

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5366372号
(P5366372)

(45) 発行日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月20日(2013.9.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-113335 (P2007-113335)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年4月23日(2007.4.23)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2008-264314 (P2008-264314A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成20年11月6日(2008.11.6)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年3月26日(2010.3.26)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像データ生成プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

周期的運動を行う診断部位の少なくとも一部を含み所定の位置関係を有する複数のサブボリュームについて所定期間に亘って超音波走査する場合に、一のサブボリュームに関する第1の超音波走査と他のサブボリューム内に存在する参照領域についての第2の超音波走査とを連動して実行することで、前記サブボリュームに対応するサブボリュームデータと前記参照領域に対応する参照領域データとからなる複数のデータセットをそれぞれ所定の時相に対応付けて取得するデータ取得手段と、

一のデータセットの前記参照領域データと、他のデータセットの前記サブボリュームデータに存在する前記参照領域に対応するデータと、に基づいて、前記複数のデータセット間の時相對応付けを行う時相對応付け手段と、

前記時相對応付けに基づいて前記複数のサブボリュームデータを接続することで、前記周期的運動の各時相に対応する複数のフルボリュームデータを生成するデータ生成手段と

、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記データ取得手段は、前記第1の超音波走査をした後に前記第2の超音波走査を実行することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記データ取得手段は、前記第2の超音波走査をした後に前記第1の超音波走査を実行

10

20

することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記時間対応付け手段は、

前記各参照領域データと、前記複数のサブボリュームデータに存在する前記各参照領域に対応するデータと、の類似度を計算し、

前記類似度に基づいて、前記時相対応付けを行うことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記時間対応付け手段は、前記各参照領域データと前記複数のサブボリュームデータに存在する前記各参照領域に対応するデータとを用いた差分処理により、前記類似度を計算することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記複数のサブボリュームは、前記所定の位置関係として一部を重複させて隣り合うものであり、

前記データ取得手段は、前記隣り合うサブボリュームが重複する領域の少なくとも一部を前記参照領域として、前記第 2 の超音波走査を実行すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記データ取得手段は、前記複数のデータセットのそれぞれを、前記周期的運動における一周期よりも短い時間で取得することを特徴とする請求項 1 乃至 6 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記フルボリュームデータを用いて、前記診断部位の前記周期的運動に関する動画を生成する画像生成手段と、

前記動画を所定の形態にて表示する表示手段と、

をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記動画は、前記周期的運動の一周期以上の期間に相当する動画であることを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

コンピュータに、

周期的運動を行う診断部位の少なくとも一部を含み所定の位置関係を有する複数のサブボリュームについて所定期間に亘って超音波走査する場合に、一のサブボリュームに関する第 1 の超音波走査と他のサブボリューム内に存在する参照領域についての第 2 の超音波走査とを連動して実行させることで、前記サブボリュームに対応するサブボリュームデータと前記参照領域に対応する参照領域データとからなる複数のデータセットをそれぞれ所定の時相に対応付けて取得させるデータ取得機能と、

一のデータセットの前記参照領域データと、他のデータセットの前記サブボリュームデータに存在する前記参照領域に対応するデータと、に基づいて、前記複数のデータセット間の時相対応付けを実行させる時相対応付け機能と、

40

前記時相対応付けに基づいて前記複数のサブボリュームデータを接続させることで、前記周期的運動の各時相に対応する複数のフルボリュームデータを生成させるデータ生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像データ生成プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置における 2 次元アレイプローブを用いたスキャンを行うときに適用するものであり、主に胎児の心臓など患者の ECG 波形が取れない、取りにくい

50

ケースの循環器診断において使用する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用

10

【0003】

また、近年では、超音波振動子が2次元マトリックス状に配列された2次元アレイプローブを用いてボリュームデータを取得し、3次元画像をリアルタイムで観察することもできる。この様に2次元アレイプローブを用いた3次元動画診断を行う場合、より広範囲のスキャンを高精度で実施する要求を満たす手法としてトリガスキャンモードと呼ばれるスキャン法が実施されている。これは、所定のトリガと対応させて（例えばECGと同期させて）収集した小領域に関するボリューム（サブボリューム）データを、対応付けたトリガに基づいてつなぎ合わせることで所望の範囲に関するボリュームデータを生成すると共に、時間情報に従ってサブボリュームを逐次更新することでリアルタイム性を維持するものである。

20

【0004】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】米国特許第6,544,175明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の超音波診断装置を用いて実行されるトリガスキャンモードでは、例えば胎児の3次元画像データを取得する場合等において、トリガとなるECG波形の収集が困難となりトリガとなる信号がないために、広範囲のリアルタイムボリュームスキャン

30

を実行することができない。また疾病により、R波が出にくい患者においても同様の問題が存在する。

【0006】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、ECG波形を用いることなく、広範囲のリアルタイムボリュームスキャンを実行することができる超音波診断装置等を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0008】

40

一実施形態に係る超音波診断装置は、周期的運動を行う診断部位の少なくとも一部を含み所定の位置関係を有する複数のサブボリュームについて所定期間に亘って超音波走査する場合に、一のサブボリュームに関する第1の超音波走査と他のサブボリューム内に存在する参照領域についての第2の超音波走査とを連動して実行することで、前記サブボリュームに対応するサブボリュームデータと前記参照領域に対応する参照領域データとからなる複数のデータセットをそれぞれ所定の時相に対応付けて取得するデータ取得手段と、一のデータセットの前記参照領域データと、他のデータセットの前記サブボリュームデータに存在する前記参照領域に対応するデータと、に基づいて、前記複数のデータセット間の時相對応付けを行う時相對応付け手段と、前記時相對応付けに基づいて前記複数のサブボリュームデータを接続することで、前記周期的運動の各時相に対応する複数のフルボリュ

50

ームデータを生成するデータ生成手段と、を具備するものである。

一実施形態に係る超音波画像データ生成プログラムは、コンピュータに、周期的運動を行う診断部位の少なくとも一部を含み所定の位置関係を有する複数のサブボリュームについて所定期間に亘って超音波走査する場合に、一のサブボリュームに関する第1の超音波走査と他のサブボリューム内に存在する参照領域についての第2の超音波走査とを連動して実行させることで、前記サブボリュームに対応するサブボリュームデータと前記参照領域に対応する参照領域データとからなる複数のデータセットをそれぞれ所定の時相に対応付けて取得させるデータ取得機能と、一のデータセットの前記参照領域データと、他のデータセットの前記サブボリュームデータに存在する前記参照領域に対応するデータと、に基づいて、前記複数のデータセット間の時相對応付けを実行させる時相對応付け機能と、前記時相對応付けに基づいて前記複数のサブボリュームデータを接続させることで、前記周期的運動の各時相に対応する複数のフルボリュームデータを生成させるデータ生成機能と、を実現させるものである。

10

【発明の効果】

【0010】

以上本発明によれば、ECG波形を用いることなく、広範囲のリアルタイムボリュームスキャンを実行することができる超音波診断装置等を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

20

【0012】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1は、超音波プローブA、装置本体B、インタフェース部Cを具備している。

【0013】

超音波プローブAは、装置本体Bからの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックিং材等を有している。当該超音波プローブAから被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブAに受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

30

【0014】

なお、本超音波プローブAは、被検体の3次元領域を超音波走査可能なものである。そのため、超音波プローブAは、振動子をその配列方向の直交方向に沿って機械的に揺動させ、3次元領域を超音波走査する構成、又は二次元的に配列された二次元振動素子を用いて電氣的制御により3次元領域を超音波走査する構成等を有する。前者の構成を採用する場合、被検体の3次元走査は前記揺動回路によって行われるため、検査者はプローブ本体を被検体に接触させるだけで、自動的に複数の二次元断層像を取得することができる。制御された揺動速度から断面間の正確な距離も検知できる。また、後者の構成を採用する場合には、原理的には、従来の二次元断層像を取得するのと同じ時間で、3次元領域を超音波走査することができる。

40

【0015】

インタフェース部Cは、モニタ11、入力装置13を具備している。

【0016】

モニタ11は、装置本体Bからのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報（Bモ

50

ード画像)、血流情報(平均速度画像、分散画像、パワー画像等)、これらの組み合わせを画像として表示する。

【0017】

入力装置13は、装置本体Bに接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体Bにとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置13の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0018】

また、入力装置13は、三次元トリガレススキャン法において、サブボリューム数、参照フレームデータの数、参照フレームデータの位置等、走査線密度、フレームレート、ゲイン、周波数、ダイナミックレンジ、フィルタ設定、視野深度、フォーカス位置等を設定・変更するためのスイッチ等を有する。

【0019】

装置本体Bは、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット23、Bモード処理ユニット25、ドプラ処理ユニット27、画像生成ユニット28、第1のメモリ29、ボクセル変換ユニット31、第2のメモリ33、画像合成ユニット35、記憶ユニット37、制御プロセッサ(CPU)39、インタフェースユニット41を具備している。

【0020】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルス回路等を有している。パルス回路では、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブAに駆動パルスを印加する。

【0021】

超音波受信ユニット23は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブAを介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0022】

Bモード処理ユニット25は、受信ユニット23からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成ユニット28に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニタ11に表示される。

【0023】

ドプラ処理ユニット27は、受信ユニット23から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0024】

画像生成ユニット28は、Bモード処理ユニット25、ドプラ処理ユニット27、ボクセル変換ユニット31から受け取った各種データに基づいて、表示画像としての超音波診断画像を生成する。また、画像生成ユニット28は、データ解析部33から受け取ったボリュームデータを用いてボリュームレンダリング等の所定の画像処理を実行し、三次元画像等を生成する。なお、当該画像生成ユニット28に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0025】

第1のメモリ29は、Bモード処理ユニット25又はドプラ処理ユニット27からの生

10

20

30

40

50

データをフレーム毎に記憶する。

【 0 0 2 6 】

ボクセル変換ユニット 3 1 は、第1のメモリ 2 9 に記録されたフレーム毎の生データを用いて、複数のサブボリュームデータを生成する。

【 0 0 2 7 】

データ解析部 3 3 は、参照フレームデータ、及びボクセル変換ユニット 3 1 において生成された複数のサブボリュームデータを時相毎に記憶する。また、データ解析部 3 3 は、後述する三次元トリガレススキャンにおいて、複数の参照フレームデータ及び複数の基準フレームデータに基づいて、複数のサブボリューム間の時間的対応付け（周期的運動に関する時相對応付け）を行う。さらに、データ解析部 3 3 は、時相對応付けがなされた複数のサブボリュームを空間的につなぎ合わせることで、映像化対象領域に関するフルボリュームデータを生成する。

10

【 0 0 2 8 】

画像合成ユニット 3 5 は、画像生成ユニット 2 8 から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニタ 1 1 に出力する。

【 0 0 2 9 】

記憶ユニット 3 7 は、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体、及びこれらの媒体に記録された情報を読み出す装置である。この記憶ユニット 3 7 には、送受信条件、所定のスキャンシーケンス、3次元トリガレススキャン支援機能を実現するためのプログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、各種信号データや画像データ、その他のデータ群が保管されている。記憶部ユニット 3 7 内のデータは、インタフェイスユニット 4 1 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

20

【 0 0 3 0 】

制御プロセッサ 3 9 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 3 9 は、記憶ユニット 3 7 から3次元トリガレススキャンを実現するためのプログラム、所定のスキャンシーケンス、画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

30

【 0 0 3 1 】

インタフェイスユニット 4 1 は、入力装置 1 3、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェイスである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェイスユニット 4 1 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【 0 0 3 2 】

（三次元トリガレススキャン法）

次に、本超音波診断装置 1 が有する、三次元トリガレススキャン法について説明する。このスキャン方法は、周期的運動を行う部位を、所定のトリガを必要としないでリアルタイムに映像化するものである。三次元トリガレススキャン法は、スキャン処理とフルボリュームデータ生成処理とに大きく分けることができる。以下、各処理について説明する。

40

【 0 0 3 3 】

なお、本実施形態においては、周期的運動を行う部位が心臓である場合を例とする。しかしながら、これに拘泥されず、周期的運動をする部位であれば、どのようなものであっても本三次元トリガレススキャン法によってリアルタイムに映像化することができる。また、本実施形態においては、説明を簡単にするため、サブボリューム数 $n = 4$ であるとする。しかしながら、入力装置 1 3 からの設定・変更により、サブボリューム数 n は制御可能である。

【 0 0 3 4 】

50

〔スキャン処理〕

三次元トリガレススキャン法におけるスキャン処理では、空間的につなぎ合わせることで診断部位に関するフルボリュームを構成する複数のサブボリュームに関するデータ（サブボリュームデータ）、及び当該複数のサブボリュームデータを空間的につなぎ合わせる場合に運動周期に関する時相対応付けに用いられる複数の参照領域に関するデータ（参照領域データ）を、所定期間に亘って収集（すなわち、所定期間に亘る複数のサブボリュームデータ及び複数の参照フレームデータを収集）するものである。ここで、参照領域とは、複数のサブボリュームデータをつなぎ合わせるために設けられる共通の超音波走査領域である。この参照領域は、二次元領域でも三次元領域でもよい。本実施形態では、説明を具体的にするため、参照領域はサブボリューム内の一フレーム分の領域（参照フレーム）であるとする。

10

【0035】

図2は、本スキャン処理による走査範囲であるサブボリューム1～4と、当該サブボリューム1～4によって構成されるフルボリュームとの関係を示した図である。本スキャン処理では、同図示すサブボリューム1～4のそれぞれにつき、所定期間Tに亘るボリュームスキャンが実行される。所定期間Tは、少なくとも診断部位の運動周期（今の場合、心周期）と同じか、又はそれ以上の時間であるとする。従って、所定期間T内において診断部位の運動周期に関する時相がm個（m時相）存在する場合には、当該スキャン処理により、各サブボリューム1～4につき、それぞれ少なくともm時相分のデータ（サブボリュームデータ）が収集されることになる。

20

【0036】

参照フレームは、現在のスキャン中のサブボリュームに対して時相対応付けの対象とされる他のサブボリューム内の一フレームである。参照フレームデータは、この参照フレームを超音波走査することで得られる。参照フレームデータは、より時間的対応付けを高精度にする観点から、現在のスキャン対象となっているサブボリュームになるべく近い位置の断面を超音波走査することで収集することが好ましい。

【0037】

なお、参照フレームデータは、スキャンコンバート後の画像データ（すなわち、画素又は輝度等によって構成される画像データ）、或いはスキャンコンバート前の生データ（すなわち、エコー信号の振幅値等によって構成されるデータ）のいずれであってもよい。また、参照フレームデータの数に限定はなく、同一断面につき複数フレーム収集してもよいし、異なる複数の断面を超音波走査して複数フレーム収集してもよい。さらに必要に応じて、複数のフレーム（断面）を含むボリュームデータとして構成するようにしてもよい。

30

【0038】

以下においては、説明を具体的にするため、参照フレームデータは画像データであるものとし、隣り合うサブボリュームデータの時相対応付けのために一フレーム分のみ収集するものとする。また、参照フレームデータの位置（すなわち、断面Cの位置）は、入力装置13からの指示により、エレベーション方向（図2等におけるy軸方向）に沿って任意の位置に移動（Fan）することができる。

【0039】

40

また、参照フレームデータは、サブボリュームの超音波走査と連動して収集される。例えば、図3に示すように、現在の超音波走査の対象がサブボリューム2であり、当該サブボリューム2に隣接するサブボリューム1内の断面C1に関する画像を参照フレームデータRとする場合を想定する。係る場合、所定期間Tに繰り返されるサブボリューム2の各超音波走査に連動して断面C1の超音波走査が実行される。従って、所定期間Tに亘るサブボリューム2の超音波走査及びこれに連動した断面C1の超音波走査により、サブボリュームデータ2、及び当該サブボリュームデータ2とサブボリュームデータ1との間の時相対応付けに用いられる参照画像Rは、少なくともm時相分収集されることになる。

【0040】

〔フルボリュームデータ生成処理〕

50

三次元トリガレススキャン法におけるフルボリュームデータ生成処理では、収集した複数の参照フレームデータと、各サブボリュームデータにおいて空間的位置が参照フレームデータと対応するデータ（基準フレームデータ）とを用いて、複数のサブボリューム間の時相対応付けを行うと共に、これらを空間的につなぎ合わせることで、フルボリュームデータを生成する。

【 0 0 4 1 】

図 4 は、参照フレームデータと基準フレームデータとを用いた複数のサブボリューム間の時相対応付けを説明するための図であり、三次元トリガレススキャン法におけるスキャン処理に従って収集された、所定期間 T 内に 6 つの心時相分のサブボリュームデータび参照フレームデータが収集される場合を例示している。当然ながら、6 つの心時相は説明を解りやすくするための例示であり、実際には、一心周期 T に亘るスキャン処理では、さらに多くの心時相分のデータが収集されるのが一般的である。また、図 4 では、サブボリュームデータを便宜上 V_{ij} と表記している。添字 i はサブボリュームの番号（すなわち、空間情報）に対応する。また、添字 j は、期間 T 内において収集される順番（すなわち、時間情報）を示すものである。なお、二つのサブボリューム間で添字 j が同一であったとしても、収集された心時相の同一は保証されない。

【 0 0 4 2 】

例えば、図 4 に示すサブボリューム 1 に関する 6 時相分のデータであるサブボリュームデータ $V_{11} \sim V_{16}$ と、サブボリューム 2 に関する 6 時相分のデータであるサブボリュームデータ $V_{21} \sim V_{26}$ との間の時相対応付け処理は、次の様である。

【 0 0 4 3 】

すなわち、参照フレームデータ $R_{11} \sim S_{16}$ と基準フレームデータ $S_{11} \sim S_{16}$ とは、同じサブボリューム内の同じ断面に対応するものである。従って、図 5 に示すように、参照フレームデータ $R_{11} \sim S_{16}$ と基準フレームデータ $S_{11} \sim S_{16}$ との間に類似度を評価し、そのうち最も類似度の高いもの同士は同時相であると判定する。この判定結果に基づいて、サブボリュームデータ $V_{11} \sim V_{16}$ とサブボリュームデータ $V_{21} \sim V_{26}$ との間の時相対応付けを行うことができる。

【 0 0 4 4 】

参照フレームデータと基準フレームデータとの間の類似度（一致度）を評価する手法には、拘泥されない。本実施形態においては、基準フレームデータと参照フレームデータとの間で空間的に対応する画素同士の差分を取り、その合計値を計算する。この様な計算を基準フレームデータと参照フレームデータとについて全ての組み合わせで実行し、合計値を比較することで（例えば、小さい組み合わせが最も類似度が高い等の判定を行うことで）、類似度を定量的に評価することができる。なお、その他の典型的な評価法としては、例えば、A C T 等のトラッキング処理、パターンマッチング、Panoramic View 等の画像解析等を利用することも可能である。また、必要に応じて、基準フレームデータ及び参照フレームデータを二値化するようにしてもよい。

【 0 0 4 5 】

この様にして時相対応付けがなされたサブボリュームデータ同士を空間的につなぎ合わせることで、各時相につき例えば図 6 に示すようなフルボリュームデータを生成することができる。

【 0 0 4 6 】

[変形例 1]

図 3 の例では、サブボリューム 1 とサブボリューム 2 との間の時相対応付けに用いる参照フレームデータを、サブボリューム 1 内の断面 C_1 を超音波走査することで収集した。この参照フレームデータの収集は、前段のサブボリュームを超音波走査するという点から、前方走査による参照フレームデータ収集と呼ぶことができる。

【 0 0 4 7 】

この前方走査に対し、例えば図 7 に示すように、サブボリューム 2 内の断面 C_2 を超音波走査することで、サブボリューム 1 とサブボリューム 2 との間の時相対応付けに用いる

10

20

30

40

50

参照フレームデータを収集するようにしてもよい。この参照フレームデータを収集は、後段のサブボリュームを超音波走査するという点から、後方走査による参照フレームデータ収集と呼ぶことができる。

【 0 0 4 8 】

この様な後方走査によって得られた各参照フレームデータを利用してサブボリュームデータの時相対応付けを実行し空間的につなぎ合わせることで、各時相につき例えば図 8 に示すようなフルボリュームデータを生成することができる。

【 0 0 4 9 】

[変形例 2]

図 3、図 7 では、参照フレームデータは、サブボリュームの超音波走査と連動して収集される例を示した。これに対し、図 9 に示すように、各参照フレームデータに対応する各断面 C の位置を含むようにサブボリューム 2、サブボリューム 3、サブボリューム 4 を超音波走査するようにしてもよい。係る構成によっても、複数のサブボリューム間の時相対応付けに必要な十分な基準フレームデータ及び参照フレームデータを収集することができる。また、必要に応じて、隣り合うサブボリューム同士が重なり合う領域について類似度を評価し、時相対応付けを行うようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

(動作)

次に、本超音波診断装置 1 が三次元トリガレススキャン法を実行する場合の動作について説明する。

【 0 0 5 1 】

図 10 は、三次元トリガレススキャン法を実行する場合に実行される処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、制御プロセッサ 39 は、入力装置 13 からの入力に基づいて、サブボリュームの数、走査範囲（すなわち、フルボリュームの領域）の設定する（ステップ S1）。また、制御プロセッサ 39 は、入力装置 13 からの入力に基づいて、サブボリューム毎の走査条件（例えば、走査線密度、フレームレート、ゲイン、周波数、ダイナミックレンジ、フィルタ設定、視野深度、フォーカス位置等）を設定する（ステップ S2）。

【 0 0 5 2 】

次に、制御プロセッサ 39 は、入力装置 13 からの入力に基づいて、参照フレームデータの数、参照フレームデータを収集するために超音波走査する断面 C の位置を設定する（ステップ S3）。ステップ S1～S3 の各種パラメータ設定が終了すると、制御プロセッサ 39 は、複数のサブボリューム及び複数の参照フレームデータについて、所定期間 T に亘るデータを収集するためのスキャン処理を実行する（ステップ S4）。

【 0 0 5 3 】

次に、画像解析部 33 は、収集した複数の参照フレームデータと、各サブボリュームデータにおいて空間的位置が参照フレームデータと対応する基準フレームデータとを用いて、複数のサブボリューム間の時相対応付けを行うと共に、これらを空間的につなぎ合わせることで、時相毎のフルボリュームデータを生成する（ステップ S5）。

【 0 0 5 4 】

画像生成ユニット 28 は、生成された各時相のフルボリュームデータを用いてボリュームレンダリング等の画像処理を実行し、時相毎の三次元画像を生成する。生成された三次元画像は、リアルタイム動画像として（例えば、診断部位の周期的運動の一周期以上の期間に相当する動画像として）、或いは必要に応じて静止画像として、例えば図 11 に示す形態にてモニタ 11 に表示される。

【 0 0 5 5 】

(効果)

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 5 6 】

本超音波診断装置によれば、３次元トリガレススキャンにより、所定のトリガを利用せずとも、参照フレームデータと基準フレームデータとを用いて複数のサブボリュームを時相的に対応させ空間的につなぎ合わせることで、各時相毎のフルボリュームを生成することができる。従って、これらの複数の時相毎のフルボリュームを用いることで、ＥＣＧ波形等のトリガを利用することなく、診断部位について広範囲のリアルタイムボリュームスキャンを実行することができる。その結果、例えば胎児やＲ波が出にくい患者についても、診断部位について広範囲のリアルタイムボリュームスキャンを実行することができる。

【 0 0 5 7 】

また、本超音波診断装置によれば、各サブボリュームスキャンに連動して参照フレームデータを収集する。従って、サブボリューム数、サブボリュームレート、走査範囲が大きくなった場合であっても、参照フレームデータを用いて常に適切な時相對応付けを行うことができる。その結果、診断部位について、広範囲で高精度なリアルタイムボリュームスキャンを実行することができる。

【 0 0 5 8 】

また、本超音波診断装置によれば、ＥＣＧ波形等のトリガを利用する必要がないため、患者にＥＣＧ波形を取得するための電極を設ける必要がない。従って、撮影時における患者の負担を軽減できると共に、リアルタイムボリュームスキャンを実行するための装置構成を簡略化することができる。

【 0 0 5 9 】

さらに、本超音波診断装置によれば、サブボリューム間の時相對応付けに利用される参照フレームデータについて、その位置、フレーム数、前段又は後段のいずれのサブボリューム内に設定するか等を任意に設定することができる。従って、撮影自由度の高い３次元トリガレススキャンを実現することができる。

【 0 0 6 0 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【 0 0 6 1 】

(１) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 6 2 】

(２) 上記実施形態では、参照領域を用いてサブボリュームデータ間のつなぎ合わせを実行する場合を例示した。しかしながら、本発明の技術的思想は、これに拘泥されない。例えば、隣り合うサブボリュームの対向する面あるいは三次元領域につきパターンマッチングを実行し、一致度の高いサブボリュームをつなぎ合わせるによっても、同一時相に関するフルボリュームデータを生成することができる。

【 0 0 6 3 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 4 】

以上本発明によれば、ＥＣＧ波形を用いることなく、広範囲のリアルタイムボリュームスキャンを実行することができる超音波診断装置等を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 5 】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 は、フルボリュームデータとサブボリュームデータとの関係を示した図である。

【図 3】図 3 は、サブボリューム 1 とサブボリューム 2 との間の時相合わせのために用いられる参照フレームデータの一例を示した図である。

【図 4】図 4 は、参照フレームデータと基準フレームデータとを用いた複数のサブボリューム間の時相対応付けを説明するための図である。

【図 5】図 5 は、参照フレームデータ R 1 1 ~ S 1 6 と基準フレームデータ S 1 1 ~ S 1 6 とを用いたサブボリュームデータ V 1 1 ~ V 1 6 とサブボリュームデータ V 2 1 ~ V 2 6 との間の時相対応付けを説明するための図である。

10

【図 6】図 6 は、時相対応付けがなされたサブボリュームデータ同士を空間的につなぎ合わせて生成されるフルボリュームデータを示した図である。

【図 7】図 7 は、後方走査による参照フレームデータを収集を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、後方走査による参照フレームデータを用いたフルボリューム生成を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、三次元トリガレススキャン法におけるスキャン処理の変形例を示した図である。

【図 10】図 10 は、三次元トリガレススキャン法を実行する場合に実行される処理の流れを示したフローチャートである。

20

【図 11】図 11 は、三次元トリガレススキャンによって得られた三次元画像の表示形態の一例を示した図である。

【符号の説明】

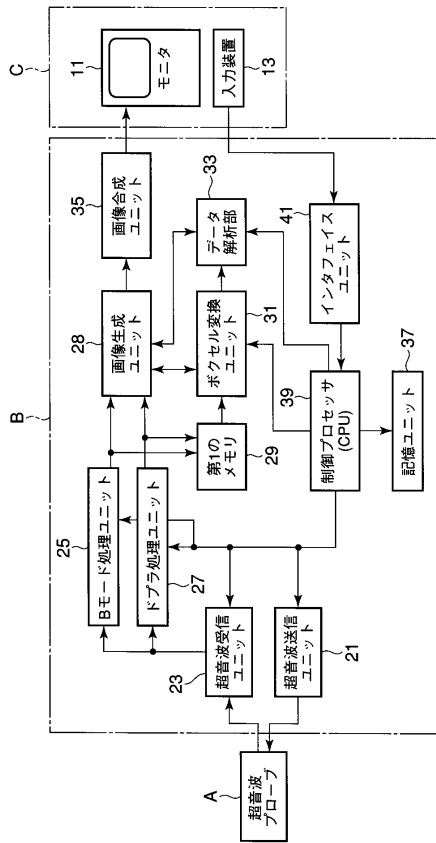
【 0 0 6 6 】

1 ... 超音波診断装置、11 ... モニタ、13 ... 入力装置、21 ... 超音波送信ユニット、23 ... 超音波受信ユニット、25 ... B モード処理ユニット、27 ... ドブラ処理ユニット、28 ... 画像生成ユニット、29 ... 第 1 のメモリ、31 ... ボクセル変換ユニット、33 ... 第 2 のメモリ、35 ... 画像合成ユニット、37 ... 記憶ユニット、39 ... 制御プロセッサ (CPU)、41 ... インタフェイスユニット、A ... 超音波プローブ、B ... 装置本体、C ... インタフェイス部

30

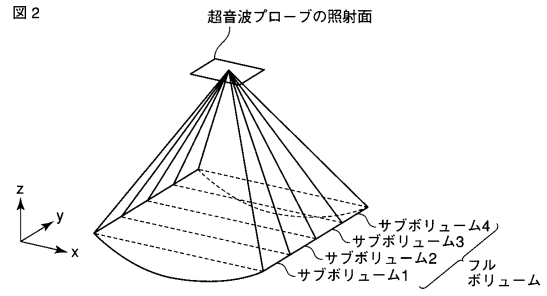
【図1】

図1



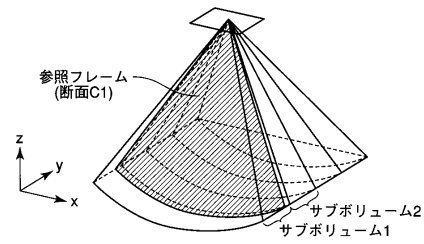
【図2】

図2



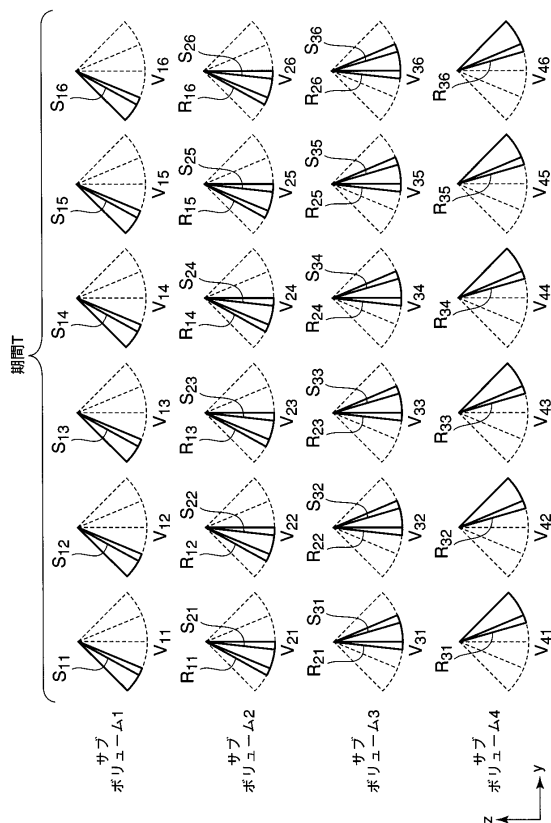
【図3】

図3



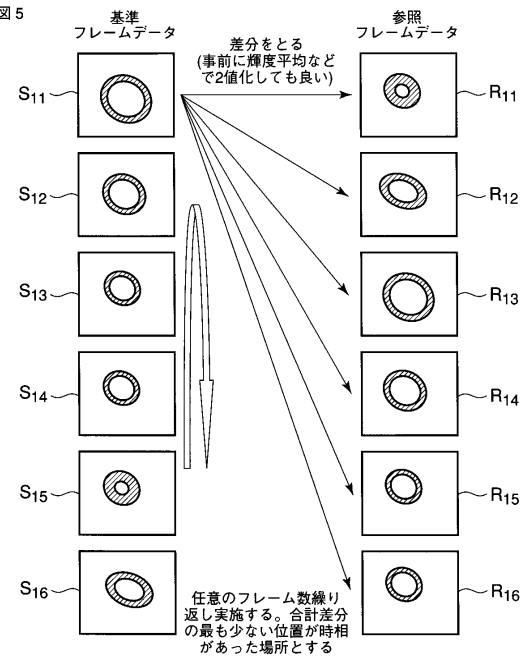
【図4】

図4



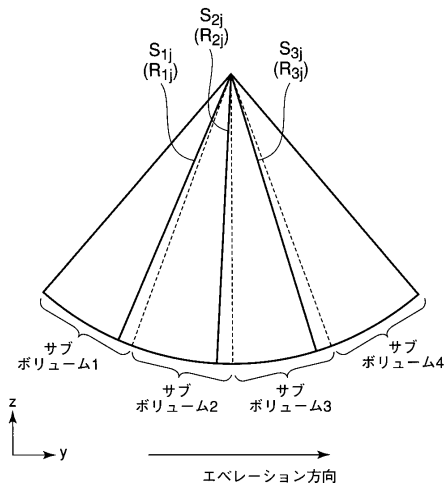
【図5】

図5



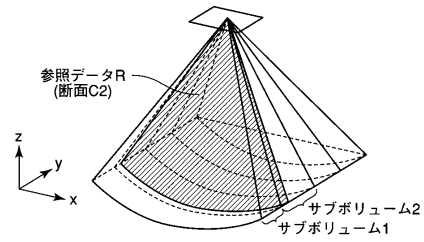
【図 6】

図 6



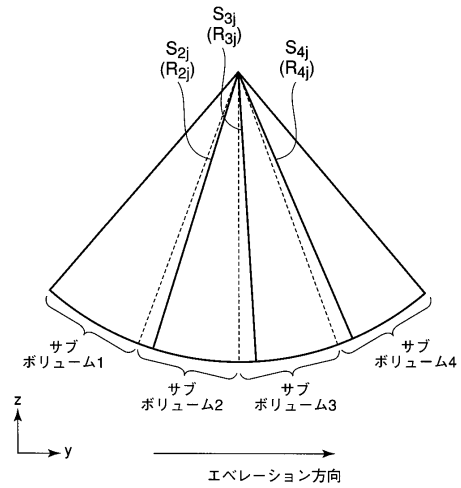
【図 7】

図 7



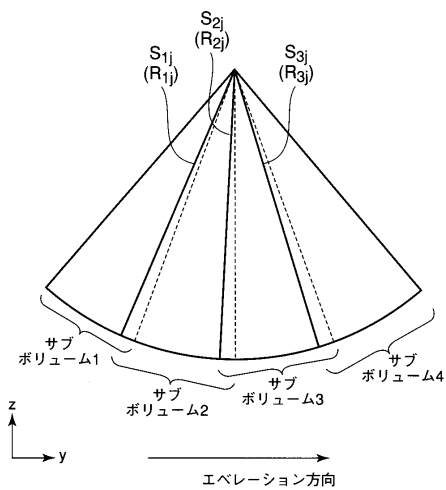
【図 8】

図 8



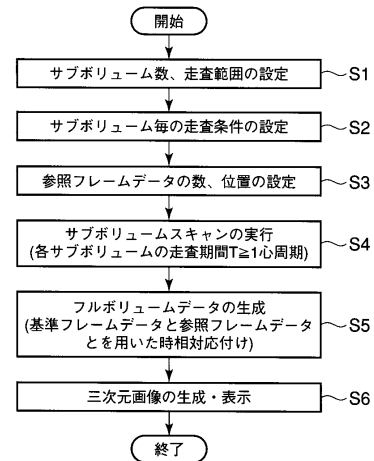
【図 9】

図 9



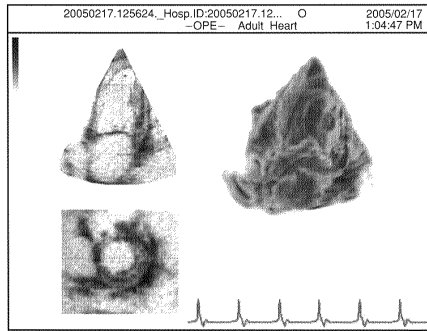
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



フロントページの続き

- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 栗田 康一郎
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 樋口 治郎
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 赤木 和哉
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 中嶋 修
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 郡司 隆之
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 五関 統一郎

- (56)参考文献 特表 2 0 0 6 - 5 0 1 9 2 0 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 0 2 4 9 6 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 7 4 2 2 5 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 9 0 2 2 5 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像数据生成程序		
公开(公告)号	JP5366372B2	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	JP2007113335	申请日	2007-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	栗田康一郎 樋口治郎 赤木和哉 中嶋修 郡司隆之		
发明人	栗田 康一郎 樋口 治郎 赤木 和哉 中嶋 修 郡司 隆之		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/EE05 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB01 4C601/JC06 4C601/JC12 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC31 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL04 4C601/LL11 4C601/LL38		
代理人(译)	中村诚		
其他公开文献	JP2008264314A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够在不使用ECG波形的情况下执行宽范围实时体积扫描的超声诊断设备等。 解决方案：通过在空间上连接它们构成与诊断区域相关的完整体积的多个子体积，以及用于在空间上连接多个子体积时关联与锻炼周期相关的相位的多个相体积在预定的时间段内收集数据用于参考帧数据。使用所收集的多个参考帧数据和其中空间位置对应于每个子体数据中的参考帧数据的参考帧数据，执行多个子体积之间的时间相位对应，并且这些在空间上相关通过组合它们，生成完整的体积数据。[选中图]图5

【 図 1 】

