

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4528401号
(P4528401)

(45) 発行日 平成22年8月18日(2010.8.18)

(24) 登録日 平成22年6月11日(2010.6.11)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 4 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2000-20299 (P2000-20299)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成12年1月28日(2000.1.28)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2001-204728 (P2001-204728A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成13年7月31日(2001.7.31)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成19年1月11日(2007.1.11)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100070437
			弁理士 河井 将次

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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 $-P R F / 2$ 付近において他の周波数領域よりも強く減衰をかけ、かつ前記 D C 周波数付近の減衰を前記 $+P R F / 2$ 付近及び $-P R F / 2$ 付近の減衰よりも弱くかけるフィルタと、

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。

10

【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40dB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。

20

【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。

30

【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PRF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、かつ前記DC周波数付近の減衰を前記 $+PRF/2$ 付近及び $-PRF/2$ 付近の減衰よりも弱くかけるフィルタと、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。

40

【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

50

、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（RF）信号を直交検波して、直交信号（I，Q）信号に変換する。IQ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。

10

【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。

20

【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プラ法によらないで、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プラ法に従って、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。

30

【0014】

具体的には、図4に示すように、ドプ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プラ信号に対して、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、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。

40

50

【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の分布状態のドプラ信号に対して、クラッタ成分の最大振幅とドプ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、ドプラ信号に対して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 $[1, -1, 1, -1, 1, -1, \dots]$ 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プラ法とは、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。受信したドプラ信号は、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次高調波からのドプラ信号の位相はずれない。そのために、通常のドプラ法による基本波によるドプラシフトが図3(a)のようであった場合は、パルスインバージョンドプラ法を行わない場合は基本波のドプラシフト、2次高調波のドプラシフトは、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プラ法を行った場合は、図3(c)に示すように、基本波のドプラシフトは、 $+PRF/2$ の付近と、 $-PRF/2$ とば付近とに別れ、2次高調波によるドプラシフトは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、カラードプ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】

10

20

30

40

50

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プラ信号、2次高調波による血流からのドプラ信号は、低振幅で、流速にもよるが全体にDCと $PRF/2$ の間にあるか、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プラ成分となるが、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。

10

【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、クラッタ対ドプラ信号比(C/D)が40dB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。

20

【0024】

この問題も、装置の高ダイナミックレンジ化のおかげで、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プラ法に比べて、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。

30

【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。

40

【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、ドプ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プラ信号に対して、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

50

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プ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プ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。

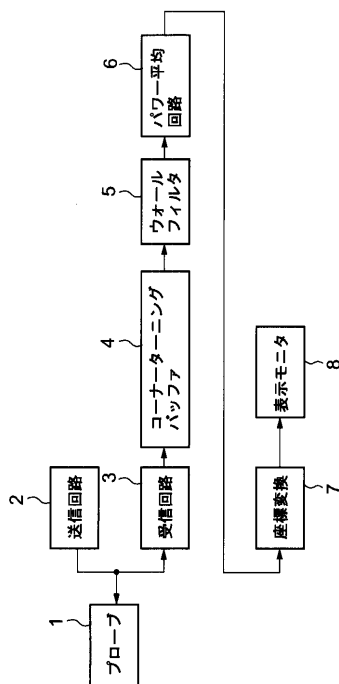
【図5】図1のウォールフィルタの特性を示す図。

【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。

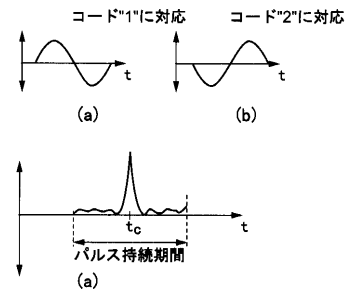
【符号の説明】

- 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。

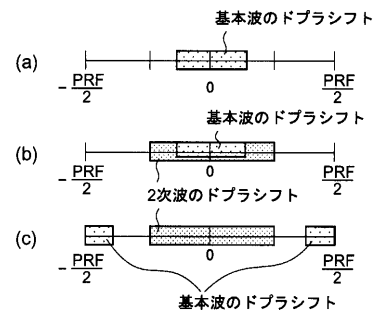
【図1】



【図2】



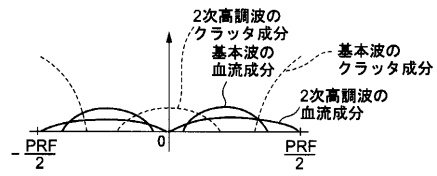
【図3】



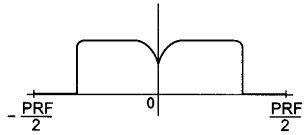
10

20

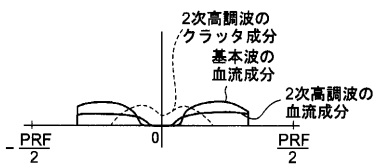
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(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

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平11-178824 (JP, A)

特開平11-309146 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4528401B2	公开(公告)日	2010-08-18
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		
当前申请(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		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2001204728A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：不仅要显示血流，还要显示组织，并通过能够二维显示血流的超声波诊断装置来提高帧率。解决方案：该装置设有传输电路2，用于通过规定的重复频率PRF在相同方向上交替地将正压优先和负压优先的超声脉冲传输给受检者，接收电路3用于接收回波从受检者检测来自接收信号的多普勒信号，壁滤波器对DC频率附近的多普勒信号施加5衰减，比其他频率区域更强烈地接近+ PRF / 2和接近-PRF / 2，以及功率平均电路6，用于根据滤波器5的输出产生杂波部分和血流部分共存的图像。

】

