

(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2010-227568

(P2010-227568A)

(43) 公開日 平成22年10月14日 (2010. 10. 14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
<b>A 6 1 B</b> 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

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2010-67221 (P2010-67221) (22) 出願日 平成22年3月24日 (2010. 3. 24) (31) 優先権主張番号 12/410, 924 (32) 優先日 平成21年3月25日 (2009. 3. 25) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ GENERAL ELECTRIC CO MPANY 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 100137545 弁理士 荒川 聡志 (74) 代理人 100105588 弁理士 小倉 博 (74) 代理人 100129779 弁理士 黒川 俊久 (72) 発明者 ピーター・リシャンスキー イスラエル、3 4 3 6 7、ハイファ、ハロ フェ・ストリート、3 4 エイ 2 最終頁に続く
-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

(54) 【発明の名称】 機能超音波画像化システムおよび方法

## (57) 【要約】

【課題】機能超音波画像化用のシステム ( 1 0 0 ) および方法 ( 2 1 0 ) を提供すること。

【解決手段】この方法 ( 2 1 0 ) は、画像化対象物の多面画像化走査から取得された超音波画像データを獲得する ( 2 1 2 ) ステップを含む。超音波画像データは複数の画像面を規定する。この方法 ( 2 1 0 ) は、複数の画像面に基づいた 2 次元追跡情報から画像化対象物の機能画像情報を決定する ( 2 1 6 ) ステップと、機能画像情報を使用して画像化対象物の機能超音波画像データを生成する ( 2 1 8 ) ステップとをさらに含む。

【選択図】 図 1

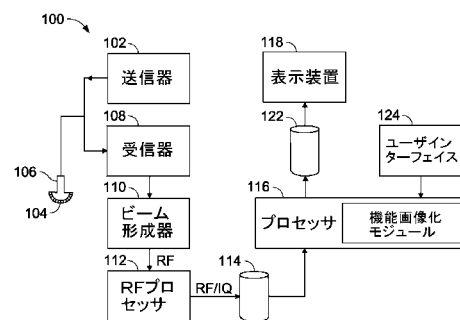


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

機能超音波画像化の方法（２１０）であって、

画像化対象物の多面画像化走査から取得された超音波画像データを獲得する（２１２）ステップであって、前記超音波画像データが複数の画像面を規定する、ステップと、

前記複数の画像面に基づいた２次元追跡情報から前記画像化対象物の機能画像情報を決定する（２１６）ステップと、

前記機能画像情報を使用して前記画像化対象物の機能超音波画像データを生成する（２１８）ステップと

を含む方法。

10

**【請求項 2】**

前記機能画像情報を決定するために２次元追跡を行うステップをさらに含む、請求項 1 記載の方法（２１０）。

**【請求項 3】**

前記画像化対象物が心臓であり、前記超音波画像データが心筋収縮情報を含む機能情報をもつ画像化心臓データを含む、請求項 1 記載の方法（２１０）。

**【請求項 4】**

複数の画像フレームの少なくとも１つの心尖点に基づいて前記複数の画像フレームの各々の心尖点位置を自動的に決定するステップをさらに含む、請求項 3 記載の方法。

**【請求項 5】**

前記多面画像化走査が３面画像化走査を含む、請求項 1 記載の方法。

20

**【請求項 6】**

前記３面画像化走査が、異なる回転走査角度での複数の心尖画像面を含む、請求項 5 記載の方法。

**【請求項 7】**

前記多面画像化走査が連続して必要とされる複数の３面画像化走査を含み、前記複数の３面画像化走査から画像化データを組み合わせるステップをさらに含む、請求項 1 記載の方法。

**【請求項 8】**

前記複数の３面画像化走査が、複数の回転単一面走査および複数の回転２面走査の一方を含む、請求項 7 記載の方法。

30

**【請求項 9】**

複数の画像フレームを取得するために多面超音波画像化を行うように構成された超音波探触子（１０６）と、

前記取得された複数の画像フレームに対する２次元追跡情報から機能画像情報を決定し、機能超音波画像データを生成するように構成された機能画像化モジュール（１２６）を有するプロセッサ（１１６）と

を備える超音波画像化システム（１００）。

**【請求項 10】**

前記超音波探触子が、電子的にステアリング可能なマトリクスアレイを有する３次元の探触子および３次元（３Ｄ）経食道超音波心臓図検査（ＴＥＥ）超音波探触子の一方を含む、請求項 9 記載の超音波システム。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【０００１】**

本発明は、一般に、診断用画像化システムに関し、より詳細には、特に心臓画像化向けの、解剖学的機能の画像化を提供する超音波画像化システムに関する。

**【背景技術】****【０００２】**

医用画像化システムは、患者の様々な領域または区域（例えば様々な臓器）を画像化す

50

るために様々な用途で使用される。例えば、超音波システムは心臓の画像の生成などのますます多くの用途での使用法が見いだされている。それ故、これらの画像はユーザによる検討および分析のために表示される。心臓を画像化する場合、音波検査者は一般に3つの異なる画像化面に沿って心臓のいくつかの異なる画像を取得する。例えば、左心室を画像化する場合、これらには3つの異なる画像化面から取得される3つの標準画像が含まれる。3つの画像を組み合わせて、心筋全体または左心室の機能を示す組合せ画像を生成することができる。多数の画像を取得するプロセスは多くの時間を必要とすることがあり、画像を組み合わせたときに画像を適切に位置合せするために画像の各々の特定の点（例えば心尖点）を識別するのに熟練した音波検査者を必要とすることがある。さらに、音波検査者は混乱を回避するために画像の各々に名前を付けなければならない。画像中の特定の点または目標物が適切に識別されない場合、心筋の機能の組合せ画像は完全には正確でないことがある。

10

#### 【0003】

3次元追跡を使用して、画像化を行い、例えば心筋の機能情報を生成するシステムも知られている。機能情報を示す画像を生成するために3次元画像データを処理するのは、より計算集的となり、したがってより多くの時間を必要とする。さらに、3次元追跡に由来する画像は、それほど頑強ではなく、解釈することがより困難である可能性がある。

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0004】

20

【特許文献1】米国特許2009/0069725 A1号公報

#### 【発明の概要】

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

本発明の一実施形態によれば、機能超音波画像化の方法が提供される。この方法は、画像化対象物の多面画像化走査から取得された超音波画像データを獲得するステップを含む。超音波画像データは複数の画像面を規定する。この方法は、複数の画像面に基づいた2次元追跡情報から画像化対象物の機能画像情報を決定するステップと、機能画像情報を使用して画像化対象物の機能超音波画像データを生成するステップとをさらに含む。

30

#### 【0006】

本発明の別の実施形態によれば、機能画像化の方法を行うために、機械によって読み取り可能なコンピュータ読み取り可能符号を有し、機械によって実行可能な命令をもつコンピュータ読み取り可能媒体が設けられる。この方法は、画像化対象物の多面超音波画像データにアクセスするステップと、多面超音波画像データを使用して2次元追跡を行うステップとを含む。この方法は、2次元追跡に基づいて機能画像情報を決定するステップと、機能画像情報を使用して機能超音波画像データを生成するステップとをさらに含む。

#### 【0007】

本発明のさらなる別の実施形態によれば、複数の画像フレームを取得するために多面超音波画像化を行うように構成された超音波探触子を含む超音波画像化システムが提供される。超音波画像化システムは、取得された複数の画像フレームに対する2次元追跡情報から機能画像情報を決定し、機能超音波画像データを生成するように構成された機能画像化モジュールを有するプロセッサをさらに含む。

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0008】

【図1】本発明の様々な実施形態に従って機能画像化を行うように構成された診断用超音波システムのブロックダイアグラムである。

【図2】本発明の様々な実施形態に従って形成された図1の診断用超音波システムの超音波プロセッサモジュールのブロックダイアグラムである。

【図3】本発明の様々な実施形態に従って多面画像取得を使用して機能画像化を行う方法の流れ図である。

50

【図４】本発明の様々な実施形態に従って３つの面を使用する３面画像走査から獲得することができる画像データを示すダイアグラムである。

【図５】本発明の様々な実施形態に従って６つの面を使用する画像走査から獲得することができる画像データを示すダイアグラムである。

【図６】本発明の様々な実施形態に従って生成された機能情報を示すブルズアイプロットとしてフォーマットされた表示の図である。

【図７】本発明の様々な実施形態に従って多面データ取得を２次元（２Ｄ）追跡で使用する心臓の機能画像化のワークフローを示すダイアグラムである。

【図８】本発明の一実施形態に従って形成された３次元対応小型超音波システムを示す図である。

10

【図９】本発明の一実施形態に従って形成された携帯型またはポケットサイズ超音波画像化システムを示す図である。

【図１０】本発明の一実施形態に従って形成されたコンソール型超音波画像化システムを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

前述の概要ならびに本発明のいくつかの実施形態の以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読まれるとき一層よく理解されるであろう。図が様々な実施形態の機能ブロックのダイアグラムを示す範囲において、機能ブロックはハードウェア回路間の分割を必ずしも示していない。したがって、例えば、１つまたは複数の機能ブロック（例えばプロセッサまたはメモリ）が単一片のハードウェア（例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、ハードディスクなど）で実行されることがある。同様に、プログラムは、独立プログラムとすることができる、オペレーティングシステムにサブルーチンとして組み込むことができる、インストールされたソフトウェアパッケージの機能とすることができる、などである。様々な実施形態は図に示した構成および手段に限定されないと理解されるべきである。

20

【００１０】

本明細書で使用されるとき、単数で記載され、「１つの（a）」または「１つの（an）」という語で始まる要素またはステップは、排除することが明確に述べられていない限り複数の前記要素またはステップを排除しないと理解されるべきである。さらに、本発明の「一実施形態」への言及は、記載のフィーチャを同様に組み込む追加の実施形態の存在を排除すると解釈されるものではない。さらに、そうではないと明確に述べない限り、特定の特性を有する１つの要素または複数の要素を「備える、含む（comprising）」または「有する（having）」実施形態は、その特性を有していない追加のそのような要素を含むことができる。

30

【００１１】

機能画像化用の超音波システムおよび方法の例示的实施形態を詳細に以下で説明する。特に、例示的な超音波システムの詳細な説明が最初に提供され、続いて機能超音波画像化、特に心臓の機能超音波画像化の方法およびシステムの様々な実施形態の詳細な説明が提供される。

40

【００１２】

本明細書で説明するシステムおよび方法の様々な実施形態の少なくとも１つの技術的効果は、３次元（３Ｄ）走査モードまたは３Ｄ超音波探触子を使用して心臓の機能超音波画像を生成することを含む。様々な実施形態では、３Ｄ探触子を使用して同時に連続的にまたは短い期間内に取得された多数の画像面に適用される２次元（２Ｄ）追跡を使用して機能画像化を行う。機能画像化により、ワークフローは改善され、より効率的となり、計算集中が少ない。様々な実施形態を使用して横方向画像化解像度を向上することができ、その結果、診断精度の向上がもたらされる。

【００１３】

図１は、本発明の様々な実施形態に従って構築された超音波システム１００のブロック

50

ダイアグラムである。超音波システム 100 は、3D 空間において音波ビームをステアリングすることができ、被検者または患者の注目する領域 (ROI) の複数の 2D 表示または画像に対応する情報を取得するように構成できる。1つのそのような ROI は人間の心臓または人間の心臓の心筋である場合がある。超音波システム 100 は 3 つ以上の面の方位で 2D 画像を取得するように構成できる。

#### 【0014】

超音波システム 100 は、ビーム形成器 110 の誘導の下で探触子 106 内の要素 104 (例えば圧電素子) のアレイを駆動して身体にパルス超音波信号を放出する送信器 102 を含む。様々な幾何学的形状を使用することができる。超音波信号は、血球または筋組織のような身体の組織から後方散乱して要素 104 に戻るエコーを生成する。エコーは受信器 108 によって受信される。受信したエコーはビーム形成器 110 を通過し、ビーム形成器 110 は受信ビーム形成を行い、RF 信号を出力する。次に、RF 信号は RF プロセッサ 112 を通過する。代替として、RF プロセッサ 112 は、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。次に、RF または IQ 信号データは、記憶するためにメモリ 114 に直接送ることができる。

10

#### 【0015】

上述の実施形態では、ビーム形成器 110 は送信および受信ビーム形成器として動作する。代替実施形態では、探触子 106 は、探触子内部にサブアパチャ受信ビーム形成を備えた 2D アレイを含む。ビーム形成器 110 は、各電気信号を遅延する、各電気信号をアポダイズする、および各電気信号を探触子 106 から受信した他の電気信号と加算することができる。加算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示す。加算された信号はビーム形成器 110 から RF プロセッサ 112 に出力される。RF プロセッサ 112 は、多数の走査面または様々な走査パターン用に様々なデータタイプ、例えば、B モード、カラードップラ (速度 / パワー / 変動)、組織ドップラ (速度)、およびドップラエネルギーを生成することができる。例えば、RF プロセッサ 112 は 3 つの走査面 (3 面) についてドップラデータを生成することができる。RF プロセッサ 112 は多数のデータスライスに関連する情報 (例えば、I / Q、B モード、カラードップラ、組織ドップラ、およびドップラエネルギーの情報) を収集し、そのデータ情報を時間スタンプおよび方位 / 回転情報と共に画像バッファ 114 に記憶する。

20

30

#### 【0016】

方位 / 回転情報は、基準面または別のデータスライスに対するあるデータスライスの角度回転を示すことができる。例えば、超音波情報が、3つの異なる方位の走査面または像について短い期間 (例えば 1 / 20 秒) 内に実質的に同時にまたは連続的に取得される 3 面実施形態では、1つのデータスライスは 0 度の角度に関連し、別のものは 60 度の角度に関連し、第 3 のものは 120 度の角度に関連する。したがって、データスライスは、0 度、60 度、120 度、...、0 度、60 度、および 120 度、... の繰り返しの順に画像バッファ 114 に加えることができる。画像バッファ 114 中の第 1 および第 4 のデータスライスは、第 1 の共通面方位を有する。第 2 および第 5 のデータスライスは第 2 の共通面方位を有し、第 3 および第 6 のデータスライスは第 3 の共通面方位を有する。明細書でより詳細に説明するように、3つを超えるデータスライスを取得することができる。

40

#### 【0017】

代替として、方位 / 回転情報を記憶する代わりに、データスライスシーケンス番号をデータスライスと共に画像バッファ 114 に記憶することができる。したがって、データスライスは、シーケンス番号を繰り返すこと、例えば、1、2、3、... 1、2、3、... と繰り返すことによって画像バッファ 114 に配列することができる。3 面画像化では、シーケンス番号 1 は基準面に対して 0 度の角度回転をもつ面に対応することができ、シーケンス番号 2 は基準面に対して 60 度の角度回転をもつ面に対応することができ、シーケンス番号 3 は基準面に対して 120 度の角度回転をもつ面に対応することができる。画像バッファ 114 に記憶されたデータスライスは、本明細書でより詳細に説明するように 2D デ

50

イスブレイプロセッサによって処理される。

【0018】

動作中、マトリクスまたは3Dの超音波探触子を使用する実時間超音波多面画像化を行うことができる。例えば、実時間超音波多面画像化は、本願の権利者が所有する「METHOD AND APPARATUS FOR REAL TIME ULTRASOUND MULTI-PLANE IMAGING」という名称の同時係属米国特許出願第10/925,456号で説明されているように行うことができ、この同時係属米国特許出願の全開示は参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0019】

超音波システム100は、取得した超音波情報（例えば、RF信号データまたはIQデータ対）を処理し、表示装置118で表示するために超音波情報のフレームを準備するプロセッサ116をさらに含む。プロセッサ116は、複数の選択可能な超音波モダリティに応じた1つまたは複数の処理動作を取得した超音波データに行うように構成される。取得した超音波データは、エコー信号を受信したとき走査期間中に実時間で処理して表示することができる。追加としてまたは代替として、超音波データを走査期間中メモリ114に一時的に記憶し、次に、オフライン動作で処理して表示することができる。

【0020】

プロセッサ116は、以下でより詳細に説明するように、プロセッサ116の動作を制御することができるユーザインターフェイス124に接続される。プロセッサ116は、本明細書でより詳細に説明するように、多面画像化を使用して2D追跡を行う機能画像化モジュール126をさらに含む。

【0021】

表示装置118は、診断および分析のためにユーザに診断用超音波画像を含む患者情報（例えば、ブルズアイ画像などの心臓の機能画像）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の一方または両方は超音波データの3次元データセットを記憶することができ、そのような3Dデータセットは本明細書で説明するように2D（および/または3D）画像を提供するためにアクセスされる。画像は修正することができ、表示装置118の表示設定はユーザインターフェイス124を使用して手動で調整することもできる。

【0022】

様々な実施形態を超音波システムに関連して説明することができるが、本明細書で説明する方法およびシステムは超音波画像化またはその特定の構成に限定されないことに留意すべきである。特に、様々な実施形態は、例えば、磁気共鳴画像化（MRI）、およびコンピュータ断層撮影（CT）画像化または組合せ画像化システムを含む様々なタイプの画像化に関連して実施することができる。さらに、様々な実施形態は、他の医用でない画像化システム、例えば非破壊試験システムで実施することができる。

【0023】

図2は超音波プロセッサモジュール136の例示的なブロックダイアグラムを示し、超音波プロセッサモジュール136は図1のプロセッサ116またはその一部として具現することができる。超音波プロセッサモジュール136は、サブモジュールの集合として概念的に示されているが、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。代替として、図2のサブモジュールは、シングルプロセッサを備えた、またはプロセッサ間に機能動作を分散したマルチプロセッサを備えた既製のPCを利用して実施することができる。さらなる選択肢として、図2のサブモジュールは、いくつかのモジュール機能が専用ハードウェアを利用して実行され、一方、残りのモジュール機能が既製のPCなど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。サブモジュールは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。

【0024】

図2に示したサブモジュールの動作は、局所超音波コントローラ150によって、また

10

20

30

40

50

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 ~ 164 は中間プロセッサの動作を行う。超音波プロセッサモジュール 136 は、いくつかの形態のうちの 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、受け取った超音波データ 170 は、各データサンプルに関連する実成分および虚成分を表す 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 、パワードップラサブモジュール 154 、B モードサブモジュール 156 、スペクトルドップラサブモジュール 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、特に、音響放射圧インパルス ( A R F I ) サブモジュール 162 および組織ドップラ ( T D E ) サブモジュール 164 などの他のサブモジュールを含むことができる。

10

#### 【0025】

サブモジュール 152 ~ 164 の各々は、対応する方法で I , Q データ対を処理してカラーフローデータ 172 、パワードップラデータ 174 、B モードデータ 176 、スペクトルドップラデータ 178 、M モードデータ 180 、A R F I データ 182 、および組織ドップラデータ 184 を生成し、それらはすべて後続の処理の前にメモリ 190 (または図 1 に示したメモリ 114 もしくはメモリ 122 ) に一時的に記憶することができる。例えば、B モードサブモジュール 156 は、本明細書でより詳細に説明するように 3 面画像取得におけるような複数の B モード画像面を含む B モードデータ 176 を生成することができる。

20

#### 【0026】

データ 172 ~ 184 は、例えば、ベクトルデータ値の組として記憶することができ、各組は個々の超音波画像フレームを規定する。ベクトルデータ値は、一般に、極座標系に基づいて構成される。

#### 【0027】

走査変換器サブモジュール 192 はメモリ 190 にアクセスし、メモリ 190 から画像フレームに関連するベクトルデータ値を獲得し、ベクトルデータ値の組を直交座標に変換して表示用にフォーマットされた超音波画像フレーム 195 を生成する。走査変換器モジュール 192 によって生成された超音波画像フレーム 195 は、後続の処理のためにメモリ 190 に戻すことができ、またはメモリ 114 もしくはメモリ 122 に供給することができる。

30

#### 【0028】

走査変換器サブモジュール 192 が、例えば B モード画像データなどに関連した超音波画像フレーム 195 を生成した後、画像フレームはメモリ 190 に再記憶されるか、またはバス 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、例えば機能画像化モジュール 126 と通信することができる。

#### 【0029】

例として、(図 1 に示した) 表示装置 118 で超音波心臓検査機能に関係する機能超音波画像または関連するデータ (例えば、ストレイン曲線またはトレース) を観察することが望ましいことがある。機能超音波画像の一部として表示するためのストレイン情報は走査変換された B モード画像に基づいて計算される。次に、走査変換されたデータは、超音波画像フレームを生成するために映像表示用の X , Y フォーマットに変換される。走査変換された超音波画像フレームは表示コントローラ (図示せず) に供給され、表示コントローラは映像表示用のグレースケールマッピングに映像をマッピングする映像プロセッサを含むことができる。グレースケールマップは、表示されるグレースケールへの未加工画像データの伝達関数を表すことができる。映像データがグレースケール値にマッピングされた後、表示コントローラは、1 つまたは複数のモニタまたは表示装置のウィンドウを含むことができる (図 1 に示した) 表示装置 118 を制御して、画像フレームを表示する。表示装置 118 で表示される超音波心臓検査画像はデータの画像フレームから生成され、各データは表示装置のそれぞれの画素の強度または輝度を示す。この例では、表示画像は、本明細書でより詳細に説明するように、多面画像取得に適用される 2 D 追跡に基づいて画像

40

50

化される注目する領域の筋肉運動を表す。

【0030】

再び図2を参照すると、2D映像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1つまたは複数のフレームを結合する。例えば、2D映像プロセッササブモジュール194は、映像表示のために1つのタイプのデータをグレースケールにマッピングし、他のタイプのデータをカラーマップにマッピングすることによって異なる画像フレームを結合することができる。最終の表示画像では、カラー画素ピクセルデータをグレースケール画素データに重畳して単一のマルチモード画像フレーム198（例えば機能画像）を形成することができる。単一のマルチモード画像フレーム198は再びメモリ190に再記憶されるかまたはバス196を介して通信される。画像の連続フレームは、メモリ190または（図1に示した）メモリ122に映画ループとして記憶することができる。映画ループは、ユーザに表示される画像データを取り込むための先入れ先出し循環画像バッファデータを意味する。ユーザは、ユーザインターフェイス124でフリーズコマンドを入力することによって映画ループをフリーズすることができる。ユーザインターフェイス124は、例えば、キーボードおよびマウス、ならびに（図1に示した）超音波システム100に情報を入力することに関連する他のすべての入力制御部を含むことができる。

10

【0031】

3Dプロセッササブモジュール200は、同様に、ユーザインターフェイス124によって制御され、メモリ190にアクセスして3D超音波画像データを獲得し、既知の体積レンダリングまたは表面レンダリングアルゴリズムなどによって3次元画像を生成する。3次元画像は、レイキャスティング、最大強度画素投影などのような様々な画像化技法を利用して生成することができる。

20

【0032】

機能画像化モジュール126は、同様に、ユーザインターフェイス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獲得し、以下でより詳細に説明するように、例えば、3D探触子によって取得された多数の画像面を使用し、2D追跡を使用して心臓の機能画像を生成する。

【0033】

より詳細には、多面画像取得を使用して機能画像化を行う方法210が図3に示される。特定の特徴を有する超音波画像化に関連して方法210を説明するが、様々な実施形態は、超音波画像化特性にも特定の画像化特性にも限定されないことに留意すべきである。

30

【0034】

方法210は212で多面画像データを獲得するステップを含む。多面画像データは現在の画像走査からまたは以前に獲得して記憶したデータから獲得することができる。実施形態によっては、多面画像データは2つ以上の画像面を使用して3D超音波走査から取得される。例えば、図4に示すように、画像データ230は3面232、234、および236を使用する3面画像走査（3面画像化）から獲得することができる。走査面の各々は2D走査面であることに留意すべきである。さらに、多面画像取得は、必要に応じて任意のタイプの超音波探触子および/または超音波画像化システムを使用して行うことができることに留意すべきである。例えば、多面画像化は、GE Healthcareから入手可能なVivid 7またはVivid E9などのVivid系列の超音波システムを使用して行うことができる。

40

【0035】

3面画像取得の実施におけるようないくつかの実施形態においては、超音波情報は、3つの異なる方位の走査面232、234、および236または像について短時間（例えば、1/20秒）内に実質的に同時にまたは連続的に取得される。走査面232、234、および236の間の間隔（例えば角度回転）は同じとすることも変更することもできることに留意すべきである。例えば、走査面232に関連する1つのデータスライスとは0度の角度に対応することができ、走査面234に関連する別のデータスライスは60度の角度

50



に対応することができ、走査面 2 3 6 に関連する第 3 のデータスライスは 1 2 0 度の角度に対応することができる。

【 0 0 3 6 】

2 D 結合画像、3 D 結合画像、または他の画像は画像面（例えば多面データセットの個々の面）から形成することができる。走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 は共通回転軸 2 3 8 で交差するか、または代替として異なる軸で交差することができる。3 つのスライス画像（例えば、全体積 3 D データセットを横断する 2 D スライス）は、3 つの走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 で取得された画像データで生成することができ、3 つのスライス画像は、3 つの走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 の走査データを同時に取得しているためにほぼ同じ時の走査対象物の 3 つの像である。3 つのスライス画像は、例えば、心拍動またはサイクルの特定の時の患者の心臓のものとすることができる。代替として、3 つのスライス画像は、心臓が鼓動している間の患者の心臓の連続的運動を示すことができる。走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 の 1 つまたは複数は（図 1 に示した）超音波探触子 1 0 6 の走査表面に対して傾いていることがあることに留意すべきである。さらに、走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 の間の角度回転を変化させるまたは変更することができる。

10

【 0 0 3 7 】

走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 は、超音波探触子の機械的または電子的ステアリングによって取得することができることに留意すべきである。例えば、ある実施形態では、超音波探触子は、走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 に対応する画像データ（例えば画像面）を取得するために（図 1 に示した）要素 1 0 4 のアレイを移動させる既知の機械的可動走査ヘッドを含むことができる。他の実施形態では、超音波探触子は、走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 に対応する画像データを取得するためにマトリクスアレイを電子的にステアリングする既知の電子的ステアリング手段を含むことができる。さらなる他の実施形態では、既知の機械的および電子的ステアリングの組合せを使用することができる。走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 の取得中、様々な実施形態の探触子ハウジングは検査されている対象物に対して移動しないことに留意すべきである。

20

【 0 0 3 8 】

3 つを超える走査面を使用して画像情報を取得することができることに留意すべきである。例えば、6 つの画像（例えば、6 つの画像面）を、6 つの面、すなわち、走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6、ならびに、例えば、図 5 に示すように走査面 2 3 2、2 3 4、および 2 3 6 の間に等距離で配置することができる走査面 2 4 2、2 4 4、および 2 4 6 で取得された画像データ 2 4 0 で生成することができる。したがって、走査面 2 3 2、2 3 4、2 3 6、2 4 2、2 4 4、および 2 4 6 の各々はそれぞれ 3 0 度だけ隔てることができる。しかし、走査面の各々の間の角度間隔は変更することができる。したがって、心尖面の数は、例えば、走査角度を電子的に回転させることによって連続して取得される多面走査データを使用して増加させることができる。実施形態によっては、互いに対して角をなして回転される多数の 3 面取得を行うことができ、または 3 つを超える走査面を有する単一の取得を行うことができる。したがって、例えば、画像化した心臓の左心室の画像解像度を向上させることができる。

30

40

【 0 0 3 9 】

図 3 に示した方法 2 1 0 を再び参照すると、多面画像データが 2 1 2 で得られた後、画像面は各 2 D 追跡を行うために 2 1 4 で処理される。例えば、実施形態によっては、各画像面が処理され、その結果、左心室機能の定量分析が 2 D スペックル追跡を行うことなどによって行われる。追跡は取得された心尖部像から行うことができることに留意すべきである。さらに、通常の左心室は心尖部で最も低い運動を示すことになり、一方、僧帽弁輪は最も大きい運動を示すことになることに留意すべきである。さらに、追跡によって決定された収縮期の僧帽弁環状変位は左心室駆出分画率と密に関連することに留意すべきである。

【 0 0 4 0 】

50

各面に行われる様々な処理機能は、一般に、走査面からの画像データに基づいて、心臓、特に心筋または左心室の運動、例えば長手方向の変位などを2Dで追跡する。処理機能は、例えばGE Healthcareから入手可能なVivid系列の超音波システムを使用して行うことができる。一般に、様々な画像フレームを規定することができる各画像面の処理は、心臓、特に心筋または左心室の運動を決定または追跡する任意の既知の方法を使用して行うことができる。

#### 【0041】

各画像面が214で処理された後、2D追跡からの機能画像情報が216で決定される。例えば、心室壁運動は2D追跡から決定することができる。壁運動情報は心室壁の測定された動きに基づいて定量化することができる。例えば、自動機能画像化プロセスは、GE Healthcareから入手可能なVivid（商標）7 Dimensionシステムおよび/またはEchoPAC（商標）ワークステーションを使用して行うことができる。自動機能画像化は、潜在的な壁運動異常を決定する定量的評価を行うために安静時の左心室機能を評価するのを容易にする。

10

#### 【0042】

決定された機能情報を使用して、機能画像情報を含む画像データが218で生成され、それを220で適宜表示することができる。例えば、機能情報を含む画像データを生成した後、図6に示されるような表示280を生成して表示することができる。表示280は、既知の複数のセグメント282を有するブルズアイプロットとして構成されている（17セグメントが示されているが、より多いセグメントまたはより少ないセグメント、例えば16セグメントまたは18セグメントを設けることができる）。セグメント282の各々は、その中にそのセグメント282での最大収縮期ストレインを示す数値を含むことができる。さらに、収縮の量を示す色分け領域284を設けることができる。例えば、領域284は、一般に、心筋の収縮の分布を示すことによって、左心室の推測される時空間的挙動を示すことができる。異なる色は異なるレベルの心臓壁運動または収縮を示すことができる。

20

#### 【0043】

しかし、様々な実施形態は特定のタイプの表示に限定されない。例えば、ストレイントレースもしくは画像、または湾曲した解剖学的Mモード画像は、既知の機能情報の表示（例えば色分け機能情報）によって表示することができる。

30

#### 【0044】

本発明の様々な実施形態は、例えば3D超音波走査の使用による多面データ収集に基づいて2D追跡を使用することによって機能画像化、例えば自動機能画像化を提供する。様々な実施形態は、例えば、多面データ収集を2D追跡で使用するによる心臓の機能画像化のワークフロー290を示す図7に示されるような自動機能画像化を提供する。ワークフロー290はハードウェア、ソフトウェア、またはその組合せで行うことができることに留意すべきである。

#### 【0045】

ワークフローは、292で多面超音波走査を使用して多数の像またはデータスライスを取得することを含む。超音波データを取得するために使用される面の数は任意の数、例えば本明細書で説明するように2以上とすることができることに留意すべきである。本明細書で説明するように、3つの走査面は、例えば電子ビームステアリングを使用して自動的に取得することができる。3つの走査面は、例えば、心臓の、心尖部長軸像、4腔断面像、および2腔断面像などの標準像とすることができる。注目する領域、例えば左心室または心筋は294で規定される。注目する領域が走査面ごとに識別されることに留意すべきである。注目する領域は、1つまたは複数の目標物、例えば心筋の心尖点を識別することによって規定することができる。目標物は、心臓内の既知の動きを使用することなどによって、手動でユーザによって（例えば、マウスで指し示しクリックすることにより）識別する、または自動的に識別することができる。しかし、左心室長軸方位は多面走査によって規定されるので、すべての走査面の心尖点位置は自動的に決定することができる（例えば

40

50

、走査面の各々の既知の角度回転に基づいて)ことに留意すべきである。例えば、単一の心尖点が例えばユーザによってまたは自動的に単一の像で決定された後、心尖点はすべての走査面について規定される。

【0046】

実施形態によっては、自動的心尖点検出を任意の好適な方法で行うことができる。例えば、ユーザは1つまたは複数の解剖学的目標物(例えば僧帽弁環状部)を識別することができ、次に、それを使用して、解剖学的目標物からの既知の距離に基づくなどにより自動的に心尖点を識別する。別の例として、画像内の運動を使用して、心臓の識別された移動部分からの既知の距離に基づくなどにより心尖点を自動的に決定することができる。

【0047】

注目する領域が規定された後、追跡確認が296で行われ、それは画像フレームごとに行われる。例えば、本明細書でより詳細に説明するような画像品質または2D追跡品質は、画像が所定の変動内にあるかどうか決定するためにユーザによってまたはモデル画像と比較して確認することができる。品質が許容されない場合、画像データを再処理することができる。さらに、一定の品質レベルを満たしていない心筋のセグメントは、表示される結果(例えばブルズアイプロットのグレー色分け)から排除することができることに留意すべきである。その後、大動脈弁閉鎖(AVC)調整を298で行うことができる。例えば、ユーザは、大動脈弁閉鎖の規定した点(例えばトレースピーク)が正しいことを保証するために既知の長軸心尖像でAVCを確認することができる。AVCタイミングも、例えば予想値との比較によって自動的に確認することができる。AVCは要望に応じてまたは必要に応じて調整することができる。

【0048】

その後、パラメトリック画像を300で任意の既知の方法で生成して表示することができる。例えば、色分けされた心臓壁収縮情報をもつ最大収縮期ストレイン画像または限界収縮期ストレイン画像を表示することができ、それは収縮情報の百分率値を含むこともできる。

【0049】

追加の表示をワークフロー290の一部として設けることができる。例えば、302で、ストレイントレースまたは(図6で示したような)ブルズアイプロットを、任意の既知の方法で、本明細書で説明したように生成して表示することができる。

【0050】

したがって、様々な実施形態が機能超音波画像化を提供し、ここで2D追跡は3D画像化モードにおけるような多面データ収集に基づいている。したがって、同時にまたはほぼ同時に取得された多面データの2Dスペckル追跡に基づいた左心室定量化が行われる。例えば、超音波探触子を移動することなく超音波探触子の走査角度を電子的に回転させることにより取得することができる連続取得多面データを組み合わせるかまたは繋ぎ合わせることで、取得される心尖面の数を増やすことができる。さらに、すべての走査面の心尖点は、多面走査によって規定された左心室長軸方位に基づいて自動的に決定する(または評価する)ことができる。

【0051】

図1の超音波システム100は、ラップトップコンピュータまたはポケットサイズシステムなどの小サイズシステムならびにより大きいコンソールタイプシステムで具現することができる。図8および9は小サイズシステムを示し、一方、図10はより大きいシステムを示す。

【0052】

図8は、3D超音波データ、すなわち多面超音波データを取得するように構成することができる探触子332(例えば、3次元(3D)経食道超音波心臓図検査(TEE)超音波探触子)を有する3D対応小型超音波システム330を示す。例えば、探触子332は、図1の探触子106に関して前に説明したような要素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イス334(それは一体型表示装置336を含むこともで

10

20

30

40

50

きる)は、オペレータからのコマンドを受け取るために設けられる。本明細書で使用されるとき、「小型」とは、超音波システム330が携帯型またはハンドキャリア型デバイスであるか、または人の手、ポケット、書類カバンサイズのケース、またはバックパックで運ぶように構成されていることを意味する。例えば、超音波システム330は、一般的なラップトップコンピュータのサイズを有するハンドキャリア型デバイスとすることができる。超音波システム330はオペレータが容易に持ち運びできる。一体型表示装置336(例えば内部表示装置)は、例えば1つまたは複数の医用画像を表示するように構成される。

#### 【0053】

超音波データは、有線または無線のネットワーク340(または、シリアルもしくはパラレルケーブルまたはUSBポートを介する直接接続)を介して外部デバイス338に送ることができる。実施形態によっては、外部デバイス338は表示装置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。代替として、外部デバイス338は、ハンドキャリア型超音波システム330からの画像データを受け取り、一体型表示装置336よりも大きい解像度を有することができる画像を表示または印刷することができる別個の外部表示装置またはプリンタとすることができる。

#### 【0054】

図9は、表示部352およびユーザインターフェイス354が単一のユニットを形成するハンドキャリア型またはポケットサイズの超音波画像化システム350を示す。例として、ポケットサイズ超音波画像化システム350は、幅約2インチ、長さ約4インチ、深さ約0.5インチ、重さ3オンス未満のポケットサイズまたは手の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画像化システム350は、一般に、表示部352と、キーボードタイプのインターフェイスを含む場合もあり含まない場合もあるユーザインターフェイス354と、走査デバイス、例えば超音波探触子358に接続するための入出力(I/O)ポートとを含む。表示部352は、例えば、(医用画像390を表示することができる)320×320画素カラーLCD表示装置とすることができる。ボタン382のタイプライター様キーボード380はユーザインターフェイス354に適宜含めることができる。

#### 【0055】

多機能制御部384は各々システム動作のモードに応じた機能(例えば異なる像を表示する)を割り当てることができる。したがって、多機能制御部384の各々は複数の異なる動作を行うように構成することができる。多機能制御部384に関連するラベル表示区域386を必要に応じて表示部352に含めることができる。限定はしないが、「フリーズ」、「深さ制御」、「利得制御」、「色モード」、「印刷」、および「記憶」を含めることができる特別目的の機能のために、システム350は追加のキーおよび/または制御部388を有することもできる。

#### 【0056】

ラベル表示区域386の1つまたは複数は、像が表示されていることを示すため、または表示すべき画像化対象物の異なる像をユーザが選択できるようにするためのラベル392を含むことができる。例えば、ラベル392は心尖4腔断面像(a4ch)、心尖長軸像(a1ax)、または心尖2腔断面像(a2ch)を示すことができる。異なる像を選択するのは関連する多機能制御部384によって行うこともできる。例えば、4ch像は多機能制御部F5を使用して選択することができる。表示部352は、表示された画像に関連する情報(例えば表示された画像に関連するラベル)を表示するためのテキスト形式表示区域394を有することもできる。

#### 【0057】

様々な実施形態は、様々な寸法、重量、および電力消費を有する小型または小サイズ超音波システムに関連して実施することができることに留意すべきである。例えば、ポケットサイズの超音波画像化システム350および図8の小型超音波システム330は、(図1に示した)システム100と同じ走査および処理機能を提供することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 8 】

図 1 0 は、移動可能な基部 4 0 2 上に設けられたポータブル超音波画像化システム 4 0 0 を示す。ポータブル超音波画像化システム 4 0 0 はカートベースシステムと呼ぶこともできる。表示装置 4 0 4 およびユーザインターフェイス 4 0 6 が設けられ、表示装置 4 0 4 はユーザインターフェイス 4 0 6 と分離しているかまたは分離可能であることが理解されるべきである。ユーザインターフェイス 4 0 6 は適宜タッチスクリーンとすることができ、それにより、オペレータは表示されたグラフィックス、アイコンなどに触れることによってオプションを選択することができる。

## 【 0 0 5 9 】

ユーザインターフェイス 4 0 6 は、要望に応じてまたは必要に応じて、および / または一般には設けられている、ポータブル超音波画像化システム 4 0 0 を制御するのに使用することができる制御ボタン 4 0 8 をさらに含む。ユーザインターフェイス 4 0 6 は、超音波データおよび表示することができる他のデータと対話すること、ならびに情報を入力し、走査パラメータ、視野角などを設定および変更することのためにユーザが物理的に操作できる多くのインターフェイスオプションを提供する。例えば、キーボード 4 1 0、トラックボール 4 1 2、および / または多機能制御部 4 1 4 を設けることができる。

## 【 0 0 6 0 】

様々な実施形態および / または構成要素、例えばモジュール、または構成要素およびその中のコントローラは、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、インターネットにアクセスするために例えばコンピューティングデバイス、入力デバイス、表示ユニット、およびインターフェイ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は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含むこともできる。メモリはランダムアクセスメモリ ( R A M ) および読み取り専用メモリ ( R O M ) を含むことができる。コンピュータまたはプロセッサは記憶デバイスをさらに含むことができ、記憶デバイスはハードディスクドライブ、またはフロッピー (登録商標) ディスクドライブ、光ディスクドライブなどのようなリムーバブル記憶ドライブとすることができる。記憶デバイスは、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ための他の類似の手段とすることもできる。

## 【 0 0 6 1 】

本明細書で使用されるとき、「コンピュータ」という用語は、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ ( R I S C )、特定用途向け集積回路 ( A S I C )、論理回路、および本明細書で説明した機能を実行することが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めて任意のプロセッサベース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。上述の例は単に例示であり、したがって「コンピュータ」という用語の定義および / または意味を決して制限するものではない。

## 【 0 0 6 2 】

コンピュータまたはプロセッサは 1 つまたは複数の記憶要素に記憶されている 1 組の命令を実行して入力データを処理する。記憶要素はさらに要望に応じてまたは必要に応じてデータまたは他の情報を記憶することもできる。記憶要素は処理機械内の情報源または物理メモリ要素の形態とすることができる。

## 【 0 0 6 3 】

命令の組は、本発明の様々な実施形態の方法およびプロセスなどの特定の動作を行うために処理機械としてのコンピュータまたはプロセッサに命じる様々なコマンドを含むことができる。命令の組はソフトウェアプログラムの形態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様々な形態とすることができる。さらに、ソフトウェアは、別個のプログラムの集合、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態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態でモジュラプログラミングを

含むことができる。処理機械による入力データの処理は、ユーザコマンドに応える、前の処理の結果に応える、または別の処理機械によってなされた要求に応えることができる。

【0064】

本明細書で使用されるとき、「ソフトウェア」および「ファームウェア」という用語は交換可能であり、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で実行するためのメモリに記憶されたいかなるコンピュータプログラムも含む。前述のメモリタイプは単に例示であり、したがってコンピュータプログラムの記憶に使用できるメモリのタイプに関して制限するものではない。

【0065】

前述の説明は例示であり、限定するものではないことが理解されるべきである。例えば、上述の実施形態(および/またはその態様)は互いに組み合わせて使用することができる。さらに、本発明の範囲から逸脱することなく本発明の教示に特定の状況または材料を適合させるために多くの変形を行うことができる。本明細書で説明した材料の寸法およびタイプは本発明のパラメータを規定するためのものであるが、それらは決して限定するものではなく、例示的实施形態である。他の多くの実施形態は、上述の説明を調査する際に当業者には明らかとなるであろう。したがって、本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲を、そのような特許請求の範囲が権利化される均等物の全範囲と共に参照しながら決定されるべきである。添付の特許請求の範囲において、「含む(including)」および「ここで(in which)」は、それぞれ「含む(comprising)」および「ここで(wherein)」という用語の平易な英語の均等物として使用される。さらに、以下の特許請求の範囲において、「第1の」、「第2の」、および「第3の」などの用語は単にラベルとして使用されており、それらの対象物に数的な要求を課すものではない。さらに、以下の特許請求の範囲の限定は、means-plus-functionフォーマットで記載されておらず、そのような特許請求の範囲の限定が明確に「手段(means for)」という句と、その後のさらなる構造体の機能無効の記述を使用しない限り、かつそれを明確に使用するまで、35 U.S.C. 第112条、第6パラグラフに基づいて解釈されるものではない。

【0066】

最良の形態を含めて本発明を開示するために、および、さらに、任意のデバイスまたはシステムを製作および使用することと、任意の組み込まれた方法を行うこととを含めて本発明を当業者が実施できるようにするために、この書面による説明は例を使用している。本発明の特許の範囲は特許請求の範囲によって規定され、当業者なら思いつく他の例を含むことができる。そのような他の例は、それらが特許請求の範囲の文字どおりの意味と異なる構造要素を有する場合、またはそれらが特許請求の範囲の文字どおりの意味と実質的に差がない均等な構造要素を含む場合、特許請求の範囲の範囲内にあるものである。

【符号の説明】

【0067】

- 100 超音波システム
- 102 送信器
- 104 要素
- 106 探触子
- 108 受信器
- 110 ビーム形成器
- 112 RFプロセッサ
- 114 メモリ
- 116 プロセッサ
- 118 表示装置
- 122 メモリ
- 124 ユーザインターフェイス

10

20

30

40

50

1 2 6	機能画像化モジュール	
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、1 5 4、1 5 6、1 5 8、1 6 0、1 6 2、1 6 4	サブモジュール	
1 7 0	超音波データ	
1 7 2	カラーフローデータ	
1 7 4	パワードップラデータ	
1 7 6	Bモードデータ	
1 7 8	スペクトルドップラデータ	
1 8 0	Mモードデータ	10
1 8 2	A R F I データ	
1 8 4	組織ドップラデータ	
1 9 0	メモリ	
1 9 2	走査変換器サブモジュール	
1 9 4	2 D 映像プロセッササブモジュール	
1 9 5	超音波画像フレーム	
1 9 6	バス	
1 9 8	マルチモード画像フレーム	
2 0 0	3 D プロセッササブモジュール	
2 3 0	画像データ	20
2 3 2、2 3 4、2 3 6	走査面	
2 3 8	回転軸	
2 4 0	画像データ	
2 4 2、2 4 4、2 4 6	走査面	
2 8 0	表示	
2 8 2	セグメント	
2 8 4	領域	
2 9 0	ワークフロー	
3 3 0	超音波システム	
3 3 2	探触子	30
3 3 4	ユーザインターフェイス	
3 3 6	一体型表示装置	
3 3 8	外部デバイス	
3 4 0	有線または無線のネットワーク	
3 5 0	超音波画像化システム	
3 5 2	表示部	
3 5 4	ユーザインターフェイス	
3 5 8	超音波探触子	
3 8 0	タイプライター様キーボード	
3 8 2	ボタン	40
3 8 4	多機能制御部	
3 8 6	ラベル表示区域	
3 8 8	制御部	
3 9 2	ラベル	
3 9 4	テキスト形式表示区域	
4 0 0	ポータブル超音波画像化システム	
4 0 2	移動可能な基部	
4 0 4	表示装置	
4 0 6	ユーザインターフェイス	
4 0 8	制御ボタン	50

- 4 1 0 キーボード  
 4 1 2 トラックボール  
 4 1 4 多機能制御部

【図 1】

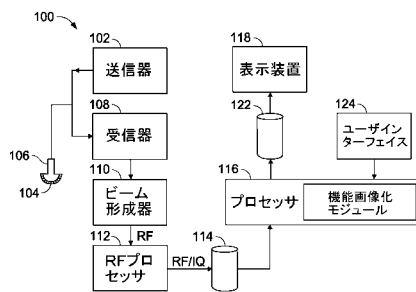


FIG. 1

【図 2】

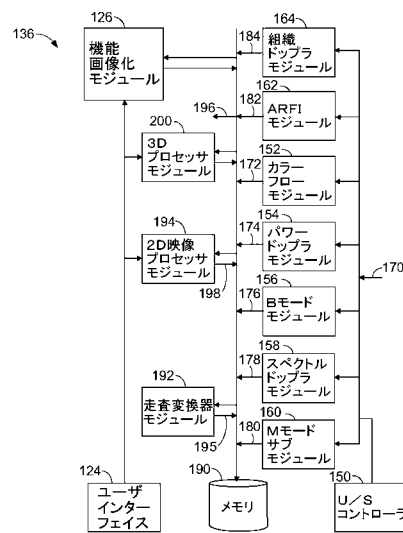
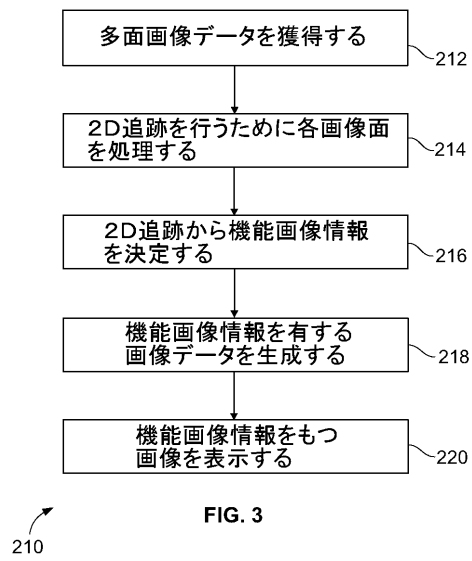


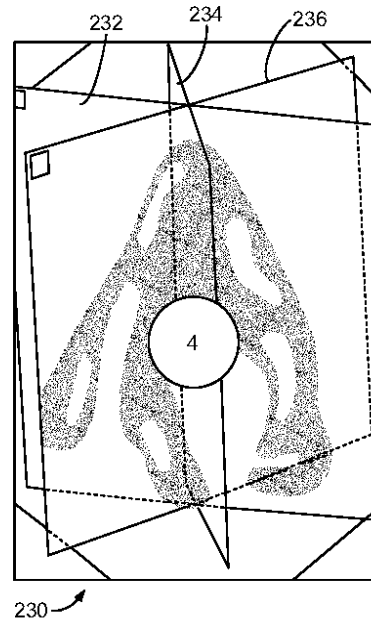
FIG. 2



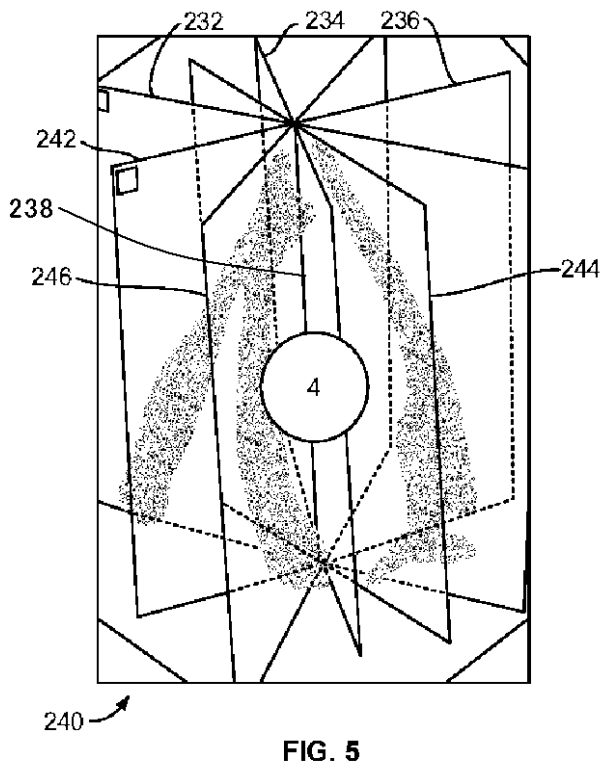
【 図 3 】



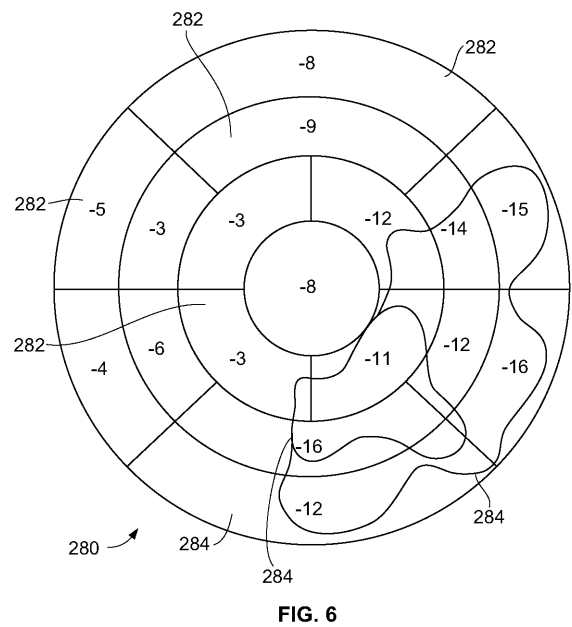
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【図 7】

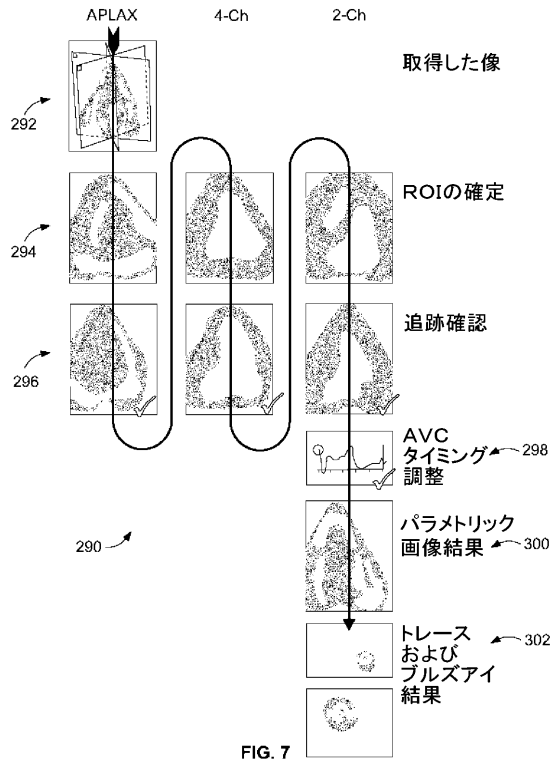


FIG. 7

【図 8】

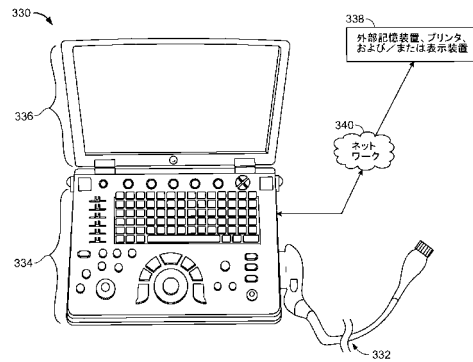


FIG. 8

【図 9】

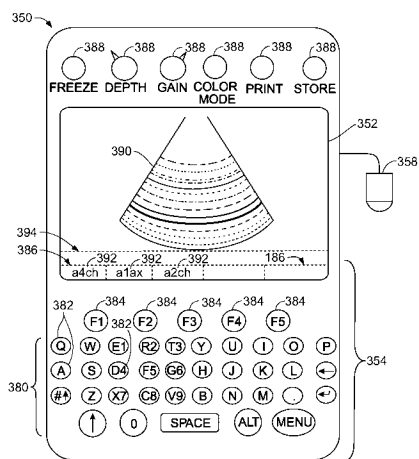


FIG. 9

【図 10】

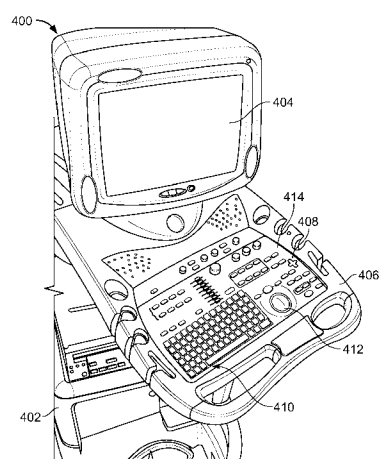


FIG. 10

---

フロントページの続き

(72)発明者 ズヴィ・フリードマン

イスラエル、27000、キリアト・ピリアク、ベン・グリオン・アベニュー、6番

(72)発明者 アンドレアス・ヘイムダル

ノルウェイ、0671、オスロ、ストーダムヴェイエン、20番

(72)発明者 ガンナー・ハンセン

ノルウェイ、3145、ヴェストフォルド、チョーメ、ダルスヴェイエン、143番

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD15 DD19 DD27 DE04 DE05 EE07 EE09 FE01

GB07 JC20 JC26 JC33 JC37 KK02 KK09 KK12 KK13 KK17

KK19 LL04 LL14 LL21 LL26

专利名称(译)	功能性超声成像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010227568A</a>	公开(公告)日	2010-10-14
申请号	JP2010067221	申请日	2010-03-24
[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	ピーター・リシャンスキー ズヴィ・フリードマン アンドレアス・ヘイムダル ガンナー・ハンセン		
发明人	ピーター・リシャンスキー ズヴィ・フリードマン アンドレアス・ヘイムダル ガンナー・ハンセン		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/14 A61B6/503 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4405 A61B8/4411 A61B8/4427 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52034 G01S7/52042 G01S7/52063 G01S7/52066 G01S7/52069 G01S7/52074 G01S7/52084 G01S7/52087 G01S15/8927 G01S15/8993 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD27 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/GB07 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/LL04 4C601/LL14 4C601/LL21 4C601/LL26		
代理人(译)	小仓 博		
优先权	12/410924 2009-03-25 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：提供用于功能性超声成像的系统（100）和方法（210）。解决方案：方法（210）包括用于获取从对象的多平面成像扫描获取的超声图像数据的步骤用于图像形成（212）。超声图像数据定义多个图像平面。该方法（210）还包括用于根据基于多个图像平面（216）的二维跟踪信息确定用于图像形成的对象的功能图像信息的步骤，以及用于产生用于图像形成的功能的超声图像数据的步骤用于图像形成的对象，使用功能图像信息（218）。

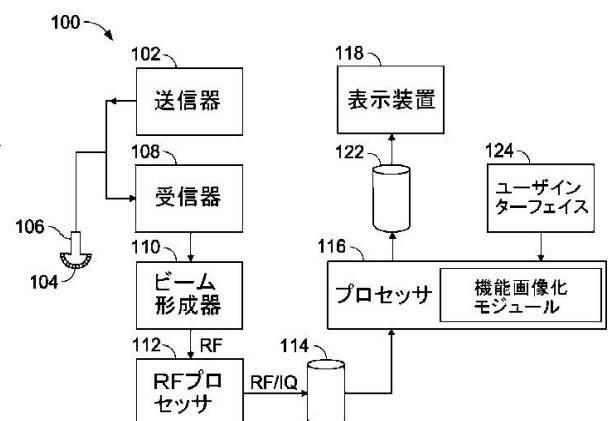


FIG. 1