

《原 著》

胸部 SPECT 画像と X 線 CT 画像の ボリューム情報を用いた位置合わせ

木原 朝彦* 田中 裕子** 木下富士美*** 油井 信春***

要旨 機能画像である SPECT 画像と、形態画像である X 線 CT 画像や MR 画像を統合することで、画像診断の精度、定量性を上げる試みがなされている。われわれは、胸部の SPECT 画像と X 線 CT 画像について、特別なフレームを用いることなく、自動的に位置合わせする方式を開発した。本方式は、SPECT 画像の吸収補正を目的として同時撮影されるトランスミッション CT 画像が、X 線 CT 画像と物理的類似性を有することに着目し、肺野を除く体躯領域の三次元的な重なりを指標として、画像間の座標変換行列を最適化手法により自動的に求めるものである。ファントムと臨床画像を用いた評価により、再現性の良い位置合わせが可能であることを確認した。SPECT 画像と X 線 CT 画像とを再現性よく位置合わせすることが可能となり、診断や治療の精度向上に応用可能である。

(核医学 35: 197-207, 1998)

I. はじめに

核医学診断検査である SPECT 画像は、組織や臓器の生理学的な機能や生化学的な代謝機能を画像化したものであるが、X 線 CT 画像や MR 画像に比べて空間分解能が劣ること、さらに特定の臓器や組織への放射性同位元素の分布のみを描出することから、SPECT 画像だけで病変部の位置や大きさを正確に同定することが困難な場合がある。SPECT 画像を、空間的分解能がより良好な X 線 CT あるいは MR 画像と重ね合わせる（レジストレーション）により、機能情報と形態情報

を統合し、単独のモダリティのみでは困難な診断情報を得る試みがなされている^{1,2)}。

レジストレーションの手法には、人為的基準マーカーを用いる方法^{3,4)}と、マーカーを利用せず、患者の解剖学的な特徴点を用いて行う方法の二つがある⁵⁻⁹⁾。基準マーカーを用いる方法は、確実な基準点を設定できるため、校正が単純で、比較的簡単に位置合わせを行うことができる。位置合わせ精度の厳密な検証も可能である。しかし、人為的基準マーカーを用いる方法は、直接的で、わかりやすい方法であるが、反面、患者に対し侵襲的であることなどいくつかの欠点がある。

これに対し、人体の解剖学的特徴点を用いて位置合わせを行う方法では、マーカーを用いることによる煩わしさや患者への侵襲はない。位置合わせだけのために画像を再撮影する必要がなく、通常検査によるマルチモダリティ画像診断や経時的診断が可能であり、病状の変化や治療効果の評価など長期間にわたる診断や評価にも適している。しかし、画像を見ながら解剖学的な特徴を手動によって合わせる方法¹⁰⁾では、SPECT 画像の分解

* 株式会社 東芝 医用機器・システム技術研究所

** 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
モダリティ技術部

*** 千葉県がんセンター核医学診療部

受付：9 年 11 月 17 日

最終稿受付：10 年 2 月 19 日

別刷請求先：栃木県大田原市下石上 1385

(☎ 324-8550)

(株)東芝 医用機器・システム技術研究所
木 原 朝 彦

能や画像化される組織や臓器が限定されていることから、位置合わせの指標となる解剖学的特徴を正確に同定することが難しく、十分な精度や再現性を期待できない。

われわれは、これまで、体表面・骨表面などの臓器境界情報を利用した X 線 CT と MR の頭部画像のフレームレス・レジストレーション¹¹⁻¹³⁾、臓器の体積情報を利用した SPECT と X 線 CT の頭部画像のフレームレス・レジストレーション¹⁴⁻¹⁶⁾について、1 ピクセル以下の精度で自動位置合わせが可能であることを報告してきた。今回はこれまでの研究を、SPECT と X 線 CT の胸部画像に応用することを試み、ファントム、および、臨床画像により、良好な結果を得たので報告する。

II. 方 法

人為的基準マーカを用いないレジストレーションは、画像に描出された解剖学的な形態情報を何らかの方法で利用し、これを基にして、二つの画像に固有な座標系の相対関係を、拡大率および三軸の回転と三軸の平行移動で定義する座標変換行列として、計算機を用いて自動的に計算することで実現する (Fig. 1)。

SPECT 画像と X 線 CT 画像の位置合わせを行う場合、次の二つの問題を解決する必要がある。まず、SPECT 画像は基本的に機能画像であるため、X 線 CT 画像ほどには解剖学的な形態情報を得ることができない。もうひとつは、胸部 SPECT 画像の空間分解能が 10 mm 程度であり、仮に何らかの方法で解剖学的な形態情報が得られたとしても、部分容積効果の影響で、臓器の境界を決定することが難しい。

われわれは、この二つの問題を解決するために SPECT の吸収補正の目的で収集されるトランスミッション CT 画像に着目し、体積情報を利用したレジストレーションを行うことで、胸部 SPECT 画像と胸部 X 線 CT 画像の自動位置合わせを試みた (ポリウムフィット法)。

第一の問題は、SPECT 画像の吸収補正の目的

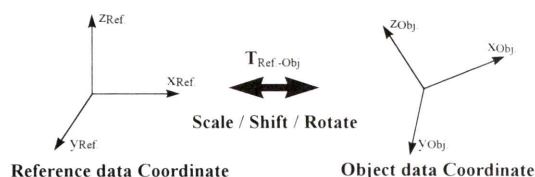


Fig. 1 Mathematical definition of image registration.

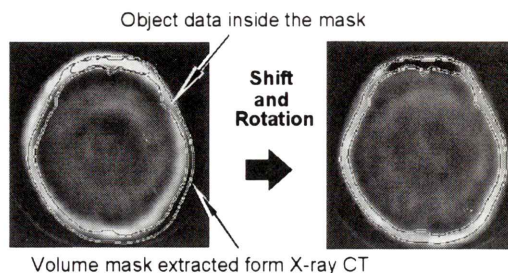


Fig. 2 Principle of volume-fit using volume information.

で収集されるトランスミッション CT 画像を利用することで解決する。トランスミッション CT 画像は、SPECT 装置に取り付けた外部線源から放射される γ 線の透過データから、人体の γ 線吸収係数分布を再構成した画像である。SPECT 画像と同一断面で撮影され、SPECT 画像の吸収補正に用いられる。一方、X 線 CT 画像は、X 線の透過データから再構成した画像であり、放射線のエネルギー・スペクトラムに差はあるものの、基本的に、放射線の吸収係数分布という物理的に同じ性質をもつ画像である。SPECT 画像とトランスミッション CT 画像の座標系は一致していることから、トランスミッション CT 画像と X 線 CT 画像間の座標変換行列を求めることにより、間接的に SPECT 画像と X 線 CT 画像間の位置合わせが可能となる。

第二の空間分解能の問題は、体積情報を用いることで解決する。本方式では、トランスミッション CT 画像と X 線 CT 画像に、それぞれ描出された吸収係数分布について、その三次元的な重なりが最大になるような座標変換行列を最適化手法を用いて求める。X 線 CT 画像から閾値処理で抽出した関心領域に対して、空間的に対応するトラン

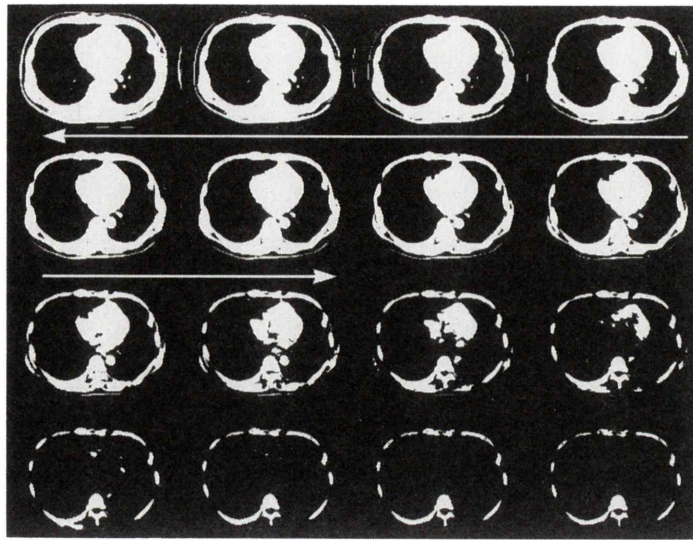


Fig. 3 Mask data extracted from X-ray CT images. Threshold levels of mask extraction are increased from the left top image to the right bottom image. Lower threshold levels are suitable to volume-fit (marked with arrow).

スミッション CT 画像の画素値の総和を評価する。この手法を用いることにより、空間分解能の充分でないトランスミッション CT 画像に対し、閾値処理などによる境界領域の決定を行うことなくレジストレーションを実行することができる。

1) アルゴリズム

トランスミッション CT 画像と X 線 CT 画像に対してスライス間補間処理を行い、等方的なボリュームデータを作成する。X 線 CT 画像のボリュームデータから閾値処理により、位置合わせに用いる領域を抽出し、対象領域を 1、それ以外の領域を 0 で表したマスクデータを作成する。閾値は抽出画像を確認しながら設定する。

抽出したマスクデータに対して、トランスミッション CT 画像と X 線 CT 画像の撮影領域が共通する部位を直方体 ROI として設定する。ROI は必要であれば、複数設定することができる。

トランスミッション CT 画像と X 線 CT 画像のボリュームデータ間の座標変換行列、すなわち位置合わせ座標変換行列 $T_{XCT-10-TCT}$ は、直交 3 軸まわりの回転 $R_x(\alpha)$, $R_y(\beta)$, $R_z(\gamma)$ と 3 軸方向の

平行移動 $T(t_x, t_y, t_z)$ の座標変換行列と拡大率 $Scale_{TCT/XCT}$ の積で表す((1) 式)。

$$T_{XCT-10-TCT}$$

$$= R_x(\alpha) \cdot R_y(\beta) \cdot R_z(\gamma) \cdot T(t_x, t_y, t_z) \cdot Scale_{TCT/XCT} \quad (1)$$

$$T(t_x, t_y, t_z) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ t_x & t_y & t_z & 1 \end{bmatrix} \quad R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad R_z(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

この位置合わせ座標変換行列を決定する 7 つのパラメータのうち α , β , γ , t_x , t_y , t_z は Downhill Simplex 法¹⁷⁾ による最適化処理で求める。最適化処理にはマスクデータの重なるの程度を表す評価関数((2) 式, (3) 式)を導入し、評価関数が最大になるパラメータ値を算出する。拡大率 $Scale_{TCT/XCT}$ はトランスミッション CT 画像と X 線 CT 画像

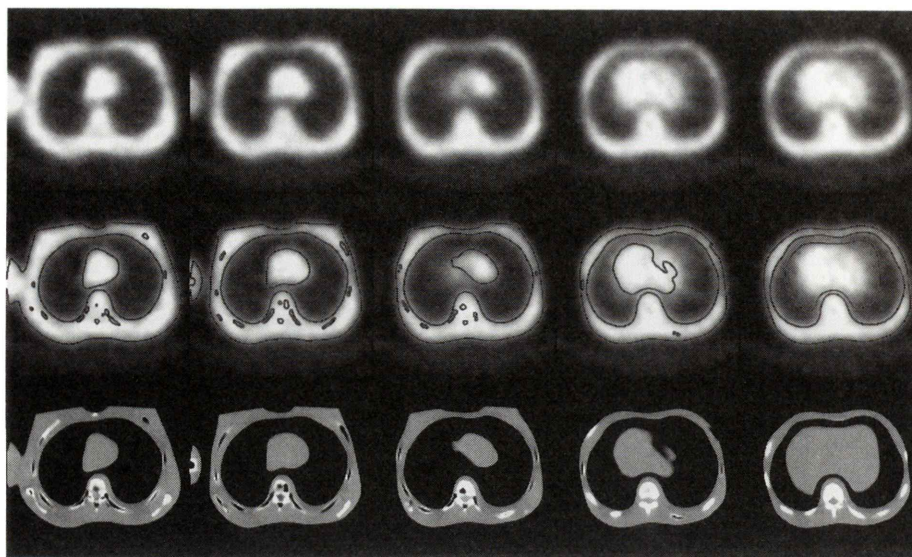


Fig. 4 Axial images of the chest phantom after registration. Top: Transmission CT, Middle: Transmission CT and mask contours extracted from X-ray CT, Bottom: X-ray CT

の撮影条件から求めた画素サイズより決定する (Fig. 2).

$$C_{\text{overlap}} = \sum M_{\text{XCT}}(x, y, z) \times V_{\text{TCT}}(x', y', z') \quad (2)$$

$$[x' \ y' \ z' \ 1] = [x \ y \ z \ 1] \cdot T_{\text{XCT-to-TCT}} \quad (3)$$

$V_{\text{TCT}}(x', y', z')$: トランスミッション CT 画像の
ボリュームデータ画素値

$M_{\text{XCT}}(x, y, z)$: X 線 CT 画像のマスクデータ値

2) 胸部画像で用いるマスクデータ対象領域

ボリューム・フィットを精度よく行うためには、胸部 X 線 CT 画像上で、胸部全体の解剖学的形態を特徴的に表現し、かつ、閾値による再現性の良い抽出が可能な臓器を位置合わせ対象領域に選定することが重要である。胸部 X 線 CT 画像には、CT 値の非常に小さい肺野領域が含まれることに着目し、軟部組織を含めた、肺野を除く体躯領域を位置合わせに用いた。Fig. 3 に本論文で使った胸部 X 線 CT 画像に対し、閾値を変化させてマスクデータが変化する様子を示した。骨が非常に限定された領域のみに存在することに対して、肺野を除く体躯領域は、広い閾値の範囲で、

解剖学的特徴を安定して反映する大きな領域として抽出されている。

3) X 線 CT 画像撮影時の息止め条件

X 線 CT 画像を深呼吸息止め、および、平常呼吸息止めで撮影した二つの検査について、トランスミッション CT 画像との位置合わせを比較した。平常呼吸息止め時の X 線 CT 画像と SPECT 画像の位置合わせでは、マスクデータを肺野を除く体躯領域から作成した。これに対し、深呼吸息止め時の X 線 CT 画像では、SPECT 画像に比較して、体の前面が呼吸により大きく変形している。これを考慮して、マスクデータの作成を、呼吸による変形が比較的少ない体躯の背面部に限定して行い、ボリュームフィットを行った。

4) 位置合わせの再現性と精度

絶対的位置合わせ精度の検証には、1 mm 程度の精度で位置の同定が可能な基準マーカを用いた画像による実験を行う必要があるが、胸部 SPECT の場合、SPECT 画像の空間分解能が 10 mm 程度であり、基準マーカとして十分な位置精度を決定するに足るデータを収集することが困難であった。

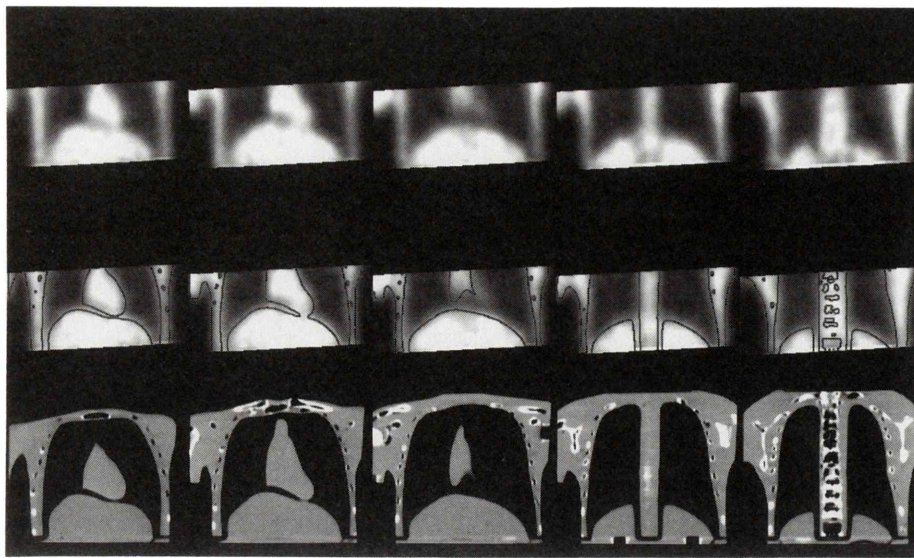


Fig. 5 Coronal images of the chest phantom after registration. Top: Transmission CT, Middle: Transmission CT and mask contours extracted from X-ray CT, Bottom: X-ray CT

そのため、本論文では、肺野を除く体躯領域をマスクデータとしたポリウムフィット法の位置合わせの妥当性については、代表的な閾値で抽出したマスクデータで求めた位置合わせの状態を基準とし、マスクデータ抽出閾値をその前後に変化させた場合に、位置合わせがどの程度変化するかについて測定し、本方法のロバスト性を評価することで間接的に評価した。本論文では、以後、これを「閾値の変化に対する位置合わせのロバスト性」と呼ぶ。

また、深呼吸息止め時に行った体躯の背面部のみにマスクデータを限定する方法について、マスクデータの領域を体の厚み方向に変化させた場合についても、領域の変化に対する位置合わせのロバスト性を評価した。

III. 結 果

1) ファントム画像による画像評価と閾値変化に対する位置合わせのロバスト性

プラスチック製の胸部ファントムを撮影した X 線 CT 画像とトランスミッション CT 画像とを用

いて、肺野を除く体躯領域をマスクデータとする評価実験を行った。X 線 CT の収集条件は、Xvigor/R (東芝製)、ヘリカルスキャン 2 mm/回転、スライス間隔/幅 2 mm、ピクセルサイズ 0.625 mm、マトリックスサイズ 512×512、138 スライスである。トランスミッション CT の収集再構成条件は、GCA7200A (東芝製)、^{99m}Tc 面線源 (2 枚)、500 MBq、スライス間隔 4.4 mm、ピクセルサイズ 3.4 mm、マトリックスサイズ 128×128、21 スライスである¹⁸⁾。Fig. 4 と Fig. 5 に、本方法で位置合わせした結果について、X 線 CT 画像とトランスミッション CT 画像のアキシャル・コロナルの同一断面、および、トランスミッション CT 画像上に、X 線 CT 画像から抽出した体躯領域の輪郭を重ねて表示した画像を示す。位置合わせ対象領域は、X 線 CT 画像とトランスミッション画像の共通の撮影領域を画像上で確認し、最大領域を設定した。

上述の条件で、X 線 CT 画像におけるマスクデータの抽出閾値を変化させた場合の、閾値の変化に対する位置合わせのロバスト性を評価した。

ファントムにおける肺野の CT 値は約 -500 であったため、閾値 -500 で作成したマスクデータを用いた位置合わせ変換行列を基準とし、閾値の変化に対する位置合わせの変化を求めた。Fig. 6 に結果を示す。基準マスク抽出閾値は -500 であり、閾値を -700 から -300 (基準値 ± 200) の範囲で変化させた場合、基準 (閾値 = -500) 時の位置合

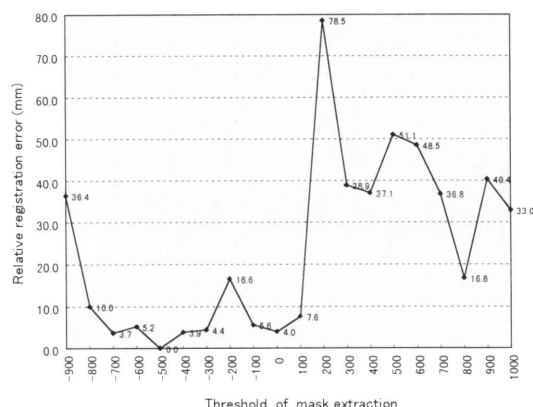


Fig. 6 Relative registration error along the threshold of mask extraction of the chest phantom.

わせからの変化は、平均で 4.3 mm、最大で 5.2 mm であった。

2) 深呼吸息止め時の X 線 CT 画像による位置合わせ画像評価

深呼吸状態で息止め撮影した胸部 X 線 CT 臨床画像を用いて、胸部 SPECT 画像とトランスミッション CT 画像との位置合わせを行った。X 線 CT の撮影条件は、ProSeed Accell (GE 製)、スライス間隔/幅 10 mm、ピクセルサイズ 0.78 mm、マトリックスサイズ 512×512、16 スライスである。ウインドウレベル 0、ウインドウ幅 500 の条件で表示された CT のオリジナル画像を、深さ 8 ビットの TIFF 形式に変換して評価に用いた。トランスミッション CT 画像の収集再構成条件はファントム撮影と同一条件である。

深呼吸時の画像では体の前面が大きく変形しているため、体の背側 50% をマスクデータ対象に限定した。体軸方向の位置合わせ領域は、X 線 CT 画像とトランスミッション画像の共通の撮影領域を画像上で確認し、最大領域を設定した。

Fig. 7 に位置合わせ後の、アキシシャルの同一断

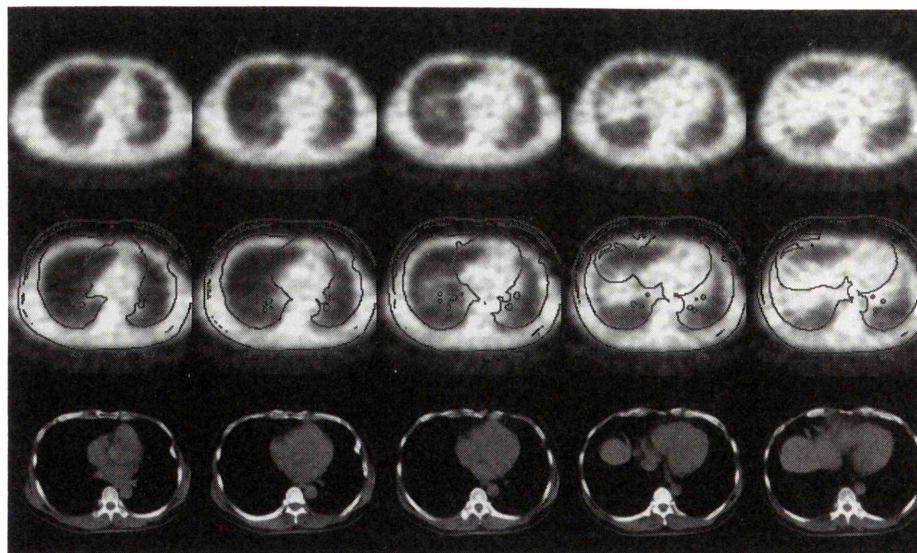


Fig. 7 Axial images of the deep-breathing data after registration. Top: Transmission CT, Middle: Transmission CT and mask contours extracted from X-ray CT, Bottom: X-ray CT

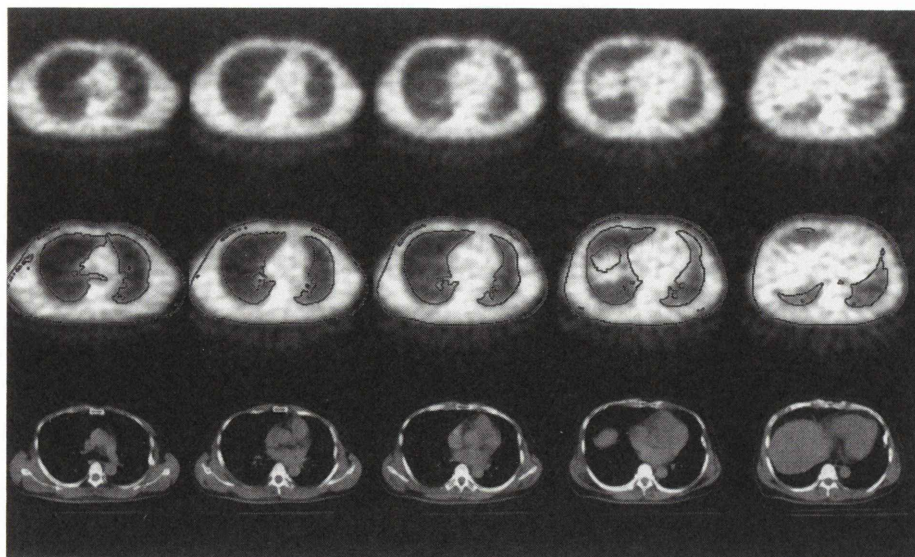


Fig. 8 Axial images of the normal-breathing data after registration. Top: Transmission CT, Middle: Transmission CT and mask contours extracted from X-ray CT, Bottom: X-ray CT

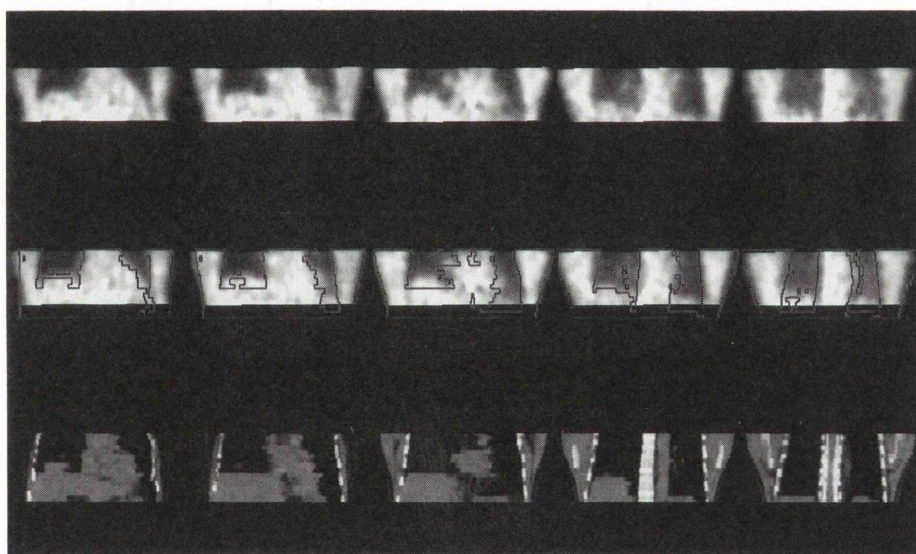


Fig. 9 Coronal images of the normal-breathing data after registration. Top: Transmission CT, Middle: Transmission CT and mask contours extracted from X-ray CT, Bottom: X-ray CT

面、および、トランスミッション CT 画像上に、X 線 CT 画像から抽出した体躯領域の輪郭を重ねて示した画像を示す。体の背側については、精度

よく位置合わせが行われているが、体の前面については、X 線 CT 撮影時の呼吸性変形のため、正確な位置合わせができていない。

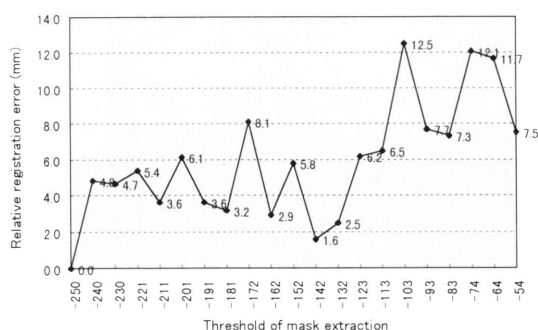


Fig. 10 Relative registration error along the threshold of mask extraction of the normal-breathing data.

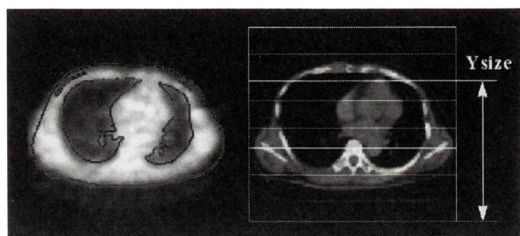


Fig. 11 Mask size applied to the chest data.

3) 平常呼吸息止め時の X 線 CT 画像による 画像評価と閾値変化に対するロバスト性

先に示したのと同じ患者について、平常呼吸息止め状態で撮影した胸部 X 線 CT 臨床画像を用いて、胸部 SPECT 画像とトランスミッション CT 画像との位置合わせを行った。X 線 CT 画像とトランスミッション画像の撮影条件は、深呼吸息止め時の場合と同一である。ウインドウレベル 0, ウインドウ幅 500 の条件で表示された CT のオリジナル画像を、深さ 8 ビットの TIFF 形式に変換して評価に用いた。位置合わせ対象領域は、ファントムの場合と同じく、X 線 CT 画像とトランスミッション画像の共通の撮影領域を画像上で確認し、最大領域を設定した。マスク抽出領域は、閾値 -250 以上に設定した。Fig. 8 と Fig. 9 に、本方法で位置合わせした結果について、X 線 CT 画像とトランスミッション CT 画像のアキシャル・コロナルの同一断面、および、トランスミッション CT 画像上に、X 線 CT 画像から抽出した体躯

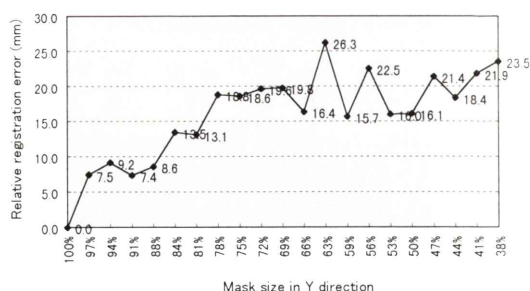


Fig. 12 Relative registration error along the mask size in Y direction of the normal-breathing data.

領域の輪郭を重ねて表示した画像を示す。位置合わせ処理に要した時間は、約 30 秒 (SGI, Indy R4600, 133 MHz) であった。

基準閾値 (-250) から閾値を変化させた場合の位置合わせのロバスト性を評価した。方法はファントムで行った方法と同一である。Fig. 10 に示すとおり、マスク抽出閾値が基準値 -250 のとき誤差平均は 0 であり、閾値を -250 から -113 (基準値 + 137) の間で変化させても閾値変化に対する位置合わせの変化は、平均で 4.6 mm, 最大で 8.1 mm であった。

X 線 CT 画像から抽出するマスクデータの領域を体の厚み方向に変化させた場合の位置合わせのロバスト性を評価した。閾値を -250 に固定し、最大領域を用いて求めた位置合わせ変換行列を基準とし、背中方向に領域を小さくした場合の基準からの誤差を求めた。Fig. 11 にマスクデータ設定領域, Fig. 12 に結果を示す。深呼吸時に用いた領域 (約 50%) の場合、全領域を用いた場合に比較して、約 20 mm のずれが生じた。

IV. 考 察

Fig. 5 と Fig. 9 に示すように、マスクデータとして用いる肺野を除く体躯領域の抽出に関し、広い範囲の閾値に対して、平均で約 5 mm の変動の範囲で位置合わせできることが確認できた。トランスミッション CT 画像 (SPECT 画像) のピクセルサイズが約 3.5 mm であることを考慮すると、広い抽出閾値範囲で、再現性よく位置合わせがで

きており、本方法は再現性に優れた位置合わせ手法であると言える。

また、トランスミッション CT 画像 (SPECT 画像) のピクセルサイズが約 3.5 mm、胸部 SPECT 装置の空間分解能が 10 mm 程度であること、また、呼吸性変形の影響があるにも関わらず、広い抽出閾値範囲で、約 5 mm 以内の範囲に収束したことは、絶対的な意味においても、良い精度で位置合わせできていることを間接的に示唆するものである。画像による評価についても、Fig. 4 と Fig. 8 からわかるとおり、臨床的に有用な精度で、位置合わせができていることが視覚的に評価できた。

深呼吸時の X 線 CT 画像について、呼吸による体前面の変形を避けて体背面に位置合わせ領域を限定して設定することを試みた。Fig. 12 からわかるとおり、呼吸性の体変形がある X 線 CT 画像を考慮して、体背面へ位置合わせ領域を限定した場合、体全体を用いた場合に比較して、位置合わせは約 20 mm 変化することがわかった。画像による評価では、Fig. 7 に示したとおり、本来、形状の異なるものの位置合わせを試みていることを考慮すれば、良好な位置合わせ結果となっていると判断する。この結果から、精度に留意するという条件付きで、臨床上的有効性を期待できる結果が得られたと判断する。

位置合わせ処理時間は、30 秒程度であり、現状でも実用可能な範囲であると考ええる。今後、計算機性能の向上により、さらに高速化が期待できる。

SPECT 画像と X 線 CT、MR 画像との三次元空間的位置合わせについては、多くの報告^{1,2,4,5,8~10,14,16)}が行われているが、それらは、頭部画像を対象としている。それに対し、本報告は、胸部画像に関する自動位置合わせについての報告であり、10 mm 程度の厚い X 線 CT 画像と、分解能の良好でない胸部 SPECT 画像を、再現性よく位置合わせできるところが、他の報告と異なる。

絶対精度の検証は行えなかったが、閾値変化に

対する位置合わせのロバスト性の評価と視覚による評価により、臨床応用に充分使用できることを示した。また、頭部の場合と異なり、胸部画像では、先に述べた呼吸に起因する体変形の影響を本質的に避けることができないため、本方式の絶対位置合わせ精度以上に、撮影法や位置合わせ領域設定法に工夫が必要である。その意味で、本報告で新しく提案した、平常呼吸息止め X 線 CT 画像の導入や、背面部に限定した位置合わせ手法は、臨床応用の面で大きな意味を持つと考える。

本方式は、SPECT 画像の吸収補正を目的として撮影するトランスミッション CT 画像を利用するため、位置合わせのための特別な収集は不要である。特別なフレームやマーカーを患者に装着する必要がなく、被験者への負担が少なく簡便である。また、X 線 CT 画像に対して肺野を除く体躯領域の閾値と位置合わせ領域を指定するだけで自動的に再現性よく位置合わせが行える。これらから、本方法は、胸部画像の位置合わせについて、従来のフレーム方式や手動方式に比べて、定量性・再現性・簡便性・実行時間の面で優れている。

本方式により、SPECT 画像と X 線 CT 画像のそれぞれの長所を利用し、より正確な解剖学的位置の同定や関心領域の設定、異常部位の質的・機能的診断能の向上、あるいは、治療領域の範囲決定などが可能となり、診断や治療の精度向上に役立つものと考ええる。また、分解能の良い X 線 CT 画像を利用した SPECT 画像のパーシャル・ボリューム効果の補正による定量性の向上への道を開くものと考ええる。

V. まとめ

機能画像である SPECT と形態画像である X 線 CT の胸部画像について、トランスミッション CT 画像を利用した胸部 SPECT 画像と胸部 X 線 CT 画像とのフレームレス位置合わせ方式 (ボリュームフィット) を開発した。

ファントム、および、呼吸性の体の変形を最小限にするために平常呼吸状態での息止めで X 線

CT 画像を撮影した画像に対して本方法を適用し、画像評価および閾値の変化に対する位置合わせのロバスト性の評価により、マスクデータ抽出閾値を肺野の CT 値に設定する、マスクデータを肺野を除く軟部組織に広範囲に設定することで、胸部 SPECT 画像と胸部 X 線 CT 画像の位置合わせを再現性よく行うことが可能であることを示した。

深呼吸吸息止め X 線 CT 画像についても、マスクデータ設定領域を背面に限定することで、精度に限界はあるものの、臨床上の有用性を期待できる位置合わせを行うことが可能であった。

今後は、基準マーカーを装着したファントムによる定量的精度評価と臨床画像への応用による定性的な精度評価を重ね、位置合わせ処理に最適なマスクデータ抽出と閾値の最適設定部位についての検討を進めていく。また、診断目的に合わせた位置合わせ後の画像間の合成表示法や比較表示法についても検討を行い、臨床への適用を進めていく。

文 献

- 1) 守谷悦男: 頭部における核医学画像と MRI 画像の 3 次元合成表示の試み。映像情報 MEDICAL **28**: 1104-1106, 1996
- 2) 柴田家門, 御任明利, 周郷延雄, 狩野利之, 根本暁央, 根本匡章, 他: 脳 SPECT と CT の統合画像診断・複合三次元画像の現状。映像情報 MEDICAL **28**: 1107-1111, 1996
- 3) Peters TM, Clark JA, Oliver A, Marchand EP, Mawko G, Dieumegarde M, et al: Integrated stereotactic imaging with CT, MR imaging, and digital subtraction angiography. Radiology **161**: 821-826, 1986
- 4) Zhang J, Levesque MF, Wilson CL, Harper RM, Engel J, Lufkin R, et al: Multimodality imaging of brain structures for stereotactic surgery. Radiology **175**: 435-441, 1990
- 5) Fright WR, Linney AD: Registration of 3-D head surface using multiple landmarks. IEEE Trans Med Imag **12**: 515-520, 1993
- 6) Hill DLG, Hawkes DJ, Hussain Z, Green SEM, Ruff CF, Robinson GP: Accurate combination of CT and MR data of the head. Validation and applications in surgical and therapy planning. Comput Med Imag Graph **17**: 357-363, 1993
- 7) Petti PL, Kessler ML, Freming T, Pitluck S: An automated image-registration technique based on multiple structure matching. Med Phys **21**: 1419-1426, 1994
- 8) Pelizzari CA, Chen GYT, Spelbring DR, Weichselbaum RR, Chen CT: Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. J Comput Assist Tomogr **13**: 20-26, 1989
- 9) Herk M, Kooy HM: Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. Med Phys **21**: 1163-1178, 1994
- 10) Pietrzyk U, Herholz K, Fink G, Jacobs A, Mielke R, Slansky I, et al: An interactive technique for three-dimensional image registration: Validation for PET, SPECT, MRI and CT brain studies. J Nucl Med **35**: 2011-2018, 1994
- 11) Tanaka Y, Kihara T, Kamimura Y, Yamada Y: Frameless three-dimensional data registration using limited surface information in MRI. Computer Aided Surgery **3**: 18-27, 1996
- 12) 田中裕子, 木原朝彦, 上村佳嗣, 山田芳文: 頭部 CT-MR 画像のマーカーレス 3 次元位置合わせ。医用電子と生体工学 **34**: 264-273, 1996
- 13) Oelafen C, Tanaka Y, Kihara T, Kamimura Y, Yamada Y, Hirabayashi S: Registration of brain images by surface matching: A CT to CT validation. Med Imag Tech **15**: 152-163, 1997
- 14) 田中裕子, 木原朝彦, 油井信春, 木下富士美: ボリュームマッチングによる X 線 CT 画像と SPECT 画像のフレームレス位置合わせ。Med Imag Tech **16**: 51-59, 1998
- 15) Tanaka Y, Kihara T: Frameless registration for multimodality image and patient. Computer assisted radiology and surgery. Proceedings of the 11th International Symposium and Exhibition; 872-877, 1997
- 16) 木原朝彦, 田中裕子: マルチモダリティ画像と患者のマーカーレス・レジストレーション, Bio Medical Engineering **11**: 63-71, 1997
- 17) Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP 著, 円慶寺勝市, 奥村晴彦, 佐藤俊郎, 小林誠訳: C 言語による数値計算のレシピ, 技術評論社, 東京, 1993, pp. 295-299
- 18) 木下富士美, 柳沢正道, 森貞美佳, 市原裕紀, 宇田川正男: マルチ線源容器の試作と CT 画像分解能の検討。日本放射線技術学会雑誌 **53**: 1050, 1997

Summary

Frameless Registration for Chest SPECT and X-ray CT Image by Volume Matching

Tomohiko KIHARA*, Yuko TANAKA**, Fujimi KINOSHITA*** and Nobuharu YUI***

**Medical Engineering Laboratory, Toshiba Corporation*

***Engineering Department, Toshiba Medical System Engineering Corporation*

****Division of Nuclear Medicine, Chiba Cancer Center Hospital*

Image registration of functional (SPECT) and morphological (X-ray CT/MRI) images has been studied in order to improve the accuracy and the quality of the image diagnosis.

This paper describes a new registration method for chest SPECT and X-ray CT images. Presented method is a frameless and automatic registration method which calculates a transformation matrix between two coordinate systems of image data by an optimization method. This registration method uses similar physical characteristics of X-ray CT and transmission CT

image. The three-dimensional overlap of the body region is used for image matching.

Precision evaluation and visual image evaluation were conducted. The result of the precision evaluation with a phantom and clinical data suggested the clinically acceptable robustness in registration procedure. Visual evaluation of registered images confirmed the usefulness of this method in clinical applications.

Key words: Image registration; Chest, X-ray CT, SPECT, and Transmission CT.