臨床技術

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木下富士美・田中裕子¹⁾・木原朝彦²⁾・油井信春論文受付
1998年12月24日論文受理
2000年2月18日

Code No. 533

千葉県がんセンター核医学診断部

1) 東芝医用システムエンジニアリング株式会社技術部

2) 株式会社東芝医用機器・システム技術研究所

緒言

核医学診断装置の一つであるSPECT装置は、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できる。しかし、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しか描出しないことから、SPECT画像だけでは病変部の解剖学的な位置や広がり同定の困難である。そこで、SPECT画像をX線CTあるいはMR画像と重ね合わせることによって、機能情報と形態情報を統合し、より正確な診断を行おうとする試みがなされている^{1,2)}。

SPECT画像とX線CT画像またはMR画像との位置合わせ方法としては、撮影時に取り付けたフレームを基準とする方法³⁾や、解剖学的な特徴から画像を見ながら手動によって合わせる方法⁴⁾などがある。フレームを利用する方式は、患者に装着したフレーム座標から確実に画像間の位置合わせが行えるという利点があるが、撮影の間、フレームを固定し続ける必要があり、患者に負担がかかる。また、フレームを使用しないで撮影した過去の画像には適用できないという問題もある。一方、手動方式はフレーム方式よりも簡便ではあ

Frameless Registration of X-CT and SPECT Images by Volume Matching

FUJIMI KINOSHITA, YUKO TANAKA,¹⁾ TOMOHIKO KIHARA,²⁾ and NOBUHARU YUI

Division of Nuclear Medicine, Chiba Cancer Center Hospital

1) Engineering Department, Toshiba Medical Systems Engineering Corporation

2) Medical Engineering Laboratory, Toshiba Corporation

Received Dec. 24, 1998; Revision accepted Feb. 18, 2000; Code No. 533

Summary

The image registration of functional single photon emission computed tomography (SPECT) and morphological (x-ray CT / MRI) images was studied in order to improve the accuracy and quantity of imaging diagnosis. We have developed a new frameless registration method for x-ray CT and SPECT images using transmission CT images acquired for the absorption correction of SPECT images. This is an automated registration method that calculates the transformation matrix between the two coordinate systems of image data by the optimization method. This registration method is based on the similar physical properties of x-ray CT and transmission CT images and can be applied to the chest and abdomen as well as the head. The three-dimensional overlap of bone or body regions is used for image matching. An application study using three sets of patient data suggested that registration accuracy was acceptable for clinical use. The fused images of x-ray CT and SPECT after registration indicated the possibility of improving imaging diagnosis and medical treatment.

Key words: Image registration, X-ray computed tomography, Single photon emission computed tomography, Transmission computed tomography

別刷資料請求先: 〒264-8717 千葉市中央区行方町666-2

千葉県がんセンター 核医学診療部 木下富士美 宛

るが、SPECT画像の分解能や画像化される組織や臓器が限定されることから、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。

われわれはかねてから、解剖学的特徴を利用したマルチモダリティ医用画像の自動位置合わせに関する研究^{5,6)}を進めており、現在までに、X線CT画像とMR画像の体表面・骨表面の形状情報を利用した位置合わせ方式⁷⁻⁹⁾、SPECT画像とX線CT画像の骨領域・体躯領域の体積情報を利用した位置合わせ方式^{10,11)}を開発し、呼吸による変形のない領域の画像においては、1画素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。また、呼吸変形のある胸腹部領域においても、SPECT撮影と同様の画像を得るために、息を吸い込んだ状態ではなく、安静状態で撮影したX線CT画像に適用することで、診断上問題のない精度で位置合わせできるという結果が得られている¹²⁾。

今回は、われわれが開発したSPECT画像とX線CTの位置合わせ方式を、頭部および胸腹部の臨床例に応用し、SPECT画像診断への有効性につき検討を行ったので報告する。

1. 方 法

1-1 位置合わせアルゴリズム

解剖学的特徴を利用したSPECT画像とX線CT画像の位置合わせを実現するに際して、①SPECT画像は機能画像、X線CT画像は形態画像であり、画像中に位置合わせ処理のよりどころとなる共通の指標がない、②X線CT画像に比べ、SPECT画像の分解能が低く、解剖学的特徴情報が高精度で抽出できない、という二つの問題を解決しなければならない。

そこで、SPECT画像の吸収補正に用いられるトランスミッションCT画像が γ 線の吸収係数分布を表しており、X線CT画像と物理的性質が類似していることに着目し、トランスミッションCT画像の体積情報を用いてX線CT画像間の位置関係を算出し(ボリュームマッチング)、その結果からSPECT画像とX線CT画像との位置合わせを行うことにした。

胸腹部画像においては、呼吸による変形のため、正確な位置合わせができないという問題がある。これに対しては、安静状態で撮影したX線CT画像を使用することで、位置合わせの改善が期待できるが、本研究では、通常検査で得られるX線CT画像を用い、特に本研究のためのX線CT撮影を行うことはしていない。以下に手順を示す。

- (1) 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。

- (2) 画像を観察しながらX線CT画像に対して閾値を設定し、位置合わせに用いる領域を1、それ以外の領域を0としたマスクデータを作成する。

位置合わせ処理を高精度で行うためには、マスクデータとして、X線CT画像から再現性よく閾値抽出でき、さらに解剖学的な立体形態をより特徴的に表し、画像中に広範囲に存在する領域を選択することが必要となる。そこで、頭部画像の場合は、骨領域を、胸腹部画像においては、肺野を除く体躯領域をマスクデータとして抽出する。

- (3) 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領域を直方体ROIとして設定する。
- (4) 位置合わせの指標として、ROI内部のマスクデータに重なるX線CT画像の画素の総和を求め、評価関数(式2, 3)とする。この評価関数が最大値となるときの座標変換行列、すなわち位置合わせ座標変換行列をDownhill Simplex法による最適化処理¹²⁾によって求める。

評価関数

$$C_{\text{overlap}} = \sum V_{\text{TCT}}(x', y', z') \times M_{\text{XCT}}(x, y, z) \quad \cdots \cdots \cdots (1)$$

$$[x' \ y' \ z' \ 1] = [x' \ y' \ z' \ 1] \cdot T_{\text{XCT} \rightarrow \text{TCT}} \quad \cdots \cdots \cdots (2)$$

$$T_{\text{XCT} \rightarrow \text{TCT}} = R_x(\alpha) \cdot R_y(\beta) \cdot R_z(\gamma) \cdot T(t_x, t_y, t_z) \cdot \text{Scale}_{\text{TCT}/\text{XCT}} \quad \cdots \cdots \cdots (3)$$

$V_{\text{TCT}}(x', y', z')$: 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画素値(1/0)

$T_{\text{XCT} \rightarrow \text{TCT}}$: X線CT画像とトランスミッションCT画像のボリュームデータ間の座標変換行列

$R_x(\alpha), R_y(\beta), R_z(\gamma)$: 直交3軸(x, y, z)まわりの回転行列

$T(t_x, t_y, t_z)$: 直交3軸(x, y, z)方向の平行移動行列

$\text{Scale}_{\text{TCT}/\text{XCT}}$: トランスミッションCT画像とX線CT画像の撮影条件から求めた画素サイズの比率

1-2 使用装置

SPECT装置は、株式会社東芝製GCA-9300A(三検出器型)、GCA-7200A/DI(二検出器型)、およびGCA-

7200A(二検出器型)を用いた。X線CT装置はGE製Hi Speed Advantage RPを用いた。

なお、胸腹部で使用したX線CT画像は、当センターの通常の診療の過程で撮影されたものであり、本研究目的のために特に撮影したものではない。

また、今回の研究で特に必要となるトランスミッションCTデータ収集に関しては、被検者に対し、その主旨など十分な説明を行い了解を得たうえで行った。

位置合わせ処理は、SGI製ワークステーションIndy R4600, 133MHzで行った。SPECT画像とトランスミッションCT画像は、SPECT装置に付属するMOを介して、オリジナルフォーマットのままワークステーションに取り込んだ。X線CT画像は、病院内LANを介して深さ8bitのPICT形式にてワークステーションに取り込んだ。

2. 結果

頭部1例、胸腹部2例の臨床画像に対して、位置合わせ処理を行った。位置合わせ処理に要した時間は、いずれも30秒前後であった。

各臨床例のSPECT画像とX線CT画像をアキシャルおよび coronal 断面で合成した結果をそれぞれ Fig. 1, 3, 5, に示す。

各臨床例の位置合わせを行ったトランスミッションCT画像のアキシャルおよび coronal 断面にX線CT画像から抽出したマスクデータの輪郭を重ねあわせた結果をそれぞれFig. 2, 4, 6 に示す。

2-1 臨床例1：上咽頭癌 64歳、男性

投与核種 : ^{201}Tl 111MBq
投与15分後収集開始
使用装置 : 株式会社東芝製GCA-9300A

SPECT撮像条件

コリメータ : ファンビームコリメータ
収集条件 : 128×128マトリクスを64×64へ変換
ステップ角度: 4度,
回転角: 120度

投与線源強度と、患者の状況に応じての検査中断の場合も考慮して、連続回転反復収集にて収集した。以後の症例でも同様の収集法を採用した。

収集時間 : 7分×4回,
散乱線補正 : なし
前処理フィルタ : BW(8, 0.23cycle/pixel) : BWはバターワースフィルタ、括弧内はオーダとカットオフを表す。

画像再構成フィルタ : Ramp

TCT撮像条件

コリメータ : ファンビームコリメータ
線源 : $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 185MBq×3本
収集条件 : 128×128マトリクスを64×64へ変換
ステップ角度: 4度,
回転角: 120度
収集時間 : 5分×4回
散乱線補正 : TEW法
(メインウィンド: 140keV, 20%,
サブウィンド: 140keV, 3%)
前処理フィルタ : サブウィンドのみにBW
(5, 0.07cycle/pixel)

画像再構成フィルタ : Ramp

左上咽頭からparaparyngeal spaceにかけて ^{201}Tl の高度の集積が認められ、右後咽頭腔リンパ節にも異常集積がみられた。頸部は解剖学的に複雑であるが、CTと重ね合わせることによって、Tlの集積部位の解剖学位置の同定が容易となり、生理的集積であるか病的集積であるかの鑑別、病巣の進展や把握に有効であった。

2-2 臨床例2：副腎髓質腫瘍 多発性転移 55歳、女性

投与核種 : ^{131}I -MIBG 40MBq
投与3日後検査収集
使用装置 : 株式会社東芝製GCA-7200A/DI

SPECT撮像条件

コリメータ : MEHR(中エネルギー高分解能)コリメータ
収集条件 : 128×128マトリクス
ステップ角度: 6度,
回転角: 360度
収集時間 : 2.5分×24回
散乱線補正 : TEW法
(メインウィンド: 364keV, 20%,
サブウィンド: 364keV, 3%)
前処理フィルタ : BW(8, 0.13cycle/pixel)
画像再構成フィルタ : Ramp

TCT撮像条件

コリメータ : MEHR(中エネルギー高分解能)コリメータ
線源 : $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 740MBq
試作面線源容器使用
収集条件 : 128×128マトリクス
ステップ角度: 6度,
回転角: 360度
収集時間 : 2.5分×6回
散乱線補正 : なし
前処理フィルタ : BW(5, 0.07cycle/pixel)

Fig. 1 Case 1: A 64-year-old man with nasopharyngeal cancer.

(a) Axial SPECT image superimposed on x-ray CT image after registration.

(b) Coronal SPECT image superimposed on x-ray CT image after registration.

a | b

Fig. 2 Result of the registration procedure in Case 1. The contour of the x-ray CT mask data is superimposed on the aligned transmission CT image.

a | b

Fig. 3 Case 2: A 55-year-old woman with pheochromocytoma.

(a) Axial SPECT image superimposed on x-ray CT image after registration.

(b) Coronal SPECT image superimposed on x-ray CT image after registration.

a | b

Fig. 4 Result of the registration procedure in Case 2. The contour of the x-ray CT mask data is superimposed on the aligned transmission CT image.

a | b

Fig. 5 Case 3: A 71-year-old man with esophageal carcinoma.

(a) Axial SPECT image superimposed on x-ray CT image after registration.

(b) Coronal SPECT image superimposed on x-ray CT image after registration.

a | b

Fig. 6 Result of the registration procedure in Case 3. The contour of the x-ray CT mask data is superimposed on the aligned transmission CT image.

a | b

画像再構成フィルタ：Ramp

^{131}I には通常高エネルギーコリメータを使用するが、TEW処理によりMEHRコリメータでも鮮明なSPECT画像が得られた。肝転移巣、左後腹膜、両肺、腹腔内に多発性に異常集積を認めたが、SPECT画像のみでは集積巣の解剖学的位置の確認は困難であった。しかし、CT画像との重ね合わせ処理により、転移巣の位置や進展範囲の解剖学的位置の把握が容易であった。

2-3 臨床例 3：食道癌放射線治療後 71歳、男性

投与核種 : ^{201}Tl 111MBq投与
20分後収集開始

使用装置 : 株式会社東芝製GCA-7200A

SPECT撮像条件

コリメータ : LEHR (低エネルギー高分解能)
コリメータ

収集条件 : 128×128マトリクス
ステップ角度：6度,
回転角：360度

収集時間 : 5分×6回

散乱線補正 : なし

前処理フィルタ : BW (8, 0.13cycles/pixel)

画像再構成フィルタ：Ramp

TCT撮像条件

コリメータ : LEHR (低エネルギー高分解能)
コリメータ

線源 : $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 740MBq
試作面線源容器使用

収集条件 : 128×128マトリクス
ステップ角度：6度,
回転角：360度

収集時間 : 5分×3回

散乱線補正 : あり, TEW法
(メインウィンド：140keV, 20%,
サブウィンド：140keV, 3%)

前処理フィルタ : BW (5, 0.07cycle/pixel)

画像再構成フィルタ：Ramp

放射線治療後の治療効果判定の目的で行った食道癌 ^{201}Tl SPECT画像とCT画像との重ね合わせ症例である。SPECT所見ではまだ軽度の集積亢進が残存し、腫瘍はまだ活動性と思われる。 ^{201}Tl は特に胸部や縦隔部では生理的集積も多く、病巣への集積との見分けが難しいが、CT画像での病巣確認位置と一致し、本法によって、生理的な集積との鑑別が容易であった。

3. 考 察

症例1では、Fig. 2に示すように、マスクデータの輪郭とトランスミッションCT画像の高輝度領域がかなり一致しているものの、頭蓋の後頭部および側頭部にずれが観察される。この原因は、トランスミッションCT画像での頭蓋骨の描画が期待したほど鮮明ではなく、かつ、X線CTの輪郭情報から分かるように、位置合わせ処理のためにX線CT画像を128マトリクスに縮小して用いるために、側頭部などの比較的薄い骨領域が限定されたピクセル領域に集約されたことに起因する誤差と考察する。

症例2では、Fig. 4に示すように、体躯全体にわたり、マスクデータの輪郭とトランスミッションCT画像の高輝度領域がほぼ一致する結果を得た。

症例3ではFig. 6に示すように、体躯の前後方向に幾らかのミスマッチがあるものの、マスクデータの輪郭とトランスミッションCT画像の高輝度領域は、おおむね良好に位置合わせできている。X線CTによるマスクデータが息止め撮影により、体動なしで撮影されているのに対し、トランスミッションCT画像は呼吸による体動の影響を受けている。本症例の体躯の前後方向のずれは、X線CTの撮影時の息止め状態とSPECT検査時のそれとの差に起因するものと推定される。症例2では、この差が少なかったと考察される。

考察で述べたように、症例1、および、症例3で位置合わせのずれが観察されたが、SPECT画像の分解能が約10mmであること、また、結果の項で位置合わせ画像結果の臨床的価値について詳述したように、臨床上の有効性を損なわない範囲で自動位置合わせできたと考える。

われわれが以前報告した頭部ファントムおよび胸部ファントムを用いた評価実験では、SPECT画像の1画素以下の誤差で位置合わせが行えるとの結果を得ている^{10,11)}。

今回の臨床例を用いた研究により、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SPECT画像とX線CT画像について、臨床上の有効性のある精度で高精度の自動位置合わせできることが確認できた。

本法は、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画像を利用することで、高精度の自動位置合わせが可能であり、従来のフレーム、マーカを用いる方式や手動方式に比べ簡便で、再現性も高い。今回、位置合わせ処理に要した時間は30秒程度であったが、今後の計算機速度の向上によって、さらなる高速化が期待できる。

特に、本報告で使用したX線CT画像は通常の診療のなかで得られていたものであり、トランスミッション

画像と同一条件にするような撮影上の特別の配慮を行っていないにもかかわらず、今回の結果を得たことは、今後、X線CT画像の撮影法の工夫により、より正確な位置合わせが可能なことを示唆しているものと考ええる。

頭部については、位置合わせ処理を行う際にトランスミッション画像中心ではなく、X線CTの画像精度を維持するために、たとえば、512マトリクスでの処理等の検討の必要性がある。

症例1の頸部領域のように解剖学的に複雑な部位においては、集積部位の解剖学的位置の同定が困難な場合がある。症例1では、SPECT検査時に頸部の形態は変化していなかったが、特に外科的治療等により形態が変化していると、TI SPECTでは生理的な集積と病的集積との鑑別や病巣の進展や把握が困難となる。このような場合、統合画像診断法は有用な手段となる可能性が期待される。また、異常集積が多数みられた症例2においては、CT画像との重ね合わせ処理により、これらの転移巣の位置や進展範囲の解剖学的位置の把握が容易であった。本法の有用性が最も顕著に示された症例といえる。さらに本法は、腹部のSPECTにおいては腸管や尿管等の排泄機能との加算にも有用と考えられ、形態画像との正確な位置合わせ画像は診断精度の向上に不可欠である。症例3では、生理的集積が多い胸部や縦隔部の²⁰¹Tl SPECTにおいても、本法により病的集積との鑑別が容易であった。肺癌のTI SPECTへの応用も有用と思われる。

SPECT画像、特に腫瘍においてはどのトレーサを用いても生理的な集積があるが、腫瘍集積部位の解剖学的位置の同定には困難を来す場合も多い。SPECT検査時にTCTデータを収集することにより、容易に異なるモダリティ画像との正確な重ね合わせが可能となれば、診断精度の向上のみならず、定量解析の関心領域の決定など応用範囲の拡大も考えられる。

本法により、機能画像であるSPECT画像と形態画像であるX線CT画像のそれぞれの特長を利用し、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・機能的診断の向上が可能となり、診断や治療の精度向上に役立つものと考ええる。

4. 結 語

機能画像であるSPECT画像と形態画像であるX線CT画像のフレームレス位置合わせ方式を開発、臨床での有効性を確認した。本方式は、トランスミッションCT画像を利用し、骨領域・体躯領域の体積情報に基づいた自動位置合わせ方式である。本方式を頭部、および胸腹部の臨床画像に適用し、臨床上有効性のある精度で高精度に位置合わせができることを確認し

た。本法により、機能画像であるSPECT画像と形態画像であるX線CT画像との自動的な高精度な統合画像診断が可能となり、診断や治療の精度向上に役立つものとする。

本研究の内容は、日本放射線技術学会第54回総会学術大会にて発表した。

参考文献

- 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(M), 28(18), 1104-1106, (1996)。
- 2) 柴田家門, 御任明利, 周郷延雄, 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(M), 28(18), 1107-1111, (1996)。
- 3) Bettinardi V, Scardaoni R, Gilardi MC, et al.: Head holder for PET, CT, and MR studies. J Comput Assist Tomogr, 15(5), 886-892, (1991)。
- 4) Pietrzak U, Herholz K, Frink G, et al.: An interactive technique for three-dimensional image registration: validation for PET, SPECT, MRI and CT brain studies. J Nucl Med, 35(12), 2011-2018, (1994)。
- 5) 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。BME, 11(8), 63-71, (1997)。
- 6) Kihara T and Tanaka Y: Markerless registration for image guided surgery. Med Imag Tech, 16(3), 225-235, (1998)。
- 7) Tanaka Y, Kihara T, Kamimura Y, et al.: Frameless three-dimensional data registration using limited surface information in MRI. Computer Aided Surgery, 3(1), 18-27, (1996)。
- 8) 田中裕子, 木原朝彦, 上村佳嗣, 他：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(3), 264-273, (1996)。
- 9) Oelhafen C, Tanaka Y, Kihara T, et al.: Registration of brain images by surface matching: A CT to CT validation. Med Imag Tech, 15(2), 162-163, (1997)。
- 10) 田中裕子, 木原朝彦, 油井信春, 他：ボリウ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(1), 51-59, (1998)。
- 11) 木原朝彦, 田中裕子, 木下富士美, 他：胸部SPECT画像とX線CT画像のボリウム情報を用いた位置合わせ。核医学, 35(4), 197-207, (1998)。
- 12) Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, et al. 著：円慶寺勝市, 奥村晴彦, 佐藤俊郎, 他 訳：C言語による数値計算のレシピ。pp.295-299, 技術評論社, 東京, (1993)。

図表の説明

- Fig. 1 症例1：64歳，男性，鼻咽腔癌
(a) 位置合わせ処理後のアキシアルSPECT画像とX線X線画像の重ね合わせ画像。
(b) 位置合わせ処理後のコロナルSPECT画像とX線X線画像の重ね合わせ画像。
- Fig. 2 症例1における位置合わせ処理結果。X線CTから抽出したマスクデータの輪郭を位置合わせ後のトランスミッションCT画像に重ね合わせている。
- Fig. 3 症例2：55歳，女性，クロム親和細胞腫
(a) 位置合わせ処理後のアキシアルSPECT画像とX線X線画像の重ね合わせ画像。
(b) 位置合わせ処理後のコロナルSPECT画像とX線X線画像の重ね合わせ画像。
- Fig. 4 症例2における位置合わせ処理結果。X線CTから抽出したマスクデータの輪郭を位置合わせ後のトランスミッションCT画像に重ね合わせている。
- Fig. 5 症例3：71歳，男性，食道癌
(a) 位置合わせ処理後のアキシアルSPECT画像とX線X線画像の重ね合わせ画像。
(b) 位置合わせ処理後のコロナルSPECT画像とX線X線画像の重ね合わせ画像。
- Fig. 6 症例3における位置合わせ処理結果。X線CTから抽出したマスクデータの輪郭を位置合わせ後のトランスミッションCT画像に重ね合わせている。