

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 2 日現在

機関番号：17401

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2014～2016

課題番号：26861007

研究課題名(和文)位置照合用コーンビームCTを利用した適応放射線治療の開発

研究課題名(英文)Development of adaptive radiation therapy using kV cone beam CT

研究代表者

大野 剛 (Ohno, Takeshi)

熊本大学・大学院生命科学研究部(保)・助教

研究者番号：20646971

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,400,000円

研究成果の概要(和文)：kV-CBCTのシミュレーションは測定値と10%以内で一致した。またkV-CBCTは診断用CTに比べ、実効エネルギーが低く、またX線出力が低かった。画質改善ではファントム実験において、均一性、CNRの改善が見られた。一方で、空間分解能はあまり変化しなかった。人体においても、画質改善が見られたものの、同様の処理を別の患者において、適応した場合、逆に画質が低下する症例があった。これは症例により、散乱線成分が大きく変化していることに起因している。よって今後の課題として、より多くの症例を収集し、散乱線計算を行い、多くの患者に適応可能な画像フィルタの開発が必要であることがわかった。

研究成果の概要(英文)：The simulated kV-CBCT agreed with measured within 10%. The effective energy and output of kV-CBCT were lower than those of diagnostic CT. The image uniformity and contrast-to-noise ratio were improved by our method. In contrast, spatial resolution was comparable between CT image applied with our method and that without our method. The image quality improvement was observed in human body, however, image quality reduced when same processing was applied to other patient. This was because the scattered radiation varied among patient. As for the problems to be solved from now on, it is essential to calculate scattered radiation for various patient and develop image filter which is available for various patient.

研究分野：Medical Physics

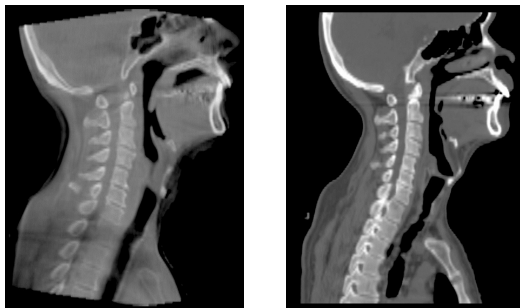
キーワード：コーンビームCT Monte Carlo simulation 散乱線除去 逐次近似再構成

1. 研究開始当初の背景

現在、放射線治療では病巣に線量を集中させる高精度放射線治療の普及に伴い、腫瘍の位置決め精度の向上が重要な課題となっている。このため、現在の放射線治療装置には kV-X 線管と Flat-Panel-Detector を組み合わせた位置照合用コーンビーム CT が装備され、治療直前に腫瘍と臓器の 3 次元的位置照合を行う画像誘導放射線治療が可能となってきた。

一方、放射線治療では治療期間が 1-2 ヶ月間の長期間に及ぶため、治療期間中に患者の体形や腫瘍の大きさが変化する。また化学療法を併用した化学放射線療法では、患者の食欲不振のため体形変化がさらに大きくなり、治療期間に 10 kg 以上の体重低下を生じる場合がある。その結果、治療計画時と治療時の腫瘍の形状や大きさが異なるため、腫瘍への線量集中性の低下と正常組織への無用な被ばくを引き起こし、治療成績の低下や正常組織の放射線障害を誘発する。したがって、照射毎の患者の体形変化や腫瘍の変化へ対応可能な適応放射線治療が求められる。適応放射線治療では、照射毎に患者個々の腫瘍の変化に応じた最適化な照射野の設定と線量分布計算を頻繁に行うことで、正常組織の被ばくを低減し、腫瘍にこれまでの以上の線量を投与することが可能になる。結果的に、治療成績の向上が期待できる。

しかし、適応放射線治療の実現には、治療計画用 CT 画像を頻繁に撮像する必要があるが、患者と術者の負担が増加する。したがって適応放射線治療に、画像誘導放射線で撮影された位置照合用コーンビーム CT を用いることが望ましい。しかし、図 1 に示すように、コーンビーム CT は治療計画用 CT に比べてコントラストが低く、ノイズとアーチファクトが多いため、適応放射線治療に利用するには、臓器の輪郭抽出や治療線量計算が困難である。



1. コーンビーム CT 2. 治療計画用 CT

図 1. 頭頸部 CT 画像

2. 研究の目的

本研究では、患者の体形変化や腫瘍の体積変化に対応可能な適応放射線治療の実現を目的に、モンテカルロシミュレーションによる

コーンビーム CT 画像の画質改善およびコーンビーム CT を利用した放射線治療計画法を開発する。

3. 研究の方法

3.1. コーンビーム CT のモンテカルロシミュレーション

コーンビーム CT 撮影時の散乱光子を分析するために、モンテカルロシミュレーションを用いてコーンビーム CT のビームモデリングを行う。ビームモデリングモデリングはアルミニウム半価層と線量プロファイルの測定結果から行う。

3.2. コーンビーム CT 画像の散乱線除去法の開発

コーンビーム CT の投影像においては、平面検出器の画素値が平面検出器に付与された線量に比例する。したがって、モンテカルロシミュレーションから平面検出器の画素毎に吸収線量を算出することで、コーンビーム CT の投影像を再現できる。さらにモンテカルロシミュレーションにおいては、光子が相互作用を起こした回数を記録することで、1 次光子と散乱光子の分別が可能である。したがって、図 3 に示すように算出した散乱線成分をコーンビーム CT の投影像から減算することで散乱線除去を行う。

3.2.1 CT 性能評価ファントムでの基礎的実験

被写体に図 2 に示すような CT 性能評価ファントムを用いて、散乱線除去前後の画像改善度の評価する。画質評価は、均一性、コントラスト・ノイズ比、空間分解能を測定する。

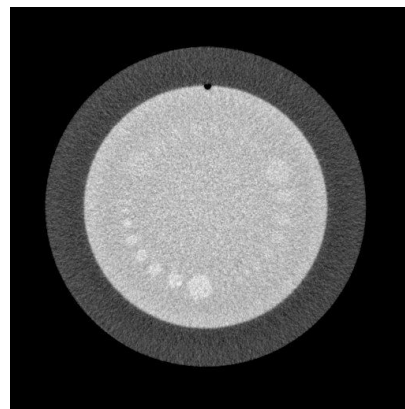


図 2 CT 性能評価ファントム

3.2.2 撮影部位への最適化

次に被写体に治療計画用 CT 画像から空気、肺、軟部組織、骨に分けて再現した人体を用いている。撮影部位に応じて、モンテカルロシ

ミュレーションを行い，撮影部位への散乱線除去法の最適化を図る．撮影部位は頭部，頸部，胸部，腹部，骨盤部を対象とする．

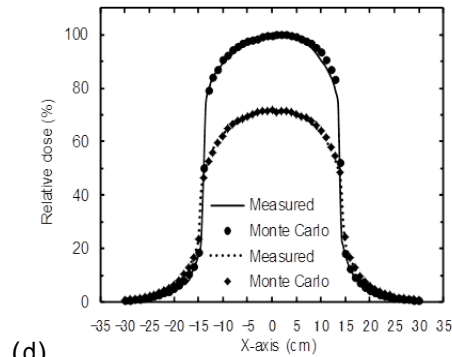
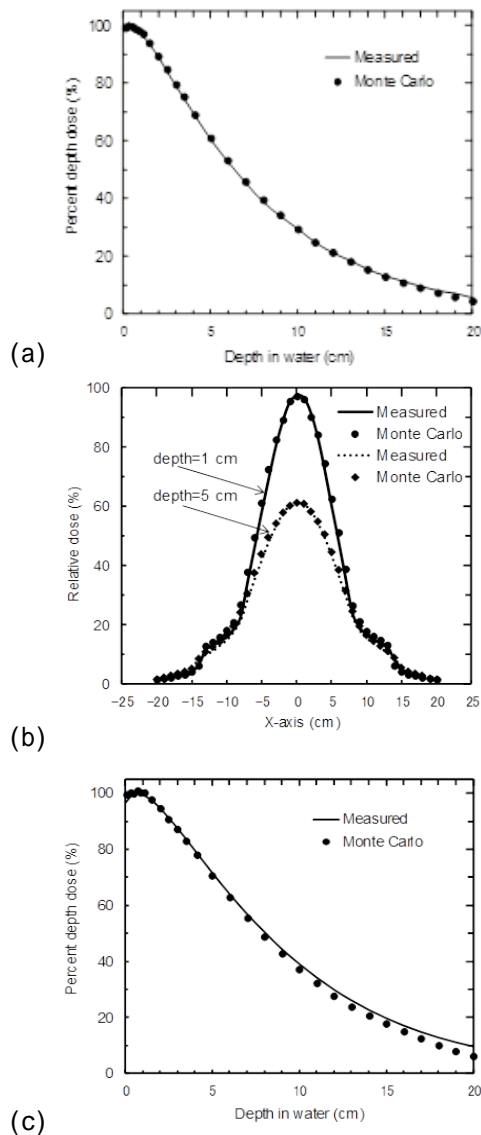
3.3. 散乱線除去法と逐次近似法を併せた画像再構成法の開発

逐次近似法では撮影された投影画像から理想の投影画像を推定し，2つの画像の差分が小さくなるように繰り返し計算を行うことで，少ない投影画像で高画質の再構成画像を得ることができる．モンテカルロシミュレーションによる散乱線除去法と逐次近似法を併せた画像再構成法の開発からコーンビームCTの画質改善を図る．

4. 研究成果

4.1. コーンビームCTのモンテカルロシミュレーション

図3にkV-CBCT(Varian OBI 125 kV, Elekta XVI 120 kV)でのPDDとOCRの計算値と測定値の比較を示す．



(d)

図3 kV-CBCTにおけるPDDとOCRの計算値と測定値の比較．(a)PDD:Varian OBI 125 kV, (b) OCR:Varian OBI 125 kV, (c)PDD:Elekta XVI 120 kV, (d) OCR:Elekta XVI 120 kV

PDDにおいては，計算値と測定値は深さ10 cmまでで5%以内，15 cmまでで10%以内で一致した．またOCRは5%以内で一致したが，どちらの装置においても辺縁での線量差が大きくなった．また管電圧100 kVでも，120 kVと同程度の精度で計算値と測定値が一致した．加えて，Full-bowtie filterとHalf-bowtie filterの比較では，Half-bowtie filterがFull-bowtie filterよりも辺縁での線量低下が急峻であった．

次にkV-CBCTと診断用X線装置における半価層の比較を表1に示す．

表1 kV-CBCTと診断用X線CTにおける半価層の比較

Unit: mmAl	
X-ray voltage (kVp)	120
kV-CBCT	
Varian OBI	4.8
Elekta XVI	7.2
Diagnostic CT	
Brilliance	9.1
LightSpeed	7.5
Aquilion	7.2
SOMATOM	8.7

kV-CBCTではVarian OBIの半価層が顕著に低くなった．また診断用X線CTではkV-CBCTに比べて，半価層は高くなった．これはX線管球の構造，また総ろ過厚の違いに起因する．加えて，表2に円柱水ファントム内の中心で測定した線量の比較を示す．また図4に測定の際に使用した円柱水ファントムを示す．

表 2 kV-CBCT と診断用 X 線 CT における円柱水ファントムの中心線量の比較

Unit: mGy/100 mAs

X-ray voltage (kVp)	120
kV-CBCT	
Varian OBI	4.1
Elekta XVI	1.0
Diagnostic CT	
Brilliance	5.1
LightSpeed	6.3
Aquilion	7.0
SOMATOM	5.7

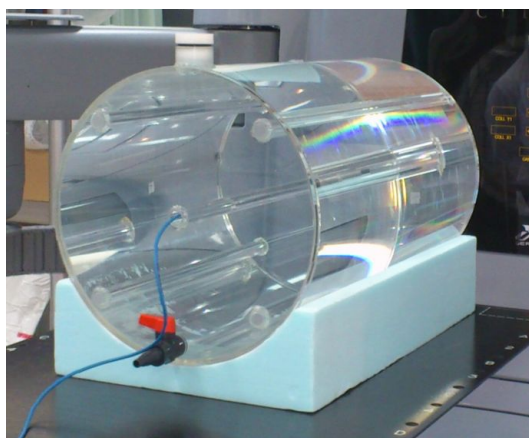


図 4 線量測定用円柱水ファントム

kV-CBCT と診断用 X 線 CT では中心線量に顕著な差が見られ、kV-CBCT で線量の低下が見られた。これは kV-CBCT が診断用 X 線 CT に比べ、X 線発生効率の低下を生じていることを示唆している。このように kV-CBCT は診断用 X 線 CT と異なる特性を有していた。

4.2. コーンビーム CT 画像における散乱線除去法と逐次近似法を併せた画像再構成法の開発

コーンビーム CT 画像の散乱線除去は図 5 に示す手順で行った。

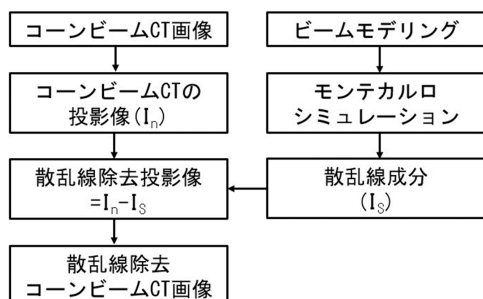


図 5 コーンビーム CT 画像の散乱線除去手順

ただし、Varian OBI に関しては、表 1 に示すように他の X 線装置に比べ、半値層が顕著に低かったため、散乱線の増加および、人体内で吸収される線量の増加が見られた。よって、モンテカルロシミュレーション上で 2 mm 厚の AI を付加し、半値層を他の X 線装置に近づけた場合の散乱線を計算した。また kV-CBCT では撮影部位に対して、治療用ベッドが占める割合の大きいため、モンテカルロシミュレーション内で治療用寝台を作成し、寝台からの散乱線成分の計算を行った。作成に使用した体幹部用治療寝台の CT 画像を図 6 に示す。



図 5 体幹部用治療寝台

次に計算から求めた散乱線成分を元の kV-CBCT 画像から除したものを理想画像とし、逐次近似法による kV-CBCT 画像の画像再構成法の開発を行った。作成には数値計算ソフトウェア MATLAB(MathWorks)を用いた。

4.2.1 CT 性能評価ファントムでの基礎的実験

均一性、コントラスト・ノイズ比は以下の式で評価した。

均一性: Uniformity Index
= 周辺の CT 値 - 中心の CT 値

画像ノイズ比: Contrast-to-Noise Ratio
= (ファントム内の CT 値の平均値 - バックグラウンドの CT 値の平均値) / バックグラウンドの CT 値の SD

空間分解能: Modulation transfer function (MTF) の 50% の値 (cycle/cm)

表 3, 4 に画質改善前、改善後のそれぞれの値を示す。

表 3 画質改善前の均一性 (Uniformity Index), コントラスト・ノイズ比 (CNR), 空間分解能 (MTF (50%))

	kV-CBCT Units	OBI	XVI
Uniformity Index		-23	-31
Contrast-to-noise ratio		14	19
MTF (50%)		4.6	5.1

表4 画質改善後の均一性(Uniformity Index), コントラスト・ノイズ比(CNR), 空間分解能(MTF(50%))

kV-CBCT Units	OBI	XVI
Uniformity Index	-18	-25
Contrast-to-noise ratio	18	22
MTF(50%)	4.5	5.3

ファントム実験においては均一性, コントラスト・ノイズ比において, とくに改善が見られた。一方で, 空間分解能はあまり変化しなかった。これは散乱線除去により, ファントム中心と周辺のピクセル値の差が小さくなったこと, 1次線が当たらないピクセルと画像に寄与するピクセルの画像値の差が大きくなったことに起因する。

4.2.2 撮影部位への最適化

次に散乱線の計算において, 被写体に人体を再現し, 頭部, 頸部, 胸部, 腹部, 骨盤部撮影における散乱線を算出した。散乱線成分の算出後の処理はファントムと同様である。人体においても, 画質改善が見られたものの, 同様の処理を別の患者において, 適応した場合, 逆に画質が低下する症例があった。これは症例により, 散乱線成分が大きく変化していることに起因している。よって今後の課題として, より多くの症例を収集し, 散乱線計算を行い, 多くの患者に適応可能な画像フィルタの開発が必要であることがわかった。加えて, 本手法は散乱線成分を減算するものであるため, 管電流が低い場合は, ノイズの増加などの問題が見られた。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計1件)

Ohno Takeshi, Fujio Araki, Onizuka Ryota, Hioki Kazunari, Tomiyama Yuki, Yamashita Yusuke, New absorbed dose measurement with cylindrical water phantoms for multidetector CT, Phys Med Biol, 60(11). 4517-4531, 2015, 査読有

〔学会発表〕(計4件)

Ohno Takeshi, Fujio Araki, Comparison of beam characteristics and organ doses from four commercial MDCT scanner, 第57回米国医学物理学会学術大会, 2015.7.12-16, Anaheim, USA

Ohno Takeshi, Fujio Araki, Dosimetric comparison between four types of computed tomography units, 第109回日本医学物理学会学術大会, 2015.4.16-19, パシフィコ横浜,

日本

大野 剛, 荒木 不次男他, CTの吸収線量測定法の確立と患者臓器線量の定量的評価, 第43回日本放射線技術学会, 2015.10.8-10, 金沢市文化ホール, 日本

大野 剛, IGRTが及ぼす利益と課題 ~位置精度, 線量管理, 適応治療~, 第44回日本放射線技術学会, 2016.10.13-15, さいたまソニックシティ, 日本

6. 研究組織

(1) 研究代表者

大野 剛 (Ohno Takeshi)
熊本大学・大学院生命科学研究部・助教
研究者番号: 20646971