

(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2010-198
(P2010-198A)

(43) 公開日 平成22年1月7日(2010.1.7)

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

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2008-160743 (P2008-160743)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成20年6月19日 (2008. 6. 19)		株式会社東芝
		(71) 出願人	594164542
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164531
			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	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

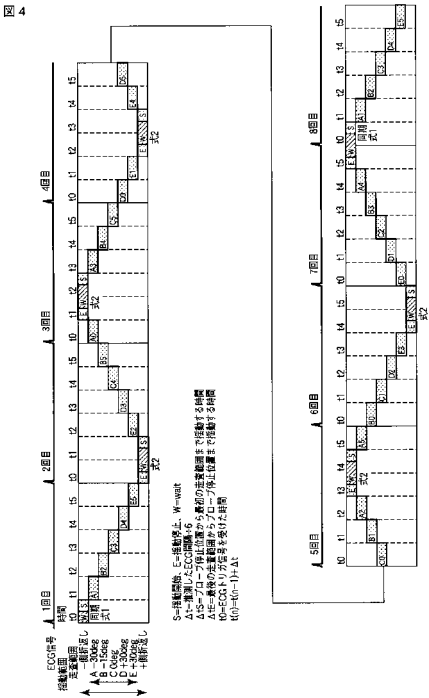
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】心電信号を基準に超音波プローブの揺動やスキヤンタイミングを制御し、少ない収集時間で広範囲かつ高レートの高ボリュームデータを収集可能とすることで、三次元超音波画像のリアルタイム表示を安価に実行することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを提供すること。

【解決手段】測定されるECGトリガ信号と揺動走査条件とに従って、プローブの揺動速度や折り返し位置での揺動停止時間、スキヤンの開始タイミング等を制御しながら、揺動走査を複数心拍分繰り返す。また、この揺動走査によって得られた複数の小領域の超音波画像データを同じ時相同士で組み合わせ、空間的に位置合わせし接続することで、各時相に対応するボリュームデータを生成し、これを用いて三次元画像を生成し表示する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波振動子が配列された超音波プローブを揺動させながら被検体を超音波走査する揺動走査を実行する超音波走査手段と、

推定された被検体の心拍周期、一心拍を複数の時相に分割する際の分割数、走査範囲を複数の小領域に分割する際の分割数、前記超音波プローブの揺動速度、前記超音波走査タイミング、心拍の規準時刻と超音波走査タイミングとを対応させるための揺動の折り返しでの待ち時間を少なくとも含む揺動走査条件を決定する条件決定手段と、

前記揺動走査条件に従って超音波走査手段を制御する制御手段と、

複数の心拍について前記被検体を揺動走査することで、前記時相毎の前記小領域に関する超音波画像データを取得する画像データ取得手段と、

前記時相毎の前記小領域に関する超音波画像データを用いて、前記走査範囲に関する前記時相毎のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記条件決定手段は、前記揺動の折り返しでの待ち時間を、前記揺動走査の最初の心拍についてのみに決定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】

前記条件決定手段は、前記被検体の心電信号に基づいて、前記揺動の折り返しでの待ち時間を一心拍毎に決定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記時相毎のボリュームデータを用いて三次元画像を生成する画像生成手段と、

前記三次元画像をリアルタイム表示する表示手段と、

を具備する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】

超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、

複数の超音波振動子が配列された超音波プローブを揺動させながら被検体を超音波走査する揺動走査を実行させる超音波走査機能と、

推定された被検体の心拍周期、一心拍を複数の時相に分割する際の分割数、走査範囲を複数の小領域に分割する際の分割数、前記超音波プローブの揺動速度、前記超音波走査タイミング、心拍の規準時刻と超音波走査タイミングとを対応させるための揺動の折り返しでの待ち時間を少なくとも含む揺動走査条件を決定させる条件決定機能と、

30

前記揺動走査条件に従って超音波走査手段を制御させる制御機能と、

複数の心拍について前記被検体を揺動走査することで、前記時相毎の前記小領域に関する超音波画像データを取得させる画像データ取得機能と、

前記時相毎の前記小領域に関する超音波画像データを用いて、前記走査範囲に関する前記時相毎のボリュームデータを生成させるボリュームデータ生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、三次元像表示可能な超音波診断装置に関するものであり、特に医用画像診断に使用される超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムに関する。

【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

50

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することができる。

【0003】

この様な超音波診断装置を用いて、例えば、モータにより超音波プローブをメカニカルに揺動させて、被検体の診断部位に関する三次元画像データ（ボリュームデータ）を収集しリアルタイムに表示する技術（メカニカル四次元スキャン）がある。また、超音波プローブを低速で揺動させることで、異なるプローブ揺動位置においてそれぞれ1心拍分のフレームデータを取得し、同時相のデータを事後的に組合わせて、全体の走査範囲に対応する四次元画像を生成する手法も行われている。さらに、超音波振動子が二次元マトリックス状に配列された二次元アレイプローブを用いて、心電信号に基づいて三次元走査範囲における走査開始位置を変更することで、異なる走査範囲においてそれぞれ1心拍分のデータを取得して、同時相のデータを事後的に組合わせて、全体の走査範囲に対応する四次元画像を生成する手法も行われている（例えば、特許文献1参照）。

10

【特許文献1】特開2007-215630号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の超音波診断装置を用いて三次元画像を生成しリアルタイム表示する場合、次の様な問題がある。

20

【0005】

すなわち、従来のメカニカル四次元スキャンにおいては、モータ等の機構を利用してプローブを揺動させることで三次元領域を超音波走査している。このため、広い範囲を超音波走査し、得られたデータを用いて三次元画像を生成しリアルタイム表示することは困難である。また、低速でプローブを揺動させる手法は、全走査範囲のデータを取得するまでに時間がかかる等の欠点がある。さらに、二次元アレイプローブを用いる手法は、高度なHWとSWを必要とするため、装置が高価になる等の欠点がある。

【0006】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、心電信号を基準に超音波プローブの揺動やスキャンタイミングを制御し、少ない収集時間で広範囲かつ高レート of ボリュームデータを収集可能とすることで、三次元超音波画像のリアルタイム表示を安価に実行することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを提供することを目的としている。

30

【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】

請求項1に記載の発明は、複数の超音波振動子が配列された超音波プローブを揺動させながら被検体を超音波走査する揺動走査を実行する超音波走査手段と、推定された被検体の心拍周期、一心拍を複数の時相に分割する際の分割数、走査範囲を複数の小領域に分割する際の分割数、前記超音波プローブの揺動速度、前記超音波走査タイミング、心拍の規準時刻と超音波走査タイミングとを対応させるための揺動の折り返し位置での待ち時間を少なくとも含む揺動走査条件を決定する条件決定手段と、前記揺動走査条件に従って超音波走査手段を制御する制御手段と、複数の心拍について前記被検体を揺動走査することで、前記時相毎の前記小領域に関する超音波画像データを取得する画像データ取得手段と、前記時相毎の前記小領域に関する超音波画像データを用いて、前記走査範囲に関する前記時相毎のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0009】

50

請求項 5 に記載の発明は、超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、複数の超音波振動子が配列された超音波プローブを揺動させながら被検体を超音波走査する揺動走査を実行させる超音波走査機能と、推定された被検体の心拍周期、一心拍を複数の時相に分割する際の分割数、走査範囲を複数の小領域に分割する際の分割数、前記超音波プローブの揺動速度、前記超音波走査タイミング、心拍の規準時刻と超音波走査タイミングとを対応させるための揺動の折り返し位置での待ち時間を少なくとも含む揺動走査条件を決定させる条件決定機能と、前記揺動走査条件に従って超音波走査手段を制御させる制御機能と、複数の心拍について前記被検体を揺動走査することで、前記時相毎の前記小領域に関する超音波画像データを取得させる画像データ取得機能と、前記時相毎の前記小領域に関する超音波画像データを用いて、前記走査範囲に関する前記時相毎のボリュームデータを生成させるボリュームデータ生成機能と、を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

10

【発明の効果】

【0010】

以上本発明によれば、心電信号を基準に超音波プローブの揺動やスキャンタイミングを制御し、少ない収集時間で広範囲かつ高レートのボリュームデータを収集可能とすることで、三次元超音波画像のリアルタイム表示を安価に実行することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラム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】

20

以下、本発明の第 1 実施形態及び第 2 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、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。

【0012】

（第 1 実施形態）

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 12、入力装置 13、モニター 14、超音波送信ユニット 21、超音波受信ユニット 22、B モード処理ユニット 23、ドブラ処理ユニット 24、画像生成ユニット 25、ボリュームデータ生成ユニット 26、画像合成ユニット 27、制御プロセッサ（CPU）28、揺動走査条件決定ユニット 29、内部記憶部 31、インターフェース部 33 を具備している。また、超音波診断装置 1 には、被検体の心電波形（ECG 波形）を取得する ECG 波形取得ユニット 40 が接続されている。以下、超音波診断装置 1 の個々の構成要素の機能について説明する。

30

【0013】

超音波プローブ 12 は、超音波送受信ユニット 21 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ング材等を有している。当該超音波プローブ 12 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 12 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。

40

【0014】

なお、本超音波装置が具備する超音波プローブ 12 は、被検体の三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 12 は、振動子とその配列方向の直交方向に沿って機械的に揺動させ、三次元領域を超音波走査する構成を有する。従って、被検体の三次元的走査は揺動回路（揺動機構）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、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。

50

【 0 0 1 5 】

入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (R O I) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 1 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 1 3 の終了ボタンや F R E E Z E 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。

【 0 0 1 6 】

モニター 1 4 は、画像生成ユニット 2 5 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報 (通常の B モード画像)、血流情報 (平均速度画像、分散画像、パワー画像等) 等を所定の形態で表示する。

10

【 0 0 1 7 】

超音波送信ユニット 2 1 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 1 2 に駆動パルスを印加する。

【 0 0 1 8 】

超音波受信ユニット 2 2 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、プローブ 1 2 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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

20

【 0 0 1 9 】

B モード処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 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 2 5 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ー 1 4 に表示される。

【 0 0 2 0 】

ドブラ処理ユニット 2 4 は、送受信ユニット 2 1 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、ドブ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。

30

【 0 0 2 1 】

画像生成ユニット 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3、ドブラ処理ユニット 2 4、ボリュームデータ生成ユニット 2 6 から受け取ったデータを用いて、超音波画像を生成する。

【 0 0 2 2 】

ボリュームデータ生成ユニット 2 6 は、後述する三次元画像のリアルタイム表示機能において、揺動走査によって得られた小領域に関する時相毎の超音波画像データを用いて、各時相に対応するボリュームデータを生成する。

40

【 0 0 2 3 】

画像合成ユニット 2 7 は、画像生成ユニット 2 5 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ー 1 4 に出力する。

【 0 0 2 4 】

制御プロセッサ 2 8 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 2 8 は、内部記憶部 3 1 から後述する三次元画像のリアルタイム表示機能を実現するための専用プログラム、所定のスキャンシーケンス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。

【 0 0 2 5 】

50

揺動走査条件決定ユニット 29 は、後述する三次元画像のリアルタイム表示機能において、揺動走査条件を決定する。

【0026】

内部記憶部 31 は、異なる画角設定により複数のボリュームデータを収集するための所定のスキャンシーケンス、後述する三次元画像のリアルタイム表示機能を実現するための専用プログラム、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、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像生成ユニット 25、ボリュームデータ生成ユニット 26、画像合成ユニット 27 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 31 のデータは、インターフェース部 33 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。

10

【0027】

インターフェース部 33 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。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、インターフェース部 33 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。

【0028】

（三次元画像のリアルタイム表示機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する、三次元画像のリアルタイム表示機能について説明する。この機能は、被検体の心臓をリアルタイムに映像化する場合において、心電信号（ば ECG 波形）を基準に超音波プローブの揺動やスキャンタイミングを制御することで、少ない収集時間で広範囲かつ高レートのボリュームデータを収集可能とし、三次元超音波画像のリアルタイム表示を安価に実行するものである。

20

【0029】

超音波プローブ 12 を揺動させながらの超音波走査（揺動走査）においては、揺動範囲と走査範囲とがある。揺動範囲とは、規準位置（0 度：0 degree）を中心として超音波プローブ 12 が（超音波走査の実行有無に関わらず）揺動する範囲である。走査範囲とは、揺動範囲において超音波走査を実行する範囲である。また、揺動範囲の下限を「-側折返し位置」と、-側折返し位置と走査範囲との間を「-側折返し範囲」と、揺動範囲の上限を「+側折返し位置」と、+側折返し位置と走査範囲との間を「+側折返し範囲」と、それぞれ呼ぶことにする。

30

【0030】

図 2 は、本三次元画像のリアルタイム表示機能に従う処理（三次元画像のリアルタイム表示処理）の流れを示したフローチャートである。以下、このフローチャートに従って三次元画像のリアルタイム表示処理を説明する。

【0031】

〔走査範囲及び揺動範囲の設定：ステップ S1〕

まず、入力装置 13 からの入力に基づいて、走査範囲及び揺動範囲が設定される（ステップ S1）。ここでは、説明を具体的にするため、図 3 に示すように、走査範囲を -30 度から +30 度までとし、揺動範囲を -30 度 - α 度から +30 度 + α 度までとして設定されたものとする。なお、走査範囲は、診断部位に応じて装置が自動的に設定するようにしてもよい。また、揺動範囲は、設定された走査範囲に応じて装置が自動的に設定するようにしてもよい。

40

【0032】

〔揺動走査条件の決定：ステップ S2〕

次に、揺動走査条件決定ユニット 29 は、揺動走査条件を決定する（ステップ S2）。ここで、揺動走査条件とは、一心拍を複数の時相に分割する際の分割数及びこれによって決定される分割幅（時相分割幅）、走査範囲を複数の小領域に分割する際の分割数及びこれによって決定される分割幅（走査範囲分割幅）、超音波プローブ 12 の走査範囲における揺動速度、-側折返し範囲又は +側折返し範囲において速度 0 から揺動速度に達するま

50

での時間（揺動加速時間）、-側折返し範囲又は+側折返し範囲において揺動速度から速度0になるまでの時間（揺動減速時間）、後述するWait時間のうちの少なくともいずれかを含むものである。

【0033】

すなわち、揺動走査条件決定ユニット29は、ECG波形取得ユニット40から複数のECG波形を取得し、これに基づいてECGトリガ間隔（例えば、R波間隔）を推測する。揺動走査条件決定ユニット29は、推測したECGトリガ間隔に基づいて、時相分割幅及び走査範囲分割幅を決定する。ここでは、説明を具体的にするため、1心拍を6つの時相（T0, T1, T2, T3, T4, T5）に分割するものとし、走査範囲を図3に示すように5つの小領域（A, B, C, D, E）に分割するものとする。従って、時相分割幅 Δt は $\Delta t = \text{推測したECGトリガ間隔} / 6$ となり、走査範囲分割幅 ΔL は $\Delta L = \text{走査範囲} / 5$ となる。なお、説明の便宜上、時相T0はECGトリガ信号の発生時相に対応するものとし、各時相の開始時刻をそれぞれ $t_0, t_1, t_2, t_3, t_4, t_5$ と表記するものとする。

10

【0034】

また、揺動走査条件決定ユニット29は、決定された時相分割幅 Δt 、走査範囲分割幅 ΔL 、走査範囲、揺動範囲に基づいて、超音波プローブ12の走査範囲における揺動速度、揺動加速度（減速度）を決定する。これらの数値は任意であるが。ここでは、プローブ12の揺動速度は5/6心拍（ $= 5 \Delta t$ ）で揺動範囲の片道（往路又は復路）を揺動できる程度の速度とし、揺動加速時間 Δt_s （揺動減速時間 Δt_e ）を1/12心拍内（すなわち、 $\Delta t_s = \Delta t_e = \Delta t / 2$ ）として決定する。

20

【0035】

[Wait時間の計算：ステップS3]

次に、揺動走査条件決定ユニット29は、Wait時間を計算する（ステップS3）。ここで、Wait時間とは、往路又は復路の超音波走査開始タイミングを、所望の時相（例えば、直近の時相）の開始時刻に合わせるために、折り返し範囲において超音波プローブの揺動を停止させる調整時間である。

【0036】

例えば、図3において超音波プローブ12が-側折返し位置で待機状態であるとし、1回目の心拍において時相T1の開始時刻 t_1 において小領域Aの超音波走査を開始させる場合を想定する。係る走査タイミングの制御を行うために、揺動走査条件決定ユニット29は、次の式（1）に従ってWait時間を決定する。

30

【0037】

$$\text{Wait時間} = \Delta t - \Delta t_s^1 \quad (1)$$

なお、ここでの Δt_s^1 は、超音波プローブが-側折返し位置から-30度まで揺動するのに必要な時間である。

【0038】

また、2回目の心拍において、時相T0の開始時刻 t_0 で+側折り返しのための揺動停止を行い、時相T2の開始時刻 t_2 において小領域Eの超音波走査を開始させる場合を想定する。係る走査タイミングの制御を行うために、揺動走査条件決定ユニット29は、次の式（2）に従ってWait時間を決定する。

40

【0039】

$$\text{Wait時間} = 2 \Delta t - \Delta t_e^1 - \Delta t_s^2 \quad (2)$$

なお、ここでの Δt_e^1 は、超音波プローブが+30度から+側折返し位置まで揺動するのに必要な時間であり、 Δt_s^2 は、超音波プローブが+側折返し位置から+30度まで揺動するのに必要な時間である。

【0040】

[揺動走査／ボリュームデータ生成：ステップS3]

次に、揺動走査条件、Wait時間に従う揺動走査が実行され、ボリュームデータが生成される（ステップS3）。

50

【 0 0 4 1 】

図 4 は、揺動走査条件、W a i t 時間に従う揺動走査の流れを示した図である。同図に示すように、制御プロセッサ 2 8 は、1 回目の E C G トリガ信号の発生時刻を時相 T 0 の開始時刻 t 0 に対応させ、式 (1) に従って計算された W a i t 時間に従って揺動を停止させた後、時相 T 1 の開始時刻 t 1 において小領域 A の超音波走査を開始するように、揺動動作及び超音波走査タイミングを制御する。また、制御プロセッサ 2 8 は、往路の揺動走査により 1 回目の心拍の時相 T 2 において小領域 B、時相 T 3 において小領域 C、時相 T 4 において小領域 D、時相 T 5 において小領域 E、のそれぞれに関する超音波画像データを取得する。なお、図 4 においては、例えば時相 T 1 に対応する小領域 A に関する超音波データを「A 1」といった具合に、対応する時相毎の超音波データを表記した。従って、1 回目の心拍によって取得される時相毎の小領域超音波データは、A 1、B 2、C 3、D 4、E 5 となる。

10

【 0 0 4 2 】

次に、制御プロセッサ 2 8 は、2 回目の E C G トリガ信号に対応する心拍期間において、時相 T 0、T 1 において式 (2) に従って計算された W a i t 時間に従って揺動を停止させた後、当該時相 T 2 の開始時刻 t 2 において小領域 E の超音波走査を開始するように、揺動動作及び超音波走査タイミングを制御する。また、制御プロセッサ 2 8 は、復路の揺動走査により当該心拍の時相 T 3 において小領域 D、時相 T 4 において小領域 C、時相 T 5 において小領域 B のそれぞれに関する超音波画像データ D 3、C 4、B 5 を取得する。

20

【 0 0 4 3 】

次に、制御プロセッサ 2 8 は、3 回目の E C G トリガ信号に対応する心拍期間において、往路の揺動走査により超音波画像データ A 0、A 3、B 4、C 5 を取得する。なお、3 回目の心拍では、2 回目の心拍の時相 T 5 での小領域 B の揺動走査から継続的に時刻 t 0 における小領域 A の揺動走査が実行される。また、当該 3 回目の心拍の時相 T 1、T 2 の期間内に - 側折返し位置での折り返し及び W a i t 時間によるタイミング調整の後、超音波画像データ A 3、B 4、C 5 が取得されることになる。

【 0 0 4 4 】

以降、制御プロセッサ 2 8 は、図 4 に示すように、同様な揺動走査を連続的に 7 回目の心拍まで実行する。

30

【 0 0 4 5 】

ボリュームデータ生成ユニット 2 6 は、1 回目の心拍から 7 回目の心拍までの揺動走査によって得られた小領域に関する時相毎の超音波画像データを用いて、各時相に対応するボリュームデータを生成する。すなわち、ボリュームデータ生成ユニット 2 6 は、例えば図 4 に示した揺動走査によって得られた時相 T 0 の超音波画像データ A 0 (3 回目の心拍の時相 T 0 に対応)、B 0 (6 回目の心拍の時相 T 0 に対応)、C 0 (5 回目の心拍の時相 T 0 に対応)、D 0 (4 回目の心拍の時相 T 0 に対応)、E 0 (7 回目の心拍の時相 T 0 に対応) を図 5 に示すように同じ時相同士で組み合わせ、空間的に位置合わせし接続することで、時相 T 0 に対応するボリュームデータを生成する。また、ボリュームデータ生成ユニット 2 6 は、他の時相 T 1 ~ T 5 のそれぞれについても同様の処理を行うことで、図 5 に示すように各時相に対応するボリュームデータを生成する。

40

【 0 0 4 6 】

なお、8 回目以降の心拍は、上述した 1 ~ 7 回目の心拍と同様の処理が逐次繰り返し実行される。

【 0 0 4 7 】

[三次元画像の生成・表示 : ステップ S 4]

次に、画像生成ユニット 2 5 は、生成された時相毎のボリュームデータを用いたレンダリング処理等により、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、画像合成部 2 7 において必要な情報と合成された後、モニター 1 4 に所定の形態で表示される (ステップ S 4) 。

50

【 0 0 4 8 】

なお、ステップ S 3、ステップ S 4 の処理を順次繰り返し実行することで、揺動走査によって取得される三次元画像をリアルタイムで表示することができる。

【 0 0 4 9 】

(効果)

本超音波診断装置によれば、測定される ECG トリガ信号と揺動走査条件とに従って、プローブの揺動速度や折り返し位置での揺動停止時間、スキャンの開始タイミング等を制御しながら、揺動走査を複数心拍分繰り返す。また、この揺動走査によって得られた複数の小領域の超音波画像データを同じ時相同士で組み合わせ、空間的に位置合わせし接続することで、各時相に対応するボリュームデータを生成し、これを用いて三次元画像を生成し表示する。従って、機械による広範囲な揺動であるため、操作者は超音波プローブを低速で移動させる必要がなく、また二次元超プローブを使用しないため高価な HW、SW を用いることなしに、三次元超音波画像のリアルタイム表示を実現することができる。その結果、少ない収集時間で広範囲且つ高ボリュームレートで、三次元超音波画像のリアルタイム表示を実現することができる。

10

【 0 0 5 0 】

(第 2 の実施形態)

現実の臨床の場合においては、実際の ECG トリガ信号間隔は毎回同じではなく、多少のずれがある。本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、実測された ECG トリガ信号間隔が推定された ECG トリガ信号間隔からずれた場合の三次元画像のリアルタイム表示機能について、実施例に従って説明する。

20

【 0 0 5 1 】

[実施例 1]

実測によって得られる ECG トリガ信号間隔が、ステップ S 2 において推測された ECG トリガ信号間隔に比して長くなる場合がある。図 6 は、係る場合において、第 1 の実施形態で示した様に、小領域 A から揺動走査を開始するタイミングでのみ ECG トリガ信号との同期を取りながら揺動走査する例 (1 回目の心拍の時相 T 1 の開始時刻 t_1 、8 回目の心拍の時相 T 1 の開始時刻 t_1 においてのみ ECG トリガ信号との同期を取りながら揺動走査する例) を示した図である。この様な場合、実測される ECG トリガ信号間隔とのずれは、累積されることになり、図 6 に示すように最大でトリガ 6 回分の累積値となる。しかしながら、この様な場合であっても、図 7 に示すように、揺動走査によって得られた複数の小領域の超音波画像データを同じ時相同士で組み合わせ、空間的に位置合わせし接続することで、各時相に対応するボリュームデータを生成することができる。

30

【 0 0 5 2 】

[実施例 2]

実測によって得られる ECG トリガ信号間隔が、ステップ S 2 において推測された ECG トリガ信号間隔に比して短くなる場合がある。図 8 は、係る場合において、第 1 の実施形態で示した様に、小領域 A から揺動走査を開始するタイミングでのみ ECG トリガ信号との同期を取りながら揺動走査する例を示した図である。この様な場合、実測される ECG トリガ信号間隔とのずれは累積されることになり、図 8 に示すように最大でトリガ 7 回分の累積値となる。しかしながら、この様な場合であっても、図 9 に示すように、揺動走査によって得られた複数の小領域の超音波画像データを同じ時相同士で組み合わせ、空間的に位置合わせし接続することで、各時相に対応するボリュームデータを生成することができる。

40

【 0 0 5 3 】

[実施例 3]

図 6 に示した例では、1 回目の心拍の時相 T 1 の開始時刻 t_1 、8 回目の心拍の時相 T 1 の開始時刻 t_1 においてのみ ECG トリガ信号との同期が取られる。従って、それ以外の心拍での ECG トリガ信号発生タイミングとのずれが累積することになる。その結果、例えば 1 回目 ~ 7 回目の心拍を用いて各時相のボリュームデータを作成する場合、最終的

50

な時相のずれは最大トリガ 6 回分となる。本実施例では、このような ECG トリガ信号とのずれを往路及び復路の折り返しの度に修正しながら揺動走査を実行し、時相毎のボリュームデータを生成するものである。

【 0 0 5 4 】

図 10 は、本実施例に揺動走査の流れを示した図である。同図に示すように、1 回目の心拍の時相 T 5 が経過しても、2 回目の心拍に対応する ECG トリガ信号が発生していない。このため、復路での小領域 E の超音波走査開始タイミングと 2 回目の心拍の時相 T 2 の開始時刻 t 2 とを同期させるためには、往路から復路への折り返しにおいて調整時間 $\Delta t'$ (その時々で長さは異なる。) を追加し、超音波プローブの揺動を停止させる必要がある。従って、係る同期を実現するための Wait 時間は、次の式 (3) によって計算することができる。

10

【 0 0 5 5 】

$$\text{Wait 時間} = 2 \Delta t + \Delta t' - \Delta t e^1 - \Delta t s^2 \quad (3)$$

これにより、揺動の折返し毎にずれが解消されるため、全体のボリュームで見た時の時相のズレは、最大でトリガ 1 回分 (全トリガの中で一番大きなずれ) まで減少させることができる。こうして得られた複数の小領域の超音波画像データを図 11 に示すように、同じ時相同士で組み合わせ、空間的に位置合わせし接続することで、各時相に対応するボリュームデータを生成することができる。

【 0 0 5 6 】

[実施例 4]

20

図 8 に示した例では、1 回目の心拍の時相 T 1 の開始時刻 t 1、9 回目の心拍の時相 T 1 の開始時刻 t 1 においてのみ ECG トリガ信号との同期が取られる。従って、それ以外の心拍での ECG トリガ信号発生タイミングとのずれが累積することになる。その結果、例えば 1 回目 ~ 8 回目の心拍を用いて各時相のボリュームデータを作成する場合、最終的な時相のずれは最大トリガ 7 回分となる。本実施例では、このような ECG トリガ信号とのずれを往路及び復路の折り返しの度に修正しながら揺動走査を実行し、時相毎のボリュームデータを生成するものである。

【 0 0 5 7 】

図 12 は、本実施例に揺動走査の流れを示した図である。同図に示すように、1 回目の心拍の時相 T 5 が経過前に 2 回目の心拍に対応する ECG トリガ信号が発生してしまう。このため、復路での小領域 E の超音波走査開始タイミングと 2 回目の心拍の時相 T 2 の開始時刻 t 2 とを同期させるためには、往路から復路への折り返しにおいて調整時間 $\Delta t'$ (その時々で長さは異なる。) だけ超音波プローブの揺動停止を短縮させる必要がある。従って、係る同期を実現するための Wait 時間は、次の式 (4) によって計算することができる。

30

【 0 0 5 8 】

$$\text{Wait 時間} = 2 \Delta t - \Delta t' - \Delta t e^1 - \Delta t s^2 \quad (4)$$

これにより、揺動の折返し毎にズレが解消されるため、全体のボリュームで見た時の時相のズレは、最大でトリガ 1 回分 (全トリガの中で一番大きなズレ) まで減少させることができる。こうして得られた複数の小領域の超音波画像データを図 13 に示すように、同じ時相同士で組み合わせ、空間的に位置合わせし接続することで、各時相に対応するボリュームデータを生成することができる。

40

【 0 0 5 9 】

なお、6 回目の心拍の時相 T 5 における折返しでは、Wait 時間中に 7 回目のトリガが来てしまう。このため、式 (4) で計算した Wait 時間をそのまま使用するとずれが累積してしまう。従って、Wait 時間中に ECG トリガ信号が発生した場合は、その時点で Wait を中止し、すぐに揺動開始させる。ただし、この場合でも $\Delta t s$ 分だけのずれは最初から残ることになる。

【 0 0 6 0 】

また、8 回目の心拍の時相 T 0 では、通常 Wait 時間の計算に式 (1) を用いる。し

50

かしながら、図 6 に示すように 7 回目と 8 回目の 2 回連続してトリガが早く来た等の場合には、7 回目で既に Δt_s 分だけずれているので、8 回目の ECG トリガ信号時にまだ揺動停止処理を行っている可能性がある。このため、式 (1) で計算した Wait 時間を使用するとずれを解消できない場合がある。係る場合には、次の式 (5) を用いて Wait 時間を計算することが好ましい。

【0061】

$$\text{Wait 時間} = 2 \Delta t - \Delta t' - \Delta t_e - 2 \Delta t_s \quad (5)$$

また、図 14 に示すように 7 回目は正常で 8 回目のみ ECG トリガ信号間隔が短くなってしまった場合も、まだ揺動停止処理を行っている可能性があるため、この場合の Wait 時間は式 (4) で計算する。これにより、揺動の折返し毎にずれが解消されるため、全体のボリュームで見た時の時相のずれは、最大でトリガ 1 回分(全トリガの中で一番大きなずれ)まで減少させることができる。

10

【0062】

以上述べた各実施例に従う構成によれば、ECG トリガ信号の間隔がずれた場合であっても、好適な三次元画像のリアルタイム表示を実現することができる。

【0063】

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。例えば、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。

20

【0064】

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】

【0065】

以上本発明によれば、心電信号を基準に超音波プローブの揺動やスキャンタイミングを制御することで、少ない収集時間で広範囲かつ高レートの高ボリュームデータを収集可能とし、三次元超音波画像のリアルタイム表示を安価に実行することができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図 1】図 1 は、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、三次元画像のリアルタイム表示機能に従う処理(三次元画像のリアルタイム表示処理)の流れを示したフローチャートである。

【図 3】図 3 は、走査範囲、揺動範囲等を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る揺動走査の流れを示した図である。

40

【図 5】図 5 は、各時相に対応するボリュームデータの生成を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、第 2 の実施形態の実施例 1 に係る揺動走査の流れの一例を示した図である。

【図 7】図 7 は、第 2 の実施形態の実施例 1 に係るボリュームデータ生成処理を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態の実施例 1 に係る揺動走査の流れの他の例を示した図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態の実施例 2 に係るボリュームデータ生成処理を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態の実施例 3 に係る揺動走査の流れを示した図である

50

。

【図 1 1】図 1 1 は、第 2 の実施形態の実施例 3 に係るボリュームデータ生成処理を説明するための図である。

【図 1 2】図 1 2 は、第 2 の実施形態の実施例 4 に係る揺動走査の流れを示した図である。

。

【図 1 3】図 1 3 は、第 2 の実施形態の実施例 4 に係るボリュームデータ生成処理を説明するための図である。

【図 1 4】図 1 4 は、第 2 の実施形態の実施例 4 の変形例を説明するための図である。

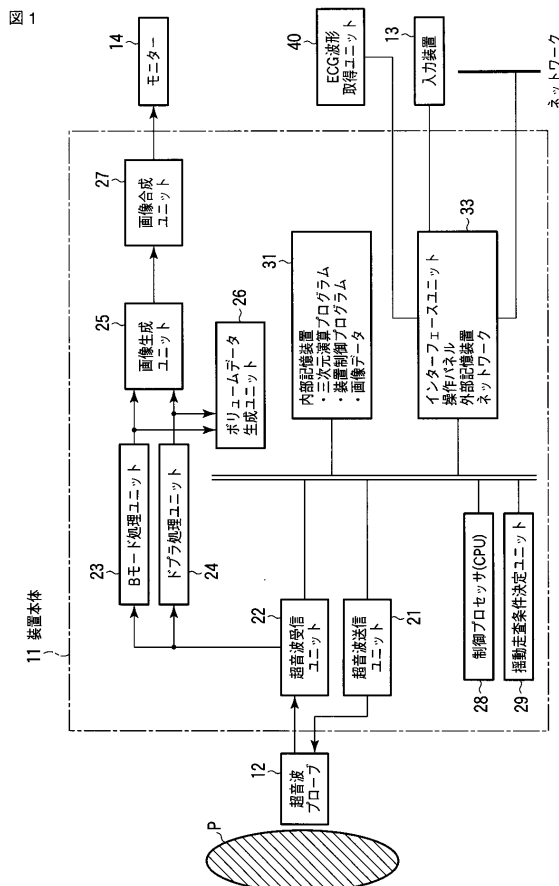
【符号の説明】

【 0 0 6 7 】

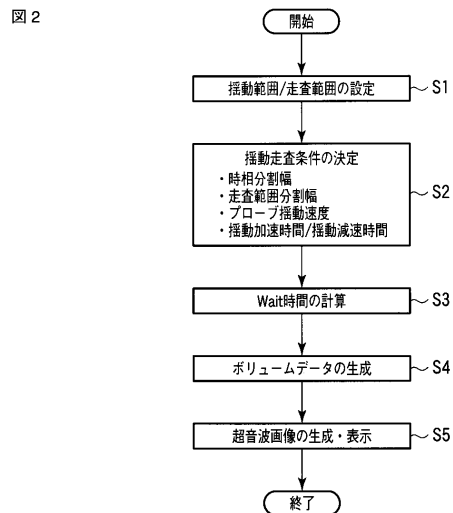
1 ... 超音波診断装置、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 入力装置、1 4 ... モニター、2 1 ... 超音波送信ユニット、2 2 ... 超音波受信ユニット、2 3 ... B モード処理ユニット、2 4 ... ドプラ処理ユニット、2 5 ... 画像生成ユニット、2 6 ... ボリュームデータ生成ユニット、2 7 ... 画像合成ユニット、2 8 ... 制御プロセッサ (CPU)、2 9 ... 揺動走査条件決定ユニット、3 1 ... 内部記憶装置、3 3 ... インターフェースユニット、4 0 ... ECG 波形取得ユニット

10

【 図 1 】

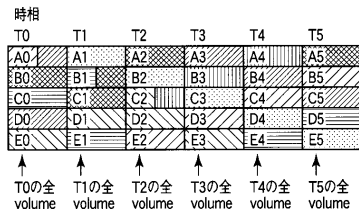


【 図 2 】



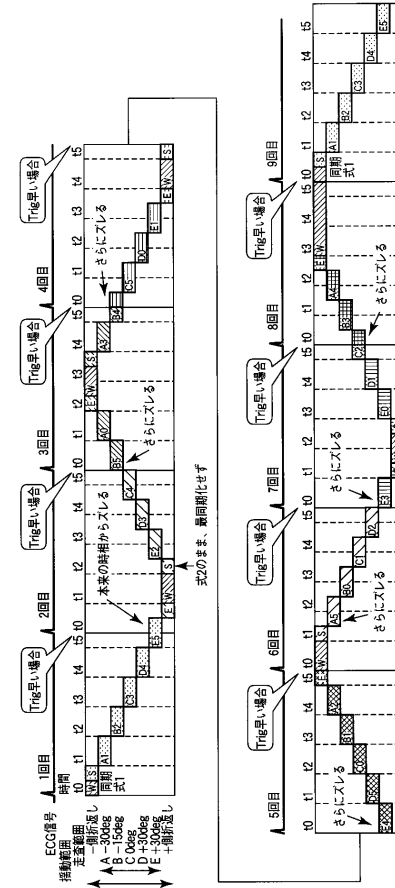
【図 7】

図 7



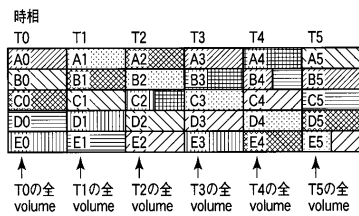
【図 8】

図 8



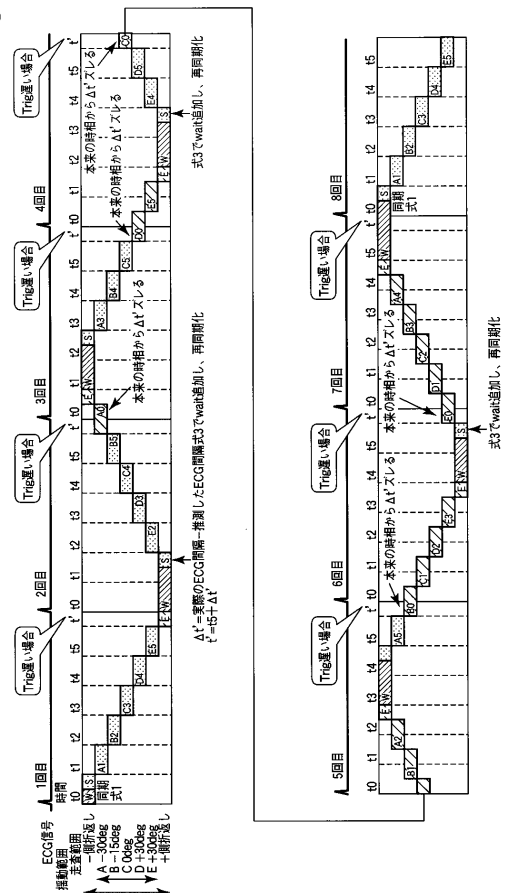
【図 9】

図 9



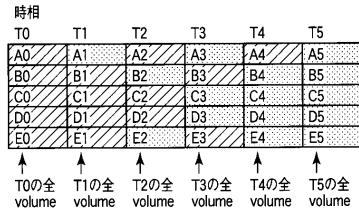
【図 10】

図 10



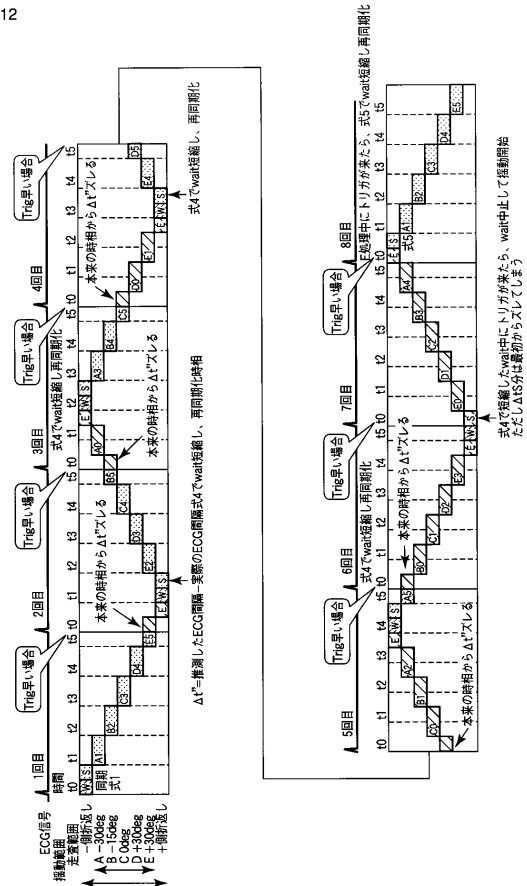
【図 1 1】

図 11



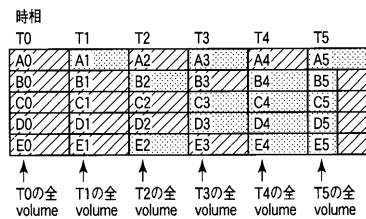
【図 1 2】

図 12



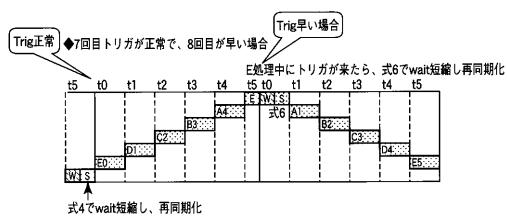
【図 1 3】

図 13



【図 1 4】

図 14



フロントページの続き

(74)代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
(74)代理人 100141933
弁理士 山下 元

(72)発明者 寺澤 俊治

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB15 BB16 EE14 GB04 JC26 KK21 LL02 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制程序		
公开(公告)号	JP2010000198A	公开(公告)日	2010-01-07
申请号	JP2008160743	申请日	2008-06-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	寺澤俊治		
发明人	寺澤 俊治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/EE14 4C601/GB04 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/LL02 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过控制超声探头的振荡和基于心电图信号的扫描定时来实现三维超声图像的实时显示，并能在短时间内采集宽范围和高速率的体积数据。提供一种可以以低成本执行的超声诊断设备和超声诊断设备控制程序。根据测得的ECG触发信号和摆动扫描条件，在控制探头的摆动速度，折叠位置的摆动停止时间，扫描开始时刻等的同时，对多个心跳执行摆动扫描。再说一次 另外，通过将在该摆动扫描中获得的多个小区域的超声图像数据在相同的时间阶段进行组合，通过空间对准和连接，生成与每个时间阶段相对应的体数据，使用此生成并显示三维图像。[选择图]图4

