

(11) 特許出願公開番号

特開2006-314477

(P2006-314477A)

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-138917 (P2005-138917)

(22) 出願日 平成17年5月11日 (2005. 5. 11)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(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 大島 文雄

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

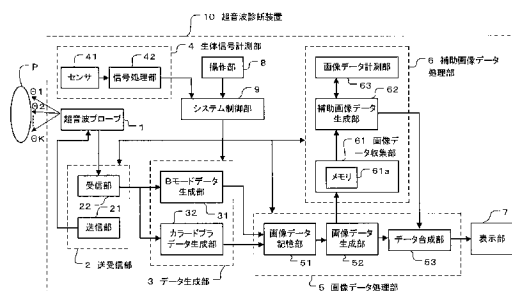
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 正確に且つ迅速に2点間の距離や臓器の面積などの計測を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 からの受信信号に基づき画像データを生成する画像データ生成部 5 2 と、画像データ生成部 5 2 からの画像データを表示する表示部 7 と、画像データ生成部 5 2 で生成された画像データを収集保存する画像データ収集部 6 1 とを備え、補助画像データ生成部 6 2 は、前記超音波走査と並行して検出される被検体 P の周期的な生体信号の情報に基づいて、操作部 8 からフリーズ操作時の画像データ及びこの画像データと同時相の画像データを画像データ収集部 6 1 から読み出して補助画像データを生成して表示部 7 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、
前記画像データ生成手段により生成された前記画像データが保存される画像データ記憶手段と、
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、
前記画像データ記憶手段に保存されている前記画像データの中から、所定時相の画像データを読み出して、この読み出した画像データから前記画像データの計測の補助のための補助画像データを生成する補助画像データ生成手段と、
前記補助画像データ生成手段からの前記補助画像データが表示される表示手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

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、
前記画像データ生成手段により生成された前記画像データが保存される画像データ記憶手段と、
前記画像データ生成手段により生成された前記画像データを指定する指定手段と、
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、
前記画像データ記憶手段に保存されている前記画像データの中から、前記指定手段により指定された指定画像データ及びこの指定画像データと同時相の画像データを読み出して、
この読み出した複数の画像データから補助画像データを生成する補助画像データ生成手段と、
前記画像データ生成手段からの前記指定画像データと前記補助画像データ生成手段からの前記補助画像データとが合成表示される表示手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 3】

前記表示手段に表示された前記補助画像データの指定された 2 点の距離または範囲の面積を計測する計測手段を更に有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。 30

【請求項 4】

前記指定画像データは、前記画像データ記憶手段に保存されている最新の画像データである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 5】

前記画像データ生成手段により生成された前記画像データと共に前記周期的な生体信号の所定の付加情報を前記画像データ記憶手段に保存し、
前記補助画像データ生成手段は、前記指定画像データよりも古い画像データの中から最新の前記付加情報を有する画像データを前記画像データ記憶手段から読み出す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。 40

【請求項 6】

前記生体信号は、ECG 信号であって、この ECG 信号の R 波の情報が前記付加情報に含まれることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記補助画像データ生成手段は、操作部から指定されたフレーム数の画像データを、前記画像データ記憶手段の中から読み出す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 8】

前記計測手段は、前記表示手段に前記補助画像データを計測する計測カーソルを表示し、この計測カーソルに設定された前記補助画像データ上の計測領域を計測することを特徴 50

とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示手段に、前記指定画像データに前記補助画像データを重ね合わせて表示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 10】

前記表示手段に表示された前記補助画像データを伸張及び縮小する伸張・縮小手段を有する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 11】

前記補助画像データ生成手段は、前記複数の画像データに対して、これらの画像データの画素毎に加算平均し、更にスレッシュホールド以下のノイズ成分カットの処理を行うようにしたことを特徴とする請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。 10

【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、被検体に対して超音波を放射し、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から被検体組織の画像データを生成してモニタ上に表示するものである。この超音波診断装置による診断方法は、X線診断装置、X線CT装置などの装置に比べ、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの画像データが得られ、且つ安全性が高いために、心臓、血管、腹部、泌尿器などの診断に広く用いられている。 20

【0003】

近年では、超音波診断装置を用いて、超音波撮影により得られた画像データ上の 2 点間距離、周囲長、面積などを計測して診断する方法が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。 25

【0004】

この計測を利用した診断には、モニタにリアルタイムに表示される動画像データの所望のタイミングで静止させた、例えば心臓、血管などの拡張期或いは収縮期における静止画像データの 2 点間の距離や臓器の面積などを計測して正常時と比較して診断する方法や、胎児の大きさを計測して成長に異常がないかを診断する方法などがある。 30

【特許文献 1】特開平 10 - 314167 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の超音波診断装置では計測に適した静止画像データが得られないことがある。即ち、従来の静止画像データは、ランダムノイズなどをキャンセルするために静止タイミングの前のフレームとそのタイミングのフレームとの補間処理によって生成されるので、例えば拍動している心臓の場合には複数のフレーム間の位相がずれてモーションアーチファクトが生じ、計測部位が不明瞭になってしまうことがある。 40

【0006】

通常、2 点間の距離や臓器の面積などを計測する場合、静止画像データ上の計測部位、例えば心筋部の境にカーソルを合わせて計測を行うので、心筋部の縁辺が不明瞭であると正確な計測を行うことができない問題がある。また、改めて静止画像データを得ようとすると検査に時間が掛かってしまう問題がある。

【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、正確に且つ迅速に 2 点間の距離や臓器の面積などの計測を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。 50

【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、本発明の請求項1に記載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、前記画像データ生成手段により生成された前記画像データが保存される画像データ記憶手段と、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、前記画像データ記憶手段に保存されている前記画像データの中から、所定時相の画像データを読み出して、この読み出した画像データから前記画像データの計測の補助のための補助画像データを生成する補助画像データ生成手段と、前記補助画像データ生成手段からの前記補助画像データが表示される表示手段とを備えたことを特徴とする。

10

【0009】

また、本発明の請求項2に記載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、前記画像データ生成手段により生成された前記画像データが保存される画像データ記憶手段と、前記画像データ生成手段により生成された前記画像データを指定する指定手段と、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、前記画像データ記憶手段に保存されている前記画像データの中から、前記指定手段により指定された指定画像データ及びこの指定画像データと同時相の画像データを読み出して、この読み出した複数の画像データから補助画像データを生成する補助画像データ生成手段と、前記画像データ生成手段からの前記指定画像データと前記補助画像データ生成手段からの前記補助画像データとが合成表示される表示手段とを備えたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、同時相の複数の画像データから生成された補助画像データを用いて計測を行うことにより、診断に必要な2点間の距離や臓器の面積などの計測を正確に、且つ迅速に行うことができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0012】

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6を参照して説明する。

【0013】

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10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に対して超音波駆動信号の送信と反射信号の受信を行なう送受信部2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、カラードプラ画像データ等の画像データを生成するデータ生成部3とを備えている。

40

【0014】

また、超音波診断装置10は、被検体に対して生体信号を検出する生体信号計測部4と、データ生成部3から出力された画像データから二次元の画像データの生成などを行う画像データ処理部5と、画像データ処理部5から出力された画像データから、計測に用いる補助画像データを生成する補助画像データ処理部6と、画像データ処理部5において生成された画像データや、補助画像データ処理部6において生成された補助画像データなどを表示する表示部7と、各種コマンド信号を入力する操作部8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9とを備えている。

50

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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 2 1 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 2 2 とを備えている。

10

【 0 0 1 7 】

送信部 2 1 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（1 乃至 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。

【 0 0 1 8 】

受信部 2 2 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 つに纏めてデータ生成部 3 に出力する。

20

【 0 0 1 9 】

データ生成部 3 は、受信部 2 2 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 3 1 と、上記信号からカラードブラ画像データを生成するカラードブラデータ生成部 3 2 とを備えている。

【 0 0 2 0 】

B モードデータ生成部 3 1 は、受信部 2 2 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、画像データ処理部 5 に出力する。

30

【 0 0 2 1 】

カラードブラデータ生成部 3 2 は、受信部 2 2 から出力された整相加算された信号に対してドブ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、その抽出したドブ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カラードブラ画像データの生成を行い、画像データ処理部 5 に出力する。

【 0 0 2 2 】

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 4 1 と、センサ 4 1 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信号処理部 4 2 とを備え、この作成された生体情報はシステム制御部 9 に出力される。

40

【 0 0 2 3 】

なお、センサ 4 1 は、心電波形（ECG）信号対応、脳波対応、心音対応、血圧波形対応、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 4 1 を用い、信号処理部 4 2 はセンサ 4 1 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生体情報を作成する場合について述べる。

【 0 0 2 4 】

画像データ処理部 5 は、データ生成部 3 から出力された画像データを順次保存する画像データ記憶部 5 1 と、画像データ記憶部 5 1 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画像データ生成部 5 2 と、画像データ生成部 5 2 から出力された

50

画像データと補助画像データ処理部 6 から出力された補助画像データを合成するデータ合成部 5 3 とを備えている。

【0025】

画像データ記憶部 5 1 は、データ生成部 3 から出力される B モード画像データ、カラードプラ画像データなどの画像データに、システム制御部 9 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 からの生体信号、及び前記画像データのフレーム情報などが付加されて順次保存される。

【0026】

図 2 は、画像データ記憶部 5 1 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 1 乃至 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 A 1 乃至 A K において、第 1 の走査方向 (1) の超音波送受波方向に、データ生成部 3 で生成された画像データ A 1 の画素 a 1 1 乃至 a 1 L が保存されている。

10

【0027】

また、この画像データ A 1 の先頭には、システム制御部 9 から供給された超音波の走査方向 (1) に関する走査情報 a 1 0 a と、この超音波走査に同期した生体信号計測部 4 からの E G C 信号や R 波などの生体信号に関する生体情報 a 1 0 b と、第 1 乃至第 K の走査方向への超音波走査毎のフレーム番号や時刻などのフレーム情報 a 1 0 c とが保存されている。

【0028】

第 2 の走査方向 (2) 乃至第 K の走査方向 (K) に対する画像データ A 2 乃至 A K の各々も、同様にして走査情報 a 2 0 a 乃至 a K 0 a、生体情報 a 2 0 b 乃至 a K 0 b、フレーム情報 a 2 0 c 乃至 a K 0 c、及び画像データ A 2 乃至 A K の画素 a m 1 乃至 a m L (m = 2 乃至 K) が保存されている。

20

【0029】

なお、画像データ記憶部 5 1 には、第 K の走査方向 (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 B 1 乃至 B K が保存される。

【0030】

図 1 の画像データ生成部 5 2 は、画像データ記憶部 5 1 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データ合成部 5 3 及び補助画像データ処理部 6 に出力する。

30

【0031】

データ合成部 5 3 は、画像データ生成部 5 2 から出力された画像データを表示部 7 に出力する。また、操作部 8 から「フリーズ操作」が行われると、画像データ生成部 5 2 から出力された画像データと補助画像データ処理部 6 から出力された補助画像データを合成して表示部 7 に出力する。

【0032】

補助画像データ処理部 6 は、画像データ生成部 5 2 から出力された画像データを保存する画像データ収集部 6 1 と、画像データ収集部 6 1 に保存されている画像データを読み出して補助画像データを生成する補助画像データ生成部 6 2 と、補助画像データ生成部 6 2 において生成された補助画像データを用いて計測を行う画像データ計測部 6 3 とを備えている。

40

【0033】

画像データ収集部 6 1 は、リングバッファなどのメモリ 6 1 a を備え、画像データ生成部 5 2 から出力された走査情報、生体情報、フレーム情報などの付加情報を含む画像データをメモリ 6 1 a に保存する。そして、操作部 8 から「検査開始操作」が行われると、メモリ 6 1 a に画像データ生成部 5 2 からの画像データの保存を開始し、超音波撮影中の画像データでメモリ容量が越えた時点で、古い画像データが保存されている領域から順に最新の画像データを上書きして保存する。そして、操作部 8 から「検査終了操作」が行われ

50

ると、メモリ 61a に保存された画像データは消去される。

【0034】

補助画像データ生成部 62 は、操作部 8 から「フリーズ操作」が行われたときにメモリ 61a から画像データと、この画像データと後述する同時相の画像データとを読み出し、この読み出した複数の画像データに対してフレーム相関、エッジ強調、2 値化、特性変更、ダイナミック変更などの処理を行って、補助画像データを生成してデータ合成部 53 に出力する。

【0035】

画像データ計測部 63 は、操作部 8 からの「フリーズ操作」によりデータ合成部 53 で合成された画像データ或いは補助画像データの計測領域における 2 点間の距離、周囲長、面積などの様々な計測を行う機能を有している。 10

【0036】

表示部 7 は、変換回路、モニタなどを備え、画像データ処理部 5 のデータ合成部 53 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。

【0037】

操作部 8 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、カラードプラ画像データ等）などの撮影条件や補助画像生成用フレーム数（2 以上の正数）等の設定操作、検査開始及び検査終了操作、フリーズ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。 20

【0038】

システム制御部 9 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、操作部 8 から供給される各種の入力情報は前記記憶回路に保存される。そして、前記 CPU は、これらの情報に基づいて送受信部 2、データ生成部 3、画像データ処理部 5、補助画像データ処理部 6、表示部 7 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】

以下、図 1 乃至図 6 を参照して、実施例に係る超音波診断装置 10 の動作を説明する。まず図 3 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 10 の動作を示したフローチャートである。 30

【0040】

超音波診断装置 10 の操作者は、操作部 8 から画像データ生成モード「B モード画像データ」、撮影部位「心臓」などの撮影条件、補助画像生成用フレーム数「4」、被検体 P の被検体情報などの設定入力を行う。そして、被検体 P の体表面に生体信号計測部 4 のセンサ 41 を固定して生体信号の計測を開始し、検査開始操作を行う（ステップ S1）。

【0041】

これにより、システム制御部 9 は、操作部 8 からの入力情報に基づいて、送受信部 2、データ生成部 3、画像データ処理部 5、補助画像データ処理部 6、表示部 7 などの各ユニットに超音波撮影を指示する。そして、操作者が超音波プローブ 1 を被検体 P の撮影部位に当てることにより、受信部 22 から出力された信号を受信するデータ生成部 3 の B モードデータ生成部 31 は、B モード画像データを生成して画像データ処理部 5 に出力する。 40

【0042】

画像データ処理部 5 の画像データ記憶部 51 には、B モードデータ生成部 31 から出力された B モード画像データに、システム制御部 9 から供給される前記 B モード画像データに対応する超音波の走査情報、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、及び超音波走査のフレーム情報などが付加されて保存される（ステップ S2）。

【0043】

画像データ生成部 52 は、画像データ記憶部 51 からその B モード画像データを読み出し走査変換したデータを補助画像データ処理部 6 に出力すると共に、データ合成部 53 を 50

介して表示部 7 にリアルタイムに表示する。補助画像データ処理部 6 の画像データ収集部 6 1 は、画像データ生成部 5 2 から出力された B モード画像データをメモリ 6 1 a に保存する（ステップ S 3）。

【0044】

次に、操作者は、計測に必要な画像データを得るために、表示部 7 に例えば心臓の拡張期或いは収縮期の B モード画像データが表示されたタイミングでフリーズ操作を行う。

【0045】

この操作部 8 からの「フリーズ操作」により、システム制御部 9 は、送受信部 2、データ生成部 3 に撮影動作の停止を指示すると共に、画像データ処理部 5 及び補助画像データ処理部 6 に B モード画像データ及び補助画像データの生成及び表示を指示する。

10

【0046】

補助画像データ処理部 6 の画像データ収集部 6 1 は、システム制御部 9 の指示を受けたときに画像データ生成部 5 2 から生成出力された B モード画像データをメモリ 6 1 a に保存した時点で、画像データの保存を停止する。

【0047】

図 4 は、フリーズ操作により画像データ収集部 6 1 のメモリ 6 1 a に保存された B モード画像データの記憶内容と、生体信号計測部 4 から出力された生体信号との関係を示した図である。

【0048】

メモリ 6 1 a は、時系列的に画像データ生成部 5 2 から出力された B モード画像データが保存可能な収集可能領域 E 1 を有する。この収集可能領域 E 1 は、操作部 8 の検査開始操作からフリーズ操作までの超音波撮影時間 T に、画像データ生成部 5 2 から出力され、走査情報、ECG 信号の R 波等の生体情報、及びフレーム情報などの付加情報を含む B モード画像データが矢印 L 1 方向に予め設定された撮影条件のフレームレート（フレーム数 / 秒）で保存された記憶領域 E 2 と、前記画像データの未収集領域 E 3 とに区分される。

20

【0049】

ここで、前記超音波撮影時間 T に生体信号計測部 4 から出力された生体信号は ECG 信号であって、この ECG 信号に N 周期分の R 波（第 1 乃至第 N の R 波）が含まれていたとすると、この第 1 乃至第 N の R 波の生体情報が付加された N フレームの B モード画像データ（第 R 1 乃至 R N 画像データ）が前記記憶領域 E 2 に保存される。

30

【0050】

これにより、メモリ 6 1 a の記憶領域 E 2 は、第 1 乃至第 N の R 波範囲に区分される。

【0051】

そして、操作部 8 から「フリーズ操作」されたときに画像データ生成部 5 2 から生成出力された B モード画像データは、記憶領域 E 2 の第 N の R 波範囲の右端に位置する最新の時刻の付加情報を有する第 a 1 画像データに一致する。

【0052】

この第 a 1 画像データが第 R N 画像データから L 1 方向に n 番目のフレームとして保存されていたとすると、この第 a 1 画像データに同期する 1 周期前の B モード画像データは、第 R N - 1 画像データから L 1 方向に n 番目のフレームとして保存された第 a 2 画像データである。

40

【0053】

また、第 a 1 画像データに同期する 2 周期前の B モード画像データは、第 R N - 2 画像データから L 1 方向に n 番目のフレームとして保存された第 a 3 画像データである。以下同様にして、3 乃至 N 周期前の B モード画像データは、第 R N - 3 画像データ乃至第 R 1 画像データから L 1 方向に n 番目のフレームとして保存された第 a 4 乃至第 a N 画像データである。ここでは、例えば第 a 1 画像データに同期する 1 乃至 N 周期前の B モード画像データを、同時相の B モード画像データと言う。

【0054】

補助画像データ処理部 6 の補助画像データ生成部 6 2 は、予め操作部 8 から設定入力さ

50

れた補助画像生成用フレーム数「4」に基づいて、画像データ収集部61のメモリ61aを検索して、最新の第a1画像データと、この第a1画像データと同時相の3つのBモード画像データ（同期時刻順の第a2乃至第a4画像データ）とを読み出す（図3のステップS4）。

【0055】

そして、補助画像データ生成部62は、この読み出した4つの第a1乃至第a4画像データに対して、これらの画像データの画素毎に、加算平均などのフレーム相関や、更にスレッシュホールド以下のノイズ成分カットのなどの処理を行って、補助画像データを生成してデータ合成部53に出力する（図3のステップS5）。

【0056】

このようにして得られた補助画像データは、同時相の複数の画像データから生成されるので、計測に必要な心筋等の組織を正確に表し、ランダムノイズなどがキャンセルされ計測に必要な心筋等の組織が明瞭な画像データを得ることができる。

【0057】

次に、画像データ処理部5のデータ合成部53は、画像データ生成部52から出力されたBモード画像データと、補助画像データ生成部62から出力された前記Bモード画像データに対応する補助画像データを合成して表示部7に表示する（図3のステップS6）。

【0058】

図5は、操作部8の「フリーズ操作」により表示部7に表示される初期画面の一例を示した図である。この画面71は、中央部近傍の優先エリア72と、この優先エリア72に重ならない任意の補助エリア73から構成される。そして、優先エリア72には第a1画像データであるBモード画像データ72aが表示され、補助エリア73には補助画像データ生成部62から出力された前記Bモード画像データ72aに対応する補助画像データ73が表示される。

【0059】

そして、操作部8から「重ね合わせ操作」が行われると、システム制御部9の制御によって例えばBモード画像データ72aと同じサイズに拡大した補助画像データ73aの画素を市松パターンに区分し、この市松パターンの一方を透明にしてBモード画像データ72aに重ね合わせて表示部7の画面に表示される。更に、操作部8から「色付け操作」が行われると、システム制御部9の制御によって補助画像データ73aの前記市松パターンの他方を色付けして、補助画像データ73aとBモード画像データ72aが識別して表示部7の画面に表示される。

【0060】

また、操作部8から「拡大或いは縮小操作」が行われると、システム制御部9の制御によってBモード画像データ72a及び補助画像データ73aは、夫々拡大或いは縮小して表示部7の画面に表示される。

【0061】

次に、図3のステップS7で表示部7の画面71に表示されたBモード画像データ72の例えば心筋部の縁辺が不鮮明で計測に不適な場合、操作部8から優先エリア72への「補助画像データ拡大操作」が行われると図6に示すように、システム制御部9の制御によってデータ合成部53は、表示部7の画面71の優先エリア72に補助画像データ73aを拡大表示し、補助エリア73にBモード画像データ72aを配置して表示する（図3のステップS8）。

【0062】

そして、表示部7の画面71に表示されたBモード画像データ72が鮮明で計測可能な場合（図3のステップS7のはい）、Bモード画像データ72を用いて計測が行われる（図3のステップ9へ）。

【0063】

なお、フリーズ操作のタイミングが遅れた場合、操作部8から「フレーム移動操作」を行えば、図6の画面71aの補助エリア73のBモード画像データ72aに一致する図

10

20

30

40

50

4のメモリ61aの第a1画像データのフレーム位置から矢印L2方向へ1フレームずつ移動し、移動した各フレーム位置におけるBモード画像データ72aが補助エリア73に表示されると共に、この補助エリア73に表示されたBモード画像データ72a及びこのBモード画像データ72aと同時相の3つのBモード画像データから生成される補助画像データが優先エリア72に表示される。

【0064】

このことにより、フリーズ操作のタイミングが遅れた場合でも、所望のタイミングに合った補助画像データ73aを生成して、Bモード画像データ72aと共に表示部7に表示させることができる。

【0065】

次に、操作部8の「計測領域設定操作」により、システム制御部9の制御によって補助画像データ処理部6の画像データ計測部63は、図6に示した画面71aの優先エリア72の補助画像データ73a上に、例えば2点の計測カーソル(73b、73c)を設定して表示する。そして、被検体Pの例えば心臓の拡張期或いは収縮期における計測カーソル73bと73c間の距離を計測して表示部7に出力する(図3のステップS9)。

【0066】

操作者は、表示部7に表示された計測値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8から検査終了操作を行う。

【0067】

これにより、システム制御部9は、画像データ処理部5、補助画像データ処理部6、表示部7などの各ユニットに停止を指示し、超音波診断装置10は検査を終了する(ステップS10)。

【0068】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体Pから検出される周期的な生体信号に基づいて、フリーズ操作が行われたときに画像データ生成部52から出力された画像データ及びこの画像データと同時相の画像データの複数の画像データから補助画像データを生成するので、計測に必要な被検体Pの組織が明瞭な画像データを得ることができる。

【0069】

また、フリーズ操作のタイミングが遅れた場合でも、改めて超音波撮影を行う必要がなく、メモリ61aの最新の画像データのフレーム位置から時刻が古い方向へ1フレームずつ移動させ、所望のフレーム位置における画像データ及びこの画像データと同時相の画像データの複数の画像データから補助画像データを生成させることができる。

【0070】

このように、補助画像データを用いることにより、診断に必要な計測を正確に且つ迅速に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【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画像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超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図4】本発明の実施例に係る画像データ収集部61のメモリ61aに保存された画像データの一例を示す図。

【図5】本発明の実施例に係る表示部の画面に表示されるBモード画像データ及び補助画像データの一例を示す図。

【図6】本発明の実施例に係る計測の一例を示す図。

【符号の説明】

【0072】

P 被検体

1 超音波プローブ

10

20

30

40

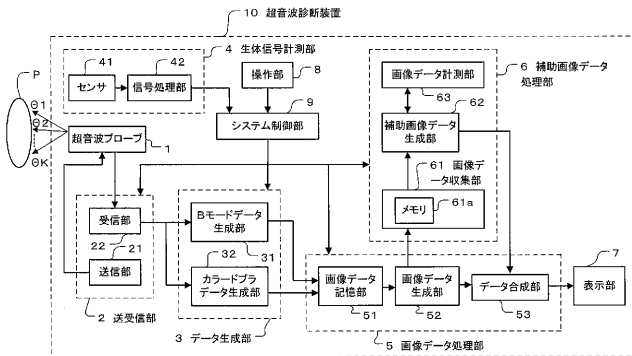
50

- 2 送受信部
- 3 データ生成部
- 4 生体信号計測部
- 5 画像データ処理部
- 6 補助画像データ処理部
- 7 表示部
- 8 操作部
- 9 システム制御部
- 10 超音波診断装置
- 21 送信部
- 22 受信部
- 31 Bモードデータ生成部
- 32 カラードブラデータ生成部
- 41 センサ
- 42 信号処理部
- 51 画像データ記憶部
- 52 画像データ生成部
- 53 データ合成部
- 61 画像データ収集部
- 61a メモリ
- 62 補助画像データ生成部
- 63 画像データ計測部

10

20

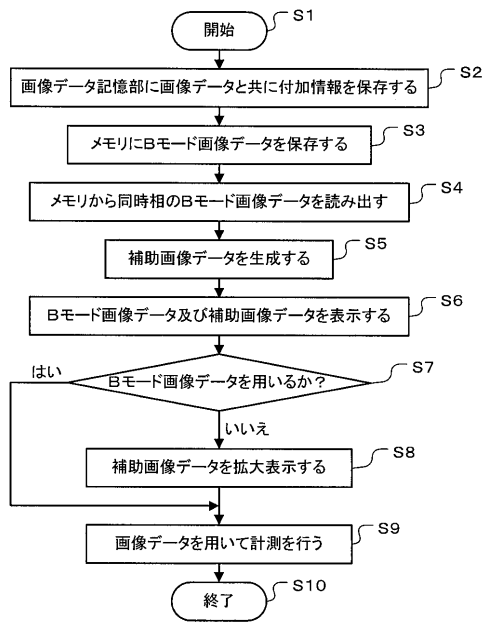
【図1】



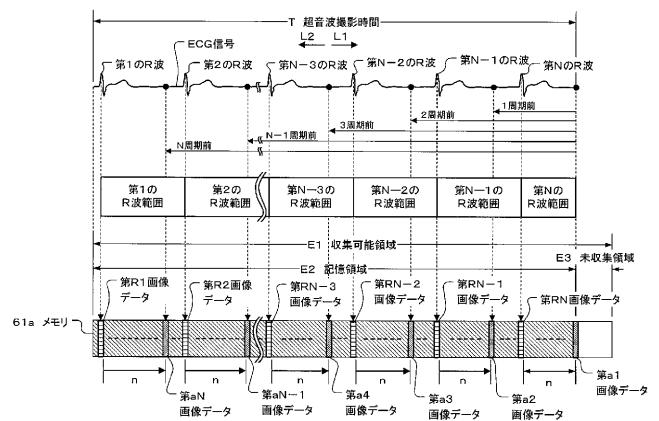
【図2】

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

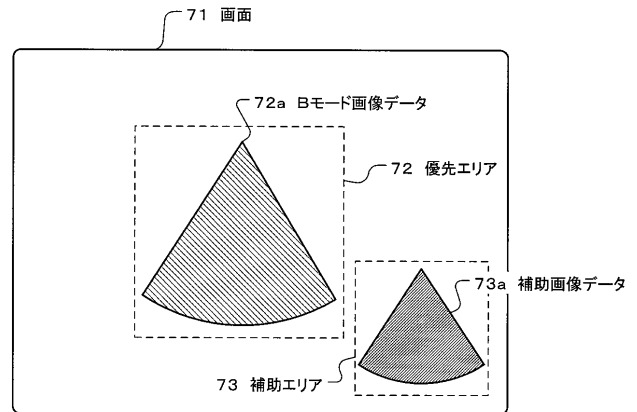
【図 3】



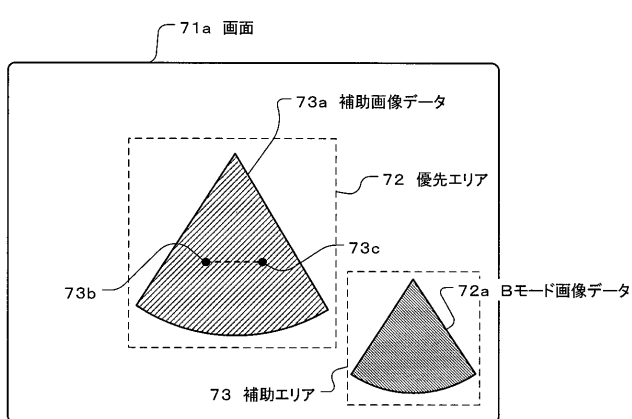
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DD15 EE04 EE09 FF08 JB38 JB40 JB48 JC04
JC16 JC21 KK01 KK10 KK12 KK19 KK25 KK28 KK31 KK33
KK36 LL04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006314477A	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2005138917	申请日	2005-05-11
[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	大島文雄		
发明人	大島 文雄		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK01 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK36 4C601/LL04		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够准确且迅速地测量两点之间的距离，器官的面积等。 解决方案：超声波探头1向/从对象P发送/接收超声波，发送/接收单元2驱动超声波探头1对对象P进行超声波扫描，以及 基于接收信号生成图像数据的图像数据生成单元52，显示来自图像数据生成单元52的图像数据的显示单元7，以及收集并保存由图像数据生成单元52生成的图像数据的图像数据。 辅助图像数据生成单元62包括收集单元61，以及基于与超声扫描并行地检测到的被检体P的周期性生物信号的信息，来自操作单元8的冻结操作时的图像。从图像数据收集单元61读取与该图像数据同相的数据和图像数据以生成辅助图像数据，并显示在显示单元7上。[选型图]图1

