

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5525899号
(P5525899)

(45) 発行日 平成26年6月18日 (2014. 6. 18)

(24) 登録日 平成26年4月18日 (2014. 4. 18)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2010-89900 (P2010-89900)
 (22) 出願日 平成22年4月8日 (2010. 4. 8)
 (65) 公開番号 特開2011-217927 (P2011-217927A)
 (43) 公開日 平成23年11月4日 (2011. 11. 4)
 審査請求日 平成25年4月1日 (2013. 4. 1)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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
 (73) 特許権者 594164531
 東芝医用システムエンジニアリング株式会
 社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (74) 代理人 100149803
 弁理士 藤原 康高

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、
 前記超音波プローブを駆動して前記被検体に超音波を走査する送受信手段と、
 前記送受信手段からの受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と

、
 前記超音波プローブの第1の位置で生成された前記画像データから静止画像データを収集し、前記超音波プローブが前記第1の位置から移動された第2の位置で、収集した前記静止画像データと重複して合成可能に生成される仮想の画像データの、前記静止画像データに対する位置を示す位置データを生成する位置データ生成手段と、

前記静止画像データ、この静止画像データ上に重畳された前記位置データ、及び前記画像データを表示する表示手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波プローブが移動された前記第1の位置と前記第2の位置間の途中の位置又は前記第2の位置で生成された前記画像データから静止画像データを収集し、この収集した静止画像データと前記第1の位置で収集した前記静止画像データを合成して合成画像データを生成する合成処理手段を有し、

前記表示手段は、前記合成画像データ、この合成画像データ上に重畳された前記位置データ、及び前記画像データを表示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

10

20

。

【請求項 3】

前記合成処理手段は、前記超音波プローブが前記途中位置又は前記第 2 の位置から更に前記第 1 の位置とは反対方向に移動された位置で生成された前記画像データから静止画像データを収集し、この収集した静止画像データと前記合成画像データを合成するようにした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】

前記超音波プローブの移動方向を指定する入力を行う操作手段を有し、

前記操作手段からの入力により指定された前記超音波プローブの移動方向は、前記静止画像データが 2 次元画像データである場合、前記送受信手段により超音波が走査される方向又はこの方向とは反対方向であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記操作手段からの入力により指定された前記超音波プローブの移動方向は、前記第 1 の位置を交点として互いに直交する 2 つの直線の方法として示される 4 方向の内のいずれかの方向であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記位置データは、前記仮想の画像データの領域の輪郭の位置を示すデータであ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 7】

被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、

前記超音波プローブを駆動して前記被検体に超音波を走査する送受信手段と、

前記送受信手段からの受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記超音波プローブの第 1 の位置で生成された前記画像データから静止画像データを収集し、前記超音波プローブが前記第 1 の位置から移動された第 2 の位置で、収集した前記静止画像データと重複して合成可能に生成される仮想の画像データの、前記静止画像データに対する位置を示す位置データを生成する位置データ生成手段と、

前記画像データ及び前記超音波プローブが移動される方向に応じた前記画像データ上の位置に重畳して前記静止画像データの位置データに含まれる領域を示すデータを表示する表示手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示手段は、前記静止画像データの位置データに含まれる領域が所定の透過率で透過する透過データを、前記画像データを表示する領域内の前記超音波プローブが移動される方向とは反対方向に対応する方向の端部上に表示するようにしたことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波により被検体の体内を画像化し診断を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を送受波する超音波プローブを用いて被検体内に超音波を走査し、走査領域における組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波に基づいて生成される画像データをモニタ上に表示するものである。この超音波による診断方法では、超音波プローブを体表面に接触させるだけの簡単な操作で、画像データをリアルタイムに表示することができるため、生体内の心臓、血管、腹部、泌尿器、産婦人科などの検査に広く用いられている。

【0003】

そして、被検体内における関心領域が超音波の走査領域よりも広い場合、超音波プローブを超音波の走査方向へ体表面に沿って少しずつ移動させながら複数フレーム分の画像データを収集して、各フレームの画像データの互いに重複する部分を繋ぎ合わせることで、広範囲の静止画像データを得ることができる「Panoramic Imaging」と呼ばれるパノラマ技術が知られている（例えば、特許文献1参照。）。

【0004】

この技術では、超音波プローブを移動させながら、移動を開始した位置から移動した位置までの領域の画像データを表示させて、関心領域全体のデータが画像データに含まれているか否かを確認することができる。しかしながら、超音波プローブを体表面に沿って移動させると、超音波の走査方向への移動が困難である場合、各フレームの互いに重複する部分を繋ぎ合わせることでないため、広範囲の静止画像データを得ることができないことがある。

10

【0005】

このような場合、超音波プローブの所定の位置及びこの位置から移動した位置の2つの位置における静止画像データを収集し、収集した2つの静止画像データを並べて広範囲の画像データを表示させるデュアル技術が利用される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2007-330764号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、デュアル技術の場合、超音波プローブの移動量が少ないために2つの静止画像データの重複する部分が多くて関心領域が不足したり、超音波プローブの移動量が多いために2つの静止画像データの間隔が空いて関心領域に隙間ができたりして、関心領域を全域に亘って表示させることができないことがある。この場合、再度、静止画像データの収集を行う必要があるため、検査に手間がかかる問題がある。

【0008】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、広範囲の静止画像データを得るための静止画像データの収集にかかる手間を軽減することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記問題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動して前記被検体に超音波を走査する送受信手段と、前記送受信手段からの受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波プローブの第1の位置で生成された前記画像データから静止画像データを収集し、前記超音波プローブが前記第1の位置から移動された第2の位置で、収集した前記静止画像データと重複して合成可能に生成される仮想の画像データの、前記静止画像データに対する位置を示す位置データを生成する位置データ生成手段と、前記静止画像データ、この静止画像データ上に重畳された前記位置データ、及び前記画像データを表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

40

【0010】

また、請求項7に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動して前記被検体に超音波を走査する送受信手段と、前記送受信手段からの受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波プローブの第1の位置で生成された前記画像データから静止画像データを収集し、前記超音波プローブが前記第1の位置から移動された第2の位置で、収集した前記静止画像データと重複して合成可能に生成される仮想の画像データの、前記静止

50

画像データに対する位置を示す位置データを生成する位置データ生成手段と、前記画像データ及び前記画像データ及び前記超音波プローブが移動される方向に応じた前記画像データ上の位置に重畳して前記静止画像データの位置データに含まれる領域を示すデータを表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、収集した静止画像データに基づいてこの静止画像データと重複して合成可能に生成される仮想の画像データの位置を示す位置データを生成し、生成した位置データに基づいて超音波プローブを移動させることができる。これにより、広範囲の静止画像データを得るための静止画像データの収集にかかる手間を軽減することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】本発明の実施例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図3】本発明の実施例に係る表示部に表示されたBモード画像データの画面及びこの画面が表示されたときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

【図4】本発明の実施例に係る表示部に表示されたBモード画像データ及び矢印データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

【図5】本発明の実施例に係る表示部に表示された1回目に収集した静止画像データ、1回目の位置データ、矢印データ、及びBモード画像データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

20

【図6】本発明の実施例に係る超音波プローブを図5に示す位置から移動させた位置で表示部に表示された1回目に収集した静止画像データ、1回目の位置データ、矢印データ、及びBモード画像データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

【図7】本発明の実施例に係る表示部に表示された1回目に合成した合成画像データ、2回目の位置データ、矢印データ、及びBモード画像データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

【図8】本発明の実施例に係る超音波プローブを図7に示す位置から移動させた位置で表示部に表示された1回目に合成した合成画像データ、2回目の位置データ、矢印データ、及びBモード画像データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

30

【図9】本発明の実施例に係る表示部に表示された2回目に合成した合成画像データ、3回目の位置データ、矢印データ、及びBモード画像データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

【図10】本発明の実施例に係る表示部に表示された2回目に合成した合成画像データの画面を示す図。

【図11】本発明の実施例に係る表示部に表示される1回目に収集した静止画像データ、Bモード画像データ、及び透過データの画面、及びこの画面が表示されるとき超音波プローブの位置の一例を示す図。

40

【図12】本発明の実施例に係る表示部に表示される3次元画像データ及び矢印データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0014】

以下、本発明の超音波診断装置の実施例を図1乃至図12を参照して説明する。

図1は、実施例に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。この超音波診断装置100は、被検体Pに対して超音波の送受波を行う超音波プローブ10と、超音波

50

プローブ 10 を駆動して被検体 P 内に超音波を走査する送受信部 20 と、送受信部 20 からの受信信号に基づいて B モードデータ等のデータを生成する信号処理部 30 と、信号処理部 30 で生成されたデータに基づいて画像データを生成する画像データ生成部 31 とを備えている。

【0015】

また、超音波診断装置 100 は、画像データ生成部 31 で生成された画像データから静止画像データを収集して広範囲の静止画像データを得るために超音波プローブ 10 の移動可能な方向及び位置を示す位置データの生成や収集した静止画像データの合成を行う画像データ処理部 40 と、画像データ生成部 31 で生成された画像データや画像データ処理部 40 で生成された位置データ等を表示する表示部 50 とを備えている。

10

【0016】

更に、超音波診断装置 100 は、画像データ処理部 40 で位置データの生成や静止画像データの合成を行わせる合成モードの開始及び終了の入力、超音波プローブ 10 の移動方向を指定する入力、位置データを表示部 50 に表示させる入力等を行う操作部 60 と、送受信部 20、信号処理部 30、画像データ生成部 31、画像データ処理部 40、及び表示部 50 の各ユニットを統括して制御するシステム制御部 70 とを備えている。

【0017】

超音波プローブ 10 は、被検体 P の体表面にその先端面を接触させた状態で超音波の送受波を行なうものであり、例えば 1 次元又は 2 次元に配列された複数個の振動子を先端部分に有している。この振動子は、送受信部 20 から出力される駆動信号である電気パルスを超音波パルス（送信超音波）に変換して被検体 P に送波する。また、被検体 P 内で反射した超音波（受信超音波）を電気信号に変換する。そして、電気信号に変換した受信信号を送受信部 20 に出力する。

20

【0018】

送受信部 20 は、超音波プローブ 10 で送信超音波を発生させるための駆動信号を生成する送信部 21 と、超音波プローブ 10 の振動子から得られる複数チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう受信部 22 とを備えている。

【0019】

送信部 21 は、レートパルス発生器、送信遅延回路、及びパルサ等を備えている。そして、レートパルス発生器は、被検体 P に放射する超音波パルスの繰り返し周期（ T_r ）を決定するレートパルスを送信遅延回路に出力する。また、送信遅延回路は、被検体 P 内の各深さ方向の所定の深さで超音波ビームを集束させるための集束用遅延時間と各深さ方向への送波により超音波を走査するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与えてパルサに出力する。更に、パルサは、送信遅延回路により出力されたレートパルスから駆動パルスを生成する。

30

【0020】

受信部 22 は、プリアンプ、受信遅延回路、及び加算器等を備えている。そして、プリアンプは、超音波プローブ 10 からの微小な受信信号を増幅して十分な S/N を確保する。また、受信遅延回路は、被検体 P 内における各深さ方向の所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と深さ方向に超音波ビームの受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をプリアンプからの増幅された受信信号に与える。更に、加算器は、受信遅延回路からの受信信号を加算して 1 つに纏めて信号処理部 30 に出力する。

40

【0021】

信号処理部 30 は、送受信部 20 の受信部 22 により出力された受信信号に対して例えば包絡線検波を行った後に対数変換し、その対数変換した信号をデジタル信号に変換して B モードデータを生成する。そして、生成した B モードデータ等のデータを画像データ生成部 31 に出力する。

【0022】

画像データ生成部 31 は、信号処理部 30 で生成された B モードデータ等のデータを走査変換して、予め設定されたフレームレートで B モード画像データ等の 2 次元の画像デー

50

タを生成する。また、生成した複数フレームのBモード画像データから予め設定されたフレームレートで3次元の画像データを生成する。そして、生成した2次元画像データや3次元画像データ等の画像データをフレーム毎に画像データ処理部40に出力する。

【0023】

なお、2次元の画像データを生成する場合には1次元又は2次元に配列された複数個の振動子を有し、3次元の画像データを生成する場合には2次元に配列された複数個の振動子を有する超音波プローブ10が使用される。また、3次元の画像データを生成する場合には1次元に配列された複数個の振動子及びこの振動子を配列方向に直交する方向に揺動する揺動機構を備えた超音波プローブを用いるようにしてもよい。

【0024】

画像データ処理部40は、画像データ生成部31で生成された画像データから静止画像データを収集して広範囲の静止画像データを得るために超音波プローブ10の移動可能な位置を示して案内するための位置データを生成する位置データ生成部41と、位置データ生成部41で生成された位置データに基づいて超音波プローブ10が移動された複数の位置で画像データ生成部31により生成された画像データから複数の静止画像データを収集して合成を行う合成処理部42と、画像データ生成部31で生成された画像データや合成処理部42で複数の静止画像データが合成された合成画像データを表示用に配置する表示データ生成部43とを備えている。

【0025】

位置データ生成部41は、操作部60からの合成モードを開始させる合成モード開始の入力に応じて、超音波プローブ10の移動が可能な移動方向を示す複数の矢印データを生成する。また、複数の矢印データの中から1つの矢印データを指定する入力が行われた後に、位置データを表示させるための例えば位置案内ボタンの押下による操作部60からのn回目(1以上の整数)の位置案内入力に応じて、n回目に位置案内入力されたときに画像データ生成部31で生成された画像データから例えば1フレームの画像データ(静止画像データ)を収集する。そして、n回目に収集した静止画像データに基づいてn回目の位置データを生成し、生成した位置データ及び指定された矢印データを合成処理部42に出力する。

【0026】

n回目の位置データは、n回目に位置案内入力されたときの第1の位置S1nから超音波プローブ10が指定された矢印データの方
向へ移動された第2の位置S2nで、n回目に収集した静止画像データと重複して合成可能に生成される仮想の画像データの、前記静止画像データに対する位置を示すデータである。

【0027】

合成処理部42は、操作部60からのn回目の位置案内入力に応じて、n回目に位置案内入力されたときに画像データ生成部31で生成された画像データから静止画像データを収集し、このn回目に収集した静止画像データに基づいて合成を行う。そして、1回目の位置案内入力に応じて、1回目に収集した静止画像データ上に1回目の位置データを重畳する。

【0028】

また、1回目の位置データに基づいて、超音波プローブ10が1回目に位置案内入力されたときの第1の位置S11から第2の位置S21の方向に移動された第1の位置S11と第2の位置S21間の途中の位置又は第2の位置S21で行われる2回目の位置案内入力に応じて、1回目に収集した静止画像データを2回目に収集した静止画像データと合成して合成画像データを生成し、この1回目に合成した合成画像データ上に2回目の位置データを重畳する。

【0029】

更に、n回目(nは2以上の整数)の位置データに基づいて超音波プローブ10がn回目に位置案内入力されたときの第1の位置S1nから第2の位置S2nの方向に移動された第1の位置S1nと第2の位置S2n間の途中の位置又は第2の位置S2nで行われる

10

20

30

40

50

($n + 1$) 回目の位置案内入力に応じて、($n - 1$) 回目に合成した合成画像データを、($n + 1$) 回目に収集した静止画像データと合成して合成画像データを生成し、この n 回目に合成した合成画像データ上に ($n + 1$) 回目の位置データを重畳する。

【0030】

ここで、収集した静止画像データ及び合成画像データを、収集した静止画像データと合成する処理の一例を説明する。先に収集した静止画像データと、この静止画像データの後に収集した静止画像データとの重なり合う領域及び重なり合わない領域を例えばパターンマッチング処理により判別する。そして、先に収集した静止画像データに、後に収集した静止画像データの先に収集した静止画像データと重なり合わない領域のデータを繋ぎ合わせて合成する。また、合成画像データと、この合成画像データの後に収集した静止画像データとの重なり合う領域及び重なり合わない領域をパターンマッチング処理により判別する。そして、合成画像データに、収集した静止画像データの合成画像データと重なり合わない領域のデータを繋ぎ合わせて合成する。なお、重なり合う領域の高輝度を有するデータを採用するようにしてもよい。これにより、鮮明なデータを得ることができる。

10

【0031】

そして、1 回目に収集した静止画像データ、1 回目の位置データ、及び指定された矢印データを表示データ生成部 43 に出力する。また、1 回目に合成した合成画像データ、2 回目の位置データ、及び前記矢印データを表示データ生成部 43 に出力する。更に、 n 回目に合成した合成画像データ、($n + 1$) 回目の位置データ、及び前記矢印データを表示データ生成部 43 に出力する。

20

【0032】

表示データ生成部 43 は、画像データ生成部 31 で生成された 2 次元画像データや 3 次元画像データを表示部 50 に出力する。また、1 回目に収集した静止画像データ、1 回目の位置データ、及び指定された矢印データと、画像データ生成部 31 で生成される画像データを並べて表示部 50 に出力する。また、1 回目に合成した合成画像データ、2 回目の位置データ、及び前記矢印データと、画像データ生成部 31 で生成される画像データを並べて表示部 50 に出力する。更に、 n 回目に合成した合成画像データ、($n + 1$) 回目の位置データ、及び前記矢印データと、画像データ生成部 31 で生成される画像データを並べて表示部 50 に出力する。

【0033】

表示部 50 は、CRT や液晶パネルなどのモニタを備え、画像データ処理部 40 の表示データ生成部 43 から出力された画像データ等を表示する。

30

【0034】

操作部 60 は、合成処理操作を行うためのボタン、スイッチ、キーボード、トラックボール、マウス、タッチパネル等の入力デバイスを備え、これらの入力デバイスを用いて撮像条件（ゲイン、送受信周波数、パルス繰り返し周波数、視野深度、フレームレート、B モード画像生成モードや 3 次元画像生成モードの生成モード等）を設定するための入力、位置データ生成モードを設定するための入力、検査開始及び検査終了の入力、合成モード開始及び終了の入力、位置データの表示や静止画像データの合成を行わせる位置案内入力等の様々な入力を行う。

40

【0035】

システム制御部 70 は、CPU 及び記憶回路を備え、操作部 60 から入力される入力情報に基づいて送受信部 20、信号処理部 30、画像データ生成部 31、画像データ処理部 40、及び表示部 50 の各ユニットの制御や、システム全体の制御を統括して行う。

【0036】

以下、図 1 乃至図 11 を参照して、実施例に係る超音波診断装置 100 の動作の一例を説明する。

図 2 は、超音波診断装置 100 の動作を示したフローチャートである。被検体 P の検査を行うために超音波診断装置 100 の操作者により、例えば被検体 P の識別情報、B モード画像生成モードを含む撮像条件等を設定する入力が入力部 60 から行われる。そして、

50

検査開始の入力が行われると、超音波診断装置 100 は動作を開始する（ステップ S1）。

【0037】

システム制御部 70 は、操作部 60 からの入力情報に基づいて、送受信部 20、信号処理部 30、画像データ生成部 31、画像データ処理部 40、及び表示部 50 に検査を指示する。そして、操作者が超音波プローブ 10 を被検体 P の体表面に当てることにより、被検体 P に対して超音波の送受波が行われ、送受信部 20 は超音波プローブ 10 を介して被検体 P 内に超音波を走査する。

【0038】

信号処理部 30 は、送受信部 20 の受信部 22 から出力された受信信号に基づいて、B モードデータを生成し、生成した B モードデータを画像データ生成部 31 に出力する。画像データ生成部 31 は、信号処理部 30 から出力された B モードデータから B モード画像データを生成する。そして、生成した B モード画像データを画像データ処理部 40 に出力する。表示データ生成部 43 は、画像データ生成部 31 から出力された B モード画像データを表示部 50 に出力する。表示部 50 は、表示データ生成部 43 から出力された B モード画像データをリアルタイムに表示する。

【0039】

図 3 は、表示部 50 に表示された B モード画像データの画面及びこの画面が表示されたときの超音波プローブ 10 の位置の一例を示した図である。この画面 51 には、超音波プローブ 10 の各走査線 $\theta 1$ 乃至 θK の方向への超音波の送受波により被検体 P 内の超音波が走査された走査領域の断面を示す B モード画像データ 80 がリアルタイムに表示されている。そして、B モード画像データ 80 が表示されているときの超音波の走査領域は、被検体 P の関心領域である患部 P1 から離れているとする。

【0040】

次に、超音波プローブ 10 を被検体 P の体表面に当てた状態で例えば超音波の走査方向に移動し、被検体 P の患部 P1 の例えば一端部を示すデータを含む B モード画像データが表示部 50 の画面に表示されたとき、操作部 60 から合成モード開始の入力が行われると、位置データ生成部 41 は、2 次元画像データ用の矢印データを表示データ生成部 43 に出力する。表示データ生成部 43 は画像データ生成部 31 から出力された B モード画像データ及び位置データ生成部 41 から出力された矢印データを表示部 50 に出力する。表示部 50 は、表示データ生成部 43 から出力された B モード画像データ及び矢印データを表示する（図 2 のステップ S2）。

【0041】

図 4 は、表示部 50 に表示された B モード画像データ及び矢印データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブ 10 の位置の一例を示した図である。この画面 51a には、B モード画像データ 80a がリアルタイムに表示されている。そして、B モード画像データ 80a は、被検体 P の患部 P1 の一端部を示す患部データ 801a を右側に内包している。

【0042】

B モード画像データ 80a の右側には超音波プローブ 10 の移動可能な方向を示す矢印データ 52 が表示され、矢印データ 52 の方向は超音波の走査方向である矢印 L1 方向を示している。また、B モード画像データ 80a の左側には超音波プローブ 10 の移動可能な方向を示す矢印データ 53 が表示され、矢印データ 53 の方向は L1 方向とは反対方向の矢印 L2 方向を示している。

【0043】

このように、合成可能な静止画像データを収集することができる超音波プローブ 10 の移動方向を示す矢印データ 52、53 を表示部 50 に表示することができる。これにより、超音波プローブ 10 の移動可能な方向を操作者に知らせることができる。

【0044】

ここでは、図 4 の画面 51a に表示された B モード画像データ 80a には患部データ 8

10

20

30

40

50

01aが含まれているため、Bモード画像データ80aから静止画像データを収集する必要がある。また、患部データ801aに連なる患部データを含む静止画像データを収集するために、超音波プローブ10をL1方向へ移動させる必要がある。このため、操作部60から矢印データ52を指定する入力が行われる。なお、Bモード画像データ80aが、被検体Pの患部P1の例えば他端部を示す患部データを左側に内包している場合、超音波プローブ10をL2方向へ移動させることになる。

【0045】

このように、静止画像データを収集するために超音波プローブ10をL1方向及びL2方向の2方向へ移動させることができる。これにより、超音波プローブ10の移動方向が超音波の走査方向のみに限定されるパノラマ技術を利用する場合よりも、超音波プローブ10を操作する作業を軽減することができる。

10

【0046】

操作部60から例えば矢印データ52を指定する入力が行われた後に、図4の画面51aに表示されたBモード画像データ80aから静止画像データを収集すると共に、収集した静止画像データの位置データを表示させるために、1回目の位置案内入力が行われると、位置データ生成部41は、1回目に位置案内入力されたときに画像データ生成部31で生成されたBモード画像データから静止画像データを収集する。そして、1回目に収集した静止画像データ及び指定された矢印データ52に基づいて、1回目の位置データを生成し、この生成した1回目の位置データ及び指定された矢印データ52を合成処理部42に出力する。

20

【0047】

合成処理部42は、操作部60からの1回目の位置案内入力に応じて、1回目に収集した静止画像データ上に1回目の位置データを重畳する。そして、1回目に収集した静止画像データ、1回目の位置データ、及び指定された矢印データ52を表示データ生成部43に出力する。表示データ生成部43は、合成処理部42から出力された1回目に収集した静止画像データ、1回目の位置データ、及び矢印データ52と、画像データ生成部31から出力されるBモード画像データを並べて表示部50に出力する。表示部50は、表示データ生成部43から出力された1回目に収集した静止画像データ、1回目の位置データ、及び矢印データ52を表示すると共に、Bモード画像データをリアルタイムに表示する(図2のステップS3)。

30

【0048】

図5は、表示部50に表示された1回目に収集した静止画像データ、1回目の位置データ、矢印データ52、及びBモード画像データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブ10の位置の一例を示した図である。この画面51bは、第1及び第2の表示エリア54、55により構成される。

【0049】

第1の表示エリア54には、1回目に収集した静止画像データ82、この静止画像データ82上に重畳された1回目の位置データ83、及び超音波プローブ10の移動可能な方向を示す矢印データ52が表示されている。また、第2の表示エリア55には、超音波プローブ10が1回目に位置案内入力されたときの位置である第1の位置S11で生成されたBモード画像データ80bがリアルタイムに表示されている。

40

【0050】

そして、静止画像データ82は、図4の画面51aに表示されたBモード画像データ80aから収集した静止画像データであり、Bモード画像データ80aに含まれる患部データ801aが静止した患部データ821を含んでいる。

【0051】

位置データ83は、超音波プローブ10が第1の位置S11から指定された方向であるL1方向へ所定の移動量移動された第2の位置S21で、静止画像データ82と重複して合成可能に生成される仮想のBモード画像データ(仮想画像データ)の例えば輪郭の位置を示している。そして、静止画像データ82の位置データ83に含まれる領域データ82

50

2 は、仮想画像データと重複する領域であり、静止画像データ 8 2 と合成可能な静止画像データの領域のデータを示している。

【 0 0 5 2 】

ここで、仮想画像データの位置の求め方の一例を説明する。重複領域の面積が静止画像データ 8 2 及び仮想画像データの面積の例えば 5 0 % 以上である場合に静止画像データ 8 2 と仮想画像データの合成が可能であるとする。そして、超音波プローブ 1 0 が第 1 の位置 S 1 1 から L 1 方向へ移動させて、静止画像データ 8 2 と重複領域の面積が 5 0 % になる仮想画像データが生成される位置を第 2 の位置 S 2 1 とし、第 1 の位置 S 1 1 から第 2 の位置 S 2 1 まで移動する超音波プローブ 1 0 の移動量 D を求める。そして、求めた移動量 D に基づいて、静止画像データ 8 2 に対する仮想画像データの位置を示す位置データを 10

【 0 0 5 3 】

なお、図 5 の画面 5 1 b に表示された静止画像データ 8 2 や位置データ 8 3 の全領域が表示されていない場合、操作部 6 0 からスクロール操作して第 1 の表示エリア 5 4 から外れた静止画像データ 8 2 や位置データ 8 3 の領域を表示させることができる。また、操作部 6 0 から縮小操作して、第 1 の表示エリア 5 4 内に全域が入るように静止画像データ 8 2 及び位置データ 8 3 を縮小することができる。

【 0 0 5 4 】

このように、表示部 5 0 の画面 5 1 b に静止画像データ 8 2 及び位置データ 8 3 を表示することにより、静止画像データ 8 2 と合成可能な静止画像データの領域のデータを 20
確認することができる。また、静止画像データ 8 2 及び位置データ 8 3 と共に B モード画像データ 8 0 b を表示部 5 0 に表示することにより、B モード画像データ 8 0 b を静止画像データ 8 2 の領域データ 8 2 2 と照合することができる。これにより、静止画像データ 8 2 と合成可能な静止画像データを収集することができる超音波プローブ 1 0 の位置を確認することができる。

【 0 0 5 5 】

図 5 の画面 5 1 b に表示された静止画像データ 8 2 に被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが含まれていないと判断され、静止画像データ 8 2 に含まれる患部データ 8 2 1 に繋がるデータを含む静止画像データを収集するために、操作者が超音波プローブ 1 0 を第 1 の位置 S 1 1 から L 1 方向へ移動させると、被検体 P 内における超音波の走査領域が L 1 方 30
向に移動するため、静止画像データ 8 2 の領域データ 8 2 2 と略同じデータが、表示部 5 0 の画面に表示される B モード画像データの領域内を矢印データ 5 2 とは反対方向に移動する。

【 0 0 5 6 】

そして、表示部 5 0 の画面に表示された B モード画像データの例えば中央近傍に領域データ 8 2 2 と略同じデータが含まれているとき、超音波プローブ 1 0 が L 1 方向へ移動された第 1 の位置 S 1 1 と第 2 の位置 S 2 1 間の途中に位置していることがわかる。また、表示部 5 0 の画面に表示された B モード画像データに領域データ 8 2 2 と略同じデータが全く含まれていないときや一部しか含まれていないとき、例えば L 1 方向への移動が困難である被検体 P の体表面に沿った移動により超音波プローブ 1 0 が指定方向から外れて位置 40
していることがわかる。更に、図 6 に示すように、画面 5 1 c の第 2 の表示エリア 5 5 に表示された B モード画像データ 8 0 c に患部データ 8 0 1 c が含まれ、且つ B モード画像データ 8 0 c 左端部に領域データ 8 2 2 と略同じデータが含まれているとき、超音波プローブ 1 0 が第 2 の位置 S 2 1 に位置していることがわかる。

【 0 0 5 7 】

このように、超音波プローブ 1 0 を指定方向へ移動させて、表示部 5 0 にリアルタイムに表示される B モード画像データに患部データが含まれているか否かを確認すると共に、静止画像データ 8 2 の領域データ 8 2 2 と照合することにより、静止画像データ 8 2 と合成が不可能な位置における静止画像データの収集を避けて、合成が可能な患部データを含む静止画像データを収集することができる位置へ超音波プローブ 1 0 を移動させることが 50

できる。

【 0 0 5 8 】

図 2 に示したステップ S 3 の後に、超音波プローブ 1 0 を例えば第 2 の位置 S 2 1 まで移動させる。そして、操作部 6 0 から 2 回目の位置案内入力が行われると、位置データ生成部 4 1 は、2 回目に位置案内入力されたときに画像データ生成部 3 1 で生成された B モード画像データから静止画像データを収集する。そして、2 回目に収集した静止画像データ及び指定された矢印データ 5 2 に基づいて 2 回目の位置データを生成し、この生成した 2 回目の位置データ及び矢印データ 5 2 を合成処理部 4 2 に出力する。

【 0 0 5 9 】

合成処理部 4 2 は、操作部 6 0 からの 2 回目の位置案内入力に応じて、2 回目に収集した静止画像データを 1 回目に収集した静止画像データと合成して合成画像データを生成し、この 1 回目に合成した合成画像データ上に 2 回目の位置データを重畳する。そして、1 回目に合成した合成画像データ、2 回目の位置データ、及び合成モード開始の入力に応じて指定された矢印データ 5 2 を表示データ生成部 4 3 に出力する。

【 0 0 6 0 】

表示データ生成部 4 3 は、合成処理部 4 2 から出力された 1 回目に合成した合成画像データ、2 回目の位置データ、及び矢印データ 5 2 と、画像データ生成部 3 1 から出力される B モード画像データを並べて表示部 5 0 に出力する。表示部 5 0 は、表示データ生成部 4 3 から出力された 1 回目に合成した合成画像データ、2 回目の位置データ、及び矢印データ 5 2 を表示すると共に、B モード画像データをリアルタイムに表示する（図 2 のステップ S 4 ）。

【 0 0 6 1 】

図 7 は、表示部 5 0 に表示された 1 回目に合成した合成画像データ、2 回目の位置データ、矢印データ 5 2、及び B モード画像データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブ 1 0 の位置の一例を示した図である。この画面 5 1 d の第 1 の表示エリア 5 4 には、1 回目に合成した合成画像データ 8 2 a、この合成画像データ 8 2 a 上に重畳された 2 回目の位置データ 8 3 a、及び超音波プローブ 1 0 の移動可能な方向を示す矢印データ 5 2 が表示されている。また、第 2 の表示エリア 5 5 には、超音波プローブ 1 0 が 2 回目に位置案内入力されたときの図 5 に示した第 2 の位置 S 2 1 と略同じ位置である第 1 の位置 S 1 2 で生成された B モード画像データ 8 0 d がリアルタイムに表示されている。

【 0 0 6 2 】

合成画像データ 8 2 a は、図 6 の画面 5 1 c に表示された B モード画像データ 8 0 c から収集した静止画像データと第 1 のエリア 5 4 に表示された静止画像データ 8 2 を合成した静止画像データ 8 2 よりも広範囲の静止画像データである。そして、静止画像データ 8 2 の患部データ 8 2 1 と、この患部データ 8 2 1 に連なる B モード画像データ 8 0 c に含まれる患部データ 8 0 1 c の静止画像データとを合成した患部データ 8 2 1 a を含んでいる。

【 0 0 6 3 】

位置データ 8 3 a は、超音波プローブ 1 0 が第 1 の位置 S 1 2 から L 1 方向へ移動量 D 移動された第 2 の位置 S 2 2 で、2 回目に収集した静止画像データと重複して合成可能に生成される仮想画像データの輪郭の位置を示している。そして、合成画像データ 8 2 a の位置データ 8 3 a に含まれる領域データ 8 2 2 a は、仮想画像データと重複する領域であり、合成画像データ 8 2 a と合成可能な静止画像データの領域のデータを示している。

【 0 0 6 4 】

このように、1 回目に収集した静止画像データ 8 2 を 2 回目に収集した静止画像データと合成することにより、静止画像データ 8 2 よりも広範囲の合成画像データ 8 2 a を得ることができる。そして、合成画像データ 8 2 a を表示部 5 0 にすることにより、合成画像データ 8 2 a に被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが含まれているか否かを確認することができる。また、表示部 5 0 に合成画像データ 8 2 a 及び位置データ 8 3 を表示すること

10

20

30

40

50

により、合成画像データ 8 2 a と合成が可能な静止画像データの領域のデータを確認することができる。

【 0 0 6 5 】

図 7 の画面 5 1 d に表示された合成画像データ 8 2 a に被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが含まれていないと判断され、超音波プローブ 1 0 を第 1 の位置 S 1 2 から L 1 方向へ移動させる。そして、図 8 に示すように、画面 5 1 e の第 2 の表示エリア 5 5 に表示された B モード画像データ 8 0 e 領域内の左端部に領域データ 8 2 2 a と略同じデータが含まれているとき、操作部 6 0 から 3 回目の位置案内入力が行われる。

【 0 0 6 6 】

このように、超音波プローブ 1 0 を移動させて、表示部 5 0 にリアルタイムに表示される B モード画像データに患部データが含まれているか否かを確認すると共に合成画像データ 8 2 a の領域データ 8 2 2 a と照合することにより、合成画像データ 8 2 a と合成が不可能な静止画像データの収集を避けて、合成が可能な患部データを含む静止画像データを収集することができる位置へ超音波プローブ 1 0 を移動することができる。

【 0 0 6 7 】

図 2 に示したステップ S 4 の後に、操作部 6 0 から 3 回目の位置案内入力が行われると、位置データ生成部 4 1 は、3 回目に収集した静止画像データ及び矢印データ 5 2 に基づいて、3 回目の位置データを生成する。そして、生成した位置データ及び矢印データ 5 2 を合成処理部 4 2 に出力する。合成処理部 4 2 は、1 回目に合成した合成画像データ 8 2 a を、3 回目に収集した静止画像データと合成して合成画像データを生成し、この 2 回目に合成した合成画像データ上に 3 回目の位置データを重畳する。そして、2 回目に合成した合成画像データ、3 回目の位置データ、及び矢印データ 5 2 を表示データ生成部 4 3 に出力する。表示データ生成部 4 3 は、合成処理部 4 2 から出力された 2 回目に合成した合成画像データ、3 回目の位置データ、及び矢印データ 5 2 と、画像データ生成部 3 1 から出力される B モード画像データを並べて表示部 5 0 に出力する。表示部 5 0 は、表示データ生成部 4 3 から出力された 2 回目に合成した合成画像データ、3 回目の位置データ、及び矢印データ 5 2 を表示すると共に、B モード画像データをリアルタイムに表示する（図 2 のステップ S 5 ）。

【 0 0 6 8 】

図 9 は、表示部 5 0 に表示された 2 回目に合成した合成画像データ、3 回目の位置データ、矢印データ 5 2、及び B モード画像データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブ 1 0 の位置の一例を示した図である。この画面 5 1 f の第 1 の表示エリア 5 4 には、2 回目に合成した合成画像データ 8 2 b、この合成画像データ 8 2 b 上に重畳された 3 回目の位置データ 8 3 b、及び超音波プローブ 1 0 の移動可能な方向を示す矢印データ 5 2 が表示されている。また、第 2 の表示エリア 5 5 には、超音波プローブ 1 0 が 3 回目に位置案内入力されたときの図 7 に示した第 2 の位置 S 2 2 と略同じ位置である第 1 の位置 S 1 3 で生成された B モード画像データ 8 0 f がリアルタイムに表示されている。

【 0 0 6 9 】

合成画像データ 8 2 b は、図 8 の画面 5 1 e に表示された B モード画像データ 8 0 e から収集した静止画像データと第 1 のエリア 5 4 に表示された合成画像データ 8 2 a を合成した合成画像データ 8 2 a よりも広範囲の静止画像データである。そして、合成画像データ 8 2 a の患部データ 8 2 1 a と、この患部データ 8 2 1 a に連なる B モード画像データ 8 0 e に含まれる患部データ 8 0 1 e の静止画像データとを合成した患部データ 8 2 1 b を含んでいる。

【 0 0 7 0 】

位置データ 8 3 b は、超音波プローブ 1 0 が 3 回目に位置案内入力されたときの第 1 の位置 S 1 3 から L 1 方向へ移動量 D 移動された第 2 の位置 S 2 3 で、3 回目に収集した静止画像データと重複して合成可能に生成される仮想画像データの輪郭の位置を示している。そして、合成画像データ 8 2 b の位置データ 8 3 b に含まれる領域データ 8 2 2 b は、

10

20

30

40

50

仮想画像データと重複する領域であり、合成画像データ 8 2 b と合成可能な静止画像データの領域のデータを示している。

【 0 0 7 1 】

このように、合成画像データ 8 2 a を収集した 3 回目に収集した静止画像データと合成することにより、合成画像データ 8 2 a より広範囲の合成画像データ 8 2 b を得ることができる。そして、合成画像データ 8 2 b を表示部 5 0 にすることにより、合成画像データ 8 2 b に被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが含まれているか否かを確認することができる。

【 0 0 7 2 】

ここでは、図 9 の画面 5 1 f に表示された合成画像データ 8 2 b に被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが含まれていると判断され、合成画像データ 8 2 b の全域に亘る範囲を確認するために、操作部 6 0 から合成画像データ 8 2 b を全域表示させる全域表示操作が行われると、表示データ生成部 4 3 は、2 回目に合成画像データ 8 2 b のみを表示部 5 0 に出力する。表示部 5 0 は、表示データ生成部 4 3 から出力された 2 回目に合成した合成画像データ 8 2 b を表示する。

【 0 0 7 3 】

図 1 0 は、表示部 5 0 に表示された 2 回目に合成した合成画像データ 8 2 b の画面を示した図である。この画面 5 1 g は、第 1 及び第 2 の表示エリア 5 4 , 5 5 を 1 つのエリアとする第 3 の表示エリア 5 6 により構成される。そして、第 3 の表示エリア 5 6 に合成画像データ 8 2 b の全領域が表示されている。

【 0 0 7 4 】

このように、表示部 5 0 に合成画像データ 8 2 b の全領域を表示させることにより、被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが合成画像データ 8 2 b に含まれているか否かを確認することができる。

【 0 0 7 5 】

なお、図 9 の画面 5 1 f に表示された合成画像データ 8 2 b に被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが含まれていないと判断されたとき、合成画像データ 8 2 b に含まれる患部データ 8 2 1 b に繋がる患部データを含む静止画像データを収集するために、n 回目 (n は 3 以上の整数) の位置データに基づいて超音波プローブ 1 0 を第 1 の位置 S 1 n から L 1 方向へ移動させる。そして、超音波プローブ 1 0 が移動された第 1 の位置 S 1 n と第 2 の位置 S 2 n の途中の位置又は第 2 の位置 S 2 n で、(n + 1) 回目の位置案内入力を行う。この n 回目の位置案内入力に応じて、(n - 1) 回目に合成した合成画像データを、(n + 1) 回目に収集した静止画像データと合成して合成画像データを生成する。そして、n 回目に合成した合成画像データに、被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが含まれているか否かを確認することにより、患部 P 1 の全域のデータを含む合成画像データを得ることができる。

【 0 0 7 6 】

図 2 に示したステップ S 5 の後に、図 1 0 の画面 5 1 g に表示された合成画像データ 8 2 b に被検体 P の患部 P 1 の全域のデータが含まれていることを確認した操作者により、操作部 6 0 から合成モード終了の入力が行われると、合成画像データ 8 2 b は図示しない記憶回路に保存され、表示部 5 0 には合成モード開始の入力が行われる前と同様に B モード画像データのみが表示される。次いで、操作部 6 0 から検査終了の操作が行われると、システム制御部 7 0 が送受信部 2 0 、信号処理部 3 0 、画像データ生成部 3 1 、画像データ処理部 4 0 、及び表示部 5 0 に検査終了を指示することにより、超音波診断装置 1 0 0 は、動作を終了する (図 2 のステップ S 6) 。

【 0 0 7 7 】

なお、位置データ生成部 4 1 で生成される位置データに基づいて、収集した静止画像データ又は合成した合成画像データの前記位置データに含まれる領域を示すデータを、表示部 5 0 の画面の第 2 の表示エリア 5 5 に表示される画像データ上に重畳して表示するように実施してもよい。例えば図 5 に示した画面 5 1 b を、図 1 1 に示すように、画面 5 1 h

に置き換えて表示する。この画面 5 1 h の第 1 の表示エリア 5 4 に静止画像データ 8 2 を表示する。また、第 2 の表示エリア 5 5 に B モード画像データ 8 0 b をリアルタイムに表示する。更に、静止画像データ 8 2 の位置データ 8 3 に含まれる領域データ 8 2 2 を例えば所定の透過率で透過させた透過データ 8 2 3 を、B モード画像データ 8 0 b が表示される領域内の矢印データ 5 2 とは反対方向の端部上に重畳して表示する。

【 0 0 7 8 】

そして、超音波プローブ 1 0 を L 1 方向へ移動させて、表示部 5 0 にリアルタイムに表示される B モード画像データに患部データが含まれているか否かを確認すると共に、その B モード画像データを透過データ 8 2 3 と照合し、その B モード画像データの例えば透過データ 8 2 3 と重なる領域に透過データ 8 2 3 と略同じデータが表示されたとき、超音波

10

【 0 0 7 9 】

以上述べた本発明の実施例によれば、表示部 5 0 の画面 5 1 b に 1 回目に収集した静止画像データ 8 2 及びこの静止画像データ 8 2 に基づいて生成された位置データ 8 3 を表示させることができる。そして、超音波プローブ 1 0 を移動させて表示部 5 0 の画面にリアルタイムに表示される B モード画像データに患部データが含まれているか否かを確認すると共に、その B モード画像データを静止画像データ 8 2 の領域データ 8 2 2 と照合することにより、静止画像データ 8 2 と合成が不可能な静止画像データの収集を避けて、合成が可能な患部データを含む静止画像データを収集することができる位置へ超音波プローブ 1 0 を移動させることができる。

20

【 0 0 8 0 】

また、表示部 5 0 の画面 5 1 d に静止画像データ 8 2 と 2 回目に収集した静止画像データを合成した静止画像データ 8 2 よりも広範囲の合成画像データ 8 2 a 及び 2 回目に収集した静止画像データに基づいて生成された位置データ 8 3 a を表示させることができる。そして、超音波プローブ 1 0 を移動させて表示部 5 0 の画面にリアルタイムに表示される B モード画像データに患部データが含まれているか否かを確認すると共に、その B モード画像データを合成画像データ 8 2 a の領域データ 8 2 2 a と照合することにより、合成画像データ 8 2 a と合成が不可能な静止画像データの収集を避けて、合成が可能な患部データを含む静止画像データを収集することができる位置へ超音波プローブ 1 0 を移動させることができる。

30

【 0 0 8 1 】

更に、表示部 5 0 の画面 5 1 f に合成画像データ 8 2 a と 3 回目に収集した静止画像データを合成した合成画像データ 8 2 a よりも広範囲の合成画像データ 8 2 b 及び 3 回目に収集した静止画像データに基づいて生成された位置データ 8 3 b を表示させることができる。そして、超音波プローブ 1 0 を移動させて表示部 5 0 の画面にリアルタイムに表示される B モード画像データに患部データが含まれているか否かを確認すると共に、その B モード画像データを合成画像データ 8 2 b の領域データ 8 2 2 b と照合することにより、合成画像データ 8 2 b と合成が不可能な静止画像データの収集を避けて、合成が可能な患部データを含む静止画像データを収集することができる位置へ超音波プローブ 1 0 を移動させることができる。

40

【 0 0 8 2 】

以上により、合成が可能な関心領域を含む静止画像データを収集することができる位置へ超音波プローブ 1 0 を容易に移動させることができる。これにより、広範囲の静止画像データを得るための静止画像データの収集にかかる手間を軽減することができる。

【 0 0 8 3 】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、3 次元画像生成モードを設定することにより、B モード画像生成モードの場合と同様に図 2 に示したステップ S 1 乃至

50

S 8を実行させることにより、画像データ生成部 3 1 により生成された 3 次元画像データから静止画像データを収集し、収集した静止画像データに基づいて 3 次元空間における位置データを生成する。そして生成した位置データに基づいて超音波プローブ 1 0 の複数の位置で収集した複数の静止画像データを合成する。この場合、B モード画像生成モードの場合と異なる点を、図 1 2 を参照して説明する。

【 0 0 8 4 】

図 1 2 は、図 2 のステップ S 4 において表示部 5 0 に表示される 3 次元画像データ及び矢印データの画面、並びにこの画面が表示されたときの超音波プローブ 1 0 の位置の一例を示した図である。この画面 5 1 j には、超音波プローブ 1 0 の各走査線 $\theta a 1$ 乃至 θm K の方向への超音波の送受波により被検体 P 内に走査される超音波の走査領域の 3 次元画像データ 8 5 がリアルタイムに表示される。また、3 次元画像データ 8 5 の近傍に超音波プローブ 1 0 の移動が可能な方向を示す 4 つの矢印データ 5 7 1 乃至 5 7 4 が表示される。そして、矢印データ 5 7 1 の方向は、超音波プローブ 1 0 の矢印 L 3 方向を示している。また、矢印データ 5 7 2 の方向は、L 3 方向とは反対方向である矢印 L 4 方向を示している。また、矢印データ 5 7 3 の方向は、L 3 方向及び L 4 方向に対して垂直方向である L 5 方向を示している。また、矢印データ 5 7 4 の方向は、L 5 方向とは反対方向である矢印 L 6 方向を示している。このように、超音波プローブ 1 0 の移動可能な方向を 4 つの矢印データ 5 7 1 乃至 5 7 4 の中から指定する点が、B モード画像データの場合と異なる。

10

【 0 0 8 5 】

これにより、合成が不可能な 3 次元の静止画像データの収集を避けて、合成可能な患部データを含む 3 次元の静止画像データを収集することができる位置へ超音波プローブ 1 0 を容易に移動させることができるため、広範囲の静止画像データを得るための静止画像データの収集にかかる手間を軽減することができる。

20

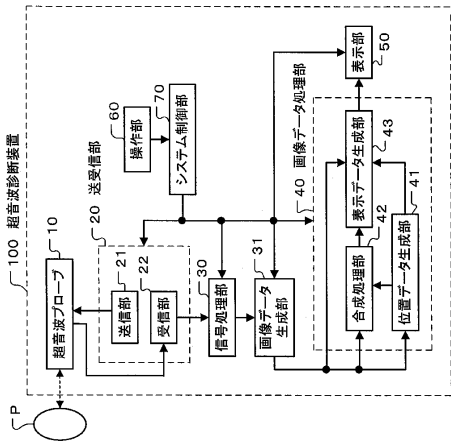
【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

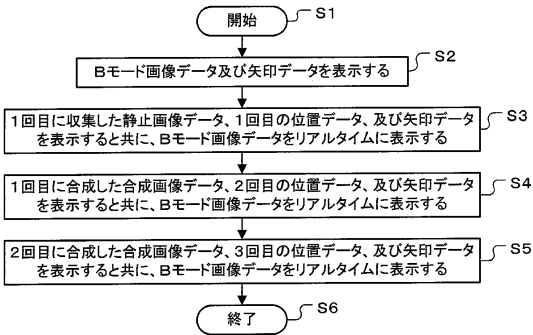
- P 被検体
- 1 0 超音波プローブ
- 2 0 送受信部
- 3 0 信号処理部
- 3 1 画像データ生成部
- 4 0 画像データ処理部
- 4 1 位置データ生成部
- 4 2 合成処理部
- 4 3 表示データ生成部
- 5 0 表示部
- 6 0 操作部
- 7 0 システム制御部
- 1 0 0 超音波診断装置

30

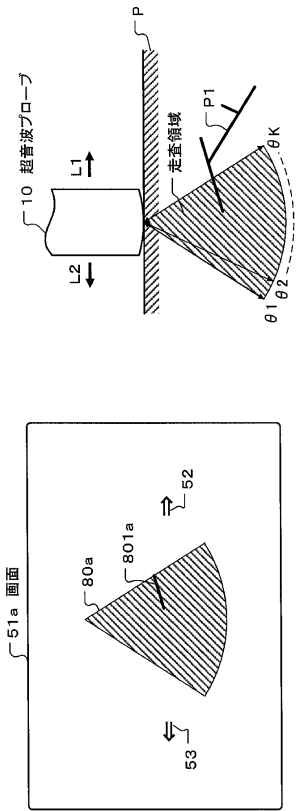
【図 1】



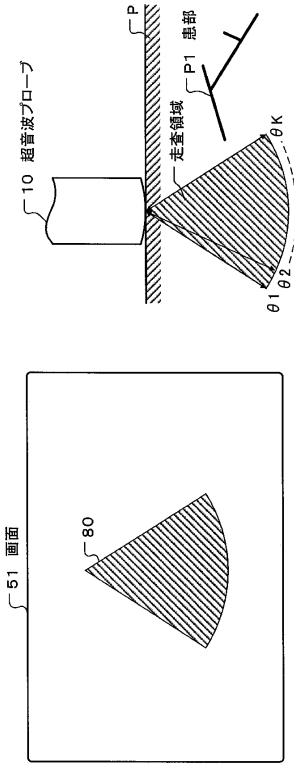
【図 2】



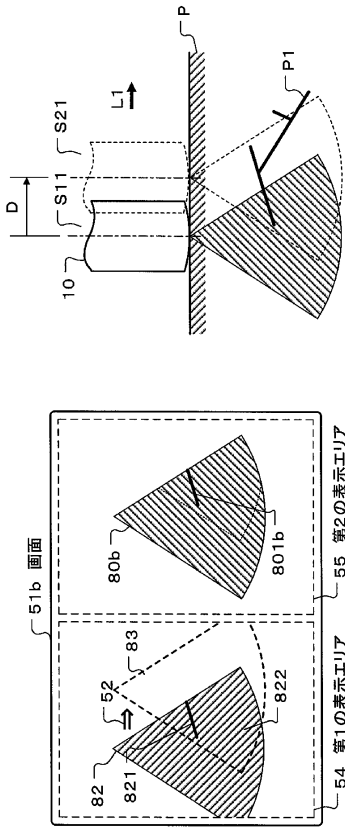
【図 4】



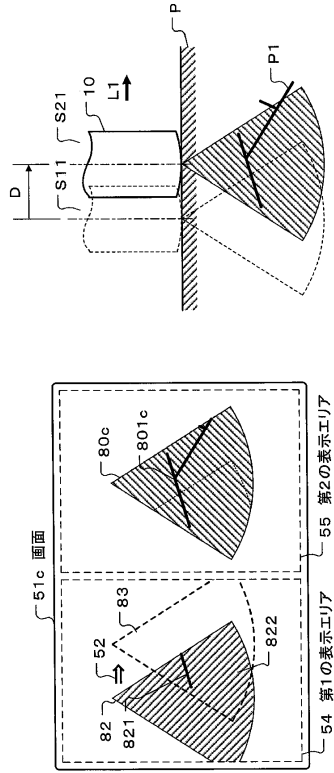
【図 3】



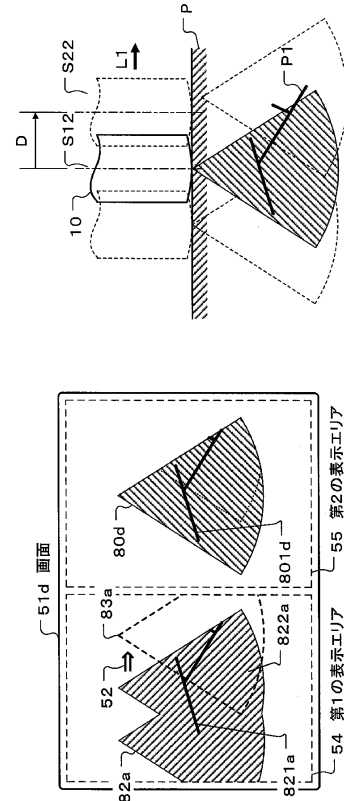
【図 5】



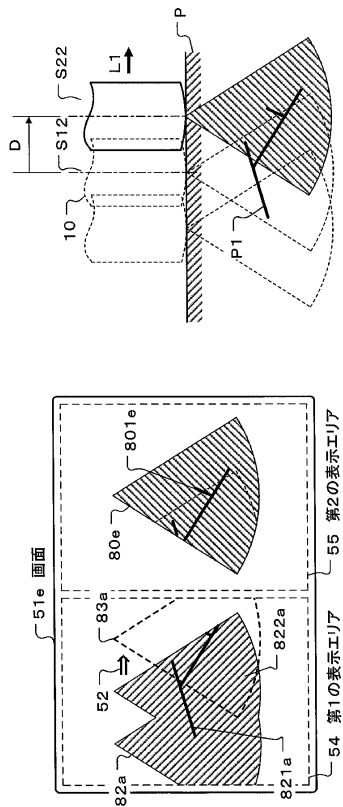
【図 6】



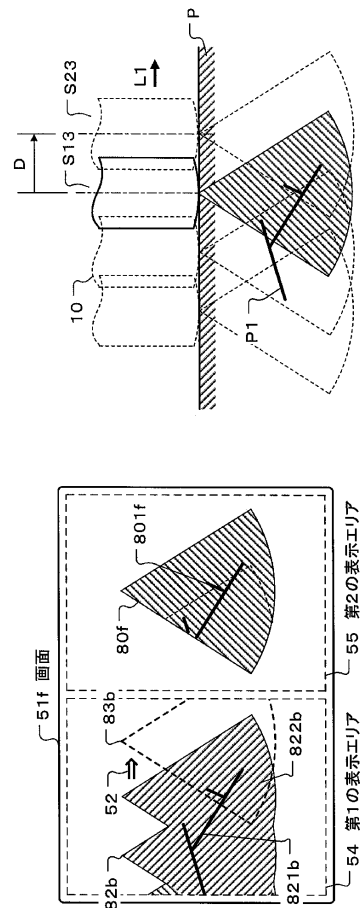
【図 7】



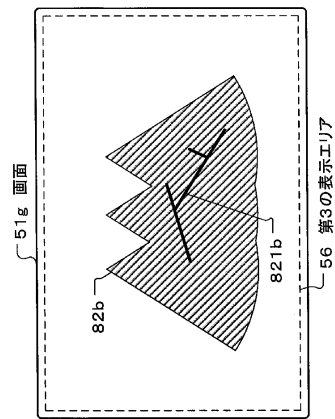
【図 8】



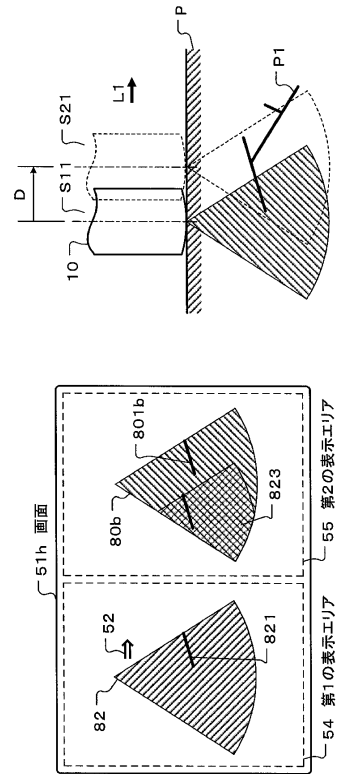
【図 9】



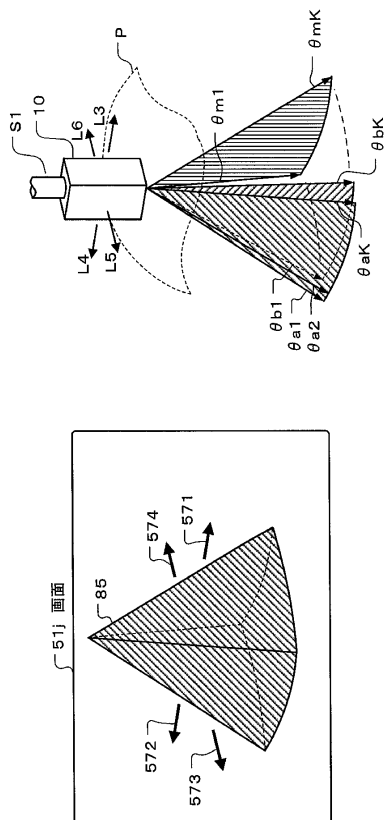
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 米山 直樹
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 大嶋 康典
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 後藤 順也

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

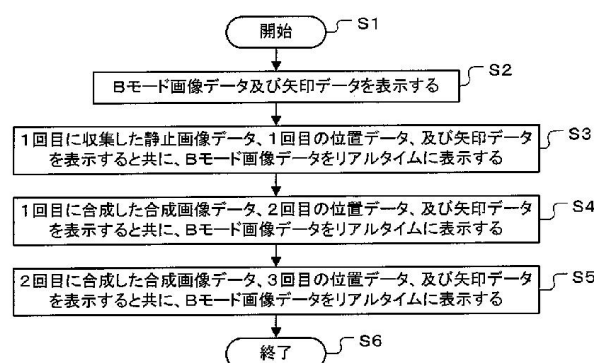
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5525899B2	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	JP2010089900	申请日	2010-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	米山直樹 大嶋康典		
发明人	米山 直樹 大嶋 康典		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB16 4C601/EE11 4C601/JC20 4C601/KK01 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK31		
代理人(译)	藤原 康高		
其他公开文献	JP2011217927A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其减少了收集静止图像数据所需的劳动力，以获取宽范围的静止图像数据。解决方案：超声诊断装置配备有用于向对象P发送超声波和从对象P接收超声波的超声波探头10，驱动超声波探头10以扫描超声波的发送和接收部分20，图像数据生成部分31，其生成基于来自发送和接收部分20的接收信号的图像数据，产生表示超声探头10可移动位置的位置数据的位置数据产生部分41，以及显示由图像数据产生的图像数据的显示部分50位置数据生成部分41从由图像数据生成部分31生成的图像数据中收集静止图像数据，并生成位置数据以获取宽范围的静止图像数据。然后，收集的静止图像数据和产生的位置数据显示在显示部分50中

【 図 2 】



【 図 4 】