

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5398514号
(P5398514)

(45) 発行日 平成26年1月29日 (2014. 1. 29)

(24) 登録日 平成25年11月1日 (2013. 11. 1)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 12 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2009-289634 (P2009-289634)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年12月21日 (2009. 12. 21)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2011-125635 (P2011-125635A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成23年6月30日 (2011. 6. 30)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成24年12月20日 (2012. 12. 20)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(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	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カラードブラ超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、

前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、

前記直交検波部の出力に対して距離方向に第1の直交変換を行い、前記第1の直交変換の結果に対してドブラ方向に第2の直交変換を行い、得られた周波数データから血流成分を抽出するために2次元フィルタを掛け、前記2次元フィルタの出力に対して前記第2の直交変換の逆変換と前記第1の直交変換の逆変換とを順に行うフィルタユニットと、

前記フィルタユニットの出力に基づいて血流成分情報を計算する血流成分情報計算部とを具備することを特徴とするカラードブラ超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、

前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、

前記直交検波部の出力に対して距離方向に直交変換を行い、前記直交変換の結果に対して血流成分を抽出するために距離ごとにフィルタ特性の異なる時間軸上のフィルタをドブラ方向に掛け、前記フィルタの出力に対して前記直交変換の逆変換を行うフィルタユニットと、

前記フィルタユニットの出力に基づいて血流成分情報を計算する血流成分情報計算部と

20

を具備することを特徴とするカラードブラ超音波診断装置。

【請求項 3】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、

前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、

前記直交検波部の出力に対して距離方向にバンドパスフィルタを掛けて、前記バンドパスフィルタの結果から血流成分を抽出するために距離ごとにフィルタ特性の異なる時間軸上のフィルタをドブラ方向に掛けるフィルタユニットと、

前記フィルタユニットの出力に基づいて血流成分情報を計算する血流成分情報計算部とを具備することを特徴とするカラードブラ超音波診断装置。

10

【請求項 4】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、

前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、

前記直交検波部の出力に対して距離方向に第 1 の直交変換を行い、前記第 1 の直交変換の結果に対してドブラ方向に第 2 の直交変換を行い、得られた周波数データから血流成分を抽出するために 2 次元フィルタを掛け、前記 2 次元フィルタの出力に対して前記第 2 の直交変換の逆変換を行うフィルタユニットと、

前記フィルタユニットから出力される前記第 1 の直交変換による周波数成分に基づいて血流成分情報を計算する血流成分情報計算部とを具備することを特徴とするカラードブラ超音波診断装置。

20

【請求項 5】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、

前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、

前記直交検波部の出力に対して距離方向に第 1 の直交変換を行い、前記第 1 の直交変換の結果に対してドブラ方向に第 2 の直交変換を行い、得られた周波数データから血流成分を抽出するために 2 次元フィルタを掛け、前記 2 次元フィルタの出力に対して前記第 2 の直交変換の逆変換を行うフィルタユニットと、

前記フィルタユニットの出力に基づいて、前記第 1 の直交変換の成分に対して、速度、分散、パワー等の血流成分情報を推定し、それらを元に最終的な速度、分散、パワーを推定する血流成分情報計算部とを具備することを特徴とするカラードブラ超音波診断装置。

30

【請求項 6】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、

前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、

前記直交検波部の出力に対して距離方向にバンドパスフィルタを掛けて、前記バンドパスフィルタの結果から血流成分を抽出するために距離ごとにフィルタ特性の異なる時間軸上のフィルタをドブラ方向に掛けるフィルタユニットと、

前記フィルタユニットの出力に基づいて、各バンドに対して、速度、分散、パワー等の血流成分情報を推定し、それらを元に最終的な速度、分散、パワーを推定する血流成分情報計算部とを具備することを特徴とするカラードブラ超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記第 1 の直交変換および前記第 2 の直交変換は離散的フーリエ変換であることを特徴とする請求項 1 記載のカラードブラ超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 1、第 2 の直交変換および逆変換は離散的 2 次元フーリエ変換および離散的 2 次元逆フーリエ変換により一度に行われることを特徴とする請求項 1 記載のカラードブラ超音波診断装置。

【請求項 9】

50

前記第 1 の直交変換に離散的フーリエ変換、前記第 2 の直交変換に直交多項式を用いることを特徴とする請求項 1 記載のカラードブラ超音波診断装置。

【請求項 1 0】

前記第 1 の直交変換に離散的フーリエ変換、前記第 2 の直交変換に離散的コサイン変換を用いることを特徴とする請求項 1 記載のカラードブラ超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記第 1 の直交変換に離散的フーリエ変換、前記第 2 の直交変換にKarhunen-Loeve変換を用いることを特徴とする請求項 1 記載のカラードブラ超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記最終的な速度、分散、パワーは、各フーリエ周波数毎の速度値から最小 2 乗法によって直線の傾きを求め、その傾きから最終的な速度を求めることを特徴とする請求項 5 記載のカラードブラ超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カラードブラ超音波診断装置に係り、特に広帯域に送受信を行った場合に効果的にクラッタ成分を抑圧する信号処理に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断におけるカラードブラ法は、生体に超音波を同一方向に複数回照射し、ドブラ効果による偏移周波数により血流成分の速度やパワー、分散といった血流成分情報を抽出するものである。なお、図 1 1 に示すように、同一方向に複数回照射したデータの同一地点（同一深度）からの反射エコー信号のデータ列をパケットと呼び、このパケットの方向をドブラ方向と定義する。そして、深さ方向は距離方向と呼ぶ。距離方向のデータをフーリエ変換したものが超音波 R F 信号の周波数となり、ドブラ方向のデータをフーリエ変換したものがドブラ周波数となる。

【0003】

通常、組織の信号（これをクラッタ成分信号と呼ぶ）の強度は血流成分の信号強度より 40 ~ 100 d B 大きい。組織の中を流れる血流成分を描出するには、組織の信号を落とさなければならないので、ウォールフィルタと呼ばれるハイパスフィルタによって、クラッタ成分信号を抑圧する。この際、装置には、100 d B 以上の S / N が要求されることになる。

【0004】

また、生体には周波数依存減衰があり、広帯域で送信を行っても受信信号の周波数は低域に偏ってしまう。つまり、広帯域で送信を行っても、受信時にそのエネルギーを S / N 良く利用するのが困難になる。そのために、高い S / N が要求されるカラードブラにおいては、狭帯域の送受信が行われてきた。

【0005】

しかし、近年は装置の S / N が向上してきており、カラードブラであっても B モード並みの広帯域で送受信を行って血流成分を微細に表現することが可能になってきている。しかし、広帯域送受信を行った場合には以下の問題が発生する。

【0006】

超音波の周波数を f_{RF} 、音速を c として、反射体が一定速度 v でプローブに向かう方向に移動している場合、得られるドブラシフトの周波数 f_{Dop} は (1) 式で表わされる。

【数 1】

$$f_{Dop} = \frac{2v}{c} f_{RF} \quad (1)$$

【0007】

つまり、ドブラ周波数は超音波の周波数に比例するので、例えば 2 M H z の超音波で得

10

20

30

40

50

られたドプラ周波数と4MHzの超音波で得られたドプラ周波数は2倍異なるのである。広帯域に送受信した場合の超音波周波数とドプラ周波数の関係を図12の上方に示す。横軸がドプラ周波数で、縦軸が超音波周波数である。あるドプラ周波数、超音波周波数でのドプラ信号の振幅は、図示していない両者に直交する第3の軸で表現されるものとする。血流成分のドプラ周波数とクラッタ成分のドプラ周波数は共に超音波周波数に比例する。

【0008】

従来技術ではドプラ周波数だけに対して信号処理を行うので、図12の上方の周波数軸がひとつに積分されて、血流成分がクラッタ成分と部分的に重なるような信号に対する処理になる。図12下方の横軸はドプラ周波数で縦軸はドプラ信号の振幅である。つまり血流成分とクラッタ成分は分離されていても、周波数軸上では血流成分とクラッタ成分のドプラ周波数が重なっており、もはや分離不可能になる。

10

【0009】

従来から用いられてきた狭帯域の送受信の場合には、 f_0 の周波数付近しか存在しないために、血流成分とクラッタ成分のドプラ周波数は重ならない。しかし、広帯域の送受信を行うと、血流成分とドプラ周波数が重なってくる場合があるのである。そうすると、ウォールフィルタでクラッタ成分と血流成分を分離できなくなり、クラッタ成分が多い画像になってしまうという問題が発生する。

【0010】

更に、中心周波数 f_0 で広帯域に送信した場合、実際の受信信号は生体での周波数依存減衰の影響を受けて図13のように f_0 よりも低い周波数 f_1 で受信されるが、一般的には f_1 を知ることはできない。よって、式(1)を変形して、

20

【数2】

$$v = \frac{2 f_{RF}}{c f_{Dop}} \quad (2)$$

【0011】

において、 f_{RF} が不明なので正しい速度 v を求めることはできない。従来から用いられてきた狭帯域の送受信の場合には、送信周波数 f_0 と受信周波数 f_1 がほとんど同一であるために、このような問題はなかった。

【0012】

30

一方、2種類の超音波送受信の周波数を利用する方法が、特許文献1に開示されている。この特許では、異なる超音波送受信周波数を用いて、同一速度の血流成分のドプラ周波数が異なることを利用して折り返し速度を超える速度を推定する方法が開示されている。しかし、クラッタ成分を血流成分から分離することに関しては言及していない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】特許第2953083号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0014】

本発明の目的は、広帯域の超音波を送受信した場合にクラッタ成分と血流成分のドプラ周波数帯域が広がることにより両者の帯域が重なり、クラッタ成分を血流成分から分離することが困難になり、それによってクラッタ成分の多い血流画像になってしまうという問題を解決することにある。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の第1局面によるカラードプラ超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、前記直交検波部の出力に対して距離方向に第1の直交変換

50

を行い、前記第1の直交変換の結果に対してドブラ方向に第2の直交変換を行い、得られた周波数データから血流成分を抽出するために2次元フィルタを掛け、前記2次元フィルタの出力に対して前記第2の直交変換の逆変換と前記第1の直交変換の逆変換とを順に行うフィルタユニットと、前記フィルタユニットの出力に基づいて血流成分情報を計算する血流成分情報計算部とを具備する。

本発明の第2局面によるカラードプラ超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、前記直交検波部の出力に対して距離方向に直交変換を行い、前記直交変換の結果に対して血流成分を抽出するために距離ごとにフィルタ特性の異なる時間軸上のフィルタをドブラ方向に掛け、前記フィルタの出力に対して前記直交変換の逆変換を行うフィルタユニットと、前記フィルタユニットの出力に基づいて血流成分情報を計算する血流成分情報計算部とを具備する。

10

本発明の第3局面によるカラードプラ超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、前記直交検波部の出力に対して距離方向にバンドパスフィルタを掛けて、前記バンドパスフィルタの結果から血流成分を抽出するために距離ごとにフィルタ特性の異なる時間軸上のフィルタをドブラ方向に掛けるフィルタユニットと、前記フィルタユニットの出力に基づいて血流成分情報を計算する血流成分情報計算部とを具備する。

本発明の第4局面によるカラードプラ超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、前記直交検波部の出力に対して距離方向に第1の直交変換を行い、前記第1の直交変換の結果に対してドブラ方向に第2の直交変換を行い、得られた周波数データから血流成分を抽出するために2次元フィルタを掛け、前記2次元フィルタの出力に対して前記第2の直交変換の逆変換を行うフィルタユニットと、前記フィルタユニットから出力される前記第1の直交変換による周波数成分に基づいて血流成分情報を計算する血流成分情報計算部とを具備する。

20

本発明の第5局面によるカラードプラ超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、前記直交検波部の出力に対して距離方向に第1の直交変換を行い、前記第1の直交変換の結果に対してドブラ方向に第2の直交変換を行い、得られた周波数データから血流成分を抽出するために2次元フィルタを掛け、前記2次元フィルタの出力に対して前記第2の直交変換の逆変換を行うフィルタユニットと、前記フィルタユニットの出力に基づいて、前記第1の直交変換の成分に対して、速度、分散、パワー等の血流成分情報を推定し、それらを元に最終的な速度、分散、パワーを推定する血流成分情報計算部とを具備する。

30

本発明の第6局面によるカラードプラ超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部の出力を直交検波する直交検波部と、前記直交検波部の出力に対して距離方向にバンドパスフィルタを掛けて、前記バンドパスフィルタの結果から血流成分を抽出するために距離ごとにフィルタ特性の異なる時間軸上のフィルタをドブラ方向に掛けるフィルタユニットと、前記フィルタユニットの出力に基づいて、各バンドに対して、速度、分散、パワー等の血流成分情報を推定し、それらを元に最終的な速度、分散、パワーを推定する血流成分情報計算部とを具備する。

40

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、広帯域の超音波を送受信した場合でも、クラッタ成分を血流成分から効果的に分離してクラッタ成分が抑圧された血流画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

50

【図 1】本発明の第 1 実施形態に係るカラードブラ超音波診断装置の構成を示す図である。

【図 2】図 1 の 2 次元フィルタユニットの処理手順を示す図である。

【図 3】図 1 の受信回路から出力される直交検波を受けた複素信号（I Q 信号）の 2 次元周波数特性の一例を示す図である。

【図 4】第 1 実施形態に係る第 1 変形例による処理手順を示す流れ図である。

【図 5】第 1 実施形態に係る第 2 変形例による処理手順を示す流れ図である。

【図 6】図 5 の B P F における 3 種の通過帯域の関係を示す図である。

【図 7】本発明の第 2 実施形態に係る 2 次元フィルタユニットの処理手順を示す図である。

【図 8】図 7 において、第 1 の直交変換によるフーリエ周波数 f_n と速度 V_n との関係を示す図である。

【図 9】図 8 の折返し解除後の速度 V_n を示す図である。

【図 10】第 1 実施形態に係る第 2 変形例の 2 次元フィルタユニットの構成を示す図である。

【図 11】パケットを示す図である。

【図 12】広帯域超音波で送受信を行ったときの従来のバンドパスフィルタリングではクラッタ成分を血流成分から分離できないという問題を示す図である。

【図 13】生体での周波数依存減衰による受信周波数を送信周波数とともに示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

図 1 は、第 1 実施形態に係るカラードブラ超音波診断装置の構成を示している。超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有する。圧電振動子の前側には音響整合層が配置される。圧電振動子の背側にはバックリング材等が配置される。電気的な 2 次元又は 3 次元スキャンが可能のように複数の圧電振動子は 2 次元又は 3 次元状に配列される。送信回路 2 は、プローブ 1 の圧電振動子にパルス信号を印加する。それにより超音波が発生される。超音波プローブ 1 の圧電振動子は、被検体からの超音波エコーを電気信号に変換する。

【0019】

送信回路 2 は、操作者によるモード選択に従って、制御ユニット 3 の制御のもとで送信超音波の帯域を比較的広帯域と比較的狭帯域とで切り替えることができるように構成される。B モードでは比較的広帯域の超音波が選択される。第 1 のカラードブラモードでは比較的狭帯域の超音波が選択される。第 2 のカラードブラモードでは比較的広帯域の超音波が選択される。第 2 のカラードブラモードで用いられる帯域は B モードでのそれよりも広帯域であってもよい。なお、第 1 のカラードブラモードで選択される帯域は従来のカラードブラモードのそれと等価である。第 1 のカラードブラモードでは、従来のそれと同じバンドパスフィルタでクラッタ成分が血流成分から分離される。第 2 のカラードブラモードでは、本実施形態で特徴的な 2 次元フィルタでクラッタ成分が血流成分から分離される。詳細は後述する。

【0020】

ここで、超音波の広帯域化について説明する。送信周波数 f_0 の逆数が送信周期 T_0 であり、超音波 1 周期 T_0 の時間長さを持つ超音波パルスをバースト 1 波のパルス、2 周期「 $2 \cdot T_0$ 」の時間長さを持つ超音波パルスをバースト 2 波のパルス、M 周期「 $M \cdot T_0$ 」の時間長さを持つ超音波パルスをバースト M 波のパルスとそれぞれ呼び、1 波、2 波、... M 波をバースト波数と呼ぶ。送信周期にバースト波数を掛けた値がパルス長に相当する。典型的には広帯域は、送信周波数 f_0 、バースト波数 3 未満であるのバースト波数 M の超音波により発生される。狭帯域は、送信周波数 f_0 、バースト波数 3 以上であるのバースト波数 M の超音波により発生される。なお、広帯域は、必ずしもバースト波数が 3 未満のパルスによってのみで定義されるものではない。例えば、バースト波のエンベロープ上

10

20

30

40

50

の半値幅 ΔW と周期 T との比「 $\Delta W / T$ 」で定義してもよい。この比を用いた場合、広帯域は、「 $\Delta W / T$ 」= 2.2 以下となる。また、超音波のスペクトラムの比帯域 = $\Delta W / f_c$ (ΔW : 半値幅、 f_c : スペクトラム中心周波数) で広帯域の範囲を定義してもよい。この場合、比帯域 = $\Delta W / f_c = 0.3$ 以上が「広帯域」に相当する。

【0021】

超音波プローブ 1 から被検体 P に送信された超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。エコー信号は超音波プローブ 1 で受信される。このエコーの振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数

10

【0022】

送信回路 2 は、パルス発生器、送信遅延部およびパルサを有している。パルス発生器は、所定のレート周波数 f_r Hz (周期: $1 / f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延部は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各チャンネルのレートパルスに与える。パルス発生器は、各チャンネルごとにレートパルスに基づくタイミングでプローブ 1 に駆動パルスを印加する。

【0023】

受信回路 4 は、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延部、加算器、直交検波回路を有している。プリアンプは、プローブ 1 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部は、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後、加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。直交検波回路は、第 1、第 2 カラードプラモードで機能する。直交検波回路は、エコー信号に対して送信超音波と同相の参照信号とミキシングし、またエコー信号に対して送信超音波と $\pi / 2$ だけ位相の異なる参照信号とミキシングする。この直交検波信号を、以下、IQ 信号と称する。

20

【0024】

B モード処理ユニット 5 は、受信回路 4 のエコー信号から、対数増幅、包絡線検波処理などの処理により、B モード画像のデータを発生する。

30

【0025】

受信回路 4 の出力にはハイパスフィルタ 6 と 2 次元フィルタユニット 7 とが接続される。制御ユニット 3 の制御により、第 1 カラードプラモードではハイパスフィルタ 6 が機能し、第 2 カラードプラモードでは 2 次元フィルタユニット 7 が機能する。ハイパスフィルタ 6 は、従来と同様のウォールフィルタと呼ばれる時間軸上の 1 次元のハイパスフィルタによって、クラッタ成分を抑圧し、血流成分を抽出する。2 次元フィルタユニット 7 については後述する。

【0026】

カラードプラ処理ユニット 8 は、ハイパスフィルタ 6 又は 2 次元フィルタユニット 7 から受け取ったエコー信号のドプラ効果による偏移周波数を取り出し、移動体として主に血流成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流データを多点について個々に求める。デジタルスキャンコンバータ (DSC) ととも呼ばれる座標変換ユニット 9 は、平均速度画像、分散画像、パワー画像などの血流画像の超音波走査手順に応じた座標系を一般的な直交座標系に変換する。血流画像は、画像合成ユニット 10 において B モード画像と合成され、モニタ 11 に表示される。

40

【0027】

2 次元フィルタユニット 7 の詳細について以下説明する。本実施形態の 2 次元フィルタユニット 7 は、ハイパスフィルタ 6 では血流成分とクラッタ成分とを分離できなかったほどの広帯域を選択したときであっても、血流成分とクラッタ成分との分離を実現する。ハ

50

イパスフィルタ 6 はドブラ周波数の 1 次元でしか観測していないが、超音波周波数とドブラ周波数との 2 次元フィルタリングを着想すると、ハイパスフィルタ 6 では分離できなかった血流成分とクラッタ成分も分離可能になる。

【 0 0 2 8 】

本実施形態では、距離方向に第 1 の直交変換を行い、ドブラ検出のためのパケット方向に第 2 の直交変換を行うことで、2 次元の直交空間に分割し、その 2 次元空間上で血流成分とクラッタ成分を分別するフィルタを掛ける。第 1 の直交変換としては窓関数を掛けた後に離散的フーリエ変換を行う。第 2 の直交変換としては、離散的フーリエ変換、直交多項式空間への変換、離散的コサイン変換、Karhunen-Loeve 変換等の変換を行う。2 次元空間上でフィルタを掛けた後に、第 2 の直交変換の逆変換を行い、更に前記第 1 の直交変換の逆変換を行い、すべて時間軸に戻した上で、カラードブラ処理ユニット 8 で速度、パワー、分散を推定する。カラードブラ処理ユニット 8 の処理は第 1、第 2 カラーモードで共通である。第 1 の直交変換の逆変換を行わないで、超音波周波数の各帯域毎に速度、パワー、分散を推定し、特に速度に関しては超音波周波数に比例することを利用して、より精度の高い値にすることも可能である。

10

【 0 0 2 9 】

広帯域の送受信を行った場合のカラードブラ超音波診断装置において、1 次元方向から見たドブラ周波数からでは分離不可能だった血流成分とクラッタ成分を、本実施形態では超音波周波数というもうひとつの次元を加えることによって、分離が可能となり、従来技術の方法ではクラッタ成分が多く含まれる画像のクラッタ成分を抑圧することが可能になる。

20

【 0 0 3 0 】

更に、広帯域の送受信を行った場合には、生体の周波数依存減衰があるために、一般に受信中心周波数を知ることが困難であり、そのために正確な速度値を推定することが困難であったが、本方式では各周波数毎に分割して速度値を求めるので、正確な速度値を推定することが可能になる。更に、折り返し速度よりも速い速度を推定することが可能になる。

【 0 0 3 1 】

上述したとおり、受信回路 4 の直交検波回路で、周波数 f_0 でミキシングされた I Q 信号が発生される。超音波 R F 信号周波数とドブラ周波数の関係は、超音波 I Q 信号周波数とドブラ周波数においては図 3 に示すようになる。

30

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、まず、距離方向に第 1 の直交変換を行う (S 1)。次に第 1 の直交変換を行った結果に対してドブラ方向に第 2 の直交変換を行う (S 2)。第 1 および第 2 の直交変換がともに離散的フーリエ変換の場合には、その結果は図 3 のようになる。R F 周波数 f_0 つまり I Q 周波数 0 でのウォールフィルタのカットオフ周波数がドブラ周波数上で f_{c0} とした場合に、I Q 周波数 f でのカットオフ周波数 $f_c(f)$ が、

【 数 3 】

$$f_c(f) = \frac{f_{c0}}{f_0} (|f| + f_0) \quad (3)$$

40

【 0 0 3 3 】

となるようなハイパスフィルタを構成する (S 3)。つまり、図 3 において、クラッタ部分をカットするようなフィルタである。ここで言うフィルタとは周波数軸上での処理であるので、2 次元の各周波数成分に対して適切な係数を乗算することである。次に、第 2 の直交変換の逆変換を行い (S 4)、更に第 1 の直交変換の逆変換を行う (S 5)。こうすることで、信号はクラッタ成分を除去した I Q 信号になったので、後は従来技術と同じ手法で自己相関法により速度、分散、パワーを推定することができる (S 6)。

【 0 0 3 4 】

第 1 および第 2 の直交変換が離散的フーリエ変換の場合には、それぞれ 1 次元の変換を

50

行う代わりに、2次元離散的フーリエ変換を行っても良い。逆変換も2次元離散的逆フーリエ変換を使うことができる。離散的フーリエ変換の場合は、変換の前に窓関数が必要であるので、所定の窓関数を掛けてから変換を行う。

【0035】

ドブラ方向には通常6～20程度のデータしか存在しない。そのような小さいデータサイズに対して窓関数を掛けて離散的フーリエ変換を行うと、血流成分の感度が低下してしまう。また、離散的フーリエ変換では原理的に観測時間以上の低周波成分を分離できないので、低周波成分からなるクラッタ成分を十分に除去できない。

【0036】

そこで、第2の直交変換として直交多項式空間による変換を行う。直交多項式とはルジャンドル多項式に適切な係数を掛けたものを直交基底とするものである。直交多項式空間を用いてウォールフィルタを構成する方法は、以下の文献に記載されている。

【0037】

Steinar Bjaerum, Hans Torp, "Clutter filter design for ultrasound color flow imaging", IEEE Transaction on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, Vol.49, No.2, pp.204-216, Feb., 2002

直交多項式空間の良い点は、周期関数である必要がないので、窓関数が不要な点である。更に、1次の係数とは直線の成分なので、観測時間内である傾きを持った直線に近似できるような遅い動きのクラッタ成分を検出できるので、そのような遅いクラッタ成分を除去することが可能になる。この直交空間はフーリエ周波数空間とは異なるので、図6のようには表現できないが、直交多項式空間の周波数（ここでは直交変換した後の結果を周波数と呼ぶことにする。通常の意味での周波数はフーリエ周波数と記述する。）が、フーリエ空間でどのような周波数を持つかは、Z変換を使えば簡単に対応付けができる。この対応に従って、フーリエ周波数軸で $fc(f)$ となるカットオフ周波数を持つようなフィルタを、「距離方向フーリエ周波数+ドブラ方向直交多項式周波数」の2次元空間で掛けてやれば、クラッタ成分を効果的に除去するフィルタを掛けることができる。

【0038】

それ以外に、第2の直交変換としては、離散的コサイン変換を使用することができる。離散的コサイン変換も周期関数を仮定していないので窓関数が不要である。また、第2の直交変換としては、Karhunen-Loeve変換を使用することができる。Karhunen-Loeve変換は信号の統計的性質から、最大の主成分を含む直交成分に分解する方法である。直交変換には必ず逆変換が存在するので、直交空間の周波数軸上でフィルタを掛けた後に逆変換して元の時間軸に戻すことができる。

【0039】

図4には第1実施形態に関する第1の変形例の手順を示している。この第1の変形例が第1実施形態と相違する点は、第2の直交変換(S2)を行わずに、第2の直交空間上での周波数軸上でのフィルタと等価の処理を時間軸上で行うようなフィルタを第1の直交変換出力の各周波数に対して距離毎に行うことにある(S7、S8、S9)。この方式だと、第1の直交変換に距離方向の離散的フーリエ変換を行い、それぞれの周波数に対して、従来技術のウォールフィルタ(時間軸上のウォールフィルタ)をカットオフ周波数を変えて掛けた出力を加算して(S10)、その後離散的逆フーリエ変換を行うことになる。第1の実施形態とこの第1変形例は、数学的に等価な処理である。

【0040】

図5には第1実施形態に関する第2の変形例の手順を示している。この第2の変形例が第1実施形態と相違する点は、第1、第2の直交変換(S1、S2)をともに行わずにすべて時間軸の処理であることにある。図6、図10に示すように通過帯域の異なる複数のバンドパスフィルタ(BPF)によってIQ信号を距離ごとに第1の直交変換の周波数帯域のグループに分割する(S11、S12、S13)。その分割した信号に対して後は第1の実施形態の第1変形例と同じ処理を行う。この様子を周波数軸上で示したのが図6である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

(第2実施形態)

本実施形態の構成は第1実施形態と同じである。図7に本実施形態による2次元フィルタリング処理の手順を示している。第2の直交変換の逆変換を行うところ(S1~S4)までは、第1実施形態と同じである。

【 0 0 4 2 】

第2の直交変換の逆変換を行った後は、第1の直交変換の逆変換は実施しない。第1の周波数軸上のままで、それぞれの周波数成分において、速度、分散、パワーを推定する(S21、S22、S23)。速度、分散、パワーは、ドプラ周波数軸上のパラメータなので、第1の実施形態と同じ処理で推定が可能である。

10

【 0 0 4 3 】

ここで、第1の直交変換を離散的フーリエ変換とする。なお第2の直交変換の手法には限定はなく、任意の直交変換手法でよい。第1の直交変換のフーリエ周波数が f_n の場合に、速度 V_n 、分散 T_n 、パワー P_n が得られたとする。但し、 V_n は自己相関関数の偏角を -0.5 から $+0.5$ に範囲に規格化した速度とする。 f_n と V_n をグラフに描くと図8のように折返しが生じる。この折返しを解除(アンラップ)してつなげると図9のようになる。図9の直線の傾きを最小2乗法で求めて、 a という値が得られたとすると、(1)式の両辺をPRFで割ったものが規格化速度で、 $f_{RF}=f_0+f_n$ だから、

【数4】

$$v_n = \frac{2v}{c \cdot PRF} (f_0 + f_n) \quad (4)$$

20

【 0 0 4 4 】

よって、図10(b)の直線の傾き a が、

【数5】

$$a = \frac{2v}{c \cdot PRF} \quad (5)$$

【 0 0 4 5 】

となる。これより、速度 v が以下の式で求められる。

30

【数6】

$$v = \frac{a \cdot c \cdot PRF}{2} \quad (6)$$

【 0 0 4 6 】

この速度 v は、広帯域の受信エコーを狭帯域に分割して得られた各ドプラ周波数から求めた速度を最小2乗法によって求めたもので、広帯域のドプラ信号から直接求めたものに比べて精度が高いと同時に、折り返し速度以上の速度も得ることが可能である。つまり最終的な速度、分散、パワーは、各フーリエ周波数毎の速度値から最小2乗法によって直線の傾きを求め、その傾きから最終的な速度を求める。図8においてアンラップが正しく得られる程度までは、速い流速を正しく得ることができる。

40

【 0 0 4 7 】

第2実施形態に関する第1、第2変形例としては、第1実施形態の第1、第2の変形例それぞれにおいて、「第2の直交変換を利用した時間軸上のフィルタを掛ける」のブロック以降を、第2実施形態の「自己相関法により速度、分散、パワーを推定する」以降のブロックに置き換えた方法が考えられる。

【 0 0 4 8 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実

50

施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0049】

本発明は、広帯域の超音波を送受信した場合にクラッタ成分と血流成分のドプラ周波数帯域が広がることにより両者の帯域が重なり、クラッタ成分を血流成分から分離することが困難になり、それによってクラッタ成分の多い血流画像になってしまうという問題を解決することが要求される分野に利用可能性がある。

【符号の説明】

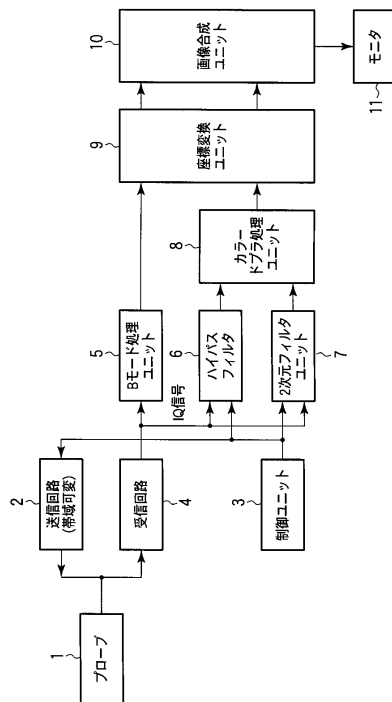
【0050】

1 ... 超音波プローブ、2 ... 送信回路、3 ... 制御ユニット、4 ... 受信回路、5 ... Bモード処理ユニット、6 ... ハイパスフィルタ、7 ... 2次元フィルタユニット、8 ... カラードプラ処理ユニット、9 ... 座標変換ユニット、10 ... 画像合成ユニット、11 ... モニタ。

10

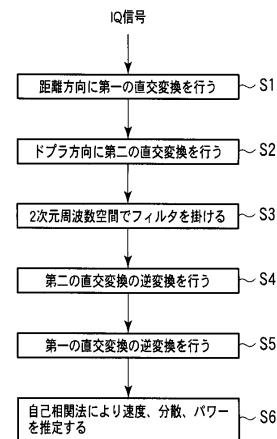
【図1】

図1

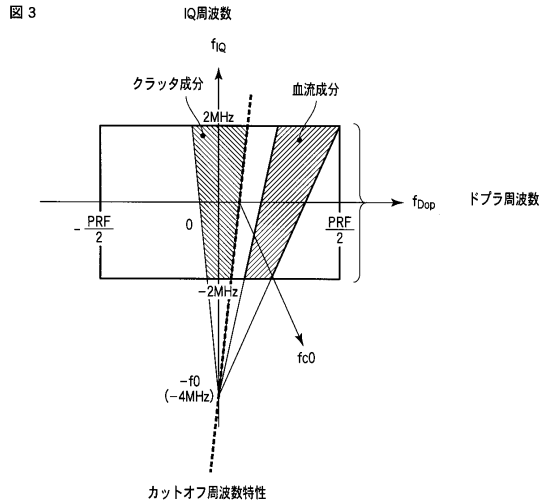


【図2】

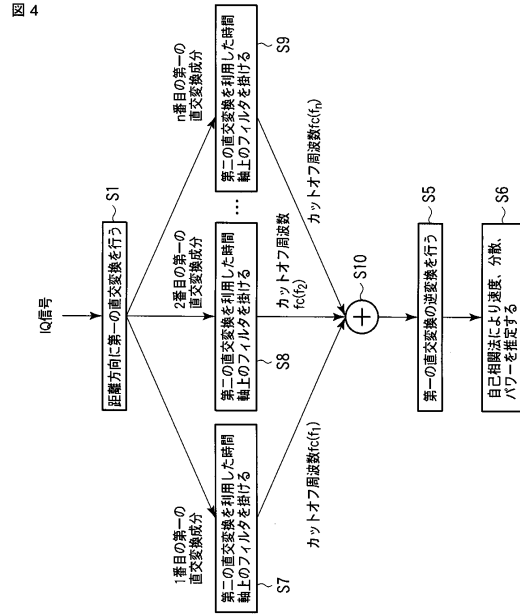
図2



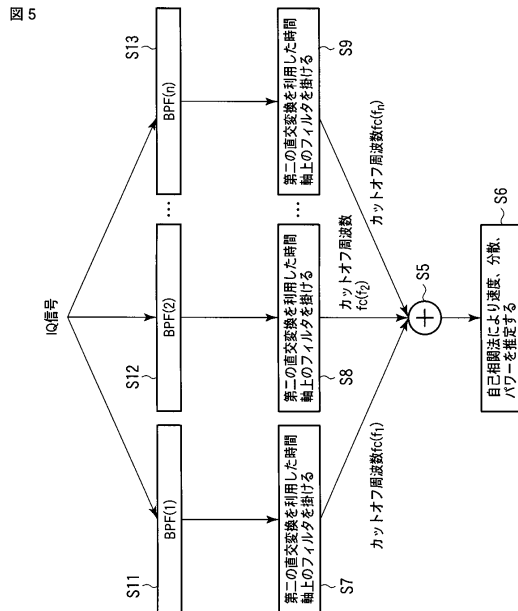
【図 3】



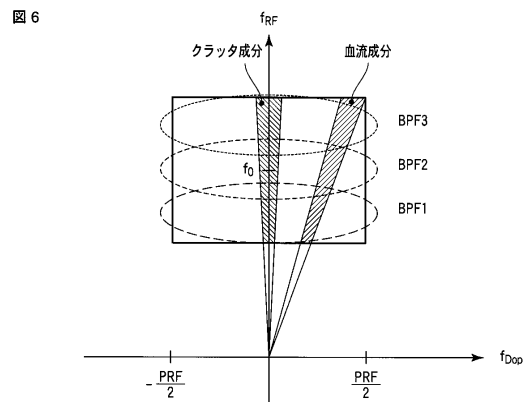
【図 4】



【図 5】

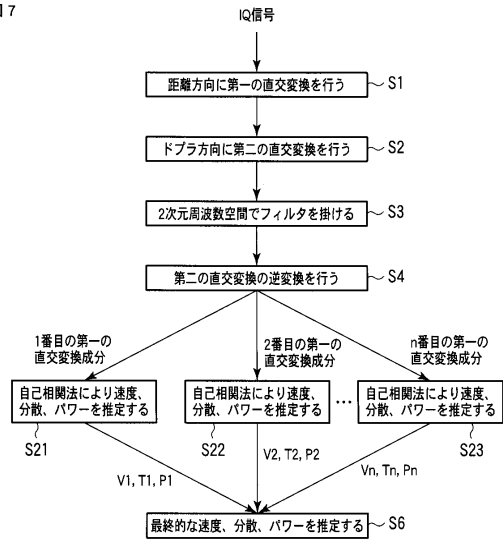


【図 6】



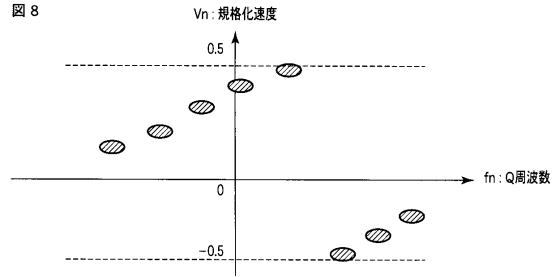
【図 7】

図 7



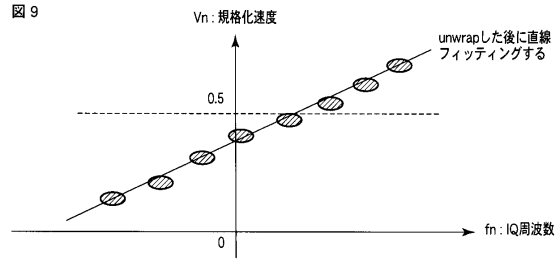
【図 8】

図 8



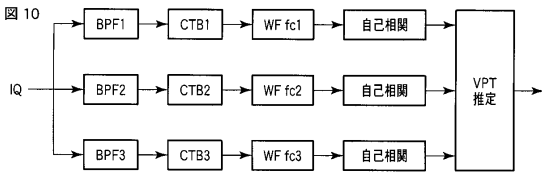
【図 9】

図 9



【図 10】

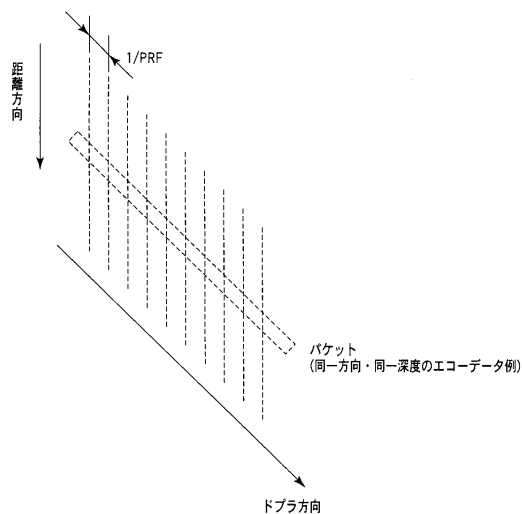
図 10



【図 11】

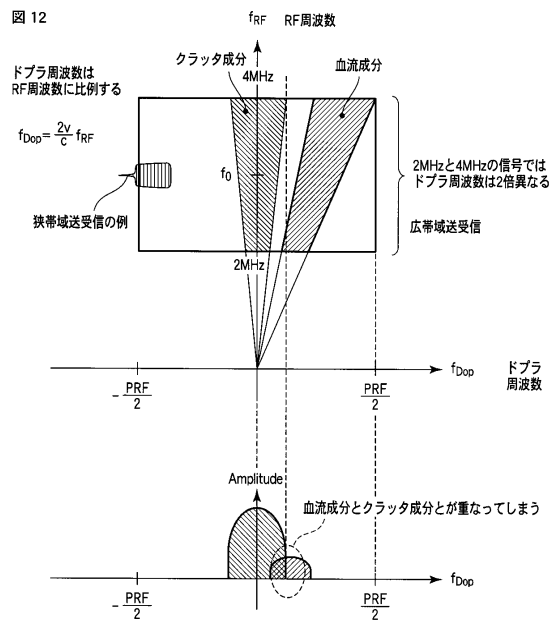
図 11

同一方向送受信繰り返し



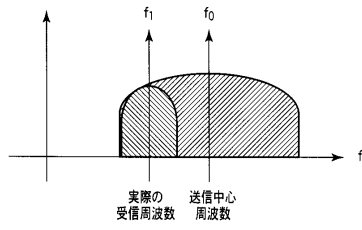
【図 12】

図 12



【図 13】

図 13



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 佐藤 武史
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 杉田 翠

- (56)参考文献 特表2008-511415(JP,A)
特開2005-312773(JP,A)
特開2005-152675(JP,A)
特開平4-218143(JP,A)
Peter Munk et al., A new approach for the estimation of the axial velocity using ultra sound, Ultrasonics, 2000年, vol.37, pp.661-665

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15
G01N29/00-29/02
29/04-29/06
29/09
29/12-29/26

29 / 28 - 29 / 30

29 / 38

29 / 44

JSTPlus(JDreamIII)

JMEDPlus(JDreamIII)

专利名称(译)	彩色多普勒超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5398514B2	公开(公告)日	2014-01-29
申请号	JP2009289634	申请日	2009-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5238 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/HH08 4C601/HH35 4C601/JB31 4C601/JB49 4C601/KK02 4C601/KK18		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP2011125635A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在发送和接收宽带超声波时，也要将杂波成分与血流成分分开。彩色多普勒超声诊断设备包括超声探头1，通过超声探头在超声探头1和对象之间发送超声波的发送电路2，以及超声探头接收电路4，用于接收声学回声并进行正交检测，相对于正交检测输出在距离方向上的第一正交变换，以及相对于第一正交变换的结果在多普勒方向上执行第二正交变换尺寸滤波器从获得的频率数据中提取血流分量，并将第二正交变换的逆变换和第一正交变换的逆变换逆序变换为二维滤波器的输出并且血流分量信息计算单元9用于基于滤波器单元的输出计算血流分量信息。点域1

