

(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2013-233418

(P2013-233418A)

(43) 公開日 平成25年11月21日(2013.11.21)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2013-80561 (P2013-80561)
(22) 出願日 平成25年4月8日 (2013.4.8)
(31) 優先権主張番号 特願2012-90409 (P2012-90409)
(32) 優先日 平成24年4月11日 (2012.4.11)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 栗田 康一郎
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 樋口 治郎
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

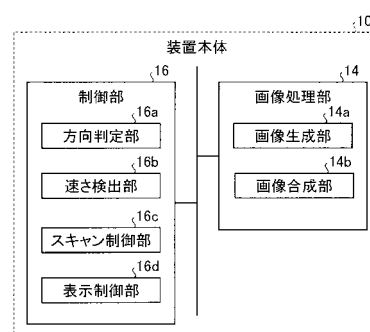
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】パノラミックスキャンにおいて、スキャン中に超音波プローブの移動方向の視認性を向上させることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】方向判定部16aは、超音波プローブの移動方向を判定する。スキャン制御部16cは、第1の方向に前記超音波信号を送受信して第1の画像データを収集する第1のスキャンと前記第1の方向に対して前記移動方向に斜めに傾いた第2の方向に超音波信号を送受信して第2の画像データを収集する第2のスキャンとを繰り返し行うように送受信部を制御する。画像合成部14bは、前記第1のスキャンにより収集された複数の第1の画像データを合成したパノラミック画像データを生成する。表示制御部16dは、スキャン中に、前記パノラミック画像データ又は前記第1の画像データと併せて、前記第2の画像データを表示部に表示させる。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波信号を送受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブを駆動して前記被検体をスキャンする送受信部と、
前記超音波プローブの移動方向を判定する方向判定部と、

第 1 の方向に前記超音波信号を送受信して第 1 の画像データを収集する第 1 のスキャンと前記第 1 の方向に対して前記移動方向に斜めに傾いた第 2 の方向に前記超音波信号を送受信して第 2 の画像データを収集する第 2 のスキャンとを繰り返し行うように前記送受信部を制御するスキャン制御部と、

前記第 1 のスキャンにより収集された複数の第 1 の画像データを合成したパノラミック画像データを生成する画像合成部と、

スキャン中に、前記パノラミック画像データ又は前記第 1 の画像データと併せて、前記第 2 の画像データを表示部に表示させる表示制御部と

を備える、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記画像合成部は、前記第 1 の画像データが収集されるごとに、収集された第 1 の画像データにおける前記超音波プローブがスキャン可能な範囲の一部に設定された合成領域に対応する部分を 1 つ前に生成された第 1 の画像データにおける重複部分と合成することで前記パノラミック画像データを生成し、

前記スキャン制御部は、前記超音波プローブが移動されている間は、前記第 1 のスキャンにおいて、前記超音波プローブがスキャン可能な範囲のうち前記超音波プローブの移動方向に向かって前記合成領域より後ろにある範囲についてはスキャンを停止するように前記送受信部を制御する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記スキャン制御部は、前記超音波プローブが移動されている間は、前記第 1 のスキャンにおいてスキャンを停止した範囲に照射されていたビーム数よりも前記第 2 のスキャンで照射されるビーム数が少なくなるように前記送受信部を制御する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記超音波プローブが移動する速さを検出する速さ検出部をさらに備え、

前記スキャン制御部は、前記超音波プローブが移動する速さに応じて、前記第 2 の方向を変えるように前記送受信部を制御する、

請求項 1、2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記スキャン制御部は、前記超音波プローブが有する複数の圧電振動子それぞれの送信遅延時間を制御することで、前記第 1 の方向及び前記第 2 の方向の傾きを制御する、

請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブは、3次元の画像データであるボリュームデータを収集可能であり

40

、
前記スキャン制御部は、第 1 のスキャンとして、前記第 1 の方向に前記超音波信号を送受信して第 1 のボリュームデータを収集するスキャンを行い、前記第 2 のスキャンとして、前記第 1 の方向に対して前記移動方向に斜めに傾いた方向に前記超音波信号を送受信して第 2 のボリュームデータを収集するスキャンとを行うように前記送受信部を制御し、

前記画像合成部は、前記パノラミック画像として、前記第 1 のスキャンにより収集された複数の第 1 のボリュームデータを合成した 3次元パノラミック画像データを生成し、

前記表示制御部は、スキャン中に、前記 3次元パノラミック画像データ又は前記第 1 のボリュームデータにおける所定方向に沿った断面画像データと併せて、前記第 2 のボリュームデータにおける前記所定方向に沿った断面画像データを前記表示部に表示させる、

50

請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示制御部は、スキャン中に、前記 3 次元パノラミック画像データ又は前記第 1 のボリュームデータにおける直交 3 方向それぞれに沿った断面画像データと併せて、前記第 2 のボリュームデータにおける前記直交 3 方向それぞれに沿った断面画像データを前記表示部に表示させる、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御部は、スキャン中に、前記 3 次元パノラミック画像データ又は前記第 1 のボリュームデータにおける前記超音波プローブの移動方向に沿った断面画像データと併せて、前記第 2 のボリュームデータにおける前記超音波プローブの移動方向に沿った断面画像データを前記表示部に表示させる、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置に関する技術として、パノラミックスキャンと呼ばれる技術が知られている。パノラミックスキャンは、被検体の体表面に沿って超音波プローブをスキャン方向に移動させながら複数の画像データを収集し、各画像データの重複部分を合成することで、パノラミック画像データと呼ばれる広範囲の画像データを得る技術である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2011 - 217927 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、パノラミックスキャンにおいて、スキャン中に超音波プローブの移動方向の視認性を向上させることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、送受信部と、方向判定部と、スキャン制御部と、画像合成部と、表示制御部とを備える。超音波プローブは、被検体に対して超音波信号を送受信する。送受信部は、前記超音波プローブを駆動して前記被検体をスキャンする。方向判定部は、前記超音波プローブの移動方向を判定する。スキャン制御部は、第 1 の方向に前記超音波信号を送受信して第 1 の画像データを収集する第 1 のスキャンと前記第 1 の方向に対して前記移動方向に斜めに傾いた第 2 の方向に前記超音波信号を送受信して第 2 の画像データを収集する第 2 のスキャンとを繰り返し行うように前記送受信部を制御する。画像合成部は、前記第 1 のスキャンにより収集された複数の第 1 の画像データを合成したパノラミック画像データを生成する。表示制御部は、スキャン中に、前記パノラミック画像データ又は前記第 1 の画像データと併せて、前記第 2 の画像データを表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 2】図 2 は、従来のパノラミックスキャンによって得られるパノラミック画像データを示す図である。

【図 3】図 3 は、従来のパノラミックスキャンによるパノラミック画像データの生成及び表示を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、従来の台形スキャンを説明するための図である。

【図 5】図 5 は、従来のオブリークスキャンを説明するための図である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の詳細な構成を示す機能ブロック図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係るスキャン制御部によるスキャンの制御を示す図である。

10

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係るスキャン制御部による第 2 のスキャンの角度の制御を示す図である。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態に係る画像合成部によるパノラミック画像データの生成を示す図である。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によるパノラミックスキャンの処理手順を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、第 2 の実施形態に係るスキャン制御部によるスキャンの制御を示す図である。

【図 12】図 12 は、第 2 の実施形態に係る画像合成部によって生成される 3 次元パノラミック画像データを示す図である。

20

【図 13】図 13 は、第 2 の実施形態に係る表示制御部によって表示される断面画像データの一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

【0008】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。図 1 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 1 と、表示部 2 と、入力部 3 と、装置本体 10 とを備える。なお、図 1 は、機能ブロック図であり、必ずしもハードウェア構成を示すものではない。

30

【0009】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波パルスが発生し、また、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リング材などを有する。

【0010】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波パルスが送信されると、送信された超音波パルスは、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、エコー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。受信されるエコー信号の振幅は、超音波パルス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エコー信号は、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。

40

【0011】

表示部 2 は、モニタなどであり、超音波診断装置 100 の操作者が入力部 3 を用いて各種指示や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や解析結果を表示したりする。

【0012】

50

入力部 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であり、装置本体 10 に接続される。また、入力部 3 は、超音波診断装置 100 の操作者からの各種指示や設定要求を受け付け、受け付けた各種指示や設定要求を装置本体 10 に対して転送する。

【0013】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 によって受信された反射波に基づいて超音波画像を生成する。装置本体 10 は、図 1 に示すように、送受信部 11 と、B モード処理部 12 と、ドブラ処理部 13 と、画像処理部 14 と、画像メモリ 15 と、制御部 16 と、内部記憶部 17 とを有する。

【0014】

送受信部 11 は、トリガ発生回路、送信遅延回路及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、所定の繰り返し周波数 (PRF (Pulse Repetition Frequency)) の超音波パルスを形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。なお、PRF は、レート周波数とも呼ばれる。また、送信遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波パルスをビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子毎の送信遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対して与える。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。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0015】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 16 の指示に基づいて、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。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なり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。

【0016】

また、送受信部 11 は、アンプ回路、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅延回路、加算器、直交検波回路などを有し、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、反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換する。受信遅延回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路により受信遅延時間を与えられた反射波信号の加算処理を行う。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。

【0017】

B モード処理部 12 は、送受信部 11 から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。また、B モード処理部 12 は、後述する M モードデータを生成する。

【0018】

ドブラ処理部 13 は、送受信部 11 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。

【0019】

画像処理部 14 は、B モード処理部 12 によって生成された B モードデータや M モードデータ、ドブラ処理部 13 によって生成されたドブラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像処理部 14 は、B モードデータから B モード画像を生成し、M モードデータから M モード画像を生成し、ドブラデータからドブラ画像を生成する。また、画像処理部 14 は、座標変換やデータ補間などを行うことで、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 (B モード画像、M モード画像、ドブラ画像) を生

10

20

30

40

50

成する。

【 0 0 2 0 】

画像メモリ 15 は、画像処理部 14 によって生成された超音波画像や、超音波画像を画像処理することで生成した画像を記憶するメモリである。例えば診断の後に、操作者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おり、静止画的に、あるいは複数枚を使って動画的に再生することが可能である。また、画像メモリ 15 は、送受信部 11 を通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。

【 0 0 2 1 】

制御部 16 は、超音波診断装置 100 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 16 は、入力部 3 を介して操作者から入力された各種指示や設定要求、内部記憶部 17 から読み込んだ各種プログラム及び各種設定情報に基づき、送受信部 11、B モード処理部 12、ドブラ処理部 13、及び画像処理部 14 の処理を制御したり、画像メモリ 15 が記憶する超音波画像などを表示部 2 にて表示するように制御したりする。

10

【 0 0 2 2 】

内部記憶部 17 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための装置制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見など）、診断プロトコルや各種設定情報などの各種データなどを記憶する。また、内部記憶部 17 は、必要に応じて、画像メモリ 15 が記憶する画像の保管などにも使用される。

【 0 0 2 3 】

なお、装置本体 10 に内蔵される送受信部 11 などは、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムである場合もある。

20

【 0 0 2 4 】

このような構成のもと、本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、パノラミックスキャンを行う機能を有する。以下では、従来のパノラミックスキャンについて説明した後に、本実施形態に係る超音波診断装置 100 によって行われるパノラミックスキャンについて説明する。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、従来のパノラミックスキャンによって得られるパノラミック画像データを示す図である。図 2 に示すように、パノラミックスキャンでは、被検体の体表面に沿って超音波プローブをスキャン方向に移動させながら複数の画像データを収集し、各画像データの重複部分を合成することで、パノラミック画像データと呼ばれる広範囲の画像データが得られる。

30

【 0 0 2 6 】

図 3 は、従来のパノラミックスキャンによるパノラミック画像データの生成及び表示を説明するための図である。図 3 に示すように、従来のパノラミックスキャンでは、超音波プローブがスキャン可能な範囲 31 内に合成領域 32 が設定される。この合成領域 32 は、画像データを合成する範囲として用いられる領域であり、例えば、装置が有する計算処理の能力に応じて領域の大きさが設定される。また、パノラミックスキャンでは、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信するスキャンを繰り返し行うことで、超音波プローブの移動にともなって連続的に複数の画像データが収集される。そして、画像データが収集されるごとに、その画像データにおける合成領域 32 に対応する部分を 1 つ前に収集された画像データにおける重複部分と合成することで、パノラミック画像データが生成される。

40

【 0 0 2 7 】

ここで、図 3 に示すように、パノラミックスキャンのスキャン中は、生成されたパノラミック画像データが表示部に表示される。このとき、超音波プローブがスキャン可能な範囲 31 のうち、超音波プローブの移動方向に向かって合成領域 32 より前にある範囲 33 については、画像データがライブ画像として表示される。一方、超音波プローブの移動方向に向かって合成領域 32 より後ろにある範囲 34 については、合成済みの画像データが

50

連続的に静止画像として表示される。これにより、操作者は、ライブ画像として表示される画像データの様子を観察しながら、超音波プローブを移動させることになる。

【 0 0 2 8 】

しかしながら、従来のパノラミックスキャンでは、例えば図 3 に示すように、ライブ画像として表示される範囲 3 3 は超音波プローブがスキャン可能な範囲 3 1 の一部に限られるため、操作者が視認できる超音波プローブの移動方向の視野が狭くなっている。そのため、操作者が超音波プローブを移動させる際に、体の湾曲部分や骨などのようにアーティファクトを発生させる物体の存在に気付くのが遅れてしまう場合があった。そして、アーティファクトを発生させる物体の存在に気付かずに操作者が超音波プローブを移動させてしまった場合には、パノラミック画像データが操作者の意図しないものになってしまい、スキャンのやり直しが必要になることもあった。

10

【 0 0 2 9 】

このような課題を解決するため、パノラミックスキャンにおいて、超音波プローブの移動方向の視野を広げることが考えられる。例えば、従来の技術では、スキャン方向の視野を広げるために、台形スキャンやオブリークスキャン（斜めスキャン）を行うことが考えられる。

【 0 0 3 0 】

図 4 は、従来の台形スキャンを説明するための図である。図 4 に示すように、台形スキャンでは、収集される画像データの両端部が放射状に広がるように、スキャン範囲の全体又は両端部で深さ方向に対して斜めに超音波信号を送受信するスキャンである。この台形スキャンによれば、深さ方向のみに超音波信号を送受信するスキャンと比べて、画像データの両端部が放射状に広がった分だけスキャン方向の視野を広げることができる（図 4 に示す範囲 4 1 及び 4 2 を参照）。

20

【 0 0 3 1 】

図 5 は、従来のオブリークスキャンを説明するための図である。図 5 に示すように、オブリークスキャンは、被検体の深さ方向に対してスキャン方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信するスキャンである（図 5 の下図を参照）。このオブリークスキャンによれば、深さ方向に対してスキャン方向に斜めに傾いた方向に超音波信号が送受信されるので、深さ方向のみに超音波信号を送受信するスキャンと比べて、スキャン方向の視野を広げることができる（図 5 に示す範囲 5 1 を参照）。

30

【 0 0 3 2 】

しかしながら、従来の台形スキャン及びオブリークスキャンでは、いずれも深さ方向に対して斜めに傾いた方向に超音波信号が送受信されるため、グレーティングローブが発生して画像データの画質が低下する場合があった。この理由から、従来、超音波プローブの移動方向の視野を広げることが目的として、台形スキャンやオブリークスキャンを利用することは難しかった。

【 0 0 3 3 】

上記従来技術に対し、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブの移動方向を判定し、第 1 の方向に超音波信号を送受信して第 1 の画像データを収集する第 1 のスキャンと、第 1 の方向に対して超音波プローブの移動方向に斜めに傾いた第 2 の方向に超音波信号を送受信して第 2 の画像データを収集する第 2 のスキャンとを繰り返し行う。そして、超音波診断装置 1 0 0 は、第 1 のスキャンにより収集された複数の第 1 の画像データを合成したパノラミック画像データを生成し、スキャン中に、パノラミック画像データ又は第 1 の画像データと併せて、第 2 の画像データを表示部 2 に表示させる。

40

【 0 0 3 4 】

なお、本実施形態では、第 1 のスキャンにおける第 1 の方向を被検体の深さ方向（被検体に対して垂直な方向）とした場合について説明するが、実施形態はこれに限られない。例えば、被検体の深さ方向に対する傾きを表す角度をオブリーク角度とすると、第 1 のスキャンにおける第 1 の方向のオブリーク角度 $\theta 1$ と、第 2 のスキャンにおける第 2 の方向のオブリーク角度 $\theta 2$ との関係が、 $\theta 1 < \theta 2$ であればよい。例えば、第 1 の方向は、 θ

50

1 < 0、すなわち、超音波プローブの移動方向とは反対の方向に傾いていてもよい。このとき、第1のスキャンにおける第1の方向のオブリーク角度として被検体の組織の構造に合わせた最適な角度を選択することで、得られるパノラミック画像の画質を向上させることができる。例えば、被検体内部の構造物に対して垂直になるようにオブリーク角度を調節して超音波信号を送信することで、高い反射信号が得られる。

【0035】

すなわち、本実施形態に係る超音波診断装置100は、パノラミックスキャンのスキャン中に、被検体の深さ方向に対して超音波プローブの移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第2の画像データを収集し、この第2の画像データをパノラミック画像データとともに表示させる。本実施形態に係る超音波診断装置100は、この第2の画像データを表示させることによって、超音波プローブの移動方向の視野を広げるようにしている。以下、本実施形態に係る超音波診断装置100について具体的に説明する。

10

【0036】

図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置100の詳細な構成を示す機能ブロック図である。図6は、図1に示した各部のうち、制御部16及び画像処理部14の構成を示している。なお、図6は、機能ブロック図であり、必ずしもハードウェア構成を示すものではない。

【0037】

図6に示すように、画像処理部14は、画像生成部14aと、画像合成部14bとを有する。また、制御部16は、方向判定部16aと、速さ検出部16bと、スキャン制御部16cと、表示制御部16dとを有する。

20

【0038】

方向判定部16aは、超音波プローブ1の移動方向を判定する。具体的には、方向判定部16aは、パノラミックスキャンが行われている間に、超音波プローブ1の移動にともなって連続的に収集される複数の第1の画像データに基づいて、超音波プローブ1の移動方向を検出する。例えば、方向判定部16aは、後述する画像合成部14bが行うパターンマッチングによって、時間的に連続する2つの第1の画像データの重複部分が特定された際に、各第1の画像データの位置関係を示す方向ベクトルに基づいて、超音波プローブ1の移動方向を判定する。なお、方向判定部16aは、超音波プローブ1の移動方向が検出されない場合には、超音波プローブ1が移動していないと判定する。なお、方向判定部16aは、例えば、超音波プローブ1に取り付けられた位置センサによって、超音波プローブ1の移動方向を検出してもよい。

30

【0039】

速さ検出部16bは、超音波プローブ1が移動する速さを検出する。例えば、速さ検出部16bは、パノラミックスキャンが行われている間に、超音波プローブ1の移動にともなって連続的に収集される複数の第1の画像データに基づいて、超音波プローブ1が移動する速さを検出する。例えば、速さ検出部16bは、後述する画像合成部14bが行うパターンマッチングによって、時間的に連続する2つの第1の画像データの重複部分が特定された際に、各第1の画像データの位置関係を示す方向ベクトルの大きさと、第1の画像データが収集される時間間隔とから、超音波プローブ1が移動する速さを算出する。なお、速さ検出部16bは、例えば、超音波プローブ1に取り付けられた位置センサによって、超音波プローブ1の移動速度を検出してもよい。

40

【0040】

スキャン制御部16cは、方向判定部16aによって判定された超音波プローブ1の移動方向、及び、速さ検出部16bによって検出された超音波プローブ1の速さに基づいて、送受信部11によって行われるスキャンを制御する。

【0041】

具体的には、スキャン制御部16cは、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信して第1の画像データを収集する第1のスキャンと、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第2の画像データを収集する第2のスキャンとを

50

繰り返し行うように送受信部 11 を制御する。なお、スキャン制御部 16 c は、超音波プローブ 1 が移動されている間は、第 1 のスキャンにおいて、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲のうち超音波プローブ 1 の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲についてはスキャンを停止するように送受信部 11 を制御する。

【0042】

図 7 は、第 1 の実施形態に係るスキャン制御部 16 c によるスキャンの制御を示す図である。図 7 上段の図に示すように、スキャン制御部 16 c は、方向判定部 16 a によって超音波プローブ 1 が移動されていないと判定されている間は、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲 71 に対して、被検体の深さ方向（矢印 71 a の方向）に超音波信号を送受信するスキャンを行う。

10

【0043】

そして、スキャン制御部 16 c は、方向判定部 16 a によって超音波プローブ 1 の移動方向が判定された場合には、図 7 下段の図に示すように、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信して第 1 の画像データを収集する第 1 のスキャンを行うように送受信部 11 を制御する。このとき、スキャン制御部 16 c は、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲 71 のうち、超音波プローブ 1 の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲 72 についてはスキャンを停止するように送受信部 11 を制御する。すなわち、スキャン制御部 16 c は、第 1 のスキャンとして、超音波プローブ 1 の移動方向に向かって範囲 72 より前にある範囲 73 に対してのみ、被検体の深さ方向（矢印 73 a の方向）にスキャンを行うように送受信部 11 を制御する。

20

【0044】

このように、スキャン制御部 16 c が、超音波プローブ 1 の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲についてはスキャンを停止することによって、パノラミック画像データの合成に用いられない範囲はスキャンしないことになる。これにより、パノラミックスキャンが行われている間に、無駄なスキャンを省略することができる。

【0045】

さらに、スキャン制御部 16 c は、方向判定部 16 a によって超音波プローブ 1 の移動方向が判定された場合には、図 7 下段の図に示すように、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第 2 の画像データを収集する第 2 のスキャンを行うように送受信部 11 を制御する。すなわち、スキャン制御部 16 c は、第 2 のスキャンとして、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに広げた範囲 74 に対して、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向（矢印 74 a の方向）にスキャンを行うように送受信部 11 を制御する。

30

【0046】

このように、スキャン制御部 16 c が、方向判定部 16 a によって判定された移動方向に向けて斜めに超音波信号を送受信して第 2 のスキャンを行うので、操作者によって超音波プローブ 1 が移動される方向に応じて、移動方向の視野を自動的に広げることができる。したがって、従来のオプリークスキャンのように、視野が広がる方向がスキャン方向のいずれか一方に固定される場合と比べて、装置の利便性を向上させることができる。

【0047】

なお、スキャン制御部 16 c は、超音波プローブ 1 が移動されている間は、第 1 のスキャンにおいてスキャンを停止した範囲に照射されていたビーム数よりも第 2 のスキャンで照射されるビーム数が少なくなるように送受信部 11 を制御する。このように、スキャン制御部 16 c が、スキャンを停止した範囲のビーム数よりも少ないビーム数で第 2 のスキャンを行うように制御することで、超音波プローブ 1 が移動されている間のフレームレートを上げることができるので、ライブ画像として表示される画像データの画質を向上させることができる。

40

【0048】

さらに、スキャン制御部 16 c は、超音波プローブ 1 が移動する速さに応じて、第 2 の方向を変えるように送受信部 11 を制御する。具体的には、スキャン制御部 16 c は、超

50

音波プローブ 1 が移動する速さに応じて、第 2 のスキャンにおいて超音波信号を送受信する方向の角度を変えるように送受信部 11 を制御する。このとき、スキャン制御部 16c は、速さ検出部 16b によって検出される超音波プローブ 1 の速さに基づいて、超音波プローブ 1 の速さが増すにつれて被検体の深さ方向に対する角度が大きくなるように、第 2 のスキャンの角度を算出する。

【0049】

図 8 は、第 1 の実施形態に係るスキャン制御部 16c による第 2 のスキャンの角度の制御を示す図である。図 8 に示すように、例えば、スキャン制御部 16c は、第 1 の時点において、深さ方向に対する角度 81 で第 2 のスキャンを行っていたとする。そして、第 1 の時点より後の第 2 の時点で速さ検出部 16b によって検出された超音波プローブ 1 の速さが第 1 の時点での速さよりも増していた場合には、スキャン制御部 16c は、角度 81 より大きい角度 82 で第 2 のスキャンを行うように送受信部 11 を制御する。逆に、第 1 の時点より後の第 2 の時点で速さ検出部 16b によって検出された超音波プローブ 1 の速さが第 1 の時点での速さよりも減っていた場合には、スキャン制御部 16c は、角度 81 より小さい角度 83 で第 2 のスキャンを行うように送受信部 11 を制御する。

【0050】

このように、スキャン制御部 16c が、超音波プローブ 1 の速さに応じて、第 2 のスキャンにおいて超音波信号を送受信する方向の角度を変えることで、操作者が超音波プローブ 1 を早く移動させたときには、移動方向の視野をより広い範囲に広げることができるので、超音波プローブの移動方向の視認性をより向上させることができる。一方、操作者が超音波プローブ 1 をゆっくり移動させたときには、第 2 のスキャンの角度を小さくすることができるので、グレーティングローブの発生を減らすことができ、第 2 の画像データの画質を向上させることができる。

【0051】

なお、スキャン制御部 16c は、超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子それぞれの送信遅延時間を制御することで、第 1 の方向及び第 2 の方向の傾きを制御する。具体的には、スキャン制御部 16c は、送受信部 11 の送信遅延回路が各レートパルスに対して与える送信遅延時間を変化させることで、第 1 の方向及び第 2 の方向を変える。

【0052】

画像生成部 14a は、B モード処理部 12 によって生成された B モードデータから表示用の画像データを生成する。具体的には、画像生成部 14a は、B モード処理部 12 によって生成された B モードデータに対して座標変換やデータ補間などを行うことで、B モード画像表示用の画像データを生成する。本実施形態では、画像生成部 14a は、第 1 のスキャンによって得られる B モードデータから第 1 の画像データを生成し、第 2 のスキャンによって得られる B モードデータから第 2 の画像データを生成する。

【0053】

画像合成部 14b は、超音波プローブ 1 の移動にともなって連続的に収集される複数の第 1 の画像データの重複部分を合成したパノラミック画像データを生成する。具体的には、画像合成部 14b は、第 1 の画像データが収集されるごとに、収集された第 1 の画像データにおける超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲の一部に設定された合成領域に対応する部分を 1 つ前に生成された第 1 の画像データにおける重複部分と合成することでパノラミック画像データを生成する。

【0054】

ここで、画像合成部 14b は、図 2 及び 3 を用いて説明した従来のパノラミックスキャンと同様の方法でパノラミック画像データを生成する。例えば、画像合成部 14b は、画像データの重複部分の合成については、SAD (Sum of Absolute Difference) 法などの一般的なパターンマッチング技術を用いて合成処理を行う。なお、本実施形態に係る画像合成部 14b は、画像生成部 14a によって生成される第 2 の画像データ、すなわち、斜め方向の画像データはパノラミック画像データの生成に用いないので、パノラミック画像データの画質を低下させることがない。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

図 9 は、第 1 の実施形態に係る画像合成部 1 4 b によるパノラミック画像データの生成を示す図である。図 9 に示すように、画像合成部 1 4 b は、例えば、図 7 下段の図に示した範囲 7 3 及び範囲 7 4 のうち、範囲 7 3 をスキャンして得られた第 1 の画像データのみをパノラミック画像データの合成に用いる。一方、範囲 7 4 をスキャンして得られた第 2 の画像データは、パノラミック画像データの合成には用いられないが、後述する表示制御部 1 6 d によって、超音波プローブ 1 の進行方向の様子を示す情報として、表示部 2 に表示されることになる。

【 0 0 5 6 】

表示制御部 1 6 d は、スキャン中に、パノラミック画像データと併せて、第 2 の画像データを表示部 2 に表示させる。具体的には、表示制御部 1 6 d は、図 7 下段の図に示したように、パノラミックスキャンが行われている間に、画像合成部 1 4 b によって生成されるパノラミック画像データと画像生成部 1 4 a によって生成される第 2 の画像データとを重畳させて表示部 2 に表示させる。これにより、パノラミックスキャンが行われている間は、第 2 の画像データが表示されることによって、超音波プローブ 1 の進行方向の視野を広げることができる。

【 0 0 5 7 】

なお、スキャン中に表示されるパノラミック画像データは、合成されるにつれて横方向に伸びていく画像データのうちの一部であってもよい。また、表示制御部 1 6 d は、スキャン中に、第 1 の画像データと併せて、第 2 の画像データを表示部 2 に表示させてもよい。第 1 の画像データは、スキャン中にライブ画像として表示される。

【 0 0 5 8 】

図 1 0 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 によるパノラミックスキャンの処理手順を示すフローチャートである。図 1 0 に示すように、スキャン制御部 1 6 c が、パノラミックスキャンを開始する指示を操作者から受け付けた場合に、パノラミックスキャンを開始する（ステップ S 1 0 1 , Y e s ）。

【 0 0 5 9 】

パノラミックスキャンが開始されると、画像生成部 1 4 a が、B モード処理部 1 2 から B モードデータを取得する（ステップ S 1 0 2 ）。ここで、画像生成部 1 4 a は、取得した B モードデータが第 2 のスキャンによって収集された斜め方向のデータであった場合には（ステップ S 1 0 3 , Y e s ）、その反射波データから斜め方向の画像データ（第 2 の画像データ）を生成する（ステップ S 1 0 4 ）。

【 0 0 6 0 】

一方、画像生成部 1 4 a は、取得した反射波データが第 2 のスキャンによって収集された斜め方向のデータでなかった場合には（ステップ S 1 0 3 , N o ）、その反射波データから深さ方向の画像データ（第 1 の画像データ）を生成する（ステップ S 1 0 5 ）。そして、画像生成部 1 4 a によって深さ方向の画像データが生成されると、画像合成部 1 4 b が、生成された画像データと 1 つ前に生成された第 1 の画像データとの重複部分と合成することでパノラミック画像データを生成する（ステップ S 1 0 6 ）。さらに、方向判定部 1 6 a が、超音波プローブ 1 の移動方向を判定する（ステップ S 1 0 7 ）。

【 0 0 6 1 】

その後、また、表示制御部 1 6 d が、パノラミック画像データと斜め方向の画像データ（第 2 の画像データ）とを重畳させて表示部 2 に表示させる（ステップ S 1 0 8 ）。また、スキャン制御部 1 6 c が、方向判定部 1 6 a によって判定された移動方向に応じて、移動方向に斜めに第 2 のスキャンを行うスキャンシーケンスを新たに作成する（ステップ S 1 0 9 ）。そして、スキャン制御部 1 6 c は、生成した新しいスキャンシーケンスでパノラミックスキャンを続行するように送受信部 1 1 を制御する（ステップ S 1 1 0 ）。

【 0 0 6 2 】

その後、スキャン制御部 1 6 c は、パノラミックスキャンを終了する指示を操作者から受け付けるまでは、上記処理手順を繰り返し（ステップ S 1 1 1 , N o ）、パノラミック

10

20

30

40

50

スキャンを終了する指示を操作者から受け付けた場合には、パノラミックスキャンの処理を終了する（ステップ S 1 1 1 , Y e s ）。

【 0 0 6 3 】

上述したように、本実施形態によれば、パノラミックスキャンのスキャン中に、被検体の深さ方向に対して超音波プローブの移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第 2 の画像データを収集して、パノラミック画像データとともに表示させる。これにより、超音波プローブの移動方向の視野を広げることができるので、パノラミックスキャンにおいて、スキャン中に超音波プローブの移動方向の視認性を向上させることができる。

【 0 0 6 4 】

（第 2 の実施形態）

次に、第 2 の実施形態について説明する。上記第 1 の実施形態では、第 1 の画像データ及び第 2 の画像データが 2 次元の画像データである場合の例を説明した。これに対し、第 2 の実施形態では、第 1 の画像データ及び第 2 の画像データが 3 次元の画像データであるボリュームデータである場合の例を説明する。なお、第 2 の実施形態では、収集されたボリュームデータから、3 次元のパノラミック画像データである 3 次元パノラミックデータが生成される。

【 0 0 6 5 】

本実施形態では、超音波プローブ 1 は、3 次元の画像データであるボリュームデータを収集可能である。例えば、超音波プローブ 1 は、2 D アレイプローブや、メカニカル 4 D

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態では、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 のスキャンとして、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信して第 1 のボリュームデータを収集するスキャンを行い、第 2 のスキャンとして、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第 2 のボリュームデータを収集する第 2 のスキャンとを行うように送受信部 1 1 を制御する。ここで、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 の実施形態と同様に、第 1 のスキャンと第 2 のスキャンとを繰り返し行うように送受信部 1 1 を制御する。

【 0 0 6 7 】

なお、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 の実施形態と同様に、超音波プローブ 1 が移動されている間は、第 1 のスキャンにおいて、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲のうち超音波プローブ 1 の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲についてはスキャンを停止するように送受信部 1 1 を制御する。

【 0 0 6 8 】

図 1 1 は、第 2 の実施形態に係るスキャン制御部 1 6 c によるスキャンの制御を示す図である。図 1 1 上段の図に示すように、スキャン制御部 1 6 c は、方向判定部 1 6 a によって超音波プローブ 1 が移動されていないと判定されている間は、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲 1 1 1 に対して、被検体の深さ方向（矢印 1 1 1 a の方向）に超音波信号を送受信するスキャンを行う。本実施形態では、図 1 1 上段の図に示すように、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲 1 1 1 は、被検体の深さ方向及び当該深さ方向に直交する 2 つの方向それぞれに所定の幅を有する 3 次元の領域となる。

【 0 0 6 9 】

そして、スキャン制御部 1 6 c は、方向判定部 1 6 a によって超音波プローブ 1 の移動方向が判定された場合には、図 1 1 下段の図に示すように、被検体の深さ方向に超音波信号を送受信して第 1 のボリュームデータを収集する第 1 のスキャンを行うように送受信部 1 1 を制御する。このとき、スキャン制御部 1 6 c は、超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲 1 1 1 のうち、超音波プローブ 1 の移動方向に向かって合成領域より後ろにある範囲 1 1 2 についてはスキャンを停止するように送受信部 1 1 を制御する。すなわち、スキャン制御部 1 6 c は、第 1 のスキャンとして、超音波プローブ 1 の移動方向に向かって範囲 1 1 2 より前にある範囲 1 1 3 に対してのみ、被検体の深さ方向（矢印 1 1 3 a の方向

10

20

30

40

50

）にスキャンを行うように送受信部 11 を制御する。これにより、第 1 の実施形態と同様に、3次元パノラミックスキャンが行われている間に、無駄なスキャンを省略することができる。

【0070】

さらに、スキャン制御部 16c は、方向判定部 16a によって超音波プローブ 1 の移動方向が判定された場合には、図 11 下段の図に示すように、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向に超音波信号を送受信して第 2 のボリュームデータを収集する。すなわち、スキャン制御部 16c は、第 2 のスキャンとして、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに広げた範囲 114 に対して、被検体の深さ方向に対して移動方向に斜めに傾いた方向（矢印 114a の方向）にスキャンを行うように送受信部 11 を制御する。本実施形態では、図 11 下段の図に示すように、範囲 114 は、超音波プローブ 1 の移動方向及び被検体の深さ方向に沿った底面を有する三角柱の形状の領域となる。これにより、第 1 の実施形態と同様に、操作者によって超音波プローブ 1 が移動される方向に応じて、移動方向の視野を自動的に広げることができる。なお、このとき、スキャン制御部 16c は、第 1 の実施形態と同様に、超音波プローブ 1 が移動されている間は、第 1 のスキャンにおいてスキャンを停止した範囲に照射されていたビーム数よりも第 2 のスキャンで照射されるビーム数が少なくなるように送受信部 11 を制御してもよい。

10

【0071】

また、本実施形態では、画像生成部 14a は、B モード処理部 12 によって生成された 3次元の B モードデータから、3次元の画像データであるボリュームデータを生成する。具体的には、画像生成部 14a は、B モード処理部 12 によって生成された B モードデータに対して座標変換やデータ補間などを行うことで、ボリュームデータを生成する。本実施形態では、画像生成部 14a は、第 1 のスキャンによって得られる 3次元の B モードデータから第 1 のボリュームデータを生成し、第 2 のスキャンによって得られる 3次元の B モードデータから第 2 のボリュームデータを生成する。

20

【0072】

また、本実施形態では、画像合成部 14b は、パノラミック画像として、第 1 のスキャンにより収集された複数の第 1 のボリュームデータを合成した 3次元パノラミック画像データを生成する。具体的には、画像合成部 14b は、第 1 のボリュームデータが収集されるごとに、収集された第 1 のボリュームデータにおける超音波プローブ 1 がスキャン可能な範囲の一部に設定された合成領域に対応する部分を 1 つ前に生成された第 1 のボリュームデータにおける重複部分と合成することで、3次元パノラミック画像データを生成する。このとき、例えば、画像合成部 14b は、ボリュームデータの重複部分の合成については、SAD (Sum of Absolute Difference) 法などの一般的なパターンマッチング技術を用いて合成処理を行う。

30

【0073】

図 12 は、第 2 の実施形態に係る画像合成部 14b によって生成される 3次元パノラミック画像データを示す図である。図 12 に示すように、例えば、画像合成部 14b は、図 11 下段の図に示した範囲 113 及び範囲 114 のうち、範囲 113 をスキャンして得られた第 1 のボリュームデータのみを 3次元パノラミック画像データの合成に用いる。これにより、図 12 に示すように、超音波プローブ 1 の移動方向に沿った広範囲のボリュームデータが得られる。なお、範囲 114 をスキャンして得られた第 2 のボリュームデータは、3次元パノラミック画像データの合成には用いられないが、表示制御部 16d によって、超音波プローブ 1 の進行方向の様子を示す情報として、表示部 2 に表示されることになる。

40

【0074】

また、本実施形態では、表示制御部 16d は、スキャン中に、3次元パノラミック画像データ又は第 1 のボリュームデータにおける所定方向に沿った断面画像データと併せて、第 2 のボリュームデータにおける所定方向に沿った断面画像データを表示部 2 に表示させ

50

る。

【0075】

例えば、表示制御部16dは、スキャン中に、3次元パノラミック画像データ又は第1のボリュームデータにおける直交3方向それぞれに沿った断面画像データと併せて、第2のボリュームデータにおける直交3方向それぞれに沿った断面画像データを表示部2に表示させる。

【0076】

図13は、第2の実施形態に係る表示制御部16dによって表示される断面画像データの一例を示す図である。例えば、表示制御部16dは、パノラミックスキャンが行われている間に、画像合成部14bによって生成される3次元パノラミック画像データと画像生成部14aによって生成される第2のボリュームデータとを重畳させたボリュームデータを生成する。その後、表示制御部16dは、生成したボリュームデータに対して、断面再構成(MPR: Multi Planer Reconstruction)法によるレンダリング処理を行うことで、直交する3方向それぞれに沿った断面画像データを生成する。ここで、直交する3方向は、例えば、超音波プローブ1のスキャン範囲に対してあらかじめ定義されている3次元座標系の3軸方向である。または、直交する3方向は、操作者によって指定された方向であってもよい。そして、表示制御部16dは、パノラミックスキャンが行われている間に、生成した3つの断面画像データをそれぞれ表示部2に表示させる。

【0077】

例えば、超音波プローブ1が2Dアレイプローブであった場合に、図12に示すように、2Dアレイプローブのスキャン範囲に対して、振動子の2次元の配列方向のうちの一方がX軸方向として定義され、他方がY軸方向として定義され、被検体の深さ方向がZ軸と定義されていたとする。その場合に、例えば、表示制御部16dは、X-Z平面に平行な断面121、122及び123それぞれの断面画像データを生成する。そして、表示制御部16dは、X-Z平面に平行な断面121の断面画像データ132と、X-Y平面に平行な断面122の断面画像データ132と、Y-Z平面に平行な断面123の断面画像データ133とをそれぞれ表示部2に表示させる。この結果、超音波プローブ1をX軸方向に移動させた場合には、断面画像データ121及び122において、画像内に描出されている範囲が超音波プローブの移動方向に広がることになる。また、超音波プローブ1をY軸方向に移動させた場合には、断面画像データ122及び123において、画像内に描出されている範囲が超音波プローブの移動方向に広がることになる。

【0078】

また、例えば、表示制御部16dは、スキャン中に、3次元パノラミック画像データ又は第1のボリュームデータにおける超音波プローブの移動方向に沿った断面画像データと併せて、第2のボリュームデータにおける超音波プローブの移動方向に沿った断面画像データを表示部2に表示させてもよい。

【0079】

この場合には、表示制御部16dは、パノラミックスキャンが行われている間に、方向判定部16aによって検出された超音波プローブ1の移動方向を取得する。さらに、表示制御部16dは、画像合成部14bによって生成される3次元パノラミック画像データと画像生成部14aによって生成される第2のボリュームデータとを重畳させたボリュームデータを生成する。その後、表示制御部16dは、生成したボリュームデータに対して、断面再構成法によるレンダリング処理を行うことで、超音波プローブ1の移動方向に沿った断面画像データを生成する。

【0080】

ここで、表示制御部16dは、超音波プローブ1の移動方向の変化に応じて断面画像データを生成する。例えば、表示制御部16dは、方向判定部16aから所定の時間間隔で超音波プローブ1の移動方向を取得し、移動方向を取得するごとに、3次元パノラミック画像データと第2のボリュームデータとを重畳させたボリュームデータを生成し、さらに、断面画像データを生成する。そして、表示制御部16dは、パノラミックスキャンが行

われている間に、生成した断面画像データを表示部 2 に表示させる。この結果、超音波プローブ 1 を任意の方向に移動させた場合でも、その移動方向に沿って、断面画像データに描出されている範囲が広がることになる。

【0081】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

10

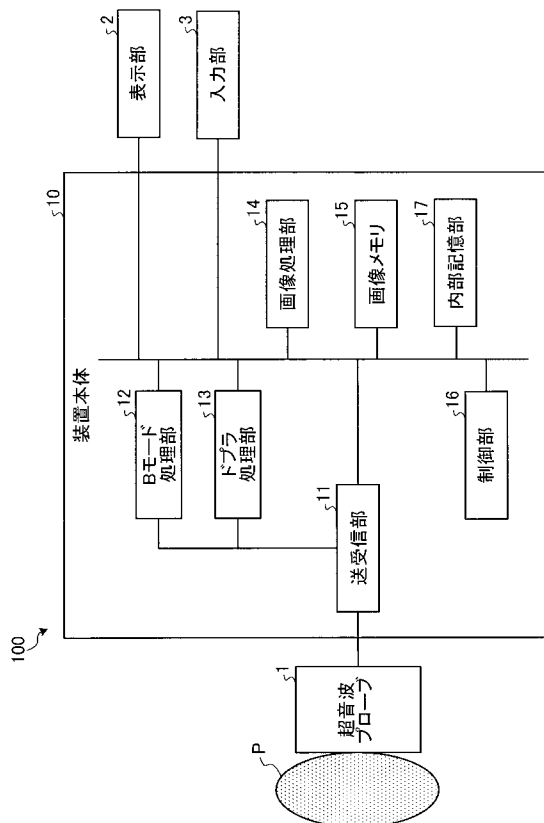
【符号の説明】

【0082】

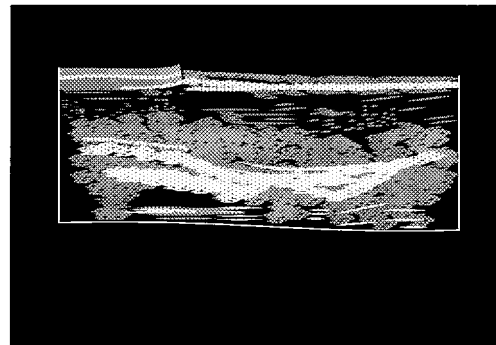
- 100 超音波診断装置
- 1 超音波プローブ
- 11 送受信部
- 14 画像処理部
- 14b 画像合成部
- 16 制御部
- 16a 方向判定部
- 16c スキャン制御部
- 16d 表示制御部

20

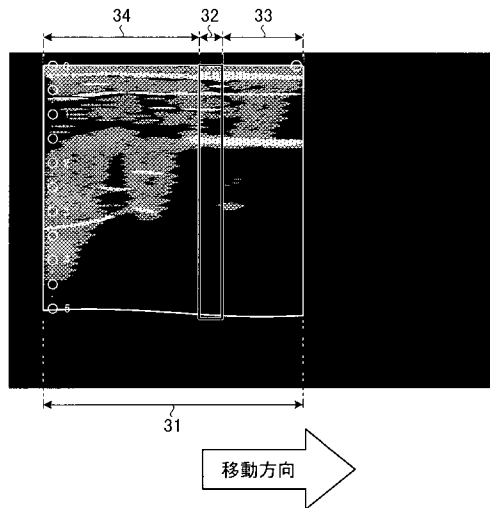
【図 1】



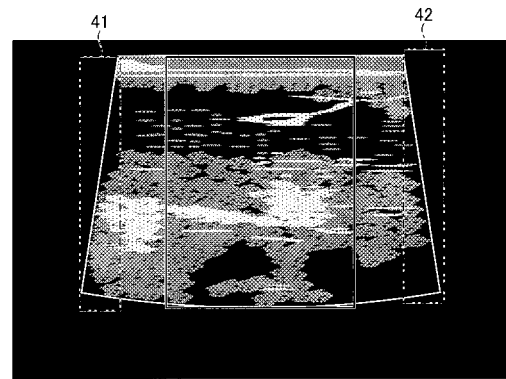
【図 2】



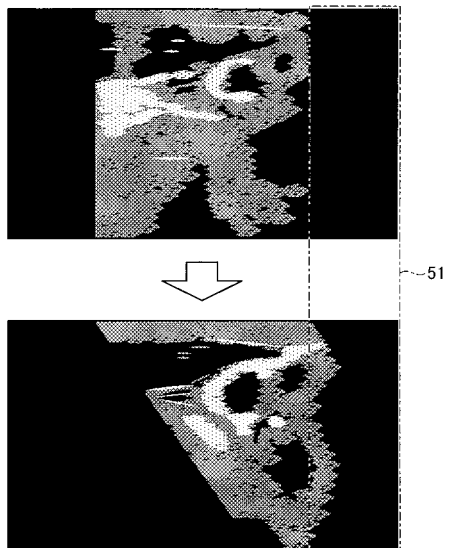
【図 3】



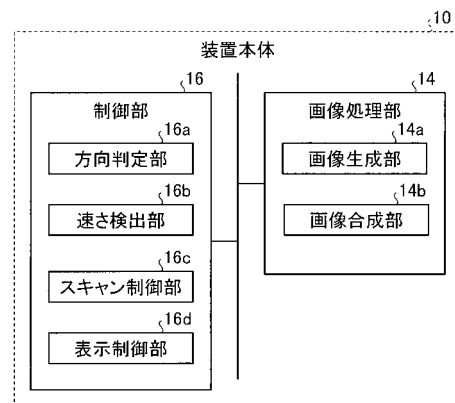
【図 4】



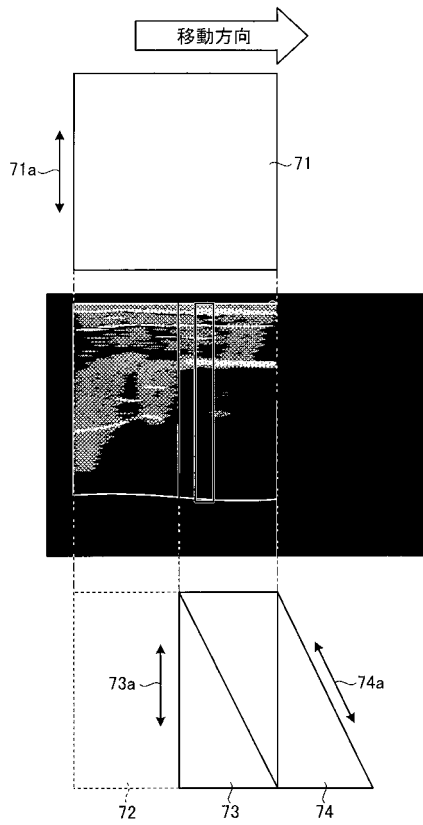
【図 5】



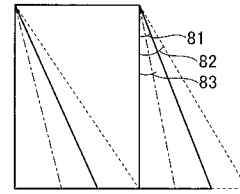
【図 6】



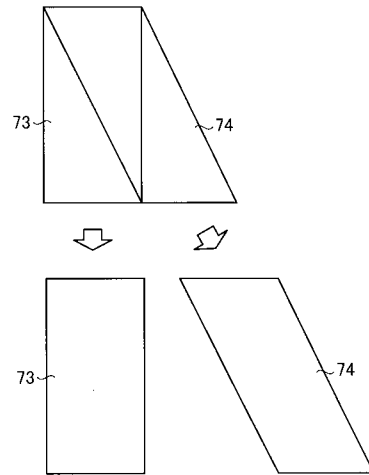
【図 7】



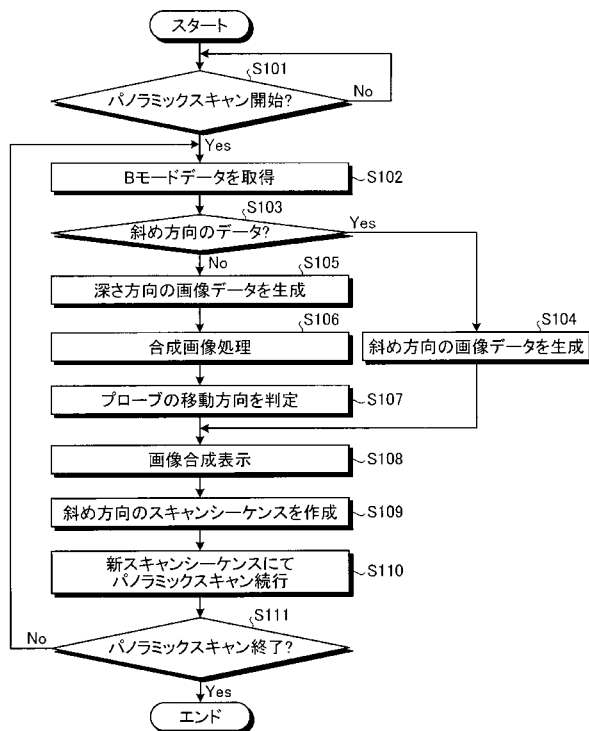
【図 8】



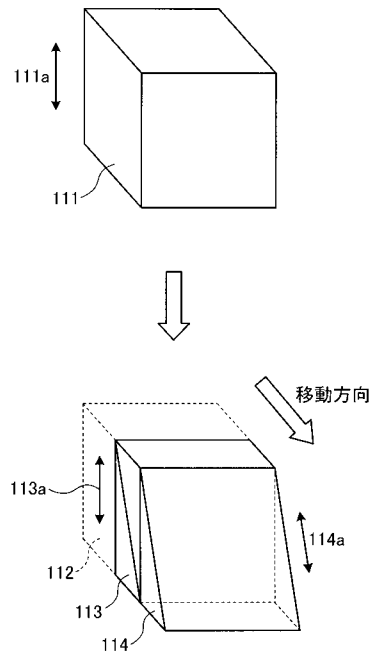
【図 9】



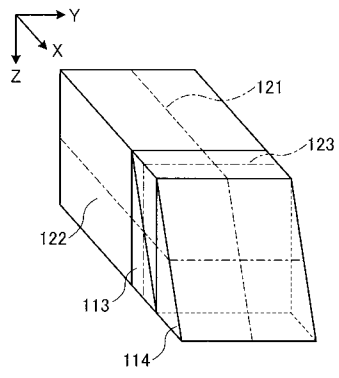
【図 10】



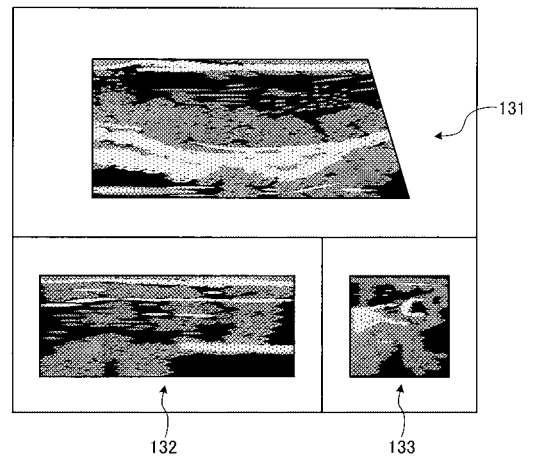
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(72)発明者 中嶋 修

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 郡司 隆之

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 久我 衣津紀

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

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB17 EE05 EE11 GA17 JC20 JC22 JC25

KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2013233418A	公开(公告)日	2013-11-21
申请号	JP2013080561	申请日	2013-04-08
[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		
[标]发明人	栗田康一郎 樋口治郎 中嶋修 郡司隆之 久我衣津紀		
发明人	栗田 康一郎 樋口 治郎 中嶋 修 郡司 隆之 久我 衣津紀		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5253 A61B8/0883 A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB17 4C601/EE05 4C601/EE11 4C601/GA17 4C601/JC20 4C601/JC22 4C601/JC25 4C601/KK24		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2012090409 2012-04-11 JP		
其他公开文献	JP6054230B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在根据实施例的超声诊断设备中，方向确定单元确定超声探头的移动方向。扫描控制单元控制发送和接收单元，以便通过在第一方向上发送和接收超声信号来重复执行用于获取第一图像数据的第一扫描，以及通过在a中发送和接收超声信号来获取第二图像数据的第二扫描。第二方向相对于第一方向朝向移动方向倾斜。图像叠加单元通过叠加通过第一扫描获取的多条第一图像数据来生成全景图像数据。在扫描期间，显示控制单元将第二图像数据与全景图像数据或第一图像数据一起显示在显示单元上。

