

(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2010-178905

(P2010-178905A)

(43) 公開日 平成22年8月19日(2010.8.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-25077(P2009-25077)
(22) 出願日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三

最終頁に続く

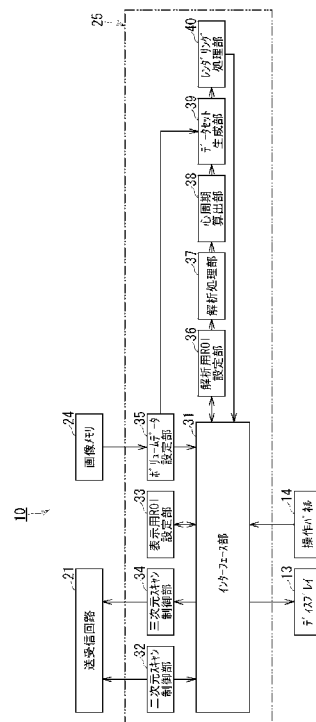
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波診断装置において、心周期の推定精度を向上させ、より簡便に胎児心臓の三次元画像を生成・表示する。

【解決手段】超音波診断装置10は、三次元画像を表示するための表示用ROI設定部33と、表示用領域に対して生成されるボリュームデータを画像メモリ24から取得するボリュームデータ取得部35と、ボリュームデータを基に、時間的な変動周期の算出に用いる解析用領域を設定する解析用ROI設定部36と、前記解析用領域のデータを基に、信号強度の時間的な変動の解析を行なう解析処理部37と、解析結果を基に、パワーのピーク点を検出して胎児の心周期を算出する心周期算出部38と、略同一心周期毎のデータセット群をそれぞれ生成するデータセット生成部39と、データセット群をそれぞれレンダリング処理して三次元画像群とするレンダリング処理部40と、三次元画像群を動画像として表示するディスプレイ13と、を有する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

三次元画像を表示するための表示用領域を設定する表示用領域設定手段と、
超音波を送受信する送受信手段と、
前記送受信手段を用いて前記表示用領域に対する三次元スキャンを実行してボリュームデータを生成する第 1 生成手段と、
前記ボリュームデータを基に、時間的な変動周期の算出に用いる解析用領域を設定する解析用領域設定手段と、
前記ボリュームデータに含まれる前記解析用領域のデータを基に、信号強度の時間的な変動に対して解析を行なう解析手段と、
前記解析結果を基に、パワーのピーク点を検出して胎児の心周期を算出する算出手段と、
前記心周期を基に、前記ボリュームデータから略同一心周期毎のデータセット群をそれぞれ生成する第 2 生成手段と、
前記データセット群をそれぞれレンダリング処理して三次元画像群とし、前記三次元画像群を動画像として表示する表示手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記送受信手段は、超音波プローブとしての機械式三次元プローブを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波による二次元スキャンを実行して断層像を生成する手段をさらに有し、前記表示手段は、前記断層像を表示する構成とすることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記動画像を変更するか否かを入力可能な入力手段をさらに有し、前記入力手段によって前記動画像の変更が入力される場合、前記第 1 生成手段は、前記二次元スキャンを再び実行する構成とすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記動画像を変更するか否かを操作者が入力可能であり、前記解析用領域を操作者が入力可能な入力手段をさらに有し、前記入力手段によって前記動画像の変更が入力される場合、前記解析用領域設定手段は、前記入力手段からの入力に従って前記解析用領域を設定する構成とすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記解析用領域を操作者が入力可能な入力手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記ボリュームデータを基に、揺動方向の断層像及び前記揺動方向に直交する直交方向の断層像を生成する手段をさらに有し、前記表示手段は、前記揺動方向の断層像及び前記直交方向の断層像を表示し、前記解析用領域設定手段は、前記各断層像上で前記入力手段によって前記解析用領域が入力されることで、三次元の前記解析用領域を設定する構成とすることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記解析用領域設定手段は、前記ボリュームデータの輝度情報の分散値を基に、三次元の前記解析用領域を設定する構成とすることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

コンピュータに、
三次元画像を表示するための表示用領域を設定する機能と、
前記表示用領域に対する三次元スキャンを実行してボリュームデータを生成する機能と、
前記ボリュームデータを基に、時間的な変動周期の算出に用いる解析用領域を設定する機

50

能と、

前記ボリュームデータに含まれる前記解析用領域のデータを基に、信号強度の時間的な変動に対して解析を行なう機能と、

前記解析結果を基に、パワーのピーク点を検出して胎児の心周期を算出する機能と、

前記心周期を基に、前記ボリュームデータから略同一心周期毎のデータセット群をそれぞれ生成する機能と、

前記データセット群をそれぞれレンダリング処理して三次元画像群とし、前記三次元画像群を動画像として表示する機能と、

を実現させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブを用いて超音波走査して得られた信号から三次元画像を生成する超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において収集した三次元データから、被検体の時間的な変動周期を算出し、算出した変動周期を用いて、同じ心周期毎にデータを並び替えて表示するSTIC (spatio temporal image correlation) と呼ばれる技術がある。

20

【0003】

STICは、主に胎児心臓の三次元画像を得るために使用され、その特徴は心拍同期を必要とせず胎児心臓の動きをリアルタイムに表示できることである。STICでは機械的に揺動するメカ4Dプローブを用いて、胎児心臓用に開発された4D超音波で心臓の周期的な変化を読み取ることにより、まず胎児の心周期(心拍値)としての心拍数を検出する。約10秒間で心臓全体をスキャンし画像を取り込み、心周期に合わせてボリュームデータを合成し、1心周期の動画像を構築するシステムである。1秒間に150フレームの画像を取り込むため、10秒間の1スキャンで1,500枚の断層像のデータを保存することになる。同一心周期毎に約40枚の断層像によって構成されるボリュームデータを基に三次元画像群を再構成し、三次元画像群を連続的に動かすことにより4D(四次元)表示を行なう。

30

【0004】

STICを用いた超音波診断装置として、以下のような技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-74225号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

しかしながら、従来技術においては、ボリュームデータに含まれる全データから解析サンプルデータを抽出して変動周期を推定しているため、例えば、胎児の心臓をスキャンした場合、実際の心周期と推定した心周期にズレが生じる場合がある。ズレの原因として、解析サンプルとして抽出したデータが心臓以外の部位を含むことにより、胎動や母体の心周期など胎児心臓の拍動以外の成分がノイズとして混入してしまうことが挙げられる。その影響により、自己相関又は高速フーリエ変換解析(FFT)による、ピークの検出精度が低下してしまう問題がある。

【0007】

また、従来技術では、正しい心周期が算出されない場合には、二次元スキャン(ライブスキャン)まで戻ってボリュームデータを取りなおす必要があり、検査にかかる時間が

50

増えるという問題があった。

【0008】

本発明は、上述のような事情を考慮してなされたもので、心周期の推定精度を向上することができ、より簡便に胎児心臓の三次元画像を生成・表示することができる超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【0009】

また、本発明は、上述のような事情を考慮してなされたもので、胎児に関する動画像のデータの生成効率を向上できる超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、三次元画像を表示するための表示用領域を設定する表示用領域設定手段と、超音波を送受信する送受信手段と、前記送受信手段を用いて前記表示用領域に対する三次元スキャンを実行してポリウムデータを生成する第1生成手段と、前記ポリウムデータを基に、時間的な変動周期の算出に用いる解析用領域を設定する解析用領域設定手段と、前記ポリウムデータに含まれる前記解析用領域のデータを基に、信号強度の時間的な変動に対して解析を行なう解析手段と、前記解析結果を基に、パワーのピーク点を検出して胎児の心周期を算出する算出手段と、前記心周期を基に、前記ポリウムデータを基に略同一心周期毎のデータセット群をそれぞれ生成する第2生成手段と、前記データセット群をそれぞれレンダリング処理して三次元画像群とし、前記三次元画像群を動画像として表示する表示手段と、を有する。

【0011】

本発明に係る超音波診断装置の制御プログラムは、上述した課題を解決するために、コンピュータに、三次元画像を表示するための表示用領域を設定する機能と、前記表示用領域に対する三次元スキャンを実行してポリウムデータを生成する機能と、前記ポリウムデータを基に、時間的な変動周期の算出に用いる解析用領域を設定する機能と、前記ポリウムデータに含まれる前記解析用領域のデータを基に、信号強度の時間的な変動に対して解析を行なう機能と、前記解析結果を基に、パワーのピーク点を検出して胎児の心周期を算出する機能と、前記心周期を基に、前記ポリウムデータを基に略同一心周期毎のデータセット群をそれぞれ生成する機能と、前記データセット群をそれぞれレンダリング処理して三次元画像群とし、前記三次元画像群を動画像として表示する機能と、を実現させる。

【発明の効果】

【0012】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムによれば、心周期の推定精度を向上することができ、より簡便に胎児心臓の三次元画像を生成・表示することができる。

【0013】

また、本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムによれば、胎児に関する動画像のデータの生成効率を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図2】本実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図3】A面画像上で設定されるA面の解析用ROIの表示例を示す図。

【図4】B面画像上で設定されるB面の解析用ROIの表示例を示す図。

【図5】(a), (b), (c)は、解析用ROIの自動設定方法の一例を示す概念図。

【図6】周波数スペクトルの一例を示す図。

【図7】心拍数が正しく算出される場合に生成される胎児心臓の三次元画像の概念図。

【図8】心拍数が正しく算出されない場合に生成される胎児心臓の三次元画像の概念図。

10

20

30

40

50

【図 9】表示される動画像のうちスナップショットをマルチプレーン表示した一例を示す図。

【図 10】本実施形態の超音波診断装置の第 1 の動作を示すフローチャート。

【図 11】本実施形態の超音波診断装置の第 2 の動作を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムの実施形態について、添付図面を参照して説明する。

【0016】

図 1 は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

10

【0017】

図 1 は、STIC を利用する本実施形態の超音波診断装置 10 を示す。その超音波診断装置 10 は、大きくは、超音波プローブ 11、装置本体 12、ディスプレイ 13 及び操作パネル 14 によって構成される。

【0018】

超音波プローブ 11 は、装置本体 12 からの駆動パルスを基に患者 P 内の被検体を含む三次元のスキャン領域に対して超音波パルスを送信すると共に、送信された超音波パルスに対応するエコーを受信して電気信号に変換する圧電振動子群を有する。超音波プローブ 11 の圧電振動子群からスキャン領域に超音波パルスが送信されると、その超音波パルスによって形成される超音波ビームは、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る。その反射されたエコーを圧電振動子群によって受信する。受信されたエコーは圧電振動子群にてエコー信号に変換される。エコー信号の振幅は、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、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合、送信された超音波パルスに対応するエコーは、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。

20

【0019】

超音波プローブ 11 としては、例えば、機械式三次元プローブ及び 2D プローブ（マトリクスアレイプローブ）等が挙げられる。機械式三次元プローブは、X 軸方向（アジマス方向）のみに多数（例えば、100 乃至 200 個）配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブであるか、X 軸方向に多数、Y 軸方向（エレベーション方向）に少数（例えば、3 個）配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブである。また、2D プローブは、X 軸方向及び Y 軸方向の両方に多数の圧電振動子が配列されたプローブである。

30

【0020】

超音波プローブ 11 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向に収束して Z 軸方向（深さ方向）に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。一方、超音波プローブ 11 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y 軸方向に 1 個の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、圧電振動子を凹面振動子としたりすることが好適である。又は、超音波プローブ 11 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y 軸方向に少数の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、焦点の Z 軸方向の位置に応じて Y 軸方向に少数の圧電振動子の駆動個数を変化させたりする。機械式三次元プローブを用いて複数走査断面をスキャンする場合、圧電振動子群を煽動させながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の 2D 断面（X-Z 断面）をスキャンする。

40

【0021】

超音波プローブ 11 が 2D プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向及び Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向及び Y 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。2D プローブを

50

用いて複数走査断面をスキャンする場合、電子的に超音波パルスの送信面をY軸方向にずらしながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数のX-Z断面をスキャンする。

【0022】

装置本体12は、送受信回路21、信号処理回路22、画像生成回路23、画像メモリ24、CPU(central processing unit)25、内部記憶装置26、IF(interface)27及び外部記憶装置28を備える。なお、本実施形態では、送受信回路21、信号処理回路22及び画像生成回路23は、集積回路として構成されるものとして説明するが、それら全部又は一部はソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものであってもよい。

10

【0023】

送受信回路21は、図示しない送信回路及び受信回路を設ける。送信回路は、図示しないパルサ回路、送信遅延回路及びトリガ発生回路等を有する。パルサ回路は、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を繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波をチャンネル毎にビーム状に集束し、かつ、送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ11の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

【0024】

なお、送受信回路21の送信回路は、CPU25の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧(音圧)、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に音圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信部又は複数の電源部を電氣的に切り替える機構によって実現される。

20

【0025】

送受信回路21の受信回路は、図示しないアンプ、受信遅延回路、A/D(analog to digital)変換回路及び加算回路等を有する。アンプでは、超音波プローブ11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。受信遅延回路は、アンプによって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る。A/D変換回路は、受信遅延回路から出力されるエコー信号をデジタル信号に変換する。加算回路は、デジタルのエコー信号に対して加算処理を行なう。加算回路による加算により、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、RF(radio frequency)信号が生成される。

30

【0026】

信号処理回路22は、Bモード処理回路22a及びドプラ処理回路22bを備える。Bモード処理回路22aは、送受信回路21から取得されるRF信号に対して、対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるBモード画像を生成する。その場合、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、一つの受信データに対して、2つの検波周波数による検波処理を並列に行なうことも可能である。

40

【0027】

ドプラ処理回路22bは、送受信回路21から取得されるRF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、分散及びパワー等の血流情報を多点について求める。ドプラ処理回路22bは、血流情報としての平均速度画像、分散画像、パワー画像及びこれらの組み合わせたドプラ画像を生成する。

【0028】

画像生成回路23は、信号処理回路22から出力される超音波スキャンの走査線信号列の断面画像をテレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列の断面画像に変換する。画像生成回路23は、画像を格納する記憶メモリ(図示しない)を搭載し

50

ており、例えば診断の後に操作者（ユーザ）が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。また、画像生成回路 23 は、断面画像を基にボリュームデータを形成する。

【0029】

画像メモリ 24 は、信号処理回路 22 及び画像生成回路 23 から出力される画像を記憶する記憶装置である。画像メモリ 24 には、異なる送受信条件で得られた画像が並列に格納される。画像メモリ 24 には、信号処理回路 22 から出力されるいわゆる RAW データ（生データ）と呼ばれる変換前のデータ形式の断面画像や、その断面画像に基づくボリュームデータが記憶される。なお、画像メモリ 24 は、画像生成回路 23 から出力されるビデオフォーマット変換後のデータ形式の断面画像や、画像生成回路 23 から出力される、

10

【0030】

CPU 25 は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路（LSI）の構成をもつ制御装置である。CPU 25 は、内部記憶装置 26 に記憶しているプログラムを実行する機能を有する。又は、CPU 25 は、外部記憶装置 28 に記憶しているプログラム、ネットワーク N から転送され IF 27 で受信されて外部記憶装置 28 にインストールされたプログラムを、内部記憶装置 26 にロードして実行する機能を有する。

【0031】

内部記憶装置 26 は、ROM（read only memory）及び RAM（random access memory）等の要素を兼ね備える構成をもつ記憶装置である。内部記憶装置 26 は、IPL（initial program loading）、BIOS（basic input/output system）及びデータを記憶したり、CPU 25 のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。

20

【0032】

IF 27 は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。IF 27 は、操作パネル 14、病院基幹の LAN（local area network）等のネットワーク N、外部記憶装置 28 及び操作パネル 14 等に関するインターフェースである。装置本体 12 によって生成された画像は、IF 27 によって、ネットワーク N を介して他の装置に転送可能である。

30

【0033】

外部記憶装置 28 は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置（図示しない）に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。外部記憶装置 28 は、装置本体 12 にインストールされたプログラム（アプリケーションプログラムの他、OS（operating system）等も含まれる）を記憶する機能を有する。また、OS に、操作者に対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル 14 によって行なうことができる GUI（graphical user interface）を提供させることもできる。

40

【0034】

内部記憶装置 26 又は外部記憶装置 28 は、制御プログラムや、診断情報（患者 ID（identification）及び医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件及びその他のデータ群を格納している。さらに、内部記憶装置 26 又は外部記憶装置 28 に記憶されたデータは、IF 27 を介してネットワーク N 網へ転送することも可能となっている。

【0035】

ディスプレイ 13 は、液晶ディスプレイや CRT（cathode ray tube）等によって構成される。ディスプレイ 13 は、画像生成回路 23 からのビデオ信号に基づいて、三次元データを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に表示する機能を有す

50

る。

【0036】

操作パネル14は、キーボード14a、マウス14b、トラックボール14c及びTCS(touch command screen)14d等によって構成される。操作パネル14は、操作者からの各種指示、例えば、関心領域(ROI: region of interest)の設定指示等をIF27を介してCPU25に入力する機能を有する。

【0037】

図2は、本実施形態の超音波診断装置10の機能を示すブロック図である。

【0038】

図1に示すCPU25がプログラムを実行することによって、超音波診断装置10は、インターフェース部31、二次元スキャン制御部32、表示用ROI設定部33、三次元スキャン制御部34、ボリュームデータ取得部35、解析用ROI設定部36、解析処理部37、心周期算出部38、データセット生成部39及びレンダリング処理部40を有する。なお、本実施形態では、各部31乃至40は、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

【0039】

インターフェース部31は、GUI等のインターフェースである。GUIは、操作者に対するディスプレイ13への表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル14によって行なうことができる。

【0040】

二次元スキャン制御部32は、インターフェース部31を介して操作パネル14から二次元スキャンが指示されると、送受信回路21を制御して、胎児の心臓付近を含む二次元領域に対して超音波を照射して、二次元スキャン(ライブスキャン)を実行させる機能を有する。

【0041】

表示用ROI設定部33は、二次元スキャン制御部32による二次元スキャン中、画像生成回路23(図1に図示)を介して表示される二次元画像上で胎児の心臓を含む領域を三次元画像(4D表示)の表示用ROIとして設定する機能を有する。表示用ROI設定部33は、二次元画像の表示画面上で、操作パネル14を用いた操作者によってインターフェース部31を介して入力された信号に従って表示用ROIを設定する。

【0042】

三次元スキャン制御部34は、インターフェース部31を介して操作パネル14から三次元スキャンが指示されると、送受信回路21を制御して、表示用ROI設定部33によって設定された表示用ROIを揺動(sweep)方向にとった三次元領域に対して超音波を照射して、三次元スキャンを実行させる機能を有する。三次元スキャン制御部34は、所定時間、例えば10秒~15秒間をかけて胎児の心臓全体のスキャンを実行させる。

【0043】

ボリュームデータ取得部35は、三次元スキャン制御部34によって画像メモリ24に記憶された、表示用ROIによって形成されたボリュームデータを取得する(読み出す)機能を有する。

【0044】

解析用ROI設定部36は、ボリュームデータ取得部35によって取得されるボリュームデータの輝度情報を基に、心周期解析に用いる三次元の解析用ROIを設定する機能を有する。解析用ROI設定部36は、第1例として、ボリュームデータを基に、手動的に三次元の解析用ROIを設定する。その場合、解析用ROI設定部36は、スキャン断面画像(A面画像)を表示させ、そのA面画像上で、操作パネル14を用いた操作者によってインターフェース部31を介して入力された信号に従ってA面の解析用ROIを設定する。また、解析用ROI設定部36は、スキャン面に直交する断面の断面画像(B面画像

10

20

30

40

50

)を表示させ、そのB面画像上で、操作パネル14を用いた操作者によってインターフェース部31を介して入力された信号に従ってB面の解析用ROIを設定する。

【0045】

図3は、A面画像上で設定されるA面の解析用ROIの表示例を示す図である。図4は、B面画像上で設定されるB面の解析用ROIの表示例を示す図である。

【0046】

図3に示すA面画像上で操作者が操作パネル14を操作して、表示されるA面の解析用ROIを示す枠を変形・移動させることで、解析用ROI設定部36は、A面の解析用ROIを設定する。また、図4に示すB面画像上で操作者が操作パネル14を操作して、表示されるB面の解析用ROIを示す枠を変形・移動させることで、解析用ROI設定部36は、B面の解析用ROIを設定する。

10

【0047】

また、解析用ROI設定部36は、第2例として、ボリュームデータを基に、自動的に三次元の解析用ROIを設定する。胎児心臓は激しく運動しており、高輝度の心壁と低輝度の心腔が時間的に交互に入れ替わるため、胎児心臓の存在する領域内は輝度の時間変動は大きい。そのため、胎児心臓の存在する領域は他の領域と比較して輝度の分散が大きくなるので、その輝度分散を求めることにより、胎児心臓の存在する領域を抽出することができる。

【0048】

図5は、解析用ROIの自動設定方法の一例を示す概念図である。

20

【0049】

図5(a)は、A面画像を基に縦ラインに相当する輝度値群の分散値を求め、その分散値の大きさを縦ライン毎に色で区別する横方向輝度分散分布図である。A面画像の縦ラインの輝度値の分散をA面画像の左端から右端まで求めていくと、図5(a)に示すように、胎児心臓の存在する領域では、その他の領域よりも求めた分散値が高くなる。そのため、図5(a)によると、全ての縦ラインの分散値の平均値等より求めた閾値を超えた分散値に相当する縦ライン群に胎児心臓が存在すると推測できるので、閾値を超えた分散値に相当する縦ライン群をA面の解析用ROIとして自動設定できる。

【0050】

図5(b)は、A面画像を基に横ラインに相当する輝度値群の分散値を求め、その分散値の大きさを横ライン毎に色で区別する縦方向輝度分散分布図である。図5(a)を用いた説明と同様に、図5(b)によると、全ての横ラインの分散値の平均値等より求めた閾値を超えた分散値に相当する横ライン群に胎児心臓が存在すると推測できるので、閾値を超えた分散値に相当する横ライン群をA面の解析用ROIとして自動設定できる。

30

【0051】

図5(c)は、B面画像を基に縦ラインに相当する輝度値群の分散値を求め、その分散値の大きさを縦ライン毎に色で区別する奥行方向輝度分散分布図である。図5(a)を用いた説明と同様に、図5(c)によると、全ての縦ラインの分散値の平均値等より求めた閾値を超えた分散値に相当する縦ライン群に胎児心臓が存在すると推測できるので、閾値を超えた分散値に相当する縦ライン群をB面の解析用ROIとして自動設定できる。

40

【0052】

図5(a)と図5(c)、又は図5(b)と図5(c)によるパイプレーン表示上でA面の解析用ROI及びB面の解析用ROIを設定することで、三次元の解析用ROIを自動的に設定することができる。なお、上述した三次元の解析用ROIの自動設定方法は一例であり、他の方法を用いて胎児心臓の存在領域を求め、三次元の解析用ROIを自動的に設定することは可能である。

【0053】

図2に示す解析処理部37は、解析用ROI設定部36によって設定された三次元の解析用ROI内のデータを基に、信号強度の時間的な変動に対して自己相関又は高速フーリエ変換解析(FFT)等の解析処理を行なう機能を有する。

50

【 0 0 5 4 】

心周期算出部 3 8 は、解析処理部 3 7 によって生成される解析結果としての周波数スペクトルを基に、パワーのピーク点を検出して胎児の心周期 (1 4 0 ~ 2 0 0 [b p m]) を算出する機能を有する。

【 0 0 5 5 】

図 6 は、解析処理部 3 7 による解析結果としての周波数スペクトルの一例を示す図である。

【 0 0 5 6 】

従来は、予め決められた周波数の範囲 $f_{min} \sim f_{max}$ における各周波数でのパワー値から最大のピーク p_0 を検出し、ピーク p_0 の周波数 f_0 を胎児の心周期として心拍数を算出していた。なお、心拍数が正しく算出される (ピーク p_0 の周波数 f_0 が胎児の心拍数と一致) 場合に生成される胎児心臓の三次元画像の概念図を図 7 に示す。

10

【 0 0 5 7 】

しかし、胎動等のその他の周波数成分が混入してしまい、ピーク f_0 の他にピーク f_1 , f_2 等のように別の周波数にも大きなパワー値が発生する場合がある。そのため、ピーク p_0 よりもピーク p_1 , p_2 の成分が大きな場合には周波数 f_0 ではなく、心周期以外の周波数である周波数 f_1 , f_2 を誤って実際の胎児の心拍数として算出してしまう。その結果、正しい心拍数でボリュームデータを再構成できずに適切な動画像が得られない。なお、心拍数が正しく算出されない (ピーク p_0 の周波数 f_0 が胎児の心拍数と不一致) 場合に生成される胎児心臓の三次元画像の概念図を図 8 に示す。

20

【 0 0 5 8 】

図 2 に示すデータセット生成部 3 9 は、心周期算出部 3 8 によって算出される心周期を基に、ボリュームデータ取得部 3 5 によって取得されるボリュームデータから略同一心周期毎のデータセット群をそれぞれ生成する機能を有する。

【 0 0 5 9 】

レンダリング処理部 4 0 は、各心周期のデータセット群をそれぞれレンダリング処理して三次元画像群とし、三次元画像群を動画像としてディスプレイ 1 3 に表示させる機能を有する。図 9 は、表示される動画像のうちスナップショット (1 枚の静止画) をマルチプレーン表示した一例を示す図である。

【 0 0 6 0 】

続いて、本実施形態の超音波診断装置の第 1 の動作 (ステップ) について、図 1 0 に示すフローチャートを用いて説明する。

30

【 0 0 6 1 】

操作者が操作パネル 1 4 を用いて二次元スキャンを指示すると、超音波診断装置 1 0 は送受信回路 2 1 を制御して、胎児の心臓付近を含む二次元領域に対して超音波を照射して、二次元スキャン (ライブスキャン) を実行させる (ステップ S 1) 。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 1 による二次元スキャン中、超音波診断装置 1 0 は、画像生成回路 2 3 を介して表示される二次元画像上で胎児の心臓を含む領域を、三次元画像の表示用 R O I として設定する (ステップ S 2) 。ステップ S 2 によって設定される表示用 R O I は、二次元画像の表示画面上で、操作パネル 1 4 を用いた操作者によって入力された信号に従ってなされる。

40

【 0 0 6 3 】

次いで、操作者が操作パネル 1 4 を用いて三次元スキャンを指示すると、超音波診断装置 1 0 は送受信回路 2 1 を制御して、ステップ S 2 によって設定された表示用 R O I を揺動 (s w e e p) 方向にとった三次元領域に対して超音波を照射して、三次元スキャンを実行させる (ステップ S 3) 。ステップ S 3 では、約 1 0 秒間で胎児の心臓全体のスキャンを実行させる。

【 0 0 6 4 】

次いで、超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 3 による三次元スキャンによって画像メモ

50

リ 2 4 に記憶されたボリュームデータを取得する（ステップ S 4）。

【 0 0 6 5 】

次いで、超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 4 によって取得されたボリュームデータを基に、心周期解析に用いる三次元の解析用 R O I を設定する（ステップ S 5）。ステップ S 5 による解析用 R O I の設定は、上述したように、ボリュームデータを基に手動的に行なわれてもよいし、自動的に行なわれてもよい。

【 0 0 6 6 】

なお、ステップ S 5 において、後述する図 8 に示すように、超音波診断装置 1 0 が自動的に三次元の解析用 R O I を設定するか否かを判断し（ステップ S 5 a）、ステップ S 5 a にて Y E S の場合に超音波診断装置 1 0 が自動的に三次元の解析用 R O I を設定する（ステップ S 5 b）一方、N O の場合に超音波診断装置 1 0 が手動的に三次元の解析用 R O I を設定する（ステップ S 5 c）ものであってもよい。

10

【 0 0 6 7 】

次いで、超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 5 によって設定された三次元の解析用 R O I 内のデータを基に、信号強度の時間的な変動に対して自己相関又は高速フーリエ変換解析（F F T）を行なう（ステップ S 6）。超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 6 によって生成される解析結果としての周波数スペクトルを基に、パワーのピーク点を検出して胎児の心周期（1 4 0 ~ 2 0 0 [b p m]）を算出する（ステップ S 7）。

【 0 0 6 8 】

次いで、超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 7 によって算出された心周期を基に、ボリュームデータから略同一心周期毎のデータセット群をそれぞれ生成する（ステップ S 8）。超音波診断装置 1 0 は、各心周期のデータセット群をそれぞれレンダリング処理して三次元画像群とし、三次元画像群を動画像としてディスプレイ 1 3 に表示させる（ステップ S 9）。

20

【 0 0 6 9 】

ここで、超音波診断装置 1 0 は、操作パネル 1 4 を用いた操作者によって入力された信号に従って、ステップ S 9 によって表示された動画像が適正であるか否かを判断する（ステップ S 1 0）。ステップ S 1 0 の判断で Y E S、すなわち、ステップ S 9 によって表示された動画像が図 7 に示すように適正であると判断する場合、超音波診断装置 1 0 は、動作を終了する。

30

【 0 0 7 0 】

一方、ステップ S 1 0 の判断で N O、すなわち、ステップ S 9 によって表示された動画像が図 8 に示すように適正でないとは判断する場合、表示される動画像を変更するために、超音波診断装置 1 0 は、再び、二次元スキャンを実行する（ステップ S 1）。

【 0 0 7 1 】

続いて、本実施形態の超音波診断装置の第 2 の動作について、図 1 1 に示すフローチャートを用いて説明する。なお、図 1 1 に示す本実施形態の超音波診断装置の第 2 の動作において、図 1 0 に示す動作と同一動作には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 2 】

超音波診断装置 1 0 は、操作パネル 1 4 を用いた操作者によって入力された信号に従って、自動的に三次元の解析用 R O I を設定するか否かを判断する（ステップ S 5 a）。ステップ S 5 a の判断にて Y E S、すなわち、自動的に三次元の解析用 R O I を設定すると判断する場合、超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 4 によって取得されたボリュームデータを基に自動的に三次元の解析用 R O I を設定する（ステップ S 5 b）。

40

【 0 0 7 3 】

一方、ステップ S 5 a の判断にて N O、すなわち、自動的に三次元の解析用 R O I を設定しないと判断する場合、超音波診断装置 1 0 は、操作パネル 1 4 を用いた操作者によって入力された信号に従って、手動的に三次元の解析用 R O I を設定する（ステップ S 5 c）。

【 0 0 7 4 】

50

また、超音波診断装置 10 は、操作パネル 14 を用いた操作者によって入力された信号に従って、ステップ S 9 によって表示された動画像が適正であるか否かを判断する（ステップ S 10）。ステップ S 10 の判断で YES、すなわち、ステップ S 9 によって表示された動画像が図 7 に示すように適正であると判断する場合、超音波診断装置 10 は、動作を終了する。

【0075】

一方、ステップ S 10 の判断で NO、すなわち、ステップ S 9 によって表示された動画像が図 8 に示すように適正でないと判断する場合、超音波診断装置 10 は、操作パネル 14 を用いた操作者によって入力された信号に従って、再スキャンを行なうか否かを判断する（ステップ S 11）。ステップ S 11 の判断にて YES、すなわち、再スキャンを行なうと判断する場合、超音波診断装置 10 は、再び、二次元スキャンを実行する（ステップ S 1）。

10

【0076】

一方、ステップ S 11 の判断にて NO、すなわち、再スキャンを行なわないと判断する場合、超音波診断装置 10 は、操作パネル 14 を用いた操作者によって入力された信号に従って、手動的に三次元の解析用 ROI を設定する（ステップ S 5c）。

【0077】

本実施形態の超音波診断装置 10 によると、解析用 ROI 設定部 36 によって心周期解析に用いる領域を限定することで、胎動など胎児心臓の拍動以外の成分による検出精度の低下を抑え、より高精度な解析を行なうことが可能となる。その結果、超音波診断装置 10 によると、適切な三次元画像を表示（4D 表示）することができる。すなわち、超音波診断装置 10 によると、心周期の推定精度を向上することができ、より簡便に胎児心臓の三次元画像を生成・表示することができる。

20

【0078】

また、本実施形態の超音波診断装置 10 を用いた第 2 の動作（図 11 に示すフローチャート）によると、表示される動画像が適正でないと判断する場合に再スキャン以外でも対応することができるので、胎児に関する動画像のデータの生成効率を向上できる。

【符号の説明】

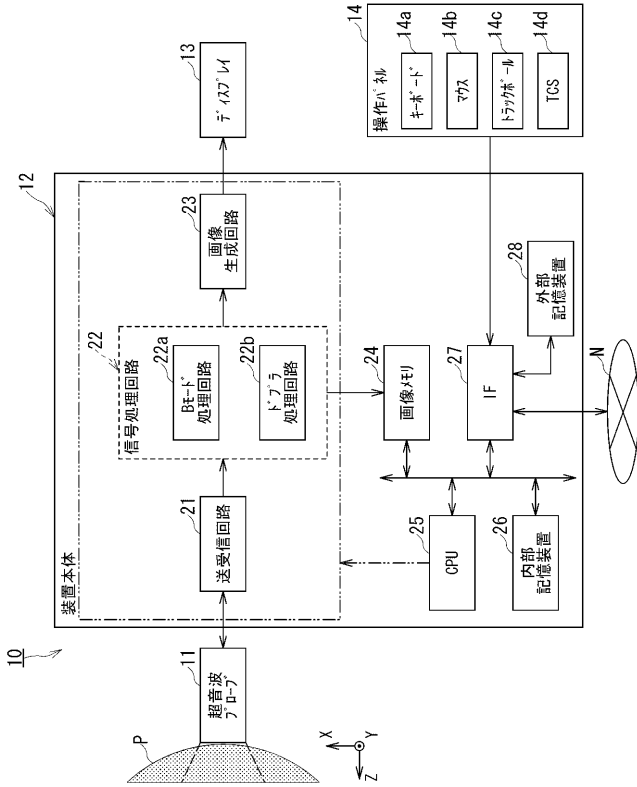
【0079】

- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 装置本体
- 13 ディスプレイ
- 14 操作パネル
- 25 CPU
- 31 インターフェース部
- 32 二次元スキャン制御部
- 33 表示用 ROI 設定部
- 34 三次元スキャン制御部
- 35 ボリュームデータ取得部
- 36 解析用 ROI 設定部
- 37 解析処理部
- 38 心周期算出部
- 39 データセット生成部
- 40 レンダリング処理部

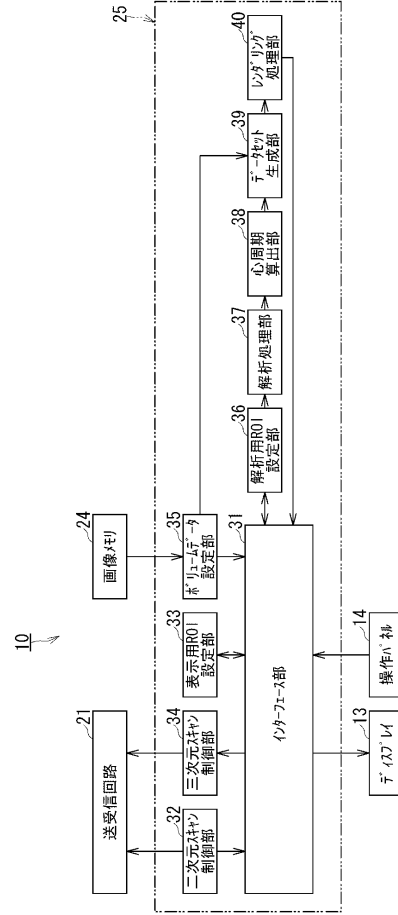
30

40

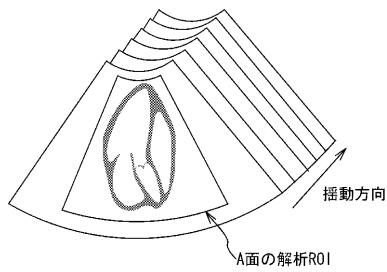
【 図 1 】



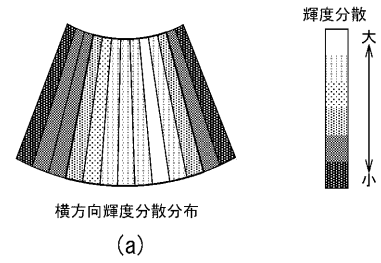
【 図 2 】



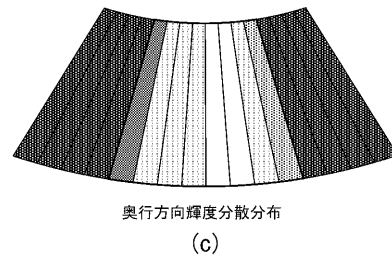
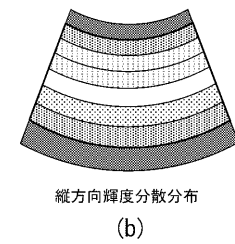
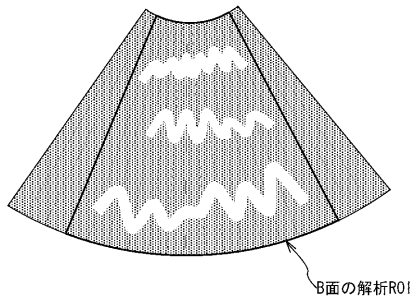
【 図 3 】



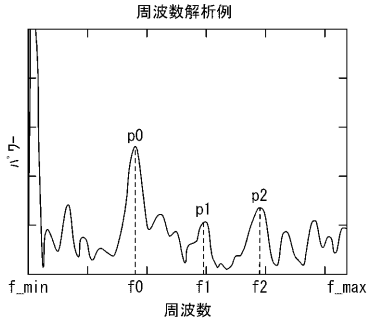
【 図 5 】



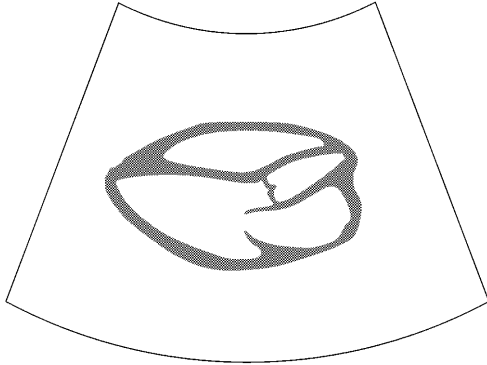
【 図 4 】



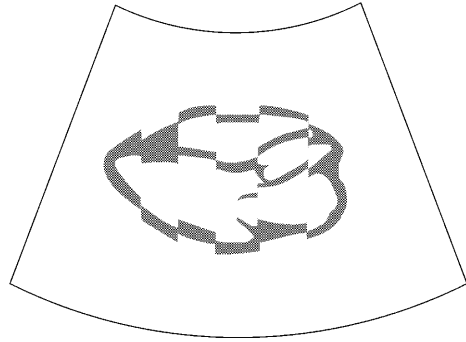
【 図 6 】



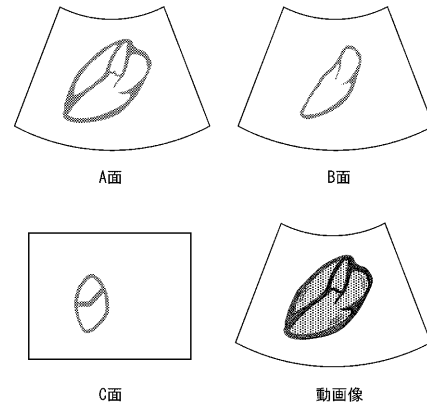
【 図 7 】



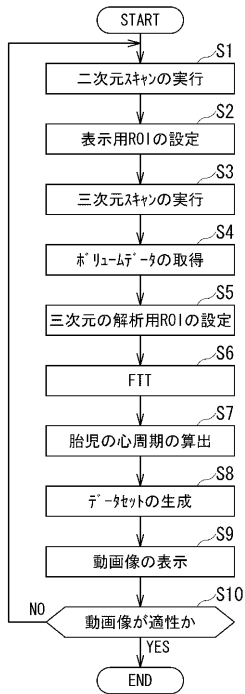
【 図 8 】



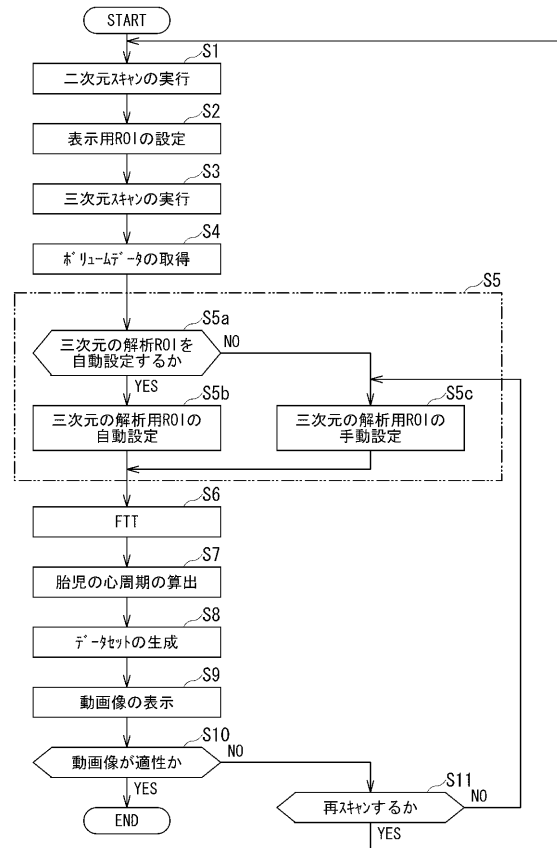
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
- (74)代理人 100130731
弁理士 河村 修
- (72)発明者 西原 財光
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中屋 重光
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 掛江 明弘
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 市岡 健一
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 柴田 千尋
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 滝本 雅夫
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 鷲見 篤司
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 瀧口 宗基
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 佐々木 琢也
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 阿部 仁人
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 亀和田 靖
栃木県大田原市下石上1385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 BB16 DD07 DD09 FF08 JC26 JC33 JC37 KK25 LL04

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2010178905A	公开(公告)日	2010-08-19
申请号	JP2009025077	申请日	2009-02-05
[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	西原財光 中屋重光 掛江明弘 市岡健一 柴田千尋 滝本雅夫 鷺見篤司 瀧口宗基 佐々木琢也 阿部仁人 亀和田靖		
发明人	西原 財光 中屋 重光 掛江 明弘 市岡 健一 柴田 千尋 滝本 雅夫 鷺見 篤司 瀧口 宗基 佐々木 琢也 阿部 仁人 亀和田 靖		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B5/02411 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/FF08 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/LL04		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
其他公开文献	JP5461845B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声诊断设备中提高心动周期的估计精度，并更容易地生成和显示胎儿心脏的三维图像。超声波诊断装置（10）包括用于显示三维图像的显示ROI设置单元（33）和用于从图像存储器（24）获取针对显示区域生成的体数据的体数据获取单元

(35)。基于体积数据，分析ROI设置单元36用于设置用于计算时间波动周期的分析区域，并基于分析区域的数据对信号强度的时间波动进行分析。分析处理单元37，用于执行的心动周期计算单元38，用于通过基于分析结果检测功率峰值点来计算胎儿心动周期；以及用于为每个基本相同的心动周期生成数据集组的数据。它具有集合生成单元39，将每个数据集组渲染成三维图像组的渲染处理单元40，以及将三维图像组显示为运动图像的显示器13。[选择图]图2

