

(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2008-194476

(P2008-194476A)

(43) 公開日 平成20年8月28日(2008.8.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-31208 (P2008-31208)	(71) 出願人	390041542
(22) 出願日	平成20年2月13日 (2008.2.13)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(31) 優先権主張番号	11/674,854		GENERAL ELECTRIC CO
(32) 優先日	平成19年2月14日 (2007.2.14)		MPANY
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
			クタデイ、リバーロード、1 番
		(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】 変形可能モデルを用いて動いている対象の超音波画像を作成するための方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】変形可能モデルを用いて動いている対象の超音波画像を作成するための方法及び装置を提供する。

【解決手段】対象の3次元画像(70)を作成するための方法であって、本方法は、対象(62)のモデル(8)を提供する工程(200)と、対象(62)の外部にあるソーストランスジューサ(58)から対象の領域を音波照射する工程(202)と、対象(62)の外部にある受信トランスジューサ(58)の位置において対象(62)から帰還エコーを受信する工程と、帰還エコーを処理する工程(204)と、対象(62)のモデル(8)に応答した対象領域及び帰還エコーに応答した対象領域を含む対象(62)の混成画像(70)を作成する工程(208/212)と、を含む。

【選択図】図2

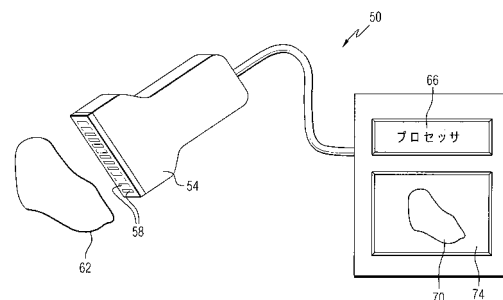


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象の 3 次元画像（70）を作成するための方法であって、
対象（62）のモデル（8）を提供する工程（200）と、
対象（62）の外部にあるソーストランスジューサ（58）から対象の領域を音波照射する工程（202）と、
対象（62）の外部にある受信トランスジューサ（58）の位置で対象（62）から帰還エコーを受信する工程と、
帰還エコーを処理する工程（204）と、
対象（62）のモデル（8）に応答した対象領域と帰還エコーに応答した対象領域とを含む対象（62）の混成画像（70）を作成する工程（208／212）と、
を含む方法。

10

【請求項 2】

前記モデルは質量要素（10）と質量要素（10）の間の接続体（12）とを有する変形可能モデル（8）を含むと共に、前記処理工程はさらに帰還エコーに応答して該モデル（8）を変化させる工程を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

対象（62）と帰還エコーの混成画像（70）間の誤差を決定する工程をさらに含んでおり、前記音波照射の工程は該誤差を低減するように選択した領域を音波照射する工程を含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 4】

前記領域の内部で移動している分子の速度を決定し速度情報を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 5】

心臓画像をレンダリングするための方法であって、
心臓の特徴を記述したモデル（8）を決定する工程（200）と、
心臓の領域を超音波エネルギーで音波照射する工程（202）と、
音波照射した領域から帰還エコーを受信する工程と、
前記帰還エコーを処理して該帰還エコーを表すポテンシャル場を生成する工程（204）と、
前記ポテンシャル場を前記モデルに適用し更新済みモデルを生成する工程（208）と、
前記更新モデルに応答して心臓画像を作成する工程（212）と、
を含む方法。

30

【請求項 6】

前記作成工程はさらに、帰還エコーに応答した画像領域及び更新モデルに応答した別の画像領域を作成する工程を含む、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

帰還エコーが発生させる前記ポテンシャル場は時間の経過と共に減衰する、請求項 5 に記載の方法。

40

【請求項 8】

対象（62）の画像（70）を作成するための超音波撮像装置（50）であって、
超音波エネルギーを発生させるため、対象（62）からのエコーを受信するため、及び該エコーに応答した信号を生成するための複数の超音波トランスジューサ（58）と、
前記信号に従って対象モデル（8）の少なくとも一部分を更新するためのプロセッサ（66）と、
前記信号に従って更新した部分を含む対象モデル（62）に応答した対象（62）の混成画像（70）を表示するためのディスプレイ（74）と、
を備える超音波撮像装置（50）。

【請求項 9】

50

前記複数の超音波トランスジューサ（５８）は、１次元トランスジューサアレイまたは２次元トランスジューサアレイを備える、請求項８に記載の超音波撮像装置。

【請求項１０】

前記モデル（８）は質量要素（１０）と質量要素（１０）間の接続体（１２）とにより規定される変形可能モデルを含むと共に、前記プロセッサ（６６）は前記信号に応答して該質量要素（１０）と該接続体（１２）のうちの少なくとも一方を修正する、請求項８に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

10

本発明は、全般的には医学診断用超音波撮像に関し、また具体的には超音波撮像と連係した変形可能モデルの利用に関する。

【背景技術】

【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。受信した圧力波に応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。

20

【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ると、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。

【０００４】

30

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。

【０００６】

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（走査対象内への深度）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

50

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。

【0007】

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。

10

【0008】

標準的な線形トランスジューサアレイにより形成される2次元平面画像は典型的には、毎秒数10回の更新が可能である。更新速度は送信された超音波パルスが最も遠い画像レンジ点まで伝播して戻るまでに要する時間 (往復伝播時間) によって制限される。例えばエコー心電図用途では、更新速度 (フレーム速度とも呼ぶ) によって、心臓の運動をどの程度に描出できるかの忠実度が決定される。毎秒約30フレームのフレーム速度によって、心臓のリアルタイムの動きを含むリアルタイムの動きを生じさせる。フレーム速度を大きくすることは特殊な診断状況でしか必要でない。

【0009】

パルス伝播時間 (またしたがって、フレーム速度) はさらに、撮像される組織を通過する音波の速度に依存する。128本の別々の超音波走査線を含む典型的な70度セクター画像が10センチメートルの深度まで撮像されると仮定すると、連続する画像フレーム (フレーム更新) 同士の時間間隔は音波パルスが次式の距離、

20

$$128 \times 10 \text{ cm} \times 2 = 2560 \text{ cm} = 25,600 \text{ mm}$$

まで伝播できるだけの十分な長さとしなければならない。

【0010】

組織内の音速は約 $1.54 \text{ mm}/\mu\text{秒}$ であり、したがって例示的な用途においてデータの収集によって単一フレームの作成を可能とするには少なくとも 16.62 ミリ秒 が許容されなければならない。毎秒30フレームのフレーム速度によれば各フレームの収集に 33.3 ミリ秒 が許容されるため、例示的なケースでは30フレーム/秒の所望の速度で容易に画像を作成することが可能である。

30

【0011】

ある種の超音波撮像システムは複数の送信集束ゾーン、すなわち送信モードにおいて様々なレンジ位置に送信ビームを集束させる箇所を生成している。この実施によってフレーム更新速度が制限されることがある。複数の集束ゾーンからの反射エネルギーをすべてのレンジで集束された単一の画像 (または、フレーム) に合成させることによって超音波画像が形成される。こうした複数の送信集束ゾーンを使用するには、各画像走査中に各音波照射方向で複数のビームを形成させることが必要があり、これによりそのフレームを所望の毎秒30フレーム未満まで低下させることが必要となる可能性がある。

【0012】

平面状トランスジューサアレイを用いて、各リアルタイム画像フレームが1つのボリュームメトリック3D画像を含むようなリアルタイム3次元超音波画像 (4D画像と呼ぶ) が形成される。この画像は産科用途においてよく作成されかつ表示されてきたものである。さらに最近、これらの画像がエコーカーディオロジーに導入されるようになった。

40

【0013】

こうしたボリュームメトリック3D画像をカーディオロジー用途に提供することは望ましいが、リアルタイム3D撮像におけるフレーム速度の制限があるので心臓ボリューム全体 (ソースボリュームとも呼ぶ) を音波照射し、そのエコーを受信して処理し、かつこれからリアルタイム画像を再生成するだけの十分な時間が許容されない。例えばある3D画像を仮定すると、所望の画像ボリュームを作成するように面1つ当たり128本のラインを有

50

する128の面を撮像することが望ましい。深度10cmの超音波データに関する16, 384 (128×128)本のラインを収集するには2秒を超える時間が必要である。したがって毎秒30フレームの所望のフレーム速度を維持することはできない。

【0014】

収集時間の負担増を克服しかつ2D画像に匹敵する情報をもつ表示を作成するために、リアルタイム3Dボリュメトリック画像に代わってバイプレーン (b i p l a n e) 画像を作成することが知られている。この表示モードでは、直交する2つの面が音波照射を受け、得られた画像が表示される。これらの2つの画像は平面状アレイを用いて容易に形成される、というのはアレイは任意の方向にビームステアリングできる一方、必要となるのは標準画像の超音波ライン数の2倍のライン数だけで済むからである。したがって所望の高フレーム速度を実現することができる。ある実施では、オペレータは2枚のバイプレーン画像から心臓の3D画像を頭の中で (m e n t a l l y) 構築することができるが、初心者または時折りしか扱わないユーザにはこれが極めて困難である。

【0015】

ビーム多重化を用いると超音波撮像収集が高速化されることも知られている。このスキームによれば、単一で幅広の主ローブ送信ビームが形成されると共に、この主ビーム内の音響エネルギーによって生成されるエコーが複数の平行受信ビームにより記録される。各送信ビームに関してN本の受信ビームが存在する場合、その処理はN対1のビーム多重化と呼ばれる。得られる双方向応答は、受信ビームと送信ビームとの積である。受信ビームパターンの全体が送信ビームの主ローブの域内にある場合、送信主ローブエネルギーが比較的一定であるためその全体応答は単純な受信ビームパターンである。これを単方向ビームパターンと呼ぶ。

【0016】

単方向ビームのサイドローブエネルギーは一般に、送信及び受信サイドローブが同じ方向に生じるために互いに減衰し合うような双方向ビームパターンのサイドローブエネルギーと比べてより高くなる。

【0017】

単方向応答のサイドローブエネルギーが主ローブのピーク位置にある最大の単方向応答に対して正規化される場合、送信及び受信ビーム (個々には1未満の応答を示す) のサイドローブの積は受信ビーム単独のサイドローブと比べてより低くなる。双方向ビームパターンのサイドローブが同じ方向にある場合であっても、双方向サイドローブ応答は双方向ビームの最大主応答と比べてより低い。

【0018】

ボリュメトリックエコーカーディオロジー撮像に至る方針の1つでは、画像収集をEKG (心電図) と同期させると共に4対1ビーム多重化を用いて各心拍サイクル中に3Dボリュメトリック撮像の4分の1だけが収集される。すなわち各心拍サイクルの間において、表示画像の4分の3は直前の3心拍サイクルのうちの1つの記録から得ている。表示画像の4分の1だけがリアルタイム画像である。この方針には周知のある種の欠点が存在するが、適当なフレーム速度で画像を作成することが可能である。

【0019】

本技術分野では目下のところ制約があるため、超音波平面状アレイを用いてボリュメトリック心臓画像の高フレーム速度描出を可能とするようなテクノロジーが必要とされていることは明らかである。

【0020】

変形可能モデル (d e f o r m a b l e m o d e l) 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て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 (r e s t) 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

10

20

30

40

50

帰還力を作用させるような剛性で弾性のあるロッド 1 2 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。

【0021】

各質量における表面 8 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。

【0022】

【数 1】

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

10

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（variation al）記号 $\delta E(x)$ 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。一般に、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。

20

【0023】

この方程式は、点質量の動きに由来する力と、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、アニメーターによつて外力が指定される。医用画像解析では、この外力は画像から導出されるポテンシャル場に起因する。例えば超音波画像では、質量は強力なエコーを示す画像領域には引きつけられるが、比較的弱いエコーを示す暗画像領域には引きつけられない。すなわちエコーの大きさはチャージの種類と見なされると共に、画像境界の反対のチャージの点質量がこれに引きつけられる。

30

【0024】

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応答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。

40

【特許文献 1】米国特許第 6 2 1 6 0 2 7 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0025】

変形可能モデルを用いて動いている対象の超音波画像を作成するための改良された方法及び装置が求められる。

【課題を解決するための手段】

【0026】

50

本発明の一実施形態は対象の3次元画像を作成するための方法を含む。本方法は、対象のモデルを提供する工程と、対象の外部にあるソーストランスジューサから対象の領域を音波照射する工程と、対象の外部にある受信トランスジューサ位置において対象から帰還エコーを受信する工程と、帰還エコーを処理する工程と、対象のモデルに応答した対象領域及び帰還エコーに応答した対象領域を含む対象の混成画像を作成する工程と、を含む。

【0027】

本発明の別の実施形態は、対象の画像を作成するための超音波撮像装置を含む。本装置は、超音波エネルギーを作成するため、対象からエコーを受信するため並びに該エコーに
10 応答して信号を作成するための複数の超音波トランスジューサと、該信号に従って対象モデルの少なくとも一部分を更新するためのプロセッサと、該信号に従って更新された部分を含め対象モデルに
応答して対象の混成画像を表示するためのディスプレイと、を含む。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

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ろう。

【0029】

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フィーチャ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。

【0030】

3D超音波撮像内での変形可能モデルの使用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、本発明の実施形態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。

【0031】

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。

【0032】

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から導出される外部駆動力の方が一般により重要となる。医用画像解析では、その外力は、対象から受信し画像の形成に使用される音響エコーから導出されるポテンシャル場に由来する。超音波画像では例えば、モデルの質量が強力なエコーにより形成された画像領域に引きつけられ、比較的弱いエコーを示す暗画像領域には引きつけられない。したがってエコーの大きさはある種類のチャージと見なされ、対象の反対チャージの点質量がこれに引きつけられる。

【0033】

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）。変形可能モデルは実際上、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単なる一方法である。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
40
50

出されたポテンシャルエネルギー場によって表される。このことはさらに、完全画像のシーケンスを用いた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ると恐らくすべての画像を個別当てはめできるためである。

【0034】

従来技術による変形可能モデルの使用と異なり本発明では、モデルの形状及び位置が外力がない状態で連続してエボリューションできるように無視できない質量をもつモデル要素を使用している。これによって、低頻度な画像データしか利用できないような短い時間期間で心臓の動きをモデルによってトラッキングすることが可能となる。

10

【0035】

心臓のリアルタイム3D超音波画像を形成する際には、心臓の動きを表せるように十分に大きい速度で完全な3Dフレームを生成するようにしてソースボリューム全体を音波照射するだけの十分な時間がない。この制限を克服するために本発明の一実施形態は、ソースボリュームの一部分に関して（音波照射した領域からの帰還エコーに応答して）目下のところ利用可能な（リアルタイム）画像データに基づいて、心臓（あるいは、別のソースボリュームや対象）の動画式画像を形成しており、一方ソースボリュームの残りの部分はその変形可能モデルに従ってレンダリングを受ける。したがって、所望のフレーム速度で完全な3D画像（画像のうちのある部分が対象からのリアルタイムエコーから形成され、またこれ以外の部分が変形可能モデルに帰答して形成されることから混成画像と呼ぶことがある）が作成される。所望のフレーム速度でエコーカーディオロジー心臓画像をリアルタイム表示する能力が本発明によって提供されており、これによって動いている心臓と形状、速度及び加速度を含むその特徴との解析が可能となる。

20

【0036】

心臓の全体的変形可能モデルは、内部の心臓房室と心筋層外部とをリンクさせたモデルを含む。各心臓房室はさらに、それ自体の閉表面変形可能サブモデルを有しており、これらのサブモデルは弾性のある接続体によって結合させて互いに対して正しい空間的關係が確実に提示されるようにしている。本モデルの一実施形態では、心筋層の内部（房室）と外部（心臓）境界の間のエコー源性領域（音波照射を受けたときに帰還エコーを生成する領域）はポテンシャル場を生成することがない、というのは内壁と外壁の間のモデル接続体はできる限り薄い壁をつくる傾向があるからである。しかし内壁と外壁の間の空間の外にある心筋層領域からのエコーは、画像情報に合致させるためのモデルの形状及び位置（向き）に影響を及ぼすことになる。内壁と外壁の間の空間の内部にある心筋層領域からのエコーは、指示する形状または位置がモデルの現在の形状または位置と異なるため、処理されない。

30

【0037】

モデル接続体によって外部心臓壁厚（特に心室の領域の壁厚）に対する膨張及び収縮が可能となる。モデルの平衡状態には、心筋層のモデル領域に関する高反射性物質を含むことになる（したがって、これらの領域は帰還エコーに対する応答が大きい）。

【0038】

心臓の変形可能モデルには、心臓の外部を意味するより大きな1つの閉じた表面内に圍繞された4つの閉表面からなる4つの心臓房室の内壁を示すことがある。これらの個々の表面は、図1に示したような表面の個々の質量間の接続と同様に、剛性で弾性のある部材によって互いに接続されている。右心室と左心室の各モデルは、心室中隔の相対的な非柔軟性を示す比較的剛性の接続体によって互いに結合される。心室モデルと外部心臓モデルの間の接続体はより弾性が大きく、これによって心筋層の厚さの変化は中隔の変化と比べてより大きくなる。2つの心房モデルを隣接させ、2つの心室モデルを覆うように配置させる。

40

【0039】

本発明の実施形態に従って正確な画像をレンダリングするために、変形可能モデルの状

50

態は複数の超音波走査線からの画像帰還データによって更新する。一実施形態ではそのモデルは、各走査線からの帰還エコーを用いて更新される。心臓の領域（または、別のソースボリューム）が音波照射され、その超音波エコーデータが走査線（あるいは、マルチ走査の場合では走査線の束）から収集される。帰還データは、そのモデルに対する用途（すなわち、モデルに対するポテンシャル場としてあるいはポテンシャル場の変化としての用途）に適した描出に変換される。この新たな場はモデルの動態（例えば、質量の（したがって質量を含む領域及び表面の）箇所、動き、形状）に対して、上に示した力平衡方程式から導出された状態方程式などのモデルの状態方程式を通じて影響を及ぼしており、ここでそのポテンシャル場はモデル質量に対して作用する外力と見なされており、したがってモデル状態変数に影響を与える。

10

【0040】

ポテンシャル場の項を通じてモデルに適用される更新済み画像情報は特にまた瞬時に、走査線中に撮像領域の内部にあるまたは空間的に近傍にあるソースボリュームの質量（及び、これらの質量を含む領域）に関連する状態変数に対する影響を有する。したがって實際上、超音波Aラインに応答した各モデル更新は、超音波ライン画像データから生成されたポテンシャル場に合わせた局所性の更新である。単一の超音波走査線からの音響データは、変形可能モデルの多くの状態変数のうちのごく少ない数に対してだけ強力に影響を与える傾向がある。走査線の箇所に近接する領域を表した状態変数は最も大きい影響を受ける、というのは当該領域の質量に作用する力は質量と牽引（*attracting*）画像情報（重力ポテンシャル場の場合と同様）の間の距離の2乗に逆比例するからである。モデルのうち新たな走査線が交差した領域だけが更新されており、一方これ以外の残りの領域に関連するポテンシャル場は不変である。

20

【0041】

新たな画像データに応答して外力場が変化すると、モデルの質量に対して新たに異なる力が課せられる。これらの質量に関連する状態変数は、加えられた力（すなわち、帰還エコーを表す力）に応答してモデルの機械的な動きをシミュレーションする演算処理によって更新される（これについては以下でさらに説明することにする）。

【0042】

帰還エコー画像データのすべては、空間的に規定されたスカラー関数であるポテンシャル場に寄与する。空間内の任意の点で質量に作用する力は当該点におけるポテンシャルの傾斜として算定される。この考え方は、重力の問題を解く際に利用される考え方と同様である。

30

【0043】

2つの質量粒子M1とM2が距離Rだけ離れているとき、この両者には互いに対して次式で与えられる引力が作用する。

【0044】

【数2】

$$F = -\gamma \frac{M1 M2}{R^2} \hat{e}$$

40

上式において、 $\hat{e}$ は適当な方向を向いた単位ベクトルであり、また γ は定数である。本発明のコンテキストにおいて、 γ 及びパラメータRのパワーはモデルに対する場の影響を制御するために所望により選択される。

【0045】

質量（例えば、画像情報など）の連続分布についてはその力は空間内で規定される密度関数全体の積分として記述される。

【0046】

【数 3】

$$F = -\gamma M1 \int_V \frac{\rho(r) e_r}{r^2} dv$$

上式において dv は、ボリューム V の域内で分散した対象を有する $M1$ から距離 r に位置するボリューム要素である。単位ベクトル e_r は、当該ボリューム要素に関する点質量の方向を指している。算出される力は1つのベクトルであり、したがって F を $M1$ で割り算することによって重力加速度を規定できることは明らかである。したがって、空間内のすべての点において、密度 $\rho(x)$ の分散対象に由来する当該点におけるポテンシャル場の傾斜の負値がポテンシャル場に由来する加速度と等しいことに留意することによってポテンシャル場を規定することができる。関心の対象はポテンシャルの差だけにあるため、傾斜の積分から得られる定数は抑制される。分散した対象に由来するポテンシャル場はしたがって次式となり、

【0047】

【数 4】

$$\Phi = -\gamma \int_V \frac{\rho(r)}{r^2} dv$$

また質量点 $M1$ 上の対応する力は次式となる。

【0048】

【数 5】

$$F = -M1 \text{grad } \Phi$$

ここでポテンシャルの定義において $M1$ の位置は暗黙的 (implicit) であることを想起されたい。

【0049】

本発明で使用する加速度及び速度（すなわち、速度の第1導関数及び位置状態変数）によって記載される状態変数モデルでは、ポテンシャル場から算出される加速度が直接使用される（これについては、J. B. Marion による「Classical Dynamics of Particles and Systems」(Academic Press、1970) の検討を参照されたい)。

【0050】

画像データを用いて状態変数を更新するための技法について以下に記載する。所与の質点において次式の力平衡方程式が支配していると仮定することにする。

【0051】

【数 6】

$$m\ddot{x} + k\dot{x} + F_{\text{model}}(x) = F_{\text{image}}(x)$$

この式において、 F_{model} は、ある粒子からそれが取り付けられた隣接する粒子までの距離により、またさらには当該粒子とその近傍粒子が特徴的形状（例えば、円筒の面またはパッチ (patch)）をもつようなある表面上に存在しない度合いから導出される力である。 F_{image} は上述したポテンシャル場を用いて導出され、したがって次式となる。

【0052】

【数 7】

$$F_{\text{image}} = m\gamma \text{grad} \left[\int_V \frac{\rho(r)}{r^2} dv \right]$$

この力方程式を加速度によって書き換えると次式となる。

【0053】

【数8】

$$\ddot{x} = \frac{-k}{m} \dot{x} + \frac{(F_{\text{image}}(x) - F_{\text{model}}(x))}{m}$$

2つの新たな状態変数である $x_1 = x$ と $x_2 = dx/dt$ を規定し、上の式を2つの結合された1次微分方程式として書き直すと次式となる。

【0054】

【数9】

$$\begin{cases} \dot{x}_2 = \frac{-k}{m} x_2 + A_{\text{total}}(x_1, \text{adjacent mass positions}) \\ \dot{x}_1 = x_2 \end{cases}$$

10

上式において、2つの力の項が1つの加速度関数 A_{total} に合成されており、この加速度関数は、 x_1 とこれ以外の隣接する質量位置との関数である（すなわち、画像ポテンシャル関数及びモデルの局所状態に由来する力を含む）。全体の状態変数モデルは変形可能モデルのすべての点質量に関するこうした方程式の対によって与えられると共に、これらの方程式はモデル導出性の力のモデルの局所形状に対する依存度によって点質量間で結合される。したがって対象に対する各超音波走査後に、モデル導出性の力と画像導出性の力の合成力からモデルの状態を規定する新たな状態変数が算出される。次いで、これら新たな状態変数は走査を受けた画像領域に影響を与える画像作成ソフトウェアに供給される。表示させる画像は、目下の更新済みバージョンのモデル状態変数に基づく。モデルが動的性格であるために一般に、状態変数の値はモデル全体で新たな各データ更新時間ごとに異なっている。

20

【0055】

本発明による画像データは、音波照射された対象に関する完全画像のシーケンスを含まないため比較的低頻度となることがあることが理解されよう。しかしこのデータはリアルタイムで提供されており、変形可能モデルのポテンシャル場に影響を与え、これにより音波照射対象に関するモデル描出を改善するのに十分な量である。新たな情報をモデル状態に頻繁に融合することによって低頻度更新方針が許容されることになる一方、このモデルによって心臓のリアルタイム状態は密に表現される。予測モデルと実際の心臓の間のリアルタイム誤差を制限するには、高速であるが低頻度の更新で十分となる。

30

【0056】

更新処理の予測誤差は、モデルと帰還超音波エコーの不一致の程度に関する1つの尺度である。モデルが超音波画像データによる決定に従って心臓壁（または、別の心臓構造）の正確な箇所を予測していれば、予測誤差はゼロとなるはずである。モデルが画像フィッチャを予測できない場合、その予測誤差はゼロより大きくなる。モデル質量は、上述のように画像情報のポテンシャル場への変換によって画像情報に引きつけられ、モデルと画像データの間の誤差が低減される、理想的にはその誤差はゼロまで低減される。したがって、ポテンシャルエネルギーと得られるポテンシャル場は実際上、ソースボリュームの領域または構造のモデル予測箇所と該領域または構造の撮像された箇所との間の誤差に比例する。ポテンシャルエネルギーは実際にはゼロではないが、ゼロ予測誤差をポテンシャル場の極小値に対応させることになる。その心臓モデルが各心臓房室に関する心臓内壁と心臓外壁の表面を含むような一実施形態では、平衡状態（すなわち、最小誤差）はその心臓壁エコーが2つの表面間に属するような状態である。

40

【0057】

一般にこの予測誤差は、音波照射した領域からのエコーがこれらの領域のモデルの描出の内部に包含されない場合に高くなる。例えばそのエコーがモデルの心臓壁境界内部からのものでない場合、この心臓壁境界に関連する誤差は高くなる傾向がある。予測誤差は、

50

その走査線が任意の心臓壁情報を包含しない場合、あるいはそのエコーがモデル境界の箇所によって心臓壁であると特定されるときに低くなる。本発明は予測誤差を低減するためにポテンシャルエネルギーを用いているため、画像情報が全く存在しないとポテンシャルエネルギーは存在しない。したがって関心対象のモデル領域内にポテンシャルエネルギーが存在しなければモデル誤差も存在しないはずである。しかし撮像処理によってモデル領域に関連するポテンシャルエネルギーが生成される場合は、誤差が生じることになる。

【0058】

モデルがある領域内で心臓壁の位置を比較的低い誤差率で予測する場合、ソースボリュームの当該領域に対する音波照射は予測誤差が大きい領域と比べてより低い頻度となる。比較的大きい予測誤差が存在する場合、その撮像処理は追加のデータに対する演算済みモデルの要求を満たすようにリアルタイムで制御され、これがモデル質量を音波照射領域の実際の箇所に引きつけること（すなわち、ポテンシャル場を生成すること）によって予測誤差が低減される。

【0059】

予測誤差フィルタ（適応フィルタで使用されるものなど）は、予測誤差が比較的大きいビームステアリング方向を決定することができ、これにしたがってこの領域に対して誤差を低減して音波照射することが可能である。例えばフィルタは、予測誤差をその上に指示している音波照射対象のマップを作成することができる。モデルマップから走査処理へのリアルタイムのフィードバックによって、対象（サンプルボリューム）のうち最大の予測誤差を有する部分に次の走査の超音波エネルギーが導かれる。例えばその走査処理は、変形可能モデルで表すことが最も困難な領域（心臓弁や、心臓壁の心筋疾患のある部位）により高頻度に導かれることがある。さらに、音波照射しようとする領域内の走査線の密度は対象誤差マップに応答して制御する（すなわち、誤差がより大きな領域に対してより高密度の走査線とする）ことができる。

【0060】

モデルの弾性の復元力は、対象表面を平滑に保つ傾向があり、かつ孤立した走査線の画像データが対象の当該領域を通過して収集されたときに「皺状になる（pucker up）」傾向に抗している。

【0061】

各走査線から導出される更新済み外力の項（ポテンシャルエネルギーまたはポテンシャル場）は時間の経過と共に減衰し、これによってより古い画像データを時間の経過と共に衰退させることができる（すなわち、モデルの状態に対する当該データの影響が連続的に低減される）。減衰速度は十分に大きくし、これにより画像データの変形可能モデルに対する影響を実質的に1心拍サイクル未満の時間内とさせることが好ましい。この条件によって、1回の心拍動中により頻繁に画像を更新することが可能となり、したがって心臓機能のより正確な解析を提供するより正確なモデルが可能となる。

【0062】

モデルのノードにある質量のために、状態方程式は超音波画像からの新たなデータを伴わずに（すなわち、外部の力なしに）具体的には以前の壁の動き及び状態変数及び状態方程式に応答してモデルの特徴を連続予測している。ある特定の走査によって更新されないある種の状態変数は以前の走査から減衰させたポテンシャル場によって更新されるように継続することができる。さらに別の対象の領域に対する後続の走査が処理されるごとに、対応するモデル状態変数が更新される。一般に、モデルが予測している対象形状及び箇所を正しく表している場合（心臓壁の正確な箇所や形状など）は、ソースボリュームの完全な画像が作成されないことがある。

【0063】

本発明では領域モデル情報が毎秒約30フレームの所望フレーム速度より高速で更新されているが、大域画像情報が更新される速度は、低速すぎて音波照射対象のすべての質量要素に関して正しい方向で連続更新された外力が作成されない。したがって変形可能モデルによる決定に従った対象動態は、質量をその状態変数により決定された方向に動かし続

10

20

30

40

50

ける。したがって各質量粒子の瞬時的位置は、ある範囲において、モデルの動態に基づいた、また音波照射データからのリアルタイム更新に基づいた心臓壁や心臓の構成要素の位置（速度、加速度）の予測値となる。

【0064】

各33.3msの各フレームの間に、4対1多重化ビームを用いて心臓ボリュームの約25%をサンプリングするだけの十分な時間が存在することがわかった。したがって、撮像されたデータは心臓モデルの状態変数を更新するだけの十分な情報を供給し、心臓壁その他のフィーチャを含む心臓の形状に対して正確な描出を維持できるものと見られる。したがって、音響伝播時間及び所望のフレーム速度を勘案しながら、音波照射を受けた心臓の臨床的に正確なモデルを取得することができる。

10

【0065】

ポテンシャル場は超音波画像によって生成されるため、心臓壁をトラッキングするモデルの能力にスペックル（テクスチャ）が影響を及ぼすことがある。この問題に対処するためにポテンシャル場の算定前に超音波振幅データに対して平滑化または形態学的フィルタ処理が用いられることがある。こうした技法は当技術分野で周知である。

【0066】

トランスジューサ探触子の動きや、探触子に対する心臓の回転は、こうした動きが、超音波ビームと心臓の間の整列を変化させるため問題となることがある。本発明の一実施形態のシステムは、モデル全体を回転させることによって、撮像データとこれに基づいて生成されたポテンシャル場に応答してこの影響を克服している。走査線データは約30μ秒ごとに更新されるため、データの更新間で起きる可能性がある動きまたは回転の範囲は限定される。さらに一実施形態ではそのモデルは、探触子の動きまたは胸部内でのそれ自体の動きに応答してそのモデルを空間的に回転させることができるように角速度専用の状態変数を含んでいる。これらの状態変数を配置させた状態では、Hamiltonの原理により予測される最小エネルギー遷移経路は、質量粒子の直線運動に関連する位相空間のサブ空間を通過するのではなく、角度運動サブ空間を通過することになる。

20

【0067】

本発明による教示に従った変形可能モデルの3D超音波撮像への応用では、モデル表面の動きによって線形動的システムに共通の特徴を提示することができる。通常モデル操作は線形で変位が小さい（または、曲率が小さい）領域内におけるのが典型的である。一実施形態ではそのモデルの動きは剛直性制御式（stiffness controlled）である。したがってシステム内のあらゆる共振は、外部の画像導出性の力が振動させる周波数と比べてかなり大きい周波数で生じる。弾性パラメータと質量パラメータを正しく設定することは困難であるため、一実施形態では弾性のある接続体に関する非純正弾性特性（non-purely-elastic characteristics）を利用する。すなわち接続体がある点を超えて延びるまたは曲がると帰還力を決定する比例係数を大きくし、これによって過度に大きな変形が防止される。このモデルは線形と非線形のいずれの弾性接続体も利用できるが、後者は形状の誤差が限定される傾向があるため好ましいものとなり得る。

30

【0068】

本発明は必ずしも心臓壁の箇所を極端な正確さで評価する必要がない。モデルは心臓の形状、動き及び向きを表示する。適正な心臓解析においてモデルからの正確な数値パラメータを必要としない。したがって、本明細書に記載したモデルの状態によってその収集をガイドできるような異なる画像を用いて心臓拍出量の算出をオフラインで実行することが可能である。

40

【0069】

別の実施形態では、心筋層を通過して伝播する収縮波がシステムの駆動力としてモデル化される。ペースメーカーの箇所をモデルによって規定できるため、このモデル化は表面EKGデータを用いて実施することができる。こうした特徴によって算定の複雑性が増大することがあるが、心臓の動きに関する予測にとって有用となり得る。

50

【0070】

表示画像は、処理済みの帰還エコーとモデルの合成に応答して作成することができる。一実施形態ではそのモデルは、上述のようにしてモデルが更新されるような対象の表示リアルタイム3D画像を直接作成する。別の実施形態ではそのリアルタイム3D表示は、誤差が受容可能なモデル領域から、並びに対象残りの表示領域に関するリアルタイム処理済み帰還エコーから導出される。さらに別の実施形態では、リアルタイム3D画像の各部分は、利用可能である処理済み帰還エコーから作成され、また表示対象の残りの領域はモデルから決定される。さらに別の実施形態ではその表示されるモデルは、高分解能のバイプレーン画像（2つの直角の面または非直角の面を含む）の上に重ね合わされる。この特徴は、探触子及び面調整（プレビュー画像の役割をする）をガイドする際に、並びにユーザが2つの表示面の周りで心臓の動きを視覚化する際に有用となり得る。

10

【0071】

双方向ビームによって（上述したように）音波照射する対象部分（送信と受信の両方のビームが高い空間分解能を提供する）と、単方向ビームによって音波照射する部分（受信ビームだけが高分解能であり送信ビームは受信ビーム多重化を可能とするような十分に広くする）と、をそのモデルによって決定するようなさらに別の実施形態では、その画像は帰還エコーに応答して直接表示される。この表示モードでは、その超音波画像がソースボリュームのうち関心対象の解剖学的フィーチャを包含する部分に向けた高分解能の（すなわち、低サイドローレベルの）撮像によってフレーム速度をフルにして更新されるため、必ずしも動画式モデルを表示する必要がないことがある。さらに、サイドローブエネルギー干渉が最大の部分を簡単に検出することも可能である、というのは本モデルはこうした領域において十分に観測値を予測しないからである。

20

【0072】

関連するある実施形態では音波照射された対象は、本明細書に記載した技法を用いて高分解能でフルフレーム速度の様々な小画像を対象画像上に重ね合わせた状態で透光性または半透明の像として表示される。この小画像は帰還エコーに基づき直接レンダリングすること、あるいは帰還エコーによってモデルを更新し更新したモデルをレンダリングすることができる。重ね合わせられた画像は平面状とすることも3Dとすることもできる。

【0073】

別の実施形態では本発明はさらに、血流速度情報を収集する空間的位置を示すドブラレンジゲートからの出力を含む。この血流速度情報は、ドブラスペクトルを時間に対してマッピングした別の画像として表示させている。周波数のゼロ値からの偏差は平均血流速度を示し、またドブラスペクトルの幅は血液の乱流または非層状の流れの存在を指示している。さらに、モデルからの位置情報を用いて空間内でレンジゲートを移動させ、これにより心臓弁を基準として空間内である点からの血流をトラッキングすると有利となり得る（これについては以下で説明することにする）。

30

【0074】

例えば心臓僧帽弁は超音波帰還エコーに基づき高分解能のフルフレーム速度モードでレンダリングすることができる一方、心臓壁の全体的な輪郭は透明または半透明の画像内で僧帽弁を基準としてレンダリングされる（心臓壁は僧帽弁領域と比べてより低速度で撮像される）。この超音波撮像速度は、弁に関するリアルタイムの動きを表現するのに十分な速度である。弁に出入りする血流はカラーフローマッピング（各ボクセルが血流速度を示す平均ドブラシフト瞬時値をエンコードするように色付けされる周知の技法）を用いるか、血液のスペクトルを決定するスペクトルドブラゲートによってレンダリングすることができる。本発明の1つまたは複数の実施形態のこの特徴は、僧帽弁脱出（prolapse）条件の診断にとって特に有用である。

40

【0075】

さらに別の実施形態では、対象またはソースボリュームが所定のパターンに従った対象撮像領域によって音波照射を受ける。ある臨床走査パターンは超音波エネルギーを対象領域に導き、所望の対象領域の走査後に元の領域まで帰還させている。

50

【0076】

本発明の教示はまた、上述のように対象モデルを更新するためにその走査線が2次元的に撮像されて処理されるような2Dアレイにも適用することができる。

【0077】

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は帰還エコー及び上述のような対象の変形可能モデルに基づいて画像を作成する。

10

【0078】

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、対象のモデル（ソースボリューム）が決定される（好ましくはそのモデルは変形可能モデルを含む）。対象は工程202で音波照射されると共に、工程204で帰還エコーが処理される。このモデルは、工程208において帰還エコーに応答して更新される。工程212では、更新モデルに応答して画像が作成されて表示される。別の実施形態では、表示される画像の一部分はモデルに応答しており、またその一部分は帰還エコーに応答している。

【0079】

別の実施形態ではその超音波走査速度は、対象（例えば、拍動する心臓）の動きの時間導関数に応答している。すなわち時間導関数が増加すると走査速度が増加する。この特徴によって心臓の動きを伴う対象変形可能モデルのトラッキングを向上させることができる。

20

【0080】

CPU、メモリ、I/O、プログラム記憶装置、接続用バス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の実施を容易に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ことになり、対象のモデルと対象からの帰還エコーの両方を用いて音波照射を受ける対象の画像（混成画像と呼ぶ）をレンダリングするという技術的效果が得られる。

30

【0081】

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。

【0082】

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することができる。以下の記述では、本発明の一例について、Webブラウザを利用するWebポータルコンテキストで説明することにする。しかし本発明の根底にある原理は別のタイプのコンピュータソフトウェアテクノロジーを用いても同様に実現可能であることを理解されたい。

40

【0083】

さらに、本発明の実施形態が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の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実施

50

されることがあることは、当業者であれば理解されよう。この実施形態はさらに、通信ネットワークを介してリンクさせたりリモート処理デバイスによってタスクが実行される分散コンピュータ環境で実施することもできる。分散コンピュータ環境では、プログラムモジュールはメモリ記憶デバイスを含んだローカルとリモートの両方のコンピュータ記憶媒体内に配置させることがある。これらローカルとリモートのコンピュータ環境は、その全体が移動体内部に包含されること、あるいはコンピュータ環境間にワイヤレス通信が設けられた道路脇または中央局にあるコンシストまたはオフボードにある隣接する移動体内部に包含されることがある。

【0084】

本発明の実施形態について心臓撮像に関連して記載してきたが、本教示は、特に高フレーム速度描出（形状モデル）が望まれるような対象の動きなど、他の身体臓器やその他のボリュメトリック対象にも適用可能である。さらに、心臓は本質的に一種のポンプであるため、適正な診断にとってはその機械的特徴の描出が重要であることが多い。動きの描出はその診断の重要な要素であることが多い。

【0085】

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。本発明の教示について一例として心臓の撮像に関するコンテキストで記載してきたが、本発明の教示は、特に動いている要素を含むような臓器や機構など別の臓器や機構の撮像にも応用することができる。本撮像技法は、装置（例えば、ポンプ）に対してこれが適正に動作しているか否かを判定するための非破壊式解析に応用することができる。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。

【0086】

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。

【図面の簡単な説明】

【0087】

【図1】従来技術による変形可能モデルの表面の一部分の図である。

【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。

【符号の説明】

【0088】

- 8 対象モデル
- 10 点質量
- 12 剛性で弾性のあるロッド
- 50 超音波システム
- 54 探触子
- 58 超音波トランスジューサ
- 62 対象
- 66 プロセッサ
- 70 画像

10

20

30

40

50

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 8 工程
2 1 2 工程

【図 1】

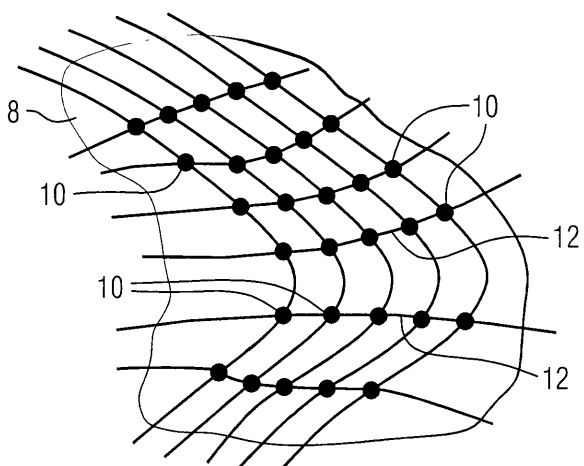


FIG. 1

【図 2】

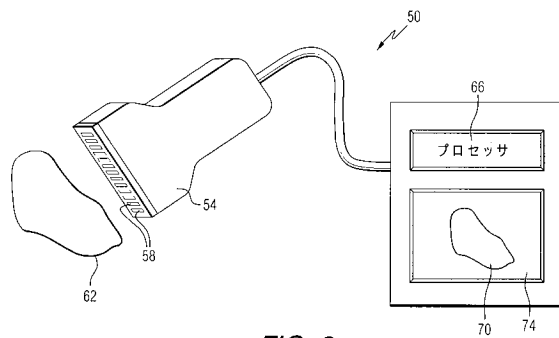


FIG. 2

【図 3】

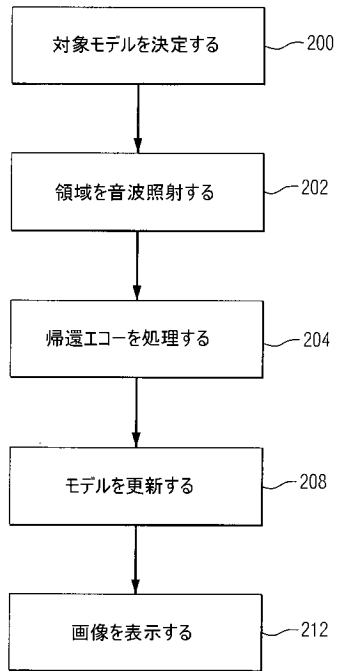


FIG. 3

フロントページの続き

(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

(72)発明者 ミルセイド・シイド・ボロアーフォロッシュ

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

(72)発明者 ブルーノ・ハンス・ハイダー

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・レイク、ウエストサイド・ドライブ、64番

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 DD15 EE04 EE08 FF08 GB04 GB06 HH15 HH16

HH26 JB45 JC06 JC16 JC21 JC26 JC31 KK21 LL38

5B057 AA07 BA05 BA13 DA08 DB03 DC09

专利名称(译)	使用可变形模型创建运动对象的超声图像的方法和装置		
公开(公告)号	JP2008194476A	公开(公告)日	2008-08-28
申请号	JP2008031208	申请日	2008-02-13
[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	ラルフトーマスホクター ミルセイドシイドボロアーフォロッシュ ブルーノハンスハイダー		
发明人	ラルフ・トーマス・ホクター ミルセイド・シイド・ボロアーフォロッシュ ブルーノ・ハンス・ハイダー		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH26 4C601/JB45 4C601/JC06 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/KK21 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA13 5B057/DA08 5B057/DB03 5B057/DC09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA01 5L096/DA01 5L096/HA07		
代理人(译)	松本健一 小倉 博		
优先权	11/674854 2007-02-14 US		
其他公开文献	JP5276336B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于形成通过使用可变形模型工作的对象的超声图像的方法和装置。解决方案：用于形成对象的三维图像（70）的方法涉及提供对象（62）的模型（8）的过程（200），对象区域的超声波照射的过程（202）。在受试者（62）外部的源换能器（58），从位于受试者（62）外部的接收换能器（58）中的受试者（62）接收反馈回声的过程，治疗过程（204）反馈回波，以及形成对象（62）的混合图像（70）的处理（208/212），包括响应于对象（62）的模型（8）的对象区域和对应于对象区域的对象区域。反馈回声。

