法政大学学術機関リポジトリ

HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-02

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

(開始ページ / Start Page) 1 (終了ページ / End Page) 133 (発行年 / Year) 2015-03-24 (学位授与番号 / Degree Number) 32675甲第354号 (学位授与年月日 / Date of Granted) 2015-03-24 (学位名 / Degree Name) 博士(工学) (学位授与機関 / Degree Grantor) 法政大学(Hosei University) (URL) https://doi.org/10.15002/00010919

法政大学審査学位論文

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

2014 年(平成 26 年)度

臼 井 桂 介

目次

論文要旨

第1章	序論	1
	1-1.	はじめに1
	1-2.	本論文の構成6
	1-3.	本章の参考文献8
第2章	治療用	コーンビーム CT の画質解析10
	2-1.	はじめに10
	2-2.	研究目的と概要11
	2-3.	CBCT の原理12
	2-4.	画質解析の方法15
		2-4-1. モンテカルロシミュレーション15
		2-4-2. ファントム実験19
		2-4-3. 線量計算精度
	2-5.	結果
		2-5-1. モンテカルロシミュレーション
		2-5-2. ファントム実験
		2-5-3. 線量計算精度27
	2-6.	考察
	2-7.	まとめ
	2-8.	本章の参考文献
第3章	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35
	3-1.	はじめに35
	3-2.	研究目的と概要
	3-3.	CBCT と MSCT を組み合わせた合成画像による線量計算法36

		3-4-2. 被検体毎の画素変換による線量計算法	41
	3-5.	実験方法	43
		3-5-1. ファントム	43
		3-5-2. 臨床画像	44
	3-6.	評価方法	45
		3-6-1. 線量計算精度	45
		3-6-2. 領域抽出精度	46
	3-7.	結果	47
		3-7-1. 線量計算精度	47
		3-7-2. 領域抽出精度	52
	3-8.	考察	55
	3-9.	まとめ	57
	3-10.	本章の参考文献	58
第4章	GPGP	Uを用いた患者の動き検出	60
	4-1.	はじめに	60
	4-2.	研究目的と概要	60
	4-3.	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	61
		4-3-1. 頭部定位放射線治療の概要	61
		4-3-2. 提案する GPGPU を用いた動き検出システム	62
		4-3-3. GPGPU を用いた動き検出処理の高速化	64
	4-4.	実験方法	66
		4-4-1. 照明変動発生時の精度測定	66
		4-4-2. ファントム実験による精度測定	67
		4-4-2. ボランティア実験による精度測定	68
	4-5.	結果	69
		4-5-1. 照明変動実験	69
		4-5-2. ファントム実験	70
		4-5-3. ボランティア実験	72
	4-6.	考察	74
	4-7.	まとめ	75

	4-8.	本章の参考文献76
haten au antan		
第5草	ヨーン	ビーム CT を用いた標的部位の映像化77
	5-1.	はじめに77
	5-2.	研究目的と概要77
	5-3.	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78
	5-4.	シミュレーションと実験の方法
		5-4-1. シミュレーション方法
		5-4-2. 実験方法
	5-5.	結果
		5-5-1. シミュレーション結果90
		5-5-2. 実験結果
	5-6.	考察102
	5-7.	まとめ105
	5-8.	本章の参考文献106

第6章 総括......108

謝辞

付録A

Filtered Backprojection(FBP)法

付録 B 光子輸送シミュレーション 光子輸送法

研究業績

論文要旨

日本人の死因は 1981 年から悪性新生物(がん)が第1位であり、がん治療を必要としてい る患者の数は増加の一途を辿っている。このがん治療では主に 3 つの治療法、すなわち手 術療法、化学療法および放射線療法が確立されている。このうち、放射線療法は病巣のみ に効果を与える局所療法であるため全身への負担が小さく、さらに組織の形態や機能の温 存が可能となる治療法である。これらにより、早期の社会復帰が可能であり生活の質を高 く保つことができることから、がん治療における放射線療法の役割は非常に大きい。近年 では、放射線治療による副作用を低減させるために正常組織の線量を低下させ、がん細胞 に対して高い線量を照射することができる、強度変調放射線治療や定位放射線治療が開発 された。これらの治療は高精度放射線治療法と総称され、腫瘍領域に対して放射線を集中 して照射し、正常組織への線量をできるだけ少なくすることが可能となることから、治療 成績の向上と同時に副作用の低下が実現されつつある。一方で、これらの高精度放射線治 療法では、非常に急峻な線量勾配の治療計画が要求され、放射線の照射位置を計画した位 置に正確に合わせる必要がある。もし治療時の照射位置が治療計画時のものと異なってし まった場合には、隣接する正常臓器に高線量が照射され副作用を増加させてしまう可能性 がある。よって、高精度放射線治療法を正確に実施するためには、各臓器に投与される線 量値が治療計画時と実際の治療時で一致していることが重要となる。

この高精度放射線治療法を正しく実現するには、達成するべき 4 つの課題が存在する。 第1は、放射線治療用コーンビーム computed tomography(CT)の投影データに混入する散 乱光子が再構成画像の画質に与える影響を定量的に解析し、体内の線量計算に用いる際の 問題点を解明することである。これまで、コーンビーム CT 画像は散乱線やモーションアー チファクトの影響を受けて画質が劣化するため、その利用は照射位置の補正や臓器の状態 を確認するにとどまっていた。この装置の利用範囲を拡大し、線量計算に使用するために は、コーンビーム CT 画像の画質劣化の大きな要因である散乱光子の影響を明らかにする必 要がある。

第2は、治療時の体内の正確な線量分布を推定することである。一般に放射線治療の治療計画では、治療を行う以前の日に取得されたマルチスライス CT 画像を用いて線量計算が行われるため、まさにその治療の最中および治療期間中に生じる臓器の移動や患者の体型の変化は、初期の治療計画には考慮されていない。このような様々な変化が患者に生じた場合、治療時と計画時では線量分布が異なるため、正常臓器に対して大線量が照射される

ことや腫瘍に対しての線量が低下することが生ずる。さらに、治療直前の体内の線量分布 を正確に計算する方法は確立されておらず、それを実現するには多くの課題があり容易で はない。

第3は、放射線治療時の患者自身の動きに対して、照射位置の精度を高めるための対策 が必要である。放射線照射中に患者自身が動いた場合、照射中心の位置が変化し、腫瘍へ の投与線量が著しく減少することで治療効果の低下が生じる。同時に周囲の正常組織へ大 線量が照射されることになり正常組織の障害も招く。しかし、治療中の体動を監視するシ ステムは臨床現場に普及していないため、現在は患者の動きを抑え込む固定具を患者自身 に装着し、体動を抑制する方法が提案されているが、この固定具の使用は患者への負担が 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、放射線治療時の人体内の腫瘍の動きに対して、照射位置の精度を高めるための 対策が必要である。動く腫瘍への放射線治療においては、計画時における腫瘍の動きが、 治療時にも再現されていることが必須であり、照射前に腫瘍の動きを確認できない場合に は照射中心の位置が腫瘍から外れることがあるため、重篤な障害を引き起こす可能性が高 い。一方、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、腫瘍の動きの範囲内に存在する正常組織にも高線量が照射され、周辺臓器の障 害を避けることが困難であった。

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。本論文は、任意の断層面を画像化するトモグラフィー技術を用い た放射線治療用コーンビーム CT の画質解析、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、汎用型グラフィックス演算処理用ユニットを用いた患者の動きを 検出する手法の開発、およびコーンビーム CT を用いた動く標的部位の映像化、という 4 項目から構成される。

第1章では、本研究の概要として、近年の高精度放射線治療法の動向とその課題について述べ、前述の放射線治療における問題に対して画像工学の観点から考案した解決策の意義と本論文の構成について論じた。

第2章では、治療用コーンビーム CT の画質解析を行い、被検体から発生した散乱光子が コーンビーム CT の再構成画像におよぼす影響をマルチスライス CT 画像の画質と比較する ことで明らかにした。ここでは、まず現在の高精度放射線治療に利用されている、直線加 速器に搭載されたコーンビーム CT の概要と原理について述べた。そして散乱光子がコーン ビーム CT の画質に与える影響を明らかにするため、モンテカルロシミュレーションとファ ントム実験により、プライマリ光子と散乱光子の投影データを別々に再構成した画像を定 量的に解析した。これらの結果から、コーンビーム CT の再構成画像は被検体からの散乱線 により画素値が変化し、画像の均一性がマルチスライス CT と比較して約3倍低下すること がわかった。また、マルチスライス CT 画像を用いた線量計算の結果との比較を行うことで、 コーンビーム CT 画像を用いた線量計算の結果が著しく不正確になることを示した。

第3章では、まず高精度放射線治療法の精度を高めるための課題について述べ、コーン ビーム CT を利用して正確な体内線量の計算が可能となる手法を提案した。ここでは、コー ンビーム CT の臓器形状の情報とマルチスライス CT の CT 値の情報を組み合わせることで 作成した合成画像による線量計算の手法について論じた。本研究では、ファントムと臨床 の胸部画像を用いた実験を行った結果、提案手法の計算精度はファントム画像に対しては 約70~80%、胸部画像に対しては約20~30%改善した。また、先行研究で提案されている 線量計算法との計算精度の比較を行った結果、提案手法は計算結果の分散が約30~40%小 さくなった。これらの結果から、提案手法が正確な体内線量を計算できることが示され、 また先行研究で提案されている他手法と比較して有意に計算精度を向上できることが実証 された。

第4章では、放射線治療において、照射中の患者自身の動きが治療効果におよぼす問題 点を述べ、放射線治療中の体動に対して画像処理を用いた照射位置の精度を高めるための 解決策を提案した。ここでは、赤外線撮影による USB カメラと汎用型グラフィックス演算 処理用ユニット(GPGPU) を用いたリアルタイムで高精度な体動検出システムを構築した。 本研究では、GPGPU による位置検出システムの高速化の手法について論じた後、頭部定位 放射線治療を対象として治療室内の照明変動による検出精度と、患者の体動を想定したフ ァントム実験およびボランティア実験を行った。これらの結果から、提案手法により治療 時の体動を許容誤差(2.0 mm)以内の精度でリアルタイムに検出できることを示した。

第5章では、放射線治療において、治療時の人体内の腫瘍の動きが治療効果におよぼす 問題点を述べ、治療部位確認用のコーンビーム CT 画像に発生する動く腫瘍のモーションア ーチファクトを低減させ、照射位置の精度を向上できる画像再構成法を提案した。ここで は、コーンビーム CT の投影画像から標的が同じ位置に属する投影データを選択して再構成 することで、標的の移動位置を映像化する手法を開発した。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、動く腫瘍の位置を明確にした画像が再構成できることを 実証した。また投影画像内の標的位置の検出精度と、標的の運動やコーンビーム CT のデー タ収集条件が画質におよぼす影響をシミュレーションにより明らかにし、本提案手法の有 効性を詳細に解明した。

第6章では、本論文により得られた研究結果を総括するとともに、本研究の成果の工学的ならびに臨床的な意義について述べた。

以上、本論文は高精度放射線治療を効果的に実施するための課題に対して、コーンビー ム CT 画像の定量的な画質解析を行い、また新しい画像処理法として、コーンビーム CT を 用いた正確な線量計算法の開発と、放射線治療における患者自身の動きと腫瘍自体の動き に対する 2 つの方策の提案を行っている。本論文での提案手法は画像工学の技術を放射線 治療に応用させた、工学的に有効な手法である。また同時に、臨床における放射線治療の 精度を向上させるものであるといえる。

第1章

序論

1-1. はじめに

日本人の死因は 1981 年から悪性新生物(がん)によるものが第1位であり、がん治療を 必要とする患者数の増加が深刻な社会問題になっている。がん治療には外科的手術による 手術療法、抗がん剤による化学療法および放射線療法の、主に3つの方法が確立されてい る。これらの中で放射線療法は、他の治療法と比較して組織の形態や機能の温存が可能で あり、治療後、早期に社会復帰できることや生活の質を高く保つことができることから、 重要な役割を持つといえる。また、手術療法と同様に局所療法であるため患者への負担が 小さく、他の合併症などが理由で手術が困難な患者に対しても治療を適応できることが多 いことから、放射線療法の適応領域の拡大が期待されている。この放射線療法には、腫瘍 組織に対して体外から放射線を照射する外部照射法と、放射性同位元素を体内に挿入する ことで、体内から放射線を照射する内部照射法が存在するが、前者の外部照射法が全体の 約8割を占め、残りの2割が子宮や口腔内等の限られた部位を治療対象とする内部照射法 となっている。本論文では外部照射法による放射線療法を、以後「放射線治療」として論ず ることとする。

放射線治療は、体外から照射された放射線が体内を通過する範囲に高い線量が与えられ ることから、腫瘍領域のみならず周囲の正常組織の一部に対しても大きな線量が蓄積する ことになり、従来までの放射線治療法では近接する正常組織の障害を避けることが困難で あった。図1.1に前立腺癌を例とした4門照射による体内の線量分布を示す。この例では、 赤い領域ほど高い線量が照射され、青い領域に近づくにつれ線量が低くなっていることを 示しており、中央に存在する前立腺の部位に向けて上下左右の4つの方向から均一の強度 のX線ビームを照射している。この治療法では、全てが重なる中央部の線量を増大させる ことで前立腺全体に高い線量を照射し、がん組織に損傷を与えて治療を実現しているが、 同時にリスク臓器である直腸も高線量部になることから、直腸障害が生じる可能性が高く なり、このような放射線治療による副作用が患者にとって大きな負担となっている。



図 1.1 前立腺癌に対する 4 門照射の体内線量分布。前立腺に対して過不足なく放射線を照射するため、上 下左右の 4 つの矢印の方向から分割して照射している。この計画では前立腺へ高い線量が照射されている が、直腸部の線量も同様に高い線量が照射されている。

このような放射線治療による副作用を低減させるために、腫瘍領域のみに対して高い線 量を照射することができる強度変調放射線治療(intensity modulated radiation therapy(IMRT))や定位放射線治療(stereotactic radiation therapy(SRT))が開発され、これ らの治療法は高精度放射線治療法と総称されている。図 1.2 に前立腺癌に対する従来の 4 門照射による線量分布と、前者の高精度放射線治療法である IMRT の線量分布を示す。こ の図では、IMRT を用いることで前立腺に対して高い線量を照射しながら、直腸の線量を低 く抑えることができている[1]。IMRT では、多段絞り装置(multi leaf collimator(MLC))を 移動させながら X 線を照射することで、X 線の強度分布に変化を加えている。この MLC とは、X 線の照射口に設置された遮蔽装置であり、照射野を標的の形に整形して照射範囲を 腫瘍領域に絞り込むものである。図 1.3 に MLC の外観図を示し、図 1.4 に照射野内の放射 線の強度分布を示す。図 1.4 に示した放射線強度に変化が加わったビームを、5~9 方向に分 割して照射することにより、図 1.2 のような線量分布を構築することができる。

後者の高精度放射線治療法である SRT では、MLC を用いてマルチスライス CT(multislice computed tomography(MSCT))画像から得られる3次元の腫瘍形状に限局 させた小さな照射野を形成し、7~10門の多方向から放射線を腫瘍に集中させることで、極 めて限局した線量分布を形成する。小さな照射野を多門化することで、腫瘍領域以外の線 量を大変小さく抑えることができるため、腫瘍への1回の投与線量を増加させることがで き、治療回数を従来の約4分の1に減らすことができる。図1.5に肺がんに対するSRTの線量分布を示す。

ここまで示してきたような高精度放射線治療法では、腫瘍領域に対して多くの線量を集 中して照射し、正常組織への線量をできるだけ少なくすることが可能となるため、治療成 績の向上と同時に副作用の低下が実現されつつある[1,2]。



Conventional method

IMRT

図 1.2 従来の放射線治療と強度変調放射線治療(IMRT)の線量分布の比較。赤い領域が高い線量域を示し ており、青に近づくにつれ低い線量域を示している。前立腺に対する従来の放射線治療法では、直腸の線 量を下げることが困難であった。一方で IMRT では、直腸の線量を下げた、直腸側に凹型の線量分布を形 成することができる。



図 1.3 多段絞り装置(MLC)の外観図。ひとつの MLC の幅は 5mm であり、各々は異なる速度と位置に移動させることができる。



図 1.4 IMRT と従来の照射方法による照射野内の放射線強度の分布図。IMRT ではリスク臓器となる直腸 が存在する位置の強度を低くすることが可能となる。一方で従来の放射線治療では直腸への線量を下げる ことができない。



図 1.5 肺癌に対する定位放射線治療の線量分布。定位放射線治療は極小の照射野による放射線を多方向から腫瘍へ集中させることにより、腫瘍に対して大きな線量を照射し周辺臓器の線量を極めて小さく抑える ことが可能になる。

一方で、これらの高精度放射線治療法の治療計画においては、近接した正常組織の線量 を低減させるために、非常に急峻な線量勾配の線量投与を実現することが必要となる。そ のため、照射位置が計画時と治療時で異なるものとなる場合には、隣接臓器に高線量が照 射され副作用を増加させてしまう可能性もある[3,4]。つまり、各臓器に投与される線量値 が治療計画時と実際の治療時で一致していることが重要であり、治療時の体内の線量分布 を照射前に確認できることが理想的な放射線治療の実現につながる。しかしながら、現在 の放射線治療において治療時の体内の線量分布を正確に計算する手法は確立されていない。 さらに、放射線治療中に患者自身が動いた場合や、動く腫瘍への照射においては、照射位 置が腫瘍から外れる可能性が高まる。このような治療時の体動や動く腫瘍へ対策は高精度 放射線治療法において大きな課題となっているが、治療中の体動を監視するシステムは臨 床現場に普及しておらず、また治療室内で動く腫瘍の移動位置を正確に画像化することは 困難であった。そこで、本研究では高精度放射線治療法の精度を高めることを目的として、 画像工学に基づいた技術を放射線治療に応用し、これまで考慮してこなかった治療時の体 内線量や照射中の体動、そして動く腫瘍の存在位置を明確にする手法を開発した。本論文 は、「治療用コーンビーム CT の画質解析」、「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」、「GPGPU を用いた患者の動き検出」、および「コーンビーム CT を 用いた標的部位の映像化」、という4項目から構成される。

第 1 の治療用コーンビーム CT の画質解析では、直線加速器に搭載された cone beam computed tomography(CBCT)の画質を MSCT の画質と比較し、放射線治療の線量計算に 用いる際の問題点を再構成画像の画質の観点から明らかにした。ここで、放射線治療時に 利用できる CT 画像には数メガボルトの管電圧の X 線を用いた CBCT と、百キロボルト程 度の管電圧の X 線を用いた CBCT が存在するが、近年では被ばく線量と画質の観点から後 者の CBCT が放射線治療時の CT 画像として主流になりつつある。そこで、本論文内にお いて CBCT と単に記したものはキロボルトオーダの管電圧の X 線を用いたものを意味する ものとする。本研究では、モンテカルロシミュレーションとファントム実験により CBCT の画質を定量的に評価し、また、ファントム画像及び臨床画像を用いて、CBCT の画素値 を直接使用した線量計算の結果を MSCT による計算結果と比較した。これらの結果から、 CBCT の投影データには被検体からの散乱線が混入するため再構成画像の画質が大きく劣 化し、また画素値の分散が大きくなることから線量計算の結果が不正確になることが明ら かになった。

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、治療用 CBCT の再構成画像から治療時の患者の体内線量を正確に計算することを可能にする手法 の提案を行った。本研究では CBCT から得られる臓器形状と MSCT から得られる CT 値の 情報を組み合わせて作成した、合成画像による線量計算法を考案し[5,6]、ファントム画像 と臨床画像に対して計算した線量分布を提案手法と従来手法で比較した。なお、ここで MSCT は一般の診断で用いられているファンビーム状に放射された X 線を用いた CT のこ とであり、従来手法とは先行研究で報告されている計算法[7-9]を指す。これらの結果から、 提案手法は従来手法と比較して、被検体の大きさや散乱線の影響を受けることなく正確な 線量計算が可能になることが明らかになった。

第3の GPGPU を用いた患者の動きの検出に関しては、放射線治療中の患者自身の動き に対して画像処理を用いた解決策を提案し、頭部定位放射線治療において患者の動きをリ アルタイムに検出できるシステムの構築を行った。ここでは、赤外線撮影した USB カメラ 画像と汎用型グラフィックス演算処理用ユニット(general-purpose computing on graphics processing units(GPGPU))を用いることで、高速に体動を検出した。この提案システムの 動き検出精度をファントム実験およびボランティア実験により評価した結果、頭部定位放 射線治療の照射中の許容誤差の範囲内の精度でリアルタイムに患者の動きを検出できるこ とが明らかになった。

第4のコーンビーム CT を用いた標的部位の映像化では、人体の生理的運動による腫瘍の 動きに対して、動く腫瘍の位置を明確に画像化する手法の開発を行った。ここでは、標的 が同じ位置を示す投影データのみを選択し再構成に用いることで、動きによって発生する モーションアーチファクトの低減を実現している[10,11]。この提案手法の有効性について は、シミュレーションと動態ファントム実験により検証し、同時に標的位置の検出精度と 標的の移動周期および CBCT の投影データ数の変化が再構成画像に与える影響を明らかに するとともに、臨床条件における本提案手法の限界について検討を加えた。

1-2. 本論文の構成

本論文は6章で構成されており、以下に各章についての概略を述べる。

第1章「序論」では、本研究の目的ならびに本論文の構成を示した。

第2章「治療用コーンビーム CT の画質解析」では、まず CBCT の概要と原理について 述べた。そして、CBCT 画像の画質をモンテカルロシミュレーションとファントム実験に より検討し、さらに線量計算に用いた場合の計算精度について解明した。これらの結果か ら、CBCT 画像は被検体から発生した散乱光子の影響を強く受けるため、再構成画像の均 一性が MSCT 画像と比較して約3倍劣化し、この CBCT 画像を用いた線量計算では正確な 線量値を得ることができないことがわかった。 第3章「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」においては、 まず高精度放射線治療法における課題について述べ、提案する MSCT と CBCT により作成 した合成画像を用いた新しい線量計算法の概要について論じた。本研究では、水等価物質 と空気等価物質により構成した不均質ファントムおよび臨床の胸部画像を用いた実験から、 提案手法の有効性を検討したところ、提案手法は線量計算の結果を約 15~25 %向上させる ことが可能になった。また、先行研究で提案されている他手法と比較した結果、計算され た線量値の分散が約 30~40 %と小さくなり、本提案手法の優位性を示すことができた。

第4章「GPGPUを用いた患者の動きの検出」では、放射線治療中の患者自身の動きに 対して、画像処理による解決策の提案を行った。まず放射線治療中の患者自身の動きが治 療効果に与える影響について述べ、本研究の背景とその意義について論じた。そして、患 者自身の体動に対して GPGPU を用いた体動検出システムの構築とその高速化の手法につ いて提案した。ここでは、頭部定位放射線治療における患者の動きの検出システムを構築 し、臨床環境を想定した治療室内の照明変動による検出精度への影響と、ファントムおよ びボランティア実験により、本システムの検出精度を求めた。その結果、赤外線撮影した USB カメラ画像を用いることで、誤差許容値 2.0 mm 以内の精度で患者の動きを検出でき ることが明らかとなった。

第5章の「コーンビーム CT を用いた標的部位の映像化」では、放射線治療時の腫瘍の動 きがもたらす治療精度への影響について概説した。ここでは、治療時の腫瘍の動きに対し て、腫瘍が同じ位置にある投影データのみにより画像を再構成するという手法を考案し、 標的の位置毎の CBCT 画像を再構成する方法を提案した。本研究では、標的が空中を円運 動するものとして、シミュレーションと動態ファントム実験により、提案手法の有効性を 実証した。シミュレーションおよびファントム実験の結果から、提案手法を用いることで、 動く標的のモーションアーチファクトを低減させた画像を再構成できることが示された。 一方で、人体における腫瘍の動きは等速円運動のみとは仮定できないため、非等速な標的 の移動および楕円等速運動する標的に対する提案手法の有効性についても実証した。この 他に投影画像内の標的位置の検出精度および、標的の運動周期と CBCT の投影データ数の 変化が再構成画像の画質に与える影響に関する検討を加え、提案手法の限界についても言 及した。

最終章では、本研究を総括するとともに本研究の成果の工学的また臨床的な意義につい て述べた。

 $\overline{7}$

1-3. 本章の参考文献

- Zelefsky MJ, Fuks Z, Hunt M, et al., "High dose radiation delivered by intensity modulated conformal radiotherapy improves the outcome of localized prostate cancer," J Urol., vol.166, pp-876-881, 2001.
- [2] Xing L, Thorndyke B, Schreibmann E, et al., "Overview of image-guided radiation therapy," Med Dosim., vol.31, pp.91-112, 2006.
- [3] Barker JL Jr, Garden AS, Ang KK, et al., "Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an integrated CT/linear accelerator system," Int J Radiat Oncol Biol Phys., vol.59, pp.960-970, 2004.
- [4] Xing L, Lin Z, Donaldson SS, et al., "Dosimetric effects of patient displacement and collimator and gantry angle misalignment on intensity modulated radiation therapy," Radiother Oncol., vol.56, pp.97-108, 2000.
- [5] Usui K, Kunieda E, Ogawa K, et al., "Dose calculation with a cone beam CT image in image-guided radiation therapy," Radiol Phys Technol., vol.6, pp.107-114, 2013.
- [6] 臼井桂介,国枝悦夫,尾川浩一,"適応的放射線治療のための CBCT 画像を用いた放 射線治療計画の評価," Med Imag Tech., vol.31, pp.231-239, 2013.
- [7] Guan H, Dong H, "Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy," Phys Med Biol., vol.54, pp.6239-6250, 2009.
- [8] 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.
- [9] Weigang H, Jinsong Y, Jiazhou W, et al., "Use of kilovoltage X-ray volume imaging in patient dose calculation for head-and-neck and partial brain radiation therapy," Radiat Oncol., vol.29, 2010. doi : 10.1186/1748-717X-5-29.
- [10] Wink N, Panknin C, Solberg TD, et al., "Phase versus amplitude sorting of 4D-CT data," J Appl Clin Med Phys., vol.7, pp.77-85, 2006.
- [11] Park JC, Park SH, Kim JH, et al., "Four-dimensional cone-beam computed tomography and digital tomosynthesis reconstructions using respiratory signals

extracted from tracscutaneously inserted metal markers for liver SBRT," Med Phys., vol.38, pp.1028-1036, 2011.

第2章

治療用コーンビーム CT の画質解析

2-1. はじめに

近年の放射線治療では腫瘍領域に限局した照射が可能となる高精度放射線治療法が開発 され、従来までの放射線治療と比較して、非常に狭い領域のみに高い線量を投与すること ができるようになってきた。この高精度放射線治療法により、正常臓器の障害を最小限に 抑えながらがんの治療ができるため、非常に有効的ながん治療法として注目されている。 しかしながら、高精度放射線治療法を正確に行うためには、治療時の照射位置を治療計画 時のものに正確に合わせることが非常に重要となる。そのため、近年では治療の際に画像 情報を取得し腫瘍や臓器の変化を観察して、治療を行っていく技術が開発された[1]。この 技術は画像誘導放射線治療(image guided radiation therapy(IGRT))と呼ばれており、治療 直前の画像情報を用いて照射位置の補正や臓器の体積変化を確認するものである。この IGRT では X 線透視装置、超音波装置、キロボルトやメガボルトオーダの管電圧の X 線を 利用した CT 装置等が用いられているが、直線加速器に搭載されたキロボルトオーダの管電 圧の X 線を用いた CBCT が世界で最も普及している。図 2.1 に CBCT の外観図を示す。 CBCT は治療ビームとは独立したキロボルトオーダの X 線発生装置と、それと対向した平 面検出器が寝台の周りを 1 回転し、広範囲の投影データを収集する。その後、そのコーン ビームの投影データから体内臓器を再構成して照射位置を補正したり、治療期間中の標的 の変化に治療計画を最適化するという適応的放射線治療(adaptive radiation therapy(ART))に用いられている[2-6]。

しかしながら、CBCT の平面検出器には被検体から発生した散乱光子を除去するための コリメータがないため、投影データには散乱光子が混入し再構成画像の画質を劣化させる [7,8]。本研究では、CBCT 画像の画質を MSCT 画像と比較し、さらに放射線治療の線量計 算に用いた際の計算精度を明らかにする。

10



図 2.1 直線加速器搭載型 CBCT(CLINAC 21EX, Varian Medical Systems)。がん治療に用いられる X 線 は直線加速器から発生し、この図では真下に向かって照射される。一方で CBCT はそれと直交した位置に 配置されており、キロボルトオーダの管電圧の X 線管と半導体を用いた平面検出器により構成されている。

2-2. 研究目的と概要

直線加速器に搭載された CBCT は、その画像を構成する画素値に定量性がないため、現 在では、その利用は照射位置の補正や臓器の状態を確認するにとどまっている。

本研究の目的は、直線加速器に搭載された CBCT の再構成画像の画質を定量的な手法で 解析し、体内の線量分布の計算に CBCT 画像を用いることの問題点について画質の観点か ら明らかにすることである。本研究では、モンテカルロシミュレーションとファントム実 験により CBCT 画像の画質を評価した。また、ファントム画像と胸部画像に対して CBCT 画像の画素値を用いた線量計算の結果を MSCT 画像によるものと比較することで、CBCT 画像を体内線量の計算に使用するにあたっての問題点を示した。

2-3. CBCT の原理

CBCT は X 線管から円錐状に X 線を照射し、被検体を透過した X 線を平面検出器により 投影データとして収集し画像再構成する技術である。一方で、MSCT は高速回転する X 線 管から、ファンビーム状に X 線を照射し、被検体を透過した X 線をアーチ状に配列した検 出器で検出し、再構成する技術である。両者の大きな違いは MSCT の検出器には散乱線を 除去するためのコリメータが用いられているが、CBCT の検出器にはコリメータが存在し ないことである。さらに、放射線治療用の CBCT は直線加速器に装着されており、直線加 速器は非常に重いため高速回転することができず、1 回転のデータ収集時間には約 1 分間を 必要とすることである。これに対して MSCT では高速回転によるデータ収集が可能で、1 回転 0.5 秒で複数の断面の投影データが収集できる。したがって CBCT 画像には、データ 収集中の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。

一般に CBCT の画像再構成には、1984 年に Feldkamp, et al.が考案した再構成法が用い られている[9]。コーンビーム投影では、被検体を透過する X 線は円錐状に広がり、この様 なデータから物体の断層面を再構成することになるが、断層面と投影面が平行でないため に厳密に再構成を行うことができない。このため、パラレルビームもしくはファンビーム の投影データを近似的に使用して再構成を行う Feldkamp 法が用いられている。

次に Feldkamp 法の概要について図 2.2 を用いて説明する[10]。まず、3 次元空間 (X, Y, Z) に存在する 3 次元物体を P(X, Y, Z)とし、X 線源を XY 平面内において半径 r の円軌道で 回転させて、投影データを収集するものとする。ここで、X 線源と検出器の対が X 軸とな す投影角を η とすると、この X 線源の位置 $a(\eta)$ は次式で表される。

 $a(\eta) = (r\cos\eta, r\sin\eta, 0); \quad 0 \le \eta < 2\pi$ (2.1)

また、図 2.3 に示す様に運動する X 線源の座標 *a* を η について微分することで、平面検 出器の投影面と平行な平面を定義することができる。平面検出器上の座標(*x*, *y*)は*x*座標が X 線源の回転の軌道の接線方向と一致するように定義することで、以下のように示される。

 $a'(\eta) = da(\eta)/d\eta \tag{2.2}$



図 2.2 円軌道を描くコーンビーム CT の幾何学配置。X,Y,Z 空間に存在する対象物に対して半径 r の距離 で X 線源が回転角 η により、回転しながら投影データを取得する。



図 2.3 回転角 η に対して空間上の対象物と平面検出器上に投影される座標(x, y)を示す。

このとき、コーンビームによる投影データは $q(\eta; x, y)$ の形で示される。ここで、 Feldkamp法は、ファンビームの投影データに対する filtered backprojection(FBP)法(付録 A 参照)を、Z 軸方向に対して拡張した近似法である。まずコーンビームの体軸方向に沿っ て取得された投影データ $q(\eta; x, y)$ に対して、軌道の接線方向であるx方向に、1 次元のラン プフィルタh(x)を作用させる。その後、各再構成点(X, Y, Z)を通る 360°の角度範囲の投 影データを加算する。Feldkamp法の具体的な再構成手順を以下に示す。

実空間における 1 次元のランプフィルタh(x) はサンプリング間隔を τ とすると、以下の 式により与えられる。

$$h(x) = \begin{cases} \frac{1}{4\tau^2} & (n=0) \\ 0 & (n=even) \\ -\frac{1}{(n\tau\pi)^2} & (n=odd) \end{cases}$$
(2.3)

Feldkamp 法ではまず、投影データに対して重み関数の乗算を行う。

$$\tilde{q}(\eta; x, y) = q(\eta; x, y) \frac{r}{\sqrt{r^2 + x^2 + y^2}}$$
(2.4)

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h(x)である。

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

$$(2.5)$$

コーンビームに対する逆投影は以下の式で表される。

$$f(X,Y,Z) = \frac{1}{4\pi} \int_{0}^{2\pi} \frac{r^2}{\left(r - X\cos\eta - Y\sin\eta\right)^2} Q(\eta;x,y) d\eta$$
(2.6)

ただし、

$$x = \frac{r(-X\sin\eta + Y\cos\eta)}{r - X\cos\eta - Y\sin\eta}, \qquad y = \frac{rZ}{r - X\cos\eta - Y\sin\eta}$$
(2.7)

Feldkamp 法は、前述したように再構成される平面と X 線の透過面が平行でないため、 再構成する断面と異なった断面からの投影データが蓄積される。よって、コーンビームの 画像再構成の理論に基づくと、厳密な画像再構成は不可能である。そのことから、X 線源の 軌道が存在する XY 平面以外では正確な画像を得ることができない。また欠損するデータは、 コーン角が大きい条件で多くなりアーチファクトも増大する。しかしながら、放射線治療 装置の場合はコーン角が比較的小さいため、誤差の影響は小さいので一般的に用いられて いる。

2-4. 画質解析の方法

CBCT の平面検出器には散乱線を除去するためのコリメータがついていないため、被検 体内部で発生した散乱光子もデータとして計測されてしまう。そのため、画像の中心部付 近の CT 値が低下するカッピングアーチファクトや画像コントラストの低下が生じる[7,8]。 さらに、CBCT 画像の画素値の分散が大きくなり、MSCT 画像の CT 値と異なるものとな るため、CBCT 画像を用いた線量計算は不正確なものとなる[11-13]。そこで、モンテカル ロ法を用いたシミュレーションとファントム実験によって CBCT 画像の画質と MSCT 画像 の画質を定量的に比較した。また、線量計算の精度を、CBCT 画像を用いた場合と MSCT 画像を用いた場合とで比較した。なお、本論文においては、MSCT の画素値を CT 値とし、 CBCT の画素値を CBCT 値として表記することとする。

2-4-1. モンテカルロシミュレーション

被検体から発生した散乱光子が CBCT の再構成画像に与える影響を明らかにするため、 シミュレーションを行った。ここでは、モンテカルロ法を用いた光子輸送計算により平面 検出器で検出されるところの、プライマリ光子と散乱光子による投影データから画像再構 成を行い、これらの画像の画質を比較した。モンテカルロ法の概要、光子輸送シミュレー ションの詳細および媒質内の光子の輸送法については付録 B に示す。本研究では検出器の 材質にアモルファスシリコンを想定しているため、Samei E, et al.の先行研究[14,15]からエ ネルギー特性と線量直線性を参照して、検出器のエネルギーに対する感度を一定としてシ ミュレーションを行った。また、X 線管の管電圧は 125 kV とし、発生光子のエネルギース ペクトルを図 2.4 に示す。このスペクトルは Reilly AJ, et al.の Spectrum processor[16]を 用いて計算し、3 mm の Al と 2 mm の Cu を付加フィルタに用いている。さらに、光子と 媒質との相互作用は光電効果とコンプトン効果およびコヒーレント散乱(レイリー散乱)を 考慮した。また、乱数発生器としては、メルセンヌツイスタ[17]を用いた。投影データの取 得に関しては、本シミュレーションでは被検体に対して1°ずつ360°方向とした。さらに、 検出器に開口角を±6°としたコリメータを用いた計算も同時に行った。これは、コリメー タの穴の高さと幅の比が 10:1 となるものを想定している。また、本シミュレーションでは コーンビームによりデータを収集し、水平ビーム軸上の画像を FBP 法(付録 A)により再構 成を行った。



図 2.4 X 線源のエネルギースペクトル。管電圧は 125 kV とし、Al を 3 mm、Cu を 2 mm としたフィル タを挿入した。スペクトルの計算は Spectrum processor[16]を用いた。

1. 水円柱ファントムを用いたシミュレーション

CBCT 画像の画質を評価するため、水円柱ファントムを用いたシミュレーションを行った。このシミュレーションのジオメトリは、円柱の半径を 10 cm、X 線の発生位置から検出 器までの距離を 150 cm、検出器を 64×64 ピクセルとして 1 ピクセルを 0.5 cm×0.5 cm の 大きさとした。次にシミュレーション条件として、ひとつの発生位置から最大エネルギー が 125 keV の光子を 100,000 個発生させており、また光子のカットオフエネルギーを 30 keV、そして最大散乱回数を 5 回として光子の追跡を行った。さらに、画像再構成法は FBP 法を用い、再構成フィルタには Shepp & Logan を使用した。シミュレーションのジオメト リを図 2.5 に示す。



図 2.5 水円柱に対するシミュレーションのジオメトリ。(a)X,Y,Z 平面に存在する水円柱と検出器の位置を示す。(b)円柱を上部(Z 軸方向)から見た図。

CBCT 画像の画質評価には、水円柱ファントムの再構成画像の均一性 uniformity index(UI)を用いた。UI は5つの region of interest(ROI)を再構成面内の周辺部(ROI_{surround}) および中心部(ROI_{center})に設置し、ROI 内の画素値の平均値を取得して、式(2.8)を用いて計算している。

Uniformity index (%) =
$$\frac{|\text{ROI}_{surround} - \text{ROI}_{center}|}{\text{ROI}_{center}} \times 100$$
 (2.8)

また、図 2.6 に ROI の設置位置を示す。ここでの ROI の大きさは 5×5 ピクセルとした。



図 2.6 再構成面内における ROI の設置位置。ROI の大きさは 5×5 ピクセルであり、画像内の周囲(1~4) と中心部(5)に設置した。周辺部 4 点の平均値を ROI_{surround} とし中心部を ROI_{center} とした。

2. 胸部画像を用いたシミュレーション

胸部の再構成画像に寄与する散乱光子の影響を明らかにするため、MSCT の胸部 CT 画 像を用いたモンテカルロシミュレーションを行った。データ収集におけるジオメトリは、X 線の発生位置から検出器までの距離を 150 cm、検出器を 512×512 ピクセルとして 1 ピク セル 0.1 cm×0.1 cm の大きさとした。またシミュレーション条件として、ひとつの発生位 置から最大エネルギーが 125 keV の光子を 100,0000 個発生させ、カットオフエネルギーお よび最大散乱回数は水円柱ファントムのシミュレーションと同様とした。さらにシミュレ ーションを簡素化するために、胸部画像の1 断面のみが連続的に 2 軸方向に存在するもの とした。胸部画像は内部を骨、肺野、軟部組織の3つの領域に分割し、骨の領域をカルシ ウム、肺の領域を空気、軟部組織を水として、各領域の線減衰係数を The National Institute of Standards and Technology の XCOM[18]から取得し計算を行った。図 2.7 に胸部画像に 対するシミュレーションのジオメトリと胸部 CT 画像を示す。 再構成条件は水円柱ファント ムと同様である。本検討では再構成画像のプロファイルと画素値の標準偏差(standard deviation: SD)および任意の投影角度でのエネルギースペクトルを求めた。図 2.8 にプロフ ァイルと SD の取得位置およびエネルギースペクトルを取得した投影方向を示す。ここで、 エネルギースペクトルでは図 2.8 に示した投影方向に対して、検出器で検出されたプライマ リ光子および散乱光子のエネルギーの分布を検出している。



図 2.7 胸部画像のシミュレーションのジオメトリと MSCT および領域分割後の画像を示す。ここでは、 胸部画像の任意の1断面が Z 軸方向に対して連続しているものとした。



図 2.8 モンテカルロシミュレーションによる胸部の再構成画像のプロファイル、SD の取得位置とエネル ギースペクトルを取得した投影方向を示す。

2-4-2. ファントム実験

CBCT の空間分解能と均一性をファントム実験により求めた。CBCT の空間分解能の評価には modulation transfer function(MTF)を用いており、MTF とは再構成画像のどれだ

け細かいものまで識別可能であるかという、解像特性を示す指標である。この MTF は、均 一物質内に存在する細い針金や微小の金属球体の line spread function(LSF)をフーリエ変 換して、各周波数の応答特性を評価する際に使用される[19]。本研究では、図 2.9 に示した Catphan600 (The Phantom Laboratory, USA)ファントムを使用した。このファントムの内 部には MTF 解析用の 0.28 mm の微小球体が封入されている。本実験では、CBCT の視野 の中心にファントムを設置し、管電圧を 125 kV、管電流を 80 mA として投影データの取 集を行い、微小球体が存在する位置の画像を再構成した。そして、再構成画像内の微小球 体の LSF を求め、1 次元のフーリエ変換により MTF を求めた。図 2.10 に微小球体に対す る LSF の取得位置と解析した MTF の方向を示す。なお MTF を求める際は、画像のバッ クグラウンドに存在するノイズ成分を除去するため、微小球体が存在しない再構成面内の プロファイルを LSF から差分することで、ノイズ成分の除去を行った。本研究では、治療 計画用 CT である MSCT (HiSpeed NXi, GE Medical Systems, USA) についても同様の方 法で MTF を求めた。



図 2.9 Catphan600 (The Phantom Laboratory)。Catphan600 は CT 画像の性能評価用ファントムであ り、内部には様々な画質評価用のスラブが存在する。空間分解能の評価には内部に微小球体が設置された スラブを用いた。また均一性は水等価な均一媒質により構成されたスラブを用いた。



図 2.10 微小球体に対する LSF の取得位置および MTF の解析方向。均一媒質内に微小球体が設置されて いる。MTF の解析は破線方向に対してプロファイルを取得し解析した。

また同時に、ファントムの内部に存在する高コントラスト分解能の評価ファントムの画 像を視覚的に比較することで、CBCTの空間分解能を評価した。この視覚的評価では、フ ァントム内に細い金属の線が多数配置されており、どこまで細かいラインまで識別して認 識できるかにより、空間分解能を比較することができる。

次に、ファントムを用いた実験データから CBCT の再構成面内の均一性を求めた。ここでは、均一な水等価物質の再構成画像に対して、ROI を設置することで UI を算出した。投影データの収集条件はシミュレーション時と同様とし、図 2.11 に ROI の設置位置を示した。本研究ではシミュレーションと同様に、5 つの ROI をファントムの再構成断面の周辺部および中心部に設置し、ROI の大きさは 20×20 ピクセルとした。また、UI は式(2.8)により算出した。

21



図 2.11 再構成画像に対する ROI の設置位置。ROI は画像の中心部と周辺部に設置した。その大きさは 20×20 ピクセルとし、各 ROI からは画素値の平均値を取得した。

2-4-3. 線量計算精度

CBCT は被検体から発生する散乱線の影響を強く受けるため、投影データの均一性が劣 化する。また、MSCT の CT 値と異なり、CBCT 値は水、空気等の密度に対応する明確な 値が定義されていない。これらのことから、CBCT を用いた放射線治療の体内線量の計算 精度は、MSCT と同等の計算精度を担保することができないといえる。そこで、CBCT と MSCT の画素値の比較を行い、さらに CBCT 値を直接用いた線量計算の結果を MSCT の CT 値を用いた計算結果と比較した。

ここで、CBCT 値と CT 値の比較では、同一被検体の胸部および骨盤部の画像を用いた。 この際、CBCT と MSCT に対する ROI の位置は可能な限り同じ場所に設置できる様に、マ ニュアルにて調整を行った。さらに、胸部および骨盤部の画像は各々5 症例に対して画素値 の取得を行い、その平均値を結果とした。図 2.12 に胸部および骨盤部における ROI の設置 位置の例を示す。

22



図 2.12 CBCTと MSCTの再構成画像に対する ROIの設置例。(a)骨盤画像 ①Bladder, ②,③Hip joint, ④, ⑤Muscle, ⑥~⑧Fat, ⑨Prostate (b)胸部画像 ①,②Lung, ③Bone, ④,⑤Fat, ⑥Aorta, ⑦Muscle

次に、線量計算の精度の比較では、ファントムと骨盤および胸部画像に対する線量計算 を行った。本研究では、画像の大きさは 512×512 ピクセルであり、管電圧を 125 kV、管 電流を 80 mA、時間を 13 ms(CBCT)および 60 ms(MSCT)としてデータ収集を行った。な お、線量計算には Eclipse ver. 10.0 (Varian Medical Systems, USA)、計算アルゴリズムは anisotropic analytical algorithm(AAA) ver. 10.0 を使用した。また、線量計算の際に使用 する電子密度値は、MSCT から取得した CT 値電子密度変換曲線を用いた。

2-5. 結果

2-5-1. モンテカルロシミュレーション

1. 水円柱ファントム

図 2.13(a)にコリメータがない状態でのプライマリ光子、single detector CT (SDCT)および CBCT の再構成画像を示し、図 2.13(b)にはコリメータをつけた時の再構成画像を示す。 また表 2.1 は再構成画像から計算した UI の結果を示す。



図 2.13 モンテカルロ法による水円柱の再構成画像とプロファイル。プライマリ光子、SDCT、および CBCT の再構成画像を示す。(a)はコリメータがない状態で検出しており、(b)は開口角が±6°のコリメー タを使用して検出している。

(a)		ROI position (mean pixel value \pm SD)				TIT (0/)
	1	2	3	4	5	01 (%)
Primary	11.5 ± 0.3	11.5 ± 0.3	11.6 ± 0.3	11.5 ± 0.2	11.4 ± 0.2	1.4
SDCT	11.0 ± 0.3	11.1 ± 0.3	11.2 ± 0.3	11.1 ± 0.3	10.7 ± 0.2	3.9
CBCT	7.6 ± 0.4	7.9 ± 0.5	8.3 ± 0.6	7.9 ± 0.5	6.5 ± 0.1	22.4
(b)	-	ROI position	(mean pixel	value ± SD)		
	1	2	3	4	5	01 (%)
Primary	11.5 ± 0.3	11.5 ± 0.3	11.6 ± 0.3	11.5 ± 0.2	11.4 ± 0.2	1.4
SDCT	11.4 ± 0.3	11.4 ± 0.3	11.5 ± 0.3	11.4 ± 0.3	11.2 ± 0.2	1.8
CBCT	10.8 ± 0.3	10.9 ± 0.3	11.0 ± 0.3	10.8 ± 0.2	10.5 ± 0.2	3.5

表 2.1 水円柱ファントムの均一性((a)コリメータ無、(b)コリメータあり)

2. 胸部画像

図 2.14 にプライマリ光子、SDCT および CBCT に対する胸部の再構成画像とプロファイ ルおよび画素値の SD を示す。なお、本研究の結果は、検出器側に開口角を±6°としたコ リメータをつけて計算を行ったものである。



図 2.14 モンテカルロ法による胸部の再構成画像とプロファイルおよび SD。

次に、図 2.15 にプライマリ光子と散乱光子を含んだ投影データのエネルギースペクトル を示す。なお今回のシミュレーションでは、各光子を平面検出器の中心に向けて発生させ ているため、CBCT では 512×512 個の検出器の位置に向けてそれぞれ 100 万個の光子を 入射している。そのため、CBCT の入射光子数はプライマリ光子や SDCT と比較して多く なることから、エネルギースペクトルが非常となめらかな曲線になっている。



図 2.15 胸部画像の投影データのエネルギースペクトル。それぞれプライマリ光子、SDCT、および CBCT のスペクトルを示す。

2-5-2. ファントム実験

ファントム実験から得られたシステムの MTF を図 2.16 に示す。また、図 2.17 に高コン トラスト分解能の評価用ファントムの再構成画像を示す。



図 2.16 各再構成画像から取得した MTF。実線は CBCT、破線は MSCT を示す。



図 2.17 CBCT と MSCT の高コントラスト分解能ファントムの再構成画像。数値は各ライン対の間隔(cm) を示している。

次に表 2.2 に、ファントム実験の CBCT 画像と MSCT 画像から計算した UI を示す。

ROI position (mean pixel value \pm SD)						
	1	2	3	4	5	UI (%)
MSCT	90 ± 5	88 ± 6	88 ± 5	88 ± 6	88 ± 7	0.7
CBCT	86 ± 11	86 ± 11	85 ± 11	91 ± 11	83 ± 10	5.6

表 2.2 CBCT および MSCT に対する再構成面内の UI

2-5-3. 線量計算精度

表 2.3 に CBCT 画像と MSCT 画像の画素値を比較した結果を示し、図 2.18 には各臓器 の画素値の標準偏差を示す。
Pelvis										
DOL	DI 11	Hip joint		Muscle			Fat		Desited	
ROIS Bladd	Bladder	(R)	(L)	(R)	(L)	(A)	(B)	(C)	Prostate	
CBCT	38 ± 33	249 ± 100	290 ± 75	-19 ± 34	-42 ± 40	-148 ± 35	-206 ± 27	-124 ± 40	57 ± 33	
MST	9 ± 7	332 ± 97	301 ± 64	41 ± 11	41 ± 13	-109 ± 13	-105 ± 11	-94 ± 13	34 ± 7	
Thorax										
DOI.		Lung		Fat				A = =4 =	N.T. 1	
ROIS	(A)	((B)	Done	(4	A)	(B)	Aorta	Muscie	
CBCT	-911 ± 1	-913 ± 112		136 ± 108	-239	± 54 -	174 ± 42	-58 ± 55	-93 ± 36	
MSCT	-836 ± 11	22 -834	-834 ± 125		-95	± 17 -	94 ± 19	36 ± 7	35 ± 20	

表 2.3 胸部及び骨盤部に対する CBCT と MSCT の画素値(mean ± SD)



図 2.18 CBCT および MSCT の各臓器の画素値の標準偏差。(a)骨盤部、(b)胸部を示す。

次に、図 2.19 に CBCT 画像および MSCT 画像に対して計算した線量分布を示す。また、 胸部画像の画素値のプロファイルを図 2.20 に示す。



図 2.19 ファントムと骨盤および胸部画像に対する線量分布。(a)ファントム画像、(b)骨盤部画像、(c)胸 部画像に対する線量分布を示す。※ 線量分布の相違が生じている領域

CBCT

MSCT



図 2.20 胸部画像に対する画素値のプロファイル。実線は CT 値を示し、破線は CBCT 値を示す。

2-6. 考察

水円柱ファントムと胸部画像に対するモンテカルロシミュレーションにより、CBCT 画 像の画質を検討した結果について考察する。図 2.13の水円柱ファントムの再構成画像では、 プライマリ光子のみにより再構成した画像が最も高い均一性を示し、表 2.1 からプライマリ 光子の UI は 1.4 %となり最も良好な結果が得られた。これは、投影データに散乱光子が含 まれていないためであると考えられる。また、SDCT ではライン状の検出器に対しても散 乱光子が混入する。そのため、プライマリ光子のみの画像と比較して均一性が低下してお り表 2.1(a)から検出器側のコリメータが無い時の UI の値が 3.9 %となったが、コリメータ をつけることで表 2.1(b)から UI の値は 1.8%となり、画像の均一性は約2倍改善した。さ らに図 2.13 のプロファイルと再構成画像を、コリメータが無い場合(a)とある場合(b)で比較 すると、(a)の SDCT と CBCT には中心部の画素値が低くなるカッピングアーチファクトが みられるが、(b)ではその影響が小さくなっていることがわかる。また CBCT は、再構成面 内の均一性が他の2 画像と比較して最も劣化しており、コリメータをつけて計算した結果 においても UI は表 2.1(b)から 3.5 %となり、プライマリ光子および SDCT と比較して約 2 倍の高い値を示した。これらの結果から、散乱光子は再構成画像の均一性を著しく劣化さ せる原因となっており、CBCT の再構成画像には散乱光子の影響が顕著に表れることがわ かった。これは、CBCT では SDCT と比較して散乱光子が被検体の大部分から発生してお り、その散乱光子が投影データに混入することを防ぐためのコリメータがないためである

と考えられる。また、被検体から発生する散乱光子が投影データに含まれないようにする ことで、SDCT および CBCT の均一性は大きく改善することが示唆された。

次に図 2.14 の結果から、プライマリ光子のみの投影データによる再構成画像と比較し、 SDCT および CBCT では骨の境界や肺野がぼけているのがわかる。特に CBCT は、縦隔部 のコントラストが大きく低下したため、腫瘍の形状が乱れており、その位置を明確に確認 することができなくなった。さらに図 2.14 のプロファイルと SD の結果から、CBCT はプ ライマリ光子や SDCT のものより画素値の SD が大きくなり、骨と肺野との境界が不明確 になった。また、図 2.15 の検出器に入射する光子のエネルギースペクトルを解析した結果 から、プライマリ光子によるエネルギースペクトルと比較し、SDCT では 50 keV 以下のエ ネルギーの光子がより多く検出され、CBCT では 30~50 keV のさらに低いエネルギーの光 子が大半を占める結果となった。このことから、CBCT で検出される光子のエネルギース ペクトルは低エネルギー成分が大部分であったが、これは被検体と相互作用した散乱光子 が検出器に多く入射していることを示していると考えられる。

ファントム実験の結果について考察する。図 2.16 から、CBCT の MTF は MSCT と比較 して、0.2~0.5 lp/mm の範囲において約 25~30 %高い応答特性を示した。また図 2.17 から、 CBCT は MSCT と比較して、より細かい線対まで分離して認識することが可能であった。 これらのことから、CBCT の空間分解能は MSCT と比較して同等以上の性能を持っている ことが示された。これは CBCT の検出器である flat panel detector の半導体素子の大きさ が約 0.3 mm で非常に高精細であるためと考えられる。また、表 2.2 から、UI は MSCT が 0.7 %、CBCT が 5.6 %となり、CBCT は MSCT より 3~4 倍高い値を示した。この結果は、 シミュレーションとおよそ同等の結果であることから、実験においても被検体からの散乱 光子が画質を劣化させる大きな要因であることが示された。

最後に、CBCT 画像を用いた線量計算精度の結果について考察する。表 2.3 から、各臓器 の CBCT 値と MSCT 画像の CT 値を比較した結果、両者には隔たりが存在することが示さ れた。特に脂肪や肺において約 50 HU の差が存在した。また図 2.18 から、各臓器の CBCT 値は MSCT 画像の CT 値より大きな分散を示す部位が多く、脂肪や筋肉などの部位では CBCT は MSCT と比較し 2~3 倍の分散を示した。この結果から、CBCT 値は MSCT 画像 の CT 値と異なり、臓器毎の CBCT 値を定義することが困難であることが示唆され、CBCT 値は臓器の電子密度値を正確に反映することができないことから、線量計算の結果が不正 確になるといえる。次に図 2.19 について、ファントム(a)および骨盤部(b)では、CBCT と MSCT の線量分布はおよそ一致したが、肺野(c)では 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(図 2.19(c)※)に相違が生じた。このことから、 胸部画像に対する CBCT の計算精度の低下が示された。また図 2.20 から、肺野内や腫瘍内 の CBCT 値は MSCT 画像の CT 値を大きく異なっていることが示されたため、このような 両者の画素値の差が計算された線量分布の差の原因であると考えられる。

以上の検討から、胸部画像に対する CBCT 値の不正確さから、計算された線量分布に大 きな誤差が存在することが示された。さらに、CBCT ではデータ収集時間が長いことから 呼吸を止めた状態でのデータ収集は困難であり、呼吸性移動によるアーチファクトを強く 受け、画素値が大きく変動することが予想され、計算結果の誤差を拡大させる要因となっ ていると考えられる。以上のことから、CBCT 値は散乱線の影響による画素値の変動のみ ならず、撮影時の患者体動によるアーチファクトのため、MSCT における CT 値と大きく 異なる値となるといえる。そのため CBCT 値を直接線量計算に用いることが非常に困難で あり、その精度を担保することが不可能であることが示唆された。

2-7. まとめ

本研究では直線加速器に搭載された CBCT の定量的な画質評価を行い、放射線治療の線 量計算に用いる際の問題点について検討した。CBCT 画像には被検体から発生した散乱光 子が再構成画像の画質の劣化に大きく寄与しており、CBCT 値は MSCT 画像の CT 値と異 なる値を示すことから、CBCT 画像を利用した線量計算はその精度が著しく低下すること が実証された。そのため、CBCT 画像を用いた正確な線量計算の実現には、被検体からの 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。

2-8. 本章の参考文献

- Jaffray AD, Siewerdsen JH, Wong JW, et al., "Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy," Int J Radiat Oncol Biol Phys., vol.53, pp.1337-1349, 2002.
- [2] Ding GX, Duggan DM, Coffey CW, et al., "A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT," Radiother Oncol., vol.85, pp.116-125, 2007.
- [3] Jeasen HR, Hansen O, Hjelm-Hansen M, et al., "Inter- and intra-fractional movement of the tumor in extra cranial stereotactic radiotherapy of NSCLC," Acta Oncol., vol.47, pp.1432-1437, 2008.
- Ghilezan M, Yan D, Martinez A, "Adaptive radiation therapy for prostate cancer," Semin Radiat Oncol., vol.20, pp.130-137, 2010.
- [5] Tanderup K, Georg D, Potter R, et al., "Adaptive management of cervical cancer radiotherapy," Semin Radiat Oncol., vol.20, pp.121-129, 2010.
- [6] Pos F, Remeijer P, "Adaptive management of bladder cancer radiotherapy," Semin Radiat Oncol., vol.20, pp.116-120, 2010.
- [7] Chan MF, Yang J, Song Y, et al., "Evaluation of imaging performance of major image guidance systems," Biomed Imaging Interv J., 6pages, 2011. doi : 10.2349/biji.7.2.e11.
- [8] Wang J, Mao W, Solberg T, "Scatter correction for cone-beam computed tomography using moving blocker strips: a preliminary study," Med. Phys., vol. 37, pp.5792-5800, 2010.
- Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW, "Practical cone-beam algorithm," J. Opt. Soc. Am., A1, pp.612-619, 1984.
- [10] 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, 東京, pp.39-49, 2012.
- [11] Johns P. C, Yaffe M, "Scattered radiation in fan beam imaging system," Med. Phys., vol. 9 pp. 231-239, 1982.
- [12] Endo M, Tsunoo T, Nakamori N, et al., "Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT," Med. Phys., vol.28, pp.469-474, 2001.
- [13] Joseph PM, Spital RD, "The effect of scatter in x-ray computed tomography,"

Med. Phys., vol. 9, pp. 464-472, 1982.

- [14] Reilly AJ, Sutton D, "IPEM Report 78 –Spectrum processor," IPEM, 1997.
- [15] Samei E, Seibert AJ, Willis EC, et al., "Performance evaluation of computed radiography systems," Med. Phys. vol.28, pp.361-371. 2001.
- [16] Samei E, Flynn MJ, "An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography," Med. Phys. vol.30, pp.608-622, 2003.
- [17] Matsumoto M, Nishimura T, "Mersenne twister: a 623-dimensionally equidistributed uniform pseudo-random number generator," ACM Trans. on Modeling and Computer Simulations., vol.8, pp.3-30, 1998.
- [18] NIST XCOM: Photon Cross Section Database, (http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html)
- [19] Ichikawa K, Hara T, Niwa S, et al., "Method of measuring modulation transfer function using metal wire in computed tomography," Jpn J Radiol Technol., vol.64, pp.672-680, 2008.

第3章

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

3-1. はじめに

腫瘍に限局した照射を行う高精度放射線治療法の治療計画では、腫瘍領域のみに大きな 線量を投与する治療計画が行われる。一般の治療計画では、治療を行う以前の日に取得さ れた MSCT 画像を用いて、CT 値に基づいた電子密度値を使用して線量計算が行われるた め、まさにその治療の最中および治療期間中に生じる臓器の移動や患者状態の変化は考慮 されていない。ここで患者状態の変化とは、呼吸運動や消化管の蠕動運動の様な生理的な 動きを指す。また、放射線の感受性が高い頭頸部腫瘍や外科手術に伴う皮下浮腫は放射線 治療の期間中に著しく縮小することが多く、さらに栄養摂取が困難な患者においては治療 期間中に痩せることが報告されている[1]。これらの様々な変化が患者に生じた場合、照射 時と計画時では線量分布が異なるため正常臓器に対して大線量が照射されることや、腫瘍 に対しての線量が低下することが生ずる[1]。この問題を避けるために、治療期間中に CT 画像を新たに取得し、これを用いて再度治療計画することが行われてきた。しかし、この 様な CT 画像の再取得と再計画には多大な労力と時間を要し、患者にとっても時間的、経済 的に有益ではない。また、実際の臨床では再計画は 1 回程度と限られてしまうため、腫瘍 や臓器の変化は十分に考慮されているとは言い難い。

これまでの放射線治療では MSCT 画像に基づいて線量計算が行われており、IGRT 装置 として用いられる CBCT 画像の使われ方は、単に照射位置の補正と体内臓器の位置の確認 のみであるが、もしもこれを用いて正確な線量計算を行うことができれば、より正確な治 療が実現できる。このシステムでは、新たな専用装置も不要で、追加撮影による被ばくも 存在しないというメリットがある。しかしながら第 2 章において述べたように、胸部およ び骨盤部の MSCT 画像の CT 値と CBCT 値は異なり、胸部画像に対して CBCT 値を直接 用いた線量計算を行った場合、MSCT 画像を用いた治療計画と大きく異なる線量分布にな る。このことから、CBCT 値を用いた線量計算を行った場合には、治療計画の精度が大き く低下することが明らかである。本研究では、このような CBCT 画像を治療計画に用いる ことができる方法を開発する。

3-2. 研究目的と概要

CBCT 画像は被検体から発生する散乱線の影響を強く受けるため、CBCT 値の物理量と しての意味が失われている。この結果、CBCT 値は物体の電子密度値を正確に反映するこ とができず、放射線治療時の体内線量の計算に使用することができない。そこで、本研究 では、CBCT を用いて収集された投影データから再構成した CBCT 画像を用いて、高精度 な線量計算を可能とする手法を開発することを目的とする。ここでは、各臓器の形状情報 を CBCT によって取得し、その領域内に MSCT の CT 値で埋めた合成画像を作成して、こ れに基づいて線量計算を行うという新しい手法の提案を行った。本章では、ファントムお よび臨床画像を用いた実験により、本提案手法の有用性をこれまでに報告されている他の 手法との比較のもとに示し、本提案手法の工学的価値と臨床における有用性を実証する。

3-3. CBCT と MSCT を組み合わせた合成画像による線量計算法

本節では、CBCT を利用した正確な線量計算を実現させるための方法として、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する。本手法では、CBCT および MSCT から人体を構成する主要な 3 つの臓器の領域(肺野、軟部組織及び骨)を抽 出する。人体の大部分は肺野、軟部組織および骨の 3 つの臓器に近い CT 値により構成され ているので、人体をこの 3 つの領域の CT 値のみで構成したとしても、大きな線量計算の誤 差は生じないと考えられる。 図 3.1 に領域分割の方法の概要を示す。 本手法では最初に肺野 と骨の抽出を行い、最後に軟部組織の領域を決定する。具体的には CBCT 画像と MSCT 画 像に対して正確な肺野の抽出を行うため、画像全体の画素値の濃度ヒストグラムを作成し、 得られたヒストグラムからしきい値を設定して肺野を抽出する。ここでは、CBCT に対し - 500、MSCT に対し - 300 を肺野領域のしきい値とした。しかしながら、しきい値による 領域分割のみでは肺野内の血管や石灰化物などの微小な構造物が残存してしまう。そのた め、ラベリング処理を用いて小さな領域を排除した。 図 3.2 に提案手法に用いたラベリング 処理の概要を示す。ラベリング処理では、2値化された画像に対して、ある1画素の縦、横、 斜め方向の 7 方向について連結した画素を見つけ、同じ値付けをすることで大きな面積か ら小さな面積までの構造物をラベル化した。そして、小さな面積を有する領域を肺野や骨 に置き換える操作を行った。以上の方法により、左右の大きな肺野の領域を決定した。次

に、残った領域に対して、肺野と同様にしきい値を用いたヒストグラム解析とラベリング 処理により、小さな骨や残存した寝台等の領域の排除を行い、骨の領域を分離した。その 際のしきい値は CBCT および MSCT 共に 120 とした。本手法では、肺野および骨のしきい 値は数例の症例において試行を繰り返し決定した。その後、元の画像から肺野と骨の領域 を除去して、残った領域を軟部組織とすることで、画像を3つの臓器に分割した。最後に、 肺野、骨および軟部組織に分割された CBCT と MSCT から、CBCT の3つの臓器の輪郭内 部に MSCT から抽出した同一領域の CT 値を置き換えることで、線量計算に使用する合成 画像を作成した。



図 3.1 SR 法における領域分割の概要。CBCT および MSCT の濃度ヒストグラムから、肺野と骨を分離 した後に、元画像全体から肺野と骨を差分した領域を軟部領域とする。

本研究では、MSCT 画像から得られる CT 値として何を利用するのが最も妥当なのかを 調べるために、各領域の平均値、最頻値および中央値を取得した。以上の操作により、CBCT による各臓器の形状情報と MSCT による各臓器の CT 値の情報を組み合わせた合成画像を 作成した。この画像を用いた線量計算では、CBCT により得られた治療直前の臓器の位置 や体型の変化を考慮しつつ、MSCT の CT 値を用いて線量計算を行うことになるので、被 検体やそれに依存した散乱線の影響を受けることが無い。さらに、CBCT 画像を作る際に 用いた X 線管のエネルギーや付加フィルタなどの画像収集条件に関係なく線量計算が可能 となる。そのため、汎用性が高く臨床において実現の可能性が高い手法であるといえる [2,3]。ここでは本手法を segmented-regions method(SR)法と呼ぶこととし、図 3.3 に提案 手法の概要を示す。

前と連結してい ない場合新たな 番号を入れる。	0	0	0	0	0	0	0	0	
	0	0	0	0	11	0	0	0	
	0	0	0	1 4	1,	Ĩ.	.0	0	
	0	0	1	1	1	1	1	0	、 周囲7方向から
	0	0	0	1	1	1	0	0	連結した画素(を見つける。
	``O-»	2	2	0	1	0	0	0	
	2	2	2	0	0	0	3	3	
	0	0	0	0	0	0	3	3	

図 3.2 SR 法に用いたラベリング処理の概要。2 値化された画像をラスタスキャンし、周囲 7 方向に対し て連結した画素値を見つけ、同じラベルを与える。これにより構造物を面積の大きい順に並べることがで きる。



図 3.3 SR 法における画素値の置換方法の概要。領域抽出を行った CBCT 画像からは各臓器の形状情報を 利用する。一方で MSCT 画像からは各領域の CT 値の情報を利用する。そして、CBCT の輪郭内に該当す る CT 値を置換した合成画像を作成して線量計算に使用する。

3-4. 比較した従来手法

3-4-1. CT 値電子密度ファントムを用いた線量計算法

提案手法の有用性を実証するため、これまでに報告されている CBCT を用いた 2 つの線 量計算法を実装し、比較した。まず 1 つ目の方法は、CBCT 値と電子密度値の対応関係を 用いた方法である。具体的には、物質の電子密度値が既知である CT 値電子密度ファントム (Gammex RMI 467, USA)の MSCT 画像および CBCT 画像を取得する。図 3.4 に CT 値電 子密度ファントムの外観を示す。このファントムは、内部に肺野、脂肪、骨、乳房等の人 体の代表的な部位に該当する 13 個の異なる物質が挿入されており、それぞれの電子密度値 が与えられている。そこで、CBCT および MSCT にて取得した CT 値電子密度ファントム 画像に対して、各画像内の密度素子毎に 13 個の ROI を設置し画素値の平均値を取得する。 そして、CBCT と MSCT の同じ密度素子の平均画素値を対応させ、最小 2 乗法により 2 次 近似曲線を求めることで、CBCT 値変換曲線を作成する。その後、作成した変換曲線を用 いて、すべての CBCT 値を、該当する CT 値に置換し線量計算のための画素値変換画像を 作成する。ここでは、本手法を electron phantom method(EP)法と呼ぶことする。詳細は 参考文献[4,5]に示されている。また、図 3.5 に本研究において用いた CBCT 値変換曲線を 示す。



図 3.4 CT 値電子密度ファントムの外観。このファントムには肺野(2 種類)、脂肪、水、ち密骨、皮質骨、 カルシウム(2 種類)、乳房、脳、肝臓の電子密度値が与えられている。



図 3.5 CT 値電子密度ファントムにより作成した CBCT 値変換曲線。CT 値電子密度ファントムの画像を CBCT および MSCT により取得し、同一の密度素子に対する平均画素値の対応関係を用いることで、CBCT 値を MSCT 画像の CT 値へ変換する。

3-4-2. 被検体毎の画素変換による線量計算法

第2の方法は、同一被検体のCBCT 画像とMSCT 画像から作成した画素値変換曲線によ りCBCT 値を補正する方法である。本手法では、同一の被検体に対するMSCT 画像とCBCT 画像を取得した後、2つの画像間の画素値の対応関係から被検体毎に画素値変換曲線を取得 する。そして、CBCT 値をMSCTのCT 値に変換し、線量計算に用いることで計算精度の 向上を図っている。具体的には、CBCTとMSCTの2つの画像をレジストレーションした 後、空気、軟部組織、骨、肺野等の人体の代表的な構造物に対してROIを設置する。そし て、両方の画像の同じ構造物の平均画素値を取得し、構造物間での画素値の対応関係を得 る。その後、得られた画素値の関係から、最小2乗法による3次近似曲線を用いて、CBCT とMSCTの画素値変換曲線を作成する。つまり、本法では画素値変換曲線を被検体毎に作 成することで、CBCT 値をMSCT 画像のCT 値に変換し線量計算を行うというものである。 本手法を specific areas method(SA)法と呼ぶこととする。詳細は参考文献[6,7]に示されて いる。図 3.6 に胸部画像に対する ROI の設置例を示す。さらに、図 3.7 に本手法にて取得 された画素値変換曲線の例を示す。



図 3.6 胸野の CBCT および MSCT 画像に対する関心領域の設置例。CBCT 画像と MSCT 画像に対して 同じ位置の臓器に ROI を設置し、各々の平均画素値を取得する。胸部画像では、空気、肺野、脂肪、筋肉、 骨の画素値を取得した。



図 3.7 胸部画像に対する画素値変換曲線の例。各臓器の CBCT 画像および MSCT 画像から取得した画素 値の関係から、CBCT 値を MSCT 画像の CT 値に変換させるための曲線を作成する。

3-5. 実験方法

3-5-1. ファントム

本節では水等価物質と空気等価物質により構成された不均質ファントムを用いて、提案 手法の有用性を他手法との比較により示す。図 3.8 に不均質ファントムの外観図を示す。こ のファントムでは肺野内の腫瘍を模擬するために、空気等価物質であるコルク板の中に水 等価物質を挿入している。ここでは、ファントムの CT 画像を CBCT および MSCT により 取得し、提案手法を用いて抽出された各領域の CT 値の平均値、中央値および最頻値を求め、 CBCT 画像から得られた領域にそれぞれ埋め込み合成画像を作成した。



図 3.8 不均質ファントムの外観図。肺野内に存在する腫瘍を模擬するため、空気等価物質(コルク)の中央 に水等価物質を挿入している。

次に、データの収集条件について示す。MSCTのデータ収集には、図 3.9 に示した HiSpeed NXi(GE Medical Systems, USA)を使用した。また、CBCTのデータ収集には、図 2.1 に示 したリニアック搭載型 CBCT On-board imager(Varian Medical Systems, USA)を使用した。 画像収集時の管電圧は MSCT が 120 kV、CBCT は 125 kV であり、CBCT は 360°の収集 角度に対して約 660 枚の 2 次元投影データを約 1 分間かけて収集した。各々の再構成画像 は 512×512 ピクセルとし、画像サイズは CBCT 画像が 40×40 cm²、MSCT 画像が 50× 50 cm² であり、スライス厚は両画像とも 2 mm とした。



図 3.9 MSCT の外観図。MSCT の検出器は体軸方向に 2 列並んでいる。

最後に放射線治療計画について示す。線量計算に使用した治療計画装置は Eclipse ver. 10.0(Varian Medical Systems, USA)、計算アルゴリズムは anisotropic analytical algorithm ver.10.0を使用した。ここでは、6MVの管電圧のX線による前方1門照射を計画した。そして上記の計画装置を用いて、MSCT 画像そのものを用いた線量計算と提案手法における3 つの画素値変換処理を行った合成画像に対する線量計算を行い、両者を比較した。

3-5-2. 臨床画像

本節では肺腫瘍に対する放射線治療の直前に取得した CBCT 画像を用いて、提案手法の 有用性を他手法と比較した。ここでは胸部画像 8 例に対して合成画像を用いた線量計算に よって得られた線量分布を、それぞれの MSCT 画像を用いた初期治療計画の結果と比較し た。ここで、提案手法では CBCT 画像より得られた臓器輪郭に対し MSCT の CT 値の平均 値、中央値および最頻値を代入して合成画像を作成した。なお MSCT 画像を用いた治療計 画は治療実施の 1 週間前に作成されたものである。また、臨床装置を用いたデータ収集条 件および線量計算に使用した治療計画装置は 3-5-1 節と同様である。さらにここでは、6 MV の管電圧の X 線による前方 1 門照射および、4 門照射を計画した。

3-6. 評価方法

3-6-1. 線量計算精度

合成画像により計算した線量分布を、基準となる MSCT 画像による線量分布と比較し、 その計画精度を求めた。この計画精度の比較には、線量分布の位置誤差によるものと、線 量の相違と線量分布の位置の相違を複合したものとの 2 つの指標を用いた。以下に評価指 標の説明を示す。

線量分布の位置誤差は一般的に distance to agreement(DTA)解析が用いられ、実測され た線量点と最近傍の計算された同一の線量点との距離を評価指標としたものである。すな わち、DTA 解析では等線量曲線が実測と計画とでどの程度離れているかを評価している。 その後、Harms, et al.や Cheng, et al.により、計画線量値と実測線量値の差および等線量 曲線間の差に対して誤差の基準値を設け、計画精度の総合的な評価を行う研究がなされて きた[8,9]。しかしこの場合、線量差と線量分布の差という 2 つ評価指標に対し、各々に基 準値を設けているため、2つの指標を1つの同じ評価基準で検証することができない。また、 DTA 解析では大きな線量勾配がある領域において、線量差の影響が過大な誤差量として評 価されることになる。そこで、Low DA, et al.により線量の差と線量分布の差を統合し、1 つの評価指標として検証することを可能としたγ解析法が提案された[10]。このγ解析法では 線量値の差の許容線量を ΔD_M とし、線量分布の差の許容距離を Δd_M としたときに、計画さ れた線量分布の位置と線量値を各々 γ_c, D_c 、実測された線量分布の位置と線量値を各々 γ_m, D_m として、次の $\Gamma(\gamma_m, \gamma_c)$ を評価指標としている。

$$\Gamma(\gamma_m, \gamma_c) = \sqrt{\frac{\gamma^2(\gamma_m, \gamma_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\gamma_m, \gamma_c)}{\Delta D_M^2}}$$
(3.1)

で表される。ここで、

$$\gamma(\gamma_m, \gamma_c) = |\gamma_c - \gamma_m| \tag{3.2}$$

$$\delta(\gamma_m, \gamma_c) = D_c(\gamma_c) - D_m(\gamma_m) \tag{3.3}$$

であり、式(3.2)は計画と実測における線量分布の差を示しており、式(3.3)は計画と実測に おける線量の差を表している。γ解析法においては、評価した測定点におけるΓ(γ_m,γ_c)が1 を超える時には Fail とし、1 以下となる点を Pass として、その比率(Pass rate(%))を評価 指標としている。本研究では、提案手法による計算結果の正確さを DTA 解析とγ解析法を 用いて検討しており、具体的には DTA 解析における検出基準を 2 mm、γ解析法では 2 % の絶対線量誤差と 2 mm の線量分布の許容距離として、検出条件の Pass rate を算出した。 さらに *t* 検定を用いて Pass rate の平均値の有意差を求めた。この *t* 検定では、2 群間の分 散に対して F 検定を用いた検証を行った後に、有意差検定を行っている。

次に、作成された治療計画の良し悪しを判断する場合、臨床において最も多く利用され ている手法として dose volume histogram(DVH)解析がある。最初の DVH 解析の概念は Balter, et al.により発案された[11]。Balter, et al.は放射線同位元素を封入したシードによ る密封小線源治療において、シード刺入による線量計算での立体格子上の計算点を、線量 別に集計することで dose frequency histogram を作成している。その後、Chen, et al.の報 告により DVH 解析の呼称が使用され始め、DVH 解析の概念を用いた多くの研究が報告さ れている[12,13]。また近年では、治療計画装置により照射される臓器毎の累積線量の計算 が容易に可能であり、この線量対体積の関係をグラフ化し解析を行う手法を DVH 解析と呼 んでいる。そのことから、DVH 解析により照射された構造物の体積当たりの吸収線量を見 積もることが可能となるため、治療計画の最適化を図る上で重要な指標となっている[14]。 本研究では、胸部画像の 4 門照射計画に対して腫瘍体積に寄与する平均線量および腫瘍体 積の 95 %に投与される線量(D95%)を初期治療計画のものと比較した。DVH 解析による計画 精度の評価では、治療計画間の類似性を臨床的な評価指標により判断することが可能とな るので、提案手法の有効性を検証するのに最適な解析方法といえる。さらに、臨床におい てはこの DVH 解析により治療計画の良し悪しを判断しているため、CBCT を用いた合成画 像により計算された線量分布の DVH が MSCT 画像によるものと類似していることは、臨 床上、非常に重要であると考えられる。なお、DVH 解析の結果に対しては t 検定を用いて 有意差を求めた。

3-6-2. 領域抽出精度

提案手法である SR 法は、MSCT 画像と CBCT 画像から合成した画像を線量計算に利用 している。この際、CBCT の臓器形状を用いることで標的等の体積変化に対応した線量計 算が可能となる。一方で、CBCT 値が散乱線等の影響を大きく受けるため、抽出される領 域の体積に相違が生じ、結果的に合成画像を用いた治療計画の精度に影響を及ぼす可能性 がある。そこで、肺野及び骨領域の抽出時のしきい値を変化させ、SR 法における各抽出領 域の体積の正確さが治療計画の精度に与える影響について検討した。ここでは 5 症例の臨 床胸部画像について、CBCT 画像に対する肺の基準しきい値 - 500 に対し、- 650 から - 350 と可変とした際の抽出体積の変化を求めた。また同様にして、骨の基準しきい値 120 に対 し、90 から 150 まで変化させた際の抽出体積の変化を求めた。さらに、肺および骨の抽出 体積の変化が治療計画精度に与える影響を検討するため、MSCT 画像による初期治療計画 と比較した。治療計画精度の検証には、DTA 解析及びγ解析法を用い、照射計画は 6 MV の 管電圧の X 線による 1 門照射とした。さらに、4 門照射計画に対する DVH 解析により腫瘍 体積に寄与する平均線量および D_{95 %}を初期治療計画と比較した[3]。なお、SR 法では、 MSCT 画像の中央値を画素値として使用した。

3-7. 結果

3-7-1. 線量計算精度

1. ファントム

図 3.10 にファントムに対する 1 門照射計画の線量分布を示す。この図では、(a)は MSCT による初期治療計画であり、(b)は CBCT 値を直接使用して計算した線量分布を示している。 また、(c)~(e)は CBCT の画素値変換を行ったものであり、各々EP, SA および SR 法(中央 値を使用)による画素値変換後の線量分布を示す。なお、この図は線量の相対値をカラー曲 線により示し、同じ線量の範囲を同一の曲線で描いており、各々の線量分布を CBCT 画像 上に重ねて表示している。また、表 3.1 に不均質ファントムに対する DTA 解析とγ解析法 の結果を示す。この表において、'w/o conversion'は CBCT 画像の画素値をそのまま用いた 線量計算を表している。



図 3.10 不均質ファントムに対する 1 門照射の線量分布。(a) 初期治療計画、(b) 画素値変換無、(c) EP 法、(d) SA 法、(e) SR 法を示す。

Analyza	w/o	_	Conversion methods				
Analyses	conversion	EP	SA	SR (median)	SR (mean)	SR (mode)	
DTA analysis [%]	20.4	98.5	100.0	100.0	100.0	100.0	
γ analysis [%]	30.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	

表 3.1 不均質ファントムに対する DTA 解析、γ解析法の結果

2. 臨床画像

図 3.11 に胸部画像に対する 1 門照射計画の線量分布を示す。ここで、(a)は MSCT 画像 を用いた初期治療計画であり、(b)は CBCT 値を直接用いて計算した線量分布である。また、 (c)~(e)は画素値変換を行った線量分布(それぞれ EP,SA,SR(中央値を使用)法の結果)である。 図 3.12 には 8 症例の胸部画像に対する DTA 解析とγ解析法の結果の平均値と分散を示す。



図 3.11 1 門照射計画の線量分布。(a) 初期治療計画、(b) 画素値変換無、(c) EP 法、(d) SA 法、(e) SR 法 を示す。



図 3.12 1 門照射計画における DTA 解析とγ解析法の結果。DTA 解析およびγ解析法の結果は8 症例の平均値と標準偏差を示している。

図 3.13 に 4 門照射計画に対する線量分布の 1 例を示す。ここで、(a)は MSCT による初 期治療計画、(b)は CBCT 値を直接線量計算に使用した線量分布を示し、(c)~(e)は画素値変 換を行った線量分布(それぞれ EP,SA,SR(中央値を使用)法の結果)である。また、図 3.14 に 4 門照射計画の DTA 解析、 γ解析法の結果を 8 症例の平均値と分散で示す。さらに、表 3.2 に 4 門照射計画の腫瘍体積への DVH 解析の結果を示す。表 3.2 の結果は、初期治療計画の 体積線量との誤差率を示している。



図 3.13 4 門照射計画における線量分布。(a) 初期治療計画、(b) 画素値変換無、(c) EP 法、(d) SA 法、(e) SR 法を示す。



図 3.14 4 門照射計画における DTA 解析とγ解析法の結果。DTA 解析およびγ解析法の結果は8 症例の平 均値と標準偏差を示した。

Volume types	CBCT		Con	version method	ls	
	(w/o conv.)	EP	SA	SR (median)	SR (mean)	SR (mode)
Mean dose [%]	2.8 ± 0.9	$3.9\pm1.7^*$	$3.5\pm3.8^*$	$1.3\pm0.5^{**}$	$1.2 \pm 0.8^{**}$	$1.6 \pm 1.0^{**}$
$\mathrm{D}_{95\%} \ \mathrm{[Gy]}$	3.2 ± 1.6	$2.9 \pm 1.9^*$	$3.4 \pm 3.8^*$	$0.8 \pm 0.8^{**}$	$0.9 \pm 1.1^{**}$	$1.1 \pm 0.8^{**}$

表 3.2 4 門照射計画の腫瘍体積の DVH 解析(mean ± SD)

* not significant ** significant (p < 0.05)

3-7-2. 領域抽出精度

図 3.15 に肺野の MSCT 画像と抽出時のしきい値を変化させた CBCT 画像を示す。また、 表 3.3 および図 3.16 に、しきい値毎に描出された肺野および骨の領域の、基準しきい値に て描出された領域との変化率を示す。



図 3.15 領域抽出のしきい値による抽出された肺領域。(a)初期治療計画, (b)CBCT, (c)しきい値 - 400, (d) しきい値 - 450, (d)しきい値 - 500, (d)しきい値 - 550 を示す。

Lung	Threshold values										
	-350	-400	-450	-550	-600	-650					
Volume change [%]	2.3 ± 0.8	1.3 ± 0.5	0.6 ± 0.2	-0.5 ± 0.2	-1.2 ± 0.5	-1.7 ± 0.5					
Bone	Threshold values										
	90	100	110	130	140	150					
Volume change [%]	19.7 ± 4.7	10.9 ± 6.0	5.9 ± 6.2	-7.7 ± 7.9	-11.5 ± 5.2	-15.2 ± 4.3					

表 3.3 しきい値に対する肺野及び骨の描出領域の変化率(mean ± SD)



図 3.16 しきい値に対する肺野および骨の描出領域の変化率。(a)肺野、(b)骨に対して、しきい値による抽 出体積の変化率を示した。

表 3.4 および図 3.17 に、しきい値を変化させた CBCT 画像に対する提案手法の計算結果 と初期治療計画の計算結果の比較を示す。また、表 3.5 にしきい値を変化させた時の腫瘍体 積の DVH 解析の結果を、初期治療計画時の体積線量との誤差率として示す。

Lung	Threshold values							
	-400	-450	-500	-550	-600			
DTA analysis [%]	85.5 ± 6.7	87.7 ± 4.5	88.2 ± 3.7	89.3 ± 3.1	89.7 ± 4.5			
γ analysis [%]	95.5 ± 3.4	5.5 ± 3.4 96.2 ± 3.1 $96.2 \pm$		96.2 ± 1.8	97.1 ± 2.0			
Bone	Threshold values							
	90	110	120	130	150			
DTA analysis [%]	88.5 ± 4.5	89.0 ± 4.2	89.0 ± 4.2	88.8 ± 4.0	87.3 ± 1.8			
γ analysis [%]	97.9 ± 3.0	97.5 ± 2.4	97.9 ± 3.0	97.7 ± 2.7	97.7 ± 2.7			

表 3.4 各描出領域に対する DTA 解析とγ解析法の結果(mean ± SD)



図 3.17 各描出領域に対する DTA 解析とγ解析法の結果。(a)肺野、(b)骨について、抽出体積に依存した線量計算の精度を DTA 解析とγ解析法により求めた。

Valaria daga tamag	CBCT						
volume dose types	(w/o conv.)	-400	-450	-500	-550	-600	
Mean dose [%]	3.7 ± 1.8	$1.9 \pm 1.3*$	1.3 ± 1.4*	$1.4 \pm 1.0*$	$1.3 \pm 0.9^{*}$	$1.5\pm0.8^{*}$	
${ m D}_{95\%} ~[{ m Gy}]$	8.5 ± 6.6	$2.7\pm1.7*$	$2.2\pm1.5^{*}$	$2.0\pm1.2^{*}$	$2.3\pm0.4^{\boldsymbol{*}}$	$1.7\pm0.8^{*}$	
*							

表 3.5 肺の描出領域に対する、腫瘍の線量体積指標の誤差率(mean ± SD)

3-8. 考察

本節では提案手法の有用性をファントムと胸部画像を用いた実験の結果から考察する。 ファントム実験において、図 3.10 の結果から、中心に存在する水等価物質の周囲の線量曲 線が初期治療計画(a)に対し、CBCT 値を直接用いた計算(b)では大きく異なっていることが 確認できる。一方で、画素値変換処理(c)~(e)を行うことにより、初期治療計画に類似した線 量分布となることが示された。 また表 3.1 の結果から、 CBCT 値を直接用いた計算を行った 場合、DTA 解析で 20.4 %、γ解析法で 30.5 %しか、初期治療計画との線量分布の一致を示 すことができなかった。しかしながら、3つの画素値変換処理法を用いることにより線量計 算の結果は初期治療計画に近づき、Pass rate はおよそ 100 %となった。以上の結果は、 CBCT 値が MSCT 画像の CT 値と異なっているために、計算された線量分布に大きな相違 が生じたと考えられ、画素値変換処理を用い CBCT 値を CT 値に近似させることで媒質の 電子密度値を線量計算に正しく反映させることができ、CBCT 画像を用いた計算結果を初 期治療計画へ近づけることが可能になったといえる。しかしながら、今回の検証に使用し たファントムでは、いずれの画素値の変換処理法を用いても良好な結果となり、手法の違 いによる有意差は出なかった。これは、今回の検討に使用したファントムの構造が単純で あったことや、ファントムに動きが生じていなかったことが原因として考えられる。しか し、実際の人体では密度の異なる臓器がより複雑に存在しており、また CBCT のデータ収 集中のモーションアーチファクトによる画質の劣化が予想されるため、これらの影響が線 量計算の正確性の低下に大きく寄与すると考えられる。

次に胸部画像に対する実験結果について考察する。図 3.11 から、胸壁への 110 %線量曲 線(赤)の形状や腫瘍内の 100 %線量曲線(黄)の形状に関して、CBCT 値を直接用いた線量分 布が初期治療計画のものと異なっていることが視覚的に確認できる。さらに図 3.12 から、 CBCT 値を直接用いた線量分布では、DTA 解析で約 50 %、γ解析法で約 75 %の Pass rate となったが、画素値変換処理後の計算結果は、いずれの変換処理法であっても DTA 解析で 約 70 %以上、γ解析法で約 90 %以上と Pass rate を約 25 %改善させることが可能となった。 特に SR 法にて中央値を利用した場合に、最も結果の分散が小さく、高い Pass rate を示し た。しかしながら、1 門照射計画においては提案手法と EP および SA 法との間で改善効果 の有意差を得ることはできなかった。次に図 3.13 では、腫瘍内での高線量領域(黄〜ピンク) の線量曲線および、皮膚面での低線量領域(茶〜緑)の線量曲線に関して、SR 法を用いた線 量分布が最も初期治療計画に近いことが視覚的に確認できる。また図 3.14 から、SR 法は 症例間の結果の分散が小さく、CBCT値を直接用いた線量計算のものと比較して、約10% の Pass rate の向上が実現できた。一方で CBCT 値を直接用いた線量計算は、SR 法の結果 と比較し DTA 解析および γ解析法の Pass rate が有意に低下しており、MSCT 画像の初期 治療計画と異なる計算結果になることが示された。この原因として散乱線やビームハード ニングの影響が考えられる[15,16]。さらに図 3.14 から、4 門照射計画に対して EP および SA 法を用いた線量計算は、症例間における結果の分散が非常に大きくなり、CBCT 値を直 接用いた線量計算との間で有意な計算精度の向上を示すことができなかった。このことか ら、EP および SA 法と比較し SR 法を用いた線量計算は安定した計算精度をもつことが示 された。また SR 法では、MSCT の CT 値の中央値を利用することで、Pass rate の分散を 小さくすることができたため、中央値の利用はいかなる胸部画像に対しても初期治療計画 に最も近い線量分布を与えるといえる。一方で、EP および SA 法は計算結果の分散が大き く、CBCT 値を直接使用した線量計算との間で有意差を得ることができなかった。これは EP および SA 法では、散乱光子の影響により CBCT の再構成画像の均一性が非常に悪くな ることから、作成した画素値変換曲線が不正確なものとなり CBCT 値を CT 値に正しく変 換することができなかったためと考えられる。そのため、EP 法および SA 法では、被検体 毎及びデータ収集の条件毎に何度も画素値変換曲線を作成する必要がある。このことは、 CBCT を用いた治療計画の運用上の問題となり、臨床での煩雑な操作が必要になると考え られる。これに対し SR 法では、CBCT の画素値を間接的にも使用していないため、散乱光 子による計画精度の劣化が無かったと考えられ、SR 法は日々の CBCT から照射中心の位置 の補正と体内臓器の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容易に 可能である。さらに、表 3.2 の結果から、CBCT 値を直接使用した線量計算による体積線量 の誤差率に対し、SR 法は誤差率がおよそ半減した。また、EP および SA 法では体積線量 の有意な改善が示されなかったことから、DVH 解析についても SR 法では多門照射に対す る腫瘍の体積線量を、初期治療計画の体積線量とほぼ一致させることが可能となった。

最後に領域抽出精度の結果について考察する。肺野および骨領域の体積変化率について、 図 3.15 からしきい値が-400(c)の時、肺野のみならず一部の軟部組織も肺野として認識して しまうエラーが生じている。また表 3.3 および図 3.16 から、肺野のしきい値を変えた時の 体積変化は約±2 %以内であり、また骨領域の体積の変化率は約±15 %以内となり、結果 の分散も大きくなった。これは、骨領域の CBCT 値の分散が大きかったことと、骨領域の 体積が画像全体に占める割合が小さかったことに起因すると考えられる。さらに表 3.4 およ び図 3.17 から、肺野のしきい値を - 400 とした時の Pass rate がわずかに劣化しているの に対して、骨の描出変化が計画精度に与える影響はとても小さく、表 3.5 から、肺野および 骨領域のしきい値を変化させても体積線量の誤差率に有意な差は生じなかった。このこと から、SR 法では肺野および骨領域共に描出精度が線量計算の結果に与える影響は小さいこ とが示されたが、肺野領域の体積変化に伴い、若干の計算精度の劣化傾向がみられた。こ れは、肺領域の体積変化はその周りに存在する軟部組織の抽出領域に影響を与えるため、 若干の計画精度への影響があったと考えられる。よって、SR 法を胸部画像に用いる場合に は、肺野領域の抽出範囲が妥当かどうか、しきい値の設定に関して注意が必要であると考 えられる。しかしながら、CBCT 画像に対する領域抽出の精度は、治療期間中に患者の体 型が著しく変化した場合であっても、領域分割の際の濃度ヒストグラムの頻度が変化する のみであるため、同一のしきい値を用いたとしても、領域の抽出が可能であると考えられ る。

以上の結果から、本提案手法は治療時の CBCT 画像から患者の体型変化や臓器変形に応 じた正確な線量分布を自動的に計算できる手法であるといえる。また、人体の大部分は軟 部組織と骨と空気に近い構造物により構成されているため、放射線治療の線量計算に用い るという点では、本提案手法は胸部以外の部位に対しても計算精度を担保できると考えら れる。以上のことから、本提案手法により CBCT を利用した治療計画の精度を高めること が可能となるため、臨床での使用において、その有用性が高いものといえる。

3-9. まとめ

本研究では直線加速器に搭載された CBCT の再構成画像を用いて、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方法の提案を行った。本提案手法では CBCT を用い て臓器の形状情報を利用し、MSCT から CT 値の情報を取得して、その両者を合成した画 像を作成している。そして提案手法の有効性について、ファントムおよび胸部画像を用い た線量計算の結果を他手法と比較した。その結果、提案手法により CBCT を用いた正確な 線量計算を行うことが可能となり、また他手法と比較して最も正確であり安定した結果と なった。こ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。

57

3-10. 本章の参考文献

- Schwartz DL, Dong L, "Adaptive radiation therapy for head and neck cancer-can an old goal evolve into a new standard?," J Oncol., ID.690595, 13pages, 2011.
- [2] Usui K, Kunieda E, Ogawa K, et al., "Dose calculation with a cone beam CT image in image-guided radiation therapy," Radiol Phys Technol., vol.6, pp.107-114, 2013.
- [3] 臼井桂介,国枝悦夫,尾川浩一,"適応的放射線治療のための CBCT 画像を用いた放 射線治療計画の評価," Med Imag Tech., vol.31, pp.231-239, 2013.
- [4] Guan H, Dong H, "Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy," Phys Med Biol., vol.54, pp.6239-6250, 2009.
- [5] 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.
- [6] Richter A, Hu Q, Steglich D, et al., "Investigation of the usability of conebeam CT data sets for doe calculation," Radiat Oncol., vol.3, 13pages, 2008. doi:10.1186/1748-717X-3-42.
- [7] Hu W, Ye J, Wang J, et al., "Use of kilovoltage X-ray volume imaging in patient dose calculation for head-and-neck and partial brain radiation therapy," Radiat Oncol., vol.5, 10pages, 2010. doi:10.1186/1748-717X-5-29.
- [8] Harms WB, Low DA, Purdy A, et al., "A quantitative software analysis tool for verifying 3D dose-calculation programs," Int J Radiat Oncol Biol Phys., vol.30, pp. 187, 1994.
- [9] Cheng A, Harms WB, Gerber RL, et al., "Systematic verification of a three-dimensional electron beam dose calculation algorithm," Med Phys., vol.23, pp.685-693, 1996.
- [10] Low DA, Harms WB, Mutic S, et al., "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions," Med Phys., vol.25, pp.656-661, 1998.
- [11] Balter S, Freed RB, Ragazzoni DG, et al., "An extension of the Memorial System for implant dosimetry," Radiology, vol.87, pp.475-481, 1966.
- [12] Chen GT, Austin-Seymour M, et al., "Dose volume histograms in treatment planning evaluation of carcinoma of the pancreas," Proc. of 8th ICCR, pp.264-268,

1984.

- [13] Chen GT, Pelizzari CA, et al., "Evaluation of treatment plans using dose volume histograms," Front Radiat Ther Oncol., vol.21, pp.44-55, 1987.
- [14] 佐方周防, "DVH-線量分布の評価法-," Jpn J Med Phys., vol.14, pp.201-214, 1994.
- [15] Usui K, Kihara A, Ogawa K, et al., "Feasibility of CBCT images for the dose calculation in image-guided radiotherapy," Proc 6th Japan Korea joint meeting Med Phys., vol.31, pp.213 2011. CD-ROM.
- [16] Ruhrnschopf EP, Klingenbeck 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.

第4章

GPGPU を用いた患者の動き検出

4-1. はじめに

高精度放射線治療法では腫瘍領域に限局して放射線を照射することができるので、その 線量投与においては非常に急峻な線量勾配の治療計画が要求される。このため、従来まで の放射線治療よりも照射位置を正確に合わせる必要があり[1]、治療計画時の線量分布を治 療時の体内線量に再現させることが重要となる[2]。しかし、放射線を腫瘍に照射している 間に患者自身に動きが生じた場合、計画された位置とは異なる位置に放射線が照射される 可能性が高まるため、治療時の各臓器の線量値は計画された線量値と異なることとなる。 特に照射範囲を極めて限局した高精度放射線治療法においては、腫瘍への線量が著しく低 下すると同時に周囲の正常組織へ大線量が照射されることになるため、放射線治療による 治療効果の低下につながる。

このような放射線治療中の患者の動きに対する解決策として、レクセルフレームやシェ ル等の固定具を患者自身に装着することにより体動を抑制する方法が提案された[3]。しか し、レクセルフレームは頭蓋骨に固定具を直接ピンにより固定するため、患者への負担が 大きい。また、シェルを用いた固定では固定精度が不十分であることも多く、予期せぬ状 況により動きが生じる可能性が高い。さらにシェルを用いた固定具の場合、患者は長時間 固定されることになり、大きな負担が掛かる。そのため、正確な照射が可能となると同時 に患者の負担を軽減できるような、体動の監視システムが望まれることになる。そこで、 本研究ではUSBカメラによりリアルタイムに患者の動きが検出できる体動検出システムの 開発を行った。

4-2. 研究目的と概要

本研究では治療中の患者自身の動きに対し、画像工学を応用した新しい画像処理システムを構築することで、治療中の照射位置の不確かさを低減する方策を提案した。さらに、 本システムの有用性を工学面と臨床面から明らかにした。 ここでは患者自身の動きに対して、USB カメラと general-purpose computing on graphics processing units(GPGPU)を用いたリアルタイムで高精度な体動検出システムを 開発した[4]。このシステムでは GPGPU により USB カメラの画像から患者の動きを高速 に検出することを可能としている。本研究では、この体動検出システムを定位放射線治療 における治療中の体動管理に応用させ、その有効性を実証した。

4-3. 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

4-3-1. 頭部定位放射線治療の概要

定位放射線治療とは、腫瘍領域に対して数ミリ幅に絞った放射線束を多方向から分割し て照射することで、腫瘍に集中して多くの放射線を照射する放射線治療法である。この治 療法では、腫瘍領域のみの限定された範囲に対して照射野を計画するため、正常組織の障 害を最小限に抑えることが可能になると同時に、病変部に大線量を照射できる。 図 3.1 に頭 部腫瘍に対する定位放射線治療の外観図を示す。頭部定位放射線治療では1回に従来の約6 倍の線量を処方することが可能となるため、治療効果の向上と治療期間の短縮が達成でき る。しかし、図に示されているように、病変部のみに対して多方向から放射線を照射する ので、照射位置の精度が非常に重要となる。このような治療において、放射線を照射して いる間に患者自身が動いてしまうと照射範囲から腫瘍領域が外れるため、腫瘍への線量が 極端に減少し治療効果が大きく低下する。また同時に、近接する正常組織への線量が急激 に増大するため、非常に重篤な障害が発生する可能性が高くなる。そこで、定位放射線治 療では照射位置の精度を高めることが必須となり、照射中の患者自身の動きを防ぐための 対策を行う必要がある。具体的に現在の定位放射線治療では、多くの場合において患者専 用の固定具を作成し、患者の動きを強制的に抑え込むことで動きによる照射精度の低下を 最小限に止めている。特に頭部疾患においては、プラスティックシェルやレクセルフレー ムによる固定が行われているが[3]、これらの固定具は患者へ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。



図 3.1 頭部定位放射線治療の外観図。細いX線束と3次元空間の多方向からの照射を腫瘍領域に対して 限局させた照射法である。

4-3-2. 提案する GPGPU を用いた動き検出システム

頭部定位放射線治療において患者に非接触な体動検出システムを実現させるため、USB カメラと GPGPU を用いたシステムを構築した[4]。本システムは固定具を使用しないため、 患者の苦痛を軽減させることができ、また患者の動きを検出して治療を中断させることで、 照射中の位置精度を確保し安全に治療することが可能となる。具体的には、本システムで は3台の USB カメラを用いて患者頭部の動きをリアルタイムに定量し、照射の許容誤差以 上の動きを医師や診療放射線技師に知らせるものである。ここでの動きの検出方法は、カ メラで左右の耳と鼻を撮影し、得られた映像とあらかじめ設定された頭部静止時の画像と をパターンマッチングする。その後、類似度を高速に計算することで、それぞれの部位の 移動量を判定し、頭部の動きを検出している。本提案システムでは、NVIDIA 社 compute unified device architecture (CUDA)[5]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、画像サイズに対するフレームレートを落とすことなく、リアルタイムの 動きの検出が可能となった。また移動距離の計算には、カメラから経時的に取得している フレーム画像に対してテンプレートマッチング[6,7]を行い、前のフレームのマッチング結 果と検出位置との比較を行うことで、移動距離を計算している。この動き検出の概要を図 3.2 に示す。ここで、前のピクセルとの検出位置のズレはピクセル単位で計測するため、あ らかじめ測定してある USB カメラの空間分解能を実測長に変換している。



図 3.2 移動距離の算出法の概要。被探索画像に対して、テンプレート画像との最小2乗誤差を用いて移動 後の画像位置を検出している。その後、2画像間の座標から移動距離を算出した。

また本システムでは、実際の臨床環境で使用するために、放射線ビームによる USB カメ ラのダメージを軽減させることを目的として、治療領域とカメラの位置にスペースを設け る必要があった。そのため、比較的頭部の下部に位置しており、形状が特徴的な鼻腔を含 む鼻と、外耳孔を含む両耳を撮影対象とした。図 3.3 に動き検出システムの外観図を示す。 本システムは、頭部の動きを検出するための追加被ばくが無く、市販されている PC と USB カメラを使用するため安価に構築できるという利点もある。


図 3.3 体動検出システムの外観図。3 つの USB カメラを用いて画像の取得を行い、動きの検出を可能としている。USB カメラでは鼻と左右の外耳をそれぞれ検出した。

4-3-3. GPGPU を用いた動きの検出処理の高速化

提案するシステムで用いるテンプレートマッチング法は、テンプレート画像を被捜索画 像に対して少しずつずらしながら計算し、最も類似している領域を検出する手法である。 テンプレート画像の探索点の範囲は、被探索画像の幅および高さからテンプレート画像の 幅および高さを引いたものであり、被捜索画像の端から端まで1ピクセルずつずらしてい く総当たり法では、計算量が膨大になってしまう。そのため、リアルタイムに患者の動き を検出しようとした場合には、マッチング計算の高速化が必須である。そこで、本節では GPGPUを用いたテンプレートマッチング法の高速化について述べる。

GPGPUとは、3次元画像の描画を行う等のグラフィックスの計算に特化した GPU を、 汎用計算に用いる手法である[8-11]。GPU を用いることで、内部に存在する複数のマルチ プロセッサ(MP)による並列計算ができ、高速処理が実現される。使用した NVIDIA 社の CUDA では、MP の中にそれぞれ 8 個のストリームプロセッサ(SP)が存在する。そして、1 つの MP が処理する単位はブロックと呼ばれ、1 ブロックに対して 8 個の SP が分担するこ とで並列処理を可能にしている。また、SP が行う並列処理の最小単位はスレッドと呼ばれ、 CUDA では CPU 側をホスト、GPU 側をデバイスと呼んでいる。ここで、図 3.4 に示す処 理手順により GPGPU によるテンプレートマッチング処理の工程を説明する[4]。

まず、入力フレームの画像およびテンプレート画像を、ホストのメモリからデバイスの テクスチャメモリヘ転送する。これは、テクスチャメモリが 2 次元画像に対して効率的な キャッシュ機構を備えており、テンプレートマッチング法では隣り合う探索窓同士がほぼ 同じメモリ領域にアクセスする特徴があることから、テクスチャメモリを使用することが 適しているためである。次に、テクスチャメモリが読み取り専用メモリであることから、 計算結果をホストメモリに転送する必要があるため、計算結果を格納するための 2 次元配 列をグローバルメモリにコピーする。そして、入力フレームの画像を 16×16 ピクセルのブ ロックに分け、ブロック内の1ピクセルに1スレッドを割り当てることで、1ピクセルごと のマッチング計算を1スレッドにより計算することが可能となる。このことより、1ブロッ クの計算を担当する MP の内部では、8 個の SP が分担することで 256(16×16)個のスレッ ドの並列計算が可能となる。ここで、ブロックサイズを 16×16 にしたのは、CUDA はブ ロックサイズの最大値が 512 と定められており、さらに 32 スレッド単位(1warp)でまとめ て処理を行うことから、ブロックサイズを 32 の倍数に指定して計算の効率を高めるためで ある。最後に、スレッドごとに平均2乗誤差(mean squared error: MSE)を類似尺度とした マッチング計算を行い、グローバルメモリ内の2次元配列にその結果を格納する。この際、 計算時間を削減するために、MSE のサンプル点を縦、横方向共に4ピクセルごとに取得し、 1/16 のピクセル数として扱う。最後に、グローバルメモリ内の2次元配列をホストメモリ に転送し、MSE が最も小さい座標をマッチングの探索結果とする。

提案システムでは、CUDA を用いることで GPU 内の MP と SP による 2 重構造の並列 処理を実行し、高速計算を実現させた。また、さらなる高速化のため、平均 2 乗誤差のサ ンプル数を 4 ピクセルずつ飛ばして計算することで、1/16 のピクセル数として扱い計算を 行った。式(3.1)にサンプルピクセル数を 1/16 とした MSE の式を示す。ここで、*C_i*は現入 カフレーム画像の局所領域、*T*はテンプレート画像、*N*は局所領域およびテンプレート画像 の総ピクセル数、*i*はフレーム番号を示している。

$$MSE = \frac{1}{\left(\frac{N}{16}\right)} \sum_{i=1}^{\frac{N}{16}} (C_i - T)^2$$
(3.1)

65



図 3.4 CUDA を用いたテンプレートマッチング処理の工程。画像情報は GPU にコピーされ、画像内のピ クセルはスレッドに割り当てられる。同時に最小 2 乗誤差の計算を 32 のスレッドにより行い、その結果は CPU ヘコピーされる。

4-4. 実験方法

4-4-1. 照明変動発生時の精度測定

臨床環境では直線加速器が回転移動するため、患者の顔表面に照明変動が発生する。こ れにより、提案システムの USB カメラ画像の濃度値が変化し、誤検出が発生する可能性が ある。そこで可視光を用いた撮影と赤外線を用いた撮影によって、本システムの照明変動 発生時の検出誤差を測定し、その比較を行った[4]。本実験では、臨床で用いられている直 線加速器(CLINAC ix Varian Medical Systems,USA)において、被検体の右耳側へ水平状態 に照射ヘッドを倒した角度を 0°とし、頭上を通過して左耳側の 180°までの範囲に対して 本システムの検出精度を求めた。照明の位置および照射ヘッドの角度のジオメトリを図 3.5 に示す。本実験では、患者の鼻と両耳にあたる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°毎に測定した。次に、被検体に対して照射ヘッドを 10°毎に回転 させ、可視光撮影と赤外線撮影を用いて、それぞれ 50 フレーム分の移動距離を測定した。 また本実験では、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。



図 3.5 治療室内の照明位置と直線加速器の回転方向。治療寝台上の被検体に対し右耳側を 0°、左耳側を 180°として照射ヘッドを時計回りおよび反時計回りに回転させた。

4-4-2. ファントム実験による精度測定

提案するシステムの動きの検出精度を定量的に求めるため、頭部を模擬したファントム を用いて、動態追跡を行い検出精度の検討を行った[4]。図 3.6 に頭部ファントムと USB カ メラの配置図を示す。本研究の実験では、頭部ファントムを Sigma Tech 製のステージに設 置し、その周囲に USB カメラを 3 台設置した。臨床環境を想定し、カメラは鼻と両耳を撮 影対象とした。そして、ステージに対し垂直方向への動きの検出精度を求めるため、ステ ージを 1.0 mm/s のスピードで 10 mm 垂直に下降させた後、同様に 10 mm 上昇させた時 の移動量を求めた。さらに、ステージに対し回転運動への検出精度を求めるため、ステー ジを 1 deg/s のスピードで 3 deg 反時計回りさせた後、6 deg 時計回りさせ、3 deg 反時計 回りさせた時の移動量を求めた。評価には、頭部ファントムの計画された動きと、本シス テムによる検出結果を比較することで、動きに対する検出精度を求めた。ただし、本シス テムの検出結果の比較対象は、垂直方向の動きに対してはステージ台の動きを定量し、回 転移動の動きに対しては頭部ファントムの鼻と両耳に張り付けたマーカの動きを定量した。 また、ここでの画像サイズは VGA(640×480)を用い、カメラから頭部ファントムの鼻まで の距離は 10 cm(1pixel = 0.158 mm)であり、右耳と左耳についても同様である。



図 3.6 頭部ファントムとカメラの配置。頭部ファントムはステージに固定され、パルスモニタにより動き が制御される。頭部ファントムの周りには 3 つの USB カメラを設置した。

4-4-3. ボランティア実験による精度測定

臨床における提案システムの有効性を検証するために、ボランティアによる本システム の検出精度を実験した[4]。本検討では、実際の治療条件に近い形で検証を行うため、臨床 で用いられている歯形を模擬したものをボランティアに合わせて作成し、固定器具に固定 した歯型を噛んだ状態とすることで、頭部が大きく動かないようにして実験を行った。実 験の外観図を図 3.7 に示す。本研究では、顔表面の動きの追跡精度を求めるため、ボランテ ィアの鼻と耳に張り付けたマーカを手動で追跡した結果を基準位置とし、本システムの検 出結果と基準位置を比較することで、本システムの検出精度を求めた。画像サイズは VGA(640 × 480)を用いており、カメラとボランティアの鼻までの距離は 4.5 cm(1pixel=0.0741 mm)、右耳までの距離は 8 cm(1pixl=0.130 mm)、左耳までの距離は 7 cm(1pixel=0.116 mm)とした。



図 3.7 左:ボランティア実験の外観、右:歯型。臨床で用いられている歯形をボランティアに合わせて作 成し歯型を噛んだ状態にして実験を行った。

4-5. 結果

4-5-1. 照明変動実験

図 3.8 に照射ヘッドの回転に伴う照度の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。



図 3.8 照明変動発生時の検出精度。(a)照射ヘッドを 0°から 180°へ回転、(b)照射ヘッドを 0°から 180°へ回転。

4-5-2. ファントム実験

図 3.9 および表 3.1 に垂直方向および回転移動に対して、提案システムを用いた追跡の結果を示す。これらの結果は、ステージ台の実際の動きおよび頭部ファントムに張り付けた マーカの動きと、本システムにより検出された位置を示している。



図 3.9 頭部ファントムに対する移動の検出結果。(a)~(c)はステージ台の垂直移動に対する結果、(d)~(f) は回転移動に対する結果を示す。(a),(d)は右耳における結果、(b),(e)は鼻における結果、(c)~(f)は左耳にお ける結果を示す。

	Horizontal direction		Vertical direction	
	right ear	$0.133 \pm 0.145 \ [0.475]$	$0.148 \pm 0.181 \ [0.725]$	
	nose	$0.102 \pm 0.170 \; [0.633]$	$0.132 \pm 0.148 \ [0.623]$	
	left ear	$0.195 \pm 0.203 \ [0.475]$	$0.135 \pm 0.149 \; [0.678]$	

Vertical movement (113 frames)

表 3.1 垂直方向と水平方向の回転移動に対する検出結果(mean ± SD[max] in mm)

Rotational movement (97 frames)

	Horizontal direction	Vertical direction
right ear	$0.078 \pm 0.097 \ [0.391]$	$0.038 \pm 0.067 \ [0.158]$
nose	$0.184 \pm 0.217 \ [0.890]$	$0.047 \pm 0.076 \; [0.317]$
left ear	$0.065 \pm 0.090 \ [0.317]$	$0.047 \pm 0.072 \; [0.158]$

4-5-3. ボランティア実験

図 3.10 および表 3.2 にボランティアの鼻と耳に張り付けたマーカの移動位置に対して、 提案システムにより検出された移動位置の結果を示す。



図 3.10 ボランティアの鼻および両耳に対する本システムの検出結果。(a)~(c)はそれぞれ、右耳、鼻、左 耳での検出結果を示す。

表 3.2 ボランティアの鼻および両耳に対する本システムの結果(mean ± SD[max] in mm)

	Detection error		
right ear	$0.108 \pm 0.080 \; [0.364]$		
nose	$0.049 \pm 0.049 \; [0.279]$		
left ear	$0.076 \pm 0.057 \; [0.260]$		

4-6. 考察

本節では、GPGPUによる非接触でリアルタイムな体動検出システムの頭部定位放射線治 療に対する有効性について、照明変動による検出精度の結果とファントムおよびボランテ ィアに対する検出精度の実験結果から考察する。まず照明変動の実験では、リニアックと 蛍光灯の位置関係により顔表面の照度が、およそ 20 から 270 ルクスの範囲で変化した(図 3.8 右軸)。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、図 3.8 (a)の鼻の検出では、90°から 140°の間における照度の大きな減少に伴って検 出誤差が大きくなり、その最大値は 35 mm であった。一方で、赤外線撮影された画像の検 出誤差はほとんど発生しておらず、最大値は鼻で発生した 0.89 mm であり、照度変動の影 響をほとんど受けることなく正確に検出できていることがわかる。これは、可視光撮影を 用いた時の検出精度は照明変動による画像濃度値の変化に影響を受けるため、照明変動が 大きい場合には検出精度が低下したと考えられる。一方で赤外線撮影では照明変動による 影響を受けないため、本システムでは赤外線撮影を用いることで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。

次に頭部ファントム実験では、図 3.9 から、ステージ台の垂直方向への移動および水平方 向への回転移動に対し、おおむね高い精度で動きの検出が可能であることが示された。具 体的には、ステージ台の垂直方向への移動について、鼻と両耳の平均誤差が 0.14 mm 以下 であり、最大値でも右耳で 0.72 mm であった。また水平方向の回転移動は、平均誤差が 0.19 mm 以下であり、最大値は鼻で発生した 0.63 mm であった。一方で、ステージ台の回転移 動に対し鼻領域を検出したとき、両耳での検出結果と比較して大きな誤差が発生している。 これは、鼻は正面から撮影していることから、頭部の回転によって鼻の形状が耳よりも変 化しやすいためであると考えられる。しかし、鼻領域の検出誤差は最大で 0.89 mm 以下で あることから、臨床を想定した時には大きな問題にならないと考えられる。また、鼻と両 耳の水平方向の平均誤差は 0.18 mm 以下であり、最大値は前述の鼻領域における 0.89 mm であった。水平方向における平均誤差は 0.047 mm 以下であり、最大値は 0.317 mm であ った。この実験では、カメラと鼻と両耳のそれぞれの部位の距離を 10 cm としている。こ れは、臨床において本システムを使用する際には、カメラアームの位置関係から、カメラ の距離が 10 cm 以上になることは無いと想定したためである。本節の実験では、カメラの 距離を離すほど、動き検出の分解能が劣化するが、10 cm の距離においても 0.9 mm 未満の 誤差で位置を検出することができた。そのため、臨床での定位放射線治療における照射中

の許容誤差は2 mm であることから[12]、本システムは臨床での使用条件を満たしており、 臨床的な有用性が高いと考えられる。

最後にボランティア実験の結果を考察する。図 3.10 から右耳領域では、患者の右耳およ びマーカに小刻みな移動が発生した。しかし、その最大誤差は 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。本実験により、人間のボランティアに対しても高精度な動き の検出が可能であることが示された。

以上の結果から、本システムは GPGPU を用いることで患者自身の動きの検出をリアル タイムで高精度に実現することが可能となった。また、その検出誤差は臨床での許容誤差 以内の精度で検出することが可能となったので、臨床での有効性を実証することができた。

4-7. まとめ

本研究では、放射線治療において照射位置の精度の劣化に大きく影響を与える患者自身 の動きを、画像処理技術を用いて監視する体動検出システムの構築を行った。このシステ ムでは、USBカメラと GPGPU を用いることにより、患者の体動を高精度でリアルタイム に検出することが可能となった。本研究では、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り頭部定位放射線治療を対象にした実験を行ったところ、臨床におい ても十分対応することが可能な精度で、患者の動きが検出できるシステムを構築すること ができた。このことにより、本システムは工学的に有益であると同時に、臨床における有 用性が高い画像処理システムであるといえる。

4-8. 本章の参考文献

- [1] Xing L, Thorndyke B, Schreibmann E, et al., "Overview of image-guided radiation therapy," Med Dosim., vol.31, pp.91-112, 2006.
- [2] Hong TS, Tomé WA, Chappell RJ, et al., "The impact of daily setup variations on head-and-neck intensity modulated radiation therapy," Int J Radiat Oncol Biol Phys., vol.61, pp.779-788, 2005.
- [3] Benedict SH, Bova FJ, Clark B, et al., "Anniversary Paper: The role of medical physicists in developing stereotactic radiosurgery," Med Phys., vol.35, pp.4262-4677, 2008.
- [4] T Yamakawa, K Ogawa, K Usui, et al., "Motion detection system with GPU acceleration for stereotactic radiosurgery," Med. Imag. Tech., vol. 30, pp. 268-278, 2012.
- [5] Nickolls J, Buck I, Garland M, et al., "Scalable parallel programming with CUDA," Queue, vol.6, pp.40-53, 2008.
- [6] Daniel IB, Harvey FS, "A class of algorithms for fast digital image registration," Trans Computers, vol.21, pp.179-186, 1972.
- [7] Aggarwal JK, Davis LS, Martin WN, "Correspondence processes in dynamic scene analysis," Proc IEEE, vol.69, pp.562-572, 1981.
- [8] Eklund A, Dufort P, Forsberg D, et al., "Medical imaging processing on the GPU past, present and future," Med Image Anal., vol.8, pp.1073-1094, 2013.
- [9] Gendrin C, Furtado H, Weber C, et al., "Monitoring tumor motion by real time 2D/3D registration during radiotherapy," Radiother Oncol., vol.102, pp.274-280, 2012.
- [10] Yang X, Deka S, Righetti R, "A hybrid CPU-GPGPU approach for real-time elastography," IEEE Trans UltrasonFerroelectr Freq Control, vol.58, pp.2631-2645, 2011.
- [11] Nagaoka T, Watanabe S, "A GPU-based calculation using the three-dimensional FDTD method for electromagnetic field analysis," Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, pp.327-330, 2010.
- 〔12〕 遠藤真広 他, "体幹部定位放射線治療ガイドライン," 日本放射線腫瘍学会 QA 委員 会, 日本放射線腫瘍学会, 東京, 2006.

第5章

コーンビーム CT を用いた標的部位の映像化

5-1. はじめに

呼吸や心臓の拍動のような生理的な運動は腫瘍の動きの原因となり、これまでの放射線 治療では、腫瘍の動く範囲をすべて含む照射野を計画することにより、この動きに起因す る照射精度の低下を防いできた。そのため腫瘍以外に、その動きの範囲内に存在する正常 組織に対しても高い線量が照射されることから、周辺臓器の障害を避けることが困難であ った。そこで、近年の高精度放射線治療法では腫瘍の動きを追いかけて照射する追跡照射 法や腫瘍の動きと治療ビームを同期させることで、動く腫瘍にのみ照射することを可能と する待ち受け照射法が臨床導入され始めている[1]。このような治療では計画時における腫 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、腫瘍の動きを確認できない場 合には治療を正確に行うことができない。 腫瘍の動きに関する先行研究では、X 線透視を用 いた解析[2,3]や CBCT を利用した解析[4,5]が報告されているが、これらの手法は体外また は体内に留置した金属マーカの動きを腫瘍の動きに置き換えて定量している[6,7]。そのた め、これらの手法では、腫瘍の動きとマーカの動きが一致していることが前提となってい るが、マーカの動きと腫瘍の動きは必ずしも一致せず、移動速度や移動量が治療中に変化 する可能性がある。さらに、腫瘍の動きは常に同じ経路を辿って移動するとは限らず往路 と復路で異なることがある[8.9]。それに加え、体内に留置した金属マーカは人体への侵襲 性があり、肺野内に留置した場合、マーカの脱落、気胸、部分的な肺出血等のリスクを伴 っている[10.11]。そこで本研究では、CBCT の投影画像から腫瘍の位置を直接取得し、選 択された投影データを用いて再構成することでモーションアーチファクトを低減し腫瘍位 置を明確にした画像を再構成する方法を開発した。

5-2. 研究目的と概要

本研究では放射線治療時の腫瘍の動きに対して、直線加速器に搭載された CBCT 画像に 発生するモーションアーチファクトを低減し、腫瘍位置を明確化することができる画像処 理法の提案を行った。ここでは、CBCT の 2 次元投影画像から腫瘍が存在する位置の座標 を 2 軸に分けて検出し、取得された標的座標を 3 つのグループに分割して、同じ位置を示 す投影データを選択して画像再構成することで、モーションアーチファクトが低減した再 構成画像を作成した。それに加え、2 次元投影画像内の標的位置の検出精度に関する検討お よび CBCT のデータ収集条件と標的の運動周期の変化が再構成画像に与える影響について、 シミュレーションにより明らかにした。

5-3. 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

本節では、提案手法によるモーションアーチファクトの低減法について説明する[12]。図 5.1 に CBCT のジオメトリと 3 次元空間の標的 P $(X,Y,Z) = (r\cos\phi, r\sin\phi, 0)$ および 2 次 元投影画像上の投影位置 Q $(x, y) = (Y, X \cos \eta)$ を示す。



図 5.1 CBCT のジオメトリと投影データの位置関係。3 次元空間に存在する点 P(X, Y, Z)は点 Q(x, y)に 投影される。ここで、 ϕ は XY 平面と点 P の成す角である。

本研究では、標的は XY 平面上を半径 r、回転角 ϕ により円運動するものとし、X 線源と 平面検出器は Z 軸に対して投影角 η により回転して投影データを収集している。

本提案手法では、腫瘍の位置の検出にテンプレートマッチング法を用いている。テンプ レートマッチング法は、視覚的特徴や画素値そのもののパターンをあらかじめ用意してお き、用意されたパターンと被探索画像との一致度の評価を行う手法である[13]。この一致度 の指標として、式(5.1)によって表される相互相関値である normalized cross correlation(*NCO*を用いた。ここで、テンプレートの大きさを $M \times N$ 、位置(*i*, *j*)における 画素値をT(i, j)、テンプレートと重ね合わせた対象画像の画素値をI(i, j)としている。

$$R_{NCC} = \frac{\sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} I(i, j) T(i, j)}{\sqrt{\sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} I(i, j)^2 \times \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} T(i, j)^2}}$$
(5.1)

これにより、*Iと T*の画像領域内での平均画素値を求め、2 画像間での正規化相互相関係数 (normalized cross-correlation coefficient(*NCCC*))によって類似度を判断している。*I*及び *T* 画像の平均値は各々(5.2)、(5.3)式で表される。*NCCC*は(5.2)、(5.3)式を用いて、(5.4)式で 表される。提案システムに用いたテンプレートマッチング処理では、2 画像間の類似度は *NCCC*を用いて計算しており、テンプレートと対象画像が完全に一致する場合、*NCCC*は +1 であり、完全に無関係なテンプレートであれば、-1となる。

$$\overline{I} = \frac{1}{MN} \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} I(i, j)$$
(5.2)

$$\overline{T} = \frac{1}{MN} \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} T(i, j)$$
(5.3)

$$R_{NCCC} = \frac{\sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} \left(I(i,j) - \overline{I} \right) \left(T(i,j) - \overline{T} \right)}{\sqrt{\sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} \left(I(i,j) - \overline{I} \right)^2 \times \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} \left(T(i,j) - \overline{T} \right)^2}}$$
(5.4)

そして、計算された NCCC による相関マップが作成され、本提案手法では NCCC の計算値 が最も大きな値を示す投影画像上の位置を標的座標として検出する。 次に、得られた標的位置を検出器の x 軸方向と y 軸方向でみると図 5.2(a)の様な 2 つの曲 線を描くことができる。本研究で用いた CBCT のデータ収集時間は約 1 分間と長いため、 投影データの取得中に動いている標的の位置座標は、標的の動きの大きさや範囲を表すこ ととなる。よって、図 5.2(a)の全投影データによりサイノグラムを作成すると、動きの影響 を含んだ再構成画像となる。そこで 3 次元空間において、標的の位置が近いものの投影デ ータのみを選択し再構成することで、モーションアーチファクトを低減させ、標的の位置 毎の画像を再構成することができる。これまでに投影データを選択的に画像再構成する研 究として Park JC, et al.の論文があるが、彼らは投影画像からマーカの位置を検出し、4 つ の同じ位置を示すデータに分割している[14]。一方で、本提案手法ではマーカでなく標的自 体から検出した動きの情報を用いている。本研究では Park JC, et al.の方法を参考にして、 図 5.2(a)で示される標的座標の最大値と最小値によって囲まれる範囲を、3 つの投影データ のグループに分割する。この投影データを 3 つに分割した理由は、再構成画像の画質に対 して標的の移動速度および選択される投影データの数のバランスを考慮したためである。

そして、図 5.2(a)では x 軸を A~C とし y 軸を①~③として投影データの分割を行った。 次に、図 5.2(b)は x,y 軸方向からの投影データの選択の例を示しており、x 軸方向から C、 B、A をそれぞれ選択し、y 軸方向からは②、①、②を選択して、選ばれた投影データのみ によりサイノグラムの作成を行っている。さらに、図 5.2(c)では XZ 平面に対し再構成した 画像を示しており、図 5.2(d) はこれらの 3 つの領域 (x 軸方向については A~C、y 軸方向 については①~③) と再構成画像上の空間的位置の関係を示している。ここで例えば、上部 中央の領域 A-②は、x 軸について A を選択し、y 軸について②を選択すると、この領域に おける物体 (標的)が再構成されることを意味する。本研究では 2 方向に分けられた標的の 座標を各々3 つのグループに分割しているため、それぞれの投影データを選択することによ り再構成される標的位置は 9 分割された領域の 1 つとなる。そのため、直線運動している 標的の補正のみならず、往路と復路で異なった経路を示す様な回転運動に対しても、動き の補正をすることが可能となる。



Target positions divided into 3 groups in x,y directions.

図5.2 投影画像から取得された標的位置と再構成画像。(a)は標的位置を3つのグループに分けている。(b) は選択された投影データによるサイノグラムを示す。(c)はサイノグラムからの再構成画像を示す。(d)はXY 平面の再構成画像と投影データの組み合わせを示す。

ここで具体的な投影データの選択の例を示す。図 5.3(a)に XY 平面上を回転運動する標的 の軌道と投影データの位置座標のグループの対応関係を示す。例えば図 5.3(b)に示された位 置の標的を画像再構成する場合には、検出器の x 軸から A 領域(青)、v 軸から①領域(黄)を 選択することとなり、x および y 軸の標的位置のカーブから A と①の両方の領域に対して 重なっている(Aと①のどちらのグループからも選択されている)領域(赤)の投影データの みを用いることで、図 5.3(b)に示された位置に存在する標的を再構成するのに必要なサイノ グラムを作ることができる。ここで、投影角ηが 90°もしくは 270°付近においては、検 出器への投影と標的の動きの方向が重なってしまうため、y軸方向に移動する標的の位置を 検出することができない。そのため、図 5.2 (a)の 135°~215°の間のカーブを 216°~296° の領域のカーブとし、同様に54°~134°の領域のカーブとして置き換えたものを参照曲線 (reference curve) (図 5.2(a)赤曲線)とし、以降これを用いて投影データの選択を行うものと した。つまり、図 5.3(c)に示された位置の標的を画像再構成する場合には、検出器の x 軸か ら C 領域(紫)、y 軸から③領域(緑)を選択することとなるが、y 軸の投影画像から取得した 標的の位置(実線のカーブ)では、同一位置を示す x 軸上の投影データとの重なりを得ること ができない。そこで、参照曲線を採用することで、x軸方向とy軸方向のどちらからも選択 される領域(赤)を得ることができ、図 5.3(c)に示された位置の投影データとしてサイノグラ ムの作成に使用されている[12]。



図5.3 投影データの選択方法の概要。(a)は標的の回転軌道と位置座標の関係を示す。(b)はXY平面の左下 にある標的位置を再構成するための投影データの選択例を示す。(c)XY平面の右上にある標的位置を再構成 画像するための投影データの選択例を示す。

5-4. シミュレーションと実験の方法

5-4-1. シミュレーション方法

提案手法の有効性を示すため数値ファントムによるシミュレーションを行った。ここで は、等速および非等速に円運動する標的の画像再構成と、臨床での腫瘍の動きを想定した 等速楕円運動する標的の画像再構成を行った。なお、シミュレーションのジオメトリと標 的位置および移動方向は図 5.1 と同様であり、幾何学的条件として、X 線源から回転中心ま での距離を 100 cm、検出器までの距離を 150 cm とした。さらに、検出器は 1024×768 ピ クセルであり1ピクセルは0.4 mm×0.4 mmである。標的は内部のボクセル値を1とした 直径 3.5 cm の球であり、XY 平面上を半径 4 cm で円運動するものとした。また楕円運動で は標的直径を 2.4 cm とし、X 方向に 0.5 cm、Y 方向に 2.0 cm の回転半径により XY 平面 上を回転させた。図 5.4 にシミュレーションに用いた投影画像上の標的を示す。次にデータ の収集条件として、投影画像は1°毎に収集され合計360枚の画像を1分間で収集した。 また、投影画像上の標的位置はテンプレートマッチング法により検出しており、標的のテ ンプレートはη=180°から収集した投影画像を利用したが、これは 180° からの投影画像 が障害陰影の影響が最も少なく、正確な標的の画像を収集することが可能であったためで ある。なお、今回のシミュレーションでは CBCT のコーン角が非常に小さいため、シミュ レーションを簡易化する目的で、パラレルビームの FBP 法と Shepp & Logan フィルタに より再構成を行い、画像サイズは512×512×512ピクセルとした。



図 5.4 シミュレーションによる標的の投影画像。検出器は 1024×768 ピクセルとし、標的が円運動するものとしている。

1. 等速円運動

等速円運動の標的に対するシミュレーションでは、標的の回転速度を 9 rotations per minute(rpm)として提案手法により画像を再構成した。なお本研究での標的の回転速度は、およそ一般的な人体の呼吸運動を模擬し決定した。シミュレーションでは投影角度毎に標的の位置を移動させ、その中心座標を検出することで、標的位置の座標を示すカーブを作成した。さらに、再構成し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、XY 平面の再構成画像に対して画素値のプロファイルを求め、各プロファイルの最大画素値の 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。図 5.5 にプロファイルの取得位置を示す。



図 5.5 XY 平面の画像に対するプロファイルの取得位置。この図では標的が上部、中部および下部にある 時を示している。また(i)~(iii)はプロファイルの取得位置と方向を示す。

2. 非等速円運動

非等速円運動の標的に対するシミュレーションでは、CBCT の投影データの収集中に腫 瘍の運動周期が変化した場合を想定している。本研究では、投影角度 **7**=135°~215°での 回転速度を基準周期(9 rpm)に設定し、その他の投影角度において回転周期を遅らせた(6.5 rpm)、2 つの運動周期を持つパターンを作成した。さらに、基準周期より早い 2 つの周期(12 rpm; η=0°~90°,210°~300°,18 rpm; η=300°~360°)を組み合わせた 3 つの運動周期 を持つパターンについても同様にして画像を再構成した。そして、等速と同様に図 5.5 の位 置に従い、プロファイルの FWHM を求めた。

3. 等速楕円運動

等速楕円運動する標的のシミュレーションでは、臨床における肺腫瘍の動きを想定して いる。本研究では、標的の回転速度を 9 rpm で一定とし、回転半径を X 軸方向に 0.5 cm、 Y 軸方向に 2.0 cm とすることで、呼吸運動に伴う横隔膜の移動を Y 軸方向への標的の移動 量として考慮させた楕円運動をシミュレーションした。そして、再構成画像からプロファ イルを取得し FWHM を求めた。

4. データ収集条件と標的の運動の関係

本提案手法では、投影データを選択的に再構成することで、移動した標的の位置毎の画 像を作成することができる。しかし動く標的の投影データは、あるひとつの位置において は投影角度が限られたデータとなる。そのため、もし運動周期が極端に遅いときに、収集 された投影データ数が少なかったとすれば、標的の位置と形状を正確に画像化するために 必要なデータが十分に収集できていないことになる。つまり、投影データの収集条件と標 的の運動の関係が画質に影響を与える。特に、本提案手法では、投影データを選択して使 用しているため、より顕著な画質への影響が懸念される。そこで、CBCTのデータ収集条 件と標的の運動条件が再構成画像の画質に与える影響をシミュレーションにより明らかに した。ここでは2つの条件に対してシミュレーションを行った。第1は、回転周期に依存 した画質を評価した。また第2は回転周期および投影データ数と画質の関係を示した。

まず、第1のシミュレーションでは、回転周期を5,10,15,20,30 rpm と変化させた。た だし、標的の運動は振幅が変化しないものとし、またこの時の投影データ数は360 とした。 次に第2のシミュレーションでは、標的の回転周期を5,15,20 rpm としたときに、投影デ ータ数を90,180,360,720 と変化させた。この条件に対し、回転周期と投影データ数の組 み合わせに依存した画質への影響を評価した。なお、本研究の再構成画像は、すべての投 影データを使用した画像と、提案手法を用いた画像を作成しており、提案手法では標的の 位置座標を(x,y 軸方向:78~111 ピクセルをA,①、111~143 を B,②、143~177 を C,③)の 3つに分割した。また、検出器の y 軸方向への移動と投影方向が重なるときに標的位置を検 出できないため、参照曲線による置き換えを行った。また、CBCT と標的の幾何学的位置 と画像再構成法はこれまでのシミュレーションと同様である。ただし、標的直径を 1.2 cm、 回転半径を 2.0 cm とし、検出器は 256×256 ピクセルであり、再構成画像の大きさは 256 ×256×256 ピクセルとした。

5. 標的位置の検出精度

本提案手法は、CBCT の 2 次元投影画像から標的の位置を検出し、その投影データの位 置の情報に基づいて選択的な画像再構成が行われる。そのため標的位置の検出精度は、再 構成された画像内の腫瘍位置の正確さに大きく影響するといえる。そこで本節では、標的 位置の検出精度をシミュレーションにより検討した。ここでは、腫瘍を模擬した標的が円 柱内を回転運動するものとし、理想的な標的の位置座標(空中を回転する標的の位置座標) と検出された円柱内の位置座標との一致している割合を計算することで、標的の濃度コン トラストの大きさに依存した標的位置の検出精度を求めた。本検討のジオメトリを図 5.6 に 示す。ここでは、検出器を 256×256 ピクセルとし1 ピクセル 0.1 mm×0.1 mm であり、 半径 12.8 cm の円柱内を半径 1.5 cm の標的が、回転半径 10 cm で円運動しているものとし た。また、図 5.7 に位置検出処理の際のテンプレート画像と濃度コントラストの定義および 各濃度コントラストの標的画像を示す。テンプレート画像は各濃度コントラストの標的画 像毎に取得しており、その大きさは 60×60 ピクセルとした。さらに、本検討での標的画 度コントラストは標的中心部の平均画素値と円柱中心部の平均画素値の比から求めており、 背景に対し最も高い濃度コントラスト値を 1.3 として、さらに 1.1、1.0 の標的濃度に対し て検出精度を求めた。



図 5.6 位置検出精度のシミュレーションのジオメトリ。円柱内の標的が XY 平面上を回転運動するものとした。



図 5.7 テンプレート画像と標的濃度コントラストの定義および各濃度コントラストの標的画像。テンプレート画像(赤枠)の大きさは 60×60 ピクセルとしており、標的濃度は標的中心部(1)の画素値の平均値と円柱 中心部(2)の画素値の平均値の比から決定した。本検討では 1.3、1.1、1.0 の濃度コントラスト値の標的画 像を用いた。

5-4-2. 実験方法

本研究では提案手法の有効性を実証するために、動態ファントムを自作し実験を行った。 本節では、動態ファントムの概要と実験条件を示す。実験に用いた動態ファントムは、ヨ ード造影剤(イオパミドール 10 cc)を含んだ綿球を模擬標的としており、大きさは直径 3.5 cm とした。また、標的は回転テーブル上の中心から半径 4 cm の位置に設置し、等速度(9 rpm)で円運動をさせた。図 5.8 に動態ファントムの外観図と標的の移動方向を示し、図 5.9 に標的の回転軸と検出器の位置および標的の回転方向を示す。CBCT の投影データは、直 線加速器搭載型 CBCT(on-board imager, Varian Medical Systems, USA)により収集した。 データ取集条件として、X 線管の管電圧は 100 kV であり、管電流は 80 mA である。また、 CBCT のデータ収集時間は 360°の回転収集に約 1 分間の時間を要し、その間に 657 枚の 投影画像を収集した。なお、CBCT のジオメトリおよび検出器のサイズと再構成条件はシ ミュレーションと同様である。さらに、動態ファントムの標的位置は 180°方向から収集し た標的の投影画像をテンプレートとして利用した。本実験の標的画像は、図 5.5 に示す位置 でのプロファイルと FWHM を取得し、画像内のモーションアーチファクトを評価した。



(a)

(b)

図 5.8 動態ファントムの外観図(a)と標的の移動方向(b)。標的は回転テーブルによって等速円運動を行う。 回転テーブルは治療寝台の上に設置した。



図 5.9 標的の回転軸と検出器の位置(a)、回転半径と標的サイズ(b)。本実験では、標的が XY 平面を等速 円運動する。(a)は投影角が 90°の時を示している。標的の回転半径を 4.0 cm とし、標的の直径は 3.5 cm とした。

5-5. 結果

5-5-1. シミュレーション結果

1. 等速円運動

図 5.10 に等速円運動する標的の x, y 軸方向の位置座標を示す。この結果は、標的の位置 を 3 つのグループ (x 軸方向: 157~223 ピクセルを領域 A, 223~290 を領域 B, 290~354 を 領域 C, y 軸方向: 158~223 ピクセルを領域①、223~288 を領域②、288~354 を領域③) に 分割している。さらに、y 軸方向に対しては投影と標的の移動方向が重なる角度において、 基準曲線(赤線)を用いて標的の座標の推定を行った。なお、y 軸方向の標的位置は、0°~90° と 270°~360°において動きの方向が逆転するため、曲線の上下反転を行っている。



図 5.10 等速運動する標的の位置座標。(a) x 軸方向、(b) y 軸方向の標的位置を示す。標的の座標は同じ位置を示す投影データ毎に 3 つのグループに分割した。

次に、図 5.11 に再構成画像を示す。この画像は Z=0 の XY 平面の再構成画像である。各々 (a)はすべての投影データを用いた画像であり、(b)~(f) は標的の座標位置に従い提案手法を 用いて再構成を行ったものである。この図 5.11 の(b)は図 5.2(d)の A-②を表し、(c): A-③、 (d): B-③、(e): C-③、(f): C-②の画像である。また表 5.1 にプロファイルの FWHM を示す。



図 5.11 等速円運動する標的に対するシミュレーションの再構成画像。(a)すべての投影角度を使用、(b)~(f) 提案手法により画像を再構成した。

	FWHM (pixel)			
Positions	Simulation			
	all data	selected data	ratio (%)*	ideal
(i)	196	132	33	78
(ii)	201	127	37	78
(iii)	209	78	63	78

表 5.1 等速円運動する標的の再構成画像に対する XY 平面のプロファイルの FWHM

* : ratio (%) = 100 \times (all data – selected) / all data

2. 非等速円運動

非等速円運動する標的の位置座標を図 5.12 に示す。各グラフの y 軸方向の標的位置は、 等速と同様に基準曲線を用いた標的位置の推定を行った。ここでは、標的座標を 3 つのグ ループ(x 軸方向: 157~223 ピクセルを領域 A, 223~290 を領域 B, 290~354 を領域 C, y 軸 方向: 158~223 ピクセルを領域①、223~288 を領域②、288~354 を領域③)に分割している。 さらに、y 軸方向の標的位置は曲線の上下反転を行った。



図 5.12 非等速円運動をする標的の投影画像上の位置座標。(a)9.0 rpm(135°~215°)、6.5 rpm (0°~134°, 216°~360°)、(b)9.0 rmp(135°~215°)、12.0 rpm(0°~90°, 210°~300°)、18.0 rpm(300°~360°)の回転 速度の結果を示す。

次に、図 5.13 に再構成画像を示す。各々、等速度と同様に(a)はすべての投影データを用 いて再構成し、(b)~(f) 提案手法によるものである。同様に図 5.13 の(b)は図 5.2(d)の A-② を表し、(c):A-③、(d):B-③、(e):C-③、(f):C-②の画像である。また、表 5.2 にプロファ イルの FWHM を示す。



(i)



(ii)

図 5.13 非等速円運動する標的の再構成画像。(i)9.0、6.5 rpm、(ii)9.0、12.0、18.0 rpm の結果を示す。(a) すべての投影角度を使用、(b)~(f) 提案手法により画像を再構成した。

	FWHM				
Desitions		Pixe	el	r	atio (%)*
Positions	all data	selected data		selected data	
		6.5, 9.0 rpm	9.0, 12.0, 18.0 rpm	6.5, 9.0 rpm	9.0, 12.0, 18.0 rpm
(i)	196	151	139	23	29
(ii)	201	169	146	16	27
(iii)	209	82	82	61	61

表 5.2 非等速円運動する標的の再構成画像に対する XY 平面のプロファイルの FWHM

 $^{*}:$ ratio (%) = 100 $\,\times\,$ (all data - selected) / all data

3. 等速楕円運動

等速楕円運動する標的の位置座標を図 5.14 に示す。各グラフの y 軸方向の標的位置は、 これまでと同様にして基準曲線による標的位置の推定を行った。標的座標のグループは(x 軸方向: 88~114 ピクセルを領域 A, 115~141 を領域 B, 142~167 を領域 C, y 軸方向: 158~223 ピクセルを領域①、223~288 を領域②、288~354 を領域③)3 つに分割している。さらに、 y 軸方向の標的位置は曲線の上下反転を行った。



図 5.14 等速楕円運動する標的の位置座標。(a) x 軸方向、(b) y 軸方向の標的位置を示す。標的の座標は同じ位置を示す投影データ毎に3つのグループに分割した。

次に、図 5.15 に再構成画像を示す。これら画像は Z=0 の XY 平面の再構成画像であり、 各々(a)はすべての投影データを用い、(b)~(f) は提案手法を用いて再構成した画像である。 また図 5.16 にプロファイルの FWHM と、提案手法を用いた時の FWHM の減少率を示す。



図 5.15 等速楕円運動する標的のシミュレーションの再構成画像。(a)すべての投影角度を使用、(b)~(f)提 案手法により画像を再構成した。



図 5.16 等速楕円運動する標的のプロファイルの FWHM とその減少率。(a)X 軸方向 (b)Y 軸方向。 *:100 × (all data – selected)/all data (%)

4. データ収集条件と標的の運動の関係

CBCTのデータ収集条件と標的の運動に対するシミュレーションに関して、図 5.17 に標的の回転周期の変化に対する再構成画像の結果を示す。また図 5.18 に、投影データ数の変化に対する再構成画像の結果を示す。



図 5.17 運動周期に対する再構成画像。(a)すべての投影データを用いたものと(b)提案手法を用いたものを 作成した。



(a)

projections



図 5.18 投影データ数の変化に対する再構成画像。(a)はすべての投影データを用いており、(b)は提案手法 による画像。標的の回転周期を 5, 15, 20 rpm とした時の再構成画像を示す。投影データ数は 90, 180, 360, 720 とした。

5. 標的位置の検出精度

図 5.19 に各濃度コントラストの標的の検出位置の座標を示す。また表 5.3 に理想値の座 標と一致した、検出された標的の位置座標の割合を示す。



図 5.19 円柱内の標的位置の検出結果。(a) x 軸方向、(b) y 軸方向の標的位置を示す。

X 9.5 理心他の保助主保と びした彼山主保の时日(70)				
Target density	1.3	1.1	1.0	
x direction	84.7	50.0	39.3	
y direction	47.3	12.7	6.7	

まち9 理相値の煙的应煙と一致した桧虫应煙の割合(%)

5-5-2. 実験結果

図 5.20 に動態ファントム実験における、検出器の x 軸方向および y 軸方向の標的の位置 座標を示す。また、この図 5.20 の結果はシミュレーションと同様に、標的の位置を 3 つの グループ(x 方向: 274~350 ピクセルを領域 A, 350~405 を領域 B, 405~476 を領域 C, y 方 向:410~480 ピクセルを領域①、480~550 を領域②、550~615 を領域③)に分割した。さら に、y 軸方向に対しては基準曲線を取得することで、標的座標の推定を行い、さらに 0° ~90°と 270°~360°の範囲において曲線の反転を行った。



図 5.20 動態ファントム実験における標的位置。(a) x 軸方向、(b) y 軸方向の標的の位置を示す。

図 5.21 に動態ファントム実験の再構成画像を示す。図 5.21 の(a)はすべての投影データ を用いた再構成を行っており、(b)は図 5.2(e)の A-②, (c):A-③、(d):B-③、(e):C-③、(f): C-②の画像である。



図 5.21 動態ファントム実験の再構成画像。(a)すべての投影角度を使用、(b)~(f)提案手法により画像を再構成した。
図 5.22 は、シミュレーションと動態ファントム実験の再構成画像から取得したプロファ イルを示す。ここで、各プロファイルの横軸はファントムの回転中心を 0 として標的が存 在する範囲のプロットを行っており、縦軸は各プロファイルのピクセル値の最大値で正規 化を行っている。図 5.22(i)は図 5.11, 21 (a)と(b)からプロファイルを取得し、図 5.22(ii)は 図 5.11, 21(a)-(f)、図 5.12 (iii)は図 5.11, 21(a)-(d)からそれぞれ取得している。また、表 5.4 に動態ファントム実験と提案手法のプロファイルの FWHM を、シミュレーションの結 果と合わせて示す。



図 5.22 XY 平面に対するプロファイル。(i)の selected data は図 5.11,21 の(b)から取得し、(ii)の selected data は図 5.11,21 の(f)、(iii)は図 5.11,21 の(d)から取得した。

	FWHM (pixel)							
Positions	Simulation				Experiment			
	all data	selected	ratio (%)*	ideal	all data	selected	ratio (%)*	ideal
(i)	196	132	33	78	211	119	44	83
(ii)	201	127	37	78	205	142	31	83
(iii)	209	78	63	78	228	72	68	83

表 5.4 シミュレーションおよび動態ファントム実験の再構成画像に対する FWHM

*: ratio (%) = 100 \times (all data – selected) / all data

5-6. 考察

CBCT のモーションアーチファクトを低減する提案手法の、シミュレーションとファン トム実験の結果を考察する。図 5.11 から、提案手法により等速円運動する標的のモーショ ンアーチファクトを低減し、移動した位置毎の画像が再構成できることが示された。また 表 5.1 から、提案手法を用いることで、再構成画像のプロファイルの FWHM は X 軸方向 に約35%、Y軸方向に約60%の低減が可能となり、標的が静止した状態(ideal)のFWHM に近づけることができた。次に非等速円運動のシミュレーションでは、図 5.13 から非等速 に対しても標的を位置毎に分離した画像を再構成できたが、等速の画像と比較して顕著な モーションアーチファクトがみられた。また表 5.2 から、非等速時の FWHM は等速時のも のより大きくなり、X 軸方向に対しては約 20 %の低減に留まった。特に、参照曲線を作成 した時の回転周期より遅い周期(6.5 rpm)が組み合された場合(図 5.13(i))では、表 5.2 から約 16%までしか低減されなかった。これは、参照曲線を作成したときの標的の回転周期と実 際の標的の回転周期が異なることで、推定された標的座標が真の座標とかけ離れるために、 提案手法において分割したグループ内に位置が離れた投影データが含まれ、そのデータを 用いた再構成画像には、モーションアーチファクトが残存するものとなったと考えられる。 このことから、CBCTのデータ収集中に予期できない不規則な腫瘍の動きが発生した場合、 参照曲線を用いた標的位置の推定は、実際の標的位置を正確に反映できない可能性が示唆 される。そこで、参照曲線により誤った位置の投影データをなるべく選択しないよう、運 動の状態をモニタリングできる装置を併用することで、不規則な腫瘍の動きに対しても本 提案手法を用いて正確な位置毎の標的の画像を再構成することができると考えられる。ま た等速楕円運動のシミュレーションでは、図 5.15 の結果から円運動と同様に標的の位置毎 に分離した画像を再構成することが可能であった。さらに図 5.16(a)から提案手法を用いる ことでプロファイルの FWHM は約半減しており、また(b)では約 60 %の低下が示されたこ とから、臨床の肺腫瘍の動きに近い標的の移動に対しても、提案手法を用いることで標的 位置の明確化が可能であることを証明できた。

続いて、データ収集条件と標的の運動に依存した再構成画像の結果について考察する。 図 5.17 から、すべての投影データを用いた再構成画像(a)には標的のモーションアーチファ クトがみられ、回転周期が速くなると標的の輪郭が明瞭に示された。これは、データの収 集時間が一定であり、また等速運動であることから、回転周期が増すことで同じ位置に存 在する投影データが回転周期の数だけ多く収集されるためと考えられる。また提案手法を 用いた画像(b)においては、回転周期によらず標的の位置毎の画像を構築することができた が、20、30 rpm では遅い回転周期の画像よりわずかにモーションアーチファクトが強くみ られた。これは、回転周期が速くなることで、3つに分割したグループ内の標的座標間の位 置が離れるためであると考えられる。よって、検出した座標のカーブをさらに細かくグル ープ分けすることで、速い運動においてもモーションアーチファクトを正確に補正できる と考えられる。しかし、より細かく標的位置を分割すると、各グループ内の投影データの 数は減少するため、画質を担保するには投影数を増加させる必要がある。次に、標的の回 転周期と投影データの数が画質に与える影響について考察する。図 5.18(b)の結果から、投 影データの数を 180 以下に減少させると、モーションアーチファクトの低減が困難になっ た。これは、投影データ数の減少に伴って標的の位置間隔が疎になり、離れた位置座標の 投影データから画像が再構成されるためであると考えられる。本節のシミュレーションの 結果では、動く標的の再構成画像を放射線治療時の位置照合に利用することを想定したと き、その画質の観点から 5 rpm では 180 投影、15 rpm では 360 投影、20 rpm では 720 投 影の投影データが必要であると考えられ、回転周期あたり 36 プロジェクション以上の投影 数が求められる。以上のことから、標的の運動に応じた投影データ数の最適化が必要であ ることが示唆された。

次に標的位置の検出精度の実験では、図 5.19 から検出された円柱内の標的座標は理想値 と離れており、表 5.3 から各標的濃度値の理想値と一致した検出座標の割合は、x 軸方向で は84.7 %(1.3)、50.0 %(1.1)、39.3 %(1.0)であり、またy 軸方向では47.3 %(1.3)、12.7 %(1.1)、 6.7 %(1.0)となり、標的の濃度コントラストが低下することで検出された位置座標も不正確

103

なものとなった。特に検出器の y 軸方向に対して検出され位置座標は理想値と大きく離れ たものとなった。これは、マッチング処理時の被探索画像内の円柱の濃度値が場所によっ て異なるため、これが障害陰影となりテンプレートマッチング処理の精度が劣化したため 正確な座標が検出できなかったと考えられる。特に円柱は y 軸方向に大きく画素値が変化 していくことから、y 軸方向での検出結果が非常に不正確なものとなったと考えられる。こ のことから、標的の存在位置により背景の画素値が異なってくるというような障害陰影が 存在する被検体内の標的を検出する場合には、ひとつのテンプレート画像を用いた単純な マッチング計算による位置の検出処理では、正確な位置座標を検出することができないと いえる。そのため、本提案手法では投影画像内の標的の位置座標の情報が必須となること から、被検体内の標的の検出精度を高めるための画像処理等が必須であると考えられる。

最後に、動態ファントム実験の結果について考察する。図 5.20 から、実験時の標的座標 は、およそ正確な位置が検出できたが、投影角度 90°付近では x, y 軸方向ともに誤った位 置が検出された。これは動態ファントムの設計上の問題から、90°付近の投影画像には回 転テーブルと標的が重なるため、テンプレート画像と標的画像の相関が劣化し、位置座標 が正確に検出できなかったと考えられる。また、図 5.21 から、提案手法を用いて再構成す ることにより、モーションアーチファクトが低減した画像を再構成することが可能となり、 これはシミュレーション(図 5.11)と同じ結果になった。さらに表 5.4 から、実験においても モーションアーチファクトを約 40 %低減させることが可能となり、この実験結果はシミュ レーション結果とおよそ同等であることから、実験においても提案手法を用いて腫瘍の位 置毎の画像を再構成できることが実証された。ここで、本実験では標的が球体であると同 時に背景に対して強いコントラストを持っており、障害陰影も少なかったため、正確な標 的位置が検出できたと考えられる。つまり、球対称でない標的や障害陰影が多く存在する 場合においては、検出エラーが多発することが考えられ、このことは標的位置の検出精度 実験としてシミュレーションを行い実証した。一般的に肺野内部の腫瘍は球体状の形状を 示すことが多く、投影角度毎に大きな変形を伴うことは少ないと考えられるが、人体のよ うな複雑な対象物内の標的を捉えようとする場合においては、標的位置の検出精度が劣化 する事が予想される。そのため、今後は投影画像に対する障害陰影の除去処理を適用する ことが、提案手法の実用性を高める手段であると考えられる。

104

5-7. まとめ

本研究では、放射線治療時の照射位置の精度の劣化の原因となる腫瘍の動きに対して、 再構成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 できる画像処理による解決策を提案した。提案する手法では、動く腫瘍の投影画像から標 的の位置を取得した後、同じ位置を示す投影データを選択して再構成することにより、モ ーションアーチファクトを低減し動く腫瘍の位置を明確にした画像を再構成することがで きる。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標的の位置毎に画像を 再構成することが可能であることを証明した。さらに、障害陰影による標的の濃度コント ラストと位置の検出精度および、標的の運動と CBCT のデータ収集条件が再構成画像の画 質に与える影響をシミュレーションにより明らかにした。その結果、本提案手法の精度を 高めるためには、投影画像の障害陰影を除去し標的の検出精度を高めるための対策と、運 動に応じた投影データ数の最適化および標的の運動状態をモニタすることの必要性を示し た。これらの検討から本提案手法は、動く腫瘍の移動範囲と存在位置を明確にすることが できるため、放射線治療時の有効な画像情報になり得るといえる。

5-8. 本章の参考文献

- Chan MK, Kwong DL, Ng SC, et al., "Experimental evaluations of the accuracy of 3D and 4D planning in robotic tracking stereotactic body radiotherapy for lung cancers," Med Phys., vol.40, 041712, 2013. doi:10.1118/1.494505.
- [2] Harada T, Shirato H, Ogura S, et al., "Real-time tumor tracking radiation therapy for lung carcinoma by the aid of insertion of a gold marker using Bronchofiberscopy," Cancer, vol.95, pp.1720-1727, 2002.
- [3] Onimaru R, Shirato H, Fujino M, et al., "The effect of tumor location and respiratory function on tumor movement estimated by real-time tracking radiotherapy(RTRT) system," Int J Radiat Oncol Biol Phys., vol.63, pp.164-169, 2005.
- [4] Mohamed SN, Yasser K, Amr M, et al., "Cone beam CT for organ motion evaluation in pediatric abdominal neuroblastoma," Radiother Oncol., vol.102, pp.388-392, 2012.
- [5] Santro J, Kriminski S, Lovelock DM, et al., "Evaluation of respiration-correlated digital tomosynthesis in lung," Med. Phys., vol.37, pp.1237-1245, 2010.
- [6] Ali I, Alsbou N, Herman T, et al., "An algorithm to extract three-dimensional motion by marker tracking in the kV projections from an on-board imager:for-dimensional cone-beam CT and tumor tracking implications," J Appl Clini Med Phys., vol.12, pp.3407, 2011.
- Sonke JJ, Zijp L, Remeijer P, et al., "Respiratory correlated cone beam CT," Med. Phys., vol.32, pp.1176-1187, 2005.
- [8] 今江禄一,芳賀昭弘,中川恵一,他,"320列CT装置を用いた肺定位放射線治療 における標的の軌跡解析,"日本放射線技術学会雑誌,vol.67, pp.202-211, 2010.
- [9] Nakagawa K, Satoshi K, Haga A, et al., "4D digitally reconstructed radiography for verifying a lung tumor position during volumetric modulated arc therapy," J Radiat Res., vol.53, pp.628-632, 2012.
- [10] Yamazaki R, Nishioka S, Date H, et al., "Investigation of the change in marker geometry during respiration motion: a preliminary study for dynamic-multi-leaf real-time tumor tracking," Rad Oncol., vol.7, pp.218, 2012.
- [11] Ohta K, Shimohira M, Iwata H, et al., "Percutaneous fiducial marker placement under CT fluoroscopic guidance for stereotactic body radiotherapy of the lung: an initial experience," J Radiat Res., vol.54, pp.957-961, 2013.
- [12] 臼井桂介,黒河千恵,尾川浩一,他,"放射線治療用イメージングシステムにおける 動きを伴う標的に対する CBCT 画像再構成," Med Imag Tech., vol.32, pp.132-142,

2014.

- 〔13〕 "Image-J で学ぶ実践医用・バイオ画像処理," INNERVISION, vol.22, pp.114-115, 2007.
- [14] Park JC, Park SH, Kim JH, et al., "Four-dimensional cone-beam computed tomography and digital tomosynthesis reconstructions using respiratory signals extracted from tracscutaneously inserted metal markers for liver SBRT," Med Phys., vol.38, pp.1028-1036, 2011.

第6章

総括

本論文では、高精度放射線治療の治療成績に影響を与える照射精度の諸問題について、 画像処理による工学的な解決策を提案し、その有効性を実証した。本論文は、治療直前ま たは治療中の患者画像に対する画像処理手法の開発を行っており、大きく分けて 4 つの研 究により構成されている。第1の研究は、第2章の「治療用コーンビーム CT の画質解析」 に関する研究であり、これまで、CBCT は再構成画像の画質が原因となり、正確な線量計 算を行うためには、その使用が困難であった。本論文では、CBCT の画質評価を行い、MSCT との画質の差を定量的な手法を用いて比較した。本研究では、モンテカルロシミュレーシ ョンを用いた検討の結果から、再構成画像の劣化の大きな要因が被検体からの散乱光子の 混入であることを明らかにした。そして CBCT 画像は、画像を構成する画素値の分散が大 きく、放射線治療の線量計算に用いることが困難であることを示した。

第2の研究は、第3章の「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」に関する研究であり、治療時の正確な体内の線量分布を簡易的な手段により取得す ることが可能な方法を提案している。具体的には、CBCT から得られる臓器の形状情報と MSCT から得られる CT 値の情報を合成した画像を作成し、この画像を用いた線量計算法 の提案を行った。本論文で提案する手法は、CBCT 値を線量計算に使用せず MSCT の CT 値を当該の臓器領域に埋め込むことで、CBCT の画質に起因する計算精度の低下を解決す ることに成功した。また本提案手法の計算結果を、先行研究にて報告されている CBCT の 線量計算法の結果と比較したところ、提案手法は他手法と比較して MSCT の初期治療計画 に最も類似した線量分布を計算できることがわかった。また、他手法と比較して計算結果 が安定しており、実際の臨床において最も汎用性が高い画像処理法であるといえる。以上 のことから、従来の放射線治療において CBCT は照射位置の補正のみに使用されてきたが、 本提案手法を適用することにより、治療直前の体内の線量分布を迅速で高精度に取得する ことにも活用できる様になった。これは、現在の放射線治療において画期的な試みとなり、 同時に画像処理による工学的な手法を放射線治療の画像情報に応用させた点において、非 常に価値があるものと考えている。

次に第3の研究は第4章の「GPGPUを用いた患者の動き検出」であり、本研究では、 放射線治療中の照射位置の精度を保障するため、照射中の患者自身の動きが治療精度にお よぼす影響を低減させるための解決策を提案した。ここでは、USB カメラの画像とテンプ レートマッチング法を用いた体動検出システムを構築し、さらに GPGPU を用いた計算処 理を行うことで、システムの高速化を実現させた。本論文では、頭部定位放射線治療にお ける患者の動きを検出するシステムとしての検証を、動きの検出精度と臨床での有用性と いう観点から検討を行った。これらの結果から、本システムは赤外線撮影を用いた 3 台の USB カメラによるモニタリングにより、高速で高精度に患者自身の動きを検出することが 可能であることを示した。またボランティア実験においても、臨床で許容される誤差の範 囲内で高精度に頭部の動きを検出する事が可能であることが明らかとなり、本システムの 有効性が実証された。本論文で提案した患者の体動の検出システムは、固定具等による物 理的な位置の固定を必要とせず、さらに、これまでには確認することが不可能であった照 射中の患者の動きを画像工学的なアプローチから定量化することに成功した。そのため、 本提案手法は放射線治療時の照射位置の精度を担保することができる、これまでに無い新 しい治療支援システムであると言える。

第4の研究は第5章の「コーンビーム CT を用いた標的部位の映像化」の研究であり、 人体内の生理的運動による腫瘍の動きに対して、動く腫瘍の CBCT の再構成画像から動き によるアーチファクトを低減し標的の位置を明瞭化させることを可能とした。本提案手法 では CBCT の投影画像から標的の位置を検出した後、同じ位置に属する投影データのみを 選択し再構成することで、移動した位置毎の画像を再構成することに成功した。本手法の 有用性については、腫瘍を模擬した球体が空中を円運動しているという状況を想定し、シ ミュレーションと動態ファントム実験により検討した。その結果、提案手法を用いること で、標的の動きによるモーションアーチファクトを抑制し、移動した位置毎の画像が再構 成できることを証明した。さらに、標的の濃度コントラストに依存した標的位置の検出精 度の検討と、CBCT の投影データ数と標的の運動の関係が再構成画像の画質に与える影響 をシミュレーションにより明らかにすることで、標的位置の検出精度を高めるための対策 の重要性と、標的の運動に応じた投影データ数の最適化の必要性を示すことができた。こ の提案手法は、従来までの CBCT と比較して、治療時の腫瘍の動きを明確に確認でき、治 療計画時の照射範囲との整合性を明らかとすることができる。さらに特別な装置や追加撮 影の必要が無いため、費用がかからず簡易的である。よって、動きを伴う腫瘍に対する高 精度放射線治療においては、非常に有用性が高い手法になると考えられる。

以上、本論文では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。

謝辞

本研究を遂行し学位論文をまとめるにあたり、長年にわたって多大なご指導を賜りまし た法政大学理工学部 尾川浩一教授に深く感謝いたします。また研究と臨床の側面から多 大なご指導とご支援を賜りました東海大学医学部放射線治療学講座 徳井啓資教授には大学 での業務と博士課程の研究を同時に遂行するために、多大なサポートをしていただきまし たことに深く感謝いたします。本論文作成にあたり、審査委員として多くのご助言をいた だきました、法政大学理工学部 八名和夫教授、品川満教授、首都大学東京大学院人間健 康科学研究科 齋藤秀敏教授に深く感謝いたします。順天堂大学での業務を全面的にサポ ートして頂きました、順天堂大学医学部放射線治療学講座 杉本聡助教、黒河千恵助教、順 天堂大学浦安病院放射線科 井上達也助手に感謝いたします。また本研究の実験データの 取得にご協力いただきました、東海大学医学部付属病院放射線技術科の技師諸氏に心より 感謝いたします。さらに、データの解析とプログラミングに関して多岐にわたりご協力い ただきました、法政大学理工学部画像工学研究室 貝吹太志研究員、また現メンバーと OB の方々に深く感謝いたします。

最後に、これまで支えてくれた私の家族に深く感謝します。

付録A

Filtered backprojection(FBP)法

画像を投影した方向とは逆方向の投影経路上に単純に値を加算していくことによって、 再構成画像を取得する方法を単純逆投影法という。単純逆投影法によって再構成した画像 は、原画像と比較して中央部の値が非常に高くなる。これは、逆投影を行う際に、各角度 に検出された値を、当該経路上のすべての画素にそのまま足しこんでいるためである。こ れを補正するために投影データに対してフィルタをかけ逆投影を行う方法を、フィルタ補 正逆投影法(filtered backprojection: FBP)と呼ぶ。

ここで、実空間の直交座標(*x*, *y*)、および反時計回りに*θ*回転した直交座標(*s*, *t*)を検出器の座標とすると、両者の関係は次式で表される。図 A.1 に位置関係を示す。

(A.1)

$$s = x \cos \theta + y \sin \theta, \quad t = -x \sin \theta + y \cos \theta$$



図 A.1 2次元物理量分布が検出器に投影される様子。ある物理量f(x, y)を直線Lにそって積分した時の 投影データはラドン変換により表すことができる。

いま、2次元の物理量分布が1次元の検出器上に投影データとして計測されるとき、両者の関係はラドン変換により与えられる。ここで、2次元物理量分布f(x,y)を直線Lに沿って 積分することをラドン変換という。原点から直線Lに下した垂線の座標がsである。sに 平行な直線を検出器の配列とすると、線積分の値がs上に投影される。そして、投影デー $タ p(s, \theta)$ は2次元関数f(x, y)の線積分、

$$p(s,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s\cos\theta - t\sin\theta, s\sin\theta + t\cos\theta) dt$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty-\infty}^{\infty} f(x,y) \,\delta(x\cos\theta + y\sin\theta - s) dxdy$$
 (A.2)

である。ここで、δ(•)はデルタ関数を表し、θはその投影角度を示す。

次に、投影データと物体との間には投影断層面定理が成り立つ。この投影断層面定理は、 1次元の投影データの1次元フーリエ変換は、ある物理量分布の2次元フーリエ変換の、あ る角度成分を示すことを表している。いま、*p*(*s*,*θ*)の1次元フーリエ変換*P*(*ξ*,*θ*)は次式で 表され、

$$P(\xi,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} p(s,\theta) \exp(-j2\pi s\xi) ds$$
(A.3)

この式を変形していくと、

$$P(\xi,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s,t)dt \exp(-j2\pi s\xi) ds$$

= $\int_{-\infty}^{\infty} f(s,t) \exp[-j2\pi (s\xi + t\eta)] ds dt|_{\eta=0}$
= $F(\xi,\eta)|_{\eta=0}$ (A.4)

となる。このとき、 $F(\xi,\eta)$ は物体 f(s,t)の 2 次元フーリエ変換を示しており、投影断層面 定理により投影角 θ の投影データの1次元フーリエ変換が物体の2次元フーリエ変換の角度 θ の成分に対応していることがわかる。図 A.2 に投影断層面定理における投影データと画像 の関係を示す。



図 A.2 投影断層面定理の関係図。投影データの1次元フーリエ変換と物体の2次元フーリエ変換との対応が示されている。

平行ビーム投影からの画像再構成には投影切断面定理を利用することができる。しかし、 1次元の投影データのフーリエ空間上へのマッピングは極座標系となるため、直交座標に並 び替える際のサンプリング点の内挿による誤差が生じる。FBP 法では、この補間誤差を回 避するため、フィルタ補正した投影を逆投影し再構成像を取得している。

FBP 法に用いられる主なフィルタは Shepp & Logan、ramp の 2 種類である。それぞれの式とグラフを以下に示す。

実空間における 1 次元の ramp フィルタh(t)は以下の式により与えられる。ここで、 τ は サンプリング間隔として、 $t = n\tau$ とすると、

$$h(t) = \begin{cases} \frac{1}{4\tau^2} & (n=0) \\ 0 & (n=even) \\ -\frac{1}{(n\tau\pi)^2} & (n=odd) \end{cases}$$
(A.5)



図 A.3 ramp フィルタ

Shepp & Logan フィルタh(t)は以下のようになる。 τ はサンプリング間隔として、 $t = n\tau$ とすると、

$$h(t) = \frac{2}{(\pi\tau)^2 (1 - 4n^2)}$$
(A.6)



114

FBP 法では、投影データ $p(s, \theta)$ に対し、

$$\hat{f}(x,y) = \frac{1}{\pi} \iint p(s-s',\theta)h(s')ds'd\theta$$
(A.7)

として再構成画像
$$\hat{f}(x, y)$$
が求まる。

付録 B

光子輸送シミュレーション

人体を通過する光子は体内において相互作用の影響を受けながら移動する。その光子の 振る舞いをモンテカルロ法によってシミュレーションするものが光子輸送シミュレーショ ンである。図 B.1 に光子輸送シミュレーションのフローチャートを示す。



図 B.1 光子輸送シミュレーションのフローチャート

ここで、光子輸送シミュレーションで行われている過程を順に説明する。まず、発生させた光子の行路長の算出を行う。この行路長は光子の平均自由行程に $-\ln(R)$ を乗算することにより算出している。ここでRは0~1の一様乱数を示している。光子の行路長の算出を以下に示す。これはBeerの法則を用いることにより求めることができ、Beerの法則とは、入射光子がある線減衰係数 μ を持つ媒質を通過した際に、どの程度入射光子が減衰するかを示した法則である。図 B.2 に Beerの法則の概念図を示す。



図 B.2 Beer の法則

Beerの法則は、特定のエネルギーを持つ光子が物体を透過する距離をxとし、入射光子数 δN_0 、透過後の光子数 δN とすると、以下の関係が成り立つというものである。

$$N = N_0 \exp(-\mu x) \tag{B.1}$$

この式を x について解くと、

$$x = -\frac{1}{\mu} \ln \left(\frac{N}{N_0} \right) \tag{B.2}$$

となる。この時 $\left(\frac{N}{N_0}\right)$ は[0,1]であるため、光子輸送シミュレーションでは一様乱数 R [0,1)を生成しておき、Rの値と1-Rは等価なので、1-Rを使用することで値の範囲を(0,1]に変えて

対数値が-∞にならないようにする。すなわち、

$$x = -\frac{1}{\mu} \ln(1 - R) \tag{B.3}$$

となり、平均自由行程に-ln(1-R)を乗算することにより光子の行路長を算出することができる。

本研究で考慮している相互作用は、コンプトン散乱、コヒーレント散乱(レイリー散乱)、 光電効果である。そして、それぞれの相互作用が発生する確率は衝突断面積により決めら れている。コンプトン散乱、コヒーレント散乱および光電効果の衝突断面積を σ_{comp} 、 σ_{coh} お よび σ_{max} とすると、線減衰係数 μ は式(B.4)で与えられる。

$$\mu = \sigma_{comp} + \sigma_{coh} + \sigma_{photo} \tag{B.4}$$

さらに、それぞれの相互作用が起こる確率はµで割ったものなので、以下のようになる。

$$\left(\frac{\sigma_{comp}}{\mu}, \frac{\sigma_{coh}}{\mu}, \frac{\sigma_{photo}}{\mu}\right) \tag{B.5}$$

光子輸送シミュレーションでは、光子のエネルギーや媒質が変化するたびに線減衰係数を 求めることになる。

コンプトン散乱が生じた場合はKahnの方法を用いる。これはコンプトン散乱後の波長 λ' を求める方法である。コンプトン散乱における光子の散乱角 θ および散乱後のエネルギー E'はコンプトンシフトの式によって与えられるが、計算には散乱後の波長 λ' が必要となる。 そこで、 λ' はKlein-Nishinaの公式から得る。

$$d\sigma = \left(\frac{r_0^2}{2}\right) \left(\frac{\lambda}{\lambda'}\right)^2 \left(\frac{\lambda'}{\lambda} + \frac{\lambda}{\lambda'} - 1 + \cos^2\theta\right) d\Omega$$
(B.6)

ここで、 $d\sigma$ は微分衝突断面積、 r_0 は古典電子半径、 $d\Omega$ は微小立体角である。この Klein-Nishina の公式では、波長 λ を持つ光子が波長 λ' の微小立体角で散乱し自由電子と 相互作用を起こす確率を示している。この式を散乱後の波長が λ' から $\lambda' + d\lambda'$ で散乱する確 率を表す式に変換すると以下のようになる。

$$\frac{d\sigma}{d\lambda'} = \left(\frac{d\sigma}{d\Omega}\right) \left(\frac{d\Omega}{d\lambda'}\right) \tag{B.7}$$

次に、コンプトン波長の式より、

$$\cos\theta = 1 - \left(\frac{m_0 c}{h}\right)(\lambda' - \lambda) \tag{B.8}$$

$$d\lambda' = (\frac{h}{m_0 c})\sin\theta \,d\theta \tag{B.9}$$

となる。立体角 $d\Omega$ は、

$$d\,\Omega = 2\pi\sin\theta\,d\theta\tag{B.10}$$

である。これを(B.6)に代入することで、

$$d\sigma = \pi r_0^2 \left(\frac{m_0 c}{h}\right) \left(\frac{\lambda}{\lambda'}\right)^2 \left[\frac{\lambda'}{\lambda} + \frac{\lambda}{\lambda'} - 1 + \left(1 - \frac{m_0 c}{h}\lambda' + \frac{m_0 c}{h}\lambda\right)^2\right] d\lambda'$$
(B.11)

となる。ここで
$$h=1$$
、 $c=1$ 、 $m_0=1$ を代入し、 $r=\frac{\lambda'}{\lambda}$ の条件付き確率 $p(r|\lambda)$ を求める。

$$p(r \mid \lambda) \propto \left(\frac{1}{r^2}\right) \left[\frac{1}{r} + r - 1\left(1 - \lambda r + \lambda\right)^2\right] d\lambda'$$
(B.12)

となる。この式を変形すると、

$$p(r|\lambda) \propto \left(\frac{\lambda+2}{9\lambda+2}\right) g_1(r) h_1(r) + \left(\frac{8\lambda}{9\lambda+2}\right) g_2(r) h_2(r)$$
(B.13)

$$g_1 \equiv \frac{\lambda}{2} \tag{B.14}$$

$$h_1 \equiv 4 \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r^2}\right) \tag{B.15}$$

$$g_2 \equiv \frac{\lambda + 2}{2r^2} \tag{B.16}$$

$$h_2 \equiv \frac{\left[(1 - \lambda r + \lambda)^2 + \frac{1}{r} \right]}{2} \tag{B.17}$$

である。 $g_1 \ge g_2$ は確率密度なので、

$$\int_{1}^{1+\frac{2}{\lambda}} g_{1}(r) dr = \int_{1}^{1+\frac{2}{\lambda}} g_{2}(r) dr = 1$$
(B.18)

である。以上より Kahn の方法を用いて $p(r|\lambda)$ を求めていく。以下に本研究のシミュレーションにおいて使用した、Kahn の方法の手順を示す。

式(B.13)に対して、

- 1. 乱数 r₁を発生、ただし[0,1)の範囲で乱数を得る。
- 2. $r_1 \leq \frac{\lambda+2}{9\lambda+2}$ であるならば、flag を 0 とする。 そうでないなら flag を 1 とする。
- 3. 乱数 r₂を発生、ただし[0,1)の範囲で乱数を得る。

4. flag が 0 のとき、

$$r_{2} = \int_{0}^{\rho} g_{1}(r) dr = \left(\frac{\lambda}{2}\right) (\rho - 1) \quad \text{となり、} \rho \text{ について解くと、}$$
$$\rho = 1 + \left(\frac{2}{\lambda}\right) r_{2} \quad \text{となる}_{\circ}$$

flag が 1 のとき、

$$r_{2} = \int_{0}^{\rho} g_{2}(r) dr = \left[\frac{(\lambda+2)}{2}\right] \left(1-\frac{1}{\rho}\right) となり、 \rho について解くと、$$

$$\rho = \frac{\lambda+2}{[\lambda+2(1-r_{2})]} \quad となる。$$

ここで、 ρ は散乱前の光子の波長 λ と散乱後の光子の波長 λ' の比である。

- 5. 乱数 r₃を発生、[0,1)の範囲で乱数を得る。
- 6. flag が 0 の時、 $r_3 \leq 4 \left(\frac{1}{\rho} \frac{1}{\rho^2} \right)$ なら ρ を決定する。そうでないならば 1 に戻る。

flag が 1 の時、
$$r_3 \leq \frac{1}{2} \left[(\lambda - \lambda \rho + 1)^2 + \frac{1}{\rho} \right]$$
なら ρ を決定する。そうでなければ 1 に戻る。

7. 以下の式より散乱後の波長 λ' と散乱角 θ を求める。 $\lambda' = \rho\lambda$ 、 cos $\theta = 1 - (\lambda' - \lambda)$

以上より、コンプトン散乱後の波長 λ'と散乱における光子の散乱角θを得ることができる。

最後に、座標変換について説明する。コンプトン散乱した光子は、前述した Kahn の方 法とコンプトン波長のシフト式を用いて散乱角および方位角が算出される。しかし、この 算出された散乱角はファントムを基準として設定された絶対座標ではなく、光子の進行方 向に対して設定された相対座標系によるものである。そのため、光子輸送シミュレーショ ンでは相対座標系を絶対座標系に変換する必要がある。

まず、絶対座標への変換の概要を示す。はじめに、相対座標内での光子の散乱後の座標 を求める。次に、相対座標の軸を絶対座標の軸に合わせるために座標を回転させる。この ことにより、相対座標の各成分を絶対座標の成分で表すことができるようになり、散乱後 の光子の位置を絶対座標で示すことができる。その後、次の散乱で用いるための相対座標 での散乱角、方位角を絶対座標で表す。図 B.3 に概念図を示す。ここで、相対座標内の X,Y,Z 軸を S,T,U 軸、散乱角 θ を α 、方位角 φ を β により表す。



図 B.3 相対座標における軸と散乱角および方位角の概念図

座標変換の方法について、以下に順に示す。

1. 散乱後の光子の座標を相対座標で表す方法

まず、相対座標内の光子の位置について、光子の移動距離L、散乱角 α 、方位角 β を用 いて表す。ここで、光子の進む方向はU軸からST平面に α 倒した後、S軸からT軸 方向へ β 倒したものなので、光子のU座標は、 $L\cos \alpha$ として表すことができる。また ST平面の成分は残りの $L\sin \alpha$ となり、S座標は $L\sin \alpha \cos \beta$ 、T座標は $L\sin \alpha \sin \beta$ と なる。ここで、光子の位置Q(*S*,*T*,*U*)とすると、光子位置は式(B.19)で表すことができる。 また、図 B.4 に相対座標内での光子の位置を示す。

$S = L\sin\alpha\cos\beta$	
$T = L\sin\alpha\sin\beta$	(B.19)
$U = L\cos\alpha$	





 相対座標の S,T,U 軸を絶対座標に合わせる方法 次に、相対座標の S,T,U 軸を絶対座標で表す。まず、U 軸上の座標は光子の方向に沿 っているため相対座標内の光子の位置と同様に、U 軸上の位置(U_x,U_y,U_z)は式(B.20) で表すことができる。

 $U_{X} = \sin \theta \cos \varphi$ $U_{Y} = \sin \theta \sin \varphi$ $U_{Z} = \cos \theta$ (B.20)

そして、T 軸上の座標は常に XY 平面に平行である。このため、XY 成分しか持たず、 方位角 φ を用いることで T 軸上の光子の位置 (T_x , T_y , T_z) は式(B.21)のように表される。 $T_{X} = -\sin \varphi$ $T_{Y} = \cos \varphi$ $T_{Z} = 0$

(B.21)

最後にS軸上の座標について、S軸では常に角度 θ でZ軸とは逆の方向を向いている。 そのため、Z成分は $-\sin\theta$ である。また残りの $\cos\theta$ 成分はXY平面上にあり、その角度 は φ であるため、S軸の光子の位置(S_x, S_y, S_z)は式(B.22)として表すことができる。

$$S_{X} = \cos \theta \cos \varphi$$

$$S_{Y} = \cos \theta \sin \varphi$$

$$S_{Z} = -\sin \theta$$
(B.22)

3. 散乱後の光子の座標を絶対座標で表す方法 相対座標内で散乱した光子の位置Qを絶対座標で表す方法について述べる。前述のように相対座標内での光子のもつS,T,U成分および、S軸、T軸、U軸を絶対座標に変換するためのX、Y、Z成分を求めることができた。このことから、光子の持つS成分にS軸の持つX成分をかけたもの、光子の持つT成分にT軸の持つX成分をかけたもの、光子の持つU成分にU軸の持つX成分をかけたものを足し合わせることで、絶対座標における光子の持つX成分Q(X)を式(B.23)で表すことができる。

$$Q(X) = L\sin\alpha\cos\beta\times\cos\theta\cos\varphi + L\sin\alpha\sin\beta\times(-\sin\varphi) + L\cos\alpha\times\sin\theta\cos\varphi$$
(B.23)

Y 成分Q(Y)、Z 成分Q(Z)も同様に、式(B.24,25)により求めることができる。

$$Q(Y) = L\sin\alpha\cos\beta\times\cos\theta\sin\varphi + L\sin\alpha\sin\beta\times\cos\varphi + L\cos\alpha\times\sin\theta\sin\varphi$$
(B.24)

$$Q(Z) = L\sin\alpha\cos\beta \times (-\sin\theta) + L\sin\alpha\sin\beta \times 0 + L\cos\alpha \times \cos\theta$$
(B.25)

絶対座標における散乱角、方位角を表す方法
 これまで相対座標内で表されていた散乱角、方位角を絶対座標で示す。絶対座標内で

の PQ 間の散乱角を θ' 、方位角を φ' とすると、絶対座標における光子の持つ Z 成分 は式(B.25)から以下のように表すことができる。

$$L\cos\theta' = L\sin\alpha\cos\beta \times (-\sin\theta) + L\sin\alpha\sin\beta \times 0 + L\cos\alpha \times \cos\theta \qquad (B.26)$$

ここから得られた式を変形して cos θ' は式(B.27)のように表すことができる。

$$\cos \theta' = \sin \alpha \cos \beta \times (-\sin \theta) + \cos \alpha \times \cos \theta \tag{B.27}$$

また sin θ' は PQ 間の X 成分と Y 成分を用いることで以下のように表すことができる。

$$\sin \theta' = \frac{\sqrt{Q(X)^2 + Q(Y)^2}}{L} \tag{B.28}$$

$$= ((\sin\alpha\cos\beta\times\cos\theta)^{2} + (\sin\alpha\sin\beta)^{2} + (\cos\alpha\times\sin\theta)^{2} + 2\sin\alpha\cos\beta\cos\theta\times\cos\alpha\times\sin\theta)^{\frac{1}{2}}$$
(B.29)

同様にして sin φ'、 cos φ' は式(B.30,31)として表すことができる。 また図 B.5 に絶対座標系における散乱角と方位角の概念図を示す。

$$\sin \varphi' = \frac{(\sin \alpha \cos \beta \times \cos \theta \cos \varphi + \sin \alpha \sin \beta \times (-\sin \varphi) + \cos \alpha \times \sin \theta \cos \varphi)}{\sin \theta'}$$
(B.30)

$$\cos\varphi' = \frac{(\sin\alpha\cos\beta \times \cos\theta\sin\varphi + \sin\alpha\sin\beta \times \cos\varphi + \cos\alpha \times \sin\theta\sin\varphi)}{\sin\theta'}$$
(B.31)



図 B.5 絶対座標系における散乱角と方位角

光子輸送法

光子輸送シミュレーションにおけるファントムの記述法として、本研究ではデルタサン プリング法を用いた。この手法は、物体を均一サイズのボクセルの集合として表現したフ ァントムに対して、光子の飛程を厳密に計算するのでなく、対象内の最も大きい線減衰係 数を用いて光子を移動させ、移動先とファントム内の最大の線減衰係数の比により、確率 的に相互作用を起こすことによって、統計的に光子の飛程を計算する。このため、経路上 のそれぞれのボクセルについて平均自由行程を計算する必要が無く、シミュレーション時 間が大幅に短縮される。一方で、経路上に線減衰係数の高い媒質が含まれていなくても、 対象内に線減衰係数が高い媒質がわずかでもある場合には、計算時間が増加してしまうと いう欠点がある。デルタサンプリング法による光子輸送のアルゴリズムを以下に示す。ま た、図 B.6 にその模式図を示す。

- 1. 乱数 rを発生させる、ただし(0,1]の範囲で乱数を得る。
- 2. 以下の式により行路長lを求める。 µ_{max} は対象内の最大の線減衰係数を表す。

$$l = -\frac{1}{\mu_{\max}} \ln\left(r\right)$$

- 3. 光子を行路長1進める。
- 4. 乱数 s を発生、ただし[0,1)の範囲で乱数を得る。
- 5. μ を光子が存在する媒質の線減衰係数とし、 $\frac{\mu}{\mu_{max}}$ >sなら光子の移動を終える。そうでな μ_{max}

ければ1へ移動し繰り返す。



図 B.6 デルタサンプリング法による光子輸送

研究業績

<u>原著論文</u>

- <u>臼井桂介</u>,黒河千恵,杉本聡,株木重人,国枝悦夫,笹井啓資,尾川浩一, "放射線治療用イメージングシステムにおける動きを伴う標的に対する CBCT 画像再構成," Med Imag Tech., vol.32, no.2, pp.132-142, 2014.
- <u>臼井桂介</u>,国枝悦夫,尾川浩一, "適応的放射線治療のための CBCT 画像を 用いた放射線治療計画の評価," Med Imag Tech., vol.31, no.4, pp.231-239, 2013.
- 3. <u>Usui K</u>, Ichimaru Y, Okumura Y, Murakami K, Seo M, Kunieda E, Ogawa K, "Dose calculation with a cone beam CT image in image-guided radiation therapy," Radiol Phys Technol., vol.6, pp.107-114, 2013.
- Yamakawa T, Ogawa K, Iyatomi H, Kunieda K, <u>Usui K</u>, Shigematsu N, "Motion detection system with GPU acceleration for stereotactic radiosurgery," Med Imag Tech., vol.30, no.5, pp.268-2278, 2012.
- 堀江朋彦,高原太郎,荻野徹男,奥秋知幸,本田真俊,奥村康裕,梶原 直, <u>臼井桂介</u>,室伊三男,今井 裕,"体幹部拡散強調画像におけるアーチファ クト軽減の試み"Tracking Only Navigator"(TRON 法)の開発と基礎的検 討," 日本放射線技術学会誌,vol.64, no.9, pp.1157-1166, 2008.
- 4D time-resolved angiography using keyhole (4D-TRAK)を 用いた造影 MRA の基礎的検討 骨盤領域" 日本放射線技術学会誌, vol.64. no.12, pp.1532-1539, 2008.

国際会議(査読付き論文)

- <u>Usui K</u>, Kabuki S, Kurokawa C, Sugimoto S, Sasai K, Kunieda E, Ogawa K, "CBCT image reconstruction of a moving target with an on-board imaging system for radiation therapy," Conf. Record on IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, doi:10.1109/NSSMIC.2013.6829337, 2013.
- <u>Usui K</u>, Hiroki T, Fujita K, Kabuki S, Kunieda E, Ogawa K, "A study of 4D CBCT image reconstruction using detection of the target position from 2D projection images," International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, vol.87, no.25, S702, 2013.
- <u>Usui K</u>, Kunieda E, Ogawa K, "The effect of region extraction accuracy on the dose calculation with CBCT images combined with MSCT images," Annual Meeting on European Congress of Radiology, doi:10.1594/ecr2013/C-0648, 2013.
- <u>Usui K</u>, Kunieda E, Ogawa K, "Feasibility of dose calculation using combined information of cone-beam and multi-slice CT images," Medical Physics, vol.39, 3675, 2012.
- <u>Usui K</u>, Kihara A, Ichimaru Y, Okumura Y, Murakami M, Seo M, Kunieda E, Ogawa K, "Evaluation on pixel value conversion methods for dose calculation with kilo-voltage cone beam CT images," World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings, vol.39, pp.1783-1786, 2012.
- <u>Usui K</u>, Kihara A, Ichimaru Y, Okumura Y, Murakami K, Kunieda E, Ogawa K, "Feasibility of kV-CBCT images for the dose calculation in image-guided radiotherapy," Japanese Journal of Medical Physics, vol.31, no.4, 213, CD-R (D8-1), 2011.

解説論文および査読のない論文

- <u>臼井桂介</u>,国枝悦夫,"東海大学における IMRT 線量検証のまとめ Map CHECK による y 解析結果の傾向,"臨床放射線, vol.56, pp.1164-1165, 2011.
- 2. <u>臼井桂介</u>, "一般撮影における直接変換方式 FPD の物理特性," 神奈川県放 射線技師会誌, vol.59, pp.5-9, 2007.

学会発表

(国内)

- 広木智之,<u>臼井桂介</u>,菊地朋子,株木重人,前平祥太,神谷陽,戸高秀晴, 国枝悦夫,"イメージングプレートを用いた放射線照射の幾何学的QA法の 開発,"日本放射線腫瘍学会第27回学術大会本文集,P-159, pp.331, 2014.
- 2. 広木智之,株木重人,菊地朋子,<u>臼井桂介</u>,前平祥太,神谷陽,戸高秀晴, 国枝悦夫,"イメージングプレートを用いた簡易アイソセンタ QA 法の開発," 第 42 回日本放射線技術学会秋季学術大会報文集, pp.1018-1019, 2014.
- 3. <u>臼井桂介</u>,黒河千恵,杉本聡,石倉聡,笹井啓資,尾川浩一, "動く標的の モーションアーチファクトに対する kV-CBCT のデータ取得条件の最適化," 第 33 回日本医用画像工学会大会 CD-ROM 6pages, 2014.
- <u>Usui K</u>, Kurokawa C, Sugimoto S, Sasai K, Ogawa K, "An effect of the data acquisition conditions for the moving tumor affecting to the reconstruction image with the kilo-voltage-CBCT," 第107回日本医学物理 学会学術大会報文集(医学物理, vol.34, pp.46), 2014.
- 5. 広木智之,株木重人,<u>臼井桂介</u>,藤田健太,菊池朋子,戸高秀晴,国枝悦夫, "頭頸部放射線治療における PET 画像を用いた GTV 体積描出の試み,"日 本放射線腫瘍学会第 26 回学術大会報文集,O-213, pp.197, 2013.
- 菊池朋子,広木智之,戸高秀晴,秋庭健志,国枝悦夫,<u>臼井桂介</u>,藤田健太, "前立腺 IMRT における金マーカーを用いた 2 次元位置照合による PTV の 妥当性の検討,日本放射線腫瘍学会第 26 回学術大会報文集,O-181, pp.189, 2013.

- <u>臼井桂介</u>,黒河千恵,杉本聡,株木重人,国枝悦夫,笹井啓資,尾川浩一, "動態位置の時相情報に基づいた 4D CBCT 画像再構成の基礎検討,"第 32 回日本医用画像工学会大会 CD-ROM 7pages, 2013.
- Usui K, Hiroki T, Fujita K, Kabuki S, Kunieda E, Ogawa K, "Basic study of 4D CBCT reconstruction using the detection of the target position from 2D projection images," 第 105 回日本医学物理学会学術大会報文集(医学物 理, vol.33, pp.47), 2013.
- 9. 広木智之, <u>臼井桂介</u>,藤田健太,村上克己,畠山謙二,大泉幸雄,国枝悦夫, "PET-CT 画像を用いた治療計画における Deformable Image Registration の有用性,"第 69 回日本放射線技術学会総会学術大会報文集, pp.119, 2013.
- 広木智之,<u>臼井桂介</u>,藤田健太,秋庭健志,大泉幸雄,国枝悦夫,"前立腺 IMRT における D50%線量処方の有用性の検討,"日本放射線腫瘍学会第25 回学術大会報文集,O-127, pp.165, 2012.
- 11. <u>臼井桂介</u>,広木智之,藤田健太,一丸恭伸,国枝悦夫,尾川浩一, "CBCT と MSCT の合成画像による線量計算の有用性,"日本放射線腫瘍学会第 25 回学術大会報文集,O-138, pp.168, 2012.
- 藤田健太, <u>臼井桂介</u>, 広木智之, 村上克己, "3 次元線量検証システムと MLC Log 解析を用いた IMRT 線量検証の有用性,"日本放射線技術学会誌, vol.68, pp.1159, 2012.
- <u>臼井桂介</u>,広木智之,藤田健太,一丸恭伸,奥村康弘,国枝悦夫,尾川浩一, "CBCT と MSCT の合成画像に対する領域抽出精度が線量計算に与える影響について,"第104回日本医学物理学会学術大会本文集(医学物理, vol.33, pp.71-72), 2012.
- 14. <u>臼井桂介</u>, 木原彩佳, 国枝悦夫, 尾川浩一, "CBCT 画像による線量計算を目 的とした画素値変換法の検討,"第103回日本医学物理学会学術大会本文集 (医学物理, vol.32, pp.144), 2012.
- 15. 木原彩佳, <u>臼井桂介</u>, 村上克己, 瀬尾誠, 国枝悦夫, "前立腺 IMRT におけ る治療計画線量指標の最適化に関する検討," 第 103 回日本医学物理学会学 術大会本文集(医学物理, vol.32, pp.147), 2012.
- 16. <u>臼井桂介</u>, 木原彩佳, 一丸恭伸, 奥村康弘, 村上克己, 秋庭健志, 国枝悦夫, 尾川浩一, "CBCT における標的位置照合精度の改善を目的とした撮像法の 検討,"日本放射線腫瘍学会第24回学術大会報文集, P-047, pp.243, 2011.
- 17. 木原彩佳, <u>臼井桂介</u>, 一丸恭伸, 宗像浩二, "CBCT 撮影条件に対する位置 照合精度の検討,"第67回日本放射線技術学会総会学術大会報文集, pp.259, 2011.

- 18. <u>臼井桂介</u>,木原彩佳,一丸恭伸,宗像浩二,余語克紀,秋庭健志,国枝悦夫, "前立腺 IMRT における位置照合方法の違いによる PTV マージンの検討," 第 101 回日本医学物理学会学術大会本文集(医学物理, vol.31, pp.126), 2011.
- 19. <u>臼井桂介</u>,木原彩佳,栗林武志,一丸恭伸,宗像浩二,余語克紀,秋庭健志, 国枝悦夫,"前立腺IMRTにおける2次元骨照合によるPTVの妥当性の検討," 第23回日本高精度外部照射研究会 プログラム・抄録集, pp.65, 2011.
- 20. <u>臼井桂介</u>,一丸泰伸,宗像浩二,村上克己,福井浩,"前立腺 IMRT における 骨照合と標的照合の差が線量分布に与える影響に関する検討,"日本放射線 技術学会誌,vol.66, pp.1039, 2010.
- <u>臼井桂介</u>,丸山浩一,一丸泰伸,宗像浩二,金子暁里,"外部放射線治療における MRI Cine-Image を用いた前立腺の Intra-fractional motion の評価," 第 66 回日本放射線技術学会総会学術大会報文集, pp.219-220, 2010.
- 22. <u>臼井桂介</u>, 宗像浩二, 一丸泰伸, 野村一弘, 丸山浩一, "前立腺 IMRT における PTV 及びリスク臓器線量に対する線量計算アルゴリズムの精度検証," 第 65 回日本放射線技術学会総会学術大会報文集, pp.311-312, 2009.
- 23. <u>臼井桂介</u>, 室伊三男, 堀江朋彦, 本田真俊, 奥村康裕, 金子暁里, "1.5T 心臓 用 32channel array coil の性能評価,"第 64 回日本放射線技術学会総会学術 大会報文集, pp.175, 2008.

受賞歴

- 1. 日本放射線技術学会 研究奨励賞・技術新人賞(治療分野), 2014.
- 2. 第103回日本医学物理学会学術大会 大会長賞, 2012.
- 3. 第66回日本放射線技術学会総会学術大会 電子ポスター金賞, 2008.