

(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2008-212746

(P2008-212746A)

(43) 公開日 平成20年9月18日(2008.9.18)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F I
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2008-157440 (P2008-157440)
 (22) 出願日 平成20年6月17日 (2008.6.17)
 (62) 分割の表示 特願2003-10531 (P2003-10531)
 の分割
 原出願日 平成15年1月20日 (2003.1.20)

(71) 出願人 000001993
 株式会社島津製作所
 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
 (74) 代理人 100098671
 弁理士 喜多 俊文
 (74) 代理人 100102037
 弁理士 江口 裕之
 (72) 発明者 小藪 一弥
 京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会
 社島津製作所内
 Fターム(参考) 4C601 BB01 DD26 DE01 EE07 EE11
 JB32 JB36 JB40 JB46 JB48
 JB49 JB50 JC04 JC09 KK17

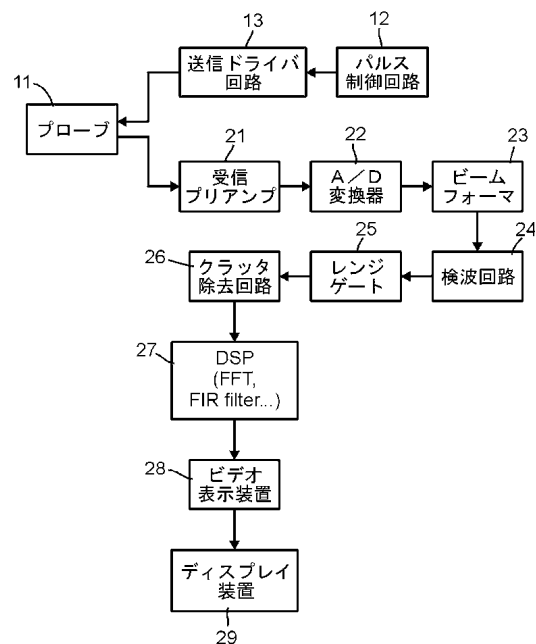
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波スキャンを行っている最中にリアルタイムでP I、R Iなどを自動的に演算する。

【解決手段】 超音波プローブ11で得た受信超音波信号を、受信プリアンプ21、A/D変換器22、ビームフォーマ23を経て検波回路24に送ってドブラ効果による周波数シフトを求め、さらにこれをレンジゲート25、クラッタ除去回路26を経てDSP27に送り、そのドブラ周波数シフトの周波数スペクトルを求めるFFTを行い、これを超音波信号の受信ごとに繰り返して順次得た周波数スペクトルを時間方向にトレースすることによって流速波形を求め、この流速波形をFIRフィルタで微分して極値を検知し、その極値が前に求めた最大流速の類似範囲に入っていることを判定して、前に求めた最大流速の時点から今回最大流速が得られた時点までの時間間隔を1心拍時間として得、この1心拍時間や最大流速などからP I、R Iなどを自動的に演算する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、該超音波プローブを介して超音波の送信および受信を行う超音波送受信手段と、受信した超音波反射波信号の周波数シフトを求める検波手段と、該周波数シフトのスペクトルを得るフーリエ変換手段と、所定期間毎に順次得られた該スペクトルの時間トレースデータを時間方向に微分する手段と、微分値の符号が変化したときのデータを極値として求め、この極値と以前の所定期間に得られた最大流速及び最小流速の情報から最大流速および最小流速を順次判定する手段と、該判定する手段により最大流速および最小流速が判定された場合に、その最大流速および最小流速から次の式

(収縮期最高血流速度－拡張終末期血流速度)／収縮期最高血流速度

で示される R I 値を

(最大流速－最小流速)／最大流速

の算出式でリアルタイムで算出する手段と、該算出した R I 値を表示する手段とを備え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】

この発明は、医学的な診断に用いられる超音波診断装置に関し、とくに被検体内の流体運動を画像化する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波ビームを被検体（被診察者の身体）内に入射し、その反射波を受波することによって身体内の断層像を得たり、ドプラ現象を利用して血流などの速度を表す画像を描出したりするものであり、医学的診断用途に広く普及している。超音波ドプラの基本的な原理は、流体からの反射波が受けたドプラ効果を超音波キャリア周波数の偏移として検出することにより流体の運動情報を得るというものである。

【0003】

具体的には、通常、超音波振動子を備えたプローブ（探触子）に、所定周波数の送信信号を送ってプローブ内の振動子を励振し、超音波を被検体内部に放射し、被検体内部で反射した超音波をそのプローブの振動子で受ける。プローブで検出した反射波信号は検波してキャリア周波数からの偏移成分のみ取り出し、それを周波数分析しスペクトルを得る。この周波数スペクトルは流体の速度に対応する。この周波数スペクトルを取得する超音波スキャンを繰り返し行い、このスペクトルを時間的にスクロールしながら表示することにより、血流などの流速の時間的変化を表す波形を得ることができる。

【0004】

臨床医療では、1心拍内の波形に対して、最大流速・最小流速・平均流速を求め、P I、R I と呼ばれる値を計算し、これらの値が適性範囲に入っているかを調べて疾患の診断を行う。

P I、R I は

$P I = (\text{収縮期最高血流速度} - \text{拡張終末期血流速度}) / \text{平均血流速度}$

$R I = (\text{収縮期最高血流速度} - \text{拡張終末期血流速度}) / \text{収縮期最高血流速度}$

と定義されており、これらの値を演算するためには収縮期最高血流速度、拡張終末期血流速度、平均血流速度が必要であるが、通常、拡張終末期血流速度＝最小血流速度と近似している。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、P I、R Iなどを求めることが簡単にできないという問題がある。これらの値を求めるためにはいったん超音波スキャンを停止し、表示されているスペクトル画像からデータを求めて演算する必要があり、リアルタイム性が

損なわれる。加えて、ユーザは最大流速がどこで、最小流速がどこかを計算ソフトに指示したり、1心拍がどれだけの幅なのかを指示したりする必要もある。どの心拍期間に対して演算を行うかも指示する必要がある。

【0006】

この発明は、上記に鑑み、超音波スキャンを行っている最中にリアルタイムでPI、RIなどを自動的に求めることを可能とする超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の目的を達成するため、この発明による超音波診断装置においては、超音波プローブと、該超音波プローブを介して超音波の送信および受信を行う超音波送受信手段と、受信した超音波反射波信号の周波数シフトを求める検波手段と、該周波数シフトのスペクトルを得るフーリエ変換手段と、所定期間毎に順次得られた該スペクトルの時間トレースデータを時間方向に微分する手段と、微分値の符号が変化したときのデータを極値として求め、この極値と以前の所定期間に得られた最大流速及び最小流速の情報から最大流速および最小流速を順次判定する手段と、該判定する手段により最大流速および最小流速が判定された場合に、その最大流速および最小流速から次の式

$$(\text{収縮期最高血流速度} - \text{拡張終末期血流速度}) / \text{収縮期最高血流速度}$$

で示されるRI値を

$$(\text{最大流速} - \text{最小流速}) / \text{最大流速}$$

の算出式でリアルタイムで算出する手段と、該算出したRI値を表示する手段とを備えることを特徴とする。

【0008】

超音波送受信ごとに受信信号のドブラシフトの周波数スペクトルがリアルタイムで得られ、その時間トレースデータが時間方向に微分される。最大流速や最小流速は、このスペクトルの時間トレースデータにおける極値として現れるので、上記の微分値の符号が変化する極値のデータのみに着目すれば足りる。このように極値のデータにのみ着目して最大流速、最小流速を判定することとすれば、演算が簡潔になる。判定された最大流速間の時間間隔により1心拍期間を求めることができ、その1心拍期間内での平均流速、最大流速、最小流速よりPI、RIなどを求めることができるので、超音波送受を連続して行いながらリアルタイムでのPI、RIなどの自動的な算出が可能となる。

【0009】

さらに、ドブラシフトの周波数スペクトルの時間トレースデータをスムージングする手段を備えるようにすれば、ノイズ等の影響を除去してより正確な測定ができる。

【0010】

このスムージングする手段はFIRフィルタで構成することができる。

【0011】

上記のドブラシフトの周波数スペクトルの時間トレースデータを時間方向に微分する手段は、FIRフィルタで構成することができる。

【0012】

スムージングする手段と微分する手段とをそれぞれFIRフィルタで構成した場合には、一つのFIRフィルタで両手段と兼用することが可能である。

【発明の効果】

【0013】

以上説明したように、この発明の超音波診断装置によれば、超音波スキャンを行っている最中にリアルタイムでPI、RIなどを自動的に算出してこれらを流速波形と同様にディスプレイ画面に表示することが可能となり、ユーザは画質調整以外にとくに何らの操作も要することなく、これらの値を読み取ることができるため、疾患の診断がきわめて容易になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

10

20

30

40

50

つぎに、この発明の実施の形態について図面を参照しながら詳細に説明する。

図1はこの発明の実施の形態を示す。この図1において、超音波プローブ11は被検体（被検者の腹部などの身体）にあてられるもので、超音波振動子を有し、超音波ビームの身体内への送信と身体内部からの反射波の受信を行う。送信ドライバ回路13がパルス制御回路12からのパルスに応じて所定周波数の駆動信号をパルス状に発生する。このパルス状の駆動信号が超音波プローブ11に送られ、その超音波振動子がパルスの駆動されて励振させられ、所定周波数の超音波がパルス状に発生して、被検体内に放射される。

【0015】

被検体内で反射した超音波はプローブ11に戻ってきてその振動子を振動させて受信信号を出力させる。この受信信号は受信プリアンプ21を経てA/D変換器22に送られデジタル信号に変換される。この受信超音波反射波のデジタル信号はビームフォーマ23に送られ、鋭い指向性の受信超音波ビームの電子的な形成がなされることにより、そのビーム上の信号が取り出され、検波回路24に送られて、超音波キャリアの周波数で複素検波され、IとQの信号が得られる。このI、Qの検波信号はレンジゲート25を経て所定の時間範囲内のみ通過させられることにより、所定の反射深さの信号のみ取り出される。この受信超音波ビームの指向性と反射深さの限定により、所望の血管部分などの特定領域からの反射波のキャリア周波数からのドップラシフトを表す信号が取り出されることになる。

【0016】

このレンジゲート25を経た信号はクラッタ除去回路26に送られ、流体以外の信号が低減された後、DSP (Digital Signal Processor) 27に送られ、FFT (高速フーリエ変換) 処理や FIR (Finite Impulse Response) フィルタ処理などを受ける。ビデオ表示装置28およびディスプレイ装置29は、FFT処理によって得られた周波数スペクトルを時間的にスクロールしながら表示することによって、図3に示すような流速の時間的な変化を表す波形を表示する。さらに、DSP 27での演算によって求められた1心拍時間、最大流速、最小流速、PI、RIなどの各値を表示する。

【0017】

DSP 27での処理のアルゴリズムは図2のフローチャートのとおりであり、FFTなどの各処理は、超音波スキャンに対応する一定時間周期で行われ、その演算ルーチンはタイマー31の割り込みによって起動させられる。タイマー割り込み時間間隔はここでは2ミリ秒としている。このタイマー割り込みで、まずFFT処理32が行われる。すなわち、レンジゲート25内の信号のクラッタ除去回路26を経たものをリングバッファ等のメモリに積算しておき、そのデータをタイマー割り込みで取り出してFFT処理する。FFT処理32によって得られたスペクトルはリアルタイムトレース処理33を受ける。

【0018】

このドブラスペクトルのデータは割り込み時間間隔で順次得られ、これらが一定数リングバッファ等で構成されたメモリに蓄積されることにより、ドブラスペクトルデータの時間トレースがなされる。このメモリ内容をそのまま表示すれば図3のような速度波形が表示される。メモリをリングバッファで構成し、現時点から一定割り込み回数前までのスペクトルデータをつねにメモリに蓄え、これを表示するようにすれば、図3のような波形が左方向にスクロールして表示されることになる。図3において横軸は時間tであり、縦軸は周波数シフトすなわち速度vとなる。

【0019】

ドブラスペクトルは、各周波数シフトごとの強度分布スペクトルであるから、厳密に言えば1点の値をとるわけではなく、図3においても縦軸方向にある幅を有する。このドブラスペクトルにおいて、最も強度の高い周波数シフトは特定領域で最も支配的な速度に対応し、周波数シフトの平均値は特定領域での速度の平均値に対応するので、これらを取り出せば、図3に示すような細い曲線で示される速度波形が得られることになる。

【0020】

この一定数のトレースデータに対してスムージングフィルタをかけてノイズを除去するとともに、そのスムージング後のデータをAとし、これを別のリングバッファ等に蓄積する（図2のステップ34）。スムージングフィルタはFIRローパスフィルタで構成する。

【0021】

つぎにこのリングバッファ等に蓄積された一定数のデータAに対して微分フィルタ（FIRフィルタで構成される）をかけて微分値Dを取得する（ステップ35）。前のタイマー割り込みルーチンで演算された値Dに対して、今回の割り込みで得られた値Dの符号が変わっているかどうかを調べ（ステップ36）、もし変っているなら、今回の割り込みで得られたAを極値として認識し、前回の割り込みまでに得られた値を入れておく最大流速レジスタRmaxの値の類似の範囲に今回のAが入っているかどうかを調べる（ステップ41、42、43）。ここで極値のみを処理していることにより、演算を簡潔にすることができる。最大流速や最小流速は極値をとるはずであるから、極値が得られた割り込みで最大流速・最小流速を判定すれば足りるからである。

【0022】

ここでは、この類似の範囲は前回までのRmaxの値の1.2倍～0.8倍としており、今回のAがその範囲内であれば類似であるとしている。そのため、まずステップ41で今回のAが前回までのRmaxの値より大きいかを調べ、大きければ、ステップ42で前回までのRmaxの値の1.2倍と今回のAとを比較し、今回のAの方が大きくなければ、ステップ43で前回までのRmaxの値の0.8倍と今回のAとを比較して今回のAの方が大きければ類似性ありとする。類似性ありと判定されたとき、ステップ44で心拍時間レジスタRhbtに、ハートレートカウンタHRCの値に割り込み時間間隔をかけた値を入れる。ここで、ハートレートカウンタHRCは各割り込みで順次インクリメントしていくカウンタである。

【0023】

さらに、このRhbtの値が200ミリ秒より小さくないことをステップ45で判定したとき、1心拍が認識できたものとして、このRhbtの値を1心拍時間とする。このように、前回の割り込みまでの間に得られたRmaxの値に類似するAが今回の割り込みで得られ、かつRmaxの値が得られた割り込みから今回の割り込みまでの時間として求めた1心拍時間が200ミリ秒以上の正常値であるとの判定がなされたとき、1心拍が認識されたとしている。ここでは1心拍が認識できたことを「ロックした」と表現し、ロックした割り込みで、最大流速レジスタRmaxの値をその心拍内での最大流速、最小流速レジスタRminの値をその心拍内での最小流速とする。そして、平均流速レジスタRaveは後述のように各割り込みで得たA値を順次積算しているので、そのRaveの値を心拍時間レジスタRhbtの値で割った値をその心拍内での平均流速とする。これら最大流速、最小流速、平均流速および心拍時間の各値をビデオ表示装置28が持つプロセッサに送り（ステップ46）、PI、RI等を演算してディスプレイ装置29の画面に表示する。このロックした割り込みでは、その後、Rmaxの値をAに入れ替えるとともにRminの値もAに入れ替え、Rhbtは今回得られた値のままとし、さらにRaveの値は0として、各レジスタを初期化する（ステップ47）。この後割り込みを終了する（ステップ48）。

【0024】

ステップ45で、Rhbtの値が200ミリ秒より小さいと判定されたときは、システムの仕様として定めた最短心拍時間の200ミリ秒より短い心拍時間が検出されたこととなるので、ステップ49に進み、心拍が正常に検知できなかったと判断し（これをアンロック状態と呼ぶ）、Rmax=0、Rmin=0、Rave=0、Rhbt=6秒（仕様内の検出しうる最大心拍時間）、HRC=0と初期化し、その後割り込みを終了する（ステップ48）。

【0025】

もし、極値が得られた割り込みでAが前回までのRmaxの値の類似の範囲に入らなかった場合、大きい方に外れたときはステップ42からステップ51に進み、小さい方に外れ

10

20

30

40

50

たときはステップ43からステップ61へと進む。大きい方に外れた場合は、連続した安定な検出が検出系で行われていないと判断し（アンロック）、ステップ51に進んで、 $R_{max}=0$ 、 $R_{min}=0$ 、 $R_{ave}=0$ 、 $R_{hbt}=6$ 秒、 $HRC=0$ と初期化し、その後割り込みを終了する（ステップ52）。

【0026】

小さい方に外れた場合は、ステップ61でその値Aが最小流速であるかどうかを判定する。そのため、このステップ61では、 $(R_{max}-A)$ の絶対値が $(R_{max}-R_{min})$ の絶対値より大きいかどうかを判定する。ここで R_{max} および R_{min} は前回までの最大流速レジスタおよび最小流速レジスタの値である。これが大きいと判定されたときは、今回のAが前回までの R_{min} より小さいということであるから、最小流速であると判定されたこととなり、そのため、ステップ62で R_{min} の値をこのAに更新する。その後、HRCをカウントアップし（ステップ63）、 R_{ave} にAを積算して（ステップ64）、割り込みを終了する（ステップ48）。最小流速ではないと判定されたときは、 R_{min} の更新は行わずに、HRCをカウントアップし（ステップ63）、 R_{ave} にAを積算して（ステップ64）、割り込みを終了する（ステップ48）。

【0027】

ステップ36で今回のDが前のDと符号が違うことを判定したが、符号が違わない場合は、ステップ71に進んでHRCをカウントアップし、つぎにステップ72で R_{ave} にAを積算する。さらに、ステップ73で、今回の割り込みまでの積算時間つまり $HRC \times 2$ ミリ秒が前回までの R_{hbt} の値プラス2秒よりも大きいかどうかを判定する。大であれば、安定な心拍の検出がなされていないと判断し、ステップ74でアンロック状態とし、 $R_{max}=0$ 、 $R_{min}=0$ 、 $R_{ave}=0$ 、 $R_{hbt}=6$ 秒、 $HRC=0$ と初期化し、その後割り込みを終了する（ステップ75）。小である場合は、このようなアンロックのステップ74を経ずに終了する（ステップ75）。

【0028】

なお、この例では、上記からもわかるとおり、検出可能な心拍時間の仕様を6秒～200ミリ秒とするとともに、1心拍検知の指標となる最大流速の前の値に対する類似範囲を1.2倍～0.8倍としているが、これらは適宜変更可能である。また、最小流速の条件は前回までの R_{max} の値と今回のA値との差の絶対値が最大になることとしているが、最小流速に関しては、本来最小流速でなく拡張終末期血流速度を求めるべきであるところ、拡張終末期血流速度は最小流速で近似できるためこれを用いているので、最大流速の一つ前の極値とすることも可能である。通常、最大流速の一つ前の極値は、ほぼ最小流速と同じであることが多いからである。そのため、これについては、システムの定義上の問題ともいえるが、このように最大流速の一つ前の極値をもって最小流速とすれば、この値を R_{min} に反映することは非常に簡単になることは指摘できる。さらに、タイマー割り込みの時間間隔は2ミリ秒とし、心拍時間が前回の心拍時間プラス2秒を超えるとアンロック状態としているが、これらの時間設定についても変更可能である。また、数心拍の平均をとって各値を求めることにより、より確度の高い値にすることも自明であろう。その他、微分フィルタとスムージングフィルタとは一つのFIRフィルタで行うことも可能であるなど、アルゴリズムおよび具体的な構成に関してはいろいろのバリエーションがあり得ることはもちろんである。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】この発明の実施の形態を示すブロック図。

【図2】同実施形態のDSPの動作を説明するためのフローチャート。

【図3】流速波形を示すタイムチャート。

【符号の説明】

【0030】

11 超音波プローブ

12 パルス制御回路

10

20

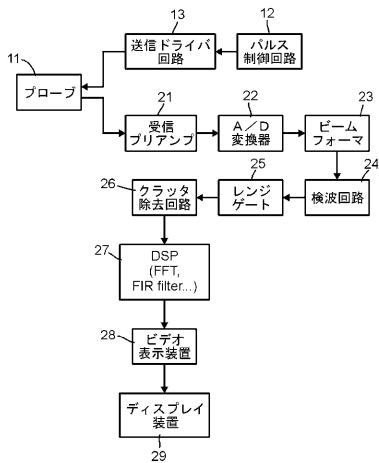
30

40

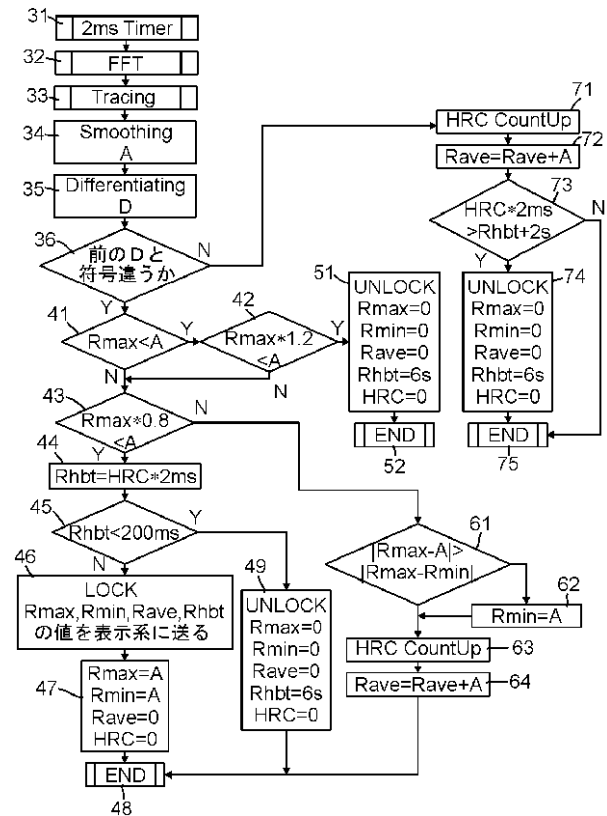
50

- 1 3 送信ドライバ回路
- 2 1 受信プリアンプ
- 2 2 A/D変換器
- 2 3 ビームフォーマ
- 2 4 検波回路
- 2 5 レンジゲート
- 2 6 クラッタ除去回路
- 2 7 DSP
- 2 8 ビデオ表示装置
- 2 9 ディスプレイ装置

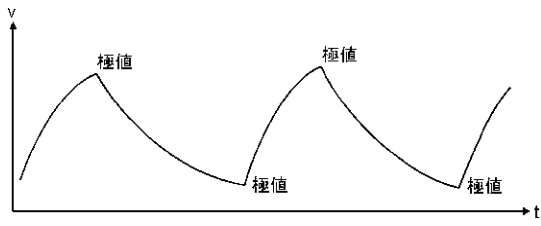
【図 1】



【図 2】



【図 3】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008212746A	公开(公告)日	2008-09-18
申请号	JP2008157440	申请日	2008-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
[标]发明人	小藪 一弥		
发明人	小藪 一弥		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DD26 4C601/DE01 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/JB32 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/KK17		
代理人(译)	北敏文 江口浩之		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声扫描过程中实时自动计算PI，RI等。解决方案：由超声探头11获得的接收超声信号通过接收前置放大器21，A/D转换器22和波束形成器23发送到检测电路24，以获得多普勒效应引起的频移，并进一步获得该信号。通过测距门25和杂波去除电路26发送到DSP 27，执行FFT以获得多普勒频移的频谱，每次接收到超声波信号时重复一次，并在时间方向上依次跟踪获得的频谱。通过用FIR滤波器对该流速波形进行微分以检测极值来获得流速波形，并且确定该极值在先前获得的最大速度的相似范围内，并且确定先前获得的最大值。获得从流速的时间到该时间获得最大流速的时间的时间间隔作为一个心跳时间，并且从该一个心跳时间和最大流速自动计算PI，RI等。[选型图]图1

