# 法政大学学術機関リポジトリ

# HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-05-09

# 画像処理技術を用いた高精度放射線治療の実 現に関する研究

臼井, 桂介 / USUI, Keisuke

(出版者 / Publisher)
法政大学大学院理工学・工学研究科
(雑誌名 / Journal or Publication Title)
法政大学大学院紀要.理工学・工学研究科編
(巻 / Volume)
56
(開始ページ / Start Page)
1
(終了ページ / End Page)
8
(発行年 / Year)
2015-03-24

# 画像処理技術を用いた 高精度放射線治療の実現に関する研究

## A RESEARCH ON THE REALIZATION OF THE HIGH PRECISION RADIOTHERAPY USING THE IMAGE PROCESSING TECHNOLOGY

### 臼井桂介

Keisuke USUI

指導教員 尾川浩一

法政大学大学院工学研究科情報電子工学専攻博士後期課程

The purpose of this study is to realize a high precision radiotherapy. We developed an accurate dose calculation method using a cone beam computed tomography (CBCT) and proposed a new image processing method against the movement of a patient or tumor. First of all, we evaluated the quality of the CBCT images with phantom experiments and Monte Carlo simulations, and then studied the effect of scattered photons on an accuracy of the dose calculation. As a result, a CBCT image was strongly affected by scattered photons in an object, and the uniformity of the CBCT image was reduced by approximately one third of that of an image obtained by a multislice computed tomography (MSCT).

To overcome this problem, we developed a new dose calculation method with combined image, in which, the CT values were obtained from an MSCT image and the organ contours were obtained from a CBCT image. The results showed that the accuracy of the proposed method improved about 70-80 % in the case with a phantom image, and about 20-30 % in the case with clinical images. It is thus considered that this method was useful to calculate the dose distribution with a high accuracy in any objects.

Next, we studied a method against the patient movement during a radiation therapy. In this study, we assumed the stereotactic radiotherapy of a brain tumor. We realized a fast detection of the patient motion by using USB cameras. General-purpose computing on graphics processing units (GPGPU) was used to accelerate the motion detection. As a result, this system enabled us to detect the patient motion within an accuracy tolerance of the movement (2.0 mm) for the head stereotactic radiation therapy.

Finally, we proposed an image processing method to reconstruct the tumor position during physiological movement. In this method, projection images acquired with the CBCT were selected only with the projection data in the same target position. As a result, motion artifacts of the target caused by the motion were suppressed, and the quality of reconstructed images was improved at nine different positions.

In this thesis, several image processing techniques were applied to improve the quality of the radiation therapy and the validity of the proposed methods was proved both the simulation and clinical studies. *Key Words: Radiotherapy, image processing, cone beam computed tomography, Movement* 

#### 1. はじめに

日本人の死因は悪性新生物(がん)が第1位であり、が ん患者の数は増加の一途を辿っている。がん治療法の代 表である放射線療法は組織の形態や機能を温存できる治 療法であり、近年では正常組織の線量を低下させ、がん 細胞に高い線量を照射できる高精度放射線治療法により 治療成績の向上と副作用の低下が実現されつつある。一 方で高精度放射線治療法では、非常に急峻な線量勾配の 治療計画が要求されるため、照射位置が計画時のものと 異なる場合には副作用が増加する。よって、高精度放射 線治療法を正確に実施するには、各臓器に投与される線 量値が計画時と実際の治療時で一致していることが重要 となり、その実現には4つの課題がある。

第1は、放射線治療用コーンビーム CT(CBCT)の再構 成画像の画質を定量的に解析し、体内の線量計算に用い る際の問題を解明することである。これまで照射位置の 補正や臓器状態の確認をするにとどまっていた治療用 CBCTの利用範囲を拡大し、線量計算に使用するには画 質劣化の大きな要因である散乱光子を定量的に解析する 必要がある。

第2は、治療時の体内の線量分布を正確に計算するこ とである。一般の治療計画は、治療中および治療期間中 に生じる臓器の移動や体型の変化を考慮しておらず、こ のような変化が生じた場合には正常臓器の障害や腫瘍の 再発が生ずる。しかし、これまで治療時の体内線量を正 確に計算する方法は確立されていない。

第3は、放射線治療中の患者の動きに対する、照射位 置の精度を高めるための対策である。照射中に患者が動 いた場合、腫瘍への線量が著しく減少し、同時に正常組 織へ大線量が照射される。しかしながら、治療中の体動 を監視するシステムは普及しておらず、現在では固定具 による体動抑制が一般的であるため、患者の負担が増加 することと、固定精度が不十分であることの問題が残さ れている。

第4は、動きを伴う腫瘍への放射線治療における、照 射位置の精度を高めるための対策が必要である。動く腫 瘍に対する治療では、計画された腫瘍の動きが、治療時 にも再現されていることが必須であり、腫瘍の動きの確 認ができない場合には、重篤な障害を引き起こす可能性 が高い。しかし、動く腫瘍の移動位置を治療室内で正確 に画像化することは困難であるため、これまでは周囲臓 器の障害を避けることができていない。

本研究では、高精度放射線治療法の精度に関わるこれらの課題を網羅的に扱い、解決のための手法を提案する。

#### 2. 放射線治療用コーンビーム CT の画質解析

(1) コーンビーム CT の原理

放射線治療用 CBCT は直線加速器に搭載された X 線管 から、キロボルトオーダの X 線を円錐状に照射し平面検 出器にて投影データを収集して画像を再構成する技術で ある。CBCT は診断用 Multislice CT(MSCT)と比較し、検 出器側にコリメータが存在しないことや、データ収集時 間が長い(約1分間)という制約があり、再構成画像には 散乱光子による画質の劣化や、被検体の動きによるモー ションアーチファクトが顕著に現れる。

CBCTの画像再構成法は 1984 年に Feldkamp らが考案 しており[1]、コーンビームを用いた投影では再構成平面 とビーム投影面が平行でないため、パラレルもしくはフ ァンビーム投影に近似して再構成することが一般的に行 われる[2]。図1に3次元空間(*X*,*Y*,*Z*)に存在する物体 に対し、半径 *r*の円軌道で回転する X 線源を用いて投影 データ収集する様子を示す。ここで、X 線源の座標 *a*を η について微分することで、平面検出器上の座標(*x*,*y*)に おける *x*座標が回転軌道の接線方向と一致し、(1)式にて 記述できる。

$$a'(\eta) = da(\eta)/d\eta \tag{1}$$

投影データ $q(\eta; x, y)$ はファンビームを Filtered backprojection (FBP)法にてZ軸方向へ拡張し再構成する。 すなわち、投影データ $q(\eta; x, y)$ にx方向に1次元のラ ンプフィルタh(x)を作用させた後、各再構成点 (X, Y, Z)を通る 360°の角度範囲の投影データを逆投影 して加算する。以下に数式で説明する。まず投影データ に対して重み関数の乗算を行う、

$$\widetilde{q}(\eta; x, y) = q(\eta; x, y) \frac{r}{\sqrt{r^2 + x^2 + y^2}}$$
(2)

次に実空間上でのフィルタリング処理を行う。ここでの フィルタはランプフィルタh(x)である。

$$Q(\eta; x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} h(x - x') \, \widetilde{q}(\eta; x', y) dx'$$
(3)

そして以下の式で表される逆投影を行う。

$$f(X,Y,Z) = \frac{1}{4\pi} \int_{0}^{2\pi} \frac{r^{2}}{(r - X\cos\eta - Y\sin\eta)^{2}} Q(\eta;x,y) d\eta \quad (4)$$

$$x = \frac{r(-X\sin\eta + Y\cos\eta)}{r - X\cos\eta - Y\sin\eta}, \quad y = \frac{rZ}{r - X\cos\eta - Y\sin\eta}$$





(2) シミュレーションおよび実験の方法

水円柱ファントムと胸部臨床画像に対するモンテカル ロシミュレーションにより CBCT と MSCT の画質を定 量的に比較した。ここでは再構成画像の均一性を uniformity index(UI)により評価した。UI は 5 つの region of interest (ROI)を再構成面内の周辺部(ROI<sub>4</sub>)お よび中心部(ROI<sub>4</sub>)に設置し、ROI 内の画素値の平均値か ら式(5)を用いて計算した。図 2 にジオメトリを示す。

Uniformity index (%) = 
$$\frac{|\text{ROI}_{s} - \text{ROI}_{c}|}{\text{ROI}_{c}} \times 100$$

(5)



図2 水円柱に対するシミュレーションのジオメトリ



図3 胸部画像のシミュレーションのジオメトリ

次に胸部画像では画素値のプロファイルと標準偏差 (standard deviation:SD)を求め、散乱光子の影響を解析した。 図 3 にジオメトリを示す。胸部画像は内部を骨、肺野、 軟部組織に分割し、骨をカルシウム、肺を空気、軟部組 織を水として各領域の線減衰係数を利用し計算した。ま た最大エネルギーが 125 keV である X 線光子を、1 つの 発位置あたり 100,000,000 個発生させた。

実験では水等価ファントム画像の均一性を UI により 評価した。また胸部の CBCT 画像を線量計算に用いた際 の線量分布を、MSCT 画像によるものと比較した。ここ では、管電圧を 125 keV とした CBCT および MSCT によ り 512×512 ピクセルの画像を取得し、1 門照射の線量分 布を計算した。

#### (3)結果および考察

図4に水円柱ファントムの再構成画像、表1にUIを 示す。これらの結果から、プライマリ光子のみによる画 像のUIは1.2%となり最も高い均一性を示したが、これ は投影データに散乱光子が含まれていないためと考えら れる。一方で CBCT 画像は均一性が最も低下し、検出器 に開口角±6°のコリメータを用いて計算した場合にお いても UI は約3倍高い値(4.4%)となった。これらのこ とから、CBCT 画像に寄与する散乱光子は再構成画像の 均一性を著しく劣化させることが示された。



図4 水円柱ファントムの再構成画像 (a)コリメータなし、(b)コリメータあり

表1 水円柱ファントムの UI

	UI (%)	
	without collimeter	with collimeter
Primary	1.2	1.2
MSCT	4.0	1.3
CBCT	29.9	4.4



(a) プライマリ光子、(b)MSCT、(c)CBCT

図5に胸部の再構成画像を示す。この結果から、プラ イマリ光子のみの再構成画像と比較し、MSCT および CBCT は画素値の SD が高くなり、特に CBCT ではコン トラストが大きく低下し骨の境界や腫瘍の位置を明確に 確認することが困難となった。

ファントム実験の UI は CBCT が 3~4 倍高い値 (MSCT:0.7%、CBCT:5.6%)を示し、これはシミュレー ションとおよそ同等の結果であった。次に、図6に胸部 画像の線量計算の結果を示す。この結果から、CBCT と MSCT の線量分布は大きく異なり、特に腫瘍への100% 線量曲線の形状に相違が生じたため、CBCT による計算 精度の低下が示された。これは、肺野内や腫瘍内のCBCT 値が MSCT 画像の CT 値と異なっていることから、計算 された線量分布にも差が生じたと考えられる。



図 6 胸部画像に対する線量分布 (a)CBCT、(b)MSCT

#### (4) まとめ

放射線治療用 CBCT の画質評価を行い、線量計算に用 いる際の問題点について検討した。CBCT 画像は散乱光 子の影響を強く受けるため、画像を構成する CBCT 値が MSCT 画像の CT 値と異なる値となり、CBCT 画像を利 用した線量計算の精度は著しく低下した。よって、CBCT 画像を用いた正確な線量計算には、散乱光子の影響を受 けない定量性のある数値を利用して計算することが必要 であることがわかった。

## 3. コーンビーム CT とマルチスライス CT を用いた 治療計画法の開発

(1) CBCT と MSCT の合成画像による線量計算法

CBCT を利用した正確な線量計算を実現させるため、 CBCT と MSCT を組み合わせて作成した合成画像による 線量計算法を提案した。本手法は CBCT 画像および MSCT 画像の画素値の濃度ヒストグラムからしきい値を 設定して、3 つの臓器の領域(肺野、軟部組織、骨)を 抽出し、CBCT の輪郭内部に MSCT の CT 値を埋め込み 合成画像を作成した。本提案手法は segmented-regions method(SR)法とし、図7にその概要を示す。



図8 提案手法による画素値置換法の概要

(2) ファントムと胸部画像を用いた計算精度の実験

不均質ファントムと臨床の胸部画像を用いて、提案手 法の有用性を他手法と比較した。治療計画は6 MV の管 電圧のX線による前方1門照射および4門照射を計画し、 CBCT 画像そのものを用いた計算と提案手法によるもの を比較した。ここで提案手法は、CT 値の平均値、中央値 および最頻値を代入した。また比較した手法として、CT 値電子密度ファントム(Gammex RMI 467, USA)から、 CBCT 値と電子密度値の対応関係を求め CBCT 画像を補 正する手法(Electro density phantom method:EP法) [3]と、 同一被検体の CBCT と MSCT から得られる画素値の対応 関係から CBCT 画像を補正する方法(Spesific resion method:SR法)[4]を利用した。計算精度の比較には、線 量分布の位置誤差(Dose to agreement:DTA 解析)と、線量 の相違と線量分布の位置の相違を複合したもの(γ解析 法)の2つの指標を用いた。さらに胸部画像の実験では、 照射された構造物の体積当たりの放射線量を比較する Dose volume histogram(DVH)解析を用いた。

#### (3)結果と考察

図8に不均質ファントムに対する1門照射計画の線量 分布を示す。この結果から、中心部の水等価物質への線 量曲線が初期計画(a)と CBCT 値を直接用いた計算(b)と では大きく異なっているが、画素値変換処理(c)~(e)によ り初期計画に類似した線量分布が得られた。



図 8 1 門照射計画の線量分布 (a) 初期計画、(b) 変換無、(c) EP、(d) SA、(e) SR

図9に胸部画像に対する4門照射計画の線量分布を示 し、図10にDTA解析, γ解析法の結果を8症例の平均 値と分散で示す。図9から、腫瘍内の高線量域(黄〜ピン ク)および皮膚面での低線量域(茶〜緑)は、SR 法の線量 分布が最も初期計画に近いことが確認できた。さらに図 10からSR法は症例間の結果の分散が小さく、約10% のPass rate の向上が実現された。一方で、EP および SA 法は、結果の分散が非常に大きくなり有意な計算精 度の向上が示されなかった。この原因としては散乱線光 子やビームハードニングが画素値変換曲線に影響してい るためと考えられる[5]。またSR法では、CT 値の中央 値を利用することで、いかなる胸部画像に対しても初期 計画に最も近い線量分布を計算することができるといえ る。



図9 4 門照射計画における線量分布 (a) 初期計画、(b) 変換無、(c) EP、(d) SA、(e) SR





図 11 4 門照射計画の DVH 解析

図 11 に、初期計画の体積線量との誤差率を求めた DVH 解析の結果を示す。図 11 から、SR 法は体積線量の 誤差率が約半減し、初期計画にほぼ一致したことから、 本提案手法は日々の CBCT から照射位置の補正と体内状 態の確認を行うと同時に、正確な線量分布を計算するこ とが可能といえる。

#### (5) まとめ

直線加速器に搭載された CBCT を用いて、放射線治療 の線量計算を正確に行うための新しい画像処理手法を提 案した。本手法では CBCT から臓器の形状情報を利用し、 MSCT から CT 値の情報を取得し合成した画像を線量計 算に用いている。この手法により CBCT を用いた正確な 線量計算が可能となり、また他手法と比較して最も正確 で安定した結果が得られた。以上のことから高精度放射 線治療において、治療時の患者体内の線量分布を CBCT から取得する方法として、提案手法を活用することがで きるといえる。

## 4. GPGPU を用いた頭部定位放射線治療のための 動き検出システム

#### (1) GPGPU を用いた動き検出システム

放射線治療中の患者自身の動きに対して、正確な照射 が可能となると同時に患者の負担を軽減させるため、 processing units(GPGPU)を用いた体動検出システムを構 築した[6]。本システムでは頭部定位放射線治療中の患者 頭部の動きの検出を、3台の USB カメラを用いてリアル タイムに定量することで、許容誤差以上の動きを医師や 診療放射線技師に知らせ治療を中断させることが可能と なる。提案するシステムの外観図を図 12 に示す。本シ ステムはカメラで左右の耳と鼻を撮影し、あらかじめ設 定された頭部静止時の画像との類似度を高速に計算する ことで、それぞれの部位の移動量を検出している。ここ ではNVIDIA社 Compute unified device architecture (CUDA) による GPGPU をテンプレートマッチング処理に応用さ せることで、リアルタイムの動きの検出が可能となり、 経時的に取得しているフレーム画像に対して前のフレー ムとのマッチング結果から移動距離を計算する。この GPGPU は内部に存在する複数のマルチプロセッサ(MP) とストリームプロセッサ(SP)による2重の並列計算によ り高速処理が実現される。図 13 に GPGPU によるテンプ レートマッチング処理の工程を示す。



図 12 体動検出システムの外観図



図 13 CUDA を用いたテンプレートマッチングの工程

(2) 照明変動発生時の測定精度

照明変動による USB カメラ画像の濃度値の変化が検 出精度に与える影響を評価するため、可視光撮影と赤外 線撮影による照明変動発生時の検出誤差を測定した。本 実験では、鼻と両耳の位置に照度計を設置し、照射ヘッ ドの回転角度に対する照度を 10°毎に測定して可視光 と赤外線による移動距離を求めた。なお測定誤差の再現 性を示すため照射ヘッドを 180°から 0°まで逆回転さ せ同様の測定を行った。

(3) ファントムおよびボランティア実験の測定精度

提案システムの動きの検出精度を定量的に求めるため、 頭部ファントムとボランティアによる動態追跡実験を行 った。ファントム実験では2つの計画された動き(垂直、 回転)と本システムの検出結果を比較した。またボランテ ィア実験では、鼻と耳に張り付けたマーカを手動で追跡 した結果と本システムの検出結果とを比較した。

#### (4)結果と考察

図 14 に照明変化と可視光撮影および赤外線撮影を用 いた時の動きの検出誤差を示す。



照明変動の実験結果から、顔表面の照度はおよそ 20 から270ルクスの範囲で変化した。また可視光撮影では、 照射ヘッド 0°時との照度変化が大きい時に検出誤差が 生じ、その最大値は35mmであった。一方で、赤外線撮 影では照度変動の影響をほとんど受けることなく、検出 誤差の最大値は鼻で発生した0.89mmであった。この結 果、赤外線撮影では照度変動にロバストな検出が可能で あることが示された。

次に図 15 に垂直および回転移動に対する、提案シス テムの検出結果を示す。図 15 から、垂直移動では鼻と 両耳の平均誤差が 0.14 mm 以下であり、最大値でも右耳 の 0.72 mm であった。また回転移動では、平均誤差が 0.19 mm 以下であり、最大値は鼻で発生した 0.89 mm であった。ここで、回転移動時に鼻領域を検出したとき に大きな誤差が生じたが、これは頭部の回転によって鼻 の形状が耳よりも変化しやすいためと考えられる。しか し臨床を想定した時には非常に小さな誤差量であるため 大きな問題にならないと考えられる。

図16にボランティア実験の検出結果を示す。ボラン ティア実験から、右耳領域にて患者およびマーカに小刻 みな移動が発生したが、最大誤差は0.364 mm であり、 非常に小さいものであった。また、鼻と両耳の平均誤差 は0.108 mm 以下および最大値は右耳における0.364 mm となったため、ボランティアに対しても高精度に動 きの検出が可能であることが示された。



図15 頭部ファントムの検出結果



(a) right ear, (b) nose, (c) left ear

(5) まとめ

照射位置の精度の劣化に大きく影響する患者自身の動 きを監視するため、USB カメラと GPGPU を用いた体 動検出システムの構築を行った。そして、治療室内の照 明変動と人体ファントムおよびボランティアによる実験 を行い、臨床においても十分対応できる精度で体動を検 出できることを実証した。

#### 5. コーンビーム CT を用いた標的部位の映像化

 動く腫瘍のモーションアーチファクトを低減した CBCT 画像再構成

放射線治療時の腫瘍の動きに対し、CBCT 画像に発生 するモーションアーチファクトを低減させ、腫瘍位置を 明確化することができる画像処理法を提案した。本手法 では、CBCTの投影画像から腫瘍の位置を2軸に分けて 検出し、同じ位置を示す投影データを選択して画像再構 成する。図 17 に CBCT のジオメトリと投影データの位 置関係を示す。ここで、XY 平面上の標的位置を検出器 の x,y 軸でみると図 18(a)の曲線が得られる。本手法では、 標的座標を 3 グループに分割(A~C,①~③)し、標的位置 が近い投影データのみを再構成する。図 18(b)に標的の 軌道と位置グループの対応関係を示し、具体的なデータ 選択法を説明する。図 18(b)に示された位置の標的を再 構成するとき、検出器の x 軸からは A グループに属する データを選択し、y軸からは ①グループを選択する。さ らに、Aと①の両者から選択されるデータのみを再構成 に利用して標的画像を得る。この時、X 軸方向に移動す る標的は投影角が 90,270°付近において、投影と標的の 動きの方向が重なり、y 軸方向に移動する標的位置を検 出できない。そこで、135°~215°の座標カーブを基準曲線 として他の位置の投影データの置き換えに使用した。



90 180 270 Data acquisition angle (degree) (b) (a) 図18 投影画像から取得された標的位置と再構成画像 (a) 標的の位置座標、(b) 標的軌道と位置グループの対応

3

2

1

Α

в

С

#### (2) シミュレーションと実験方法

ion angle (degree)

v direction

370 of the targe

320

270

220

170

120

Re

ence curve

Detected position

提案手法の有効性を示すためシミュレーションと動態 ファントム実験を行った。シミュレーションでは、等速 (9.0 rotations per minute:rpm)および非等速(6.5,9.0 rmp)で 円運動する標的と、等速楕円運動する標的の画像再構成 を行った。ジオメトリは図 17 と同様であり、X 線源か ら回転中心までを100 cm、検出器までを150 cm とした。 標的は直径 3.5 cm の球とし、半径 4 cm の円運動および X 方向に 0.5 cm、Y 方向に 2.0 cm の楕円運動とした。ま た投影角 180°から収集した画像をテンプレートとした マッチング処理により標的位置を検出した。

動態ファントム実験では、シミュレーションと同じジ オメトリにてヨード造影剤を含んだ模擬標的を回転テー ブルにより等速度(9 rpm)で円運動をさせた。投影データ は管電圧を 100 keV、管電流を 80 mA とした CBCT (on-board imager, Varian Medical Systems, USA) によ り657枚の投影画像を約1分間の時間で収集した。

画像再構成には FBP 法を用い、サイズを 512×512× 512 ピクセルとした。また標的画像のモーションアーチ ファクトを定量的に評価するため、最大画素値の 50 % の位置におけるプロファイルの幅を、Full width at half maximum (FWHM)と定義し算出した。

(3)結果と考察

図 19 に再構成画像と FWHM の減少率を示す。



図 19 シミュレーションの画像と FWHM の減少率(a)等速、(b)非等速、(c)楕円等速



図 20 動態ファントム実験の再構成画像

図 19 から、提案手法により動く標的の位置毎の画像 を再構成できることが示された。また FWHM の低減(X 軸:約 30 %、Y 軸:約 60 %)が可能であり、静止した標的 に近づけることができた。非等速の FWHM は X 軸方向 へ約 20 %の低減に留まったが、これは参照曲線により推 定された標的位置が真の座標と離れたためと考えられる。 このことから、本手法は標的運動を推定しモニタできる 装置との併用により、再構成画像の精度を高めることが 可能になると考えられる。

図 20 に動態ファントム実験の再構成画像と FWHM の 減少率を示す。実験においても、モーションアーチファ クトを約 40%低減できたため、提案手法により腫瘍の位 置毎の画像が再構成できることが実証された。

本手法は投影画像から取得した標的位置の情報が重要 であり、人体のような複雑な対象物内の標的を捉える場 合には、検出精度の劣化が予想される。そのため、障害 陰影の除去による検出精度の向上が本手法の実用性を高 める手段であると考えられる。

#### (4) まとめ

動く腫瘍への放射線治療において、腫瘍位置を明確化 することができる画像処理法の提案と有用性の実証を行 った。この提案手法は、動く腫瘍の移動範囲と存在位置 を明確にすることができ、放射線治療時の有効な画像情 報になり得るといえる。

#### 6. 総括

本研究では、高精度放射線治療の諸問題に対し、工学 的な解決策の提案とその有効性の実証を行った。第1の 「治療用コーンビーム CT の画質解析」では、モンテカル ロ法を用いて CBCT の画質劣化の要因が散乱光子の混 入であることを明らかにし、CBCT 画像を線量計算に用 いることが困難であることを示した。

次に第2の「治療用コーンビーム CT とマルチスライ ス CT を用いた治療計画法」では、治療時の体内線量を 正確に取得できる方法を提案した。本手法は先行手法と 比較し、初期計画に最も類似した線量分布が得られるた め、臨床における汎用性が高いものであるといえる。

第3の「GPGPUを用いた患者の動き検出」では、治療中の照射精度を保障するため、USBカメラとGPGPU を用いた高速な体動検出システムを実現した。本研究では、ファントムとボランティア実験により高速で高精度 に体動が検出できることを示した。このシステムは画像 工学的なアプローチにより照射位置の精度を担保した、 新しい治療支援システムであるといえる。

最後に第4の「コーンビーム CT を用いた標的部位の 映像化」では、生理的運動による腫瘍の動きに対して、 CBCT 画像からの標的位置の明瞭化を可能にした。本研 究では、シミュレーションと動態ファントム実験により、 提案手法にて移動した位置毎の画像が再構成できること を実証した。この手法は治療時の腫瘍の動きを明確にで きるため、動く腫瘍への高精度放射線治療においては、 非常に有効性が高い手法になりえるといえる。

以上、本論文では高精度放射線治療における正確な線 量投与を実現させるための問題に関して、画像工学の側 面から解決策を考案し、その有効性を示した。

#### 参考文献

- 1) Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. : Practical cone-beam algorithm, J. Opt. Soc. Am., A1, pp.612-619, 1984.
- 2) 尾川浩一他:医用画像工学ハンドブック,日本医用 画像工学会監修,国際文献印刷社,pp.39-49,2012.
- 3) Rong Y, Smilowitz J, Tewatia D et al. : Dose calculation on KV cone beam CT images: an investigation of the Hu-density conversion stability and dose accuracy using the site-specific calibration, Med Dosim., vol.35, pp.195-207, 2010.
- 4) Richter A, Hu Q, Steglich D et al. : Investigation of the usability of conebeam CT data sets for doe calculation, Radiat Oncol., vol.3, doi:10.1186/1748-717X-3-42. 2008.
- 5) Ruhrnschopf EP, Klinqenbeck K. : A general framework and review of scatter correction methods in x-ray cone-beam computed tomography. Part 1: Scatter compensation approaches, Med Phys., vol.38, pp.4296-4311, 2011.
- 6) Yamakawa. T, Ogawa. K, Usui K. et al. : Motion detection system with GPU acceleration for stereotactic radiosurgery, Med. Imag. Tech., vol. 30, pp. 268-278, 2012.