

(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2009-61182
(P2009-61182A)

(43) 公開日 平成21年3月26日(2009.3.26)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2007-233082 (P2007-233082)
(22) 出願日 平成19年9月7日(2007.9.7)

(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 100081411
弁理士 三澤 正義
(72) 発明者 柴田 千尋
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 瀧口 宗基
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

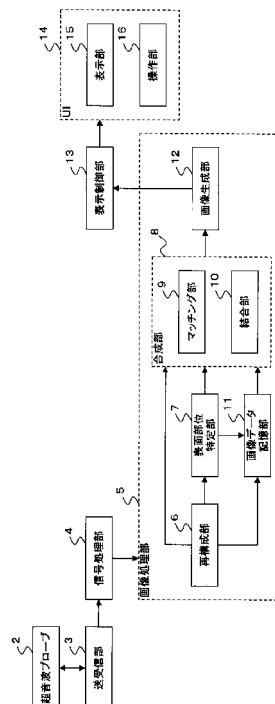
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】被検体の形態を表す形態画像と被検体の表面との位置関係を表す画像を生成する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブ2と送受信部3とによって、被検体の複数のボリュームデータを取得する。表面部位特定部7は、複数のボリュームデータのそれぞれについて、被検体の表面に対応する面に含まれる表面部位を特定する。合成部8は、複数のボリュームデータの位置合わせを行って複数のボリュームデータを結合し、各ボリュームデータで特定された各表面部位を結合することで、合成ボリュームデータを生成する。画像生成部12は、合成ボリュームデータに基づいて、被検体の形態を表す形態画像データと、結合された表面部位を表す表面画像データとを生成する。表示制御部13は、形態画像データに基づく形態画像と、表面画像データに基づく表面画像とを表示部15に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送信し、前記被検体からの反射波を受信することで、前記被検体の複数のポリウムデータを取得する画像取得手段と、

前記複数のポリウムデータのそれぞれについて、前記被検体の表面に対応する面に含まれる表面部位を特定する特定手段と、

前記複数のポリウムデータのそれぞれに表されている前記被検体の位置合わせを行って前記複数のポリウムデータを結合し、前記各ポリウムデータで特定された各表面部位を結合することで、合成ポリウムデータを生成する合成手段と、

前記合成ポリウムデータに基づいて、前記被検体の形態を表す形態画像データと、前記結合された表面部位を表す表面画像データとを生成する画像生成手段と、

前記形態画像データに基づく形態画像と、前記表面画像データに基づく表面画像とを表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記特定手段は、前記複数のポリウムデータのそれぞれについて、前記超音波の送受信方向の深さが最も浅い位置における前記送受信方向に略直交する面を前記被検体の表面に対応する面に決定し、前記決定した面内で前記表面部位を特定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記特定手段は、前記複数のポリウムデータのそれぞれについて、前記超音波の送受信方向に沿って前記反射波の強度が所定値以上となる最も浅い箇所を特定し、前記特定した箇所を含む面であって前記送受信方向に略直交する面を前記被検体の表面に相当する面に決定し、前記決定した面内で前記表面部位を特定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 4】

前記特定手段は、前記被検体の表面に対応する面において前記反射波の強度が所定値以上となる箇所を前記表面部位に決定することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記合成手段は、前記ポリウムデータごとに特定された表面部位の間を補間することで、前記各表面部位を結合することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成手段は、前記合成ポリウムデータに基づいて前記表面画像データを生成し、更に、前記合成ポリウムデータから所望の領域を表すデータを抽出し、前記抽出したデータに基づいて前記所望の領域の形態を表す形態画像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記所望の領域の形態画像データに基づく形態画像と、前記表面画像データに基づく表面画像とを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示制御手段は、前記表面画像データに基づく表面画像をワイヤースケルト状に前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像生成手段は、前記合成ポリウムデータに基づいて、視線方向が同一方向の形態画像データと表面画像データとを生成し、

前記表示制御手段は、前記視線方向が同一方向の形態画像と表面画像とを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記画像生成手段は、前記形態画像データと前記表面画像データを生成し、更に、前記表面画像データとは別の視線方向から生成した別の表面画像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記形態画像と前記表面画像とを前記表示手段に表示させ、更に、前記別の表面画像データに基づく別の表面画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像生成手段は、前記合成ボリュームデータに基づいて、前記形態画像データとして、前記被検体の形態を 3 次元的に表す 3 次元画像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記 3 次元画像データに基づく 3 次元画像と、前記表面画像とを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記画像生成手段は、前記合成ボリュームデータに基づいて、前記形態画像データとして、前記合成ボリュームデータの任意断面における画像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記任意断面における画像データに基づく画像と、前記表面画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記合成手段は、前記複数のボリュームデータのそれぞれに表されている前記被検体の形態のパターンマッチングを行うことで、前記位置合わせを行い、前記合成ボリュームデータを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 13】

前記ボリュームデータが取得された位置を検出する位置検出手段を更に有し、

前記合成手段は、前記位置検出手段によって検出された各ボリュームデータの位置に基づいて前記位置合わせを行い、前記合成ボリュームデータを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

被検体に超音波を送信して取得された前記被検体の複数のボリュームデータを記憶する記憶手段と、

30

前記記憶手段に記憶されている前記複数のボリュームデータのそれぞれに基づいて、各ボリュームデータにおける前記被検体の表面における表面部位を特定する特定手段と、

前記複数のボリュームデータのそれぞれに表されている前記被検体の位置合わせを行って前記複数のボリュームデータを結合し、前記各ボリュームデータで特定された各表面部位を結合することで、合成ボリュームデータを生成する合成手段と、

前記合成ボリュームデータに基づいて、前記被検体の形態を表す形態画像データと前記結合された表面部位を表す表面画像データとを生成する画像生成手段と、

前記形態画像データに基づく形態画像と、前記表面画像データに基づく表面画像とを表示手段に表示させる表示制御手段と、

40

を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 15】

コンピュータに、

被検体に超音波を送信して取得された前記被検体の複数のボリュームデータを受け付け、前記複数のボリュームデータのそれぞれに基づいて、各ボリュームデータにおける前記被検体の表面における表面部位を特定する特定機能と、

前記複数のボリュームデータのそれぞれに表されている前記被検体の位置合わせを行って前記複数のボリュームデータを結合し、前記各ボリュームデータで特定された各表面部位を結合することで、合成ボリュームデータを生成する合成機能と、

前記合成ボリュームデータに基づいて、前記被検体の形態を表す形態画像データと前記

50

結合された表面部位を表す表面画像データとを生成する画像生成機能と、

前記形態画像データに基づく形態画像と、前記表面画像データに基づく表面画像とを表示装置に表示させる表示制御機能と、

を実行させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波によって被検体をスキャンすることで被検体の形態を表す画像と、被検体の表面を表す画像とを生成する超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波によって被検体を3次元的にスキャンすることで、被検体のボリュームデータを取得することができる(例えば特許文献1)。従来においては、被検体の体表において超音波プローブの位置をずらしながらスキャンを行ない、それぞれの位置にて取得したボリュームデータを繋ぎ合わせることで、より広い範囲のボリュームデータを生成していた。

【0003】

【特許文献1】2006-51360号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来技術においては、複数のボリュームデータを繋ぎ合わせても、そのボリュームデータからでは、被検体のどの部位をスキャンしたのか把握することが困難であった。例えば、乳腺領域においては、各部位の内部構造が非常に似ている。そのため、乳腺領域を再度検査するときに、ボリュームデータに基づく3次元画像からでは、乳腺領域のどの部位をスキャンしたのか把握することが困難であった。

【0005】

また、取得されたボリュームデータにおいて、被検体の内部を表す箇所に関心領域(ROI)を設定した場合、関心領域(ROI)以外の領域は除去され、関心領域(ROI)の画像のみが表示される。その画像には被検体の体表が表示されていないため、被検体の体表と関心領域(ROI)との位置関係を把握することが困難であった。

30

【0006】

一方、取得されたボリュームデータにおいて、被検体の体表を表す箇所に関心領域(ROI)に含めた場合には、その体表を表す画像が表示される。しかしながら、体表が画像として表示されるため、その画像には被検体の内部が表示されない。そのため、手術や穿刺を行う場合に、予め被検体の内部構造を表す画像を表示することができず、ボリュームデータの情報を十分に活用することができなかった。

【0007】

以上のように、従来技術においては、被検体の内部を表す箇所に関心領域(ROI)を設定した場合も、被検体の体表に関心領域(ROI)を設定した場合も、被検体の体表と関心領域(ROI)との位置関係を把握することが困難であった。そのことにより、被検体のどの部位をスキャンしたのか把握することが困難であった。

40

【0008】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、被検体の形態を表す形態画像と被検体の表面との位置関係を表す画像を生成することが可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

請求項1に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、前記被検体からの反射波を受信す

50

ることで、前記被検体の複数のボリュームデータを取得する画像取得手段と、前記複数のボリュームデータのそれぞれについて、前記被検体の表面に対応する面に含まれる表面部位を特定する特定手段と、前記複数のボリュームデータのそれぞれに表されている前記被検体の位置合わせを行って前記複数のボリュームデータを結合し、前記各ボリュームデータで特定された各表面部位を結合することで、合成ボリュームデータを生成する合成手段と、前記合成ボリュームデータに基づいて、前記被検体の形態を表す形態画像データと、前記結合された表面部位を表す表面画像データとを生成する画像生成手段と、前記形態画像データに基づく形態画像と、前記表面画像データに基づく表面画像とを表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項 14 に記載の発明は、被検体に超音波を送信して取得された前記被検体の複数のボリュームデータを記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶されている前記複数のボリュームデータのそれぞれに基づいて、各ボリュームデータにおける前記被検体の表面における表面部位を特定する特定手段と、前記複数のボリュームデータのそれぞれに表されている前記被検体の位置合わせを行って前記複数のボリュームデータを結合し、前記各ボリュームデータで特定された各表面部位を結合することで、合成ボリュームデータを生成する合成手段と、前記合成ボリュームデータに基づいて、前記被検体の形態を表す形態画像データと前記結合された表面部位を表す表面画像データとを生成する画像生成手段と、前記形態画像データに基づく形態画像と、前記表面画像データに基づく表面画像とを表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波画像処理装置である。

請求項 15 に記載の発明は、コンピュータに、被検体に超音波を送信して取得された前記被検体の複数のボリュームデータを受け付け、前記複数のボリュームデータのそれぞれに基づいて、各ボリュームデータにおける前記被検体の表面における表面部位を特定する特定機能と、前記複数のボリュームデータのそれぞれに表されている前記被検体の位置合わせを行って前記複数のボリュームデータを結合し、前記各ボリュームデータで特定された各表面部位を結合することで、合成ボリュームデータを生成する合成機能と、前記合成ボリュームデータに基づいて、前記被検体の形態を表す形態画像データと前記結合された表面部位を表す表面画像データとを生成する画像生成機能と、前記形態画像データに基づく形態画像と、前記表面画像データに基づく表面画像とを表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【0010】

この発明によると、ボリュームデータに基づいて被検体の表面における表面部位を特定し、そのボリュームデータに基づいて被検体の形態を表す形態画像データと表面部位を表す表面画像データとを生成することで、形態画像と被検体の表面との位置関係を表す表面画像を表示することが可能となる。そのことにより、形態画像と被検体の表面との相対的な位置関係を把握することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【0012】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、画像処理部 5、表示制御部 13、及びユーザインターフェース (UI) 14 を備えている。

【0013】

超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。2 次元アレイプローブは、超音波の送受信によって 3 次元の領域を走査 (スキャン) することができる。また、超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が所定方向 (走査方向) に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブを用いても良い。さらに、超音波プローブ 2 には、走査方向に直交する方向 (揺動方向) に超音波振動子を機械的

10

20

30

40

50

に揺動させることで3次元の領域を走査することができる1次元アレイプローブを用いても良い。

【0014】

送受信部3は送信部と受信部とを備え、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波を発生させ、超音波プローブ2が受信したエコー信号を受信する。

【0015】

送受信部3の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ2の各超音波振動子に供給するようになっている。

10

【0016】

送受信部3の受信部は、プリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ2の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延・加算回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部3によって加算処理された信号を「RFデータ(生データ)」と称する場合がある。送受信部3は、RFデータを信号処理部4に出力する。

20

【0017】

信号処理部4は、Bモード処理部やドブラ処理部などを備えて構成されている。

【0018】

Bモード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、Bモード処理部は、送受信部3から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【0019】

また、ドブラ処理部は、例えばパルスドブラ法(PWドブラ法)又は連続波ドブラ法(CWドブラ法)により血流情報を生成する。例えば、ドブラ処理部は、送受信部3から送られる信号に対して、所定の大きさを有する観測点(サンプルポイント)内における受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらにFFT処理を施して、観測点(サンプルポイント)内の血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

30

【0020】

信号処理部4は、超音波ラスタデータを画像処理部5に出力する。例えば、超音波プローブ2と送受信部3とによって、3次元の領域を複数の断面に沿って超音波でスキャンすることで、各断面における受信信号を生成する。信号処理部4は、各断面の受信信号に基づいて各断面における超音波ラスタデータを生成し、各断面の超音波ラスタデータを画像処理部5に出力する。

40

【0021】

また、超音波プローブ2と送受信部3とによって3次元領域をスキャンすることでボリュームデータが取得された場合、信号処理部4はその3次元領域を表すボリュームデータを画像処理部5に出力する。

【0022】

なお、超音波プローブ2、送受信部3、及び信号処理部4がこの発明の「画像取得手段」の1例に相当する。

【0023】

画像処理部5は、再構成部6、表面部位特定部7、合成部8、画像データ記憶部11、及び画像生成部12を備えている。また、合成部8は、マッチング部9と結合部10とを

50

備えている。

【0024】

再構成部6は、複数の断面に沿って取得された超音波ラスタデータを信号処理部4から取得し、それら複数の断面の超音波ラスタデータに基づいて、3次元領域のポリウムデータを再構成する。

【0025】

表面部位特定部7は、再構成部6によって生成されたポリウムデータにおいて、被検体の体表に対応する面を特定し、その面内に含まれる表面部位を特定する。また、表面部位特定部7は、信号処理部4からポリウムデータを受けて、そのポリウムデータにおいて、被検体の表面部位を特定しても良い。なお、ポリウムデータの生成方法は、特に限定されず、どのような方法で生成又は取得しても良い。なお、表面部位特定部7が、この発明の「特定手段」の1例に相当する。

10

【0026】

ここで、表面部位の特定方法について図2を参照して説明する。図2は、ポリウムデータにおける表面部位を説明するための模式図である。ポリウムデータ20は、3次元の座標系によって規定されている。そして、表面部位特定部7は、ポリウムデータ20において、超音波の送受信方向（深さ方向）の深さが最も浅い位置における面であって、送受信方向に略直交する面21を、被検体の体表に対応する面に決定する。なお、この実施形態においては、超音波プローブ2による送受信によって超音波ビームが形成される方向を超音波の送受信方向（深さ方向）とする。被検体を超音波でスキャンする場合、超音波プローブ2における超音波の送受信面を被検体の体表に接触させ、その状態で3次元領域をスキャンすることでポリウムデータ20を取得する。従って、ポリウムデータ20における深さが最も浅い位置（深さが0cmの位置）における面21が、超音波プローブ2の送受信面に対応することになる。すなわち、面21が、被検体の体表に対応することになる。

20

【0027】

そして、表面部位特定部7は、その面21内で被検体の表面部位を特定する。例えば、表面部位特定部7は、面21の中心位置を求め、その中心位置において所定の広さを有する表面部位22を特定する。また、表面部位特定部7は、面21内において、超音波の反射波の強度が最も強い位置（画素値が最も高い位置）を求め、その位置において所定の広さを有する部位を表面部位22としても良い。さらに、表面部位特定部7は、面21全体を被検体の表面部位としても良い。

30

【0028】

また、表面部位の別の特定方法について図3を参照して説明する。図3は、ポリウムデータにおける表面部位を説明するための模式図である。この例では、表面部位特定部7は、ポリウムデータ20において、超音波の送受信方向（深さ方向）に沿って、超音波の反射波の強度（画素値の大きさ）が所定値以上となる最も浅い箇所24を特定する。そして、表面部位特定部7は、その特定した箇所を含む面であって、送受信方向に略直交する面23を、被検体の体表に対応する面に決定する。すなわち、表面部位特定部7は、ポリウムデータ20において、送受信方向（深さ方向）に向かって反射波の強度（画素値の大きさ）が最初に所定値以上となる箇所24を特定する。そして、表面部位特定部7は、その箇所24を含む面23を被検体の体表に対応する面に決定する。

40

【0029】

例えば、乳腺の診断の場合、水浸法と称される方法が採用される。この水浸法においては、超音波プローブ2と被検体（乳房）との間に、水などの媒体を設け、その媒体を介して被検体を超音波でスキャンする。このように、超音波プローブ2の送受信面は被検体の体表に接触しないため、ポリウムデータ20における深さが最も浅い位置（深さが0cmの位置）における面は、被検体の表面にならない。従って、図3に示す例では、深さ方向に向かって反射波の強度（画素値の大きさ）が最初に所定値以上となる箇所24を含む面23を、被検体の体表に対応する面に決定する。

50

【 0 0 3 0 】

具体的には、被検体の表面からの反射波の強度に相当する閾値を、表面部位特定部 7 に予め設定しておく。表面部位特定部 7 は、ボリュームデータ 2 0 において、深さ方向に向かって反射波の強度（画素値の大きさ）が最初に閾値以上となる箇所を特定し、その箇所を含む面を被検体の表面に決定する。

【 0 0 3 1 】

そして、表面部位特定部 7 は、その面 2 3 内で被検体の表面部位を特定する。例えば、表面部位特定部 7 は、面 2 3 の中心位置を求め、その中心位置において所定の広さを有する部位を被検体の表面部位とする。また、表面部位特定部 7 は、反射波の強度（画素値の大きさ）が閾値以上となる箇所 2 4 を表面部位としても良いし、面 2 3 全体を表面部位としても良い。

10

【 0 0 3 2 】

そして、再構成部 6 は、ボリュームデータを画像データ記憶部 1 1 に出力する。画像データ記憶部 1 1 は、再構成部 6 から出力されたボリュームデータを記憶する。また、図 2 及び図 3 に示すように表面部位が特定されると、表面部位特定部 7 は、その特定した表面部位の位置を示す情報（座標情報）を画像データ記憶部 1 1 に出力する。画像データ記憶部 1 1 は、表面部位の座標情報をボリュームデータに付帯させて、表面部位の座標情報とボリュームデータを記憶する。

【 0 0 3 3 】

この実施形態では、被検体の表面に超音波プローブ 2 を接触させ、超音波によるスキャンを行ないながら、超音波プローブ 2 を被検体の表面上で移動させる。このように、被検体の表面上において超音波プローブ 2 の位置をずらしながらスキャンを行なうことで、それぞれの位置にてボリュームデータを取得する。これにより、被検体の異なる箇所における複数のボリュームデータが取得される。

20

【 0 0 3 4 】

新たにボリュームデータが生成されると、表面部位特定部 7 は、その新たなボリュームデータについて表面部位を特定する。そして、再構成部 6 は、その新たなボリュームデータを合成部 8 に出力する。また、表面部位特定部 7 は、その新たなボリュームデータにおける表面部位の座標情報を合成部 8 に出力する。

【 0 0 3 5 】

合成部 8 は、画像データ記憶部 1 1 からボリュームデータを読み込み、読み込んだボリュームデータと、新たなボリュームデータとを結合することで、合成ボリュームデータを生成する。そして、合成部 8 は、その合成ボリュームデータを画像データ記憶部 1 1 に出力する。画像データ記憶部 1 1 は、先に記憶していたボリュームデータに代えて、新しく生成された合成ボリュームデータを記憶する。

30

【 0 0 3 6 】

ここで、合成部 8 の処理内容について図 4 及び図 5 を参照して説明する。図 4 及び図 5 は、ボリュームデータの合成処理を説明するための模式図である。図 4 には、結合される前の 2 つのボリュームデータが示され、図 5 には、結合後の合成ボリュームデータが示されている。

40

【 0 0 3 7 】

ここでは、図 4 に示すように、先に生成されたボリュームデータ 2 0 と、新たに生成されたボリュームデータ 3 0 とを結合する場合について説明する。画像データ記憶部 1 1 には、先に生成されたボリュームデータ 2 0 と表面部位 2 2 の座標情報とが記憶されている。そして、新たなボリュームデータ 3 0 が生成されると、表面部位特定部 7 は、その新たなボリュームデータ 3 0 について表面部位 3 1 を特定する。なお、図 4 に示す例では、超音波の送受信方向（深さ方向）の深さが最も浅い位置における面を、被検体の表面に対応する面としている。そして、その面の中心位置において所定の広さを有する箇所を表面部位としている。

【 0 0 3 8 】

50

そして、再構成部 6 は、新たに生成したボリュームデータ 30 を合成部 8 に出力する。また、表面部位特定部 7 は、新たなボリュームデータ 30 の表面部位 31 の座標情報を合成部 8 に出力する。

【0039】

合成部 8 のマッチング部 9 は、2 つのボリュームデータに表されている被検体の形態のパターンマッチングを行うことで、2 つのボリュームデータに表されている被検体の位置を合わせる。例えば、マッチング部 9 は、画像データ記憶部 11 に記憶されているボリュームデータ 20 を読み込み、更に、再構成部 6 からボリュームデータ 30 を受け付けて、ボリュームデータ 20 とボリュームデータ 30 に表されている被検体の位置合わせを行う。図 4 に示す例では、マッチング部 9 は、ボリュームデータ 20 に表されている撮影部位 100 の形態と、ボリュームデータ 30 に表されている撮影部位 101 の形態とをマッチングさせることで、ボリュームデータ 20 とボリュームデータ 30 に表されている被検体の位置を合わせる。なお、ボリュームデータ 20 とボリュームデータ 30 は、被検体の体表においてそれぞれ異なる位置にて取得されている。しかし、ボリュームデータ 20 に表されている撮影部位 100 と、ボリュームデータ 30 に表されている撮影部位 101 は、同じ撮影対象を超音波でスキャンすることで各ボリュームデータに表されたものである。

10

【0040】

合成部 8 の結合部 10 は、マッチング部 9 によって位置が合わされた 2 つのボリュームデータを結合することで、1 つの合成ボリュームデータを生成する。例えば図 5 に示すように、結合部 10 は、ボリュームデータ 20 とボリュームデータ 30 とを結合することで、1 つの合成ボリュームデータ 40 を生成する。合成ボリュームデータ 40 には、撮影部位 102 が表される。

20

【0041】

このとき、結合部 10 は、ボリュームデータ 20 とボリュームデータ 30 とが重なっている部分について、2 つのボリュームデータ 20、30 の平均値を求め、その平均値を重なっている部分のデータとしても良い。

【0042】

また、結合部 10 は、表面部位 22 と表面部位 31 との間を補間することで、新たな表面部位を生成しても良い。例えば、結合部 10 は、表面部位 22 と表面部位 31 との間について直線補間やスプライン補間などの補間処理を行うことで、新たな表面部位 41 を生成する。

30

【0043】

そして、合成部 8 は、新たに生成した合成ボリュームデータ 40 と、表面部位 41 の座標情報とを画像データ記憶部 11 に出力する。画像データ記憶部 11 は、合成ボリュームデータ 40 に表面部位 41 の座標情報を付帯させて記憶する。このとき、画像データ記憶部 11 は、先に記憶していたボリュームデータに代えて、新しく生成された合成ボリュームデータ 40 を記憶する。また、合成部 8 は、合成ボリュームデータ 40 と、表面部位 41 の座標情報とを画像生成部 12 に出力する。

【0044】

なお、超音波プローブ 2 に位置センサを取り付け、各ボリュームデータが取得された位置を位置センサによって検出しても良い。例えば、超音波プローブ 2 を被検体の表面上で移動させながら各位置におけるボリュームデータを取得し、さらに、位置センサによって被検体上の超音波プローブ 2 の各位置を検出する。位置センサには、従来技術に係る位置センサを用いることができる。例えば、磁気式の位置センサや光学式の位置センサを用いて、被検体上における超音波プローブ 2 の位置を検出する。

40

【0045】

位置センサによって検出された位置を示す情報（座標情報）は、画像処理部 5 に出力される。画像処理部 5 は、各ボリュームデータのそれぞれに、ボリュームデータが取得された位置を示す座標情報を付帯させる。そして、結合部 10 は、各ボリュームデータの座標情報に基づいて、ボリュームデータ同士を結合する。この場合、マッチング部 9 によるマ

50

ッチング処理は行われなため、マッチング部 9 を設けなくても良い。なお、位置センサがこの発明の「位置検出手段」の 1 例に相当する。

【0046】

画像生成部 12 は、ポリウムデータにポリウムレンダリングを施すことにより、被検体の形態を 3 次元的に表す 3 次元画像データを生成する。また、画像生成部 12 は、ポリウムデータに MPR 処理 (Multi Planar Reconstruction) を施すことにより、任意断面の画像データ (MPR 画像データ) を生成しても良い。そして、画像生成部 12 は、3 次元画像データや MPR 画像データなどの超音波画像データを表示制御部 13 に出力する。

【0047】

例えば、画像生成部 12 は、合成ポリウムデータ 40 に対して視線方向を設定し、その視線方向に沿って、合成ポリウムデータ 40 にポリウムレンダリングを施す。これにより、画像生成部 12 は、合成ポリウムデータ 40 に表されている撮影部位 102 の形態を 3 次元的に表す 3 次元画像データと、表面部位 41 の座標情報によって特定される箇所 (表面部位 41) を表す表面画像データとを生成する。視線方向は、操作者が操作部 16 を用いて任意の方向を指定することができる。画像生成部 12 は、操作者によって指定された方向を視線方向として、その視線方向に沿って合成ポリウムデータにポリウムレンダリングを施す。そして、画像生成部 12 は、3 次元画像データと表面画像データとを表示制御部 13 に出力する。このように、画像生成部 12 は、同じ視線方向から合成ポリウムデータにポリウムレンダリングを施すことで、視線方向が同一方向の 3 次元画像データと表面画像データとを生成する。

【0048】

表示制御部 13 は、画像生成部 12 から 3 次元画像データと表面画像データを受けると、3 次元画像データに基づく 3 次元画像と表面画像データに基づく表面画像とを同時に表示部 15 に表示させる。これにより、合成ポリウムデータ 40 に基づく 3 次元画像と、表面部位 41 を表す表面画像とが表示部 15 に同時に表示されることになる。3 次元画像データと表面画像データは、同一の視線方向に沿って生成されているため、3 次元画像と表面画像は、同一の方向から見える画像となっている。すなわち、3 次元画像の向きと表面画像の向きとが一致している。

【0049】

そして、さらに新たなポリウムデータが生成されると、画像処理部 5 は、上述した処理を繰り返し行って、新たな合成ポリウムデータを生成していく。さらに新たなポリウムデータが生成された場合について図 6 及び図 7 を参照して説明する。図 6 及び図 7 は、ポリウムデータの合成処理を説明するための模式図である。図 6 には、結合される前の 2 つのポリウムデータが示され、図 7 には、結合後の合成ポリウムデータが示されている。

【0050】

画像データ記憶部 11 には、先に生成された合成ポリウムデータ 40 と表面部位 41 の座標情報とが記憶されている。そして、新たなポリウムデータ 50 が生成されると、表面部位特定部 7 は、その新たなポリウムデータ 50 について表面部位 51 を特定する。そして、再構成部 6 は、新たに生成したポリウムデータ 50 を合成部 8 に出力する。また、表面部位特定部 7 は、新たなポリウムデータ 50 の表面部位 51 の座標情報を合成部 8 に出力する。

【0051】

マッチング部 9 は、画像データ記憶部 11 に記憶されている合成ポリウムデータ 40 を読み込み、更に、再構成部 6 からポリウムデータ 50 を受け付けて、合成ポリウムデータ 40 とポリウムデータ 50 に表されている被検体の位置合わせを行う。図 6 に示す例では、マッチング部 9 は、合成ポリウムデータ 40 に表されている撮影部位 102 の形態と、ポリウムデータ 50 に表されている撮影部位 103 の形態とをマッチングさせることで、合成ポリウムデータ 40 とポリウムデータ 50 に表されている被検体の

10

20

30

40

50

位置を合わせる。

【 0 0 5 2 】

結合部 10 は、例えば図 7 に示すように、マッチング部 9 によって位置が合わされた合成ポリウムデータ 40 とポリウムデータ 50 とを結合することで、新たな合成ポリウムデータ 60 を生成する。合成ポリウムデータ 60 には、撮影部位 104 が表されている。このとき、結合部 10 は、表面部位 41 と表面部位 51 との間について直線補間やスプライン補間などの補間処理を行うことで、新たな表面部位 61 を生成する。

【 0 0 5 3 】

そして、合成部 8 は、新たに生成した合成ポリウムデータ 60 と、表面部位 61 の座標情報とを画像データ記憶部 11 に出力する。画像データ記憶部 11 は、合成ポリウムデータ 60 に表面部位 61 の座標情報を付帯させて記憶する。このとき、画像データ記憶部 11 は、先に記憶していた合成ポリウムデータ 40 に代えて、新しく生成された合成ポリウムデータ 60 を記憶する。また、合成部 8 は、合成ポリウムデータ 60 と、表面部位 61 の座標情報とを画像生成部 12 に出力する。

10

【 0 0 5 4 】

そして、画像生成部 12 は、合成ポリウムデータ 60 に対して視線方向を設定し、その視線方向に沿って、合成ポリウムデータ 60 にポリウムレンダリングを施す。これにより、画像生成部 12 は、合成ポリウムデータ 60 に表されている撮影部位 104 の形態を 3 次元的に表す 3 次元画像データと、表面部位 61 を表す表面画像データを生成する。そして、画像生成部 12 は、3 次元画像データと表面画像データとを表示制御部 13 10

20

【 0 0 5 5 】

表示制御部 13 は、3 次元画像データに基づく 3 次元画像と、表面画像データに基づく表面画像とを表示部 15 に同時に表示させる。このとき、表示制御部 13 は、先に表示されていた 3 次元画像と表面画像に代えて、新たに生成された 3 次元画像と表面画像とを表示部 15 に表示させる。すなわち、新たなポリウムデータが生成されるたびに、3 次元画像と表面画像とを更新して表示部 15 に表示させる。これにより、合成ポリウムデータ 60 に基づく 3 次元画像と、表面部位 61 を表す表面画像とが表示部 15 に同時に表示 30

30

【 0 0 5 6 】

そして、超音波の送受信によって新たなポリウムデータが生成されるたびに、画像処理部 5 は、新たな合成ポリウムデータを生成し、表面部位を特定していく。そして、画像生成部 12 は、新たな合成ポリウムデータに基づく 3 次元画像データと表面画像データを生成し、表示制御部 13 は、3 次元画像と表面画像を更新して表示部 15 に表示させる。

【 0 0 5 7 】

なお、画像生成部 12 は、合成処理が施される前のポリウムデータに基づいて、3 次元画像データと表面画像データとを生成しても良い。例えば図 2 に示すように、再構成部 6 がポリウムデータ 20 を生成すると、そのポリウムデータ 20 を画像生成部 12 に出力する。また、表面部位特定部 7 がポリウムデータ 20 について表面部位 22 を特定すると、その表面部位 22 の座標情報を画像生成部 12 に出力する。画像生成部 12 は、ポリウムデータ 20 に対して視線方向を設定し、その視線方向に沿ってポリウムデータ 20 にポリウムレンダリングを施すことで、撮影部位 100 を 3 次元的に表す 3 次元画像データと、表面部位 22 を表す表面画像データとを生成する。そして、表示制御部 13 は、撮影部位 100 を 3 次元的に表す 3 次元画像と、表面部位 22 を表す表面画像とを表示部 15 に同時に表示させる。このように、合成処理が施される前の 3 次元画像と表面画像とを表示部 15 に表示しても良い。

40

50

【 0 0 5 8 】

ここで、表示部 1 5 に表示される 3 次元画像と表面画像の 1 例について、図 8 を参照して説明する。図 8 は、3 次元画像と表面画像とを示す画面の図である。

【 0 0 5 9 】

表示制御部 1 3 は、撮影部位を表す 3 次元画像 2 0 0 と、表面部位を表す表面画像 2 1 0 とを表示部 1 5 に同時に表示させる。3 次元画像 2 0 0 は、撮影部位を 3 次的に表している。この実施形態では、3 次元画像 2 0 0 は胎児を 3 次的に表している。また、表面画像 2 1 0 は、被検体の表面を表している。3 次元画像データと表面画像データは、同一の視線方向に沿って生成されているため、3 次元画像 2 0 0 と表面画像 2 1 0 は、同一の方向から見える画像となっている。すなわち、3 次元画像 2 0 0 の向きと表面画像 2 1 0 の向きとが一致している。従って、3 次元画像 2 0 0 と表面画像 2 1 0 を観察することで、操作者は、被検体の表面と 3 次元画像 2 0 0 との相対的な位置関係を把握することが可能となる。例えば、3 次元画像 2 0 0 と被検体の体表との距離などを把握することが可能となる。

10

【 0 0 6 0 】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、ボリュームデータに基づいて被検体の表面における表面部位を特定し、被検体を 3 次的に表す 3 次元画像と、被検体の表面部位を表す表面画像とを同時に表示することで、3 次元画像と被検体の表面との相対的な位置関係を容易に把握することが可能となる。そのことにより、被検体のどの部位をスキャンしたのが容易に把握することが可能となる。これにより、検査漏れを防止し、再検査の際の検査部位をより正確に把握することが可能となる。

20

【 0 0 6 1 】

(関心領域)

なお、画像生成部 1 2 は、合成ボリュームデータに対して関心領域 (R O I) を設定し、その関心領域に含まれるデータを抽出しても良い。そして、画像生成部 1 2 は、抽出したデータに基づいて関心領域を 3 次的に表す 3 次元画像データを生成する。また、画像生成部 1 2 は、上述したように、合成ボリュームデータに基づいて、表面部位を表す表面画像データを生成する。そして、表示制御部 1 3 は、関心領域を表す 3 次元画像と、表面部位を表す表面画像とを表示部 1 5 に表示させる。

【 0 0 6 2 】

関心領域 (R O I) は、操作者は操作部 1 6 を用いて指定することができる。例えば、表示制御部 1 3 は 3 次元画像を表示部 1 5 に表示させ、操作者が操作部 1 6 を用いて、3 次元画像上において所望の範囲 (関心領域) を指定する。この指定された範囲 (関心領域) を示す座標情報が、ユーザインターフェース (U I) 1 4 から画像生成部 1 2 に出力される。画像生成部 1 2 は、その関心領域 (R O I) を示す座標情報に従って、合成ボリュームデータからその関心領域 (R O I) に含まれるデータを抽出する。そして、画像生成部 1 2 は、抽出したデータに基づいて、関心領域 (R O I) を 3 次的に表す 3 次元画像データを生成する。表示制御部 1 3 は、その関心領域 (R O I) の 3 次元画像と、表面部位を表す表面画像とを表示部 1 5 に同時に表示させる。

30

【 0 0 6 3 】

また、画像生成部 1 2 は、合成ボリュームデータの輝度差に基づいて、特定の組織を表すデータを抽出しても良い。例えば、画像生成部 1 2 は、輝度差に基づいて血管を表すデータを抽出し、そのデータに基づいて血管を 3 次的に表す 3 次元画像データを生成する。そして、表示制御部 1 3 は、血管の 3 次元画像と、表面部位を表す表面画像とを表示部 1 5 に同時に表示させる。なお、画像抽出処理については、従来技術に係る手法を採用することができる。

40

【 0 0 6 4 】

以上のように、関心領域を表す 3 次元画像と、表面部位を表す表面画像とを表示部 1 5 に同時に表示させることで、被検体の体表から関心領域に含まれる部位までの距離などを操作者は把握することが可能となる。例えば、穿刺を行う場合に、血管を表す 3 次元画像

50

と、表面部位を表す表面画像とを表示部 15 に表示させることで、被検体の体表から血管までの距離を把握することができ、血管を避けて穿刺を行うことが可能となる。

【0065】

また、画像生成部 12 は、被検体の 3 次元画像データを生成する代わりに、合成ボリュームデータに MPR 処理を施すことで、合成ボリュームデータの任意断面における画像データ (MPR 画像データ) を生成しても良い。また、画像生成部 12 は、上述したように、合成ボリュームデータに基づいて、表面部位を表す表面画像データを生成する。そして、表示制御部 13 は、MPR 画像データに基づく MPR 画像と、表面部位を表す表面画像とを表示部 15 に同時に表示させる。このように、被検体の形態については、任意の断面に沿った MPR 画像を表示部 15 に表示し、表面部位については、特定した表面部位全体を表す表面画像を表示部 15 に表示する。なお、任意の断面は、操作者が操作部 16 を用いて指定することができる。

10

【0066】

以上のように、MPR 画像を表示する場合であっても、表面部位を表示部 15 に表示することで、MPR 画像と被検体の表面との相対的な位置関係を把握することが可能となる。

【0067】

また、表示制御部 13 は、表面部位を表す表面画像をワイヤースケルトン状にして表示部 15 に表示させても良い。ワイヤースケルトン状の表面画像について図 9 を参照して説明する。図 9 は、ボリュームデータにおける表面部位を説明するための模式図である。

20

【0068】

表示制御部 13 は、画像生成部 12 から表面画像データを受けると、その表面画像データに表される表面部位を線 (ワイヤー) で表して表示部 15 に表示させる。例えば図 9 に示すように、表示制御部 13 は、撮影部位を表す 3 次元画像 240 を表示部 15 に表示させ、更に、表面部位 230 をワイヤースケルトンで表示部 15 に表示させる。

【0069】

以上のように表面画像をワイヤースケルトンで表示することで、操作者は、表面部位の側から撮影部位の 3 次元画像 240 を観察することが可能となる。これにより、被検体の表面から内部の部位を観察することが可能となる。例えば、血管の 3 次元画像と、ワイヤースケルトン状の表面画像とを表示することで、手術前や穿刺を行う際に、血管の位置を容易に確認することができる。

30

【0070】

また、画像生成部 12 は、合成ボリュームデータに基づいて、3 次元画像や表面画像とは異なる視線方向から別の表面画像データを生成しても良い。上述したように、画像生成部 12 は、合成ボリュームデータに基づいて、操作者によって指定された視線方向から 3 次元画像データと表面画像データとを生成する。さらに、画像生成部 12 は、合成ボリュームデータに基づいて、別の視線方向からの別の表面画像データを生成する。例えば、画像生成部 12 は、超音波の送受信方向 (深さ方向) を視線方向とした別の表面画像データを生成する。そして、表示制御部 13 は、3 次元画像と表面画像とを表示部 15 に表示させ、さらに、別の表面画像を表示部 15 に表示させる。

40

【0071】

例えば、図 8 に示すように、表示制御部 13 は、撮影部位の 3 次元画像 200 と表面画像 210 とを表示部 15 に表示させ、更に、別の視線方向から生成した表面画像 220 を表示部 15 に表示させる。例えば、深さ方向を視線方向とすることで、表面画像 220 には、上方から見た表面が表される。また、表示制御部 13 は、表面画像 220 の大きさを小さくして、表示部 15 の画面の下方などの位置に表面画像 220 を表示させる。

【0072】

表面画像 220 は、超音波によってスキャンされた範囲を表している。つまり、表面画像 220 は、被検体の表面で超音波プローブ 2 を移動させた軌跡を表していることになる。この表面画像 220 は、スキャンを行なった範囲と行っていない範囲とが区別して表示

50

されるため、操作者は、スキャンを行っていない範囲を容易に把握することが可能となる。これにより、検査漏れを防止し、再検査における検査部位をより正確に把握することが可能となる。

【0073】

そして、超音波プローブ2を被検体の体表上で移動させながらスキャンを行なうことで、新たなボリュームデータが生成されるたびに、画像生成部12は、新たな表面画像220に対応する表面画像データを生成する。表示制御部13は、表面画像220を新たな画像に更新して表示部15に表示させる。このように、表面画像220がリアルタイムに更新されるため、スキャンを行なった箇所と行っていない箇所を、スキャンを行なっている最中であっても把握することが可能となる。

10

【0074】

また、ユーザインターフェース(UI)14は表示部15と操作部16を備えている。表示部15は、CRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、3次元画像や表面画像などが表示される。操作部16は、キーボード、マウス、トラックボール、又はTCS(Touch Command Screen)などで構成されており、操作者の操作によって各種の指示が与えられる。

【0075】

なお、超音波診断装置1は、図示しない制御部を備えている。この制御部は、超音波診断装置1の各部に接続されて、各部の動作を制御する。例えば、制御部は、送受信部3による超音波の送受信を制御する。

20

【0076】

また、画像処理部5は、CPUと、ROM、RAM、HDDなどの記憶装置(図示しない)を備えて構成されている。記憶装置には、画像処理部5の各部の機能を実行するための画像処理プログラムが記憶されている。その画像処理プログラムには、再構成部6の機能を実行するための再構成プログラム、表面部位特定部7の機能を実行するための表面部位特定プログラム、合成部8の機能を実行するための合成プログラム、及び画像生成部12の機能を実行するための画像生成プログラムが含まれている。また、合成プログラムには、マッチング部9の機能を実行するためのマッチングプログラムと、結合部10の機能を実行するための結合プログラムとが含まれている。そして、CPUが再構成プログラムを実行することにより、各断面のデータに基づいてボリュームデータを再構成する。また、CPUが表面部位特定プログラムを実行することにより、ボリュームデータにおける表面部位を特定する。また、CPUがマッチングプログラムを実行することにより、複数のボリュームデータに表されている撮影部位の位置合わせを行う。また、CPUが結合プログラムを実行することにより、位置が合わされた複数のボリュームデータを結合して、新たな合成ボリュームデータを生成する。そして、CPUが画像生成プログラムを実行することで、ボリュームデータに基づいて3次元画像データと表面画像データとを生成する。なお、画像データ記憶部11は、HDDなどの記憶装置で構成されている。

30

【0077】

また、表示制御部13は、CPUと、ROM、RAM、HDDなどの記憶装置(図示しない)を備えて構成されている。記憶装置には、表示制御部13の機能を実行するための表示制御プログラムが記憶されている。そして、CPUがその表示制御プログラムを実行することにより、3次元画像と表面画像とを表示部15に表示させる。

40

【0078】

なお、この実施形態に係る画像処理プログラムと表示制御プログラムとが、この発明の「超音波画像処理プログラム」の1例に相当する。

【0079】

(超音波画像処理装置)

また、ボリュームデータにおける表面部位を特定し、更に、複数のボリュームデータを結合する超音波画像処理装置を、超音波診断装置の外部に設けても良い。この超音波画像処理装置は、上述した画像処理部5、表示制御部13、及びユーザインターフェース14

50

を備えている。そして、この超音波画像処理装置は、複数のボリュームデータを外部の超音波診断装置から取得し、各ボリュームデータにおける表面部位を特定し、それら複数のボリュームデータを結合する。さらに、この超音波画像処理装置は、外部の超音波診断装置によって取得されたボリュームデータを受け付けて記憶する記憶装置を備えていても良い。

【0080】

例えば、超音波画像処理装置の外部に設置された超音波診断装置によって、被検体の表面において位置が異なる複数のボリュームデータを取得する。超音波画像処理装置は、超音波診断装置によって取得された複数のボリュームデータを受け付けて、それら複数のボリュームデータを記憶装置に記憶させる。そして、超音波画像処理装置の表面部位特定部7は、各ボリュームデータにおいて表面部位を特定する。合成部8は、複数のボリュームデータを合成することで、合成ボリュームデータを生成する。画像生成部12は、合成ボリュームデータに基づいて、被検体の形態を3次元的に表す3次元画像データと、表面部位を表す表面画像データとを生成する。表示制御部13は、3次元画像と表面画像とを表示部15に同時に表示させる。

10

【0081】

以上のように、超音波診断装置の外部に設けられた超音波画像処理装置によっても、上述した超音波診断装置と同様に、3次元画像と被検体の表面との相対的な位置関係を把握することが可能となる。

【0082】

20

(動作)

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図10を参照して説明する。図10は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【0083】

(ステップS01)

まず、超音波プローブ2を被検体に当てた状態で、超音波プローブ2と送受信部3とによって被検体を超音波でスキャンすることでボリュームデータを取得する。例えば、超音波のスキャンによって取得された超音波ラスタデータに基づいて、再構成部6が、ボリュームデータを再構成する。

30

【0084】

(ステップS02)

表面部位特定部7は、生成されたボリュームデータにおいて、被検体の体表に対応する面を特定し、その面内に含まれる表面部位を特定する。例えば図2に示すように、表面部位特定部7は、ボリュームデータ20において、深さ方向の深さが最も浅い位置における面21を被検体の表面に対応する面に決定する。そして、表面部位特定部7は、その面21内において表面部位22を特定する。例えば、表面部位特定部7は、その面21の中心位置を求め、その中心位置において所定の広さを有する表面部位22を特定する。そして、表面部位特定部7は、表面部位22の座標情報を画像生成部12に出力する。

40

【0085】

(ステップS03)

そして、画像生成部12は、ボリュームデータ20に対して視線方向を設定し、その視線方向に沿ってボリュームデータ20にボリュームレンダリングを施すことで、撮影部位100を3次元的に表す3次元画像データと、表面部位22を表す表面画像データとを生成する。このとき、画像生成部12は、同じ視線方向に沿ってボリュームデータ20にボリュームレンダリングを施すことで、視線方向が同じ方向の3次元画像データと表面画像データとを生成する。

【0086】

(ステップS04)

表示制御部13は、撮影部位100を3次元的に表す3次元画像と、表面部位22を表

50

す表面画像とを表示部 15 に同時に表示させる。

【0087】

(ステップ S05)

また、画像データ記憶部 11 は、表面部位 22 の座標情報をボリュームデータ 20 に付帯させて、表面部位 22 の座標情報とボリュームデータ 20 を記憶する。

【0088】

(ステップ S06)

さらに、超音波プローブ 2 を被検体の表面上で移動させながらスキャンを行ない、新たなボリュームデータを生成する。

【0089】

(ステップ S07)

新たにボリュームデータが生成されると、表面部位特定部 7 は、その新たなボリュームデータについて表面部位を特定する。そして、表面部位特定部 7 は、その新たなボリュームデータにおける表面部位の座標情報を合成部 8 に出力する。例えば、図 4 に示すように、新たなボリュームデータ 30 が生成されると、表面部位特定部 7 は、その新たなボリュームデータ 30 について表面部位 31 を特定する。そして、表面部位特定部 7 は、新たなボリュームデータ 30 の表面部位 31 の座標情報を合成部 8 に出力する。

【0090】

(ステップ S08)

合成部 8 は、画像データ記憶部 11 に記憶されているボリュームデータを読み込み、新たに生成されたボリュームデータと読み込んだボリュームデータとを合成することで、合成ボリュームデータを生成する。図 4 に示す例では、合成部 8 のマッチング部 9 は、ボリュームデータ 20 に表されている撮影部位 100 の形態と、ボリュームデータ 30 に表されている撮影部位 101 の形態とをマッチングさせることで、ボリュームデータ 20 とボリュームデータ 30 に表されている被検体の位置を合わせる。そして、合成部 8 の結合部 10 は、位置が合わせられたボリュームデータ 20 とボリュームデータ 30 とを結合することで、図 5 に示す合成ボリュームデータ 40 を生成する。また、結合部 10 は、表面部位 22 と表面部位 23 との間を補間することで、新たな表面部位 41 を生成する。そして、合成部 8 は、合成ボリュームデータ 40 と、表面部位 41 の座標情報とを画像生成部 12 に出力する。

【0091】

(ステップ S03、S04)

そして、画像生成部 12 は、合成ボリュームデータ 40 に対して視線方向を設定し、その視線方向に沿って、合成ボリュームデータ 40 にボリュームレンダリングを施すことで、撮影部位 102 を 3 次元的に表す 3 次元画像データと、表面部位 41 を表す表面画像データとを生成する (ステップ S03)。表示制御部 13 は、先に表示されていた 3 次元画像と表面画像の代わりに、撮影部位 102 を 3 次元的に表す 3 次元画像と、表面部位 41 を表す表面画像とを表示部 15 に同時に表示させる (ステップ S04)。このように、表示制御部 13 は、3 次元画像と表面画像とを更新して表示部 15 に表示させる。

【0092】

(ステップ S09)

また、画像データ記憶部 11 は、表面部位 41 の座標情報を合成ボリュームデータ 40 に付帯させて、表面部位 41 の座標情報と合成ボリュームデータ 40 を記憶する。

【0093】

そして、超音波プローブ 2 を被検体の体表上で移動させながらスキャンを行なうことで、新たに別のボリュームデータが生成されると、ステップ S06 からステップ S09 までの処理と、ステップ S03、S04 の処理とを繰り返して実行する。これにより、新たなボリュームデータが生成されるたびに、3 次元画像と表面画像とが更新されて表示部 15 に表示される。

【0094】

10

20

30

40

50

例えば、超音波プローブ2を被検体の表面上で移動させながらスキャンを行なうことで、図6に示すように、新たなボリュームデータ50を生成する(ステップS06)。そして、表面部位特定部7は、その新たなボリュームデータ50における表面部位51を特定し、表面部位51の座標情報を合成部8に出力する(ステップS07)。そして、合成部8は、画像データ記憶部11に記憶されている合成ボリュームデータ40を読み込み、新たに生成されたボリュームデータ50と合成ボリュームデータ40とを合成することで、図7に示すように、新たな合成ボリュームデータ60を生成する(ステップS08)。また、合成部8は、表面部位41と表面部位51との間を補間することで、新たな表面部位61を生成する。そして、画像生成部12は、合成ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、撮影部位104を表す3次元画像データと、表面部位61を表す表面画像データとを生成する(ステップS03)。表示制御部13は、3次元画像と表面画像とを更新し、撮影部位104を表す3次元画像と表面部位61を表す表面画像とを表示部15に同時に表示させる(ステップS04)。

10

20

30

40

50

【0095】

以上のように、被検体の3次元画像と表面部位の表面画像とを同時に表示部15に表示することで、3次元画像と被検体の表面との相対的な位置関係を容易に把握することが可能となる。そのことにより、スキャンした部分を容易に把握することが可能となる。また、新たなボリュームデータが生成されるたびに、3次元画像と表面画像とを更新して、新たな3次元画像と表面画像とを表示することで、3次元画像と被検体の表面との位置関係をリアルタイムに追跡することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0096】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】ボリュームデータにおける表面部位を説明するための模式図である。

【図3】ボリュームデータにおける表面部位を説明するための模式図である。

【図4】ボリュームデータの合成処理を説明するための模式図である。

【図5】ボリュームデータの合成処理を説明するための模式図である。

【図6】ボリュームデータの合成処理を説明するための模式図である。

【図7】ボリュームデータの合成処理を説明するための模式図である。

【図8】3次元画像と表面画像とを示す画面の図である。

【図9】ボリュームデータにおける表面部位を説明するための模式図である。

【図10】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

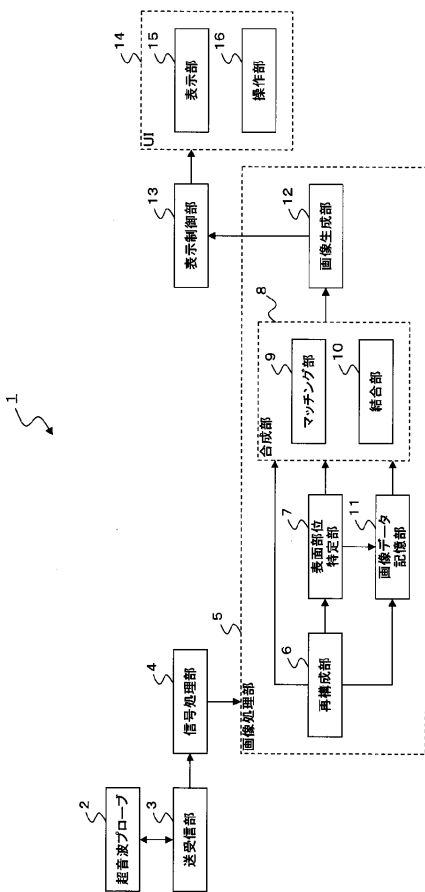
【符号の説明】

【0097】

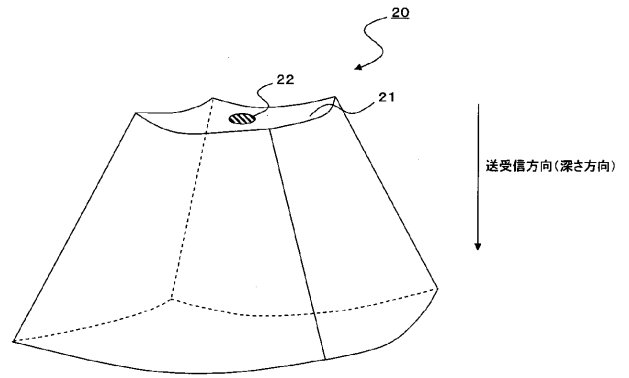
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像処理部
- 6 再構成部
- 7 表面部位特定部
- 8 合成部
- 9 マッチング部
- 10 結合部
- 11 画像データ記憶部
- 12 画像生成部
- 13 表示制御部
- 14 ユーザーインターフェース(UI)
- 15 表示部

1 6 操作部

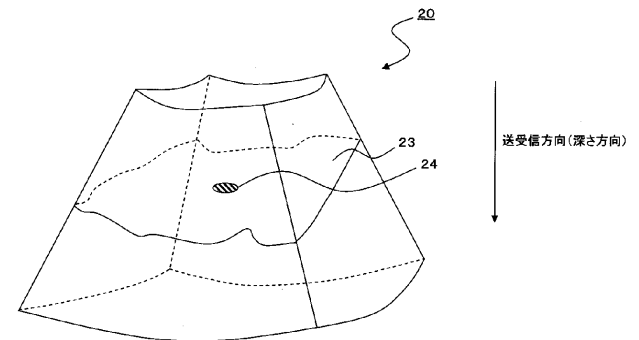
【 図 1 】



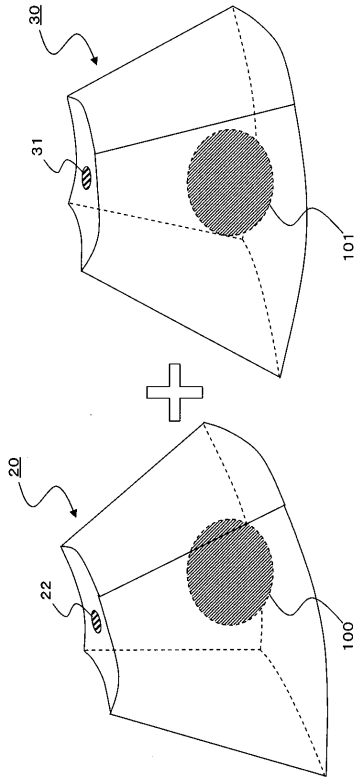
【 図 2 】



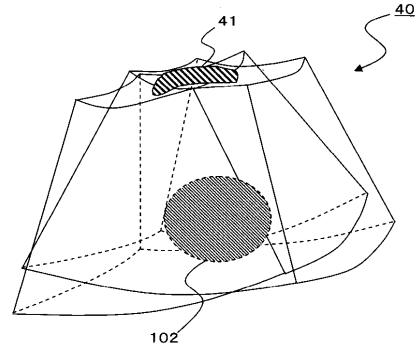
【 図 3 】



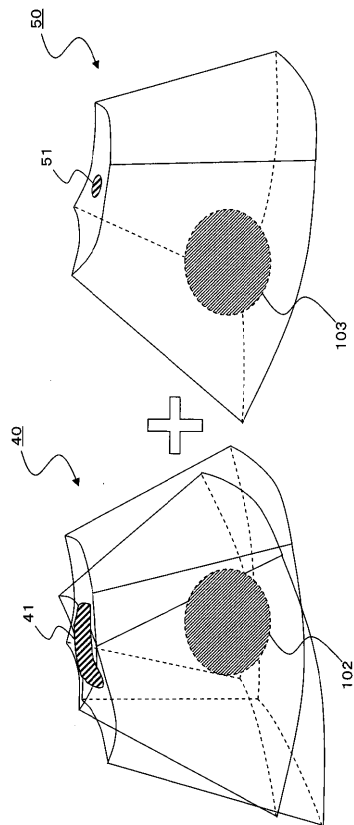
【 図 4 】



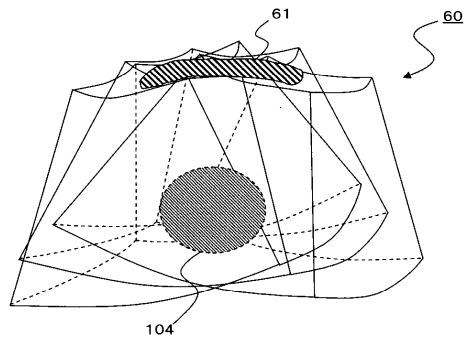
【 図 5 】



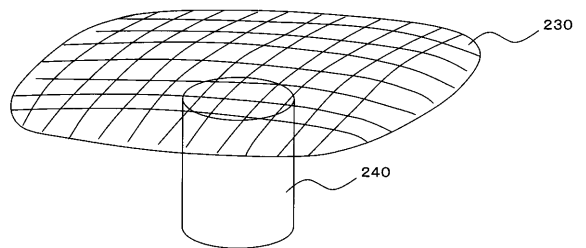
【 図 6 】



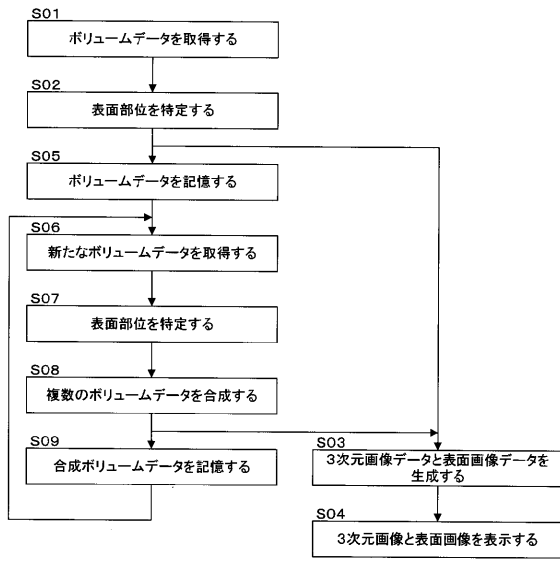
【 図 7 】



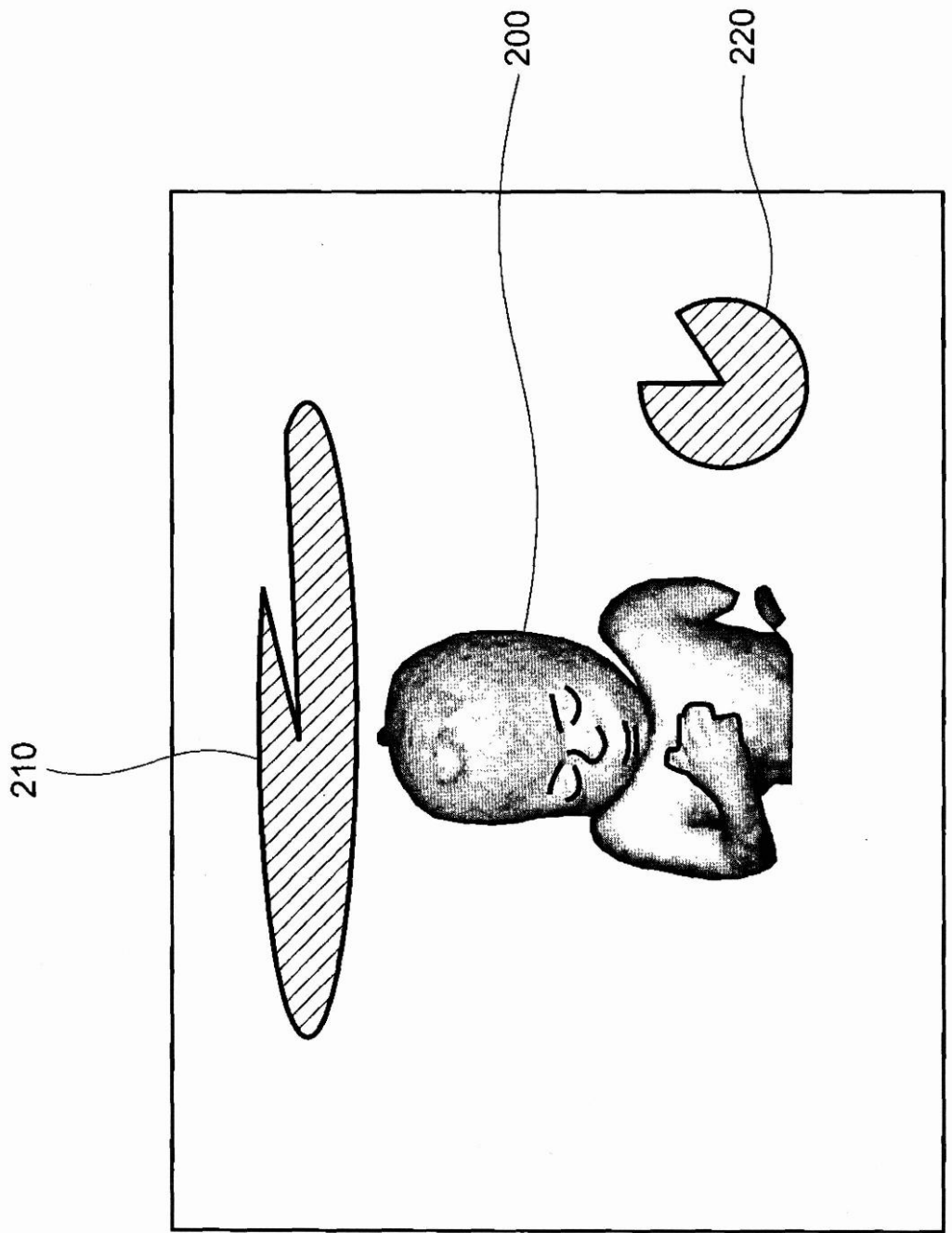
【 図 9 】



【図 10】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 鷺見 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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 EE11 GA18 GA25 GA31 GA32 GB04 GB06
JB38 JB40 JB48 JC02 JC23 JC27 JC28 JC29 JC32 JC33
JC37 KK22 LL04 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2009061182A	公开(公告)日	2009-03-26
申请号	JP2007233082	申请日	2007-09-07
[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	柴田千尋 瀧口宗基 鷲見篤司		
发明人	柴田 千尋 瀧口 宗基 鷲見 篤司		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/0833 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GA31 4C601/GA32 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JC02 4C601/JC23 4C601/JC27 4C601/JC28 4C601/JC29 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/LL04 4C601/LL38		
其他公开文献	JP5179812B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于产生表示表示受试者形态的形态学图像与受试者表面之间的位置关系的图像。 解决方案：超声探头2和收发器3获取对象的多个体数据。对于多个体数据中的每一个，表面部位指定单元7指定包括在与被检体的表面对应的表面中的表面部分。组合单元8对准多个体数据，组合多个体数据，并组合由每个体数据指定的每个表面部分，从而生成组合体数据。基于组合体数据，图像生成单元12生成表示对象形式的形态图像数据和表示组合表面部分的表面图像数据。显示控制单元13使显示单元15基于形态图像数据和基于表面图像数据的表面图像显示形态图像。 点域1

