

【連載】

線量 —第4回—

多田 順一郎

Tada Jun Ichiro

4. 放射線防護に関する量

線量の重要な用途の1つに、放射線防護があります。現在の放射線防護の主な目的は、人が放射線組織反応の閾値より少ない量の放射線を受けたときに、将来起きるかもしれないがんや白血病の誘発を制御することにあります。そのため、放射線防護に用いる放射線の量は、そうした影響を引き起こす“原因の大きさ”を記述する必要があります。本稿では、そうした量を**防護線量**と呼ぶことにします。防護線量は、ヒトという有限の大きさ不均質さを持つ対象の放射線生物学的な性質を勘案して基本線量を修飾したものであり、放射線防護の目的——極言すれば、管理目標の設定とそれに対するcomplianceの確認——だけに限定して使用することを意図した量です。

4.1 放射線防護の基本量

2. で述べたように、放射線防護の体系は、1977年以来、あまり強くない放射線を少量受けた影響で“がんや白血病が誘発されるのを抑制すること”を主な目的にしてきました。放射線防護が拠って立つ**central dogma**は、“放射線で損傷したDNAが誤修復され、アポトーシスなどの働きでも除去できずに生き残った突然変異細胞の中から、更に様々な発がん要因が働いて何度かの突然変異を繰り返して悪性化したものが、がんになる”というDNA標的論です。そして、放射線防護の**central dogma**では、DNAの損傷から突然変異細胞の悪性化に至るプロセスが、すべて一定の割合で進行する——

つまり、誤修復されたDNAを持つ細胞の数も、突然変異細胞として生き残る細胞の数も、がん細胞に変わるものの数も、最初にDNAに損傷を受けた細胞の数に比例する、とみなします。

放射線が1つの細胞のDNAに与える損傷の確率は、その細胞が放射線から受けるエネルギーに比例するでしょう。その意味で、単位質量当たりの組織が放射線から受け取るエネルギー（組織吸収線量）が、放射線防護のために用いられる線量の基礎に選ばれたことは、放射線防護の**central dogma**に対する今日的な理解と符合しています。

序ながら、この**central dogma**は、現在の放射線防護の体系が、防護の方策を決定するための道具として採用している“線量及び照射された細胞の数と、もたらされる影響との間に、閾値のない比例関係を仮定する評価法（LNTモデル）”にもつながっています。LNTモデルに関しては、賛否様々な議論があるものの、放射線防護の仕組みを単純化している利点は否定できません。なぜならば、LNTモデルを採用することで、放射線曝露の影響を平均線量で評価できるようになるからです。つまり、LNTモデルを用いれば、ある均一な構造を持つ組織が一様に照射される場合と、その組織の半分が2倍照射される場合とでは、同じ影響を受けると評価できますが、線量-効果関係が非線形であったり閾値を持ったりすれば、組織内の線量分布によって、影響の評価が複雑に変化し得るからです。

4.1.1 線質係数と放射線加重係数

2. で触れたように、放射線の種類やエネルギーによって放射線曝露の影響の生じ方が異なることは、1930年代にはほぼ明らかになっていました。しかし、放射線組織反応を起こさないくらい少量の放射線が人に引き起こすがんや白血病に対して、放射線の種類やエネルギーの違いがどのように係わるかを決定することは、実験的にも疫学的にもほとんど不可能でしょう。この困難な問題に挑戦したのは、マイクロドシメトリーの研究者たちでした。Zaider たちは、荷電粒子の通過経路に沿った Poisson 過程による放射線から物質への微視的なエネルギーの付与 (lineal energy) に対して線形二次モデルの線量-効果関係を仮定して、microdosimetric quality factor ;

$$\bar{q}_E = \int q_E(y) (y/\bar{y}) f(y) dy,$$

を理論的に導きました (M. Zaider and J. Brenner, 1985)。そして、この理論式に対して、ヒト白血球に dicentric な染色体異常をもたらす様々な種類と様々なエネルギーの放射線による生物照射実験の結果 (実験で求めたその放射線の RBE : \bar{q}_E) と、その放射線を Rossi カウンター (ICRU Report 36, 1983) で測定して得られた lineal energy 分布 $f(y)$ から、lineal energy の函数である microdosimetric quality factor, $q_E(y)$, を deconvolution しました。

ただし、放射線の lineal energy 分布 $f(y)$ は、どのような大きさの微視的領域に着目して量を規定するかに依存しますので、Zaider たちは、細胞核の大きさを参考にして直径 1 μm の球領域を選択し、図 5 に示すような誤差範囲の大きな結果を得て^{*62}、それを基に大胆

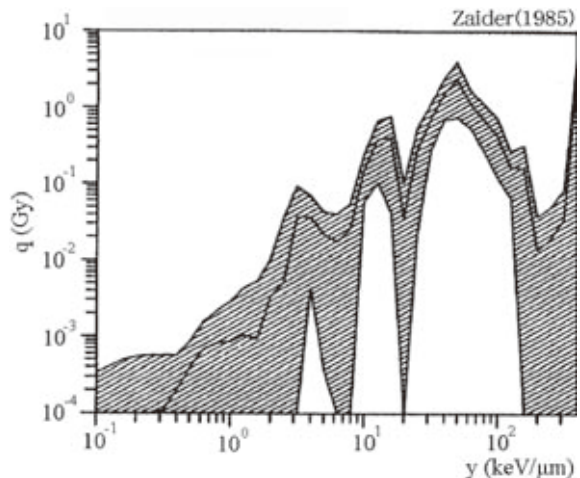


図 5 Zaider 等の deconvolution の結果

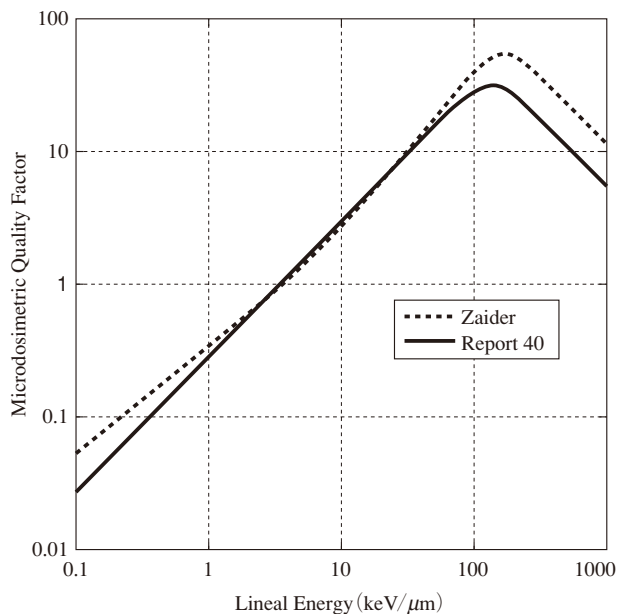


図 6 Zaider 等の実験式と ICRU/ICRP が採用した $Q(y)$

な実験式を提案しました (図 6)。

$$q_1(y) = (11460/y) \left\{ 1 - \exp(-2.5 \times 10^{-6}y - 2.1 \times 10^{-5}y^2 - 2 \times 10^{-7}y^3) \right\}.$$

(y の単位 : keV/ μm)

ICRU と ICRP の合同作業部会は、Zaider たちの方法に基づき、Zaider たちが主に用いた

*62 図は両対数グラフで、斜線は $\pm 1 \sigma$ の範囲を示す。

Harwell のグループが 1982 年にまとめ直した生物実験のデータを用いて、lineal energy の函数である線質係数 $Q(y)$ を次のように導きました (ICRU Report 40, 1986) : 図 6。

$$Q(y) = (5510/y) \left\{ 1 - \exp(-5 \times 10^{-5} y^2 - 2 \times 10^{-7} y^3) \right\}.$$

(y の単位 : keV/ μ m)

その後、ICRU と ICRP の合同作業部会のメンバーの一人であった Kellerer たちは、lineal energy の函数として示された線質係数を LET (水中での制限のない線エネルギー付与 L_∞ : 単位 keV/ μ m) の函数に焼き直し、2 種類の fitting functions (図 7) を提案しました (A.M. Kellerer and K. Harn, 1988a, b)。

$$(1) \quad Q(L_\infty) = \begin{cases} 0.6 + 0.3 L_\infty & \text{for } L_\infty < 100, \\ 300/L_\infty^{1/2} & \text{otherwise.} \end{cases}$$

$$(2) \quad Q(L_\infty) = \begin{cases} 1 & \text{for } L_\infty < 3.5, \\ 0.3 L_\infty & \text{else,} \\ 300/L_\infty^{1/2} & \text{for } L_\infty > 100. \end{cases}$$

そして、Drexler 等は、Kellerer たちの提案のうち後者の fitting function の方がよいが、大部分の光子の線質係数の値を 1 に保ち中性子の線質係数を引き下げないためには cut-off energy を (Kellerer たちの示した 3.5 keV/ μ m ではなく) 10 keV/ μ m まで高める必要があると“調整”した函数を提案し (G. Drexler, et al., 1990), その函数が ICRP の 1990 年勧告に採用され今日に至っています (図 7)。

$$Q(L_\infty) = \begin{cases} 1 & \text{for } L_\infty \leq 10, \\ 0.32 L_\infty - 2.2 & \text{for } 10 < L_\infty \leq 100, \\ 300/L_\infty^{1/2} & \text{otherwise.} \end{cases}$$

ただし、ICRP が 1990 年勧告で導入した放射線防護の線量体系は、 $Q(L_\infty)$ をファントムで均

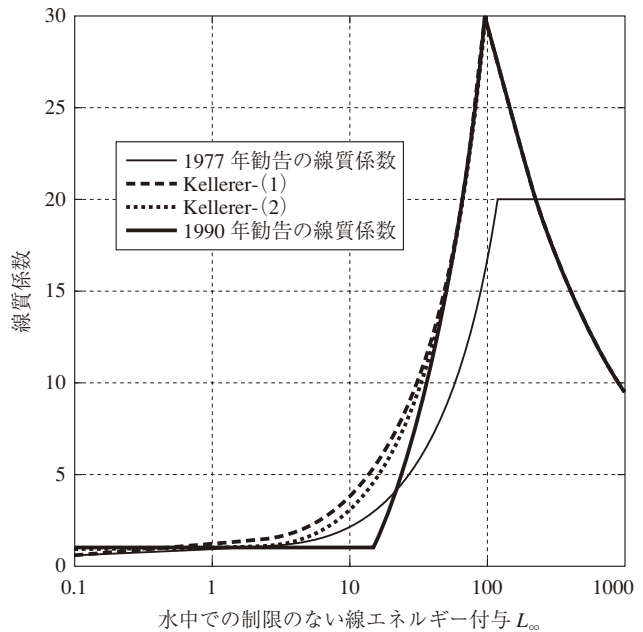


図 7 1977 年勧告の線質係数、Kellerer 等による 2 種類の提案、及び 1990 年勧告に取り入れられた Drexler 等の提案

して求められる放射線加重係数 w_R を用いるため、もはや $Q(L_\infty)$ を直接使用する必要がなくなっています。

以上のような線質係数 $Q(L_\infty)$ の系譜を見ると、現在の線質係数に対して以下のような疑問点が浮かび上がります。

(1) microdosimetric quality factor を導くために用いられた生物照射実験のデータは、低線量とも低線量率とも言い難い放射線生物学的実験に基づくものでした。そして、その end-point (ヒト白血球への染色体異常の誘発) は、低線量・低線量率の放射線曝露がヒトにがんを誘発する影響の指標として適切だったでしょうか。

(2) ICRU Report 40 が世に出て以降も多くの放射線生物学的な実験がありますが、筆者の知る限りでは、異なった実験のデータ・セットを用いて $q(y)$ や $Q(L_\infty)$ を評価し比較した研究を目にしません。独立したデータに基づいて検証することなしに、現在使われている $Q(L_\infty)$ を gold standard にしてよいでしょうか。

(3) Drexler たちは、 $Q(L_{\infty})$ の函数を“望ましい結論”と適合するように調整しましたが、そうした恣意的な操作は科学的に受け入れ可能でしょうか。

放射線防護の研究者の中には、ICRP が 1990 年勧告で導入した線質係数の函数 $Q(L_{\infty})$ を、あたか 恰も天の掲示であるかのごとく無批判に受け入れ使用している人たちがいます。また、放射線加重係数 w_R がこの線質係数 $Q(L_{\infty})$ を用いて算出されたファントム内の平均値であるにも拘らず、 $Q(L_{\infty})$ を用いた評価の方が w_R による評価よりも信頼できる（あるいは精密である）と主張する人たちもいます。

筆者は、現在の線質係数や放射線加重係数が、放射線組織反応の閾値よりも少ない量の放射線を受けたときにヒトが受ける影響の、放射線の種類やエネルギーによる違いを、何らかの意味で反映している可能性はあると思いますが、それらの係数の値が科学的に厳密な検証に耐えられるとは確信できません。百歩譲って、現在の線質係数に何らかの科学性を認めるとしても、その出発点にあるデータの誤差の大きさ（図 5）から^{*63}、線質係数や放射線加重係数を用いて評価する量を何桁もの有効数字で表現することの不合理さは明らかです。これらの係数は、科学的な結論ではなく、放射線防護上の評価のための“約束事”であるとみなした上で用いる必要があります。

4.1.2 等価線量と実効線量

現代の放射線防護では、あらゆる種類の放射線を同じ量で管理するため、組織や器官の平均吸収線量を放射線加重係数 w_R で修飾した等価線量 H_T を用います。しかし、ヒトの組織や器官には、放射線によってがんを誘発されやすい

ものとさほどでないものがありますから、ヒトという個体が受ける影響を議論するには、各組織や器官の受けた平均吸収線量にそれぞれの“放射線感受性”に応じた重み付けをして、全身にわたって加重平均する必要があります。その重み付けをする係数が組織加重係数 w_T で、その値は、放射線生物学的な知識の蓄積に応じて、ICRP が基本勧告のたびに変更してきました（ICRP Publication 26, 1977；Publication 60, 1990；Publication 103, 2007）。

しかし、ヒトの組織や器官の放射線によるがん誘発の程度は、当然個人の遺伝形質や後天的形質の影響を受けるため、アレルギーや生活習慣病などの起こりやすさと同様に固体差があります。したがって、ICRP が勧告している組織加重係数の値も、いわば“平均的な成人（標準人）”を想定して放射線防護上の評価を下すための“約束事”に過ぎません。また、仮に ICRP の組織加重係数に一致する組織や器官の放射線感受性を持つ人がいたとしても、その人の体格や性別が異なれば、同じ放射線に同じ姿勢でさらされても、個々の組織や器官に到達する放射線の量が異なってきます。したがって、統一した評価を実現するために、標準的な caucasoid の体格をした成人男女のコンピュータ・モデル（図 8）が規定されました（ICRP Publication 110, 2009）。

実効線量 E は、この標準的な成人男女の各組織や器官が受ける等価線量を、全身にわたって組織加重係数で加重平均した量を、更に男女間でも平均した量です。

$$E = \sum_T w_T \{ (H_T^{\text{male}} + H_T^{\text{female}}) / 2 \}$$

したがって、実効線量には、個人の体格はもちろん性別や年齢の違いすら反映されていません。しかし、そもそも、個々の組織や器官の平均吸収線量が実測不可能な量であることに加え、放射線加重係数や組織加重係数も数値的な厳密さを議論しようのない“約束事”に過ぎなかったのです。そうした違いは取るに足りないも

^{*63} ICRU Report 40 には fitting function しか示されていないが、用いられているデータ・セットの情報量が Zaider たちの用いたものから著しく改善されたとは思えないので、deconvolution された結果も Zaider たちと同様に大きな誤差範囲を持つものであったと考えられる。



図8

のだと言えます。それゆえに、mongoloid や negroid の標準人コンピュータ・モデルや、幼児や小児の標準人コンピュータ・モデルを用いて実効線量を計算し、数値的な違いを云々することには、放射線防護上ほとんど意味がないと筆者は考えます^{*64}。

実効線量やその前身である実効線量当量は、ICRP が2007年に先に述べたような再定義をするまで、実現可能性はともかくとして、原理的に一人ひとりについて評価でき、同じ放射線を受けても個人の体格や性別に依存して値が変わり得る量である、と認識されていました^{*65}。

^{*64} 成人より放射線感受性の高い子供のファントムに基づく“実効線量”を求めることの意義を主張する人たちもいるが、成人と子供では各組織や器官の放射線感受性の比が齊しくない^{ひと}ので、ファントムだけを工夫しても、“平均的な成人”に対する組織加重係数を用いて計算するのは、より現実的な評価ができる^はと言いはない。

^{*65} 例えば、事故被ばくの際には、個人の体格や被ばくを受けたときの姿勢を考慮して、実効線量当量又は実効線量を“精密”に評価できると考える人たちも少なからずいたことは確かである。しかし、事故被ばくで受けるような大線量は、もともと放射線防護のための線量の適用範囲外である。

そうした認識が、実効線量や実効線量当量の値に関する不適切に精密な議論を招いていたことは否めません。その意味で、2007年の実効線量の再定義は、放射線防護のための線量の革命と言ってよいほどの極めて重要な変革——詩的に表現するならば、天空を漂っていた“聖なる実効線量”を地上に引き下ろし、地に足の着いた現実の存在に変えるもの——であったと評価できます。

4.2 実効線量

4.2.1 実効線量の歴史

ICRP は、1977年勧告で放射線防護の限度を定める線量として今日の実効線量の前身である実効線量当量を導入しました。しかし、実効線量当量を評価するために必要な各組織や器官の平均線量当量は、実際に測定しようがありません。そこで、実効線量当量を近似できる実測可能な量を“Operational Quantity (実効線量)”として管理に用いる、という考えが生まれました。“限度を表す放射線防護の基本線量を近似的に、かつ、共通の方法で評価し測定する”という実効線量の根本的な考え方はその後も変わらなかったはずですが、しかし、1980年代に入ってICRUが実効線量の体系を構築していくに連れ、放射線防護の基本線量の代用品に過ぎなかった実効線量の役割が、少しずつ変貌してしまっただけのように思われます。

なお、実効線量の歴史は、 $1\text{ R} \approx 1\text{ rad} \approx 1\text{ rem}$ という評価法が使われていた時代を別にすれば、ICRUのReport 19 (1971)まで遡ることができます。この報告書の中で、ICRUは、今日ICRU球と呼ばれている密度 1 g cm^{-3} の軟組織等価物質でできた直径30 cmの球ファントムを導入し、ICRU球の“表面から特定の深さの場所の最大線量当量”である、線量当量指標(dose equivalent index)を定義しました。線量当量指標は、ICRPの1977年勧告でも言及されましたが、量に加算性がなく^{*66}実測可能な量でもないことから、やがて使われなくなりました。

ICRUが実効線量の体系構築に取り組んだの

は1980年初頭からだと言われていますが、その成果が発表されたのは1985年になってからのことでした（ICRU Report 39, 1985）。当時の記録^{*67}を振り返ってみると、ICRUのReport Committeeは、この報告書を世に出すまでに多岐にわたる議論をしていたことが分かりますが、発表された報告書に記載されたのは、ほとんど4種類の実用線量の定義に係わることだけでした。

・環境モニタリングのための実用線量

透過性の強い放射線：

Ambient Dose Equivalent, $H^*(d)$

整列拡張場で照射されたICRU球の深さ d mm の点の線量当量

透過性の弱い放射線：

Directional Dose Equivalent, $H'(d)$

整列場で照射されたICRU球の特定の方向の深さ d mm の点の線量当量

・個人モニタリングのための実用線量

透過性の強い放射線：

Individual Dose Equivalent, Penetrating, $H_p(d)$

透過性の強い放射線のモニタリングに適切な体表面から深さ d mm の点の軟

組織の線量当量

透過性の弱い放射線：

Individual Dose Equivalent, Superficial, $H_s(d)$

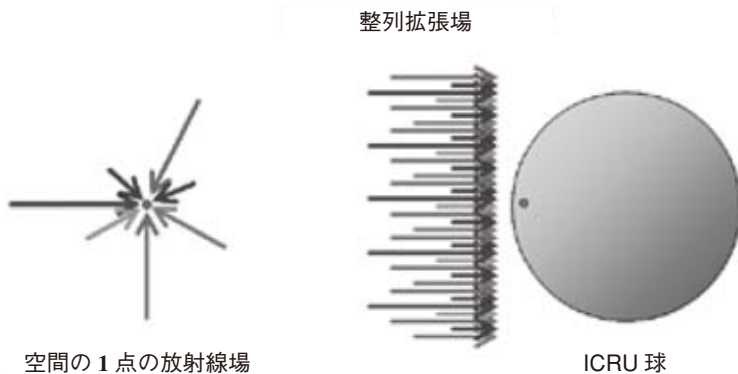
透過性の弱い放射線のモニタリングに適切な体表面から深さ d mm の点の軟組織の線量当量

ICRUは、環境モニタリングのための実用線量を定義するために、ICRU球を照射する拡張場と整列拡張場という概念を導入し、それによって放射線場の中の任意の“点”で実用線量を定義できるようにしました。つまり、実用線量を評価しようとする“ある点”の放射線場の量（それぞれの種類の放射線粒子のエネルギーと方向に関する粒子フルエンス分布 $\Phi(E, \Omega)$ ）と同じ量の放射線が、無限に広い空間に一樣に存在する拡張場と、拡張場のすべての放射線粒子が同じ方向に飛んでいる整列拡張場、という仮想的な放射線場を規定することで、有限の大きさを持つファントム全体が空間の1点に入射している放射線にさらされる状況を作り出せるようになったからです（図9）。その結果、空間の1点の放射線場の量と、その整列場や整列拡張場にさらされたファントムについて評価される線量との間に、1対1の対応関係を構築することが可能になりました。個人的には、4種類の実用線量の定義よりも、整列拡張場という概念の導入の方が、Report 39の主要な功績であったと考えています。

しかし、実用線量を定義するのになぜICRU球を用いるのかについて、Report 39には明確な説明がありませんでした。その後明らかになった情報に照らして考えれば、環境モニタリングのための実用線量は、ICRU球による散乱と評価点までの組織等価物質の吸収とで、人体による散乱と吸収を模擬し、“ICRU球内の評価点の線量当量”で、同じ強さと成分の放射線で人の全身が一樣に照射されたとき受ける実効線量当量を近似しようと意図したものだだと判断されます（図10）。つまり、ICRU球の主な役割は、人体による放射線の後方散乱を模擬す

^{*66} 例えば、特定の種類とエネルギーの放射線に照射される場合でも、異なる2方向から同時に照射された場合と別々に照射された場合とでは、それぞれの照射ごとに線量当量の最大値の場所が異なるため、両者の線量当量指標の値は一致しない。こうした不一致は、異なった種類やエネルギーの放射線を同一の方向から一樣平行ビームで照射した場合でも、それぞれの放射線の線量当量が最大になる深さが異なるために生じるので、線量として致命的な欠陥とみなされた。

^{*67} Report Committee on Practical Determination of Dose Equivalent Index for Comment by ICRU: “Dose Equivalent: Recommended Quantities for Practical Determination,” Draft 9 dated on February 1983, (1st Draft Report: dated on 5th November 1982)。このドラフトでは、例えば、後にICRU Report 43で説明される実用線量の望ましい性質が議論されたり、高速中性子に関する $H^*(d)$ の深さは10 mmではなく20 mmの方がよいことが議論されたりしていた。



空間の1点の放射線場

図9 着目している点に入射する様々な種類とエネルギーの放射線を、同じ強度と同じエネルギー分布で無限に広い一様平行な放射線場に置き換えたものを“整列拡張場”と言う。整列拡張場で照射されたICRU球の、照射側主軸上深さ d mm の点の線量当量が **ambient dose equivalent** である



図10 NRPBの先輩が描いたICRUの実用線量に関する戯画。このキャラクターがどのICRUの委員かは定かでない(資料提供者のメモ)

ることにはかなりませんでした^{*68}。そうであれば、線量当量指標の場合と異なってファントムが等方的な形状を持つ必然性はなく、整列拡張場という一次元の放射線場と組み合わせる散乱体として、ICRU球を指定したことの合理性には疑問が残ります。

^{*68} 我が国でそのことを最も早く指摘したのは、癌研究所(当時)の尾内能夫先生だったと思われる。しかし、そうした指摘にもかかわらず、実用線量の放射線物理学の意味に関する議論は、なかなか進展しなかった。

しかし、筆者を含む当時の人々は、Report 39の記述に疑問を抱かず、当時のコンピュータの能力にとって決して容易ではなかったICRU球を用いるシミュレーションに多くの時間を費やし、ICRU球以外の散乱体を使用した評価結果を、実用線量の定義に沿わないものだと批難さえしたものです。当時の状況を振り返ると、実用線量の定義のみに拘泥し、ICRUが導入した量の放射線物理的な意味を追求する議論を欠いていたこと

が、その後長く続いた実用線量に対する勘違いと混乱の原因であったように思われます。

一方、人体のある深さの線量当量という曖昧な定義付けをされた個人モニタリングのための実用線量は、体幹部に装着した個人線量計で測定される量に対応していました。当時、その導入の意図は、筆者を含めあまりよく理解できなかったと思いますが、今日的に見れば、“環境モニタリングのための実用線量によって free air で値付けされた標準照射場(擬似的な整列拡張場)の中で個人線量計を on phantom で校正する”，という個人線量計の校正手順を規定したものであったと解釈できます。ドラフト^{*56}の段階で様々な検討がなされていたことを考えると、筆者には、Report 39の記述が聊か簡略に走り過ぎ、読者に問題の本質を理解させる上で不親切だったように思えてなりません。

Report 39で導入された実用線量のうち ambient dose equivalent は、今日まで同じ概念が使われていますが、ほかの3種類の実用線量は、その後少しずつ定義が変わって行きました。

まず、directional dose equivalent を整列拡張場で規定するという概念の明確化が図られ——拡張場では、球のどこの深さ d mm の線量当量を指すか(あるいは特定の方向とは何か)が曖

味でしたし、較正場を考えるには拡張場より整列拡張場の方が好都合でした——それ以降、directional dose equivalent には、評価点を通る ICRU 球の主軸に対する整列拡張場の方向を表す角度が $H'(d, \Omega)$ のように付帯するようになりました (ICRU Report 47, 1992)。ambient dose equivalent は、この時点で directional dose equivalent の特殊な場合 ($\Omega=0$) になりましたから、2種類の環境モニタリングのための実用線量を統合してしまった方が合理的だったと思います。

また、2種類の個人モニタリングの実用線量も、Report 47 では、人体の表面から（軟組織で）深さ d mm の点の線量当量を意味する、personal dose equivalent, $H_p(d)$ に統合され、directional dose equivalent と同様に、一様平行場が体表面の法線方向に対して入射する角度を付記した定義 $H_p(d, \Omega)$ も生まれました。そして後には、personal dose equivalent に対して個人線量計を較正するためのデータとして、人体の代わりに PMMA スラブ・ファントムを用いて計算した $H_{p, \text{slab}}(d)$ 又は $H_{p, \text{slab}}(d, \Omega)$ への換算係数も示されました。

ICRU がドラフト段階で議論していた内容は、Report 39 以後に出版された報告書の中で徐々に明らかにされました。その中でも特に影響が大きかったのは、“実用線量にとって望ましい性質”を下記の様に書き連ねた議論だったでしょう (ICRU Report 43, 1988)。

- ・ Unification
- ・ Relatability to Limiting Quantities
- ・ Additivity
- ・ Point Specificity
- ・ Relation to Choice of an Appropriate Body or Phantom
- ・ Measurability

筆者を含め当時国内で放射線防護の線量に係わりを持っていた人々の多くは、ICRU が4種類の実用線量を発表したとき、放射線防護のための新たな線量が定義されたと考えました。上記の“望ましい性質”を列挙し、1985年に導

入した4種の実用線量がそれらの条件を満足していると主張した時点では、懼らく ICRU 自身も同様に考えていたのではないかと推察されます。我が国の法令が、1センチメートル線量当量などを“測定すべき線量”として規定するに至ったのも、ICRU のいずれかのドラフトを垣間見た放射線審議会の専門部会委員が、同様な理解をした結果であったと思われ*⁶⁹。

ICRU が導入定義した実用線量は、その後様々な人たちが精力的にシミュレーションをして、単位フルエンス当たりの実用線量や（光子の場合には）単位空気（衝突）カーマ当たりの実用線量への換算係数が導かれ、ICRP から世界中で共通に使えるデータ集 (ICRP Publication 51, 1987。後に改訂され ICRP Publication 74, 1996 及び ICRU Report 57, 1998 となり、最新のデータは、ICRP Publication 116, 2010) として出版されました (unification の実現)。また、それらの換算係数は、様々な人体数値ファントムを用いてシミュレーションされた実効線量 (実効線量当量)*⁷⁰ への換算係数と比較され、ほぼ安全側の評価であることが確認されています (relatability to limiting quantities の実現)。そして、実用線量の定義に整列拡張場を導入したことによって、additivity と point specificity は自動的に満たして、ICRU 球に基づいていますので、relation to choice of an appropriate body or phantom も実現されています。そして、環境モニタリングのための線量計は free air で、個人線量計は on phantom で、実用線量に対して値付けしておけば、それらの線量計の測定値が実用線量となり、measurability が達成されるというのが、ICRU が実用線量に対して描いた筋書だったと考えられます。

*⁶⁹ 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)。

*⁷⁰ 無論、それらは“真の”実効線量当量ではなく、人体数値ファントムを特定の条件で照射したときに評価される実効線量当量モドキ H_{phantom} であった。

4.2.2 実用線量の正体

以上のようにして、実用線量は放射線防護の世界に定着しているのですが、4.2.1の最後のパラグラフで述べたことには幾つかの落とし穴がありました。次に、それらを逐次検証してみましょう。

第1に、固体のICRU球は実在しません。したがって、“ICRU球内の深さ d の点の吸収線量”など実測不可能ですし、その点に入射する荷電粒子のLET分布を実測して線質係数の値を決めることは更に不可能です。つまり、ICRUは実用線量のmeasurabilityを掲げながら、実用線量を定義した時点でmeasurableでないファントムを利用してしまったのです（それゆえ、較正の際はPMMAスラブ・ファントムでよいと譲歩せざるを得ませんでした）。

実際、ICRU球は、シミュレーション・プログラムヴァーチャル・ワールドの扱う仮想空間でのみ意味を持つファントムだったと言えます。しかも、一様平行な整列拡張場と組み合わせるとシミュレーションするのであれば、球ファントムよりは無限平面スラブ・ファントムの方が遥かに相性がよい（ペンシルビームを入射させて、特定の深さの平面を全部拾うという簡単なシミュレーションになる）のですから、ICRUは、わざわざ評価が面倒なファントムを持ち込んでしまったこととなります。実用線量の定義でファントムが果たす役割は、人体による散乱（と吸収）を模擬することだったので、ファントムが球である必然性はなく、結果として実用線量が実効線量（実効線量当量）の近似としての役目を果たせる——つまり、reliability to limiting quantitiesが実現できる——限り、スラブ・ファントムは勿論のこと、どんな奇抜な形状のファントムであろうとも、共通に使用することを合意できるものでありさえすれば、形に——極言すれば組成や密度にさえ——制限はなかったと言えます。

第2に、どんな標準施設でも、一様で平行な放射線場を厳密に実現することはできませ

ん*71。つまり、実用線量をpoint specificに定義するための鍵となる整列拡張場という概念も、ICRU球と同様に、厳密にはコンピュータ・コードの中だけの存在に過ぎません。

ICRU Report 57には、ICRU球の外側が真空か否かという議論が記載され、実際の較正場では空気中で発生する散乱線が、“整列”しない状態でファントムに入射するため、それらを入射する整列拡張場に繰り込むことができないことから、ICRUは空気存在を是認しています。しかし、それでは、較正場のair columnの長さを較正施設間で一定にしなければ、量の規定が同じになりません。個人的には、実用線量は真空中に置かれたファントムで定義し、空気中で発生する散乱線の寄与は、較正の際の補正係数として処理すべきであったと考えています*72。

ICRU球も整列拡張場もコンピュータ・コードの中にしか存在しないものであるとすれば、それらを用いて規定される実用線量も、現実の線量ではあり得ません。実際、私たちが利用している実用線量は、“単色の光子線や中性子線の単位フルエンス当たりの実用線量”などの形で提供されている数値データのセット（いわゆる換算係数：conversion coefficients）を用いて評価したり、そのデータ・セットに合せた特性を持つ測定器で測られたりする量に過ぎません。言い換えるならば、ICRUの実用線量は、任意の放射線に対して、実効線量（実効線量当量）を近似的に評価したり測定器を実効線量（実効線量当量）に対して近似的に較正したりするための、“換算係数を算出するための手順”を規定したものであったと理解せざるを得ません。

*71 ただし、放射光などの安定したfine pencil beamに対して被照射物の方を動かし二次元スキャンすれば、一様平行場と数学的に等価な状態を実現することは可能である。

*72 照射線量や吸収線量の標準施設では、コリメータその他で発生する散乱線の寄与を補正する方法をとっている。

第3に、実用線量に“限度を定める実効線量を近似する (reliability to limiting quantities)”という目的を課すことの原理的な難しさがあります。つまり、近似の目標である実効線量は、人体という有限の大きさと複雑な内部構造を持った物体の“全体にわたる加重平均”の線量であるのに対して、それを近似しようとする実用線量は、ICRU 球内の“特定の点”の線量だからです。これほど性質の異なる量の間で、無条件に近似が成立することなどあり得ません。事実、1990年代の放射線防護では想定していなかった高エネルギーの放射線への曝露（例えば宇宙飛行士が大気圏外で受ける宇宙線への曝露など）では、ICRU 球の“深さ1 cm の場所”の線量が実効線量のよい近似にならないことが分かっています。

この“実効線量のよい近似”であるか否かの判定が、更に奇妙な状況を生み出します。なぜならば、3. で説明したように、実効線量は、今や標準的な体型を持つ成人男女のファントムを用いたシミュレーションで算出される量だからです。つまり、我々は、実用線量への換算係数が“実効線量のよい近似”であるか否かを判定する時点で、実効線量そのものへの換算係数を手にしているわけです。既に本物への換算係数があるのに、どうしてまがい物への換算係数が必要^{*73}なのでしょう？

繰り返しになりますが、実用線量とは、実効線量（実効線量当量）を近似的に評価したり、線量計を実効線量（実効線量当量）に対して近似的に較正したりする際の共通の手続きに過ぎません。したがって、実用線量を用いて評価された値も、実用線量に対して較正された線量計で測定された値も、“実用線量の値”ではなく“実効線量の近似値”なのです。ところが、私たちは実用線量が放射線防護で実用に用いる新

しい線量なのだ、と長いこと誤解し続けてきたため、実用線量を測定したり評価したりすることに囚われてしまったのです。無論、4.2.1 で述べたように、実用線量を規定したICRU 側にもそうした錯誤があったのではないかと推定される面があります。長くICRU の editor を務められて、先年亡くなられた Argonne National Laboratory の井口道夫先生は、ICRU Report 60 の見直し作業でお会いした折に、実用線量を導入した当時のICRU の委員たちには、自分たちこそが線量体系の構築者だという *arrogance* があった、と語っていらっしゃいました。

ICRU は、実用線量という仕組みを導入し、放射線防護のための線量評価手順を定めることにより、恰も、放射線防護に用いる線量の評価法が精密科学であるかのような幻想をもたらしてしまったように思われます。しかし、評価の手順がいかに精緻を極めようと、放射線防護が用いている2つの加重係数に内在する科学的曖昧さを越えて、精密な議論などできようはずがありません。つまり、私たちは、この問題に関して、 $1 R \approx 1 \text{ rad} \approx 1 \text{ rem}$ という評価の時代から、実質的に何も進歩していないとさえ言ってよいでしょう。言い換えるならば、私たちは、実効線量を近似的に評価する方法や、測定器を実効線量に対して近似的に較正する方法について、その近似の程度が実効線量に内在する曖昧さに照らして許容される範囲だと保証できるものである限り^{*74}、どんな近似方法でもよい、という寛容さ^{*75}を取り戻す必要があるのだと思います。

^{*74} 筆者は、その許容範囲と保証手順を定めることこそ、ICRU の役割であろうと考えている。

^{*75} それでは線量の評価や線量計の測定値がまちまちになるとの反論もあるが、放射線防護のための線量は、放射線治療の際の線量 (target dose で nominal に ±5 % 以内の精度を保つべきだと言われている) に比べて遥かにラフなものであり、限度や管理目標に対する compliance の程度も、そのラフさに応じた寛容さで要求すれば済む話である。

^{*73} この皮肉な状況に、靴屋に自分の足ではなく足型に合せて靴を誂えさせようとする客の寓話を連想するのは、筆者だけであろうか。

幸いにして、ICRPによる実効線量の再定義は、実用線量の必要性を消失させてしまいました。前世紀末から放射線防護の世界を跋扈し、世の中を混乱させ続けてきた実用線量という妖怪に、今こそ永遠の別れを告げる時であると思います。

Operational Quantities, Adieu!

【謝辞】

浅学の筆者に本稿を執筆する機会を与えてくださいました佐々木康人 前 日本アイソトープ協会専務理事、定年後図書館を利用できなくなった筆者に代わり古い文献提供の労をとってくださいました京都医療科学大学の大野和子先生、(独)放射線医学総合研究所の立崎英夫先生、(独)理化学研究所の上叢義明先生、日本アイソトープ協会の秋田肇様に感謝申し上げます。

参考文献

- 79) Drexler, G.R. Veit and Zankl, M., *Radiation Protection Dosimetry*, **32**, 83-89 (1990)
- 80) ICRP, "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," Pergamon Press, Oxford (1977); Publication **26**
- 81) ICRP, "Data for use in protection against external radiation," *Annals of the ICRP*, **17**(2-3) (1987); Publication **51**
- 82) ICRP, "1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," *Annals of the ICRP*, **21**(1-3) (1991); Publication **60**
- 83) ICRP, "Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation," *Annals of the ICRP*, **26**(3-4) (1996); ICRP Publication **74**
- 84) ICRP, "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," *Annals of the ICRP*, **37**(2-4) (2007); Publication **103**
- 85) ICRP, "Adult reference computational phantoms," *Annals of the ICRP*, **39**(2) (2009); Publication **110**
- 86) ICRP, "Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures," *Annals of the ICRP*, **40**(2-5) (2010); Publication **116**
- 87) ICRU, "Radiation Quantities and Units," ICRU Report **19** (1971)
- 88) ICRU, "Microdosimetry," ICRU Report **36** (1983)
- 89) ICRU, "Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources," ICRU Report **39** (1985)
- 90) ICRP/ICRU, "The quality factor in radiation protection," ICRU Report **40** (1986)
- 91) ICRU, "determination of dose equivalent from external radiation sources—Part 2," ICRU Report **43** (1988)
- 92) ICRU, "Measurement of dose equivalent from external photon and electron radiations," ICRU Report **47** (1992)
- 93) ICRU, "Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation," ICRU Report **57** (1998)
- 94) Kellerer, A.M. and Harn, K., *Radiation Research*, **114**, 480-488 (1988a)
- 95) Kellerer, A.M. and Harn, K., "Options for a reformulation of the quality factor," Institut für Medizinische Strahlenkunde der Universität Würzburg internal report, **IMSK 88/119** (1988b)
- 96) Zaider, M. and Brenner, D.J., *Radiation Research*, **103**, 302-316 (1985)

(NPO 法人放射線安全フォーラム)