

(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2008-154891

(P2008-154891A)

(43) 公開日 平成20年7月10日(2008.7.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-348747 (P2006-348747)
(22) 出願日 平成18年12月26日 (2006.12.26)(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000
(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
(72) 発明者 谷川 俊一郎
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会
社内

最終頁に続く

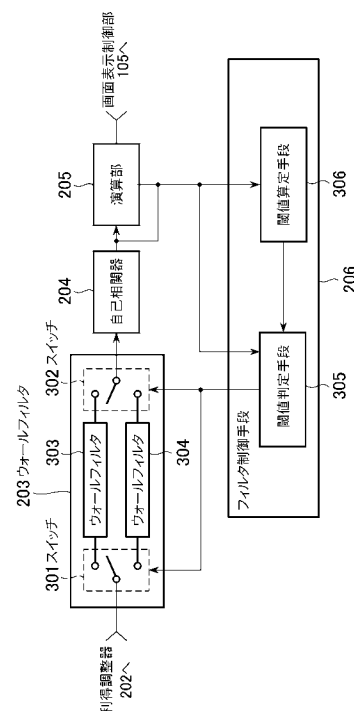
(54) 【発明の名称】 カラー Doppler 装置および超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】ウォールフィルタを用いて、血管壁等を含む血流以外の動きの情報を除去すると共に、このフィルタ特性の変更により生じる、血流画像全体の劣化を低減するカラー Doppler 装置および超音波撮像装置を実現する。

【解決手段】フィルタ制御手段 206 は、リアルタイムに取得される血流情報のパワー値を用いて、撮像位置がジェット領域あるいは正常血流領域を含むジェット領域以外の領域にあるかを判定し、ジェット領域にある場合には、低周波カットオフ周波数が高いウォールフィルタ 304 を用い、ジェット領域以外の領域にある場合には、低周波カットオフ周波数が低いウォールフィルタ 303 を用いることとしているので、単一のウォールフィルタを用いた場合と比較して、ジェット領域および正常血流領域を共に感度良く描出することを実現させる。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

表示部にドップラ撮像領域を設定し、前記ドップラ撮像領域に相当する被検体の撮像位置から反射される反射超音波エコーに、低周波数成分を除去するウォールフィルタ処理を行い、前記ウォールフィルタ処理が行われた反射超音波エコーに自己相関演算処理を行い、前記自己相関演算処理で求められる血流情報を、前記表示部のドップラ撮像領域にカラー表示するカラードップラ装置であって、
前記血流情報に基づいて、前記ウォールフィルタ処理を行う際のフィルタ特性を、前記撮像位置ごとに变化させるフィルタ制御手段を備えることを特徴とするカラードップラ装置。

10

【請求項 2】

前記ドップラ撮像領域は、前記被検体の高速の血流領域であるジェット領域を含むことを特徴とする請求項 1 に記載のカラードップラ装置。

【請求項 3】

前記血流情報は、前記反射超音波エコーのパワー値情報、前記反射超音波エコーのパワースペクトルが有する平均周波数値情報および前記パワースペクトルの広がりを示す分散値情報を含むことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のカラードップラ装置。

【請求項 4】

前記フィルタ特性は、前記ウォールフィルタ処理を行うウォールフィルタの低周波遮断特性であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか一つに記載のカラードップラ装置。

20

【請求項 5】

前記低周波遮断特性は、前記ウォールフィルタの低周波カットオフ周波数であることを特徴とする請求項 4 に記載のカラードップラ装置。

【請求項 6】

前記フィルタ制御手段は、前記撮像位置ごとに変動する前記血流情報の値が、小さい値から大きい値または大きい値から小さい値となって閾値を通過するごとに、前記フィルタ特性を変化させる閾値判定手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか一つに記載のカラードップラ装置。

【請求項 7】

前記フィルタ制御手段は、前記カラー表示を行う前に、前記ドップラ撮像領域に含まれる被検体のすべての撮像位置で血流情報を取得し、前記すべての撮像位置の血流情報に基づいて前記閾値を算定する閾値算定手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか一つに記載のカラードップラ装置。

30

【請求項 8】

前記閾値算定手段は、前記すべての撮像位置の血流情報を用いて、パワー値のヒストグラムを求め、前記ヒストグラムに複数のピークが存在する際に、複数の前記ピークの概ね中間に位置するパワー値を、前記閾値と算定することを特徴とする請求項 7 に記載のカラードップラ装置。

【請求項 9】

前記閾値算定手段は、前記すべての撮像位置の血流情報を用いて、分散値のヒストグラムを求め、前記ヒストグラムに複数のピークが存在する際に、複数の前記ピークの概ね中間に位置する分散値を、前記閾値と算定することを特徴とする請求項 7 に記載のカラードップラ装置。

40

【請求項 10】

前記閾値判定手段は、前記血流情報の値が前記閾値を越える際に、前記血流情報の値が前記閾値を越えない場合のウォールフィルタと比較して、低周波カットオフ周波数の高いウォールフィルタを用いることを特徴とする請求項 6 ないし 9 のいずれか一つに記載のカラードップラ装置。

【請求項 11】

50

前記ウォールフィルタは、ＦＩＲフィルタであることを特徴とする請求項１ないし１０のいずれか一つに記載のカラー Doppler 装置。

【請求項１２】

被検体からの反射超音波エコーに基づいて、前記被検体の断層画像情報を表示する表示部と、

前記表示された断層画像情報に Doppler 撮像領域を設定する入力手段と、

前記 Doppler 撮像領域に相当する前記被検体の撮像位置から反射される反射超音波エコーに、低周波数成分を除去するウォールフィルタ処理を行い、前記ウォールフィルタ処理が行われた反射超音波エコーに自己相関演算処理を行い、前記自己相関演算処理で求められる血流情報を、前記表示部の Doppler 撮像領域にカラー表示する Doppler 処理部と、

10

を備える超音波撮像装置であって、

前記 Doppler 処理部は、前記血流情報に基づいて、前記ウォールフィルタ処理を行う際のフィルタ特性を、前記撮像位置ごとに变化させるフィルタ制御手段を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項１３】

前記フィルタ特性は、前記ウォールフィルタ処理を行うウォールフィルタの低周波遮断特性であることを特徴とする請求項１２に記載の超音波撮像装置。

【請求項１４】

前記フィルタ制御手段は、前記撮像位置ごとに変動する前記血流情報の値が、小さい値から大きい値または大きい値から小さい値となって閾値を通過するごとに、前記フィルタ特性を变化させる閾値判定手段を備えることを特徴とする請求項１２または１３に記載の超音波撮像装置。

20

【請求項１５】

前記フィルタ制御手段は、前記カラー表示を行う前に、前記 Doppler 撮像領域に含まれる被検体のすべての撮像位置の血流情報を取得し、前記すべての撮像位置の血流情報に基づいて前記閾値を算定する閾値算定手段を備えることを特徴とする請求項１２ないし１４のいずれか一つに記載の超音波撮像装置。

【請求項１６】

前記閾値判定手段は、前記血流情報の値が前記閾値を越える際に、前記血流情報の値が前記閾値を越えない場合のウォールフィルタと比較して、低周波カットオフ周波数の高いウォールフィルタを用いることを特徴とする請求項１２ないし１５のいずれか一つに記載の超音波撮像装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

この発明は、被検体内の血流情報を、反射超音波エコーの Doppler 処理により画像化して表示するカラー Doppler 装置および超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、カラー Doppler 装置の普及により、被検体内の血流の流れを、実時間で２次元の画像領域に表示する CFM (Colour Flow Mapping) が、臨床の場で用いられている。CFM では、血流の流れの流れの向きに応じてカラー表示し、被検体内の血流の流れ、特に心臓内の血流の流れを２次元表示する。

40

【０００３】

CFM は、被検体内で動くものを、Doppler 効果により検出する。Doppler 効果では、被検体内の動くものから反射される反射超音波エコーに、この動くものの速さに比例した周波数の偏移を生じる。この速さに比例する超音波エコーの偏移の周波数成分は、被検体内の複数の動体情報を含む。例えば、被検体内の血流を CFM により観察する場合には、血流が生じる血管の血管壁等の組織の運動に起因する偏移の波数成分が、反射超音波エコー内に観察される。

50

【 0 0 0 4 】

図 1 1 は、C F Mの際に検出される、被検体からの反射超音波エコーに含まれる偏移の周波数成分のパワースペクトル 1 0 0 を模式的に示す説明図である。この説明図では、横軸に周波数、縦軸にパワーが示されている。偏移の周波数が零の値の近傍には、血管壁を含む組織からの反射信号を含む領域が存在し、この領域から離れた高い周波数領域に、血流からの反射信号を含む領域が存在する。

【 0 0 0 5 】

ここで、C F Mを用いて臨床検査を行う場合には、血流の流れのみを観察する必要がある。そこで、図 1 1 に示す様な遮断特性を有するウォールフィルタと呼ばれるハイパスフィルタ (H i g h P a s s F i l t e r) を用いて、反射超音波エコーから血流成分の情報のみを抽出し、表示部に 2 次元表示する (例えば、非特許文献 1 参照) 。

10

【 0 0 0 6 】

ウォールフィルタは、被検体の観察される部位に応じて、異なるフィルタ特性のものが用いられる。例えば、被検体の心臓を診断する場合に、心臓弁を逆流するジェット (J e t) と呼ばれる血流を観察する必要がある。ジェットは、図 1 1 に示すように心臓内の他の血流と比較して高速および高いパワーを有する。従って、高いカットオフ周波数を有するウォールフィルタ 1 1 2 を用いて、パワースペクトルのジェット部分のみを抽出することにより、ジェットは、心臓弁近傍位置に明瞭な 2 次元画像として表示される。

【非特許文献 1】日本電子機械工業会編著、「改訂医用超音波機器ハンドブック」コロナ社、1997 年 1 月 20 日、p 1 2 5 — 1 2 7

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、上記背景技術によれば、異なる遮断特性のウォールフィルタを用いて血流の 2 次元表示を行うことにより、部分的に画質が改善されるものの、全体としては画質が劣化したものとなる。

【 0 0 0 8 】

すなわち、上述した心臓弁を逆流するジェットの例では、高いカットオフ周波数を有するウォールフィルタ 1 1 2 を用いることにより、ジェットが明瞭に 2 次元表示されるものの、低速の心臓内の他の血流部分は、フィルタリングされ感度不足となり、見えにくくなる。

30

【 0 0 0 9 】

逆に、低いカットオフ周波数のウォールフィルタ 1 1 1 を用いた場合には、ジェットは、明瞭さを欠くものの、心臓内の他の血流部分は明瞭に描出される。

【 0 0 1 0 】

これらのことから、ウォールフィルタを用いて、血管壁等を含む血流以外の動きの情報を除去すると共に、このフィルタ特性の変更により生じる、血流画像全体の劣化を低減するカラードップラ装置および超音波撮像装置をいかに実現するかが重要となる。

【 0 0 1 1 】

この発明は、上述した背景技術による課題を解決するためになされたものであり、ウォールフィルタを用いて、血管壁等を含む血流以外の動きの情報を除去すると共に、このフィルタ特性の変更により生じる、血流画像全体の劣化を低減するカラードップラ装置および超音波撮像装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、第 1 の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、表示部にドップラ撮像領域を設定し、前記ドップラ撮像領域に相当する被検体の撮像位置から反射される反射超音波エコーに、低周波数成分を除去するウォールフィルタ処理を行い、前記ウォールフィルタ処理が行われた反射超音波エコーに自己相関演算処理を行い、前記自己相関演算処理で求められる血流情報を、前記表示部のドップラ撮像

50

領域にカラー表示するカラードップラ装置であって、前記血流情報に基づいて、前記ウォールフィルタ処理を行う際のフィルタ特性を、前記撮像位置ごとに变化させるフィルタ制御手段を備えることを特徴とする。

【0013】

この第1の観点による発明では、フィルタ制御手段により、血流情報に基づいて、ウォールフィルタ処理を行う際のフィルタ特性を、撮像位置ごとに变化させる。

【0014】

また、第2の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第1の観点に記載のカラードップラ装置において、前記ドップラ撮像領域が、前記被検体の高速の血流領域であるジェット領域を含むことを特徴とする。

10

【0015】

また、第3の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第1または2の観点に記載のカラードップラ装置において、前記血流情報が、前記反射超音波エコーのパワー値情報、前記反射超音波エコーのパワースペクトルが有する平均周波数値情報および前記パワースペクトルの広がりを示す分散値情報を含むことを特徴とする。

【0016】

この第3の観点の発明では、血流情報にパワー値情報、平均周波数値情報、分散値情報を含む。

【0017】

また、第4の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第1ないし3の観点のいずれか一つに記載のカラードップラ装置において、前記フィルタ特性が、前記ウォールフィルタ処理を行うウォールフィルタの低周波遮断特性であることを特徴とする。

20

【0018】

また、第5の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第4の観点に記載のカラードップラ装置において、前記低周波遮断特性が、前記ウォールフィルタの低周波カットオフ周波数であることを特徴とする。

【0019】

また、第6の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第1ないし5の観点のいずれか一つに記載のカラードップラ装置において、前記フィルタ制御手段が、前記撮像位置ごとに変動する前記血流情報の値が、小さい値から大きい値または大きい値から小さい値となって閾値を通過するごとに、前記フィルタ特性を変化させる閾値判定手段を備えることを特徴とする。

30

【0020】

また、第7の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第1ないし6の観点のいずれか一つに記載のカラードップラ装置において、前記フィルタ制御手段が、前記カラー表示を行う前に、前記ドップラ撮像領域に含まれる被検体のすべての撮像位置で血流情報を取得し、前記すべての撮像位置の血流情報に基づいて前記閾値を算定する閾値算定手段を備えることを特徴とする。

【0021】

この第7の観点の発明では、閾値算定手段により、カラー表示を行う前に、ドップラ撮像領域に含まれる被検体のすべての撮像位置で血流情報を取得し、これらすべての撮像位置の血流情報に基づいて閾値を算定する。

40

【0022】

また、第8の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第7の観点に記載のカラードップラ装置において、前記閾値算定手段が、前記すべての撮像位置の血流情報を用いて、パワー値のヒストグラムを求め、前記ヒストグラムに複数のピークが存在する際に、複数の前記ピークの概ね中間に位置するパワー値を、前記閾値と算定することを特徴とする。

【0023】

この第8の観点の発明では、閾値算定手段により、パワー値のヒストグラムを用いて、パワー値が高くなる血流のジェット領域を識別する閾値を算定する。

50

【 0 0 2 4 】

また、第 9 の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第 7 の観点に記載のカラードップラ装置において、前記閾値算定手段が、前記すべての撮像位置の血流情報を用いて、分散値のヒストグラムを求め、前記ヒストグラムに複数のピークが存在する際に、複数の前記ピークの概ね中間に位置する分散値を、前記閾値と算定することを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

この第 9 の観点の発明では、閾値算定手段により、分散値のヒストグラムを用いて、分散値が高くなる血流のジェット領域を識別する閾値を算定する。

【 0 0 2 6 】

また、第 10 の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第 6 ないし 9 の観点のいずれか一つに記載のカラードップラ装置において、前記閾値判定手段が、前記血流情報の値が前記閾値を越える際に、前記血流情報の値が前記閾値を越えない場合のウォールフィルタと比較して、低周波カットオフ周波数の高いウォールフィルタを用いることを特徴とする。

10

【 0 0 2 7 】

この第 10 の観点の発明では、閾値判定手段は、血流情報の値が閾値を越える際に、血流がジェット領域にあるので、低周波数の正常血流情報を減じ、高周波数のジェット血流情報のみとする。

【 0 0 2 8 】

また、第 11 の観点の発明にかかるカラードップラ装置は、第 1 ないし 10 の観点のいずれか一つに記載のカラードップラ装置において、前記ウォールフィルタが、FIR フィルタであることを特徴とする。

20

【 0 0 2 9 】

この第 11 の観点の発明では、ウォールフィルタの応答時間を短いものとし、フィルタを切り替える際の干渉を減らす。

【 0 0 3 0 】

また、第 12 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、被検体からの反射超音波エコーに基づいて、前記被検体の断層画像情報を表示する表示部と、前記表示された断層画像情報にドップラ撮像領域を設定する入力手段と、前記ドップラ撮像領域に相当する前記被検体の撮像位置から反射される反射超音波エコーに、低周波数成分を除去するウォールフィルタ処理を行い、前記ウォールフィルタ処理が行われた反射超音波エコーに自己相関演算処理を行い、前記自己相関演算処理で求められる血流情報を、前記表示部のドップラ撮像領域にカラー表示するドップラ処理部と、を備える超音波撮像装置であって、前記ドップラ処理部は、前記血流情報に基づいて、前記ウォールフィルタ処理を行う際のフィルタ特性を、前記撮像位置ごとに変化させるフィルタ制御手段を備えることを特徴とする。

30

【 0 0 3 1 】

この第 12 の観点の発明では、ドップラ処理部は、フィルタ制御手段により、血流情報に基づいて、ウォールフィルタ処理を行う際のフィルタ特性を、撮像位置ごとに変化させる。

【 0 0 3 2 】

40

また、第 13 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 12 の観点に記載の超音波撮像装置であって、前記フィルタ特性が、前記ウォールフィルタ処理を行うウォールフィルタの低周波遮断特性であることを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

また、第 14 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 12 または 13 の観点に記載の超音波撮像装置において、前記フィルタ制御手段が、前記撮像位置ごとに変動する前記血流情報の値が、小さい値から大きい値または大きい値から小さい値となって閾値を通過するごとに、前記フィルタ特性を変化させる閾値判定手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

また、第 15 の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第 1 ないし 14 の観点のいずれ

50

か一つに記載の超音波撮像装置において、前記フィルタ制御手段が、前記カラー表示を行う前に、前記ドップラ撮像領域に含まれる被検体のすべての撮像位置の血流情報を取得し、前記すべての撮像位置の血流情報に基づいて前記閾値を算定する閾値算定手段を備えることを特徴とする。

【0035】

また、第16の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、第12ないし15の観点のいずれか一つに記載の超音波撮像装置において、前記閾値判定手段が、前記血流情報の値が前記閾値を越える際に、前記血流情報の値が前記閾値を越えない場合のウォールフィルタと比較して、低周波カットオフ周波数の高いウォールフィルタを用いることを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0036】

本発明によれば、ドップラ撮像領域の撮像位置ごとに、血流情報に基づいてウォールフィルタのフィルタ特性を変化させることとしているので、撮像位置の血流に最適なフィルタ特性のウォールフィルタを用いたドップラ撮像を行い、ひいては血流状態が異なる複数の撮像位置が存在する場合にも、ドップラ撮像領域の全領域で感度の低下を含まない読映に適した画像とすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかるカラードップラ装置を含む超音波撮像装置を実施するための最良の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

20

【0038】

図1に、本実施の形態にかかる超音波撮像装置の全体構成を表すブロック(block)図を示す。この超音波撮像装置は、探触子部101、送受信部102、Bモード(mode)処理部103、ドップラ処理部109、シネメモリ(cine memory)部104、画像表示制御部105、表示部106、入力部107、コントローラ(controller)部108を備えている。

【0039】

探触子部101は、超音波を送受信するための部分、つまり生体の撮像断面の特定方向に超音波を照射し、生体内から都度反射された超音波エコーを時系列的な音線として受信する。一方、探触子部101は、超音波の照射方向を順次切り替えながら電子走査するための部分である。図には明示していないが、この探触子部101には、圧電素子がアレイ(array)状に配置されている。

30

【0040】

送受信部102は、探触子部101と同軸ケーブル(cable)によって接続されており、探触子部101の圧電素子を駆動するための電気信号を発生する。一方、送受信部102は、受信した反射超音波エコー信号の初段増幅を行う部分でもある。

【0041】

Bモード処理部103は、送受信部102で増幅された反射超音波エコー信号からBモード画像をリアルタイム(real time)で生成するための処理を行う部分である。具体的な処理内容は、例えば受信した反射超音波エコー信号の遅延加算処理、A/D(analog/digital)変換処理、変換した後のデジタル情報をBモード画像情報として後述のシネメモリ部104に書き込む処理等である。

40

【0042】

ドップラ処理部109は、送受信部102で増幅された反射超音波エコー信号から位相変化情報を抽出し、リアルタイムで、周波数偏移の平均周波数値である平均速度、パワー値、分散といった、ドップラ撮像領域に含まれる各撮像位置に付随する血流情報を算出する部分である。なお、詳細は、後に説明する。

【0043】

50

シネメモリ部 104 は、画像メモリ (memory) であり、B モード処理部 103 で生成された B モード画像情報およびドップラ処理部 109 で生成された血流情報を蓄積する。

【0044】

画像表示制御部 105 は、B モード処理部 103 で生成された B モード画像情報およびドップラ処理部 109 で生成された血流情報等の表示フレームレート (frame rate) 変換、並びに、画像表示の形状や位置制御を行うための部分である。

【0045】

表示部 106 は、CRT (Cathode Ray Tube) あるいは LCD (Liquid Crystal Display) 等からなり、B モード画像あるいはドップラ画像等の表示を行う。なお、ドップラ処理を行う場合には、B モード画像上にドップラ処理を行うドップラ撮像領域が設置および表示される。

10

【0046】

入力部 107 は、キーボード (keyboard) 等からなり、オペレータにより、操作入力信号が入力される。例えば、B モードによる表示あるいはドップラ処理の表示を選択するための操作入力、あるいはドップラ処理を行うドップラ撮像領域の設定を入力する操作入力等の情報を、コントローラ部 108 に与える部分である。

【0047】

コントローラ部 108 は、入力部 107 から入力された操作入力信号および予め記憶したプログラム (program) やデータ (data) に基づいて、上述した超音波撮像装置各部の動作を制御するための部分である。

20

【0048】

図 2 は、ドップラ処理部 109 の具体的な構成を示す図である。ドップラ処理部 109 は、直交検波部 201、利得調節器 202、ウォールフィルタ (Wall filter) 部 203、自己相関器 204、演算部 205 およびフィルタ制御手段 206 を含む。

【0049】

直交検波部 201 は、送受信部 102 からの反射超音波エコーを、図示しない 0 度およびこれと 90 度の位相差を持つ参照信号により直交検波し、2 つの検波出力 I および Q からなる電気信号を出力する。2 つの検波出力 I および Q は、利得調節器 202 により利得調節され、ウォールフィルタ部 203 に送信される。

30

【0050】

ウォールフィルタ部 203 は、選択可能な 2 つの高域通過型フィルタからなり、心臓壁や心臓弁の運動に含まれる低周波のドップラ信号を除去し、血流のドップラ信号のみを通過させる。高域通過型フィルタとしては、例えば FIR (Finite Impulse Response) が用いられ、応答時間が有限のものとされる。これにより、B モード画像およびドップラ画像の取得モードを切り替える際、あるいはフィルタを切り替える際等に生じる相互干渉が軽減される。

【0051】

その後、ウォールフィルタ部 203 の出力は、自己相関器 204 に送信され、自己相関演算が行われる。この自己相関演算は、高速で行われ、リアルタイムに血流情報、すなわち、血流の平均速度、速さの分散を算出する基となる複数の中間演算結果を出力する。この中間演算結果は、以下の 3 式で現される値である。

40

【数 1】

$$N = \sum_i (I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i) \quad (1)$$

$$D = \sum_i (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1}) \quad (2)$$

$$P = \sum_i (I_i^2 + Q_i^2) \quad (3)$$

10

【0052】

ここで、 I 、 Q は、0度および90度の検波出力であり、 N 、 D 、 P は、中間演算結果である。なお、式から解るように、 P は、反射超音波エコーのパワー値であり、 N および D は、反射超音波エコーの位相に関係する変数である。添字 i は、 S/N を改善するために、同一音線方向に繰り返し照射される超音波エコーの回数を現すパラメータ (parameter) である。添字 i の値の範囲は、ドップラ撮像領域の範囲や、画像表示のフレームレート等からコントローラ部 108により算出される。

【0053】

演算部 205は、自己相関器 204の出力(1)～(3)式を用いて血流情報、すなわち、血流の平均速度(平均周波数)、血流の速さの分散を算出する。この際、演算部 205は、入力部 107から選択されるモード指定により平均速度、速さの分散およびパワー値を選択的に算出し、画像表示制御部 105に出力する。この出力は、表示部 106のドップラ撮像領域に、Bモード画像と共に表示される。

20

【0054】

フィルタ制御手段 206は、自己相関器 204の出力情報、すなわち本実施の形態の例ではパワー値情報を用いて、ウォールフィルタ部 203に含まれる2つのフィルタから、最適な一つのフィルタを選択する制御情報を形成する。

【0055】

図3は、フィルタ制御手段 206およびウォールフィルタ部 203の詳細を示すブロック図である。フィルタ制御手段 206は、閾値判定手段 305および閾値算定手段 306を含み、ウォールフィルタ部 203は、スイッチ 301および302、並びに、ウォールフィルタ 303および304を含む。

30

【0056】

ウォールフィルタ 303および304は、フィルタ特性である低周波遮断特性が異なる高域通過型フィルタである。図4は、ウォールフィルタ 303および304の低周波遮断特性を、被検体から取得されるジェットを含む血流情報のパワースペクトル 100に重ねて示した説明図である。なお、ジェットとは、背景技術の欄で説明したように、心臓弁を逆流する高速、高パワーの血流のことである。

【0057】

ウォールフィルタ 303は、パワースペクトル 100の異なる周波数帯域に属する組織からの反射信号および血流からの反射信号の概ね中間周波数位置に低周波カットオフ周波数を有する。ウォールフィルタ 304は、パワースペクトル 100の血流からの反射信号が有する周波数帯域の中で、ジェットが位置する高周波数帯域の低周波数側に低周波遮断特性であるカットオフ周波数を有する。

40

【0058】

スイッチ 301および302は、閾値判定手段 305からの制御信号に応じて、ウォールフィルタ 303および304を切り替える。なお、スイッチ 301および302は、ウォールフィルタ 203がデジタルフィルタにより構成される場合には、デジタルフィルタのフィルタ特性を決定する各種常数の変更手段とすることもできる。

【0059】

50

閾値算定手段 306 は、記憶部および演算処理部を有し、記憶部は、自己相関器 204 の出力であるパワー値情報を、ドップラ撮像領域のすべての撮像位置のパワー値情報を含む 1 フレーム分入力し記憶する。演算処理部は、この 1 フレーム分のパワー値情報を用いて、パワー値が異なるジェット部分とその他の血流部分とを識別する閾値を算定し、ウォールフィルタ 303 および 304 を切り替える際の基準とする。

【0060】

閾値判定手段 305 は、閾値算定手段 306 で取得された閾値を、自己相関器 204 の出力であるパワー値情報と比較し、パワー値に応じてウォールフィルタ 303, 304 の切り替えを行う。この切り替えでは、パワー値が閾値を越える場合に、撮像位置が血流のジェットを含むと判断し、高い周波数位置に低周波カットオフ周波数を有するウォールフィルタ 304 が選択され、パワー値が閾値を越えない場合には、撮像位置がジェットを含まないと判断し、低い周波数位置に低周波カットオフ周波数を有するウォールフィルタ 303 が選択される。

【0061】

つぎに、本実施の形態にかかる超音波撮像装置の動作について説明する。図 5 は、本実施の形態にかかる超音波撮像装置の動作を示すフローチャートである。まず、オペレータは、被検体の目的とする位置に探触子部を当てる（ステップ S501）。そして、オペレータは、表示部に表示された B モードの断層画像を参照しつつ、画面上にドップラ撮像領域 60 を設定する（ステップ S502）。図 6 は、模式的に示された心臓の断層画像上に、ドップラ撮像領域 60 が設定された例を示している。ドップラ撮像領域 60 は、オペレータにより入力部 107 から設定される、扇形の撮像領域を形成する。図 6 の例では、左心室、左心房および僧帽弁を含む領域が、ドップラ撮像領域 60 として設定されている。

【0062】

その後、ドップラ処理部 109 は、設定されたドップラ撮像領域 60 の一枚の撮像断面に当たる 1 フレーム分の血流情報を取得し、閾値算定手段 306 の記憶部に保存する（ステップ S503）。この血流情報は、ドップラ撮像領域 60 に含まれる各撮像位置の、上述した自己相関器 204 の出力である中間演算結果 N, D, P からなる。なお、この血流情報に、演算部 205 の出力である反射超音波エコーのパワースペクトルの平均周波数あるいは分散を用いることもできる。

【0063】

その後、フィルタ制御手段 206 は、閾値算定手段 306 において、1 フレーム分のパワー値 P を用いて、ジェット領域およびその他の正常血流領域を識別する閾値を算定する閾値算定処理を行う（ステップ S504）。

【0064】

図 7 は、閾値算定処理の動作を示すフローチャートである。まず、閾値算定手段 306 は、ドップラ撮像領域 60 のパワー値のヒストグラムを求める（ステップ S701）。ここで、図 6 に示したようなドップラ撮像領域 60 内に、ジェットと呼ばれる、僧帽弁を逆流する高速、高パワーの血流が存在する場合を考える。図 8 は、ドップラ撮像領域 60 内にジェットが存在する場合の、パワー値のヒストグラムを示す説明図である。この説明図は、横軸がパワー値、縦軸は所定のパワー値を有する撮像位置すなわち画素の度数である。

【0065】

ジェットは、特定の領域に集中して生じる、一様に高速化された血流である。従って、ジェットが存在する箇所は、高いパワー値を有し、部分的に突出する大きな撮像位置数を有するヒストグラムとなる。図 8 に示すヒストグラムでは、高いパワー値を有する部分に突出するピークが、ジェットの血流に起因すると考えられる。なお、血流情報として、パワー値情報ではなく、血流の平均周波数（速度）あるいは分散を用いた場合にも、横軸に平均周波数あるいは分散を用いることにより、図 8 と同様の分布が取得される。

【0066】

その後、閾値算定手段 306 は、ドップラ撮像領域 60 のパワー値のヒストグラムを用

いて、ジェットおよびジェット以外の血流を識別する閾値を算定する（ステップS702）。図8のヒストグラムの場合では、例えば、ジェット以外の血流が示す第1のピークおよびジェットの血流が示す第2のピークが有するパワー値の中間位置に閾値を設定する。これにより、この閾値を判定基準とするパワー値の大小により、ジェットおよびジェット以外の血流が概ね識別される。

【0067】

その後、閾値算定手段306は、この閾値情報を、閾値判定手段305に送信し（ステップS703）、本閾値算定処理を終了する。

【0068】

図5に戻り、ドップラ処理部109は、この閾値情報を用いてドップラ撮像を行う（ステップS505）。このドップラ撮像では、ドップラ処理部109において、ドップラ撮像領域60からの反射超音波エコーに対して、リアルタイムにウォールフィルタ処理、自己相関演算処理が行われ、血流の速度あるいは速さの分散等のドップラ画像が形成される。

10

【0069】

また、同時にフィルタ制御手段206は、自己相関器204から出力されるパワー値を、逐次閾値判定手段305に読み込む。閾値判定手段305は、このパワー値を上述した閾値と比較し、パワー値が閾値を越える場合には、撮像位置がジェットが存在する領域であるとして、高い低周波カットオフ周波数を有するウォールフィルタ304を選択するようにスイッチ301および302を切り替える。また、閾値判定手段305は、パワー値が閾値を越えない場合には、撮像位置がジェット以外の血流が存在する領域であるとして、低い低周波カットオフ周波数を有するウォールフィルタ303を選択するようにスイッチ301および302を切り替える。これらの、スイッチ301および302を切り替える動作は、リアルタイムに行われるので、撮像位置ごとに異なるフィルタ特性のウォールフィルタを用いてパワースペクトルの平均周波数（速度）あるいは速さの分散のリアルタイムドップラ画像が形成される。

20

【0070】

図9（A）は、図6に示したのと同様の被検体部位を撮像した場合の断層画像を示す説明図である。図9（A）には、心室内のドップラ画像が取得される際に、正常な血流が観察される正常血流領域91および僧帽弁を逆流する高速のジェットが観察されるジェット領域92が、破線により模式的に図示されている。

30

【0071】

図9（B）は、上述したフィルタ制御手段206を用いて、リアルタイムにウォールフィルタの切り替えを行った場合に、ドップラ撮像領域60で撮像位置ごとに異なるウォールフィルタが用いられる例を示した説明図である。図9（B）に示すドップラ撮像領域60では、図9（A）に示すジェット領域92と同様の領域で、ウォールフィルタ304が選択され用いられる。また、その他のドップラ撮像領域60では、ウォールフィルタ303が選択され用いられる。この様に、フィルタ制御手段206は、異なる撮像位置で、血流に適した異なるフィルタ特性のウォールフィルタを用いる動作を行う。これにより、図9（A）に示すような正常血流領域91およびジェット領域92が共に、ドップラ撮像領域60に描出される。

40

【0072】

図10（A）は、ドップラ撮像領域60の全領域でカットオフ周波数の低いウォールフィルタ303を用いた場合に表示部106に表示されるドップラ画像を、破線を用いて模式的に示した説明図である。この場合、正常血流領域91は、概ね図9（A）の様に表示される。一方、ジェット領域93は、主たる血流情報である高速の血流情報以外に低速の正常血流情報を含むので、血流の平均速度あるいは速さの分散を求める過程の平均化で、平均値の低下、ひいては感度の低下を引き起こし、画質が低下され見えにくいものとなる。図10（A）では、図9（A）のジェット領域92と比較して小さくなった破線のジェット領域93で示されている。

50

【 0 0 7 3 】

図 1 0 (B) は、ドップラ撮像領域 6 0 の全領域でウォールフィルタ 3 0 4 を用いた場合に、表示部 1 0 6 に表示されるドップラ画像を、模式的に示した説明図である。この場合、ジェット領域 9 2 は、概ね図 9 (A) の様に表示される一方で、正常血流領域 9 4 は、低流速の血流であるので、ウォールフィルタ 3 0 4 で血流情報が欠損される部分が存在し、感度の低下等により画質が低下したものとなる。図 1 0 (B) では、図 9 (A) の正常血流領域 9 1 と比較して小さくなった破線の正常血流領域 9 4 で示されている。

【 0 0 7 4 】

上述してきたように、本実施の形態では、フィルタ制御手段 2 0 6 は、リアルタイムに取得される血流情報のパワー値を用いて、撮像位置がジェット領域 9 2 あるいは正常血流領域 9 1 を含むジェット領域 9 2 以外の領域にあるかを判定し、ジェット領域 9 2 にある場合には、低周波カットオフ周波数が高いウォールフィルタ 3 0 4 を用い、ジェット領域 9 2 以外の領域にある場合には、低周波カットオフ周波数が低いウォールフィルタ 3 0 3 を用いることとしているので、単一のウォールフィルタを用いた場合と比較して、ジェット領域 9 2 および正常血流領域 9 1 を共に感度良く描出することができる。

10

【 0 0 7 5 】

また、本実施の形態では、ウォールフィルタ 2 0 3 に、フィルタ特性の異なる 2 つのウォールフィルタ 3 0 3 , 3 0 4 を有し、これら 2 つウォールフィルタを、血流のパワー値に応じて切り替えることとしたが、ウォールフィルタ 2 0 3 に、フィルタ特性の異なる 3 つあるいはそれ以上のウォールフィルタを備え、血流のパワー値に応じてさらに多段階にウォールフィルタを切り替えることもできる。

20

【 0 0 7 6 】

また、本実施の形態では、フィルタ特性である低周波遮断特性としてカットオフ周波数の異なる 2 つのウォールフィルタを用いた例を示したが、同様に低周波遮断特性としてカットオフ周波数近傍の立ち上がり特性が異なるウォールフィルタを用いることもできる。

【 0 0 7 7 】

また、本実施の形態では、自己相関器 2 0 4 の出力である血流情報のパワー値を用いて、ジェット領域およびその他の領域を識別することとしたが、演算部 2 0 5 の出力である撮像位置ごとのパワースペクトルの平均周波数（速度）あるいは分散を用いてジェット領域 9 2 およびその他の領域を識別することもできる。ジェット領域 9 2 は、心臓の動きのある時相、図 6 の例では左心室の収縮期に高速で流れる突発的な血流であるので、血流の平均速度と共に血流速さの分散も、図 8 に示したパワー値のヒストグラムと同様のヒストグラムを有し、正常血流領域の血流と比較して有意差のある大きなものとなる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 8 】

【 図 1 】 超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 実施の形態のドップラ処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 ドップラ処理部のウォールフィルタおよびフィルタ制御手段の構成を示すブロック図である。

【 図 4 】 ウォールフィルタの低周波遮断特性を示す説明図である。

40

【 図 5 】 実施の形態の超音波撮像装置の動作を示すフローチャートである。

【 図 6 】 表示部で設定されるドップラ撮像領域を示す説明図である。

【 図 7 】 フィルタ制御手段の閾値算定処理の動作を示すフローチャートである。

【 図 8 】 ドップラ撮像領域のパワー値のヒストグラムを示す説明図である。

【 図 9 】 表示部に表示される正常血流領域およびジェット領域を、模式的に示す説明図、並びに、ドップラ撮像領域の中で異なるウォールフィルタが用いられる領域を示す説明図である。

【 図 1 0 】 表示部のドップラ撮像領域に描出される正常血流領域およびジェット領域を、模式的に示した説明図である。

【 図 1 1 】 従来のウォールフィルタの低周波遮断特性を示す説明図である。

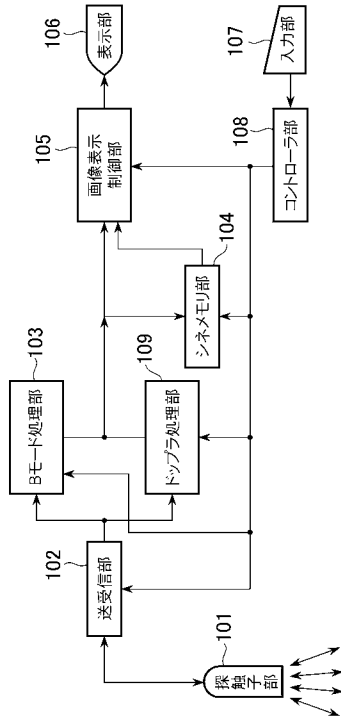
50

【符号の説明】

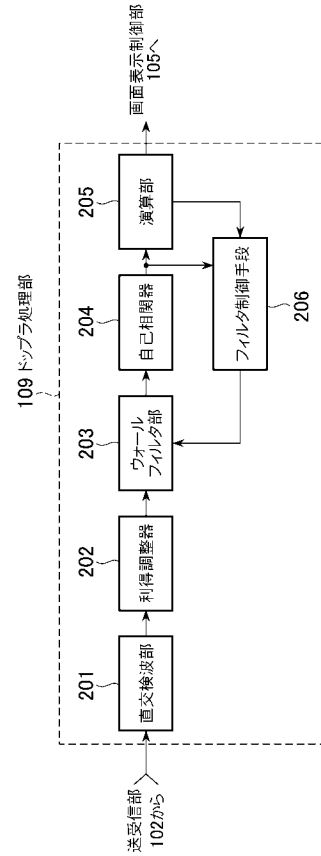
【0079】

20	フィルタ制御手段	
60	ドップラ撮像領域	
91、94	正常血流領域	
92、93	ジェット領域	
100	パワースペクトル	
101	探触子部	
102	送受信部	
103	Bモード処理部	10
104	シネメモリ部	
105	画像表示制御部	
106	表示部	
107	入力部	
108	コントローラ部	
109	ドップラ処理部	
201	直交検波部	
202	利得調節器	
203	ウォールフィルタ部	
204	自己相関器	20
205	演算部	
206	フィルタ制御手段	
301、302	スイッチ	
111、112、303、304	ウォールフィルタ	
305	閾値判定手段	
306	閾値算定手段	

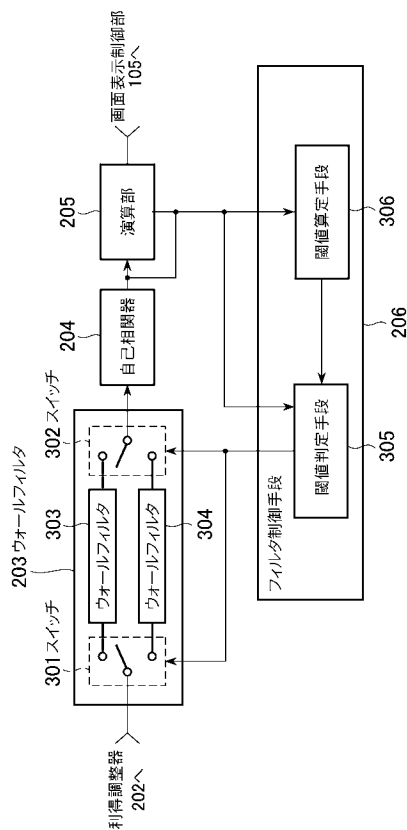
【図 1】



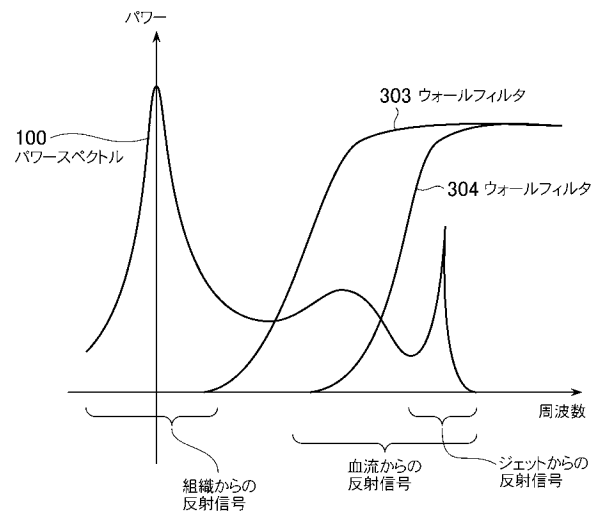
【図 2】



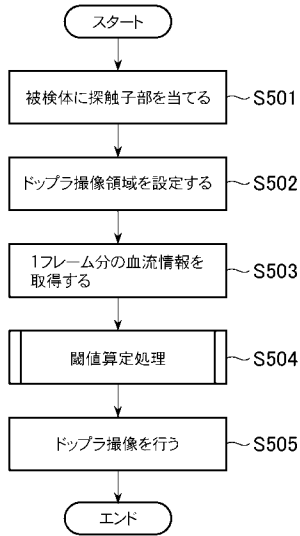
【図 3】



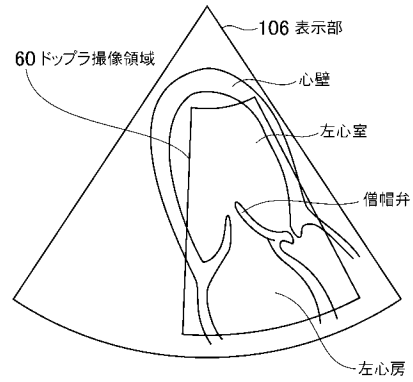
【図 4】



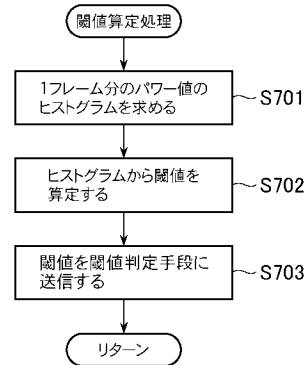
【図 5】



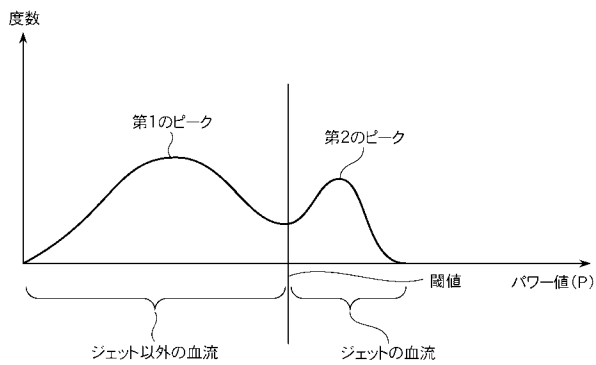
【図 6】



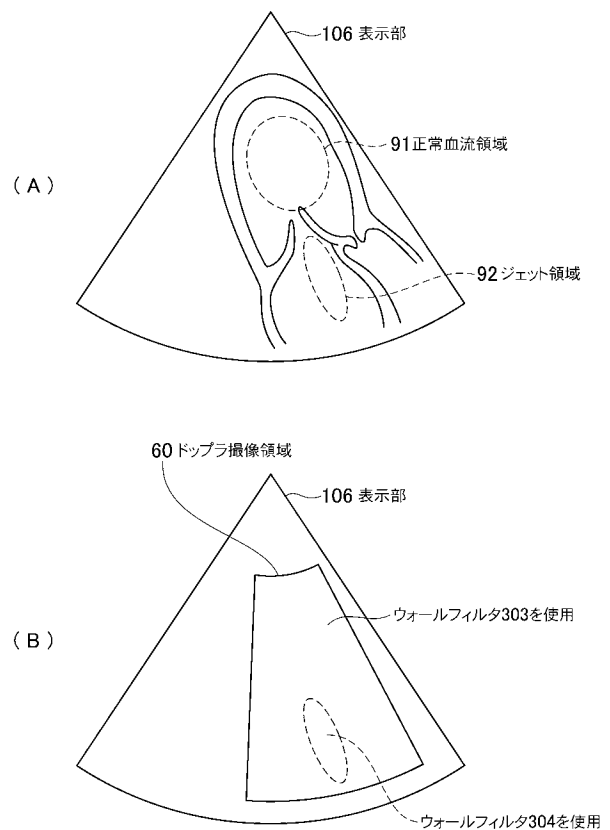
【図 7】



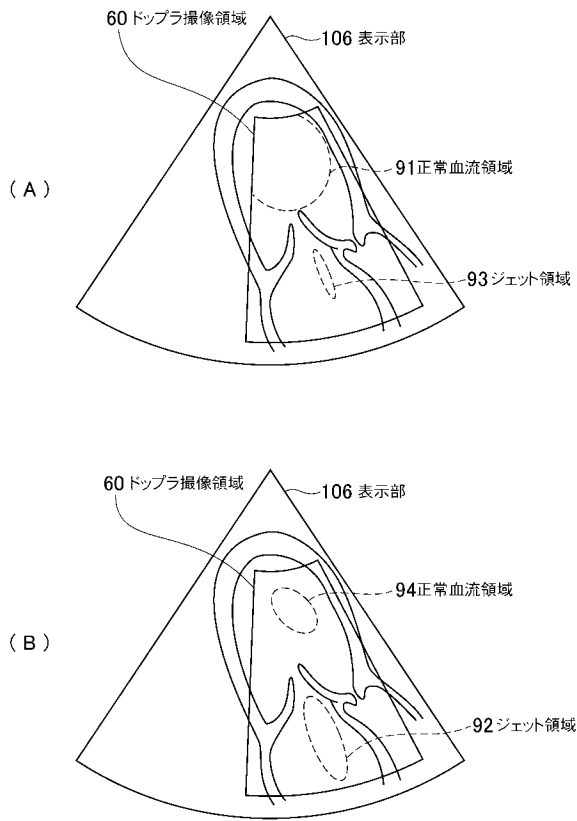
【図 8】



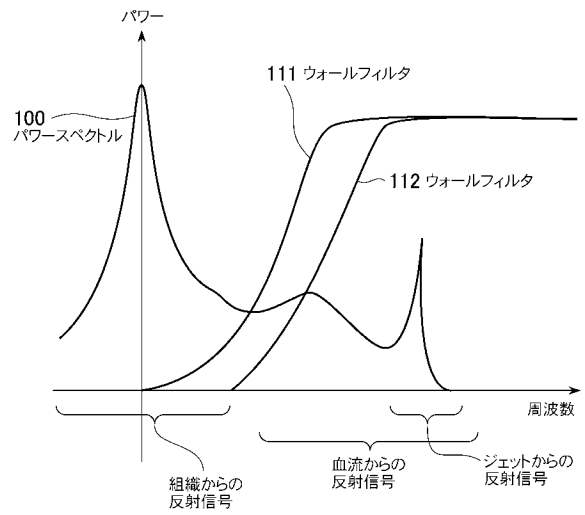
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 見山 広二

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

(72)発明者 藤原 千織

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DD15 DE04 EE04 EE22 JB30 JB31 JB32 JB43
JB48 JB49 JB53 JC11 JC37 KK07 KK12 KK19

解决的问题：通过使用壁滤波器去除包括血管壁等在内的除了血流以外的运动信息，并减少由于该滤光器特性的改变以及彩色多普勒仪和超声成像而引起的全血流图像的劣化。实现设备。解决方案：过滤器控制装置206通过使用实时获取的血流信息的功率值来判断成像位置是在射流区域以外还是在包括正常血流区域的射流区域之外的区域中，在该区域时，使用低频截止频率高的壁滤波器304，在喷射区域以外的区域中，使用低频截止频率低的壁滤波器303。与使用1)的壁滤波器的情况相比，可以高灵敏度地观察射流区域和正常血流区域。[选择图]图3

