外部放射線に対する防護のための計測線量

(日本原子力研究所) 村上博幸, 南賢太郎

国際放射線防護委員会(ICRP)は1977年勧告で、計測が困難な実効線量当量と、同量に基づいた線量限度を導入した。このため外部放射線を対象とする放射線防護において、実効線量当量に対応した計測可能な線量の導入が必要となった。国際放射線単位測定委員会(ICRU)はこの要求を満たすため、1985年の報告書の中で、新しい計測線量として「Operational Quantity」を導入し、放射線防護の分野における線量計測概念の確立を図った。本稿では、この新しい計測線量の意味とその実地的な測定方法等についてその概略を述べる。

I. はじめに

放射線防護においては、放射線の軟組織への影響度を表わす量として、「線量当量」(Dose Equivalent; H)^①が使用されている。

$$H = DQN \quad (\text{単位: Sv} = \text{J/kg})$$

ここで、 D : 組織吸収線量

Q : 線質係数

N : その他の係数(通常は=1)

1977年、国際放射線防護委員会(ICRP)は、人の被曝に係る線量限度を定める上で、各器官(組織)の線量当量値(H_T)にその器官の確率的影響(発がんや遺伝的影響のように、その影響の起る確率がしきい値のない線量の関数と見なされる影響)のリスクの人体全体に対する割合(荷重係数 W_T)を乗じて加算した量、すなわち「実効線量当量」(H_E)を導入し、同量をもとに線量限度値を定めた^②。

$$H_E = \sum W_T H_T$$

我が国を初め世界各国の法令等における規制線量限度値は、このICRPの実効線量当量限度を基に定められている。

このような実効線量当量(H_E)と同量を規準とした線量限度の導入によって、放射線防護の分野では、同量との比較を基本とした被曝線量管理が要求されるようになった。しかしながら、実効線量当量は直接測定不可能な量である。日常の放射線管理において測定される「放射線量」が、直接この実効線量当量に関連付けられていない場合、その測定量からさらに複雑な計算等によって実効線量当量を推定しなければならない

どの不便な状況が生じる。このため実効線量当量に直接関連付けられた、放射線防護のための(「線量当量」を単位とする)新しい計測線量が必要となった。

1985年、国際放射線単位測定委員会(ICRU)は、環境(エリア)モニタリング用として周辺線量当量および方向性線量当量、個人モニタリング用として個人線量当量という3種類*の放射線防護のための計測線量(Operational Quantity**)を導入した^③。これらの量について、次章以下で述べる。またOperational Quantityの基本構成を第1図に示す。

II. 放射線防護のための計測線量の条件

放射線防護のための新しい計測線量の導入に当たって、同量の満たすべき幾つかの条件^④が考慮された。これらの条件は、以下の8項目に整理される。

- (1) 光子、電子(含 β 線)、中性子線等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により共通に適用可能なこと
- (2) ある1点で規定される明確な量であること

Dose Quantities to be Measured for Radiation Protection against External Radiations: Hiroyuki MURAKAMI, Kentaro MINAMI.

(1991年 6月3日 受理)

* ICRU-39では、個人線量当量を2種類に分けているが、本稿では後に述べるように同一定義の量として取り扱う。

** 日本語訳として、実用量とか運用線量とかいわれる場合があるが、今のところ適訳はない。本稿ではこのまま使用する。なお、JIS Z 4511では校正時の基準量としての同量に対して「ICRU球線量当量」という用語を用いている。

第 1 図 Operational Quantity の基本構成図

- (3) 異なるエネルギーや線種に対しても加算性があること
- (4) 現状の測定器に適用できる(測定可能である)こと。現在の測定器の測定方式に十分合致する量であること
- (5) 実効線量当量に関連付けられた量であること
- (6) 計算可能な量であること。モンテカルロ計算等で十分数値が決定でき、これを校正時の基準として使用できること
- (7) 各施設で独自に実現可能な量であること。トレーサビリティの確保された研究施設等において容易に供給できる量であること
- (8) 永続性があること。将来実効線量当量の定義

や線量限度に多少の変更があったとしても変更する必要がないような量であること
これらの条件がOperational Quantity導入に際しての基礎となった。

ところで、上記の条件から明らかなように、あくまでOperational Quantityは、放射線防護のための(すなわち、「線量当量」を測定単位とする)普通の放射線管理用測定器による測定量であるということである。したがって、事故時の放射線障害推定の指標となる「線量」や放射線照射治療に伴い患部に与えられる「線量」、あるいは逆に自然放射線や宇宙線の量の変動の調査を目的として利用される「線量」とかマイクロドシメトリにおける放射線の量等に関しては、上記Operational

Quantity は使用不可ということになる。これらの場合にはその測定目的に応じた基本的な物理量が使用されるべきであって、組織吸収線量や空気カーマ、フルエンス等が適当であろう。さらに放射線標準の移行のための「線量」もこの範疇に入り、上記の Operational Quantity は用いられない⁵⁾。

Ⅲ. 環境(エリア)モニタリング用の Operational Quantity

1. 基本的考え方

ICRU は環境モニタリングにおいて放射線防護に係る線量測定を行うため、以下のような考え方を示した。すなわち、放射線場に人に代えて ICRU 球^{*}をレセプタとして置いたとき、この球内のある点での線量当量と、この放射線場に実際に人がいたときの実効線量当量(あるいは皮膚等の組織線量当量)とを比較して、ICRU 球内の線量当量が、実効線量当量等よりも大きく、これを安全側に評価できる値であるならば、この ICRU 球内の線量当量を放射線防護計測の基本量とすることができる、というものである。従来の「線量当量指標⁶⁾」はこの考え方の 1 例ではあったが、これは加算性の点で先に述べた条件を満たすものではなかった。そこで ICRU はこの考え方をさらに進め、新しく 2 種類の計測線量(周辺線量当量および方向性線量当量)を定義し、環境(エリア)モニタリング用の Operational Quantity として放射線防護計測に導入した⁷⁾。これらの量は、前章で述べた 8 条件から明らかなように、現場での実際の測定に係る量であり、現実の測定方式がその意味を考える上で重要なファクターとなる。

2. 拡張と整列

現実の放射線場に人体等のある大きさを持った物体を置いた場合、線量率や放射線の方向分布は実際にはその物体の各部分ごとに異なっている。したがって、サーベイ等の実測により実効線量当量(H_E)を推定しようとする、厳密には人体の各部に相当する空間位置での測定をおのおの実施して、それらの値から H_E を算出するという面倒な対応が必要となる。そこで ICRU は、実効線量当量のように人体内の線量の分布を考慮することなく、ある 1 点の測定値で代表させるという従来からの現実の放射線管理における測定の方法を正当化するため、「拡張(Expanded)」という概念を導入した。「拡張」とは、ある 1 点における線量率^{**}および方向分布が、人体等の占有する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している。このような概念上の放射線場に置いた ICRU 球内の 1 点における線量当量として Operational Quantity を定義することによって、現実の測定と対応させることができる。

次に、現実の測定器について考えてみる。従来、放射線関係の量は無方向性の球強度(Spherical Intensity)として決められていた⁷⁾。このため放射線管理の現場で用いるサーベイメータ等の測定器は、検出器の形状を工夫し、球強度が測定できるよう方向依存性の改良に努力が注がれてきた。この結果、多くの測定器類はあらゆる方向から来る放射線に対して等しく応答し(等方的レスポンス)、これらの総和を一つの測定値として指示している。したがって、結果的にこれらの測定値には方向依存性がなく、放射線はすべて 1 方向より照射されたもの(すなわち整列化された放射線場)と考えることができる。レセプタとしての ICRU 球内のある 1 点において、方向依存性のない現実の測定に対応する無方向性の線量当量を得るためには、その点を含む同球内の半径に対向する向きに「整列(Aligned)」化された放射線場という概念が必要となる。

以上述べた「拡張」と「整列」の概念を導入することにより、現場でのサーベイに対応した ICRU 球内の線量当量、Operational Quantity を定めることが可能となった。ただし、「整列」は上述のようにその成立には測定器のレスポンスの等方向性が条件となるため、方向依存性の顕著な測定に対してはこの概念は適用されない。

3. 周辺線量当量と方向性線量当量

現実の測定のうち、測定器が等方的レスポンスを有するものに対応する Operational Quantity として「周辺線量当量(Ambient Dose Equivalent)^{***}」、測定が方向依存性を示す場合には「方向性線量当量(Directional Dose Equivalent)^{***}」という名称が与えられた。これらの量はいずれも ICRU 球の表面から深さ d の位置の点

* 軟組織等価の成分からなり、密度 1 g/cm^3 で直径 30 cm の球。

** 本来の定義はフルエンスおよびエネルギー分布となるが、簡単のためここでは線量率とした。

*** 現実の場のある 1 点を通過する放射線を、第 2 図のように、整列化かつ拡張化した仮想的な場に ICRU 球を置いたとき、入射方向に対向する半径上深さ d の位置で生じる線量当量。

*** 現実の場のある 1 点を通過する放射線を、第 2 図のように、拡張化した仮想的な場に ICRU 球を置いたとき、球内の深さ d の点で生じる線量当量。

の線量当量で定義され、それぞれ $H^*(d)$, $H'(d)$ で表わされる。周辺線量当量と方向性線量当量の概念図を第2図⁽⁸⁾に示す。

第2図 周辺線量当量および方向性線量当量の概念図⁽⁸⁾

(1) 周辺線量当量

周辺線量当量は本来、あらゆる放射線に対して共通に適用できる量である。しかし実際問題として、検出器の強度と材質の点から、 β 線測定器等方性を有する形状に作製することは困難である。したがって通常 β 線等の弱透過性放射線は、周辺線量当量の測定対象ではないとされる。

光子、中性子の周辺線量当量のおおの照射線量、フルエンスに対するエネルギー特性を第3, 4図⁽⁹⁾に示す。ICRU球内の深さ d は任意に選択決定されるが、光子、中性子等の強透過性放射線に対しては、同球内の深さ d の線量分布と人体内主要臓器の表面からの深さを考慮して、ICRUでは $d=10\text{ mm}$ を推奨している。 $H^*(10)$ と実効線量当量 H_E の関係を第5図⁽⁹⁾に示す。この図から、常に $H^*(10) > H_E$ であり、周辺線量当量を測定しておけば実効線量当量に対して安全側の評価となつて、放射線防護の目的に沿っているといふことができる。

第3図 光子の周辺線量当量の対照射線量エネルギー特性(周辺線量当量/照射線量; ICRP-51⁽⁹⁾より)

(2) 周辺線量当量の測定と校正

周辺線量当量測定用の測定器は、すでに述べたような等方的レスポンスを有する必要があると同時に、光子に対しては第3図に示すような対照射線量エネルギー特性をもつ必要がある。現在製作されている測定器

第4図 中性子の周辺線量当量の対フルエンスエネルギー特性(周辺線量当量/中性子フルエンス; ICRP-51⁽⁹⁾より)

(a) 光子

(b) 中性子

図中の記号は、AP: 前面照射, PA: 背面照射, LAT: 側面照射, PLIS: 回転照射, IS: 等方照射を表す。

第5図 周辺線量当量 $H^*(10)$ と実効線量当量 H_E の関係¹⁰⁾

では、壁材や集電極の材質および形状を工夫して、そのエネルギー特性を周辺線量当量のそれと近似させている。

一方従来型の測定器は、むしろ周辺線量当量を過大に評価する対照射線量エネルギー特性を有しているものが多く、通常のレベルの測定では旧単位での測定値(Rやrad)をそのまま新単位($=10^{-2}$ Sv)で置き換える方式で十分である。各種サーベイメータのエネルギー特性については文献[11]~[13]を参照されたい。しかし、中性子については、全エネルギー範囲を光子のように、良い近似でカバーする測定器を作製することはやや難しい。

周辺線量当量測定器の校正は、その測定器の方向依存性が良好であることを確認した上で、平行ビーム照射により実施される。測定器のレスポンスR(周辺線量当量レスポンス)は、測定器の指示値Iと校正点における周辺線量当量の比で表わされる。すなわち、

$$R = I / H^*(d) \quad (1)$$

基準とする周辺線量当量は、国家標準とトレーサビリティの確保された照射線量(またはフルエンス)基準から換算係数(第3, 4図に示す各エネルギーに応じた換算係数)を乗じて求められる¹⁴⁾。

(3) 方向性線量当量

円筒形の底面的一方が薄窓になっているβ線測定器を考えてみる。β線が軸方向に照射された場合と軸に垂直に照射された場合とでは、そのレスポンスは明らかに大きく異なる。つまり測定器は大きな方向依存性を有している。そこで、この例のように方向依存性を有する測定器で現実に測定される線量に対応させるため方向性線量当量 $H'(d)$ が考えられた。基本的に、ICRU球を拡張場内に置くと、ICRU球内の任意の点の線量当量は方向依存性を示すことになり、周辺線量当量の場合のように特別の条件(整列化)を付さない限り「方向性線量当量」となる。

方向性線量当量では、β線や極低エネルギーX線等に対しては、非確率の影響の防護対象組織である皮膚や眼の水晶体の体表面からの深さを考慮して、 $d=0.07$ mm, 3mm位置が推奨されている。またこの方向性線量当量は、何もβ線や極低エネルギーX線等弱透過性放射性に限定されるものではなく、強透過性放射線も測定対象となる。しかし、環境(エア)モニタリングで方向性線量当量という場合、普通は主に透過力の弱い放射線を対象とした $H'(0.07)$, $H'(3)$ であると考えてよい。ただし、実際に測定される $H'(0.07)$, $H'(3)$ には、強透過性放射線の寄与分が含まれるこ

とを忘れないように注意する必要がある。

方向性線量当量は、放射線方向分布を何ら限定していない計測線量である。したがって、周辺線量当量は同一でも方向性線量当量は方向分布に応じて値が変化する。このため基準とすべき数値の決定は、複雑な方向分布に対しては一般に困難であり、通常、基準量は1方向照射条件に対してのみ求められている。この

とき対象点を含むICRU球内の半径に対向する照射については、周辺線量当量と一致する。対向照射以外に対しては、対象点を含む半径に対する入射角度 α をパラメータとして $H'(d, \alpha)$ のように表現されることがある。光子に対して求められた $H'(d, \alpha)$ の例($d=10$ mmの場合)を第6図⁽¹⁵⁾に示す。

図中実線は計算結果を示し、各符号は実験結果を示す
第6図 光子の方向性線量当量の入射方向依存性⁽¹⁵⁾

実際の校正で得られる測定器のレスポンス R (方向性線量当量レスポンス)は、指示値を I 、平行ビームの入射角度を α とすると、周辺線量当量の場合と同様

$$R = I/H'(d, \alpha) \quad (2)$$

で表わされる。

方向性線量当量の測定では、測定器の向きを種々変えるという場合、これは“ICRU球内の半径”の選択を変えたということであり、測定値としてはそれぞれ独立したものとなる。このように方向性線量当量による放射線管理上の測定においては、その「特定方向」の決定が、実は測定者の判断に委ねられていることに留意すべきであり、特に場のサーベイ等においては、検出器の向きを変えて最大となる方向を見つけることが大切である。

IV. 個人モニタリング用の Operational Quantity

1. 定義と意味

個人モニタリング用のOperational Quantity, 「個人線量当量(Personal Dose Equivalent⁽¹⁶⁾; $H_F(d)$)」は、人体上のある特定の点から深さ d の軟組織中における線量当量として定義される。この定義から明らかなように、個人線量当量はICRU球ではなく現実の放射線場における人体組織そのものの線量当量である。 d の値としては、深部組織に対しては10 mm、表層部組織に対しては0.07, 3 mmが推奨される。従来ICRU 39⁽³⁾および43⁽¹⁰⁾では、透過性個人線量当量(Individual Dose Equivalent, Penetrating; $H_F(d)$)、表層部個人線量当量(Individual Dose Equivalent, Superficial; $H_S(d)$)で表現されているが、定義は同一であり、本稿で

はいずれも、上述のように個人線量当量 $H_P(d)$ のみで表わすこととする⁽¹⁶⁾。前章で議論したと同様、 $H_P(10)$ は強透過性放射線に対してのみ測定対象となるが、一方 $H_P(0.07)$, $H_P(3)$ は、強・弱両方の放射線に対して測定される。

個人線量当量では、前章で述べた周辺線量当量や方向性線量当量に対する場合と異なり、放射線場に関する概念が希薄である。少なくとも、拡張場という概念よりは、その人の線量を代表する位置を選択決定することに、より重大な意味がある。1例を挙げると、胸部を選択した場合と腹部を選択した場合とでは、後方散乱の差により $H_P(d)$ は両者でかなり異なる。さらに1点での線量でその人体の線量を代表させる(拡張場の概念)ということは、現実の放射線管理の合理化という点から重要であるが、「局部被曝」とか「部分被曝」といった用語に表われているように、個人モニタリングでは、環境モニタリングの場合ほどは拡張場の概念の導入に踏み切れず、實際上、放射線場が複雑な場合は複数の部位での測定が実施されている。測定位置が異なれば、その定義からそれぞれ独立した量となり、これらの $H_P(d)$ の測定値には加算性はない。

次に、個人線量当量の方向性について考える。例えば、眼の水晶体の線量当量 $H_P(3)$ は、背面からの照射に対しては頭部が遮蔽物となるため、測定対象とする必要がないかも知れない。また $H_P(10)$ でも、胸部などの人体前面の位置を選択した場合、背面照射と前面照射ではその値は大きく異なることがある。背中側を選択した場合も同様である。しかもこの胸部の $H_P(d)$ と背中での $H_P(d)$ は、先に述べたようにそれぞれ独立した量である。このように個人線量当量は現実の人体内の点で定義される量であるため、独立性、方向依存性の極めて強い量ということができる。

2. 個人線量当量の測定方法

等方的レスポンスを有し、軟組織と同等のエネルギー特性を有する微小検出器を、人体表面の特定点から深さ d の位置に埋め込んで測定すれば、 $H_P(d)$ が直接測定される。現実的にも十分小さな測定器を人体表面に密着させ、その上に厚さ d のフィルタを付ければ、同様の測定が可能となる。実際に、実効原子番号が人体のそれに近い熱ルミネッセンス線量計を用い、このような測定が実施されている例がある⁽¹⁷⁾。しかしながら一般的には、測定器の位置と人体内の測定すべき点とは異なっている。

個人線量当量は通常、人体前面の体幹部に装着され

た個人線量計*で測定される。ただし、背面照射が主である場合は、放射線管理者の判断により背面部に装着することが必要となる。

3. 個人線量計の校正

(1) 個人線量計校正における基準量

個人線量測定の場合の校正基準量は、基本的には個人線量当量 $H_P(d)$ であるが、同量は人個々に異なり、また測定点(胸、腹、背中等)や照射を受ける方向が異なるごとに値が変化し、計算も厄介であるなど、校正基準量として利用するには不都合である。そこでICRUは、個人線量当量に代えて方向性線量当量 $H'(d)$ を基準量として採用した⁽⁸⁾⁽¹⁰⁾。方向性線量当量はICRU球で定義される量であるため、計算が比較的容易であり、また場の量として実現できる。方向性線量当量と個人線量当量の比較の1例を第7図⁽¹⁰⁾に示す。

$H_P(10)$ は、MIRD-5 ファントムについて計算により求められたものである。
また、abdomen: 腹部、thorax: 胸部を表わす。

第7図 個人線量当量 $H_P(10)$ と方向性線量当量 $H'(10)$ との比較⁽¹⁰⁾

このようにして、個人線量計を方向性線量当量で校正しておけば、近似的に個人線量当量を得ることになるといわけである。これがICRUの個人線量計校正の基本的考え方である。方向性線量当量を基準量として選んだ場合、平行ビームによる対向照射条件下では、いうまでもなく同量は周辺線量当量と一致し、環境モニタリング用の測定器と同一の基準量による校正が可能となる。方向性のある照射に関する校正の場合には $H'(d, \alpha)$ が基準量となり、この場合個人線量計のレスポンス R は(2)式で表わされる。

* 個人線量計は個人モニタリングだけでなく、環境モニタリングにも使用される。ただし、両者では校正方法が異なる。

第8図²⁰⁾に、種々の照射条件における個人線量当量(実は方向性線量当量 $H'(10)$)と実効線量当量との比較を示す。これらの図から、反対方向照射の場合を除

き、近似的に個人線量当量は実効線量当量を安全側に評価するといえる。

図中の記号は第5図と同義。またFRONT, BACKは個人線量計の位置が、おのの前面、背面であることを示す。

第8図 個人線量当量 $H_p(10)$ と実効線量当量 H_E との比較²⁰⁾

(2) 校正手法

個人線量当量の測定様式は、測定点を含む大きな遮蔽物(人体)の表面近傍に付着している小さな有感部(線量計)で得られるレスポンスにより、測定点の線量を得る方法といえる。校正を実施する場合も、この測定様式をそのまま実現させる必要がある。このためファントムの使用が絶対条件となる。

個人線量計の校正はファントムに個人線量計を装着し、これを平行ビームで照射することにより実施する。この校正方法は世界共通の認識となっているが、個々のやり方については、ファントムの選択や校正点の位置等に関して異なった意見があり、統一に至っていない。その詳細は文献(18)(19)を参照して頂きたい。

4. 測定値の解釈

個人線量測定では、個人線量計の着用状態と無関係に、ある決められた人体内の点に対しては、同一線量値が得られるように測定されるべきものである。しか

しながら、現実問題としてこれは極めて難しい。また測定値の方向依存性も、1方向照射条件下で、ファントムと線量計の系全体を校正点を基点として回転させて照射することにより得られるが、これとても複雑な放射線場における真の個人線量当量と関連付けることは多くの場合困難である。

このように個人線量測定では、校正の体系と現実のモニタリングの間に大きなギャップがあり、現状のようなただ1個の個人線量計を用いたモニタリング手法を正当化するためには、ある程度大きな割切りが必要となる。上記の観点から、“ある定められた校正の体系において、然るべき性能を有することが確認された個人線量計を用いて測定した場合、その測定値を無条件にその着用者の被曝線量として採用すること”が考慮され、この測定値に「記録用個人線量当量」(Individual Dose Equivalent for Recording)という呼称が与えられた⁽¹⁰⁾⁽²⁰⁾。場のサーベイを詳細に実施し、作業者の個人線量計着用位置を適切に決めること等はむしろ重

要であるが、それ以上の不確定要素に関して、現実の個人モニタリングに責を負わせることは適当ではない。この意味で、「記録用個人線量当量」の考え方は極めて合理的であって、しかも実は、個人モニタリング発祥以来の暗黙の了解事項であったということができよう。

V. Operational Quantity に関するその他の話題

1. 評価線量と計測線量

実効線量当量は現実には評価が難しい量であるが、もし十分な精度で評価することが可能であれば、その値(仮にこれを「評価線量」と呼ぶこととする)を現実の放射線防護の実務においてOperational Quantityに代えて利用することが可能か?という問題がしばしば議論されることがある。放射線防護における量の一元化という意味では、改めてまたここで「実効線量当量」に立ち戻ることは合理的とはいいい難く、また放射線管理の実務を混乱させる原因ともなり好ましいことではない。だが、現実の測定を伴わない設計段階での線量評価や周辺線量当量が実効線量当量を極めて過大に評価するような場合などにおいては、完全に否定しうるほどの理由付けもなく、結局、管理者や規制当局の判断に委ねられることになるよう。

実効線量当量が直接評価できる条件として、次の2つの場合が挙げられよう。

- (1) 被曝条件が計算の条件と近似できる状況にある場合

- (2) 体内(主要臓器)の線量分布が判明した場合

例えば、一般環境中の公衆の線量評価において、十分大きな放射性雲中の1点での実効線量当量評価は、上記条件(1)に相当し、第5図に示した等方的条件での計算値と近似できるかも知れない⁽⁹⁾。また、防護衣を着用した場合の個人線量計の複数使用時⁽²¹⁾における線量評価の問題は、不十分ながら上記条件(2)に相当しよう。また、遮蔽体の設計や散乱線に係る被曝線量評価の際にも、周辺線量当量を用いるか、実効線量当量を用いるかで少なからず違いが生じる。しかしながら、このような「評価線量」の使用は量の統一の意味から安易に行われるべきではなく、条件や範囲の限定化が望まれる。また、「計測線量」と明確に区別することが放射線管理者にとって重要であろう。

2. 個人線量測定の品質保証

個人線量測定結果は、「記録用個人線量当量」として

合理的に解釈されるが、どんな線量計で測定してもよいということではない。記録用個人線量当量の採用には「ある定められた校正の体系において、然るべき性能を有することが確認された個人線量計を用いて測定した場合」という条件が付されるべきことを忘れてはならない。この意味で、校正方法と性能基準を定め、種々のタイプの線量計を同一規準によって検査し、公的に保証を与えることが必要となる。このような品質保証のプログラムは、欧米では放射線標準供給機関や学会等を中心にして実施されている^{(22)~(24)}。これらの品質保証プログラムの内容の詳細は省略するが、同プログラムによって検査され、性能基準を満たすことが確認されるのは、実は線量計だけではなく、当該機関の技術者をも含めた測定技術全体であることが重要な点である。

我が国で現在、品質を保証する手段としては、各線量計ごとに定められている日本工業規格(JIS)がある。しかしこれらは製作製品に係る基準であり、その運用上の性能基準としては、必ずしも十分とはいいい難い。このため今後、世界的規模での計測線量の概念の統一化と測定値の品質保証に当っては、上記のような欧米の考え方の導入が必要となってくることが予測される。

VI. おわりに

ICRPの新勧告⁽²⁵⁾において、実効線量当量は「実効線量」(Effective Dose)と名を変え、線量限度も実質的に年20 mSvと小さくなった。場の1点で定義される計測線量“Operational Quantity”の役割は、いささかも変わるものではないが、今後精度面の要求が強くなる可能性がある。特に方向性線量当量のデータの整備、中性子線に対する高精度測定器の開発等、今後も放射線防護の分野における線量測定上の課題は多い。

また一方、個人モニタリングにおいては、ICRPがかつて提唱した測定における不確かさの基準(10 mSv以上では係数1.5, 10 mSv未満では係数2)⁽²¹⁾も、将来、新線量限度に対応して見直されることがあるかもしれない。

実効線量当量の導入からそれに対応した防護計測概念の確立まで8年を要したが、今回の新勧告はすでに確立したこの計測概念に沿ったものであり、その運用までにそれほど長い期間を必要とはしないであろう。

本稿が、放射線管理に携わる関係者にとって、多少なりとも参考になることを希望する次第である。

— 参 考 文 献 —

- (1) ICRU: *ICRU Rep.* 33, (1980).
- (2) ICRP: *ICRP-26*, (1977), (1978年のストックホルム声明を含む).
- (3) ICRU: *ICRU Rep.* 39, (1985).
- (4) BURLIN, T.E.: *Radiat. Prot. Dosim.*, **12**, 83~87 (1985).
- (5) 南賢太郎: *ESI-NEWS*, **8**, 115~119 (1990).
- (6) ICRU: *ICRU Rep.* 25, (1976).
- (7) 南賢太郎, 他: *Radioisotopes*, **26**, 126~138 (1977).
- (8) KRAUS, W.: Working Material of IAEA Research Coordination Mtg., Apr, 24~26, 1989, *IAEA-RC-408*, (1989).
- (9) ICRP: *ICRP-51*, (1988).
- (10) ICRU: *ICRU Rep.* 43, (1988).
- (11) 南賢太郎: *Isotope News*, No. 413, p. 49~57 (1988).
- (12) 同上: 同上, No. 414, p. 37~41 (1988).
- (13) 同上: 同上, No. 415, p. 39~44 (1989).
- (14) 日本工業規格: JIS Z-4511, (1991).
- (15) SELBACH, H.J., et al.: *Radiat. Prot. Dosim.*, **12**, 129~133 (1985).
- (16) GRIFFITH, R.V.: Private communication, (1990).
- (17) 石黒秀治, 他: 保健物理, **16**, 305~316 (1981).
- (18) JAHR, R., et al.: *Radiat. Prot. Dosim.*, **28**, 33~36 (1989).
- (19) BARTLETT, D.T., et al.: *ibid.*, **34**, 119~121 (1990).
- (20) WAGNER, S.R.: *ibid.*, **12**, 89~94 (1985).
- (21) ICRP: *ICRP-35*, (1982).
- (22) USDOE: *DOE/EH-0026*, (1986).
- (23) GLADHILL, R.L., et al.: *NBSIR* 86-3350, (1986).
- (24) BÖHM, J., et al.: *Radiat. Prot. Dosim.*, **34**, 123~126 (1990).
- (25) ICRP: *ICRP-60*, (1991).

投 稿 歓 迎 !

(1990.4.一部改正)

本会「和文誌」投稿欄の種別は、次のとおりです。(※ 欧文は「欧文誌」に掲載)

◆掲載料は1編1~4ページは5,000円/p, 5~8ページは10,000円/p, 9~12ページは15,000円/p, 13~16ページは20,000円/p, 17ページ以上は25,000円/pであります。◆

- ① 研究論文* 研究の対象・方法あるいは結果に獨創性・創造性があり、かつ明確で、価値ある結論や事実を含み、他の学術的刊行物に公表(投稿準備中のものを含む)されていないもの。
  - ② 技術報告* 材料の製作・施設・設備・装置等の設計・試験・運転などの新しい経験やその結果をまとめた実用価値のある技術的報告で、他の学術的刊行物に公表(投稿準備中のものを含む)されていないもの。(「本誌」, 24[1], 86(1982)を参照)
  - ③ 資料* 研究・技術に関する参考資料または調査集計報告など。
  - ④ ショート・ノート*(3頁以内) 研究・技術上の獨創的かつ重要な発見または結論を含む論文の速報。
  - ⑤ レター*(//) 掲載論文に対する質疑応答または意見。
  - ⑥ 私のノートから*(//) 各専門分野の研究または技術上の経験、斬新なアイディア、珍しい実験結果など。(掲載料不要)
- ⑤⑥は「欧文誌」では Letter to the Editor
- ⑦ 談話室(2頁以内) トピックスの紹介・随想・時評・論説・海外滞在記など。(同上)
  - ⑧ 国際会議の窓(//) 内外の会議・学会の報告・見聞・印象、および開催案内。(同上)
  - ⑨ 会員のこえ(約0.5頁) 本会または「本誌」に対する希望・意見などの自由投書。(用紙自由, 誌上匿名可)。(同上)
  - ⑩ 新刊紹介(約0.5頁) 会員の役に立ち、興味のあると思われる内外の出版物の書評および紹介。(同上)

巻頭言, 特別寄稿, 解説, 特集, 総説, レビュー*, 等は原則として編集委員会で企画・依頼する。

ご投稿には、「投稿規程」(4月号後付)・「投稿の手引」に従って、所定の原稿用紙(30枚綴り1冊300円, 〒250円; 欧文は市販タイプ用紙(いずれもワープロ可))を使用し、「投稿票」(付チェックリスト)に記入の上、査読用コピー2部を添付して事務局宛ご送付下さい。