

拡大散乱体法を用いた陽子線治療における体内金属の影響評価

南東北がん陽子線治療センター 放射線治療品質管理室 ○加藤 亮平(Kato Ryohei)
小山 翔
南東北がん陽子線治療センター 診療放射線科 成田 優輝 武政 公大
福島県立医科大学 保健科学部 加藤 貴弘

【目的】

2018年4月より切除非適応骨軟部腫瘍に対する陽子線治療が保険適応となり、本疾患の治療件数が漸増傾向にある。骨軟部腫瘍では腫瘍の近傍に人工骨頭などの金属が留置されていることがある。金属はCT画像にアーチファクトを生じさせたり、陽子線治療の線量分布を擾乱させるため、治療計画を立案する上で取扱いに対する課題が多い。¹⁾治療計画では金属を避けるようなビームアレンジメントを基本としているが、腫瘍と金属の位置関係によっては金属を避けることが困難となり、その対応に難渋する場合がある。金属の影響を補正するために、アーチファクトや金属のCT値を強制的に置換して線量計算を行う方法が一般的に用いられる。しかしながら、実際の試料を用いたCT値置換法の検証はほとんど報告されておらず、その妥当性や精度は明らかにされていない。そこで本研究では実際に人工骨頭として用いられている金属を使用し、治療計画装置(TPS)におけるCT値置換法の精度を実測及びモンテカルロ(MC)シミュレーションと比較することで検証した。

【方法】

金属は純チタン板 (10 cm×10 cm×1 cm)と、実際の人工骨頭に用いられる試料としてチタン合金とコバルトクロム合金 (1 cm×1 cm×1 cm)を用意した。拡大散乱体法によるエネルギーとSpread-out Bragg Peak (SOBP) サイズがそれぞれ150 MeV、60 mmのビームを使用し、水ファントム表面に金属を設置した際のpercentage depth dose (PDD)をPinPoint 3D (PTW)を用いて実測した。次にMCシミュレーションで線量分布を計算するために、当院の陽子線治療装置 (Proton Type; Hitachi)のノズル構造をParticle Therapy System simulation framework (PTSIM)にてモデリングし、粒子情報であるphase space dataを計算した。このphase space dataを線源として、Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)により、金属設置の有無における水中のPDDを計算した。最後に、陽子線TPS (XiO-M; Hitachi)を用いて、金属のCT値置換法の有無における水中の線量分布を計算した。線量計算アルゴリズムにはペンシルビーム (PB)法を使用した。PB法ではCT値を阻止能比に変換して線量が計算される。チタンの阻止能比は臨床で用いられているものを使用し、チタン合金とコバルトクロム合金の阻止能比は実際の組成に基づき、SRIMコードを用いて算出した(Table 1)。TPSで計算したPDDは実測、MCとその形状の比較を行った。なお、全てのPDDは金属を設置しなかった場合のSOBP中心の線量で規格化した。

Table 1 各金属の阻止能比

金属	チタン板	チタン合金	コバルトクロム合金
阻止能	3.22	3.13	5.71

【結果】

金属を設置しなかった場合のTPSのPDDは、実測やMCとよく一致していた (Fig.1)。また、チタン板を設置した場合のTPSのPDDは、CT値を置換しないとその飛程が全体的に2 cm程度distal側にシフトしたが、CT値を置換することで全体がよく一致することが確認できた (Fig.2)。チタン合金設置時の実測とMCのPDDにおいてはSOBPの形状が維持されておらず、約10.5 cm深で線量が急激に減少し、その後線量が増加して約14 cm深で飛程の終端に達した。一方、TPSのPDDはCT値を置換しても実測やMCの形状を完全に再現できておらず、SOBPの形状も維持されていた。しかし、約10.5 cm深の線量が急激に下がる領域や約14 cm深の飛程終端は一致していることが確認できた。コバルトクロム合金設置時の実測とMCのPDDはチタン合金以上にSOBPの形状が維持されておらず、約8-9 cm深で線量が急激に減少し、その後線量が増加して約14 cm深で飛程の終端に達した。一方、TPSのPDDは、CT値を置換しても実測やMCからは大きく乖離していることが確認できた。

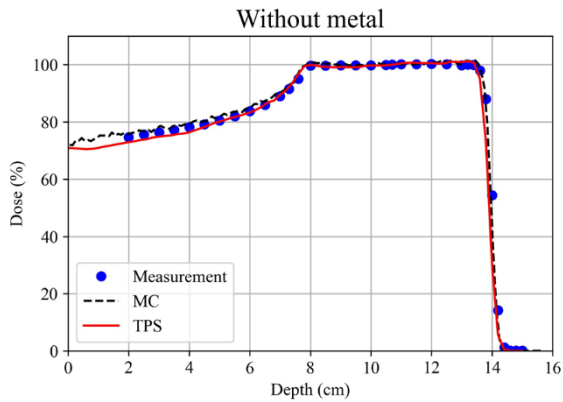


Fig.1 水中のPDD (金属なし)

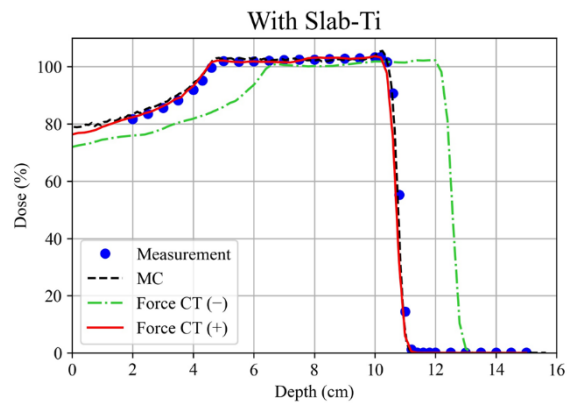


Fig.2 チタン板設置時のPDD

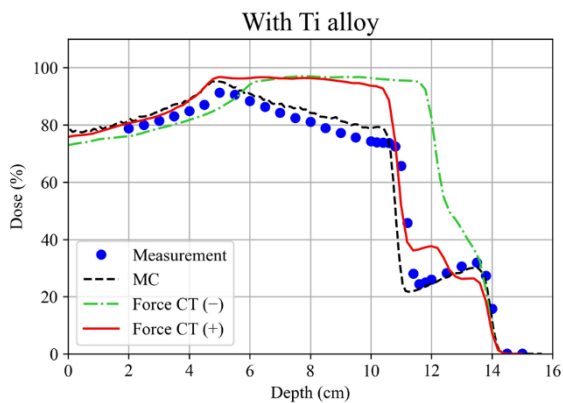


Fig.3 チタン合金設置時のPDD

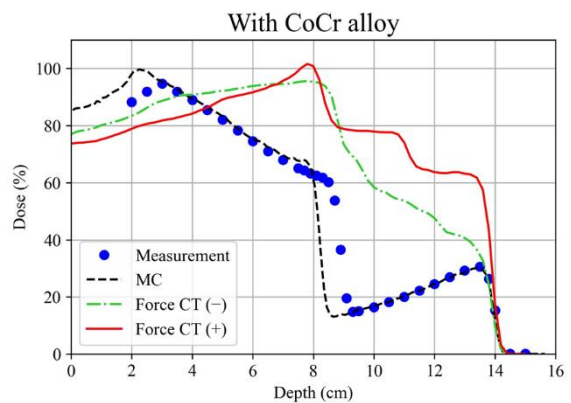


Fig.4 コバルトクロム合金設置時のPDD

【考察】

サイズの比較的大きいチタン板ではCT値を置換することでTPSのPDDは実測やMCによく一致したが、サイズの比較的小さいチタン合金、コバルトクロム合金ではCT値を置換してもPDDの形状は完全に再現できなかった。この原因はTPSが採用しているPB法に起因するものと考えられる。陽子線PB法では水等価厚による一次線の減弱のみが考慮されるため、側方からの散乱線の影響は、理論上十分とは言えないことが報告されている。^{1, 2)} そのため、金属サイズが小さい場合は周囲との密度変化が大きくなり、側方からの影響を十分再現できなかったため、TPSのPDDはCT値を置換しても実測やMCと乖離が生じたと考えられる。また、金属だけでなく高密度の骨などをパスするビームにおいてもその深部分布が異なることは先行研究でも報告されている。²⁾ PB法には原理的な限界が存在するため、実臨床では多門照射やビームウェイトの調整などの工夫が求められると考えられる。

【結語】

実際に人工骨頭として用いられている金属を対象として、陽子線TPSにおけるCT値置換法の精度を実測やMCで比較検証した。金属サイズが比較的大きい場合はCT値置換法を用いることで、TPSのPDDは実測やMCとよく一致した。一方、密度変化が大きい場合は計算アルゴリズムの精度に限界があることが確認された。そのため、計算アルゴリズムの特徴を十分に理解した上で治療計画を立案する必要がある。

【参考文献】

- 1) Verburg JM and Seco J. : Dosimetric Accuracy of Proton Therapy for Chordoma Patients with Titanium Implants. *Med Phys*, 40, 071727, 2013.
- 2) Schuemann J, Dowdell S, Grassberger C, et al. : Site-specific Range Uncertainties Caused by Dose Calculation Algorithms for Proton Therapy. *Phys Med Biol*, 59, 4007-4013, 2014.