

(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2006-6935

(P2006-6935A)

(43) 公開日 平成18年1月12日(2006.1.12)

(51) Int.CI.

A 61 B 8/00

(2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-179045 (P2005-179045)  
 (22) 出願日 平成17年6月20日 (2005.6.20)  
 (31) 優先権主張番号 60/581,675  
 (32) 優先日 平成16年6月22日 (2004.6.22)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 60/583,578  
 (32) 優先日 平成16年6月29日 (2004.6.29)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 10/925,456  
 (32) 優先日 平成16年8月25日 (2004.8.25)  
 (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・カンパニー  
 GENERAL ELECTRIC CO  
 MPANY  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタディ、リバーロード、1番  
 100093908  
 弁理士 松本 研一  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

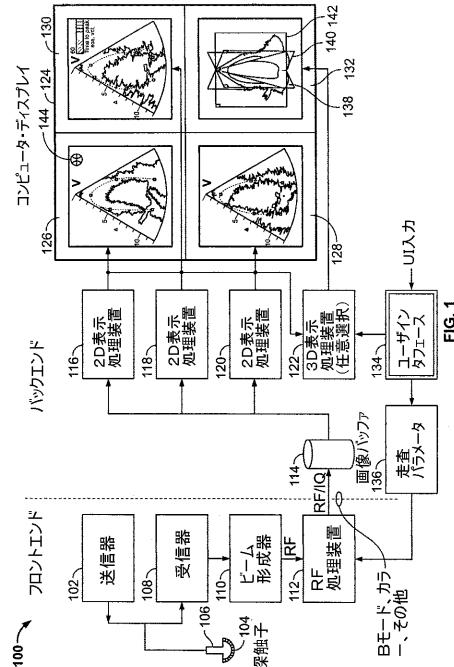
(54) 【発明の名称】リアルタイム超音波多重面イメージングのための方法及び装置

## (57) 【要約】

【課題】定少なくとも3つの異なる走査面(138、140、142)に沿って対象から超音波情報を連続的に収集する(202)。

【解決手段】これらの走査面(138、140、142)は探触子(106)から対象を通って延びる軸に沿って互いに交差している。超音波情報に基づいてこの少なくとも3つの異なる走査面(138、140、142)に対応するデータ・スライスを格納する(204)ためにメモリ(114)が含まれている。さらに、メモリ(114)にアクセス(206)してデータ・スライスを選択かつ取得すると共に、このデータ・スライスに基づいて超音波画像(302、304、306)を作成する(206)ための処理装置(116、118、120、122)が含まれている。これらの超音波画像(302、304、306)を併行表示する(208)ためにディスプレイ(124)が含まれている。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

互いに交差している少なくとも3つの異なる走査面(138、140、142)に沿って対象から超音波情報を連続的に収集(202)するための探触子(106)と、

前記少なくとも3つの異なる走査面(138、140、142)に対応するデータ・スライスを前記超音波情報に基づいて格納(204)するメモリ(114)と、

前記メモリ(114)にアクセスして前記データ・スライスを取得し前記データ・スライスに基づいて超音波画像(302、304、306)を作成(206)する処理装置(116、118、120、122)と、

前記超音波画像(302、304、306)を併行表示(208)するディスプレイ(1024)と、

を備える超音波システム(100)。

**【請求項 2】**

互いに交差している前記走査面(138、140、142)は、前記探触子(106)から前記対象を通って延びる軸に沿って交差している、請求項1に記載の超音波システム(100)。

**【請求項 3】**

前記探触子(106)は、第1、第2及び第3の走査面(138、140、142)のそれぞれに沿った収集が完了した時点で、前記探触子(106)が対象に対して物理的に移動することなく該第1、第2及び第3の走査面(138、140、142)間で走査を自動的に切り替えている、請求項1に記載の超音波システム(100)。 20

**【請求項 4】**

前記メモリ(114)は、

その各々が別々の異なる走査面(138、140、142)に沿って収集したデータ・スライスを包含している複数組のデータ・スライス(602、604、606)を含んだ一連の前記データ・スライスを格納するリング・バッファ(600)を含むこと、並びに

対応するデータ・スライスが取得された時点を特定しているタイムスタンプと前記データ・スライスが取得された方向にあたる対応する走査面(138、140、142)を特定している向きスタンプのうちの少なくとも一方を前記データ・スライスのそれに関連付けして格納(204)していること、 30

を特徴とする請求項1に記載の超音波システム(100)。

**【請求項 5】**

前記ディスプレイ(124)は、前記少なくとも3つの異なる走査面(138、140、142)に対応した少なくとも3つの超音波画像(302、304、306)を、該ディスプレイ(124)の隣接した四分区画(126、128、130)内に同時に併行表示(208)している、請求項1に記載の超音波システム(100)。 40

**【請求項 6】**

前記ディスプレイ(124)は、少なくとも1つの超音波画像(302、304、306)と、前記少なくとも3つの切断面(138、140、142)を表すナビゲーション画像(314)と、を同時に併行表示(208)している、請求項1に記載の超音波システム(100)。 40

**【請求項 7】**

前記ディスプレイ(124)は、対応する走査面(308、310、312)に沿って互いに交差している前記少なくとも3つの超音波画像(302、304、306)の斜視像(314)を表示(208)している、請求項1に記載の超音波システム(100)。

**【請求項 8】**

前記処理装置(116、118、120、122)は、前記データ・スライスに対して時間フィルタ処理と空間フィルタ処理のうちの少なくとも一方を実行している、請求項1に記載の超音波システム(100)。

**【請求項 9】**

前記走査面（138、140、142）は互いを基準として事前定義の角度を向いている、請求項1に記載の超音波システム（100）。

【請求項10】

前記探触子（106）は2次元アレイ状のトランスジューサ素子（104）を含んでいる、請求項1に記載の超音波システム（100）。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

（関連出願の相互参照）

本発明は、診断用超音波の方法及びシステムに関する。詳細には、本発明は、走査対象に関する複数の走査面をリアルタイムで併行表示するための方法及びシステムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

医学診断で使用するためには多数の超音波法及びシステムが存在している。患者の超音波画像に基づいた患者の検査及び診断を容易にするために様々な機能が提唱されている。例えば、ある種のシステムは対象（例えば、ヒトの心臓）に対する2方面（biplane）撮像を提供している。この2方面画像のうちの一方の画像はトランスジューサに対してある固定の向きを有しており、またもう一方の画像は固定の基準画像に対して変更されることがある。2方面撮像機能を備えた少なくとも幾つかのシステムは、一方の画像をもう一方の画像に対して回転させることや、一方の画像をもう一方の画像に対して傾斜させることがある。

20

【特許文献1】米国特許第6436049号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

これまでの超音波法及びシステムでは、3つ以上の撮像面に対する多重面撮像を、リアルタイム表示や走査した多重面情報の解析に有用となるほど十分に迅速に収集することができなかった。さらに従来のシステムは、画像ディスプレイに定量的データ（例えば、組織速度（velocity）やひずみ速度（strain rate））を視覚表示させることができなかった。

30

【0004】

定量的データの任意選択による表示を伴って、対象の3つ以上の画像面に関するリアルタイムによる収集及び表示を提供する改良型の方法及びシステムに対する必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一実施形態では、少なくとも3つの異なる走査面に沿って対象から超音波情報を連続して収集するための探触子を含んだ超音波システムを提供する。本実施形態に関する探触子の一例は2Dアレイ探触子である。これらの走査面は、探触子から対象を通過して延びる軸に沿って互いに交差することがある。この少なくとも3つの異なる走査面に対応するデータ・スライスをその超音波情報に基づいて格納するためにメモリが含まれている。さらに、このメモリにアクセスしてデータ・スライスを選択かつ取得すると共に、このデータ・スライスに基づいて超音波画像を作成するために、処理装置が含まれている。この超音波画像を併行表示するためにディスプレイが含まれている。

40

【0006】

別の実施形態では、少なくとも3つの異なる走査面に沿って対象から超音波情報を連続して収集するための超音波法を提供する。その連續性は、第1の面に対するすべての走査情報の収集、次いで次の面に対するすべての走査情報の収集、以下同様のように各面単位とすることがあり得る。代替的な一実施形態では、その連續性は、ベクトル1／面1、ベクトル2／面2、ベクトル3／面3、ベクトル2／面1、等々の順序で走査情報が収集さ

50

れるような各ベクトル単位とすることがあり得る。別の実施形態では、多重ライン収集(MLA)を使用して、第1の面に対する走査情報を収集し、次いで次の面に対する走査情報を収集し、以下同様とすることがある。さらに別の実施形態では、MLAは面1に対して実施され、次いで面2に対して実施され、次いで面3に対して実施され、さらにしてすべての面に関するすべてのデータが収集されるまで面1、面2、面3に対して反復されることがある。本発明の実施形態は、ある走査パターン(例えば、2方面または3方面)としたすべての面に対する走査データを連続収集するこの多数の可能性によって限定されるものではない。これらの走査面は探触子から対象を通過して延びる軸に沿って互いに交差することがある。本方法は、少なくとも3つの異なる走査面に対応するデータ・スライスを超音波情報に基づいて格納する工程と、このデータ・スライスに基づいて超音波画像を作成する工程と、この超音波画像を併行表示する工程と、を含む。

10

#### 【発明を実施するための最良の形態】

##### 【0007】

図1は、本発明の一実施形態に従って形成した超音波システム100のブロック図である。超音波システム100は3D空間内で音響ビームを進路制御することが可能であり、また対象または患者内の関心領域(ROI)の複数の2次元(2D)表現または画像に対応する情報を収集するように構成可能である。こうしたROIのうちの1つは、ヒトの心臓、あるいはヒトの心臓の心筋層とすることがある。超音波システム100は、3つ以上の面方向で2D画像を収集するように構成可能である。超音波システム100は、ビーム形成器110のガイド下で、アレイ状トランシューサ106の内部の複数のトランシューサ素子104を駆動させて身体内に超音波信号を送出する送信器102を含んでいる。アレイ状トランシューサ106内の素子104は、ビーム形成器110から受け取った制御情報に基づいた送信器102から受け取った励起信号によって励起される。トランシューサ素子104は、励起されると、送信ビームに沿って対象内に導かれる超音波波形を発生させる。この超音波は身体内の密度境界面及び/または構造(例えば、血球や筋肉組織)から後方散乱され、トランシューサ素子104に戻されるエコーを発生させる。このエコー情報はトランシューサ素子104によって受け取られて電気信号に変換される。この電気信号はアレイ状トランシューサ106によって受信器108に送られ、次いでビーム形成器110に送られる。記載した実施形態では、そのビーム形成器110は1つの送信/受信ビーム形成器として動作する。代替的な一実施形態では、そのアレイ状トランシューサ106は探触子内部におけるサブアーチャRXビーム形成を伴う2Dアレイである。

20

##### 【0008】

ビーム形成器110は、各電気信号についてアレイ状トランシューサ106から受け取った別の電気信号とで遅延、アポダイゼーション及び合成を行う。この合成信号は超音波ビームまたはラインからのエコーを表している。この合成信号はビーム形成器110からRF処理装置112に出力される。RF処理装置112は、複数の走査面または様々な走査パターンに関して様々なデータタイプ(例えば、Bモード、カラー・ドプラ(速度/パワー/バリアンス)、組織ドプラ(速度)、及びドプラ・エネルギー)を作成することができる。例えば、RF処理装置112は3つの(3方面)走査面に関する組織ドプラ・データを作成することができる。RF処理装置112は複数のデータ・スライスに関連する情報(例えば、I/Q、Bモード、カラー・ドプラ、組織ドプラ、及びドプラ・エネルギー情報)を集めると共に、このデータ情報をタイムスタンプ及び方向/回転情報と一緒に画像バッファ114内に格納する。方向/回転情報は、あるデータ・スライスの基準面または別のデータ・スライスに対する角度回転を示すことがある。例えば、3つの別々の方向の走査面または像に関して、ある短かい時間(例えば、1/20秒)以内に超音波情報を実質的に同時または継続的に収集するような3方面的実現形態では、あるデータ・スライスは角度0度と関連付けされ、別のデータ・スライスは角度60度と関連付けされ、また第3のデータ・スライスは角度120度と関連付けされることがある。したがって、データ・スライスは0度、60度、120度、. . . 、0度、60度、120度、. . . とい

30

40

50

う反復順序で画像バッファ 114 に追加されることがある。画像バッファ 114 内の第 1 と第 4 のデータ・スライスは、共通の第 1 の面方向を有している。第 2 と第 5 のデータ・スライスは共通の第 2 の面方向を有しており、また第 3 と第 6 のデータ・スライスは共通の第 3 の面方向を有している。

#### 【0009】

別法として、方向 / 回転情報を格納するのではなく、データ・スライスと一緒にデータ・スライスのシーケンス番号を画像バッファ 114 内に格納することがある。したがって、データ・スライスは画像バッファ 114 内で、例えば 1、2、3、. . . 、1、2、3、. . . のようにシーケンス番号を反復することによる順序付けを受けることがある。10 3 方面撮像では、シーケンス番号 1 は基準面に対する角度回転 0 度の面に対応することがあり、シーケンス番号 2 は基準面に対する角度回転 60 度の面に対応することがあり、またシーケンス番号 3 は基準面に対する角度回転 120 度の面に対応がある。画像バッファ 114 内に格納したデータ・スライスは、2D 表示処理装置 116、118 及び 120 によって処理される。

#### 【0010】

2D 表示処理装置 116、118 及び 120 は、画像バッファ 114 からのデータ・スライスを処理する際に別法として、ラウンドロビン方式でも逐次動作することができる。例えば、表示処理装置 116、118 及び 120 は、画像バッファ 114 内のデータ・スライスのすべてに対してアクセスすることができるが、ある 1 つの角度方向を有するデータ・スライスに対して動作するように構成されている。例えば、表示処理装置 116 は、20 画像バッファ 114 からの角度回転 0 度すなわちシーケンス番号 1 に関連付けされたデータ・スライスだけを処理することができる。同様に、表示処理装置 118 は 60 度を向いた、すなわちシーケンス番号 2 のデータ・スライスだけを処理するがあり、また表示処理装置 120 は 120 度を向いた、すなわちシーケンス番号 3 のデータ・スライスだけを処理することができる。コンピュータ・ディスプレイ 124 の選択した四分区画 126 内には、面同士の相対角度を示す図形表示子 144 を表している。

#### 【0011】

2D 表示処理装置 116 は、共通の方向を有する画像バッファ 114 からの 1 組のデータ・スライスを処理し、コンピュータ・ディスプレイ 124 の四分区画 126 内に表示させる走査対象の 2D 画像または像を作成することができる。四分区画 126 内に再生される画像フレームのシーケンスが 1 つのシネループを形成することができる。同様に、表示処理装置 118 は共通の方向を有する画像バッファ 114 からの 1 組のデータ・スライスを処理し、四分区画 130 内に表示させる走査対象の別の第 2 の 2D 像を作成することができる。表示処理装置 120 は共通の方向を有する画像バッファ 114 からの 1 組のデータ・スライスを処理し、四分区画 128 内に表示させる走査対象の別の第 3 の 2D 像を作成することができる。

#### 【0012】

例えば、表示処理装置 116 によって処理されたデータ・スライスは、四分区画 126 内に表示させる心臓の心尖 2 腔像を生成することができる。表示処理装置 118 によって処理されたデータ・スライスは、四分区画 130 内に表示させるための心臓の心尖 4 腔像を生成することができる。表示処理装置 120 は、四分区画 128 内に表示させるための心臓の心尖長軸像を形成するようにデータ・スライスを処理することができる。ヒトの心臓に関する 3 つの像の全部が、コンピュータ・ディスプレイ 124 の 3 つの四分区画 126、128 及び 130 内に同時にリアルタイムで表示されることがある。

#### 【0013】

2D 表示処理装置（例えば、処理装置 116）は、画像バッファ 114 から受け取ったデータ・スライス情報に対するフィルタ処理、並びに処理済み画像フレームを生成するためのデータ・スライスに対する処理を実行することができる。処理済みの画像フレームに関する幾つかの形式は、B モード・データ（例えば、エコーの信号強度または振幅）とすることや、ドプラ・データとすることがある。ドプラ・データの例には、カラー・ドプラ速4050

度データ( C D V )、カラー・ドプラ・エネルギー・データ( C D E )、あるいはドプラ組織データ( D T I )が含まれる。次いで、表示処理装置 116 は、コンピュータ・ディスプレイ 124 上に表示させるためにデータを極座標系からデカルト座標系にマッピングするような走査変換を実行することがある。

#### 【 0 0 1 4 】

任意選択では、3D 表示処理装置 122 が、これ以外の 2D 表示処理装置 116、118 及び 120 からの出力を処理するために設けられることがある。処理装置 122 は、2D 表示処理装置 116、118 及び 120 から作成された 3 つの像からのフレームを合成させ、コンピュータ・ディスプレイ 124 の四分区画 132 内に 1 つの 3 方面像(ナビゲーション画像とも呼ぶ)を形成させることがある。この 3 方面像は、この 3 方面の交差する 3 つの面 138、140 及び 142 に対して整列させた 3D 画像(例えば、ヒトの心臓の 3D 画像)を示すことがある。この 3 つの面 138、140 及び 142 は、探触子の表面から対象を通して延びている共通の回転軸(図 1 では図示せず)の位置で交差することがある。

#### 【 0 0 1 5 】

ユーザインターフェース 134 は、ユーザが走査パラメータ 136 を入力できるようにするために設けられている。走査パラメータの例としては、2 方面、3 方面、深度、走査角度、走査線の数、回転角度、及びトランジスタ表面に対する傾斜角度が含まれる。走査パラメータ 136 によって、ユーザは希望する走査面の数を指定することができる。この走査パラメータによって、3 方面の面 138、140 及び 142 のそれについて、対象に対する走査の深度及び幅を調整することが可能となることがある。3 つの走査面 138、140 及び 142 からのデータ・スライスの同時収集を実行する際に、ビーム形成器 110 は送信器 102 と連携してアレイ状トランジスタ 106 を制御し、対象を通して延びる 3 つの面 138、140 及び 142 の内部に位置する走査線に沿って焦点合わせされた超音波ビームを生成させている。走査シーケンス制御(ビーム順序)によって走査情報が連続して集められる。その連続性は、第 1 の面に対するすべての走査情報の収集、次いで次の面に対するすべての走査情報の収集、以下同様のように各面単位とすることがあり得る。代替的な一実施形態ではその連続性は、ベクトル 1 / 面 1、ベクトル 2 / 面 2、ベクトル 3 / 面 3、ベクトル 2 / 面 1、等々の順序で走査情報が収集されるような各ベクトル単位とすることがあり得る。別の実施形態では、多重ライン収集(MLA)を使用して、第 1 の面に対する走査情報を収集し、次いで次の面に対する走査情報を収集し、以下同様とすることがある。さらに別の実施形態では、MLA は面 1 に対して実施され、次いで面 2 に対して実施され、次いで面 3 に対して実施され、さらにすべての面に関するすべてのデータが収集されるまで面 1、面 2、面 3 に対して反復されることがある。本発明の実施形態は、ある走査パターン(例えば、2 方面または 3 方面)としたすべての面に対する走査データを連続収集するこの多数の可能性によって限定されるものではない。反射された超音波エコーが集められ、画像バッファ 114 内に格納されるデータ・スライスが生成される。RF 処理装置 112 によって画像バッファ 114 が満たされている際に、一方では 2D 表示処理装置 116、118 及び 120 によって画像バッファ 114 が空にされている。2D 表示処理装置 116、118 及び 120 は、観察のための画像フレーム・データを形成させる。四分区画 126、130 及び 128 内での 3 つの像の表示、並びに四分区画 132 におけるこの 3 つの像の合成像の任意選択による表示はリアルタイムで実施される。リアルタイム表示は、データが表示に利用可能となった時点でそのデータ・スライスを利用する。

#### 【 0 0 1 6 】

図 2 は、複数の走査面からの超音波データに対するリアルタイムでの収集、処理及び表示のための例示的な方法の流れ図 200 である。ここでは、3 つの面(3 方面)という 1 つの例示的な実施形態を用いているが、本発明はデータ・スライスをその面に沿って収集できる走査面の数に関して何ら制限されるものではない。202 では、対象からの超音波データが少なくとも 3 つの異なる走査面から連続的に収集される。この 3 つの走査面は

10

20

30

40

50

、互いに対して 0 度、 60 度及び 120 度の対応する方向を有することがあり、また超音波探触子表面から対象を通過して延びる共通の回転軸に沿って互いに交差することがある。この軸は、軸の端点を位置決めし直すために走査パラメータを変更しようとするユーザによって調整されることがある。回転軸の方向に対する調整によって、この回転軸に沿った 3 つの面の方向が自動的に調整される。さらに、走査パラメータに対する調整を通じて、 1 つまたは複数の面が別の面に対して傾けられることがある。データ・スライスは、この 3 つの異なる走査面に沿って 50 ミリ秒未満の間で同時に収集されている。

#### 【 0017 】

この 3 つの面からの超音波情報は、対象の動きの周期内のある所定の時点のものとすることがある。例えば、この 3 つの面は、心拍周期の心拡張フェーズの終了時点でのヒトの心臓の同時像に関するデータ・スライスを提供することができる。これらの面は、心拍周期中のある所定の瞬間ににおける心臓の心尖 2 腔像、心尖 4 腔像、及び心尖長軸像を表示するように選択されることがある。

#### 【 0018 】

超音波情報が収集されると、この情報はビーム形成器 110 によってデータ・スライスの形に編集されると共に、 204 において 2D データ・スライスとして画像バッファ 114 内に格納される。各 2D データ・スライスは、タイムスタンプ及びフレーム方向、または他のデータ・スライスを基準としたシーケンス番号と一緒に格納される。 3 方面走査のこの例では、その 2D データ・スライスが対応している面は、フレーム方向角度（例えば、 0 度、 60 度、または 120 度）によるか、あるいは 1 、 2 または 3 というシーケンス番号によって識別されることがある。ある方向またはシーケンス番号をもつデータ・スライスのすべてはこの 3 つの面のうちの同じ 1 つの面から取得されると共に、当該の面または像からの対象のリアルタイム表示用画像をシネループの形で作成するためにこれらのデータ・スライスが使用されることがある。データ・スライスは、方向またはシーケンス番号に従った収集順に画像バッファ 114 内に格納される。例えばシーケンス番号による場合では、シーケンス番号 1 、 2 、 3 、 1 、 2 、 3 、 . . . という反復組に従って 3 方面データ・スライスが格納される。ある所定の数のサイクル分のデータ・スライスを格納し終わると、画像バッファ 114 はバッファの始点で開始することによって追加のデータ・スライスを格納できるという点で画像バッファ 114 はリング型と考えることができる。この方式では、画像バッファ 114 はリング状に自身のにおいて折り返している。画像バッファ 114 内にデータ・スライスが格納されると、データ・スライスが上書きされる速度でデータ・スライスが除去される。各シーケンス番号またはフレーム方向は、 1 組の関連する走査パラメータを有することがある。例えば、シーケンス番号 1 のデータ・スライスはある所定の走査幅及び深度を有することがあり、またシーケンス番号 2 のデータ・スライスはある異なる所定の走査幅及び深度を有することがある。シーケンス番号 3 のデータ・スライスはさらに別の異なる所定の走査幅及び深度を有することがある。

#### 【 0019 】

206 では、画像バッファからデータ・スライスが取り出されて、 2D 画像処理装置 116 、 118 及び 120 によって処理される。各 2D 画像処理装置 116 は、所与の方向またはシーケンス番号をもつデータ・スライスを処理するようにプログラムされ / 割り当てられることがある。この 3 方面の例では、 3 つの 2D 画像処理装置 116 、 118 及び 120 が設けられることがある。ある処理装置はシーケンス番号 1 を有するデータ・スライスを処理し、別の処理装置はシーケンス番号 2 を有するデータ・スライスを処理し、また第 3 の処理装置はシーケンス番号 3 を有するデータ・スライスを処理する。あるデータ・スライスが 2D 画像処理装置 116 に対して利用可能になると、そのシーケンス番号または方向が 2D 画像処理装置 116 のものと一致した場合にだけ、 2D 画像処理装置 116 によってそのデータ・スライスが処理される。

#### 【 0020 】

フレームデータに対する空間的及び時間的な 2D フィルタ処理や、画像バッファから取り出されたフレームの走査変換などの機能を実行すること以外に、 2D 画像処理装置 116

10

20

30

40

50

6はコンピュータ・ディスプレイによる画像の表示の準備としてフレーム画像にカラーを付加することがある。2D画像処理装置116によってBモード画像上にカラーが重ね合わせられ、これにより例えば、画像の局部領域内にある組織の速度をこのカラーによって示すことがある。その超音波データ収集モード（例えば、カラー・ドプラ、組織ドプラ、Bモード収集）に応じて、その処理済み走査データは、組織または血流速度データを含んでおり、これから速度情報が導出されることがある。速度のカラー指示は、2D画像処理装置116～120によって超音波画像に付加される。より高いフレームレートを達成するために、2D画像処理装置116は各フレームごとに画像フレームのバックグラウンド（Bモード・データ）を更新しないことがある。速度データに関してより高いフレームレートを達成するために、各カラーフレームまたは組織速度フレームごとにBモード・フレームの一部（例えば、2分の1フレーム）だけが走査されるように走査シーケンス制御することができる。一実施形態では、3方面撮像に関して毎秒15フレームのカラー・フレームまたは毎秒25フレームのモノクロ・フレームのフレームレートが達成されることがある。

### 【0021】

208では、2D画像処理装置116～120から作成した画像フレームが併行表示される。3方面走査による3つの画像の併行表示に加えて、表示された画像のうちの少なくとも1つの画像のユーザ選択領域から速度トレースが表示されることがある。ユーザインタフェース134を介してユーザは、四分区画126～132のうちの1つの区内など画像表示のうちの1つの内部にある選択した関心領域上にマウス・カーソルを位置決めしてマウスをクリックし、画像の当該部分を選択しこの部分に対する時間経過に伴う速度トレースを作成することができる。この速度トレースはコンピュータ・ディスプレイ124上で、このトレースが対応する画像と共に表示されることがある。

### 【0022】

図3は、3つの対応する像または面308、310及び312から形成されて併行表示された3つの超音波画像302、304及び306を表示させた例示的な画面表示300である。さらに、別の2D画像302、304及び306から形成させた3D合成画像314を表示している。この合成画像314は、共通の回転軸316を有しており、この軸に沿ってこれら3つの面308、310及び312が交差している。ユーザが最後にマウスクリックした画像である画像306がハイライト表示されており、また他の面がこのハイライトされた画像306に対応するかをユーザに対して示すために合成画像314内の対応する面312がハイライト表示されている。ユーザが画像304をマウスクリックすると、画像304がハイライト表示になると同時に、合成画像314中の対応する面310がハイライト表示される。この方式により、画面表示300はユーザに対して、現在ハイライト表示されている画像を形成するために走査データが取得された方向である面の方向を提示している。この3つの画像302、304及び306は、この3つの画像302、304及び306に関する走査データが同時収集（この同時とは本明細書で定義した意味を有する）されているため、概ね同じ時点における走査対象の像を示している。画像302、304及び306は対応する走査データのデータ収集時刻から1秒または2秒以内に表示されるため、ユーザは走査を進行させながらリアルタイム画像の表示を受けられる。この3つの画像302、304、306は、心拍動する心拍サイクルのうちの特定の時点における患者の心臓から得られることがある。別法として、この3つの画像302、304及び306は、心臓が拍動している間の患者の心臓の連続した動きを示していることがある。一実施形態では、ある面（例えば、面310）は、ユーザが面310に関連する選択した走査パラメータを変更することによって、これ以外の面に対して傾斜されることもある。

### 【0023】

図4は、3方面超音波走査のうちの1つの撮像面408内部の選択した関心領域（ROI）410に対する速度トレース412を表した例示的な画面表示400である。ユーザ

10

20

30

40

40

50

は、平面像 402 について撮像対象の内部にある ROI 410 をマウスを用いてクリックしてこれを選択することがある（例えば、選択される ROI 410 は患者の心臓の心筋層のうちの基底中隔領域内とすることがある）。3 方画像 404 は、走査データを収集した 3 つの面を表すと共に、この 3 方面のうちのどの面が平面像 402 内に表示されているのかをユーザに伝えるために、平面像 402 のカラー境界に合わせて面 408 の輪郭をハイライト表示させかつ／またはカラー整合させている。例えば、平面像 402 のカラー境界が黄色でハイライト表示されることがある、かつ 3 方画像 404 内の面 408 の輪郭が黄色でハイライト表示されることがある。ユーザは、ユーザインタフェース（図 4 では図示せず）内のフリーズ・ボタンをマウスクリックすることによって、ROI 410 の速度トレースを開始させる時点を選択することができる。この例示的な画面表示 400 では、ユーザは心拍周期の心拡張フェーズ 414 の終了時点で速度トレース 412 を開始させている。この速度トレース 412 は、秒を単位とした時間（水平軸）に対してプロットした cm / s 単位とした速度（垂直軸）を表している。図 4 のモノクロ画像では見えていないが、速度トレース 412 は黄色で表示されており、この黄色は、平面像 402 のカラー境界及び面 408 の輪郭に対して使用されている黄色と整合している。この速度トレースは、B モード・フレーム（1～3 または 1～4）と一緒に集められた組織速度画像（TVI）フレームから抽出される。2D 处理装置はフィルタ処理、走査変換及び混合を通じてこの B モード・フレームと TVI フレームを合成する。フリーズ・ボタンをマウスクリックすると、TVI データと B モード・データからなるシネループが作成される。速度は TVI データから計算され、画面表示 400 の速度表示部 406 の速度トレース 412 のように表示される。10  
20

#### 【0024】

図 5 は、ROI 510 の速度トレース 512 を図 4 の速度トレース 412 と重ね合わせて図示した例示的な画面表示 500 である。図 4 に関する説明と同様に、ユーザは平面像 502 の撮像対象内部の ROI 510 の上をマウスを用いてクリックして ROI 510 を選択することができる（例えば、選択される ROI 510 は、患者の心臓の心筋層のうちの基底前方領域内にあることがある）。3 方画像 504 は、走査データを収集した 3 つの面を表すと共に、この 3 方面のうちのどの面が平面像 502 内に表示されているのかをユーザに伝えるために、平面像 502 のカラー境界に合わせて面 508 の輪郭をハイライト表示させかつ／またはカラー整合させている。例えば、平面像 502 のカラー境界が青色でハイライト表示されることがある、かつ 3 方画像 504 内の面 508 の輪郭が青色でハイライト表示されることがある。ROI 510 の選択以外に、ユーザはさらに、図 4 に関して記載したように ROI 410 も選択することができる。ユーザは、ユーザインタフェース（図 5 では図示せず）内のフリーズ・ボタンをマウスクリックすることによって、速度トレースを開始させる時点を選択することができる。この例示的な画面表示 500 では、ユーザは心拍周期の心拡張フェーズ 414 の終了時点で速度トレース 412 及び 512 を開始させている。この速度トレース 512（青色）は速度トレース 412（黄色）の上に重ね合わせられており、ここでこの速度トレースの両者は、秒を単位とした時間（水平軸）に対してプロットした cm / s 単位とした速度（垂直軸）を表している。図 5 のモノクロ画像では見えていないが、速度トレース 512 は青色で表示されており、この青色は、平面像 502 のカラー境界及び面 508 の輪郭に対して使用されている青色と整合している。フリーズ・ボタンをマウスクリックすると、TVI データと B モード・データからなる 2 つのシネループが作成され、これから速度トレース 412 及び 512 が計算されて画面表示 500 の速度表示部 506 に表示される。30  
40

#### 【0025】

速度トレースを作成するためにフリーズ・ボタンを選択する前に、ユーザは速度を計算して表示させるための複数の ROI を選択することができる。ユーザは任意選択で、3 方面のうちの 1 つの面内で 1 つまたは複数の ROI を選択すること、かつ／または複数の面内で ROI を選択することができる。フリーズ・ボタンを選択すると、図 4 に関して行った説明と同様にして選択したすべての ROI に関する速度トレースが作成されて表示される。50

したがって、複数の R O I を選択して、心臓拍動の同じサイクル内にそのすべてが表示されるような速度トレースを作成することができる。こうした機能は心臓の局所的及び全体的機能（例えば、タイミングや隆起（bulging））に関する定量的情報（例えば、速度やひずみ速度）を提供するために使用されることがある。

#### 【0026】

図 6 は、超音波データ・スライスをバッファリングするための画像バッファ 600 を表した図である。データ・スライスは走査情報から作成されて画像組（例えば、画像組 602、604 及び 606）として画像バッファ 600 内に格納される。画像組 602 は複数のデータ・スライスであり、この画像組 602 内のデータ・スライスの数は走査を受けた走査面の数に等しい。3 方面走査の例では、それぞれが 3 方面の各走査面に対応する 3 つのデータ・スライスが画像組 602 内に含まれている。同様に、画像組 604 及び 606 のそれにも 3 つのデータ・スライスが含まれている。画像バッファ 600 の内部でデータ・スライスは画像組として編成されかつ順序付けされているが、画像バッファ 600 内には個々にデータ・スライスが格納され画像バッファ 600 内から個々に取り出されることがある。図 1 の RF 処理装置 112 などの RF 処理装置によってデータ・スライスが作成され画像バッファ 600 内に格納されている際に、一方では 2D 表示処理装置（例えば、図 1 の表示処理装置 116、118 及び 120）によって画像バッファ 600 の反対の端からデータ・スライスが取り出され／空にされている。画像バッファ 600 もまた 1 つのリング・バッファであり、次のデータ・スライスに関する格納位置を特定する指標が画像バッファ 600 の終わりに到達すると、指標は画像バッファ 600 の始点までリセットされる。画像バッファ 600 からのデータ・スライスを処理する速度は、データ・スライスが画像バッファ 内に格納される速度と等しいか該速度より大きい。速度に関するこの関係を維持していれば、画像バッファ 600 内へのデータ・スライスの格納によって画像バッファ 600 内に直前に格納されたデータ・スライスが上書きされることがない。

#### 【0027】

上では、診断用超音波システムの例示的な実施形態について詳細に記載した。本システムは、本明細書に記載した特定の実施形態に限定されるものではなく、むしろ、各システムの構成要素は本明細書に記載した別の構成要素と独立にまた個別に利用されることもある。各システムの構成要素は別のシステムの構成要素と組み合わせて使用することも可能である。

#### 【0028】

本発明を、具体的な様々な実施形態に関して記載してきたが、当業者であれば、本発明が本特許請求の範囲の精神及び趣旨の域内にある修正を伴って実施できることを理解するであろう。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】

#### 【0029】

【図 1】本発明の一実施形態に従って形成させた超音波システムのブロック図である。  
【図 2】超音波 3 方面データに対するリアルタイムによる収集、処理及び表示のための例示的な一方法の流れ図である。

【図 3】走査対象の 3 つの面または像から形成させて併行表示した 3 つの超音波画像を表している例示的な画面表示である。

【図 4】1 つの走査面の内部の選択した関心領域（R O I）に関する速度トレースを表した例示的な画面像である。

【図 5】R O I の速度トレースを、図 4 の速度トレースに重ね合わせて表した例示的な画面像である。

【図 6】超音波データ・スライスをバッファリングするためのリング・バッファを表した図である。

10

20

30

40

50

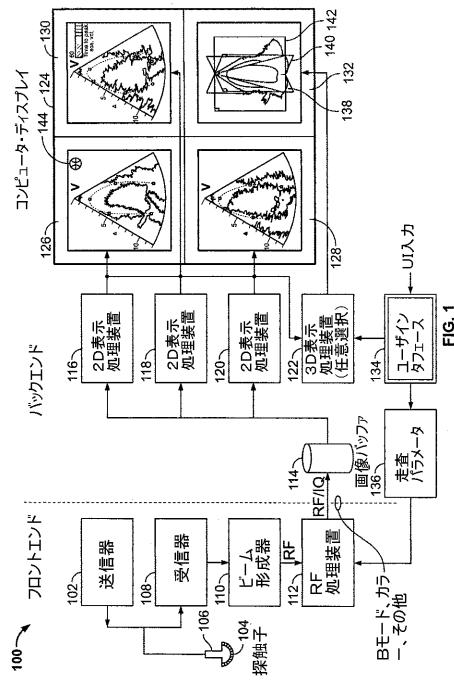
## 【符号の説明】

## 【0030】

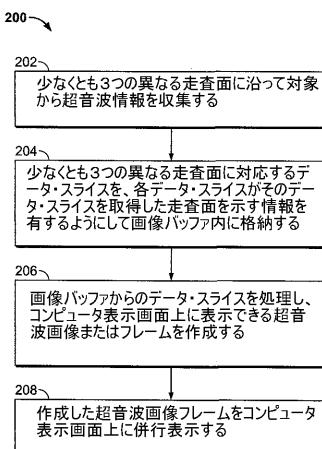
100	超音波システム	
102	送信器	
104	トランスジューサ素子	
106	アレイ状トランスジューサ	
108	受信器	
110	ビーム形成器	
112	R F 处理装置	10
114	画像バッファ	
116	2D表示処理装置	
118	2D表示処理装置	
120	2D表示処理装置	
122	3D表示処理装置	
124	コンピュータ・ディスプレイ	
126	四分区画	
128	四分区画	
130	四分区画	
132	四分区画	
134	ユーザインタフェース	20
136	走査パラメータ	
138	走査面	
140	走査面	
142	走査面	
144	グラフィック・インジケータ	
300	画面表示	
302	超音波画像	
304	超音波画像	
306	超音波画像	
308	走査面	30
310	走査面	
312	走査面	
314	3D合成画像	
316	共通回転軸	
400	画面表示	
402	平面像	
404	3方面像	
406	速度表示部	
408	撮像面	
410	関心領域 (ROI)	40
412	速度トレース	
414	心拡張フェーズ	
500	画面表示	
502	平面像	
504	3方面像	
506	速度表示部	
508	面	
510	ROI	
512	速度トレース	
600	画像バッファ	50

6 0 2 画像組  
6 0 4 画像組  
6 0 6 画像組

【図1】



【 図 2 】



**FIG. 2**

【図3】

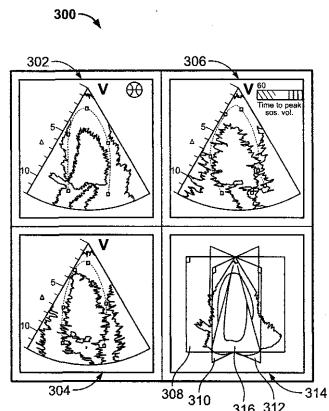


FIG. 3

【図4】

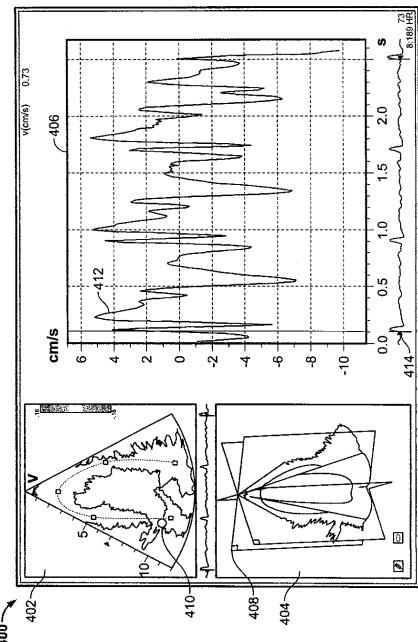


FIG. 4

【図5】

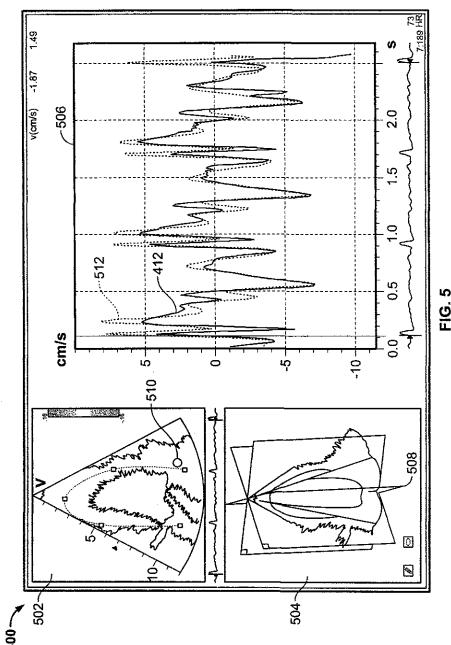


FIG. 5

【図6】

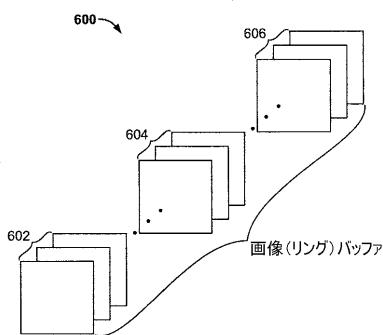


FIG. 6

---

フロントページの続き

(72)発明者 エリック・ノーマン・スティーン

ノルウェー、モス、エヌ-1517、アリルスヴェイ、1番

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB23 BB27 DD15 EE05 EE11 FE10 GB06 JB28  
JC33 KK25 KK32 LL04

专利名称(译)	用于实时超声多平面成像的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006006935A</a>	公开(公告)日	2006-01-12
申请号	JP2005179045	申请日	2005-06-20
[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	エリック・ノーマン・スティーン		
发明人	エリック・ノーマン・スティーン		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52074 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/523 A61B8/5238 G01S7/52034 G01S7/52068 G01S15/8988		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/BB27 4C601/DD15 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/FE10 4C601/GB06 4C601/JB28 4C601/JC33 4C601/KK25 4C601/KK32 4C601/LL04		
代理人(译)	松本健一 小仓博 伊藤亲		
优先权	60/581675 2004-06-22 US 60/583578 2004-06-29 US 10/925456 2004-08-25 US		
其他公开文献	JP5432426B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

解决的问题：沿着至少三个不同的扫描平面（138、140、142）从对象连续收集（202）超声信息。扫描平面（138、140、142）沿着从探针（106）延伸穿过对象的轴线彼此相交。包括存储器（114）以基于超声信息存储（204）与至少三个不同扫描平面（138、140、142）相对应的数据切片。此外，一种处理设备，用于访问（206）存储器（114）以选择和获取数据切片并基于该数据切片创建（206）超声图像（302、304、306）。（116、118、120、122）包括在内。包括显示器（124），用于并行显示（208）这些超声图像（302、304、306）。

[选型图]图1

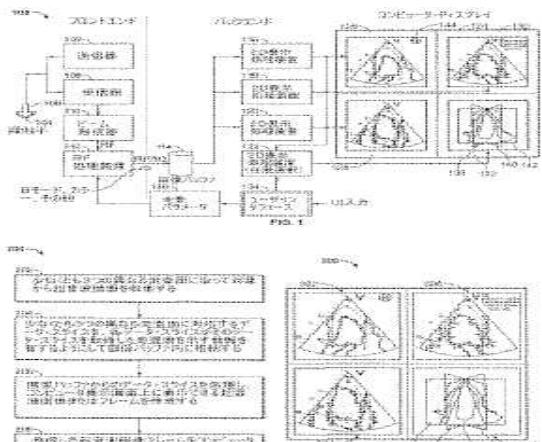


FIG. 1