

(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2005-304705

(P2005-304705A)

(43) 公開日 平成17年11月4日(2005.11.4)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08

F I

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-124453 (P2004-124453)

(22) 出願日 平成16年4月20日 (2004. 4. 20)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 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 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(74) 代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74) 代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74) 代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

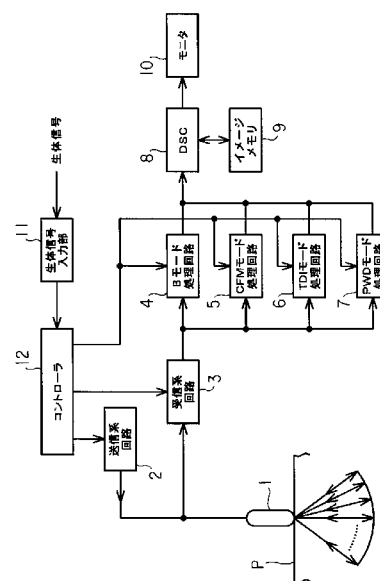
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断方法

(57) 【要約】

【課題】 造影剤の投与下にて、血流情報および組織運動情報を的確に得ることを可能とする。

【解決手段】 コントローラ12は、被検体Pに投与された造影剤により非線形信号を発生させる第1の超音波(Hi-MI用やLow-MI用の超音波パルス)と、造影剤をほとんど破壊しない音圧を持ちドプラシフトを検出するための第2の超音波(TDI用の超音波パルス)とを時分割に送信するよう超音波プローブ1を駆動するように送信系回路2を制御する。Bモード処理回路4は、第1の超音波により発生される非線形信号を利用して血流情報を取得する。TDIモード処理回路6は、第2の超音波の反射波を利用して組織運動情報を取得する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受波する超音波プローブと、
被検体に投与された造影剤を画像化するための第 1 の超音波と、前記被検体の組織運動情報を検出するための第 2 の超音波とを時分割に送信するよう前記超音波プローブを駆動する駆動手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 2 の超音波は前記造影剤をほとんど破壊しない音圧で送信されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 の超音波は前記造影剤が破壊される音圧で送信されることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の超音波は前記造影剤をほとんど破壊しない音圧で送信されることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記駆動手段は、
前記第 1 の超音波の送信の後に、前記造影剤を破壊するための第 3 の超音波を送信し、前記第 3 の超音波の送信の後に、前記第 2 の超音波を送信することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記駆動手段は、1 ラスタのスキャン期間内に前記第 1 の超音波および前記第 2 の超音波を時分割送信させることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記駆動手段は、1 フレームのスキャン期間内には前記第 1 の超音波および前記第 2 の超音波のいずれか 1 つを送信させ、複数フレームのスキャン期間に前記第 1 の超音波および前記第 2 の超音波を時分割送信させることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記駆動手段は、前記組織運動情報の取得対象である組織の拍動に同期して前記第 1 の超音波の送信および前記第 2 の超音波の送信とを切替えることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 の超音波の送信によって得られた画像情報と、前記第 2 の超音波の送信によって得られた組織運動情報とを同時に表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波を送受波する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置であって、
第 1 の超音波と前記造影剤をほとんど破壊しない音圧を持ちドブラシフトを検出するための第 2 の超音波とを時分割に送信するよう前記超音波プローブを駆動する手段と、
被検体に投与された造影剤に前記第 1 の超音波により生じる信号を利用して血流情報を取得する手段と、
前記第 2 の超音波の反射波を利用して組織運動情報を取得する手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波を送受波する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置であって、
第 1 の超音波と前記造影剤を破壊する音圧の第 2 の超音波とドブラシフトを検出するための第 3 の超音波とを、前記第 3 の超音波は前記第 2 の超音波の後となる順番で時分割に送信するよう前記超音波プローブを駆動する駆動手段と、

10

20

30

40

50

被検体に投与された造影剤に前記第 1 の超音波により生じる信号を利用して血流情報を取得する手段と、

前記第 3 の超音波の反射波を利用して組織運動情報を取得する手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記コントラスト画像の生成には前記造影剤が破壊される際に前記造影剤に生じる非線形信号を利用することとし、

かつ前記第 2 の超音波を前記第 1 の超音波として共用とすることを特徴とする請求項 1 に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、超音波を利用して血流情報や組織運動情報を得る超音波診断装置および超音波診断方法に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓などの局所の動き（収縮・拡張能）を定量的に評価することは、その機能を知る上で非常に重要である。例えば虚血性心疾患などにおいては冠動脈から供給される血流の不足に応じて、局所の壁運動変化が生じることがよく知られている。これら局所壁運動の定量評価方法については組織ドプラ法や B モードの輝度のトラッキングによるものなど、いくつものものが提案されている。

【0003】

一方近年、心筋への血流の灌流状態を把握するため、超音波造影剤を投与し、造影剤の強い超音波散乱特性を利用して心筋内血流を映像化する方法が臨床応用されつつある。造影剤を映像化する方法には大きくわけて、比較的高音圧の超音波照射により造影剤が壊れる際に発生する非線形信号を利用する Hi-MI 法と、造影剤が壊れないように低音圧にて照射した際に造影剤に生じる信号を利用する Low-MI 法とがある。いずれの方法も、組織からの信号を除去し、造影剤すなわち血流からの信号を効率よく得るための様々な工夫がなされている。

【0004】

例えば特許文献 1 においては、非線形信号を用いてコントラスト像を得る超音波診断装置において、造影剤信号と組織信号を分離するため、基本波信号から組織ドプラ像を得、これらを重畳表示する。これによれば組織機能情報と、血流情報とが同時に得られ、たとえば血流が行っているにもかかわらず壁運動がないようないわゆる冬眠・気絶心筋の等への診断に貢献することが期待されている。

【特許文献 1】特開平 8 - 182680 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 では、組織信号を基本波から得ることとしているが、実際にコントラスト剤を投与した場合には、以下のような種々の課題が存在する。

【0006】

(1) Hi-MI 時には造影剤のバブルが割れることで、ワイドバンド信号が発生し、受信信号の位相もランダムになる。ドプラ法でこれを検出すると、速度もランダムになり、したがって、たとえば基本波成分のみを用いたとしても、組織からの速度を正しく推定することができない。

【0007】

(2) 固定ノイズの影響などを受けにくく、速度推定精度の向上があるとされている組織 Harmonic TDI (Harmonic Tissue Doppler Imaging) が使用できない。組織信号として基本波信号を参照した場合や、Low-MI 時には、もともと組織からの非線形信号の

10

20

30

40

50

発生が少なくなってしまう場合。

【0008】

(3) 1.5HI (Harmonic Imaging) は組織のドプラではなく、基本波の1.5倍の周波数であるパブル由来の信号のみ効率よく抽出可能なコントラスト映像法である。一方、組織はキャンセルされてしまうため、組織からの情報を用いてトラッキングなどを行うことができない。

【0009】

本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、造影剤の投与下にて、血流情報および組織運動情報を的確に得ることを可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

以上の目的を達成するために本発明は、超音波を送受波する超音波プローブと、被検体に投与された造影剤を画像化するための第1の超音波と、前記被検体の組織運動情報を検出するための第2の超音波とを時分割に送信するよう前記超音波プローブを駆動する駆動手段とを超音波診断装置に備えた。

【0011】

前記目的を達成するために別の本発明は、超音波を送受波する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置に、第1の超音波と前記造影剤をほとんど破壊しない音圧を持ちドブラシフトを検出するための第2の超音波とを時分割に送信するよう前記超音波プローブを駆動する手段と、被検体に投与された造影剤に前記第1の超音波により生じる信号を利用して血流情報を取得する手段と、前記第2の超音波の反射波を利用して組織運動情報を取得する手段とを備えた。

【0012】

前記目的を達成するために別の本発明は、超音波を送受波する超音波プローブを接続可能な超音波診断装置に第1の超音波と前記造影剤を破壊する音圧の第2の超音波とドブラシフトを検出するための第3の超音波とを、前記第3の超音波は前記第2の超音波の後となる順番で時分割に送信するよう前記超音波プローブを駆動する駆動手段と、被検体に投与された造影剤に前記第1の超音波により生じる信号を利用して血流情報を取得する手段と、前記第3の超音波の反射波を利用して組織運動情報を取得する手段とを備えた。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、血流情報は造影剤を活用して、また組織運動情報は造影剤の影響を排除してそれぞれの的確に得ることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の一実施形態について説明する。

【0015】

(第1の実施形態)

図1は第1の実施形態に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。

図1に示すように超音波診断装置は、超音波プローブ1、送信系回路2、受信系回路3、Bモード処理回路4、CFMモード処理回路5、TDIモード処理回路6、PWDモード処理回路7、デジタルスキャンコンバータ(DSC)8、イメージメモリ9、モニタ10、生体信号入力部11およびコントローラ12を備える。

【0016】

超音波プローブ1は、その先端に配置されたアレイ型圧電振動子を備える。アレイ型振動子は複数の圧電素子を直線状に配列し、その配列方向を走査方向としたもので、複数の圧電素子それぞれが送受信の各チャネルを形成する。そして超音波プローブ1は、超音波信号と電気信号の間で双方向に信号変換することが可能である。超音波プローブ1は、送信系回路2および受信系回路3に接続される。なお、超音波プローブ1は、超音波診断装

10

20

30

40

50

置の本体から分離して独立したユニットとして構成され、コネクタなどにより必要に応じて送信系回路 2 および受信系回路 3 に接続されるようにしても良い。この場合、超音波診断装置の本体と超音波プローブ 1 とは、セットとして流通されても良いし、個別に流通されても良い。

【 0 0 1 7 】

送信系回路 2 は、図示していないが、パルス発生器および送信回路を備える。パルス発生器は、基準レートパルスを発生する。送信回路は、上記の基準レートパルスをチャンネル毎に遅延して駆動パルスを発生させる。送信系回路 2 は、上記のチャンネル毎の駆動パルスを、超音波プローブ 1 の複数の振動子にそれぞれ供給する。駆動パルスの送信遅延時間は各チャンネル毎に制御され、レート周波数毎に繰返し供給される。駆動パルスの供給に
10 応答して各振動子から超音波パルスが出射される。この超音波パルスは被検体 P 内を伝搬しながら、制御された送信遅延時間に因り送信ビームを形成し、音響インピーダンスの異なる境界面でその一部を反射してエコー信号になる。戻ってきたエコー信号の一部または全部は 1 つまたは複数の振動子で受信され、対応する電気信号に変換される。

【 0 0 1 8 】

受信系回路 3 は、図示していないが、プリアンプ、遅延回路および加算器を備える。プリアンプは、超音波プローブ 1 の各振動子に接続されたチャンネル毎に設けられる。プリアンプは、超音波プローブ 1 により受信されたエコー信号に対応する電気量のアナログ信号をチャンネル毎に増幅する。遅延回路は、プリアンプのそれぞれに接続されている。遅延回路は、受信フォーカスのためにプリアンプから出力されるアナログ信号をチャンネル毎に遅延制御する。加算器は、遅延制御された後のチャンネル毎のアナログ信号を加算する。これにより、受信遅延時間の制御に応じて決まるフォーカス点を有する受信ビームが演算上で形成され、所望の指向性が得られる。
20

【 0 0 1 9 】

受信系回路 3 の出力端は、B モード処理回路 4、CFM モード処理回路 5、TDI モード処理回路 6 および PWD モード処理回路 7 にそれぞれ接続されている。

【 0 0 2 0 】

B モード処理回路 4 は、B モードの白黒の断層像データの作成を担うもので、図示していないが、対数増幅器、包絡線検波器および A / D 変換器を備えている。対数増幅器は、受信系回路 3 で整相加算されたエコー信号を対数的に圧縮増幅する。包絡線検波器は、対数増幅器の出力信号の包絡線を検波する。A / D 変換器は、包絡線検波器の出力信号をデジタル信号に変換する。A / D 変換器の出力は、B モード画像データとして B モード処理回路 4 から出力される。
30

【 0 0 2 1 】

CFM モード処理回路 5 は、カラーフローマッピング (CFM : カラー Doppler 断層法) のモードにより 2 次元的に血流情報の検出を行う従来周知の回路で構成される。この CFM モード処理回路 5 は具体的には、図示してはいないが、直交位相検波器、A / D 変換器、MTI フィルタおよび自己相関器を備えるとともに、この自己相関出力に基づく演算を行う平均速度演算器、分散演算器およびパワー演算器を備える。直交位相検波器は、受信エコー信号からドプラ信号を検出する。A / D 変換器は、検出されたドプラ信号をデジタルデータに変換する。MTI フィルタは、A / D 変換器から出力されるデジタルデータを、内蔵するフレームメモリに一次的に記憶する。
40

【 0 0 2 2 】

CFM モードでは、血流情報を得るために、同一断面を複数回スキャンするから、上記のフレームメモリにはビームスキャン方向、超音波ビーム方向、スキャン回数方向の 3 つの次元を有するドプラデータが格納される。MTI フィルタは、フレームメモリの読み出し側にハイパスフィルタを備えている。このため、3 つの次元を有する画像データの内、各ピクセル位置に対応したスキャン回数方向の複数のドプラデータ列それぞれに対して組織エコーのドプラ成分を除去して血流エコーのドプラ成分が良好に抽出される。自己演算器は、ハイパスフィルタリングされたドプラデータ列の平均ドプラ周波数を解析する。平
50

均速度演算器、分散演算器およびパワー演算器は、それぞれ上記の平均ドブラ周波数に基づき、スキャン断面の各サンプル点の血流平均速度、血流速度分布の分散値、血流からのエコー信号のパワー値をそれぞれ演算する。これらの演算情報は、カラードブラ情報としてCFMモード処理回路5から出力される。

【0023】

TDIモード処理回路6は、組織ドプラインメージング(TDI:カラードブラ断層法の一つ)により2次元的に組織の運動情報の検出を行う。このTDIモード処理回路6の構成は概略、上述したCFMモード処理回路5と同一であるが、MTIフィルタに設けるフィルタ回路の特性を、心筋などの組織からのエコー信号のドブラ成分を抽出可能になるように設定してある。すなわち、組織のエコー信号と血流のエコー信号との間には、その強度およびドブラ偏移周波数(運動速度)に相違があることを利用した特性になっている。組織のエコー信号の強度は血流のそれに比して大きい、ドブラ偏移周波数(つまり速度)は通常小さい。このため、MTIフィルタに搭載するフィルタ回路を、その低域のドブラ偏移周波数を抽出できるローパスフィルタに構成している。そのほかの構成はCFMモード処理回路5と同等である。

10

【0024】

PWDモード処理回路7は、パルスドブラ(PWD)法に基づいてドブラスペクトラムデータを生成する機能を担う。具体的には、直交位相検波器、サンプルホールド回路、帯域フィルタ、A/D変換器およびFFTなどを備える。

【0025】

20

DS8は、各処理回路4~7から出力される信号から画像を再構成する。またDS8は、イメージメモリ9を利用して、複数のモードでそれぞれ取得された情報を同時表示するための画像を生成する機能も持つ。

【0026】

モニタ10は、DS8により生成された画像を表示する。

【0027】

生体信号入力部11は、心電図(ECG)信号などの生体信号を外部から入力する。

【0028】

コントローラ12は、CPUを備える。コントローラ12は、パルス送信のシーケンスの変更やモードの変更を実現するための制御を行なう。

30

【0029】

次に以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。なお、超音波を利用して被検体の情報を取得する動作や、取得した情報から画像を再構成する動作などは従来よりある超音波診断装置と同様であるので、ここではその説明は省略する。本実施形態の特徴は、血流情報および組織運動情報を平行して取得するためのシーケンスにあるので、以下においてはこのシーケンスについて詳細に説明する。この血流情報および組織運動情報を並行して取得するモードを、以下においてはコントラスト/TDI同時モードと称する。

【0030】

超音波プローブ1を被検体Pにあて、超音波によるイメージングを開始する。造影剤を被検体Pに投与し、数十秒で心臓に造影剤が到達する。この後、コントラスト/TDI同時モードに入る。

40

【0031】

図2は第1の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図である。図2において(a)はパルス送信のシーケンスを示し、また(b)は情報取得の処理のシーケンスを示す。

【0032】

コントラスト/TDI同時モードにおいてコントローラ12は、1ラスタの期間中にコントラストモードとTDIモードとを時分割に行なう。このためにコントローラ12は、1ラスタの期間の初期において、コントラスト用の超音波パルスを少なくとも1回(図2

50

では2回)送信するように超音波プローブ1を駆動する。そしてコントローラ12は図2(b)に示すように、このコントラスト用の超音波パルスにより造影剤で生じる非線形信号を利用したBモード処理をBモード処理回路4に行なわせる。この時のBモード処理は、Hi-MI法あるいはLow-MI法のいずれであっても良い。図2ではHi-MI法を採用した例であって、コントラストモード用の超音波パルスの音圧 p_1 は、造影剤のバブルを破壊させる程度の音圧である。

【0033】

続いてコントローラ12は、TDI用の超音波パルスを、データ数と同数送信するように超音波プローブ1を駆動する。図2では、データ数を「6」としており、TDI用の超音波パルスを6回送信している。TDI用の超音波パルスの音圧 p_2 は、造影剤のバブルを破壊しない程度に十分に低く設定する。そしてコントローラ12は図2(b)に示すように、このTDI用の超音波パルスの反射波を利用したTDIモード処理をTDIモード処理回路6に行なわせる。

10

【0034】

このようにコントラストモードにおいては、造影剤を利用して高精度な血流情報を得ることができる。一方、TDIモードでは、造影剤のバブルを破壊しないようにして、TDI用の超音波パルスの反射波を利用して組織運動情報を得る。心筋などの組織に造影剤が入っている状態では、パフュージョンの速度は心筋速度に対して十分に低いので、TDI用の超音波パルスの反射波は心筋からの信号とみなしてTDIスキャンを実施することで、組織運動の速度推定を高精度に行うことができる。さらに、造影剤の影響を受けないので、HarmonicTDIなどが使用可能となり、これによりさらに速度精度のよい組織運動情報を得ることができる。

20

【0035】

(第2の実施形態)

第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成は、図1に示す第1の実施形態の超音波診断装置と同様である。そして第2の実施形態の超音波診断装置が第1の実施形態の超音波診断装置と異なるのは、コントラスト/TDI同時モードにおけるコントローラ12の制御内容である。すなわち、コントラスト/TDI同時モードにおけるシーケンスが第1の実施形態と第2の実施形態とは異なる。

【0036】

以下、この第2の実施形態の超音波診断装置の動作について説明する。

図3は第2の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図である。図3において(a)はパルス送信のシーケンスを示し、また(b)は情報取得の処理のシーケンスを示す。

30

【0037】

図3に示すように、超音波パルスの送信タイミングと、Bモード処理およびTDIモード処理の実行タイミングとは、図2に示す第1の実施形態と同様である。

【0038】

しかし第2の実施形態においては、コントローラ12は、コントラスト用の超音波パルスの音圧を、ラスタ上の造影剤のバブルをほとんど消すことができる程度の高い音圧 p_1 とする。すなわち、コントラスト用の超音波パルスを、バブルを壊すための送信(Flash)として共用する。そして、心筋内のバブルが一時的に消えた状態でTDI用の超音波パルスの送信が行なわれる。このように、TDI用の超音波パルスを送信するときにはラスタ上のバブルは消えているので、TDI用の超音波パルスの音圧 p_2 はバブルを壊してしまう程度の高音圧に設定することが可能である。これにより、TDI信号のSNが向上し、高精度な組織運動情報を取得できる。

40

【0039】

ただし、一本のラスタの超音波照射では周囲のバブルまでは消すことができず、さらに心臓の動きがあるためにバブルが消えない領域が、次のTDI送信時にラスタ内に入ってきてしまうこともある。そこで、図4に示すように複数ラスタに及ぶ領域をまずフラッシュ

50

ユし、それに続けてT D I用の超音波パルスを送信することが必要となる場合もある。例えばP R F（パルス繰り返し周波数）を1 KHz（ $\Delta T = 1 \text{ ms}$ ）、T D Iのデータ数を「10」、組織の速度を100 mm/sとすると、1ラスタのT D Iスキャン中に組織の動く距離は1 mmである。そこで、少なくとも1 mm幅の範囲でバブルを消しておけば、そのラスタのT D I情報を得ることができる。ただし呼吸などでの動きを考慮して、さらに多くのラスタ分のフラッシュを行なってからT D Iスキャンを行なってもよい。

【0040】

また、コントラスト用の超音波パルスはバブルを壊すことができる必要があるから、コントラストモードはHi-Mi法に限定される。なお、音圧p1の超音波パルスをフラッシュ用のみとして使用するようにすることも可能である。この場合、同時評価はできないが、

10

【0041】

（第3の実施形態）

第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成は、図1に示す第1の実施形態の超音波診断装置と同様である。そして第3の実施形態の超音波診断装置が第1の実施形態の超音波診断装置と異なるのは、コントラスト/T D I同時モードにおけるコントローラ12の制御内容である。すなわち、コントラスト/T D I同時モードにおけるシーケンスが第1の実施形態と第3の実施形態とは異なる。

20

【0042】

以下、この第3の実施形態の超音波診断装置の動作について説明する。

図5は第3の実施形態に係るコントラスト/T D I同時モードのシーケンスを示す図である。図5において（a）はパルス送信のシーケンスを示し、また（b）は情報取得の処理のシーケンスを示す。

【0043】

図5に示すように第3の実施形態では、レート間で音圧を変更するのではなく、フレーム毎にコントラストモードとT D Iモードとを切り換える。図5の例では、コントローラ12は、5フレームに渡り、ラスタ上の造影剤のバブルをほとんど消すことができる程度の高い音圧p1の超音波パルスを用い、コントラストモードとする。こののちの複数フレームにおいてコントローラ12は、T D Iに適切な音圧p2の超音波パルスを用い、T D Iモードとする。当該シーケンスの1周期は、M秒あるいはN心拍とする。MおよびNの値は、諸条件を考慮して定めるべきである。

30

【0044】

例えば、心筋内の毛細血管レベルでの血流速度は1 mm/s程度である。このため、ある断面内（1 cm程度）に再度血流が完全に充満するまでには10 s程度の時間を要する。したがってバブルの流入を防ぎつつT D I送信を行うため、シーケンスの1周期は例えば1秒（あるいは1心周期毎、特定の時相で）とする。

【0045】

この第3の実施形態によれば、バースト（コントラスト画像）が少なくなるため、フレームレート低下を防ぐことが可能である。この結果、時間分解能を必要とする組織運動情報と、時間分解能をさほど必要としない血流情報とを、効率よく得ることが可能となる。

40

【0046】

なおこの第3の実施形態においても、フラッシュ用の超音波パルスをコントラスト用の超音波パルスとは別としてもよい。

【0047】

（第4の実施形態）

第4の実施形態に係る超音波診断装置の構成は、図1に示す第1の実施形態の超音波診断装置と同様である。そして第4の実施形態の超音波診断装置が第1の実施形態の超音波診断装置と異なるのは、コントラスト/T D I同時モードにおけるコントローラ12の制

50

御内容である。すなわち、コントラスト / T D I 同時モードにおけるシーケンスが第 1 の実施形態と第 4 の実施形態とでは異なる。

【 0 0 4 8 】

以下、この第 4 の実施形態の超音波診断装置の動作について説明する。

図 6 は第 4 の実施形態に係るコントラスト / T D I 同時モードのシーケンスを示す図である。図 6 において (a) は生体信号入力部 1 1 により生体信号として入力される心電図信号を示し、(b) はパルス送信のシーケンスを示し、また (c) は情報取得の処理のシーケンスを示す。

【 0 0 4 9 】

図 6 に示すように第 4 の実施形態では、心電図信号に同期してコントラストモードと T D I モードとを切り換える。図 6 の例では、コントローラ 1 2 は、5 心拍分の期間を 1 周期として、この 1 周期期間中の 4 心拍分の期間をコントラストモードに割り当て、残りの 1 心拍分を T D I モードに割り当てている。

【 0 0 5 0 】

コントラストモードに割り当てられた 4 心拍分の期間にてコントローラ 1 2 は、最初に心電図信号に R 波が現れてから少なくとも 1 フレーム分の期間には、送信する超音波パルスの音圧を、ラスタ上の造影剤のバブルをほとんど消すことができる程度の高い音圧 p_1 とさせる。こののちにコントローラ 1 2 は、Low-MI 法に適切な音圧 p_3 の超音波パルスを送信させながら、Low-MI 法による B モード処理を B モード処理回路 4 に行なわせる。

【 0 0 5 1 】

T D I モードに割り当てられた 1 心拍の期間にてコントローラ 1 2 は、心電図信号に R 波が現れてから少なくとも 1 フレーム分の期間には、音圧 p_1 の超音波パルスを送信させる。こののちにコントローラ 1 2 は、T D I に適切な音圧 p_2 の超音波パルスを送信させながら、T D I モード処理を T D I モード処理回路 6 に行なわせる。

【 0 0 5 2 】

この第 4 の実施形態によれば、血流情報および組織運動情報をともに時間分解能よく収集可能である。ただし、取得される血流情報と組織運動情報とが同一心拍に関するものではないため、心電図信号を参照して血流情報および組織運動情報の時相合わせを行なう必要がある。

【 0 0 5 3 】

なお、この第 4 の実施形態においては、コントラストモードを Hi-MI 法に変更することが可能である。

【 0 0 5 4 】

(表示方法)

さて、以上のような各実施形態により、造影剤を利用した高精度な血流情報の取得と、T D I による高精度な組織運動情報の取得とが並行して行えるのである。これらの情報を同時表示することにより、心筋内血流 (パフュージョン) と、心筋機能 (収縮拡張能) とを同時に確認することが可能となり、虚血性心疾患における心筋バイアビリティ診断などに寄与する。

【 0 0 5 5 】

このような診断に有効な表示方法について、以下にいくつかの例を説明する。

図 7 は血流情報および組織運動情報を重畳して示した複合画像をモニタ 1 0 に表示させる例を示す図である。この図 7 では、D S C 8 は、血流情報に基づく B モード像 $I M_f$ および血流分布像 (perfusion) $I M_{2f}$ とを重畳することで、複合号画像 $I M_{f+2f}$ をモニタ 1 0 に表示させている。また D S C 8 は、組織運動情報に基づく 2 次元分布像 $I M_v$ を B モード像 $I M_f$ および血流分布像 (perfusion) $I M_{2f}$ と重畳することで、複合画像 $I M_{f+2f+v}$ をモニタ 1 0 に表示させている。なお図 7 において、符号「 R_B 」は血流灌流領域を示す。符号「 R_w 」は壁運動以上領域を示す。

【 0 0 5 6 】

図 8 は血流情報に基づくパフュージョン画像と組織運動情報に基づくドプラ画像とを並

10

20

30

40

50

べて同時に表示するDual画像表示の例を示す中間調画像である。図8においては、左にパフュージョン画像を配置し、右側にドブラ画像を配置している。

【0057】

この他に、Single画像において、横軸をコントラストパワー、縦軸をTDI速度などとしたカラー2次元マップを表示させることも可能である。

【0058】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図。

【図2】第1の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図。

【図3】第2の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図。

【図4】複数ラスタに及ぶ領域をまずフラッシュする様子を示す図。

【図5】第3の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図。

【図6】第4の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図。

【図7】血流情報および組織運動情報を重畳して示した複合画像をモニタ10に表示させる例を示す図。

20

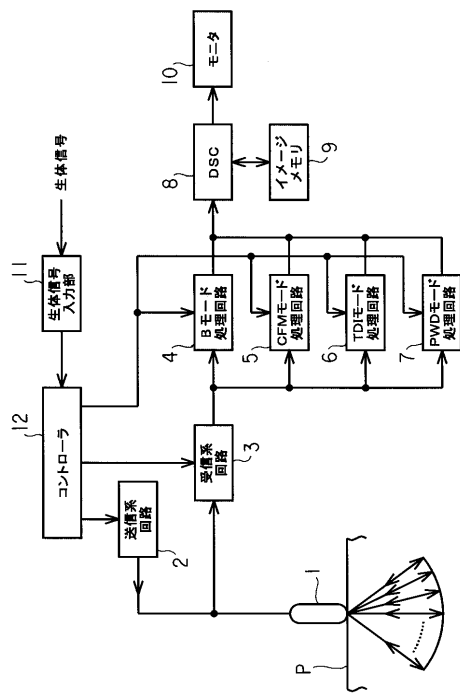
【図8】血流情報に基づくパフュージョン画像と組織運動情報に基づくドブラ画像とを並べて同時に表示するDual画像表示の例を示す中間調画像。

【符号の説明】

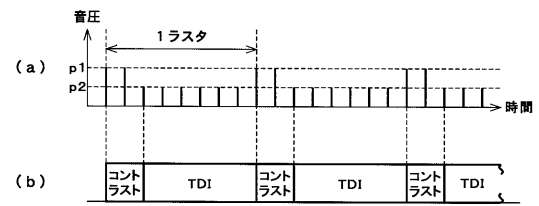
【0060】

1 ... 超音波プローブ、2 ... 送信系回路、3 ... 受信系回路、4 ... Bモード処理回路、5 ... CFMモード処理回路、6 ... TDIモード処理回路、7 ... PWDモード処理回路、8 ... デジタルスキャンコンバータ(DSC)、9 ... イメージメモリ、10 ... モニタ、11 ... 生体信号入力部、12 ... コントローラ。

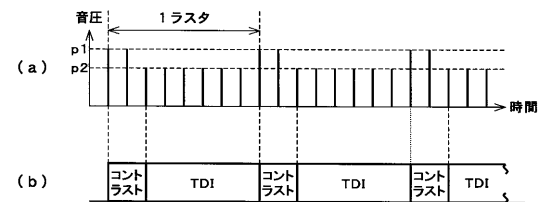
【図 1】



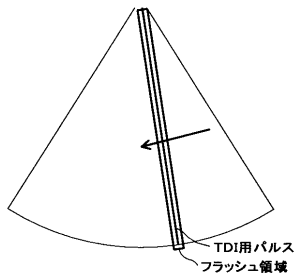
【図 2】



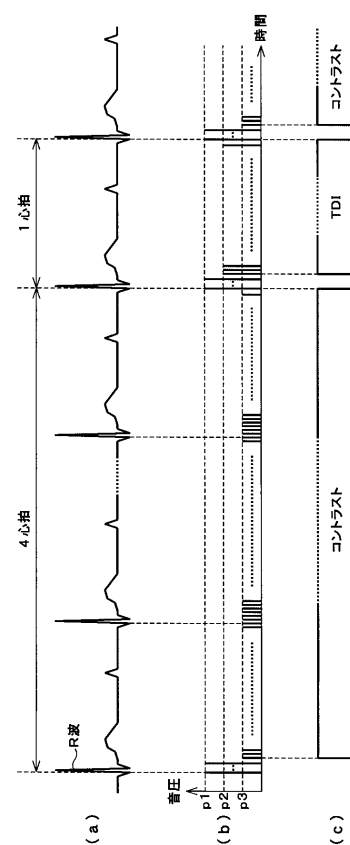
【図 3】



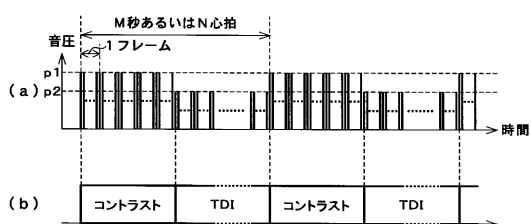
【図 4】



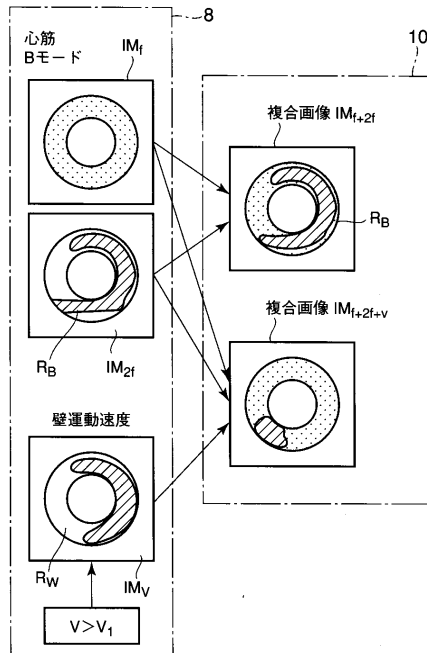
【図 6】



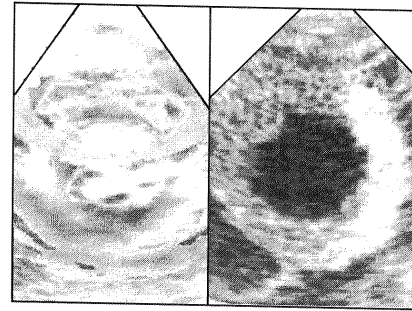
【図 5】



【図 7】



【図 8】



【手続補正書】

【提出日】平成17年4月19日(2005.4.19)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0053

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0053】

なお、この第4の実施形態においては、コントラストモードをHi-MI法に変更することが可能である。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0055

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0055】

このような診断に有効な表示方法について、以下にいくつかの例を説明する。

図7は血流情報および組織運動情報を重畳して示した複合画像をモニター10に表示させる例を示す図である。この図7では、DSC8は、血流情報に基づくBモード像 IM_B および血流分布像(perfusion) IM_P を重畳することで、複合画像 IM_{B+P} をモニター10に表示させている。またDSC8は、組織運動情報に基づく2次元分布像 IM_V をBモード像 IM_B および血流分布像(perfusion) IM_P と重畳することで、複合画像 IM_{B+P+V} をモニター10に表示させている。なお図7において、符号「 R_B 」は血流灌流領域を示す。符号「 R_W 」は壁運動異常領域を示す。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】0056
【補正方法】変更
【補正の内容】
【0056】

図8は血流情報に基づくパフュージョン画像と組織運動情報に基づくドプラ画像とを並べて同時に表示するDual画像表示の例を示す中間階調画像である。図8においては、左にパフュージョン画像を配置し、右側にドプラ画像を配置している。

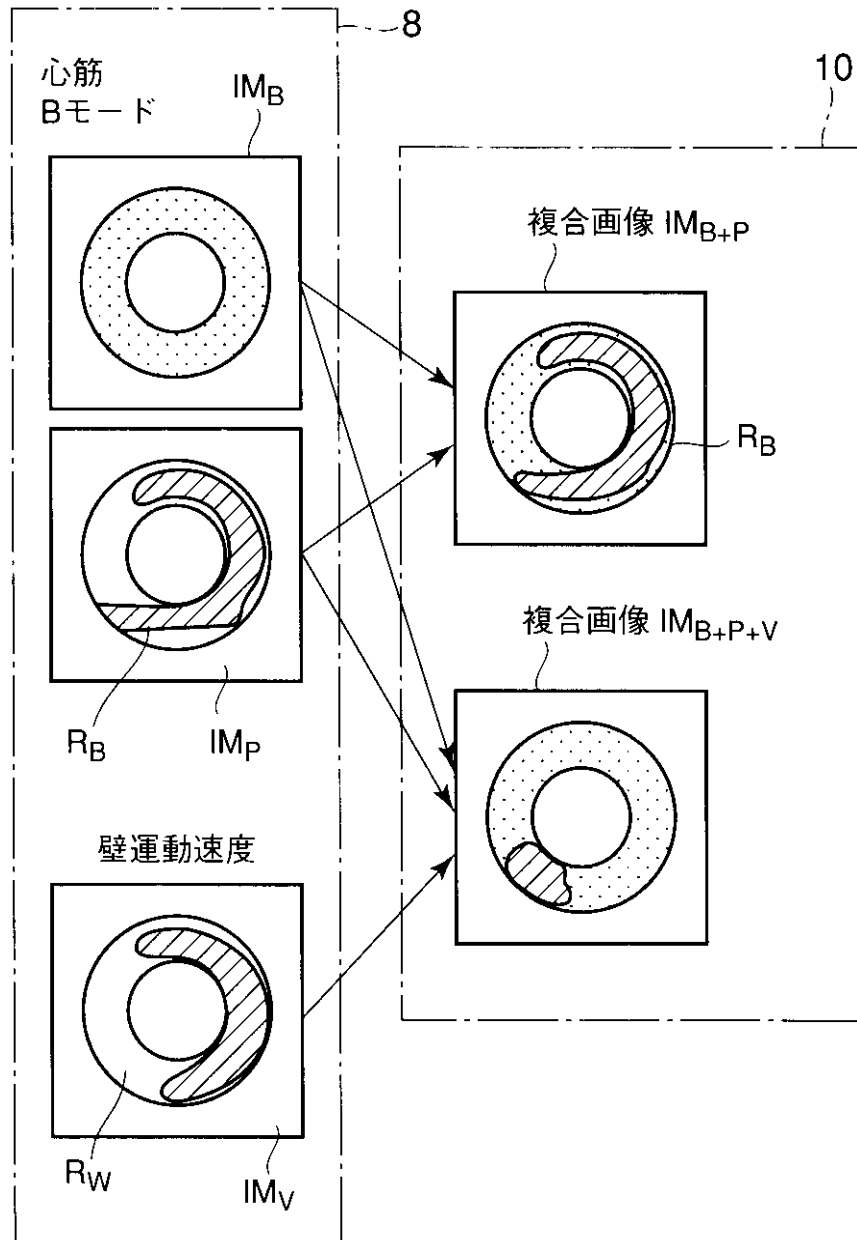
【手続補正4】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】0059
【補正方法】変更
【補正の内容】
【0059】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図。
【図2】第1の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図。
【図3】第2の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図。
【図4】複数ラスタに及ぶ領域をまずフラッシュする様子を示す図。
【図5】第3の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図。
【図6】第4の実施形態に係るコントラスト/TDI同時モードのシーケンスを示す図。
【図7】血流情報および組織運動情報を重畳して示した複合画像をモニタ10に表示させる例を示す図。

【図8】血流情報に基づくパフュージョン画像と組織運動情報に基づくドプラ画像とを並べて同時に表示するDual画像表示の例を示す中間階調画像。

【手続補正5】
【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図7
【補正方法】変更
【補正の内容】

【図 7】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 辻野 弘行

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DD15 DE03 DE04 DE06 DE10 EE04 EE09 FF08

HH04 HH05 HH16 KK12 KK17 KK19 KK24 KK25

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断方法		
公开(公告)号	JP2005304705A	公开(公告)日	2005-11-04
申请号	JP2004124453	申请日	2004-04-20
[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		
[标]发明人	辻野弘行		
发明人	辻野 弘行		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61B8/488 G01S7/52071 G01S7/52087 G01S15/102 G01S15/8961 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH16 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP4559770B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在使用造影剂的情况下准确获取血流信息和组织运动信息。 解决方案：控制器12破坏大部分的第一超声波（用于Hi-MI或Low-MI的超声波脉冲），该超声波通过向受试者P和造影剂给药的造影剂产生非线性信号。 控制传输系统电路2以驱动超声探头1，从而以时分方式传输用于检测具有不存在的声压的多普勒频移的第二超声波（用于TDI的超声脉冲）。B模式处理电路4使用由第一超声波产生的非线性信号来获取血流信息。TDI模式处理电路6使用第二超声波的反射波来获取组织运动信息。[选型图]图1

