

(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2018-15024

(P2018-15024A)

(43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)

(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 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2016-145049 (P2016-145049)
 (22) 出願日 平成28年7月25日 (2016.7.25)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人YK I 国際特許事務所
 (72) 発明者 関 佳徳
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 (72) 発明者 坂下 肇
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 Fターム(参考) 4C601 DD03 DE03 DE04 EE02 JB30
 JB32 JC21

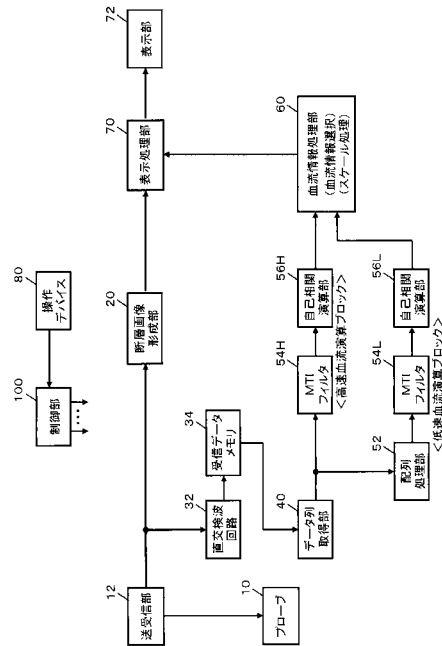
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波により血流情報を得るにあたっての改良技術を提供する。

【解決手段】データ列取得部40は、血流から周期Tの間隔で次々に得られる複数データからなるオリジナルデータ列を得る。配列処理部52は、オリジナルデータ列に対する間引き処理または並び替え処理により、オリジナルデータ列内において周期n×T(nは自然数)の間隔で並ぶ複数データからなる間引きデータ列または並び替えデータ列を得る。そして、高速血流演算ブロックから得られるオリジナルデータ列に基づく血流速と、低速血流演算ブロックから得られる間引きデータ列または並び替えデータ列に基づく血流速に基づいて、血流画像が形成される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受により血流から周期 T の間隔で次々に得られる複数データからなる第 1 データ列に基づいて、前記血流の第 1 血流情報を得る第 1 演算手段と、
前記第 1 データ列内において周期 $n \times T$ (n は自然数) の間隔で並ぶ複数データからなる第 2 データ列に基づいて、前記血流の第 2 血流情報を得る第 2 演算手段と、
前記第 1 血流情報と前記第 2 血流情報に基づいて前記血流の血流画像を形成する画像形成手段と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記第 1 演算手段は、前記第 1 データ列に対して、不要成分を除去するフィルタ処理を施し、当該フィルタ処理後の前記第 1 データ列から前記第 1 血流情報を導出し、
前記第 2 演算手段は、前記第 2 データ列に対して、前記第 1 演算手段による前記フィルタ処理と同じフィルタ係数を用いたフィルタ処理を施し、当該フィルタ処理後の前記第 2 データ列から前記第 2 血流情報を導出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、
前記第 1 データ列内において前記周期 $n \times T$ の間隔で飛び飛びに並ぶ複数データを選択する間引き処理により前記第 1 データ列から前記第 2 データ列を得る手段、
をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記第 1 データ列内において前記周期 $n \times T$ の間隔で飛び飛びに並ぶ複数データにより各部分データ列を構成し、前記第 1 データ列を複数の部分データ列からなる前記第 2 データ列に並び替える手段、
をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記第 1 血流情報として得られる血流速度の大きさに応じて、前記第 1 血流情報と前記第 2 血流情報のいずれか一方を有効血流情報として選択する選択手段、
をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
前記第 1 血流情報と前記第 2 血流情報から選択された前記有効血流情報に基づく前記血流の血流画像を表示する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記第 1 血流情報に基づく前記血流の第 1 血流画像と前記第 2 血流情報に基づく前記血流の第 2 血流画像とを並べて表示する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明は、超音波診断装置に関し、特に血流情報を得る超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を送受することにより得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成して表示する装置である。超音波画像としては、例えばBモード画像などが良く知られている。また、超音波を送受することにより得られる受信信号に基づいて、生体内の血流から血流情報を得る装置も知られている。例えば、特許文献1, 2には、超音波を利用して血流から得られるドプラ情報に基づいて血流情報を2次元的に可視化するカラードプラの技術が記載されている。

【0003】

ドプラ情報を利用して血流の流速を計測する場合に、折り返し現象なしに計測できる最高流速は、超音波の送信パルスを繰り返す周期（パルス繰り返し周期：PRT）に依存する。つまり、パルス繰り返し周期が小さいほど（短いほど）最高流速が大きくなる。したがって、例えば動脈などの高速血流を折り返し現象なしで観測する場合には、比較的小さい（短い）パルス繰り返し周期が設定される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2007-222390号公報

【特許文献2】特開2005-312632号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

血管内を流れる血流は、血管の中心付近において比較的高速であるものの、血管壁付近において比較的低速となる。例えば動脈においても、中心付近に高速血流が流れ、血管壁付近では低速血流が存在する。中心付近の高速血流を折り返し現象なしで観測できるようにパルス繰り返し周期を設定すれば、血管壁付近の低速血流も折り返し現象なしで観測することができる。

【0006】

しかし、ドプラ情報を利用して血流の流速を計測する場合には、折り返し現象以外にも例えばフィルタ処理など、パルス繰り返し周期の影響を受ける処理が必要になる。したがって、例えば高速血流に合わせてパルス繰り返し周期を設定すると、低速血流の観測において必ずしも最適な設定とは言えない場合がある。

【0007】

本発明は、超音波により血流情報を得るにあたっての改良技術を提供することを目的とする。例えば、上述した事情に鑑み、比較的広い流速範囲内で流速の大きさに応じた処理を実現できることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波の送受により血流から周期Tの間隔で次々に得られる複数データからなる第1データ列に基づいて、前記血流の第1血流情報を得る第1演算手段と、前記第1データ列内において周期 $n \times T$ （ n は自然数）の間隔で並ぶ複数データからなる第2データ列に基づいて、前記血流の第2血流情報を得る第2演算手段と、前記第1血流情報と前記第2血流情報に基づいて前記血流の血流画像を形成する画像形成手段と、を有することを特徴とする。

【0009】

パルス繰り返し周期Tで血流に対して超音波の送受を繰り返すことにより、血流から周期Tの間隔で次々に複数の受信データを得ることができる。例えば、これら複数の受信データに基づいて第1データ列を得ることができる。パルス繰り返し周期Tは、観測対象となる血流内において比較的高速な血流部分における流速を折り返し現象なしで観測できる

10

20

30

40

50

ように設定されることが望ましい。これにより、例えば、比較的高速な血流部分については、周期 T の間隔で次々に得られる複数データからなる第1データ列に基づいて、血流速などの血流情報を得ることができる。

【0010】

一方、例えば、比較的低速な血流部分については、第1データ列内において周期 $n \times T$ の間隔で並ぶ複数データからなる第2データ列に基づいて、血流速などの血流情報を得ることが望ましい。例えば、第2データ列を構成する複数データ(周期 $n \times T$)に対して、第1データ列と同じ間隔(周期 T)の複数データとみなして時間的にサンプリングを行うと、第1データ列内において速度 V である血流、つまり演算上の速度が V である血流が、第2データ列内では演算上の速度 V の n 倍の速度 $n \times V$ となる。したがって、比較的低速な血流部分については、第2データ列を利用することにより、演算上の速度を n 倍とする処理が可能になる。これにより、例えば、比較的低速な血流部分について、演算上の速度が高速化され、比較的高速な血流部分と同等な取り扱いが可能になる。

10

【0011】

望ましい具体例において、前記第1演算手段は、前記第1データ列に対して、不要成分を除去するフィルタ処理を施し、当該フィルタ処理後の前記第1データ列から前記第1血流情報を導出し、前記第2演算手段は、前記第2データ列に対して、前記第1演算手段による前記フィルタ処理と同じフィルタ係数を用いたフィルタ処理を施し、当該フィルタ処理後の前記第2データ列から前記第2血流情報を導出することを特徴とする。

20

【0012】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記第1データ列内において前記周期 $n \times T$ の間隔で飛び飛びに並ぶ複数データを選択する間引き処理により前記第1データ列から前記第2データ列を得る手段をさらに有することを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記第1データ列内において前記周期 $n \times T$ の間隔で飛び飛びに並ぶ複数データにより各部分データ列を構成し、前記第1データ列を複数の部分データ列からなる前記第2データ列に並び替える手段をさらに有することを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記第1血流情報として得られる血流速の大きさに応じて、前記第1血流情報と前記第2血流情報のいずれか一方を有効血流情報として選択する選択手段をさらに有することを特徴とする。

30

【0015】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記第1血流情報と前記第2血流情報から選択された前記有効血流情報に基づく前記血流の血流画像を表示することを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記第1血流情報に基づく前記血流の第1血流画像と前記第2血流情報に基づく前記血流の第2血流画像とを並べて表示することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0017】

本発明により、超音波により血流情報を得るにあたっての改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、比較的広い流速範囲内で流速の大きさに応じた処理が実現され、例えば、比較的低速な血流部分における演算上の速度が高速化され、比較的高速な血流部分と同等な取り扱いが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の具体例を示す図である。

【図2】血流画像の具体例を示す図である。

50

【図 3】間引き処理と並び替え処理の具体例を示す図である。

【図 4】受信データメモリの記憶内容の具体例を示す図である。

【図 5】オリジナルデータ列の具体例を示す図である。

【図 6】間引きデータ列の具体例を示す図である。

【図 7】並び替えデータ列の具体例を示す図である。

【図 8】MTIフィルタの具体例を示す図である。

【図 9】スケール処理の具体例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の具体例を示す図である。プローブ 10 は、超音波を送受する超音波探触子であり、被検体（生体）内の血管（例えば動脈）を含む診断領域で超音波ビームを走査する。図 1 に示す具体例において、プローブ 10 としては、例えばリニアプローブが好適であり、例えば血管の長軸に交差する超音波ビームの形成と走査が実現される。なお、リニアプローブとは異なる走査態様のプローブ 10 が利用されてもよいし、電子的走査のみ、機械的走査のみ、または電子的走査と機械的走査の組み合わせにより診断領域内で超音波ビームを立体的に走査するプローブ 10 が利用されてもよい。

10

【0020】

送受信部 12 は、送信ビームフォーマとしての機能を備えており、プローブ 10 が備える複数の振動素子に送信信号を出力してプローブ 10 を送信制御することにより送信ビームを形成する。また、送受信部 12 は、受信ビームフォーマとしての機能を備えており、複数の振動素子から得られる複数の信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成し、受信ビームに沿って受信信号を得る。

20

【0021】

断層画像形成部 20 は、診断領域内から得られる受信信号に基づいて、診断領域の B モード画像（断層画像）データを形成する。断層画像の形成においては、送受信部 12 により、超音波ビーム（送信ビームとそれに対応した受信ビーム）が診断領域内で走査され、走査面内から得られる受信信号に基づいて、その走査面に対応した B モード画像の画像データが形成される。

【0022】

また、図 1 の超音波診断装置は、ドプラ情報に基づいて血流情報を得る機能を備えている。つまり、図 1 の超音波診断装置は、直交検波回路 32 と、受信データメモリ 34 と、データ列取得部 40 と、配列処理部 52 と、MTI フィルタ 54 H, 54 L と、自己相関演算部 56 H, 56 L と、血流情報処理部 60 を備えている。なお、血流情報を得るためのこれら各部の機能の具体例については後に詳述する。

30

【0023】

表示処理部 70 は、断層画像形成部 20 から得られる B モード画像の画像データと血流情報処理部 60 から得られる血流情報に基づいて表示画像を形成する。表示処理部 70 において形成された表示画像は表示部 72 に表示される。

【0024】

制御部 100 は、図 1 の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 100 による全体的な制御には、操作デバイス 80 を介して医師や検査技師などのユーザから受け付けた指示も反映される。

40

【0025】

図 1 に示す構成（符号を付した各部）のうち、送受信部 12, 断層画像形成部 20, 直交検波回路 32, データ列取得部 40, 配列処理部 52, MTI フィルタ 54 H, 54 L, 自己相関演算部 56 H, 56 L, 血流情報処理部 60, 表示処理部 70 の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応

50

した機能の少なくとも一部が、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

【0026】

受信データメモリ34は、例えば半導体メモリやハードディスクドライブなどの記憶デバイスにより実現できる。表示部72の好適な具体例は、液晶ディスプレイや有機EL（エレクトロルミネッセンス）ディスプレイ等であり、操作デバイス80は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして制御部100は、例えば、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

10

【0027】

図1の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図1の超音波診断装置に実現される血流計測に係る機能等について詳述する。なお、図1に示した構成（部分）については以下の説明において図1の符号を利用する。

【0028】

図2は、血流画像の具体例を示す図である。図2には、Bモード画像に映し出される血管内において血流速度を色で表現したカラードブラ画像が図示されている。

【0029】

Bモード画像は、複数のビームラインから得られるデータ（ビームラインデータ）で構成される。各ビームラインは、深さ方向に沿って形成される。プローブ10がリニアプローブであれば、互いに平行な複数のビームラインが形成される。つまり、送受信部12の送受信制御により、深さ方向に沿ってBモード画像用の超音波ビーム（送信ビームとそれに対応した受信ビーム）が形成され、超音波ビームが走査方向に走査されることにより、複数のビームラインが形成される。そして、断層画像形成部20により、複数のビームラインから得られるデータ（ビームラインデータ）に基づいて、例えば、血管の長軸断面を映し出したBモード画像が形成される。

20

【0030】

一方、ドブラ情報に基づいて血流速度を計測する場合、血流は全体的に血管の長軸方向に流れるため、長軸に対して直交しない方向から血流のドブラ情報（ドブラシフト）を得ることが望ましい。そのため、ドブラ情報を得るための各ドブラ計測ラインは、例えば血管の長軸に対して直交しない交差角度をもつラインであることが望ましい。

30

【0031】

そこで、ドブラ情報を得る際には、例えば、深さ方向に対してステアリング角度をもつ複数のドブラ用ビームラインが形成され、各ドブラ用ビームラインから収集される受信信号に基づいて、各ドブラ用ビームラインごとにドブラ情報が得られる。プローブ10がリニアプローブであれば、互いに平行な複数のドブラ用ビームラインが利用される。つまり、送受信部12の送受信制御により、深さ方向に対してステアリング角度をもつドブラ計測用の超音波ビーム（送信ビームとそれに対応した受信ビーム）が形成され、超音波ビームが走査方向に走査される。例えば、図2に示すように、ドブラ計測用のビームアドレスB1、B2、B3、・・・、BEの順に超音波ビームが走査される。

40

【0032】

なお、カラードブラ画像の形成においては、各ビームアドレスごとに、複数回に亘って超音波ビームの形成が繰り返され、各ビームアドレスごとに、複数回に亘って受信信号が収集される。

【0033】

そして、図1の直交検波回路32は、ドブラ用ビームラインから得られる受信信号に対して直交検波処理を施す。これにより、受信信号の同相信号成分に対応した同相信号（I信号）データと、受信信号の直交信号成分に対応した直交信号（Q信号）データが、直交検波回路32から出力される。そして、同相信号データと直交信号データの組（セット）

50

で構成される受信データが受信データメモリ 34 に記憶される。

【0034】

データ列取得部 40 は、受信データメモリ 34 に記憶された複数の受信データを次々に読み出し、それら複数の受信データからなるオリジナルデータ列を得る。オリジナルデータ列は、MTIフィルタ 54H と自己相関演算部 56H で構成される高速血流演算ブロックにおいて処理される。また、オリジナルデータ列は、配列処理部 52 と MTI フィルタ 54L と自己相関演算部 56L で構成される低速血流演算ブロックに送られる。低速血流演算ブロックでは、配列処理部 52 により、オリジナルデータ列に対する間引き処理または並び替え処理が実行される。

【0035】

図 3 は、間引き処理と並び替え処理の具体例を示す図である。配列処理部 52 は、データ列取得部 40 から得られるオリジナルデータ列に対して、間引き処理または並び替え処理を実行する。

【0036】

図 3 に示す具体例において、オリジナルデータ列は、各ビームアドレス（図 2）ごとに 6 回に亘って繰り返し得られる複数の受信データで構成される。つまり、図 3 に示すオリジナルデータ列は、ビームアドレス B1 において繰り返し得られる 6 つの受信データ B11 ~ B16 と、ビームアドレス B2 において繰り返し得られる 6 つの受信データ B21 ~ B26 と、ビームアドレス B3 において繰り返し得られる 6 つの受信データ B31 ~ B36 と、図示省略したビームアドレス B4 以降に対応した複数の受信データで構成される。

【0037】

各ビームアドレスにおいて、パルス繰り返し周期 T で超音波ビームの形成が繰り返されていれば、複数の受信データ B11 ~ B16 は周期 T の間隔で次々に得られる。また、複数の受信データ B21 ~ B26 も周期 T の間隔で次々に得られ、複数の受信データ B31 ~ B36 も周期 T の間隔で次々に得られる。つまり、周期 T の間隔で次々に得られる複数の受信データからなるオリジナルデータ列が得られる。

【0038】

配列処理部 52 は、オリジナルデータ列内において周期 $n \times T$ (n は自然数) の間隔で飛び飛びに並ぶ複数の受信データを選択する間引き処理により、オリジナルデータ列から間引きデータ列を得る。

【0039】

図 3 (A) に示す間引き処理の具体例では、オリジナルデータ列内において周期 $2T$ ($n = 2$) の間隔で飛び飛びに並ぶ複数の受信データが選択されている。つまり、オリジナルデータ列から得られる複数の受信データ B11, B13, B15 と受信データ B21, B23, B25 と受信データ B31, B33, B35 と、図示省略したビームアドレス B4 以降から飛び飛びに得られる複数の受信データにより、間引きデータ列が形成される。

【0040】

また、配列処理部 52 は、オリジナルデータ列内において周期 $n \times T$ (n は自然数) の間隔で飛び飛びに並ぶ複数の受信データにより各部分データ列を構成し、オリジナルデータ列を複数の部分データ列からなる並び替えデータ列に並び替える。

【0041】

図 3 (B) に示す並び替え処理の具体例では、オリジナルデータ列内において周期 $2T$ ($n = 2$) の間隔で飛び飛びに並ぶ複数の受信データにより各部分データ列が構成されている。つまり、複数の受信データ B11, B13, B15 により第 1 の部分データ列が形成されて、複数の受信データ B12, B14, B16 により第 2 の部分データ列が形成され、複数の受信データ B21, B23, B25 により第 3 の部分データ列が形成されて、複数の受信データ B22, B24, B26 により第 4 の部分データ列が形成される。そして、第 1 ~ 第 4 の部分データ列が繋ぎ合わされて並び替えデータ列が形成される。なお、ビームアドレス B3 以降においても並び替え処理が行われる。

【0042】

10

20

30

40

50

各ビームアドレスから繰り返し得られる複数の受信データ (B 1 1 , B 1 2 , . . .) は、各々が複数の深さに対応した複数のサンプルデータで構成され、受信データメモリ 3 4 に記憶される。

【 0 0 4 3 】

図 4 は、受信データメモリ 3 4 の記憶内容の具体例を示す図である。図 4 には、受信データメモリ 3 4 に記憶された複数の受信データ B 1 1 ~ B 1 6 の具体例が示されている。図 4 には、ビームアドレス B 1 (図 2) において繰り返し得られる 6 つの受信データ B 1 1 ~ B 1 6 を代表的に図示しているが、ビームアドレス B 2 , B 3 , . . . , B E (図 2) に対応した複数の受信データも受信データメモリ 3 4 内に記憶される。

【 0 0 4 4 】

各受信データは、複数の深さに対応した複数のサンプルデータで構成される。例えば、受信データ B 1 1 は、浅い方から順に複数のサンプルデータ B 1 1 S 1 , B 1 1 S 2 , B 1 1 S 3 , . . . , B 1 1 S N で構成される。各受信データは、浅い方から順に取得されて浅い方から順に受信データメモリ 3 4 に記憶される。また、例えば、ビームアドレス B 1 (図 2) において繰り返し得られる 6 つの受信データ B 1 1 ~ B 1 6 が、取得された順に、例えば受信データ B 1 1 , B 1 2 , B 1 3 , . . . , B 1 6 の順に受信データメモリ 3 4 に記憶される。

【 0 0 4 5 】

データ列取得部 4 0 は、受信データメモリ 3 4 に記憶された複数の受信データを次々に読み出し、それら複数の受信データからなるオリジナルデータ列を得る。その読み出しは例えば浅い方から順に各深さ (各サンプル) ごとに行われる。例えば、まず複数のサンプルデータ B 1 1 S 1 , B 1 2 S 1 , B 1 3 S 1 , . . . , B 1 6 S 1 が順に読み出され、これら複数のサンプルデータ B 1 1 S 1 ~ B 1 6 S 1 により、サンプルデータ S 1 のオリジナルデータ列が生成される。次に、複数のサンプルデータ B 1 1 S 2 , B 1 2 S 2 , B 1 3 S 2 , . . . , B 1 6 S 2 が順に読み出され、これら複数のサンプルデータ B 1 1 S 2 ~ B 1 6 S 2 により、サンプルデータ S 2 のオリジナルデータ列が生成される。さらにサンプルデータ S 3 , S 4 , . . . , S N の順に、各深さ (各サンプル) ごとにオリジナルデータ列が生成される。

【 0 0 4 6 】

図 5 は、オリジナルデータ列の具体例を示す図である。図 5 には、各深さ (各サンプル) ごと得られたオリジナルデータ列である S 1 データ列 , S 2 データ列 , S 3 データ列 , . . . , S N データ列の具体例が図示されている。

【 0 0 4 7 】

間引き処理と並び替え処理 (図 3) も各深さ (各サンプル) ごとに行われる。配列処理部 5 2 は、例えば、図 5 に示す S 1 データ列 , S 2 データ列 , S 3 データ列 , . . . , S N データ列の各データ列ごとに間引き処理または並び替え処理 (図 3) を実行し、間引きデータ列または並び替えデータ列を形成する。

【 0 0 4 8 】

図 6 は、間引きデータ列の具体例を示す図である。図 6 には、図 5 のオリジナルデータ列である S 1 データ列 , S 2 データ列 , S 3 データ列 , . . . , S N データ列の各々に対応した間引きデータ列 (S 1 データ列 , S 2 データ列 , S 3 データ列 , . . . , S N データ列) が図示されている。

【 0 0 4 9 】

図 7 は、並び替えデータ列の具体例を示す図である。図 7 には、図 5 のオリジナルデータ列である S 1 データ列 , S 2 データ列 , S 3 データ列 , . . . , S N データ列の各々に対応した並び替えデータ列 (S 1 データ列 , S 2 データ列 , S 3 データ列 , . . . , S N データ列) が図示されている。

【 0 0 5 0 】

データ列取得部 4 0 において生成されるオリジナルデータ列 (図 5) と、配列処理部 5 2 において生成される間引きデータ列 (図 6) または並び替えデータ列 (図 7) は、M T

10

20

30

40

50

Iフィルタ54(54H, 54L)において処理された後に、自己相関演算部56(56H, 56L)において処理される。

【0051】

図8は、MTIフィルタ54(54H, 54L)の具体例を示す図である。MTIフィルタ54は、ドプラ情報を利用して血流速などの血流情報を得るにあたり、血管壁などの組織に起因するクラッタ成分などの不要成分を除去するウォールモーションフィルタとして機能する。

【0052】

図8には、MTIフィルタ54(54H, 54L)のフィルタ特性に係る好適な具体例が図示されている。図8における横軸は、正規化された速度であり、パルス繰り返し周期Tで折り返し現象なしに計測できる最高速度(最高流速)を「1」とした場合の相対値で速度が表現されている。また、図8における縦軸は正規化された振幅を示している。図8には、MTIフィルタ54HとMTIフィルタ54Lのそれぞれに対応したフィルタ特性が図示されている。

【0053】

MTIフィルタ54Hは、データ列取得部40から得られるオリジナルデータ列(図5)を処理対象とする。つまり、周期Tの間隔で次々に得られる複数の受信データからなるオリジナルデータ列が処理対象となる。MTIフィルタ54Hは、最高速度1における振幅が1(減衰無し)であり、速度が小さくなるにつれて振幅が徐々に小さくなる(減衰が大きくなる)。例えば速度0.5で振幅が0.5となり速度0で振幅が0となる。

【0054】

MTIフィルタ54Lは、配列処理部52から得られる間引きデータ列(図6)または並び替えデータ列(図7)を処理対象とする。つまりオリジナルデータ列内において周期 $n \times T$ (n は自然数)の間隔で並ぶ複数データからなるデータ列が処理対象となる。図8には、周期 $2T$ ($n=2$)に対応したMTIフィルタ54Lの特性例が図示されている。

【0055】

MTIフィルタ54HとMTIフィルタ54Lは、同一のフィルタ回路により実現される。例えば、互いに同じフィルタ係数を利用したデジタルフィルタにより、MTIフィルタ54HとMTIフィルタ54Lが実現される。

【0056】

ところが、間引きデータ列と並び替えデータ列は、オリジナルデータ列内において周期 $2T$ の間隔で飛び飛びに並ぶ複数データで構成される。したがって、間引きデータ列または並び替えデータ列を構成する複数データ(周期 $2T$)に対して、オリジナルデータ列と同じ周期Tの間隔の複数データとみなして時間的にサンプリングを行うと、オリジナルデータ列内において速度Vである血流が、間引きデータ列または並び替えデータ列内では速度Vの2倍の速度 $2V$ となる。

【0057】

図8の横軸は周期Tで観測した速度に対応している。そのため、MTIフィルタ54Lの特性は、MTIフィルタ54Hの特性を横軸方向(速度方向)のみ $1/2$ に縮小した特性となる。例えば、図8の横軸の速度(周期Tで観測した速度)0.5において、MTIフィルタ54HとMTIフィルタ54Lの特性を比較する。周期Tで観測した速度0.5をそのまま示すオリジナルデータ列を処理対象とするMTIフィルタ54Hは、横軸の速度0.5において縦軸の振幅が0.5となる。これに対し、周期Tで観測した速度0.5の2倍の速度1を示す間引きデータ列または並び替えデータ列を処理対象とするMTIフィルタ54Lは、横軸の速度0.5において縦軸の振幅が1となる。つまり、MTIフィルタ54Lの速度0.5における特性(振幅1)が、MTIフィルタ54Hの速度1における特性(振幅1)と同じになる。

【0058】

したがって、例えば、速度(周期Tで観測した速度)0.5以下の低速血流を処理する場合に、オリジナルデータ列を利用するとMTIフィルタ54Hにより振幅が半分(0.

10

20

30

40

50

5) 以下に抑制されてしまうのに対し、間引きデータ列または並び替えデータ列を利用すればMTIフィルタ54Lにより振幅の抑制が比較的小さくなる。

【0059】

MTIフィルタ54(54H, 54L)においてフィルタ処理を施されたデータ列(オリジナルデータ列, 間引きデータ列, 並び替えデータ列)は、自己相関演算部56(56H, 56L)において処理される。

【0060】

図1の自己相関演算部56は、自己相関器とその後段に設けられる速度演算器などの公知の構成を備えており、入力されるデータ列に対して自己相関演算を実行する。これにより、自己相関演算部56は血流速などの血流情報を得る。なお、自己相関演算部56は、血流情報として血流に係る分散値やパワー値などの公知の情報を得るようにしてもよい。

10

【0061】

自己相関演算部56Hは、MTIフィルタ54Hにおいてフィルタ処理を施されたオリジナルデータ列を処理する。自己相関演算部56Hは、例えば、複数のビームアドレスB1, B2, B3, ..., BE(図2)について各ビームアドレスごとに自己相関演算を実行する。また、自己相関演算部56Hは、各ビームアドレスにおける複数の深さに対応したオリジナルデータ列(S1データ列, S2データ列, S3データ列, ..., SNデータ列)について各データ列ごとに自己相関演算を実行する。これにより、各ビームアドレスごとに且つ各深さごとに、血流速などの血流情報が導出される。

【0062】

自己相関演算部56Lは、MTIフィルタ54Lにおいてフィルタ処理を施された間引きデータ列または並び替えデータ列を処理する。自己相関演算部56Lは、例えば、複数のビームアドレスB1, B2, B3, ..., BE(図2)について各ビームアドレスごとに自己相関演算を実行する。また、自己相関演算部56Lは、各ビームアドレスにおける複数の深さに対応した間引きデータ列または並び替えデータ列(S1データ列, S2データ列, S3データ列, ..., SNデータ列)について各データ列ごとに自己相関演算を実行する。これにより、各ビームアドレスごとに且つ各深さごとに、血流速などの血流情報が導出される。

20

【0063】

なお、並び替えデータ列(図7)から血流情報を得る際には、並び替えにより得られた複数データをできるかぎり利用して、望ましくは全てのデータを利用して、血流情報を得ることが望ましい。

30

【0064】

例えば、図7に示す並び替えデータ列を自己相関演算部56Lが処理する場合に、S1データ列内において3つのサンプルデータB11S1, B13S1, B15S1に基づいて血流速(1)が導出され、さらに、その後続く3つのサンプルデータB12S1, B14S1, B16S1に基づいて血流速(2)が導出される。そして、例えば、それら2つの血流速(1)と血流速(2)の平均値がS1データ列の血流速とされる。つまりサンプル点S1における血流速とされる。同様に、S2データ列, S3データ列, ..., SNデータ列においても全てのサンプルデータを利用して平均の血流速が導出される。

40

【0065】

これにより、図7の並び替えデータ列においても、図5のオリジナルデータ列の場合と同じサンプルデータ数を利用して血流速を得ることができ、低速血流演算ブロック(図1)において、高速血流演算ブロック(図1)と同程度のS/N比(信号体雑音比)を実現することができる。

【0066】

図1の血流情報処理部60は、自己相関演算部56(56H, 56L)から得られる血流情報を処理する。血流情報処理部60は、自己相関演算部56Hと自己相関演算部56Lから得られる2つの血流情報のうちのいずれか一方を有効血流情報として選択する。

【0067】

50

血流情報処理部 60 は、自己関連演算部 56 H から得られる血流速の大きさに応じて有効血流情報を選択する。血流情報処理部 60 は、例えば、自己関連演算部 56 H から得られる血流速の大きさ（絶対値）が、正規化速度 0.5 を上回る（0.5 以上または 0.5 より大きい）高速血流である場合に、自己関連演算部 56 H から得られる血流情報を有効血流情報として選択する。また、血流情報処理部 60 は、例えば、自己関連演算部 56 H から得られる血流速の大きさ（絶対値）が、正規化速度 0.5 を下回る（0.5 より小さい又は 0.5 以下）低速血流である場合に、自己関連演算部 56 L から得られる血流情報を有効血流情報として選択する。

【0068】

これにより、正規化速度 1（最高速度）までの高速血流を折り返し現象なしに計測することができ、さらに、正規化速度 0.5 を下回る低速血流の振幅の抑制（図 8 参照）を小さくすることができる。なお、有効血流情報を選択するにあたっての判定値（正規化速度 0.5）は、例えば、観測対象となる血流の種類等（血管の部位等）に応じて適宜に変更されてもよいし、医師や検査技師等のユーザが調整（変更）できる構成としてもよい。

10

【0069】

また、血流情報処理部 60 は、自己関連演算部 56 H と自己関連演算部 56 L から得られる 2 つの血流情報のスケールが互いに一致するようにスケール処理を行う。

【0070】

図 9 は、スケール処理の具体例を説明するための図である。図 9 には、自己関連演算部 56 H と自己関連演算部 56 L における血流速の速度スケールが図示されている。自己関連演算部 56 H において算出される速度は、パルス繰り返し周期 T に対応したオリジナルデータ列から得られるため、周期 T で観測した速度に対応している。

20

【0071】

これに対し、自己関連演算部 56 L において算出される速度は、周期 $n \times T$ （ n は自然数）に対応した間引きデータ列または並び替えデータ列から得られるため、周期 T で観測した速度の n 倍に対応している。図 9 には、 $n = 2$ の場合の自己関連演算部 56 L における速度スケールが図示されている。例えば、図 9 に示す具体例において、自己関連演算部 56 L において速度 1 と算出された速度は、周期 T で観測した速度 1 の半分（ $1/2$ ）の 0.5 である。

【0072】

そこで、血流情報処理部 60 は、自己関連演算部 56 L から得られる算出速度に $1/n$ を乗算して周期 T で観測した速度にスケールを一致させる。図 9 に示す具体例では、自己関連演算部 56 L から得られる算出速度に $1/2$ （ $n = 2$ ）が乗算される。

30

【0073】

図 1 の表示処理部 70 は、断層画像形成部 20 から得られる B モード画像の画像データと血流情報処理部 60 から得られる血流情報に基づいて表示画像を形成する。表示処理部 70 は、例えば、B モード画像に映し出される血管内において血流速を色で表現したカラードプラ画像（図 2）を形成する。

【0074】

表示処理部 70 は、例えば、血流情報処理部 60 において選択された有効血流情報に基づいてカラードプラ画像（図 2）を形成する。例えば、自己関連演算部 56 H から得られる血流速が有効血流情報として選択されているサンプル点においては、自己関連演算部 56 H から得られる血流速が利用され、自己関連演算部 56 L から得られる血流速が有効血流情報として選択されているサンプル点においては、自己関連演算部 56 L から得られる血流速が利用され、カラードプラ画像（図 2）が形成される。

40

【0075】

これにより、例えば血管の中心付近において、自己関連演算部 56 H から得られる血流速が有効血流情報として選択され、パルス繰り返し周期に対応した最高速度までの高速血流を折り返し現象なしで観測することができる。さらに、例えば血管壁付近において、自己関連演算部 56 L から得られる血流速が有効血流情報として選択され、低速血流の振幅

50

の抑制（図 8 参照）を小さくすることができる。したがって、例えば、高速血流を含む動脈などのカラードブラ画像を形成する際に、低速から高速までの広い速度範囲に亘って、血流速のカラー表示の視認性が高められる。

【 0 0 7 6 】

なお、表示処理部 70 は、例えば、自己相関演算部 56 H から血流情報処理部 60 を介して得られる血流速に基づいて高速用カラードブラ画像を形成し、さらに、自己相関演算部 56 L から血流情報処理部 60 を介して得られる血流速に基づいて低速用カラードブラ画像を形成し、高速用カラードブラ画像と低速用カラードブラ画像を並べた血流画像を形成してもよい。

【 0 0 7 7 】

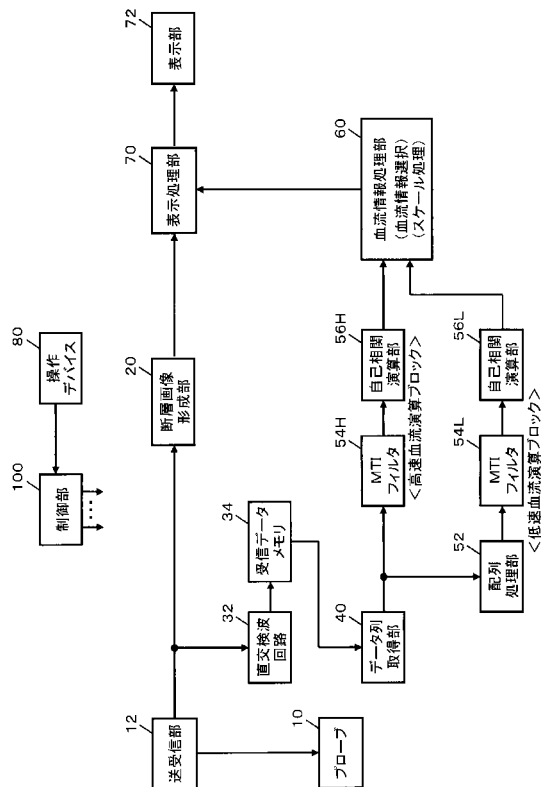
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【 符号の説明 】

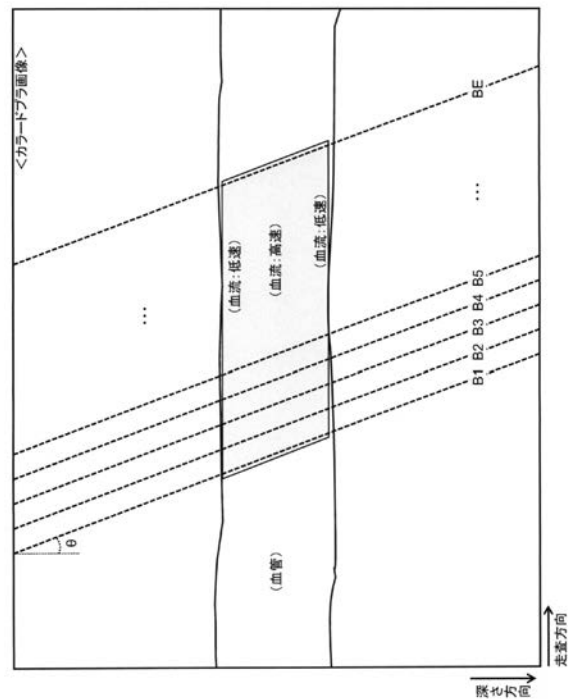
【 0 0 7 8 】

10 プロープ、12 送受信部、20 断層画像形成部、32 直交検波回路、34 受信データメモリ、40 データ列取得部、52 配列処理部、54 H, 54 L MTI フィルタ、56 H, 56 L 自己相関演算部、60 血流情報処理部、70 表示処理部、72 表示部、80 操作デバイス、100 制御部。

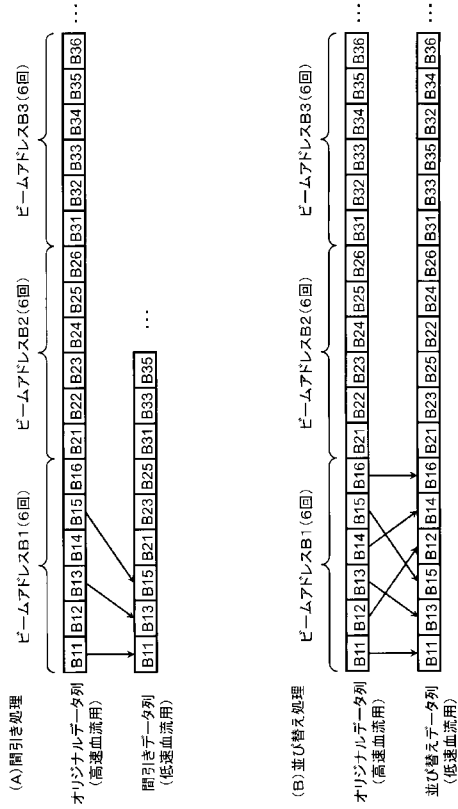
【 図 1 】



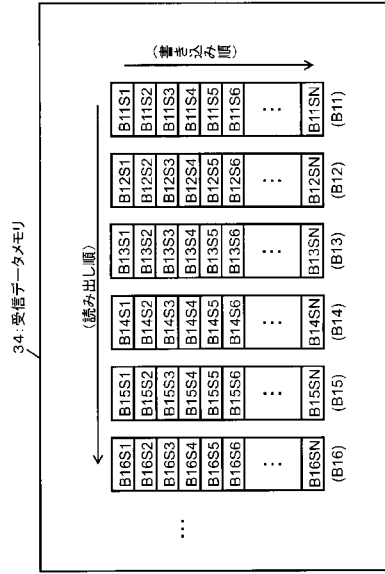
【 図 2 】



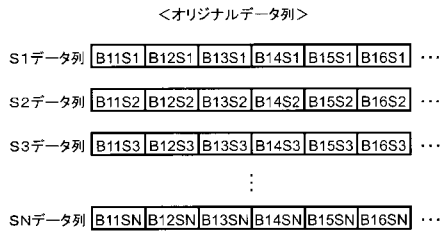
【 図 3 】



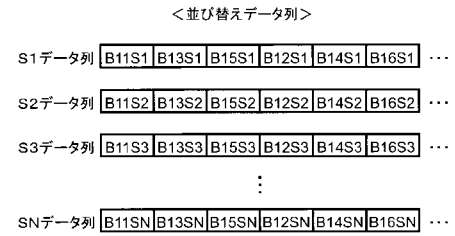
【 図 4 】



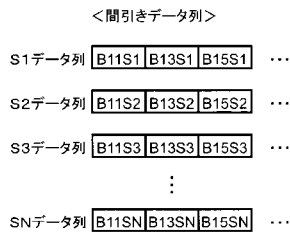
【 図 5 】



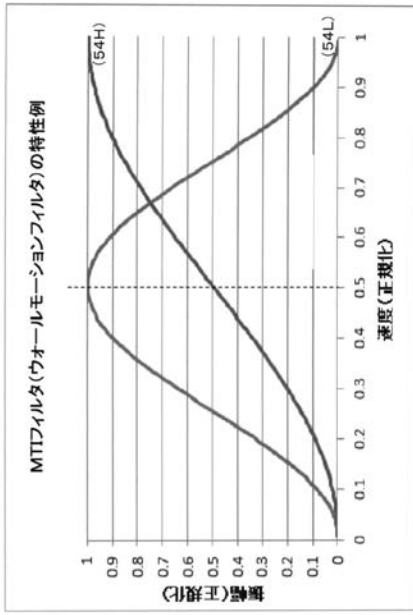
【 図 7 】



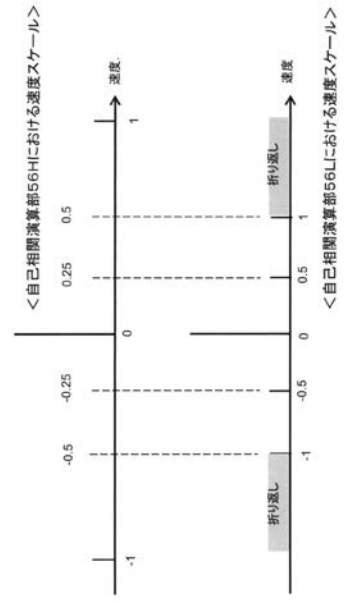
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2018015024A	公开(公告)日	2018-02-01
申请号	JP2016145049	申请日	2016-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	関佳徳 坂下肇		
发明人	関佳徳 坂下肇		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE02 4C601/JB30 4C601/JB32 4C601/JC21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种通过超声波获取血流信息的改进技术。数据序列获取单元获得原始数据序列，该原始数据序列由从血流以周期T的间隔连续获得的多个数据组成。阵列处理单元52，间隔剔除处理或相对于所述原数据串排序处理，(n是自然数)周期n×T的原始数据序列，以获得布置在间隔的多个数据构成的缩小数据串或重排数据行。然后，形成基于基于所述缩小数据串或者从血流缓慢计算块的血流图像而获得的重排数据行血流速度基于从高速血流计算块获得的原始数据序列的血流速度，是的。

