

平成 19 年度学位申請論文

非線形計画最適化法 BFGS 準 Newton 法を用いた、  
放射線治療装置から出力される  
高エネルギーエックス線スペクトルの算出に関する研究

名古屋大学大学院医学系研究科  
医療技術学専攻

(指導：田伏勝義 教授)

下郷 智弘

平成 19 年度博士学位論文  
非線形計画最適化法 BFGS 準 Newton 法を用いた、  
放射線治療装置から出力される  
高エネルギー엑クス線スペクトルの算出に関する研究

目 次

1. はじめに	1
2. 背景・目的	3
3. 理論	6
3-1. 透過率と光子フルエンス、線減弱係数との関係	6
3-2. 最適化法（非線形計画法）	7
3-3. モンテカルロ法	9
3-3-1. 概要	9
3-3-2. 電磁カスケードの追跡方法	9
3-3-3. 電子飛程の追跡方法	9
3-3-4. 電磁カスケードモンテカルロコード	9
3-3-5. Electron Gamma Shower (EGS) code	10
4. 方法	11
4-1. 透過率の測定	11
4-2. 最大エネルギー ( $E_{max}$ ) の算出	12
4-3. BFGS 準 Newton 法による X 線スペクトルの算出	13
4-4. 水中の深部量百分率の検証	14
4-4-1. 水中の深部量百分率の測定	14
4-4-2. モンテカルロ法による水中の深部量百分率の算出	15

5. 結果	17
5-1. 透過率の測定結果	17
5-2. BFGS 準 Newton 法によるスペクトルの算出結果	17
5-3. 水中の深部量百分率による検証結果	18
5-3-1. オープンな状態における結果	18
5-3-2. ウェッジフィルタが装着された状態における結果	18
5-3-3. 照射野の大きさが変化した状態の結果	19
6. 考察	20
7. まとめ	23
8. 謝辞	24
9. 参考文献	25
10. 図・表	29

## 1. はじめに

我が国での悪性新生物による死亡数は2000年には30万人弱であり、全死亡の30.7%を占め、死因の第一位になっている<sup>1)</sup>。悪性新生物の死亡率は年々増加しており、国民の保健衛生上重大な問題となっている。悪性新生物の主要3治療法は外科療法、化学療法、放射線療法である。最近では、癌治療に際して臓器の温存、機能温存が重要事項として取り上げられ、患者の生活の質 Quality of Life (QOL) が重視される放射線治療の選択が増加している。放射線療法では、癌の局所に線量を集中し、かつ周囲正常組織への線量を少なくすることで、合併症無く癌が根治されることが目的とされている。もちろん、根治的放射線療法だけでなく、緩和・対症療法としても放射線療法は有効である。

放射線療法では、はじめに照射すべき部位が決定される。それは標的体積 (target volume)<sup>2)</sup>といわれ、その決定には病巣の進展範囲が重要で、視診、触診や、コンピュータ断層撮影 (Computed Tomography: CT)、磁気共鳴断層撮影 (Magnetic Resonance Imaging: MRI) などの画像診断などが参考にされる。標的体積を決定し、リスク臓器の部位を考慮に入れ放射線治療計画が行なわれる。放射線治療計画には、X線シミュレータを使用する二次元治療計画法と、CTを利用する三次元治療計画法がある。二次元計画法では骨格を元に位置と照射範囲が決定される。三次元計画法では、標的体積とリスク臓器の輪郭がCT画像に書き込まれ、X線のエネルギー、照射方向、照射範囲が決定される。また、そのような照射をする場合、人体の内部でどのような線量分布になるかが計算され、最適な放射線治療計画が決定される。

人体は、空気や骨など密度が大きく異なる物質が多く存在し、放射線が体内に入射した際の線量分布の計算結果に大きな影響を与える。かつては、体内の物質は全て水等価密度と仮定され線量分布計算が行なわれていた。しかし、肺野などの不均質媒質が存在すると、線量分布が実測値と大きく異なることが知られており、最近ではCT値をもとに電子密度値に変換した値を使用して線量分布が計算されることが広く行なわれている。線量計算アルゴリズムではクラークソン法が有名だが、コンボリューション法、スーパーポジション法やモンテカルロ法などの精度の高いアルゴリズムも実用化されてきている。

線量計算アルゴリズムには、計算に必要な様々なパラメータがあり、そのパラメータを修正することで得られた計算値と実測値を一致させるビームモデリングという作業がある<sup>3,4)</sup>。そのパラメータの一つである放射線治療装置から出力されるX線スペクトルは高線量率であるために、マルチチャンネルアナライザーなどのような測定器を使用した直接測定<sup>5,6)</sup>

が非常に困難である。そのため、現在では、放射線治療領域では、X線スペクトルの値はモンテカルロシミュレーションによる計算値を利用している。しかし、このモンテカルロシミュレーションによって得られたスペクトルが放射線治療計画装置（Radiotherapy Treatment Planning System: RTPS）に入力されて、深部量百分率（Percentage Depth Dose: PDD）や軸外線量比（Off Center Ratio: OCR）などの計算が行なわれても、実測された値と一致することはほとんどなく微妙に異なるので、それぞれの実測値に合うようにパラメータが修正される。放射線治療計画装置では、水中の深部量百分率などの計算が行われる際の計算時間を短縮するために、計算結果に影響の少ない部分は計算過程が近似・省略され、あるいは無視されている。そのため、パラメータとして使用されているX線のスペクトルは、実際の形状とはかけ離れている可能性がある。

また、現在の放射線治療領域では、日本医学物理学会から出版されている「外部放射線治療における吸収線量の標準測定法」<sup>7)</sup>や日本放射線技術学会から出版されている「外部放射線治療における保守管理マニュアル」<sup>8)</sup>に沿って、定期的な測定や日々の出力確認・エネルギーの変動が確認されているが、いずれも空中あるいは水中における測定が推奨されている。このような測定によって、X線出力やエネルギーの変動は確認が可能であるが、実際のX線はほとんどが制動放射線であり連続的なスペクトルを持っているため、どのエネルギーがどの程度放出されているかは、視覚的に確認されていない。

## 2. 背景・目的

高エネルギーX線を使用する外部放射線治療の分野において、放射線治療装置から出力される放射線の強度分布やエネルギー、角度分布というのは、人体に投与される線量を計算する場合に非常に重要な情報である。現在は、計算機の性能が急速に向上し、モンテカルロシミュレーションによって粒子や光子の挙動を計算することが可能になってきたが、エネルギー分布を決定する方法としては確立されていない。シンチレーション検出器等によって実測が可能であるという報告もあるが<sup>5, 6, 9, 10)</sup>、臨床の設備においては測定が非常に困難<sup>11)</sup>である。現在では、X線の線質は、水中における深部量百分率 (Percentage Depth Dose: PDD) の10 cm深の値、あるいは組織ファントム線量比 (Tissue Phantom Ratio: TPR) の水の深さ10 cmと20 cmの値の比を求めることで推定されている<sup>12-14)</sup>。

欧米では、多くの医学物理学者によって、透過率や深部量百分率のようなX線線量の減弱度合いから、数値計算によってスペクトルの算出を行なうという試みがなされている。古くは、Bell<sup>15)</sup>、Jonesら<sup>16)</sup>によって開発された数値計算法を初めに、特に診断領域においてLaplace変換による方法をArcherら<sup>17)</sup>が発展させ、さらに放射線治療領域におけるエネルギーについてはAhujaら<sup>18)</sup>が進展させた。高エネルギー領域のX線において、Huangら、Pietmatteiらは減弱曲線を基にした最小二乗法による数値計算法<sup>19-21)</sup>を発展させた。続いて、Francoisら<sup>22, 23)</sup>は線形代数学におけるベクトル空間での解析を行なった。このFrancois法は固有値・固有ベクトルの性質を利用した数学的に非常に優れた方法である。その他に、水中の深部量百分率を用いた方法<sup>24-26)</sup>やLevenberg-Marquart法による方法<sup>27)</sup>、Romberg法<sup>28)</sup>、Waggnerらによる反復摂動法<sup>29)</sup>など様々な方法が開発された。本邦において、改良版としてはIwasakiら<sup>30)</sup>の報告があるが、独自の数値計算法によって高エネルギーX線のスペクトルが算出された報告は無い。これらの数値計算は、いわゆる連立方程式の解を求める方法である。連立方程式の係数行列から逆行列を求める際には、うまく計算されない場合が多く、厳密解を求めるのは非常に困難であるため、数値計算法の工夫によって厳密解に近い解 (最適解) をどのように求めていくかが焦点となっている。

また同時に、乱数を用いることによって、粒子や光子の振る舞いを物理的な理論計算によって線量を求めるモンテカルロ法が古くから行われてきた。最近では、計算機の処理性能も飛躍的に向上し、信頼度の高い汎用モンテカルロシミュレーションコードも出現してきたことから、広く医学物理の分野に取り入れられるようになってきた。これらのコードが用いられ、モンテカルロシミュレーションによる計算値と実測で得られた結果が評価さ

れたデータ<sup>31, 32)</sup>が多く出版されている。これらの中に、X線のスペクトル分布を求めることが可能なものも含まれている。

放射線治療装置の品質管理という観点から、数値計算によるスペクトルの算出方法が、本邦の放射線治療分野における定期測定補助となりえるか、あるいは放射線治療計画装置に入力されるビームモデリングのために初期設定されるスペクトルの一つとなりえるかどうかを検証するため、これらの研究を行ってきた。博士課程前期課程において採用した Francois らの開発した固有値・固有ベクトルを利用した数値計算法は、数学的理論に優れ、測定誤差や逆行列の不安定性が少ないときは、非常に良い結果が得られた。しかし、実際には測定した透過率には誤差が含まれ、求められた隣接する行列の成分が非常に近い値であることから、固有値・固有ベクトルが求められる際の不安定性は避けられない。いわゆる近似計算であるので、計算結果が不安定になる直前の結果が解とされるが、数値計算によるパラメータを計算者が選べなかったことから、透過率に含まれる全ての情報は反映されなかった。Francois 法によって得られた結果<sup>33)</sup>は、放射線治療装置ガントリヘッドの照射出口部分にウェッジフィルタ等が装着されていない状態（オープンな状態）においてスペクトルが算出され、アルミニウム、鉛、アクリル等の透過率や水中の深部量百分率によって計算値と実測値とを比較する方法がとられた。結果としては、水中の深部量百分率において、水表面を 0 cm とした場合深さ 1 cm から 28 cm までの領域において最大の差が 3.95% であり、改善の余地があった。

最適化問題は、自然科学、工学、社会科学などの分野で色々な形で発生する基本的な問題の一つである。与えられた条件の下で何らかの関数を最小化もしくは最大化するような問題である。透過率データから X 線のスペクトルを求める問題というのは、非線形関数の最小値を求める問題に当てはまる。数値計算の方法としては、反復法、直線探索法、最急降下法、共役勾配法、Newton 法、準 Newton 法などの方法がある。本研究では、非線形問題の解法として最も適していると言われている準 Newton 法の中に属する BFGS (Broyden, Fletcher, Goldfarb, Shanno) 準 Newton 法という方法<sup>34-40)</sup>によって数値計算を行なった。数値計算法の選択によって博士課程前期課程における結果の改善が目的とされ、オープンな状態<sup>41, 42)</sup>、金属楔フィルタ（ウェッジフィルタ）が装着された状態、照射野の大きさが変化した場合の 3 点について、得られたスペクトルから計算された水中における深部量百分率と、電離箱によって測定された深部量百分率とを比較することにより、X 線スペクトルの評価・検討を行なった。

放射線治療計画装置に入力される X 線スペクトルとしては、オープンな状態における X 線ビーム軸上の分布と、ビーム軸から離れた場合のオフセンタにおける分布が登録され線量計算に用いられる。ウェッジフィルタは金属で作成されており、フィルタを X 線が透過した場合、X 線の線質硬化（ビームハードニング）が生じてスペクトルが変化していると考えられる。放射線治療計画装置では、ビームハードニングの影響を水中の深部量の変化の比較により見積もることで線量計算が行なわれており、フィルタを透過した後の状態におけるスペクトルは入力されていない。深部量のような曲線ではビームハードニングの変化を表すのは困難で、ほとんど傾斜に変化は見られない。この研究では、ウェッジフィルタのような金属物質によって、高エネルギー X 線がどの程度ビームハードニングの影響を受けているのかを視覚的に評価するため、オープンな状態とあわせ、ウェッジフィルタの装着された状態においても数値計算が行なわれた。BFGS 準 Newton 法によって得られた X 線スペクトルがどのぐらいの精度で計算されているかを確認するために、透過率とは別に、水中における深部量の計算値と実際に測定された値とを比較することにより、スペクトルの検証を行なった。また、臨床においては、様々な照射野で治療されるため、オープンな状態において算出された X 線スペクトルが入射されたとき、照射野が異なる場合に対して計算された深部量が、各照射野における実測値と一致するかを検証した。水中における深部量百分率の計算は、汎用モンテカルロシミュレーションコード EGS5 (Electron Gamma Shower Version 5) を使用し、実測の際の幾何学的配置を再現して、算出された X 線スペクトルを入射スペクトルとして計算に用いた。

### 3. 理論

この章では、利用した計算等について述べる。

放射線治療装置から出力される光子のフルエンスと透過率、線減弱係数の関係を 3-1. に示した。数値計算法に使用した BFGS 準 Newton 法について 3-2. に示した。また、モンテカルロ法の概要について 3-3. に記した。

#### 3-1. 透過率と光子フルエンス、線減弱係数との関係

検出器に、高エネルギーの光子フルエンス  $\Phi$  が照射されると、次式で信号  $S$  が得られる。

$$S = \int_0^{\infty} \Phi_E R(E) dE$$

ここで、光子フルエンスのスペクトルは、 $\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE}$  であり、 $R(E)$  は光子エネルギー  $E$  で

の単位エネルギー幅当たりのフルエンス単位で作られる信号である。一次線束中に、厚み  $x$   $\text{g cm}^{-2}$  の吸収体を置くと、光子フルエンスのエネルギースペクトル  $\Phi_E(x)$  は、吸収体が無いときのスペクトルを  $\Phi_E(0)$ 、吸収体のエネルギー  $E$  における線減弱係数を  $\mu(E) \text{ cm}^{-1}$ 、密度を  $\rho \text{ g cm}^{-3}$  とすると、次のように示される。

$$\Phi_E(x) = \Phi_E(0) \cdot \exp\left\{-\frac{\mu(E)}{\rho} \cdot x\right\}$$

こうして、信号  $S$  は、

$$S = \int_0^{\infty} \Phi_E(0) \cdot \exp\left\{-\frac{\mu(E)}{\rho} \cdot x\right\} \cdot R(E) dE \quad (1)$$

となる。

厚みが  $x \text{ g cm}^{-2}$  の吸収体を通過後の信号  $S(x)$  と、吸収体が無い状態の信号  $S(0)$  より、相対透過率  $T(x)$  は、

$$T(x) = \frac{S(x)}{S(0)}$$

であり、式 (1) を用いると、この  $T(x)$  は、もっと明白な形式で表現される。最初に  $F(E)$  を

$$F(E) = \frac{\Phi_E(0) \cdot R(E)}{S(0)} \quad (\text{MeV}^{-1})$$

と定義すると、検出器に入射する全信号の信号強度が表現される<sup>27)</sup>。よって、透過率を表す一般式は、式(2)のように表すことができる。

$$T_{calc}(x) = \frac{S(x)}{S(0)} = \int_0^{\infty} \exp\left\{-\frac{\mu(E)}{\rho} \cdot x\right\} \cdot F(E) \cdot dE \quad (2)$$

$$= \sum_{E_{min}}^{E_{max}} \exp\left\{-\frac{\mu(E_j)}{\rho} \cdot x_i\right\} \cdot F(E_j) \cdot \Delta E_j$$

ここで、 $E_{max}$ は最大エネルギー、 $E_{min}$ は最小エネルギーを表している。また $\mu(E_j) \text{ cm}^{-1}$ は物質の線減弱係数、 $\rho \text{ g cm}^{-3}$ は物質の密度、 $x \text{ g cm}^{-2}$ は吸収体の厚みである。 $F(E_j) \text{ MeV}^{-1}$ はエネルギー $E_j$ での吸収体の無い状態における信号強度、 $\Delta E_j$ はエネルギービンの幅、 $S(x)$ は吸収体の厚み $x \text{ g cm}^{-2}$ のときの検出器の測定値、 $S(0)$ は吸収体が無いときの検出器の測定値とし、 $\Delta E_j$ の値は、1 MeVとして計算を行なった。

線減弱係数 $\mu$ は、National Institute of Standards and Technology (NIST) から提供されている Hubbell らのデータから計算されている XCOM Version3.1<sup>43)</sup>が利用された。

### 3-2. 最適化法 (非線形計画法)<sup>34, 35)</sup>

透過率データを用いて、BFGS 準 Newton 法により X 線スペクトルを求めるというのは、数学的にいわゆる「逆問題 (inverse problem)」あるいは「最適化問題 (optimization problem)」と呼ばれる問題に分類される。数学者だけでなく、経済学者、工学者、あらゆる分野の研究者たちがこのような問題に対して、苦慮している。

最適化問題は、自然科学・工学・社会科学などの分野で色々な形で発生する基本的な問題の一つである。与えられた条件のもとで何らかの関数を最小化もしくは最大化するような問題である。問題の性質によって、線形計画法と非線形計画法に分けられ、今回は問題の性質上、非線形計画法を使用した。

最適化計算を行なう上で、関数が最適化条件を満たしている必要がある。これは、求める解 $x$ の近傍で連続的微分可能であるならば、関数の一次微分の $x$ での値がゼロであり、さらに2回連続的微分可能ならば $x$ におけるその値は半正定値行列となるという条件である。

また、関数の値を解に近づけていく方法として直線探索法があり、その基準として、アルミホの条件あるいはウルフの条件がある。

最適解を求めるのに反復法は最も一般的である。各反復で「現在の点 $x$ よりも最適解に近い点 $x^+$ が求められる」ことにより、徐々に最適解に近づけられていくことを考える。

$d \equiv x^+ - x$  とおいて  $x$  の周りでテイラー展開され、3 次以上の項が無視されると、

$$f(x_k + d) \approx q(d) \equiv f(x_k) + \nabla f(x_k)^T d + \frac{1}{2} d^T \nabla^2 f(x_k) d$$

となる。Newton 法は、この 2 次モデルの最小化に基づいた方法である。関数  $q(d)$  が  $d$  で微分されると、

$$\nabla^2 f(x_k) d = -\nabla f(x_k)$$

となる。ヘッセ行列が正定値である保証がないので、ヘッセ行列の適当な正定値対称行列  $B_k$  で近似された新しい 2 次モデル、

$$Q(d) = f(x_k) + \nabla f(x_k)^T d + \frac{1}{2} d^T B_k d$$

を考えて、連立一次方程式  $B_k d = -\nabla f(x_k)$  の解として、探索方向  $d_k$  が求められるのが準 Newton 法である。ヘッセ行列の情報が近似行列に取り込まれるための条件について、近似解と勾配の変化量を

$$s_k = x_{k+1} - x_k$$

$$y_k = \nabla f(x_{k+1}) - \nabla f(x_k)$$

とおくと、 $\nabla f(x)$  のテイラー展開により、 $\nabla^2 f(x_{k+1}) s_k \approx y_k$  となる。

そこで、近似行列  $B_{k+1}$  は

$$B_{k+1} s_k = y_k$$

が満たされることが要請される。これは、 $B_{k+1}$  が  $s_k$  の方向で  $\nabla^2 f(x_{k+1})$  が近似されることが課されるもので、セカント条件 (secant condition) と呼ばれている。準 Newton 法では、セカント条件が満足されるように  $B_k$  が更新されて  $B_{k+1}$  が作られる。

近似ヘッセ行列更新としては、主に次の方法がある。

(i) DFP 法<sup>35, 36)</sup>

1960 年代前半に Davidon と Fletcher, Powell によって提案された。

$$B_{k+1} = B_k - \frac{B_k s_k y_k^T + y_k (B_k s_k)^T}{s_k^T y_k} + \left( 1 + \frac{s_k^T B_k s_k}{s_k^T y_k} \right) \frac{y_k y_k^T}{s_k^T y_k}$$

(ii) BFGS 法<sup>35, 37-40)</sup>

1970 年に Broyden, Fletcher, Goldfarb, Shanno によってそれぞれ独立に提案された。

$$B_{k+1} = B_k - \frac{B_k s_k (B_k s_k)^T}{s_k^T B_k s_k} + \frac{y_k y_k^T}{s_k^T y_k}$$

現在では、BFGS 公式が最も有効であると広く認められている。

### 3-3. モンテカルロ法<sup>44, 45)</sup>

#### 3-3-1. 概要

モンテカルロ法は、放射線検出器の応答関数の計算など、事前に放射線の挙動またはそれに付随する物理的、構造的な妥当性を評価するために開発された方法であり、フォンノイマンがその先駆者である。モンテカルロ法では、放射線の輸送は乱数を用いて実行される。確率的な物理現象を扱い、物理現象を記述する確率変数を導き、乱数を用いて追跡していく。

電子は、物質中を通過すると、多重散乱により進行方向を変えながら、かつ電離損失によりエネルギーを失う。その際、制動放射によって X 線が放出され、X 線は光電効果、コンプトン散乱、電子対生成を起こし、電子、光子を放出する。この電子—光子—電子—光子の電磁カスケードが起こり、電子、光子が増幅される。

#### 3-3-2. 電磁カスケードの追跡方法

電子—光子の電磁カスケードが追跡される方法には、

- 1) カスケードの生成が世代別に分けられ世代毎にヒストリーを追跡する方法
  - 2) 一つのヒストリーが終わるまで追跡し、それが終わると一つ前に戻って再度最終まで追跡することを繰り返す辞書編集的追跡法
- がある。

#### 3-3-3. 電子飛程の追跡方法

電子は、非弾性散乱によりエネルギーを失うが、その衝突過程は 1000 回以上に及ぶ多重散乱であるため、個々の飛跡を追跡することは不可能である。多重弾性散乱は原子核との散乱で、電子はそのエネルギーを失うことなく角度が変わるだけである。そのため実際には多重散乱における最終的な移動距離と散乱角が問題とされる。

#### 3-3-4. 電磁カスケードモンテカルロコード

電磁カスケードをモンテカルロ法でシミュレーションするコードには、ETRAN、EGS、TIGER、SANDYL、GEANT などがあるが、多くの場合は高エネルギーの電子と光子が対

象にされたコードである。放射線治療や核医学のように比較的低エネルギーの電磁カスケードが精度よく計算されるコードとしては EGS、GEANT や SIMSET などがある。その中で現在広く利用されているのは EGS コードである。EGS コードはその規定に従い物質の定義、線源の定義、そして光子の輸送が行なわれる。また、その中で考慮されている物理的過程は、光子：光電効果、コンプトン散乱、干渉性散乱、電子対生成、電子：制動放射、Molière 多重散乱、Moller・Bhabha 散乱、陽電子消滅である。

### 3-3-5. Electron Gamma Shower (EGS) code

代表的なモンテカルロ計算プログラムである EGS コードシステムは、放射線治療の分野で利用しやすく改良が重ねられ、様々な放射線の輸送問題に適用されて大きな成果を挙げてきた。

このコードは、FORTRAN 言語で動作し、システムコードとユーザコードに大別される。システムコードは、(1) 放射線物理学の基礎データと (2) 電子と光子の各種相互作用が取り扱われるサブルーチン群と (3) これらの放射線が輸送される媒体のデータからなっている。光子ではコンプトン散乱、電子対生成、光電効果など、電子では多重散乱、陽電子散乱、電子衝突散乱そして制動放射の相互作用などが取り扱われる。光子から電子へ、また電子から光子にとエネルギーを失いながら次々と衝突する様子は、シャワーのようなので、電子・光子が追跡されるプログラムは shower という名前がつけられている。ユーザコードは、メインプログラム main と二つのサブルーチン (HOWFAR と AUSGAB) から構成されている。ユーザは解きたい問題を EGS コードにユーザコードとして与える。これには、(1) 取り扱われる放射線の線源と照射されるビームが定義される部分、(2) 照射される媒体の材料と幾何学的な構造が定義される部分、(3) 求められる物理量が定義される部分に分けられる。

## 4. 方 法

放射線治療装置から出力される高エネルギーX線をコリメータにより細い線束として、電離箱によってアルミニウムによる透過率の測定を行なった。この実測により得られた透過率と、線減弱係数やアルミニウムの厚み等より計算される透過率との差の2乗和の関数式を作成し、非線形計画最適化手法BFGS準Newton法によって2乗和の最小値を数値計算で求め、高エネルギーX線スペクトルを求めた。

アルミニウムの透過率測定は、ウェッジフィルタ等が装着されていないオープンな状態におけるデータと、ウェッジフィルタを装着している状態におけるデータを取り、それぞれについてスペクトルの算出を行なった。

次に、算出されたX線スペクトルの検証を目的として、得られたスペクトルを入射スペクトルとして、汎用モンテカルロシミュレーションコードによって水中における深部量百分率を求め、実際に電離箱によって測定した値と比較・検討を行なった。

また、オープンな状態におけるX線スペクトルを一次光子スペクトルとし、照射野の大きさが変化した場合の深部量百分率について、同様にモンテカルロシミュレーションにより検証を行なった。

透過率の測定法については4-1.に、最大エネルギーの設定法に関しては4-2.に、BFGS準Newton法については4-3.に、水中における深部量百分率の測定・計算については4-4.に示した。

### 4-1. 透過率の測定

高エネルギーX線発生装置は、放射線治療装置Clinac 600CとClinac 2100C(Varian Medical Systems, U.S.A.)を使用した。公称エネルギーが、それぞれ6MV、10MVのX線を使用した。透過率の測定配置を図1に示した。測定配置図は、放射線治療装置から出力されるX線ビーム軸上の断面図を示している。測定器は、電離容積 $0.6\text{ cm}^3$ のFarmer型電離箱(N30001 PTW-Freiburg, Germany)を使用し、線量計には高精度線量計RAMTEC1000D(東洋メディック社製)を使用した。電離箱は、アルミニウム製のビルドアップキャップを装着した状態で使用した。このビルドアップキャップには、各エネルギーについて電子平衡が成立する厚みのものを使用した。まず、図1(a)のように、放射線治療装置ガントリヘッドの照射出口部分に金属楔フィルタ(ウェッジフィルタ)などの無い状態(オープンな状態)における透過率測定は、鉛合金で作成されたコリメータ(Secondary collimator jaws)によってター

ゲットから 100 cm (アイソセンタ) の距離における照射野が  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  の細い線束に設定されて行なわれた。この照射野の大きさは、X 線ビーム軸上においてアイソセンタから 90 cm 離れた位置に設置した電離箱を、十分に覆うように設定した。吸収体であるアルミニウムやガントリヘッド内の構造物等からの散乱線を遮断するように、アルミニウムと電離箱の間には鉛コリメータを設置した。透過率測定における吸収体は、純度 99.7%以上のアルミニウム (A1070) を使用した。透過率測定は、アルミニウムを積み上げて厚みを変化させることで測定を行なった。アルミニウムを積み上げる方法については、文献を参考にして行なった<sup>20,46)</sup>。図 1 のようにターゲットからアルミニウムの遠位端までの距離は 120 cm に設定された。アルミニウムが無い状態からアルミニウムの厚さが  $113 \text{ g cm}^{-2}$  となるまでの各 15 ポイントについて測定した。各ポイントで、電離箱によって電離量として測定し、温度と気圧の補正をした。5 回の測定値より求めた平均値から透過率を計算した。X 線照射量は 300 モニターユニット (Monitor Unit: MU)、X 線線量率は  $400 \text{ MU min}^{-1}$  で照射した。1 MU は、各エネルギーの水中の最大線量深において、吸収線量が 1 cGy となるように調整されている。

次に、図 1(b)のように、放射線治療装置ガントリヘッドの照射出口部分にウェッジフィルタを装着した状態において、透過率を測定した。X 線は金属によるビームハードニング効果によってスペクトルがより高いエネルギー側へシフトすることが知られているが、数値計算によって、ビームハードニングの影響を表すことができるかを確認するために行なった。オープンな状態のときと同様に、アイソセンタにおける照射野の大きさが  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  の細い線束によって透過率を測定した。金属によって X 線が吸収されてしまい、電離箱の読み値が低くなったので、線量を 500 MU にあげて測定を行なった。照射量と測定値の線形性は十分に保たれている状態であった。ウェッジフィルタの装着方向は、放射線治療装置ガントリヘッドをターゲット (Target) 側からガン (Gun) 方向に見て、右側が厚みのある方向に装着された状態で測定した。ウェッジフィルタの種類は、ステンレススチール製の  $15^\circ$ 、 $30^\circ$  ウェッジフィルタの二つ、鉛合金製の  $45^\circ$  ウェッジフィルタの一つを使用した。

## 4-2. 最大エネルギー ( $E_{max}$ )の算出

高エネルギーX線治療においては、X線の公称エネルギーと深部量百分率などから求められる深部量データが 1 対 1 であることが望ましいが、実際には、公称エネルギーが同じでも、これらのデータが施設間で異なっていることが多い。その原因は、ターゲットの材質や平坦化フィルタ、コリメータの構造などの違いによる<sup>7)</sup>。

本邦においては、放射線治療領域の測定は、標準測定法 01 に則って行なわれており、X線の線質表示として加速エネルギーを算出する際、BJR の文献データ<sup>47)</sup> (図 2) から算出することが推奨されている。

次の式は、BJR のデータ (図 2) から求めた近似式である。

$$\lambda = 0.01391 \times 10^{0.039164 \cdot PDD(10)} \quad (\text{MeV}) \quad (3)$$

ここで、PDD(10)は、水中における深部量百分率の深さ 10 cm における値である。これらのBJR のデータから得られた数式は、公称エネルギー4~18 MeV の範囲であれば、0.3 MeV の精度で近似されることが分かっている。 $\lambda$ を  $E_{max}$  とした。

### 4-3. BFGS 準 Newton 法による X 線スペクトルの算出

式 (2) から計算によって得られた透過率  $T_{calc}$  と実測によって得られた透過率  $T_{meas}$  の差の 2 乗和を求める関数を下記の式 (4) のように作成し、この関数ができる限りゼロに近づくように数値計算を行なった。実際にはゼロになることは無く、 $f(F)$  がゼロに近づいたとき、数値計算が破綻しないように収束数を設定した。前述のように、線減弱係数は NIST から提供されている XCOM Version 3.1 にて計算した結果を使用し、アルミニウムの密度は、 $2.699 \text{ g cm}^{-3}$  とした。最大エネルギー  $E_{max}$  は、式 (3) の  $\lambda$  の値を使用した。また、電子がターゲットに衝突して以後、フラットニングフィルタ等により低エネルギー光子は吸収されてしまうため、Hinson ら<sup>27)</sup>を参考にして  $E_{min}$  は 0.1 MeV と設定した。 $E_{min}$  の値は、後述するモンテカルロシミュレーションによる水中の深部量百分率の計算値との比較において、電離箱による実測値とずれていた場合、修正可能なプログラムにした。数値計算を行なうにあたり、求められるスペクトルの初期値を入力しておかなければならない。この際、過去の報告では三角波が使用されるものが多く、結果としてこれらの初期値に影響を強く受けていた<sup>19)</sup>。初期設定したスペクトルによる影響を避けるため、図 3 のように、計算される全てのエネルギーに対して相対フルエンス値を“1”と設定した。透過率および線減弱係数の値は、数値計算する際にスプライン関数によって 100 分割した値として計算された。

$$f(F) = \sum_{i=1}^n \left[ \left\{ \sum_{E_{min}}^{E_{max}} \exp\left(-\frac{\mu(E_j)}{\rho} \cdot t_i\right) \cdot F(E_j) \cdot \Delta E_j \right\} - T_{i,meas} \right]^2 \quad (4)$$

数値計算によって、上記式 (4) の  $f(F)$  をゼロに近づけるようにプログラムした。この数値計算に非線形計画最適化手法である BFGS 準 Newton 法を使用した。 $\Delta E$  は 1 として扱った。実際の計算は、汎用数値計算ソフトウェア MATLAB Version 7.0.1 (The MathWorks Inc.,

U.S.A.) に搭載されている、BFGS 準 Newton 法の演算を行なう内部関数によって行ない、MATLAB のプログラミング機能<sup>48)</sup>を利用して  $F(E)$  を求めた。

求めた  $F(E)$  を下記の式 (5) に代入し、スペクトル  $\Phi_E(0)$  を求めた。

$$\Phi_E(0) = \frac{F(E) \cdot C(E)}{E \cdot \left( \frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right)_{air}} \quad (\text{MeV}^{-1}) \quad (5)$$

ここで、 $C(E)$  は、電離箱のエネルギー依存性を示しており、Hinson ら<sup>27)</sup>によると放射線治療領域の高エネルギー X 線については、ほぼ 1.0 である。 $\left( \frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right)_{air} \text{ cm g}^{-2}$  は、空気<sup>の</sup>質量エネルギー吸収係数である。

#### 4-4. 水中の深部量百分率の検証

BFGS 準 Newton 法による数値計算によって得られた X 線スペクトルが、どの程度の精度で計算されているかを検証するために、透過率とは別の測定法にて確認する必要があり、水中における深部量百分率による比較を行なった。

放射線治療領域において、定期的に行なわれている測定として、水ファントムを使用した水中の深部量百分率測定が一般的であり、放射線治療装置の出力 X 線のエネルギー変動を確認するためによく用いられている方法である。患者への投与線量が決定される際にも水中の深部量百分率の測定値を使用していることから、数値計算によって算出されたスペクトルから求めた深部量百分率の結果が、電離箱による測定値と一致することが重要である。

水中における深部量百分率による検証では、オープンな状態、ウェッジフィルタを装着した状態、照射野の大きさが変化した状態での、各深部量百分率について比較を行なった。水ファントム中における深部量百分率の測定は、X 線ターゲットから水ファントムの水表面までの距離 (Source Surface Distance: SSD) は 100 cm の一定とし、放射線治療装置の照射野ごとに、電離箱までの距離を X 線ビーム軸に沿って深さ方向に変化させて行なった。測定値にばらつきがあるため、3 回測定し平均化したデータを使用した。

##### 4-4-1. 水中の深部量百分率の測定

水中における深部量百分率は、図 4 のような配置により測定された。ファントムには

三次元水ファントム RFA300 (Scanditronix Wellhöfer Co., Sweden) を使用した。オープンな状態において、ターゲットから水表面までの距離を 100 cm と設定した。照射野の大きさはアイソセンタの位置で  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  とした。X 線線量率は  $400 \text{ MU min}^{-1}$  として、電離容積  $0.125 \text{ cm}^3$  の Farmer 型電離箱 (N30010 PTW-Freiburg, Germany)、高精度線量計 RAMTEC1000D (東洋メディック社製) を使用して測定を行なった。放射線治療装置からの高エネルギー X 線を連続的に照射し、三次元水ファントム RFA300 の機能を利用して、照射中に X 線ビーム軸上に電離箱を遠隔操作することにより、水中の深部量を測定した。測定範囲は水の深さ方向に、水表面を 0 cm として表面から深さ 30 cm まで測定した。測定値のばらつきがあるため、3 回の測定が行なわれ平均化された値を実測値とした。

また、放射線治療装置ガントリヘッドの照射出口にウェッジフィルタを装着した状態における、三次元水ファントム RFA300 中の深部量百分率を測定した。ウェッジフィルタは、透過率の測定の際に使用したものと同様、ステンレススチール製の  $15^\circ$ 、 $30^\circ$  ウェッジフィルタの二つ、鉛合金製の  $45^\circ$  ウェッジフィルタ一つを使用し、装着の方向も透過率測定時と同一とした。照射野の大きさはアイソセンタで  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  とした。その他の条件は、オープンな状態の測定と同一である。

次に、オープンな状態において、照射野の大きさが異なる場合の水中の深部量百分率を測定した。照射野の大きさをアイソセンタにおいて  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 、 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ 、 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 、 $30 \times 30 \text{ cm}^2$  として、それぞれについて深部量の測定を行なった。実際には、照射野の大きさが  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  の測定も行なったが、後述するモンテカルロシミュレーションの計算時間が非常に長時間にわたってしまい、目的とする臨床における使用としては、逸脱する結果となったため、比較対象から除外した。照射野の大きさ以外の測定条件は、オープンな状態における条件と同一とした。

#### 4-4-2. モンテカルロ法による水中の深部量百分率の算出

水中の深部量百分率の計算には、汎用モンテカルロシミュレーションコード EGS5 (Electron Gamma Shower Version 5) を使用した。このコードは、Stanford University の Stanford Linear Accelerator Center (SLAC) によって開発されたプログラムで、EGS5 は日本の文部科学省高エネルギー加速器研究機構 (KEK) の平山らによってさらに開発が進められたコードである<sup>49)</sup>。

入射一次光子スペクトルとして、BFGS 準 Newton 法によって得られた光子フルエンス

を設定し、測定の際と同様に、図 4 のような幾何学的配置をプログラム上で設定して、モンテカルロシミュレーションによって水中の深部量百分率を計算した。実測の配置と同様に、ターゲットから水ファントムの水表面までの距離は 100 cm、照射野の大きさはアイソセンタにて  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  と設定した。深部量百分率の計算は、X 線ビーム軸上にて行ない、計算ボクセルサイズは、 $1 \times 1 \times 0.1 \text{ cm}^3$  とした。水表面を 0 cm として表面から 30 cm の深さまで計算を行なった。また光子のカットオフエネルギーは 10 keV、電子のカットオフエネルギーは 561 keV（静止質量エネルギーを含む）に設定した。モンテカルロシミュレーションによる計算では、光子や電子のランダムな挙動を追うために、計算に使用する粒子数が少ないと結果がばらついてしまう。ばらつきを抑えるため、統計誤差を $\pm 0.5\%$ 以内に収めるように、粒子数を  $10^9$  個として計算を行なった。

## 5. 結果

この章では、放射線治療装置ガントリヘッドの照射出口部分にウェッジフィルタが装着していないオープンな状態における透過率測定の結果、ウェッジフィルタの装着した透過率測定の結果を 5-1. に示した。

5-2. では、透過率の測定データと計算によって得られる透過率の差の 2 乗和を求める関数式 (4) より、BFGS 準 Newton 法を用いて算出された X 線スペクトルの結果を示した。また、Francois 法による結果 (博士課程前期課程における結果) との比較も示した。

5-3. では、水中における深部量百分率から電離箱の実測値とモンテカルロシミュレーションによる計算値を比較することによって算出された X 線スペクトルが、妥当であるかどうかの検証の結果を示した。

### 5-1. 透過率の測定結果

放射線治療装置ガントリヘッドの照射出口部分にウェッジフィルタ等を装着していないオープンな状態およびウェッジフィルタを装着した状態において、吸収体にアルミニウムを使用した場合の、放射線治療装置から出力される高エネルギー X 線の透過率曲線を図 5 に示した。X 線のエネルギーに対する透過率曲線の違いは顕著であり、アルミニウムの厚みが増加するにつれ指数関数的に測定値が減少するという結果となった。また、図 5 のような減弱曲線によって、ウェッジフィルタのような金属の挿入物を透過した X 線エネルギースペクトルのビームハードニングの影響を視覚的に評価するのは困難であった。

### 5-2. BFGS 準 Newton 法によるスペクトルの算出結果

まず、ウェッジフィルタを装着していないオープンな状態において、式 (4) の関数式において、BFGS 準 Newton 法の導入によって  $f$  がゼロに近づけるように数値計算を行なった。この際、実測の透過率と計算により算出された透過率の相対差は、表 1 のようにほぼ全領域において  $\pm 1\%$  以内に近づき、その結果、算出された 6 MV X 線、10 MV X 線<sup>41,42)</sup>の相対光子フルエンス  $\Phi$  を図 6-1、図 6-2 に示した。分布は滑らかな一つの山形となり、摂動法などに見られる凹凸のある不連続な分布にはならなかった。

また、6 MV X 線、10 MV X 線における、ウェッジフィルタを装着した場合の相対光子フルエンス  $\Phi$  を図 7-1、図 7-2 に示した。ウェッジフィルタの角度が増加したとき、分布が高エネルギー側へシフトしている状態を算出することができた。

各公称エネルギーのスペクトルにおける、最小エネルギー (Minimum energy)、最頻エネルギー (Modal energy)、平均エネルギー (Mean energy)、最大エネルギー (Maximum energy) を表 2、表 3 に示し、Francois 法にて得た結果も同様に示した。「BFGS 準 Newton」は今回の研究における結果、「Francois」は Francois 法による結果、「Monte Carlo」は Bagheri らのモンテカルロ法による文献値、「RTPS」は臨床で使用している放射線治療計画装置に入力されているスペクトルを示している。

## 5-3. 水中の深部量百分率による検証結果

### 5-3-1. オープンな状態における結果

ウェッジフィルタを放射線治療装置ガントリヘッドの照射出口部分に装着していないオープンな状態において、X 線ビーム軸上における、水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる深部量百分率の計算値の比較を行なった。6 MV X 線と 10 MV X 線<sup>41, 42)</sup>の各エネルギーにおける測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算結果の比較を図 8-1、図 8-2 に示した。Francois 法による結果との比較を表 4 に示した。「BFGS 準 Newton」は今回の研究における結果を示し、「Francois」は Francois 法により計算された結果を示した。「深さ」は X 線ビーム軸方向における、水表面を 0 cm としたときの深さを示した。

表 4 のように水の深さが 1 cm から 28 cm の広い領域に対して、6 MV X 線については  $\pm 0.77\%$  以内、10 MV X 線については  $\pm 0.91\%$  以内となり、非常によく一致した結果が得られた。

### 5-3-2. ウェッジフィルタが装着された状態における結果

ガントリヘッドにウェッジフィルタを装着した状態における、水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較を、6 MV X 線、10 MV X 線それぞれに対して、15° ウェッジフィルタについては図 9-1、図 9-2 に、30° ウェッジフィルタについては図 10-1、図 10-2 に、45° ウェッジフィルタについては図 11-1、図 11-2 に示した。各深さにおける差を表 5 に示した。「深さ」は X 線ビーム軸方向における、水表面を 0 cm としたときの深さを示した。

ステンレススチール製の 15°、30° ウェッジフィルタの場合は、X 線のエネルギーによらず、水の深さ 1 cm から 15 cm までは約 1% 以内に収まり、それより深い領域 (20 cm

～28 cm) についても±1.84%以内に収まった。同様に鉛合金製の 45° ウェッジフィルタについては、1 cm から 25 cm までの広い領域について、±0.86%以内という非常によい結果が得られた。

### 5-3-3. 照射野の大きさが変化した状態の結果

オープンな状態において、照射野の大きさが大きく変化した場合について検討した。水ファントム中における実測された深部量百分率とモンテカルロシミュレーションにおける計算値を、6 MV X 線、10 MV X 線それぞれに対してアイソセンタにおける照射野の大きさが  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  については図 12-1、図 12-2 に、 $15 \times 15 \text{ cm}^2$  については図 13-1、図 13-2 に、 $20 \times 20 \text{ cm}^2$  については図 14-1、図 14-2 に、 $30 \times 30 \text{ cm}^2$  の場合については図 15-1、図 15-2 に示した。各深さにおける差を表 6 に示した。「深さ」は X 線ビーム軸方向における、水表面を 0 cm としたときの深さを示した。

結果は、6 MV X 線、10 MV X 線に対して、それぞれ水表面を 0 cm とした場合、水の深さ 1 cm から 25 cm の範囲で最大で 2.12%、1.79%、平均では 1.06%、0.93%のズレであり、許容できる結果であった。アイソセンタにおける照射野の大きさが  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  になると、6 MV X 線、10 MV X 線に対して、それぞれ水の深さ 1 cm から 25 cm の範囲で最大で 1.29%、4.95%であり、平均では 0.57%、0.21%であった。この照射野の 10 MV X 線における最大のズレは、線量が急峻に変化するビルドアップ領域におけるズレであり、2 cm から 25 cm の範囲で評価すると、最大で 1.13%、平均で 0.31%に収まっている。アイソセンタにおける照射野の大きさが  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  の場合、6 MV X 線、10 MV X 線に対して、それぞれ水の深さ 1 cm から 25 cm の範囲で最大で 1.11%、2.45%であり、平均では 0.51%、0.03%であった。この照射野においても 10 MV X 線における最大のズレはビルドアップ領域における差であり、2 cm から 25 cm までの範囲で評価されると最大で 0.45%、平均で 0.08%であった。次に、アイソセンタにおける照射野の大きさが  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  の場合、6 MV X 線、10 MV X 線に対して、それぞれ水の深さ 1 cm から 25 cm の範囲で最大で 1.80%、0.77%であり、平均では 0.80%、0.04%であった。全体的に実測値と計算値に大きなズレを生じたのは、水表面から最大線量深の半分ぐらいまでの深さで差が大きかった。

## 6. 考 察

アルミニウムの透過率データを利用し、非線形計画最適化手法 BFGS 準 Newton 法を使用することにより、放射線治療装置から出力される高エネルギー X 線（公称エネルギー 6 MV、10 MV）スペクトルを算出した。

BFGS 準 Newton 法を使用することによって、Francois らによる固有値・固有ベクトルを使用する方法ではできなかったパラメータの修正を可能にして、近似解を求めた。

BFGS 準 Newton 法によって得られた X 線スペクトルは、過去に発表されている他の数値計算法による結果に比べて、非常に滑らかに表現された。また、Levy らの文献<sup>6)</sup>にもあるような検出器によって直接実測値として得られたスペクトル（図 16）と、BFGS 準 Newton 法による数値計算により算出されたスペクトルの形状は、類似したものであった。Levy らの測定した放射線治療装置 Applied Radiation 社製 Mevatron VIII は公称エネルギーが 8 MeV であり、電子を 0.51 mm のプラチナターゲットに入射させ、フラットニングフィルタ（タングステンと銅）、モニタ線量計（4.57 mm アルミニウムと 3.3 mm スチール）などの物質を透過した状態の光子が測定されていた。また、Schiff<sup>50)</sup>や Destroy と Boyer<sup>51)</sup>の報告にあるような理論的な計算によれば、光子の分布はフィルタを透過する前では、図 17 のように低エネルギー側は減弱されていない分布となる。しかしながら、実際には放射線治療装置においては、フラットニングフィルタやモニタ線量計など数種の物質を透過して出力されるため、一つの山形で頂上が低エネルギー側へシフトしているような形状であると報告<sup>51)</sup>されている（図 18）。図 18(a)は、放射線治療装置 Siemens 社製 Mevatron KD を使用した場合、18.79 MeV の電子が 0.0965 cm の金ターゲットに入射し、フィルタ（water 0.4 cm、C 1.0 cm、Al 1.9 cm、Fe 3.5 cm、W 0.6 cm）を透過した後のスペクトル、図 18(b)は Varian 社製 Clinac-20 が使用され、15 MeV の電子が 0.0635 cm のタングステンターゲットに入射され、フィルタ（Cu 0.8 cm、W 1.9 cm）を透過した後のスペクトルを示している。理論的な計算による光子の分布の形状は、BFGS 準 Newton 法により得られた分布と類似しており、理論的な計算による分布形状と比較しても逸脱した結果にはなっていなかった。検出器により直接測定された結果や理論で得られた結果とは、X 線のエネルギーやターゲットの材質、装置の構造等が異なるため、単純な比較は出来ないが、BFGS 準 Newton 法により算出されたスペクトルと他の文献にある結果とは、一致はしていないが類似した結果となった。参考に、図 19-1、図 19-2 に、6 MV X 線、10 MV X 線に対するオープンな状態における、BFGS 準 Newton 法による算出結果、Francois らの方法による結果<sup>41, 42)</sup>および Bagheri ら<sup>31)</sup>によるモンテカルロ

シミュレーションによる計算結果を示した。いずれも、Varian 社製の医療用放射線治療装置 Clinac 600C、Clinac 2100C を使用して数値計算しているが、図のように形状は一致していなかった。このように、同じメーカーの同じ放射線治療装置においても、数値計算法の違いや加速器等の調整具合によって差が生じた。現在のところは、モンテカルロシミュレーションで求められた文献値を基準にして、放射線治療計画装置に入力される一次光子スペクトルを定めている状態であるが、放射線治療装置毎に加速器の調整の程度や高圧装置等の性能によって実際のスペクトルも異なっているものと考えられる。放射線治療計画装置の使用者は、モンテカルロシミュレーションの文献値を安易に用いるのではなく、透過率や深部量百分率から数値計算によって算出されたスペクトルをビームモデリング等に使用することも、一つの方法と考えられる。また、理論式による比較や可能であれば直接測定による検証も必要であると考えられた。

アルミニウムを吸収体に利用した透過率の測定は、臨床の設備を使用して十分に可能であり、測定時間が一時間から二時間と放射線治療における精密測定にかかる時間とほぼ同等であることから、半年あるいは一年に一度行われる精密測定に合わせて行なうことも可能と考えられた。また、アルミニウムは、純度が 99.7%以上という高純度のものを使用したのが比較的廉価であり、強度もあるため測定の配置がしやすく、高額な放射線測定用の検出器などを揃えるよりは手軽に利用できるという利点がある。また、線減弱係数の極小値に相当する光子エネルギーが X 線の最大エネルギーよりも高く、今回のような数値計算には適している<sup>33)</sup>。

水中の深部量百分率における測定値とモンテカルロシミュレーションによる深部量百分率の計算値との比較について、放射線治療装置にウェッジフィルタ等の吸収体がないオープンな状態において、固有値・固有ベクトルを用いた方法で得られた結果では、水表面を 0 cm として深さ 1 cm から 10 cm までは 1%以内と非常によい結果であったが、それより深い領域（15 cm～28 cm）に関しては、2%から 4%弱のズレがあった。BFGS 準 Newton 法によって算出されたスペクトルを使用して同様に得られた結果は、表 4 のように非常によく一致した結果が得られ、固有値・固有ベクトルを用いた方法よりも精度よく計算された。

また、BFGS 準 Newton 法により得られたスペクトルを視覚的に評価すると、ウェッジフィルタの角度を増加させると高エネルギー側へシフトしている。深部量百分率の比較結果は、ステンレススチール製のウェッジフィルタの場合、鉛製に比べて差が大きかったが、合金であるために他の物質の混入により、モンテカルロシミュレーションとの差が発生し

たものと考えられた。

次に、オープンな状態において得られた X 線スペクトルが一次光子フルエンスとして、モンテカルロシミュレーションコード EGS5 に取り込んで計算された水中の深部量百分率を、電離箱による測定値と比較した結果は、アイソセンタにおける照射野の大きさが  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  の場合は他の照射野の大きさにおける結果に対してズレが大きい印象があった。電離箱が照射野の大きさに対して側方散乱成分を十分に捕らえきれていなかった可能性がある。また、ビルドアップ領域のような浅い領域では差が大きかったが、この領域では電子平衡状態が成立しておらず、電離箱による測定値の信頼性の少なさが影響していると考えられた。

その他、Huang ら<sup>20)</sup>、や Iwasaki ら<sup>30)</sup>のような、X 線ビーム軸上から離れた位置（オフセンタ）におけるスペクトルについては今回検討しなかった。放射線治療装置においては、X 線は、電子がターゲットに衝突してからフラットニングフィルタという物質を通過して出力される。フラットニングフィルタは、図 20 のように X 線軸上が最大の厚みである円錐状の重金属物質で生成されており、X 線ビーム軸に対して水平方向にフィルタの厚みが異なる。このため、ビーム軸上とビーム軸から離れた点におけるスペクトルとでは、ビームハードニングの程度が異なることが予想される。よって、X 線ビーム軸から水平方向に離れるほど、X 線スペクトルは低エネルギー側へシフトしていることが予想される。放射線治療計画装置において、BFGS 準 Newton 法により算出されたスペクトルを使用しようとする際は、オフセンタにおける分布も同様に数値計算によって得ることができれば、より正確な線量計算、体内の線量分布を計算することができると予想される。

## 7. まとめ

今回の研究では、数学的に一般的な最適化手法である BFGS 準 Newton 法を使用して、放射線治療装置から出力される高エネルギー X 線スペクトルを算出した。スペクトルは、X 線ビーム軸上におけるオープンな状態の分布、金属ウェッジフィルタを装着した状態の分布が得られ、実際の臨床で使用する状態におけるスペクトルを算出することができた。

スペクトルの検証として、水中の深部量百分率を利用した。放射線治療領域で定期的に測定されているデータと比較が可能であり、今回の結果がモンテカルロシミュレーションによる計算値と電離箱による実測値がよく一致したことから、臨床においてデータの比較をやすく、またアルミニウムの透過率と水中の深部量百分率の二つで検証することで、より精度よく計算することが可能であった。

この研究は、放射線治療領域における装置の性能評価の一つの補助的な測定として進められてきて、この意味で目的は達成されたと考えている。また、放射線治療計画装置に前もって入力されているスペクトルを使用するよりは、今回報告した方法によって求められたスペクトルを使用した方が、よりビームモデリングの手間と作業時間の短縮が図れるものと考えられる。

臨床における使用を目的として、臨床の設備あるいは臨床で使用している測定器等を使用して X 線スペクトルの算出を検討したため、スペクトルが透過率によって実測にあうように数値計算された。それとは別に水中の深部量百分率という測定法によっても計算値が評価されるという方法を取った。今後、測定装置、検出器等の発展や測定方法の工夫により、放射線治療領域における高エネルギー X 線の比較的簡便な直接測定が可能となったり、モンテカルロシミュレーションコードの開発、高度な数値計算法の開発によって、さらに精度の良い計算結果が得られることが期待される。今後の課題としては、放射線治療装置から出力される X 線のスペクトルを直接測定して、評価がなされていかななくてはならない。ただ実際には、臨床の場における限られた設備において、直接測定を行なうために X 線源からの距離をとることは幾何学的に難しい。また、直接測定は線量を非常に小さくする必要があるが、放射線治療装置から出力される X 線は高強度で高線量率であるため困難である。

## 8. 謝 辞

本研究を行なうにあたり、ご指導いただきました田伏勝義教授、小幡康範教授、青山隆彦教授に深く感謝いたします。

モンテカルロシミュレーションによる計算等、非常に多くの時間を割いていただき協力していただいた、静岡県立静岡がんセンターの塩田泰生氏、東北大学大学院の平山千恵氏、国立がんセンター東病院の木藤哲史氏、名古屋大学医学部保健学科放射線治療学計測学研究室の皆様に感謝いたします。

透過率測定の実際的な方法等ご指導いただいた弘前大学の岩崎晃先生、数値計算においてご助言いただいた浜松医科大学の野田明男先生、熊本大学の荒木不次男先生、九州大学の穴井重男先生に感謝いたします。

私が、博士課程後期課程に進学するにあたり、全面的に協力していただいた浜松医科大学医学部附属病院放射線部の皆様に感謝いたします。

## 9. 参考文献

- 1) 西村恭昌編「放射線治療計画ガイドライン・2004」(日本放射線腫瘍学会 2004)
- 2) International Commission on Radiation Units and Measurements Report 50: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, Md: International Commission on Radiation Units and Measurements (1993)
- 3) W. A. Tome: Beam modeling for a convolution/superposition-based treatment planning system. *Med. Dosim.* **27**. 11-19. (2002)
- 4) J. L. Bedford *et al*: Commissioning and quality assurance of the Pinnacle<sup>3</sup> radiotherapy treatment planning system for external beam photons. *Br. J. Radiol.* **76**. 163-176. (2003)
- 5) L. B. Levy *et al*: Experimental and calculated bremsstrahlung spectra from a 25-MeV linear accelerator and 19-MeV betatron. *Med. Phys.* **1**. 62-67 (1974)
- 6) L. B. Levy *et al*: Measurement of primary bremsstrahlung spectrum from an 8-MeV linear accelerator. *Med. Phys.* **3**. 173-175 (1976)
- 7) 日本医学物理学会編「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)」(通商産業研究社 2003)
- 8) 日本放射線技術学会編「外部放射線治療における保守管理マニュアル」(日本放射線技術学会 2003)
- 9) J. Brownridge *et al*: Determination of the photon spectrum of a clinical accelerator. *Med. Phys.* **11**. 794-796. (1984)
- 10) B. A. Faddegon *et al*: Angular distribution of bremsstrahlung from 15-MeV electrons incident on thick target of Be, Al, and Pb. *Med. Phys.* **18**. 727-739. (1991)
- 11) C. R. Baker *et al*: Reconstruction of megavoltage photon spectra by attenuation analysis. *Phys. Med. Biol.* **40**. 529-542. (1994)
- 12) F. M. Kahn: *The Physics of Radiation Therapy Third edition*. p.104. (Lippincott Williams & Wilkins. U.S.A. 2003)
- 13) P. Nizin and K. Kase: Determination of nominal accelerating potential. *Med. Phys.* **13**. 961-962. (1986)
- 14) A. Kosunen and D. W. O. Rogers: Beam quality specification for photon beam dosimetry. *Med. Phys.* **20**. 1181-1188. (1993)
- 15) G. E. Bell: Spectral distribution in the continuous x-ray spectrum and the specification of x-ray

- quality. *Br. J. Radiol.* **9**. 680-688. (1936)
- 16) D. E. A. Jones: The determination from absorption data of the distribution of x-ray intensity in the continuous x-ray spectrum. *Br. J. Radiol.* **13**. 95-101. (1940)
  - 17) B. R. Archer and L. K. Wagner: Laplace transform pair model for spectral reconstruction. *Med. Phys.* **9**. 844-847. (1982)
  - 18) S. D. Ahuja *et al*: Estimated spectrum of a 4-MV therapeutic beam. *Med. Phys.* **13**. 368-73. (1986)
  - 19) P. H. Huang *et al*: Simulation studies of 4-MV x-ray spectral reconstruction by numerical analysis of transmission data. *Med. Phys.* **9**. 695-702. (1982)
  - 20) P. H. Huang *et al*: Reconstruction of 4-MV bremsstrahlung spectra from measured transmission data. *Med. Phys.* **10**. 778-785. (1983)
  - 21) A. Pietmattei *et al*: A study of quality of bremsstrahlung spectra reconstructed from transmission measurements. *Med. Phys.* **17**. 227-233. (1989)
  - 22) P. Francois *et al*: Simulation of x-ray spectral reconstruction from transmission data by direct resolution of the numeric system  $AF=T$ . *Med. Phys.* **20**. 1695-1703. (1993)
  - 23) A. Catala *et al*: Reconstruction of 12 MV bremsstrahlung spectra from measured transmission data by direct resolution of the numeric system  $AF=T$ . *Med. Phys.* **22**. 3-10. (1994)
  - 24) O. Sauer and M. Meumann: Reconstruction of high-energy bremsstrahlung spectra by numerical analysis of depth-dose data. *Radiat. Oncol.* **18**. 39-47. (1990)
  - 25) P. Bloch *et al*: Determining clinical photon beam spectra from measured depth dose with the Cimmino algorithm. *Phys Med. Biol.* **45**. 171-183. (2000)
  - 26) J. D. Paniak and P. M. Charland: Enhanced bremsstrahlung spectrum reconstruction from depth-dose gradients. *Phys. Med. Biol.* **50**. 3245-3261. (2005)
  - 27) W. H. Hinson and J. D. Bourland: Spectral reconstruction of high energy photon beams for kernel based dose calculations. *Med. Phys.* **29**. 1789-1796. (2002)
  - 28) M. Krmar *et al*: Evaluation of bremsstrahlung spectra generated by a 4 MeV linear accelerator. *Med. Phys.* **23**. 651-654. (1996)
  - 29) R. G. Waggener *et al*: X-ray spectra estimation using attenuation measurements from 25 kVp to 18 MV. *Med. Phys.* **26**. 1269-1278. (1999)
  - 30) A. Iwasaki *et al*: A practical method for estimating high-energy X-ray spectra using the iterative

- perturbation principle proposed by Waggener. *Radiat. Phys. Chem.* **67**, 81-91. (2003)
- 31) D. Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers: Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med. Phys.* **29**, 391-402. (2002)
- 32) A. Mesbahi *et al*: Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT4 and measurements. *Appl. Radiat. Isot.* **62**, 469-477. (2005)
- 33) 下郷智弘「透過率データから算出した高エネルギーX線スペクトルの検討」2004年度修士論文（名古屋大学）
- 34) 田村明久、村松正和著「工系数学講座・最適化法」p.119-122.（共立出版株式会社 2002）
- 35) 矢部博著「新・工科系の数学 工学基礎 最適化とその応用」p.156-170.（数理工学社 2006）
- 36) W. C. Davidon: Variable metric method for minimization. *A.E.C. Research and Development Report ANL-5990*. (1959)
- 37) C. G. Broyden: The convergence of a class of double-rank minimization algorithm. *J. Inst. Math. Applic.* **6**, 76-90. (1970)
- 38) R. Fletcher: A new approach to variable metric algorithm. *Computer Journal* **13**, 317-322. (1970)
- 39) D. Goldfarb: A family of variable metric updates derived by variational means. *Mathematics of Computing* **24**, 23-26. (1970)
- 40) D. F. Shanno: Conditioning of quasi-Newton methods for function minimization. *Mathematics of Computing* **24**, 647-656. (1970)
- 41) T. Shimozato *et al*: Calculation of 10 MV x-ray spectra emitted by a medical linear accelerator using the BFGS quasi-Newton method. *Phys. Med. Biol.* **52**, 515-523. (2007)
- 42) T. Shimozato *et al*: Erratum: Calculation of 10 MV x-ray spectra emitted by a medical linear accelerator using the BFGS quasi-Newton method. *Phys. Med. Biol.* **52**, 6779. (2007)
- 43) Internet Homepage: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>
- 44) 成田雄一郎 他：医療工学におけるモンテカルロ数値シミュレーションーその1モンテカルロ法の基礎ー. 日本放射線技術学会誌. **56**, 1145-1152. (2000)
- 45) 伊藤彬：モンテカルロ法による線量計算の最近の進歩. 日本放射線技術学会誌. **56**, 1425-1428. (2000)

- 46) P. Francois *et al*: Varidation of reconstructed bremsstrahlung spectra between 6 MV and 25 MV from measured transmission data. *Med. Phys.* **24**. 769-773. (1997)
- 47) T. J. Jordan *et al*: Central axis depth dose data for use in radiotherapy. *Br. J. Radiol. Suppl.* **25**. Section 5. 62–109. (1996)
- 48) P. Venkataraman: *Applied Optimization with MATLAB Programming*. p.249-251. (John Wiley & Sons. Inc. N.Y. 2002)
- 49) H. Hirayama *et al*: The EGS5 Code System. SLAC-R-730 (2005) and KEK Report 2005-8 (2005)
- 50) L. I. Schiff: Energy-Angle Distribution of Thin Target Bremsstrahlung. *Phys. Rev.* **83**. 252-253. (1951)
- 51) G. E. Desobry and A L Boyer: Bremsstrahlung review: An analysis of the Schiff spectrum. *Med. Phys.* **18**. 497-505. (1991)

## 10. 図・表

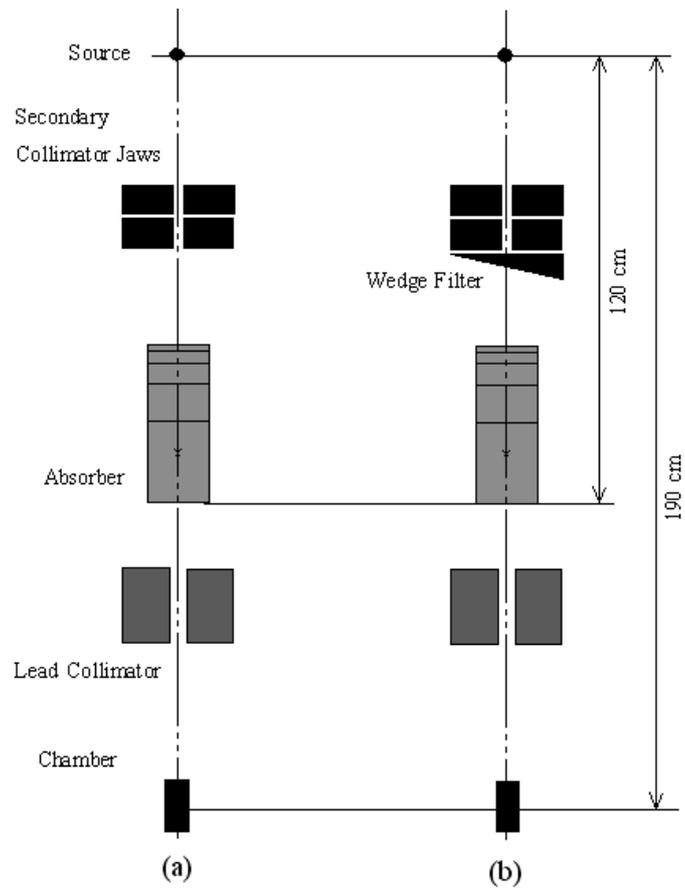


図 1. アルミニウムによる透過率の測定配置図

- (a) オープンな状態
- (b) ウェッジフィルタを装着した状態。

図は、X線ビーム軸上における透過率測定の測定配置の断面図である。ターゲットから 100 cm の距離における照射野の大きさは  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  に設定した。

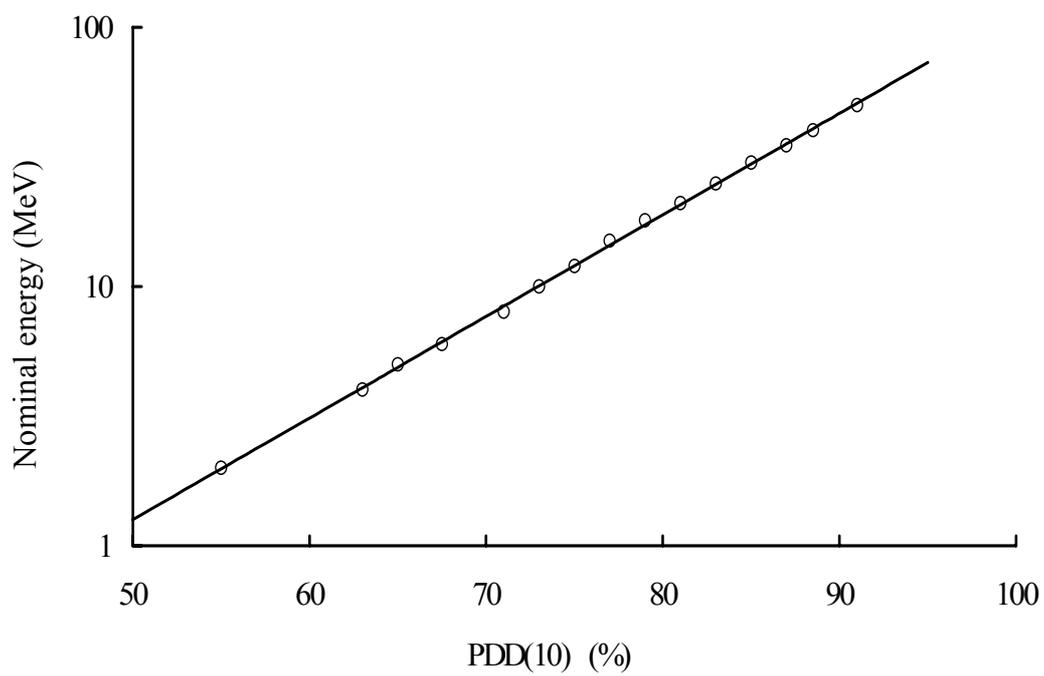


図 2. 水中の深部量百分率 PDD の 10 cm 深における値 PDD(10)と公称エネルギーの関係<sup>47)</sup>

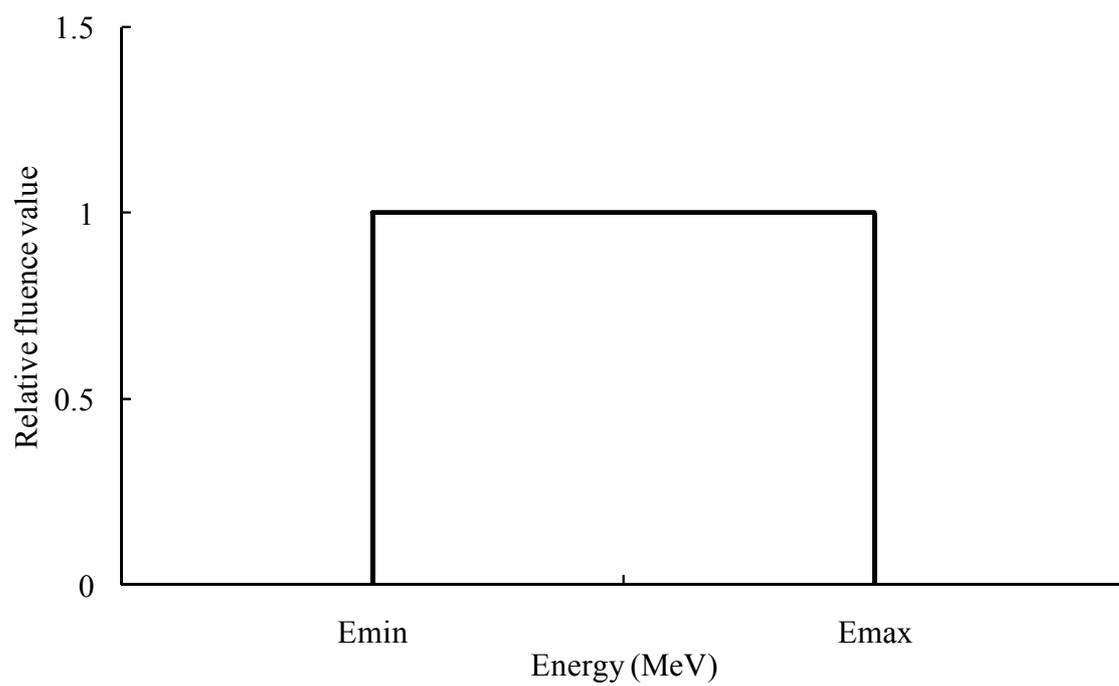


図 3. 数値計算を行なう際に、初期設定されたスペクトル

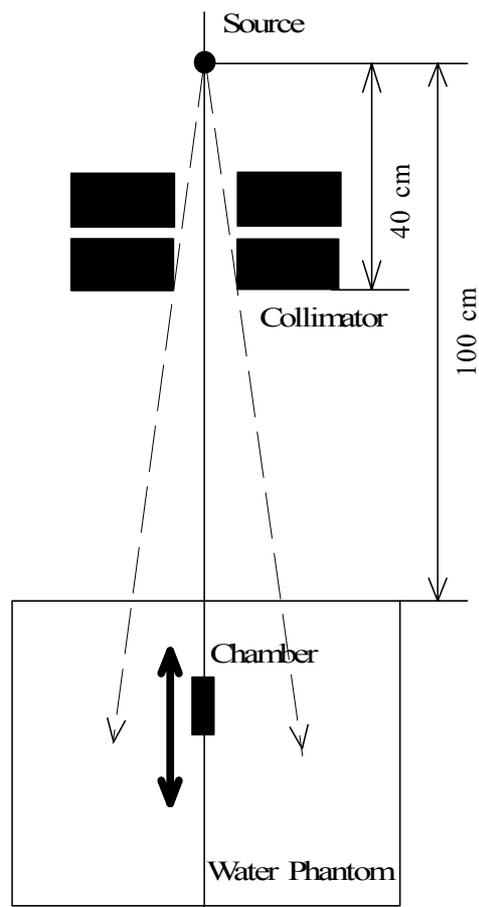


図 4. 水中における深部量百分率 PDD の測定配置図および、モンテカルロシミュレーションにおける計算ジオメトリ  
照射野の大きさはターゲットから 100 cm の距離で  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  に設定された。

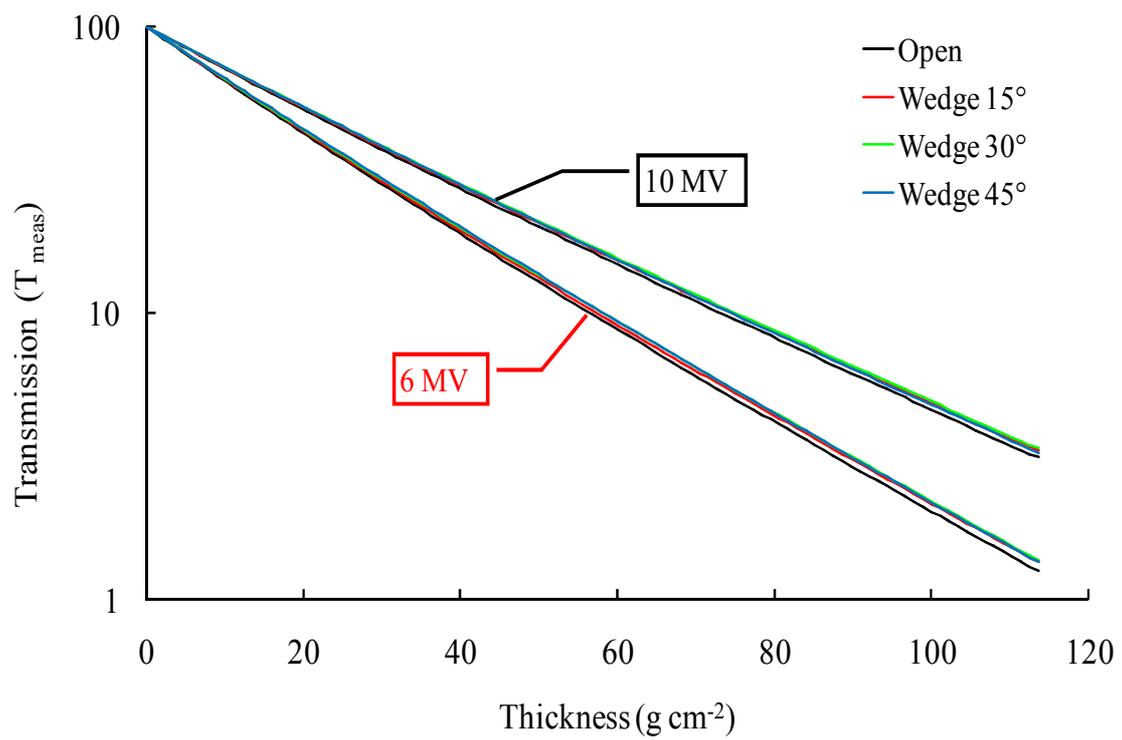


図 5. 各エネルギーにおける、ウェッジフィルタの装着されていない状態と装着された状態のアルミニウム透過率測定の結果

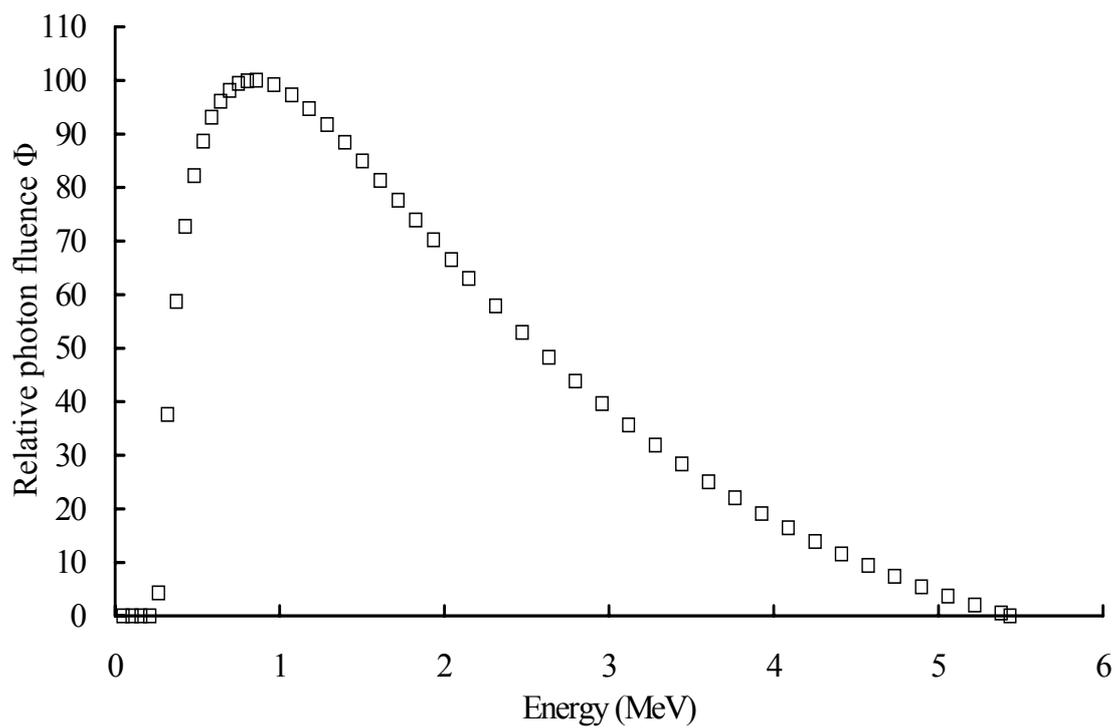


図 6-1. オープンな状態における、BFGS 準 Newton 法によって算出された 6 MV X 線の相対光子フルエンス  $\phi$

図は、最頻エネルギーにおけるフルエンスの値で正規化されている。

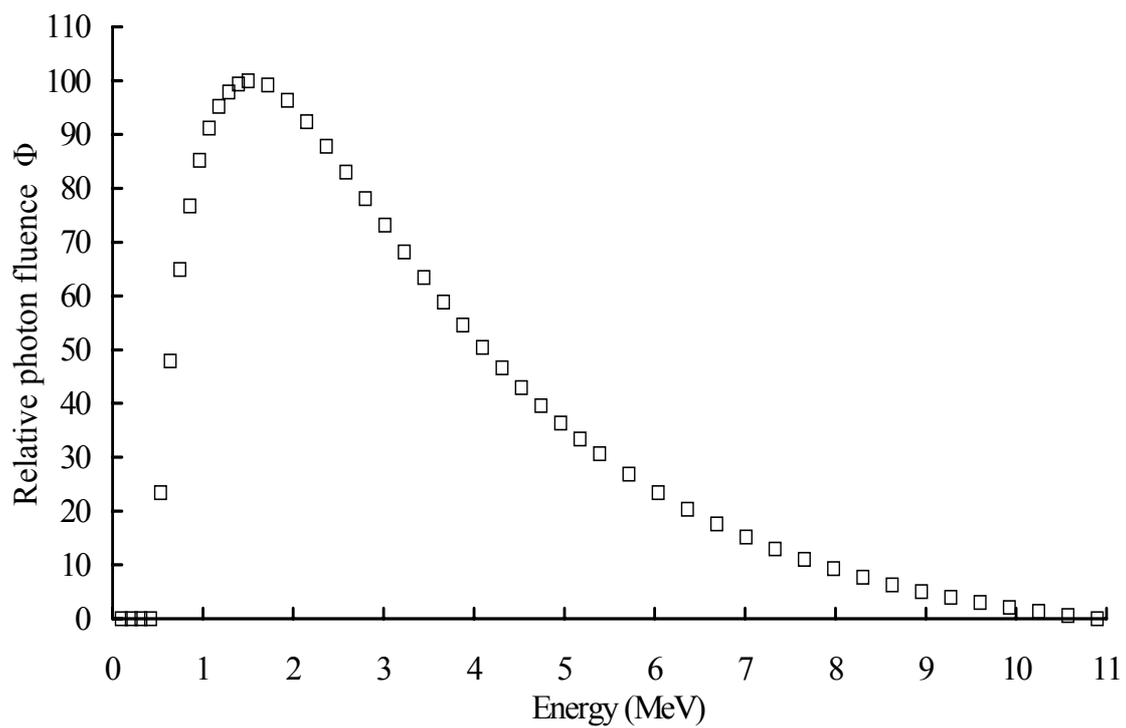


図 6-2. オープンな状態における、BFGS 準 Newton 法によって算出された 10 MV X 線の相対光子フルエンス  $\Phi$

図は、最頻エネルギーにおけるフルエンスの値で正規化されている。

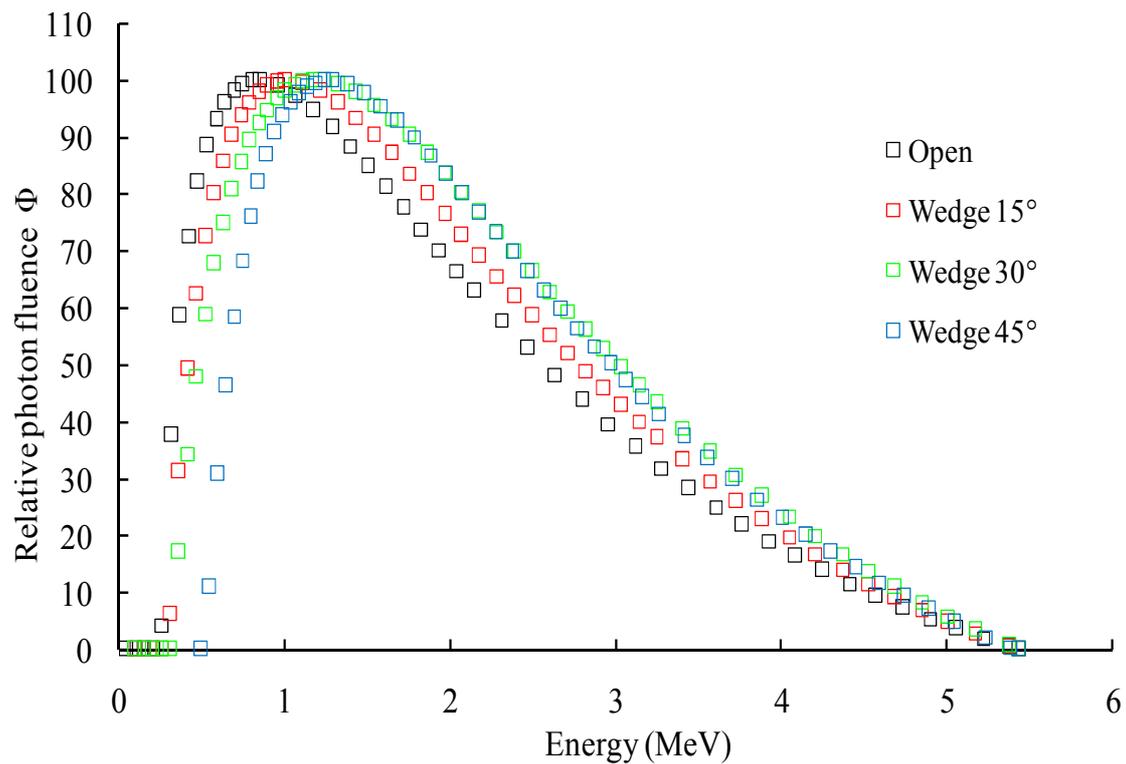


図 7-1. ウェッジフィルタの装着されている場合と装着されていない場合の、BFGS 準

Newton 法によって算出された 6 MV X 線の相対光子フルエンス  $\Phi$

図は、最頻エネルギーにおけるフルエンスの値で正規化されている。

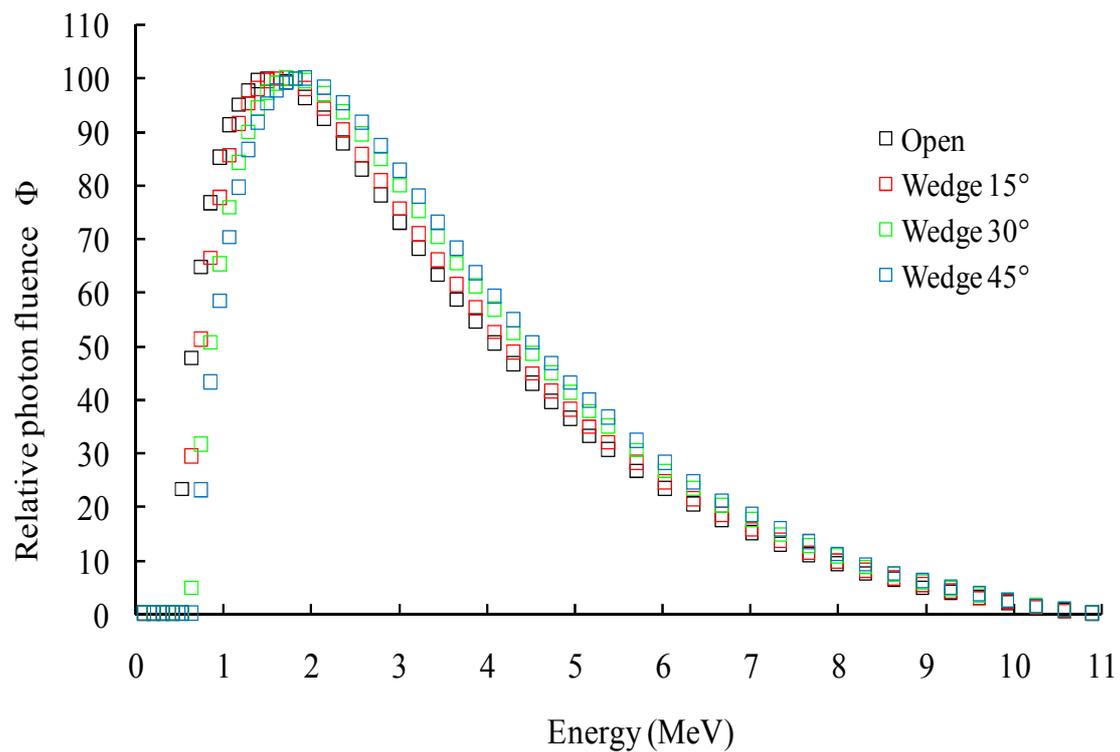


図 7-2. ウェッジフィルタの装着されている場合と装着されていない場合の、BFGS 準

Newton 法によって算出された 10 MV X 線の相対光子フルエンス  $\Phi$

図は、最頻エネルギーにおけるフルエンスの値で正規化されている。

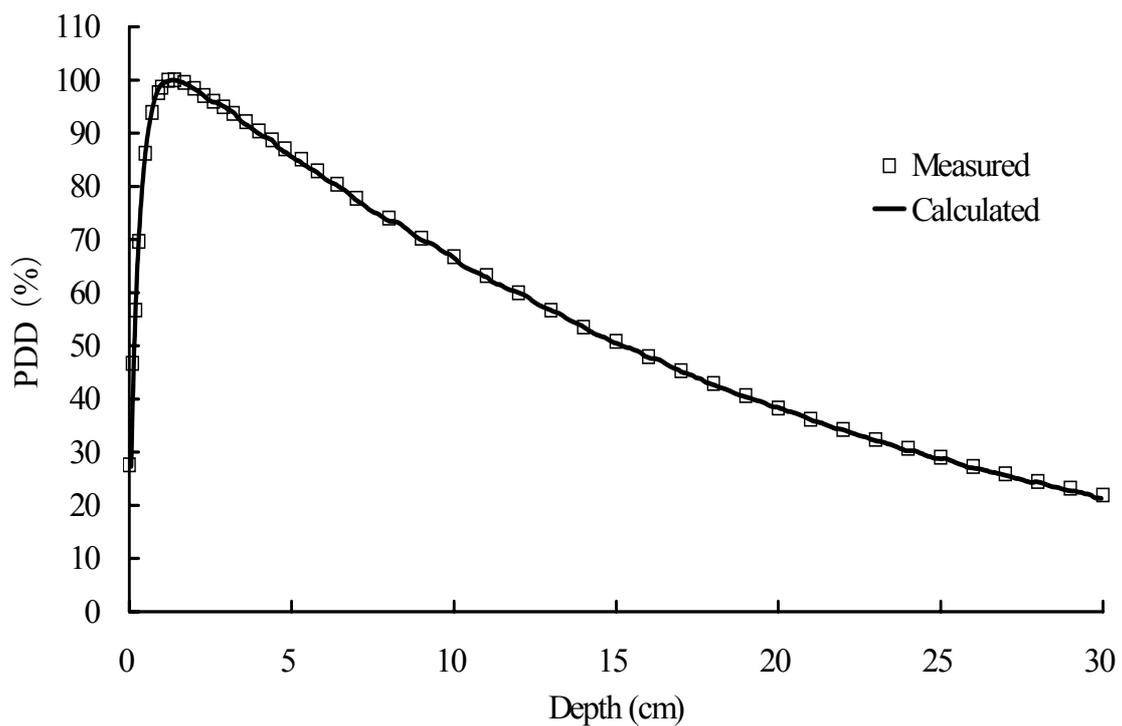


図 8-1. オープンな状態における、6 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

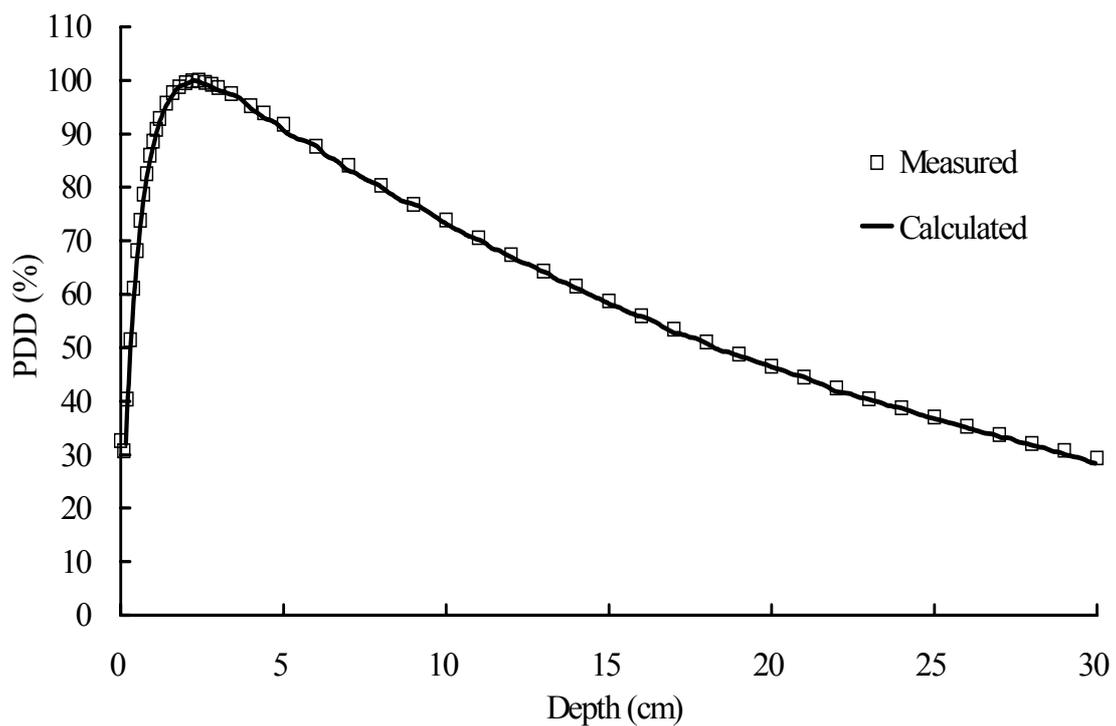


図 8-2. オープンな状態における、10 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線はEGSSによる計算結果が示されている。

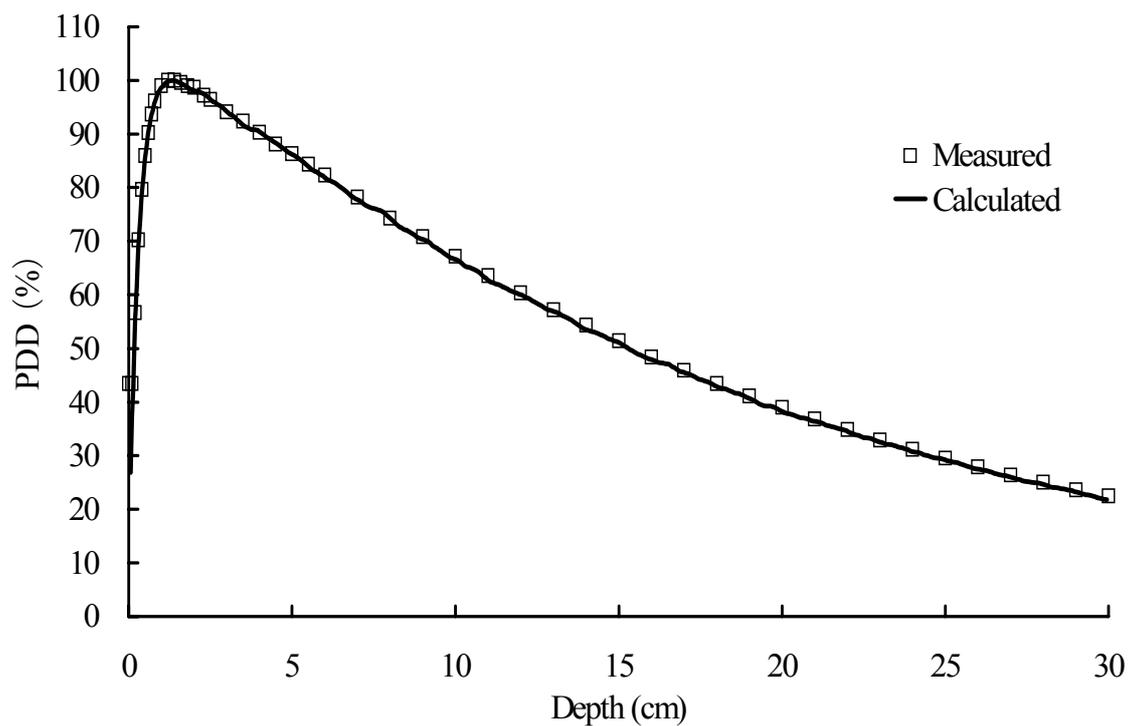


図 9-1. ステンレススチール製の 15° ウェッジフィルタを装着された状態における、6 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

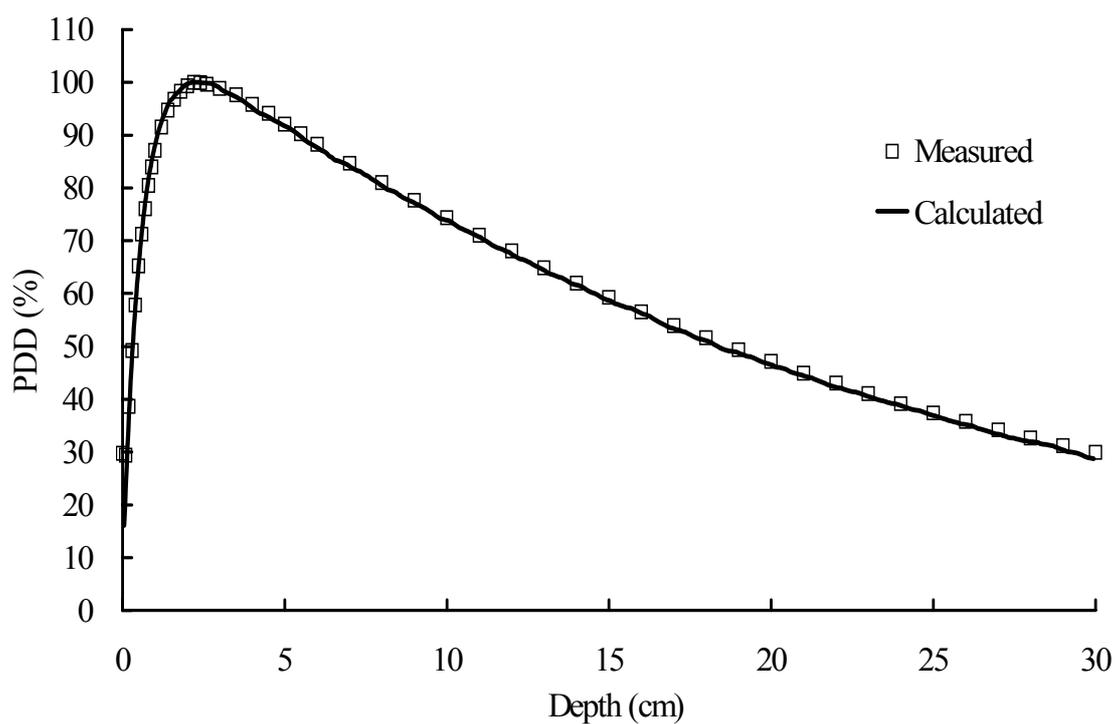


図 9-2. ステンレススチール製の 15° ウェッジフィルタを装着された状態における、10 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

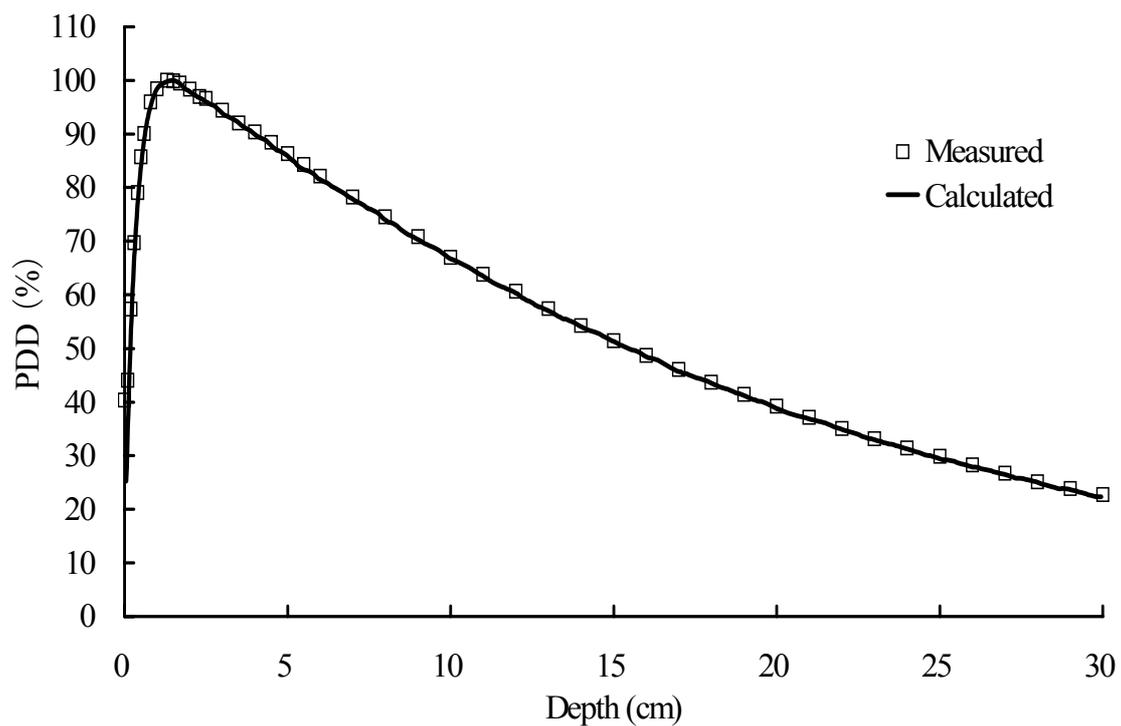


図 10-1. ステンレススチール製の 30° ウェッジフィルタを装着された状態における、6 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

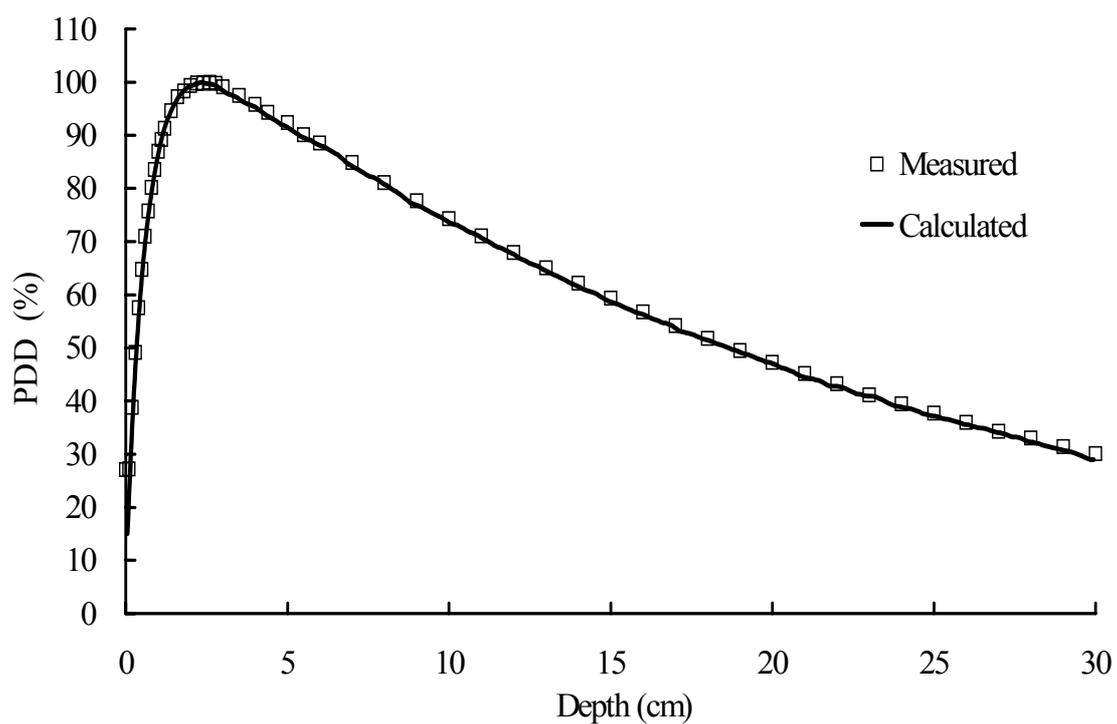


図 10-2. ステンレススチール製の 30° ウェッジフィルタを装着された状態における、10 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較  
□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

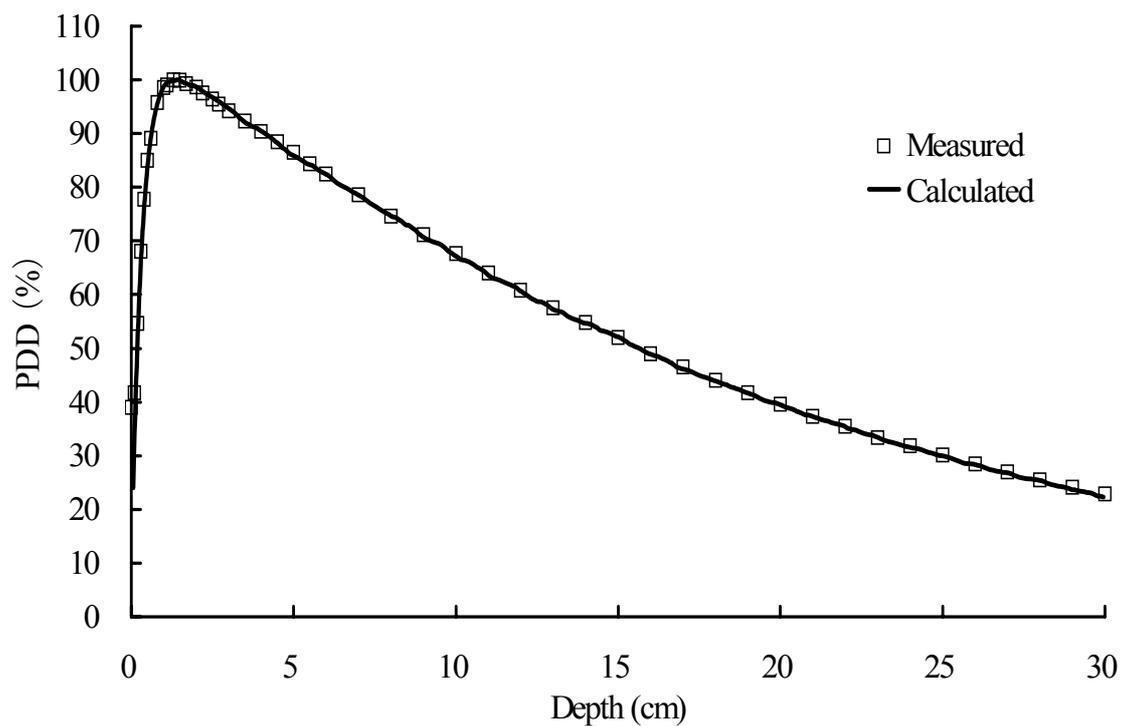


図 11-1. 鉛製の 45° ウェッジフィルタを装着された状態における、6 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

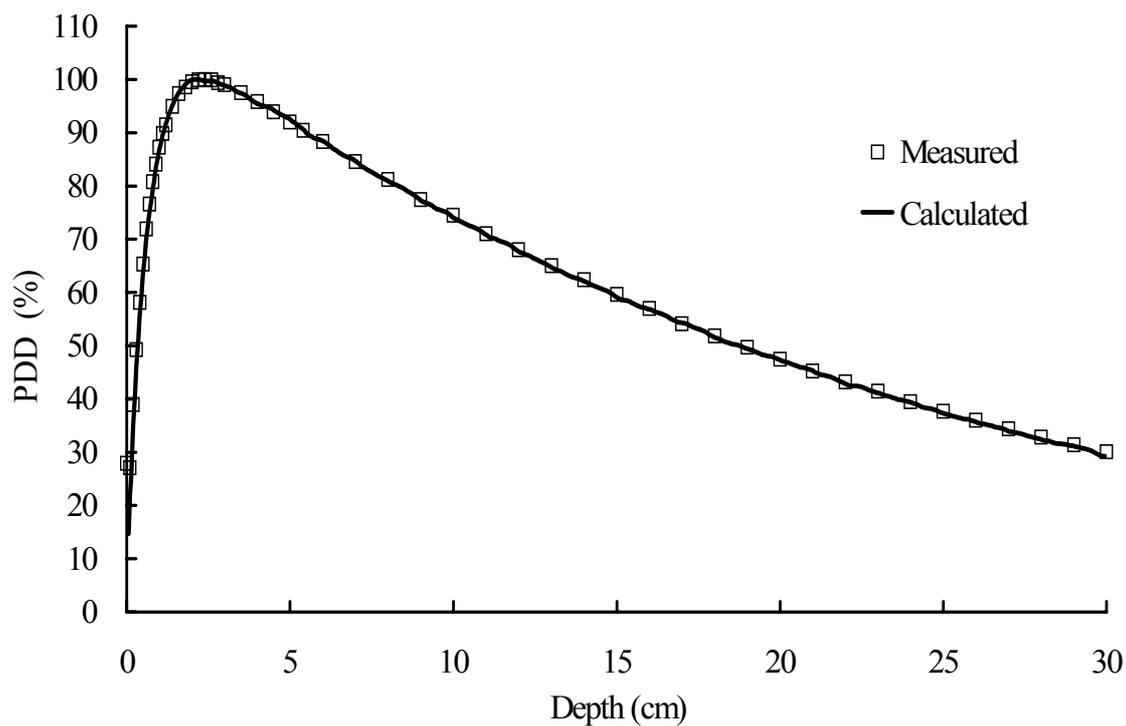


図 11-2. 鉛製の 45° ウェッジフィルタを装着された状態における、10 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

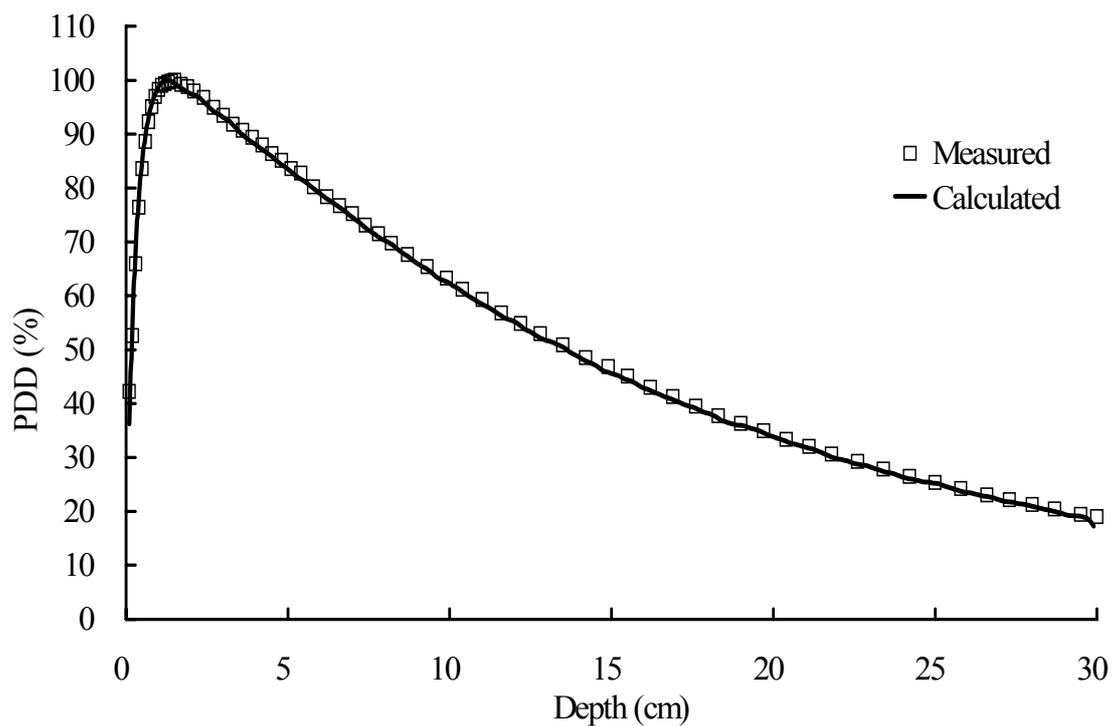


図 12-1. オープンな状態において、ターゲットから 100 cm における照射野の大きさが  $5 \times 5$   $\text{cm}^2$  における、6 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較  
□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

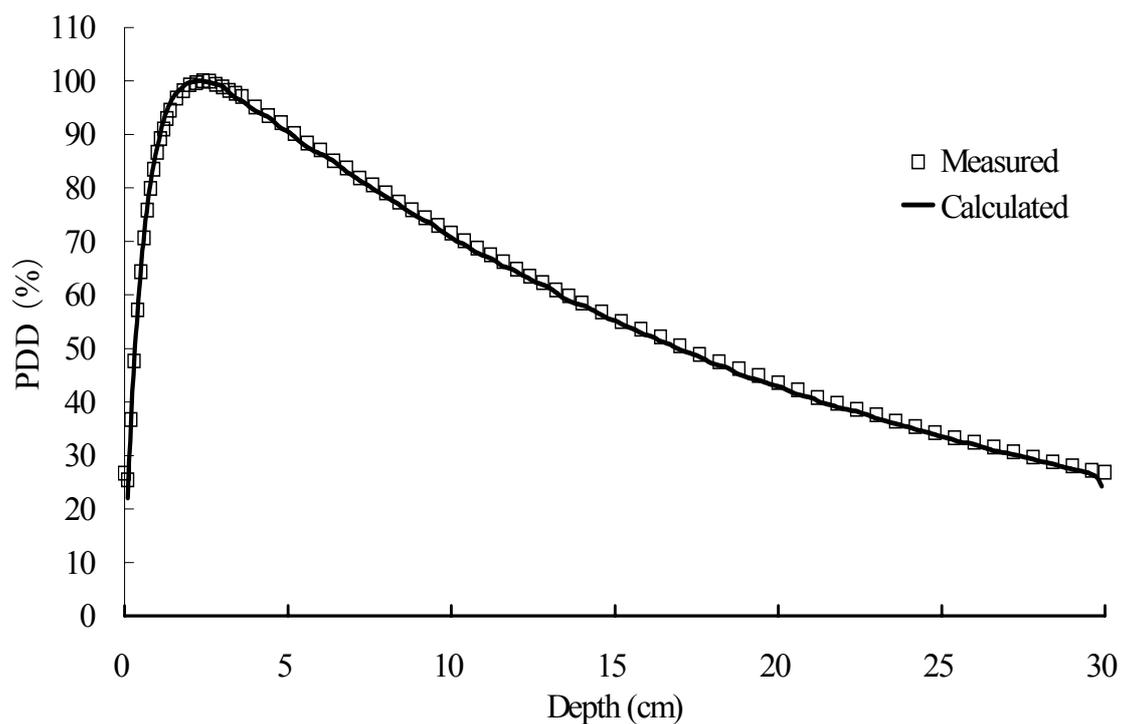


図 12-2. オープンな状態において、ターゲットから 100 cm における照射野の大きさが  $5 \times 5$   $\text{cm}^2$  における、10 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

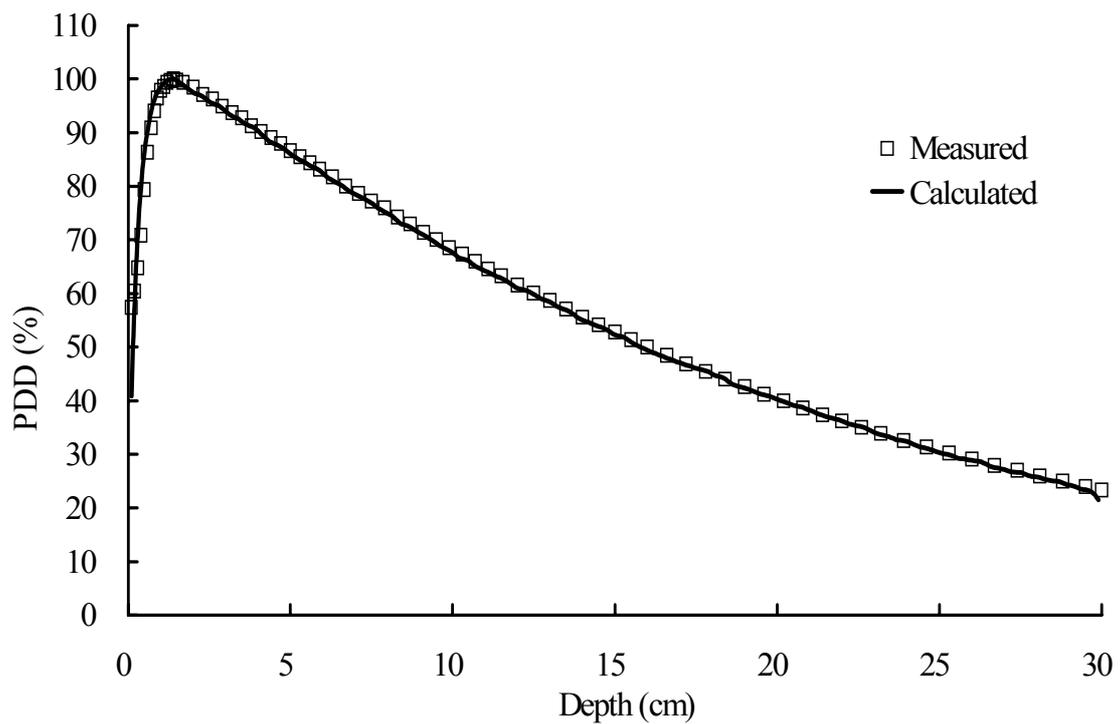


図 13-1. オープンな状態において、ターゲットから 100 cm における照射野の大きさが  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  における、6 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

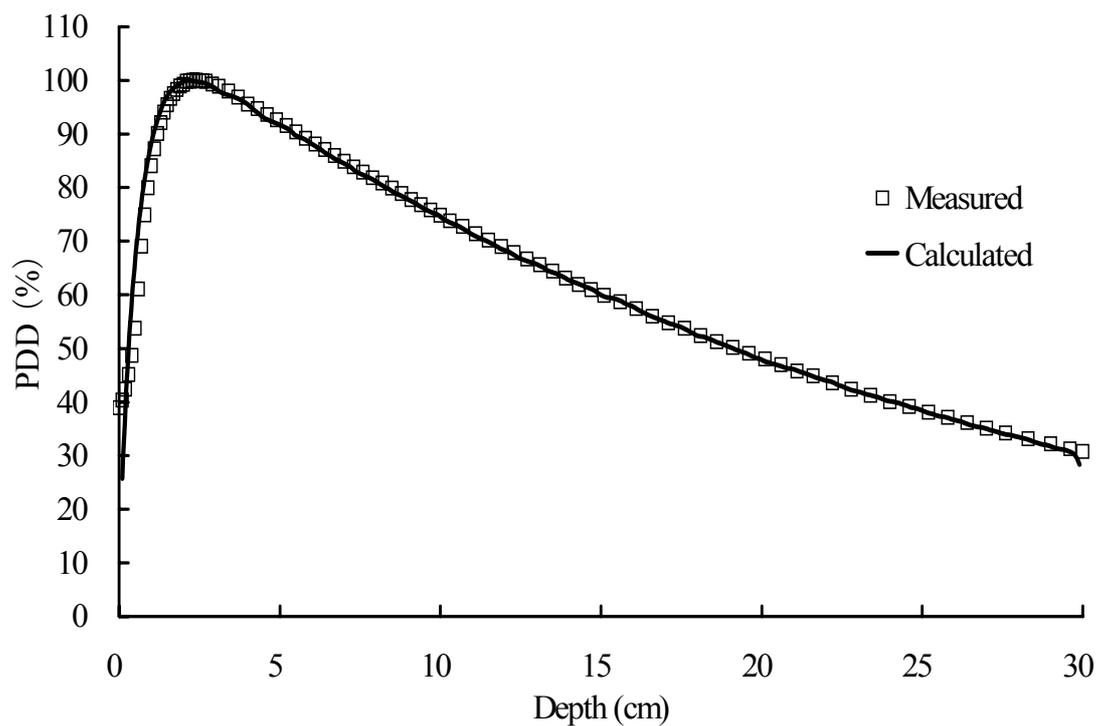


図 13-2. オープンな状態において、ターゲットから 100 cm における照射野の大きさが  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  における、10 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

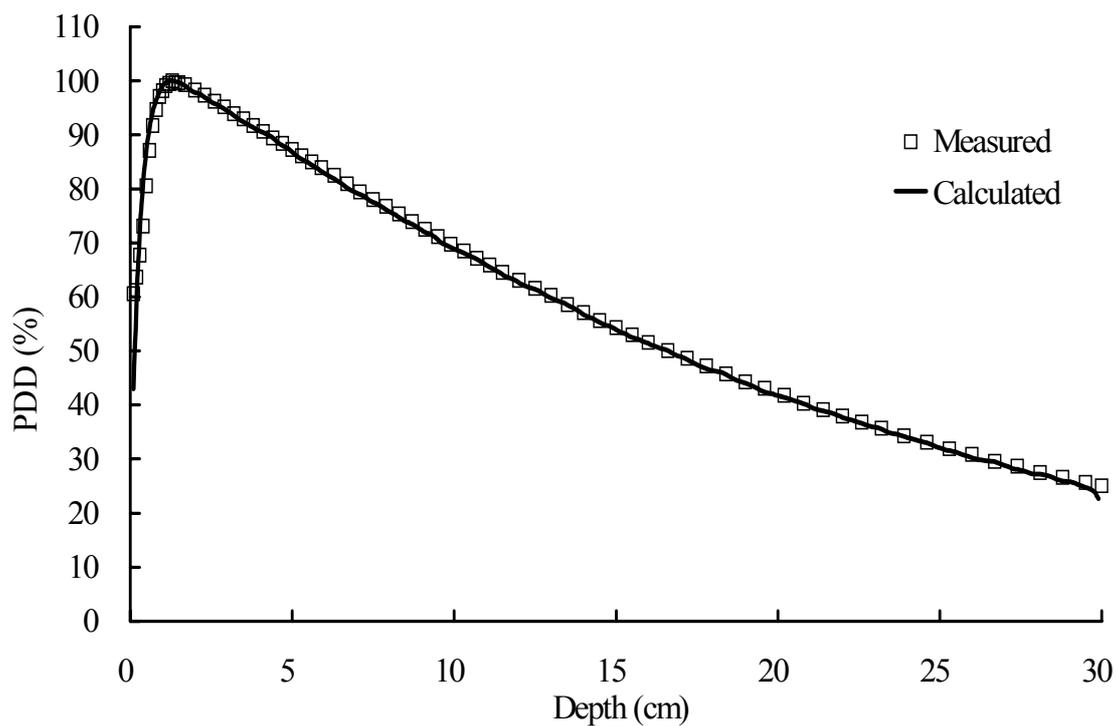


図 14-1. オープンな状態において、ターゲットから 100 cm における照射野の大きさが  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  における、6 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

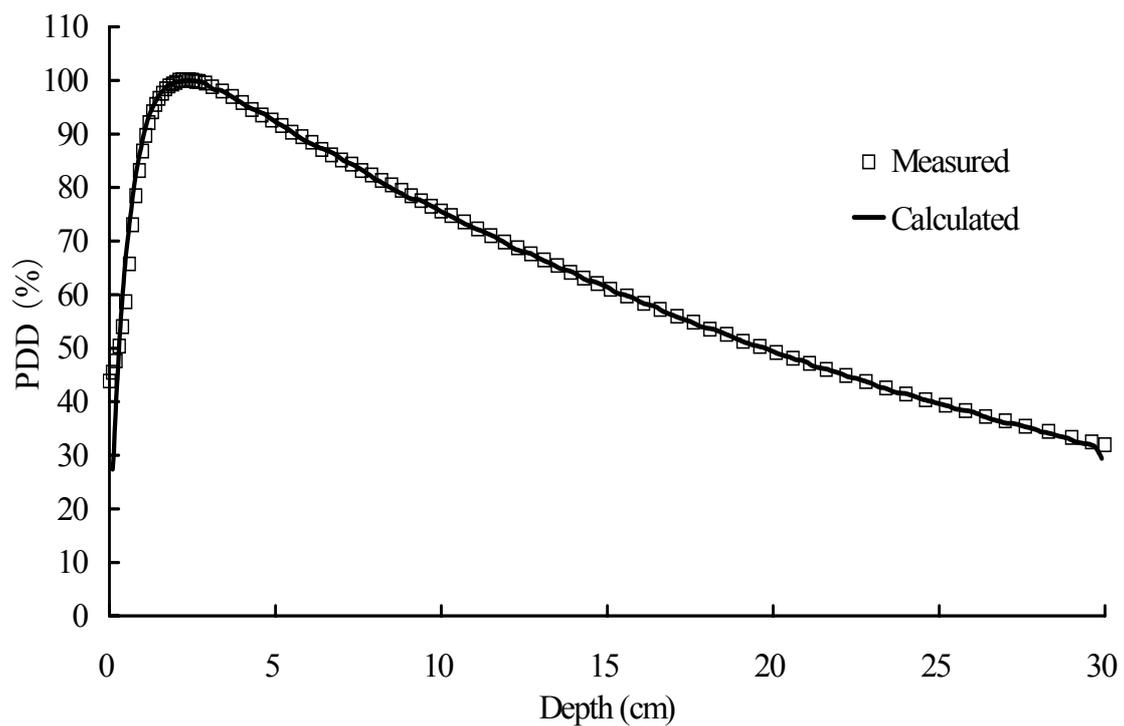


図 14-2. オープンな状態において、ターゲットから 100 cm における照射野の大きさが  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  における、10 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

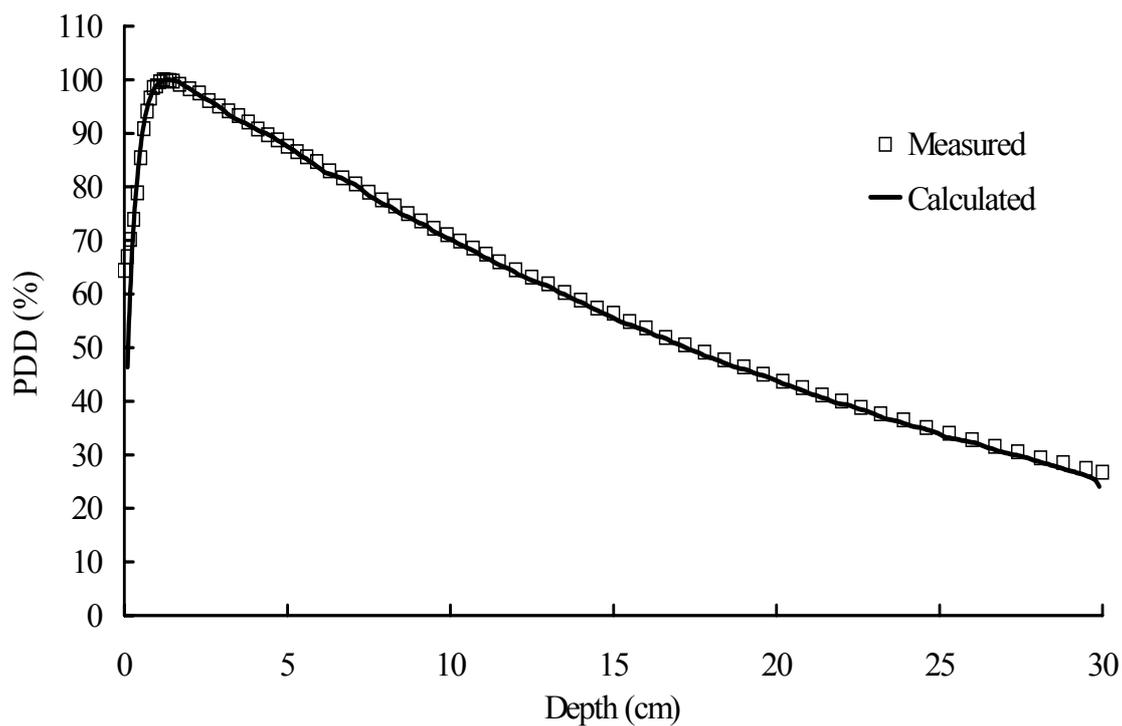


図 15-1. オープンな状態において、ターゲットから 100 cm における照射野の大きさが  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  における、6 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

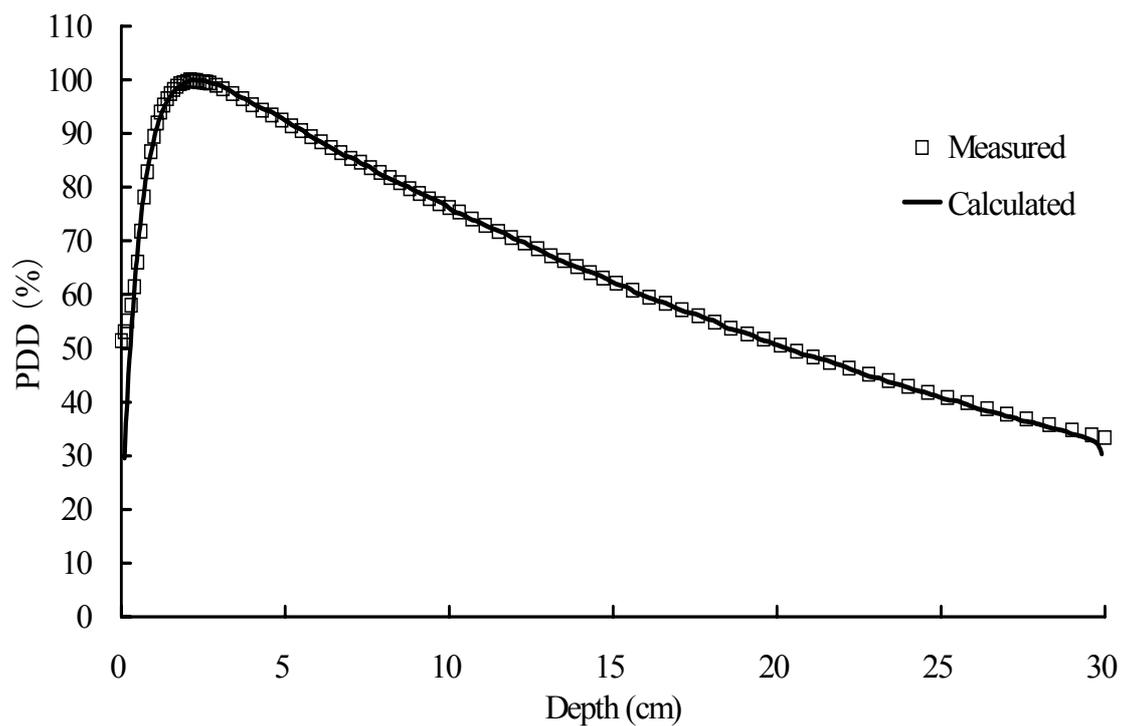


図 15-2. オープンな状態において、ターゲットから 100 cm における照射野の大きさが  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  における、10 MV X 線の水中の深部量百分率の電離箱による測定値とモンテカルロシミュレーションによる計算値の比較

□は電離箱による測定値が、実線は EGS5 による計算結果が示されている。

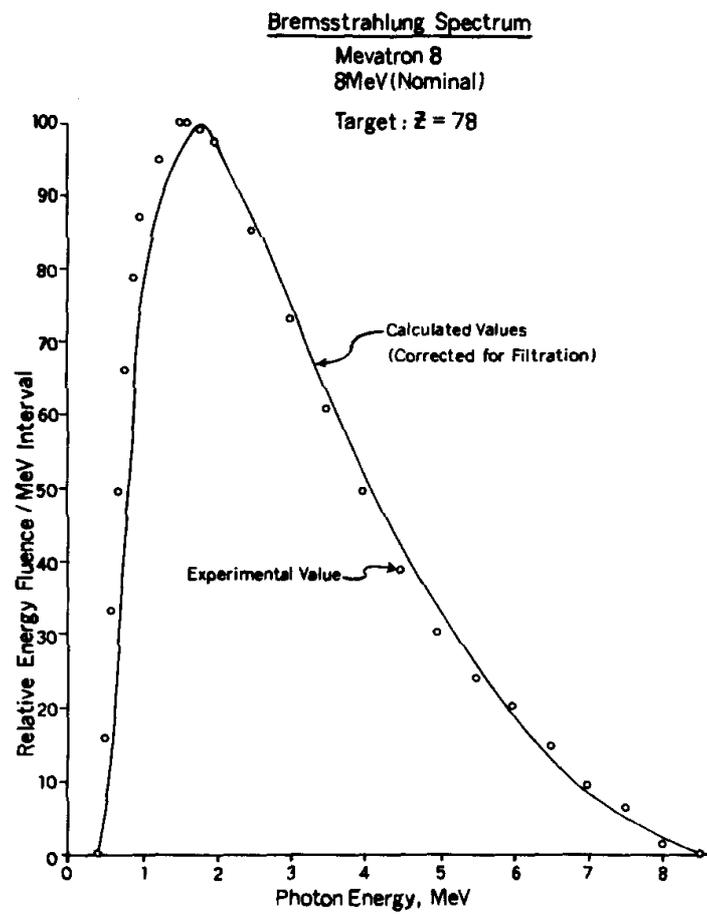


図 16. プラチナのターゲットに対する実測されたスペクトルと計算値の比較<sup>6)</sup>

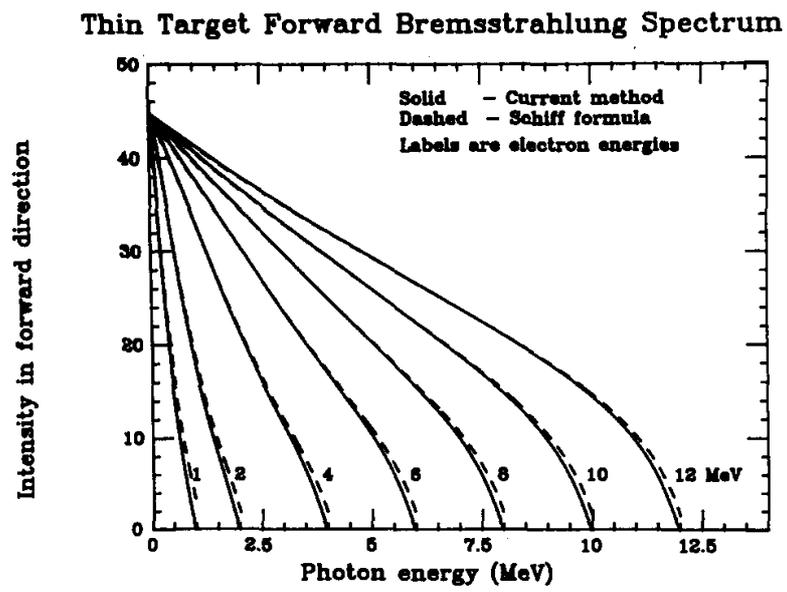


図 17. 7つの異なる入射エネルギーの電子に対する、Desobry らの方法と Schiff の方法で計算された thin-target における前方への制動放射線の比較<sup>51)</sup>

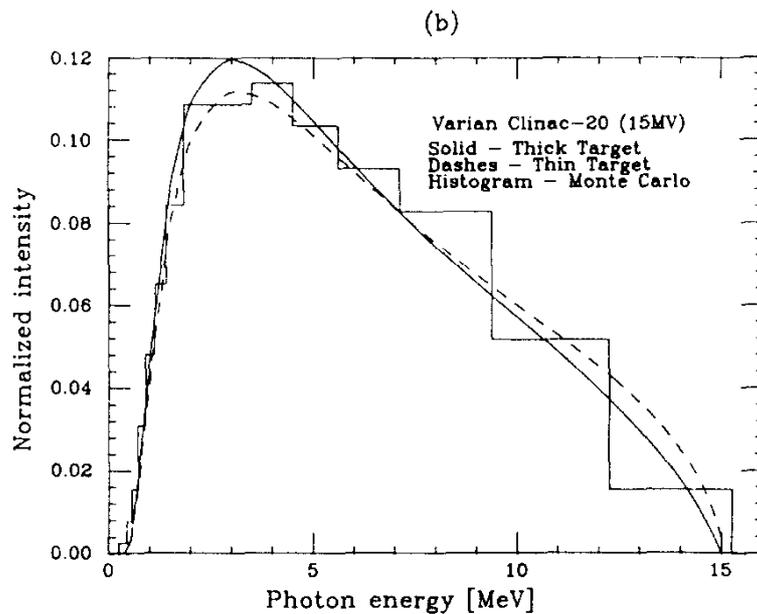
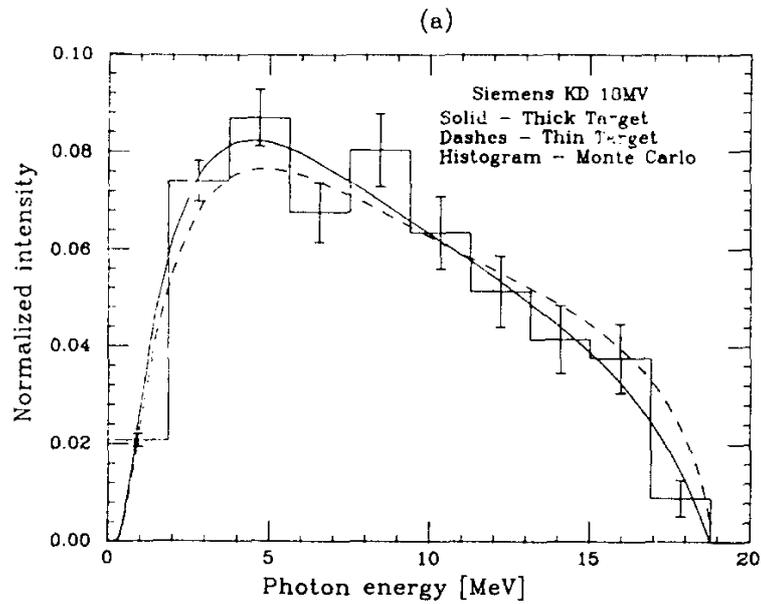


図 18 . Desobry らによる Thick-target model (solid line)、Schiff の方法による Thin-target model (dash line)の二つのモデルとモンテカルロ法による放射線治療装置から出力される前方への制動放射線の比較<sup>51)</sup>

(a)は Siemens 社製 Mevatron KD における金 Target に 18.79 MeV の電子が入射し、フィルタ透過後の光子スペクトル

(b)は Varian 社製 Clinac-20 におけるタングステンターゲットに 15 MeV の電子が入射し、フィルタ透過後の光子スペクトル

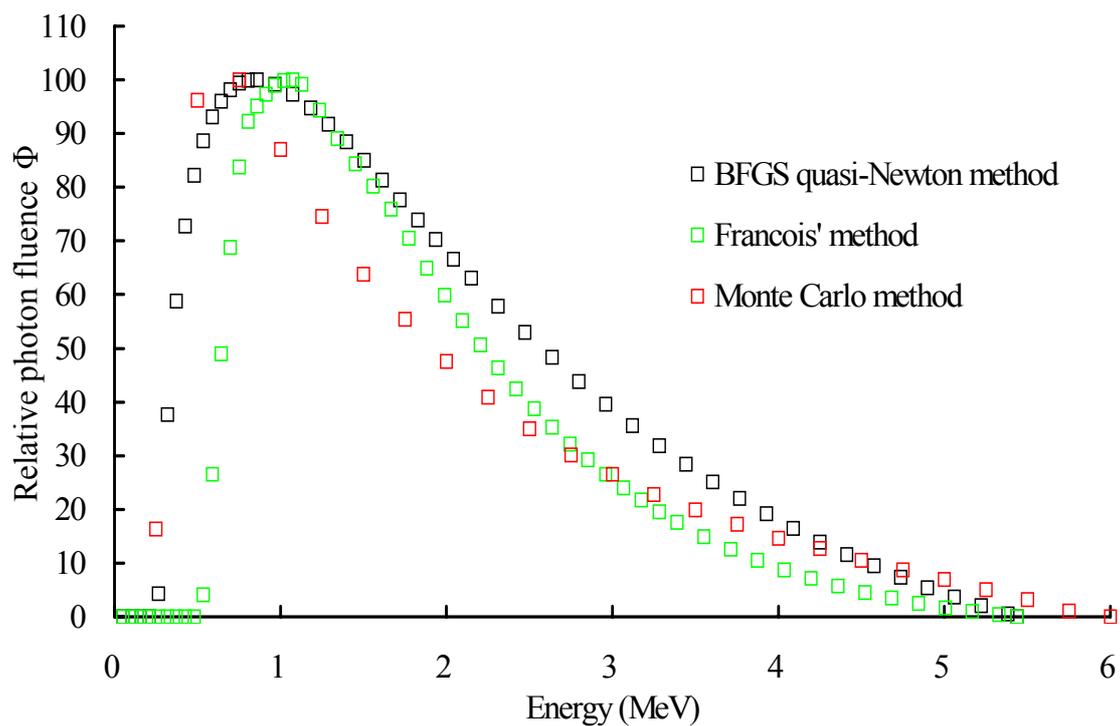


図 19-1. オープンな状態における、公称エネルギー6 MV X 線の BFGS 準 Newton 法によって算出されたスペクトル (□)、固有値・固有ベクトルを利用した Francois 法によって算出されたスペクトル (◻)、Bagheri らのモンテカルロシミュレーションによって算出された文献値<sup>31)</sup> (◻) の比較  
 図は、最頻エネルギーにおけるフルエンスの値で正規化されている。

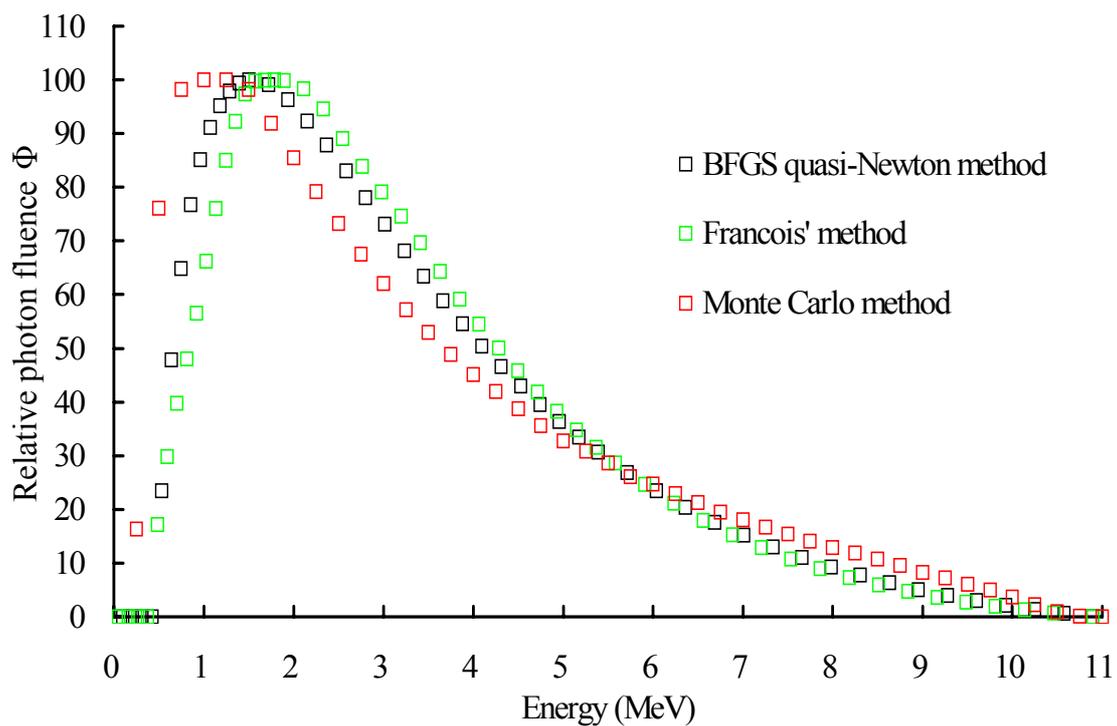


図 19-2. オープンな状態における、公称エネルギー10 MV X 線の BFGS 準 Newton 法によって算出されたスペクトル (□)、固有値・固有ベクトルを利用した Francois 法によって算出されたスペクトル (◻)、Bagheri らのモンテカルロシミュレーションによって算出された文献値<sup>31)</sup> (◻) の比較

図は、最頻エネルギーにおけるフルエンスの値で正規化されている。

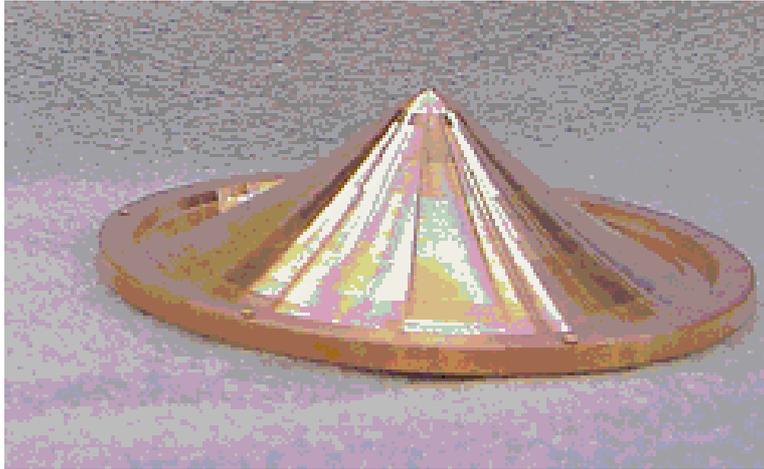


図 20. フラットニングフィルタ (Varian 6 MV)

表 1. 各エネルギーにおける、ウェッジフィルタの装着されていない状態と装着されている状態における、アルミニウムの実測透過率に対する計算により算出された透過率の相対差

ウェッジ フィルタ	オープン		15° ステンレススチール		30° ステンレススチール		45° 鉛	
	公称 エネルギー 6 MV	10 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV
厚さ (g cm <sup>-2</sup> )	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
0.0	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
10.2	-0.02	0.02	0.25	-0.01	0.00	-0.01	0.11	0.03
20.5	-0.28	-0.11	-0.19	-0.15	-0.22	-0.10	-0.15	-0.14
29.5	0.04	0.09	0.15	0.07	0.06	0.11	0.09	0.11
39.8	0.21	0.07	0.10	0.86	0.15	0.00	0.22	0.18
50.0	-0.22	-0.04	-0.04	-0.16	-0.18	-0.20	-0.21	-0.16
60.2	-0.16	-0.12	0.17	-0.13	-0.04	-0.11	-0.18	-0.20
70.4	-0.01	0.04	0.61	0.10	-0.12	0.15	0.06	0.10
79.5	-0.89	-0.34	0.95	-0.39	-0.87	-0.10	0.00	-0.18
89.8	-0.45	0.09	-0.16	0.20	-0.29	-0.17	0.32	-0.02
100.0	0.20	-0.01	0.93	0.00	0.22	0.11	0.80	0.15
110.2	-0.63	0.34	1.28	0.23	1.06	0.11	0.76	0.23
113.6	-0.49	-0.04	0.31	-0.25	-0.66	-0.06	0.23	0.64
Average	-0.19	-0.01	-0.23	-0.02	-0.03	-0.01	0.15	0.01

表 2. 公称エネルギー6 MV における、各数値計算によって得られたスペクトルから求めた最小エネルギー、最頻エネルギー、平均エネルギー、最大エネルギーの値

6 MV	ウェッジ フィルタ	最小 エネルギー (MeV)	最頻 エネルギー (MeV)	平均 エネルギー (MeV)	最大 エネルギー (MeV)
BFGS 準 Newton	オープン	0.260	0.858	1.855	5.436
	15° ステンレススチール	0.305	1.007	1.955	5.436
	30° ステンレススチール	0.325	1.221	2.057	5.436
	45° 鉛	0.525	1.290	2.139	5.436
Francois	オープン	0.325	1.073	1.822	5.436
Monte Carlo	オープン	0.250	0.750	1.797	6.000
RTPS	オープン	0.000	0.980	2.045	6.125

表 3. 公称エネルギー10 MV における、各数値計算によって得られたスペクトルから求めた最小エネルギー、最頻エネルギー、平均エネルギー、最大エネルギーの値

10 MV	ウェッジ フィルタ	最小 エネルギー (MeV)	最頻 エネルギー (MeV)	平均 エネルギー (MeV)	最大 エネルギー (MeV)
BFGS 準 Newton	オープン	0.455	1.504	3.241	10.897
	15° ステンレススチール	0.538	1.612	3.335	10.897
	30° ステンレススチール	0.585	1.786	3.472	10.897
	45° 鉛	0.650	1.828	3.530	10.897
Francois	オープン	0.424	1.786	3.283	10.897
Monte Carlo	オープン	0.250	1.250	3.194	11.000
RTPS	オープン	0.000	2.400	3.488	10.000

表 4. 各エネルギーにおける、オープンな状態の水中の深部量百分率の電離箱による測定値に対するモンテカルロシミュレーション計算値の相対差

公称エネルギー	6 MV		10 MV	
数値計算法	BFGS 準 Newton	Francois	BFGS 準 Newton	Francois
深さ (cm)	(%)	(%)	(%)	(%)
0.5	0.10	-0.55	-2.95	-1.63
1.0	-0.47	0.34	-0.85	-0.15
2.0	-0.01	-0.01	-0.15	0.11
3.0	-0.21	-1.24	-0.38	0.30
5.0	0.72	-0.73	-0.87	-1.73
10.0	0.27	-0.07	-0.89	-0.20
15.0	0.72	1.26	-0.71	1.05
20.0	-0.18	2.32	-0.20	3.01
25.0	0.77	3.56	-0.68	3.95
28.0	0.60	3.23	-0.91	3.83
Average	-0.37	0.81	0.52	0.85

表 5. 各エネルギーにおける、ウェッジフィルタが装着された状態における、水中の深部量百分率の電離箱による測定値に対するモンテカルロシミュレーション計算値の相対差

ウェッジフィルタ	15° ステンレススチール		30° ステンレススチール		45° 鉛	
	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV	6 MV	10 MV
深さ (cm)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
0.3	2.21	1.51	4.49	5.51	2.81	6.58
0.5	1.13	-0.10	2.82	2.25	1.72	3.45
1.0	0.43	-0.88	-0.01	0.93	-0.06	0.56
2.0	0.59	-0.36	0.35	0.10	-0.09	-0.36
3.0	-0.06	-0.02	0.47	0.61	-0.57	0.21
5.0	0.12	0.28	0.41	0.84	0.63	-0.56
10.0	0.88	0.64	0.28	0.80	0.58	0.54
15.0	0.57	0.96	0.12	1.10	-0.21	0.80
20.0	1.84	1.26	1.07	0.51	0.23	0.09
25.0	0.97	1.21	1.34	1.53	0.52	0.86
Average	0.69	0.65	0.47	0.71	0.12	0.22

表 6. オープンな状態における、照射野の大きさを変化させた場合の、水中の深部量百分率の電離箱による測定値に対するモンテカルロシミュレーション計算値の相対差

照射野 (cm <sup>2</sup> )	5×5		15×15		20×20		30×30	
	6 MV	10 MV						
公称エネルギー								
深さ (cm)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
0.5	1.53	0.92	8.64	23.81	8.10	14.73	2.53	3.38
1.0	0.49	1.22	0.63	-4.95	1.02	2.45	0.11	-0.44
2.0	-0.97	0.45	-0.94	0.56	-0.46	0.06	0.03	-0.06
3.0	-0.37	0.07	-0.59	-0.54	-0.30	-0.31	-0.41	0.37
5.0	-0.53	-0.66	-0.63	-0.64	-0.54	-0.04	-0.02	0.48
8.0	-0.87	-0.82	-0.74	-0.47	-0.60	-0.45	-0.78	-0.24
10.0	-0.83	-1.24	-0.67	-0.34	-0.92	-0.06	-0.73	-0.07
15.0	-2.12	-1.13	-0.92	-1.13	-0.67	0.21	-1.52	0.06
20.0	-1.05	-1.59	-0.18	-0.82	-0.83	0.10	-0.66	-0.16
25.0	-0.55	-1.79	-1.29	0.03	-1.11	-0.33	-1.80	-0.77
Average	-1.02	-0.85	-0.48	0.08	-0.42	0.14	-0.77	-0.01