

(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2002 - 143161

(P2002 - 143161A)

(43)公開日 平成14年5月21日(2002.5.21)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

G 0 1 S 15/89

G 0 1 S 15/89

5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2000 - 341671(P2000 - 341671)

(71)出願人 000112602

フクダ電子株式会社

東京都文京区本郷3丁目39番4号

(22)出願日 平成12年11月9日(2000.11.9)

(72)発明者 坪根 泉

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電

子株式会社内

(72)発明者 中川 行雄

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電

子株式会社内

(74)代理人 100094330

弁理士 山田 正紀 (外 2 名)

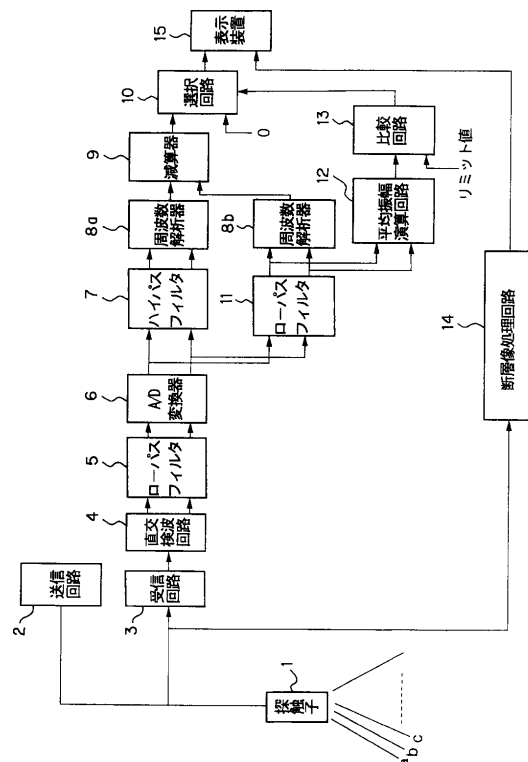
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】本発明は、被検体内の血流情報を得る超音波ドプラ法の機能を有する超音波診断装置に関し、正しい血流速度の検出や表示を行なう。

【解決手段】ハイパスフィルタ7により抽出された高周波成分を周波数解析することにより第1のドプラ周波数を検出する第1の周波数解析器8aと、ローパスフィルタ11により抽出された低周波成分を周波数解析することにより第2のドプラ周波数を検出する第2の周波数解析器8bと、第1の周波数解析器8aにより検出された第1のドプラ周波数と第2の周波数解析器8bにより検出された第2のドプラ周波数との差分を求める減算器9とを備えた。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体内への超音波パルスの送波と該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを複数回繰り返す、この繰り返しの間に得られる信号を検波し、さらに周波数解析により血流に対応するドプラ周波数を検出する超音波診断装置において、検波後の信号の高周波成分を抽出するハイパスフィルタと、

該ハイパスフィルタにより抽出された高周波成分を周波数解析することにより第1のドプラ周波数を検出する第1のドプラ周波数検出手段と、

検波後の信号の低周波成分を抽出するローパスフィルタと、

該ローパスフィルタにより抽出された低周波成分を周波数解析することにより第2のドプラ周波数を検出する第2のドプラ周波数検出手段と、

前記第1のドプラ周波数検出手段により検出された第1のドプラ周波数と前記第2のドプラ周波数検出手段により検出された第2のドプラ周波数との差分を求める演算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2】 前記ローパスフィルタにより抽出された低周波成分のレベルを求めるレベル取得手段と、

前記レベル取得手段により求められたレベルが所定レベル以下であるか否かに応じて、前記演算手段により求められる差分と固定値とを択一的に選択する選択手段とを備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、ハイパスフィルタを用いてクラッタを除去し被検体内の血流情報を得る超音波ドプラ法の機能を有する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、超音波を用いて被検体（特に生体）内部の情報を得て診断に供する超音波診断装置が知られており、その超音波診断装置には、生体内部で移動する物体、特に血流速度を知るための機能を備えたものである。従来、一般に普及している超音波診断装置では、超音波パルスを用いて生体内の一点の速度情報が得られるのみであった。しかし、近年、血流速度を2次元的にカラー表示し、生体内の速度分布を一目で観察することができる2次元超音波ドプラ法が実用化されている。

【0003】この2次元超音波ドプラ法では、血流速度分布を表示するために、送受信している超音波ビーム上に位置する複数点のサンプルボリュームの血流速度を検出、演算し、ビーム方向を順次変えながら2次元の速度情報を得ている。この速度情報は、ある走査線で得られたエコー信号を、互いに位相が90度異なる参照信号により直交検波し、高周波成分の除去を行った後、A/D

変換し、デジタル信号処理を行うことによって得られる。一本の走査線上で速度情報を得るためには、送受信を例えば10回繰り返して行き、各深さ毎のエコー信号の位相変化量からドプラ周波数 f_d を求め、血流速度 v を以下の関係式により得ている。

【0004】

【数1】

$$v = \frac{c \cdot f_d}{2 \cos \theta \cdot f_0}$$

【0005】ここで、 f_0 は超音波の送信周波数、 c は被検体内の音速、 θ は血球と超音波ビームとのなす角度である。

【0006】ところで受信エコー信号には運動反射体としての血流の速度を示すドプラ信号の他に、これに比べて振幅レベルが大きい、組織や血管壁等によるクラッタ信号が混入されている。クラッタ信号と血流信号との振幅比は、心臓内部で20～30dB、腹部の中・大血管で35～40dB程度である。一般にクラッタ信号の帯域は数100Hz程度であり、血流反射によるドプラ信号に比べて低いためハイパスフィルタによりこれをカットする。

【0007】しかし2次元の速度分布の表示を行うこの種の装置では、原理上、特定深度のドプラ信号が連続的に得られないためアナログフィルタは使用できない。そのため受信信号をA/D変換し各深さ毎のサンプルデータ列を得た後、デジタルハイパスフィルタによりこれを処理している。このようなハイパスフィルタは別名ウォールフィルタとも呼ばれている。ところでハイパスフィルタの次数は同一方向への走査回数により制限されるためあまり高くすることができず、通常2～4次程度の次数のフィルタが用いられている。そのため急峻な遮断特性を得る事が困難であり、心臓壁や横隔膜等からの過大振幅のクラッタ信号に対しては、これを十分に除去することができない。そのため従来装置では、入力信号を常時モニタし、過大振幅時には血流反射ではなく組織領域からの反射と見做し、カラー表示を抑制していた。すなわち、A/D変換器の出力から直接にドプラ信号の平均振幅値を求め、これがあるリミット値よりも大きい場合には、流速を強制的に0としていた。通常、このリミット値は、血流反射によるドプラ信号の平均振幅よりも十分大きな値が設定される。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】ところが上述した従来装置では、次のような2つの問題点が指摘されている。その一つは、ハイパスフィルタによりクラッタ成分を除去しても、血管と探触子との間の相対速度により検出速度に誤差を生ずるという問題である。すなわち図2に示すように、血管内を流れる血球の速度を V_1 、その血球の移動方向とビームとのなす角度を θ_1 とした場

合、検出されるべき血流速度は $V_1 \cos \theta_1$ である。しかし、血管の拍動によりその中を流れる血流にも血管の拍動の速度と同一の速度成分が加わる。その瞬時速度のビーム方向成分を V_2 とすると、検出される実際の血流速度は両者を合成したものとなり $V_1 \cos \theta_1 + V_2$ となる。すなわち検出速度は V_2 分だけバイアスされる。これを周波数軸上で観測すると図3のようになる。血管壁の運動によるドプラ信号の中心周波数を f_{CL} 、真の血球運動によるドプラ信号の中心周波数を f_d とすると、実際に観測される血球運動によるドプラ信号の中心周波数は f_{CL} だけシフトされ、 $f_d + f_{CL}$ となる。この誤差は、特に血流速度が低い場合無視し得ないものとなる。

【0009】また、上述した従来の装置では、血流による反射と組織による反射との弁別を単にドプラ信号の振幅値の大小により行っていたことにより、次のような問題を生じていた。すなわち、大動脈等のように血流量が比較的多い血管の場合、血流信号の平均振幅は大きな値をとり、組織反射との弁別のための平均振幅のリミット値をオーバーすることがある。その結果本来の血流が組織と誤認され、診断像において血流の存在する部位にカラー表示の抜けが生ずる場合があった。

【0010】本発明は、上記事情に鑑み、正しい血流速度の検出や表示の行なわれる超音波診断装置を提供することを目的とするものである。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、被検体内への超音波パルスの送波と被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを複数回繰り返す、この繰り返しの間に得られる信号を検波し、さらに周波数解析により血流に対応するドプラ周波数を検出する超音波診断装置において、検波後の信号の高周波成分を抽出するハイパスフィルタと、ハイパスフィルタにより抽出された高周波成分を周波数解析することにより第1のドプラ周波数を検出する第1のドプラ周波数検出手段と、検波後の信号の低周波成分を抽出するローパスフィルタと、ローパスフィルタにより抽出された低周波成分を周波数解析することにより第2のドプラ周波数を検出する第2のドプラ周波数検出手段と、第1のドプラ周波数検出手段により検出された第1のドプラ周波数と第2のドプラ周波数検出手段により検出された第2のドプラ周波数とに基づいて血流に対応するドプラ周波数を求める演算手段とを備えたことを特徴とする。

【0012】ここで、上記演算手段は、上記第1のドプラ周波数と上記第2のドプラ周波数との差分を求めることにより血流に対応するドプラ周波数を求めるものであってもよい。

【0013】本発明は上記の構成により次のような作用を有する。

【0014】すなわち、ハイパスフィルタ処理されたド

プラ信号を第1のドプラ周波数検出手段により周波数解析することにより血流反射によるドプラ周波数と血管壁の運動によるドプラ周波数とが合成されたドプラ周波数が得られる。またローパスフィルタ処理されたドプラ信号は第2のドプラ周波数検出手段により周波数解析され、これにより血管壁の運動によるドプラ周波数が得られる。従って、例えば減算器によりこれを引き算すること等により、血流反射のみによるドプラ周波数が得られることになる。

【0015】また、上記本発明の超音波診断装置において、上記ローパスフィルタにより抽出された低周波成分のレベルを求めるレベル取得手段と、レベル取得手段により求められたレベルが所定レベル以下であるか否かに応じて、上記減算手段により求められる差分と固定値とを択一的に選択する選択手段とを備えることが好ましい。

【0016】この場合、ドプラ信号の平均振幅値の計算は上記ローパスフィルタによりフィルタリングされた信号に基づいて行なわれるため、常に組織反射のみによるドプラ信号の平均振幅値がリミット値と比較され弁別がおこなわれることにより、信号振幅の大きい血流による反射が組織による反射と誤認されることが回避される。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について説明する。

【0018】図1は本発明の一実施形態における超音波診断装置のブロック図である。

【0019】探触子1の先端には、超音波トランスデューサとしての、圧電素子による振動子が、アレイ状に配列されている。送信回路2は例えば4KHzの送信繰り返し周波数で、2~3MHzの超音波を探触子1を介して、図示しない被検体内のa方向に例えば10回パルス放射する。被検体内の血流で反射されてドプラ偏移した反射波は同一の探触子1により受波され、電気信号に変換されて受信回路3に送られる。受信回路3で各振動子の出力の遅延加算を行い、増幅した後、直交検波回路4に送られ、互いに位相が90°異なる参照信号により直交検波される。直交検波回路4の出力はローパスフィルタ5によりドプラ周波数帯域の信号成分を通過させることにより、ドプラ信号のI、Q成分が得られる。さらにドプラ信号はA/D変換器6により量子化されデジタルデータとなる。この時ドプラ信号は各深さごとに10個のデータ列として得られる。次に各深さごとに10個のデータ列は、ハイパスフィルタ7及びローパスフィルタ11に与えられる。ここで、図4に示すように、ハイパスフィルタ7及びローパスフィルタ11のカットオフ周波数は同一の値であり、例えば100Hzに設定されている。

【0020】そのためハイパスフィルタ7へ与えられたドプラ信号は低域のクラッタ成分が除去される。その出

力は第1の周波数解析器8aに与えられ血流反射によるドブラ周波数が計算される。この時、図4に示すように、真の血流反射によるドブラ周波数を f_d 、血の拍動によるドブラ周波数を f_{CL} とすると、 $f_d + f_{CL}$ なる周波数が得られる。

【0021】一方、ローパスフィルタ11に与えられたドブラ信号は、図4に示すように、クラッタ成分が抽出され、その出力は第2の周波数解析器8bに与えられ血管壁運動によるドブラ周波数 f_{CL} が得られる。

【0022】さらに減算器9により、第1の周波数解析器8aの出力 $f_d + f_{CL}$ から第2の周波数解析器8bの出力 f_{CL} が差し引かれ真のドブラ周波数 f_d が得られる。このようにしてa方向のすべてのサンプル点について同様の処理を行なった後、さらにb方向、c方向へと同様の処理を繰り返す。

【0023】これらのドブラ周波数の解析結果は速度データとして選択回路10を経由して表示装置15に送られ、その速度の絶対値及び方向に応じた配色を施すためにRGBデータに変換され、断層像処理回路14のモノクロ断層像データと合成され、図示しないカラーモニタ20に合成表示される。

【0024】一方、ローパスフィルタ11の出力は平均振幅演算回路12に与えられ、以下の計算式により組織反射によるドブラ信号の平均振幅値が求められる。

【0025】

【数2】

$$\text{平均振幅値} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \sqrt{I^2(n) + Q^2(n)}$$

【0026】ここで、 $I(n)$ 、 $Q(n)$ は、ローパス 30
フィルタ11の出力であり、同一方向へのn回目の走査において、ビーム上の特定のサンプル点から得られた組織反射によるドブラ信号の同相成分及び直交成分であり、またNは同一方向への走査回数である。比較回路13にはこの平均振幅値とあらかじめ設定されたリミット値とが入力され、両者の比較が行なわれ、その結果に基づき2入力の選択回路10の、いずれか一方の入力を選択するための選択信号を生成する。すなわち、平均振幅値がリミット値よりも小さい場合には、減算器9の出力

を選択させ、大きい場合には固定値(ここでは0)を選択させる。その結果、組織反射によるドブラ信号の平均振幅値がリミット値を超えた場合には流速が固定値(ここでは0)となり、カラー表示が抑制される。

【0027】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、血管壁の運動による誤差が補正された真の血流速度が得られ、従って低速の血流に対しても従来装置よりも精度の高い速度検出が可能となる。

【0028】また、流速を表示するか否かをローパスフィルタにより抽出された低周波成分のレベルに応じて選択するように構成すると、信号振幅の大きい血流による反射が組織による反射と誤認されることが回避され従来装置より正確な血流と組織との弁別が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態における超音波診断装置のブロック図である。

【図2】超音波による血流速度検出の様子を示す模式図である。

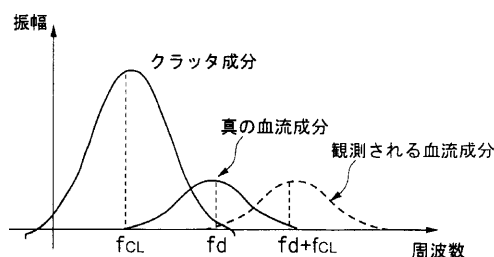
【図3】検出される血流速度の誤差説明図である。

【図4】ハイパスフィルタ及びローパスフィルタの特性を示す図である。

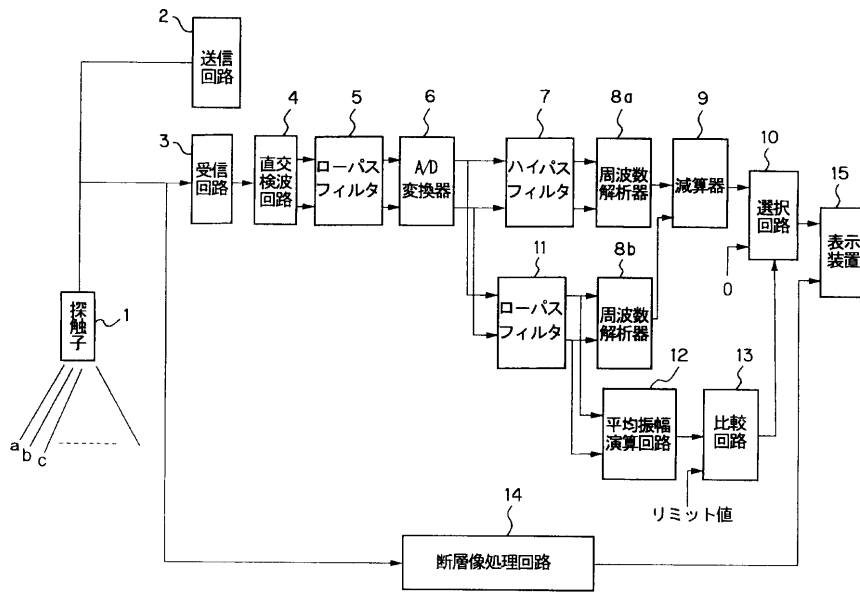
【符号の説明】

- 1 探触子
- 2 送信回路
- 3 受信回路
- 4 直交検波回路
- 5 ローパスフィルタ
- 6 A/D変換器
- 7 ハイパスフィルタ
- 8a 第1の周波数解析器
- 8b 第2の周波数解析器
- 9 減算器
- 10 選択回路
- 11 ローパスフィルタ
- 12 平均振幅演算回路
- 13 比較回路
- 14 断層像処理回路
- 15 表示装置

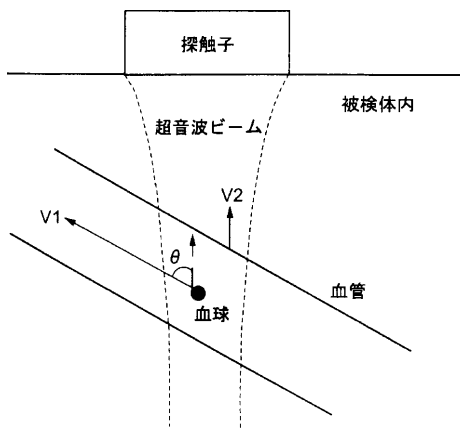
【図3】



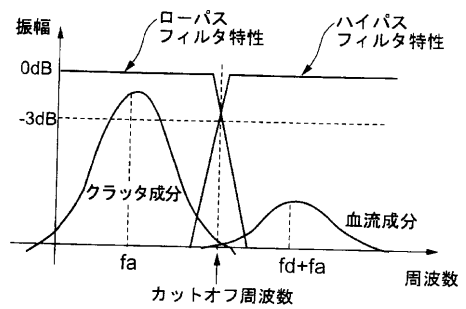
【図1】



【図2】



【図4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002143161A	公开(公告)日	2002-05-21
申请号	JP2000341671	申请日	2000-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
[标]发明人	坪根泉 中川行雄		
发明人	坪根 泉 中川 行雄		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/89		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/EE11 4C301/JB29 4C301/JB34 4C301/JB38 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AD08 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/BD06 5J083/BE45 5J083/BE53 5J083/CC02 5J083/DC07 4C601/DD14 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB49		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有超声多普勒功能的超声诊断设备，用于获得对象中的血流信息并检测和显示正确的血流速度。第一频率分析器，用于通过分析由高通滤波器提取的高频分量的频率来检测第一多普勒频率，以及对由低通滤波器提取的低频分量的频率分析第二频率分析器8b，用于通过检测由第一频率分析器8a检测的第一多普勒频率和由第二频率分析器8b检测的第二多普勒频率来检测第二多普勒频率并且减法器9用于找出多普勒频率和频率之间的差异。

