

陽子線水吸収線量標準に関する調査研究

浦郷由佳*

(2025年1月31日受理)

A survey on the standards for the absorbed dose to water in proton beams

URAGO Yuka

Abstract

At present, there are 20 facilities for the treatment of cancer with proton beams in Japan. In order to improve the effectiveness of radiotherapy, it is necessary to reduce a measurement uncertainty of absorbed dose to water. This survey describes measurement units of radiation dosimetry, the measurement techniques using calorimeters and ionization chambers, and the status and issues of proton therapy. Finally, we discussed the calorimeter and the calibration condition used for a standard of absorbed dose to water in proton beams. The standard for absorbed dose to water for proton beams is planned to be established by 2026.

1 はじめに

1.1 放射線治療の現状

昨今、日本人の2人に1人が一生のうちのがんを経験すると言われており、がんは身近な病気の1つである。放射線治療は外科手術や薬物療法と並ぶがんの3大治療法であり、手術とは異なり臓器を取り除くことなく治療を行えることから、見た目や臓器の機能を保つ非侵襲的な治療法として知られている。そのため、放射線治療は通院治療や手術が困難な患者にも適用可能であり、進行がんや末期がん患者の苦痛を緩和する目的でも実施されるなど、幅広い患者に対して適用されている。一般に、光子線の一種であるX線を用いた放射線治療が最も広く実施されており、2014年の政府統計では、日本国内で1000台以上の光子線医療用加速器が稼働していることが報告されている¹⁾。

放射線治療は、がん細胞が周囲の正常組織と比較して放射線感受性が高いことを利用した治療法である²⁾。一般に、放射線が照射された場合の細胞の生存率は、横軸に放射線量、縦軸に細胞生存率をとるとシグモイド形状

になることが知られている(図1)。放射線治療では、正常組織細胞の生存率とがん細胞の生存率の差が最大となる線量、すなわち、がん細胞を効率よく殺し、一方で正常細胞の損傷は小さくなる線量を照射して治療を行う。このため、放射線治療では患者に投与する線量をピンポイントで調整することが求められる。人体組織は大部分が水で構成されているため、放射線治療では水に対する吸収線量に基づいて線量を管理している。

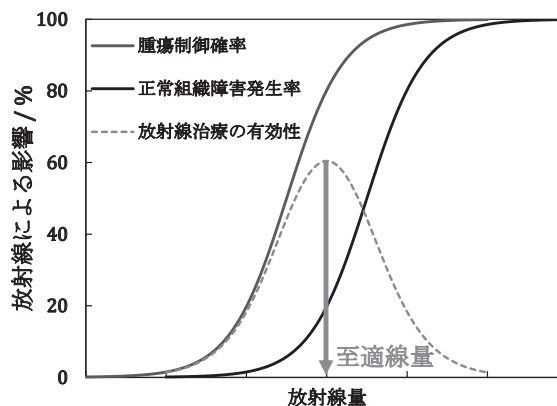


図1. 放射線治療の原理

* 分析計測標準研究部門 放射線標準研究グループ

放射線治療分野において、患者への投与線量の不確かさ低減は重要なテーマとなっており、2016年のIAEA Human Health Series No. 31³⁾では放射線治療における不確かさが詳細に評価された。同書の中で、投与線量の不確かさが治療成績に大きく影響することが示され、「All forms of radiotherapy should be applied as accurately as reasonably achievable (AAARA), technical and biological factors being taken into account.」(訳：すべての放射線治療は、技術的および生物学的要因を考慮した上で、合理的に達成可能な範囲で正確に適用されるべき)という勧告が出された。アメリカ医学物理学会(American Association of Physicists in Medicine: AAPM)は2004年にAAPM Report No. 85⁴⁾において投与線量の相対標準不確かさの目標を3%程度とし、それを達成するためには、基準条件における水吸収線量計測の不確かさを相対標準不確かさで1%以下に抑える必要があることを示している(表1)。この目標を達成すべく、世界各国の標準機関は、放射線計測技術や放射線治療用線量計の校正技術の開発や不確かさの改善に取り組んでいる。

1.2 陽子線治療の位置づけ

医療分野で用いられる陽子線は、水素の原子核の陽子を数十から数百 MeV ($1 \text{ eV} = 1.602 \ 176 \ 634 \times 10^{-19} \text{ J}$)程度の高エネルギーに加速したものである。陽子線を用いた放射線治療は、1954年、アメリカのローレンス・バークレイ研究所において世界に先駆けて開始された⁵⁾。日本国内では1974年に放射線医学総合研究所において陽子線治療が開始された。以降、筑波大学や国立がん研究センター東病院などが続き、治療の実施だけでなく新たな照射方法の開発なども積極的に推進し、現在世界で広く実施されている陽子線治療法の確立に大きく貢献し

表1. 光子線による放射線治療における投与線量の標準不確かさとその原因。数値データは文献⁴⁾より引用。

| 不確かさの原因 | 不確かさの目標 / % |
|-----------------------|-----------------|
| 水中校正点における水吸収線量 | 1.0 |
| 水中校正点以外で測定する際の追加の不確かさ | 0.3 |
| ビームモニタの安定性 | 0.5 |
| ビームの平坦度 | 0.5 |
| 患者データ | 1.0 |
| 患者セットアップと臓器の動き | 2.0 |
| 線量計算アルゴリズム(3段階) | 1.0 / 2.0 / 3.0 |
| 患者投与線量の相対標準不確かさ | 2.7 / 3.2 / 3.9 |

た。例えば、ビームを腫瘍の大きさに拡大して患者に照射するブロードビーム法と呼ばれる従来の照射法に対し、細いビームの照射位置を高精度に制御して腫瘍内を塗りつぶすように照射するビームスキニング法と呼ばれる照射法を1980年に放射線医学総合研究所が開発した。また、呼吸による腹部の動きをセンサでモニタリングしながら、呼吸の動きとビーム照射を同期させる陽子線の呼吸同期照射法を1987年に筑波大学が開発した⁶⁾。

日本国内の陽子線治療施設数は2024年12月時点で20施設であり、海外の施設数は2020年時点で83施設であると報告されていることから、世界中の陽子線治療施設の20%程度が日本に存在することになる。すなわち、日本は陽子線治療の発展を主導してきた背景と世界的に見ても有数の陽子線治療実施件数を有し、陽子線治療大国となっている。

1.3 目的

産業技術総合研究所(以下、産総研)では、2011年にグラフィイトカロリメータを用いた⁶⁰Coガンマ線の水吸収線量標準を確立し、今日まで⁶⁰Coガンマ線が治療用線量計校正の基準放射線場として扱われている⁷⁾。しかし、⁶⁰Coガンマ線を校正の基準とすることは複数の問題を抱えている。1つは、実際に放射線治療で用いられるX線や電子線、上述の陽子線などとは異なる放射線であるため、放射線の線質の違いによる線量計の応答の変化を補正する線質変換係数が必要であり、その不確かさが大きいことである。2つ目は、核セキュリティの問題である。放射線治療用の線量計の校正では高い線量強度を得るために百TBqオーダーの⁶⁰Coガンマ線源が用いられるが、このような線源は特定放射性同位元素として扱われるため、核セキュリティ対策として厳重な管理が求められる。3つ目として、近年では⁶⁰Coガンマ線源の価格高騰の問題も存在し、⁶⁰Coガンマ線に基づく線量標準を維持することは困難になりつつある。このため、放射性同位元素を用いずに線量計校正体制を整備することに関心が高まり、各国の標準機関で研究開発が進められている背景がある⁸⁾。

光子線や電子線については、医療用リニアック装置を基準放射線場とした線量計校正へと移行する動きが高まっている。日本国内では産総研において、医療用リニアック装置からの高エネルギー光子線の水吸収線量の校正サービスが2013年に、高エネルギー電子線の水吸収線量の校正サービスが2021年に開始された。さらに2024年にユーザー向けの水吸収線量計測プロトコル「医療用リニアック装置によって校正された放射線治療用線量計



図2. 産総研の高エネルギー光子線および電子線の水吸収線量の標準場である医療用リニアック装置 (VitalBeam, Varian).

による水吸収線量の標準計測法 (リニアック標準計測法 24) が刊行され、リニアック装置から出る放射線で校正された線量計を用いた水吸収線量計測法が確立された。産総研の高エネルギー光子線および電子線の水吸収線量の標準場である医療用リニアック装置を図2に示す。

一方で、陽子線については、世界的にも⁶⁰Coガンマ線を基準放射線として校正された線量計を用いる水吸収線量計測法がまだ主流であり、光子線や電子線と比較して水吸収線量計測の不確かさが大きいままである。そこで、陽子線の水吸収線量標準を開発し、陽子線場で直接的に線量計を校正する技術を確認することを最終的な目標とし、本調査研究では関連する知識および技術として、放射線計測で用いる単位、カロリーメータや電離箱線量計を用いた水吸収線量の計測技術、放射線計測プロトコル、陽子線治療の現状と課題、国内および海外における陽子線の水吸収線量標準の位置づけや準備状況などについてまとめる。そして、それらに基づき、日本国内における陽子線の水吸収線量標準の確立に向けて具体的に検討する。

2 放射線計測に関する量の定義

本章では、放射線計測に関する量について整理する。本研究で直接的に扱う量は水吸収線量であるが、その他の関連する量についても調査した^{9), 10)}。

2.1 フルエンス

放射線の強度を、単位面積を通過する放射線の数で定義した量がフルエンスである。放射線束に垂直な微小な

球の断面積 da を通過する放射線の数を dN とすると、フルエンス Φ は次式で定義される。

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

フルエンスの単位は m^{-2} である。フルエンスは球に対して定義されているため、一方向から入射する放射線だけでなく、ランダムな方向から入射する場合にも適用することが可能となる。フルエンスは空間を放射線がどの程度飛び交っているかを表す量であるが、荷電粒子の場合には、照射面積に対する電流を測定することでイオンや電子の粒子数を電荷量から求めることが可能である。一方、光子や中性子のような電荷を持たない間接電離放射線ではフルエンスを直接的に測定することはできないため、実際には他の物理量から導出する必要がある。

フルエンスに加えて放射線1つ1つの有するエネルギーを考慮した量がエネルギーフルエンスであり、エネルギー E を有する N 個の放射線が有する総エネルギーを $R = \sum E_i$ とし、微小な球の断面積 da に入射した放射線の有する総エネルギーを dR とすると、エネルギーフルエンス Ψ は次式で定義される。

$$\Psi = \frac{dR}{da} = \Phi E. \quad (2)$$

エネルギーフルエンスの単位は $J m^{-2}$ である。

2.2 カーマ

先に述べたように、間接電離放射線ではフルエンスを直接的に測定することは不可能である。特に光子は電子との相互作用によりエネルギーを失うため、光子線を測定するには電子との相互作用で生じる二次粒子を計測し、間接的に光子線の強度を評価する必要がある。そこで用いられる量がカーマであり、カーマは光子や中性子のような間接電離放射線に対して定義される。ある微小な質量 dm の領域に放射線が入射した際に領域内で生成したすべての二次荷電粒子の初期運動エネルギーの総和を dE_{tr} として、カーマ K は次式で定義される。

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3)$$

カーマの単位は $J kg^{-1}$ であり、特別単位として Gy が用いられる。間接電離放射線からエネルギーを受け取った二次荷電粒子は、電離や励起、制動放射などにより運動エネルギーを失う。そのため、カーマは電離や励起に関連する衝突カーマ K_{col} と制動放射や蛍光、消滅などの放

射プロセスに関連する放射カーマ K_{rad} の2つの成分に分けることができる。

$$K = K_{\text{col}} + K_{\text{rad}}. \quad (4)$$

2.3 照射線量

照射線量は空気中の光子の相互作用について特別に定義されている量である。質量 dm の乾燥空气中で光子によって電離された電子と陽電子のすべてが空中で完全に停止したときに生成される一方の符号のイオンの全電荷の絶対値を dQ とすると、照射線量 X は次式で定義される。

$$X = \frac{dQ}{dm}. \quad (5)$$

照射線量の単位は C kg^{-1} である。

荷電粒子の初期運動エネルギー E_K が空气中で完全に消費される時に形成されるイオン対の平均数を N とすると、空气中で1イオン対を生成する際に消費される平均エネルギー W_{air} は次式で表される。

$$W_{\text{air}} = \frac{E_K}{N}. \quad (6)$$

1984年に出版されたICRU Report 37¹¹⁾における W_{air} の推定値は33.97 eVであり、この値が現在も採用されている。ICRU Report 60¹²⁾では e で除した形で定義されており、素電荷 $e = 1.602 \times 10^{-19} \text{C}$ であるため、次式のように計算できる。

$$\frac{W_{\text{air}}}{e} = \frac{33.97 \text{ eV} \times 1.602 \times 10^{-19} \text{ J/eV}}{1.602 \times 10^{-19} \text{ C}} = 33.97 \text{ J/C}. \quad (7)$$

密度 ρ の物質に非荷電粒子が入射した場合に二次荷電粒子に付与されたエネルギーのうち、局所的に吸収される成分を質量エネルギー吸収係数 μ_{en}/ρ で表すと、照射線量は光子のエネルギーフルエンスから次式で求めることができる。

$$X = \frac{e}{w} \int \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \psi dE. \quad (8)$$

また、空気に対する衝突カーマ $K_{\text{col,air}}$ と照射線量の間には次の関係が成立する。

$$X \approx \frac{e}{w} K_{\text{col,air}}. \quad (9)$$

2.4 吸収線量

吸収線量は間接および直接電離放射線のいずれにも適用可能な量であり、質量 dm の物質へ放射線によって付与される平均エネルギー $d\bar{\epsilon}$ とすると、吸収線量 D は次式で定義される。

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}. \quad (10)$$

吸収線量の単位は J kg^{-1} であり、特別単位として Gy が用いられる。

間接電離放射線の場合には、衝突カーマ K_{col} だけ荷電粒子に運動エネルギーを付与し、これが吸収線量に直接的に寄与する。運動エネルギーが与えられた荷電粒子は物質中を移動しながら、その飛跡に沿ってエネルギーを落とす。したがって、間接電離放射線から荷電粒子へのエネルギー付与の位置すなわちカーマを考慮する位置と、荷電粒子から物質へのエネルギー付与の領域すなわち吸収線量を考慮する領域は一致しない。この問題に対応するために、荷電粒子平衡の考え方を導入する。荷電粒子平衡とは、任意の領域において、ある荷電粒子がエネルギーを領域の外側に持ち出すとき、同じエネルギーの同一荷電粒子が領域内に入ってくることで、エネルギーの収支が釣り合うことを指す。荷電粒子平衡が成立し、かつ入射する間接電離放射線場が一様であるとき、間接電離放射線から荷電粒子への K_{col} に相当するエネルギーが物質に吸収されると見なすことができる。つまり、荷電粒子が成立する場合には、

$$D = K_{\text{col}}, \quad (11)$$

となり、衝突カーマと吸収線量は等しくなる。ただし、荷電粒子平衡のような都合の良い状況を実現することは困難な場合も多い。そのため、実際には荷電粒子平衡に囚われずに吸収線量を評価することが必要となる。

2.5 阻止能

吸収線量の項で述べたように、吸収線量に直接的に寄与するのは荷電粒子である。物質中を移動する荷電粒子は、クーロン相互作用や制動放射などによりエネルギーを失う。このときの荷電粒子の単位行路長 dx あたりに損失するエネルギー dE を阻止能 S と呼ぶ。

$$S = \frac{dE}{dx}. \quad (12)$$

阻止能の単位は J m^{-1} であり、力の単位 N と同じになる

ことから阻止力とも呼ばれる。慣用的には単位に MeV cm^{-1} を用いることが多い。阻止能を物質の密度 ρ で除したものを質量阻止能 S/ρ と呼ぶ。質量阻止能の単位は $\text{J m}^2 \text{kg}^{-1}$ (慣用的には $\text{MeV cm}^2 \text{g}^{-1}$) である。阻止能は、エネルギー損失の過程により、軌道電子とのクーロン相互作用に関連する電子的阻止能 S_{el} 、軌道電子や原子核の電界により生じる制動放射に関連する放射阻止能 S_{rad} 、原子核との弾性クーロン相互作用に関連する核的阻止能 S_{nuc} の3つに分けることができる¹²⁾。

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{tot}} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{el}} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{rad}} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{nuc}}. \quad (13)$$

ここで、 $(S/\rho)_{\text{tot}}$ は全質量阻止能を表す。 $(S/\rho)_{\text{rad}}$ および $(S/\rho)_{\text{nuc}}$ は付与されたエネルギーを dm の外部へ持ち出すと見なされるため、式 (13) の中で吸収線量に寄与するのは質量電子的阻止能 $(S/\rho)_{\text{el}}$ のみである。

3 水吸収線量の計測法

3章では、現在用いられている水吸収線量を決定するための計測法について概説する。3.1節および3.2節では、カロリメータおよび電離箱線量計による水吸収線量計測の原理を示す。3.3節および3.4節では、日本国内における電離箱線量計を用いた水吸収線量計測プロトコル「標準計測法 12」および「リニアック標準計測法 24」について述べる。

3.1 カロリメータによる計測

放射線計測におけるカロリメータは、放射線の照射による物質の温度上昇を計測し、物質の吸収線量を算出する計測器を指す。吸収体の有感体積（一般的には水またはグラファイト）への線量は、測定された温度変化 ΔT から吸収体の比熱 $c_{p,\text{med}}$ を用いて換算される。熱量測定において水吸収線量は次式で決定される^{13), 14)}。

$$D_w = \Delta T \cdot c_{p,\text{med}} \cdot f_{w,\text{det},Q}^{D_{\text{med}} \rightarrow D_w} \cdot \prod_i k_i. \quad (14)$$

ここで、 $f_{w,\text{det},Q}^{D_{\text{med}} \rightarrow D_w}$ は吸収体の吸収線量から水吸収線量への変換係数、 k_i は理想的な測定条件との違いを補正する係数である。

カロリメータ測定は、温度標準と電気標準だけで校正可能な線量測定技術であり、測定に関連するすべての補正係数や変換係数を測定または計算により導出できる絶対計測法として知られている。一般に、放射線照射により吸収体に付与されたエネルギーはすべて吸収体の温

度上昇に寄与すると仮定される。ただし、放射線誘発の化学反応により、エネルギーの一部が吸収あるいは放出された場合、熱欠損として補正する。また、水吸収線量を正確に測定するためには、有感体積内の熱伝導を評価する必要がある。これらのように、吸収線量と温度上昇として現れるエネルギーの間の均衡を乱す物理的および化学的な影響や、温度上昇の測定の正確性に関連する技術的な影響により、様々な補正が必要となる。

いずれのカロリメータも、病院等で運用するには非常に高価で制御も複雑であるため、基本的には各国の標準機関や研究機関で用いられる。

3.1.1 水カロリメータ

水カロリメータは、厚い断熱材で覆われた水槽、熱交換システム、吸収体の水が封入されたガラスセル、および計測システムで主に構成される。断熱材や熱交換システムなどにより、熱拡散抑制のために水槽の温度を 4°C に維持しながら測定を実施する。水槽中に置かれたガラスセルには2個のサーミスタが組み込まれており、これらのサーミスタ間の中心点が水吸収線量の線量評価点となる。

吸収体に水を用いる水カロリメータでは、放射線により水に与えられたエネルギーによる水の温度上昇を計測するため、水吸収線量の定義に非常に近い測定が可能である。つまり、式 (14) の $f_{w,\text{det},Q}^{D_{\text{med}} \rightarrow D_w}$ を1と見なすことができ、水の温度変化 ΔT_w から次式で水吸収線量を決定できる¹³⁾。

$$D_w = \Delta T_w \cdot c_{p,w} \cdot k_{\text{hd}} \cdot k_{\text{ht}} \cdot k_p \cdot k_{\text{dd}} \cdot k_\rho. \quad (15)$$

ここで、 $c_{p,w}$ は水の比熱、 k_{hd} は熱欠損補正、 k_{ht} は熱伝導補正、 k_p は水等価でない物質の存在による放射線場の擾乱補正、 k_{dd} は測定点における線量プロファイルの不均一性補正、 k_ρ はカロリメータの動作温度と校正時の基準温度の間の密度差の補正である。

一方で、水カロリメータには無視できない欠点も多く存在する。まず、水は比熱が $4.2 \text{ kJ} / (\text{kg} \cdot \text{K})$ と小さいため、放射線照射による温度上昇が微小であり、高度な温度計測技術が求められる。また、熱拡散などの影響で測定値のばらつきが大きくなりやすく、熱欠損の影響も大きい。さらに、水槽の断熱を注意深く行う必要があることにより、測定システムが複雑で大型になるためセットアップに時間を要する上に、 4°C で測定するため連続測定ができず、測定にも時間がかかる。加えて、吸収体の水を封入するガラスセルの形状が複雑であり、水の不純物を除去するためバブリングをしながら封じ切り

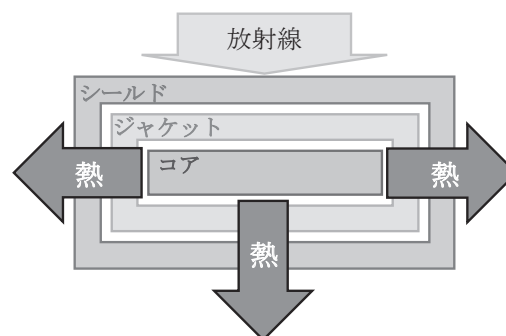
作業を行うなど、ガラス細工の技術も必要となる。

3.1.2 グラファイトカロリメータ

グラファイトカロリメータは、中心からコア、ジャケット、シールドと呼ばれる3層のグラファイト素子および計測系システムで主に構成される。各グラファイト素子にはサーミスタが取り付けられており、吸収体（コア）のサーミスタをホワイトストンブリッジに接続して温度変化を計測する。また、各グラファイト素子のサーミスタの温度制御動作を変えることにより、等温測定と準断熱測定の種類2種類の測定方法を実施することができる。

等温測定では、カロリメータ内の温度分布が一定に保たれるように、各素子の温度をサーミスタにより電氣的にPID制御する。十分に安定した状態になると、コアのヒータの出力は一定値となる。この状態で放射線が入射するとコアの温度が上昇するが、コアのヒータはコア温度を一定にするように動作するため、ヒータ出力は減少する。したがって、コアが吸収した熱量は照射前後のコアのヒータ出力の差として現れる。つまり、放射線照射中に一定の温度分布を維持するのに必要な電力の変化を計測することにより、照射によって付与されたエネルギーを測定する。この方法はカロリメータ内の熱のやり取りが安定した状態で測定する必要があるため、線源の安定性が保証される場合にしか適用できない。しかし、後述の準断熱法のようにグラファイト素子の比熱を評価する必要がなく、温度変化による断熱具合の変動を気にする必要もないなどの利点がある。産総研の ^{60}Co ガンマ線場における水吸収線量標準はこの方法を採用している。

準断熱測定では、サーミスタによる電気加熱がない状態でコア温度を経時的に測定する。まず、シールドの温度を室温よりも少し高い温度で一定温度となるようにPID制御し、室温の変動によるコアの温度への影響を遮断する。次に、ジャケットの温度が常にコアの温度と同じになるようにジャケットのヒータをPID制御し、コアを準断熱状態にする。十分に安定してコアとジャケットの間が熱平衡となった状態で、カロリメータに放射線を照射する。照射前と照射後のコアの温度差から、放射線照射による温度変化を求める。この温度変化に比熱容量を乗じて線量を決定することができる。また、準断熱測定は、サーミスタによる電氣的な加熱を用いて、カロリメータの応答を定量化する目的でも利用される。既知の電気エネルギーを印加し、放射線の照射がない状態でコアの応答を測定することにより、システムの実効比熱容量を実験的に決定することができる。準断熱測定の利点は、絶対温度を測定するのではなく、照射中と電



コア > ジャケット > シールド > 室温で一定となるように各素子の温度を制御

図3. 等温測定モードでのグラファイトカロリメータの測定機序。

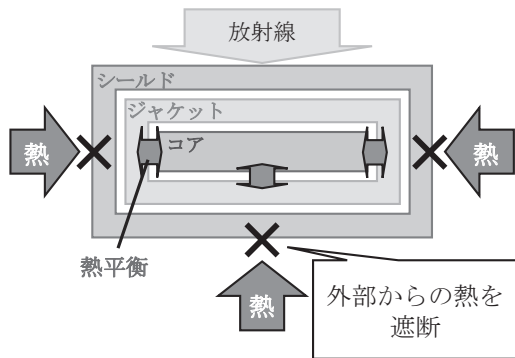
気加熱中のコアの応答の比から吸収線量を決定できることである。また、積算した熱量を測定するため、パルス線源など線量が時間的に変化する放射線場において、一定時間の全吸収線量を測定する際に有用である。

吸収体にグラファイトを用いるグラファイトカロリメータでは、計測するのはグラファイトの吸収線量であるため、 $f_{w, \text{det}, Q}^{D_{\text{med}} \rightarrow D_w}$ の線量変換のプロセスが必要となる。グラファイト吸収線量から水吸収線量への変換の方法については、次節で詳細に説明する。グラファイトは水と比較して比熱が小さいため、温度上昇が比較的大きく、温度測定が容易である。グラファイトカロリメータでは、水カロリメータの欠点として挙げた点がほとんど解消され、測定値のばらつきが小さく、連続測定が可能であり、加工しやすく小型で取り扱いも容易である。

3.1.3 グラファイト吸収線量から水吸収線量への変換

グラファイト吸収線量から水吸収線量への変換には、主に3つの手法が用いられている¹⁵⁾。

1つは、電離箱線量計による電荷測定による変換である。この方法では、グラファイト壁の空洞電離箱線量計を用いる。まず、グラファイトファントム中深さ 5 g cm^{-2} においてグラファイトカロリメータでグラファイト吸収線量を決定する。次に、電離箱線量計をカロリメータのグラファイトファントム中深さ 5 g cm^{-2} および水ファントム中深さ 5 g cm^{-2} に設置して測定を実施し、水吸収線量とグラファイト吸収線量の比を得る。この比により、グラファイト中深さ 5 g cm^{-2} におけるグラファイト吸収線量を水中 5 g cm^{-2} における水吸収線量へと変換することができる。この方法は古典的で十分検証されており、不確かさの評価も容易に行うことができる点で優



コア = ジャケット, シールド > 室温
で一定となるように各素子の温度を制御

図4. 準断熱測定モードでのグラファイトカロリメータの測定機序。

れている。一方で、使用するグラファイト空洞電離箱は、荷電粒子平衡条件を達成するために、空洞に入射する二次電子の最大飛程よりも大きい壁厚が必要となることから、⁶⁰Coガンマ線場では利用されるが、それよりもエネルギーが高いリニアック装置などの放射線場では二次電子の飛程が数cmを超えてしまうため適用しにくいという欠点がある。また、カロリメータの他に、電離箱による測定を複数実施する必要があり、必要な結果をすべて得るのに時間を要することも欠点である^{7, 15)}。

2つ目が、グラファイト空洞電離箱を用いる方法にモンテカルロ計算を組み合わせたものであり、1つ目の手法を高エネルギー光子線にも適用させるために考案された方法である。まず、グラファイトファントム中に設置したグラファイト空洞電離箱のグラファイト校正定数 $(D_g/Q_g)_{MC}$ 、および水ファントム中に設置したグラファイト空洞電離箱の水吸収線量校正定数 $(D_w/Q_w)_{MC}$ をモンテカルロシミュレーションにより導出する。これらの校正定数と、実際にグラファイトファントムと水ファントム中にグラファイト空洞電離箱を設置して放射線を照射した際に得られる測定電荷 Q_g および Q_w から、グラファイト吸収線量と水吸収線量の比を決定する。

$$D_w = D_g \frac{Q_w}{Q_g} \left(\frac{D_w/Q_w}{D_g/Q_g} \right)_{MC} = D_g \frac{Q_w/Q_g}{(Q_w/Q_g)_{MC}} \left(\frac{D_w}{D_g} \right)_{MC} \quad (16)$$

実験で得た測定電荷比とシミュレーションで得た電荷比の比較により、測定とシミュレーションの系統差から、シミュレーションのみで導出したグラファイト吸収線量に対する水吸収線量の比を補正する。グラファイト空洞電離箱の測定値は校正の基準点における電子フルエンス

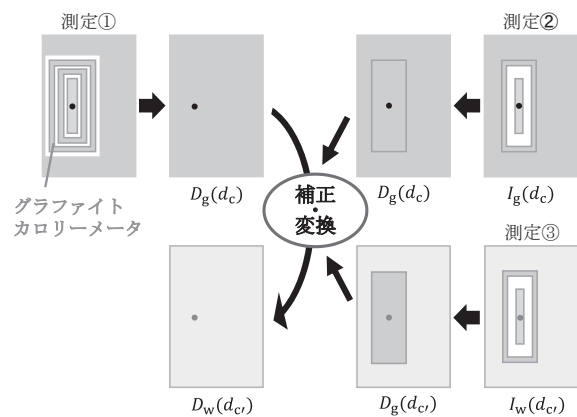


図5. 空洞電離箱測定によるグラファイト吸収線量から水吸収線量への変換の流れ。 D_g はグラファイト吸収線量、 D_w は水吸収線量、 I_g および I_w はグラファイト中および水中に電離箱を置いたときの電離電流、 d_c はグラファイト中の測定深、 d_{cr} は水中の測定深を表す。

を反映しており、実際の測定値を計算に含むことでシミュレーションと実際のグラファイトのわずかな密度の違いや幾何学的な位置ずれなどに起因する基準点における電子フルエンスの差を補正する。この手法は、古典的な手法における二次電子の飛程による制限が解消されたことから、リニアック装置の高エネルギー光子線および電子線を計測する際に広く用いられている。しかし、モンテカルロシミュレーションに関連した不確かさの評価が難しいことや、古典的手法と同様に測定の回数が多く時間を要することが欠点として挙げられる¹⁵⁾。

3つ目が、モンテカルロシミュレーションのみによる方法である。これは、水吸収線量 D_w とグラファイト吸収線量 D_g をシミュレーションで求め、その比を実測したグラファイト吸収線量に乗じるという非常にシンプルな手法である。

$$D_w = D_g \left(\frac{D_w}{D_g} \right)_{MC} \quad (17)$$

この手法は、モンテカルロ計算ができればほぼ全ての線種に適用可能である。しかし、変換がモンテカルロシミュレーションに完全に依存するため不確かさの評価が難しく、変換に問題が生じた場合の原因分析も複雑であるという欠点が存在する。オーストラリアの標準機関 Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency (ARPANSA) が、非常に詳細な不確かさ評価を実施した上で、この手法を採用している¹⁶⁾。

3.2 電離箱線量計による計測

3.2.1 空洞理論

物質の吸収線量を評価する際には、吸収線量に寄与する荷電粒子による電離量を計測し、吸収線量を導出することが一般的に行われている。後述の空洞電離箱を検出器に用いる場合には、吸収線量を評価したい物質中に計測器を設置し、空洞の空気中における電離量を計測する。そのため、吸収線量の評価対象と電離量を実際に計測する材質が異なってしまう。この場面に对应するため、空洞理論を導入する。

フルエンス Φ の荷電粒子が物質 med を通過する際の物質 med の吸収線量は、med 中での荷電粒子の平均質量電子的阻止能 $(\bar{S}_{el}/\rho)_{med}$ を用いて次式で求められる。

$$D_{med} = \Phi \left(\frac{\bar{S}_{el}}{\rho} \right)_{med} \quad (18)$$

したがって、異なる物質 w および g を通過する荷電粒子において、両方の物質においてフルエンスが同一である場合に、次式が成立する。

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{(\bar{S}_{el}/\rho)_w}{(\bar{S}_{el}/\rho)_g} \quad (19)$$

式(19)を媒質中に設置した空洞電離箱に適用したのが Bragg-Gray の空洞理論である。すなわち、検出器の空洞気体 g の吸収線量と、周囲の媒質 w および空洞気体 g の平均質量電子的阻止能の比が分かれば、媒質 w の吸収線量を導出することができる。

この Bragg-Gray の空洞理論が成立するための仮定条件には以下の2つがある：①空洞 g は荷電粒子フルエンスに変化を及ぼさないこと、②空洞 g の吸収線量は空洞の外部で生じた荷電粒子によるエネルギー付与に起因すること。実際にはこれらの条件が必ずしも成立しないため、様々な補正を行う必要がある。

3.2.2 電離箱線量計による電荷測定

病院等のユーザーは、電離箱線量計を用いた電荷測定に基づき、水吸収線量を計測することが一般的である。電離箱線量計の測定原理は空洞理論に基づいており、放射線が電離箱線量計に入ると電離箱内部の空気分子が電離されて陽イオンと電子に分かれ、電離箱内の電極に高電圧をかけることで、正負どちらかのイオンを収集して電荷測定装置(放射線治療分野では「電位計」と呼ばれる)で電離電荷を計測する仕組みである(図6)。取り扱いが容易な計測器であるが、電離箱線量計で得られるのは電離電荷(単位:C)であるため、電荷を吸収線量にする変換係数を校正により与えられる必要がある。

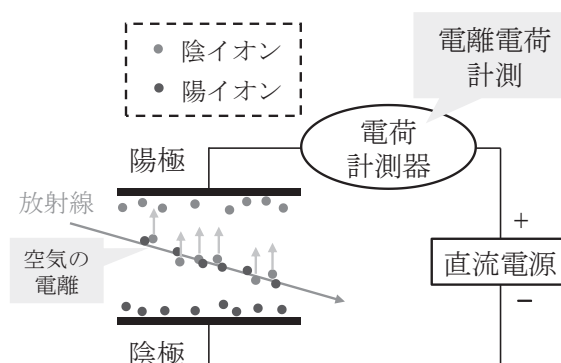


図6. 電離箱線量計の測定原理。

電離箱線量計を用いた水吸収線量計測プロトコルが世界中で発行されている。特にIAEAにより発行された Technical Report Series No. 398 (TRS-398)¹⁷⁾ や AAPM により発行された Task Group No. 51 (TG-51)^{18), 19)} が国際的なプロトコルとして知られている。日本国内のプロトコル「外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法(標準計測法12)」は TRS-398 に基づいており、日本医学物理学会により発行されている⁷⁾。

3.3 標準計測法12

標準計測法12における電離箱線量計を用いた水吸収線量の計測法を概説する。

3.3.1 電離箱線量計の校正(標準計測法12)

校正機関では、基準線質 Q_0 のビームによって基準条件で照射された場合の水中の校正点水吸収線量 D_{w,Q_0} を特定標準器による計測で値付けしている。ユーザーの電離箱線量計は、校正機関による水吸収線量校正を受けが必要があり、校正点に設置して基準条件(表2)で照射した場合の線量計の表示値が M_{Q_0} のとき、水吸収線量校正定数 N_{D,w,Q_0} を次式で与えられる。

$$N_{D,w,Q_0} = \frac{D_{w,Q_0}}{M_{Q_0}} \quad (20)$$

3.3.2 水吸収線量の算出式(標準計測法12)

ユーザーは基準線質の ^{60}Co ガンマ線とは異なる線質 Q の放射線場で測定することがほとんどであり、その場合、校正点に設置された電離箱線量計の表示値 M_Q から、次式で水吸収線量を算出する。

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (21)$$

ここで、 k_{Q,Q_0} は基準線質 Q_0 と測定する線質 Q の違いに

表2. 電離箱線量計校正の基準条件(標準計測法 12). データは文献⁷⁾より引用.

| 項目 | 基準条件 |
|----------|------------------------------------|
| 線質 | ⁶⁰ Co ガンマ線 |
| ファントム材質 | 水 |
| ファントムサイズ | 30 cm×30 cm×30 cm以上 |
| 線源電離箱間距離 | 80 cm |
| 電離体積内の温度 | 22.0 °C |
| 気圧 | 101.33 kPa |
| 電離箱の基準点 | 円筒形：電離空洞の幾何学的中心 平行平板形：電離空洞前面の中心 |
| 校正深 | 5 g cm ⁻² |
| 校正深での照射野 | 10 cm×10 cm |
| 相対湿度 | 50 % |

よる電離箱線量計の感度変化を補正するための係数であり、線質変換係数と呼ばれる。また、実際には、 M_Q は校正定数が与えられた測定環境との差を考慮する必要があり、線量計の表示値 M_{raw} に温度気圧補正係数 k_{TP} 、電位計校正定数 k_{elec} 、極性効果補正係数 k_{pol} およびイオン再結合補正係数 k_s を乗じたものが用いられる。

3.3.3 補正係数 (標準計測法 12)

一般に、通気型の電離箱線量計が使用されるため、電離空洞内の空気の質量が測定環境の温度と気圧により変化することを補正し、表の基準条件での空気の質量に換算する必要がある。このための温度気圧補正係数 k_{TP} は次式で算出する。

$$k_{\text{TP}} = \frac{(273.2+T)}{(273.2+22.0)} \frac{101.33}{P} \quad (22)$$

ここで、 T および P は測定時の電離空洞内の空気の温度 (単位: °C) と気圧 (単位: kPa) である。

電離空洞以外から発生した電荷により測定結果に与えるノイズを補正する極性効果補正係数 k_{pol} は、次式で算出する。

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_{\text{raw}}^+| + |M_{\text{raw}}^-|}{2|M_{\text{raw}}|} \quad (23)$$

ここで、 M_{raw}^+ および M_{raw}^- は正および負それぞれの印加電圧での電位計の表示値、 M_{raw} は普段使用する極性での電位計の表示値である。

電離により有感体積内に発生した正負のイオンは一部

が再結合するため、実際に収集した電荷と電離により発生した全電荷の間には差が生じる。このイオン再結合には、同一の電離飛跡中で再結合が生じる初期再結合と、異なる電離飛跡間で再結合が生じる一般再結合の2種類があり、初期再結合は放射線が単位長さを進む間に付与するエネルギーすなわち電離量に依存し、一般再結合は線量率に依存する。リニアック装置から出る光子線や電子線などのパルス放射線では、パルス当たりの線量率が大きいため一般再結合を考慮する必要がある。パルス放射線については、2点電圧法により次式で k_s を算出して再結合の補正を行う。

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (24)$$

ここで、 M_1 および M_2 はそれぞれ常用の印加電圧 V_1 と V_1 の2分の1以下の電圧 V_2 を印加した際の線量計の表示値、 a_0 、 a_1 および a_2 は定数であり表で提供されている。

電位計校正定数 k_{elec} については、電離箱と電位計を接続した状態で校正する一体校正を実施する場合には1とする。一方で、電離箱と電位計を別々に校正する分離校正の場合には、電位計の表示値を電荷に換算する校正定数が電位計校正により与えられる。

線質変換係数 k_{Q,Q_0} は、基準線質 Q_0 と測定する線質 Q における水吸収線量校正定数の比として次式で定義される。

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (25)$$

$N_{D,w,Q}$ を取得するのは困難であるため、実用上は、次式により k_{Q,Q_0} を算出している。

$$k_{Q,Q_0} = \frac{[(S_{\text{col}}/\rho)_{w,\text{air}} W_{\text{air}} P]_Q}{[(S_{\text{col}}/\rho)_{w,\text{air}} W_{\text{air}} P]_{Q_0}} \quad (26)$$

ここで、 $(S_{\text{col}}/\rho)_{w,\text{air}}$ は空気に対する水の質量衝突阻止能比、 W_{air} は空気中で1イオン対を生成するために費やされる平均エネルギー、 P は電離箱固有の擾乱補正係数である。

3.3.4 水吸収線量計測の不確かさ (標準計測法 12)

標準計測法 12 に基づき、⁶⁰Co ガンマ線で校正された電離箱線量計を用いて高エネルギー光子線の校正深水吸収線量を計測した際の相対標準不確かさの見積もりを表3に示す。線質変換係数の不確かさが1.0%と大きく、これが要因となり、最終的な水吸収線量の相対標準不確かさは1.5%にもなる。これは、1.1節で述べた不確かさの目標の1%を大きく超える数字である。

表3. 標準計測法12に基づく高エネルギー光子線の校正深水吸収線量 $D_{w,Q}$ の相対標準不確かさ。データは文献⁷⁾より引用。

| 物理量または手順 | 相対標準不確かさ / % |
|-----------------------|--------------|
| 標準機関による線量計の校正 | 0.52 |
| ユーザーの電離箱線量計の長期安定性 | 0.3 |
| 基準条件の設定 | 0.4 |
| モニタ設定値に対する表示値 | 0.6 |
| 補正係数 | 0.4 |
| 線質変換係数 | 1.0 |
| $D_{w,Q}$ の相対合成標準不確かさ | 1.5 |
| 相対拡張不確かさ($k = 2$) | 2.9 |

3.4 リニアック標準計測法 24

リニアック標準計測法 24 における電離箱線量計を用いた水吸収線量の計測法を概説する⁸⁾。

3.4.1 電離箱線量計の校正 (リニアック標準計測法 24)

標準計測法 12 とリニアック標準計測法 24 の大きな変更点として、電離箱線量計の校正で用いる基準線質が挙げられる。リニアック標準計測法 24 では、標準機関による高エネルギー光子線および高エネルギー電子線における校正を受けた電離箱線量計を用いた水吸収線量計測法を提供している。なお、ここでの高エネルギー光子線とは医療用加速器において平坦化フィルタなどにより平坦化された公称加速電圧が 4 MV から 15 MV までの光子線、高エネルギー電子線とは医療用加速器において散乱箔により平坦化された公称エネルギーが 4 MeV から 22 MeV までの電子線を指す。リニアック標準計測法 24 における校正の基準条件を表 4 に示す。

3.4.2 水吸収線量の算出式 (リニアック標準計測法 24)

リニアック標準計測法 24 は従来の標準計測法 12 に準拠しており、測定手順に大きな変更は無い。最大の違いは、線量計校正の基準線質がリニアック装置から出る高エネルギー光子線および電子線になったことにより、校正時の線質とユーザーが実際に測定する線質が同一となるため、水吸収線量の算出式が次のように簡潔になることである。

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q} \quad (27)$$

表4. 電離箱線量計校正の基準条件 (リニアック標準計測法 24)。データは文献⁸⁾より引用。SSD は線源からファントム表面までの距離 (Source Surface Distance)、SCD は線源から電離箱の基準点までの距離 (Source Chamber Distance) をそれぞれ意味する。 R_{50} は深部量半価深と呼ばれ、水中の深部量百分率が 50 % になる深さ (単位: g cm^{-2}) を表す。

| 項目 | 基準条件 |
|-----------------|---|
| 線質 | 高エネルギー光子線、高エネルギー電子線 |
| ファントム材質 | 水 |
| ファントムサイズ (横幅) | 各辺が最大照射野よりも 5 cm 以上 |
| ファントムサイズ (深さ方向) | 光子線: 測定深より 10 g cm^{-2} 以上 電子線: 最大エネルギーの実用飛程より 5 g cm^{-2} 以上 |
| SSD | 100 cm (光子線は SCD 100 cm も可) |
| 水温 | 基準温度: $22 \text{ }^\circ\text{C}$ 測定条件: $22 \text{ }^\circ\text{C} \pm 4 \text{ }^\circ\text{C}$ の範囲内 |
| 気圧 | 101.33 kPa |
| 電離箱の基準点 | 円筒形: 電離空洞の幾何学的中心 平行平板形: 電離空洞前面の中心 (光子線は円筒形のみ) |
| 校正深 | 光子線: 10 g cm^{-2} 電子線: $0.6R_{50} - 0.1 \text{ g cm}^{-2}$ |
| ファントム表面における照射野 | $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ (SCD セットアップの場合は校正深における照射野が $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$) |
| 相対湿度 | 50 % |

M_Q は標準計測法 12 と同様に線量計の指示値に各種補正を行った値であり、 $N_{D,w,Q}$ はユーザーが測定する線質 Q における水吸収線量校正定数であり、校正証明書に記載されている値をそのまま使用することができる。

3.4.3 水吸収線量計測の不確かさ (リニアック標準計測法 24)

リニアック標準計測法 24 に基づき、高エネルギー光子線で校正された電離箱線量計を用いて高エネルギー光子線の校正深水吸収線量を計測した際の相対標準不確かさの見積もりを表 5 に示す。標準計測法 12 において不確かさの最大要因であった線質変換係数が不要となったため、水吸収線量計測の不確かさが大きく低減された。その結果、リニアック標準計測法 24 における最終的な水吸収線量の相対標準不確かさは 0.96 % となり、1.1 節で述べた目標を達成することが可能となった。

表5. リニアック標準計測法 24 に基づく高エネルギー光子線の校正深水吸収線量 $D_{w,Q}$ の相対標準不確かさ. データは文献⁹⁾より引用.

| 物理量または手順 | 相対標準不確かさ / % |
|-----------------------|--------------|
| 標準機関による線量計の校正 | 0.5 |
| ユーザーの電離箱線量計の長期安定性 | 0.2 |
| 基準条件の設定 | 0.4 |
| モニタ設定値に対する表示値 | 0.4 |
| 補正係数 | 0.4 |
| 水吸収線量校正定数の内挿あるいは外挿 | 0.3 |
| $D_{w,Q}$ の相対合成標準不確かさ | 0.96 |
| 相対拡張不確かさ($k = 2$) | 1.9 |

4 陽子線治療

陽子線による放射線治療は、2016年の診療報酬改定に伴い、小児の腫瘍に対して保険収載された。以降、前立腺がんや頭頸部がん、骨軟部腫瘍などに保険適用が拡大され、近年ではほとんどの陽子線治療患者が保険診療により治療を受けている。

陽子線治療装置については、薬事承認を受けた装置が国内の複数のメーカーから販売されている。陽子線治療では、陽子を高エネルギーまで加速するための加速器としてサイクロトロンやシンクロトロンを用いる必要がある。そのため、光子線や電子線による放射線治療と比較して、大きな敷地面積と装置および建屋の建設費用が必要となり、導入のハードルは医療用リニアック装置と比べると格段に高いのが現状である²⁾。

4.1 陽子線の性質

陽子線は飛程終端付近で大きくエネルギーを付与する性質を有し、この特徴的な線量分布はブラッグピークと呼ばれる。図7に陽子線の水中における深部線量分布をX線と比較して示す²⁰⁾。図7より、X線は水中の表面付近で線量が高くなるのに対し、陽子線は表面付近にあまりエネルギーを付与しないことが分かる。すなわち、X線は少しずつ吸収されながら進むため、放射線治療時には標的となる腫瘍の周辺の正常組織に対する中線量から

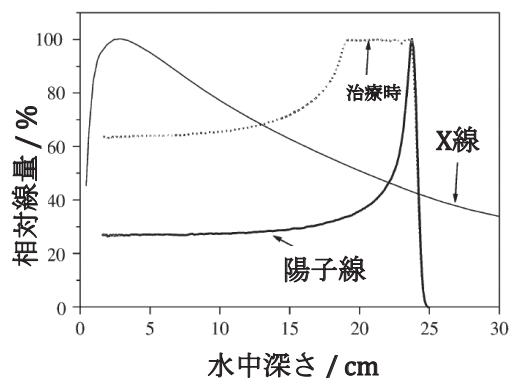


図7. 文献²²⁾から修正引用. X線と陽子線の水中における深部線量分布.

低線量のばらまきが問題となることがある。また、X線は表面付近で線量が最大となるため、特に比較的低いエネルギーのビームを用いる頭頸部の放射線治療などでは副反応として皮膚の炎症などの症状が出ることも多い。それに対して、陽子線では腫瘍だけに集中して線量を付与できるため、周囲の正常組織への低線量のばらまきを低減できる。なお、図7に記載されている治療時の陽子線の線量分布は拡大ブラッグピーク (Spread Out Bragg Peak: SOBP) と呼ばれる。陽子線のブラッグピーク形状は、深さ方向についてピンポイントに線量を付与することが利点であるが、そのままでは深さ方向に広がりを持つ腫瘍に対して全体を治療することが難しい。そのため、実際の治療では、陽子ビームは様々な厚さの吸収体を通り、飛程が少しずつ異なるビームが生成される。飛程が異なるビームを重ね合わせることで、図7のような深さ方向に均一な広がりを持つビームを作ることができる。

放射線の生物学的な影響の大きさについては、評価指標として生物学的効果比 (Relative Biological Effectiveness: RBE) が知られている。これは、対象とする放射線が、基準放射線に対して、同じ生物効果を生じるのに要する線量の比として次のように定義される。

$$RBE = \frac{\text{ある効果を得るのに必要な基準放射線の吸収線量}}{\text{同じ効果を得るのに必要な試験放射線の吸収線量}} \quad (28)$$

基準放射線には、通常はX線またはガンマ線が用いられる。陽子線のRBEは、臨床的には1.1とされており、X線とほぼ同じ生物効果であることが知られている¹⁰⁾。

4.2 陽子線における水吸収線量計測の課題

1.3節で述べたように、陽子線の水吸収線量計測では⁶⁰Coガンマ線を基準放射線として校正された線量計を

用いるのが一般的であり、日本国内では標準計測法 12 に基づく線量計測法が広く用いられている。標準計測法 12 における ^{60}Co ガンマ線校正された電離箱線量計を用いて陽子線の校正深吸水吸収線量を計測した際の相対標準不確かさの見積もりを表 6 に示す。 ^{60}Co ガンマ線から陽子線の線質変換係数は不確かさが大きく、現状の陽子線の水吸収線量計測の相対標準不確かさは 1.7 % となっている。目標とする 1 % まで不確かさを低減するためには、不確かさの最大要因である線質変換係数を使用しない計測法の整備が求められる。 ^{60}Co のような放射性同位元素は 1.3 節で挙げた様々な問題を抱えているため、不確かさ以外の観点からも、放射性同位元素を用いない線量計校正体制を整備する必要性は高い。

5 陽子線標準の確立に向けて

近年では、各国の標準機関が陽子線の水吸収線量標準の確立および陽子線場での電離箱線量計校正に向けた研究開発を進めている。つまり、陽子線場において線量計を校正することにより、校正で用いる基準線質とユーザーが実際に測定する線質が同一になるため、表 6 に示した不確かさの最大要因となっている線質変換係数を用いずに線量を算出することが可能となる。これが実現すれば、陽子線の水吸収線量計測の相対標準不確かさをユーザーレベルでも 1 % 程度にまで低減できる。

陽子線の水吸収線量標準は、光子線や電子線と同様にカロリメータ測定に基づく方法が提案されている²¹⁾。陽子線の水吸収線量をカロリメータで計測する研究は、欧州を中心に以前から進められており、計測技術としてはある程度確立されてきている²²⁾。一方で、標準場となる陽子線加速器を標準機関に導入するのが困難であることや、光子線や電子線と比較して陽子線は治療実施施設数が少ないことによる校正サービスの採算の問題など、標準開発の難度は依然として高い。

5.1 陽子線標準の国際動向

英国の一次標準機関 National Physical Laboratory (NPL) が世界に先駆けて一次標準器のグラフアイトカロリメータによる陽子線の水吸収線量標準を開発した²¹⁾。NPL は外部の医療用陽子線加速器施設におけるグラフアイトカロリメータの測定により、 ^{60}Co ガンマ線から陽子線への線質変換係数を決定した。これにより線質変換係数の不確かさが小さくなるため、陽子線の水吸収線量計測の相対標準不確かさは 1.4 % まで低減されることが報告されている。2025 年 3 月には、NPL が中心

表 6. 標準計測法 12 に基づく陽子線の校正深吸水吸収線量 $D_{w,Q}$ の相対標準不確かさ。データは文献⁷⁾より引用。

| 物理量または手順 | 相対標準不確かさ / % |
|-----------------------|--------------|
| 標準機関による線量計の校正 | 0.6 |
| ユーザーの電離箱線量計の長期安定性 | 0.3 |
| 基準条件の設定 | 0.4 |
| モニタ設定値に対する表示値 | 0.6 |
| 補正係数 | 0.4 |
| 線質変換係数 | 1.4 |
| $D_{w,Q}$ の相対合成標準不確かさ | 1.7 |
| 相対拡張不確かさ ($k = 2$) | 3.4 |

となり、Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) による新たな陽子線の線量計測プロトコルが出版された²³⁾。この IPEM のプロトコルでは、陽子線標準により校正を受けた電離箱線量計を用いて陽子線の水吸収線量を評価する手順が明記された。ユーザーの施設の陽子線場において NPL のグラフアイトカロリメータにより直接的に校正定数が決定された電離箱線量計を用いる場合には、水吸収線量校正定数の相対標準不確かさが 0.98 % となることが報告されている。しかし、NPL が提供する線量計校正サービスは現地校正形式であり、日本国内の陽子線治療施設が NPL の線量計校正サービスを利用して IPEM のプロトコルに準じた水吸収線量計測を実施することは現実的ではない。また、英国の陽子線治療実施施設数は日本の 3 分の 1 程度であるため現地校正を実施することが可能だが、日本国内の全ての陽子線治療施設において現地校正を行うことは困難であるため、日本の状況に合わせた校正サービスと線量計測プロトコルを確立する必要がある。さらに、他国の標準機関も陽子線治療の普及推進の流れに沿って陽子線水吸収線量標準の研究開発を進めているが、現時点で一次標準を確立しているのは NPL のみであり、国際比較のためにも日本の陽子線水吸収線量標準を開発する需要は高い。

5.2 陽子線用カロリメータの検討

陽子線測定用カロリメータの基本的な構造は、光子線や電子線測定用のものと同じである。一方で、産総研

内には陽子線加速器が無い場合、外部の陽子線加速器施設に持参して測定する予定であり、可搬性に優れている必要がある。また、外部施設の場合には利用可能なマシンタイムの制限もあるため、短時間で測定を完了できることが望ましい。

水カロリメータを用いる場合、大型の測定系のセットアップに時間や手間を要し、連続測定や値のばらつきの問題から測定にも時間を要する。これらの特性により、水カロリメータは外部施設に持参して測定するのに適しているとは言い難い。一方、グラフィトカロリメータを用いる場合には、装置が比較的小型でセットアップも容易であり、水よりも比熱が小さいため温度上昇が大きく、安定して短時間で測定可能である。したがって、陽子線測定用のカロリメータとして、グラフィトカロリメータを用いることが現実的であると考えられる。ただし、陽子線の場合には大きな問題とならないが、近年の放射線治療の進歩に合わせ、今後さらに複雑な物理特性を有する放射線について水吸収線量標準を整備することになった場合、グラフィト吸収線量から水吸収線量への変換が必要なグラフィトカロリメータではなく、水カロリメータで水吸収線量を直接的に決定するほうが望ましい可能性がある。今後の水吸収線量標準の展開も見据え、水カロリメータの課題を解決する方法も並行して検討していく。

グラフィト吸収線量から水吸収線量への変換には、3.1.3節で述べたモンテカルロシミュレーションのみによる手法を用いる。この手法の利点として、少ない回数での測定で完結するため、マシンタイムの制限がある陽子線計測には適していると考えられる。ただし、信頼性の高いモンテカルロシミュレーションの実施およびシミュレーションの不確かさの詳細な評価が必要となるため、注意が必要である。陽子線においても、使用するモンテカルロコードのバージョンや相互作用モデル、構造物の組成などによって結果が大きく変化することが知られている²⁴⁾。このような結果に影響を与え得る要素を慎重に選択し、シミュレーションを実施する必要がある。

5.3 陽子線標準場の検討

現在、産総研は陽子線加速器を有していないため、外部の陽子線加速器施設を利用して標準場として整備することを一案として検討している。外部施設の中でも、陽子線治療施設は臨床業務での照射ポート利用が最優先であるため、利用可能なマシンタイムが臨床業務終了後に限定されるのが難点である。一方で、臨床で利用しない時間のビームラインを有効活用できるため、病院にとつ

てのメリットもある。医療用ではない、研究および産業利用目的の陽子線加速器施設は、利用料金として1時間につき20万円程度かかる上に、需要に対して施設数が少ないため、マシンタイムも制限されてしまう。すなわち、外部施設を標準場として整備すると、初期費用を抑えつつ簡便に利用可能だがマシンタイムの制限が難点であり、また、放射線場の維持・管理を外部施設に一任することになるため、校正サービスの持続的な安定供給において問題が生じる可能性がある。

もう1つの案として、産総研内に陽子線加速器を新たに建設するというのも検討している。建設費用は加速器の大きさ次第だが装置のみで25億円から50億円程度で、保守費用や電気代、運転員の人件費など年間の維持費は3億円程度と推定している。加速器を保有する場合にはこのように莫大な予算が必要となるが、マシンタイムの制限が無く、自施設で責任を持って装置を管理するため校正サービスの持続的な安定供給も実現しやすい。また、水吸収線量校正を実施しない期間には産業利用のための陽子線照射試験場として加速器を運用するなど、他の用途も模索することで、一次標準により値付けされた信頼性の高い陽子線標準場が医療以外の分野でも活用され得ると考える。

5.4 陽子線標準場における校正の基準条件の検討

表2や表4で示したように、校正を実施する場合には基準条件を設定する必要がある。IAEAによる水吸収線量計測プロトコル TRS-398 Rev.1 では、陽子線場における水吸収線量計測の基準条件をブロードビーム法とスキニング法のそれぞれの照射法について定めている(表7、表8)。IPEMのプロトコルでは、ブロードビーム法とスキニング法の両方について同一の条件(表9)を採用し、いずれもSOBP領域の中心部分で測定することが定められている²³⁾。SOBP領域の深部方向の平坦度については中心付近5cmの範囲で0.5%未満となるようなビームを用いて校正を実施することが明記された。日本の粒子線治療装置の品質管理に関するガイドライン「粒子線治療装置の物理・技術的QAシステムガイドライン²⁵⁾」において、深部方向の平坦度を評価する品質管理項目は存在しないため、臨床で用いられるビームよりも厳しい条件と言える。また、校正対象の電離箱線量計として、Roos型の平行平板形電離箱が強く推奨されている。これは、NPLのグラフィトカロリメータのコアが直径16mm、厚さ2mmであるのに対し、Roos型電離箱TN34001(PTW Freiburg)の有感領域が直径15.6mm、厚さ2mmであり、よく似た形状であるため

表7. 電離箱線量計による陽子線ブロードビームにおける水吸収線量計測の基準条件 (IAEA TRS-398 Rev.1). データは文献¹⁸⁾より引用. R_{res} は測定深から一次粒子の実用飛程 R_p までの距離を表し, 残余飛程と呼ばれ, 荷電粒子線の線質を評価するための指標として用いられる.

| 項目 | 基準条件 |
|----------------|---|
| ファントム材質 | 水 |
| 測定深 | SOBP中心 |
| 電離箱 | 円筒形または平行平板形 ($R_{res} \geq 0.5 \text{ g cm}^{-2}$ のビーム) 平行平板形 ($R_{res} < 0.5 \text{ g cm}^{-2}$ のビーム) |
| 電離箱の基準点 | 円筒形: 電離空洞の幾何学的中心 平行平板形: 電離空洞前面の中心 |
| SSD | 治療で使用する距離 |
| ファントム表面における照射野 | 10 cm × 10 cmまたは出力係数の基準とする照射野のいずれか大きい方 |

表8. 電離箱線量計による陽子線スキャニングビームにおける水吸収線量計測の基準条件 (IAEA TRS-398 Rev.1). データは文献¹⁸⁾より引用.

| 項目 | 基準条件 |
|----------------|---|
| ファントム材質 | 水 |
| 測定深 | プラトー領域の2 g cm ⁻² 深 ($R_p \geq 5.0 \text{ g cm}^{-2}$ のビーム) プラトー領域の1 g cm ⁻² 深 ($R_p > 5.0 \text{ g cm}^{-2}$ のビーム) |
| 電離箱 | 円筒形または平行平板形 ($R_{res} \geq 15 \text{ g cm}^{-2}$) 平行平板形 ($R_{res} < 15 \text{ g cm}^{-2}$) |
| 電離箱の基準点 | 円筒形: 電離空洞の幾何学的中心 平行平板形: 電離空洞前面の中心 |
| SSD | 治療で使用する距離 |
| ファントム表面における照射野 | 少なくとも99.5 %の横方向荷電粒子平衡を達成するのに十分な大きさの均一な放射線場 |

である. 基本的には, これらに準ずる形で日本国内における基準条件を設定するものと考えられる. ただし, 産総研の所有するグラフィトカロリメータのコアは直径20 mm, 厚さ2 mmでありNPLのものとは異なるため, 基準電離箱には別の型式の電離箱線量計を推奨する可能

表9. 陽子線場における電離箱線量計校正の基準条件 (IPEMのプロトコル). データは文献²³⁾より引用.

| 項目 | 基準条件 |
|------------|---|
| ファントム材質 | 水、PMMA (水ファントムの窓として、5 mmを超えない厚さ) |
| 基準点 | アイソセンタ |
| ビーム条件 | 照射野10×10 cm ² 、SOBP幅10 cm (10×10×10 cm ³) のビームでSOBP中心が15 cm深 |
| 電離箱 | Roos型の平行平板形電離箱を強く推奨 |
| 電離箱の基準点 | 電離空洞前面の中心 |
| ピーク間のリップル | 中心付近5 cmの範囲: < 0.5 % 他: < 1.0 % |
| ビームの平坦度の変動 | 中心の5×5×5 cm ³ の範囲: < 2 % |

性が高い.

一方で, 高エネルギー光子線や電子線とは異なる陽子線特有の問題として, 加速器の個体差が大きいのことが挙げられる. 先に述べた通り, 日本は世界に先駆けて陽子線治療を実施してきた背景があり, 加速器についても研究開発の側面が大きく存在した. そのため, 近年では普及小型タイプのサイクロトロンを導入する施設が増えてきているが, 陽子線治療の黎明期から治療を実施している施設においては, 施設ごとにカスタマイズされたサイクロトロンやシンクロトロンなど様々な加速器が用いられている. 最も注意すべきは, 産総研が校正で用いる陽子線標準場とユーザーの加速器で線質が大きく異なる可能性があることである. したがって, 様々な加速器から出力される陽子線のビーム特性を評価し, あらゆる装置の線質に対応可能な校正条件を検討する必要がある.

5.5 日本の陽子線標準の国際的な位置づけ

1.2節で述べたように, 日本は世界でも有数の陽子線治療施設数であり, 陽子線場における線量計校正サービスを提供するメリットも大きい. また, 日本国内だけではなく, 海外の陽子線治療施設も含めると100施設を超える数があり, これら海外への校正サービスの展開も視野に入れて研究を進めていく. 現在稼働中の陽子線治療施設の大部分は欧米または日本国内にあるが, 近年ではシンガポールやインド, タイなどのアジア諸国にも陽子線治療が普及し始めている. これらの陽子線治療に積極

的なアジア諸国を日本のパートナーとして、陽子線標準の研究開発や研究成果の普及を推進していき、最終的には、陽子線標準場での線量計校正という選択肢を海外に向けても提供していくつもりである。

6 まとめ

本調査研究では、放射線計測で用いる単位、カロリメータや電離箱線量計を用いた水吸収線量の計測技術、放射線計測プロトコル、陽子線治療の現状と課題、国内および海外における陽子線の水吸収線量標準の位置づけや準備状況などについて説明した。そして、日本国内における陽子線の水吸収線量標準の確立に向けた具体的な検討を実施した。

陽子線の水吸収線量標準を開発するにあたり、グラフィットカロリメータを用いた陽子線計測技術については、NPLによる報告が既になされており、産総研においてもグラフィットカロリメータ計測技術が確立されていることから、大きな問題は生じないと考えている。しかし陽子線標準場の確立と校正サービスの供給については、標準場の選択や基準条件の設定など独自に検討すべき課題が多く残されている。合理的な結論を出すために、装置ごとのビーム特性の情報を収集し、日本国内の陽子線加速器の状況を正確に把握することも必要である。現在、各国の標準機関が陽子線の水吸収線量標準の研究開発に向けて動き始めている。この分野において日本の存在感を示すために、迅速に取り組み、結果を出すことも求められる。

陽子線の水吸収線量標準の確立は、医療や産業、科学など様々な分野において、多くの利益をもたらす可能性がある。医療においては、線量計測の不確かさ低減は患者への投与線量の精度向上に直結する。したがって、例えばDose painting法と呼ばれる局所的に線量が高くなるような線量分布を形成する照射法のように、これまで以上に攻めた治療法を開発、実現するのに貢献できる。産業界においては、線量標準によって値付けされた出力の信頼性が担保された陽子線照射場として、半導体のソフトウェア試験や宇宙産業などに向けた運用も検討しており、このような国内産業のブランディングに寄与できる可能性がある。また、電離箱線量計だけではなく固体のアラニン線量計など他の様々な測定技術に陽子線標準を組み合わせるにより、これまで以上に定量的な陽子線計測を様々な用途で用いることが可能となる。これらのように、最終的には様々な場で陽子線標準を活用していただけるよう、陽子線の水吸収線量標準の実現に向

けて取り組んでいく。

謝辞

本調査研究の実施に当たり、放射線標準研究グループの加藤グループ長、清水主任研究員には水吸収線量の計測や測定機器の扱い、標準の整備や校正など、多くの事項に関してご指導賜りました。ここに深く御礼申し上げます。

分析計測標準研究部門石井順太郎部門長をはじめとする部門幹部の皆様ならびに鈴木良一首席研究員には貴重なご助言を賜りました。ここに深く御礼申し上げます。

名古屋市立大学医学部附属西部医療センターの歳藤先生、福井県立病院陽子線がん治療センターの玉村センター長、山本所長、前田先生には、医療現場における陽子線治療の現状や課題等についてご教示いただくとともに、陽子線の水吸収線量標準に関して貴重なご意見をいただきました。ここに御礼申し上げます。

若狭湾エネルギー研究センターの久米先生、前田先生、大阪大学核物理研究センターの福田先生、神田先生には、研究および産業利用目的の陽子線加速器の現在の状況や加速器運用用途についてご教示いただきました。ここに御礼申し上げます。

参考文献

- 1) 平成 26 年 (2014) 医療施設 (静態・動態) 調査・病院 報告 [Internet]. 2014. Available from: <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/iryosd/14/>.
- 2) 日本放射線治療専門放射線技師認定機構監修. 放射線治療技術標準テキスト: 医学書院; 2019.
- 3) IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 31, "Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy". IAEA. 2016.
- 4) AAPM REPORT NO. 85, "Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams". AAPM. 2004.
- 5) MC P, CA T. Biological and medical research with accelerated heavy ions at the Bevalac. LBL-11220/UC-48. 1980.
- 6) 高田義久. 陽子線治療の歴史とその発展. 応用物理. 2012; 第 81 卷 (第 11 号):918-23.
- 7) 日本医学物理学会編. 外部放射線治療のための水吸収線量の標準計測法: 通商産業研究社; 2012.
- 8) 日本医学物理学会編. 医療用リニアック装置によって校正された放射線治療用線量計による水吸収線量の

- 標準計測法 2024.
- 9) Seltzer SM, Bartlett DT, Burns DT, Dietze G, Menzel H-G, Paretzke HG, Wambersie A, Tada J. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU Report No. 85a. Journal of the ICRU. 2011;11(1a), Andreo P, Burns DT, Nahum AE, Seuntjens J, Attix FH. Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry. Wiley-VCH, editor 2017.
 - 10) Gibbons JP. KHAN'S THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY. 6 ed: Wolters Kluwer; 2020.
 - 11) ICRU. Stopping Powers for Electrons and Positrons, ICRU Report 37. Bethesda, MD: ICRU; 1984.
 - 12) ICRU. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU Report 60. Bethesda, MD: ICRU; 1998.
 - 13) Renaud J, Palmans H, Sarfehnia A, Seuntjens J. Absorbed dose calorimetry. Phys Med Biol. 2020;65(5):05TR2.
 - 14) Attix FH, Roesch WC, Tochilin E. RADIATION DOSIMETRY Second Edition: ACADEMIC PRESS; 1966.
 - 15) 清水森人. リニアックを用いた電離箱線量計の水吸収線量校正定数の決定. 放射線治療研究会雑誌. 2016.
 - 16) Wright T, Lye JE, Ramanathan G, Harty PD, Oliver C, Webb DV, Butler DJ. Direct calibration in megavoltage photon beams using Monte Carlo conversion factor: validation and clinical implications. Phys Med Biol. 2015;60(2):883-904.
 - 17) IAEA. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398, "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy", An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. IAEA. 2000, IAEA. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398 (Rev. 1), "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy", An international Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water: IAEA; 2024.
 - 18) Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, Rogers DW. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med Phys. 1999;26(9):1847-70, McEwen M, DeWerd L, Ibbott G, Followill D, Rogers DW, Seltzer S, Seuntjens J. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. Med Phys. 2014;41(4):041501.
 - 19) Muir B, Davis S, Dhanesar S, Hillman Y, Iakovenko V, Kim GG, Alves VGL, Lei Y, Lowenstein J, Renaud J, Sarfehnia A, Siebers J, Tantot L. AAPM WGTG51 Report 385: Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy electron beams. Med Phys. 2024;51(9):5840-57.
 - 20) Li Z. ICRU Report 78, Prescribing, Recording, and Reporting Proton-Beam Therapy. J ICRU. 2007;7:210.
 - 21) Lourenco A, Lee N, Shipley D, Romano F, Kacperek A, Duane S, Cashmore M, Bass G, Palmans H, Thomas R. Application of a portable primary standard level graphite calorimeter for absolute dosimetry in a clinical low-energy passively scattered proton beam. Phys Med Biol. 2022;67(22), Lourenco A, Lee N, Charlwood F, Lambert J, Vera-Sanchez JA, Hussein M, Shipley D, Romano F, Lowe M, Clarke M, Lorentini S, Mazal A, Pettingell J, Palmans H, Thomas R. A portable primary-standard level graphite calorimeter for absolute dosimetry in clinical pencil beam scanning proton beams. Phys Med Biol. 2023;68(17).
 - 22) Medin J, Andreo P, Palmans H. Experimental determination of $k(Q)$ factors for two types of ionization chambers in scanned proton beams. Phys Med Biol. 2022;67(5).
 - 23) Green S, Lourenco A, Palmans H, Lee N, Amos RA, Souza D, Fiorini F, Van Den Heuvel F, Kacperek A, Mackay R, Pettingell J, Thomas R. IPEM code of practice for proton therapy dosimetry based on the NPL primary standard proton calorimeter calibration service. Phys Med Biol. 2025;70(6).
 - 24) Verbeek N, Wulff J, Baumer C, Smyczek S, Timmermann B, Brualla L. Single pencil beam benchmark of a module for Monte Carlo simulation of proton transport in the PENELOPE code. Med Phys. 2021;48(1):456-76.
 - 25) 粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン. 日本放射線腫瘍学会、日本医学物理学会、日本放射線技術学会, editors 2015.