

コーンビーム CT 画像の散乱線補正が領域分割精度に与える影響の検討

久保田, 純加 / Kubota, Sumika

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学・工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編 / 法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編

(巻 / Volume)

58

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

4

(発行年 / Year)

2017-03-31

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00014214>

コーンビーム CT 画像の散乱線補正が領域分割精度に与える影響の検討

A STUDY ON THE INFLUENCE OF A SCATTER CORRECTION METHOD IN CONE BEAM CT IMAGE ON THE ACCURACY OF REGION SEGMENTATION

久保田純加

Sumika KUBOTA

指導教員 尾川浩一

法政大学大学院理工学研究科情報工学専攻修士課程

The purpose of the study is to use a cone beam CT for the radiation therapy. A cone beam CT system attached to a linear accelerator has no collimator to avoid scattered photons originated in a patient body. So the reconstructed CT values are affected by scattered photons, as a result of it, the CT values are inaccurate. To remove the scattered photons, a scatter kernel method was used in the process of image reconstruction with a maximum likelihood expectation maximization method. The feasibility of the proposed method was evaluated with the result of segmented regions comparing the multi-slice CT and scatter corrected cone beam CT image. Our proposed method could segment the bone, soft tissue and lung areas as well as with the result of the multi-slice CT images.

Key Words : cone beam CT, maximum likelihood expectation maximization method, scatter correction

1. はじめに

現在の癌治療では、放射線療法が注目されている。放射線療法では癌の局所に線量を集中し、かつ周囲正常組織への線量を少なくし、合併症なく癌を根治することを目的としている。この中でよく用いられているのが、画像誘導放射線治療(Image Guided Radiation Therapy: IGRT)であり、高精度放射線治療と呼ばれている。高精度放射線治療では、治療計画が作成され癌の形状に一致させた線量分布を達成させると同時に、正常臓器の線量を低く抑えることが求められる。この線量分布の計算の際には骨、軟部組織、肺領域といった領域分割を必要とする。このような高精度放射線治療を用いた治療計画及び線量分布の計算を行ううえで必要となるのが、X線CT画像である。

X線CTでは、被検体に外部からX線を照射し透過したX線を対面においた検出器で検出している。この操作を複数方向から行い、コンピュータを使って処理することでX線の吸収分布を映像化し、被検体の内部構造を断層画像として視覚的に把握することができる。X線CTの中でも、マルチスライスCTではコリメータ[1]を用いてデータを取得することが行われ、このコリメータにより散乱線をカットすることができる。そのため、正確なCT値を持つデータを取得することができる。しかしなが

ら、マルチスライスCTを基に作成された治療計画では、治療期間中に生じる臓器の移動や病巣の変化は考慮されない。よって、正常臓器への大線量の照射や病巣に対しての線量の低下といった問題が発生する。そのため、治療直前の体内の状態に合わせた線量分布を正確に計算する方法の確立が必要である。日々変化する照射部位の形状を正確にとらえ、治療と並行して診断画像を得る必要がある。その際に用いられる装置がコーンビームCTである。

しかし、コーンビームCTにはコリメータがないため、相互作用を受けた散乱線が混入してしまい正確なCT値を持つ画像を取得することができない。特に被写体が胸部及び骨盤の場合では、マルチスライスCTを用いた治療計画と大きく異なる線量分布になってしまうため治療計画の精度が低下する。このため、コーンビームCTによるCT値は治療計画に用いることができない。

本論文ではコーンビームCTに混入する散乱線を除去する手法を考案し、散乱線補正を行う。そして、考案手法の有効性の評価を行うために、散乱線補正後のコーンビームCT画像及び散乱線補正前のコーンビームCT画像において領域分割を行い、この領域分割精度をマルチスライスCT画像によって得られる領域と比較して、評価を行った。

$$\sum_{j \in I_j} \sum_{k \in W_d} SRF_{i(j+k)} c_{i(j+k)} \lambda_{j+k}^n \quad (3)$$

2. 方法

モンテカルロ法を用いた光子輸送シミュレーションにより、異なる厚さの水(H₂O)、骨(Ca)、肺のスラブファントムを用いて、コーンビーム CT に混入する散乱線分布を作成した。水及び骨の散乱線分布を計算する際には、質量減衰係数の値を National Institute of Standard and Technology (NIST) が提供するデータベース XCOM[2] を利用して求めた。肺の散乱線カーネルに対しては論文[3]を参照し、質量減衰係数の値を XCOM より求めた。また、散乱線分布は 0.1cm きざみで対象となる媒質の長さ(0~20cm)に対して作成した。そして、統計的な画像再構成法 (Maximum Likelihood-Expectation Maximization: ML-EM 法)の再構成計算に組み込み、散乱線の除去を行った。以下の表に画像再構成計算で使用したパラメータを示す。

表 1 パラメータの説明

i	投影経路番号
j	画素番号
k	点広がり関数の位置
n	反復回数
I	投影経路と関わるすべての画素の集合
J	注目画素と関わるすべての投影経路の集合
W	投影経路に関わる点広がり関数の集合
d	通過する媒質の厚さ
λ^n	反復回数 n 回での推定画像
P_i	実測投影データ
C_{ij}	画素 j で放出された光子の投影経路 i での検出確率

ML-EM 法の再構成計算式は(1)式で表される。

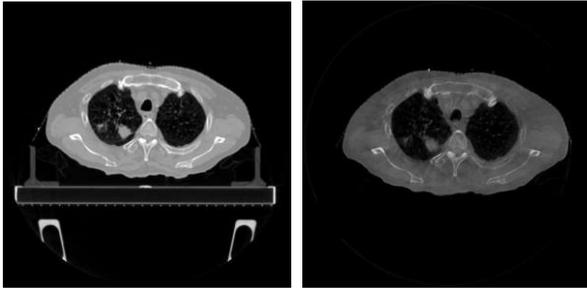
$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^n}{\sum_{i \in J_j} c_{i,j}} \sum_{i \in J_j} c_{i,j} \frac{P_i}{\sum_{j \in I_j} c_{i,j} \lambda_j^n} \quad (1)$$

モンテカルロ法により求めた散乱線分布は正規化して、通過する媒質の線減衰係数とプライマリの影響(Scatter Primary Ratio: SPR)をかけて散乱線カーネルとして(2)式で表した。

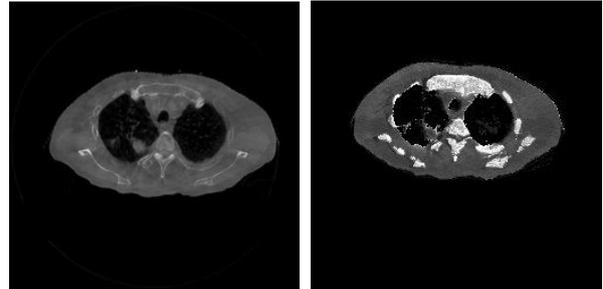
$$SRF_{k,d} = \frac{PSF_{k,d}}{\sum_{k \in W_d} PSF_{k,d}} SPR_d \times e^{-\mu d} \quad (2)$$

そして、ML-EM 法における推定投影データの部分に(2)式を組み込んだ(3)式を利用した。

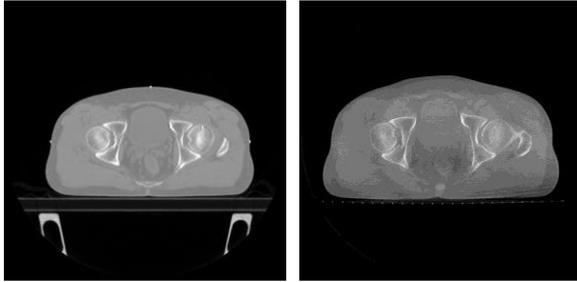
考案手法の有効性を評価するために、散乱線補正前後のコーンビーム CT 画像において、骨及び軟部組織の領域分割を行い、この領域分割精度をマルチスライス CT 画像によって得られる領域と比較し、評価した。マルチスライス CT 画像によって得られる領域分割閾値は、物体と背景を分ける最小誤差閾値による理論値[4]として計算した。具体的には、まずマルチスライス CT 画像において仮の領域分割閾値を設定して領域を分け、それぞれの領域の平均値及び分散を求めて確率密度関数を計算して再度閾値を求めた。一方、コーンビーム CT 画像の閾値はマルチスライス CT 画像を基に、真の領域を正しく抽出した場合をエラーピクセル数=0 と定義し、誤ったピクセル数をカウントした。その際に、閾値を高く設定すると本来対象領域の部分でも認識されず領域が狭くなる。このことで発生するエラーピクセル数を、横軸に閾値、縦軸にエラーピクセル数としたグラフで表した。また、閾値を低く設定すると本来対象領域で無い部分も認識され領域が広がる。上記同様にグラフを作成し、二つのグラフを重ねあわせ、その交点がコーンビーム CT 画像の領域を最適に分離する閾値と考えた。また、考案手法の有効性の検証のため線量計算を行い評価した。線量計算に用いた方法は、マルチスライス CT 画像から得られた CT 値を領域内の画素値と置き換えて合成画像を作る方法(Segmented-Region method: SR 法)である。SR 法では、マルチスライス CT 画像及びコーンビーム CT 画像から骨、肺、軟部組織の順に領域分割を行い、コーンビーム CT 画像の領域内に、マルチスライス CT 画像から得られた CT 値を置き換えて合成画像を作成した。線量計算精度に関しては、マルチスライス CT 画像、コーンビーム CT 画像、散乱線補正後のコーンビーム CT 画像をそれぞれ比較して評価を行った。評価は実測線量点と再近傍の線量点との距離を評価指標とした、線量分布の位置誤差による(distance to agreement: DTA)解析[5,6]と線量の差と線量分布の差の2つの評価指標を統合して1つの評価指標として検証する γ 解析法[7]を用いた。それぞれの解析法では理想データと実測線量の差を求め、その差が1以下となる場合は pass、それ以外を fault として pass rate(%)を計算して評価指標とした。いずれの解析法においても pass rate は 100%に近い方が良い結果となる。研究で用いた画像は患者の肺、直腸データであり、直腸データに関してはマルチスライス CT 画像とコーンビーム CT 画像が同じ領域を有する画像と、違う領域を計測した画像の2種を用いた。以下に研究で用いたデータを示した。



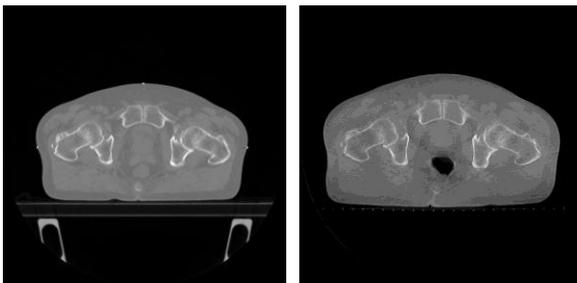
(a)マルチスライス CT 画像 (b)コーンビーム CT 画像
図 1 肺データ



(a)散乱線補正前 (b)散乱線補正後
図 5:コーンビーム CT による肺データ

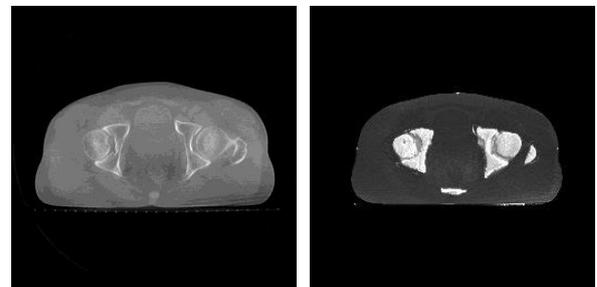


(a)マルチスライス CT 画像 (b)コーンビーム CT 画像
図 2:直腸データ 1



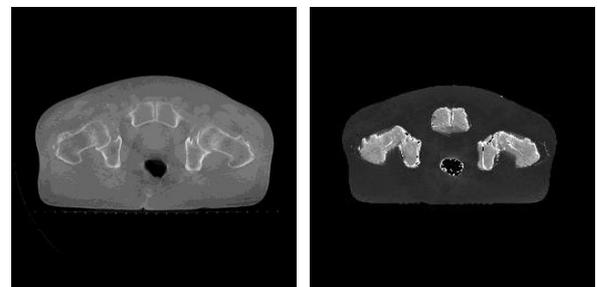
(a)マルチスライス CT 画像 (b)コーンビーム CT 画像
図 3:直腸データ 2

同様に、直腸データにおいても散乱線補正前の画像では骨及び軟部組織の分割閾値の誤差率が -43.00% であり、提案手法による散乱線補正後の骨及び軟部組織の分割閾値の誤差率は $+22.35\%$ となり領域分割精度が向上した結果となった。



(a)散乱線補正前 (b)散乱線補正後
図 5:コーンビーム CT による直腸データ 1

また、マルチスライス CT 画像とコーンビーム CT 画像で違う領域が観測された画像においても同様に領域分割閾値を観測した。散乱線補正前の画像では骨及び軟部組織の分割閾値の誤差率が -54.13% であったが、提案手法による散乱線補正後の骨及び軟部組織の分割閾値の誤差率は $+14.03\%$ となり領域分割精度が向上した結果となった。



(a)散乱線補正前 (b)散乱線補正後
図 5:コーンビーム CT による直腸データ 2

3. 結果

コーンビーム CT 画像に対して散乱線補正を行い、骨及び軟部組織を抽出した領域と、マルチスライス CT 画像を用いた領域分割を比較した。以下に散乱線補正前のコーンビーム CT 画像と散乱線補正後の画像を並べて示す。

肺データでは散乱線補正前の画像では骨及び軟部組織の分割閾値の誤差率が -31.12% 、軟部組織及び肺領域の分割閾値の誤差率が -40.90% であり領域分割精度が悪い結果となった。しかし、提案手法による散乱線補正後の骨及び軟部組織の分割閾値の誤差率は $+20.67\%$ 、軟部組織及び肺領域の分割閾値の誤差率は $+25.96\%$ となり領域分割精度が向上した結果となった。

最後に、線量計算精度による評価を以下の表に示す。コーンビーム CT 画像及び散乱線補正後の画像それぞれの pass rate(%)を示している。

肺データに関しては、コーンビーム CT 画像の pass rate(%)が良く、散乱線補正の効果を観測することが出来ない結果となった。

表2 肺データを用いた DTA 解析結果

コーンビーム CT 画像	散乱線補正後の画像
91.7%	91.0%
90.1%	91.2%
87.2%	87.0%

表3 肺データを用いた γ 解析結果

コーンビーム CT 画像	散乱線補正後の画像
92.6%	92.3%
91.0%	92.5%
88.3%	88.6%

一方、直腸データに関しては線量計算精度による評価で散乱線補正の効果を示すことができた結果となった。

表4 直腸データを用いた DTA 解析結果

コーンビーム CT 画像	散乱線補正後の画像
67.2%	94.6%
86.3%	93.1%
88.9%	91.5%

表5 直腸データを用いた γ 解析結果

コーンビーム CT 画像	散乱線補正後の画像
70.1%	95.9%
87.6%	95.4%
89.7%	93.9%

4. 考察

実験結果より散乱線補正後のコーンビーム CT 画像を用いた領域分割精度は向上したと考えられる。

このうち、肺及び直腸データに関して、散乱線補正後の領域分割閾値が、マルチスライス CT 画像より求めた理論値より大きく観測されたことは、散乱線補正によって骨や軟部組織が一様な CT 値を持つ画像となってしまったためであると考えられる。

コーンビーム CT 画像の画質の劣化には散乱線だけでなくモーションアーチファクトやカップリングアーチファクトも影響する。そのため、散乱線補正のみではコーンビーム CT 画像の改善は不可能であることが、肺データの線量計算精度の結果から考えられた。

5. 結論

散乱カーネルを用いたコーンビーム CT 画像の散乱線補正はいずれの人体画像に対しても有効であることが明らかになった。

謝辞：終始熱心なご指導を頂いた尾川浩一教授に感謝の意を表します。データの提供及び分析にあたり、順天堂大学医学部 放射線医学教室放射線治療学講座白井桂介先生には線量分布作成、論文作成において指導を頂きひとかたならぬお世話になりました。ありがとうございました。尾川研究室の院生、学部生を始め、多くの方のご協力を頂きました。感謝の念にたえません。本当にありがとうございました。

参考文献

- 1) 日本医用画像工学ハンドブック編集委員会編, "医用画像工学ハンドブック", 日本医用画像工学会, pp. 272-276, 2012.
- 2) NIST XCOM : Photon Cross Sections Database, (<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>)
- 3) 城谷孝, "人体組織と組織等価材の減衰係数", 日本原子力研究所, pp. 2-13, 1995.
- 4) Rosenfeld A, Kak A, "Digital picture processing," Academic Press, 1976.
- 5) 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.
- 6) 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.
- 7) 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.