

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5475516号  
(P5475516)

(45) 発行日 平成26年4月16日(2014.4.16)

(24) 登録日 平成26年2月14日(2014.2.14)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08  
**G 0 6 T 1/00 (2006.01)** G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 10 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2010-65459 (P2010-65459)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成22年3月23日 (2010.3.23)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2010-221033 (P2010-221033A)		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
(43) 公開日	平成22年10月7日 (2010.10.7)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成25年3月4日 (2013.3.4)		弁理士 荒川 聡志
(31) 優先権主張番号	12/410, 421	(74) 代理人	100105588
(32) 優先日	平成21年3月24日 (2009.3.24)		弁理士 小倉 博
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	アンドレアス・ヘイムダル
			ノルウェイ、エヌー0617、オスロ、ストラムヴェイエン、20番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波モーショントラッキング情報を表示するシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波情報を提供する方法(210)であって、

スキャンされる物体のモーショントラッキング情報を含む3次元(3D)超音波イメージデータを入手すること(212)と、

前記モーショントラッキング情報と共に前記3D超音波イメージデータを2次元(2D)マップ射影に変換すること(214)と、

前記2Dマップ射影に基づいて2Dマップを生成すること(216)と

を含むことを特徴とする超音波情報提供方法(210)。

【請求項2】

前記2Dマップ射影が、前記3D超音波イメージデータ内の複数の所望の解剖学的位置のそれぞれを前記2Dマップ内の固定された2D座標にマッピングすることを特徴とする請求項1記載の方法(210)。

【請求項3】

前記モーショントラッキング情報が、トラッキングされたサーフェスモデルからのグレイスケールデータまたは3Dスペックルトラッキング情報のうちの少なくとも1つを含むことを特徴とする請求項1記載の方法(210)。

【請求項4】

前記3D超音波イメージデータが、4次元(4D)データセットを一緒に形成する3D超音波データの複数のフレームを含み、2D射影ムービー(246)を生成するために3D

超音波データの前記フレームのそれぞれに対応する複数の2D射影マップを組み合わせたことをさらに含むことを特徴とする請求項1記載の方法(210)。

【請求項5】

長方形マップ、極座標マップ、および半円マップのうちの1つを含む射影マップディスプレイ内に前記2D射影ムービー(246)を表示することをさらに含むことを特徴とする請求項4記載の方法(210)。

【請求項6】

前記2D射影ムービー(246)を表示することをさらに含み、前記2D射影ムービー内の明らかな動きが、前記モーショントラッキング情報に基づくモーショントラッキングの品質を示すことを特徴とする請求項4記載の方法(210)。

10

【請求項7】

トラッキング失敗の位置および量のうちの少なくとも1つを示すユーザ入力を受け取ること(220)をさらに含むことを特徴とする請求項6記載の方法(210)。

【請求項8】

前記物体が、心臓を含み、前記2Dマップ射影が、前記心臓のトラッキングされたサーフェスモデルからのグレイスケールデータのマップ射影を含み、前記サーフェスモデルの各位置での前記グレイスケール値に基づいて前記2Dマップ射影を用いて前記3D超音波データからグレイスケール値を判定することをさらに含むことを特徴とする請求項1記載の方法(210)。

【請求項9】

物体の3次元(3D)イメージを獲得するように構成された超音波プローブ(106)と

20

前記3Dイメージからグレイスケール動きデータに基づいて2次元(2D)マップ射影を生成するように構成されたモーショントラッキングモジュール(126)を有するプロセッサ(116)と

を含む超音波イメージングシステム(100)。

【請求項10】

前記3Dイメージの複数のフレームの前記2Dマップ射影を順番に表示するように構成されたディスプレイ(118)をさらに含み、前記表示された2Dマップ射影内の明らかな動きが、トラッキングの品質を示すことを特徴とする請求項9記載の超音波イメージングシステム(100)。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的には画像診断システムに関し、より具体的には、特に、心臓イメージングに関するモーショントラッキングを提供する超音波イメージングシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療イメージングシステムは、患者の異なる部位または領域(たとえば、異なる器官)をイメージングするために、異なる応用分野で使用されている。たとえば、超音波イメージングシステムは、心臓のイメージの生成など、ますます多くの応用分野で利用法を見つけている。心臓イメージング応用では、心臓の獲得された超音波イメージに基づく心臓の筋肉のモーショントラッキングが、たとえば、2次元(2D)または3次元(3D)のスペクルトラッキングを使用して提供されてもいる。スペクルトラッキングは、獲得されたイメージのスペクル情報を使用して、イメージングされた心臓の心筋の動きなど、動きを追跡する。これらのイメージは、ユーザによる再検討および分析のために表示され、この再検討および分析は、心筋変形の2D歪み解析を含むことができる。

40

【0003】

トラッキングが正しく実行されたことを保証するために、ユーザは、通常、トラッキング情報を示すディスプレイを再検討し、このトラッキング情報は、グラフィカルオーバー

50

レイを含む場合がある。たとえば、モーショントラッキング情報を提供する、ある既知の超音波システムは、イメージングされた心臓のトラッキングされた中心線を使用する。たとえば、これらの既知のシステムで心臓イメージモーショントラッキングを実行する時に、ユーザは、その後、イメージングされた心臓とトラッキングされた動きを表すオーバーレイとの相対的な動きを比較する。しかし、トラッキングでの誤差は、通常、心臓の筋肉の動きよりはるかに小さいので、トラッキングが正しいかどうかを判定し、正しくない場合に、モーショントラッキングが正確にどこで失敗したかを判定することは、しばしばむずかしい。さらに、筋肉の動きは、早くもあり、これによって、特に心臓の早期弛緩段階 (early relaxation stage) で、オーバーレイについてゆくのがむずかしくなる。さらに、トラッキング情報を表示する既知の超音波システムを使用すると、たとえば、オーバーレイの一部として提供されるマーキングが、心臓の動きと関連させるにはあまりに速くまたは多く移動するので、モーショントラッキング結果を視覚的に確認することが、しばしば非常にむずかしい。したがって、ユーザは、トラッキングされた動きを不適当に確認する場合がある。

10

**【0004】**

さらに、一部の既知のシステムは、トラッキングされた中心線に基づいて、変更された曲がった解剖学的グレイスケールMモードを表示する。そのような表示では、グレイスケールパターンは、トラッキングが正しく働く場合には水平線に、正しく働かない場合には非直線に見える。このタイプのディスプレイの少なくとも1つの不利益は、水平線を有するMモードが、普通に異常な関数を示すことである。ユーザは、異常な表示に不適当にまたは不正確に反応する場合がある。

20

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0005】****【特許文献1】** 米国仮出願第2009/0028404号公報**【発明の概要】****【課題を解決するための手段】****【0006】**

本発明の一実施形態によれば、超音波情報を提供する方法が、スキャンされる物体の3次元(3D)超音波イメージデータを入手することを含む。3D超音波イメージデータは、モーショントラッキング情報を含む。この方法は、モーショントラッキング情報と共に3D超音波イメージデータを2次元(2D)マップ射影に変換することと、2Dマップ射影に基づいて2Dマップを生成することとをさらに含む。

30

**【0007】**

本発明のもう1つの態様によれば、3次元(3D)超音波イメージングされた物体のトラッキングされたサーフェスモデルに対応する2次元(2D)マップ部分を含むユーザインターフェースが提供される。このユーザインターフェースは、さらに、トラッキングされたサーフェスモデルに基づくイメージングされた物体のトラッキングされた動きを表すグレイスケール動き情報を表示する2Dマップ部分内のトラッキングされた動き表示部分を含む。

40

**【0008】**

本発明のもう1つの実施形態によれば、物体の3次元(3D)イメージを獲得するように構成された超音波プローブを含む超音波イメージングシステムが提供される。この超音波システムは、さらに、3Dイメージからのグレイスケール動きデータに基づく2次元(2D)マップ射影を生成するように構成されたモーショントラッキングモジュールを有するプロセッサを含む。

**【図面の簡単な説明】****【0009】**

**【図1】** 本発明のさまざまな実施形態に従って、モーショントラッキングを実行し、モーショントラッキング情報を表示するように構成された診断超音波イメージングシステムを

50

示すブロック図である。

【図2】本発明のさまざまな実施形態に従って形成される、図1の診断超音波イメージングシステムの超音波プロセッサモジュールを示すブロック図である。

【図3】本発明のさまざまな実施形態による、3次元(3D)超音波データからトラッキング情報を生成する方法を示す流れ図である。

【図4】本発明のさまざまな実施形態による、トラッキングされたサーフェスモデルに基づく、トラッキング情報を有する3D超音波データの2次元(2D)マップへの変換を示す図である。

【図5】本発明のさまざまな実施形態による、トラッキングされたサーフェスモデルのトラッキング情報の長方形2Dマップへの射影を示す図である。

10

【図6】本発明のさまざまな実施形態による、トラッキングされたサーフェスモデルのトラッキング情報の極座標2Dマップへの射影を示す図である。

【図7】本発明のさまざまな実施形態による、トラッキングされたサーフェスモデルのトラッキング情報の半円2Dマップへの射影を示す図である。

【図8】本発明のさまざまな実施形態による、長方形2Dマップ内にトラッキング情報を表示するユーザインターフェースを有するディスプレイを示す図である。

【図9】本発明のさまざまな実施形態による、極座標2Dマップ内にトラッキング情報を表示し、動きを示すユーザインターフェースを有するディスプレイを示す図である。

【図10】本発明のさまざまな実施形態による、セグメント化されたトラッキングされたサーフェスモデルに対応するセグメント化された2Dマップを示す図である。

20

【図11】本発明の実施形態に従って形成された3D対応の小型化された超音波システムを示す図である。

【図12】本発明の実施形態に従って形成された3D対応の手持ちのまたはポケットサイズの超音波イメージングシステムを示す図である。

【図13】本発明の実施形態に従って形成された3D対応のコンソールタイプの超音波イメージングシステムを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

前述の要約ならびに本発明のある種の実施形態の次の詳細な説明は、添付図面に関連して読まれる時によりよく理解されるであろう。図面がさまざまな実施形態の機能ブロックの図を示す範囲まで、機能ブロックは、必ずしもハードウェア回路網の間の分割を示さない。したがって、たとえば、機能ブロック(たとえば、プロセッサまたはメモリ)のうちの1つまたは複数を、単一のハードウェア(たとえば、汎用信号プロセッサまたはランダムアクセスメモリ、ハードディスク、もしくは類似物)で実施することができる。同様に、プログラムを、独立型プログラムとすることができ、オペレーティングシステム内のサブルーチンとして組み込むことができ、インストールされるソフトウェアパッケージ内の関数とすることができ、類似物とすることができ、さまざまな実施形態が、図面に示された配置および手段に限定されないことを理解されたい。

30

【0011】

本明細書で使用される時に、単数形で列挙されるか単語「a」または「an」が先行する要素またはステップは、複数の前記要素またはステップの除外が明示的に述べられない限り、そのような複数を除外しないものと理解されなければならない。さらに、本発明の「一実施形態」への言及は、やはり列挙された特徴を組み込む追加実施形態の存在を除外するものとして解釈されることを意図されてはいない。さらに、そうではないと明示的に述べられない限り、特定の特性を有する1つまたは複数の要素を「含む」または「有する」実施形態は、その特性を有しない追加のそのような要素を含むことができる。

40

【0012】

動きを追跡し、追跡された動き情報を表示する超音波イメージングのシステムおよび方法の例示的实施形態を、下で詳細に説明する。具体的に言うと、例示的な超音波イメージングシステムの詳細な説明が、まず提供され、超音波モーショントラッキング情報、特に

50

心臓モーショントラッキング情報を生成し、表示する方法およびシステムのさまざまな実施形態の詳細な説明が続く。

【0013】

本明細書で説明されるシステムおよび方法のさまざまな実施形態の少なくとも1つの技術的効果は、グレイスケールデータのマップとして表示するための3次元(3D)超音波データの2次元(2D)射影を生成することを含む。心臓応用例では、ユーザは、変形した心臓であるようには見えず、トラッキングがよい時にほとんどまたは全く動きを示さない、すなわち、トラッキング品質がよい、より簡単な構成で動きデータを見ることによって、モーショントラッキング情報を確認することができる。したがって、ユーザは、表示されるグレイスケールパターンが、横および/または周辺方向に移動するように見える時に、2D射影のどのセグメントが、悪いまたは許容未満の横および周辺のトラッキングを有するのかをより簡単に観察し、判定することができる。さらに、ユーザは、トラッキングがどこでどのように失敗したかを示す入力を提供することができる。

10

【0014】

図1は、本発明のさまざまな実施形態による超音波システム100のブロック図である。超音波システム100は、3D空間内でサウンドビーム(sound beam)をステアリング(機械的におよび/または電子的に)することができ、対象または患者の関心領域(ROI)の複数の2次元(2D)または3次元(3D)の表現またはイメージに対応する情報を獲得するように構成可能である。1つのそのようなROIを、人間の心臓または人間の心臓の心筋(筋肉)とすることができる。超音波システム100は、1つまたは複数の方位の平面(plane of orientation)で2Dイメージおよび3Dイメージを獲得するように構成可能でもある。動作中に、マトリックスまたは3D超音波プローブを使用するリアルタイム超音波イメージングを提供することができる。

20

【0015】

超音波システム100は、ビームフォーマ110の案内の下で、身体にパルス状の超音波信号を発するためにプローブ106内の要素104(たとえば、圧電素子)のアレイを駆動する送信器102を含む。さまざまな幾何形状を使用することができる。超音波信号は、血球または筋組織などの体内の構造から後方散乱されて、要素104に戻るエコーを作る。これらのエコーは、受信器108によって受信される。受信されたエコーは、ビームフォーマ110を通され、ビームフォーマ110は、受信ビームフォーミングを実行し、RF信号を出力する。このRF信号は、RFプロセッサ112を通る。その代わりに、RFプロセッサ112が、エコー信号を表すIQデータ対を形成するためにRF信号を復調する複素復調器(図示せず)を含むことができる。RF信号データまたはIQ信号データは、その後、格納のためにメモリ114に直接にルーティングされ得る。

30

【0016】

上で説明した実施形態では、ビームフォーマ110は、送信および受信のビームフォーマとして動作する。代替実施形態では、プローブ106は、2Dアレイを含み、プローブ内部のサブアパーチャ受信ビームフォーミングを伴う。ビームフォーマ110は、プローブ106から受信される他の電気信号に関して、各電気信号を遅延させ、従属させ、合計する。合計された信号は、超音波ビームまたはラインからのエコーを表す。合計された信号は、ビームフォーマ110からRFプロセッサ112に出力される。RFプロセッサ112は、1つまたは複数のスキャン平面または異なるスキャンパターン(Bモード、カラードップラー(速度/パワー/バリエーション(velocity/power/variance))、組織ドップラー(速度)、およびドップラーエネルギーなど、異なるデータタイプを生成することができる。たとえば、RFプロセッサ112は、複数(たとえば、3つ)のスキャン平面の組織ドップラーデータを生成することができる。RFプロセッサ112は、複数のデータスライスに関連する情報(たとえば、I/Q、Bモード、カラードップラー、組織ドップラー、およびドップラーエネルギー情報)を収集し、このデータ情報を、タイムスタンプおよび方位/回転情報と共にイメージバッファ114内に格納する。

40

50

## 【0017】

超音波システム100は、獲得された超音波情報（たとえば、RF信号データまたはIQデータ対）を処理し、ディスプレイ118での表示のために、モーショントラッキング情報を含むことができる超音波情報のフレームを用意するプロセッサ116をも含む。プロセッサ116は、獲得された超音波データの複数の選択可能な超音波モダリティに従って1つまたは複数の処理動作を実行するように適合される。獲得された超音波データを、エコー信号が受信されるスキャンセッション中にリアルタイムで処理し、表示することができる。それに加えてまたはその代わりに、超音波データを、スキャンセッション中に一時的にメモリ114に格納し、その後、オフライン動作で処理し、表示することができる。

10

## 【0018】

プロセッサ116は、ユーザインターフェース124に接続され、ユーザインターフェース124は、プロセッサ116の動作を制御し、下でより詳細に説明するようにユーザ入力を受け取る。ユーザインターフェース124は、ハードウェアコンポーネント（たとえば、キーボード、マウス、トラックボールなど）、ソフトウェアコンポーネント（たとえば、ユーザディスプレイ）、またはその組合せを含むことができる。プロセッサ116は、モーショントラッキングを実行し、表示のためにモーショントラッキング情報を生成するモーショントラッキングモジュール126をも含み、このモーショントラッキング情報は、いくつかの実施形態では、グレイスケールパターンを有する2D投影マップとして表示される。

20

## 【0019】

ディスプレイ118は、診断および分析のためのユーザへの診断超音波イメージを含む（たとえば、モーショントラッキング情報を伴うイメージ）患者情報を提示する1つまたは複数のモニタを含む。メモリ114およびメモリ122のうち的一方または両方が、超音波データの3Dデータセットを格納することができ、そのような3Dデータセットが、本明細書に記載のように2D（および/または3Dイメージ）を表すためにアクセスされる。イメージを、変更することができ、ディスプレイ118の表示セッティングをも、ユーザインターフェース124を使用して手動で調整することができる。

## 【0020】

さまざまな実施形態を、超音波システムに関連して説明する場合があるが、本明細書で説明する方法およびシステムが、超音波イメージングまたはその特定の構成に限定されないことに留意されたい。具体的に言うと、さまざまな実施形態を、磁気共鳴イメージング（MRI）およびコンピュータ断層撮影（CT）イメージングまたは組み合わせられたイメージングシステムを含む異なるタイプのイメージングに関連して実施することができる。さらに、さまざまな実施形態を、他の非医療イメージングシステム、たとえば、非破壊検査システムで実施することができる。

30

## 【0021】

図2に、図1のプロセッサ116またはその一部として実施することができる超音波プロセッサモジュール136の例示的ブロック図を示す。超音波プロセッサモジュール136は、概念的にサブモジュールの集合として図示されているが、専用ハードウェア基板、DSP、プロセッサなどの任意の組合せを利用して実施することができる。その代わりに、図2のサブモジュールを、単一プロセッサまたは複数プロセッサを有する在庫品PCを利用して実施することができ、機能的動作は、プロセッサの間で分散される。さらなるオプションとして、図2のサブモジュールを、ある種のモジュラ機能が専用ハードウェアを利用して実行され、残りのモジュラ機能が在庫品PCまたは類似物を利用して実行されるハイブリッド構成を利用して実施することができる。サブモジュールを、処理ユニット内のソフトウェアモジュールとして実施することもできる。

40

## 【0022】

図2に示されたサブモジュールの動作を、ローカル超音波コントローラ150またはプロセッサモジュール136によって制御することができる。サブモジュール152~16

50

8は、ミッドプロセッサ動作を実行する。超音波プロセッサモジュール136は、複数の形のうちの1つで超音波データ170を受け取ることができる。図2の実施形態では、受け取られた超音波データ170は、各データサンプルに関連する実数成分および虚数成分を表すI、Qデータ対を構成する。I、Qデータ対は、カラーフローサブモジュール152、パワードブラスサブモジュール154、Bモードサブモジュール156、スペクトルドブラスサブモジュール158、およびMモードサブモジュール160のうちの1つまたは複数に供給される。適宜、とりわけ、ARFI (Acoustic Radiation Force Impulse) サブモジュール162、歪みモジュール164、歪み速度サブモジュール166、組織ドブラス (TDE) サブモジュール168などの他のサブモジュールを含めることができる。歪みサブモジュール164、歪み速度サブモジュール166、およびTDEサブモジュール168は、一緒に、心エコー処理部分を定義することができる。

10

**【0023】**

サブモジュール152~168のそれぞれは、カラーフローデータ172、パワードブラスデータ174、Bモードデータ176、スペクトルドブラスデータ178、Mモードデータ180、ARFIデータ182、心エコー歪みデータ184、心エコー歪み速度データ186、および組織ドブラスデータ188を生成するために対応する形でI、Qデータ対を処理するように構成され、これらのデータのすべては、後続処理の前に一時的にメモリ190 (または、図1のメモリ114もしくはメモリ122) に格納され得る。データ172~188を、たとえば、ベクトルデータ値のセットとして格納されることができ、各セットは、個々の超音波イメージフレームを定義する。ベクトルデータ値は、一般に、極座標系に基づいて編成される。

20

**【0024】**

スキャンコンバータサブモジュール192は、メモリ190から、イメージフレームに関連するベクトルデータ値にアクセスし、これを入力し、ベクトルデータ値のセットをデカルト座標に変換して、表示のためにフォーマットされた超音波イメージフレーム194を生成する。スキャンコンバータモジュール192によって生成された超音波イメージフレーム194を、後続処理のためにメモリ190に戻って供給することができ、あるいは、メモリ114またはメモリ122に供給することができる。

30

**【0025】**

スキャンコンバータサブモジュール192が、たとえば、歪みデータ、歪み速度データ、および類似物に関連する超音波イメージフレーム194を生成した後に、そのイメージフレームを、メモリ190内で復元するか、バス196を介して、データベース (図示せず)、メモリ114、メモリ122、および/または他のプロセッサ、たとえばモーショントラッキングモジュール126に通信することができる。

**【0026】**

一例として、リアルタイムでディスプレイ118 (図1に図示) 上で心エコー機能に関する機能的超音波イメージまたは関連するデータ (たとえば、歪み曲線または歪みトレース) を見ることが望まれる場合がある。それを行うために、スキャンコンバータサブモジュール192は、メモリ190に格納されたイメージの歪みまたは歪み速度ベクトルデータセットを入力する。このベクトルデータは、必要な場合に補間され、超音波イメージフレームを作るためにビデオディスプレイ用のX、Yフォーマットに変換される。スキャン変換された超音波イメージフレームは、ディスプレイコントローラ (図示せず) に供給され、このディスプレイコントローラは、ビデオをビデオディスプレイ用のグレイスケールマッピング (たとえば、2Dグレイスケール射影) にマッピングするビデオプロセッサを含むことができる。グレイスケールマップは、表示されるグレイレベルへの生イメージデータの伝達関数を表すことができる。ビデオデータがグレイスケール値にマッピングされた後に、ディスプレイコントローラは、ディスプレイ118 (図1に図示) を制御し、ディスプレイ118は、イメージフレームを表示する1つまたは複数のモニタまたはディスプレイのウィンドウを含むことができる。ディスプレイ118に表示される心エコーイメ

40

50

ージは、各データがディスプレイ内のそれぞれのピクセルの強度または輝度を示すデータのイメージフレームから作られる。この例では、表示されるイメージは、たとえばマルチプレーンイメージ獲得に適用される2Dトラッキングに基づいてイメージングされる関心領域内の筋肉の動きを表す。

#### 【0027】

もう一度図2を参照すると、2Dビデオプロセッササブモジュール194は、異なるタイプの超音波情報から生成されたフレームのうちの1つまたは複数を組み合わせる。たとえば、2Dビデオプロセッササブモジュール194は、あるタイプのデータをグレースケールマップにマッピングし、他のタイプのデータをビデオディスプレイ用のカラーマップにマッピングすることによって、異なるイメージフレームを組み合わせることができる。最終的な表示されるイメージでは、カラーピクセルデータを、グレースケールピクセルデータに重畳して、やはりメモリ190に再格納されるかバス196を介して通信される単一のマルチモードイメージフレーム198（たとえば、機能イメージ）を形成することができる。イメージの連続フレームを、メモリ190またはメモリ122（図1に図示）内にシネループとして格納することができる。シネループは、ユーザにリアルタイムで表示されるイメージデータを取り込むための先入れ先出し環状イメージバッファを表す。ユーザは、ユーザインターフェース124でフリーズコマンドを入力することによってシネループをフリーズ（凍結）することができる。ユーザインターフェース124は、たとえば、キーボードおよびマウスならびに超音波システム100（図1に図示）への情報の入力に関連するすべての他の入力コントロールを含むことができる。

#### 【0028】

3Dプロセッササブモジュール200も、ユーザインターフェース124によって制御され、3D超音波イメージデータを入力するためおよび、既知のボリュームレンダリングアルゴリズムまたはサーフェスレンダリングアルゴリズムを介するなど、3次元イメージを生成するために、メモリ190にアクセスする。3次元イメージは、レイキャスティング、最大強度ピクセル投影（maximum intensity pixel projection）および類似物など、さまざまなイメージング技法を利用して生成することができる。

#### 【0029】

モーショントラッキングモジュール126も、ユーザインターフェース124によって制御され、メモリ190にアクセスして、超音波情報を入力し、下でより詳細に説明するように、表示のためのモーショントラッキング情報を生成し、このモーショントラッキング情報は、いくつかの実施形態では、グレースケールパターンを有する2D射影として表示される。

#### 【0030】

より具体的に言うと、3D超音波データからトラッキング情報を生成する方法210が、図3に示されている。方法210が、特定の特性を有する超音波イメージングに関連して説明されるが、さまざまな実施形態が、超音波イメージングまたはすべての特定のイメージング特性に限定されないことに留意されたい。たとえば、方法を、3Dスペckルトラッキングに関連して説明するが、任意のタイプのモーショントラッキングを実施することができる。もう1つの例として、方法を、2D射影を作成するための特定の射影方法に関連して説明するが、他の射影方法を実施することができる。

#### 【0031】

方法210は、212で3Dスペckルトラッキング情報を有する3D超音波データを入力することを含む。たとえば、いくつかの実施形態では、3D超音波データは、心臓などのイメージングされる物体の超音波イメージ情報（たとえば、イメージボクセル）を含む。動き情報をも、イメージングされた物体について入手することができ、2Dまたは3Dで組織（たとえば、心筋）の動きを追跡する当技術分野で既知の自動トラッキング方法を使用して獲得することができる。たとえば、3Dスペckルトラッキングを使用して動きを追跡することができる。3D超音波データを、格納されたデータまたは現在獲得され

10

20

30

40

50

ているデータとすることができる。さらに、さまざまな実施形態の3Dデータは、経時的に獲得された複数の2Dまたは3Dのデータセットである。たとえば、心臓応用例で、データセットは、4D超音波データセットを形成する1つまたは複数の心拍にまたがるイメージングされた心臓の複数のイメージに対応するものとしてすることができる。

#### 【0032】

獲得された3D超音波データは、トラッキング情報と共に、214で2Dマップ射影に変換される。2Dマップ射影は、トラッキングされたサーフェスモデルからのグレイスケールデータのマップ射影である。たとえば、心臓応用例では、心臓の表面は、サーフェスモデルの任意の位置で、3D超音波データからの対応するグレイスケール値が、サーフェスモデルの各位置（たとえば、対応するピクセルに射影される各ボクセル）でのグレイスケール値に基づいて、2Dマップ射影と共に判定されるように、平面上のモデルとして表される。たとえば、図4に示されているように、4D超音波データセット（経時的）を形成する3Dデータの複数のフレーム240（フレーム1からフレームnまでが図示されている）が、各フレーム240のトラッキングされたサーフェスモデル242を生成するのに使用される。トラッキングされたサーフェスモデル242は、この例ではイメージングされた心臓に対応し、イメージングされた心臓が収縮し、弛緩する時にモデルのサイズが変化することを示す。

10

#### 【0033】

図3の方法210をもう一度参照すると、超音波トラッキング情報を2D射影に変換した後、216で2Dマップを生成する。この2Dマップは、イメージデータセット内のフレーム240（図4に図示）のそれぞれのグレイスケールデータ（たとえば、3Dグレイスケールスペックル値）に基づく。したがって、図4に示されているように、トラッキングされたサーフェスモデル242から、対応する2D射影マップ244が生成され、2Dグレイスケール射影は、4D超音波データセット内のフレーム240ごとに生じる。サーフェスモデル上の各位置に対応するグレイスケール値を、最も近い生データサンプルから補間技法を使用して判定することができる。その代わりに、より大きい（「厚い表面」）部位を使用することができ、部位の半径方向の複数のサンプルからの代表的グレイスケール値、たとえば半径方向に沿った最大強度を判定することができる。

20

#### 【0034】

グレイスケールデータの2D射影マップ244が、異なる構成または形をとる場合があることに留意されたい。たとえば、図5に示されているように、トラッキングされたサーフェスモデル242は、長方形マップ250を生成するために変換される。トラッキングされたサーフェスモデル242は、心臓モデルとして図示され、長方形マップ250の側面252が、トラッキングされたサーフェスモデルの頂点256に対応し、長方形マップ250の反対の側面254が、トラッキングされたサーフェスモデル242の基部258に対応するようになっている。したがって、グレイスケール動き情報は、超音波データのフレーム240ごとに、トラッキングされたサーフェスモデル242から長方形マップ250に射影される。

30

#### 【0035】

もう1つの例として、図6に示されているように、トラッキングされたサーフェスモデル242は、極座標マップ260（円として図示）を生成するために変換される。トラッキングされたサーフェスモデル242は心臓モデルとして図示され、極座標マップ260の中心262がトラッキングされたサーフェスモデルの頂点266に対応し、極座標マップ260の円周264がトラッキングされたサーフェスモデル242の基部268に対応するようになっている。したがって、グレイスケール動き情報は、超音波データのフレーム240ごとに、トラッキングされたサーフェスモデル242から極座標マップ260に射影される。

40

#### 【0036】

もう1つの例として、図7に示されているように、トラッキングされたサーフェスモデル242は、半円マップ270（半円）を生成するために変換される。トラッキングされ

50

たサーフェスモデル 242 は心臓モデルとして図示され、半円マップ 270 の中心 272 がトラッキングされたサーフェスモデルの頂点 276 に対応し、半円マップ 270 の円周 274 がトラッキングされたサーフェスモデル 242 の基部 278 に対応するようになっている。したがって、グレイスケール動き情報は、超音波データのフレーム 240 ごとに、トラッキングされたサーフェスモデル 242 から半円マップ 270 に射影される。

**【0037】**

任意のマップ射影方法を使用して 2D マップ（または 2D 射影イメージ）を作成できることにも留意されたい。しかし、さまざまな実施形態では、2D 射影マップおよびその中の対応するグレイスケールイメージは、トラッキングされたサーフェスモデル 242 のサイズおよび形状とは独立の同一サイズを有して生成される。たとえば、別のトラッキングされたサーフェスモデル 242 よりサイズにおいて小さいトラッキングされたサーフェスモデル 242（たとえば、収縮した心臓に対応するトラッキングされたサーフェスモデル 242 と弛緩した心臓に対応するトラッキングされたサーフェスモデル 242）に対応する 2D マップ内のグレイスケールイメージデータを、トラッキングされたサーフェスモデル 242 上の特定の点に対応するマップ部分のサイズを増やすことなどの任意のスケールリング方法を使用して、または外挿を使用して、スケールリングすることができる。したがって、3D スペックルトラッキングを使用する実施形態では、トラッキングがよいか許容できるときに、実質的に静止したスペックルパターンが、2D マップ全体にまたがって維持される。

**【0038】**

図 3 の方法 210 をもう一度参照すると、2D マップを生成した後に、218 で、2D グレイスケール射影イメージを有する 2D マップをフレームごとに表示することができる。たとえば、図 4 に示されているように、2D 射影マップ 244 を順番に組み合わせて、4D 超音波データに対応する 2D 射影ムービー 246（たとえば、シネループ）を形成することができる。したがって、グレイスケール射影イメージが、順番に表示され、トラッキングが正しい場合には、トラッキングされたサーフェスモデル 242 のすべてのトラッキングされた部分からの超音波データが、2D マップ内の表示される 2D 射影イメージ内の固定位置に表示されるようになる。したがって、モーショントラッキングがよいか許容できるときに、順番に表示される 2D 射影イメージの 2D 射影ムービー 246 は、すべての方向で明らかな動きがない、実質的に静止イメージ（たとえば、静的グレイスケールパターン）に見える。トラッキングがよくはないまたは許容できず、モーショントラッキングが失敗したことが示される場合には、2D 射影ムービー 246 は、明らかな動き（たとえば、移動するグレイスケールパターン）を示す。たとえば、トラッキングが、トラッキングされたサーフェスモデル 242 に垂直には正しく発生したが、サーフェス方向で失敗した場合には、動きが明白になる可能性がある。もう 1 つの例として、トラッキングがトラッキングされたサーフェスモデル 242 に垂直に失敗した場合に、動きが明白になる可能性があり、この動きは、表示される 2D 射影イメージ内の平面動きから明白になる。したがって、悪いか失敗した縦または周辺のトラッキングは、2D 射影イメージ内の運動によって識別される。

**【0039】**

これによって、さまざまな実施形態は、3D データに対応する 2D マップを生成し、超音波モーショントラッキングの品質を示すディスプレイを提供する。たとえば、図 8 に示されているように、その中にトラッキングされた動きの表示部分を有する長方形マップ 250 を有するディスプレイとして図示されたユーザインターフェース 280 は、心臓の動きを表す 3D データセットからのモーショントラッキンググレイスケールデータを示す。本明細書で前に説明したように、長方形マップ 250 の最上部は、心臓のトラッキングされたサーフェスモデルの基部に対応し、長方形マップ 250 の最下部は、心臓のトラッキングされたサーフェスモデルの頂点に対応し、水平軸は、トラッキングされたサーフェスモデルに沿った周辺位置に対応する。ディスプレイ 280 に示される 2D 射影イメージが、実質的に静的なイメージまたはグレイスケールパターンであり、それによって、どの方

10

20

30

40

50

向でも最小限の動きがあるか明白な動きがない場合には、この静的イメージ状態は、どの部位でも失敗しなかったトラッキング品質、たとえば、すべての部位のトラッキングがよかったことを示す。しかし、2D射影イメージまたはグレイスケールパターン内の動きは、モーショントラッキングに関する潜在的な論点または問題を示す。たとえば、長方形マップ250内の半径方向外向きの明らかな動きが発生するのは、すべてのフレーム内の(すべてのタイムスタンプでの)グレイスケールパターンが同一でなければならないが、パターンが異なるので、モーショントラッキングがよくない場合である。グレイスケールパターンの相違は、表示される2D射影イメージ内の明らかな動きを生じる。

#### 【0040】

もう1つの例として、図9に示されているように、その中にトラッキングされた動きの表示部分を有する極座標マップ260を有するディスプレイとして図示されたユーザインターフェース290は、心臓の動きを表す3Dデータセットからのモーショントラッキンググレイスケールデータを示す。本明細書で前に説明したように、極座標マップ260の中央部は、心臓のトラッキングされたサーフェスモデルの頂点に対応し、極座標マップ260の周辺は、心臓のトラッキングされたサーフェスモデルの基部に対応する。ディスプレイ290に示される2D射影イメージが、実質的に静的なイメージまたはグレイスケールパターンであり、それによって、最小限の動きがあるか明白な動きがない場合には、この静的イメージ状態は、どの部位でも失敗しなかったトラッキング品質、たとえば、すべての部位のトラッキングがよかったことを示す。しかし、2D射影イメージ内の動きは、モーショントラッキングに関する潜在的な論点または問題を示す。たとえば、矢印M(図9の極座標マップ260内で9時に図示)によって示される軸方向外向きの明らかな動きは、トラッキングされたサーフェスモデルの対応する部位での悪いか失敗したトラッキング、すなわち、悪い縦トラッキングを示す。2D射影イメージ内の明らかな回転も、トラッキングされたサーフェスモデルの対応する部位での悪いか失敗したトラッキング、すなわち、悪い周辺ラッキングを示す。

#### 【0041】

したがって、さまざまな実施形態で、モーショントラッキング品質を、2Dマップ内のグレイスケール2D射影イメージまたはグレイスケールパターンの運動または非運動に基づいて査定することができる。運動の量を使用して、たとえば運動に関する所定のしきい値に基づいて、トラッキングが失敗したまたは悪かったかどうかを判定することができる。したがって、ユーザは、それぞれ運動の位置および運動のタイプに基づいて、どこでどのようにトラッキングが失敗したのかを判定することができる。グラフィック、たとえばセグメントオーバーレイまたはセグメントグラフィックスを、図10に示されているように2Dマップと組み合わせて表示することに留意されたい。たとえば、トラッキングされたサーフェスモデル242を、複数のセグメント300に分割することができる。長方形マップ250、極座標マップ260、および半円マップ270のそれぞれが、マップ250、260、および270内の部位をトラッキングされたサーフェスモデル242の部位に関連付けるためにトラッキングされたサーフェスモデル242のセグメント300に対応するセグメント302を含むことができる。したがって、セグメント302のうち1つの中での運動または動きを、トラッキングされたサーフェスモデル242のセグメント300と相関させて、トラッキングされたサーフェスモデル242のうちでモーショントラッキングの品質が低いか失敗した可能性がある部分を判定することができる。したがって、たとえば、極座標マップ260を、ブルズアイ表示として構成することができる。

#### 【0042】

観察された明らかな動きに基づいて、また、図3の方法210をもう一度参照すると、220で、トラッキング失敗を示すユーザ入力を受け取ることができ、このユーザ入力を、トラッキングプログラムまたはトラッキングアルゴリズムによる処理を助けるのに使用することができる。たとえば、ユーザは、2Dマップ内の2D射影イメージのうちで明らかな動きがある部分を、たとえばコンピュータマウスを使用して、クリックするかドラッ

10

20

30

40

50

グすることができる。ユーザは、たとえば、2D射影イメージのその部分を変形するか、反対方向に明らかな動きとほぼ等しい量だけ移動して、どこでどの方向でトラッキングが失敗したのかを示すことができる。その後、トラッキング情報をそれ相応に更新することができ、あるいは、別のトラッキングプロセスを実行することができる。

【0043】

他の情報またはイメージを、2Dマップと組み合わせて（たとえば、これと同時に）または別々に表示できることに留意されたい。たとえば、トラッキングされたまたは変形された2DスライスまたはMモードもしくはセグメントレンダリングなどのその他のトラッキング品質表示を（領域全体またはユーザによって選択されたサブ領域について）表示することができ、これらは、当技術分野で既知の任意の形で生成し、表示することができる。

10

【0044】

2D射影イメージを自動分析に使用することができることにも留意されたい。たとえば、2Dスペckルトラッキングプロセスを使用して、トラッキングされた動きに基づいて残留動きを除去することができる。2Dスペckルトラッキングプロセスを使用して、3Dトラッキングを改善し（たとえば、悪いトラッキングを訂正し）、あるいは、動きをカラーコーディングするなど、2D射影イメージに情報を追加することができる。もう1つの例として、自動的に推定された3Dトラッキング品質のカラーコーディングなどの追加情報を表示することができる（異なる色は、品質の異なるレベルを表す）。

【0045】

さまざまな実施形態は、上で説明した追加のディスプレイなど、悪いトラッキングの視覚化を容易にするために情報を表示することもできる。他の情報は、たとえば、動径の点射影または半径方向トラッキング品質推定値のカラーコーディングを含むことができる。もう1つの例として、厚スライス半透明3Dレンダリングを表示して、半径方向データを示すこともできる。いくつかの実施形態では、2D射影ムービーを3Dレンダリングとして提示することができる。たとえば、2D射影イメージを積み重ねて、半透明レンダリングを作成して、ユーザがモーショントラッキング内の直線についてチェックすることを可能にすることができる。

20

【0046】

異なる後処理プロシージャを実行できることに留意されたい。たとえば、2D射影イメージを後処理して、全体的な強度変化を除去するために時間フィルタリングまたはヒストグラム等化を使用することによるなど、視覚化を改善することができる。

30

【0047】

図1の超音波システム100を、ラップトップコンピュータまたはポケットサイズのシステムなどの小サイズのシステムならびにより大きいコンソールタイプのシステムで実施することができる。図11および12に、小サイズのシステムを示し、図13に、より大きいシステムを示す。

【0048】

図11に、3D超音波データまたはマルチプレーン超音波データを獲得するように構成できるプローブ332を有する3D対応の小型化された超音波システム330を示す。たとえば、プローブ332は、図1のプローブ106に関して前に述べた要素104の2Dアレイを有することができる。ユーザインターフェース334（一体化されたディスプレイ336を含むこともできる）が、オペレータからコマンドを受けるために設けられる。本明細書で使用される時に、「小型化された」は、超音波システム330が、ハンドヘルドデバイスまたは手持ちデバイスであるか、人の手、ポケット、書類鞆サイズのケース、またはバックパック内で持ち運ばれるように構成されることを意味する。たとえば、超音波システム330を、通常のラップトップコンピュータのサイズを有する手持ちデバイスとすることができる。超音波システム330は、オペレータによって簡単に可搬である。一体化されたディスプレイ336（たとえば、内蔵ディスプレイ）は、たとえば、1つまたは複数の医療イメージを表示するように構成される。

40

50

## 【 0 0 4 9 】

超音波データを、有線または無線のネットワーク 3 4 0（または、たとえばシリアルケーブル、パラレルケーブル、もしくは USB ポートを経する直接接続）を介して外部デバイス 3 3 8 に送信することができる。いくつかの実施形態では、外部デバイス 3 3 8 を、ディスプレイを有するコンピュータまたはワークステーションとすることができる。その代わりに、外部デバイス 3 3 8 を、手持ちの超音波システム 3 3 0 からイメージデータを受け取ることができ、一体化されたディスプレイ 3 3 6 より高い解像度を有することのできるイメージを表示するか印刷することができる、別々の外部ディスプレイまたはプリンタとすることができる。

## 【 0 0 5 0 】

図 1 2 に、ディスプレイ 3 5 2 およびユーザインターフェース 3 5 4 が単一のユニットを形成する、手持ちのまたはポケットサイズの超音波イメージングシステム 3 5 0 を示す。たとえば、ポケットサイズの超音波イメージングシステム 3 5 0 を、幅約 2 インチ（50.8 mm）、長さ約 4 インチ（101.6 mm）、奥行き約 0.5 インチ（12.7 mm）、および重さ 3 オンス（85.05 g）未満のポケットサイズまたは掌サイズの超音波システムとすることができる。ポケットサイズの超音波イメージングシステム 3 5 0 は、一般に、ディスプレイ 3 5 2、ユーザインターフェース 3 5 4 を含み、ユーザインターフェース 3 5 4 は、キーボードタイプインターフェースと、スキャニングデバイス、たとえば超音波プローブ 3 5 6 に接続するための入出力（I/O）ポートとを含んでも含まなくてもよい。ディスプレイ 3 5 2 は、たとえば、320 × 320 ピクセルカラー LCD ディスプレイ（そこに医療イメージ 190 を表示できる）とすることができる。ボタン 3 8 2 のタイプライタ様キーボード 3 8 0 を、適宜、ユーザインターフェース 3 5 4 に含めることができる。

## 【 0 0 5 1 】

マルチファンクションコントロール 3 8 4 に、それぞれ、システム動作のモードに従って機能を割り当てることのできる（たとえば、異なるビューの表示）。したがって、マルチファンクションコントロール 3 8 4 のそれぞれを、複数の異なるアクションを提供するように構成することができる。マルチファンクションコントロール 3 8 4 に関連するラベル表示領域 3 8 6 を、必要に応じてディスプレイ 3 5 2 に含めることができる。システム 3 5 0 は、特殊目的機能のための追加のキーおよび/またはコントロール 3 8 8 を有することもでき、この特殊目的機能は、「フリーズ」、「深さ制御」、「利得制御」、「カラーモード」、「印刷」、および「格納」を含むことができるが、これらに限定はされない。

## 【 0 0 5 2 】

ラベル表示領域 3 8 6 のうちの 1 つまたは複数は、表示されているビューを示すか、ユーザが表示されるイメージされた物体の異なるビューを選択することを可能にするために、ラベル 3 9 2 を含むことができる。たとえば、ラベル 3 9 2 は、心尖 - 4 腔断面（a 4 c h）、心尖部長軸像（a l a x）、または心尖 - 2 腔断面（a 2 c h）を示すことができる。異なるビューの選択を、関連するマルチファンクションコントロール 3 8 4 を介して提供することもできる。たとえば、4 c h ビューを、マルチファンクションコントロール F 5 を使用して選択することができる。ディスプレイ 3 5 2 は、表示されるイメージビューに関する情報（たとえば、表示されるイメージに関連するラベル）を表示するテキストディスプレイ領域 3 9 4 をも有することができる。

## 【 0 0 5 3 】

さまざまな実施形態を、異なる寸法、重量、および電力消費を有する小型化されたまたは小サイズの超音波システムに関連して実施できることに留意されたい。たとえば、ポケットサイズの超音波イメージングシステム 3 5 0 および小型化された超音波システム 3 3 0 は、システム 1 0 0（図 1 に図示）と同一のスキャニング機能性および処理機能性を提供することができる。

## 【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

図13に、可動基部402上に設けられたポータブル超音波イメージングシステム400を示す。ポータブル超音波イメージングシステム400を、カートベースのシステムとも呼ぶ場合がある。ディスプレイ404およびユーザインターフェース406が、設けられ、ディスプレイ404を、ユーザインターフェース406とは別々またはこれから分離可能とすることができることを理解されたい。ユーザインターフェース406は、適宜、タッチスクリーンとし、オペレータが表示されるグラフィックス、アイコン、および類似物に触れることによってオプションを選択できるようにすることができる。

【0055】

ユーザインターフェース406は、望まれる時もしくは必要な時および/または通常提供されるとおりに、ポータブル超音波イメージングシステム400を制御するのに使用できる制御ボタン408をも含む。ユーザインターフェース406は、表示できる超音波データおよび他のデータと対話し、情報を入力し、スキャニングパラメータおよびビューイングアングルなどをセットし、変更するためにユーザが物理的に操作できる複数のインターフェースオプションを提供する。たとえば、キーボード410、トラックボール412、および/またはマルチファンクションコントロール414を設けることができる。

【0056】

さまざまな実施形態および/またはコンポーネント、たとえば、モジュール、またはその中のコンポーネントおよびコントローラを、1つまたは複数のコンピュータまたはプロセッサの一部として実施することもできる。コンピュータまたはプロセッサは、コンピューティングデバイス、入力デバイス、ディスプレイユニット、およびたとえばインターネットにアクセスするためのインターフェースを含むことができる。コンピュータまたはプロセッサは、マイクロプロセッサを含むことができる。マイクロプロセッサを、通信バスに接続することができる。コンピュータまたはプロセッサは、メモリをも含むことができる。メモリは、ランダムアクセスメモリ(RAM)および読取り専用メモリ(ROM)を含むことができる。コンピュータまたはプロセッサは、さらに、ストレージデバイスを含むことができ、ストレージデバイスは、ハードディスクドライブまたはフロッピディスクドライブ、光ディスクドライブ、および類似物などのリムーバブルストレージドライブとすることができる。ストレージデバイスは、コンピュータプログラムまたは他の命令をコンピュータまたはプロセッサにロードする他の類似する手段とすることもできる。

【0057】

本明細書で使用される時に、用語「コンピュータ」は、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ(RISC)、特定用途向け集積回路(ASIC)、論理回路、および本明細書で説明した機能を実行できる任意の他の回路またはプロセッサを使用するシステムを含む、すべてのプロセッサベースのまたはマイクロプロセッサベースのシステムを含むことができる。上の例は、例示にすぎず、したがって、いかなる形でも用語「コンピュータ」の定義および/または意味を限定することは意図されていない。

【0058】

コンピュータまたはプロセッサは、入力データを処理するために、1つまたは複数のストレージ要素に格納された命令のセットを実行する。ストレージ要素は、望み通りにまたは必要に応じて、データまたは他の情報を格納することもできる。ストレージ要素は、情報ソースまたは処理機械内の物理メモリ要素の形とすることができる。

【0059】

命令のセットは、処理機械としてのコンピュータまたはプロセッサに、本発明のさまざまな実施形態の方法およびプロセスなどの特定の動作を実行するように指示するさまざまなコマンドを含むことができる。命令のセットを、ソフトウェアプログラムの形とすることができる。ソフトウェアは、システムソフトウェアまたはアプリケーションソフトウェアなどのさまざまな形とすることができる。さらに、ソフトウェアを、別々のプログラムのコレクション、より大きいプログラム内のプログラムモジュール、またはプログラムモジュールの一部の形とすることができる。ソフトウェアは、オブジェクト指向プログラミングの形のモジュラプログラミングを含むこともできる。処理機械による入力データの処

10

20

30

40

50

理は、ユーザコマンドに応答する、以前の処理の結果に応答する、または別の処理機械によって行われる要求に応答するものとすることができる。

【0060】

本明細書で使用される時に、用語「ソフトウェア」および「ファームウェア」は、交換可能であり、RAMメモリ、ROMメモリ、EPROMメモリ、EEPROMメモリ、および不揮発性RAM(NVRAM)メモリを含む、コンピュータによる実行のためにメモリに格納されるすべてのコンピュータプログラムを含む。上のメモリタイプは、例示にすぎず、したがって、いかなる形でもコンピュータプログラムの格納に使用可能なメモリのタイプに関して限定的ではない。

【0061】

上の説明が、制限的ではなく例示的であることを意図されていることを理解されたい。たとえば、上で説明された実施形態(および/またはその諸態様)を、互いと組み合わせで使用することができる。さらに、本発明の範囲から逸脱せずに、特定の状況または材料を本発明のさまざまな実施形態の教示に適合させるために、多数の変更を行うことができる。本明細書で説明された材料の寸法およびタイプは、本発明のさまざまな実施形態のパラメータを定義することが意図されているが、実施形態は、決して限定的ではなく、例示的実施形態である。多数の他の実施形態が、上の説明を再検討した時に当業者に明白になるであろう。したがって、本発明のさまざまな実施形態の範囲は、添付の特許請求の範囲を参照して、そのような特許請求の範囲が権利を与えられる同等物のすべての範囲と一緒に判定されなければならない。添付の特許請求の範囲では、用語「including」および「in which」が、それぞれの用語「comprising」および「wherein」の平易な英語の同等物として使用される。さらに、次の特許請求の範囲では、用語「第1」、「第2」、および「第3」などが、単にラベルとして使用され、その対象に数値要件を課すことは意図されていない。さらに、次の特許請求の範囲の限定は、手段および機能のフォーマットで書かれてはおらず、特許請求の範囲の限定がさらなる構造を欠いた機能のステートメントが続く句「means for」を明示的に使用しない限り、およびそうなるまで、米国特許法第112条第6段落に基づいて解釈されることは意図されていない。

【0062】

この書かれた説明は、最良の態様を含めて本発明のさまざまな実施形態を開示し、任意のデバイスまたはシステムを作ること、これを使用すること、および任意の組み込まれた方法を実行することを含めて当業者が本発明のさまざまな実施形態を実践することをも可能にするために、例を使用する。本発明のさまざまな実施形態の特許可能範囲は、特許請求の範囲によって定義され、当業者が思い浮かべる他の例を含む可能性がある。そのような他の例は、その例が特許請求の範囲の文字どおりの表現と異なる構造的要素を有する場合に、またはその例が特許請求の範囲の文字どおりの表現からの実質的でない相違を有する同等の構造的要素を有する場合に、特許請求の範囲に含まれることが意図されている。

【符号の説明】

【0063】

- 100 超音波システム
- 102 送信器
- 104 要素
- 106 プローブ
- 108 受信器
- 110 ビームフォーマ
- 112 RFプロセッサ
- 114 メモリ
- 116 プロセッサ
- 118 ディスプレイ

10

20

30

40

50

1 2 2	メモリ	
1 2 4	ユーザインターフェース	
1 2 6	モーショントラッキングモジュール	
1 3 6	超音波プロセッサモジュール	
1 5 0	超音波コントローラ	
1 5 2	サブモジュール	
1 5 4	サブモジュール	
1 5 6	サブモジュール	
1 5 8	サブモジュール	
1 6 0	サブモジュール	10
1 6 2	サブモジュール	
1 6 4	歪みモジュール	
1 6 6	サブモジュール	
1 6 8	サブモジュール	
1 7 0	超音波データ	
1 7 2	データ	
1 7 4	データ	
1 7 6	データ	
1 7 8	データ	
1 8 0	データ	20
1 8 2	データ	
1 8 6	データ	
1 8 8	データ	
1 9 0	メモリ	
1 9 2	サブモジュール	
1 9 4	2 Dビデオプロセッサ	
1 9 5	超音波イメージフレーム	
1 9 6	バス	
1 9 8	イメージフレーム	
2 0 0	3 Dプロセッササブモジュール	30
2 4 0	フレーム	
2 4 2	トラッキングされたサーフェスモデル	
2 4 4	2 D射影マップ	
2 4 6	2 D射影ムービー	
2 5 0	マップ	
2 5 2	側面	
2 5 4	側面	
2 5 6	頂点	
2 5 8	基部	
2 6 0	マップ	40
2 6 0	極座標マップ	
2 6 2	中心	
2 6 4	円周	
2 6 6	頂点	
2 6 8	基部	
2 7 0	半円マップ	
2 7 2	中心	
2 7 4	円周	
2 7 6	頂点	
2 7 8	基部	50

2 8 0	ユーザインターフェース	
2 9 0	ユーザインターフェース	
3 0 0	セグメント	
3 0 2	セグメント	
3 3 0	超音波システム	
3 3 2	プローブ	
3 3 4	ユーザインターフェース	
3 3 6	一体化されたディスプレイ	
3 3 8	外部デバイス	
3 4 0	ネットワーク	10
3 5 0	超音波イメージングシステム	
3 5 2	ディスプレイ	
3 5 4	ユーザインターフェース	
3 5 6	超音波プローブ	
3 8 0	タイプライタ様キーボード	
3 8 2	ボタン	
3 8 4	マルチファンクションコントロール	
3 8 6	ラベル表示領域	
3 8 8	コントロール	
3 9 2	ラベル	20
3 9 4	テキストディスプレイ領域	
4 0 0	ポータブル超音波イメージングシステム	
4 0 2	基部	
4 0 4	ディスプレイ	
4 0 6	ユーザインターフェース	
4 0 8	制御ボタン	
4 1 0	キーボード	
4 1 2	トラックボール	
4 1 4	マルチファンクションコントロール	

【 図 1 】

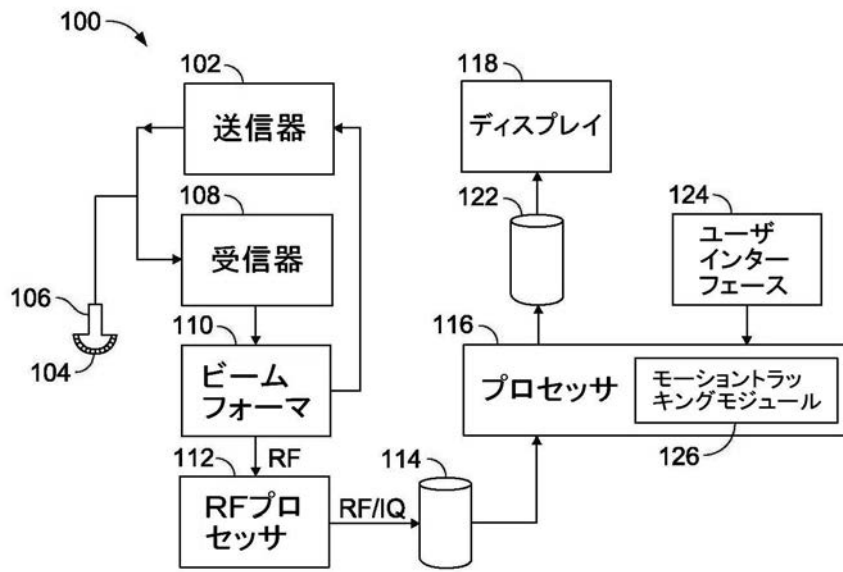


FIG. 1

【図2】

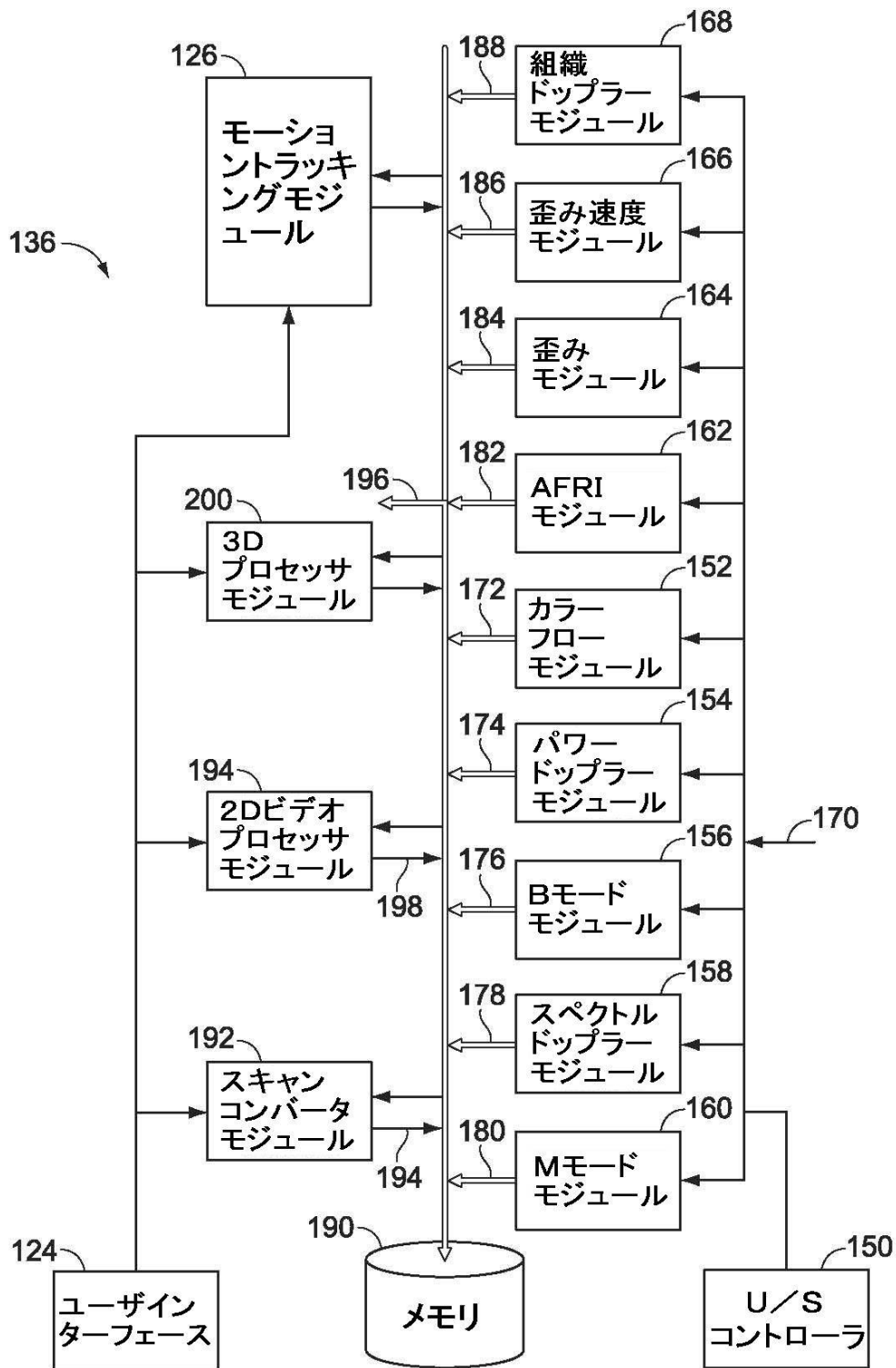


FIG. 2

【図3】

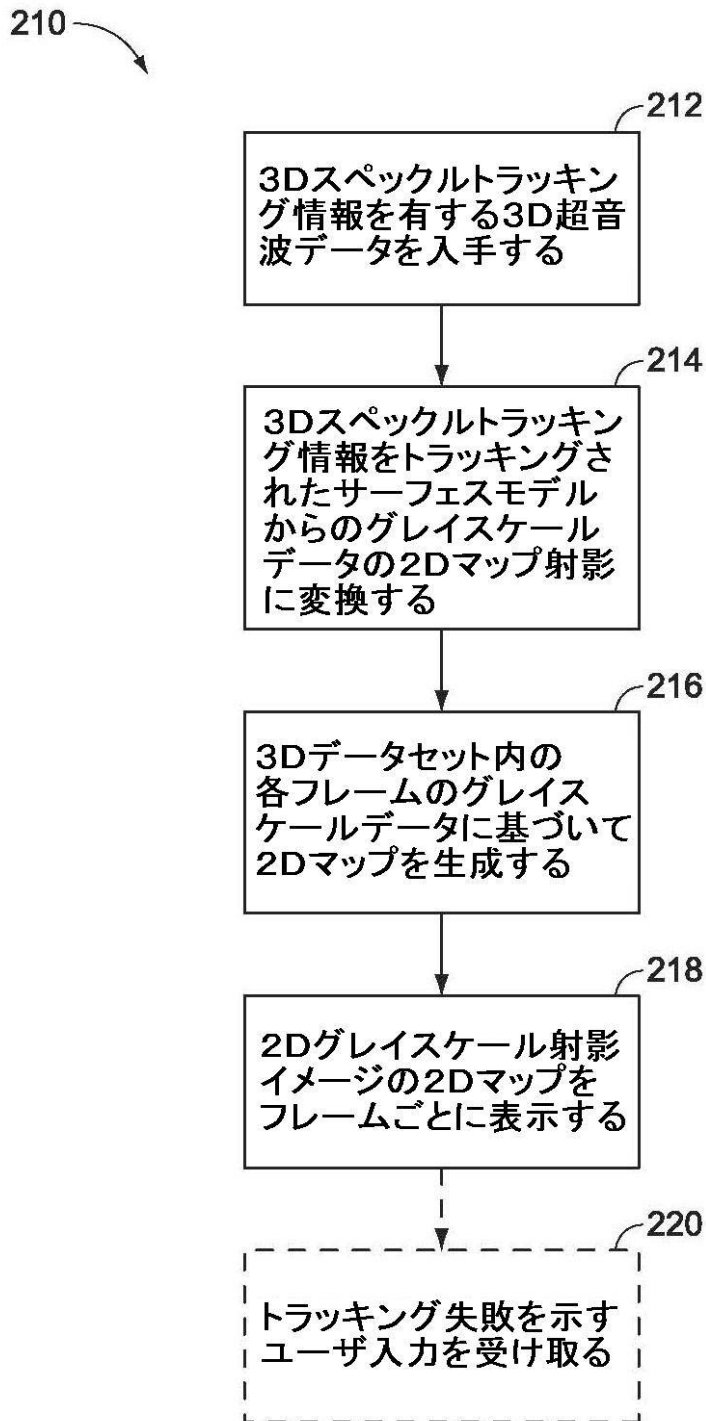


FIG. 3

【 図 4 】

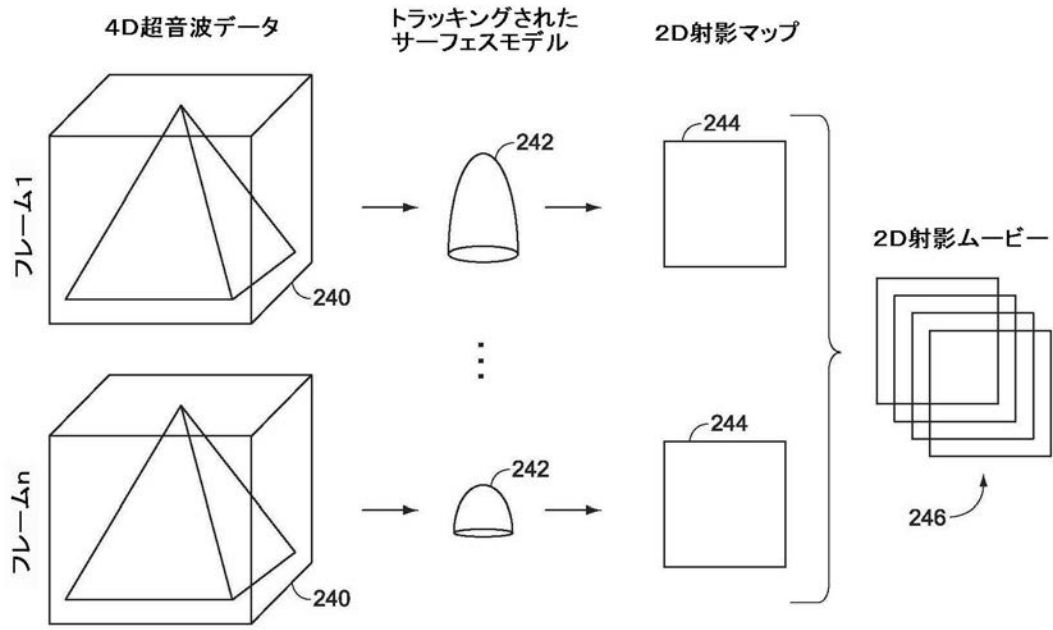


FIG. 4

【 図 5 】

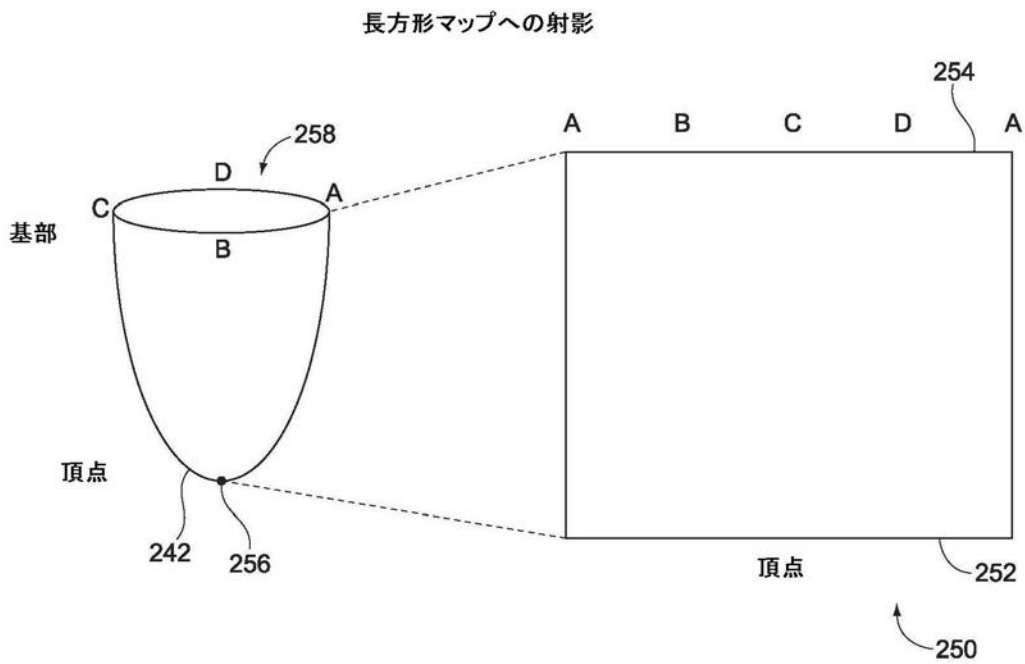


FIG. 5

【図6】

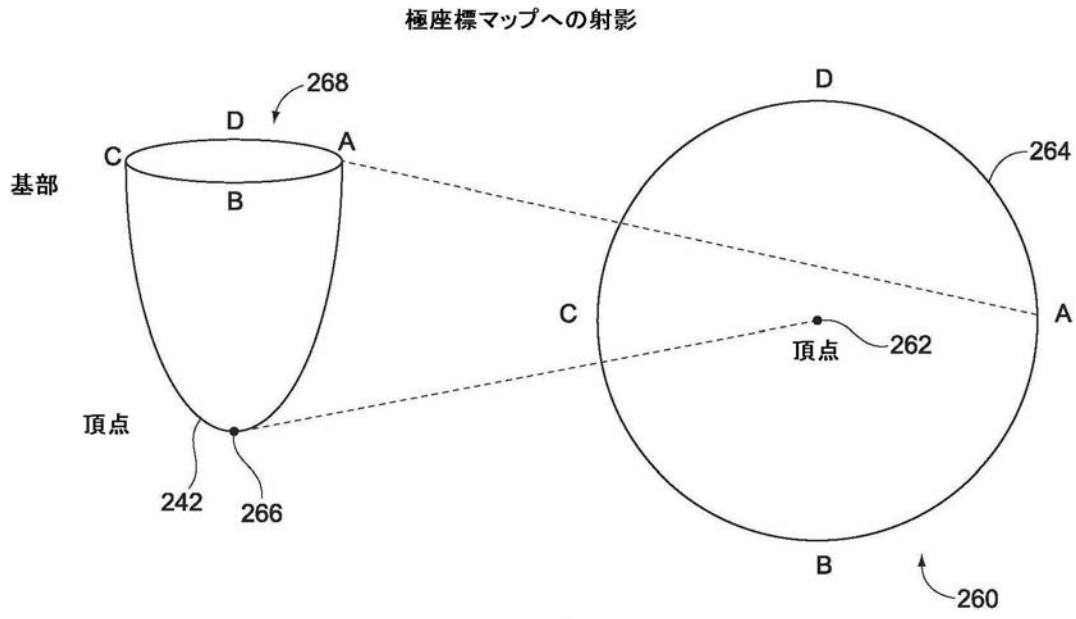


FIG. 6

【図7】

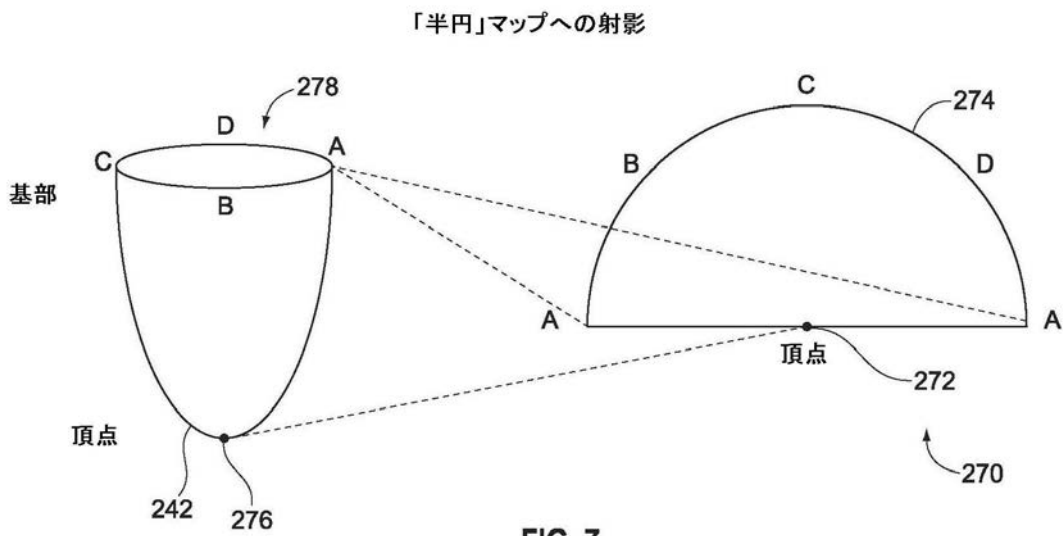


FIG. 7

【図8】

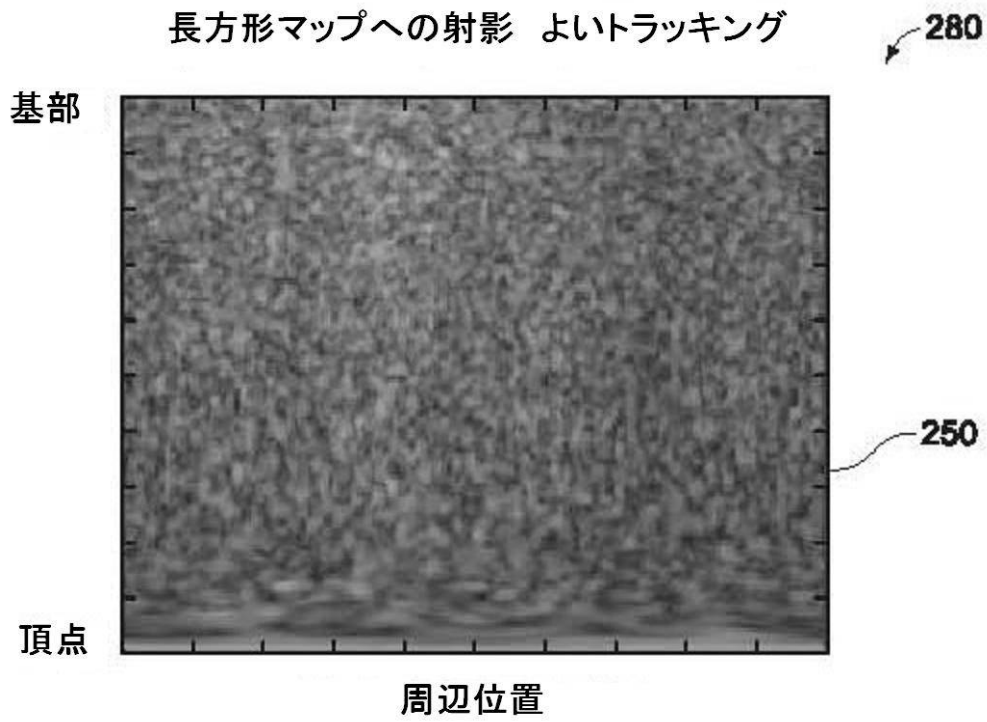


FIG. 8

【図9】

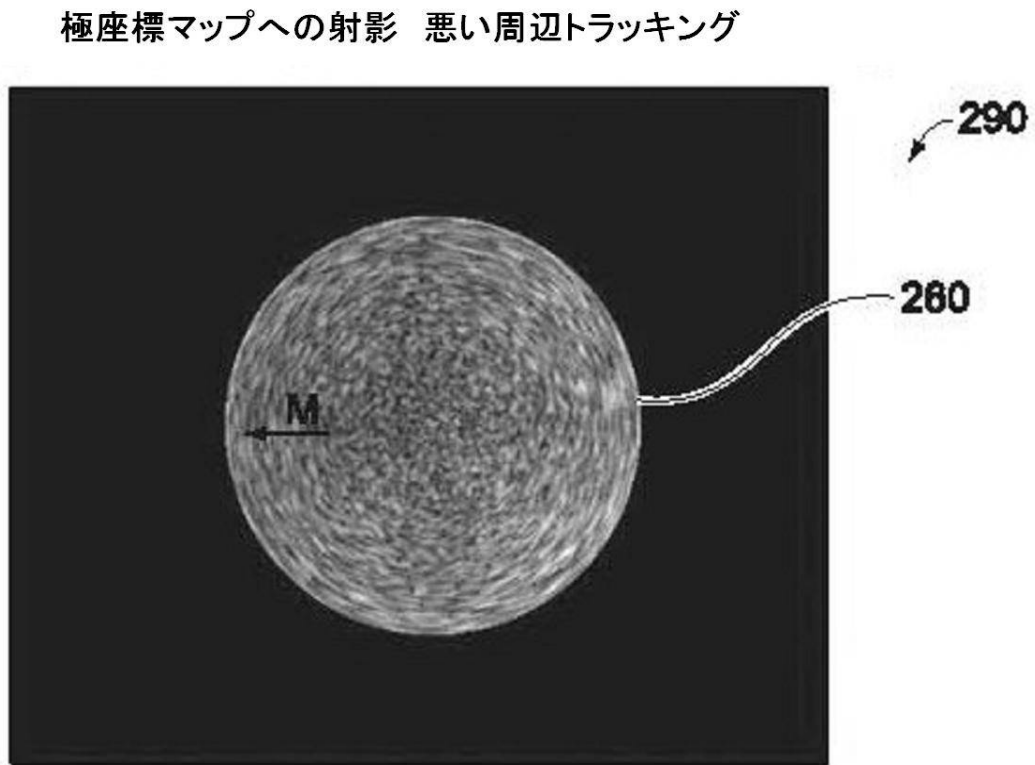


FIG. 9

【図10】

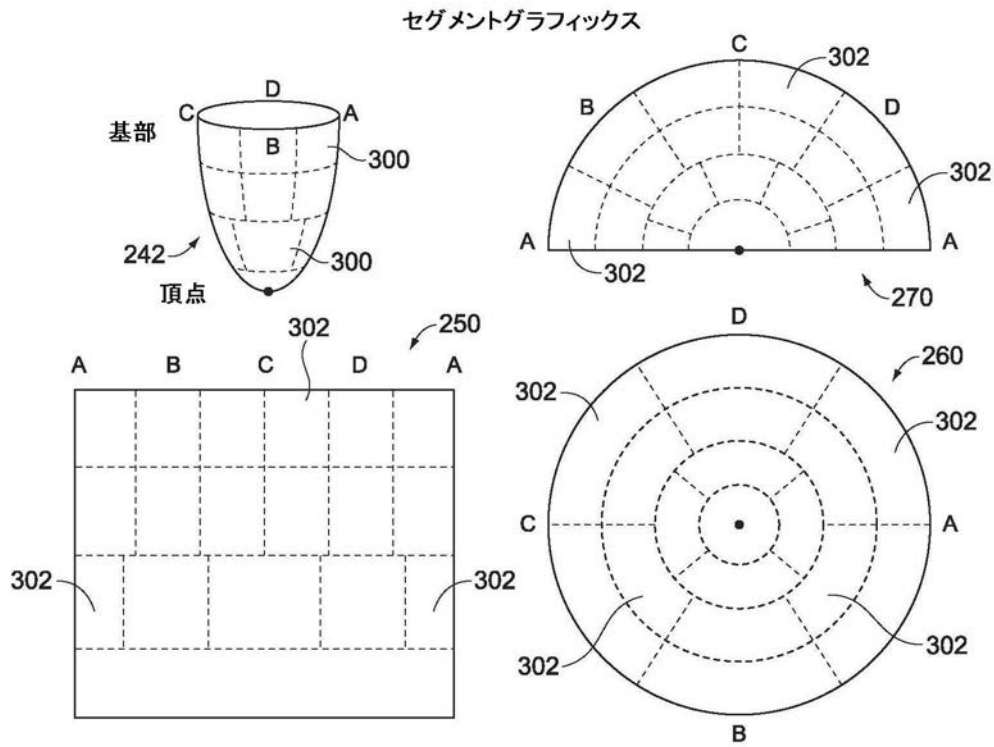


FIG. 10

【図11】

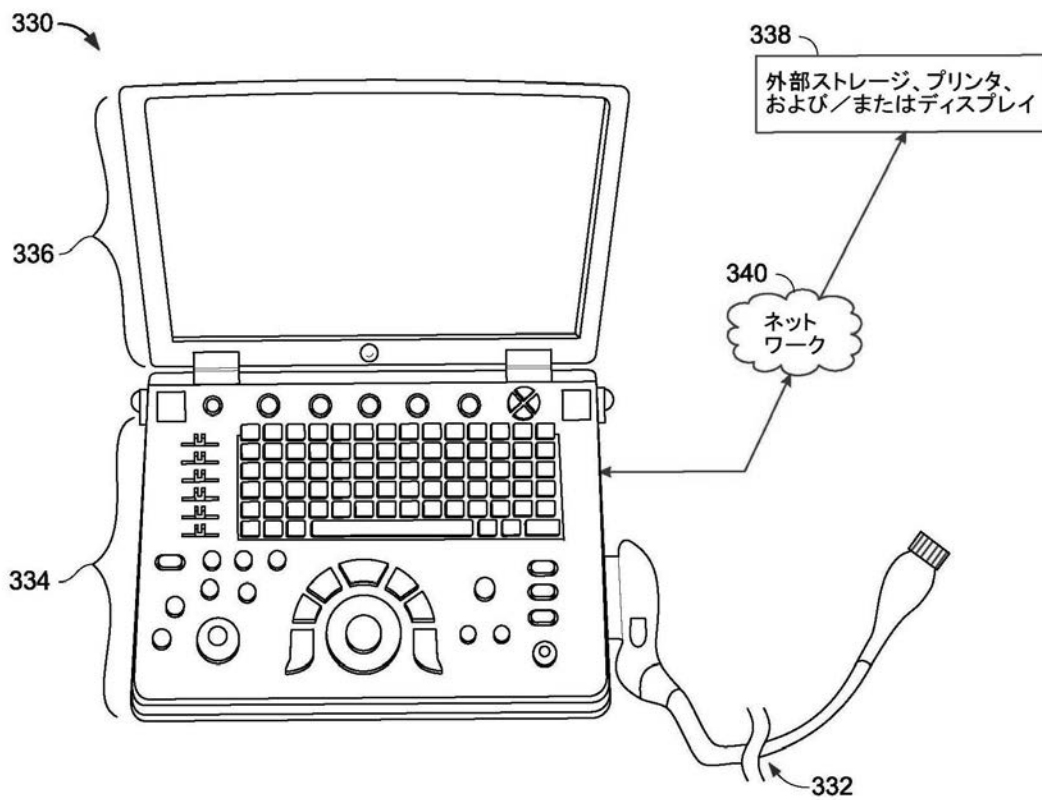


FIG. 11

【 図 1 2 】

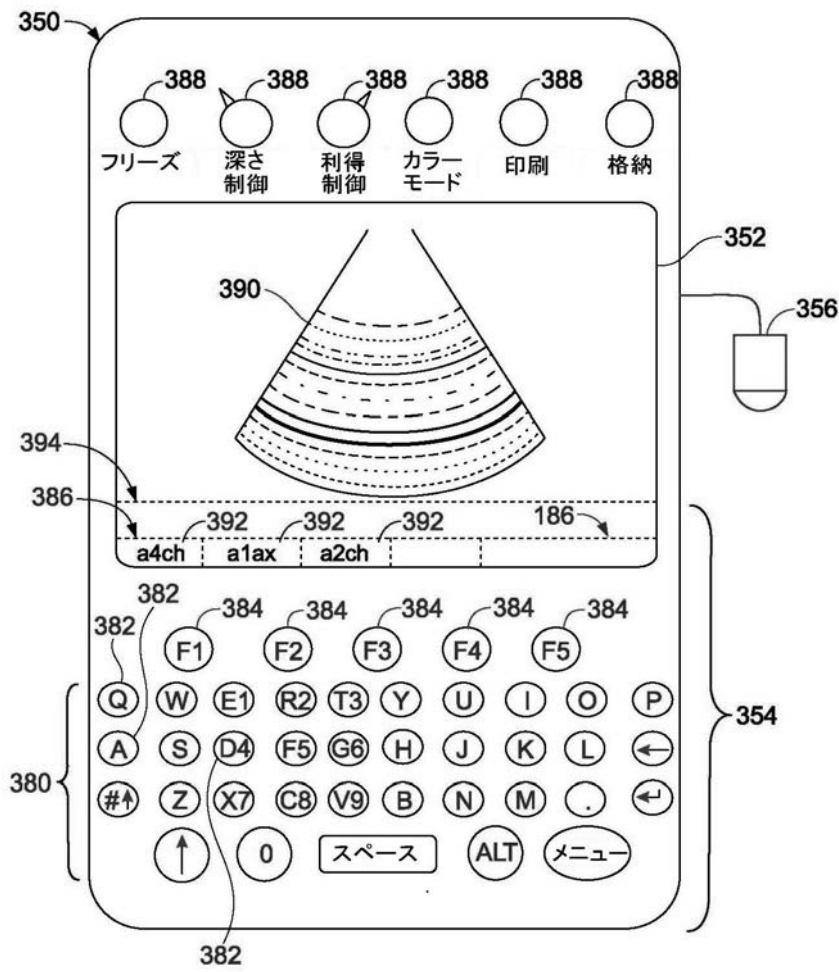


FIG. 12

【 図 13 】

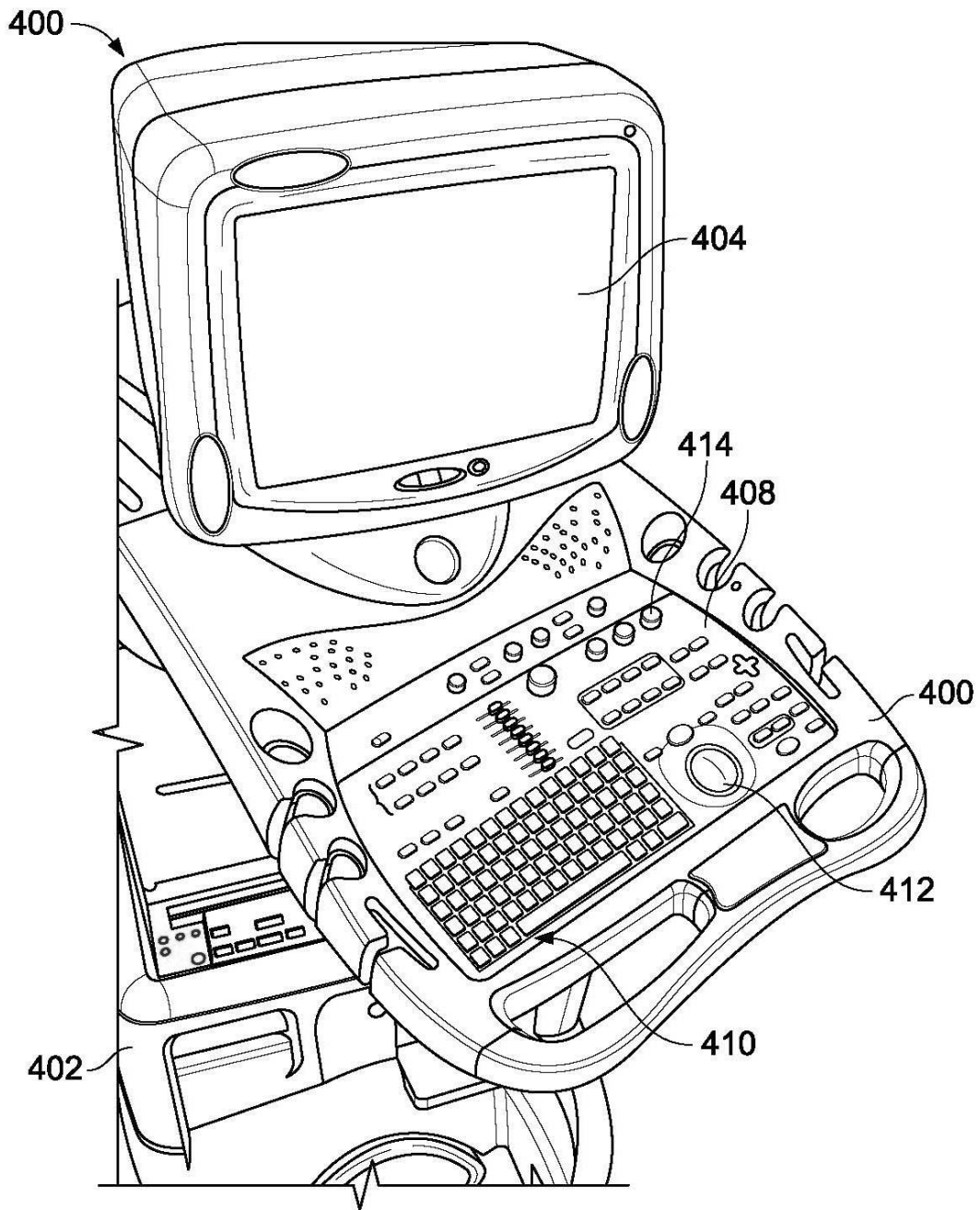


FIG. 13

---

フロントページの続き

- (72)発明者 スティアン・ランゲランド  
ノルウェイ、3290、ヴェストフォルド、スタヴェルン、ストーガテン、16番
- (72)発明者 フレドリック・オルデルド  
ノルウェイ、7032、トロンドハイム、ノルドスヴェイン、24番シー

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特表2010-505575(JP,A)  
特開2007-296330(JP,A)  
特開2007-44499(JP,A)  
特開2008-301920(JP,A)  
特表2009-514586(JP,A)  
特表2007-532202(JP,A)  
特表2006-526834(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15  
G06T 1/00

专利名称(译)	用于显示超声运动跟踪信息的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5475516B2</a>	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	JP2010065459	申请日	2010-03-23
[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		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	アンドレアス Heimダ ル ステイアンランゲラ ンド フレドリックオルデ ルド		
发明人	アンドレアス Heimダ ル ステイアンランゲラ ンド フレドリックオルデ ルド		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/08 G06T15/10 G06T19/00 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE10 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC30 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC09 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/DA01 5L096/FA69 5L096/HA05		
代理人(译)	小倉 博		
优先权	12/410421 2009-03-24 US		
其他公开文献	JP2010221033A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于显示超声运动跟踪信息的系统 ( 100 ) 和方法 ( 210 ) 。解决方案：该方法包括获取 ( 212 ) 待扫描对象的三维 ( 3D ) 超声图像数据。3D超声图像数据包括运动跟踪信息。该方法还包括基于2D地图投影将运动跟踪信息和3D超声图像数据转换 ( 214 ) 到二维 ( 2D ) 地图投影和2D地图的生成 ( 216 ) 。

