

(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2005-305129
(P2005-305129A)

(43) 公開日 平成17年11月4日(2005.11.4)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 8/06

F I
A 6 1 B 8/06

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 15 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2005-61602 (P2005-61602)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成17年3月4日 (2005.3.4)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2004-86749 (P2004-86749)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成16年3月24日 (2004.3.24)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

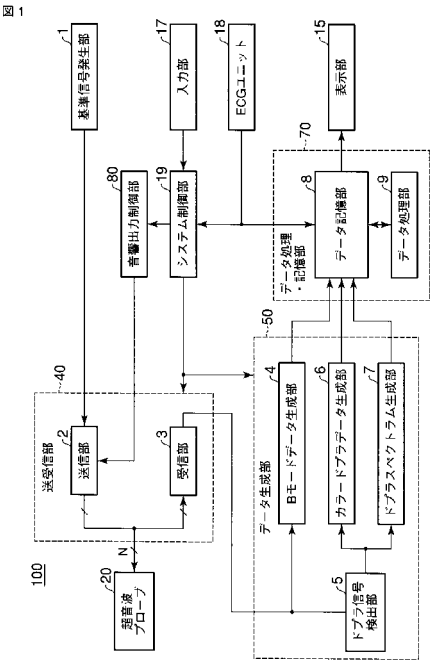
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波ドプラスペクトラム法における圧電振動子の駆動方法を制御して発熱規制あるいは音響出力規制を遵守すると共にドプラスペクトラムを高感度で観察すること。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送信し、被検体からエコーを受信するために複数の圧電振動子を有する超音波プローブ20と、超音波を圧電振動子から発生するために複数の圧電振動子にそれぞれ対応する複数の駆動信号を発生する送信部2と、エコーに基づいてドブラ信号を検出するドブラ信号検出部5と、検出されたドブラ信号に基づいてスペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成部7と、スペクトラムデータを表示する表示部15とを具備する。さらに駆動信号の振幅が比較的高い高パワーモードと駆動信号の振幅が比較的低い低パワーモードとを被検体の生体信号に同期して切り替えるために送信部2を制御する制御部80が設けられている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波を送信し、前記被検体からエコーを受信するために複数の圧電振動子を有する超音波プローブと、

前記超音波を前記圧電振動子から発生するために前記複数の圧電振動子にそれぞれ対応する複数の駆動信号を発生する駆動部と、

前記駆動信号の振幅が比較的高い高パワーモードと前記駆動信号の振幅が比較的低い低パワーモードとを前記被検体の生体信号に同期して切り替えるために前記駆動部を制御する制御部と、

前記エコーに基づいてドプラ信号を検出するドプラ信号検出部と、

10

前記検出されたドプラ信号に基づいてスペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成部と、

前記スペクトラムデータを表示する表示部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記高パワーモードは、前記被検体の心拍周期内の一部期間に選択されることを特徴とする請求項 1 に記載した超音波診断装置。

【請求項 3】

前記被検体の心拍周期に対して前記一部期間を設定操作するための操作部をさらに備えることを特徴とする請求項 2 に記載した超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記被検体の心電波形を前記一部期間に対応するラインマークとともに表示する表示部をさらに備えることを特徴とする請求項 3 に記載した超音波診断装置。

【請求項 5】

前記操作部の操作に従って前記表示された心電波形に対する前記ラインマークの位置および前記ラインマークの長さが調整され、前記制御部により前記ラインマークの位置および長さに応じて前記一部期間が設定されることを特徴とする請求項 4 に記載した超音波診断装置。

【請求項 6】

前記高パワーモードは、前記被検体の 1 又は連続する所定数の心拍期間に選択されることを特徴とする請求項 1 に記載した超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記高パワーモードが継続される心拍数と、前記低パワーモードが継続される心拍数とを個々に設定操作するための操作部をさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載した超音波診断装置。

【請求項 8】

前記高パワーモードが継続される心拍数は初期的に 1 に設定され、前記低パワーモードが継続される心拍数は初期的に 3 に設定されることを特徴とする請求項 7 に記載した超音波診断装置。

【請求項 9】

前記高パワーモードの駆動信号は前記低パワーモードの駆動信号よりも電圧振幅が大きいことを特徴とする請求項 1 に記載した超音波診断装置。

40

【請求項 10】

前記高パワーモードの駆動信号は前記低パワーモードの駆動信号と中心周波数は略同一であることを特徴とする請求項 9 に記載した超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示部は、前記スペクトラムデータを、前記生体信号としての心電波形と前記高パワーモードの継続期間を示す高パワーインジケータとともに表示することを特徴とする請求項 1 に記載した超音波診断装置。

【請求項 12】

50

前記超音波の単位時間当たりの送信音響出力が所定の上限値未満となるように、前記高パワーモードにおける駆動電圧、前記高パワーモードの継続期間及び前記低パワーモードにおける駆動電圧とに基づいて前記低パワーモードの継続期間を決定する決定部をさらに備えることを特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記高パワーモードのもとで得られたスペクトラムデータを繋ぎ合わせてシネデータを生成するシネデータ生成部をさらに備えることを特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

前記駆動部は、前記高パワーモードのもとで駆動する圧電振動子を、前記超音波プローブの第１の圧電振動子と第２の圧電振動子とで前記高パワーモードの継続期間ごとに交互に切り換えることを特徴とする請求項１に記載した超音波診断装置。

10

【請求項１５】

被検体に対して超音波を送信し、前記被検体からエコーを受信するために複数の圧電振動子を有する超音波プローブと、

前記超音波で前記被検体内部を走査するために前記複数の圧電振動子にそれぞれ対応する複数の駆動信号を発生する駆動部と、

前記駆動信号の振幅が比較的高い高パワーモードと前記駆動信号の振幅が比較的低い低パワーモードとを前記被検体の生体信号に同期して切り替えるために前記駆動部を制御する制御部と、

20

前記エコーに基づいて画像データを生成する画像データ生成部と、

前記画像データを表示する表示部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【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、特に被検体に対して超音波の送受波を行なって得られたドブラ信号のスペクトラムデータを表示し、そのスペクトラムデータに基づいて各種の計測を行なう超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

30

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から発生する超音波パルスあるいは連続波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圧電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、超音波パルスを用いて２次元画像を表示する超音波断層法と、超音波パルスあるいは超音波連続波を被検体内の移動反射体（例えば血液や組織）に照射した場合に生じるドブラ偏移成分を周波数分析して得られたドブラスペクトラムの時間的变化（以下、スペクトラムデータと呼ぶ。）を表示する、所謂超音波ドブラスペクトラム法がある。

【０００３】

超音波断層法には、反射強度の２次元分布を表示するＢモード法とドブラ成分を用いて血流や組織の速度情報を２次元的にカラー表示するカラードブラ法があり、これらの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次元画像を容易に観察することができるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

40

【０００４】

一方、超音波ドブラスペクトラム法には、上記超音波断層法の場合と同様にパルス波を用いる方法（パルスドブラ法）と連続波を用いる方法（連続波ドブラ法）があり、何れの場合も血流や組織の移動速度を定量的に計測する場合に使用される。特に、距離方向（超音波送受波方向）の分解能を必要とし、流速あるいは移動速度が比較的遅い症例にはパルスドブラ法が、又、心臓弁疾患患者の場合のように血流速が極めて速いゆえにドブラスペクトラムが幾重にも折り返る症例には連続波ドブラ法が適用されている。

【０００５】

50

上記超音波スペクトラム法におけるスペクトラムデータは、通常、表示画面の横軸を時間軸、縦軸を周波数成分、輝度を各周波数成分のパワーの大きさに対応させたソノグラム形式によって表示される。そして、心臓弁疾患患者等の重症度判定には、上記ソノグラム形式によって表示された逆流成分スペクトラムの最大周波数成分の値（最大流速値）あるいは、このスペクトラムの最大周波数成分に基づいて生成されたトレース波形が一般に用いられている。

【0006】

従来のスペクトラムデータ生成方法を図16に示す。図16(a)は、パルスドプラ法あるいは連続波ドプラ法によって被検体から得られた超音波ドプラ信号をFFT（高速フーリエ変換）分析して得られたドプラスペクトラム151であり、縦軸はドプラ偏移周波数、横軸はスペクトラムの大きさ（パワー）に対応している。又、図16(b)は、ドプラスペクトラム151の時間的变化を示すスペクトラムデータ152であり、既に述べたように縦軸はドプラ偏移周波数、横軸は観測時間に対応し、ドプラスペクトラム151のパワーは輝度によって表現されている。そして、このスペクトラムデータ152と共に収集される心電波形（ECG波形）153が同時表示される。一方、図16(c)は、上記スペクトラムデータの収集において超音波プローブの圧電振動子から放射される超音波の大きさ（以下、送信音響出力と呼ぶ。）の時間的变化を示しており、従来は、この図16(c)に示すように常に一定の送信音響出力が用いられていた。

【0007】

ところで、被検体に放射された超音波が移動反射体において反射するとき反射波の間でランダムな干渉が生じ、その結果、ドプラスペクトラムにおいて干渉ノイズ（スペックルノイズ）が発生することが従来から知られている。即ち、図16(a)に示すように、算出されたドプラスペクトラム151（実線）は、真のドプラスペクトラム154（破線）に対して干渉ノイズによる凹凸が生じる。このため、このドプラスペクトラム151の時間的变化を示す図16(b)のスペクトラムデータ152においても上記干渉ノイズの影響による不連続パターンが生じ、最大周波数成分（最大流速値）等の時間的变化を正確に観察することが困難となる。

【0008】

又、この干渉ノイズの影響は、移動反射体からの反射強度が小さいが故にドプラスペクトラムのS/Nが小さい場合に顕著であり、例えば、スペクトラムデータにおける負の最大周波数成分のトレース155により心臓弁疾患患者等の重症度判定を行なう場合には正確な自動トレース、あるいはマニュアルトレースが困難となるのみならず、マニュアルトレースの場合には、トレースに多くの時間を要し、このトレースを行なう操作者の負担が増大する等の問題点を有していた。

【0009】

このような問題点に対して、スペクトラムデータの各周波数成分単位で観測時間方向の移動平均を行なうことによって上記干渉ノイズを低減する方法が提案されている（例えば特許文献1の第4 - 6頁、第1 - 2図）。

【0010】

この方法によれば、干渉ノイズによる影響が低減するため、スペクトラムデータにおける辺縁部、即ち、最大周波数成分等を連続且つ平滑に表示することができ、トレースデータにおける視認性が向上する。しかしながら、このような効果を得るためには、上述の移動平均処理を比較的長い観測時間において行なう必要があるため、スペクトラムデータの鮮明度が大幅に劣化する。

【0011】

一方、超音波ドプラ信号のS/Nを改善する方法として、超音波プローブの送信音響出力を高める方法が考えられるが、FDA（米国食品医薬品局）等において制定された発熱規制や音響出力規制による限界がある。特に、上記送信音響出力は、超音波プローブの表面温度に対する規制や生体組織の温度上昇に対する規制（所謂、サーマルインデックス）によってその上限値が定められ、通常の装置では既に許容値の上限に近い送信音響出力を

10

20

30

40

50

用いてスペクトラムデータの生成が行なわれているため、この送信音響出力を更に増大させることは不可能である。

【特許文献１】特開平６－３２７６７２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１２】

本発明の目的は、超音波ドブラスペクトラム法における圧電振動子の駆動方法を制御することによって、発熱規制あるいは音響出力規制を遵守すると共に、被検体から得られる超音波ドブラ成分に基づいて生成されるドブラスペクトラムあるいはスペクトラムデータを高感度で観察することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【００１３】

本発明の第１局面に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送信し、前記被検体からエコーを受信するために複数の圧電振動子を有する超音波プローブと、前記超音波を前記圧電振動子から発生するために前記複数の圧電振動子にそれぞれ対応する複数の駆動信号を発生する駆動部と、前記駆動信号の振幅が比較的高い高パワーモードと前記駆動信号の振幅が比較的低い低パワーモードとを前記被検体の生体信号に同期して切り替えるために前記駆動部を制御する制御部と、前記エコーに基づいてドブラ信号を検出するドブラ信号検出部と、前記検出されたドブラ信号に基づいてスペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成部と、前記スペクトラムデータを表示する表示部とを具備する。

20

本発明の第２局面に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送信し、前記被検体からエコーを受信するために複数の圧電振動子を有する超音波プローブと、前記超音波で前記被検体内部を走査するために前記複数の圧電振動子にそれぞれ対応する複数の駆動信号を発生する駆動部と、前記駆動信号の振幅が比較的高い高パワーモードと前記駆動信号の振幅が比較的低い低パワーモードとを前記被検体の生体信号に同期して切り替えるために前記駆動部を制御する制御部と、前記エコーに基づいて画像データを生成する画像データ生成部と、前記画像データを表示する表示部とを具備する。

【発明の効果】

【００１４】

本発明によれば、超音波ドブラスペクトラム法における圧電振動子の駆動方法を制御することによって、発熱規制あるいは音響出力規制を遵守すると共に、被検体から得られる超音波ドブラ成分に基づいて生成されるドブラスペクトラムあるいはスペクトラムデータの観察したい部分を高感度で観察することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【００１６】

（第１実施形態）

以下に述べる本発明の第１の実施形態の特徴は、診断情報の収集を目的とした高パワーモード駆動と装置動作等のモニタリングを目的とした低パワーモード駆動を交互に繰り返すことによってスペクトラムデータの収集を行ない、前記高パワーモード駆動を被検体の生体信号に基づいて開始することの特徴としている。

40

【００１７】

（装置の構成）

以下では、本発明の実施形態における超音波診断装置の構成と各ユニットの動作につき図１乃至図６を用いて説明する。尚、図１は、本実施形態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を構成する送受信部及びデータ生成部のブロック図を示す。

【００１８】

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

50

プローブ 20 と、超音波プローブ 20 に対して電気信号の送受信を行なう送受信部 40 と、送受信部 40 から得られた受信信号に対して信号処理を行ない、B モードデータ、カラードブラデータ、更にはドブラスペクトラムの生成を行なうデータ生成部 50 と、このデータ生成部 50 において生成された上記データを保存して、2 次元の B モード画像データ及びカラードブラ画像データ、更にはスペクトラムデータを生成し、更に、このスペクトラムデータを用いてシネデータの生成と保存を行なうデータ処理・記憶部 70 と、生成された B モード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラムデータの表示を行なう表示部 15 を備えている。

【0019】

更に、超音波診断装置 100 は、超音波断層法や超音波ドブラスペクトラム法における送信音響出力を制御する音響出力制御部 80 と、送受信部 40、あるいはデータ生成部 50 に対して、超音波パルスの中心周波数あるいは超音波連続波の周波数 (f_0) 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、操作者によって被検体情報、設定条件、更にはコマンド信号等が入力される入力部 17 と、上記超音波診断装置 100 の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 19 を備えており、被検体の心電波形を収集する ECG ユニット 18 が別途設けられている。

【0020】

超音波プローブ 20 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) の微小な圧電振動子をその先端部に有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電氣的なパルスあるいは連続波を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。小型、軽量に構成された超音波プローブ 20 は、ケーブルを介して送受信部 40 に接続されている。超音波プローブ 20 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。以下では心臓疾患の診断を目的としたセクタ走査対応の超音波プローブ 20 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。

【0021】

図 2 に示した送受信部 40 は、超音波プローブ 20 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 2 と、前記超音波プローブ 20 からの受信超音波を受信する受信部 3 を備えている。

【0022】

そして、送信部 2 は、レートパルス発生器 41 と、送信遅延回路 42 と、駆動回路 43 を備え、レートパルス発生器 41 は、B モード法、カラードブラ法及びパルスドブラ法において基準信号発生部 1 から供給される連続波を分周することによって送信超音波の繰り返し周期 (T_r) を決定するレートパルスを生成する。一方、連続波ドブラ法においては、基準信号発生部 1 から供給される連続波をそのまま次段の送信遅延回路 42 に供給する。

【0023】

送信遅延回路 42 は、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発生器 41 から供給されるレートパルスあるいは連続波に与える。一方、駆動回路 43 は、超音波プローブ 20 に内蔵された圧電振動子を駆動するための駆動信号を前記レートパルスあるいは連続波に基づいて生成する。この駆動回路 43 は、音響出力制御部 80 から供給される制御信号に基づいて、B モード法あるいはカラードブラ法においては通常パワーモード及び低パワーモードの駆動信号を、又、超音波ドブラスペクトラム法においては高パワーモード及び低パワーモードの駆動信号を生成する。

【0024】

一方、受信部 3 は、プリアンプ 44 と、受信遅延回路 45 と、加算器 46 を備えている。プリアンプ 44 は、圧電振動子によって電気信号 (受信信号) に変換された微小信号を

増幅し十分な S / N を確保する。又、受信遅延回路 4 5 は、細い受信ビーム幅を得るため所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と、所定方向からの受信超音波に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間をプリアンプ 4 4 の出力に与え、次いで、所定の遅延時間が与えられた受信遅延回路 4 5 の出力は加算器 4 6 に送られて加算合成（整相加算）される。

【 0 0 2 5 】

尚、送信部 2 における送信遅延回路 4 2 及び駆動回路 4 3、受信部 3 におけるプリアンプ 4 4 及び受信遅延回路 4 5 は、通常、超音波プローブ 2 0 の圧電振動子数と略同数の独立なチャンネル数を有しているが、連続波ドブラ法においては前記 N 個の圧電振動子を 2 分割して得られた第 1 の圧電振動子群と、この圧電振動子群に接続された送信部 2 を送波用として用い、残りの第 2 の圧電振動子群とこの圧電振動子群に接続された受信部 3 を受波用として用いている。

10

【 0 0 2 6 】

次に、データ生成部 5 0 は、受信部 3 の加算器 4 6 から出力された受信信号を信号処理して B モードデータを生成する B モードデータ生成部 4 と、前記受信信号に対して直交検波を行なってドブラ信号の検出を行なうドブラ信号検出部 5 と、検出されたドブラ信号を信号処理してカラードブラデータを生成するカラードブラデータ生成部 6 と、前記ドブラ信号を周波数分析してドブラスペクトラムを生成するドブラスペクトラム生成部 7 を備えている。

【 0 0 2 7 】

高パワーモードでは、ドブラスペクトラムのパワー値が高くなる。それにより典型的には表示輝度が高くなる。低パワーモードでは、ドブラスペクトラムのパワー値が低くなる。それにより典型的には表示輝度が低くなる。高パワーモードと低パワーモードとでは、輝度は相違する。高パワーモードと低パワーモードとでは、S / N は相違する。高パワーモードと低パワーモードとでは、スペクトラムの波形（パワーの周波数分布）は本質的に相似である。

20

【 0 0 2 8 】

B モードデータ生成部 4 は、包絡線検波器 5 1 と対数変換器 5 2 と A / D 変換器 5 3 を備えている。B モードデータ生成部 4 の入力信号、即ち、受信部 3 の加算器 4 6 から出力された受信信号に対して包絡線検波器 5 1 は包絡線検波を行ない、対数変換器 5 2 は、検波信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調する。そして、A / D 変換器 5 3 は、この対数変換器 5 2 の出力信号をデジタル信号に変換し、B モードデータを生成する。

30

【 0 0 2 9 】

一方、ドブラ信号検出部 5 は、 $\pi/2$ 移相器 5 4、ミキサ 5 5 - 1 及び 5 5 - 2、LPF（低域通過フィルタ）5 6 - 1 及び 5 6 - 2 を備えており、後述する動作により送受信部 4 0 の受信部 3 から供給された受信信号に対して直交位相検波を行なってドブラ信号を検出する。

【 0 0 3 0 】

又、カラードブラデータ生成部 6 は、2 チャンネルから構成される A / D 変換器 5 7、ドブラ信号記憶回路 5 8、MTI フィルタ 5 9、自己相関演算器 6 0 を備えている。そして、A / D 変換器 5 7 は、ドブラ信号検出部 5 の LPF 5 6 - 1 及び 5 6 - 2 から出力されたドブラ信号、即ち、直交位相検波されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、ドブラ信号記憶部 5 8 に保存する。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 5 9 は、ドブラ信号記憶部 5 8 に一旦保存された前記ドブラ信号を読み出し、このドブ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ブラ成分（クラッタ成分）を除去する。又、自己相関演算器 6 0 は、MTI フィルタ 5 9 によって血流情報のみが抽出されたドブ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 1 】

一方、ドブラスペクトラム生成部 7 は、切り換え回路 6 5 と、SH（サンプルホールド

50

回路) 61と、HPF(高域通過フィルタ) 62と、A/D変換器 63と、FFT分析器 64を備えている。そして、ドブラ信号検出部 5において得られたドブラ信号に対してFFT分析を行なう。尚、前記SH61、HPF 62、A/D変換器 63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 5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。

【0032】

次に、本実施形態におけるスペクトラムデータの生成において、重要な構成要素となる上述のドブラ信号検出部 5とドブラスペクトラム生成部 7の基本動作につき、図3に示したタイムチャートを参照して更に詳しく説明する。

【0033】

図3は、パルスドブラ法によってスペクトラムデータを生成する場合のタイムチャートを示したものであり、図3(a)は、基準信号発生部 1から出力される基準信号、図3(b)は、送受信部 40のレートパルス発生器 41から出力される周期 T_r のレートパルス、図3(c)は、受信部 3の加算器 46から得られる受信信号を示している。又、図3(d)は、ドブラ信号検出部 5のLPF 56から出力される直交位相検波出力、図3(e)は、ドブラスペクトラム生成部 7におけるSH61のサンプリング(レンジゲート)位置を決定するためにシステム制御部 19供給されるサンプリングパルス、図3(f)は、SH61によってサンプルホールドされたドブラ信号、そして、図3Gは、HPF 62によって平滑化された前記レンジゲートにおけるドブラ信号を示している。

【0034】

即ち、図2の受信部 3から出力された受信信号(図3(c))は、ドブラ信号検出部 5のミキサ55-1及び55-2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ほぼ等しい周波数 f_o をもった基準信号発生部 1の基準信号(図3(a))は、ミキサ55-1の第2の入力端子に直接供給され、 $/2$ 移相器 54において90度位相がシフトした基準信号はミキサ55-2の第2の入力端子に送られる。そして、ミキサ55-1及び55-2による乗算出力は、LPF 56-1及び56-2に送られ、ドブラ信号検出部 5の入力信号の周波数と基準信号発生部 1から供給される基準信号の周波数(f_o)との和の成分($2f_o$ 近傍の成分)が除去され、差の成分(零周波数近傍の成分)のみがドブラ信号として抽出される(図3(d))。

【0035】

次に、SH61には、上記LPF 56-1及び56-2から出力されたドブラ信号と、システム制御部 19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(図3(e))、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(図3(f))。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(図3(b))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 17において任意に設定可能である。

【0036】

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 20から所望の距離 L_g 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 T_s と所望距離 L_g は、被検体内の音速度を C とすれば、

$$2L_g / C = T_s$$

の関係にある。

【0037】

次に、SH61から出力された所望距離 L_g のドブラ信号に重畳した階段状のノイズ成分は、HPF 62によって除去され(図3(g))、更に、平滑化された上記ドブラ信号は、A/D変換器 63によってデジタル信号に変換された後、FFT分析器 64に供給される。

【0038】

FFT分析器 64は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、A/D変換器 63から出

10

20

30

40

50

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分析を行なう。

【0039】

一方、連続波ドブラ法の場合には、ドブラ信号検出部5の出力はドブラスペクトラム生成部7の切り換え回路65を介してA/D変換器63に直接入力され、デジタル信号に変換された後FFT分析器64において周波数分析が行なわれる。尚、連続波ドブラ法は距離分解能を有していないため、所定の超音波送受波方向における異なる深さの移動反射体によって得られる複数のドブラ信号成分が重畳して受信される。

【0040】

図4は、FFT分析器64におけるFFT分析方法を模式的に示したものであり、図4 (a)は、FFT分析器64に入力されるドブラ信号A₀、図4 (b)は、このドブラ信号A₀の所定期間をFFT分析して得られた周波数スペクトラムB_x (x = 1, 2, ...)を示す。そして、ドブラスペクトラム生成部7のA/D変換器63から出力された離散的なドブラ信号(図4 (a))のうち、例えば、q₁乃至q_mのm個のドブラ信号成分に対してFFT分析が行なわれ、スペクトラム成分p₁乃至p_mに対する最初の周波数スペクトラムB₁が計測される。次いで、時間T後のm個のドブラ信号成分q₁ + j乃至q_m + jがFFT分析されて新たな周波数スペクトラムB₂が計測される。尚、図4 (a)ではj = 3の場合について示している。

【0041】

以下、同様にして、時間2T後のq₁ + 2j乃至q_m + 2j、時間3T後のq₁ + 3j乃至q_m + 3j...のm個のドブラ信号成分に対しても順次FFT分析が行なわれてスペクトラム成分p₁乃至p_mに対する周波数スペクトラムB₃、B₄、...が計測される。(図4 (b))。

【0042】

次に、図1に戻って、データ処理・記憶部70は、データ記憶部8とデータ処理部9を備えており、データ記憶部8は、データ生成部50において走査方向単位で生成されたBモードデータ、カラードブラデータ及びドブラスペクトラムを順次保存して、2次元のBモード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラムデータを生成する。更に、上記スペクトラムデータを用いてデータ処理部9が生成したシネデータの保存を行なう。

【0043】

一方、データ処理部9は、Bモード画像データ及びカラードブラ画像データに対する画像処理や走査変換(スキャンコンバージョン)、スペクトラムデータの最大周波数成分に対するトレースデータの生成、更に、音響出力制御部80の制御によって生成された高パワーモードのスペクトラムデータを合成したシネデータの生成等を行なう。

【0044】

次に、音響出力制御部80は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、パルスドブラ法あるいは連続波ドブラ法における高パワーモード及び低パワーモードの種々の設定を行なう。図5は、連続波ドブラ法における圧電振動子駆動方法を示した図であり、以下では、送信音響出力を圧電振動子駆動電圧と駆動期間によって制御する場合について説明するが、これに限定されるものではなく、例えば、パルスドブラ法の場合には、駆動パルスの波

【0045】

即ち、図5 (a)は、被検体から得られるECG波形を、又、図5 (b)は、このECG波形に同期して送信部2の駆動回路43からプローブ20の圧電振動子に印加される電圧波形を示している。例えば、ECG波形のR波から予め設定された所定遅延時間 τ_1 後に駆動電圧(振幅電圧)V_Hの高パワーモードの駆動が開始され、この高パワーモードは期間 τ_2 の間継続した後、駆動電圧V_Lの低パワーモードに移行する。高パワーモードの駆動電圧の中心周波数は、低パワーモードの駆動電圧の中心周波数と略同一である。更に、この低パワーモードは、期間 τ_3 後に再び駆動電圧V_Hの高パワーモードに移行する。尚、図5 (b)に示した駆動電圧V_Mは、従来の連続波ドブラ法における駆動電圧を示し

10

20

30

40

50

ており、 $V_L < V_M < V_H$ の関係にある。

【 0 0 4 6 】

ここで、単位時間あたりに許容される送信音響出力の上限値を W_0 とすれば、上記駆動電圧 V_L 、 V_M 、 V_H と駆動期間 2 及び 3 は次式 (1) の関係にある。但し、 W は本実施形態における単位時間あたりの送信音響出力であり、 K は比例定数である。

【 数 1 】

$$W = K(V_H^2 \tau_2 + V_L^2 \tau_3) / (\tau_2 + \tau_3) < W_0 \approx K V_M^2 \quad \dots \quad (1)$$

【 0 0 4 7 】

即ち、式 (1) によれば、単位時間あたりの送信音響出力 W は、高パワーモードの駆動期間 2 と駆動電圧 V_H 及び低パワーモードの駆動期間 3 と駆動電圧 V_L によって決定され、これら 4 つのパラメータのうち 3 つのパラメータを操作者が設定することによって、残りのパラメータの許容音響出力 W_0 に対する最適な値を算出することが可能となる。具体的には、高パワーモードにおける駆動電圧 V_H 及び駆動期間 2 と低パワーモードにおける駆動電圧 V_L を設定することによって低パワーモードの期間 3、即ち、高パワーモードの繰り返し周期 4 ($4 = 2 + 3$) を算出することが好適であるが、算出するパラメータについては特に限定されない。

【 0 0 4 8 】

音響出力制御部 80 の前記記憶回路には式 (1) に基づく演算プログラムが予め保管されており、前記演算回路は、例えば、この演算プログラムとシステム制御部 19 を介して入力部 17 から供給される 3 つのパラメータの値を用いて残りのパラメータの最適値を算出する。

【 0 0 4 9 】

次に、表示部 15 は、図示しない表示用データ生成回路と変換回路とモニタを備えており、データ処理・記憶部 70 において生成された B モード画像データ、カラードプラ画像データ、スペクトラムデータ、更には、このスペクトラムデータのシネデータは前記表示用データ生成回路において合成されて表示用データが生成され、この表示用データは、変換回路において D / A 変換とテレビフォーマット変換が行われてモニタに表示される。

【 0 0 5 0 】

一方、入力部 17 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、入力ボタン等の入力デバイスを備え、患者情報の入力、データ収集モード、表示条件等の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等を行なう。特に、パルスドプラ法あるいは連続波ドプラ法においては、高パワーモードにおける駆動開始タイミングと駆動期間 2、高パワーモード及び低パワーモードにおける駆動電圧 V_H 及び V_L 、データ収集のための送受信方向 (D) やレンジゲート位置 (Lg) の設定等が行なわれる。尚、高パワーモードにおける駆動開始タイミングは、通常、図 5 に示したように被検体の ECG 信号に基づいて設定されるが、操作者が入力部 17 の入力デバイス (入力ボタン) を用いて直接設定してもよい。

【 0 0 5 1 】

図 17、図 18 にはシステム制御部 19 により生成されるドプラ条件設定画面の例が示されている。図 17 は高パワーモードを心拍周期の一部期間に設定し、残りの期間に低パワーモードを設定する場合の設定画面を示す。図 18 は、高パワーモードを被検体の 1 又は連続する所定数の心拍期間に設定し、低パワーモードを被検体の連続する所定数の心拍期間に設定する場合の設定画面を示す。画面には、レンジゲート 203 が重畳された B モード画像 200 とともに、被検体の心電波形 215 が表示される。また、画面には、「Vmax」と表記されたボタン、「All Wave」と表記されたボタン、増減ボタン 209、211 が、高パワーモードの継続期間を表すラインマーク 213 とともに表示される。ラインマーク 213 以外の期間は低パワーモードの継続期間である。

【 0 0 5 2 】

「Vmax」と表記されたボタンは、高パワーモードが心拍周期の一部期間に設定されて

、最高流速を高 S / N で検査するという目的に対応している。「V max」と表記されたボタンがクリックされたとき、システム制御部 19 は、図 17 に例示するように、最高流速検査に好適な R 波からの遅延時間（初期値） t_1 だけ遅延した位置に、最高流速検査に好適な時間幅 t_2 に相当する長さを有するラインマーク 213 を配置する。ラインマーク 213 とともに、遅延時間 t_1 と継続期間 t_2 は数値欄 217、219 にそれぞれ表示される。「V max」と表記されたボタンがクリックされたとき、増減ボタン 209、211 は非選択状態になる。操作者は入力部 17 を操作して、ラインマーク 213 を所望の位置に移動し、所望の長さに調整する。または操作者は入力部 17 を操作して、数値欄 217、219 に遅延時間 t_1 と継続期間 t_2 を直接的に数値を入力することもできる。それにより高パワーモードと低パワーモードそれぞれの時期と継続期間が設定される。

10

【0053】

「All Wave」と表記されたボタンは、高パワーモードを被検体の 1 又は連続する所定数の心拍期間に設定し、低パワーモードを被検体の連続する所定数の心拍期間に設定する目的に対応している。「All Wave」と表記されたボタンがクリックされたとき、増減ボタン 209、211 が操作可能な選択状態になる。「All Wave」と表記されたボタンがクリックされたとき、システム制御部 19 は、図 18 に例示するように、初期的に設定されている 1 心拍期間に相当する長さを有する複数のラインマーク 213 が、初期的に設定されている 3 心拍期間に相当する長さを有する間隔をへだてて配置される。ラインマーク 213 の長さは高パワーモードの継続期間に対応する。ペアのラインマーク 213 の間隔は、低パワーモードの継続期間に対応する。高パワーモードの継続期間を増減するとき、操作者は、増減ボタン 209 を操作する。高パワーモードの継続期間は、心拍期間を単位として増減する。高パワーモードの継続期間の増減に応じて、ラインマーク 213 の長さが伸縮する。低パワーモードの継続期間を増減するとき、操作者は、増減ボタン 211 を操作する。低パワーモードの継続期間も、心拍期間を単位として増減する。低パワーモードの継続期間の増減に応じて、ペアのラインマーク 213 の間隔が拡大縮小する。

20

【0054】

システム制御部 19 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 17 から予め入力あるいは設定される上述の各種情報は記憶回路に保存される。そして、CPU は、これらの情報に基づいて、送受信部 40、データ生成部 50、データ処理・記憶部 70、音響出力制御部 80、更には表示部 15 の制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

30

【0055】

次に、ECG ユニット 18 は、被検体の心電波形を収集するために備えられ、この ECG ユニット 18 で得られた心電波形の P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波の何れかに基づいて、パルスドブラ法あるいは連続波ドブラ法における高パワーモードの駆動開始タイミングが設定される。

【0056】

次に、本実施形態のパルスドブラ法あるいは連続波ドブラ法における圧電振動子駆動方法と、この駆動によって得られるスペクトルデータにつき図 6 を用いて説明する。

【0057】

図 6 は、ECG ユニット 18 から供給される ECG 波形に基づいて高パワーモードにおける駆動開始タイミング t_1 、 $t_3 \cdots$ 駆動期間 2 及び駆動周期 4 が設定される場合であり、図 6 (a) は、高パワーモード及び低パワーモードにおける駆動電圧 V_H 、 V_L と駆動期間 2、3 を示している。一方、図 6 (b) は、被検体から周期 5 で得られる ECG 波形 161 と、高パワーモードの駆動期間を示す高パワーインジケータ 162 と、図 6 (a) の駆動電圧によって生成されるスペクトラムデータ 163 を示している。そして、ECG 波形 161、高パワーインジケータ 162 はスペクトラムデータ 163 と共に表示部 15 のモニタに表示される。

40

【0058】

尚、上記の高パワーモードインジケータ 162 は、先ず初期設定された高パワーモード

50

の駆動開始タイミングと駆動期間に基づいて表示され、操作者は、このインジケータの位置及び長さを、入力部 17 の入力デバイスを用いて更新することによって高パワーモードの駆動期間を新たに設定することが可能である。

【0059】

(スペクトラムデータの生成手順)

次に、図 1 乃至図 12 を用いて本実施形態におけるスペクトラムデータの生成手順について説明する。但し、図 7 は、本実施形態における上記生成手順を示すフローチャートである。尚、本実施形態では、パルスドプラ法を中心に説明するが、連続波ドプラ法においても略同様の手順によってスペクトラムデータの生成が可能である。

【0060】

超音波データの収集に先立って、操作者は、先ず入力部 17 にて患者情報を入力し、B モード画像データ、カラードプラ画像データ及びスペクトラムデータの収集モードを選択する。次いで、操作者は、図 8 に示すようにパルスドプラ法の高パワーモード及び低パワーモードにおける駆動電圧 V_H 、 V_L 、B モード法の通常モード及び低パワーモードにおける駆動電圧 V_{BH} 、 V_{BL} 、カラードプラ法の通常モード及び低パワーモードにおける駆動電圧 V_{CH} 、 V_{CL} を設定し、更に高パワーモードの駆動開始タイミング 1 と駆動期間 2 を設定する。そして、これらの情報は、システム制御部 19 の図示しない記憶回路に保存される(図 7 のステップ S1)。

【0061】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ 20 の先端(超音波送受信面)を被検体体表面の所定の位置に固定することによって、通常モードにおける第 1 の走査方向(1 方向)の B モードデータを得るための超音波送受波が行なわれる。即ち、図 2 のレートパルス発生器 41 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、超音波パルスの繰り返し周期 T_r を決定するレートパルスを生成し、このレートパルスを送信遅延回路 42 に供給する。

【0062】

次いで、送信遅延回路 42 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、第 1 の走査方向(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駆動回路 43 に供給する。そして、駆動回路 43 は、レートパルスの駆動によって生成される駆動電圧 V_{BH} の駆動信号を、ケーブルを介して超音波プローブ 20 における N 個の圧電振動子に供給し、前記第 1 の走査方向に対して超音波パルスを放射する。

【0063】

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。

【0064】

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 20 の圧電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 3 における N チャンネルの独立なプリアンプ 44 にて増幅されて N チャンネルの受信遅延回路 45 に送られる。

【0065】

受信遅延回路 45 は、所定の深さからの超音波を収束するための集束用遅延時間と、前記第 1 の走査方向に強い受信指向性をもたせて受信するための偏向用遅延時間を前記受信信号に与えた後、加算器 46 に送る。そして、加算器 46 は、受信遅延回路 45 から出力される N チャンネルの受信信号を加算合成し、1 つの受信信号に纏めた後、B モードデータ生成部 4 に供給する。

【0066】

次いで、加算器 46 の出力信号は B モードデータ生成部 4 において対数変換、包絡線検波、A/D 変換がなされた後、図 1 のデータ処理・記憶部 70 におけるデータ記憶部 8 に

10

20

30

40

50

保存される。

【0067】

一方、通常モードにおけるカラードブラ画像データの生成においては、受信信号のドブラ偏移を求めるために上述と同様な手順によって、前記第1の走査方向に連続して複数回（L回）の超音波送受信を行ない、このとき得られた受信信号に対して周波数解析を行なう。

【0068】

即ち、システム制御部19は、駆動回路43の駆動電圧を V_{CH} に設定し、第1の走査方向に対してカラードブラ用の最初の超音波送受信を行なう。そして、得られた受信信号をドブラ信号検出部5に供給し、ミキサ55-1、55-2及びLPF56-1、56-2による直交位相検波から2チャンネルの複素信号を生成する。次いで、この複素信号の実成分、及び虚成分の各々をカラードブラデータ生成部6のA/D変換器57にてデジタル信号に変換した後ドブラ信号記憶部58に保存する。前記第1の走査方向に対する2回目乃至L回目の超音波送受信によって得られた受信信号についても同様な処理を行なって複素信号を収集し、ドブラ信号記憶部58に保存する。

10

【0069】

第1の走査方向に対するL回の超音波送受信によって得られた複素信号のドブラ信号記憶部58への保存が終了したならば、システム制御部19は、ドブラ信号記憶部58に保存されている複素信号の中から所定位置（深さ）に対応した複素信号成分を順次読み出し、MTIフィルタ59に供給する。そして、MTIフィルタ59は、供給された複素信号成分に対してフィルタ処理を行ない、例えば心筋などの組織の運動によって生ずる組織ドブラ成分（クラッタ成分）を排除し、血流の流れに起因する血流ドブラ成分のみを抽出する。

20

【0070】

前記複素信号の供給を受けた自己相関演算器60は、この複素信号を用いて自己相関処理を行ない、更に、自己相関処理結果に基づいて血流の平均速度値や分散値、あるいはパワー値などを算出する。このような演算を、第1の走査方向の他の位置（深さ）に対しても行ない、算出された血流の平均速度値、分散値あるいはパワー値などを図1のデータ処理・記憶部70におけるデータ記憶部8に保存する。

【0071】

次いで、システム制御部19は、第2の走査方向（2）乃至第Mの走査方向（M）に対しても同様な超音波送受信を行なう。そして、このとき得られたBモードデータ及びカラードブラデータは、データ記憶部8に保存される。

30

【0072】

以上述べた手順によって、走査方向単位で得られるBモードデータとカラードブラデータはデータ記憶部8に順次保存されてBモード画像データ及びカラードブラ画像データが生成され、データ処理部98において画像処理や走査変換がなされる。そして、表示部15の表示用データ生成回路は、走査変換後の画像データを合成して表示用データを生成し、更に、この表示用データを変換回路に供給してD/A変換やTVフォーマット変換を行ないモニタに表示する（図7のステップS2）。

40

【0073】

次に、操作者は、表示されたこれらの画像データに対して、スペクトラムデータを収集する走査方向（D）を示すマーカ（方向マーカ）及び距離（Lg）を示すマーカ（レンジゲートマーカ）を入力部17の入力デバイスを用いて移動し、最適な位置に設定する（図7のステップS3）。そして、スペクトラムデータの収集位置が決定したならば、高パワーモードにおける駆動開始コマンドを入力部17より入力する（図7のステップS4）。

【0074】

このコマンド信号を受信したシステム制御部19は、Bモードデータ及びカラードブラデータの生成を一旦停止し、次いで、音響出力制御部80は、圧電振動子駆動電圧が V_H

50

になるように送信部 2 の駆動回路 4 3 を制御する。次いで、走査方向 D に対してスペクトラムデータを収集するための超音波送受波を行ない、加算器 4 6 の出力信号（受信信号）をドブラ信号検出部 5 に供給する。

【0075】

ドブラ信号検出部 5 は、既に図 3 に示したように、前記受信信号に対して直交位相検波を行なって得られた複素信号をドブラスペクトラム生成部 7 の S H 6 1 に供給する。一方、S H 6 1 には、操作者によって設定されたレンジゲート位置 L_g に対応したサンプリングパルスがシステム制御部 1 9 より供給され、このサンプリングパルスに基づいて上記複素信号がサンプルホールドされる。そして、走査方向 D に対して周期 T_r で複数回行なわれる超音波送受波によって得られた S H 6 1 の出力は、H P F 6 2 において平滑化された後、A / D 変換器 6 3 においてデジタル信号に変換され、F F T 分析器 6 4 の図示しない記憶回路に保存される。

【0076】

F F T 分析器 6 4 の図示しない演算回路は、図 4 に示したように、連続して収集されるドブラ信号に対して所定時間（ T ）シフトした期間を複数設定し、これらの各々の期間におけるドブラ信号に対して F F T 分析を行なってドブラスペクトラムを生成する。

【0077】

即ち、F F T 分析器 6 4 の演算回路は、図 4（a）に示すように、レートパルス周期 T_r の周期で得られた離散的なドブラ信号に対して、例えば q_1 乃至 q_m の m 個の信号成分を読み出して F F T 分析を行ない、スペクトラム成分 p_1 乃至 p_m から構成されるドブラスペクトラム B 1 を算出する。そして、算出されたドブラスペクトラム B 1 は、データ処理・記憶部 7 0 のデータ記憶部 8 に供給される。

【0078】

以下、同様にして、図 4 に示した時間 T 後、時間 $2T$ 後、時間 $3T$ 後・・・の m 個のドブラ信号成分に対して、ドブラスペクトラム生成部 7 の F F T 分析器 6 4 はドブラスペクトラム B 2 , B 3 , B 4 ... の算出を行なう。そして、算出された複数のドブラスペクトラムはソノグラム形式でデータ記憶部 8 に保存されて高パワーモードにおけるスペクトラムデータが生成され、このスペクトラムデータは表示部 1 5 に表示される（図 7 のステップ S 5）。

【0079】

上述の高パワーモードの駆動期間が予め設定された期間 2 に達したならば（図 7 のステップ S 6）、システム制御部 1 9 は、B モード画像データ及びカラードブラ画像データの生成を復活させ、次いで、音響出力制御部 8 0 は、低パワーモードにおける B モード用駆動電圧 V_{B_L} （ $V_{B_L} < V_{B_H}$ ）、カラードブラ用駆動電圧 V_{C_L} （ $V_{C_L} < V_{C_H}$ ）及びパルスドブラ用駆動電圧 V_L （ $V_L < V_H$ ）を設定する。

【0080】

次いで、B モードデータ及びカラードブラデータとドブラスペクトラムの生成を上述の同様の手順によって行ない、これらのデータに基づいてデータ処理・記憶部 7 0 が生成した B モード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラムデータは表示部 1 5 のモニタに表示される（図 7 のステップ S 7）。

【0081】

一方、音響出力制御部 8 0 は、高パワーモード時の駆動電圧 V_H と駆動期間 2 、及び低パワーモード時の駆動電圧 V_L を既出の式（1）に代入することによって低パワーモードの駆動期間 3 を予め算出し、上記低パワーモードの駆動期間が上記 3 に達したならば再び高パワーモードに戻す（図 7 のステップ S 8）。尚、低パワーモードにおける B モード用駆動電圧 V_{B_L} 及びカラードブラ用駆動電圧 V_C がパルスドブラ用駆動電圧 V_L と略等しい場合には式（1）がそのまま適用可能であるが、異なる場合には低パワーモード時の駆動電圧を補正して駆動期間 3 の算出を行なう必要がある。

【0082】

以上述べた手順によって高パワーモードと低パワーモードにおけるスペクトラムデータ

10

20

30

40

50

の生成と表示を交互に行ない、更に、上記低パワーモードのスペクトラムデータと並行して図 9 に示すような低パワーモードの B モード画像データ及びカラー Doppler 画像データ 164 の生成と表示を行なう（図 7 のステップ S5 乃至 S8）。

【0083】

一方、データ処理・記憶部 70 のデータ処理部 9 は、図 10 に示すように、高パワーモードと低パワーモードが交互に繰り返して得られるスペクトラムデータ 163の中から高パワーモードのスペクトラム画像データ 163h を抽出してシネデータ 165 を生成し（図 7 のステップ S9）、データ記憶部 8 のシネデータ記憶領域に保存するとともに、必要に応じて表示部 15 のモニタに表示する。

【0084】

ところで、図 6 では、高パワーモードの駆動周期 4 が心拍周期 5 より大きな場合について述べたが、図 11 に示すように $4 < 5$ が可能な場合においても適用できる。即ち、図 11 に示すように ECG 波形 161 に基づいて高パワーモードにおける駆動開始タイミング t_1 、 t_3 、 t_5 、 $t_7 \dots$ 駆動期間 2 及び駆動周期 4 が設定された場合、1 心拍中の例えば最大周波数成分（最大流速値）が得られる部分のみに高パワーモードの駆動期間 2 を設定することによって、臨床上重要な情報を感度よく観察することが可能となる。

【0085】

尚、上述の実施形態では、パルス Doppler 法によるスペクトラムデータの生成と表示を例に説明したが、連続波 Doppler 法においても同様な手順によってスペクトラムデータを得ることができる。即ち、送信部 2 の駆動回路 43 は、送信遅延回路 42 を介して供給される基準信号発生部 1 の連続波に基づいて連続波駆動信号を生成し、超音波プローブ 20 の第 1 の振動子群に供給する。一方、超音波プローブ 20 の第 2 の振動子群によって得られた受信信号は、受信部 3、Doppler 信号検出部 5、Doppler スペクトラム生成部 7 の A/D 変換器 63 及び FFT 分析器 64 を介してデータ処理・記憶部 70 に送られ、スペクトラムデータが生成される。

【0086】

（変形例）

次に、本実施形態の変形例につき図 12 を用いて説明する。本変形例の特徴は、連続波 Doppler 法によって高パワーモードのスペクトラムデータを生成する際に、超音波プローブ 20 における N 個の圧電振動子を第 1 の振動子群と、この振動子群に隣接した第 2 の振動子群に分割し、送信用に用いる振動子群と受信に用いる振動子群を交互に切り替えて用いることにある。

【0087】

図 12 は、ECG 波形の 1 心拍周期で高パワーモードと低パワーモードを繰り返してスペクトルデータの生成を行なう場合を示しており、図 6 の場合と同様にして図 12 (a) は、高パワーモード及び低パワーモードにおける駆動電圧 V_H 、及び V_L と駆動期間 2 及び 3 を示している。一方、図 12 (b) は、ECG 波形 161 及び高パワーインジケータ 162 と共に得られるスペクトルデータ 163 を示しており、更に、図 12 (c) は、夫々の高パワーモード期間 2 の送信及び受信に使用される超音波プローブ 20 の振動子群 22 を示している。

【0088】

超音波プローブ 20 を構成する N 個の圧電振動子 21-1 乃至 21-N は、例えば、圧電振動子 21-1 乃至 21-N/2 によって構成される第 1 の振動子群 22-1 と圧電振動子 21-(N/2+1) 乃至 21-N によって構成される第 2 の振動子群 22-2 に分割され、時刻 t_1 乃至 t_2 の第 1 の高パワーモード期間においては、第 1 の振動子群 22-1 を用いて送信超音波が放射され、第 2 の振動子群 22-2 を用いて受信超音波が検出される。一方、時刻 t_3 乃至 t_4 の第 2 の高パワーモード期間においては、第 1 の振動子群 22-1 が受信に、又、第 2 の振動子群 22-2 が送信に用いられ、更に、時刻 t_5 乃至 t_6 の第 3 の高パワーモード期間においては、第 1 の高パワーモード期間と同様に

10

20

30

40

50

第 1 の振動子群 2 2 - 1 が送信用に、第 2 の振動子群 2 2 - 2 が受信用に用いられる。

【 0 0 8 9 】

このようにして送信用振動子群と受信用振動子群を交互に切り替えながら高パワーモードの超音波送受波を行なうことによって、第 1 の振動子群 2 2 - 1 あるいは第 2 の圧電振動子群 2 2 - 2 における発熱量は上記切り替えを行なわない従来の場合と比較して約 1 / 2 に低減する。

【 0 0 9 0 】

以上述べたように、上述の第 1 の実施形態によれば、超音波ドプラスペクトラム法におけるスペクトラムデータの生成期間を従来法より送信音響出力の大きな高パワーモード期間と従来法より送信音響出力の小さな低パワーモード期間に区分して超音波の送受波を行なうため、単位時間当たりの送信音響出力を増大させることなく高感度のスペクトラムデータを生成することができる。

10

【 0 0 9 1 】

特に、発熱規制あるいは音響出力規制に基づいて高パワーモードにおける送信音響出力及び駆動期間と低パワーモードにおける送信音響出力及び駆動期間が設定されるため、全体的な出力を低く抑えて上記規制を遵守すると共に、臨床上要求されるドプラスペクトラムあるいはスペクトラムデータの観察したい部分を高パワーモード期間にして高感度で得ることが可能となる。このため、スペクトラムデータの例えば最大周波数成分に対するトレースデータの生成が容易となり、操作者の負担が減少すると共に診断効率が向上する。

20

【 0 0 9 2 】

一方、低パワーモード期間において生成される低感度のスペクトラムデータを用いて診断することは適当ではないが、このデータを観察することによって、装置の正常動作を確認することができる。

【 0 0 9 3 】

又、低パワーモード期間において表示される B モード画像データやカラードプラ画像データについても上記と同様の効果がある。即ち、これらの画像データ上に示される方向マーカやレンジゲートマーカによってスペクトラムデータの収集位置を常時モニタリングすることができ、その位置が適当でない場合には入力部の入力デバイスを用いて最適な位置に変更することが可能となる。

30

【 0 0 9 4 】

更に、上述の第 1 の実施形態の変形例によれば、連続波ドプラ法において送信に用いる振動子群と受信に用いる振動子群を高パワーモードの繰り返し毎に切り替えて使用することにより、超音波プローブにおける発熱量を低減することができる。このため、高パワーモードの駆動電圧を増大させることが可能となりスペクトラムデータを更に高感度で生成することができる。

【 0 0 9 5 】

(第 2 実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態につき図 1 3 乃至図 1 5 を用いて説明する。本実施形態の特徴は、操作者が入力部にて入力する駆動開始コマンド信号に基づいて高パワーモードにおけるスペクトラムデータの生成を行なうことにある。

40

【 0 0 9 6 】

この第 2 の実施形態における超音波診断装置の構成は、図 1 及び図 2 に示した第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 と同様であるため説明を省略し、図 1 3 のフローチャートに基づいて本実施形態におけるスペクトラムデータの生成手順について以下に説明する。但しこのフローチャートにおいて、図 7 に示した第 1 の実施形態のフローチャートと同一のステップについての詳細な説明は省略する。尚、本実施形態においてもパルスドプラ法を中心に説明するが、連続波ドプラ法においても略同様の手順によってスペクトラムデータを生成することができる。

【 0 0 9 7 】

超音波データの収集に先立って、操作者は、上述の第 1 の実施形態の場合と同様に、駆

50

動電圧や駆動期間などの設定を行ない（図 13 のステップ S 11）、例えば、図 7 のステップ S 7 と同様の手順によって低パワーモードにおける B モード画像データやカラードブラ画像データ、更には、暫定的な収集位置におけるスペクトラムデータの生成と表示を行なう（図 13 のステップ S 12）。

【0098】

次に、操作者は、表示された B モード画像データあるいはカラードブラ画像データに対して、スペクトラムデータの収集位置を決定する方向マーカとレンジゲートマーカを所望の位置に設定し（図 13 のステップ S 13）、このとき表示されたスペクトラムデータを観察した操作者は、所望のタイミングにおいて高パワーモードの駆動開始コマンドを入力部 17 より入力する（図 13 のステップ S 14）。

10

【0099】

このコマンド信号を受信したシステム制御部 19 は、B モードデータ及びカラードブラデータの生成を一旦停止し、次いで、音響出力制御部 80 は、駆動回路 43 の駆動電圧を V_H に設定する。次いで、走査方向 D に対してスペクトラムデータを収集するための超音波送受波を行ない、図 7 のステップ S 5 と同様の手順によって高パワーモードのスペクトラムデータの生成と表示を行なう（図 13 のステップ S 15）。

【0100】

上述の高パワーモードの超音波送受波とスペクトラムデータの生成期間が予め設定された期間 2 に達したならば（図 13 のステップ S 16）、システム制御部 19 は、B モード画像データ及びカラードブラ画像データの生成を復活させ、次いで、音響出力制御部 80 は、低パワーモードにおける B モード用駆動電圧 V_{BL} 、カラードブラ用駆動電圧 V_{CL} 及びパルスドブラ用駆動電圧 V_L を設定する。

20

【0101】

次いで、低パワーモードにおける B モードデータ及びカラードブラデータとドブラスペクトラムの生成を図 13 のステップ S 12 と同様の手順によって行ない、得られた B モード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラムデータを表示部 15 のモニタに表示する（図 13 のステップ S 17）。

【0102】

図 14 は、上述の本実施形態における圧電振動子駆動方法と、この駆動によって得られるスペクトルデータを示したものであり、高パワーモード期間 2 が ECG 波形の略 3 心拍分に相当する場合である。この実施形態では、高パワーモードにおける駆動は操作者が入力部 17 より入力する駆動開始コマンド信号に基づいて行なわれ、この駆動開始コマンドが入力されるまでは低パワーモードによる B モード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラムデータの表示が行なわれる。

30

【0103】

一方、音響出力制御部 80 は、高パワーモードの駆動電圧 V_H と駆動期間 2、及び低パワーモードの駆動電圧 V_L を既出の式（1）に代入することによって低パワーモードの駆動期間 3 を予め算出し、上記低パワーモードのデータ生成期間 x と駆動期間 3 に基づいて駆動開始コマンド信号の入力待ち時間 w （ $w = 3 - x$ ）を算出する。そして、この入力待ち時間 w は、システム制御部 19 及びデータ処理・記憶部 70 を介して表示部 15 に供給され、表示部 15 は、この入力待ち時間 w に関する情報と上述のスペクトラムデータ等を合成してモニタ上に表示する（図 13 のステップ S 18）。

40

【0104】

図 15 は、入力待ち時間の表示例であり、ECG 波形 161、高パワーインジケータ 162、スペクトラムデータ 163 と共に、低パワーモードにおけるデータ生成時間 x の最新データを示す生成時間バー 166、入力待ち時間 w を表示する待ち時間表示欄 167 が示される。次いで、操作者は、上記入力待ち時間 w が零になったことを確認したならば（図 13 のステップ S 19）、図 13 のステップ S 14 に戻り、以降、上述のステップ S 14 乃至 S 19 を繰り返す。

【0105】

50

以上述べた第2の実施形態によれば、上述の第1の実施形態と同様にして超音波ドブラスペクトラム法におけるスペクトラムデータの生成期間を従来法より送信音響出力の大きな高パワーモード期間と従来法より送信音響出力の小さな低パワーモード期間に区分して超音波の送受波を行なうため、高パワーモード期間において診断に用いる高感度のスペクトラムデータが生成され、低パワーモード期間において装置の正常動作やデータ収集位置等の確認を行なうことができる。このため、高パワーモード期間において得られた高感度のスペクトラムデータに対するトレースデータの生成が容易となり、操作者の負担が減少すると共に診断効率が向上する。

【0106】

又、発熱規制や音響出力規制によって定められた許容送信音響出力、高パワーモードにおける送信音響出力及び駆動期間、低パワーモードにおける送信音響出力に基づいて高パワーモードの駆動開始までの待ち時間が表示され、この待ち時間に基づいて操作者は高パワーモードの駆動開始コマンドを入力することができるため、定められた規制を遵守すると共に臨床上要求される高感度のドブラスペクトラムあるいはスペクトラムデータを所望のタイミングで得ることが可能となる。

10

【0107】

尚、上述の第2の実施形態の説明では、表示部に入力待ち時間を表示する方法について述べたが、低パワーモードにおけるデータ生成時間 x が予め設定された駆動時間（継続時間） 3 に等しくなった時点でその旨を表示部に表示してもよく、又、図示しない音声出力部による音声を用いてもよい。

20

【0108】

又、この実施形態においても、連続波ドブラ法によってスペクトラムデータの生成を行なう際には、超音波プローブにおける第1の振動子群と、この振動子群に隣接した第2の振動子群を交互に切り替えて高パワーモードの送信及び受信を行なうことにより超音波プローブにおける発熱を低減させることができる。

【0109】

以上、本発明の実施形態について述べてきたが、本発明は上記の実施形態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、高パワーモードにおける送信音響出力を更に増大するために、低パワーモードにおける駆動電圧 V_L を零、即ち、超音波の送受波を停止してもよく、同様にして低パワーモードにおけるBモード画像データ及びカラードブラ画像データの表示は行なわなくてもよい。

30

【0110】

一方、上述の実施形態にて用いたECGユニットは、超音波診断装置内に内蔵してもよいが、独立に設置してもよい。又、図12では、 $N/2$ の圧電振動子を有する送信用圧電振動子群及び受信用振動子群について示したが、夫々の振動子群における圧電振動子の数は等しくなくともよい。更に、上述の実施形態ではスペクトラムデータの最大周波数成分に対するトレースデータの生成について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、平均周波数成分や中心周波数成分であってもよい。又、高パワーモード期間及び低パワーモード期間に含まれるECG波形の心拍数は上述の実施形態に示したものに限定されない。

40

【0111】

一方、上述の実施形態の受信部はアナログ方式について述べたがデジタル方式であっても構わない。又、この超音波診断装置によって生成されるBモード画像データ及びカラードブラ画像データは2次元の画像データに限定されるものではなく、3次元画像データであってもよい。そして、超音波プローブは、3次元画像データを生成するために圧電振動子が2次元配列されていてもよい。

【0112】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実

50

施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0113】

【図1】本発明の第1の実施形態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】第1実施形態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】第1実施形態におけるドプラ信号検出部とドプラスペクトラム生成部の基本動作を示すタイムチャート。

【図4】第1実施形態のFFT分析方法を示す図。

【図5】第1実施形態の連続波ドプラ法における圧電振動子駆動方法を示す図。

10

【図6】第1実施形態における圧電振動子駆動方法とこの駆動によって得られるスペクトルデータを示す図。

【図7】第1実施形態におけるスペクトラムデータの生成手順を示すフローチャート。

【図8】第1実施形態の高パワーモード及び低パワーモードにおける駆動電圧の設定を示す図。

【図9】第1実施形態の低パワーモードにおいて得られるスペクトラムデータとBモード画像データ及びカラードプラ画像データを示す図。

【図10】第1実施形態の高パワーモードにおいて得られたスペクトラムデータを合成して生成されるシネデータを示す図。

【図11】第1実施形態における圧電振動子駆動方法とこの駆動によって得られるスペクトラムデータの他の具体例を示す図。

20

【図12】第1実施形態の変形例における圧電振動子切り替え駆動方法を示す図。

【図13】本発明の第2の実施形態におけるスペクトラムデータの生成手順を示すフローチャート。

【図14】第2実施形態の圧電振動子駆動方法とこの駆動によって得られるスペクトラムデータを示す図。

【図15】第2実施形態におけるスペクトラムデータと入力待ち時間の表示例を示す図。

【図16】従来法における圧電振動子駆動方法とこの駆動によって得られるスペクトラムデータを示す図。

【図17】第1実施形態において、高パワーモードの継続期間の設定画面例を示す図。

30

【図18】第1実施形態において、高パワーモードの継続期間の他の設定画面例を示す図。

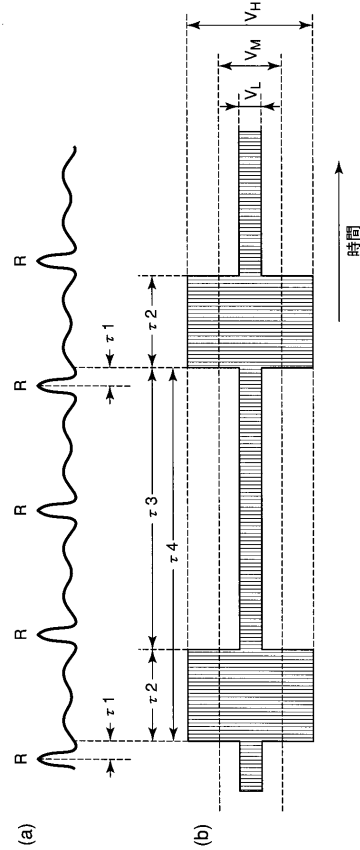
【符号の説明】

【0114】

1...基準信号発生部、15...表示部、17...入力部、18...ECGユニット、19...システム制御部、20...超音波プローブ、40...送受信部、50...データ生成部、70...データ処理・記憶部、100...超音波診断装置。

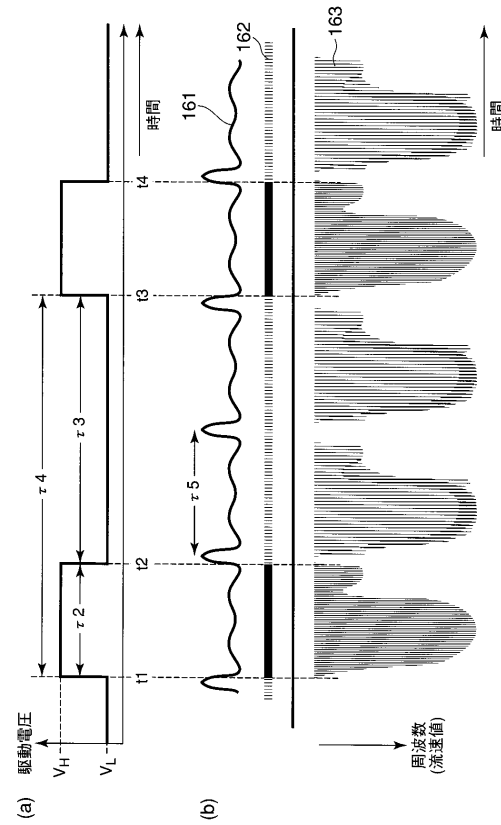
【図 5】

図 5



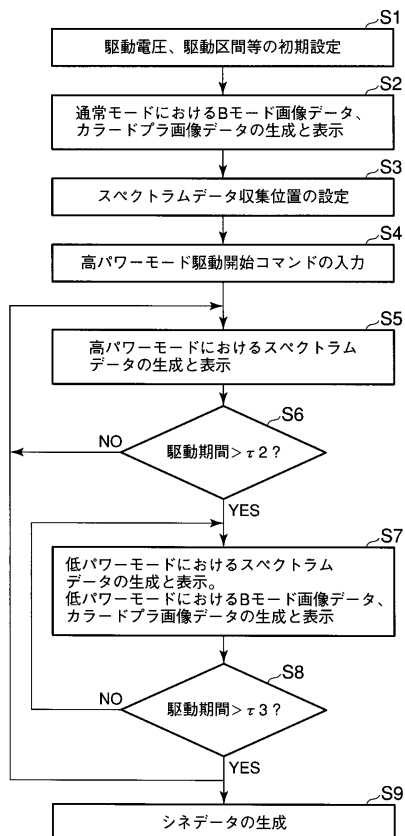
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



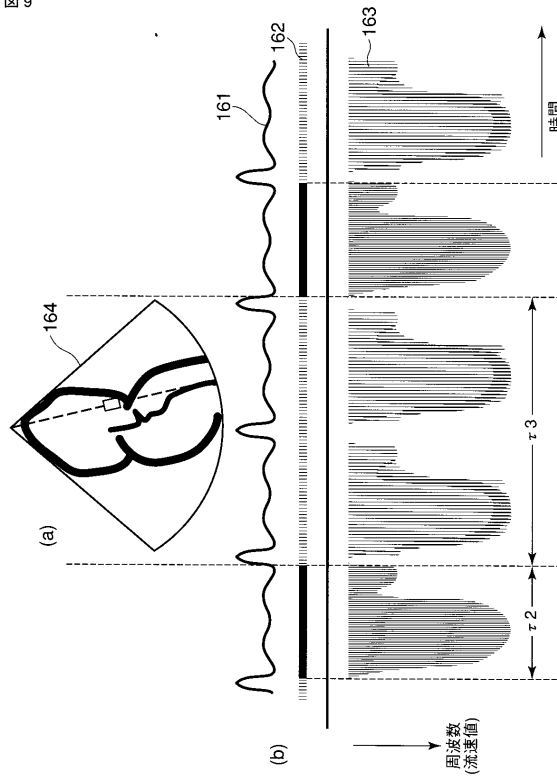
【図 8】

図 8

	通常モード	高パワーモード	低パワーモード
パルスドプラ法	—	V_H	V_L
Bモード法	V_{BH}	—	V_{BL}
カラードプラ法	V_{CH}	—	V_{CL}

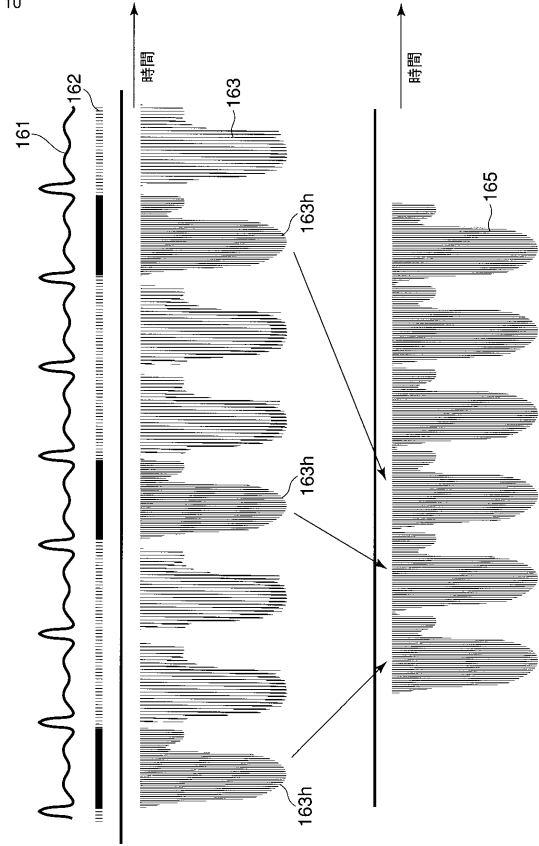
【図 9】

図 9



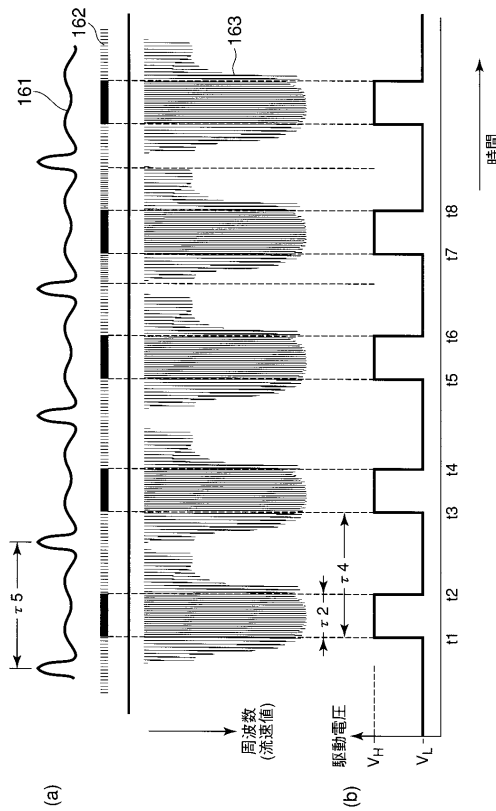
【図 10】

図 10



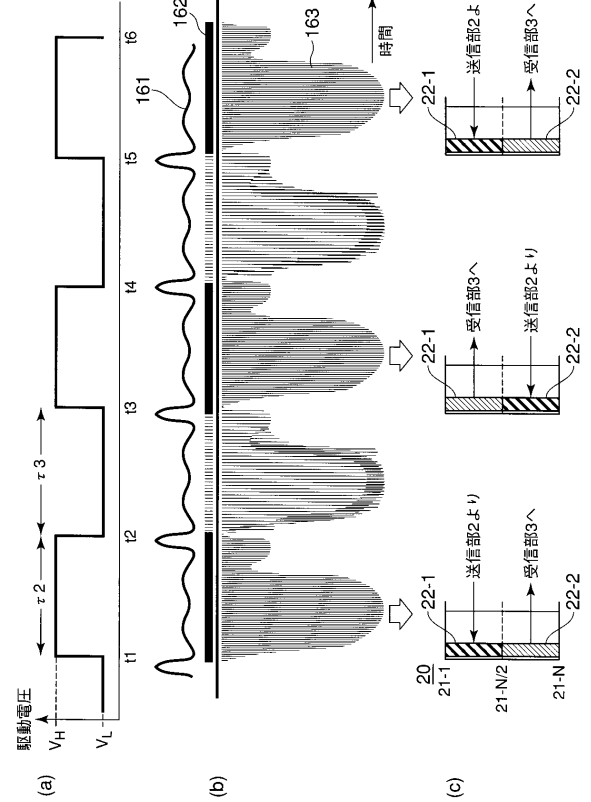
【図 11】

図 11



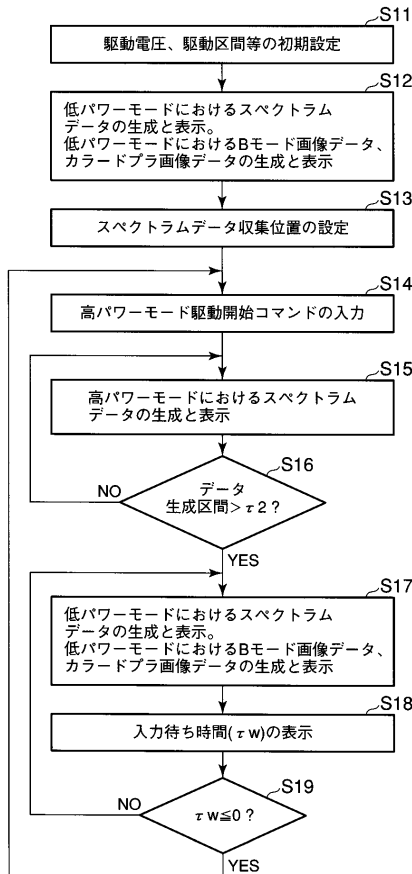
【図 12】

図 12



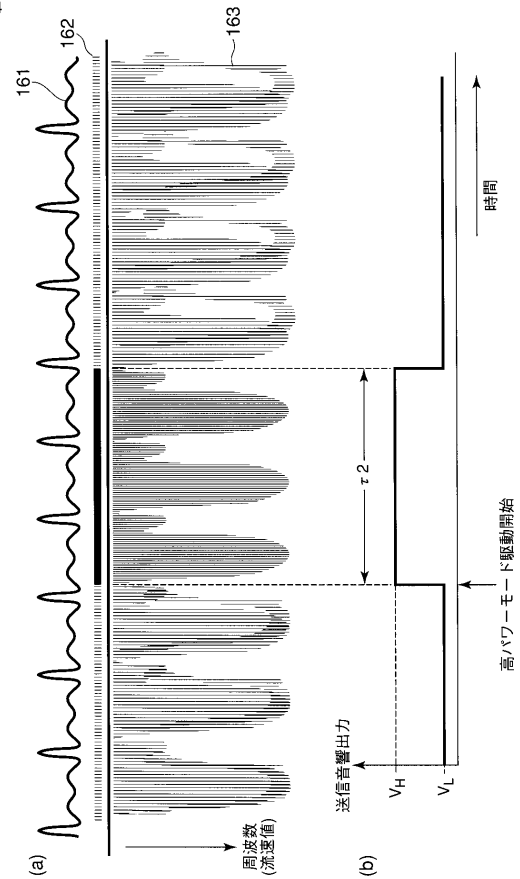
【図 13】

図 13



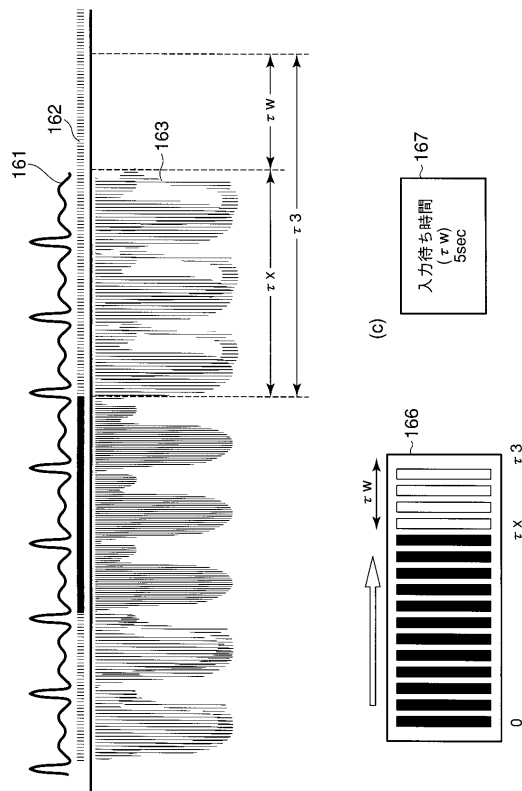
【図 14】

図 14



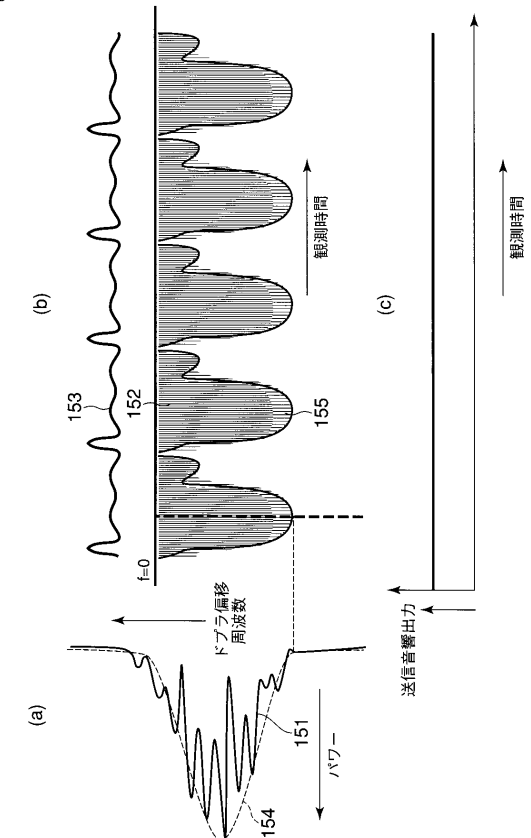
【図 15】

図 15



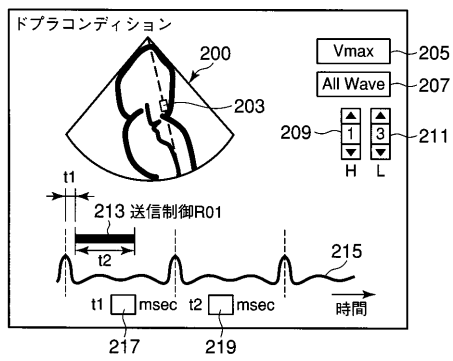
【図 16】

図 16



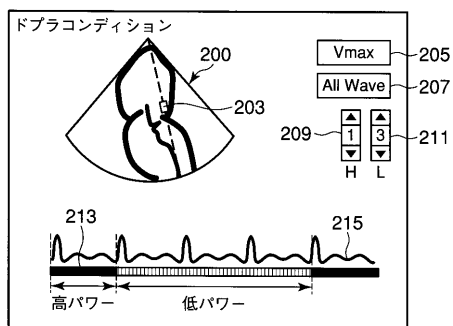
【図 17】

図 17



【図 18】

図 18



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 滝本 雅夫

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

(72)発明者 今村 智久

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DD15 DE03 DE04 EE03 EE04 EE24 FF08 HH05

JB49 JC21 KK12 KK17 KK19 KK31 KK36 LL03

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005305129A	公开(公告)日	2005-11-04
申请号	JP2005061602	申请日	2005-03-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	滝本雅夫 今村智久		
发明人	滝本 雅夫 今村 智久		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE24 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/JB49 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/LL03		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
优先权	2004086749 2004-03-24 JP		
其他公开文献	JP4801912B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在超声多普勒频谱方法中控制压电驱动器的驱动方法，通过遵守加热调节或声输出调节来观察具有高灵敏度的多普勒频谱。ŽSOLUTION：该超声波探头具有超声波探头20，该超声波探头20具有多个压电驱动器，用于通过向对象发送超声波来接收来自对象的回声，用于产生分别对应于多个压电驱动器的多个驱动信号的发送部分2用于从压电驱动器产生超声波的装置，用于基于回波检测多普勒信号的多普勒信号检测部分5，用于基于检测到的多普勒信号产生光谱数据的光谱数据产生部分7，以及显示器第15部分，用于显示频谱数据。该超声波检测仪还设置有控制部分80，用于控制传输部分2，用于将具有相对高振幅的驱动信号的高功率模式和具有相对低振幅的驱动信号的低功率模式同步切换到生物信号。学科。Ž

