

# Multi-level-threshold algorithm を用いた修正 CBCT 画像の 線量計算精度の検証

東北大学大学院医学系研究科

○小野里侑祐 (Yusuke Onozato)      勝田 義之 (Yoshiyuki Katuta)      土橋 卓 (Suguru Dobashi)      武田 賢 (Ken Takeda)

東北大学病院放射線治療科

角谷 倫之 (Noriyuki Kadoya)      藤田 幸男 (Yukio Fujita)      神宮 啓一 (Keiichi Jingu)      松下 晴雄 (Haruo Matushita)

東北大学病院診療技術部

岸 和馬 (Kazuma Kishi)      佐藤 清和 (Kiyokazu Satou)

## 【背景と目的】

放射線治療において照射期間中に起こる腫瘍体積変化や位置変化により治療期間中の再計画が必要となる場合がある。放射線治療中に取得するCBCT画像で体積変化をみるとともに、CBCT画像を直接治療計画に用いることができれば望ましい。しかし、問題として、CBCTで電子密度変換テーブルを作成しても、CBCTと治療計画用CT(PCT)では散乱線やアーチファクトの影響が異なり、そのために線量計算誤差をもたらす可能性がある。そこで本研究では、CBCT画像のCT値を適切に変換することで、PCTの電子密度変換テーブルを用いて、PCTと同等の線量計算精度が得られるかを調べた。

## 【使用機器等】

- 治療計画CT装置    LightSpeed RT16 (GE)
- 治療計画装置      Eclipse ver.8.6.15 (Varian Medical System, Palo alto, CA)
- ライナック          Varian 23EX linear accelerator (Varian Medical System, Palo alto, CA)
- ファントム          骨盤ファントム(京都科学)

## 【方法】

1. ファントム、前立腺IMRT患者3名のPCT画像とCBCT画像を使用した。それぞれのCBCT画像をmulti-level-threshold algorithmを用いて各CT値を変換した。その方法はMATLABを用いてPCT画像のガスと骨と軟部組織の平均CT値を算出し、CBCT画像の各ボクセルのCT値がガスの最小値以上最大値以下ならばガスの平均CT値、骨の最小値以上骨の最大値以下ならば骨の平均CT値、ガスの最大値より大きく骨の最小値未満ならば軟部組織の平均CT値に変換した。PCT画像とCBCT画像と修正したCBCT (mCBCT) 画像をFig.1に示す。また、PCTで取得したCT値—電子密度変換テーブルをどちらの画像においても使用した。
2. 線量計算の手順は、治療計画装置でPCT画像を用いて作成された治療計画をCBCT画像、mCBCT画像上にそれぞれ移し込み線量計算を行った。位置合わせには治療計画装置のRegistration機能を利用し、必要があれば前立腺内に挿入された金マーカを目印に補正した。
3. 評価対象領域は、計画標的体積(PTV)、直腸、膀胱を用い、評価項目は平均線量、最大線量、最小線量を用いた。

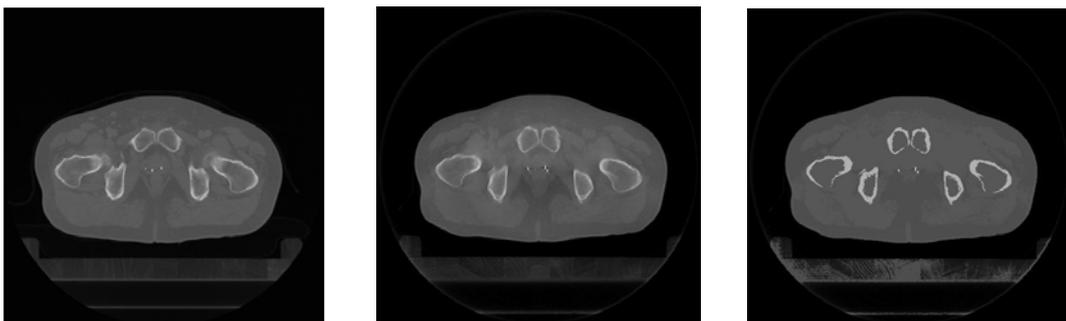


Fig.1 PCT 画像、CBCT 画像、mCBCT 画像

## 【結果】

ファントムにおける線量誤差をTable 1に示す。各領域における線量の平均値、最小値、最大値とその誤差を表す。PCTとCBCTとの線量誤差、PCTとmCBCTとの線量誤差が、PTVの平均値で0.4%が0.2%になり、直腸の平均値では0.4%が0.1%になった。全体的に誤差は改善している傾向にあった。

各患者の線量誤差をTable 2に示す。

PTVの平均値に関して、PCTとCBCTとの線量誤差、PCTとmCBCTとの線量誤差は、患者1では1.1%と0.7%、患者2では0.7%と0.2%、患者3では1.3%と0.6%となった。ファントムの結果同様に全体的に誤差は改善している傾向にあった。

患者3名における各評価対象領域の誤差の平均値をTable 3に示す。平均においても、全体的に誤差が小さくなり改善される傾向がみられた。

## 【考察】

ファントムにおけるCBCTとmCBCTで線量に違いがみられた。CT値を変換することで線量分布の改善がみられたが、CT値を変換する範囲に依存する可能性がある。また、ファントムと患者とでは患者における線量誤差が大きかった。これは患者体位の違い、体型の変化の影響に

より誤差が生じたと考えられる。この方法では、CBCT用のCT値—電子密度変換テーブルを取得する必要がなく、さらに散乱線成分も除去でき、線量分布が改善される可能性がある。今回の検証により前立腺に関して、CBCT画像を変換することでPCT画像により近い線量計算結果を得ることができたが、その差はわずかであった。頭頸部や肺などの他の不均質な組織を含む部位に対しても今後検討していく必要がある。

## 【参考文献・図書】

- 1) Ding GX, Duggan DM, Coffey CW, Deeley M, Hallahan DE, Cmelak A, Malcolm A. A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT. *Radiotherapy and Oncology* 2007; 85: 116-125.
- 2) Huaiqun G, Hang D. Dose calculation accuracy using cone-beamCT(CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy. *Phys.Med.Biol.*54(2009)6239-6250
- 3) Yong Y, Eduard S, Tianfang L, Chuang W, Lei X. Evaluatin of on-board kV cone beam CT(CBCT)-based dose caluculation *Phy.Med.Bio.*52(2007)685-705
- 4) Ramesh B, Friedlieb L, Yasser A, Frank L, Dirk W, Judit B, Juergen H, Frederik W, Hansjoerg W. A new strategy for online adaptive prostate radiotherapy based on cone-beam CT. *Z.Med.Phys.* 19(2009)264-276

Table 1 ファントムにおける線量誤差

		PCT	CBCT	error	mCBCT	error
PTV(%)	Mean	100	100.4	( 0.4 )	99.8	( 0.2 )
	Min	92.3	92.5	( 0.2 )	92.2	( 0.1 )
	Max	105.2	105.2	( 0 )	105.6	( 0.4 )
Rectum(%)	Mean	48.3	48.7	( 0.4 )	48.2	( 0.1 )
	Min	6	5.6	( 0.4 )	5.6	( 0.4 )
	Max	95.8	96.1	( 0.3 )	95.8	( 0 )
Bladder(%)	Mean	46.4	46.5	( 0.1 )	46.4	( 0 )
	Min	1.9	1.9	( 0 )	2	( 0.1 )
	Max	103.1	102.8	( 0.3 )	102.5	( 0.6 )

Table 2 各患者における線量誤差

		患者1		患者2		患者3	
		CBCT	mCBCT	CBCT	mCBCT	CBCT	mCBCT
PTV(%)	Mean	1.1	0.7	0.7	0.2	1.3	0.6
	Min	0.3	0.3	3	0.3	1.1	0.9
	Max	0.9	0.6	0.3	0	2.1	1.5
Rectum(%)	Mean	0.4	0.5	0.8	0.8	1.7	1.5
	Min	1	1	0.6	1.3	1.3	1.3
	Max	1.1	0.7	0.7	0.6	4.2	4
Bladder(%)	Mean	0.3	0.1	2.5	0.3	0.9	1.1
	Min	0.1	0.1	0.1	0	0.5	0.5
	Max	1	0.6	0.5	0	0.7	0.2

Table 3 患者3名における線量誤差の平均

		PCT	CBCT	error	mCBCT	error
PTV(%)	Mean	103.4	102.4	( 1.0 )	102.9	( 0.5 )
	Min	90.2	89.5	( 0.7 )	90.5	( 0.3 )
	Max	107.5	106.4	( 1.1 )	106.8	( 0.7 )
Rectum(%)	Mean	51.3	51.1	( 0.2 )	51.2	( 0.1 )
	Min	8	7.7	( 0.3 )	8.3	( 0.3 )
	Max	100	98.5	( 1.5 )	98.3	( 1.7 )
Bladder(%)	Mean	41.5	40.9	( 0.6 )	41.77	( 0.2 )
	Min	1.9	2.1	( 0.2 )	2.1	( 0.2 )
	Max	105.5	104.8	( 0.7 )	105.2	( 0.3 )