

放射線安全管理のための β 線標準の現状と課題に関する調査研究

二木佐和子*

(2024年2月28日受理)

A survey on current status and issues of primary standards of beta-particle radiations for radiation safety management

FUTAGI Sawako

Abstract

The β -particle radiations have been utilized in industrial and medical fields. Radiation workers should be protected from excessive exposure because large amounts of radiation can have negative health effects. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) has defined the operational quantities to estimate health effects due to radiation exposure. In 2020, ICRU has recommended alternative definitions of the operational quantities on ICRU Report 95 to ensure higher accuracy exposure management. In this study, we focused particularly on β -particle radiations and investigated the operational quantities defined in ICRU Report 95. An overview of research into the dosimetry standards for β -particle radiations that correspond to the operational quantities was also provided.

1. はじめに

放射線は産業や医療の分野において欠くことのできない要素の1つである。しかし人体が多量の放射線を浴びることにより、様々な健康被害が生じることが知られている。放射線の活用による恩恵を最大限に享受し、同時に放射線作業従事者の健康を守るという視点から、線量測定及び被ばくの管理は重要な意味を持つ。産業技術総合研究所 計量標準総合センター 分析計測標準研究部門放射線標準研究グループでは、人体の外部からの被ばく(外部被ばく)を管理するために用いられるサーベイメータや個人線量計のトレーサビリティ体系における国家標準として、 γ 線空気カーマ、X線空気カーマ、 β 線組織吸収線量を供給している¹⁾⁻⁷⁾。

放射線が人体へ与える影響を評価するための量は、国際放射線単位測定委員会(ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements)によって定義されている。2020年にICRU Report 95が公開され、ICRUが定義している量のうち、サーベイメータ

* 分析計測標準研究部門 放射線標準研究グループ

タや個人線量計の測定で使われる実用量と呼ばれる量に関して新しい定義が提唱された⁸⁾。本調査研究では特に β 線に着目し、ICRU Report 95で定義された新しい実用量に関して調査を行った。本報告書では1章で産業及び医療の分野における β 線の位置付けについてまとめる。次に2章で β 線の線量測定に関するトレーサビリティ体系に関して述べる。3章では現行実用量の定義とその課題、ICRU Report 95の新実用量の定義や導入における課題を述べる。4章では今後の β 線標準の研究開発を概観し、5章で実用量の定義変更に伴う海外の動向を述べる。

1.1 放射線の分類

放射線は物質を電離させる作用を持つ電離放射線とそれ以外の非電離放射線に大別される。図1に放射線の分類を示す⁹⁾。これらの放射線のうち、 β 線、X線、 γ 線、及び中性子は産業、医療の分野において広く利用されており人体への影響を考慮する必要があるため、放射線防護の目的で産総研から線量標準が供給されている。

1.2 β 線の特性¹⁰⁾

β 線は高速の電子の流れである。空気や水と相互作用しやすく、透過性が弱い放射線に分類される。そのため β 線が人体へ与える影響としては人体表面に近い組織に限られ、一般に皮膚や眼の水晶体の被ばくが重要である。

β 線と物質の相互作用はクーロン力によって引き起こされる。主な物理現象としては電離や励起を引き起こす軌道電子との衝突と、散乱による制動放射が挙げられる。衝突によるエネルギー損失を衝突阻止能 S_{col} 、制動放射によるエネルギー損失を放射阻止能 S_{rad} と呼ぶ。これらの阻止能の比は β 線のエネルギー及び相互作用する物質の原子番号に依存することが知られている。

1.2.1 軌道電子との衝突

β 線の電子と軌道電子との衝突は、クーロン力による相互作用を生じる。このとき入射電子（入射 β 線）は軌道電子にエネルギーを与えることで減速する。一方、軌道電子はエネルギーを獲得し、電離や励起が引き起こされる。

通常、軌道電子は基底状態にあるが、放射線が起動電子に衝突することでエネルギー準位が上がり励起状態となる。励起状態は不安定であるため即座に基底状態に戻る。たとえばHg原子であれば100 ns程度、Ne原子であれば10 nsから30 ns程度の励起寿命である¹¹⁾。

放射線がより大きなエネルギーを軌道電子に与えた場合、軌道電子が原子や分子から追い出される。これを放射線による電離作用と呼ぶ。その結果、原子や分子は電子と陽イオンに分離する。放射線が直接起動電子を分離することを一次電離と呼び、一次電離により発生した電子（二次電子）がさらにほかの軌道電子を原子から分離することを二次電離と呼ぶ。電離箱や計数管などの測定器では電離作用を利用して放射線を検出する。

電離や励起などで電子が軌道から外れると、空になった軌道へ上位軌道から電子が遷移する。この際、軌道間の準位差に相当するエネルギーをX線（特性X線）もしくは電子（オージェ電子）として放出する。特性X線を利用して放射線を検出する検出器としてシンチレーション検出器などが挙げられる。

1.2.2 制動放射

電荷を持った粒子が電磁場によって加速度運動すると電磁波が放射される。原子核や軌道電子の電場により電子が減速されてX線を放出することを制動放射と呼び、放出されたX線を制動放射線または制動X線と呼ぶ。 β 線からX線（制動放射線及び特性X線）への変換率は β 線の平均エネルギーに比例する¹²⁾。

1.3 β 線の利用方法

産業や医療、生命科学など、 β 線が利用される分野は多岐に渡る。ここでは β 線の主な利用方法について述べる。

1.3.1 厚さ計¹³⁾

放射線が物質を通過する際、吸収や散乱によりエネルギーが減衰する。特に β 線の散乱に注目した手法として、標的に対して反対側へ戻るように散乱する後方散乱を測定することで膜などの厚みを測定する方法がある。非接触での測定が可能、オンライン計測が可能などの利点があり、たとえば製品の厚さを一定に調整する用途で用いられている。ゴムや厚みのあるプラスチックなどの測定には⁹⁰Srなどの比較的エネルギーの高い β 線が用いられ、紙や薄いプラスチックなどには⁸⁵Kr、¹⁴⁷Pmからのエネルギーが低い β 線が用いられている。そのほか、鉄鋼版やガラス、プラスチックといった材質のものには²¹⁴Am、¹³⁷Csなどの γ 線源が使用される。

1.3.2 静電気除去装置¹⁴⁾

電子部品やプラスチックなどの製造工場では、静電気により静電破壊や品質の低下といった問題が生じる。そのため製造過程において静電気を取り除く必要がある。しかし外部電源を要する装置による静電気除去は装置自体が発火を引き起こす可能性があり、引火性物質を使用する工場では用いることができない。そのような場合は放射性同位体を利用した静電気除去が有効である。放射線が空気をイオン化することにより、絶縁体表面に生じた静電電荷が中和除去される。線源としては⁹⁰Srや⁸⁵Krが用いられている。 β 線のほか、²¹⁰Po、²²⁶Raからの α

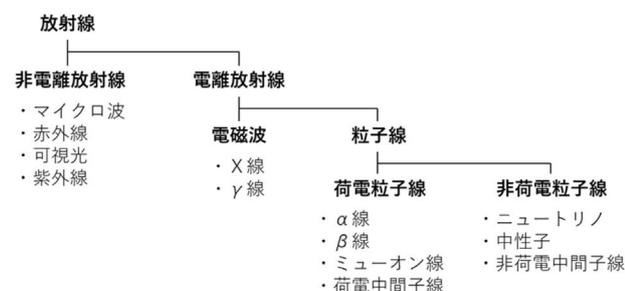


図1 放射線の分類。 β 線は電子であり、荷電粒子線に分類される。文献⁹⁾をもとに作成

線なども使用されている。

1.3.3 放射線治療

甲状腺がんや甲状腺機能亢進症といった疾患の治療には¹³¹Iが用いられる。甲状腺細胞はヨウ素を取り込む性質を持っており、がん細胞に集積された¹³¹Iが発するβ線によりがん細胞を破壊することができる¹⁵⁾。

B細胞性悪性リンパ腫の治療にもβ線が用いられる。B細胞性悪性リンパ腫のがん細胞に特異的に集まるCD20モノクローナル抗体に⁹⁰Yといった放射性核種を付与し、がん細胞を破壊する¹⁶⁾。

1.3.4 DNA鎖の標識¹⁷⁾

生命科学の分野では、DNA鎖を標識するために放射性同位体を利用することがある。DNA鎖は糖と塩基、及びリン酸で構成されている。リン酸に含まれているリンの一部を³²Pや³³Pといった放射性リンに置き換えることでDNA鎖の動きを追跡することが可能となる。³²Pや³³Pからのβ線はオートラジオグラフィなどの方法で検出され、追跡結果が画像として得られる。タンパク質のリン酸化の解析やDNAの塩基配列の決定のためにこのような手法が用いられている。

2. β線のトレーサビリティ体系

計量におけるトレーサビリティとは、文書化された校正を通して測定結果を参照基準に関連付けることができる、個々の校正が不確かさに寄与する切れ目なく連鎖した測定結果の性質を意味する。β線線量測定に関するトレーサビリティの体系は図2の通りである。このような体系により、ユーザが用いる計測器の測定結果が信頼性のあるものになっている。

一般ユーザが使用する測定器は、放射線が人体へ与える影響を評価するための実用量（単位シーベルト $Sv = J kg^{-1}$ ）を測定している。これらの測定器を校正するため、校正事業者は一般ユーザに対して実用量による標準供給を行っている。一方で二次校正機関である校正事業者には産総研から組織吸収線量（単位グレイ $Gy = J kg^{-1}$ 、3.1.3参照）が供給されている。そのため二次校正機関は単位の換算を行う必要がある。しかしβ線の場合、組織吸収線量と一般の測定器により測定される実用量は $1 Gy = 1 Sv$ の関係にある（3.3.1参照）ため、二次校正機関は複雑な単位換算をせずに実用量を得ることができる。

3. 放射線防護に係る量

放射線防護に係る量は物理量、防護量、及び実用量の3種類に分類される（図3）。

放射線防護に係る物理量は、放射線の粒子数や物質との相互作用に係るエネルギーなどを表す量であり、物理的な手段で計測できる、もしくは計測できる量の組み合わせで求めることができる量である¹⁸⁾。図3に示すフルエンス、カーマ、吸収線量が代表的な物理量であり、β線の線量計測ではこのうち吸収線量が測定される。

防護量は人に対する放射線防護の目的で使用される量であり¹²⁾、国際放射線防護委員会（ICRP, International Commission on Radiological Protection）によって定められている。防護量は、物理量に放射線健康リスクとの



図2 現行のβ線のトレーサビリティ体系。現在、特定二次標準器としてはβ線用電離箱式吸収線量計が用いられている。

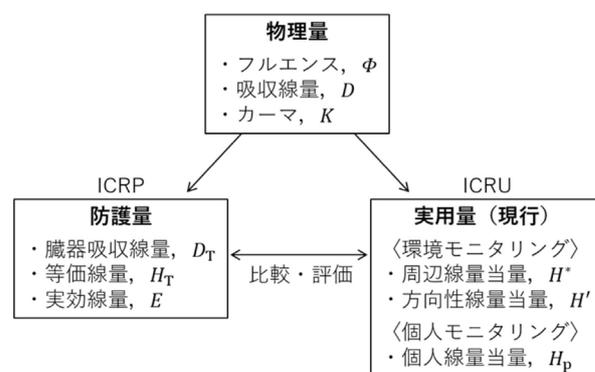


図3 放射線防護に係る量。文献⁸⁾より和訳、一部改変して引用。

関連性を持たせた指標であると考えられる¹⁹⁾。ファントムと呼ばれる仮想上の人体模型を用いて計算され、実際に測定することはできない。

実用量は測定不可能な防護量を評価するため、ICRUにより定義された量である。換算係数と呼ばれる量を用いて物理量から求められる。一般のユーザが用いる測定器は実用量を測定している。被ばくを安全に管理するため、現行の定義による実用量は一般に防護量を過大評価するように定義されている。

3.1.1 粒子フルエンス

粒子フルエンス Φ とは断面積 da の球に入射する粒子数 dN を指し、単位 m^{-2} で表す。

$$\Phi = \frac{dN}{da}. \quad (1)$$

体積 dv の球に対する粒子フルエンス Φ は、球を通過する粒子の飛跡 dl を用いて次式で表される。

$$\Phi = \frac{\sum dl}{dv}. \quad (2)$$

ICRU Report 95 には粒子フルエンスから実用量を導出するための換算係数が掲載されている。

単位時間あたりの粒子フルエンスを粒子フルエンス率もしくは粒子束密度と呼び、単位 $m^{-2} s^{-1}$ で表す。

3.1.2 エネルギーフルエンス

粒子のエネルギーのうち、静止エネルギーを除いたものを放射エネルギー R と呼ぶ。断面積 da の球に入射する放射エネルギーを dR とすると、エネルギーフルエンス Ψ は次のように表される。単位は $J m^{-2}$ である。

$$\Psi = \frac{dR}{da}. \quad (3)$$

単位時間あたりのエネルギーフルエンスをエネルギーフルエンス率もしくはエネルギー束密度と呼び、単位 $J m^{-2} s^{-1}$ で表す。

3.1.3 吸収線量

吸収線量 D とは放射線が質量 dm の物質に与えるエネルギー $d\varepsilon$ であり、次式で表される。

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}. \quad (4)$$

放射線の照射により 1 kg の物質が 1 J のエネルギーを吸

収したとき、その吸収線量を $1 Gy = 1 J kg^{-1}$ と表す。

β 線計測では電離現象や発光現象に基づく測定原理により吸収線量を得る。

3.2 防護量

前述したように、防護量は物理量に放射線健康リスクとの関連性を持たせた指標であると考えられる。防護量には臓器吸収線量、等価線量、実効線量の3種類が存在する(図4)。

臓器吸収線量は各臓器が放射線に与えられる吸収線量である。男性もしくは女性を模擬したコンピュータ上のファントム(図5)を用い、シミュレーションによって性別毎に求められる。幅が広く均一な放射線を臓器全体もしくは人体全身に照射する条件で、吸収される線量の合計を計算している。単位は Gy が用いられる。

等価線量とは臓器吸収線量に放射線加重係数 w_R (表1) を乗じた量であり、単位は Sv が用いられる。放射線加重係数とは放射線が臓器に与える影響を考慮して決定された値である。各性別の等価線量は平均され、性平均等価線量として扱われる。

実効線量とは放射線が人体全身に与える影響を表す量であり、単位は Sv が用いられる。性平均等価線量に各臓器の放射線感受性を考慮し、全ての臓器で足し合わせることで求められる。各臓器の発がん率などの情報から導出された組織加重係数 w_T (表2) を用い計算される。

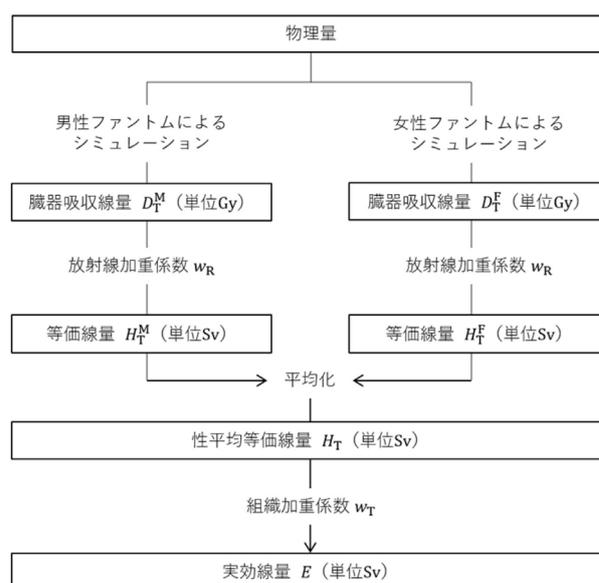


図4 物理量から防護量を導出する過程。図のうち臓器吸収線量、等価線量(性平均等価線量)、実効線量が防護量である。

組織加重係数の値は2007年に更新されており、乳房の加重係数が0.05から0.12に、生殖腺の加重係数が0.20から0.08に変更された

3.3 現在の実用量^{23),24)}

3.2で防護量の導出方法を述べた。しかし実際の放射

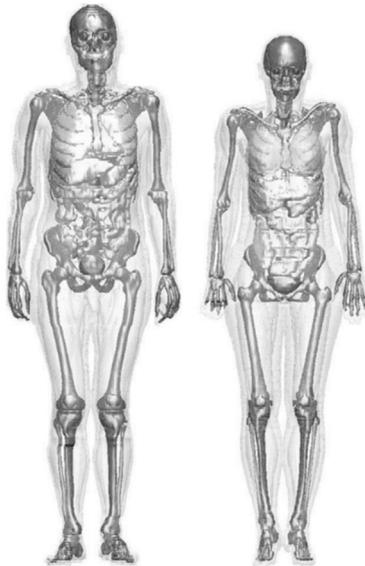


図5 臓器吸収線量のシミュレーションに用いられる人体ファントム。左が男性ファントムで右が女性ファントムである。文献²¹⁾より引用。

表1 放射線加重係数 w_R 。数値は文献²²⁾より引用。

放射線の種類	放射線加重係数 w_R
光子	1
電子・ μ 粒子	1
陽子・荷電 π 中間子	2
α 粒子・重イオン	20
中性子	エネルギーの連続関数

線は、防護量を計算する際の放射線の条件とは異なり均一ではない。また測定点は空間もしくは人体表面の特定点に限られる。そのため臓器全体に均一に放射線が照射された条件で導出する防護量を測定することは不可能である。そこで防護量を評価するための量としてICRUによって実用量が定義された。実用量はICRU Reportに掲載されている換算係数を用いて物理量から算出される。

表3に現在用いられている実用量の分類を示す。放射線防護測定は環境モニタリングと個人モニタリングの2種類に大別され、実用量による測定が行われている。環境モニタリングは空間のある点に対する測定であり、サーベイメータやモニタリングポストといった測定器を利用する。個人モニタリングは人体表面のある点に対する測定であり、個人線量計を使用する。前述の通り、放射線防護に係るβ線測定では眼の水晶体もしくは皮膚の等価線量に注目して被ばく管理を行う。

3.3.1 線量当量の定義

ICRU Report 39及び51では、線量当量 H と呼ばれる量を用いて実用量を定義している。線量当量 H の単位はSvであり、組織中のある点における吸収線量 D と線質係数 Q の積で表される。

表2 組織加重係数 w_T 。数値は文献²²⁾から引用。

臓器の種類	放射線加重係数	
	w_T	$\sum w_T$
骨髄(赤色)・結腸・肺・胃・乳房	0.12	0.60
生殖腺	0.08	0.08
膀胱・食道・肝臓・甲状腺	0.04	0.16
骨表面・脳・唾液腺・皮膚	0.01	0.04
残りの組織	-	0.12
合計	-	1.00

表3 現在用いられている実用量の分類。いずれも単位はSvである。

評価対象	実用量(単位)			
	環境モニタリング		個人モニタリング	
実効線量	周辺線量当量 $H^*(10)$	(Sv)	個人線量当量 $H_p(10)$	(Sv)
等価線量(眼の水晶体)	方向性線量当量 $H'(3,\Omega)$	(Sv)	個人線量当量 $H_p(3)$	(Sv)
等価線量(皮膚)	方向性線量当量 $H'(0.07,\Omega)$	(Sv)	個人線量当量 $H_p(0.07)$	(Sv)

$$H = Q D. \tag{5}$$

線質係数 Q は水中における線エネルギー付与 L (LET, linear energy transfer) に対する吸収線量分布 D_L を用いて次式で定められる。

$$Q = \frac{1}{D} \int_L Q(L) D_L dL. \tag{6}$$

線エネルギー付与とは放射線が物質中を進むとき、単位長さあたりに放射線が失うエネルギーであり、通常は $\text{keV } \mu\text{m}^{-1}$ の単位で表される。 β 線、 X 線、 γ 線などの放射線が低 LET 放射線に分類され、 α 線や重イオン線、中性子などが高 LET 放射線に分類される。 $Q(L)$ は

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L / (\text{keV } \mu\text{m}^{-1}) \leq 10 \\ 0.32 L - 2.2 & 10 < L / (\text{keV } \mu\text{m}^{-1}) < 100 \\ 300/\sqrt{L} & 100 \leq L / (\text{keV } \mu\text{m}^{-1}) \end{cases} \tag{7}$$

である。 これらをまとめると線量当量 H は次のように表される。

$$H = \int_L Q(L) D_L dL. \tag{8}$$

低 LET 放射線である β 線では $L/(\text{keV } \mu\text{m}^{-1}) \leq 10$ であるため $Q = 1 \text{ Sv Gy}^{-1}$ となり、式 (5) より

$$H = D \times 1 \text{ Sv Gy}^{-1} \tag{9}$$

が成り立つ。 そのため組織吸収線量と線量当量が同じ数値となる。

3.3.2 環境モニタリングに対する実用量の定義

ICRU Report 39 及び 51 で、周辺線量当量 $H^*(d)$ は「整列拡張場（全ての放射線が平行かつ均一に入射するような場）が、入射方向に対する ICRU 球の深さ d 地点に生

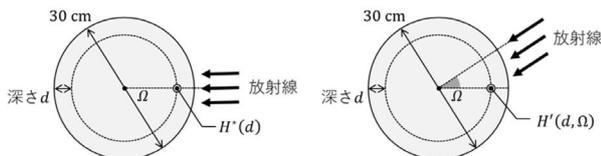


図6 ICRU 球。ICRU4 元素組織（密度 1.0 g cm^{-3} ）で構成された直径 30 cm の球ファントムである。左が周辺線量当量 $H^*(d)$ について、右が方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ についての図。

成する線量当量」と定義されている（図6）。ここで深さ d の単位は mm である。ICRU 球とは実用量を定義するために導入された仮想的なファントムである。ICRU4 元素組織（質量組成比 $\text{O } 76.2 \%$ 、 $\text{C } 11.1 \%$ 、 $\text{H } 10.1 \%$ 、 $\text{N } 2.6 \%$ ）で構成されている。

方向性線量当量 $H'(d, \Omega)$ については同 ICRU Report にて「入射角 Ω の整列拡張場が、ICRU 球の主軸方向の深さ d 地点に生成する線量当量」と定義されている（図6）。 $\Omega = 0$ のとき方向性線量当量は周辺線量当量と等しくなり、 $H'(d, 0) = H^*(d)$ が成り立つ。 $d = 3 \text{ mm}$ での線量当量を眼の水晶体の等価線量の評価に用い、 $d = 0.07 \text{ mm}$ での線量当量を皮膚の等価線量の評価に用いる。実効線量の評価には深さ $d = 10 \text{ mm}$ での線量当量を用いる。

実務上の取り扱いでは換算係数を用いて実用量を導出している。ICRU 球に入射角 Ω で放射線を照射したとき、ICRU 球の深さ d の位置における微小体積で吸収線量を計算し換算係数を求める。 β 線の実用量は換算係数と組織吸収線量の積として求めることができる¹⁹⁾。

3.3.3 個人モニタリングに対する実用量の定義

ICRU Report 39 及び 51 では個人線量当量 $H_p(d)$ について、「人体表面から深さ d の地点における軟組織中の線量当量」と定義している（図7）。人体を模擬するファントムとしては ICRU スラブが用いられる。

周辺線量当量や方向性線量当量と同様、眼の水晶体と皮膚の等価線量それぞれの評価について $H_p(3)$ 及び $H_p(0.07)$ を用い、実効線量の評価については $H_p(10)$ を用いる。

3.3.4 組織吸収線量から実用量への換算

3.3.1 で述べたように β 線の吸収線量と線量当量は式 (9) により簡単に換算できる。しかし一般的に標準的な量として供給されている量は、入射方向 0° 、ICRU4

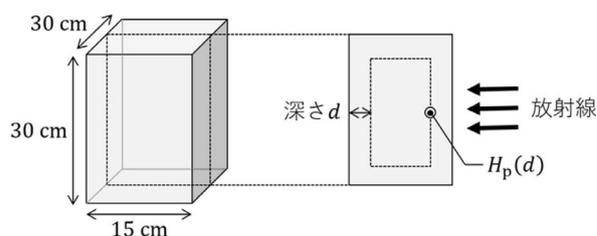


図7 ICRU スラブ。ICRU4 元素組織（密度 1.0 g cm^{-3} ）で構成された $15 \text{ mm} \times 30 \text{ mm} \times 30 \text{ mm}$ の直方体ファントムである。

元素組織における深さ 0.07 mm 地点での組織吸収線量 $D_t(0.07;0)$ である。そのため入射角度や深さが変化した条件における実用量を導出するための換算係数が必要となる。そこで ISO 6980-3 には、深さ 0.07 mm 地点での方向性線量当量 $H'(0.07, \Omega)$ 及び個人線量当量 $H_p(0.07)$ 、深さ 3 mm 地点での方向性線量当量 $H'(3, \Omega)$ 及び個人線量当量 $H_p(3)$ への換算係数（単位 Sv Gy⁻¹）が掲載されている²⁵⁾。

3.4 現在の実用量の課題⁸⁾

3.4.1 ファントムを用いたシミュレーションの精度

現在の実用量は ICRU 球や ICRU スラブを用いて定義されている。しかし ICRU 球や ICRU スラブは単純な形状でありシミュレーションの体系構築は容易であるが、人体評価には十分でない。そのため必ずしも防護量の良い近似にはなっていない。より防護量に近い実用量を得るためには詳細な人体ファントムを用いて計算することが必要である。シミュレーション技術及び計算機の性能の向上により近年はこのような計算が可能となっている。

3.4.2 高エネルギー帯における換算係数

ICRP Pub. 74 には粒子フルエンスから実用量への換算係数が掲載されているが、10 MeV を超える高エネルギー帯での換算係数は掲載されていない²⁶⁾。上空や宇宙には高エネルギーの粒子が存在する。そのため航空機の乗務員や宇宙飛行士の被ばくを管理するには、より幅広いエネルギー帯での換算係数を計算する必要がある。

3.4.3 確定的影響の評価

水晶体や皮膚の等価線量は確定的影響が起きないように評価及び管理されている。確定的影響とはしきい線量以下では発生しないような影響のことであり、このしきい線量は単位 Gy で表されている(図8, 表4)。しかし現在、水晶体や皮膚の被ばくは単位 Sv の等価線量で管理され

ている。これら眼の水晶体や皮膚への被ばくを管理するためには単位 Sv の等価線量ではなく、しきい線量と同様、単位が Gy の吸収線量を用いるのがより適切であると考えられる。

3.5 ICRU Report 95 にて提唱された実用量⁸⁾

表5に ICRU Report 95 にて提唱された新実用量の分類を示す。新実用量の定義では ICRU 球、及び ICRU スラブは用いられない。実効線量の評価に関する実用量には周辺線量と個人線量があり、防護量の計算と同様の人体ファントム(図5)を用いて定義されている。等価線量の評価に関する実用量は眼の水晶体と皮膚それぞれに対し、より詳細なファントムを用いて計算された吸収線量で定義されている。

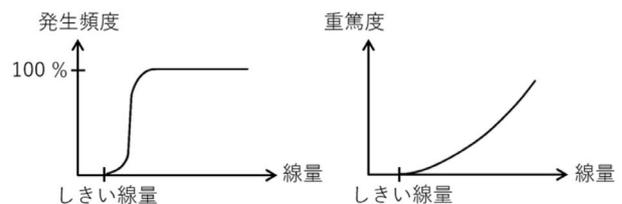


図8 線量に対する確定的影響の発生頻度及び重篤度の例。確定的影響はしきい線量以下では発生せず、その重篤度は線量に伴い増加する。しきい線量とは被ばく集団の1%に影響が生じるような線量である。

表4 各臓器に対するしきい線量の例。数値は文献¹⁰⁾から引用。

対象	しきい線量 (Gy)
白内障	0.5
脱毛	3
皮膚の紅斑	3

表5 ICRU Report 95 にて提唱された実用量の分類。現在用いられている実用量の単位は全て Sv であるが、ICRU Report 95 では等価線量を評価する実用量に関して単位 Gy の吸収線量を用いられている。

評価対象	実用量 (単位)	
	環境モニタリング	個人モニタリング
実効線量	周辺線量 H^* (Sv)	個人線量当量 H_p (Sv)
等価線量 (眼の水晶体)	方向性水晶体吸収線量 D'_{lens} (Gy)	個人水晶体吸収線量 $D_{p, lens}$ (Gy)
等価線量 (皮膚)	方向性局所皮膚吸収線量 $D'_{local skin}$ (Gy)	個人局所皮膚吸収線量 $D_{p, local skin}$ (Gy)

3.5.1 実効線量の評価に関する実用量の定義

周辺線量 H^* は放射線照射場のある点における入射粒子フルエンス Φ_{in} と換算係数 h^* の積であり、次式で定義される。単位は Sv である。

$$H^* = \int h^*(E_p) \left[\frac{d\Phi_{in}(E_p)}{dE_p} \right] dE_p. \quad (10)$$

ここで E_p は入射放射線のエネルギーである。換算係数 h^* は、エネルギー E_p の放射線を図5の人体ファントムへ様々な角度から照射した際の実効線量の最大値 E_{max} と、入射フルエンス Φ_{sim} の比としてシミュレーションによって求められる。

$$h^*(E_p) = \frac{E_{max}(E_p)}{\Phi_{sim}}. \quad (11)$$

個人線量 H_p (は人体表面のある点における入射粒子フルエンス Φ_{in} と換算係数 h_p の積であり、次式で定義される。単位は Sv である。

$$H_p = \iint h_p(E_p, \Omega) \left[\frac{d^2\Phi_{in}(E_p, \Omega)}{dE_p d\Omega} \right] dE_p d\Omega. \quad (12)$$

ここで E_p (は入射放射線のエネルギー、 Ω は放射線の入射角度である。換算係数 h_p (はエネルギー E_p 、入射角度 Ω の放射線に対し、実効線量 E と入射フルエンス Φ_{sim} の比として、図5の人体ファントムを用いたシミュレーションによって求められる。

$$h_p(E_p, \Omega) = \frac{E(E_p, \Omega)}{\Phi_{sim}}. \quad (13)$$

3.5.2 等価線量の評価に関する実用量の定義

方向性水晶体吸収線量 $D'_{lens}(\Omega)$ 、及び方向性局所皮膚吸収線量 $D_{local\ skin}(\Omega)$ (以下まとめて $D'(\Omega)$ と表記する)

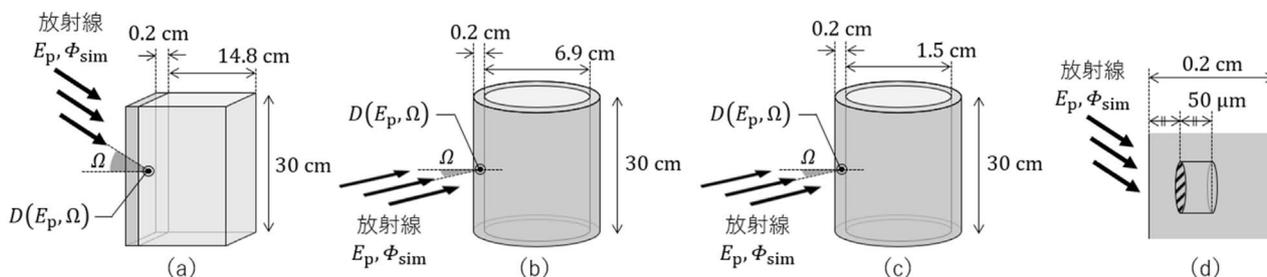


図10 それぞれ (a) 体幹部、(b) 四肢部、(c) 指を模擬するファントム。ファントム本体はICRU4元素組織(体幹部ファントムの密度 1.0 g cm^{-3} 、四肢部ファントム及び指ファントムの密度 1.11 g cm^{-3}) で構成されており、表面が厚さ 2 mm の皮膚(ICRP Pub. 89で定義される²⁷⁾)で覆われている。(d) 体幹部、四肢部、指の各ファントムにおける吸収線量を計算する場所の拡大図。吸収線量の計算は高さ $50 \mu\text{m}$ (ファントム表面から深さ $50 \mu\text{m}$ から $100 \mu\text{m}$ まで)、かつ断面積が 1 cm^2 の円柱の領域で行う。

は放射線照射場のある点における入射粒子フルエンス Φ_{in} と換算係数 d' の積であり、次式で定義される。単位は Gy である。

$$D'(\Omega) = \int d'(E_p, \Omega) \left[\frac{d\Phi_{in}(E_p, \Omega)}{dE_p} \right] dE_p. \quad (14)$$

ここで E_p は入射放射線のエネルギー、 Ω は放射線の入射角度である。換算係数 d' はエネルギー E_p 、入射角度 Ω の放射線に対し、吸収線量 D と入射フルエンス Φ_{sim} の比としてシミュレーションによって求められる。

$$d'(E_p, \Omega) = \frac{D(E_p, \Omega)}{\Phi_{sim}}. \quad (15)$$

吸収線量 D の導出において、眼の水晶体に関しては図9、体幹部、四肢部、指の皮膚に関しては図10に示したファントムを用いる。

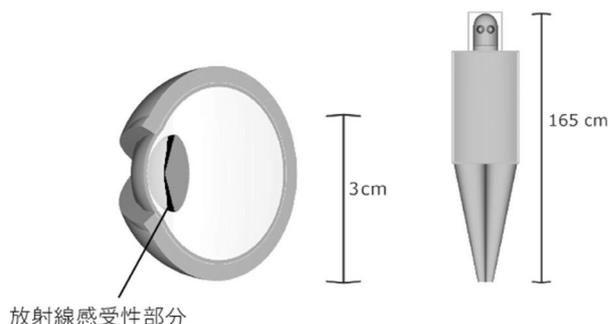


図9 左が眼球ファントム、右が水晶体吸収線量を計算する際に用いる人体ファントム。眼球ファントムを人体ファントムの頭部にはめ込んでシミュレーションを行う。眼球ファントムのうち黒色で示されている部分(放射線感受性部分)で吸収線量を計算し、左右の眼を比較してより大きいほうの吸収線量を採用する。文献⁸⁾より加工して引用。

個人水晶体吸収線量 $D_{p, \text{lens}}$ 、及び個人局所皮膚吸収線量 $D_{p, \text{local skin}}$ （以下まとめて D_p と表記する）は人体表面のある点における入射粒子フルエンス Φ_{in} と換算係数 d_p の積であり、次式で定義される。単位は Gy である。

$$D_p = \iint d_p(E_p, \Omega) \left[\frac{d^2\Phi(E_p, \Omega)}{dE_p d\Omega} \right] dE_p d\Omega. \quad (16)$$

ここで E_p は入射放射線のエネルギー、 Ω は放射線の入射角度である。換算係数 d_p はエネルギー E_p 、入射角度 Ω の放射線に対し、吸収線量 D と入射フルエンス Φ_{sim} の比としてシミュレーションによって求められる。

$$d_p(E_p, \Omega) = \frac{D(E_p, \Omega)}{\Phi_{\text{sim}}}. \quad (17)$$

吸収線量 D の導出には、方向性吸収線量と同様に図 9 及び図 10 のファントムを用いる。

3.6 新実用量の課題

3.6.1 β線の吸収線量の評価

ICRU Report 95 に掲載されている換算係数はファントムが真空中にあるとして計算された値である。しかし実際の測定は真空中ではなく空気中で行われる。光子や中性子は空気とはあまり反応しないため、この違いは大きな問題にはならない。一方電子の流れであるβ線は大気圧程度の空気に対しても頻繁に相互作用を行うため、ICRU Report 95 の換算係数をそのまま用いることはできない。そのためβ線の水晶体吸収線量や局所皮膚吸収線量を評価するためには空気中の条件におけるシミュレーションや実測を行う必要がある。

3.6.2 安全性の確保

放射性同位元素等規制法では一定の期間における実効線量や等価線量の限度値によって被ばく量が管理されている。現行の実用量は防護量を過大評価するため、実用量の値をそのまま用いて防護量を推定しても安全側の評価になると見なすことができる。しかし ICRU Report 95 で提唱された実用量の換算係数は防護量の換算係数とほぼ等しいため、過大評価に十分な余白がない。また実際の測定には不確かさが伴う。そのため安全性を確保するには実用量から推定した防護量を放射線管理においてどのように扱うか、関係者間で十分に議論を重ねる必要がある。

3.6.3 線量計の更新⁸⁾

線量計は実用量を表示するか、もしくは読み取り装置

を通すことによって実用量が得られるよう設計されている。そのため実用量の定義が変更されたことにより、計測器の再設計、及び現在流通している計測器の入替が必要となる。その際、現在用いられている線量計と新しい線量計が混在する期間が存在することになるため、完全に新しい実用量に移行するためには 20 年ほどを要すると思われる。

4. 新実用量に係る産総研の取り組み

実用量の定義が変更されることにより、現在の線量標準の供給体系の見直しが必要になることが予想される。産総研では新実用量の測定方法を確立するための研究開発、及び現在のトレーサビリティ体系の活用方法に関する研究開発を行う。

4.1 新実用量の測定方法に係る研究開発

組織吸収線量は外挿電離箱と呼ばれるβ線測定に特化した電離箱を用いて測定される。新実用量についても外挿電離箱を用いた同様の測定原理に基づいて測定ができると考えられる。外挿電離箱による吸収線量の測定では、放射線を照射した際に生じる電流値の測定結果をもとに、電子の質量衝突阻止能比や補正係数などを用いて吸収線量を決定する。現在供給している組織吸収線量は人体表面から 0.07 mm 深さの吸収線量として定義されている。しかし局所皮膚吸収線量や水晶体吸収線量の定義が変わると質量衝突阻止能比などの量が変化するため、新たに導出し直す必要がある。たとえば電子の質量衝突阻止能比は、シミュレーション計算により求めた電子のエネルギー分布から導出する方法が知られている²⁸⁾。

4.2 現在のトレーサビリティ体系の活用に係る研究開発

現在β線の線量標準として産総研からは組織吸収線量を供給している。式 (9) で示した通り、現在用いられている実用量は組織吸収線量に 1 Sv Gy^{-1} を乗じることで容易に得られる。しかし ICRU Report 95 にて実用量の定義が変更されることにより、この供給量と実用量の関係が変化すると考えられる。産総研として、我々が供給する組織吸収線量と新実用量の関係を明らかにする必要がある。そこで現在β線組織吸収線量標準を供給している⁹⁰Sr、⁸⁵Kr 及び¹⁴⁷Pm によるβ線場について、4.1 で開発した方法によって新実用量の測定を行い組織吸収線量と比較する。

次に個人線量計などの一般の線量計に対して標準β線場における測定を行い、線量計毎のレスポンスの違いを

調査する。現在組織吸収線量を供給している線源の中でも特に¹⁴⁷Pmは低エネルギー線源であるため、線源毎の測定結果のばらつきを把握する必要性が高いと考えられる。これまでに保有している複数の¹⁴⁷Pm線源のデータや今後導入する¹⁴⁷Pm線源の測定を通じて、線源毎の違いの知見が得られると考えられる。

5. 海外の動向

ICRU Report 95を受け、各国から新実用量に係る論文が発表されている。β線の線量測定に係るものはドイツのPTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) からのものが多い。これはドイツ産の線量計及び校正機器が、ヨーロッパをはじめ世界で広く使用されていることが背景にある。

ICRU Report 95で公表されている換算係数は単色エネルギーβ線についてのみであり、校正機関で世界的に用いられているISO 6980-1²⁹⁾で定義されているβ標準に関するものは掲載されていない。これを受けPTBのRolf Behrensはスラブファントムを用い、0.07 mm組織吸収線量からの新しい換算係数をISOのβ標準について決定した。さらに新実用量を導入することによる校正方法の変更点、及び線量計の応答の変化を調査した。校正方法に関しては新しい換算係数を適用することで対応できると報告されている。また線量計の更新に関して局所皮膚用線量計は変更する必要がないが、眼の水晶体用線量計は構成及び素材を設計し直す必要があると述べている³⁰⁾。

KKG (Kernkraftwerk Gösgen, ドイツの原子力発電所) のMarcel Lipsらは実用量の定義変更により産業界が受ける影響について言及している。彼らは論文にて、システムの変更に伴うコストや人的要因により発生する事故のリスクなどが、実用量の定義変更によるメリットを上回ると評価している。ほかにも現行の実用量は被ばくに対し十分な過大評価をしているが、今回の改定でこれがなくなることで「作業員の被ばくが実際に減少した」と誤解される可能性がある³¹⁾と指摘している。

6. まとめ

本報告書ではICRU Report 95における実用量の定義変更、及びそれに伴う利点と課題について述べた。実用量の定義が変更されることにより被ばく量をより高精度で評価することができるようになる³²⁾と考えられる。一方で現在の体系を変更することにより混乱が生じることが

懸念されており、またβ線に関してはICRU Report 95に掲載されている換算係数をそのまま用いることができないといった課題も存在する。これらβ線の校正手法に関してはドイツが先行して研究を進めている。産総研においても日本国内の線量標準の供給体系を確立できるよう、各関係機関の協力のもと研究開発を進める必要がある。

謝辞

本報告書を執筆するにあたり、放射線標準研究グループのグループリーダーである加藤昌弘様をはじめ、グループ員の皆様より多大なご助言、ご協力を賜りました。ここに深く感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 黒澤忠弘, 高田 信久, 小山保二, 加藤昌弘. γ線空気カーマ標準の設定. 2005, 産総研計量標準モノグラフ 第7号. <https://unit.aist.go.jp/nmij/public/report/others/monograph/>, (accessed 29 Jan. 2024).
- 2) C. Kessler, D. Burns, M. Kato, T. Kurosawa. Key comparison BIPM.RI(I)-K1 of the air-kerma standards of the NMIJ, Japan and the BIPM in ⁶⁰Co gamma radiation. BIPM & IOP Publishing Ltd. 2022, vol. 59, num. 1A, doi: 10.1088/0026-1394/59/1A/06017. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0026-1394/59/1A/06017>, (accessed 29 Jan. 2024).
- 3) Junya Ishii, Tadahiro Kurosawa, Kato Masahiro. The NMIJ air kerma primary standard for high energy x-ray beams in 300–450 kV. IOP Publishing Ltd. 2021, vol. 8, num. 1, doi: 10.1088/2057-1976/ac3e89. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/2057-1976/ac3e89>, (accessed 29 Jan. 2024).
- 4) C. H. Chu, D. J. Butler, T. Tanaka, V. Sathian, C. T. Budiantari, C-Y. Yi, Y. H. Kim, J. Wu, A. R. El-Sersy, M. T. Dolah, S. Jozela, S. A. Ngcezu, K. Patrao. APMP/TCRI key comparison report of measurement of air kerma for medium-energy x-rays (APMP.RI(I)-K3.2013). BIPM & IOP Publishing Ltd. 2023, vol.60, num. 1A, doi: 10.1088/0026-1394/60/1A/06009. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0026-1394/60/1A/06009>, (accessed 29 Jan. 2024).
- 5) D. T. Burns, C. Kessler, T. Tanaka, T. Kurosawa, N. Saito. Key comparison BIPM.RI(I)-K2 of the air-

- kerma standards of the NMIJ, Japan and the BIPM in low-energy x-rays. IOP Publishing Ltd. 2015, vol. 52, num. 1A, doi: 10.1088/0026-1394/52/1A/06008. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0026-1394/52/1A/06008>, (accessed 29 Jan. 2024).
- 6) M. Kato, T. Kurosawa, N. Saito, T. B. Kadni, I. J. Kim, B. C. Kim, C-Y. Yi, V. Pungkun, C-H. Chu. APMP supplementary comparison report of absorbed dose rate in tissue for beta radiation (BIPM KCDB: APMP.RI(I)-S2). BIPM & IOP Publishing Ltd. 2017, vol. 54, num. 1A, doi: 10.1088/0026-1394/54/1A/06003. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0026-1394/54/1A/06003>, (accessed 29 Jan. 2024).
- 7) R. Behrens, João Cardoso, Milagros Pozuelo, Viktória Finta, Renáta Botos, Linda Persson, Jussi Huikari, Claire Lecante, Dehong Li, Chul-Young Yi, Yun Ho Kim, Chien-Hau Chu, Masahiro Kato, Refuoe Pepenene, Sibusiso Jozela, José Trinidad Álvarez Romero, Audrey MacLeod, Michael G. Mitch, Gonzalo Walwyn Salas, Niurka Gonzalez Rodriguez. EURAMET supplementary comparison of personal dose equivalent rate at 0.07 mm and 3 mm depth, $H_p(0.07)$ and $H_p(3)$, for beta radiation. BIPM & IOP Publishing Ltd. 2023, vol. 60, num. 1A, doi: 10.1088/0026-1394/60/1A/06020. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0026-1394/60/1A/06020>, (accessed 29 Jan. 2024).
- 8) ICRU, 2020. Operational Quantities for External Radiation Exposure. ICRU Report 95. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- 9) 環境省. “放射線による健康影響等に関する統一的な基礎資料 第1章 放射線の基礎知識 1.3 放射線”. <https://www.env.go.jp/chemi/rhm/h29kisoshiryo/h29kiso-01-03-02.html>, (accessed 18 Jan. 2024).
- 10) 公益社団法人日本アイソトープ協会. 放射線取扱の基礎. 9版. 丸善出版株式会社. 2021, 542p., 978-4-89073-283-8.
- 11) 山岸昭雄, 稲場文男. カスケード遷移における光子相関を利用した気体原子の励起準位の寿命測定. 応用物理. 1973, vol. 42, no. 5, p. 466-473. doi:10.11470/oubutsu1932.42.466. https://www.jstage.jst.go.jp/article/oubutsu1932/42/5/42_5_466/_pdf, (accessed 19 Jan. 2024).
- 12) 榎本茂正, 森千鶴夫. β 線によつて発生する制動輻射および特性 X 線. 応用物理. 1960, vol. 29, no. 9, p. 586-591, doi:10.11470/oubutsu1932.29.586. https://www.jstage.jst.go.jp/article/oubutsu1932/29/9/29_9_586/_pdf-char/ja, (accessed 19 Jan. 2024).
- 13) 白川芳幸. “塗膜, 被膜等厚さ計測に役立つベータ線源”. 放射線利用技術データベース. <https://rada.or.jp/database/home4/normal/ht-docs/member/synopsis/040152.html>, (accessed 19 Jan. 2024).
- 14) 板倉国男, 和田延夫. 軟 β 線によるポリ塩化ビニルシートの静電気除去. RADIOISOTOPES. 1978, vol. 27, no. 4, p. 178-182, doi:10.3769/radioisotopes.27.4_178. https://www.jstage.jst.go.jp/article/radioisotopes1952/27/4/27_4_178/_pdf, (accessed 18 Jan. 2024).
- 15) 国立研究開発法人国立がん研究センター. “甲状腺がん治療”. がん情報サービス. <https://ganjoho.jp/public/cancer/thyroid/treatment.html>, (accessed 18 Jan. 2024).
- 16) N. Oriuchi, T. Higuchi, H. Hanaoka, Y. Iida, K. Endo. Current status of cancer therapy with radiolabeled monoclonal antibody. Ann. Nucl. Med. 2005, vol. 19, no. 5, p. 355-365, doi:10.1007/BF03027399. <https://link.springer.com/article/10.1007/BF03027399>, (accessed 18 Jan. 2024).
- 17) 志村紀子, 大竹洋輔, 小川雅之, 榎本敦. 医用放射化学. 3版, 株式会社医療科学社, 2015, 240p., ISBN978-4-86003-394-1.
- 18) 細田正洋. 放射線量計測の基礎. FBNews. 2015, no. 462, p. 6-11.
- 19) 平山英夫. 「測定線量」と「防護量」. FBNews. 2015, no. 462, p. 1-5.
- 20) Pedro Andreo, David T. Burns, Alan E. Nahum, Jan Seuntjens, Frank Herbert Attix. Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry. Wiley, 2017, 1000p., ISBN978-3-527-40921-1.
- 21) ICRP, 2010. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116. Ann. ICRP 40 (2-5).
- 22) ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
- 23) ICRU, 1985. Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources. ICRU Report 39. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- 24) ICRU, 1993. Quantities and Units in Radiation

- Protection Dosimetry. ICRU Report 51. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD.
- 25) ISO, 2022. Nuclear energy - Reference beta-particle radiation – Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the determination of their response as a function of beta radiation energy and angle of incidence. ISO 6980-3.
- 26) ICRP, 1996. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74. Ann. ICRP 26 (3-4).
- 27) ICRP, 2002. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3-4).
- 28) ISO, 2022. Nuclear energy - Reference beta-particle radiation – Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation fields. ISO 6980-2:2022.
- 29) ISO, 2022. Nuclear energy - Reference beta-particle radiation – Part 1: Methods of production. ISO 6980-1:2022.
- 30) ICRU/ICRP operational quantities for radiation protection for beta radiation qualities. J. Radiol. Prot. 2021, vol. 41, no. 4, doi:10.1088/1361-6498/abf94f. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/abf94f>, (accessed 18 Jan. 2024).
- 31) M Lips, E Anderson, K Nishida, G Schneider, J Zic, C Sanders, J Owen, J Hondros and A de Ruvo, Reflection on the proposed changes to dose quantities—an industrial perspective, J. Radiol. Prot. 2021, vol. 41, p. 1410–1419, doi:10.1088/1361-6498/ac31c3. <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/ac31c3>, (accessed 18 Jan. 2024).