

重粒子線がん治療向け 動体追跡システム



1 はじめに

先進医療として注目されている重粒子線がん 治療では、Bragg Peak を持つ重粒子を体内飛程 が患部となるようにシンクロトロンで加速して から照射する。正常組織への被ばく線量が少な く、大線量を患部に集中できるため、OOL (Quality of Life) を維持した状態で高い治療効 果が得られる患者に優しい治療法である。呼吸 性移動がある場合は,体表面の動きを外部セン サーにより検知し、その動きに合わせて照射を 行う呼吸同期照射が行われている。しかし、患 部と体表面の動きの相関は必ずしも高くないた め、透視撮影により患部の動きを逐次検知し、 同期照射を行うことが望ましい。患部は画像中 に必ずしも明瞭には写らないため、患部近傍に 入. 留置する。治療中はその金マーカをパルス 式2方向X線によって透視し、その3次元座 標が所定の領域内にあるときのみ重粒子線の照 射許可を出す。この動体追跡システムの実用化 に向け、患者のX線被ばくを低減するX線イ メージセンサを開発した。また、撮影画像から ±0.5 mmの精度で球形状の金マーカを追跡す る方式を開発し, FPGA (Field Programmable Gate Array)に実装した。本稿では、このシス テムの概要と、これら要素技術をそれぞれ紹介 する。

2 動体追跡システムの構成概要

動体追跡システムの構成概要を図1に示す。 本システムは、X線透視装置と動体追跡処理装 置で構成される。



図1 動体追跡システムの構成概要

X線透視装置のX 線イメージセンサに は、当社が開発したカ ラーI.I.TM(Image Intensifier)を採用した (図2)。カラーI.I.TM は、モノクロI.I.や間 接変換型FPD(Flat Panel Detector)比で約 6倍のX線検出感度を 有する。カラーI.I.TM の蛍光出力像の撮影用



図 2 カラー I.I.[™]の内部構造

には,400万画素の安価な汎用カメラを採用しており,30 fps で高速に,1 msec/frame で少ない動きボケで患者の体内を透視できる。

動体追跡処理装置の画像処理には, FPGA を 利用した。パソコンの CPU^{*1}や GPU^{*2}では OS からの予期しない割り込みで処理速度の低 下が起こるのに対し, FPGA ではそれがない。 そのため,安定した処理速度を保証できる。

3 カラー I.I.[™]の膜厚最適化

現在,患者の医療被ばくには線量限度が適用 されないが,ICRP (International Commission on Radiological Protection) によって一般公衆の皮 膚への等価線量限度は 50 mSv/年以下と勧告さ れている¹⁾。よって,正常組織へのX線被ばく は勧告と同等以下にできることが望ましい。X 線実効エネルギーが低いと金マーカが CT 値の 大きい体幹組織と重なった場合,金マーカのコ ントラストが低下する。体組織を十分に透過で きるようにX線実効エネルギーを 100 keV と し,この実効エネルギーで最高感度が得られる ようにカラー I.I.[™]の入力面蛍光体 (CsI:Na) 膜厚を最適化した。

*² GPU: Graphics Processing Unit。コンピュータなどに おいて画像処理を担当する集積回路。



実効エネルギー 100 keV に対する入力面蛍光 体の厚さと輝度の関係を図3に示す。この図か ら最高感度が得られる膜厚は 1.0 mm 前後と分 かる。一方, 膜厚と蛍光散乱による画像のボケ はトレードオフの関係にあるので, 感度が高 く, ボケが少ない膜厚として 0.8 mm を選定し た。これにより, 100 keV 前後での輝度を従来 から約 25% 改善した (図4)。

次に,図5に示す実験体系を用いてX線被 ばく線量を評価した。カラーI.I.[™]と胸部ファ ントムのX線発生装置からの距離はそれぞれ 2.1 m, 1.46 m とした。金マーカを追跡できる 画像が得られたときの被ばく線量は1 mSv/min 以下であった。放射線医学総合研究所の報告²⁾ から,重粒子線がん治療全体における平均照

^{*1} CPU: Central Processing Unit。コンピュータなどに おいて中心的な処理装置として働く電子回路。中央 演算処理装置。

射回数は12回で,1回の 照射時間は数分である。仮 に照射時間を3分とした 場合,積算被ばく線量は 36 mSv以下となる。これ により,勧告の一般公衆の 皮フへの等価線量限度であ る 50 mSv/年以下にできる ことを確認した。



4 撮影画像からの金マーカ追跡

撮影画像から金マーカを追跡する FPGA に は、色が間引かれたベイヤー RAW の撮影画像 が入力される。FPGA では、以下の6つの手順 (1)~(6) で処理する。

- ベイヤー RAW の撮影画像の色を,デモ ザイキング処理で補間し,RGB フルカ ラー画像に変換する。
- (2) 画像の端ほど暗く写っているシェーディングを補正する。
- (3) トーンマッピングで、マーカの視認性が 高い画像に変換する。
- (4) 2方向からの画像それぞれから、マーカの2次元位置を算出する。そのために、 過去の画像フレームからのマーカの予測 位置と、マーカが球形状であり、画像中のマーカ像が円形状になる性質を利用する。2次元位置は、撮影画像に歪曲収差 がなかった場合の位置に補正する。
- (5) 三角測量の原理で、マーカの3次元位置 を算出する。
- (6) マーカ位置に印を重畳した画像を生成
 し,表示用の画像として FPGA の外部
 へ出力する。

ここで, 手順(4) がテンプレートマッチング処 理ではないため, マーカ像のテンプレート登録 の作業が必要ない。

FPGA によるマーカ追跡性能を評価するため の画像として、複数のマーカを設置した呼吸同 期ファントムをカラー I.I.[™]で撮影した画像を



準備した。この画像からマーカを追跡した結 果,3次元的な誤差は0.5 mm 未満だった。1 フレーム当たりの処理時間は33 msec 以内であ り,30 fps で処理された。これにより,FPGA を用いた画像処理の実用性を確認した。

5 まとめと今後の展望

重粒子線治療における内部呼吸同期照射の実 現に向けて、少ない患者被ばくで患部周辺を透 視するために、カラー I.I.[™]の膜厚を最適化し た。また、金マーカを高速、高精度に追跡する ために、FPGA を用いた画像処理方式を開発し た。今後、動体追跡システムの実用化に向けて 開発する。

参考文献

- ICRP, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37 (2–4)
- Mori, S., Patient handling system for carbon ion beam scanning therapy, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 13(6), 12–14 (2012)