

医療用リニアックからの高エネルギー光子線の水吸収線量標準に関する調査研究

清水森人*
(平成 24 年 1 月 4 日受理)

A survey on the standards for the absorbed dose to water in high-energy photon beams from a clinical linac

Morihito SHIMIZU

Abstract

Today, the number of estimated 200,000 Japanese cancer patients who undergo radiotherapy goes on increasing and over 800 clinical linacs are installed in Japan. To improve the effect of radiotherapy, it is necessary to reduce the measurement uncertainty for the absorbed dose to water in high-energy photon beams. In this survey, the present status of radiotherapy is overviewed and the units of radiation and the measurement techniques of the absorbed dose to water using an ion chamber or a graphite calorimeter are explained. Finally, the beam characteristics calculations of the high-energy photon beams from the clinical linac at NMIJ have been performed as preliminary study of developing the absorbed dose standard. The calculation results of depth dose distributions are in good agreement with experimental results. The standard for the absorbed dose to water in high-energy photon beams from a clinical linac is scheduled to be established in 2013.

1 はじめに

1.1 放射線医療の現状

「切らずに治すガン治療」というキャッチフレーズで従来の⁶⁰Co線源を用いた放射線治療を始め、医療用リニアックからの高エネルギー光子線、電子線を用いた放射線治療が注目を浴び、全国の医療施設で治療が行われるようになった。日本放射線腫瘍学会の推計によれば、現在20万人以上の患者が放射線治療を受けているとされている。同学会による調査結果¹⁾をもとに作成した我が国の放射線治療新患者数とリニアックおよびテレコバルト治療装置数の推移を図1に示す。図1から分かるように、医療用リニアックの装置数は急速に増加しており、それに対して従来の放射線治療装置であるテレコバルト装置数は次第に減少し、リニアック装置に置き換わっている。また、リニアック装置数の増加に伴って、新患者数が急速に増加しており、リニアックからの高エネルギー光子線、電子線を用いた放射線治療が我が国における

放射線治療の主力となっていることが分かる。国立がん研究センターによる「ガンの統計'10」によれば、平成17年の我が国におけるガンの罹患件数は約68万件であり²⁾、同年における新患者数16万人から考えると約4人の1の患者が放射線治療を受けていることになる。このように、放射線治療はガン治療における有力な治療法の選択肢として名実ともに完全に定着している。このよう

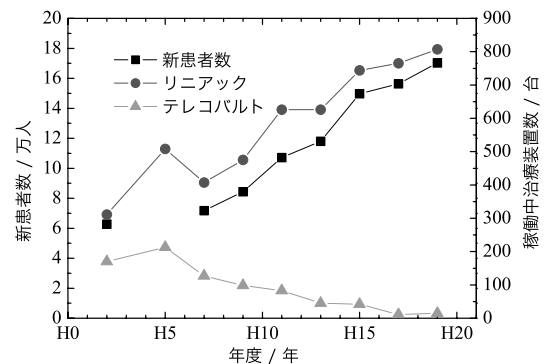


図1 患者数および放射線治療装置数の推移 (日本放射線腫瘍学会の調査¹⁾を基に作成)

* 計測標準研究部門 量子放射科 放射線標準研究室

な流れに対して、我が国の医療機器メーカーにも動きが見られる。三菱電機株式会社が医療用リニアックの製造販売から撤退して以来、医療用リニアックのメーカーはすべて海外勢となり、国内の病院はすべて輸入に頼ってきた。2002年から三菱重工株式会社は医療用リニアックの開発に再度着手し、世界で初めてcバンド小型加速管を採用した医療用リニアックと画像誘導装置を組み合わせた最先端画像誘導放射線治療装置を開発し、製造販売を行っている³⁾⁻⁵⁾。

放射線治療の原理は放射線によって腫瘍細胞のDNAに損傷を与え、腫瘍細胞を死滅させることであるが、放射線によって個々の細胞が受けたDNA損傷などのダメージを直接測定することは難しい。一方で、放射線による患部へのエネルギー付与の総量（吸収線量）から、患部が受けたダメージの総量を求めることは比較的容易に行えるため、この考えに基づいて放射線治療の治療計画は立てられている。図2は放射線治療における投与線量に対する腫瘍組織の制御と正常組織の有害事象の照射効果発現率を示したものである。図から分かるように、一般に正常組織の有害事象に比べて腫瘍組織の制御は比較的低い線量から照射効果が発現する。したがって、正常組織へのダメージを抑えつつ腫瘍組織を制御するにはそれぞれの照射効果発現率の差を表した図中緑色のカーブの頂点にあたる線量を治療に用いるのが最適であることが分かる。これが放射線治療計画の基本的な考え方である。なお、治療計画の作成は、人体の大半が水で構成されることから、体の組織を液体の水に換算し、液体の水への吸収線量すなわち「水吸収線量」に基づいて行われている。実際の治療現場においては、線量測定や治療計画の不確かさによって投与線量に5%以上の不確かさが生じる⁶⁾。先ほどの図2において、この5%という不確かさについて考えると、最適な線量から5%多い線量を与えた場合、腫瘍組織に対する照射効果発現率は線量

が増えたため98%となるが、同時に正常組織の有害事象の発現率が10%となる。これは線量が増えたことによる治療効果の増大よりも副作用によるリスクが増大することを意味する。

当然、線量が少ない方向に5%ずれた場合は、腫瘍制御の照射効果発現率が10%減少することになる。このような事例は実際の治療現場においても確認されており、例えば喉頭癌の治療において、投与線量の不確かさ5%が癌の再発率±15%のばらつきとなって現れていることが報告されている⁷⁾。現在、この投与線量の不確かさは2%以下に抑えることが目標として定められており、もしこの目標が達成された場合、例にあげた喉頭癌の再発率のばらつきが±5%以下に押さえられることになる。

以上の背景から、照射技術の面では多門照射や強度変調放射などの放射線照射技術向上の取り組みが行われており、放射線測定技術の面ではカロリメータを用いたより不確かさの小さい水吸収線量測定技術の開発が行われている。

1.2 目的

NMIJでは放射線治療における水吸収線量測定の不確かさを向上させるために、グラフィイトカロリメータを用いた水吸収線量標準を開発し、2010年から供給を開始した。これにより、⁶⁰Co- γ 線に対して0.4%の相対標準不確かさで水吸収線量校正定数を供給できるようになった⁸⁾。

しかし、実際の医療現場で使用されているのはほとんどがリニアックからの高エネルギー光子線であり、医療現場では⁶⁰Co- γ 線との線質の差を補正する補正係数 k_Q によって補正することで、水吸収線量を求めている。しかし、線質変換係数には1%の相対標準不確かさがあり、依然として、医療現場における水吸収線量評価の不確かさが大きい状況にある。もし、医療用リニアックからの高エネルギー光子線に対して、水吸収線量校正定数を直接供給することが可能になれば、線質変換係数は不要となり、⁶⁰Co- γ 線と同様に医療現場に対し0.4%の相対標準不確かさで水吸収線量校正定数を供給することが可能になる。そこで、本研究では医療用リニアックからの高エネルギー光子線に対する水吸収線量標準を開発することを目的として、水吸収線量標準の確立に必要なNMIJに設置された医療用リニアックからの高エネルギー光子線の特徴をモンテカルロシミュレーションによって求めた。さらに、実際の高エネルギー光子線の線質指標 $TPR_{20,10}$ 測定、深部線量分布測定を行い、得られた光子線

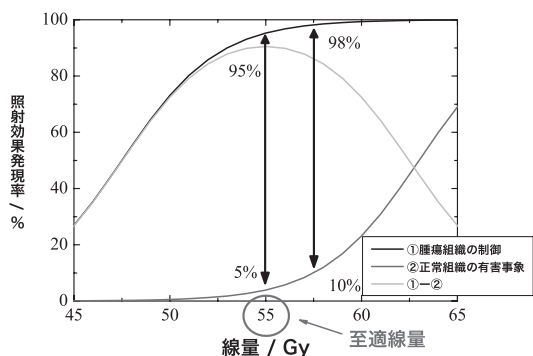


図2 放射線に対する照射効果発現率の現れ方

の特性から計算して求めたそれぞれの値との比較を行った。

2 放射線に関する量およびその単位について⁹⁾

本研究では放射線の量の1つである水吸収線量について主に扱うが、放射線に関する量およびその単位は多岐にわたるため、本研究に関わるものをここで整理しておく。

放射線には、X線や γ 線に代表される高エネルギーの電磁波と、Heの原子核である α 粒子に代表されるような粒子のものがある。放射線のような高エネルギーの粒子や電磁波は波と粒子の両方の性質を持つ。ここでは簡単のため、電磁波であるX線や γ 線について高エネルギーの光の粒子(光子)の流れ、すなわち高エネルギー光子線として取り扱う。光子線として取り扱う場合、波である光の数を数える記述を行うことがあるが、X線や γ 線のような高エネルギーの光を取り扱う物理では一般的なことである。

2.1 フルエンス

放射線の強度の単位の中で最も基本的な量と言えるのがフルエンスおよびそこから派生する量である。フルエンス Φ はある球に入射する放射線の数によって放射線の強度を決める量であり、微小な断面積 da を持つ球について、そこに入射する放射線の数を dN とし、

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad [\text{m}^{-2}] \quad (1)$$

と定義されている。さらに、放射線の持つエネルギーに着目したエネルギーフルエンスがあり、微小な断面積 da の球に入射した放射線のエネルギーを全て足しあわせたエネルギーを dR として、

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad [\text{J m}^{-2}] \quad (2)$$

で定義される。フルエンスが球に対して定義されているのは次のような理由からである。平面でフルエンスを考える際、微小面 da は入射する放射線に対して垂直でなければならないが、いろいろな方向に向かっている放射線を考えると微小面の方向を定めることができない。そこで、球であれば入射してくる放射線の方向に関係なくフルエンスの評価ができ、最もシンプルである。したがって、球に対して定義されたフルエンスを使用するのである。

エネルギースペクトルを描く際に、フルエンスのエネルギー分布を縦軸に示すことがある。スペクトルフルエンスなどとも呼ばれ、この定義は次の通りである。あるエネルギー E から $E + dE$ の範囲の放射線のフルエンスを $d\Phi$ として、フルエンスのエネルギー分布 Φ_E は、

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \quad [\text{J}^{-1} \text{ m}^{-2}] \quad (3)$$

となる。エネルギーフルエンスについても同様にエネルギーフルエンスのエネルギー分布 Ψ_E が定義され

$$\Psi_E = \frac{d\Psi}{dE} \quad [\text{m}^{-2}] \quad (4)$$

である。ここで、 Ψ は $d\Phi$ の粒子が持つエネルギーを積算したものである。なお、 Φ_E と Ψ_E の間には次のような関係がある。

$$\Psi_E = E\Phi_E \quad (5)$$

フルエンスから派生した量としてフルエンス率がある。先ほど定義されたフルエンスが時間によらない量であったのに対して、フルエンス率は単位時間あたりのフルエンスで定義される。微小な時間 dt に対して、フルエンス率 $\dot{\Phi}$ は、

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad [\text{m}^{-2} \text{ sec}^{-1}] \quad (6)$$

となる。同様にエネルギーフルエンス率は、

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad [\text{J m}^{-2} \text{ sec}^{-1}] \quad (7)$$

で定義される。

2.2 カーマ

フルエンスは放射線の量を表すうえで、入射する放射線の数に着目した最も基本的な量であった。しかし、放射線のフルエンスを実際に測定するにはいくつかの問題がある。 α 線や β 線のような電荷を持った放射線の場合、放射線の持つ電荷などを直接測定することによってフルエンス率などを求めることは可能である。しかし、電荷を持たない放射線である高エネルギー光子線ではそのような直接測定は不可能である。特に、高エネルギー光子線に限らず光は電子としか相互作用を行わないため、光の一種である高エネルギー光子線を測定するには光と電子の相互作用によって生じた二次粒子を介して間接的に

測定するしかない。そこで、間接的に測定可能な量から高エネルギー光子線の強度を表す方法が考案された。その一つがカーマ (Kerma: Kinetic Energy Released per MAss) である。

カーマは高エネルギー光子線から対象の物質が持つ電子に受け渡されるエネルギーをもって、高エネルギー光子線の量を表したものである。カーマの定義は次のようになる。ある微小な質量 dm の物質に電荷を持たない放射線 (高エネルギー光子線, 中性子など) が入射した際に発生する全ての二次荷電粒子が持つ運動エネルギーの総和の平均を dE_{tr} として、

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [J \text{ kg}^{-1}] = [\text{Gy (グレイ)}] \quad (8)$$

をその物質のカーマとする。ここで、二次電子ではなく二次荷電粒子としたのは、高エネルギー光子線と電子の相互作用では電子と陽電子の対が生成される電子対生成過程など、電子以外の荷電粒子が発生する過程も存在するためである。

前述のフルエンスとカーマとの関係は次のように表される。

$$K = \Phi E \mu_{tr} / \rho = \Psi \mu_{tr} / \rho \quad (9)$$

ここで、 $E [J]$ は入射する高エネルギー光子線のエネルギー、 $\rho [\text{kg m}^{-3}]$ は物質の密度である。 $\mu_{tr} [\text{m}^{-1}]$ はエネルギー E の高エネルギー光子線に対する物質のエネルギー転移の巨視的断面積である。これは密度 ρ の物質に入射した全ての高エネルギー光子線のエネルギーのうち、高エネルギー光子線が物質中を単位長さ進む毎に高エネルギー光子線から二次荷電粒子へと転移するエネルギーの割合を示し、エネルギー転移係数とも呼ばれる。また、 $\mu_{tr} / \rho [\text{m}^2 \text{ kg}^{-1}]$ を質量エネルギー転移係数と呼ぶ。実際の放射線は単一のエネルギーではなく、エネルギー分布を持っているため、カーマはフルエンスのエネルギー分布によって決まる。

$$K = \int \Phi_E E \frac{\mu_{tr}}{\rho} dE = \int \Psi_E \frac{\mu_{tr}}{\rho} dE \quad (10)$$

カーマの値は物質によって異なるため、カーマの前に物質の名称をつけて呼ばれる。例えば Co-60 γ 線を空気 (乾燥空気) に照射する場合、この時のカーマを「Co-60 γ 線に対する空気カーマ」と呼ぶ。

カーマに関係する量として、衝突カーマがある。二次荷電粒子に移行したエネルギーのうち、全てのエネルギ

ーが物質に吸収されるわけではないため、制動放射によって物質に吸収されずに失われるエネルギーを除いたエネルギーについて定義されたのが衝突カーマである。エネルギー E の高エネルギー光子線に対する衝突カーマ K_{col} およびカーマの関係は

$$K_{col} = \Phi E \frac{\mu_{en}}{\rho} = \Phi E \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) = K(1 - g) \quad (11)$$

で表される。ここで、 $\mu_{en} [\text{m}^{-1}]$ はエネルギー E の高エネルギー光子線に対する物質のエネルギー吸収の巨視的断面積であり、密度 ρ の物質に入射した全ての高エネルギー光子線のエネルギーのうち、高エネルギー光子線が物質中を単位長さ進む毎に高エネルギー光子線から物質が吸収するエネルギーの割合を示す。 μ_{en} はエネルギー吸収係数とも呼ばれ、特に $\mu_{en} / \rho [\text{m}^2 \text{ kg}^{-1}]$ を質量エネルギー吸収係数と呼ぶ。 g は二次荷電粒子が持つエネルギーのうち制動放射によって失われるエネルギーの割合を示している。カーマの場合と同じく、エネルギー分布を持つ高エネルギー光子線に対しては、エネルギー毎に g の値が異なるので、次のように定義される。

$$K_{col} = \int \Phi_E E \frac{\mu_{en}}{\rho} dE = \int \Phi_E E \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) dE = K(1 - \bar{g}) \quad (12)$$

ここで、 \bar{g} は全てのエネルギーに対する K について平均をとった値である。 g の値は物質によって異なるが、一般に非常に小さく、空気の場合 1 MeV 以下の高エネルギー光子線では $g = 0$ とみなせる。ただし、高エネルギー光子線のエネルギーが大きくなると二次電子の持つ運動エネルギーも大きくなるため、次第に制動放射で消費されるエネルギーが大きくなる。しかし、それでも 10 MeV の高エネルギー光子線で $g = 0.036$ に過ぎない¹⁰⁾。

2.3 照射線量

カーマに関する説明でも述べたように、高エネルギー光子線がもつエネルギーは電子との相互作用によって物質中の電子にまず渡される。その後、高エネルギー光子線からエネルギーを受け取った電子は次々と周辺物質を電離していくはずである。したがって、物質中に発生する電荷量もまた、物質に入射した高エネルギー光子線の量を表す。現在、高エネルギー光子線の量を測定する手法は様々なものがあるが、その中でも最も簡単かつ古くから行われている方法はこの考えに基づいた物質中に生じた電荷の総量を求める手法であり、それにまつわる量として照射線量がある。ある微小な質量 dm の乾燥空

気に放射線が入射した際に、空気中に生じる電荷量を dq とすると、

$$X = \frac{dq}{dm} \quad [\text{C kg}^{-1}] \quad (13)$$

で照射線量 X は定義される。

高エネルギー光子線の場合、空気中に生じる電荷は、空気中に生じた二次荷電粒子によって発生したものであるから、高エネルギー光子線から二次荷電粒子に付与されたエネルギー、すなわち空気カーマによって決まる。カーマのところでも述べたように制動放射に消費されるエネルギーは電離に寄与しないので、照射線量と空気カーマの関係は、

$$X \approx \frac{e}{\bar{W}_{\text{Air}}} K_{\text{col,Air}} \quad (14)$$

で表される。ここで e は電子の素電荷であり、 \bar{W}_{Air} は電子が空気を電離するのに必要なエネルギーの平均で、その値は 33.97 eV ある¹¹⁾。このように放射線によって空気中に生じた電荷を測定し、簡単な単位換算によって空気カーマを求め、そこから照射している高エネルギー光子線の量を求めることができる。ただし、照射線量が入射した放射線によって最初に生じた二次荷電粒子を含んでいるのに対して、 \bar{W}_{Air} の値を用いた右辺の計算は、二次荷電粒子が空気と衝突相互作用を行って減速していく際に生じる電荷について求めるものである。したがって、右辺で計算される電荷量には二次荷電粒子分は考慮されていないため、照射線量とは完全に等しくはならない。式 (14) が等号ではなく、近似記号で両辺が結ばれているのはこのためである。この近似は 1 つの二次荷電粒子から最終的に発生する荷電粒子数が多い高エネルギー領域では、最初の二次荷電粒子が加わるかどうかの影響は相対的に非常に小さいために非常に良く成立する。しかし、1 つの二次荷電粒子から最終的に発生する荷電粒子数が少なくなる低エネルギー領域においては、最初の二次荷電粒子が 1 つが加わるかどうかの影響は相対的に大きくなるため、ずれが大きくなる。実際に 0.1 MeV の高エネルギー光子線では 0.1 % 程度のずれが生じ、低エネルギーになればなるほど大きくなることが報告されている¹²⁾。加えて、 \bar{W}_{Air} が電子と空気の相互作用について定められていることについても注意しなければならない。一般に荷電粒子と物質の相互作用にはエネルギー依存性があり、 \bar{W}_{Air} についても実際には定数ではなく、エネルギー依存性がある。高エネルギー領域においては、 \bar{W}_{Air} の値は相対的にほとんど変化せず、差は見られないが、

低エネルギー領域においては \bar{W}_{Air} の値が大きくなることが知られている¹³⁾。したがって、低エネルギー領域において照射線量と空気カーマの関係を考える場合には、エネルギーと \bar{W}_{Air} の値の關係に十分に注意する必要がある。

なお、単位時間あたりの照射線量を表したものに照射線量率があり、

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad [\text{C kg}^{-1} \text{ s}^{-1}] \quad (15)$$

で表される。

2.4 吸収線量

吸収線量は放射線によって物質に付与されたエネルギーを表す量である。ここまでの量が全て物質に入射する放射線の量を表すための量であったのに対し、吸収線量は放射線から物質が受けとったエネルギーのみに着目した量である。

まず、吸収線量の定義は次の通りである。微少な質量 dm の物体に放射線が与えるエネルギーの平均を $d\bar{\epsilon}$ とし、吸収線量 D は、

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad [\text{J kg}^{-1}] = [\text{Gy}] \quad (16)$$

で定義される。なお、照射線量は空気についてのみ定義されていたのに対し、吸収線量はそうではない。特に水の吸収線量については水吸収線量と呼ばれ、放射線防護や放射線治療などにおいて重要である。

ここで、照射線量と吸収線量の関係について考える。前小節で述べた照射線量から、高エネルギー光子線によって単位質量あたりの空気中に生じた二次荷電粒子の運動エネルギーの総量を示す空気カーマを求めることができる。制動放射で消費されるエネルギーを除けば、二次荷電粒子の持つ運動エネルギーが最終的に物質へ付与されると考えられるので、空気の衝突カーマを式 (17) のように、そのまま空気の吸収線量 D_{Air} と近似しても良いように考えられる。

$$D_{\text{Air}} \approx K_{\text{col,Air}} \approx \frac{\bar{W}_{\text{Air}}}{e} X \quad (17)$$

実際に、低いエネルギーの光子線であれば、二次荷電粒子の飛程は短く、二次荷電粒子が持つ運動エネルギーは全て照射線量を測定している微小領域に付与されると考えられるので、容易に照射線量から吸収線量を求めることができる。ところが、光子線のエネルギーが高くなると二次荷電粒子の飛程が長くなり、全ての運動エネル

ギーを微小領域に付与せずに領域外へ出てしまう荷電粒子や、あるいは逆に領域外から入ってきてエネルギーを付与する荷電粒子が発生するようになり、空気の衝突カーマと吸収線量が等しくなくなってしまう。本研究で取り扱う 6 MeV 以上の高エネルギー光子線から生じる二次電子の飛程は数 m にもおよび、1 つの二次電子から生じる全ての電荷を測定することは現実的に不可能である。

そこで、高エネルギー光子線の測定では二次電子の飛程に比べて十分に小さな検出領域を持った電離箱を用い、微小領域外へ逃げる荷電粒子が持つ運動エネルギーの量と逆に領域外から微小領域内に入り込んでくる荷電粒子の運動エネルギーの量が平衡となるようにして測定を行う。このような条件を荷電粒子平衡と呼び、この条件が満たされれば、測定された照射線量から空気の衝突カーマを求め、空気の吸収線量と近似して構わない。この条件を確保するには、ある程度の密度を持った物質中に電離箱を設置し、均一な分布を持った二次荷電粒子が電離箱の検出領域を透過するようにならなければならない。次節で詳しく説明するが、電離箱線量計を用いた高エネルギー光子線の水吸収線量測定では、この条件を確保するために電離箱を 10 g cm^{-2} の水中に沈め、測定を行っている。

3 水吸収線量標準の種類

現在、高エネルギー光子線の水吸収線量標準となっている線量測定法には電離箱線量計を用いるものと熱量線量計を用いるものがある。ここでは、この 2 つの水吸収線量標準の概要について説明する。

3.1 電離箱線量計

電離箱線量計は最も簡単で歴史がある線量測定法を用いた線量計である。我が国においても、2010 年までグラフナイト壁空洞電離箱線量計を用いた ^{60}Co - γ 線の照射線量標準を基準として、現場において高エネルギー光子線を電離箱線量計で測定し、水吸収線量に換算することで水吸収線量の評価を行ってきた。また、これとは異なり、BIPM のように電離箱から水吸収線量標準を評価して供給を行っている国もある。

電離箱線量計による水吸収線量測定の原理は次の通りである。十分な深さの水中に微小な空洞を持った電離箱を設置し、放射線を照射したところ、その位置における照射線量として $X [\text{C/kg}]$ が得られたとする。この際、荷電粒子平衡が成立しているので、この電離箱内の空気への吸収線量 D_{Air} は式 (17) から、容易に求めることがで

きる。しかし、ここで求めるのは水吸収線量であるので、考えるべきは図 3 のように電離箱内が空気ではなく水で満たされていた時の吸収線量である。このような時の電離箱内の水の吸収線量、すなわち水吸収線量と空気の吸収線量の関係について考える。繰り返して述べているように、高エネルギー光子線から物質へのエネルギー付与は二次荷電粒子、あるいはそこからさらに発生した荷電粒子によって行われる。従って、吸収線量の大きさは、電離箱内を通過した際の荷電粒子から物質へのエネルギー付与、すなわち物質内を荷電粒子が通過する際に失うエネルギーの程度によって決まる。このエネルギーの程度を表す量として、荷電粒子が単位距離進むあたりに失うエネルギーを表す阻止能 $S = dE/dx [\text{J m}^{-1}]$ がある。ここで、図 3 のように 1 個の荷電粒子が電離箱を通過する際の吸収線量について考える。電離箱に入射した荷電粒子が空気で満たされた電離箱空洞内を距離 Δx 通過し、失ったエネルギー（物質に吸収されたエネルギー）を ΔE_{Air} とする。同じく、水で満たされていた場合についても考え、失ったエネルギーを ΔE_{Water} とすれば、それぞれ次のように表される。

$$\Delta E_{\text{Air}} = S_{\text{Air}} \Delta x \quad (18)$$

$$\Delta E_{\text{Water}} = S_{\text{Water}} \Delta x \quad (19)$$

なお、 S_{Air} 、 S_{Water} をそれぞれ、入射した荷電粒子に対する空気、水の阻止能とする。ここで、失ったエネルギーを電離箱内の空気または水の質量で割ったものが吸収線量となるので、

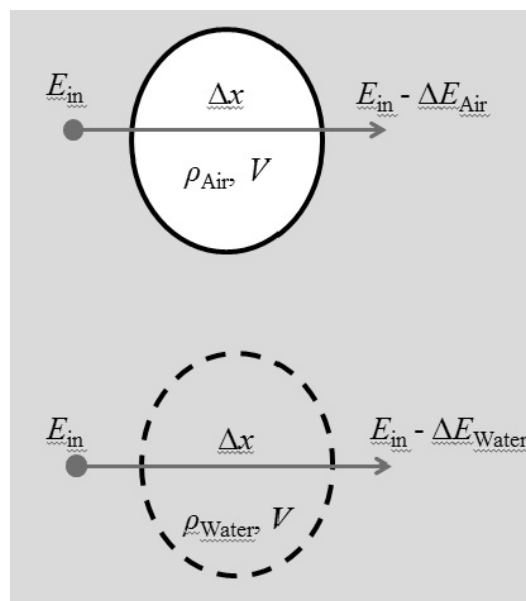


図 3 電離箱線量計による水吸収線量測定の原理

$$D_{\text{Air}} = \frac{\Delta E_{\text{Air}}}{\rho_{\text{Air}} V} = \frac{S_{\text{Air}} \Delta x}{\rho_{\text{Air}} V} \quad (20)$$

$$D_{\text{Water}} = \frac{\Delta E_{\text{Water}}}{\rho_{\text{Water}} V} = \frac{S_{\text{Water}} \Delta x}{\rho_{\text{Water}} V} \quad (21)$$

でそれぞれの物質への吸収線量は示される。なお、 ρ_{Air} 、 ρ_{Water} はそれぞれ空気、水の密度であり、 V [m^3] は電離箱内の空洞の体積である。ここで、物質の阻止能をその物質の密度で割った S/ρ は質量阻止能、あるいは単位が [$\text{J m}^2 \text{g}^{-1}$] と断面積を表す単位となることから阻止断面積と呼ばれている。以上から、空気への吸収線量に対する水吸収線量の比は、空気の質量阻止能に対する水の質量阻止能の比と等しいことが分かる。この関係は水や空気以外の物質や気体の間でも成立し、物質と気体の吸収線量比が物質と気体の質量衝突阻止能比と等しくなるこの原理を「ブラッグ・グレイの空洞原理」と呼ぶ。

実際の吸収線量計算においては、阻止能が荷電粒子のエネルギーに依存するため、実際には考慮しているエネルギー範囲において平均をとった質量阻止能を使用する必要がある。また、今回は荷電粒子が空洞内を通過すると仮定して考えたが、実際には空洞内で止まったり、あるいは空洞内で発生し空洞外へ出て行くもの、あるいは空洞内で発生して空洞内で止まる荷電粒子の発生も考えられるため、阻止能にはどこまで考慮するか、荷電粒子のエネルギーに下限を設けた平均質量阻止能を使用することになる（スペンサー・アテックスの空洞理論）。これらのことを考慮して、最終的に、空気に対する水の吸収線量比は、

$$\frac{D_{\text{Water}}}{D_{\text{Air}}} = \frac{\bar{L}_{\text{Air}}/\rho_{\text{Air}}}{\bar{L}_{\text{Water}}/\rho_{\text{Water}}} = \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{Water,Air}} \quad (22)$$

で表される。ここで、 \bar{L}/ρ は荷電粒子に対する物資の平均制限質量衝突阻止能である。右辺の $(\bar{L}/\rho)_{\text{Water,Air}}$ は空気に対する水の平均制限質量衝突阻止能比と呼ばれ、電離箱線量計によって水吸収線量を求める際に基本となる量である。最終的に電離箱線量計で得られた照射線量 X [C kg^{-1}] から水吸収線量 D_{Water} は、

$$D_{\text{Water}} = X \frac{\bar{W}_{\text{Air}}}{e} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{Water,Air}} \quad (23)$$

で求められる。

ここまで、電離箱線量計で水吸収線量を測定する基本的な原理について説明してきた。現在も医療現場においては、測定の簡単さ、所要時間の短さから、電離箱線量計が使用されており、この状況は今後も変わらないと考

えられる。2010年まではNMIJもグラフアイト壁空洞電離箱線量計を用いて、 ^{60}Co - γ 線に対する照射線量校正定数を供給していた。医療現場ではこの照射線量校正定数を、医学物理学会のマニュアルに基づいて ^{60}Co - γ 線に対する水吸収線量校正定数に換算し、水吸収線量を評価していた¹¹⁾。ここからは、これまでの水吸収線量測定の概略と各係数について解説する。

リニアックからの高エネルギー光子線を測定する場合、まず、「水ファントム」と呼ばれる壁がアクリルでできた単純な水槽（ $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ 以上の容積を持った水槽）に水を入れ、校正定数を与えられた電離箱線量計（リファレンス線量計）を深さ 10 g cm^{-2} の位置に沈める。次に、線源となるリニアックのX線ターゲットと水ファントムの距離を調整し、電離箱とX線ターゲットの間の距離がちょうど 1 m となるように調整する。この様に電離箱線量計を設置した上で、 1 m 下流における照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の条件でリニアックからの高エネルギー光子線を照射し、照射線量を測定する。この時、3回以上の測定で得られた値の平均値を \bar{M}_{raw} とすると、必要な補正を施したりファレンス線量計の指示値 M は、

$$M = \bar{M}_{\text{raw}} k_{\text{TP}} k_{\text{pol}} k_s k_{\text{elec}} \quad (24)$$

となる。 k_{TP} は電離箱線量計内の空気の密度が気圧や温度変化によって変化することに対する補正で温度気圧補正係数と呼ばれる。 k_{pol} は電極に加える電圧の極性によって電離箱線量計の感度が変わることに対する補正で極性効果補正係数と呼ばれる。 k_s はイオン再結合補正係数と呼ばれ、電離箱内で発生した電荷がイオン再結合によって消失してしまうことに対する補正である。最後の k_{elec} は電離箱線量計と電離箱によって収集された電荷を測定する電位計に対する補正係数であるが、通常は電離箱線量計と電位計の組み合わせに対して校正定数が供給されるため、 $k_{\text{elec}} = 1$ である。

こうして得られた指示値 M に対して、 ^{60}Co - γ 線に対する照射線量校正定数 N_c をかけることで、照射線量 $X = N_c M$ [C/kg] が得られる。さらに、照射線量校正定数 N_c に対する水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ の比である校正定数比 $k_{D,x}$ をかけ合わせることで、 ^{60}Co - γ 線に対する水吸収線量が求められる。しかし、あくまでもこれらの校正定数および校正定数比は ^{60}Co - γ 線に対するものであり、リニアックからの高エネルギー光子線とは線質が異なる。この違いを補正するため、最後に線質補正係数 k_Q をかけることで最終的に求めるリニアックからの高エネルギー光子線に対する水吸収線量 D_w [Gy] が得られる。

$$D_w = k_Q k_{D,X} N_C M \quad (25)$$

ここで、校正定数比 $k_{D,X}$ と k_Q について考察してみる。前述したように、校正定数比 $k_{D,X}$ は照射線量校正定数 N_C に対する水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ の比であるから、

$$k_{D,X} = \frac{N_{D,w}}{N_C} \quad [\text{J C}^{-1}] \quad (26)$$

と表され、その役目は照射線量から水吸収線量への換算である。先ほど求めた照射線量から水吸収線量を求める式 (23) と式 (25) を見比べると、 k_Q は線質補正を目的とした係数なので無視できることから、右辺の X を除いた項が $k_{D,X}$ に対応していることが分かる。従って、

$$k_{D,X} = \frac{N_{D,w}}{N_C} = \frac{\bar{W}_{\text{Air}}}{e} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{Water,Air}} \quad (27)$$

と $k_{D,X}$ を書き下すことができる。これに実際の電離箱線量計では様々な補正が加わり、

$$k_{D,X} = \frac{\bar{W}_{\text{Air}}}{e} k_{\text{att}} k_m k_{\text{cel}} \left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{Water,Air}} P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_{60\text{Co}} \quad (28)$$

と表される。右辺 1 段目の項は照射線量から空気の吸収線量への換算に対応していることが分かる。 k_{att} は電離箱壁による高エネルギー光子線の散乱、吸収の補正係数、 k_m は電離箱壁やビルドアップキャップなどの空気に対する不等価性の補正係数である。 k_{cel} は電離箱内の中心電極の影響の補正係数であり、後述する P_{cel} によって $k_{\text{cel}} \times P_{\text{cel}} = 1$ となって消去される。1 段目の項が表す照射線量から空気の吸収線量の換算はこれまでの議論でも述べたことから分かるように、高エネルギー光子線のエネルギー、すなわち高エネルギー光子線の線質によらない。これに対し、2 段目の項が表す水の吸収線量への換算に関する項は阻止能が荷電粒子のエネルギーによって変わるため、入射する高エネルギー光子線の線質に依存する。従って、右辺 2 段目の項は全て校正に用いた放射線、すなわち ^{60}Co - γ 線に対して定められた量である。 P_{wall} は電離箱壁や防水鞘の ^{60}Co - γ 線に対する媒質、水との不等価性の補正係数である。 P_{cav} は媒質と空洞の違いによって電子フルエンスが変わることに対する空洞補正係数である。なお、 ^{60}Co - γ 線については 0.1% の不確かさで無視できるので、 $P_{\text{cav}} = 1$ となる。 P_{dis} は電離箱の幾何学的中心と測定の実効中心とのずれの補正で、指頭形電離箱空洞

の半径 r_{cyl} で決まる。 P_{cel} は電離箱の中心電極の空気不等価性の補正係数である。

最後に残った線質変換係数 k_Q は式 (28) の ^{60}Co - γ 線に対して求められた 2 段目の項を、実際に測定しているリニアックからの高エネルギー光子線の線質に対して求めた量に補正する役目を果たしている。従って、線質変換係数 k_Q は次のように表される。

$$k_Q = \frac{\left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{Water,Air}} P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_Q}{\left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{\text{Water,Air}} P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}} \right]_{60\text{Co}}} \quad (29)$$

ここで、 Q は高エネルギー光子線の線質を表す。高エネルギー光子線の線質は、1 m 下流におえる照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の条件で高エネルギー光子線を照射した際の、水深さ 10 cm, 20 cm における線量の測定値の比である $\text{TPR}_{20,10}$ に対して与えられる。現在、医療現場における線量測定に使用する k_Q の値は、日本医学物理学会が線量計測の標準プロトコルとして発行している標準計測法 12 に記載されている値が使用されている¹⁴⁾。実際の医療現場などでは、この方法によって水吸収線量を測定し、医療用リニアックのビームモニター線量計の校正を行っている。なお、NMIJ から電離箱線量計を用いて供給されていた円筒形電離箱線量計の照射線量校正定数の相対標準不確かさは 0.74 % であり、これを用いて得られる ^{60}Co - γ 線に対する水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ の相対標準不確かさは 1.5 % である。また、線質変換係数 k_Q の相対標準不確かさは 1.0 % である¹¹⁾。

3.2 カロリーメータ線量計

カロリーメータは熱量線量計とも呼ばれ、欧州をはじめとして水吸収線量標準への導入が進んでいる。電離箱線量計が放射線による空気の電離で発生した電荷から水吸収線量を求めるのに対し、カロリーメータ線量計は放射線によって物質が吸収したエネルギーによって生じる温度上昇を測定するものである。放射線によって物質に付与されたエネルギーは化学反応などに消費されるもの、がわずかにあるものの、大半は温度上昇に消費されるため、最終的な物質の温度上昇から吸収線量を求めることが出来る。このように熱量線量計は温度上昇から物質が吸収したエネルギーを求めるため、測定原理としては非常に明快である。ただし、測定方法としては 1 Gy の水吸収線量による水の温度上昇はわずか 0.24 mK と、放射線による物質の温度上昇が非常に小さいため、高い測定技術と、長い測定時間が必要であるという欠点を持っている。しかし、電離箱は照射線量から吸収線量への変換

に使用する \bar{W}_{Air} 値をはじめとして様々な補正が必要なため、水吸収線量の定義に近い分、熱量線量計の方が少ない補正で水吸収線量を設定できると期待されている。

現在、各国で標準として使用されているカロリメータ線量計としては、熱量吸収体に液体の水を使用する水カロリメータとグラファイトを使用するグラファイトカロリメータの2種類がある。水カロリメータはアメリカ (NIST)、ドイツ (PTB) など5カ国の標準研究所が採用している。水カロリメータは液体の水を熱量吸収体として使用するため、水吸収線量の定義と近く、補正も最も少ない。しかし、液体の水は温度勾配によって対流が生じるため、対流を極小化するために水温を4℃に保つ必要があり、そのための冷凍機によって装置が巨大化してしまうと言う欠点がある。また、前述したように水では吸収したエネルギーが化学反応に使用されてしまう点、比熱が大きいため温度上昇が小さい点が水カロリメータの欠点として上げられる¹⁵⁾⁻¹⁷⁾。

現在、もっとも多くで標準として採用され、NMIJでも2010年から標準として採用している熱量線量計はグラファイトカロリメータである。グラファイトの比熱は水と比べて4分の1程度であり、同じ線量に対しても大きい温度上昇が起きる。また、グラファイトは0.1%の不確かさで化学反応に消費されるエネルギーを無視でき、温度上昇から直接吸収体が吸収したエネルギーを求めることができる。

ここでは、新たにNMIJで採用されたグラファイトカロリメータの概要と測定方法について説明する。図4にNMIJのグラファイトカロリメータの断面図を示す。カロリメータの大部分はPMMAでできたファントムであり、ファントム中に熱量吸収体であるコアとそれを取り囲むジャケット、さらにそれを取り囲むシールドがある。コア、ジャケット、シールドは全てグラファイトでできており、それぞれの間は断熱のために真空ポンプで排気されており、真空度は0.01 Pa以下である。

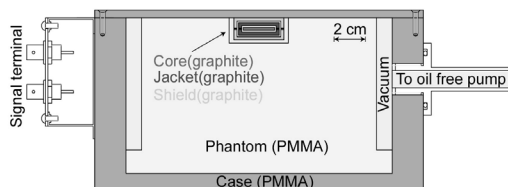


図4 グラファイトカロリメータ断面図。図の上方向から放射線が入射し、コア (Core) の吸収熱量から吸収線量を求める。コア、ジャケット、シールド、PMMAファントム間は断熱のため真空排気されている。実際の測定では図の上部分にグラファイト板を設置し、コアの位置の深さが5または10 g cm^{-2} となるように深さ調整して測定を行う。

コアには温度センサーとヒーターが2つずつ、シールド、ジャケットには1つずつ取り付けられている。温度センサーは熱抵抗温度計 (サーミスタ) であり、22℃で2 k Ω 程度の抵抗を持ち、温度係数は $dR/dT \approx 75 \Omega \text{ K}^{-1}$ である。ヒーターにもサーミスタを使用しており、こちらは22℃で20 k Ω の抵抗を使うことにより、リード線における発熱を抵抗本体での発熱に比べて無視できるようにしている。温度測定の回路にはホイートストーンブリッジを使用しており、ブリッジ回路の駆動電源には実効電圧0.1 V、周波数413 Hzの交流電源を使用している。なお、周波数は可変となっており、測定環境に応じて最適な周波数を選択して使用している。ホイートストーンブリッジのゼロ検出器にはロックインアンプを使用し、可変抵抗を調整しロックインアンプの出力をゼロにすることで、温度センサーの抵抗を求める。コア、シールド、ジャケットの各グラファイト素子に取り付けられたヒーターは各素子の温度制御のために取り付けられており、PID制御によって、目的の温度に各グラファイト素子の温度を設定できるようになっている。

グラファイトカロリメータを使った線量測定には準断熱測定法と等温測定法の2つがある。はじめに、もっとも基本的な熱量測定法である準断熱測定法について説明する。この手法はコアを断熱された状態にした上で放射線を照射し、コアの温度上昇から線量を求める手法である。具体的には、一番外側のグラファイト素子であるシールドの温度を室温よりも高く設定し、シールド外からシールド内のジャケットやコアへの熱の流入を止める。次にコアとジャケットの温度が常に等しくなるようにジャケットの温度をヒーターを用いて制御する。これにより、ジャケットとコアの間で熱平衡の状態が成立し、コアは断熱された状態になる。なお、コアについては温度制御は一切行わない。この状態で放射線をカロリメータに照射すると、放射線によって付与された熱によってコアの温度が上昇する。その時の様子を図5に示す。放射線によるコアの温度上昇を ΔT [K] とすると、コアに吸収された熱量は吸収熱量率 P_{rad} [W]、測定時間を t [s] として、

$$P_{\text{rad}} t = M_{\text{core}} C \Delta T \quad (30)$$

となる。ここで、 M_{core} [kg] はコアの質量、 C [$\text{J g}^{-1} \text{ K}^{-1}$] はコアの比熱容量である。 $M_{\text{core}} C$ の値はコアに取り付けられたヒーターを用いて、既知の電気的な熱を加えることで測定することができる。図5において、ヒーターによる加熱と放射線の照射を交互に行っているのはこのため

ある。準断熱測定法はリニアックからの高エネルギー光子線の様なパルス線源などの、線量が時間変化する放射線に対して、一定時間内における全吸収線量を測定するのに有用である。

次に、等温測定法について説明する。この手法は各素子の温度がコア>ジャケット>シールド>室温となるように各素子のヒーターを制御し、温度を一定に保つようにした状態で放射線を照射し、コアに取り付けたヒーターの出力変化から線量を求める手法である。実際にこの測定法で⁶⁰Co- γ 線を測定した際のカロリーメータの出力を図6に示す。放射線を照射していない状態(Beam Off)では、コアの温度が十分に安定していればヒーターの出力は図の3000秒付近のように一定である。この状態で放射線を照射するとコアへ放射線による吸収熱量

の分だけ熱が過剰に供給され、コアの温度が上昇に転じることになる。図を見ると、実際に照射開始時にわずかにコアの温度が上昇していることが分かる。この時、コアは温度センサーによって温度が監視されており、温度上昇に対して元の温度に一定に保つようにヒーターの出力を下げるよう制御が行われる。そのため、照射中(Beam On)のヒーターの出力は、Beam Off時の値から放射線によって与えられる熱量の分だけ下がることになる。次にBeam Onの状態から、Beam Offの状態へと戻ると、図の5500秒付近のように先ほど逆のことが起こることになる。

このように、非照射時のヒーターの出力 P_{core}^i [W]と照射中のヒーターの出力 P_{core}^f [W]の差から放射線による吸収熱量率を求められることが分かる。

$$P_{rad} = P_{core}^i - P_{core}^f \quad (31)$$

この測定方法は、入射する放射線が時間に対して十分に安定でないとヒーターの出力が安定しないため、線源の安定性が保証されないと使用できない。一方で、準断熱測定法における $M_{core}C$ の測定が必要ないこと、また、断熱の不具合によって測定が影響されないことなどのメリットも大きい。NMIJにおける⁶⁰Co- γ 線の水吸収線量標準ではこの測定方法を採用している。

以上の二つの手法のいずれかで得られた P_{rad} から、まずはグラフィイト吸収線量率 $\dot{D}_g(c)$ を求める。

$$\dot{D}_g(c) = \frac{P_{rad}}{M_{core}} k_{gap} k_{depth}^{cal} k_{imp} k_{det} k_{axl} k_{rad} \quad (32)$$

ここで、 k_{gap} は実際のグラフィイト吸収線量が密に詰まったグラフィイト中の深さ c の点についてグラフィイト吸収線量が定義されているのに対し、実際のグラフィイトカロリーメータには断熱用の真空などのギャップがある。そこで、ギャップを全てグラフィイトで埋めた状態に補正するためのギャップ補正である。また、ギャップを単純に埋めた状態から、求める深さ c の点での吸収線量に補正するのが深さ補正 k_{depth}^{cal} である。次に k_{imp} は不純物などによる吸収線量率の変化や、比熱の変化を補正する不純物補正である。 k_{det} は温度上昇には使われず、化学反応に使用されるエネルギーの補正である熱欠損補正であるが、グラフィイトカロリーメータでは不確かさの範囲内で1とされている。最後に、吸収線量の分布は軸方向、径方向に対して緩やかな分布を持っているため、これに対する補正がそれぞれ k_{axl} 、 k_{rad} である。

最後に得られたグラフィイト吸収線量率を水吸収線量

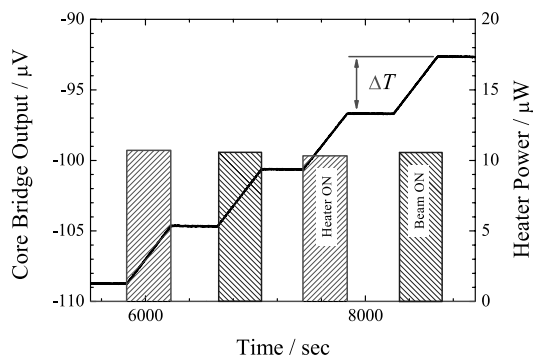


図5 準断熱測定法測定で⁶⁰Co- γ 線を測定した際のカロリーメータの出力とヒーターの出力。およそその値として、 γ 線による吸収熱量率を青色で示す。測定においては400秒おきにヒーターによるコアの加熱と γ 線の照射を繰り返している。なお、ヒータの出力は γ の熱量率に対してわずかに大きい出力と小さい出力の2種類を交互に使用している。なお、 $1 \mu V$ が 1.5 mK 程度に相当する。

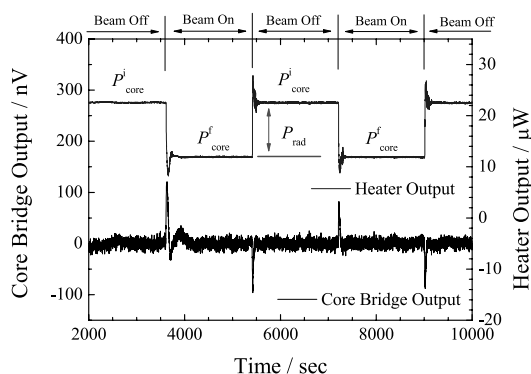


図6 等温測定法で⁶⁰Co- γ 線を測定した際のカロリーメータの出力とヒーターの出力。400秒おきに γ 線の照射のON、OFFを切り替えており、照射中はヒーターの出力が下がり、非照射中はヒーターの出力が上がる様子が見られる。

率に換算する計算を行う。換算には、同じ放射線に対するグラフィット吸収線量と水吸収線量の比を用いるが、この比は電離箱線量計をグラフィットカロリメータファントム、水ファントムに入れて測定した照射線量から求められる。グラフィットカロリメータファントムで測定された照射線量を $X_g(c)$ 、水ファントムを用いて水深さ c' で測定された照射線量を $X_w(c')$ とすると、グラフィット吸収線量に対する水吸収線量の比 $R_{w,g}$ は、

$$R_{w,g} = \frac{D_w(c')}{D_g(c)} \quad (33)$$

$$= \frac{X_w(c')k_{sl}}{X_g(c)k_{depth}^{cav}} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,g} \beta_{w,g} \Phi_{w,g} \quad (34)$$

となる。ここで、 k_{sl} は水ファントムで測定する際の防水靴の影響に対する補正、 k_{depth}^{cav} は電離箱に対してブラッグ_グレイの空洞理論を適用した際に、空洞がグラフィット満たされることになり、グラフィット深さが変わってしまうことに対する補正である。 $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)$ は水深さ c' における水の平均質量エネルギー吸収係数と、グラフィット深さ c' におけるグラフィットの平均質量エネルギー吸収係数の比である。 $\beta_{w,g}$ は同じく吸収線量とカーマ比の水とグラフィットの比であり、 $\Phi_{w,g}$ はエネルギーフルエンスの比である。

最終的にグラフィットカロリメータで得られた吸収線量から、水深さ c' の位置での水吸収線量は、

$$D_w(c') = R_{w,g} D_g(c) \quad (35)$$

で与えられる。なお、リニアックからの高エネルギー光子線の水吸収線量標準の国際比較には水深さ $c' = 10 \text{ g cm}^{-2}$ 、グラフィットの深さについても $c = 10 \text{ g cm}^{-2}$ が採用されている¹⁸⁾。

このNMIJのグラフィットカロリメータを用いた水吸収線量標準は2010年から供給を開始している。グラフィットカロリメータによって供給される⁶⁰Co- γ 線に対する水吸収線量校正定数の相対標準不確かさは0.4%であり、それまでの電離箱線量計よりも不確かさが向上されている。また、このグラフィットカロリメータを用いて、直接リニアックからの高エネルギー光子線に対する水吸収線量標準が確立されれば、残る線質変換係数 k_Q を使用せずに水吸収線量を求めることが出来るようになり、全てのリニアックからの高エネルギー光子線に対して0.4%と同等の相対標準不確かさで水吸収線量が求められるようになる。

4 医療用小型リニアックからの高エネルギー光子線の特性計算

グラフィットカロリメータを用いた水吸収線量測定には3.2節で述べたように、いくつかの補正係数が必要となる。その中で、 k_{sp} や k_{sl} などの、真空や防水靴の影響を考慮する補正係数は解析的に求めることは非常に困難であり、モンテカルロシミュレーションによる導出が行われる。

モンテカルロシミュレーションによる補正係数の導出には、カロリメータに入射する高エネルギー光子線の特性を入力する必要があるが、これには2通りの方法がある。まず1つは、事前にリニアックのビームヘッド内にあるX線ターゲットにリニアックで加速された電子線が入射するケースについてモンテカルロシミュレーションを行い、ビームヘッドから照射される高エネルギー光子線の特性を記録しておく。この記録をカロリメータに入射する高エネルギー光子線の特性データとして、補正係数を導出するためのシミュレーション計算に入力する。2つめは、リニアックのビームヘッドからカロリメータまでの計算を全て1つのモンテカルロシミュレーション内で行う方法である。2つの方法を比較した場合、前者はリニアックから出てくる高エネルギー光子線の特性をある程度平均化して計算を行うため、陽電子消滅 γ 線や径方向の高エネルギー光子線のエネルギー分布のわずかな変化などの微細な影響を計算で考慮することはできないが、その都度電子線からの高エネルギー光子線の発生を計算しないため、計算速度が後者に比べて10倍以上早い。一方で、後者はX線ターゲットに入射する電

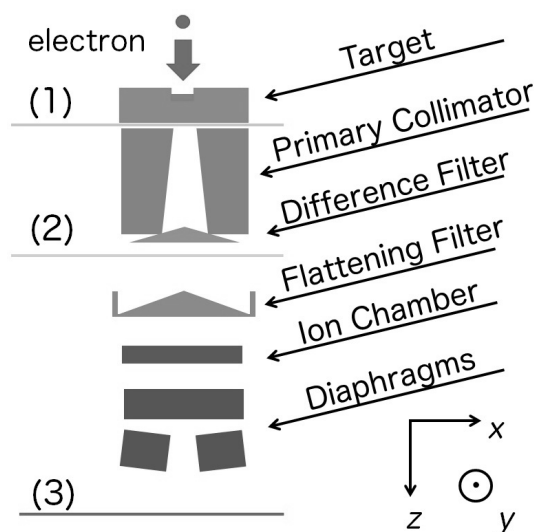


図7 リニアックの概略図

子線から、カロリメータまで全ての計算を1つのモンテカルロシミュレーション内で行うため、先ほどあげたような効果を考慮に入れることができるメリットがあるが、膨大な計算資源（計算機数、計算時間）を必要とする欠点がある。実際に、この手法を採用しているNPLなどでは400台以上のPCを用いたグリッド計算機でモンテカルロシミュレーションを行っている¹⁹⁾。

本研究では、使用できる計算機資源から前者の方法を選択し、実際にモンテカルロシミュレーションを行った。また、実際のリニアックからの高エネルギー光子線の特徴を測定し、計算結果との比較を行った。

4.1 医療用小型電子リニアック

図7にリニアックの構造の概略を示す。リニアックを用いた高エネルギー光子線の発生は次のように行われる。まず、加速管で電子（electron）を目的のエネルギーにまで加速し、X線ターゲット（Target）に照射する。X線ターゲット内に入った高エネルギー電子線は、X線ターゲットが持つ電子によって強い制動を受け、それによって制動放射を起こして自身の持つエネルギーから高エネルギー光子線を発生させる。

X線ターゲットで発生した高エネルギー光子線は、まず主コリメーター（Primary-Collimator）でコリメートされ、その後、フィルター（Difference Filter, Flattening Filter）を通過して、低エネルギーの成分が除かれるとともに、線量分布が平坦化される。図中2枚あるフィルターのうち、上流側のディファレンスフィルター（Difference Filter）は15 MV高エネルギー光子線用のもので、6, 10 MV高エネルギー光子線では使用されない。

フィルターを通過した高エネルギー光子線はビームモニタ線量計である透過型電離箱線量計（Ion Chamber）に入射し、照射線量が測定される。放射線治療において、患者に投与する線量はこのビームモニタ線量計によって決められている。なお、NMIJに設置されているElekta社のビームモニタ装置の下流には、ダイアフラムコリメーター（Diaphragms）によって散乱された光子線がビームモニタに入射するのを防ぐためのアルミプレートが取り付けられているが、図には示していない。

ビームモニタを通過した高エネルギー光子線は最後に可動式のコリメーターであるダイアフラムコリメーターによって目的の照射野形状となるようにコリメートされ、照射される。

4.2 EGS5によるモンテカルロシミュレーション

リニアックからの高エネルギー光子線のモンテカルロ

シミュレーションには電磁カスケードモンテカルロコード、EGS5（Electron-Gamma-Shower ver. 5）²⁰⁾を用いて行った。

高エネルギー電子線による高エネルギー光子線の発生を考える場合、最も重要となるのは制動放射に伴う高エネルギー光子線の発生である。EGS5ではデフォルトの計算方法として、制動放射で放射される光子の角度を入射電子（電子の静止エネルギー m_e 、電子の全エネルギー E ）の入射方向に対して $\theta = m_e/E$ と計算している。したがって、リニアックのような高エネルギー電子線からの制動放射を計算する場合、ビーム軸方向の高エネルギー光子線強度が極端に小さくなってしまいうという不自然な結果になる。このような現象を回避するため、本研究ではEGS5の中にオプションとして含まれている、Koch, Motz らのより詳細な角度サンプリング計算を行うことができる計算ルーチンを使用して制動放射の計算を行った²¹⁾。同様に、高エネルギー光子線から陽電子と電子の対が生成する陽電子対生成についても、入射光子（エネルギー k ）の入射方向に対して $\theta = m_e/k$ で計算されているので、これについても Motz, Olsen, Koch らの角度サンプリング計算ルーチンがEGS5内に含まれているので、これを使用して計算を行った²²⁾。

モンテカルロシミュレーションには対象の構造情報であるジオメトリや、材質の情報を入力する必要がある。本研究ではNMIJに設置された医療用リニアックの製造元であるElekta社から提供されたりニアックビームヘッド内の図面および材質、入射電子線の特徴をもとに計算に必要なジオメトリ情報などを作成し、入力した。

計算においては、発生した高エネルギー光子線の情報を図7中の検出面（1）ターゲット直下の平面、（2）主コリメーター直下の平面、（3）ターゲット下流1 mの検

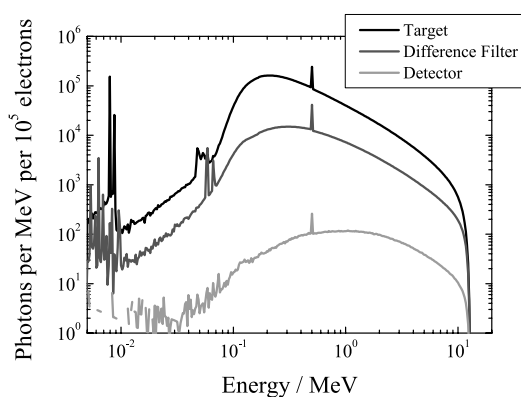


図8 15 MV高エネルギー光子線のエネルギースペクトル。横軸はエネルギー、縦軸が 10^5 電子あたりの光子数を示す。なお、光子数はエネルギーに対して規格化している。

出器位置の平面でそれぞれ記録した。なお、乱数発生器にはランリュックスの乱数発生器を使用し、 $2 \sim 6 \times 10^8$ 個の 6, 10, 15 MV の入射電子について、1 m 下流の位置での照射野が $10 \times 10 \text{ cm}^2$ となる条件でコリメーターを設定した場合の計算を行った。

4.3 エネルギースペクトルおよび角度分布計算結果

モンテカルロシミュレーションで得られた 15 MV 高エネルギー光子線のエネルギースペクトルを図 8 に示す。図中黒線がターゲット直下の高エネルギー光子線のスペクトル、赤線が主コリメーター、ディファレンスフィルター直下の高エネルギー光子線のスペクトルであり、緑線がターゲット下流 1 m の検出器位置での高エネルギー光子線のスペクトルである。図から分かるように、X 線ターゲット直下では 0.1 MeV 以下のエネルギー領域に特性 X 線の鋭いピークが何本もあることが分かるが、フィルターを全て通過した 1 m 下流の位置ではほとんど消失し、連続 X 線の成分だけが残っていることが分かる。また、0.5 MeV 付近には陽電子対生成で発生した陽電子が電子と対消滅を起こす際に生じる陽電子消滅 γ 線 0.511 MeV の鋭いピークが見られる。こちらは、フィルターで消去することが難しいので、1 m 下流の位置でも検出される。得られた計算結果と比較するため、NRC の D. Sheikh-Bagheri らの行った 6 MV 高エネルギー光子線についての計算結果との比較を行った²³⁾。比較したエネルギースペクトルを図 9 に示す。図から分かるように、NRC グループが計算した Elekta 社のリニアックからの 6 MV 高エネルギー光子線のエネルギースペクトルは本研

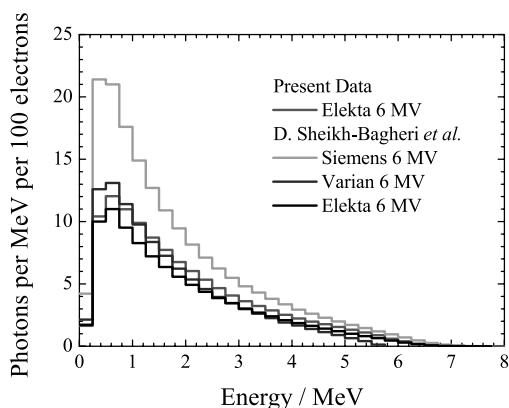


図 9 6 MV 高エネルギー光子線のエネルギースペクトル。1 m 下流の位置で、ビーム軸に対して半径 2.25 cm の範囲に入射した高エネルギー光子線のエネルギースペクトルをヒストグラムで示したもの。エネルギーの前に表記されているのはリニアックの製造メーカー。赤線以外は D. Sheikh-Bagheri らが行ったもの [23]。

究の計算で得られた 6 MV 高エネルギー光子線のエネルギースペクトルの概形は非常に良く一致していることが分かる。

次に 15 MV 高エネルギー光子線の角度分布について図 10 に示す。ターゲット直下では前方方向 $u_x = 0$ を最大値として、広い角度範囲にわたって高エネルギー光子線が放射されていることが分かる。しかし、主コリメーターによって $|u_x| > 0.25$ 以上の外側の成分が除かれ、ディファレンスフィルターによって前方方向の成分も押さえられることから、ディファレンスフィルター直下でかなり平坦な方向分布を持つことが分かる。さらに、フラットニングフィルター、ダイアフラムコリメーターによって、コリメートされることで、照射野のサイズ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ に対応した範囲 $|u_x| < 0.05$ で均一な分布を持つことが分かる。

最後に、15 MV 高エネルギー光子線のフルエンス分布、エネルギーフルエンス分布を示したカラーマップを図 11, 12 に示す。図から分かるようにフルエンス分布、エネルギーフルエンス分布に大きな違いはなく、ほぼ一致していることが分かる。しかし、D. Sheikh-Bagheri らは、

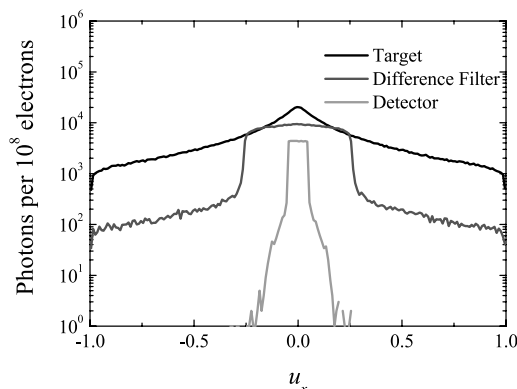


図 10 15MV 高エネルギー光子線の x 方向成分分布。横軸が方向ベクトル $(\mathbf{u} = (u_x, u_y, u_z), |\mathbf{u}| = 1)$ の x 成分、縦軸が 10^8 電子あたりの光子数を示す。なお、光子数は入射電子数に対して規格化している。

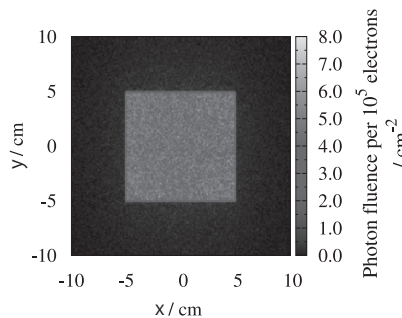


図 11 15 MV 高エネルギー光子線のフルエンス分布

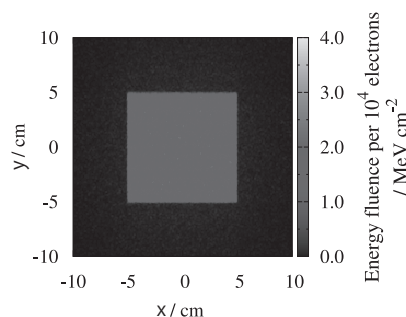


図 12 15 MV 高エネルギー光子線のエネルギーフルエンス分布

径方向に高エネルギー光子線のエネルギースペクトルには緩やかな変化が有り、外側ほど低エネルギーの成分が多くなることを指摘している²³⁾。本研究では、まだ計算した電子数が少なく、径方向のエネルギースペクトルの変化を確認できていないが、今後、計算速度の向上などに取り組むことで、グラフィットカロリメータの計算における補正係数 k_{axi} , k_{rad} の導出に反映させる。

5 医療用小型リニアックの線質指標 $TPR_{20,10}$ および深部線量分布測定

モンテカルロシミュレーションで求めた高エネルギー光子線の特徴が、実際に NMIJ に設置された医療用リニアックからの高エネルギー光子線の特徴と一致しているかどうかを知るため、線質指標 $TPR_{20,10}$ と深部線量分布の測定結果と、計算で求めた結果との間で比較を行った。

一般に、リニアックからの高エネルギー光子線は線質指標 $TPR_{20,10}$ によってその線質が表される。 $TPR_{20,10} = D(20)/D(10)$ は線源である X 線ターゲットから、水ファントム中の線量計との距離 (SCD) を 100 cm に固定した状態で 1 m 下流での照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ の条件で高エネルギー光子線を照射し、水深さ 10 cm と 20 cm で測定される線量 $D(10)$, $D(20)$ の比である。本来、高エネルギー光子線の線質はエネルギースペクトルによって表されるべきであるが、リニアックからの高エネルギー光子線は大線量であるため、エネルギースペクトルを直接測定することが難しく、放射線治療において重要なのはあくまでも対象へのエネルギー付与であることから、線量の減衰割合である $TPR_{20,10}$ が実用的な線質指標として採用されている。これまでの電離箱による測定においても、 $TPR_{20,10}$ に対して線質変換係数 k_Q が供給され、他国の標準研究所においても、 $TPR_{20,10}$ に対して補正係数や水吸収線量校正定数が供給されており、 $TPR_{20,10}$ はまさに水吸収線量標準の要である。本研究では、計算で得られた高エ

ネルギー光子線の特徴を判断する基準として、この $TPR_{20,10}$ を用いることにし、実際に測定された値と、計算によって求めた値の間で比較を行った。

実際のリニアックからの高エネルギー光子線の $TPR_{20,10}$ および深部線量分布の測定は、IBA Dosimetry 社の 3D 水ファントム BluePhantom を使用して行った。測定に使用した電離箱線量計にはコンパクトチェンバー CC13 (内容積 0.13 cm^3 , IBADosimetry 社) を 2 つ使用し、片方は入射高エネルギー光子線の線量をモニターするリファレンスチェンバー、もう片方は水ファントム中をプローブさせて線量を測定するフィールドチェンバーとした。測定値は全て、リファレンスチェンバーの線量に対するフィールドチェンバーの相対線量として得た。モンテカルロシミュレーションによる計算では、X 線ターゲットの下流 80 cm の位置における高エネルギー光子線の特徴を事前に計算しておき、そのデータをもとに、80 cm の位置から同じエネルギー分布を持つ高エネルギー光子線が発生すると仮定して計算を行った。照射野の条件は実際の測定と同じ 1 m 下流位置で $10 \times 10 \text{ cm}^2$ である。線量計算は水深さ 10 cm, 20 cm の位置で、CC13 と同じ半径 3 mm の球の領域への線量を求め、それぞれ 水深さ 10 cm, 20 cm の水吸収線量とした。なお、計算した光子の数は 1.0×10^9 個である。

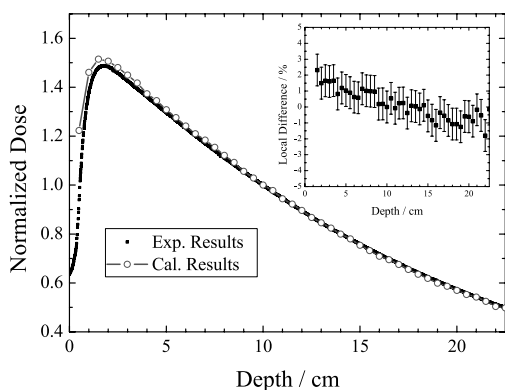
表 1 に測定および計算によって得られた $TPR_{20,10}$ の値を示す。また、参考値として Elekta 製のリニアックを保有する NPL (イギリス), PTB (ドイツ) の測定値を示してある¹⁸⁾。結果から分かるように、測定と計算によって得られた $TPR_{20,10}$ は非常に良く一致し、他国の標準研究所の測定値ともよく一致している。もっとも計算値と大きく離れた 6 MV 高エネルギー光子線の結果でも、そのずれは測定値に対して -0.7% であった。測定値に対して、計算値は低めに出る傾向があり、これについて、深部線量分布の測定結果と計算結果との比較によって考察を行った。図 13 は X 線ターゲットから水面までの距離 (SCD) を 90 cm とした場合の 6, 10, 15 MV 高エネルギー光子線の深さ方向の線量分布、深部線量分布の測定

表 1 Elekta 製リニアックの線質指標 $TPR_{20,10}$ の測定結果 (Exp.) と EGS5 による計算結果 (Calc.)、および他国の標準研究所が測定した値 [18]。

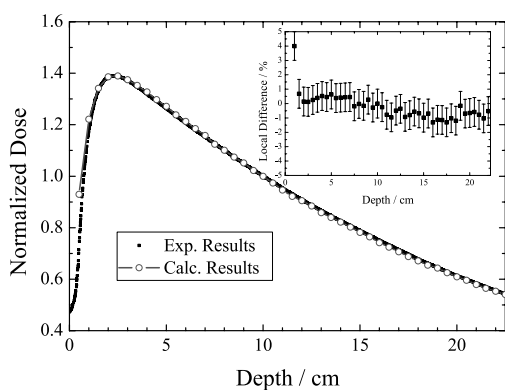
エネルギー	Exp.	Calc.	NPL	PTB
6 MV	0.684	0.679	0.682	0.6828
10 MV	0.731	0.731	0.733	0.7329
15 MV	0.762	0.760	0.758	0.7600

結果と、計算結果を示したものである。

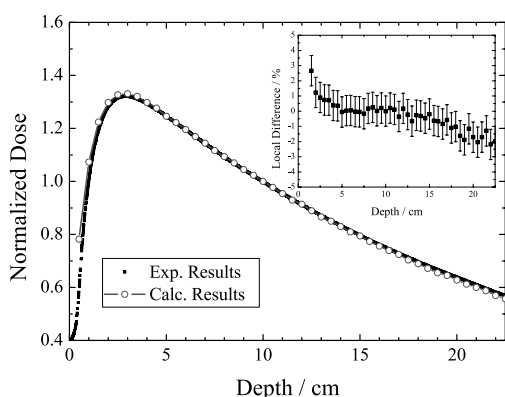
なお、計算では線量を計算する球の半径を 2.5 mm とし、5 mm 間隔の位置ごとの深部線量分布を求めた。



(a) 6 MV 高エネルギー光子線の深部線量分布



(b) 10 MV 高エネルギー光子線の深部線量分布



(c) 15 MV 高エネルギー光子線の深部線量分布

図 13 各高エネルギー光子線の深部線量分布。横軸は水深さ、縦軸は水深さ 10 cm における線量で規格化した線量。右上の図は各測定点における線量の値と計算値のずれを示したものである。エラーバーは測定の不確かさを 1% と仮定して示している。

図から分かるように各エネルギーの高エネルギー光子線の深部線量分布の測定結果と計算結果の概形は非常に良く一致した。6 MV 高エネルギー光子線の結果では、水面付近の線量分布が一致していないが、これは実際のコンパクトチェンバーと線量を求めた領域の形状が異なることや、チェンバー内の空洞や電離箱壁の影響を計算で考慮していないためであるが、6 MV 高エネルギー光子線においても 5 cm 以下ではよい一致が得られている。この結果は、計算で得られたリニアックからの高エネルギー光子線の特性が実際のリニアックからの高エネルギー光子線の特性をよく再現していることを強く裏付けている。より詳細な分析として、各図の右上に、各測定点での測定値と計算値のずれを示す。なお、各点のエラーバーは測定の不確かさを 1% と仮定して示している。図より、測定点の水深さが深くなればなるほど、測定値に対して計算値が小さくなる結果が得られた。この結果は $TPR_{20,10}$ の計算値が測定値よりも小さく出た結果と一致しているが、この原因は前述したように、計算において実際のチェンバー内の空洞や電離箱壁の影響を考慮していないためであり、これらの影響を考慮した計算を行えば、より計算値が測定値に近づくと期待される。

また、今回の測定では容積の小さいコンパクトチェンバーをリファレンスチェンバーに使用しており、ビルドアップの影響などで、不確かさが大きくなっていることも原因として考えられる。

今後、リファレンス線量計を実際の校正に耐えうる不確かさの小さい物に交換し、不確かさを軽減した状態で、 $TPR_{20,10}$ 、深部線量分布を測定し、計算結果のより詳細な評価を行う予定である。

6 まとめ

本調査研究では、まず医療用リニアックからの高エネルギー光子線の水吸収線量標準について、主に利用される放射線医療の現状について概観し、現在、各国で主に利用されている水吸収線量標準である電離箱線量計、カロリメータ線量計の概要についてまとめた。また、グラフィトカロリメータを用いた水吸収線量標準に必要な、補正係数導出のために、医療用リニアックからの高エネルギー光子線の特性をモンテカルロシミュレーション計算によって求めた。

計算によって得られたモンテカルロシミュレーションの結果は NRC グループの計算結果²³⁾と非常に良く一致した。また、実際のリニアックからの高エネルギー光子線の線質指標 $TPR_{20,10}$ と、得られた高エネルギー光子線

の特性をもとに計算によって求めた値は非常に良く一致し、深部線量分布の測定結果についても計算結果とよく一致することを確認した。これにより、リニアックからの高エネルギー光子線の特徴をシミュレーション計算によってよく再現できていることが分かり、今後、この特性データをもとにグラフアイトカロリメータの測定に対する補正係数を導出できることが確認できた。

今後は、実際にグラフアイトカロリメータを用いて医療用小型リニアックからの高エネルギー光子線の測定を行うとともに、今回得られた結果を用いて、各補正係数を導出していく。また、スーパーコンピュータ「京」に代表されるような PFLOPS を超える計算能力を有した並列計算機の導入が大学などの研究機関が保有する大型計算機施設において計画されており、これらの施設を利用して、今回の計算で考慮することが出来なかった陽電子消滅 γ 線などの水吸収線量への影響を評価していく。また、グラフアイトカロリメータを用いた水吸収線量標準の開発とともに、より不確かさの小さい水吸収線量測定技術の開発にも取り組んでいく。特に、水吸収線量の定義はあくまでも液体の水が放射線から吸収したエネルギーであり、水カロリメータは最も少ない補正で水吸収線量を測定できるという長所を持っている。現在は、液体の水特有の問題(対流、化学反応によるエネルギー消費など)から、水カロリメータとグラフアイトカロリメータの不確かさにそれほど差は無いが、水カロリメータの不確かさは技術開発によって改善される余地があり、グラフアイトカロリメータと競合させる形で研究開発に取り組むことで、より不確かさの小さい水吸収線量標準の実現につながっていくと期待される。また、電離箱線量計も実用標準として今後も使われていくことは間違いない。電離箱線量計は測定の簡単さ、測定時間の短さにおいて、他の線量計よりもはるかに優れている。しかし、リニアックビームヘッド内のビームモニタ線量計に使用されている電離箱線量計の不確かさは2%であり、グラフアイトカロリメータによる不確かさの小さい水吸収線量標準が十分に活かされていない。そのため、より不確かさを小さくしたビームモニタ装置を開発することも、不確かさの小さい水吸収線量標準を医療現場に供給していくうえで非常に重要である。

現在、放射線医療の臨床現場では新たな照射技術として、リニアックビームヘッド内のフラットニングフィルターを取り除いたフィルターレス高エネルギー光子線を、従来の照射野に比べて小さい照射野で照射する手法の開発が進んでいる。フィルターレス高エネルギー光子線の特徴はフィルターが無いために大線量率であること

と、軸方向に線量が集中したような線量分布を持つことである(図10において、ターゲット直下における高エネルギー光子線のうち、 $|u_x| < 0.02$ の範囲と同じような分布をもった高エネルギー光子線が使用される)。これにより集中的に大線量を照射することが可能になり、治療効率が向上すると期待されている。フィルターレス高エネルギー光子線のような小さい照射野に大線量が集中する高エネルギー光子線は、グラフアイトカロリメータや電離箱線量計などを用いて測定すると、測定される信号の強度が非線形に応答してしまうなどの問題が発生するため、フリッケ線量計やアラニン線量計の様な大線量においても測定可能な線量測定技術が必要となる。したがって、新たな高エネルギー光子線照射技術であるフィルターレス高エネルギー光子線に対する水吸収線量測定に対しても、水吸収線量標準へのトレーサビリティを確保した線量測定技術を開発し、提供していくことが今後の重要な課題の一つとなる。

最後に、今回調査研究を行った医療用リニアックから得られる高エネルギー光子線はあくまでも放射線医療用のものであるが、高エネルギー光子線のような透過力の強い高エネルギー光子線は様々な分野への応用が期待される。特に、福島第1原発の事故によって大量の放射性廃棄物が発生したが、これらはすべてドラム缶などに詰めて回収されることになる。この様な廃棄物を安全に保管、処理していくには、ドラム缶の中を確認する必要があるが、これらの作業を人の手で行うには、時間やコストがかかるとともに、被曝というリスクも伴う。そこで、リニアックからの高エネルギー光子線を用いれば、手を触れることなく、ドラム缶内の内容物やその状況をレントゲン撮影やCT撮影の要領で確認することが可能になる。このような、高エネルギー光子線の特徴を活かした、高エネルギー光子線撮影技術の開発にも取り組んでいく。

謝辞

本調査研究をまとめるにあたり、計測標準研究部門量子放射科齋藤科長、評価部首席評価役檜野氏から貴重な御助言と御助力をいただきました。ここに深く御礼を申し上げます。信州大学医学部附属病院の小口先生をはじめ、日本放射線技術学会関東部会の方々に医療現場における水吸収線量測定方法について御指導を頂きました。御礼を申し上げます。また京都大学大学院医学研究科椎木助教には最新のリニアック治療装置や照射技術開発について、御教授頂きました。ありがとうございました。

参考文献

- 1) T. Teshima, H. Numasaki, H. Shibuya, M. Nishio, H. Ikeda, *et al.*, The Journal of JASTRO **21**, 113 (2009), http://www.jstage.jst.go.jp/article/jastro/21/3/21_113/_article
- 2) *Cancer Statistics in Japan - 2010*, edited by T. Kayama, T. Sobue, K. Katayama, H. Tsukuma, H. Mikami, and A. Kitai (National Cancer Center, 2011) http://ganjoho.jp/public/statistics/backnumber/2010_jp.html
- 3) Y. Kamino, K. Takayama, M. Kokubo, Y. Narita, E. Hirai, N. Kawawda, T. Mizowaki, Y. Nagata, T. Nishidai, and M. Hiraoka, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* **66**, 271 (2006), <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301606006900>
- 4) Y. Kamino, K. Tsukuda, M. Kokubo, S. Miura, E. Hirai, M. Hiraoka, and J. Ishikawa, *Med. Phys.* **34**, 3243 (2007), <http://dx.doi.org/10.1118/1.2752581>
- 5) T. Hirai, K. Tsukuda, Y. Kamino, S. Miura, K. Takayama, and T. Aoi, *Mitsubishi Heavy Industries Tech. Rev.* **46** (2009), <http://www.mhi.co.jp/en/technology/review/pdf/e461/e461029.pdf>
- 6) *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy*, ICRU Report No. 24 (Oxford University Press, 1976)
- 7) J. G. Stewart and A. W. Jackson, *The Laryngoscope* **85**, 1107 (1975), <http://dx.doi.org/10.1288/00005537-197507000-00001>
- 8) Y. Morishita, M. Kato, N. Takata, T. Kurosawa, T. Tanaka, M. Shimizu, and N. Saito, *産総研 Today* **12**, 22 (2012), http://www.aist.go.jp/aist_j/aistinfo/aist_today/vol12_02/infra/p22/p22.html
- 9) *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, ICRU Report No. 85 (Oxford University Press, 2011)
- 10) *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*, ICRU Report No. 47 (Oxford University Press, 1992)
- 11) 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法（標準測定法 01），edited by 日本医学物理学会（（株）通商産業研究社，2002）
- 12) N. Takata and A. Begum, *Radiation Protection Dosimetry* **130**, 410 (2008), <http://rpd.oxfordjournals.org/content/130/4/410.abstract>
- 13) *Average Energy Required to Produce an Ion Pair*, ICRU Report No. 31 (Oxford University Press, 1979)
- 14) 外部放射線治療における吸収線量の標準計測法（標準計測法 12），edited by 日本医学物理学会（（株）通商産業研究社，2012）
- 15) J. Seuntjens and S. Duane, *Metrologia* **46**, S39 (2009), <http://stacks.iop.org/0026-1394/46/i=2/a=S04>
- 16) A. Krauss, *Metrologia* **43**, 259 (2006), <http://stacks.iop.org/0026-1394/43/i=3/a=008>
- 17) N. V. Klassen and C. K. Ross, *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.* **102**, 63 (1997), <http://nvlpubs.nist.gov/nistpubs/jres/102/1/fj21-kla.pdf>
- 18) *Calorimetric Comparison of Absorbed Dose to Water at High Energies 2009*, BIPM Key Comparison BIPM.RI(I)-K6 Protocol 1.4 (CCRI(I), 2011)
- 19) J. A. D. Pearce, D. R. Shipley, and S. Duane, *Metrologia* **48**, 365 (2011), <http://stacks.iop.org/0026-1394/48/i=5/a=018>
- 20) H. Hirayama, Y. Namito, A. F. Bielajew, S. J. Widerman, and W. R. Nelson, *The EGS5 Code System*, KEK Report 2005-8 (KEK, 2005)
- 21) H. W. Koch and J. W. Motz, *Rev. Mod. Phys.* **31**, 920 (1959)
- 22) J. W. Motz, H. A. Olsen, and H. W. Koch, *Rev. Mod. Phys.* **41**, 581 (1969)
- 23) D. Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers, *Medical Physics* **29**, 391 (2002), <http://link.aip.org/link/?MPH/29/391/1>

