

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 276071

(P2001 - 276071A)

(43)公開日 平成13年10月9日(2001.10.9)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 93312(P2000 - 93312)

(22)出願日 平成12年3月30日(2000.3.30)

(71)出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72)発明者 馬場 末雄

神奈川県横浜市港北区綱島東4丁目3番1号

松下通信工業株式会社内

(72)発明者 中村 恭大

神奈川県横浜市港北区綱島東4丁目3番1号

松下通信工業株式会社内

(74)代理人 100059959

弁理士 中村 稔 (外 9 名)

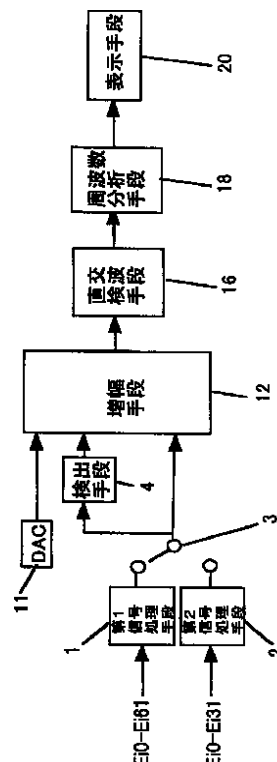
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波ドブラ血流計

(57)【要約】

【課題】 連続ドブラ法とパルスドブラ法の両方式について、受信エコー信号に対する最適なダイナミックレンジを得ることができる超音波ドブラ血流計を提供する。

【解決手段】 超音波パルス信号を受信し、受信信号を遅延合成する第1の受信信号処理手段1と、超音波連続信号を受信し、受信信号を遅延合成する第2の受信信号処理手段2と、前記第1および第2の受信信号処理手段を選択的に切り換える切換手段3と、選択された受信信号処理手段からの出力信号を増幅する増幅手段12と、前記出力信号を検出し、検出結果に基づいて上記増幅手段の利得を制御する検出手段4とを有する超音波ドブラ血流計。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波パルス信号を受信し、受信信号を遅延合成する第 1 の受信信号処理手段と、
超音波連続信号を受信し、受信信号を遅延合成する第 2 の受信信号処理手段と、
前記第 1 および第 2 の受信信号処理手段を選択的に切り換える切換手段と、
選択された受信信号処理手段からの出力信号を増幅する増幅手段と、
前記出力信号を検出し、検出結果に基づいて上記増幅手段の利得を制御する検出手段と、を有することを特徴とする超音波ドブラ血流計。

【請求項 2】 前記第 2 の受信信号処理手段が受信信号中の基本波成分を遮断するフィルタ手段を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波ドブラ血流計。

【請求項 3】 前記フィルタ手段の遮断特性が超音波送信周波数に応じて変化することを特徴とする請求項 2 記載の超音波ドブラ血流計。

【請求項 4】 前記検出手段が、前記出力信号のピーク電圧を保持する電圧保持手段と、高周波成分を遮断するフィルタ手段と、整流手段とを有することを特徴とする請求項 1～3 のいずれかに記載の超音波ドブラ血流計。

【請求項 5】 前記増幅手段が差動入力構成の利得制御端子を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波ドブラ血流計。

【請求項 6】 前記第 1 の受信信号処理手段又は前記第 2 の受信信号処理手段のうち前記切換手段により選択されたいずれかに対して電源が供給されるように、電源の供給を切り換えるための電源供給切換手段を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波ドブラ血流計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波ドブラ血流計に関するものである。特に、本発明は、循環器等血流についての超音波診断に有用なドブラ血流計に関するものである。

【0002】

【従来の技術】超音波ドブラ血流計の走査方法は、主に電子走査法が多用されている。この走査方法では、通常、送信および走査方向の分解能の改善を目的として、探触子の各振動子に対する送信および受信信号のタイミングを遅延線によって電子的に制御し、送受波した超音波信号を収束させる電子フォーカスの手法が用いられている。このような方式の超音波ドブラ血流計では、図 7 に示したような構成を採用している。この構成では、複数個の微小振動子からなる探触子を用いて生体との間で超音波を送受波し、その受信回路としては遅延線によるアナログ方式またはデジタル方式を採用している。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述し

た従来の受信回路では利得調整回路およびアナログ方式の遅延加算回路が搭載されているので、超音波の連続ドブラ法とパルスドブラ法を同時に実現する超音波ドブラ血流計に適用する場合、上記受信回路が連続ドブラ法とパルスドブラ法に共用されることになり、次のような問題があった。すなわち、連続ドブラ法は超音波プローブにおける送受信間のクロストークが大きいため、利得調整回路および遅延加算回路への受信エコー入力振幅は、パルスドブラ法に比べて 15～20 dB 程度大きい。そこで、連続ドブラ法に含わせて、利得調整回路の入力ダイナミックレンジを広くしたいところであるが、利得調整回路に使用している利得調整用 IC は受信チャンネル毎に必要なため、ダイナミックレンジを IC 仕様以上に求めることになると、専用の IC が必要になる。また、遅延加算回路のダイナミックレンジを広くすると消費電力が大幅に増大する結果となり、装置全体の製造コストを著しく高くすることにもなるため、望ましくない。一方、パルスドブラ法のダイナミックレンジに合せることとすると、連続ドブラ法ではダイナミックレンジが不足することにより、受信エコー信号に歪が生じてくる。この信号歪は回路の飽和現象に起因し、受信感度の低下を招くとともに、ドブラスペクトラム上にミラー現象等のアーチファクトが発生する。図 5 はミラー現象が発生したときのドブラの波形図の一例である。波形図において、縦軸は血流の周波数または速度で正負の値を表現でき、横軸は時間を示している。ミラー現象とは、図 5 に示されているように、ドブラスペクトラム基底線の下側に本来存在しないスペクトラムが存在する現象である。血流の診断においては、例えば、健診者の関心部位の血流を診断すると正方向の血流のスペクトラムが確認されるのに対し、疾患者では同じ関心部位で逆の血流も認められる場合がある。このような場合に、ミラー現象が発生していると、誤診につながるおそれがある。また、超音波振動子間で発生するクロストークにより受信の振幅が大きく、直交検波回路での位相ノイズも増加し、S/N 比が低下するという問題も生ずる。

【0004】また、連続ドブラ法において、例えば 2 MHz の超音波信号を扱う場合、電子フォーカスを行う受信遅延加算回路の遅延時間は 0.5 μsec であれば十分であるのに対し、パルスドブラ法では、約 7.5 μsec の遅延時間が必要である。このため、連続ドブラ法では、0.5 μsec に相当する遅延加算回路のみを動作させれば足りるにもかかわらず、パルスドブラ法の遅延加算回路も同時に動作している場合には、これがノイズ発生源となり、S/N 比を大きく劣化させる等の問題があった。本発明は、このような問題を解決するものであり、エコー信号を処理する受信および受信遅延加算回路の回路の大型化やコストの増大、消費電力の増加などを招くことなく、連続ドブラ法とパルスドブラ法の両方式について、受信エコー信号に対する最適なダイナミッ

クレンジを得ることができる超音波ドブラ血流計を提供するものである。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波ドブラ血流計は、超音波パルス信号を受信し、受信信号を遅延合成する第1の受信信号処理手段と、超音波連続信号を受信し、受信信号を遅延合成する第2の受信信号処理手段と、前記第1および第2の受信信号処理手段を選択的に切り換える切換手段と、選択された受信信号処理手段からの出力信号を増幅する増幅手段と、前記出力信号を検出し、検出結果に基づいて上記増幅手段の利得を制御する検出手段とを有している。この構成により、連続ドブラモードとパルスドブラモードのいずれのモードについても、受信エコー信号に対する最適なダイナミックレンジを得ることができ、ミラー現象及び位相ノイズの発生を抑制することができる。また、本発明の超音波ドブラ血流計は、前記第2の受信信号処理手段が受信信号中の基本波成分を遮断するフィルタ手段を有するという構成を有している。この構成により、超音波振動子で発生する大きなクロストークの成分である基本波成分を除去することができる。また、本発明の超音波ドブラ血流計は、前記フィルタ手段の遮断特性が超音波送信周波数に応じて変化するという構成を有している。

【0006】さらに、本発明の超音波ドブラ血流計は、前記検出手段が、前記出力信号のピーク電圧を保持する電圧保持手段と、高周波成分を遮断するフィルタ手段と、整流手段とを有するという構成を有している。この構成により、受信エコー信号の振幅を抑えて、位相ノイズの発生を最小限にすることができる。また、本発明の超音波ドブラ血流計は、前記増幅手段が差動入力構成の利得制御端子を有するという構成を有している。さらに、本発明の超音波ドブラ血流計は、前記第1の受信信号処理手段又は前記第2の受信信号処理手段のうち前記切換手段により選択されたいずれかに対して電源が供給されるように、電源の供給を切り換えるための電源供給切換手段を有するという構成を有している。この構成により、血流計のS/N比の改善及び省電力化を図ることができる。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。本発明の第1の実施の形態の超音波ドブラ血流計を図1に示す。図1に示すように、本発明の実施の形態の超音波ドブラ血流計は、パルスドブラモードでの受信エコー信号を増幅および遅延合成する第1の受信信号処理手段1、連続波ドブラモードでの受信エコー信号を増幅、遅延加算し、受信信号の基本周波数成分を除去し、ドブラ変移信号を抽出する第2の受信信号処理手段2、ドブラモードに応じて信号処理出力を選択する切換手段3、遅延合成後の受信エコー信号を診断に応じて任意に設定された最適な振幅まで増幅する増

幅手段12、及び遅延合成後の受信エコー信号を検出し、上記増幅手段12の利得を制御する検出手段4を備えている。また、図1において、DAコンバータ（以下「DAC」という。）11は、超音波ドブラ血流計のオペレータがドブラゲインを設定するためのものであり、直交検波手段16は、遅延合成の受信エコー信号からドブラ変移信号を抽出するものであり、周波数分析手段18は、直交検波手段16で抽出されたドブラ信号を周波数成分に分析するものであり、表示手段20はドブラ信号を周波数成分ごとに表示するものである。

【0008】本発明の実施の形態の血流計において、パルスドブラモードを採用する場合、第1送信手段（図示していない）からのパルス信号が、電気-音響変換可能な超音波振動子をアレイ状またはマトリックス状に配置した振動子群を駆動して超音波を発信させ、超音波振動子からの受信エコー信号（Ei0-Ei61）は、第1の受信信号処理手段1に接続され、受信時間に応じて利得が変化させられ、さらに遅延合成が行なわれて、その所望の利得及びS/N比が確保される。なお、第1の受信信号処理手段1に使用する乗算用ICとしては、パルスドブラモードでの上記受信エコー信号のダイナミックレンジが狭いことから、廉価の汎用ICを使用することができる。遅延合成された信号は、切換手段3を経由して遅延合成後の受信エコー信号を診断に応じて任意に設定された最適な振幅まで増幅するための増幅手段12に入力される。増幅回路12は、差動入力構成の利得制御端子を有しているため、さまざまな制御方式において適切な信号レベルと極性の選択をフレキシブルに行なうことができる。例えば、利得制御入力を差動入力に与えたり、未使用入力を単純にグラウンドに接続するのみで、シングルエンド構成とすることが可能である。他の例として、正電位のためのグラウンド基準の出力を供給するDAコンバータによって利得を制御する場合、差動入力の方の端子に任意のオフセットバイアスを供給しておくことにより、任意の利得を得ることができる。以下では、集積化されたICを使用した場合について説明する。入力信号および利得制御端子（+、-）を設けたAD602は、約30mVあたり1dBで作動し、超音波ドブラ血流計のオペレータからドブラゲインを設定することにより、所望の利得を得ることができる。診断に応じて最適に設定された増幅回路12の出力信号は、直交検波回路16に入力され、受信エコー信号からドブラ変移信号が検波出力される。その出力は所望のアナログ信号処理を施された後、周波数分析手段18および表示手段20等へ送出される。なお、上記実施の形態についての図1には、第1の受信信号処理手段1の電源は示されていないが、切換手段3により第1の受信信号処理手段1が選択された場合のみ第1の受信信号処理手段1に対して電源が供給されるように、電源の供給を切り換えるための電源供給切換手段を設けるのが望ましい。

【0009】一方、本発明の実施の形態の血流計において、連続波ドプラモードを採用する場合には、第2の送信手段（図示していない）からの連続波の信号が、複数の振動子を駆動して超音波を発信させ、超音波振動子からの受信信号（Ei0 - Ei31）は、第2の受信信号処理手段2に入力され、遅延合成される。次いで、好ましくは、遅延合成された信号を狭帯域フィルタに通過させ、超音波振動子で発生する大きなクロストークの成分である基本波成分を除去し、ドプラ変移信号を抽出する。この狭帯域フィルタを超音波送信周波数に連動させ、自動的に基本波成分が除去されるように構成するのが望ましい。基本波成分が除去された受信信号エコー信号は、切換手段3を経由して、検出回路4に入力される。なお、第2の受信信号処理手段2は、単純なディスクリット部品等で構成することが可能である。ここで、本発明の実施の形態で使用する検出手段4について、図2を参照して説明する。検出手段4は、受信エコー信号の振幅があるレベル以上になったときに機能するようになっている。図2に示すように、検出回路4は、クランプ手段4a、低域通過フィルタ（LPF）4b、切換手段4cおよび整流手段4dで構成される。クランプ手段4aは、受信信号エコー信号のピーク電圧をある電圧に保持し、低域通過フィルタ（LPF）4bに接続される。低域通過（LPF）4bに印加されたクランプ手段4aの出力信号は、平均化されて直流レベルに近い信号に変換され、切換手段4cを経由し、整流手段4dに入力される。整流手段4dは、入力電圧があるレベル以上になると直流の信号を出力し、受信エコー信号を、所望の振幅に設定する増幅回路12の利得制御端子（-）側に印加する。

【0010】上記の通り、第2の受信信号処理手段2に狭帯域フィルタを設けることにより、超音波振動子で発生する基本波成分を除去することができるのが通常である。しかしながら、この狭帯域フィルタでは基本波成分が十分に遮断できず、過大の受信エコー信号が増幅回路12に印可された場合、位相ノイズが発生し、周波数分析表示での基底ノイズレベルが増加するおそれがある。周波数分析表示での基底ノイズレベルが増加すると、特に心臓の増幅弁逆流等の診断においては、低輝度の逆流の包絡線が基底ノイズで妨害され、分析表示が鮮明に描写されなくなるため、誤診の可能性も生じ得る。本発明では、上記のような検出手段4を採用することにより、直交検波回路16に印加される受信エコー信号の振幅を抑えることで位相ノイズの発生を最小限にし、周波数分析表示での基底ノイズレベルを管理しているため、このような問題の発生を防止することが可能となる。上述のように管理された受信エコー信号は、直交検波回路16でドプラ変移信号が検波出力される。その出力は所望のアナログ信号処理を施された後、周波数分析手段18および表示手段20等に送出される。なお、上記実施の形

態についての図1には、第2の受信信号処理手段2の電源は示されていないが、切換手段3により第2の受信信号処理手段2が選択された場合にのみ第2の受信信号処理手段2に対して電源が供給されるように、電源の供給を切り換えるための電源供給切換手段を設けるのが望ましい。

【0011】また、上記実施の形態では、図1に示すように、ドプラゲインをコントロールする増幅手段12としてフローティングされた増幅手段を利用している場合について説明したが、図3に示すように、利得制御入力端がフローティング構成でない増幅手段を利用してもよい。本発明の第2の実施の形態の超音波ドプラ血流計を図3に示す。検出手段4の細部動作は、第1の実施の形態と同じなので割愛する。検出手段4は、エコー入力信号があるレベル以上になると直流信号を出力し、この信号は増幅手段10に入力される。増幅手段10はDAC11の出力信号と前記検出回路4の出力を合成し、受信エコー信号を所望の振幅に設定する増幅回路12の利得制御端子（+）側に印加される。この場合、増幅回路12の利得制御入力端はフローティング構成でない増幅器とすることも可能であり、廉価なディスクリット部品で増幅器が提供できる。このような構成において、エコー信号があるレベル以上になると、検出手段4は信号を出力し、この信号は受信エコー信号を所望の振幅に設定する増幅回路12の利得制御端子（+）側に印加される。この作用は、上記第2信号処理手段2の狭帯域フィルタでは基本波成分を十分に遮断することができず、過大な受信エコー信号が増幅回路12に印加されるような場合において、直交検波回路16に印加される受信エコー信号の振幅を抑えることにより、位相ノイズ及びミラー現象の発生を最小限にして、周波数分析表示での基底レベルノイズを管理している。周波数分析表示での基底ノイズレベルが増加すると、通常の血管の血流情報と異なり、心臓の増幅弁逆流等の診断において、低輝度の逆流の包絡線が基底ノイズで妨害されることとなり、鮮明に描写されなくなるため、誤診を招く可能性がある。本発明では、上記のような基底レベルノイズの管理を行なうことにより、このような事態の発生を防止しているのである。上記のように管理された受信エコー信号は、直交検波回路16でドプラ変移信号として検波出力される。この出力は、所望のアナログ信号処理が施された後に、周波数分析手段18及び表示手段20等に送出される。

【0012】なお、前記本発明の第1の実施の形態では、検出回路4を、クランプ回路、LPF及び整流回路で構成しているが、図4に示すように、逆対数アンプ及びLPFで構成してもよい。図4を参照しながら説明する。図4に示す構成において、増幅手段12に対数増幅器を使用している場合には、過大エコー信号の印加に対して、逆対数増幅器4eがリニアな信号を出力することにより、増幅手段12の利得制御を滑らかにすることが

でき、この点で上記本発明の第1の実施の形態と異なる。次段のLPF4fは、出力の変動成分を抑えるように作用し、LPF4fの出力は増幅手段12の利得制御端子に入力される。前述の作用は、前記第2信号処理手段2の狭帯域フィルタでは基本波成分を十分に遮断することができず、過大な受信エコー信号が増幅回路12に印加されるような場合において、直交検波回路16に印加される受信エコー信号の振幅を抑えることにより、位相ノイズ及びミラー現象の発生を最小限にして、周波数分析表示での基底レベルノイズを管理している。

【0013】

【発明の効果】以上説明したように、本発明は、超音波ドプラ血流計において、超音波パルス信号を受信し、受信信号を遅延合成する第1の受信信号処理手段、超音波連続信号を受信し、受信信号を遅延合成する第2の受信信号処理手段、前記第1および第2の受信信号処理手段を選択的に切り換える切換手段、選択された受信信号処理手段からの出力信号を増幅する増幅手段、及び、前記出力信号を検出し、検出結果に基づいて上記増幅手段の利得を制御する検出手段を有することを特徴とすることにより、エコー信号を処理する受信および受信遅延加算回路の回路の大型化やコストの増大、消費電力の増加などを招くことなく、連続ドプラ法とパルスドプラ法の両方式について、受信エコー信号に対する最適なダイナミックレンジを得ることができるという、優れた効果を有する超音波ドプラ血流計を提供するものである。特に、*

*図5に示すように、従来の超音波ドプラ血流計を使用する場合には、ドプラスペクトル上にいわゆるミラー現象が発生するという問題があったが、本発明にの超音波ドプラ血流計によれば、図6に示すように、このミラー現象についての問題を解消することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態における超音波ドプラ血流計の概略ブロック図

【図2】本発明の実施の形態における検出手段のブロック図

【図3】フローティング構成でない増幅手段を使用した本発明の実施の形態における超音波ドプラ血流計のブロック図

【図4】本発明の実施の形態に使用可能な他の検出手段のブロック図

【図5】従来の超音波ドプラ血流計により得られるミラー現象が発生したドプラスペクトル

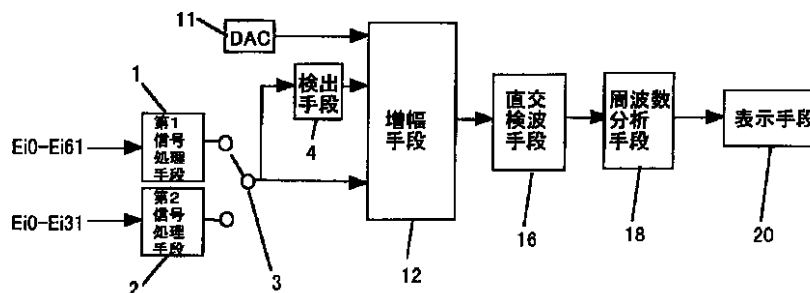
【図6】本発明の超音波ドプラ血流計により得られるミラー現象が発生していないドプラスペクトル

【図7】従来の超音波ドプラ血流計の概略ブロック図

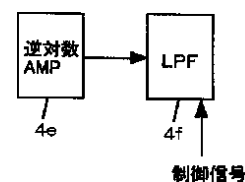
【符号の説明】

- 1 第1の受信信号処理手段
- 2 第2の受信信号処理手段
- 3 切換手段
- 4 検出手段
- 12 増幅手段

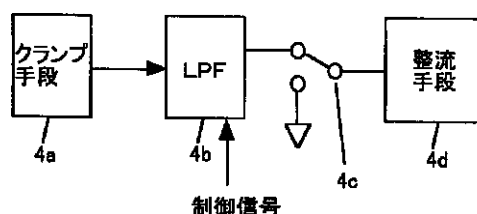
【図1】



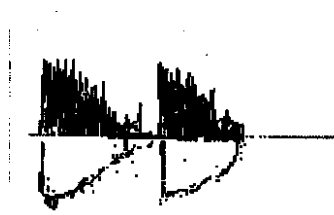
【図4】



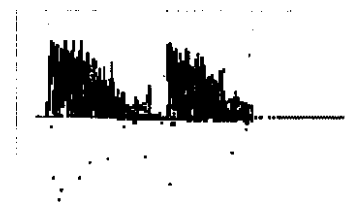
【図2】



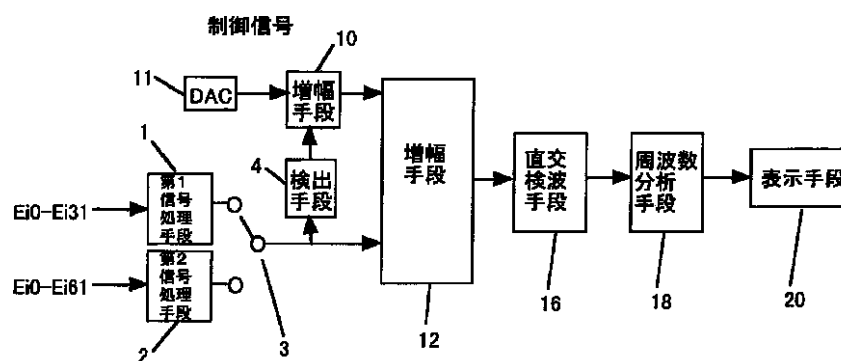
【図5】



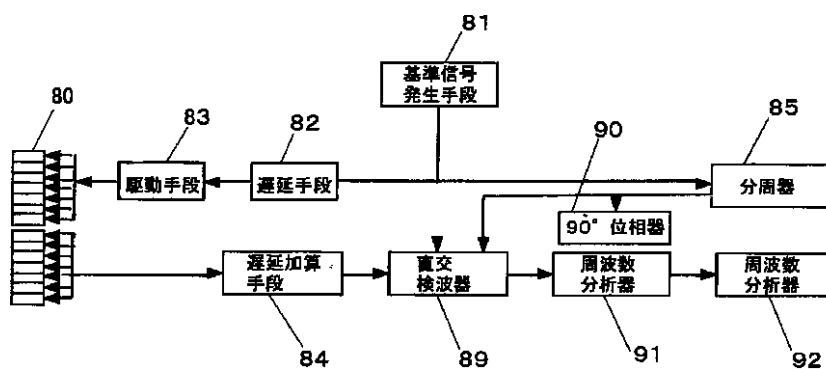
【図6】



【図3】



【図7】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 DD01 DD03 DD04 EE09 EE12
 EE16 EE17 EE18 HH27 HH54
 HH60 JB01 JB12 JB27 JB38
 JB42

专利名称(译)	超声多普勒血流仪		
公开(公告)号	JP2001276071A	公开(公告)日	2001-10-09
申请号	JP2000093312	申请日	2000-03-30
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	馬場末雄 中村恭大		
发明人	馬場 末雄 中村 恭大		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD03 4C301/DD04 4C301/EE09 4C301/EE12 4C301/EE16 4C301/EE17 4C301/EE18 4C301/HH27 4C301/HH54 4C301/HH60 4C301/JB01 4C301/JB12 4C301/JB27 4C301/JB38 4C301/JB42 4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE14 4C601/EE22 4C601/JB05 4C601/JB20 4C601/JB24 4C601/KK17 4C601/LL25		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声多普勒血流仪，其能够为连续多普勒方法和脉冲多普勒方法均获得接收回波信号的最佳动态范围。 解决方案：第一接收信号处理装置1用于接收超声脉冲信号并延迟组合接收信号，第二接收信号处理装置2用于接收超声连续信号并延迟组合接收信号。 切换装置3用于选择性地切换第一和第二接收信号处理装置，放大装置12用于放大来自所选择的接收信号处理装置的输出信号，并检测和检测输出信号。 一种超声多普勒血液流量计，具有检测装置（4），用于根据结果控制放大装置的增益。

