

(11) 特許出願公開番号

特開2006-314688

(P2006-314688A)

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

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 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-142629 (P2005-142629)

(22) 出願日 平成17年5月16日 (2005.5.16)

(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](#)

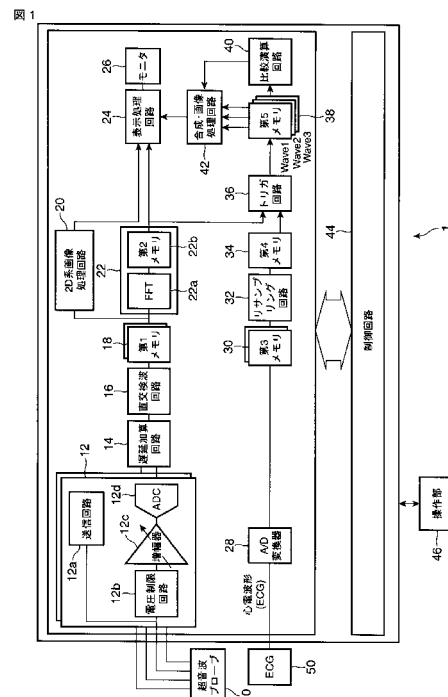
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波波形表示プログラム

(57) 【要約】

【課題】ドプラ波形の観察の際にも視線の移動を必要とせず、ドプラ信号成分とホワイトノイズとを容易に区別でき、異なるタイミングで取得されたドプラ波形同士であっても容易に比較することができる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】被検体の心時相を判定するための心電波形と、当該被検体を超音波走査することで、心電波形と時間に対応付けられた時系列の複数のドブラ波形とを取得する。時系列の複数のドブラ波形から、被検体の所定の心時相をトリガとして所定期間長のドブラ波形を切り出し、所定の心時相が画面上の同位置に配置されるように、切り出された所定期間長のドブラ波形を一つずつ経時的に又は重畳させて経時的に表示する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の心時相を判定するための心時相情報を取得する心拍情報取得手段と、
供給される駆動信号に基づいて前記被検体に超音波を送信し、当該送信超音波によって前記被検体から得られるエコー信号に基づいて、前記心時相情報と時間に対応付けられた時系列の複数のドブラ波形を取得するドブラ波形取得手段と、
前記時系列の複数のドブラ波形を、前記被検体の所定の心時相を基準として同期をかけて所定期間長のドブラ波形に分割する分割手段と、
前記所定の心時相が画面上の同位置に配置されるように、分割された前記所定期間長のドブラ波形を一つずつ経時的に又は重畳させて経時的に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。

10

【請求項 2】

前記表示手段は、分割された前記所定期間長のドブラ波形を重畳させて経時的に表示する場合には、各所定期間長のドブラ波形に異なる色を割り当て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】

前記表示手段は、分割された前記所定期間長のドブラ波形を重畳させて経時的に表示する場合には、各ドブラ波形が重畳する位置についてはその重畳数に応じてその輝度を制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示手段は、分割された前記所定期間長のドブラ波形を重畳させて経時的に表示する場合には、所定期間にわたって最大速度成分を示すドブラ波形を残留表示させ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診断装置。

20

【請求項 5】

前記表示手段は、前記時系列の複数のドブラ波形を前記心時相情報と時間的に対応付けて連続的に表示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】

前記基準とする所定の心時相及び前記所定期間長のうちの少なくとも一方を変更するための変更手段をさらに具備し、

30

前記分割手段は、前記変更手段によって変更された前記基準とする所定の心時相又は前記所定期間長によって前記分割を行うこと、

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】

コンピュータに、

被検体の心時相を判定するための心時相情報と対応付けられた当該被検体に関する時系列の複数のドブラ波形を、前記被検体の所定の心時相を基準として同期をかけて所定期間長のドブラ波形に分割する分割機能と、

前記所定の心時相が画面上の同位置に配置されるように、分割された前記所定期間長のドブラ波形を一つずつ経時的に又は重畳させて経時的に表示する表示機能と、

40

を実現させるための超音波波形表示プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置を用いたドブラモード撮影によって取得されるドブラ波形の表示形態に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小

50

型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。

【0003】

この超音波画像診断装置においては、取得したエコー信号に基づいて生成される超音波画像の他に、エコー信号を用いた定量的解析による臨床学的情報を提供することができる。定量的解析法の代表的なものとしては、生体から取得したエコー信号に含まれるドプラ成分を用いて、生体内を流れる血流の時間的変化を血流波形（ドプラ波形）として表示するドプラ波形診断法がある。このドプラ波形診断法では、ドプラ波形と並行して生体から取得された心電波形も同時に表示される。すなわち、例えば図4（a）、（b）に示すように、時系列的に複数のドプラ波形及び心電波形が並列表示され、新たなドプラ波形及び心電波形を取得した場合には、これらと表示中の最も古いドプラ波形及び心電波形とが入れ替わるように時間軸に沿って画面がスクロールされる（スクロール表示）。この様なスクロール表示により、術者は、ドプラ波形と心電波形とを比較し、且つ視線を適宜移動させることで、現在のドプラ波形及び心電波形と数心拍前のドプラ波形及び心電波形とを同一画面にて観察することができる。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の超音波診断装置には、例えば次に掲げるような問題が存在する。

【0005】

第1に、従来の超音波診断装置を用いたドプラ波形診断法では、ドプラ波形及び心電波形が時間経過と共に更新して表示される。従って、心時相の画面上の表示位置が固定されておらず、例えばドプラ波形の最高速度の表示位置が更新されるたびに違う位置に表示されることとなる。そのため、表示中のドプラ波形及び心電波形を観察しようとする場合、その都度別の位置に表示されるドプラ波形の間を視線移動させて比較・変化を認識せざるを得ないため、多くの作業が必要とされる撮影中においては、術者に多大な負担となる。

20

【0006】

第2に、従来の超音波診断装置を用いたドプラ波形診断法により生体内のある指定した領域の血流の時間的変化を観察しようとする、最高流速を示す信号成分の判定が困難な場合がある。すなわち、ドプラ波形診断法は、例えば心臓の僧帽弁の閉鎖不全によって、本来弁が閉じて流れ出ない方向への逆流の最大流速を捕らえるのに実施される。しかしながら、一般に逆流のコアとなる血流領域は極めて細く、最高流速を捕らえるポイントが非常に小さい。そのため、従来のスクロール表示ではドプラ成分を強調して表示するものではないため、最高流速を示す信号成分が弱く、背景のホワイトノイズとの輝度差がつきにくい。

30

【0007】

第3に、スクロールにより画面から外れてしまった過去のドプラ波形と現在のドプラ波形とを比較することができない。そのため、例えば被検者の動きやプローブの当て具合によって、超音波走査面が診断に重要なポイント（例えば、血流が最高流速となる領域）から外れてしまった場合、現在のドプラ波形が最高流速をうまく捕らえているか否かを画面から外れたドプラ波形との比較によって判断することができない。また、ある波形を観察中に他の位置（例えば、過去の波形、ドプラ画像、プローブ等）に視線を移動させ、その後再び同一の波形を観察しようとして視線を元に戻そうとした場合、既に画面が更新されてしまっている、又は観察対象である波形がどれであるのか判断がつかないという状況も発生し得る。

40

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、ドプラ波形の観察の際にも視線の移動を必要とせず、ドプラ信号成分とホワイトノイズとを容易に区別でき、異なるタイミングで取得されたドプラ波形同士であっても容易に比較することができる超音波診断装置、及び超音波波形表示プログラムを提供することを目的としている。

50

【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】

本発明の第1の視点は、被検体の心時相を判定するための心時相情報を取得する心拍情報取得手段と、供給される駆動信号に基づいて前記被検体に超音波を送信し、当該送信超音波によって前記被検体から得られるエコー信号に基づいて、前記心時相情報と時間に対応付けられた時系列の複数のドプラ波形を取得するドプラ波形取得手段と、前記時系列の複数のドプラ波形を、前記被検体の所定の心時相を基準として同期をかけて所定期間長のドプラ波形に分割する分割手段と、前記所定の心時相が画面上の同位置に配置されるように、分割された前記所定期間長のドプラ波形を一つずつ経時的に又は重畳させて経時的に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。

10

【0011】

本発明の第2の視点は、コンピュータに、被検体の心時相を判定するための心時相情報と対応付けられた当該被検体に関する時系列の複数のドプラ波形を、前記被検体の所定の心時相を基準として同期をかけて所定期間長のドプラ波形に分割する分割機能と、前記所定の心時相が画面上の同位置に配置されるように、分割された前記所定期間長のドプラ波形を一つずつ経時的に又は重畳させて経時的に表示する表示機能と、を実現させるための超音波波形表示プログラムである。

【発明の効果】

20

【0012】

以上本発明によれば、ドプラ波形の観察の際にも視線の移動を必要とせず、ドプラ信号成分とホワイトノイズとを容易に区別でき、異なるタイミングで取得されたドプラ波形同士であっても容易に比較することができる超音波診断装置、及び超音波波形表示プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0013】**

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。

30

【0014】

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1は、超音波プローブ10、送受信部12、遅延加算回路14、直交検波回路16、第1メモリ18、2次元(2D)画像処理回路20、ドプラ処理部22、表示処理回路24、モニタ26、A/D変換器28、第3メモリ30、リサンプリング回路32、第4メモリ34、トリガ回路36、第5メモリ38、比較演算回路40、合成・画像処理回路42、制御回路44、操作部46を具備している。

【0015】

超音波プローブ10は、超音波を発生して被検体に送信し、及び当該被検体内で反射した反射波を受信してエコー信号を発生するものであり、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての圧電振動子に電極を設けた超音波振動子を複数有する。複数の超音波振動子は並列され、当該超音波プローブ10の先端に装備される。

40

【0016】

送受信部12は、送信回路12a、電圧制限回路12b、増幅器12c、A/D変換器12dを有している。送信回路12aは、レートパルス発生器、送信遅延回路、パルサを備えている(それぞれ図示せず)。レートパルス発生器は、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパルスを発生して送信遅延回路に供給する。送信遅延回路は、送信に使用される超音波振動子と同数のMチャンネルの独立な遅延回路から構成され、超音波パルスを所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、超音波パルスを所定の方向に送信するための偏向用遅延時間をレートパルスに与え、この

50

レートパルスをパルサに供給する。パルサは、送信遅延回路と同数のMチャンネルの独立な駆動回路を有している。各駆動回路が発生する駆動信号を超音波プローブ10に装備された超音波振動子に印加することで各超音波振動子が駆動され、被検体内に超音波パルスを放射する。

【0017】

電圧制限回路12bは、超音波プローブ10から出力されるエコー信号の電圧を一定値以下に制限する。

【0018】

増幅器12cは、超音波プローブ10から出力される超音波振動子毎のエコー信号を増幅する。

【0019】

A/D変換器12dは、増幅器12cによって所定の大きさに増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換し、遅延加算回路14に送り出す。

【0020】

遅延加算回路14は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、超音波反射波の受信指向性を順次変更して被検体を走査するための偏向用遅延時間をデジタル信号に変換されたエコー信号に与え、整相加算(所定の方向から得られたエコー信号を位相を合わせて加算)する。

【0021】

直交検波回路16は、エコー信号に含まれるドプラ変位信号を直交検波によって抽出する。

【0022】

第1メモリ18は、直交検波されたエコー信号を一時的に記憶する。

【0023】

2D画像処理回路20は、第1メモリ18から受け取ったエコー信号を周波数解析し、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データとして表示処理回路24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26にカラー表示される。

【0024】

ドプラ処理部22は、FFT(高速フーリエ変換)回路22a、第2メモリ22bを有する。FFT回路22aは、直交検波されたエコー信号をFFTによって周波数解析し、ドプラ信号(ドプラ波形)を生成して第2メモリ22bに送り出す。

【0025】

表示処理回路24は、2D画像処理回路20、ドプラ処理部22、合成・画像処理回路42から供給されるドプラ波形と、このデータに関連する文字や数字などの付帯データとを合成して保存するメモリを有する。保存された画像データと付帯データは、D/A変換とテレビフォーマット変換が行なわれモニタ26に出力される。

【0026】

モニタ26は、表示処理回路24からの受け取る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。このモニタ26上に表示された画像等は、操作部46等からの所定の操作に応答して、所定の記憶部に記憶される。

【0027】

A/D変換器28は、ECG(ElectroCardioGram)50によって計測される心電波形(被検体の心臓の電気現象の時間的变化を記録したグラフ)を入力し、デジタル信号に変換する。

【0028】

第3メモリ30は、A/D変換された心電波形を一時的に記憶する。

【0029】

リサンプリング回路32は、第3メモリ30に記憶された心電波形を読み出し、リサン

10

20

30

40

50

プリングを行う。

【0030】

第4メモリ34は、リサンプリングされた心電波形を一時的に記憶する。記憶された心電波形は、当該第4メモリ34から逐次トリガ回路36に送り出される。

【0031】

トリガ回路36は、第4メモリ34から受け取った心電波形における所定の時相（例えば、R波の立ち上がりエッジ又はR波の立ち下がりエッジ）をトリガとして、ドブラ処理部22から受け取ったドブラ波形を当該トリガとした時相を基準として所定期間長で切り出し（分割し）、トリガとされた当該心電波形と共に第5メモリ38に保存する。なお、トリガとする心電波形における時相、及び当該時相を基準とした切り出し期間長は、任意に設定することができる。

10

【0032】

第5メモリ38は、トリガ回路36から出力されるとドブラ波形をトリガとされた心電波形と対応付け、心電波形毎のドブラ波形として記憶する。

【0033】

比較演算回路40は、後述する最大速度成分の残留表示を行う場合に、設定された所定期間に第5メモリ38から送り出されるドブラ波形同士を順次比較し、速度の最も大きなドブラ波形を特定する。

【0034】

合成・画像処理回路42は、第5メモリ38から読み出した心電波形毎のドブラ波形を心電波形と共に（重畳せずに）単独で表示するための画像データ、第5メモリ38から読み出した心電波形毎のドブラ波形を時系列的に合成（重畳）して表示するための画像データ、比較演算回路40によって特定された最大速度成分を残留表示させるための画像データ等を生成する。また、合成・画像処理回路42は、心電波形毎のドブラ波形を時系列的に重畳表示する場合に、各ドブラ波形に時間を区別するために異なる色を割り当てる。

20

【0035】

制御回路44は、ユーザの入力部7から入力されたモード選択、送信開始・終了等の指示に基づき、図示していない記憶部に記憶された送受信条件や専用プログラムを読み出し、これらに従って、各ユニットやシステム全体を静的又は動的に制御する。

【0036】

また、制御回路44は、後述するドブラ波形・心電波形の複数モード表示機能において、操作部46から選択された所定の表示モードを実現するために、表示処理回路24、モニタ26、トリガ回路36、第5メモリ38、比較演算回路40、合成・画像処理回路42等を統括的に制御する。

30

【0037】

操作部46は、操作パネル上に液晶表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、後述するドブラ波形・心電波形の複数モード表示機能を用いた各種表示モードを指定するための専用のI/F等の入力デバイスを備える。

【0038】

（ドブラ波形・心電波形の複数モード表示機能）

40

本実施形態に係る超音波診断装置は、ドブラ波形・心電波形を複数のモードによって表示することができる。術者は、操作部46からの所定の操作によって所望の表示モードを選択することができる。以下、各モードによるドブラ波形・心電波形の表示形態について説明する。

【0039】

〔スクロール表示モード〕

スクロール表示モードとは、ドブラ波形をトリガとされた心電波形と時間軸に沿って対応付け、これを時系列的に複数配列してスクロール表示するものである。

【0040】

図2は、スクロール表示モードの一例を示した図である。同図に示すように、時系列的

50

に複数のドブラ波形及び心電波形が配列され、新たなドブラ波形を取得した場合には、当該新たなドブラ波形が表示中の最も古いドブラ波形と入れ替わるように順次スクロールされる。

【 0 0 4 1 】

〔 同期表示モード 〕

同期表示モードとは、トリガ回路 3 6 によって心電波形における同一の時相をトリガとして同一期間長で切り出されたドブラ波形を、トリガとされた心電波形と同期させ、常に画面（表示ウィンドウ）の同じ位置（固定された位置）に表示し表示画面を更新するものである。

【 0 0 4 2 】

図 3 は、同期表示モードの一例を示した図である。同図に示す例では、常に心電波形の R 波が画面の同じ位置に配置されるように、ドブラ波形と心電波形とが対応付けて表示される。また、新たなドブラ波形を取得した場合には、当該新たなドブラ波形に対応する心電波形の R 波が画面（表示ウィンドウ）の同じ位置に配置されるように、画面が逐次更新されることになる。

【 0 0 4 3 】

なお、同期表示モードは、合成・画像処理回路 4 2 において生成されたドブラ波形及び心電波形の画像データを、常に所定の位置（図 3 の例では、心電波形の R 波の位置）が画面の同じ位置に配置されるように表示処理回路 2 4 のメモリに書き込むことで、実現することができる。

【 0 0 4 4 】

この同期表示モードは、必要に応じて種々の変形が可能である。以下、これらの内容を実施例として説明する。

【 0 0 4 5 】

（ 実施例 1 ）

同期表示モードにおいては、所定期間に含まれるドブラ波形を重畳させて表示することができる。これは、合成・画像処理回路 4 2 において順次ドブラ波形を重ねて表示する画像データを生成することで、実現することができる。このとき、重ねることで輝度が飽和しないように、例えば重ねるそれぞれの波形の輝度をピクセルごとに平均をとり、それに応じて輝度差をつける等の自動輝度調節（又は自動感度調節）を行うことが好ましい。

【 0 0 4 6 】

一般に、ドブラ波形は、心電波形に対して周期性を持っている。このため、心電波形をトリガとしてドブラ波形を重畳表示することにより、ドブラ信号成分の強度（輝度）は重ねる数 N に比例して N 倍になる。一方、背景のホワイトノイズは、ランダムがノイズであるため、重ねる数 N に比例して $N^{1/2}$ 倍にしかない。従って、ドブラ波形を重畳表示することにより、波形が重なる部分は強調され、重ならない部分のノイズの輝度が相対的に弱く表示され、見かけ上の S/N が向上することになる。また、背景のホワイトノイズは切り出された波形データ間で相関がないため、結果的にドブラ波形とホワイトノイズとのコントラストがはっきりすることになり、容易に最大流速等を測定することが可能となる。

【 0 0 4 7 】

（ 実施例 2 ）

実施例 1 に係るドブラ波形の重畳表示を行う場合、波形の時系列を区別するため、表示処理回路 2 4 において重畳される各波形に異なる色を割り当てて重畳表示を行う。これにより、過去に取得されたドブラ波形との変化が色で直観的に捕らえることができる。また、当該色別表示によれば、例えば赤を割り当てたドブラ波形と青を割り当てたドブラ波形との重なった部分は紫といった具合に、重なった部分は各波形に割り当てられた色の合成色とすることができ、重畳された部分とそれ以外の部分とを色によって直観的に区別することができる。また、重畳表示による輝度の強弱と組み合わせることにより、より直観的に区別することも可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

(実施例 3)

同期表示モードにおいては、ドブラ波形切り出しのトリガとする心電波形の位置は、操作部 4 6 からの所定の操作によって任意に選択・変更することができる。一般に、心電波形は、P Q R S T と呼ばれるピーク波（時相）をもつ。従って、所望のピーク波をトリガとし、当該トリガを基準とした前後期間を指定することで、所定領域のドブラ波形を切り出すことができる。なお、トリガを基準とした切り出しに関する前後期間は、操作部 4 6 からの所定の操作によって任意に変更・設定することが可能である。

【 0 0 4 9 】

また、P Q R S T 群の中では、R 波が最も特徴的に振幅が大きい。従って、例えば R 波をトリガとし、（人によって多少強さは異なるが）、ほぼ同じような振幅になるよう自動感度制御を実行することで、電圧値をトリガ条件にして容易に同期させることが可能である。

10

【 0 0 5 0 】

(実施例 4)

心電波形は心室の収縮期・拡張期と関連が深く、術者が何に注目してみるかによって、見るべきタイミングが異なる。そこで、例えば術者によって指定された心電波形上の所定の時相で最大流速を示す波形を抽出し、これを所定期間にわたって残留表示させることもできる。このとき、当該残留表示を行う期間は、操作部 4 6 からの所定の操作によって任意に変更・設定することができる。

20

【 0 0 5 1 】

(実施例 5)

切り出したドブラ波形毎に心電波形のどの時相をトリガとして切り出したかインデックスをつけることで、生体の断層構造を表示する超音波画像（組織像）やカラードップラーイメージング像との対応関係をもたせることができる。対応付けられたドブラ波形、各種超音波画像は自動的に記憶され、必要に応じてモニタ 2 6 に同時に表示される。

【 0 0 5 2 】

[並列表示モード]

並列表示モードとは、スクロール表示モードによる波形表示と同期表示モードによる波形表示とを一つの画面上で並列的に行うものである。この並列表示モードは、合成・画像処理回路 3 8 において、スクロール表示モードによる画像データと同期表示モードによる画像データとを合成した合成画像データを生成することにより実現することができる。

30

【 0 0 5 3 】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 5 4 】

本超音波診断装置によれば、画面上においてドブラ波形及び心電波形を常に固定した位置に表示する。そのため、例えばドブラ波形の最高速度成分や心電波形の R 波は常に同じ位置に表示されることになる。従って、術者は、視線移動を伴わずにドブラ波形及び心電波形を常に同じ位置にて観察することができ、当該術者に対する超音波画像撮影中の作業負担を軽減させることができる。

40

【 0 0 5 5 】

また、本超音波診断装置のドブラ波形及び心電波形の固定表示によれば、注目する位置が画面上の同一位置に表示されるため、スクロール表示に比して、過去のドブラ波形及び心電波形を残像としても記憶しやすい。従って、術者は、過去のドブラ波形及び心電波形と現在のドブラ波形及び心電波形とを、従来に比して容易に比較することができる。

【 0 0 5 6 】

また、本超音波診断装置では、ドブラ波形及び心電波形を略一波長分のスペースで表示できる。そのため、従来のスクロール表示と比較して画面上の表示スペースを節約でき、超音波画像、M モード画像、ドブラ波形（P W ドブラ画像）といった複数の画像を同時に表示するときであっても、従来に比してドブラ波形以外の画像の表示領域を大きく確保す

50

ることができる。

【0057】

また、本超音波診断装置によれば、所定の期間に亘る複数のドプラ波形及び心電波形を、常に画面上の固定した位置に重畳表示する。従って、信号成分の輝度をN倍に、ホワイトノイズ成分を $N^{1/2}$ 倍にすることができ、見かけ上のS/N比を向上させることができ、信号成分とホワイトノイズとの輝度差を強調することができる。さらに、重ねる波形ごとに色を変えて表示することで、直感的に時間的波形の変化を捉えることができる。

【0058】

また、本超音波診断装置によれば、同期表示モードにおいて、ドプラ波形の切り出しのトリガとする心電波形の時相、及びドプラ波形の切り出し期間長を任意に選択することができる。さらに、心電波形上の所望の時相で最大流速を示す波形を抽出し、これを所定期間にわたって残留表示させることも可能である。従って、術者は、所望のタイミングに注目したドプラ波形を所望の時間間隔で観察することができる。

【0059】

また、本超音波診断装置によれば、必要に応じて、スクロール表示モード、同期表示モード、並列表示モードの中から、必要に応じて自由に表示形態を選択することができる。その結果、状況に応じて最適な表示形態を選択することができ、従来に比して自由度の高い画像診断を実現することができる。

【0060】

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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0061】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。例えば、図1に示したトリガ回路36、比較演算回路40、表示処理回路24のそれぞれの機能が、プログラム・ソフトウェアによって実現することができる。このとき、コンピュータに当該各機能を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0062】

(2) 上記実施形態においては、ドプラ波形の切り出しトリガとして、心電波形を利用した。しかしながら、これに拘泥されず、例えば心電波形の代わりに、当該生体から得られる心音波形(PCG: PhonoCardioGram)やその他の被検体の心時相を判定可能な心時相情報を用いる構成であってもよい。

【0063】

(3) 上記実施形態においては、所定の心時相を基準として、その前後にわたる所定期間長によって一つのドプラ波長が含まれるように切り出しを行った。しかしながら、これに拘泥されず、複数波長が所定期間長に含まれるようにドプラ波形の切り出しを行うようにしてもよい。

【0064】

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。

【産業上の利用可能性】

【0065】

以上本発明によれば、ドプラ波形の観察の際にも視線の移動を必要とせず、ドプラ信号成分とホワイトノイズとを容易に区別でき、異なるタイミングで取得されたドプラ波形同士であっても容易に比較することができる超音波診断装置、及び超音波波形表示プログラ

10

20

30

40

50

ムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【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、スクロール表示モードの一例を示した図である。

【図3】図3は、同期表示モードの一例を示した図である。

【図4】図4(a)、(b)は、従来の心電波形及びドプラ波形の表示形態を説明するための図である。

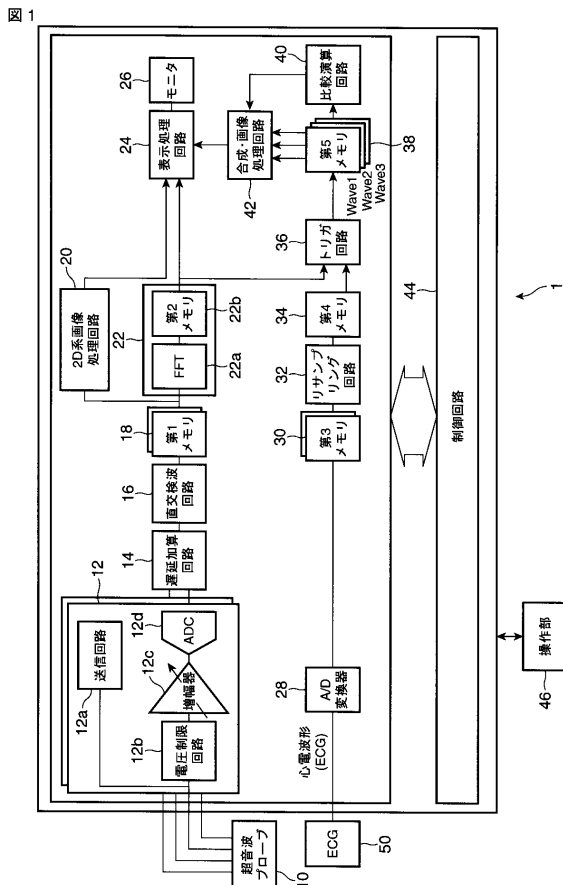
【符号の説明】

【0067】

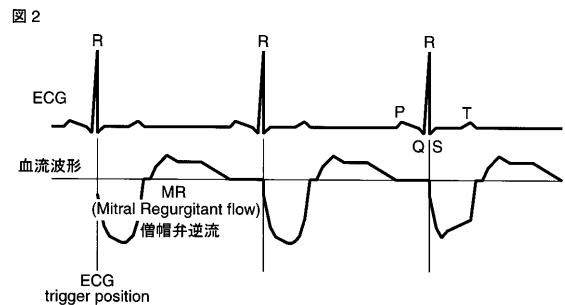
1 ... 超音波診断装置、10 ... 超音波プローブ、12 ... 送受信部、14 ... 遅延加算回路、16 ... 直交検波回路、18 ... 第1メモリ18、20 ... 2次元(2D)画像処理回路、22 ... ドプラ処理部、24 ... 表示処理回路、26 ... モニタ、28 ... A/D変換器、30 ... 第3メモリ、32 ... リサンプリング回路、34 ... 第4メモリ、36 ... トリガ回路、38 ... 第5メモリ、40 ... 比較演算回路、42 ... 合成・画像処理回路、44 ... 制御回路、46 ... 操作部

10

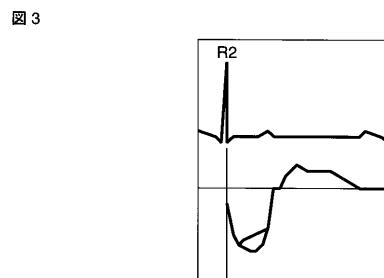
【図1】



【図2】

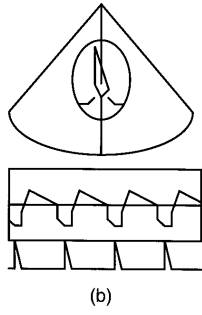
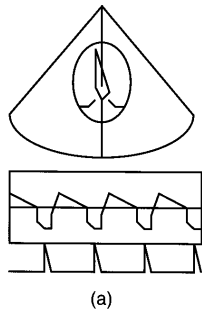


【図3】



【 図 4 】

図 4



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(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 亀石 渉

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 DE03 FF08 JC16 JC21 KK24

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波波形显示程序		
公开(公告)号	JP2006314688A	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2005142629	申请日	2005-05-16
[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	亀石 涉		
发明人	亀石 涉		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/FF08 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK24		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断系统，在观察多普勒波形时不需要移动一瞥，能够容易地区分多普勒信号和白噪声，并且能够容易地比较不同的多普勒波形。彼此的时间安排。解决方案：获取用于判断对象的心脏时相的心电图波形和通过对对象的超声扫描允许对应于心电图波形和时间的多个多普勒波形。触发对象的预定心脏时相以从多个时间序列的多普勒波形中切出预定周期长度的多普勒波形，并且将预定周期长度的切出多普勒波形显示为1或者在经过一段时间的叠加状态下，使预定的心脏时相位于同一位置的屏幕上。 Z

