

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4801912号
(P4801912)

(45) 発行日 平成23年10月26日(2011.10.26)

(24) 登録日 平成23年8月12日(2011.8.12)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/06

請求項の数 14 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2005-61602 (P2005-61602)
 (22) 出願日 平成17年3月4日 (2005.3.4)
 (65) 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)
 審査請求日 平成20年3月4日 (2008.3.4)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-86749 (P2004-86749)
 (32) 優先日 平成16年3月24日 (2004.3.24)
 (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
 (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
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波を送信し、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、

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。

10

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間に選択されるこ 10
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 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。

【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】

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。

【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プ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】**

10

20

30

40

50

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プラ偏移成分を周波数分析して得られたドプ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、所謂超音波ドプ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モード法とドプ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プラ法があり、これら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。10

【0004】

一方、超音波ドプ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（パルスドプラ法）と連続波を用いる方法（連続波ドプラ法）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プラ法が、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プラスペクトラムが幾重にも折り返る症例には連続波ドプラ法が適用されている。

【0005】

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。20

【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。30

【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。40

【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50

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、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プラ成分に基づいて生成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。

【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プラ信号を検出するドプラ信号検出部と、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。

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す

10

20

30

40

50

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プラ成分に基づいて生成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感度で観察することができる。

【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を特徴としている。 10

【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、カラードプラデータ、更にはドプ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プラ画像データ、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、カラードプ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。 20

【0019】

更に、超音波診断装置100は、超音波断層法や超音波ドプ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(f0)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。 30

【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、送信時には電気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。 40

【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、カラードプラ法及びパルスドプ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、連続波ドプラ法においては、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プ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、超音波ドプ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45は、細い受信ビーム幅を得るために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44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45の出力は加算器46に送られて加算合成(整相加算)される。

【0025】

尚、送信部2における送信遅延回路42及び駆動回路43、受信部3におけるプリアンプ44及び受信遅延回路45は、通常、超音波プローブ20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、連続波ドプ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。

【0026】

次に、データ生成部50は、受信部3の加算器46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プラ信号の検出を行なうドプラ信号検出部5と、検出されたドプラ信号を信号処理してカラードプラデータを生成するカラードプラデータ生成部6と、前記ドプラ信号を周波数分析してドプラスペクトラムを生成するドプラスペクトラム生成部7を備えている。

【0027】

高パワーモードでは、ドプ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、ドプ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。

【0028】

Bモードデータ生成部4は、包絡線検波器51と対数変換器52とA/D変換器53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46から出力された受信信号に対して包絡線検波器51は包絡線検波を行ない、対数変換器52は、検

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 9 】

一方、ドプラ信号検出部 5 は、 $\pi/2$ 移相器 5 4、ミキサ 5 5 - 1 及び 5 5 - 2、L P F (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プラ信号を検出する。

【 0 0 3 0 】

又、カラードプラデータ生成部 6 は、2 チャンネルから構成される A / D 変換器 5 7、ドプラ信号記憶回路 5 8、M T I 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、ドプラス信号検出部 5 の L P F 5 6 - 1 及び 5 6 - 2 から出力されたドプラ信号、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、ドプラ信号記憶部 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 M T I フィルタ 5 9 は、ドプラ信号記憶部 5 8 に一旦保存された前記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 6 0 は、M T I フィルタ 5 9 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。

10

【 0 0 3 1 】

一方、ドプラスペクトラム生成部 7 は、切り換え回路 6 5 と、S H (サンプルホールド回路) 6 1 と、H P F (高域通過フィルタ) 6 2 と、A / D 変換器 6 3 と、F F T 分析器 6 4 を備えている。そして、ドプラ信号検出部 5 において得られたドプラ信号に対して F F T 分析を行なう。尚、前記 S H 6 1、H P F 6 2、A / D 変換器 6 3 は何れも 2 チャンネルで構成され、夫々のチャネルにはドプラ信号検出部 5 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。

20

【 0 0 3 2 】

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プラ信号検出部 5 とドプ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。

【 0 0 3 3 】

30

図 3 は、パルスドプ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 4 0 のレートパルス発生器 4 1 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 4 6 から得られる受信信号を示している。又、図 3 (d) は、ドプラ信号検出部 5 の L P F 5 6 から出力される直交位相検波出力、図 3 (e) は、ドプラスペクトラム生成部 7 における S H 6 1 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 1 9 供給されるサンプリングパルス、図 3 (f) は、S H 6 1 によってサンプルホールドされたドプラ信号、そして、図 3 G は、H P F 6 2 によって平滑化された前記レンジゲートにおけるドプラ信号を示している。

【 0 0 3 4 】

40

即ち、図 2 の受信部 3 から出力された受信信号 (図 3 (c)) は、ドプラ信号検出部 5 のミキサ 5 5 - 1 及び 5 5 - 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 5 5 - 1 の第 2 の入力端子に直接供給され、 $\pi/2$ 移相器 5 4 において 90 度位相がシフトした基準信号はミキサ 5 5 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。そして、ミキサ 5 5 - 1 及び 5 5 - 2 による乗算出力は、L P F 5 6 - 1 及び 5 6 - 2 に送られ、ドプラ信号検出部 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 (2 f o 近傍の成分) が除去され、差の成分 (零周波数近傍の成分) のみがドプラ信号として抽出される (図 3 (d))。

【 0 0 3 5 】

50

次に、S H 6 1には、上記L P F 5 6 - 1及び5 6 - 2から出力されたドプラ信号と、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プ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プ20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と所望距離L gは、被検体内の音速度をCとすれば、

$$2 L g / C = T s$$

の関係にある。

【0037】

次に、S H 6 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、H P F 6 2によって除去され（図3（g））、更に、平滑化された上記ドプラ信号は、A / D変換器63によってデジタル信号に変換された後、F F T分析器64に供給される。

【0038】

F F T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分析を行なう。

【0039】

一方、連続波ドプラ法の場合には、ドプラ信号検出部5の出力はドプ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F F T分析器64において周波数分析が行なわれる。尚、連続波ドプ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プラ信号成分が重畠して受信される。

【0040】

図4は、F F T分析器64におけるF F T分析方法を模式的に示したものであり、図4（a）は、F F T分析器64に入力されるドプラ信号A o、図4（b）は、このドプラ信号A oの所定期間をF F T分析して得られた周波数スペクトラムB x（x = 1, 2, ..., n）を示す。そして、ドプ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プラ信号（図4（a））のうち、例えば、q 1乃至q mのm個のドプラ信号成分に対してF F T分析が行なわれ、スペクトラム成分p 1乃至p mに対する最初の周波数スペクトラムB 1が計測される。次いで、時間T後のm個のドプラ信号成分q 1 + j乃至q m + jがF F T分析されて新たな周波数スペクトラムB 2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q 1 + 2 j乃至q m + 2 j、時間3T後のq 1 + 3 j乃至q m + 3 j...のm個のドプラ信号成分に対しても順次F F T分析が行なわれてスペクトラム成分p 1乃至p mに対する周波数スペクトラムB 3、B 4、...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、カラードプラデータ及びドプ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、カラードプ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】

10

20

30

40

50

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プ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 プラ法あるいは連続波ド プ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 プ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 プラ法の場合には、駆動パルスの波数を制御してもよい。

10

【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 プラ法における駆動電圧を示しており、 $V_L < V_M < V_H$ の関係にある。

20

【0046】

ここで、単位時間当たりに許容される送信音響出力の上限値をW0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当たりの送信音響出力であり、Kは比例定数である。

【数1】

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

【0047】

即ち、式(1)によれば、単位時間当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W0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($\tau_4 = \tau_2 + \tau_3$)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。

30

【0048】

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。

40

【0049】

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。

【0050】

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、トランクボール、マウ

50

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(L_g)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。

【0051】

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が重畠された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。

10

【0052】

「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。「Vmax」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。「Vmax」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。

20

【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。

30

【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

40

50

行なう。

【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、パルスドプラ法あるいは連続波ドプ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プラ法あるいは連続波ドプ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t1、t3…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。

【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

10

20

30

40

50

ープ 2 0 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。

【 0 0 6 3 】

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。

【 0 0 6 4 】

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 2 0 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 4 4 にて増幅されて N チャンネルの受信遅延回路 4 5 に送られる。10

【 0 0 6 5 】

受信遅延回路 4 5 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 4 6 に送る。そして、加算器 4 6 は、受信遅延回路 4 5 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。

【 0 0 6 6 】

次いで、加算器 4 6 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 7 0 におけるデータ記憶部 8 に保存される。20

【 0 0 6 7 】

一方、通常モードにおけるカラードプラ画像データの生成においては、受信信号のドプ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。

【 0 0 6 8 】

即ち、システム制御部 1 9 は、駆動回路 4 3 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プ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プラ信号検出部 5 に供給し、ミキサ 5 5 - 1、5 5 - 2 及び L P F 5 6 - 1、5 6 - 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データ生成部 6 の A / D 変換器 5 7 にてデジタル信号に変換した後ドプラ信号記憶部 5 8 に保存する。前記第 1 の走査方向に対する 2 回目乃至 L 回目の超音波送受波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、ドプラ信号記憶部 5 8 に保存する。30

【 0 0 6 9 】

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プラ信号記憶部 5 8 への保存が終了したならば、システム制御部 1 9 は、ドプラ信号記憶部 5 8 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、M T I フィルタ 5 9 に供給する。そして、M T I フィルタ 5 9 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、例えは心筋などの組織の運動によって生ずる組織ドプラ成分（クラッタ成分）を排除し、血流の流れに起因する血流ドプラ成分のみを抽出する。40

【 0 0 7 0 】

前記複素信号の供給を受けた自己相關演算器 6 0 は、この複素信号を用いて自己相關処理を行ない、更に、自己相關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 7 0 におけるデータ記憶部 8 に保存する。

【 0 0 7 1 】

10

20

30

40

50

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波を行なう。そして、このとき得られた B モードデータ及びカラードプラデータは、データ記憶部 8 に保存される。

【 0 0 7 2 】

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プ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プラ画像データが生成され、データ処理部 9 8 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 T V 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 S 2) 。 10

【 0 0 7 3 】

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 (L g) 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 S 3) 。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 S 4) 。

【 0 0 7 4 】

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プラデータの生成を一旦停止し、次いで、音響出力制御部 8 0 は、圧電振動子駆動電圧が V H 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) をドプラ信号検出部 5 に供給する。 20

【 0 0 7 5 】

ドプラ信号検出部 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プ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 19 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。 30

【 0 0 7 6 】

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プ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プラ信号に対して F F T 分析を行なってドプラスペクトラムを生成する。

【 0 0 7 7 】

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プラ信号に対して、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 から構成されるドプラスペクトラム B 1 を算出する。そして、算出されたドプラスペクトラム 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。 40

【 0 0 7 8 】

以下、同様にして、図 4 に示した時間 T 後、時間 2 T 後、時間 3 T 後・・・の m 個のドプラ信号成分に対して、ドプラスペクトラム生成部 7 の F F T 分析器 6 4 はドプラスペクトラム 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プ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 15 に表示される (図 7 のステップ S 5) 。

【 0 0 7 9 】

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S6)、システム制御部19は、Bモード画像データ及びカラードプ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} ($V_{BL} < V_{BH}$)、カラードプラ用駆動電圧 V_{CL} ($V_{CL} < V_{CH}$)及びパルスドプラ用駆動電圧 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プラデータとドプ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70が生成した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は表示部15のモニタに表示される(図7のステップS7)。

10

【0081】

一方、音響出力制御部80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S8)。尚、低パワーモードにおけるBモード用駆動電圧 V_{BL} 及びカラードプラ用駆動電圧 V_C がパルスドプラ用駆動電圧 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ドプラ画像データ164の生成と表示を行なう(図7のステップS5乃至S8)。

20

【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】

30

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 …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、パルスドプラ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、連続波ドプラ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、ドプラ信号検出部5、ドプラ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。

40

【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、連続波ドプラ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

50

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用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波形の一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 T_2 及び T_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 T_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。10

【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 $22-1$ が受信用に、又、第2の振動子群 $22-2$ が送信用に用いられ、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第1の振動子群 $22-1$ が送信用に、第2の振動子群 $22-2$ が受信用に用いられる。20

【0089】

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 $22-1$ あるいは第2の圧電振動子群 $22-2$ 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。

【0090】

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ект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無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。30

【0091】

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ект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。40

【0092】

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當ではないが、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。

【0093】

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。

【0094】

10

20

30

40

50

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できる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。

【0095】

(第2実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態につき図13乃至図15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。

10

【0096】

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100と同様であるため説明を省略し、図13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。

【0097】

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、駆動電圧や駆動期間などの設定を行ない(図13のステップS11)、例えば、図7のステップS7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プラ画像データ、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S12)。

20

【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プ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S13)、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S14)。

30

【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プ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S5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S15)。

【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S16)、システム制御部19は、Bモード画像データ及びカラードプ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_{B_L}、カラードプラ用駆動電圧V_{C_L}及びパルスドプラ用駆動電圧V_Lを設定する。

40

【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プラデータとドプラスペクトラムの生成を図13のステップS12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、カラードプ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S17)。

【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E C G波形の略3心

50

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 プ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。

【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 S18)。10

【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 S19)、図13のステップ S14 に戻り、以降、上述のステップ S14 乃至 S19 を繰り返す。20

【0105】

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、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。20

【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プ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。30

【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。40

【0108】

又、この実施形態においても、連続波ドプ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50

及びカラードプラ画像データの表示は行なわなくてもよい。

【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。

10

【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プラ画像データは 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。

20

【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ベクトル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。

30

【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。

40

【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。

50

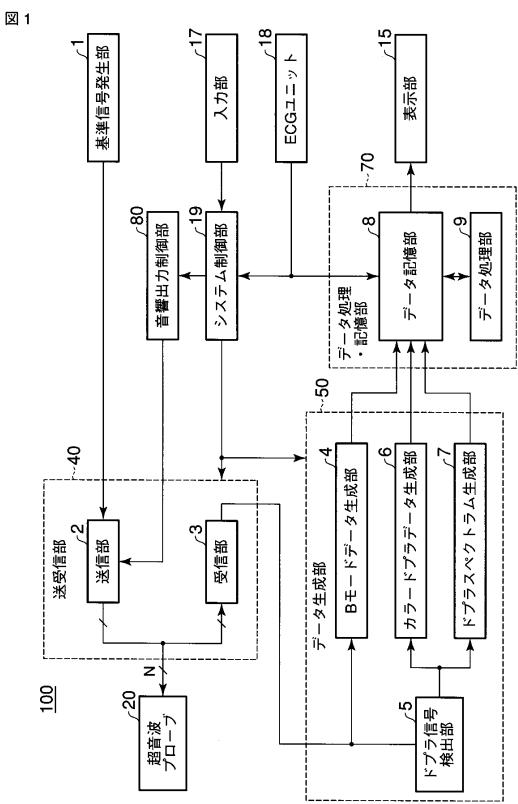
【図18】第1実施形態において、高パワーモードの継続期間の他の設定画面例を示す図。

【符号の説明】

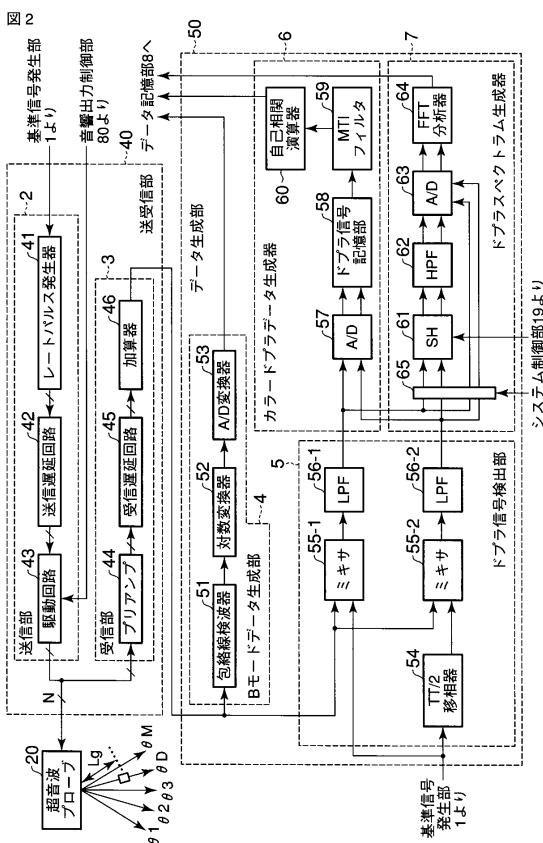
【0114】

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1】

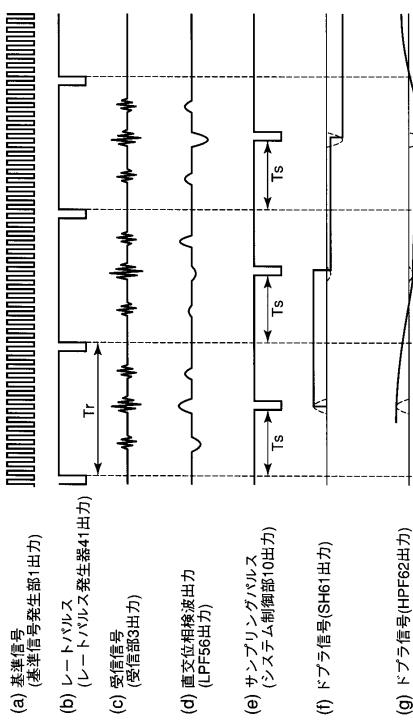


【図2】



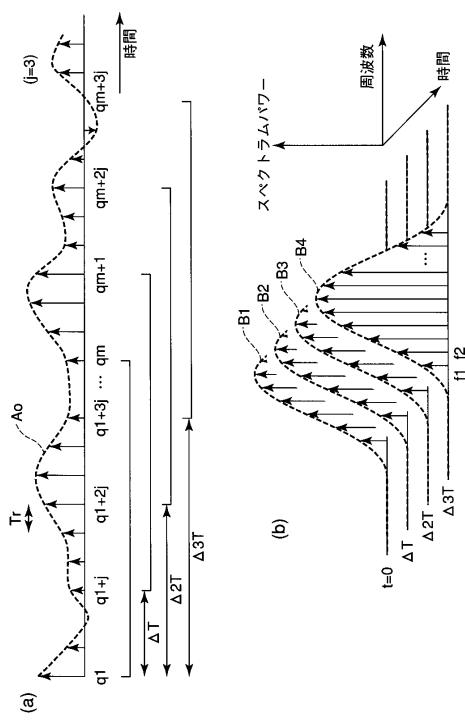
【図3】

図3



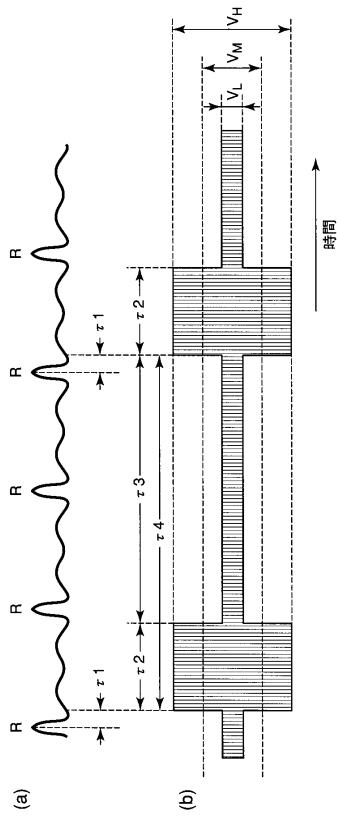
【図4】

図4



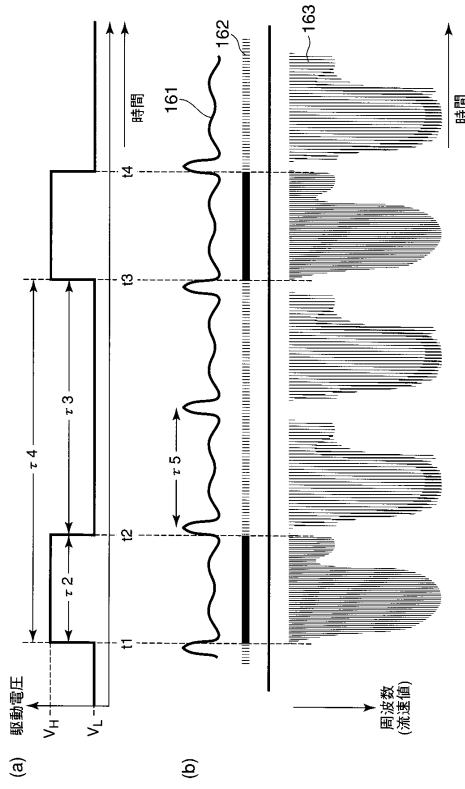
【図5】

図5



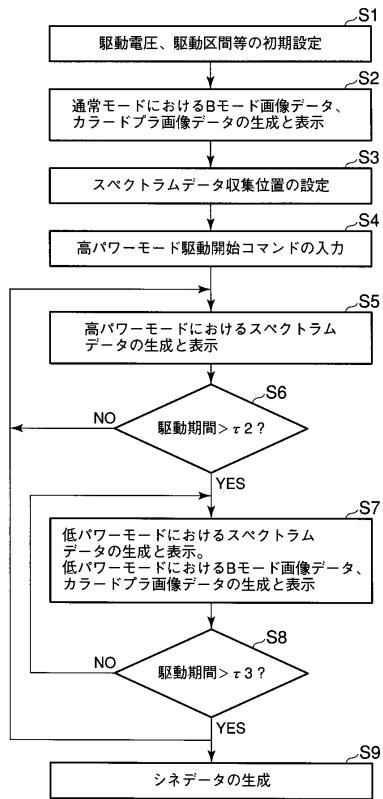
【図6】

図6



【図7】

図7



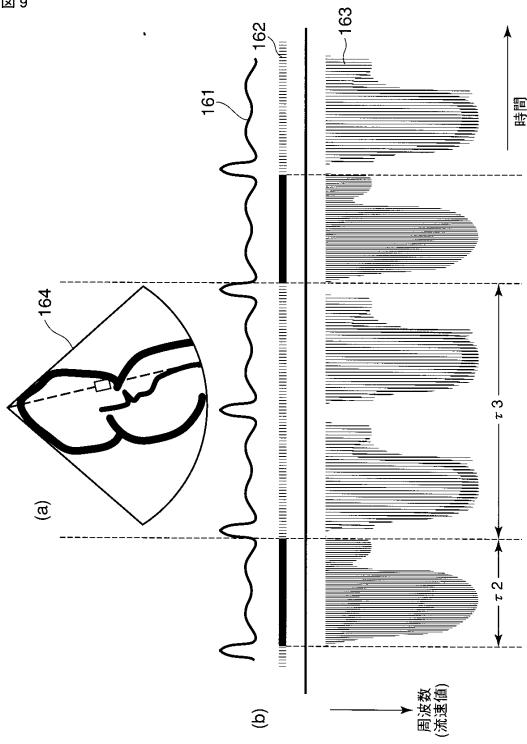
【図8】

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}

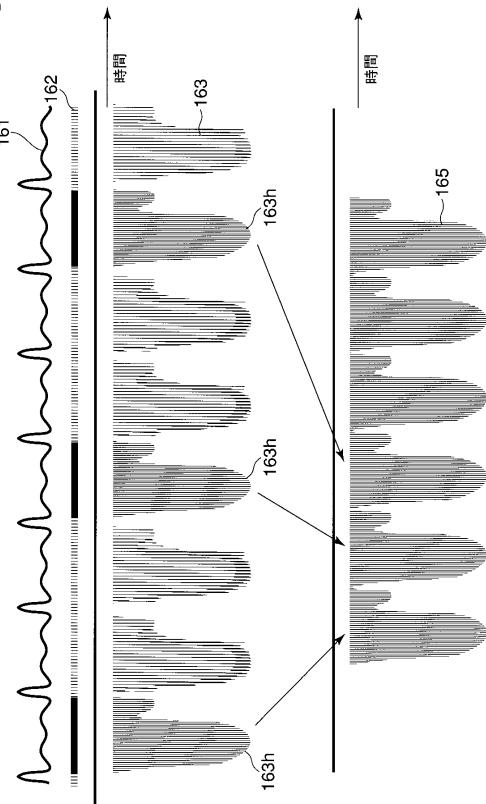
【図9】

図9



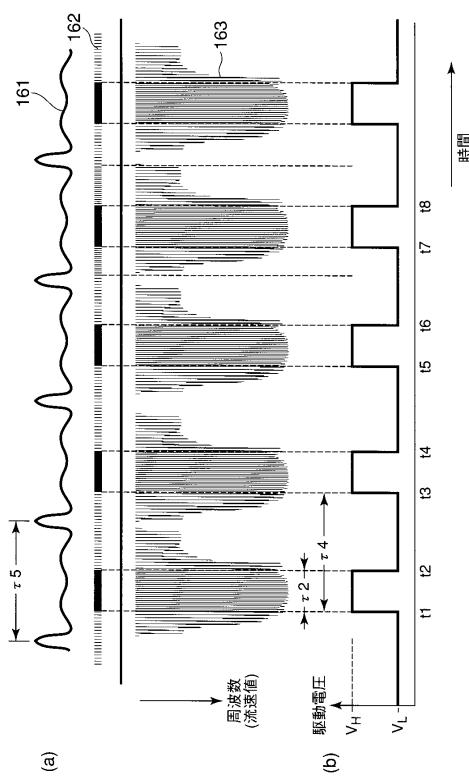
【図10】

図10



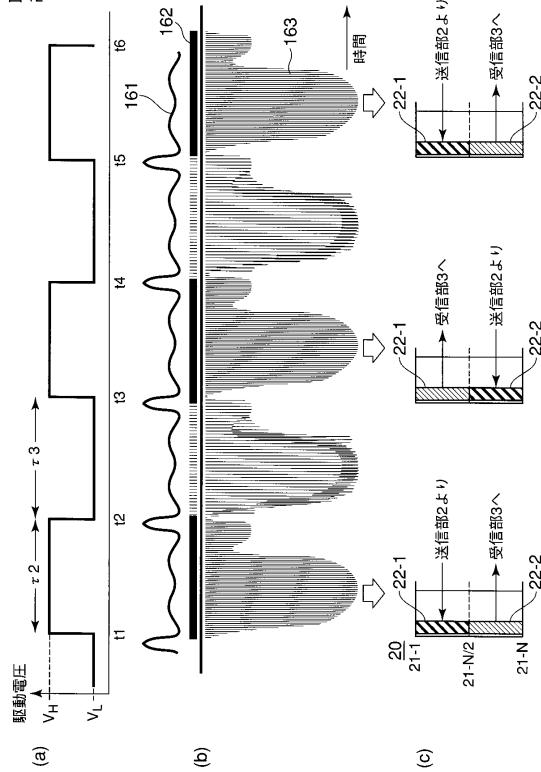
【図 1 1】

図 11



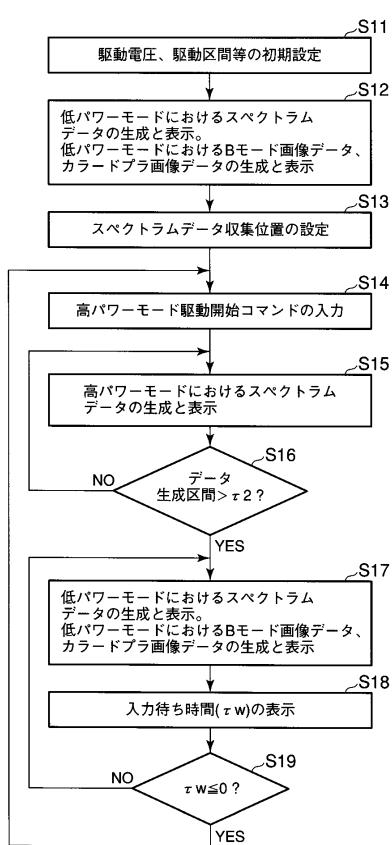
【図 1 2】

図 12

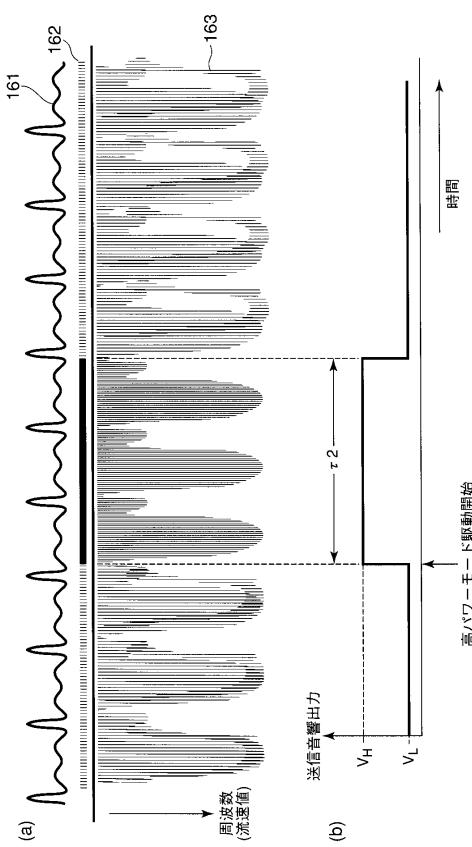


【図 1 3】

図 13

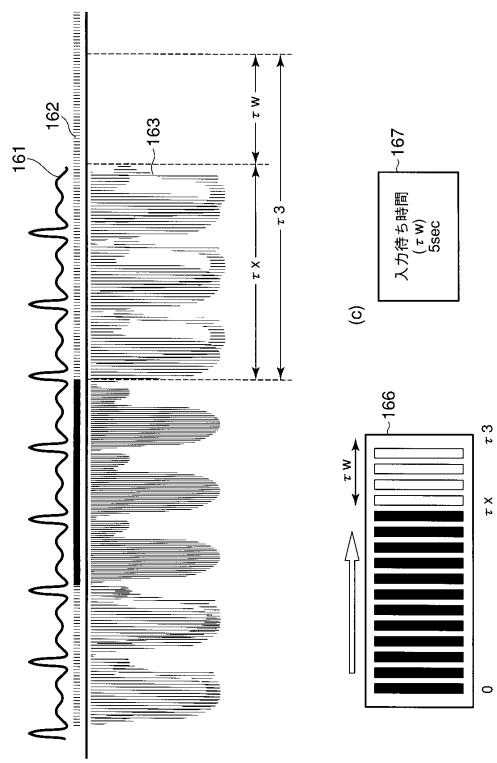


【図 1 4】



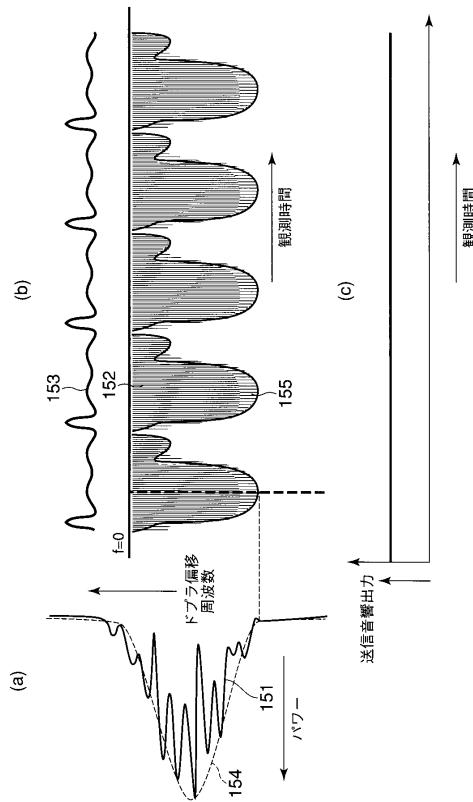
【図 15】

図 15



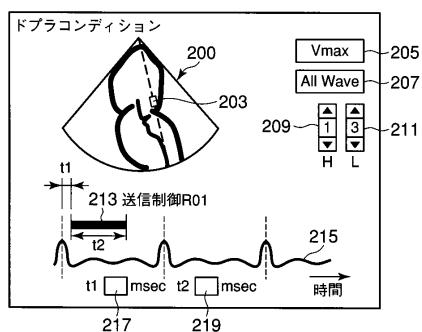
【図 16】

図 16



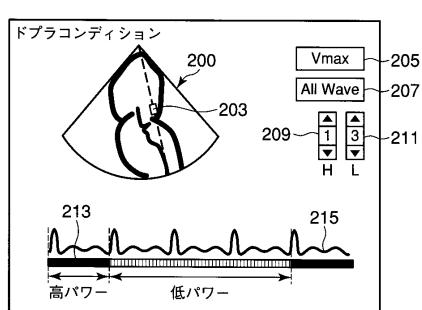
【図 17】

図 17



【図 18】

図 18



フロントページの続き

(74)代理人 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1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 今村 智久

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開2003-190156(JP,A)

特開平04-051941(JP,A)

特開平06-327672(JP,A)

特開平07-286999(JP,A)

特開平08-322841(JP,A)

特開2005-046194(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4801912B2	公开(公告)日	2011-10-26
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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	滝本雅夫 今村智久		
发明人	滝本 雅夫 今村 智久		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/02 A61B8/12 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/13		
F1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		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2004086749 2004-03-24 JP		
其他公开文献	JP2005305129A		
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振动器的驱动方法，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。SOLUTION：该超声波探头具有超声波探头20，该超声波探头20具有多个压电振动器，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振动器的多个驱动信号的发送部分2用于从压电振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。该超声波检查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。

