

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5461845号
(P5461845)

(45) 発行日 平成26年4月2日(2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月24日(2014.1.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2009-25077 (P2009-25077)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年2月5日(2009.2.5)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2010-178905 (P2010-178905A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成22年8月19日(2010.8.19)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成24年2月1日(2012.2.1)		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
		(73) 特許権者	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	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(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
			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) 【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、

超音波プローブを介して前記表示用領域に対して所定期間で1回の三次元スキャンが実行されると、複数心周期における複数の断層画像によって構成される1個の三次元データを生成する第1生成手段と、

前記三次元データに含まれる1断層画像が走査線方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第1領域として求め、前記三次元データに含まれる1断層画像が前記走査線方向の直交方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第2領域として求め、前記三次元データが揺動方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第3領域として求めることで、前記第1、第2、及び第3の領域によって形成される領域を三次元の解析用領域として設定する解析用領域設定手段と、

前記三次元データに含まれる前記三次元の解析用領域内の輝度の時間的な変動に対して解析を行なって周波数スペクトルを得る解析手段と、

前記得られた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を算出する算出手段と、

前記心周期を基に、前記三次元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

10

20

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。

【請求項 2】

前記複数心周期における複数の断層画像が得られるように揺動する、前記超音波プローブとしての機械式三次元プローブをさらに有する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。

10

【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】

前記解析用領域設定手段は、前記三次元データの輝度情報の分散値を基に、前記三次元の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 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

コンピュータに、

20

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、

超音波プローブを介して前記表示用領域に対して所定期間で 1 回の三次元スキャンが実行されると、複数心周期における複数の断層画像によって構成される 1 個の三次元データを生成する機能と、

前記三次元データに含まれる 1 断層画像が走査線方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第 1 領域として求め、前記三次元データに含まれる 1 断層画像が前記走査線方向の直交方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第 2 領域として求め、前記三次元データが揺動方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第 3 領域として求めることで、前記第 1、第 2、及び第 3 の領域によって形成される領域を三次元の解析用領域として設定する機能と、

30

前記三次元データに含まれる前記三次元の解析用領域内の輝度の時間的な変動に対して解析を行なって周波数スペクトルを得る機能と、

前記得られた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を算出する機能と、

前記心周期を基に、前記三次元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。

40

【発明の詳細な説明】

【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 S T I C (s p a t i o t e m p o r a l i m a g e c o r r e l a t i o n) と呼ばれる技

50

術がある。

【 0 0 0 3 】

S T I C 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。S T I C では機械的に揺動するメカ 4 D プローブを用いて、胎児心臓用に開発された 4 D 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 4 D（四次元）表示を行なう。

10

【 0 0 0 4 】

S T I C 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 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 7 4 2 2 5 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

20

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

また、従来の技術では、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増えるという問題があった。

30

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

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、超音波プローブを介して前記表示用領域に対して所定期間で 1 回の三次元スキャンが実行されると、複数心周期における複数の断層画像によって構成される 1 個の三次元データを生成する第 1 生成手段と、前記三次元データに含まれる 1 断層画像が走査線方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第 1 領域として求め、前記三次元データに含まれる 1 断層画像が前記走査線方向の直交方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第 2 領域として求め、前記三次元データが揺動方向で分割された複数の

50

領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第3領域として求めることで、前記第1、第2、及び第3の領域によって形成される領域を三次元の解析用領域として設定する解析用領域設定手段と、前記三次元データに含まれる前記三次元の解析用領域内の輝度の時間的な変動に対して解析を行なって周波数スペクトルを得る解析手段と、前記得られた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を算出する算出手段と、前記心周期を基に、前記三次元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。

【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、超音波プローブを介して前記表示用領域に対して所定期間で1回の三次元スキャンが実行されると、複数心周期における複数の断層画像によって構成される1個の三次元データを生成する機能と、前記三次元データに含まれる1断層画像が走査線方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第1領域として求め、前記三次元データに含まれる1断層画像が前記走査線方向の直交方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第2領域として求め、前記三次元データが揺動方向で分割された複数の領域から輝度の時間的な変動が閾値より大きい領域を第3領域として求めることで、前記第1、第2、及び第3の領域によって形成される領域を三次元の解析用領域として設定する機能と、前記三次元データに含まれる前記三次元の解析用領域内の輝度の時間的な変動に対して解析を行なって周波数スペクトルを得る機能と、前記得られた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を算出する機能と、前記心周期を基に、前記三次元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。

【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。

【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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

図 1 は、S T I C を利用する本実施形態の超音波診断装置 1 0 を示す。その超音波診断装置 1 0 は、大きくは、超音波プローブ 1 1、装置本体 1 2、ディスプレイ 1 3 及び操作パネル 1 4 によって構成される。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 1 1 は、装置本体 1 2 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 10 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 1 1 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、ドプ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。

【 0 0 1 9 】

超音波プローブ 1 1 としては、例えば、機械式三次元プローブ及び 2 D 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、1 0 0 乃至 2 0 0 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、2 D 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。 20

【 0 0 2 0 】

超音波プローブ 1 1 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 1 1 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 1 1 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 2 D 断面 (X - Z 断面) をスキャンする。 30

【 0 0 2 1 】

超音波プローブ 1 1 が 2 D 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。2 D プローブを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。 40

【 0 0 2 2 】

装置本体 1 2 は、送受信回路 2 1、信号処理回路 2 2、画像生成回路 2 3、画像メモリ 2 4、CPU (central processing unit) 2 5、内部記憶装置 2 6、I F (interface) 2 7 及び外部記憶装置 2 8 を備える。なお、本実施 50

形態では、送受信回路 2 1、信号処理回路 2 2 及び画像生成回路 2 3 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。

【 0 0 2 3 】

送受信回路 2 1 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、図示しないパルス回路、送信遅延回路及びトリガ発生回路等を有する。パルス回路は、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 1 1 の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

10

【 0 0 2 4 】

なお、送受信回路 2 1 の送信回路は、CPU 2 5 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リ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。

【 0 0 2 5 】

送受信回路 2 1 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 1 1 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。

20

【 0 0 2 6 】

信号処理回路 2 2 は、B モード処理回路 2 2 a 及びドブラ処理回路 2 2 b を備える。B モード処理回路 2 2 a は、送受信回路 2 1 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。

30

【 0 0 2 7 】

ドブラ処理回路 2 2 b は、送受信回路 2 1 から取得される RF 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、分散及びパワー等の血流情報を多点について求める。ドブラ処理回路 2 2 b 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ブラ画像を生成する。

【 0 0 2 8 】

40

画像生成回路 2 3 は、信号処理回路 2 2 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 2 3 は、画像を格納する記憶メモリ (図示しない) を搭載しており、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 2 3 は、断面画像を基にボリュームデータを形成する。

【 0 0 2 9 】

画像メモリ 2 4 は、信号処理回路 2 2 及び画像生成回路 2 3 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 2 4 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 2 4 には、信号処理回路 2 2 から出力されるいわゆる RAW データ

50

(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、ビデオフォーマット変換後のデータ形式の断面画像に基づくボリュームデータを記憶することもできる。

【0030】

CPU25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。CPU25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、CPU25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IF27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。

10

【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、CPU25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。

【0032】

IF27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。IF27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、IF27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。

20

【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。

30

【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、IF27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る。

40

【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。

50

【 0 0 3 7 】

図 2 は、本実施形態の超音波診断装置 1 0 の機能を示すブロック図である。

【 0 0 3 8 】

図 1 に示す C P U 2 5 がプログラムを実行することによって、超音波診断装置 1 0 は、インターフェース部 3 1、二次元スキャン制御部 3 2、表示用 R O I 設定部 3 3、三次元スキャン制御部 3 4、ボリュームデータ取得部 3 5、解析用 R O I 設定部 3 6、解析処理部 3 7、心周期算出部 3 8、データセット生成部 3 9 及びレンダリング処理部 4 0 を有する。なお、本実施形態では、各部 3 1 乃至 4 0 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。

10

【 0 0 3 9 】

インターフェース部 3 1 は、G U I 等のインターフェースである。G U I は、操作者に対するディスプレイ 1 3 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 1 4 によって行なうことができる。

【 0 0 4 0 】

二次元スキャン制御部 3 2 は、インターフェース部 3 1 を介して操作パネル 1 4 から二次元スキャンが指示されると、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）を実行させる機能を有する。

【 0 0 4 1 】

20

表示用 R O I 設定部 3 3 は、二次元スキャン制御部 3 2 による二次元スキャン中、画像生成回路 2 3（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（4 D 表示）の表示用 R O I として設定する機能を有する。表示用 R O I 設定部 3 3 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インターフェース部 3 1 を介して入力された信号に従って表示用 R O I を設定する。

【 0 0 4 2 】

三次元スキャン制御部 3 4 は、インターフェース部 3 1 を介して操作パネル 1 4 から三次元スキャンが指示されると、送受信回路 2 1 を制御して、表示用 R O I 設定部 3 3 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機能を有する。三次元スキャン制御部 3 4 は、所定時間、例えば 1 0 秒～1 5 秒間をかけて胎児の心臓全体のスキャンを実行させる。

30

【 0 0 4 3 】

ボリュームデータ取得部 3 5 は、三次元スキャン制御部 3 4 によって画像メモリ 2 4 に記憶された、表示用 R O I 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。

【 0 0 4 4 】

解析用 R O I 設定部 3 6 は、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の輝度情報を基に、心周期解析に用いる三次元の解析用 R O I を設定する機能を有する。解析用 R O I 設定部 3 6 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 R O I を設定する。その場合、解析用 R O I 設定部 3 6 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 1 4 を用いた操作者によってインターフェース部 3 1 を介して入力された信号に従って A 面の解析用 R O I を設定する。また、解析用 R O I 設定部 3 6 は、スキャン面に直交する断面の断面画像（B 面画像）を表示させ、その B 面画像上で、操作パネル 1 4 を用いた操作者によってインターフェース部 3 1 を介して入力された信号に従って B 面の解析用 R O I を設定する。

40

【 0 0 4 5 】

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

【 0 0 4 6 】

図 3 に示す A 面画像上で操作者が操作パネル 1 4 を操作して、表示される A 面の解析用

50

R O I を示す枠を変形・移動させることで、解析用 R O I 設定部 3 6 は、A 面の解析用 R O I 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 1 4 を操作して、表示される B 面の解析用 R O I を示す枠を変形・移動させることで、解析用 R O I 設定部 3 6 は、B 面の解析用 R O I を設定する。

【 0 0 4 7 】

また、解析用 R O I 設定部 3 6 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 R O I 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。

10

【 0 0 4 8 】

図 5 は、解析用 R O I の自動設定方法の一例を示す概念図である。

【 0 0 4 9 】

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 R O I として自動設定できる。

20

【 0 0 5 0 】

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 R O I として自動設定できる。

【 0 0 5 1 】

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 R O I として自動設定できる。

30

【 0 0 5 2 】

図 5 (a) と図 5 (c)、又は図 5 (b) と図 5 (c) によるパイプレン表示上で A 面の解析用 R O I 及び B 面の解析用 R O I を設定することで、三次元の解析用 R O I 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 R O I 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 R O I を自動的に設定することは可能である。

【 0 0 5 3 】

図 2 に示す解析処理部 3 7 は、解析用 R O I 設定部 3 6 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) 等の解析処理を行なう機能を有する。

40

【 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。

50

【0056】

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。

【0057】

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。

10

【0058】

図2に示すデータセット生成部39は、心周期算出部38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35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。

【0059】

レンダリング処理部40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13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。

20

【0060】

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10に示すフローチャートを用いて説明する。

【0061】

操作者が操作パネル14を用いて二次元スキャンを指示すると、超音波診断装置10は送受信回路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（ステップS1）。

【0062】

ステップS1による二次元スキャン中、超音波診断装置10は、画像生成回路23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ROIとして設定する（ステップS2）。ステップS2によって設定される表示用ROI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入力された信号に従ってなされる。

30

【0063】

次いで、操作者が操作パネル14を用いて三次元スキャンを指示すると、超音波診断装置10は送受信回路21を制御して、ステップS2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（ステップS3）。ステップS3では、約10秒間で胎児の心臓全体のスキャンを実行させる。

40

【0064】

次いで、超音波診断装置10は、ステップS3による三次元スキャンによって画像メモリ24に記憶されたボリュームデータを取得する（ステップS4）。

【0065】

次いで、超音波診断装置10は、ステップS4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ROIを設定する（ステップS5）。ステップS5による解析用ROI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。

【0066】

50

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。

【 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 ）。

10

【 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 ）。

【 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。

20

【 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。

30

【 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 ）。

【 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 ）。

40

【 0 0 7 4 】

また、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。

【 0 0 7 5 】

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

50

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）。

【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。

【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】

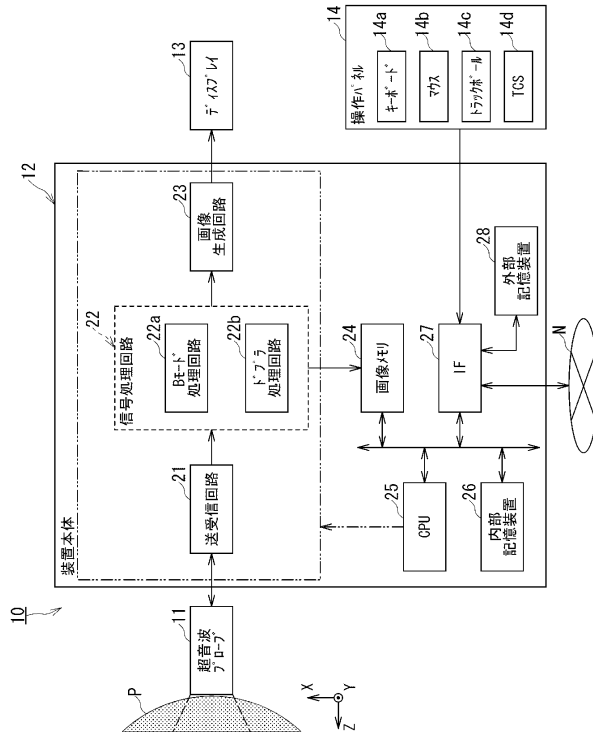
- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 装置本体
- 13 ディスプレイ
- 14 操作パネル
- 25 CPU
- 31 インターフェース部
- 32 二次元スキャン制御部
- 33 表示用 ROI 設定部
- 34 三次元スキャン制御部
- 35 ボリュームデータ取得部
- 36 解析用 ROI 設定部
- 37 解析処理部
- 38 心周期算出部
- 39 データセット生成部
- 40 レンダリング処理部

10

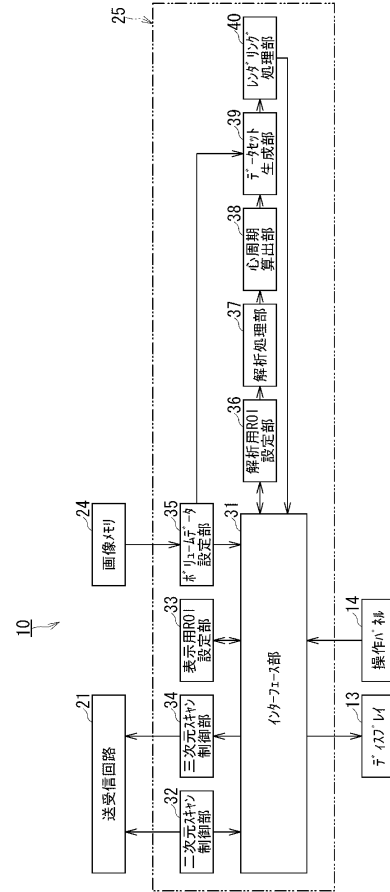
20

30

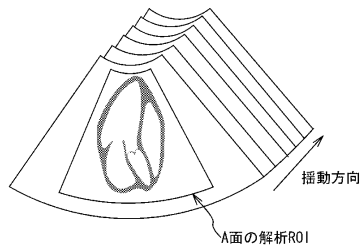
【図 1】



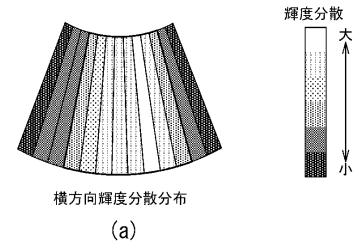
【図 2】



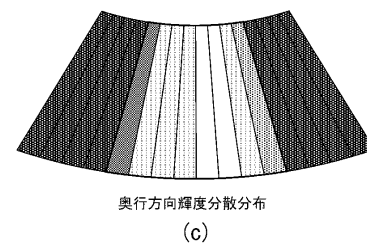
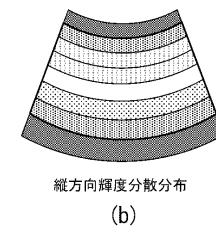
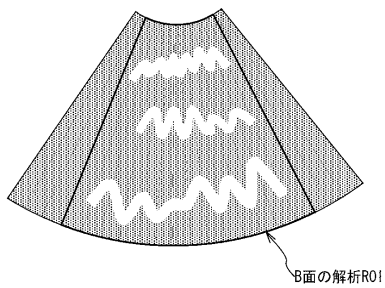
【図 3】



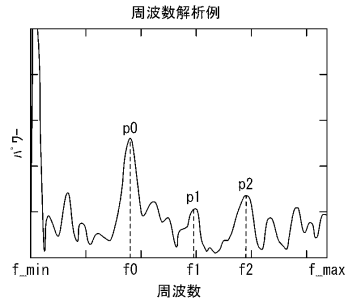
【図 5】



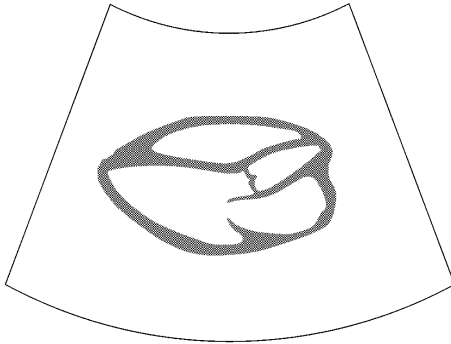
【図 4】



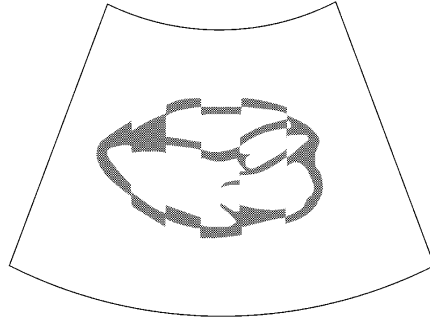
【図 6】



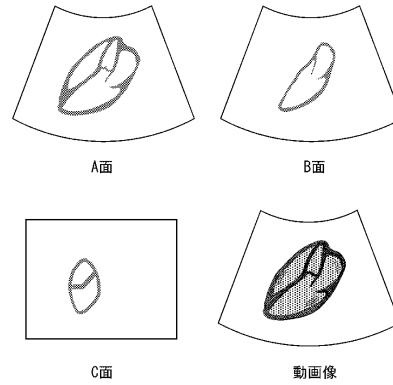
【図 7】



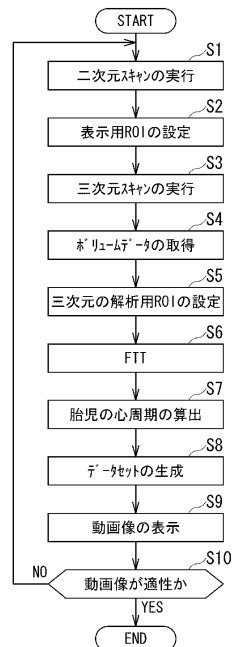
【図 8】



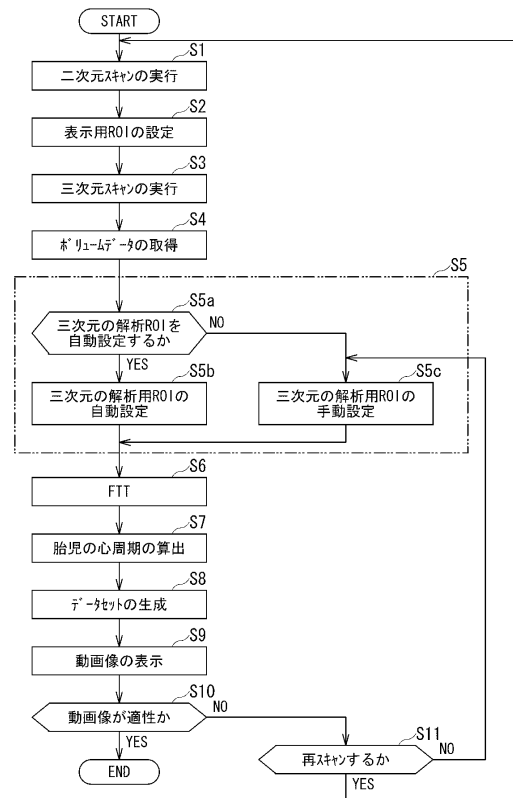
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 中屋 重光
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内
- (72)発明者 掛江 明弘
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内
- (72)発明者 市岡 健一
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内
- (72)発明者 柴田 千尋
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内
- (72)発明者 滝本 雅夫
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内
- (72)発明者 鷲見 篤司
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内
- (72)発明者 潟口 宗基
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内
- (72)発明者 佐々木 琢也
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内
- (72)発明者 阿部 仁人
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
- (72)発明者 亀和田 靖
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

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 1 4 2 3 6 2 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 3 1 0 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 0 1 2 0 4 7 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 7 5 2 2 3 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 6 1 6 9 8 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 2 9 9 5 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 7 4 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 - 8 / 1 5

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	JP5461845B2	公开(公告)日	2014-04-02
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		
当前申请(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		
其他公开文献	JP2010178905A		
外部链接	Espacenet		
摘要(译)			

【 图 1 】

