

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5015804号
(P5015804)

(45) 発行日 平成24年8月29日(2012.8.29)

(24) 登録日 平成24年6月15日(2012.6.15)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 2
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z

請求項の数 16 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-552761 (P2007-552761)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成18年1月5日(2006.1.5)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2008-528164 (P2008-528164A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成20年7月31日(2008.7.31)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2006/050042		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02006/079933		1
(87) 国際公開日	平成18年8月3日(2006.8.3)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成20年12月26日(2008.12.26)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	60/648,033	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成17年1月28日(2005.1.28)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 運動学的MR検査におけるモーション解析のためのユーザインタフェース

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

診断イメージングのための装置であって、

複数の3D画像を格納するメモリであって、各3D画像が、前記3D画像のそれぞれにおいて異なる位置に配置される対象物の生体構造の部分と共に、前記対象物における共通の生体構造注目領域を表す、メモリと、

前記連続する3D画像のそれぞれにおいて指定された生体構造要素を固定するプロセッサと、

前記3D画像の表示平面をシネフォーマットで表示するビデオプロセッサと、

前記3D画像の第1の画像における基準点のセットを選択する手段とを有し、

前記基準点が、固定される前記指定の生体構造要素を規定し、

前記プロセッサが、

前記第1の3D画像から他の3D画像への前記選択された基準点の伝播を計算する伝播計算アルゴリズムと、

3D画像間の前記基準点の前記伝播を表す変換を規定する変換規定アルゴリズムと、

前記ビデオプロセッサが表示する一連のフレームを規定するため、前記3D画像に逆変換を適用する整列アルゴリズムとを実行するよう構成され、

前記フレームにおいて、前記3D画像のそれぞれにおける前記基準点により規定される前記指定の生体構造要素は固定されたままであり、一方前記生体構造注目領域の他の部分は、前記固定された指定の生体構造要素に対して動く、装置。

【請求項 2】

連続する3D画像の各ペアにおける対応する点をレジストレーションするレジストレーションプロセッサを更に含み、前記レジストレーションプロセッサが、各2つの連続する3D画像における前記データ点のミスアラインメントを表す弾性変換を決定する弾性変換アルゴリズムを含む、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記伝播計算アルゴリズムが、前記決定された弾性変換に基づき各2つの連続する3D画像に対する処理を行う、請求項2に記載の装置。

【請求項 4】

前記変換規定アルゴリズムが、各2つの3D画像の前記基準点のミスアラインメントを表す剛体変換を決定する剛体変換アルゴリズムを含む、請求項1に記載の装置。

10

【請求項 5】

互いに連続する表示平面を揃えるため、前記決定された剛体変換に基づき、前記連続する3D画像の表示平面に対する処理を行う整列手段を更に含む、請求項4に記載の装置。

【請求項 6】

前記指定の生体構造要素の表示平面が前記指定の生体構造要素における少なくとも3つの同一平面上の基準点により指定され、

前記プロセッサが、前記複数の3D画像を介して前記基準点を追跡し、かつ前記3D画像における前記基準点の位置における変化を表す変換を決定する運動学的動き追跡アルゴリズムを実行するよう更に構成される、請求項1に記載の装置。

20

【請求項 7】

各3D画像から対応する表示平面を抽出し、各表示されるフレームにおいて前記基準点が共通の位置にあるよう、前記抽出された対応する表示平面を並進及び回転させる、フレーム整列プロセッサを更に含む、請求項6に記載の装置。

【請求項 8】

表示ディスプレイにおいて前記指定の生体構造要素に対する前記生体構造領域の前記他の部分の動きを滑らかにするため、前記抽出され変換された表示平面を補間する画像補間器を更に含む、請求項7に記載の装置。

【請求項 9】

診断イメージングの方法において、

複数の3D画像をメモリに格納するステップであって、各3D画像が、前記3D画像のそれぞれにおいて異なる位置に配置される対象物の生体構造の部分と共に、前記対象物における共通の生体構造注目領域を表す、ステップと、

30

前記連続する3D画像のそれぞれにおいて指定された生体構造要素を固定するステップと、

前記3D画像の表示平面をシネフォーマットで表示するステップと、

前記3D画像の第1の画像における基準点のセットを選択するステップとを有し、

前記基準点が、固定される前記指定の生体構造要素を規定し、

前記固定するステップが、

前記第1の3D画像から他の3D画像への前記選択された基準点の伝播を計算するステップと、

40

3D画像間の前記基準点の前記伝播を表す変換を規定するステップと、

前記ビデオプロセッサが表示する一連のフレームを規定するため、前記3D画像に逆変換を適用するステップとを含み、

前記フレームにおいて、前記3D画像のそれぞれにおける前記基準点により規定される前記指定の生体構造要素が固定されたままである一方で、前記生体構造注目領域の他の部分は、前記固定された指定の生体構造要素に対して動く、方法。

【請求項 10】

弾性変換を用いて、連続する3D画像の各ペアにおける対応するデータ点をレジストレーションするステップを更に含む、請求項9に記載の方法。

50

【請求項 1 1】

前記伝播計算ステップが、前記基準点の前記伝播を決定するのに、前記弾性変換を適用するステップを含む、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記変換規定ステップが、各 2 つの連続する 3D 画像における前記基準データ点のミスアラインメントを表す剛体変換を決定するステップを含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記連続する 3D 画像の表示平面を揃えるため、前記決定された剛体変換に基づき 2 つの連続する 3D 画像に対する処理を行うステップを更に含む、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記指定の生体構造要素における少なくとも 3 つの同一平面上の基準点により、前記指定の生体構造要素の表示平面を指定するステップと、

前記複数の 3D 画像を介して前記基準点を追跡するステップと、

前記 3D 画像における前記基準点の位置における変化を表す変換を決定するステップとを更に含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 5】

すべての 3D 画像における別の共通の表示平面を選択するステップと、

前記別の共通表示平面を揃え及び変換するため、前記決定された変換を適用するステップとを更に含む、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

請求項 9 に記載の方法を実行する、診断イメージング装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、診断イメージング分野に関する。開口(open)磁石磁気共鳴イメージング(MRI)システムにおける移動可能な関節の磁気共鳴イメージングに関連して特定の用途を見出し、ここではその特定の用途を参照して説明が行われることになる。しかしながら、本発明は、磁気共鳴イメージングシステム、コンピュータ断層撮影イメージングシステム、超音波等様々なイメージング用途にも適用可能であることを理解されたい。

【背景技術】**【0002】**

例えば膝、肘、肩といった動く関節を検査する機能は、診断目的には重要である。近年、移動可能な関節又は他の移動構造体のイメージングにMRIが使用されてきた。データ取得の間の動きは、結果として生じる画像にぼけを生じさせる。フルボリュームデータセットを取得することは、非常に時間がかかるため(例えば、1分又はそれ以上)、その結果、動く生体構造が、MRIデータ取得時間の間に実質的に同じ位置に留まることは通常はない。

【0003】

心臓等循環的に動くいくつかの臓器は、同じパターンの動きに一致して従う。これは、取得されたデータが、心臓フェーズによって仕分け(sort)されることができるとを可能にする。幾つかの心臓サイクルを経ると、複数の心臓フェーズのそれぞれに対して、完全なデータセットが取得されることができると。各フェーズに対して再構成される画像は、数心臓サイクルにわたる平均を表す。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

動く生体構造の中には、斯かる予測可能なサイクルを持たないものもある。位置によるデータの仕分けは困難である。更に、多くの移動可能な生体構造が、患者の動きに追従する。関節が繰り返し屈曲されると、患者は、空間内でその関節を動かさず、つまり、イメージングボリュームの中及び外へ部分的に動かさず傾向がある。固定器又は他の機械的な拘束

10

20

30

40

50

器で関節を拘束することは、自然な動きと干渉し、可能性として、診断医が画像化しようとする自由な屈曲の側面を削ることになりかねない。

【0005】

動く生体構造を表示するための多くの手法は、高速な2Dイメージングに基づかれる。それは、単一のイメージング平面へその検査を制限する。画像化される生体構造の一部は、関節屈曲又は他の動きの間、その平面の中及び外へと動く。注目する生体構造がイメージング平面内に留まるように、その関節は拘束デバイスを用いて拘束される。関節を拘束することは、自由な動きを制限することになり、それは運動学的検査において望ましくない。

【0006】

別の手法は、連続するn個の3D関節画像を取得することである。それぞれは、異なる屈曲度で固定された状態の関節である。もし関節の動きが制約されていないなら、画像から画像へと患者は動く。この動きのため、ある画像におけるスライス、他の画像における異なるスライスに対応する場合がある。更に、その患者はイメージング座標系に平行する他の方向へ動く場合があり、画像平面のねじれをもたらす。4D画像におけるスライス・バイ・スライス表示は扱いにくく、動きの容易な理解を可能にするものではない。シネループにおける対応するスライスデータを単純に表示することは、生体構造のスループレーン (through-plane) 変位とフレーム間でジャーク (jerk: びくっと動く) とにより、危険にされる。これらは共に、動きの視覚的な解析の邪魔をする。

【0007】

本願は、上述の問題その他を克服する新規な改良された方法及び装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の1つの側面によれば、診断イメージングのための装置が開示される。メモリは、複数の3D画像を格納し、各3D画像は、3D画像のそれぞれに異なって配置される対象物の生体構造の一部と共に、対象物における注目する共通生体構造領域を表す。プロセッサは、連続する3D画像のそれぞれにおける指定の生体構造要素を固定する。ビデオプロセッサは、シネフォーマットで3D画像の表示平面を表示する。そこでは、生体構造領域の他の部分が、指定の生体構造要素に対して動く間、指定の生体構造要素は、各連続する3D画像において固定されたままにある。

【0009】

本発明の別の側面によれば、診断イメージングの方法が開示される。複数の3D画像がメモリに格納され、各3D画像は、3D画像のそれぞれに異なって配置される対象物の生体構造の一部と共に、対象物における注目する共通生体構造領域を表す。指定された生体構造要素が、連続する3D画像のそれぞれにおいて固定される。3D画像の表示平面は、シネフォーマットで表示され、そこでは、生体構造領域の他の部分が、指定の生体構造要素に対して動く間、その指定の生体構造要素は、各連続する3D画像において固定されたままにある。

【0010】

本発明の1つの利点は、任意の生体構造の動きを任意の観点から表示する点にある。

【0011】

別の利点は、生体構造の他の部分が動く間でも、表示平面において固定されたままにある患者の注目領域を対話的に規定する点にある。

【0012】

別の利点は、表示平面におけるリアルタイムでのユーザとの対話機能にある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下の好ましい実施形態の詳細な説明を読み理解すれば、本発明の更に追加的な利点及び利益が当業者には明らかとなるであろう。

【0014】

本発明は、様々な要素及び要素の配置、並びに様々なステップ及びステップの配置の形

10

20

30

40

50

式を取ることができる。図面は、好ましい実施形態の説明目的であるに過ぎず、本発明を限定するものとして解釈されるべきではない。

【0015】

図1を参照して、磁気共鳴イメージングスキャナ10は、イメージング領域12における磁気共鳴イメージングを行う。図示される実施形態において、スキャナは、インターベンショナルな医療行為を容易にするオープンボアを持つ。スキャナ10は例示であるにすぎず、本書で説明される方法及び装置は、実質的にどのタイプの磁気共鳴イメージングスキャナと組み合わせても一般的に適用可能であることを理解されたい。例えば、オープンボアスキャナ、クローズドボアスキャナ、垂直ボアスキャナ、他のタイプの診断イメージングなどを含むが、それらに限定されるものではない。人間の医療患者といったイメージング対象物(図示省略)は、対象物支持台14に置かれ、スキャナ10のイメージング領域12内に配置される。

10

【0016】

引き続き図1を参照して、イメージング領域12は、磁極片20、22の間で規定される。磁極片20、22は、C、ダブルC、U字形等の鉄要素といった鉄の磁路24により相互接続される。ある実施形態において、鉄要素24は、イメージング領域12を横切り磁極片の間に垂直磁場 B_0 をもたらす永久磁石である。また、抵抗又は超伝導電気ワインディングが鉄の磁路24における磁束とその磁極面を横切る磁場 B_0 を誘起するために提供される。イメージング領域12を横切るとき垂直磁場 B_0 がより線形となるように、パッシブ又はアクティブシムが、磁極片20、22に配置されるか、又は磁極片20、22に隣接する鉄の磁路24内に配置される。

20

【0017】

傾斜磁場コイル26、28が、磁極片20、22に配置される。好ましくは、傾斜コイル26、28は、傾斜アンプ30により傾斜磁場コントローラ32に接続される平面コイル構造である。傾斜磁場コントローラ32は、従来技術より知られており、一様な磁場における傾斜が長手つまりz軸、垂直つまりy軸、及び横方向つまりx軸に沿って作成されるよう、傾斜コイルに適用される電流パルスを提供する。

【0018】

イメージング領域12に配置されるイメージング対象物の双極子における磁気共鳴を励起するために、無線周波数コイル40、42が、傾斜コイル26、28とイメージング領域12との間に配置される。無線周波数送信機44、好ましくはデジタル送信機は、イメージング領域12内へと送信されることになる、無線周波数パルスコントローラ46により要求される無線周波数パルスを無線周波数コイル40、42に送信させる。シーケンスコントローラ50は、操作者による制御の下、シーケンスメモリ52からイメージングシーケンスを取得する。選択されたシーケンスに基づき無線周波数及び傾斜磁場パルスが生成されるよう、シーケンスコントローラ50は、シーケンス情報を傾斜コントローラ32と無線周波数パルスコントローラ46とに提供する。

30

【0019】

好ましくは、1つ又は複数の無線周波数表面コイル又は局所コイル60が、対象物における注目領域に沿って配置される。また、無線周波数コイル40、42は、送信及び受信の両方のモードで使用される。同様に、局所コイル60は、無線送信機及び受信機の両方として使用されることができる。組み込み及び/又はリムーバブルな無線周波数コイルにより受信される無線周波数共鳴信号を復調するため、表面コイル60は、1つ又は複数の無線周波数受信機62と接続される。受信機62からの信号は、アナログデジタルコンバータ64のアレイでデジタル化され、再構成プロセッサ66によりボリュメトリックが画像表現へと処理される。その画像表現は、ボリュメトリック画像メモリ68に格納される。ビデオプロセッサ70は、操作者による制御の下、選択された画像データをボリュメトリックメモリ68から引き出し、1つ又は複数の人間が読むことのできるディスプレイ72、例えばビデオモニタ、アクティブマトリクスモニタ、液晶ディスプレイ等に表示するためそれを適切なフォーマットへと変換する。

40

50

【 0 0 2 0 】

ユーザは、必要な画像処理関数及び命令を実行するためのCPUプロセッサ又はハードウェア手段 7 6 及びソフトウェア手段 7 8 を含むワークステーション 7 4 を用いて、表示されたスライス进行操作する。ワークステーション 7 4 は、好ましくは、1 つ又は複数の入力デバイス 8 0 を含む。入力デバイスを用いて、ユーザは、ワークステーション 7 4 及び/又はスキャナ 1 0 を選択的に制御することができる。好ましくは、ワークステーション 7 4 は、いずれの観点からも生体構造領域の動きを表示することを可能にするユーザインタフェース 8 2 を含む。ユーザインタフェース 8 2 は、例えば、3 つの直交表示視点による、4Dデータセットの調査を可能にするビューワ 8 4 を含む。ユーザは、入力手段 8 0 及び手動インタフェース又は手段 8 6 を介して、データセットをスケーリングし、及びグレー

10

【 0 0 2 1 】

引き続き図 1 を参照しつつ、更に図 2 を参照すると、各3D画像が、いくらか歪み、シフトされ又は他に対して回転されることができるよう、各3D画像のためのデータの取得の間に、イメージング条件がある態様で変化することができる。ある実施形態において、レジストレーション手段又はプロセス 9 0 が、各3D画像を共通のレジストレーション状態にするレジストレーション変換又はパラメタを決定する。弾性レジストレーションアルゴリズム 9 2 が、例えば基準マーカ、区別された生体構造等のランドマーク間での各3D画像における、非固定的な動きによりもたらされるミスアラインメント(一致のずれ)を決定し、かつ、ミスアラインしているランドマークをレジストレーションする又は再アラインさせる閉じた形式の弾性変換を決定する。より詳細には、所定のランドマーク一致(変位)が保存される態様でその画像を弾性的に変形するよう、閉じた形式のガウシアン弾性変換が、ランドマークの位置で中心化されるガウシアン形状の力を利用する。これらの弾性変換又は他のレジストレーションパラメタが、レジストレーションパラメタメモリ 9 4 に格納される。

20

【 0 0 2 2 】

固定システム又は手段 9 6 は、画像ポスト処理による、任意のユーザ規定の対象物又は領域の固定を可能にする。ユーザは、キーボード又は他の入力デバイス 8 0 を介して、ビデオプロセッサ 7 0 が画像メモリ 6 8 から選択された1 つ又は複数のフレームを引き出し、モニタ 7 2 上に表示することをもたらすフレームサイクラ 9 8 を制御する。基準点決定手段又はプロセス 1 0 0 が、第 1 のフレームにおける基準点のセット

30

$$P \subset R^d \quad (d = 2, 3)$$

を規定する。ある実施形態において、連続的なシネ画像において固定状態にあるよう選択される構造体上の選択された表示平面にある3 つ又はそれ以上の特徴的な適切な点をマウス 8 0 でクリックすることにより、ユーザは基準点に対話的に規定する。また、その基準点は、自動的に選択される。例えば、所与の領域に対するスキャンプロトコルが、固定されたままである骨格又は他の構造を特定する。自動的な分割ルーチンは、3D画像の少なくとも1 つにおける指定された骨格を分割する。分割された骨格における3 つ又はそれ以上の特徴的な基準点が自動的に選択される。

40

【 0 0 2 3 】

運動学的動き追跡アルゴリズム又は手段 1 0 2 が、n個の3D画像平面のそれぞれにおける選択された基準点間の変換を計算する。点伝播アルゴリズム又は手段 1 0 4 は、各連続するフレームにおける生体構造の動きを計算する。より詳細には、基準点が同一平面状にあり、各3D画像において同じ関係を持つことを確実にするため、点伝播アルゴリズム 1 0 4 は、フレームの決定された基準点

$$P \subset R^d$$

の動きを連続するフレームへと、レジストレーションメモリ 9 4 からの計算された弾性変

50

換パラメタを用いることにより追跡する。各連続するフレームにおける新しい位置

$$M(p) \in R^d$$

を近似するため、その基準点Pは、動きフィールドに沿って運ばれる。好ましくは、基準点のn個のセットそれぞれについての固定点ベースのレジストレーションを用いて、追跡アルゴリズム又は手段106は、注目対象物又は領域のトラッキングを計算する。より詳細には、変換アルゴリズム又は手段108が、特異値分解アルゴリズムを用いて第1及びn番目の3D画像における基準点間の剛体変換 T_n を計算する。その特異値分解アルゴリズムは、すべての

$$p \in P:$$

に対して、 $T(p)$ と $M(p)$ との二乗距離の和を最小にする、つまり、

$$\arg \min_{T \text{ rigid}} \sum_{p \in P} d(T(p), M(p))^2$$

と表される。ここで、 $T(p)$ は、基準点pの剛体変換であり、 $M(p)$ は、基準点pの新たな位置である。

【0024】

この態様で、動き追跡アルゴリズムは、n個の3D画像のそれぞれにおいて、基準点と共にマークされた第1のフレームにおける点に対応する構造上の点を発見する。一旦n個の画像のそれぞれにおいて対応する点が発見されると、その変換アルゴリズムは、初期画像スライスから他の3D画像のそれぞれにおける対応するスライスにおける位置への基準点の動きを規定する変換 T_1, \dots, T_{n-1} を見つける。

【0025】

決定された変換パラメタは、変換パラメタメモリ110に格納される。

【0026】

フレーム整列アルゴリズム又は手段112は、シネループで表現されるとき注目する規定対象物又は領域が安定したままであるよう、剛体変換手段108により規定される逆変換を用いることにより、3D画像のそれぞれから対応するスライス又はフレームを変換する。例えば、各変換Tは、過去の表示平面Vから新しい表示平面T(V)の座標系を予測するのに使用される。すなわち、 T_1, \dots, T_n の逆変換の対応する画像への適用は、基準点の最小の相対移動を示すスライス及び座標系を抽出する。更に、逆変換は、各対応するスライスを、基準点が各表示されるフレーム内で同じ位置及び方向を持つよう変換及び回転する。この態様で、すべての連続するフレームに運動学的ムービーアルゴリズム102を適用することで、マークされた構造が、すべてのシネフレームに対して表示平面内で固定されたままであり、一方で残りの生体構造がその固定された構造に対して動くようなムービーが作成される。

【0027】

ムービービデオプロセッサ120は、4D運動学的データセットをシネモードで表現する。ユーザがユーザインタフェース82上で入力及び手動手段80、86を介してそのデータセットの中を対話的にナビゲートするので、ムービービデオプロセッサ120は、そのマークされた注目の生体構造領域がすべての連続する表示画像において安定したままであるようそのデータをフォーマット化する。例えば、画像変換の組み合わせが、シネモードでの規定された表示視点にて、注目する固定化された領域を示す各n個の3Dデータセットに適用される。表示側面に関するすべてのユーザ入力(interaction)は、直ちに反映される。

【0028】

各n個の3D画像の取得の間の相対的な動きの量に応じて、シネ表示における動きがジャーキー(jerky:ぎくしゃくした動き)になる場合がある。好ましくは、画像補間器122が

10

20

30

40

50

、表示される動きを滑らかにするようn個のフレームを補間する。

【0029】

ある実施形態において、MRスキャナの取得ループ内で動き補償のためのユーザインタフェース82が使用される。MRスキャナのコンソール上では、第1のフレームにおけるランドマークを選択することにより、表示平面を動的に選択するのにユーザインタフェース82が使用される。すると、特定されたランドマークの空間速度において追加的なデータを取得することにより、動きが推定される。もし、動き補償に対するランドマークが自動的に計算されると、少なくとも特定の臓器、骨格又は関節に対するプロトコルが選択される必要がある。MRIイメージングデバイスを参照して説明が行われてきたが、この技術はいずれの様々なイメージングモダリティから得られるステップ的な動きの系列状画像と共に用いられることができることを理解されたい。

10

【0030】

本発明は、好ましい実施形態を参照して説明されてきた。前述の詳細な説明を読み理解すれば、第三者は、修正及び変形を思いつくであろう。本発明は、こうした修正及び変形を、それらが添付された請求項又はその均等物の範囲に含まれる限りにおいて含むものであると解釈されるものである。

【図面の簡単な説明】

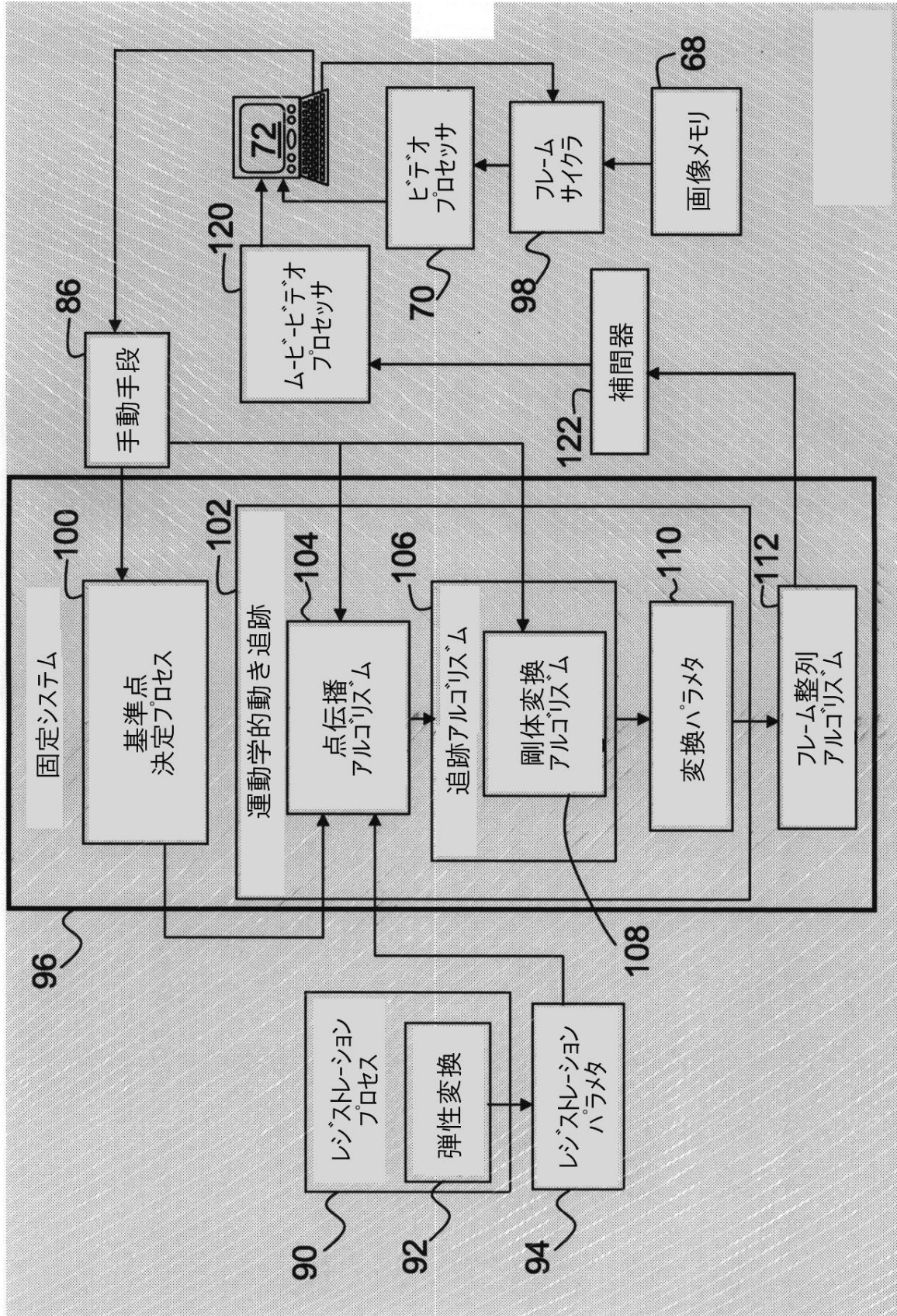
【0031】

【図1】診断イメージングシステムの図式的な説明のための図である。

【図2】診断イメージングシステムの詳細な部分の図式的な説明のための図である。

20

【図2】



 フロントページの続き

- (72)発明者 バイストロフ ダニエル
 ドイツ連邦共和国 デー - 2 2 3 1 5 ハンブルグ ローエントゲンストラッセ 2 4 - 2 6
- (72)発明者 ベカル ウラディミル
 ドイツ連邦共和国 デー - 2 2 3 1 5 ハンブルグ ローエントゲンストラッセ 2 4 - 2 6
- (72)発明者 メーツ キルステン
 ドイツ連邦共和国 デー - 2 2 3 1 5 ハンブルグ ローエントゲンストラッセ 2 4 - 2 6
- (72)発明者 ネッシュ トマス
 ドイツ連邦共和国 デー - 2 2 3 1 5 ハンブルグ ローエントゲンストラッセ 2 4 - 2 6
- (72)発明者 ヤング ステュアート
 ドイツ連邦共和国 デー - 2 2 3 1 5 ハンブルグ ローエントゲンストラッセ 2 4 - 2 6

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 Chris A.Cocosco et al., Automatic cardiac region-of-interest computation in cine 3D structural MRI, International Congress Series, 2004年, Vol.1268, pp.1126-1131
 SERGE VAN SINT JAN, Joint Kinematics Simulation from Medical Imaging Data, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 米国, IEEE SERVICE CENTER, 1997年12月, V44 N12, P1175-1184
 紀ノ定保臣 他, シネMRを用いた心臓の三次元機能解析, 臨床画像, 1997年, Vol.13 No.5, pp.544-551

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055
 A61B 6/00-6/14
 G06T 7/00-7/60
 JMEDIPlus(JDreamII)
 JSTPlus(JDreamII)
 Wiley InterScience