

目次

1. 序論	1
2. 方 法	3
2.1 モンテカルロシミュレーションを用いた系統誤差の検討方法	3
2.2 有効密度法の計算方法	5
2.3 有効密度法の検証方法	7
3. 結 果	9
3.1 モンテカルロ法による PDD の比較および誤差の結果.....	9
3.2 有効密度法による計算結果と絶対線量比較結果.....	10
4. 考 察	13
4.1 系統誤差の考察	13
4.2 有効密度法による IMRT 検証の改善例.....	14
5. 結 語.....	15
Appendix.....	16
A. Delta ⁴ の概要.....	16
B. Delta ⁴ ファントムのスケーリングについて.....	17
謝辞.....	19
引用文献	20

1. 序論

本論文は、放射線治療計画装置とアクリル樹脂(Polymethylmethacrylate : 以下 PMMA と略記)を用いた 3 次元検証用測定器の間に生じる系統誤差の原因を究明し、その解決方法を示すものである。この系統誤差は、放射線治療計画装置 Pinnacle³ (ADAC)の計算線量と 3 次元検証用測定器 Delta⁴(ScandiDos)の検証線量の間が生じたものであり、約 2%である。

これらの間に生じる系統誤差に関連する報告は過去に複数なされている。Feygelman らは、Delta⁴を CT で撮像し、その画像から Pinnacle³により密度計測を行ったところ、ファントム材質の密度が約 $1.16 \pm 0.17 [\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}]$ となり、実際の PMMA の物理密度($\rho_{\text{PMMA}} = 1.19$)と比較して差が生じている事を報告している¹⁾。一方、Bedford らは、密度が $1.35, 1.85 [\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}]$ の骨等価ファントム中の実測線量と、Pinnacle³における計算線量を比較した。その結果、計算線量が約 2%程度過小評価される事を報告している²⁾。

本研究が今回検討する 2%の系統誤差は小さいものであるかもしれないが、日本放射線腫瘍学会による強度変調放射線治療(Intensity Modulated Radio Therapy: 以下 IMRT と略記)物理技術ガイドラインにおいて線量誤差の許容レベルが $\pm 3\%$ 以内とされている³⁾ことから、無視することは出来ない。Delta4 は多数の半導体検出器を有した測定器であり、各々の検出器の空間分解能は中心部で 0.5cm、辺縁部で 1cm である⁴⁾。この検出器の空間精度は正確にセットアップを行っても最大で 0.5mm の偏差が生じうる。また、Delta4 が使用する半導体検出器の温度特性、感度特性はそれぞれ $0.32\%/^{\circ}\text{C}$ 、 $5\text{nC}/\text{Gy}$ である⁵⁾。以上の特性に 2%の系統誤差が仮に上乗せされると許容レベルを超えてしまう可能性がある。

よって、Pinnacle³と Delta⁴間に生じた系統誤差の原因を究明し、改善方法を探ることとは高精度放射線治療を今後遂行してゆくためには有用であると考えられる。

この系統誤差を考察する為には放射線治療計画装置内が使用する計算アルゴリズムについて理解することが重要である。現在普及している計算アルゴリズムは

Convolution / Superposition 法である。このアルゴリズムは Total Energy Released per Mass(以下 TERMA と略記)と Dose Kernel の畳み込み演算を行う事で線量計算を行う方法である。TERMA は入射光子の一次線の減弱を表現し、Dose Kernel は散乱線による線量付与をシミュレーションする為の要素である。

Pinnacle³ はモデルベースの線量計算アルゴリズムである Convolution / Superposition 法を採用している。モデルベースのアルゴリズムでは、加速器から出力されるエネルギーフルエンスをモデリングし、患者の CT 画像から得た密度と Radiological Path Length(以下 RPL と略記)を用いて質量減弱係数を算出する。このエネルギーフルエンスと質量減弱係数、RPL から TERMA と Dose Kernel の算出を行う⁶⁾。

ところで、人体の臓器・組織の相対電子密度や実効原子番号は水のそれと近い値を持つ^{7,8)}ことから、人体は水で近似できる。そのため、患者の CT 画像から得た密度によって計算された TERMA や Dose Kernel は水中における光子の減弱や散乱現象と計算上近似される。上記のような CT 画像から得る密度は、CT 値と密度との関係を示す変換テーブルを使用する必要がある。この変換テーブルは放射線治療計画装置の種類によって CT 値を相対電子密度に変換するタイプと物理密度に変換するタイプがある。たとえば、前者の場合は Xio (Elekta)や Eclipse (Varian Medical Systems)、後者の場合は Pinnacle³ である。

つまり、Pinnacle³ において PMMA のような物質を表現するためには、その物理密度を使用する必要があるが、先の Feygelman の報告では、Pinnacle³ を使用し Delta⁴ (PMMA ファントム)の密度計測を行った場合、実際の PMMA の物理密度とは異なる値となることが示されていた。この報告から、Pinnacle³ が持つ CT 値と物理密度の変換テーブルが実際の PMMA の物理密度を正確に再現できていないことが示唆される。

ところで、Delta⁴ を使用して検証を行うにあたって、Pinnacle³ 上に再計算用の Virtual Phantom を作成する必要がある。このとき Virtual Phantom を Delta⁴ ファントムの材質と同一にするために PMMA の物理密度を入力する。この設定によって、Virtual

Phantom は水の質量減弱係数、PMMA の物理密度を持つために、導き出される線減弱係数は $\mu_w \times 1.19 \text{ cm}^{-1}$ (μ_w は水の線減弱係数) になると考えられる。この線減弱係数は実際の PMMA の線減弱係数 (μ_{PMMA}) に対する相対誤差を算出して比較すると約 9% 程度大きい。線減弱係数は光子と物質との相互作用の発生確率を表しているため、Pinnacle³ で表現する PMMA は実際の PMMA 中で起こる相互作用を正確に再現できていないと考えられる。

そこで、モンテカルロシミュレーションを用いてそれぞれの線減弱係数を再現した計算用ファントムを作成して深部線量百分率 (Percentage Depth Dose : 以下 PDD と略記) の計算を行い、そこから今回生じた系統誤差が導き出すことができるか検討した。そして系統誤差を改善する手法として有効密度法を提案し、その有用性を検証する。

2. 方法

2.1 モンテカルロシミュレーションを用いた系統誤差の検討方法

系統誤差の原因が Virtual Phantom と PMMA の持つ線減弱係数間の差にあることを検討するために、モンテカルロシミュレーション (Electron Gamma Shower ver.5 : 以下 EGS5 と略記) を用いた計算を行った⁹⁾。線減弱係数は光子の一次線の減弱のみを考慮したものである。一方で EGS5 は物質中の光子の相互作用を一次線のみならず、相互作用によって発生した二次線や電子線に関しても理論的に計算することができる。このような理想条件下であれば、系統誤差に結びつく差が再現できると考えた。

EGS5 で系統誤差を導くためには PDD を計算する必要があると考えた。物質に入射した光子は物質固有の線減弱係数に従って減弱をするため、光子が物質深部を進むほど指数関数項の寄与が大きくなる。たとえば、異なる線減弱係数を持つ物質において、同じフルエンスを持つ光子を入射した場合、ある深さの PDD の差は線減弱係数の寄与のものだと考えることができる。

そこで、Pinnacle³ における Virtual Phantom と PMMA ファントムそれぞれの線減弱係数を再現した計算用ファントムを作成し、それぞれの PDD を比較した。この比較

により、それぞれの持つ線減弱係数の差が系統誤差に繋がるものになるか判断できる。

計算用ファントムの設定は以下の通りに行った。Virtual Phantom を再現した計算用ファントムの物質組成を水(H₂O)とし、物理密度を 1.19 と設定した。これにより、線減弱係数が $\mu_w \times 1.19[\text{cm}^{-1}]$ となる。この計算用ファントムを Kernel_PMMA とした。さらに PMMA を再現した計算用ファントムは、物質組成(C₅H₈O₂)と物理密度を共に PMMA のものとした。これにより、線減弱係数は μ_{PMMA} となる。この計算用ファントムを True_PMMA とした。

計算には図 1 に示すような体系を用いた。図 1(a)は吸収線量を検出する領域の外観であり、検出領域の体積は 0.6 cm³である。今回の計算ではこの体積あたりの計算結果がモンテカルロシミュレーションにおける線量測定となる。得られた線量からそれぞれの PDD を得た。図 1(b)はジオメトリ全体の外観図である。線源表面間距離(Source Surface Distance : 以下 SSD と略記)を 100 cm、照射野は 10×10 cm²とし深さ方向 21 cm までビーム軸上に検出領域を設定した。

なお EGS5 による照射条件を表 1 に示す。入射 X 線のエネルギーは 4MV および 10 MV とした。このとき計算で使用するエネルギースペクトルは、D.W.O Rogers らの報告を参照した¹⁰⁾。シミュレーションにおける光子と電子のカットオフエネルギー(光子・電子の計算打ち切りエネルギー)はそれぞれ 0.01 MeV、 0.521 MeV とした。

各計算用ファントムで PDD を取得したのち、式(1)を用いて相対誤差を算出した。深さ d における Kernel_PMMA の PDD、True_PMMA の PDD、相対誤差をそれぞれ $PDD(d)_{\text{Kernel_PMMA}}$ 、 $PDD(d)_{\text{True_PMMA}}$ 、 $\text{Difference}(d)$ とした。

$$\text{Difference}(d) = \frac{PDD(d)_{\text{Kernel_PMMA}} - PDD(d)_{\text{True_PMMA}}}{PDD(d)_{\text{True_PMMA}}} \quad (1)$$

表 1 モンテカルロシミュレーション計算条件

phantom	Material Composition	Physical Density [g · cm ⁻³]	Photon Cutoff energy(MeV)	Electron Cutoff energy(MeV)	History Number
Kernel_PMMA	H ₂ O	1.19	0.01	0.521	2.0 × 10 ⁹
True_PMMA	C ₅ H ₈ O ₂				

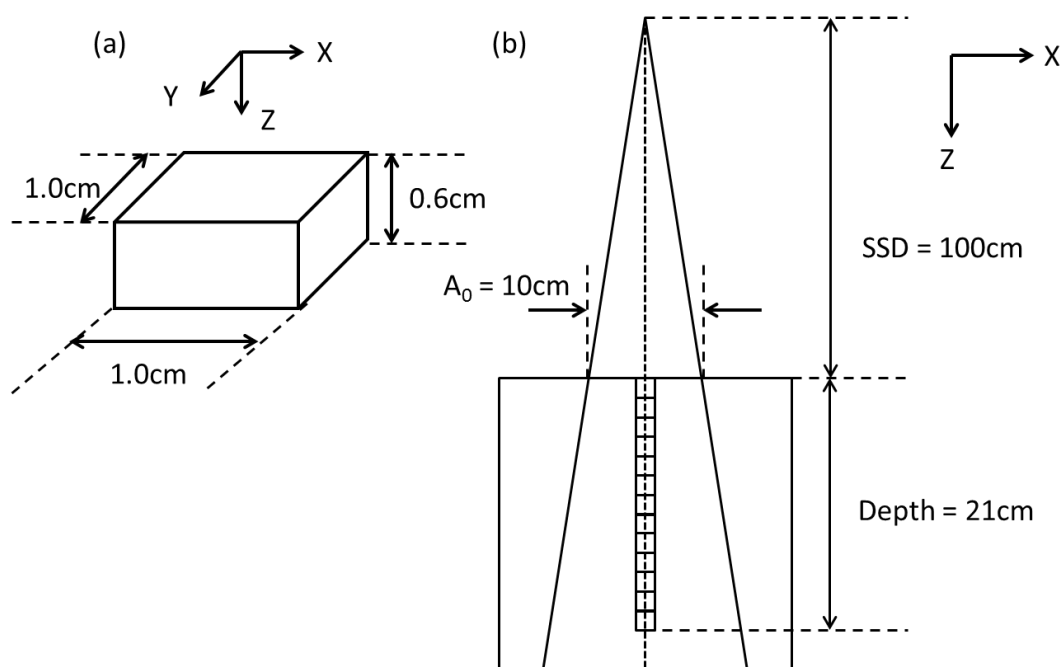


図 1 モンテカルロシミュレーション計算ジオメトリ (a) 計算領域 (b) XZ 平面

2.2 有効密度法の計算方法

Pinnacle³ 上の仮想ファントムに対する PMMA の物理密度の入力では Delta⁴ ファントムを正確に再現できない事が 2.1 モンテカルロシミュレーションを用いた系統誤差の検討方法の方法により導ける。これを解決する為に、水と PMMA の減弱係数が一致すれば良いと考えた。そこで各エネルギーの水と PMMA の線減弱係数が等しくなるような見かけの密度として有効密度 $\rho_{\text{eff}}(E)$ [g · cm⁻³] を求め、 Pinnacle³ へ入力す

る事で計算における物質中の光子の減弱が実際の PMMA と等しくなるようにした。
すなわち、

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{water},E} \times \rho_{\text{eff}}(E) = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{PMMA},E} \times \rho_{\text{PMMA}} \quad (2)$$

が成り立つような有効密度 $\rho_{\text{eff}}(E)$ [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$] を求めるのである。ここで、 $(\mu/\rho)_{\text{water},E}$ [$\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$] はエネルギー E における水の質量減弱係数、 $(\mu/\rho)_{\text{PMMA},E}$ [$\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$] はエネルギー E における PMMA の質量減弱係数、 ρ_{PMMA} [$\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$] は PMMA の物理密度である。水と PMMA の各エネルギーの質量減弱係数は米国立標準技術研究所 (NIST : National Institute of Standards and Technology) が公開しているデータベース¹¹⁾ から取得した。

有効密度 $\rho_{\text{eff}}(E)$ はエネルギーごとに異なるが、Pinnacle³ に入力可能な密度は 1 つしか存在しない。そこでエネルギースペクトルを連続確率分布と捉えて確率密度関数 (Probability Density Function : PDF) を求め、

$$\rho_{\text{Ave}} = \int_{-\infty}^{\infty} \rho_{\text{eff}}(E) \cdot f(E) dE \quad (3)$$

で定義する平均有効密度 ρ_{Ave} を Pinnacle³ 上の仮想ファントムに対する入力密度とした。ここで $f(E)$ は 4MV および 10MV エネルギースペクトルの確率密度関数である。

本研究では、この方法を有効密度法と呼ぶことにする。有効密度法を行うためのワークシートの例を図 2 に示す。

Photon Energy (MeV)	Mass Attenuation Coefficient		Linear Attenuation Coefficient (μ_{PMMA}) (cm^{-1})	Effective Density ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)	Probability Density Function (PDF)	Effective Density \times PDF
	PMMA ($\text{cm}^2\cdot\text{g}^{-1}$)	water ($\text{cm}^2\cdot\text{g}^{-1}$)				
	0.001	2.79E+03	4.08E+03	3.32E+03	8.16E-01	0
0.002	4.04E+02	6.17E+02	4.80E+02	7.78E-01	3.43E-07	2.67217E-07
0.003	1.24E+02	1.93E+02	1.47E+02	7.63E-01	5.15E-07	3.9292E-07
0.004	5.25E+01	8.28E+01	6.24E+01	7.54E-01	6.87E-07	5.18047E-07
■	■	■	■	■	■	■
■	■	■	■	■	■	■
■	■	■	■	■	■	■
9.997	2.03E-02	2.14E-02	2.41E-02	1.13E+00	3.79E-10	4.26095E-10
9.998	2.03E-02	2.14E-02	2.41E-02	1.13E+00	3.49E-10	3.93318E-10
9.999	2.03E-02	2.14E-02	2.41E-02	1.13E+00	3.20E-10	3.60542E-10
10.000	2.03E-02	2.14E-02	2.41E-02	1.13E+00	2.91E-10	3.27918E-10
Average Effective Density(Exceptionation Value)						1.151

図 2 有効密度法ワークシートの例

2.3 有効密度法の検証方法

2.2 有効密度法の計算方法で得られた平均有効密度の有用性を検証する為、PMMA ファントムの絶対線量測定と、Pinnacle³ による計算線量の結果を比較した。PMMA ファントムの測定では Semiflex 型電離箱を使用して、線源検出期間距離(Source Chamber Distance : 以下 SCD と略記)を 100cm 一定として測定を行った。測定点はファントム表面から 3cm, 5cm, 10cm, 15cm とした(図 3)。同様のジオメトリを Pinnacle³ 上に作成し、同様の測定点の線量計算を行った。Pinnacle³ では矩形の仮想ファントムに対し入力密度を PMMA 物理密度(ρ_{PMMA})、および有効密度法で算出した平均有効密度(ρ_{Ave})の 2 種類とした。検討に際し用いた使用機器は表 2 に示す。

得られた線量から、式(4)を用いて深さ d における PMMA 測定に対する Pinnacle³ の計算線量の誤差 $\Delta D(d)$ を算出した

$$\Delta D(d) = \frac{D(d)_{\text{Pinnacle}} - D(d)_{\text{measurement}}}{D(d)_{\text{measurement}}} \quad (4)$$

ここで、 $D(d)_{\text{measurement}}$ を深さ d における PMMA 測定の絶対線量とし、 $D(d)_{\text{Pinnacle}}$ を深さ d における Pinnacle³ による計算線量とした。

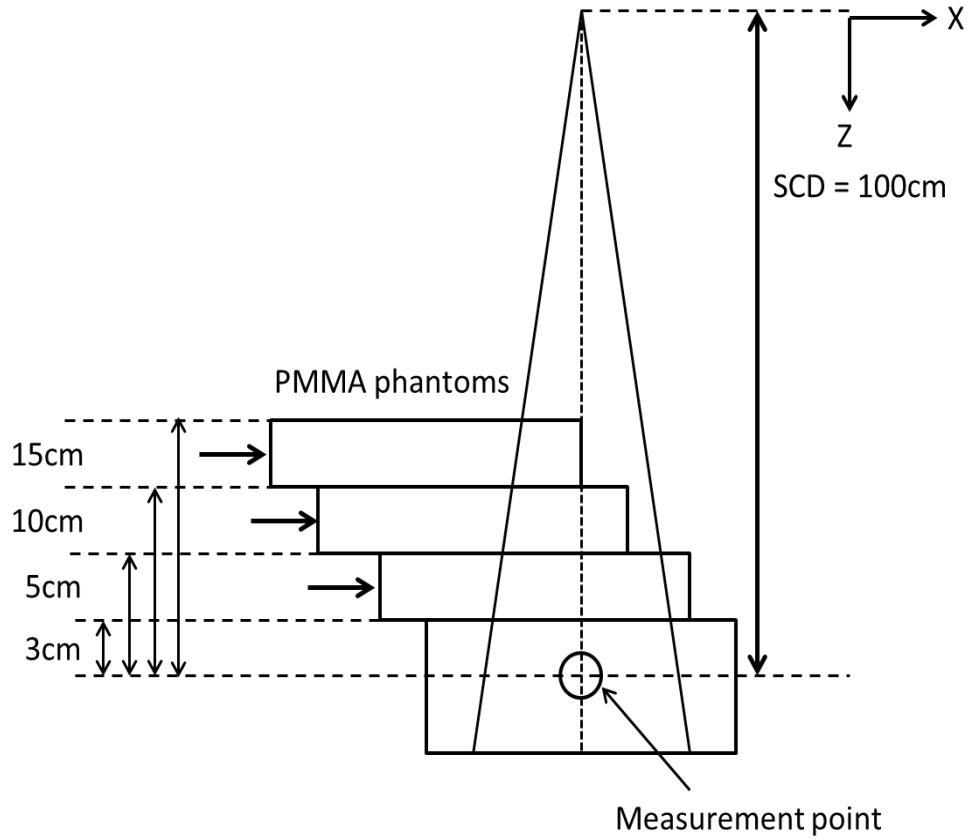


図 3 PMMA ファントムによる絶対線量測定ジオメトリ

表 2 Pinnacle³ の計算条件と測定条件

Pinnacle³	Input PMMA density [g · cm ⁻³]	ρ_{PMMA} : Physical density ρ_{Ave} : Average Effective Density
	Photon energy [MV]	4,10
	Calculation Algorithm	CC Convolution/Superposition
	Dose Grid [mm]	2.0
measurement	Linac	Varian CLINAC 21-EX
	Ionization Chamber	Semiflex 31010
	Photon energy [MV]	4,10
	Monitor Unit [MU]	200
	Dose Rate [MU · min ⁻¹]	600
	Phantom	Acrylic (MITSUBISHI RAYON CO.LTD)

3. 結果

3.1 モンテカルロ法による PDD の比較および誤差の結果

EGS5 により得られた PDD および (1)式から得た相対誤差の結果を図 4、図 5 に示す。図 4 は光子のエネルギーが 4MV の場合の PDD の比較結果である。図 5 は 10MV の場合の PDD の比較結果である。図 4、図 5 から、深さ 10 cm 以降の深部領域では誤差が次第に増大する傾向にあることがわかる。Kernel_PMMA の誤差は最大 4MV で約-2.5%、10MV で約-2.6%であった。すなわち、Kernel_PMMA は実際の PMMA のシミュレーションである True_PMMA と比較して深部での吸収線量を過小評価する傾向にある。この結果から、放射線治療計画装置に対して PMMA の物理密度の入力を行っても、密度により変形した水カーネルによる計算では実際の PMMA に対して発生する光子の相互作用を再現できていないと言える。

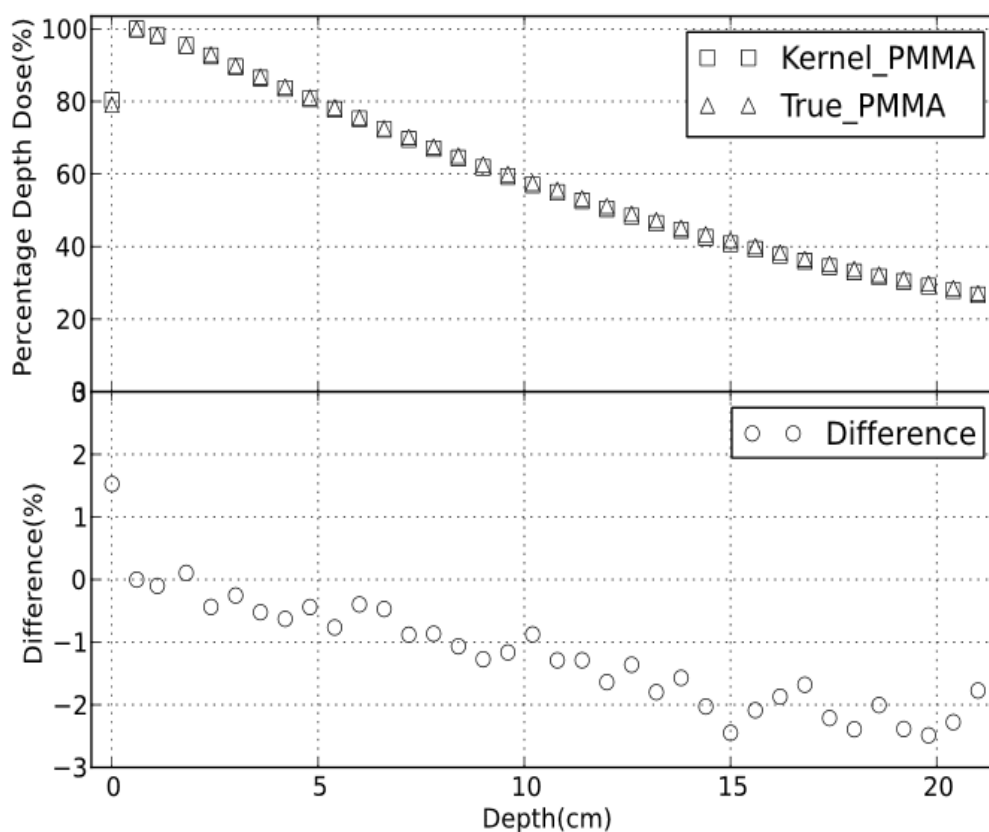


図 4 4MV における True_PMMA と Kernel_PMMA の PDD と相対誤差

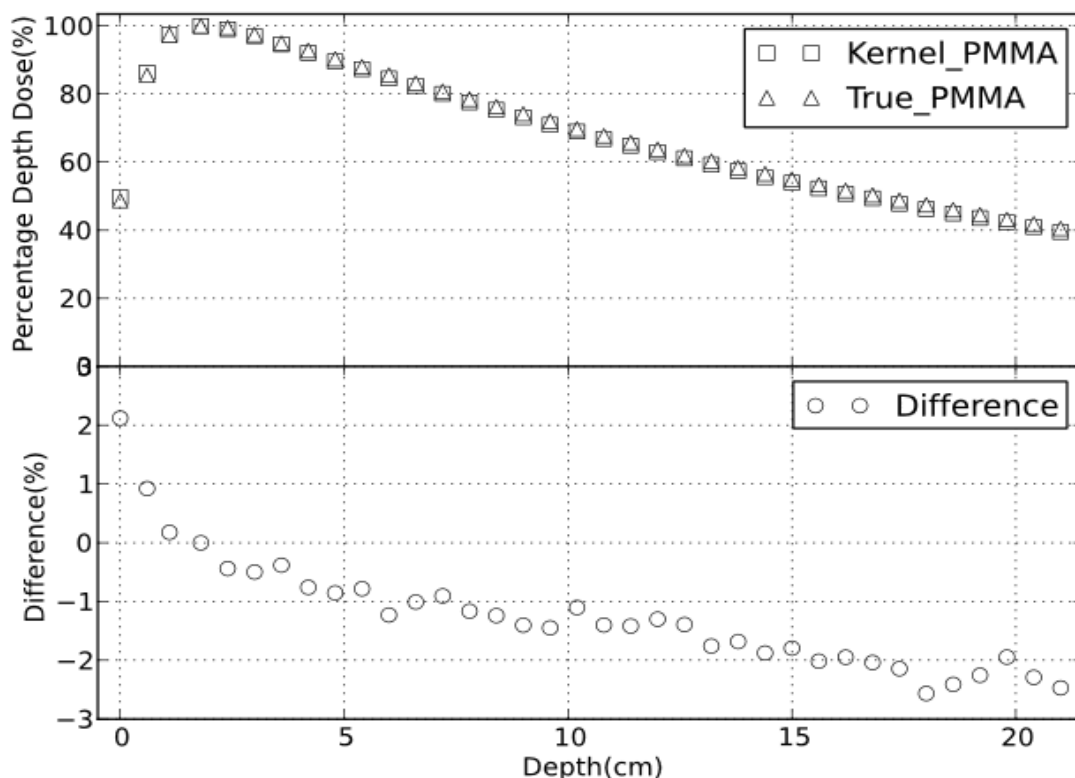


図 5 10MV における True_PMMA と Kernel_PMMA の PDD と相対誤差

3.2 有効密度法による計算結果と絶対線量比較結果

2.2 有効密度法の計算方法における有効密度法を用いて算出した平均有効密度 ρ_{Ave} は 4MV で $\rho_{Ave} = 1.155 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ 、10MV で $\rho_{Ave} = 1.151 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ であった。この平均有効密度を Pinnacle³ 上に作成した仮想ファントムに対する入力密度とした。表 3、表 4、図 6、図 7 に方法 3 で示した PMMA 測定および Pinnacle³ で得た計算線量の結果と相対誤差を示す。4MV、10MV とともに従来通り Pinnacle³ に対して物理密度を入力した場合は深部になるに従い誤差が増大してゆく。 $d=3\text{cm}$ から誤差が -1% を超え始め、 $d=15\text{cm}$ では誤差が -3% を超えている。一方、平均有効密度を入力し計算した場合は深部でも誤差は増大せず、4MV の深さ 5cm で最大 -0.95% 、10MV の深さ 3cm で -0.79% となり、測定点の変化に対する誤差の変動が少ないことがわかる。平均有効密度の入力により仮想ファントムの減弱係数が実際の PMMA に近づいたと言え、この結果から Pinnacle³ の線量計算が PMMA の吸収線量を高い精度で再現できている事が確認できた。

表 3 4MV における PMMA ファントムと Pinnacle³ の吸収線量測定結果

Depth (cm)	3.0	5.0	10.0	15.0
$D(d)_{\text{measurement}}$ (cGy)	191.3	177.7	140.1	107.3
$D(d)_{\text{Pinnacle}}$ (cGy) (input density = 1.19)	188.1	173.8	135.9	103.4
$D(d)_{\text{Pinnacle}}$ (cGy) (input density = 1.155)	189.9	176.0	139.3	107.4
Difference (%) (input density = 1.19)	-1.67	-2.19	-2.99	-3.63
Difference (%) (input density = 1.155)	-0.73	-0.95	-0.57	0.09

表 4 10MV における PMMA ファントムと Pinnacle³ の吸収線量測定結果

Depth (cm)	3.0	5.0	10.0	15.0
$D(d)_{\text{measurement}}$ (cGy)	199.4	190.9	164.2	139.0
$D(d)_{\text{Pinnacle}}$ (cGy) (input density = 1.19)	196.9	188.1	160.3	134.6
$D(d)_{\text{Pinnacle}}$ (cGy) (input density = 1.151)	197.8	189.6	163.1	138.0
Difference (%) (input density = 1.19)	-1.25	-1.50	-2.39	-3.18
Difference (%) (input density = 1.151)	-0.79	-0.71	-0.69	-0.73

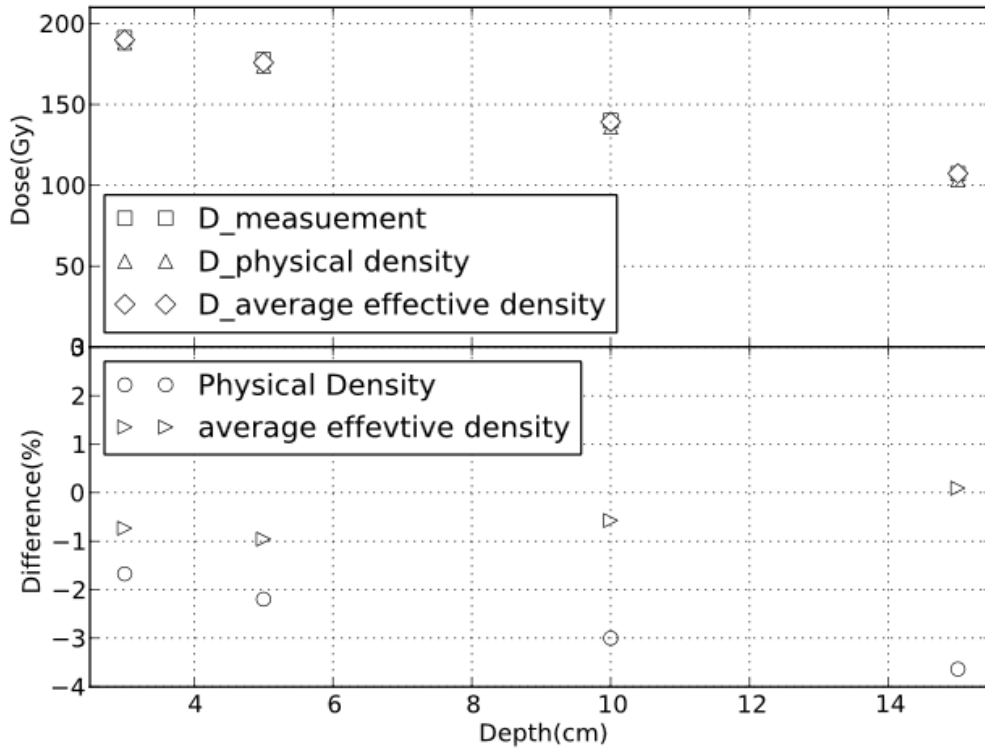


図 6 4MV における PMMA と Pinnacle³ の線量測定比較結果

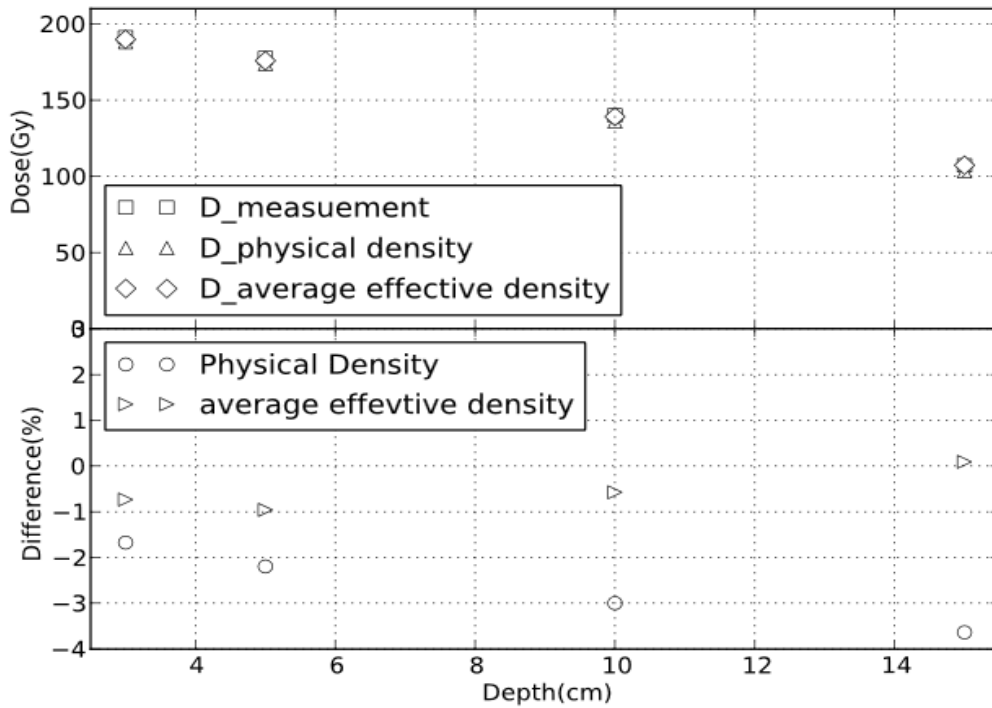


図 7 10MV における PMMA と Pinnacle³ の線量測定比較結果

4. 考 察

4.1 系統誤差の考察

今回検討した系統誤差は、PMMA と Pinnacle³ で設定した Virtual Phantom の線減弱係数が同一でないことに起因すると仮定した。ここで、PMMA の線減弱係数 $\mu_{\text{PMMA}}\text{cm}^{-1}$ と Virtual Phantom の線減弱係数 $\mu_w \times 1.19\text{cm}^{-1}$ を解析的に算出し相対誤差を算出すると、 $\mu_w \times 1.19\text{cm}^{-1}$ は約 9% 程度過大であった。つまり、一次線の減弱にのみ注目すれば、設定した Virtual Phantom は実際の PMMA と比較して減弱しやすい傾向にあると言える。

この傾向は、固体ファントムの電子濃度からも推測することができる。放射線治療領域の光子のエネルギーと物質との相互作用ではコンプトン散乱による寄与が一番大きい。そこで、多くの固体ファントムは電子濃度を水と等しくする事でコンプトン散乱の発生確率が同程度になるよう調整されている。しかし水の電子濃度 $3.34 \times 10^{23} \text{ cm}^{-3}$ に対して PMMA の電子濃度は $3.87 \times 10^{23} \text{ cm}^{-3}$ であり必ずしも水等価ではないことが知られている¹²⁾。仮に、水の電子密度 $3.34 \times 10^{23} \text{ cm}^{-3}$ に対し PMMA の物理密度をかけると、電子濃度は $3.97 \times 10^{23} \text{ cm}^{-3}$ となる。この仮定の電子濃度は PMMA のそれと比較して約 2.6 % 程度過大に見積もられる。電子濃度の差はコンプトン散乱の発生確率に繋がることから、設定した Virtual Phantom 中で発生するコンプトン散乱は実際よりも多く発生すると考えることが出来る。

続いて、図 4 および図 5 から、Kernel_PMMA の PDD は True_PMMA と比較して深さ 10cm 以降のファントム深部で 2 % 程度小さく、計算領域内の吸収線量が過小評価されている。Kernel_PMMA の線減弱係数は True_PMMA と比較し 9% 大きく設定されているため、EGS5 による評価でもコンプトン散乱の発生割合は過大評価され、計算領域内に落とす線量が少なくなったと考えられる。この EGS5 によるシミュレーション結果は、EGS によるカーネルを用いて計算する Pinnacle³ 内部でも同様の現象が発生している事を示唆している。

以上から、Pinnacle³ で設定した Virtual Phantom は、PMMA ファントムである Delta⁴

中の線量を正確に計算することができなかったと言える。Virtual Phantom は減弱しやすい物質に見積もられている。そのために、治療計画は標的へ目的線量を投与するために実際に必要な MU 値よりも過大に設定されたものになる。この治療計画が Delta⁴ に対して照射される時に過大評価された分が過照射され、MU 値の分だけ系統誤差を生じることになる。

今回提案した有効密度法によって算出した平均有効密度は、水と PMMA の線減弱係数が等しくなるような期待値である。これを Pinnacle³に入力することで Dose kernel が表現する散乱線の挙動は実際の PMMA 中における挙動をより厳密に再現することができたと考えられる。その結果、図 6、図 7 で示すように実測と計算との誤差は最大で 4MV で-0.95%、10MV で-0.79%へ改善した。

4.2 有効密度法による IMRT 検証の改善例

平均有効密度を使用することによる IMRT 検証改善例を Figure 8 に示す。同一患者の前立腺 IMRT 治療計画(10MV X 線)を、Pinnacle³に対して物理密度および平均有効密度を入力した場合で計算を行った。その後、Delta⁴を用いて検証を行った。Figure 8(A)には物理密度 $\rho_{\text{PMMA}} = 1.19 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ を用いて線量計算を行った場合を示し、(B)には平均有効密度 $\rho_{\text{Ave}} = 1.151 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ を用いて線量計算を行った場合の DD(Dose Difference)、DTA(Distance to agreement)、 γ -Index を示す。 γ -Index は(DD:2%、DTA:2mm) 95%以上とする閾値を設けている。 γ -Index は (A)物理密度 ρ_{PMMA} を用いた場合では閾値を大きく下回り 82.8%であるのに対し、(B)平均有効密度 ρ_{Ave} を用いた場合では 97.7%となった。実際の検証においても平均有効密度の使用により適切な検証結果が得られることを示すことができた。

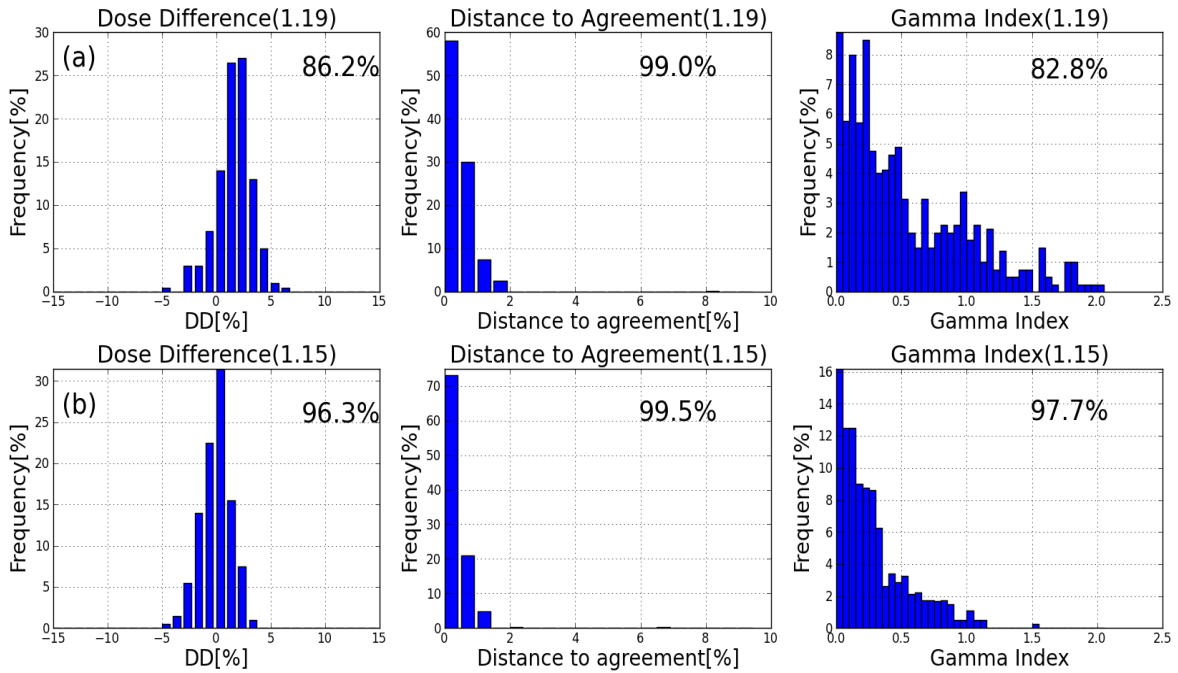


図 8 物理密度と有効密度を指定したときの Delta4 における DD(Dose Difference)、DTA(Distance To Agreement)、Gamma Index の比較

5. 結 語

本論文では Pinnacle³ と Delta⁴ の間に生じる系統誤差の物理的な解釈と、その解決方法として有効密度法を提案した。はじめに Pinnacle³ で設定する Virtual Phantom の減弱係数が実際の PMMA の減弱係数と一致しないことが系統誤差の原因に繋がると仮定した。その後それぞれの減弱係数を再現した計算用ファントムを作成し、EGS5 を用いて PDD を算出し、系統誤差を説明できる差を導くことが出来た。そしてこの誤差の実際の解決法として有効密度法という、Pinnacle³ に対する密度入力値の決定方法を提案した。この方法から得られた平均有効密度を Pinnacle³ への入力値とし、PMMA ファントムを使用した絶対線量測定と、実際の検証結果から有効密度法の妥当性を確認した。

今回の系統誤差の検討は Delta⁴ ファントムが起因となったが、検討結果から Pinnacle³ は高密度物質の計算時に誤差を生じやすい傾向であることを示唆するもの

となった。そのため、Pinnacle³で高密度物質の計算を行う際には注意が必要である。

Appendix

A. Delta⁴の概要

Delta⁴(ScandiDos)はPMMA (Poly-methyl methacrylate) 製の円柱状ファントムを有している。Delta⁴はPMMA ファントム、p型半導体検出器が配列している1枚のメイン、2枚のウイングと呼ばれる検出器板、それに接続する電位計、さらにコネクタから構成されている(Figure 9)。使用されているPMMA ファントムは直径22cm、長さが40cmの円柱型であり、内部にメイン、ウイングの2種類の検出器板が挿入されている。このメイン、ウイングはPMMA ファントムを四等分するように十字型に配列されており、それぞれ20×20cm²、20×10cm²の範囲の測定を行う事が出来る。これらの検出板はファントムの垂直方向からメインが+50°、ウイングが-40°に位置している。これによりX線ビームに対して三次元的に線量測定を行う事が可能となるが、この検出器板にX線ビームが平行に入射するときは検出器の感度が上昇し、誤差を生む要因となる事が知られている²⁾。使用されている半導体検出器は円柱型で有効体積が0.05mm³である。検出器の感度が約5nC/Gy、温度に対する感度は0.32%/°Cとなっている。この検出器が検出器板上に中心から6×6cm²の範囲では0.5cm間隔で、その以外の範囲では1cm間隔で配置されている。得られた線量のデータを検証し、DD (Dose Difference)、DTA (Distance to Agreement)、Gamma Indexの指標で検証を行う事が出来る。



図 9 Delta⁴の外観

B. Delta⁴ファントムのスケーリングについて

一般的な固体ファントムは取り扱いが簡便である為、水ファントムの代替として使用されることが多いが、水ファントムと固体ファントムは物質組成や物理密度等が異なる事から、光子のフルエンスが同等になる深さは同一ではない。

従来のスケーリングの方法を導出する。いま、水中における一次光子線のフルエンスを ϕ_w 、固体ファントム中での一次光子線のフルエンスを ϕ_p とすると、それぞれの物質中の深さに対するフルエンスの変化は以下の式で表すことができる。

$$\phi_w = \phi_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_w d_w} \quad (\text{B.1})$$

$$\phi_p = \phi_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_p d_p} \quad (\text{B.2})$$

ここで、 d_w 、 d_p [g/cm²]はそれぞれ水、固体ファントムの面密度を表している。フル

エンスが同等となる d_w と d_p の関係は上記の式(6)、式(7)が等しいとおく事で、

$$d_w = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_p \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_w^{-1} \cdot d_p \quad (\text{B.3})$$

を得る。

Delta⁴ のコミッショニング時には、添付されるキャリブレーションファントムを使用して各検出器のキャリブレーションを行う必要がある。その為にはリファレンスとなる点の測定が必要となるので、一定の MU(Monitor Unit)値でビーム中心軸上の点における線量測定を行う。測定では、添付される PMMA ファントムを組み合わせ、ファーマー型電離箱を SCD が 100cm、SSD が 95.8 cm となる位置に配置して測定を行う事になっている。水における深さ 5cm と等価なフルエンスを持つ PMMA の深さは 4.2cm であることから、リファレンス測定の結果は水とのスケーリング補正を行わずに得られた線量を使用することが出来る。この結果を利用して検出器の相対値および絶対値キャリブレーションを行う。相対値キャリブレーションは照射野内の 7 箇所の検出器のリファレンス検出器に対する相対感度を測定する。その後リファレンス測定と同様のジオメトリと測定点を放射線治療計画装置で再現し、線量計算を行う。その後各検出板の検出器との間で線量の絶対値のキャリブレーションを行う。この一連のキャリブレーションにより、Delta⁴ ファントムと放射線治療計画装置との間で線量比較が 1 対 1 で行うことが出来る。

謝辞

本研究に関して終始ご指導ご鞭撻を頂きました帝京大学大学院医療技術学研究科 診療放射線学専攻 古徳純一准教授に、心より感謝を申し上げます。

本研究における議論・検討に当たって数々のご助言や、実験に際し快く施設を提供して頂きました帝京大学医学部附属病院中央放射線部 新井範一技師をはじめとする 田中尚史技師、和賀浩喜技師、高島幸誠技師、後藤洋技師、佐々木誠伸技師、矢野晋平技師にお礼申し上げます。

そしてこれまでの研究において、日常の議論を通じて多くの知識や示唆を頂きました帝京大学大学院医療技術学研究科診療放射線学専攻 小林毅範教授をはじめとする 帝京大学医学物理グループや、研究室に所属していた後輩の皆様に感謝致します。特に、石橋徹さん、中林奨君、上村亮平技師にはこの3年間、実験の手伝いや多くのアドバイスを頂き、研究や院生生活の大きな助けとなりました。心より感謝しております。

最後に、自分の進みたい道に対し温かく見守り、大学院修士過程を含めて 5 年間、辛抱強く支援して下さった家族・親族の皆様に深く感謝致します。

引用文献

1. Vladimir Feygelman, Kenneth Forster, Daniel Opp, et al. Evaluation of a biplanar diode array dosimeter for quality assurance of step-and-shoot IMRT. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 2009 Sep30;10(4):3080.
2. James L Bedford, P J Childs, V Nordmark hansen et al. Commissioning and quality assurance of the Pinnacle³ radiotherapy treatment planning system for external beam photons. The British Journal of Radiology. 2003 March 163-176.
3. 日本放射線腫瘍学会. IMRT物理QAガイドライン専門小委員会強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン2011, 2011,23.
4. Faiz M.Khan. Treatment Planning in Radiation Oncology second edition. Lippincott Williams &Wilkins.2007 63-77.
5. Anders Ahnesjo. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon beam dose calculation in heterogeneous media. Medical Physics.1989 Jul-Aug;16(4):577-592.
6. T.R. Mackie, J.W. Scrimger, J.J. Battista. A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays. Medical Physics.1985 Mar-Apr;12(2):188-196.
7. EGS5 Code System, by H. Hirayama, Y. Namito, A.F. Bielajew, S.J. Wilderman and W.R. Nelson, SLAC-R-730 (2005) and KEK Report 2005-8 (2005).
8. Daryoush Sheikh-Bagheri and D.W.O.Rogers, Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. Medical Physics. 2002 Mar;29(3):391-402.
9. Berger, M.J., Hubbell, J. H., Seltzer, S.M. et al. (2010), XCOM: Photon Cross Section Database (version 1.5). [Online] Available: <http://physics.nist.gov/xcom> [Wednesday, 18-Jan-2012 00:24:49 EST]. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.
10. 日本医学物理学会. 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法 第2版 通商産業研究社 2008;164-165