

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4960021号
(P4960021)

(45) 発行日 平成24年6月27日 (2012. 6. 27)

(24) 登録日 平成24年3月30日 (2012. 3. 30)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2006-155065 (P2006-155065)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年6月2日 (2006. 6. 2)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-319540 (P2007-319540A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年12月13日 (2007. 12. 13)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成21年5月21日 (2009. 5. 21)		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	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
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波ドブラ診断装置及び超音波ドブラ診断装置の制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

薬物投与前の被検体及び薬物投与後の当該被検体に対し超音波送受波を行なって得られた受信信号から、所定部位におけるドブラ信号を検出するドブラ信号検出ユニットと、

前記ドブラ信号に基づいて、前記薬物投与前及び前記薬物投与後のそれぞれにおける一定期間毎の血流速度波形を生成すると共に、当該一定期間毎の血流速度波形から、薬物投与前後における複数の血流速度波形を切り出す波形生成ユニットと、

所定の速度レンジを基準として、前記薬物投与前後における複数の血流速度波形を調整する調整ユニットと、

前記調整された複数の血流速度波形を、前記所定の速度レンジによって表示する表示ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項 2】

前記表示ユニットは、前記調整された複数の血流速度波形を、同一のベースライン位置によって表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波ドブラ装置。

【請求項 3】

前記薬物投与前及び前記薬物投与後のそれぞれにおける一定期間毎の血流速度波形のうち、複数心拍のそれぞれにおける最高速度値を用いて、複数心拍に亘る最高速度値の経時の変化を示す軌跡を生成する軌跡生成ユニットをさらに具備し、

前記表示ユニットは、前記生成された軌跡を所定の形態で表示すること、

10

20

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波ドプラ診断装置。

【請求項 4】

前記表示ユニットは、前記複数心拍に亘る最高速度値が前記薬物投与後において最大値となった場合には、その旨を知らせるための情報を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波ドプラ診断装置。

【請求項 5】

前記表示ユニットは、前記軌跡と、B モード画像、カラーモード画像、パルスドプラ画像、ECG 波形の少なくともいずれかと、を同時に表示することを特徴とする請求項 3 又は 4 記載の超音波ドプラ装置。

【請求項 6】

前記表示された軌跡上の所望の位置を指定するための指定ユニットをさらに具備し、
前記表示ユニットは、前記指定ユニットによって指定された軌跡上の位置に対応する血流速度波形、B モード画像、カラーモード画像、パルスドプラ画像の少なくともいずれかを表示すること、

を特徴とする請求項 3 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波ドプラ装置。

【請求項 7】

前記波形生成ユニットは、被検体の生体信号をトリガ信号として、前記複数の血流速度波形を切り出すことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波ドプラ診断装置。

【請求項 8】

超音波ドプラ装置に内蔵されたコンピュータに、
薬物投与前の被検体及び薬物投与後の当該被検体に対し超音波送受波を行なって得られた受信信号から、所定部位におけるドプラ信号を検出させるドプラ信号検出機能と、
前記ドプラ信号に基づいて、前記薬物投与前及び前記薬物投与後のそれぞれにおける一定期間毎の血流速度波形を生成させると共に、当該一定期間毎の血流速度波形から、薬物投与前後における複数の血流速度波形を切り出させる波形生成機能と、
所定の速度レンジを基準として、前記薬物投与前後における複数の血流速度波形を調整させる調整機能と、

前記調整された複数の血流速度波形を、前記所定の速度レンジによって表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波ドプラ診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波ドプラ診断装置に関し、より詳細には、被検体内部の経時的な速度情報の変化に基づいて被検体の機能診断を行う際に使用される超音波ドプラ診断装置及び超音波ドプラ診断装置の制御プログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

冠予備能は、心筋酸素消費量の増大に対応する冠血流の増加能力を表す指標として用いられるもので、安静時の冠血流に対する最大冠拡張時の冠血流量の比で示される。冠血流を一時的に遮断した後に血流遮断を解除すると、冠細動脈や毛細血管が虚血に反応して最大限に拡張する反応性充血が認められる。この反応性充血時の最大冠血流量 / 安静時冠血流量比が、冠予備能と称されている。

【0003】

近年では、冠血管拡張薬剤としてアデノシンやジピリダモール等が、また交感神経作動薬剤としてドブタミン等が使用されており、これらの薬剤負荷前後の冠血流速度比から冠予備能を評価している。冠動脈狭窄がある場合では、安静時に既に末梢の冠動脈は拡張しているため、最大冠拡張させても冠血流量の変化は小さい。そのため、冠動脈疾患に於いては、冠血流予備能は冠狭窄の機能的な程度を反映していると言われている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

このような冠予備能を評価する手法としては、血管内ドブラ法が代表的なものであった（例えば、下記特許文献 1 参照）。しかしながら、観血的な方法であるために制約が多いものであった。そこで、非観血的に冠予備能を評価する手段として経食道心エコー法も行われているが、非観血的とはいえ、患者の負担が大きい。また近年では、超音波診断装置の性能も上がってきたため、非観血的に行える経胸壁心エコー法がもっともポピュラーになってきている。

【 0 0 0 5 】

ここで、経胸壁心エコー法を用いて冠予備能を評価する方法について説明する。

【 0 0 0 6 】

10
先ず、操作者は、Bモードにて心尖アプローチより左室長軸像を描出し、その後プローブを徐々に半時計方向に回転させ、右室が小さくなって前室間溝が描出されるようにスキャンを開始する。次いで、カラー（color）モードに遷移する。カラーモードでは、心尖部付近の前壁心筋心外膜の外側に見え隠れする。ここで、拡張期に暖色系の色で表示される左冠動脈前下行枝（LAD）を確認したら、パルスドブラ（PWD）モードに遷移し、その血流にサンプルボリュームをあて、場合により角度補正機能を用いて流速調整を行う。

【 0 0 0 7 】

20
次に、操作者は、薬物負荷前に於ける左冠動脈前下行枝の静止画像保存を行う。そして、薬物の投与を行い、操作者は薬剤負荷下の患者の様態変化に異常がないことを観察しながら、検査（超音波スキャン）を続ける。数分後、患者の左冠動脈前下行枝の血流速度が徐々に上昇していくことを確認すると、操作者はそれに合わせて装置の速度レンジ及びベースライン（Baseline）位置を調整する。

【 0 0 0 8 】

また、薬剤負荷下の左冠動脈前下行枝の拡張期の最大血流速度情報を得るために、定期的に静止画像保存を行う。基本的に、左冠動脈前下行枝の薬剤負荷直後の血流速度は薬剤負荷前と変化しないが、時間の経過と共にその流速値は徐々に上昇し、最大血流速度を記録すると、今度は時間の経過と共にその流速値は徐々に下降する。そして、数分後、薬剤負荷前と同じ状態に戻る。

【 0 0 0 9 】

30
ところで、左冠動脈前下行枝の薬剤負荷後の最大血流速度を記録するまでの経過時間は、患者の体格、体質、体調、病状によってバラツキがあり、操作者が、いつ、その患者が最大血流速度を記録するのかわからないのが現状である。

【 0 0 1 0 】

そのため、操作者は、超音波診断装置のモニタに表示されている左冠動脈前下行枝の現在の速度波形が、その患者の薬剤負荷後の最大流速値を記録しているかもしれないので、頻繁に静止画像保存動作を繰り返す必要がある。そのため、操作者は、最大流速値を記録したと思われる時間まで（流速値が下がってきたことを認識することができる時間まで）、この静止画像保存を定期的に続けて行い、検査を終了する。

【 0 0 1 1 】

40
その後、検査中に取得した複数枚の静止画像を装置から読み出し、冠予備能評価を行う準備を始める。

【 0 0 1 2 】

そして、超音波診断装置の中から、図 16（a）に示されるような薬剤負荷前の画像を読み出して選択し、計測機能を用いて血流速度値を求める。次に、図 16（b）に示されるような薬剤負荷後の複数枚ある画像を読み出し、その中から最大流速値を記録していると思われる画像を選択し、計測機能を用いて同様に最大流速値を求める。

【 0 0 1 3 】

50
次に、これら 2 つのデータより冠予備能を求める。薬剤負荷前（安静時）の速度を A、薬剤負荷後（最大流速時）の速度を B とすると、冠予備能（CFR）値は B / A で求めら

れる。

【0014】

通常、薬剤負荷前の血流速度値は安定したままであるので、比較的選択、計測しやすい場合が多い。しかしながら、薬剤負荷後の血流波形は流速値が時間と共に変動するため、図17(a)～(d)に示されるように、速度レンジ及びベースラインを様々な設定にしている場合が多い。そのため、図18に示されるように、操作者が複数(N)枚ある画像の中から最大流速値を記録している画像を正確に抽出するには、非常に多くの時間を必要とし、診断のスループットが悪い状態であった。

【0015】

これを改善する策として、画像表示に於ける流速レンジとベースラインのシフト量を求め、それぞれの調整手段にてパラメータを変更する装置が提案されている(例えば、下記特許文献2参照)。

【0016】

また、薬剤負荷前後の左冠動脈前下行枝の最大血流速度を求める際に、オートトレース機能、オート計測機能を使用する方法も考えられる。しかしながら、操作者が左冠動脈前下行枝をパルスドプラ法にて正確に捉えているつもりでも、左冠動脈前下行枝に対するプローブの位置ズレや心臓の動きのために、図19に示されるように、心臓壁等からの非常に強いクラッタ信号を受信してしまい、左冠動脈前下行枝の最大血流速度を計測できずに、クラッタ信号の速度を計測してしまう場合がほとんどである。

【0017】

また、薬剤負荷後の複数枚ある静止画像の中から最大流速値を表示している画像を抽出するためのスループットを上げるために、マルチレビュー表示を行い、取得した静止画像を一度に表示させ、その中から抽出する方法も考えられる。しかしながら、図20に示されるように、Bモードやカラーモードのような断層画像と共にパルスドプラ法にて得られた波形を表示しているため、流速波形を表示している画像自体が小さくなってしまう。そのため、どの画像の流速値が最大を表示しているのか等の正確な選択、抽出ができない場合がほとんどである。

【特許文献1】特許第2863624号公報

【特許文献2】特開2005-185731号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

上述したように、従来技術では、経胸壁心エコーにて冠予備能を評価する際、操作者は、薬剤負荷下の患者の様態変化に異常がないことを観察しながらスキャンすると共に、装置の流速レンジ設定、ベースライン位置設定を調整しながら血流速度を観察し続け、ピーク速度を記録するまで、定期的に血流波形を撮像し続ける必要がある。そのため、精神的、肉体的に大きな負担になっていた。

【0019】

また、リアルタイムに冠予備能を評価することはできず、検査(超音波スキャン)終了後、検査(超音波スキャン)時に撮像した複数枚の画像データを読み出して、CFR値を算出し、冠予備能を評価する必要がある。冠予備能診断に非常に多くの時間を費やしスループットが悪いものであった。

【0020】

冠予備能評価のために必要な流速値の計測方法としては、i)オートトレース法を利用して行う方法、ii)マルチレビュー表示しその並んだ複数枚の画像上から目視にて、最高流速値の画像を選定し計測機能を用いて速度検出する方法、等があげられる。しかしながら、これらの方法は、クラッタの影響を受け測定精度の信頼性に欠ける、操作方法が煩雑であるために流速測定に多くの時間を費やしてしまう、等の課題があった。

【0021】

したがって本発明は前記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、経胸壁心エコー

10

20

30

40

50

ーにて冠予備能を評価する際の操作者の負担を軽減し、冠予備能診断時間を短縮してスループットを上げることができる冠予備能評価支援システムを搭載した超音波ドプラ診断装置及び超音波ドプラ診断装置の制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0022】

請求項1に記載の発明は、薬物投与前の被検体及び薬物投与後の当該被検体に対し超音波送受波を行なって得られた受信信号から、所定部位におけるドプラ信号を検出するドプラ信号検出ユニットと、前記ドプラ信号に基づいて、前記薬物投与前及び前記薬物投与後のそれぞれにおける一定期間毎の血流速度波形を生成すると共に、当該一定期間毎の血流速度波形から、薬物投与前後における複数の血流速度波形を切り出す波形生成ユニットと、
10 所定の速度レンジを基準として、前記薬物投与前後における複数の血流速度波形を調整する調整ユニットと、前記調整された複数の血流速度波形を、前記所定の速度レンジによって表示する表示ユニットと、を具備することを特徴とする超音波ドプラ診断装置である。

請求項8に記載の発明は、超音波ドプラ装置に内蔵されたコンピュータに、薬物投与前の被検体及び薬物投与後の当該被検体に対し超音波送受波を行なって得られた受信信号から、所定部位におけるドプラ信号を検出させるドプラ信号検出機能と、前記ドプラ信号に基づいて、前記薬物投与前及び前記薬物投与後のそれぞれにおける一定期間毎の血流速度波形を生成させると共に、当該一定期間毎の血流速度波形から、薬物投与前後における複数の血流速度波形を切り出させる波形生成機能と、所定の速度レンジを基準として、前記
20 薬物投与前後における複数の血流速度波形を調整させる調整機能と、前記調整された複数の血流速度波形を、前記所定の速度レンジによって表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波ドプラ診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、経胸壁心エコーにて冠予備能を評価する際の操作者の負担を軽減し、冠予備能診断時間を短縮してスループットを上げることができる冠予備能評価支援システムを搭載した超音波ドプラ診断装置及び超音波ドプラ診断装置の制御プログラムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態を説明する。

【0026】

(第1の実施形態)

まず、本発明の第1の実施形態について説明する。

【0027】

図1は本実施形態に於ける超音波ドプラ診断装置の全体構成を示すブロック図、図2はこの超音波診断装置を構成する送受信部及びデータ生成部の構成を示すブロック図である。

【0028】

図1に於いて、超音波ドプラ診断装置100は、超音波プローブ20と、送受信部40と、データ生成部50と、データ処理・記憶部70と、表示部15とを備えている。

【0029】

前記超音波プローブ20は、図示されない被検体に対して超音波の送受波を行うものであり、送受信部40は、前記超音波プローブ20に対して電気信号の送受信を行うものである。また、データ生成部50は、前記送受信部40から得られた受信信号に対して信号処理を行い、Bモードデータ、カラードプラデータ、更にはドプラスペクトラムの生成を行う。

【0030】

前記データ処理・記憶部70は、前記データ生成部50に於いて生成された前記データ

10

20

30

40

50

を保存して、２次元のＢモード画像データ及びカラードブラ画像データ、更にはスペクトラムデータを生成し、更に、このスペクトラムデータを用いてシネデータの生成と保存を行うものである。そして、前記表示部１５は、前記データ処理・記憶部７０で生成されたＢモード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラムデータの表示を行うものである。また、この表示部１５は、後述するように、検査中に取得してデータ処理部９にて得られた複数枚の静止画像をマルチレビュー表示することが可能である。

【００３１】

また、超音波ドブラ診断装置１００は、超音波断層法や超音波ドブラスペクトラム法に於ける送信音響出力を制御する音響出力制御部８０と、前記送受信部４０またはデータ生成部５０に対して、超音波パルスの中心周波数または超音波連続波の周波数（ f_0 ）とほぼ等しい周波数の連続波、或いは矩形波を発生する基準信号発生部１と、操作者によって被検体情報、設定条件、更にはコマンド信号等が入力される入力部１７と、前記超音波ドブラ診断装置１００の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部１９とを備えている。加えて、超音波ドブラ診断装置１００には、被検体の心電波形を収集するＥＣＧユニット１８が別途設けられている。

10

【００３２】

前記超音波プローブ２０は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行うものであり、１次元に配列された複数個（ N 個）の微小な圧電振動子とその先端部に有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電氣的なパルス、或いは連続波を送信超音波に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有している。この超音波プローブ２０は小型、軽量に構成されており、図示されないケーブルを介して送受信部４０に接続されている。

20

【００３３】

また、超音波プローブ２０にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。以下では心臓疾患の診断を目的としたセクタ走査対応の超音波プローブ２０を用いた場合について述べるが、この方法に限定されるものではなく、リニア走査対応、或いはコンベックス走査対応であってもよい。

【００３４】

図２に示される送受信部４０は、超音波プローブ２０から送信超音波を放射するための駆動信号を生成する送信部２と、前記超音波プローブ２０からの受信超音波を受信する受信部３を備えている。

30

【００３５】

前記送信部２は、レートパルス発生器４１と、送信遅延回路４２と、駆動回路４３を備えている。前記レートパルス発生器４１は、Ｂモード法、カラードブラ法及びパルスドブラ法に於いて、基準信号発生部１から供給される連続波を分周することによって送信超音波の繰り返し周期（ T_r ）を決定するレートパルスを生成する。一方、連続波ドブラ法に於いては、基準信号発生部１から供給される連続波をそのまま次段の送信遅延回路４２に供給する。

【００３６】

前記送信遅延回路４２は、送信に於いて細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定方向に送信超音波を放射するための遅延時間を、レートパルス発生器４１から供給されるレートパルス或いは連続波に与える。一方、駆動回路４３は、超音波プローブ２０に内蔵された圧電振動子を駆動するための駆動信号を、前記レートパルス或いは連続波に基づいて生成する。この駆動回路４３は、音響出力制御部８０から供給される制御信号に基づいて、（高パワー低パワーは、本発明と関係ありません。削除してくれとの発明者の希望がありました）駆動信号を生成する。

40

【００３７】

一方、受信部３は、プリアンプ４４と、受信遅延回路４５と、加算器４６を備えている。前記プリアンプ４４は、圧電振動子によって電気信号（受信信号）に変換された微小信号を増幅し、十分な S/N を確保する。また、受信遅延回路４５は、細い受信ビーム幅を

50

得るため所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と、所定方向からの受信超音波に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間を、プリアンプ 44 の出力に与える。次いで、所定の遅延時間が与えられた受信遅延回路 45 の出力は、加算器 46 に送られて加算合成（整相加算）される。

【0038】

尚、送信部 2 に於ける送信遅延回路 42 及び駆動回路 43、受信部 3 に於けるプリアンプ 44 及び受信遅延回路 45 は、通常、超音波プローブ 20 の圧電振動子数と略同数の独立なチャンネル数を有している。但し、連続波ドプラ法に於いては、前記 N 個の圧電振動子を 2 分割して得られた第 1 の圧電振動子群と、この圧電振動子群に接続された送信部 2 を送波用として用い、残りの第 2 の圧電振動子群と、この圧電振動子群に接続された受信部 3 を受波用として用いている。

10

【0039】

前記データ生成部 50 は、B モードデータ生成部 4 と、ドプラ信号検出部 5 と、カラードプラデータ生成部 6 と、ドプラスペクトラム生成部 7 を備えている。

【0040】

前記 B モードデータ生成部 4 は、受信部 3 の加算器 46 から出力された受信信号を信号処理して B モードデータを生成する。ドプラ信号検出部 5 は、前記受信信号に対して直交検波を行ってドプラ信号の検出を行う。カラードプラデータ生成部 6 は、ドプラ信号検出部 5 にて検出されたドプラ信号を信号処理してカラードプラデータを生成する。そして、ドプラスペクトラム生成部 7 は、前記ドプラ信号を周波数分析してドプラスペクトラムを生成する。

20

【0041】

前記 B モードデータ生成部 4 は、包絡線検波器 51 と、対数変換器 52 と、A/D 変換器 53 を備えている。包絡線検波器 51 は、B モードデータ生成部 4 の入力信号、すなわち、受信部 3 の加算器 46 から出力された受信信号に対して包絡線検波を行う。対数変換器 52 は、検波信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調する。そして、A/D 変換器 53 は、この対数変換器 52 の出力信号をデジタル信号に変換し、B モードデータを生成する。

【0042】

一方、ドプラ信号検出部 5 は、 $\pi/2$ 移相器 54 と、ミキサ 55-1 及び 55-2 と、LPF（低域通過フィルタ）56-1 及び 56-2 を備えており、後述する動作によって送受信部 40 の受信部 3 から供給された受信信号に対して直交位相検波を行ってドプラ信号を検出する。

30

【0043】

また、カラードプラデータ生成部 6 は、2 チャンネルから構成される A/D 変換器 57 と、ドプラ信号記憶回路 58 と、MTI フィルタ 59 と、自己相関演算器 60 を備えている。

【0044】

そして、A/D 変換器 57 は、ドプラ信号検出部 5 内の LPF 56-1 及び 56-2 から出力されたドプラ信号、すなわち、直交位相検波されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、ドプラ信号記憶部 58 に保存する。次いで、高域通過用のデジタルフィルタである MTI フィルタ 59 は、ドプラ信号記憶部 58 に一旦保存された前記ドプラ信号を読み出し、このドプラ信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因するドプラ成分（クラッタ成分）を除去する。また、自己相関演算器 60 は、MTI フィルタ 59 によって血流情報のみが抽出されたドプラ信号に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値や分散値等を算出する。

40

【0045】

一方、ドプラスペクトラム生成部 7 は、切り換え回路 65 と、SH（サンプルホールド回路）61 と、HPF（高域通過フィルタ）62 と、A/D 変換器 63 と、FFT 分析器 64 を備えている。このドプラスペクトラム生成部 7 は、ドプラ信号検出部 5 に於いて得

50

られたドブラ信号に対してFFT分析を行う。

【0046】

尚、前記SH61、HPF62、A/D変換器63は何れも2チャンネルで構成され、それぞれのチャンネルにはドブラ信号検出部5から出力されるドブラ信号の複素成分、すなわち、実成分(I成分)と虚成分(Q成分)が供給される。

【0047】

データ処理・記憶部70は、データ記憶部8と、データ処理部9を備えている。データ記憶部8は、データ生成部50に於いて走査方向単位で生成されたBモードデータ、カラードブラデータ及びドブラスペクトラムを順次保存して、2次元のBモード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラムデータを生成する。更に、前記スペクトラムデータを用いて、データ処理部9が生成したシネデータの保存を行う。

10

【0048】

一方、データ処理部9は、Bモード画像データ及びカラードブラ画像データに対する画像処理や走査変換(スキャンコンバージョン)、スペクトラムデータの最大周波数成分に対するトレースデータの生成、更に、音響出力制御部80の制御によって生成されたデータ等の処理を行う。また、このデータ処理部9は、冠予備能評価には不必要な表示となるBモードやカラーモードのような断層画像の表示を消去する処理や、パルスドブラ法にて得られた波形のみを抽出する処理を行う。これらは、検査中に取得した複数枚の静止画像の中から最大流速値を表示している画像をすばやく抽出するために行うものである。加えて、検査中にデータ記憶部8に保存した全ての画像に対して、速度レンジ値、ベースライン位置を共通に揃えた上で表示部15にマルチレビュー表示させるべく処理を行う。

20

【0049】

次に、図3のフローチャートを参照して、本発明の第1の実施形態に於ける超音波ドブラ診断装置の動作について説明する。

【0050】

まず、ステップS1に於いて、操作者は、超音波プローブ20を被検体に当て、Bモードにて心尖アプローチより左室長軸像を描出し、その後プローブを徐々に時計方向に回転させ、右室が小さくなって前室間溝が描出されるようにスキャンを開始する。次いで、ステップS2にて、カラー(color)モードに遷移する。このカラーモードにて、心尖部付近の前壁心筋心外膜の外側に見え隠れし、拡張期に暖色系の色で表示される左冠動脈前下行枝(LAD)の存在を確認する。

30

【0051】

そして、ステップS3にて、パルスドブラ(PWD)モードに遷移して左冠動脈前下行枝の波形を確認すると、続くステップS4にて、その血流にサンプルボリュームをあて、場合により角度補正機能を用いて流速調整を行う。更に、ステップS5にて、操作者は、入力部17による操作設定によって、薬物負荷前(安静時)に於ける左冠動脈前下行枝の静止画像保存(キャプチャ)を行う。これにより、前記静止画が、データ記憶部8に保存される。

【0052】

その後、ステップS6にて薬物の投与を行い、操作者は薬剤負荷下の患者の様態変化に異常がないことを観察しながら、検査(超音波スキャン)を続ける。数分後、ステップS7にて、患者の左冠動脈前下行枝の血流速が徐々に上昇していくことを表示部15にて確認すると、ステップS8にて、操作者はそれに合わせて装置の速度レンジ及びベースライン(Base Line)位置を、入力部17からの操作入力によって所望のものに調整する。

40

【0053】

次に、ステップS9に於いて、薬剤負荷下の左冠動脈前下行枝の拡張期の最大血流速度情報を得るために、データ記憶部8に定期的に静止画像保存を行う。基本的に、左冠動脈前下行枝の薬剤負荷直後の血流速度は薬剤負荷前と変化しないが、時間の経過と共にその流速値は徐々に上昇する。そして、最大血流速度を記録すると、今度は時間の経過と共に

50

その流速値は徐々に下降する。そして、数分後、薬剤負荷前と同じ状態に戻る。

【0054】

前記左冠動脈前下行枝の薬剤負荷後の最大血流速度を記録するまでの経過時間は、患者の体格、体質、体調、病状によってバラツキがある。そのため、操作者が、いつ、その患者が最大血流速度を記録するのかわからないのが現状である。したがって、操作者は、現在、超音波診断装置の表示部15に表示されている左冠動脈前下行枝の現在の速度波形が、その患者の薬剤負荷後の最大流速値を記録しているかもしれないので、頻繁に静止画像保存動作を繰り返す必要がある。この動作を怠れば、患者の薬剤負荷後の左冠動脈前下行枝の最大流速値を記録できないために、冠動脈予備能の正確な評価ができなくなる可能性がある。

10

【0055】

そのため、操作者は、ステップS10に於いて、最大流速値(Peak velocity)を記録したと思われる時間まで(流速値が下がってきたことを認識することができる時間まで)、この静止画像保存の操作を定期的に続けて行う。その後、ステップS11にて検査を終了する。その後、ステップS12にて、検査中に取得した複数枚の静止画像をデータ記憶部8から読み出し、冠予備能評価を行う準備を開始する。

【0056】

次に、ステップS13にて、前記ステップS5(薬剤負荷前)及びS9(薬剤負荷下)でデータ記憶部8に保存した画像の全て(N枚)に対して、データ処理部9でドプラ画像部分のみをトリミングした上で、速度レンジ及びベースライン位置を共通のものに調整する。例えば、図4(a)に示されるように、速度レンジが30cm/s、40cm/s、50cm/s、60cm/sと異なっているものを、図4(b)に示されるように、最も高い速度レンジ60cm/sに合わせて各画像を調整し、表示部15にマルチビュー表示する。

20

【0057】

そして、ステップS14及びS15にて、前記ステップS13の結果、図5に示されるように表示部15にマルチビュー表示されている複数枚の画像の中から、薬物負荷前の血流速度波形を表している画像と最高流速値の波形を表している画像を、操作者が目視にて検索する。この後、ステップS16に於いて、前記ステップS14及びS15にて選出した2つの画像について、超音波ドプラ診断装置100内の周知の計測機能を用いて拡張時の最大流速(Peak Diastole Velocity)を計測する。そして、ステップS17にて、こうして得られた薬物負荷前の最大流速値と薬物後の最大流速値とから、冠予備能(CFR)を求める。その後、本シーケンスが終了する。

30

【0058】

このように、第1の実施形態によれば、冠予備能評価には不必要となるBモードやカラーモードのような断層画像の表示を消去して、パルスドプラ法により得られた複数枚の画像を、一度に大きな表示面積にて表示することが可能となるので、流速の大小を見極める時間を短縮することが可能となる。

【0059】

尚、上述した図4のキャプチャ画像では、速度レンジを一定に調整した例を示したが、ベースライン位置を調整する場合、或いは速度レンジとベースライン位置の両者を調整する場合についても、同様にして調整した画像を表示することが可能なのは勿論である。

40

【0060】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

【0061】

上述した第1の実施形態では左冠動脈前下行枝血流の1心拍毎の最大流速値の時間方向の軌跡曲線のみを表示部15に表示していたが、この第2の実施形態では、冠予備能(CFR)を求める際の検査全体のスループットを上げるために、前記軌跡曲線をBモード、カラーモード、PWDモード画像表示と共に表示部15にリアルタイム表示させるように

50

している。

【 0 0 6 2 】

尚、以下に述べる第 2 の実施形態に於いて、超音波ドプラ診断装置 1 0 0 の基本的な構成及び動作については、上述した第 1 の実施形態と同じであるので、説明の重複を避けるため、同一の部分には同一の参照番号を付して、その図示及び説明を省略し、異なる部分についてのみ説明する。

【 0 0 6 3 】

図 6 は、横軸に時間、縦軸に流速値をプロットした左冠動脈前下行枝 (L A D) の冠血流最大流速曲線を示したもので、(a) はパルスドプラ法による通常的时间軸によるリアルタイム表示で示した図、(b) はパルスドプラ法で 1 心拍に 1 データの時間軸で表示した図である。

10

【 0 0 6 4 】

図 6 (b) に示されるその軌跡曲線の時間軸は、1 心拍に 1 データしか得られないために、図 6 (a) に示される通常のパルスドプラ法で表示されている時間軸のスケールとは大きく異なっている。つまり、図 6 (b) に示される曲線上の黒丸印が、図 6 (a) に示される曲線上の x 印に対応している。

【 0 0 6 5 】

尚、図 6 (b) に示されるような軌跡曲線のことを、ここでは、C o r o n a r y F l o w P e a k D i a s t o l e V e l o c i t y 曲線 (冠血流最大流速曲線) と称するものとする。この冠血流最大流速曲線によれば、薬剤負荷後の左冠動脈前下行枝 (L A D) の 1 心拍毎の最大流速値がどのように変化しているかの傾向を知ることができる。したがって、薬剤負荷後に於けるその患者の左冠動脈前下行枝 (L A D) の流速値が、既に最大流速値に達しているのか、或いは達していないのか、その曲線の傾向を一目見ることによって瞬時に判断することができる。

20

【 0 0 6 6 】

この軌跡曲線の特徴として、薬剤負荷前であればほぼ定常状態の流速値を示し、薬剤負荷後、数分が経過すると徐々に右肩上がりの表示曲線を描き、最大流速値を得るポイント付近では、ほぼ横ばい状態の軌跡が得られ、その後は右肩下がりの表示曲線となることがわかっている。その軌跡曲線が右肩上がりで上昇している状態であれば、未だ最大流速値に達していないことがわかるので、まだスキャンを続けなければいけない。反対に、右肩下がりの下降している状態であれば、既に最大流速値を通過しているという判断ができる。そのため、いつスキャンを中断しても冠予備能 (C F R) を評価できる状態であることがわかる。例えば、図 6 (b) に示される曲線の現在時刻 T n に於いては、まだ右上がり

30

【 0 0 6 7 】

次に、図 7 のフローチャートを参照して、本発明の第 2 の実施形態に於ける超音波ドプラ診断装置の動作について説明する。

【 0 0 6 8 】

尚、図 7 のフローチャートに於けるステップ S 2 1 ~ S 2 9 は、上述した第 1 の実施形態の図 3 のフローチャートに於けるステップ S 1 ~ S 9 と同じであるので、対応するステップ番号を参照するものとして、ここでの説明は省略する。

40

【 0 0 6 9 】

いま、図 8 に示されるように、E C G 波形を含むリアルタイムの軌跡曲線の画面 1 1 1 と、冠血流最大流速曲線の表示画面 1 1 2 と、検査対象の左冠動脈前下行枝の表示画面 1 1 3 が表示部 1 5 に表示されているものとする。表示画面 1 1 2 にて、最大流速値が右肩上がりの状況から右肩下がりの状況に変化した場合は、既に最大流速値に達していると判断する。

【 0 0 7 0 】

したがって、その情報を操作者に知らせるため、図 9 に示されるような、最大流速値に達したことを表す “ C F P D V P A S S ” 等の注意表示 1 1 4 を、表示画面 1 1 2 に示

50

してもよい。つまり、ステップS30に於いて、CFPDVの通過表示がなされたか否かを判断する。ここで、まだ通過表示がなされていない場合は前記ステップS27に移行し、上述した観察を繰り返す。一方、通過表示114により通過表示がなされた場合は、ステップS31に移行する。そして、このステップS31にて、上述した冠予備能(CFR)の計算が行われると共に、その計算結果が表示される。その後、ステップS32にてスキンを終了する。

【0071】

このような軌跡表示と告知表示を、Bモード、カラーモード、PWDモードの表示と共にを行うことにより、操作者は、通常のパルスドプラ波形を観察している表示部15の画面から目を離すことなく、簡便に冠予備能評価を行うことが可能である。加えて、スキャン終了後に今まで行っていた複数枚の静止画像から最大流速値を求める多大な時間のロスを防ぐことができる。

10

【0072】

この軌跡曲線を描くために、1心拍あたり1データを得る方法としては、ECG信号のP波、Q波、R波、S波、T波の何れかをトリガとしてt時間分だけ遅延をかけた後のデータを取得すればよい。その遅延時間の決定方法は、薬剤負荷前の定常状態にて設定を行い、同じ遅延時間の設定を薬剤負荷後にも適用すればよい。上述した図6では、ECG信号を用いて説明しているが、その他の生体信号をトリガ信号として用いても良い。

【0073】

図10は、冠血流最大流速曲線の一例を示した図である。また、図11は、図10に於ける薬剤負荷前の定常状態の流速値に対する現在の1心拍毎の最大流速値の比を表示したもので、冠予備能(CFR)の時間方向の軌跡曲線である。この冠予備能の軌跡曲線は、Bモード、カラーモード、PWDモード画像示と共にリアルタイム表示させても良い。

20

【0074】

図12は、冠血流最大流速曲線を、Bモード、カラーモード、PWDモード画像表示と共に表示させた一例を示した図である。図12に於いては、表示画面112の軌跡曲線がまだ右肩上がり状態であるため、最大流速値に達していない状態と判断することができる。

【0075】

図13は、図12に表示された画面表示の状態から数分経過した状態(超音波スキャンを終了している状態)の例を示した図である。この図13では、既に薬剤投与による流速変化がなくなっている状態を示している。

30

【0076】

図14は、スキャン終了後の状態を拡大表示した例を示した図である。これは、冠血流最大流速曲線112a上に入力部17によってポイントを移動することにより、装置上でデータ記憶部8に動画保存されていた画像から、ポイントで示された時間の画像111aが表示部15の画面上に読み出されることを示している。これらは、システム制御部19の制御によって行われる。冠血流最大流速曲線の軌跡表示は、冠予備能を測定するためのガイド機能であるため、前記のようなポイント指示による画像再読み込み表示機能は、検査(超音波スキャン)終了後、精査する際に特に有効である。

40

【0077】

図15は、ECG信号を用いた場合にR波をトリガとしてt時間遅延をかけた時間の流速値を取得する例を示した図である。実際には患者の心拍変動等により、必ずしもt時間遅延した場所が最大流速値に当てはまらない場合もあるために、R波からt1時間からt2時間の間の中での最大流速値を取得する方法を用いて冠血流最大流速曲線を描画する方法であってもよい。

【0078】

このように、冠予備能を求める際の検査全体のスループットを上げるために、左冠動脈前下行枝血流の1心拍毎の最大流速値の時間方向の軌跡曲線をBモード、カラーモード、PWDモード画像表示と共にリアルタイム表示させることによって、薬剤負荷後の左冠動

50

脈前下行枝の1心拍毎の最大流速値がどのように変動しているかの傾向をリアルタイムに知ることができる。したがって、操作者は、薬剤負荷後に於けるその患者の左冠動脈前下行枝の流速値が既に最大流速値に達しているのか、まだ達していないのかが、その曲線の傾向を一目見ることによって瞬時に判断することができる。

【0079】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

【0080】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0081】

【図1】本発明の第1の実施形態に於ける超音波ドプラ診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置を構成する送受信部及びデータ生成部の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の第1の実施形態に於ける超音波ドプラ診断装置の動作について説明するフローチャートである。

【図4】本発明の第1の実施形態に於ける超音波ドプラ診断装置により得られた複数枚のキャプチャ画像に対して速度レンジを一定に調整して表示させる例を説明するための図である。

【図5】薬物負荷前の血流速波形を表している画像と最高流速値の波形の画像を表示部15にマルチビュー表示した例を示した図である。

【図6】横軸に時間、縦軸に流速値をプロットした左冠動脈前下行枝(LAD)の冠血流最大流速曲線を示したもので、(a)はパルスドプラ法による通常的时间軸によるリアルタイム表示で示した図、(b)はパルスドプラ法で1心拍に1データの時間軸で表示した図である。

【図7】本発明の第2の実施形態に於ける超音波ドプラ診断装置の動作について説明するフローチャートである。

【図8】ECG波形を含むリアルタイムの軌跡曲線の画面111と、軌跡曲線全体の表示画面112と、検査対象の左冠動脈前下行枝の表示画面113が表示部15に表示された例を示した図である。

【図9】最大流速値に達したことを表す“CFPDV PASS”等の注意表示114の例を示した図である。

【図10】冠血流最大流速曲線の一例を示した図である。

【図11】図10に於ける薬剤負荷前の定常状態の流速値に対する現在の1心拍毎の最大流速値の比を表示したもので、冠予備能(CFR)の時間方向の軌跡曲線である。

【図12】冠血流最大流速曲線を、Bモード、カラーモード、PWDモード画像表示と共に表示させた一例を示した図である。

【図13】図12に表示された画面表示の状態から数分経過した状態(超音波スキャンを終了している状態)の例を示した図である。

【図14】スキャン終了後の状態を拡大表示した例を示した図である。

【図15】ECG信号を用いた場合にR波をトリガとしてt時間遅延をかけた時間の流速値を取得する例を示した図である。

【図16】従来の超音波診断装置を説明するもので、(a)は薬剤負荷前の血流波形の画像を示した図、(b)は薬剤負荷後の最大流速値の画像を示した図である。

【図17】複数枚キャプチャした血流波形の画像の例を示した図である。

10

20

30

40

50

【図 18】従来の超音波診断装置による検索方法を説明するもので、複数枚のキャプチャ画像の例を示した図である。

【図 19】従来のオートトレース機能による血流波形の計測について説明するための図である。

【図 20】従来の超音波診断装置によるマルチビュー表示を使用した検索方法の例を説明するための図である。

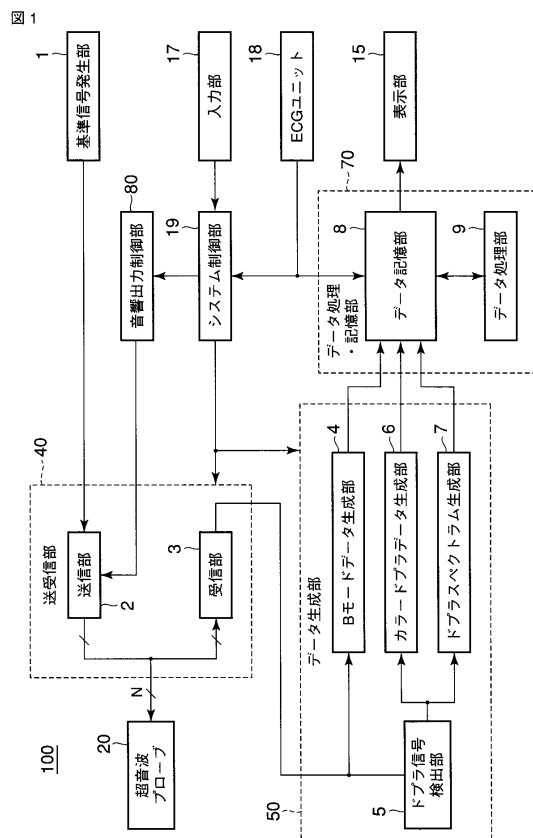
【符号の説明】

【 0 0 8 2 】

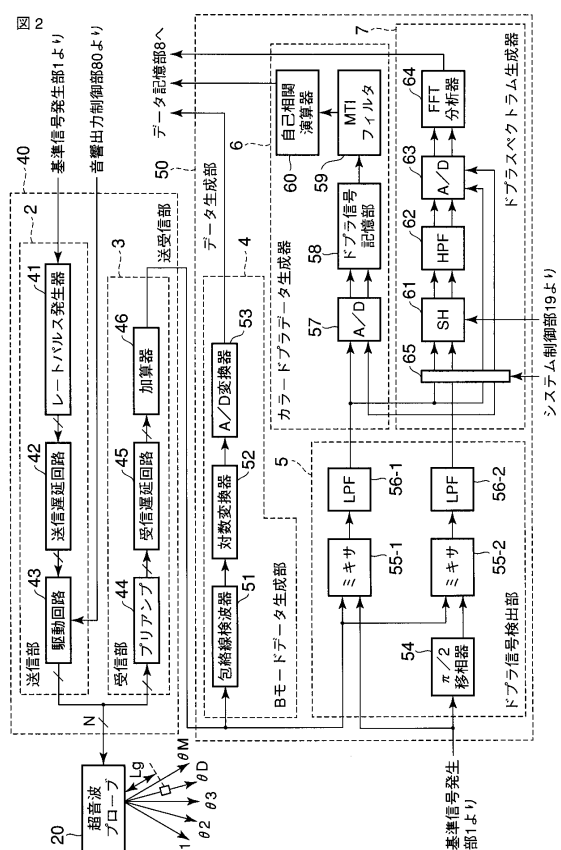
1 ...基準信号発生部、2 ...送信部、3 ...受信部、4 ...Bモードデータ生成部、5 ...ドブラ信号検出部、6 ...カラードブラデータ生成部、7 ...ドブラスペクトラム生成部、8 ...データ記憶部、9 ...データ処理部、15 ...表示部、17 ...入力部、18 ...ECGユニット、19 ...システム制御部、20 ...超音波プローブ、40 ...送受信部、50 ...データ生成部、70 ...データ処理・記憶部、80 ...音響出力制御部、100 ...超音波ドブラ診断装置。

10

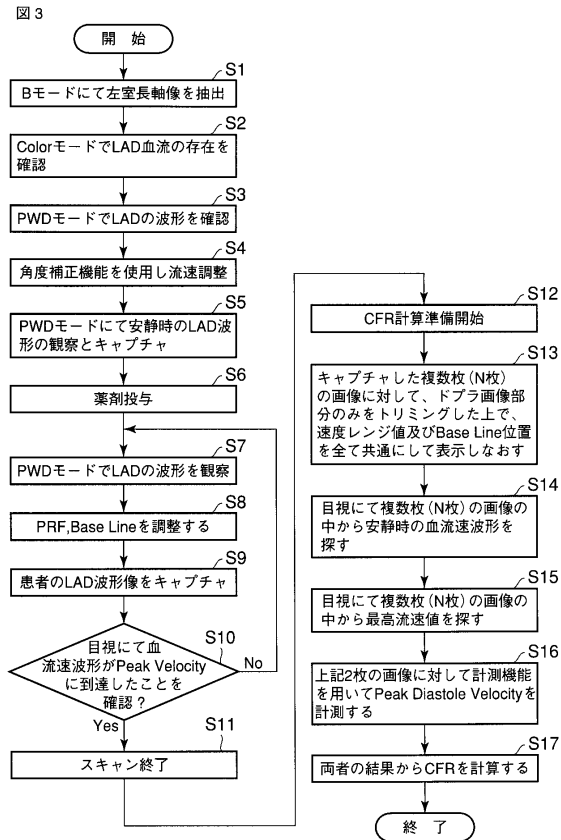
【 図 1 】



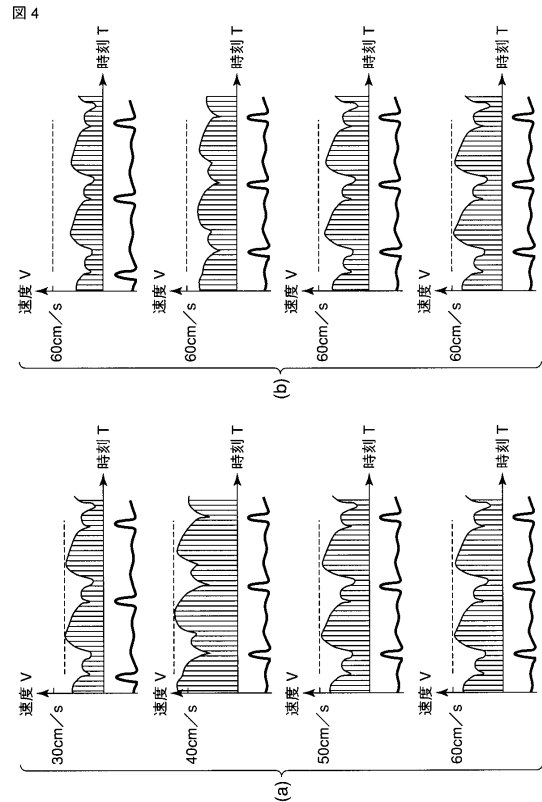
【图 2】



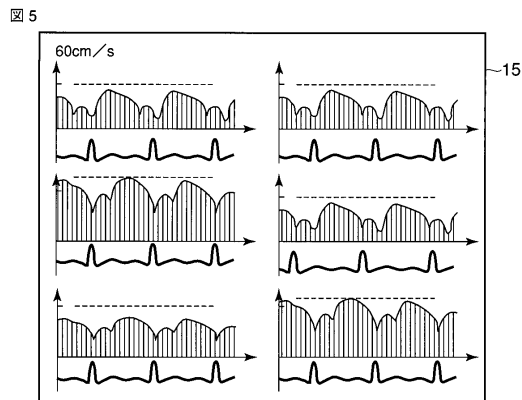
【図 3】



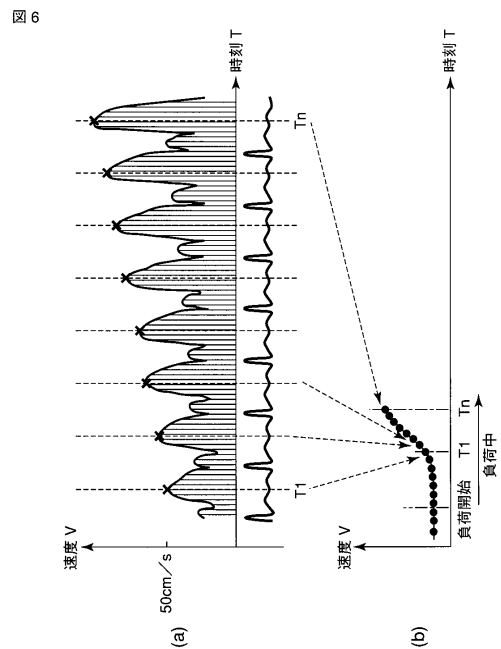
【図 4】



【図 5】

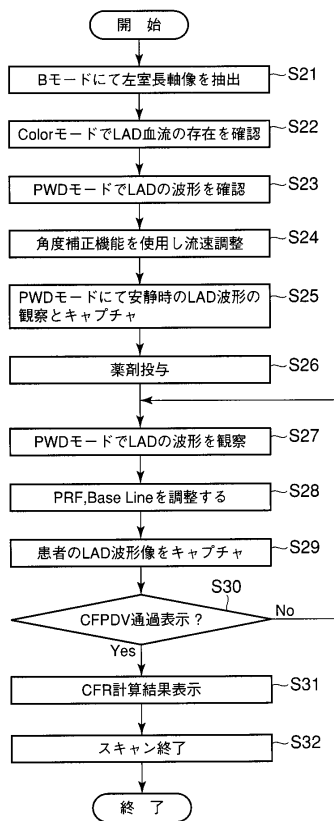


【図 6】



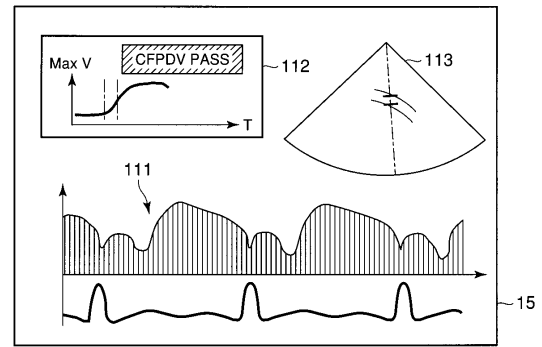
【図 7】

図 7



【図 8】

図 8



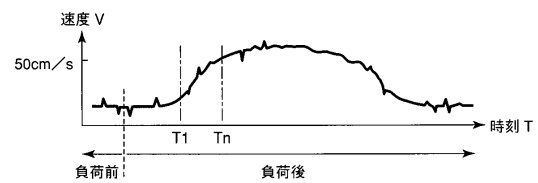
【図 9】

図 9



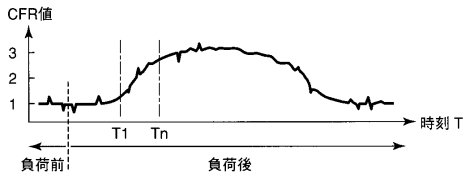
【図 10】

図 10



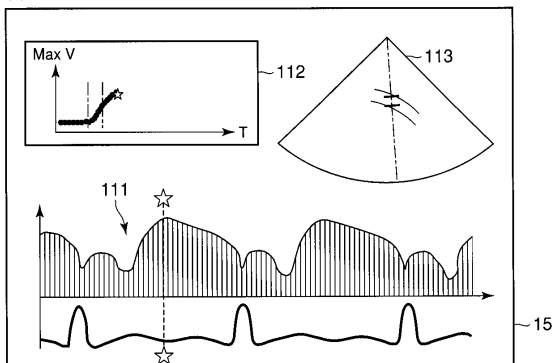
【図 11】

図 11



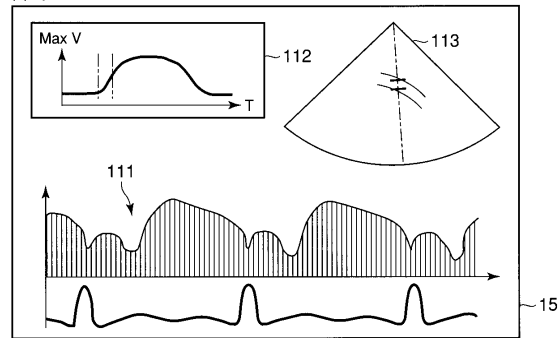
【図 12】

図 12



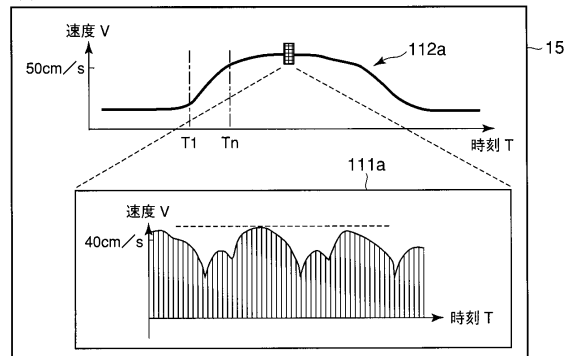
【図 13】

図 13

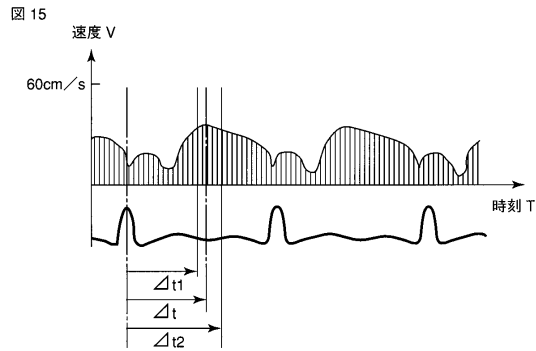


【図 14】

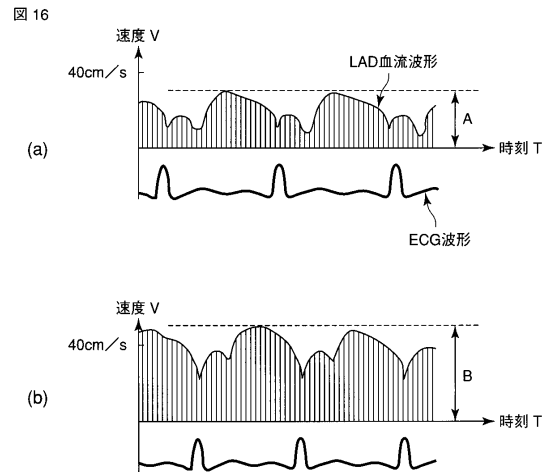
図 14



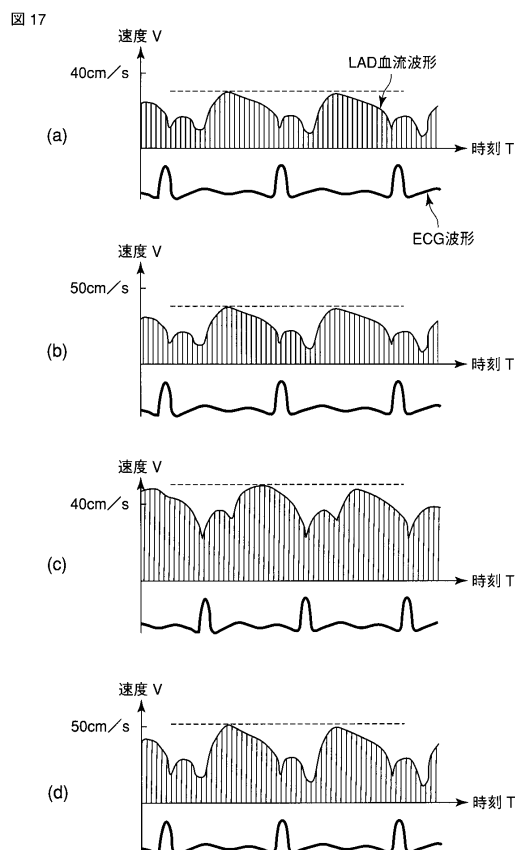
【図 15】



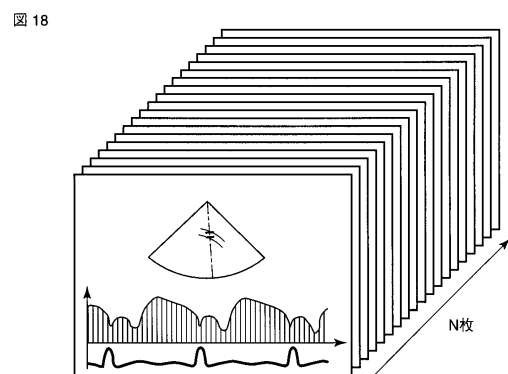
【図 16】



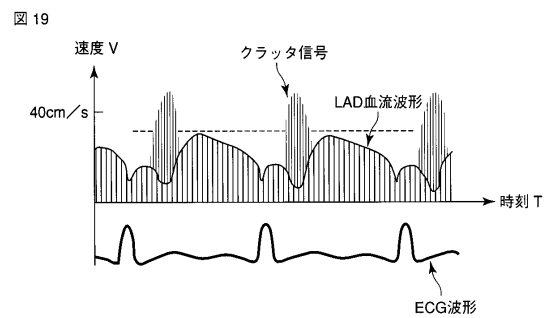
【図 17】



【図 18】

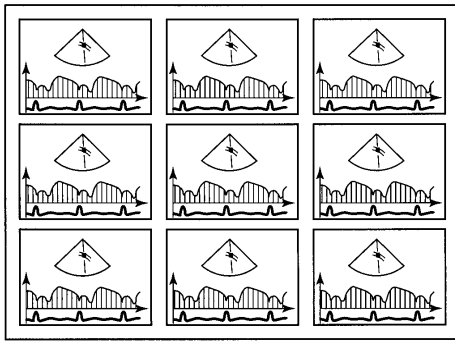


【図 19】



【図 20】

図 20



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (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 滝本 雅夫
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本社内
- (72)発明者 潟口 宗基
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本社内
- (72)発明者 掛江 明弘
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本社内
- (72)発明者 今村 智久
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本社内
- (72)発明者 坂口 文康
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本社内
- (72)発明者 鷲見 篤司
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本社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 1 8 5 7 3 1 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 2 6 3 3 6 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 9 0 3 2 3 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 2 9 0 8 2 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	用于超声多普勒诊断设备的超声多普勒诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP4960021B2	公开(公告)日	2012-06-27
申请号	JP2006155065	申请日	2006-06-02
[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	滝本雅夫 瀧口宗基 掛江明弘 今村智久 坂口文康 鷺見篤司		
发明人	滝本 雅夫 瀧口 宗基 掛江 明弘 今村 智久 坂口 文康 鷺見 篤司		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/JB30 4C601/JB36 4C601/JB43 4C601/JB49 4C601/JB53 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2007319540A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种多普勒超声诊断仪，安装冠状动脉储备容量评估支持系统，能够减轻操作者通过经胸超声心动图评估冠状动脉储备容量的负担，缩短冠状动脉储备容量诊断时间，并提高吞吐量，并为多普勒超声波设备提供控制程序。解决方案：多普勒超声诊断设备100将超声波发送到对象，接收针对对象的反射信号，检测多普勒信号，获取表示对象的最大冠状动脉流速的血流信息，并且在/之前分别显示血流信息。在向显示部分15中的受试者施用药物之后，至少在关于将药物施用于受试者之前/之后的相应血流信息调节速度范围。然后，在对象中的超声波扫描期间，将在速度范围上不同的多种获取的图像数据完全调整为处于相同的速度范围。系统控制部分19允许显示部分15显示被调整为处于相同速度范围的多种图像数据。Ž

