

(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2019-158

(P2019-158A)

(43) 公開日 平成31年1月10日(2019.1.10)

(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 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2017-115158 (P2017-115158)
(22) 出願日 平成29年6月12日 (2017.6.12)

(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 110000888
特許業務法人 山王坂特許事務所
(72) 発明者 小林 由幸
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 EE09 JB17

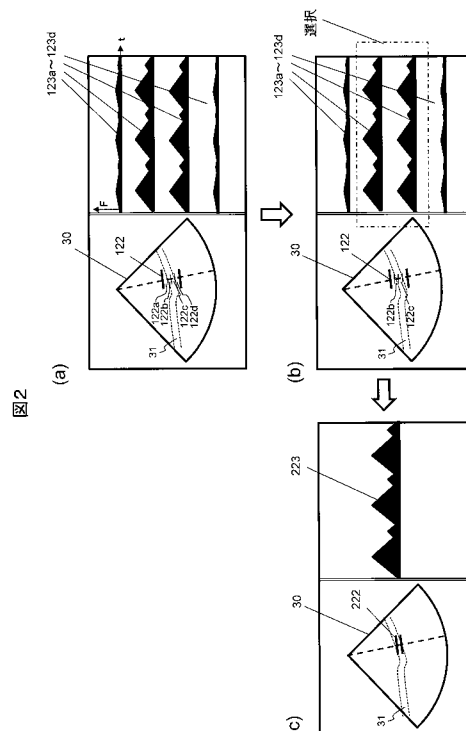
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】血管の位置がサンプルゲートの中央からずれていても精度よく流速を測定する。

【解決手段】設定部は、対象組織にサンプルゲートを設定する。パルスドプラ計測部は、対象組織に超音波パルスを繰り返し送信してその反射波を受信することにより得られた受信信号を受け取って、サンプルゲート内の対象組織からの受信信号を抽出し、その時間変化を所定の時間ゲートにより時間軸方向に抽出して周波数解析する動作を繰り返す。これにより、ドブラシフト周波数の時間変化を求める。このとき、パルスドプラ計測部は、サンプルゲートを対象組織の深度方向に複数の分割ゲートに分割し、分割ゲートごとに受信信号から分割ゲート内の信号を抽出する。その時間変化を所定の時間ゲートにより時間軸方向に抽出して周波数解析することにより、ドブラシフト周波数の時間変化波形を求める。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象組織にサンプルゲートを設定する設定部と、前記対象組織に超音波パルスを繰り返し送信してその反射波を受信することにより得られた受信信号を受け取って、前記サンプルゲート内の前記対象組織からの受信信号を抽出し、その時間変化を所定の時間ゲートにより時間軸方向に抽出して周波数解析する動作を繰り返すことにより、ドブラシフト周波数の時間変化を求めるパルスドブラ計測部とを有し、

前記パルスドブラ計測部は、前記サンプルゲートを前記対象組織の深度方向に複数の分割ゲートに分割し、前記分割ゲートごとに前記受信信号から前記分割ゲート内の信号を抽出して、前記ドブラシフト周波数の時間変化を求め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であって、前記分割ゲートごとの前記ドブラシフト周波数の時間変化から、前記ドブラシフト周波数の絶対値が所定値以上の 1 以上の前記分割ゲートを選択する選択部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 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、前記パルスドブラ計測部が受け取った前記受信信号を記憶するメモリと、第 2 のパルスドブラ計測部とをさらに有し、

前記第 2 のパルスドブラ計測部は、前記選択部により選択された 1 以上の前記分割ゲートの位置に基づいて第 2 のサンプルゲートを設定し、

前記第 2 のパルスドブラ計測部は、前記メモリ内の受信信号を読み出して、前記第 2 のサンプルゲート内の前記対象組織からの受信信号を抽出し、抽出した受信信号から前記第 2 のサンプルゲートについてのドブラシフト周波数の時間変化を求め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 に記載の超音波診断装置であって、受付部をさらに有し、

前記パルスドブラ計測部は、求めた前記分割ゲートごとの前記ドブラシフト周波数を表示部に表示させ、

前記受付部は、前記 1 以上の分割ゲートの操作者による選択を受け付けることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置であって、前記パルスドブラ計測部が受け取った前記受信信号を記憶するメモリと、第 2 のパルスドブラ計測部とをさらに有し、

前記第 2 のパルスドブラ計測部は、前記受付部が受け付けた、操作者により選択された前記 1 以上の分割ゲートの位置に基づいて第 2 のサンプルゲートを設定し、

前記第 2 のパルスドブラ計測部は、前記メモリ内の受信信号を読み出して、前記第 2 のサンプルゲート内の前記対象組織からの受信信号を抽出し、抽出した受信信号から前記第 2 のサンプルゲートについてのドブラシフト周波数の時間変化を求めることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 3 または 5 に記載の超音波診断装置であって、前記第 2 のパルスドブラ計測部は、前記選択された前記 1 以上の分割ゲートのゲート幅全体に、前記第 2 のサンプルゲートを設定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 3 または 5 に記載の超音波診断装置であって、前記第 2 のパルスドブラ計測部は、前記選択された前記 1 以上の分割ゲートの全体のゲート幅の中央を中心に、所定のゲート幅の前記第 2 のサンプルゲートを設定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】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、パルス(PW)ドブラ法による流速測定機能

50

を備えた装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において血流速を測定する方法としては、連続波（CW）ドプラ法とパルス（PW）ドプラ法が知られている。このうち、パルスドプラ法は、サンプルゲート（ゲートマーカとも呼ばれる）を対象の血管の位置に配置することにより、対象の血流を確実に選んで測定することができるというメリットがある。

【0003】

特許文献1には、パルスドプラモードにおいて、操作者の手を煩わせることなくサンプルゲート（ゲートマーカ）の位置の設定を自動的に行うために、予めカラードプラ像に基づいて血流部分を認識し、この血流部分にサンプルゲートを自動的設定する装置が開示されている。

10

【0004】

特許文献2には、パルスドプラモードにおいて、体動や手振れによりサンプルゲートの位置が対象の血管からはずれるという問題を解決するために、2次元アレイプローブを用いて2回送受信を行うことにより、3次元のサンプルゲートを形成する装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

20

【特許文献1】特開2000-166926号公報

【特許文献2】特開2011-92726号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1に開示されている技術は、予めカラードプラ像によって血流部分を自動認識する必要があり、処理が煩雑になる。また、一旦サンプルゲートを自動的に設定しても、パルスドプラモードで測定を開始した後に体動等で血管が移動することがある。その移動に対応するためには、再びカラードプラ像を撮像する必要があり、計測のやり直しになる。

30

【0007】

特許文献2に記載されている技術は、2次元アレイプローブを用いるため、アレイプローブの配列数で3次元のサンプルゲートの幅および奥行きを調整できるが、深度方向については考慮されていない。

【0008】

本発明の目的は、血管の位置がサンプルゲートの中央からずれていても精度よく流速を測定することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、対象組織にサンプルゲートを設定する設定部と、対象組織に超音波パルスを繰り返し送信してその反射波を受信することにより得られた受信信号を受け取って、サンプルゲート内の対象組織からの受信信号を抽出し、その時間変化を所定の時間ゲートにより時間軸方向に抽出して周波数解析する動作を繰り返すことにより、ドプラシフト周波数の時間変化を求めるパルスドプラ計測部とを有する。パルスドプラ計測部は、サンプルゲートを対象組織の深度方向に複数の分割ゲートに分割し、分割ゲートごとに受信信号から分割ゲート内の信号を抽出して、ドプラシフト周波数の時間変化を求める。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、血管の位置がサンプルゲートの中央からずれていても精度よく流速を

50

測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1の実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】(a)~(c)図1の超音波診断装置の表示画面の一例を示す説明図。

【図3】第1の実施形態の超音波診断装置の処理の流れを示す説明図。

【図4】第1の実施形態の分割ゲート選択部25の動作を示すフローチャート。

【図5】第1の実施形態の分割ゲート選択部25の動作を示すフローチャート。

【図6】第2の実施形態の超音波診断装置の処理の流れを示す説明図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明の一実施形態の超音波診断装置について説明する。

【0013】

<<第1の実施形態>>

第1の実施形態の超音波診断装置について、図面を用いて説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示す。図2(a)~(c)は、本実施形態の超音波診断装置の対象組織30とサンプルゲート122とドブラシフト周波数の時間変化とを示す表示画面の一例を示す。

【0014】

図1のように、本実施形態の超音波診断装置は、対象組織30にサンプルゲート122を設定する設定部(操作デバイス)10と、対象組織30に超音波パルスを繰り返し送信してその反射波を受信する送受信部40と、送受信部40から受信信号を受け取って処理する第1のパルスドブラ計測部20と、メモリ14と、第2のパルスドブラ計測部30と、これらを制御する制御部19とを備えている。さらに、断層像(Bモード像)を表示するために、断層像生成部15、断層像用メモリ16、表示処理部17、および、表示部18を備えていてもよい。なお、送受信部40は、別装置であってもよく、別装置で計測した受信信号のみを第1のパルスドブラ計測部20が受け取る構成であってもよい。

【0015】

送受信部40は、送信部11と受信部12とプローブ13とを備えている。送信部11は、制御部19の制御下で、対象組織30の少なくともサンプルゲート122が設定された領域に、超音波パルスを所定の時間間隔で送信するための送信信号を発生し、プローブ13を構成する複数の振動子に受け渡す。プローブ13の各振動子は、送信信号を受け取って超音波パルスに変換して対象組織30に送信し、対象組織30から反射波を受信する。受信部12は、プローブ13の各振動子が受信した対象組織30からの反射波を、少なくともサンプルゲート122が配置された方向についての受信走査線上の複数の受信焦点(サンプル点)について整相加算することにより、受信走査線に沿った受信信号(ラスト信号)124を生成する。また、本実施形態の装置では、断層像生成部15が断層像を生成するため、送信部11および受信部12は、対象組織30の範囲に1回以上超音波を送信し、位置の異なる複数本のラスト信号を得る。断層像生成部15は、複数本のラスト信号を並べることにより断層像を生成する。

【0016】

第1のパルスドブラ計測部20は、図2(a)のように、サンプルゲート122が設定された位置からの信号が含まれる受信信号(ラスト信号)124を送受信部40から受け取って、サンプルゲート122内の対象組織30からの受信信号を抽出する。これを、時間軸方向の複数回の超音波パルスの送受信で得た複数の受信信号124について行い、その時間変化を所定の時間ゲートにより時間軸方向に抽出して周波数解析する。第1のパルスドブラ計測部20は、この動作を時間軸方向に繰り返すことにより、サンプルゲート122内の対象組織30のドブラシフト周波数の時間変化を求めることができる。この際、本実施形態では、第1のパルスドブラ計測部20は、サンプルゲート122を対象組織の深度方向に複数(例えば4つ)の分割ゲート122a~122dに分割し、分割ゲート1

10

20

30

40

50

2 2 a ~ 1 2 2 d ごとに受信信号から分割ゲート内の信号を抽出し、分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d ごとにドブラシフト周波数の時間変化 1 2 3 a ~ 1 2 3 d を求める。

【 0 0 1 7 】

これにより、サンプルゲート 1 2 2 のゲート幅を、血管の幅よりも大きく設定しておくことにより、血管の位置がサンプルゲート 1 2 2 の中央からずれていても、いずれかの分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d でそのドブラシフト周波数を捉えることができ、精度よく流速を測定することができる。

【 0 0 1 8 】

第 1 のパルスドブラ計測部 2 0 の構成をさらに具体的に説明する。第 1 のパルスドブラ計測部 2 0 は、図 1 のように、第 1 の抽出部 2 1 と、ウォールフィルタ 2 2 a ~ 2 2 d と、高速フーリエ変換 (F F T) 演算部 2 3 a ~ 2 3 d と、ドブラ用メモリ 2 4 と、分割ゲート選択部 2 5 とを備えている。第 1 の抽出部 2 1 は、送受信部 4 0 からサンプルゲート 1 2 2 の範囲の対象組織 3 0 からの信号を含む受信信号 (ラスタ信号) 1 2 4 を受け取る。第 1 の抽出部 2 1 は、設定部 (操作デバイス) 1 0 が設定したサンプルゲート 1 2 2 を対象組織 3 0 の深度方向に複数 (例えば 4 つ) の分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d に分割し、分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d の深度範囲の対象組織 3 0 の受信信号を、受信信号 1 2 4 から抽出する。

【 0 0 1 9 】

分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d は、深度方向にそれぞれゲート幅を持つため、分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d ごとの受信信号は、受信信号 (ラスタ信号) 1 2 4 上の 1 以上のサンプル点 (ラスタ信号上の受信焦点) の受信信号を含む。第 1 の抽出部 2 1 は、抽出した分割ゲート内の複数の受信焦点の受信信号を加算する。これを、同じ位置について複数回の送受信で得た、時間軸方向の 1 以上の受信焦点の受信信号 (ラスタ信号) 1 2 4 について行うことにより、分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d ごとに時系列に加算後信号の時間変化波形が得られる。第 1 の抽出部 2 1 は、この加算後信号の時間変化波形を予め定めた時間ゲートにより時間軸方向に抽出する。

【 0 0 2 0 】

ウォールフィルタ 2 2 a ~ 2 2 d は、分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d ごとの加算後信号の時間変化波形から低周波成分をそれぞれ除去することにより、体動等に起因するクラッタと呼ばれる低周波成分を除去する。 F F T 演算部 2 3 a ~ 2 3 d は、ウォールフィルタ 2 2 a ~ 2 2 d を通過後の加算後信号の時間変化波形を高速フーリエ変換し、ドブラシフト周波数 F の成分の分布とその信号強度をそれぞれ求める。求めたドブラシフト周波数 F の成分とその信号強度は、ドブラ用メモリ 2 4 に格納される。この処理を、複数の時間ゲートについて順次行う。分割ゲート選択部 2 5 は、図 2 (a) のように分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d ごとに、ドブラ用メモリ 2 4 に格納されたデータから、ドブラシフト周波数 F の時間変化 1 2 3 a ~ 1 2 3 d を示す波形 (縦軸 F 、横軸 t 、輝度がドブラシフト周波数の信号強度) を生成し、接続されている表示処理部 1 7 を介して、図 2 (a) の表示画面のように表示部 1 8 に表示させる。

【 0 0 2 1 】

図 2 (a) に示されたドブラシフト周波数 F の時間変化 1 2 3 a ~ 1 2 3 d の場合、ドブラシフト周波数 F の分布の最大周波数を比較すると、時間変化 1 2 3 b , 1 2 3 c の最大周波数が他の時間変化 1 2 3 a 、 1 2 3 d の最大周波数よりも大きく、表示を見た操作者は、血管 3 1 は、分割ゲート 1 2 2 b 、 1 2 2 c に位置することを認識できる。また、最大周波数から血流速度を求めることもできる。また、周波数 F の信号強度 (輝度) に着目し、輝度値が大きな波形の位置に、血管 3 1 が位置すると認識することもできる。

【 0 0 2 2 】

また、分割ゲート選択部 2 5 は、分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d ごとのドブラシフト周波数の時間変化 1 2 3 a ~ 1 2 3 d から、ドブラシフト周波数の最大周波数の絶対値が、所定値以上の 1 以上の分割ゲートを図 2 (b) のように選択する。これにより、血管 3 1 の位置にある分割ゲート 1 2 2 b 、 1 2 2 c を自動的に選択する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

メモリ 1 4 には、サンプルゲート 1 2 2 の位置の受信走査線の受信信号 1 2 4 が順次格納される。

【 0 0 2 4 】

第 2 のパルスドブラ計測部 3 0 は、第 2 の抽出部 3 2 と、ウォールフィルタ 2 6 a ~ 2 6 d と、FFT 演算部 2 7 a ~ 2 7 d と、ドブラ用メモリ 2 4 とを有する。第 2 の抽出部 3 1 は、分割ゲート選択部 2 5 により選択された 1 以上の分割ゲート 1 2 2 b、1 2 2 c の位置に基づいて、1 以上の最適な第 2 のサンプルゲート 2 2 2 を図 2 (c) のように設定する。例えば、第 2 のパルスドブラ計測部 3 0 は、選択された 1 以上の分割ゲート 1 2 2 b、1 2 2 c のゲート幅全体に、第 2 のサンプルゲート 2 2 2 を設定する。もしくは、第 2 のパルスドブラ計測部 3 0 は、選択された 1 以上の分割ゲート 1 2 2 b、1 2 2 c の全体のゲート幅の中央を中心に、予め定めたゲート幅の第 2 のサンプルゲート 2 2 2 を設定してもよい。これにより、血管 3 1 の位置に最適な第 2 のサンプルゲート 2 2 2 を設定することができる。また、選択された 1 以上の分割ゲート 1 2 2 b、1 2 2 c が離れた位置にある場合には、それぞれに第 2 のサンプルゲート 2 2 2 を設定してもよい。

10

【 0 0 2 5 】

そして、第 2 の抽出部 3 2 は、メモリ 1 4 内に格納されている受信信号 1 2 4 を読み出して、設定した 1 以上の第 2 のサンプルゲート 2 2 2 内の対象組織 3 0 からの受信信号を抽出して加算する。ウォールフィルタ 2 6 a ~ 2 6 d および FFT 演算部 2 7 a ~ 2 7 d は、ここでは 4 つの例を示すが、設定する第 2 のサンプルゲート 2 2 2 の最大数だけあればよい。例えば、設定された第 2 のサンプルゲート 2 2 2 が一つであれば、ウォールフィルタ 2 6 a、FFT 演算部 2 7 a およびドブラ用メモリ 2 8 は、上述したウォールフィルタ 2 2 a、FFT 演算部 2 3 a およびドブラ用メモリ 2 4 と同様の処理により、第 2 のサンプルゲート 2 2 2 のドブラシフト周波数 F の時間変化 2 2 3 を示す波形を生成し、接続されている表示処理部 1 7 を介して、図 2 (c) の表示画面のように表示部 1 8 に表示させる。なお、設定された第 2 のサンプルゲート 2 2 2 が 2 以上あれば、それと同数のウォールフィルタ 2 6 a ~ 2 6 d、FFT 演算部 2 7 a ~ 2 7 d を用いてそれぞれドブラシフト周波数 F の時間変化 2 2 3 を示す波形を生成する。

20

【 0 0 2 6 】

このように、第 1 のパルスドブラ計測部 2 0 の分割ゲート選択部 2 5 が選択した分割ゲート 1 2 2 b、1 2 2 c に基づいて、第 2 のパルスドブラ計測部 3 0 が、最適な第 2 のサンプルゲート 2 2 2 を設定し、メモリ 1 4 に格納された受信信号 1 2 4 に基づいてドブラシフト周波数 F の時間変化 2 2 3 を求めることにより、最初に取得された受信信号 1 2 4 に遡って、最適な第 2 のサンプルゲート 2 2 2 についてのドブラシフト周波数 F の時間変化 2 2 3 を求めて表示することができる。また、血管 3 1 の位置が体動等により変化した場合であっても、第 1 のパルスドブラ計測部 2 0 の算出したドブラシフト周波数 F の時間変化 1 2 3 a ~ 1 2 3 d から移動後の血管 3 1 の位置に対応する分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d を分割ゲート選択部 2 5 が選択するため、血管 3 1 の移動に追従して最適な第 2 のサンプルゲート 2 2 2 を設定することができる。よって、血管 3 1 の移動に追従した位置の第 2 のサンプルゲート 2 2 2 について、ドブラシフト周波数 F の時間変化 2 2 3 を求め、操作者に表示することができる。

30

40

【 0 0 2 7 】

本実施形態の超音波診断装置の動作を図 3 ~ 図 5 のフローを用いて説明する。図 3 は、操作デバイスおよび表示部を介して行う操作者による操作の流れ (ステップ 3 0 1 ~ 3 0 5) と、第 1 及び第 2 のパルスドブラ計測部 2 0、3 0 の信号処理の流れ (ステップ 3 1 1 ~ 3 1 5) を示している。図 4 および図 5 は、ステップ 3 1 3 の最適なゲート範囲を自動で決定する処理例を詳しく説明するフローである。

【 0 0 2 8 】

まず、操作者がパルスドブラ (PW) モードの開始を操作デバイス 1 0 を介して指示したならば、制御部 1 9 は、これを受け付け (ステップ 3 0 1)、操作デバイス 1 0 を介し

50

て操作者からサンプルゲート 1 2 2 の幅（深度方向）の設定を受ける（ステップ 3 0 2）。操作者は、血管 3 1 が含まれるように、広めのサンプルゲート幅を設定する。続けて、制御部 1 9 は、サンプルゲート 1 2 2 の位置を操作者から受け付ける（ステップ 3 0 3）。そして、操作者が操作デバイス 1 0 を介してパルスドブラ処理動作の開始を指示したならば、制御部 1 9 はこれを受け付け、送受信部 4 0 に超音波パルスを対象組織 3 0 に送受信させ、各振動子の受信した信号を複数の受信走査線について整相加算することにより受信信号（ラスト信号）を生成させる。また、断層像生成部 1 5 は、制御部 1 9 の制御下で、ラスト信号を並べた断層像を生成し、断層像用メモリ 1 6 に格納し、表示処理部 1 7 を介して表示部 1 8 に表示させる（図 2（a）参照）。

【0029】

制御部 1 9 は、サンプルゲート 1 2 2 の位置の受信信号（ラスト信号）1 2 4 を時系列にメモリ 1 4 に格納する。制御部 1 9 の制御下で、第 1 のパルスドブラ計測部 2 0 の第 1 の抽出部 2 1 は、サンプルゲート 1 2 2 を予め定めた数（ここでは 4 つ）の分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d に分割し、分割ゲート 1 2 2 a ~ 1 2 2 d ごとにラスト信号 1 2 4 内の受信焦点の受信信号を抽出し、それぞれ加算平均処理する（ステップ 3 1 1 ~ 3 1 2）。ウォールフィルタ 2 2 a ~ 2 2 d は、加算平均後の信号から低周波成分を除去し、FFT 演算部 2 3 a ~ 2 3 d は、時間軸方向に時間ゲートで抽出した信号に FFT 処理を行って、ドブラ用メモリ 2 4 に順次格納することにより、ドブラシフト周波数 F の時間変化 1 2 3 a ~ 1 2 3 d を示す波形を図 2（a）のように生成する（ステップ 3 1 2）。分割ゲート波形選択部 2 5 は、複数のドブラシフト周波数 F の時間変化 1 2 3 a ~ 1 2 3 d の波形から 1 以上の波形を選択し、最適なゲート範囲を自動で決定する（ステップ 3 1 3）。

【0030】

分割ゲート波形選択部 2 5 によるステップ 3 1 3 の処理例を図 4 を用いて説明する。ドブラシフト周波数 F の時間変化 1 2 3 a ~ 1 2 3 d の波形の数が N 本（ここでは 4 本）であるとす。分割ゲート波形選択部 2 5 は、M 本目（ $M = 1$ ）の波形の最大値（ドブラシフト周波数の最大周波数）が予め定めたスレッシュホールドを超えているか判断し、超えている場合には、その波形が得られた分割ゲートのゲート幅を、最適な第 2 のサンプルゲートのゲート幅とする（ステップ 4 0 1 ~ 4 0 3）。

【0031】

なお、ここではドブラシフト周波数の最大周波数を所定のスレッシュホールドと比較して波形を選択しているが、周波数の強度（輝度）に着目し、輝度値を所定のスレッシュホールドと比較し、所定のスレッシュホールド以上の波形を選択してもよい。もしくは、両者を組み合わせても良い。

【0032】

分割ゲート波形選択部 2 5 は、これをすべて（ $M = N$ ）の波形について終了するまで繰り返し（ステップ 4 0 4 , 4 0 5）、波形の最大値が予め定めたスレッシュホールドを超えているすべての波形が得られた分割ゲートのゲート幅を累積していく。累積されたゲート幅を最終的な第 2 のサンプルゲート 2 2 2 のゲート幅とする（ステップ 4 0 6）。また、波形の最大値がスレッシュホールドを超えているすべての分割ゲートのゲート幅の上端と下端を、第 2 のサンプルゲート 2 2 2 の上端と下端とする（ステップ 4 0 7）。これにより、選択された 1 以上の分割ゲート 1 2 2 b、1 2 2 c のゲート幅全体に、第 2 のサンプルゲート 2 2 2 を設定することができる。

【0033】

分割ゲート波形選択部 2 5 によるステップ 3 1 3 の別の処理例を図 5 を用いて説明する。ステップ 4 0 1 ~ 4 0 5 は、図 4 の処理例と同様であるが、分割ゲート波形選択部 2 5 は、第 2 のサンプルゲート 2 2 2 のゲート幅は、予め定めた、または、操作者（ユーザ）が設定したゲート幅に設定する（ステップ 5 0 6）。分割ゲート波形選択部 2 5 は、ステップ 4 0 3 で累積した、波形の最大値がスレッシュホールドを超えているすべての分割ゲートのゲート幅の上端と下端の中央を、第 2 のサンプルゲート 2 2 2 のゲート幅の中心に設定する（ステップ 5 0 7）。これにより、分割ゲート波形選択部 2 5 は、選択された 1 以上

10

20

30

40

50

の分割ゲートの全体のゲート幅の中央を中心に、予め定めた、または、ユーザーが設定したゲート幅の第2のサンプルゲート222を設定することができる。

【0034】

以上により、図3のステップ313により第2のサンプルゲート222を最適なゲート範囲に自動で決定することができる。

【0035】

第2のパルスドブラ計測部30の第2の抽出部32は、メモリ14に格納されている受信信号(ラスタ信号)から、第2のサンプルゲート222内の信号を抽出して加算し、すでに説明したように、ウォールフィルタ26a、FFT演算部27aおよびドブラ用メモリ28の処理により、第2のサンプルゲート222のドブラシフト周波数Fの時間変化223を示す波形を生成し(ステップ314)、図2(c)の表示画面のように表示部18に表示させる(ステップ315)。

10

【0036】

上記ステップ311~315を繰り返すことにより、血管31が体動等により移動した場合でも、サンプルゲート122内に位置する限り追従して、最適な第2のサンプルゲート222を設定し、ドブラシフト周波数Fの時間変化223を示す波形を表示できる。これにより、操作者は、最適なゲート範囲のドブラシフト周波数Fの時間変化223を示す波形を観測することができる(ステップ305)。

【0037】

<<第2の実施形態>>

20

第2の実施形態の超音波診断装置について図6を用いて説明する。

【0038】

第2の実施形態の超音波診断装置の装置構成は、第1の実施形態と同様であり、図6にフローを示したように、図3のステップ301~304、311、312と同様に、第1のパルスドブラ計測部20が表示部18に図2(a)のように分割ゲート122a~122dごとのドブラシフト周波数Fの時間変化123a~123dを示す波形を表示部18に表示させる(ステップ301~304、311、312-1, 312-2)。その後、制御部19は、第1のパルスドブラ計測部20を一旦停止させる(ステップ601)。

【0039】

そして、制御部19は、第2のサンプルゲート222のゲート範囲を手動で設定するかどうかを操作者に尋ねる画面を表示部18に表示させる(ステップ602)。操作者が手動で設定するモードを操作デバイス10を介して選んだ場合には、操作者から最適なゲート範囲及び位置の設定を受け付ける。受け付ける方法としては、操作デバイス(受付部)10は、図2(b)のように、操作者から波形の選択を受け付けることにより、1以上の分割ゲートの操作者による選択を受け付けてもよいし、ゲート幅やゲート位置を数値や、画面上の位置や範囲の選択により受け付けてもよい。そして、図3で説明したステップ314~315と同様に、手動で設定したゲート範囲および位置の第2のサンプルゲート222について、ドブラシフト周波数Fの時間変化223を示す波形を生成し(ステップ314)、図2(c)の表示画面のように表示部18に表示させる(ステップ315)。

30

【0040】

また、ステップ602において、操作者が自動で設定するモードを操作デバイス10を介して選んだ場合には、図3と同様のステップ313~315により、自動で第2のサンプルゲート222を設定し、ドブラシフト周波数Fの時間変化223を示す波形を生成し、図2(c)の表示画面のように表示部18に表示させる。

40

【0041】

本実施形態では、手動で最適な第2のサンプルゲートを設定することが可能である。他の作用および効果は、第1の実施形態と同様である。

【0042】

上述してきた第1及び第2の実施形態では、深度方向にゲート幅の広いサンプルゲート122を設定し、複数の分割ゲートに分割して、最適な分割ゲートを選択する構成であっ

50

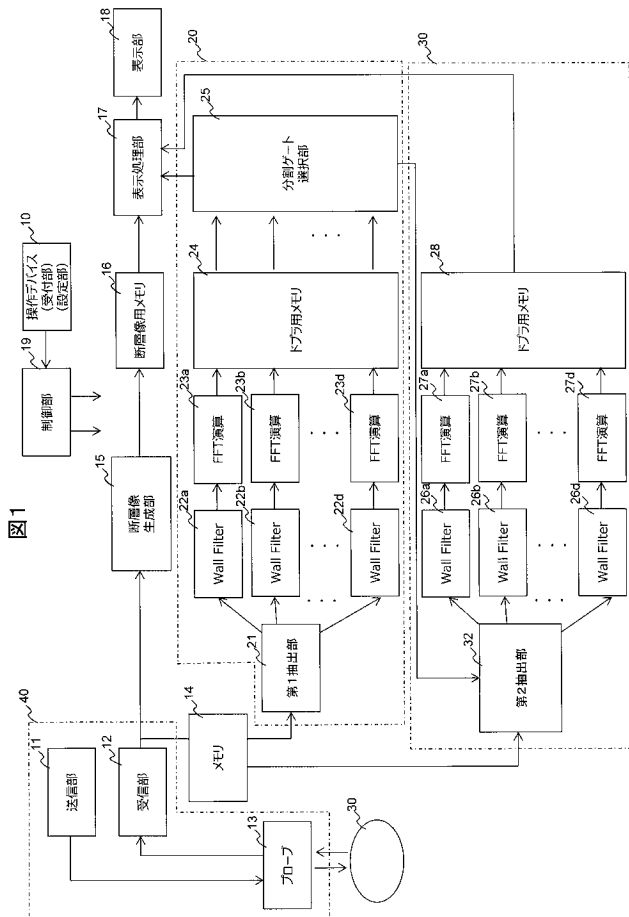
たが、本発明はこの構成に限定されるものではない。2次元に振動子が配列されたプローブを用いて、プローブの奥行き方向に幅の広いサンプルゲートを設定し、奥行き方向に複数の分割ゲートに分割して、最適な分割ゲートを選択する構成とすることも可能である。さらに、3次元方向のいずれにも幅の広いサンプルゲートを設定し、深さ方向、方位角方向および奥行き方向のいずれについても分割ゲートを設定し、最適な分割ゲートを選択してもよい。

【符号の説明】

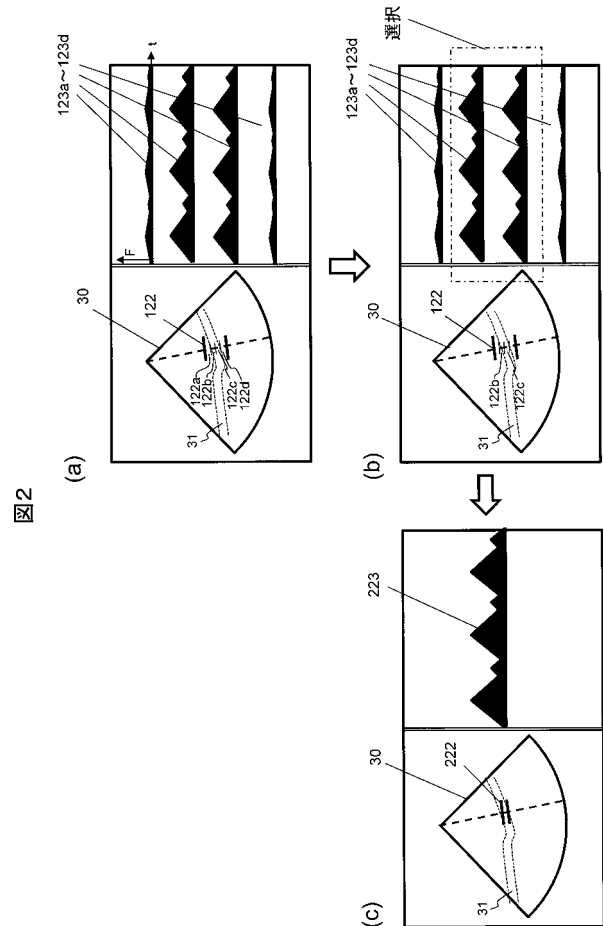
【0043】

10... 操作デバイス、11... 送信部、12... 受信部、13... プローブ、14... メモリ、15... 断層像生成部、16... 断層像メモリ、17... 表示処理部、18... 表示部、19... 制御部、20... 第1のプルスドプラ計測部、21... 第1の抽出部、22a~22d... ウォールフィルタ、23a~23d... 高速フーリエ変換(FFT)演算部、24... ドプラ用メモリ、25... 分割ゲート選択部、26a~26d... ウォールフィルタ、27a~27d... 高速フーリエ変換(FFT)演算部、28... ドプラ用メモリ、30... 対象組織、31... 血管、32... 第2の抽出部、122... サンプルゲート、122a~122d... 分割ゲート、123a~123d... ドブラシフト周波数の時間変化、222... 第2のサンプルゲート、223... ドブラシフト周波数の時間変化

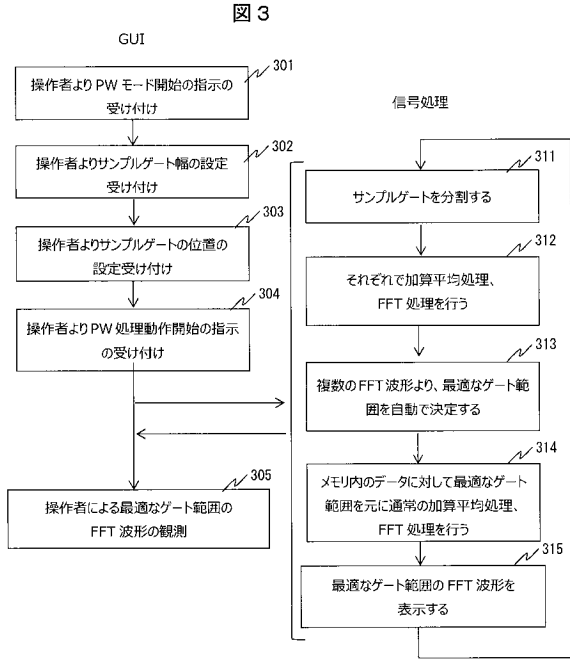
【図1】



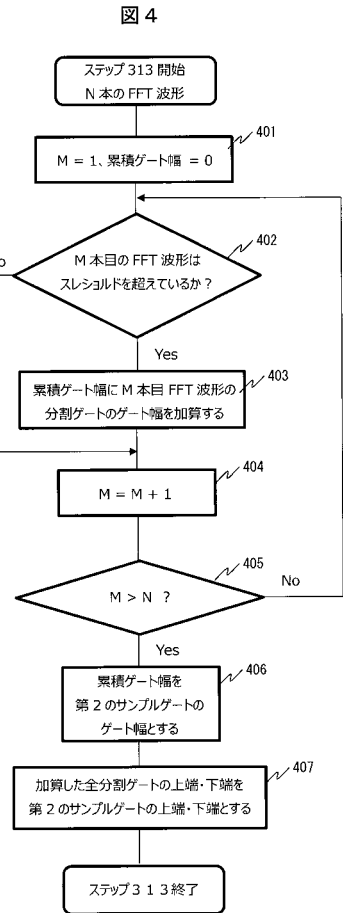
【図2】



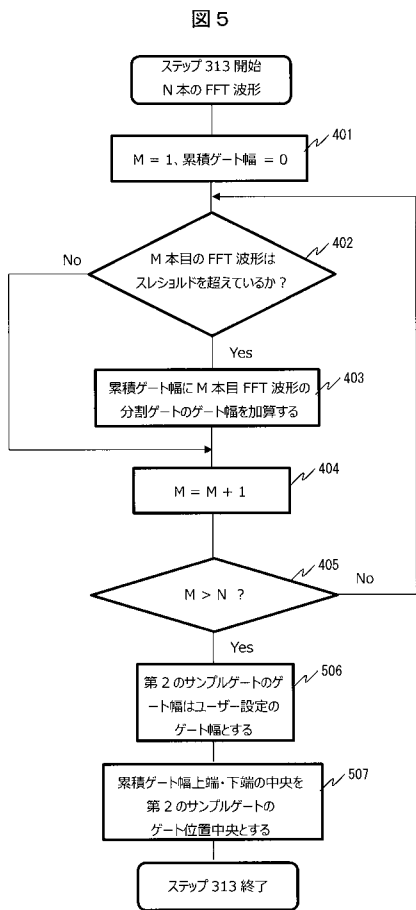
【 図 3 】



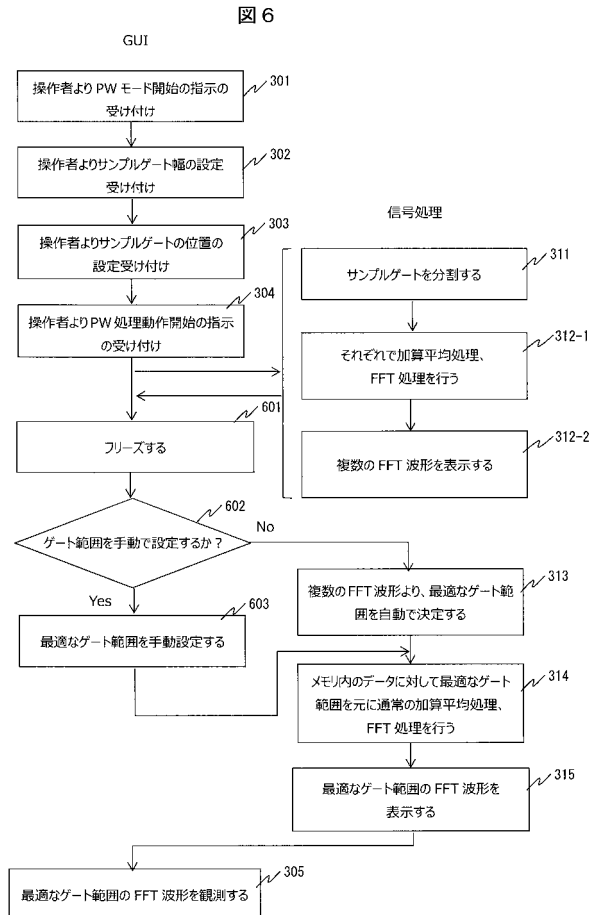
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2019000158A	公开(公告)日	2019-01-10
申请号	JP20171115158	申请日	2017-06-12
[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	小林由幸		
发明人	小林 由幸		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使血管的位置偏离样品门的中心，也要精确测量流速。设定单元在目标组织中设定样本门。脉冲多普勒测量单元接收通过将超声脉冲重复发送到目标组织并接收反射波而获得的接收信号，从样本门中的目标组织提取接收信号。重复通过门提取时间轴方向上的时间变化预定时间的频率分析操作。结果，获得了多普勒频移的时间变化。此时，脉冲多普勒测量单元将样本门分成在目标组织的深度方向上的多个分割门，并从每个分离栅极的接收信号中提取分离栅极中的信号。通过在预定时间内提取门在时间轴方向上的时间变化并分析频率来获得多普勒频移的频率。 .The

