

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6111037号
(P6111037)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-219365 (P2012-219365)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成24年10月1日 (2012. 10. 1)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2014-68980 (P2014-68980A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成26年4月21日 (2014. 4. 21)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成27年9月8日 (2015. 9. 8)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	笠原 英司
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
		審査官	富永 昌彦
		(56) 参考文献	特開2007-289282 (JP, A) 特開2003-339710 (JP, A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られたデータに基づいて前記対象組織内の観測部位について移動情報を演算する移動情報演算手段と、

前記移動情報に基づいてビーム走査領域内におけるサンプルゲートの空間的位置を動的に変更することにより前記観測部位の運動に伴って前記サンプルゲートを追従運動させる制御手段と、

前記サンプルゲートの空間的位置に従ってドブラ観測用超音波ビームを形成すると共に受信信号を処理することにより抽出されたドブラ成分に基づいてドブラ波形を生成するドブラ波形生成手段と、

を含み、

前記移動情報演算手段は、

前記対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られた基準フレームにおけるサンプルゲート含有エリア内のデータをテンプレートとして登録しておく登録手段と、

前記対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られた前記基準フレーム以降の各対象フレームデータに対して前記テンプレートをを用いたマッチング処理を適用することによりフレームデータ単位で前記移動情報を演算するマッチング処理手段と、

を含み、

前記テンプレートは複数のサブテンプレートに区画され、

前記マッチング処理手段は、

前記各対象フレームデータに対して設定位置を変更しながら参照エリアを順次設定する手段と、

前記設定位置ごとに前記複数のサブテンプレートと前記参照エリア内の複数のサブエリアデータとの間におけるサブペア群の中から複数の有効サブペアを判定する手段と、

前記設定位置ごとに前記複数の有効サブペアに基づいて相関値を演算する手段と、

前記複数の設定位置に対応する複数の相関値に基づき最適合設定位置を求めることにより前記移動情報を演算する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記移動情報演算手段は、前記移動情報として、ビーム走査方向の移動成分と、ビームに沿った深さ方向の移動成分と、を演算し、

前記制御手段は、

前記ビーム走査方向の移動成分に基づいて前記ドプラ観測用超音波ビームのビームアドレスを変更する送受信制御手段と、

前記受信信号に対して前記サンプルゲートに対応するゲートとしてドプラ成分抽出用のレンジゲートを設定する手段であって、前記深さ方向の移動成分に基づいて時間軸上における前記レンジゲートの位置を変更するレンジゲート制御手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の装置において、

前記対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られたフレーム列に基づいて動画像としての断層画像を形成する画像形成手段と、

前記断層画像上にドプラ観測用超音波ビーム方位を表す方位マーカ及び前記サンプルゲートを表すゲートマーカを合成表示する手段であって、前記移動情報に基づいて、前記断層画像に対する前記方位マーカ及び前記ゲートマーカの相対的な表示位置を動的に変更する表示処理手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記対象組織は胎児の心臓である、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られたデータに基づいて前記対象組織内の第 1 観測部位及び第 2 観測部位について第 1 移動情報及び第 2 移動情報を演算する移動情報演算手段と、

前記第 1 移動情報に基づいてビーム走査領域内における第 1 サンプルゲートの空間的位置を動的に変更することにより前記第 1 観測部位の運動に伴って前記第 1 サンプルゲートを追従運動させる第 1 追従制御を実行し、前記第 2 移動情報に基づいて前記ビーム走査領域内における第 2 サンプルゲートの空間的位置を動的に変更することにより前記第 2 観測部位の運動に伴って前記第 2 サンプルゲートを追従運動させる第 2 追従制御を実行する制御手段と、

前記第 1 サンプルゲートの空間的位置に従って第 1 ドプラ観測用超音波ビームを形成すると共に第 1 受信信号を処理することにより抽出されたドプラ成分に基づいて第 1 ドプラ波形を生成し、前記第 2 サンプルゲートの空間的位置に従って第 2 ドプラ観測用超音波ビームを形成すると共に第 2 受信信号を処理することにより抽出されたドプラ成分に基づいて第 2 ドプラ波形を生成するドプラ波形生成手段と、

を含む、

前記制御手段は、前記第 1 サンプルゲートの設定後、前記第 2 サンプルゲートの設定作業中において前記第 1 サンプルゲートの前記第 1 追従制御を実行する、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の装置において、

前記制御手段は、前記第 1 サンプルゲート及び前記第 2 サンプルゲートの内の一方の空間位置を変更するユーザー操作があった場合に、前記第 1 追従制御及び前記第 2 追従制御の内の一方を中断させ且つ前記第 1 追従制御及び前記第 2 追従制御の内の他方を継続させる、

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】

10

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、サンプルゲートを設定する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

パルスドプラ法は、対象部位に対する超音波パルスの送波及び対象部位からの反射波の受波により得られたドプラ成分を周波数解析し、その解析結果をドプラ波形として画面上に表示するものである。ドプラ成分を取得する部位を指定するために、断層画像上においてマーカー又はカーソルを用いてサンプルゲート（観測部位又は計測地点）が設定される。具体的には、ドプラビーム方位が指定され、その方位上における特定の深さにサンプルゲートが設定される。従来において、サンプルゲートの空間的位置は時間的に固定されてお

20

り、対象部位が動いてもサンプルゲートの空間的位置は変化しない。仮に対象部位からサンプルゲートが外れてしまったら、サンプルゲートをマニュアルで再度設定するしかない。成人などのように対象部位が殆ど動かない場合、サンプルゲートがいったん設定されたならば、対象部位からサンプルゲートが外れることはあまりなく、検査者をしてのサンプルゲートの再設定が必要となるケースは少なく、検査者においてストレスはあまり生じない。

【0003】

しかし、近年、胎児の心臓の観察が行われてきており、プローブに対して観察対象である胎児が動いてしまうことが多々生じている。つまり、いったんサンプルゲートを設定しても、胎児が動いてしまったなら（母体が動いてしまっても）、最初から作業をやり直す必要がある。すなわち、サンプルゲートが対象部位から外れてしまった場合、断層画像上においてサンプルゲートを対象部位に対して適切に再設定する作業を行わなければならない。近時、2 箇所に対して同時にドプラ計測を行える超音波診断装置が実用化されている。そのような装置において、第 1 サンプルゲートを設定した後、第 2 サンプルゲートの設定を行っている最中に胎児が動いてしまうと、第 2 サンプルゲートの設定が完了した後に第 1 サンプルゲートの設定をやり直さなければならず、しかもその最中に胎児が動いてしまうこともあり、2 つのサンプルゲートを設定する作業自体が、特に胎児を対象とする場合、非常に負担の重いものとなっている。もちろん、2 つのサンプルゲートの設定後において計測完了前に胎児が動いてしまったなら、2 つのサンプルゲートの設定を再び最初からやり直さなければならない。

30

40

【0004】

特許文献 1、2 には複数のドプラ波形を同時に表示できる超音波診断装置が開示されている。特許文献 3、4 には B モードと D モードを実行する超音波診断装置が開示されている。特許文献 5 にはフレーム間パターンマッチング処理におけるサブテンプレート法が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 11 - 76237 号公報

【特許文献 2】特開 2009 - 136446 号公報

50

【特許文献3】特開平6-7348号公報

【特許文献4】特開2005-58332号公報

【特許文献5】特開2012-115387号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来においては、対象部位の動きによりサンプルゲートが対象部位から外れてしまうと、サンプルゲートを再度設定しなければならず煩雑であった。特に胎児の心臓に対して複数のサンプルゲートを設定する場合にその問題は顕著であった。

【0007】

本発明の目的は、プローブと対象部位との位置関係が変化してもサンプルゲートを再設定する必要がない超音波診断装置を実現することにある。あるいは、サンプルゲートの設定時における作業性を向上することにある。あるいは、ロックオン型サンプルゲートあるいは運動対応型ドブラ波形表示を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られたデータに基づいて前記対象組織内の観測部位について移動情報を演算する移動情報演算手段と、前記移動情報に基づいてビーム走査領域内におけるサンプルゲートの空間的位置を動的に変更することにより前記観測部位の運動に伴って前記サンプルゲートを追従運動させる制御手段と、前記サンプルゲートの空間的位置に従ってドブラ観測用超音波ビームを形成すると共に受信信号を処理することにより抽出されたドブラ成分に基づいてドブラ波形を生成するドブラ波形生成手段と、を含むことを特徴とする。

【0009】

上記構成によれば、対象組織に対して超音波ビームの走査が繰り返し実行され、これによりフレームデータ列等の一連のデータが取得される。望ましくは、フレームデータ列を利用したフレーム間のパターンマッチング処理により、フレームデータ単位で移動情報が演算される。その場合、基準フレームとそれに後続する各フレームデータとの間でパターンマッチング処理が実行されてもよいし、隣接するフレームデータ間でパターンマッチング処理が実行されてもよい。周期的に運動する臓器の場合には前者を採用するのが望ましい。パターンマッチング処理においては、スキャンコンバート前のフレームデータを利用するのが望ましいが、スキャンコンバート後のフレームデータを利用してもよい。パターンマッチング処理以外の処理を適用して移動情報を演算してもよい。例えば、エコトラッキング法、組織ドブラ情報を利用する方法、等があげられる。移動情報として二次元移動情報が演算されるのが望ましい。三次元移動情報が演算されてもよい。制御手段は、移動情報に基づいてサンプルゲートの空間的位置を動的に変更させる。これにより、対象組織の運動にサンプルゲートが追従して運動することになる（ロックオン状態）。よって、対象組織外からドブラ情報を得てしまう事態を防止できる。特に、小規模の血流部の場合、その運動によって当該血流部からサンプルゲートが外れやすいという面を指摘できるが、上記構成によれば、そのような場合でも血流部の動きに合わせてサンプルゲートが運動することになるから、計測の信頼性を高められる。サンプルゲートは、ビーム走査領域内においてドブラ成分を抽出する計測部位あるいは計測地点を表すものである。それがサンプルボリュームと表現されることもある。一般に、サンプルゲートの設定時において及びその後において、断層画像上にサンプルゲートを表すゲートマークあるいはカーソルが表示される。送受信処理に際しては、サンプルゲートを通過するようにドブラ観測用超音波ビームが形成される。また、受信信号処理においては、サンプルゲートの深さに対応した時間軸上の位置にレンジゲートが設定される。一般に、レンジゲートは信号抽出ゲートであり、それにより切り出された信号が、ドブラ波形を形成するためにFFT演算部へ送られる。サンプルゲートつまりレンジゲートの時間長をユーザーにより可変可能に構成してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

従来においては、いったんサンプルゲートを設定すると、それはビーム走査面上において固定されることになり、サンプルゲートをユーザーにより再設定した時点で、ドブラ波形がリセットされていた。サンプルゲートが変更された場合、それまでのビーム形成条件及び受信信号処理条件を維持できないからである。つまり、サンプルゲートが変更された場合、通常、血流の流れ方向と超音波ビームの交差角度が変わる結果、速度レンジ（ドブラ波形の縦軸スケーリング）が変化してしまうためにドブラ波形の全体を更新するのが自然であるとも言える。

【 0 0 1 1 】

これに対して、上記構成は、対象組織の運動に合わせて積極的にサンプルゲートの空間的位置を変化させるものであり、しかも、そのような空間的位置の変化によってもドブラ波形をリセットさせずにドブラ波形の形成を継続させてそれを成長表示させるものである。よって、その意味において上記構成は従来の方式とはまったく逆の方式を採用したもの、あるいは、従来においては得られない時間的継続性をもった情報を取得できるもの、と言いうる。なお、上記構成では、ドブラ波形における各時刻でのスケーリングが異なってしまう問題に関して説明すると、対象組織の移動量が過大でない限り、ビーム角度の変更に伴うスケーリング変化はほとんど無視できる程度であると見込まれる。もし移動量が過大となるならエラーとして対処することも可能である。ビーム角度の変更量は装置上既知であるから必要であれば波形サイズの補正（縦軸補正）を行うことも可能である。更に、移動量（特にビーム走査方向の移動量成分）をドブラ波形と共にグラフとして表示してもよい。そのような構成によれば、そのグラフを参照して流速誤差の有無又は程度を認識しつつドブラ波形を観測できるという利点が見られる。

【 0 0 1 2 】

上記構成は特に胎児の心臓の診断において有用なものである。すなわち、胎児の心臓における例えば左室は非常に小さく、そこに対してサンプルゲートを的確に設定するのは容易ではない。しかも、その後において胎児自体が運動してしまったり、母体が呼吸等を原因として動いてしまったりすると、プローブと左室の位置関係が変化してしまい、つまりサンプルゲートが左室から外れてしまうことになる。これはサンプルゲートの再設定を強いるものであり、そのようなケースが多発すると、医師や検査技師の負担は非常に大きくなる。更に、複数のサンプルゲートを設定して複数の対象部位についてドブラ計測を行う場合、第1対象部位へ第1サンプルゲートを設定した後、第2対象部位へ第2サンプルゲートを設定している過程で、第1サンプルゲートが第1対象部位から外れてしまうことも多く発生しており、そのような場合における医師又は検査技師のストレスは非常に大きなものとなっている。このような問題に対して、上記構成によれば、いったん対象部位に対してサンプルゲートを設定すると、ロックオン状態が形成されるので、その後に対象部位が運動してもサンプルゲートが追従運動するから、対象部位からのサンプルゲートの外れという問題は生じなくなる。また、上記構成を拡張させて複数の対象部位に対してそれぞれ独立してサンプルゲートの追従制御が行われるようにすれば、複数の対象部位に対して順番にサンプルゲートを設定しても、それまでに設定されたサンプルゲートが対象部位から外れてしまう事態は生じないから、その作業性を極めて良好にすることができる。なお、上記追従制御は基本的にパルスドブラ法に適用されるものであるが、連続波ドブラ法に適用されてもよい。但し、その場合、断層画像は間欠的に形成され、サンプルゲートは送信ビームと受信ビームのクロス部位として観念される。

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記移動情報演算手段は、前記移動情報として、ビーム走査方向の移動成分と、ビームに沿った深さ方向の移動成分と、を演算し、前記制御手段は、前記ビーム走査方向の移動成分に基づいて前記ドブラ観測用超音波ビームのビームアドレスを変更する送受信制御手段と、前記受信信号に対して前記サンプルゲートに対応するゲートとしてドブラ成分抽出用のレンジゲートを設定する手段であって、前記深さ方向の移動成分に基づいて時間軸上における前記レンジゲートの位置を変更するレンジゲート制御手段と、を含

10

20

30

40

50

む。この構成によれば、ビーム走査方向の移動成分に基づいてドブラ観測用超音波ビームの方位が適応的に設定され、深さ方向の移動成分に基づいて受信信号に対して設定されるレンジゲートの時間軸上の位置が適応的に設定される。すなわち、ビーム方向及びサンプル深さの両方が対象部位の動きに伴って適応的に変更されることになる。レンジゲートの時間幅を更に動的に変化させてもよい。その場合、例えばフレーム間における平行移動量のみならず回転移動量も演算し、回転移動量に応じてレンジゲートの時間幅を変化させてもよい。

【0014】

望ましくは、前記対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られたフレーム列に基づいて動画像としての断層画像を形成する画像形成手段と、前記断層画像上にドブラ観測用超音波ビーム方位を表す方位マーカ及び前記サンプルゲートを表すゲートマーカを合成表示する手段であって、前記移動情報に基づいて、前記断層画像に対する前記方位マーカ及び前記ゲートマーカの相対的な表示位置を動的に変更する表示処理手段と、を含む。この構成によれば、断層画像上においてサンプルゲートの位置を運動する対象部位との関係で視覚的に確認できる。断層画像上において対象組織の運動に合わせて方位マーカ及びゲートマーカが運動するように構成してもよい。複数のサンプルゲートが設定される場合にはそのような構成を採用するのが望ましい。なお、方位マーカ及びゲートマーカが表示画面上において固定表示されるように、つまり対象組織が固定表示されるように、断層画像側を動かすことも可能である。その場合、通常、断層画像内において表示対象となる切り出しエリアが動的に変更される。

【0015】

望ましくは、前記移動情報演算手段は、前記対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られた基準フレームにおけるサンプルゲート含有エリア内のデータをテンプレートとして登録しておく登録手段と、前記対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られた前記基準フレーム以降の各対象フレームデータに対して前記テンプレートを用いたマッチング処理を適用することによりフレームデータ単位で前記移動情報を演算するマッチング処理手段と、を含み、前記テンプレートは複数のサブテンプレートに区画され、前記マッチング処理手段は、前記各対象フレームデータに対して設定位置を変更しながら参照エリアを順次設定する手段と、前記設定位置ごとに前記複数のサブテンプレートと前記参照エリア内の複数のサブエリアデータとの間におけるサブペア群の中から複数の有効サブペアを判定する手段と、前記設定位置ごとに前記複数の有効サブペアに基づいて相関値を演算する手段と、前記複数の設定位置に対応する複数の相関値に基づき最適設定位置を求めることにより前記移動情報を演算する手段と、を含む。この構成によれば、フレーム間パターンマッチング処理において、テンプレート全体を比較対象とするのではなく、例えば類似度が非常に低い部分を除外して残りの領域を有効領域とし、当該有効領域について相関値（類似度）を演算できる。これにより、例えば時相によって形態が変化する心臓壁境界等の影響を軽減できる。なお、血流部を超えて実組織が含まれるようにテンプレートを設定するのが望ましい。血流部同士でパターンマッチングを行っても有効な相関値を得られない場合が多いからである。

【0016】

本発明は、対象組織に対してビーム走査を行うことにより得られたデータに基づいて前記対象組織内の第1観測部位及び第2観測部位について第1移動情報及び第2移動情報を演算する移動情報演算手段と、前記第1移動情報に基づいてビーム走査領域内における第1サンプルゲートの空間的位置を動的に変更することにより前記第1観測部位の運動に伴って前記第1サンプルゲートを追従運動させる第1追従制御を実行し、前記第2移動情報に基づいて前記ビーム走査領域内における第2サンプルゲートの空間的位置を動的に変更することにより前記第2観測部位の運動に伴って前記第2サンプルゲートを追従運動させる第2追従制御を実行する制御手段と、前記第1サンプルゲートの空間的位置に従って第1ドブラ観測用超音波ビームを形成すると共に第1受信信号を処理することにより抽出されたドブラ成分に基づいて第1ドブラ波形を生成し、前記第2サンプルゲートの空間的位

置に従って第2ドプラ観測用超音波ビームを形成すると共に第2受信信号を処理することにより抽出されたドプラ成分に基づいて第2ドプラ波形を生成するドプラ波形生成手段と、を含むことを特徴とする。

【0017】

上記構成において、第1追従制御と第2追従制御（及び第1ドプラ波形処理と第2ドプラ波形処理）は独立したプロセスとして構成される。つまり、第1サンプルゲートの設定完了後、直ちに第1追従制御の実行が開始され、その後の第2サンプルゲートの設定作業に影響を受けずに、第1追従制御が継続される。その逆も同様である。そのような構成によれば、複数の対象部位に対して順番にサンプルゲートを設定していく場合に、過去に設定したサンプルゲートが対象部位から外れてしまうことを未然に回避できる。よって、作業性を極めて良好にすることができる。

10

【0018】

望ましくは、前記制御手段は、前記第1サンプルゲート及び前記第2サンプルゲートの内の一方の空間位置を変更するユーザー操作があった場合に、前記第1追従制御及び前記第2追従制御の内の一方を中断させ且つ前記第1追従制御及び前記第2追従制御の内の他方を継続させる。この構成によれば、複数のサンプルゲートの内で1つのサンプルゲートについてマニュアル再設定が必要になった場合であっても、それ以外のサンプルゲートの設定状態を維持できるから、煩雑な作業をくり返さないで済む。

【発明の効果】

【0019】

20

本発明によれば、プローブと対象部位との位置関係が変化してもサンプルゲートを再設定する必要がなくなる。あるいは、サンプルゲートの設定時における作業性を向上できる。あるいは、ロックオン型サンプルゲートあるいは運動対応型ドプラ波形表示を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】組織運動前の2つのサンプルゲートの設定状態を示す図である。

【図3】組織運動後の2つのサンプルゲートの設定状態を示す図である。

【図4】2つのサンプルゲートの追従制御を説明するための図である。

30

【図5】テンプレートを利用したパターンマッチング処理を説明するための図である。

【図6】サンプルゲートの追従制御を説明するためのフローチャートである。

【図7】サブテンプレート法を説明するためのフローチャートである。

【図8】サブテンプレート法を説明するための概念図である。

【図9】ドプラ波形と共に表示される移動量グラフを示す図である。

【図10】リセット後におけるドプラ波形を説明するための図である。

【図11】Bモード用ビームの形成とDモード用ビームの形成とからなる送受信シーケンスを説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

40

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0022】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は医療機関に設置されるものであり、特に産科において胎児の超音波診断を行うものである。もちろん、他の組織に対して超音波診断が行われてもよい。

【0023】

プローブ10は、体表面上に当接して用いられるものであり、本実施形態においては、母体における腹部表面上にプローブ10が当接される。プローブ10は複数の振動素子からなる1Dアレイ振動子を備えている。そのアレイ振動子により超音波ビームが形成され

50

、その超音波ビームは電子的に走査される。電子走査方式としては、電子セクタ走査、電子リニア走査等が知られている。超音波ビームの電子走査により走査面が形成され、その走査面に対応するフレームデータに基づいてBモード画像すなわち断層画像が形成される。Dモード（パルスドプラモード）が選択されている場合、設定されたドプラビーム方位に対して繰り返しドプラ観測用超音波ビームが形成されることになる。本実施形態においては、後に説明するようにBモードとDモードとが同時に実行されている。そのための送受信シーケンスについては後に図11を用いて説明する。プローブ10に対して三次元エコーデータ取込空間を形成する2Dアレイ振動子を設けるようにしてもよい。

【0024】

送信部12は送信ビームフォーマーであり、送信時において、送信部12から複数の送信信号がアレイ振動子に対して供給され、これにより送信ビームが形成される。生体内からの反射波がアレイ振動子にて受波され、これによりアレイ振動子から受信部14へ複数の受信信号が送られる。受信部14は受信ビームフォーマーであり、複数の受信信号に対する整相加算処理により整相加算後の受信信号すなわちビームデータを生成し、それを出力する。

【0025】

制御部16に設けられた送受信制御部18は、ユーザーにより指定された動作モードに従って送受信制御を行うものであり、具体的には、送信部12及び受信部14の動作を制御している。B/Dモードが選択された場合、所定の送受信シーケンスが実行され、具体的には、Bモードに対して、超音波ビームが電子的に繰り返し走査されるように送受信制御を行っており、また、Dモードに対して、ドプラ観測方位に対して繰り返し超音波ビームが形成されるように送受信制御を行っている。なお、Bモード用超音波ビームとDモード用超音波ビームは通常異なるものであるが、それらを同じビームで構成するようにしてもよい。Dモードの実現にあたっては、断層画像上において対象部位（例えば胎児の心臓における左室）に対してサンプルゲートが設定され、そのサンプルゲート内からドプラ情報が得られるように、ドプラ観測用超音波ビームの方位が設定され、またそれにより得られる受信信号に対するレンジゲートの時間軸上の位置が設定される。それらの技術は公知である。本実施形態においては、後に説明するように複数のサンプルゲートが同じビーム走査面上に同時に設定される。

【0026】

ドプラ信号処理部20は、例えば、直交検波回路、レンジゲート回路、サンプルホールド回路、FFT演算器等により構成され、サンプルゲート内のドプラ成分を抽出する処理を実行する。抽出された信号成分はドプラ波形形成部22に送られる。ドプラ波形形成部22は、FFT演算器とその出力信号に基づいてドプラ波形を生成する画像処理部とからなるものである。ドプラ波形を表す情報は表示処理部24へ送られている。本実施形態において、ドプラ信号処理部20は、2つのサンプルゲートに対応する信号処理を実行しており、またドプラ波形形成部22は、2つのサンプルゲートに対応する2つのドプラ波形を生成する機能を備えている。例えば、胎児における2つの血流部、例えば動脈系血管部分と静脈系血管部分とに対してそれぞれサンプルゲートを設定することが可能である。

【0027】

輝度信号処理部26は、Bモード画像を形成するための信号処理、すなわちビームデータの処理を実行するモジュールであり、輝度信号処理部26は、検波器、対数圧縮器、ゲイン調整器等により構成されている。断層画像形成部28は、信号処理後のビームデータに基づいて断層画像としてのBモード画像を形成するモジュールである。断層画像形成部28は本実施形態においてデジタルスキャンコンバータにより構成されている。形成された断層画像のデータは表示処理部24に送られている。

【0028】

表示処理部24は、画像合成機能、カラーコーディング機能等を備えている。本実施形態において、表示処理部24は、1つの断層画像と2つのドプラ波形とを合成して表示画像を構成し、その画像データを表示部30に送っている。なお、制御部16は図示されて

10

20

30

40

50

いないグラフィックプレーン作成部を備え、作成されたグラフィックプレーンを表わす画像データが表示処理部 24 へ送られている。グラフィックプレーン内には後に説明するようにドブラ方位を示すマーカー、サンプルゲートを表すカーソル、ドブラ波形を構成するベースライン等が含まれる。後に説明するように画面上に位置情報をグラフとして表示する場合には、そのようなグラフもグラフィック画像の一部を構成する。

【0029】

次に移動ベクトル演算モジュール 32 について説明する。輝度信号処理部 26 から出力されたビームデータが移動ベクトル演算モジュール 32 に送られている。すなわちスキャンコンパート前の極座標系に従ったビームデータが移動ベクトル演算モジュール 32 に与えられている。移動ベクトル演算モジュール 32 は、例えばソフトウェアの機能として実現され、あるいはハードウェアとして構成されるものである。それはフレーム間パターンマッチング処理により、各サンプルゲート毎に対象部位の二次元移動ベクトルを演算するものである。本実施形態においては、パターンマッチング処理としてサブテンプレート法が利用されている。それについては後に図 7 及び図 8 を用いて説明する。

【0030】

移動ベクトル演算モジュール 32 について具体的に説明すると、フレームメモリ 34 には 2 つのサンプルゲートに対応した 2 つのテンプレートが格納され、より詳しくは本実施形態において 2 つのテンプレートを含む 1 又は複数の基準フレームがフレームメモリ 34 に格納されている。基準フレームはサンプルゲートが設定された時点のフレームデータである。通常、第 1 サンプルゲートの設定時と第 2 サンプルゲートの設定時は相違しているため、2 つの基準フレームが定義され、それらのフレームデータがフレームメモリ 34 に格納されることになる。ただし、利用されるデータ部分はテンプレートだけであるので、2 つのテンプレートの部分だけがフレームメモリ 34 に格納されてもよい。フレームメモリ 36 には、基準フレームよりも後の後続フレームについてのフレームデータが順次格納される。すなわち、フレームメモリ 34 とフレームメモリ 36 はフレーム間においてパターンマッチングを行うための記憶部を構成している。フレームメモリ 34 は最初にテンプレートを登録するためのメモリであり、フレームメモリ 36 は現フレームを順次格納するためのメモリである。本実施形態においては、基準フレームと現フレームとの間においてパターンマッチング処理が実行されているが、隣接するフレーム間においてパターンマッチング処理が実行されてもよい。

【0031】

第 1 マッチング処理部 38 は、第 1 テンプレートを用いて現フレームとの間でのパターンマッチング処理を実行するものである。第 1 マッチング処理部 38 は第 1 移動ベクトル演算器 40 を有している。第 1 移動ベクトル演算器 40 は、後に説明するように、パターンマッチング処理の結果としてテンプレートに最も適合する参照エリアの位置が特定された場合に、その位置から二次元移動ベクトルを演算するモジュールである。本実施形態においては、二次元移動ベクトルとして、方位方向すなわちビーム走査方向の移動量と、ビーム方向すなわち深さ方向の移動量と、が別々に演算されており、それらの情報が第 1 位置調整部 46 へ送られている。

【0032】

第 2 マッチング処理部 42 は、第 2 サンプルゲートについてフレーム間パターンマッチング処理を実行するものであり、具体的には、テンプレートと現フレーム上において設定される参照エリア内のデータとの間でマッチング処理を実行するものである。第 2 移動ベクトル演算器 44 は、テンプレートに対して最も相関値が高くなった参照エリアが存在する位置に基づいて上述同様に二次元移動ベクトルを求めるものであり、それを表す方位方向の移動量と深さ方向の移動量が第 2 位置調整部 48 へ出力されている。

【0033】

第 1 位置調整部 46 は、第 1 移動ベクトル演算器 40 において演算された第 1 移動ベクトルに基づいて第 1 サンプルゲートの空間的位置を適応的に変更するものであり、これと同様に、第 2 位置調整部 48 は、第 2 サンプルゲートについて演算された二次元移動ベク

10

20

30

40

50

トルに基づいて第2サンプルゲートの空間的位置を適応的に変更するものである。第1移動ベクトルは第1対象部位の移動量を示し、第2移動ベクトルは第2対象部位の移動量を示しているから、第1位置調整部46及び第2位置調整部48が機能する結果として、2つの対象部位に対して2つのサンプルゲートのロックイン状態が形成されることになる。すなわち、対象部位が移動したならばその上に設定されたサンプルゲートも一緒に追従して移動することになる。

【0034】

送受信制御部18は、第1位置調整部46及び第2位置調整部48によって設定された2つのサンプルゲートの新たな空間的位置に基づいて、それらに対して2つのドプラ観測用超音波ビームが形成され、また2つのレンジゲートが設定されるように送信部12及び受信部14を制御しており、また、ドプラ信号処理部20を制御している。入力部50は操作パネルを表わしている。

【0035】

図2には、第1の表示例が示されている。図2においては、2つの対象部位が移動する前の状態が示されている。具体的には、符号52は断層画像を示しており、符号54は第1ドプラ波形を示しており、符号56は第2ドプラ波形を示している。断層画像52上においては第1血流部58及び第2血流部64が表れている。例えば第1血流部58は動脈系血管部位であり、第2血流部64は静脈系血管部位である。検査者により、画面上において第1ドプラビーム方位マーカ60の角度が操作され、第1血流部58を通過するように第1ドプラビーム方位マーカ60の角度が設定される。その上で、第1ドプラビーム方位マーカ60上における第1カーソル62の位置が検査者において定められ、具体的には第1血流部58の中央に位置するように第1カーソル62が定められる。なお、第1カーソル62を方位方向に移動させた場合に第1ドプラビーム方位マーカ60が連動して動くように構成してもよい。同様に、第2血流部68における特定の部位を通過するように第2ドプラビーム方位マーカ66が設定され、その上における特定の深さに第2カーソル68が設定される。第1カーソル62及び第2カーソル68はそれぞれサンプルゲートのビーム走査面上における空間的位置を表すものである。各カーソル62, 68における深さ方向の長さはサンプルゲートの深さ方向の大きさを表している。

【0036】

第1カーソル62の位置が決定されると、第1サンプルゲートに対するパルスドプラ法が実行され、その結果として第1ドプラ波形54が生成される。ドプラ波形54の表示方式としてはいくつかの方式があり、本実施形態においては左端から右端へドプラ波形54が成長するようにその表示形態が定められている。もちろんスクロール方式が採用されてもよい。同様に、第2カーソル68の位置が決定されると、つまり第2サンプルゲートの空間的位置が決定されると、それに対するパルスドプラ法が実行されて、第2ドプラ波形56が上記同様に表示されることになる。

【0037】

従来の超音波診断装置においては、対象組織の移動によってもサンプルゲートは追従運動しなかったため、図3に示すような問題が生じ得る。すなわち、胎児の動きや母体の呼吸等を原因として、断層画像52上において、第1血流部58が符号58Aで示す位置に移動しており、同じく、第2血流部64が符号64Aで示す位置に移動している。そのような体動に対して、2つのサンプルゲートの空間的位置が固定されたままだと、それぞれのサンプルゲートが対象血流部から外れてしまうことになり、ドプラ波形54, 56が不適切なものとなってしまう。

【0038】

これに対し、本実施形態の装置によれば、2つのサンプルゲートのそれぞれについて対象部位の動きに応じた追従制御が実現されているため、図4に示すようにドプラ波形の適切な表示状態を維持することが可能である。すなわち、断層画像52上において、符号58Aで示すように第1血流部が運動した場合には、その移動量がフレーム間パターンマッチング処理により検出され、その移動量に基づいて第1サンプルゲートの空間的位置を

更することが可能である。具体的には、カーソル 6 2 A が第 1 血流部 5 8 A と共に運動し、第 1 血流部 5 8 A との関係で第 1 サンプルゲートの空間的位置が適切な状態に維持されている。その際において、ドブラ観測ビーム方位も変更されており、具体的にはそれを表すマーカー 6 0 A の角度が自動的に変更されている。これと同様に、第 2 血流部が符号 6 4 A で示すように移動した場合においても、その移動量がフレーム間パターンマッチング処理により検出され、その移動量に応じて第 2 サンプルゲートの空間的位置が再設定されている。その結果、カーソル 6 8 A の方位方向及び深さ方向の位置が更新されており、それに伴いドブラ観測ビーム方位を表すマーカー 6 6 A の角度も変更されている。これにより第 2 血流部に対して常に第 2 サンプルゲートを正しく設定することが可能である。以上のような第 1 サンプルゲート及び第 2 サンプルゲートのそれぞれについて追従制御を実現したことにより、符号 5 4 及び符号 5 6 で示すようにドブラ波形表示を継続して行うことが可能であり、作業性及び検査効率を高めることが可能である。ちなみに、対象部位の移動量が過大となった場合にはそれを判定してエラー処理を適用するようにすればよい。上記追従制御に当たっては断層画像 5 2 上において 2 つの対象組織の運動に個別的に追従してカーソル 6 2 A , 6 8 A 及びマーカー 6 0 A , 6 6 A の位置が動的に変更される。単一のサンプルゲートを設定する場合、カーソル及びマーカーが表示画面上において固定表示されるように、つまり対象組織の表示位置が固定されるように、断層画像の表示位置を動的に変化させてもよい。その場合、断層画像からの切り出し領域（対象組織を含む部分領域）の位置を動的に変化させることも可能である。

10

【 0 0 3 9 】

20

ちなみに、対象部位の運動に伴いドブラビーム方位が変更され、すなわちビーム角度が変化しても、図示のようにその変化量はそれほど多くないため、ドブラ波形上におけるスケール誤差は大きな問題とはならない。もっとも、変更された角度は既知であるため、その角度からドブラ波形における縦軸方向のスケールすなわちマッピングを変更することも可能である。また、後に説明するように移動量、特にビーム走査方向の移動成分をグラフ表示することにより、誤差の程度を確認しつつ、ドブラ波形を観察するように構成することも可能である。

【 0 0 4 0 】

本実施形態においては、2 つのサンプルゲートが順番に設定されており、第 1 のサンプルゲートが先行して設定された場合、第 2 のサンプルゲートの設定完了を待つことなく、第 1 サンプルゲートについて直ちに追従制御が実行されている。したがって、第 2 サンプルゲートの設定中に胎児が動いた場合であっても第 1 サンプルゲートの設定状態を維持することが可能であり、サンプルゲート設定のやり直しといった問題は生じない。また、後に説明するように、診断途中において検査者によりいずれかのサンプルゲートの空間的位置がマニュアルで修正された場合においても、修正対象となっていないサンプルゲートについての設定状態は維持され、すなわちそれについての追従制御は継続的に実行されるため、全てのサンプルゲートを再設定しなければならない煩雑さも解消されている。

30

【 0 0 4 1 】

図 5 には、フレーム間パターンマッチング処理の概念が示されている。符号 6 8 は基準フレームを表している。通常、2 枚の基準フレームが生じるが、図 5 においては便宜上 1 枚の基準フレーム 6 8 が示されている。一方符号 7 7 は現在のフレームを表している。比較対象となる現在フレームは時間軸の進行にしたがって順次切り替わることになる。

40

【 0 0 4 2 】

基準フレーム 6 8 上には 2 つのサンプルゲート 7 0 , 7 2 が設定されており、サンプルゲート 7 0 を中心としてそれを含有するエリアとして第 1 テンプレート 7 4 が設定されており、またサンプルゲート 7 2 を中心としてそれを含有するエリアとして第 2 テンプレート 7 6 が設定されている。基準フレーム 6 8 における横方向はビーム方位を表しており、縦方向は深さ方向を表している。したがって、第 1 テンプレート 7 2 は、ビーム方向に並んだ複数本のビームデータの中で特定の深さ範囲にわたるデータにより構成され、このことは第 2 テンプレート 7 6 についても同様である。ちなみに、第 1 テンプレート 7 2 及び

50

第2テンプレート74は直交座標系上にビーム方位と深さ方向を表した場合に矩形の形態で表現され、その一方、セクタ状の超音波画像上においては台形状の領域として観念される。

【0043】

第1テンプレート72を利用したパターンマッチング処理について説明すると、現フレーム77上における第1テンプレート72と同じ位置に対応エリア72Aを観念することができ、その中心から所定の大きさをもって広がる領域として探索エリア78が定義される。その探索エリア78内において例えばラスタースキャンのように設定位置を変化させながら参照エリア80が順次設定される。そして各位置における参照エリア内のエリアデータと第1テンプレート72との間で相関演算等のマッチング処理が実行され、類似度を表す相関値が求められる。したがって、複数の設定位置に対応する複数の相関値が得られることになる。その中から最良の相関値が特定される。対応エリア72Aの中心位置から、最良の相関値が得られた参照エリア80の中心までの移動量として、二次元移動ベクトル82が定義される。実際には、二次元移動ベクトル82は、方位方向における移動成分と深さ方向における移動成分とから構成されるものである。上記同様に、第2テンプレートすなわち第2サンプルゲートについても現フレーム77上において対応エリア76Aが定められ、その中心から一定の広がりをもった領域として探索エリア84が設定され、その範囲内における各位置に参照エリア86が設定され、各位置毎に第2テンプレート76と参照エリア86内のデータとの間で相関値演算が実行され、複数の設定位置に対応する複数の相関値が求められる。そして、その中から最良の相関値が特定される。対応エリア76Aの中心から最良の相関値を生じさせた参照エリア中心位置までを結ぶベクトルとして二次元移動ベクトル88が求められる。

【0044】

探索エリア78、84のサイズについては、諸条件に応じて可変することが可能である。またパターンマッチング処理に先だってそれぞれのフレームに対して前処理を施すようにしてもよい。心臓に対してサンプルゲートを設定し、その追従制御のためにパターンマッチング処理を行う場合、拍動する心臓壁境界の影響等を受けてパターンマッチング処理を適正に行えない可能性がある。そこで、本実施形態においては後に説明するサブテンプレート法を採用している。

【0045】

図6には、図1に示した超音波診断装置における追従制御を表すフローチャートが示されている。このフローチャートはサンプルゲート毎に実行されるものであり、それぞれの処理は本実施形態において独立している。S10においては、Bモード画像上において対象部位上にカーソルが初期設定される。すなわちサンプルゲートが初期設定される。この場合において、サンプルゲートは方位 θ 、深さ d 及び深さ方向の幅 w で特定されることになる。S12においては、サンプルゲートの中心から一定の広がりをもった領域としてテンプレートが定められ、それがメモリ上に登録される。テンプレートのサイズを可変設定できるように構成してもよい。またテンプレートとして一次元のテンプレート等を採用することも可能である。S14においては、上述した初期設定に基づいてDモード処理を行うための条件が設定される。具体的には送受信条件及び受信信号処理条件が定められる。送受信条件としてはドプラ観測用ビーム方位 θ が定められ、ビーム上における診断深度 BD が定められ、また受信信号処理条件として受信信号に対して設定するレンジゲートの位置 RG が設定される。診断深度 BD はBモードの診断深度と同じであってもよいが、サンプルゲートより深い部位についてドプラ計測を行う必要はないので、サンプルゲートの奥側の端までを診断深度として定めるようにしてもよい。具体的には、サンプルゲートの深さに応じてパルス繰り返し周波数(PRF)を可変設定するように構成するのが望ましい。

【0046】

S16においては検査者によりカーソルがマニュアルで移動されたか否かが判断されている。そのような移動が判定された場合にはS12からの工程が再度実行される。すなわ

ち新しいカーソル位置に対応して新しいサンプルゲートを登録するための各工程が実行される。

【 0 0 4 7 】

S 1 8においては、マッチング処理が実行される。すなわち、上述したようにテンプレートと現フレームにおける参照エリアとの間においてパターンマッチング処理が順次実行される。その結果として、最良の相関値を得られる位置から二次元移動ベクトルが求められる。S 2 0においては、移動量すなわち二次元移動ベクトルの大きさが参照され、動きがない場合にはそのままS 2 6が実行され、その動きが小さいと判断された場合にはS 2 2が実行され、その動きが大きいと判断された場合にはS 2 4が実行される。S 2 2においてはカーソルすなわちサンプルゲートを対象組織の動きに合わせて追従設定する制御が実行され、すなわちサンプルゲートの方位、深さ等が再度設定される。一方、S 2 4においては動きが過大であるとしてエラー処理が実行される。その場合例えば処理が中断し、ユーザーに対して一定のメッセージ等が提供される。S 2 6においては本処理を続行するか否かが判断され続行させる場合にはS 1 6からの各工程が繰り返し実行される。

10

【 0 0 4 8 】

よって、フレーム間マッチング処理により対象組織の動きが検出され、その動きがあった場合にはそれに合わせてカーソルすなわちサンプルゲートを追従して移動させる制御が実行されるので、例えば拍動する組織に対してその動きに合わせてサンプルゲートを動かすことが可能となる。その結果、サンプルゲートが対象となる組織を外れることがなくなるのでドブラ波形を適切なものにすることができ、ドブラ波形の中断といった問題を未然に防止できる。これにより従来においては得られない拍動する血流部についての継続的なドブラ波形観察を実現することが可能である。ユーザーによりマニュアルでカーソルが移動された場合には、再度テンプレートの取込等が行われる。その場合においても他のサンプルゲートについての処理は何ら影響を受けずに継続的に実行されるため、他のサンプルゲートの再設定という煩雑さも生じない。

20

【 0 0 4 9 】

次に図 7 及び図 8 を用いて上述したサブテンプレート法について説明する。サブテンプレート法はパターンマッチング処理における一部分の修正に相当するものであり、特にテンプレート全体ではなく一部を除外したところでの残りの有効部分についてマッチング処理を行うものである。図 7 の S 3 0 において、パラメータ k に対して初期値 1 が代入される。S 3 2 においては探索エリア内において参照エリアが k 番目の位置に設定される。S 3 4 においては、テンプレート全体の相関値の演算に先立って、個々のサブテンプレートを単位として相関値が演算される。すなわち、参照エリア内のエリアデータを構成する複数のサブエリアデータと複数のサブテンプレートとの間におけるサブペア単位で相関値が演算される。S 3 6 においては、複数のサブテンプレートの中で、相関値が所定値よりも低くなった 1 又は複数のサブテンプレートが除外され、残ったものが有効なサブテンプレート集団とされる。すなわち複数のサブペアの内では相関値が低いサブペアが除外され、残ったものが有効サブペアグループであるとみなされる。そして S 3 6 においてそれらの有効サブテンプレート集団すなわちサブペア集団について相関値が演算される。その相関値はテンプレート全体としての全体相関値と言い得るものである。S 3 8 では、 k が最大値となったか否かが判断され、最大値まで到達していない場合、S 4 0 において k が 1 つインクリメントされ、S 3 2 以降の工程が繰り返し実行される。そして、S 4 2 においては全体相関値が最大となる参照エリアが判定され、その位置から二次元移動ベクトルが演算される。

30

40

【 0 0 5 0 】

以上の処理内容を概念的に示したものが図 8 である。符号 9 0 はテンプレートを示しており、符号 1 0 0 は現フレームにおける探索エリアを示している。その中のある位置に参照エリア 9 4 が設定されている。テンプレート 9 0 は複数のサブテンプレート 9 2 により構成され、すなわち複数のサブエリア 9 6 が定義されている。複数のサブテンプレ

50

ート 9 2 と複数のサブエリアデータとの間でサブペア毎に相関値が演算され、上述したように相関値の低いサブペアが除外される。ここではグレー表現されているものが除外されており、具体的にはテンプレート 9 0 においてはサブテンプレート 9 2 a が除外されており、参照エリア 9 4 においてはサブエリア 9 6 a が除外されている。除外された部分 1 0 2 , 1 0 6 は例えば拍動する心臓壁等である。残りの有効領域 1 0 4 , 1 0 8 を用いてパターンマッチング処理が実行され、その結果として代表相関値が演算される。

【 0 0 5 1 】

図 9 には、表示の変形例が示されている。符号 1 1 0 はドブラ波形を示しており、符号 1 1 2 及び符号 1 1 4 は移動量を表すグラフを示している。具体的には、符号 1 1 2 は方位方向における移動成分の時間的変化を表すグラフであり、符号 1 1 4 は深さ方向における移動成分の時間的変化を表すグラフである。このようなグラフを観察することにより、ドブラ波形の時相と対応付けてどの程度の移動量が生じたのかを直感的に認識でき、ドブラ波形を評価する場合における参考情報を得ることが可能である。例えばドブラ方位が大きく変化したような部分があればスケーリングにおける誤差が大きいことを認識できる。

【 0 0 5 2 】

図 1 0 には、一方のドブラ波形に対するリセットが発生した場合が示されている。符号 1 1 4 は第 1 サンプルゲートに対応するドブラ波形を示しており、それについてはユーザーによる位置変更が発生しており、すなわちドブラ波形のリセットが発生している。符号 1 1 8 はリセットにより生じた空白期間を示している。その一方、符号 1 1 6 で示す第 2 ドブラ波形については連続的な波形成長が認められ、すなわち一方のサンプルゲートがマニュアルで再設定されても、他方のサンプルゲートについての処理には何ら影響が及んでおらず、その結果、サンプルゲートの再設定の必要がなくなっている。

【 0 0 5 3 】

図 1 1 には B / D モードにおけるいくつかの送受信シーケンス例が示されている。ここにおいて符号 1 2 8 で示す B の文字を含むブロックは B モード用の 1 回の送受信を表しており、符号 1 3 0 で示す文字 D を含むブロックは D モードにおける 1 回の送受信を示している。B モードの実行にあたっては、超音波ビームを各ビーム方位毎に形成する必要があり、D モードの実行にあたっては特定のビーム方位に対して繰り返し超音波ビームを形成する必要がある。

【 0 0 5 4 】

(A) で示す第 1 例において、各フレーム 1 2 0 , 1 2 2 , 1 2 4 , 1 2 6 において、B モード用送受信 1 2 8 と D モード用送受信 1 3 0 とが交互に実行されている。この例においては 1 つのサンプルゲートだけが設定されている。

【 0 0 5 5 】

(B) に示す第 2 例においては、符号 1 3 2 で示す期間内において B モードの送受信が連続的に繰り返し実行されており、これによって 1 又は複数の B モードフレームが構成されている。期間 1 3 6 においても同様である。一方、期間 1 3 4 , 1 3 8 は任意の時間長を有する期間であって、その期間内においては D モード用送受信が連続的に繰り返し実行されている。

【 0 0 5 6 】

(C) 及び (D) に示す第 3 例及び第 4 例においては 2 つのサンプルゲートが設定されている。第 3 例において、期間 1 4 0 においては、B モード用送受信、第 1 サンプルゲート用送受信、D モード用送受信、第 2 サンプルゲート用送受信の順番で送受信が順次実行されており、このことは期間 1 4 2 , 1 4 4 , 1 4 6 においても同様である。期間 1 4 0 ~ 1 4 6 は例えばそれぞれ 1 フレームに相当している。

【 0 0 5 7 】

(D) に示す第 4 例においては、2 つの期間 1 4 8 , 1 5 4 において B モード用送受信が連続的に繰り返し実行されており、それらは 1 又は複数のフレームに相当している。期間 1 5 0 においては第 1 サンプルゲート用の送受信が連続的に繰り返し実行されており、それに続く期間 1 5 2 においては第 2 サンプルゲート用の送受信が連続的に繰り返し実行

されている。図 11 に示した送受信シーケンスはいずれも例示であり、目的や諸条件に応じて最適な送受信シーケンスを設定するのが望ましい。例えば、Bモード画像のフレームレート、ドブラ観測すべき最高流速、等の観点から所望の送受信シーケンスを定めるのが望ましい。

【0058】

以上説明した実施形態の構成によれば、対象組織に対してサンプルゲートをロックオンさせることが可能であり、つまり対象組織の運動に伴ってそこから外れないようにサンプルゲートを追従運動させ、そのような運動の過程においても途切れることなくドブラ波形を成長表示させることが可能である。したがって、運動する対象組織をその運動によらずに1つのドブラ波形として表現する点において、従来のドブラ波形表示とは異なっている。また本実施形態においては2つのサンプルゲートを設定してそれぞれについて追従制御を実現したので、上記のようなドブラ波形を複数同時に表示できるという利点が得られる。

10

【0059】

また、本実施形態によれば、複数のサンプルゲートが設定される場合において、それぞれのサンプルゲートについての追従制御が独立しているので、一方のサンプルゲートを設定した時点において他方のサンプルゲートの設定完了を待つことなく一方のサンプルゲートについての追従制御を開始させることができる。よって他方のサンプルゲートの設定中において胎児が動いたとしても今まで設定されている一方のサンプルゲートの設定状態を維持できるから作業性を向上でき、また検査者のストレスを大幅に軽減できるという利点が得られる。またユーザーによりマニュアルでサンプルゲートの変更が行われた場合においても、変更対象となっていないサンプルゲートについてはそれまで通り追従制御を継続させることが可能であるから、その場合においても再設定の必要がなくなるので、作業性を向上できるという利点が得られる。

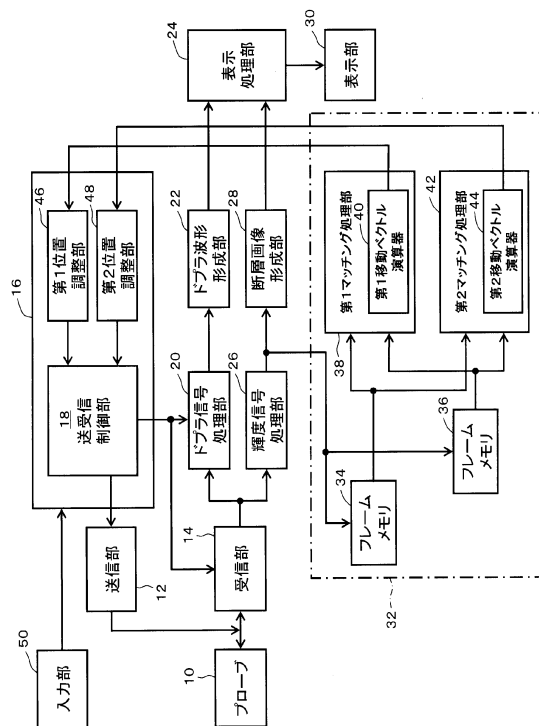
20

【符号の説明】

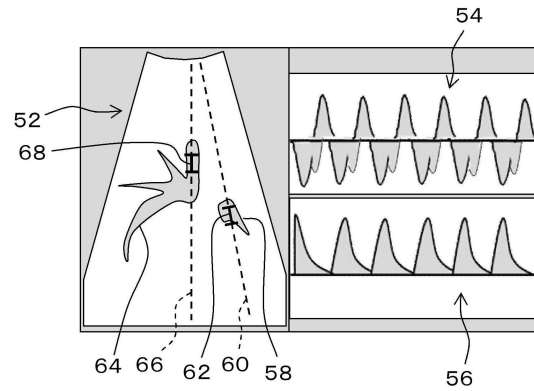
【0060】

10 プローブ、12 送信部、14 受信部、18 送受信制御部、20 ドブラ信号処理部、22 ドブラ波形形成部、26 輝度信号処理部、28 断層画像形成部、32 移動ベクトル演算モジュール、46 第1位置調整部、48 第2位置調整部。

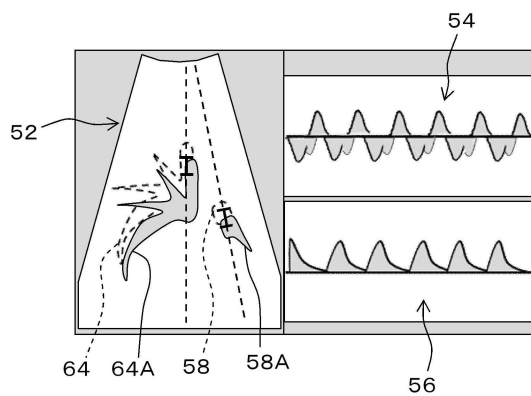
【 図 1 】



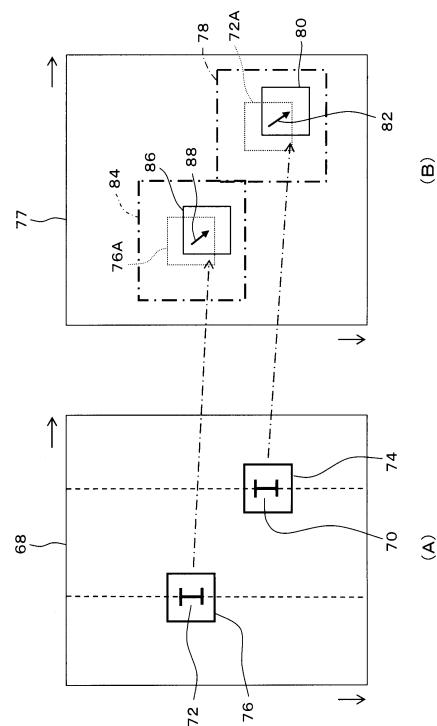
【 図 2 】



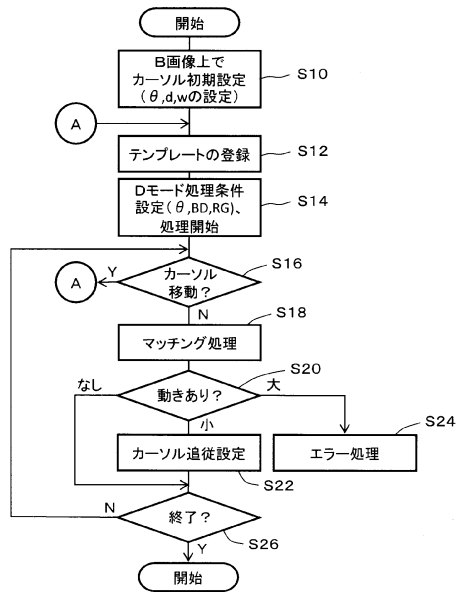
【 図 3 】



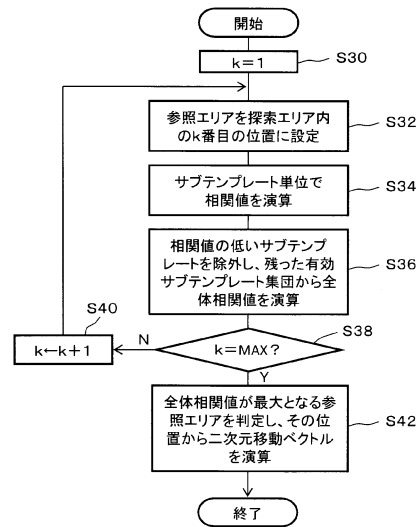
【 図 5 】



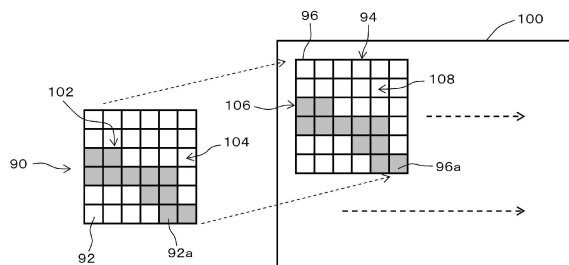
【図 6】



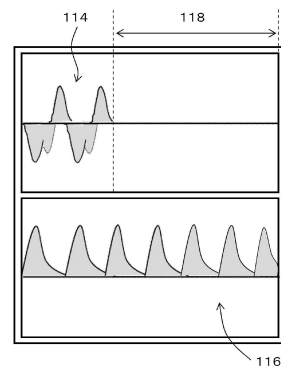
【図 7】



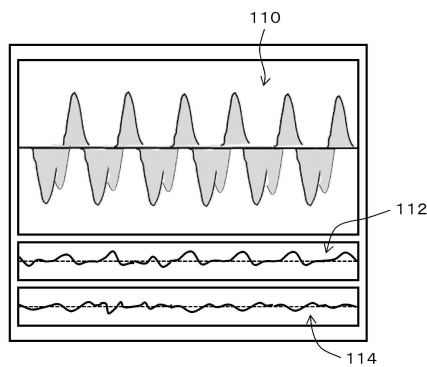
【図 8】



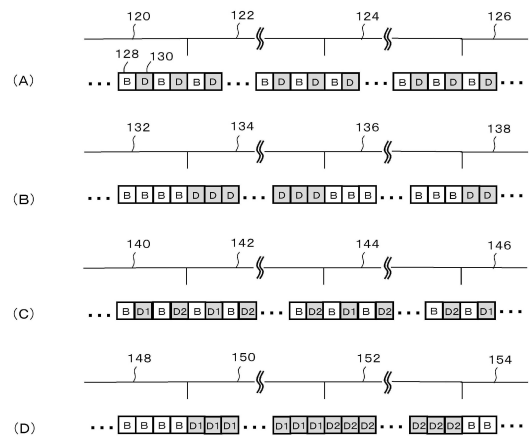
【図 10】



【図 9】



【図 11】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6111037B2	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	JP2012219365	申请日	2012-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/JB17 4C601/JB18 4C601/JC09 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2014068980A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其即使在物体组织移动时也实现消除样本门的重置，并且还可以设置多个样本门。解决方案：可以在断层图像52上设置两个样本门，并且可以根据每个样本门中的对象组织58A，64A的移动来执行后续控制。具体而言，在每个后续控制中，在首先设置样本门的时间点获得模板，并且通过模板与当前每个参考区域之间的模式匹配来计算二维运动矢量。帧。基于这样的二维运动矢量计算样本门的新设置位置。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6111037号 (P6111037)
(45) 発行日 平成29年4月5日 (2017. 4. 5)	(24) 登録日 平成29年3月17日 (2017. 3. 17)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 06 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 06	
請求項の数 6 (全 18 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-219365 (P2012-219365) (22) 出願日 平成24年10月1日 (2012. 10. 1) (65) 公開番号 特開2014-68980 (P2014-68980A) (43) 公開日 平成26年4月21日 (2014. 4. 21) 審査請求日 平成27年9月8日 (2015. 9. 8)	(73) 特許権者 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 Y K I 国際特許事務所 笠原 英司 (72) 発明者 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 審査官 富永 昌彦 (56) 参考文献 特開2007-289282 (J P , A) 特開2003-339710 (J P , A)	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		