原 著

頭部ファントムを使用した CR ポータル画像と DRR 画像の位置照合プログラムの検証

渡邊裕之^{1,2} 橋本雄幸³ 馳澤憲二⁴ 中世古和真⁵

新田 勝⁶ 加藤京一^{1,7} 篠原広行⁸

¹ 昭和大学大学院保健医療学研究科

² 昭和大学横浜市北部病院放射線技術部(現 昭和大学病院放射線技術部)

³ 杏林大学保健学部診療放射線技術学科

⁴ 昭和大学横浜市北部病院放射線科

⁵ つくば国際大学医療保健学部医療放射線学科

⁶ 昭和大学藤が丘病院放射線技術部

⁷ 昭和大学統括放射線技術部

⁸ 首都大学東京

論文受付
2017 年 10 月 24 日

論文受理
2018 年 5 月 11 日

Code No. 534

Evaluation of the Image Registration Program for Portal Images Using CR and DRR Images in Radiation Therapy

Hiroyuki Watanabe,^{1,2*} Takeyuki Hashimoto,³ Kenji Hasezawa,⁴ Kazuma Nakaseko,⁵ Masaru Nitta,⁶ Kyoichi Kato,^{1,7} and Hiroyuki Shinohara⁸

¹ Graduate School of Health Sciences, Showa University

² Department of Radiological Technology, Showa University Northern Yokohama Hospital
(Current address: Department of Radiological Technology, Showa University Hospital)

³ Faculty of Health Sciences, Kyorin University

⁴ Department of Radiology, Showa University Northern Yokohama Hospital

⁵ Faculty of Medical and Health Sciences, Tsukuba International University

⁶ Department of Radiological Technology, Showa University Fujigaoka Hospital

⁷ Department of Radiological Technology, Showa University

⁸ Tokyo Metropolitan University

Received October 24, 2017; Revision accepted May 11, 2018

Code No. 534

Summary

In this study, computer simulations and experiments were used to verify the accuracy of a two-dimensional image registration program (program) for portal images that we previously developed. The program used a computed radiography cassette system and digitally reconstructed radiography images as planning images for external beam radiation therapy. Using this program, we also investigated the reason two-dimensional automatic image registration images experienced large misregistration in clinical practice using commercial image registration systems. Mutual information and normalized mutual information were used as the registration criteria. To investigate the influence of image background with or without a region of interest (ROI), results of image registrations were compared. Parameters of image registration were defined as translation in the horizontal and vertical directions (x and y , respectively) and rotation (θ) around the axis perpendicular to the x - y plane. There was no significant difference in image registration arising from the difference between mutual information and normalized mutual information. Image registration was improved with a ROI. Regardless of the registration criteria, errors in image registration with a ROI in the experimental study were ≤ 1.2 mm in directions x and y and ≤ 1.0 degree in rotation θ . We found that image registration required setting up as close to the planned position as possible.

Key words: portal image, digitally reconstructed radiograph, registration, mutual information, normalized mutual information, radiation therapy

*Proceeding author

緒 言

近年、コンピュータの高度化に伴い、画像診断領域においては、異なるモダリティによる画像の重ね合わせ技術が行われるようになってきた。重ね合わせ技術は観察画像を回転や移動により、参照画像に最も近い位置に合わせることであり^{1~4)}。放射線治療領域では、画像誘導放射線治療 (image-guided radiotherapy: IGRT) において、治療計画 CT (computed tomography) の digitally reconstructed radiography (DRR) 画像と MV-X 線の electric portal imaging device (EPID) 画像間または kV-X 線の flat panel detector (FPD) 画像間との二次元位置合わせや、治療計画 CT 画像と照射前の kV または MV-X 線の cone beam computed tomography (CBCT) 画像間の三次元位置合わせにより、正確な位置照合が可能となり、高精度放射線治療が実施されている⁵⁾。

CBCT による三次元の位置照合では、骨構造に加え軟部組織も観察可能であり、正確な位置照合が可能である⁶⁾。しかし、三次元照合では、2 重曝射で撮影されるポータル画像のように照射範囲を目視で確認することは困難である。そのため、実際の照射にあたっては、位置照合アプリケーションと目視の両方で評価できる二次元画像を用いた位置照合も重要である。また、kV-X 線の FPD を使用して正確な位置照合が行われたとしても照射する軸が異なるため、照射する位置そのものを示しているポータル画像を照射前に撮影することは、重要な確認事項となる。その二次元画像の自動位置照合においては、正しい位置に対して大きくずれることを臨床でしばしば経験することがあるが、その原因は、過去の研究においても明確になっていない。医用画像位置照合法として広く用いられる相互情報量 (mutual information: MI) は、バックグラウンドの影響を受けることが文献³⁾ で明らかにされ、PET と MRI の位置照合ではその対処法について詳細に報告されている。しかし、本研究が対象とするポータル画像と DRR 画像との位置照合は、positron emission tomography (PET) と magnetic resonance imaging (MRI) の位置照合に比較し処理手順が遙かに複雑であり、相互情報量を応用した際に生じる誤差の原因についてはこれまで明らかにされていない。そのため、二次元画像の位置照合ソフトウェアを作成することは重要な研究であると考えられる。

われわれは過去に、computed radiography (CR) のカセットで撮影されたポータル画像と DRR 画像との位置照合を客観的に行う二次元位置照合プログラム (以下、プログラム) を開発し、基礎的検討を行った⁷⁾。

このプログラムを用いて頭部ファントムの位置照合を行った結果、左右方向 (x 方向) の平均誤差が、1 mm を超えた。この理由として、頭部ファントムのセットアップエラーを含めた DRR 画像およびポータル画像を撮影する各機器の幾何学的な差の影響で x 方向において、ずれを生じたと推測した。

そのため、本研究では、プログラムの動作確認と正確さの向上について検討する。まず、撮影機器の幾何学的な差やファントムのセットアップエラーを除外するため、計算機シミュレーションで CT 画像から模擬的に作成した DRR 画像とポータル画像の位置照合によって検証する。また、ポータル画像上に投影されている照射野の違いが、位置照合にどの程度影響するか検討する。また、実機を使用した位置照合を行い、臨床に近い状態での位置照合プログラムの正確さも検証する。そして、実機を使用した位置照合結果から、誤差が大きくなる原因も調査する。

1. 使用機器および方法

1-1 位置照合プログラムの概要

位置照合は、Fig. 1 に示すように処理工程を前処理、画像処理、位置照合処理の三つに分ける。前処理では、digital imaging and communications in medicine (DICOM) データから実数型の画像形式にし、ポータル画像を DRR 画像の画素数と同じにする。画像処理の工程では、DRR 画像とポータル画像の拡大率を一致させ、DRR 画像に投影されている目盛点と照射野領域を消去する。そして、位置照合処理は、渡邊、篠原らと同様の手法で行った^{7,8)}。プログラム開発環境には Visual Studio Professional 2015 C++ (マイクロソフト社) を使用する。

1-2 位置評価関数について

DRR 画像とポータル画像の位置照合は、基準となる参照画像である DRR 画像と評価する観察画像であるポータル画像との位置ずれを計測するための評価関数を相互情報量^{3,4,8~12)} および正規化相互情報量 (normalized mutual information: NMI)^{4,8)} とし、最適化アルゴリズムはシンプレックス法^{8,13,14)} を用いる。位置照合のパラメータは、Fig. 2 に示すように左右方向 (x)、上下方向 (y) の平行移動と x - y 平面に垂直な軸周りの回転角 θ の計三つとして、平行移動量および回転量を検出する。

相互情報量 $MI(A, B)$ は、

$$MI(A, B) = \sum_{i=1}^{bin} \sum_{j=1}^{bin} p(a_i, b_j) \log_2 \frac{p(a_i, b_j)}{p(a_i)p(b_j)} \quad \dots\dots\dots (1)$$

Fig. 1 The flowchart of image registration program.

Fig. 2 Parameters of image registration.
The horizontal direction was defined as x , the vertical direction was defined as y , and the rotation angle θ was defined as around an axis perpendicular to the x - y plane.

より求められる。ここで、 A が DRR 画像で、その画素値を a_i 、 B はポータル画像で、その画素値を b_j とする。 a_i と b_j の同時確率分布を $p(a_i, b_j)$ 、 a_i と b_j の周辺確率分布をそれぞれ $p(a_i)$ 、 $p(b_j)$ とする。

また、二つの画像が重なり合う領域にロバストな指

標として提案されている $NMI(A, B)$ は次式で定義される⁸⁾。

$$NMI(A, B) = - \frac{\sum_{i=1}^{bin} \sum_{j=1}^{bin} p(a_i, b_j) \log_2 \frac{p(a_i, b_j)}{p(a_i) p(b_j)}}{\sum_{i=1}^{bin} \sum_{j=1}^{bin} p(a_i, b_j) \log_2 (a_i, b_j)} + 1 \quad \dots (2)$$

1-3 シミュレーション画像同士による位置照合プログラムの検証

位置照合プログラム自体の正確さを検証するため、DRR 画像およびポータル画像を撮影する各機器の幾何学的な差やセットアップエラーを除外して位置照合を行う必要がある。そのため、画像の発生元を統一し、CT 画像から模擬的に DRR 画像とポータル画像を作成する。

1-3-1 三次元データの取得

64 列マルチディテクタ CT (Aquilion, 東芝メディカルシステムズ社) にて、頭部ファントム (PBU-1 京都科学社) を管電圧 120 kV、管電流 300 mA、スライス厚 0.5 mm、再構成間隔 0.5 mm、有効視野 (field of view: FOV) 300 mm で画素数 512×512 pixels の CT 画像を 512 枚撮影する。そして、その撮影画像を DICOM データから実数型の画像形式に変換し、512×512×512 pixels の三次元データを作成する¹⁵⁾。

この三次元データは、模擬 DRR 画像および模擬

ポータル画像を作成する元となる。治療計画装置で作成する DRR 画像は、管電圧 120 kV で撮影した CT 画像から再構成され、ポータル画像は、リニアックにて 4 MV の X 線で撮影する。そのため、最大光子エネルギー 120 keV で撮影した三次元データを最大光子エネルギー 4 MeV に変換する必要がある。

三次元画像で取得した CT 値を H.N. として

$$\mu_{120\text{keV}} = \frac{\text{H.N.}}{1000} \times \mu_{w(120\text{keV})} + \mu_{w(120\text{keV})} \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$\mu_{4\text{MeV}} = \frac{\text{H.N.}}{1000} \times \mu_{w(4\text{MeV})} + \mu_{w(4\text{MeV})} \quad \dots\dots\dots (4)$$

より、120 keV および 4 MeV の線減弱係数 $\mu_{120\text{keV}}$, $\mu_{4\text{MeV}}$ に変換する。ここで、光子エネルギー 120 keV, 4 MeV の水の線減弱係数を $\mu_{w(120\text{keV})}$, $\mu_{w(4\text{MeV})}$ とし、その値は、それぞれ 0.1613, 0.03403 とする¹⁶⁾。

1-3-2 模擬 DRR 画像の作成

本研究で使用する DRR は、Fig. 3a に示すように骨が強調され 8 ビット整数型 (256 階調) で画像の上下は画素値が「0」として CT シミュレータ (Asteion CT port, 東芝メディカルシステムズ社) で作成される。模擬 DRR はこれに合わせた。まず、(3) 式より求めた三次元データからラドン変換¹⁶⁾により、Fig. 3b に示すような 1024×1024 pixels で 32 ビット実数型の頭部側面像を作成する¹⁵⁾。次に、Fig. 3c に示すように実際の DRR 画像と合わせるため、骨を強調した画像の最大値と最小値を基準にして 256 階調として、上下に画素値を「0」にした領域を作成する。

1-3-3 模擬ポータル画像の作成

(4) 式より求めた三次元データからラドン変換により、頭部側面像 $P(i, j)$ を作成する。このときの $P(i, j)$ の画素値は、 $\mu_{4\text{MeV}}$ の投影であるから、

$$f_1(i, j) = f_0 \exp[-P(i, j) \cdot t] \quad \dots\dots\dots (5)$$

より、 t を 1 pixel の距離 (30 cm・512 pixels⁻¹)、 $f_0=1$ を入射強度として、減弱した強度 f_1 を計算し、X 線計測強度に変換した模擬ポータル画像 Fig. 4a を得る。実際のポータル画像と同様になるよう、1024 階調に変更し、バックグラウンドの画素値を設定し、左右端に画素値「0」の領域を作成する。目盛点や照射野を投影させた。照射野サイズは、Fig. 4b-d に示すように、小・中・大の場合の 3 通りの模擬ポータル画像を作成した。

1-3-4 シミュレーション画像同士の位置照合

Figure 4b-d にある照射野サイズが小・中・大の場合の 3 通りの模擬ポータル画像を x , y 方向は -5~+5 mm まで 1 mm ずつ平行移動させ、 z 軸周りの回転

θ は、-5~+5° まで 2.5° ずつ回転させ、それぞれ観察画像を 605 通りずつ作成し、疑似 DRR 画像と位置照合を行う。

1-4 実機による位置照合プログラムの検証

1-4-1 画像取得

被写体はシミュレーション取得画像と同じ頭部ファントムを使用する。位置照合処理は、CT シミュレータにより撮影した画像から作成した DRR 画像とリニアック (MEVATRON KD/2 PRIMUS, シーメンス社) を使用し CR (FCR 3500, 富士フイルムメディカル社) で撮影したポータル画像を用いる⁷⁾。

DRR 画像を得るための CT 画像は、管電圧 120 kV, 管電流 260 mA, FOV 400 mm, スライス厚 5 mm でヘリカル撮影し、再構成間隔は 2 mm とする¹⁷⁾。そして、CT シミュレータ装置上で計画を行い、Fig. 5a-c に示すように標的を設定した。その後、それぞれの標的から計画的治療体積 (planning target volume: PTV) のリーフマージンを設定し、照射野が小さい場合、大きい場合、その中間サイズの照射野を持つ 3 種類の DRR 画像を作成した。この 3 種類のアイソセンタは同じである。そして、位置照合の際は、Fig. 5d に示すように照射野および目盛線を消去した DRR 画像の画素数は 1024×1024 で 256 階調である。

ポータル画像は、治療寝台上で、DRR 画像を作成する際に算出されるアイソセンタの位置に頭部ファントムを設置し、金属増感紙を銅として組み合わせた四つ切りカセット (富士フイルムメディカル社) で撮影する。撮影条件は、4 MV の X 線を使用し、照射野形状で 2 monitor unit (MU), 照射野の端から 25 cm 広げた照射野で 3 MU 照射する。ポータル画像の画素数は 2993×2462 で 1024 階調であるが、DRR 画像の画素数に合わせる (Fig. 6)。

1-4-2 実機による位置照合

放射線治療医 1 名と診療放射線技師 1 名で DRR 画像とポータル画像を目視評価し、最も合致している位置座標を原点とした。Figure 6 に示す 3 種類の照射野毎に x , y 方向は -5~+5 mm まで、回転 θ は -5~+5° までの範囲でランダムに平行移動および回転をさせた 20 通りのポータル画像をそれぞれ撮影し、それらを観察画像として、DRR 画像と位置照合を行う。

1-5 画像のバックグラウンドの影響を検証

1-3 および 1-4 の位置照合において、位置照合の正確さの向上に画像のバックグラウンドが影響するのかを検証するため、Fig. 7 にあるように DRR 画像と

Fig. 3 The DRR and the simulated DRR.

- (a) DRR planned on the CT simulator.
- (b) The simulated DRR was the lateral image of head phantom with 1024×1024 pixels converted the three-dimensional data into two-dimensional data using radon transform.
- (c) The simulated DRR was the image that enhanced bone to resemble the actual DRR with 256 gray scales and the area of the pixel values "0" to the upper and lower ends.

Fig. 4 The simulated portal image corrected difference from energy for CT image acquisition and converted into X-ray intensity.

- (a) The projection image provided from Eq. (5).
- (b) The simulated portal image with scale points and the radiation field of $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (small field).
- (c) The simulated portal image with scale points and the radiation field of $5 \times 5 \text{ cm}^2$ (middle field).
- (d) The simulated portal image with scale points and the radiation field of whole brain (large field).

Fig. 5 DRRs planned the PTV on the CT simulator.

- (a) The small field, (b) The middle field, (c) The large field, (d) The DRR without scale points and the radiation field line

Fig. 6 Portal images exposed 2 MU in the radiation field shape and 3 MU in the radiation field spread 30 cm from the edge of the radiated field using 4 MV X-ray.

- (a) The small field, (b) The middle field, (c) The large field

Fig. 7 The ROI shows the dashed line that is the range calculated the two-dimensional histogram.

ポータル画像に 790×890 pixels の関心領域 (ROI: region of interest) を設定し、位置照合範囲を限定した場合 (ROI 有) と限定しない場合で 1024×1024 pixels (ROI 無) で位置照合結果を比較する。

1-6 位置照合結果の評価

設定した x 座標, y 座標または回転角度 θ を m_i とし, 検出された x 座標, y 座標または回転角度 θ を T_i とし, その差 ($\varepsilon_i = |m_i - T_i|$) の平均値 $\bar{E}$ を

$$\bar{E} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |m_i - T_i| \quad \dots\dots\dots (6)$$

から求める。絶対誤差の標準偏差 (SD) は,

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\varepsilon_i - \bar{E})^2} \quad \dots\dots\dots (7)$$

から求める。ここで観察画像数を N とする。

実機による位置照合結果は、同じ照射野サイズにおける、評価関数 MI と NMI の違いによる差、Fig. 7 にある ROI の有無による差は、Welch's t test で検定を行った¹⁸⁾。ROI 有と無において同条件で、同じ評価関数を使用した三つ照射野サイズによる差は、Steel-Dwass 法¹⁸⁾ で検定を行った。

1-7 位置照合結果の解析

1-4 で求めた位置照合の誤差が大きくなる原因を調査するため、次の解析を行う。あらかじめ設定した回転および平行移動量に対しての MI または NMI の座標を x_0, y_0, θ_0 とし、位置照合結果の座標を x_1, y_1, θ_1 とする。 θ_0 と θ_1 を距離に合わせるため、

$$z_0 = \theta_0 \times \frac{\pi}{180} \times \frac{N}{2} \quad \dots\dots\dots (8)$$

$$z_1 = \theta_1 \times \frac{\pi}{180} \times \frac{N}{2} \quad \dots\dots\dots (9)$$

により変換する。画像の辺の長さ $N=1024$ として、座標 (x_0, y_0, z_0) と座標 (x_1, y_1, z_1) の 2 点の距離 L を

$$L = \pm \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2} \quad \dots\dots\dots (10)$$

より求める。照射野サイズ小, 中, 大で, ROI 有無の 6 通りに対して, x_1, y_1, z_1 を代入して, MI または NMI の変化を解析する。MI および NMI が最も大きくなる L の始点を原点「0」として、そこからの距離を L で表している。Figure 8 の下向きの矢印は、シンプレックス法の初期値の位置を示し、その原点から収束した点に向かう方向をプラス (+), 逆に離れる方向をマイナス (-) としている。

Fig. 8 The analysis results of the registration error.

(a) and (b) show a change in the MI or NMI of image registration results for the L when the error is small without ROI on the large field. (c)–(f) shows a change in the MI or NMI of image registration results for the L when the error is large without ROI on the large field. The downward arrow shows the position of the initial value of the simplex method.

2. 結果

2-1 シミュレーション画像同士による位置照合結果

計算機シミュレーションによる位置照合プログラム

自体の正確さを評価するため、シミュレーション画像同士による位置照合を行った。検証結果を Table 1 に示す。Table 1 において、位置評価関数の違いや投影

Table 1 The errors of image registration for translation and rotation in the computer simulation study

ROI	Registration criterion	Field size	Δx (mm)	Δy (mm)	$\Delta \theta$ (deg)
			Average error	Average error	Average error
without ROI	MI	Small	0.17±0.13	0.16±0.13	0.01±0.03
		Middle	0.17±0.13	0.15±0.13	0.01±0.03
		Large	0.19±0.19	0.16±0.13	0.01±0.02
	NMI	Small	0.20±0.32	0.17±0.14	0.03±0.22
		Middle	0.20±0.40	0.16±0.14	0.06±0.76
		Large	0.25±0.60	0.20±0.44	0.08±0.95
with ROI	MI	Small	0.18±0.13	0.16±0.13	0.02±0.02
		Middle	0.18±0.13	0.15±0.13	0.02±0.02
		Large	0.19±0.14	0.16±0.13	0.02±0.02
	NMI	Small	0.18±0.13	0.16±0.13	0.02±0.02
		Middle	0.18±0.13	0.15±0.13	0.02±0.03
		Large	0.19±0.14	0.16±0.13	0.02±0.03

Table 2 The errors of image registration for translation and rotation at the origin of coordinates that the radiologist and radiotechnologist evaluated visually when the DRR and the portal image were best matched in the experimental study

ROI	Registration criterion	Field size	Δx (mm)	Δy (mm)	$\Delta \theta$ (deg)
without ROI	MI	Small	0.5	0.5	1.5
		Middle	0.1	0.1	0.0
		Large	0.2	0.7	0.3
	NMI	Small	0.1	0.1	0.1
		Middle	0.1	0.1	0.0
		Large	0.1	0.6	1.1
with ROI	MI	Small	0.1	0.1	0.1
		Middle	0.0	0.0	0.6
		Large	0.1	0.1	0.2
	NMI	Small	0.2	0.1	0.0
		Middle	0.2	0.1	0.2
		Large	0.1	0.1	0.3

されている照射野の大きさ、ROI の設定にかかわらず、位置照合プログラム自体の正確さは、概ね x 、 y 方向で 0.20 mm 以内、 θ で 0.03° 以内の誤差であった。

2-2 実機による位置照合結果

臨床に近い状態での位置照合プログラムの正確さを検証した結果を Table 2 および 3 に示す。Table 2 は、1-4 において DRR 画像とポータル画像が最も合っている位置を原点として、平行移動および回転がない状態での位置照合の誤差を示している。評価関数 MI、NMI にかかわらず、ROI 無では、最大で x 方向は 0.5 mm、 y 方向は 0.7 mm、回転 θ は 1.5° であった。ROI 有は、 x 、 y 方向、回転 θ は、最大で 0.2 mm、0.1 mm、0.6° であった。

Table 3 において、評価関数 MI、NMI にかかわらず、ROI 無では、 x 方向で 0.8-2.3 mm、 y 方向で

0.7-8.7 mm、回転 θ で 0.7-2.3° の範囲であった。ROI 有では、 x 方向で 0.9-1.2 mm、 y 方向で 0.5-0.6 mm、回転 θ で 0.3-0.7° の範囲であった。Table 2 および 3 から、ROI 有のほうが、正確さや精度はよくなる傾向を示した。また、同じ照射野サイズにおける評価関数 MI と NMI の違いによる位置照合結果に有意差はなかった。

2-3 位置照合結果の解析結果

三次元空間の直線上の値をグラフ化しているため、方向は+と-の 2 方向に限定する。Figure 8a, b は、ROI 無、照射野サイズ大で位置照合結果の誤差が小さいときの L に対する MI または NMI の変化を示す。Figure 8c-f は、ROI 無、照射野サイズ大で位置照合結果の誤差が大きいときの L に対する MI または NMI の変化を示す。

Table 3 The errors of image registration for translation and rotation in the experimental study

ROI	Registration criterion	Field size	Δx (mm)	Δy (mm)	$\Delta \theta$ (deg)
			Average error	Average error	Average error
without ROI	MI	Small	0.8±0.5	0.7±0.5 ^c	0.7±0.6 ^c
		Middle	0.8±0.6 ^b	0.7±0.4 ^c	0.8±0.9 ^{b,c}
		Large	1.5±1.5 ^a	4.3±6.2 ^{a,c}	2.1±1.8 ^{a,c}
	NMI	Small	1.0±0.9 ^c	0.8±0.6 ^d	1.0±1.7 ^d
		Middle	0.7±0.5 ^c	0.7±0.3 ^{a,d}	0.7±0.7 ^{a,d}
		Large	2.3±1.9 ^{a,c}	8.7±8.8 ^{b,d}	2.3±1.6 ^{b,d}
with ROI	MI	Small	0.9±0.5	0.5±0.5	0.4±0.3
		Middle	0.9±0.6 ^b	0.5±0.3	0.3±0.2 ^{b,c}
		Large	1.1±0.6 ^a	0.6±0.3 ^a	0.6±0.3 ^{a,c}
	NMI	Small	0.9±0.6	0.5±0.5	0.4±0.3
		Middle	1.0±0.6	0.5±0.3 ^a	0.3±0.2 ^{a,c}
		Large	1.2±0.7 ^a	0.5±0.3 ^b	0.7±0.6 ^{b,c}

^aThe significant difference between without and with ROI under the same field and the registration criterion ($p<0.05$).

^bThe significant difference between without and with ROI under the same field and the registration criterion ($p<0.01$).

^cThe significant difference of the small and the middle field for the large field under the same registration criterion without ROI ($p<0.05$).

^dThe significant difference of the small and the middle field for the large field under the same registration criterion without ROI ($p<0.01$).

^eThe significant difference of the small and the middle field for the large field under the same registration criteria with ROI ($p<0.01$).

3. 考 察

計算機シミュレーションによる位置照合は、画像の発生元を統一したことにより、DRR 画像やポータル画像を撮影する各機器の幾何学的な差やセットアップエラーを除外している。しかし、サブピクセルで位置照合を行う場合、補間を必要とするため、0.29 mm/pixels なのでその半分程度の誤差が生じることが考えられる。模擬 DRR 画像と模擬ポータル画像の ROI の有無、照射野サイズの違いおよび評価関数の違いによらず、位置照合の誤差は、概ね x , y 方向で 0.20 mm 以内、 θ で 0.03° 以内であった。模擬 DRR 画像と模擬ポータル画像の違いによる画質の差を含めると計算機シミュレーションによる位置照合の誤差は本プログラムの限界であると考えられる。

実機での位置照合の誤差は、計算機シミュレーションの位置照合の誤差と比較すると大きかった。Table 2 が示すように平行移動および回転のない場合の位置照合においても誤差が生じていることから、実機の場合、Fig. 5 にある参照画像は CT シミュレータで撮影し、Fig. 6 にある観察画像としている画像は、リニアックで撮影しているため、座標が異なり、両装置の幾何学的な差や頭部ファントムを設置する差が含まれることが考えられる。今回の研究で使用したリニアックの治療台は、 x と y 方向は 1 mm 単位で平行移動す

るため、計算機シミュレーションは 0.29 mm/pixels からサブミリ以下での平行移動が可能であることを考慮すると実機での位置照合の誤差が計算機シミュレーションの位置照合の誤差より大きくなることは妥当である。

Table 3 に示す実機での位置照合では、あらかじめ設定した回転および平行移動量に対して、誤差が大きかった例は、Fig. 6c に示す ROI 無の照射野サイズ大であった。

Figure 8a, b は、平行移動量および回転がないポータル画像と DRR 画像の位置照合では、類似度が高い。これにより、照射野サイズによらず、L に対する MI および NMI のピークが一つとなっている。しかし、Fig. 8c-f のように、平行移動量および回転が、1 mm, 1° 以上ある ROI 無、照射野サイズ大の場合、L に対する MI および NMI の変化に極大を示すところが二つ以上生ずる可能性がある。そのため、シンプレックス法の最適化計算において、MI および NMI の最大値のある方向に対して反対側に移動することにより、誤差が大きくなってしまふことが示された。ROI 無であると、初期値に左右される可能性が大きくなることがわかる。ROI を設定することで初期値によらず安定した収束が期待できる。

照射野サイズ大では、他の照射野サイズと比較する

と、L に対する MI および NMI の変化の傾向が違う。これは、照射野サイズ大では、頭蓋内の画素値の分布が参照画像と大きく異なり、バックグラウンド領域の画素値は高い領域と低い領域があるため、位置照合の際、移動および回転により、画像のバックグラウンドの領域が変化する。これにより、DRR 画像およびポータル画像間の同時確率分布に影響を与え大きな誤差が生じた。それに対し、ROI 有では、バックグラウンドの領域が小さくなり、位置照合の正確さがよくなったと考える。

4. 結 語

計算機シミュレーションでは、疑似ポータル画像上の目盛点や照射野が投影されていたとしても x , y 方向で 0.20 mm 以内、 θ で 0.03° 以内の正確さで位置照合が可能であることが確認できた。実機を使用した位置照合では、ROI 有によって、 x 方向で 0.9–1.2 mm、 y 方向で 0.5–0.6 mm、 θ で 0.3 – 0.7° の範囲で行えることが確認できた。

参考文献

- 1) 渡部浩司. マルチモダリティの画像位置合わせと重ね合わせ. 日放技学誌 2003; 59(1): 60-65.
- 2) Somer EJ, Benatar NA, O'Doherty MJ, et al. Use of the CT component of PET-CT to improve PET-MR registration: demonstration in soft-tissue sarcoma. Phys Med Biol 2007; 52(23): 6991-7006.
- 3) Itou T, Shinohara H, Sakaguchi K, et al. Multimodal image registration using IECC as the similarity measure. Med Phys 2011; 38(2): 1103-1115.
- 4) Yokoi T, Soma T, Shinohara H, et al. Accuracy and reproducibility of co-registration techniques based on mutual information and normalized mutual information for MRI and SPECT brain images. Ann Nucl Med 2004; 18(8): 659-667.
- 5) 有村秀孝. 画像誘導放射線治療を支える医用画像処理技術. 医物理 2010; 30(Sup.4): 25-44.
- 6) 竹永枝里子, 中口裕二, 丸山雅人, 他. Image Guided Radiation Therapy (IGRT) における位置補正精度と患者スループットの装置間比較. 日放技学誌 2012; 68(10): 1327-1332.
- 7) 渡邊裕之, 伊藤 猛, 中世古和真, 他. 放射線治療における CR ポータル画像と DRR 画像の位置照合プログラムの開発. 医物理 2012; 31(3): 65-74.
- 8) 篠原広行, 伊藤 猛, 橋本雄幸. 第 5 章 相互情報量による 2 次元画像の位置合わせ. 第 12 章 医用画像位置合わせの実習. 医用画像位置合わせの基礎. 東京: 医療科学社, 2011.
- 9) Pluim JP, Maintz JB, Viergever MA. Mutual-information-based registration of medical images: a survey. IEEE Trans Med Imaging 2003; 22(8): 986-1004.

放射線治療における位置照合においては、計画画像である DRR 画像とポータル画像の画素値が大きく異なる場合、移動および回転により、画像のバックグラウンドの領域が変化するため、位置照合に大きな誤差を生じる。また、装置の幾何学的な差や頭部ファントムのセットアップエラーが含まれていることが確認できた。正確な位置照合には、患者の体位の再現性に加え、皮膚マーク等を利用し、計画した照射位置にできるだけ近いところにセットアップをすることが必要である。

謝 辞

本研究に取り組むに当たり、多大なご支援を賜りました昭和大学横浜市北部病院放射線技術部室諸氏に深く感謝いたします。

なお、本論文の要旨の一部は第 72 回日本放射線技術学会学術大会(2017 年, 横浜)にて発表した。

- 10) Ding L, Goshtasby A, Satter M. Volume image registration by template matching. Image and Vision Computing 2001; 19(12): 821-832.
- 11) Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ. An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. Pattern Recogn 1999; 32(1): 71-86.
- 12) Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, et al. Multimodality image registration by maximization of mutual information. IEEE Trans Med Imaging 1997; 16(2): 187-198.
- 13) Maes F, Vandermeulen D, Suetens P. Comparative evaluation of multiresolution optimization strategies for multimodality image registration by maximization of mutual information. Med Image Anal 1999; 3(4): 373-386.
- 14) Bernon JL, Boudousq V, Rohmer JF, et al. A comparative study of Powell's and Downhill Simplex algorithms for a fast multimodal surface matching in brain imaging. Comput Med Imaging Graph 2001; 25(4): 287-297.
- 15) 篠原広行, 中世古和真, 陳 欣胤, 他. 第 7 章 ボクセル単位の 3 次元コーンビーム投影と画像再構成. コーンビーム CT 画像再構成の基礎. 医療科学社, 東京, 2013: 166-199.
- 16) National Institute of Standards and Technology: X-Ray Mass Attenuation Coefficients. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html> (Accessed November 24, 2015).
- 17) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会. 体幹部定位放射線治療ガイドライン. 日放線腫瘍会誌 2006; 18(1): 1-17.
- 18) 柳井久江. 4Steps エクセル統計 第 3 版. 埼玉: オーエムエス出版, 2011.

問合せ先

〒142-8666 品川区旗の台 1-5-8
昭和大学病院放射線技術部 渡邊裕之