

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 5 数)

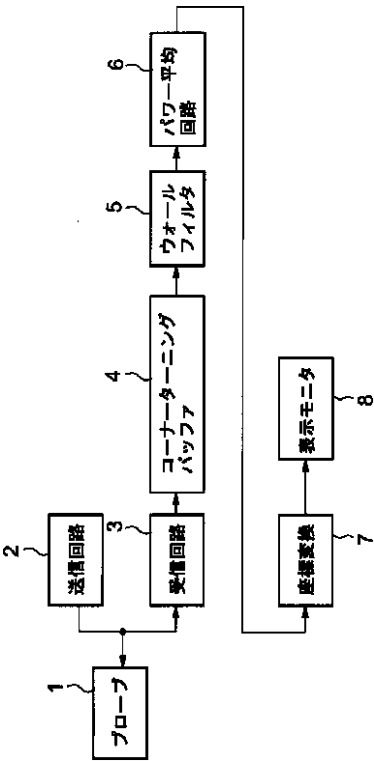
(21)出願番号	特願2000 - 20299(P2000 - 20299)	(71)出願人	000003078 株式会社東芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
(22)出願日	平成12年1月28日(2000.1.28)	(72)発明者	佐藤 武史 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社 東芝那須工場内
		(74)代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦 (外 6 名)
		F タ-ム (参 考)	4C301 CC02 DD01 DD04 DD06 EE07 HH02 JB37 JB50 KK12

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】本発明の目的は、血流を2次元的に表示することの可能な超音波診断装置において、血流だけでなく組織も合わせて表示し、しかもフレームレートを向上することにある。

【解決手段】本発明は、正圧先行の超音波パルスと負圧先行の超音波パルスとを交互に同一方向へ所定の繰り返し周波数PRFで繰り返し被検体に送信する送信回路2と、被検体からのエコーを受信し、その受信信号からドプラ信号を検出する受信回路3と、ドプラ信号に対してDC周波数付近と+PRF/2付近と-PRF/2付近において他の周波数領域よりも強く減衰をかけるウォールフィルタ5と、フィルタ5の出力に基づいてクラッタ部分と血流部分とが混在する画像を生成するパワー平均回路6とを具備することを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 正圧先行の超音波パルスと負圧先行の超音波パルスとを交互に同一方向へ所定の繰り返し周波数 P R F で繰り返し被検体に送信する手段と、前記被検体からのエコーを受信し、その受信信号からドプラ信号を検出する手段と、前記ドプラ信号に対して D C 周波数付近と + P R F / 2 付近と - P R F / 2 付近とにおいて他の周波数領域よりも強く減衰をかけるフィルタと、前記フィルタの出力に基づいてクラッタ部分と血流部分とが混在する画像を生成する手段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】 前記フィルタにより、前記ドプラ信号に含まれるクラッタ成分の最大振幅は前記ドプラ信号に含まれる血流成分の最大振幅に対して略同一にな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 3】 前記超音波パルスはコード化パルスであ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 4】 前記受信信号のエネルギーを特定の短期間に集中させるために、前記受信信号に対してパルス圧縮処理を施す手段をさらに備えることを特徴とする請求項 3 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、血流を 2 次元的に表示するための機能を有する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】血流を 2 次元的に表示する方法としてカラードプラ法がある。近年は、血流の速度表示ではなく、血流のパワー表示（以下、パワードプラという）の方が、感度、分解能ともに高いので好まれる傾向がある。しかし、パワードプラの分解能は B モード画像には太刀打ち出来ない。さらに、血流表示を行うと、B モード時に比べてフレームレートがかなり低下するという問題もある。

【0003】血流像の分解能が悪い原因はいくつかあるが、主な原因は、クラッタ対ドプラ信号比（C / D）が 40 d B 程度と、クラッタ信号に比べて血流信号がかなり小さいことである。そのために、送信波数を 4 ~ 8 波のように長い波連長のパルスを用いて狭帯域で送信し、狭帯域の受信フィルタをかけることで、感度を上げているが、これが距離分解能の低下を招いている。

【0004】近年、超音波造影剤を経静脈的に注入して診断するコントラストエコー法が脚光を浴びている。その映像法としては、B モードとカラードプラ（パワードプラ）の 2 通りがあるが、感度的にはパワードプラの方が良いものの、分解能的には B モードの方が優れているために、B モードが好まれる傾向にある。コントラストエコー法の場合は、血管内に入った造影剤がエコーを増強するので、B モードでも血流を観察することができる

のである。しかし、超音波造影剤を使用しない場合は、B モードで血流を観察することは困難である。

【0005】このように B モードが同一の位置へ 1 回しか超音波ビームを送信 / 受信しないのに対して、カラードプラ法では 6 ~ 16 回の送受を行い、さらに B モードを重ねて表示するために B モード専用の送受も 1 回行う。そのために、フレームレートが低下するという問題がある。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、血流を 2 次元的に表示することの可能な超音波診断装置において、血流だけでなく組織も合わせて表示し、しかもフレームレートを向上することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は、正圧先行の超音波パルスと負圧先行の超音波パルスとを交互に同一方向へ所定の繰り返し周波数 P R F で繰り返し被検体に送信する手段と、前記被検体からのエコーを受信し、その受信信号からドプラ信号を検出する手段と、前記ドプラ信号に対して D C 周波数付近と + P R F / 2 付近と - P R F / 2 付近とにおいて他の周波数領域よりも強く減衰をかけるフィルタと、前記フィルタの出力に基づいてクラッタ部分と血流部分とが混在する画像を生成する手段とを具備することを特徴とする。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明による装置を好ましい実施形態により説明する。

【0009】図 1 は、本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置の構成図を示す。送信回路 2 は所定のパルスシーケンスでパルス信号を超音波プローブ 1 に供給する。これにより超音波プローブ 1 から被検体に超音波パルスが所定のパルスシーケンスで送信される。受信回路 3 は、超音波プローブ 1 を介してエコー信号を受信して、整相加算の処理を行った後、高周波（R F）信号を直交検波して、直交信号（I , Q）信号に変換する。I Q 信号は一度コーナーターニングバッファ 4 に格納されてから、同一方向へのビームを取り出して、ウォールフィルタ 5 に送られる。ウォールフィルタ 5 では主にクラッタ成分を除去する処理を行い、この出力信号列をパワー平均回路 6 でパワーの平均を取り、座標変換回路 7 で超音波ビームを直交座標に変換して、表示モニタ 8 で表示する。

【0010】上記送信回路 2 は、血流感度が十分な場合には、1 ~ 2 波という短い波連長で超音波パルスの送信を行う。得られた受信信号は、コーナーターニングバッファ 4 に一度格納され、同一方向への送信パルスから得られた受信信号だけを 1 組（パケット）としてウォールフィルタ 5 に送られる。

【0011】送信においては、パルスインバージョンドプラ法に従って、図 2（a）の正圧先行の超音波パルス

と、図2(b)の負圧先行の超音波パルスとを同一方向に所定のパルス繰り返し周波数(PRF)で交互に繰り返し送信する。一方、血流感度が十分でない場合は、コード化したパルスを出力する。コード化したパルスの例としては、正圧先行の超音波パルス要素をコード“0”とし、負圧先行の超音波パルス要素をコード“1”として、1つの超音波パルスを正圧先行の超音波パルス要素と負圧先行の超音波パルス要素との組み合わせとして構成し、その組み合わせパターンをコード列、例えば

[1, 1, 1, -1, -1, 1, -1]の7ビットバーカーコードや、擬似チャープ信号(チャープ信号を+1, -1で2値化したコード)として表すものである。

【0012】コード化パルスを使用した場合には、受信回路3でパルス圧縮処理を施す。これは、受信信号のRF信号またはIQ信号で、FIR型フィルタをかけることにより実現できる。フィルタ係数としては送信パルスと同じ値を使用するマッチドフィルタ法や2乗誤差を最小にする最小2乗フィルタ法で求めることができる。このパルス圧縮により、図2(c)に示すように、パルス持続期間中の特定の短期間にエネルギーを集中させて、距離分解能を向上させることができる。

【0013】上述したように、送信パルスは所定の繰り返し周波数(PRF)で同一の方向に数回送信される。この同一方向への送信と、異なった方向への送信は、順次にあるいは交互に行われる。パルスインバージョンドブラ法によらないで、正圧先行又は負圧先行の1種類の超音波パルスを繰り返し周波数PRFで送信する場合、図3(a)、図3(b)に示すように、血流成分は基本波及び2次高調波共に、DCを中心として集まり、クラッタ成分も同様に基本波及び2次高調波共に、DCを中心として集まる。しかし、パルスインバージョンドブラ法に従って、正圧先行の超音波パルスと負圧先行の超音波パルスとを繰り返し周波数PRFで交互に送信すると、図3(c)に示すように、分離する。

【0014】具体的には、図4に示すように、ドブラ信号の周波数スペクトラムは、2次高調波のクラッタ成分(組織)はDC付近に集まり、また基本波のクラッタ成分は+PRF/2付近と-PRF/2付近とに離散する。一方、血流成分は、基本波、2次高調波共に、DCと+PRF/2との間、またDCと-PRF/2との間に広がる。つまり、血流成分とクラッタ成分とは、周波数軸上で比較的分離する。このような周波数スペクトラムのドブラ信号に対して、DC付近と+PRF/2付近と-PRF/2付近とにおいて他の周波数領域よりも減衰の強いフィルタ特性でフィルタをかけると、クラッタ成分の振幅が血流に対して相対的に下がり、その結果、クラッタ成分の最大振幅と血流成分の最大振幅とが近似になる。従って、最終的に、このフィルタ5の出力から得られる画像には、クラッタ部分と血流部分とが混在することになるが、両者の最大階調は近似的であるの

で、クラッタ部分に血流部分が埋もれることなく、つまりクラッタ部分と血流部分とがそれぞれ表現され得る。

【0015】ウォールフィルタ5は、FIRまたはIIR型のフィルタにより実現される。全パケットデータを使用してフィルタ係数を時変(time variant)にできるマトリクス型のフィルタが好ましい。ウォールフィルタ5では図5で示すような特性を持ったフィルタをかける。つまり、図4の分布状態のドブラ信号に対して、クラッタ成分の最大振幅とドブラ信号に含まれる血流成分の最大振幅とが略同一になるように、ドブラ信号に対してDC周波数付近と+PRF/2付近と-PRF/2付近とにおいて他の周波数領域よりも強く減衰をかける。

【0016】なお、図5はフーリエ周波数で表現した例であり、所望のフィルタはこの特性に限定されず、「基本波のクラッタを除去し、2次高調波のクラッタをある程度減衰させて、血流信号は基本波、2次高調波ともに相対的に強調する」という特性を持ったものである。図5のフーリエ周波数特性で提示したフィルタ以外にこの特性を満足させるものとして、パケットデータに対して低次の多項式による最小2乗近似でクラッタを近似して除去する方法がある。DC付近のクラッタを除去する係数はこのようにして最小2乗法により得られる。2次高調波のPRF/2にあるクラッタを除去する係数は、DCクラッタ除去の係数に対して周波数上で π 位相がずれた信号だからフーリエ変換の性質により時間軸では[1, -1, 1, -1, 1, -1, ...]を乗算することで得られる。

【0017】ここで、完全にDC, PRF/2の周波数を除去するのではなく、血流と組織像の信号比によりDC, PRF/2それぞれの減衰率を変化できるようにする。最小2乗法によって得られる係数はマトリクス型のフィルタで実現できるが、時変であるので周波数特性として表現することは困難である。マトリクス型のフィルタとは、

$$y = Wx$$

で実現されるもので、 x は入力データ列ベクトル、 y は出力データ列ベクトル、 W はマトリクス(行列)である。

【0018】ウォールフィルタ5の出力は、パワー平均回路6で、

$$P = I^2 + Q^2$$

の計算式によりパワーが計算され、さらにパケットサイズ分の平均が取られる。このパワーデータには、組織からのエコーと血流からのエコーが同程度のパワー値として含まれている。パワーの平均が取られた後に、必要に応じてLOG等の圧縮を施された後、座標変換されてモニタ8に画像表示される。

【0019】上述したパルスインバージョンドブラ法とは、Burns等によって提唱された方法である。図2

(a) に示す正圧先行のパルスと図 2 (b) に示す負圧先行のパルスとを、パルス繰り返し周波数 PRF で交互に同一の方向に対して複数回送信する。受信したドブラ信号は、基本波は位相が π だけずれる。しかし、伝播やバブルからの反射によって発生する 2 次高調波からのドブラ信号の位相はずれない。そのために、通常のドブラ法による基本波によるドブラシフトが図 3 (a) のようであった場合は、パルスインバージョンドブラ法を行わない場合は基本波のドブラシフト、2 次高調波のドブラシフトは、図 3 (b) の網掛けで示すようになり、パルスインバージョンドブラ法を行った場合は、図 3 (c) に示すように、基本波のドブラシフトは、 $+PRF/2$ の付近と、 $-PRF/2$ とば付近とに別れ、2 次高調波によるドブラシフトは DC 付近に集まる。

【0020】上述の Burns 等の論文の要旨は、組織の動きがあった場合でも基本波と 2 次高調波を効率良く分離することである。論文中で、B モード画像、カラードブラ画像に利用できると記載されているが、その映像法は従来の範疇を超えていない。つまり、本特許で提案するような、血流と組織像を同時に表示することについては言及していない。

【0021】ここで、造影剤を用いない場合について考える。図 4 の中で一番振幅が大きいのは、 $\pm PRF/2$ 付近に分離した基本波のクラッタである。次に振幅が大きいのは DC のまわりで、これは伝播の非線形によって発生した 2 次高調波によるクラッタである。基本波による血流からのドブラ信号、2 次高調波による血流からのドブラ信号は、低振幅で、流速にもよるが全体に DC と $PRF/2$ の中間にあるか、あるいは全体に渡って広がっている。

【0022】したがって、図 5 に示すように、 $\pm PRF/2$ 付近は大きく減衰し、DC 付近もある程度減衰するような BPF 特性を持つウォールフィルタ 5 をかけると、図 6 に示すように、基本波のクラッタはほとんど減衰させ、2 次高調波のクラッタもかなり減衰させ、血流成分を相対的に強調させることができる。このフィルタを通過させた後の信号のパワーを取ると、ここに含まれる信号は、血流と 2 次高調波による組織 (クラッタ) となり、両者の振幅比も近いものとなる。組織に動きがある場合にはドブラ成分となるが、これは DC 付近の HPF のカットオフ周波数を適当に高くすることで調整可能である。このようにして、血流像と組織像を 1 つの同一情報として画像表示することが可能になる。

【0023】次に、分解能を改善する方法について説明する。従来、血流像を表示するための送信は、4 ~ 8 波の波連長であり、つまり狭帯域で送信し、受信フィルタも狭帯域にすることで、S/N をかせいでいる。しかしこれは 1 ~ 2 波送信の B モード画像にくらべて距離分解能を著しく低下させている。こうする理由は、クラッタ対ドブラ信号比 (C/D) が 40 dB 程度と、血流信号

が組織信号にくらべて大幅に小さいからである。

【0024】この問題も、装置の高ダイナミックレンジのおかげで、昔ほど深刻な問題ではなくなりつつある。頸動脈のように、部位が浅くて CD 比が比較的小さい場所では、B モードと同じの送信駆動条件でも、前述した方法で、血流信号振幅を組織の振幅に近づけることが可能である。つまり、B モードと同等の距離分解能を持つ、組織と血流の同時表示が可能である。この場合に、B モードと血流を表示する送信パルスが同一であるので、送信パルスが B モードと血流で別々な従来のカラードブラ法に比べて、フレームレートを上げることができる。更に、血流のパワーのみで、速度や分散を表示しない場合には、表示する場合に比べてパケットサイズ (同一位置での繰り返し送信の回数) を小さくできるので、速度及び/又は分散表示の場合よりもフレームレートは速くすることができる。

【0025】さて、深部で CD が大きい場合は、血流信号の感度アップが必要である。このためには、レーダーで用いられているパルス圧縮技術を使用する。具体的な方法については、バーカーコードを用いる方法が好ましい。バーカーコード以外にも擬似チャープ信号 (チャープ信号を $+1$, -1 で 2 値化したコード) も用いることができる。これらの符号化したパルスで送信し、最小 2 乗フィルタ (Wiener Filter) を用いることで距離方向にサイドローブの少ない短かくて振幅の大きいパルスを得ることができる。これにより、S/N を大幅に向上することができる。

【0026】本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。

30 【0027】

【発明の効果】本発明によれば、正圧先行の超音波パルスと負圧先行の超音波パルスとを繰り返し周波数 PRF で交互に送信すると、ドブラ信号の周波数スペクトラムは、2 次高調波のクラッタ成分 (組織) は DC 付近に集まり、また基本波のクラッタ成分は $+PRF/2$ 付近と $-PRF/2$ 付近とに離散する。一方、血流成分は、基本波、2 次高調波共に、DC と $+PRF/2$ との間、また DC と $-PRF/2$ との間に広がる。つまり、血流成分とクラッタ成分とは、周波数軸上で比較的分離する。このような周波数スペクトラムのドブラ信号に対して、DC 付近と $+PRF/2$ 付近と $-PRF/2$ 付近とにおいて他の周波数領域よりも減衰の強いフィルタ特性でフィルタをかけると、クラッタ成分の振幅が血流に対して相対的に下がり、その結果、クラッタ成分の最大振幅と血流成分の最大振幅とが近似的になる。従って、このフィルタの出力から得られる画像には、クラッタ部分と血流部分とが混在することになるが、両者の最大階調は近似的であるので、クラッタ部分に血流部分が埋もれることなく、つまりクラッタ部分と血流部分とがそれぞれ表現され得る。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】(a)は図1の送信回路により発生される正圧先行のパルス要素を示し、(b)は負圧先行のパルス要素を示し、(c)は図1の受信回路内でパルス圧縮された受信信号の波形例を示す図。

【図3】(a)、(b)はパルスインバージョンドブラ法を用いない場合の図1のウォールフィルタの入力信号に関する周波数スペクトラムを模式的に示し、(c)はパルスインバージョンドブラ法を用いる場合の図1のウォールフィルタの入力信号に関する周波数スペクトラムを模式的に示す図。

【図4】図3(c)の周波数スペクトラムを詳細に示す*

*図。

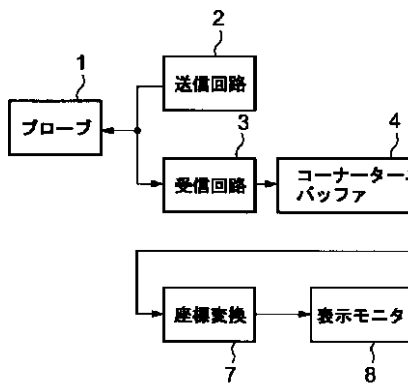
【図5】図1のウォールフィルタの特性を示す図。

【図6】図1のウォールフィルタの出力信号の周波数スペクトラムを示す図。

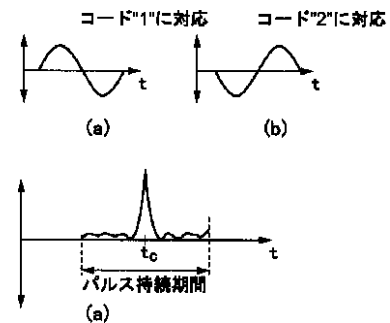
【符号の説明】

- 1...超音波プローブ、
- 2...送信回路、
- 3...受信回路、
- 4...コーナーターニングバッファ、
- 5...ウォールフィルタ、
- 6...パワー平均回路、
- 7...座標変換回路、
- 8...表示モニタ。

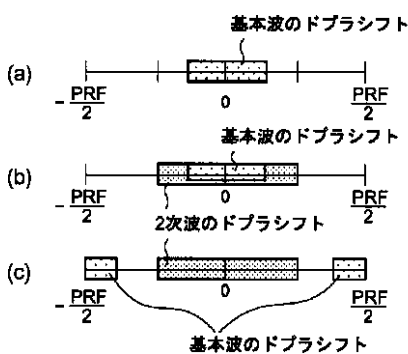
【図1】



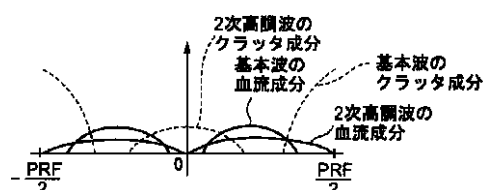
【図2】



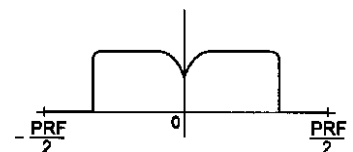
【図3】



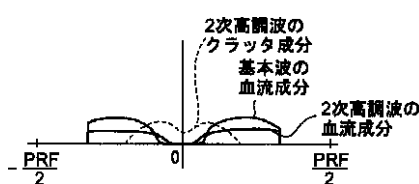
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2001204728A	公开(公告)日	2001-07-31
申请号	JP2000020299	申请日	2000-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/EE07 4C301/HH02 4C301/JB37 4C301/JB50 4C301/KK12 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB60 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK23 4C601/KK24		
其他公开文献	JP4528401B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明要解决的问题本发明的目的是不仅显示血流，而且还显示能够二维地显示血流的超声诊断设备中的组织，并且提高帧速率。 解决方案：发送电路2以预定的重复频率PRF以相同的方向交替地向对象发送正压第一行的超声脉冲和负压第一行的超声脉冲，发送电路2，用于检测来自接收信号的多普勒信号的多普勒信号检测电路3和比DC频率附近的其他频率区域具有更强衰减的多普勒信号，接近+ PRF / 2和接近PRF / 2并且功率平均电路6用于基于滤波器5的输出产生其中杂波部分和血流部分共存的图像。

