

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5284123号
(P5284123)

(45) 発行日 平成25年9月11日(2013.9.11)

(24) 登録日 平成25年6月7日(2013.6.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2009-10246 (P2009-10246)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成21年1月20日 (2009.1.20)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2010-166973 (P2010-166973A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成22年8月5日 (2010.8.5)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成24年1月11日 (2012.1.11)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	姚 滄 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	神山 直久 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】 超音波診断装置および位置情報取得プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブから送信される前記超音波の深度を、観察対象領域より深部に設定したうえで時系列に沿って生成された複数の超音波画像から動き情報を取得し、当該取得した動き情報における心拍に由来する運動成分と呼吸に由来する運動成分との強度比から当該超音波プローブによる走査が行なわれている臓器の左右を識別し、識別した結果を位置情報として取得する位置情報取得手段と、

前記位置情報取得手段によって取得された前記位置情報を所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブから送信される前記超音波の深度を、観察対象領域より深部に設定したうえで、前記超音波を3次元にて走査して生成された3次元超音波画像にて描出される肋骨の走行方向を画像解析により検出し、当該検出した肋骨の走行方向を当該超音波プローブの位置情報として取得する位置情報取得手段と、

前記位置情報取得手段によって取得された前記位置情報を所定の表示部に表示するよう

10

20

に制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位置情報取得手段は、前記 3 次元超音波画像において前記超音波の走査線を通る断面画像それぞれに対して肋骨領域と肋間領域との境界を検出するためのフィルタ処理を行なって前記肋骨の走行方向を検出することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置情報取得手段は、前記 3 次元超音波画像において前記超音波の走査線に直交する断面画像を構成する画素の画素値に基づいて、前記肋骨の走行方向を検出することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記位置情報取得手段は、時系列に沿って前記 3 次元超音波画像が生成されるごとに、当該 3 次元超音波画像における前記肋骨の走行方向を検出して、当該検出した肋骨の走行方向の相対的变化から前記超音波プローブの相対的な移動量を取得し、

前記表示制御手段は、前記位置情報取得手段によって取得された前記超音波プローブの相対的な移動量に基づいて、既に表示している当該超音波プローブの位置情報を移動させて前記所定の表示部に表示するように制御することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

20

前記位置情報取得手段は、前記 3 次元超音波画像における前記肋骨の走行方向を検出して、当該検出した肋骨の走行方向と正常人体における肋骨の解剖学的情報とに基づいて、前記超音波プローブの位置を確定し、

前記表示制御手段は、前記位置情報取得手段によって確定された前記超音波プローブの位置を所定の表示部に表示するように制御することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示制御手段は、前記位置情報取得手段によって取得された前記位置情報を、前記観察対象領域における反射波のみから生成された超音波画像とともに前記所定の表示部に表示するように制御することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

超音波画像を生成するために被検体に対して超音波を送信する超音波プローブの位置情報を取得する位置情報取得方法をコンピュータに実行させる位置情報取得プログラムであって、

前記超音波プローブから送信される前記超音波の深度を、観察対象領域より深部に設定したうえで時系列に沿って生成された複数の超音波画像から動き情報を取得し、当該取得した動き情報における心拍に由来する運動成分と呼吸に由来する運動成分との強度比から当該超音波プローブによる走査が行なわれている臓器の左右を識別し、識別した結果を位置情報として取得する位置情報取得手順と、

前記位置情報取得手順によって取得された前記位置情報を所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、

40

をコンピュータに実行させることを特徴とする位置情報取得プログラム。

【請求項 9】

超音波画像を生成するために被検体に対して超音波を送信する超音波プローブの位置情報を取得する位置情報取得方法をコンピュータに実行させる位置情報取得プログラムであって、

前記超音波プローブから送信される前記超音波の深度を、観察対象領域より深部に設定したうえで、前記超音波を 2 次元にて走査して生成された 3 次元超音波画像に描出された肋骨の走行方向を画像解析により検出し、当該検出した肋骨の走行方向を当該超音波プローブの位置情報として取得する位置情報取得手順と、

50

前記位置情報取得手順によって取得された前記位置情報を所定の表示部に表示するように制御する表示制御手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする位置情報取得プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および位置情報取得プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波診断装置は、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の医用画像診断装置に比べ、簡便な操作性、被爆のおそれがない非侵襲性などの利点を備えた装置として、今日の医療において、心臓、肝臓、腎臓、乳腺、筋肉など、様々な生体組織の検査や診断に利用されている。

10

【0003】

ここで、超音波診断装置は、被検体に対して超音波プローブから超音波を送信し、当該被検体の内部組織から反射された超音波の反射波に基づき超音波画像を生成する。

【0004】

例えば、近年、乳がんの早期発見を目的として推奨されている乳房超音波検査などの超音波診断装置を用いた検査において、超音波プローブは、病変部の観察に最適な位置を探索するため、医師や技師により被検体の乳房表面にて移動・回転される。したがって、超音波画像に描出されている病変部の位置を医師が把握するためには、超音波画像の生成時における超音波プローブの位置情報を取得することが重要となる。

20

【0005】

そこで、超音波プローブの位置情報を取得するために、磁気信号を発生する磁場発生コイルを被検体が横臥する寝台に取り付け、磁気センサを超音波プローブに取り付けた超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献1および特許文献2参照）。かかる超音波診断装置では、磁場発生コイルが発生した磁気信号を検出する磁気センサが、磁場発生コイルに対する磁気センサの座標位置を算出することで、超音波プローブの位置情報が取得される。

【0006】

30

また、超音波プローブの位置情報を取得するために、光学センサを超音波プローブに取り付けた超音波診断装置も知られている（例えば、非特許文献1参照）。かかる超音波診断装置では、被検体の検査部位上に固定したカラーパターンを光学センサが読込むことで、超音波プローブの位置情報が取得される。

【0007】

このようにして取得された超音波プローブの位置情報は、例えば、ボディマークとして超音波画像とともにモニタに表示され、画像診断を行なう医師は、参照する超音波画像の検査部位における位置を容易に把握することができる。なお、ボディマークとは、超音波画像の生成時において被検体に対して超音波プローブを当てた位置や向きを大まかに示す概略図のことである。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006-246974号公報

【特許文献2】特開2007-244575号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】色センサを用いた乳房検査用探触子位置検出システムの開発：日本超音波医学会第81回学術集会講演抄録集，S283，2008年5月

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0010】**

ところで、上記した従来の技術は、簡易に超音波プローブの位置情報を取得できないという課題があった。すなわち、上記した従来の技術では、磁気センサや光学センサなどの位置センサを超音波プローブに追加する必要があるため、超音波診断装置の構成が複雑になり、製造コストが増加してしまう。

【0011】

そこで、この発明は、上述した従来技術の課題を解決するためになされたものであり、超音波画像の生成時における超音波プローブの位置情報を簡易に取得することが可能になる超音波診断装置および位置情報取得プログラムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】**【0012】**

上述した課題を解決し、目的を達成するため、請求項1記載の本発明は、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波プローブから送信される前記超音波の深度を、観察対象領域より深部に設定したうえで時系列に沿って生成された複数の超音波画像から動き情報を取得し、当該取得した動き情報における心拍に由来する運動成分と呼吸に由来する運動成分との強度比から当該超音波プローブによる走査が行なわれている臓器の左右を識別し、識別した結果を位置情報として取得する位置情報取得手段と、前記位置情報取得手段によって取得された前記位置情報を所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、を備えたことを特徴とする。

20

【0013】

また、請求項2記載の本発明は、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波プローブから送信される前記超音波の深度を、観察対象領域より深部に設定したうえで、前記超音波を3次元にて走査して生成された3次元超音波画像にて描出される肋骨の走行方向を画像解析により検出し、当該検出した肋骨の走行方向を当該超音波プローブの位置情報として取得する位置情報取得手段と、前記位置情報取得手段によって取得された前記位置情報を所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、を備えたことを特徴とする。

【0014】

30

また、請求項8記載の本発明は、超音波画像を生成するために被検体に対して超音波を送信する超音波プローブの位置情報を取得する位置情報取得方法をコンピュータに実行させる位置情報取得プログラムであって、前記超音波プローブから送信される前記超音波の深度を、観察対象領域より深部に設定したうえで時系列に沿って生成された複数の超音波画像から動き情報を取得し、当該取得した動き情報における心拍に由来する運動成分と呼吸に由来する運動成分との強度比から当該超音波プローブによる走査が行なわれている臓器の左右を識別し、識別した結果を位置情報として取得する位置情報取得手段と、前記位置情報取得手段によって取得された前記位置情報を所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

【0015】

40

また、請求項9記載の本発明は、超音波画像を生成するために被検体に対して超音波を送信する超音波プローブの位置情報を取得する位置情報取得方法をコンピュータに実行させる位置情報取得プログラムであって、前記超音波プローブから送信される前記超音波の深度を、観察対象領域より深部に設定したうえで、前記超音波を2次元にて走査して生成された3次元超音波画像に描出された肋骨の走行方向を画像解析により検出し、当該検出した肋骨の走行方向を当該超音波プローブの位置情報として取得する位置情報取得手段と、前記位置情報取得手段によって取得された前記位置情報を所定の表示部に表示するように制御する表示制御手段と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

【発明の効果】**【0016】**

50

請求項 1、2、8 または 9 記載の本発明によれば、超音波画像の生成時における超音波プローブの位置情報を簡易に取得することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本実施例における超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、本実施例における画像処理部の構成を説明するための図である。

【図3】図3は、本実施例におけるボリュームデータを説明するための図である。

【図4】図4は、A面、B面およびC面について説明するための図である。

【図5】図5は、左右識別部を説明するための図である。

【図6】図6は、左右識別部の処理結果を用いたボディマーク生成部の処理を説明するための図である。

10

【図7】図7は、走行方向検出部が実行する第一の方法を説明するための図である。

【図8】図8は、走行方向検出部が実行する第二の方法を説明するための図(1)である。

【図9】図9は、走行方向検出部が実行する第二の方法を説明するための図(2)である。

【図10】図10は、走行方向検出部による超音波プローブの位置検出方法を説明するための図である。

【図11】図11は、走行方向検出部の処理結果を用いたボディマーク生成部の処理を説明するための図である。

20

【図12】図12は、本実施例における超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図13】図13は、本実施例における第一の変形例を説明するための図である。

【図14】図14は、本実施例における第二の変形例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下に添付図面を参照して、この発明に係る超音波診断装置および位置情報取得プログラムの好適な実施例を詳細に説明する。なお、以下では、この発明に係る位置情報取得プログラムを実行する超音波診断装置を実施例として説明する。

【実施例】

30

【0019】

まず、本実施例における超音波診断装置の構成について説明する。図1は、本実施例における超音波診断装置の構成を説明するための図である。図1に示すように、本実施例における超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とから構成される。

【0020】

超音波プローブ1は、一列に配置された複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送信部11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生するとともに、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材などを有する。

40

【0021】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0022】

50

ここで、本実施例における超音波プローブ1は、圧電振動子を機械的に揺動させるための揺動モータと揺動回路とを有し、複数の圧電振動子の揺動により被検体Pを3次元で走査することができる。すなわち、操作者は、本実施例における超音波プローブ1を被検体Pに接触させるだけで、自動的に、被検体Pを複数の断面にて連続して走査した3次元反射波データ(ボリュームデータ)を取得することができる。また、被検体Pを3次元で走査する場合は、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。

【0023】

なお、本発明は、超音波プローブ1が、複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブである場合であっても適用可能である。2次元超音波プローブを用いることにより、超音波診断装置は、原理的に、従来の1次元プローブにより2次元反射波データを取得する場合と、ほぼ同じ時間で、ボリュームデータを取得することができる。

【0024】

モニタ2は、超音波診断装置の操作者が入力装置3を用いて各種設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体10において生成された超音波画像を表示したりする。

【0025】

入力装置3は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体10に対して受け付けた各種設定要求(例えば、関心領域の設定要求など)を転送する。例えば、操作者が、入力装置3の「終了ボタン」や「FREEZEボタン」を押下すると、超音波の送受信が終了し、超音波診断装置は、一時停止状態となる。

【0026】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図1に示すように、送信部11と、受信部12と、Bモード処理部13と、ドプラ処理部14と、画像処理部15と、画像メモリ16と、画像合成部17と、制御部18と、内部記憶部19とを有する。

【0027】

送信部11は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、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、遅延回路は、超音波プローブ1から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するのに必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、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に駆動信号(駆動パルス)を印加する。

【0028】

また、送信部11は、後述する制御部18の制御に基づいて、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、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。なお、送信駆動電圧の変更は、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、または、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。

【0029】

受信部12は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを有し、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号を増幅してゲイン補正処理を行ない、A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算器は、A/D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波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る。ここで、本実施例では、受信部12は、3次元反射波データを生成する。

【0030】

10

20

30

40

50

このように、送信部 1 1 および受信部 1 2 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

【 0 0 3 1 】

B モード処理部 1 3 は、受信部 1 2 からゲイン補正処理、A / D 変換処理および加算処理が行なわれた処理済み反射波信号である反射波データを受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (B モードデータ) を生成する。ここで、本実施例では、B モード処理部 1 3 は、3 次元反射波データから 3 次元 B モードデータを生成する。

【 0 0 3 2 】

ドブラ処理部 1 4 は、受信部 1 2 から受け取った反射波データ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、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ (ドブラデータ) を生成する。ここで、本実施例では、ドブラ処理部 1 4 は、3 次元反射波データから 3 次元ドブラデータを生成する。

10

【 0 0 3 3 】

画像処理部 1 5 は、超音波画像を生成する画像生成部 1 5 1 と、画像生成部 1 5 1 が生成した超音波画像を解析して、当該超音波画像の生成時における超音波プローブ 1 の被検体 P における位置情報を解析する位置解析部 1 5 2 とを有する。

【 0 0 3 4 】

画像生成部 1 5 1 は、B モード処理部 1 3 が生成した B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像や、ドブラ処理部 1 4 が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、または、これらの組み合わせ画像としてのドブラ画像を超音波画像として生成する。

20

【 0 0 3 5 】

ここで、画像生成部 1 5 1 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画像を生成する。また、画像生成部 1 5 1 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理 (平滑化処理) や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理 (エッジ強調処理) などを行なう。

30

【 0 0 3 6 】

さらに、画像生成部 1 5 1 は、3 次元 B モードデータや 3 次元ドブラデータなどの 3 次元反射波データを受け取った場合、3 次元再構成アルゴリズムを用いてボリュームレンダリングなどの処理を行なって 3 次元超音波画像を再構成する。

【 0 0 3 7 】

なお、画像生成部 1 5 1 の画像生成処理と、位置解析部 1 5 2 の解析処理とについては、後に詳述する。

【 0 0 3 8 】

画像メモリ 1 6 は、画像生成部 1 5 1 が生成した超音波画像を記憶するメモリである。

【 0 0 3 9 】

画像合成部 1 7 は、画像生成部 1 5 1 が生成した超音波画像を、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマークなどと合成し、ビデオ信号としてモニタ 2 に出力する。

40

【 0 0 4 0 】

制御部 1 8 は、超音波診断装置における処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 8 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 1 9 から読込んだ各種制御プログラムに基づき、送信部 1 1、受信部 1 2、B モード処理部 1 3、ドブラ処理部 1 4 および画像処理部 1 5 の処理を制御したり、画像メモリ 1 6 が記憶する超音波画像や、画像合成部 1 7 が合成した画像などをモニタ 2 にて表示するように制御したりする。

【 0 0 4 1 】

50

内部記憶部 19 は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見など）や、診断プロトコルや各種ボディマークなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部 19 は、必要に応じて、画像メモリ 16 が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部 19 が記憶するデータは、図示しないインターフェース回路を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0042】

このように、本実施例における超音波診断装置は、超音波プローブ 1 から送信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を生成するが、以下で詳細に説明する画像生成部 151 および位置解析部 152 の処理により、超音波画像の生成時における超音波プローブの位置情報を簡易に取得することが可能になることに主たる特徴がある。

10

【0043】

画像生成部 151 および位置解析部 152 の処理について、図 2 ~ 11 を用いて説明する。なお、図 2 は、本実施例における画像処理部の構成を説明するための図であり、図 3 は、本実施例におけるボリュームデータを説明するための図であり、図 4 は、A 面、B 面および C 面について説明するための図であり、図 5 は、左右識別部を説明するための図であり、図 6 は、左右識別部の処理結果を用いたボディマーク生成部の処理を説明するための図であり、図 7 は、走行方向検出部が実行する第一の方法を説明するための図であり、図 8 および 9 は、走行方向検出部が実行する第二の方法を説明するための図であり、図 10 は、走行方向検出部による超音波プローブの位置検出方法を説明するための図であり、図 11 は、走行方向検出部の処理結果を用いたボディマーク生成部の処理を説明するための図である。

20

【0044】

なお、以下では、乳房超音波検査において、超音波プローブ 1 が被検体 P の乳房を 3 次元にて走査して、3 次元の反射波データが生成される場合について説明する。

【0045】

図 2 に示すように、本実施例における画像処理部 15 の画像生成部 151 は、表示用画像生成部 151a と、解析用画像生成部 151b とを有する。また、本実施例における画像処理部 15 の位置解析部 152 は、左右識別部 152a と、走行方向検出部 152b と、ボディマーク生成部 152c とを有する。

30

【0046】

ここで、本実施例において、超音波プローブ 1 の位置情報を解析するために、超音波プローブ 1 から送信される超音波の深度は、検査を行なう被検体 P の乳房より深部、具体的には、被検体 P の肋骨より深部に、制御部 18 により自動的に設定される。例えば、検査用深度が「4 cm」であったとしても、超音波プローブ 1 は、深度「7 cm」まで超音波を送信し、受信部 12 は、解析用深度「7 cm」までの 3 次元反射波データを生成する。

【0047】

そして、表示用画像生成部 151a は、図 3 に示すように、検査用深度までの 3 次元反射波データから生成された 3 次元 B モードデータを表示用ボリュームデータとし、表示用ボリュームデータから、医師が画像診断を行なうためにモニタ 2 に表示される表示用超音波画像（ボリュームレンダリング画像や断面画像など）を生成する。

40

【0048】

また、解析用画像生成部 151b は、図 3 に示すように、肋骨より深部の情報を含む解析用深度すべての 3 次元反射波データから生成された 3 次元 B モードデータを解析用ボリュームデータとし、解析用ボリュームデータから、位置解析部 152 が画像解析を行なうための解析用超音波画像を生成する。具体的には、解析用画像生成部 151b は、解析用超音波画像として、各種断面画像を生成する。

【0049】

ここで、超音波診断装置において、3 次元超音波画像から断面画像が生成される際の 3 種類の断面（A 面、B 面および C 面）について説明する。まず、A 面とは、図 4 に示すよ

50

うに、機械的に揺動する超音波プローブ1において、圧電振動子が配列される方向と、超音波の送信方向とで構築される断面のことである。また、B面とは、図4に示すように、圧電振動子が配列される方向と、揺動方向で構築される断面のことである。また、C面とは、図4に示すように、超音波の送信方向に対して垂直方向にある断面のことである。

【0050】

まず、解析用画像生成部151bは、時系列に沿って順次生成される解析用ボリュームデータそれぞれからA面、B面またはC面における複数の断面画像を時系列に沿って生成する。なお、この時点では、超音波プローブ1の位置が、操作者によって被検体Pの乳房における初期位置（例えば、被検体Pの腋から斜め下45度の方向）にて固定されているとする。

10

【0051】

そして、左右識別部152aは、解析用画像生成部151bによって生成された時系列に沿った複数の断面を用いて、超音波プローブ1による走査が行なわれている乳房の左右を識別する。

【0052】

ここで、図5の(A)に示すように、被検体Pの胸部における周期的な動きには、左胸では肺運動と心臓運動とがあるのに対し、右胸では肺運動のみとなる。

【0053】

そこで、左右識別部152aは、超音波ビームが左の乳房に対して走査されているのか、右の乳房に対して走査されているのかを識別するために、図5の(B)に示すように、同一位置のA面またはB面における肋間より深部に位置する領域、あるいは、肋間より深部に位置する同一位置のC面を、時間軸に沿って画像解析することで、周期的動き成分を取得して、左右識別および識別結果の信頼度の算出を行なう。

20

【0054】

例えば、左右識別部152aは、時系列に沿った複数のA面像それぞれにおける特徴点を抽出して、特徴点の時系列に沿った周期的動き成分を取得する。そして、左右識別部152aは、取得した周期的動き成分において、約1秒間周期の動き成分（心拍由来）の強度が、約5秒間周期の動き成分の強度（呼吸由来）に対して所定の比率（例えば、60%）以上となるならば「左」と識別し、約5秒間周期の動き成分（呼吸由来）の強度が、約1秒間周期の動き成分（心拍由来）の強度に対して所定の比率（例えば、60%）以上となるならば「右」と識別する。そして、左右識別部152aは、例えば、識別するために用いた強度比に応じて信頼度を算出する。

30

【0055】

そして、ボディマーク生成部152cは、左右識別部152aの識別結果に基づいて、例えば、図6に示すように、左胸用ボディマークまたは右胸用ボディマークと、上述した超音波プローブ1の初期位置を示すプローブ位置マークとが合成されたボディマークを生成する。なお、ボディマーク生成部152cは、これらボディマークを、内部記憶部19から取得する。

【0056】

そして、画像合成部17は、表示用画像生成部151aが生成した表示用画像と、ボディマーク生成部152cが生成したプローブ位置マーク付きボディマークとを合成した合成画像を生成する。そして、モニタ2は、制御部18の制御に基づいて、画像合成部17が生成した合成画像を表示する。これにより、操作者は、手動でボディマークを入力することなく、自動的に左右いずれかのボディマーク合成された表示用画像を参照することができる。

40

【0057】

左右識別部152aが左右を識別したのち、解析用画像生成部151bは、走行方向検出部152bが肋骨の走行方向を画像処理により検出するための画像を生成する。具体的には、解析用画像生成部151bは、走行方向検出部152bが実行する走行方向検出方法（第一の方法および第二の方法）に応じて、異なる断面画像を生成する。

50

【 0 0 5 8 】

まず、走行方向検出部 1 5 2 b が第一の方法を実行する場合について説明する。第一の方法において解析用画像生成部 1 5 1 b は、超音波プローブ 1 が初期位置に固定されている時点のいずれかで生成された解析用ボリュームデータを、複数の A 面にて切断した「複数の A 面画像」、および / または、複数の B 面にて切断した「複数の B 面画像」を生成する。なお、以下では、解析用画像生成部 1 5 1 b により、「複数の A 面画像」が生成された場合について説明する。

【 0 0 5 9 】

ここで、被検体 P の肋骨を確実に含む A 面画像においては、図 7 の (A) に示すように、肋骨表面における超音波の強い反射により、肋骨表面の部分が高輝度となり、肋骨表面より深部が低輝度の陰影となる。また、A 面画像においては、陰影の境界線が、超音波ビームと平行しているために直線にて描出される。

10

【 0 0 6 0 】

そこで、まず、走行方向検出部 1 5 2 b は、A 面画像において肋骨表面および陰影部分以外の肋間部分などに描出されたスペckルを除去するために、平滑化処理を行なう (図 7 の (A) の (1) 参照) 。

【 0 0 6 1 】

そして、走行方向検出部 1 5 2 b は、平滑化処理済みの A 面画像に対し、肋骨領域と肋間領域との境界を検出するための Sobel フィルタにより境界線抽出処理を行なう (図 7 の (A) の (2) 参照) 。なお、本発明は、走行方向検出部 1 5 2 b が、境界線抽出処理として、Sobel フィルタでなく、Hough 変換法を用いる場合でも適用可能である。

20

【 0 0 6 2 】

そして、走行方向検出部 1 5 2 b は、Sobel フィルタ処理済み A 面画像から、肋骨のエッジ位置を抽出する (図 7 の (A) の (3) 参照) 。これにより、走行方向検出部 1 5 2 b は、図 7 の (A) に示すように、1 本の肋骨における 2 つのエッジを抽出する。なお、走行方向検出部 1 5 2 b は、A 面画像に 2 つ以上の肋骨が含まれる場合でも、エッジ間の距離に基づいて、肋骨ごとの 2 つのエッジを区別することができる。

【 0 0 6 3 】

そして、走行方向検出部 1 5 2 b は、図 7 の (B) に示すように、同一の解析用ボリュームデータから生成された A 面画像それぞれに対して、上述した処理を行なう。これにより、走行方向検出部 1 5 2 b は、解析用ボリュームデータに含まれている肋骨の走行方向を、同一肋骨の空間的連続特性を利用して検出する。

30

【 0 0 6 4 】

なお、第一の方法は、「複数の B 面画像」を用いる場合であっても、「複数の A 面画像」および「複数の B 面画像」を両方用いる場合であっても実行可能である。

【 0 0 6 5 】

続いて、走行方向検出部 1 5 2 b が第二の方法を実行する場合について説明する。第二の方法において解析用画像生成部 1 5 1 b は、超音波プローブ 1 が初期位置に固定されている時点のいずれかで生成された解析用ボリュームデータから、図 8 に示すように、肋骨より深部において、C 面における厚み付き MIP (Maximum Intensity Projection) 画像を生成する。

40

【 0 0 6 6 】

ここで、C 面における厚み付き MIP 画像においては、肋骨より深部の情報が含まれるため、以下の特徴を有する。肋間組織の投影部分に対し、肋骨表面より下の影の部分 (以下、肋骨影と記す) の輝度値は、低くなる。このため、C 面における厚み付き MIP 画像においては、図 8 に示すように、肋間組織の投影部分と肋骨影とが交互に並ぶため、肋骨の走行方向が、縞模様として描出される。

【 0 0 6 7 】

そこで、第二の方法を実行する走行方向検出部 1 5 2 b は、C 面における厚み付き MIP

50

P画像において、例えば、輝度値の低い領域に中心点を設定し、設定した中心点を通る関心線分ごとに、当該関心線分を通る画素の輝度値のヒストグラムを生成する。例えば、図8に示すように、走行方向検出部152bは、設定した中心点を中心に関心線分を回転させて、「関心線分1、関心線分2、関心線分3、・・・」におけるヒストグラムをそれぞれ生成する。

【0068】

例えば、走行方向検出部152bは、図9の(A)に示すように、関心線分1、2および3のヒストグラムを生成する。そして、走行方向検出部152bは、生成した関心線分ごとのヒストグラムを解析して、肋骨の走行方向を検出する。例えば、走行方向検出部152bは、図9の(A)に示すように、ヒストグラムにおいて低輝度の頻度が最も高くなる関心線分3の方向を、肋骨の走行方向として検出する。

10

【0069】

なお、走行方向検出部152bは、図9の(B)に示すように、中心点を輝度値の高い肋骨組織領域に設定した場合、高輝度の頻度が最も高くなる関心線分の方向を、肋骨の走行方向として検出する。

【0070】

ここで、第二の方法は、C面における厚み付きMIP画像を生成するための範囲に肋骨より深部の領域が含まれるならば、肋骨表面より上部が含まれる場合であっても、肋骨影の情報が反映されるので実行可能である。また、第二の方法は、関心線分を用いる場合に限定されるものではなく、C面における厚み付きMIP画像を構成する画素すべての輝度値を解析して肋骨の走行方向を検出する場合であってもよい。

20

【0071】

そして、初期位置における肋骨の走行方向が検出されたのちに、図10の(A)に示すように、操作者が被検体Pの乳房において、超音波プローブ1を回転させて新たなボリュームデータの収集が行なわれると、走行方向検出部152bは、第一の方法または第二の方法により、肋骨の走行方向検出処理を繰り返して実行する。

【0072】

例えば、走行方向検出部152bは、図10の(B)に示すように、初期位置における肋骨の走行方向が検出されたのちに時系列に沿って収集された解析用ボリュームデータであるボリュームデータ1、2、3それぞれにおいて第一の方法または第二の方法により、肋骨の走行方向を検出して、初期位置から超音波プローブ1の位置を確定する。

30

【0073】

すなわち、走行方向検出部152bは、ボリュームデータ1において検出した肋骨の走行方向と、初期位置にて検出した肋骨の走行方向との相対的变化を算出して、超音波プローブ1の初期位置からの相対的な移動量(回転角度)を取得することで、ボリュームデータ1生成時における超音波プローブ1の位置を確定する。

【0074】

同様に、走行方向検出部152bは、ボリュームデータ2において検出した肋骨の走行方向と、ボリュームデータ1において検出した肋骨の走行方向との相対的变化を算出して、ボリュームデータ1生成時における超音波プローブ1の確定位置からの相対的な移動量(回転角度)を取得することで、ボリュームデータ2生成時における超音波プローブ1の位置を確定する。

40

【0075】

そして、ボディマーク生成部152cは、図11に示すように、走行方向検出部152bによって新規に生成されたボリュームデータごとに確定された超音波プローブの位置情報にしたがって、プローブ位置マークを初期位置から時系列に沿って回転させる。

【0076】

これにより、画像合成部17は、表示用画像生成部151aによって生成された表示用画像と、初期位置からプローブ位置マーク付きが回転されたボディマークとを合成した合成画像を生成し、モニタ2は、制御部18の制御に基づいて、合成画像を表示する。

50

【0077】

次に、図12を用いて、本実施例における超音波診断装置の処理について説明する。図12は、本実施例における超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【0078】

図12に示すように、本実施例における超音波診断装置は、初期位置に超音波プローブ1が配置されたのち、3次元超音波画像の撮影開始要求を受け付けると(ステップS101肯定)、ボリュームデータ(解析用ボリュームデータ)を収集する(ステップS102)。なお、本実施例においては、ステップS108が終了するまでは、超音波プローブ1の位置は、初期位置にて固定された状態で、解析用ボリュームデータが時系列に沿って順次収集される。

10

【0079】

そして、表示用画像生成部151aは、解析用ボリュームデータにおける表示用ボリュームデータから表示用画像を生成する(ステップS103)。なお、表示用画像生成部151aは、時系列に沿って収集される表示用ボリュームデータごとに表示用画像を順次生成しており、生成された表示用画像は、画像合成部17において、パラメータの文字情報や目盛りなどと合成されて、モニタ2にて表示されている。

【0080】

続いて、左右識別部152aは、解析用画像生成部151bが解析用ボリュームデータから時系列に沿って順次生成した断面画像から、走査されている乳房の左右を識別する(ステップS104)。すなわち、左右識別部152aは、時系列に沿って生成される断面画像の肋骨より深部にある領域の周期的動き成分から、心拍由来の周期的動き成分と呼吸由来の周期的動き成分と強度比を算出して、左右を識別する。

20

【0081】

そののち、走行方向検出部152bは、第一の方法、または第二の方法により、超音波プローブ1が初期位置に固定されている時点のいずれかで生成された解析用ボリュームデータから、初期位置における肋骨の走行方向を検出する(ステップS105)。

【0082】

そして、ボディマーク生成部152cは、左右識別部152aの識別結果に基づいて、右胸用または左胸用のいずれかのボディマークと、初期位置における超音波プローブ1の位置を示すプローブ位置マークとを合成したボディマークを生成する(ステップS106)。

30

【0083】

続いて、画像合成部17は、表示用画像生成部151aが生成した最新の表示用画像と、ボディマーク生成部152cが生成したボディマークとを合成し(ステップS107)、制御部18は、画像合成部17が生成した合成画像をモニタ2にて表示するように制御する(ステップS108)。

【0084】

ここで、操作者は、モニタ2を参照して、プローブ位置マーク付きのボディマークが表示されたことを確認すると、超音波プローブ1の回転走査を行なって撮影を継続するか、撮影を終了するかを判断する。例えば、撮影を終了する場合、操作者は、入力装置3の終了ボタンを押下する。

40

【0085】

ここで、制御部18は、操作者から入力装置3を介して撮影終了要求を受け付けると(ステップS109肯定)、処理を終了する。

【0086】

一方、制御部18は、ステップS108ののちに撮影終了要求を受け付けなかった場合(ステップS109否定)、新規のボリュームデータ(解析用ボリュームデータ)が収集されたか否かを判定する(ステップS110)。

【0087】

50

ここで、新規のボリュームデータが収集されていない場合（ステップS 1 1 0 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【 0 0 8 8 】

一方、新規のボリュームデータが収集された場合（ステップS 1 1 0 肯定）、表示用画像生成部 1 5 1 a は、新規の解析用ボリュームデータにおける表示用ボリュームデータから表示用画像を生成し（ステップS 1 1 1 ）、走行方向検出部 1 5 2 b は、第一の方法、または第二の方法により、新規の解析用ボリュームデータから肋骨の走行方向を検出する（ステップS 1 1 2 ）。

【 0 0 8 9 】

そして、走行方向検出部 1 5 2 b は、ステップS 1 1 2 にて検出した肋骨の走行方向の
10
前回検出した肋骨の走行方向に対する相対的变化から、前回収集したボリュームデータ生成時における超音波プローブ 1 の位置からの相対的な移動量（回転角度）を取得することで、新規のボリュームデータ生成時における超音波プローブ 1 の位置を確定する（ステップS 1 1 3 ）。なお、走行方向検出部 1 5 2 b は、最初にステップS 1 1 3 の処理を行なう場合、ステップS 1 1 2 にて検出した肋骨の走行方向と、ステップS 1 0 5 にて検出した初期位置における肋骨の走行方向に対する相対的变化から、超音波プローブ 1 の位置を確定する。

【 0 0 9 0 】

そののち、ボディマーク生成部 1 5 2 c は、走行方向検出部 1 5 2 b が確定した超音波
20
プローブ 1 の位置に基づいて、右胸用または左胸用のいずれかのボディマークと、現時点での超音波プローブ 1 の位置を示すプローブ位置マークとを合成したボディマークを生成する（ステップS 1 1 4 ）。

【 0 0 9 1 】

続いて、画像合成部 1 7 は、ステップS 1 1 1 において表示用画像生成部 1 5 1 a が生成した表示用画像と、ボディマーク生成部 1 5 2 c が生成したボディマークとを合成し（ステップS 1 1 5 ）、制御部 1 8 は、画像合成部 1 7 が生成した合成画像をモニタ 2 にて表示するように制御する（ステップS 1 1 6 ）。

【 0 0 9 2 】

そののち、ステップS 1 0 9 に戻って、制御部 1 8 は、操作者から入力装置 3 を介して
30
撮影終了要求を受け付けたか否かを判定し、撮影終了要求を受け付けなかった場合（ステップS 1 0 9 否定）、超音波診断装置は、ステップS 1 1 0 以降の処理を実行する。

【 0 0 9 3 】

上述してきたように、本実施例では、解析用画像生成部 1 5 1 b は、乳房超音波検査時
において超音波プローブ 1 が肋骨より深部まで超音波を送信して収集された解析用ボリュームデータから、時系列に沿った断面画像を生成し、左右識別部 1 5 2 a は、時系列に沿って生成された断面画像の肋骨より深部にある領域の周期的動き成分から、心拍由来の周期的動き成分と呼吸由来の周期的動き成分と強度比を算出して、走査対象となっている乳房の左右を識別する。

【 0 0 9 4 】

そして、走行方向検出部 1 5 2 b は、解析用画像生成部 1 5 1 b が同一解析用ボリューム
40
データから生成した複数の A 面画像それぞれに対してエッジ抽出処理を行なうことで、肋骨の走行方向を検出する（第一の方法）。あるいは、走行方向検出部 1 5 2 b は、解析用画像生成部 1 5 1 b が同一解析用ボリュームデータから生成した C 面における厚み付き M I P 画像にて設定した複数の関心線分における輝度値のヒストグラムを解析して、肋骨の走行方向を検出する（第二の方法）。

【 0 0 9 5 】

さらに、走行方向検出部 1 5 2 b は、解析用ボリュームデータが収集されるごとに肋骨
の走行方向を検出することで、走行方向の相対的移動量と、超音波プローブ 1 の初期位置
とから、超音波プローブ 1 の位置を確定する。ボディマーク生成部 1 5 2 c は、左右識別
部 1 5 2 a が識別した結果に基づく、右胸用ボディマークまたは左胸用ボディマークと、
50

走行方向検出部 152b が確定した超音波プローブ 1 の位置を示すプローブ位置マークとを合成したボディマークを生成する。そして、画像合成部 17 は、解析用ボリュームデータにおける観察対象領域にある表示用ボリュームデータから表示用画像生成部 151a が生成した表示用画像と、ボディマーク生成部 152c が生成したボディマークとを合成した合成画像を生成して、合成画像がモニタ 2 に表示される。

【0096】

したがって、画像処理のみで、操作者が手動で右胸用ボディマークまたは左胸用ボディマークを設定する必要がなく、超音波診断装置における画像処理のみで走査対象となっている乳房の左右および超音波プローブ 1 の位置を確定してボディマークをプローブ位置マークとともに表示するので、上記した主たる特徴の通り、超音波画像の生成時における超音波プローブの位置情報を簡易に取得することが可能になる。

10

【0097】

また、超音波プローブ 1 の位置情報とともに、肋骨より深部の情報が除かれた表示用画像のみが表示されるので、医師による画像診断を妨げることが回避される。

【0098】

なお、上記した実施例では、超音波プローブ 1 の初期位置と、肋骨の走行方向の相対的变化とに基づいて、超音波プローブ 1 の位置を確定する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、検出した肋骨の走行方向と、正常人体における肋骨の解剖学的情報とに基づいて、超音波プローブ 1 の位置を確定する場合であってもよい。これについて、図 13 を用いて説明する。なお、図 13 は、本実施例における第一の変形例を説明するための図である。

20

【0099】

すなわち、第一の変形例において、走行方向検出部 152b は、図 13 に示すように、解析用画像生成部 151b が生成した C 面における厚み付き MIP 画像から「肋骨の走行方向、肋骨の走行方向の曲率および肋骨の間隔」を検出する。そして、走行方向検出部 152b は、図 13 に示すように、「肋骨の走行方向、肋骨の走行方向の曲率および肋骨の間隔」と、内部記憶部 19 に格納されている正常人体の骨格情報とを比較することで、超音波プローブ 1 の位置を確定する。

【0100】

これにより、超音波プローブ 1 の初期位置を設定することなく、超音波画像の生成時における超音波プローブの位置情報を簡易に取得することが可能になる。

30

【0101】

また、本実施例では、肋骨の走行方向を超音波プローブ 1 の位置確定のために用いる場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、肋骨の走行方向を超音波画像を表示するために用いる場合であってもよい。これについて、図 14 を用いて説明する。なお、図 14 は、本実施例における第二の変形例を説明するための図である。

【0102】

すなわち、第二の変形例において、走行方向検出部 152b が解析用ボリュームデータごとに肋骨の走行方向を検出して、肋骨の走行方向の相対的变化を取得すると、表示用画像生成部 151a は、図 14 に示すように、肋骨の走行方向の相対的变化に応じて、例えば、表示用ボリュームデータそれぞれから生成した C 面画像を重ね合わせたパノラマ画像を生成する。

40

【0103】

これにより、超音波プローブ 1 の移動範囲を網羅した超音波画像が表示されるので、医師による超音波画像を用いた画像診断の効率を向上させることが可能になる。

【0104】

なお、上記した実施例において図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的な形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することがで

50

きる。

【産業上の利用可能性】

【0105】

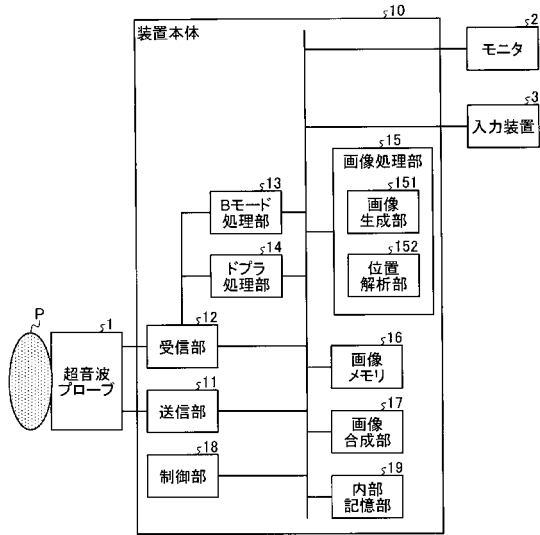
以上のように、本発明に係る超音波診断装置および位置情報取得プログラムは、被検体に対して超音波プローブから送信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を生成する場合に有用であり、特に、超音波画像の生成時における超音波プローブの位置情報を簡易に取得することに適する。

【符号の説明】

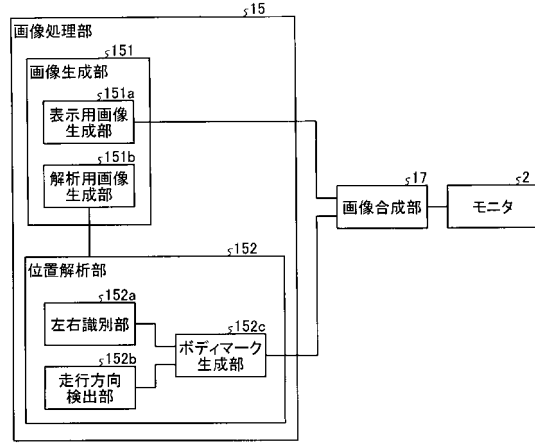
【0106】

- | | | |
|------|-----------|----|
| 1 | 超音波プローブ | 10 |
| 2 | モニタ | |
| 3 | 入力装置 | |
| 10 | 装置本体 | |
| 11 | 送信部 | |
| 12 | 受信部 | |
| 13 | Bモード処理部 | |
| 14 | ドブラ処理部 | |
| 15 | 画像処理部 | |
| 151 | 画像生成部 | |
| 151a | 表示用画像生成部 | 20 |
| 151b | 解析用画像生成部 | |
| 152 | 位置解析部 | |
| 152a | 左右識別部 | |
| 152b | 走行方向検出部 | |
| 152c | ボディマーク生成部 | |
| 16 | 画像メモリ | |
| 17 | 画像合成部 | |
| 18 | 制御部 | |
| 19 | 内部記憶部 | |

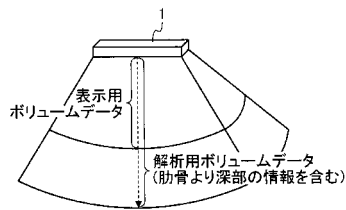
【図1】



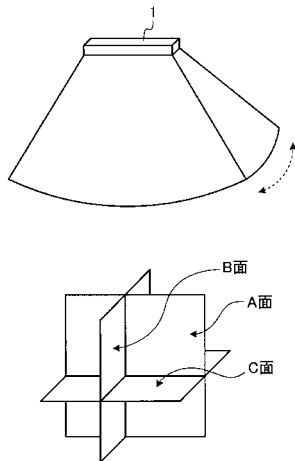
【図2】



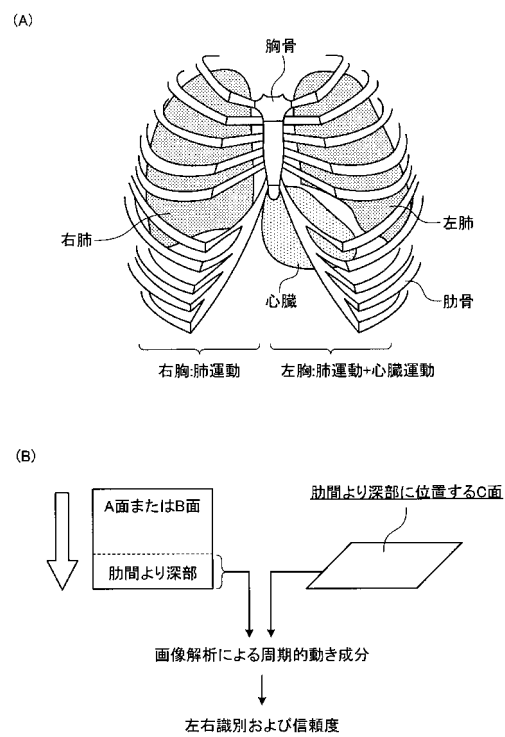
【図3】



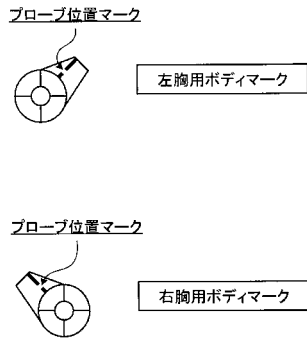
【図4】



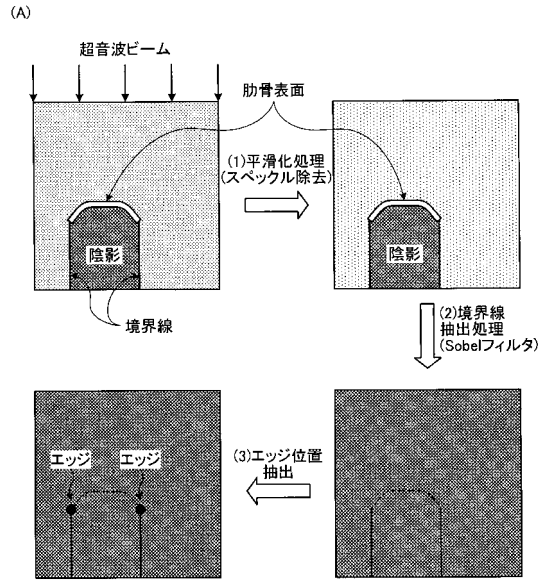
【図5】



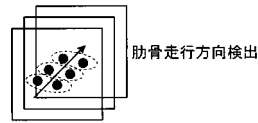
【図6】



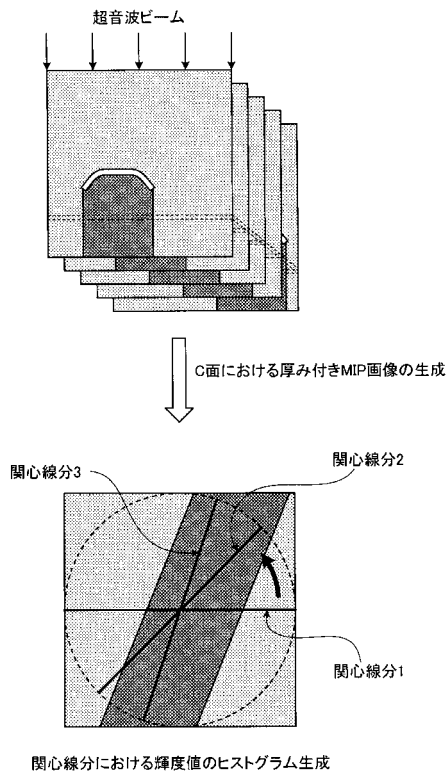
【図7】



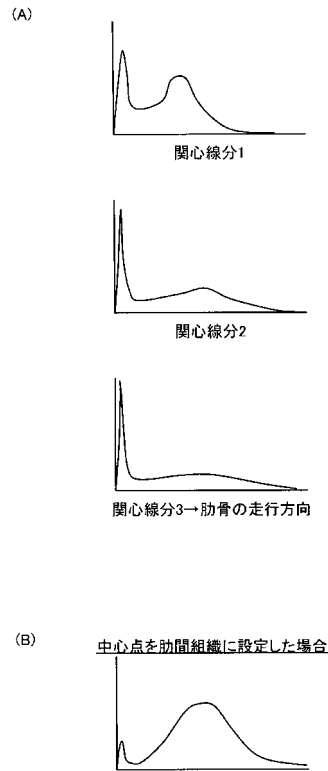
(B)



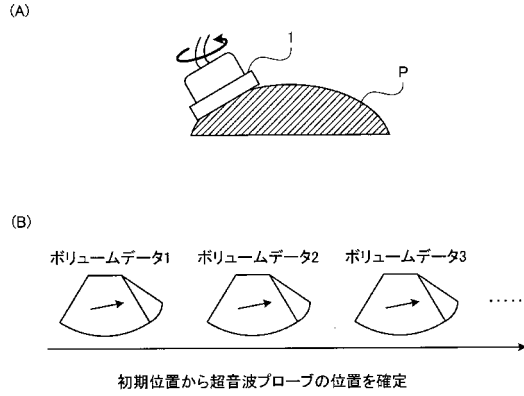
【図8】



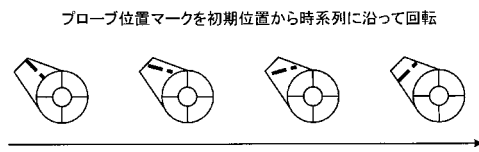
【図9】



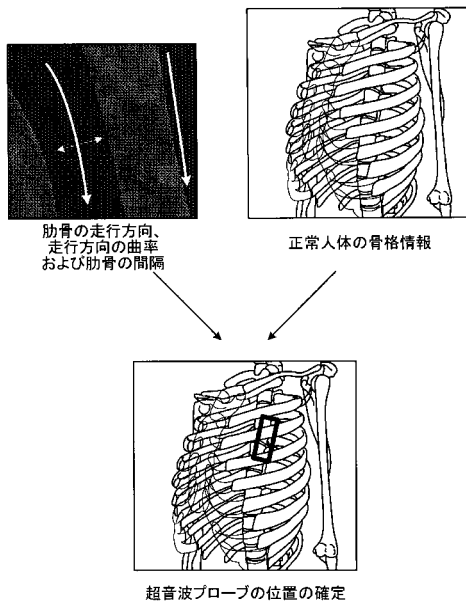
【図10】



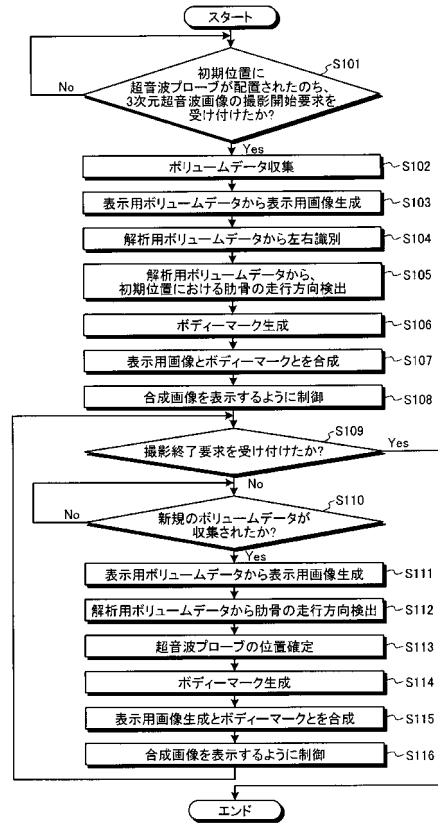
【図11】



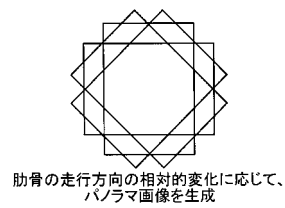
【図13】



【図12】



【図14】



フロントページの続き

(72)発明者 岡村 陽子

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

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2001-157677(JP,A)

特開2008-35971(JP,A)

特開2008-154833(JP,A)

特開2008-73304(JP,A)

特開2005-296436(JP,A)

特開2008-253664(JP,A)

特開2004-57379(JP,A)

特開2002-263101(JP,A)

特開2005-58526(JP,A)

特開2005-103129(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15