

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-90120

(P2009-90120A)

(43) 公開日 平成21年4月30日 (2009.4.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2008-262559 (P2008-262559)	(71) 出願人	390041542
(22) 出願日	平成20年10月9日 (2008.10.9)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(31) 優先権主張番号	11/870,522		GENERAL ELECTRIC COMPANY
(32) 優先日	平成19年10月11日 (2007.10.11)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデー、リバーロード、1 番
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100093908
			弁理士 松本 研一
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 容積式位置揃えのための改良型システム及び方法

(57) 【要約】

【課題】超音波画像を過去取得画像容積データセットと効率よく位置揃えする。

【解決手段】第一の画像データセット及び少なくとも1個の他の画像データセットを受け取り、上述の少なくとも1個の他の画像データセットにおいて第一の画像データセットに対応する第一の画像スライスを識別する。第一の画像データセット又は少なくとも1個の他の画像データセットにおける第一の画像スライスの少なくとも一方において第一の注目点を選択する。第一の画像データセット又は少なくとも1個の他の画像データセットにおける第一の画像スライスの他方において、第一の注目点に対応する第二の注目点を選択し、第一の注目点を第二の注目点に整列させるように、第一の画像データセット、第一の画像スライス的一方又は両方を第一の方向、第二の方向及び第三の方向に平行移動させ、第一の画像データセット及び少なくとも1個の他の画像データセットを位置揃えする。

【選択図】図2 (B)

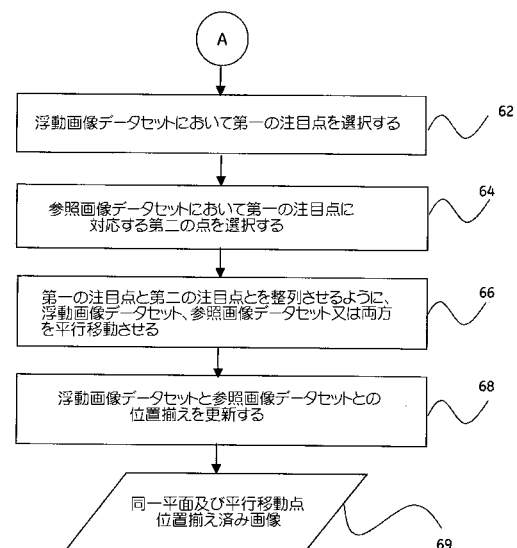


FIG. 2B

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

画像の容積式位置揃えの方法であって、

第一の画像データセット及び少なくとも 1 個の他の画像データセットを受け取るステップと、

前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおいて、前記第一の画像データセットに対応する第一の画像スライスを識別するステップと、

前記第一の画像データセット又は前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける前記第一の画像スライスの少なくとも一方において第一の注目点を選択するステップと、

前記第一の画像データセット又は前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける前記第一の画像スライスの他方において、前記第一の注目点に対応する第二の注目点を選択するステップと、

前記第一の注目点を前記第二の注目点と整列させるように、前記第一の画像データセット、前記第一の画像スライス的一方又は両方を第一の方向、第二の方向及び第三の方向に平行移動させるステップと、

前記第一の画像データセットと前記少なくとも 1 個の他の画像データセットとの位置揃えを更新するステップと

を備えた方法。

【請求項 2】

前記第一の画像データセットを前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける前記第一の画像スライスにより係止するステップをさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第一の画像データセットは第一の撮像モダリティを介して取得され、前記少なくとも 1 個の他の画像データセットは、前記第一の撮像モダリティとは異なる第二の撮像モダリティを介して取得される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第一の画像データセットにおいて、前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける 1 又は複数の画像スライスに対して既知の配向にある位置を識別するステップと、

前記第一の画像データセット又は前記少なくとも 1 個の他の画像データセットの少なくとも一方において第三の注目点を選択するステップと、

前記第一の画像データセット又は前記少なくとも 1 個の他の画像データセットの他方において、前記第三の注目点に対応する第四の注目点を選択するステップと、

前記第一の注目点を前記第三の注目点に整列させるように、前記第一の画像データセット、前記少なくとも 1 個の他の画像データセット的一方又は両方を第一の方向、第二の方向及び第三の方向に平行移動させるステップと

をさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記第一の画像スライスに対応する配置情報を記録するステップをさらに含んでいる請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

表示のために前記位置揃え済み画像を処理するステップをさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

画像の容積式位置揃えの方法であって、

第一の画像データセット及び少なくとも 1 個の他の画像データセットを受け取るステップと、

前記第一の画像データセットにおいて、前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける 1 又は複数の画像スライスに対して既知の配向にある位置を識別するステップと、

前記第一の画像データセット又は前記少なくとも 1 個の他の画像データセットの少なく

10

20

30

40

50

とも一方において第一の注目点を選択するステップと、

前記第一の画像データセット又は前記少なくとも 1 個の他の画像データセットの他方において、前記第一の注目点に対応する第二の注目点を選択するステップと、

前記第一の注目点を前記第二の注目点に整列させるように、前記第一の画像データセット、前記少なくとも 1 個の他の画像データセットの一方又は両方を第一の方向、第二の方向及び第三の方向に平行移動させるステップと、

前記第一の画像データセット及び前記少なくとも 1 個の他の画像データセットの位置揃えを更新するステップとを備えた方法。

【請求項 8】

10

1 又は複数の有形媒体を備えたコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記 1 又は複数の有形媒体は、

第一の画像データセット及び少なくとも 1 個の他の画像データセットを受け取るように構成されているコードと、

前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおいて、前記第一の画像データセットに対応する第一の画像スライスを識別するように構成されているコードと、

前記第一の画像データセット又は前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける前記第一の画像スライスの少なくとも一方において第一の注目点を選択するように構成されているコードと、

前記第一の画像データセット又は前記少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける前記第一の画像スライスの他方において、前記第一の注目点に対応する第二の注目点を選択するように構成されているコードと、

20

前記第一の注目点を前記第二の注目点と整列させるように、前記第一の画像データセット、前記第一の画像スライスの一方又は両方を第一の方向、第二の方向及び第三の方向に平行移動させるように構成されているコードと、

前記第一の画像データセットと前記少なくとも 1 個の他の画像データセットとの位置揃えを更新するように構成されているコードとを含んでいる、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【請求項 9】

第一の画像データセット及び少なくとも 1 個の他の画像データセットを得るように構成されている少なくとも一つのイメージング・システム (1 2) と、

30

該少なくとも一つのイメージング・システム (1 2) に結合されて動作し、前記第一の画像データセットと前記少なくとも 1 個の他の画像データセットとの容積式位置揃えに基づいて位置揃え済み画像を形成するために、前記第一の画像データセット及び前記少なくとも 1 個の他の画像データセットの各々を処理するように構成されている処理サブシステム (1 3 2) と

を備えたシステム (1 0) 。

【請求項 10】

画像取得装置 (1 2 4) を前記少なくとも一つのイメージング・システム (1 2) に対して既知の配向に配向させることを容易にするように構成されている配置サブシステム (1 4 0) をさらに含んでいる請求項 9 に記載のシステム (1 0) 。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的には、物体の撮像に関し、さらに具体的には、2 以上の画像の容積式位置揃え (volume based registration) に関する。

【背景技術】

【0002】

画像位置揃えは、医療撮像、動画による運動解析、遠隔探査、警備及び監視の各応用に広く用いられている。さらに、画像の内容の間での対応を見出す方法が画像位置揃えと一

50

般に呼ばれている。換言すると、画像位置揃えは、相異なる画像における同じ物体又は物体の部分の位置及び配向を、曖昧さを排除して結び付ける幾何学的変換を見出すことを含んでいる。さらに具体的には、画像位置揃えは、異なる画像データセットを共通の座標空間に変換することを含んでいる。各画像は、異なる撮像装置によって得られたものであってもよいし、又は代替的には、同じ撮像装置によって取得されているが異なる撮像セッション若しくは時間枠において取得されたものであってもよい。認められるように、医療撮像の分野では、患者が受ける撮像セッション又は走査の数は着実に増加している。身体部分の画像を同じ撮像モダリティ又はシステムから経時的に取得することができる。代替的には、多重モード型撮像において、同じ身体部分の画像を X 線イメージング・システム、磁気共鳴 (MR) イメージング・システム、計算機式断層写真法 (CT) イメージング・システム、超音波イメージング・システム又は陽電子放出断層写真法 (PET) イメージング・システムのような異なる撮像モダリティの利用を介して撮影することができる。

10

【0003】

医用の位置揃えでは、画像の位置揃えは患者の移動に関連する困難に直面する。例えば、同じ撮像モダリティを介して又は他の方法で得られる二つの走査の間での患者の意識的又は無意識的な移動のため、これら二つの走査の間に予測不能な変化が存在する。残念ながら、この位置変化は画像の整列不正を招く。加えて、患者の姿勢が、多重モード型走査に用いられる撮像モダリティに応じて異なり得る。例えば、患者は、結腸の磁気共鳴撮像 (MRI) 走査セッション時には伏臥姿勢 (すなわち顔面を下に向けて横臥) に配置され、超音波機械のような異なる撮像設備を用いた同じ形式の検査時には仰臥姿勢 (すなわち顔面を上に向けて横臥) に配置される場合がある。この姿勢の差が本質的な位置揃えの問題を生ずる。

20

【特許文献 1】米国特許第 7 0 5 2 4 6 1 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

容積ガイド式超音波は、超音波画像を以前に取得された (過去取得: pre-acquired) 画像容積と位置揃えする応用である。過去取得容積データセットは、例えば CT 画像データセット、MR 画像データセット、PET 画像データセット又は超音波画像データセット等を含み得る。過去取得容積データセットに対する超音波画像の位置揃えを行なうための従来思量されている解としては、超音波トランスデューサの表面又は内部に 1 又は複数のセンサを装着した位置感知システムの利用等がある。しかしながら、超音波画像を過去取得容積データセットに位置揃えする方法は煩雑で時間浪費的となる場合がある。

30

【0005】

従って、超音波画像を単一のモダリティ又は複数の撮像モダリティを介して得られた過去取得画像容積データセットと効率よく位置揃えすることの可能な方法及びシステムの設計が必要とされている。具体的には、誤差を最小限に留めつつワークフロー効率を高める画像を位置揃えする方法及びシステムの設計が極めて必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の手法の各観点によれば、画像の容積式位置揃えの方法が提示される。この方法は、第一の画像データセット及び少なくとも 1 個の他の画像データセットを受け取るステップを含んでいる。さらに、この方法は、上述の少なくとも 1 個の他の画像データセットにおいて、第一の画像データセットに対応する第一の画像スライスを識別するステップを含んでいる。この方法はまた、第一の画像データセット又は少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける第一の画像スライスの少なくとも一方において第一の注目点を選択するステップを含んでいる。加えて、この方法は、第一の画像データセット又は少なくとも 1 個の他の画像データセットにおける第一の画像スライスの他方において、第一の注目点に対応する第二の注目点を選択するステップを含んでいる。また、この方法は、第一の注目点を第二の注目点に整列させるように、第一の画像データセット、第一の画像スライス

40

50

の一方又は両方を第一の方向、第二の方向及び第三の方向に平行移動させるステップを含んでいる。また、この方法は、第一の画像データセットと少なくとも1個の他の画像データセットとの位置揃えを更新するステップを含んでいる。この方法によって画定される形式の機能性を提供するコンピュータ読み取り可能な媒体も本発明の手法と共に思量される。

【0007】

本発明の手法のさらにもう一つの観点によれば、画像の容積式位置揃えの方法が提示される。この方法は、第一の画像データセット及び少なくとも1個の他の画像データセットを受け取るステップを含んでいる。加えて、この方法は、第一の画像データセットにおいて、上述の少なくとも1個の他の画像データセットにおける1又は複数の画像スライスに対して既知の配向にある位置を識別するステップを含んでいる。また、この方法は、第一の画像データセット又は少なくとも1個の他の画像データセットの少なくとも一方において第一の注目点を選択するステップを含んでいる。さらにまた、この方法は、第一の画像データセット又は少なくとも1個の他の画像データセットの他方において、第一の注目点に対応する第二の注目点を選択するステップを含んでいる。加えて、この方法は、第一の注目点を第二の注目点に整列させるように、第一の画像データセット、少なくとも1個の他の画像データセットの一方又は両方を第一の方向、第二の方向及び第三の方向に平行移動させるステップを含んでいる。この方法はまた、第一の画像データセットと少なくとも1個の他の画像データセットとの位置揃えを更新するステップを含んでいる。

【0008】

本発明の手法のさらに他の各観点によれば、システムが提示される。このシステムは、第一の画像データセット及び少なくとも1個の他の画像データセットを得るように構成されている少なくとも一つのイメージング・システムを含んでいる。加えて、このシステムは、上述の少なくとも一つのイメージング・システムに結合されて動作し、第一の画像データセットと少なくとも1個の他の画像データセットとの容積式位置揃えに基づいて位置揃え済み画像を形成するために第一の画像データセット及び少なくとも1個の他の画像データセットの各々を処理するように構成されている処理サブシステムを含んでいる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明のこれらの特徴、観点及び利点、並びに他の特徴、観点及び利点は、添付図面を参照して以下の詳細な説明を読むとさらに十分に理解されよう。図面全体を通して類似した符号は類似した部材を表わす。

【0010】

以下で詳述するように、画像の容積式位置揃えが可能なイメージング・システム及び容積式位置揃えの方法を提示する。画像の容積式位置揃えのシステム及び方法を用いることにより、誤差を最小限に留めつつワークフロー効率を改善することができる。以下に示す実施形態の各例は医用イメージング・システムの文脈で説明されるが、工業的応用での画像の容積式位置揃えが可能なイメージング・システムの利用も本発明の手法と共に思量されることが認められよう。工業的応用としては、限定しないが手荷物走査応用、並びに他の警備及び監視応用のような応用等がある。

【0011】

図1は、本発明の手法の各観点による撮像に用いられる例示的なシステム10のブロック図である。さらに具体的には、システム10は、2以上の画像データセットの容積式位置揃えを容易にするように構成され得る。当業者には認められるように、これらの図面は説明を目的としており、縮尺通りに描画されている訳ではない。システム10は、複数の画像取得システムを介した患者(図1には示さず)からの画像データの取得を容易にするように構成され得る。図1の図示の実施形態では、イメージング・システム10は、第一の画像取得システム12、第二の画像取得システム14及び第Nの画像取得システム16を含むものとして図示されている。第一の画像取得システム12は、観察下にある患者を表わす第一の画像データセットを得るように構成され得るものと特記され得る。類似した

態様で、第二の画像取得システム 14 は、同じ患者に関連する第二の画像データセットの取得を容易にするように構成され、第 N の画像取得システム 16 は、同じ患者からの第 N の画像データセットの取得を容易にするように構成され得る。

【0012】

本発明の手法の一観点によれば、イメージング・システム 10 は、多重モダリティ型イメージング・システムを表わし得る。換言すると、多様な画像取得システムを用いて同じ患者を表わす画像データを得ることができる。さらに具体的には、幾つかの実施形態では、第一の画像取得システム 12、第二の画像取得システム 14 及び第 N の画像取得システム 16 の各々が、CT イメージング・システム、PET イメージング・システム、超音波イメージング・システム、X 線イメージング・システム、MR イメージング・システム、光学式イメージング・システム又はこれらの組み合わせを含んでいてよい。例えば、一実施形態では、第一の画像取得システム 12 が CT イメージング・システムを含み、第二の画像取得システム 14 が超音波イメージング・システムを含み、第 N の画像取得システム 16 が PET イメージング・システムを含み得る。

10

【0013】

さらに、他の幾つかの実施形態では、イメージング・システム 10 は、第一の画像取得システム 12 のような 1 台の画像取得システムを含んでいてもよい。換言すると、イメージング・システム 10 は、単一モダリティ型イメージング・システムを含んでいてよい。例えば、イメージング・システム 10 は、超音波イメージング・システムのような 1 台のみの画像取得システム 12 を含み得る。本実施形態では、同じ患者について一定の時間にわたって取得される複数の走査のような複数の画像が、同じ画像取得システム 12 によって取得され得る。

20

【0014】

次いで、単一モダリティ型イメージング・システム又は複数の異なる画像取得モダリティによって得られた患者を表わす複数の画像データセットを合成して、結合型表示を得ることができる。当業者には認められるように、PET イメージング・システム及び単光子放出計算機式断層写真法 (SPECT) イメージング・システムのような撮像モダリティを用いて生理学的情報を与える機能的な身体画像を得ることができ、CT イメージング・システム及び MR イメージング・システムのような撮像モダリティを用いて身体の解剖学的マップとなり得る身体の構造的画像を取得することができる。これら異なる撮像手法は、身体に関する相補的な情報及び時として矛盾する情報を有する画像データセットを与えることが知られている。これらの画像データセットを高い信頼性で合体させて、個々の画像データセットの各々では明らかでない場合のある付加的な臨床的情報を含み得る複合的な重なり画像の形成を容易にすることが望ましい場合がある。さらに具体的には、この複合画像は、医師が解剖学的構造と、存在する場合には病状との間の形状関係、寸法関係及び空間的关系に関する情報を得ることを容易にする。

30

【0015】

また、単一撮像モダリティ型システムを介して得られた複数の画像データセットを組み合わせ、複合型表示を生成することができる。この複合型表示は、医師が患者の継続管理検査を行ったり、正常な撮取特性を有する画像を疑わしい異常を有する画像に対して比較したりするのを容易にすることができる。

40

【0016】

取得された複数の画像データセットは、一つの領域に関連する画像情報を各々の画像データセットから見た状態に「位置揃え」することができる。次いで、これらの画像を用いて、複合型表示を生成することができる。画像位置揃え手法を用いて、一実施形態では処理モジュール 18 を介してイメージング・システム 10 によって得られた複数の画像データセットを合成することができる。さらに具体的には、処理モジュール 18 は、本発明の手法の各観点によれば 2 以上の画像データセットの容積式位置揃えを支援するように構成されることができ、このことについて図 2 ~ 図 5 を参照してさらに詳細に説明する。図 1 に示す例では、処理モジュール 18 は、画像取得システム 12、14、16 に結合されて

50

動作する。前述のように、画像位置揃えは、異なる画像データセットを共通の一つの座標系へ変換する工程として定義され得る。さらに具体的には、画像位置揃えの工程は、検討下にある画像データセットを共通の座標系へ変換するのに用いることのできる１又は複数の適当な変換を求めることを含んでいる。本発明の手法の各観点によれば、この変換は、限定しないが剛体型変換、非剛体型変換又はアフィン変換のような変換を含み得る。剛体型変換としては、例えば平行移動、回転又はこれらの組み合わせ等がある。また、非剛体型変換としては、例えば有限要素モデリング（ＦＥＭ）、Ｂ－スプライン変換、Daemonの（流体流動に基づく）方法、拡散に基づく方法、光学的流動に基づく方法、又はレベル・セットに基づく方法等がある。尚、実時間超音波二次元（２Ｄ）又は三次元（３Ｄ）画像データセットのように画像データセットの一つが連続的に更新されているときには、位置感知システム及び／又は画像式解析を用いて位置揃えを保ち得ることを特記しておく。

10

【００１７】

上で述べたように、処理モジュール１８は、取得された複数の画像データセットの容積式位置揃えを容易にして位置揃え済み画像データセットを形成するように構成され得る。観察下にある患者は典型的には、走査されているときに意識的移動又は無意識的移動を経験することが観察されている。結果的に、幾分かの予測不能な変化が、同じ撮像モダリティのイメージング・システム又は多重モダリティ型イメージング・システムのいずれかを介して取得された画像データセットの間に内部的にも外部的にも生じ得る。内部的变化は、肺又は結腸のような器官の運動によるものと考えることができる。また、患者が経験する外部的変化は、患者の外部の身体部分の不随意移動を示す。例えば、超音波イメージング・システム及びＣＴイメージング・システムを用いた腹部走査の間に、又は後に行なわれる患者の超音波走査の場合にも、患者の位置が変化しがちであることが広く観察されている。この移動の結果として、画像同士の間に整列不正が生ずる。結果的に、超音波走査をＣＴ画像容積のような過去取得画像容積に位置揃えする工程は、煩雑で時間浪費的な工程となり得る。従って、２以上の画像データセットの実質的に優れた位置揃えを可能にするように調整され得る容積式画像位置揃え工程が必要とされている。一実施形態では、処理モジュール１８は、かかる容積式画像位置揃え工程の具現化を容易にするように構成され得る。

20

【００１８】

処理モジュール１８は、操作者コンソール２０を介してアクセスされ且つ／又は操作され得る。操作者コンソール２０はまた、処理モジュール１８によって形成された取得画像及び／又は複合位置揃え済み画像の表示器２２及び／又はプリンタ２４等での表示を容易にすることができる。例えば、医師のような操作者が操作者コンソール２０を用いて、位置揃え済み画像を表示器２２に視覚化する態様を指定することができる。

30

【００１９】

図２（Ａ）～図２（Ｂ）へ移ると、図１のイメージング・システム１０、さらに具体的には処理モジュール１８の動作を表わす概略的な流れ図５０が示されている。換言すると、システム１０（図１参照）を用いた容積式位置揃えの方法が図示されている。図２に示す例では、参照番号５２及び５４は、画像取得システム１２、１４、１６（図１参照）のような１又は複数の画像取得システムを介して取得される第一の画像データセット及び第二の画像データセットを表わす。前述のように、画像データセット５２、５４は異なる撮像モダリティを介して取得された同じ患者を表わす画像データにそれぞれ対応する。代替的には、単一撮像モダリティを用いて画像データを取得する場合には、画像データセット５２及び５４は、同じ種類の撮像モダリティを介して一定の時間にわたって取得された同じ患者に関連する画像データを表現している。

40

【００２０】

この例では、第一の画像データセット５２は第一の画像取得システム１２を介して取得され得る。さらに、第一の画像取得システム１２は、例えば患者の解剖学的関心領域を表わす画像容積を得るように構成されているＣＴイメージング・システムを含み得る。従って、第一の画像データセット５２はＣＴ画像データを含み得る。さらに具体的には、一

50

実施形態では、ＣＴ画像容積５２は、患者の身体に対して標準的な配向にある一連の平行な平面画像（スライス）を含み得る。例えば、ＣＴでの腹部走査は通常、背を下にして横臥した患者について行なわれ、各スライスは互いに対して平行であり、患者に対しては交軸方向にある。さらに、第一の画像取得システム１２を介して取得される第一の画像データセット５２を「参照」画像と呼ぶことができ、この参照画像は不変に保たれこれにより参照として用いられる画像である。尚、参照画像、参照画像容積、参照画像データセット、原画像、元画像及び固定画像等の用語は互換的に用いられる場合があることを特記しておく。参照画像データセット５２は、過去取得画像容積に相当し得る。尚、参照画像データセット、過去取得画像容積、参照画像容積及び過去取得参照画像容積との用語は互換的に用いられる場合があることを特記しておく。

10

【００２１】

加えて、参照画像に写像され得る他の取得画像を「浮動」画像と呼ぶ場合がある。換言すると、浮動画像は、参照画像５２と空間的に整列するように幾何学的に変換された画像を表現している。また、浮動画像、移動画像、感知画像及び標的画像との用語は互換的に用いられる場合があることを特記しておく。従って、第二の画像データセット５４は、例えば第二の画像取得システム１４を介して取得され得る。さらに、ここの例では、第二の画像取得システム１４は、例えば解剖学的関心領域を表わす画像を得るように構成されている超音波イメージング・システムを含み得る。従って、第二の画像データセット５４は超音波画像データを含み得る。さらに具体的には、一実施形態では、超音波画像データ５４は二次元（２Ｄ）平面画像（スライス）を含み得る。ここでも、超音波における腹部走査は通常、背を下にして横臥した患者について行なわれるが、超音波プローブの自由な移動があるため、交軸方向のＣＴスライスに対して直接的な相関が存在しない場合がある。尚、第二の画像データセット５４は、実時間で取得される２Ｄ超音波画像を含み得ることを特記しておく。この２Ｄ超音波画像はまた、「実時間（ライブ）」超音波画像と呼ばれることもある。代替的には、第二の画像データセット５４は、実時間で取得される多平面超音波画像又は３Ｄ超音波画像を含み得る。また、第二の画像データセット、超音波画像、第一の浮動画像、及び第一の浮動画像データセット等の用語は互換的に用いられる場合があることを特記しておく。

20

【００２２】

過去取得参照画像データセット５２及び第一の浮動画像データセット５４を受け取ることに続いて、第一の浮動画像データセット５４を参照画像データセット５２と位置揃えすることができる。さらに具体的には、本発明の手法の各観点によれば、第一の浮動画像データセット５４は、ステップ５６～６９によって示すように処理モジュール１８（図１参照）の利用を介して参照画像データセット５２と位置揃えされることができ、このことについて以下で詳述する。換言すると、第一の浮動画像データセット５４は、幾つかの実施形態では、参照画像データセット５２と空間的に整列するように処理モジュール１８によって幾何学的に変換され得る。

30

【００２３】

加えて、幾つかの実施形態では、選択随意の前処理ステップ（図２には示さず）を、参照画像データセット５２及び処理モジュール１８によって処理される前の第一の浮動画像データセット５４に適用することができる。例えば、画像平滑化アルゴリズム及び／又は画像ボケ除去アルゴリズムを、参照画像データセット５２及び処理モジュール１８によって処理される前の第一の浮動画像データセット５４に適用することができる。

40

【００２４】

本発明の手法の例示的な各観点によれば、処理モジュール１８による処理をステップ５６～６９に関して説明することができる。現状で思量される構成では、参照画像データセット５２は、解剖学的関心領域を表わす画像容積を含み得る。さらに、参照画像容積又はデータセット５２は、複数の実質的に平行な平面画像スライスを含み得る。さらに、前述では参照画像容積５２はＣＴイメージング・システムを介して取得された画像データを含むと説明したが、参照画像容積５２はまた、ＭＲイメージング・システム、ＰＥＴイメー

50

ジグ・システム、X線イメージング・システム、核医学イメージング・システム、SPECTイメージング・システム又は超音波イメージング・システムを介して取得される画像データを含み得ることを特記しておく。

【0025】

さらに、この例では、第一の浮動画像データセット54は、第二の画像取得システム14（図2参照）を介して取得される第一の画像スライスを含み得る。尚、第一の画像スライス及び浮動画像との用語は互換的に用いられる場合があることを特記しておく。この例では、第一の画像スライスは、前述のように解剖学的関心領域を表わす2D超音波画像のような2D画像スライスを含み得る。従って、参照画像データセット52及び第一の画像スライス54は、処理モジュール18への入力となるように構成され得る。処理モジュール18による処理はステップ56から開始し、このステップでは、第一の画像スライス54に対応する参照画像データセット52の画像スライスを識別することができる。参照画像データセット52のこの画像スライスを第二の画像スライス58と一般的に呼ぶことができる。

10

【0026】

本発明の手法の各観点によれば、第二の画像スライス58を、例えば処理モジュール18（図1参照）の利用を介して識別することができる。参照画像データセット52における第二の画像スライス58を第一の画像スライス54に実質的に類似した画像スライスとして識別する。位置センサ及び/又は画像式処理を用いて、超音波画像データセット54のような実時間超音波画像の位置が更新されるのに伴ってデータセットを位置揃えされた状態に連続的に保つことができる。

20

【0027】

認められるように、これら二つの平面すなわち第一の画像スライス54及び過去取得参照画像データセット52において識別された第二の画像スライス58は、実質的に類似した画像データセットを表わす。しかしながら、第一の画像スライス54、第二の画像スライス58又は両者の内部では画像データがシフトしている場合がある。換言すると、第一の画像スライス54の画像データと第二の画像スライス58の画像データとが整列不正となっている場合がある。現状で利用可能な手法を用いると、この整列不正は典型的には、第一の画像スライス54、第二の画像スライス58の一方又は両方をX方向、Y方向又は両方向に平行移動させることにより克服される。残念ながら、第一の画像スライス54に実質的に類似した参照画像容積52における第二の画像スライス58の識別には本質的な困難が存在する。加えて、2枚の画像スライスが互いに対して実質的に平行であることを保証する工程も困難な課題である。さらに、現状で利用可能な手法の利用は、Z方向へのシフトがあっても対処することができない。

30

【0028】

本発明の手法の例示的な各観点によれば、現状で利用可能な手法に関連するこれらの短所は、第一の画像スライス54、第二の画像スライス58の一方又は両方をX方向、Y方向及びZ方向に平行移動させ、これにより参照画像データセット52において実質的に類似した画像平面の識別を容易にすることにより回避され得る。一実施形態では、限定しないが平面係止及び平行移動方式（Plane Lock and Translate Scheme）のような識別方法を用いて、参照画像データセット52での第二の画像スライス58の識別を支援することができる。例えば、医師のような利用者が、過去取得参照画像データセット52において実時間超音波画像54に実質的に類似した平面を識別することができる。認められるように、過去取得参照画像データセット52は複数の画像スライスを含み得る。また、参照画像データセット52におけるこれら複数の画像スライスの各々は互いに対して実質的に平行であり得る。一実施形態では、医師は過去取得参照画像データセット52を通して走査して、実質的に類似した画像平面を識別することができる。尚、実質的に類似した画像平面は、参照画像容積52の複数の実質的に平行な画像スライスの1枚を含み得ることを特記しておく。代替的には、実質的に類似した画像平面は、参照画像容積52の複数の画像スライスを横断した1枚の画像を含み得る。

40

50

【 0 0 2 9 】

一旦、実質的に類似した画像平面（第二の画像スライス 5 8）が過去取得参照画像データセット 5 2 において識別されたら、ステップ 6 0 に示すように、医師は係止（lock）を識別して、これにより実時間超音波画像 5 4 及び参照画像容積 5 2 において対応する実質的に類似した画像平面（第二の画像スライス 5 8 等）に標識（タグ）をつけることができる。この係止を類似平面係止（similar plane lock）と一般的に呼ぶことができる。例として述べると、実質的に類似した画像平面が、CT 参照画像容積 5 2 の複数の CT 画像スライスを通して走査することにより識別され得る。また、現状で思量される構成では、医師が、第一の画像取得システム 1 2、第二の画像取得システム 1 4 の一方又は両方に対する制御を選択することにより係止を識別することができる。ステップ 6 0 での係止の結果として、同一平面位置揃え済み画像 6 1 を得ることができる。

10

【 0 0 3 0 】

さらに、一旦係止されたら、2 枚の画像 5 4、5 8 を共に走査することができる。換言すると、実時間超音波画像 5 4 を更新することができ、例えば超音波トランスデューサを含むプローブのような画像取得装置の移動が生じたら、過去取得容積の対応するスライスし直された新たな画像を表示する。換言すると、超音波トランスデューサは、当該超音波トランスデューサと結合されて動作する位置センサを含み得る。医師は、CT 画像データ 5 2 から 1 枚の平面を選択し、若しくは超音波トランスデューサによって実質的に類似した平面を見出し、又はこの反対を行なうことができる。加えて、医師は、例えばキーを押すことにより類似した平面 5 4、5 8 の観察を指示することができる。この点以降は、超音波トランスデューサを移動させる任意の運動を位置センサによって記録して、CT 画像データセット 5 2 に適用し、画像容積 5 2 を通して第二の画像スライス 6 8 のような新たなスライスを取り出すことができる。次いで、医師は、CT 画像データセット 5 2 において一つの点を識別し、超音波画像 5 4 において同じ点に対して走査を行ない、また点に印をつけることができる。尚、以上の工程を反対の順序で実行してもよいことを特記しておく。一旦、点が画像データセット 5 2、5 4 の両方において識別されたら、X、Y 及び Z でのシフト補正を行なうことができる。認められるように、これら 2 枚の平面すなわち第一の画像スライス 5 4 及び過去取得参照画像データセット 5 2 において識別された第二の画像スライス 5 8 は、この点において共通である。従って、ステップ 5 6 の結果として、実時間画像スライス 5 4 に実質的に類似した参照画像容積 5 2 における第二の画像スライス 5 8 を識別することができる。

20

30

【 0 0 3 1 】

しかしながら、第一の画像スライス 5 4、第二の画像スライス 5 8 又は両方の内部の画像データは互いに関してシフトしている場合がある。換言すると、第一の画像スライス 5 4 の画像データと第二の画像スライス 5 8 とが整列不正となっている場合がある。従って、第一の画像スライス 5 4、第二の画像スライス 5 8 又は両方の画像データを処理して、これら二組の画像データセットを整列させることができる。上で述べたように、本発明の手法の例示的な各観点によれば、この整列不正は、第一の画像スライス 5 4、第二の画像スライス 5 8 の一方又は両方を X 方向、Y 方向及び Z 方向に平行移動させることにより対処され得る。

40

【 0 0 3 2 】

第一の画像スライス 5 4 及び第二の画像スライス 5 8 を整列させるために、ステップ 6 2 によって示すように、第一の注目点を第一の画像スライス 5 4 において選択することができる。尚、第一の注目点は、解剖学的構造、又は患者の表面若しくは内部に載置された基準標識を含み得ることを特記しておく。第一の注目点は、例えば図形的標識を用いて識別され得る。同様に、ステップ 6 4 では、第二の注目点を参照画像データセット 5 2 において選択することができる。さらに具体的には、第二の注目点は、当該第二の注目点が浮動画像 5 4 における第一の注目点に対応する点に相当するように選択され得る。また、一実施形態では、医師は、超音波画像 5 4 又は過去取得参照画像データセット 5 2 のいずれかにおいて 1 個の点を識別することができる。点は、例えば画像において点の上にカーソ

50

ルをおいてクリックすることにより選択され得る。次いで、医師が必要に応じて画像取得装置を移動させて、他方の画像での視覚化域において対応する注目点を求め、続いてこの対応する点を選択することができる。上で述べたように、第一の注目点が浮動画像 5 4 において選択され、続いて参照画像データセット 5 2 において対応する第二の注目点の選択が行なわれているが、第一の注目点が参照画像データセット 5 2 において選択され、続いて浮動画像 5 4 において対応する第二の注目点の選択が行なわれてもよいことが理解されよう。

【0033】

続いて、ステップ 6 6 では、本発明の手法の例示的な各観点に従って、浮動画像 5 4、参照画像データセット 5 2 の一方又は両方を X 方向、Y 方向及び Z 方向に平行移動させて、第一の注目点を第二の注目点に整列させることを容易にすることができる。画像データセット 5 2、5 4 を X 方向、Y 方向及び Z 方向に平行移動させることは、平面係止が確立されたときに存在していたあらゆる Z シフト誤差を補償することを有利に容易にする。この平行移動の結果として、浮動画像 5 4 は参照画像データセット 5 2 に整列する。続いて、ステップ 6 8 では、浮動画像 5 4 の参照画像データセット 5 2 との位置揃えを更新することができる。ステップ 6 8 での位置揃えの更新に続いて、位置揃え済み画像 6 9 を得ることができる。この位置揃え済み画像 6 0 を同一平面及び平行移動点位置揃え済み画像と呼ぶことができる。次いで、位置揃え済み画像 6 9 を、例えば第一の画像取得システム 1 2、第二の画像取得 1 4 の一方又は両方の表示器に表示させることができる。

【0034】

前述のように、浮動画像 5 4 に対応する参照画像データセット 5 2 の第二の画像スライス 5 8 の識別には本質的な困難が存在する。加えて、第二の画像スライス 5 8 が参照画像データセット 5 2 の画像スライスに対して既知の配向にあることが望ましい場合がある。例えば、第二の画像スライス 5 8 が浮動画像 5 4 に実質的に平行であり、これにより X 方向及び Y 方向に沿った回転を回避することが望ましい場合がある。また、浮動画像 5 4 及び第二の画像スライス 5 8 は互いに対して回転せず、これにより Z 方向に沿った回転を回避することが望ましい場合がある。従って、もう一つの容積式位置揃えの方法を提示する。

【0035】

図 3 (A) ~ 図 3 (B) には、もう一つの容積式位置揃えの方法を表わす概略的な流れ図 7 0 が示されている。図 3 に示す例では、参照番号 5 2 及び 5 4 は、画像取得システム 1 2、1 4、1 6 (図 1 参照) のような 1 又は複数の画像取得システムを介してそれぞれ取得された第一の画像データセット及び第二の画像データセットを表わす。

【0036】

ここでも、第一の画像データセット 5 2 を、CT イメージング・システムのような第一の画像取得システム 1 2 を介して取得することができる。従って、第一の画像データセット 5 2 は、患者の身体に対して標準的な配向にある一連の平行な平面画像 (スライス) を含み得る CT 画像データを含むことができる。第一の画像データセット 5 2 を参照画像データセット 5 2 と呼ぶことができ、このデータセット 5 2 は、前述のように過去取得画像容積を表わし得る。また、第二の画像データセット 5 4 は、例えば解剖学的注目点を表わす画像を得るように構成されている超音波イメージング・システムのような第二の画像取得システム 1 4 を介して取得され得る。第二の画像データセット 5 4 は超音波画像データを含むことができ、この場合には超音波画像データ 5 4 は 2 D 平面画像 (スライス) を含み得る。前述のように、第二の画像データセット 5 4 は、実時間で取得され得る 2 D 超音波画像を含み得る。この 2 D 超音波画像 5 4 はまた、「実時間 (ライブ)」超音波画像とも呼ばれる。代替的には、第二の画像データセットは、実時間で取得される多平面超音波画像又は 3 D 超音波画像を含み得る。

【0037】

過去取得参照画像データセット 5 2 及び浮動画像 5 4 を得ることに続いて、第一の浮動画像データセット 5 4 を参照画像データセット 5 2 に位置揃えすることができる。幾つか

の実施形態では、選択随意の前処理ステップ（図示せず）を、参照画像データセット 5 2 及び処理モジュール 1 8（図 1 参照）によって処理される前の第一の浮動画像データセット 5 4 に適用することができる。例えば、画像平滑化アルゴリズム及び / 又は画像ボケ除去アルゴリズムを、参照画像データセット 5 2 及び処理モジュール 1 8 によって処理される前の第一の浮動画像データセット 5 4 に適用することができる。

【0038】

方法はステップ 7 2 から開始し、このステップでは、参照画像データセット 5 2 において浮動画像データセット 5 4 に対応する第二の画像スライスを識別することができる。さらに具体的には、本発明の手法の各観点によれば、ステップ 7 2 では、浮動画像データセット 5 4 において参照画像データセット 5 2 におけるスライスに対して既知の配向にある位置を識別することができる。一実施形態では、浮動画像データセット 5 4 において、参照画像データセット 5 2 におけるスライスに実質的に平行な位置を識別することができる。尚、この位置は、参照画像データセット 5 2 の一つの画像平面に位置してよく、この画像平面は「所望の」画像平面とも呼ばれることを特記しておく。

10

【0039】

認められるように、例えば CT イメージング・システム又は MR イメージング・システムから取得されたもののような過去取得画像容積は典型的には、患者の身体に対して標準的な配向にある一連の平行な平面画像（スライス）を含んでいる。例えば、CT での腹部走査は通常、背を下にして横臥した患者について行なわれ、各スライスは互いに対して平行であり、患者に対しては交軸方向にある。本発明の手法の例示的な各観点によれば、この「取得平面」の知見を有利に用いて、位置揃え方を強化することができる。さらに具体的には、一実施形態では、医師は浮動画像データセット 5 4 を走査して、浮動画像データセット 5 4 において参照画像データセット 5 2 のスライスに実質的に平行な位置を識別することができる。

20

【0040】

一旦、浮動画像容積 5 4 における所望の位置が識別されたら、ステップ 7 6 によって示すように、浮動画像データセット 5 4 を参照画像データセット 5 2 に対して平行なものとして係止することができる。この係止を平行平面係止と呼ぶことができる。ステップ 7 6 での係止の結果として、平行位置揃え済み画像 7 7 を得ることができる。続いて、ステップ 7 8 では、浮動画像 5 4 において第一の注目点を識別することができる。第一の注目点は、図 2 に関して前述したように、解剖学的関心領域を含み得る。さらに、ステップ 8 0 では、参照画像データセット 5 2 において第一の注目点に対応し得る第二の注目点を識別することができる。代替的には、ステップ 7 8 では第一の注目点を先ず参照画像データセット 5 2 において選択し、ステップ 8 0 では対応する第二の注目点を浮動画像 5 4 において選択してもよい。

30

【0041】

さらに、ステップ 8 2 では、前述のように浮動画像 5 4、参照画像データセット 5 2 の一方又は両方を平行移動させて、第一の注目点を第二の注目点と整列させることができる。換言すると、浮動画像 5 4、参照画像データセット 5 2 の一方又は両方を X 方向、Y 方向及び Z 方向に平行移動させて、第一の注目点及び第二の注目点を整列させることを容易にすることができる。結果的に、浮動画像 5 4 はこの時点で、参照画像データセット 5 2 と整列する。従って、浮動画像 5 4 及び参照画像データセット 5 2 との間の平行平面係止を、浮動画像 5 4 と参照画像データセット 5 2 との間の同一平面係止へ変換することができる。また、ステップ 8 4 では、浮動画像 5 4 の参照画像データセット 5 2 との位置揃えを更新して、位置揃え済み画像 8 6 を形成することができる。この位置揃え済み画像 8 6 を平行平面及び平行移動点位置揃え済み画像と呼ぶことができる。続いて、この位置揃え済み画像 8 6 を、システム 1 0 の表示器 2 6（図 1 参照）のような表示器において視覚化することができる。

40

【0042】

上述のような平行平面係止を具現化することにより、浮動画像 5 4 と参照画像データセ

50

ット５２との比較的容易な位置揃えを得ることができる。さらにまた、認められるように、取得平面に平行にトランスデューサを保持すると過去取得参照画像容積５２において同じ平面を識別する場合よりも誤差を生じ難く、これにより回転誤差が減少する。

【００４３】

上で述べたように、ここの例では、単一の平行移動点を用いて平行平面係止を同一平面係止へ変換している。しかしながら、平行平面係止によって導入された可能性のあるＸ方向、Ｙ方向及び／又はＺ方向での回転誤差は、存在したとしても補正することができない。本発明の手法のさらに他の観点によれば、平行平面係止をガイドとして用いて同一平面係止を実行することを医師に対して許すことができる。従って、医師は、例えば第二の画像取得システム１４（図１参照）を用いて特定の画像を得ることができる。前述のように、第二の画像取得画像１４は超音波イメージング・システムを含み得る。ゆえに、超音波画像を得ることができる。加えて、医師は、この超音波画像が、係止させたい所望の浮動画像であることを指示することができる。また、画像取得装置の現在位置に関する配置情報を得て記憶しておくことができる。次いで、医師は、参照画像データセット５２において現在の超音波画像スライス５４に平行な画像平面を通して走査することができる。例えば、医師は、トラックボール、マウス、トランスデューサの移動又は他の制御機構の利用を介して参照画像データセット５２を通して走査することができる。

10

【００４４】

一旦、医師が超音波画像スライス５４に実質的に類似した画像平面を識別したら、医師は同一平面係止を指示することができる。換言すると、医師は、超音波画像スライス５４を、参照画像データセット５２における実質的に類似した画像平面との同一平面係止を介して係止したいと指示することができる。次いで、図形的表現を超音波画像スライス５４において用いて、超音波画像スライス５４が過去取得参照画像容積５２における画像平面に対して実質的に平行であるか否かを平行平面係止に基づいて示すことができる。例えば、点を超音波画像５４の右上の角及び／又は超音波画像５４の左下の角に表示することができる。尚、超音波画像５４の左上の角は平行平面内に位置するものと想定されており、これら二つの図形を用いて、医師が画像取得装置を過去取得参照画像容積５２と同じ平面に整列させるように調整するのを支援し得ることを特記しておく。一実施形態では、図形的標識は、画像の該当部分が平面内に位置するときには緑色の十字印を含み、平面外に位置するときには異なる色の四角形とすることができる。さらに、幾つかの実施形態では、平面外に位置するとの標示を色によって示すことができ、平面内にするのに必要とされる望ましい移動距離を四角形の大きさ及び／又は色の明るさによって示すことができる。一旦、各平面が実質的に類似しているものと識別されたら、医師は同一平面係止を指示することができる。また、図形的標識は、利用者が同一平面係止を指定するためのガイドとなるように構成され得るが、必ずしも平行に表示しなくてもよいことを特記しておく。

20

30

【００４５】

上で述べたように、以上に述べた平行平面手法は、所望の画像平面又は取得平面に対して実質的に平行な画像平面の識別を行なうものである。本発明の手法の各観点によれば、関心のある画像平面が取得平面以外の平面を含み得る場合の本発明の手法の利用もまた思量される。さらに具体的には、画像取得装置における超音波トランスデューサと過去取得画像容積との間の配向を知ることが望ましい。例えば、超音波経膈検査は、標準的なＣＴ又はＭＲのデータセットに対して約９０°だけ回転させ得る超音波画像を含み得る。ここの例では、過去取得参照画像容積を、位置揃えに先立って超音波トランスデューサに実質的に類似した配向まで回転させることができる。代替的には、位置揃え工程は、超音波画像と過去取得参照画像容積との間の平行移動を含み得る。

40

【００４６】

本発明の手法の例示的な各観点によれば、超音波プローブのような画像取得装置と過去取得画像容積との間の配向に関する情報は、配置サブシステムの導入を介して利用可能とすることができ、ここで配置サブシステムは患者を載置したテーブルに対して既知の配向となるように構成され得る。加えて、配置サブシステムは、患者テーブルに対して既知の

50

配向にプローブを支持するように構成され得る。認められるように、典型的には、患者は、ＣＴスキャナのような容積走査装置のテーブルに配置される。テーブルを移動させて容積走査のために患者を配置することができる。続いて、テーブルを、超音波走査のための新たな位置まで移動させることができる。容積走査装置テーブル（例えばＣＴイメージング・システム）に対して既知の配向にあり、画像取得装置をテーブルに対して既知の配向に配置するように構成された配置サブシステムを導入することにより、平行平面係止は、単に画像取得装置を配置サブシステムに配置してイメージング・システム１０（図１参照）にプローブがこの既知の配向にあることを知らせることにより達成され得る。代替的には、位置センサをテーブルに対して既知の配向に配設して、これにより位置センサを用いて、医師による如何なる動作も伴わずに平行平面係止を達成することができる。一旦、超音波画像と過去取得画像容積との間の位置揃えが達成されたら、容積走査装置からの任意のテーブル移動を用いて位置揃えを更新することができる。代替的には、位置センサが患者と共に移動するようにテーブルに取り付けられたら、テーブル移動があっても如何なる調節も保証しない。

10

20

30

40

50

【００４７】

以上に述べた手法は、患者を容積走査装置テーブルから異なるテーブル又は患者保持装置に移動させた場合にも応用され得る。ここでも、患者が新たなテーブルにおいて走査装置テーブル及びプローブ位置と実質的に類似した相対位置にあり、又は位置センサが患者に対して既知の配向にある場合には、平行平面を識別することができる。尚、ここでの例は、患者位置が変化する可能性が高いため位置揃えの何らかの調節を伴い得ることを特記しておく。さらにまた、本発明の手法の各観点によれば、位置揃えを強化するためにＸ方向、Ｙ方向及び／又はＺ方向への回転調節を手動で行なうための手段を設けてもよい。

【００４８】

前述のように、平面係止が確立されたときに存在するあらゆるＺシフト誤差は、Ｘ方向及びＹ方向へのシフトに加えてＺ方向へのシフトを同時に行なうことにより実質的に解消され得る。平行移動に用いられる注目点が画像の関心領域に対応している場合には、関心領域を中心としたＸ軸、Ｙ軸又はＺ軸の任意の回転が実質的に最小化され得ることを特記しておく。このステップは、検査を通じて他の注目点でのあらゆる回転誤差を最小化するために繰り返され得る。

【００４９】

また、本発明の手法のさらに他の観点によれば、以前の点に基づく位置揃えに戻る手段を設けてもよい。換言すると、医師に対し、平行平面が識別されたときに生じ得るあらゆる回転誤差を補正する手動手段が提供され得る。医師は、Ｘ軸、Ｙ軸及びＺ軸の周りでこの平面の回転を調節するように制御を与えられ得る。この回転は、画像の中心、選択自在の点、又は平行移動工程の一部として識別された最後の点の周りで行なうことができる。回転調節制御は、過去取得画像容積において表示されている平面の回転を調節する。医師は、実時間画像又は静止画像を走査しながらこの調節を行なうことができる。一実施形態では、回転を行なうための手動手段としては、回転制御又はトラックボール等がある。例として述べると、手動手段が回転制御を含む場合には、三つの回転制御を用いてＸ軸、Ｙ軸及びＺ軸の周りの回転を別個に調節することができる。

【００５０】

しかしながら、手動手段が単一の回転制御を含んでいる場合には、作用軸の間での切り換えを行なうように構成されているスイッチを含めることが望ましい場合がある。認められるように、軸の間の切り換えは、医師にとっての余分なステップを伴う。加えて、Ｘ軸又はＹ軸の周りの回転を達成するために回転部を時計回り及び／又は反時計回りに回転させるのは、物理的な有向性移動が画像の物理的な回転と一致しないため直感にそぐわない場合がある。例えば、Ｘ軸の周りの調節を行なうと画像が上に遠ざかるように又は下に回転するが、回転制御の時計回り及び反時計回りの移動はこれらの運動に一致しない。トラックボール制御の利用は、回転軸を選択する手段、及び／又はトラックボールを用いて、トラックボールにマッピングされ得る他の利用者機能ではなく回転調節を行なうつもりで

あると指示する手段を必要とする。本発明の手法の各観点によれば、これらの短所は、4箇所配置（又は4箇所よりも多い配置）型のジョイスティック回転部の利用を介して回避され得る。この4箇所配置型ジョイスティック回転部は、X軸回転を遂行するためには上又は下に押され、Y軸回転を遂行するためには左又は右に押され、Z軸回転を遂行するためには時計回り又は反時計回りに回転される。さらに、キーを上位置、下位置、左位置又は右位置に固定すると、選択随意で加速移動を生ずることができる。加えて、制御部を押し込むことにより調節のための運動速度を調節するように構成されることができ、これにより医師が大まかな移動又は細かな移動を行なうことを可能にする。

【0051】

上述のような制御を具現化することにより、回転調節を遂行する全ての制御が選択を伴わずに利用可能となり、キーの運動が画像調節と一致して、利用法が遥かに直感的となる。制御部を押すことにより、回転調節を行なうことからシフト調節を行なうことへ制御を変化させる等のように異なる効果を発揮することができる。この場合には、左右の運動はX軸に沿ったシフトを実行し、上下の運動はY軸でのシフトを実行し、時計回り及び反時計回りの運動はZシフト調節を実行することができる。

【0052】

加えて、上で述べたような容積式位置揃えの方法を具現化するのには三つの段階が必要である。第一段階は、過去取得画像容積において浮動画像平面に対応する平面の識別及び画像平面の係止を行ない、第二段階は、画像平面の一つにおいて注目点の識別を必要とし、第三段階は他の画像平面において対応する注目点の識別を伴う。平面係止が最初に行なわれる場合には、係止を開始する動作（ポインタで画像をクリックする等）が平行移動アルゴリズムの初期点にもなるように構成され得る。次いで、医師は、他の画像において対応する点に印を付け、これにより3回ではなく2回の動作で係止及び平行移動位置揃えを完了することができる。

【0053】

さらにまた、医師はこれら二つのデータセットを係止して、両画像をトランスデューサが移動するのに伴って更新する。次いで、医師は、画像の1枚において平行移動点に印を付けることができる。第三段階は、他の画像において対応する点に印を付けるものである。この第三段階を支援するために、第一の画像を静止させて（実時間更新を行なわない）、平行移動点が静止画像において可視のままに留まるように構成することができる。このコウセイは、他の画像において同じ点を見出すために走査しているときの参照として作用する。

・ 加えて、第一段階では、医師は、過去取得画像容積において超音波画像のような浮動画像に実質的に類似した画像平面を識別する。超音波トランスデューサと過去取得画像容積との間に係止が確立されていなくても、超音波トランスデューサを用いて過去取得画像容積を通してナビゲートして関心のある画像平面を決定し、これにより過去取得画像容積の調査を容易にすることができる。さらにまた、容積の内部で後の解析のために追加の注目点に印を付けることができる。

【0054】

従来は、3個以上の注目点が浮動画像54（図2参照）において識別され、続いて対応する3個以上の注目点が参照画像容積52（図2参照）において識別されて画像52、54の位置揃えを支援することができた。超音波画像54と過去取得参照画像容積52との間で3個以上の共通の点を識別することにより、現在のプローブ位置に対応する画像平面を参照画像容積52から抽出する変換を構築して用いることができる。この手法は、例えば利用者制御の利用を介した超音波画像54における点の識別、及び続いて行なわれる過去取得画像容積52における対応する点の識別を含んでいる。次いで、識別工程を異なる点について最低2回繰り返すことができる。3個以上の点による位置揃え方式の一つの本質的な困難は、実質的には互いに近接していない点を近接した点と識別して、大きな誤差を発生しがちであることである。さらに、現状で利用可能な手法に関連する短所は、互いに実質的に近接した点の利用を回避することにより回避されている。換言すると、注目点

10

20

30

40

50

同士の間の許容可能な距離を表わす固定された閾値を選択して、実質的に近接した距離に配設された２個以上の点の利用を回避することができる。しかしながら、固定された閾値は、状況によって利用可能でない場合がある。例えば、腹部のように相対的に大きい容積域を含む解剖学的関心領域は約４ｃｍの閾値を要求し得るが、手首のように相対的に小さい容積域を有する解剖学的関心領域において少なくとも４ｃｍ離隔した３個以上の注目点を識別することは困難である場合がある。

【００５５】

本発明の手法の例示的な各観点によれば、超音波画像５４に関連したパラメータを用いることにより、イメージング・システム１０（図１参照）、さらに具体的には処理モジュール１８（図１参照）は、解剖学的関心領域の寸法を推定して適当な閾値を自動的に設定するように構成され得る。超音波画像５４に関連するパラメータとしては、幾つかを挙げると深さ、トランスデューサ、トランスデューサ周波数、注目ズーム領域等がある。例えば、注目点は互いから画像深さの少なくとも２０％離隔していることが望ましい場合がある。結果的に、解剖学的関心領域が腹部を含んでいる場合には、２０ｃｍ深さでの走査が約４ｃｍの閾値距離を要求する。類似した態様で、解剖学的関心領域が手首を含んでいる場合には、４ｃｍ深さでの走査が約０．８ｃｍの閾値距離を要求する。尚、ここでの例は画像深さに関して記載されているが、本発明の手法は、走査されている関心領域と共に自動的に増減する閾値を要求していることを特記しておく。

10

【００５６】

また、本発明の手法のさらに他の観点によれば、システム１０（図１参照）、さらに具体的には処理モジュール１８（図１参照）は、もう一つの注目点に相対的に近接した注目点を自動的に廃棄するように構成され得る。処理モジュール１８はまた、元の注目点を置き換えるか、又は２個の点のうち好適な平行移動を与える方を用いるように構成され得る。この手法を互いに相対的に近接していると識別された２個よりも多い点に拡張してもよい。

20

【００５７】

さらにまた、３個よりも多い点が識別される場合に、システム１０は、全ての点に基づく位置揃え及び点の様々な部分集合に基づく位置揃えを医師に提供するように構成され得る。システム１０は、点の部分集合に基づいて数値的な品質指標を算出すると共に、各点の離隔距離に基づいて各点に数値スコアを与えるように構成され得る。次いで、これら２種の数値に加重を与えて、全体的な品質スコアとして結合することができる。最高の品質スコアを達成した点の組み合わせを用いればよい。加えて、システム１０は、医師が全ての点を用いること、上述の基準に基づいて最善の点の部分集合を用いること、又は上述の基準に基づいて最善の三点部分集合を用いることから選択し得るように構成され得る。

30

【００５８】

上述のような手法を具現化することにより、システム１０の使い易さを顕著に高めることができる。認められるように、一実施形態では、医師は典型的には、超音波画像５４において３個以上の注目点、及び参照画像容積５２の他の画像において対応する３個以上の注目点を識別する。実時間超音波画像５４はトランスデューサによって制御され、過去取得画像容積５２はマウス、トラックボール又は他の入力装置によって制御される。これらの注目点の識別は、本発明の手法の各観点に従って強化され得る。例えば、過去取得参照画像容積５２を通してナビゲートするのに標準的な入力装置を用いるのではなく、超音波トランスデューサを用いて移動を駆動することができる。点が一方の画像において識別されたら、この点は図形的標識として保持されることができ、次に同じ点が他方の画像において識別されるとき参照となる。医師は先ず、選択随意の平行移動と共に同一平面係止又は平行平面係止を実行し、次いで結果を３個以上の注目点を用いた位置揃えのために案内として用いることができる。一旦、点が画像の１枚において識別されたら、この画像は更新を停止し、識別された点は図形的標識によって可視のままに留まる。さらに、第二の画像での対応する点の識別に続いて、次の点を識別し得るように２枚の画像は実時間更新に戻る。平行移動点が同一平面係止の一部として識別されたら、この注目点を３個以上の

40

50

注目点の１個として用いることができる。各々の１対の点毎に、医師は、いずれの画像において第一の注目点を識別すべきかを指定することができる。この画像は点の対毎に変えてよい。一旦、点の対の第一の点が医師によって識別されたら、注目点を医師によって解除することができる。医師はまた、点の対を解除することを選択することもできる。

【００５９】

前述のように、浮動画像５４のような超音波画像を参照画像容積５２のような過去取得容積データセットと位置揃えする幾つかの手法が存在する。例えば、これらの手法としては、選択随意の平行移動点による平面係止、手動重なり調節による平面係止、自動画像整列による平面係止、平行移動点による平行取得係止、及び各々のデータセットにおける３個以上の共通の点等があり、変換を構築することができる。これら様々な位置揃え手法の重複した固有の観点が、効率及び利用者自在性のための興味深い機会を提供する。手動同一平面係止の実行は、次いでトランスデューサを用いて両方の画像を調節することができるため位置揃えを開始する共通の方法となり、従って他の位置揃え手法を助ける。一つの利点は、選択随意の平行移動点による同一平面係止が行なわれた場合には、平行移動点を３個以上の注目点を用いる位置揃えにおける第一の点として用い得ることである。

10

【００６０】

従って、医師は多数の平行移動点を生成することができる。換言すると、一旦、平面係止が識別されたら、医師は少なくとも３個の共通で且つ独立の平行移動点を識別することができる。システム１０は、３個以上の点から構築される変換へ切り換えて、画像スライスの位置揃えを行なうように構成され得る。切り換えは、自動的に又は利用者選択に基づいて実行され得る。尚、３個以上の点が対応する閾値よりも大きい距離に配設され得ることを特記しておく。

20

【００６１】

選択随意の平行移動点による平面係止を具現化することにより、第一の画像スライス５４と参照画像容積５２との容積式位置揃えを著しく強化することができる。さらに具体的には、位置揃えの速度及び位置揃えの品質は、本発明の手法の各観点によれば参照画像データセット５２全体を走査する必要がないため強化され得る。

【００６２】

また、任意の形式の位置揃えを実行した後に、経時的に又は異なる解剖学的位置において画像位置揃えが望んだほど良好でないことが明らかとなる場合がある。従って、医師は容積式位置揃えを再度開始することができる。さらにまた、システム１０は、位置揃え方法の全てについての結果を把握して、医師が適当な位置揃えを選択することを可能にするように構成され得る。例えば、医師は、選択随意の平行移動点による平面係止を実行し、続いて３個以上の点による位置揃えによって追跡調査することができる。両方の位置揃えの結果をシステム１０に記憶させることができ、このようにして医師が所望に応じて選択随意の平行移動点位置揃えによる平面係止に容易に復帰することができる。加えて、システム１０はまた、医師が任意の時刻に現在の位置揃えを保存して、対応する能力を所望に応じて当該位置揃えに復帰させることを可能にするように構成され得る。これら保存された位置揃えは、同じ手法の多数の位置揃え及び／又は多数の手法を用いた多数の位置揃えであってよい。認められるように、各々の位置揃え方法が多数の位置揃えを含み得る。

30

40

【００６３】

本発明の手法の各観点によれば、各々の方法を用いた最後のＮ回の位置揃えを保存し、これにより、前回の設定に復帰する容易な方法を医師に提供することができる。これらの多数の位置揃え設定は、医師が如何なる位置揃えも必要としない他の超音波撮像手法を実行しても患者検査の過程を通じて保持され得る。さらにまた、様々な位置揃え手法を結合して誤差を最小限に留めることもできる。例えば、選択随意の平行移動点による平面係止を３個以上の点による位置揃えと組み合わせることができる。このアプローチを用いて、様々な手法からの誤差を最小限に留めることができる。

【００６４】

また、認められるように、連続的な画像式位置揃えを実行するときに、画像情報が追跡

50

を保持するのに十分でない場合がある。例として述べると、画像取得装置が身体との接触を失った場合、又は超音波が透過しない骨又は他のこのような物体にかけて走査する場合に、取得された画像データが追跡を保持するのに十分でない場合がある。従って、システム 10 は、位置センサ式位置揃えに自動的に切り換わるように構成され得る。代替的には、システム 10 は、利用者入力に基づいて位置センサ式位置揃えに切り換わるように構成されてもよい。一旦、画像が自動位置揃えされたら、システム 10 は、連続的な容積式位置揃えに自動的に切り換わって戻るように構成され得る。

【0065】

上で述べた位置揃え手法は解剖学的位置揃えに基づくものである。しかしながら、非解剖学的支援を用いて画像の位置揃えを支援してもよい。従って、CTデータ又はMRデータが得られたときに、データセットに現われる標識を身体に配置することができる。次いで、同じ標識を用いて又は他の指標を介して、身体において同じ位置に印を付けることもできる。さらに、超音波走査を実行するときに、トランスデューサをこの印に配置して、標識を含むデータセットの部分に位置揃えすることができる。一つの標識を用いて、選択随意的平行移動点による平面係止を支援することができる。また、多数の標識を用いて、3個以上の点による位置揃えを支援することができる。

【0066】

認められるように、多平面型又は容積型トランスデューサを用いて画像データの取得を容易にする場合には、位置揃え工程は表示されている超音波画像に対して生ずる。尚、トランスデューサの様々な位置を用いて、異なる観点の位置揃えを容易にし得ることを特記しておく。従って、トランスデューサに対する異なる取得平面を用いることもできる。一旦、位置揃えが完了したら、取得平面が変化するのに伴って新たな取得平面の相対的な位置を用いて、過去取得容積において対応するスライスを調節することができる。このことは、取得平面が離散的段階又は連続的段階のいずれかで変化するのに伴って達成され得る。

【0067】

以上に述べた画像の容積式位置揃えの方法は、図4(A)～図4(B)を参照するとさらによく理解され得る。図4(A)～図4(B)には、本発明の手法の各観点による容積式位置揃えの方法の線図表現90が示されている。さらに具体的には、図4(A)～図4(B)は、図3(A)～図3(B)に示す容積式位置揃えの方法の線図表現を表わしている。図4に示す例では、参照画像データセット52が、前述のように第一の画像取得システム12(図1参照)のような第一の画像取得システムを介して取得される。加えて、少なくとも1個の他の画像データセット54が、第二の画像取得システム14(図1参照)のような第二の画像取得システムを介して取得され得る。尚、一実施形態では、参照画像データセット52及び少なくとも1個の他の画像データセット54の各々が、前述のように複数の画像取得システムを介して取得され得ることを特記しておく。例えば、第一の画像データセット52をCTイメージング・システムを介して取得することができ、超音波イメージング・システムを用いて少なくとも1個の他の画像データセット54を取得することができる。代替的には、第一の画像データセット52及び少なくとも1個の他の画像データセット54の各々を、超音波イメージング・システムのような単一のイメージング・システムを介して取得することができる。従って、単一のイメージング・システムを介して取得された第一の画像データセット52及び少なくとも1個の他の画像データセット54は異なる時間点において取得された同じ患者の走査を表現したものとなる場合がある。図4は2個の画像データセットを用いたシステムを示しているが、当業者は、図示の方法が、2以上の画像データセットを用いたイメージング・システムにも広く適用可能であることを認められよう。

【0068】

前述のように、第一の画像データセット52を参照画像容積と呼ぶことができる。同様に、少なくとも1個の他の画像データセット54を浮動画像と呼ぶことができる。加えて、選択随意的前処理ステップ(図示せず)を参照画像容積52及び浮動画像54の各々に

対して実行して、取得された画像データセットの品質を高めることができる。幾つかの実施形態では、参照画像容積 5 2 及び浮動画像 5 4 の各々を雑音除去アルゴリズム、画像平滑化アルゴリズム及び / 又は画像ボケ除去アルゴリズムの適用を介して前処理することができる。

【 0 0 6 9 】

参照画像容積 5 2 及び浮動画像 5 4 の各々を処理モジュール 1 8 (図 1 参照) によって処理することができる。さらに具体的には、処理モジュール 1 8 は、参照画像データセット 5 2 と浮動画像データセット 5 4 との位置揃えを容易にするように構成され得る。方法はステップ 9 2 から開始し、このステップでは、参照画像データセット 5 2 のような過去取得画像容積及び浮動画像データセット 5 4 のような浮動画像データセットを得る。また、X 方向は参照番号 9 4 によって表わされ、参照番号 9 6 は Y 方向を示し得る。加えて参照番号 9 8 は Z 方向を表わし得る。

10

【 0 0 7 0 】

続いて、ステップ 1 0 0 では、本発明の手法の各観点によれば、参照画像データセット 5 2 のスライスに対して既知の配向にある浮動画像データセット 5 4 における位置を識別することができる。尚、幾つかの実施形態ではこの位置は参照画像データセット 5 2 における画像スライスを含むことができ、この位置を所望の画像平面と一般的に呼んでもよいことを特記しておく。一実施形態では、ステップ 1 0 0 によって示すように、浮動画像データセット 5 4 において、参照画像データセット 5 2 のスライスに実質的に平行な位置を識別することができる。図 4 のこの例では、所望の位置は、参照画像データセット 5 2 における画像スライス 1 0 2 を含み得る。さらにまた、続けてステップ 1 0 0 に関して述べると、一旦、浮動画像容積 5 4 における所望の位置が識別されたら、浮動画像データセット 5 4 は、図 3 に関して説明したように参照画像データセット 5 2 に対して平行になるように係止され得る。この係止を、前述と同様に平行平面係止と呼ぶことができる。ステップ 1 0 0 での係止の結果として、平行位置揃え済み画像を得ることができる。

20

【 0 0 7 1 】

認められるように、浮動画像 5 4 における画像データ及び / 又は参照画像データセット 5 2 における画像データが整列不正となっている場合がある。この画像 5 2、5 4 の整列不正の問題に対処するために、画像容積を X 方向 9 4、Y 方向 9 6 及び Z 方向 9 8 における平行移動に基づいて整列させて、強化された位置揃えを容易にすることができる。従って、浮動画像 5 4 と参照画像データセット 5 2 とを整列させることが望ましい。結果的に、本発明の手法の例示的な各観点によれば、浮動画像 5 4、参照画像データセット 5 2 の一方又は両方に X 方向 9 4、Y 方向 9 6 及び Z 方向 9 8 における平行移動を施して、浮動画像 5 4 と参照画像データセット 5 2 との整列を遂行することができる。

30

【 0 0 7 2 】

従って、ステップ 1 0 6 では、浮動画像 5 4 において第一の注目点を識別することができる。第一の注目点は、前述のように解剖学的関心領域を含み得る。加えて、ステップ 1 0 6 では、参照画像データセット 5 2 において第一の注目点に対応し得る第二の注目点を識別することができる。代替的には、ステップ 1 0 6 で第一の注目点を先ず参照画像データセット 5 2 において選択し、ステップ 1 0 6 で対応する第二の注目点を浮動画像 5 4 において選択することができる。

40

【 0 0 7 3 】

この例では、浮動画像 5 4 と参照画像データセット 5 2 との整列をステップ 1 0 6 及び 1 1 2 に示すことができる。本発明の手法の各観点によれば、ステップ 1 0 6 では、第一の注目点 1 0 8 を浮動画像 5 4 において選択することができる。さらにまた、第二の注目点 1 1 0 を参照画像データセット 5 2 について選択することができる。この例では、第二の注目点 1 1 0 は、画像スライス 1 0 4 について選択されるものとして示されている。尚、第二の注目点 1 1 0 は第一の注目点 1 0 8 に対応することを特記しておく。また、第一及び第二の注目点 1 0 8、1 1 0 は、前述のように解剖学的構造、又は患者の表面若しくは内部に配置された基準標識を表わしたものであってよい。

50

【 0 0 7 4 】

続いて、ステップ 1 1 2 では、浮動画像 5 4 を参照画像データセット 5 2 と整列させることができる。代替的には、参照画像データセット 5 2 を浮動画像 5 4 と整列させることができる。本発明の手法の各観点によれば、第一の注目点 1 0 8 を第二の注目点 1 1 0 に整列させることにより、浮動画像 5 4 を参照画像データセット 5 2 に整列させることができる。さらに具体的には、浮動画像 5 4 をこの時点で X 方向 9 4 に移動させて、第一の注目点 1 0 8 に関連する X 座標を参照画像データセット 5 2 における第二の注目点 1 1 0 の X 座標に整列させることができる。同様に、浮動画像 5 4 を Y 方向 9 6 に移動させて、第一の注目点 1 0 8 の Y 座標の第二の注目点 1 1 0 の Y 座標との整列を容易にすることができる。また、本発明の手法の例示的な各観点によれば、浮動 5 4 を Z 方向 9 8 に移動させて、浮動画像 5 4 における第一の注目点 1 0 8 の Z 座標を参照画像データセット 5 2 における第二の注目点 1 1 0 の Z 座標と整列させることができる。例として述べると、第一の注目点 1 0 8 の位置座標を一般に (X_1, Y_1, Z_1) によって表わすことができ、 (X_2, Y_2, Z_2) を第二の注目点 1 1 0 の位置座標を示すものとすることができる。この例では、浮動画像 5 4 を X 方向 9 4、Y 方向 9 6 及び Z 方向 9 8 に平行移動させることにより、浮動画像 5 4 を参照画像データセット 5 2 と整列させることができる。さらに具体的には、 X_1 が X_2 に整列するように浮動画像 5 4 を X 方向 9 4 に移動させることができる。同様に、 Y_1 の Y_2 との整列を容易にするように浮動画像 5 4 を Y 方向 9 6 に移動させることができる。また、 Z_1 が Z_2 に整列するように浮動画像 5 4 を Z 方向 9 8 に移動させることができる。参照番号 1 1 4 は、第一の注目点 1 0 8 が第二の注目点 1 1 0 に整列した領域を表わし得る。ステップ 1 1 2 の結果として、浮動画像 5 4 における第一の注目点 1 0 8 は、参照画像データセット 5 2 における第二の注目点 1 1 0 と空間的に整列し、これにより浮動画像 5 4 の参照画像データセット 5 2 との整列を容易にすることができる。

【 0 0 7 5 】

結果的に、浮動画像 5 4 はこの時点で参照画像データセット 5 2 と整列する。従って、図 3 に関して上で述べたように、浮動画像 5 4 と参照画像データセット 5 2 との間の平行平面係止を浮動画像 5 4 と参照画像データセット 5 2 との間の同一平面係止へ変換することができる。また、浮動画像 5 4 の参照画像データセット 5 2 との位置揃えを更新して、平行平面及び平行移動点位置揃え済み画像 8 6 (図 3 参照) のような位置揃え済み画像を形成することができる。続いて、この位置揃え済み画像を、システム 1 0 の表示器 2 6 (図 1 参照) のような表示器において視覚化することができる。

【 0 0 7 6 】

図 5 へ移ると、診断システム 1 0 (図 1 参照) に用いられるように構成された画像取得システムを示すブロック図 1 2 0 が図示されている。システム 1 2 0 は、患者 1 2 2 からの画像データを画像取得装置 1 2 4 を介して取得するように構成され得る。参照番号 1 2 6 は、撮像セッションについて患者 1 2 2 を配置することを支援するように構成されたテーブルを表わし得る。一実施形態では、画像取得装置 1 2 4 はプローブを含むことができ、プローブは、画像データの取得を支援するように構成されている侵襲型プローブ、又は外部超音波プローブのような非侵襲型若しくは外部プローブ等を含み得る。また、他の幾つかの実施形態では、画像データは、患者 1 2 2 に配設され得る 1 又は複数のセンサ (図 5 には示さず) を介して取得され得る。例として述べると、センサは、心電図 (ECG) センサのような生理学的センサ (図示せず)、及び / 又は電磁場センサ若しくは慣性センサのような位置センサを含み得る。これらのセンサは、例えば導線 (図 5 には示さず) を介してイメージング・システムのようなデータ取得装置に結合されて動作することができる。

【 0 0 7 7 】

システム 1 2 0 はまた、限定しないが画像取得装置 1 2 4 と動作に関して関連している医用イメージング・システムのような画像取得システム 1 2 8 を含み得る。一実施形態では、医用イメージング・システム 1 2 8 は超音波イメージング・システムを含み得る。尚

、以下に示す実施形態の各例は医用イメージング・システムの文脈で記載されるが、パイプライン検査システム、液体反応器検査システム等の産業用イメージング・システム、並びに非破壊評価及び検査システムのように他のイメージング・システム及び応用も思量されることを特記しておく。加えて、以下に図示して説明する実施形態の各例は、超音波撮像を他の撮像モダリティ、位置追跡システム又は他のセンサ・システムと併用した多重モダリティ型イメージング・システムにも応用され得る。さらにまた、以下に示す実施形態の各例は、限定しないが超音波イメージング・システム、光学式イメージング・システム、CTイメージング・システム、MRイメージング・システム、X線イメージング・システム若しくはPETイメージング・システム、又はこれらの組み合わせのような医用イメージング・システムの文脈で記載されるが、本発明の手法の各観点によれば、限定しないがパイプライン検査システム、液体反応器検査システム、製造検査システム又は他のイメージング・システムのような他のイメージング・システムも思量されることを特記しておく。

10

【0078】

現状で思量される構成では、医用イメージング・システム128は、取得サブシステム130及び処理サブシステム132を含み得る。さらに、医用イメージング・システム128の取得サブシステム130は、画像取得装置124を介して患者122の1又は複数の解剖学的関心領域を表わす画像データを取得するように構成され得る。次いで、患者122から取得される画像データを処理サブシステム132によって処理することができる。

20

【0079】

加えて、医用イメージング・システム128によって取得され及び/又は処理された画像データを用いて、侵襲的処置を案内する、疾患状態を識別する、治療の必要性を評価する、適当な治療の選択肢を決定する、及び/又は疾患状態に対する治療の効果を監視する等において医師を支援することができる。幾つかの実施形態では、処理サブシステム132はさらに、画像データを受け入れるように構成されているデータ保管庫134のような記憶システムに結合されることができる。

【0080】

さらに、図5に示すように、医用イメージング・システム128は、表示器136及びユーザ・インタフェイス138を含んでよい。但し、タッチ・スクリーンでのような幾つかの実施形態では、表示器136及びユーザ・インタフェイス138が重複していてもよい。また、幾つかの実施形態では、表示器136及びユーザ・インタフェイス138は共通域を含み得る。本発明の手法の各観点によれば、医用イメージング・システム128の表示器136は、画像取得装置124を介して取得された画像データに基づいて医用イメージング・システム128によって形成された画像を表示するように構成され得る。加えて、表示器136はまた、参照画像データセット52(図2参照)のような過去取得画像容積を表示するように構成され得る。表示器136はまた、位置揃え済み画像69(図2参照)及び86(図3参照)のような位置揃え済み画像の視覚化を容易にするように構成され得る。

30

【0081】

加えて、医用イメージング・システム128のユーザ・インタフェイス138は、医師が表示器136に表示される画像データを操作することを容易にするように構成されているヒューマン・インタフェイス装置(図示せず)を含み得る。ヒューマン・インタフェイス装置は、医師が1又は複数の関心領域を識別することを容易にするように構成されたマウス形式の装置、トラックボール、ジョイスティック、スタイラス又はタッチ・スクリーンを含み得る。但し、認められるように、限定しないがタッチ・スクリーンのような他のヒューマン・インタフェイス装置を用いることもできる。さらにまた、本発明の手法の各観点によれば、ユーザ・インタフェイス138は、医師が医用イメージング・システム128によって取得される画像を通してナビゲートするのを支援するように構成されてもよく、加えて、ユーザ・インタフェイス138は、例えば第一の画像スライス54(図2参

40

50

照)の参照画像データセット52との位置揃えを容易にすることを支援するように構成されていてもよい。

【0082】

前述のように、幾つかの実施形態では、患者122を患者テーブル126のようなCTスキャナのような容積走査装置のテーブルに配置することができる。テーブル126は、患者122を容積走査のために設定することを容易にする第一の位置に配設され、続いて超音波走査のための第二の位置まで移動することができる。本発明の手法の各観点によれば、イメージング・システム120は、画像取得装置124をテーブル126に対して配向させることを助けるように構成され得る配置サブシステム140を含むことができる。さらに具体的には、配置サブシステム140は、画像取得装置124をテーブル126に対して既知の配向に保つように構成され得る。一実施形態では、画像取得装置124は配置サブシステム140に配置され、これにより画像取得装置124をテーブル126に関して既知の配向に配設することができる。上で述べたように、画像取得装置124を配置サブシステム140に配置することにより、実質的に優れた平行平面係止を得ることを有利に容易にする。現状で思量される構成では、配置サブシステム140はテーブル126に結合されて動作するものとして示されている。しかしながら、認められるように、配置サブシステム140はシステム120の他の位置に配設されてもよい。例えば、位置センサのように位置感知場を発生するように構成されている配置サブシステム140の部分をテーブル126に取り付けて、又は他の場合には位置感知場が患者122と共に移動するようにテーブル126と共に移動させて、これによりテーブル移動に基づく調節のあらゆる必要を回避する。

10

20

【0083】

代替的には、位置センサ(図5には示さず)を用いて、画像取得装置124をテーブル126に関して配向させることを支援してもよい。また、一旦、浮動画像54のような画像が参照画像データセット52のような過去取得画像容積に位置揃えされたら、第二の画像取得システム14(図1参照)のような容積走査装置からの任意のテーブル移動を用いて位置揃えを更新することができる。

【0084】

当業者には認められるように、以上に述べた例、実証及び工程ステップは、汎用又は特殊目的のコンピュータのようなプロセッサ式システムの適当なコードによって具現化され得る。また、本発明の手法の様々な具現化形態が、本書に記載されたステップの幾つか又は全てを異なる順序で又は実質的に同時にすなわち並列して実行し得ることを特記しておく。さらにまた、各機能は、限定しないがC++又はJava(商標)を含めた多様なプログラミング言語で実装され得る。かかるコードは、当業者には認められるように、メモリ・チップ、ローカル若しくはリモートのハードディスク、光ディスク(すなわちCD又はDVD)、又は記憶されたコードを実行するプロセッサ式システムによってアクセスされ得る他の媒体のような1又は複数の有形の機械読み取り可能な媒体に記憶されるか又は記憶されるように構成され得る。尚、有形媒体は、紙、又は命令を印刷する他の適当な媒体を含み得ることを特記しておく。例えば、命令は、紙又は他の媒体の光学式走査を介して電子的に捕獲され、次いで編集され、翻訳され、又は他の場合には必要に応じて適当な態様で処理された後に、コンピュータ・メモリに記憶され得る。

30

40

【0085】

以上に述べた画像の容積式位置揃えの方法及び画像の容積式位置揃えのシステムは、実時間超音波画像の患者の解剖学的部位を表わす過去取得画像容積との位置揃えの手続きワークフローを著しく単純化して、画像の優れた位置揃えを達成するのに掛かる手続き時間の速度を高める。さらに、これらの方法及びシステムの利用は、回転誤差を最小化することを有利に支援する。

【0086】

画像の容積式位置揃えの方法及びシステムの実施形態の以上の記載は、超音波画像を単一のモダリティ又は複数の撮像モダリティを介して得られた過去取得画像容積データセッ

50

トと効率よく位置揃えし、これにより誤差を最小限に留めつつワークフロー効率を高めるという技術的效果を有する。

【 0 0 8 7 】

本書では本発明の幾つの特徴のみを図示して説明したが、当業者には多くの改変及び変形が想到されよう。従って、特許請求の範囲は本発明の真意に含まれるような全ての改変及び変形を網羅するものと理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 8 】

【図 1】本発明の手法の各観点による例示的な診断システムのブロック図である。

【図 2 (A)】本発明の手法の各観点による容積式撮像の方法の一例を示す流れ図である

10

。【図 2 (B)】本発明の手法の各観点による容積式撮像の方法の一例を示す流れ図である。

【図 3 (A)】本発明の手法の各観点による容積式撮像の方法のもう一つの例を示す流れ図である。

【図 3 (B)】本発明の手法の各観点による容積式撮像の方法のもう一つの例を示す流れ図である。

【図 4 (A)】本発明の手法の各観点による容積式位置揃えの方法の一例の線図である。

【図 4 (B)】本発明の手法の各観点による容積式位置揃えの方法の一例の線図である。

【図 5】図 1 の例示的な診断システムに用いられるように構成されたイメージング・システムの物理的な具現化形態のブロック図である。

20

【符号の説明】

【 0 0 8 9 】

1 0 イメージング・システム

1 2 第一の画像取得システム

1 4 第二の画像取得システム

1 6 第 N の画像取得システム

1 8 処理モジュール

2 0 操作者コンソール

2 2 表示モジュール

30

2 4 プリンタ

5 0 容積駆動式位置揃えを示す流れ図

5 2 参照画像データセット

5 4 浮動画像データセット

5 6 ~ 6 9 容積駆動式位置揃えのステップ

7 0 容積駆動式位置揃えを示す流れ図

7 2 ~ 8 6 容積駆動式位置揃えのステップ

9 0 容積駆動式位置揃えの線図

9 2 入力データを受け取るステップ

9 4 X 方向

40

9 6 Y 方向

9 8 Z 方向

1 0 0 参照画像データセットに対して既知の配向にある位置を識別するステップ

1 0 2 参照画像データセットにおける所望の画像スライス

1 0 4 参照画像データセットにおけるもう 1 枚の画像スライス

1 0 6 注目点を選択するステップ

1 0 8 浮動画像における第一の注目点

1 1 0 参照画像データセットにおける第二の注目点

1 1 2 第一及び第二の注目点を整列させるステップ

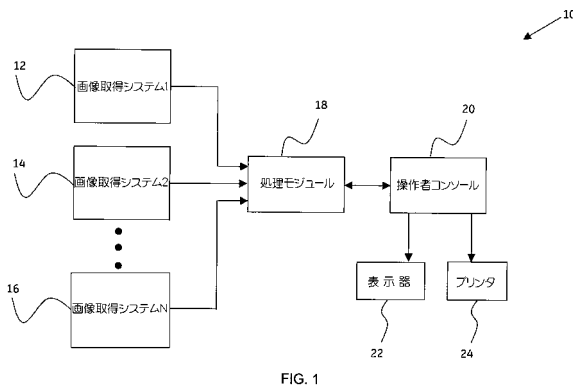
1 1 4 整列後の注目点

50

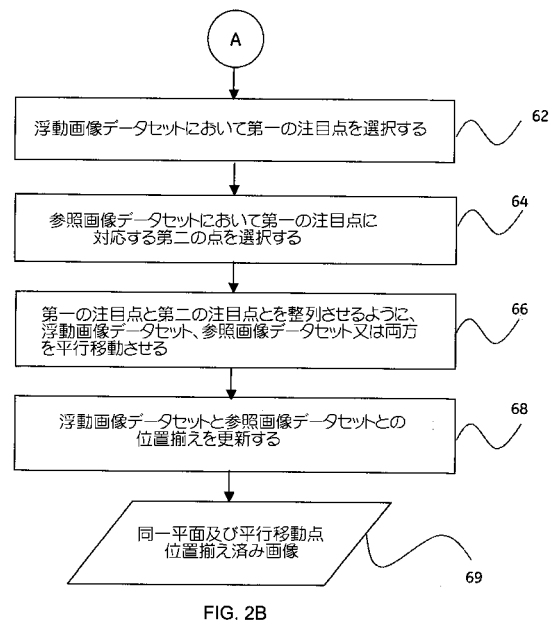
- 1 2 0 診断システム
- 1 2 2 患者
- 1 2 4 画像取得装置
- 1 2 6 テーブル
- 1 2 8 イメージング・システム
- 1 3 0 取得サブシステム
- 1 3 2 処理サブシステム
- 1 3 4 ローカル・データ保管庫
- 1 3 6 表示器
- 1 3 8 ユーザ・インタフェース
- 1 4 0 配置サブシステム

10

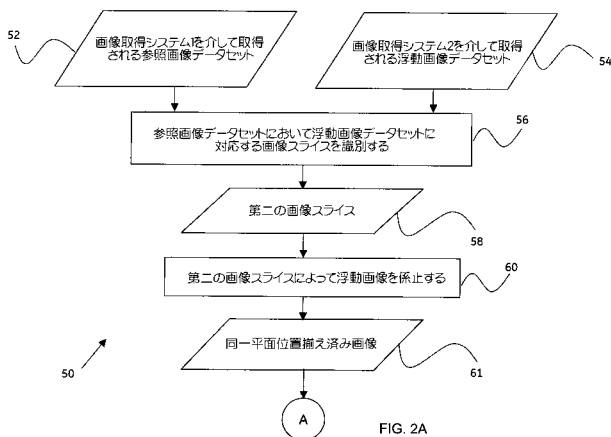
【図 1】



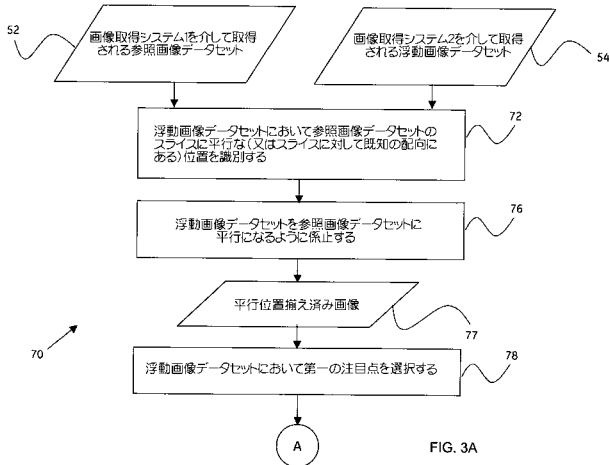
【図 2 (B)】



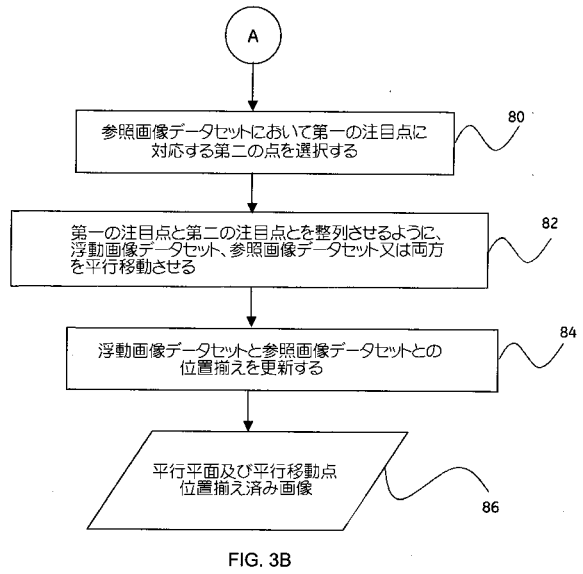
【図 2 (A)】



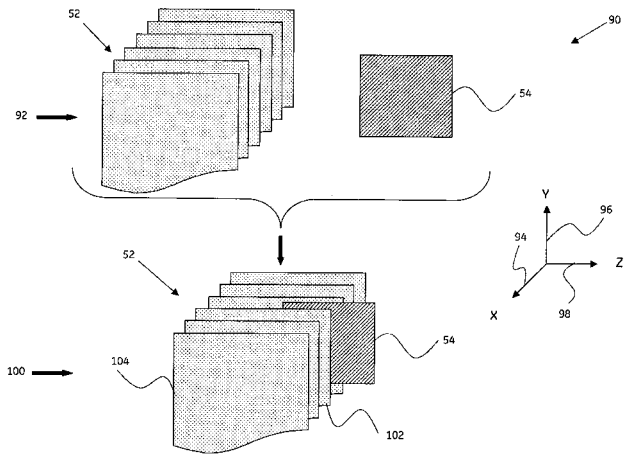
【図 3 (A)】



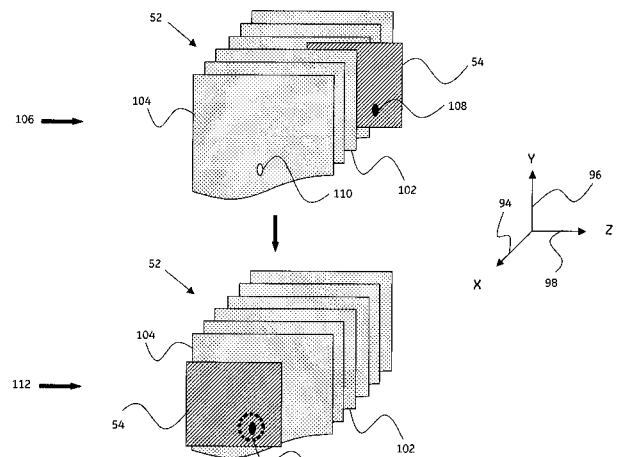
【図 3 (B)】



【図 4 (A)】



【図 4 (B)】



【図 5】

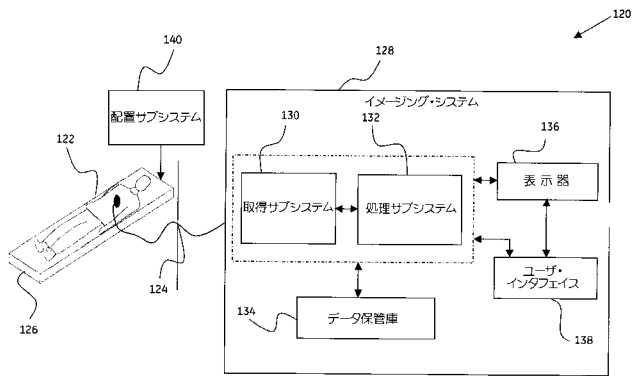


FIG. 5

フロントページの続き

(72)発明者 マイケル・ジョセフ・ウォッシュバーン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ケストレル・トレイル、1 8 4 8 0 番

(72)発明者 マルカス・ウィルヘルム・マーカート

ドイツ、エヒン、ブルーテンストラセ・5 アー番

F ターム(参考) 4C093 AA22 CA18 FF12 FF28 FF35 FF37 FF42 FG13

4C601 BB03 EE07 EE11 JC21 JC37 KK09 LL33 LL38

专利名称(译)	改进的用于正位移对准的系统和方法		
公开(公告)号	JP2009090120A	公开(公告)日	2009-04-30
申请号	JP2008262559	申请日	2008-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	マイケルジョセフウォッシュバーン マルカスウィルヘルムマーカート		
发明人	マイケル・ジョセフ・ウォッシュバーン マルカス・ウィルヘルム・マーカート		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B90/36 A61B2090/364 A61B2090/367 A61B2090/378 G06T7/33		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/03.377 A61B6/03.360.Q A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA18 4C093/FF12 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FG13 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	松本健一 小仓 博		
优先权	11/870522 2007-10-11 US		
其他公开文献	JP5683065B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：有效地将超声图像与过去获得的基于图像体积的数据集一起寄存。解决方案：该方法包括接收第一图像数据集和至少另一图像数据集。此外，该方法包括识别对应于第一图像数据集的至少另一图像数据集中的第一图像切片。该方法还包括在至少另一图像数据集中的第一图像数据集或第一图像切片中的至少一个上选择第一关注点。另外，该方法包括在至少另一图像数据集中的第一图像数据集或第一图像切片中的另一个上选择第二兴趣点，其中第二兴趣点对应于第一兴趣点。此外，该方法包括在第一方向，第二方向和第三方向上平移第一图像数据集，第一图像切片或两者中的一个，以使第一关注点与第二关注点对准。此外，该方法包括登记第一图像数据集和至少另一图像数据集。

