

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5432426号
(P5432426)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月13日(2013.12.13)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2005-179045 (P2005-179045)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成17年6月20日 (2005. 6. 20)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2006-6935 (P2006-6935A)		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
(43) 公開日	平成18年1月12日 (2006. 1. 12)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成20年6月19日 (2008. 6. 19)		弁理士 荒川 聡志
審査番号	不服2012-12541 (P2012-12541/J1)	(74) 代理人	100105588
審査請求日	平成24年7月3日 (2012. 7. 3)		弁理士 小倉 博
(31) 優先権主張番号	60/581, 675	(74) 代理人	100129779
(32) 優先日	平成16年6月22日 (2004. 6. 22)		弁理士 黒川 俊久
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	エリック・ノーマン・スティーン
(31) 優先権主張番号	60/583, 578		ノルウェー、モス、エヌー 1 5 1 7、アリスヴェイ、1 番
(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)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

共通の軸で互いに交差している少なくとも3つの異なる走査面に沿って前記少なくとも3つの異なる走査面の各々に対応する2次元のデータ・スライスを対象から連続的に収集するように構成された2次元アレイ状のトランスジューサ素子を含む探触子と、
複数の前記データ・スライスを格納するメモリと、
前記メモリにアクセスして前記複数のデータ・スライスを取得し、前記複数のデータ・スライスに基づいて複数の2次元の超音波画像と、前記複数の2次元の超音波画像を前記少なくとも3つの異なる走査面に対応する3つの平面で合成することにより作成された3Dナビゲーション画像とを作成する複数の処理装置と、
前記探触子が走査を行う間に、前記複数のデータ・スライスから形成された前記複数の2次元の超音波画像を、前記3Dナビゲーション画像と併行表示するディスプレイと、
を備え、
前記少なくとも3つの異なる走査面の各々は、電子ステアリングを使用して前記探触子の表面から送出された超音波信号に基づいて形成され、
前記共通の軸は、前記探触子の前記表面から延び、
前記複数の処理装置は、異なる走査面のデータ・スライスを処理し、該データ・スライスの2次元画像と該2次元画像上で選択された領域の速度データを作成する複数の処理装置を含む、
超音波システム。

10

20

【請求項 2】

前記探触子は、第 1、第 2 及び第 3 の走査面のそれぞれに沿った収集が完了した時点で、前記探触子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。

【請求項 3】

前記メモリは、

その各々が別々の異なる走査面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・スライスのそれぞれに関連付けして格納していること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記ディスプレイは、前記少なくとも 3 つの異なる走査面に対応した少なくとも 3 つの 2 次元の超音波画像を、該ディスプレイの隣接した四分区画内に同時に併行表示している、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記ディスプレイは、前記 3 D ナビゲーション画像の斜視像を表示している、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記異なる走査面のデータ・スライスを処理する前記処理装置の各々は、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。

【請求項 7】

前記走査面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。

【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。

【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（b i p l a n e）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。

【特許文献 1】米国特許第 6 4 3 6 0 4 9 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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。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。

【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、アレイ状トランスジューサ106の内部の複数のトランスジューサ素子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。アレイ状トランスジューサ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。トランスジューサ素子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、トランスジューサ素子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スジューサ素子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スジューサ 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スジューサ 106 は探触子内部におけるサブアパーチャ R X ビーム形成を伴う 2D アレイである。

【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スジューサ 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 / バリエーション）、組織ドプラ（速度）、及びドプラ・エネルギー）を作成することがある。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ある。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 方面の実現形態では、あるデータ・スライスは角度 0 度と関連付けられ、別のデータ・スライスは角度 60 度と関連付けられ、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。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 度の面に対応することがある。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、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ある。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ことがあり、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ある。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・スライス进行处理し、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ある。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ある。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・スライス进行处理し、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ある。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・スライス进行处理し、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ある。

【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ある。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ある。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・スライス进行处理することがある。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ある。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、ドブラ・データとすることがある。ドブラ・データの例には、カラー・ドブラ速度データ（CDV）、カラー・ドブラ・エネルギー・データ（CDE）、あるいはドブラ組織データ（DTI）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。

【0014】

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過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。

【0015】

ユーザインタフェース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、及びトランスジューサ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のそれぞれについて、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スジューサ106を制御し、対象を通過して延びる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

10

20

30

40

50

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の収集し、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。

10

【0016】

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一方法の流れ図 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、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ー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 ミリ秒未満の時間で同時に収集されている。

20

30

【0017】

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ステアリング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、アレイ状トランスジューサ 106 の内部の複数のトランスジューサ素子 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。アレイ状トランスジューサ 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。トランスジューサ素子 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、トランスジューサ素子 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スジューサ素子 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スジューサ 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スジューサ 106 は探触子内部におけるサブアパーチャ RX ビーム形成を伴う 2D アレイである。

40

50

【 0 0 1 8 】

超音波情報が収集されると、この情報はビーム形成器 1 1 0 によってデータ・スライスの形に編集されると共に、2 0 4 において 2 D データ・スライスとして画像バッファ 1 1 4 内に格納される。各 2 D 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 2 D 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、6 0 度、または 1 2 0 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 1 1 4 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 1 1 4 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 1 1 4 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 1 1 4 はリング状に自身のおいて折り返している。画像バッファ 1 1 4 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。

10

20

【 0 0 1 9 】

2 0 6 では、画像バッファからデータ・スライスが取り出されて、2 D 画像処理装置 1 1 6、1 1 8 及び 1 2 0 によって処理される。各 2 D 画像処理装置 1 1 6 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 2 D 画像処理装置 1 1 6、1 1 8 及び 1 2 0 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 2 D 画像処理装置 1 1 6 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 2 D 画像処理装置 1 1 6 のものと一致した場合にだけ、2 D 画像処理装置 1 1 6 によってそのデータ・スライスが処理される。

30

【 0 0 2 0 】

フレームデータに対する空間的及び時間的な 2 D 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、2 D 画像処理装置 1 1 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。2 D 画像処理装置 1 1 6 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、画像の局所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、2 D 画像処理装置 1 1 6 ~ 1 2 0 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、2 D 画像処理装置 1 1 6 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ある。一実施形態では、3 方面撮像に関して毎秒 1 5 フレームのカラー・フレイ

40

50

ムまたは毎秒 2.5 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つの区画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ある。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。

10

【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、またど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共に、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、心拍動すなわち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（本図では図示していない）ことがあり、またこれ以外の面に対する角度回転が変更されることもある。

20

30

【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。ユーザは、平面像402について撮像対象の内部にあるROI410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ROI410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方面像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り、かつ3方面像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、ROI410の速度トレースを開始させる時点を選択することがある。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

40

50

/ 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 4 1 2 は黄色で表示されており、この黄色は、平面像 4 0 2 のカラー境界及び面 4 0 8 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 処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 4 0 0 の速度表示部 4 0 6 の速度トレース 4 1 2 のように表示される。

【0024】

図 5 は、ROI 5 1 0 の速度トレース 5 1 2 を図 4 の速度トレース 4 1 2 と重ね合わせて図示した例示的な画面表示 5 0 0 である。図 4 に関する説明と同様に、ユーザは平面像 5 0 2 の撮像対象内部の ROI 5 1 0 の上をマウスを用いてクリックして ROI 5 1 0 を選択することがある（例えば、選択される ROI 5 1 0 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 方面像 5 0 4 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 5 0 2 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 5 0 2 のカラー境界に合わせて面 5 0 8 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 5 0 2 のカラー境界が青色でハイライト表示されることがあり、かつ 3 方面像 5 0 4 内の面 5 0 8 の輪郭が青色でハイライト表示されることがある。ROI 5 1 0 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 4 1 0 も選択することがある。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ある。この例示的な画面表示 5 0 0 では、ユーザは心拍周期の心拡張フェーズ 4 1 4 の終了時点で速度トレース 4 1 2 及び 5 1 2 を開始させている。この速度トレース 5 1 2（青色）は速度トレース 4 1 2（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 5 1 2 は青色で表示されており、この青色は、平面像 5 0 2 のカラー境界及び面 5 0 8 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 4 1 2 及び 5 1 2 が計算されて画面表示 5 0 0 の速度表示部 5 0 6 に表示される。

【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 を選択することがある。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 を選択することがある。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。したがって、複数の ROI 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 6 0 0 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 6 0 2、6 0 4 及び 6 0 6）として画像バッファ 6 0 0 内に格納される。画像組 6 0 2 は複数のデータ・スライスであり、この画像組 6 0 2 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 6 0 2 内に含まれている。同様に、画像組 6 0 4 及び 6 0 6 のそれぞれにも 3 つのデータ・スライスが含まれている。画像バッファ 6 0 0 の内部でデ

10

20

30

40

50

ータ・スライスが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。

10

【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。

20

【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。

30

【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（ROI）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】ROI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。

【符号の説明】

【0030】

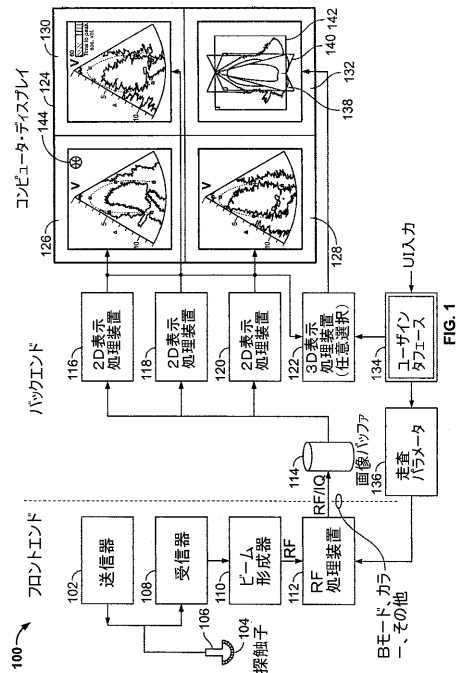
40

- 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 RF処理装置
- 114 画像バッファ
- 116 2D表示処理装置
- 118 2D表示処理装置

50

1 2 0	2 D 表示処理装置	
1 2 2	3 D 表示処理装置	
1 2 4	コンピュータ・ディスプレイ	
1 2 6	四分区画	
1 2 8	四分区画	
1 3 0	四分区画	
1 3 2	四分区画	
1 3 4	ユーザインタフェース	
1 3 6	走査パラメータ	
1 3 8	走査面	10
1 4 0	走査面	
1 4 2	走査面	
1 4 4	グラフィック・インジケータ	
3 0 0	画面表示	
3 0 2	超音波画像	
3 0 4	超音波画像	
3 0 6	超音波画像	
3 0 8	走査面	
3 1 0	走査面	
3 1 2	走査面	20
3 1 4	3 D 合成画像	
3 1 6	共通回転軸	
4 0 0	画面表示	
4 0 2	平面像	
4 0 4	3 方面像	
4 0 6	速度表示部	
4 0 8	撮像面	
4 1 0	関心領域 (R O I)	
4 1 2	速度トレース	
4 1 4	心拡張フェーズ	30
5 0 0	画面表示	
5 0 2	平面像	
5 0 4	3 方面像	
5 0 6	速度表示部	
5 0 8	面	
5 1 0	R O I	
5 1 2	速度トレース	
6 0 0	画像バッファ	
6 0 2	画像組	
6 0 4	画像組	40
6 0 6	画像組	

【図 1】



【図 2】

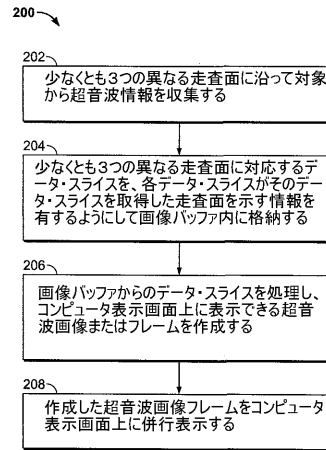


FIG. 2

【図 3】

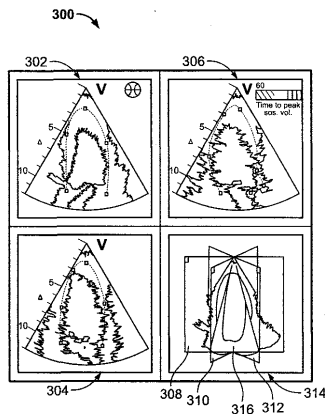
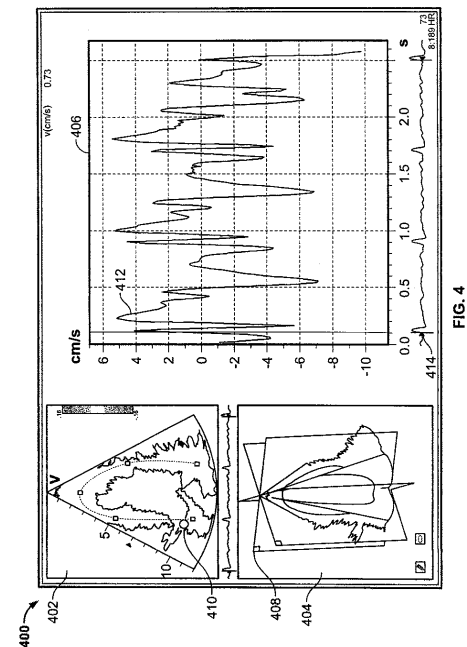


FIG. 3

【図 4】



【図 5】

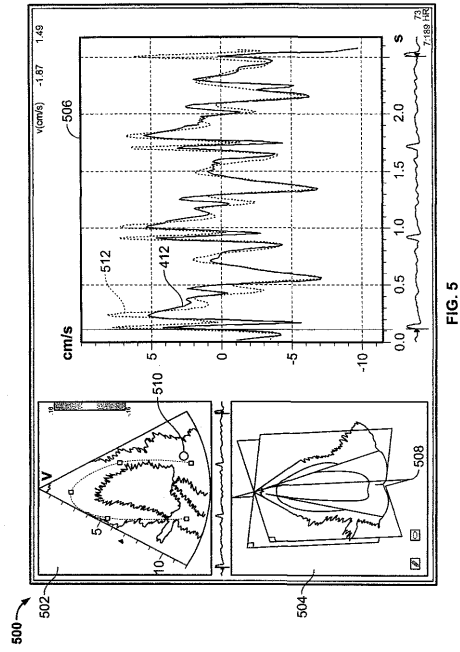


FIG. 5

【図 6】

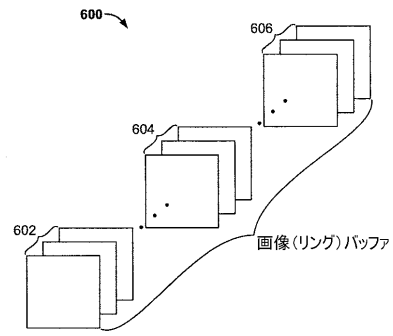


FIG. 6

フロントページの続き

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 三崎 仁

審判官 森林 克郎

(56)参考文献 米国特許出願公開第2003/0216646(US, A1)

特開平8-117236(JP, A)

特開2000-135217(JP, A)

特開2004-141522(JP, A)

特開2000-23984(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声系统		
公开(公告)号	JP5432426B2	公开(公告)日	2014-03-05
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		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	エリック・ノーマン・ステーン		
发明人	エリック・ノーマン・ステーン		
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)	小仓 博		
审查员(译)	冈田孝弘		
助理审查员(译)	仁美咲		
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	JP2006006935A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：沿着至少三个不同的扫描表面（138,140和142）连续地从对象收集（202）超声信息。解决方案：这些扫描表面（138,140和142）沿着轴线彼此相交，该轴线从探针（106）延伸穿过受试者。包括用于存储（204）与至少三个不同扫描表面（138,140和142）相对应的数据切片的存储器（114）（图2）。此外，处理器（116,118,120和122）访问（206）存储器（114）以选择和获取数据切片并基于数据生成（206）超声图像（302,304和306）切片包括在内。包括同时显示（208）那些超声图像（302,304和306）的显示器（124）（图3）。Z

