

臨床技術

論文受付
2011年6月8日

論文受理
2012年7月2日

Code No. 420

頭部および骨盤部画像誘導放射線治療における ExacTrac X-ray 6D と Cone-beam CT による セットアップ精度の比較

工藤剛吏 小野 薫 古川健吾 藤本幸恵 赤木由紀夫 小山 矩 廣川 裕

広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター

緒言

画像誘導放射線治療(image-guided radiotherapy: IGRT)では、従来の外部放射線治療と比較して標的的位置情報の把握が容易である。したがって、高度なセットアップ精度が要求される定位放射線治療(stereotactic radiotherapy: SRT)や体幹部定位放射線治療(stereotactic body radiotherapy: SBRT)、強度変調放射線治療(intensity-modulated radiotherapy: IMRT)の分野では、IGRTの有

用性が多数報告されている¹⁻⁶⁾。IGRTに使用される代表的な位置照合装置として、kV/MV-X線イメージ、MV-X線 fan-beam computed tomography、およびkV/MV-X線 cone-beam computed tomography(CBCT)などが挙げられる⁷⁻⁹⁾。

近年、商用化された直線加速装置のNovalis Tx (BrainLAB, Feldkirchen, Germany and Varian, CA, USA)は、ExacTrac X-ray 6DとOn-board-imager(OBI)

Comparison of Setup Accuracy between ExacTrac X-ray 6 Dimensions and Cone-beam Computed Tomography for Intracranial and Pelvic Image-guided Radiotherapy

Tsuyoshi Kudo,* Kaoru Ono, Kengo Furukawa, Sachie Fujimoto, Yukio Akagi, Tadashi Koyama, and Yutaka Hirokawa

Hiroshima Heiwa Clinic, State of the Art Treatment Center

Received June 8, 2011; Revision accepted July 2, 2012

Code No. 420

Summary

The aim of this study was to compare the setup difference measured with ExacTrac X-ray 6D (ETX6D) and cone-beam computed tomography (CBCT) for non-invasive fractionated radiotherapy. Setup data were collected on a Novalis Tx treatment unit for both a head phantom and patients with intracranial tumors and a pelvic phantom and patients with prostate cancer. Initially, setup was done for a phantom using ETX6D. Secondly, a treatment couch was shifted or rotated by each already known value. Thirdly, ETX6D and CBCT scans were obtained. Finally, setup difference was determined: the registrations of ETX6D images with the corresponding digitally reconstructed radiographs using ETX6D fusion, and registrations of CBCT images with the planning CT using online 6D fusion. The setup difference between ETX6D and CBCT was compared. The impact of shifts and rotations on the difference was evaluated. Patients' setup data was similarly analyzed. In phantom experiments, the root mean square (RMS) of difference of the shift and rotation was less than 0.45 mm for translations, and 0.17 degrees for rotations. In intracranial patients' data, the RMS of that was 0.55 mm and 0.44 degree, respectively. In prostate cancer patients' data, the RMS of that was 0.77 mm and 0.79 degree, respectively. In this study, we observed modest setup differences between ETX6D and CBCT. These differences were generally less than 1.00 mm for translations, and 1.00 degrees for rotations, respectively.

Key words: Novalis Tx, ExacTrac X-ray 6D (ETX6D), cone-beam computed tomography (CBCT), image-guided radiotherapy (IGRT)

*Proceeding author

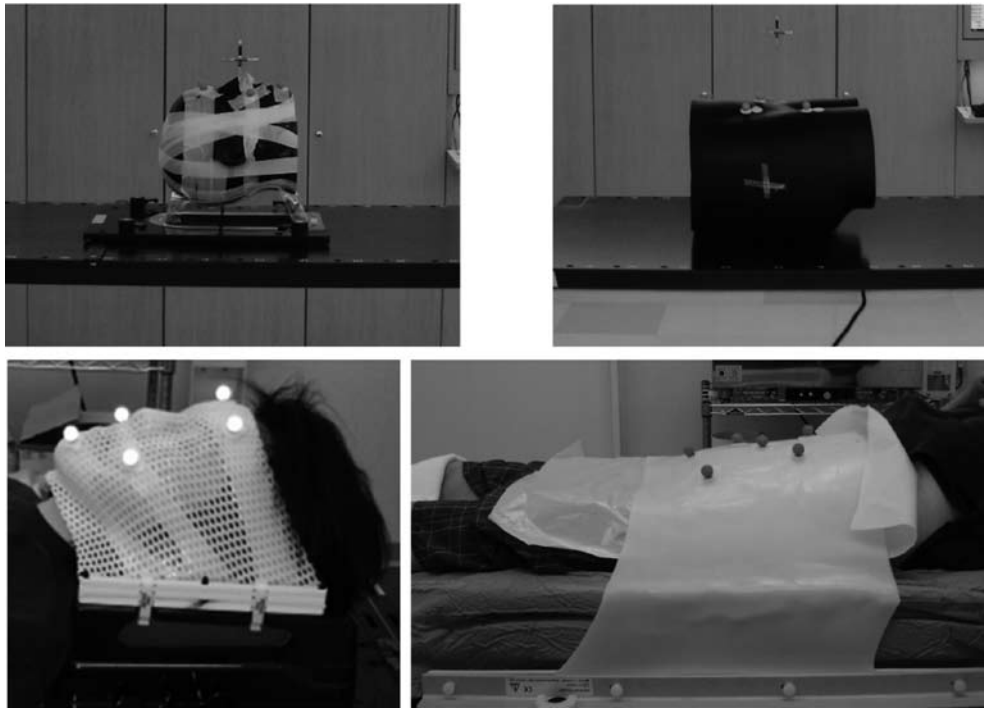


Fig. 1 Head and pelvis phantoms and patient fixation.
 (a) Head phantom, (b) Pelvis phantom, (c) Head SRT, (d) Prostate IMRT

a	b
c	d

による2種類のIGRTが実施可能である。MaおよびChangらによる先行研究では、頭部と脊椎腫瘍に対するSRT、IMRTおよびSBRTにおいて、ETX6DとCBCTのセットアップ精度を比較評価している^{10,11)}。

本研究では、頭部SRTおよび前立腺IMRTを対象としたETX6DとCBCTの6 dimension(6D)オートフュージョンを用いたセットアップ誤差算出精度に関して、ファントムを使用した基礎的検討および臨床使用によって蓄積された画像解析による比較評価を行った。

1. 使用機器および方法

1-1 ExacTrac X-ray 6D(ETX6D)

ETX6Dでは、赤外線カメラで捕捉された反射マーカの位置情報に基づき、6D Robotic Couch(BrainLAB, Feldkirchen, Germany)による自動初期セットアップが行われる^{10,11)}。ここで、本研究では反射マーカをFig. 1に示すように、ファントム実験においてはファントム前面、臨床実験においてはシェル前面に取り付けた。

次に、

1. Fig. 2で示すように床下に設置された2個のkV-X線管球、天井に設置された2個のflat panel detector(FPD)を用いて、斜入2方向X線イメージを撮影する。
2. 撮影した2方向のX線イメージを、Fig. 3a, bで示すように治療計画用のcomputed tomography(CT)画像から再構成したdigital reconstructed radiograph

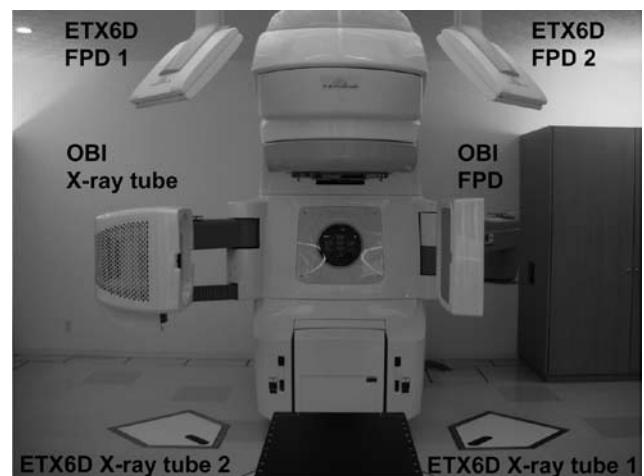


Fig. 2 Overview of Novalis Tx.

(DRR)と6Dオートフュージョンする。

3. 6Dオートフュージョンによって算出された6軸セットアップ誤差は、6D Robotic Couchにて自動で修正する。

ここで、6Dオートフュージョンによってセットアップ誤差の算出が可能な6軸(anterior-posterior: AP, superior-inferior: SI, left-right: LR, pitch, roll, yaw)の定義を、Fig. 4に示す。

ETX6Dの6Dオートフュージョンでは、骨構造などの関心領域における相互情報量を用いて最適な移動量と回転角度を求めている。

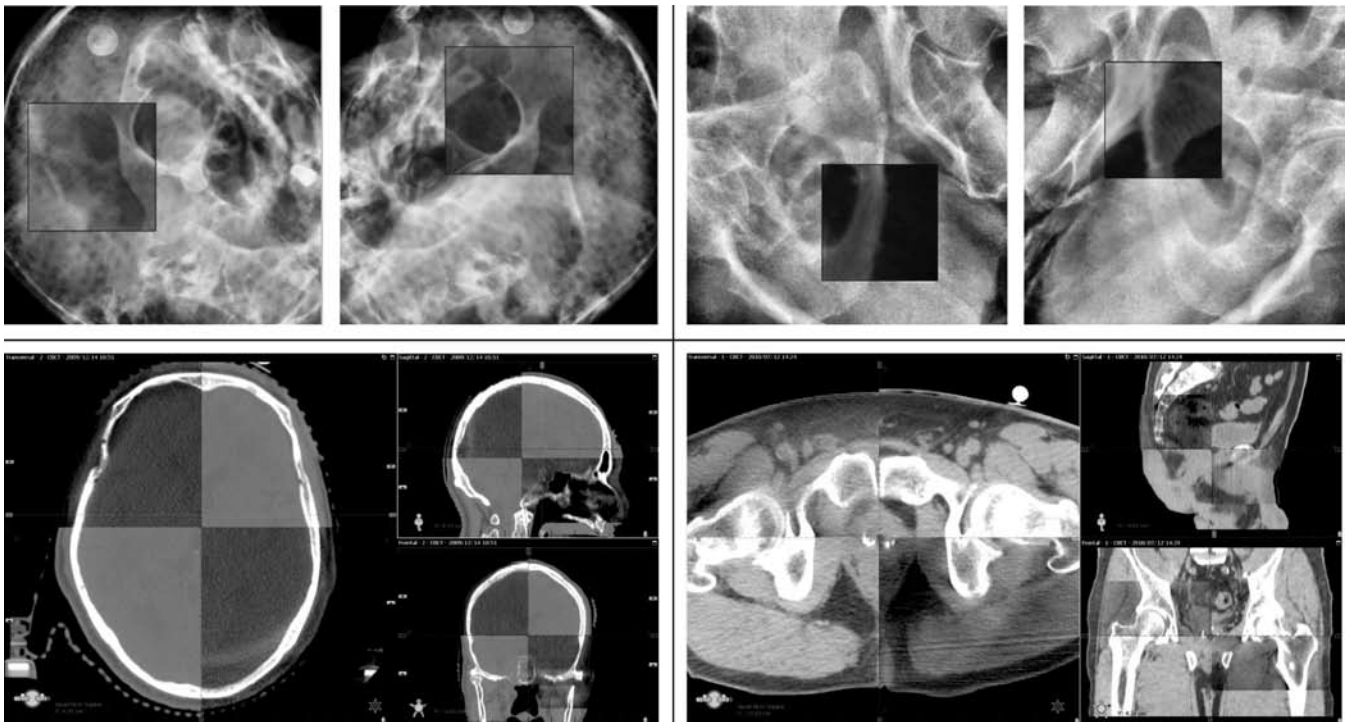


Fig. 3 Representative example of a patient's image registrations.
Matched images of ETX6D: (a) head SRT, (b) prostate IMRT
Matched images of CBCT: (a) head SRT, (b) prostate IMRT

a	b
c	d

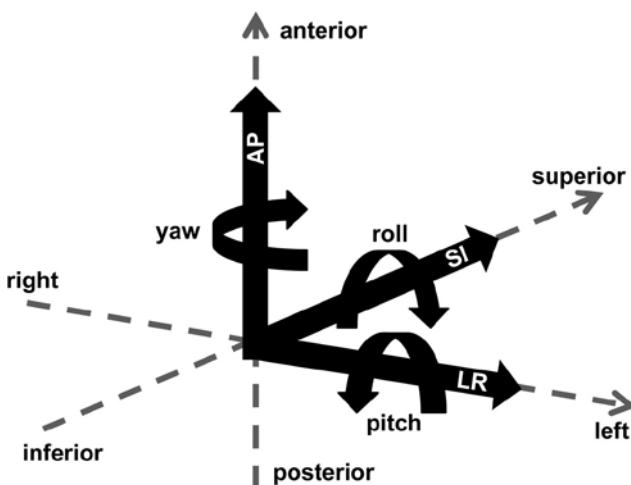


Fig. 4 Definition of the applied coordinate system.

1-2 kV OBI and CBCT

Fig. 2 に示すように、OBI は位置再現性が良好なロボットアームによって支持された kV-X 線管球と FPD で構成される¹²⁾。OBI では kV-X 線による X 線イメージ、透視および CBCT の 3 種類の撮影が可能である。CBCT 撮影時のスライス厚は、1.0 mm から 10.0 mm まで任意に選択が可能である¹⁰⁻¹²⁾。以下に、CBCT を用いたセットアップの手順を示す。

1. 固定具を用いて患者を治療寝台に固定し、治療室内

のレーザを用いてセットアップする。

2. ロボットアームを伸ばし kV-X 線管球と FPD を定位置に配置後、架台を回転させながら X 線イメージを撮影する。
3. FPD によって得られた X 線イメージから再構成された CBCT 画像を、Fig. 3c, d で示すように治療計画用の CT 画像と 4D マニュアルフュージョンまたは 4D オートフュージョンすることによって、4 軸 (AP, SI, LR, yaw) セットアップ誤差を算出する。
4. 4D オートフュージョンによって算出された 4 軸セットアップ誤差は、6D Robotic Couch にて自動で修正する。

ここで、CBCT は 6 軸でセットアップ誤差を修正することは不可能だが、6 軸セットアップ誤差の算出が可能であるため、本研究では 6 軸セットアップ誤差の算出結果を採用した。CBCT の 6D オートフュージョンでは、関心領域の相互情報量などを用いて最適な移動量と回転角度を求めている。また、CT 値を用いた threshold の設定も可能であり、骨構造や軟部組織による 6D オートフュージョンが可能である。

1-3 6D オートフュージョンによる位置検出精度 (ファントム実験)

ファントムを用いて、ETX6D と CBCT それぞれの

6D オートフュージョンによって算出された計測値と実測値の比較検討を行った。使用した頭部および骨盤部ファントムはそれぞれ、RANDO Phantom, Model RAN-100, Sectional Lower Torso Phantom, Model SK250(The Phantom Laboratory, NY, USA)である。X線CT装置(LightSpeed Ultra16, GE healthcare, WI, USA)を用いて治療計画用CTを撮影後、1門の固定照射を治療計画装置(Eclipse, Varian, CA, USA)によって治療計画を行った。治療計画用CTのスライス厚は、頭部、骨盤部においてそれぞれ1.25 mm, 2.5 mmとした。

ETX6Dの赤外線カメラが反射マーカを認識することによって取得するファントムの位置情報を利用し、6D Robotic Couchを手動で既知量移動(1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0 mm), または既知量回転(0.5°, 1.0°, 1.5°, 2.0°)させ、その変化量を実測値とした(Fig. 1a, b)。その後ETX6DとCBCTを撮影し、それぞれの6Dオートフュージョンによって移動量と回転角度を算出した。CBCTのスライス厚は、頭部、骨盤部においてそれぞれ1 mm, 2.5 mmとし、6Dオートフュージョンでは、CT値のthresholdの下限を200, 上限を3000に設定し骨構造で行った。以上の実験を異なる日に計5回行い、それらの平均値, 2乗平均平方根(root mean square: RMS)および標準偏差(standard deviation: SD)を求めた。

1-4 6D オートフュージョンによるセットアップ誤差検出精度(臨床実験)

臨床の頭部SRTと前立腺IMRTにおいて、ETX6DとCBCTそれぞれの6Dオートフュージョンによって算出した6軸セットアップ誤差を比較評価した。比較評価した臨床データは、2009年10月~2011年3月までに当院で行われた頭部SRT 43症例(男:19例, 女:24例, 年齢中央値66歳)60回分, および前立腺IMRT 13症例(年齢中央値73歳)130回分における、骨照合時のETX6DとCBCTの6Dオートフュージョンによる6軸セットアップ誤差の算出結果である。ここで、患者背景をTable 1に示す。本研究は、当院の倫理委員会の承認に基づいて施行し、対象症例には、臨床画像など個人情報に配慮したうえで研究に使用することがある旨を伝え、包括的承諾を得た。

ファントム実験と同様の機器を使用して、治療計画を行った。治療計画用CTのスライス厚は、頭部SRT, 前立腺IMRTにおいてそれぞれ1.25 mm, 2.5 mmとした。頭部SRT患者の固定には頭頸部定位照射用シェル(BrainLAB, Feldkirchen, Germany), 前立腺IMRT患者の固定にはVac-Lok(CIVCO, IA, USA), Hip Fix

Table 1 Patient characteristics

Characteristics	Head SRT Value	Prostate IMRT Value
All patients	43	13
Age (y)	66 (33-82)	73 (61-88)
Gender		
Male	19	13
Female	24	0
Total dose (Gy)	40 (35-50)	78 (74-78)
Number of fractions	5 (5-10)	39 (37-39)

(CIVCO, IA, USA)および体幹部用シェル(CIVCO, IA, USA)を使用し、それぞれのシェル前面にETX6D用の反射マーカを取り付けた(Fig. 1c, d)。CBCTのスライス厚は、頭部、骨盤部においてそれぞれ1 mm, 2.5 mmとし、6DオートフュージョンではCT値のthresholdの下限を200, 上限を3000に設定し骨構造で行った。

1-5 解析

ETX6DとCBCTにおける6Dオートフュージョンによる算出結果からRMSとSDを求めた。また、ETX6DとCBCTにおける6Dオートフュージョン算出結果, および頭部SRTと前立腺IMRTにおけるETX6DとCBCTの6Dオートフュージョン算出結果の差異について、t検定を用いた有意差検定を行った。有意水準は $p < 0.05$ とした。

2. 結果

2-1 6D オートフュージョンによる位置検出精度(ファントム実験)

頭部および骨盤部ファントムを移動, 回転させ、ETX6DとCBCTの6Dオートフュージョンによって各5回計測した移動量と回転角度の平均値の結果をFig. 5に示す。また、実測値に対する、それぞれの6Dオートフュージョンによって算出した計測値の誤差のRMSとSDをTable 2に示す。

頭部ファントムにおいて、6Dオートフュージョンによって算出した計測値と実測値との誤差のRMSは、ETX6Dでは移動量と回転角度が、それぞれ0.20 mm以内, 0.02°以内であり、CBCTではそれぞれ0.45 mm以内, 0.13°以内であった。骨盤部ファントムにおける計測値と実測値との誤差のRMSは、ETX6Dでは移動量と回転角度が、それぞれ0.14 mm以内, 0.03°以内であり、CBCTではそれぞれ0.37 mm以内, 0.17°以内であった。

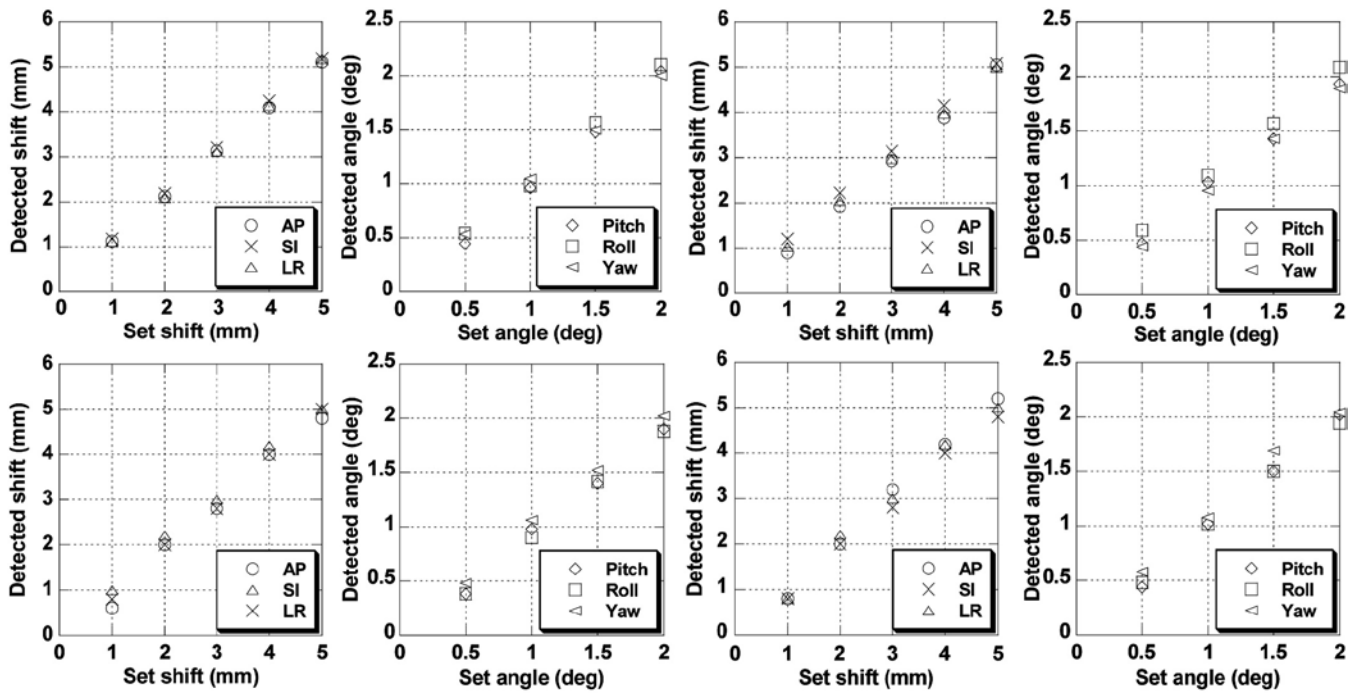


Fig. 5 Comparison of setup measurements and calculations by ETX6D and CBCT.
 Measurement of the head phantom: (a) the translation of ETX6D, (b) the rotation of ETX6D, (c) the translation of CBCT, (d) the rotation of CBCT
 Measurement of the pelvic phantom: (e) the translation of ETX6D, (f) the rotation of ETX6D, (g) the translation of CBCT, (h) the rotation of CBCT

a	b	e	f
c	d	g	h

Table 2 Differences in setup measurements and calculations by ETX6D and CBCT

		Translation (mm) RMS, SD			Rotation (deg) RMS, SD		
		AP	SI	LR	Pitch	Roll	Yaw
Head phantom	ETX6D	0.07, 0.02	0.20, 0.03	0.08, 0.04	0.01, 0.04	0.02, 0.05	0.00, 0.03
	CBCT	0.27, 0.17	0.45, 0.11	0.28, 0.11	0.08, 0.04	0.13, 0.02	0.06, 0.03
Pelvis phantom	ETX6D	0.04, 0.07	0.14, 0.05	0.00, 0.03	0.01, 0.05	0.03, 0.01	0.02, 0.03
	CBCT	0.19, 0.18	0.37, 0.11	0.06, 0.17	0.11, 0.04	0.17, 0.03	0.15, 0.06

2-2 6D オートフュージョンによるセットアップ誤差検出精度(臨床実験)

頭部 SRT 43 症例 60 回分と前立腺 IMRT 13 症例 130 回分における, ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョンによって算出した 6 軸セットアップ誤差およびそれぞれの算出結果の差異を Fig. 6 に示す. また, それぞれの RMS と SD を Table 3 に示す.

頭部 SRT において, 6D オートフュージョンによって算出した 6 軸セットアップ誤差の RMS は, ETX6D では移動量と回転角度が, それぞれ 0.26 mm 以内, 0.25° 以内であり, CBCT ではそれぞれ 0.60 mm 以内, 0.40° 以内であった.

前立腺 IMRT において 6D オートフュージョンによって算出した 6 軸セットアップ誤差の RMS は, ETX6D

では移動量と回転角度が, それぞれ 0.46 mm 以内, 0.24° 以内であり, CBCT ではそれぞれ 0.80 mm 以内, 0.71° 以内であった.

それぞれの 6D オートフュージョンによって算出した 6 軸セットアップ誤差について行った t 検定では, 頭部 SRT において yaw, 前立腺 IMRT において LR を除き, 他の方向で $p < 0.05$ となり有意な差がみられた. しかし, それぞれの 6D オートフュージョンによる算出結果の差異の RMS は, 頭部 SRT において 0.55 mm, 0.44° 以内, 前立腺 IMRT において 0.77 mm, 0.79° 以内であり, 両者とも顕著な差は認めなかった.

3. 考察

頭部と骨盤部のファントムを用いた実験において, 実

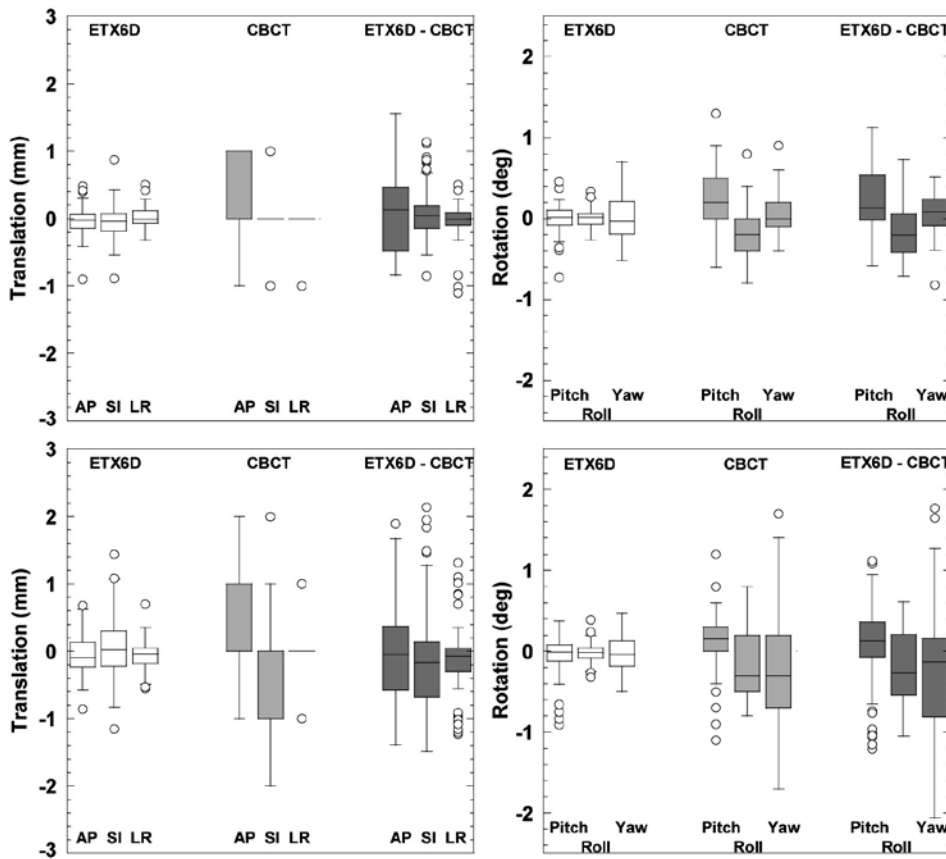


Fig. 6 The residual setup errors calculated by ETX6D and CBCT and differences of residual setup errors between ETX6D and CBCT for patients.
 Head SRT: (a) translation, (b) rotation
 Prostate IMRT: (c) translation, (d) rotation

Table 3 The residual setup errors calculated by ETX6D and CBCT and differences of residual setup errors between ETX6D and CBCT for patients

Detected setup error	Translation (mm)			Rotation (deg)		
	AP	SI	LR	Pitch	Roll	Yaw
Head SRT						
ETX6D (RMS, SD)	0.23, 0.23	0.26, 0.25	0.15, 0.15	0.18, 0.18	0.13, 0.13	0.25, 0.26
CBCT (RMS, SD)	0.60, 0.54	0.46, 0.44	0.28, 0.27	0.40, 0.32	0.34, 0.28	0.24, 0.24
ETX6D-CBCT (RMS, SD)	0.55, 0.56	0.41, 0.40	0.26, 0.26	0.44, 0.38	0.36, 0.32	0.26, 0.25
p-value	1.15E-04	2.44E-03	0.03	6.60E-07	1.31E-07	0.34
Prostate IMRT						
ETX6D (RMS, SD)	0.27, 0.27	0.46, 0.45	0.20, 0.19	0.20, 0.19	0.10, 0.10	0.24, 0.24
CBCT (RMS, SD)	0.80, 0.65	0.79, 0.77	0.40, 0.39	0.34, 0.32	0.42, 0.38	0.71, 0.68
ETX6D-CBCT (RMS, SD)	0.62, 0.62	0.77, 0.76	0.46, 0.44	0.43, 0.42	0.45, 0.41	0.79, 0.75
p-value	2.63E-16	3.89E-04	0.93	3.00E-06	1.30E-06	1.90E-03

測値に対するETX6DとCBCTの6Dオートフュージョンによって算出した計測値の誤差のRMSは、Table 2からETX6Dでは0.20 mm, 0.03°以内、CBCTでは0.45 mm, 0.17°以内と小さく、両者の6Dオートフュージョンの信頼性は高いと考えられた。したがって、ETX6DとCBCTの6Dオートフュージョンが算出した6軸セットアップ誤差を補正することで、より正確にセットアップが可能であることが示された。ここで、

ETX6DとCBCTの6Dオートフュージョンによって算出した計測値が一致しなかった主要な原因として、第一にETX6Dのスケールが0.01 mm, 0.01°であるのに対しCBCTは1 mm, 0.1°であり異なること、第二にETX6DとCBCTが認識するアイソセンタが一致していないことが考えられる。MaおよびChang^{10, 11)}も、ETX6DとCBCTの6Dオートフュージョンの算出結果が一致しなかった理由として、上記二つの原因を挙げ

ている。第二の原因について、当院における定期的な両者の品質保証(QA)では、放射線のアイソセンタからのずれは、AP, SI および LR において ETX6D で 0.30 mm 以内、CBCT で 0.50 mm 以内であった。これは、AAPM Task Group 142 report¹³⁾で示されている定位放射線治療における幾何学的精度の基準を十分に満たしており、本研究の結果に与える影響は非常に小さいと考える。

臨床の頭部 SRT と前立腺 IMRT において、ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョン算出結果の差異は、Table 3 で示すように移動量および回転角度の RMS がそれぞれ 1 mm, 1° 以内と非常に小さかった。Ma らは、頭部 SRT と IMRT を行った患者について同様の実験を行い、それぞれの 6D オートフュージョン算出結果の差異は、移動量および回転角度において RMS がそれぞれ 1.30 mm, 0.41° 以内であったと報告している¹⁰⁾。また Chang らは、脊椎腫瘍に対して SBRT を行った患者について同様の実験を行い、6D オートフュージョン算出結果の差異は、移動量および回転角度において RMS がそれぞれ 1.60 mm, 1.03° 以内であったと報告している¹¹⁾。われわれの結果は、彼らの報告と比較し同等もしくは良好な結果であった。

前立腺 IMRT における 6D セットアップ誤差は、頭部 SRT の 6D セットアップ誤差よりもわずかに大きかった。Ma および Chang らはファントム実験と比較し臨床データの移動量と回転角度の RMS が大きくなった要因として、患者の動きであると報告している^{10, 11)}。本研究において、頭部 SRT に使用したシェルは Fig. 1 で示したように頭部を前後から挟んで固定するものであり、圧迫も強く固定精度は非常に高い。また、患者の緊張緩和などで頭部の形状が大きく変化することもない。それ

に対して前立腺 IMRT に使用したシェルは、頭部 SRT に使用したシェルと比較し圧迫は弱く、固定精度は低いと推測される。また、ETX6D を撮影してから CBCT を撮影し終えるまでに約 3 分要するため、その間に緊張緩和で筋肉が緩み体位が変化したことも考えられる。以上から、ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョン算出結果の差異の RMS が、頭部 SRT データと比較し前立腺 IMRT でやや大きくなったと考える。しかし、ETX6D と CBCT のどちらかを用いて骨照合によってセットアップを行ったとしても、頭部 SRT と前立腺 IMRT ともにセットアップ誤差を概ね移動量 1 mm, 回転角度 1° 以内にするのが可能であった。

今後は ETX6D と CBCT の被曝線量やオートフュージョンの特徴などを十分に理解したうえで、どの治療部位にはどちらを使用すべきかなど、臨床における理想的な使用方法について検討していく必要があると考える。

4. 結 語

本研究において、ファントムと臨床データによって Novalis Tx に搭載された ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョンによるセットアップ誤差算出精度を比較した。ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョンにおける位置算出精度の信頼性は高かった。また骨照合を行った頭部 SRT と前立腺 IMRT において、ETX6D と CBCT ともに 6 軸セットアップ誤差は概ね移動量 1 mm, 回転角度 1° 以内であり高精度であった。頭部および骨盤部において、骨照合で治療が可能な場合はどちらか一方のみを用いても、高精度なセットアップが可能と考える。

参考文献

- 1) Wierzbicki M, Schaly B, Peters T, et al. Automatic image guidance for prostate IMRT using low dose CBCT. *Med Phys* 2004; 37(7): 3677-3686.
- 2) Guckenberger M, Baier K, Guenther I, et al. Reliability of the bony anatomy in image-guided stereotactic radiotherapy of brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 69(1): 294-301.
- 3) Hong LX, Chen CC, Garg M, et al. Clinical experiences with onboard imager KV images for linear accelerator-based stereotactic radiosurgery and radiotherapy setup. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 73(2): 556-561.
- 4) Schulze D, Liang J, Yan D, et al. Comparison of various online IGRT strategies: The benefits of online treatment plan re-optimization. *Radiation Oncol* 2009; 90(3): 367-376.
- 5) Duma MN, Kampfer S, Wilkens JJ, et al. Comparative analysis of an image-guided versus a non-image-guided setup approach in terms of delivered dose to the parotid glands in head-and-neck cancer IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 77(4): 1266-1273.
- 6) Masi L, Casamassima F, Polli C, et al. Cone beam CT image guidance for intracranial stereotactic treatments: comparison with a frame guided set-up. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 71(3): 926-933.
- 7) Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, et al. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 53(5): 1337-1349.
- 8) Pouliot J, Bani-Hashemi A, Chen J, et al. Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61(2): 552-560.
- 9) Engels B, De Ridder M, Tournel K, et al. Preoperative helical tomotherapy and megavoltage computed tomography for

- rectal cancer: impact on the irradiated volume of small bowel. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 74(5): 1476-1480.
- 10) Ma J, Chang Z, Wang Z, et al. ExacTrac X-ray 6 degree-of-freedom image-guidance for intracranial non-invasive stereotactic radiotherapy: comparison with kilo-voltage cone-beam CT. *Radiother Oncol* 2009; 93(3): 602-608.
- 11) Chang Z, Wang Z, Ma J, et al. 6D image guidance for spinal non-invasive stereotactic body radiation therapy: Comparison between ExacTrac X-ray 6D with kilo-voltage cone-beam CT. *Radiother Oncol* 2010; 95(1): 116-121.
- 12) 小玉卓史, 幡野和男, 遠山尚紀, 他. 放射線治療における FPD の役割—On Board Imager について. *日放技学誌* 2009; 65(6): 856-860.
- 13) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009; 36(9): 4197-4212.

図表の説明

- Fig. 1 ファントムセットアップ時の様子および臨床におけるシェル装着時の様子
 (a) 頭部ファントム
 (b) 骨盤部ファントム
 (c) 頭部 SRT
 (d) 前立腺 IMRT
- Fig. 2 Novalis Tx の外観
- Fig. 3 頭部 SRT 患者と前立腺 IMRT 患者における 6D オートフュージョンの例
 ETX6D 画像と DRR : (a) 頭部 SRT, (b) 前立腺 IMRT
 CBCT と治療計画 CT : (c) 頭部 SRT, (d) 前立腺 IMRT
- Fig. 4 6D オートフュージョンでセットアップ誤差の算出が可能な 6 軸の定義
- Fig. 5 移動および回転時における実測値に対する ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョンによって算出した計測値
 頭部ファントム : (a) ETX6D 移動方向, (b) ETX6D 回転方向, (c) CBCT 移動方向, (d) CBCT 回転方向
 骨盤部ファントム : (e) ETX6D 移動方向, (f) ETX6D 回転方向, (g) CBCT 移動方向, (h) CBCT 回転方向
- Fig. 6 臨床における ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョンによるセットアップ誤差の算出結果, およびそれぞれの算出結果の差異
 頭部 SRT : (a) 移動方向, (b) 回転方向
 前立腺 IMRT : (c) 移動方向, (d) 回転方向
- Table 1 患者背景
- Table 2 ファントム実験での移動および回転時における実測値に対する ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョンによって算出した計測値の誤差
- Table 3 臨床における ETX6D と CBCT の 6D オートフュージョンが算出したセットアップ誤差, およびそれぞれの算出結果の差異

問合せ先

〒730-0856 広島市中区河原町1番31号
 広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター 工藤剛吏