

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に超音波を送受波し、これにより得られた受信信号からドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して周波数スペクトラムを得、該周波数スペクトラムの各周波数についての最高周波数を検出し、前記周波数スペクトラムと前記最高周波数との時間経過に伴う推移を表示する超音波診断装置において、

一定期間前記最高周波数が検出できなかったとき、該期間の直前の期間における最高周波数値及び又は該期間の直後の期間における最高周波数値を用いて該期間の最高周波数値を補間することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体内に超音波を送受波し、これにより得られた受信信号からドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して周波数スペクトラムを得、該周波数スペクトラムの各周波数についての最高周波数を検出し、前記周波数スペクトラムと前記最高周波数との時間経過に伴う推移を表示する超音波診断装置において、

第 1 の期間において第 1 の最高周波数値が検出されたとき、第 1 の期間に引き続く第 2 の期間における最高周波数検出窓を前記第 1 の最高周波数値から所定の範囲内とし、該最高周波数検出窓の範囲以外の最高周波数値が検出されたときは、最高周波数が検出できなかったとすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体内に超音波を送受波し、これにより得られた受信信号からドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して周波数スペクトラムを得、該周波数スペクトラムの各周波数についての最高周波数を検出し、前記周波数スペクトラムと前記最高周波数との時間経過に伴う推移を表示する超音波診断装置において、

前記周波数スペクトラム及び前記最高周波数が表示された画面上に第 1 の時刻及び第 2 の時刻を指定することが可能な入力手段と、

第 1 の時刻及び第 2 の時刻で挟まれた期間に検出された最高周波数値を除外し、該期間以外に検出された最高周波数値を用いて該期間内の最高周波数値を補間する補間手段と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

被検体内に超音波を送受波し、これにより得られた受信信号からドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して周波数スペクトラムを得、該周波数スペクトラムの各周波数についての最高周波数を検出し、前記周波数スペクトラムと前記最高周波数との時間経過に伴う推移を表示する超音波診断装置において、

前記周波数スペクトラム及び前記最高周波数が表示された画面上に第 1 の時刻及び第 2 の時刻を指定するとともに、任意の最高周波数値を入力することが可能な入力手段と、

第 1 の時刻及び第 2 の時刻で挟まれた期間に検出された最高周波数値を除外し、前記入力手段より入力された最高周波数値に基づいて該期間内の最高周波数値を修正する修正手段と、

を備えた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、超音波のドプラ効果を利用して血液等、被検体内の運動状態を診断する超音波診断装置に係り、特に高精度でドプラ偏移の最高周波数を検出する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来より、超音波パルスドプラ法とパルス反射法とを併用することによって一つの超音波プローブで血流情報と断層像（白黒 B モード像）情報を得、血流情報をリアルタイムで

10

20

30

40

50

表示するようにした超音波診断装置が知られている。

【0003】

図11は、従来の超音波診断装置の機能ブロック図を示している。図11に示すように、従来の超音波診断装置100は、超音波振動子101と、パルサ103と、前置増幅器105と、ミキサ107と、ローパスフィルタ109と、サンプルホールド回路111と、バンドパスフィルタ113と、高速フーリエ変換器（以下FFTと記す）115と、表示器117と、レンジゲート回路119と、パルス発生回路121とを備えている。

【0004】

次に、従来の超音波診断装置100を用いて血流速度を測定する場合の動作原理を図11と図12を用いて説明する。

10

【0005】

まず、パルス発生回路121は、クロックパルスaを発振し、このクロックパルスaをレンジゲート回路119に出力する。また、パルス発生回路121は、分周回路およびゲート回路等を備え、このクロックパルスaに基づき超音波繰り返し周波数に相当するレートパルスbを発生し、パルサ103およびレンジゲート回路119に出力する。

【0006】

パルサ103は、供給されたレートパルスbから高電圧の駆動パルスを作り、超音波振動子101を駆動する。超音波振動子101は、電気信号を機械振動に変換し、生体表面Pを介して生体内へ超音波を送波する。この超音波は生体内の血管壁および血管内の血流（主に赤血球）により一部反射され、そのエコー信号は同一の超音波振動子101で受信され、電気信号dに変換される。

20

【0007】

すなわち、被検体である生体内を流れている血流に対して超音波パルスを送波すると、この超音波ビームの中心周波数 f_c は、流動する血流によって散乱され、ドプラ偏移を受けて周波数 f_d だけ変化する。このため、受信周波数 f は $f = f_c + f_d$ となる。このとき、周波数 f_c 、 f_d は、次の式(1)により現される。

【0008】

$$f_d = (2 \cdot V \cdot \cos \theta / C) \cdot f_c \quad \dots (1)$$

ここで、 V は血流速度、 θ は超音波ビームと血流との成す角度、 C は生体内の音速（約1530m/s）を表している。

30

【0009】

したがって、ドプラ偏移 f_d を検出することによって血流速度 V を得ることができる。

【0010】

前置増幅器105は、超音波振動子101から入力する前記電気信号dを増幅した後、ミキサ107に inputs。ミキサ107は前置増幅器105から入力する電気信号dとクロックパルス発生部121から入力するクロックパルスaとを混合する。そしてローパスフィルタ109は、ミキサ107から入力する混合信号の内、超音波周波数等の高周波成分を除去する。

【0011】

そして生体内の血流が流れている深さの位置Oだけのドプラ信号を抽出するために、ローパスフィルタ109からの信号をサンプルホールド回路111に出力する。

40

【0012】

レンジゲート回路119は、遅延時間が任意に設定できるが、ここでは、超音波が超音波振動子101からレンジゲート位置（サンプリングポイント位置）Oまでの往復する時間だけ、信号dより遅延させ、設定された長さに対応する幅を有するサンプリングパルス c をサンプルホールド回路111に加える。

【0013】

前記レンジゲート位置Oは操作者が超音波断層像中の血流信号を得たい血管に、トラックボールやジョイスティック等のポインティングデバイスを用いて自由に位置を合わせることが可能である。

50

【 0 0 1 4 】

サンプルホールド回路 1 1 1 は、サンプリングパルス c によりローパスフィルタ 1 0 9 の出力信号をサンプルホールドする。バンドパスフィルタ 1 1 3 は、サンプルホールド回路 1 1 1 でのサンプリングにより生じた高周波成分並びに血管等の固定反射信号または比較的ゆっくりした動きによるドブラ偏移周波数を除去し、血流によるドブラ信号のみを抽出する。次に周波数分析器としての F F T 1 1 5 を介して周波数スペクトルパターンを表示器 1 1 7 に表示する。

【 0 0 1 5 】

このようにして、超音波診断装置 1 0 0 は血流速度に対応するドブラ偏移周波数を検出、表示するとともに、最高周波数を検出して表示している。

10

【 0 0 1 6 】

次に、従来の最高周波数の検出アルゴリズムを図 1 3 に示す周波数スペクトルが得られた場合を例に説明する。従来の超音波診断装置 1 0 0 は、図 1 3 (a) , (b) に示すようにパワー値のピーク値を基準にし、このピーク値より所定の比率低い値を閾値とし、この閾値を最初に越える所のドブラ偏移周波数を最高周波数としている。

【 0 0 1 7 】

なお、最高周波数とは、流れの方向（順流方向（超音波プローブに近づく方向）の場合は図 1 3 中、(+) f 側、逆流方向（超音波プローブから遠ざかる方向）の場合は図 1 3 中、(-) f 側）から 0 H z 側へ向かってパワー値をサーチしていき、パワー値が閾値を最初に越えた所のドブラ偏移周波数としている。また、前記流れの方向は、周波数スペクトラムにて最大周波数 f_{peak} または平均周波数 f_{mean} がプラス側（(+) f 側）にあれば順流方向、マイナス側（(-) f 側）にあれば逆流方向となる。

20

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 8 】

しかしながら、従来の超音波診断装置の最高周波数の検出アルゴリズムでは、閾値を最初に越える所のドブラ偏移周波数を最高周波数としているので、ノイズ成分でも最高周波数と検出する場合があった。

【 0 0 1 9 】

さらに、従来の超音波診断装置の最高周波数の検出アルゴリズムでは、平均処理をしていない周波数スペクトルを用いて最高周波数の検出を行っているため、ノイズ成分でも最高周波数と検出する場合があった。

30

【 0 0 2 0 】

このため、正確な最高周波数の検出に時間が掛かり、操作者の大きな負担となっていたと同時に、診断に非常に多くの時間が掛かっていた。

【 0 0 2 1 】

本発明は上記課題に鑑みて成されたものであり、その目的は、ノイズ等の影響により少しの期間だけ最高周波数の時間経過に伴う推移（最高周波数のトレース）を誤った場合に、操作者の介入によりこの誤りを修正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。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 2 2 】

また本発明は、被検体内に超音波を送受波し、これにより得られた受信信号からドブラ信号を抽出し、このドブラ信号を処理して周波数スペクトラムを得、該周波数スペクトラムの各周波数についての最高周波数を検出し、前記周波数スペクトラムと前記最高周波数との時間経過に伴う推移を表示する超音波診断装置において、一定期間前記最高周波数が検出できなかったとき、該期間の直前の期間における最高周波数値及び又は該期間の直後の期間における最高周波数値を用いて該期間の最高周波数値を補間することを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

50

ここでいう最高周波数が“検出できなかった”とは、最高周波数が実際に検出されず、検出出力が 0 Hz になる場合と、直前の期間で検出された最高周波数値から当該期間に検出された最高周波数値が所定以上離れている場合を含むものとする。

【0024】

この補間方法には、直線補間や曲線補間がある。なお、実時間で周波数スペクトラム及び最高周波数を検出して表示するリアルタイムオートトレースを行う場合には、最後に検出された最高周波数値を検出できなかった期間の最高周波数値とするホールドを行う。

【0025】

また本発明は、被検体内に超音波を送受波し、これにより得られた受信信号からドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して周波数スペクトラムを得、該周波数スペクトラムの各周波数についての最高周波数を検出し、前記周波数スペクトラムと前記最高周波数との時間経過に伴う推移を表示する超音波診断装置において、第 1 の期間において第 1 の最高周波数値が検出されたとき、第 1 の期間に引き続く第 2 の期間における最高周波数検出窓を前記第 1 の最高周波数値から所定の範囲内とし、該最高周波数検出窓の範囲以外の最高周波数値が検出されたときは、最高周波数が検出できなかったとすることを特徴とする。

10

【0026】

この最高周波数検出窓 f_w は、前記第 1 の最高周波数値を f_1 とすると、定数 a , b ($0 < b < 1$) を使用して、

$$(f_1 - a) \quad f_w \quad (f_1 + a) \quad \dots \quad (2)$$

20

または、

$$f_1 \times (1 - b) \quad f_w \quad f_1 \times (1 + b) \quad \dots \quad (3)$$

式 (2)、式 (3) としてもよく、また等号を含まなくても良い。

【0027】

また本発明は、被検体内に超音波を送受波し、これにより得られた受信信号からドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して周波数スペクトラムを得、該周波数スペクトラムの各周波数についての最高周波数を検出し、前記周波数スペクトラムと前記最高周波数との時間経過に伴う推移を表示する超音波診断装置において、前記周波数スペクトラム及び前記最高周波数が表示された画面上に第 1 の時刻及び第 2 の時刻を指定することが可能な入力手段と、第 1 の時刻及び第 2 の時刻で挟まれた期間に検出された最高周波数値を除外し、該期間以外に検出された最高周波数値を用いて該期間内の最高周波数値を補間する補間手段と、を備えたことを特徴とする。この補間方法には、直線補間や曲線補間がある。

30

【0028】

また本発明は、被検体内に超音波を送受波し、これにより得られた受信信号からドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して周波数スペクトラムを得、該周波数スペクトラムの各周波数についての最高周波数を検出し、前記周波数スペクトラムと前記最高周波数との時間経過に伴う推移を表示する超音波診断装置において、前記周波数スペクトラム及び前記最高周波数が表示された画面上に第 1 の時刻及び第 2 の時刻を指定するとともに、任意の最高周波数値を入力することが可能な入力手段と、第 1 の時刻及び第 2 の時刻で挟まれた期間に検出された最高周波数値を除外し、前記入力手段より入力された最高周波数値に基づいて、該期間内の最高周波数値を修正する修正手段と、を備えたことを特徴とする。

40

【0029】

この修正手段による修正には、入力手段による第 1 の時刻及び第 2 の時刻で挟まれた修正期間を指定する段階と、入力手段より修正期間中の任意の時刻の最高周波数値を入力する段階と、入力された最高周波数値に基づいて補間または近似により修正する段階を含んでもよい。

【0030】

例えば、第 1 の時刻及び第 2 の時刻をそれぞれ指定し、第 1 の時刻及び第 2 の時刻で挟

50

まれた修正期間中の任意の時刻と最高周波数値との組からなる点を1点、または数点入力し、期間両端の2つの最高周波数値を持つ点とこれら入力された点の値を折れ線や2次曲線、3次曲線またはスプライン曲線で結んでも良い。スプライン曲線には、入力された点列を通過する内挿スプライン曲線と、必ずしも点列を通らない近似スプライン曲線とがあり、いずれを使用してもよい。さらに、グラフィック入力手段により、修正期間中の最高周波数値を示す曲線そのものを入力してもよいし、この入力された曲線に対して適当な平均化または平滑化を施してもよい。

【発明の効果】

【0031】

本発明によれば、ノイズ等の影響により、最高周波数トレースが少しだけ誤った場合には、マニュアルで誤った期間を修正期間と指定し、修正期間の前後の期間の最高周波数値から補間したり、必要ならば推測される正しい値である修正点ないし修正トレースそのものをマニュアルで入力することにより、誤ったデータを簡単に修正することができるので、再度データ収集する必要がなくなり、診断時間を短縮し、操作者の負担を軽減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

次に図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。

【0033】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示す機能ブロック図である。

【0034】

図1に示すように、本実施例の超音波診断装置10は、電子走査型超音波プローブ（以下超音波プローブと記す）11と、電子走査装置アナログ部13と、走査変換手段（ディジタル・スキャン・コンバータ、以下DSCと記す）30と、D/A変換器31と、表示器33と、入力手段としてのトラックボール35と、ミキサ40と、90°位相器41と、ローパスフィルタ43と、スペクトラムドブラ演算部50と、最高周波数検出部80とを備えている。

【0035】

また、電子走査装置アナログ部13は、基準信号発生器20と、ディレーライン21と、パルサ23と、プリアンプ25と、加算器27と、検波器29とから成る。

【0036】

まず、電子走査装置アナログ部13では、基準信号発生器20から出力される基準信号を基に、ディレーライン21により超音波プローブ11の振動子の駆動タイミングが制御された後、パルサ23により超音波プローブ11の振動子が駆動される。これにより超音波プローブ11の振動子は生体内に超音波を送波する。また、その反射波信号がプリアンプ23により増幅され、ディレーライン21により受信タイミングが制御されて加算器25により加算される。

【0037】

次いで加算器25から出力された信号の一方は検出器29に供給され、そこで対数増幅処理、包絡線検波処理を経てDSC30へ送られBモード像として形成され、D/A変換器31を介して表示器33に表示される。

【0038】

他方、加算器25からの出力はミキサ40にも加えられる。また、90°位相器41よって基準信号発生器20からの基準信号 f_0 が90°の位相差でミキサ40に加えられる。

【0039】

この結果、ローパスフィルタ43にはドブラ偏移信号 f_d と $(2f_0 + f_d)$ 信号が入力され、ローパスフィルタ43によって高周波成分が除去されてドブラ偏移信号 f_d のみが得られる。これは血流情報演算のための位相検波出力信号となる。

【0040】

10

20

30

40

50

ローパスフィルタ 43 より出力された位相検波出力信号はスペクトラムドブラ演算部 50 に加えられる。なお、血流が流れている深さの位置だけのドブラ信号を抽出するために、前記ローパスフィルタ 43 からの位相検波出力信号はサンプルホールド回路 61 に出力する。

【0041】

レンジゲート回路 60 は、遅延時間が任意に設定できるが、ここでは、超音波が超音波プローブ 11 の振動子からレンジゲート位置（サンプリングポイント位置）までの往復する時間だけレートパルスより遅延させ、設定された長さに対応する幅を有するサンプリングパルスをサンプリングホールド回路 61 に加える。

【0042】

サンプルホールド回路 61 は、サンプリングパルスによりローパスフィルタ 43 の出力信号をサンプルホールドする。バンドパスフィルタ 63 は、サンプルホールド回路 61 でのサンプリングにより生じた高周波成分並びに血管等の固定反射信号または比較的ゆっくりした動きによるドブラ偏移周波数を除去し、血流によるドブラ信号のみを抽出する。バンドパスフィルタ 63 からの出力は、A/D変換器 65 でデジタル信号に変換された後、周波数分析器としてのFFT 67を介して周波数スペクトルに変換され、DSC 30、D/A変換器 31を介して表示器 33に表示される。

【0043】

また、前記周波数スペクトルに変換された信号は、最高周波数検出部 80 に送られる。これを基に最高周波数検出部 80 では最高周波数が検出される。この検出された最高周波数も表示器 33 に表示される。

【0044】

表示器 33 は、ドブラ周波数の周波数スペクトルとともにドブラ周波数の最高周波数の時間経過に伴う推移を表示し、その表示は、横軸（X軸）に時間、縦軸（Y軸）にドブラ偏移周波数、輝度軸（Z軸）に信号強度または信号パワーを表示しており、この表示は通常ソナグラム表示と呼ばれている。

【0045】

トラックボール 35 は、周波数スペクトラム及び最高周波数の時間経過に伴う推移が表示された表示器 33 の画面上で、ノイズなどの影響により異常な最高周波数が表示されている期間をオペレータが指定して補間させたり、この期間の推測される最高周波数値をオペレータが入力する際に使用される入力手段である。この入力手段は、トラックボールに限らず、マウス、ライトペン、キーボード等の他の入力手段であってもかまわない。

【0046】

図 2 は、本実施例の超音波診断装置 10 の特徴である最高周波数検出部 80 を示す機能ブロック図である。

【0047】

最高周波数検出部 80 は、並べ換え部 81 と、リニア軸変換部 83 と、スペクトラム平均部 85 と、ノイズ検出部 87 と、信号値検出部 89 と、閾値演算部 91 と、流れ方向検出部 93 と、最高周波数抽出部 95 と、最高周波数補間部 96 と、平均処理部 97 と、最高周波数補正部 98 とから成る。

【0048】

まず、FFT 67 により周波数スペクトルに変換された信号は最高周波数検出手段 80 の並べ換え部 81 に供給される。

【0049】

並べ換え部 81 は、FFT 67 から供給された周波数スペクトルの各周波数軸について平均周波数もしくは最大周波数が中心に位置するようにデータ列の並べ換えを行う。

【0050】

例えば、図 3 に示すような周波数スペクトルの時系列がFFT 67 から供給されたとする。このとき、図 3 に示すある時刻における一周波数軸について、周波数に対するパワー値（輝度値）を示すと図 4（a）のようになり、ドブラ偏移周波数 0 が中心となっている

10

20

30

40

50

。なお、図 3、図 4 中、 t は時間、 f は周波数、 P はパワー値を表し、以下図 5 ~ 図 7 についても同様とする。

【0051】

この状態で平均処理等を行うとデータの折り返しにより正確な処理が行えないため、図 4 (b) に示すように平均周波数 f_{mean} (または最大周波数) が中心にくるようにデータ列の並べ換えを行う。なお、データの折り返しが生じない範囲の周波数帯である場合、この処理は省略しても良い。

【0052】

リニア軸変換部 83 は、FFT67 によりログ変換されたデータをリニア軸の数に変換する。なお、前記ログ変換されたデータを用いて演算処理を行っても誤差が少ない場合、この処理は省略しても良いし、上端、下端どちらか一方でも良い。 10

【0053】

スペクトラム平均部 85 は、前記並べ換え部 81 によりデータ列の並べ換え、前記リニア軸変換部 83 によりリニア軸の数に変換された周波数スペクトラムについて、周波数軸方向、時間軸方向に平均処理を行う。なお、前記周波数軸方向、時間軸方向の内、いずれか一方向について平均処理するようにしても良い。

【0054】

ノイズ検出部 87 は、スペクトラム平均部 85 により平均処理された周波数スペクトラムの各周波数軸について、上端側、下端側それぞれ所定の領域をノイズ領域 N_r とし、このノイズ領域 N_r 内のパワー値の平均をノイズ値 N とする。例えば、図 5 (a) に示す一周波数軸についてのノイズ領域 N_r は、図 5 (b) に示すような領域となる。なお、ここでは各周波数軸について、上端側、下端側それぞれ所定の領域をノイズ領域 N_r としてノイズ値を求めているが、これに限らず、複数の周波数軸について、上端側、下端側それぞれ所定の領域をノイズ領域 N_r としてノイズ値を求めるようにしても良い。 20

【0055】

また、最高周波数の検出 (表示) を、ある一定時間幅を指示して行う場合には、その時間幅内の所定領域を N_r としても良い。

【0056】

信号値検出部 89 は、スペクトラム平均部 85 により平均処理された周波数スペクトラムの各周波数軸について、パワー値の最大値を信号値 S とする。例えば図 6 に示すような周波数スペクトルがスペクトラム平均部 85 により供給されたとき、図 6 に示す一周波数軸については図 6 (b) に示すように、パワー値の最大値 (P_{peak}) が信号値 S となる。 30

【0057】

なお、前記各周波数軸について、最大値の前後所定数の周波数に対応するパワー値の平均もしくは平均周波数に対応するパワー値を信号値 S とするにようにしても良い。

【0058】

閾値演算部 91 は、ノイズ検出部 87 によりノイズ値、信号値検出部 89 により信号値が得られると、前記得られたノイズ値と信号値を基に以下に示す式 (4) ないし式 (6) のいずれかを用いて閾値 T_h を演算する。 40

【0059】

$$T_h = (S + N) / 2 \quad \dots (4)$$

$$\text{または } T_h = (S / N)^{1/2} * N \quad \dots (5)$$

$$\text{または } T_h = N * C(\text{const.}) \quad \dots (6)$$

流れ方向検出部 93 は、スペクトラム平均部 85 により平均処理された周波数スペクトラムの各周波数軸について、最大周波数 f_{peak} (または平均周波数 f_{mean}) がプラス側にある場合は、流れの方向を順流方向 (超音波プローブに近づく方向) とし、最大周波数 f_{peak} (または平均周波数 f_{mean}) がマイナス側にある場合は、流れの方向を逆流方向 (超音波プローブから遠ざかる方向) とする。また、スペクトラム平均部 85 により平均処理された周波数スペクトラムを最高周波数抽出部 95 に供給する。 50

【 0 0 6 0 】

例えば図 6 に示すような周波数スペクトルがスペクトラム平均部 8 5 により供給され、このとき、図 6 に示す一周波数軸について、周波数に対するパワー値を示すと図 6 (b) に示すようになる。この場合、最大周波数はプラス側にあるので流れの方向は順流方向と検出される。なお、前記流れの方向および閾値は、操作者が入力するようにしても良い。

【 0 0 6 1 】

最高周波数抽出部 9 5 は、閾値演算部 9 1 により閾値が演算されるとともに、流れ方向検出部 9 3 により流れ方向が検出され、かつ、流れ方向検出部 9 3 から周波数スペクトラムが供給されると、前記周波数スペクトラムの各周波数軸について、前記検出された流れの方向の端部から 0 H z 側に向かってパワー値をサーチして行き、前記パワー値が閾値を連続して N 個越えた最初の位置のドブラ偏移周波数を最高周波数 f_{max} とする。 10

【 0 0 6 2 】

例えば、閾値を連続して 4 個越えた最初の位置のドブラ偏移周波数を最高周波数 f_{max} とするように最高周波数抽出部 9 5 に設定し、そして、図 7 (a) に示すような周波数スペクトラムがスペクトラム平均部 8 5 から流れ方向検出部 9 3 を介して供給され、図 7 (a) に示す一周波数について、周波数に対するパワー値が図 7 (b) に示すように得られたとする。このとき、流れの方向は順流方向であるので、最高周波数抽出部 9 5 はプラス側の端部から 0 H z 側に向かってサーチしていき、図 7 (b) に示すように閾値を連続して 4 個越えた最初の位置のドブラ偏移周波数を最高周波数 f_{max} とする。

【 0 0 6 3 】

なお、ここでは前記パワー値が閾値を連続して N 個越えた最初の位置のドブラ偏移周波数を最高周波数 f_{max} としているが、連続して越えていなくても、M 個中 R 個越えた場合は、その最初に越えた位置のドブラ偏移周波数を最高周波数 f_{max} とするようにしても良い。さらに、スペクトラム平均部 8 5 により時間軸方向に平均処理を行った場合は、その平均幅の分、元に戻すように最高周波数を補正しても良い。 20

【 0 0 6 4 】

最高周波数抽出部 9 5 による周波数スペクトラムのサーチにおいて、上記のように流れ方向端部からサーチする他に、パワー値が最大となる最大周波数またはパワー値が平均となる平均周波数から流れ方向端部に向かってサーチしても良い。この場合には、閾値より十分大きいパワー値を持つ周波数から検索を開始して、各周波数のパワー値が閾値を下回る周波数を求めることとなるので、例えば、閾値を連続して 4 個下回った最初の位置のドブラ偏移周波数を最高周波数 f_{max} とする。 30

【 0 0 6 5 】

また最高周波数抽出部 9 5 による最高周波数抽出において、最高周波数検出窓という概念を導入し、最高周波数抽出の耐ノイズ性を高めることも考えられる。即ち、ある時刻 t_1 の周波数スペクトルから最高周波数 f_1 が抽出されたとしたとき、次の時刻 t_2 の周波数スペクトルから抽出される最高周波数は f_1 から大きく離れているとは考えられないので、 f_1 に基づいて妥当な範囲である f_w を定数 a , b を使用して、

$$(f_1 - a) \quad f_w \quad (f_1 + a) \quad \dots (2)$$

または、

$$f_1 \times (1 - b) \quad f_w \quad f_1 \times (1 + b) \quad \dots (3)$$

式 (2) または式 (3) によって定める。 40

【 0 0 6 6 】

そして、時刻 t_2 の周波数スペクトルから抽出される最高周波数は、この f_w の範囲に入る最高周波数値のみを有効な値とし、この範囲に入らない値はノイズ等による誤りとして最高周波数値が検出されなかったとする。

【 0 0 6 7 】

また、従来は図 8 (a) に示すように、最高周波数値が実際に検出されず 0 H z となった場合、その期間の最高周波数値の軌跡は、0 H z となり不自然な表示となっていたが、本発明を適用すれば、最高周波数値が実際に検出されず 0 H z となった場合、または上記 50

最高周波数検出窓の範囲に入らなかった場合に、その期間が一定範囲内であれば、この期間の最高周波数値を補間することができる。この補間機能は、最高周波数補間部 9 6 のソフトウェアにより実現され、最高周波数値が検出されなかった期間の前後の期間に抽出された最高周波数値を用いて、最高周波数値を補間するものであり、その表示は図 8 (b) に示すようになる。補間方法には、直線補間、2 次曲線補間、3 次曲線補間等があり、いずれの補間方法を選んでも良い。

【 0 0 6 8 】

なお、実時間で周波数スペクトラム及び最高周波数を検出して表示するリアルタイムオートトレースを行う場合には、最後に検出された最高周波数値をホールドし、この値を最高周波数が検出されなかった期間の最高周波数値として表示し、これ以後新たに最高周波数値が検出されるとその値を表示するようにしてもよい。

【 0 0 6 9 】

平均処理部 9 7 は、最高周波数抽出部 9 5 により最高周波数が求められると、この最高周波数に対し、時間軸方向に平均処理を施す。なお、平均処理部 9 7 による平均処理は省略しても良い。

こうして得られた最高周波数は D S C 3 0 に供給され、D / A 変換器 3 1 を介して表示器 3 3 に表示される。

【 0 0 7 0 】

このように本実施例の超音波診断装置 1 0 では、周波数分析器である F F T 6 7 から供給される周波数スペクトラムを各周波数軸について、データ列の並べ換え、リニア軸の数への変換および平均処理を行った後、ノイズ値と信号値を求め、それを基に閾値を演算するとともに流れ方向を検出し、前記検出された流れの方向の端部から 0 H z 側に向かって、または最大のパワー値を持つ最大周波数ないし平均のパワー値を持つ平均周波数から流れ方向端部へ向かって、パワー値をサーチして行き、前記パワー値が閾値を連続して N 個越えた最初の位置のドブラ偏移周波数を最高周波数 f m a x としているので、ノイズの影響を少なくすることができ、そのため、最高周波数の検出精度を向上させることが可能となる。また、特別な操作を行うこと無く前記検出精度を向上させることができるので、操作者の負担が軽減し、さらに、診断時間を著しく短縮することができる。

【 0 0 7 1 】

なお、最高周波数をリアルタイム表示する場合は、演算処理時間を短縮させるために所定の演算処理（並べ換え部 8 1 によるデータ列の並べ換え、リニア軸変換部 8 3 によるリニア軸の数への変換、スペクトラム平均部 8 5 による周波数軸方向の平均処理または時間軸方向の平均処理、平均処理部 9 7 による平均処理の内、少なくとも一つ）を省いて最高周波数を求め、また、最高周波数をフリーズ後に表示させる命令が出力されたときは全ての演算処理を行って最高周波数を求めるようにしても良い。さらに、本実施例の超音波診断装置 1 0 では、最高周波数をリアルタイムで求める場合を例に説明したが、これに限らず、例えば、周波数スペクトルをフリーズさせる命令が図示しない入力手段を介してオペレータにより出されたときのみ前記最高周波数を求めるようにしても良い。これらにより、スペクトラム平均部 8 5、閾値演算部 9 1、最高周波数抽出部 9 5 に掛かる負担を軽減させることができる。

【 0 0 7 2 】

また、並べ換え部 8 1 と、リニア軸変換部 8 3 とスペクトラム平均部 8 5 とノイズ検出部 8 7 と信号値検出部 8 9 と流れ方向検出部 9 3 と閾値演算部 9 1 と最高周波数抽出部 9 5 と平均処理部 9 7 の各処理については、その一部または全てをソフトウェアで行うようにしても良い。

【 0 0 7 3 】

また、本発明によれば、オペレータの判断により最高周波数の時間経過をマニュアルで修正することができる。このマニュアル修正機能は、最高周波数補間部 9 6 及び最高周波数修正部 9 8 のソフトウェアによって実現され、ノイズなどの影響を受けた周波数スペクトラムにより上記の自動最高周波数検出を行った結果、ほんの僅かの最高周波数のミス

レースが生じた場合、この僅かのミストレースのために再度データを収集、分析するのではなく、ノイズによりミストレースした部分をマニュアル修正するものである。

【 0 0 7 4 】

図 9 (a) ないし (d) は、マニュアル修正機能による最高周波数トレースの修正の様子を示す周波数スペクトラム及び最高周波数を表示する画面の変遷である。また図 1 0 は、マニュアル修正の操作を示すフローチャートである。

【 0 0 7 5 】

図 1 0 のフローチャートにおいて、まず、ドブラ周波数偏移の周波数スペクトラム及び自動検出された最高周波数の時間経過であるトレースが表示器 3 3 に表示される (ステップ S 1 0) 。この表示が例えば、図 9 (a) に示すようにノイズ等の影響により、ドブラ周波数偏移トレースの一部に最高周波数が高い値へ突出していたとする。

10

【 0 0 7 6 】

オペレータはノイズの影響の程度を判断して、再度データを取るか、マニュアル修正機能を使用してデータを修正するかを決め、マニュアル修正をする場合、修正作業開始を入力する (ステップ S 1 2) 。修正作業開始の入力には、修正作業開始スイッチを別途設けて認識してもよいし、トラックボールにより修正作業開始のアイコンを指定するか又はトラックボール 3 5 の作動を検知して入力作業開始を認識してもよい。

【 0 0 7 7 】

次いで、最高周波数トレースを修正すべき修正期間の始点 t_1 にトラックボールによりカーソルを合わせて始点 t_1 を指定する (ステップ S 1 4) 。次いで、修正期間の終点 t_2 にトラックボールによりカーソルを合わせて終点 t_2 を指定する (ステップ S 1 6) 。始点と終点とが指定された状態を図 9 (b) に示す。なお、始点と終点の指定は順序が入れ替わってもよい。ここで、修正期間が指定されると同時に修正期間の最高周波数の自動トレースを消してもよいが、補間によるトレースまたはマニュアルトレースにより最高周波数トレースが確定するまで異なる色で 2 つのトレースを表示してもよい。

20

【 0 0 7 8 】

次いで、修正期間の最高周波数値をマニュアルで入力するか、入力しないで修正期間の前後の期間の値から補間するかを指定する (ステップ S 1 8) 。これは極めて僅かのミストレースであれば、人手により修正値を入力しなくても補間により十分修正できるからである。

30

【 0 0 7 9 】

マニュアルトレースしない場合には (ステップ S 1 8 で N o の場合) 、修正期間の前後の期間の最高周波数値から補間を行い (ステップ S 3 0) 、修正期間の最高周波数値を補間曲線 (または補間直線) により代替して (ステップ S 3 2) 、終了する。

【 0 0 8 0 】

一方マニュアルトレースする場合には (ステップ S 1 8 で Y e s の場合) 、トラックボールによりカーソルを移動させて、時間軸座標と周波数軸座標とからなる修正点を入力する (ステップ S 2 0) 。修正点を入力した状態を図 9 (c) に示す。修正点は複数入力してもよい。修正点の入力が終了すれば (ステップ S 2 2 で Y e s) 、修正期間両端の 2 つの最高周波数値と、入力された修正点 (または修正点列) よりスプライン曲線を計算して表示器の画面に描画する (ステップ S 2 4) 。次いで、修正期間の最高周波数値をスプライン曲線により代替して (ステップ S 2 6) 、マニュアル修正作業を終了する。

40

【 0 0 8 1 】

なお、図 1 0 のフローチャートでは、1 つまたは複数の修正点を入力してスプライン曲線により最高周波数トレースを修正するとしたが、トレース (修正曲線) そのものを入力してもよい。この場合には、入力されたトレースを自動的に滑らかにする平均化ないし平滑化をさらに行ってもよい。

【 0 0 8 2 】

以上好ましい実施の形態をパルスドブラを用いた場合を例にして説明したが、これに限らず、連続波ドブラを用いた場合でも、本発明を適用できることは明らかである。

50

【 0 0 8 3 】

以上説明したように本発明によれば、周波数スペクトルの各周波数について、そのデータ値の内、流れ方向側端部から順にサーチしていき、該値が予め設定されている閾値を所定のデータ幅中で所定数越えた時、その最初に越えた位置を最高周波数としているので、ノイズの影響を少なくすることができ、そのため、最高周波数の検出精度を向上させることが可能となる。また、特別な操作を行うこと無く前記検出精度を向上させることができるので、操作者の負担が軽減し、さらに、診断時間を著しく短縮することができる。

【 0 0 8 4 】

また、周波数スペクトラムを時間方向、周波数方向の少なくとも一方向について平均処理した後、その周波数スペクトルの各周波数について、そのデータ値の内、流れ方向側端部から順にサーチしていき、該値が予め設定されている閾値を所定のデータ幅中で所定数越えた時、その最初に越えた位置を最高周波数としているので、ノイズの影響を少なくすることができ、そのため、最高周波数の検出精度を向上させることが可能となる。また、特別な操作を行うこと無く前記検出精度を向上させることができるので、操作者の負担が軽減し、さらに、診断時間を著しく短縮することができる。

10

【 0 0 8 5 】

さらに、周波数スペクトラムを時間方向、周波数方向の少なくとも一方向について平均処理した後、その周波数スペクトルの各周波数について、その信号値とノイズ値とを基に、最高周波数の閾値を演算するとともに、前記平均処理された周波数スペクトルの各周波数について、そのデータ値の内、流れ方向側端部から順にサーチしていき、該値が前記閾値演算手段により演算された閾値を所定のデータ幅中で所定数越えた時、その最初に越えた位置を最高周波数としているので、ノイズの影響を少なくすることができ、そのため、最高周波数の検出精度を向上させることが可能となる。また、特別な操作を行うこと無く前記検出精度を向上させることができるので、操作者の負担が軽減し、さらに、診断時間を著しく短縮することができる。

20

【 0 0 8 6 】

さらに、最高周波数をリアルタイム表示する場合は、所定の演算処理を省いて最高周波数を求め、前記最高周波数をフリーズ後に表示させる命令が出力されたときは全ての演算処理を行って最高周波数を求めるようにしているので、前記演算処理に掛かる負担を軽減させることができる。

30

【 0 0 8 7 】

さらに、周波数スペクトラムをフリーズさせる命令が出力されたときのみ前記最高周波数を求めるようにしているので、前記演算処理に掛かる負担を軽減させることができる。

【 0 0 8 8 】

さらに、ノイズ等の影響により、最高周波数トレースが少しだけ誤った場合には、マニュアルで誤った期間を修正期間と指定し、修正期間の前後の期間の最高周波数値から補間したり、必要ならば推測される正しい値である修正点ないし修正トレースそのものをマニュアルで入力することにより、誤ったデータを簡単に修正することができるので、再度データ収集する必要がなくなり、診断時間を短縮し、操作者の負担を軽減することができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 9 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の一実施例を示す機能ブロック図である。

【 図 2 】 図 1 に示す超音波診断装置の最高周波数検出部 80 を示す機能ブロック図である。

【 図 3 】 周波数スペクトルの一例を示す説明図である。

【 図 4 】 図 3 に示す周波数スペクトルの一周波数軸について、周波数に対するパワー値を示す説明図である。

【 図 5 】 周波数スペクトル上のノイズ領域 N_r (図 5 (a)) と、周波数スペクトルの一周波数軸についてのノイズ領域 N_r (図 5 (b a)) を示す説明図である。

50

【図 6】周波数スペクトル（図 6（a））の一周波数軸について、パワー値の最大値（図 6（b））を示す説明図である。

【図 7】周波数スペクトル（図 7（a））の一周波数軸について、最高周波数 f_{max} （図 7（b））を示す説明図である。

【図 8】従来の最高周波数値が検出できなかった期間を含むトレース（図 8（a））、及び本発明による最高周波数値の補間を含むトレース（図 8（b））を示す説明図である。

【図 9】マニュアル修正機能による最高周波数トレースの修正の様子を示す周波数スペクトラム及び最高周波数値を表示する画面の変遷を示す説明図である。

【図 10】マニュアル修正の操作を示すフローチャートである。

【図 11】従来の超音波診断装置を示す機能ブロック図である。

10

【図 12】従来の超音波診断装置により発生されるクロックパルスと、レートパルスと、サンプリングパルスおよび超音波診断装置により受信されたエコー信号を示す説明図である。

【図 13】従来の最高周波数の検出アルゴリズムの例を示す説明図である。

【符号の説明】

【0090】

10 超音波診断装置

11 超音波プローブ

13 電子走査装置アナログ部

20 基準信号発生器

20

21 ディレーライン

23 パルサ

25 プリアンプ

27 加算器

29 検波器

30 DSC

31 D/A変換器

33 表示器

35 トラックボール

40 ミキサ

30

41 90° 位相器

43 ローパスフィルタ

50 スペクトラムドブラ演算部

60 レンジゲート回路

61 サンプルホールド回路

63 バンドパスフィルタ

65 A/D変換器

67 FFT

80 最高周波数検出部

81 並べ換え部

40

83 リニア軸変換部

85 スペクトラム平均部

87 ノイズ検出部

89 信号値検出部

91 閾値演算部

93 流れ方向検出部

95 最高周波数抽出部

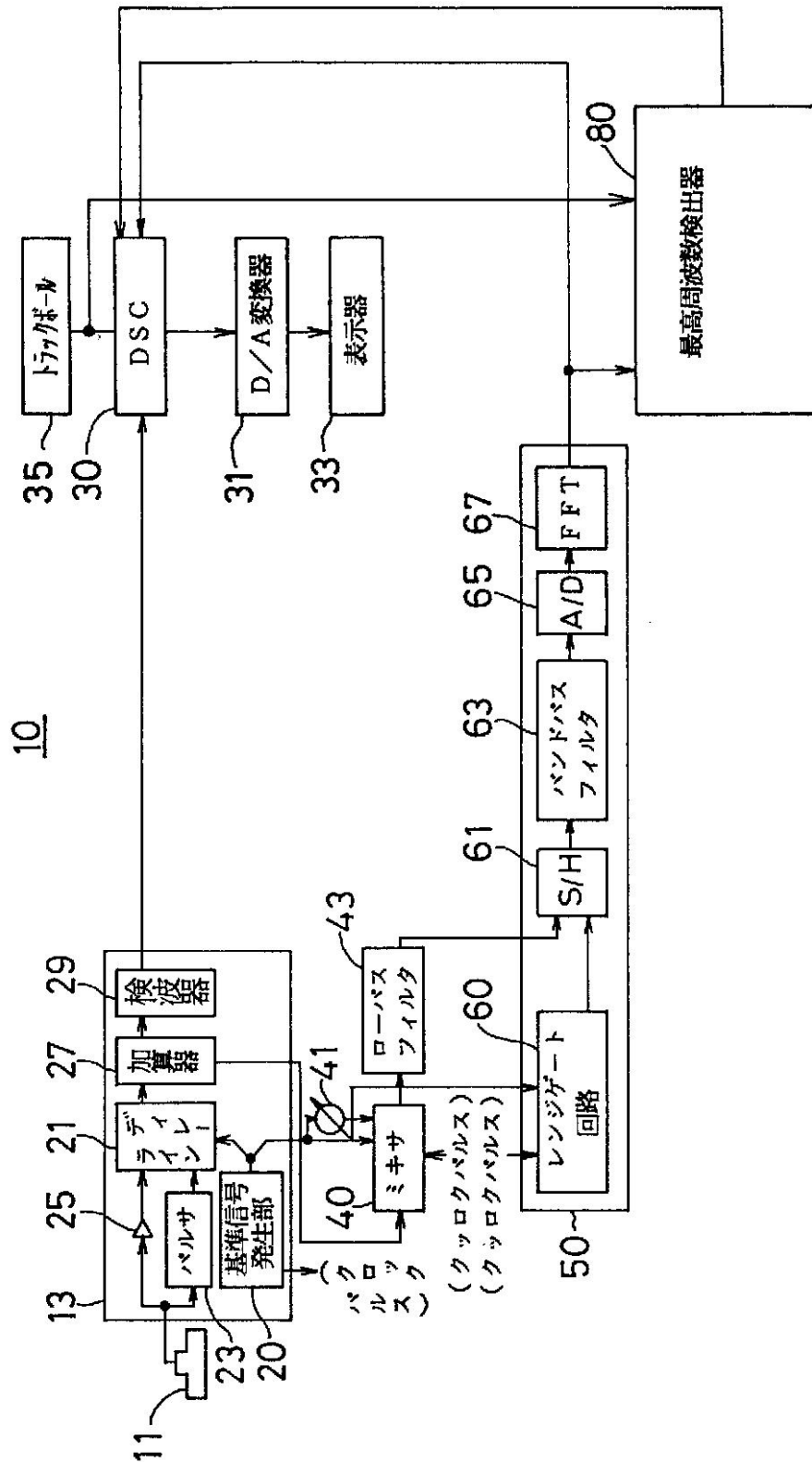
96 最高周波数補間部

97 平均処理部

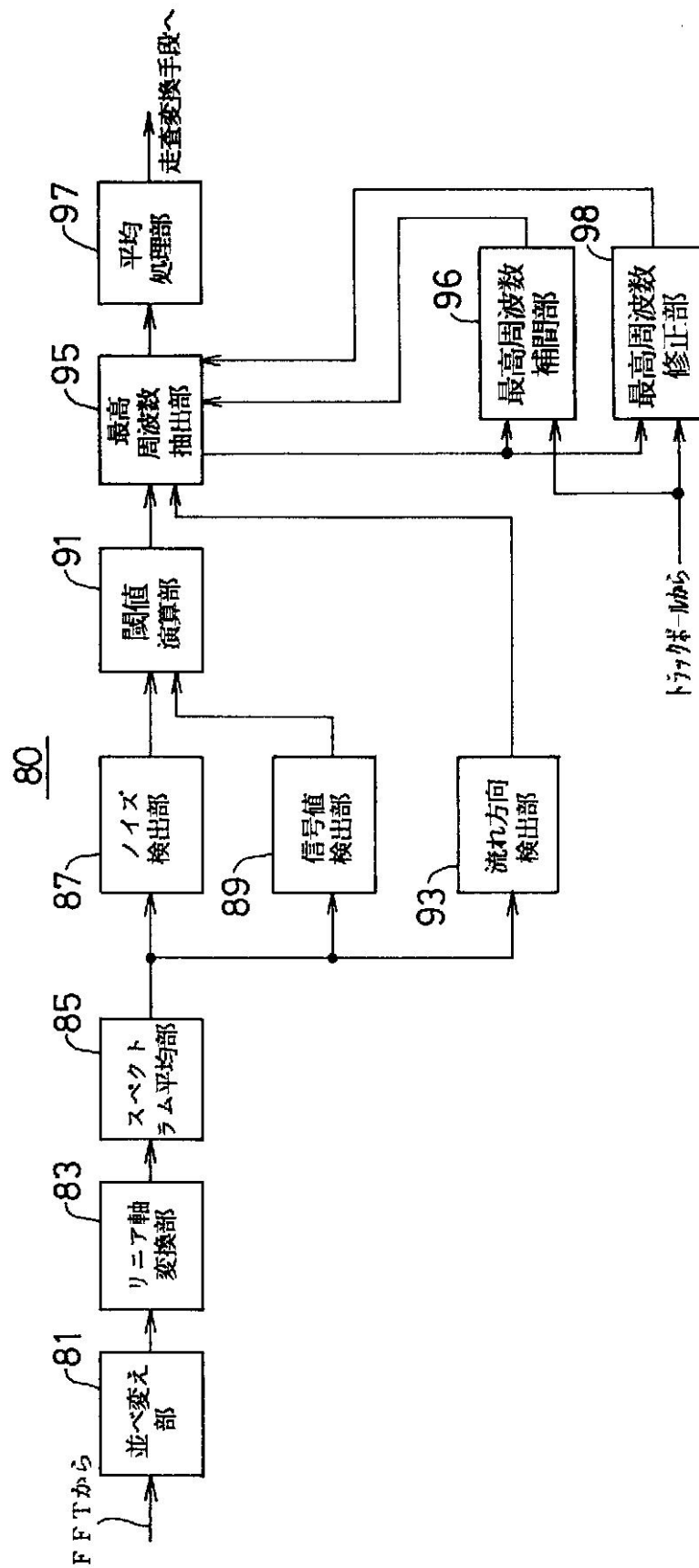
98 最高周波数修正部

50

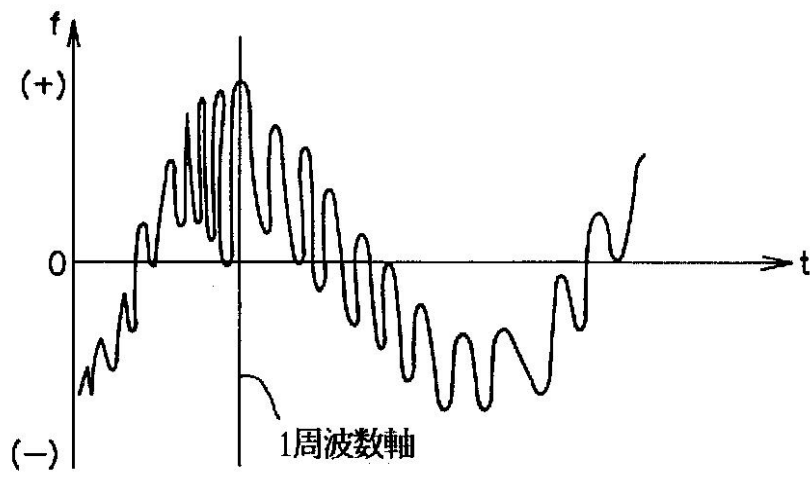
【図 1】



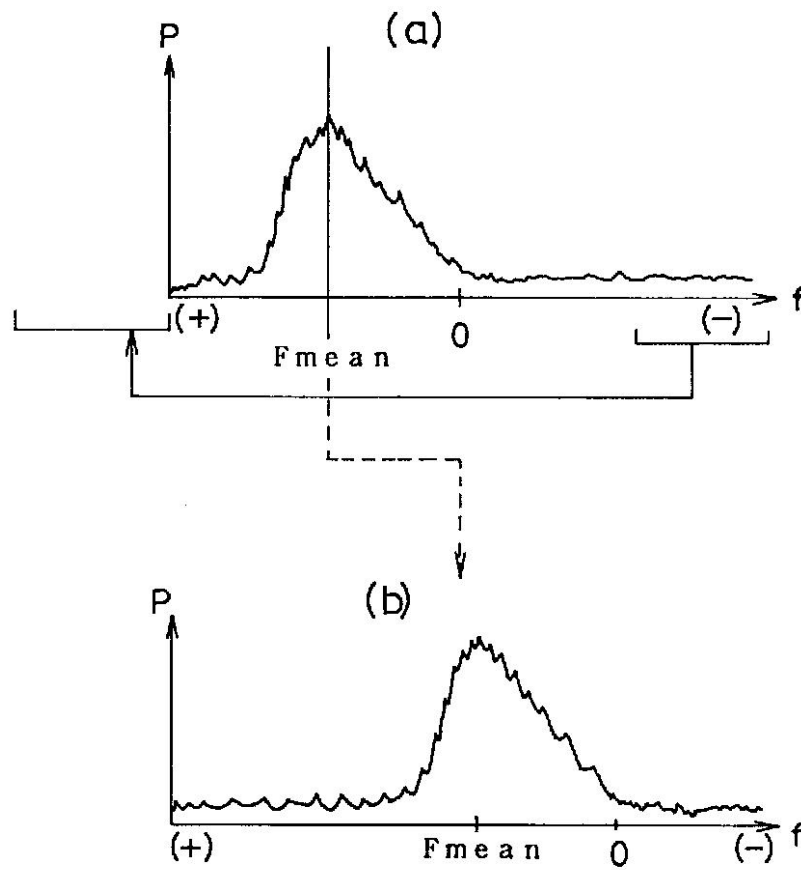
【図 2】



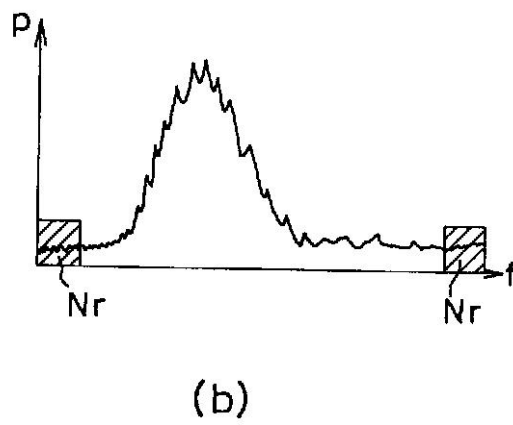
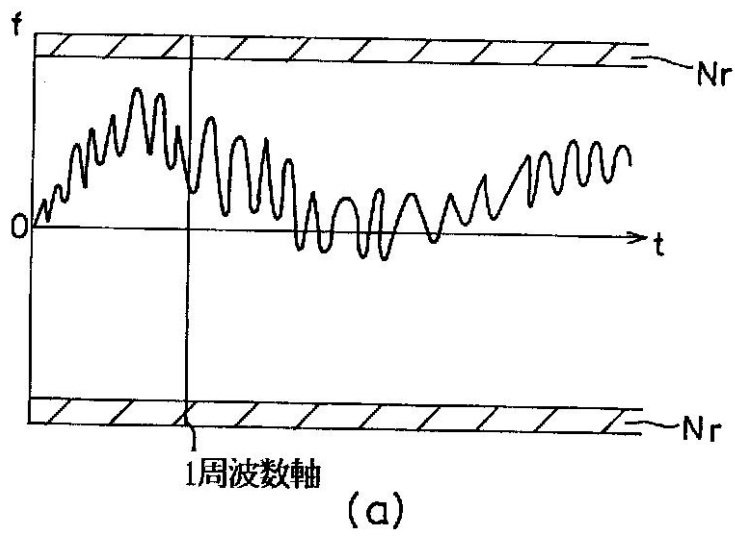
【 図 3 】



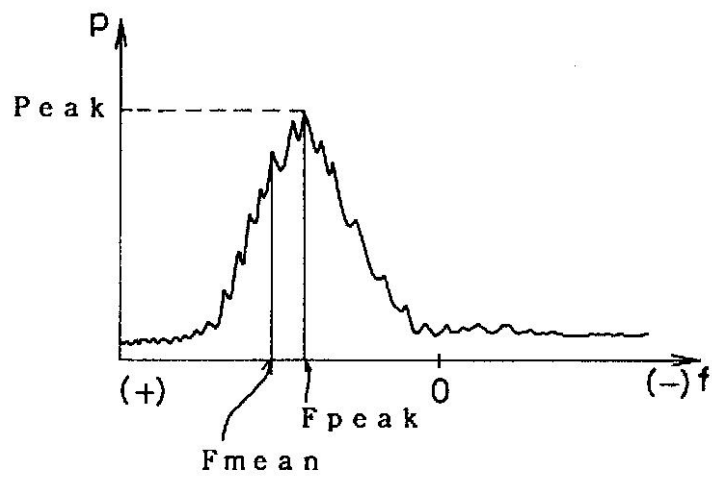
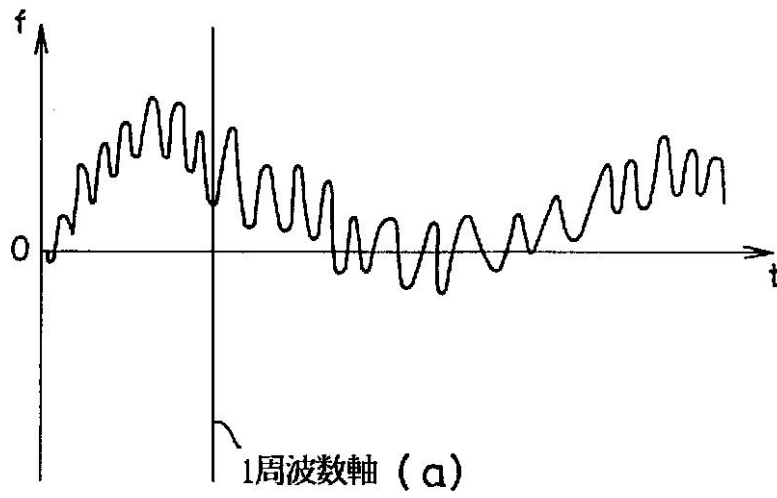
【 図 4 】



【 図 5 】

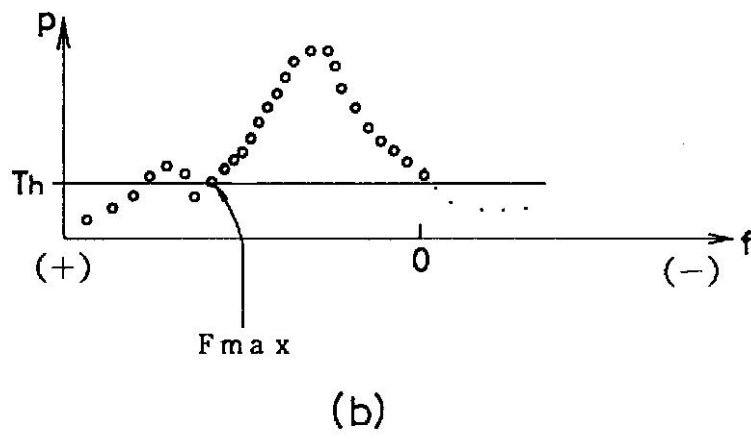
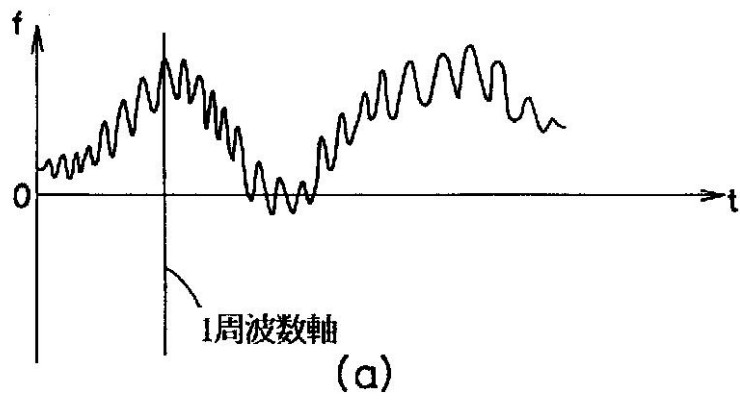


【 図 6 】

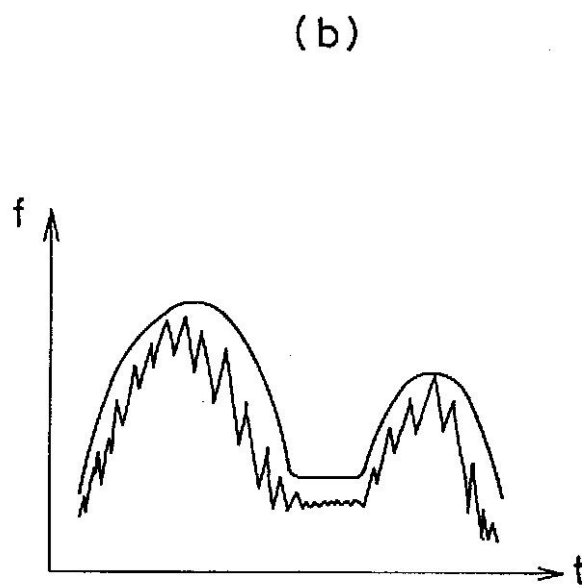
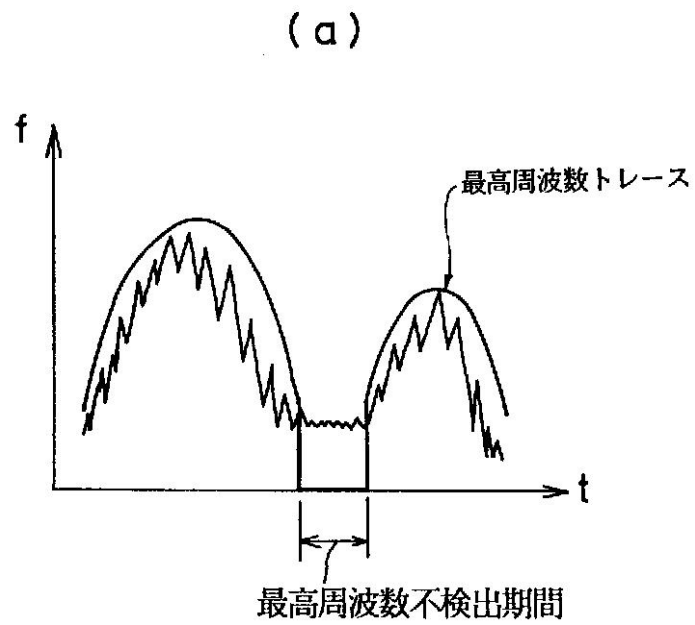


(b)

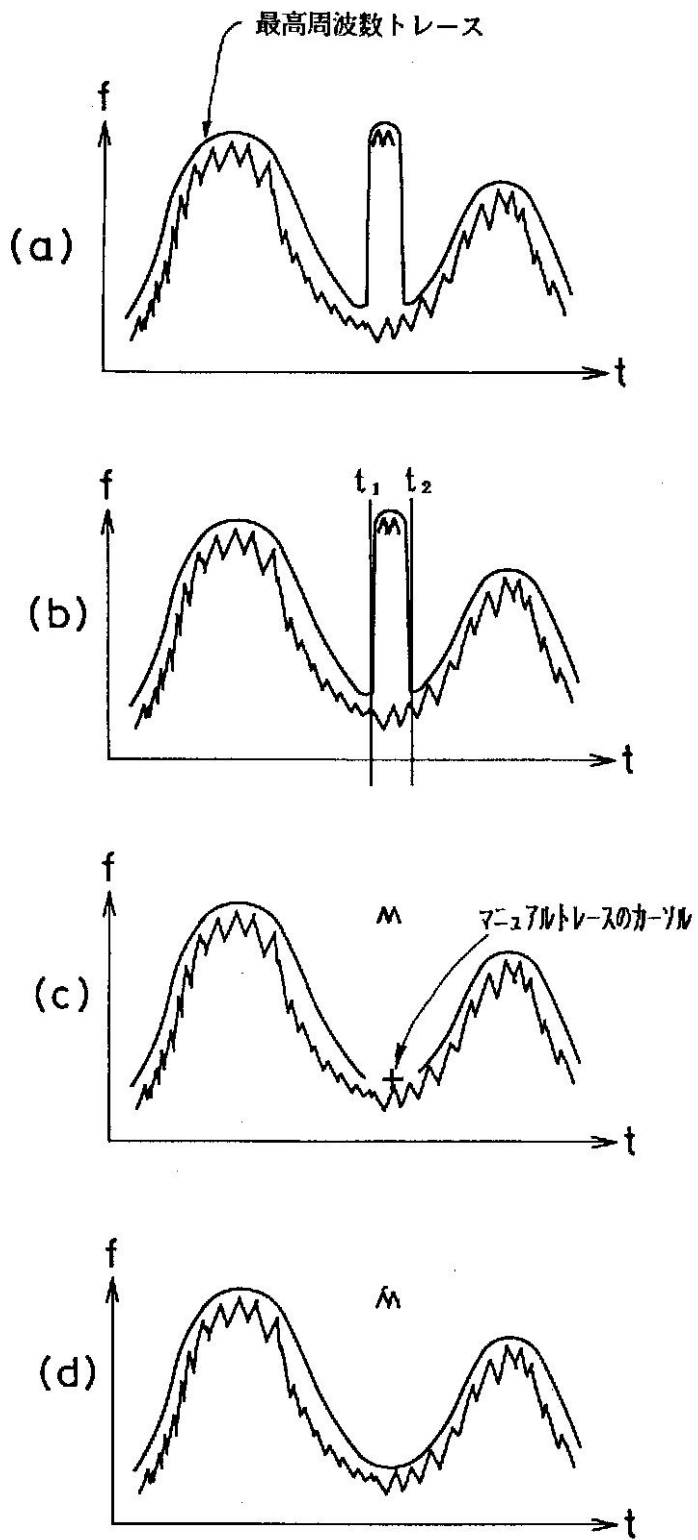
【 図 7 】



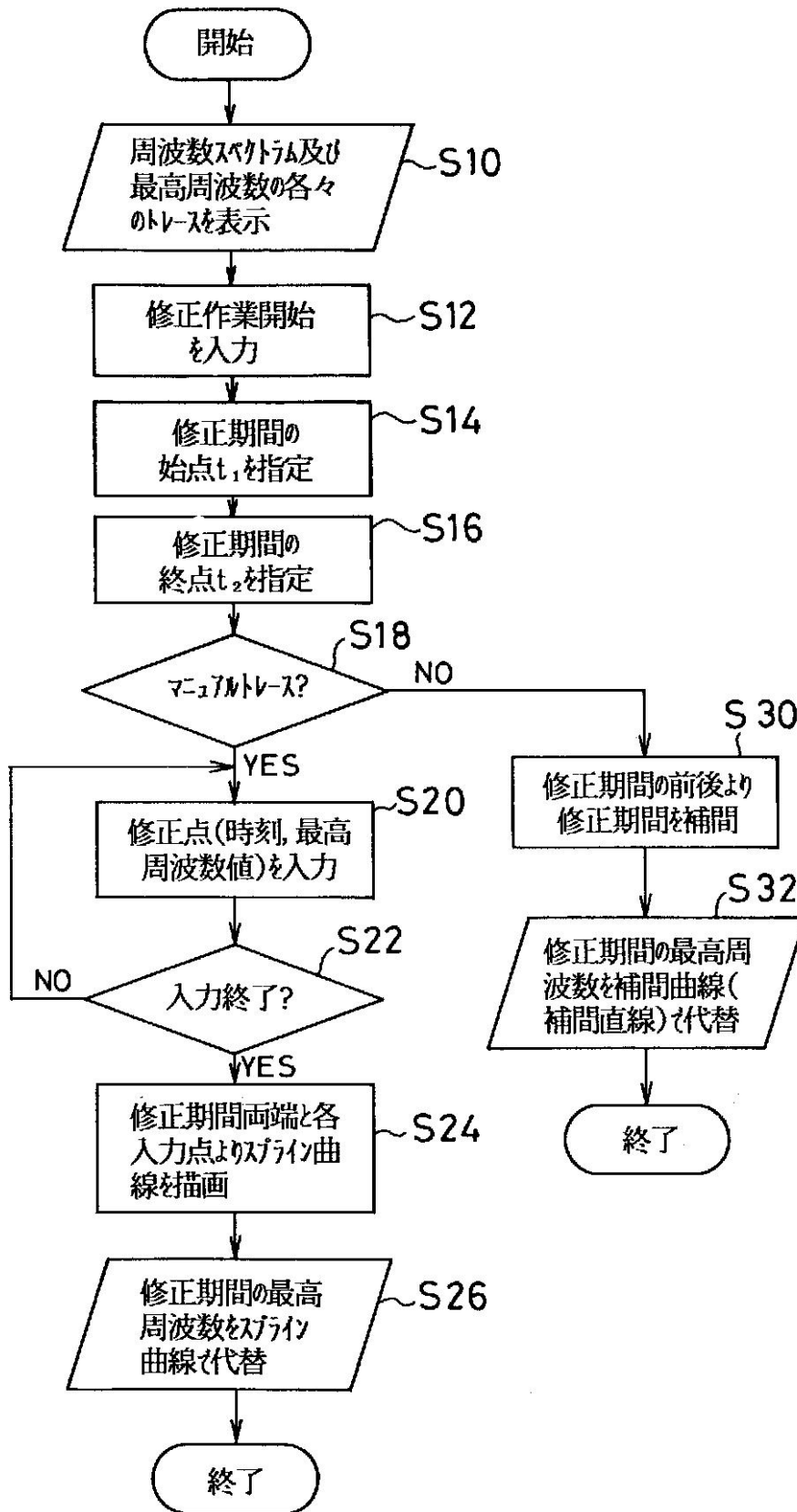
【 図 8 】



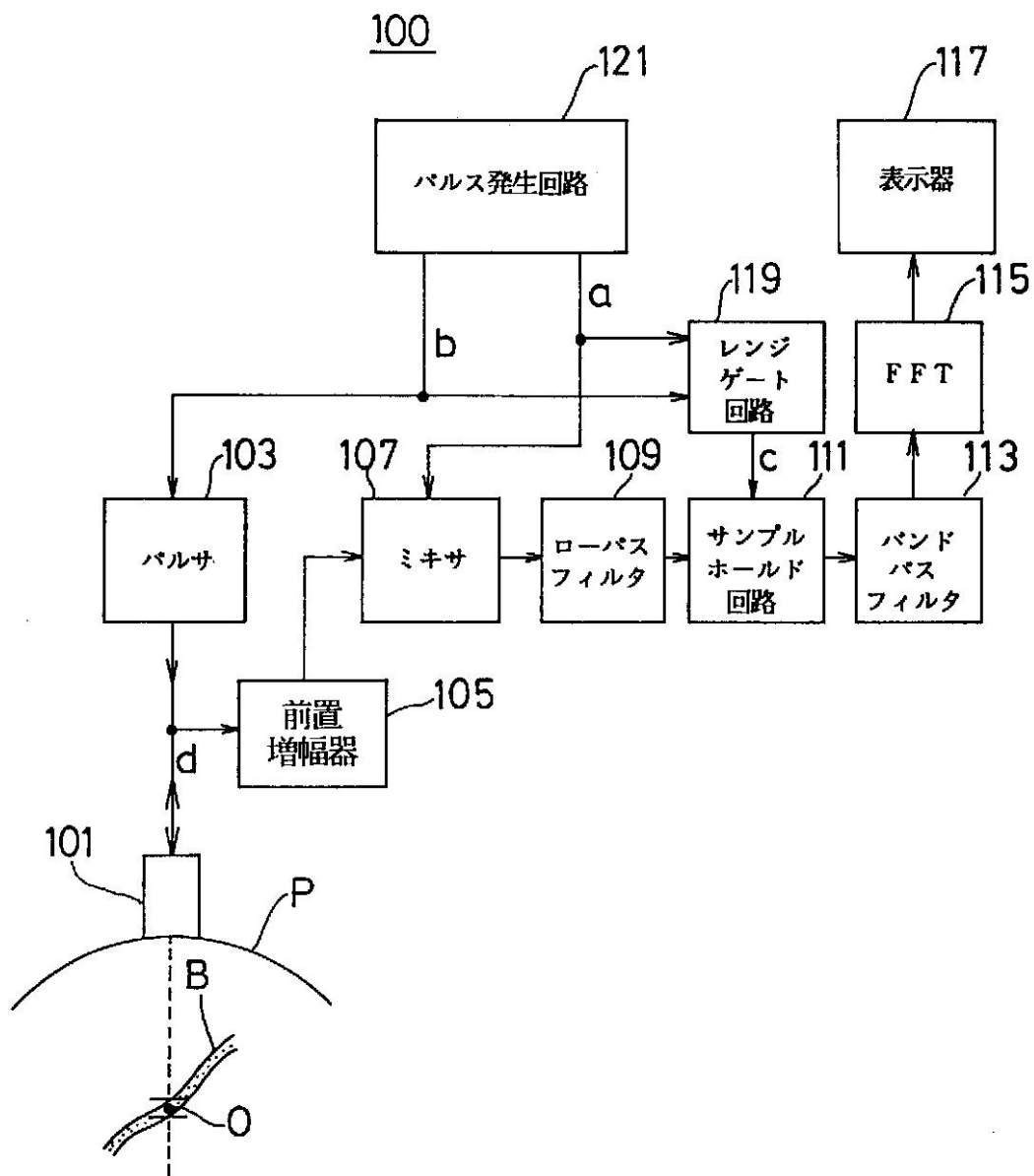
【 図 9 】



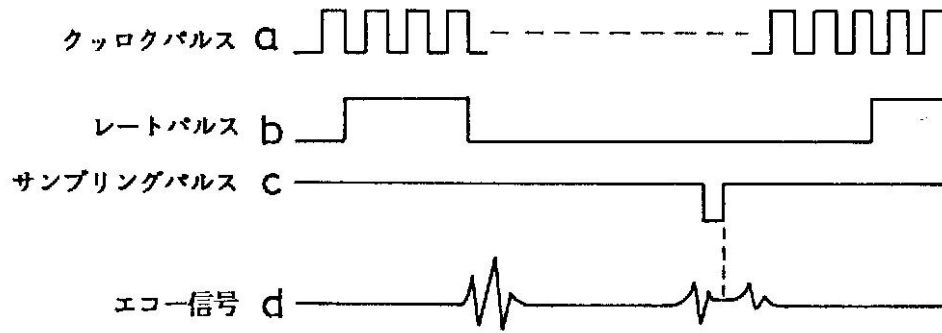
【図10】



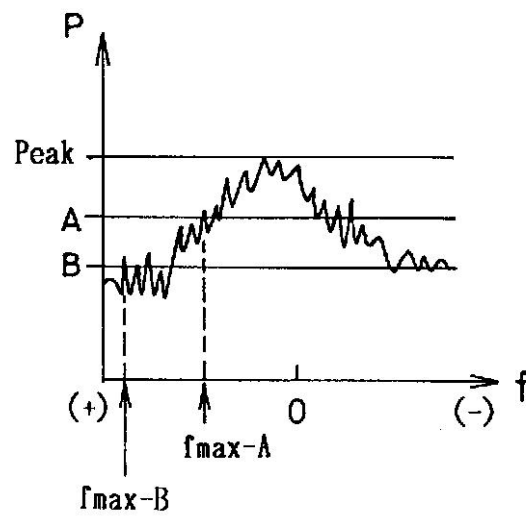
【図 11】



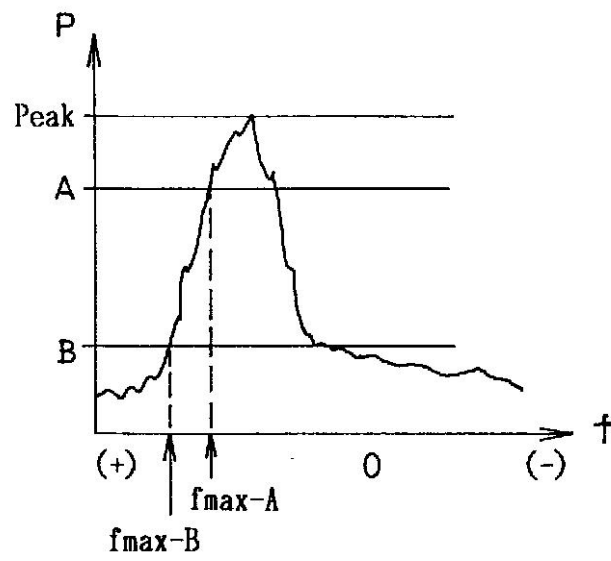
【図 12】



【 図 1 3 】



(a)



(b)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005028165A	公开(公告)日	2005-02-03
申请号	JP2004282781	申请日	2004-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工 株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	内堀孝信		
发明人	内堀 孝信		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK44		
优先权	1994326021 1994-12-27 JP		
其他公开文献	JP4056069B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过减少噪声的影响并检测最高频率来提高检测精度。另外，提供了一种可以减轻操作员负担并显著缩短诊断时间的超声诊断设备。服务。解决方案：超声波在对象中发送和接收，多普勒信号从由此获得的接收信号中获得。提取信号，处理多普勒信号以获得频谱，并获得频谱。检测每个频率的最高频率 在显示随时间变化的超声诊断设备中，在特定时间段内检测到最高频率。如果无法输出，则在该周期之前和/或该周期之后立即的最高频率值 周期中的最高频率值用于对周期中的最高频率值进行插值。[选型图]图1

