

論文の内容の要旨

論文題目 陽子線治療の高精度化のための
陽子線CT画像取得法の研究開発
(Research and development of proton CT imaging system
for high-precision proton therapy)

氏 名 田中 創大

1. 背景

陽子線治療は高い線量集中性を実現する放射線治療である。ブラッグピークと呼ばれる陽子線の停止直前での高いエネルギー付与を効果的に用いるために、ブラッグピークを正確に腫瘍へ合わせる高精度な飛程計算が必要である。現状の治療計画では、Water Equivalent Length factor (WELF、陽子線の阻止能ベースの水等価長さ)が陽子線の相互作用量として採用され、WELFはX線CT (xCT) 画像とxCT値WEL変換テーブルより計算される。しかし、陽子線と物質の相互作用は多数のパラメータに依存しておりX線と物質の相互作用と根本的に異なることから、この計算過程で約3%のエラーが生じていると言われている[1]。そこで陽子線そのものを用いてWELFが直接得られる陽子線CT (pCT) 画像が注目されている。

しかしpCT画像取得システムは発展途上の技術であり、現在いまだ臨床で利用できるようなシステムは存在しない。現在、最も臨床レベルに近いpCTシステムを構築しているアメリカの研究チームは、シリコンストリップ検出器とシンチレータを用いて1つ1つの陽子を検出するシステムを構築し、高い空間分解能を実現しているが、大型で複雑なシステムと長い測定時間という点で問題がある[2]。

本研究の目的は臨床利用可能なpCT画像取得法の研究開発である。シンチレータとCCDカメラを用いた新しいpCT画像取得法を構築した。pCT画像の精度は空間分解能1 mm、画素値分解能1%を目指す。本検出システムはシンプルであり、短い測定時間での3次元pCT画像の取得を実現した。本研究では検出システムの構築、画像処理手法の考案、実証実験による検証を行い、シンチレータとCCDカメラを用いたpCTイメージングシステムを確立した。

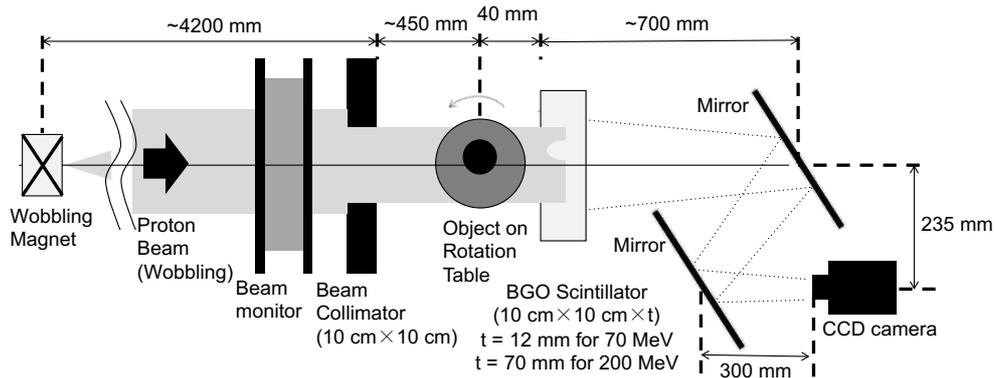


図1 BGO シンチレータと CCD カメラを用いた陽子線 CT 検出システム

2. 方法

2.1 シンチレータとCCDカメラを用いた検出システム

本研究ではシンチレータとCCDカメラ (BU-51LN, Bitran) を用いた検出システムを構築した[3] (図1)。厚いシンチレータが特徴であり、シンチレータ内で全ての陽子が停止するように厚みを計算し、100 mm×100 mm×12 mm (70-MeV陽子線用) と100 mm×100 mm×70 mm (200-MeV陽子線用) のBismuth Germanate (BGO) シンチレータを作製した。被写体を透過した陽子はシンチレータ内ですべて止まり、そのエネルギー付与に対応するシンチレーション光が生じる。その光量のビーム方向積算値をCCDカメラで2次元画像として撮影する。撮影された光量はエネルギーまたは陽子線残余飛程と1対1の関係がある。一度の短い露光で二次元陽子線エネルギー分布を得られることがこの検出器のアドバンテージである。

本検出システムでは当初プラスチックシンチレータを用いていたが密度の高いBGOに変更した。BGO内の陽子線飛程が短くなることで光量のビーム方向の積算による画像劣化を減らすことが目的であった。また被写体における陽子線多重クーロン散乱による画像劣化を減らすための被写体とシンチレータの距離の短縮化、さらにレンズの種類、カメラの設定、測定の間隔構造などの最適化を行った。

2.2 データ処理過程

本イメージングシステムでは基礎的な画像処理に加え、シンチレータ内での散乱光補正とビーム強度変化補正の手法を確立した。散乱光の光量はシンチレータ内で一様であると仮定し、CCDカメラの画像においてBGO内で照射野外の部分を散乱光によるベースアップと考え、一様に引いた。また、ビーム強度は時間変化があるため補正が必要であり、BGO内の照射野内で被写体の影に入らない部分の光量を相対ビーム強度として採用した。CT画像再構成ではShepp-Logan FilterによるFiltered Back Projection法を用いた。

本システムではpCT画像再構成のための投影データの物理量として陽子線の残余飛程が必要である。検出システムで得られる光量と陽子線の残余飛程は1対1の関係があるので、予め実験的に得られた光量レンジ変換テーブルを用いる手法を採用した。pCT検出システムにおいて被写体として様々な厚さのポリエチレン板 (断面積80 mm×80 mm) を撮影し、その光量をポリエチレンの厚さから計算されるWELに対してプロットする。そして近似曲線を作成し、光量レンジ変換テーブルとする。光量レンジ変換テーブルは検出体系に依存するので実験ごとに作成する。

2.3 マルチホールコリメータの検討

陽子線イメージングにおいて、被写体とシンチレータ内における陽子線の側方散乱を要因となる画像劣化が大きな問題となっている。そこでシンチレータの上流に接するように置く多数の穴の空いたマルチホールコリメータ (MHC) を考案した。MHCの穴の大きさは1 mm ϕ とし、穴と穴の間隔はMHC通過後の陽子線の散乱量と光の散乱量からお互いの穴が干渉しないように5 mm間隔とした。0.5 mmごと被写体をずらして測定することにより、0.5 mmピッチのデータ点の取得を行った。この手法では陽子の側方散乱成分を低減することができるが、一方で測定時間が増加した。本文中では、MHCなしで取得したpCT画像をブロードビーム (BB-) pCT画像、ありの場合をマルチホール (MH-) pCT画像とする。

2.3 実証実験

厚いシンチレータとCCDカメラを用いたpCT検出システムの実証実験として、70-MeV BB-pCT画像取得実験、190-MeV BB-pCT画像取得実験、70-MeV MH-pCT画像取得実験を行った。70-MeV陽子線は放射線医学総合研究所のサイクロトロンにより供給される陽子線ビームを、190-MeV陽子線は静岡がんセンターのシンクロトロンにより供給される陽子線ビームを用いた。本要旨では70-MeV BB-pCT画像取得実験を中心に実験の手順を述べる。

まず光量レンジ変換テーブルを作成し、変換テーブルの評価を行った。また、光量レンジ変換テーブルを作成する過程で得られるpRG画像を用いて、シンチレータ内散乱光補正とビーム強度変化補正の評価を行った。ビーム上流に設置された電離箱によって得られるビームモニター値を確かなビーム強度として考え、シンチレータ内散乱光補正を採用した時にビーム強度変化補正に使われる光量が相対ビーム強度を表しているかを評価した。

次に円柱アクリル容器 (直径24 mm、壁厚2 mm) に封入された4種の物質 (水、99.5%エタノール、40%リン酸水素二カリウム水溶液、空気)、多種の穴の空いたアクリルの円柱サンプル、複雑形状サンプルなどを被写体として、360度方向からのpRG画像を撮影し、pCT画像を再構成した。そして得られたpCT画像について評価を行った。

3. 結果と考察

光量レンジ変換テーブルの評価について、計算的に得られるWELと実験的に光量レンジ変換テーブルを用いて得られるWELの二次元70-MeV BB-pRG画像を比較したところ、画素値の誤差は最大で0.3 mmで、変換テーブルの位置依存性を表す画素値の誤差の標準偏差は0.132 mmであった。変換テーブルの精度は十分であり、位置依存性もないと言える。

ビーム強度変化補正とシンチレータ内散乱光補正の評価について、相対ビーム強度変化を表す光量とビームモニター値の差はシンチレータ内散乱光補正がない場合で最大6.4%であったが、散乱光補正がある場合では最大0.75%であった。ビーム強度変化補正と散乱光補正が十分に機能していることがわかった。

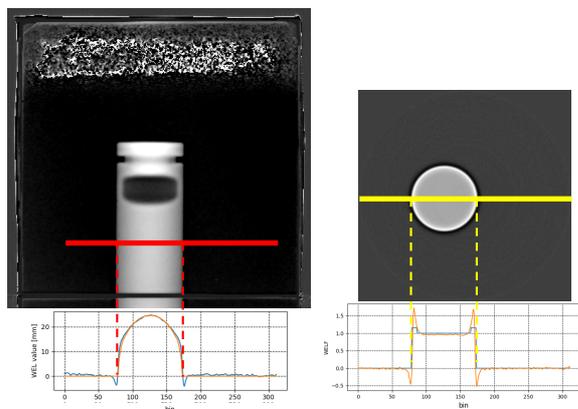


図2 円柱容器に封入された水の(a) pRG 画像と画像中赤線部分プロファイルと(b) pCT 画像と画像中黄線部分プロファイル。プロファイルでは橙線が画素値、青線が計算値。

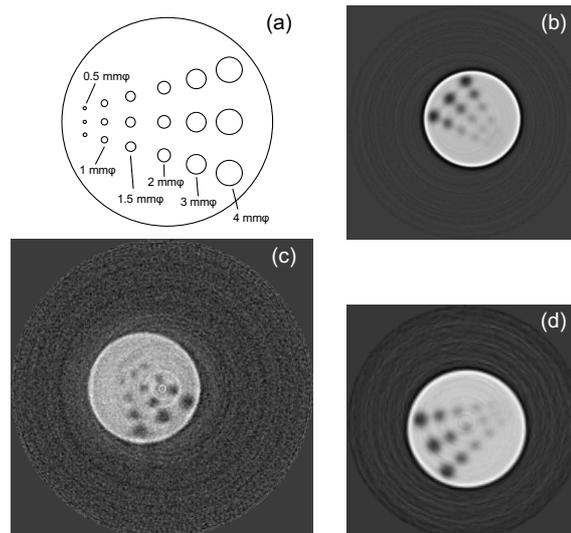


図3 多種の穴の空いたアクリル円柱の(a)設計図、(b) 70-MeV BB-pCT 画像、(c) 190-MeV BB-pCT 画像 (d) 70-MeV MH-pCT 画像

円柱アクリル容器に封入された水について実験的に得られた70-MeV BB-pRG画像と70-MeV BB-pCT画像、またそれぞれ画像中の直線のプロファイルを示す(図2)。物質境界より1.5 mm程度の領域において被写体における陽子線の多重クーロン散乱による側方散乱の影響があり、エッジが過剰になるような画像劣化が見られた。また円柱アクリル容器に封入された4種の物質について、画素値の精度は70-MeV BB-pCT画像で3.1%、200-MeV BB-pCT画像で16.1%、70-MeV MH-pCT画像で4.0%だった。多数の穴の空いたアクリル円柱サンプルを被写体としてpCT画像を再構成し(図3)、全ての結果で1.5 mm径の穴まで確認できた。

70-MeV BB-pCT画像と比較して、190-MeV BB-pCT画像ではカメラの画素値の16-bitの階調を使い切れていないことが要因でノイズが多く見られた。また陽子の側方散乱の影響が強く出ていた。70-MeV MH-pCT画像についてはBB-pCT画像と同様の画質が得られたのでMH-pCT画像の測定アルゴリズムが確認でき、200-MeV MH-pCT画像で陽子の側方散乱の影響の除去が期待できる。

4. まとめ

本研究ではシンチレータとCCDカメラを用いた検出システムの構築、画像処理手法の考案、実証実験による検証を通じて、臨床利用を見据えたpCT画像取得法を確立した。

今後は190-MeV BB-pCT画像で画像劣化要因の検討、200-MeV MH-pCT画像取得による画像改善を行うことで臨床用pCT画像の画質を目指す。

参考文献

- [1] M. Yang, et al., Phys. Med. Biol. 57, 4095 (2012).
- [2] V. Bashkurov, et al., NIM A, 809, 120 (2017)
- [3] S. Tanaka, et al., Phys. Med. Biol., 61 4156 (2016)