。なお、Z4328 は改定原案が作成されたところであり、刊行にはまだ時間を要する。これらの規格においても、Z4325 環境  $\gamma$  線連続モニタの Gy を例外として、計測実用量の  $H^*(10)$  が定着している。

表 2. エリアモニタリングに関する J I S 規格

J I S 規格番号	名 称	単位
Z 4 3 2 8 -1984	X線及び $\gamma$ 線用サーベイメータ	R/h
Z 4 3 3 3 -1990	X線及び $\gamma$ 線用線量当量率サーベイメータ	Sv/h
Z 4 5 1 1 -1991	照射線量測定器及び線量当量測定器 の校正方法	C $\cdot$ kg <sup>-1</sup> R, Sv
Z 4 3 2 5 -1994	環境 $\gamma$ 線連続モニタ	Gy/h
Z 4 3 2 4 -(1996)	X線及び $\gamma$ 線用エリアモニタ	Sv/h



#### 4. エリアモニタリングに関する I E C 規格

国際規格として IEC (International Electrotechnical Commission) では、表 3. に示すエリアモニタリング関連規格が刊行されている。やはり、計測実用量として  $H^*(10)$  に切り替わりつつある。IEC 846-1989 は今年の IEC Kista 会議 (スウェーデン) から見直し予定であるが、Ambient Dose Equivalent だけでなく Directional Dose Equivalent についても規定されているのが特徴的であるが、方向依存性試験に対して換算定数が与えられていないなどわかりにくい規格となっている。

表 3. エリアモニタリングに関する I E C 規格

規格番号	名 称	単 位
3 9 5 - 1972	携帯型 X 線及び $\gamma$ 線照射線量率計	R/h
4 6 3 - 1974	携帯型低エネルギー X 線及び $\gamma$ 線照射線量率計	R/h
5 3 2 - 1992	据置型 X 線及び $\gamma$ 線線量率モニタ	$H^*(10)$ , Gy 及びその他
8 4 6 - 1989	$\beta$ 、X 及び $\gamma$ 線線量当量及び線量当量率計	$H^*(10)$ $H^*(0.07)$
1 0 0 5 - 1990	携帯型中性子周辺線量当量率計	
1 3 2 2 - 1994	熱から 15MeV のエネルギーの中性子用据置型線量当量率計、警報率計、モニタ	$H^*(10)$ ICRP 60

#### 4. おわりに

エリアモニタリングに関しては、国内外ともに周辺線量当量： $H^*(10)$  が実用計測量として利用されており、製品面でも、又その製品の性能を後押しをする規格面でも JIS や IEC において標準化が図られている。個人モニタリングについては、ICRU 47 のようにファントムの形状によって、換算定数を変えてみたりまだ国際的にも落ち着きがないように思われる。ただエリアモニタリングについても中性子計測については ICRP Publ.60 の国内への取り入れの状況を考慮しなければならない。

## 6. 計測実用量の具体化の現状 - II - 個人モニタリングに関して -

### Embodiment of Concept of Operational Quantity - individual monitoring -

福本 善巳

Yoshimi Fukumoto

千代田保安用品株式会社

Chiyoda Safety Appliance Co., Ltd.

#### 1. はじめに

放射線の管理又は障害防止に関わる法令が、ICRPの1977年勧告<sup>(1)</sup>の主旨を取り込んで、1988年に改正され、1989年から施行された。この改正によって、新たに実効線量当量の概念が導入され、個人モニタリングの分野では、測定すべき放射線の量の概念が大きく変わった。従来は、人が装着した個人線量計の指示値から空気中での線量を求める方法であったのに対して、より適切な線量として人体の表面からのある深さにおける線量当量を測定することが必要となった。

実効線量当量に代わる実用的な量として、ICRU球の表面からの深さ1cm, 3mm及び70 $\mu$ mに対応する1cm線量当量 ( $H_{1cm}$ )、3mm線量当量 ( $H_{3mm}$ ) 及び70 $\mu$ m線量当量 ( $H_{70\mu m}$ ) が採用された。ここで、 $H_{1cm}$ は、ICRU Report 39<sup>(2)</sup>で採用した周辺線量当量 ( $H^*(10)$ ) に対応するものとし、 $H_{3mm}$ 及び $H_{70\mu m}$ は、光子入射角0°における方向性線量当量 ( $H'$ )<sup>(3)</sup> 及び $H'(0.07)$ に対応しているというコンセンサスがもたれた。ICRU 39では、個人線量計で測定する量を方向性線量当量としているが、使用可能な換算係数が単一方向垂直入射に対するものであり、したがって、この条件下で方向性線量当量は周辺線量当量と一致するという認識のもとに採用されている。また、この段階でICRU Report 43<sup>(3)</sup>、47<sup>(4)</sup>は発行されていなかった。

これらICRU球に関わる $H_{1cm}$ 、 $H_{3mm}$ 及び $H_{70\mu m}$ の線量当量の総称をJIS Z 4332<sup>(5)</sup>ではICRU球線量当量と定義した。また、その後発行されたICRU Report 43では、ICRU球に関わる線量当量をOperational quantities又はMonitoring quantitiesと呼んだ。

本稿のタイトルとなっている、個人モニタリングに関する計測実用量 (Operational quantities) の具体化、つまり、我々、個人線量測定機関が現在、実施している線量当量の算出方法について述べる。

#### 2. 計測実用量の算出方法

Fig. 1に示すように個人線量計は、常に人体に装着した状態で線量当量を算出することが必要である。したがって、個人線量計の校正のためには人体に代わるものとしてファントムを使用する必要があり、個人線量計をファントム上に設置した状態で校正することになる。

個人線量計による線量当量の算出の手順は、人体に装着した状態で得た個人線量計の指

示値から、その位置における照射線量、吸収線量又はカーマ等の基本的な物理量をいったん求め、次にICRP 51(6)をベースとして法令に取り込まれている換算係数を乗じることによって、線量当量を求める。

X・γ線の $H_{1cm}$ の算出を例にとると、次のような過程で求めることができる。

$H_{1cm}$ と自由空間中の照射線量、すなわち放射線の入射する身体表面において、身体を取り去ったその位置における照射線量との間には、

$$H_{1cm} = X_{fa} \cdot f_{xr}(E) \text{ -----(1)}$$

ここに、 $X_{fa}$ ：自由空間中の照射線量

$f_{xr}(E)$ ：（照射線量 - 1 cm線量当量）換算係数

の関係がある。

一方、人体ファントムに装着した状態で校正した個人線量計の指示値と基準線量となる照射線量の間には、

$$X_{fa} = I \cdot K(E) \text{ -----(2)}$$

ここに、 $X_{fa}$ ：校正時の基準線量（自由空間中の照射線量）

$I$ ：個人線量計の指示値

$K(E)$ ：校正定数

の関係がある。

したがって、実際に人体に装着した個人線量計の指示値から1 cm線量当量を次式により算出することができる。

$$H_{1cm} = I \cdot K(E) \cdot f_{xr}(E) \text{ -----(3)}$$

(3)式では、校正定数及び換算係数の値が光子エネルギーの関数となる。したがって、一般的な方法としてX・γ線に対してレスポンスの異なる2種類の検出部を設け、これらの指示値の比を求め、あらかじめ取得しておいた基礎データ（指示値の比 - エネルギーの関係）からエネルギーを推定し、エネルギーに対応する校正定数及び換算係数を計算する手法がとられる。また、他の手法として校正定数の逆数が換算係数と一致するように検出子の種類やフィルタの材質を調整して、直接線量当量を求めるような手法もとられている。個人線量計の種類の違いによって、線量算出のアルゴリズムは異なるが、基本的な考えとしては大きく変わらない。 $H_{3mm}$ 及び $H_{70\mu m}$ に対しても、 $H_{3mm}$ 及び $H_{70\mu m}$ に対応する換算係数を使用して同様な手法で計算できる。

これらの手法により算出した線量当量のエネルギー特性をFig. 2に示す。フィルムバッジ(7)、熱ルミネセンス線量計(7)及びガラス線量計(8)共に、基準とする線量当量に対して±15%の範囲に入っておりOperational quantitiesを良く再現している。また、方向特性については、Fig. 3に示すように $^{60}\text{Co}$ γ線に対して大きな方向依存性をもたないのが判る。しかし、X線(45keV, 80keVについて)に対して入射角度が大きくなるにしたがって、レスポンスが低下している。周辺線量当量、方向性線量当量または個人線量当量のいずれでOperational quantitiesを定義するかによって、個人線量計の方向特性に対する性能評価が変わってくる。

中性子に対する線量当量の算出は、基準線量に粒子フルエンスを用いて、中性子の $H_{1cm}$ 、

$H_{3mm}$ 及び $H_{70\mu m}$ に対応する換算係数を使用して計算できる。 $\beta$ 線の場合は、空気中の吸収線量を用いて、先の(1)~(3)式により計算することができる。しかし、現行法令では $\beta$ 線に対する換算係数が掲載されていない。弊社では、組織中( $7mg/cm^2$ )での吸収線量として値付けされた量を $H_{70\mu m}$ に置き換えて校正している。 $H_{3mm}$ については、フィルムバッジの各フィルタ位置で得たレスポンスの減弱曲線から3mmの深さに相当するレスポンスを読み取り線量当量としている。

### 3. 校正方法

個人線量計の校正に使用するファントムは、国内ではJIS Z 4331(°)で「X・ $\gamma$ 線及び $\beta$ 線個人線量計校正用ファントム」として制定されている。従来は $40 \times 40 \times 15cm$ のPMM A製のスラブ型ファントムのみを採用していたが、平成7年度の見直しにより、IECで使用している $30 \times 30 \times 15cm$ のPMM A製のスラブファントムについても採用した。

校正に際しては、JIS Z 4511(1°)では照射装置とファントムの幾何学的な配置について、次のように規定している。

- (1)個人線量計を設置したファントム全体を照射する。
- (2)線源とファントム設置個人線量計の距離は2m以上とする。
- (3)校正距離の計測は、線源の中心とファントム照射表面とする。
- (4)ファントムは、その照射面の中心における垂線が、照射ビームの中心と一致するように設置する。
- (5)ファントムは、木枠又は低密度材製の台を用いて校正テーブル表面から20cm以上離して設置する。

これらの内容は、概ね国内で使用している個人線量計の校正条件として共通の認識となっている。

個々の個人線量計の校正において、異なる見解をもって実施されている校正条件に、①校正の基準点(個人線量計を校正する場において、基準とする線量当量が決定されている空間の1点)の設定位置、②ファントム表面から個人線量計までの距離の設定がある。国内でJISとして制定されている個人線量計には数種類あるが、校正の基準点については“ファントム表面”または“検出器中心”となっている個人線量計や、また、ファントム表面から個人線量計までの距離については、“できるだけ接近させた位置に配置”または“ファントム表面から一定の距離を保って配置”など、共通の認識がとれていない校正条件がある。

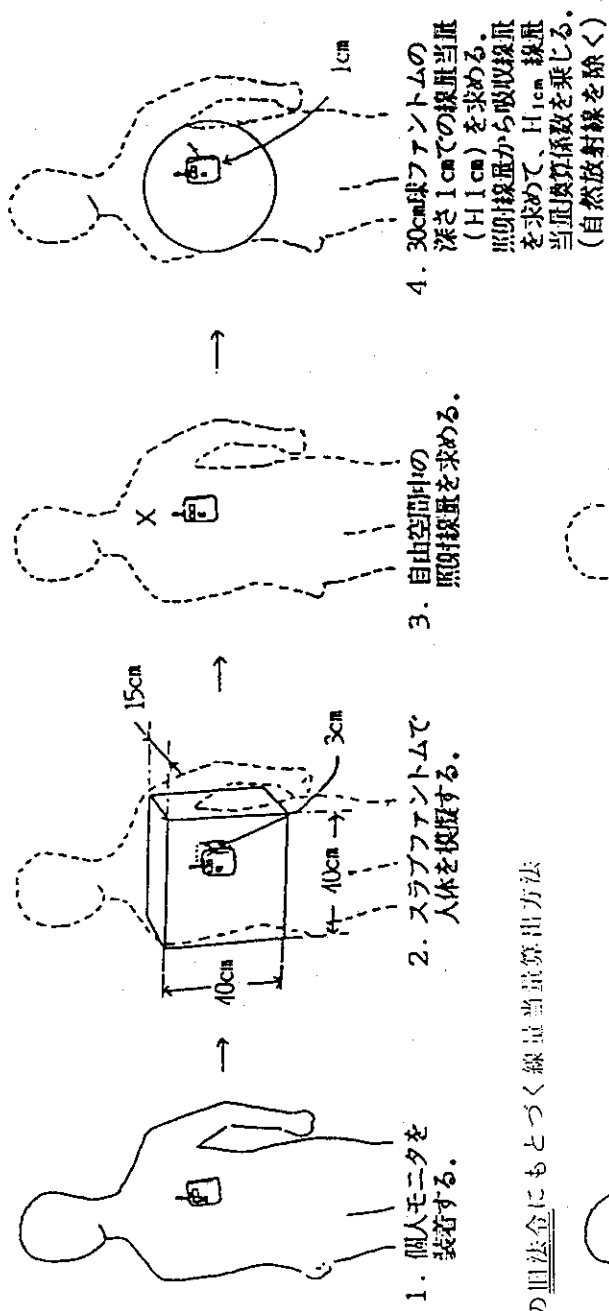
校正の基準点については、X・ $\gamma$ 線では線源から個人線量計までの距離をJISで2m以上と規定していることから実際上は、大きな違いにはならない。また、ファントムからの距離については、個人線量計の形状の違いによってファントムに設置する位置がおのずと制約を受けることから、固定するのが難しい面もある。このような違いは、本ワークショップのテーマとなっている計測実用量の解釈の違いによるものかもしれない。これらの違いによる誤差は、实用測定器としての許容誤差の範囲内であるという見方もあるが、十分な議論のもとに、共通の認識をもち、整合性のある校正条件が取れるようになることを望む。特に、各種の個人線量計に対して画一的な校正条件で実施される相互比較試験等の場合、このような校正条件の違いによる誤差が測定器固有の誤差と混同されることもある。

ICRU では、換算係数について、新たに30×30×15cm組織スラブファントムでの換算係数を導入した。これにより、校正に使用するファントムについても、同様なサイズのPMM Aファントムを推奨している。また、最近では、30×30×15cmスラブ型水ファントムを使用した校正・試験例がある。ICRP90年勧告の取り入れに際して、換算係数はもちろんのこと、校正に使用するファントムの種類、その他の校正条件について、慎重な議論が必要と考える。

#### 参考文献

- (1) ICRP 26 (1977)
- (2) ICRU Report 39(1985)
- (3) ICRU Report 43(1988)
- (4) ICRU Report 47(1992)
- (5) JIS Z 4332(1992)
- (6) ICRP 51(1987)
- (7) 「個人線量計技術説明書」, 千代田保安用品株式会社(1993)
- (8) 「東芝ガラス線量計GD-400シリーズ取扱説明書及び技術資料」, 東芝硝子株式会社
- (9) JIS Z 4331(1995)
- (10) JIS Z 4511(1991)

1989年以降の現行法令にもとづく線量当量算出方法



1989年以前の旧法令にもとづく線量当量算出方法

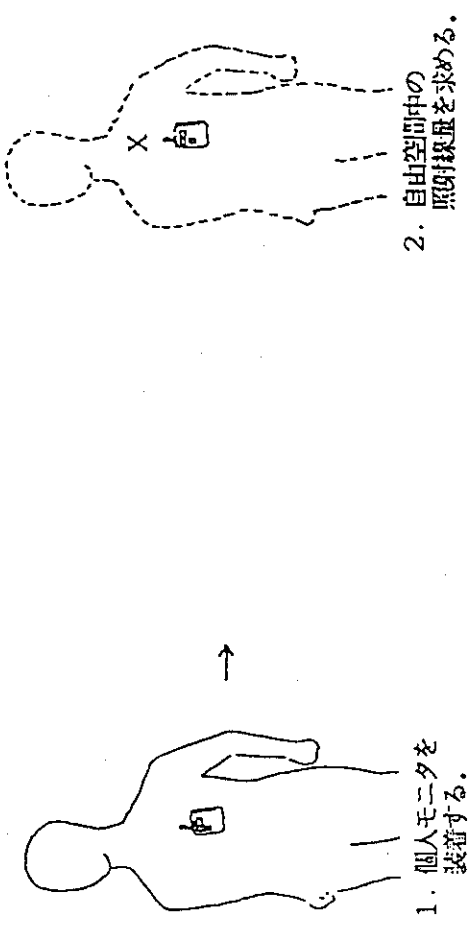
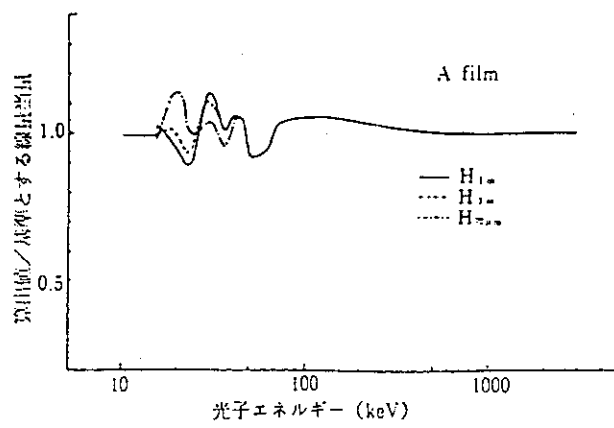
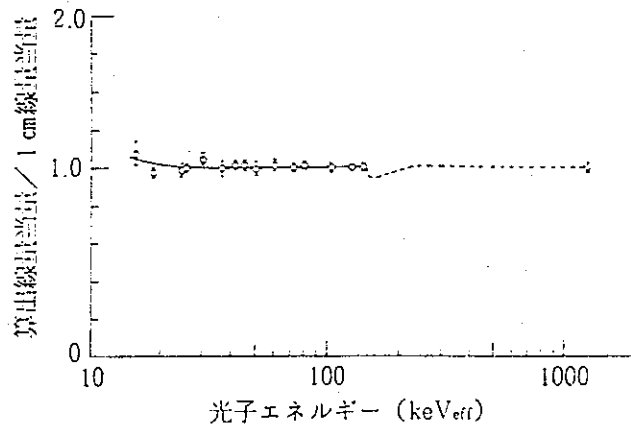


Fig. 1 線量当量の算出過程

FB



TLD



FGD

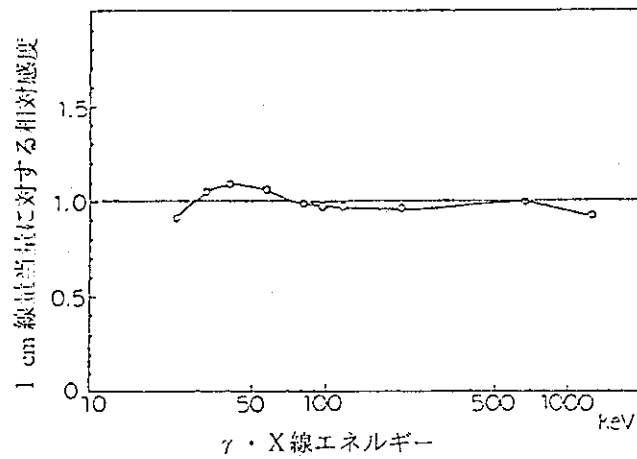
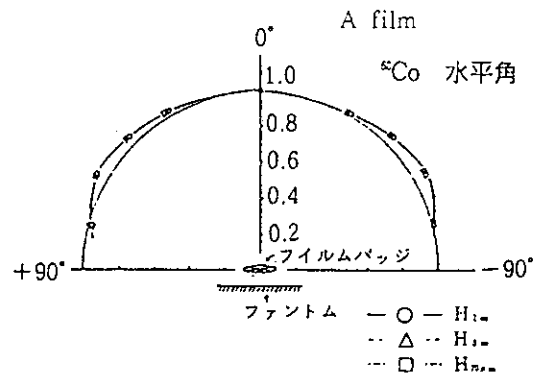
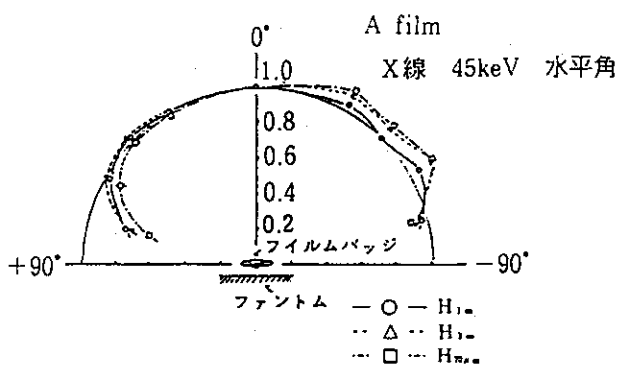


Fig. 2 各個人線量計のエネルギー特性

FB



FGD

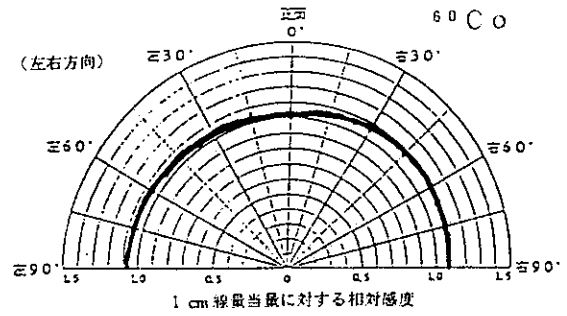
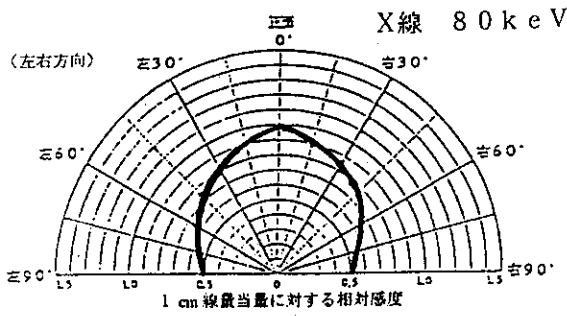


Fig. 3 各個人線量計の方向特性



## 7. 線量換算係数の整備状況について

Current status on preparation of dose conversion factors  
based on 1990 ICRP 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

計測実用量(Operational quantity)に対する線量換算係数として、現在用いられているのは、ICRP Publ. 51<sup>1)</sup>に示されたものである。しかし、ICRPは、1990年勧告<sup>2)</sup>において線質係数の定義(Q-L関係)の変更を行った。新しいQ-L関係は、光子の換算係数に変更を与えないが、中性子については大きな影響を与える。また、ICRUは、これまで明確でなかった個人線量当量( $H_p(d)$ )の具体的な適用に関し、個人線量計校正のための基準線量をReport 47<sup>3)</sup>において勧告した。そこで、新しい線量換算係数の計算が、種々のモンテカルロコードを用いて行われてきた。これらをまとめるため、ICRPとICRUは合同タスクグループを設置してICRP Publ. 51の改訂版(ICRP Publ. 74)の作成作業を行い、その作業はほぼ終わりつつある<sup>4)</sup>。本報告では、計測実用量に対する線量換算係数の整備状況について、1995年4月に作成されたICRP-ICRU合同タスクグループのドラフトに基づき、その概要を述べる。また、新しい線量換算係数と我が国の放射線防護関係法令との関連についても述べる。なお、最終的にICRP Publ. 74として出版される数値は、本報告のものと一部変更される可能性があることをお断りしておく。

### 2. ICRP Publ. 74ドラフトにおける計測実用量への線量換算係数について

ICRP Publ. 74で線量換算係数が勧告されるのは、光子、中性子、及び電子についてであり、対象となる量は、周辺線量当量( $H^*(d)$ )、方向性線量当量( $H'(d, \alpha)$ )、及び個人線量当量( $H_p(d)$ )である。ただし、ここで個人線量当量と呼んでいるものは、厳密に言えば、ICRU Report 47で勧告された個人線量計校正のための基準線量当量、すなわち“ICRU組織等価物質でできた $30 \times 30 \times 15$  cmのスラブファントム中の中心軸上深さdにおける線量当量”のことである。この校正基準量の名称及び記号については、まだ定まったものがない(ドラフトでも複数の表記法が用いられている)ので、本報告では、名称をとりあえず「ICRUスラブ個人線量当量」とし、記号は「 $H_{p, slab}(d, \alpha)$ 」( $\alpha$ :入射角度)と表すことにする。以下、放射線の種類毎にその内容を示す。

#### 2.1 光 子

勧告される量及びエネルギー範囲等を図-1に示す。勧告される数値はICRU Report 47と基本的に同じである。換算係数は、単位空気カーマあたり(Sv/Gy)及び単位フルエンスあたり( $pSv \cdot cm^2$ )の2通りの形で示されている。 $H'(0.07, \alpha)$ について、ICRU Report 47では50keVまでしか値が示されていないが、ドラフトをみる限り、ICRP-ICRU合同タスクグ

ループは値を示すつものようである。ドラフトでは、50keV~200keVはICRP Publ. 51の値を再録し、200keV以上では $H'(10, \alpha)$ と同じ値を採用している。 $H'(d, \alpha)$ については、入射角度 $0^\circ$ ( $H'(d, 0^\circ)$ )は換算係数の値そのものを、それ以外の角度については角度依存係数( $H'(d, \alpha) / H'(d, 0^\circ)$ )の形で示されている。

空気カーマあたりの換算係数( $H'(d, \alpha)$ )及び $H_{p, slab}(d, \alpha)$ については $\alpha = 0^\circ$ のみを、現行の値と共に図-2に示す。 $H^*(10)$ については、現行の値よりも主に500keV以上で最大2%程度高い値となっている。また、 $H_{p, slab}(10, \alpha)$ については、ファントム形状の差から、 $H^*(10)$ よりも100keV近辺で最大10%程度高くなっている。

## 2.2 中性子

勧告される量及びエネルギー範囲等は、図-1に光子と共に示されている。換算係数は、単位フルエンスあたりの線量当量( $\text{pSv}\cdot\text{cm}^2$ )で与えられている。その値については、B. R. L. Siebert and H. Schuhmacherが既に報告している<sup>5)</sup>ので参照されたい。図-3に、 $H^*(10)$ 及び $H_{p, slab}(10, 0^\circ)$ に対する換算係数の値を、現行の値と共に示す。新しい中性子線量換算係数は、現行の値よりも、 $H^*(10)$ については約30%、 $H_{p, slab}(10, 0^\circ)$ については約40%高い値となっている。 $H_{p, slab}(10, \alpha)$ については、角度依存係数ではなく、フルエンスからの換算係数の値が直接示されている。

## 3.3 電子

電子について勧告される線量換算係数の範囲は、下表のとおりである。

電子に対する線量換算係数の勧告範囲

	周辺線量当量 $H^*(d)$	方向性線量当量 $H'(d, \alpha)$	ICRUスラブ個人線量当量 $H_{p, slab}(d, \alpha)$
深 さ	---	同 右	0.07, 3.0, 10mm
エネルギー	---	同 右	0.07~10MeV
入射角度	---	同 右	0~89°

換算係数は、単位フルエンスあたりの線量当量( $\text{nSv}\cdot\text{cm}^2$ )で与えられている。電子の飛程は短いため、球とスラブで換算係数に違いはない。そのため、方向性線量当量とICRUスラブ個人線量当量は同じ値になる。換算係数の値については、J. L. Chartier等が既に報告している<sup>6)</sup>ので参照されたい。図-4に $\alpha = 0^\circ$ に対する換算係数を示す。

## 3. 新しい換算係数と現行法令との関係について

今回、ICRP 1990年勧告を受けて改訂される線量換算係数の特徴は次の2点である。

- ①ICRUスラブ個人線量当量について値が示されること
- ②10mm, 3mm, 0.07mmすべての深さについて値が示されるわけではないこと

我が国の放射線防護関係法令で導入されている1cm線量当量、3mm線量当量及び70 $\mu$ m線量当量（以下、1cm線量当量等と略す）への線量換算係数として、光子及び中性子については、ICRP Publ. 51の“ICRU球に面平行ビームとして入射した場合の主軸上の深さ0.07, 3及び10mmにおける線量当量”（周辺線量当量に相当）がそのまま採用されている。上記の特徴から、現行法令の線量換算係数を、新しく勧告される予定の線量換算係数でそのまま置き換えるわけにはいかない。そのため、次の点を検討する必要がある。

(1)法令で採用する換算係数をどれにするのか

(2)勧告されない深さ（光子の3mm、中性子の0.07mm, 3mm）をどうするか

ここでは、これらの問題について考えてみたい。

#### (1)法令で必要な換算係数

これを考えるためには、まず1cm線量当量等をどうするのかを検討する必要がある。法令では、場のモニタリングでも個人モニタリングでも同じ用語が用いられている。そして、換算係数が1種類しかないこと、その換算係数が周辺線量当量に対するものと一致することから、1cm線量当量等は周辺線量当量を意味しているというのが現在の一般的な考え方である。しかし、計測実用量では環境モニタリングと個人モニタリングとを区別しており、今回は換算係数も両者について示される。それでは、法令においてどうすべきか。考え方は3つある。

①1cm線量当量等は一義的なもの（例えば周辺線量当量）とする。

－換算係数も一つとし、サーベイメータと個人線量計を同じ基準量で校正する。

②環境モニタリングと個人モニタリングを区別する。換算係数も2種類示す。

－法令上の用語を区別し、サーベイメータ等は周辺線量当量（方向性線量当量）で、個人線量計はICRUスラブ個人線量当量で校正する。

③1cm線量当量等とは、環境モニタリングと個人モニタリングの量の総称とする。換算係数については、どちらか一方に絞る。

－法令上は用語を区別しないが、実務的にはサーベイメータ等は周辺線量当量（方向性線量当量）で、個人線量計はICRUスラブ個人線量当量で校正する。

①は国際規格等との整合がとれない。②は確かに正当な方法である。しかし、法令上、線量限度との比較対象量という点では周辺線量当量（方向性線量当量）と個人線量当量は同じ意味であることを考えると、用語を区別するのは法令を複雑にしすぎる。従って、定義の曖昧さは残るものの、法令上は③がよいと考える。実務上は、マニュアル等を整備するとともに、JIS等で考え方を明確にすることにより対応可能であろう。逆に、実務面のことは、法令に縛られることなく対応可能となる。

では、法令における換算係数はどれを採用するべきか。

線量換算係数を必要とする状況は、①遮蔽計算など計算・評価を行う場合、②測定器が有すべきエネルギー特性等の基準を示す場合、及び、③測定器の校正基準量を求める場合、である。②及び③はJIS等の規格の役割である。従って、法令では①の場合に用いる換算係数を示せばよい。計算・評価に用いる量を何にすべきかは大いに議論のあるところであろう。しかし、サーベイメータ等による実測値との対応、現行との継続性から考えて、従

来どおり周辺線量当量に対する換算係数を示すのが妥当ではないかと考える。

## (2) 勧告されない値をどうするか

図-1から明らかなように、光子の3mm、中性子の0.07mm, 3mmについては、周辺線量当量(方向性線量当量)についてもICRUスラブ個人線量当量についても換算係数が勧告されない。これは、深さ3mmで規定される眼の水晶体を対象としたモニタリング量は、 $H_p(10)$ (又は $H^*(10)$ )と $H_p(0.07)$ (又は $H'(0.07)$ )で各々の線量限度が担保されていれば、一般に眼の水晶体の線量限度も担保されるため必要ないからである。また、中性子は強透過性放射線であるため、深さ0.07mmについてのモニタリングは必要ない。これらのことから、光子の3mm及び中性子の0.07mm, 3mmについては、換算係数は必要ないと考えられる。

なお、これに関連して、現行法令の個人モニタリングに関する規定で、胸部(又は腹部)において常に3mm線量当量の測定を義務付けている点も合理化する必要がある。

## (3) 光子に関するICRU個人線量当量のエネルギー範囲

図-1からわかるように、光子の対するICRU個人線量当量のエネルギー範囲は、ドラフトにおいては1MeVまでである。このエネルギー範囲は不十分である。最終的にはCo-60をカバーするために1.5MeVまでになるかもしれないが、いずれにしても原子力施設を考えると周辺線量当量同様10MeVまでの換算係数は必要である。これについては、現在、原研において換算係数を整備しているところである。

## 4. その他の課題

これまでの議論は、ICRUの計測実用量に関係する勧告をすべての前提条件としていた。しかし、本当に校正に用いる基準量を、サーベイメータ等はICRU球で、個人線量計はICRUスラブでと、区別して定義する必要があるのだろうか。環境モニタリングと個人モニタリングの量を、測定原理の観点から概念上区別することは理解できる。しかし、実効線量(当量)を安全側に評価するための量という実務的(Operational)な観点からは、校正基準量まで区別し、換算係数を複数用意しなければならない必要性が理解できない。いたずらに複雑化するよりも、計算の面からも、測定的面からも実現が容易なスラブに基づく線量に統一する方が体系がシンプルになるのではないかと考えられる。この点について、校正用基準線量の実測という面も含めて、今後検討する必要があると考える。

### 【参考文献】

- 1) ICRP Publication 51 (1987)
- 2) ICRP Publication 60 (1991)
- 3) ICRU Report 47 (1992)
- 4) M.Clark: "Conversion coefficients for external radiations", Radiological Protection Bulletin, No.174, 12-19, NRPB (1996)
- 5) B.R.L.Sieber and H.Schuhmacher: Radiat. Prot. Dosim., 58(3), 177-183 (1995)
- 6) J.L.Chartier, et al.: Radiat. Prot. Dosim., 64(1), 7-14 (1996)

図-1 新しい線量換算係数の勧告範囲

(a) 周辺線量当量 ( $H^*(d)$ ) 及び方向性線量当量 ( $H^*(d, \alpha)$ )

光子 (線量当量/空気カーマ)

中性子 (線量当量/粒子フルエンス)

エネルギー (MeV)	1cm $H^*(10)$	3mm	70 $\mu$ m $H^*(0.07, \alpha)$	エネルギー (MeV)	1cm $H^*(10)$	3mm	70 $\mu$ m
10keV	有	無	有 $\alpha : 0^\circ \sim 180^\circ$	$1 \times 10^{-9}$	有	無	無
}				20			
10MeV				200			

注) 現行のエネルギー範囲は20MeVまで

(b) 個人線量当量 (ICRUスラブ個人線量当量:  $H_{p,slab}(d, \alpha)$ )

光子 (線量当量/空気カーマ)

中性子 (線量当量/粒子フルエンス)

エネルギー (MeV)	1cm $H_p(10, \alpha)$	3mm	70 $\mu$ m $H_p(0.07, \alpha)$	エネルギー (MeV)	1cm $H_p(10, \alpha)$	3mm	70 $\mu$ m
10keV	有 $\alpha : 0^\circ \sim 75^\circ$ 15°間隔	無	有 $\alpha : 0^\circ \sim 75^\circ$ 15°間隔	$1 \times 10^{-9}$	有 $\alpha : 0^\circ \sim 75^\circ$ 15°間隔	無	無
}				20			
1MeV				200			

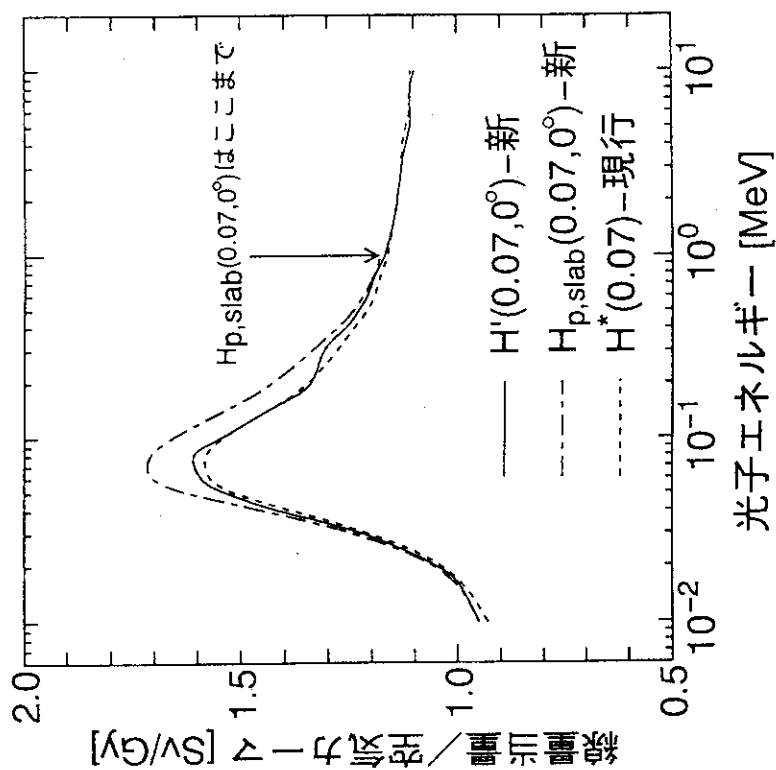


図-2 (b) 光子線量換算係数( $d=0.07$ mm)

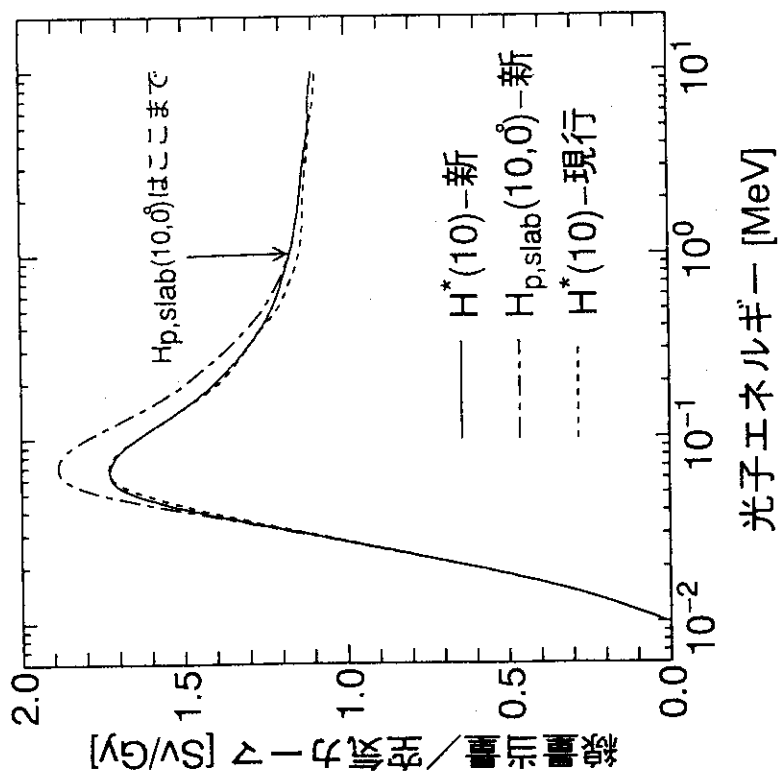


図-2 (a) 光子線量換算係数( $d=10$ mm)

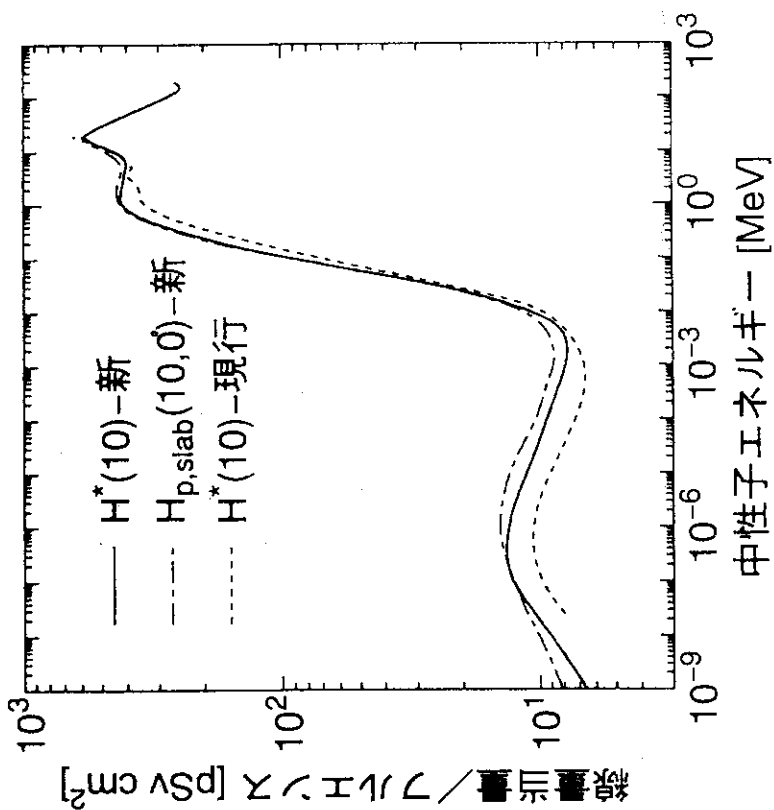


図-3 中性子線量換算係数

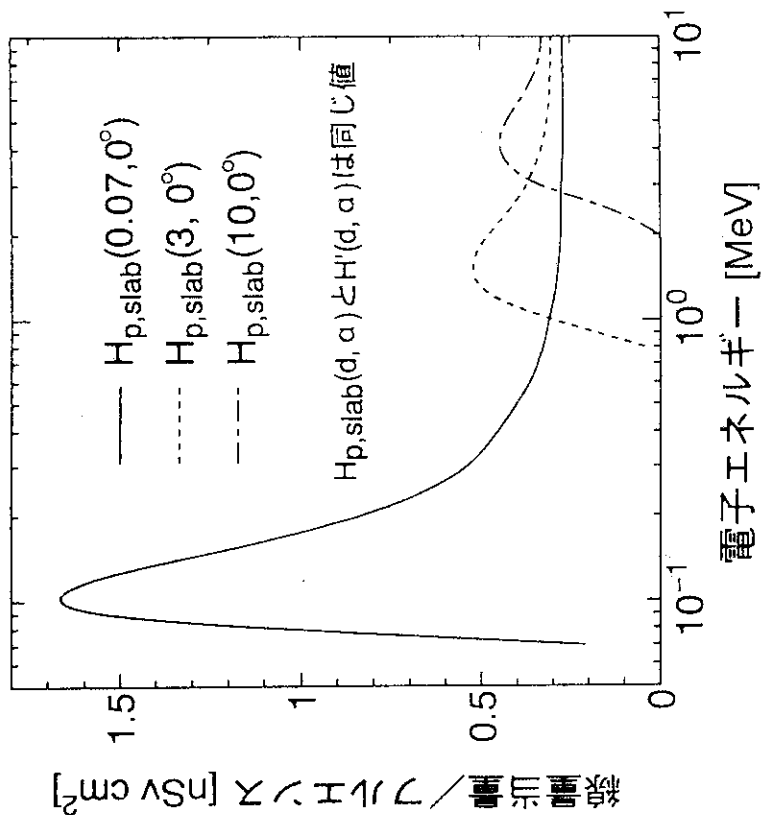


図-4 電子線量換算係数

## 8. コメント及び総合討論 Comments and General Discussion

司 会：中村 尚 司  
Chairman: Takashi NAKAMURA

東 北 大 学  
Tohoku University

本セッションでは、計測実用量に関して行われたレビューや発表を踏まえて、総合的な討論を行った。討論に先立ち、予め依頼してあった3名の方から、計測実用量の概念の捉え方に関する個人的な意見がコメントの形で出された。ここに収録したのは、この内の2名の方のコメントの要旨、及びこれに続いて行われた総合討論の内容を項目別に整理したものである。



## 8.1 Operational Quantities の役割について

On The Role of The Operational Quantities

神戸商船大学 小田啓二

Keiji Oda, Kobe University of Mercantile Marine

Operational Quantities の必要性やそれらの問題点の大半は、既に南先生や多田先生等によって指摘されているので、ここでは違った視点、つまり放射線防護に用いられる諸量の中での Operational Quantities の位置づけや役割に関する私見を紹介したいと思う。

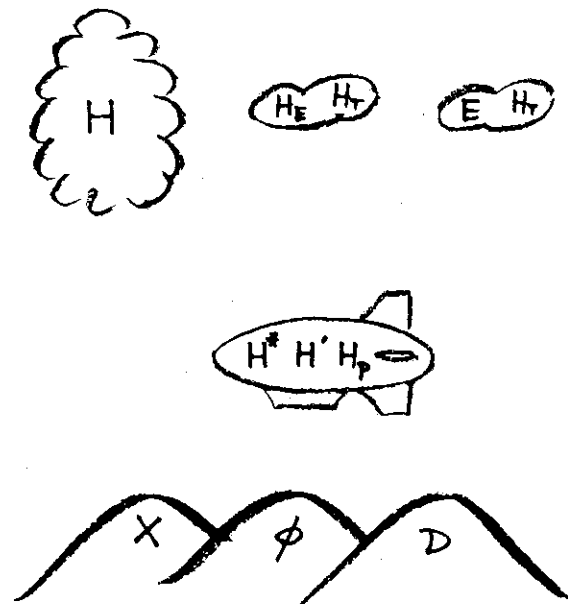
右下図は、小生が抱いている防護諸量の関係に対するイメージを描いたものである。形の曖昧な「雲」に例えた「線量当量」については、昨年のワークショップで議論したので省略する。今回は Operational Quantities がメインテーマなので、立場を管理(実務)担当者に設定するという前提で話を進めたい。

我々(管理担当者)の最終目的評価量は勿論「線量当量」ではあるが、しかし具体的には物理量の精度良い測定を実務として行っている。前法令時は、例えばX・γ線に対しては「照射線量」という「山」を目指せば良かった。「ミリレントゲン」と唱えれば「ミリレム」となっていたのである。ところが、ICRP1977年勧告及びこれを受けた現行法令では、“幅広い解釈があつて明解ではなかった分、逆に capacity があつた”それまでの「線量当量」の概念を細かく規定した。このため計測できる量(山)と評価すべき量(雲)とのギャップが広がってしまい、これを埋めるべく、より計測量に近い「線量」が必要となった。これが Operational Quantities (図中「飛行船」)ではないだろうか。この Operational Quantities は確かに評価量の「近似値」(多田先生)ではあるが、評価量の方から降ろしてきたという立場ではなく、あくまで計測量の方から浮かべた量と捉えたい。

この導入については、既に多くの先生方が指摘されておられるように、基準物質・体系、方向性、適用エネルギー範囲等問題が少なくない。加えて、管理担当者の具体的な目標が物理量測定から Operational Quantities になったので、煩雑さが持ち込まれてしまったという難点がある。しかし、反面、目的量が持っている定義の曖昧さ(矛盾も含む)を計測物理量に持ち込まなくて済むという大きなメリットもある。また、将来目的量が勝手に変えられても、この Operational Quantities で対処できれば計測には何ら支障はないという点も見逃せない。

最後に、現在の体系に対する要望を2点述べたい。ひとつは、この Operational Quantities はあくまで計測側からの必要性で導入されたことをもっと重視すべきだという点である。「計測実用量」という表現も、また種々の換算係数が上から与えられてしまっている現状にも不満を感じる。もう一点は、Operational Quantities を飛び越えた評価方法(計測量から評価量へのバイパス)も認めるべきである。法令では、計測量から一旦 Operational Quantities を求めないで評価量に持っていけないが、そこまで規定するのは保健物理学への冒険ではあるまいか。

なお、当日は、「雲」→「神様」、「飛行船」→「偶像」という比喻で紹介したが、この際不適当な表現があったことをお詫びします。



## 8.2 計測実用量の背景にあるもの Background of Operational Quantity

福山大学工学部 占部 逸正  
Itsumasa Urabe, Fukuyama University

### 1. 線量評価は損害の評価を目的とする

国際放射線防護委員会は1990年勧告で確率的影響を表現する量として実効線量を定義し、個人の損害に関わる量として実効線量の使用が適切であると述べている。即ち、実効線量を使用することで放射線防護における線量の評価が確率的影響を中心とする集団及び個人の損害の評価に結びつくものであることを明確にしている。

しかし、同委員会は、損害評価の基礎となる諸量には線量-効果関係の比例性、生物学的効果比、臓器・組織平均線量、平均リスク係数などの仮定がなされており、どんな数値的な結果にも定量化できない不確かさが含まれていることを認めている。実効線量の使用に際しては、この仮定を不可欠の前提条件としてよく理解しておくことが重要である。また、同委員会は時代の異なる線量当量の加算性を認めることや、線量評価に際して線量限度と比較するための評価法と最適化のためのそれとの間に差異のあることも認めているが、これらは線量の数値的結果に含まれる誤差を考慮してはじめて理解できるものである。

### 2. 実効線量の意味するもの

放射線防護では安全確保に必要な情報が不可欠である。実効線量は被曝による健康等への悪影響の度合い（ここでは損害と記してきた）を表現するために導入されたが、これが相当の確度を持って記述できれば、防護の実務は単に安全基準との比較において有効だけでなく、正当化、最適化の具体的実施を可能にするものである。しかし、現在の実効線量は基礎となる諸量に集団の平均値を使用していることから、放射線被曝により集団に生じるであろう悪影響の期待値であっても、個々人の受ける損害を定量的に示すことの不可能な量になっている。（極端な言い方をすると、健康への影響が確率的に生じる過程であることを考慮すると、実効線量で個々人の受ける損害を云々することそれ自体意味のないことである）つまり、個々人の損害の評価の立場からは、線量が実効線量で表示されたとしても、これは安全情報として線量限度との比較においてのみ意味を有するもので、個人の受ける損害の大きさに直接結びつかない量と言わざるを得ない。

放射線防護の研究により集団に対する損害評価の精度は高まると予想される。しかし、個人線量の評価については、個人の受けた実効線量と現れるであろう損害との関連が直線的な関係にないことを考えると、計測量として何を測るのか環境の線量評価と個人線量評価のそれぞれの特長を再確認しつつその方法を検討することが重要である。

### 3. 測定実用量は基準との比較に使用する

放射線防護の実務には施設の設計から被曝線量や廃棄物の管理と幅広い分野の活動が含まれる。具体的には施設設計の際に設計基準と比較することや被曝線量を管理基準と比較すること、

また放射線防護の方法を最適化することなどが含まれる。測定実用量はこうした実務活動で统一的に使用できる量で、実効線量を量的尺度とする防護体系と密接に関連する量であることが不可欠な条件と考えられる。場合によっては実用量が何らかの形で損害の評価と結びつくことも期待されるが、実用量で個人の損害評価を試みることは実効線量評価の現状から考えて困難と言わざるを得ない。実用に供される線量が個人の損害評価と結びつかないことを前提にすれば、ICRUの周辺線量当量や方向性線量当量は、施設設計から被曝管理の実際に至るまで一貫して使用できる優れた実用量になり得ると考えられる。もちろんこれらの量に限る必要もないので、損害の評価があまりに複雑になるなら、複雑性を排除してより皆に理解されやすい実用量を検討することも重要である。

#### 4. 線量当量は放射線防護の体系内で

放射線防護に使用される実効線量をはじめとする諸量（ここでは線量当量と呼ぶ）は物理学で使用される線量とも生物学で使用される線量とも異なる。放射線防護に使用される線量当量が物理量かと言う疑問がしばしばなされるが、防護に使用する線量-効果関係も線質係数も低線量域での放射線防護の問題に限り使用できるものとして定義されており、物理学や生物学への適用は許されないものである。放射線防護で実効線量等の線量当量を使用できるのは、対象が作業従事者であり被曝管理、健康管理、作業環境の安全管理がなされ、作業者の安全が総体として確保されているためである。こうした背景を無視して線量当量を放射線防護以外分野で何らかの因果関係に関連づける量として使用することは、甚だしい冒険と言わざるを得ない。線量当量の乱用が目立ち始めたのは1977年以降のことであるが、放射線の影響を論じるべき国際機関でSI単位の導入のために線量当量の記述が安易に変更、導入された経緯もあり、この問題の根は相当深いようである。

#### 5. おわりに

放射線防護は、被曝に伴う損害の評価に基づいて実施するのが最も合理的である。しかし、損害の評価を集団の損害に限ったとしてもこれを定量的に評価して実施するにはなお多くの課題があること。また、測定実用量は設計基準や管理基準との比較において意味を有するもので集団及び個人の損害評価には結びつかないこと。さらに、実用量を含め放射線防護に使用される諸量について、これらには実に多くの仮定が為されており、その有効性は防護の体系の中でのみ確保されることなどについて述べてきた。

日頃疑問に思っていることを述べただけで、不十分な理解に基づく独断や偏見も少なくないと思います。今後の討論のきっかけになればと思ひ敢えて書かせて頂きました。最後に、本研究会で発言の機会を御提供下さった山口恭弘氏に記して謝意を表します。

#### 参考文献

- 1) ICRP:ICRP Publ.60, Annals of the ICRP, 21(1-3), Pergamon Press, (1991).
- 2) ICRP:ICRP Publ.55, *ibid*, 20(1), Pergamon Press, (1989).
- 3) JAERI:JAERI-Conf 95-007, 山口恭弘, 吉澤道夫編, (1995)

## 8.3 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

これまでの発表及びコメントで、計測実用量の成り立ち、我が国の法令への取り込みの経緯、それに対する放射線防護の現場における対応についてレビューが行われるとともに、計測実用量の持つ問題点が提起された。これらの問題を整理し認識を深め、今後の外部被ばく線量評価法へ反映させることを目的に総合討論を行った。総合討論の開始に際し、論点を明確にするために、以下の項目を中心に議論を進めた。

- (1) 計測実用量 (Operational Quantity) の必要性について
- (2) 現在の計測実用量の定義や解釈について
- (3) 測定器の校正法における問題点
- (4) 計測実用量を法令に取り込むうえでの要望

### II. 討論の内容

#### 1. 計測実用量の必要性について

(加藤) 計測実用量を得るためのドシメトリーが進歩しても、計測実用量の拠り所となる学問がしっかりしていなければならない。計測実用量が出てきた背景には、うまくゆかなければその時に再度考えればよいという考え方があった。これをわきまえたうえで計測実用量を考える必要がある。得ようとする量に対して約束事を決めて換算係数を整備し、これを基本量として一元化し管理するのが良いのではないか。

(多田) 人体ファントムを標準化し照射条件を定め、その条件下でのフルエンスから線量への換算関係を計算し、これを計測実用量とすれば良い。測定器もそのレスポンスに合わせたものを作れば良い。球やスラブに対するレスポンスの議論を介在させる必要はないのではないか。

(吉沢) 測定立場から考えると、全身の複数の測定値の足し合わせのような量ではなく、ある一点での測定値が実効線量に結び付けられるような評価量が必要である。そのような意味で、計測実用量は必要であると思う。

(山口) フルエンスとエネルギーと方向が分かれば、計算で求められた換算関係を用いて実効線量を定めることができる。しかし、実際に個人線量計やサーベイメータで測定される量は、これらについて積分された情報である。したがって、個人線量計やサーベイメータによる測定値から実効線量への換算は困難ではないかと考えられる。

(占部) 実効線量を直接測定するのは難しいと思う。リスク係数は変わるし、その係数自体、年齢や性別など全てについて平均化した値である。

(山口) 実効線量そのものを計測実用量にする場合、そのようなレスポンスを持った測定器は作れるのか？

(松原) モデルが決まりその換算関係が与えられれば、それにある程度合わせたものはできると思う。

(寿藤) 様々な放射線が混在し、また作業姿勢も変わる実際の作業場を考えると、個人モニタから直接実効線量を得るのは困難である。やはり1センチメートル線量当量などの計測実用量は必要であると思う。

(司会) 計測実用量の必要性については意見が分かれるようである。必要でないという立場からは、人体ファントムに対する換算関係を定めて直接実効線量を求めればよいという意見である。しかし、測定の原則ということを考えると、なかなかそうもいかない。以上の議論をまとめると、何らかの計測実用量は必要であるという印象を受ける。

## 2. 現在の計測実用量の定義や解釈について

(司会) 吉澤氏の講演では換算係数をどうするかについて、3通りの提案がなされたが、今後どのようにすべきか議論してほしい。

(村上) 現状の計測実用量の定義や解釈で、個人モニタリング用とエリアモニタリング用の2種類はいらぬという意見があるようだが、世界のすう勢としては2つに分かれている。そればかりか、ISOは指の $70\mu\text{m}$ や腕の $70\mu\text{m}$ なども換算係数を与えているのが実情だ。したがって、計測実用量を個人モニタリング用とエリアモニタリング用と別々にして、扱うべきである。

(加藤) 線量の名称の種類を増やすのか、部位ごとの限度を決めるのか、線量の種類と限度のどちらに振り分けるのが良いかを考える必要がある。

現在の定義や解釈に問題がないかと問われれば、やはりあると言わざるをえない。例えば、法令の告示別表で与えられている量についてはきちんと定義が示されるべきだ。

(占部) 放射線の種類が異なったり、局所被ばくの場合を考えると、基準を一律に決めるのは難しいと思う。目や皮膚などに対しては、影響の度合いによって固有の基準が必要な場合も考えられる。

(山口) 法令では1センチメートル線量当量等の名称と換算のための数値だけが与えられ

ているので人によって解釈が異なる場合があり、しばしば混乱を招いている。だからといって、法令中で一々使用する量を定義している訳にもいかないと思う。吉澤氏の提案のどれに落ちついたとしても、法令に責任を持つ者が法令以外の何処かで、ICRUの定義どおりだとか、このような量であるとか示す必要があると思う。それでないと、法令改正後に再度同じ議論をしなくてはならなくなる。

### 3. 測定器の校正法における問題点

(司会) 測定器の校正では、校正の基準点やファントム表面から線量計の距離などが決められていないのが現状である。このような状況について、議論してほしい。

(加藤) 非電離放射線の分野では、管理の基準を場の量にしている。電離放射線については、そうっていない。問題点を含んだ量を基準にしているがために混乱が生じている。

(多田) 測定器の校正では、どの程度の精度が要求されるかという議論から始めるべきではないか。

(寿藤) 個人モニタから得られる一次情報に目標とする量への換算係数をかけることで線量当量を得られる。我々がファントムに要求するものは、人体に装着した時と同じ一次情報を与えるということである。したがって、換算する前の一次情報を得るための基準がはっきり押さえてあれば良い。

(村上) 人体前面の照射線量を得て換算するというのであれば、その換算係数は線量計の位置での値であるが、実際に求めなければならないのは人体の線量である。したがって、一次情報をファントムの表面で求めるのは誤りではないか。ファントムは個人線量を生み出す点で、人体前面に着けた線量計は単にレスポンスを取る道具に過ぎない。

(加藤) ファントムを線量計の一部と見なすか、または放射線の場をモディファイするためのものであるか、その解釈が分かれるところに上記のような議論を生む分りにくい点がある。

### 4. 計測実用量を法令に取り込むうえでの要望

(司会) こうしたら良いという意見がまとまれば、法令改正などの機会に要望として出せるのではないか。例えば、法令では実効線量当量のみを定義し、実際の測定はマニュアル等に示し、個人ベースに測定を任せるというのもひとつの方法である。また、1センチメートル線量当量という名称も良くないので、もっと分かりやすい名前にしたほうが良いという意見もある。他に要望はないのか。

(?) 放射線障害防止法は、細かく規定し過ぎている。法令では基本となる原則のみを与え、あとは各々の事業所ごとに放射線防護の専門家に任せれば良い。

### Ⅲ. 総合討論のまとめ

計測実用量に関し、以上のような討論が行われた。以下に、討論の内容をまとめる。

#### (1) 計測実用量の必要性について

線量評価の目標量である人体の線量が直接測定できない以上、放射線場の情報と人体の線量との換算関係が必要であることは意見の一致するところであった。しかし、この換算関係を直接測定器のレスポンスに反映させてしまうのか、人体の線量に関係付けられる計測実用量を介在させるのかで、意見が分かれた。前者の場合、ある特定の条件では数値的に人体の線量に近い評価が得られるが、測定を対象とした量の意味付けが難しくなる。一方後者の場合では、点における特定性、加算性、異なる種類の放射線に対する統一性等の測定対象量の好ましい条件を満たすものの、球形状やスラブ形状のファントムを量の定義に持ち出さなくてはならない複雑さがある。数の上では後者を支持する者が多い様であったが、前者も説得力があり捨て難い意見である。

#### (2) 現在の計測実用量の定義や解釈について

論点の一つは、国際的には個人モニタリング用とエリアモニタリング用の2種類の計測実用量が提案されているが、日本の法令では一つの計測実用量で兼ねている点である。もう一つは、法令に取り入れられた計測実用量がどのような量であるのか示されていないため、しばしば解釈に不一致が生じる点である。今回は、計測実用量の法令への取り入れに関し、3通りの選択が示された。これらのいずれを採用するにせよ、上に挙げた2点に関して何らかの手段を講じる必要がある。

#### (3) 測定器の校正における問題点

個人線量計の校正に関し、相対する意見が出された。意見の違いは、校正に用いるファントムの役割をどう見るかによって生じた。つまり、ファントムを線量計の一部と見なすか、単なる放射線場の散乱体と見なすかである。限られた時間内で結論は出せなかったが、いずれどちらかに統一することが望まれる。

#### (4) 計測実用量を法令に取り込むうえでの要望

法令に示すのは線量限度を定める実効線量当量のみにして、その評価法はマニュアルに示すか、個々の事業者任せの方が好むとの要望があったが、項目を整理するまでには至らなかった。

付録1 第2回「最近の外部被ばく線量評価法に関するワークショップ」  
 — 計測実用量について考える —  
 プログラム

日時：平成8年3月14日（木）

場所：日本原子力研究所 東海研究所 研究1棟1階 第7会議室

- |               |                                       |    |               |
|---------------|---------------------------------------|----|---------------|
| 10:00 ~ 10:10 | 開会の挨拶                                 |    | 吉田 真 (原研)     |
| 10:10 ~ 12:10 | 午前の部                                  | 座長 | 山口 恭弘 (原研)    |
|               | 1. 外部被ばく線量評価において計測実用量が何故必要か? (30分)    |    | 南 賢太郎 (RIST)  |
|               | 2. 計測実用量の定義及び現行法令における解釈(30分)          |    | 丸山 隆司 (放影協)   |
|               | 3. 極低及び高エネルギー放射線に対する計測実用量はあるのか? (30分) |    | 多田 順一郎 (筑波大)  |
|               | 4. 標準量と計測実用量について (30分)                |    | 崎原 克彦 (電総研)   |
| 12:10 ~ 13:10 | 昼休み                                   |    |               |
| 13:10 ~ 14:30 | 午後の部                                  | 座長 | 村上 博幸 (原研)    |
|               | 5. 計測実用量の具体化の現状-I (30分)               |    | 松原 昌平 (アロカ)   |
|               | — エリアモニタリングに関して —                     |    |               |
|               | 6. 計測実用量の具体化の現状-II (30分)              |    | 福本 善己 (千代田保安) |
|               | — 個人モニタリングに関して —                      |    |               |
|               | 7. 線量換算係数の整備状況について (20分)              |    | 吉澤 道夫 (原研)    |
| 14:30 ~ 16:15 | コメント及び総合討論                            | 司会 | 中村 尚司 (東北大)   |
|               | 8. コメント (30分)                         |    | 岩波 茂 (北里大)    |
|               |                                       |    | 占部 逸正 (福山大)   |
|               |                                       |    | 小田 啓二 (神戸商船大) |

\*\*\*\* 15:00 ~ 15:15 コーヒーブレイク \*\*\*\*

9. 総合討論

- |               |       |  |            |
|---------------|-------|--|------------|
| 16:15 ~ 16:20 | 閉会の挨拶 |  | 山口 恭弘 (原研) |
|---------------|-------|--|------------|



## 付録2 参加者リスト

No.	氏名	所 属
1	佐藤 裕一	千代田保安用品(株) 大洗研究所
2	大口 裕之	千代田保安用品(株) 大洗研究所
3	藤田 稔	千代田保安用品(株) 大洗研究所
4	福田 光道	千代田保安用品(株) 大洗研究所
5	鈴木 英伸	千代田保安用品(株) 大洗研究所
6	加藤 朗	千代田保安用品(株) 線量計測統括部
7	寿藤 紀道	千代田保安用品(株) 線量計測統括部
8	松谷 正	千代田保安用品(株) 線量計測統括部
9	野間 宏	千代田保安用品(株) 線量計測統括部
10	矢部 明	千代田保安用品(株) 線量計測統括部
11	渡辺 道彦	千代田保安用品(株) 役員室
12	安測 四郎	長瀬ランダウア(株) 技術部
13	藤崎 三郎	長瀬ランダウア(株) 営業企画部
14	宮崎 啓	日本原燃(株) 再処理事業所 放射線管理部
15	晴山 央一	日本原燃(株) 再処理事業所 放射線管理部
16	前川 忠三	日本原燃(株) 再処理事業所 放射線管理部
17	讚井 賢造	(株)アトックス 東海営業所 放管センター
18	大内 勝秀	(株)アトックス 東海営業所 放管センター
19	吉田 公一	原電事業(株) 東海事業所 放射線管理課
20	倉持 光博	原電事業(株) 東海事業所 放射線管理課
21	上養 義朋	理化学研究所 安全管理室
22	奥野 功一	宇宙開発事業団 宇宙環境利用推進部
23	橋本 周	動燃事業団 大洗工学センター安全管理部
24	辻村 憲雄	動燃事業団 東海事業所 安全管理部
25	工藤 勝久	電子総合研究所 放射線計測研究室
26	中込 崇	東京電力(株) 原子力保健安全センター
27	谷口 和史	日本原子力発電(株) 発電本部放射線管理室
28	竹村 守雄	川崎重工業(株) 原子力本部技術部技術第一課
29	鍋本 豊伸	石川島播磨重工業(株) 原燃技術部
30	市川 亮	(株)東芝 原子力技術研究所 放射線管理室
31	市原 隆	(株)東芝 医用機器事業部
32	杉田 武志	(有)科学システム研究所
33	井上 佳久	(株)ウイングブル・インフォメーション・センター
34	黒澤 直弘	(株)ウイングブル・インフォメーション・センター
35	根本 真太郎	(株)ウイングブル・インフォメーション・センター
36	空増 昇	松下産業機器(株) ME・放射線技術部
37	辻本 忠	京都大学 原子炉安全研究部門
38	義本 孝明	京都大学 原子炉実験所 放射線管理部
39	加藤 和明	茨城県立医療大学 放射線技術科学科
40	隈元 芳一	放射線医学総合研究所 放射線科学研究部
41	中村 尚司	東北大学 サイクロトロン・RIセンター
42	小田 啓二	神戸商船大学 原子力システム工学講座
43	岩波 茂	北里大学 医療衛生学部
44	占部 逸正	福山大学 工学部
45	丸山 隆司	(財)放射線影響協会 企画部

No.	氏名	所 属
46	多田 順一郎	筑波大学 陽子線医学利用研究センター
47	崎原 克彦	電子技術総合研究所 放射線計測研究室
48	松原 昌平	アロカ(株) 第二技術部 技術四課
49	福本 善己	千代田保安用品(株) 線量統括部
50	三浦 俊正	船舶技術研究所 東海支所
51	小田野 直光	船舶技術研究所 東海支所
52	南 賢太郎	(財)高度情報科学技術研究機構 データベース部
53	菊地 寛	(財)放射線計測協会 事業部
54	黒沢 浩二	(財)放射線計測協会
55	当波 弘一	(財)放射線計測協会
56	根本 久	(財)放射線計測協会
57	山路 昭雄	原研 原子力船研究開発室
58	坂本 幸夫	原研 原子炉工学部 粒子線利用研究室
59	中根 佳弘	原研 原子炉工学部 粒子線利用研究室
60	小手川 洋	原研 原子炉工学部 粒子線利用研究室
61	木名瀬 政美	原研 研究炉部 JRR-3 管理課
62	白石 忠男	原研 材料試験炉部 計画課
63	井沢 庄治	原研 保健物理部 線量計測課
64	遠藤 章	原研 保健物理部 線量計測課
65	大石 哲也	原研 保健物理部 線量計測課
66	村上 博幸	原研 保健物理部 線量計測課
67	高橋 史明	原研 保健物理部 線量計測課
68	山口 恭弘	原研 保健物理部 線量計測課
69	吉澤 道夫	原研 保健物理部 線量計測課
70	吉田 真	原研 保健物理部 線量計測課
71	木名瀬 栄	原研 保健物理部 個人線量管理課
72	清水 勇	原研 保健物理部 個人線量管理課