

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-528974

(P2005-528974A)

(43) 公表日 平成17年9月29日(2005.9.29)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	2 G 0 8 8
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	4 C 0 9 6
A 6 1 B 6/00	A 6 1 B 8/00	4 C 1 1 7
A 6 1 B 8/00	G O 1 T 1/161 D	4 C 6 0 1
	審査請求 未請求 予備審査請求 未請求	(全 22 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)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年10月25日 (2004.10.25)
 (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)
 (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)

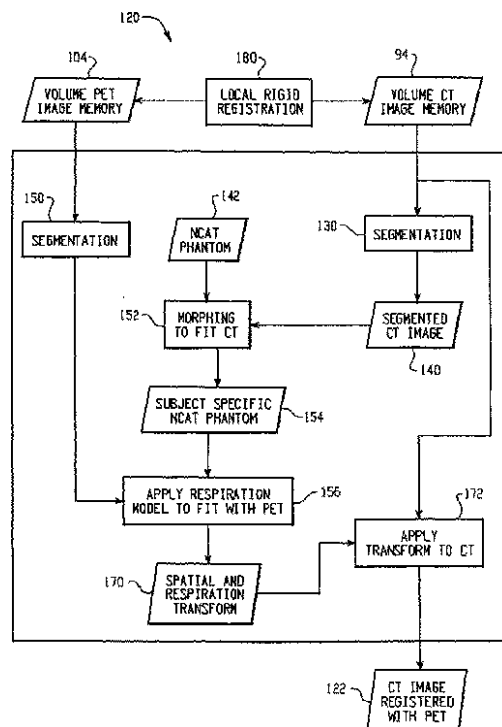
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦

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) 【要約】

生理学的拘束条件を用いて数学的にモデル化された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用いる画像の非剛体位置合わせ及び融合を行う方法が開示される。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(24)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(34)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(142)。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(140)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(154)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(150)に適用され(172)、結合画像を形成する(122)。



【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、
 変換を生成するために、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ステップと、
 融合画像を形成するために前記第 1 画像データセットに対して前記変換を適用するステップと、
 を有する方法。

10

【請求項 2】

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、請求項 1 に記載の画像を結合する方法。

【請求項 3】

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 2 に記載の画像を結合する方法。

20

【請求項 4】

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 5】

前記第 1 画像データセット及び前記第 2 画像データセットが、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 4 に記載の画像を結合する方法。

30

【請求項 6】

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 7】

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。

40

【請求項 8】

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 7 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、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 10】

50

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。

【請求項 1 1】

前記変換を適用するステップが、前記変換の逆変換の適用である、請求項 1 に記載の画像を結合する方法。

【請求項 1 2】

画像を結合する方法において、

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、

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形成するステップと、

対象特有の生理学的モデルを形成するために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と適合するステップと、

結合画像を形成するために前記第 2 画像データセットに対して前記対象特有の生理学的モデルを適用するステップと、
を有する方法。

10

【請求項 1 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 2 に記載の画像を結合する方法。

【請求項 1 4】

前記第 1 画像データセット及び前記第 2 画像データセットの一方が、主に機能的な画像データセットであり、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 3 に記載の画像を結合する方法。

20

【請求項 1 5】

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 2 に記載の画像を結合する方法。

【請求項 1 6】

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、

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、

変換を生成するために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ステップと、

融合画像を形成するために前記コンピュータ断層撮影画像データセットに対して前記変換を適用するステップと、
を有する方法。

30

40

【請求項 1 7】

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、

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、

50

変換を生成するために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ステップと、

融合画像を形成するために前記分割された核医学画像データセットに対して前記変換の逆変換を適用するステップと、
を有する方法。

【請求項 18】

画像位置合わせ及び融合システムにおいて、
対象の関心領域の第 1 画像データセットと、
前記対象の前記関心領域の第 2 画像データセットと、
前記関心領域に関する生理学的活動に対する一般的な生理学的モデルと、
前記第 1 画像データセット、前記生理学的モデル及び前記第 2 画像データセットと動作的関係を持つ画像位置合わせ及び融合プロセッサと、
を有するシステム。

10

【請求項 19】

前記プロセッサと動作的関係を持つ対象特有の生理学的モデルを含む、請求項 18 に記載の画像位置合わせ及び融合システム。

【請求項 20】

画像を結合する装置において、
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 画像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と、
対象特有の生理学的モデルを形成するために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と適合する手段と、
結合画像を形成するために前記第 2 画像データセットに対して前記対象特有の生理学的モデルを適用する手段と、
を有する装置。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

メーキ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。

10

【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SPECT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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【課題を解決するための手段】

【0012】

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。

30

【0013】

本発明の態様の実例となる装置は、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。

40

【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

50

るだろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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形断層撮影(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。

40

50

【 0 0 2 0 】

C T スキャナ 6 2 は、床に取り付けられた非回転ガントリ 6 8 を含み、ガントリ 6 8 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 6 8 は、患者検査領域 7 0 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 7 0 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 7 0 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。C T スキャナ 6 2 の前記検出器からのデータは、画像データメモリ 9 0 に記憶され、再構成プロセッサ 9 2 により再構成される。再構成されたデータは、ボリューム C T 画像メモリ 9 4 にロードされる。

10

【 0 0 2 1 】

対象支持台 8 0 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 8 0 は、イメージングシステム制御部 6 5 により制御され、イメージング装置 6 2 及び 6 4 の動作に対して対象 6 6 の移動を調整し、対象 6 6 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 8 0 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 6 2 及び 6 4 の対応する検査領域 7 0 を通して延在させることができる。

【 0 0 2 2 】

P E T スキャナ 6 4 は、床に取り付けられた非回転ガントリ 7 2 を含み、ガントリ 7 2 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 7 2 は、患者検査領域 7 0 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 7 0 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 7 0 内の対象 6 6 から放出放射線を受信するように配置される。P E T スキャナ 6 4 の前記検出器からのデータは、一致論理プロセッサ 1 0 1 を通って移動され、認可データ（qualifying data）は画像データメモリ 1 0 0 に記憶される。

20

【 0 0 2 3 】

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 6 6 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 7 0 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、P E T 画像データメモリ 1 0 0 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 1 0 6、次いで減衰補正メモリ 1 0 8 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く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 1 0 2 は、決定された前記減衰補正係数に従って P E T 画像データメモリ 1 0 0 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 P E T 画像メモリ 1 0 4 にロードされる。

30

40

【 0 0 2 4 】

ボリューム C T 画像メモリ 9 4 及びボリューム P E T 画像メモリ 1 0 4 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 1 2 0 に供給される。非剛体画像位置合わせ及び融合処理 1 2 0 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 C T 及び P E T 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 C T 又は M R I 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

50

リウム（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、ポリウムメモリ 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、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、511 keV 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、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】

処理 120 は、メモリ 94 内の前記ポリウム 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。

【0029】

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

10

20

30

40

50

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。

【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×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。

20

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、回転及びスケール)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、

【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

50

6 A - 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。呼吸性の運動は、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。

【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。

【数3】

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

【数4】

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

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】

$$P_{ij}^{translated} = MP_{ij} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \Delta Z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} P_{ij} \quad (5)$$

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。

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

$$AP_{stomach}(t) = 1.68 \quad AP_{chest}(t) \quad (7)$$

$$lateral_{stomach}(t) = 0.89 \quad AP_{chest}(t) \quad (8)$$

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。

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

$$AP_{spleen}(t) = 1.14 \quad AP_{chest}(t) \quad (10)$$

$$lateral_{spleen}(t) = -0.95 \quad AP_{chest}(t) \quad (11)$$

前記胸郭の運動は、各肋骨を

$$R = \arccos((T - C) / L) - \arccos(((T - C) + AP(t)) / L) \quad (12)$$

により与えられる 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、

30

$C = (C_x, C_y, C_z)$ 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、

$AP(t)$ 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】

$$P_{ij}^{rotated} = MP_{ij} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi_R & -\sin\phi_R & 0 \\ 0 & \sin\phi_R & \cos\phi_R & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} P_{ij} \quad (13)$$

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 AP_{chest} と同等であり、 p_2 は式(3)の $Z_{diaphragm}$ 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、ポリウム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ポリウ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画像ポリウムデータを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ポリウ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ポリウ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ポリウ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】本発明の態様の実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】本発明の態様の実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。

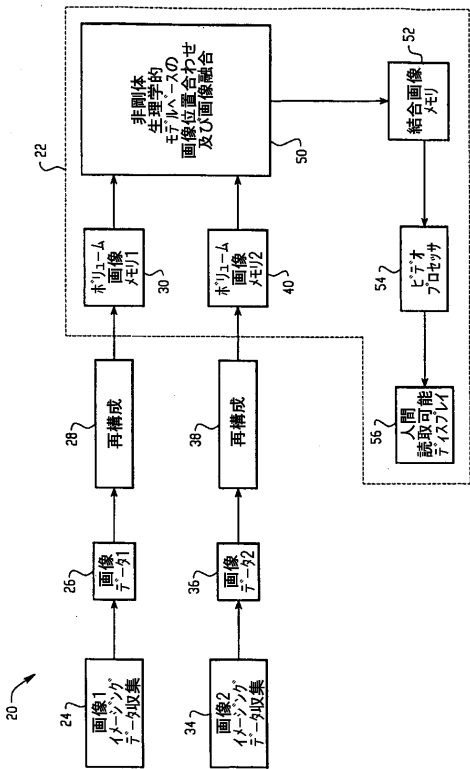
【図9B】本発明と共に使用される原理による制御点の変換に基づいたモーフィングの表現である。

【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。

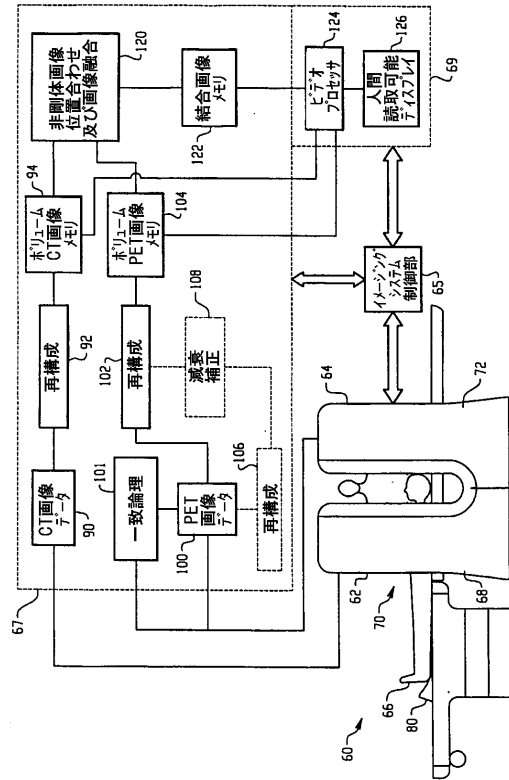
30

【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。

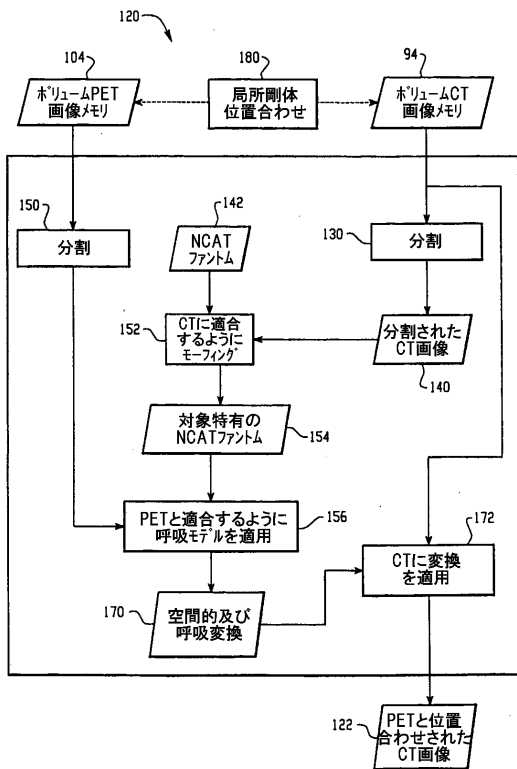
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】

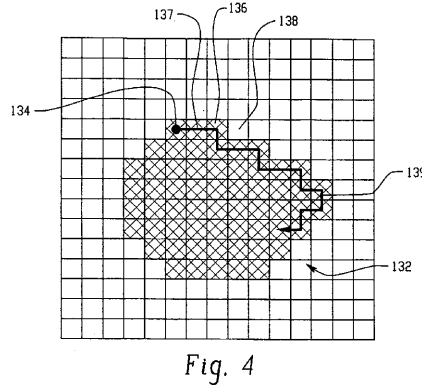


Fig. 4

【 図 5 】

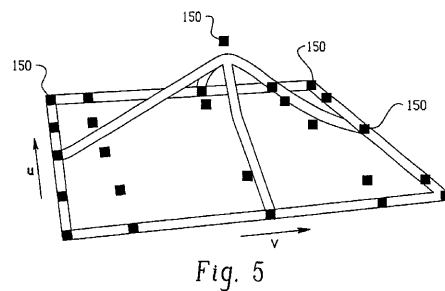


Fig. 5

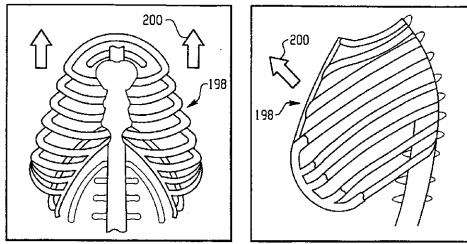


Fig. 6A

Fig. 6B

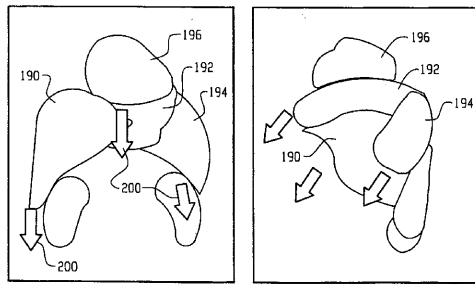


Fig. 6C

Fig. 6D

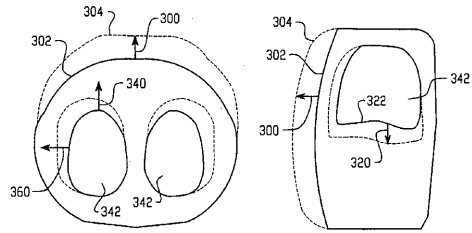


Fig. 7A

Fig. 7B

【 図 8 】

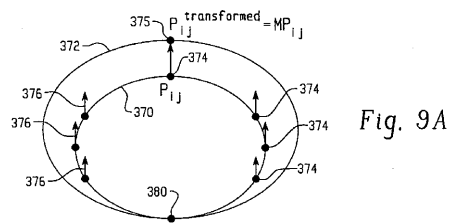
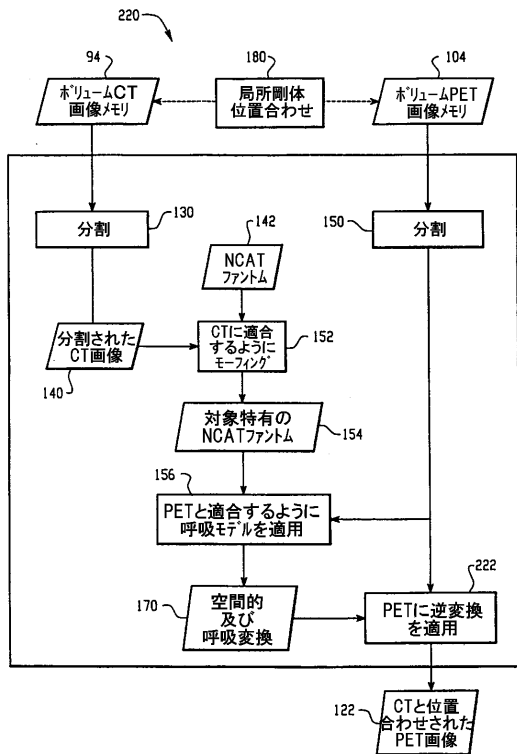


Fig. 9A

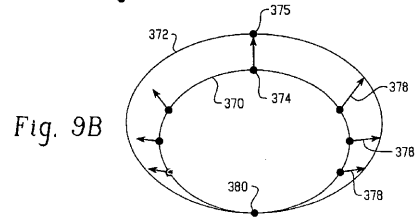


Fig. 9B

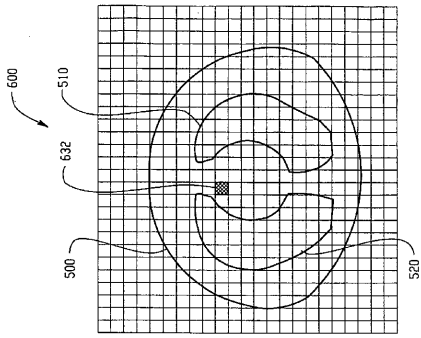


Fig. 10B

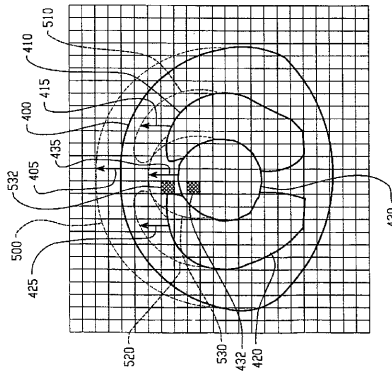


Fig. 10A

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/18 03/02205
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G06T7/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) INSPEC, EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	O'DONNELL T ET AL: "Multi-modality model-based registration in the cardiac domain" PROCEEDINGS IEEE CONFERENCE ON COMPUTER VISION AND PATTERN RECOGNITION. CVPR 2000, HILTON HEAD ISLAND, SC, USA, 13-15 JUNE 2000, pages 790-791 vol.2, XP002261116 2000, Los Alamitos, CA, USA, IEEE Comput. Soc, USA ISBN: 0-7695-0662-3 * sections I, II *	1-20
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 18 November 2003		Date of mailing of the international search report 15/12/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Gao, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB 03/02205

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>O'DONNELL T ET AL: "Global models with parametric offsets as applied to cardiac motion recovery" PROCEEDINGS 1996 IEEE COMPUTER SOCIETY CONFERENCE ON COMPUTER VISION AND PATTERN RECOGNITION, SAN FRANCISCO, CA, USA, 18-20 JUNE 1996, pages 293-299, XP002261117 1996, Los Alamitos, CA, USA, IEEE Comput. Soc. Press, USA ISBN: 0-8186-7258-7 abstract</p> <p style="text-align: center;">---</p>	1-20
A	<p>SEGARS W P ET AL: "A realistic spline-based dynamic heart phantom" 1998 IEEE NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM AND MEDICAL IMAGING CONFERENCE RECORD, TORONTO, ONT., CANADA, 8-14 NOV. 1998, pages 1175-1178 vol.2, XP010338294 1998, Piscataway, NJ, USA, IEEE, USA ISBN: 0-7803-5021-9 abstract page INTR</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-20

フロントページの続き

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
G 0 1 R 33/54	G 0 6 T 1/00 2 9 0 A	5 B 0 5 7
G 0 1 T 1/161	G 0 6 T 3/00 3 0 0	
G 0 6 T 1/00	A 6 1 B 5/05 3 8 0	
G 0 6 T 3/00	G 0 1 N 24/02 5 3 0 Y	

(81) 指定国 AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100122769

弁理士 笹田 秀仙

(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 イェ 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

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF04 FF07 KK32 KK40

4C093 FF35 FF37 FF42

4C096 AA18 AB41 AC04 AD14 DB09 DC14 DC19 DC21 DC22 DC28

DC33 DC40

4C117 XA01 XB08 XE42 XE43 XE44 XE45 XE46 XF03 XG02 XG34

XG39 XG40 XG59 XJ01 XJ05 XK04 XK05 XK13 XK17 XK18

XK24 XR07 XR08 XR09 XR10

4C601 DD15 EE09 JC08 JC21 JC37 KK09 KK10 KK24 LL33

5B057 AA08 BA03 CA12 CA16 CB12 CB16 CE08

专利名称(译)	基于生理模型的非刚性图像配准		
公开(公告)号	JP2005528974A	公开(公告)日	2005-09-29
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		
[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	G01R33/54 A61B5/00 A61B5/055 A61B6/00 A61B6/03 A61B8/00 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 A61B6/00.360.B A61B8/00 G01T1/161.D G06T1/00.290.A G06T3/00.300 A61B5/05.380 G01N24/02.530.Y		
F-TERM分类号	2G088/EE02 2G088/FF04 2G088/FF07 2G088/KK32 2G088/KK40 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093 /FF42 4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/DB09 4C096/DC14 4C096/DC19 4C096/DC21 4C096/DC22 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/DC40 4C117/XA01 4C117/XB08 4C117 /XE42 4C117/XE43 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XF03 4C117/XG02 4C117/XG34 4C117/XG39 4C117/XG40 4C117/XG59 4C117/XJ01 4C117/XJ05 4C117/XK04 4C117/XK05 4C117 /XK13 4C117/XK17 4C117/XK18 4C117/XK24 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C117/XR10 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/JC08 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601 /KK24 4C601/LL33 5B057/AA08 5B057/BA03 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	10/167621 2002-06-12 US		
其他公开文献	JP4576228B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种方法，其使用利用生理约束和由心脏运动产生的生理建模器官运动的数学建模的呼吸运动来进行图像的非刚性配准和融合。组合图像的方法包括获得对象的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，形成关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)。将特定于主题的生理模型应用 (172) 到第二图像数据集 (150) 以形成组合图像 (122)。

