

研究論文

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

渡邊 裕之^{1)*}、伊藤 猛²⁾、中世古 和真³⁾、
橋 篤志⁴⁾、橋本 雄幸⁵⁾、篠原 広行⁶⁾

¹⁾昭和大学横浜市北部病院放射線部、²⁾日本メジフィジックス株式会社、
³⁾東邦大学医療センター大橋病院放射線部、⁴⁾東京慈恵会医科大学付属病院放射線部、
⁵⁾横浜創英短期大学情報学科、⁶⁾首都大学東京大学院人間健康科学研究科

1. はじめに

放射線治療を実施するにあたり、照射部位の位置照合の精度は局所制御率を左右する重要な因子である。多くの施設において、外部照射による放射線治療時の照射部位の位置確認は、目視によって行われている。この方法では、再現性、定量性に欠けるといった問題点がある^{1),2)}。近年、ポータル画像と計画画像の位置照合処理については、相関係数、相互相関関数、相互情報量を用いたテンプレートマッチングによる多くの研究発表や論文が報告されている^{1)~4)}。赤澤ら、TanakaらによるとComputed Radiography (CR) など、カセットを用いて撮影するポータル画像の場合、カセットを置く位置が任意であるため、画像中心と照射野中心が一致しておらず、拡大率も一定でないため、特徴点を設け、拡大率の補正や照射野中心の移動が提案されている^{1),3)}。

本研究では、リニアックヘッドに取り付ける目盛板を利用してCRのカセットで撮影されたポータル画像に補正を加え、治療計画画像としてComputed Tomography (CT) シミュレータにより算出されるDigitally Reconstructed Radiography (DRR) 画像との位置照合を客観的に行う2次元位置照合プログラムを開発し、基礎的検討を行った。

2. 方法

2.1 画像取得

被検体として頭部ファントム (PBU-1 京都科学社製) を使用した。位置照合処理は、CTシミュレータ (Asteion CT port 東芝メディカルシステムズ社製) により撮影された画像から作成したDRR画像と、リニアック (MEVATRON KD/2 PRIMUS シーメンス社製) を使用しCR (FCR 3500 富士メディカル社製) で撮影したポータル画像を用いた。

DRR画像を得るためのCT画像は、管電圧120 kV、管電流260 mA、有効視野 (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 mm⁵⁾ とした。そして、CTシミュレータ装置上で計画を行い、標的を設定し、頭部ファントムの正面位のDRR画像を作成した。DRR画像の画素数は1024×1024で256階調である。

ポータル画像は、イメージングプレートと金属増感紙 (Super Shielding Resin 三菱エレクトリック社製) を組み合わせたカセットシステムで撮影した。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30 cm広げた照射野で3 MU照射した。ポータル画像の画素数は2993×2462で1024階調である。

2.2 画像処理の概要

画像処理は、Fig. 1に示すように処理工程を前処理、位置照合処理の二つに分けた。プログラム開発

* 昭和大学横浜市北部病院放射線部 [〒224-8503 神奈川県横浜市都筑区茅ヶ崎中央35-1] : Department of Radiology, Showa University Northern Yokohama Hospital, 35-1 Chigasaki-chuo, Tsuzuki-ku, Yokohama-city, Kanagawa, 224-8503, Japan

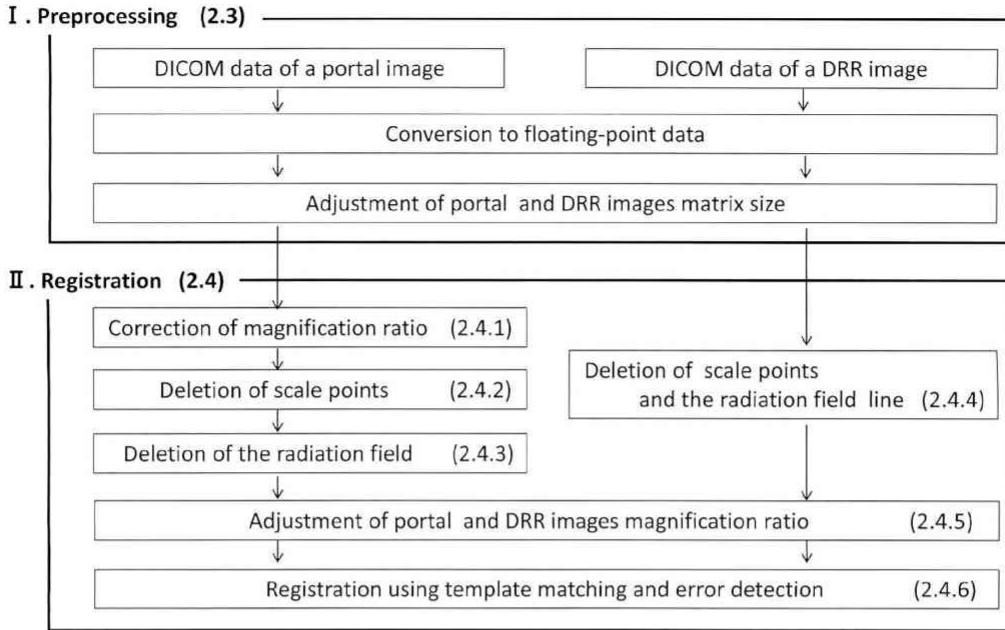


Fig. 1 Outline of image processing.

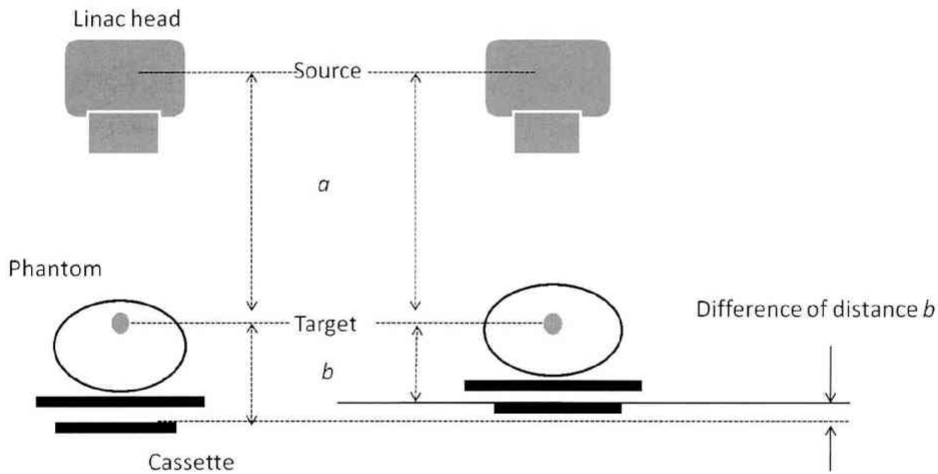


Fig. 2 Arrangement to obtain a portal image using the CR cassette system. Magnification ratio depends on the distance between the target and cassette.

環境には Microsoft Visual Studio .NET2003 C++ (マイクロソフト社製) を使用した。前処理では、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。位置照合処理の工程では、DRR 画像とポータル画像をできるだけ類似させるため、拡大率を一致させ、両画像に投影されている目盛点や照射野領域を消去した。位置照合の評価関数は、相互情報量を用いた^{6)–8)}。

2.3 前処理

取得した DICOM データのヘッダー部分を除いて、実数型の画像形式に変換する。DRR 画像とポータル

画像の比較を容易にするため、両画像の画素数を同じにした。コンピュータの計算時間を考慮し、画素数の変換はポータル画像の画素数を DRR 画像の画素数に合わせた。ポータル画像の画素数は、2993×2462 (縦×横) であるため、画像全体が入るように拡大率を 1024/2993 倍として縮小処理⁹⁾を行った。

2.4 位置照合処理

2.4.1 ポータル画像の拡大率補正

Fig. 2 より、CR のカセットで撮影されるポータル画像は、標的-カセット間距離 b が変わるため、拡大率は一定でない。そこで b を 8 通りに変化させて、

照射野サイズ40×40 cm²で1 MUを照射し、Fig. 4aの目盛板 (S2N18 AKTINA MEDICAL PHYSICS社製) のみが写っている画像 (目盛板画像) を撮影した。これら8枚の目盛板画像から、Fig. 3aに示す20 cm当たりの画素数 (pixels/20 cm) をImage Jで計測¹⁰⁾することによって、グラフ化した。bの変化に対する20 cm当たりの画素数をFig. 3bに示す。グラフより線形近似を行うと

$$M = \frac{(4.705 \cdot b + 477.7)}{613} \quad (1)$$

が得られる。ここでbが28.7 cmのときの613 pixels/20 cmの目盛板画像を基準とした。これにより、ポータル画像を撮影する際のbの値からMを算出し、画像の拡大率を補正することができる。

2.4.2 ポータル画像の目盛点の消去

Fig. 4dに示すポータル画像に投影されている目盛点を消去するため、目盛板画像の座標を元にポータル画像にある各目盛点を近傍画素の平均値で埋めて消去した²⁾ (Fig. 4f)。

CRのカセットで撮影されるポータル画像は、撮影毎に任意の場所にカセットを置くため、画像座標における照射野中心の位置や全体の向きも異なる。そのため、消去したい目盛点の位置も同様に異なってくる。そこで、目盛板の原点を画像の中央に配置した目盛板画像をテンプレートとして、照射野中心と画像中央を一致させる位置補正を行う。

まず、テンプレートとポータル画像の目盛点の雑音を軽減するため、移動平均フィルタで平滑化^{11),11)}を行う。次にラプラシアンフィルタでエッジ強調処理¹¹⁾を行う。そして、画像中央に512×512のROIを設定した画像を作成する (Fig. 4bおよび4e)。相互相関関数を用いて^{4),12)}位置補正を行う。テンプレートとポータル画像の2次元フーリエ変換をそれぞれF(ξ, η)、G(ξ, η)とし、G(ξ, η)の複素共役をG*(ξ, η)とすれば、相互相関関数R_{fg}は、

$$R_{fg} = \mathcal{F}^{-1}\{F(\xi, \eta)G^*(\xi, \eta)\} \quad (2)$$

になる⁹⁾。ここでF⁻¹はフーリエ逆変換を示す。

ポータル画像に0.1°ごとの回転処理を加えながらR_{fg}の最大値を求め、最高値を示したときの回転角度をθとする。R_{fg}の最大値を示す座標(j_x, i_y)を移動量とするとポータル画像を回転及び平行移動する関

係式は、

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} j_0 - j_x \\ i_0 - i_y \end{pmatrix} \quad (3)$$

となる。ここで画像の中央座標(j₀, i₀)、回転および平行移動前の座標を(x, y)、回転および平行移動後の座標を(X, Y)とする。そして、Fig. 4cが示すように画像中央と照射野中心を一致させることができる。

次にテンプレートに2値化処理を行い、目盛点の画素値を0、それ以外を1として、各目盛点の座標を明確にする。テンプレートで画素値が0のときの座標をポータル画像の座標と対応させ、近傍の画素値の平均値をその座標の画素値とする。

2.4.3 ポータル画像の照射野領域の消去

照射野領域を消去する手順をFig. 5aに示す。まず、目盛点を消去したポータル画像上に256×256のROIを取り、その範囲を2値化し、照射野を描出する。閾値は、Fig. 5aにあるポータル画像のi=512の行を微分し、微分値の最大を示す画素と最小を示す画素の間の平均画素値 $\overline{f(j, 512)}$ を算出する。 $\overline{f(j, 512)}$ より小さい画素値も認識されるようにするため、対象画素値の標準偏差をσとすると、閾値は、

$$Threshold = \overline{f(j, 512)} - 2\sigma \quad (4)$$

から求める。さらに照射野を十分に含めるように膨張処理¹¹⁾を行う。

2値化画像とポータル画像は同じ座標系であるため、ポータル画像の照射野領域は2値化画像で決定できる。そして、照射野領域の平均画素値 $\overline{f_{Field}(j, i)}$ と照射野領域以外の平均画素値 $\overline{f_{Outer}(j, i)}$ を算出し、補正係数Fを

$$F = \frac{\overline{f_{Outer}(j, i)}}{\overline{f_{Field}(j, i)}} \quad (5)$$

から求める。

照射野領域にFを乗じて作成した照射野領域を消去した画像は、照射野領域辺縁の画素値の変化が急峻である。それを緩和するため、次の処理を行う。2値化画像から境界線の追跡を行い、照射野領域辺縁 $\overline{f_{Edge}(j, i)}$ のみを抽出する。境界線内の平均画素値を $\overline{f_{Field}(j, i)}$ とし、 $\overline{f_{Edge}(j, i)}$ の平均画素値 $\overline{f_{Edge}(j, i)}$

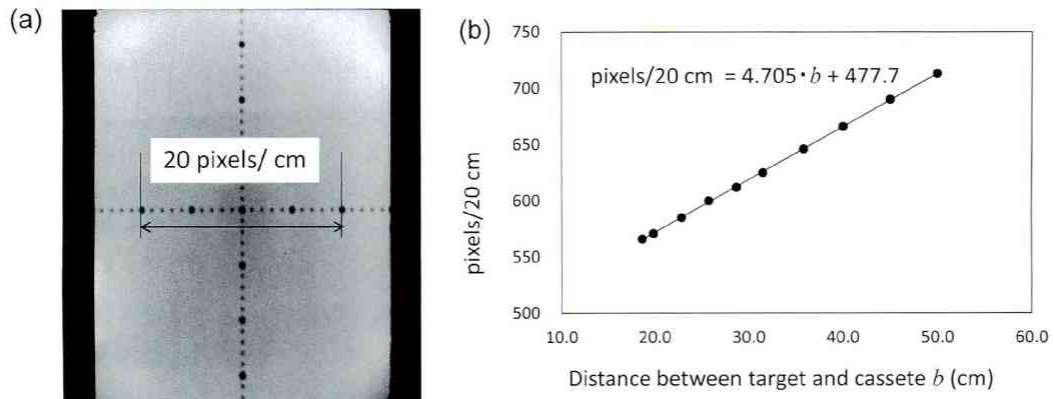


Fig. 3 (a) Measurement of pixels per 20 cm in a pointer scale portal image. (b) Linear relationship of pixels per 20 cm and the distance between target and cassette.

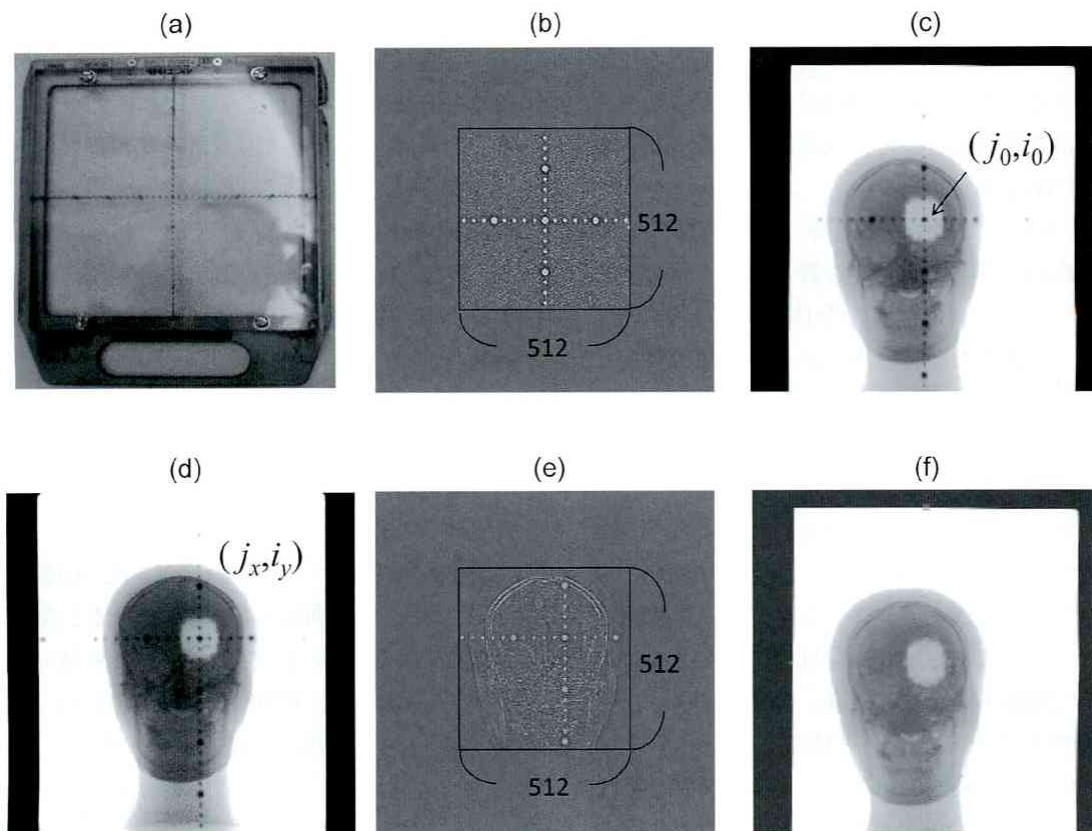


Fig. 4 (a) Pointer scale. (b) Portal image with a pointer scale; ROI of 512×512 was set after Laplacian filter processing. (c) Portal image whose radiation field center was matched to the image center. (d) Original portal image. (e) Portal image for which ROI of 512×512 was set after Laplacian filter processing. (f) Portal image without scale points.

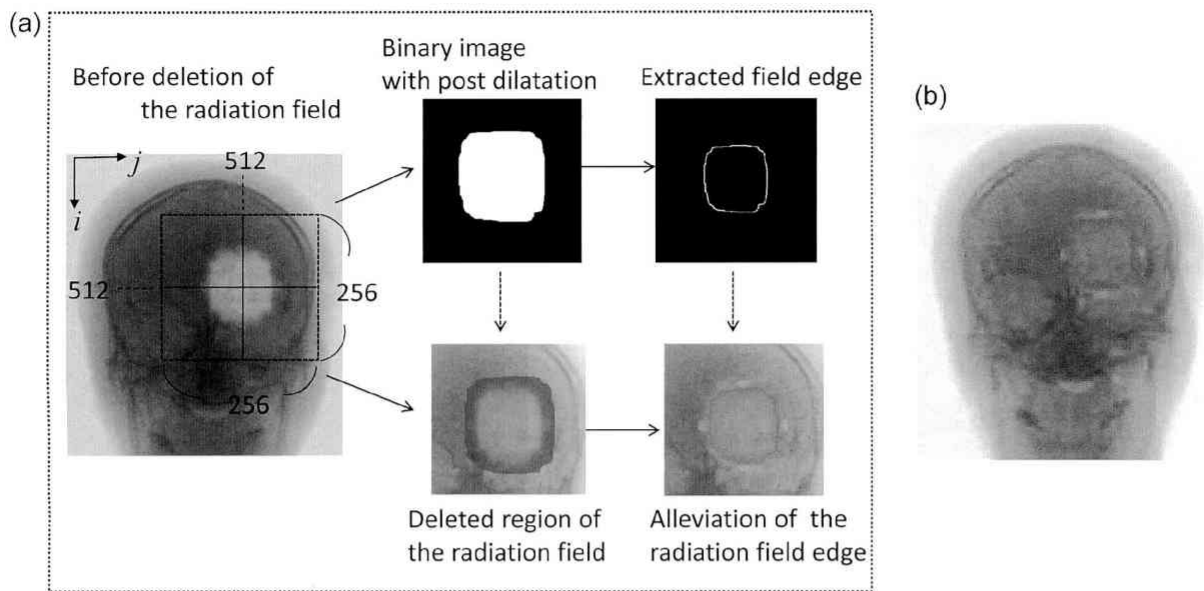


Fig. 5 (a) Deletion of the radiation field by replacing the pixel value with the pixel value outside the radiation field. (b) Portal image without the radiation field.

として、補正係数 F' を

$$F' = \frac{\overline{f_{Edge}(j,i)}}{\overline{f_{Field}(j,i)}} \quad (6)$$

から求め、境界線に乗ずる。そして、さらに内側の境界線についても照射野領域辺縁の変化が緩和するまで同様な処理を繰り返す (Fig. 5b)。

2.4.4 DRR の目盛および照射野線の消去

Fig. 6a で示す DRR 画像の目盛および照射野線の画素値で 2 値化処理を行い、Fig. 6b に示す目盛および照射野を示す線を描出する。2.4.2 で述べた方法で画素値を埋め込み、目盛および照射野線を消去する (Fig. 6c)。

2.4.5 ポータル画像と DRR の等倍補正

ポータル画像と DRR 画像の位置照合処理を行うにあたり、ポータル画像と DRR 画像の 20 cm 当たりの画素数から拡大率を求め、両画像の拡大率を合わせる。DRR 画像は 512 pixels/20 cm であり、ポータル画像は 613 pixels/20 cm であるので、拡大率を 613/512 倍として拡大処理を行う (Fig. 6d)。

2.4.6 位置照合の評価関数

位置照合のパラメータは x 、 y 方向の平行移動と z 軸回りの回転角の計三つとした。そして、シンプ

レックス法^{13),14)}で最適化を行い、相互情報量を評価関数として、平行移動量および回転量を検出する^{15),16)}。DRR 画像を A とし、その画素値を a_i 、ポータル画像を B とし、その画素値を b_j とするとき、級数 (ビン数) をそれぞれ 128 として、2 次元ヒストグラム $h(a_i, b_j)$ を作成し、相互情報量 $MI(A, B)$ を計算する。 $MI(A, B)$ は、

$$MI(A, B) = \sum_{i=1}^{bin} \sum_{j=1}^{bin} p(a_i, b_j) \log_2 \frac{p(a_i, b_j)}{p(a_i)p(b_j)} \quad (7)$$

となる¹⁸⁾。ここで $p(a_i, b_j)$ は a_i と b_j の同時確率分布

$$p(a_i, b_j) = \frac{h(a_i, b_j)}{\sum_{i=1}^{bin} \sum_{j=1}^{bin} h(a_i, b_j)} \quad (8)$$

を、 $p(a_i)$ 、 $p(b_j)$ は、 a_i と b_j それぞれの周辺確率分布を表す。

$$p(a_i) = \sum_{j=1}^{bin} p(a_i, b_j) \quad (9)$$

$$p(b_j) = \sum_{i=1}^{bin} p(a_i, b_j) \quad (10)$$

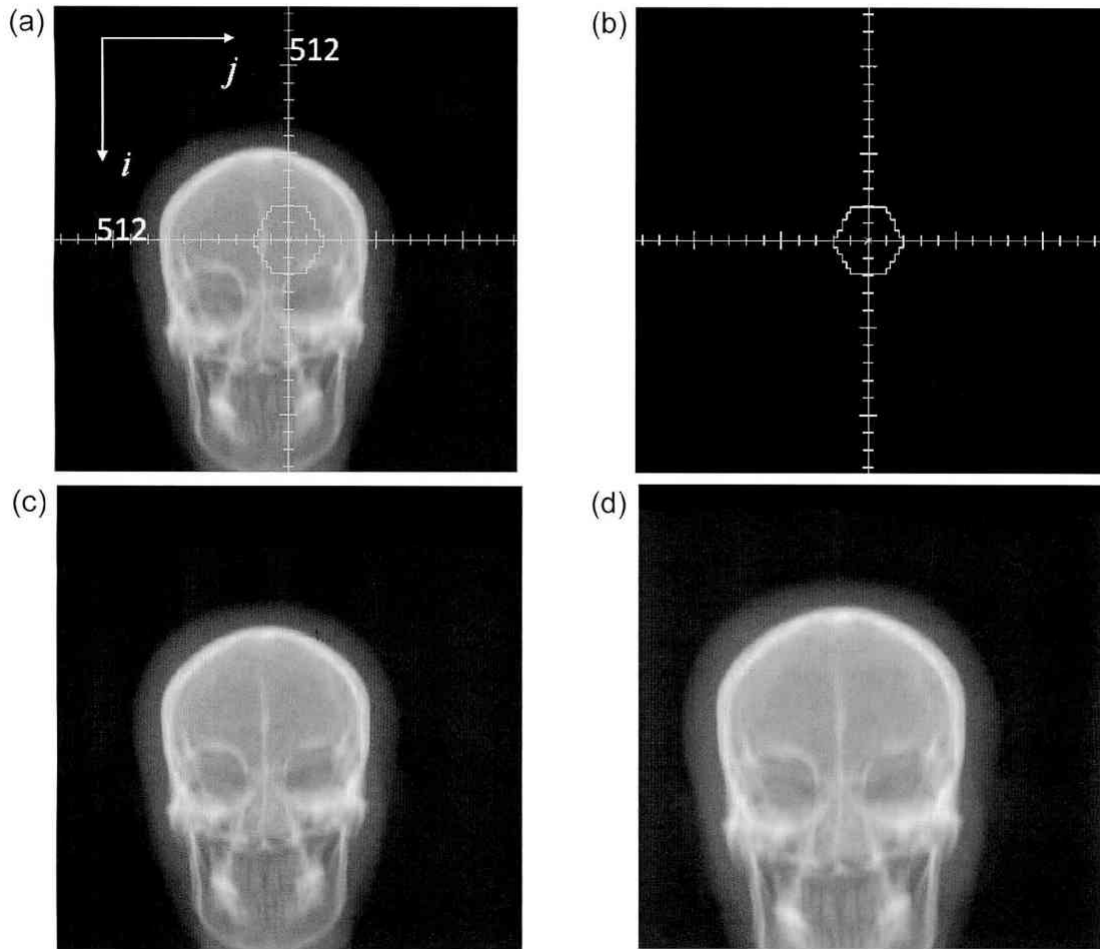


Fig. 6 (a) Original DRR image. (b) Extracted scale points and radiation field line obtained by binary image processing. (c) DRR image without scale points and the radiation field line. (d) DRR image was enlarged to the same size as the portal image.

2.5 実験

2.5.1 計算機シミュレーションによる位置照合

プログラム上で平行移動および回転のないポータル画像を元に ± 15 mm、 $\pm 15^\circ$ 以内でランダムに平行移動および回転をさせた観察画像を 20 通り作成した。そして、DRR 画像を参照画像とし位置照合を行う。

2.5.2 実データによる位置照合

平行移動および回転のないポータル画像一つを含め ± 10 mm 以内で平行移動のみをさせた九つの計 10 通りのポータル画像を撮影した。それらのポータル画像を DRR 画像と位置照合を行う。

2.5.3 位置照合の評価

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

$$\bar{E} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |m_i - T_i| \quad (11)$$

から求める。そして、絶対誤差の標準偏差 (SD) は、

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\varepsilon_i - \bar{E})^2} \quad (12)$$

から求める。ここで観察画像数を N とする。

3. 結果

計算機シミュレーションによる位置照合 (2.5.1) の結果を Table 1 に示す。設定した平行移動量および回転量に対して、算出された x 、 y 方向の移動量および z 軸回りの回転量の平均誤差は、それぞれ 1.35 ± 0.64 mm、 1.04 ± 0.88 mm、 $0.34 \pm 0.12^\circ$ であった。実データによる位置照合 (2.5.2) の結果を Table 2 に示

Table 1 Errors of image registration for translation and rotation as evaluated in a computer simulation study.

No	Translation and rotation			Calculated			Error		
	<i>x</i> (mm)	<i>y</i> (mm)	θ (deg)	<i>x</i> (mm)	<i>y</i> (mm)	θ (deg)	<i>x</i> (mm)	<i>y</i> (mm)	θ (deg)
1	9.60	11.48	-14.98	8.11	14.03	-15.28	1.49	-2.55	0.30
2	8.33	11.69	-6.98	8.10	11.99	-7.27	0.23	-0.30	0.29
3	0.84	4.32	14.54	3.12	3.91	14.24	-2.28	0.41	0.30
4	-9.66	-5.45	-14.36	-7.49	-8.56	-14.49	-2.17	3.11	0.13
5	-3.58	-9.56	4.56	-2.91	-11.45	3.87	-0.67	1.89	0.69
6	-10.76	-2.19	-12.12	-9.47	-5.09	-12.42	-1.29	2.90	0.30
7	-4.44	-9.27	-7.72	-1.64	-10.53	-8.13	-2.80	1.26	0.41
8	-3.17	9.48	-14.73	-4.54	8.77	-15.03	1.37	0.71	0.30
9	11.05	-7.84	-6.11	13.31	-7.20	-6.41	-2.26	-0.64	0.30
10	8.37	11.25	0.47	9.59	11.04	0.17	-1.22	0.21	0.30
11	12.84	10.31	-2.70	13.65	10.97	-3.00	-0.81	-0.66	0.30
12	-3.12	3.41	-9.15	-2.48	2.77	-9.45	-0.64	0.64	0.30
13	11.93	-4.54	8.96	12.63	-4.98	8.66	-0.70	0.44	0.30
14	-7.02	8.42	2.20	-5.60	8.56	1.90	-1.42	-0.14	0.30
15	6.45	14.36	8.03	7.37	13.21	7.73	-0.92	1.15	0.30
16	7.05	-5.40	1.89	5.80	-5.37	2.38	1.25	-0.03	-0.49
17	-10.83	-13.40	5.30	-12.81	-12.21	5.00	1.98	-1.19	0.30
18	-3.80	0.08	2.08	-2.56	-0.62	1.51	-1.24	0.70	0.57
19	1.36	0.51	6.04	2.63	-0.30	5.77	-1.27	0.81	0.27
20	-2.32	0.24	-14.16	-1.30	-0.80	-14.45	-1.02	1.04	0.29
						\bar{E}	1.35	1.04	0.34
						SD	0.64	0.88	0.12

Table 2 Errors of image registration for translation and rotation as evaluated in an experimental study.

No	Translation and rotation			Calculated			Error		
	<i>x</i> (mm)	<i>y</i> (mm)	θ (deg)	<i>x</i> (mm)	<i>y</i> (mm)	θ (deg)	<i>x</i> (mm)	<i>y</i> (mm)	θ (deg)
1	0.0	0.0	0.0	1.1	-0.4	0.0	-1.1	0.4	-0.3
2	1.0	-2.0	0.0	1.6	-1.6	0.0	-0.6	-0.4	-0.4
3	-10.0	-4.0	0.0	-7.7	-4.6	0.0	-2.3	0.6	-1.2
4	3.0	-6.0	0.0	3.2	-5.9	0.0	-0.2	-0.1	-0.2
5	-2.0	-8.0	0.0	0.0	-7.9	0.0	-2.0	-0.1	0.3
6	3.0	7.0	0.0	3.5	6.5	0.0	-0.5	0.5	0.0
7	5.0	1.0	0.0	5.5	1.3	0.0	-0.5	-0.3	0.0
8	-6.0	7.0	0.0	-4.9	7.4	0.0	-1.1	-0.4	-0.3
9	3.0	-2.0	0.0	4.6	-1.3	0.0	-1.6	-0.7	0.0
10	1.0	9.0	0.0	2.8	10.2	0.0	-1.8	-1.2	-0.3
						\bar{E}	1.2	0.5	0.3
						SD	0.7	0.3	0.3

す。設定した平行移動量に対して、算出された *x* 方向の移動量の平均誤差は、 1.2 ± 0.7 mmであった。*y* 方向については、平均誤差は 0.5 ± 0.3 mmであった。そして、回転は行っていないが、平均誤差は $0.3 \pm$

0.3° であった。

4. 考察

テンプレートマッチングには、相互相関関数、

フーリエ位相相関、相互情報量を利用した方法がある⁴⁾。相互相関関数を利用したテンプレートマッチングは、同種画像のように被写体の内部構造を表す強度分布が一致していれば画素の強度にある程度の差があったとしても、参照画像と観察画像が最も一致した箇所で最大値を得ることができる。また、フーリエ位相画像は、低周波成分の振幅が相対的に弱められ、高周波成分が強められる⁹⁾。これを利用した画像の相関をとる位相相関法では、コントラストが高い画像や形状が鮮明な画像であれば、非常に有効である¹⁷⁾。一方、相互情報量は、画素の強度に依存せず、両画像に共通する画素の情報量に基づいて画像位置合わせを行う特徴があることから、異種画像であっても精度良い位置照合が可能である^{12),18),19)}。今回対象とした位置照合は、異種画像であり、画素値に大きな差がある。また、扱う画像は、低コントラストであるため、相互相関関数や位相相関法では、正確な位置照合が行えないことから¹²⁾、相互情報量を評価関数とした。

相互情報量による位置照合ではバックグラウンドの果たす役割が大きく、画像の移動および回転によりバックグラウンド領域が変化するとこの影響を受ける¹⁸⁾。観察画像であるポータル画像のバックグラウンド領域の画素値は高いが、移動および回転により新たに現れるバックグラウンド領域は、低い画素値として現れる。これが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る可能性があり、Table 1で見られた誤差の要因の一つと考えられる。

Table 2における実際に平行移動した場合の位置照合で生じた誤差に関し、 x 方向は、負方向に傾向があり、 y 方向と比較して、誤差は大きかった。CTシミュレータでは仮アイソセンタから計画後のアイソセンタの平行移動量は、0.1 mm単位で算出する。一方、リニアック治療台は、1 mm単位での表示であるため、最大0.5 mmの誤差が生じる可能性がある。これを考慮に入れ、セットアップは、レーザーポイントを用いて光学的に行われていることから、セットアップエラーや両機器のレーザーポイントとアイソセンタのずれの差が影響したと推測される。更に当施設で使用しているCTシミュレータは、CTとDigital Radiography (DR) が一つの撮影台を90度ターンすることによって撮影をできるようになって

おり、90度のターンによって、CTの撮影位置に戻す際、 x 方向において、同じ向きにずれてしまう可能性がある。

Table 1およびTable 2に共通する誤差の要因として、DRR画像とポータル画像の空間分解能の違いが挙げられる。DRR画像はポータル画像に比べ、空間分解能が劣っており、細かなずれの原因となる。

実際の患者位置決めでは、画像に垂直な z 軸回りの回転だけでなく、体軸や左右を軸とした回転もあるが、本研究では正面像のポータル画像とDRR画像との位置照合に焦点を絞り検討した。一方、開発したプログラムには汎用性があり、正面像から、ほかの軸回りの回転量の推定に関し、以下のような応用が考えられる。CT画像から体軸を中心として0度から360度まで $\Delta\theta$ の間隔で n 枚のDRR画像を作成し、DRR画像に0から $n-1$ の番号をつける。これら画像と (x, y) 平面内の平行移動と z 軸回りの回転を提案手法によって補正したポータル画像との相互情報量を計算し、相互情報量が最大になるDRR画像の番号から体軸回りの回転量を求める。同様に、CT画像から左右軸を中心として回転させたDRR画像を作り、これら画像とポータル画像との相互情報量を計算し、相互情報量が最大になるDRR画像の番号から左右軸回りの回転量を求める。しかし、これらは推定の域を出ておらず、体軸や左右を軸とした回転量の推定については、今後の検討が必要である。

5. 結論

頭部ファントムを使用し、DRR画像とポータル画像の位置照合を、評価関数に相互情報量を用いて行った。ポータル画像を10 mm以内で平行移動させた場合、絶対誤差の平均値は x 方向で 1.2 ± 0.7 mm、 y 方向で 0.5 ± 0.3 mm、 z 軸回りの回転で $0.3 \pm 0.3^\circ$ であった。このことから、一般的な外照射における患者位置決め誤差5 mm以内²⁰⁾を基準とすれば、位置照合の誤差は許容誤差内にあり、提案手法の有効性が確認された。

謝辞

本研究に取り組むにあたり、多大なご配慮を賜りました昭和大学統括放射線技術部 中澤靖夫統括部長、昭和大学藤が丘病院中央放射線部 加藤京一技

師長、当院放射線部 新田勝技師長に深く感謝いたします。

参考文献

- 1) 赤澤博之、中森伸行、塩本敦子、他：放射線治療におけるポータルイメージの自動照合プログラムの開発. 日放技学誌 60: 101-110, 2004
- 2) 板野航、有村秀孝、馬込大貴、他：ポータル画像における治療計画の照射野中心の推定方法の開発. 医学物理 29 (Suppl. 2): 324-325, 2009
- 3) Tanaka R, Matsushima M, Kikuchi Y, et al.: Development computerized patient setup verification and correction system in radiotherapy. 日放技学誌 61: 1689-1699, 2005
- 4) 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. 医学物理 30 (Suppl. 4): 25-26, 31-35, 2010
- 5) 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. 日放腫会誌 18: 9-10, 2006
- 6) Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, et al.: Multimodality image registration by maximization of mutual information. IEEE Trans. Med. Img. 16: 187-198, 1997
- 7) Studholme C, Hill G, Hawkes D: An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. Pattern Recognit. 32: 71-86, 1999
- 8) Pluim J, Maintz J, Viergever M: Mutual-information-based registration of medical images: a survey. IEEE Trans. Med. Img. 22: 986-1004, 2003
- 9) 橋本雄幸、篠原広行：C言語による画像再構成の基礎. 67-70, 143-144, 156-158, 160-162, 202-207, 2006, 医療科学社, 東京
- 10) 石田隆行、大倉保彦、青山正人：C言語で学ぶ医用画像処理. 29-33, 2006, オーム社, 東京
- 11) 酒井幸市：デジタル画像処理入門. 51-52, 56-57, 63-78, 2005, CQ出版社, 東京
- 12) Ding L, Goshtasby A, Satter M: Volumetric image registration by template matching. Image Vis. Comput. 19: 821-832, 2001
- 13) Press W, Teukolsy S, Vetterling W, et al.: Numerical Recipes in C 日本語版 C言語による数値計算のレシピ. 282-324, 524, 1993, 技術評論社, 東京
- 14) Maes F, Vandermeulen D, Suetens P: Comparative evaluation of multiresolution optimization strategies for multimodality image registration by maximization of mutual information. Med. Img. Anal. 3: 373-386, 1999
- 15) 篠原広行、橋本雄幸、伊藤猛、他：画像の相互情報量. 断映研会誌 33: 154-160, 2006
- 16) Ardekani A, Braun M, Hutton B, et al.: A fully automatic multimodality image registration algorithm. J. Comput. Assist. Tomogr. 19: 615-623, 1995
- 17) 坪井辰彦、平井慎一：ラドン変換と一次元位相限定相関を用いた複数物体の平面運動検出. 電子情報通信学会論文誌 J87-D2/10: 1963-1972, 2004
- 18) Itou T, Shinohara H, Sakaguchi K, et al.: Multimodal image registration using IECC as the similarity measure. Med. Phys. 38: 1103-1115, 2011
- 19) 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. 18: 659-667, 2004
- 20) Kutcher GJ, Cioia L, Gillin M, et al.: Comprehensive QA for radiation oncology, Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. Med. Phys. 21: 518-618, 1994

Development of the Image Registration Program for Portal and DRR Images in Radiation Therapy

Hiroyuki WATANABE^{1)*}, Takeshi ITO²⁾, Kazuma NAKAZEKO³⁾,
Atsuhiko TACHIBANA⁴⁾, Takeyuki HASHIMOTO⁵⁾ and Hiroyuki SHINOHARA⁶⁾

¹⁾ Department of Radiology, Showa University Northern Yokohama Hospital

²⁾ Nihon Medi-Physics Co., Ltd.

³⁾ Department of Radiology, Toho University Ohashi Medical Center

⁴⁾ Department of Radiology, Jikei University Hospital

⁵⁾ Department of Information Processing, Yokohama Soei Junior College

⁶⁾ Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

Keywords: portal image, DRR, pointer scale, radiation therapy

Abstract

In this article, the authors propose an image registration program of portal images and digitally reconstructed radiography (DRR) images used as simulation images for external beam radiation therapy planning. First, the center of the radiation field in a portal image taken using a computed radiography cassette is matched to the center of the portal image. Then scale points projected on a DRR image and the portal image are deleted, and the portal image with the radiation field is extracted. Registration of the DRR and portal images is performed using mutual information as the registration criterion. It was found that the absolute displacement misregistrations in two directions (x , y) were 1.2 ± 0.7 mm and 0.5 ± 0.3 mm, respectively, and rotation disagreement about the z axis $0.3 \pm 0.3^\circ$. It was concluded the proposed method was applicable to image registration of portal and DRR images in radiation therapy.

Received August 18, 2011; revision accepted January 12, 2012