

(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2011-217927

(P2011-217927A)

(43) 公開日 平成23年11月4日(2011.11.4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2010-89900 (P2010-89900)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成22年4月8日 (2010.4.8)		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
		(71) 出願人	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	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	米山 直樹
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			医用システムエンジニアリング株式会社内
			最終頁に続く

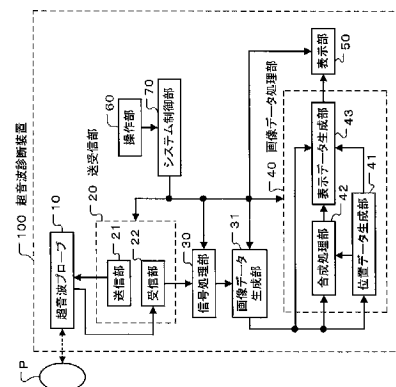
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 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。

【解決手段】 被検体 P に超音波の送受波を行う超音波プローブ 10 と、超音波プローブ 10 を駆動して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き画像データを生成する画像データ生成部 31 と、超音波プローブ 10 の移動可能な位置を示す位置データを生成する位置データ生成部 41 と、画像データ生成部 31 で生成された画像データを表示する表示部 50 とを備え、位置データ生成部 41 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の位置データを生成する。そして、収集した静止画像データ及び生成した位置データを表示部 50 に表示する。

【選択図】 図 1



【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。 10

【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 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。 20

【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、前記第 1 の位置を交点として互いに直交する 2 つの直線方向として示される 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。 30

【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この画像データ上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。 40

【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 50

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。

10

【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。）。

20

【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ができないため、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。

【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。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2007 - 330764 号公報

【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。

40

【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。

【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

50

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、及び前記画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

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この画像データ上に重畳して前記静止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する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 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。

【 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。

【 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 1 0 】 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

10

20

30

40

50

画面を示す図。

【図 1 1】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ときの超音波プローブの位置の一例を示す図。

【図 1 2】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】

10

【0014】

以下、本発明の超音波診断装置の実施例を図 1 乃至図 1 2 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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【0020】

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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角へ移動された第 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

50

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 S_{11} から第 2 の位置 S_{21} の方向に移動された第 1 の位置 S_{11} と第 2 の位置 S_{21} 間の途中の位置又は第 2 の位置 S_{21} 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。

10

【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 S_{1n} から第 2 の位置 S_{2n} の方向に移動された第 1 の位置 S_{1n} と第 2 の位置 S_{2n} 間の途中の位置又は第 2 の位置 S_{2n} で行われる ($n+1$) 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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

【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

50

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。

【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操作部６０から行われる。そして、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θ１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

10

20

30

40

50

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801a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

【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。

【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。

【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)。

【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】

10

20

30

40

50

第 1 の表示エリア 5 4 には、1 回目に収集した静止画像データ 8 2、この静止画像データ 8 2 上に重畳された 1 回目の位置データ 8 3、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 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 S 1 1 で生成された B モード画像データ 8 0 b がリアルタイムに表示されている。

【 0 0 5 0 】

そして、静止画像データ 8 2 は、図 4 の画面 5 1 a に表示された B モード画像データ 8 0 a 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 8 0 a に含まれる患部データ 8 0 1 a が静止した患部データ 8 2 1 を含んでいる。

【 0 0 5 1 】

位置データ 8 3 は、超音波プローブ 1 0 が第 1 の位置 S 1 1 から指定された方向である L 1 方向へ所定の移動量移動された第 2 の位置 S 2 1 で、静止画像データ 8 2 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 8 2 の位置データ 8 3 に含まれる領域データ 8 2 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求める。

【 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

10

20

30

40

50

れた第1の位置S11と第2の位置S21間の途中に位置していることがわかる。また、表示部50の画面に表示されたBモード画像データに領域データ822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L1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10が指定方向から外れて位置していることがわかる。更に、図6に示すように、画面51cの第2の表示エリア55に表示されたBモード画像データ80cに患部データ801cが含まれ、且つBモード画像データ80c左端部に領域データ822と略同じデータが含まれているとき、超音波プローブ10が第2の位置S21に位置していることがわかる。

【0057】

このように、超音波プローブ10を指定方向へ移動させて、表示部50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82の領域データ822と照合することにより、静止画像データ82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10を移動させることができる。

【0058】

図2に示したステップS3の後に、超音波プローブ10を例えば第2の位置S21まで移動させる。そして、操作部60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41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、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52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52を合成処理部42に出力する。

【0059】

合成処理部42は、操作部60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52を表示データ生成部43に出力する。

【0060】

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S4)。

【0061】

図7は、表示部50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51dの第1の表示エリア54には、1回目に合成した合成画像データ82a、この合成画像データ82a上に重畳された2回目の位置データ83a、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S21と略同じ位置である第1の位置S12で生成されたBモード画像データ80dがリアルタイムに表示されている。

【0062】

合成画像データ82aは、図6の画面51cに表示されたBモード画像データ80cから収集した静止画像データと第1のエリア54に表示された静止画像データ82を合成した静止画像データ82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82の患部データ821と、この患部データ821に連なるBモード画像データ80cに含

10

20

30

40

50

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。

10

【 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。

20

【 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 ）。

30

40

【 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

50

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、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。

10

20

30

40

50

【0076】

図2に示したステップS5の後に、図10の画面51gに表示された合成画像データ82bに被検体Pの患部P1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60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82bは図示しない記憶回路に保存され、表示部50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60から検査終了の操作が行われると、システム制御部70が送受信部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に検査終了を指示することにより、超音波診断装置100は、動作を終了する(図2のステップS6)。

【0077】

なお、位置データ生成部41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50の画面の第2の表示エリア55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51bを、図11に示すように、画面51hに置き換えて表示する。この画面51hの第1の表示エリア54に静止画像データ82を表示する。また、第2の表示エリア55にBモード画像データ80bをリアルタイムに表示する。更に、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822を例えば所定の透過率で透過させた透過データ823を、Bモード画像データ80bが表示される領域内の矢印データ52とは反対方向の端部上に重畳して表示する。

【0078】

そして、超音波プローブ10をL1方向へ移動させて、表示部50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823と照合し、そのBモード画像データの例えば透過データ823と重なる領域に透過データ823と略同じデータが表示されたとき、超音波プローブ10が第2の位置S21に位置していることがわかる。このように、静止画像データ82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10を移動させることができる。

【0079】

以上述べた本発明の実施例によれば、表示部50の画面51bに1回目に収集した静止画像データ82及びこの静止画像データ82に基づいて生成された位置データ83を表示させることができる。そして、超音波プローブ10を移動させて表示部50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82の領域データ822と照合することにより、静止画像データ82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10を移動させることができる。

【0080】

また、表示部50の画面51dに静止画像データ82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82よりも広範囲の合成画像データ82a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83aを表示させることができる。そして、超音波プローブ10を移動させて表示部50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82aの領域データ822aと照合することにより、合成画像データ82a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10を移動させることができる。

【0081】

更に、表示部50の画面51fに合成画像データ82a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82aよりも広範囲の合成画像データ82b及び3回目に

10

20

30

40

50

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。

【 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取得す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

【 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 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 】

20

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 $\theta m K$ 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。

30

【 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取得す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。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

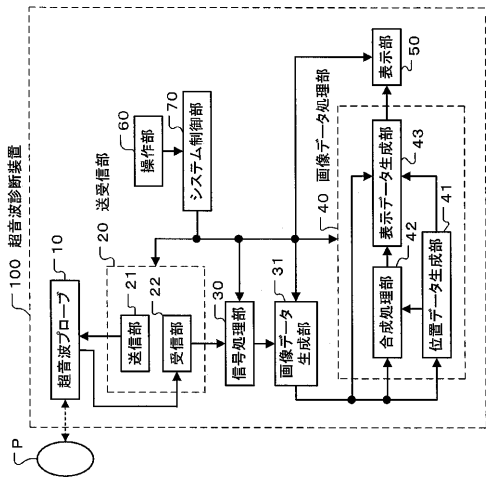
40

- 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

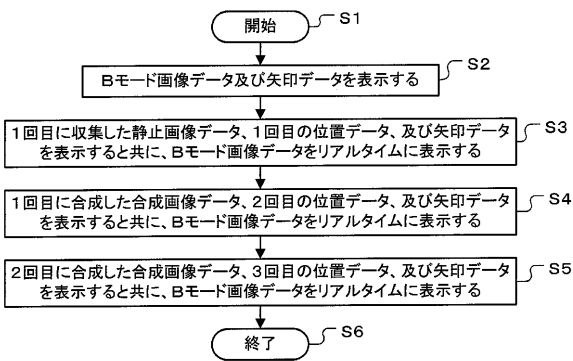
50

6 0 操作部
7 0 システム制御部
1 0 0 超音波診断装置

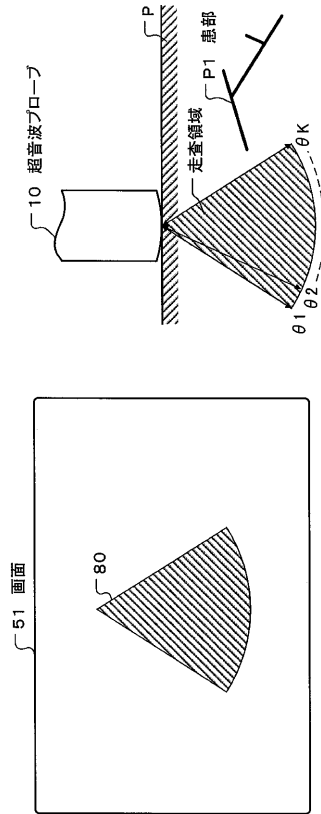
【 図 1 】



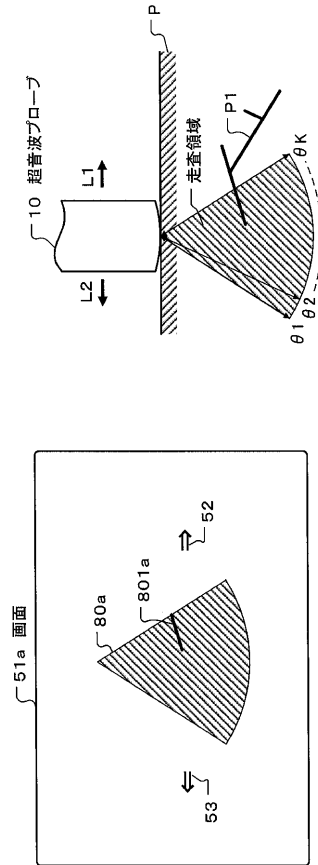
【 図 2 】



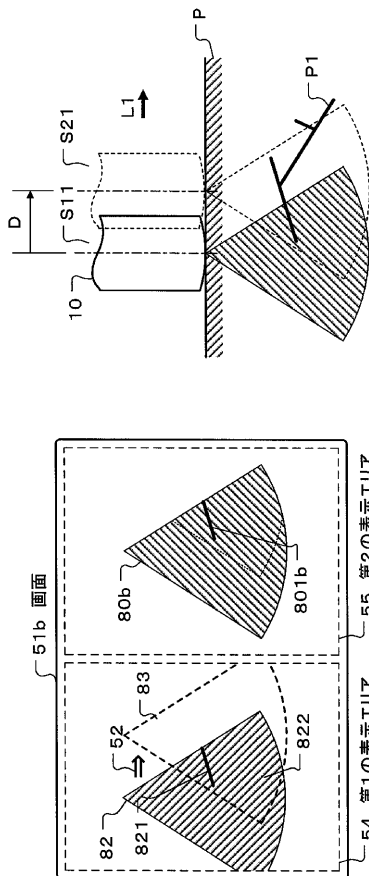
【図 3】



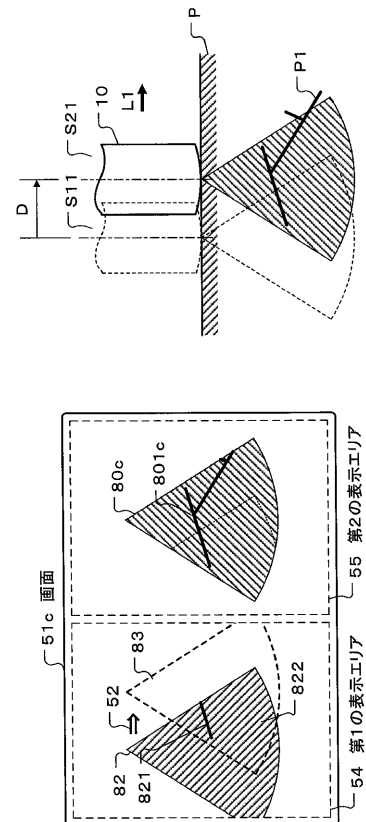
【図 4】



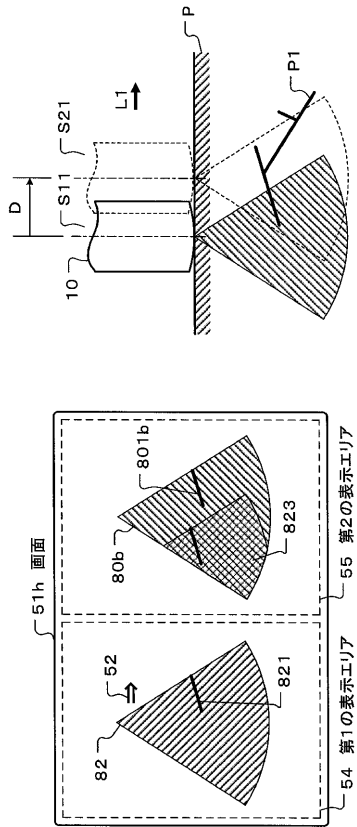
【図 5】



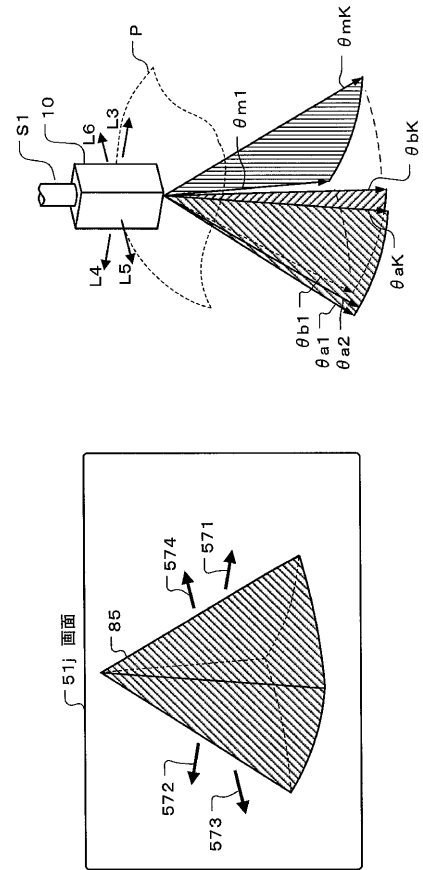
【図 6】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(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

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB16 EE11 JC20 KK01 KK09 KK10 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011217927A	公开(公告)日	2011-11-04
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		
[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)	堀口博		
其他公开文献	JP5525899B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够减少收集静止图像数据以在宽范围内获得静止图像数据所需的时间和精力。 解决方案：超声波探头10，该超声波探头10向受试者P发送和从受试者P接收超声波，收发器20驱动超声波探头10扫描超声波，并基于从收发器20接收到的信号生成图像数据。 图像数据生成单元31，生成指示超声探头10的可移动位置的位置数据的位置数据生成单元41，以及显示由图像数据生成单元31生成的图像数据的显示单元50。 位置数据生成器41从由图像数据生成器31生成的图像数据中收集静止图像数据，并生成用于获得宽范围内的静止图像数据的位置数据。 然后，所收集的静止图像数据和所生成的位置数据被显示在显示单元50上。 [选型图]图1

