

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5260975号
(P5260975)

(45) 発行日 平成25年8月14日(2013.8.14)

(24) 登録日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-17032 (P2008-17032)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成20年1月29日 (2008.1.29)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2008-188424 (P2008-188424A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(43) 公開日	平成20年8月21日 (2008.8.21)		クタデイ、リバーロード、1 番
審査請求日	平成23年1月24日 (2011.1.24)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	11/670, 286		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成19年2月1日 (2007.2.1)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	ラルフ・トーマス・ホクター
			アメリカ合衆国、ニューヨーク州、サラト
			ガ・スプリングス、ホライゾン・ドライブ
			、4 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像スキャナ向けのガイド画像を形成するための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象 (6 2) の 3 次元ガイド画像 (2 5 0) を作成するための方法であって、
外部超音波探触子を使用したフリーハンド掃引により、対象を音波照射する工程 (2 0 0) と

前記超音波探触子が前記対象から前記対象を通る複数の切断面を表す第 1 の帰還エコーを受け取る工程 (2 0 2) と、

前記第 1 の帰還エコーを処理して対象を表す 3 次元表現を有する 3 次元データ組を作成する工程 (2 0 4 / 2 0 5) と、

前記 3 次元データ組を前記対象の候補となる複数の異なる形状の 3 次元形状モデルと比較する工程 (2 0 6) と、

前記比較工程に応答して前記複数の 3 次元形状モデルから最適當ではめ 3 次元形状モデルを選択する工程 (2 1 4) と、

前記 3 次元ガイド画像 (2 5 0) とされる前記最適當ではめ 3 次元形状モデルに目下の走査面を表示する工程と、

を含み、

前記 3 次元ガイド画像 (2 5 0) は、2 次元超音波走査の間、音波照射された前記対象の領域が所望の領域であることを確認し、前記超音波探触子を制御できるように、前記目下の走査面を生成するオペレータに使用される、

方法。

10

20

【請求項 2】

前記フリーハンド掃引の間における前記超音波探触子の非均一な動きによって引き起こされるじょう乱を補償する工程を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記比較する工程が、前記フリーハンド掃引による前記 3 次元データ組を前記複数の異なる形状の 3 次元形状モデルに相関させる工程を含み、

前記選択する工程が、最も高い相関を示す 3 次元形状モデルを選択する工程を含む、請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記目下の 2 次元超音波走査の間に、前記対象の領域を音波照射する工程 (216) と、
対象の前記領域から第 2 の帰還エコーを受け取る工程 (218) と、

前記第 2 の帰還エコーに応答して前記ガイド画像上 (250) に目下の走査面を表示する工程であって、該ガイド画像 (250) は 3 次元画像を含み、かつ該目下の走査面 (254) は該ガイド画像 (250) と交差する面を含む表示工程と、

をさらに含む請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の方法。

【請求項 5】

前記重畳する工程は該ガイド画像 (250) を第 1 の分解能で表示する工程と、目下の走査面の 2 次元画像を該第 1 の分解能より大きな第 2 の分解能で表示する工程を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記重畳する工程 (214) は、該ガイド画像 (250) をそのフィーチャを特定しているラベル (252) と共に表示する工程をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

対象 (62) の 3 次元ガイド画像 (250) を作成するための超音波撮像装置 (50) であって、

フリーハンドによる第 1 の走査中に対象から前記対象を通る複数の切断面を表す第 1 のエコーを受け取る複数の超音波トランスジューサ (58) と、

前記第 1 のエコーに従って対象 (62) を表した 3 次元データ組を作成するためのプロセッサ (66) であって、該 3 次元データ組に応答して前記対象の候補となる複数の異なる形状の 3 次元形状モデルの中から最適當ではめ形状モデルを選択するためのプロセッサ (66) と、

前記 3 次元ガイド画像 (250) とされる前記最適當ではめ 3 次元形状モデルに目下の走査面を表示するディスプレイ (74) と、

を備え、

前記 3 次元ガイド画像 (250) は、2 次元超音波走査の間、音波照射された前記対象の領域が所望の領域であることを確認し、前記超音波探触子を制御できるように、前記目下の走査面を生成するオペレータに使用される、超音波撮像装置 (50)。

【請求項 8】

前記モデルは、質量要素 (10) と該質量要素 (10) 間の接続体 (12) とによって規定される変形可能モデル (8) を含む、請求項 7 に記載の超音波撮像装置 (50)。

【請求項 9】

第 2 の走査中に前記複数の超音波トランスジューサ (58) は対象 (62) の走査面から第 2 のエコーを受け取っており、該走査面 (254) の箇所が前記ガイド画像 (250) 上に表示される、請求項 7 に記載の超音波撮像装置 (50)。

【請求項 10】

外部超音波探触子を使用したフリーハンドによる第 1 の走査中の対象 (62) に対する音波照射に応答して対象の 3 次元ガイド画像 (250) を作成 (200) するためコンピュータソフトウェアコードであって、

第 1 の走査中の対象 (62) に対する音波照射に応答して対象から前記対象を通る複数の切断面を表す第 1 の帰還エコーを受け取る (202) ためのソフトウェアモジュールと、

10

20

30

40

50

前記第 1 の帰還エコーを処理して対象を表す 3 次元表現を有する 3 次元データ組を作成 (2 0 4 / 2 0 5) するためのソフトウェアモジュールと、
前記 3 次元データ組を前記対象の候補となる複数の異なる形状の 3 次元形状モデルと比較する (2 0 6) ためのソフトウェアモジュールと、
前記比較ソフトウェアモジュールに回答して前記複数の 3 次元形状モデルから最適當ではめ 3 次元形状モデルを選択 (2 1 4) するためのソフトウェアモジュールと、
前記 3 次元ガイド画像 (2 5 0) とされる前記最適當ではめ 3 次元形状モデルに目下の走査面を表示するソフトウェアモジュールと、
を備え、

前記 3 次元ガイド画像 (2 5 0) は、2 次元超音波走査の間、音波照射された前記対象の領域が所望の領域であることを確認し、前記超音波探触子を制御できるように、前記目下の走査面を生成するオペレータに使用される、コンピュータソフトウェアコード。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、全般的には超音波撮像に関し、また具体的には超音波撮像過程中にユーザが所望の画像を収集するのを支援するようにガイド画像を作成するための装置及び方法に関する。

【背景技術】

20

【0002】

従来の超音波撮像システムは、送信モードの際に超音波 (一過性の圧力波) を送信し、受信モードの際に検査対象から反射された反射波を受信する超音波トランスジューサアレイを含む。この超音波に対する空間応答のことを超音波ビームと呼ぶ。一般に、全体の (双方向) ビームは、対象内にエネルギーが預託される程度を表す送信ビームと、空間的な様々な点から発したエコーに対するシステム応答を表す受信ビームという別々の 2 つのビームを合成したものである。受信した圧力波に回答してトランスジューサが発生させた信号は処理されると共に、その結果が対象の視覚画像として表示される。

【0003】

アレイは典型的には、その各々が送信モードにおいて別々の信号電圧により駆動を受けよう、1 つの線形アレイまたは横列として構成された多数のトランスジューサを含む。各トランスジューサに加えられる信号電圧に関して時間遅延 (基準時間に対する相対値) を選択することによって、個別のトランスジューサが送信する超音波ビームエネルギーの方向が制御される。さらに、各トランスジューサに加えられる信号電圧に対する振幅の制御を用いることによって超音波ビームのサイドローブに存在するエネルギーを低下させることができる。

30

【0004】

時間遅延の制御によってトランスジューサが放出する超音波エネルギーをステアリングし、そのエネルギーが走査線上の選択した点に集束するように所望の方向で対象 (の走査) に沿ってあるいは走査線 (A ラインとも呼ぶ) に沿って伝播するような正味の超音波を発生させている。すなわち、送信エネルギーはトランスジューサアレイからある固定のレンジ位置 (固定の集束点) に集束または集中し、そのエネルギーは当該レンジ位置に最大に局在することになる。その他のレンジ位置 (トランスジューサアレイからの距離) では、そのエネルギーはより小さい範囲に局在化され、より幅広のビームが生成される。したがって、エネルギーは走査線上のある単一点上だけに集束されるが、近接する点 (集束ゾーンをなす各点) のエネルギーは十分な横方向分解能で画像をレンダリングする処理が可能な反射ビームを作成するのに十分となり得る。

40

【0005】

同様のビーム合成原理はトランスジューサが走査線からの反射超音波エネルギーを受信する際にも利用される。受信トランスジューサで発生した電圧は、制御可能に遅延させか

50

つ合算し、正味の受信信号応答が主に対象の走査線に沿った単一の集束ゾーンから反射された超音波エネルギーを表すようにしている。

【 0 0 0 6 】

対象の２次元画像すなわち平面画像を（超音波撮像がその近接場で生じていることを確認しながら）作成するために、受信モードの間にトランスジューサは、反射超音波を受信しながら走査線に沿ったトランスジューサアレイからの連続するレンジ位置（走査している被検体内への深度）に動的に集束させている。集束するレンジは、超音波パルスの往復伝播時間に基づく。各トランスジューサに関連する時間遅延の制御によって、所望の時間変動するレンジまたは深度位置にその受信エネルギーが集束する。受信モードにおけるこうした動的集束によって集束点と集束点近傍の距離レンジとに使用可能な応答が生成される。システムの双方向応答が十分に集束を受けるレンジのことを、被写界深度（depth of field）と呼ぶ。被写界深度の外側では、画質が劣化すると共にその反射は画像の作成に使用不可能である。

10

【 0 0 0 7 】

線形トランスジューサアレイの瞬時的なビームステアリング及び信号合成の機能では対象の２Ｄ画像のみの作成が可能であり、その画像はアレイ表面と直交する面内にありかつアレイ素子の中心を包含することが理解できよう。

【 0 0 0 8 】

変形可能モデル（deformable model）は当技術分野で周知であり、弾性のある対象に現実の動きを生成するためにコンピュータアニメーションにおいて初めに使用されたものである。変形可能モデルは、様々な物理学ベースの技法や幾何学的技法に従った質量要素の接続を用いて弾性対象物の表面をモデル化している。図１に示すように、対象表面はグリッド状の点質量１０としてモデル化される。各質量は、その静止（rest）状態から曲げ、引っ張りまたは圧縮を受けたときにその接続された質量に対して帰還力を作用させるような剛性で弾性のあるロッド１２によって１つまたは複数の隣接する質量に接続されている。例示的な別の接続用ロッドによって別の質量を接続することも可能である。

20

【 0 0 0 9 】

各質量における表面の動態は次式のような力平衡方程式によって規定することができる。

30

【 0 0 1 0 】

【 数 １ 】

$$\underbrace{m\ddot{x} + k\dot{x}}_{\text{対象動態からの力}} + \underbrace{\delta E(x)}_{\text{内 力}} = \underbrace{f_{\text{user}}}_{\text{外 力}}$$

上式において、 x は質量の位置ベクトルであり、 m は各点または粒子の質量であり、 k は粘性摩擦定数（ゼロであると見なすことが多い）であり、また変分（variational）記号 $E(x)$ は点質量の箇所における表面の局所曲率に比例する復元力である。ドットは、ベクトル要素に関する時間導関数を表している。変数 x 及び x ドット変数は、任意の瞬時ににおけるモデルの瞬時的条件（箇所、速度、加速度、など）を記述した３次元空間におけるベクトルである。変形可能モデルを規定する状態方程式は、力平衡方程式から導出されると共に、状態変数及びその導関数からなる。

40

【 0 0 1 1 】

この力平衡方程式は、点質量の動きに由来する力（対象動態に基づく力）と、点質量の当該箇所における表面の曲率に起因する復元力と、モデル化した対象の動きを制御する外力との平衡を表している。コンピュータアニメーション用途では、アニメーターによって

50

外力が指定される。

【0012】

医用画像解析ではその外力は、画像を形成する音響エコーから導出されるポテンシャル場によって表される。強い画像エコーは強いポテンシャル場を形成し、また弱い画像エコー（画像の暗い領域）は弱いポテンシャル場を形成する。エコーの大きさ及びこれから導出されるポテンシャル場は、対象の反対チャージの点質量を引きつける種類のチャージと見なすことができる。したがってモデル質量は強いポテンシャル場領域に引きつけられ、これがモデルを画像に合致させることになる。モデル質量は弱い画像エコーから導出される弱いポテンシャル場に対して弱く引きつけられるだけである。

【0013】

従来技術において静止画像の静的なセグメント分けに変形可能モデルを使用する場合、モデルの表面の動態と比べてポテンシャル場に応答した外力の方が一般により重要となる。静的セグメント分け用途への変形可能モデルの適用に必要なのは単に、モデルの最終的な構成が画像によって生成される外部ポテンシャル場内の表面の平衡位置を表していることだけである。モデルの過渡応答はモデル設計者に好都合な任意の応答とすることができる。モデル点の有する質量が非常に低く、対象動態の影響が最小化されたときに最も高速の静的モデル応答が生じる。（このタイプの応答によればさらに、オーバーシュートと、その結果として線形システムに生じる可能性がある振動と、が排除される。こうした振動はポテンシャル場に対するモデルの応答を遅くする傾向がある。）

変形可能モデルは實際上、対象の動態に対する配慮を要することなく画像に対するモデルの制約型の最適ではめを管理するための一方法である。その制約は平滑度（smoothness）制約であり、モデルの弾性帰還力によって表される。目標関数（objective function）は画像へのモデルの当てはめに関する1つの尺度であり、画像から導出されたポテンシャルエネルギー場によって表される。この技法はさらに、完全画像のシーケンスを用いた動いている表面のトラッキングにも応用することができる、というのは画像シーケンス全体を通じたモデル形状のエボリューション（evolution）を確実に平滑にするために概ね同じ時点で撮像された画像から導出される制約を用いてすべての画像を個別当てはめできるためである。

【特許文献1】米国特許第6216027号

【特許文献2】米国特許第6295464号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

上記の式に示したモデルによれば状態変数（例えば、質量の加速度、速度及び位置）を、それに作用する様々な力にตอบสนองしてエボリューションすることが可能となる。このエボリューションは、上記の運動の式に関連する連続時間状態遷移行列を積分して離散時間システム行列を形成する離散時間計算処理によってシミュレーションされる。状態ベクトルとこの行列を掛け合わせるごとに、新たな外力情報を離散時間駆動関数（driving function）として計算内に組み入れることができる。こうした離散時間システムの詳細はよく知られている。例えば、G.F. Franklin及びJ.D. Powellによる「Digital Control of Dynamic Systems」（Addison Wesley、1980）を参照されたい。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の一実施形態は、超音波走査中に走査しようとする対象の3次元ガイド画像を作成するための方法であって、対象を音波照射する工程と、対象から帰還エコーを受け取る工程と、該帰還エコーを処理して対象を表すデータ組を作成する工程と、該データ組を複数の形状モデルと比較する工程と、該比較工程にตอบสนองして最適ではめ形状モデルを選択する工程と、該最適ではめ形状モデルをガイド画像として表示する工程と、を含む方法を含む。

【 0 0 1 6 】

本発明の別の実施形態は、対象の３次元ガイド画像を作成するための超音波撮像装置を含む。本装置は、第１の走査中に超音波エネルギーを生成するため、対象から第１のエコーを受け取るため並びに該第１のエコーに応答して第１の信号を発生させるための複数の超音波トランスジューサと、該第１の信号に従って対象を表したデータ組を作成するためのプロセッサであって該データ組に応答して複数の形状モデルの中から最適當ではめ形状モデルを選択するためのプロセッサと、該最適當ではめ形状モデルをガイド画像として表示するための第１のディスプレイと、を備える。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

本発明に関する以下の詳細な説明を添付の図面と共に読むことによって、本発明をより容易に理解できると共に、その利点及び利用法がより容易に明らかとなる。

【 0 0 1 8 】

慣例に従って、記載した様々なフィーチャはスケールどおりではなく、本発明に関連する特定の特徴を強調するように表している。図面及び文字記載の全体を通じて同じ要素を同じ参照符号によって表している。

【 0 0 1 9 】

超音波撮像中に使用するためのガイド画像の作成に関連した具体的な方法及び装置を詳細に説明する前に、本発明が主に構成要素と処理工程の新規で明らかとなっていない組み合わせに帰することを確認すべきである。当業者にとって容易に明瞭であるような詳細事項によって本開示が不明瞭となることを避けるため、ある種の従来の構成要素及び工程は細かく表出していない一方、本図面及び明細書では本発明を理解することに関する別の構成要素及び工程はより詳細に記載している。

【 0 0 2 0 】

提示した実施形態は、本発明の構造、構成要素または方法に関する限界を規定することを意図しておらず、単に例示的な構成を提示しているのみである。これらの実施形態は、強制ではなく容認的、また網羅的ではなく例示的である。

【 0 0 2 1 】

超音波スキャナがより安価になるに連れて、より多くの用途で使用されかつより未熟練のユーザが使用できるようになる。オペレータが関連する解剖学的対象（ソース対象）及びその周囲の対象の３Ｄマップを視覚化できれば、走査の実行が大幅に容易になると共により良好な結果が達成される。熟練のスキャナオペレータではソース対象またはソースボリュームを頭の中で視覚化できるのが一般的であるが、こうした視覚化は初心者ユーザにとっては困難であり、このために恐らくは低品質の画像となったりソースボリュームの重要な解剖学的フィーチャを外れた画像になりかねない。

【 0 0 2 2 】

特に詳しい訓練を受けていないオペレータやソースボリュームを視覚化することができないオペレータの間においてスキャナのより広範な利用を促進するためには、走査過程にオペレータに対して音波照射領域までのガイドを提示することが望ましい。具体的には、本発明の一実施形態の技術的効果は、ソースボリュームの３Ｄガイド画像またはマップを表示すること、並びに撮像過程の間にこの３Ｄマップ上に目下の走査面を表示することであり、これによってユーザは音波照射しようとする領域を基準として目下の走査面を視覚化することが可能となる。

【 0 0 2 3 】

一実施形態ではその３Ｄマップまたはガイド画像は、重要な解剖学的フィーチャの撮像対象ボリューム内部における位置を指示するラベルを含む。このラベルは、走査過程にオペレータを支援すること、並びに所望のフィーチャが確実に撮像されることを目的とする。心臓などの動いているソースボリュームに対する受容可能な３Ｄガイド画像を提供することが可能でないことがあっても、本発明は腹部臓器の撮像に対する用途、あるいはソースボリュームの動きが一定でないような別の撮像状況に対する用途を見出させるので好

10

20

30

40

50

ましい。

【 0 0 2 4 】

一実施形態ではその表示させる 3 D ガイド画像またはマップは、比較的低分解能で半透明で平滑なレンダリングを含む。画像に目下の走査面が重ね合わせられ、これによってオペレータはトランスジューサ探触子の動きを制御し、走査処理中に所望のソースボリューム領域を確実に音波照射することが可能となる。

【 0 0 2 5 】

ガイド画像を形成するためには、オペレータはトランスジューサ探触子（例えば、トランスジューサアレイ）を等速の掃引移動で手動で動かすことによってサンプルボリューム全体（フリーハンド）にわたって撮像面を掃引する。この手動掃引の間に収集した各画像走査によってソースボリューム（例えば、身体臓器）を切った断面状切断すなわち断面が作成される。探触子を（実用的な範囲で）等速で移動させることによって、オペレータは個々の撮像面が平行になるように保証している。通常の超音波診断走査の間では、オペレータは所望の画像を取り込むために探触子速度を変化させるのが典型的であり、探触子をねじることにもあることに留意されたい。こうした探触子のねじりによって、一定の掃引運動によって取り込まれる平行な面のうちの 1 つまたは幾つかを、そのねじり量によって決定される角度で交差させた撮像面が生成される。撮像面フリーハンド掃引により得られた音響応答は以下に記載するように処理され、フリーハンド走査したソースボリュームを表した 3 D データ組が生成される。

【 0 0 2 6 】

一実施形態では、フリーハンド走査したソースボリュームを表す 3 D データ組は、スペックル相関方式を用いた帰還エコーの処理によって生成される。散乱ボリューム（ソース対象の音波照射領域）からの帰還エコーは、送信された音波のコヒーレントな受信に応答して生成されており、時間的に一定の強め合いと弱め合い干渉領域からなるスペックルパターンと呼ばれるパターンを示すことが知られている。散乱ボリュームから得られた帰還エコーはエコー部位の位置の関数として相関させる、というのはこれらが散乱ボリュームと送信された音響エネルギーとの特徴的な相互作用を表すためである。

【 0 0 2 7 】

撮像面が動くに連れて（すなわち、オペレータがトランスジューサアレイ探触子を掃引するのに連れて）新たにスペックルパターンが生成され、この新たなスペックルパターンの領域を以前のスペックルパターンの対応する領域と相関させる。この継続的な相関処理によって、連続する撮像面を関連付けするように空間内で撮像面がトラッキングされる。2 D 撮像面の対において同様の領域を相関させることによって、2 つの走査面間の角度と変位を決定することができる。したがってこの相関処理によって、2 D 走査した撮像面からなるシーケンスが、フリーハンド走査のボリュームを表すデータ組（すなわち、3 D データ組）となるようにレジストレーションされる。こうして作成されたレジストレーション処理済みのデータ組は一般に、空間的に均一な方式でサンプリングされることがなく、追加の処理のために一定のサンプリング格子に補間させることができる。

【 0 0 2 8 】

3 D データ組は、フリーハンド走査したソースボリュームのサイズ及び形状を表すようなフリーハンド走査モデル（例えば、「低質量」変形可能モデル）に変換される。データ組からモデルを生成するための技法の 1 つは、3 D データ組に回答して上述のようにポテンシャル場を生成することを含む。次いでこのポテンシャル場は、モデル表面をポテンシャル場と（したがって、3 D データ組内に存在する組織界面と）合致させるようにモデル表面に作用する。一実施形態では、フリーハンド走査モデルをデータ組に当てはめる処理はさらに、3 D データ組におけるスペックルの影響を低減するための形態学的フィルタ処理または別の平滑化処理を含む。当業者には周知のように、この 3 D データ組をモデルに変換するためには、フリーハンド走査したボリュームのサイズ、形状及び向きを適正に取り込める別のモデルやモデル化技法を使用することができる。

【 0 0 2 9 】

フリーハンド走査モデルが表すソースボリューム（例えば、身体臓器）を特定するために、候補となる静的形状モデルからなるライブラリが設けられる。これらの静的モデルは、セグメントを接続することによって結合させた点を備える。各モデルは、ある固定の形状を有すると共に、その表面全体にわたって比較的細かくサンプリングを受け、フリーハンド走査モデルとの最相当てはめを有する形状モデルの正確な特定を保証している。各形状モデルはさらに、ガイド画像と一緒に表示できるような対応臓器の重要な解剖学的フィーチャを特定することを含む。

【 0 0 3 0 】

フリーハンド走査モデルは候補の形状モデルと比較され、最も高い相関を有するモデルが決定される。最高相関モデルが選択されてガイド画像の役割をする。

10

【 0 0 3 1 】

一実施形態ではその比較処理は、フリーハンド走査モデルとで最小のポテンシャルエネルギー差を生成するような形状モデルを決定することを含む。すなわち、ライブラリ（データベース）内の各形状モデルはフリーハンド走査モデルに作用するポテンシャル場を生成する。フリーハンド走査モデルに対して生成される修正が最も少ないポテンシャル場が最相当てはめ形状モデルである。

【 0 0 3 2 】

一実施形態では、フリーハンド走査モデルのスケールを修正しそのスケール調整済みバージョンを生成しており、また得られた各スケール調整済みバージョンを候補の形状モデルからなるライブラリと比較し最相当てはめモデルを見出している。別法として別の実施形態では、フリーハンド走査モデルサイズは固定であり、形状モデルのライブラリは各モデルごとに様々なスケール（サイズ）を含んでいる。

20

【 0 0 3 3 】

さらに別の実施形態では、その各々が異なる回転を有する複数の形状モデルがライブラリ内に含まれている。この実施形態では特に、フリーハンド走査中のトランスジューサ探触子の角度変位に由来するフリーハンド走査モデルの角度回転が補償される。しかし、フリーハンド走査中にソースボリュームを音波照射できる角度レンジは限定されるため、各形状モデル内には対応した限定された数のソースボリューム回転だけが含まれることになる。

【 0 0 3 4 】

30

幾つかのケースでは、相関処理に組み入れ可能なフィーチャであるライブラリモデルの形状及びサイズを相関させる。例えば、走査したソースボリュームが非常に大きな腎臓となって表出されると、実際上周知の先天性異常の1つである単一腎臓の中間配置となっている可能性がある。こうした腎臓は正常な腎臓と比べて引き延ばされた形となっており、したがって特有のライブラリモデルが必要となる。しかしモデルのサイズ及び形状が相関を受けるこうした状況では、必ずしもモデル形状とモデルサイズの両方をフリーハンド走査と比較することを必要としないことがある。引き延ばされた形の腎臓モデルを所定のサイズと比べてより小さい任意のフリーハンド走査画像と比較することを必ずしも必要としないことがある、というのはこうしたフリーハンド走査画像は引き延ばされた形の腎臓を表すことができないからである。

40

【 0 0 3 5 】

データベースから選択された形状モデルは、対象に対する後続の解析走査中でガイド画像の役割をさせるためにオペレータに対して表示される。このガイド画像は、その重要なフィーチャのそれぞれごとに箇所ラベルを含むようにして3Dレンダリングとして表示されることが好ましい。図4のラベル252を含むガイド画像250を参照されたい。

【 0 0 3 6 】

オペレータが解析のための超音波画像を作成するためにソースボリュームを再走査すると、3Dレンダリングしたガイド画像250内に目下の走査面254が表示され、これによりオペレータによるソースボリュームを基準とした目下の走査面の箇所の決定が支援される。ラベル252は、ソースボリュームの重要な解剖学的フィーチャが確実に音波照射

50

を受けるようにオペレータをガイドする。オペレータがトランスジューサアレイを動かして走査面を移動させると、3Dガイド画像250に対して走査面画像254が移動すると共に、3D画像上の走査面の箇所に応答して様々なフィーチャラベル252が表示される。表示される3Dガイド画像250は分解能が比較的低い平滑で半透明なモデルとして提示させることが好ましい。

【0037】

3Dガイド画像を基準として目下の走査線を位置特定するため、並びに該画像上の面を位置特定するために、目下の走査からのエコー応答を、フリーハンド走査中に収集したエコーから作成された3D画像と相関させている。相関ピークが3Dレンダリング上の目下の走査の箇所を指示する。目下の走査をフリーハンド走査からのエコーと相関させない場合は、目下の走査面はガイド画像上に表示されない。

10

【0038】

フリーハンド走査中のトランスジューサ探触子の非均一な動き（探触子速度の変化など）は3Dデータ組内にじょう乱を導入する可能性があることが知られている。これらのじょう乱は、フリーハンド走査から正確なデータ組が生成されるようにスペckル相関処理中に補償し、これによって正しい形状モデルが選択される可能性を増大させることができる。

【0039】

代替的な一実施形態では、候補の形状モデルからなるデータベースは、歪みをもった形状モデル（すなわち、例えばフリーハンド走査中のトランスジューサ探触子の非均一な動きによって生じた共通歪みにより形成される形状モデル）を含むようなエントリを備える。

20

【0040】

さらに別の実施形態ではそのデータベースは、検査対象のソースボリュームに対する共通の様々な生理学形状を反映した形状モデル候補を備える。したがって、データベースから選択されたモデルをフリーハンド走査の結果に応答したスケール変化のみによって表示させることができる。様々な形状モデルを含むことによって、フリーハンド走査モデルをデータベース内の候補の形状モデルとより容易かつ正確に相関させることが可能となる。

【0041】

図2は、本発明の教示を適用できる超音波撮像システム50を表している。システム50は探触子54を含み、この探触子54はさらに対象62に対する走査中に超音波エネルギーを送信及び受信する複数の超音波トランスジューサ58を含む。本発明の一実施形態の教示を実現しているプロセッサ66が、トランスジューサ58から受け取った帰還エコーを処理しディスプレイ74上に画像70を構成させる。プロセッサ66は帰還エコーに基づくと共に上述のような最適當ではめ形状モデルを選択することによって画像を作成する。

30

【0042】

図3は、本発明の一実施形態に対応する各工程を示した流れ図を表している。工程200では、ソースボリューム及び周囲の領域がオペレータによりフリーハンド走査される。工程202で帰還エコーが処理されると共に、得られたデータ組が工程204で3Dデータ組を生成させる。工程205ではフリーハンド走査モデルが3Dデータ組から導出されると共に、工程206で複数の候補の形状モデルと比較される。連続する工程210及び214において、そのデータ組と最も高い相関をもつ候補の形状モデルが選択され、好ましくは半透明で比較的低分解能の3D画像として表示される。

40

【0043】

オペレータは工程216で示したようにソースボリュームに対する詳細な再走査を実施する。工程218では、表示した形状モデルを基準として目下の走査面が決定されると共に、工程222において形状モデル表示と一緒に表示される。詳細な再走査からの帰還エコーは、形状モデル表示とは別に表示させた典型的な超音波画像が作成されるように処理を受ける。

50

【 0 0 4 4 】

CPU、メモリ、I/O、プログラム記憶装置、及び適当なその他の構成要素を含むデータ処理システムなどの装置は、本発明の方法実施形態を実現するようにプログラムされるあるいは設計される可能性があることは、当業者であれば理解されよう。こうしたシステムは、これらの実施形態の方法を実行するための適当なプログラムモジュールを含む。さらに当業者であれば、ハンドヘルド型デバイス、マルチプロセッサシステム、マイクロプロセッサベースまたはプログラム可能な民生用電子機器、ミニコンピュータ、メインフレームコンピュータ、その他を含む別のコンピュータシステム構成によって本発明の実施形態を実施できることを理解されよう。こうした実施形態はさらに、分散コンピュータ環境内で実施することもできる。

10

【 0 0 4 5 】

別の実施形態では、データ処理システムと一緒に使用するための事前記録されたディスクや同様の別のコンピュータプログラム成果物などの製品は、本発明の方法の実施を容易にするようにデータ処理システムを指令するための記憶媒体並びにその上に記録されたプログラムを含む。こうした装置や製品も本発明の精神及び趣旨の域内に属する。

【 0 0 4 6 】

コンピュータによって実行するプログラムモジュールなどのコンピュータ実行可能命令の全体コンテキストで本発明を記載してきた。一般にプログラムモジュールは、具体的なタスクを実行するあるいは具体的な抽象的データタイプを実現するようなルーチン、プログラム、オブジェクト、コンポーネント、データ構造、その他を含む。例えば本発明の下にあるソフトウェアプログラムは、様々な処理プラットフォームで使用するために様々な言語でコード化されることがある。

20

【 0 0 4 7 】

身体臓器の撮像に関して本発明の実施形態を記載してきたが、本教示は別のボリュメトリック対象にも適用可能である。目下のところ好ましい実施形態であると考えられるものについて本発明の様々な実施形態を記載してきたが、当業者には多くの変形形態や修正形態が明らかであろう。したがって本発明は、例証した特定の実施形態に限定するものではなく、添付の特許請求の範囲の精神及び趣旨の全体の域内にあるものと解釈されるように意図している。

【 0 0 4 8 】

本発明の実施形態に関するこの記述では、本発明（最適の形態を含む）を開示するため、並びに当業者による本発明の製作及び使用を可能にするために例を使用している。本発明の特許性のある範囲は本特許請求の範囲によって規定していると共に、当業者により行われる別の例を含むことができる。こうした別の例は、本特許請求の範囲の文字表記と異なる構造要素や方法工程を有する場合や、本特許請求の範囲の文字表記と実質的に差がない等価的な構造要素や方法工程を有する場合があるが、本特許請求の範囲の域内にあるように意図したものである。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

30

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 9 】

【図 1】従来技術による変形可能モデルの表面の一部の図である。

【図 2】本発明の教示による超音波システムの図である。

【図 3】本発明の一実施形態による処理工程の流れ図である。

【図 4】本発明の教示によるガイド画像の図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 0 】

8 対象モデル

10 点質量

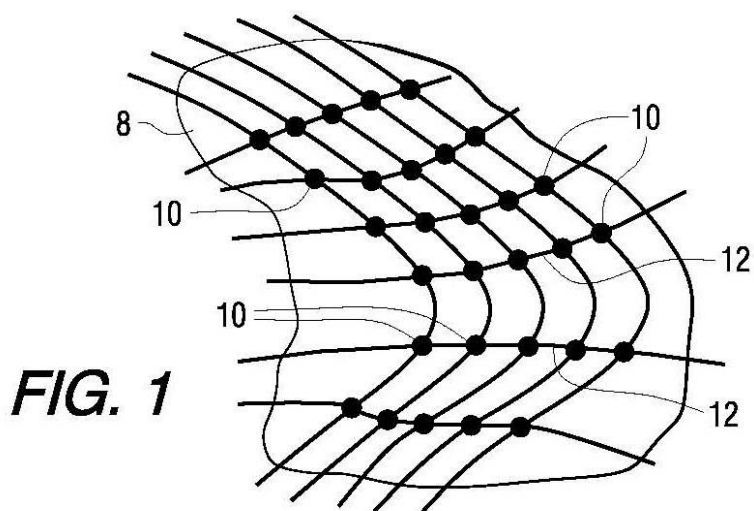
50

1 2 剛性弾性ロッド
5 0 超音波システム
5 4 探触子
5 8 超音波トランスジューサ
6 2 対象
6 6 プロセッサ
7 0 画像
7 4 ディスプレイ
2 0 0 工程
2 0 2 工程
2 0 4 工程
2 0 5 工程
2 0 6 工程
2 1 0 工程
2 1 4 工程
2 1 6 工程
2 1 8 工程
2 2 2 工程
2 5 0 ガイド画像
2 5 2 ラベル
2 5 4 走査面

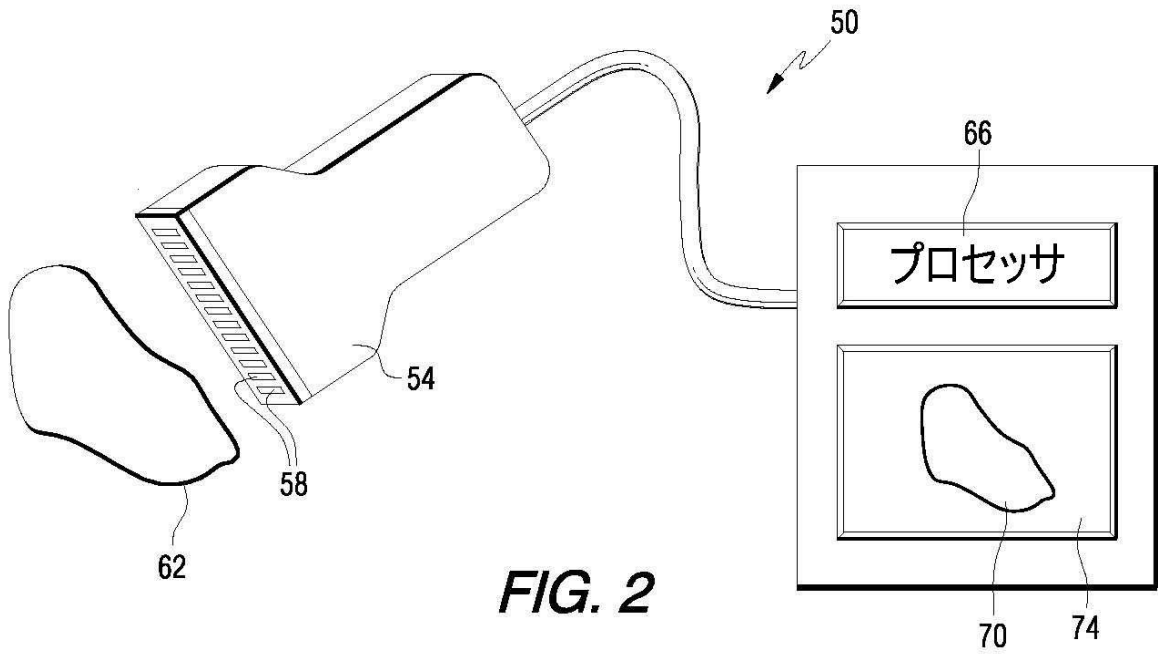
10

20

【図 1】



【図2】



【図3】

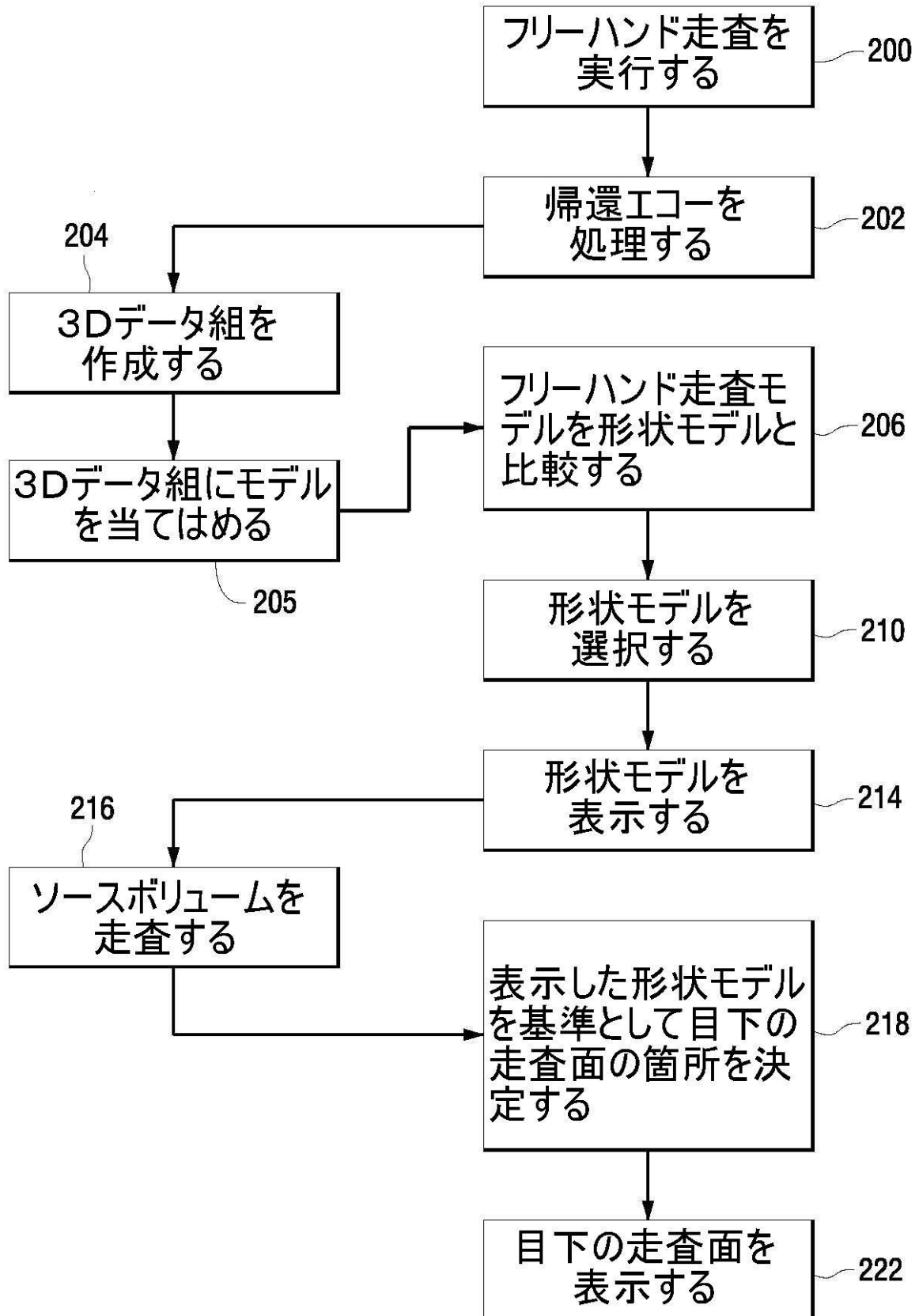
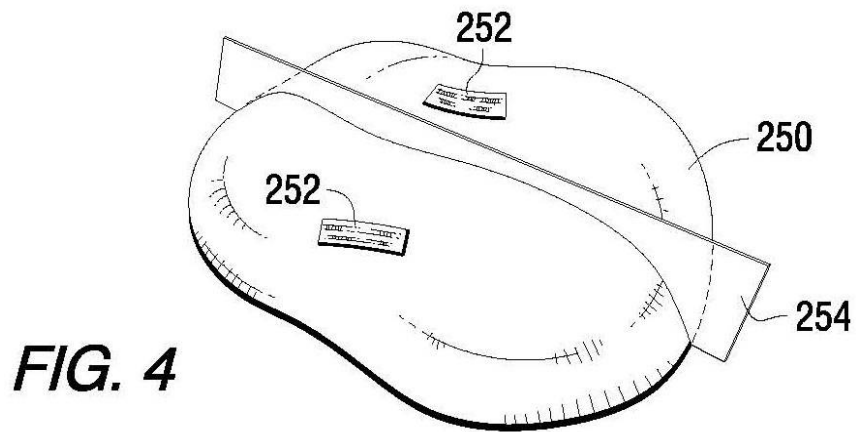


FIG. 3

【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 ミルセイド・シード・ボローラーフォロッシュ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ギルダーランド、ベッドフォード・ロード、608番

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平04-028354(JP,A)
特開2001-037756(JP,A)
特開2006-175036(JP,A)
特開2002-102223(JP,A)
特開平11-047133(JP,A)
特開2004-113629(JP,A)
特表2006-522636(JP,A)
特開2004-141523(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00