

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-110656

(P2018-110656A)

(43) 公開日 平成30年7月19日(2018.7.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2017-2041 (P2017-2041)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成29年1月10日 (2017.1.10)		コニカミノルタ株式会社
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
		(74) 代理人	100105050
			弁理士 鷲田 公一
		(74) 代理人	100155620
			弁理士 木曾 孝
		(72) 発明者	北垣 育大
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
			ニカミノルタ株式会社内
		(72) 発明者	國田 政志
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
			ニカミノルタ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 DD03 DE04 DE05 EE04 EE09
			GB03 JB24 JB41 JB45 JB49
			JB51 JC37 KK12 KK24

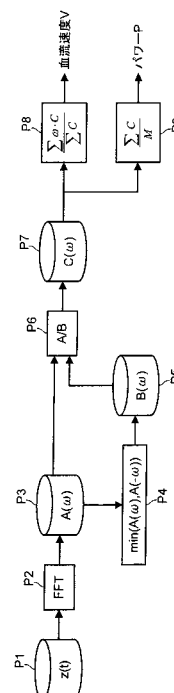
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置の制御装置、超音波診断装置およびクラッター成分低減方法

(57) 【要約】

【課題】低流速の血流検出時にも、クラッター成分を低減して血流信号を正確に検出することができる超音波診断装置の制御装置、超音波診断装置およびクラッター成分低減方法を提供する。

【解決手段】超音波探触子が受信した反射超音波に基づいて生成した受信信号を取得し、受信信号に基づいて生成したドップラー信号を用いて超音波画像を生成する超音波画像生成部を有し、超音波画像生成部は、ドップラー信号に基づいて周波数スペクトルを生成し、周波数スペクトルにおける正負の周波数に関する対称性に基づいて、周波数スペクトルからクラッター成分を低減させるクラッター成分低減部を有する。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波診断装置の制御装置であって、

被検体内で反射した反射超音波に基づく受信信号から、ドップラー信号を検波する検波部と、

前記ドップラー信号に基づいて周波数スペクトルを取得し、取得した周波数スペクトルにおいて血流成分の非対称性と区別されるクラッター成分の対称性に基づいて、取得した周波数スペクトルからクラッター成分を低減させるクラッター成分低減部と、

を有する、

制御装置。

10

【請求項 2】

前記クラッター成分低減部は、生成した前記周波数スペクトルに含まれる前記クラッター成分が有する周波数の正負に対する対称性に基づいて、前記周波数スペクトルから前記クラッター成分を低減させる、

請求項 1 に記載の制御装置。

【請求項 3】

前記クラッター成分低減部は、生成した前記周波数スペクトル $A(\omega)$ を正負反転させた周波数スペクトル $A(-\omega)$ の強度と、元の周波数スペクトル $A(\omega)$ の強度とを周波数 ω 毎に比較し、大きくない方の強度を選択して前記クラッター成分の周波数スペクトル $B(\omega)$ を生成し、元の周波数スペクトル $A(\omega)$ から前記クラッター成分の周波数スペクトル $B(\omega)$ を減算して前記クラッター成分を低減させた周波数スペクトルを生成する、

20

請求項 1 または 2 に記載の制御装置。

【請求項 4】

前記クラッター成分低減部は、前記周波数スペクトル $A(\omega)$ の周波数 ω 毎に、周波数 ω に対する周波数スペクトル $A(\omega)$ の強度と、逆符号の周波数 $-\omega$ に対する周波数スペクトル $A(-\omega)$ の強度と、を算出して差分 $d = A(\omega) - A(-\omega)$ をとり、 $d \geq 0$ の場合は $C(\omega) = d$ 、 $d < 0$ の場合は $C(\omega) = 0$ となるような新たな周波数スペクトル $C(\omega)$ を生成し、前記新たな周波数スペクトル $C(\omega)$ を前記周波数スペクトル $A(\omega)$ から前記クラッター成分を低減した周波数スペクトルとする、

30

請求項 1 または 2 に記載の制御装置。

【請求項 5】

前記クラッター成分低減部は、前記周波数スペクトル $A(\omega)$ における正の全周波数に対する強度の平均と、負の全周波数に対する強度の平均とが等しくなるように前記周波数スペクトルを正負いずれかにシフトした周波数スペクトル $A'(\omega)$ を生成し、周波数スペクトル $A'(\omega)$ から前記クラッター成分を低減させた後に前記シフトと反対方向に同じ量だけシフトして前記クラッター成分を低減させた前記周波数スペクトルを生成する、

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の制御装置。

【請求項 6】

前記クラッター成分低減部は、前記クラッター成分を低減させた周波数スペクトルに対して平滑化処理を行う、

40

請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の制御装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の制御装置と、

前記クラッター成分を低減させた前記周波数スペクトルに基づいて超音波画像を表示装置に表示させる表示処理部と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波を送信し、送信された超音波が被検体の反射面で反射された反射超音波を受信する超音波探触子と接続可能な超音波診断装置のクラッター成分低減方法であって、

50

前記超音波探触子から超音波を送信させるための送信信号を生成し、
前記超音波探触子の受信した反射超音波に基づいて受信信号を生成し、
前記受信信号に基づいてドップラー信号を生成し、前記ドップラー信号に基づいて超音波画像を生成し、
前記ドップラー信号に基づいて周波数スペクトルを生成し、前記周波数スペクトルにおける正負の周波数に関する対称性に基づいて、前記周波数スペクトルからクラッター成分を低減させる、
クラッター成分低減方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用した超音波診断装置の制御装置、超音波診断装置およびクラッター成分低減方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に送信し、その反射エコーに含まれる情報を解析することにより、被検体内の画像を作成する。超音波診断装置では、カラーフローマッピング（Color Flow Mapping、以下CFMと略す場合がある）と呼ばれる手法によって被検体内の血流を画像化することが可能であり、医療分野全般において、血流状態を表示することのできる超音波診断装置が広く利用されている。

20

【0003】

カラーフローマッピングはドップラー効果を利用する手法である。超音波が血流を照射すると、ドップラー効果により血流速度や反射強度に応じたドップラー偏移が反射エコーに生じる。このドップラー偏移の情報を直交検波によって検出し、MTI（Moving Target Indicator）フィルターと呼ばれるハイパスフィルター処理、自己相関処理およびノイズカット処理を施すことによって、血流速度、パワー（反射強度）、分散等に関する情報が得られる。

【0004】

カラーフローマッピングにより血流を検出する際、低流速の血流にクラッター成分（血流検出に不要な血管壁や組織等の情報）が現れることがある。血流信号にクラッター成分が混入すると、血流を正確に検出することが困難となる。このため、低流速の血流信号からクラッター成分を低減することが要望されている。血流信号からクラッター成分を低減する技術として、例えば特許文献1に開示された技術がある。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2000-342585号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

超音波診断装置を用いた血流検出においては、クラッターを低減する手段の一つとして、MTIフィルターのようなハイパスフィルターが用いられる。フィルターの周波数特性を調整することで、クラッターを低減することができる一方、低流速血流の検出性能が落ち、本来血流が存在する領域に血流を検出できなくなる場合がある。反対に、低流速血流を検出できるようにフィルターの周波数特性を調整すると、クラッターによるノイズが画像上に大きく現れてしまったり、やはり本来血流が存在する領域に血流が存在しないかのような画像となったりする場合がある。

【0007】

特許文献1に開示された技術では、クラッター成分の低減と、低流速血流の検出性能と

50

を両立させるため、クラッター低減において、正規分布モデルを計算して元のスペクトルから減ずるといった処理を行っている。

【0008】

静止している組織からのクラッターは、正規分布に近いスペクトルとなるため、特許文献1に開示された技術を用いて低減できる。しかしながら、例えば心臓付近において心臓の拍動により組織が動くことで発生するクラッターは、正規分布とはかけ離れたスペクトルとなるため、特許文献1に開示された技術では低減できず、減算後のスペクトルにもクラッター成分が残ってしまうことがある。また、特許文献1に開示された技術では、血流とクラッターのパワーが近い場合には、クラッター成分だけでなく、血流信号も低減してしまうことがある。このような場合、正確に血流を検出することが困難となる。

10

【0009】

本発明は、低流速の血流検出時にも、クラッター成分を低減して血流信号を正確に検出することができる超音波診断装置の制御装置、超音波診断装置およびクラッター成分低減方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の制御装置は、超音波診断装置の制御装置であって、被検体内で反射した反射超音波に基づく受信信号から、ドップラー信号を検波する検波部と、前記ドップラー信号に基づいて周波数スペクトルを取得し、取得した周波数スペクトルにおいて血流成分の非対称性と区別されるクラッター成分の対称性に基づいて、取得した周波数スペクトルからクラッター成分を低減させるクラッター成分低減部と、を有する。

20

【0011】

本発明の超音波診断装置は、上記した制御装置と、前記クラッター成分を低減させた前記周波数スペクトルに基づいて超音波画像を表示装置に表示させる表示処理部と、を有する。

【0012】

本発明のクラッター成分低減方法は、超音波を送信し、送信された超音波が被検体の反射面で反射された反射超音波を受信する超音波探触子と接続可能な超音波診断装置のクラッター成分低減方法であって、前記超音波探触子から超音波を送信させるための送信信号を生成し、前記超音波探触子の受信した反射超音波に基づいて受信信号を生成し、前記受信信号に基づいてドップラー信号を生成し、前記ドップラー信号に基づいて超音波画像を生成し、前記ドップラー信号に基づいて周波数スペクトルを生成し、前記周波数スペクトルにおける正負の周波数に関する対称性に基づいて、前記周波数スペクトルからクラッター成分を低減させる。

30

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、低流速の血流検出時にも、クラッター成分を低減して血流信号を正確に検出することができる超音波診断装置の制御装置、超音波診断装置およびクラッター成分低減方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0014】

【図1】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を例示した図

【図2】超音波画像診断装置のハードウェアの主要な構成を示す図

【図3】Cモード画像生成部の内部構成を示すブロック図

【図4A】直交検波回路の内部構成を示すブロック図

【図4B】複素平面表示の複素ドップラー信号を示す図

【図5A】クラッター成分低減部によるクラッター成分低減処理の考え方について説明するための図

【図5B】クラッター成分低減部によるクラッター成分低減処理の考え方について説明するための図

50

【図 5 C】クラッター成分低減部によるクラッター成分低減処理の考え方について説明するための図

【図 5 D】クラッター成分低減部によるクラッター成分低減処理の考え方について説明するための図

【図 5 E】クラッター成分低減部によるクラッター成分低減処理の考え方について説明するための図

【図 5 F】クラッター成分低減部によるクラッター成分低減処理の考え方について説明するための図

【図 6】クラッター成分低減部におけるクラッター成分低減処理の過程を説明するための図

10

【図 7】クラッター成分低減部におけるクラッター成分低減処理の過程の他の例を説明するための図

【図 8】周波数スペクトル $C(\omega)$ に基づいて血流速度 V およびパワー P を算出する他の方法について説明するための図

【図 9 A】クラッター追従処理の考え方について説明するための図

【図 9 B】クラッター追従処理の考え方について説明するための図

【図 9 C】クラッター追従処理の考え方について説明するための図

【図 9 D】クラッター追従処理の考え方について説明するための図

【図 10 A】本発明を適用した超音波診断装置によるクラッター成分低減処理の効果を説明するための図

20

【図 10 B】本発明を適用した超音波診断装置によるクラッター成分低減処理の効果を説明するための図

【図 10 C】本発明を適用した超音波診断装置によるクラッター成分低減処理の効果を説明するための図

【図 10 D】本発明を適用した超音波診断装置によるクラッター成分低減処理の効果を説明するための図

【図 10 E】本発明を適用した超音波診断装置によるクラッター成分低減処理の効果を説明するための図

【発明を実施するための形態】

【0015】

30

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示した例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能および構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0016】

< 超音波診断装置 100 の構成 >

図 1 は、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 100 の構成を例示した図である。図 1 に示すように、超音波診断装置 100 は、制御器 1 および操作部 2 を備える。制御器 1 は、本発明の制御装置の一例である。制御器 1 は、送信部 3、受信部 4、B モード画像生成部 5、ROI 設定部 6、C モード画像生成部 7、表示処理部 8 および制御部 9 を含んでいる。

40

【0017】

図 2 は、超音波診断装置 100 のハードウェアの主要な構成を示す図である。ハードウェアの観点では、超音波診断装置 100 は、例えば、パルサー 52、増幅器 53、AD コンバータ 54、送信ビームフォーマー 55、受信ビームフォーマー 56、B モード画像処理部 58、C モード画像処理部 59、メモリ 60 および演算処理部 61 を有する。

【0018】

超音波探触子 101 は、超音波を送受信する複数の圧電変換素子 51 を含み、ケーブルとコネクタまたは無線通信手段等を介して超音波診断装置 100 に接続される。パルサー 52、AD コンバータ 54 および増幅器 53 は、圧電変換素子 51 の数に対応して複数用意される。メモリ 60 には、図 1 に示す各構成要素の機能を実現するための手順を規定し

50

たプログラム、および、各構成要素を所定の手順で動作させることにより、超音波診断装置 100、超音波探触子 101 および表示器 102 を制御し、以下の B モード画像および C モード画像の生成および表示するための手順を規定したプログラムが記憶されている。これらのプログラムがメモリ 60 から逐次読み出され、演算処理器 61 により実行される。

【0019】

図 1 に示す各構成要素は、図 2 に示すハードウェアによって構成される。

【0020】

送信部 3 は、図 2 に示すパルサー 52 および送信ビームフォーマー 55 に対応する。受信部 4 は、図 2 に示す増幅器 53、A/D コンバータ 54 および受信ビームフォーマー 56 に対応する。B モード画像生成部 5 は図 2 に示す B モード画像処理器 58 に、C モード画像生成部 7 は図 2 に示す C モード画像処理器 59 に、表示処理部 8 は B モード画像処理器 58 および C モード画像処理器 59 に、それぞれ対応する。

10

【0021】

一方、ROI 設定部 6 の機能は、ソフトウェアによって実現される。具体的には、メモリ 60 に記憶されたプログラムを演算処理器 61 が実行することにより、ROI 設定部 6 の機能が実現される。つまり、ROI 設定部 6 は、プログラムによって構成されているともいえる。

【0022】

上述したハードウェアの構成は一例であって種々の改変が可能である。例えば、B モード画像生成部 5 や C モード画像生成部 7 の機能は、ソフトウェアにより実現されてもよい。また、送信ビームフォーマー 55 および受信ビームフォーマー 56 の機能は、ソフトウェアにより実現されてもよい。演算処理器 61 およびメモリ 60 を含むパソコンを、図 2 に示すハードウェアの代わりに用いてもよい。

20

【0023】

また、制御器 1 の各機能ブロックについて、各々の機能ブロックの一部または全部の機能を、典型的には集積回路である LSI (Large Scale Integration) として実現することもできる。各機能ブロックを実現する LSI は、個別に 1 チップ化されてもよいし、一部または全てを含むように 1 チップ化されてもよい。なお、ここでは、LSI としたが、集積度の違いにより、IC (Integrated Circuit)、システム LSI、スーパー LSI、ウルトラ LSI と呼称されることもある。

30

【0024】

また、集積回路化の手法は LSI に限るものではなく、専用回路または汎用プロセッサで実現してもよい。LSI 製造後にプログラムできる FPG A (Field Programmable Gate Array) や、LSI 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサ (ReConfigurable Processor) を利用してもよい。

【0025】

さらには、半導体技術の進歩または派生する別技術により LSI に置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。

【0026】

40

上述したように、超音波探触子 101 は、一次元方向に配列された複数の圧電変換素子 51 を有し、この圧電変換素子 51 それぞれが後述する送信部 3 からの送信電気信号を超音波へと変換し、超音波ビームを生成する。従って、操作者は、被計測物である被検体表面に超音波探触子 101 を接触させることで、被検体内部に超音波ビームを照射することができる。そして、超音波探触子 101 は、被検体内部からの反射超音波を受信し、複数の圧電変換素子 51 でその反射超音波を受信電気信号へと変換して後述する受信部 4 に供給する。

【0027】

なお、本発明の実施の形態においては、超音波探触子 101 は、一例として、複数の圧電変換素子 51 が一次元方向に配列された超音波探触子 101 を説明するが、本発明はこ

50

れに限定されない。例えば、複数の圧電変換素子が２次元的に配列された超音波探触子や、一次元方向に配列された複数の圧電変換素子が揺動する超音波探触子等を用いるようにしてもよい。また、制御部９の制御に基づいて、送信部３が、複数の圧電変換素子５１のうち、使用する素子を選択し、選択した素子に電圧を与えるタイミングや電圧の値を素子毎に変化させることによって、超音波探触子１０１が送信する超音波ビームの照射位置や照射方向を制御することができる。

【００２８】

また、超音波探触子１０１は、後述する送信部３や受信部４の一部の機能を含んでいてもよい。具体的には、例えば、超音波探触子１０１は、送信部３から出力された送信電気信号を生成するための制御信号（以下、「送信信号」とする。）に基づき、超音波探触子１０１内で送信電気信号を生成し、この送信信号を圧電変換素子５１により超音波に変換するとともに、受信した反射超音波を受信電気信号に変換し、超音波探触子１０１内で受信電気信号に基づき後述する受信信号を生成するようにしてもよい。

10

【００２９】

超音波探触子１０１と超音波診断装置１００とは、ケーブル等を介して電氣的に接続されるように構成されてもよいし、送信信号や受信信号の送受信を無線通信により行うように構成されてもよい。ただし、無線通信を行う構成の場合は、超音波診断装置１００および超音波探触子１０１が無線通信可能な通信部を有する必要がある。

【００３０】

表示器１０２は、超音波診断装置１００（後述する表示処理部８）から出力された画像を表示する表示デバイスである。なお、本実施の形態においては、表示器１０２と超音波診断装置１００とが別体であって、表示器１０２と超音波診断装置１００とが接続された構成を例示しているが、本発明はこれに限定されない。具体的には、例えば、表示器１０２と後述の操作部２とが一体化され、タッチパネルとなってもよい。

20

【００３１】

操作部２は、操作者から入力を受け付け、操作者の入力に基づく指令を超音波診断装置１００、具体的には制御部９に出力する操作デバイスである。操作部２は、例えば、Ｂモード画像のみを表示器１０２に表示させるモード（以下、「Ｂモード」とする。）か、Ｂモード画像上にＣモード画像を表示器１０２に重畳表示させるモード（以下、「Ｃモード」か、を選択する操作者の操作を受け付ける。

30

【００３２】

Ｂモード画像は、反射超音波の振幅強度を輝度で表示することで被検体の内部組織を画像化した画像である。一方、Ｃモード画像は、Ｂモード画像中に指定した関心領域（ＲＯＩ：Region Of Interest）内において、血流情報をカラー表示した画像である。Ｃモード画像は、ＲＯＩ内の血流情報を、例えば、超音波探触子に近づく方向の血流を赤色成分で、遠ざかる方向の血流を青色成分に割り当てて表示した画像であって、Ｂモード画像上に重畳表示される。操作部２は、Ｃモードが選択された場合に、操作者がＲＯＩの位置を指定する操作を受け付ける。

【００３３】

また、操作部２は、Ｃモードが選択された場合に、血流の状態を示す血流信号としての血流速度Ｖにより血流の流速および方向をカラー表示するＶモード、血流信号としての血流のパワーＰにより血流のパワーをカラー表示するＰモード、方向を含めて血流のパワーをカラー表示するｄＰ（方向付パワー）モード等、複数の表示モードからいずれかを選択する操作を受け付ける。

40

【００３４】

送信部３は、圧電変換素子５１を有する超音波探触子１０１から超音波ビームを送信させるための送信信号を生成する。そして、送信部３は、生成した送信信号に基づいて所定のタイミングで高圧の送信電気信号を図示しない電源から超音波探触子１０１に対して供給させ、超音波探触子１０１の圧電変換素子５１を駆動させる。これにより、超音波探触子１０１が、送信電気信号を超音波へと変換し、被検体に対して超音波ビームを照射する

50

。以下では、送信部 3 が行う送信信号の生成処理と、超音波探触子 101 への送信電気信号の供給処理とを合わせて送信処理と称する。

【0035】

送信部 3 は、C モード画像を表示させる場合には、B モード画像を表示させるための送信処理に加え、C モード画像を表示させるための送信処理を行う。具体的には、例えば、B モード画像を表示させるための電気的な送信信号を供給した後に、ROI 設定部 6 で設定された ROI の全方向（全ライン）に対して、C モード画像を表示させるための QSP（Quad Signal Processing：4 列並列受信）用の電気的な送信信号を同一方向（同一ライン）に n （ n は例えば 6 ～ 12）回繰り返し供給する。また、送信部 3 は、送信処理時に B モード画像用の送信処理あるいは C モード画像用の送信処理の付加情報を指定しておき、この付加情報を受信部 4 に供給する。

10

【0036】

受信部 4 は、QSP に対応する反射超音波に基づく電気的な RF（Radio Frequency）信号としての受信信号を生成する受信処理を行う。受信部 4 は、例えば、QSP により超音波探触子 101 で反射超音波を受信し、その反射超音波に基づき変換された受信電気信号に対し、受信電気信号を増幅して A/D 変換を行うことで受信信号を生成する。そして、送信部 3 による送信処理と受信部 4 による受信処理とが複数回繰り返されることで、受信部 4 は複数枚の画像フレームに対応する複数の受信信号を取得する。

【0037】

受信部 4 は、上述したように、送信部 3 から付加情報を取得する。受信部 4 は、取得した付加情報が B モード画像用の付加情報であれば、受信信号を B モード画像生成部 5 に供給し、取得した付加情報が C モード画像用の付加情報であれば受信信号を C モード画像生成部 7 に供給する。以下、B モード画像生成用の受信信号を「B モード受信信号」、C モード画像生成用の受信信号を「C モード受信信号」と称する。

20

【0038】

なお、本発明の実施の形態においては、生成した画像フレームに対応する受信信号を、受信部 4 が、B モード画像用か C モード画像用かを選別して各ブロックに供給する構成としたが、本発明はこれに限定されない。例えば、受信部 4 が生成した画像フレームに対応する受信信号を、B モード画像生成部 5 と C モード画像生成部 7 とが各々選別するようにしてもよい。

30

【0039】

また、上述した例では、C モード画像を表示させるための送信部 3 および受信部 4 の処理は、において QSP を使用する例について説明したが、本発明はこれに限定されず、例えば 6 並列受信等、他の複数並列受信に対応する送信処理・受信処理としてもよい。

【0040】

B モード画像生成部 5 は、主に B モード受信信号の振幅を解析して、被検体の内部構造が画像化されたデータ（「B モード画像データ」）を生成する。B モード画像データは、主に受信信号の信号強度に応じて輝度信号へと変換され、その輝度信号を直交座標系に対応するように座標変換が施された画像信号を含む。B モード画像生成部 5 で生成された B モード画像データは、表示処理部 8 に供給される。

40

【0041】

ROI 設定部 6 は、操作者の操作部 2 に対する操作により指定された B モード画像上の所望の位置に ROI を設定する。そして、ROI 設定部 6 は、B モード画像上の所望の位置に設定された ROI に関する情報を送信部 3 および表示処理部 8 に供給する。送信部 3 は、この ROI に係る情報を用いて、ROI が指定された範囲内の被検体に対して C モードに対応した送信処理を行う。

【0042】

C モード画像生成部 7 は、受信部 4 で取得した C モードでの受信信号に基づいて、C モード画像を生成する。図 3 は、C モード画像生成部 7 の内部構成を示すブロック図である。図 3 に示すように、具体的には、C モード画像生成部 7 は、直交検波回路 71 と、コー

50

ナーターン制御部 72 と、クラッター成分低減部 73 と、ノイズカットフィルター部 74 と、フレーム間フィルター 75 と、C モード画像変換部 76 と、を有し、それぞれ以下の機能を実行する。

【0043】

直交検波回路 71 は、受信部 4 で取得した C モードでの受信信号を直交検波することにより、取得した C モードでの受信信号と、参照信号との位相差を算出し、複素ドップラー信号を取得する。図 4 A は、直交検波回路 71 の内部構成を示すブロック図である。図 4 B は、複素平面表示の複素ドップラー信号を示す図である。

【0044】

図 4 A に示すように、直交検波回路 71 は、乗算部 711、712 と、LPF (Low Pass Filter) 713、714 と、を有する。以下、C モードでの受信信号 (正弦波) を $a \cdot \sin(\omega_0 + \omega_d)t$ で表す。 ω_0 は、参照波の角振動数である。乗算部 711 は、C モードでの受信信号と参照波 ($\sin \omega_0 t$) との乗算を行う。乗算部 712 は、C モードでの受信信号と参照波 ($\cos \omega_0 t$) との乗算を行う。

【0045】

LPF 713 は、乗算部 711 の乗算結果の信号の高周波成分をフィルタリングして、複素ドップラー信号の実成分であるドップラー信号 I として出力する。LPF 714 は、乗算部 712 の乗算結果の信号の高周波成分をフィルタリングして、複素ドップラー信号の虚成分であるドップラー信号 Q として出力する。すると、図 4 B に示すように、ドップラー信号 (I, Q) は、複素平面上では、複素ドップラー信号 $z = I + iQ = A e^{i\theta}$ (i: 虚数単位) として表される。

【0046】

振幅 A、位相 θ は、参照波の角振動数 ω_0 に対応する周波数 f_0 を中心とする帯域の信号成分の振幅、位相である。このようにして、直交検波回路 71 は、振幅 A、位相 θ を検出する。

【0047】

コーナータン制御部 72 は、直交検波回路 71 から出力されたドップラー信号 I, Q に対して、同一音響線 (ライン) 毎に、超音波探触子 101 から被検体への深さ方向と、超音波の送受信の繰り返し回数 n (アンサンブル数) のアンサンブル方向と、に配列してメモリ (図示略) に格納する。アンサンブル方向の番号毎のドップラー信号 I, Q のデータは、ヘッダ部と実データ部と、を含み、コーナータン制御部 72 は、メモリに格納されたドップラー信号 I, Q の実データ部を、深さ毎に読み出して出力する。

【0048】

ここで、ドップラー信号 (I, Q) には、C モード画像生成に必要な血流の信号成分に加えて、不要な情報であるクラッター成分が混在している。クラッター成分低減部 73 は、ドップラー信号 (I, Q) からクラッター成分を抽出して低減し、クラッター成分を低減した血流速度 V およびパワー P を出力するクラッター成分低減処理を行う。クラッター成分低減部 73 によるクラッター成分低減処理についての詳細は後述する。

【0049】

ノイズカットフィルター部 74 は、例えばモフォロジー処理や、キーホールフィルター、空間フィルター等を用いたフィルタリング処理等により、クラッター成分低減部 73 が出力した血流速度 V およびパワー P に対してノイズカット処理を行う。

【0050】

フレーム間フィルター 75 は、ノイズカットフィルター部 74 によりフィルタリングされた血流速度 V およびパワー P のうち、操作者が操作部 2 により選択した表示モードに対応して、C モード画像を構成する各フレームの血流成分に対してフレーム間の変化を滑らかにし、かつ残像を残すようにフィルタリングを行う。

【0051】

C モード画像変換部 76 は、フレーム間フィルター 75 によりフィルタリングされた血流速度 V、パワー P を、C モード画像に変換する。

10

20

30

40

50

【0052】

表示処理部8は、Bモード画像生成部5が出力したBモード画像データと、ROI設定部6が出力したROIに関する情報と、Cモード画像生成部7が生成したCモード画像データと、に基づいて、表示器102に表示させる表示画像データを構築し、表示器102にその表示画像データを表示させる処理を行う。具体的には、Bモードが選択されている場合は、Bモード画像生成部5で生成したBモード画像を表示器102に表示させる。また、Cモードが選択されている場合は、Bモード画像上のROIの位置に、Cモード画像を重畳させた合成画像データを生成して、表示器102に表示させる。

【0053】

<クラッター成分低減部73によるクラッター成分低減処理>

10

以下では、クラッター成分低減部73によるクラッター成分低減処理について詳細に説明する。

【0054】

図5A～図5Fは、クラッター成分低減部73によるクラッター成分低減処理の考え方について説明するための図である。

【0055】

クラッター成分低減部73は、最初に、コーナーターン制御部72から入力されたドップラー信号(I, Q)に対してFFT(高速フーリエ変換)等を行い、周波数スペクトル $A(\omega)$ を取得する(図5A)。この周波数スペクトル $A(\omega)$ は、血流成分とクラッター成分とを含んでいる。なお、図5A～図5Fにおいて、縦軸は血流パワー(対数表示)、横軸は周波数 ω である。

20

【0056】

本発明の実施の形態において、クラッター成分低減部73がドップラー信号(I, Q)から周波数スペクトル $A(\omega)$ を取得するための変換として、FFTを例示したが、本発明はこれに限定されない。クラッター成分低減部73は、他の周波数変換方法を用いて周波数スペクトルを取得してもよい。

【0057】

次に、クラッター成分低減部73は、生成した周波数スペクトル $A(\omega)$ を左右反転(正負反転)する(図5B)。そして元の周波数スペクトル $A(\omega)$ と、左右反転した周波数スペクトルとを重ねる(図5C)。さらに、元の周波数スペクトル $A(\omega)$ と反転した周波数スペクトルとが重なっている状態において、 ω 毎に、パワーが大きい方を抽出し、抽出した結果に基づいて新たな周波数スペクトル $B(\omega)$ を生成する(図5D)。図5Dに示すように、周波数スペクトル $B(\omega)$ は必ず正負で対称となる。

30

【0058】

図5A～図5Dの処理において、クラッター成分低減部73は、周波数スペクトル $A(\omega)$ の正負対称性に着目して、 $A(+\omega)$ と $A(-\omega)$ を比較し、そのうちの大きい方を抽出して新たな周波数スペクトル $B(\omega)$ を生成している。この新たな正負対称の周波数スペクトル $B(\omega)$ は、ドップラー信号(I, Q)に基づいて取得された周波数スペクトル $A(\omega)$ に含まれるクラッター成分に対応する周波数スペクトルであると考えられる。その理由は、以下の通りである。

40

【0059】

クラッター成分はランダム性が高いため、クラッター成分に対応する周波数スペクトルの平均値は、正負対称となると考えられる。従って、 $A(+\omega)$ と $A(-\omega)$ のうちの大きい方を抽出することで、周波数スペクトル $A(\omega)$ のうち、正負対称な成分を抽出することができ、当該成分がクラッターに相当する成分であると考えることができる。

【0060】

上記した理由により、図5Dにおいてクラッター成分に相当する周波数スペクトル $B(\omega)$ を抽出することができる。従って、図5Eに示すように、元の周波数スペクトル $A(\omega)$ から、クラッター成分に対応する周波数スペクトル $B(\omega)$ を減算(図5A～図5Fの縦軸は対数表示であるため、より正確には除算)することにより、クラッター成分を低

50

減した、ほぼ血流成分のみに対応する周波数スペクトル $C(\omega)$ を生成する (図 5 F) ことができる。

【 0 0 6 1 】

図 6 は、クラッター成分低減部 7 3 におけるクラッター成分低減処理の過程を説明するための図である。

【 0 0 6 2 】

クラッター成分低減部 7 3 は、コーナータン制御部 7 2 からドップラー信号 (I , Q) が入力されると、ドップラー信号 (I , Q) を数点ずつのデータ列に区切り (プロセス P 1) 、区切ったデータ列に基づいて高速フーリエ変換 (F F T) により (プロセス P 2) 、周波数スペクトルへと変換する (プロセス P 3) 。

10

【 0 0 6 3 】

なお、プロセス P 1 において、クラッター成分低減部 7 3 がドップラー信号 (I , Q) をデータ列に区切る際に、あるデータ列の末尾数点のデータとその次のデータ列の先頭数点のデータとを重複させるようにしてもよい。具体的には、例えば、複素ドップラー信号 z_1 , z_2 , z_3 , ... , z_M を 1 2 8 点ずつのデータ列に区切る場合、各データ列を、以下のデータ列のように 1 2 0 点ずつ重複するように区切ってもよい。

(1) z_1 , z_2 , z_3 , ... , z_{128}

(2) z_9 , z_{10} , z_{11} , ... , z_{136}

(3) z_{17} , z_{18} , z_{19} , ... , z_{144}

(4) . . .

20

このような処理により、データ列毎に周波数スペクトル $A(\omega)$ が得られる (プロセス P 3) 。

【 0 0 6 4 】

このように、あるデータ列の末尾数点のデータとその次のデータ列の先頭数点のデータとを重複させることによって、より詳細に各データ列から得られる周波数スペクトル $A(\omega)$ の時間的な変化を捉えることができるようになる。ただし、重複させるデータを増やすと、同じ時間分のデータを処理するのに時間がかかるようになるため、重複させるデータの数については、例えば操作者の操作によって好適な数に設定されればよい。

【 0 0 6 5 】

次に、各 ω について、 $A(+\omega)$ の値と $A(-\omega)$ の値とを比較して、大きくない方のみを抽出し (プロセス P 4) 、抽出した値に基づいて周波数スペクトル $B(\omega)$ を生成する (プロセス P 5) 。プロセス P 5 において生成された周波数スペクトル $B(\omega)$ は、上述したように、クラッター成分に対応する周波数スペクトルと考えられる。

30

【 0 0 6 6 】

そして、元の周波数スペクトル $A(\omega)$ から新たに生成した周波数スペクトル $B(\omega)$ を除算し (プロセス P 6) 、クラッター成分が低減された周波数スペクトル $C(\omega)$ を生成する (プロセス P 7) 。そして、クラッター成分が低減され、ほぼ血流成分のみとなった周波数スペクトル $C(\omega)$ を用いて、血流速度 V とパワー P とを算出する (プロセス P 8 、 P 9) 。

【 0 0 6 7 】

なお、周波数スペクトル $C(\omega)$ から血流速度 V を算出するには、以下の式 (1) を用いる。

40

【 数 1 】

$$V = \frac{\sum_{\omega=\omega_{\min}}^{\omega_{\max}} \omega \cdot C(\omega)}{\sum_{\omega=\omega_{\min}}^{\omega_{\max}} C(\omega)} \quad (1)$$

50

【 0 0 6 8 】

また、周波数スペクトル $C(\omega)$ からパワー P を算出するには、以下の式 (2) を用いる。

【 数 2 】

$$P = \frac{\sum_{\omega=\omega_{\min}}^{\omega_{\max}} C(\omega)}{M} \quad (2)$$

【 0 0 6 9 】

ただし、 M は入力されたドップラー信号のデータ点の個数である。

【 0 0 7 0 】

以上のようにして、クラッター成分低減部 7 3 はクラッター成分を低減した血流速度 V とパワー P とを算出し、出力することができる。

【 0 0 7 1 】

< クラッター成分低減処理の変形例 >

上記説明した本発明の実施の形態に係るクラッター成分低減部 7 3 によるクラッター成分低減処理は一例であって、本発明はこれに限定されない。以下では、クラッター成分低減部 7 3 によるクラッター成分低減処理の変形例について説明する。

【 0 0 7 2 】

[変形例 1]

図 5 に説明した方法では、周波数スペクトル $A(\omega)$ を左右 (正負) 反転し、 $A(+\omega)$ と $A(-\omega)$ のうち大きくない方を抽出して、クラッター成分に相当する周波数スペクトル $B(\omega)$ を生成していた。変形例 1 では、周波数スペクトル $B(\omega)$ を生成する他の方法について説明する。

【 0 0 7 3 】

図 7 は、クラッター成分低減部 7 3 におけるクラッター成分低減処理の過程の他の例を説明するための図である。図 7 に示すように、プロセス $P 1 \sim P 3$ 、プロセス $P 7 \sim 9$ は、図 6 に関連づけて説明したクラッター成分低減処理と同様であり、図 6 に示すプロセス $P 4 \sim 6$ の代わりにプロセス $P 1 1$ が行われる点が図 6 に関連づけて説明したクラッター成分低減処理と異なっている。

【 0 0 7 4 】

プロセス 1 1 において、クラッター成分低減部 7 3 は、ある ω の値について、比較値 $d = A(\omega) - A(-\omega)$ を算出する。そして、比較値 d の値に応じて、以下の表 1 のようにクラッター成分が低減された周波数スペクトル $C(\omega)$ を生成する。

【 表 1 】

比較値 d	$C(\omega)$
$d \geq 0$	d
$d < 0$	0

【 0 0 7 5 】

このようにして生成した周波数スペクトル $C(\omega)$ は、図 5 F に示す周波数スペクトル $C(\omega)$ と同じものである。

【 0 0 7 6 】

従って、このような方法により、クラッター成分低減部 7 3 はクラッター成分を低減した血流速度 V とパワー P とを算出し、出力することができる。変形例 1 にて説明したクラッター成分低減処理は、上記図 6 に関連づけて説明したクラッター成分低減処理と比較し

10

20

30

40

50

て、プロセス数が少ないため高速に処理を行うことができ、より好適である。

【 0 0 7 7 】

[変形例 2]

上記図 6 および図 7 に関連づけて説明したクラッター成分低減処理では、クラッター成分が低減された周波数スペクトル $C(\omega)$ に基づいて、式 (1) および式 (2) を用いて血流速度 V およびパワー P を算出している。

【 0 0 7 8 】

変形例 2 では、周波数スペクトル $C(\omega)$ に基づいて血流速度 V およびパワー P を算出する他の方法について説明する。

【 0 0 7 9 】

10

図 8 は、周波数スペクトル $C(\omega)$ に基づいて血流速度 V およびパワー P を算出する他の方法について説明するための図である。プロセス P 7 において周波数スペクトル $C(\omega)$ を生成するところまでは、図 6 または図 7 に関連づけて説明したクラッター成分低減処理と同様であるため、説明を省略する。

【 0 0 8 0 】

プロセス P 1 2 において、クラッター成分低減部 7 3 は、生成された周波数スペクトル $C(\omega)$ に対して I F F T (逆高速フーリエ変換) 等を行い、クラッター成分が低減されたドップラー信号 (I, Q) を生成する。なお、クラッター成分低減部 7 3 は、周波数変換として F F T 以外の方法を用いている場合は、周波数変換方法の逆変換を行ってドップラー信号を生成すればよい。

20

【 0 0 8 1 】

プロセス P 1 3 において、クラッター成分低減部 7 3 は、クラッター成分が低減されたドップラー信号 (I, Q) (複素ドップラー信号 z) に対して、以下の式 (3) を用いて相関演算処理を行い、ドップラー信号の自己相関演算の平均値 S (位相差ベクトルの平均値) の実部 D および虚部 N を算出する。

【 数 3 】

$$S = \sum_{k=1}^{n-1} z_k^* \cdot z_{k+1} = D + iN \quad (3)$$

30

【 0 0 8 2 】

次に、プロセス P 1 4 において、クラッター成分低減部 7 3 は、ドップラー信号の自己相関演算の平均値 S の実部 D および虚部 N から、以下の式 (4) および式 (5) を用いて血流速度 V およびパワー P を算出する。

【 数 4 】

$$V = \tan^{-1} \frac{N}{D} \quad (4)$$

【 数 5 】

$$P = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |z_k|^2 \quad (5)$$

40

【 0 0 8 3 】

このようにして算出した血流速度 V およびパワー P は、計算方法が異なるため、式 (1) および式 (2) を用いて算出した値とは異なる。しかしながら、どちらの方法を用いて算出した血流速度 V およびパワー P を用いても、C モード画像変換部 7 6 は C モード画像を生成することができる。

【 0 0 8 4 】

[変形例 3]

50

次に、以下説明する変形例 3 では、上記説明したクラッター成分低減部 73 のクラッター成分低減処理において、より正確にクラッター成分の低減を行うために、以下説明するようなクラッター追従処理を追加して行う例について説明する。

【0085】

図 9A ~ 図 9D は、クラッター追従処理の考え方について説明するための図である。図 9A は、図 6 に関連づけて説明したクラッター成分低減処理のプロセス P3 において生成された周波数スペクトル $A(\omega)$ を示すグラフの一例である。図 9A に示す例では、周波数スペクトル $A(\omega)$ のピーク部位がグラフの中心からずれている。

【0086】

そこで、クラッター成分低減部 73 は、図 9B に示すように、全ての ω に対して $A(\omega)$ の平均をとり、+ 側と - 側の合計値がほぼ等しくなるように全体をシフトして周波数スペクトル $A'(\omega)$ を生成する。図 9B の場合は、全体が左側にシフトされている。

10

【0087】

そして、クラッター成分低減部 73 は、図 9C に示すように、周波数スペクトル $A'(\omega)$ を用いて、上述した方法によりクラッター成分が低減された周波数スペクトル $C'(\omega)$ を生成する。

【0088】

さらに、クラッター成分低減部 73 は、図 9D に示すように、周波数スペクトル $C'(\omega)$ を図 9B とは反対側に同じ量だけシフトする。図 9D の場合は、図 9B とは反対に、全体が右側にシフトされている。これにより、正負の対称性を利用して、より好適にクラッター成分が低減された周波数スペクトル $C(\omega)$ を生成することができるようになる。

20

【0089】

[変形例 4]

以下説明する変形例 4 では、上記説明したクラッター成分低減部 73 のクラッター成分低減処理において、クラッター成分が低減された周波数スペクトル $C(\omega)$ に対して平滑化処理を行う例について説明する。

【0090】

クラッター成分が低減された周波数スペクトル $C(\omega)$ に対して平滑化処理を行うことにより、算出される血流速度 V およびパワー P の分散を低減することができるようになる。

30

【0091】

なお、クラッター成分低減部 73 による平滑化処理の方法については、本発明では限定しない。例えば、クラッター成分低減部 73 は、周波数スペクトル $C(\omega)$ の移動平均をとる等によって平滑化を行うようにすればよい。

【0092】

< 作用・効果 >

以上説明したように、本発明の超音波診断装置の制御装置は、被検体内で反射した反射超音波に基づく受信信号から、ドップラー信号を検波する検波部と、ドップラー信号に基づいて周波数スペクトルを取得し、取得した周波数スペクトルにおいて血流成分の非対称性と区別されるクラッター成分の対称性に基づいて、取得した周波数スペクトルからクラッター成分を低減させるクラッター成分低減部と、を有する。

40

【0093】

より詳細には、クラッター成分低減部は、生成した周波数スペクトルに含まれるクラッター成分が有する周波数の正負に対する対称性に基づいて、周波数スペクトルからクラッター成分を低減させる。

【0094】

より具体的には、クラッター成分低減部は、生成した周波数スペクトル $A(\omega)$ を正負反転させた周波数スペクトル $A(-\omega)$ の強度と、元の周波数スペクトル $A(\omega)$ の強度とを周波数 ω 毎に比較し、大きくない方の強度を選択してクラッター成分の周波数スペクトル $B(\omega)$ を生成し、元の周波数スペクトル $A(\omega)$ からクラッター成分の周波数スペ

50

クトル $B(\omega)$ を減算してクラッター成分を低減させた周波数スペクトルを生成する。

【0095】

あるいは、クラッター成分低減部は、周波数スペクトル $A(\omega)$ の周波数 ω 毎に、正の周波数 ω に対する周波数スペクトル $A(\omega)$ の強度と、逆符号の周波数 $-\omega$ に対する周波数スペクトル $A(-\omega)$ の強度と、を算出して差分 $d = A(\omega) - A(-\omega)$ をとり、 $d \geq 0$ の場合は $C(\omega) = d$ 、 $d < 0$ の場合は $C(\omega) = 0$ となるような新たな周波数スペクトル $C(\omega)$ を生成し、新たな周波数スペクトル $C(\omega)$ を周波数スペクトル $A(\omega)$ からクラッター成分を低減した周波数スペクトルとする。

【0096】

このような構成を有する本発明の超音波診断装置によれば、例えば拍動等、組織が動くことによってクラッター成分が発生している場合でも、クラッターによる周波数スペクトル成分を正確に抽出し、低減することができる。

10

【0097】

図10A～図10Eは、本発明を適用した超音波診断装置によるクラッター成分低減処理の効果を説明するための図である。図10Aは、例えば心臓の拍動等により、一部の周波数領域においてクラッター成分が大きくなっている場合の、血流成分とクラッター成分を含む周波数スペクトルを例示したグラフである。図10Aにおいては、領域 R_B が拍動によるクラッター成分に対応しているとする。

【0098】

例えば、特許文献1に開示された技術のように、周波数スペクトルの正規分布をクラッター成分とした場合、図10Bに示すように、周波数スペクトルの正規分布は元の周波数スペクトルから大きく離れた値をとり、クラッター成分を正確に抽出できていない。このため、図10Bに示す周波数スペクトルの正規分布を元の周波数スペクトルから低減すると、図10Cに示すように、拍動によるクラッター成分が低減しきれない周波数スペクトルが生成される。

20

【0099】

一方、本発明を適用した超音波診断装置によるクラッター成分低減処理では、図10Dに示すように、クラッター成分の正負の対称性に基づいてクラッター成分を抽出するので、図10Eに示すように、クラッター成分を正確に低減し、ほぼ血流成分のみとなった周波数スペクトルを生成することができる。

30

【0100】

以上、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。特許請求の範囲の記載範囲内において、当業者が想到できる各種の変更例または修正例についても、本発明の技術的範囲に含まれる。また、開示の趣旨を逸脱しない範囲において、上記実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0101】

本発明は、超音波を利用した超音波診断装置の超音波探触子に好適である。

【符号の説明】

【0102】

40

- 100 超音波診断装置
- 101 超音波探触子
- 102 表示器
- 1 制御器
- 2 操作部
- 3 送信部
- 4 受信部
- 5 Bモード画像生成部
- 6 ROI設定部
- 7 Cモード画像生成部

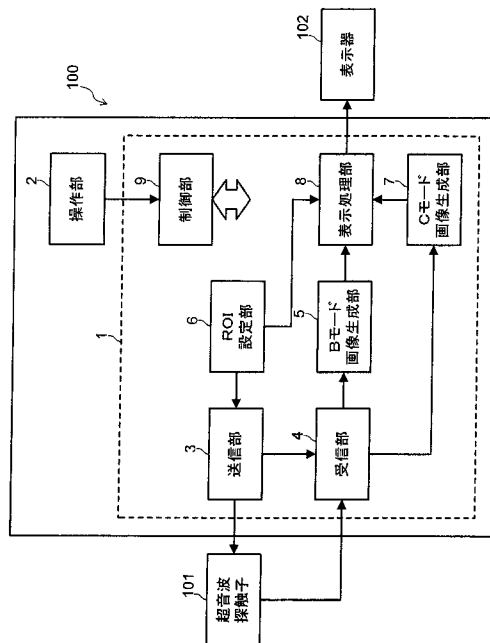
50

- 7 1 直交検波回路
- 7 1 1 乗算部
- 7 1 2 乗算部
- 7 1 3 , 7 1 4 L P F
- 7 2 コーナータン制御部
- 7 3 クラッター成分低減部
- 7 4 ノイズカットフィルター部
- 7 5 フレーム間フィルター
- 7 6 Cモード画像変換部
- 8 表示処理部
- 9 制御部
- 5 1 圧電変換素子
- 5 2 パルサー
- 5 3 増幅器
- 5 4 A Dコンバータ
- 5 5 送信ビームフォーマー
- 5 6 受信ビームフォーマー
- 5 8 Bモード画像処理器
- 5 9 Cモード画像処理器
- 6 0 メモリ
- 6 1 演算処理器

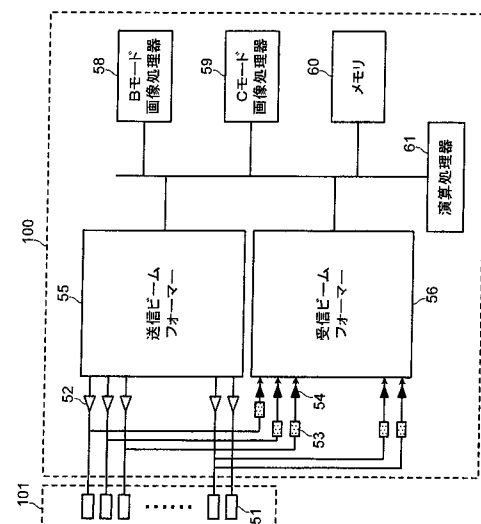
10

20

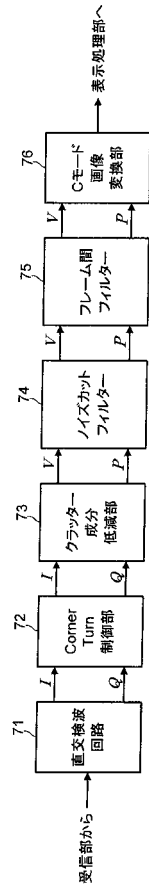
【図 1】



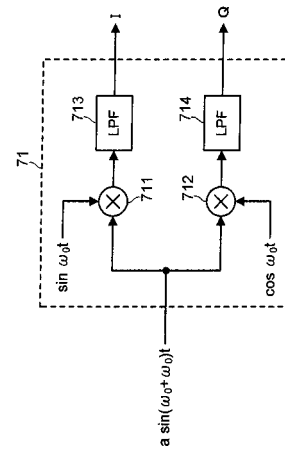
【図 2】



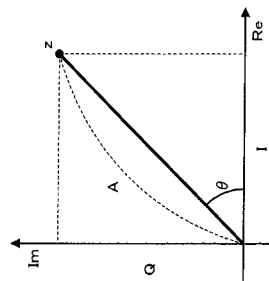
【図 3】



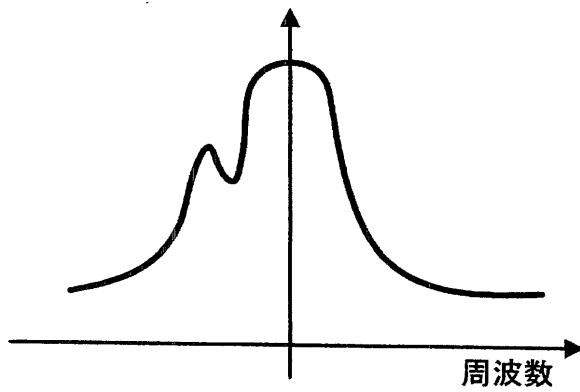
【図 4 A】



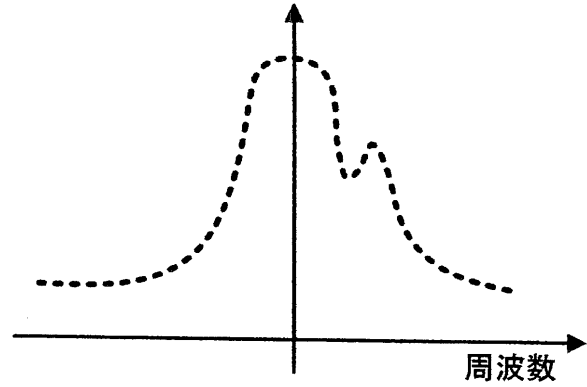
【図 4 B】



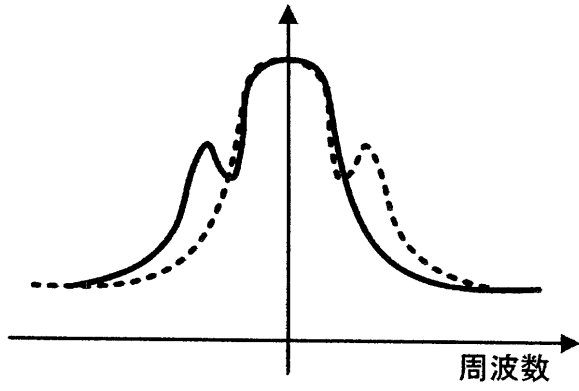
【図 5 A】



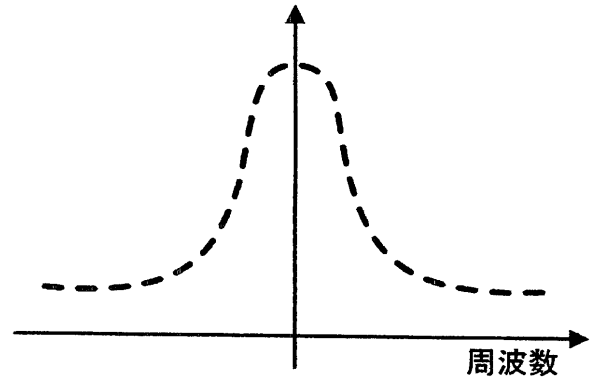
【図 5 B】



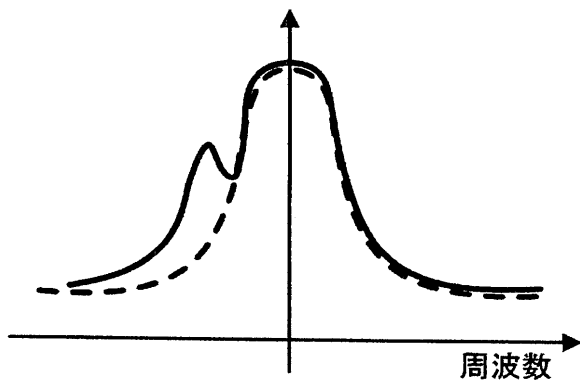
【図 5 C】



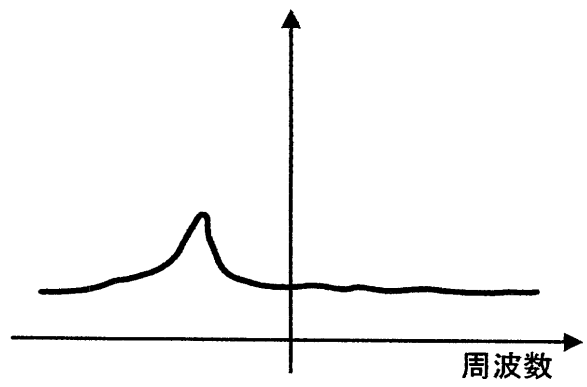
【図 5 D】



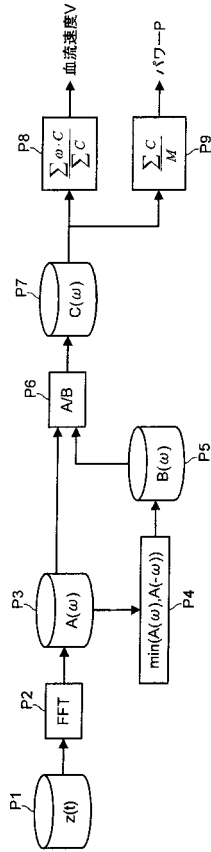
【図 5 E】



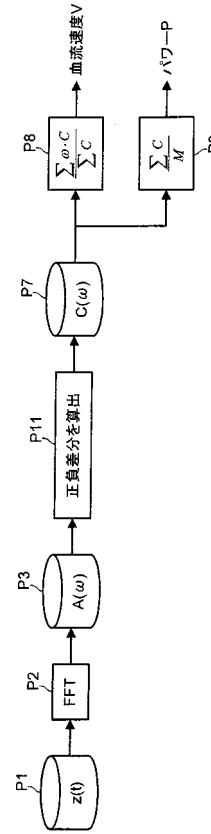
【図 5 F】



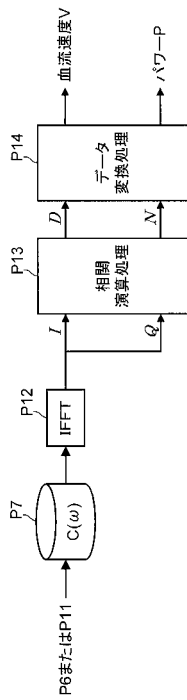
【図 6】



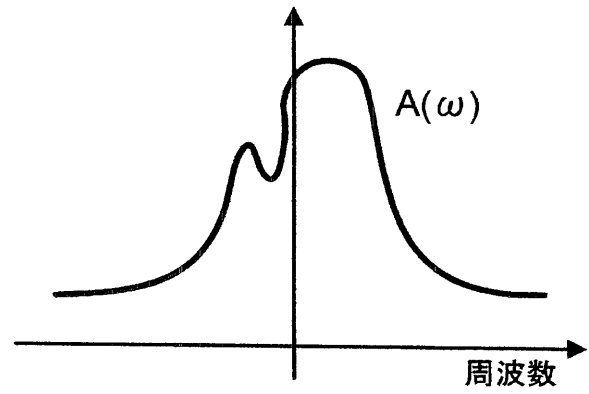
【図 7】



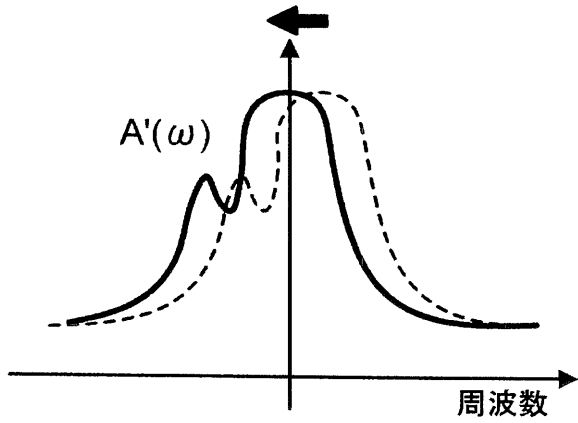
【図 8】



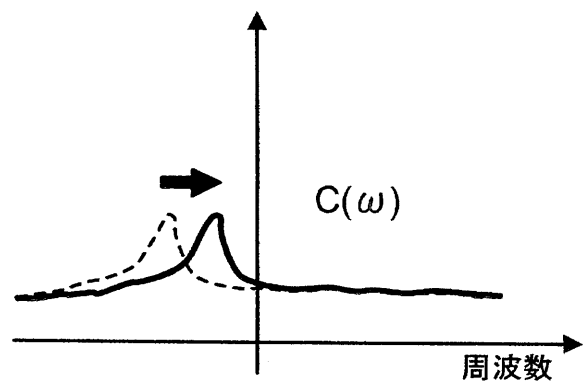
【図 9 A】



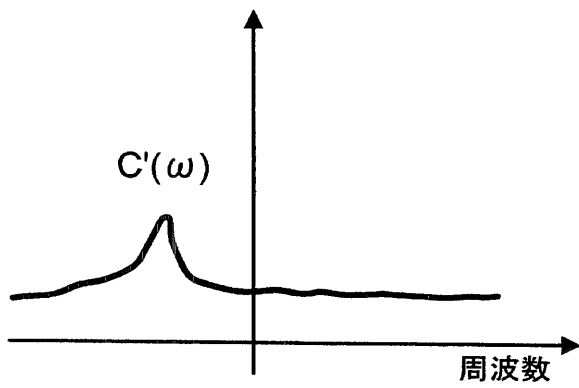
【図 9 B】



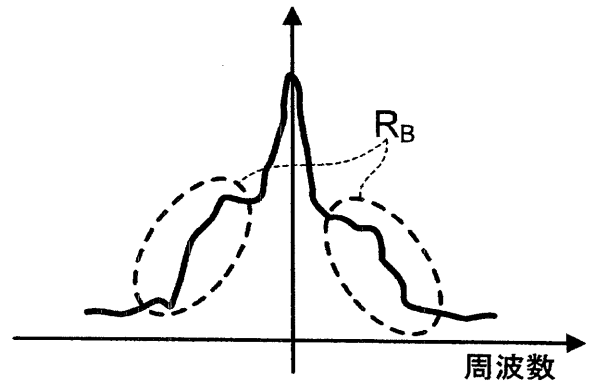
【図 9 D】



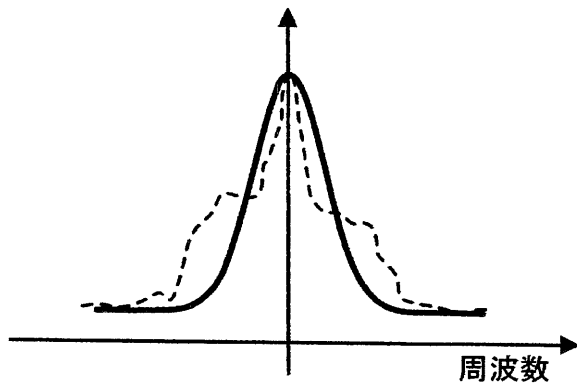
【図 9 C】



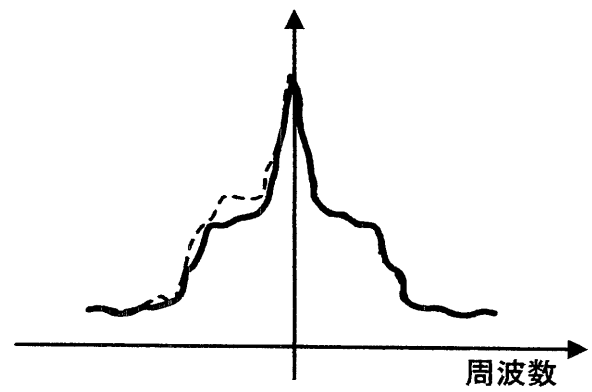
【図 10 A】



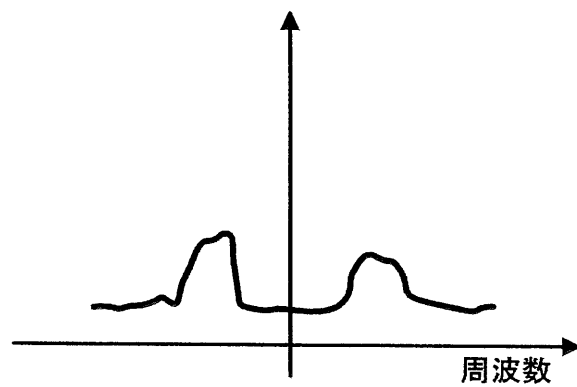
【図 10 B】



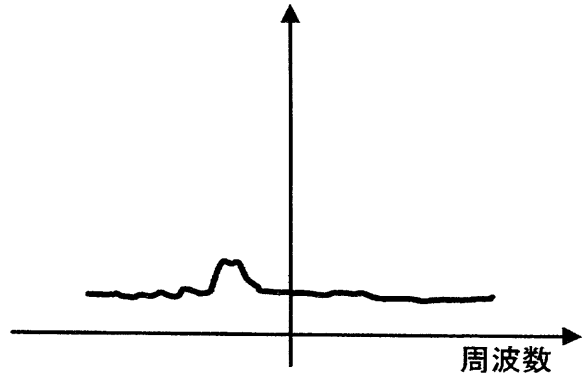
【図 10 D】



【図 10 C】



【図 10 E】



专利名称(译)	超声诊断设备的控制装置，超声诊断设备和杂波成分减少方法		
公开(公告)号	JP2018110656A	公开(公告)日	2018-07-19
申请号	JP2017002041	申请日	2017-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	北垣育大 國田政志		
发明人	北垣 育大 國田 政志		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/06 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5269		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/JB24 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波检查的控制装置，即使在检测到低流速血流时，也能够通过减少杂波成分来准确地检测血流信号，超声波检查和杂波成分减少方法。解决方案：超声波诊断装置的控制装置包括超声波图像生成部分，其获取基于由超声波探头接收的反射超声波生成的接收信号，并且使用基于接收信号生成的多普勒信号生成超声波图像。超声图像生成部分包括杂波分量减少部分，其基于多普勒信号生成频谱，并且基于与频谱中的正/负频率相关的对称特性来减少来自频谱的杂波分量。

选择图：图6

