

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5596940号
(P5596940)

(45) 発行日 平成26年9月24日(2014.9.24)

(24) 登録日 平成26年8月15日(2014.8.15)

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

請求項の数 5 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-155324 (P2009-155324)	(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
(22) 出願日	平成21年6月30日(2009.6.30)	(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
(65) 公開番号	特開2011-10716 (P2011-10716A)	(74) 代理人	100149803 弁理士 藤原 康高
(43) 公開日	平成23年1月20日(2011.1.20)	(72) 発明者	松永 智史 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内
審査請求日	平成24年6月15日(2012.6.15)	(72) 発明者	中嶋 修 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内

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を送信するための駆動信号を超音波プローブに送信し、前記超音波プローブから受信信号を受信する送受信手段と、

前記受信信号に基づいて参照モードの超音波データ及び計測モードの超音波データを生成する超音波データ生成手段と、

前記被検体の複数方向に対する超音波送受信によって得られた前記参照モードの超音波データに基づいて参照画像データを生成する参照画像データ生成手段と、

前記参照画像データ生成手段によって生成される複数の参照画像データを結合することでパノラマ画像データを生成するパノラマ画像データ生成手段と、

前記パノラマ画像データに示された計測部位に対する超音波送受信によって得られた前記計測モードの超音波データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段と、

前記計測部位の位置情報が付帯された前記診断パラメータの計測結果を保存する記憶手段と、

前記記憶手段に保存された前記計測結果に付帯する前記位置情報に基づいて、前記パノラマ画像データに対して計測マーカを合成し、更に、前記記憶手段に保存された前記計測結果を前記計測マーカの合成位置に対応する位置に合成することで表示データを生成する表示データ生成手段と、

前記パノラマ画像データを表示し、操作者による所定の入力を契機として、前記パノラ

10

20

マ画像データに代えて前記表示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】

被検体に対して超音波を送信するための駆動信号を超音波プローブに送信し、前記超音波プローブから受信信号を受信する送受信手段と、

前記受信信号に基づいて参照モードの超音波データ及び計測モードの超音波データを生成する超音波データ生成手段と、

前記被検体の複数方向に対する超音波送受信によって得られた前記参照モードの超音波データに基づいて参照画像データを生成する参照画像データ生成手段と、

前記参照画像データ生成手段によって生成される複数の参照画像データを結合することでパノラマ画像データを生成するパノラマ画像データ生成手段と、

前記パノラマ画像データに示された計測部位に対する超音波送受信によって得られた前記計測モードの超音波データに基づいてドプラスペクトラム画像データを生成する計測画像データ生成手段と、

前記計測部位の位置情報が付帯された前記ドプラスペクトラム画像データを保存する記憶手段と、

前記記憶手段に保存された前記計測結果に付帯する前記位置情報に基づいて、前記パノラマ画像データに対して計測マーカを合成し、更に、前記記憶手段に保存された前記計測結果を前記計測マーカの合成位置に対応する位置に合成することで表示データを生成する表示データ生成手段と、

前記パノラマ画像データを表示し、操作者による所定の入力を契機として、前記パノラマ画像データに代えて前記表示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 3】

前記パノラマ画像データを構成する最新の参照画像データに対して前記計測部位を指定する計測部位指定手段を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記パノラマ画像データ生成手段は、その端部領域において共通の画像情報を有する時間方向に隣接した参照画像データをパターンマッチング処理して画像データ間の位置ズレを検出し、この検出結果に基づき前記複数の参照画像データを結合して前記パノラマ画像データを生成することを特徴とする請求項 1 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記診断パラメータ計測手段は、前記計測画像データ生成手段から供給される前記スペクトラム画像データに基づいて心臓の収縮期における血流速度、拡張期における血流速度、収縮期の血流速度と拡張期の血流速度との比、P I (Pulsatility Index) 及び R I (Resistance Index) の少なくとも何れかを前記診断パラメータとして計測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】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、被検体に対する超音波送受信によって得られた時系列的な計測画像データを用いて各種診断パラメータの計測と表示を可能にする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルスを被検体内に放射し、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超音波反射波を前記振動素子により受信して生体情報を収集するものであり、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リアルタイムの 2 次元画像や 3 次元画像が容易に観察で

10

20

30

40

50

きるため、生体臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

【0003】

生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いてBモード画像データを収集するBモード法やカラードプラ画像データを収集するカラードプラ法は今日の超音波画像診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

一方、被検体の所定方向に対し超音波送受信を行なって得られた受信信号を処理してドプラ信号成分の周波数スペクトラム（以下では、スペクトラムデータと呼ぶ。）を生成し、このスペクトラムデータの時間的変化を計測することにより前記所定方向の計測部位における血流速度を定量的且つ正確に計測することが可能なドプラスペクトラム法や所定方向から得られた受信信号における反射強度（Bモードデータ）の時間的変化を計測することにより生体組織の運動機能を定量的に評価することが可能なMモード法がある。

【0005】

Mモード法によって得られるMモード画像データは、被検体の同一方向に対し複数回の超音波送受信を繰り返し行なって得られた時系列的なBモードデータを時間軸方向に順次配列することにより生成される。即ち、Mモード画像データは、通常、反射体までの距離を縦軸、時間を横軸とし、Bモードデータの振幅は輝度によって示される。

【0006】

一方、ドプラスペクトラム法では、被検体の同一方向に対し所定間隔で複数回の超音波送受波を繰り返し行ない、血球などの移動反射体にて反射した超音波反射波を超音波パルスの中心周波数と略等しい周波数の基準信号を用いて直交位相検波しドプラ信号を検出する。そして、レンジゲートにより前記ドプラ信号の中から抽出した所望計測部位のドプラ信号を周波数分析することによりスペクトラムデータを生成し、前記計測部位に対して時系列的に得られる複数のスペクトラムデータを時間軸方向に順次配列することによりスペクトラム画像データを生成する。この場合、ドプラスペクトラム法によって生成されるスペクトラム画像データは、通常、周波数を縦軸、時間を横軸とし各周波数成分のパワー（強さ）は輝度（階調）によって示される。

【0007】

尚、上述のレンジゲートを被検体の計測部位に対して正しく設定するために、レンジゲートの設定はBモード画像データやカラードプラ画像データ（以下では、これらを纏めて参照画像データと呼ぶ。）の観測下において行なわれ、レンジゲートの位置を示す計測マーカが参照画像データに重畳表示される。

【0008】

そして、計測部位に対して生成されたスペクトラム画像データやこのスペクトラム画像データに基づいて計測された各種診断パラメータの計測結果を計測マーカが重畳された参照画像データと共に表示する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0009】

この特許文献1に記載された方法では、先ず、時系列的に得られるスペクトラムデータの各々に対して最大周波数 f_p を検出し、この最大周波数 f_p の時間変化を示すトレース波形（トレンド波形）に基づいて心臓の収縮期 P_s （Peak of systolic）及び拡張期 E_d （End of diastolic）を検出する。そして、収縮期 P_s 及び拡張期 E_d に基づいて末梢血管の診断パラメータである心拍数HR（Heart Rate）、PI（Pulsatility Index）及びRI（Resistance Index）等の計測を行なう。

【0010】

尚、トレース波形の生成、 P_s 及び E_d の検出、PIやRI等の計測は、従来、フリーズされたスペクトラム画像データを用いたマニュアル操作が基本であったが、近年では、リアルタイム表示されたスペクトラム画像データを用いて自動的に行なう方法も提案されている（例えば、特許文献2参照。）。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開2005-81081号公報

【特許文献2】米国特許第5628321号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、特許文献1に記載された上述の方法では、比較的狭い領域に対して収集された参照画像データの観察下で当該被検体の診断に有効な1つの計測部位を指定し、この計測部位に対して生成されたスペクトラム画像データ等の計測画像データ及びこの計測画像データに基づいて得られた診断パラメータの計測結果が上述の参照画像データと共に表示する方式が適用されてきた。このため、例えば、比較的広範囲に走行している血管の上流における血流情報と下流における血流情報との比較、あるいは、分岐前の血流情報と分岐後の血流情報との比較等を参照画像データと対応させて観察することは困難であった。このため、診断精度や診断効率が低下するのみならず医師や検査師（以下では、これらを纏めて操作者と呼ぶ。）に対し大きな負担を与えていた。

10

【0013】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、比較的広範囲な領域の表示が可能なパノラマ画像データの観測下で前記パノラマ画像データに示された複数からなる計測部位の各々に対する計測画像データの生成や診断パラメータの計測を容易かつ正確に行なうことが可能な超音波診断装置及び診断パラメータ計測用制御プログラムを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記課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を送信するための駆動信号を超音波プローブに送信し、前記超音波プローブから受信信号を受信する送受信手段と、前記受信信号に基づいて参照モードの超音波データ及び計測モードの超音波データを生成する超音波データ生成手段と、前記被検体の複数方向に対する超音波送受信によって得られた前記参照モードの超音波データに基づいて参照画像データを生成する参照画像データ生成手段と、前記参照画像データ生成手段によって生成される複数の参照画像データを結合することでパノラマ画像データを生成するパノラマ画像データ生成手段と、前記パノラマ画像データに示された計測部位に対する超音波送受信によって得られた前記計測モードの超音波データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段と、前記計測部位の位置情報が付帯された前記診断パラメータの計測結果を保存する記憶手段と、前記記憶手段に保存された前記計測結果に付帯する前記位置情報に基づいて、前記パノラマ画像データに対して計測マーカを合成し、更に、前記記憶手段に保存された前記計測結果を前記計測マーカの合成位置に対応する位置に合成することで表示データを生成する表示データ生成手段と、前記パノラマ画像データを表示し、操作者による所定の入力を契機として、前記パノラマ画像データに代えて前記表示データを表示する表示手段と、を備えたことを特徴としている。

30

40

【0015】

又、請求項2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を送信するための駆動信号を超音波プローブに送信し、前記超音波プローブから受信信号を受信する送受信手段と、前記受信信号に基づいて参照モードの超音波データ及び計測モードの超音波データを生成する超音波データ生成手段と、前記被検体の複数方向に対する超音波送受信によって得られた前記参照モードの超音波データに基づいて参照画像データを生成する参照画像データ生成手段と、前記参照画像データ生成手段によって生成される複数の参照画像データを結合することでパノラマ画像データを生成するパノラマ画像データ生成手段と、前記パノラマ画像データに示された計測部位に対する超音波送受信によって得られた前記計測モードの超音波データに基づいてドブラスペクトラム画像データを生成する計測画像

50

データ生成手段と、前記計測部位の位置情報が付帯された前記ドブラスペクトラム画像データを保存する記憶手段と、前記記憶手段に保存された前記計測結果に付帯する前記位置情報に基づいて、前記パノラマ画像データに対して計測マーカを合成し、更に、前記記憶手段に保存された前記計測結果を前記計測マーカの合成位置に対応する位置に合成することで表示データを生成する表示データ生成手段と、

前記パノラマ画像データを表示し、操作者による所定の入力を契機として、前記パノラマ画像データに代えて前記表示データを表示する表示手段と、を備えたことを特徴としている。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、比較的広範囲な領域の表示が可能なパノラマ画像データの観測下で前記パノラマ画像データに示された複数からなる計測部位の各々に対する計測画像データの生成や診断パラメータの計測を容易かつ正確に行なうことができる。このため、診断精度や診断効率を大幅に向上させることができ、更に、超音波検査における操作者の負担が軽減される。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び超音波データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図3】同実施例の参照モード及び計測モードにおける超音波送受信方向を説明するための図。

【図4】同実施例におけるスペクトラムデータ生成部の基本動作を示すタイムチャート。

【図5】同実施例におけるパノラマ画像データの生成方法を説明するための図。

【図6】同実施例における計測画像データ的具体例を示す図。

【図7】同実施例の計測画像データにおける収縮期 P_s 及び拡張期 E_d を示す図。

【図8】同実施例における表示データ的具体例を示す図。

【図9】同実施例における診断パラメータ計測結果の表示手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0019】

以下に述べる本発明の実施例では、まず、複数の振動素子が1次元配列された超音波プローブを振動素子の配列方向へ順次移動させながら収集した被検体の診断対象部位における複数の参照画像データを結合させて広範囲な画像データ（以下では、パノラマ画像データと呼ぶ。）を生成し、このパノラマ画像データを構成する最新の参照画像データに基づいて血流情報計測部位を指定する。次いで、指定された血流情報計測部位に対する超音波送受信によって得られるドブラ信号に基づいて計測画像データを生成し、この計測画像データを用いて診断パラメータを計測する。そして、前記診断対象部位に対して指定された複数からなる前記血流情報計測部位の各々にて得られた計測画像データ及び診断パラメータの計測結果をパノラマ画像データの血流情報計測部位に対応させて表示する。

【0020】

尚、以下の実施例では、参照画像データとしてBモード画像データを生成し、計測画像データとしてスペクトラム画像データを生成する場合について述べるが、参照画像データは、カラードブラ画像データであってもよく、カラードブラ画像データが重畳されたBモード画像データであってもよい。又、計測画像データは、Bモードデータの時間的変化を示すMモード画像データであっても構わない。更に、リニア走査方式の超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて参照画像データを生成する場合について述べるが、セクタ走査方式やコンベックス走査方式等の他の走査方式を用いて参照画像データを収集して

10

20

30

40

50

もよい。

【 0 0 2 1 】

(装置の構成)

本発明の実施例における超音波診断装置の構成と各ユニットの基本動作につき図 1 乃至図 8 を用いて説明する。尚、図 1 は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 2 は、この超音波診断装置が備える送受信部及び超音波データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 2 】

図 1 に示す超音波診断装置 1 0 0 は、被検体の検査対象領域（例えば、頸部）に対し超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数の振動素子が配列された超音波プローブ 3 と、前記検査対象領域の所定方向に対し超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られる複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部 2 と、整相加算後の受信信号を処理して B モードデータ及びスペクトラムデータを生成する超音波データ生成部 4 と、超音波データ生成部 4 において得られた B モードデータを超音波送受信方向に対応させて配列することにより参照画像データ及びパノラマ画像データを生成し、前記超音波データ生成部 4 において得られたスペクトラムデータを時間軸方向に配列することにより計測画像データを生成する画像データ生成部 5 と、計測画像データに基づいて各種の診断パラメータを計測する診断パラメータ計測部 6 を備えている。

【 0 0 2 3 】

又、超音波診断装置 1 0 0 は、上述のパノラマ画像データに計測画像データ及び診断パラメータの計測結果を重畳あるいは合成して表示する表示部 7 と、被検体情報の入力、画像データ生成条件の設定、パノラマ画像データに対する血流情報計測部位の指定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部 8 と、参照画像データを生成する参照モード及び計測画像データを生成する計測モードにおける超音波送受信方向を制御する走査制御部 9 と、基準信号を発生する基準信号発生部 1 0 と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 1 1 を備えている。

【 0 0 2 4 】

超音波プローブ 3 は、例えば、1次元配列された M 1 個の図示しない振動素子をその先端部に有し、前記先端部を被検体の体表に接触させて超音波送受信を行なう。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、振動素子の各々は、図示しない M 1 チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 2 に接続されている。尚、本実施例では、M 1 個の振動素子を有するリニア走査用の超音波プローブ 3 について述べるが、セクタ走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

【 0 0 2 5 】

次に、図 2 に示した送受信部 2 は、超音波プローブ 3 に設けられた M 1 個の振動素子の中から M 2 個の送信用振動素子と M 3 個の受信用振動素子を選択する素子選択部 2 1 と、所定方向に送信音場を形成するために M 2 個の送信用振動素子に対し所定の送信遅延時間と駆動振幅を有した駆動信号を供給する送信部 2 2 と、前記所定方向に対して受信音場を形成するために M 3 個の受信用振動素子から得られた M 3 チャンネルの受信信号を整相加算（受信信号の位相を合わせて加算合成）する受信部 2 3 を備えている。

【 0 0 2 6 】

素子選択部 2 1 は、後述の走査制御部 9 から供給される素子選択制御信号に基づき、送信時には、超音波プローブ 3 に備えられた M 1 個の振動素子の中から隣接した M 2 個の振動素子を送信振動素子群として選択し、受信時には、前記 M 1 個の振動素子の中から隣接した M 3 個の振動素子を受信振動素子群として選択する。例えば、素子選択部 2 1 は、超音波プローブ 3 が有する M 1 個の振動素子に対応した M 1 チャンネルの電子的なスイッチ

10

20

30

40

50

ング回路を備え、これらのスイッチング回路の切り替え制御により送信振動素子群及び受信振動素子群の選択を行なう。そして、このとき選択された送信振動素子群は送信部 2 2 に接続され受信振動素子群は受信部 2 3 に接続される。この場合、送信振動素子群及び受信振動素子群は各々の中心位置が略一致するように選択される。そして、参照モードでは、上述の送信振動素子群及び受信振動素子群を振動素子の配列方向へレート間隔（後述する送信超音波の繰り返し周期）で順次シフトさせながら前記配列方向に垂直な $\theta = 0$ の方向に対して超音波送受信を行なうことにより、所謂、リニア走査を行なう。一方、計測モードでは、送信振動素子群及び受信振動素子群を配列方向の好適な位置に固定した状態で血流情報計測部位と交叉する方向 $\theta = d$ に対して超音波送受信を行なう。

【 0 0 2 7 】

次に、送信部 2 2 は、レートパルス発生器 2 2 1、送信遅延回路 2 2 2 及び駆動回路 2 2 3 を備えている。レートパルス発生器 2 2 1 は、図 1 の基準信号発生部 1 0 から供給される基準信号を分周することにより送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成する。送信遅延回路 2 2 2 は、送信に使用される M 2 個の振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定方向 $\theta = d$ へ送信するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器 2 2 1 から供給されるレートパルスに与える。駆動回路 2 2 3 は、送信遅延回路 2 2 2 と同数の独立な駆動回路を有し、送信遅延回路 2 2 2 にて上述の遅延時間が与えられたレートパルスに基づいて駆動信号を生成する。そして、素子選択部 2 1 により超音波プローブ 3 にて配列された M 1 個の振動素子の中から選択された M 2 個の送信用振動素子を前記駆動信号によって駆動し、被検体内に送信超音波を放射する。

【 0 0 2 8 】

一方、受信部 2 3 は、素子選択部 2 1 により超音波プローブ 3 に内蔵された M 1 個の振動素子の中から受信用として選択された M 3 個の振動素子に対応する M 3 チャンネルのプリアンプ 2 3 1、A / D 変換器 2 3 2 及び受信遅延回路 2 3 3 と加算器 2 3 4 を備え、受信用の振動素子からプリアンプ 2 3 1 を介して供給された M 3 チャンネルの受信信号は A / D 変換器 2 3 2 にてデジタル信号に変換されて受信遅延回路 2 3 3 に送られる。

【 0 0 2 9 】

受信遅延回路 2 3 3 は、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所定方向 $\theta = d$ に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A / D 変換器 2 3 2 から出力される M 3 チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 2 3 4 は、受信遅延回路 2 3 3 から供給される受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 2 3 3 と加算器 2 3 4 により、 $\theta = 0$ あるいは $\theta = d$ の方向から得られた受信信号は整相加算される。

【 0 0 3 0 】

但し、 $\theta = 0$ の方向に対して超音波送受信を行なう参照モードのリニア走査では、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と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のみが上述の送信遅延回路 2 2 2 及び受信遅延回路 2 3 3 によって与えられる。

【 0 0 3 1 】

次に、参照モード及び計測モードにおける超音波送受信方向につき図 3 を用いて更に詳しく説明する。図 3 では、超音波プローブ 3 に設けられた M 1 個の振動素子の中から 1 回の超音波送受信において選択される M 2 個の送信用振動素子群及び M 3 個の受信用振動素子群を斜線によって示している。但し、ここでは説明を簡単にするために M 2 = M 3 としている。

【 0 0 3 2 】

図 3 (a) は、参照画像データの収集を目的とした参照モードにおける超音波送受信を示したものであり、この送受信法はリニア走査法として広く知られている。例えば、第 1 のレート区間では振動素子 1 乃至振動素子 M 2 を選択駆動することによって $\theta = 1$ の方向に対し超音波送受信を行ない、第 2 のレート区間では振動素子 2 乃至振動素子 M 2 + 1 を選択駆動することによって $\theta = 2$ の方向に対し超音波送受信を行なう。更に、同様の手順を繰

10

20

30

40

50

り返すことにより送信振動素子群及び受信振動素子群を振動素子の配列方向へレート間隔で順次シフトさせながら配列方向に垂直な $\theta = 0$ の方向に対して超音波送受信を行なう。

【0033】

一方、図3(b)は、計測画像データの収集を目的とした計測モードにおける超音波送受信を示したものであり、この場合、血流情報計測部位に対する超音波送受信に好適な位置にあるM2個の送信振動素子群及び受信振動素子群がM1個の振動素子の中から選択され、これらの振動素子群を駆動することにより所定方向 $\theta = 0$ (d)に対して超音波送受信を行なう。

【0034】

尚、計測画像データを収集する場合、図3(b)に示した超音波送受信方向 $\theta = 0$ が血流情報計測部位に対し好適であるか否かを確認するために、通常、参照画像データの収集も並行して行なわれる。このような場合、例えば、 $\theta = 1$ に対する参照モードの超音波送受信を行なった後 $\theta = 0$ に対する計測モードの超音波送受信を行ない、 $\theta = 2$ に対する参照モードの超音波送受信を行なった後 $\theta = 0$ に対する計測モードの超音波送受信を行なう。即ち、 $\theta = 1, 0, 2, 0, 3, 0, \dots$ に対する超音波送受信を順次行なうことにより参照画像データの観測下で計測画像データの収集における超音波送受信方向をモニタリングすることが可能となる。

【0035】

上述のように、参照モードでは、血管構造を高分解能で観察することが可能な図3(a)のリニア走査方式が適用され、計測モードでは、ドプラ信号を高感度で計測するために超音波送受信方向を $\theta = d$ 方向へ偏向させる図3(b)の方法が通常用いられる。

【0036】

図2へ戻って、超音波データ生成部4は、受信部23の加算器234から出力される受信信号を処理してBモードデータを生成するBモードデータ生成部41と、前記受信信号を直交検波してドプラ信号を検出し、このドプラ信号の周波数スペクトラムデータ(以下では、ドプラスペクトラムデータと呼ぶ。)を生成するスペクトラムデータ生成部42を備えている。

【0037】

Bモードデータ生成部41は、包絡線検波器411と対数変換器412を備え、包絡線検波器411は、受信部23の加算器234から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器412は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する。

【0038】

一方、スペクトラムデータ生成部42は、 $\pi/2$ 移相器421、ミキサ422-1及び422-2、LPF(低域通過フィルタ)423-1及び423-2を備え、更に、SH(サンプルホールド回路)424-1及び424-2、BPF(帯域通過フィルタ)425-1及び425-2、周波数分析器426を備えている。そして、受信部23の加算器234から供給された受信信号を直交位相検波してドプラ信号を検出し、得られたドプラ信号に対して周波数分析を行なう。

【0039】

次に、スペクトラムデータ生成部42の構成と基本動作につき図4のタイムチャートを参照して更に詳しく説明する、スペクトラムデータ生成部42が備える各ユニットの出力信号等を模式的に示した図4において、受信部23の加算器234から出力された受信信号(図4の(c))は、スペクトラムデータ生成部42のミキサ422-1及び422-2の第1の入力端子に入力される。一方、この受信信号の中心周波数と略等しい周波数をもった基準信号発生部10の基準信号(図4の(a))はミキサ422-1の第2の入力端子に直接供給され、 $\pi/2$ 移相器421を介することにより位相が90度だけシフトした基準信号はミキサ422-2の第2の入力端子に送られる。そして、ミキサ422-1及び422-2の出力は、LPF423-1及び423-2に送られ、加算器234から出力される受信信号の周波数と基準信号発生部10から供給される基準信号の周波数との

10

20

30

40

50

和の成分が除去され、差の成分のみがドプラ信号として検出される（図4の（d））。

【0040】

次いで、SH424-1及び424-2には、LPF423-1及び423-2から出力されたドプラ信号と、システム制御部11が基準信号発生部10の基準信号を分周して生成したサンプリングパルス（レンジゲートパルス）が供給され（図4の（e））、このレンジゲートパルスの発生タイミングに対応した距離に位置する関心部位からのドプラ信号のみがサンプルホールドされる（図4の（f））。尚、このレンジゲートパルスは、送信超音波の放射タイミングを示す周期 T_r のレートパルス（図4の（b））から所定時間 T_s 後に発生し、この発生タイミングは入力部8において任意に設定される。

【0041】

即ち、操作者は、遅延時間 T_s を変更することによって超音波プローブ3から距離 L_g だけ離れた血流情報計測部位に対してレンジゲートを設定し、このレンジゲートにより血流情報計測部位からのドプラ信号を選択的に検出することが可能となる。尚、超音波プローブ3から血流情報計測部位までの距離 L_g と遅延時間 T_s は、生体組織の音速度を C とすれば、 $2L_g / C = T_s$ の関係にある。

【0042】

次に、SH424-1及び424-2から出力された血流情報計測部位のドプラ信号に重畳する階段状のノイズ成分（図4の（f））は、BPF425-1及び425-2によって除去され（図4の（g））、平滑化された上記ドプラ信号は、周波数分析器426へ供給される。尚、BPF425-1及び425-2は、血流速度より遅い移動速度を有する血管や生体組織等に起因したドプラ信号（クラッタ信号）を排除する機能をも併せもっている。

【0043】

一方、周波数分析器426は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、前記記憶回路は、BPF425-1及び425-2から出力された複素型のドプラ信号を保存し、前記演算回路は、前記記憶回路に保存されたドプラ信号の所定区間において周波数分析を行なってスペクトラムデータを生成する。

【0044】

図1へ戻って、画像データ生成部5は、参照画像データ生成部51、パノラマ画像データ生成部52及び計測画像データ生成部53を備えている。

【0045】

参照画像データ生成部51は、図示しない記憶回路を有し、参照モードにおいて超音波データ生成部4のBモードデータ生成部41から順次供給されるBモードデータを超音波送受信方向に対応させて前記記憶回路に保存することにより参照画像データとしてのBモード画像データを生成する。

【0046】

一方、パノラマ画像データ生成部52は、図示しない画像データ結合部と画像データ記憶部を備えている。前記画像データ結合部は、参照画像データ生成部51から供給される最新の参照画像データと既に収集された参照画像データに基づいて生成され前記画像データ記憶部に一旦保存されているパノラマ画像データ（第1のパノラマ画像データ）とを結合することにより新たなパノラマ画像データ（第2のパノラマ画像データ）を生成する。具体的には、新たに収集された参照画像データと第1のパノラマ画像データの重複部分（共通の画像情報を有する画像データの領域）に対し、例えば、相互相関演算等のパターンマッチング処理を行なって画像データ間の相対的な位置ズレを検出し、この検出結果に基づいて位置補正した参照画像データ及び第1のパノラマ画像データとを結合して第2のパノラマ画像データを生成する。

【0047】

そして、得られた第2のパノラマ画像データは、表示部7において表示され、更に、新たな第1のパノラマ画像データとして前記画像データ記憶部に保存される。即ち、パノラマ画像データ生成部52の画像データ結合部は、超音波プローブ3の位置が更新される度

10

20

30

40

50

に参照画像データ生成部 5 1 から供給される参照画像データと自己の画像データ記憶部において既に保存されている第 1 のパノラマ画像データを結合して第 2 のパノラマ画像データを生成する。

【 0 0 4 8 】

図 5 は、パノラマ画像データの生成方法を説明するための図であり、図 5 (a) は、超音波プローブ 3 を被検体の頸部に接触させた状態で振動素子の配列方向に沿って移動させることにより収集された 3 枚の参照画像データ $I r a$ 乃至 $I r c$ を示しており、図 5 (b) は、これらの参照画像データを結合することによって生成されたパノラマ画像データ $I p x$ を示している。

【 0 0 4 9 】

この場合、隣接して収集された参照画像データ $I r a$ の右領域と参照画像データ $I r b$ の左領域は共通の画像情報を有しており、同様にして、参照画像データ $I r b$ の右領域と参照画像データ $I r c$ の左領域は共通の画像情報を有している。

【 0 0 5 0 】

パノラマ画像データ生成部 5 2 が備える上述の画像データ結合部はこのようにして収集された参照画像データ $I r a$ 及び $I r b$ あるいは参照画像データ $I r b$ 及び $I r c$ に対しパターンマッチング処理を行なって画像データ間の相対的な位置ズレを検出し、この検出結果に基づいて参照画像データを結合することによりパノラマ画像データを生成する。

【 0 0 5 1 】

即ち、超音波プローブ 3 を被検体の診断対象部位（頸部）に接触させることによって参照画像データ $I r a$ を収集し、次いで、超音波プローブ 3 を移動させることにより参照画像データ $I r b$ 及び $I r c$ を順次収集する場合、前記画像データ結合部は、参照画像データ生成部 5 1 から供給される参照画像データ $I r a$ を第 1 のパノラマ画像データとして画像データ記憶部に一旦保存する。次いで、超音波プローブ 3 の移動に伴って参照画像データ生成部 5 1 から新たに供給される参照画像データ $I r b$ と前記画像データ記憶部から読み出した第 1 のパノラマ画像データ（即ち、参照画像データ $I r a$ ）を結合して第 2 のパノラマ画像データを生成し、得られた第 2 のパノラマ画像データを表示部 7 に表示すると共に新たな第 1 のパノラマ画像データとして前記画像データ記憶部に保存する。

【 0 0 5 2 】

同様にして、前記画像データ結合部は、参照画像データ生成部 5 1 から供給される参照画像データ $I r c$ と前記画像データ記憶部から読み出した第 1 のパノラマ画像データを結合して第 2 のパノラマ画像データを生成し、得られた第 2 のパノラマ画像データを表示部 7 に表示すると共に新たな第 1 のパノラマ画像データとして前記画像データ記憶部に保存する。このような手順を繰り返すことにより広範囲なパノラマ画像データ $I p x$ が生成される。尚、このとき表示部 7 に表示される第 2 のパノラマ画像データを構成している最新の参照画像データ（例えば、図 5 (b) の参照画像データ $I r c$ ）は動画像として略リアルタイム表示され、この参照画像データに示された血流情報計測部位に対し後述の計測マーカーが入力部 8 によって設定される。

【 0 0 5 3 】

再び図 1 へ戻って、画像データ生成部 5 の計測画像データ生成部 5 3 は、超音波データ生成部 4 のスペクトラムデータ生成部 4 2 から所定の時間間隔で時系列的に供給されるスペクトラムデータの各々における最大周波数 $f p$ を検出し、この最大周波数 $f p$ の時間的变化を示すスペクトラム画像データを計測画像データとして生成する。

【 0 0 5 4 】

図 6 は、計測画像データ生成部 5 3 によって生成される計測画像データの具体例を示したものであり、この計測画像データの左領域には、スペクトラムデータ生成部 4 2 によって生成された最新のスペクトラムデータ $B x$ が縦軸を周波数（ f ）、横軸をスペクトラムパワー $S (f)$ として示される。そして、最大血流速度に対応する最大周波数 $f p$ は、スペクトラムデータ $B x$ と予め設定された閾値 $S 0$ との比較によって検出され、このとき検出された最大周波数 $f p$ の時間的变化を示すトレンド波形 $C x$ が計測画像データの右領域

10

20

30

40

50

に示される。

【 0 0 5 5 】

次に、図 1 に示す診断パラメータ計測部 6 は、先ず、画像データ生成部 5 の計測画像データ生成部 5 3 から供給される計測画像データを受信し、この計測画像データを構成する最大周波数 f_p のトレンド波形 C_x に対し最大値及び最小値を検出することにより心臓の収縮期を示す P_s (Peak of Systolic) と拡張期を示す E_d (End of Diastolic) の位置 (時刻) を検出する。

【 0 0 5 6 】

図 7 は、計測画像データのトレンド波形 C_x において検出された収縮期 P_s と拡張期 E_d を示しており、これらの収縮期 P_s や拡張期 E_d を自動検出する場合、最大値を示す収縮期 P_s は比較的容易に検出可能であるが最小値を示す拡張期 E_d の検出は困難な場合が多い。このような拡張期 E_d の自動検出に際し、診断パラメータ計測部 6 は、例えば、トレンド波形 C_x を平滑化した後に行なわれる変曲点検出のための 1 次微分演算あるいは 2 次微分演算によって 1 心拍中に 1 つの P_s と複数の E_d 候補点を検出し、更に、これらの E_d 候補点の中から、前記 P_s に対して所定範囲にある E_d 候補点を 1 つ選択することによって拡張期 E_d を検出する。

【 0 0 5 7 】

次いで、診断パラメータ計測部 6 は、収縮期 P_s における最大周波数 $f_p(p_s)$ 及び拡張期 E_d における最大周波数 $f_p(e_d)$ に基づいて収縮期 P_s における最大血流速度 V_{ps} 、拡張期 E_d における最大血流速度 V_{ed} 及び最大周波数 V_{ps} と最大周波数 V_{ed} との比 S/D を計測し、更に、 $P_s - P_s$ 区間のトレンド波形 C_x に基づいて、血行動態の診断パラメータである心拍数 HR (Heart Rate)、 PI (Pulsatility Index) 及び RI (Resistance Index) などの計測を必要に応じて行なう。尚、上述の PI 及び RI は、通常、次式 (1) に基づいて算出される。

【 数 1 】

$$PI = \frac{h1 - h2}{h0}$$

$$RI = \frac{h1 - h2}{h1} \quad \dots \quad (1)$$

【 0 0 5 8 】

但し、図 6 に示すように、上式 (1) における h_1 及び h_2 は、トレンド波形 C_x の収縮期 P_s における最大周波数 $f_p(p_s)$ 及び収縮期 E_d における最大周波数 $f_p(e_d)$ の値であり、 h_0 は、最大周波数 f_p の平均値を示している。

【 0 0 5 9 】

次に、図 1 の表示部 7 は、データ記憶部 7 1、表示データ生成部 7 2 及びモニタ 7 3 を備え、データ記憶部 7 1 には、被検体の血流情報計測部位から得られた受信信号に基づいて計測画像データ生成部 5 3 が生成した計測画像データ及びこの計測画像データを用いて診断パラメータ計測部 6 が計測した診断パラメータの計測結果が前記血流情報計測部位の位置情報を付帯情報として保存される。

【 0 0 6 0 】

一方、表示データ生成部 7 2 は、画像データ生成部 5 のパノラマ画像データ生成部 5 2 から供給されるパノラマ画像データや計測画像データ生成部 5 3 から供給される計測画像データを所定の表示フォーマットに変換してモニタ 7 3 に表示する。特に、入力部 8 において診断パラメータの計測結果表示コマンドが入力された場合、表示データ生成部 7 2 は、データ記憶部 7 1 に一旦保存された計測画像データ及び診断パラメータ計測結果を読み出し、パノラマ画像データ生成部 5 2 から供給される広範囲なパノラマ画像データに上述の計測画像データ及び診断パラメータ計測結果を重畳させて表示データを生成する。そして、得られた表示データに対し A/D 変換や表示フォーマット変換等のデータ変換処理を行なってモニタ 7 3 に表示する。この場合、計測画像データ及び診断パラメータ計測結果

はその付帯情報である血流情報計測部位の位置情報に基づき、パラメータ画像データに示された前記血流情報計測部位の各々に対応させて重畳表示あるいは並列表示される。

【0061】

図8は、表示データ生成部72が生成する表示データ的具体例を示したものであり、この表示データは、参照画像データI_r1乃至I_r7の結合によって生成されたパノラマ画像データI_pと、参照画像データI_r2、I_r4及びI_r7の血流情報計測部位S_v2、S_v4及びS_v7から収集されたドプラ信号に基づく計測画像データD_m1乃至D_m3と、これらの計測画像データに基づいて計測された診断パラメータV_ps、V_ed及びS/Dの計測結果C_v1乃至C_v3との合成によって生成される。

【0062】

尚、図7では、リアルタイム表示される参照画像データI_r2、I_r4及びI_r7の観測下で血流情報計測部位S_v2、S_v4及びS_v7に対する計測画像データの生成と診断パラメータの計測が行なわれた場合を示しており、血流情報計測部位S_v2、S_v4及びS_v7には、入力部8によって設定されたレンジゲートの位置を示すレンジゲートマーカ()と血流情報計測部位に対する超音波送受信方向を示す走査線マーカ(一点鎖線)とからなる計測マーカが重畳される。

【0063】

次に、図1の入力部8は、図示しない操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、参照画像データ、パノラマ画像データ及び計測画像データの生成条件の設定、パノラマ画像データに対する血流情報計測部位の指定、計測モードにおける超音波送受信方向dの設定、参照モード及び計測モードの選択、各種コマンド信号の入力等を行なう。

【0064】

一方、走査制御部9は、参照用画像データの生成を目的とした参照モードにおける超音波送受信方向(図3(a)参照)や計測画像データの生成を目的とした計測モードにおける超音波送受信方向(図3(b)参照)を制御するために送受信部2の素子選択部21に対して素子選択制御信号を供給し、送信部22の送信遅延回路222及び受信部23の受信遅延回路233に対して遅延時間制御信号を供給する。

【0065】

システム制御部11は、図示しないCPUと記憶回路を備え、操作者によって入力部8から入力/設定/選択/指定された上述の情報は前記記憶回路に保存される。一方、前記CPUは、これらの情報に基づいて超音波診断装置100が有する各ユニットやシステム全体を統括的に制御し、参照モードにおける参照画像データの生成、隣接して得られた参照画像データの結合によるパノラマ画像データの生成、このパノラマ画像データの血流情報計測部位における計測画像データの生成、更には、計測画像データに基づく各種診断パラメータの計測等を行なう。

【0066】

(診断パラメータ計測結果の表示手順)

次に、本実施例における診断パラメータ計測結果の表示手順につき、図9のフローチャートに沿って説明する。尚、ここでは、図8において既に示したような7枚の参照画像データI_r1乃至I_r7に基づいて生成されたパノラマ画像データI_p、このパノラマ画像データI_pに表示された血流情報計測部位S_v2、S_v4及びS_v7における計測画像データD_m1乃至D_m3及びこれらの計測画像データに基づいて計測された診断パラメータの計測結果C_v1乃至C_v3を夫々対応させて表示する場合について述べるが、参照画像データの枚数や血流情報計測部位の数は上述に限定されない。

【0067】

被検体の検査対象部位(頸部)に対する超音波検査に先立ち、超音波診断装置100の操作者は、入力部8において被検体情報の入力、参照画像データ生成条件、パノラマ画像データ生成条件及び計測画像データ生成条件の設定、計測モードにおける超音波送受信方向dの設定、参照モードの選択等を行ない、これらの入力/設定/選択情報をシステム

10

20

30

40

50

制御部 11 の記憶回路に保存する (図 9 のステップ S 1) 。次いで、超音波プローブ 3 を検査対象部位の最初の位置に配置した後、超音波検査開始コマンドを入力部 8 にて入力する (図 9 のステップ S 2 及びステップ S 3) 。

【 0068 】

入力部 8 からシステム制御部 11 を介して上述のコマンド信号を受信した走査制御部 9 は、自己の記憶回路に予め保管されている参照モードの走査制御プログラムに基づいて送受信部 2 の素子選択部 21、送信遅延回路 222 及び受信遅延回路 233 を制御し被検体に対する超音波送受信を行なう。

【 0069 】

一方、超音波データ生成部 4 の B モードデータ生成部 41 は、上述の超音波送受信によって得られた受信信号を処理して B モードデータを生成し、画像データ生成部 5 の参照画像データ生成部 51 は、B モードデータ生成部 41 から時系列的に供給される B モードデータを超音波送受信方向に対応させて自己の記憶回路に保存することにより参照画像データ Ir1 を生成する (図 9 のステップ S 4) 。

【 0070 】

次いで、パノラマ画像データ生成部 52 の画像データ結合部は、参照画像データ生成部 51 から供給された参照画像データ Ir1 を最初の第 1 のパノラマ画像データとして自己の画像データ記憶部に保存するとともに表示部 7 のモニタ 73 に表示する (図 9 のステップ S 5) 。

【 0071 】

一方、表示部 7 に表示された第 1 のパノラマ画像データ (即ち、参照画像データ Ir1) を観察した操作者は、このパノラマ画像データに血流情報計測部位が存在しない場合、超音波プローブ 3 を振動素子の配列方向へ移動し (図 9 のステップ S 6)、検査対象部位に対する位置が更新された超音波プローブ 3 を用いて新たな参照モードの超音波送受信を行なう。

【 0072 】

そして、画像データ生成部 5 の参照画像データ生成部 51 は、この超音波送受信によって得られた受信信号に基づく B モードデータを用いて参照画像データ Ir2 を生成し (図 9 のステップ S 4)、パノラマ画像データ生成部 52 の画像データ結合部は、参照画像データ生成部 51 から供給された参照画像データ Ir2 と自己の画像データ記憶部から読み出した第 1 のパノラマ画像データ (参照画像データ Ir1) とを結合することにより第 2 のパラメータ画像データを生成する。そして、得られた第 2 のパラメータ画像データを表示部 7 のモニタ 73 に表示すると共に新たな第 1 のパノラマ画像データとして前記画像データ記憶部に保存する (図 9 のステップ S 5) 。

【 0073 】

次いで、表示部 7 に表示された上述のパノラマ画像データにおいて血流情報計測部位 Sv2 の存在を確認した操作者は、入力部 8 において計測モードを追加設定すると共に計測画像データの生成開始コマンドを入力し、このコマンド信号に基づいて前記パノラマ画像データに重畳表示された計測マーカを血流情報計測部位 Sv2 へ移動することによりパノラマ画像データにおける血流情報計測部位 Sv2 の位置を指定する (図 9 のステップ S 7) 。

【 0074 】

一方、計測マーカの位置情報と計測モードの追加設定情報を受信した走査制御部 9 は、送受信部 2 の素子選択部 21、送信遅延回路 222 及び受信遅延回路 233 を制御することにより、図 3 に示した参照モードと計測モードの超音波送受信を交互に行なう。そして、参照モードの超音波送受信によって得られた受信信号は、上述のステップ S 4 及びステップ S 5 と同様の手順により処理されてパノラマ画像データが生成され、得られたパノラマ画像データはパノラマ画像データ生成部 52 の画像データ記憶部に保存されると共に表示部 7 のモニタ 73 に表示される。尚、このとき表示されるパノラマ画像データは、静止画像としての参照画像データ Ir1 と動画像としての参照画像データ Ir2 によって構成

10

20

30

40

50

され、略リアルタイムで表示される参照画像データ I r 2 には血流情報計測部位 S v 2 に設定された計測マーカが重畳される。

【 0 0 7 5 】

一方、計測モードの超音波送受信によって得られた受信信号を受信した超音波データ生成部 4 のスペクトラムデータ生成部 4 2 は、この受信信号を直交位相検波してドプラ信号を検出し、得られたドプラ信号を周波数分析してスペクトラムデータを生成する。そして、画像データ生成部 5 の計測画像データ生成部 5 3 は、スペクトラムデータ生成部 4 2 から所定の時間間隔で時系列的に供給されるスペクトラムデータの最大周波数 f_p を検出し、この最大周波数 f_p の時間的变化を示すスペクトラム画像データ（計測画像データ）を生成して表示部 7 に表示する（図 9 のステップ S 8）。

10

【 0 0 7 6 】

次いで、計測画像データが正常に生成されていることを表示部 7 において確認した操作者は、入力部 8 にて診断パラメータの計測開始コマンドを入力し（図 9 のステップ S 9）、システム制御部 1 1 を介してこのコマンド信号を受信した診断パラメータ計測部 6 は、計測画像データ生成部 5 3 から供給された計測画像データにおける最大周波数 f_p のトレンド波形に基づいて各種の診断パラメータを計測する（図 9 のステップ S 1 0）。そして、上述のステップ S 8 において得られた計測画像データとステップ S 1 0 において得られた診断パラメータの計測結果は血流情報計測部位 S v 2 の位置情報を付帯情報として表示部 7 に設けられたデータ記憶部 7 1 に保存される（図 9 のステップ S 1 1）。

【 0 0 7 7 】

20

このような超音波プローブ 3 の位置更新に伴う参照画像データの収集は、診断パラメータ計測結果の表示コマンドが入力部 8 において入力されるまで継続して行なわれる。例えば、図 8 に示すように参照画像データ I r 1 及び I r 2 に後続して参照画像データ I r 3 乃至 I r 7 が収集され参照画像データ I r 4 において血流情報計測部位 S v 4 が、又、参照画像データ I r 7 において血流情報計測部位 S v 7 が夫々存在する場合、参照画像データ I r 4 が新たに生成されたならば、参照画像データ I r 1 乃至 I r 4 によって構成されるパノラマ画像データの生成とその表示がステップ S 4 乃至ステップ S 6 の手順によって行なわれ、このパノラマ画像データに示された血流情報計測部位 S v 4 に対する計測画像データの生成や診断パラメータの計測がステップ S 7 乃至ステップ S 1 0 の手順によって行なわれる。

30

【 0 0 7 8 】

同様にして参照画像データ I r 7 が新たに生成されたならば、参照画像データ I r 1 乃至 I r 7 によって構成されるパノラマ画像データの生成とその表示がステップ S 4 乃至ステップ S 6 の手順によって行なわれ、このパノラマ画像データに示された血流情報計測部位 S v 7 に対する計測画像データの生成や診断パラメータの計測がステップ S 7 乃至ステップ S 1 0 の手順によって行なわれる。そして、ステップ S 8 において生成された計測画像データ及びステップ S 1 0 において得られた診断パラメータの計測結果は血流情報計測部位 S v 4 及び S v 7 の位置情報を付帯情報として表示部 7 のデータ記憶部 7 1 に保存される（図 9 のステップ S 4 乃至ステップ S 1 1）。

【 0 0 7 9 】

40

一方、参照画像データ I r 3 が新たに生成されたならば、参照画像データ I r 1 乃至 I r 3 によって構成されるパノラマ画像データの生成とその表示のみがステップ S 4 乃至ステップ S 6 の手順によって行なわれ、同様にして、参照画像データ I r 5 あるいは参照画像データ I r 6 が新たに生成されたならば、参照画像データ I r 1 乃至 I r 5 あるいは参照画像データ I r 1 乃至 I r 6 によって構成されるパノラマ画像データの生成とその表示のみがステップ S 4 乃至ステップ S 6 の手順によって行なわれる（図 9 のステップ S 4 乃至ステップ S 6）。

【 0 0 8 0 】

そして、当該被検体の超音波検査に必要な血流情報計測部位 S v 2、S v 4 及び S v 7 における診断パラメータの計測が終了したならば、操作者は、入力部 8 において診断パラ

50

メータの計測結果表示コマンドを入力する。次いで、システム制御部 11 を介してこのコマンド信号を受信した表示部 7 の表示データ生成部 72 は、データ記憶部 71 に一旦保存された血流情報計測部位 Sv2、Sv4 及び Sv7 の計測画像データ及び診断パラメータ計測結果を読み出し、パノラマ画像データ生成部 52 から供給された参照画像データ Ir1 乃至 Ir7 による広範囲なパノラマ画像データ Ip と上述の計測画像データ及び診断パラメータ計測結果の各々を合成して表示データを生成する。そして、得られた表示データに対し A/D 変換や表示フォーマット変換等のデータ変換処理を行なってモニタ 73 に表示する（図 9 のステップ S12）。

【0081】

以上述べた本実施例によれば、比較的広範囲な領域の表示が可能なパノラマ画像データの観測下で前記パノラマ画像データに示された複数からなる血流情報計測部位の各々に対する計測画像データの生成や診断パラメータの計測を容易かつ正確に行なうことができる。このため、診断精度や診断効率を大幅に向上させることができ、更に、超音波検査における操作者の負担を軽減することが可能となる。

【0082】

特に、上述の実施例によれば、パノラマ画像データに示された複数からなる血流情報計測部位、これらの血流情報計測部位から得られたドプラ信号に基づいて生成される計測画像データ、更には、これらの計測画像データを用いて得られる各種診断パラメータの計測結果を対応させて表示しているため、多くの診断情報を短時間で把握することができる。

【0083】

又、パノラマ画像データを構成する最新の参照画像データを動画像としてリアルタイム表示し、この参照画像データに基づいて最新の血流情報計測部位が指定されるため、複数の血流情報計測部位を容易かつ正確に指定することが可能となる。

【0084】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、参照画像データとして B モード画像データを生成し、計測画像データとしてスペクトラム画像データを生成する場合について述べたが、参照画像データは、カラードプラ画像データであってもよくカラードプラ画像データが重畳された B モード画像データ等であってもよい。又、計測画像データは、スペクトラムデータの時間的変化をそのまま示したスペクトラム画像データであってもよく B モードデータの時間的変化を示した M モード画像データ等であっても構わない。

【0085】

又、リニア走査方式によって収集された受信信号に基づいて参照画像データを生成する場合について述べたが、セクタ走査方式やコンベックス走査方式等の他の走査方式を用いて参照画像データや計測画像データの収集を行なってもよい。

【0086】

更に、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブ 3 を用いて参照モード及び計測モードの超音波送受信を行なう場合について述べたが、振動素子が 2 次元配列された、所謂、2 次元アレイ超音波プローブを用いて上述の超音波送受信を行なってもよい。

【0087】

一方、上述の実施例では、被検体の頸部を診断対象部位とし、頸動脈における血流情報を計測する場合について述べたが、他の部位や臓器を診断対象部位としてもよく、又、診断パラメータは血流情報に限定されない。

【0088】

又、パノラマ画像データを構成する最新の参照画像データは動画像としてリアルタイム表示する場合について述べたが、パノラマ画像データを構成する他の参照画像データと同様に静止画像であっても構わない。

【0089】

更に、上述の実施例における計測画像データ生成部 53 は、スペクトラムデータ生成部

10

20

30

40

50

4 2 から供給されるスペクトラムデータの最大周波数 f_p を検出し、この最大周波数 f_p の時間的变化に基づいて計測画像データ（スペクトラム画像データ）を生成する場合について述べたが、前記スペクトラムデータの中心周波数 f_c を検出し、中心周波数 f_c の時間的变化に基づいて計測画像データを生成してもよい。この場合の平均周波数 f_c は、 $S(f_s)$ を周波数 f_s におけるスペクトラムパワーとすれば次式（2）によって得ることができる。

【数 2】

$$f_c = \frac{\sum_{s=1}^m f_s S(f_s)}{\sum_{s=1}^m S(f_s)} \quad \dots \quad (2)$$

10

【符号の説明】

【0090】

2 ... 送受信部

2 1 ... 素子選択部

2 2 ... 送信部

2 3 ... 受信部

3 ... 超音波プローブ

4 ... 超音波データ生成部

20

4 1 ... Bモードデータ生成部

4 2 ... スペクトラムデータ生成部

5 ... 画像データ生成部

5 1 ... 参照画像データ生成部

5 2 ... パノラマ画像データ生成部

5 3 ... 計測画像データ生成部

6 ... 診断パラメータ計測部

7 ... 表示部

7 1 ... データ記憶部

7 2 ... 表示データ生成部

30

7 3 ... モニタ

8 ... 入力部

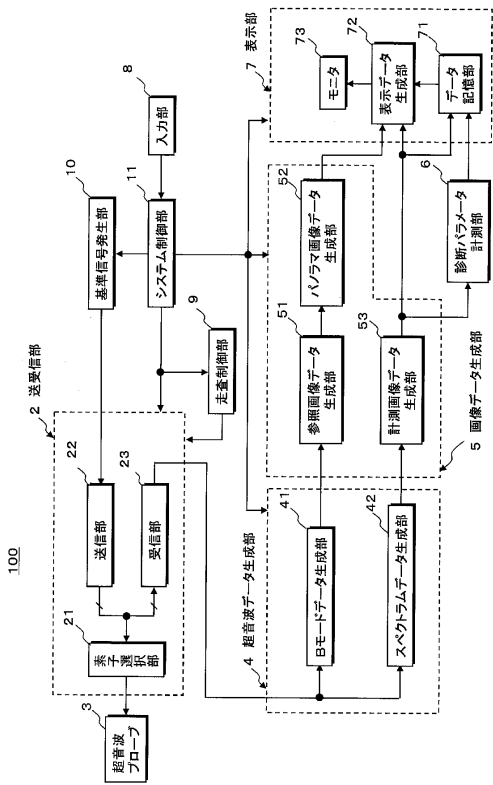
9 ... 走査制御部

1 0 ... 基準信号発生部

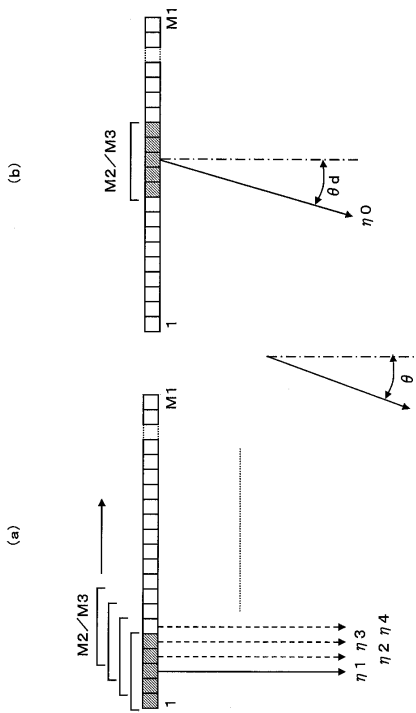
1 1 ... システム制御部

1 0 0 ... 超音波診断装置

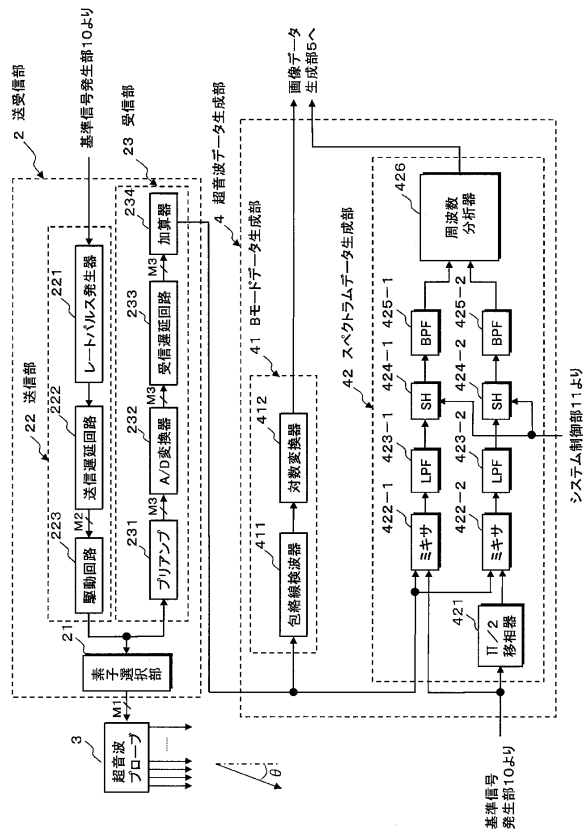
【図1】



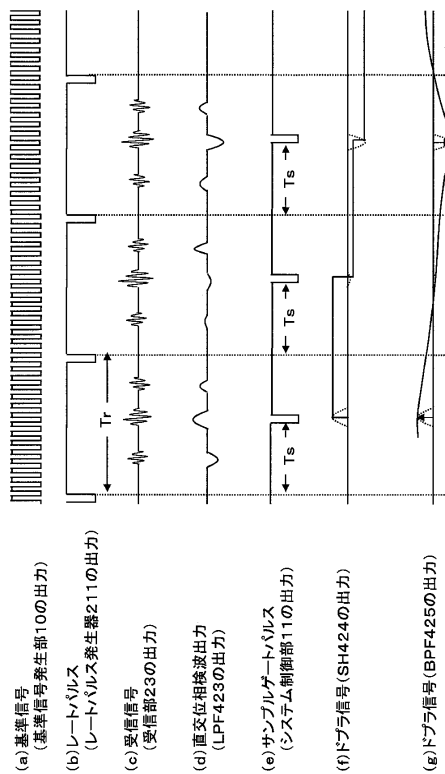
【図3】



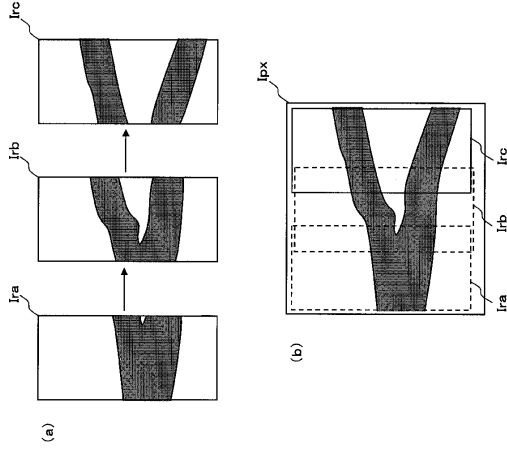
【図2】



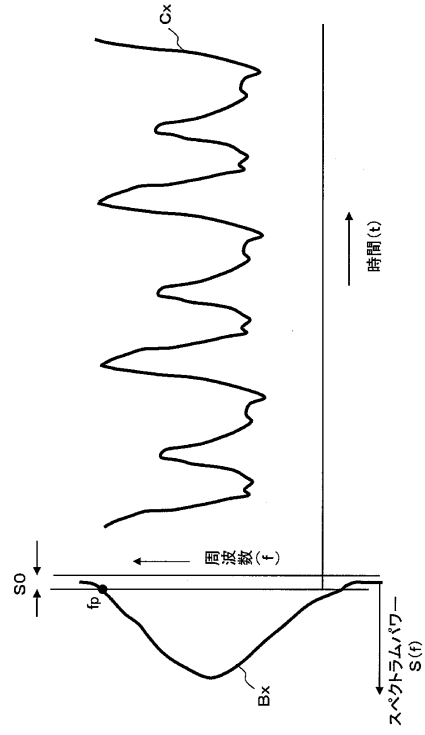
【図4】



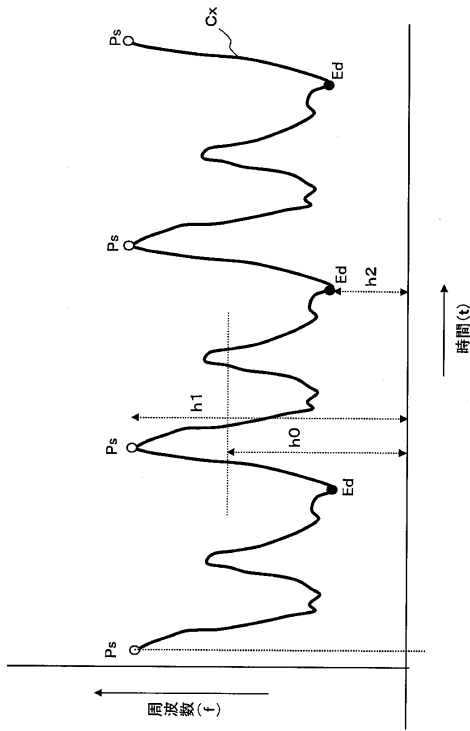
【図5】



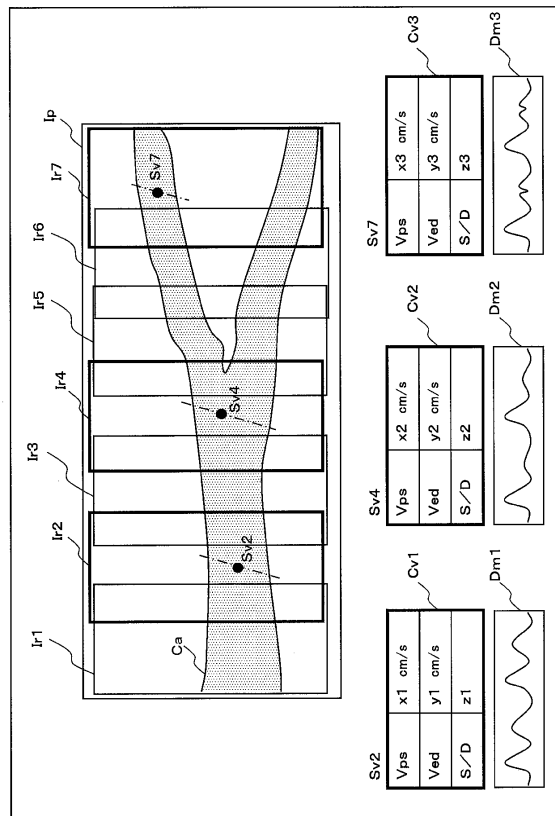
【図6】



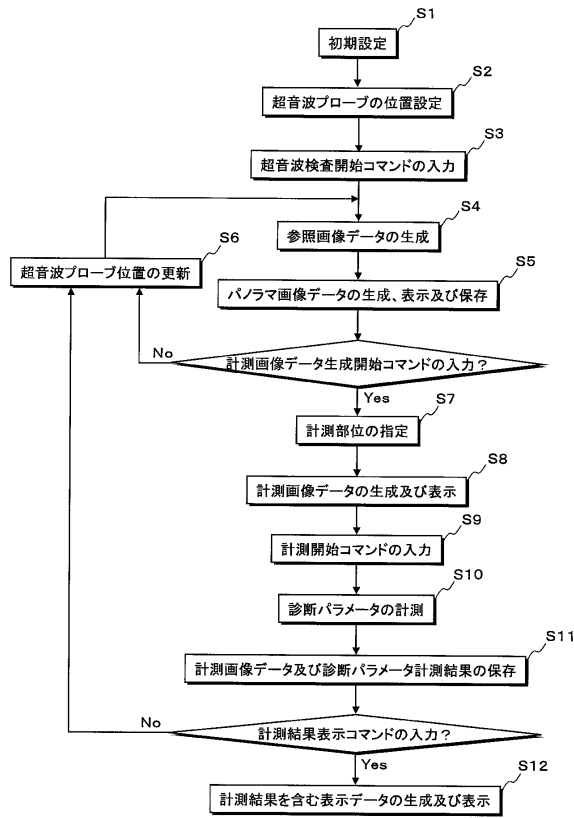
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (72)発明者 栗田 康一郎
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内
- (72)発明者 小笠原 勝
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内
- (72)発明者 田中 豪
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内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2004-229958(JP,A)
特開2008-279110(JP,A)
特開平05-228144(JP,A)
特開2003-38487(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5596940B2	公开(公告)日	2014-09-24
申请号	JP2009155324	申请日	2009-06-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	松永智史 中嶋修 栗田康一郎 小笠原勝 田中豪		
发明人	松永 智史 中嶋 修 栗田 康一郎 小笠原 勝 田中 豪		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/02 A61B8/4281 A61B8/488 A61B8/5238		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB16 4C601/JC22 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	藤原 康高		
其他公开文献	JP2011010716A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够显示在全景图像数据中的多个测量位置处获取的图像数据并且显示针对全景图像数据的每个测量位置的诊断参数的测量结果的超声图像诊断设备通过组合多个全景图像数据来生成全景图像数据。在多个诊断目标位置处生成的参考图像数据。基于构成全景图像数据的最新参考图像数据指定多个测量位置。基于通过超声传输和从多个测量位置接收和从多个测量位置接收的多普勒信号，生成图像数据。

