(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5472914号
(P5472914)
(45)発行日　平成26年4月16日(2014.4.16)　(24)登録日　平成26年2月14日(2014.2.14)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 8/06 (2006.01)　A61B 8/06

請求項の数 9　(全 12 頁)

(21)出願番号　特願2010-115547(P2010-115547)
(22)出願日　平成22年5月19日(2010.5.19)
(65)公開番号　特開2011-239988(P2011-239988A)
(43)公開日　平成23年12月1日(2011.12.1)
審査請求日　平成25年5月8日(2013.5.8)

(73)特許権者　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号
(73)特許権者　594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上１３８５番地
(74)代理人　100108855
弁理士　蔵田　昌俊
(74)代理人　100088683
弁理士　中村　誠
(74)代理人　100109830
弁理士　福原　淑弘
(74)代理人　100075672
弁理士　峰　隆司

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】
被検体に対して連続波送受信して時系列のドプラデータを収集する連続波ドプラモードと、前記被検体に対してパルス波を送受信して輝度による断層画像データを収集するＢモードと、を交互に実行する撮像モードを実施可能な超音波診断装置において、
前記連続波ドプラモードと前記Ｂモードとを切り換えながら交互に実行し、連続波ドプラデータと前記断層画像データとを取得するデータ取得手段と、
前記連続波ドプラモードと前記Ｂモードとの間の切り換えに起因して発生する過渡応答成分を計算する計算手段と、
前記計算された過渡応答成分を、前記連続波ドプラデータから減算する減算手段と、
前記減算された連続波ドプラデータを用いて、ドプラスペクトラム情報を生成する生成手段と、
前記生成されたドプラスペクトラム情報を所定の形態で表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
前記計算手段は、
前記被検体の生体信号を外部入力としてパラメトリックモデルによりシステムを同定し、当該同定されたシステムを用いて、前記連続波ドプラモードと前記Ｂモードとの切り換えに起因して欠落したドプラデータを推定し、
前記推定したドプラデータを用いて、前記連続波ドプラデータを補間すること、

を特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。
【請求項３】
前記計算手段は、前記欠落したドプラデータの時間的過去からの予測スペクトラムと、前記欠落したドプラデータの時間的未来からの予測スペクトラムと、を時間的に変化する重み関数を乗算し加え合せることで、前記欠落したドプラデータを推定することを特徴とする請求項２記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記時間的に変化する重み関数は、コサイン関数であることを特徴とする請求項３記載の超音波診断装置。
【請求項５】
前記計算手段は、データ取得手段が有するウォールフィルタより前段部分において発生する過渡応答成分を計算することを特徴とする請求項１乃至４のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
【請求項６】
前記計算手段は、データ取得手段が有するウォールフィルタ及び周波数解析手段において発生する過渡応答成分を計算することを特徴とする請求項１乃至５のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
【請求項７】
前記計算手段は、パワーディメンジョンを持つスペクトラムから正負対称形のポストフィルタ処理を実行することで、前記過渡応答成分を計算し、
前記減算手段は、パワーディメンジョンを持つ前記連続波ドプラデータから、前記ポストフィルタ処理後の前記過渡応答成分を減算すること、
を特徴とする請求項１乃至４のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
【請求項８】
前記計算手段は、予め設定されたステップ応答の波形テーブルに基づいて、前記過渡応答成分の大きさを変化させることで、時間軸波形としての前記過渡応答成分を計算し、
前記減算手段は、時間軸波形の前記連続波ドプラデータから、前記時間軸波形としての前記過渡応答成分を減算すること、
を特徴とする請求項１乃至４のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
【請求項９】
前記計算手段は、データ取得手段が有するＡ／Ｄ変換器の出力を用いて前記過渡応答成分を計算することを特徴とする請求項１乃至８のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、循環器診断において、連続波ドプラ（Continuous Wave Dopplar：ＣＷＤ）によるドプラスペクトラムの撮像とＢモードによる断層画像の撮像とを同時に表示するＣＷＤ／Ｂ同時モードを実行可能な超音波診断装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
超音波画像診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がＸ線、ＣＴ、ＭＲＩなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していっての検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断はＸ線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。
【０００３】
近年、循環器診断において、この様な超音波診断装置を用いて、ＰＷＤ（パルス波ドプラ）／Ｂ同時モードと呼ばれる画像診断が実行される。このＰＷＤ／Ｂ同時モードは、連

続波ドプラによるドプラスペクトラムの撮像とＢモードによる断層画像の撮像とを所定のタイミングで実行し、同時にリアルタイム表示するものである。このＰＷＤ／Ｂ同時モードには、インターリーブスキャンと呼ばれる撮像法と、セグメントスキャンと呼ばれる撮像法とがある。インターリーブスキャンとは、例えば４回のドプラスキャン実行に対して１回のＢモードスキャンを実行し、これを繰り返すものである。一方、セグメントスキャンとは、ドプラモードで送受信を所定回数繰り返す期間（ドプラセグメント期間）とＢモードで送受信を所定回数繰り返す期間（非ドプラセグメント期間）とを交互に繰り返し実行するものである。

【０００４】

しかしながら、ＣＷＤ／Ｂ同時モードでは、ＰＷＤを用いる場合と異なり、連続波の切替が必要となるため、例えばドプラモードによってリアルタイム表示する期間においては、Ｂモード画像はフリーズ表示となる。このため、現実には、ＣＷＤ／Ｂ同時モードにおけるドプラスペクトラムとＢモード画像とのリアルタイム性を同時に得ることは、臨床的に望まれているにも関わらず、実現困難である。

【０００５】

このＣＷＤ／Ｂ同時モードのリアルタイム性向上を実現するためには、例えば以下の２つの解決すべき問題点がある。一つは、連続ＳＴＦＴ解析を断続的にする際の欠落問題である。例えば、Ｂモード画像においては、１フレーム５０ｍｓ程度の大きな欠落が生じることになる。この欠落に対し、例えば最大１６ｍｓ程度の欠落補間を行ったとしても、画像劣化の問題が発生することになる。もう一つは、Ｂモードスキャンとドプラモードスキャンとを瞬時に切り換える必要があることに起因する、強力な過渡応答（３０ｍｓ～１００ｍｓ）問題である。この過渡応答は、例えばドプラスペクトラムにスパイク状ノイズ等を発生させ、画質の低下を招いている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開２００１－１４９３７０号公報

【特許文献２】米国特許第４，５５９，９５２号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

一方の問題点である連続ＳＴＦＴ解析を断続的にする際の欠落問題については、例えば特許文献１に記載されている、ＥＣＧ波形を外部確定入力としたＡＲＸモデルによるスペクトラム欠落補間技術で対応することができる。しかしながら、他方の過渡応答問題については、何ら対応手段が存在していない。

【０００８】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、過渡応答を低減させることで、従来に比してリアルタイム性が高くノイズ発生も少ないＣＷＤ／Ｂ同時モードを実現可能な超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【００１０】

請求項１に記載の発明は、被検体に対して連続波送受信して時系列のドプラデータを収集する連続波ドプラモードと、前記被検体に対してパルス波を送受信して輝度による断層画像データを収集するＢモードと、を交互に実行する撮像モードを実施可能な超音波診断装置において、前記連続波ドプラモードと前記Ｂモードとを切り換えながら交互に実行し、連続波ドプラデータと前記断層画像データとを取得するデータ取得手段と、前記連続波ドプラモードと前記Ｂモードとの間の切り換えに起因して発生する過渡応答成分を計算する計算手段と、前記計算された過渡応答成分を、前記連続波ドプラデータから減算する減

算手段と、前記減算された連続波ドプラデータを用いて、ドプラスペクトラム情報を生成する生成手段と、前記生成されたドプラスペクトラム情報を所定の形態で表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】図１は、本実施形態に係る超音波診断装置１のブロック構成図を示している。

【図２】図２は、ドプラモード処理ユニット２４において設けられ、欠落補間機能及び過渡応答低減機能を実現するための構成の一例を示した図である。

【図３】図３は、過渡応答低減処理におけるドプラ処理ユニット２４の動作を説明するための図である。

【図４】図４は、過渡応答低減処理の実行タイミングを説明するための図である。

【図５】図５は、過渡応答低減処理と等価なフィルタ処理を説明するための図である。

【図６】図６は、過渡応答を説明するための図である。

【図７】図７は、ウォールフィルタが作用した時の過渡応答スペクトラムの一例を示した図である。

【図８】図８は、ウォールフィルタが作用しない時の過渡応答スペクトラムの一例を示した図である。

【図９】図９は、補間処理ユニット２４ｍにおいて実行される欠落補間処理の概念を説明するための図である。

【図１０】図１０（ａ）、（ｂ）、（ｃ）は、欠落補間処理の効果を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【００１３】

（第１の実施形態）

図１は、本実施形態に係る超音波診断装置１のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置１０は、超音波プローブ１２、入力装置１３、モニター１４、超音波送信ユニット２１、超音波受信ユニット２２、Ｂモード処理ユニット２３、ドプラ処理ユニット２４、画像生成ユニット２５、画像メモリ２６、画像合成ユニット２７、制御プロセッサ（ＣＰＵ）２８、記憶ユニット２９、インターフェースユニット３０、ソフトウェア格納ユニット３１を具備している。装置本体１１に内蔵される超音波送信ユニット２１、受信ユニット２２等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【００１４】

超音波プローブ１２は、超音波送信ユニット２１からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有している。当該超音波プローブ１２から被検体Ｐに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ１２に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受けたものとなる。

【００１５】

入力装置１３は、装置本体１１に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領

域（ＲＯＩ）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体１１にとりこむためのトラックボール、各種スイッチ、ボタン、マウス、キーボード等を有している。

【００１６】

モニター１４は、画像合成ユニット２７らのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【００１７】

超音波送信ユニット２１は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数ｆｒ　Ｈｚ（周期；１／ｆｒ秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。この遅延情報を変化させることで、プローブ振動子面からの送信方向を任意に調整することが可能となる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ１２に駆動パルスを印加する。

【００１８】

超音波受信ユニット２２は、図示していないアンプ回路、Ａ／Ｄ変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ１２を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。Ａ／Ｄ変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【００１９】

Ｂモード処理ユニット２３は、超音波受信ユニット２２からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このとき検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また一つの受信データに対して、２つの検波周波数による検波処理を並列に行うことも可能な構成である。それを利用すると一つの受信信号からバブル像と組織像を生成することも可能となる。本Ｂモード処理ユニット２３において処理を受けたデータは、画像生成ユニット２５に出力され、反射波の強度を輝度にて表したＢモード画像として再構成される。

【００２０】

ドプラ処理ユニット２４は、送受信ユニット２２から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット２５に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター１４にカラー表示することができる。

【００２１】

また、ドプラ処理ユニット２４は、後述する欠落補間機能及び過渡応答低減機能を実現するための構成として、図２に示すように、ウォールフィルタ２４ｂ、窓関数処理ユニット２４ｃ、フーリエ変換ユニット２４ｄ、バンドパスフィルタ２４ｆ、パワー推定ユニット２４ｇ、バイアスパターン値計算ユニット２４ｈ、ダイナミックポストフィルタ２Ｄテーブル２４ｉ、時間読出ユニット２４ｊ、積算器２４ｋ、差分処理ユニット２４ｌ、補間処理ユニット２４ｍ、対数圧縮ユニット２４ｎを有している。各構成要素において実行される処理の詳細については、後で詳しく説明する。

【００２２】

画像生成ユニット２５は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成ユニット２４は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。また、画像生成ユニット２５は、画像処理装置としての機能を持ち、例えばボリュームデータを構築する場合、三次元領域或いは連続する二次元領域を超音波走査することで得

られる走査線信号列を空間的に配置し、座標変換、補間処理等を必要に応じて実行することで、ボリュームデータを構築する。画像生成ユニット２５は、得られたボリュームデータを用いてボリュームレンダリング、ボリュームデータ内の任意の断層像を切り出しによるＭＰＲ処理等を実行し、所定の三次元画像を生成する。なお、本画像生成ユニット２５における各種画像処理法等は、ソフトウェア的手法或いはハードウェア的手法のいずれであっても構わない。

【００２３】

画像メモリ２６は、複数フレーム或いは複数ボリューム分の超音波データを一時的に記憶する。

【００２４】

画像合成ユニット２７は、画像生成ユニット２５から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター１４に出力する。

【００２５】

制御プロセッサ（ＣＰＵ）２８は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ２８は、記憶ユニット２９から各種画像処理法を実現するためのプログラム、後述する過渡応答低減機能及び欠落補間機能を実現するためのプログラムを読み出して図示していないメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【００２６】

記憶ユニット２９は、各種スキャンシーケンスを実行するためのプログラム、後述する過渡応答低減機能及び欠落補間機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者ＩＤ、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が格納されている。また、必要に応じて、画像メモリ２６中の画像の格納などにも使用される。記憶ユニット２９のデータは、インターフェースユニット３０を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【００２７】

インターフェースユニット３０は、入力装置１３、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェースユニット３０よって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【００２８】

（過渡応答低減機能及び欠落補間機能）

次に、本超音波診断装置１が有する、ＣＷＤ／Ｂ同時モードに従う撮像において用いられる過渡応答低減機能及び欠落補間機能について説明する。過渡応答低減機能とは、ＣＷＤ／Ｂ同時モードに従う撮像において、ドプラモードとＢモードとの切換による断続的な送受信によって混入するノイズ（例えば、アナログスイッチによる直流成分（ＤＣ）変動等）に励起され発生する過渡応答の応答スペクトラム（時間域と周波数域の二次元）を推定計算し、周波数解析結果から減算することで、過渡応答に起因するノイズを低減させるものである。また、欠落補間機能とは、ＣＷＤ／Ｂ同時モードに従う撮像において、ＥＣＧ（electrocardiogram）波形に代表される生体信号を外部確定入力とするパラメトリックモデルによりシステムを同定し、当該同定されたシステムを用いて連続ＳＴＦＴ解析を断続的に行う際の欠落ペクトラムを予測し補間する機能である。

【００２９】

なお、ＣＷＤ／Ｂ同時モードを行う超音波診断装置において、この様な欠落補間機能及び過渡応答低減機能の双方が実装されることが好ましいのは、言うまでもない。しかしながら、必要に応じて、欠落補間機能又は過渡応答低減機能を選択的に実装したり、選択的に動作せることも、もちろん可能である。また、欠落補間機能及び過渡応答低減機能を適用するＣＷＤ／Ｂ同時モードは、インターリーブスキャン及びセグメントスキャンのいずれであってもよい。

【００３０】
（過渡応答低減処理）
図３は、過渡応答低減機能に従う処理（過渡応答低減処理）におけるドプラ処理ユニット２４の動作を説明するための図である。図２、図３に示すように、ウォールフィルタ２４ｆは、前段末尾の処理ユニットから、Ｉ信号、Ｑ信号を受け取ると、各信号につき、所定の帯域のみを通過させるフィルタ処理を実行する。パワー推定ユニット２４ｇは、フィルタ処理後のＩ信号、Ｑ信号に基づいて、ドプラ信号のパワーを推定する。バイアスパターン値計算ユニット２４ｈは、推定されたパワーに基づいて、Ｂセグメントからドプラセグメントに切り換えた際のバイアスパターン（過渡応答で発生するＳＴＦＴのレスポンス）を計算する。なお、このときの計算手法には、特に限定はない。

【００３１】
また、ダイナミックポストフィルタ二次元テーブル２４ｉは、制御プロセッサ２８からのＢモード／ＣＷＤモード切替タイミング信号に応答して、正負対称形でありパワーディメンジョンを有する簡易フィルタを動的に選択する。時間読出ユニット２４ｊは、選択された簡易フィルタに対して、Ｂモード／ＣＷＤモード切替タイミングに応じた所定の時間遅延を与える。

【００３２】
積算器２４ｋは、バイアスパターン値計算ユニット２４ｈにおいて計算されたバイアスパターンに時間読出ユニット２４ｊから出力されたポストフィルタを積算することで、過渡応答の応答スペクトラム成分を推定する。差分処理ユニット２４ｌは、フーリエ変換ユニット２４ｄから出力されたスペクトラム成分から推定された過渡応答の応答スペクトラム成分を差し引くことで、過渡応答に起因するノイズ成分（オフセット値）を低減させる。

【００３３】
以上の様な過渡応答低減処理は、ＣＷＤ／Ｂ同時モード撮像において、図４に示す様に、Ｂセグメントからドプラセグメントへの各切替毎に発生する固有の過渡応答成分に順応して実行される。従って、差分処理ユニット２４ｌにおけるＣＷＤモードによって検出された（bareな）スペクトラム成分から推定された過渡応答の応答スペクトラム成分を差し引く減算処理は、図５に示すように、アダプティブなフィルタ処理を行うことと実質的に等価である。

【００３４】
以上述べた過渡応答低減処理により、受信したドプラ信号の直流成分の変動により例えば図６に示すような過渡応答が発生する場合においても、ＢモードからＣＷＤモードの切替に起因する過渡応答の影響を低減させることができる。図７に示すスペクトラムの時間変化を重ねて表示したものは、ウォールフィルタ処理後の応答を表している。一方、図８に示すスペクトラムの時間変化を重ねて表示したものは、ウォールフィルタ処理なしの応答を表している。この図７の様に、過渡応答からウォールフィルタの影響を推定した補正が後段の差分処理ユニットで実現可能となる。

【００３５】
（欠落補間処理）
図９は、補間処理ユニット２４ｍにおいて実行される欠落補間機能に従う処理（欠落補間処理）の概念を説明するための図である。補間処理ユニット２４ｍは、同図に示すように、外部入力であるＥＣＧ波形と、推定された過渡応答の応答スペクトラム成分が減算されたスペクトラム成分とを入力として、所定の数学的モデル（パラメトリックモデル）を用いてシステムを特徴付けるパラメータ群及び信号予測計算式ＥＶＰｓｉ（ｎ）を同定する。そして、同定された信号予測計算式ＥＶＰｓｉ（ｎ）を用いて、欠落した信号を推定（計算）し補間する。

【００３６】
図１０（ａ）、（ｂ）、（ｃ）は、欠落補間処理の効果を説明するための図である。以上述べた欠落補間処理により、例えば図１０（ａ）に示すような欠落のあるスペクトラム

に対して、図１０（ｂ）に示すような推定された欠落信号を補間することで、図１０（ｃ）に示すような欠落部分が補間されたドプラスペクトラムを取得することができる。

【００３７】

なお、この様な欠落補間処理については、例えば特開２００１－１４９３７０号公報に詳しい。また、パラメトリックモデルとしては、例えばＡＲ（Auto Regressive）モデル、ＡＲＸ（Auto Regressive Exogeneous）モデル、ＡＲＭＡＸ（Auto Regressive Moving Average Exogeneous）モデル、ＦＩＲ（Finite Impulse Response）モデル、ＡＲＡＲＸモデル、ＡＲＡＲＭＡＸモデル、ＢＪ（Box and Jenkins）モデル等を採用することができる。

【００３８】

また、補間処理ユニット２４ｍは、差分処理ユニット２４１から受け取った複数セグメントに対応するスペクトラム成分を、一時的に時系列に記憶するメモリを有している。補間処理ユニット２４ｍは、当該メモリに一時的に記憶されたスペクトラム成分を用いて、欠落部の前方（時間的過去）に対応するスペクトラム成分と欠落部の後方（時間的未来）に対応するスペクトラム成分とを、時間的に変化する重み関数を乗算し加算する混合（ブレンド）欠落補間処理を実行する。この混合欠落補間処理により、より滑らかな時間連続性を持つドプラ信号を取得することができる。特に、時間的に変化する重み関数をコサイン関数とすることで、二次元のスペクトラム応答において発生するスパイク状ノイズを効率的に低減させることができる。

【００３９】

（効果）

本超音波診断装置によれば、ＣＷＤ／Ｂ同時モード撮像を行う場合において、ドプラモードとＢモードとの切換による断続的な送受信によって混入するノイズに励起され発生する過渡応答の応答スペクトラムを推定計算し、周波数解析結果から減算する。これにより、過渡応答に起因するノイズ成分（オフセット値）を低減させることができ、その結果、ＣＷＤ／Ｂ同時モード撮像における画質の向上を実現することができる。

【００４０】

また、本超音波診断装置によれば、ドプラモードとＢモードとの切換による断続的な送受信によって欠落したＢモード１フレーム分程度のドプラ信号を、ＥＣＧ波形と、推定された過渡応答の応答スペクトラム成分が減算されたスペクトラム成分とを入力として、パラメトリックモデルを用いてシステムを同定し、欠落した信号を補間する。従って、ＣＷＤ／Ｂ同時モード撮像を行う場合においても、欠落したドプラ信号を補うことができ、欠落による画像劣化を低減させることができる。

【００４１】

（第２の実施形態）

既述の第１の実施形態では、ウォールフィルタ２４ｂよりも前段部分（ＦＥ）に由来する過渡応答を低減させる機能について説明した。しかしながら、現実には、ウォールフィルタ２４ｂにおけるサンプリング（例えば、ＣＷＤモードではフーリエ変換ユニット２４ｄの２倍でサンプリングしている）や、窓関数処理ユニット２４ｃ及びフーリエ変換ユニット２４ｄにおける周波数解析のためのサンプリングによる、微弱な過渡応答が発生する。

【００４２】

そこで、第１の実施形態で述べた構成に加えて、或いは第１の実施形態で述べた構成とは個別に、ウォールフィルタ２４ｂ、窓関数処理ユニット２４ｃ、フーリエ変換ユニット２４ｄにおいて発生する過渡応答を低減させるための構成を具備するようにしてもよい。なお、ウォールフィルタ２４ｂ、窓関数処理ユニット２４ｃ、フーリエ変換ユニット２４ｄにおいて発生する過渡応答を低減させるための構成は、フィルタ機能毎に、第１の実施形態で述べた過渡応答低減機能と実質的に同様な機能を設けることで実現できる。

【００４３】

（第３の実施形態）

既述の第１の実施形態では、差分処理ユニット２４ｌにおいて、フーリエ変換ユニット２４ｄから出力されたスペクトラム成分から推定された過渡応答の応答スペクトラム成分を差し引くことで、過渡応答に起因するオフセット値を低減させるものであった。これに対し、周波数解析前のＩ信号及びＱ信号（２ｃｈ）のステップ応答の波形テーブルを利用し、オフセット成分の大きさ（ステップ入力のゲイン）を変化させ、周波数解析前の時間軸波形から引き去ることで、時間軸上において過渡応答に起因するオフセット値を低減させるようにしてもよい。

【００４４】

（第４の実施形態）

一般に、ウォールフィルタ２４ｂよりも前段部分（ＦＥ）の現段階でのダイナミックレンジは、Ａ／Ｄ変換器の語長（ビット数）に依存すると考えられる。今後、ミキサー及びアンチエリアスフィルタ直後のＩ信号及びＱ信号、或いは後段部分（ＢＦ）の出力（直交サンプリング）化できる高速高ダイナミックレンジのＡ／Ｄ変換器が登場した場合、その出力からの応答を直接計算し、第１の実施形態と実質的に同様な手法にて、過渡応答成分を低減させることも可能である。

【００４５】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【符号の説明】

【００４６】

１０…超音波診断装置、１１…装置本体、１２…超音波プローブ、１３…入力装置、１４…モニター、２１…超音波送信ユニット、２２…超音波受信ユニット、２３…Ｂモード処理ユニット、２４…ドプラ処理ユニット、２５…画像生成ユニット、２６…画像メモリ、２７…画像合成ユニット、２８…制御プロセッサ（ＣＰＵ）、２９…記憶ユニット、３０…インターフェースユニット

【図１】

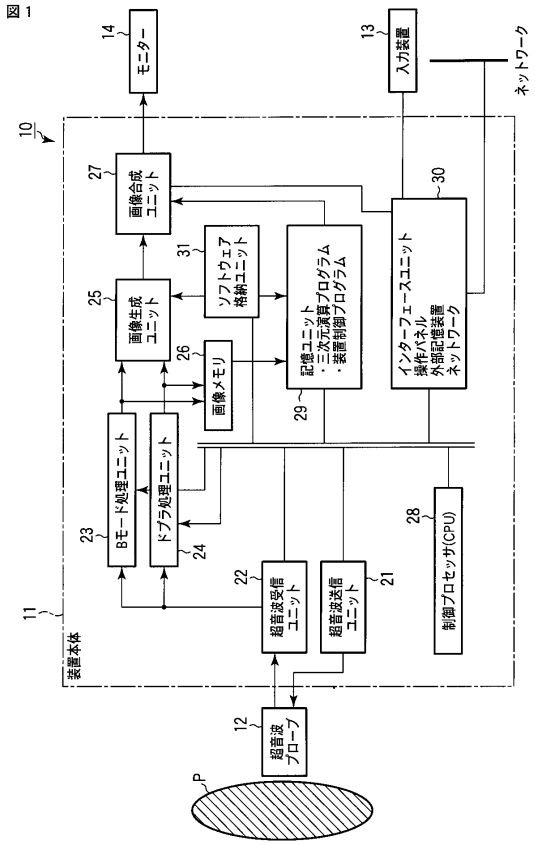


図1
モニター
入力装置
ネットワーク
画像合成ユニット
ソフトウェア格納ユニット
画像生成ユニット
画像メモリ
記憶ユニット
・三次元演算プログラム
・装置制御プログラム
インターフェースユニット
操作パネル
外部記憶装置
ネットワーク
Bモード処理ユニット
ドプラ処理ユニット
超音波受信ユニット
超音波送信ユニット
制御プロセッサ(CPU)
装置本体
超音波プローブ
P

【図２】

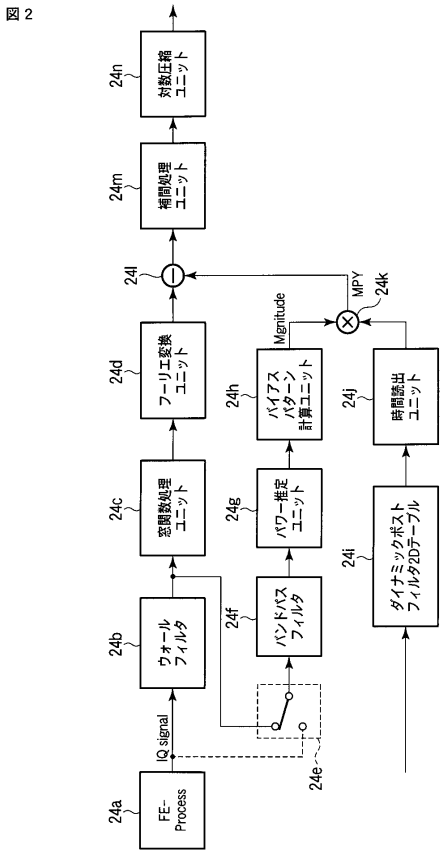


図2
対数圧縮ユニット
補間処理ユニット
フーリエ変換ユニット
窓関数処理ユニット
ウォールフィルタ
バンドパスフィルタ
パワー推定ユニット
バイアスパターン計算ユニット
時間軸出ユニット
ダイナミックポストフィルタ2Dテーブル
Magnitude
MPY
IQ signal
FE-Process

【図３】

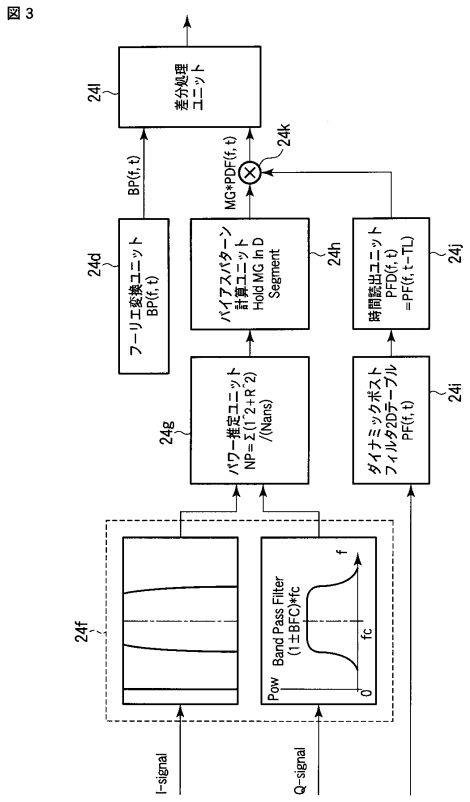


図3
差分処理ユニット
フーリエ変換ユニット
BP(f, t)
バイアスパターン計算ユニット
Hold MG In D Segment
MG*PDF(f, t)
時間軸出ユニット
PFD(f, t)
=PF(f, t−TL)
パワー推定ユニット
NP=Σ(I^2+R^2)/(Nans)
ダイナミックポストフィルタ2Dテーブル
PF(f, t)
Band Pass Filter
(1±BFC)*fc
Pow
I-signal
Q-signal

【図４】

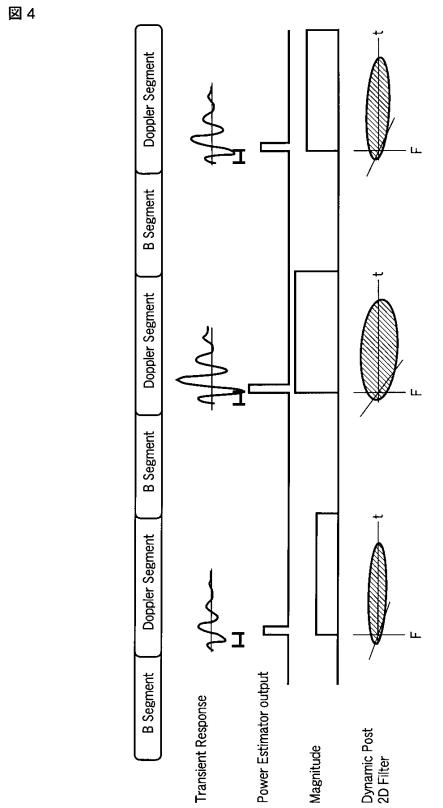
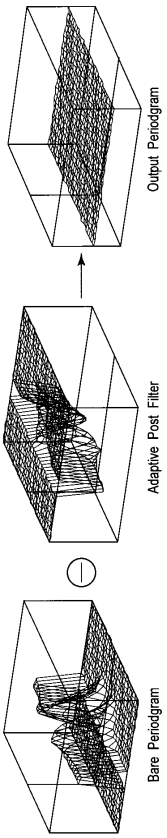


図4
B Segment
Doppler Segment
B Segment
Doppler Segment
B Segment
Doppler Segment
Transient Response
Power Estimator output
Magnitude
Dynamic Post 2D Filter

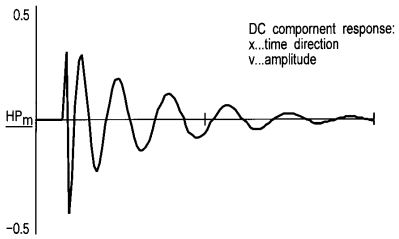
【図５】

図５



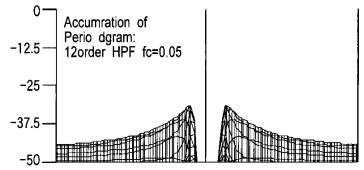
【図６】

図６



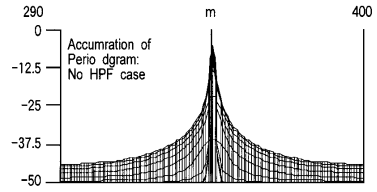
【図７】

図７



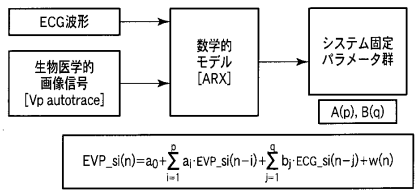
【図８】

図８



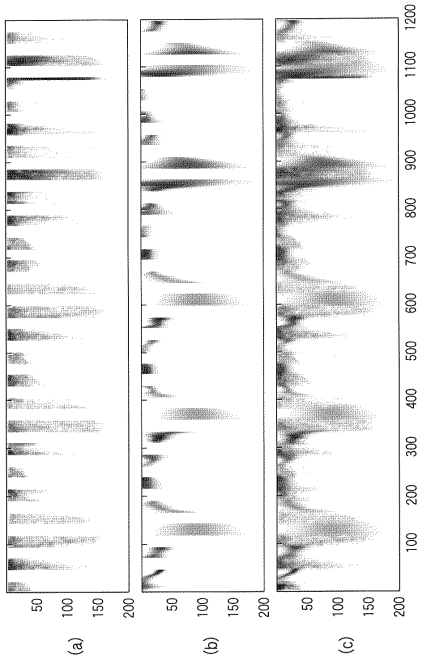
【図９】

図９



【図１０】

図１０



フロントページの続き

(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
(72)発明者 馬場 達朗
栃木県大田原市下石上１３８５番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
(72)発明者 姚 涼
栃木県大田原市下石上１３８５番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
(72)発明者 田中 豪
栃木県大田原市下石上１３８５番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
(72)発明者 内海 勲
栃木県大田原市下石上１３８５番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平１１－１６９３７２（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－１４９３７０（ＪＰ，Ａ）
特開平９－４７４５６（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－４６３７３（ＪＰ，Ａ）
特開平４－２７６２４４（ＪＰ，Ａ）
特開平１０－１２７６４０（ＪＰ，Ａ）
特開平１０－２０７５０７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ ８／００ － ８／１５

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5472914B2	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	JP2010115547	申请日	2010-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	馬場達朗 姚淙 田中豪 内海勲		
发明人	馬場 達朗 姚 淙 田中 豪 内海 勲		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/463 G01S7/52034 G01S7/52066 G01S7/52074 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/KK12 4C601/KK17		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2011239988A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过降低瞬态响应，提供一种超声诊断设备，与常规设备相比，可以实现具有高实时性和降低噪声产生的CWD / B同时模式。ŽSOLUTION：超声波诊断装置被配置为执行交替执行连续波多普勒模式的成像模式，该连续波多普勒模式通过执行连续波发送/接收来获取时间序列多普勒数据，以及B模式通过发送和接收来获取由亮度表示的断层图像数据。脉搏波。该装置包括数据获取装置，该装置通过切换执行连续波多普勒模式和B模式来获取连续波多普勒数据和断层图像数据。计算装置，其计算由连续波多普勒模式和B模式之间的切换产生的瞬态响应谱;减法装置，从多普勒数据中减去计算出的瞬态响应谱;生成装置，利用减去的多普勒数据生成多普勒频谱信息;显示装置以预定模式显示产生的多普勒频谱信息。Ž