

(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2006-197969
(P2006-197969A)

(43) 公開日 平成18年8月3日(2006. 8. 3)

(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 10 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2005-9902 (P2005-9902)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成17年1月18日 (2005. 1. 18)		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	大塚 紀昭
			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
		Fターム(参考)	4C601 EE11 KK13 LL04

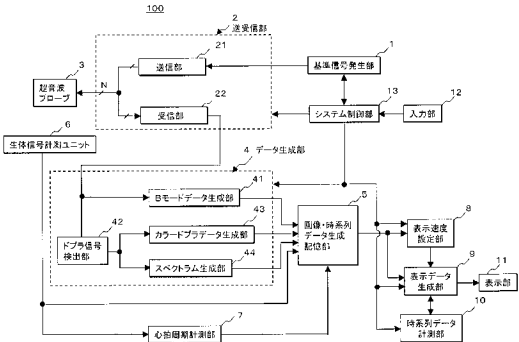
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 一旦保存された時系列データをモニタ上に表示する際に、被検体の心拍周期に依存しない所定の表示心拍数の表示用時系列データを生成して表示する。

【解決手段】 送受信部2は、超音波プローブ3を駆動して被検体に対する超音波送受波を行なう。一方、データ生成部4及び画像・時系列データ生成記憶部5は、このとき得られた受信信号に基づいて超音波時系列データの生成及び保存と生体信号計測ユニット6にて計測された生体信号の保存を行ない、更に、心拍周期計測部7が前記生体信号から計測した心拍周期の情報を前記超音波時系列データ及び生体信号に付加する。次いで、表示速度設定部8は画像・時系列データ生成記憶部5に保存された前記心拍周期を読み出して好適な時系列データ表示速度を設定し、表示データ生成部9は、前記時系列データ表示速度に基づいて表示用時系列データを生成し表示部11に表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対し超音波送受波を行なって得られた受信信号に基づいて超音波時系列データを生成する超音波時系列データ生成手段と、
前記超音波時系列データの生成と並行して前記被検体の生体信号を計測する生体信号計測手段と、
前記生体信号に基づいて心拍情報を計測する心拍情報計測手段と、
前記超音波時系列データと前記心拍情報を保存する時系列データ記憶手段と、
この時系列データ記憶手段から読み出した前記心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定手段と、
前記時系列データ表示速度に基づいて前記時系列データ記憶手段に保存された前記超音波時系列データを読み出し、表示用超音波時系列データを生成する表示用時系列データ生成手段と、
生成された前記表示用超音波時系列データ及び前記表示用超音波時系列データに基づいて生成したトレース波形の少なくとも何れかを表示する表示手段を
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

被検体に対し超音波送受波を行なって得られた受信信号に基づいて超音波時系列データを生成する超音波時系列データ生成手段と、
前記超音波時系列データの生成と並行して前記被検体の生体信号を計測する生体信号計測手段と、
前記超音波時系列データ及び前記生体信号を保存する時系列データ記憶手段と、
この時系列データ記憶手段から読み出した前記生体信号に基づいて心拍情報を計測する心拍情報計測手段と、
計測された前記心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定手段と、
前記時系列データ表示速度に基づいて前記時系列データ記憶手段に保存された前記超音波時系列データを読み出し、表示用超音波時系列データを生成する表示用時系列データ生成手段と、
生成された表示用超音波時系列データ及びこの表示用超音波時系列データに基づいて生成したトレース波形の少なくとも何れかを表示する表示手段を
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

20

30

【請求項 3】

被検体に対し超音波送受波を行なって得られた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、
前記画像データの生成と並行して前記被検体の生体信号を計測する生体信号計測手段と、
前記生体信号に基づいて心拍情報を計測する心拍情報計測手段と、
前記生体信号、前記画像データ及び前記心拍情報を保存するデータ記憶手段と、
このデータ記憶手段から読み出した前記心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定手段と、
前記時系列データ表示速度に基づいて前記データ記憶手段に保存された前記生体信号を読み出し、表示用時系列データを生成する表示用時系列データ生成手段と、
生成された前記表示用時系列データの所定時相における画像データを前記データ記憶手段から読み出す画像データ抽出手段と
読み出された前記画像データと前記表示用時系列データを表示する表示手段を
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 4】

被検体に対し超音波送受波を行なって得られた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、
前記画像データの生成と並行して前記被検体の生体信号を計測する生体信号計測手段と、

50

前記生体信号と前記画像データを保存するデータ記憶手段と、
このデータ記憶手段から読み出した前記生体信号に基づいて心拍情報を計測する心拍情報計測手段と、
計測された前記心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定手段と、
前記時系列データ表示速度に基づいて前記データ記憶手段に保存された前記生体信号を読み出し、表示用時系列データを生成する表示用時系列データ生成手段と、
生成された表示用時系列データの所定時相における画像データを前記データ記憶手段から読み出す画像データ抽出手段と
読み出された前記画像データと前記表示用時系列データを表示する表示手段を
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記超音波時系列データ生成手段は、前記被検体に対してドプラスペクトラムデータ及び M モードデータの少なくとも何れかを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像データ生成手段は、前記被検体に対して B モード画像データ及びカラードプラ画像データの少なくとも何れかを生成することを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 に記載した超音波診断装置。

【請求項 7】

前記生体信号計測手段は、前記被検体に対して ECG 波形及び PCG 波形の少なくとも何れかを計測することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 の何れか 1 項に記載した超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記心拍情報計測手段は、前記生体信号に対して心拍周期を計測することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 の何れか 1 項に記載した超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示速度設定手段は、予め設定された表示心拍数と前記心拍周期に基づいて前記時系列データ表示速度を設定することを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示用時系列データ生成手段は、前記時系列データ表示速度を有したスクロール方式あるいはムービングバー方式の表示用超音波時系列データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

30

【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、心電波形や心音波形等の生体信号と超音波画像データあるいは超音波によって得られた時系列的なデータを同期表示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超音波振動子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、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超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、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 2 次元画像が容易に観察できるため、生体の各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。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得られる B モード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠のものとなっている。

40

50

【 0 0 0 3 】

一方、被検体の血流情報や心臓壁等の運動機能を定量的且つ精度よく計測する方法としてドブラスペクトラム法やMモード法が用いられている。

【 0 0 0 4 】

ドブラスペクトラム法では、被検体の同一部位に対して一定間隔で複数回の超音波送受波を行ない、血球などの移動反射体において反射した超音波反射波に対し、超音波送受波に使用した超音波振動子の共振周波数と略等しい周波数の基準信号を用いた直交位相検波によってドブラ信号を検出する。そして、このドブラ信号の中から所望部位におけるドブラ信号をレンジゲートによって抽出し、更に、抽出したドブラ信号をFFT分析することによってドブラスペクトラムを算出している。

10

【 0 0 0 5 】

そして、上述の手順により、被検体の所望部位から得られたドブラ信号に対してドブラスペクトラムを連続的に算出し、得られた複数のドブラスペクトラムを時系列的に配列することによって、ドブラスペクトラムデータを生成する。このようにして得られるドブラスペクトラムデータは、一般に、縦軸に周波数、横軸に時間、各周波数成分のパワー（強さ）を輝度（階調）として表示され、このドブラスペクトラムデータに基づいて、各種の診断パラメータの計測が行なわれている。

【 0 0 0 6 】

一方、Mモード法では、所定方向に対して超音波の送受信を繰り返し行ない、この方向から得られたBモードデータを時系列的に配列することによってMモードデータを生成している。即ち、Mモードデータの横軸は時間軸、縦軸は反射体までの距離であり、反射体からの反射強度は輝度として表示されている。

20

【 0 0 0 7 】

尚、通常、ドブラスペクトラムデータの収集位置を決定するレンジゲートやMモードデータの収集方向はBモード画像データあるいはカラードブラ画像データの観察下において設定され、このとき、収集位置や収集方向を示すマーカが画像データ上にリアルタイム表示される。

【 0 0 0 8 】

上述のドブラスペクトラムデータやMモードデータ、更には、これらのデータと並行して収集された心電波形等の生体信号を有限の表示幅を有するモニタ上に表示する方法として、上記データを時間軸方向に順次シフトさせる方式（以下、スクロール方式と呼ぶ。）と、時間軸に垂直なカーソルを時間軸方向に移動させ、このカーソル位置において最新のデータに更新する方式（以下、ムービングバー方式と呼ぶ。）がある。

30

【 0 0 0 9 】

尚、以下では、ドブラスペクトラムデータとMモードデータを纏めて超音波時系列データと呼び、更に、この超音波時系列データと上記生体信号を纏めて時系列データと呼ぶ。

【 0 0 1 0 】

ところで、近年では、マウス等の小動物を用いた種々の基礎研究においても上述の超音波画像データや超音波時系列データの収集が行なわれている。このような場合、単位時間あたりの心拍数（以下、心拍数と呼ぶ。）が約60/s e cの正常人に対して、例えば、マウスの心拍数は300/s e c乃至400/s e cと極めて多く、従って、超音波時系列データに対して観察あるいは計測を精度よく行なうためには、心拍数に応じて超音波時系列データのスクロール速度やムービングバーの移動速度（以下では、これらを纏めて時系列データ表示速度と呼ぶ。）を最適な値に設定する必要がある。又、人間の場合でも小児と高齢者では大きく異なるため、好適な時系列データ表示速度を設定することが望ましい。

40

【 0 0 1 1 】

上述のような心拍数が異なる被検体に対して最適な時系列データ表示速度を自動的に設定する方法として、被検体の心電波形から心拍情報を予め計測し、この心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を制御する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

50

【特許文献１】特開平５－３０５０８３号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１２】

特許文献１では、時系列データをリアルタイム表示する場合における時系列データ表示速度の制御方法が記載されている。そして、この特許文献１の方法によれば、被検体の心拍数が著しく異なる場合においても、モニタ上には所望の表示心拍数の時系列データが自動的に表示されるため、精度のよい計測を効率よく行なうことが可能となる。

【００１３】

しかしながら、超音波時系列データに対して定量的な計測を行なう場合には、リアルタイムで収集された超音波時系列データを一旦保存し、医師や検査技師ら（以下では、操作者と呼ぶ。）は、保存された超音波時系列データに対して所定の診断パラメータを計測する場合が多い。このような計測方法において、一旦保存された超音波時系列データを最適な時系列データ表示速度で表示する方法についての提案はこれまでなされていない。

【００１４】

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、一旦保存された被検体の生体信号あるいは超音波時系列データを表示する際に、好適な時系列データ表示速度による自動表示が可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１５】

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、被検体に対し超音波送受波を行なって得られた受信信号に基づいて超音波時系列データを生成する超音波時系列データ生成手段と、前記超音波時系列データの生成と並行して前記被検体の生体信号を計測する生体信号計測手段と、前記生体信号に基づいて心拍情報を計測する心拍情報計測手段と、前記超音波時系列データと前記心拍情報を保存する時系列データ記憶手段と、この時系列データ記憶手段から読み出した前記心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定手段と、前記時系列データ表示速度に基づいて前記時系列データ記憶手段に保存された前記超音波時系列データを読み出し、表示用超音波時系列データを生成する表示用時系列データ生成手段と、生成された前記表示用超音波時系列データ及び前記表示用超音波時系列データに基づいて生成したトレース波形の少なくとも何れかを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

【００１６】

又、請求項２に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対し超音波送受波を行なって得られた受信信号に基づいて超音波時系列データを生成する超音波時系列データ生成手段と、前記超音波時系列データの生成と並行して前記被検体の生体信号を計測する生体信号計測手段と、前記超音波時系列データ及び前記生体信号を保存する時系列データ記憶手段と、この時系列データ記憶手段から読み出した前記生体信号に基づいて心拍情報を計測する心拍情報計測手段と、計測された前記心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定手段と、前記時系列データ表示速度に基づいて前記時系列データ記憶手段に保存された前記超音波時系列データを読み出し、表示用超音波時系列データを生成する表示用時系列データ生成手段と、生成された表示用超音波時系列データ及びこの表示用超音波時系列データに基づいて生成したトレース波形の少なくとも何れかを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

【００１７】

更に、請求項３に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対し超音波送受波を行なって得られた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、前記画像データの生成と並行して前記被検体の生体信号を計測する生体信号計測手段と、前記生体信号に基づいて心拍情報を計測する心拍情報計測手段と、前記生体信号、前記画像データ及び前記心拍情報を保存するデータ記憶手段と、このデータ記憶手段から読み出した前記心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定手段と、前記時系列デー

10

20

30

40

50

タ表示速度に基づいて前記データ記憶手段に保存された前記生体信号を読み出し、表示用時系列データを生成する表示用時系列データ生成手段と、生成された前記表示用時系列データの所定時相における画像データを前記データ記憶手段から読み出す画像データ抽出手段と読み出された前記画像データと前記表示用時系列データを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

【0018】

又、請求項4に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対し超音波送受波を行なって得られた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、前記画像データの生成と並行して前記被検体の生体信号を計測する生体信号計測手段と、前記生体信号と前記画像データを保存するデータ記憶手段と、このデータ記憶手段から読み出した前記生体信号に基づいて心拍情報を計測する心拍情報計測手段と、計測された前記心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定手段と、前記時系列データ表示速度に基づいて前記データ記憶手段に保存された前記生体信号を読み出し、表示用時系列データを生成する表示用時系列データ生成手段と、生成された表示用時系列データの所定時相における画像データを前記データ記憶手段から読み出す画像データ抽出手段と読み出された前記画像データと前記表示用時系列データを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、一旦保存された被検体の生体信号あるいは超音波時系列データを表示する際に、常に好適な時系列データ表示速度による表示が可能となるため高精度な計測を効率よく行なうことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0021】

以下に述べる本発明の実施例の第1の特徴は、画像・時系列データ生成記憶部に一旦保存された当該被検体の第1の時系列データと第1の時系列データに付帯情報として付加された前記被検体の心拍情報に基づいて所定の時系列データ表示速度を有した第2の時系列データを生成し、この第2の時系列データに基づいて種々の診断パラメータを計測することにある。

【0022】

又、本発明の実施例の第2の特徴は、画像・時系列データ生成記憶部に一旦保存された当該被検体の第1の時系列データと第1の時系列データに付帯情報として付加された前記被検体の心拍情報に基づいて所定の時系列データ表示速度を有した第2の時系列データを生成し、この第2の時系列データの所定時相における前記被検体の画像データを画像・時系列データ生成記憶部から読み出して第2の時系列データと共に表示することにある。

【0023】

(装置の構成)

以下では、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7を用いて説明する。尚、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を図1に示す。又、図2は、この超音波診断装置を構成する送受信部及びデータ生成部のブロック図であり、図4は、時系列データ計測部のブロック図である。

【0024】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ3と、超音波プローブ3に対して送受信を行なう送受信部2と、送受信部2から得られた受信信号に基づいてBモードデータやカラードブラデータ、更には、ドプラスペクトラムを生成するデータ生成部4を備え、更に、データ生成部4において得られたBモードデータ、カラードブラデータを走査方向単位で保存してBモード画像データ及びカラー

10

20

30

40

50

ドブラ画像データを生成すると共に、所定走査方向におけるドブラスペクトラム及びBモードデータを時系列的に保存してドブラスペクトラムデータ及びMモードデータを生成する画像・時系列データ生成記憶部5を備えている。

【0025】

尚、画像・時系列データ生成記憶部5には、後述の生体信号計測ユニット6から供給されるA/D変換後の生体信号も上述の超音波時系列データと共に保存され時系列データ(第1の時系列データ)が構成される。そして、画像・時系列データ生成記憶部5に保存された超音波時系列データ及び生体信号(即ち、時系列データ)には後述の心拍周期計測部7から供給される被検体の心拍情報が付帯情報として付加される。

【0026】

又、超音波診断装置100は、心拍情報の収集を目的として被検体の心電波形(ECG波形)や心音波形(PCG波形)等の生体信号を計測する生体信号計測ユニット6と、計測された生体信号に基づいて心拍周期を計測する心拍周期計測部7と、画像・時系列データ生成記憶部5に一旦保存された時系列データの付帯情報に基づいて時系列データ表示速度を設定する表示速度設定部8を備え、更に、表示速度設定部8からの制御信号に従って画像・時系列データ生成記憶部5に保存されている上述の時系列データを所定の時系列データ表示速度で読み出して表示用時系列データ(第2の時系列データ)を生成する表示データ生成部9と、表示データ生成部9において生成された表示用時系列データに基づいて診断パラメータを計測する時系列データ計測部10と、表示データ生成部9において生成された表示用時系列データや時系列データ計測部10が計測した診断パラメータの計測結果を表示する表示部11を備えている。尚、表示データ生成部9では、前記表示用時系列データの所定時相における画像データと表示用時系列データを合成した表示データを生成することも可能であり、このとき生成された表示データは表示部11にて表示される。

【0027】

更に、超音波診断装置100は、送受信部2及びデータ生成部4に対して、例えば、超音波パルスの中心周波数とほぼ等しい周波数の連続波あるいは矩形波を発生する基準信号発生部1と、操作者によって患者情報の入力や装置の初期設定、更には種々のコマンド信号の入力等が行なわれる入力部12と、超音波診断装置100の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部13を備えている。

【0028】

超音波プローブ3は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、1次元に配列された複数個(N個)の微小な超音波振動子とその先端部に有している。この超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルス(送信超音波)に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する機能を有している。この超音波プローブ3は小型、軽量に構成されており、ケーブルを介して送受信部2の送信部21及び受信部22に接続されている。超音波プローブ3にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。以下では心機能計測を目的としたセクタ走査用の超音波プローブ3を用いた場合について述べるが、この方法に限定されるものではなく、リニア走査対応、あるいはコンベックス走査対応であってもよい。

【0029】

次に、図2に示した送受信部2は、超音波プローブ3から送信超音波を放射す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3からの受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

【0030】

送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、パルサ213を備え、レートパルス発生器211は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、基準信号発生部1から供給される連続波あるいは矩形波を分周することによって生成し、このレートパルスを送信遅延回路212に供給する。

【0031】

10

20

30

40

50

送信遅延回路 2 1 2 は、送信に使用される超音波振動子と同数 (N チャンネル) の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 2 1 3 に供給する。パルサ 2 1 3 は、N チャンネルの独立な駆動回路を有し、超音波プローブ 3 に内蔵された超音波振動子を駆動するための駆動パルスを前記レートパルスに基づいて生成する。

【 0 0 3 2 】

一方、受信部 2 2 は、N チャンネルから構成されるプリアンプ 2 2 1、A / D 変換器 2 2 2 及びビームフォーマ 2 2 3 と、加算器 2 2 4 を備えている。プリアンプ 2 2 1 は、超音波振動子によって電気的な受信信号に変換された微小信号を増幅して十分な S / N を確保し、このプリアンプ 2 2 1 において所定の大きさに増幅された N チャンネルの受信信号は、A / D 変換器 2 2 2 にてデジタル信号に変換され、ビームフォーマ 2 2 3 に送られる。

10

【 0 0 3 3 】

ビームフォーマ 2 2 3 は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向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 2 2 から出力される N チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 2 2 4 は、これらビームフォーマ 2 2 3 からの受信信号を整相加算 (所定の方向から得られた受信信号の位相を合わせて加算) する。

【 0 0 3 4 】

20

次に、データ生成部 4 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から出力された受信信号に対して B モードデータを生成するための B モードデータ生成部 4 1 と、前記受信信号に対して直交検波を行なってドプラ信号の検出を行なうドプラ信号検出部 4 2 と、検出されたドプラ信号に基づいてカラードプラデータの生成を行なうカラードプラデータ生成部 4 3 と、前記ドプラ信号の周波数スペクトラム (ドプラスペクトラム) を生成するスペクトラム生成部 4 4 を備えている。

【 0 0 3 5 】

そして、B モードデータ生成部 4 1 は、包絡線検波器 4 1 1 と対数変換器 4 1 2 を備え、包絡線検波器 4 1 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は対数変換器 4 1 2 においてその振幅が対数変換される。一般に、被検体内からの受信信号は、80 dB 以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを 30 dB 程度のダイナミックレンジを有する通常のテレビモニタに表示するには、対数変換による振幅圧縮が必要となる。

30

【 0 0 3 6 】

ドプラ信号検出部 4 2 は、 $\pi / 2$ 移相器 4 2 1、ミキサ 4 2 2 - 1 及び 4 2 2 - 2、LPF (低域通過フィルタ) 4 2 3 - 1 及び 4 2 3 - 2 を備えており、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給される受信信号に対して直交位相検波を行なってドプラ信号を検出する。

【 0 0 3 7 】

又、カラードプラデータ生成部 4 3 は、ドプラ信号記憶回路 4 3 1、MTI フィルタ 4 3 2、自己相関演算器 4 3 3 を備え、ドプラ信号検出部 4 2 のドプラ信号はドプラ信号記憶部 4 3 1 に一旦保存される。次いで、高域通過用のデジタルフィルタである MTI フィルタ 4 3 2 は、ドプラ信号記憶部 4 3 1 に保存されたドプラ信号を読み出し、このドプラ信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドプラ成分 (クラッタ成分) を除去する。又、自己相関演算器 4 3 3 は、MTI フィルタ 4 3 2 によって血流情報のみが抽出されたドプラ信号に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値や分散値などを算出する。

40

【 0 0 3 8 】

一方、スペクトラム生成部 4 4 は、SH (サンプルホールド回路) 4 4 1 と、HPF (高域通過フィルタ) 4 4 2 と、FFT (Fast-Fourier-Transform) 分析器 4 4 3 を備えており、ドプラ信号検出部 4 2 において得られたドプラ信号に対して FFT 分析を行なう。

50

尚、SH441及びHPF442は何れも2チャンネルで構成され、夫々のチャンネルにはドブラ信号検出部42から出力されるドブラ信号の複素成分、即ち実成分（I成分）と虚成分（Q成分）が供給される。

【0039】

次に、SH441には、上記LPF423-1及び423-2から出力されたドブラ信号と、システム制御部13が基準信号発生部1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、このサンプリングパルスによって所望の距離からのドブラ信号がサンプルホールドされる。尚、このサンプリングパルスは、送信超音波が放射されるタイミングを決定するレートパルスから遅延時間Ts後に発生し、この遅延時間Tsは入力部12において任意に設定可能である。

10

【0040】

即ち、操作者は、サンプリングパルスの遅延時間Tsを変更することによって超音波プローブ3から所望の距離Lgにおけるドブラ信号を抽出することが可能となる。尚、このとき、遅延時間Tsと所望距離Lgは、被検体内の音速度をCとすれば、 $2Lg/C = Ts$ の関係にある。

【0041】

次に、SH441から出力された所望距離Lgのドブラ信号に重畳した階段状のノイズ成分は、HPF442によって除去され、更に、平滑化されたドブラ信号は、FFT分析器443に供給されてドブラスペクトラムが生成される。

【0042】

FFT分析器443は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、HPF442から出力されるドブラ信号は前記記憶回路に一旦保存され、前記演算回路は、この記憶回路に保存された一連のドブラ信号の所定期間においてFFT分析を行なってドブラスペクトラムを生成する。

20

【0043】

図1に戻って、画像・時系列データ生成記憶部5は、例えば、走査方向θ1乃至θPに対する超音波送受波によって得られた受信信号に基づいてデータ生成部4が生成した走査方向単位のBモードデータやカラードブラデータを順次保存してBモード画像データ及びカラードブラ画像データを生成する。更に、画像・時系列データ生成記憶部5は、所望の走査方向θxに対する複数回の超音波送受波によって得られたBモードデータを時系列的に保存してMモードデータを生成し、同様な超音波送受波により走査方向θxの所定距離Lgからの受信信号に基づいて得られたドブラスペクトラムを時系列的に保存してドブラスペクトラムデータを生成する。又、生体信号計測ユニット6にて計測された生体信号も画像・時系列データ生成記憶部5に保存される。そして、上述の超音波時系列データや生体信号には、心拍周期計測部7が生体信号計測ユニット6の生体信号に対して計測した被検体の心拍周期が付帯情報として付加される。即ち、画像・時系列データ生成記憶部5において第1の時系列データである上述のMモードデータ、ドブラスペクトラムデータ及び生体信号の生成と保存が行なわれる。

30

【0044】

一方、生体信号計測ユニット6は、例えば、被検体体表に装着する計測用電極と、この計測用電極から得られた生体信号を所定の振幅に増幅する増幅器と、増幅された生体信号をデジタル信号に変換するA/D変換器（何れも図示せず）を備えており、被検体の心拍情報を収集する機能を有している。本実施例では、特に被検体のECG波形を計測するECGユニットあるいはPCG波形を計測するPCGユニットについて述べるが、他の生体信号を計測する生体信号計測ユニットであってもよい。

40

【0045】

そして、心拍周期計測部7は、生体信号計測ユニット6のECGユニットから供給されるECG波形あるいはPCGユニットから供給されるPCG波形に基づいて被検体の心拍周期を計測する。

【0046】

50

図3は、生体信号計測ユニット6によって計測されたECG波形あるいはPCG波形に対し上述の心拍周期計測部7が行なう心拍周期計測の具体例を示したものであり、図3(a)に示したECG波形においては、最大値を呈するR波を検出し、次いで隣接した2つのR波の間隔(R-R間隔)T10を心拍周期Toとして計測する。一方、図3(b)に示したPCG波形においては、所定の閾値TLより大きな値を示すS1波とS2波の対を検出し、S1-S1あるいはS2-S2の間隔T20を心拍周期Toとして計測する。

【0047】

次に、図1に示した表示速度設定部8は、画像・時系列データ生成記憶部5に保存されている超音波時系列データや生体信号を読み出して表示部11に表示する際に、これらの時系列データの付帯情報である心拍周期Toを読み出し、この心拍周期Toと後述のシステム制御部13から供給される時系列データの表示心拍数Noに基づいて時系列データの読み出し速度、即ち、時系列データ表示速度Nxを設定する。但し、上記表示心拍数Noは表示部11のモニタにおいて表示される時系列データの心拍数を示す。

10

【0048】

即ち、被検体の心拍周期がTo、表示心拍数がNoの場合、モニタ上の端部から他の端部への時系列データのスクロールあるいはムービングバーの移動に要する時間Ts(sec)は $Ts = No \cdot To$ となり、前記時系列データの表示に必要なデータ数をNrとすれば、時系列データ表示速度Nx(データ数/秒)は $Nx = Nr / (To \cdot No)$ に基づいて設定される。

【0049】

20

次に、表示データ生成部9は、表示速度設定部8から供給される時系列データ表示速度Nxに基づきMモードデータ、ドプラスペクトラムデータ及び生体信号の時系列データ(第1の時系列データ)を画像・時系列データ生成記憶部5から順次読み出し、スクロール方式あるいはムービングバー方式の表示用時系列データ(第2の時系列データ)を生成する。但し、時系列データ表示速度Nxは、通常、画像・時系列データ生成記憶部5に対するBモードデータ及びドプラスペクトラムの書き込み速度より遅いため、画像・時系列データ生成記憶部5に保存されている上記時系列データ(第1の時系列データ)の中から所定間隔でサンプリングした時系列データ、あるいは複数の時系列データの平均化によって新たに生成した時系列データによって表示用時系列データ(第2の時系列データ)が構成される。

30

【0050】

又、表示データ生成部9は、上述の表示用時系列データと画像データ、あるいは診断パラメータの計測結果等を合成して表示データを生成することも可能である。即ち、表示データ生成部9は、表示用時系列データの所定時相におけるBモード画像データあるいはカラードプラス画像データを画像・時系列データ生成記憶部5から読み出す。そして、読み出した画像データあるいは後述の時系列データ計測部10における各種診断パラメータの計測結果と前記表示用時系列データの各々に対し所定表示フォーマットによる走査変換を行なった後合成して表示データを生成する。

【0051】

次に、時系列データ計測部10の具体例につき、図4のブロック図を用いて説明する。この時系列データ計測部10は、Mモードデータに対して診断パラメータの計測を行なうMモードデータ計測部101と、ドプラスペクトラムデータに対して診断パラメータの計測を行なうスペクトラムデータ計測部102を有し、スペクトラムデータ計測部102は、トレース波形生成部111と特徴量選定部112と診断パラメータ計測部113を備えている。

40

【0052】

トレース波形生成部111は、表示データ生成部9において生成された表示用時系列データにおけるドプラスペクトラムデータ(以下、表示用ドプラスペクトラムデータと呼ぶ。)の最大周波数fpに対応する最高流速Vpのトレース波形を生成する。又、特徴量選定部112は、表示部11に所定の時系列データ表示速度Nxのスクロール方式あるいは

50

ムービングバー方式で表示されているトレース波形、あるいは、好適なタイミングで静止したトレース波形に対し、例えば、入力部 12 からの指示信号に基づいて左室流入血流計測におけるトレース波形の特徴量である E 波（拡張早期血流波形：early diastolic flow）及び A 波（心房収縮期血流波形：atrial contraction flow）を選定し、E 波の位置（時刻）情報と A 波の位置（時刻）情報を診断パラメータ計測部 113 に供給する。尚、E 波及び A 波の選定は、通常、表示部 11 に静止表示されたトレース波形に対し操作者が入力部 12 から入力する指示信号に基づいて行なわれる場合が多い。

【0053】

一方、診断パラメータ計測部 113 は、図示しない演算回路を備え、トレース波形生成部 111 から供給された最高流速 V_p のトレース波形と特徴量選定部 112 から供給された前記トレース波形の E 波及び A 波の位置情報に基づいて診断パラメータ「E/A」及び「DCT（減速時間：deceleration time）」の計測を行なう。 10

【0054】

次に、表示データ生成部 9 が生成した表示用ドプラスペクトラムデータに基づいてスペクトラムデータ計測部 102 のトレース波形生成部 111 が生成した最高流速 V_p のトレース波形に対し、診断パラメータ計測部 113 が行なう診断パラメータ計測の具体例を図 5 に示す。図 5（a）は、時系列データ表示速度 N_x によって表示された 2 心拍分のトレース波形 C_p を、又、図 5（b）は、前記トレース波形 C_p に同期した ECG 波形 E_p を示している。そして、診断パラメータ計測部 113 の演算回路は、特徴量選定部 112 がトレース波形 C_p に対して選定した時刻 t_4 における E 波の振幅（流速） V_E と時刻 t_5 における A 波の振幅（流速） V_A の比 V_E/V_A によって診断パラメータ「E/A」を算出する。 20

【0055】

次いで、E 波の極大からの下降曲線に対して接線 C_t を設定し、この接線 C_t とベースライン BL とが交わる時刻 t_6 と E 波の時刻 t_4 との間隔を診断パラメータ「DCT」として算出する。尚、図 5 では、説明をわかりやすくするために表示心拍数 N_o が 2 の場合について示したが、実際の表示心拍数 N_o は 4 心拍乃至 8 心拍が用いられる。

【0056】

次に、図 1 の表示部 11 は、図示しない変換回路とモニタを備え、表示データ生成部 9 が生成した表示用時系列データ（第 2 の時系列データ）の表示や前記表示用時系列データとこの表示用時系列データの所定時相における画像データの表示を行ない、更に、前記表示用時系列データとトレース波形あるいは診断パラメータ計測結果等の表示を行なう。即ち、表示部 11 の変換回路は、表示データ生成部 9 が生成した上記の表示データに対して D/A 変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成しモニタに表示する。 30

【0057】

図 6 は、表示部 11 のモニタにおける表示例を示したものであり、このモニタには、画像データ、表示用時系列データ及びトレース波形、診断パラメータの計測結果等が表示される。例えば、モニタの表示面 140 は、時系列データ表示速度 N_x でトレース波形 C_p 及び生体信号（ECG 波形） E_p が表示される時系列データ表示領域 141 と、このトレース波形 C_p 及び ECG 波形 E_p の例えばムービングバーで示した所定時相における画像データ（B モード画像データ）が表示される画像データ表示領域 142 と、診断パラメータの計測結果が表示される診断パラメータ表示領域 143 から構成される。 40

【0058】

尚、図 6 では、表示用時系列データとして ECG 波形を表示する場合について示したが、ECG 波形の他に表示用ドプラスペクトラムデータを表示してもよい。この場合、表示用ドプラスペクトラムとトレース波形の重畳表示（合成表示）が好適である。

【0059】

次に、トレース波形を例に、表示用時系列データあるいはトレース波形を表示する際のスクロール方式とムービングバー方式につき図 7 を用いて説明する。図 7 は、表示用時系列データの表示心拍数 N_o が 2 の場合におけるトレース波形 C_p を示したものであり、図 50

7 (a) に示したスクロール方式では、例えば 2 心拍分のトレース波形 C p が左端部に向かって時系列データ表示速度 N x で移動し、最も古いトレース波形は左端部において消滅し、最新のトレース波形が右端部にて新たに表示される。一方、図 7 (b) のムービングバー方式では、ムービングバー M B が左端部から右端部に向かって時系列データ表示速度 N x で繰り返し移動し、このムービングバー M B の位置において最も古いトレース波形は最新のトレース波形に更新される。尚、図示しない E C G 波形 E p や表示用ドプラスペクトラムデータもトレース波形 C p と同期してデータの移動や更新が順次行なわれる。

【 0 0 6 0 】

図 6 に戻って、画像データ表示領域 1 4 2 では、時系列データ表示領域 1 4 1 に表示された上述の表示用時系列データあるいはトレース波形が更新される時相の B モード画像データが表示される。例えば、時系列データ表示領域 1 4 1 において、ムービングバー M B が設定されたトレース波形 C p 及び E C G 波形 E p の時相に対応した B モード画像データが画像データ表示領域 1 4 2 に表示される。

10

【 0 0 6 1 】

又、画像データ表示領域 1 4 2 に表示される B モード画像データには、ドプラスペクトラムを得るための超音波送受波方向 θx を示すドプラマーカ D m と、このドプラマーカ D m 上のレンジゲート位置を示すレンジゲートマーカ R g が重畳表示される。一方、トレース波形表示領域 1 4 1 のトレース波形 C p には、図 5 (a) と同様にして E 波及び A 波の位置情報や振幅情報、診断パラメータ「 D C T 」を計測するための接線 C t 等を重畳表示してもよい。

20

【 0 0 6 2 】

尚、図 6 の画像データ表示領域 1 4 2 には、B モード画像データの代りにカラードプラ画像データあるいはカラードプラ画像データと B モード画像データが合成された画像データを表示してもよい。又、時系列データ表示領域 1 4 1 には、ドプラスペクトラムデータの代りに M モードデータを表示してもよく、E C G 波形の代りに P C G 波形等の他の生体信号であっても構わない。更に、診断パラメータ表示領域 1 4 3 には、上述の E / A や D C T 等の診断パラメータの代りに M モードデータに基づいて計測された診断パラメータを表示してもよい。

【 0 0 6 3 】

次に、入力部 1 2 は、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、患者情報の入力、画像表示モードや表示方法の選択、生体信号の選択、ドプラスペクトラムデータや M モードデータを収集する走査方向 θx やレンジゲート距離 L g 等の各種データ収集条件の設定、表示心拍数 N o の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等が行なわれる。

30

【 0 0 6 4 】

又、トレース波形に基づいて診断パラメータを計測する場合には、表示部 1 1 に動態表示あるいは静止表示されたトレース波形に対し例えば E 波及び A 波等の特徴量を選定するための指示信号を入力する。

【 0 0 6 5 】

尚、上述の画像表示モードとして、B モード、カラードプラモード、ドプラスペクトラムモード及び M モードがあり、生体信号として E C G 波形や P C G 波形等がある。又、表示方法として画像データ及び時系列データのリアルタイム表示及びフリーズ (静止) 表示等がある。

40

【 0 0 6 6 】

システム制御部 1 3 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、操作者によって入力部 1 2 から入力された入力情報や設定情報、更には選択情報は前記記憶回路に保存される。一方、C P U は、入力部 1 2 から入力された上述の情報に基づいて、超音波診断装置 1 0 0 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なう。

【 0 0 6 7 】

(画像データ及び時系列データの生成手順)

50

次に、本実施例における画像データ及び時系列データの生成手順につき、図8のフローチャートに沿って説明する。

【0068】

被検体に対する超音波送受波に先立って、操作者は、患者情報の入力、画像表示モード、表示方法や生体信号の選択、表示心拍数Noの設定、更には種々の超音波データ収集条件の設定を入力部12にて行ない、これらの入力/選択/設定情報をシステム制御部13の記憶回路に保存する。

【0069】

例えば操作者は、画像表示モードとしてBモードとドプラスペクトラムモードを選択し、計測モードとして最高流速Vpのトレース波形Cpによる左室流入血流計測を選択する。又、生体信号としてECG波形を、表示方法としてリアルタイム表示を選択する(図8のステップS1)。

10

【0070】

これらの入力/選択/設定が終了したならば、操作者は、生体信号計測ユニット6に備えられたECGユニットの計測用電極を被検体の所定位置に装着した後、超音波プローブ3の先端(超音波送受波面)を被検体体表面に固定し、最初の超音波送受波方向(走査方向 θ_1)に対してBモードデータを得るための超音波送受波を行なう。即ち、図2の送受信部2におけるレートパルス発生器211は、基準信号発生部1から供給される基準信号を分周することによって、被検体内に放射される超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを生成し、このレートパルスを送信遅延回路212に供給する。

20

【0071】

次いで、送信遅延回路212は、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、走査方向 θ_1 に超音波を送信するための偏向用遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをNチャンネルのパルサ213に供給する。そして、パルサ213は、レートパルスによって生成された駆動信号を図示しないケーブルを介して超音波プローブ3におけるN個の超音波振動子に供給し、被検体の走査方向 θ_1 に対して超音波パルスを放射する。

【0072】

被検体に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。又、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合、その超音波周波数はドブラ偏移を受ける。

30

【0073】

被検体の組織や血球にて反射した超音波反射波(受信超音波)は、超音波プローブ3の超音波振動子によって受信されて電気信号(受信信号)に変換され、この受信信号は、受信部22におけるNチャンネルの独立なプリアンプ221にて所定の大きさに増幅された後、A/D変換器222にてデジタル信号に変換される。更に、デジタル信号に変換された受信信号は、ビームフォーマ223にて所定の遅延時間が与えられた後、加算器224において加算合成されてデータ生成部4のBモードデータ生成部41に供給される。

【0074】

このとき、ビームフォーマ223では、所定の深さからの超音波反射波を集束するための遅延時間と、超音波反射波に対して走査方向 θ_1 に強い受信指向性をもたせるための遅延時間が、システム制御部13からの制御信号によって設定される。Bモードデータ生成部41に供給された加算器224の出力信号は、包絡線検波と対数変換がなされた後、図1の画像・時系列データ生成記憶部5における画像データ記憶領域に保存される。

40

【0075】

次いで、システム制御部13は、走査方向 θ_2 乃至走査方向 θ_P に対しても同様な手順で超音波送受波を行ない、このとき得られたBモードデータは、前記画像データ記憶領域に保存される。即ち、データ記憶部5の画像データ記憶領域には走査方向 θ_1 乃至 θ_P に対するBモードデータが順次保存されて1フレーム分のBモード画像データが生成される。

50

【 0 0 7 6 】

一方、表示データ生成部 9 は、画像・時系列データ生成記憶部 5 において生成された 1 フレーム分の画像データ、即ち、走査方向 θ_1 乃至 θ_P において得られた B モード画像データを所定の表示フォーマットに変換して表示データを生成する。そして、表示部 11 の変換回路は、生成された表示データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行ない、映像信号を生成して表示部 11 のモニタに表示する。

【 0 0 7 7 】

以下同様にして、走査方向 θ_1 乃至 θ_P に対する超音波送受波が繰り返し行なわれ、得られた B モード画像データは表示部 11 においてリアルタイム表示される（図 8 のステップ S 2）。

10

【 0 0 7 8 】

次いで、操作者は、表示部 11 のモニタにリアルタイム表示された被検体の B モード画像データを参照し、ドプラスペクトラムデータを生成するための走査方向 θ_x にドプラマーカ D_m を設定し、更に、このドプラマーカ D_m 上の距離 L_g にレンジゲート R_g を設定する（図 8 のステップ S 3）。

【 0 0 7 9 】

そして、システム制御部 13 は、送信部 21 の送信遅延回路 212 に対する送信遅延時間と受信部 22 のビームフォーマ 223 に対する受信遅延時間を制御して走査方向 θ_1 乃至 θ_P に対し繰り返し行なわれる B モード用の超音波送受波と交互して、ドプラスペクトラムを得るための超音波送受波をドプラマーカ D_m に対応した走査方向 θ_x に対して行なう。そして、走査方向 θ_x から得られた超音波反射波に対する加算器 224 の出力信号（受信信号）はドブラ信号検出部 42 に供給される。

20

【 0 0 8 0 】

一方、ドブラ信号検出部 42 は、前記受信信号に対し直交位相検波を行なって検出したドブラ信号をスペクトラム生成部 44 の S H 441 に供給し、S H 441 は、システム制御部 13 から供給されたレンジゲート R_g に対応するサンプリングパルスによってドブラ信号をサンプルホールドする。そして、走査方向 θ_x に対して繰り返し行なわれる超音波送受波によって得られた S H 441 の出力は、H P F 442 において平滑化され、F F T 分析器 443 の記憶回路に保存される。

【 0 0 8 1 】

次いで、F F T 分析器 443 の演算回路は、時系列的に得られるドブラ信号に対し F F T 分析を行なってドプラスペクトラムを生成し、画像・時系列データ生成記憶部 5 の時系列データ記憶領域に保存する。

30

【 0 0 8 2 】

同様にして、スペクトラム算出部 44 の F F T 分析器 443 は、所定間隔で後続して得られたドブラ信号に対しても F F T 分析を行なってドプラスペクトラムを生成し、前記時系列データ記憶領域に逐次保存する。即ち、画像・時系列データ生成記憶部 5 の時系列データ記憶領域には、ドプラスペクトラムが時系列的に保存されてドプラスペクトラムデータが生成される（図 8 のステップ S 4）。

【 0 0 8 3 】

一方、データ生成部 4 の B モードデータ生成部 41 は、上述のドプラスペクトラム用超音波送受波と交互して行なわれる B モード用超音波送受波によって得られた受信信号に基づいて B モードデータを生成し、得られた B モードデータは画像・時系列データ生成記憶部 5 の画像データ記憶領域に走査方向単位で順次保存されて複数枚の B モード画像データが生成される（図 8 のステップ S 5）。

40

【 0 0 8 4 】

又、ドプラスペクトラムデータ及び B モード画像データの生成と並行し、生体信号計測ユニット 6 に設けられた E C G ユニットは被検体に対して計測した E C G 波形を A / D 変換し、画像・時系列データ生成記憶部 5 の時系列データ記憶領域に保存すると共に、心拍周期計測部 7 に供給する（図 8 のステップ S 6）。

50

【 0 0 8 5 】

そして、E C G 波形の供給を受けた心拍周期計測部 7 は、図 3 において既に述べたように、最大値計測によって R 波を検出し、次いで、検出した R 波の間隔から心拍周期 T_o を計測する（図 8 のステップ S 7）。そして、計測された心拍周期 T_o の情報は画像・時系列データ生成記憶部 5 に供給され、既に時系列データ記憶領域に保存されているドブラスペクトラムデータ及び E C G 波形に付帯情報として付加される（図 8 のステップ S 8）。又、画像・時系列データ生成記憶部 5 に保存されている B モード画像データやドブラスペクトラムデータに対し、これらのデータの生成と並行して計測された E C G 波形の時相情報が付加される（図 8 のステップ S 9）。

【 0 0 8 6 】

10

（診断パラメータの計測手順）

次に、本実施例における診断パラメータの計測手順につき図 9 のフローチャートを用いて説明する。尚、操作者は、一旦保存された上述の時系列データを用いて診断パラメータ等の計測を行なう場合、上述の時系列データ及び画像データの生成と保存に引き続いて行なってもよいが、オフライン的に行なってもよい。

【 0 0 8 7 】

操作者は、先ず、超音波診断装置 1 0 0 の入力部 1 2 において、必要に応じて診断対象の被検体情報を入力し、更に、観察あるいは計測に用いるためのドブラスペクトラムデータ及び E C G 波形の選択と時系列データの表示心拍数 N_o の設定を行なった後、診断パラメータ計測の開始コマンドを入力する（図 9 のステップ S 1 1）。

20

【 0 0 8 8 】

このコマンド信号を受信したシステム制御部 1 3 は、表示速度設定部 8 及び表示データ生成部 9 に対して制御信号を供給し、この制御信号を受けた表示速度設定部 8 は、画像・時系列データ生成記憶部 5 に記憶されている時系列データ（ドブラスペクトラムデータ及び E C G 波形）に付帯情報として付加されている心拍周期 T_o を読み出す（図 9 のステップ S 1 2）。そして、この心拍周期 T_o とシステム制御部 1 3 から供給される時系列データの表示心拍数 N_o に基づいて時系列データ表示速度 N_x を設定し、表示データ生成部 9 に供給する（図 9 のステップ S 1 3）。

【 0 0 8 9 】

一方、システム制御部 1 3 から制御信号を受信した表示データ生成部 9 は、表示速度設定部 8 から供給された時系列データ表示速度 N_x に基づきドブラスペクトラムデータ及び E C G 波形を画像・時系列データ生成記憶部 5 の時系列データ記憶領域から順次読み出し、スクロール方式あるいはムービングバー方式の表示用時系列データ（即ち、表示用ドブラスペクトラムデータ及び表示用 E C G 波形）を生成する（図 9 のステップ S 1 4）。そして、生成された表示用時系列データの表示用ドブラスペクトラムデータは、時系列データ計測部 1 0 のトレース波形生成部 1 1 1 に送られる。

30

【 0 0 9 0 】

トレース波形生成部 1 1 1 は、表示データ生成部 9 において生成された表示用ドブラスペクトラムデータの最大周波数 f_p に対応する最高流速 V_p のトレース波形を生成して表示データ生成部 9 に供給し、表示データ生成部 9 は、このトレース波形を重畳した表示用ドブラスペクトラムデータを生成する。

40

【 0 0 9 1 】

そして、表示部 1 1 は、表示データ生成部 9 が生成した上記の表示用スペクトラムデータと表示用 E C G 波形に対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成しモニタに表示する。尚、この場合、表示データ生成部 9 は、トレース波形のみ、あるいはトレース波形と表示用 E C G 波形が合成された表示データを生成してもよい（図 9 のステップ S 1 5）。

【 0 0 9 2 】

次に、表示部 1 1 のモニタに時系列データ表示速度 N_x で表示用ドブラスペクトラムデータあるいは表示用 E C G 波形と共に表示されたトレース波形を観察した操作者は、入力

50

部 1 2 の入力デバイスを用いて所望のタイミングで上述のデータを静止させ、モニタに静止表示された表示心拍数 N o のトレース波形に対して E 波及び A 波を指示する。

【 0 0 9 3 】

一方、特徴量選定部 1 1 2 は、システム制御部 1 3 を介して入力部 1 2 から供給される E 波及び A 波の位置情報に基づいてトレース波形上の E 波及び A 波を選定し、E 波の位置（時刻）情報と A 波の位置（時刻）情報を診断パラメータ計測部 1 1 3 に供給する（図 9 のステップ S 1 6 ）。

【 0 0 9 4 】

そして、診断パラメータ計測部 1 1 3 は、トレース波形生成部 1 1 1 から供給された最高流速 V p のトレース波形と特徴量選定部 1 1 2 から供給されたトレース波形の E 波及び A 波の位置情報に基づいて診断パラメータ「E / A」及び「D C T」の計測を行なう。

10

【 0 0 9 5 】

次いで、このとき得られた診断パラメータの計測結果を表示部 1 1 のモニタ上に表示する場合は、前記計測結果は表示データ生成部 9 に供給され、この表示データ生成部 9 において表示用時系列データやトレース波形と合成されて表示部 1 1 のモニタに表示される（図 9 のステップ S 1 7 ）。

【 0 0 9 6 】

図 1 0 は、ステップ S 1 7 の表示部 1 1 における表示例を示したものであり、表示部 1 1 のモニタにおける時系列データ表示領域 1 4 1 には E C G 波形 E p と図示しない表示用ドラスペクトラムデータに重畳したトレース波形 C p が静止表示され、このトレース波形 C p には E 波、A 波、D C T 等が付加される。一方、診断パラメータ表示領域 1 4 3 には、診断パラメータ「E / A」及び「D C T」の計測結果が表示される。

20

【 0 0 9 7 】

（画像データの観察手順）

次に、本実施例における画像データの観測手順につき図 1 1 のフローチャートを用いて説明する。上述の診断パラメータ計測手順では、時系列データ表示速度 N x によって生成された表示用時系列データに基づいて診断パラメータの計測を行なう場合について述べたが、ここでは、時系列データ表示速度 N x によって生成された表示用時系列データの所定時相における画像データを観察する場合について述べる。この場合の画像データの観察も、図 8 のステップ S 8 に示した時系列データ及び画像データの生成と保存に引き続いて行なってもよいが、オフライン的に行なってもよい。

30

【 0 0 9 8 】

まず、操作者は、超音波診断装置 1 0 0 の入力部 1 2 において被検体情報を入力し、次いで、観察する画像データとして B モード画像データを、又、この B モード画像データの観察時相を設定するための生体信号として E C G 波形を選択する。更に、時系列データの表示心拍数 N o を設定した後、画像データ観察の開始コマンドを入力する（図 1 1 のステップ S 2 1 ）。

【 0 0 9 9 】

上記コマンド信号を受信したシステム制御部 1 3 は、表示速度設定部 8 及び表示データ生成部 9 に対して制御信号を供給し、この制御信号を受信した表示速度設定部 8 は、画像・時系列データ生成記憶部 5 に保存されている B モード画像データあるいは E C G 波形に付帯情報として付加されている心拍周期 T o を読み出す（図 1 1 のステップ S 2 2 ）。そして、この心拍周期 T o とシステム制御部 1 3 から供給される時系列データの表示心拍数 N o の情報に基づいて時系列データ表示速度 N x を設定し表示データ生成部 9 に供給する（図 1 1 のステップ S 2 3 ）。

40

【 0 1 0 0 】

一方、システム制御部 1 3 から制御信号を受信した表示データ生成部 9 は、表示速度設定部 8 から供給された時系列データ表示速度 N x に基づき E C G 波形を画像・時系列データ生成記憶部 5 から順次読み出し、スクロール方式あるいはムービングバー方式の表示用 E C G 波形を生成する（図 1 1 のステップ S 2 4 ）。

50

【0101】

次に、表示データ生成部9は、表示用ECG波形の更新時相（例えば、ムービングバー方式の表示用ECG波形に対してムービングバーMBが設定された時相）を検出し、この時相におけるBモード画像データを画像・時系列データ生成記憶部5の画像データ記憶領域から読み出す（図11のステップS25）。そして、上述のBモード画像データと表示用ECG波形を所定の表示フォーマットに変換した後合成し表示データを生成する。次いで、表示部11は、表示データ生成部9が生成した表示データに対してD/A変換とテレビフォーマット変換を行ないモニタに表示する（図11のステップS26）。

【0102】

図12は、ステップS26の表示部11における表示例を示したものであり、表示部11のモニタにおける時系列データ表示領域141には表示用ECG波形Epがスクロール方式あるいはムービングバー方式で表示され、この表示用ECG波形Epに設定されたマーカMの時相におけるBモード画像データが画像データ表示領域142に表示される。

10

【0103】

尚、画像データの観察において、各時相における画像データの変化を更に詳しく観察する場合には表示用ECG波形を静止表示させる方法が望ましい。即ち、表示部11のモニタに時系列データ表示速度Nxで表示された表示用ECG波形とこの表示用ECG波形の所定時相におけるBモード画像データを観察した操作者は、入力部12の入力デバイスを用いて所望のタイミングで前記表示用ECG波形を静止させ、更に、静止表示された表示用ECG波形の任意の位置（時相）に上述のマーカMを設定する。

20

【0104】

マーカMが設定された表示用ECG波形の時相を検出した表示データ生成部9は、前記時相に対応したBモード画像データを画像・時系列データ生成記憶部5の画像データ記憶領域から読み出し、既に生成されている表示データのBモード画像データを更新する。

【0105】

従がって、表示部11のモニタには表示用ECG波形と、この表示用ECG波形に設定されたマーカMの時相に対応したBモード画像データが夫々静止表示される。そして、前記マーカMを入力部12の入力デバイスを用いて表示用ECG波形の任意の時相に移動することにより、移動後の時相におけるBモード画像データがモニタにおいて新たに表示される。

30

【0106】

以上述べたように、本実施例によれば、一旦保存された被検体の生体信号あるいは超音波時系列データを表示する際に、常に好適な時系列データ表示速度あるいは表示心拍数にて表示することが可能となるため高精度な計測を効率よく行なうことができる。

【0107】

例えば、超音波時系列データあるいは超音波時系列データに基づいて生成されたトレース波形を用いて各種診断パラメータの計測を行なう場合、計測に好適な表示心拍数で表示された上記超音波時系列データあるいはトレース波形に対して計測を行なうことができるため正確な計測が可能となる。

【0108】

一方、生体信号あるいは超音波時系列データに同期させて画像データの表示を行なう場合、観測に好適な表示心拍数で画像データが表示されるため、心拍周期が極めて短い被検体に対しても微妙な変化を見逃すことなく観察することができる。

40

【0109】

更に、上述の実施例によれば、時系列データ表示速度は被検体の心拍情報に基づいて自動設定されるため、操作者の負担が軽減され診断効率を向上させることができる。

【0110】

又、上述の実施例では、好適な表示心拍数で表示された時系列データあるいはトレース波形を静止表示することにより診断パラメータの計測や画像データの時相選択を行なうことが可能なため、更に、診断効率と診断精度を向上させることができる。

50

【 0 1 1 1 】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上記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、画像・時系列データ生成記憶部 5 に保存された超音波時系列データや生体信号の付帯情報として付加された当該被検体の心拍情報に基づいて好適な時系列データ表示速度を設定する方法について述べたが、画像・時系列データ生成記憶部 5 に保存された生体信号から上記心拍情報を計測し、得られた心拍情報に基づいて時系列データ表示速度を設定してもよい。

【 0 1 1 2 】

図 1 3 は、この場合の超音波診断装置 2 0 0 の全体構成を示すブロック図であり、図 1 に示したユニットと同様の機能を有するユニットは同一の符号を付加し説明を省略する。即ち、図 1 3 に示した表示速度設定部 8 0 は、先ず画像・時系列データ生成記憶部 5 に保存されている生体信号を読み出して心拍周期を計測し、この心拍周期の情報に基づいて時系列データ表示速度 $N \times$ の設定を行なう。このような方法によれば図 1 に示した心拍周期計測部 7 が不要となり、又、時系列データを画像・時系列データ生成記憶部 5 に保存する際の手順が簡単となる。

10

【 0 1 1 3 】

一方、上述の実施例では、画像データとして B モード画像データ、時系列データとしてドプラスペクトラムデータ、又、ドプラスペクトラムデータの最大流速値のトレース波形に基づいて E / A や D C T 等の診断パラメータを計測する場合について述べたが、これらに限定されるものではない。

20

【 0 1 1 4 】

即ち、B モード画像データの代りにカラードプラ画像データあるいはカラードプラ画像データと B モード画像データが合成された画像データでもよく、ドプラスペクトラムデータの代りに M モードデータでもよい。又、E C G 波形の代りに P C G 波形等の他の生体信号であっても構わない。更に、ドプラスペクトラムデータや M モードデータから直接診断パラメータの計測を行なってもよい。

【 0 1 1 5 】

又、上述の実施例の説明では、血流情報を計測するためのドプラスペクトラムデータについて述べたが、心臓壁の運動機能を評価するためのドプラスペクトラムデータであってもよい。

30

【 0 1 1 6 】

更に、画像・時系列データ生成記憶部 5 に保存された超音波時系列データ及び生体信号に対して心拍周期の情報を付加してもよいが、何れか一方に対して付加してもよい。

【 0 1 1 7 】

尚、入力部 1 2 には、上述の時系列データ表示速度 $N \times$ による表示方法と通常が表示方法を選択する選択スイッチを備え、必要に応じて時系列データ表示速度 $N \times$ による表示を選択してもよい。又、システム制御部 1 3 は、心拍周期計測部 7 による計測結果と予め設定した閾値を比較し、正常範囲外の計測結果が得られた場合には表示部 1 1 あるいは入力部 1 2 の表示パネルに計測不能のメッセージを表示してもよい。この機能を備えることにより、時系列データ表示速度 $N \times$ の表示を選択した場合に上記計測不能のメッセージが表示されたならば、通常が表示方法を再選択することが可能となる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 1 8 】

【 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 】 同実施例における送受信部及びデータ生成部の構成を示すブロック図。

【 図 3 】 同実施例における心拍周期計測の具体例を示す図。

【 図 4 】 同実施例における時系列データ計測部の構成を示すブロック図。

【 図 5 】 同実施例における診断パラメータの計測方法を示す図。

【 図 6 】 同実施例の表示部における表示例を示す図。

【 図 7 】 同実施例における表示用時系列データあるいはトレース波形の表示方式を示す図

50

。

【図 8】同実施例における画像データ及び時系列データの生成手順を示すフローチャート

。

【図 9】同実施例における診断パラメータの計測手順を示すフローチャート。

【図 10】同実施例の表示部における診断パラメータの表示例を示す図。

【図 11】同実施例における画像データの観察手順を示すフローチャート。

【図 12】同実施例の表示部における画像データの表示例を示す図。

【図 13】同実施例の変形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。

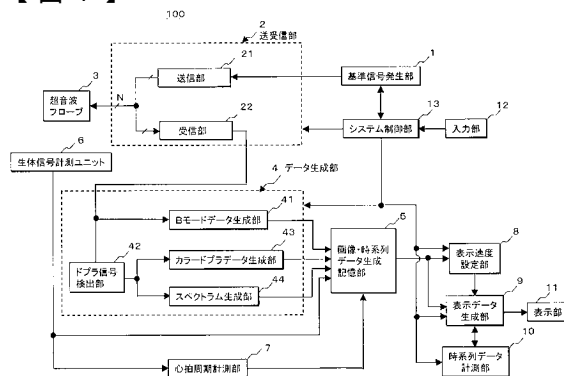
【符号の説明】

【0119】

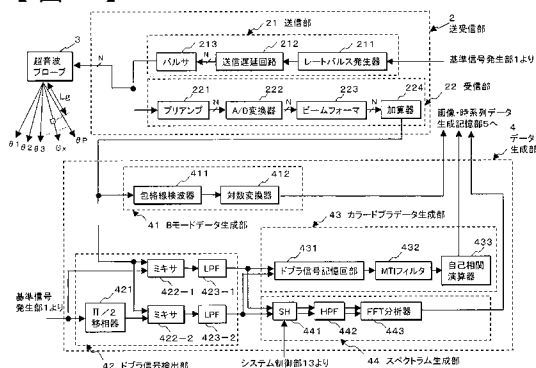
1 ... 基準信号発生部	
2 ... 送受信部	
3 ... 超音波プローブ	
4 ... データ生成部	
5 ... 画像・時系列データ生成記憶部	
6 ... 生体信号計測ユニット	
7 ... 心拍周期計測部	
8、80 ... 表示速度設定部	
9 ... 表示データ生成部	
10 ... 時系列データ計測部	10
11 ... 表示部	
12 ... 入力部	
13 ... システム制御部	
21 ... 送信部	
22 ... 受信部	
41 ... Bモードデータ生成部	
42 ... ドブラ信号検出部	
43 ... カラードブラデータ生成部	
44 ... スペクトラム生成部	
100、200 ... 超音波診断装置	20
101 ... Mモードデータ計測部	
102 ... スペクトラムデータ計測部	
111 ... トレース波形生成部	
112 ... 特徴量選定部	
113 ... 診断パラメータ計測部	
211 ... レートパルス発生部	
212 ... 送信遅延回路	
213 ... パルサ	
221 ... プリアンプ	
222 ... A/D変換器	30
223 ... ビームフォーマ	
224 ... 加算器	
411 ... 包絡線検波器	
412 ... 対数変換器	
421 ... $\pi/2$ 移相器	
422 ... ミキサ	
423 ... LPF (低域通過フィルタ)	
431 ... ドブラ信号記憶回路	
432 ... MTIフィルタ	
433 ... 自己相関演算器	40
	50

4 4 1 ... S H (サンプルホールド)
 4 4 2 ... H P F (高域通過フィルタ)
 4 4 3 ... F F T 分析器

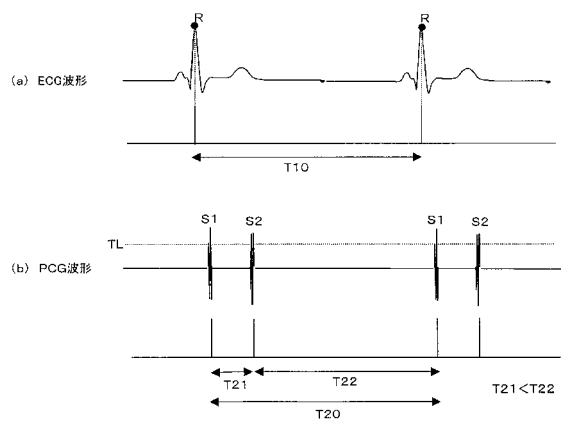
【図 1】



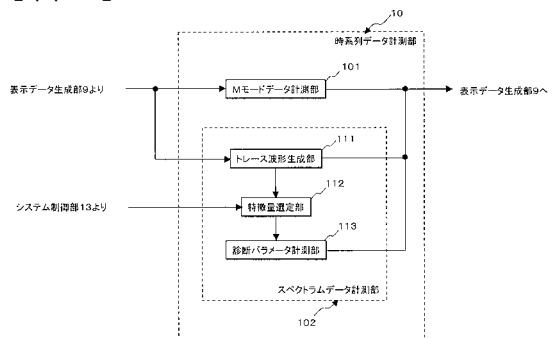
【図 2】



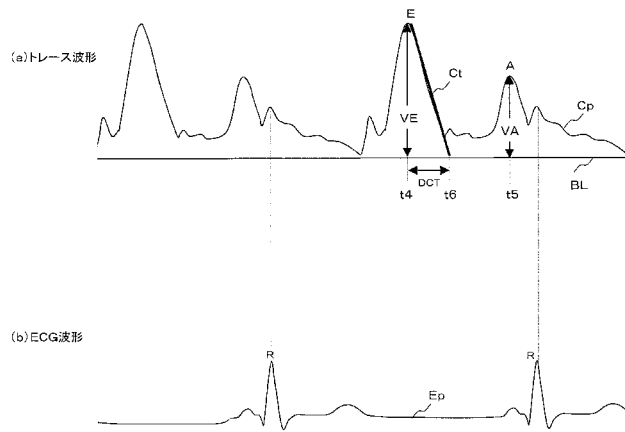
【図 3】



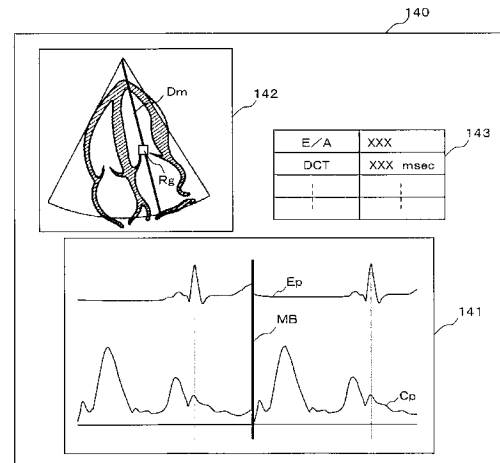
【図 4】



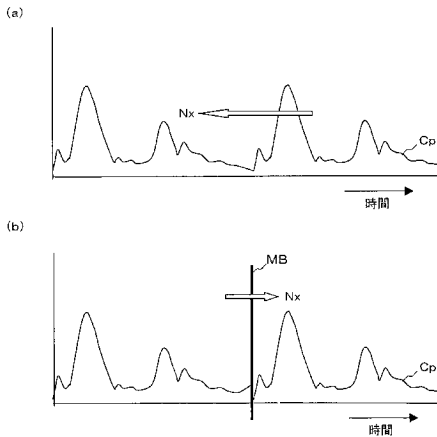
【図5】



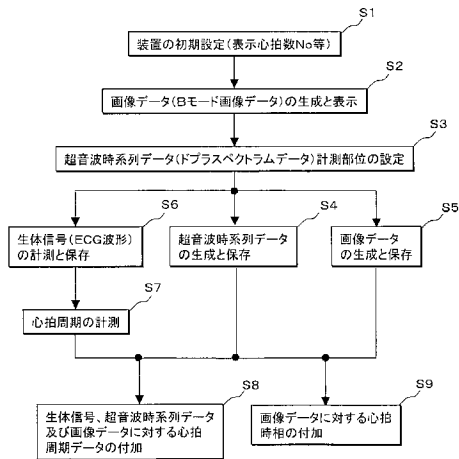
【図6】



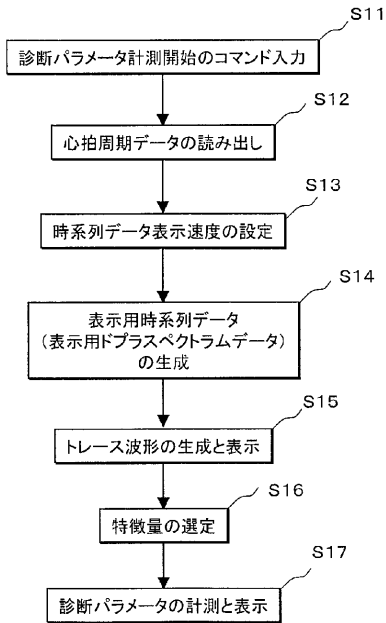
【図7】



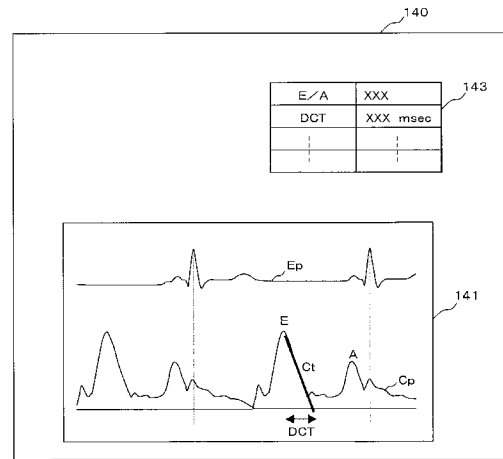
【図8】



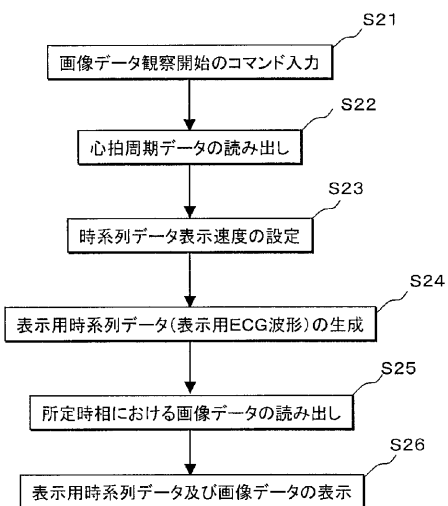
【図 9】



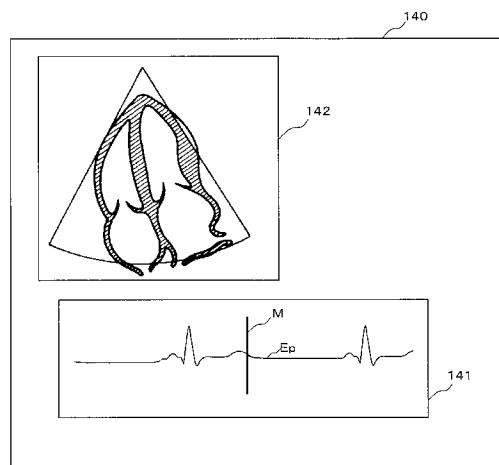
【図 10】



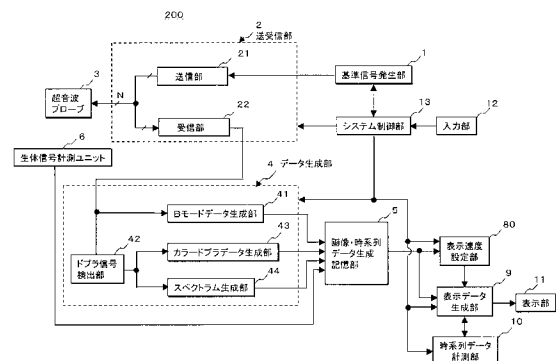
【図 11】



【図 12】



【図 13】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006197969A	公开(公告)日	2006-08-03
申请号	JP2005009902	申请日	2005-01-18
[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	大塚紀昭		
发明人	大塚 紀昭		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/14.310		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/KK13 4C601/LL04		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当显示存储在监视器上的时间序列数据时，生成并显示时间序列数据以显示预定的显示心率，该心率不取决于受试者的心跳周期。收发器2驱动超声探头3以向对象发射超声波和从对象接收超声波。另一方面，数据生成单元4和图像/时间序列数据生成存储单元5基于此时获得的接收信号以及由生物信号测量单元6测量的生物信号，生成并存储超声波时间序列数据。心跳周期测量单元7将从生物信号测量的心跳周期的信息添加到超声时间序列数据和生物信号。接下来，显示速度设置单元8读取存储在图像/时间序列数据生成存储单元5中的心跳周期，并设置合适的时间序列数据显示速度，并且显示数据生成单元9显示时间序列数据显示。基于速度生成用于显示的时间序列数据，并将其显示在显示单元11上。[选型图]图1

