

【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振動子部、並びにこの振動子部を揺動及び停止する揺動部を有する超音波プローブと、
前記振動子部を駆動して超音波走査を行う送受信部と、
前記送受信部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と、
前記超音波プローブの位置及び角度を検出する位置検出器と、
前記位置検出器で検出された位置及び角度に基づいて、前記振動子部の揺動を仮想したときの3次元画像データ領域の、外部の画像診断装置から得られる前記被検体のボリュームデータに対する位置を示す第1の位置データを生成する位置データ生成部と、
前記ボリュームデータに予め設定された関心領域の少なくとも一部が前記第1の位置データの領域に含まれている場合、前記揺動部を駆動制御して前記振動子部を揺動させる揺動制御部とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記揺動制御部は、前記関心領域が前記第1の位置データの領域から離間している場合、前記振動子部を所定の揺動角度で停止させ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】

前記揺動制御部は、前記関心領域の少なくとも一部が前記第1の位置データの領域に含まれている場合、前記振動子部を揺動させた後に前記一部に対応する前記被検体内領域の少なくとも一部への超音波走査が可能な揺動角度で前記振動子部を停止させることを特徴する請求項1又は請求項2に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記振動子部が停止しているときに前記画像データ生成部により生成される2次元画像データの領域を含む前記ボリュームデータの断層像データを生成する画像処理データ生成部を有す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2次元画像データ及び前記断層像データを並べて表示するモニタを有することを特徴とする請求項1乃至請求項4のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記送受信部は、前記振動子部が揺動された複数の揺動角度で超音波走査し、
前記画像データ生成部は、前記送受信部からの受信信号に基づき3次元画像データを生成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。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、画像診断装置から得られる画像データを表示させて診断を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波診断装置は、被検体に対して超音波を走査し、被検体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の受信信号に基づき被検体のその走査面を示す超音波画像データを生成してモニタ上に表示するものである。

【0003】

この超音波診断装置による診断方法は、磁気共鳴診断装置(MRI装置)やX線CT装置などの画像診断装置に比べ、ベッドサイドで超音波プローブを被検体の体表に接触させる操作で、モニタにリアルタイムに超音波画像データを表示することができ、且つ、安全性が高いことから、心臓、血管、腹部、泌尿器などの診断に広く用いられている。

【0004】

50

しかしながら、超音波画像データは、MRI装置やX線CT装置などの画像診断装置に比べて画質が劣る問題がある。このため、画像診断装置から得られた被検体の3次元画像データから被検体の超音波走査面と同一断面の2次元画像データを生成し、生成した2次元画像データ及び超音波画像データをモニタに表示させて診断や治療に利用する方法が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2002-112998号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、モニタに超音波画像データ及び2次元画像データが表示されると、超音波プローブの位置や角度の目視による確認及び超音波画像データに関心領域が含まれているか否かの観察に加えて2次元画像データに関心領域が含まれているかを観察し、関心領域が含まれていない場合には超音波プローブの位置や角度を確かめて操作する必要があるため、操作者の負担が増大している。

【0007】

実施形態は、上記問題点を解決するためになされたもので、操作者の負担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】

【0008】

上記問題を解決するために、実施形態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振動子部、並びにこの振動子部を揺動及び停止する揺動部を有する超音波プローブと、前記振動子部を駆動して超音波走査を行う送受信部と、前記送受信部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と、前記超音波プローブの位置及び角度を検出する位置検出器と、前記位置検出器で検出された位置及び角度に基づいて、前記振動子部の揺動を仮想したときの3次元画像データ領域の、外部の画像診断装置から得られる前記被検体のボリュームデータに対する位置を示す第1の位置データを生成する位置データ生成部と、前記ボリュームデータに予め設定された関心領域の少なくとも一部が前記第1の位置データの領域に含まれている場合、前記揺動部を駆動制御して前記振動子部を揺動させる揺動制御部とを備えたことを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置の実施例の構成を示すブロック図。

【図2】実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す図。

【図3】実施形態に係る画像データ記憶部に保存されたボリュームデータの一例を示す図。

【図4】実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図5】実施形態に係るモニタに表示されたBモード画像データ及び断層像データの画面、この画面が表示されたときの超音波プローブの位置及び角度、並びに振動子部の揺動角度の一例を示す図。

【図6】実施形態に係るモニタに表示された3次元画像データの画面、この画面が表示されたときの超音波プローブの位置及び角度、並びに振動子部の揺動角度の一例を示す図。

【図7】実施形態に係るモニタに表示されたBモード画像データ及び参照画像データの画面、この画面が表示されたときの超音波プローブの位置及び角度、並びに振動子部の揺動角度の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して実施形態を説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

図 1 は、実施形態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 1 0 0 は、被検体 P に対して超音波の送受波を行う振動子部 1 1 並びにこの振動子部 1 1 を揺動及び停止する揺動部 1 2 を有する超音波プローブ 1 0 と、超音波プローブ 1 0 の揺動部 1 2 を駆動制御する揺動制御部 1 5 と、超音波プローブ 1 0 の振動子部 1 1 を駆動して超音波走査を行う送受信部 2 0 と、送受信部 2 0 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 3 0 とを備えている。

【 0 0 1 2 】

また、超音波診断装置 1 0 0 は、信号処理部 3 0 で生成されたデータに基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部 3 1 と、超音波プローブ 1 0 の位置及び角度を検出する位置検出器 4 0 と、外部の画像診断装置である例えば X 線 CT 装置 1 1 0 から得られた CT 画像データに対する画像データ生成部 3 1 で生成される超音波画像データの位置を示す位置データを生成する位置データ生成部 4 1 と、CT 画像データを処理する画像処理部 5 0 とを備えている。なお、CT 画像データに代えて MRI 装置から得られる画像データを用いるようにしてもよい。

10

【 0 0 1 3 】

更に、超音波診断装置 1 0 0 は、画像データ生成部 3 1 で生成された超音波画像データや画像処理部 5 0 で処理された CT 画像データを表示する表示部 6 0 と、各コマンド信号の入力等を行う操作部 7 0 と、揺動制御部 1 5、送受信部 2 0、信号処理部 3 0、画像データ生成部 3 1、位置データ生成部 4 1、画像処理部 5 0、及び表示部 6 0 の各ユニット

20

【 0 0 1 4 】

図 2 は、超音波プローブ 1 0 の構成の一例を示した図である。そして、図 2 (a) は超音波プローブ 1 0 の振動子部 1 1 を揺動する方向を示した図であり、図 2 (b) は図 2 (a) の超音波プローブ 1 0 を左側から見た図である。この超音波プローブ 1 0 は、被検体 P に対して超音波を送受波する振動子部 1 1 と、振動子部 1 1 を矢印 R 1 及び R 1 方向とは反対方向である矢印 R 2 方向に揺動可能に支持する揺動部 1 2 と、振動子部 1 1 及び揺動部 1 2 の外殻を成すプローブケース 1 3 とにより構成される。

【 0 0 1 5 】

振動子部 1 1 は、揺動方向に直交する方向に配列された複数個 (N 個) の振動子を有し、送受信部 2 0 から出力される駆動信号により超音波を被検体 P 内に送波する。そして、被検体 P 内で反射した超音波を受波して受信信号に変換し、変換した受信信号を送受信部 2 0 に出力する。

30

【 0 0 1 6 】

揺動部 1 2 は、振動子部 1 1 を揺動する動力発生源であるモータ 1 2 1 と、このモータ 1 2 1 の回転軸に固定された第 1 歯車 1 2 2 と、この第 1 歯車 1 2 2 に係合する第 2 歯車 1 2 3 と、第 2 歯車 1 2 3 の回動中心に貫設固定された揺動軸 1 2 4 と、揺動軸 1 2 4 に一端部が接合され、他端部で振動子部 1 1 を保持するアーム 1 2 5 とにより構成される。以下では、超音波プローブ 1 0 の中心軸 1 0 a 上にアーム 1 2 5 が位置しているときの振動子部 1 1 の揺動角度を基準角度 θ_0 と呼ぶことにする。

40

【 0 0 1 7 】

そして、揺動部 1 2 は、揺動軸 1 2 4 を中心としてアーム 1 2 5 の長さを回転半径とする円弧状の軌道を描き、基準角度 θ_0 から R 1 方向へ回転した揺動角度 θ_L と基準角度 θ_0 から R 2 方向へ回転した揺動角度 θ_R の範囲を揺動範囲 r として振動子部 1 1 を揺動する。また、揺動範囲 r 内の基準角度 θ_0 等の様々な揺動角度で振動子部 1 1 を停止する。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示した送受信部 2 0 は、超音波プローブ 1 0 の振動子部 1 1 で超音波を発生させるための駆動信号を生成する送信部 2 1 及び振動子部 1 1 から得られる受信信号に対して整相加算を行なう受信部 2 2 を備え、システム制御部 8 0 から供給されるゲイン、ダイナ

50

ミックレンジ、送信周波数、パルス繰り返し周波数、視野深度、視野角、フレームレート等の撮像条件に基づいて超音波走査を行う。そして、図2に示すように、振動子部11の基準角度 θ_0 では被検体P内の斜線で示す2次元の撮像領域を超音波走査する。また、振動子部11が揺動範囲 r を揺動したとき、複数の揺動角度で超音波走査を行う。

【0019】

送信部21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が発生する。次いで、被検体P内の各深さ方向への所定の深さで超音波ビームを集束させる集束用遅延時間と各深さ方向への送波により走査する偏向用遅延時間をレートパルスに与える。そのレートパルスから駆動パルスを生成して振動子部11に出力する。

10

【0020】

受信部22は、振動子部11から出力された微小な受信信号を増幅して十分なS/Nを確保する。次いで、被検体P内における各深さ方向の所定の深さからの超音波ビームを集束させる集束用遅延時間と深さ方向に超音波ビームの指向性を設定するための偏向用遅延時間と受信信号に与える。その受信信号を整相加算して1つに纏め、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からの整相加算された受信信号に対して包絡線検波を行った後、対数変換する。そして、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。また、整相加算された受信信号に対してドプラ偏移周波数を検出しデジタル信号に変換した後、血流や心臓壁の移動情報に関する信号を抽出して、その抽出したドプラ信号に対して自己相関処理を行う。そして、この自己相関処理結果に基づいて血流や心臓壁等の速度を表すドプラデータを生成し、生成したドプラデータを画像データ生成部31に出力する。

20

【0022】

画像データ生成部31は、信号処理部30から出力されるBモードデータを画像表示のための走査変換を行う。そして、図2に示すように、超音波プローブ10の振動子部11が例えば基準角度 θ_0 で停止しているときに被検体P内の超音波走査により2次元(2D)の撮像領域を画像化した2次元画像データであるBモード画像データを生成する。また、信号処理部30から出力されるドプラデータに走査変換を行って、血流や心臓壁等の速度が経時的に表されるドプラ画像データを生成する。更に、超音波プローブ10の振動子部11が揺動範囲 r を揺動したときの複数の揺動角度における各2D撮像領域への超音波走査により生成した複数のBモード画像データから、各2D撮像領域により構成される3次元(3D)の撮像領域を画像化した3D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、ドプラ画像データ、3D画像データ等の超音波画像データを表示部60に出力する。

30

【0023】

位置検出器40は、磁場を発生するトランスミッタ及びこのトランスミッタが発生した磁場を検出する超音波プローブ10のプローブケース13に装着されたレシーバを備えている。そして、トランスミッタを基準点として磁場空間における超音波プローブ10の位置及び角度を検出し、検出した位置及び角度の位置情報をシステム制御部80に出力する。

40

【0024】

位置データ生成部41は、操作部70からキャリブレーション操作が行われると、システム制御部80から供給される撮像条件及び位置検出器40で検出された超音波プローブ10の位置及び角度に基づいて、画像データ生成部31で生成される超音波画像データ領域の座標系をX線CT装置110から得られたCT画像データの座標系に変換する。

【0025】

そして、位置検出器40で検出された位置及び角度に基づいて、超音波プローブ10に

50

おける振動子部 1 1 の揺動を仮想したときの 3 D 画像データ領域の、C T 画像データに対する位置を示す第 1 の位置データを生成する。また、振動子部 1 1 が例えば基準角度 0 で停止しているときの B モード画像データ領域の、C T 画像データに対する位置を示す第 2 の位置データを生成する。また、そして、生成した第 1 及び第 2 の位置データを画像処理部 5 0 に出力する。

【 0 0 2 6 】

画像処理部 5 0 は、被検体 P の検査により X 線 C T 装置 1 1 0 から得られた複数スライスの断層像データや 3 次元画像データであるポリウムデータ等の C T 画像データを保存する画像データ記憶部 5 1 及び画像データ記憶部 5 1 に保存された C T 画像データを処理する画像データ処理部 5 2 を備えている。

10

【 0 0 2 7 】

図 3 は、画像データ記憶部 5 1 に保存されたポリウムデータの一例を示した図である。このポリウムデータ P a は、例えば水平面上に仰臥位で載置された被検体 P の例えば剣状突起上方の体表上に置かれたマーカ M を含む撮影範囲 F の撮影により、X 線 C T 装置 1 1 0 から得られた 3 次元画像データである。そして、ポリウムデータ P a は、被検体 P の体軸方向である Z 軸並びにこの Z 軸に互いに直交する X 軸及び Y 軸の空間座標系で表され、マーカ M の撮影により生成されたマーカデータ M a を含んでいる。また、X 線 C T 装置 1 1 0 で予め設定された被検体 P の患部 P 1 の位置を示す関心領域 P 1 a を含んでいる。

【 0 0 2 8 】

図 1 に示した画像データ処理部 5 2 は、検査が行われる被検体 P のポリウムデータ P a を画像データ記憶部 5 1 から読み出し、読み出したポリウムデータ P a を位置データ生成部 4 1 から出力された第 1 及び第 2 の位置データに基づいて処理する。先ず、ポリウムデータ P a に設定された関心領域 P 1 a を探索し、探索した関心領域 P 1 a が第 1 の位置データの領域から離間している場合、ポリウムデータ P a の第 2 の位置データ領域を含む断面を示す断層像データを生成し、生成した断層像データを表示部 6 0 に出力する。また、その離間情報をシステム制御部 8 0 に出力する。システム制御部 8 0 では画像データ処理部 5 2 から出力された離間情報に基づいて揺動制御部 1 5 を制御し、揺動制御部 1 5 では揺動部 1 2 を駆動制御して振動子部 1 1 を基準角度 0 で停止させる。

20

【 0 0 2 9 】

また、関心領域 P 1 a の少なくとも一部が第 1 の位置データの領域に含まれている場合、その一部の領域の位置を示す第 3 の位置データを位置データ生成部 4 1 へ出力する。位置データ生成部 4 1 では、画像データ処理部 5 2 から出力された第 3 の位置データ及び超音波プローブ 1 0 の位置情報に基づいて、第 3 の位置データに対応する被検体 P 内領域の少なくとも一部への超音波走査が可能な振動子部 1 1 の揺動角度を求め、求めた揺動角度の情報をシステム制御部 8 0 に出力する。

30

【 0 0 3 0 】

表示部 6 0 は、画像データ生成部 3 1 で生成された B モード画像データと画像処理部 5 0 の画像データ処理部 5 2 で生成された断層像データを合成する合成部 6 1 と、画像データ生成部 3 1 で生成された超音波画像データや合成部 6 1 で合成された画像データを表示するモニタ 6 2 とを備えている。そして、合成部 6 1 は、画像データ生成部 3 1 で生成された各超音波画像データや合成した B モード画像データ及び断層像データをモニタ 6 2 に出力する。また、モニタ 6 2 は、C R T や液晶パネルなどを備え、合成部 6 1 から出力される各超音波画像データを表示し、また合成部 6 1 で合成された B モード画像データ及び断層像データを並べて表示する。

40

【 0 0 3 1 】

操作部 7 0 は、各種スイッチ、キーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスとタッチコマンドスクリーンを備え、入力デバイスの操作により被検体 P を識別する例えば I D を入力する。また、ゲイン、ダイナミックレンジ、送信周波数、パルス繰り返し周波数、視野深度、視野角、フレームレート、揺動角度、揺動範囲 r 等の撮像条件を入力

50

する。

【0032】

システム制御部80は、CPUと記憶回路を備え、操作部70から入力された入力情報に基づいて、揺動制御部15、送受信部20、信号処理部30、画像データ生成部31、位置データ生成部41、画像処理部50、及び表示部60の各ユニットの制御やシステム全体の制御を行なう。そして、撮像条件に含まれる揺動角度や揺動範囲 r の情報を揺動制御部15に供給して振動子部11を停止及び揺動させる。また、位置データ生成部41から出力される揺動角度の情報を揺動制御部15に供給して振動子部11を停止させる。

【0033】

以下、図1乃至図7を参照して、超音波診断装置100の動作の一例を説明する。

10

図4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。寝台上に仰臥位で載置された被検体P近傍の下方に位置検出器40のトランスミッタが配置される。超音波診断装置100の操作者が、操作部70から生成モード、撮像条件、被検体PのID等の設定入力を行った後、検査開始の操作が行われると、超音波診断装置100は、被検体Pを検査する動作を開始する(ステップS1)。

【0034】

システム制御部80は、操作部70からの入力情報に基づいて、揺動制御部15、送受信部20、信号処理部30、画像データ生成部31、位置データ生成部41、画像処理部50、及び表示部60に検査を指示する。揺動制御部15は、超音波プローブ10の揺動部12を制御して振動子部11を基準角度 θ_0 で停止させる。位置検出器40は、超音波プローブ10の位置及び角度を検出し、検出した位置及び角度の位置情報をシステム制御部80に出力する。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。

20

【0035】

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表示部60に出力する。表示部60の合成部61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モニタ62に出力する。モニタ62は、合成部61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。

30

【0036】

次に、X線CT装置110の検査でマーカMが置かれた被検体Pの体表上に超音波プローブ10が当てられた状態で、モニタ62に表示されるBモード画像データの上端部に含まれる剣状突起のデータの位置を指定するキャリブレーション操作が操作部70から行われると、位置データ生成部41は、ボリュームデータPaに含まれるマーカデータMaとBモード画像データ上に指定された位置がボリュームデータPaの座標系と超音波画像データの座標系の一致する位置として認識する。そして、画像データ生成部31で生成される超音波画像データの座標系をX線CT装置110から得られたボリュームデータPaの座標系に変換する。次いで、システム制御部80から供給される撮像条件及び超音波プローブ10の位置情報に基づいて第1及び第2の位置データを生成し、生成した第1及び第2の位置データを画像処理部50の画像データ処理部52に出力する(ステップS2)。

40

【0037】

画像データ処理部52は、検査が行われる被検体PのボリュームデータPaを画像データ記憶部51から読み出し、ボリュームデータPaの関心領域P1aの領域を探索して位置データ生成部41から出力された第1の位置データの領域との位置関係を調べる。そして、関心領域P1aが第1の位置データの領域から離間している場合(ステップS3のはい)、ステップS4へ移行する。また、関心領域P1aの少なくとも一部が第1の位置データの領域に含まれている場合(ステップS3のいいえ)、ステップS6へ移行する。

50

【 0 0 3 8 】

ステップ S 3 の「はい」の後に、画像データ処理部 5 2 は、ボリュームデータ P a を処理して位置データ生成部 4 1 から出力された第 2 の位置データの領域を含む断層像データを生成し、生成した断層像データを合成部 6 1 へ出力する（ステップ S 4）。

【 0 0 3 9 】

合成部 6 1 は、画像データ生成部 3 1 から出力された B モード画像データ及び画像データ処理部 5 2 から出力された断層像データを合成してモニタ 6 2 に出力する。モニタ 6 2 は、合成部 6 1 で合成された B モード画像データ及び断層像データを並べて表示する（ステップ S 5）。その後、ステップ S 3 へ戻る。

【 0 0 4 0 】

図 5 は、モニタ 6 2 に表示された B モード画像データ及び断層像データの画面、この画面が表示されたときの超音波プローブ 1 0 の位置及び角度、並びに振動子部 1 1 の揺動角度の一例を示した図である。この画面 6 3 は、画像データ生成部 3 1 で生成された超音波画像データが表示される第 1 の表示エリア 6 3 1 及び画像データ処理部 5 2 で生成された断層像データが表示される第 2 の表示エリア 6 3 2 により構成される。そして、第 1 の表示エリア 6 3 1 には、B モード画像データ 6 4 がリアルタイムに表示され、第 2 の表示エリア 6 3 2 には、断層像データ 6 5 が表示されている。

【 0 0 4 1 】

そして、B モード画像データ 6 4 が表示されているときの超音波プローブ 1 0 は、例えば被検体 P の体表面に対して中心軸 1 0 a が垂直となる角度で、振動子部 1 1 の揺動範囲 r の揺動により形成される被検体 P 内の仮想の 3 D 撮像領域から患部 P 1 が離間している位置にある。また、振動子部 1 1 は、基準角度 0 で停止している。

【 0 0 4 2 】

このように、振動子部 1 1 が基準角度 0 で停止しているときに生成される B モード画像データ 6 4、及びボリュームデータ P a の B モード画像データ 6 4 領域を含む断面を示す断層像データ 6 5 を並べてモニタ 6 2 に表示することができる。

【 0 0 4 3 】

図 5 に示した位置及び角度における超音波プローブ 1 0 を、被検体 P の患部 P 1 へ近く方向である矢印 L 1 方向へ被検体 P の体表面に沿って移動操作することにより、関心領域 P 1 a の少なくとも一部が第 1 の位置データの領域に含まれている場合（ステップ S 3 のいいえ）、画像データ処理部 5 2 はその一部の位置を示す第 3 の位置データを位置データ生成部 4 1 へ出力する。位置データ生成部 4 1 は、画像データ処理部 5 2 から出力された第 3 の位置データ及び超音波プローブ 1 0 の位置情報に基づいて、第 3 の位置データに対応する被検体 P 内領域の少なくとも一部の領域への超音波走査が可能な振動子部 1 1 の揺動角度を求め、求めた揺動角度の情報をシステム制御部 8 0 に出力する。システム制御部 8 0 は、位置データ生成部 4 1 からの揺動角度の情報に基づいて、揺動制御部 1 5 に振動子部 1 1 の揺動を指示する。揺動制御部 1 5 は揺動部 1 2 を駆動制御して振動子部 1 1 を揺動させる（図 4 のステップ S 6）。

【 0 0 4 4 】

このように、超音波プローブ 1 0 を移動操作し、仮想の 3 D 撮像領域が患部 P 1 と交わる領域に入ると振動子部 1 1 を揺動させることができる。これにより、患部 P 1 が超音波プローブ 1 0 の付近の被検体 P 内に存在し、患部 P 1 の少なくとも一部が振動子部 1 1 の揺動により形成される仮想の 3 次元撮像領域に含まれる位置及び角度に超音波プローブ 1 0 があることを操作者に伝達することができる。

【 0 0 4 5 】

画像データ生成部 3 1 は、振動子部 1 1 が揺動されたときの複数の揺動角度からの超音波走査により複数の B モード画像データを生成する。次いで、複数の B モード画像データから 3 D 画像データを生成し、生成した 3 D 画像データを合成部 6 1 に出力する。合成部 6 1 は画像データ生成部 3 1 から出力された 3 D 画像データをモニタ 6 2 に出力する。モニタ 6 2 は、図 6 に示すように、画面 6 3 a の第 1 の表示エリア 6 3 1 に被検体 P の患部

10

20

30

40

50

P 1 のデータ 6 6 1 を含む 3 D 画像データ 6 6 を表示する (図 4 のステップ S 7) 。

【 0 0 4 6 】

このように、振動子部 1 1 の揺動により 3 D 画像データ 6 6 を生成し、生成した 3 D 画像データ 6 6 をモニタ 6 2 に表示することにより、3 D 画像データ 6 6 に被検体 P の患部 P 1 の一部のデータ 6 6 1 が含まれていることを操作者に知らせることができる。

【 0 0 4 7 】

ここで、操作部 7 0 から参照画像データの表示操作が行われると、位置データ生成部 4 1 は、画像データ処理部 5 2 から出力された第 3 の位置データ及び超音波プローブ 1 0 の位置情報に基づいて、参照画像データの表示操作が行われたときの第 3 の位置データに対応する被検体 P 内領域の少なくとも一部への超音波走査が可能な振動子部 1 1 の揺動角度を求め、求めた揺動角度の情報をシステム制御部 8 0 に出力する。システム制御部 8 0 は、位置データ生成部 4 1 から出力された揺動角度の情報を揺動制御部 1 5 に供給して振動子部 1 1 の停止を指示する。揺動制御部 1 5 は、揺動部 1 2 を駆動制御して、システム制御部 8 0 から供給された揺動角度で振動子部 1 1 を停止させる (図 4 のステップ S 8) 。

【 0 0 4 8 】

このように、振動子部 1 1 を揺動させた後に被検体 P の患部 P 1 の少なくとも一部への超音波走査が可能な揺動角度 1 で振動子部 1 1 を停止させることができる。

【 0 0 4 9 】

システム制御部 8 0 は、振動子部 1 1 揺動時のフレームレートから停止時のフレームレートに変更して送受信部 2 0 を制御する。画像データ生成部 3 1 は、振動子部 1 1 が停止した揺動角度で停止時のフレームレートの超音波走査による送受信部 2 0 からの受信信号に基づき B モード画像データを生成し、生成した B モード画像データを合成部 6 1 へ出力する。また、画像データ処理部 5 2 は、ボリュームデータ P a を処理して第 3 の位置データの領域を含む断層像のデータである参照画像データを生成し、生成した参照画像データを合成部 6 1 に出力する。合成部 6 1 は、画像データ生成部 3 1 から出力された B モード画像データ及び画像データ処理部 5 2 から出力された参照画像データを合成してモニタ 6 2 に出力する。モニタ 6 2 は、合成部 6 1 で合成された B モード画像データ及び参照画像データを表示する (図 4 のステップ S 9) 。

【 0 0 5 0 】

図 7 は、モニタ 6 2 に表示された B モード画像データ及び参照画像データの画面、この画面が表示されたときの超音波プローブ 1 0 の位置及び角度、並びに振動子部 1 1 の揺動角度の一例を示した図である。この画面 6 3 b の第 1 の表示エリア 6 3 1 には B モード画像データ 6 4 b がリアルタイムに表示され、第 2 の表示エリア 6 3 2 には参照画像データ 6 5 b が表示されている。そして、B モード画像データ 6 4 b には、被検体 P の患部 P 1 の一部に対応する患部データ 6 4 1 が含まれている。また、参照画像データ 6 5 b には、ボリュームデータ P a に含まれる関心領域 P 1 a の一部の関心領域データ P 1 a 1 が含まれている。

【 0 0 5 1 】

そして、B モード画像データ 6 4 b が表示されているときの超音波プローブ 1 0 は、例えば被検体 P の体表面に対して中心軸 1 0 a が垂直となる角度で、振動子部 1 1 の揺動範囲 r の揺動により形成される被検体 P 内の仮想の 3 D 撮像領域に患部 P 1 が含まれる位置にある。また、振動子部 1 1 は、基準角度 から例えば R 1 方向へ揺動された揺動角度 1 で停止している。

【 0 0 5 2 】

このように、診断に有用な画像データである、被検体 P の患部 P 1 の一部に対応する患部データ 6 4 1 を含む B モード画像データ 6 4 b 及び関心領域 P 1 a の一部の関心領域データ P 1 a 1 を含む参照画像データ 6 5 b を並べてモニタ 6 2 に表示することができる。

【 0 0 5 3 】

操作者が超音波プローブ 1 0 を操作して、モニタ 6 2 に表示された B モード画像データ 6 4 b と、この B モード画像データ 6 4 b と共に表示された参照画像データ 6 5 b を観察

10

20

30

40

50

して診断に必要な結果が得られたと判断したときに、操作部 70 から検査終了操作が行われると、システム制御部 80 が、揺動制御部 15、送受信部 20、画像データ生成部 31、位置データ生成部 41、画像処理部 50、及び表示部 60 の各ユニットに停止を指示し、超音波診断装置 100 は検査を終了する（図 4 のステップ S10）。

【0054】

以上述べた実施形態によれば、振動子部 11 の揺動及び停止が可能な超音波プローブ 10 及び超音波プローブ 10 の位置及び角度を検出する位置検出器 40 を設け、位置検出器 40 で検出された超音波プローブ 10 の位置及び角度に基づいて、ポリウムデータ Pa に対する振動子部 11 の揺動を仮想したときの 3D 画像データ領域の位置を示す第 1 の位置データ、及び振動子部 11 が基準角度 0 で停止しているときに生成される B モード画像データ領域の位置を示す第 2 の位置データを生成することができる。

10

【0055】

そして、ポリウムデータ Pa に予め設定された関心領域 P1a が第 1 の位置データの領域から離間している場合、振動子部 11 を基準角度 0 で停止させることができる。また、振動子部 11 が基準角度 0 で停止しているときに生成される B モード画像データ 64、及びポリウムデータ Pa の B モード画像データ 64 領域を含む断面を示す断層像データ 65 を並べてモニタ 62 に表示することができる。

【0056】

また、関心領域 P1a の少なくとも一部が第 1 の位置データの領域に含まれている場合、振動子部 11 を揺動させることにより、患部 P1 が超音波プローブ 10 の付近の被検体 P 内に存在し、被検体 P の患部 P1 の少なくとも一部が振動子部 11 の揺動により形成される仮想の 3次元撮像領域に含まれる位置及び角度に超音波プローブ 10 があることを操作者に伝達することができる。また、振動子部 11 の揺動により 3D 画像データ 66 を生成し、生成した 3D 画像データ 66 をモニタ 62 に表示することにより、3D 画像データ 66 に被検体 P の患部 P1 の少なくとも一部のデータが含まれていることを操作者に知らせることができる。

20

【0057】

更に、振動子部 11 を揺動させた後に被検体 P の患部 P1 の少なくとも一部への超音波走査が可能な揺動角度 1 で振動子部 11 を停止させることができる。これにより、診断に有用な画像データである、被検体 P の患部 P1 の一部に対応する患部データ 641 を含む B モード画像データ 64b 及び関心領域 P1a の一部の関心領域データ P1a1 を含む参照画像データ 65b を並べてモニタ 62 に表示することができる。

30

【0058】

以上により、操作者の負担を軽減することができる。

【0059】

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を意図していない。これらの実施形態は、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共に、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。

40

【符号の説明】

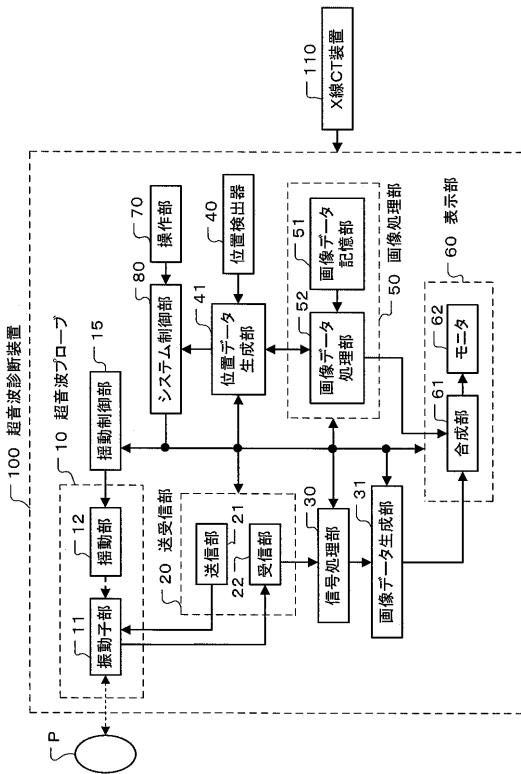
【0060】

- P 被検体
- 10 超音波プローブ
- 11 振動子部
- 12 揺動部
- 20 送受信部
- 30 信号処理部
- 31 画像データ生成部
- 40 位置検出部

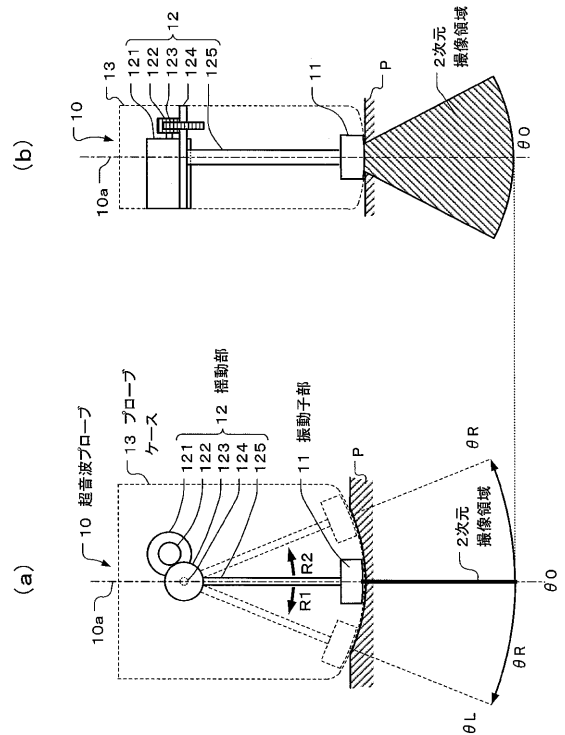
50

- 4 1 位置データ生成部
- 5 0 画像処理部
- 5 1 画像データ記憶部
- 5 2 画像データ処理部
- 6 0 表示部
- 6 1 合成部
- 6 2 モニタ
- 7 0 操作部
- 8 0 システム制御部
- 1 0 0 超音波診断装置
- 1 1 0 X線CT装置

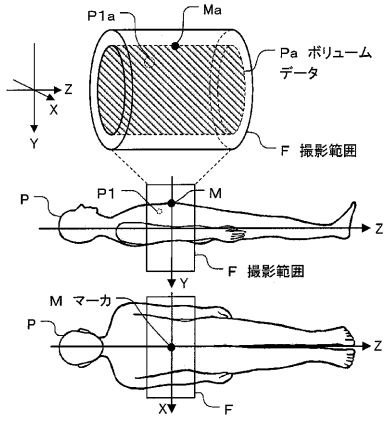
【 図 1 】



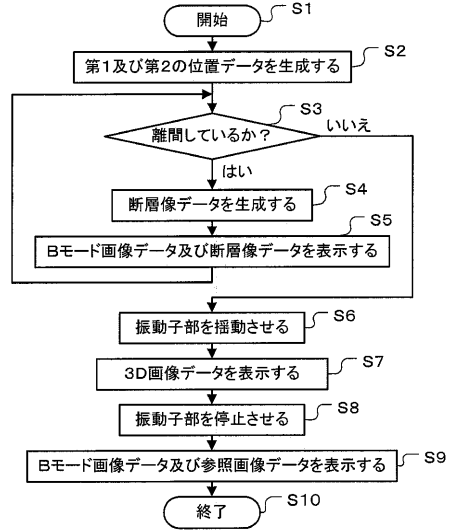
【 図 2 】



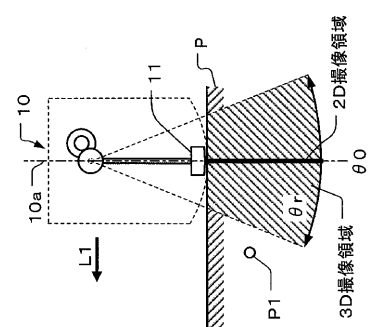
【 図 3 】



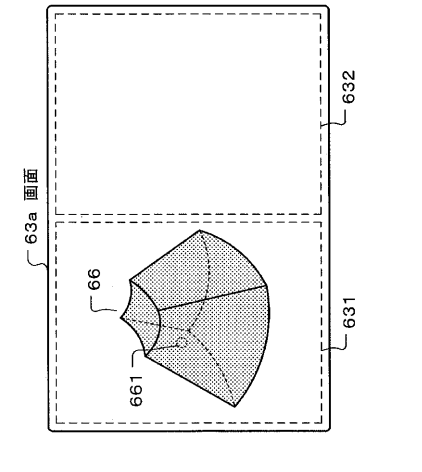
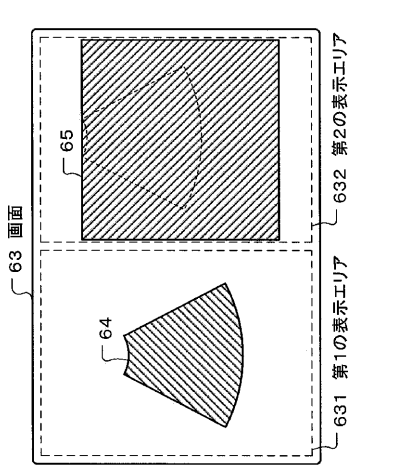
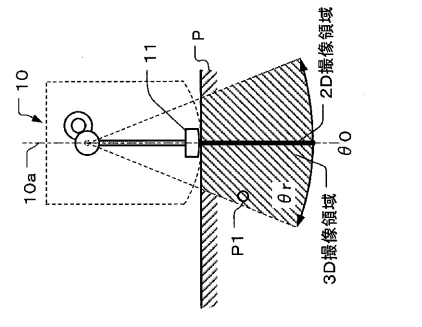
【 図 4 】



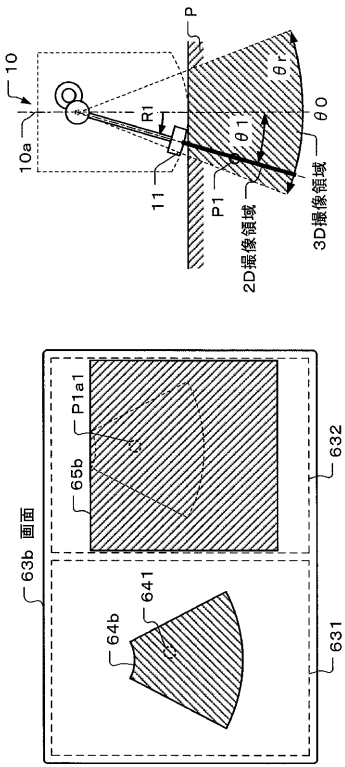
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 亀和田 靖

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 BB03 BB15 BB16 EE11 GA13 GA18 GA21 HH15 JC25 JC37

