

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4920302号
(P4920302)

(45) 発行日 平成24年4月18日(2012.4.18)

(24) 登録日 平成24年2月10日(2012.2.10)

(51) Int.CI.

A 61 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2006-133819 (P2006-133819)
 (22) 出願日 平成18年5月12日 (2006.5.12)
 (65) 公開番号 特開2007-29711 (P2007-29711A)
 (43) 公開日 平成19年2月8日 (2007.2.8)
 審査請求日 平成21年5月11日 (2009.5.11)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-179171 (P2005-179171)
 (32) 優先日 平成17年6月20日 (2005.6.20)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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
 (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
 (73) 特許権者 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 100149803
 弁理士 藤原 康高
 (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
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置及び超音波計測方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受信を行なうための超音波振動子を有した超音波プローブと、

前記超音波振動子を駆動して前記被検体に対し超音波を送信すると共に前記超音波振動子によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する送受信手段と、

前記送受信手段によって得られた受信信号を信号処理し画像データ及び時系列データを生成する画像・時系列データ生成手段と、

動画像表示モードと静止画像表示モードの切り替えを指示する切り替え信号を入力する表示モード手段と、

前記動画像表示モードにおいて前記画像データ及び前記時系列データを第1の表示フォーマットで配置し、順次更新して表示するよう制御すると共に、

前記静止画像表示モードへの切り替えを指示する前記切り替え信号を受けて、前記切り替え信号の入力を受けた時点に対応する前記画像データと、前記時点を基準とした所定期間の前記時系列データとを第2の表示フォーマットで配置し、静止画として表示するよう制御する表示データ生成手段と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第1の表示フォーマットは、前記画像データと前記時系列データを左右に並べて配置した表示フォーマットであり、

前記第2の表示フォーマットは、前記画像データと、前記第1の表示フォーマットに比して長い期間における前記時系列データを上下に並べて配置した表示フォーマット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。

【請求項3】

前記時系列データに対する複数の計測項目のうちから何れかの計測項目を選択する計測項目選択手段とを更に備え、

前記切り替え信号は、前記動画像表示モードと前記静止画像表示モードに加えて、前記選択された計測項目に対応する計測モードの切り替えを指示するものであって、

前記表示データ生成手段は、前記計測モードへの切り替えを指示する前記切り替え信号を受けて、前記画像データと前記時系列データとを前記選択された計測項目に対応した第3の表示フォーマットで配置し、静止画として表示するよう制御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。10

【請求項4】

関心領域設定手段を備え、前記画像・時系列データ生成手段は、前記関心領域設定手段が設定した関心領域に対応する領域からの受信信号に基づいて前記時系列データを生成することを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載した超音波診断装置。

【請求項5】

時系列データ計測手段を備え、前記時系列データ計測手段は、前記時系列データを用いて、前記計測項目に対応した診断パラメータを測定することを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。20

【請求項6】

前記表示フォーマットを更新する表示フォーマット更新手段とこの更新情報を記憶する更新情報記憶手段を備え、前記表示データ生成手段は、前記更新情報記憶手段に保存された最新の更新情報に対応した表示フォーマットに基づいて前記画像データ及び前記時系列データの少なくとも何れかの表示データを生成することを特徴とする請求項1乃至5のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記画像・時系列データ生成手段によって生成される画像データは、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であることを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の超音波診断装置。30

【請求項8】

前記画像・時系列データ生成手段によって生成される時系列データは、Mモードデータ及びドプラスペクトラムデータの少なくとも何れかであることを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

被検体に対して超音波の送受信を行なって得られた受信信号に基づき画像データ及び時系列データを生成するステップと、

動画像表示モードと静止画表示モードの切り替えを指示する切り替え信号を入力するステップと、40

前記動画像表示モードにおいて前記画像データ及び前記時系列データを第1の表示フォーマットで配置し、順次更新して表示するステップと、

前記静止画像表示モードへの切り替えを指示する前記切り替え信号を受けて、前記切り替え信号の入力を受けた時点に対応する前記画像データと、前記時点を基準とした所定期間の時系列データとを第2の表示フォーマットで配置し、静止画として表示するステップとを有することを特徴とする超音波計測方法。

【請求項10】

前記第1の表示フォーマットは、前記画像データと前記時系列データを左右に並べて配置した表示フォーマットであり、

前記第2の表示フォーマットは、前記画像データと、前記第1の表示フォーマットに比し50

て長い期間における前記時系列データを上下に並べて配置した表示フォーマットであることを特徴とする請求項9に記載の超音波計測方法。

【請求項11】

前記時系列データに対する複数の計測項目のうちから何れかの計測項目を選択するステップと、

計測モードへの切り替えを指示する第2の切り替え信号を入力するステップと、

前記第2の切り替え信号の入力を受けて、前記画像データと前記時系列データとを前記選択された計測項目に対応した第3の表示フォーマットで配置し、静止画として表示するステップと

を更に備えることを特徴とする請求項9に記載の超音波計測方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波計測方法に係り、特に、超音波によって得られた時系列データを用いて各種計測を行なう超音波診断装置及び超音波計測方法に関する。

【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。

20

【0003】

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プラスペクトラム法やMモード法が用いられている。

【0004】

30

ドプ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プラ信号を検出する。そして、このドプラ信号の中から所望部位におけるドプラ信号をレンジゲートによって抽出し、更に、抽出したドプラ信号をFFT分析することによってドプラスペクトラムを算出している。

【0005】

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プラ信号に対してドプラスペクトラムを連続的に算出し、得られた複数のドプラスペクトラムを時系列的に配列することによってドプ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プ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）として表示し、このドプラスペクトラムデータに基づいて、各種診断パラメータの計測が行なわれている。

40

【0006】

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る。

【0007】

通常、ドプ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

50

の収集方向は、リアルタイム表示されるBモード画像データあるいはカラードプラ画像データの観測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は上述の画像データ上に重畠表示される。

【0008】

一方、ドプラスベクトラムデータ及びMモードデータ（以下では、これらを纏めて時系列データと呼ぶ。）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、これらの時系列データを時間軸方向に順次シフトさせる方法（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時系列データに更新する方法（以下、ムービングバー方式と呼ぶ。）がある。

【0009】

ところで、時系列データの収集位置の設定は、既に述べたように、この時系列データと並行して得られるBモード画像データあるいはカラードプラ画像データ（以下では、これらを纏めて画像データと呼ぶ。）の観測下にて行なわれ、このとき、モニタ上には画像データと時系列データが同時表示される（例えば、特許文献1参照。）。

【特許文献1】特開2004-73287号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

時系列データに対する関心領域の設定を目的とした特許文献1記載の画像データ及び時系列データの表示方法では、画像データと時系列データを左右に並べて表示する表示フォーマット（以下、Left/Right表示形式）がとられている。この表示フォーマットによれば比較的大きな画像データの表示が可能となるため、関心領域を正確に設定することができる。

【0011】

しかしながら、好適な関心領域において得られた時系列データを一旦静止表示し、静止後の時系列データに対して各種診断パラメータの計測を行なう際、上述の表示フォーマットにおける時系列データは、時間軸方向を広範囲に表示することが不可能なため診断パラメータの計測を困難にしていた。このため、診断パラメータの計測においては、時間軸方向に広範囲な時系列データの表示が可能な、例えば、画像データと時系列データを上下に並べて表示する表示フォーマット（以下、Up/Down表示形式）や時系列データのみを表示する表示フォーマットが用いられてきた。

【0012】

即ち、操作者は、静止表示した時系列データを用いて診断パラメータを計測する際、計測に好適な表示フォーマットに更新する必要があり、特に、関心領域の設定を目的とした動画像表示モードと診断パラメータの計測を目的とした静止画像表示モードを高頻度で繰り返し行なう場合には、操作者による表示フォーマットのマニュアル更新は診断効率を著しく低下させる要因となっていた。

【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、超音波によって得られた時系列データを用いて各種計測を行なう際に、表示モードあるいは計測モードの切り替えに伴なって表示フォーマットを自動更新することにより、診断効率の向上を可能とした超音波診断装置及び超音波計測方法を提供することにある。

【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、実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受信を行なうための超音波振動子を有した超音波プローブと、前記超音波振動子を駆動して前記被検体に対し超音波を送信すると共に前記超音波振動子によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する送受信手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号を信号処理し画像データ及び時系列データを生成する画像・時系列データ生成手段と、動画像表示モードと静止画像表示モードの切り替えを指示する切り替え信号を入力する表

示モード手段と、前記動画像表示モードにおいて前記画像データ及び前記時系列データを第1の表示フォーマットで配置し、順次更新して表示するよう制御すると共に、前記静止画像表示モードへの切り替えを指示する前記切り替え信号を受けて、前記切り替え信号の入力を受けた時点に対応する前記画像データと、前記時点を基準とした所定期間の前記時系列データとを第2の表示フォーマットで配置し、静止画として表示するよう制御する表示データ生成手段とを備える。

【0015】

又、上記課題を解決するために、実施形態に係る超音波計測方法は、被検体に対して超音波の送受信を行なって得られた受信信号に基づき画像データ及び時系列データを生成する10
ステップと、動画像表示モードから静止画表示モードへの切り替えを指示する切り替え信号を入力するステップと、前記動画像表示モードにおいて前記画像データ及び前記時系列
データを第1の表示フォーマットで配置し、順次更新して表示するステップと、前記静止
画像表示モードへの切り替えを指示する前記切り替え信号を受けて、前記切り替え信号の
入力を受けた時点に対応する前記画像データと、前記時点を基準とした所定期間の時系列
データとを第2の表示フォーマットで配置し、静止画として表示するステップとを有する

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、表示モードあるいは計測モードの切り替えに伴ってこれらのモードにおける表示フォーマットは予め設定された表示フォーマット情報に基づいて変更されるため、診断効率が大幅に改善される。20

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0020】

以下に述べる実施例では、動画像表示モード及び静止画像表示モードの各々における画像データと時系列データの表示フォーマットを予め選択する。そして、被検体に対する超音波送受信によって得られた画像データ（Bモード画像データ）とこの画像データ上の所定部位において収集された時系列データ（ドプラスベクトラムデータ）を動画像表示モードの表示フォーマットに基づいてリアルタイム表示する。次いで、表示モードの切り替え信号に従い、前記画像データ及び前記時系列データを静止画像表示モードの表示フォーマットに基づいて静止表示し、このとき表示された時系列データを用いて診断パラメータの計測を行う。30

【0021】

（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7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プロック図、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プロック図であり、図3は、時系列データ計測部のプロック図である。40

【0022】

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プラデータ、更には、ドプラスベ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モードデータ及びカラードプラデータを走査方向に対応させて保存しBモード画像データ及びカラードプラ画像データを生成すると共に、所定走査方向に対して得られたドプラスベクトラム及びBモードデータを時系列的に保存してドプラスベクトラムデータ及びMモードデータを生成する画像・時系列データ生成部5を備えている。

【0023】

又、超音波診断装置 100 は、画像・時系列データ生成部 5 に保存されている所定期間の時系列データを読み出し、この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 6 と、画像・時系列データ生成部 5 において生成された画像データや時系列データ、更には、時系列データ計測部 6 において計測された診断パラメータの計測値を所定の表示フォーマットに基づいて合成し表示データを生成する表示データ生成部 7 と、後述の入力部 11 から供給される表示フォーマット選択信号に基づいて表示モードや計測モードにおける画像データ及び時系列データの表示フォーマットを設定する表示フォーマット設定部 8 と、表示データ生成部 7 において生成された表示データを表示する表示部 9 を備えている。

【0024】

10

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、動画像表示モード及び静止画像表示モードにおける表示フォーマットの選択、計測モードにおける表示フォーマットの選択、表示モードの切り替え、計測項目の選択等を行なう入力部 11 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 12 を備えている。

【0025】

20

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を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。

【0026】

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構わない。

【0027】

30

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。

【0028】

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。

【0029】

40

送信遅延回路 212 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 213 に供給する。パルサ 213 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。

【0030】

一方、受信部 22 は、N チャンネルから構成されるプリアンプ 221、A/D 変換器 222 及び受信遅延回路 223 と、加算器 224 を備えている。プリアンプ 221 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 221 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

50

、 A / D 変換器 222 にてデジタル信号に変換され、受信遅回路 223 に送られる。

【0031】

受信遅回路 223 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 222 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 224 は、これら受信遅回路 223 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。

【0032】

次に、データ生成部 4 は、受信部 22 の加算器 224 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 41 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 42 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 43 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 44 を備えている。10

【0033】

そして、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 22 の加算器 224 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 412 においてその振幅が対数変換される。

【0034】

ドプラ信号検出部 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 を備えており、受信部 22 の加算器 224 から供給される受信信号に対し直交位相検波を行なってドプラ信号を検出する。20

【0035】

次に、カラードプラデータ生成部 43 は、ドプラ信号記憶回路 431、MTI フィルタ 432、自己相関演算器 433 を備え、ドプラ信号検出部 42 のドプラ信号はドプラ信号記憶部 431 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 432 は、ドプラ信号記憶部 431 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 433 は、MTI フィルタ 432 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。30

【0036】

一方、スペクトラム生成部 44 は、SH（サンプルホールド回路）441 と、LPF（低域通過フィルタ）442 と、FFT（Fast-Fourier-Transform）分析器 443 を備えており、ドプラ信号検出部 42 において得られたドプラ信号に対して FFT 分析を行なう。尚、SH 441 及び LPF 442 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プラ信号検出部 42 から出力されるドプラ信号の複素成分、即ち実成分（I 成分）と虚成分（Q 成分）が供給される。

【0037】

次に、SH 441 には、ドプラ信号検出部 42 の LPF 423-1 及び 423-2 から出力されたドプラ信号と、システム制御部 12 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プ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 T s 後に発生し、この遅延時間 T s は入力部 11 において任意に設定可能である。40

【0038】

即ち、操作者は、サンプリングパルスの遅延時間 T s を変更することによって超音波プローブ 3 から所望の距離 L g におけるドプ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 T s と距離 L g は、被検体内の音速度を C とすれば、 $2Lg/C = T_s$ の50

関係にある。

【0039】

次に、S H 4 4 1 から出力された所望距離 L_g のドプラ信号に重畠した階段状のノイズ成分は、L P F 4 4 2 によって除去され、更に、平滑化されたドプラ信号は、F F T 分析器 4 4 3 に供給されてドプラスペクトラムが生成される。

【0040】

このF F T 分析器 4 4 3 は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、L P F 4 4 2 から出力されるドプ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プラ信号の所定期間においてF F T 分析を行なってドプラスペクトラムを生成する。

10

【0041】

図1に戻って、画像・時系列データ生成部 5 は、例えば、走査方向 1 乃至 P に対する超音波送受信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プ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プラ画像データを生成する。

【0042】

更に、画像・時系列データ生成部 5 は、所望の走査方向 x に対する複数回の超音波送受信によって得られた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、同様な超音波送受信により走査方向 x の所定距離 L_g から得られる受信信号に基づくドプラスペクトラムを時系列的に保存してドプラスペクトラムデータを生成する。即ち、画像・時系列データ生成部 5 の画像データ記憶領域において複数枚のBモード画像データ及びカラードプラ画像データが保存され、時系列データ記憶領域においてMモードデータ及びドプラスペクトラムデータが保存される。

20

【0043】

次に、画像・時系列データ生成部 5 に保存されている時系列データを用いて各種診断パラメータの計測を行なう時系列データ計測部 6 の具体例につき、図3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 6 は、Mモードデータを用い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を用い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、例えば、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。

30

【0044】

トレース波形生成部 111 は、入力部 11 からシステム制御部 12 を介して供給される計測項目の選択情報に基づき、画像・時系列データ生成部 5 に保存されている所定期間のドプラスペクトラムデータを読み出し、このドプラスペクトラムデータの最大周波数に対応する最高流速のトレース波形を生成する。

【0045】

特徴量選定部 112 は、表示部 9 において表示された前記トレース波形に対し、例えば、入力部 11 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。

40

【0046】

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）」を計測する。

【0047】

次に、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

50

体例につき図4を用いて説明する。図4は、表示部9に表示された2心拍分のトレース波形Cpを示しており、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Cpに対して選定した時刻t4におけるE波の振幅(流速)VEと時刻t5におけるA波の振幅(流速)VAの比VE/VAによって診断パラメータ「E/A」を計測する。

【0048】

次いで、E波の極大からの下降曲線に対して接線Ctを設定し、この接線CtとベースラインBLとが交わる時刻t6とE波の時刻t4との間隔を診断パラメータ「DCT」として計測する。但し、図4では、説明をわかりやすくするために表示周期が2の場合について示したが、実際の表示周期は4心拍乃至8心拍が用いられる。

10

【0049】

尚、時系列データ計測部6のMモードデータ計測部101においてもスペクトラムデータ計測部102と略同様の機能を有する各ユニットが設けられ、このMモードデータ計測部101によって、例えば、左室容積(LVV)、左室拡張末期容積(EDV)及び左室収縮末期容積(ESV)、心拍出量(CO)、駆出率(EF)等の診断パラメータが計測されるがその詳細な説明は省略する。

【0050】

次に、図1の表示データ生成部7は、時系列データ収集時におけるデータ収集部位(以下では、関心領域と呼ぶ。)の設定を目的とした動画像表示モードと、前記時系列データに対する診断パラメータの計測を目的とした静止画像表示モードの各々に対応した所定表示フォーマットの表示データを生成する。

20

【0051】

即ち、動画像表示モードにおいては、先ず、所定期間の時系列データ(Mモードデータあるいはドプラスペクトラムデータ)を画像・時系列データ生成部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時系列データを生成する。

【0052】

次いで、この時系列データの端部の時相あるいはムービングバーで示された時相における画像データ(Bモード画像データあるいはカラードプラ画像データ)を画像・時系列データ生成部5から順次読み出す。そして、表示フォーマット設定部8から供給された動画像表示モードの表示フォーマット情報に基づいて上述の時系列データと画像データを合成して表示データを生成する。

30

【0053】

一方、静止画像表示モードにおいては、入力部11からシステム制御部12を介して供給された静止画像表示モードへの切り替え信号の時相における上述の画像データと時系列データを、表示フォーマット設定部8から供給された静止画像表示モードの表示フォーマット情報に基づいて合成し表示データを生成する。

【0054】

更に、この静止画像表示モードにおいて診断パラメータの計測を行なう場合には、入力部11から供給される計測項目の選択情報に従い、この計測項目に対して予め設定された計測モードの表示フォーマットに基づいて上述の画像データと時系列データを合成し、更に、時系列データ計測部6から供給されるトレースデータや診断パラメータの計測結果等を重畠して表示データを生成する。

40

【0055】

次に、表示フォーマット設定部8は、図示しない記憶回路を備え、この記憶回路には各種表示フォーマット情報が予め保管されている。そして、入力部11からシステム制御部12を介して供給される表示モード及び計測モードの表示フォーマット選択情報に対応した動画像表示モード及び静止画像表示モードにおける表示フォーマット情報や計測モードにおける表示フォーマット情報を読み出して表示データ生成部7に供給する。

【0056】

図5は、表示フォーマット設定部8の記憶回路に予め保管されている表示フォーマット

50

情報の具体例を模式的に示したものであり、例えば、図 5 (a) は、時系列データ 8 1 のみによって表示データが構成される表示フォーマットである。図 5 (b) 及び図 5 (c) は、時系列データ 8 1 と画像データ 8 2 が上下方向に配置された U p / D o w n 表示形式の表示フォーマット、図 5 (d) は、時系列データ 8 1 と画像データ 8 2 が左右方向に配置された L e f t / R i g h t 表示形式の表示フォーマットを示している。但し、図 5 (b) は、画像データ 8 2 の表示高 h 1 と時系列データ 8 1 の表示高 h 2 が略等しい場合であり、図 5 (c) は、画像データ 8 2 の表示高 h 1 に対して時系列データ 8 1 の表示高 h 2 が大きい場合（例えば、 $h_2 / h_1 = 3$ ）を示している。

【 0 0 5 7 】

次に、図 1 の表示部 9 は、図示しない変換回路とモニタを備え、前記変換回路は、表示データ生成部 7 が生成した上述の表示データに対し 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。10

【 0 0 5 8 】

図 6 は、動画像表示モードにおいて表示部 9 のモニタに表示された表示データの具体例を示したものであり、表示データ 8 0 の左領域には、例えば、所定期間の時系列データ（ドプラスペクトラムデータ）8 1 がムービングバー方式によって表示され、このムービングバー M B によって示された時相における画像データ（B モード画像データ）8 2 が前記表示データ 8 0 の右領域に表示される。そして、この画像データ 8 2 はムービングバー M B の移動に伴なって動画像として表示される。

【 0 0 5 9 】

この場合、表示フォーマット設定部 8 は、入力部 1 1 から供給される動画像表示モードの表示フォーマット選択情報に基づき、図 5 (d) に対応した表示フォーマット情報を自己の記憶回路から読み出して表示データ生成部 7 に供給する。一方、表示データ生成部 7 は、画像・時系列データ生成部 5 から供給された所定期間における画像データ及び時系列データを上述の表示フォーマット情報に基づいて合成して表示データを生成し表示部 9 のモニタに表示する。20

【 0 0 6 0 】

一方、図 7 は、静止画像表示モードにおいて表示部 9 に表示された表示データの具体例を示したものであり、表示データ 8 0 の下部領域には、例えば、後述する静止画像表示モードへの切り替え信号が入力されるタイミング t 1 までの所定期間における時系列データ（ドプラスペクトラムデータ）8 1 が静止表示され、タイミング t 1 の時相における画像データ（B モード画像データ）8 2 が表示データ 8 0 の上部領域に静止画像として表示される。30

【 0 0 6 1 】

この場合、表示フォーマット設定部 8 は、静止画像表示モードにおける表示フォーマットに基づき、図 5 (b) あるいは図 5 (c) に対応した表示フォーマット情報を自己の記憶回路から読み出して表示データ生成部 7 に供給する。一方、表示データ生成部 7 は、入力部 1 1 において入力された表示モード切り替え信号の入力タイミング t 1 までの所定期間ににおける時系列データとタイミング t 1 における画像データを画像・時系列データ生成部 5 から読み出し、この画像データ及び時系列データを上述の表示フォーマット情報に基づいて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は表示部 9 において表示される。40

【 0 0 6 2 】

更に、この静止画像表示モードにおいて診断パラメータの計測を行なう場合には、この計測モードにおいて時系列データ計測部 6 が計測した診断パラメータの計測結果 8 3 等を前記表示データ 8 0 に重畠して表示する。但し、図 7 では、静止画像表示モードと計測モードに対して同じ表示フォーマットを選択した場合について示しているが、異なる表示フォーマットを選択してもよい。

【 0 0 6 3 】

尚、通常は、時系列データに対する関心領域の設定を目的とした動画像表示モードでは50

、高い設定精度を得るために比較的大きな画像データの表示が可能な L e f t / R i g h t 表示形式の表示フォーマット（図 6 参照）が選択され、時系列データにおける診断パラメータの計測を目的とした静止画像表示モードあるいはその計測モードでは、比較的長い期間における時系列データの表示が可能な U p / D o w n 表示形式の表示フォーマット（図 7 参照）が選択される。

【 0 0 6 4 】

次に、図 1 の入力部 1 1 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、画像データ及び時系列データの生成条件の設定、診断パラメータの計測に用いる画像データ及び時系列データの選択、動画像表示モード及び静止画像表示モードにおける表示フォーマットの選択、計測モードにおける表示フォーマットの選択、表示モードの切り替え、計測項目の選択、時系列データの収集における関心領域の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう。
10

【 0 0 6 5 】

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 9 に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 6 】

システム制御部 1 2 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 1 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、前記 C P U は、入力部 1 1 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。
20

【 0 0 6 7 】

（画像データ及び時系列データの生成 / 表示手順）

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と表示の手順につき、図 8 のフローチャートに沿って説明する。

【 0 0 6 8 】

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、動画像表示モード及び静止画像表示モードにおける表示フォーマットの選択、計測モードにおける表示フォーマットの選択、画像データ及び時系列データの生成条件の設定、診断パラメータの計測に用いる画像データ及び時系列データの選択等を入力部 1 1 にて行なう。そして、これらの入力 / 選択 / 設定情報をシステム制御部 1 2 の記憶回路に保存し、更に、上述の動画像表示モード及び静止画像表示モードにおける表示フォーマットの選択情報と計測モードにおける表示フォーマットの選択情報を表示フォーマット設定部 8 の記憶回路に保存する（図 8 のステップ S 1 ）。
30

【 0 0 6 9 】

尚、以下の説明では動画像表示モードの表示フォーマットとして L e f t / R i g h t 表示形式（図 5（d））、静止画像表示モード及び計測モードの表示フォーマットとして U p / D o w n 表示形式（図 5（b））を夫々選択し、更に、診断パラメータの計測に用いる画像データ及び時系列データとして B モード画像データ及びドプラスペクトラムデータを選択する場合について述べるが、他の表示フォーマットあるいは他の画像データや時系列データを選択しても構わない。
40

【 0 0 7 0 】

上述の初期設定（入力 / 選択 / 設定）が終了したならば、操作者は、動画像表示モードの開始コマンドを入力部 1 1 より入力し（図 8 のステップ S 2 ）、次いで、超音波プローブ 3 の先端（超音波送受波面）を被検体表面に固定して最初の超音波送受波方向（走査方向 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、システム制御部 1 2 を介して前記コマンド信号を受信した送受信部 2 のレートパルス発生器 2 1 1 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 2 1 2 に供給する。
50

【 0 0 7 1 】

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 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 1 に対して超音波パルスを放射する。

【 0 0 7 2 】

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プラ偏移を受ける。

10

【 0 0 7 3 】

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、受信遅延回路 223 にて所定の遅延時間が与えられた後、加算器 224 において整相加算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。

【 0 0 7 4 】

このとき、受信遅延回路 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 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 12 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、画像・時系列データ生成部 5 における画像データ記憶領域に保存される。

20

【 0 0 7 5 】

次いで、システム制御部 12 は、走査方向 2 乃至走査方向 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、画像・時系列データ生成部 5 の画像データ記憶領域には、走査方向 1 乃至 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（図 8 のステップ S3）。

30

【 0 0 7 6 】

一方、表示データ生成部 7 は、画像・時系列データ生成部 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 1 乃至 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 9 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 9 のモニタに表示する。

【 0 0 7 7 】

以下同様にして、走査方向 1 乃至 P に対する超音波送受波が繰り返し行なわれ、このとき得られた B モード画像データは表示部 9 においてリアルタイム表示される。

【 0 0 7 8 】

40

次いで、操作者は、表示部 9 のモニタに表示された B モード画像データの観測下にてドプラスペクトラムの収集を行なう走査方向 × にドプラマーカを設定し、更に、このドプラマーカ上の距離 Lg にレンジゲートを設定する（図 8 のステップ S4）。

【 0 0 7 9 】

次いで、システム制御部 12 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 の受信遅延回路 223 に対する受信遅延時間を制御し走査方向 1 乃至 P に対して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に対応した走査方向 × に対して行なう。そして、走査方向 × 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）はドプラ信号検出部 42 に供給される。

50

【 0 0 8 0 】

一方、ドプラ信号検出部 4 2 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プラ信号をスペクトラム生成部 4 4 の S H 4 4 1 に供給し、S H 4 4 1 は、システム制御部 1 2 から供給されたレンジゲートに対応するサンプリングパルスによってドプラ信号をサンプルホールドする。そして、走査方向 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 4 4 1 の出力は、L P F 4 4 2 において平滑化され、F F T 分析器 4 4 3 の記憶回路に保存される。

【 0 0 8 1 】

次いで、F F T 分析器 4 4 3 の演算回路は、時系列的に得られるドプラ信号に対し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・時系列データ生成部 5 の時系列データ記憶領域に保存する。10

【 0 0 8 2 】

同様にして、スペクトラム算出部 4 4 のF F T 分析器 4 4 3 は、所定間隔で後続して得られたドプラ信号に対しても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 5)。

【 0 0 8 3 】

一方、データ生成部 4 のBモードデータ生成部 4 1 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・時系列データ生成部 5 の画像データ記憶領域にて走査方向に対応して順次保存され複数枚のBモード画像データが生成される(図 8 のステップ S 6)。20

【 0 0 8 4 】

一方、表示フォーマット設定部 8 は、既に入力部 1 1 から供給されている表示フォーマットの選択情報に基づいて、図 5 (d) に示した表示フォーマット情報を自己の記憶回路から読み出し、動画像表示モードにおける表示フォーマットとして表示データ生成部 7 に供給する。

【 0 0 8 5 】

次に、表示データ生成部 7 は、所定期間のドプラスペクトラムデータとこのドプラスペクトラムデータの所定時相(即ち、ムービングバーによって示された時相)におけるBモード画像データを画像・時系列データ生成部 5 から順次読み出し、前記表示フォーマット設定部 8 から供給された表示フォーマット情報に基づいて動画像表示モードにおける表示データを生成する。そして、生成された表示データは、表示部 9 のモニタにリアルタイム表示される(図 6 参照)(図 8 のステップ S 7)。30

【 0 0 8 6 】

次いで、操作者は、表示部 9 に表示された表示データにおけるBモード画像データ及びドプラスペクトラムデータを参照することにより、Bモード画像データ上に設定した関心領域の妥当性を判断する。そして、関心領域の修正が必要な場合には、表示部 9 のモニタに表示された関心領域、即ちレンジゲートの位置を入力部 1 1 の入力デバイスを用いて更新し(図 8 のステップ S 8)、上述のステップ S 5 乃至 S 7 の手順を繰り返す。40

【 0 0 8 7 】

一方、修正が不要な場合には、入力部 1 1 において動画像表示モードから静止画像表示モードへ切り替えるための表示モード切り替え信号を入力する(図 8 のステップ S 9)。そして、システム制御部 1 2 を介してこの表示モード切り替え信号を受信した表示フォーマット設定部 8 は、既に入力部 1 1 から供給されている表示フォーマットの選択情報に基づいて、図 5 (b) に示した表示フォーマット情報を自己の記憶回路から読み出し、静止画像表示モードにおける表示フォーマットとして表示データ生成部 7 に供給する。

【 0 0 8 8 】

一方、表示データ生成部 7 は、入力部 1 1 において入力された表示モード切り替え信号50

の入力タイミング t_1 までの所定期間における時系列データとタイミング t_1 における画像データを画像・時系列データ生成部 5 から読み出し、この画像データ及び時系列データを静止画像表示モードにおける表示フォーマット情報に基づいて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は表示部 9 において表示される（図 8 のステップ S 10）。

【0089】

又、動画像表示モードにおける画像データ及び時系列データを再度観察する場合、操作者は、静止画像モードから動画像モードに切り替えるための表示モード切り替え信号を入力部 11 において入力し、この切り替え信号に基づいて上述のステップ S 5 乃至 S 10 を繰り返す。

10

【0090】

（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 のフローチャートに沿って説明する。

【0091】

図 8 のステップ S 10 において表示部 9 に表示された静止画像表示モードの表示データを観測した操作者は、入力部 11 において所望の計測項目を選択する（図 9 のステップ S 11）。そして、この選択情報は、システム制御部 12 を介して表示フォーマット設定部 8、表示データ生成部 7 及び時系列データ計測部 6 に供給される。

【0092】

計測項目の選択情報を受信した表示フォーマット設定部 8 は、この計測項目に対して予め設定された表示フォーマット（例えば、図 5（b））の情報を自己の記憶回路から読み出し、計測モードの表示フォーマット情報として表示データ生成部 7 に供給する。

20

【0093】

一方、表示データ生成部 7 は、図 8 のステップ S 10 における静止画像表示モードの表示データに使用された画像データと時系列データを画像・時系列データ生成部 5 から再度読み出し、表示フォーマット設定部 8 から供給された計測モードの表示フォーマット情報に基づいて表示データを生成する。そしてこの表示データを表示部 9 のモニタに表示する（図 9 のステップ S 12）。

【0094】

尚、図 7 では、静止画像表示モードと計測モードに対し同じ表示フォーマットを選択した場合について述べたが、異なる表示フォーマットを選択してもよい。

30

【0095】

又、上述のステップ S 12 において表示部 9 に表示された表示データの表示フォーマットが診断パラメータの計測に対して好ましくない場合、操作者は、入力部 11 において当該計測項目に対する表示フォーマットを更新することも可能である。即ち、図 8 のステップ S 1 において選択された当該計測項目に対する計測モードの表示フォーマット（図 5（b））が望ましくない場合には他の表示フォーマット（例えば、図 5（c））に更新する。そして、この表示フォーマット更新情報は、表示フォーマット設定部 8 の記憶回路に保存される（図 9 のステップ S 13）。

40

【0096】

次いで、時系列データ計測部 6 におけるスペクトラムデータ計測部 102 のトレース波形生成部 111 は、上述の表示データにおける時系列データの最大周波数に対応する最高流速のトレース波形を生成して表示データ生成部 7 に供給する。そして、表示データ生成部 7 は、このトレース波形を上述の時系列データに重畠して表示部 9 のモニタに表示する（図 9 のステップ S 14）。

【0097】

次に、表示部 9 においてドプラスペクトラムデータに重畠表示されたトレース波形に対し、操作者は、入力部 11 の入力デバイスを用いて E 波及び A 波の位置を指示する。

【0098】

50

一方、特徴量選定部 112 は、システム制御部 12 を介して入力部 11 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 波及び A 波の選定情報を診断パラメータ計測部 113 に供給する（図 9 のステップ S15）。

【0099】

そして、診断パラメータ計測部 113 は、トレース波形生成部 111 から供給された最高流速のトレース波形と特徴量選定部 112 から供給されたトレース波形における E 波及び A 波の選定情報に基づいて診断パラメータ「E/A」及び「DCT」の計測を行なう。

【0100】

次いで、計測された診断パラメータの計測結果は表示データ生成部 7 に供給され、画像データやトレース波形が重畠された時系列データと合成されて表示部 9 に表示される（図 7 参照）（図 9 のステップ S16）。

【0101】

操作者は、計測モードから動画像表示モードへ切り替えるための表示モード切り替え信号を入力部 11 に入力し図 8 のステップ S5 乃至 S12 と図 9 のステップ S11 乃至 S15 を繰り返す。このとき、図 9 のステップ S12 における計測モードの表示フォーマットは、表示フォーマット設定部 8 の記憶回路に保存された最新の表示フォーマット選択情報に基づいて設定される。

【0102】

以上述べた本実施例によれば、動画像表示モードの画像データにおいて時系列データの計測部位を設定し、この計測部位から得られた時系列データを静止画像表示モードにおいて静止表示して各種診断パラメータの計測を行なう際、動画像表示モードから静止画像表示モードへの切り換え信号や計測項目の選択情報に伴なってその表示フォーマットも好適な表示フォーマットに自動更新されるため、診断効率が向上すると共に操作者に対する負荷を大幅に軽減することができる。

【0103】

又、動画像表示モード、静止画像表示モード及び計測モードにおける表示フォーマットは検査に先立って予め設定することが可能なため、被検体の診断対象部位や操作者の好み等に応じて任意に設定することができる。従がって、上述の診断効率の向上や操作者の負荷軽減のみならず診断精度を向上させることが可能となる。

【0104】

更に、動画像表示モード、静止画像表示モード及び計測モードにおける表示フォーマットは予め保管された複数の表示フォーマット情報の中から任意に選択したフォーマット情報に基づいて設定することができるため、好適な表示フォーマットを効率よく設定することが可能となる。

【0105】

又、動画像表示モード、静止画像表示モード及び計測モードを繰り返して行なう際、計測モードの表示フォーマットは表示フォーマット設定部の記憶回路に保存された最新の表示フォーマット選択情報に基づいて設定されるため、表示モードに好適な表示フォーマットを効率よく設定することができる。

【0106】

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無く、変形して実施することが可能である。例えば、既に述べたように上述の実施例では、動画像表示モードの表示フォーマットとして Left / Right 表示形式、静止画像表示モードの表示フォーマットとして Up / Down 表示形式を選択したが、これに限定されない。

【0107】

又、Left / Right 表示形式では、表示データの左領域に時系列データ、右領域に画像データを表示し、Up / Down 表示形式では、表示データの下部領域に時系列データ、上部領域に画像データを表示する場合について述べたが、時系列データと画像データを入れ替えて表示してもよい。

10

20

30

40

50

【0108】

一方、上述の実施例では、表示モード切り替え信号に基づいて動画像表示モードの表示フォーマットから静止画像表示モードの表示フォーマットへの切り替えを行ない、計測項目の選択情報に基づいて静止画像表示モードの表示フォーマットから計測モードの表示フォーマットへの切り替えを行なったが、計測項目等の選択情報に基づいて動画像表示モードの表示フォーマットから計測モードの表示フォーマットへの切り替えを行なってもよい。この場合、計測モードにおける画像データや時系列データは、静止画像に限定されるものではなく、動画像であっても構わない。

【0109】

又、計測モードでは画像データと時系列データを用いて表示データを生成する場合について述べたが、画像データあるいは時系列データの少なくとも何れかを用いて表示データを生成してもよい。

10

【図面の簡単な説明】**【0110】**

【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】同実施例における時系列データ計測部の構成を示すブロック図。

【図4】同実施例における診断パラメータ計測の具体例を示す図。

【図5】同実施例の表示フォーマット設定部に予め保管された表示フォーマット情報の具体例を模式的に示す図。

20

【図6】同実施例の動画像表示モードにおける表示データの具体例を示す図。

【図7】同実施例の静止画像表示モードにおける表示データの具体例を示す図。

【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／表示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。

【符号の説明】**【0111】**

- 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 ... 時系列データ計測部
- 7 ... 表示データ生成部
- 8 ... 表示フォーマット設定部
- 9 ... 表示部
- 1 1 ... 入力部
- 1 2 ... システム制御部
- 2 1 ... 送信部
- 2 2 ... 受信部
- 4 1 ... Bモードデータ生成部
- 4 2 ... ドプラ信号検出部
- 4 3 ... カラードプラデータ生成部
- 4 4 ... スペクトラム生成部
- 1 0 0 ... 超音波診断装置
- 1 0 1 ... Mモードデータ計測部
- 1 0 2 ... スペクトラムデータ計測部
- 1 1 1 ... トレース波形生成部
- 1 1 2 ... 特徴量選定部
- 1 1 3 ... 診断パラメータ計測部

30

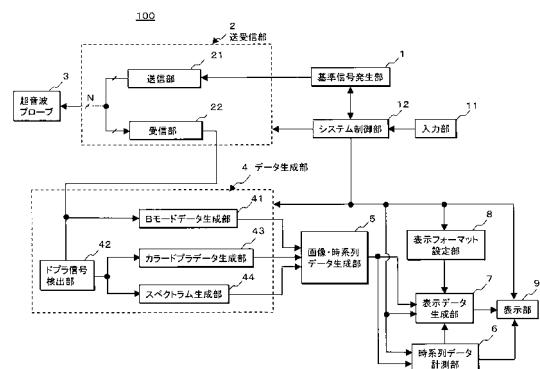
40

50

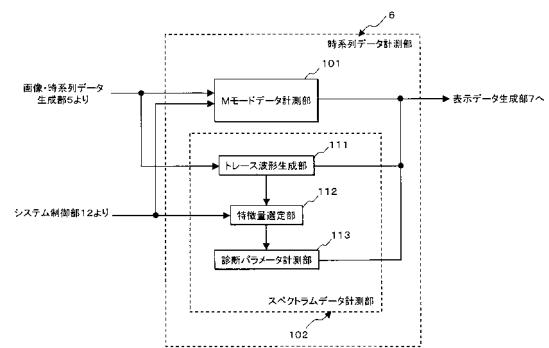
- 2 1 1 ... レートパルス発生器
 2 1 2 ... 送信遅延回路
 2 1 3 ... パルサ
 2 2 1 ... プリアンプ
 2 2 2 ... A / D 変換器
 2 2 3 ... 受信遅延回路
 2 2 4 ... 加算器
 4 1 1 ... 包絡線検波器
 4 1 2 ... 対数変換器
 4 2 1 ... / 2 移相器
 4 2 2 ... ミキサ
 4 2 3、4 4 2 ... L P F (低域通過フィルタ)
 4 3 1 ... ドプラ信号記憶回路
 4 3 2 ... M T I フィルタ
 4 3 3 ... 自己相関演算器
 4 4 1 ... S H (サンプルホールド)
 4 4 3 ... F F T 分析器

10

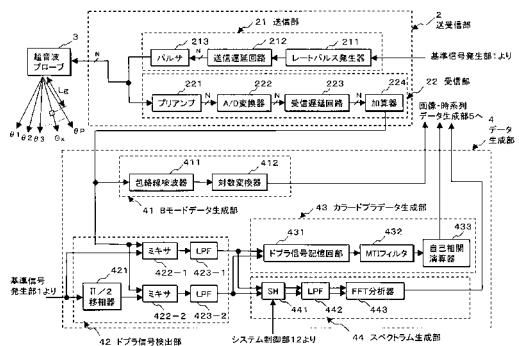
【図 1】



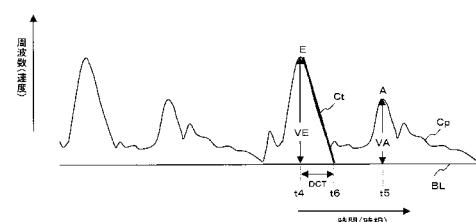
【図 3】



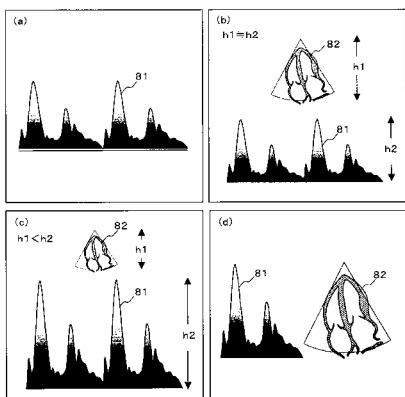
【図 2】



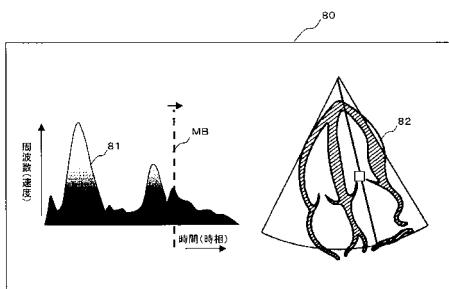
【図 4】



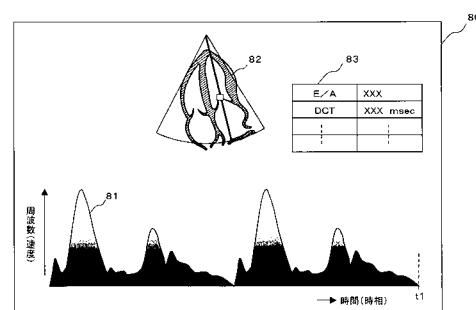
【図5】



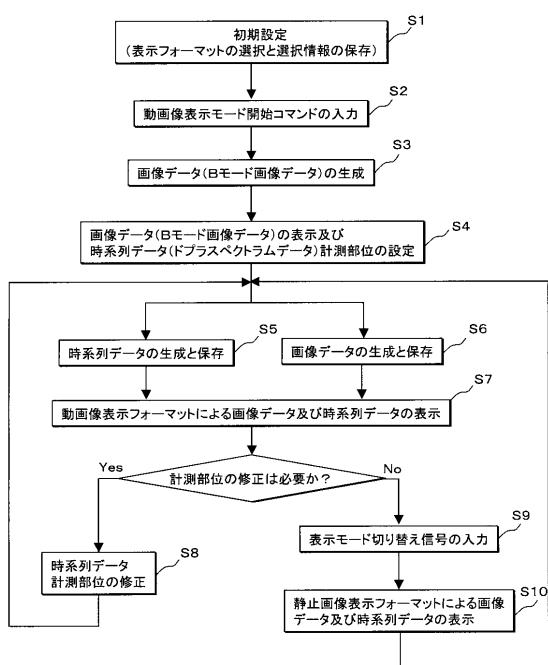
【図6】



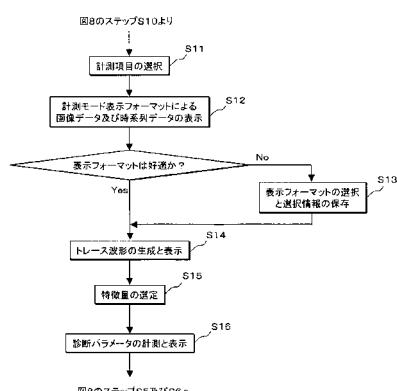
【図7】



(8)



〔 9 〕



フロントページの続き

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開2004-8350 (JP, A)

特開2004-166897 (JP, A)

特開2002-248078 (JP, A)

特開2002-306479 (JP, A)

特開昭63-186635 (JP, A)

特開2002-177278 (JP, A)

実開昭63-156611 (JP, U)

特開2006-325709 (JP, A)

特開2005-296253 (JP, A)

特開2000-325345 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

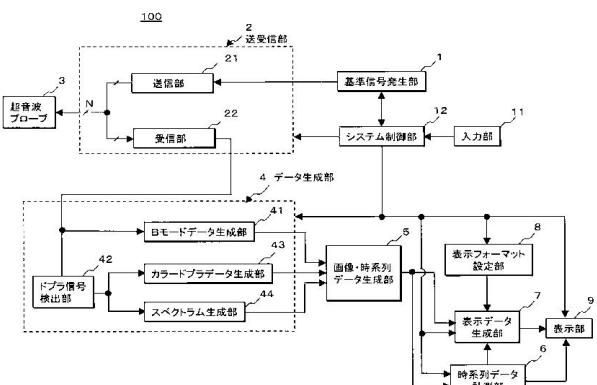
A 61 B 8 / 00 - 8 / 15

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波計測方法		
公开(公告)号	JP4920302B2	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	JP2006133819	申请日	2006-05-12
[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		
当前申请(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		
CPC分类号	G01S7/52073 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/465 G01S7/52074 G01S7/52084 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK11		
代理人(译)	藤原 康高		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	2005179171 2005-06-20 JP		
其他公开文献	JP2007029711A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断系统，当使用时间顺序数据进行各种测量时，通过显示模式或测量模式的转换自动更新显示格式，从而提高诊断效率这是用超声波获得的，并提供一种超声波测量方法。解决方案：超声波诊断系统的输入部分预先分别在动画显示模式和静止图像显示模式中选择图像数据的显示格式和时间顺序数据。显示数据产生部分利用时间顺序数据合成通过超声波发送/接收相对于对象获得的图像数据，该时间顺序数据基于显示格式被收集在由图像数据指示的规定位置。动画显示模式，以便实时显示显示部分中的数据。输入部分输入显示模式转换信号。显示数据生成部分基于静止图像显示模式的显示格式，响应于切换信号，将图像数据与时序数据合成，以便将显示部分中的数据显示为静止图像。时序数据测量部分利用此时显示的时序数据测量诊断参数。 〔

【図1】



【図2】