

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5244592号
(P5244592)

(45) 発行日 平成25年7月24日 (2013. 7. 24)

(24) 登録日 平成25年4月12日 (2013. 4. 12)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B

請求項の数 32 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2008-524630 (P2008-524630)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成18年7月12日 (2006. 7. 12)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2009-502397 (P2009-502397A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成21年1月29日 (2009. 1. 29)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2006/052375		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87) 国際公開番号	W02007/015181	(74) 代理人	100070150
(87) 国際公開日	平成19年2月8日 (2007. 2. 8)		弁理士 伊東 忠彦
審査請求日	平成21年7月9日 (2009. 7. 9)	(74) 代理人	100091214
(31) 優先権主張番号	60/705, 616		弁理士 大貫 進介
(32) 優先日	平成17年8月4日 (2005. 8. 4)	(74) 代理人	100107766
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 伊東 忠重
		(72) 発明者	グラス, ミハエル
			オランダ国 5 6 2 1 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3D-2D適応型形状モデル支援による運動補償再構成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関心構造に対応する画像投影データに基づいて3次元画像を生成あるいは再構成する方法であって：

関心構造に対応する複数の画像投影を収集する収集段階であり、該画像投影からの3次元画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲で収集する収集段階；

1つの3次元シード点を選定する選定段階；

前記3次元シード点において形状モデルを適用する適用段階であり、前記形状モデルは、前記関心構造を十分に表すことが知られた形状を有する、適用段階；及び

前記関心構造を表すように前記形状モデルを適応させ、それにより適応化された形状モデルを生じさせる適応化段階であり、前記形状モデルを、考慮中の投影面に投影し、且つ該投影面上で前記形状モデルの境界を前記関心構造の境界に適応させることを含む、適応化段階；

を有する方法。

【請求項 2】

前記適応化された形状モデルに基づいて前記関心構造の前記3次元画像を生成する生成段階；

を更に有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記生成段階は、前記関心構造の選択された運動位相に基づく、請求項 2 に記載の方法

10

20

。

【請求項 4】

前記運動位相は心臓位相に相当する、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記運動位相を指し示すデータは心電図である、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記画像投影に関連付けて前記関心構造の運動を指し示すデータを収集する段階；

前記関心構造の運動を指し示す前記データに基づいて、前記関心構造を表すように前記形状モデルを適応させる段階であり、それにより別の適応化された形状モデルを生じさせる段階；及び

前記別の適応化された形状モデルに基づいて前記関心構造の前記 3 次元画像を生成する段階；

を更に有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記適応化された形状モデル及び前記関心構造の運動に基づいて運動ベクトル場を生成する段階；及び

再構成を容易にするために前記運動ベクトル場に基づいて前記複数の画像投影を補償する段階；

を更に有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記運動ベクトル場を生成する段階は、前記関心構造の選択された運動位相に基づく、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

運動を指し示すデータを収集する段階が、前記複数の画像投影を収集する前記収集段階と実質的に同時に行われる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記関心構造は冠状血管又は心室である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記 3 次元シード点は、前記複数の画像投影のうちの選択された組の最小強度の重心に対応する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記適応化段階は前記複数の画像投影の部分集合に基づく、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記角度範囲は、少なくとも約 180° に扇角を足し合わせた角度に相当する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

3 次元画像の生成及び再構成のためのシステムであって：

関心構造に対応する画像投影データを提供するように構成された撮像システムであり、該画像投影からの前記 3 次元画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲で画像投影データを提供する撮像システム；及び

前記撮像システムと通信することが可能なコントローラであり：

前記画像投影データを受信し；

1 つの 3 次元シード点を選定し；

前記 3 次元シード点において形状モデルを適用し、ここで、前記形状モデルは、前記関心構造を十分に表すことが知られた形状を有し；且つ

前記関心構造を表すように前記形状モデルを適応させ、それにより適応化された形状モデルを生じさせ、ここで、前記形状モデルを適応させることは、前記形状モデルを、考慮中の投影面に投影し、且つ該投影面上で前記形状モデルの境界を前記関心構造の境界に適応させることを含む；

ように構成されたコントローラ；

10

20

30

40

50

を有するシステム。

【請求項 1 5】

前記コントローラは更に、前記適応化された形状モデルに基づいて前記関心構造の前記 3 次元画像を生成するように構成されている、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記 3 次元画像は更に、前記関心構造の選択された運動位相に基づく、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記運動位相は心臓位相に相当する、請求項 1 6 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記運動位相を指し示すデータは心電図である、請求項 1 7 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記適応化された形状モデル及び前記関心構造の運動の少なくとも一方に基づいて運動ベクトル場を生成し；且つ

再構成を容易にするために前記運動ベクトル場に基づいて前記複数の画像投影を補償する；

ように構成されている、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記運動ベクトル場は、前記関心構造の選択された運動位相に基づく、請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記コントローラ又は前記撮像システムに動作的に接続され、前記画像投影データに関連付けて前記関心構造の運動を指し示すデータを提供するように構成された測定システム；

を更に含み；

前記コントローラは更に、前記関心構造の運動を指し示す前記データに基づいて、前記関心構造を表すように前記形状モデルを適応させ、それにより別の適応化された形状モデルを生じさせるように構成されており；且つ

前記関心構造の前記 3 次元画像を生成することは、前記別の適応化された形状モデルに基づく；

請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

運動を指し示す前記データは、前記複数の画像投影と実質的に同時に収集される、請求項 2 1 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記関心構造は冠状血管又は心室である、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 4】

前記 3 次元シード点は、前記複数の画像投影のうちの選択された組の最小強度の重心に対応する、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

前記撮像システムは X 線撮像システムである、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記角度範囲は、少なくとも約 1 8 0 ° に扇角を足し合わせた角度に相当する、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 7】

3 次元画像の生成又は再構成のためのシステムであって：

関心構造に対応する複数の画像投影を収集する収集手段であり、該画像投影からの前記 3 次元画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲で収集する収集手段；

1 つの 3 次元シード点を選定する選定手段；

前記 3 次元シード点において形状モデルを適用する適用手段であり、前記形状モデルは

10

20

30

40

50

、前記関心構造を十分に表すことが知られた形状を有する、適用手段；及び

前記関心構造を表すように前記形状モデルを適応させ、それにより適応化された形状モデルを生じさせる適応化手段であり、前記形状モデルを適応させることは、前記形状モデルを、考慮中の投影面に投影し、且つ該投影面上で前記形状モデルの境界を前記関心構造の境界に適応させることを含む、適応化手段；

を有するシステム。

【請求項 28】

3次元画像を生成あるいは再構成する方法をコンピュータに実行させる命令を含んだ機械読み取り可能なコンピュータプログラムコードで符号化された記憶媒体であって、該方法は：

関心構造に対応する複数の画像投影を収集する収集段階であり、該画像投影からの3次元画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲で収集する収集段階；

1つの3次元シード点を選定する選定段階；

前記3次元シード点において形状モデルを適用する適用段階であり、前記形状モデルは、前記関心構造を十分に表すことが知られた形状を有する、適用段階；及び

前記関心構造を表すように前記形状モデルを適応させ、それにより適応化された形状モデルを生じさせる適応化段階であり、前記形状モデルを、考慮中の投影面に投影し、且つ該投影面上で前記形状モデルの境界を前記関心構造の境界に適応させることを含む、適応化段階；

を有する、記憶媒体。

【請求項 29】

3次元画像を生成あるいは再構成する方法をコンピュータに実行させる命令を有するコンピュータプログラムであって、該方法は：

関心構造に対応する複数の画像投影を収集する収集段階であり、該画像投影からの3次元画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲で収集する収集段階；

1つの3次元シード点を選定する選定段階；

前記3次元シード点において形状モデルを適用する適用段階であり、前記形状モデルは、前記関心構造を十分に表すことが知られた形状を有する、適用段階；及び

前記関心構造を表すように前記形状モデルを適応させ、それにより適応化された形状モデルを生じさせる適応化段階であり、前記形状モデルを、考慮中の投影面に投影し、且つ該投影面上で前記形状モデルの境界を前記関心構造の境界に適応させることを含む、適応化段階；

を有する、コンピュータプログラム。

【請求項 30】

前記3次元シード点は、前記複数の画像投影のうちの選択された組から決定された前記関心構造の重心に対応する、請求項 27に記載のシステム。

【請求項 31】

前記3次元シード点は、前記複数の画像投影のうちの選択された組から決定された前記関心構造の重心に対応する、請求項 28に記載の記憶媒体。

【請求項 32】

前記3次元シード点は、前記複数の画像投影のうちの選択された組から決定された前記関心構造の重心に対応する、請求項 29に記載のコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、3D及び4D画像再構成において運動を補償する方法に関し、具体的には、適応型形状モデルに基づく、X線透視法により生成された画像などの運動補償及び増強に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

例えば電気生理的診療のためのようなX線誘導心臓診療においては、診療の計画及び誘導のために、標的心室構造の3次元(3D)及び4次元(4D)再構成がしばしば利用されている。現在、これらのデータは必要に応じて、診療前に異なる画像診断方法を用いて収集されている。しかしながら、この手法を用いるとデータは最新のものでない場合がある。また、異なる画像診断方法を用いて収集されたデータは、誘導に実際に使用される画像情報に対して整合されなければならない、コスト、時間及び複雑さを増すことになる。

【0003】

さらに、如何なる種類の撮像においても、その間の患者の運動は一貫性のないデータを生じさせ、ひいては、例えばブラーリング(ぼけ)やゴースト画像などのアーチファクトを生じさせる。故に、患者の運動は回避あるいは補償されなければならない。実際には、例えば患者の固定など運動を回避することは、一般に、困難であるか不可能である。故に、患者の運動を補償することの方が实际的である。運動補償手法の多くは、全てのデータが同一の運動状態に属するような一貫性を有する投影データを如何にして取得するかに焦点を当てており、投影データのこのような部分集合を再構成に用いている。このような部分集合を複数用いることにより、被検体の相異なる運動状態を再構成することができる。例えば、或る1つの手法は、被検体の運動及びX線減衰の時間進展を補償するために平行リビニング円錐ビーム逆投影法を用いている。運動の場(フィールド)がスライディングウィンドウ再構成のブロックマッチングによって見積もられ、考慮中のボクセルに関する一貫したデータが、全ての投影角に対して、同一方向からの時間的に隣接するデータからの線形回帰によって近似される。そのボクセルに関するフィルタリングされた投影データが運動ベクトル場に従って選択される。その他の方法は、投影の演算子を修正し運動補償された再構成を計算するために、予め計算された運動の場を用いて、画像再構成における運動の影響に対処している。

【0004】

これまでの努力に拘わらず、依然として、3D/4Dデータセットを生成するための効率的且つコスト効率の良い方法が望まれる。診療にも使用される撮像システム上で3D/4Dデータセットを生成することが特に有利である。また、追加の実験時間及び画像の整合に関する追加の費用及び時間を回避するためには、この撮像をそれと同時にされる診療のために実施することが有利である。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、3D/4Dデータセットを生成するための効率的且つコスト効率の良い方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

典型的な一実施形態において、関心構造に対応する画像投影データに基づいて3次元(3D)画像を生成あるいは再構成する方法が開示される。この方法は：画像投影からの3次元画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲で、関心構造に対応する複数の画像投影を収集する段階；3次元シード点(起点)を選定する段階；3次元シード点において形状モデルを適用する段階；及び関心構造を表すように形状モデルを適応させ、それにより適応化された形状モデルを生じさせる段階；を含んでいる。

【0007】

典型的な実施形態によれば、他の必要に応じての一実施形態において、上述の方法は更に：画像投影に関連付けて関心構造の運動を指し示すデータを収集する段階；関心構造の運動を指し示すデータに基づいて、関心構造を表すように形状モデルを適応させ、それにより別の適応化された形状モデルを生じさせる段階；及びこの別の適応化された形状モデルに基づいて関心構造の3次元画像を生成する段階；を含んでもよい。

【0008】

さらに、他の典型的な一実施形態において、3次元(3D)画像の生成及び再構成のた

めのシステムが開示される。このシステムは：画像投影からの3次元画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲で、関心構造に対応する画像投影データを提供するように構成された撮像システム；及び撮像システムと通信することが可能なコントローラを含んでいる。このコントローラは：画像投影データを受信し；3次元シード点を選定し；3次元シード点において形状モデルを適用し；且つ関心構造を表すように形状モデルを適応させ、それにより適応化された形状モデルを生じさせる；ように構成されている。

【0009】

また、更なる他の典型的な一実施形態において、3次元（3D）画像の生成又は再構成のためのシステムが開示される。このシステムは：画像投影からの3次元画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲で、関心構造に対応する複数の画像投影を収集する手段；3次元シード点を選定する手段；3次元シード点において形状モデルを適用する手段；及び関心構造を表すように形状モデルを適応させ、それにより適応化された形状モデルを生じさせる手段；を含んでいる。

10

【0010】

さらに、更なる他の典型的な一実施形態において、3次元（3D）画像を生成あるいは再構成する上述の方法をコンピュータに実行させる命令を含んだ機械読み取り可能なコンピュータプログラムコードで符号化された記憶媒体が開示される。

【0011】

また、更なる他の典型的な一実施形態において、3次元（3D）画像を生成あるいは再構成する上述の方法をコンピュータに実行させる命令を有するコンピュータプログラムが開示される。

20

【0012】

開示された方法に関する更なる特徴、機能及び利点は、以下の詳細な説明により、特にそれが添付図面と併せて精査されることにより明らかになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

開示された実施形態を当業者が製造・使用することを支援するため、添付の図面を参照する。図面において、似通った参照は同様の符号を付されている。

【0014】

ここで説明されるように、この開示は、特に電気生理的（electro physiology；EP）診療のための、とりわけ心室構造の、3次元（3D）回転X線撮像を可能且つ容易にするものである。さらに、この開示は、少ない数の投影からの形状モデルに基づく再構成を可能且つ容易にし、低ドーズ量の4D（例えば、心臓の位相を有する3D）X線再構成を実現するものである。

30

【0015】

本発明は、3D／4D撮像の様々な種類の用途に使用され得る。本発明の好適な実施形態は、例示として、ここでは電気生理的診療に利用されるX線撮像に適用され得るものとして説明される。好適な実施形態が例として且つX線撮像及び診療を参照して示され且つ説明されるが、当業者に認識されるように、本発明はX線撮像又は診療のみに限定されるものではなく、複数の撮像システム及び用途に適用され得るものである。さらに、認識されるように、ここで開示される用途は診療のみに限定されるものではなく、実際には、一般に3D／4D撮像が望まれる如何なる用途にも適用され得るものである。

40

【0016】

更に認識されるように、典型的な一実施形態を説明するために特定のセンサ及び用語が列挙されるが、このようなセンサは単に例示のために説明されており、限定的なものではない。ここでの開示を熟考する者には数多くの変形、代替及び均等物が明らかになるであろう。

【0017】

典型的な一実施形態において、関心ある心室構造の3D回転X線データは、患者の心電図（ECG）の測定と同時に収集される。標的構造の起点（シード点）が選定され、この

50

シードの周りに、患者の位置に適応された向きと好ましくは標的血管構造を十分に表すことが知られた形状とを有する適応型形状モデルが設けられる。投影データに表された実際の患者データに従って、形状モデルは複数の心臓位相に適応される。得られた4D心室モデルは診療誘導及び心室パラメータの評価に直接的に利用されてもよい。他の例では、形状表面についてのモデル化された3D運動を使用して局所的な運動ベクトル場を生成することが可能であり、この局所的な運動ベクトル場が、4Dデータセットの局所的運動補償された再構成をもたらす回転X線データの補償を実現するために使用されてもよい。

【0018】

図1を参照するに、本発明の典型的な一実施形態に従ったシステムが示されている。システム10は、C字アーム14を具備したX線装置12を含んでおり、C字アーム14は第1の端部に配置されたX線管16と、その他方の端部に配置された例えば画像増強管であるX線検出器18とを有している。このX線装置12は、テーブル22上に配置された患者20の、相異なるX線位置からのX線投影画像を形成するのに適したものであり、この目的のため、C字アーム14の位置は様々な向きに変化させられることができ、C字アーム14はまた空間内の3つの軸、すなわち、図示されたX軸及びZ軸と図示されていないY軸との周りで回転可能のように構築されている。C字アーム14は、支持装置24、ピボット26及びレールシステム30内で水平方向に移動可能なスライド28によって天井に取り付けられ得る。相異なるX線位置からの投影の収集のためのこれらの運動の制御、及びデータ収集の制御は、制御ユニット50によって行われる。

【0019】

以下に限られないがプローブ、手術針、カテーテル、誘導ワイヤ、これらに類するもの、及びこれらの少なくとも1つを含む組み合わせ、を含む医療機器32が、例えば血管造影手順、生検、又は介入療法などの間に患者20に導入される。典型的な一実施形態に従って、患者20の検査領域の3次元画像データセットに対する医療機器32の位置が、位置測定システム（図示せず）を用いて収集・測定され、且つ／或いはここで説明されるように再構成された3D／4D画像上に重ね合わされる。

【0020】

また、心電図（ECG）測定システム46がシステム10の一部としてX線装置12に備えられている。典型的な一実施形態において、ECG測定システム46は制御ユニット50にインターフェース接続されている。患者20のECGは、好ましくは、心臓位相の決定を容易にするようにX線データの収集中に測定且つ記録される。典型的な一実施形態において、心臓位相の情報はX線投影データを区別し区別するために使用される。認識されるように、典型的な一実施形態はここでは心臓位相を解明するためのECG測定を参照して説明されているが、その他の手法も可能である。例えば、心臓位相及び／又は投影データの区別は、X線データのみ、その他のパラメータ、又は更なる検知データに基づいて達成されてもよい。

【0021】

制御ユニット50はX線装置12を制御し、画像捕捉を容易にし、画像再構成を促進するための機能及び処理を提供する。制御ユニット50は、算術ユニット52にて処理されるように収集データ（以下に限られないが、X線画像及び位置データなどを含む）を受信する。算術ユニット52はまた、制御ユニット50にインターフェース接続されており、それによって制御される。診療中に医師を支援するために様々な画像がモニター54上に表示され得る。

【0022】

所定の機能、所望の処理、及びそれらのための計算（例えば、X線制御及び画像再構成など）を実行するため、制御ユニット50、算術ユニット52、モニター54及び再構成ユニット56等は、以下に限られないが、プロセッサ、コンピュータ、メモリ、記憶装置、レジスタ、タイミング、中断、通信インターフェース、入／出力信号インターフェース、これらに類するもの、及びこれらの少なくとも1つを有する組み合わせを含み得る。例えば、制御ユニット50、算術ユニット52、モニター54及び再構成ユニット56等は、X線投影の生成及びそれからの3D／4D画像の再構成を容易にするために必要な、X線信号の正確な標

本化、変換、収集又は発生を可能にする信号インターフェースを含んでいてもよい。制御ユニット50、算術ユニット52、モニター54及び再構成ユニット56等の更なる特徴について、ここで十分に説明する。

【0023】

図示されたX線装置12は、診療に先立って、且つ／或いは診療と同時に進行される典型的な一実施形態の例において、相異なるX線位置からの一連のX線投影画像を形成することに適したものである。X線投影画像から、3次元画像データセット、3次元再構成画像、及び望まれる場合にはそれらからのX線断層画像が生成され得る。収集された投影は、本発明の典型的な一実施形態に従って、この方法に適合した算術ユニット52に与えられ、その後、後述の運動補償に基づいて投影からそれぞれの再構成画像を形成する再構成ユニット56に与えられる。得られた3D画像はモニター54上に表示されることができ、最終的に、3次元画像データセット、3次元再構成画像、X線投影画像及びこれらに類するものは記憶ユニット58に保存・格納され得る。

10

【0024】

続いて図2及び3を参照するに、図2は、開示された方法の典型的な一実施形態を例示するブロック図100を示している。図3は、心臓の図解に適用された典型的な実施形態の一例を示している。最初に、ブロック102にて示されるように、関心構造60（例えば、これに限られないが左心室を含む心室構造）の3D回転X線データが、画像投影からの3D画像の生成又は再構成を容易にするのに十分な角度範囲を有する軌道に沿って収集される。一実施形態において、少なくとも180°に扇角を足し合わせた値を有する撮像対象角度が用いられる。3次元X線データの収集を容易にするため、関心構造60内に含まれる血液ボリュームのコントラストが、参照符号62として大まかに示された造影剤によって強調される。造影剤62は、静脈内に投与されてもよいが、好ましくは、関心構造60が完全な回転収集に従って充たされるようにカテーテルを介して関心構造60に直接的に供給される。回転X線データの収集と並行して、患者20のECGが測定される。

20

【0025】

ブロック104にて、図示されるように、関心構造60に対応する3D空間内の3Dシード点（例えば、モデルの開始点）64が選定される。典型的な一実施形態において、投影の最小強度の中心が用いられる。しかしながら、その他のシード点64及びその選定方法も可能である。

30

【0026】

続いて図4をも参照するに、測定された投影の各々の上で3D空間内の3Dシード点64を選定するため、円錐ビーム形状に沿って2次元の線積分の組が測定される。例えば、3D空間内の造影剤で充たされた心室などの関心領域60に適用されるとき、この構造を貫く対応する線積分は、適切な較正後、検出器上に高い値で現れる。認識されるように、元々は強度が測定されるが、主ビームの強度が分かると、ランベルト・ベール（Lambert Beer）の法則を逆に用いることによって吸収係数を介した線積分が計算され得る。

【0027】

m1と表記される投影内の例えば心室である関心構造60のおおよその中心は、その投影の最大の線積分を採ることによって、あるいは雑音を除去するために低域通過フィルタを用いて投影を畳み込んだ後に最大値を採ることによって、各投影に対して決定される。他の例では、投影面内で或る一定の形状を探索し、この形状内で、あるいは別の手法によって、線積分の重心を計算するセグメント化手法が適用されることができ、

40

【0028】

各投影面内で関心構造60のおおよその中心（m1）が決定されると、同一の心臓位相に属する少なくとも3つ、好ましくはそれより多くの投影が、例えば10%RR間隔に属する投影群といった投影セットから選択される。この例では θ_i 、 θ_j 及び θ_k と表記されたゲーティングされた投影セットに含まれる、選択された“角度”又はこの投影に関する角度群に対応する1つの投影、例えば θ_i 、が選択され、関心構造60の投影m1_iの中心から放射線源までの放射線S_iが採られる。同一位相に対応するその他全ての投影 θ_j 、 θ_k 、...

50

から、対応する放射線 S_j 、 S_k 、・・・が生成される。例えば S_j 、 S_k であるその他の放射線から放射線 S_i への最短距離が3D空間内で計算される。 θ_i に関するこの放射線 S_i 上の一組の点群 $d(i,k)$ 、 $d(i,j)$ が得られ、加重和 $M1(i)$ が以下の等式：

$$M1(i) = (\sum_n d(i,n)w(i,n)) / \sum_n w(i,n) \quad (1)$$

$$w(i,n) = \sin(\theta_n - \theta_i) \quad (2)$$

に従って計算される。

【0029】

その後、ゲーティングされた投影セットの例えば θ_j からの放射線 S_j である第2の放射線に関してこの手順が繰り返される。 θ_j に関するこの放射線 S_j 上の一組の点群 $d(j,k)$ 、 $d(j,i)$ が得られ、加重和 $M1(j)$ が計算され、さらに、選択された全ての投影に関して続けられる。同一の心臓位相に属する投影群、故に対応する放射線群の各々に対し、各放射線上の3D点($M1(i)$ 、 $M1(j)$ 等)が得られる。最終的に、3Dシード点60が、やはり加重平均又は加重和の手法によってもたらされるこれらの点の“質量”中心として得られる。同一の手順は、心臓ゲーティングを用いるか否かに拘わらず、全ての投影に適用されることが可能である。しかしながら、心臓の運動のため、ゲーティングを用いないと結果が乱されることがある。有利には、上述の方法は心臓位相ごとに単一且つ固有のシード点60を生じさせる。

【0030】

図2のブロック106を参照するに、3Dシード点の選定後、このシード点64の周りに適応型形状モデル66が適用される。好ましくは、必ずしもこうである必要はないが、適応型形状モデル66は、患者の位置に適応された向きと標的の関心構造60を十分に表すことが知られた形状とを有するように配置される。例えば、心臓診療のための血管への適用において、形状モデル66は好ましくは、例えば左心室などの撮像される血管構造と同様になるように位置付けられ、且つ成形される。

【0031】

ブロック108に移り、典型的な一実施形態において、様々な投影データセット上への関心構造60の形状の順方向評価投影を生成するための適応処理の一部として、関心構造60に関する投影配置の正確な知識が用いられる。例えば、形状モデル66は、投影データに表される実際の患者データ、すなわち、関心構造60(例えば、心室)の厚さ及び吸収を3次元で表す該構造の境界及び線積分の値に基づいて、単一の心臓位相に適応される。

【0032】

ここで図5A-5Cをも参照するに、典型的な一実施形態において、3D形状モデル66の適応化は、モデル66を複数の投影のうちの選択された数の投影に別々に適応させることによって達成される。必要に応じて、同様の運動の特徴を示す画像投影データの部分集合を取り扱うために、同一の心臓位相に属する全ての投影に同時に適応させることが用いられてもよい。3D適応型形状モデル66が、多数の接続線を有する形状の表面上に分布された多数の点を含んでいるとすると、適応化は図5A-5Cに示されるように系統立てられる。

【0033】

最初に、3D適応型形状モデル66の表面点群が考慮中の投影面に順投影される。図5Aは例示的な形状モデルと関心ある投影上への順投影とを示している。検出面上でその投影内の点群の境界を定める3D表面点群が、図5Bに示されるように特定される。検出面内で隣接し合う境界点の間の接続が境界線を表している。3D境界線すなわち投影された3D境界線に対して垂直な方向にある境界点群の各々に対し、投影データ内の構造の境界線を表し得るエッジが探索される。境界点群はそれに従って図5Cに示されるように修正される。認識されるように、複数のゲーティングされた投影が利用可能である例においては、この適応化は好ましくは、同一の心臓位相に属する投影群の各々にて実行される。境界点群の新たな3D位置を決定した後、適応型形状モデルのその他の点群が、3D形状の所与の内部エネルギーの項に従って修正される。

【0034】

形状モデル66を適応させる更なる情報として、考慮中の投影の方向に3D空間で形状モデル66を貫く線積分が考慮に入れられ得る。例えば、適応型3D形状モデル66を貫く線積分が計算されることができ、特定の投影における線積分の対応する2次元分布は、2D境界の修正に基づく最適3D形状の適応化を決定するように測定値を用いて補正されることができる。

【0035】

この形状の適応化は、双方の測定（エッジ検出及び線積分分布）に基づく単一の適応化段階にて実行されることも可能であるし、反復的に実行されることも可能である。

【0036】

認識されるように、形状モデル66の適応化を更に制約する、あるいは容易にする様々な既知の、あるいは推察可能な情報が有利に活用される。例えば、典型的な一実施形態において、適応化を容易にするため、既知である患者の向きは関心構造60の“もっともらしい”向きに対応する或る一定の論理的仮定又は“知識に裏付けられた推測”を可能にする。同様に、形状モデル66の適応化を更に容易にするために、個々の患者の関心構造に関する既知の情報が用いられてもよい。さらに、認識されるように、その他の心臓位相に関する同時又はその後の適応化は、場合により、隣接する位相における形状モデル又は関心構造60の形状についての知識を用いて行われてもよく、それにより形状モデル表面の連続的な運動をもたらすように形状変化を制限し得る。また、認識されるように、形状モデル66の一層正確な配置及び初期形状は、関心構造60の実際の形状とモデル化された形状との間の差を最小化すること、及び満足な結果を達成するために適応化に必要な繰り返しを削減することによって適応化を改善する。

【0037】

最終的に、得られた4D心室モデルは、診療誘導を容易にするために直接的に使用されてもよく、また、当初のX線投影に基づいて適応された形状モデル66から生成された4D画像を提供することによって、心室パラメータの評価に用いられてもよい。この手法は図2にブロック110として示されている。他の例では、形状モデル表面の3D運動は、回転X線データの運動補償再構成をもたらす再構成処理において適用可能な局所的な運動ベクトル場を生成するために用いられることができる。それにより、全ての利用可能な投影が再構成処理中に、ある一定の参照状態に対して運動補償される。この手法は図2のブロック112にて示されている。

【0038】

なお、開示された方法の動的でない部分は、静止構造の3Dモデルを生成するために使用されてもよい。また、認識されるように、ここで開示された技術は、回転データ収集中に周期運動によって形状が変化あるいは移動させられる如何なる用途にも容易に適用され得るものである。

【0039】

開示された発明の更なる一実施形態は、必要とされる心室情報をモデル化によって生成するものである。このとき、同一の心臓位相内に相異なる投影方向から得られた複数の投影内で心室の輪郭が定められる。輪郭を付された心室構造は心室の3D形状の計算に使用される。この技術はまた、機能的情報を提供する4Dモデル化に拡張されることが可能である。

【0040】

要するに、開示された発明は有利なことに、特に電気生理的(electro physiology; EP)診療のための、とりわけ心室構造の、3次元(3D)回転X線撮像を可能且つ容易にするものである。さらに、この開示は、少ない数の投影からの形状モデルに基づく再構成を可能且つ容易にし、低ドーズ量の4D(例えば、心臓の位相を有する3D)X線再構成を実現するものである。開示されたシステム及び方法は、電気生理的診療における誘導及びナビゲーションのために3D/4D再構成に頼る操作者、特に医師、に有意な利点を提供する。実際、開示されたシステム及び方法は、特に心サイクル内で生じる運動の補償を取り扱う3D/4D画像データのモデル化及び/又は再構成を提供する。開示されたシ

システム及び方法の更なる利点は、このモデル化及び再構成は、削減されたX線投影セットに基づいて実行されることができ、患者へのドーズ量の低減をもたらすことである。

【0041】

明らかであるように、ここでは具体的に線積分、フィルタ、最大値を採ること、及び和を取ることとして参照された数学関数の実現には、技術的に数多くの数値計算方法が存在する。考え得る実現法が数多く存在しており、典型的な実施形態を例示するために用いられた具体的な実現法は限定的なものと見なされるべきではない。

【0042】

以上の数多くの実施形態にて説明されたシステム及び方法は、特に心サイクル内で生じる運動の補償を取り扱う3D/4D画像データのモデル化及び/又は再構成のためのシステム及び方法を提供する。また、開示された発明は、コンピュータにより実現される処理、及びそのような処理を実行する装置の形態で具現化されてもよい。本発明はまた、例えばフロッピー（登録商標）ディスク、CD-ROM、ハードドライブ、またはその他の何らかのコンピュータ読み取り可能記憶媒体にて具現化された命令を含み、コンピュータにロードされ且つそれによって実行されるときに該コンピュータが本発明を実施する装置となるようなコンピュータプログラムコードの形態で具現化されることも可能である。本発明はまた、例えば、記憶媒体に格納され、コンピュータにロードされ且つ/或いはそれによって実行され、あるいは例えば電気配線若しくはケーブル上で、光ファイバを介して、あるいは電磁放射線を介してなど、何らかの伝送媒体上で変調された或いは変調されていない搬送波で伝送されるデータ信号として、コンピュータにロードされ且つそれによって実行されるときに該コンピュータが本発明を実施する装置となるようなコンピュータプログラムコードの形態で具現化されることも可能である。汎用マイクロプロセッサ上に実装されるとき、コンピュータプログラムコードのセグメント群は、特有の論理回路群を作り出すようにマイクロプロセッサを構成する。

【0043】

認識されるように、同様の品目を表記するために“第1の”、“第2の”又はその他の同様の用語を用いていることは、特に断らない限り、何らかの特定の順序を指定したり伝えたりするものではない。同様に、“或る”（“a”若しくは“an”）又はその他の同様な用語を用いていることは、特に断らない限り、“1つ以上”を意味するものである。

【0044】

本発明をその典型的な実施形態を参照して説明してきたが、当業者に理解されるように、この開示はそのような典型的な実施形態に限定されるものではなく、それらに含まれる要素は本発明の範囲を逸脱することなく様々に変更され、また均等物で代用され得るものである。また、具体的な状況又は材料を本発明による教示に適應させるために、本発明の基本精神又は範囲を逸脱することなく多様な変更、改善及び/又は変形が為され得る。故に、本発明は、それを実施するために意図されるベストモードとして開示された特定の実施形態に限定されるものではなく、添付の特許請求の範囲に入る全ての実施形態を含むものである。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明の典型的な一実施形態に従ったX線撮像システムを示す図である。

【図2】開示された方法の一例を示すブロック図である。

【図3】心臓の図解に適用される典型的な一実施形態に係る一例を示す図である。

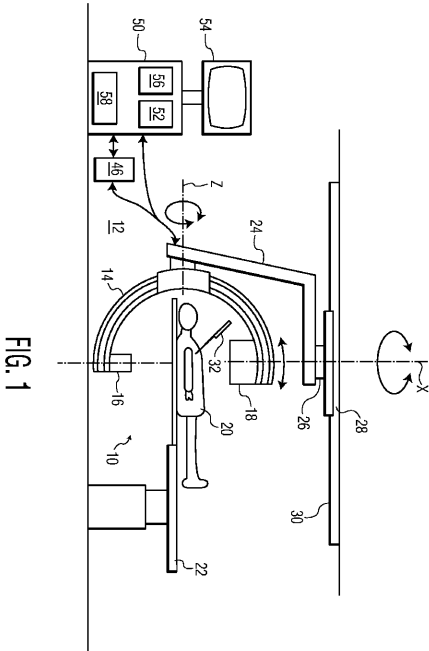
【図4】本発明の典型的な一実施形態に従ったシード点を決定する方法を例示する図である。

【図5A】例示的な形状モデルと関心ある投影上への順投影とを示す図である。

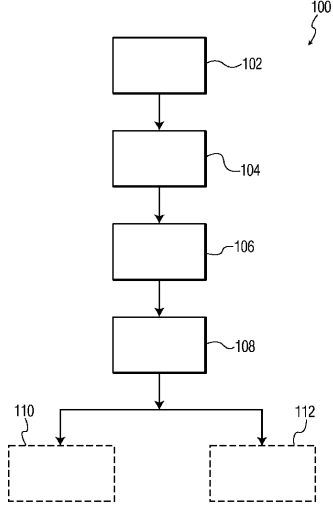
【図5B】典型的な一実施形態に従った境界決定を示す図である。

【図5C】典型的な一実施形態に従った境界点の修正を示す図である。

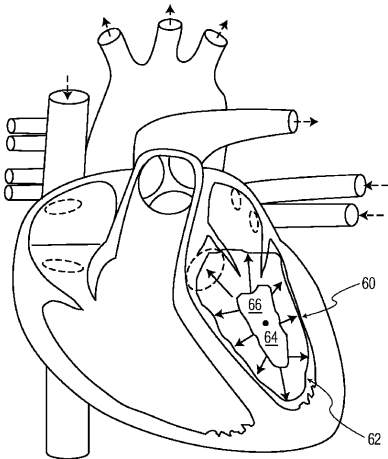
【図 1】



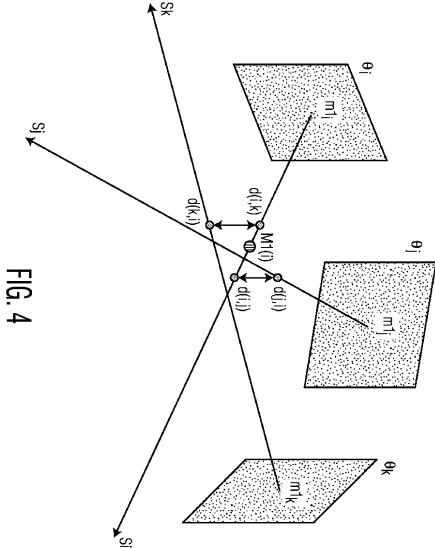
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 5 A】

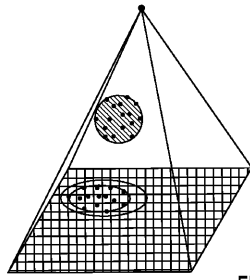


FIG. 5A

【図 5 B】

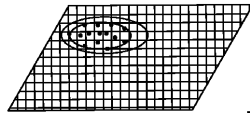


FIG. 5B

【図 5 C】

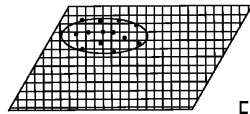


FIG. 5C

フロントページの続き

- (72)発明者 ラッシェ, フォルカー
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
- (72)発明者 シェーファー, ディルク
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

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2004-033749 (JP, A)
特表2006-527619 (JP, A)
Vidya Elangovan and Ross T. Whitaker, From Sinograms to Surfaces: A Direct Approach To
The Segmentation Of Tomographic Data, MICCAI '01 Proceedings of the 4th International
Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention , 英国, Spri
nger-Verlag London, UK, 2001年10月, p.213-223
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4