資 料

外部被ばくに関する実用量の考察と解説[†]

南 賢太郎

(財)高度情報科学技術研究機構

319-1106 茨城県那珂郡東海村白方白根 2-4

2000年3月28日 受理

Key Words: external exposure, operational quantity, radiation survey meter, radiation monitor, personal dose meter, energy response, area monitoring, individual monitoring, directional response, angular response, protection dose, expanded and aligned field, expanded field, personal dose equivalent

1. はじめに

放射線防護の実務においては、作業前に線量率計（サーベイメータ）を用いて作業環境の線量率レベルを測定し、放射線業務従事者の被ばく線量を予測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、作業者は個人線量計を胸部または腹部に装着して被ばく線量を測定し、管理者はその測定結果を法令に基づき作業者に通知している。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ではなく、実効線量に関連づけられた測定可能な線量で実施されなければならないとともに、計測の基準となる国家標準でこの線量率計の校正が可能でなければならない。また、空間の1点で測定した作業場の線量率測定結果から作業者の被ばく線量を予測するに当たっては、線量の定義および放射線場と作業者の被ばく線量との関係を合理的に説明できる考え方が必要である。

以上のことを念頭に国際放射線単位測定委員会（ICRU）は、線量率計の方向特性が無方向性で得られる場合と必然的に方向特性が生ずる場合を考慮して周辺線量当量と方向性線量当量の考え方を導入し、かつ、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えるよう線量管理の単純化を考慮し、計測に適した実用量の導入を図り、1985年（昭和60年）ICRU Report 39, 1988年（昭和63年）ICRU Report 43 および1992年（平成4年）ICRU Report 47 にまとめて報告している。

本報告は、国際放射線防護委員会（ICRP）が勧告した実効線量を実用量で安全側に合理的に測定・評価するため、実用量の考察と解説を行うものである。

2. 放射線防護の基準線量の変遷

放射線防護の基準線量として勧告される線量は、初期の物理的な線量から人体への確率的影響や健康状態への悪影響を考慮した防護線量（protection dose）に時代とともに変遷した。これに対応して放射線防護の実務に用いる管理計測量も物理的特性を保ちつつ実用量（operational quantity）へと変遷した。以下に防護線

[†] Considerations and Exposition of Operational Quantities on External Exposure. Kentaro MINAMI: Department of Database, Research Organization for Information Science and Technology, 2-4, Shirakata-Shirane, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki Pref. 319-1106, Japan.

量の変遷の概要および3章で実用量の変遷の概要について述べる¹⁾。

2・1 照射線量の時代

線量計測に使用されるレントゲン単位(R)は、1928年に定義が確立された。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の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・再現性等にきわめて有利であった。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変わらないので、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、1954年にICRU (Report 7)^{2),3)}が吸収線量(rad)の定義を行うまで国際放射線防護委員会(ICRP)は、規制のためにレントゲン単位を放射線防護基準線量の勧告(耐容線量, 最大許容線量)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。

2・2 RBE線量, 線量当量の時代

ICRPは、1954年(昭和29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り影響が異なることをあらわすRBE(生物学的効果比)を乗じて求めるRBE線量を定義し、rem(röntgen equivalent man)の単位を与え、最大許容線量を決定臓器別(深部に存在する造血臓器, 生殖腺等)に300 mrem/週を勧告した。ただし、エネルギーが3 MeV以下のX・ γ 線については照射線量で測定し300 mR/週を採用することにより上記深部線量の規制を満たすものとした。ちなみに、1957年6月(昭和32年)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」⁴⁾(以下、

放射線障害防止法と呼ぶ。)の科学技術庁告示第四号は、ICRP 1954年勧告を受け、放射線業務従事者の最大許容線量を300 mrem/週とした。

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⁵⁾。ICRP 1958年(昭和33年)勧告およびICRU 1962年(昭和37年)のReport 10aでは、単位にRBEを用いずに放射線の水中で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、臓器の平均吸収線量と線質係数およ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。この時代は決定臓器別にrem単位で最大許容線量を規制していたが、具体的に測定することができなかったもので、放射線障害防止法が制定されて以来、上記のように3 MeV以下のX・ γ 線の測定は、測定しやすい照射線量が継続して使用された。

2・3 実効線量当量, 実効線量の時代

ICRPの1977年(昭和52年)勧告はきわめて斬新で放射線リスク(確率的影響, 健康影響)に関連した線量概念を含む実効線量当量 H_E を定義し、これを用いて線量当量限度を勧告した。ただし、実効線量当量は各臓器・組織の平均線量当量にその臓器の荷重係数を乗じて和をとり求められる線量で、測定不可能な線量である。

以上のように測定不可能な線量が導入されたことにより、この線量に関連する測定可能な実用量を現場の管理計測へ導入する必要性が生じた。

なお、ICRPの1990年(平成2年)勧告の線量に対する概念は、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

線荷重係数の積をその臓器の等価線量と名付け、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加え合わせたものを実効線量 E (実効線量当量 H_E に代わるもの) とするもので、1977年勧告と基本的に変わらない。

3. 線量測定の変遷と実用量の導入

ICRP の1954年(昭和29年)以前の勧告は、単純に物理量であるレントゲン単位で行われていた。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すべてレントゲン単位で校正されていた。ICRP 1954年および1958年勧告は、新しい単位の rem で行われ、改定はきわめて大幅で、造血臓器・生殖腺などの体幹部の臓器、組織および人体の局部別に最大許容線量を決めた。これを受けてわが国の放射線障害防止法が制定された。しかし、実用量としての $X \cdot \gamma$ 線の測定は、測定しやすい照射線量の単位で行われた。その理由は、照射線量 $X(R)$ とその場に置かれた微小な人体軟組織の線量当量 $H(\text{rem})$ の比 $f(f=H/X)$ が約1とみなせるので、実務的に照射線量を rem と読み替えることができるためである。

放射線障害防止法制定後も本法律は、ICRP の勧告を受けて多少の改正もあったが、ICRP の1977年勧告を受けて1989年(平成元年)に大幅な改正・施行が行われた。しかし、実用量としての照射線量の測定は、本改正まで実に30年間継続して使用された。

法令改正により測定不可能な実効線量当量 H_E および眼の水晶体と皮膚の線量当量が導入されたので、これらの線量に関連する測定可能な実用量である1cm線量当量、3mm線量当量、70 μm 線量当量の導入が図られた。これらの実用量には明確な定義が与えられていないがICRUの実用量に相当するものである。なお、改正法令では1980年(昭和55年)にICRU Report 33で採用されたSI単位が使用され、radはGyに、remはSvに変更された。

3.1 最大線量当量

2.2節で述べたようにICRPの1954年勧告はきわめて複雑で、人体を臓器、組織および局部に分け rem 単位で最大許容線量を決めている。このため照射線量による測定結果を各臓器の線量へ結び付ける試みが行われた。しかし、各臓器線量への結び付けはきわめて困難であるので、各臓器の線量当量を安全側に評価することを目的に被ばく線量を体幹部の最大線量当量(maximum dose equivalent, 以下MADEと呼ぶ。)で代表し、このMADEを線量計で直接測定・評価(測定単位は rem)する試みがなされた。たとえば、中性子線量当量の測定は困難であるが、計算によりMADEで求められた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特性を一致させ、中性子エネルギーに無関係に線量当量を直接測定できる中性子レムカウンタが、1964年に考案された⁶⁾。また、MADEによる個人線量測定が1974年(昭和49年)からわが国の研究・開発機関でも行われるようになった。このような測定方法の採用により、線量測定上説明の困難な $1R=1\text{rem}$ の問題はおおむね解決される。

3.2 レセプタとしてのICRU球ファントム

1971年(昭和46年)のICRU Report 19でICRUは、初めて人体の代りに放射線場に置いて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(体幹部の代りにMADEの計算等に用いる)。これは、直径30cmの球(その元素組成はO:76.2%, C:11.1%, H:10.1%, N:2.6%, 密度は1)で、ICRUが定める数学ファントムである(通称ICRU球ファントムと呼ばれている)。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発生する最大線量当量を線量当量指標と呼び、これを用いて人体の臓器、組織別に複雑に決められた防護線量を安全側に測定・評価するための測定線量とすることを示した。また、このICRU球を用いて管理計測における現場測定の考え

方、測定器の特性など実用量構築の基礎とした。

4. 実 用 量⁷⁾

空間のある1点の放射線を表現するために単位としてフルエンスが使用される。フルエンスは、単位断面積の大円を有する球を通過する放射線の数と定義されており、無方向性の球強度である。それゆえ、放射線を測定する線量率計の方向特性はすべての方向に対し無指向性でなければならない。このような特性を有する測定器で作業環境の1点 p を測定し（図1参照）作業者の被ばく線量を予測する場合、放射線管理員は「測定器が無方向性であるので放射線は一方向に整列化されていると想定し、この整列化された放射線を拡張して作業者の体幹部がある特定方向から（通常は人体前面から）面平行ビームで照射され被ばくしている」と考える⁸⁾。当然のことながら、この被ばく線量予測値は被ばくの最大値を評価している。

人体の代りに放射線場に置くレセプタは、防護線量を安全側に評価するため実用量の線量基準および線量計特性の基準を決めるものである。これに加えて、レセプタは実用量の線量単位として無指向性の球強度の定義を満たし、現場の線量測定と被ばく線量予測方法を単純に模擬できるものでなければならない。このため、

レセプタの形状は無方向特性を有する球形状とされている。ICRU 球を用いる実用量としての周辺線量当量および方向性線量当量は、以下のように定義されている。

4.1 周辺線量当量

「周辺線量当量 $H^*(d)$ 」とは、放射線場のある1点 p にすべての方向からくる放射線を整列・拡張した場に ICRU 球を置いたとき、整列場の方向に対向する球の半径上の深さ d mm (p' 点) において生ずる線量当量であると定義されている（図1参照。この定義は、4章の放射線管理員が被ばく線量を予測する手法と同じである）。この定義に付加して以下のことに注意を払わなければならない。

周辺線量当量測定器の方向特性は、上記の理由により図2のように等方的（無指向性）でなければならない。また測定器のエネルギー特性は、図3に示すように光子エネルギーの関数として表された実効線量（前後方向照射）を安全側に評価できる ICRU 球の深さ（10 mm）の線量当量換算係数に一致させなければならない。

測定器の性能が上記の条件を満たしている場合、周辺線量当量の測定が可能で、現場の測定値を整列・拡張して予測被ばく線量を評価できる。なお、 d として 10 mm（わが国の呼称は 1

図1 周辺線量当量説明図

〔出典〕 PTB-Dos-23e¹¹⁾ の図を基に作成。

図 2 1cm 線量当量測定用電離箱式線量率計の方向特性
〔出典〕 アロカ(株) RIC-DRM-301 線量率計カタログより。

図 3 光子エネルギーの関数として表した種々の照射ジオメトリによる実効線量と周辺線量当量
 $H^*(10)$ ：周辺線量当量 (1cm 線量当量), $E(\text{AP})$ ：実効線量 (前後照射), $E(\text{PA})$ ：実効線量 (後前照射), $E(\text{ROT})$ ：実効線量 (回転照射)。
 〔出典〕 ICRP Publication 74 図 54 より。

cm 線量当量) が推奨されているが、測定器が上記の性能を満たせば 3mm 線量当量測定器や 70 μ m 線量当量測定器を製作して周辺線量当量を測定し、作業者の眼の水晶体や皮膚の予測被ばく組織線量当量を上記と同様に測定・評価することができる。なお、ICRU は、Report 39 および Report 43 で強透過性放射線場のみに周辺線量当量測定 の概念を適用していたが、Report 47 では適用範囲を弱透過性放射線場にまで拡張して ICRU 球の深さ 3 mm と 0.07 mm の線量当量測定を追加した。

周辺線量当量には、作業現場の放射線場を整理・拡張する概念が含まれているので、「線量計を周辺線量当量で校正する。」など、校正用語としての使い方は不適當である。

校正は、単一エネルギー (X 線でもよい)、面平行ビームで検出器全体を照射するとともに、空気吸収線量 (光子が約 2 MeV 以下ならば空気カーマにおおむね等しい。) で校正場の線量を決定して、この線量に計算で求めた光子エネルギーに対応する ICRU 球の各深さの線量当量換算係数を乗じて線量当量で校正する。なお、線量当量換算係数は、ICRU 球を単一エネルギー、面平行ビームで照射して求められて

いる。以上のように校正手順は明確に記述する必要がある。

4・2 方向性線量当量

ICRU Report 39 および Report 43 では、方向性線量当量の定義は弱透過性放射線場 (低エネルギー X 線や β 線による放射線場) における作業者の被ばく実態と線量率計の方向特性を想定して作られた。放射線場は無方向性の球強度で定義されており、無指向性の線量率計で線量測定を行うことが原則である。ところで、低エネルギー X 線用線量率計や β 線用線量率計は、薄窓・薄形平板電離箱検出器を使用するので、この線量率計の検出部を支持する構造物 (測定指示部を含む) に起因し、無指向性の線量率計を製作することは技術的にきわめて困難である。一般的に製作されているこれらの線量率計の方向特性は、立体角で最大 2π か、これ以下である。薄形平板電離箱線量率計の検出面が特定された方向 Ω からくる放射線 (図 4 参照、図の p' 点へ入射する放射線) に垂直であり、検出面に放射線が均等に入射していれば、弱透過性放射線の線量を測定できる。しかし、すべての方向からくる放射線を測定することはでき

図 4 方向性線量当量説明図
〔出典〕 PTB-Dos-23 e¹¹ の図を基に作成。

ない。すなわち、この線量率計による測定値は p 点 (図 4 左端) の線量率の最大値を表していない。このような問題が発生するので被ばく線量予測の観点から p 点における測定は、線量率計の方向を前後左右に向け最大線量率を見つけて被ばく線量の予測を行わなければならない。

したがって、指向性を有する測定器を用いて被ばく線量を予測する場合、放射線管理員は「測定器が指向性を有しているため線量計の測定値を整列化することなく拡張化のみを行い、作業者の体幹部がある特定方向 Ω から面平行ビームで照射され、被ばくしている」と考えて被ばく線量を予測する。そこで、弱透過性放射線場に係る方向性線量当量は以下のように定義されている。

(1) 方向性線量当量の定義

「方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ 」とは、放射線場のある 1 点 p にすべての方向からくる放射線を拡張した場に ICRU 球を置いたとき、ICRU 球のある特定方向 Ω の半径上の深さ d において生ずる線量当量である。 d の推奨される深さは 0.07 mm である。(図 4 参照。この定義は、上記の放射線管理員が被ばく線量を予測する方法と同じである)。

ICRU Report 47 は、これまでに刊行された Report 39, Report 43 に記載した方向性線量当量の考え方を、弱透過性放射線場の線量測定のみならず強透過性放射線場の測定にまで拡張し、 d の推奨される深さを 0.07 mm, 3 mm, 10 mm とした。加えて、指向性を有するすべての線量率計に適用できるようにするとともに、線量率計の方向特性を方向性線量当量で評価できるように下記の定義を追加した。また、個人線量計についても方向性線量当量の考え方を適用できるように拡張した。

(2) 方向性線量当量の補助定義

「方向性線量当量の補助定義」とは、単一方向放射線場 (面平行ビーム) で ICRU 球を照射したとき、球への放射線入射方向と球のある

特定方向とがなす角度 α の半径上の深さ d mm に生ずる線量を方向性線量当量と規定したものである。この方向性線量当量を $H'(d, \alpha)$ と記述する。ここで $\alpha=0$ のとき、方向性線量当量 $H'(d, 0^\circ)$ は周辺線量当量 $H^*(d)$ に等しい。 $H'(d, 0^\circ)$ は $H'(d)$ と書くこともある。

方向性線量当量 $H'(d, \alpha)$ は、放射線防護の現場で直接利用することはないが、以下の 4・2・1 で述べる角度依存係数として線量計の方向特性の判定に利用される。

4・2・1 方向性線量当量の角度依存係数

ICRP Publication 74⁹⁾ および ICRU Report 57¹⁰⁾ は、方向性線量当量の補助定義で求められる方向性線量当量 $H'(d, \alpha)$ と $H'(d, 0^\circ)$ の比を角度依存係数 R ($R=H'(d, \alpha)/H'(d, 0^\circ)$) と定義した。ICRU 球で求められる角度依存係数は、作業環境測定用線量率計の方向特性の良否を判断する基準として使用される。なお、線量率計の方向特性は、製造者が指定する線量率計照射方向 (校正方向) の感度で規格化し角度依存係数と比較できるように円グラフで表示されている。

4・2・2 線量率計の方向特性の感度低下角度は何度まで許されるか

放射線入射角による線量率計の方向特性の感度低下は、周辺線量当量 $H^*(d)$ と方向性線量当量 $H'(d, \alpha)$ を用いて感度低下の下限を考察することができる。

図 5 に光子エネルギーの関数として周辺線量当量 $H^*(10)$ 、前後方向照射による実効線量 E (AP) の線量当量換算係数 (Sv/Gy) を示す。同様に、周辺線量当量 $H^*(10)$ に角度依存係数 R を乗じて求めた方向性線量当量 $H'(10, 45^\circ)$ 、 $H'(10, 60^\circ)$ および $H'(10, 75^\circ)$ をそれぞれ示す。これらの角度による方向性線量当量が実効線量 E (AP) の曲線以下に低下しなければ実効線量を安全に評価できることになる。このことをより明確に説明するため図 6 に実効線量 E (AP) と方向性線量当量 $H'(10, 0^\circ)$ [周辺線量当量 $H^*(10)$ と等価] の比、および方向性線量

図5 光子エネルギーの関数として表した周辺線量当量 $H^*(10)$ 、角度 45, 60, 75 度における方向性線量当量 $H'(10)$ と実効線量 $E(AP)$ の関係

図6 実効線量 $E(AP)$ と周辺線量当量 $H'(10, 0^\circ)$ および $H'(10, 75^\circ)$ の各比

当量 $H'(10, 75^\circ)$ の比を光子エネルギーの関数として示す。この図の各光子エネルギーで比が 1 以下であれば実効線量を安全に評価できること意味する。

図5 および図6 から方向性線量当量 $H'(10, \alpha)$ で実効線量を安全に評価できる角度 α は、

おおむね 75 度であることがわかる。(換言すれば、実用量の方向性線量当量で、防護量の実効線量を安全に評価できる角度依存係数は約 75 度までとなる。)

4・2・3 X・ γ 線測定用携帯形線量率計の方向特性と使用上の注意

図2に示した線量率計は、電離箱検出器が独立して製作されており検出器と測定指示部はケーブルで接続されている。このように検出器部が独立している線量率計の方向特性は、一般的に良好（無指向性）であるので周辺線量当量を満足に測定できる。しかし、この線量率計の現場での使用は、きわめて不便で実務的ではない。検出部と測定指示部が分離された線量率計は、標準線量測定器または標準線量移行用測定器として主に用いられる。

現場で使用する線量率計は検出部と測定指示部および電源部（電池）が一体となった安価な線量率計である（通称サーベイメータと呼ばれる）。また、放射線防護の実務に用いる線量率計は周辺線量当量測定を目的とするため無指向性を有する線量率計でなければならない。しかし、このような携帯形線量率計は構造上の問題で方向特性を良好に製作することが困難である。

図7に携帯形線量率計（電離箱サーベイメータ）の入射γ線エネルギーによる方向特性の変化

- : NE TECHNOLOGY LIMITED
 PRM510 33keV (方向性線量当量レスポンス)
 622keV は ICS-313 に近似
 ■ : ALOKA ICS-313 622keV (周辺線量当量レスポンス)
 ・ : 角度依存係数

← 電離箱等の検出器

一般的な電離箱サーベイメータ

[ICRU sphere. $R=H'(10, \alpha) / H'(10, 0^\circ)$]

図7 γ線サーベイメータの入射エネルギーによる方向特性の変化と方向性線量当量の角度依存係数 $H'(10, \alpha)/H'(10, 0^\circ)$ の関係

〔出典〕 アロカ㈱, NE TECHNOLOGY LIMITED のカタログを基に作成。

化と角度依存係数 $R [R = H'(d, \alpha) / H'(d, 0^\circ)]$ の関係を示す。図中の小さな黒丸は方向性線量当量の角度依存係数 R を表す。電離箱サーベイメータ ISC-313 の 662 keV に対する方向特性は、662 keV の角度依存係数を十分に満たした無指向性を示す。したがってこの電離箱サーベイメータは、強透過性放射線 (^{137}Cs 等の γ 線) に対しては周辺線量当量測定器となる。30 keV 程度の X 線に対しては PRM510 サーベイメータと同じ方向特性を示す。方向特性はおおむね 60-75 度まで角度依存係数曲線を満たす。すなわち、本サーベイメータは、弱透過性放射線 (低エネルギー X 線) に対しては方向性線量当量測定器となる。そして、サーベイメータの検出器の中心に対する立体角で表現すれば、 $1.3\pi - 1.7\pi$ の空間の放射線を測定していることになる。これは全空間 (4π) の約 33-42% で

あり、被ばく線量予測の観点から現場における測定においては線量率計の方向を前後左右に向けて最大線量率を見つけなければならない。

このように現場で使用するサーベイメータは測定対象とする放射線のエネルギーにより測定目的線量が変わるので、「1 cm 線量当量は周辺線量当量測定器で測定する。」などの表現は、サーベイメータの有効な活用を阻害する恐れがあり、注意を要する。また、「方向性線量当量で測定器を校正する。」など、校正用語としての使い方は不適當である。方向性線量当量で測定器を校正するような面倒なことはできない。

4.3 β 線用線量率計の方向特性の例

図 8 に方向性線量当量測定器の代表的な例として β 線量測定用薄窓・薄形平板電離箱線量

図 8 PTB の二次 β 線標準線源と ISO 6980 に示されるビーム補正フィルタを用いて照射し外挿電離箱の方向特性を調査した結果と方向性線量当量の角度依存係数 R の関係を示す
 [出典] PTB-Dos-23e¹¹⁾ 表 5.6 を基に作成。

率計（外挿電離箱）の方向特性を示す。図中の小さな黒丸の A, B, C, D 曲線は、ICRU Report 74 表 A 45 に示される電子線に対する方向性線量当量の角度依存係数を円グラフに作成したものである。実験データは PTB-Dos-23 e¹¹⁾ の表 5.6 の β 線源を用いて測定した実験値を同図にプロットしたものである。図中の ^{147}Pm , ^{204}Tl および $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ の曲線は、各核種の $E_{\beta\text{max}}$ の $1/3$ を平均 β 線エネルギーとすれば角度依存係数をおおむね満たしている。この方向特性からわかるように、高エネルギー β 線は検出面（皮ふ面）への入射角が大きくなると線量がきわめて増加する。高エネルギー β 線では 75 度まで角度依存係数はおおむね満たされており、この角度は、線量率計の中心に対する立体角で約 1.7π 方向からの線量を測定できる。 β 線用線量率計は、検出器前方 2π 空間のみに感度を有する測定器である。それゆえ、被ばく線量予測の観点から現場における測定は、線量率計の方向を前後左右に向けて最大線量率を見つけて被ばく線量予測を行わなければならない。

電子線の方向性線量当量の角度依存係数は、ICRU Report 74 によれば、場の線量当量基準の ICRU 球と 5 章で述べる個人線量当量基準の ICRU スラブとで実質的に相違がなく、方向性線量当量は $H'(d, \alpha) = H_{\text{slab}}(d, \alpha)$ とされている。

5. 個人線量当量

ICRU Report 47 では、個人の被ばく線量測定において、測定すべき「個人線量当量 (personal dose equivalent $H_p(d)$)」を人体上のある特定の点における軟組織の深さ d 中における線量当量と定義している。この定義から明らかのように、個人線量当量は、現実の放射線場における人体軟組織そのものの線量当量で決められている。深さ d の値として、深部組織に対する線量には 10 mm、眼の水晶体には 3 mm、表層部組織には 0.07 mm が推奨されている。

個人線量計を校正する場合は、上記の状況を模擬し人体の体幹部を代表するような組織等価物質のスラブファントム ($30 \times 30 \times 15 \text{ cm}$) に個人線量計を装着し、線量計とファントムが一体となった測定器として照射を行い校正する。そこで実用量としての個人線量当量は、このファントム (ICRU 球に代わるもの) の各深さ (人体に代わる各深さ) の線量を計算により求め、これを測定すべき個人線量当量の基準量としている。(ICRP Publication 74 では眼について線量当量換算係数を与えていない。)

個人線量測定システムは、上記のように線量計とファントムが一体となった測定器であり、測定器としての方向特性はきわめて悪い。このような個人線量測定システムの方向特性はスラブファントムの方向性線量当量の角度依存係数で性能を評価する。

5.1 個人線量当量の定義

個人線量当量 $H_p(d)$ は、スラブファントム中央面を面平行ビームで面に垂直に照射し、ファントム中央面下の各深さに生ずる線量を計算により求めたものである。ファントム中央面の法線を基準にファントム側面に向かって放射線の入射角 α を取り、 α を変化させたときに生ずる線量を方向性線量当量 $H_p(d, \alpha)$ と呼ぶ。個人線量当量に係る線量当量換算係数および角度依存係数は、ICRP Publication 74 の表 A 24 および表 A 25 に示されている。

5.2 個人線量計の方向特性の例

図 9 にわが国で使用されているフィルム線量計の方向特性とスラブファントムの角度依存係数の関係を示す。フィルム線量計は、45 keV (X 線) でも 1.25 MeV (γ 線) でも 75 度での角度依存係数を十分に満たしており (30 - 60 度で感度が高すぎる)、この角度は、線量計を中心に立体角で表現すると約 1.7π となる。これは、線量計から見た前方 2π 空間中の線源を 85% 捕捉できることを意味する。しかし、人

図9 フィルム線量計の入射γ線エネルギーによる方向特性の変化と方向性線量当量の角度依存係数 $R = H_p(10, \alpha) / H_p(10, 0^\circ)$ の関係
 [出典] 千代田テクノル, 個人線量計技術説明資料 (1993) を基に作成。

体の背面・側面から入射する放射線を捕捉することはできない。このため、個人線量測定・評価においては作業者と線源の幾何学的な位置関係に注意をはらわなければならない。

6. おわりに

防護線量の概念および実用量の概念は、過去から多くの研究者、技術者および放射線防護実務経験者の研究成果を基に構築されたものである。それゆえ、過去に学べば、周辺線量当量、方向性線量当量、角度依存係数等の関係を理解し説明できるとの思いから実用量の考察と解説を試みた。

謝 辞

本報告のとりまとめに際し、課題の討論やサーベイメータ特性資料の提供にご協力をいただきました日本原子力研究所の吉田 真氏、村上博幸氏、山口恭弘氏、吉沢道夫氏、清水 滋

氏、千田 徹氏に謝意を表します。

文 献

- 1) 南 賢太郎: JAERI-Conf., 96-011, pp.9-20 (1996)
- 2) 館野之男: “放射線医学史”, 岩波書店 (1973)
- 3) 加藤和明: *Radioisotopes*, **32**, 127-134 (1983)
- 4) 鈴木嘉一: 放射性同位元素による放射線障害の防止に関する法律施行令の解説, 帝国地方行政学会 (昭和34年1月10日)
- 5) 日本放射性同位元素協会, 仁科記念財団: 国際放射線防護委員会ならびに国際放射線単位および測定委員会に対する RBE 専門委員会の報告 (昭和39年11月10日)
- 6) Andersson, I. Ö. and Braun, J.: A neutron rem counter, *Nukleonik*, No. 5, 234 (1964)
- 7) 村上博幸, 南 賢太郎: 日本原子力学会誌, **35**, (8), 747-756 (1991)
- 8) 南 賢太郎: *Isotope News*, No. 413, Nov. (1988)
- 9) ICRP Publication 74: 翻訳および発売, (株)日本アイソトープ協会, 外部放射線に対する放射線

- 防護に用いるための換算係数, 発売所, 丸善 (1998); ICRP Publication 74: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. Annals of ICRP, Vol. 26, No. 3/4 (1996)
- 10) ICRU 57: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRU Report 1998 (文献 9, 10 の内容は同等である)
- 11) Alberts, W. G., Ambrosi, P., Böhm, J., Dietze, G., Wohlfeld, K. and Will, W.: New dose quantities in radiation protection, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, PTB-Bericht, PTB-Dos-23e, Braunschweig (August 1995)
-