

強度変調放射線治療のための  
三次元配列線減弱係数比を用いた黄銅モジュレータの  
線量評価

名古屋大学大学院医学系研究科  
医療技術学専攻

小 口 宏

平成 20 年度学位申請論文

強度変調放射線治療のための  
三次元配列線減弱係数比を用いた黄銅モジュレータの  
線量評価

名古屋大学大学院医学系研究科  
医療技術学専攻

(指導：小幡 康範 教授)

小 口 宏

## 目 次

第1章 緒 言	1
第2章 XiO の問題点について	3
第3章 使用機器と方法	5
3-1. モジュレータによる軸外 PDD の変化	6
3-2. XiO における PDD のビームハードニング効果の評価	6
3-3. 実効減弱係数の測定	7
3-4. モジュレータ材質の補正	7
3-5. 黄銅厚と軸外距離の組み合わせによる線減弱係数の測定	8
3-6. 三次元配列線減弱係数比 (3D-LACR) を用いたモジュレータ厚 最適化法	10
3-7. 幾何学的パターンの電離箱によるモジュレータの精度評価	11
3-8. 幾何学的パターンのフィルムによるモジュレータの精度評価	11
3-9. 人体模擬ファントムによる臨床例の線量分布評価	11
第4章 結 果	
4-1. モジュレータ挿入による軸外 PDD の変化	13
4-2. XiO における PDD のビームハードニング効果の評価	13
4-3. 実効減弱係数の測定	15
4-4. モジュレータ材質の補正	15
4-5. 軸外線減弱係数分布	16
4-6. 三次元配列線減弱係数比 (3D-LACR) を用いたモジュレータ厚 補正結果	16
4-7. 幾何学的パターンの電離箱によるモジュレータの精度評価	17
4-8. 幾何学的パターンのフィルムによるモジュレータの精度評価	18
4-9. 人体模擬ファントムによる臨床例の線量分布評価	18

第 5 章 考 察	
5-1. 加速器の軸外エネルギー分布とモジュレータの影響	19
5-2. XiO の線量分布計算におけるモジュレータへの考慮の度合い	19
5-3. 照射野内の減弱係数の変化とモジュレータの影響	21
5-4. 照射野内のエネルギー変化とモジュレータによるビームハード ニングを考慮したモジュレータ厚の補正方法	21
5-5. XiO による M-IMRT の線量分布の改善に向けて	23
第 6 章 結 語	25
謝 辞	26
引 用 文 献	27
図 表	32



## 第 1 章 緒 言

補償フィルタ（以下フィルタ）は組織欠損を補償するボースに代わるものとして Ellis ら<sup>1)</sup> が提案し、Hall ら<sup>2)</sup> により様々な物理的検討がなされた。体輪郭取得方法として、初期の 1960-70 年代は幾何学的方法で体表面をトレースして取得する方法<sup>3-5)</sup> が主流であった。1980 年代以降は間接的に体表面を取得する方法が開発され、ポテンシオメータを用いる方法<sup>6)</sup>、光学的な方法<sup>7,8)</sup>、モアレカメラを応用した方法<sup>9,10)</sup> ビデオカメラを利用した方法<sup>11)</sup> など、様々な方法が提案された。また CT スキャナ装置の登場により体内の不均質に対する補償も可能となり、Dühmke ら<sup>12)</sup>、Renner ら<sup>13)</sup>、磯辺ら<sup>14)</sup>、滝沢ら<sup>15)</sup>、伊津野ら<sup>16)</sup> や小口ら<sup>17)</sup> の報告がある。また Henderson ら<sup>18)</sup> は市販されたシステムの評価を行い、小口ら<sup>17)</sup> や Mageras ら<sup>19)</sup> はコンピュータ内での仮想空間における三次元グラフィックスを用いて補償フィルタを設計している。

また、補償フィルタの作成方法も様々な方式が提案され、小さな立方体の補償材を積み木のように積み上げる方法<sup>1,2)</sup>、鋳型にワックスを流し込む方法<sup>3,5)</sup>、パラフィンや鉛シートを等高線状に積み重ねる方法<sup>4,6-11,14)</sup>、フィルタの鋳型を工作機械で切削し、低融点鉛合金や錫粒、鉛粘土を詰め込む方法<sup>12,15-18)</sup>、金属のフィルタ材を直接切削する方法<sup>13,19)</sup> などがある。これらはいずれも任意の補償面における線量分布の均一化を目的としたものであった。

近年、強度変調されたフルエンスを持つ照射野を組み合わせた強度変調放射線治療 (intensity-modulated radiotherapy, IMRT)<sup>20,21)</sup> が開発され、マルチリーフコリメータ (multi leaf collimator, MLC) を使用した線量強度変調方法が主に使われている。これらには dynamic multileaf collimator (D-MLC) IMRT 法<sup>22,23)</sup>、segmental MLC (S-MLC) IMRT 法<sup>24,25)</sup>、intensity-modulated arc therapy (IMAT)<sup>26,27)</sup>、helical tomotherapy IMRT<sup>28)</sup>、など様々なテクニックがある。また、従来の補償フィルタも強度変調の手段として用いられており、金属モジュレータ（以下モジュレータ）と呼ばれている<sup>29-32)</sup>。現在市販されている三次元治療計画装置 (three dimensional treatment planning system, 3D-TPS) では、強度変調を行うための MLC の形状や駆動計算以外に、フルエンスを変調するためのモジュレータの設計も可能となっている。

モジュレータを用いた IMRT (modulator-based IMRT : M-IMRT)<sup>29-32)</sup> の手法は、

intensity map (IM) の強度分布に応じて設計されたモジュレータをビーム内に挿入することで実現され、MLC のリーフシーケンス計算<sup>33)</sup>に較べ大変シンプルである。MLC を用いた IMRT (MLC-IMRT) と M-IMRT の比較を Table 1 に示す。M-IMRT は多くの利点<sup>34,35)</sup>があり、1. 空間分解能が高く強度変調は MLC に較べ連続的に変化するため、良好な線量強度分布の作成が可能である。また 2. planning target volume (PTV) 内の線量均一性が良く、リスク臓器や照射野外線量は MLC-IMRT より低下する。3. 治療に必要なモニタユニット値 (MU 値) が少なく済むため照射時間が短時間で済む。4. 計画された強度分布に対する再現性が高く、また MLC に特有の tongue and groove 効果がないため、プランと実測した線量との良好な一致が得られる。5. MLC に必要となる品質管理が不要となり、通常の放射線治療と同じ品質管理項目で済む。6. 大照射野の強度変調が可能で、MLC-IMRT のようにスプリットビームとする必要は無い。7. 時間軸での強度変調は常に一定であるため、呼吸同期照射が可能であると共に、照射中断時の再開も問題なく実施できる。

一方、欠点としては 1. モジュレータの作成が必要となり、2. モジュレータによるエネルギースペクトルの変化などに対する線量計算上の考慮が必要となる。3. 照射門ごとに治療室内に入ってモジュレータの交換が必要となるため照射作業は煩雑となり、4. ランニングコストは MLC 以上に必要となる、などがあげられる。

我々は補償フィルタ作製システムを開発し<sup>15-17)</sup>、1989 年より使用している。これは卓上型数値制御ミリングマシン (Desktop NC-Mill) (Figure 1a)を用いて硬質ウレタンフォームを切削してモジュレータの鋳型を作成し、補償材として鉛粘土をパッキングする方法である。切削した鋳型とパッキング後のフィルタを Figure 1b に示す。この方法では材質の実効減弱係数が小さいため、IM の実現にはかなりの厚さが必要となり、IMRT 用のモジュレータ作成には適さない。そこでモジュレータ材質を黄銅とし、臨床で使用している 3D-TPS である XiO により計算されたモジュレータ形状を床置き型数値制御ミリングマシン (以下 Floor type NC-mill) (Figure 2a)により直接削り出す方法を採用した。

## 第 2 章 XiO の問題点について

XiO でのモジュレータ計算は, decimal 社のモジュレータデータデリバリサービスに特化したアプリケーションであるため, 切削材質の指定ができない仕様となっている。XiO に登録されているモジュレータ材質は「decimalbrass」と呼ばれる特殊な黄銅に固定され, それ以外の材質を登録して使用することはできない。そこでまず XiO に登録されているモジュレータ材質と異なる材質を用いた場合のモジュレータ厚の計算方法を検討した。

次に, モジュレータを使用した場合の線量計算で考慮すべき問題が 2 点ある。一つは媒質に入射するビームの上流に置かれたモジュレータによるビーム擾乱の取り扱いと, もう一つは必要な IM からモジュレータ厚を計算する際に使用する減弱係数の取り扱いである。

モジュレータを含む線量計算では, 一次光子のビームハードニング効果, モジュレータから発生する散乱光子と散乱電子のコンタミネーションを考慮しなくてはならない。Jiang ら<sup>30)</sup>はこの影響を「ビーム擾乱 (beam perturbations)」と呼び, エネルギースペクトル変化と散乱カーネルの変化について述べている。一次光子はモジュレータの厚さに応じて減弱するが, その厚さに応じたビームハードニング効果により透過後の一次光子のエネルギースペクトルは変化する。また, 媒質内の任意点に寄与する線量成分は減弱した一次線以外に散乱光子や散乱電子のコンタミネーションもあるため, 線量分布計算には入射光子のエネルギースペクトルの変化と散乱光子や散乱電子の評価を行う必要がある<sup>36-40)</sup> (Figure 3)。そこで, モジュレータによるビームハードニング効果を深部量百分率 (percentage depth dose : PDD) の変化を指標として確認することとした。また, XiO における線量計算で, ビームハードニング効果に依存したエネルギースペクトルの変化に対する考慮がどれだけなされているのかを確認した。

次にモジュレータの減弱係数の問題を考えた。モジュレータの実効減弱係数は線源表面間距離 (source-surface distance : SSD), 照射野サイズ, 媒質内の深さ, モジュレータの厚さにより変化するが, これは入射光子エネルギーが幅広いスペクトル分布を持つためである。したがって, モジュレータの設計にはこれらの変化を考慮した減弱係数を使用する必要がある。入射光子のエネルギー分布は, フラットニングフィルタによるビー

ムハードニング効果によりフラットニングフィルタ形状（透過厚）に応じた変化をしている。フラットニングフィルタは独楽を逆さまにした形で、ビーム中心が最も厚く照射野の外側ほど薄くなっている。そのためビームハードニングは中心部分で最も強くなり一次光子エネルギーは硬化し、軸外ほどフィルタ厚が薄くなるため一次光子エネルギーの硬化の度合いは少なくなる。中心軸（CAX）から照射野辺縁にむけ軸外位置（off-axis position : OAP）に応じてエネルギーが軟化しているため、この現象はフラットニングフィルタによる「ビームソフトニング効果」と呼んでいる。このビームソフトニング効果によりモジュレータに入射する一次光子のエネルギースペクトルが OAP で異なるため、モジュレータの減弱係数も OAP に応じて変化することとなる。さらに、モジュレータ自身のビームハードニング効果も加わり、中心軸を原点とする座標  $(x, y)$  におけるモジュレータの厚さ  $(t)$  によっても減弱係数は変化する。したがって、モジュレータ設計に用いる減弱係数は、OAP に応じた入射光子のエネルギースペクトル変化と、モジュレータの厚さに依存したモジュレータ自身によるエネルギースペクトル変化を考慮した減弱係数を用いる必要がある。Weber ら<sup>37)</sup> は正確なモジュレータ設計には実効減弱係数では不十分であると述べ、Jiang ら<sup>30)</sup> は単一エネルギーではない光子の透過率計算には実効減弱係数ではなく、解析的な手法で計算した減弱係数がモンテカルロ計算が必要であると述べている。また Dimitriadis ら<sup>41)</sup> はブロードビームの減弱係数はフィルタの厚さの変化に依存すると述べている。しかし、XiO でのモジュレータ厚計算はただ一つの実効減弱係数を用いる仕様<sup>42,43)</sup>となっている。そこで、本研究ではモジュレータによる正確な減弱係数変化の評価を行い、XiO の計算したモジュレータ厚を適正な厚さに補正する手法を検討した。

我々の行った補正方法は2つの段階で行われる。第1段階では、モジュレータ材質の密度によるフィルタの厚の違を実効減弱係数により補正した。ここでは特定の条件で取得した実効減弱係数を代表値として用いた。第2段階では、照射野内のビームソフトニングとモジュレータ自身によるビームハードニングによる線減弱係数の補正である。これには黄銅の厚さ  $(t)$  と座標  $(x, y)$  に応じた三次元配列の線減弱係数を実測し、それら関数化してモジュレータ厚補正計算に用いた。

本研究は市販されている3D-TPSであるXiOを用いてより精度の高いモジュレータを用いたIMRTを実現することであり、モジュレータ厚の補正方法を述べると共に、XiOによる黄銅モジュレータを用いたIMRTの線量分布を評価したものである。

### 第 3 章 使用機器と方法

直線加速器は Clinac-2100C (Varian Medical Systems, Palo alto, CA, USA) で、X 線エネルギーは公称値 4MV を使用した。モジュレータ材質は黄銅 3 種 (JIS 規格 C2801, 密度  $8.47\text{g/cm}^3$ , 以下黄銅) を使用した。三次元治療計画装置は XiO (Computer Medical Systems, Washington DC, U.S.A.) で、バージョン 4.33.1 である。計算アルゴリズムは Superposition 法で、計算マトリクスは 2 mm 間隔とした。IM は 5 mm マトリクスで計算し、IM レベルはその形状に依存するが約 45 ステップである。モジュレータ設計では IM の値を 3 ポイントの平滑化処理を行い、フィルタ形状に変換した。

減弱係数測定には 0.6 cc Farmer 形電離箱 A-12 (Standard imaging 社, WI, U.S.A.) と MAX-4000 電位計 (Standard imaging 社, WI, U.S.A.) を用いた。水等価ファントムは Solid water TM (Gammex RMI, WI, U.S.A.) と直径 4 cm, 測定深 10 cm の PMMA 製 mini phantom を使用した。2 次元線量分布測定は EDR-2 film (Eastman Kodak Company, Rochester, NY, U.S.A.) を使用した。フィルムスキャナは 16 bit, 150-dpi のフラットヘッドスキャナ (ES-8500: EPSON, 東京, 日本) を使用し、線量解析は DD-System Ver.2.1 (アールテック, 東京, 日本) を用いた。電離箱による PDD 測定やビームプロファイル測定は三次元水ファントム Blue Phantom (Scanditronix -Wellhoefer 社, Bahnhofstrasse, Germany) を用い、電離箱は電離容積が 0.13 cc の CC13 を使用した。

XiO での計算アルゴリズムは Superposition 法とし、計算マトリクスは  $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$  とした。IM は相対強度レベルが 0.136 から 1.028 まで変化し、強度間隔は 0.02 で強度ステップ数は 45 階調である。

モジュレータ切削は、Floor type NC-mill に Robodrill  $\alpha$ -T14iDs (Fanuc 社, 山梨, 日本) (Figure 2a) を使用した。Floor type NC-mill での最大加工材料サイズは  $15 \times 15 \times 6 \text{ cm}^3$  (縦 x 横 x 高さ) で、機械的工作精度は  $\pm 0.001 \sim \pm 0.003 \text{ cm}$  である。切削工具は荒削り用に 2 cm  $\phi$  スクエアエンドミル, 中削り用に 1 cm  $\phi$  スクエアエンドミル, 仕上げ削りに 0.6 cm  $\phi$  ボールエンドミルを用いた。モジュレータの最大厚は 6 cm で、最低厚はベースプレートの 0.6 cm である。Figure 2b に切削した黄銅モジュレータを示す。XiO のデータピッチは 0.2 cm 間隔の x, y マトリクスとなっているため、モジュレータ切削はラスタ方式で行った。なお、x 方向 (transverse 方向) の各データ間は直線補間

処理したが、直交する y 方向 (radial 方向) はデータピッチのままである。モジュレータは加速器ウッジフィルタスロットに設置し、線源-ウェッジフィルタトレイ間距離 (source to wedge tray distance: SWTD) は 57.4 cm である。

### 3-1. モジュレータによる軸外 PDD の変化

さまざまなモジュレータの厚さにおける軸外の PDD を測定した。使用したモジュレータの厚さは 0, 1, 2.5, 6 cm で、測定した OAP は 0 (CAX), 5, 10, 15 cm である。測定は三次元水ファントムに 0.13 cc の電離箱を用い、測定間隔 0.1 cm でスキャン範囲は水面より -0.5 cm から +30 cm である。照射野は  $26 \times 26 \text{ cm}^2$  とし、PDD はビームのファンラインに沿って測定した (Figure 4a, b)。PDD の変化は 10 cm 深を評価深とし、その PDD ( $\text{PDD}_{10}$ ) を比較した。

### 3-2. XiO における PDD のビームハードニング効果の評価

XiO におけるモジュレータ透過後の入射光子のビームハードニング効果に対する計算精度を PDD より評価した。用いたアルゴリズムは Clarkson 法, Convolution 法, Superposition 法で、使用したモジュレータの厚さは 0, 1, 2.5, 6 cm, 計算した OAP は 0 (CAX), 5, 10, 15 cm とした。これら計算ジオメトリは前述した 3-1. と同じ条件である。黄銅モジュレータは楔フィルタとして XiO に登録し、それぞれの OAP での PDD 曲線をビームファンラインに沿って取得した (Figure 5)。

さらに、XiO に登録したエネルギースペクトル分布を再モデリングした計算結果も評価した。エネルギースペクトルの再モデリングは、CAX のスペクトル (平均エネルギー = 1.387 MeV) は変えず、OAP = 12.5 cm の位置におけるスペクトルをオリジナルの状態 (平均エネルギー = 1.308 MeV) から平均エネルギーで 1.408, 1.600, 1.664 MeV の 3 種類を作成した (Figure 6)。

### 3-3. 実効減弱係数の測定

黄銅の実効減弱係数とその照射野依存性変化を測定した。Solid water ファントムを線源表面間距離（source to surface distance: SSD）90 cm に設置し、Farmer 形電離箱により 10 cm 深の出力線量を測定した。黄銅厚は 1 cm とし、照射野サイズを 5, 10, 15, 20, 25 cm の 5 サイズに変えてそれぞれの実効減弱係数を求めた。

### 3-4. モジュレータ材質の補正

XiO に登録されている decimalbrass と黄銅の密度の違いによるモジュレータ厚の違いの補正を、XiO の線量分布から求めた実効減弱係数  $\mu_{eff}^{calcu}$  と、作成したモジュレータで実測した実効減弱係数  $\mu_{eff}^{measure}$  より求めた。まず XiO で照射野内を左右に 2 分割した IM（Figure 7a）を作成し、線量分布計算とモジュレータの設計を行った。なお、IM は相対強度変調レンジの最低値（0.136）と最大値（1.028）の 2 段階である。XiO の線量分布から左右の IM の対称な 2 点となる CAX を原点とした座標  $(x, y) = (\pm 5 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$ （OAP =  $\pm 5 \text{ cm}$ ）における線量を求め、それぞれ計算入射線量  $I_{t_{min}}^{calcu}$ 、計算透過線量  $I_{t_{max}}^{calcu}$  とする。これらより XiO の線量分布から求めた実効減弱係数  $\mu_{eff}^{calcu}$  は(1)式で示される

$$\mu_{eff}^{calcu} = \frac{\ln(I_{t_{max}}^{calcu} / I_{t_{min}}^{calcu})}{t} \quad (1)$$

ここで、 $t = t_{max} - t_{min}$  である。

上記のプランで計算したモジュレータを作成し、ビームプロファイルを Blue Phantom により測定した。プロファイル上の左右の IM の対称な 2 点の座標  $(x, y) = (\pm 5 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$ （OAP  $\pm 5 \text{ cm}$ ）における線量を求め、それぞれ測定入射線量  $I_{t_{min}}^{measure}$ 、測定透過線量  $I_{t_{max}}^{measure}$  とする。モジュレータ透過線量から求めた実効減弱係数  $\mu_{eff}^{measure}$  は(2)式となる。

$$\mu_{eff}^{measure} = \frac{\ln(I_{t_{max}}^{measure} / I_{t_{min}}^{measure})}{t} \quad (2)$$

ここで、 $\mu_{eff}^{measure}$  の実効減弱係数を持つモジュレータ材質が、XiO で用いられた実効減弱係数  $\mu_{eff}^{calcu}$  で厚さ  $t$  cm と同じ透過線量を得るのに必要な厚さを  $t'$  とすれば、(2)式は(1)式を用いて

$$\mu_{eff}^{measure} = \frac{\mu_{eff}^{calcu} \cdot t}{t'} \quad (3)$$

となる。したがって、求める補正厚  $t'$  は(4)式で求めることができる。

$$t' = t \cdot \frac{\mu_{eff}^{calcu}}{\mu_{eff}^{measure}} \quad (4)$$

補正前のモジュレータ厚マトリクスを  $MT_{original}(x,y)$  とすると、密度補正後のモジュレータマトリクス  $MT_{density}(x,y)$  は(5)式で表される。

$$MT_{density}(x,y) = MT_{original}(x,y) \cdot \frac{\mu_{eff}^{calcu}}{\mu_{eff}^{measure}} \quad (5)$$

なお、照射野サイズ は 20 x 20 cm<sup>2</sup>、測定深は 8 cm とし、SSD は 92 cm とした。

### 3-5. 黄銅厚と軸外位置の組み合わせによる線減弱係数の測定

黄銅モジュレータの厚さは 0.5, 1.0, 2.5, 4.0, 6.0 cm の 5 種類を使用した。測定はミニファントムによるナロービーム法を用い、SSD は 145 cm、照射野は非対称照射野を作製し、サイズはアイソセンタ上で 3 x 3 cm<sup>2</sup> (SSD = 145 cm での大きさは電離箱が十分含まれる 4.3 x 4.3 cm<sup>2</sup>) とした。Farmer 形電離箱を用いてミニファントム 10 cm 深の空中線量を測定した。軸外線量の測定は任意の OAP に置かれたミニファントムに平行にビームが入射するようファンラインに合わせて加速器ガントリを回転させ、軸外ビーム軸を鉛直方向に設置した。また SSD が一定となるようミニファントムの位置を調整した。CAX と Transverse 方向 (ビームベンディング方向と直交する方向,  $y=0$ ) の OAP



が 2, 4, 6, 8, 10 cm での線量を測定した (Figure 8)。黄銅の各厚さと OAP 点の組み合わせ 30 組の透過線量より (6) 式を用いて線減弱係数を求めた。

$$\mu(x,y,t) = \frac{\ln(I(x,y,0)/I(x,y,t))}{t} \quad (6)$$

ここで、 $\mu(x,y,t)$  は照射野上の二次元座標  $(x,y)$  でモジュレータ厚  $t$  cm の線減弱係数である。 $I(x,y,0)$  は二次元座標  $(x,y)$  でのオープン照射野での線量、 $I(x,y,t)$  は二次元座標  $(x,y)$  でモジュレータ厚  $t$  cm での透過線量である。

ここで、照射野内の基準の座標と厚さ (軸外座標  $(x,y)_{ref}$ , 基準厚  $t_{ref}$ ) における線減弱係数により正規化した各線減弱係数の比を 線減弱係数比  $\mu_{ratio}$  とする。

$$\mu_{ratio} = \frac{\mu(x,y,t)}{\mu(x,y,t)_{ref}} \quad (7)$$

さらに、この軸外座標とモジュレータ厚に依存した線減弱係数比の変化を 3 次多項式近似による回帰式として (8) 式を用いた。

$$\mu_{ratio}(x,y,t) = A(t) \cdot r^3 + B(t) \cdot r^2 + C(t) \cdot r + D(t) \quad (8)$$

ここで  $\mu_{ratio}(x,y,t)$  は座標  $(x,y)$  ( $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ ) で、モジュレータ厚  $t$  cm の線減弱係数である。

(8) 式に示した線減弱係数比  $\mu_{ratio}(x,y,t)$  は照射野の軸外座標  $(x,y)$  とモジュレータ厚  $(t)$  により表されるため、この  $\mu_{ratio}(x,y,t)$  を三次元配列線減弱係数比 (3D-LACR: three-dimensional linear attenuation coefficient ratio) と呼ぶこととする。なお、ビームソフトニング効果の影響は CAX を中心とした点対称となるため、3D-LACR は OAP ( $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ ) の関数としても表すことができる。

### 3-6. 三次元配列線減弱係数比 (3D-LACR) を用いたモジュレータ厚最適化法

3D-LACR は照射野内の軸外線減弱係数分布とモジュレータ厚に依存した線減弱係数の相対変化を表す関数で、その基準座標  $(x,y)_{ref}$  での基準厚  $t_{ref}$  のモジュレータにおける線減弱係数の比である。密度の違いによるモジュレータ厚の違いの補正を、(4) 式で行うが、この補正では基準座標(5 cm, 0 cm) ( OAP = 5 cm), 厚さ 5.08 cm の黄銅モジュレータの実効減弱係数を使用した。これと同じ条件での線減弱係数を基準とした 3D-LACR を用いて実効減弱係数を補正する事により、散乱線成分を含み、また軸外の一次線エネルギー変化を評価した実効減弱係数を近似的に求める事ができると仮定した。これを三次元実効減弱係数 3D-  $\mu_{eff}$  (three-dimensional effective attenuation coefficient : 3D-EAC) と呼ぶ。

$$\mu_{eff}(x,y,t) \cong \mu_{eff} \cdot \mu_{ratio}(x,y,t) \quad (9)$$

補正後のモジュレータ厚  $t_{correct}(x,y)$  と実効減弱係数で補正したモジュレータ厚  $t_{density}(x,y)$  との相互関係は密度補正での基準条件では透過率が等しいため、次式となる

$$\frac{I(x,y)}{I_0(x,y)} = \exp(-\mu_{eff}(x,y,t) \cdot t_{correct}(x,y)) = \exp(-\mu_{eff} \cdot t_{density}(x,y)) \quad (10)$$

(10)式を(9)式を用いて展開すると

$$t_{correct}(x,y) = t_{density}(x,y) \cdot \frac{\mu_{eff}}{\mu_{eff}(x,y,t)} = \frac{t_{density}(x,y)}{\mu_{ratio}(x,y,t)} \quad (11)$$

基準条件では 3D-LACR は 1.0 であり、最適化したモジュレータ厚は密度補正後の厚さに等しい。任意座標の最適化したモジュレータ厚  $t_{correct}(x,y)$  は、XiO で計算されたモジュレータ厚の密度補正後の厚さ  $t_{density}(x,y)$  を(8)式の 3D-LACR で除すことにより求める事ができる。

### 3-7. 幾何学的パターンの電離箱によるモジュレータの精度評価

精度評価のための A,B,C 3 種類の IM を作成した (Figure 9)。いずれも照射野サイズは  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  で、A は照射野の対角方向に傾斜した強度分布、B はピラミッド形状の強度分布、C は逆ピラミッド形状の強度分布である。これらの強度分布を持つ照射野に対し 4MV X 線での線量分布計算とモジュレータ設計を行った。なお、SSD = 92 cm、基準深は Solid water ファントムの 8 cm 深とした。

XiO の設計したモジュレータと、最適化処理を行ったモジュレータに対し、三次元水ファントムにより 8 cm 深における主軸と対角の計 4 本のビームプロファイルを測定した。XiO で計算した線量分布より得られた同様の 4 本のビームプロファイルとこれら実測値を比較してモジュレータの線量分布精度を検証した。

### 3-8. 幾何学的パターンのフィルムによるモジュレータの精度評価

前記した電離箱による評価で使用した A,B,C 3 種類のモジュレータについて EDR-2 フィルムを用い、二次元線量分布を測定した。Solid water ファントムを SSD = 92 cm に設置し、8cm の深さに EDR-2 フィルムを挿入した。24 時間後にフィルムスキャナ (EB-8500) で読み取り、DD-System により  $6 \times 6$  ピクセルのスミージング処理を前処理として行った後に濃度-線量変換処理を実施した。XiO の線量分布計算結果と実測線量分布の比較は  $\gamma$ -解析法<sup>44)</sup>を用いて、評価基準は 3 mm, 3%, 4 mm, 4%, 5 mm, 5% の 3 段階とした。

### 3-9. 人体模擬ファントムによる臨床例の線量分布評価

上咽頭がんの IMRT プランを XiO において 7 門照射で作成した。この計画には四角柱の PMMA 製の人体頸部疑似ファントムを用いた。このファントムには上咽頭の腫瘍、頸部リンパ節、両側耳下腺、脊髄のストラクチャを含み、各ストラクチャの線量規定は臨床例に準拠している。7 門のモジュレータを作成し、全ての照射野を用いたコンポジットプランの 2 次元線量分布を EDR-2 フィルムを用いて実測した。EDR-2 フィルムはアイソセンタを含む Transverse, Sagittal, Coronal 面の 3 面に配置し、DD-System により

解析した。解析方法は 3-8 の方法と同じである。実測値と計算値とは  $\gamma$ -解析法を用い、4 mm, 4% のクライテリアで評価した。

## 第4章 結 果

### 4-1. モジュレータ挿入による軸外 PDD の変化

モジュレータを挿入しない状態 ( $t = 0$  cm)での CAX を含む軸外の PDD を Figure 10 に示す。軸外ほど深部率が低下しており、その割合は均等ではなく軸外ほど大きく変化し、典型的なフラットニングフィルタによるビームハードニング効果が確認できた。Figure 11 にモジュレータを追加した場合での CAX の PDD を示す。CAX ではモジュレータの有無やその厚さに対して PDD の変化は殆ど見られず、ほぼ一定の PDD を示している。Figure 12 にモジュレータを追加した場合での OAP = 15 cm での PDD を示す。モジュレータを厚くするほど深部率は増加し PDD は大きく変化した。モジュレータを厚くするほどエネルギーの硬化が確認できる。Figure 13 に 6 cm 厚のモジュレータを挿入した場合での各 OAP の PDD を示す。CAX と各 OAP での深部率に大きな差は見られない。

これらの PDD の変化を 10 cm 深の PDD ( $PDD_{10}$ )を指標として比較した結果を Table 2 に示す。またその変化をグラフ化して Figure 14 に示す。 $PDD_{10}$  の値の変化は Figure 10 から 13 までに示した PDD 曲線の変化を明確に示している。モジュレータ厚による  $PDD_{10}$  の値は OAP = 5cm では殆ど変化がないが CAX では厚さと共に若干低下した。一方、OAP が 5 cm を越えた軸外ほど  $PDD_{10}$  の値は減少している。

Table 3 と Figure 15 に  $PDD_{10}$  の軸外変化量を CAX の値との差分として示した。モジュレータ厚による  $PDD_{10}$  値の変化は軸外ほど大きく低下している。 $PDD_{10}$  値はモジュレータ厚 0 から 6 cm の変化において OAP 5, 10, 15 cm ではそれぞれ 1, 3, 8% の変化となった。軸外ほどモジュレータの影響を大きく受けている。

### 4-2. XiO における PDD のビームハードニング効果の評価

モジュレータが無い状態での測定値の PDD (Figure 16) と Clarkson 法で計算した PDD の軸外変化を Figure 17, Convolution 法と Superposition 法で計算した PDD の軸外変化を Figure 18 に示す。Clarkson 法では CAX と軸外の PDD は同一となり、軸外全てのデータ

は  $OAP = 0 \text{ cm}$  の青色で示す線に重なった。Convolution 法と Superposition 法では軸外における深部率の低下が見られ、軸外のエネルギー変化が考慮されている。ただし、双方の深部率はぴったりと重なっており、アルゴリズム間の違いは見られない。

モジュレータ 6 cm 厚を挿入した場合の測定値(Figure 19)と Clarkson 法で計算した PDD の軸外変化を Figure 20, Convolution 法と Superposition 法で計算した PDD の軸外変化を Figure 21 に示す。ここでも Clarkson 法では CAX と軸外の PDD は同一であり、軸外の PDD の変化は全く考慮されていない。Convolution 法と Superposition 法では軸外における深部率の低下が見られ、軸外のエネルギー変化が考慮されているが、アルゴリズム間の違いは見られなかった。

ここで、 $PDD_{10}$  値を指標としてそれぞれの変化をアルゴリズムごとにグラフ化して Figure 22 に示した。実測値では軸外で深部率が低下しており、モジュレータが厚くなると共に軸外の深部率が増加し、黄銅厚 6 cm ではほぼ一定の深部率となっている。Clarkson 法では、軸外の深部率低下が見られるが、モジュレータ厚に依存していない。Convolution 法と Superposition 法は全く同一の変化を示し、軸外の深部率の減少が見られると共に、モジュレータ厚の変化に対する考慮もなされている。しかしこの変化は実測値に見られた  $OAP$  とモジュレータ厚の双方に依存した複雑な変化ではなく、 $OAP$  には依存しない変化となっている。また CAX でも深部率が大きく変化していると共に、各  $OAP$  での変化量はほぼ一定値となっており、実測値とは大きくかけ離れた計算結果となった。

Figure 23 に  $PDD_{10}$  値の変化をモジュレータ厚ごとにグラフ化して示した。モジュレータが無い状態での軸外の深部率変化はいずれのアルゴリズムでも考慮されているが、軸外ほど過大評価となっており  $OAP = 15 \text{ cm}$  では 3~4% の誤差が生じている。なお、ここではアルゴリズム間の違いは殆ど見られない。モジュレータ高さが厚くなるほど実測値との乖離が大きくなると共にアルゴリズム間での差も目立っている。黄銅厚 2.5 cm では Clarkson 法はほぼ実測値と同じ深部率を示したが、Superposition では全ての  $OAP$  で 2% ほど増加した値となった。黄銅厚が 6 cm になると Clarkson 法では軸外ほど測定値との乖離が大きくなり 4% の過小評価となった。

XiO のビームモデリングにおいて軸外 12.5 cm のエネルギースペクトルを変更し、6 種類の異なるビームを作成した。それぞれの計算結果より  $PDD_{10}$  の変化を求め、Figure 24 に示した。実測値では CAX と軸外での差は 1% 程度しか無いにもかかわらず本来の

エネルギースペクトルでも軸外の深部率は過大評価されている。エネルギースペクトルを変化させても深部率の変化量に差があるものの全体の傾向は本来のエネルギースペクトルの変化と大きな差は見られない。一方、エネルギースペクトルの変化は PDD 以上に軸外の等線量分布を大きく変化させることが判った。Figure 25 (b) に Spectrum-3 での等線量曲線の計算結果を示すが、変更前の等線量曲線 Figure 25(a)と比べ CAX より軸外の深部率が増加し等線量曲線が大きく歪んでしまっている。

#### 4-3. 実効減弱係数

4MV X 線の照射野  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  で黄銅 1 cm 厚を用いた実効減弱係数は  $0.4058 \text{ cm}^{-1}$  となった。照射野サイズによる変化は  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  で  $0.4082 \text{ cm}^{-1}$ ,  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  で  $0.3879 \text{ cm}^{-1}$  となり、緩やかに減少した。この間の変化は  $0.0203 \text{ cm}^{-1}$  で 5.0% の減少となった (Figure 26)。

#### 4-4. モジュレータ材質の補正

照射野内を左右に 2 分割した IM (Figure 7a) における計算された線量分布と、作成したモジュレータの透過線量分布を Figure 7b に示す。この時のモジュレータ最大厚は 5.08 cm, 最小厚は 0.6 cm である。CAX より左右対称な 2 点の座標 ( $x = +5 \text{ cm}, y = 0 \text{ cm}$ ), ( $x = -5 \text{ cm}, y = 0 \text{ cm}$ ) (OAP =  $\pm 5 \text{ cm}$ ) における計算入射線量  $I_{t_{\min}}^{\text{calcu}}$ , 計算透過線量  $I_{t_{\max}}^{\text{calcu}}$  はそれぞれ 193.9 cGy, 36.1 cGy, 測定入射線量  $I_{t_{\min}}^{\text{measure}}$ , 測定透過線量  $I_{t_{\max}}^{\text{measure}}$  はそれぞれ 200 cGy, 46.2 cGy となった。これらより XiO の線量分布から求めた実効減弱係数  $\mu_{\text{eff}}^{\text{calcu}}$  は(1)式より  $0.3754 \text{ cm}^{-1}$ , モジュレータ透過線量から求めた実効減弱係数  $\mu_{\text{eff}}^{\text{measure}}$  は(2)式より  $0.3271 \text{ cm}^{-1}$  となる。

したがって、材質補正後のモジュレータ厚  $MT_{\text{density}}(x,y)$  は(5)式より

$$MT_{\text{density}}(x,y) = MT_{\text{original}}(x,y) \cdot 1.1477$$

となった。

4MV X 線での decimalbrass および黄銅 3 種の 5.08 cm 厚の線量透過率は、それぞれ 18.62%, 23.1% であった。また、線量透過率が decimalbrass の最大厚と同じ 18.62% とな

る黄銅 3 種の厚さは 5.83 cm となり、最大厚の違いは 0.75 cm である。

#### 4-5. 軸外線減弱係数分布

4 MV X 線の CAX を原点とした軸外座標 $(x, y) = (r \text{ cm}, 0 \text{ cm})$  ( $\text{OAP} = r \text{ cm}$ ) と黄銅の厚さ ( $t$ ) cm の組み合わせにおける線減弱係数を Table 4, Figure 27 に示す。黄銅の厚さを 0.5 cm から 6.0 cm まで厚くした場合、CAX も含めたいずれの OAP でも線減弱係数 ( $\mu \text{ cm}^{-1}$ ) は減少した。モジュレータ厚 0.5 cm から 6 cm までの線減弱係数の変化は、4 MV X 線の CAX では  $0.4110 \text{ cm}^{-1}$  から  $0.3740 \text{ cm}^{-1}$ 、OAP = 10 cm では  $0.4312 \text{ cm}^{-1}$  から  $0.3836 \text{ cm}^{-1}$  と変化し、変化量は軸外ほど多くなる傾向がある。その最大変化量は、 $0.0572 \text{ cm}^{-1}$  となり、CAX 上での黄銅 1 cm 厚の線減弱係数 ( $0.403 \text{ cm}^{-1}$ ) と比較すると 14.3% の変化となった。

方法 3-4 のモジュレータ材質補正で用いた座標 $(x, y) = (5 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$  ( $\text{OAP} = 5 \text{ cm}$ )、モジュレータ厚 5.08 cm の線減弱係数 ( $0.3819 \text{ cm}^{-1}$ ) を基準として正規化処理した線減弱係数比  $\mu_{ratio}(x, y, t)$  の分布を Figure 28 に示す。また、この線減弱係数比を 3 次多項式近似による回帰関数 (8) 式を作成し、その  $a_1$  から  $d_4$  までの定数を Table 5 に示す。この関数の回帰精度を差分により評価した (Figure 29)。差分の絶対値の平均は 4MV X 線で  $\pm 0.11\%$ 、標準偏差はそれぞれ 0.083 % となり、(8) 式は最大差分が 0.38% 以内で一致する回帰結果となった。

#### 4-6. 三次元配列線減弱係数比 (3D-LACR) を用いたモジュレータ厚補正結果

黄銅のモジュレータ厚に対し 3D-LACR を用いて補正を行った場合、OAP およびフィルタ厚の違いでどの程度の補正厚が必要になったのかを Table 6 に示す。なお、3D-LACR の関数は  $x = 7.07 \text{ cm}$ ,  $y = 7.07 \text{ cm}$  ( $\text{OAP} = 10 \text{ cm}$ ) までの実測値を用いて回帰したが、 $x = 9.2 \text{ cm}$ ,  $y = 9.2 \text{ cm}$  ( $\text{OAP} = 13 \text{ cm}$ ) までは外挿値を用い、それ以上の OAP に対しては 13 cm の値を使用して最適化を行った。

正規化した基準線減弱係数は座標 $(x, y) = (5 \text{ cm}, 0 \text{ cm})$  ( $\text{OAP} = 5 \text{ cm}$ )、モジュレータ厚 5.08 cm の線減弱係数 ( $0.3819 \text{ cm}^{-1}$ ) であるため、全体的にモジュレータ厚は減少する傾向にある。CAX より OAP が離れるほど減少量が増え 0.04 cm から最大 0.24 cm 薄



くなる。また黄銅厚が厚くなるほど CAX と照射野辺縁での黄銅厚の変化幅が大きくなり、CAX と OAP = 13 cm 間での黄銅厚の変化は黄銅厚 0.6 cm では 0.03 cm であるのに対し、6 cm 厚では 0.24 cm となった。補正後のモジュレータ厚は、XiO の設計値が基準線減弱係数の黄銅厚より薄い場合はより薄くなり、厚い場合は逆により厚くなる傾向が見られ、線減弱係数の変化に依存して黄銅厚が変化している。

#### 4-7. 幾何学的パターンの電離箱によるモジュレータの精度評価

パターン A（照射野の対角方向に傾斜した強度分布）（Figure 30）は、CAX で正規化した。最適化していないビームプロファイルに比べ、最適化後は線量レンジが広がり XiO の計算値とよく一致している。主軸で OAP = 6 cm までは  $\pm 3\%$  で一致しているが、照射野周辺ほど誤差が増加する傾向がある。強度傾斜方向の対角軸では OAP = 5 cm までは  $\pm 3\%$  以内で一致しているが、照射野辺縁に近いほど誤差が増加し、最低線量近辺で  $\pm 5\%$  程度の違いが生じている。強度傾斜に直交する軸では良い一致を示した。モジュレータの最小、最大厚が照射野の対角に位置する場合、誤差が増加する傾向が見られる。

パターン B（ピラミッド形状の強度分布）（Figure 31）は、主軸左右方向の線量プロファイルの最大値（OAP = 8.5 cm）で正規化した。最適化しない場合、線量レンジが狭く最低線量が 5.2% の過線量となった。また全ての位置に置いて過線量となっている。一方、最適化後では、主軸で OAP = 7 cm 以内が  $\pm 3\%$  以内に一致し、対角でも OAP = 12 cm まで  $\pm 3\%$  以内で一致している。主軸では照射周辺において線量低下がみられる。特に In-line 軸で 5% 程度の線量減少となっている。

パターン C（逆ピラミッド形状の強度分布）（Figure 32）は CAX で正規化した。このパターンでは最適化しない方が線量分布の一致が良い傾向が見られる。モジュレータが厚くなる照射野辺縁ほど線量が減少する傾向があり、特に対角軸において 5% を越える領域がある。

#### 4-8. 幾何学的パターンフィルムによるモジュレータの精度評価

EDR-2 フィルムによる 2 次元線量分布と XiO が計算した線量マップを  $\gamma$ -解析法により評価した (Figure 33)。パターン A, B, C とともに照射野中心の  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  領域では 3 mm, 3% の評価基準を満たしており、誤差は少ない。しかし照射野辺縁で最大線量, 最小線量となる領域で誤差が大きくなり、5 mm, 5% の評価基準を超える部分も一部にあった。また、Transverse 軸に沿った形で線量勾配の強い領域での誤差が大きい。

#### 4-9. 人体頸部模擬ファントムによる臨床例の線量分布評価

Figure 34 に使用した人体頸部模擬ファントムを示すと共に。Transverse, Sagittal, Coronal 面の  $\gamma$ -検証結果を示す。幾つかの領域で誤差が多くなっているが、全体的にはほぼ 4 mm, 4% のクライテリアに収まっている。ファントムの底に近い部分や照射野辺縁付近で誤差が多い傾向がある。

## 第 5 章 考 察

### 5-1. 加速器の軸外エネルギー分布とモジュレータの影響

モジュレータを挿入しない状態 ( $t = 0$  cm)での CAX を含む軸外の PDD (Figure 10) は, CAX より軸外に遠ざかるほど深部率が低下しており, 典型的なフラットニングフィルタによるビームソフトニング効果と考えられる。照射野辺縁に較べ CAX では線質が硬化しており, 加速器より出力される一次光子のエネルギー分布は CAX が最も硬質で辺縁ほど軟質であることが確認できた。これに黄銅のモジュレータを追加すると, CAX での深部率は殆ど変化しないにも関わらず軸外での深部率は増加し, 6cm 厚では OAP15 cm においても CAX と同じ深部率となった (Figure 13,14)。これは, モジュレータによるビームハードニング効果であると考えられる。CAX はフラットニングフィルタによるビームハードニング硬化で十分な線質硬化が行われていたため深部率に変化が無く, 入射光子の平均エネルギーが低い軸外ほどモジュレータの影響を大きく受けた。加速器より出力される一次光子は照射野内でフラットニングフィルタに依存したエネルギー変化 (ビームソフトニング) があり, モジュレータによりさらに複雑なエネルギー変化となることが分った。

### 5-2. XiO の線量分布計算におけるモジュレータへの考慮の度合い

XiO の線量計算において, 4-1 で実測されたビームハードニング効果が考慮されているのかを確認するために, モジュレータの厚さを変えた場合の PDD を計算し実測値と比較した。Clarkson 法は軸外のエネルギー変化は考慮されていなかった (Figure 17)。Convolution 法と Superposition 法は同じ結果となり軸外ほど線質は軟化したが, 実測値より過大評価する傾向が見られた (Figure 18)。ここに黄銅モジュレータを入れた場合 Clarkson 法では全く変化がなかったが (Figure 20), Convolution 法と Superposition 法では深部率が変化した (Figure 21)。これは, モジュレータによるビームハードニングを XiO は考慮している結果だと考えられるが, その補正は十分ではない。実測値から推測すれば, CAX は変化せず軸外ほど深部率の増加が見られるはずであるが, OAP に関係

なく一定の増加となっている (Figure 22, 23)。これより XiO ではモジュレータによるビームハードニングは考慮しているが、フラットニングフィルタによる一次光子のエネルギー変化までは考慮していない事が判った。

XiO で軸外のエネルギー評価に用いられている OAP = 12.5 cm におけるエネルギースペクトルを変化させた場合、線量分布の改善が可能かどうかを検討したが、やはり OAP に依存した改善は見られず (Figure 24)、逆に深部の等線量分布が大きく乱れてしまった (Figure 25)。モジュレータを用いたビームモデリングで軸外の線量評価を適正に行うように調整することは不可能である。

Figure 29 は典型的な線量計算誤差のパターンが示されている。補正を行わない場合と比較して補正後はモジュレータ厚の薄い領域では計算線量は増加し、厚い領域では減少している。モジュレータをビーム内に挿入した場合一次光子の減弱だけではなく散乱光子が発生し、またビームハードニング効果が無視できない。しかしこの結果より XiO の線量計算アルゴリズムではモジュレータによるビームハードニング効果は考慮されていないと判断できる。また、照射野外の線量は計算値に較べ実測値が増加している。これにより XiO の線量計算はモジュレータからの散乱光子の寄与を考慮していないと判断できる。XiO で用いられている Superposition 法はモンテカルロ計算によるエネルギーカーネルを用いて患者内の全エネルギー付与を計算している<sup>42,43)</sup>。Animwsh<sup>45)</sup>によれば XiO ではビームモデリングの処理においてエネルギースペクトルを調整して平均エネルギーを算出し、軸外のエネルギースペクトルは公開されたデフォルトのエネルギースペクトルより OAP の関数を用いて作成される。しかし、XiO では軸外における線質の変化はペンシルビームカーネルに反映せず、モジュレータによるビームハードニングや散乱光子、汚染電子の発生は考慮されていない。

これらの結果より XiO の線量計算アルゴリズムはモジュレータを用いた場合の線質硬化に対する考慮は不十分であると結論する。患者に入射するまでのビームの履歴を考慮した入射ビームモデリングが必要である。

線量計算は Superposition 法で行ったが、OAP におけるペンシルビームカーネルの計算やモジュレータ自身のビームハードニング効果による透過 X 線のエネルギースペクトル変化に対応したペンシルビームカーネルの計算<sup>46,47)</sup>が必要である。さらに、モジュレータからの散乱線の評価<sup>48,49)</sup>が十分なされている必要がある。また、使用したビームは MLC-IMRT 用にビームモデリングしたが、モジュレータを使用する上での特別なビ

ームモデリングは行っていない。照射野外線量をみると、コリメータ透過線量が計算値と実測値の間で7%の違いが生じており、モジュレータの使用を対象としたビームモデリングも必要である。

### 5-3. 照射野内の減弱係数の変化とモジュレータの影響

黄銅の照射野内の線減弱係数の変化は、OAP が離れるほど増加しており (Figure 27), 黄銅 0.5 cm 厚の CAX と OAP = 10 cm での変化が最も大きく  $0.0202 \text{ cm}^{-1}$ , 黄銅 6 cm 厚が最小で  $0.0096 \text{ cm}^{-1}$  であった。加速器のフラットニングフィルタによるビームソフトニング効果<sup>38,39,50)</sup>による変化であると考ええる。また、モジュレータの厚さが厚くなるほど線減弱係数は減少し、黄銅厚 0.5 cm と 6 cm での変化量は CAX で  $0.0370 \text{ cm}^{-1}$ , OAP = 10 cm で  $0.0476 \text{ cm}^{-1}$  となり、軸外ほど変化幅が増加する傾向であった。これはモジュレータ自身によるビームハードニング効果<sup>39,40,50-52)</sup>による線減弱係数の変化と考える。一方、照射野サイズに依存した実効減弱係数の変化 (Figure 26) は照射野サイズ  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  から  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  間で  $0.0203 \text{ cm}^{-1}$  となり、照射野の大きさと共に緩やかに減少した。モジュレータを使用した場合、オープン照射野でみられるビームソフトニング効果に加え、モジュレータによるビームハードニング効果が加わり、モジュレータ厚によりファントム入射光子のエネルギーは複雑に変化している事が確認できた。Chang ら<sup>51)</sup> は、実効減弱係数は吸収体の物質とその厚さ、照射野サイズ、測定深、照射野内 OAP により変化するため、特定の条件で取得した実効減弱係数を代表値としたモジュレータ設計は適切ではないと述べているが、その根拠を裏付けた結果となった。

### 5-4. 照射野内のエネルギー変化とモジュレータによるビームハードニングを考慮したモジュレータ厚の補正方法

実効減弱係数の関数化は Chang<sup>51)</sup>らによっても報告されているが、Chang らの用いた関数は、基本実効減弱係数にモジュレータの厚さ、OAP、出力係数に分離されたパラメータを合算して求めるものである。各パラメータの定数は階段状のファントムを用いたプロファイルの実測値と計算値を比較し、最もフィットする値を反復測定して求めている。このため、Chang ら<sup>32)</sup> や Tewell ら<sup>52)</sup> は独自に開発した治療計画装置(PlanUNC)を用

いている。Plessis ら<sup>36,50)</sup> は EGS をベースとしたモンテカルロ法である DOSXYZ を用いて EAC を計算している。我々は、線減弱係数の OAP とモジュレータ厚に依存した変化を実測し、1 点の OAP と厚さで正規化した 3D-LACR を求め、その実測データを回帰式に置き換え関数化した。

通常のモジュレータ作製では、被補償厚、または必要なビーム強度分布データから実効減弱係数を用いてモジュレータ厚を計算するが、本研究は XiO で計算されたモジュレータ厚の補正を行うことを目的としている。XiO では補償材質が decimalbrass に固定されているため、我々の使用する材質との密度の違いを補正するために 3D-LACR を利用した。まず任意点、任意厚の実効減弱係数を用いて(11)式により IM レンジを調整し、その後 OAP とモジュレータ厚に依存した実効減弱係数の変化によるモジュレータ厚の最適化を 3D-LACR により行った。ここで前提条件としたのは照射野内の散乱線を含む実効減弱係数の変化は、基準とした実効減弱係数を 3D-LAC で除した値に等しいとした点である。

Figure 30 から 32 に材質密度を補正し、最適化したモジュレータの実測線量分布と XiO での計算値を示すが、中心近辺ではよく一致していることがわかる。また、主軸、対角軸全てにおいて線量勾配が連続的に変化しており、モジュレータによるビーム強度変調の空間分解能の良さが現れている。計画値と実測値の一致性は  $\gamma$ -解析において 4 mm, 4% の評価基準にはほぼ収まっているが、IM パターンの違いにより照射野辺縁の高線量、あるいは低線量領域において計算値との誤差が 3 mm, 3% を越えている領域がある。線量勾配が急峻な領域や、cross-line 方向での誤差が多い。

Figure 33, 34 は  $\gamma$ -解析法により計算値と実測値の一致性を評価したものであるが、ビームプロファイルの結果と同様な領域で  $\gamma$  値が評価基準を越えているが、ほぼ 4 mm, 4% の評価基準には収まっていると判断できる。Salz ら<sup>53)</sup> の錫粒を用いた M-IMRT では、フルエンス変化が大きな領域で 6% を越える誤差が生じたが、全体としては 3% 以内の誤差であったと報告している。本研究における結果度と Salz らの報告は同一の線量精度を示した。なお、Figure 34 に見られる Transverse 面と Coronal 面の底部に見られる大きな誤差は、治療寝台の影響であると考ええる。

以上より、3D-LACR を用いたモジュレータ厚の補正方法の有用性が評価できたと結論する。

## 5-5. XiO による M-IMRT の線量分布の改善に向けて

XiO による M-IMRT の線量分布の改善に向け、そのポイントは NC-mill の切削誤差、実効減弱係数による補正誤差、XiO における線量計算誤差の 3 点であると考ええる。

NC-mill の切削はラスタ式に行っているが、cross-line 方向のデータは直線補間して切削しているのに対し、in-line 方向は 0.2 cm のデータピッチのまま切削している。線量勾配の大きな領域では 2 本のデータピッチ間（幅 0.2 cm）で 0.7 cm のモジュレータ厚が変化し、傾斜角度は  $74^{\circ}$  であるが、この間を補間して切削しないため階段状の切削形状となる。この原因により Figure 33 の cross-line 方向に見られる不一致領域が生じていると考えられる。Meyer ら<sup>54)</sup> はボールエンドミルの切削限界について述べているが、我々の切削条件で  $\pm 2.5\%$  の線量誤差が生じるモジュレータ傾斜角度は最大  $61^{\circ}$  となる。したがって、このような勾配の大きな領域での切削処理条件（エンドミルサイズ、データピッチ）の検討、または in-line 方向に対するデータの補間が必要である。

つぎに、実効減弱係数の補正法の問題である。強度変調レンジを合わせるために、ハーフビームパターンの IM の XiO での線量計算結果とモジュレータによる実測した実効減弱係数から (5) 式より密度補正のための厚さを計算した。検証した全てのパターンで同じ値を用いて補正したが、Figure 30 の diagonal profile ( $45^{\circ}$ ) では最適化したモジュレータの線量プロファイルの高線量部と低線量部が計算値より若干広がっている。これは、強度変調レンジが計算値より広がっていることを意味している。また、3D-LACR はナロービームにおける線減弱係数としているが、厳密な意味で線減弱係数ではなく照射野サイズは  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  である。したがって複雑なモジュレータ形状に対して十分な補正とはならない可能性も考えられる。

今回は頭頸部の IMRT 治療を想定し、X 線エネルギーは 4 MV、照射野サイズを  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  と大きく設定し、また線量評価深は 8 cm とした。この条件下ではフラットニングフィルタによるビームソフトニング効果やモジュレータ自身によるビームハードニング効果が線量分布に大きく影響するため、モジュレータ設計には難しいケースであると考えられる。また線量分布計算においても同様の複雑さがある。XiO でモジュレータによる擾乱（ビームハードニング効果によるエネルギーシフト）、散乱光子の寄与の考慮がなされていない点は、線量計算の根本的な問題点である。

その中で  $\gamma$ -値は線量勾配の大きな領域などで一部 5 mm, 5% を越える部分が存在す

るが、照射野中心部の約  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  で 3mm, 3% の評価基準を満たし、全体的には 4 mm, 4% の評価基準を満たした。3D-LACR による減弱係数の補正はモジュレータ設計に有用である事が証明できた。



## 第 6 章 結 語

ナロービームで測定した線減弱係数より、フラットニングフィルタによるビームソフトニング効果やモジュレータ自身によるビームハードニング効果が確認できた。また、三次元治療計画装置 XiO ではこれらの補正計算が十分考慮されていないため、計算されたモジュレータの厚さは補正が必要であることが判った。

本研究は、三次元治療計画装置 XiO で decimalbrass 用の強度変調放射線治療のためのモジュレータを設計し、異なる密度の黄銅を使用するための補正を行い、三次元配列線減弱係数比を用いてフィルタ厚の最適化を行った。システムの最大照射野は  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  で、アイソセンタ上で約  $0.35 \text{ cm}$  の分解能で、黄銅の最大厚は  $6 \text{ cm}$  である。4MV X 線において IM レベルは約 41 ステップ、最大透過線量率は 18.6% である。線量分布の誤差は照射野中心部の  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  あたりで  $3 \text{ mm}$ , 3% 以内であるが、全体としては  $4 \text{ mm}$ , 4% であり、照射野周辺で  $5 \text{ mm}$ , 5% の領域がある。線量勾配の急峻な領域で誤差が多い傾向が見られ、モジュレータ作製における NC-mill の切削条件であるエンドミルサイズやデーターピッチの選択、データーの補間方法が重要であることが分った。また、XiO の線量計算アルゴリズムはモジュレータを用いた場合の線質硬化に対する考慮は不十分であり、患者に入射するまでのビームの履歴を考慮した入射ビームモデリングが必要である。

XiO による強度変調放射線治療のための黄銅モジュレータを作成するにあたり、三次元配列線減弱係数比によるモジュレータ厚の補正は有効であり、X 線エネルギースペクトルの複雑な変化に対応した補正が可能となった。XiO で作成したモジュレータ厚を三次元配列線減弱係数比で補正する事により、その線量分布は臨床使用にあたり満足できる精度に改善できた。

## 謝 辞

本研究を行うにあたり直接ご指導いただきました小幡康範教授に深く感謝の念を示します。また、保科正夫氏（群馬県立県民健康科学大学）と Yoichi Watanabe 氏（ミネソタ大学）の数々のご助言に対しても感謝致します。

また、切削プログラムのソフトウェア構築にご協力いただいた種 宏之氏（エンジニアリングシステム株式会社）、手助けいただいた信州大学医学部附属病院放射線部放射線治療部門のスタッフ皆様にお礼申し上げます。

最後に、影となり励ましてくれた最愛の妻由美子に心より感謝致します。

## 引用文献

- <sup>1</sup> F. Ellis, E. J. Hall, and R. Oliver, "A compensator for variations in tissue thickness for high-energy beams", Br. J. Radiol. 32, 421-422 (1959).
- <sup>2</sup> E. J. Hall, and R. Oliver, "The use of standard isodose distributions with high energy radiation beams-The accuracy of a compensator technique in correcting for body contours," Br. J. Radiol. 34, 43-52 (1961).
- <sup>3</sup> F. M. Khan, V. C. Moore, and D. I. Burns, "An apparatus for the construction of irregular surface compensators for use in radiotherapy," Radiology 90, 593-594 (1968).
- <sup>4</sup> R. Wilks, and M. P. Casebow, "Tissue compensation with lead for  $^{60}\text{Co}$  therapy," Br. J. Radiol. 42, 452-456 (1969).
- <sup>5</sup> 保科 正夫, 後藤 功, "コバルト外照射に於ける組織欠損と斜入射の補償," 日放技学誌. 36(6), 547-554 (1980).
- <sup>6</sup> J. W. Andrew, and J. E. Aldrich, "A microcomputer-based system for radiotherapy beam compensator design and patient contour plotting," Med. Phys. 9(2), 279-283 (1982).
- <sup>7</sup> J. F. Laursen, H. C. Anderson, and H. P. Hansen, "3D thin lead sheet compensating system," Med. Phys. 9(5), 741-745 (1982).
- <sup>8</sup> W. C. Lam, K. S. Lam, D. J. Lee, and M. J. O'Neill, "Tissue compensator fabrication using a simple photographic technique," Radiology 149, 322-323 (1983).
- <sup>9</sup> E. C. Mok, and A. L. Boyer, "Compensator filters made with compact Moiré camera and computer," Med. Phys. 11(4), 513-515 (1984).
- <sup>10</sup> A. L. Boyer, and M. Goitein, "A simulator-mounted Moiré topography camera for constructing compensating filters," Med. Phys. 7(1), 19-26 (1980).
- <sup>11</sup> J. W. Andrew, J. E. Aldrich, M. E. Hale and J. A. Berry, "A video-based patient contour acquisition system for the design of radiotherapy compensators," Med. Phys. 16, 425-430 (1989).
- <sup>12</sup> E. Dühmke, F. Brix, D. Hebbinghaus, and J. M. Jensen, "Optimization of dose distribution based on findings and monitored by computed tomography via individual radiation field diaphragm and compensators," Strahlen therapy, (1985).

- <sup>13</sup> W. D. Renner, T. P. O'Connor, and N. M. Bermudez, "An algorithm for design of beam compensators," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 17, 227-234 (1989).
- <sup>14</sup> 磯辺 義秀, 尾崎 新, "パラフィン製補償フィルタの作成方法とその精度," *日放技学誌*. 41(3), 421-427 (1985).
- <sup>15</sup> M. Takizawa, S. Sone, T. Watanabe, Z. Imai, S. Imai, and M. Mizayawa, "An interactive desk-top compensating filter maker using compact 3-D NC-mill, *The Use of Computers in Radiotherapy*," edited by I. A. D. Bruinvis et al. (Elsevier Science, Amsterdam, 307-310 (1987).
- <sup>16</sup> I. Izuno, "Prophylactic whole cranial irradiation using a three-dimensional compensating filter," *J. Jpn. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* 6, 39-43 (1994).
- <sup>17</sup> 小口 宏, 宮沢正則, 滝沢正臣, "卓上型数値制御ミリングマシンを用いた補償フィルタの精度評価," *日放技学誌*. 63(8), 877-887 (2007).
- <sup>18</sup> S. D. Henderson, J.A. Purdy, R.L. Gerber, and S. J. Mestman, "Dosimetry considerations for a Lipowitz metal tissue compensator system," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13, 1107-1112, (1987).
- <sup>19</sup> G.S. Mageras, R. Mohan, C. Burman, et al. "Compensators for three-dimensional treatment planning," *Med. Phys.*, 18(2), 133-140, (1991).
- <sup>20</sup> A. Brahme, "Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques," *Radiother. Oncol.* 12, 129-140 (1988).
- <sup>21</sup> IMRT-CWG, "Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 51, 880-914 (2001).
- <sup>22</sup> D. J. Convery, and M. E. Rosenbloom, "The generation of intensity-modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation," *Phys. Med. Biol.* 37, 1359-1374 (1992).
- <sup>23</sup> C. C. Ling, C. Burman, C. S. Chui, G. J. Kutcher, S. A. Leibel, T. LoSasso, R. Mohan, Y. Bortfeld, L. Reinstein, S. Spirou, X. H. Wang, Q. Wu, M. Zelefsky and Z. Fuks, "Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 35, 721-730 (1996).
- <sup>24</sup> T. Bortfeld, A.L. Boyer, W. Schlegel, D. L. Kahler and T. J. Waldron "Realization and verification of the three dimensional conformal radiotherapy with modulated fields," *Int. J.*

Radiat. Oncol. Biol. Phys. 30, 899-908 (1994).

<sup>25</sup> W. De Neve, C. De Wagter, K. De Jaeger, M. Thienpont, C. Colle, S. Derycke and J. Scheifhout, "Planning and delivering high doses to target surrounding the spinal cord at the lower neck and upper mediastinal levels: Static beam-segmentation technique executed with a multileaf collimator," Radiother. Oncol 40, 271-279 (1996).

<sup>26</sup> C. X. Yu, M. J. Symons, M. N. Du, A. A. Martinez, and J. W. Wong, "A method for implementing dynamic photon beam intensity modulation using independent jaws and a multileaf collimator," Phys. Med. Biol. 40, 769-787 (1995).

<sup>27</sup> C. X. Yu, "Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy," Phys. Med. Biol. 40, 1435-1449 (1995).

<sup>28</sup> T. R. Mackie, T. Holmes, S. Swerdloff, P. Reckwerdt, J. O. Deasy, J. Yang, B. Paliwal, and T. Kinsella, "Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy," Med. Phys. 20, 1709-1719 (1993).

<sup>29</sup> P. S. Basran, W. Ansbacher, C. G. Field, and B. R. Murray, "Evaluation of optimized compensators on a 3D planning system," Med. Phys. 25, 1837-1944 (1998).

<sup>30</sup> S. B. Jiang, and K. M. Ayyangar, "On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy," Med. Phys. 25, 666-675 (1998).

<sup>31</sup> P. S. Basran, W. Ansbacher, C. G. Field, and B. R. Murray, "Evaluation of optimized compensators on a 3D planning system," Med. Phys. 25, 1837-1944 (1998).

<sup>32</sup> S. X. Chang, T. J. Cullip, and K. M. Deschesne, "Intensity modulation delivery techniques: "Step & shoot" MLC auto-sequence verses the use of a modulator," Med. Phys. 27(5), 948-959 (2000).

<sup>33</sup> P. Xia, and L. J. Verthey, "Multileaf collimator leaf sequencing algorithm for intensity modulated beams with multiple static segments," Med. Phys. 25, 1424-1434 (1998).

<sup>34</sup> S. Chang, "Compensator-intensity-modulated radiotherapy – A traditional tool for modern application," Radiotherapy & Imaging 82-86 (2006).

<sup>35</sup> E. D. Ehler, B. E. Nelms, and W. A. Tomé, "On the dose to a moving target while employing different IMRT delivery mechanisms," Radiother. Oncol. 83, 49-56 (2007).

<sup>36</sup> F. C. P. du Plessis, and C. A. Willemse, "Monte Carlo calculation of effective attenuation coefficients for various compensator materials," Med. Phys. 30, 2537-2544 (2003).

- <sup>37</sup> L. Weber, and F. Laursen, "Dosimetric verification of modulated photon fields by mean of compensators for a kernel model," *Radiother. Oncol*, 62187-62193 (2002).
- <sup>38</sup> M. K. Yu, R. S. Sloboda, and B. Murray, "linear accelerator photon beam quality at off-axis points," *Med. Phys.* 24, 233-239, (1997).
- <sup>39</sup> E. Papież, and G. Froese, "The calculation of transmission through a photon beam attenuator using sector integration," *Med. Phys.* 17, 261-266 (1990).
- <sup>40</sup> B. E. Bjärngard, and H. Shackford, "Attenuation in high-energy x-ray beams," *Med. Phys.* 21, 1069-1073, (1994).
- <sup>41</sup> D. M. Dimitriadis, and B. G. Fallone, "Compensators for intensity-modulated beams," *Medical Dosim.* 27, 215-220 (2002).
- <sup>42</sup> CMS, ".decimal Commissioning Guide," .decimal, Inc. U.S.A, (2005).
- <sup>43</sup> T. Bartrum, M. Bailey, V. Nelson, and M Grace, "Linear attenuation coefficients for compensator based imrt," *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 30(4), 281-287 (2007).
- <sup>44</sup> D. A. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions," *Med. Phys.* 25, 656-661 (1998).
- <sup>45</sup> Animesh, "Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations," *Journal of Cancer Research and Therapeutics* 1(1), 12-20 (2005).
- <sup>46</sup> J. Olofsson, and T. Nyholm, "Dose uncertainties in photon pencil kernel calculations at off-axis positions," *Med. Phys.* 33(9), 3418-3425 (2006).
- <sup>47</sup> H. H. Liu, T. R. Mackie, and E. C. McCullough, "Calculating dose and output factors for wedged photon radiotherapy fields using a convolution/superposition method," *Med. Phys.* 24(11), 1714-1728 (1997).
- <sup>48</sup> F. C. P. du Plessis, and C. A. Willemse, "Inclusion of compensator-induced scatter and beam filtration in pencil beam dose calculations," *Med.Phys.* 33(8), 2896-2904 (2006).
- <sup>49</sup> Y. Mejaddem, S. Hyodynmaa, and A. Brahme, "Photon scatter in intensity modulating filters evaluated by first compton scatter and Monte Carlo calculations and experiments in broad beams," *Phys. Med. Biol.* 45, 2747-2760 (2000).
- <sup>50</sup> F. C. P. du Plessis, and C. A. Willemse, "Radiological properties of a wax-gypsum

compensator material,” Med. Phys. 32, 1246-1255 (2005).

<sup>51</sup> S. X. Chang, T. J. Cullip, K. M. deschesne, E. P. Miller, and J. G. Rosenman, “Compensators: An alternative IMRT delivery technique,” J. Appl. Clin. Med. Phys. 5, (2004).

<sup>52</sup> M. Tewell, and R. Adams, “The PLUNC 3D treatment planning system : a dynamic alternative to commercially available system,” Medical Dosim. 29(2), 134-138 (2003).

<sup>53</sup> H. Salz, T. Wiezorek, M. Scheithauer, M. Schwedas, J. Beck, and T. G. Wendt, “IMRT with compensators for head-and-neck cancers” Strahlentherapie und Onkologie, 181, 665-672 (2005).

<sup>54</sup> J. Meyer, J. A. Mills, O. C. L. Haas, E. M. Parvin, and K. J. Burnham, “Some limitations in the practical delivery of intensity modulated radiation therapy,” Br. J. Radiol. 73, 854-863 (2000).



(a)

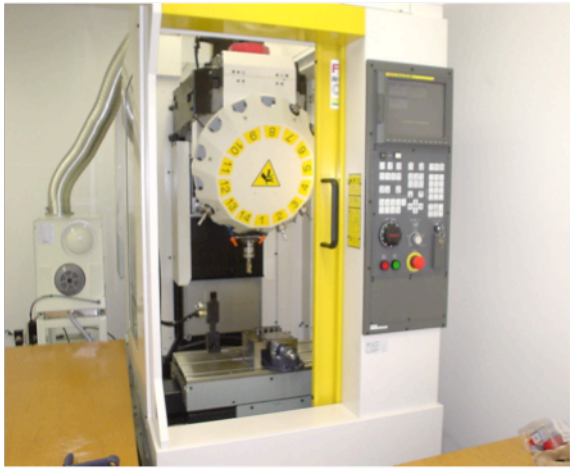


(b)

Figure 1.

- (a) Photograph of a desktop type numerically controlled milling machine.
- (b) Photograph of a compensator and a compensator mold.





(a)



(b)

Figure 2.

(a) Photograph of a floor type numerically controlled milling machine.

(b) Photograph of a brass beam modulator mounted on the accessory slot of the linear accelerator gantry head.

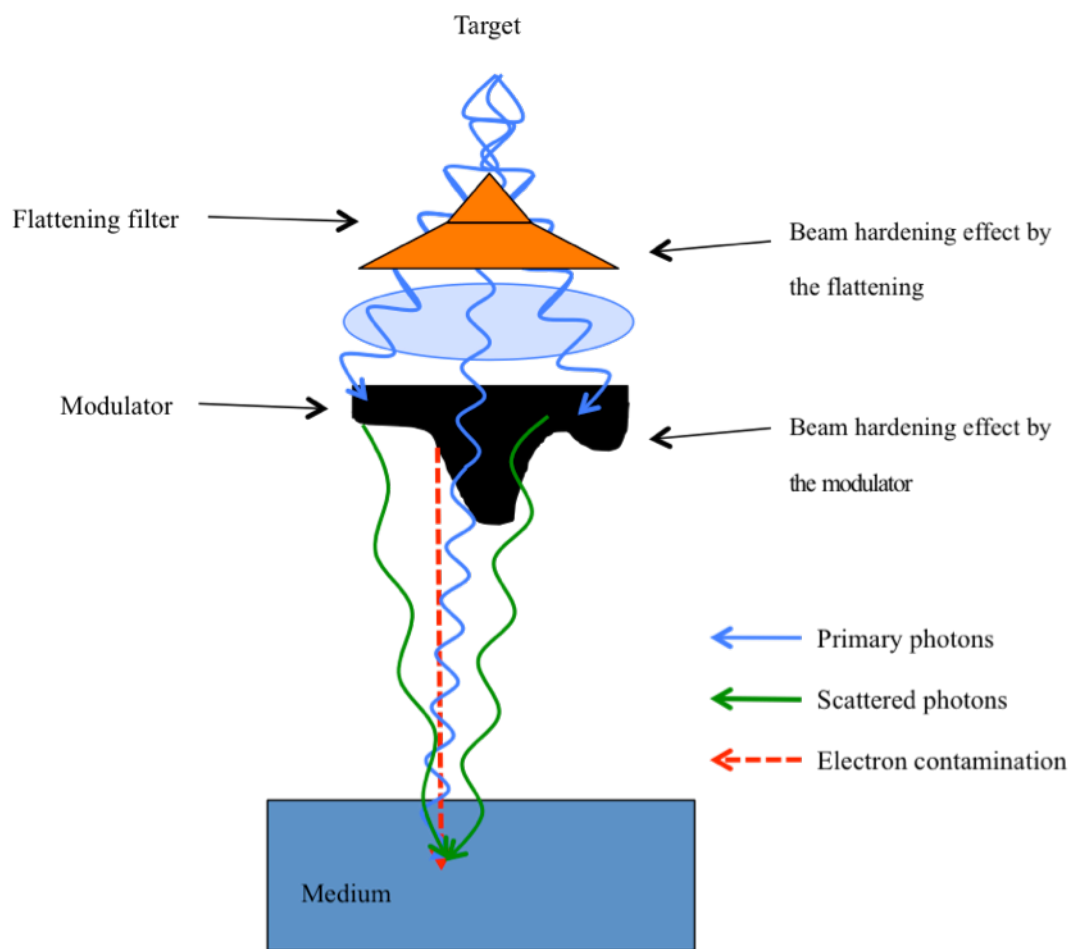


Figure 3  
Schematic diagram showing the dose contribution from various beam rays through the beam modulator.  
Reference by .decimal (Ken Cahon)

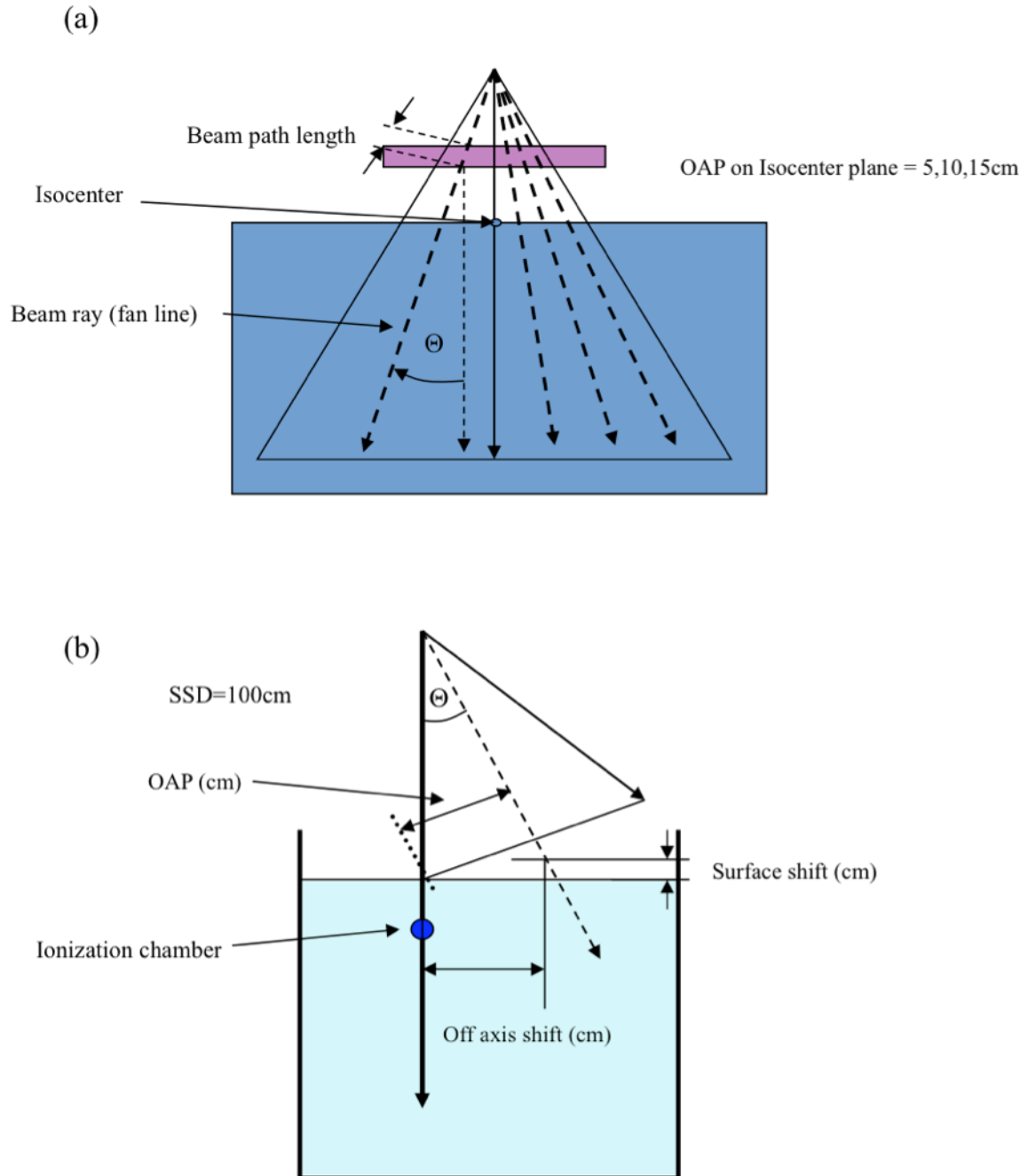


Figure 4.  
Schematic diagram of the setup geometry used to evaluate the change in the PDD through the beam modulators. (a) calculation geometry using the XiO TPS. (b) measurement geometry using the three-dimensional water scanner.

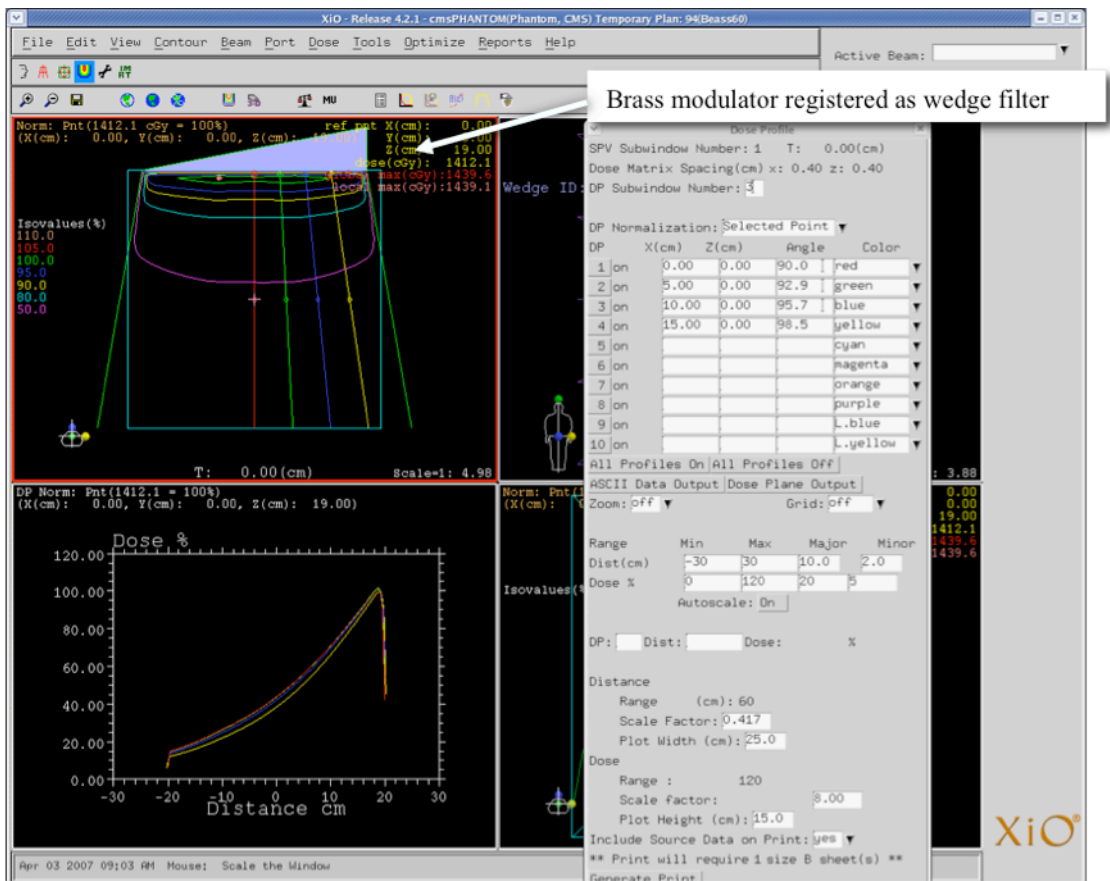


Figure 5.  
Example of calculation for the PDD using XiO TPS through the beam modulator.

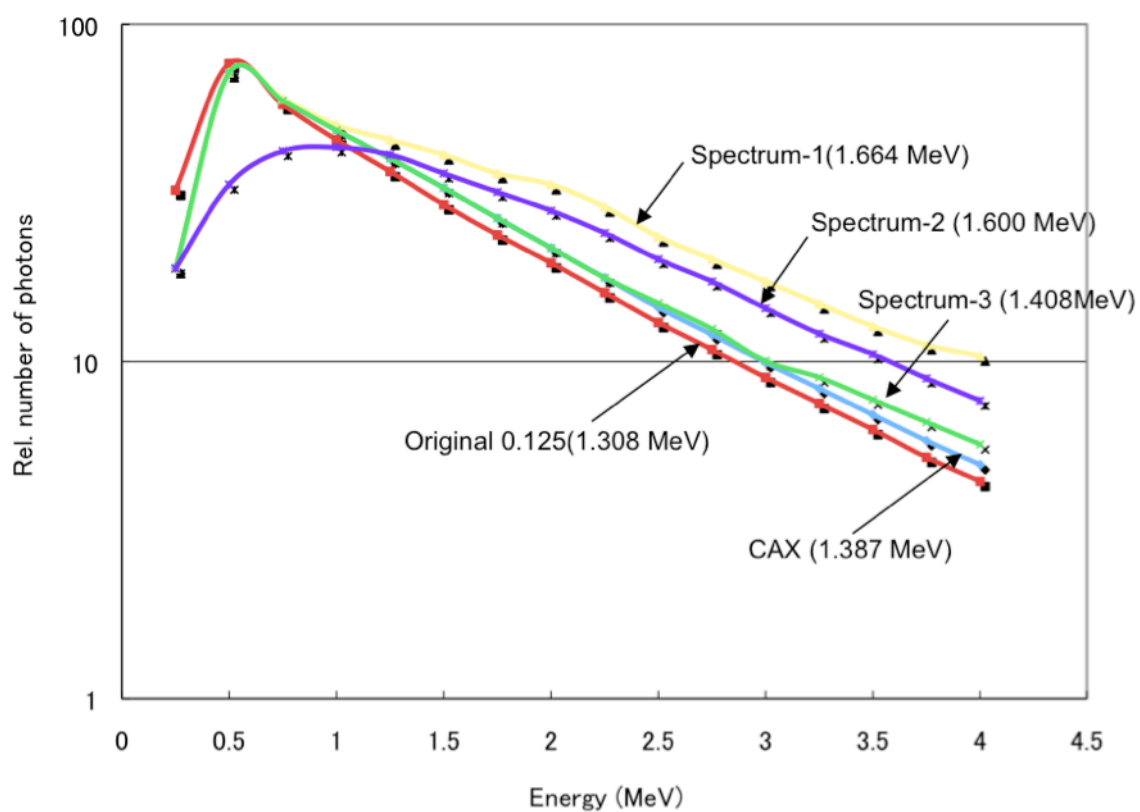
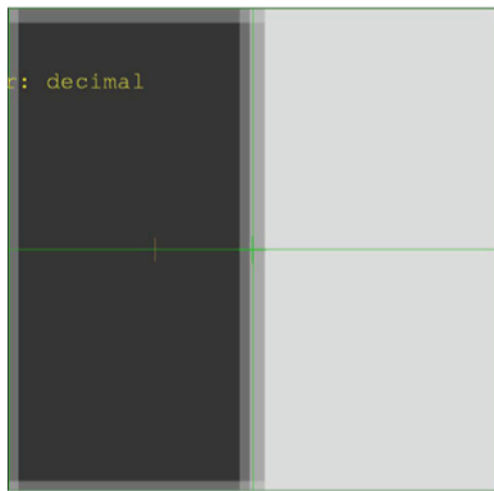
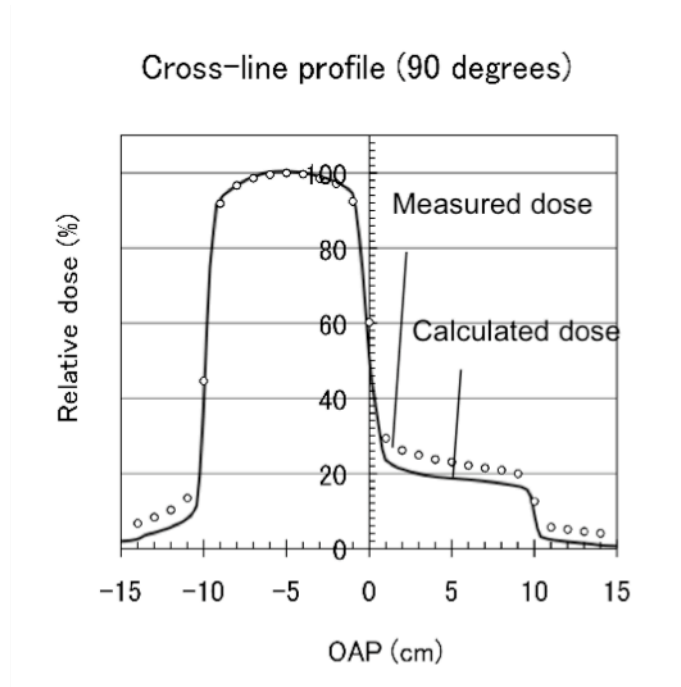


Figure 6.  
Various energy spectra at OAP (=12.5 cm) using XiO TPS to evaluate the off-axis dose through the modulator.



(a)



(b)

Figure 7.

(a) The intensity map for the two-tone pattern geometry designed by the XiO TPS. (b) Cross-line dose profile in an intensity map of the two-tone pattern geometry. The solid line is calculated from the Xio TPS, and the open circles indicate measured data.

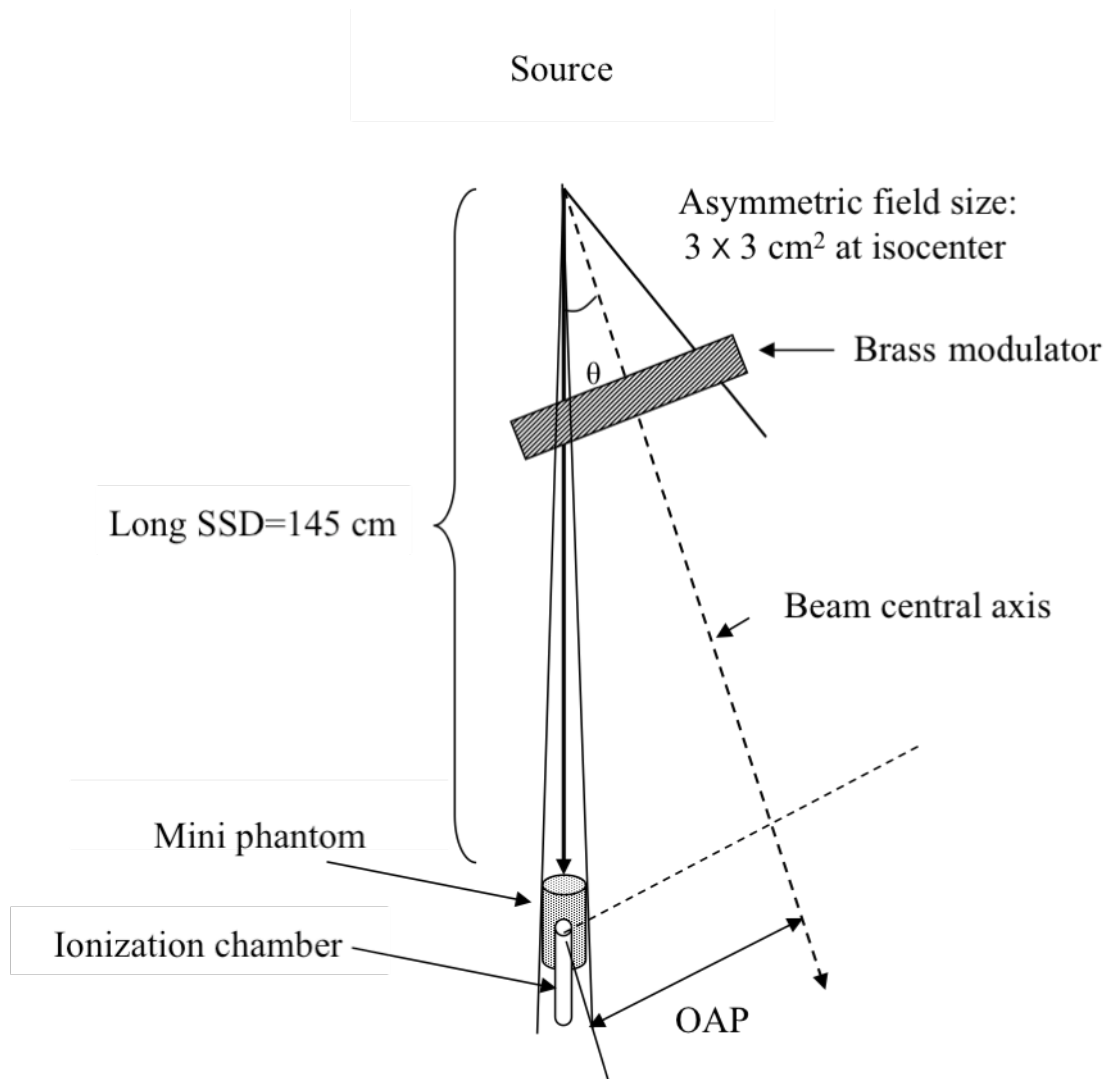


Figure 8.  
Schematic diagram of the setup used to measure the change in attenuation characteristics with the distance from the beam axis.

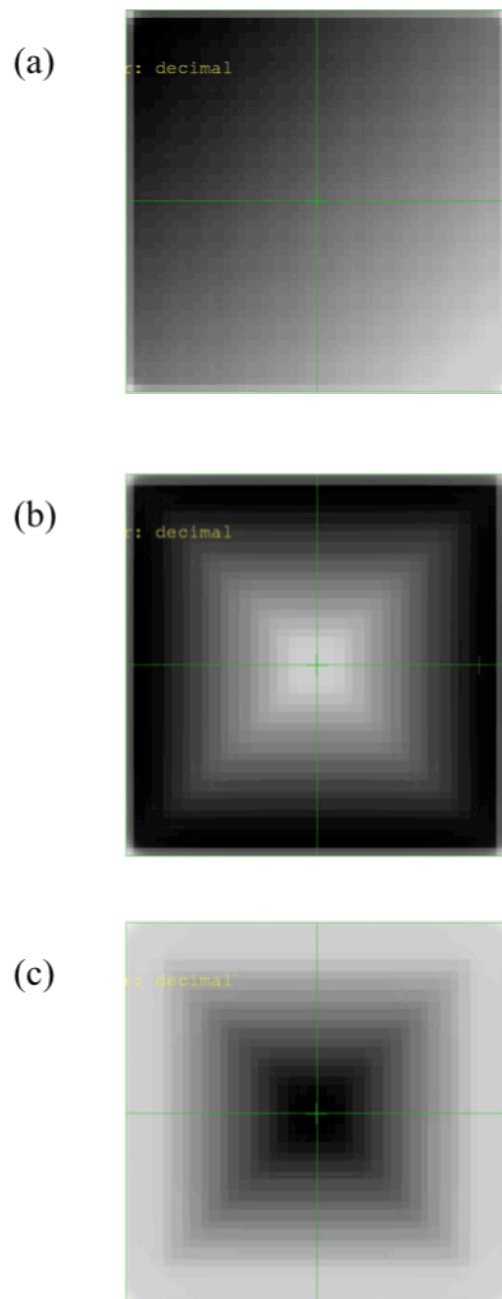


Figure 9.

The intensity map for various geometric patterns to evaluate the M-IMRT.

(a) The oblique pattern. (b) The pyramid pattern. (c) The reverse pyramid pattern.



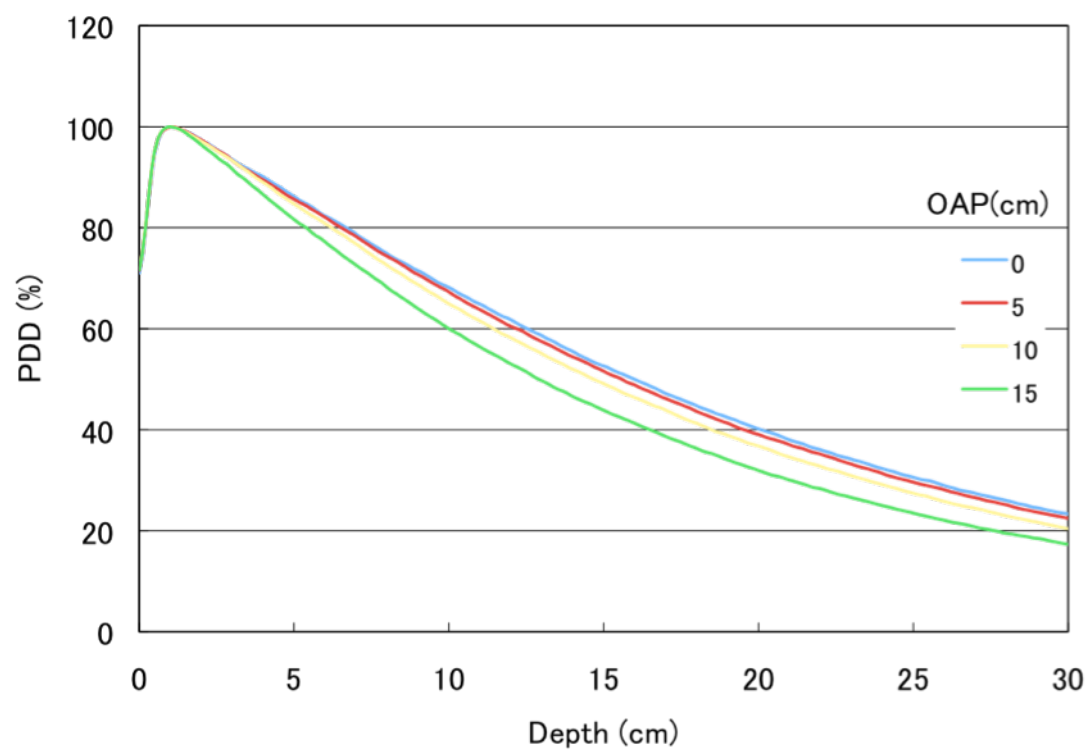


Figure 10.  
Graph of PDD curves for a range of OAP without modulator for 4 MV X-ray beams.

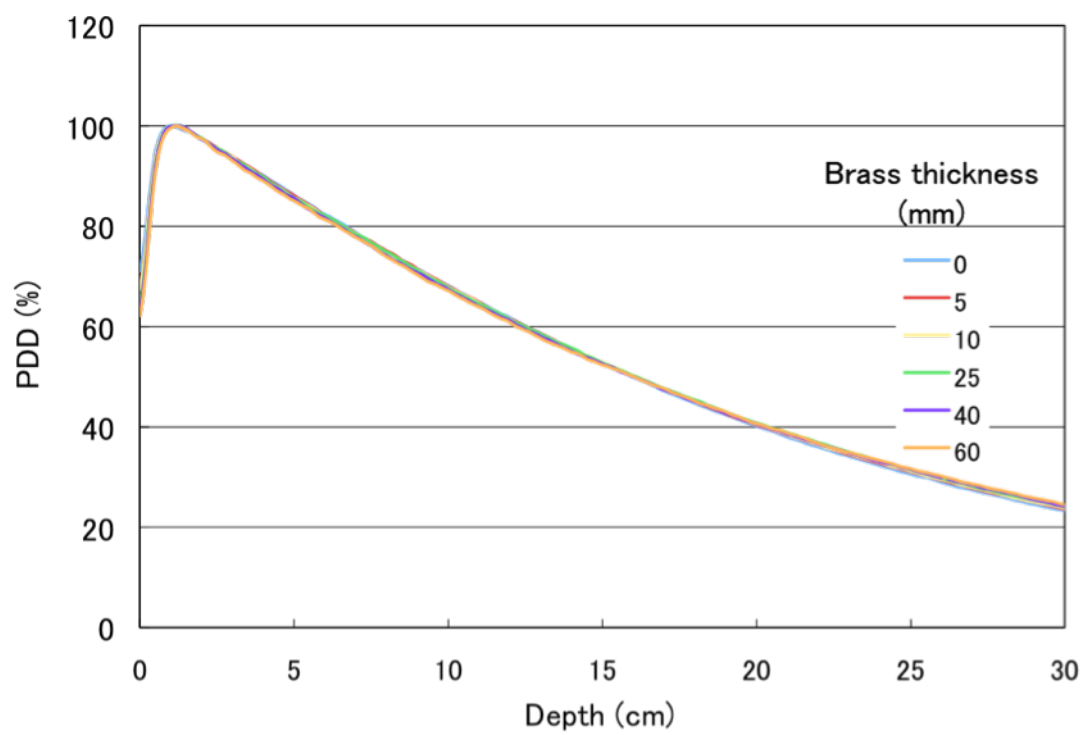


Figure 11.  
Graph of PDD curves for a range of modulator thickness on the CAX for 4 MV X-ray beams.

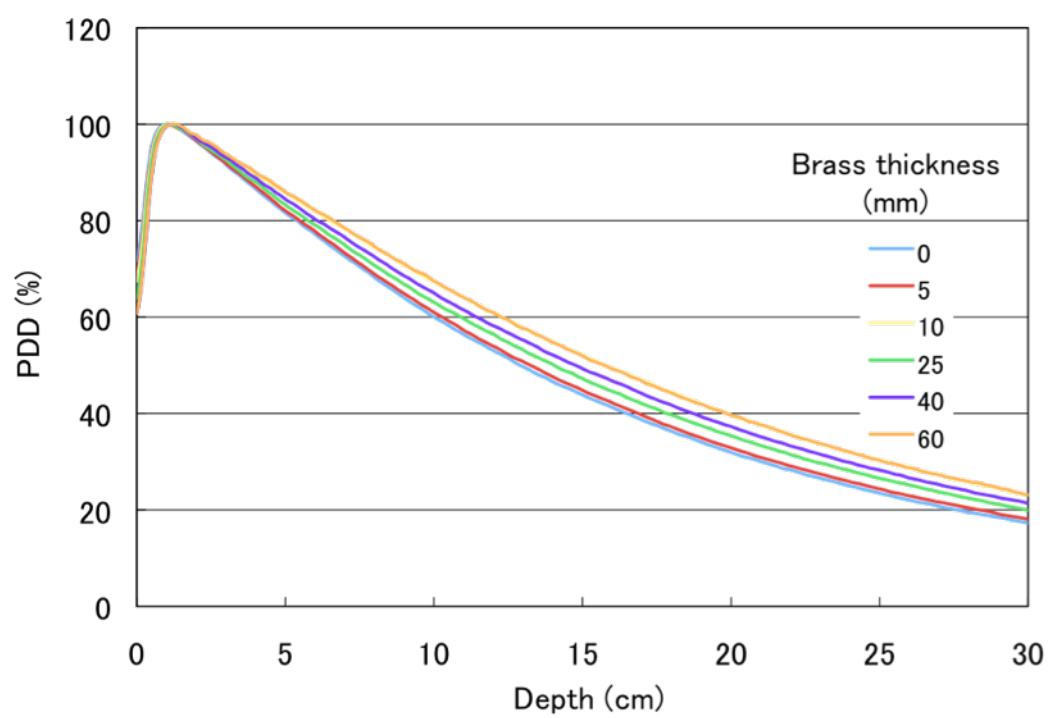


Figure 12.  
Graph of PDD curves for a range of modulator thickness on the OAP (= 15 cm) for 4MV X-ray beams.

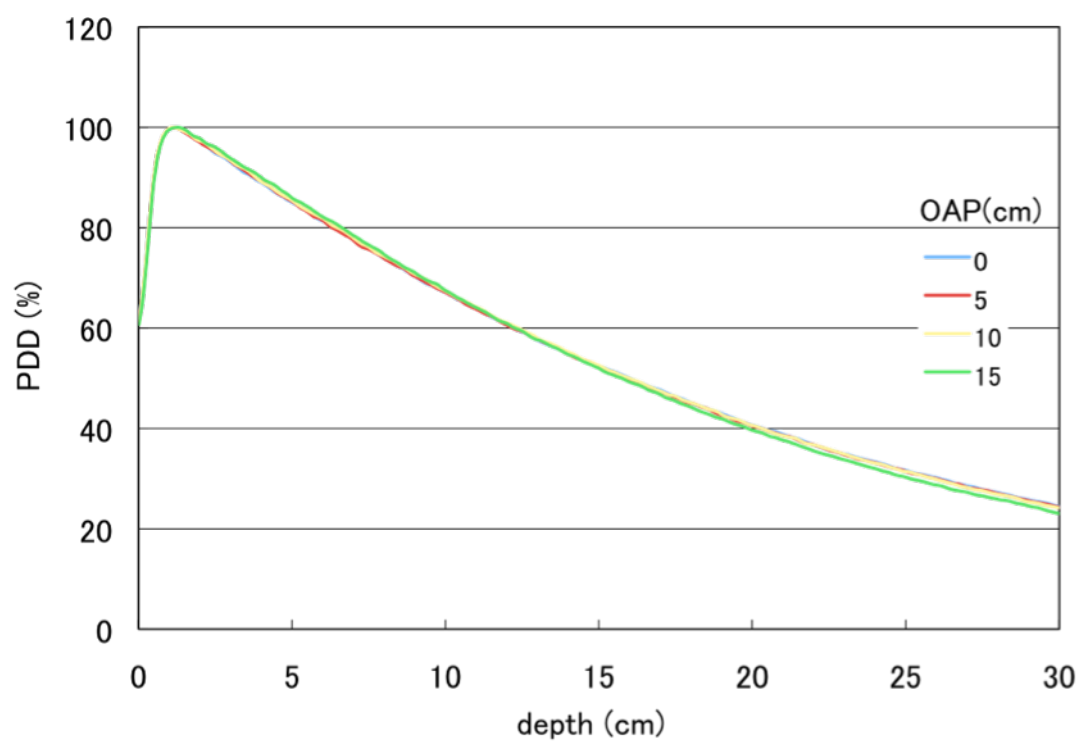


Figure 13.  
Graph of PDD curves for a range of OAP under 6 cm thickness modulator for 4MV X-ray beams.

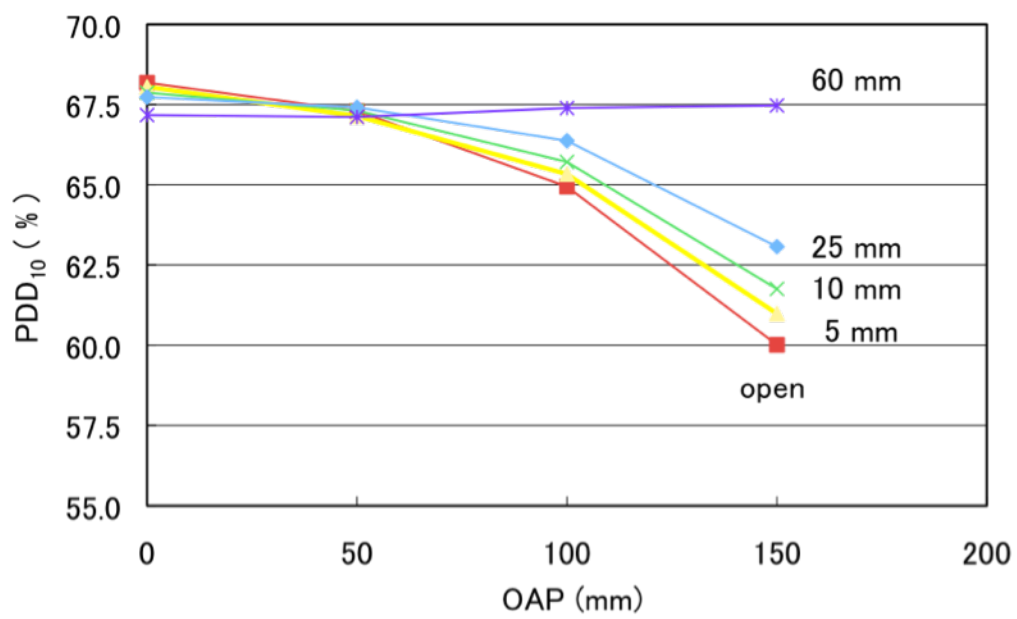


Figure 14.  
Graph of PDD<sub>10</sub> as a function of the OAP for various modulator thickness for 4MV X-ray beams.

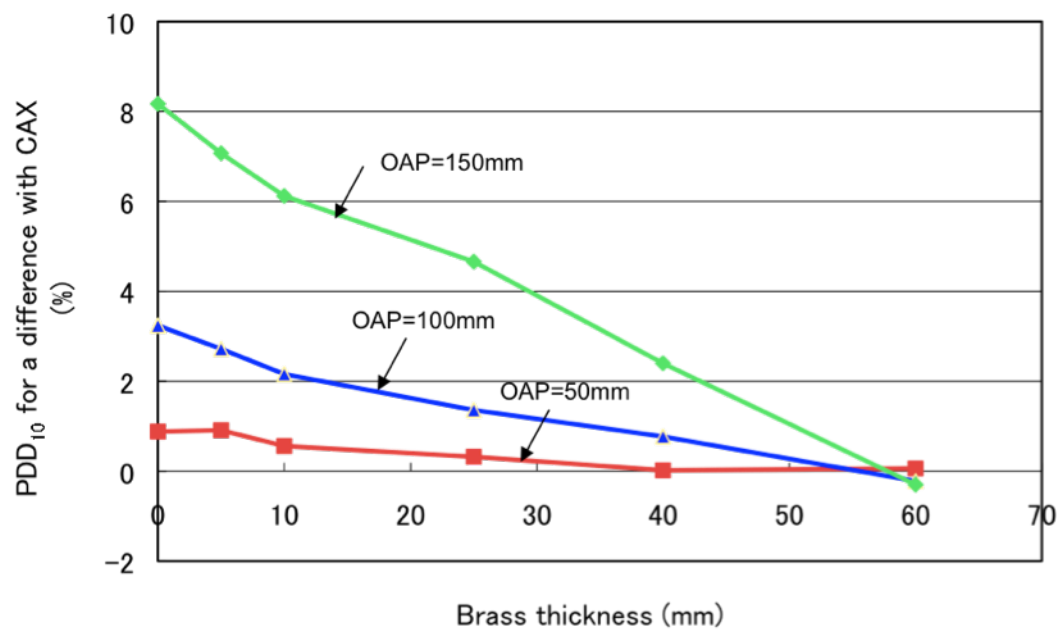


Figure 15.  
Graph of PDD<sub>10</sub> values (%) for a difference with the CAX as a function of modulator thickness for various OAP for 4MV X-ray beams.

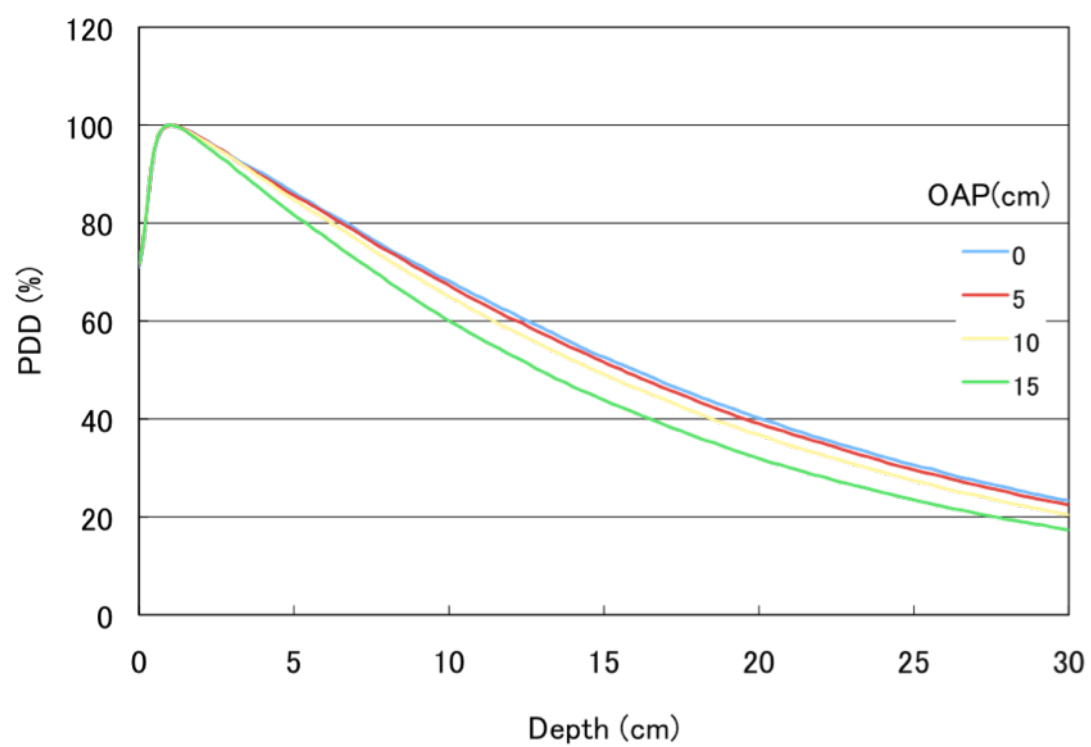


Figure 16.  
Graph of measured PDD curves for a range of OAP without modulator for 4 MV X-ray beams.

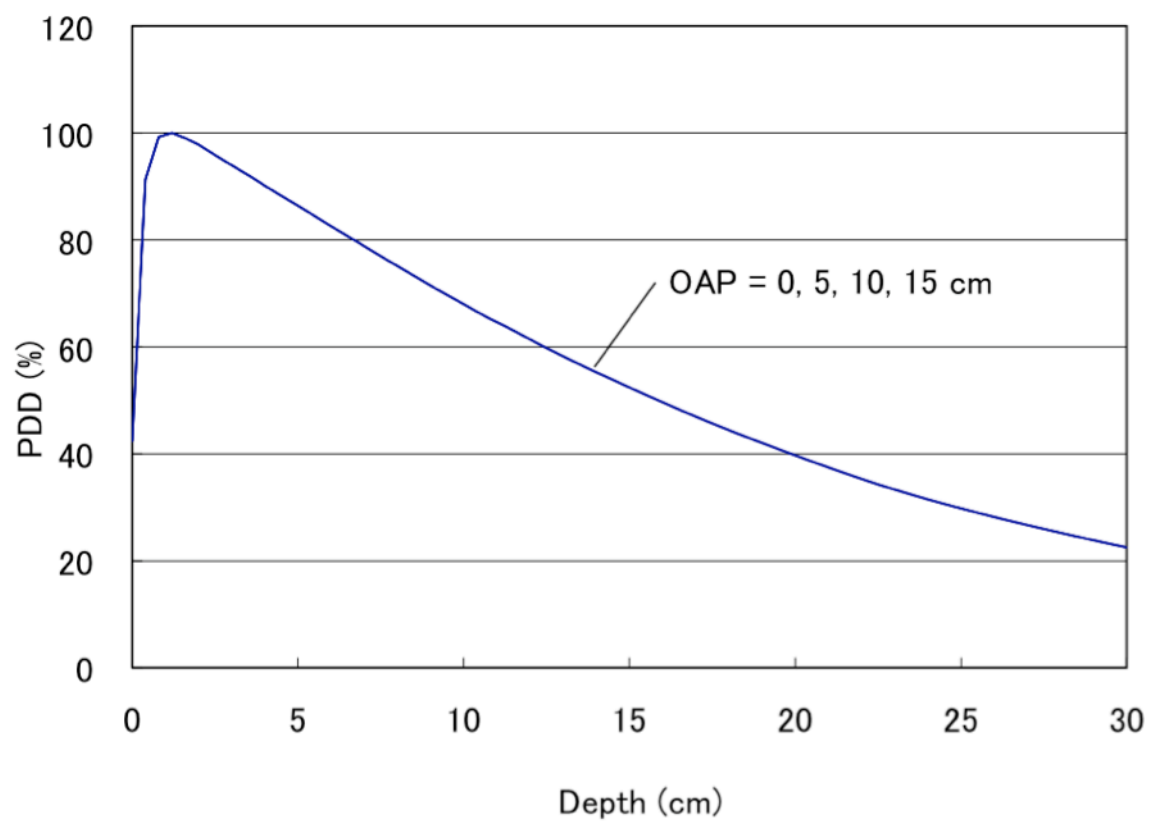


Figure 17.  
Graph of calculated PDD curves for a range of OAP without modulator for 4 MV X-ray beams using Clarkson algorithm.



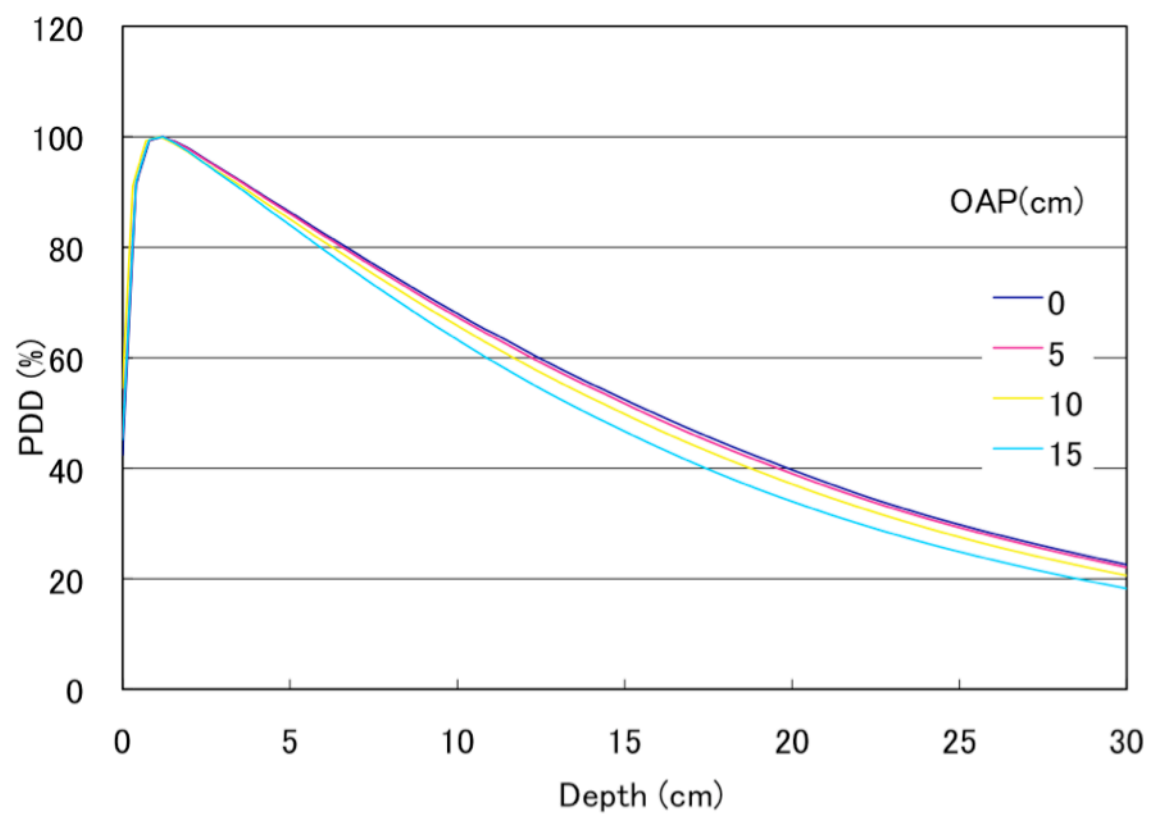


Figure 18.  
Graph of calculated PDD curves for a range of OAP without modulator for 4 MV X-ray beams using superposition / convolution algorithm.

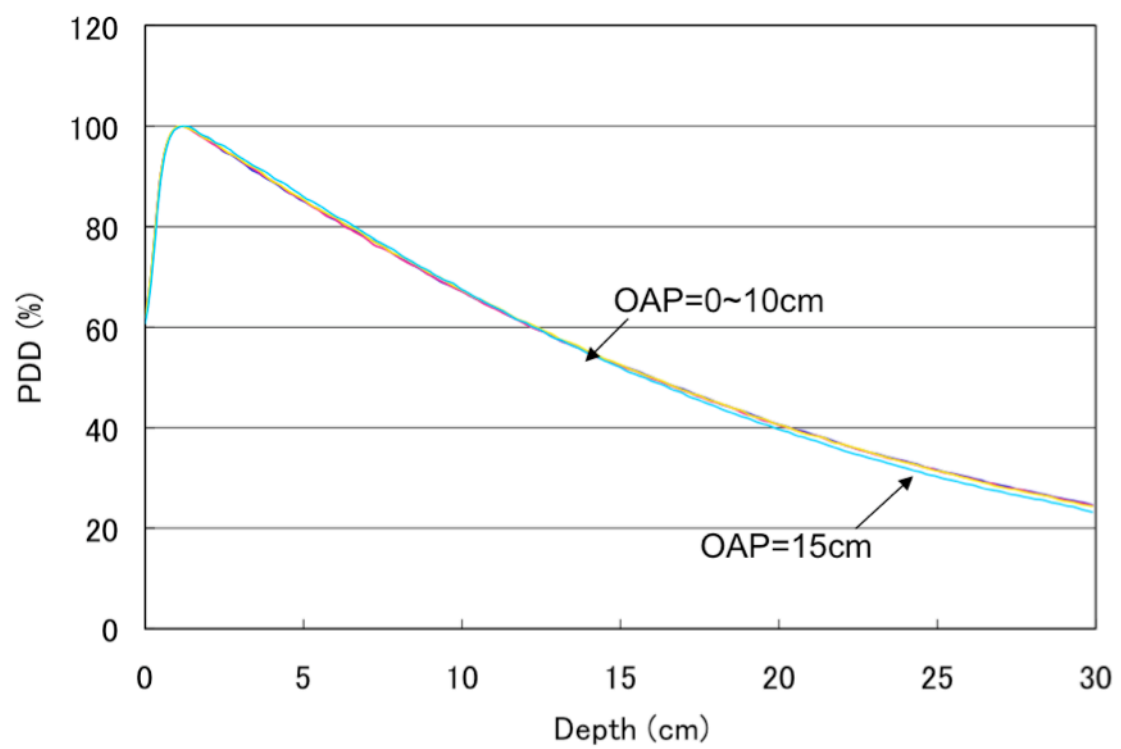


Figure 19.  
Graph of measured PDD curves for a range of OAP with 6 cm thickness modulator for 4 MV X-ray.

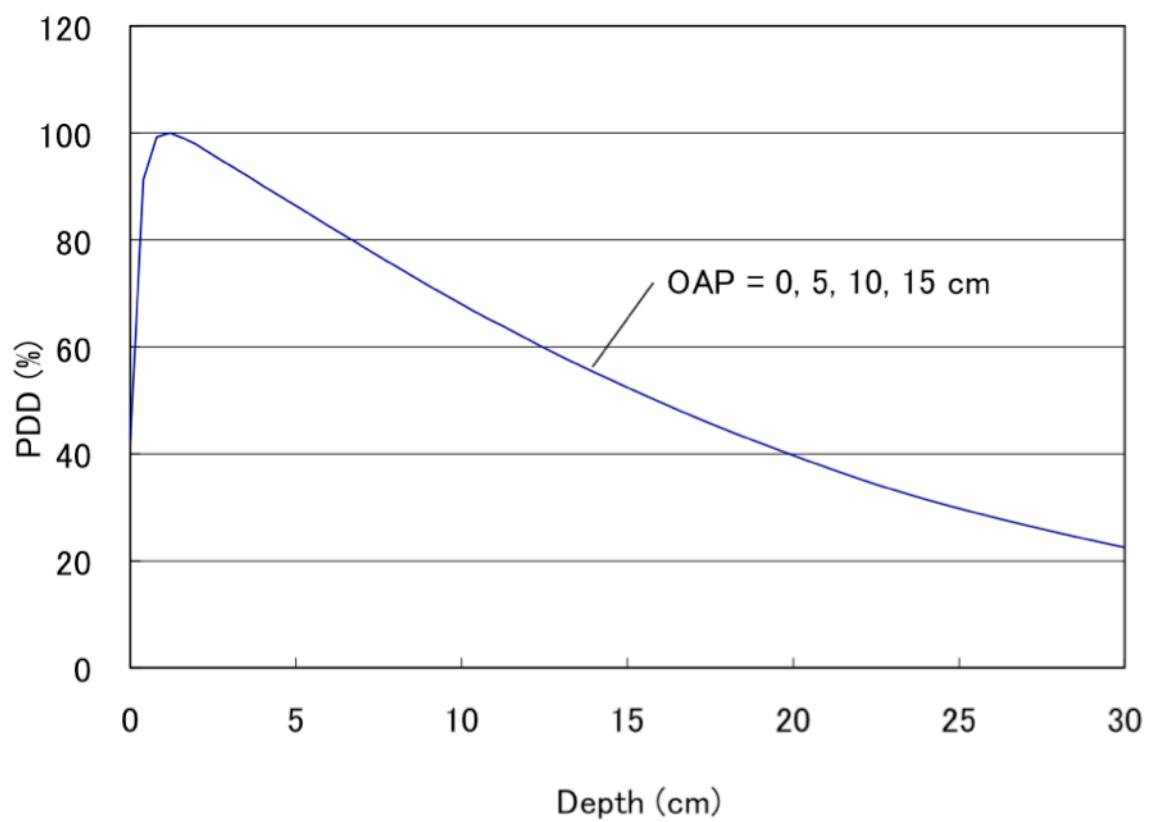


Figure 20.  
Graph of calculated PDD curves for a range of OAP with 6 cm thickness modulator for 4 MV X-ray beams using Clarkson algorithm.

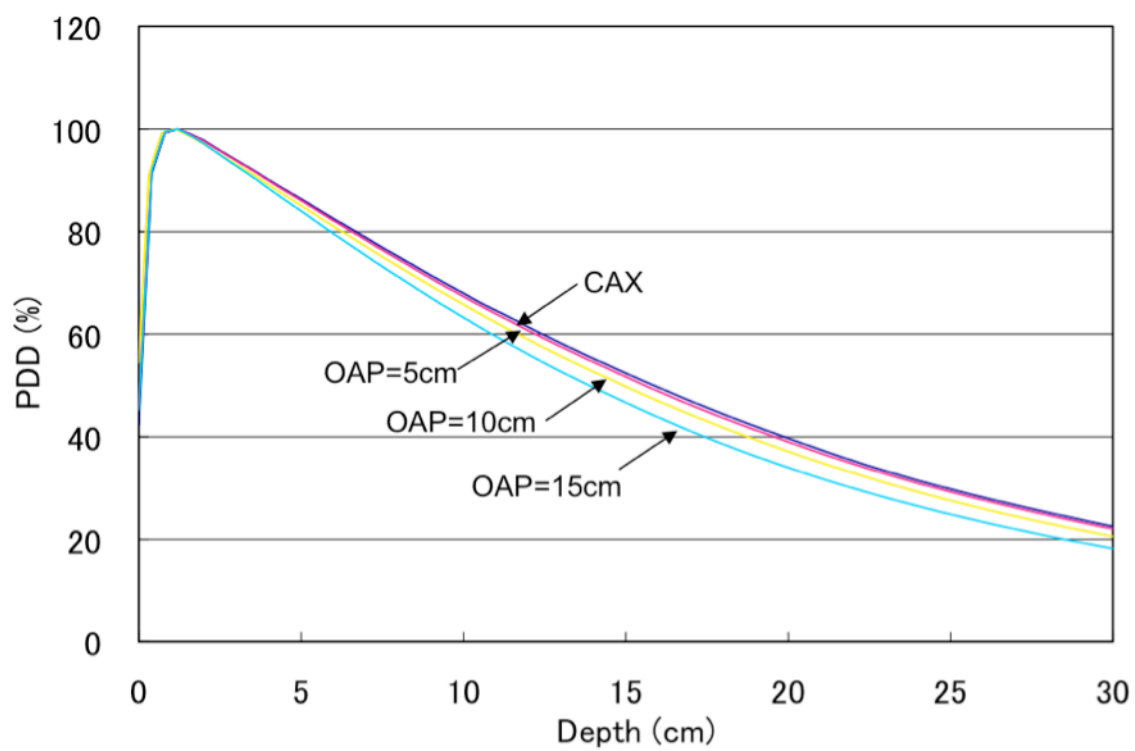


Figure 21.  
Graph of calculated PDD curves for a range of OAP with 6 cm thickness modulator for 4 MV X-ray beams using superposition / convolution algorithm.

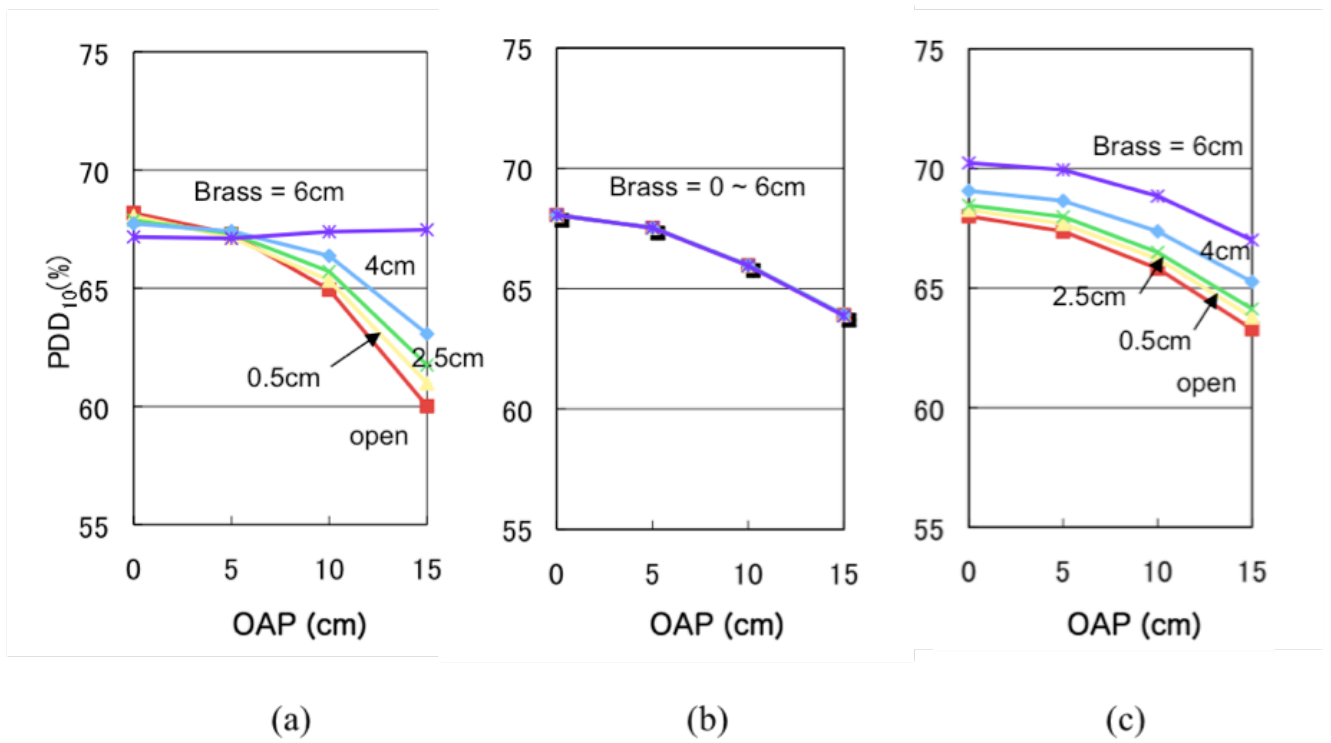


Figure 22.  
Graph of  $PDD_{10}$  as a function of the OAP for various modulator thickness for 4MV X-ray beams. (a) measured data. (b) calculated data using the Clarkson algorithm. (c) calculated data using the convolution / superposition algorithm.

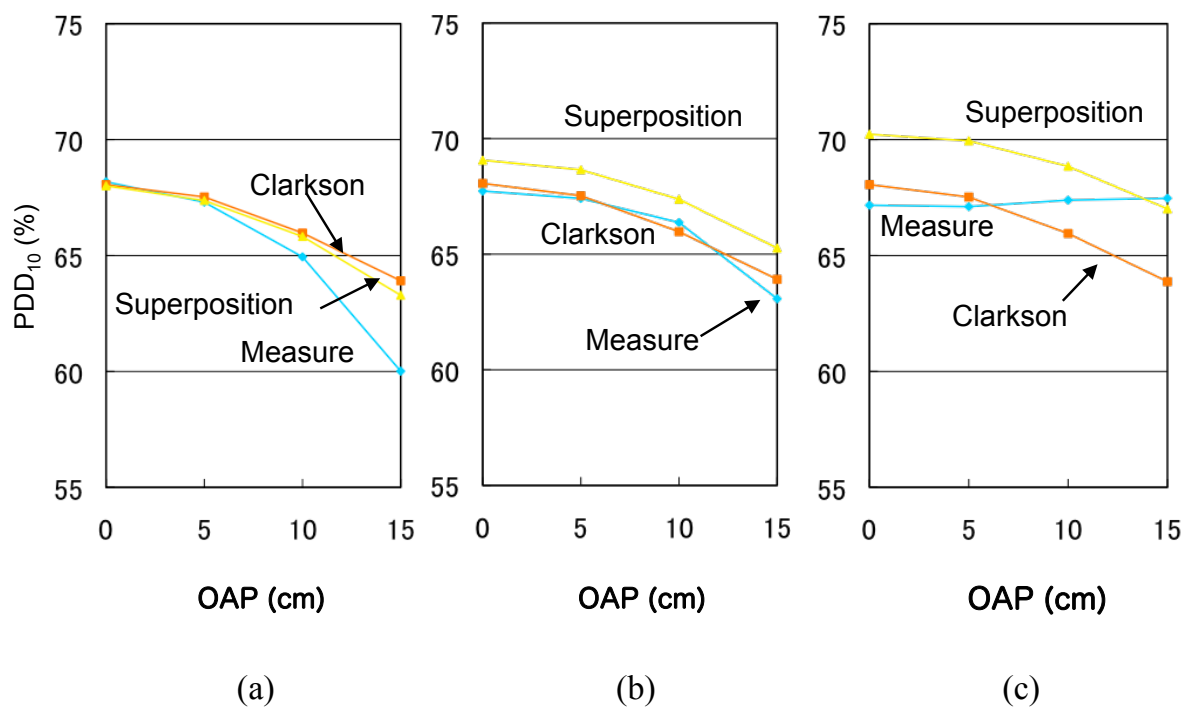


Figure 23.  
Graph of  $PDD_{10}$  as a function of the OAP for various calculation algorithms for 4MV X-ray beams. (a) Brass modulator thickness = 0 cm. (b) Brass modulator thickness = 2.5 cm. (c) Brass modulator thickness = 6 cm.

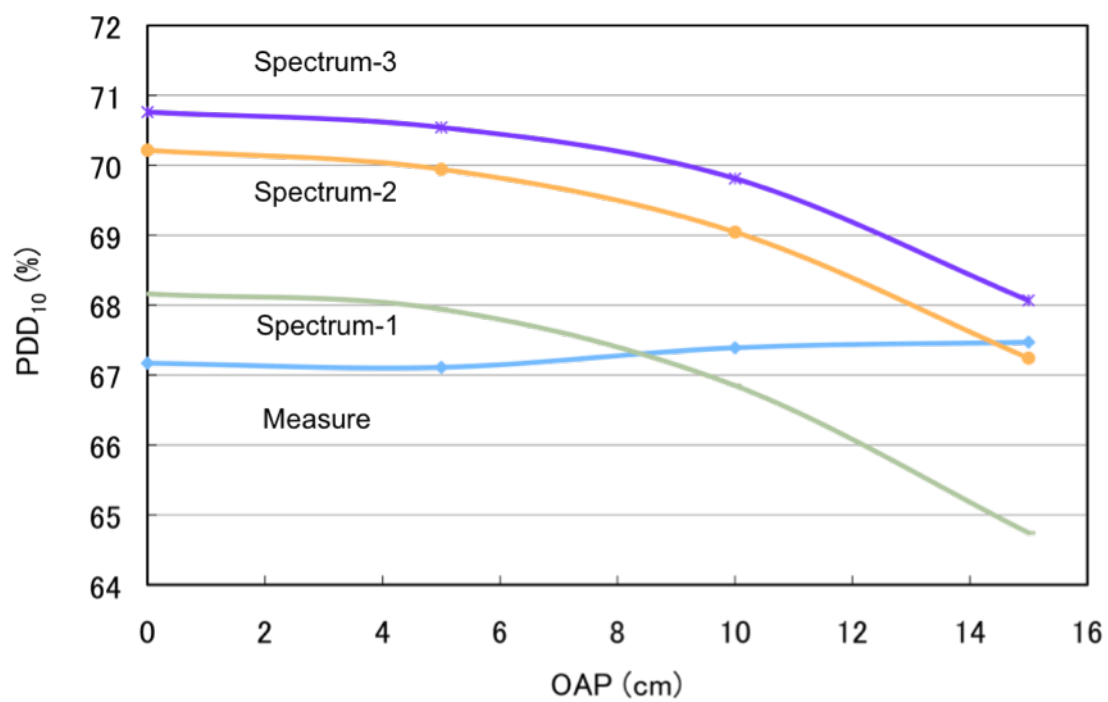
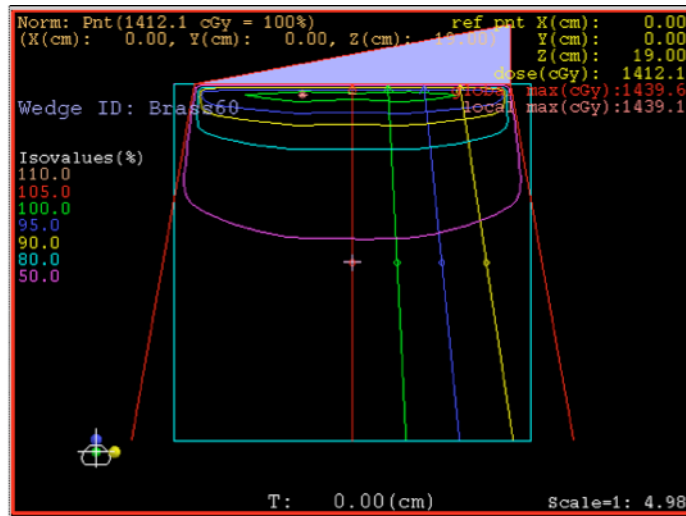


Figure 24.  
Graph of  $PDD_{10}$  as a function of the OAP for various secondary beam spectrum (OAP = 12.5 cm) with 3 cm thickness brass modulator for 4MV X-ray beams

(a)



(b)

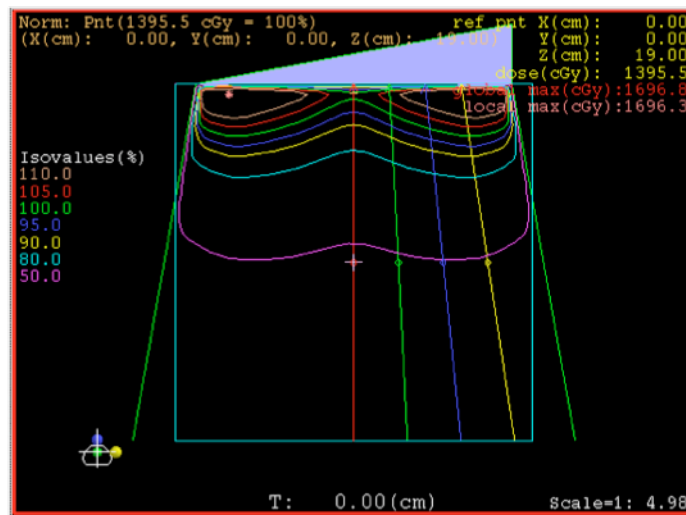


Figure 25.  
Calculated isodose curve (transverse plane) through the 6 cm thickness brass modulator.  
(a) Using a original spectrum. (b) Using a modified spectrum (Spectrum-3).



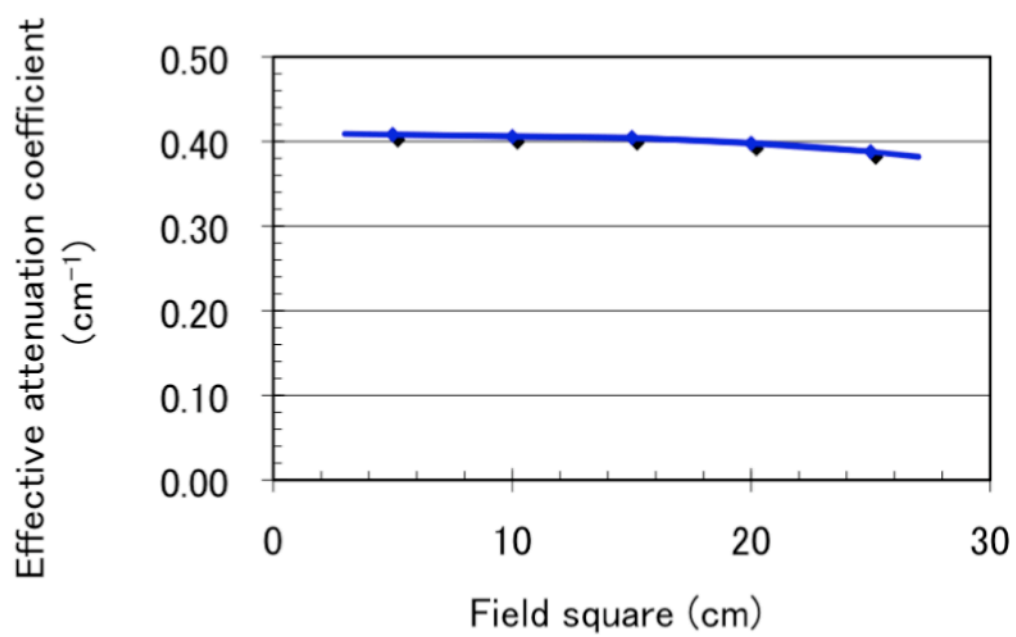


Figure 26.  
Effective attenuation coefficients with the 1 cm thickness brass slab.

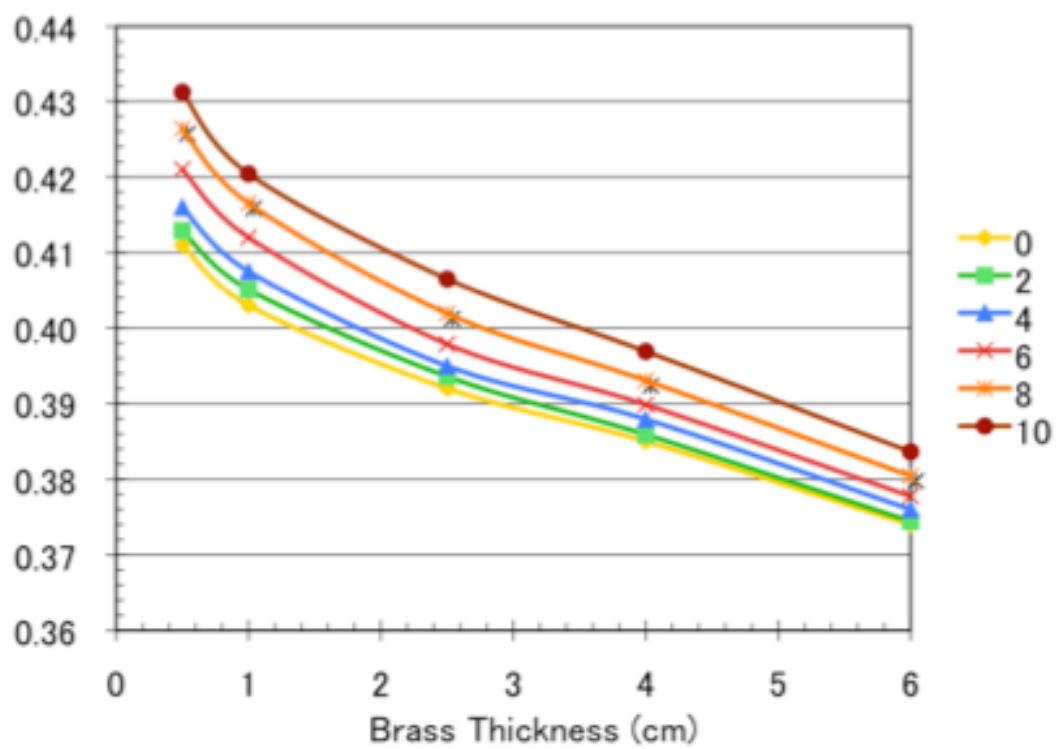


Figure 27.  
The LAC as a function of the brass modulator thickness for six different OAP for 4-MV photon beams.

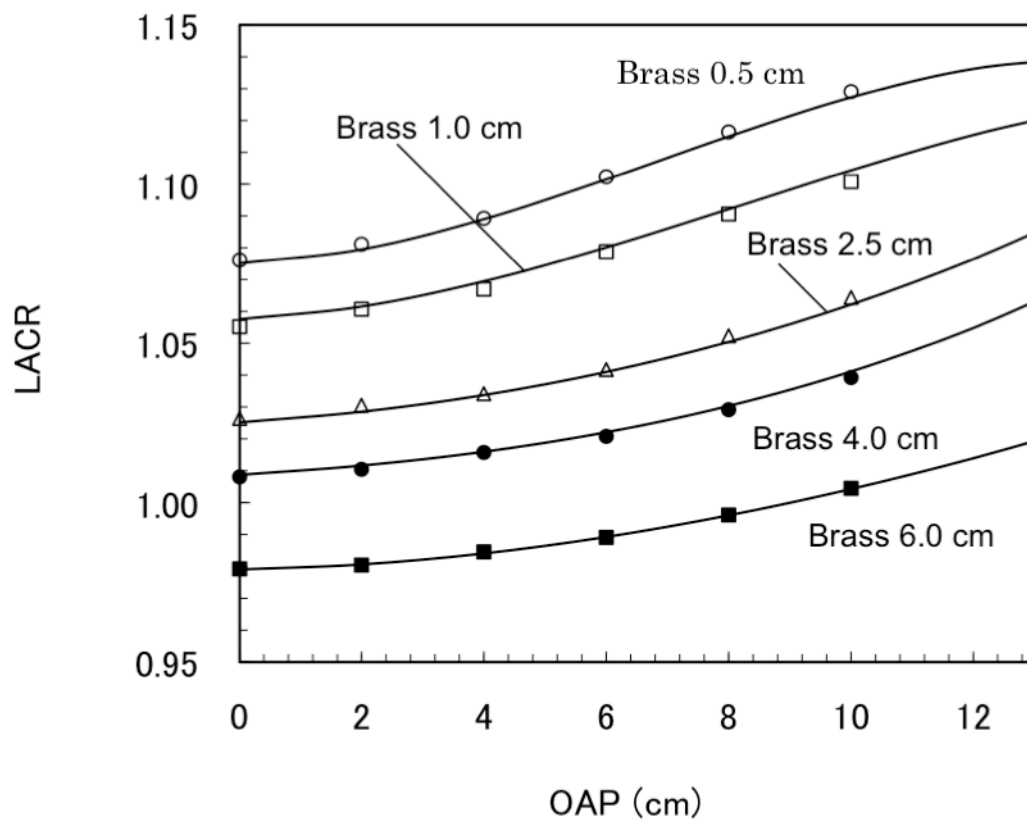


Figure 28.

The LACR as a function of the OAP for various brass modulator thicknesses for 4-MV photon beams. The LAC was normalized using the reference value, which was  $0.3819 \text{ cm}^{-1}$  (the brass thickness was 5.08 cm and the OAP was 5 cm).

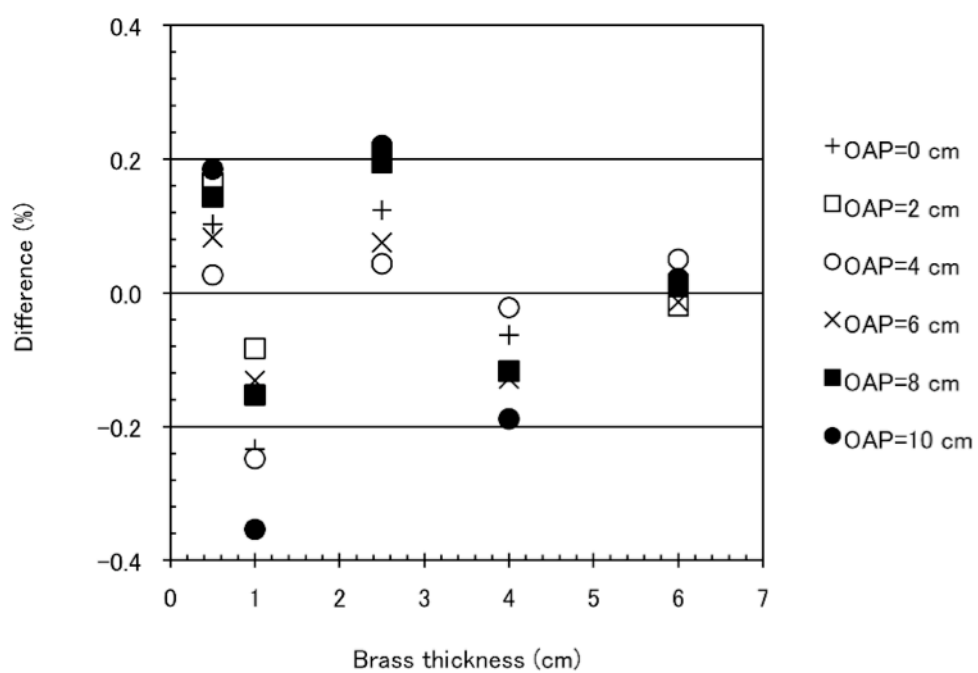


Figure 29.  
Accuracy of a regression equation (8).

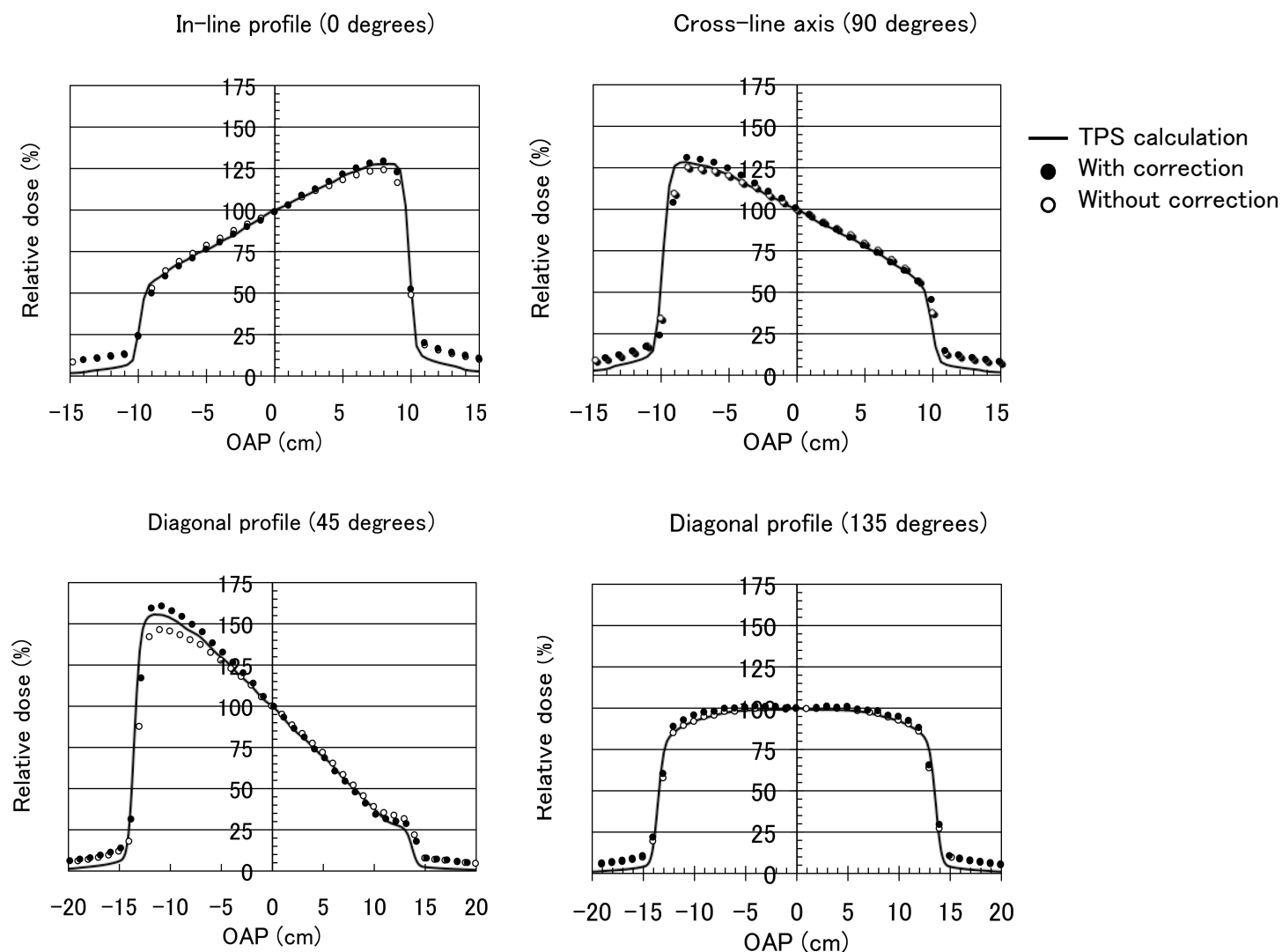


Figure 30.

Relative dose profiles for geometric pattern A. The solid line represents data calculated by XiO. The symbols indicate measured data. The dose profiles have been calculated with (closed circle) and without (open circle) correction using the 3D-LACR.

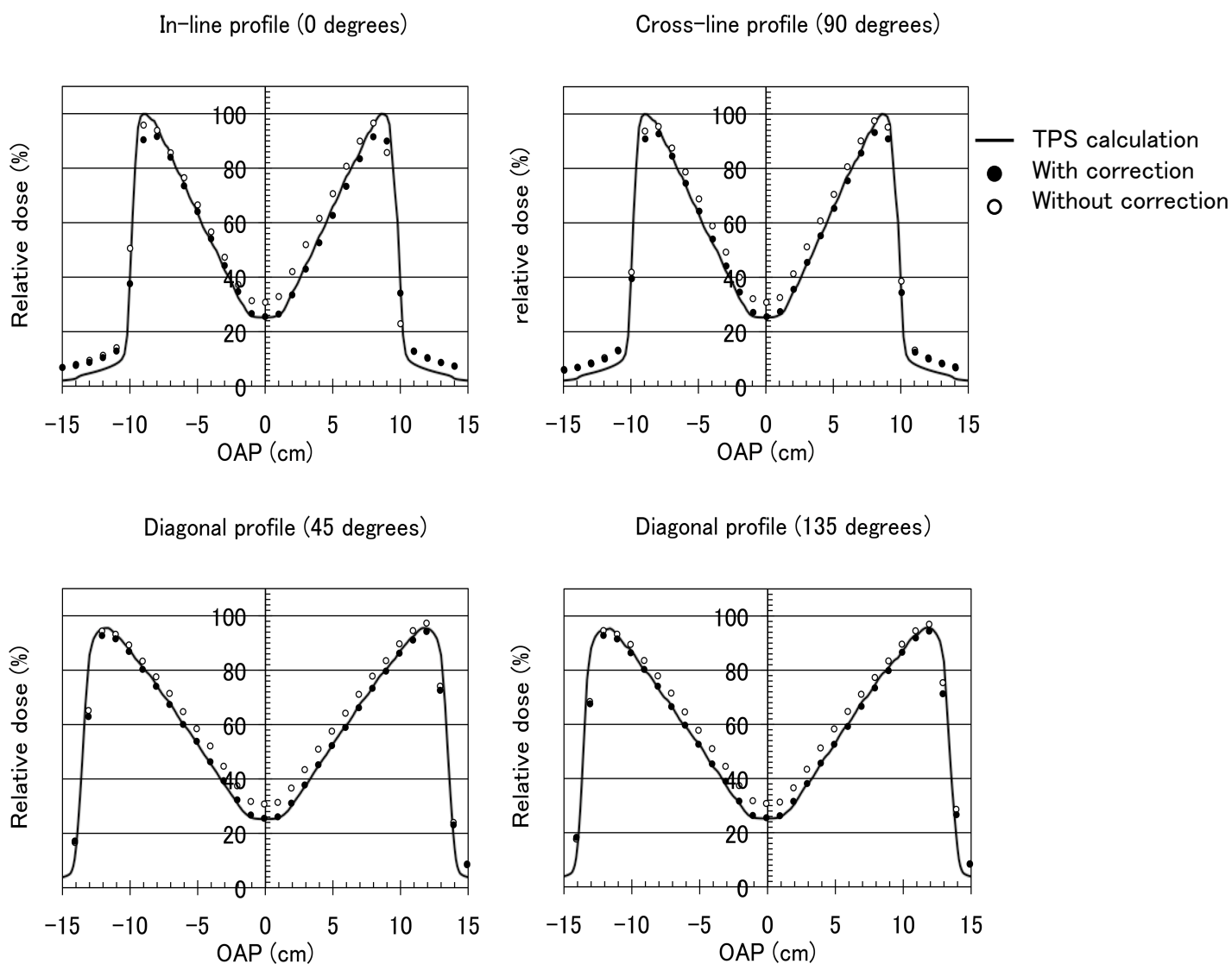


Figure 31.

Relative dose profiles for geometric pattern B. The solid line represents data calculated by XiO. The symbols indicate measured data. The dose profiles have been calculated with (closed circle) and without (open circle) correction using the 3D-LACR.

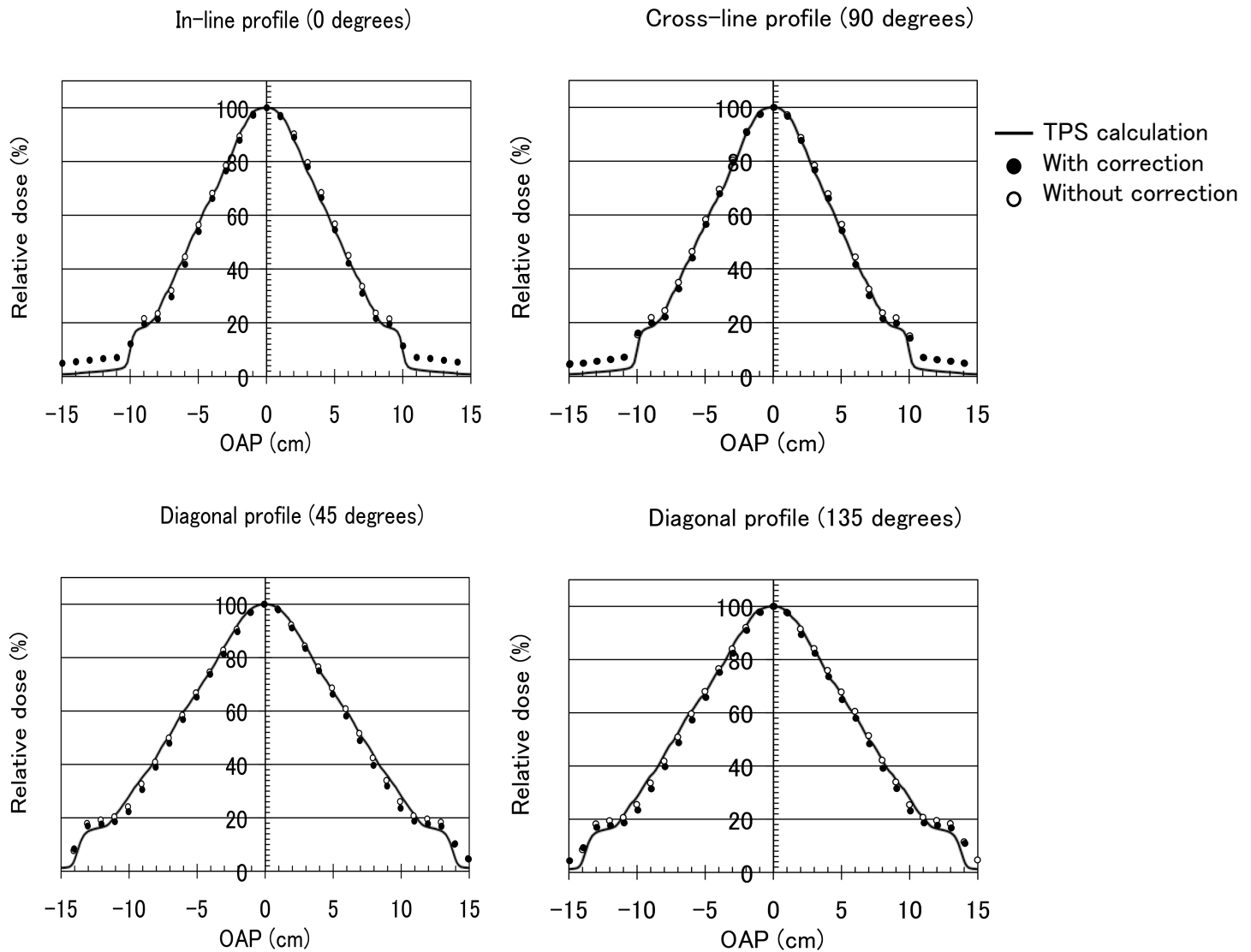


Figure 32.

Relative dose profiles for geometric pattern C. The solid line represents data calculated by XiO. The symbols indicate measured data. The dose profiles have been calculated with (closed circle) and without (open circle) correction using the 3D-LACR.

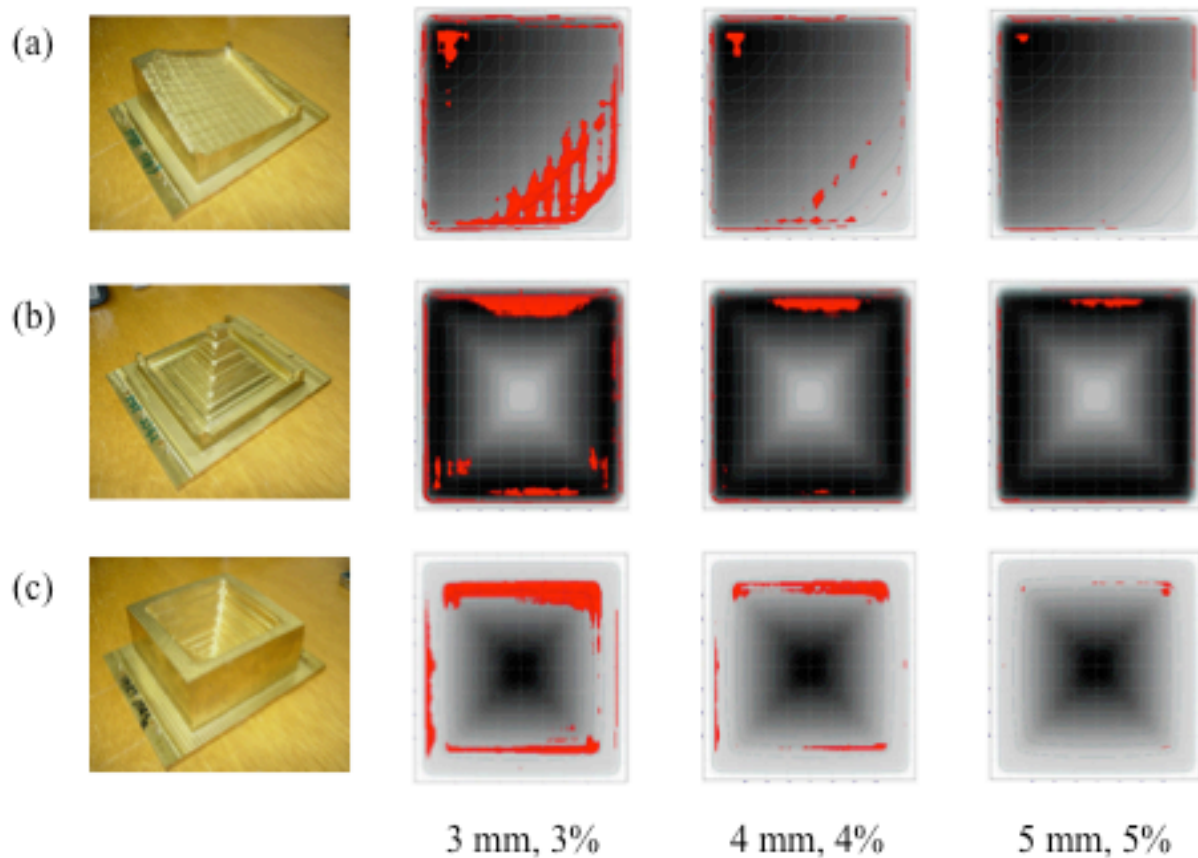
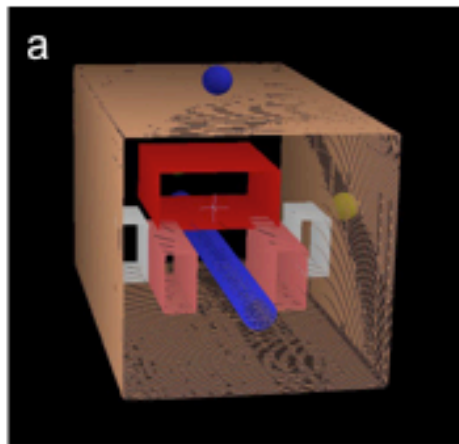


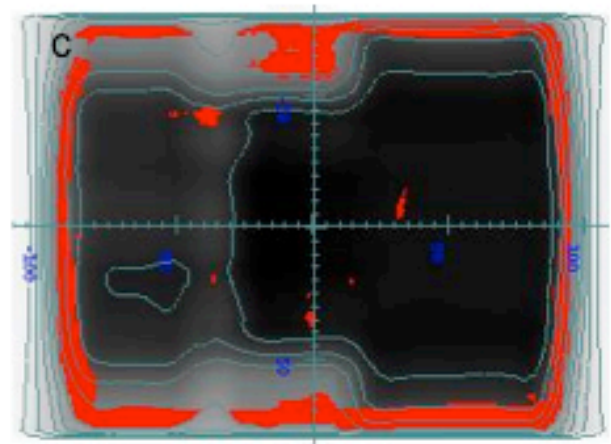
Figure 33.

Comparison of dose distributions of the calculations and the measurement results using the gamma-value map. The levels of evaluation criteria were 3 mm, 3%, 4 mm, 4%, and 5 mm, 5%. (a) is geometric pattern A (an oblique intensity distribution in the cross-field direction), (b) is pattern B (a pyramidal pattern), and (c) is pattern C (a reverse pyramidal pattern). The red parts indicate under- or overestimated areas.

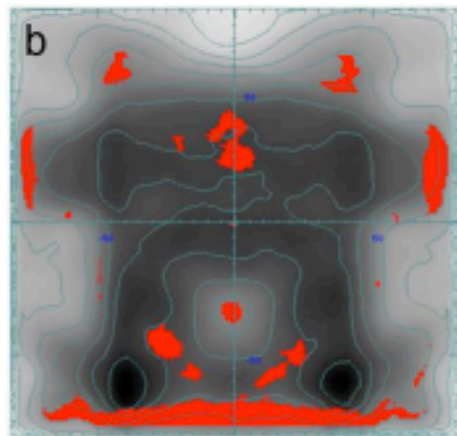




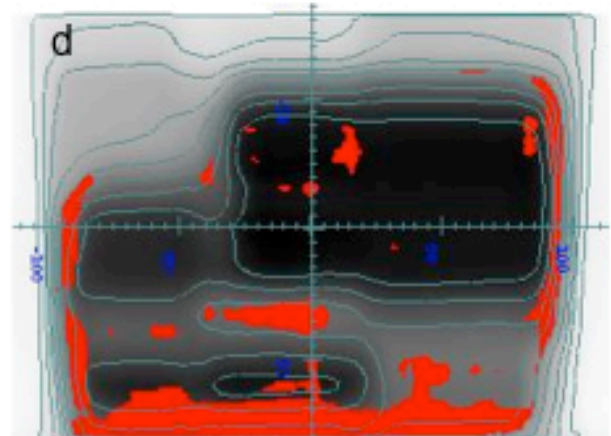
Schematic image of the pharynx model phantom



Coronal plane



Transverse plane



Sagittal plane

Figure 34.

(a) Schematic image of the pharynx model phantom. This phantom includes a pharyngeal target (red), neck lymph nodes (magenta), parotid glands (white), and the spinal cord (blue). The gamma-value for 4 mm, 4% criterion. The red parts indicate under- or overestimated areas.

Table 1.

Comparison between “the step and shoot IMRT” and “the modulator-based IMRT” of various specifications and performance

	Step & Shoot	M-IMRT
総治療計画時間	4 ～ 8 hr	2 ～ 5 hr
線量分布の空間分解能	1x1 cm	0.33 ～ 0.5mm
線量分布の連続性	10 レベル程度	連続的
線量分布の乱れ	Tongue & Groove	無し
最低線量 (%)	約 1%	約 20% (真鍮 5cm厚)
照射野サイズ	22 x 27 cm	40 x 40 cm
線量(分布)再現性	MLCに依存	良好
セグメント化の制約	MLC、アルゴリズムに依存	セグメント化不要
総治療時間 (分)	前立腺：12-15 頭頸部：15-20	前立腺：8-12 頭頸部：11-15
平均MU値	前立腺：490 頭頸部：995	前立腺：430 頭頸部：585
照射プロセス	全（半）自動	交換必要
照射中断後の継続	難しい	簡単
呼吸同期照射	難しい	簡単
ランニングコスト	不要	必要

Table 2.

The  $PDD_{10}$  values (%) for a difference with the zero modulator thickness value (mm) as a function of the brass modulator thickness for four different OAPs for 4 MV X-ray beams.

Brass Thickness (cm)	OAP (cm)			
	0	50	100	150
0	68.18	67.30	64.94	60.01
0.5	-0.13	-0.16	+0.36	+0.97
1	-0.31	+0.01	+0.77	+1.74
2.5	-0.45	+0.11	+1.43	+3.06
4	-0.76	+0.10	+1.69	+5.01
6	-1.01	-0.19	+2.45	+7.46
Max. Difference	-1.01	-0.19	+2.45	+7.46

Table 3.

The  $PDD_{10}$  values (%) for a difference with the CAX value as a function of the brass modulator thickness for four different OAPs for 4 MV X-ray beams.

Brass Thickness (cm)	OAP (cm)				Max. Difference
	0(CAX)	5	10	15	
0	68.18	-0.88	-3.24	-8.17	-8.17
0.5	68.05	-0.91	-2.72	-7.07	-7.07
1	67.87	-0.56	-2.16	-6.12	-6.12
2.5	67.73	-0.32	-1.36	-4.66	-4.66
4	67.42	-0.02	-0.79	-2.40	-2.40
6	67.17	-0.06	+0.22	+0.30	+0.30

Table 4.

The LAC as a function of the brass modulator thickness for six different OAP for 4-MV photon beams.

Brass thickness (cm)	OAP (cm)					
	0	2	4	6	8	10
0.5	0.4110	0.4129	0.4160	0.4210	0.4264	0.4312
1	0.4030	0.4051	0.4075	0.4120	0.4165	0.4204
2.5	0.3920	0.3936	0.3950	0.3979	0.4019	0.4065
4	0.3850	0.3859	0.3879	0.3899	0.3931	0.3969
6	0.3740	0.3744	0.3760	0.3778	0.3804	0.3836

Table 5.

Values of  $a_i$ ,  $b_i$ ,  $c_i$ , and  $d_i$  determined by cubic polynomial fitting of the LACR as a function of the OAP and brass modulator thickness using Eq. (5). (  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$  )

i	$a_i$	$b_i$	$c_i$	$d_i$
1	6.520E-07	-1.045E-05	4.994E-05	-6.637E-05
2	-9.191E-06	1.471E-04	-7.175E-04	1.230E-03
3	6.257E-07	-1.168E-04	6.933E-04	2.223E-04
4	-9.285E-04	1.050E-02	-4.929E-02	1.097E-00

$$\mu_{ratio}(x,y,t) = (a_1t^3 + b_1t^2 + c_1t + d_1) \cdot r^3 + (a_2t^3 + b_2t^2 + c_2t + d_2) \cdot r^2 \\ + (a_3t^3 + b_3t^2 + c_3t + d_3) \cdot r + (a_4t^3 + b_4t^2 + c_4t + d_4)$$

Table 6.

The corrected value of brass thickness as a function of the OAP for five different brass modulator thickness for 4-MV photon beams.

Brass thickness (cm)	OAP ( cm )							
	0	2	4	6	8	10	12	13
0.6	-0.04	-0.04	-0.05	-0.05	-0.06	-0.07	-0.07	-0.07
1	-0.05	-0.06	-0.06	-0.07	-0.08	-0.09	-0.10	-0.11
2.5	-0.06	-0.07	-0.08	-0.10	-0.12	-0.15	-0.18	-0.19
4	-0.03	-0.05	-0.06	-0.09	-0.12	-0.16	-0.21	-0.24
6	0.13	0.12	0.10	0.07	0.02	-0.03	-0.08	-0.11