

# チタン製インプラント射出側に対する 計算アルゴリズムの線量計算精度の比較

*Comparison of the calculation accuracy of dose calculation algorithms to the exit side of the titanium implant*

筆頭著者：青山 貴洋<sup>1)</sup>

共同著者：金田 直樹<sup>1)</sup>，大場 理<sup>1)</sup>，大島 幸彦<sup>2)</sup>，中村 勝<sup>1)</sup>

1) 愛知医科大学病院 中央放射線部 診療放射線技師  
2) 愛知医科大学 放射線医学講座 医師

**Key words:** titanium implant, calculation algorithm, acuros external beam algorithm, analytical anisotropic algorithm

## 【Summary】

When a metallic implant is in irradiation field, it is difficult to accurately measure the distribution of radiation dose around the implant, and a large error may be caused in some calculation algorithm. In this paper, the dose distribution of the area behind titanium implant in water phantom was calculated in two calculation algorithm installed in radiation treatment planning system (acuros external beam algorithm, and analytical anisotropic algorithm) and compared with the data measured by an ionization chamber. The dose calculation result by acuros external beam algorithm agreed with the result by the ionization chamber within 1.2% error in the area from the bottom of the implant. The dose calculation result by analytical anisotropic algorithm caused more than 7.4% error in the area from the bottom of implant. In conclusion, when the orthopedic titanium was implanted in irradiation field, it is necessary to use the acuros external beam algorithm for high accuracy of the dose calculations.

## 【要旨】

放射線治療において、照射野内の金属インプラント近傍の線量評価は困難である。本稿は、水ファントム中のチタン製インプラント射出側の線量分布を、2種類の線量計算アルゴリズムの計算値と、電離箱線量計による実測値を比較したものである。acuros external beam法は、1.2%以内で実測値と計算値が一致した。analytical anisotropic algorithm法は、7.4%以上の差異があった。チタン製インプラントが照射野内に存在する場合、acuros external beam法を用いると正確な線量計算結果が得られる。

## 緒 言

現在、放射線治療の技術進歩は目覚ましく、高精度な治療が行われている。高精度放射線治療には、放射線治療計画装置 (radiation treatment planning system: RTPS) の高い計算精度が必要であり、近年のコンピューター技術の進歩により計算精度の目覚ましい発展を遂げている。しかし、現在においても不均質領域の計算精度についての課題は存在し、その1つに整形外科用インプラントが体内に存在する患者への放射線治療計画がある。

RTPSで正確な計算を行うためにはCT画像が不可欠であり、得られたCT値からCT値-相対電子密度変換テーブルを用いて相対電子密度を求め、線量計算に

用いている。しかし、高原子番号の金属を撮影した場合、金属によるビームハードニングやアーチファクトなどにより正確なCT値の把握は難しい。そのためCT値-相対電子密度変換テーブルから正確な相対電子密度を得ることができず、正しい計算結果を得ることは困難である。

そこで金属や金属によるアーチファクトを水のCT値に変換する、または不均質補正を行わず体輪郭内の電子密度を全て水等価物質に置き換えて治療計画を行うこともある。

この一部分、もしくは全体のCT値を水に置き換える方法は、アーチファクトによるCT値の乱れによって起こる計算精度の低下はある程度補正できる。しかし、金属を通過するビームの減弱や、金属周囲の散乱線は考慮できない。このような現状において、モンテカルロ計算<sup>1)~3)</sup>やモンテカルロ計算と同等の精度を持つ計算アルゴリズムであるacuros external algorithm (以下、Acuros XB) 法が開発され<sup>4), 5)</sup>、多くの臨床研究が行われている<sup>6), 7)</sup>。

これまでに金冠<sup>1), 8)</sup>や金マーカ<sup>3), 7)</sup>など、体積の小さな金属を対象とした研究は多くなされているが、整形外科で使用されているチタン製インプラントのよう

Takahiro Aoyama<sup>1)</sup>

Naoki Kaneda<sup>1)</sup>, Masashi Oba<sup>1)</sup>,

Yukihiko Oshima<sup>2)</sup>, Masaru Nakamura<sup>1)</sup>

1) Aichi Medical University Hospital, Department of central Radiology / Radiological technologist

2) Aichi Medical University Hospital, Department of Radiology / Doctor

な、体積の大きな金属を対象とした研究<sup>9)</sup>はほとんどされていない。金属の体積が大きくなれば、金属の射出側の減弱が大きくなると予想される。従来のアルゴリズムでは金属の射出側の減弱が十分考慮できずに、金属射出側に線量評価点がある場合、十分な線量が処方されていない可能性がある。近年、多くの病院で前立腺に対して高精度放射線治療がなされている。前立腺の外部照射では、股関節インプラント射出側の線量が重要であり、RTPSの線量計算の結果が不十分では臨床効果が十分得られない。

そこで本研究は、人工股関節用チタン製インプラントに放射線を照射した際のインプラント射出側の線量分布について、Acuros XB法とAAA法の計算アルゴリズムによる線量計算精度を実測値と比較し、臨床応用の可能性について検討を行ったものである。

## 1. 方法

本研究を行うに当たり、当院の医療用加速器LINAC TrueBeamStx (Varian Medical Systems社製) 10 MV-X線を使用した。

### 1-1 CT値-相対電子密度変換テーブル, CT値-物理密度変換テーブル

CT値を相対電子密度・物理密度に変換して不均質補正を正確に行うことで、より確かな吸収線量を求めることができる。CTシミュレーター装置はAquilion LB (東芝メディカルシステムズ社製)、相対電子密度ファントムはRMI467 (GAMMEX社製)を用いて、CT値と相対電子密度・物理密度の関係をRTPSに登録した。

なお、本研究では人工股関節用チタン製インプラントを測定の対象としており、通常使用するCT値-相対電子密度変換テーブルにRMI467のTitaniumロッド (物理密度: 4.59g/cm<sup>3</sup>, 相対電子密度: 3.79)を追加して、高電子密度用のCT値-相対電子密度変換テーブル・CT値-物理密度変換テーブルを作成した。TitaniumロッドのCT値は5800であった。

### 1-2 人工股関節用チタン製インプラント射出側の吸収線量評価

#### 1-2-1 人工股関節用チタン製インプラントの設置

今回、実験に用いた人工股関節用チタン製インプラント (以下、インプラント) はSuper Securfit plus HA (Stryker社製) である。主成分はチタン合金で、成分比

はNitrogen:0.05%, Carbon:0.08%, Hydrogen:0.012%, Iron:0.25%, Oxygen:0.13%, Alminum:6%, Vanadium:4%, Titanium:89.478%であった。ここで、水に対する相対電子密度を(1)式、(2)式により求めた。

$$\rho_e = \sum_i \frac{N_A w_i Z_i}{A_i} \dots\dots\dots (1)$$

$$\rho_e^* = \rho_e \times \rho \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 $\rho_e$ は単位質量当たりの電子数、 $N_A$ はアボガドロ定数で $N_A=6.022 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$ 、ファントムの原子番号 $Z_i$ 、質量数 $A_i$ 、重量比 $w_i$ のとき、単位体積当たりの電子数、すなわち電子密度 $\rho_e^*$ を求めた。(1)式、(2)式により求めたチタンインプラントの水に対する相対電子密度は3.72であった。

またインプラントの形状・大きさ・厚さをFig.1に示す。なお、インプラント内部はチタンで充填されている。

インプラントを厚さ5mmのPMMAファントムに固定して、さらに一次元走査式水ファントムであるMP1 (PTW社製)内に固定した。今回使用したPMMAファントムの組成は不明であり、PMMAファントムの相対電子密度は文献<sup>10)</sup>に記載されている値である1.16を用いた。

#### 1-2-2 電離箱線量計による実測

測定には、0.6ccファーマ型電離箱線量計のtype30013 (PTW社製)、電位計はUNIDOS web

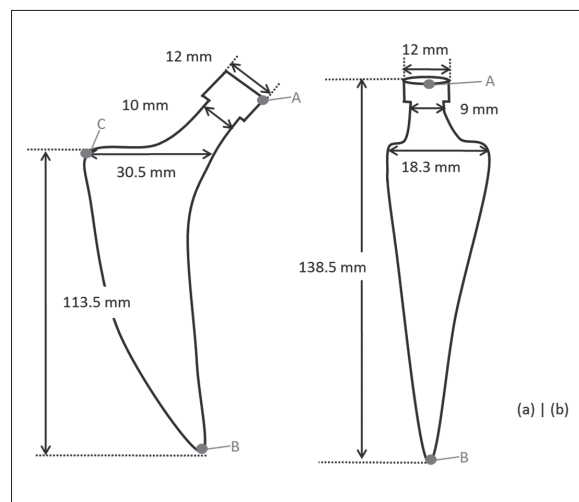


Fig.1 Schematic diagram of the implant (a) Side view, (b) Front view

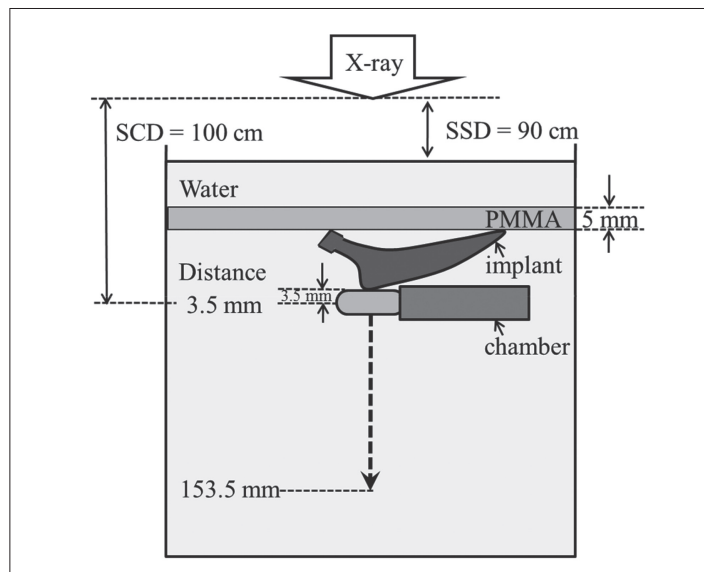


Fig.2 Schematic diagram illustrating the geometry of current study

line (PTW社製) を使用した. 0.6ccファーマ型電離箱線量計よりも有感体積の小さな小型電離箱線量計は, 体積効果の影響は低減されるが, 検出できる電離電荷が微小であり相対的にノイズ信号の影響が大きくなる. そのため本研究には線量指示値が安定している0.6ccファーマ型電離箱線量計を用いた.

照射野は基準条件である  $10 \times 10 \text{cm}^2$ , モニターユニット (Monitor Unit: MU) 値 100MU を照射した. Fig.1 に示した A 点と B 点が PMMA ファントムに接するように固定をした際, C 点の直下に電離箱線量計を配置し, ビーム軸に対して平行な方向に測定を行った. 3 回測定した平均値を測定値として採用した. インプラント直下を距離 0mm と定義し, 3.5mm 下方の電離箱の幾何学的中心を焦点 - 電離箱間距離 (SCD) 100cm になるように水ファントムの位置を調整した. そして焦点 - 表面間距離 (SSD) が 90cm となるように MP1 ファントム内に水を注入した. 測定点は, 3.5, 4.5, 5.5, 6.5, 7.5, 8.5, 13.5, 18.5, 23.5, 48.5, 68.5, 118.5, 153.5mm の各点とした. 詳細な配置は Fig.2 に示す. なお, 当院のファーマ型電離箱線量計は 2 次校正機関により水吸収線量校正定数 ( $N_{D,w} = 5.37 \times 10^{-2} \text{ Gy/nC}$ ) が与えられている. その  $N_{D,w}$  を用いて電離箱線量計で得られた電離量 [C] を吸収線量 [Gy] に変換し, 本研究の実測値として使用した.

### 1-2-3 RTPSによる計算

線量分布の計算は, Eclipse ver.11.03 (Varian Medical Systems社製) を用いて, 仮想ファントムの

作成によって比較・検討を行った.

幾何学的配置およびインプラントの形状を 1-2-1 の実測時と同じになるよう設定した. なお, 当院の RTPS は AAPM Report No.55<sup>11)</sup> に従ってコミッショニングが行われている. また水等価ファントムにおける RTPS と実測値の差は, ビルドアップ領域以外は  $\pm 1\%$  以内である.

RTPS では, 計算に使用した水ファントムの相対電子密度を 1.00, PMMA ファントムの相対電子密度を 1.16<sup>10)</sup>, インプラントの相対電子密度を 3.72 とした.

実測時と同じく, 照射野は  $10 \times 10 \text{cm}^2$ , SCD は 100cm (SSD は 90cm) として, 100MU を照射したときの計算値を求めた. Eclipse の線量計算アルゴリズムは Acuros XB 法と, analytical anisotropic algorithm 法 (以下, AAA 法) を用いた. 計算グリッドサイズは設定可能な最小値の 1mm とした. RTPS では不均質補正を行った状態で線量計算を行い, CT 画像上における電離箱線量計の空洞体積部分を輪郭抽出し, 物質を相対電子密度 1.00 の水として割り当てた. 計算値の評価には, 有感体積部分の平均線量を用いた. また Acuros XB 法では, 水に対する吸収線量である Dose to water で計算を行った.

また RTPS でインプラントの相対電子密度を強制的に水 (相対電子密度 1.00) と割り当て, AAA 法を用いて計算を行った.

以上, 3 通りの計算値を 1-2-2 の実測値と比較し検討を行った.

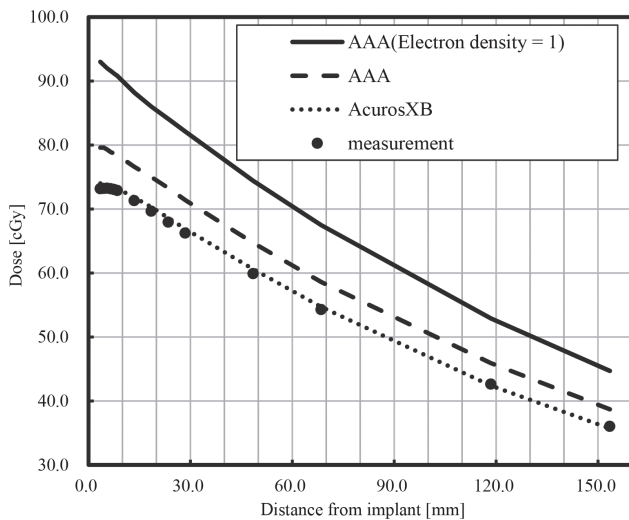


Fig.3 Comparison of doses by measurement and RTPSs

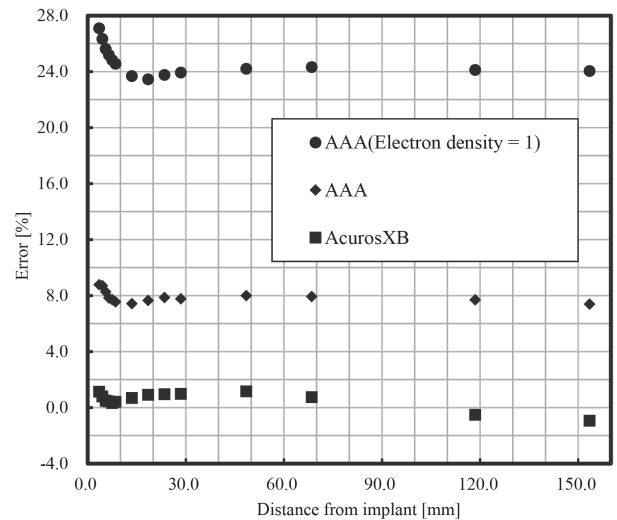


Fig.4 Error of RTPSs against doses by measurement

## 2. 結果

電離箱による実測値, Acuros XB法, AAA法による計算結果を比較したものをFig.3に示す. また実測値に対する計算値の誤差をFig.4に示す.

Acuros XB法による計算値と測定値との誤差は, 1.2%以内であった. インプラント近傍(10mm以内)での誤差は1.1%以内であった.

一方, AAA法による計算値と測定値との誤差は, 7.4%以上であった.

インプラントの相対電子密度を強制的に水(相対電子密度1.00)と割り当てた時の計算値と測定値との誤差は23.5%以上であった.

## 3. 考察

RTPSでインプラントの相対電子密度を考慮して, 3種類のアプローチを比較した. Acuros XB法はボルツマン輸送方程式により<sup>4)</sup>, 物質中の粒子の挙動を正確にモデリングしている. Eclipseのver.10以前は, 登録されているCT値-物理密度変換テーブルから算出された物理密度に基づいて物質を割り当てる際, 物理密度が隣接する物質のオーバーラップ部分が存在しない. そのためCT値のわずかな違いで異なる物質が割り当てられ, 物質境界の計算精度に問題があった. しかし, ver.11からは物質のオーバーラップを認めており, オーバーラップ部分は隣接する物質の混合物として計算が行われる. それにより, 物質の境界部分の

計算精度がver.10以前に比べて向上している. 以上より, 全ての測定点において他のどの計算アルゴリズムより実測値に近い値を算出し, 今回比較した中で最も優れた計算方法であることが分かる.

Acuros XB法における実測値との誤差も最大で1.2%と, IMRT物理技術ガイドライン<sup>12)</sup>で提唱されている線量精度 $\pm 3\%$ を満たしており, 臨床で使用しても差し支えない精度であることが分かる.

AAA法は, 実測値との誤差が7.4%以上であった. 他の文献でも詳細に記述されているが<sup>2)</sup>, これは, インプラント内での散乱・減弱やインプラント近傍での二次電子フルエンスの変化を正確に計算できていないことが原因である. AAA法などのカーネルベース線量計算アルゴリズムは, 不均質領域においても水と同じ原子組成として密度スケージングで計算されている. Carrascoら<sup>13)</sup>は, 高原子番号物質での電子の散乱角度は大きく, 密度スケージングによる水カーネルでは高原子番号物質をモデリングできない. そのためモンテカルロ計算との線量誤差が大きくなると報告している.

下郷らは<sup>14)</sup>, AAA法と同じカーネルベース線量計算アルゴリズムであるSuperposition法で, 厚さ0.5mmのチタンプレートに放射線照射を行った際, チタンプレート射出側のビルドダウン領域において実測値との差が12%程度になると報告している. 今回, そここまで大きな差が出なかった理由の1つに, 実測に使用した線量計がファーマ型電離箱であることが挙げられる. 電離箱の幾何学的な構造により, インプラン

トから3.5mm離れた場所の線量しか測定できていないこと、有効体積が0.6ccであり、体積効果によってインプラント射出側のビルドダウン領域の線量勾配が平均化されたことが原因として考えられる。また下郷らは<sup>14)</sup>、厚さ0.5mmのチタンプレートにおいて、チタンプレートから10mm以上離れると、RTPSの計算値は実測値と一致すると報告している。今回、インプラントから10mm以上離れた点においても7.4%以上の差が生じたのは、実験に使用したインプラントの厚さの違いが原因である。厚みのある高密度金属内の線量計算が十分に行われておらず、RTPSの計算値と実測値の差がインプラントから離れた点においても大きくなったと考えられる。

またインプラントの相対電子密度を強制的に水と割り当て計算した結果は誤差23.5%以上と、今回検討を行った3つの中で最も悪い結果であった。これは、高原子番号物質であるインプラントによる線量減弱を全く考慮していないことが原因である。

以上より、インプラントを通過するビームの線量分布を最も正確に計算できたのは、Acuros XB法であった。しかもその計算精度は臨床使用にも十分可能な精度であった。

現在、モンテカルロシミュレーションを用いて金属からの散乱・減弱の程度を示した文献や、人体への影響についての文献は多数あるものの、治療計画をどのようにすべきまで踏み込んで記述してあるものは少ない。その理由の1つに、臨床現場で使用されている治療計画装置に、金属のような高密度物質に対応したモンテカルロシミュレーションアルゴリズムが搭載されていることは少なく、臨床現場で使用できる状況にはないことが挙げられる。

そのため照射野内に取り除くことが不可能で、かつ明らかに線量分布に大きな影響を及ぼすような金属が存在している場合、金属をできる限り避けて照射を行うことが推奨されている<sup>9)</sup>。これは、金属に照射をすることで発生する不確かな要因を減らすためである。しかし、照射野から金属を外したために、場合によっては標的に十分な線量が処方できないこともある。

またCT画像において、金属を原因としたメタルアーチファクトにより画像の詳細が把握しにくいときなどは、金属を含めた周囲の電子密度を水等価にすることもあるが、先に述べたように、得られた結果は最も信頼性が低かった。

本研究では、金属のビルドダウン領域に関して0.6ccの電離箱を用いたことによって、線量測定が不

十分な点があり、測定結果には表れていない高吸収な部分が発生している可能性がある。そのため体幹部定位放射線治療のような少分割高線量放射線治療において、近傍に脊髄のような直列臓器があり、局所でも高線量が発生することを許容できない場合は<sup>15)</sup>、インプラントを避けて照射を行った方が賢明であると考えられる。

それ以外の場合に関しては、患者体内に存在するインプラントの電子密度を調べ正確に輪郭抽出し、内部の電子密度をインプラントの値に設定する。またアーチファクト部分の電子密度を水等価に設定し、最適な計算アルゴリズムを用いれば得られる計算結果は1.2%以内の線量誤差であり、臨床応用も十分可能であると考えられる。

しかし、本研究では電離箱による点測定のため、測定点以外の場所については考慮できていない。また今回は照射野 $10 \times 10\text{cm}^2$ 、インプラントの射出側のみの測定であり、他の照射野サイズや入射側・側方についてのデータはなく不十分な点もある。モンテカルロ計算などのシミュレーションデータやフィルムなどの分布測定を追加するなど、今後の検討課題としていきたい。

## 4. 結 語

人工股関節用チタン製インプラントに放射線照射した際のインプラント射出側の線量分布について、Acuros XB法とAAA法の計算アルゴリズムによる線量計算精度を実測値と比較し、臨床応用の可能性について検討を行った。

Acuros XB法は全ての測定点において、実測値との誤差は1.2%以内であった。AAA法では誤差は7.4%以上であった。

AAPM Report No.81<sup>9)</sup>で報告されているように、人工股関節インプラントなどの金属は照射野から避けて治療を行うことが望ましい。しかし、金属を外した計画で十分な線量が処方できない場合、もしくは照射野から避けることが困難な場合には、Acuros XB法を用いることで十分臨床使用できる計算結果が得られることが分かった。

今回の研究では、金属射出側のビルドダウン領域の線量評価が不十分である可能性があり、脊椎インプラントのような直列臓器が金属の直近にある場合は注意が必要である。また金属の入射側・側方についての検討は行っておらず、その点に十分注意した上で臨床使用をする必要がある。

## 謝辞

本研究に際して、さまざまなご指導を頂きました藤田保健衛生大学医療科学部講師 林直樹先生、論文作成に関し貴重なご助言を頂きました藤田保健衛生大学医療科学部教授 加藤秀起先生、また本研究に当たって長期間インプラントを貸与していただきましたStryker社 富樫祥仁氏、その他関係者の方々に深く感謝致します。最後に、本研究を行うに当たって実験に協力していただいた愛知医科大学病院中央放射線部 放射線治療スタッフの諸先輩方に厚く御礼申し上げます。

## 図の説明

- Fig.1 チタンインプラントの図  
(a) 側面図, (b) 正面図  
Fig.2 幾何学的配置図  
Fig.3 線量の実測値と治療計画装置の計算値の比較  
Fig.4 線量の実測値に対する治療計画装置の計算値の誤差

## 参考文献

- 1) Shimozato T, et al.: Scattered radiation from dental metallic crowns in head and neck radiotherapy. *Phys Med Biol*, 56(17), 5525-5534, 2011.
- 2) 中口裕二, 他: 放射線治療計画装置における不均質領域の線量計算精度の評価—Monte Carlo 計算との比較—. *日放技学誌*, 66(4), 322-333, 2010.
- 3) 羽原幸作, 他: 外部放射線治療における腫瘍位置確認用金マーカからの散乱線による人体への影響の検討. *日放技学誌*, 67(9) 1164-1173, 2011.
- 4) Vassiliev, et al.: Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Phys Med Biol*, 55(3), 581-598, 2010.
- 5) Bush K, et al.: Dosimetric validation of AXB with Monte Carlo methods for photon dose calculations. *Med Phys*, 38(4), 2208-2111, 2011.
- 6) 富山友希, 他: 肺の定位放射線治療における計算アルゴリズムの線量計算精度の比較. *日放技学誌*, 69(6), 663-668, 2013.
- 7) 福永淳一, 他: 前立腺がんIMRTの治療計画における金属マーカの線量分布および線量評価指標への影響. *日放技学誌*, 70(12), 1429-1438, 2014.
- 8) 和田真一, 他: 口腔領域の高エネルギー光子放射線治療における高原子番号物質による後方散乱電子の線量分布に及ぼす影響の検討. *歯科放射線*, 35(3), 125-136, 1995.
- 9) AAPM Report No.81: Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63.
- 10) 日本医学物理学会編: 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法(標準計測法12). 通商産業研究社(東京), 2012.
- 11) AAPM Report No.55: Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 23.
- 12) 日本放射線腫瘍学会QA委員会編: 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.
- 13) Carrasco P, Jornet N. Comparison of dose calculation algorithms in slab phantoms with cortical bone equivalent heterogeneities. *Med Phys*, 34(8), 3323-3333, 2007.
- 14) Shimozato T, et al.: Dose distribution near thin titanium plate for skull fixation irradiated by a 4-MV photon beam. *J Med Phys*, 35(2), 81-87, 2010.
- 15) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会編: 体幹部定位放射線治療ガイドライン. *日放腫会誌*, 18(1), 1-17, 2006.