

(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2007-195882
(P2007-195882A)

(43) 公開日 平成19年8月9日(2007.8.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-20818 (P2006-20818)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成18年1月30日 (2006.1.30)		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	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	青柳 康太
			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本社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 DD15 EE04 EE09 FF08 JC21 JC25 KK25

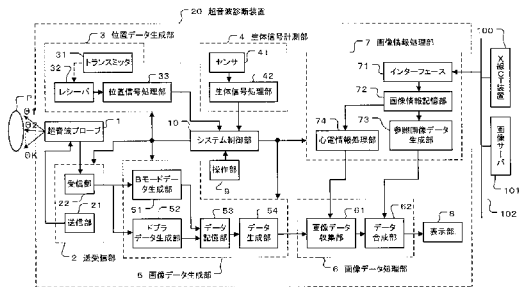
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 画像診断装置から得られた画像データとの位置合わせを容易に行う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に対して超音波の送受波を行う超音波プローブ1と、超音波プローブ1を駆動して被検体Pに超音波走査を行う送受信部2と、送受信部2からの受信信号から画像データを生成する画像データ生成部5と、生体信号計測部4からの生体信号に基づいて、画像データ生成部5で生成された画像データからX線CT装置100で得た被検体Pにおける所定時相の心電情報と同時相の画像データを収集する画像データ収集部61と、前記心電情報の時相の三次元画像データPaから、画像データ収集部61で収集された画像データの撮影部位に対応する参照画像データを生成する参照画像データ生成部73とを備え、表示部8に収集された画像データ及び参照画像データを表示する。

【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走査を行う送受信手段と、
前記送受信手段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手段と、
前記超音波走査と並行して検出される前記被検体の周期的な生体信号の情報に基づいて、
前記画像データ生成手段で生成された前記画像データから、外部画像診断装置で得た前記被検体における所定時相の心電情報と同時相の画像データを収集する画像データ収集手段と、
前記外部画像診断装置で得た前記所定時相の三次元画像データから、前記画像データ収集手段により収集された前記画像データの撮影部位に対応する参照画像データを生成する参照画像データ生成手段と、
前記画像データ収集手段からの前記画像データ、及び前記参照画像データ生成手段からの前記参照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。

10

【請求項 2】

前記超音波プローブの位置及び角度を検出して位置データを生成する位置データ生成手段を有し、
前記参照画像データ生成手段は、前記位置データ生成手段からの前記位置データに基づいて、前記画像データ収集手段により収集された前記画像データの撮影部位に対応する参照画像データを生成するようにしたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記外部画像診断装置で得た前記心電情報は、前記所定時相の三次元画像データが得られたときの ECG 信号の第 1 の R 波の時刻と、この第 1 の R 波の時刻から前記所定時相に対応する時刻との差で表される第 1 のトリガ時間とであって、隣り合う前記第 1 の R 波の時刻差で表される R - R 間隔の平均 R - R 間隔を算出する心電情報処理手段を有し、
前記画像データ収集手段は、前記心電情報処理手段からの前記平均 R - R 間隔及び前記第 1 のトリガ時間の情報に基づいて、前記画像データ生成手段からの前記生体信号の第 2 の R 波の情報を有する前記画像データの 1 つ前の前記第 2 の R 波の情報を有する前記画像データとの時刻差を求め、この時刻差に前記第 1 のトリガ時間を乗じた後、前記平均 R - R 間隔で除することにより第 2 のトリガ時間を求め、前記第 2 の R 波の情報を有する前記画像データから前記第 2 のトリガ時間後の時刻情報を有する画像データを収集するようにしたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記表示手段に、前記画像データ収集手段からの前記画像データと、前記参照画像データ生成手段からの前記参照画像データとを同期させて表示するようにした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 5】

前記画像データ及び前記参照画像データは、二次元又は三次元の画像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。

40

【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係り、特に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】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に対して超音波を走査して、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から被検体組織の画像データを生成してモニタ

50

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だけの簡単な操作で、表示部にリアルタイムに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】

しかしながら、超音波診断装置から収集される画像データは、磁気共鳴画像診断装置(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三次元画像データから、その被検体の超音波走査面と同一断面の参照画像データを生成して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(例えば、特許文献1参照。)。

10

【0005】

この方法では、予め超音波の画像データの断面と参照画像データの断面の位置合わせが行われる。画像診断装置では、例えば被検体の所定の部位にマーカを付けてから三次元画像データを得るための撮影を行い、超音波撮影時にその被検体のマーカ近傍に超音波プローブを当てて得られた画像データと、画像診断装置の三次元画像データから得られたマーカデータを基準とした基準断面データとを見比べて位置合わせが行われる。

【特許文献1】特開2002-112998号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、撮影部位が心臓などの循環器系の場合、表示部に表示される例えば心臓の動画データと、静止した基準断面データとを見比べることになるので、位置合わせを正確に行うことができない問題がある。

【0007】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、画像診断装置から得られた画像データとの位置合わせを容易に行う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】

30

【0008】

上記問題を解決するために、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走査を行う送受信手段と、前記送受信手段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手段と、前記超音波走査と並行して検出される前記被検体の周期的な生体信号の情報に基づいて、前記画像データ生成手段で生成された前記画像データから、外部画像診断装置で得た前記被検体における所定時相の心電情報と同時相の画像データを収集する画像データ収集手段と、前記外部画像診断装置で得た前記所定時相の三次元画像データから、前記画像データ収集手段により収集された前記画像データの撮影部位に対応する参照画像データを生成する参照画像データ生成手段と、前記画像データ収集手段からの前記画像データ、及び前記参照画像データ生成手段からの前記参照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

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、画像診断装置から得られた参照画像データと、この参照画像データと同時相の画像データとを表示することができるので、簡単な操作で精度よく診断や治療を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本発明の実施例を説明する。

50

【実施例】

【0011】

以下に、本発明による超音波診断装置の実施例を、図1乃至図7を参照して説明する。

【0012】

図1は、本発明による超音波診断装置の実施例の構成を示したブロック図である。この超音波診断装置20は、被検体Pに対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ1と、超音波プローブ1を駆動して被検体Pに超音波走査を行う送受信部2と、超音波プローブ1の位置及び角度を検出して位置データを生成する位置データ生成部3とを備えている。

【0013】

また、超音波診断装置20は、被検体Pから生体信号を検出する生体信号計測部4と、送受信部2によって得られた受信信号を処理してBモード画像データ、ドプラ画像データ等の画像データを生成する画像データ生成部5と、画像データ生成部5から出力された画像データを処理する画像データ処理部6とを備えている。

【0014】

更に、超音波診断装置20は、図示しないMRI装置やX線CT装置100などの画像診断装置から得られた画像情報をネットワーク102を介して受信して、その画像情報に含まれる三次元画像データから参照画像データの生成や心電情報の処理を行う画像情報処理部7と、画像データ処理部6からの画像データや画像情報処理部7からの参照画像データなどを表示する表示部8と、各種コマンド信号を入力する操作部9と、上述したこれらのユニットを統括して制御するシステム制御部10とを備えている。

【0015】

超音波プローブ1は、被検体Pの体表面にその先端面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、例えば一次元に配列された複数個(N個)の圧電振動子を有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送波時には電気パルス(超音波駆動信号)を超音波パルス(送信超音波)に変換し、また受波時には被検体Pからの超音波反射波(受信超音波)を電気信号(超音波受信信号)に変換する機能を有している。

【0016】

送受信部2は、超音波プローブ1から送信超音波を発生させるための超音波駆動信号を生成する送信部21と、超音波プローブ1の圧電振動子から得られる複数チャンネル(Nチャンネル)の超音波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。

【0017】

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を発生させ、送信において所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と所定の走査方向(θ_1 乃至 θ_K)に超音波を送波するための偏向用遅延時間とを前記レートパルスに与えた後、超音波プローブ1に内蔵されたN個の圧電振動子を駆動し、被検体Pに対して送信超音波を放射するための超音波駆動パルスを生成して超音波プローブ1に出力する。

【0018】

受信部22は、超音波プローブ1から出力された微小な超音波受信信号を増幅して十分なS/Nを確保し、この超音波受信信号に対して所定の深さからの受信超音波を集束して細かい受信ビーム幅を得るための集束用遅延時間と二次元の走査面に超音波の受信指向性を設定するための偏向用遅延時間とを与えた後、圧電振動子からのNチャンネルの超音波受信信号を整相加算して1つに纏めて画像データ生成部5に出力する。

【0019】

位置データ生成部3は、被検体Pの近傍に配置され、磁場を発生するトランスミッタ31と、超音波プローブ1に装着されトランスミッタ31が発生した磁場を検出するレシーバ32と、レシーバ32の検出信号からトランスミッタ31を基準点として磁場上の空間における超音波プローブ1の位置及び角度を検出して超音波走査面の位置及び角度に対応する位置データを生成する位置信号処理部33とを備え、この生成された位置データはシステム制御部10に出力される。

10

20

30

40

50

【0020】

生体信号計測部4は、被検体Pの生体信号を検出するセンサ41と、センサ41から出力された検出信号をデジタル信号に変換して処理を行い、生体情報を作成する生体信号処理部42とを備え、この作成された生体情報はシステム制御部10に出力される。

【0021】

なお、センサ41は、心電波形(ECG)信号対応、脳波対応、心音対応、血压波形対応、呼吸波形対応、インピーダンス波形対応等があり、以下ではECG信号に対応したセンサ41を用い、生体信号処理部42はセンサ41から出力されたECG信号やこのECG信号のR波などの生体信号に関する心電情報を作成する場合について述べる。

【0022】

画像データ生成部5は、送受信部2の受信部22から出力された整相加算された信号からBモード画像データを生成するBモードデータ生成部51と、上記信号ドプラ画像データを生成するドプラデータ生成部52と、Bモードデータ生成部51で生成されたBモード画像データやドプラデータ生成部52で生成されたドプラ画像データなどを順次保存するデータ記憶部53と、データ記憶部53に保存された画像データを読み出して二次元の画像データを生成するデータ生成部54とを備えている。

【0023】

Bモードデータ生成部51は、受信部22から出力された整相加算された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モード画像データの生成を行い、データ記憶部53に出力する。

【0024】

ドプラデータ生成部52は、受信部22から出力された整相加算された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、血流情報のみを抽出して、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の平均流速値、分散値などを算出してドプラ画像データの生成を行い、データ記憶部53に出力する。

【0025】

データ記憶部53には、Bモードデータ生成部51から出力されるBモード画像データ、ドプラデータ生成部52から出力されるドプラ画像データなどの画像データに、システム制御部10から供給される前記画像データに対する超音波走査情報、超音波走査に同期した生体信号計測部4からの生体情報や位置データ生成部3からの位置データ、前記画像データの生成時刻などの時刻情報が付加されて順次保存される。

【0026】

図2は、データ記憶部53に保存された画像データの構成の一例を示したものであり、縦軸は走査方向 θ_1 乃至 θ_K に対応し、横軸は超音波送受波方向に対応している。例えば、1フレーム分のBモード画像データを構成するK個の画像データA1乃至AKにおいて、第1の走査方向(θ_1)の超音波送受波方向に、Bモードデータ生成部51やドプラデータ生成部52で生成された画像データA1の画素a11乃至a1Lが保存されている。

【0027】

また、この画像データA1の先頭には、例えばシステム制御部10から供給された超音波の走査方向(θ_1)に関する走査情報a10aと、この超音波走査に同期した生体信号計測部4からのECG信号やR波などの生体信号に関する生体情報a10bと、位置データ生成部3からの前記超音波走査面の位置データa10cと、第1乃至第Kの走査方向への超音波走査毎の画像データの生成時刻などの時刻情報a10dとが保存されている。

【0028】

第2の走査方向(θ_2)乃至第Kの走査方向(θ_K)に対する画像データA2乃至AKの各々も、同様にして走査情報a20a乃至aK0a、生体情報a20b乃至aK0b、位置データa20c乃至aK0c、フレーム情報a20d乃至aK0d、及び画像データA2乃至AKの画素am1乃至amL($m=2$ 乃至K)が保存されている。

【0029】

10

20

30

40

50

なお、データ記憶部 53 には、第 K の走査方向 (θ_K) に対して得られた画像データ A_K に後続して、次フレーム以降の B モード画像データを構成する画像データ B₁ 乃至 B_K が保存される。

【0030】

図 1 のデータ生成部 54 は、データ記憶部 53 に保存された画像データを読み出し、この読み出した画像データに対して画像表示のための走査変換を行って、二次元の画像データを生成して画像データ処理部 6 に出力する。

【0031】

画像データ処理部 6 は、データ生成部 54 からの画像データを収集する画像データ収集部 61 と、画像データ収集部 61 からの画像データと画像情報処理部 7 からの参照画像データを合成するデータ合成部 62 とを備えている。 10

【0032】

画像データ収集部 61 は、画像情報処理部 7 からの心電情報に基づいて、データ生成部 54 からの前記心電情報と同時相の画像データを収集してデータ合成部 62 に出力する。

【0033】

データ合成部 62 は、画像データ収集部 61 から出力された画像データと、画像情報処理部 7 から出力された参照画像データを合成して表示部 8 に出力する。

【0034】

画像情報処理部 7 は、MRI 装置や X 線 CT 装置 100 などの画像診断装置や、この画像診断装置から得られた画像情報が保存された画像サーバ 101 などから送信される画像情報をネットワーク 102 を介して受信するインターフェース 71 と、インターフェース 71 で受信した画像情報が保存される画像情報記憶部 72 と、画像情報記憶部 72 から画像情報に含まれる三次元画像データを読み出して、この三次元画像データから二次元や三次元の参照画像データを生成してデータ合成部 62 に出力する参照画像データ生成部 73 と、画像情報記憶部 72 から画像情報に含まれる心電情報を読み出し、処理を行って画像データ収集部 61 に出力する心電情報処理部 74 とを備えている。 20

【0035】

表示部 8 は、変換回路、モニタなどを備え、画像データ処理部 6 のデータ合成部 62 から出力された画像データを内部の変換回路の D/A 変換とテレビフォーマット変換により映像信号に変換して表示する。 30

【0036】

操作部 9 は、操作パネル上に各種スイッチ、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、被検体 P の ID、氏名等の被検体情報の入力、画像データ生成モード (B モード画像データ、ドブラ画像データ等) などの撮影条件の設定操作等の操作入力が上記入力デバイスとタッチコマンドスクリーンを用いて行なわれる。

【0037】

システム制御部 10 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、操作部 9 から供給される各種の入力情報、位置データ生成部 3 からの位置データ、生体信号計測部 4 からの生体情報等は前記記憶回路に保存される。 40

【0038】

そして、前記 CPU は、操作部 9 からの入力情報に基づいて送受信部 2、位置データ生成部 3、生体信号計測部 4、画像データ生成部 5、画像データ処理部 6、画像情報処理部 7、表示部 8 等の各ユニットの制御やシステム全体の制御を行なう。

【0039】

また、位置データ生成部 3 からの位置データを画像データ生成部 5 のデータ記憶部 53 や画像情報処理部 7 の参照画像データ生成部 73 に出力し、生体信号計測部 4 からの生体情報をデータ記憶部 53 に出力する。

【0040】

以下、図 1 乃至図 7 を参照して、実施例に係る超音波診断装置 20 の動作を説明する。 50

まず、図 3 及び図 4 を参照して、超音波診断装置 20 の画像情報処理部 7 の画像情報記憶部 72 に予め保存されている被検体 P の画像情報を説明する。この画像情報は、例えば X 線 CT 装置 100 から得られた被検体 P の三次元画像データ、被検体 P の心電情報などから構成される。

【0041】

図 3 は、画像情報記憶部 72 に保存されている被検体 P の三次元画像データの一例を示した図である。この三次元画像データ Pa は、例えば仰臥位に配置された被検体 P に心電計を装着し、CT 撮影しながら X 線投影データと心電情報を同期して取り込み、得たい心時相においてのみ X 線照射を行い再構成する Prospective・ECG・Trigger 法、又は CT 撮影終了後に得たい心時相の X 線投影データのみを用いて再構成処理を行う Retrospective・ECG・Gate 法等によって X 線 CT 装置 100 から得ることができる。

【0042】

三次元画像データ Pa は、被検体 P の体軸方向の Z 軸、鉛直方向の Y 軸、Z 軸及び Y 軸に対して垂直方向の X 軸の各軸に対応する三次元の座標系で表される。そして、撮影範囲 R の例えば被検体 P の心臓上方の体表面に置かれ、超音波の画像データとの位置合わせの基準となるマーカ M のマーカデータ Ma を含んでいる。

【0043】

図 4 (a) は、画像情報記憶部 72 に保存されている被検体 P の心電情報の一例を示した図である。この心電情報 H は、三次元画像データ Pa を得るための撮影範囲 R の CT 撮影時間 T 中に、被検体 P から検出された ECG 信号の例えば R 波の時刻 (第 1 の R 波の時刻乃至第 N の R 波の時刻) の情報と、三次元画像データ Pa を得るための心時相の X 線投影データが各 R 波の時刻から得たい心時相に対応する時刻との差で表されるトリガ時間 T1 の情報から構成される。

【0044】

図 5 は、検査における超音波撮影の操作の手順と、その操作に連動する超音波診断装置 20 の動作を示したフローチャートである。

【0045】

超音波診断装置 20 の操作者は、操作部 9 から例えば画像データ生成モード「B モード画像データ」、診断部位「胸部」などの撮影条件、被検体 P の被検体情報などの設定入力を行う。これにより、超音波診断装置 20 は、被検体 P の検査を開始する (ステップ S1)。

【0046】

なお、画像データ生成モード「ドプラ画像データ」を設定入力して実施するようにしてもよい。

【0047】

次に、操作部 9 を操作して画像情報処理部 7 の画像情報記憶部 72 に保存されている被検体 P などの画像情報のリストを表示部 8 に表示させる。そして、表示部 8 に表示された画像情報リストの中から X 線 CT 装置 100 から得られた被検体 P の画像情報を選択操作する。

【0048】

操作部 9 から画像情報の選択操作が行われると、画像情報処理部 7 の参照画像データ生成部 73 は、画像情報記憶部 72 から被検体 P の三次元画像データ Pa を読み出して表示部 8 に表示する (ステップ S2)。

【0049】

次に、操作部 9 から図 3 に示したマーカデータ Ma を基点にして、三次元画像データ Pa の基準断面を設定するための操作が行われる。ここでは、例えばマーカデータ Ma を含む Z 軸に垂直な断面が基準断面として設定されたとする。

【0050】

操作部 9 から基準断面設定操作が行われると、参照画像データ生成部 73 は、三次元画

10

20

30

40

50

像データ P a から基準断面の基準参照画像データを生成して表示部 8 に表示する（ステップ S 3）。

【 0 0 5 1 】

図 6 は、基準断面設定操作により生成された基準参照画像データが表示された表示部 8 の画面の一例を示した図である。この画面 8 1 には、図 3 の Z 軸に対して垂直な基準断面に一致する基準参照画像データ P M a と、マーカデータ M a が表示されている。

【 0 0 5 2 】

次に、操作者は、位置データ生成部 3 のトランスミッタ 3 1 を、例えば被検体 P が仰臥位で載置された寝台の下方の近傍に配置する。次いで、被検体 P の体表面に生体信号計測部 4 のセンサ 4 1 を固定した後、予め得たマーカ M 位置の情報に基づいて、被検体 P の心臓近傍上方の体表面に、超音波走査面が鉛直方向でスキャン方向が図 3 の被検体 P の X 軸方向になるように超音波プローブ 1 を当てる。そして、表示部 8 の画面 8 1 に表示された基準参照画像データ P M a の断面に一致する被検体 P の撮影部位に超音波プローブ 1 の位置及び角度を合わせるための位置合わせの操作を行う。

【 0 0 5 3 】

操作部 9 から位置合わせ操作が行われると、システム制御部 1 0 は、送受信部 2、位置データ生成部 3、生体信号計測部 4、画像データ生成部 5、画像データ処理部 6、及び画像情報処理部 7 に位置合わせを指示する。

【 0 0 5 4 】

これにより、送受信部 2 の送信部 2 1 は、超音波プローブ 1 に超音波駆動信号を出力し、受信部 2 2 は、超音波プローブ 1 からの超音波受信信号を処理して画像データ生成部 5 に出力する。

【 0 0 5 5 】

画像データ生成部 5 の B モードデータ生成部 5 1 は、受信部 2 2 からの信号を処理して B モード画像データを生成してデータ記憶部 5 3 に出力する。データ記憶部 5 3 には、B モードデータ生成部 5 1 から出力された B モード画像データに、システム制御部 1 0 から供給される前記 B モード画像データの超音波の走査情報、超音波走査に同期した生体信号計測部 4 からの生体情報、位置データ生成部 3 からの位置データ、及び超音波走査の時間情報などが付加されて保存される。データ生成部 5 4 は、データ記憶部 5 3 から B モード画像データを読み出して走査変換してから画像データ処理部 6 に出力する。

【 0 0 5 6 】

画像情報処理部 7 の心電情報処理部 7 4 は、ステップ S 2 における選択操作により選択された被検体 P の心電情報 H を読み出して、平均 R - R 間隔を求めてトリガ時間 T 1 の情報と共に画像データ処理部 6 の画像データ収集部 6 1 に出力する。この平均 R - R 間隔は、心電情報 H の第 1 乃至第 N の R 波の時刻の隣り合う各 R 波の時刻の差（R - R 間隔）の平均で表される。

【 0 0 5 7 】

例えば、第 1 の R 波の時刻と第 2 の R 波の時刻の時刻差 R 1、第 2 の R 波の時刻と第 3 の R 波の時刻の時刻差 R 2、・・・、及び第（N - 1）の R 波の時刻と第 N の R 波の時刻の時刻差 R（N - 1）の平均 R - R 間隔は、 $\text{平均 R - R 間隔} = \{ R_1 + R_2 + \dots + R_{(N-1)} \} / (N - 1)$ の式で表される。

【 0 0 5 8 】

画像データ収集部 6 1 は、データ生成部 5 4 から出力される B モード画像の中から被検体 P の心電情報 H と同時相の B モード画像データを収集するために、まずデータ生成部 5 4 からの B モード画像データの生体情報及び時刻情報を読み取る。次いで、心電情報処理部 7 4 からの平均 R - R 間隔及びトリガ時間 T 1 の情報に基づいて、R 波の情報を有する B モード画像データに対して R - R 間隔及びトリガ時間 T a を求め、その B モード画像データの時刻のトリガ時間 T a 後の時刻情報を有するデータ生成部 5 4 からの B モード画像データを、データ合成部 6 2 に出力する（図 5 のステップ S 4）。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

図4(b)は、位置合わせ操作後に生体信号計測部4から出力された生体信号の一例を示した図である。この生体信号は、生体信号計測部4で計測された被検体PのECG信号で表される。

【0060】

R波の情報を有するBモード画像データのR-R間隔は、ECG信号の隣り合う各R波の時刻の差で表される。例えば、データ生成部54から出力される第MのR波の情報を有するBモード画像データのR-R間隔は、第(M-1)のR波のBモード画像データの時刻と第MのR波のBモード画像データの時刻との差であって、 $Ra(M-1)$ で表される。

【0061】

また、第MのR波のBモード画像データにおけるトリガ時間 TaM は、 $TaM = T1 \cdot Ra(M-1) / (\text{平均R-R間隔})$ の式で表される。

【0062】

従って、第MのR波のBモード画像データが有する時刻情報からトリガ時間 TaM 後の時刻情報を有するBモード画像データがデータ合成部62に出力されることになる。

【0063】

データ合成部62は、画像データ収集部61から出力されるBモード画像データと参照画像データ生成部73から出力される基準参照画像データ PMa を合成して表示部8に表示する(図5のステップS5)。

【0064】

このように、心電情報処理部74からの平均R-R間隔及びトリガ時間 $T1$ の心電情報に基づいて、データ生成部54から出力されるR波の生体情報を有するBモード画像データ毎にトリガ時間 Ta を求め、その画像データのトリガ時間 Ta 後の画像データを収集することにより、被検体Pの三次元画像データ Pa と同時相の画像データを表示部8に表示することができる。

【0065】

図7は、位置合わせ操作によりBモード画像データ及び基準参照画像データ PMa が表示された表示部8の画面の一例を示した図である。この画面82には、基準断面設定操作により生成された基準参照画像データ PMa と共に、位置合わせ操作により画像データ収集部61で収集されたBモード画像データ83がリアルタイムに表示される。

【0066】

このBモード画像データ83は、被検体Pの特定の心時相から得られた画像データがR-R間隔で更新されて表示されるので、あたかも静止したかのように表示部8の画面82に表示することができる。

【0067】

次に、表示部8の画面82に表示されたBモード画像データ83が基準参照画像データ PMa に最も近似する位置に超音波プローブ1を移動する操作が行われる。そして、その位置が定まったときに、操作部9から「位置登録操作」が行われると、システム制御部10は、位置データ生成部3から出力された基準位置データを、内部記憶回路に登録して保存する(図5のステップS6)。

【0068】

このように、基準参照画像データ PMa と共に、超音波プローブ1の位置及び角度を反映したBモード画像データ83があたかも静止したかのようにリアルタイムに表示されるので、これらの画像データを見比べて容易に位置合わせを行うことができる。

【0069】

そして、被検体Pの診断部位である心臓上方の体表面に超音波プローブ1を当てた状態でその近傍の位置及び角度からの操作が行われると、位置データ生成部3は、超音波プローブ1の超音波走査面の位置及び角度に対応する位置データをシステム制御部10に出力する。システム制御部10は、画像データ収集部61から出力されるBモード画像データに対応する位置データ生成部3からの位置データを、基準位置データを基準にした相対位

10

20

30

40

50

置データに変更して、参照画像データ生成部 7 3 に出力する（図 5 のステップ S 7 ）。

【 0 0 7 0 】

参照画像データ生成部 7 3 は、システム制御部 1 0 からの相対位置データに基づいて、三次元画像データ P M a の基準断面を基準にした相対位置データに対応する相対断面、即ち画像データ収集部 6 1 から出力される B モード画像データと同一断面の参照画像データを生成してデータ合成部 6 2 に出力する（図 5 のステップ S 8 ）。

【 0 0 7 1 】

データ合成部 6 2 は、画像データ収集部 6 1 からの B モード画像データと、この B モード画像データと同一断面の参照画像データ生成部 7 3 からの参照画像データを合成して表示部 8 にリアルタイムに表示する（図 5 のステップ S 9 ）。

10

【 0 0 7 2 】

このように、位置データ生成部 3 からの位置データに基づいて、被検体 P の三次元画像データ P a から、画像データ収集部 6 1 からの B モード画像データと同一断面の参照画像データとを同期させてリアルタイムに表示部 8 に表示することができる。

【 0 0 7 3 】

操作者は、超音波プローブ 1 を操作して、表示部 8 に表示された B モード画像データと、この B モード画像データに同期して表示された参照画像データを見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 9 から検査終了操作を行う。

【 0 0 7 4 】

これにより、システム制御部 1 0 は、送受信部 2、位置データ生成部 3、生体信号計測部 4、画像データ生成部 5、画像データ処理部 6、及び画像情報処理部 7 などの各ユニットに停止を指示し、超音波診断装置 2 0 は検査を終了する（図 5 のステップ S 1 0 ）。

20

【 0 0 7 5 】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体 P から検出される生体信号計測部 4 からの周期的な生体信号に基づいて、X 線 C T 装置 1 0 0 から得られた被検体 P の心電情報の所定の時相と同時相の画像データを収集することができる。

【 0 0 7 6 】

また、X 線 C T 装置 1 0 0 から得られた被検体 P の前記所定の時相の三次元画像データから参照画像データを生成して、この参照画像データと同時相の収集した画像データをリアルタイムに、参照画像データと共に表示部 8 に表示することができるので、位置合わせを容易に行うことができる。

30

【 0 0 7 7 】

更に、位置合わせ後、位置データ生成部 3 からの位置データに基づいて、前記三次元画像データから、収集した画像データと同一断面の参照画像データを生成して、この参照画像データを収集した画像データと同期させてリアルタイムに表示部 8 に表示することができるので、簡単な操作で精度よく診断や治療を行うことができる。

【 0 0 7 8 】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば一次元に配列された圧電振動子を有する超音波プローブを移動する機構及びその位置を検出する検出器を備えた機械式走査プローブや、二次元に配列された圧電振動子を有する二次元アレイプローブを用いて超音波を三次元走査して生成される三次元画像データから前記所定の時相と同時相の三次元画像データを収集するように実施してもよい。

40

【 0 0 7 9 】

また、X 線 C T 装置 1 0 0 から得られた被検体 P の前記所定の時相の三次元画像データから三次元の参照画像データを生成して、この参照画像データと同時相の収集した三次元画像データをリアルタイムに、参照画像データと共に表示部 8 に表示するように実施してもよい。これにより、位置合わせを容易に行うことができる。

【 0 0 8 0 】

更に、位置合わせ後、位置データ生成部 3 からの位置データに基づいて、X 線 C T 装置 1 0 0 から得られた被検体 P の三次元画像データから、収集した三次元画像データの撮影

50

部位に対応する三次元の参照画像データを生成して、収集した三次元画像データに同期させてリアルタイムに表示部 8 に表示するように実施してもよい。これにより、簡単な操作で精度よく診断や治療を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 1 】

【図 1】本発明によ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】本発明の実施例に係るデータ記憶部に保存されている画像データの構成の一例を示す図。

【図 3】本発明の実施例に係る画像情報記憶部に保存されている被検体の三次元画像データの一例を示す図。

【図 4】本発明の実施例に係る画像情報記憶部に保存されている被検体の心電情報及び生体信号計測部からの生体信号の一例を示す図。

【図 5】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 6】本発明の実施例に係る基準参照画像データが表示された表示部の画面の一例を示す図。

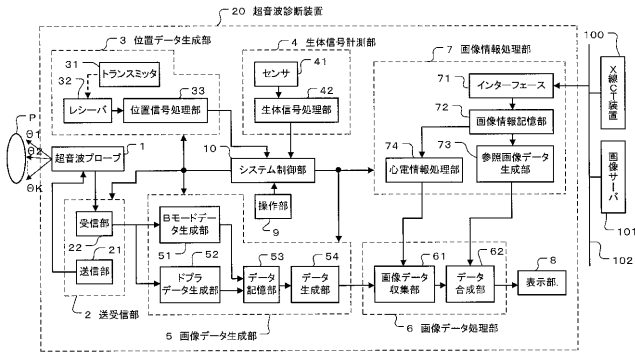
【図 7】本発明の実施例に係る B モード画像データ及び基準参照画像データが表示された表示部の画面の一例を示す図。

【符号の説明】

【 0 0 8 2 】

P	被検体	20
1	超音波プローブ	
2	送受信部	
3	位置データ生成部	
4	生体信号計測部	
5	画像データ生成部	
6	画像データ処理部	
7	画像情報処理部	
8	表示部	
9	操作部	
10	システム制御部	30
20	超音波診断装置	
21	送信部	
22	受信部	
31	トランスミッタ	
32	レシーバ	
33	位置信号処理部	
41	センサ	
42	生体信号処理部	
51	B モードデータ生成部	
52	ドブラデータ生成部	40
53	データ記憶部	
54	データ生成部	
61	画像データ収集部	
62	データ合成部	
71	インターフェース	
72	画像情報記憶部	
73	参照画像データ生成部	
74	心電情報処理部	

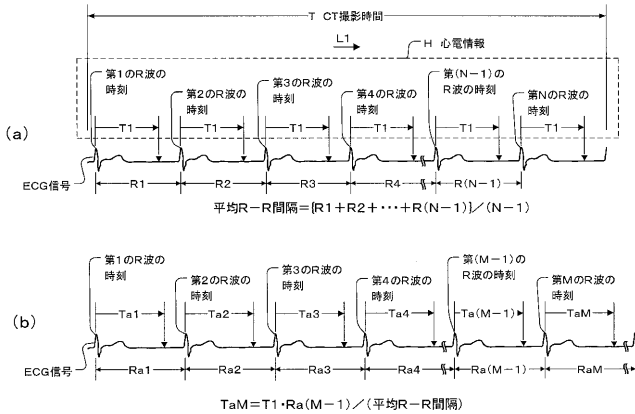
【図1】



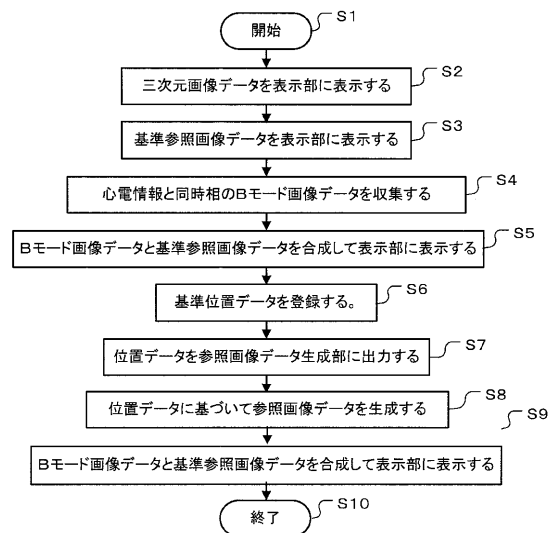
【図2】

A1	a10a	a10b	a10c	a10d	a11	a12	a13	a14	a15	a16	a17	----	a1L
A2	a20a	a20b	a20c	a20d	a21	a22	a23	a24	a25	a26	a27	----	a2L
A3	a30a	a30b	a30c	a30d	a31	a32	a33	a34	a35	a36	a37	----	a3L
A4	a40a	a40b	a40c	a40d	a41	a42	a43	a44	a45	a46	a47	----	a4L
A5	a50a	a50b	a50c	a50d	a51	a52	a53	a54	a55	a56	a57	----	a5L
AK	aK0a	aK0b	aK0c	aK0d	aK1	aK2	aK3	aK4	aK5	aK6	aK7	----	aKL
B1	b10a	b10b	b10c	b10d	b11	b12	b13	b14	b15	b16	b17	----	b1L
B2	b20a	b20b	b20c	b20d	b21	b22	b23	b24	b25	b26	b27	----	b1L

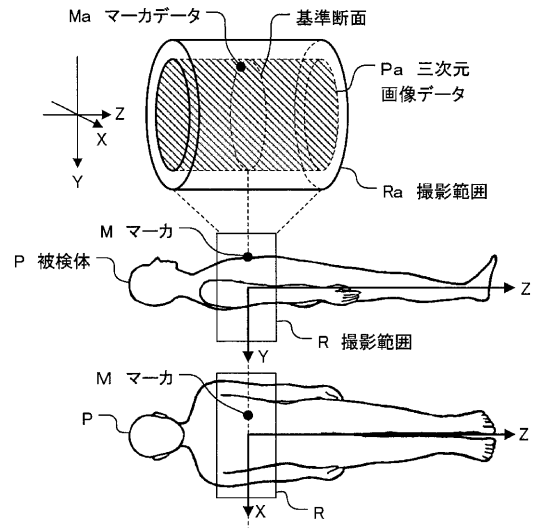
【図4】



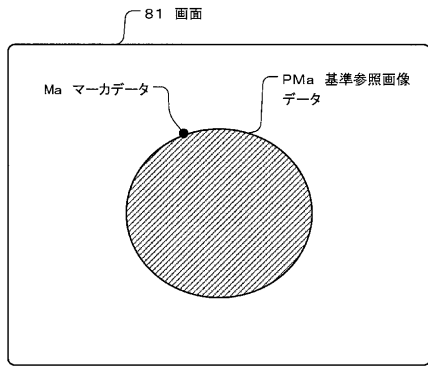
【図5】



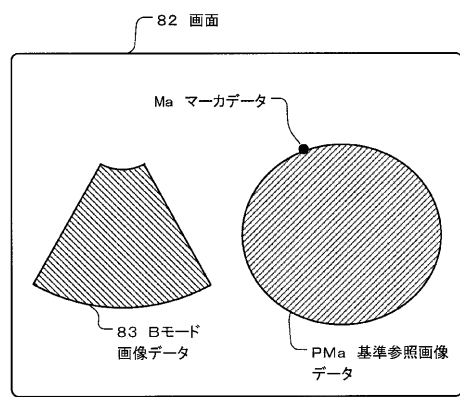
【図3】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	JP2007195882A	公开(公告)日	2007-08-09
申请号	JP2006020818	申请日	2006-01-30
[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	青柳康太		
发明人	青柳 康太		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/KK25		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够容易地与从图像诊断设备获得的图像数据进行对准。 解决方案：超声波探头1，该超声波探头1向受试者P发送和接收超声波，收发器2驱动超声波探头1对受试者P进行超声波扫描，以及收发器2 图像数据生成单元5基于来自生物信号测量单元4的生物信号，从接收的信号生成图像数据，以及由X射线CT设备100从由图像数据生成单元5生成的图像数据中获取的被摄体。 图像数据收集单元61收集心电图信息的图像数据和P中的预定时间相的同时相位，以及心电图信息的时相的三维图像数据Pa，图像数据收集单元61所收集的图像 提供参考图像数据生成单元73，该参考图像数据生成单元73生成与数据的成像区域相对应的参考图像数据，并且显示在显示单元8上收集的图像数据和参考图像数据。 [选型图]图1

