

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5620666号
(P5620666)

(45) 発行日 平成26年11月5日 (2014. 11. 5)

(24) 登録日 平成26年9月26日 (2014. 9. 26)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 16 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2009-238473 (P2009-238473)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年10月15日 (2009. 10. 15)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2010-115483 (P2010-115483A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成22年5月27日 (2010. 5. 27)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成24年10月4日 (2012. 10. 4)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2008-267614 (P2008-267614)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成20年10月16日 (2008. 10. 16)	(74) 代理人	100149803
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 藤原 康高
前置審査		(74) 代理人	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(74) 代理人	100156579
			弁理士 寺西 功一
		(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本社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体としての胎児における心臓と当該心臓の位置を把握するための指標となる前記胎児の脊柱との双方を含む大きさに設定されたアジマス方向における第1の画角を用いる第1の超音波走査と、前記心臓を含み前記第1の画角よりも小さく設定された前記アジマス方向における第2の画角を用いる第2の超音波走査とを、前記被検体に設定される走査面に対し行いつつこの走査面をエレベーション方向へ遙動させることにより、超音波画像のボリュームデータを取得する超音波走査ユニットと、

少なくとも一回の前記第1の超音波走査と複数回の前記第2の超音波走査とを実行することで、前記心臓に関する複数の超音波画像データセットが取得されるように、前記超音波走査ユニットを制御する制御ユニットと、

前記第1の超音波走査によって得られる第1の超音波画像の少なくとも一つを用いて、前記超音波画像のボリュームデータに対して、前記脊柱を規準とする前記胎児固有の座標軸を設定する設定ユニットと、

前記設定された走査面に対応する超音波画像を少なくとも表示する表示ユニットと、
を具備する超音波診断装置。

【請求項2】

前記表示ユニットは、前記座標軸、前記座標軸に従う位置、前記第1の超音波画像、前記第2の超音波走査によって取得される第2の超音波画像、前記複数の超音波画像データセットに設定される任意断面に対応する超音波画像のうちの少なくとも二つを重畳させて

10

20

表示する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示ユニットは、前記第 2 の超音波走査によって得られる第 2 の超音波画像又は前記複数の超音波画像データセットに設定される任意断面に対応する超音波画像を、前記第 1 の超音波画像上の対応する位置に重畳させて表示する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示ユニットは、前記第 2 の超音波走査によって得られる第 2 の超音波画像又は前記複数の超音波画像データセットに設定される任意断面に対応する超音波画像を、前記第 1 の超音波画像上の対応する位置に重畳させて表示する請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示ユニットは、前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像とを重畳表示する場合には、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像の一方を、他方と異なる色彩を割り当てて表示する請求項 2 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 6】

前記表示ユニットは、前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像とを重畳表示する場合には、前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との境界線を表示する請求項 2 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】

前記座標軸が設定された前記超音波画像データを用いて、前記診断対象の位置、大きさ、形状、構造のうちの少なくとも一つを評価する評価ユニットをさらに具備する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御ユニットは、前記第 1 の超音波走査における走査面及び前記第 2 の超音波走査における走査面を機械的に揺動させながら、少なくとも一回の前記第 1 の超音波走査と複数回の前記第 2 の超音波走査とを実行することで、前記診断対象に関する超音波画像のボリュームデータが取得されるように、前記超音波走査ユニットを制御する請求項 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】

前記制御ユニットは、前記第 1 の超音波走査を、前記揺動の初期位置における断面、前記揺動の終了位置における断面、前記初期位置と前記終了位置との間に存在する任意の断面のうちの少なくとも一つにおいて実行するように、前記超音波走査ユニットを制御する請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記制御ユニットは、前記第 1 の超音波走査における走査面及び前記第 2 の超音波走査における走査面を電子的に揺動させながら、少なくとも一回の前記第 1 の超音波走査と複数回の前記第 2 の超音波走査とを実行することで、前記診断対象に関する超音波画像のボリュームデータが取得されるように、前記超音波走査ユニットを制御する請求項 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 11】

前記制御ユニットは、少なくとも一回の前記第 1 の超音波走査と複数回の前記第 2 の超音波走査とを実質的に同一走査面について実行する請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記第 2 の超音波走査における超音波送信ビームの密度及びゲインのうちの少なくとも一方を含む送受信条件を変更するための変更ユニットをさらに具備し、

前記制御ユニットは、前記変更に従って前記第 2 の超音波走査における送受信条件を制御する請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記設定ユニットは、初期設定された前記指標となる部位と前記第 1 の超音波画像の少なくとも一つを用いて、前記座標軸を設定する請求項 1 乃至 12 のうちいずれか一項記載

10

20

30

40

50

の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記第 2 の超音波走査による被走査領域位置、形状及び大きさのうちの少なくとも一つを入力するための入力ユニットをさらに具備する請求項 1 乃至 1 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記入力ユニットは、前記第 1 の超音波走査又は前記第 2 の超音波走査の初期時相に対応する走査面において、前記被走査領域の位置、形状及び大きさの少なくとも一方を入力する請求項 1 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

被検体としての胎児における心臓と当該心臓の位置を把握するための指標となる前記胎児の脊柱との双方を含む大きさに設定されたアジマス方向における第 1 の画角を用いる第 1 の超音波走査と、前記心臓を含み前記第 1 の画角よりも小さく設定された前記アジマス方向における第 2 の画角を用いる第 2 の超音波走査とを、前記被検体に設定される走査面に対し行いつつこの走査面をエレベーション方向へ遙動させることにより、超音波画像のボリュームデータを取得する超音波走査ユニットと、

少なくとも一回の前記第 1 の超音波走査と複数回の前記第 2 の超音波走査とを実行することで、前記心臓に関する複数の超音波画像データセットが取得されるように、前記超音波走査ユニットを制御する制御ユニットと、

前記第 1 の超音波走査によって得られる第 1 の超音波画像の少なくとも一つを用いて、前記超音波画像のボリュームデータに対して、前記脊柱を規準とする前記胎児固有の座標軸を設定する設定ユニットと、

前記設定された走査面に対応する超音波画像を少なくとも表示する表示ユニットと、
を具備する超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば S T I C (Spatio-Temporal Imaging Correlation) 機能を用いてボリュームスキャンが可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置に関する。

【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、C T、M R I 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することができる。

【0003】

また、近年では、超音波診断装置を用いてボリュームデータを取得し、3次元動画像をリアルタイムで観察することもできる。この様な3次元動画診断を行う場合に用いるものとして、S T I C 機能がある。これは、E C G (Electrocardiogram) を参照せずにフレームデータを収集し、収集したフレームデータ間の周波数解析からボリュームデータを構築するものである。これにより、産婦人科医師や循環器医師等は、胎児の心臓動態を解剖学的に診断することができる。超音波診断装置を用いて胎児の心疾患を診断する場合、胎児の E C G 信号を参照することは困難であるため、S T I C 機能を用いることは不可欠である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【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】

【0005】

しかしながら、STIC機能を用いる場合であっても、胎児胸部内での心臓位置を把握するためには、目印としての脊柱を含む広い画角でのボリュームスキャンが必要である。しかしながら、広い画角でのボリュームスキャンを実行した場合にはボリュームレートの低下を招くため、心臓の動きを解析する観点からは好ましいものとは言えない。

【0006】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、ボリュームレートを実質的に低下させることなく、心臓位置を把握するための目印となる脊柱を含む広い画角でのボリュームスキャンをも実行可能とすることで、胎児胸部内での心臓位置を正確に把握することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置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】

請求項1に記載の発明は、被検体としての胎児における心臓と当該心臓の位置を把握するための指標となる前記胎児の脊柱との双方を含む大きさに設定されたアジマス方向における第1の画角を用いる第1の超音波走査と、前記心臓を含み前記第1の画角よりも小さく設定された前記アジマス方向における第2の画角を用いる第2の超音波走査とを、前記被検体に設定される走査面に対し行いつつこの走査面をエレベーション方向へ遙動させることにより、超音波画像のボリュームデータを取得する超音波走査ユニットと、少なくとも一回の前記第1の超音波走査と複数回の前記第2の超音波走査とを実行することで、前記心臓に関する複数の超音波画像データセットが取得されるように、前記超音波走査ユニットを制御する制御ユニットと、前記第1の超音波走査によって得られる第1の超音波画像の少なくとも一つを用いて、前記超音波画像のボリュームデータに対して、前記脊柱を規準とする前記胎児固有の座標軸を設定する設定ユニットと、前記設定された走査面に対応する超音波画像を少なくとも表示する表示ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

【0009】

請求項16に記載の発明は、被検体としての胎児における心臓と当該心臓の位置を把握するための指標となる前記胎児の脊柱との双方を含む大きさに設定されたアジマス方向における第1の画角を用いる第1の超音波走査と、前記心臓を含み前記第1の画角よりも小さく設定された前記アジマス方向における第2の画角を用いる第2の超音波走査とを、前記被検体に設定される走査面に対し行いつつこの走査面をエレベーション方向へ遙動させることにより、超音波画像のボリュームデータを取得する超音波走査ユニットと、少なくとも一回の前記第1の超音波走査と複数回の前記第2の超音波走査とを実行することで、前記心臓に関する複数の超音波画像データセットが取得されるように、前記超音波走査ユニットを制御する制御ユニットと、前記第1の超音波走査によって得られる第1の超音波画像の少なくとも一つを用いて、前記超音波画像のボリュームデータに対して、前記脊柱を規準とする前記胎児固有の座標軸を設定する設定ユニットと、前記設定された走査面に対応する超音波画像を少なくとも表示する表示ユニットと、を具備する超音波画像処理装置である。

【発明の効果】

【0012】

以上本発明によれば、ボリュームレートを実質的に低下させることなく、心臓位置を把握するための目印となる脊柱を含む広い画角でのボリュームスキャンをも実行可能とすることで、胎児胸部内での心臓位置を正確に把握することができる超音波診断装置、超音波

10

20

30

40

50

画像処理装置、超音波画像取得プログラム及び超音波診断表示プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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、心臓解析機能を用いた処理によって実行されるボリュームスキャンの一例を示した図である。

【図3】図3は、本心臓解析機能に従う処理（心臓解析処理）の流れを示したフローチャートである。

【図4】図4は、胎児の心臓を診断対象とする場合の本揺動規準断面設定を説明するための図である。 10

【図5】図5は、胎児の心臓を診断対象とする場合の本揺動規準断面設定を説明するための図である。

【図6】図6は、胎児の心臓を診断対象とする場合の本揺動規準断面設定を説明するための図である。

【図7】図7は、揺動規準断面上における、広域スキャン及び狭域スキャンについてのROI設定を説明するための図である。

【図8】図8は、本ステップS2におけるスキャンシーケンスを説明するための図である。

【図9】図9は、本ステップS2におけるスキャンシーケンスを説明するための図である。 20

【図10】図10は、本ステップS2におけるスキャンシーケンスを説明するための図である。

【図11】図11は、広域超音波画像上において指定された脊柱位置の様子を例示した図である。

【図12】図12は、広域超音波画像及び狭域超音波画像に共通する、脊柱を規準とした座標軸の設定を説明するための図である。

【図13】図13は、ボリュームデータに設定された、脊柱方向に垂直な複数の任意断面を例示した図である。

【図14】図14は、ステップS4に係る心臓のP点等の演算処理の流れを示したフローチャートである。 30

【図15】図15は、心臓のP点の指定、位置演算を説明するための図である。

【図16】図16は、中隔上のQ点の指定、傾き演算を説明するための図である。

【図17】図17は、心臓解析機能を用いて取得された狭域超音波画像の表示形態の一例を示した図である。

【図18】図18は、心臓解析機能を用いて取得された広域超音波画像、狭域超音波画像の表示形態の一例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

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のみ行う。 40

【0015】

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11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、ドプラ処理ユニット24、画像生成ユニット25、画像メモリ26、画像合成ユニット27、制御プロセッサ（CPU）28、内部記憶部29、インターフェース部30、画像処理部31を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0016】

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リ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。

【0017】

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、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三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、三次元領域を超音波走査することができる。本実施形態では、説明を具体的にするため、超音波プローブ12は、機械的揺動によって三次元領域を超音波走査するものとする。

【0018】

入力装置13は、装置本体11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11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。

【0019】

モニター14は、スキャンコンバータ25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）、広域超音波画像、狭域超音波画像、任意断面超音波画像等を所定の形態で表示する。

【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サ回路等を有している。パルサ回路では、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12に駆動パルスを印加する。

【0021】

なお、超音波送信ユニット21は、制御プロセッサ28の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0022】

超音波受信ユニット22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12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

10

20

30

40

50

により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0023】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21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、スキャンコンバータ25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14に表示される。

【0024】

ドプラ処理ユニット24は、送受信ユニット21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。

10

【0025】

画像生成ユニット25は、一般的には、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなど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に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

【0026】

心臓解析処理部26は、異なる画角設定により収集された複数のボリュームデータを用いて、後述する心臓解析機能を実現する。この心臓解析処理部26の動作については、後で詳しく説明する。

【0027】

画像合成ユニット27は、画像生成ユニット25又は心臓解析処理部26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14に出力する。

20

【0028】

制御プロセッサ28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28は、内部記憶部29から心臓解析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。

【0029】

内部記憶部29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、後述する心臓解析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、画像メモリ26中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部29のデータは、インターフェース回路30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。

30

【0030】

インターフェース部30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30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。

40

【0031】

（心臓等解析機能）

次に、本超音波診断装置1が有する、心臓解析機能について説明する。この機能は、診断対象と、当該診断対象の位置を把握するための指標部位とを映像化するために画角が広く設定された広域スキャンと、診断対象を高い時間分解能で映像化するために広域スキャンに比して画角 θ_2 が狭く設定された狭域スキャンとによって、異なる画角設定によるフレームを混在させた揺動走査によってボリュームデータを収集する。そして、広域スキャンによって得られた超音波画像（広域超音波画像）を用いて指標部位を規準とする空間座標を設定し、当該空間座標を用いて狭域スキャンを用いて得られた超音波画像（狭域超音

50

波画像)の位置合わせをし、狭域超音波画像、ボリュームにおける任意断面に対応する超音波画像(任意超音波画像)に含まれる診断対象の位置を客観的に評価可能とするものである。本実施形態では、説明を具体的にするため、胎児の心臓を診断対象とし、心臓の位置を把握するための指標部位を脊柱とする場合を例とし、また、例えば図2に示すように、画角を $\theta 1$ とする広域スキャン(第1のスキャン)、画角を $\theta 2$ (但し、 $\theta 1 > \theta 2$)とする狭域スキャン(第2のスキャン)の二種類の画角設定を用いる場合を例とする。しかしながら、これはあくまでも一例であり、本発明の技術的思想は、設定する画角の数、各画角の範囲には拘泥されない。

【0032】

図3は、本心臓解析機能に従う処理(心臓解析処理)の流れを示したフローチャートである。以下、同図に示す各ステップの処理の内容について説明する。

【0033】

[各種情報・心臓解析処理の実行指示の入力/揺動規準断面等の設定:ステップS1]

まず、入力装置13を介して、患者情報等の各種情報、心臓解析処理の実行指示が入力されると共に、揺動規準断面、広域スキャンにおける画角 $\theta 1$ 、狭域スキャンにおける画角 $\theta 2$ 、ROI(心臓位置)等が設定される(ステップS1)。

【0034】

図4、5、6は、胎児の心臓を診断対象とする場合の揺動規準断面設定を説明するための図である。すなわち、図4(a)に示すように、胎児の頭が画面の右側に出現するように超音波プローブ12の位置を設定し、胎児長軸断層像を取得する。その後、図4(b)に示すように、超音波プローブ12を反時計回りに回転させると、超音波プローブ12を上から見た場合、図5(a)に示すように時計の文字盤の3時方向が胎児の左手方向となり、取得される超音波断層像は、胸部短軸断層像となる。この胸部短軸断層像を図5(b)に示すように上下逆に考える。すると、超音波画像上においては、図6(a)、(b)に示すように、心臓中隔が心房後壁と接する点P(Cardiac position)が中央付近に、心臓が左上付近に、脊柱(spine)が中央下側付近にそれぞれ配置される。心臓等が例えばこのような位置関係で表示される超音波画像を用いて所望の断面が選択され、揺動規準断面として設定する所定の操作が入力装置13を介して入力される。ここで、揺動規準断面とは、例えば揺動範囲の中心に位置する断面である。

【0035】

次に、設定された揺動規準断面に対応する画像上において、入力装置13からの操作により、広域スキャン及び狭域スキャンのそれぞれにおけるROI、広域スキャンにおける画角 $\theta 1$ 、狭域スキャンにおける画角 $\theta 2$ が設定される。すなわち、図7(a)に示すように、揺動規準断面上において、診断対象である心臓及び心臓位置を把握するための規準となる脊椎を含む領域をROIとして設定すると、制御プロセッサ28において当該ROIを超音波走査するための画角が計算され、画角 $\theta 1$ として設定される。また、図7(b)に示すように、揺動規準断面上において、診断対象である心臓を含み脊椎を含まない領域をROIとして設定すると、制御プロセッサ28において当該ROIを超音波走査するための画角が計算され、画角 $\theta 2$ として設定される。さらに、同様に、当該揺動規準断面上において、被検体の体表の位置及び脊柱の位置が設定される。

【0036】

なお、本実施形態では、広域スキャンにおける画角 $\theta 1$ 、狭域スキャンにおける画角 $\theta 2$ のそれぞれが設定されると、制御プロセッサ28において各画角に基づいて好適なボリュームレート(すなわち、単位時間あたりの広域スキャン及び狭域スキャンの各実行回数)が計算され、走査条件として設定されるものとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、装置の仕様の範囲内において、ユーザがマニュアル設定により所望のボリュームレートを設定するようにしてもよい。また、上記例では、広域スキャン及び狭域スキャンでの各ROIについて、入力装置13を介して揺動規準断面上においてユーザがマニュアル設定する場合について説明した。しかしながら、当該例には拘泥されず、いずれか一方のROI(例えば、狭域スキャンにおけるROI)については、当該装置において初期設定され

ているROI、或いは自動設定機能により設定されるROIを用いるようにしてもよい。また、当然ながら、狭域スキャンにおけるROIの位置、形状、大きさ等は任意に設定したり変更することが可能である。典型例としては、例えば図7(b)に示すROIの四頂点を入力装置13を介して指定すること等により、狭域スキャンにおけるROIの位置、形状、大きさ等を設定、変更することができる。

【0037】

[異なる画角設定によるフレームを混在させた揺動走査／ボリュームデータの収集：ステップS2]

次に、制御プロセッサ28は、ステップS1において設定された揺動規準断面、画角等に従って、異なる画角 $\theta 1$ 、 $\theta 2$ によって広域スキャンと狭域スキャンとを含む揺動によるボリュームスキャンを実行し、ボリュームデータを収集する(ステップS2)。このボリュームスキャンは、所定の期間(例えば、少なくとも一心拍以上の期間)実行され、当該期間に対応する時系列のボリュームデータが取得される。

【0038】

図8(a)、(b)、(c)は、揺動規準断面、広域スキャンによる超音波走査面、狭域スキャンによる超音波走査面、揺動範囲との間の関係を説明するための図である。ステップS1の処理により、胎児に対して超音波プローブ12が図8(a)に示すような位置関係に配置される。超音波走査面を揺動させる揺動範囲は、例えば図8(b)に示すように、エレベーション方向に沿って揺動初期断面を始点、揺動最終断面を終点とし、揺動規準断面を中間地点とする範囲である。制御プロセッサ28は、この揺動範囲について、揺動規準断面から揺動初期断面、揺動最終断面へと超音波走査面(フレーム)を揺動させながら図8(c)に示すような広域スキャン又は狭域スキャンによって超音波走査を実行する。

【0039】

なお、エレベーション方向において、広域スキャン、狭域スキャンを行う位置には特に限定はない。また、広域スキャンを行うフレーム数についても、特に限定はない。すなわち、広域スキャンは、最低一回実行されればよく、許容されるボリュームレートの範囲内(例えば、有る程度のリアルタイム性が維持可能な範囲内)であれば、何回実行されてもよい。本実施形態では、精度向上のため、例えば図9に示すように、揺動初期断面、揺動最終断面の2箇所において広域スキャンを実行し、その他の位置については、狭域スキャンを実行するものとする。係る場合には、揺動範囲について、図10に示すような超音波走査が実行されることになる(各縦線分は1フレームに対応している)。

【0040】

[脊柱位置の指定／座標軸の設定：ステップS3]

次に、入力装置13を介して、広域スキャンによって取得された少なくとも一枚の超音波画像(例えば、揺動初期断面に対応する超音波画像、揺動最終断面に対応する超音波画像)上において、入力装置13を介して脊柱位置が指定され、指定された脊柱位置に基づいて、座標軸が設定される(ステップS3)。

【0041】

すなわち、例えば揺動初期断面に対応する超音波画像上において、脊柱位置が判定可能である場合には、入力装置13を介して脊柱位置が指定される。また、揺動初期断面に対応する超音波画像上において、脊柱位置が判定不可能である場合には、揺動最終断面に対応する超音波画像上において、入力装置13を介して脊柱位置が指定される。図11は、揺動初期断面に対応する超音波画像(又は揺動最終断面に対応する超音波画像)上において脊柱位置が指定された様子を例示している。また、脊柱の指定は、入力装置13を介する形態に拘泥されず、例えば超音波画像上の特定領域(今の場合、深部に対応する領域)に限定し、高輝度抽出を抽出すること等によって自動的に指定するようにしてもよい。

【0042】

次に、制御プロセッサ28は、ステップS1において指定された、揺動規準断面に対応する超音波画像上の脊柱位置と当該ステップS3において指定された脊柱位置とを通る直

線（脊柱方向）を、最小自乗法等の所定の手法により求め、例えば図12に示すような、広域スキャン及び狭域スキャンによって取得された複数の超音波画像（すなわち、揺動によって取得された超音波画像）に共通する座標軸を設定する。なお、本実施形態においては、揺動規準断面に対応する超音波画像上の脊柱位置と、揺動初期断面に対応する超音波画像上（又は揺動最終断面に対応する超音波画像上）の脊柱位置との2つ（2点）を用いて脊柱方向を求めた。しかしながら、これに拘泥されず、例えば揺動規準断面、揺動初期断面、揺動最終断面の3点、或いはそれ以上の広域スキャンに対応する超音波画像上で設定された脊柱位置を用いて、脊柱方向を定義するようにしてもよい。

【0043】

〔心臓のP点等の演算：ステップS4〕

10

次に、心臓解析ユニット26は、ステップS3において設定された脊柱方向を規準として、例えば図13に示すような複数の任意断面（例えば、脊柱方向に垂直な任意断面位置）を設定し、設定された任意断面に対応する超音波画像（任意断面超音波画像）を用いて、P点の位置、中隔の傾き等を演算する（ステップS4）。

【0044】

図14は、本ステップS4に係る心臓のP点等の演算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、複数の任意断面の超音波画像を動画再生し、心臓の拡張期に対応する超音波画像（拡張期画像）が入力装置13を介して指定される（ステップS41）。

【0045】

20

次に、指定された拡張期画像上において、図15（a）に示すようなP点の位置が入力装置13を介して指定されると、心臓解析ユニット26は、図15（b）に示すように、ステップS3において設定された座標軸を規準とするP点の位置（座標）を演算する（ステップS42）。また、指定された拡張期画像上において、図16（a）に示すような中隔上の所望の点（Q点）が入力装置13を介して指定されると、心臓解析ユニット26は、図16（b）に示すように、指定された当該中隔上のQ点の位置（座標）を演算すると共に、P点と中隔上のQ点とから中隔の傾きを演算する（ステップS43）。心臓解析ユニット26は、得られたP点の位置、中隔の傾き等から、心臓異常を評価するための所定のスコアを作成する（ステップS44）。

【0046】

30

〔超音波画像の表示：ステップS5〕

次に、制御プロセッサ28は、本実施形態では、広域超音波画像、狭域超音波画像、任意断面超音波画像を、所定の形態で表示するようにモニター14等を制御する（ステップS6）以下、具体的な表示形態を、実施例に従って説明する。しかしながら、本実施形態での表示は、以下に述べる例に拘泥されない。すなわち、広域超音波画像、狭域超音波画像、任意断面超音波画像、座標軸、座標（位置）のうちの少なくとも二つを重畳させて表示するものであれば、どのような表示形態であってもよい。

【0047】

（実施例1）

広域超音波画像、狭域超音波画像、任意断面超音波画像は、それぞれ単独で、或いは並べてに表示することができる。このとき、図17に示すように、各超音波画像に脊柱位置を規準とした座標軸を設定して表示する。この様な表示形態により、心臓と脊柱との位置関係を客観的に評価することができる。

40

【0048】

（実施例2）

広域超音波画像、狭域超音波画像は、揺動方向に沿って重畳表示することができる。すなわち、広域超音波画像上（例えば、揺動初期断面に対応する超音波画像上）に、脊柱位置を基準とする座標軸を設定し表示する。このときの座標軸は、縦軸が脊柱位置を含む垂直方向の直線となり、横軸は脊柱位置とステップS1において設定された体表との中間に位置する直線となる。この広域超音波画像上に対して、適切な位置関係を維持したまま、

50

心臓を含む狭域超音波画像を重畳表示する。このとき、脊柱位置を基準とする座標軸については、図18(a)に示すように表示を省略してもよいし、図18(b)に示すように表示してもよい。この様な表示形態により、広域超音波画像と狭域超音波画像とを、脊柱を規準とした適切な位置関係によって表示することができ、心臓と脊柱との位置関係を客観的に評価することができる。

【0049】

(実施例3)

広域超音波画像、任意断面超音波画像は、脊柱の方向に沿って重畳表示することができる。すなわち、広域超音波画像上(例えば、揺動初期断面に対応する超音波画像上)に、実施例2と同じく脊柱位置を基準とする座標軸を設定し表示する。この広域超音波画像上に対して、適切な位置関係を維持したまま、心臓を含む任意断面超音波画像を重畳表示する。このとき、脊柱位置を基準とする座標軸の表示についても、実施例2と同様に制御することができる。この様な表示形態により、広域超音波画像と任意断面超音波画像とを、脊柱を規準とした適切な位置関係によって表示することができ、心臓と脊柱との位置関係を客観的に評価することができる。

10

【0050】

(実施例4)

実施例3又は実施例4における重畳表示を行う際に、広域超音波画像、狭域超音波画像、任意断面超音波画像は、それぞれ互いに異なる色彩を割り当てて表示することができる。例えば、広域超音波画像に狭域超音波画像(又は任意断面超音波画像)を重畳表示する場合、狭域超音波画像(又は任意断面超音波画像)をカラー画像とし、広域超音波画像のうち狭域超音波画像と重畳しない領域をモノトーン表示とする。或いは、狭域超音波画像又は任意断面超音波画像の境界線に所定の色彩を和割り当てて、狭域超音波画像又は任意断面超音波画像と広域超音波画像との境界を明示するように表示する。係る表示により、ユーザは、狭域超音波画像又は任意断面超音波画像と広域超音波画像との境界や、広域超音波画像上における狭域超音波画像又は任意断面超音波画像の範囲を、容易且つ迅速に視認することができる。

20

【0051】

[異常の評価:ステップS6]

次に、心臓解析ユニット26は、ステップS4において作成されたスコアを用いて、心臓の位置異常等を評価する(ステップS6)。評価結果は、所定の形態で超音波画像と共に或いは単独でモニター14に表示される。

30

【0052】

(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。

【0053】

本超音波診断装置によれば、診断対象と、当該診断対象の位置を把握するための指標部位とを映像化するために画角が広く設定された広域スキャンと、診断対象を高い時間分解能で映像化するために広域スキャンに比して画角 θ_2 が狭く設定された狭域スキャンとによって、異なる画角設定によるフレームを混在させた揺動走査によってボリュームデータを収集する。そして、広域超音波画像を用いて指標部位を規準とする空間座標を設定し、当該空間座標を用いて狭域超音波画像の位置合わせをし、その位置関係を維持したまま広域超音波画像、狭域超音波画像、任意超音波画像を所定の形態にて表示する。従って、ボリュームレートを実質的に低下させることなく、狭域超音波画像、任意超音波画像に映像化された心臓の位置を、脊柱の位置を規準として客観的かつ正確に把握することができる。

40

【0054】

また、本超音波診断装置によれば、位置合わせされた狭域超音波画像、任意超音波画像を用いてP点の位置、中隔の傾き等を演算し、これを用いて心臓異常を評価する。従って、心臓異常に関する評価を客観的かつ正確に実現することができる。

50

【0055】

さらに、本超音波診断装置によれば、広域超音波画像、狭域超音波画像、任意断面超音波画像を、単独で、或いは脊柱を規準とする座標軸において位置関係を維持したまま同時に表示することができる。操作者は、任意の表示形態を選択することで、位置合わせされた広域超音波画像、狭域超音波画像、任意断面超音波画像を種々の形態で観察することができる。画像診断における自由度を広げることができる。

【0056】

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。

【0057】

(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。

【0058】

(2) 上記実施形態においては、画像生成ユニット25から出力された超音波画像（すなわち、スキャンコンバート後の超音波画像）を用いて、心臓等解析処理を行う構成について説明した。しかしながら、対象とする超音波画像データは、スキャンコンバート後のものに拘泥されず、スキャンコンバート前の生データを対象としてもよい。係る場合、輝度値の代わりに、信号値の大きさを用いることで、同様の効果を達成することができる。

【0059】

(3) 上記実施形態においては、画角を $\theta 1$ とする広域スキャン（第1のスキャン）と、画角を $\theta 2$ （ $\theta 1 > \theta 2$ ）とする狭域スキャン（第2のスキャン）とによって、異なる画角設定によるフレームを混在させた揺動走査によってボリュームデータを収集する場合を例とした。しかしながら、本発明の技術的思想は、当該例に拘泥されない。例えば、広域スキャンと狭域スキャンとを実質的に同じ断面について実行し、異なる画角設定による二次元走査を繰り返し実行するようにしてもよい。このような構成よれば、同一断面上の特定領域（例えば、診断対象を含むROI）について選択的に狭域スキャンを実行することができる。その結果、特定領域に関する超音波走査を高レートで実行することができ、時間分解能の高い超音波画像を取得することができる。

【0060】

(4) 画角を $\theta 1$ とする広域スキャンの走査線密度に比して、画角を $\theta 2$ （ $\theta 1 > \theta 2$ ）とする狭域スキャンの走査線密度を高くすることも可能である。例えば、狭域スキャンの走査線数を広域スキャンの走査線数と同程度とした場合には、診断対象を被走査領域とする狭域スキャンの空間分解能（方位分解能）を、広域スキャンの $\theta 1 / \theta 2$ 倍にすることができる。また、画角を $\theta 1$ とする広域スキャンの走査線密度に比して、画角を $\theta 2$ とする狭域スキャンの走査線密度を低くすることも可能である。この様な走査線密度の変更は、入力装置13から変更指示を入力することにより、任意に実行可能である。

【0061】

(5) 広域スキャンの回数を制御することで、広域スキャンでの方位分解能を制御することも可能である。例えば、広域スキャンを n 回（ただし、 $n > 1$ の整数）から1回とし、その一回での広域スキャンにおける走査線密度を高く（例えば3倍に）して、方位分解能を高くしてもよい。一方、広域スキャンを1回から n 回とし、各広域スキャンにおける走査線密度を低くして、方位分解能を低くしてもよい。

【0062】

(6) 送受信条件、画質条件は、広域スキャン、狭域スキャンのそれぞれにおいて独立に設定可能である。例えば、広域スキャンのゲインは、狭域スキャンとは異なる値に設定

10

20

30

40

50

することができる。

【0063】

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】

【0064】

以上本発明によれば、ボリュームレートを実質的に低下させることなく、心臓位置を把握するための目印となる脊柱を含む広い画角でのボリュームスキャンをも実行可能とすることで、胎児胸部内での心臓位置を正確に把握することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置を実現することができる。

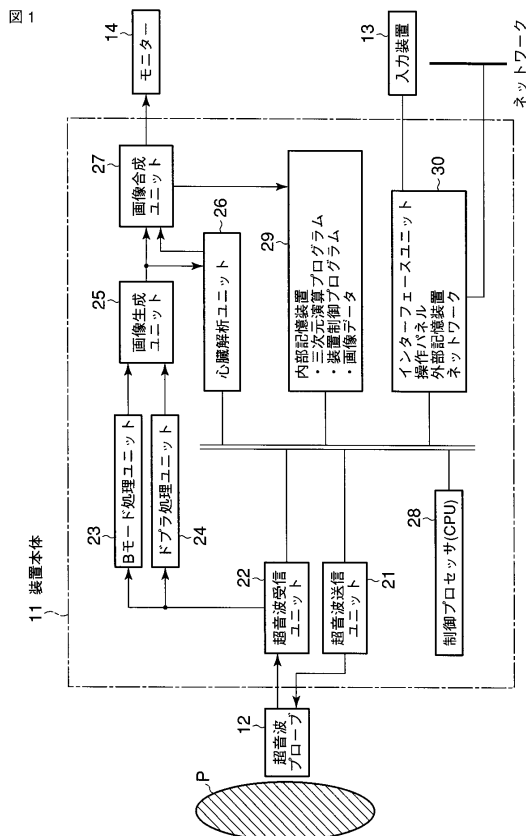
10

【符号の説明】

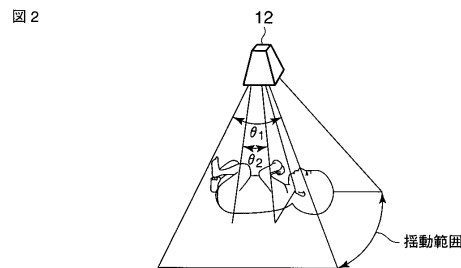
【0065】

10…超音波診断装置、12…超音波プローブ、13…入力装置、14…モニター、21…超音波送信ユニット、22…超音波受信ユニット、23…Bモード処理ユニット、24…ドプラ処理ユニット、25…スキャンコンバータ、26…心臓解析ユニット、27…画像合成ユニット、28…制御プロセッサ、29…内部記憶部、30…インターフェースユニット、31…画像処理部

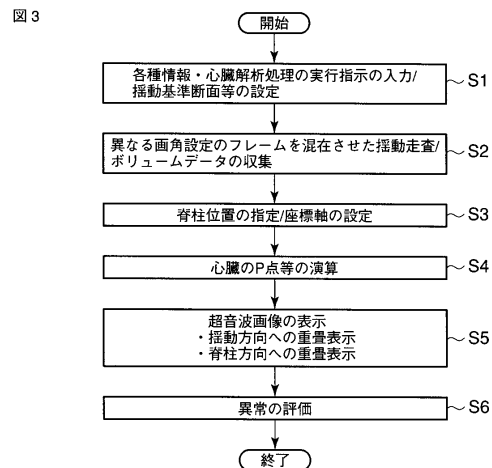
【図1】



【図2】

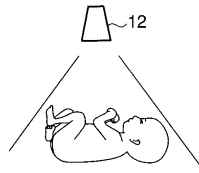


【図3】

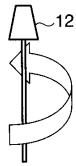


【図 4】

図 4



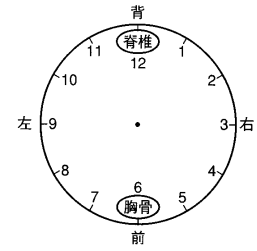
(a)



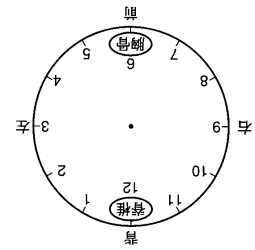
(b)

【図 5】

図 5



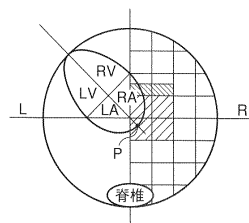
(a)



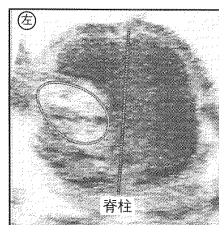
(b)

【図 6】

図 6



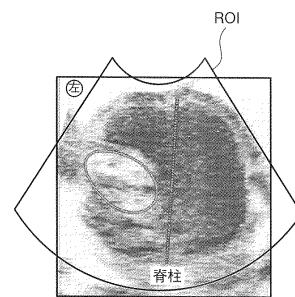
(a)



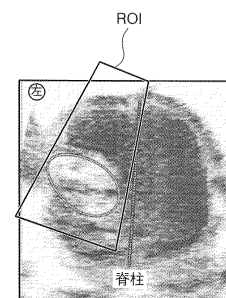
(b)

【図 7】

図 7

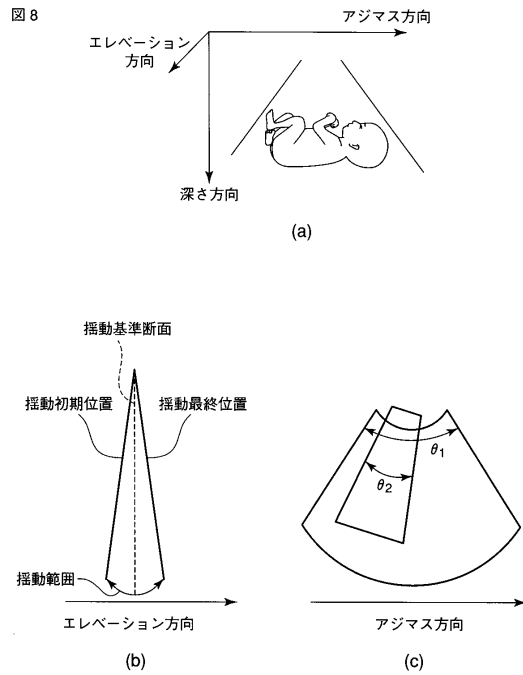


(a)

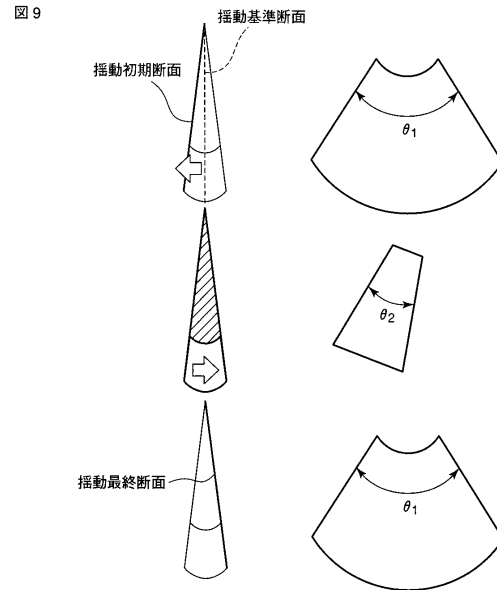


(b)

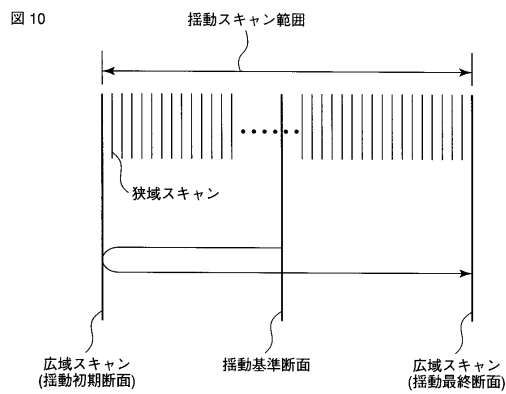
【図 8】



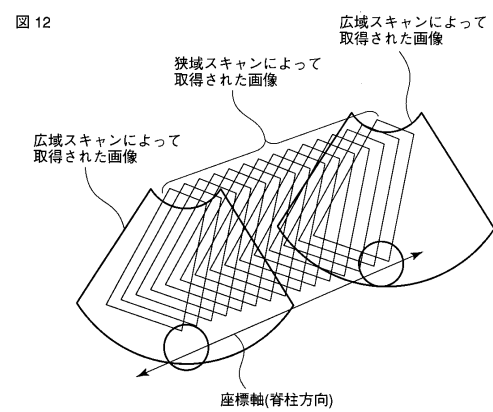
【図 9】



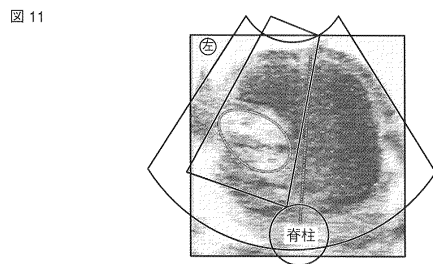
【図 10】



【図 12】

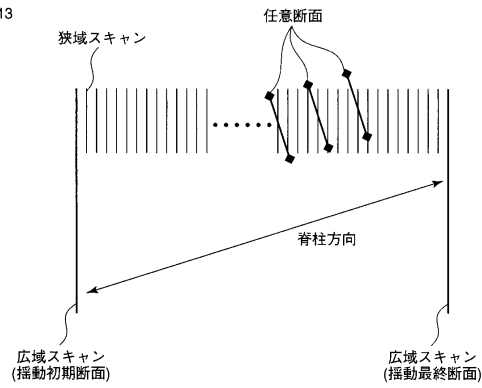


【図 11】



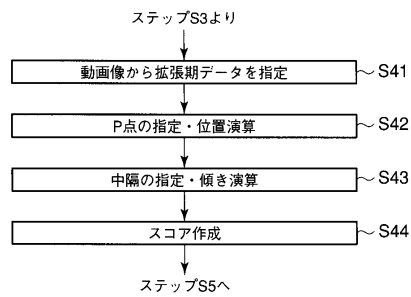
【図 13】

図 13



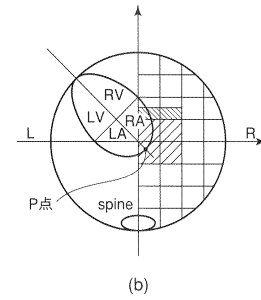
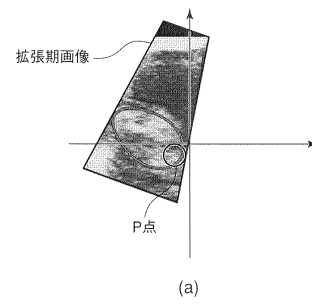
【図 14】

図 14



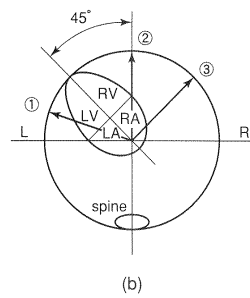
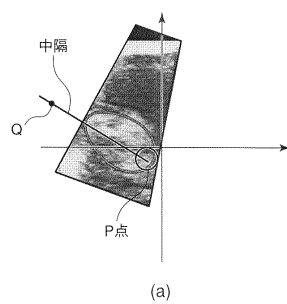
【図 15】

図 15



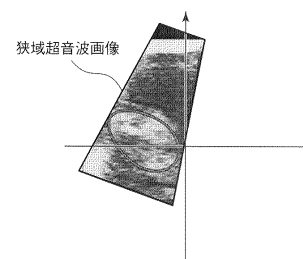
【図 16】

図 16



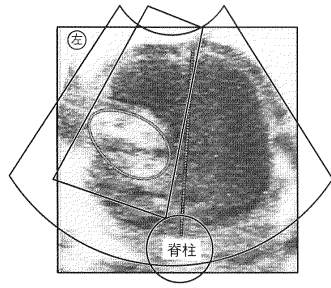
【図 17】

図 17

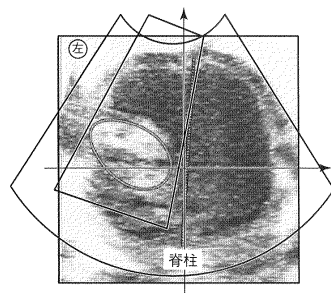


【図 18】

図 18



(a)



(b)

フロントページの続き

(72)発明者 浜田 賢治

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社内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特表2008-534082 (JP, A)

特開2006-218089 (JP, A)

特開2005-152346 (JP, A)

特開2005-349215 (JP, A)

特開平02-172452 (JP, A)

特開2008-012047 (JP, A)

特表2006-523510 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备，超声图像处理设备		
公开(公告)号	JP5620666B2	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	JP2009238473	申请日	2009-10-15
[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	佐々木 琢也 浜田 賢治		
发明人	佐々木 琢也 浜田 賢治		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0866 A61B8/4461 A61B8/523 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S7/52098		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE05 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK42 4C601/LL02 4C601/LL38		
代理人(译)	藤原 康高 堀口 博		
审查员(译)	宫泽 浩		
优先权	2008267614 2008-10-16 JP		
其他公开文献	JP2010115483A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不降低体积率的情况下提供超声波诊断装置等，能够以包括脊柱作为用于掌握心脏位置的标记的宽视角进行体积扫描，并且准确地抓住心脏位于胚胎的胸部。解决方案：通过诊断对象将振荡扫描与具有不同视角的框架混合，广泛扫描，其中视角被广泛设置用于成像目标部位以掌握诊断对象的位置，以及窄扫描，其中视角θ2设定得比用于以高时间分辨率成像诊断对象的宽扫描更窄，并且通过振荡扫描收集体数据。通过使用以目标部位为标准的宽超声图像来布置空间坐标，并且通过使用空间坐标来定位窄超声图像，并且显示宽超声图像，窄超声图像和可选的超声图像。在保持位置关系的同时以预定的形式。

