

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4576228号
(P4576228)

(45) 発行日 平成22年11月4日 (2010. 11. 4)

(24) 登録日 平成22年8月27日 (2010. 8. 27)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)
 A 6 1 B 5/00 (2006. 01)
 A 6 1 B 5/055 (2006. 01)
 A 6 1 B 6/00 (2006. 01)
 A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q
 A 6 1 B 5/00 G
 A 6 1 B 5/05 3 8 0
 A 6 1 B 6/00 3 6 0 B
 A 6 1 B 8/00

請求項の数 12 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-514013 (P2004-514013)
 (86) (22) 出願日 平成15年6月10日 (2003. 6. 10)
 (65) 公表番号 特表2005-528974 (P2005-528974A)
 (43) 公表日 平成17年9月29日 (2005. 9. 29)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/002205
 (87) 国際公開番号 W02003/107275
 (87) 国際公開日 平成15年12月24日 (2003. 12. 24)
 審査請求日 平成18年6月9日 (2006. 6. 9)
 (31) 優先権主張番号 10/167, 621
 (32) 優先日 平成14年6月12日 (2002. 6. 12)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生理学的モデルに基づく非剛体画像位置合わせ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像を結合する方法において、

対象から第 1 画像データセットを得るステップと、

前記対象から第 2 画像データセットを得るステップと、

前記第 1 画像データセットを分割するステップと、

前記第 2 画像データセットを分割するステップと、

生理学的モデルを形成するステップと、

対象特有の生理学的ファントムを生成するために、前記生理学的モデルを前記分割された第 1 画像データセットに対してモーフィングするステップと、

前記対象特有の生理学的ファントムを前記分割された第 2 画像データセットと位置合わせする変換パラメータを決定するステップと、

融合画像を形成するために前記変換パラメータに基づいて前記第 1 画像データセットを変換するステップと、

を有し、前記生理学的モデルが、時間に対する生理学的運動に応答する前記対象の運動をモデル化する方法。

【請求項 2】

前記生理学的運動が、呼吸運動及び心臓運動の少なくとも 1 つである、請求項 1 に記載の画像を結合する方法。

【請求項 3】

前記第1画像データセットが、第1イメージングモダリティから得られ、前記第2画像データセットが、前記第1イメージングモダリティとは異なる第2イメージングモダリティから得られる、請求項1に記載の画像を結合する方法。

【請求項4】

前記第1画像データセット及び前記第2画像データセットが、それぞれ、シンチグラフィ、ファンクショナルMRI (fMRI)、単一光子放射型断層撮影 (SPECT)、陽電子放射型断層撮影 (PET)、灌流MRI (pMRI)、ファンクショナルCT (fCT) 電気インピーダンス断層撮影法 (EIT)、磁気共鳴弾性率測定法 (MRE)、X線、コンピュータ断層撮影 (CT)、磁気共鳴イメージング (MRI)、超音波、腹腔鏡検査及び喉頭鏡検査画像、磁気共鳴血管造影 (MRA)、デジタルサブトラクション血管造影 (DSA) 並びにコンピュータ断層撮影血管造影 (CTA) の1つから得られる、請求項3に記載の画像を結合する方法。

10

【請求項5】

前記第1画像データセット及び前記第2画像データセットの一方が、主に機能的な画像データであり、他方の画像データセットが、主に解剖学的画像データである、請求項1に記載の画像を結合する方法。

【請求項6】

前記第1画像データセットが離散イメージングシステムから得られ、前記第2画像データセットが離散イメージングシステムから得られる、請求項1に記載の画像を結合する方法。

20

【請求項7】

前記離散イメージングシステムから得られた前記第1画像データセット及び前記第2画像データセットに前位置合わせを行うステップを含む、請求項6に記載の画像を結合する方法。

【請求項8】

前記生理学的モデルが、対象のイメージングスキャンからの画像データから経験的に得られる、請求項1に記載の画像を結合する方法。

【請求項9】

前記生理学的モデルが、複数の対象のイメージングスキャンからの画像データからのフィーチャを結合することから得られる、請求項1に記載の画像を結合する方法。

30

【請求項10】

前記変換するステップが、前記変換パラメータに基づく変換の逆変換により前記第2画像データセットを変換する、請求項1に記載の画像を結合する方法。

【請求項11】

画像を結合する方法において、
対象からコンピュータ断層撮影画像データセットを得るステップと、
前記対象から核医学画像データセットを得るステップと、
前記コンピュータ断層撮影画像データセットを分割するステップと、
前記核医学画像データセットを分割するステップと、
一般的な生理学的モデルを形成するステップと、

40

対象特有の生理学的ファントムを生成するために、前記分割されたコンピュータ断層撮影画像データセットに対して前記生理学的モデルをモーフィングするステップと、

前記対象特有の生理学的ファントムを前記分割された核医学画像データセットと位置合わせする変換パラメータを決定するステップと、

融合画像を形成するために前記変換パラメータに基づいて前記コンピュータ断層撮影画像データセットを変換するステップと、

を有し、前記生理学的モデルが、時間に対する生理学的運動に応答する前記対象の運動をモデル化する方法。

【請求項12】

画像を結合する方法において、

50

対象からコンピュータ断層撮影画像データセットを得るステップと、
前記対象から核医学画像データセットを得るステップと、
前記コンピュータ断層撮影画像データセットを分割するステップと、
前記核医学画像データセットを分割するステップと、
一般的な生理学的モデルを形成するステップと、

対象特有の生理学的ファントムを生成するために前記分割されたコンピュータ断層撮影画像データセットに対して前記生理学的モデルをモーフィングするステップと、

前記対象特有の生理学的ファントムを前記分割された核医学画像データセットと位置合わせする変換パラメータを決定するステップと、

融合画像を形成するために前記変換パラメータに基づく変換の逆変換により前記分割された核医学画像データセットを変換するステップと、
を有し、前記生理学的モデルが、時間に対する生理学的運動に応答する前記対象の運動をモデル化する方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像位置合わせ（registration）及び融合（fusion）に関し、特に画像の位置合わせ及び融合のために非剛体技術を使用する方法及び装置に関する。より具体的には、前記画像位置合わせ及び融合は、イメージング中に生理学的運動に対して補償するように構成される。本発明は、診断医療イメージングと併せて特定の応用例を見つけ、特にこれに関して記述されるだろう。

【背景技術】

【0002】

医療活動において、様々な技術又はイメージングモダリティが、人間の体の診断画像を得るために利用可能である。前記イメージングモダリティのそれぞれは、撮像対象からデータを収集し、収集されたデータを適切な画像に処理する異なる方法及び装置を採用することができる。様々なイメージングモダリティは、特定のイメージング技術に特徴的なフィーチャを持つ画像を生じる。

【0003】

異なるイメージングモダリティは、特定のデータ収集及び画像処理方法に関連した特徴的フィーチャを持つので、特定のモダリティは、特定の種類の診断情報を得るのにより有用であることができる。例えば、機能的なイメージングモダリティは、シンチグラフィ、ファンクショナルMRI（fMRI）並びにSPECT及びPETのような核医学イメージング技術を含む。加えて、あまり使用されない幾つかの機能的な技術は、灌流MRI（pMRI）、ファンクショナルCT（fCT）、電気インピーダンス断層撮影法（EIT）及び磁気共鳴弾性率測定法（MRE）を含む。これらの機能的なモダリティは、主に撮像された対象の代謝性の情報又は機能的な情報及び幾つかの構造的なフィーチャを示すイメージング情報を提供することができる。しかしながら、これらのモダリティの幾つかを使用して生成された画像は、一般に、特定の領域、生理学的システム又は関心のある器官を対象とし、関心のある対象を囲む特定の解剖学的構造についてほとんど情報を生じない。例えば、核医学イメージング技術において、放射性薬剤が患者に注入される。特定の放射性薬剤は、特定の診断画像検査に対する画像を提供するために選択される。ある放射性薬剤は、循環器系、心臓、脳又は他の器官のような特定の関心領域に集中し、放射線が前記関心領域から発せられるようにする。患者内から発せられた放射線は、イメージング機器により検出され、前記診断画像を生成するのに使用される。核医学イメージング技術の結果として生じる画像は、前記関心領域の物質的な情報を提供するが、前記放射性薬剤が心臓を強調するために選択された場合、一般に骨格構造又は肺のような他の近くの器官を示さない。

【0004】

医師が解剖学的構造の画像を必要とする場合、他の医療イメージングモダリティが使用

10

20

30

40

50

されることができる。例えば、解剖学的モダリティは、腹腔鏡検査法又は喉頭鏡検査法のような様々な内視鏡検査により得られたX線、CT、MRI、超音波、ポータル画像及びビデオシーケンスを含む。幾つかの派生的な技術は、磁気共鳴血管造影法(MRA)、デジタルサブトラクション血管造影法(DSA)及びコンピュータ断層撮影血管造影法(CTA)を含む。これらのモダリティから得られた画像は、検査領域内の一般的な解剖学的構造に対して適切な画像を提供するために使用されることができる。

【0005】

1 より多いイメージングモダリティからの画像が利用可能である場合、しばしば異なるモダリティからの別の画像内の情報を単一の画像に結合することが望ましい。マルチモダリティ(multimodality)位置合わせ及び融合に加えて、時には単一のモダリティからの
10 画像を結合することが有用である。モノモダリティ(monomodality)位置合わせは、患者の輪郭、器官の位置及びサイズが、時間、体型の変化及び異なる収集位置及び／又はプロトコルのため異なることができる場合、介入(intervention)前及び後の画像の比較、(発作中、又は発作の合間の)発作及び発作の合間のSPET画像の比較、腫瘍に対するMRスキンの時系列又は特定の骨及び患者の病期の領域に対するX線時系列を使用する成長モニタリングによる治療検証に対して有用であることができる。

【0006】

並べて比較するよりむしろ、前記マルチモダリティ又はモノモダリティ画像は、互いに対して特定の画像フィーチャの位置を関連付けるために互いに重ねあわされることができる。特に関連した対象の画像の重ね合わせは、前記画像の位置合わせ及び前記画像の融合
20 を伴う。位置合わせは、一般に、前記画像の空間的な配置に関し、融合は、結合画像の統合された表示を生成するために実行される。結合された又は融合された画像は、記憶されるか、コンピュータ画面上に表示されるか、又は紙、X線フィルム若しくは他の同様な媒体のようなハード出力の特定の形式で見られることができる。

【0007】

異なるイメージングモダリティからの画像を位置合わせする様々な方法が既知である。しかしながら、容易さ及び精度の両方を持つ画像位置合わせは、これらの方法に関連した問題である。例えば、画像はオペレータ又は医療専門家により手動で位置合わせされることが
30 できる。しかしながら、しばしば基準点として使用する画像間に十分な共通な情報が無いので、この方法は一般に非常に正確ではない。

【0008】

他の位置合わせ方法は、マーカ(基準)又は定位フレーム(stereotactic frame)の使用を伴う。これら外部からの方法を使用する場合、マーカ又は基準フレームは、イメージングの間、患者の隣又は患者の上に配置される。前記患者は、1つのモダリティで撮像され、次いでイメージングに対する他のモダリティに移動される。前記マーカ又はフレームは、結合されるべき画像において見える。前記患者の体に対する前記マーカの位置を正確に固定することには問題がある可能性がある。前記患者は、スキンの合間に及びスキャン中にわずかに移動する可能性があり、もし前記マーカに対する前記患者の移動があれば、結果として生じる画像を正確に位置合わせすることは難しくなる。

【0009】

固有の方法は、患者の生成された画像内容(patient generated image content)に依存する。これらの位置合わせ方法の幾つかの例は、目立つ点又はランドマークの識別、対象表面のような分割されたバイナリ構造の配置、及び画像グレイ値(ボクセルベース)から計算された尺度の使用を含む。

【0010】

画像融合における難関の1つは、選択された現在利用可能な方法にかかわらず、前記画像が横隔膜運動のような生理学的運動のため剛体位置合わせ方法を使用しても決してうまく配置しないことである。これは、特に対象に対する画像データを収集するスキャン時間が異なる場合に当てはまる。例えば、適切な画像データセットは、CT画像に対する単一の息止めで得られることができるが、PETスキャンは、データ収集期間を通して多くの
50

呼吸周期を要する可能性がある。より長い核スキャン中の前記生理学的運動は、PET画像及びCT画像を位置合わせ及び融合するのを難しくする。この運動は、前記画像の不正確な位置合わせ及び融合を生じる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は、呼吸運動及び心臓運動から生じる生理学的なモデル化された器官運動を持つ画像の非剛体位置合わせ及び融合の方法及び装置を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

10

これらの運動は、生理学的拘束条件を用いて数学的にモデル化される。本発明の様々な態様が、生理学的運動に対して修正される位置合わせ及び融合された画像を提供する必要性を満たす。本発明において実践される原理による画像を結合する方法は、対象の関心領域の第1画像データセットを得るステップと、前記対象の前記関心領域の第2画像データセットを得るステップとを有する。次に、前記関心領域に対する生理学的運動の一般的なモデルが形成される。前記生理学的運動の一般的なモデルは、前記第1画像データセットから得られたデータと適合され、対象特有の生理学的モデルを形成する。前記対象特有の生理学的モデルは、前記第2画像データセットに適用され、結合画像を形成する。

【0013】

20

本発明の態様の事例となる装置は、対象の関心領域の第1画像データセットを記憶する第1メモリと、前記対象の前記関心領域の第2データセットを記憶する第2メモリと、前記関心領域に対する生理学的運動の一般的なモデルを含む。前記装置は、前記生理学的運動の一般的なモデルを前記第1画像データセットから得られたデータに適合し、対象特有の生理学的モデルを形成する手段を含む。加えて、前記対象特有の生理学的モデルを前記第2画像データセットに適用し、結合画像を形成する手段が設けられる。

【0014】

本発明の原理を使用する装置及び方法は、前述のフィーチャ及び下で記述され、特に請求項において指摘される他のフィーチャを提供する。以下の記述、請求項及び添付図面は、本発明の様々な原理を使用する特定の実例となる実施例を記載する。本発明の原理を使用する異なる実施例が、様々な構成要素、ステップ並びに構成要素及びステップの構成で形をなすことができると理解されるべきである。これら記述される実施例は、本発明の幾つか又は全ての原理が方法又は装置に採用されることができ様々な態様を示すが少数である。前記図面は、本発明の原理を使用する装置及び方法の実施例を図示することのみが目的であり、本発明を制限するように解釈されるべきではない。

30

【0015】

本発明の前述の及び他のフィーチャ及び利点は、添付図面を参照して本発明の態様を使用する装置の以下の詳細な記述を考慮すると、本発明が関する分野の当業者に明らかになるだろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

40

図1を参照すると、画像位置合わせ及び融合処理20は、2つの異なるイメージングスキャンから結合画像を形成する画像位置合わせ及び融合システム22と共に示される。第1スキャンシーケンス24は、画像データ26を収集し、メモリに記憶する。画像データ26は、特定のイメージングモダリティに対して適切な再構成プロセッサ28において処理される。再構成された前記画像は、ボリューム画像メモリ30内にロードされる。第2スキャンシーケンス34は、画像データ36を収集し、メモリに記憶する。画像データ36は、適切な再構成プロセッサ38において処理される。前記再構成された画像は、ボリューム画像メモリ40にロードされる。第1及び第2スキャンシーケンス24及び34は、モノモダリティ又はマルチモダリティ画像スキャンシーケンスであることができる。ボリューム画像メモリ30及び40は、(i) ディスク、テープ若しくは

50

他の磁気記憶媒体、光学又は他の移動可能な記憶媒体、(ii) 対応するイメージングシステム内のメモリ、(iii) 画像管理データ記憶システム及び(iv) 画像位置合わせ及び融合システム 22 内のメモリのようなメモリを含む画像位置合わせ及び融合システム 22 内で適切なデータ通信することができる如何なる適切なデータ記憶装置であることもできる。

【0017】

非剛体生理学的モデルに基づく画像位置合わせ及び画像融合プロセッサ 50 は、ボリューム画像メモリ 30 及び 40 とデータ通信している。画像メモリ 30 及び 40 は、再構成された画像データをプロセッサ 50 に入力する。プロセッサ 50 は、下に記述されるような位置合わせ及び融合された画像をビデオプロセッサ 54 に動作的に接続された結合画像メモリ 52 に供給する。ビデオプロセッサ 54 は、前記位置合わせ及び融合された画像を見るための人間読取可能ディスプレイ 56 に接続される。

10

【0018】

ここで図 2 を参照すると、第 1 イメージング装置 62 と、第 2 イメージング装置 64 と、イメージングシステム制御部 65 と、イメージングプロセッサ 67 と、表示システム 69 とを有するマルチモダリティ医療イメージングシステム・スキャナ・アセンブリ 60 が示される。イメージングシステム制御部 65 は、スキャナ 62 及び 64 並びにマルチモダリティ・スキャナ・アセンブリ 60 の他の構成要素の物理的な動作を調整する。実例として示された前記構成要素及びシステムにおける制御及びイメージング処理機能の全ては、離散又は結合されたイメージングシステム及び互いに適切なデータ通信を行う離れて位置するシステムの何れであっても、適切なプロセッサ、メモリ及び記憶部、入力部、出力部並びにデータ通信機能のようなコンポーネントシステムの動作可能な補間物を有する既知のコンピュータベースのシステムにより実行されることができる。

20

【0019】

イメージング装置 62 及び 64 は、協働して異なるイメージングモダリティを通して患者情報を得、対象 66 の解剖学的構造画像及び生理学的機能画像を形成する。より具体的には、本発明の原理の実例となる装置の本実施例において、イメージング装置 62 は、データを取得するモードとして X 線を使用するコンピュータ断層撮影 (CT) スキャナであり、前記データから、対象 66 の内部構造を表す画像が形成される。イメージング装置 64 は、データを収集するモードとして前記患者に取り込まれた放射性薬剤から生じる陽電子放射を使用する陽電子放射断層撮影 (PET) スキャナであり、前記データから対象 66 内の主として代謝の生理学的機能を表す画像が形成される。背景技術において前に述べられたイメージングモダリティの他の適切な組み合わせが、本発明の原理を利用するシステムにおいて使用されるべきマルチモダリティ画像を得るために使用されることができることは理解されるべきである。加えて、本発明の原理を利用する際に使用される画像データセットが異なる位置における離散イメージングシステム (discrete imaging system) から得られることができることは理解されるべきである。

30

【0020】

CT スキャナ 62 は、床に取り付けられた非回転ガントリ 68 を含み、ガントリ 68 の位置は、データ収集の間は固定されたままである。X 線管は、内部の回転ガントリ (図示されない) に回転可能に取り付けられる。静止ガントリ 68 は、患者検査領域 70 を定める円筒形の穴 (bore) を含む。放射線検出器のアレイは、患者検査領域 70 の内面に同軸でガントリカバー内に動作的に配置される。前記検出器は、検査領域 70 を横切った前記 X 線管からの放射線を受信するように配置される。代替的に、放射線検出器の円弧セグメントは、前記 X 線管と共に回転するように前記回転ガントリに取り付けられることができる。CT スキャナ 62 の前記検出器からのデータは、画像データメモリ 90 に記憶され、再構成プロセッサ 92 により再構成される。再構成されたデータは、ボリューム CT 画像メモリ 94 にロードされる。

40

【0021】

対象支持台 80 は、患者操縦アセンブリ及び支持構造物として機能する。台 80 は、イ

50

メージングシステム制御部 65 により制御され、イメージング装置 62 及び 64 の動作に対して対象 66 の移動を調整し、対象 66 の長さに沿った 1 つ又は複数の所望の位置における対象イメージング情報を得る。台 80 は、画像データ収集に望まれる又は適切であることができるように、連続的な速度での方法、可変速度での方法、増分的変位での方法又はこのような方法の組み合わせのような様々な方法で、前記対象をイメージング装置 62 及び 64 の対応する検査領域 70 を通して延在させることができる。

【0022】

PET スキャナ 64 は、床に取り付けられた非回転ガントリ 72 を含み、ガントリ 72 の位置は、データ収集の間固定されたままである。静止ガントリ 72 は、患者検査領域 70 を更に定める円筒形の穴を含む。既知の放射線検出器のアレイは、患者検査領域 70 の内面に同軸でガントリカバー内に動作的に配置される。前記検出器は、非一様な減衰補正 (attenuation correction) のための伝送放射線 (transmission radiation) 及び適切な放射性薬剤を受けた検査領域 70 内の対象 66 から放出放射線を受信するように配置される。PET スキャナ 64 の前記検出器からのデータは、一致論理プロセッサ 101 を通って移動され、認可データ (qualifying data) は画像データメモリ 100 に記憶される。

【0023】

核イメージングにおいて、前記患者の体の内部の様々な点から放出された放射線は、放出点と前記検出器アセンブリとの間の組織を通り抜けなければならない。骨のような幾つかの組織は、前記放射線データを対象 66 内の他の組織より大幅に減衰する。従って、放出データは、他に対して介在する組織の幾つかに起因するより大きな減衰を一般に補正される。本発明の態様を実施する装置の一実施例において、伝送源 (図示されない) から得られ、検査領域 70 を横切って伝送されるデータは、前記検出器により受信され、分類され、PET 画像データメモリ 100 内の画像メモリの部分に記憶される。伝送画像データは、伝送再構成プロセッサ 106、次いで減衰補正メモリ 108 に伝達される。伝送放射線構成画像に基づいて、各収集された放出放射線データ値により後に続かれる軌道に沿った前記組織は、適切な減衰補正係数 (attenuation correction factor) で決定される。再構成プロセッサ 102 は、決定された前記減衰補正係数に従って PET 画像データメモリ 100 からの前記放出放射線データを補正する。再構成されたデータは、ボリューム PET 画像メモリ 104 にロードされる。

【0024】

ボリューム CT 画像メモリ 94 及びボリューム PET 画像メモリ 104 からの前記データは、非剛体画像位置合わせ及び融合処理 120 に供給される。非剛体画像位置合わせ及び融合処理 120 は、呼吸運動及び心臓運動のような生理学的なモデル化された器官運動を用いて CT 及び PET 画像の非剛体位置合わせを実行する。これらの生理学的運動は、生理学的拘束条件を用いて数学的にモデル化される。前記運動の方向及び生理学的拘束条件は、動的 CT 又は MRI データのような他のソースからの幾らかの先験情報から得られる。このような拘束条件を使用することにより、最適化処理は、絶対的なボリューム-ボリューム (又は表面-表面) エラー最小化を探す代わりに、前記画像を伸縮自在に物理的に意味のある状態に変換するだろう。処理 120 は、融合画像データを結合画像メモリ 122 に供給する。

【0025】

ビデオプロセッサ 124 は、結合画像メモリ 122 に動作的に接続され、前記画像データを処理し、適切なビデオ信号を人間読取可能ディスプレイ 126 に供給する。加えて、前記ビデオプロセッサは、ボリュームメモリ 94 及び 104 に動作的に接続され、個別の表示のために、又は互いの間の若しくは前記融合画像との視覚的な比較のためにイメージングモダリティ 62 及び 64 のそれぞれからの画像を形成する。

【0026】

ここで図 3 を参照すると、非剛体画像位置合わせ及び融合処理 120 の本発明の原理による 1 つの処理が示される。本実施例において、CT 画像は、PET 放出画像データに対して位置合わせされ、非剛体の生理学的モデルに基づく画像位置合わせ及び融合を提供し

10

20

30

40

50

、PET減衰補正を提供する。位置合わせの後に、変換されたCTデータは、PET減衰補正に使用されることができる511keVの放出エネルギーでの減衰係数のマップに変換されることができる。PET減衰補正に対するCT画像の使用は、当技術分野内で周知の技術であり、適切な技術の記載は、Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, and Sashin D, 1998, Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner, Med. Phys. 25 204 6-53及びGuy MJ, Castellano-Smith IA, Flower MA, Flux GD, Ott RJ, and Visvikis D 1998, DETECT-dual energy transmission estimation CT-for improved attenuation correction in SPECT and PET, IEEE Trans. Nuclear Sci. 45 1261-67において提供され、これらの両方は、参照によりここに組み込まれる。

【0027】

10

処理120は、メモリ94内の前記ボリュームCT画像データの自動分割ステップ130から始め、器官の表面、例えば望まれるように前記対象又は関心領域の体輪郭及び肺輪郭を抽出する。これらの表面及び輪郭は、対象特有の非一様有理Bスプライン（NURBS）心臓トルソ（Cardio Torso）（NCAT）ファントムモデルを生成するのに使用される。縁ベース、領域ベース及び動的輪郭方法が分割ステップ130に適しているが、閾値ベースの画像分割方法が使用される。

【0028】

図4において、ピクセル単位に基づく器官又は体輪郭132を見つける前記閾値ベースの画像分割が図示される。前記ピクセルは、関連する隣接した体組織又は体輪郭に対する空き空間に適した閾値と比較される。前記処理は、前記閾値より大きい値を持つピクセル134の初めての出現において開始ピクセル134の位置を位置合わせすることにより開始される。閾値比較に対するピクセルの探索は、この場合、探索パターン139により示される時計回りの方向に開始ピクセル134から、目標ピクセル136の左のピクセル137が前記閾値以下の値を持ち、右のピクセル138が前記閾値より大きな値を持つような目標ピクセル136までたどる。輪郭に対してこの基準を満たす各ピクセル位置は、分割のために記憶される。前記器官又は体の輪郭を決定するために前記閾値とピクセルを比較する反復処理は、前記器官又は体の輪郭が閉じるまで続行する。前記肺輪郭を決定するために、前記目標ピクセルの左のピクセル値は、選択された前記閾値より大きくあるべきである。前記CT画像分割が完了すると、分割されたCT画像は記憶される140。

20

【0029】

30

本発明の原理を利用する方法は、呼吸により開始された生理学的運動に応答する器官及び体の運動の一般的な器官ベースの生理学的モデル142を含む。一般的な前記NCATファントムモデル142において、対象の集団の平均から得た器官の幾何学的構造が、非一様有理Bスプライン技術を使用して作成される。

【0030】

図5を参照すると、非一様有理Bスプライン（NURBS）は、3次元表面を正確に記述することができる3次元の幾何学的構造の数学的表現である。NURBS表面上の制御点150は、通常それぞれ経度及び緯度を表す2つのパラメータ変数u及びvにより定められる。u方向におけるp度及びv方向におけるq度の3次元NURBS表面は、以下の関数により与えられるようなBスプライン多項式の区分比（piecewise ratio）として定められる。

40

【数 1】

$$S(u, v) = \frac{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m N_{i,p}(u) N_{j,q}(v) w_{ij} P_{ij}}{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m N_{i,p}(u) N_{j,q}(v) w_{ij}} \quad (1)$$

10

ここで、

Sは同次座標(x, y, z, 1)に定められた表面上の点であり、

n及びmは、それぞれu及びv方向における制御点の数であり、

P_{ij} は、同次座標において定められた制御点の $n \times m$ マトリクスであり、

w_{ij} は、前記表面の形状に対する制御点の影響を決定するスカラー重みであり、

$N_{i,p}(u)$ 及び $N_{j,q}(v)$ は、それぞれp及びq度の多項式関数である。

NURBS表面は、対象画像データに基づくことができる複雑な生物学的形状をモデル化する順応性を提供する。更に、前記表面を定める制御点150に対する変換の適用は、前記NURBS表面の形状を修正することができる。各変換は、変更されるべき表面の制御点 P_{ij} に適切な変換マトリクスを乗算することにより実行され、即ち $P_{ij}^{\text{transformed}} = M P_{ij}$ であり、ここでMは 4×4 の変換マトリクス（並進移動、回転及びスケーリング）である。各器官は、1つの $S(u, v)$ により表されることができる。この故に、特定の呼吸時点における対象データの場合、前記NCATは、個別の器官の和と見なされることができ、即ち、

20

【数 2】

$$NCAT = \sum_{q=1}^Q S_q(u, v) \quad (2)$$

30

であり、ここでQは器官の数である。上で述べられたように、前記NCATファントムの形状の変化は、前記表面を記述する前記制御点のそれぞれに対して変換マトリクス M_i を適用することにより達成される。これらのマトリクスを得るのに有用な複数の方法がある。例えば、1つの方法において、所定の対象から得られた又は所定の集団にわたり平均化された器官の一般的な運動を仮定する。この場合、 M_i は仮定された運動により数学的に記述されることができる。他の適切な方法において、 M_i は、2つの状態（例えば、呼吸サイクルの始めと終わり）における各器官の前記制御点を比較することにより各個別の器官に対して直接的に決定される。更に他の適切な方法において、開始画像及び目標画像における全ての器官の間に1対1対応は存在しない。この場合、直接的な変換は、（上述の2つ目の方法のように）両方の画像に表れる器官に対して M_i を決定するために使用されることができるが、モデル概念及び隣接した運動情報は、両方の画像には表れない器官に対して M_i を得るために使用されることができる。これらの場合は、以下の段落で説明されるだろう。

40

【0031】

4次元NCATファントムにおける一般的なシミュレートされた吸息性呼吸力学は、図6A-Dに示されたような胸郭並びに横隔膜、肺及び他の器官の運動に対してモデル化される。吸息性の運動は、吸息性の運動の逆としてシミュレートされる。前記NCATファントム又は同様な生理学ベースモデルは、この開示において非剛体位置合わせの目的で使用されることができる。

50

【0032】

一般的な生理学的モデル142は、ここで記述されるように、特定の対象に適合するように修正される。呼吸による各器官の運動若しくは形状変化又は前記対象の他の運動は、修正された対象特有のモデルにおける少数のパラメータを調整することにより特徴付けられることができる。対象と共に使用されるべき適切で一般的な生理学的モデルは、the University of North Carolinaで開発されたNCATモデルである。このモデルにおいて、2つのパラメータ、(i)横隔膜(diaphragm)(図示されない)の高さ及び(ii)胸(chest)の前後(anterior-posterior)(AP)拡張は、前記NCATファントムにおいて呼吸運動を制御する。前記横隔膜の高さは、肝臓(liver)190、胃(stomach)192、脾臓(spleen)194及び心臓196の縦の運動を制御する。前記胸のAP拡張は、これらの器官の横及びAP運動並びに胸郭198の運動を制御する。典型的な器官及び胸郭運動の一般的な概略的表現は、矢印200により示される。前記パラメータは、4次元呼吸モデルを形成するために、式(3)及び(4)により記述されるように時間の関数として修正される。

10

【数3】

$$\Delta Z_{diaphragm}(t) = \begin{cases} 1.0 \cos\left(\frac{\pi}{2}t\right) + 1.0 & 0 \leq t \leq 2 \\ 1.0 \cos\left(\frac{\pi}{3}(5-t)\right) + 1.0 & 2 \leq t \leq 5 \end{cases} \quad (3)$$

20

【数4】

$$\Delta AP_{chest}(t) = \begin{cases} -0.6 \cos\left(\frac{\pi}{2}t\right) + 1.0 & 0 \leq t \leq 2 \\ -0.6 \cos\left(\frac{\pi}{3}(5-t)\right) + 0.6 & 2 \leq t \leq 5 \end{cases} \quad (4)$$

30

肝臓190、横隔膜及び心臓は、式(3)により記述される前記横隔膜の高さの変化と共に上下に移動するように設定される。この運動は、下に記述される他の並進運動と同様に、所定の器官を定める前記制御点に対して適切な並進移動マトリクスMを適用することにより達成され、例えば、

【数 5】

$$\mathbf{P}_{ij}^{translated} = \mathbf{M}\mathbf{P}_{ij} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \Delta Z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{P}_{ij} \quad (5)$$

10

である。これらの器官の前記 A P 運動は、正の値が前向きの運動を示す式 (4) により記述されるように前記胸の A P 直径の拡張に従うように設定された。前記胃に対して、縦運動、A P 運動及び横運動は、それぞれ式 (6) - (8) により与えられる。

$$\Delta Z_{stomach}(t) = 0.74 \Delta Z_{diaphragm}(t) \quad (6)$$

$$\Delta A P_{stomach}(t) = 1.68 \Delta A P_{chest}(t) \quad (7)$$

$$\Delta lateral_{stomach}(t) = 0.89 \Delta A P_{chest}(t) \quad (8) \quad 20$$

同様に、前記脾臓の縦運動、A P 運動及び横運動は、それぞれ式 (9) - (11) により与えられる。

$$\Delta Z_{spleen}(t) = 0.63 \Delta Z_{diaphragm}(t) \quad (9)$$

$$\Delta A P_{spleen}(t) = 1.14 \Delta A P_{chest}(t) \quad (10)$$

$$\Delta lateral_{spleen}(t) = -0.95 \Delta A P_{chest}(t) \quad (11)$$

前記胸郭の運動は、各肋骨を

$$\phi_R = \arccos((T - C) / L) - \arccos(((T - C) + \Delta A P(t)) / L) \quad (12)$$

により与えられる ϕ_R だけ横軸 (x 軸) について回転させることにより実行され、ここで

、
 $T = (T_x, T_y, T_z)$ は、前記肋骨の先端の座標であり、
 $C = (C_x, C_y, C_z)$ は、前記肋骨のくびれ部 (costal neck) の先端の座標であり、
 L は、前記肋骨の A P 長であり、
 $\Delta A P(t)$ は、式 (4) により与えられる時間の関数としての前記胸の A P 直径の変化である。
 各肋骨の x 軸についての回転は、前記肋骨を定める前記制御点に対して適切な回転マトリクス M を適用することにより、即ち、

【数 6】

$$\mathbf{P}_{ij}^{rotated} = \mathbf{M}\mathbf{P}_{ij} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi_R & -\sin\phi_R & 0 \\ 0 & \sin\phi_R & \cos\phi_R & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{P}_{ij} \quad (13)$$

40

により実行される。この N C A T ファントムにおける肺及び体の外形を定める前記 N U R B S 表面は、制御点を前記胸郭の始めの 9 本の肋骨に関連付ける。回転させられた各肋骨

50

に対して、前記肺及び体の外形における対応する前記制御点は、同様に回転させられる。このように、これらの表面の形状は、前記胸郭の拡張及び収縮に対応して変化する。このNCATモデルは、参照によりここに組み込まれるW.P. Segars, Ph.D.の論文、題Development and Application of the New Dynamic NURBS-Based Cardiac Torso (NCAT) Phantom, Department of Biomedical Engineering, University of North Carolina at Chapel Hill, 2001及び参照によりここに組み込まれるW.P. Segars et al, Modeling Respiratory Mechanics in the MCAT and Spline-Based MCAT Phantoms, IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol.48, NO.1, February 2001において更に記述される。

【0033】

次に、前記ボリュームPET画像データを作成して前記対象特有のNCATファントムモデルに対してモーフィングするために、メモリ104における前記ボリュームPET画像データの自動分割ステップ150が完了される。上で述べられたものと同様な閾値分割は、前記ボリュームPET画像データに関連した閾値を用いて実行される。PET放出データの場合に、前記体の外形は、前記画像データから抽出される。

【0034】

ステップ152において、一般的なNCAT生理学的ファントムは、前記CT画像に適合するようにモーフィングされ、これにより対象特有の生理学的モデル154を生成する。前記CT画像から抽出された前記器官の基本表面は、滑らかな立体NURBS表面に適合され、新しい対象特有のNCATファントムを作成する。一般に、これは、前記器官をモデル化する個別の前記NURBS表面と、前記呼吸運動を記述するパラメータ p_i との関数、即ち、

$$NCAT = F(S_1(u,v), S_2(u,v), \dots, S_k(u,v), p_1, p_2, \dots, p_N) \quad (14)$$

として記述されることができる。

【0035】

前記体、肺、心臓、肝臓及び横隔膜は、前記CT画像から分割され、3次元立体NURBS表面は、これらに適合されて患者特有のNCATファントムを作成する。

【0036】

次に、ステップ156において、対象特有のNCATファントム154は、ステップ150の分割されたPETデータに適合するようにモーフィングされる。一般に、モーフィング処理は、前記NCATモデルのパラメータ $p_1, p_2, \dots, p_N$ により制御される。この場合、2つの画像セットの間に1対1の器官の対応は存在せず、下に記述されるように前記NCATモデルを使用するために幾つかの近似が行われる。

【0037】

図7A及び7Bにおいて、前記CTデータからの前記対象特有のNCATファントムは、PET放出及び／又は伝送データと照合されることができる。前記CT対象特有のNCATファントムをPET放出データと照合する一実施例において、パラメータ p_1 は、矢印300と、第1の体の外形302と、第2の体の外形304とにより示される前記体の前後の(AP)直径間の差である。前記体の直径は、前記体の表面上の点を所定の長軸断スライスに対して90°及び270°でサンプリングすることにより決定される。パラメータ p_1 は、この場合、全てのスライスにわたり前記AP直径の差を平均化することにより決定される。パラメータ p_2 は、矢印320により示された横隔膜322の高さの変化である。前記横隔膜は、非減衰補正PET放出画像において見えないので、 p_2 の値は、NCAT呼吸モデルに従って $1.5 \times p_1$ になるように取られる。これら2つのパラメータは、以下のように前記NCATファントムの呼吸運動を制御する。前記心臓、肝臓及び横隔膜は、 p_1 だけ前記AP方向に及び p_2 だけ長手方向に並進移動される。前記体及び肺は、図Bに記述されるように p_1 だけ前記AP方向にスケーリングされる。前記肺は、 p_2 だけ長手方向にもスケーリングされる。これは、前記対象特有のNCATに対する空間的及び呼吸変換170(図3)を定める。この場合、 p_1 は式(4)の ΔAP_{chest} と同等であり、 p_2 は式(3)の $\Delta Z_{diaphragm}$ と同等である。

【0038】

前記CT対象特有のNCATファントムをPET伝送データに照合する場合、パラメータ p_1 は、上で述べられたように定められ、決定される。パラメータ p_2 は上のように定められるが、前記横隔膜は前記PET伝送画像において見えるので、前記横隔膜の並進運動は、前記PET及びCT画像に対して横隔膜表面を比較することにより直接的に決定される。これら2つのパラメータは、上で述べられたように前記心臓、肝臓及び横隔膜の前記呼吸運動を制御する。2つの他のパラメータは、前記肺の運動に対して考慮される。パラメータ p_3 は、各肺342に対して矢印340により示されるAPスケーリング率であり、パラメータ p_4 は、各肺に対する矢印360により示される横のスケーリング率である。前記体に対する大域的なAPスケーリング率とは異なり、前記肺のスケーリング率は、各肺に対して決定され、スライス毎に基づいて適用される。以前の場合のように、前記体は、 p_1 だけ前記AP方向にスケーリングされる。これは、前記対象特有のNCATに対する空間的及び呼吸変換170（図3）を定める。

10

【0039】

ここで図9A及び9Bを参照すると、制御点374の変換に基づくモーフィングの例が示される。図9Aにおいて、前記変換は、体の外形370と372との間の前後の差のような単一のパラメータに基づくことができる。前記スケーリングは、変換された制御点の位置375に対する各制御点374の適切なシフトにより達成され、前記シフトは、矢印376により表され、前記スケーリングの原点380からの前記制御点の距離に比例する。図9Bにおいて、前記変換は、矢印378により表されるように横のスケーリングを含む。制御点374の運動は、図示された結果として生じる矢印378により示されるように多方向成分を含む。

20

【0040】

次にステップ172において、変換170は、ボリュームCT画像データ94に適用される。より具体的には、前記PETデータと照合するように前記対象特有のNCATモデルを変換するのに使用される運動ベクトルは、前記CTボリューム画像データに適用される。図10A及び10Bを参照すると、ステップ154（図3）の前記対象特有のNCATモデルに対する体の外形400、肺410、420及び心臓430の表面は、実線で表される。運動ベクトル435は、心臓430の並進移動を表す。肺410及び420のスケーリングは、それぞれベクトル415及び425により示され、体の外形400のスケーリングは、ベクトル405により示される。これらのベクトルは、前記体及び器官の前記AP方向の並進移動を表し、ステップ156における前記呼吸モデルに従ってステップ150からのPETデータ600と照合するようにステップ154の前記対象特有のNCATモデルを変換するのに使用される。PETデータ600と共に配置された、ステップ154の変換されたNCATモデルに対する体の外形500、肺510、520、及び心臓530の表面は、図10Aに点線で表される。

30

【0041】

メモリ94からの前記CT画像ボリュームデータを4次元の対象特有の生理学的なモデル化された変換CTデータに対して配置するために、前記PETデータと照合するようにステップ154の前記対象特有のNCATファントムを変換するのに使用される同じ運動ベクトルは、ステップ172においてメモリ94に記憶された前記CTボリューム画像データのピクセルに適用される。例えば、図10Aにおいて、前記NCATモデルの心臓430内の網掛けピクセル432は、心臓並進運動ベクトル435に等しい量だけ前記AP方向に並進移動される。同じ変換が、前記CTボリューム画像データにおける対応するピクセルに適用される。同様に、肺領域のピクセルは、肺スケーリング率415及び425に従ってスケーリングされるだろうが、体領域のピクセルは、体スケーリング率405に従ってスケーリングされるだろう。3次元運動ベクトルは、前記ピクセルに対して決定され、前記運動ベクトルは、前記CTボリューム画像データに適用される前に3次元で平滑化される。メモリ94からの前記CTデータに対する変換170の適用が完了すると、結合された位置合わせ及び融合された画像は、結合画像メモリ122に記憶される。

40

【0042】

50

前記イメージングモダリティが離散システムであり、メモリ 94、104 の前記ボリューム画像データが（図 2 に示される結合 CT/PET システムの場合と逆に）異なる臨床の設定で収集される場合には、前位置合わせステップ 180 は、非剛体位置合わせが処理 120 において行われる前に、メモリ 94 における前記ボリューム CT 画像をメモリ 104 における前記ボリューム PET 画像と共に剛体配置する（rigidly align）ように実行される。剛体変換は、剛体と見なされることができる前記体の領域（即ち呼吸運動に対して相対的に鈍感な前記体の領域）を考慮することにより得られる。離散イメージングシステムからの画像データのこの前位置合わせは、従来の画像の剛体位置合わせから前記前位置合わせを区別するためにここで局所位置合わせとも称される。既知の剛体位置合わせアルゴリズムの幾つでも、様々な最適化技術と組み合わせて相互情報、局所相関及び相互相関のような類似性尺度として適用されることができる。剛体位置合わせ及び最適化の技術の 1 つの適切な組み合わせは、単純な勾配最適化と共に相互情報位置合わせの使用を含む。

10

【0043】

ここで図 8 を参照すると、本発明の原理を利用する他の非剛体画像位置合わせ及び融合処理 220 が示される。図 3 の処理 120 と同様なステップ及び処理は、同様に番号を付けられ、更には記述されない。処理 222 は、前記 CT データを用いる前記 PET データの減衰補正のための減衰マップを生成せずに前記 PET 画像を前記 CT 画像に対して位置合わせする。このようなものとして、PET 放出データの場合には、前記体の外形は、前記画像データから抽出される。PET 伝送データの場合には、前記体の外形、肺、肝臓の先端及び横隔膜は、前記画像データから分割される。簡単に図 2 を参照すると、前記 PET データは、ステップ 106 及び 108 を使用して減衰補正され、メモリ 104 において減衰補正されたボリューム PET 画像を形成する。ステップ 222 を参照すると、一度前記対象特有のモデルからの変換パラメータが、上でステップ 154 に対して記述されたように決定されると、CT で定められる対象特有の NCAT モデルは、ステップ 156 において前記 PET データと照合するように変換され、前記 PET データに対するモデル（PET-NCAT）を作成する。

20

【0044】

再び図 10A 及び 10B を参照すると、変換された前記 NCAT に対する体の外形の表面 500 と、肺の表面 510 及び 520 と、心臓の表面 530 とが、前記 PET-NCAT モデルである。前記 PET-NCAT のピクセルは、ステップ 172 の一部として記述された既知の運動を受けた。例えば、前記 NCAT モデルの心臓内の網掛けピクセル 432 は、心臓並進運動ベクトル 435 に等しい量だけ前記 AP 方向に並進移動され、ここで前記 PET-NCAT の心臓の特定のピクセルに対応する。ピクセル 532 は、前記 PET データのピクセル 632 に対応する。図 8 に示されるように、前記 PET-NCAT を元の対象特有の NCAT に照合するために、ピクセル 532 は、心臓並進運動 435 の逆変換を受け、即ち、図 3 に関して上で述べられた元の変換 435 の反対方向に並進移動される。同様に、前記 PET-NCAT の肺領域のピクセルは、肺スケーリング率 415 及び 425 の逆数の率だけスケーリングされる。従って、前記体領域のピクセルは、体スケーリング率 405 の逆数だけスケーリングされる。従って、前記ピクセルに対する 3 次元逆運動ベクトルが決定されることができる。前記 PET-NCAT をメモリ 104 における前記 PET ボリューム画像データに対するマップとして使用して、PET ボリューム画像データ 600 のピクセルは、前記 PET-NCAT から決定された前記運動ベクトルに従って変換される。前の例のように、前記運動ベクトルは、前記 PET ボリューム画像データに適用される前に 3 次元で平滑化される。

30

40

【0045】

本発明の特定のフィーチャは、実例として示された実施例の 1 つのみに対して上で述べられているかもしれないが、このようなフィーチャは、望まれ且つ所定の特定の応用に対して有理であるように、他の実施例の 1 つ又は複数の他のフィーチャと組み合わせることができる。本発明の上の記述から、当業者は改良、変更及び修正に気付くだろう。当分

50

野の技術内のこのような改良、変更及び修正は、添付された請求項によりカバーされると意図される。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】本発明の態様を実施するシステムの一般的なブロック図である。

【図2】本発明の態様を組み込むマルチモダリティ医療イメージングシステムの概略的な側面図である。

【図3】本発明の態様の事例となる方法及び装置の実施例の機能的なブロック図である。

【図4】本発明の態様に従って使用する適切な分割技術の例の表現である。

【図5】3次元非一様有理Bスプライン表面の表現である。

10

【図6A】4次元NCATファントムにおけるシミュレートされた呼吸運動の概略的表現である。

【図6B】4次元NCATファントムにおけるシミュレートされた呼吸運動の概略的表現である。

【図6C】4次元NCATファントムにおけるシミュレートされた呼吸運動の概略的表現である。

【図6D】4次元NCATファントムにおけるシミュレートされた呼吸運動の概略的表現である。

【図7A】呼吸運動に応答する体及び器官運動の横向き及び矢状方向の概略的表現である。

20

【図7B】呼吸運動に応答する体及び器官運動の横向き及び矢状方向の概略的表現である。

【図8】本発明の態様の事例となる方法及び装置の他の実施例の機能的なブロック図である。

【図9A】本発明と共に使用される原理による制御点の変換に基づいたモーフィングの表現である。

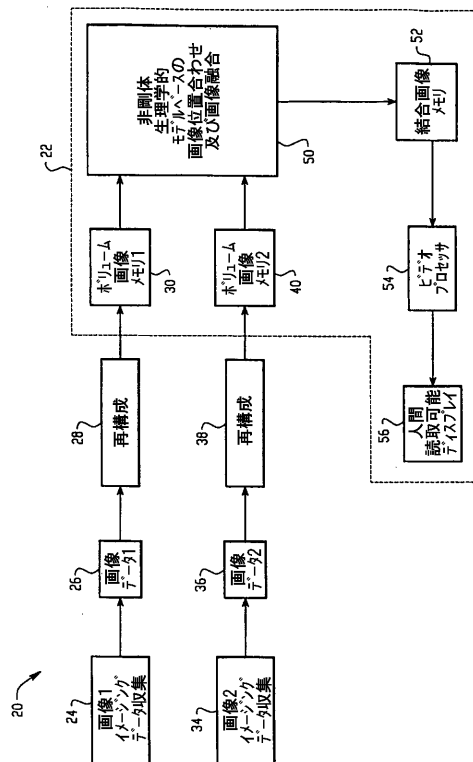
【図9B】本発明と共に使用される原理による制御点の変換に基づいたモーフィングの表現である。

【図10A】本発明の原理による画像データのピクセルの概略的表現及び画像データに対する運動ベクトルの適用を示す。

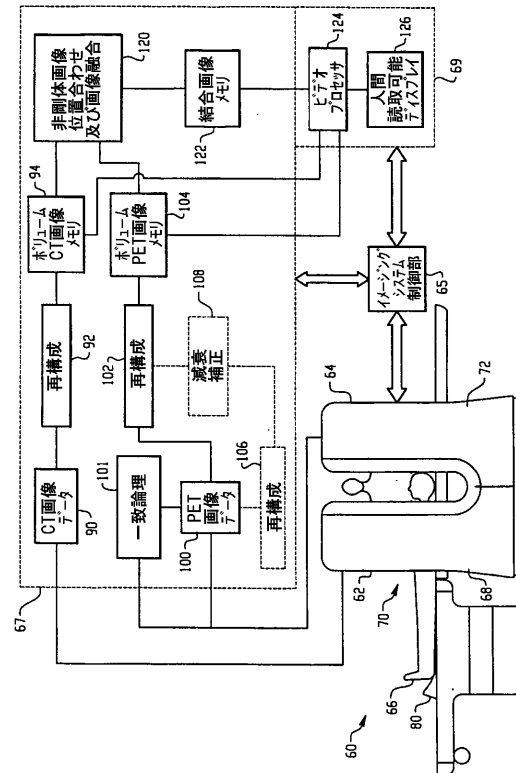
30

【図10B】本発明の原理による画像データのピクセルの概略的表現及び画像データに対する運動ベクトルの適用を示す。

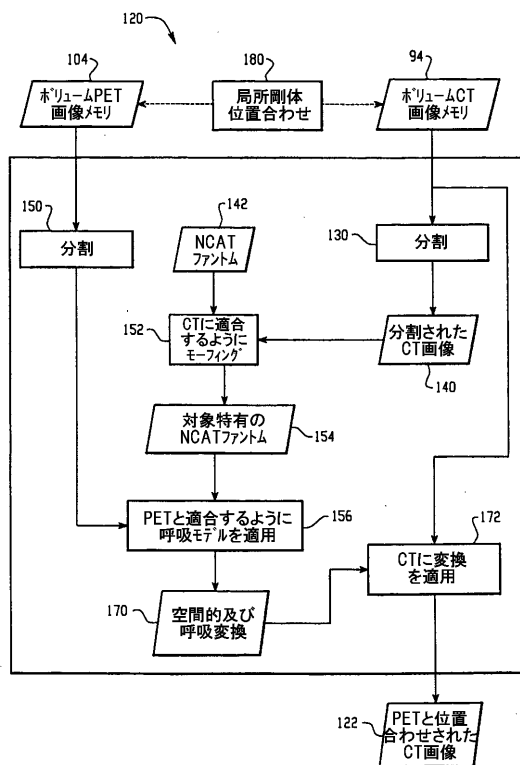
【図 1】



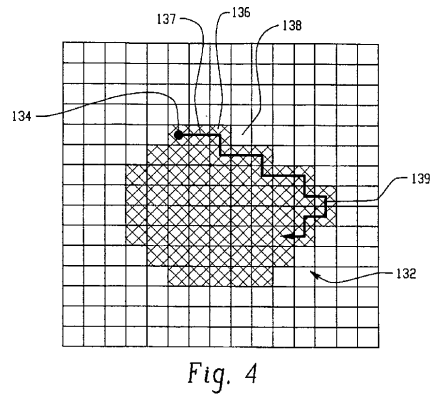
【図 2】



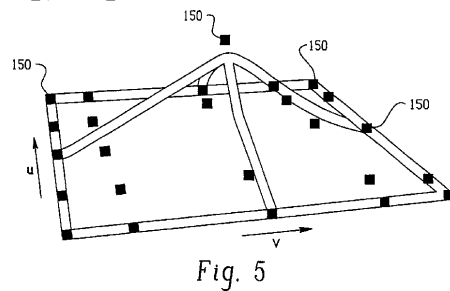
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6 A】

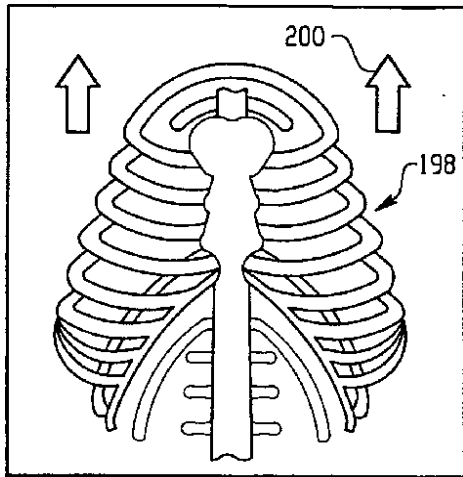


Fig. 6A

【図 6 B】

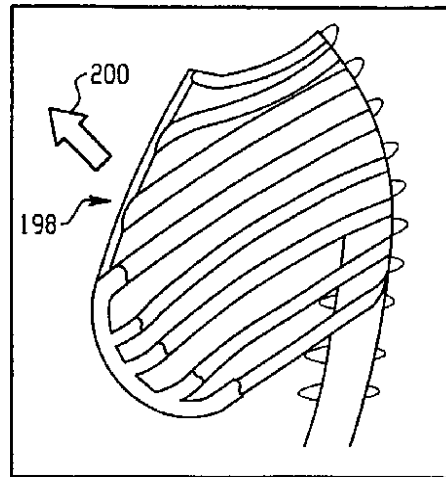


Fig. 6B

【図 6 C】

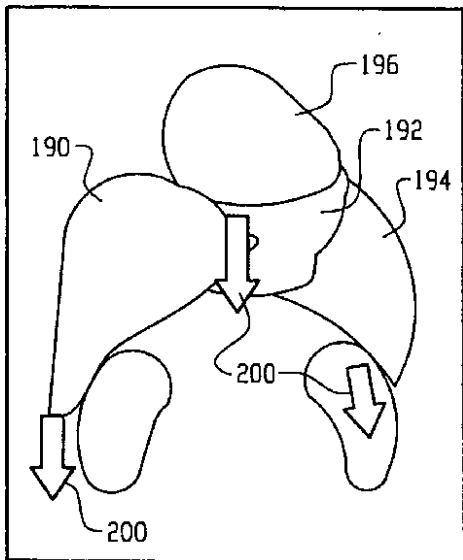


Fig. 6C

【図 6 D】

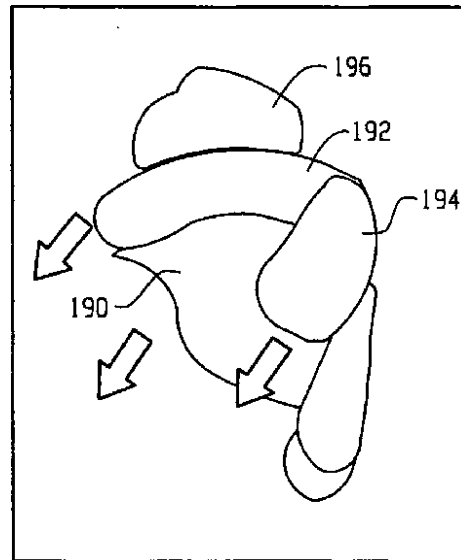


Fig. 6D

【図 7 A】

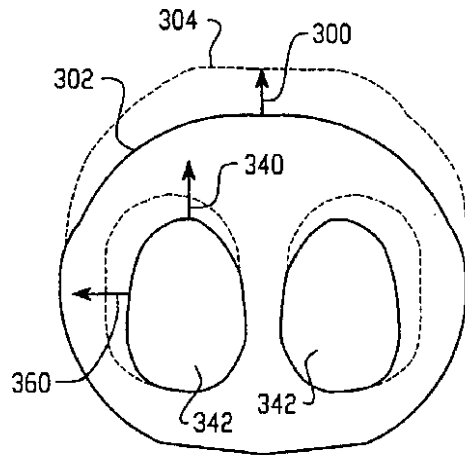


Fig. 7A

【図 7 B】

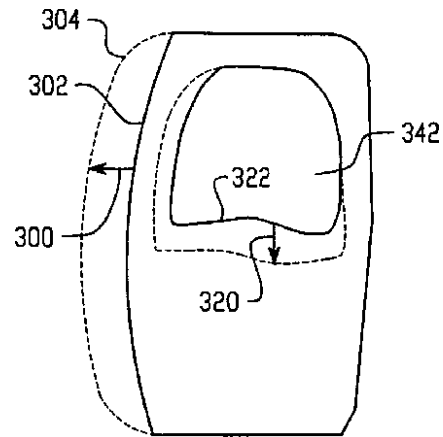
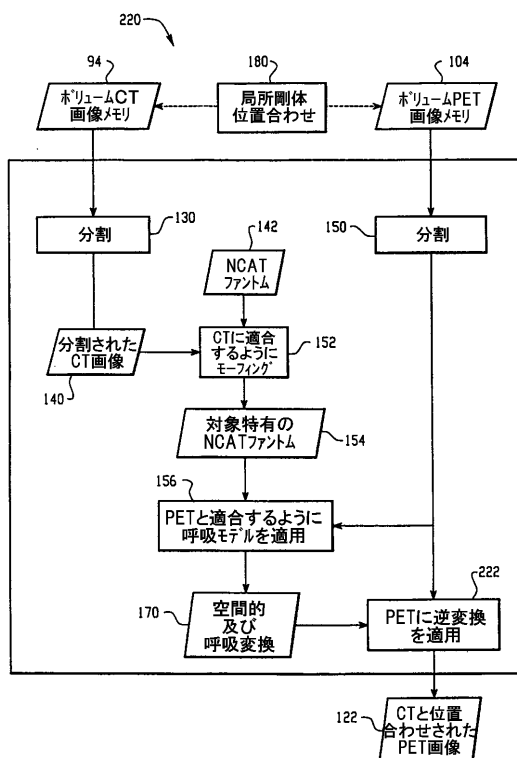


Fig. 7B

【図 8】



【図 9 A】

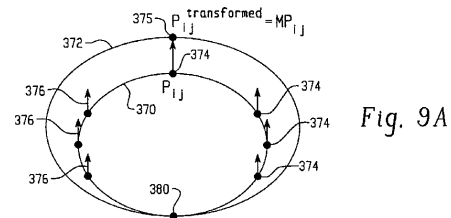


Fig. 9A

【図 9 B】

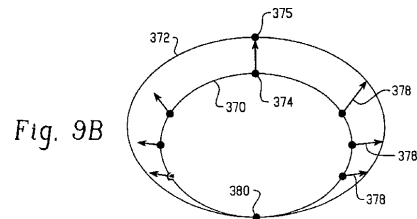


Fig. 9B

【図 10 A】

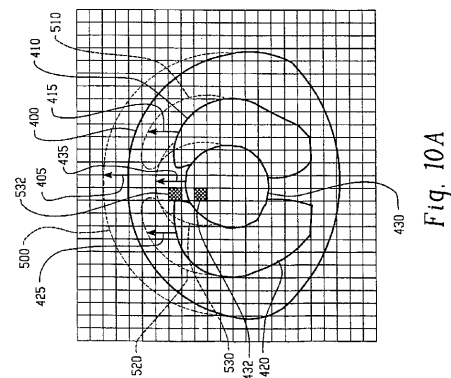


Fig. 10A

【図 10 B】

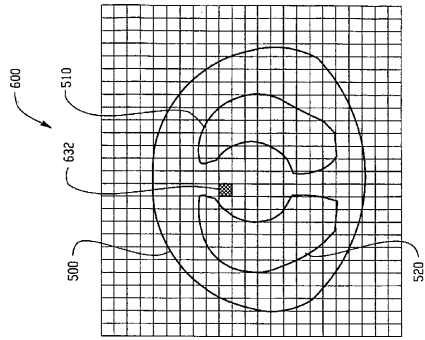


Fig. 10B

フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I
G 0 1 R	33/54	(2006.01)
G 0 1 T	1/161	(2006.01)
G 0 6 T	1/00	(2006.01)
G 0 6 T	3/00	(2006.01)

(72)発明者	シャオ リンキシオン						
	アメリカ合衆国	オハイオ州	4 4 1 4 3	クリーブランド	マイナー	ロード	5 9 5
(72)発明者	イエ ジンハン						
	アメリカ合衆国	オハイオ州	4 4 1 4 3	クリーブランド	マイナー	ロード	5 9 5
(72)発明者	ダ シルヴァ アンジェラ ジェイ						
	アメリカ合衆国	オハイオ州	4 4 1 4 3	クリーブランド	マイナー	ロード	5 9 5
(72)発明者	ズハオ ズオ						
	アメリカ合衆国	オハイオ州	4 4 1 4 3	クリーブランド	マイナー	ロード	5 9 5

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特表 2 0 0 3 - 5 1 7 3 6 1 (J P, A)
 Thomas O ' Donnell , Multi-modality Model-Based Registration in the Cardiac Domain , PR
 OCEEDINGS IEEE CONFERENCE ON COMPUTER VISION AND PATTERN RECOGNITION. CVPR 2000., 米国
 , IEEE Comput Soc, 2 0 0 0 年 6 月, Vol.2, p.790-791

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
 A61B 6/00-6/03
 A61B 5/00-5/055
 A61B 8/00
 G01T 1/161
 G06T 1/00-3/00
 JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	基于生理模型的非刚性图像配准		
公开(公告)号	JP4576228B2	公开(公告)日	2010-11-04
申请号	JP2004514013	申请日	2003-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	シャオリンキシオン イエジンハン ダシルヴァアンジェラジェイ ズハオズオ		
发明人	シャオ リンキシオン イエ ジンハン ダ シルヴァ アンジェラ ジェイ ズハオ ズオ		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/00 A61B5/055 A61B6/00 A61B8/00 G01R33/54 G01T1/161 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/00 G06T7/20		
CPC分类号	G06T7/20 A61B6/037 A61B6/583 G06T7/38 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B6/03.360.Q A61B5/00.G A61B5/05.380 A61B6/00.360.B A61B8/00 G01N24/02.530.Y G01T1/161. D G06T1/00.290.A G06T3/00.300		
代理人(译)	宫崎明彦		
审查员(译)	永井伸一		
优先权	10/167621 2002-06-12 US		
其他公开文献	JP2005528974A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种方法，用于使用生理学模型化的器官运动来执行图像的非刚性配准和融合，所述器官运动由使用生理约束的数学建模的呼吸运动和心脏运动产生。用于组合图像的方法包括获得感兴趣区域的第一图像数据集 (24) 并获得对象的感兴趣区域的第二图像数据集 (34)。接下来，形成相对于感兴趣区域的生理运动的一般模型 (142)。生理运动的一般模型与从第一图像数据集 (140) 获得的数据拟合，以形成对象特定的生理模型 (154)。将对象特定生理模型应用172到第二图像数据集150以形成组合图像122。

$$S(u,v)=\frac{\sum_{i=0}^n\sum_{j=0}^mN_{i,p}(u)N_{j,q}(v)w_{ij}P_{ij}}{\sum_{i=0}^n\sum_{j=0}^mN_{i,p}(u)N_{j,q}(v)w_{ij}}$$