

(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2004-57759

(P2004-57759A)

(43) 公開日 平成16年2月26日(2004.2.26)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/08

F I

A61B 8/08

テーマコード(参考)

4C301

4C601

審査請求 有 請求項の数 8 書面 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2002-252021(P2002-252021)
 (22) 出願日 平成14年7月26日(2002.7.26)

(71) 出願人 391029048
 トーイツ株式会社
 東京都渋谷区恵比寿西1丁目5番10号
 (74) 代理人 100055973
 弁理士 飯田 幸郷
 (74) 代理人 100097467
 弁理士 飯田 秀郷
 (72) 発明者 中野 仁雄
 福岡県福岡市東区箱崎2丁目18-23
 (72) 発明者 佐藤 昌司
 福岡県福岡市東区箱崎5丁目11-7-1
 205
 (72) 発明者 古賀 剛
 福岡県福岡市中央区今泉2丁目1-28
 今泉マンション501

最終頁に続く

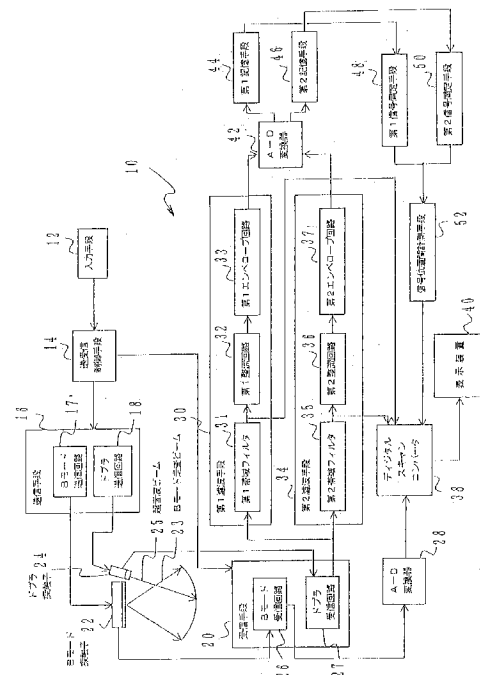
(54) 【発明の名称】 心収縮機能を分析する装置

(57) 【要約】

【課題】超音波を利用して、心臓の画像を観察するようにしながら、同時に心臓弁信号を検出して、心収縮機能を分析する装置を得ること。

【解決手段】第1の探触子を用いて、心臓に向けて超音波を照射し、エコー信号を検出して心臓のBモード2次元断層像を表示させ、第2の探触子から心臓に超音波ビームを照射して、心臓弁信号を検出し、その信号から房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを抽出して、これら両信号を同一時間軸上にとって、前記心臓のBモード2次元断層像と同時に表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(A) 生体の外壁に第 1 と第 2 の探触子をあてがって、その第 1 の探触子から B モードの走査信号を体内の心臓に向けて照射して、B モードのエコー信号を受信する手段と、

(B) 第 2 の探触子から超音波を体内の心臓に向けて照射して、心臓弁のドブラ・データ信号を受信する手段と、

(C) 前記第 1 の探触子からの B モード・エコー信号をディジタル信号に変換する手段と、

(D) 前記ディジタル信号によって、心臓の 2 次元断層像を作成して表示する手段と、

(E) 前記心臓弁のドブラ・データ信号から房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを抽出する手段と、 10

(F) 前記心臓の 2 次元断層像と前記房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを同時に表示する手段とから成ることを特徴とする心収縮機能を分析する装置。

【請求項 2】

(A) 複数の入力信号モードを選択して指定するようにした入力手段と、

(B) 前記入力手段によって指定された信号に対応する超音波ビームを形成して送信および受信する送受信制御手段と、

(C) 前記送受信制御手段からの制御信号を受信して超音波ビームを集束して偏向する信号を作成する B モード送信回路と前記送信手段からの制御信号を受信して超音波信号を作成するドブラ送信回路とを具備する送信手段と、 20

(D) 生体の外壁にあてがい前記送信手段の B モード送信回路からのアナログ出力信号を受けて B モード走査ビームを前記生体内に発信し、その反射信号を受信する第 1 の探触子と、

(E) 生体の外壁にあてがい前記送信手段のドブラ送信回路からのアナログ出力信号を受けて超音波ビームを発信し、その反射信号を受信する第 2 の探触子と、

(F) 前記第 1 の探触子の B モード走査信号の反射信号を受信する B モード受信回路と、前記第 2 の探触子の超音波ビームの反射信号を受信するドブラ受信回路と、前記送受信制御手段からの制御信号を入力する受信手段と、

(G) 前記 B モード受信回路のアナログ出力信号を入力してディジタル信号に変換する第 1 の A - D 変換器と、 30

(H) 前記ドブラ受信回路からアナログ出力を受けて、その信号に含まれる心臓弁信号から房室弁閉鎖信号を抽出する第 1 濾波手段と半月弁開放信号を抽出する第 2 濾波手段と、

(I) 前記第 1 の濾波手段からの出力と前記第 2 の濾波手段からのアナログ出力信号を入力してディジタル信号に変換する第 2 の A - D 変換器と、

(J) 前記第 2 の A - D 変換器においてディジタル信号に変換された前記第 1 の濾波手段からの出力を受ける第 1 記憶手段と、

(K) 前記第 2 の A - D 変換器においてディジタル信号に変換された前記第 2 の濾波手段からの出力を受ける第 2 記憶手段と、

(L) 前記第 1 記憶手段の出力信号の時間軸上のピークの位置を受けて前記第 1 記憶手段の出力信号を房室弁閉鎖信号のピークの位置を示すものとして同定する手段と、 40

(M) 前記第 2 記憶手段の出力を受けて前記第 2 記憶手段の出力信号を半月弁開放信号のピークの位置を示すものとして同定する手段と、

(N) 前記第 1 と第 2 の信号同定手段の出力信号を入力して両信号の位置の間隔を計測する手段と、

(O) 前記第 1 の A - D 変換器と、前記第 1 濾波手段の前記第 1 帯域フィルタの出力信号と、前記第 2 濾波手段の前記第 2 帯域フィルタの出力信号と、前記信号位置間計測手段との出力を受信して心臓の 2 次元断層像を示す信号と前記房室弁閉鎖信号と前記半月弁開放信号とを、それぞれ標準テレビジョン信号に変換するディジタル・スキャン・コンバータと、

(P) 前記ディジタル・スキャン・コンバータからの出力信号を受信して前記心臓の 2 次 50

元断層像と前記房室弁閉鎖信号と前記半月弁開放信号とを同時に表示する表示装置とから成ることを特徴とする心収縮機能を分析する装置。

【請求項 3】

前記複数の入力信号のモードを B モード、連続波ドプラ・モード、およびパルス・ドプラ・モードとする請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記第 1 濾波手段を前記第 1 帯域フィルタと、前記第 1 整流回路と、前記第 1 エンベロープ回路とを直列接続したものとし、前記ドプラ受信回路から受けた心臓弁信号を含むドプラ信号を濾波して整流し、心臓の房室弁閉鎖信号を抽出するものとする請求項 2 に記載の装置。

10

【請求項 5】

前記第 2 濾波手段を前記第 2 帯域フィルタと、前記第 2 整流回路と、前記第 2 エンベロープ回路とを直列接続したものとし、前記ドプラ受信回路から受けた心臓弁信号を含むドプラ信号を濾波して整流し心臓の半月弁開放信号を抽出するものとする請求項 2 に記載の装置。

【請求項 6】

前記第 1 の探触子と第 2 の探触子とを一体に構成して幅の広い単一構造体とした請求項 2 に記載の装置。

【請求項 7】

前記第 1 帯域フィルタを超音波周波数が 1 . 1 M H z のとき約 3 0 0 乃至約 6 6 0 H z のものとする請求項 4 に記載の装置。

20

【請求項 8】

前記第 2 帯域フィルタを超音波周波数が 1 . 1 M H z のとき約 1 1 0 乃至約 3 0 0 H z のものとする請求項 5 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は超音波を利用して心収縮機能を分析する装置、より詳しく述べると体内に超音波パルスを照射し、その反射波により心臓の収縮機能を映像化して心収縮機能を分析する超音波ドプラ診断装置に関する。

30

【0002】

【従来の技術】

心臓などの周期的な動作を伴う臓器の診断には、臓器に直接に接触することなく生体内部の断層像を得ることができる超音波診断装置を使用している。この種の超音波診断装置は、生体の外壁にあてがった送信用の探触子から生体の内部に超音波を照射して、生体内部から反射あるいは散乱した超音波のエコー信号を受信用の探触子で受信して、これを電気信号に変換して画像としてモニター上に表示することにより、臓器の形状や動きなどの診断に用いる。

【0003】

この種の超音波診断装置には、エコー信号の周波数の偏移情報を利用するドプラ法と振幅情報を利用するパルス反射法とがある。

40

【0004】

生体の内部で動いている心臓や血液などに超音波を照射すると、ドプラ効果によって送信周波数とエコー信号の周波数とに偏移を招く。ドプラ法の超音波診断装置は、この周波数の偏移を検出し波形や画像を表示させて、心臓や血管内を流れる血液の方向や速さを測定するのである。

【0005】

ドプラ法の超音波診断装置には、生体の外壁にあてがってその体内に超音波を照射する送信用の探触子と、体内からのエコー信号を受信する受信用の探触子を使用する「連続波ドプラ装置」と、送受信兼用の探触子から超音波パルスを放射しエコーを同じ探触子で受信

50

する「パルス・ドブラ装置」とがある。

【0006】

連続波ドブラ装置は距離分解能がないために、反射体の位置を特定することはできないが、超音波ビーム上のすべてのドブラ信号が得られるので、心臓機能の診断、体表血管の血流計測あるいは超音波ビーム上の最高血流の計測などに使用している。他方、パルス・ドブラ装置は距離分解能を有しているので循環器系の臨床の場でよく利用されている。

【0007】

パルス反射法の超音波診断装置は、エコー信号の表示方式により、Aモード、BモードおよびMモードに分類されている。Aモードは、エコー信号の振幅すなわち包絡線を表示するもので、特定の方向の情報しか表現できないが、反射体の位置を識別しやすい特徴がある。 10

【0008】

BモードはAモードにおける振幅を輝度に変えエコー信号を輝度変調された1本の輝線で表示させ、この輝線の表示位置を超音波パルスのビーム走査に合わせて移動させることにより断層像を形成する。Bモードのビーム走査方式には、ある点を中心にビームを扇形に走査するセクタ方式、ビームを直線的に一定方向に走査するリニア方式、探触子の位置を固定してビームの方向を回転させるラジアル方式その他がある。このビーム走査方式には、それぞれ電子式と機械式とがあり、生体の診断位置によって選択して使用する。

【0009】

Mモードは反射体の位置の時間的変化を表示する方法であり、ビーム走査は行わず一定方向に繰り返し送受信し、エコー信号を輝度変調された1本の輝線で表して、時間経過に従って輝線の表示位置を横方向に並行移動することにより、反射位置の時間的変化、すなわち動きを表示することができる。 20

【0010】

このMモードは従来「心エコー法」とも呼ばれていたが、最近ではBモードの普及によりこれら2つの表示をまとめて「心エコー法」と呼び、心臓疾患の診断によく利用されている。

【0011】

超音波診断装置にはパルス反射法とドブラ法とを備えたものが多い。特に1個の探触子によってBモードの走査を行うことと、超音波の照射とドブラエコー信号を受信することとを交互に行う超音波診断装置は、Bモードでリアルタイムに2次元断層像を確認しながら、ドブラ効果を利用して生体内部の特定位置の血流速度を同時に表示することができるため、心臓疾患の診断に極めて多く利用されている。 30

【0012】

本願の出願人は心臓の機能、特に胎児の心臓の機能を診断するために、特開2000-197633号公報に開示する「胎児の心収縮機能を分析する装置」を開発した。

【0013】

この公報に記載の技術は、母体の腹壁にあてがった探触子から超音波信号を胎児の心臓に向けて照射し、胎児の心臓弁から反射された超音波をドブラ効果を利用して心臓弁信号として検出し、この信号から房室弁が閉鎖するときに発生する房室弁閉鎖信号と半月弁が開放するときに発生する半月弁開放信号とを抽出して、各々の信号を記憶装置に記憶させ、記憶された房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを表示装置に同一時間軸上に表示し、両信号の時間間隔を計測し胎児の心臓の等容性収縮期を同時に表示するものである。 40

【0014】

また、従来から胎児の心拍動の聴診や心拍数を計測するために用いられている超音波ドブラ胎児診断装置は、母体の腹壁に1個だけの探触子をあてがって、その探触子から超音波を胎児に向けて照射し、胎児の心臓壁、血管壁、血液などの胎児の心拍動に同期して動く部分から反射された超音波を、ドブラ効果を利用して心拍動に同期した信号として検出し、この信号に含まれる可聴音をスピーカやイヤホンにより聴取するもので、これに心拍数を計数表示する機能を具備する装置もある。 50

【 0 0 1 5 】

【 発明が解決しようとする課題 】

以上に、この分野に関連する従来の技術について述べたが、これら従来技術には、次のような解決を求められる問題点がある。

【 0 0 1 6 】

その第 1 の問題点は、超音波診断装置において、1 個の探触子で B モードの走査と超音波を照射しドプラ・エコー信号の受信とを交互に行う装置は、B モードの 2 次元断層像と特定位置のドプラの信号とを同時に表示することはできるが、心臓弁信号を検出して同一時間軸上に房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを抽出することができないことである。

【 0 0 1 7 】

その理由は、房室弁の位置と半月弁の位置とが離れていることに起因する。すなわち、1 個の探触子で房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを抽出するには、まず B モードで 2 次元断層像を確認しながら、房室弁の方向と位置とに超音波を照射しドプラ・エコー信号を受信して房室弁閉鎖信号を検出し、次に超音波ビームを半月弁の方向と位置とに切り替えて半月弁開放信号を検出しなければならない。したがって、同一時間軸上に房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを抽出することができないのである。

【 0 0 1 8 】

トイツイ株式会社が先に開発した特開 2 0 0 0 - 1 9 7 6 3 3 号公報に開示されている「胎児の心収縮機能を分析する装置」は、胎児の心臓の診断において極めて効果のあるものである。しかし、母体内部の外部からは見ることでない胎児の心臓内の房室弁と半月弁とに超音波を的確に照射するために 2 つの心臓弁の方向と位置とを手探り状態で確認する必要があり、しかも母体の腹壁を介した胎児の心臓弁信号は非常に微弱であるために、その検出に極めて高度な熟練を必要とする。

【 0 0 1 9 】

さらに、超音波ドプラ胎児診断装置は心臓弁信号を検出する機能を備えていないため、胎児の心拍動の聴診や心拍数を計測することはできるが、房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを抽出することができないという不利益がある。

【 0 0 2 0 】

この発明の主目的は、以上に列挙した従来技術における問題点を考慮して、ドプラ心臓弁信号から極めて容易に心収縮機能を分析することができる超音波ドプラ診断装置を提供することにある。

【 0 0 2 1 】

この発明の目的はさらに、体内の胎児の心臓の状態を知るために、体内の胎児の心臓内の房室弁と半月弁とに的確に超音波ビームを照射して、胎児の心臓の 2 次元断層像と房室弁閉鎖信号と半月弁信号とを同時に観察することのできる超音波ドプラ診断装置を提供することにある。

【 0 0 2 2 】

この発明の以上に述べた目的以外の多くの目的は、この明細書の記載によって当業者に容易に理解されるものと確信する。

【 0 0 2 3 】

【 課題を解決するための手段 】

前記の目的を達成するために、この発明の超音波を利用して心収縮機能を分析する装置は、

(A) 生体の外壁に第 1 と第 2 の探触子をあてがって、その第 1 の探触子から B モードの走査信号を体内の心臓に向けて照射して、B モードのエコー信号を受信する手段と、

(B) 第 2 の探触子から超音波を体内の心臓に向けて照射して、心臓弁のドプラ・データ信号を受信する手段と、

前記第 1 の探触子からの B モード・エコー信号をディジタル信号に変換する手段と、

(C) 前記ディジタル信号によって、心臓の 2 次元断層像を作成して表示する手段と、

(D) 前記心臓弁のドプラ・データ信号から房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを抽出す

10

20

30

40

50

る手段と、

(E) 前記心臓の２次元断層像と前記房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを同時に表示する手段とから成るものである。

【００２４】

さらに詳細に述べると、この発明の心収縮機能を分析する超音波ドプラ診断装置は、

(A) 複数の入力信号モードを選択して指定するようにした入力手段と、

(B) 前記入力手段によって指定された信号に対応する超音波ビームを形成して送信および受信する送受信制御手段と、

(C) 前記送受信制御手段からの制御信号を受信して超音波ビームを集束して偏向する信号を作成するＢモード送信回路と前記送信手段からの制御信号を受信して超音波信号を作成するドプラ送信回路とを具備する送信手段と、 10

(D) 生体の外壁にあてがい前記送信手段のＢモード送信回路からのアナログ出力信号を受けてＢモード走査ビームを前記生体内に発信し、その反射信号を受信する第１の探触子と、

(E) 生体の外壁にあてがい前記送信手段のドプラ送信回路からのアナログ出力信号を受けて超音波ビームを発信し、その反射信号を受信する第２の探触子と、

(F) 前記第１の探触子のＢモード走査信号の反射信号を受信するＢモード受信回路と、前記第２の探触子の超音波ビームの反射信号を受信するドプラ受信回路と、前記送受信制御手段からの制御信号を入力する受信手段と、

(G) 前記Ｂモード受信回路のアナログ出力信号を入力してディジタル信号に変換する第１のＡ－Ｄ変換器と、 20

(H) 前記ドプラ受信回路からアナログ出力を受けて、その信号に含まれる心臓弁信号から房室弁閉鎖信号を抽出する第１濾波手段と半月弁開放信号とを抽出する第２濾波手段と、

(I) 前記第１濾波手段からの出力と前記第２濾波手段からのアナログ出力信号を入力してディジタル信号に変換する第２のＡ－Ｄ変換器と、

(J) 前記第２のＡ－Ｄ変換器においてディジタル信号に変換された前記第１濾波手段からの出力を受ける第１記憶手段と、

(K) 前記第２のＡ－Ｄ変換器においてディジタル信号に変換された前記第２の濾波手段からの出力を受ける第２記憶手段と、 30

(L) 前記第１記憶手段の出力信号の時間軸上のピークの位置を受けて前記第１記憶手段の出力信号を房室弁閉鎖信号のピークの位置を示すものとして同定する手段と、

(M) 前記第２記憶手段の出力を受けて前記第２記憶手段の出力信号を半月弁開放信号のピークの位置を示すものとして同定する手段と、

(N) 前記第１と第２の信号同定手段の出力信号を入力して両信号の位置の間隔を計測する手段と、

(O) 前記第１のＡ－Ｄ変換器と、前記第１濾波手段の前記第１帯域フィルタの出力信号と、前記第２濾波手段の前記第２帯域フィルタの出力信号と、前記信号位置間計測手段との出力とを受信して心臓の２次元断層像を示す信号と前記房室弁閉鎖信号と前記半月弁開放信号とを、それぞれ標準テレビジョン信号に変換するディジタル・スキャン・コンバータと、 40

(P) 前記ディジタル・スキャン・コンバータからの出力信号を受信して前記心臓の２次元断層像と前記房室弁閉鎖信号と前記半月弁開放信号とを同時に表示する表示装置とから構成することを特徴とする。

【００２５】

【発明の実施の形態】

この発明の前記心収縮機能を分析する超音波ドプラ診断装置を、図面を参照して、その好ましい実施例について説明する。

【００２６】

図１はこの発明の第１の実施例としての超音波ドプラ診断装置１０の構成を示すブロック 50

図であって、診断装置 10 は入力手段 12 を具備する。この入力手段 12 は、例えばキーボードを操作することによって、B モード、連続波ドブラ・モード、あるいはパルス・ドブラ・モードのいずれかの信号を指定することができるように構成してあり、送受信制御手段 14 に連絡してある。

【0027】

送受信手段 14 は入力手段 12 で指定された信号に対応する超音波ビームを同時に形成して送受信することができるように構成してあり、送信手段 16 と受信手段 20 とに接続してある。

【0028】

送信手段 16 は B モード送信回路 17 とドブラ送信回路 18 とを具備し、B モード送信回路 21 は送受信制御手段 18 からの制御信号によってアレイ振動子の各素子の駆動を適切に遅延させ、超音波ビームを収束して、偏向させる信号を作成し、それを増幅して第 1 の探触子である B モード探触子 22 に送り、ドブラ送信回路 18 は送受信制御手段 14 からの制御信号によって超音波を照射する信号を第 2 の探触子であるドブラ探触子 24 に出力する。

【0029】

この場合に入力手段 12 において連続波ドブラの動作モードが指定されると、連続した一定周波数の超音波を照射させる信号がドブラ探触子 24 へ出力し、また入力手段 12 においてパルス・ドブラの動作モードが指定された場合には、生体内部に超音波パルスを繰り返し照射して、目標とする体内の反射体の位置および距離とを特定するための制御信号をドブラ探触子 24 内の送受信兼用振動子へ出力する。

【0030】

B モード探触子 22 は複数個の超音波振動素子を直線状もしくは円弧状に配列したアレイ振動子を具備する送受信兼用の探触子としてある。この B モード探触子 22 は生体の外壁にあてがい、その生体の内部に向けて超音波を照射し、生体の内部からの反射あるいは散乱された超音波のエコーを B モード・アナログ・エコー信号として受信する。この B モード 22 に含まれているアレイ振動子にセクタ方式の電子走査信号を与えることによって、B モード走査ビーム 23 が照射されて、扇形のセクタ走査が行われて 2 次元断層像の B モード画像の領域が形成される。

【0031】

第 2 の探触子、すなわちドブラ探触子 24 は送信用と受信用の超音波振動子を具備し、生体の外壁にあてがって心臓鼓動あるいは血液の流動など生体内部において動いているものに向けて超音波ビーム 25 を放射し、生体内部から反射または散乱された超音波エコーを受けて、アナログ信号としたドブラ・エコー信号を受信する。B モード探触子 22 の出力信号は受信手段 20 の B モード受信回路 26 に、ドブラ探触子 24 の出力信号は受信手段 20 のドブラ受信回路 27 にそれぞれ送られる。

【0032】

受信手段 20 は B モード受信回路 26 とドブラ受信回路 27 とを備え、B モード受信回路 26 は遅延回路と加算回路とから成る整相加算回路を具備し、B モード探触子 22 に含まれているアレイ振動子の各素子によって受信された B モードエコー信号を入力し、これら各素子からの受信信号を適当に遅延させて、整相加算処理を行い、B モード・データ信号として A - D 変換器 28 に送る。

【0033】

ドブラ受信回路 27 はミキサ回路と検波回路とを具備し、入力手段 12 において連続波ドブラの動作モードが指定された場合には、ドブラ探触子 24 に含まれている受信用振動子に受信されたドブラ・エコー信号を受信し、ドブラ効果により偏移したドブラ・エコー信号の周波数と送受信制御手段 14 より送られる送信周波数とを演算処理し、第 1 濾波手段 30 と第 2 濾波手段 34 に、それぞれドブラ・データ信号として出力する。

【0034】

また、ドブラ受信回路 27 はサンプル・ホールド回路を具備し、ドブラ受信回路 27 に入

力手段 12 によってパルス・ドブラの動作モードが指定された場合には、連続ドブラと同様なドブラ演算処理に加えて、距離分解能が加えられたドブラ・データ信号を第 1 濾波手段 30 と第 2 濾波手段 34 とにそれぞれ送る。なお、第 1 濾波手段 30 は第 1 帯域フィルタ 31 と、第 1 整流回路 32 と第 1 エンベロープ回路 33 とから構成され、第 2 濾波手段 34 は第 2 帯域フィルタ 35 と、第 2 整流回路 36 と第 2 エンベロープ回路 37 とによって構成してある。

【0035】

入力手段 12 で連続波ドブラの動作モードが指定されたときは、ドブラ探触子 24 に含まれる受信振動子で受信されたドブラ・エコー信号を受け、ドブラ効果により偏移したドブラ・エコー信号の周波数と送受信制御手段 14 から送られた送信周波数とをドブラ受信回路 27 に含まれるミキサ回路と検波回路でドブラ演算処理を行い、第 1 濾波手段 30 および第 2 濾波手段 34 へドブラ・データ信号として出力する。また、ドブラ受信回路 27 は入力手段 12 でパルス・ドブラの動作モードが指定されたときには、連続波ドブラと同様なドブラ演算処理に加えて、ドブラ受信回路 27 に含まれるサンプルホールド回路により距離分解能が与えられ、この距離分解能を含んだドブラ・データ信号を出力する。

【0036】

第 1 濾波手段 30 の第 1 帯域フィルタ 31 は、例えば照射する超音波周波数が 1 . 1 MHz のときには 110 乃至 300 Hz の帯域フィルタを具備するように構成しておき、ドブラ受信回路 27 から受けた心臓弁信号を含むドブラ信号を濾波して、第 1 整流回路 32 に送って整流し、第 1 エンベロープ回路 33 に送ってその包絡線を作成し、心臓の房室弁閉鎖信号 (Mc) を抽出して、この信号を A - D 変換器 42 に送る。また第 1 帯域フィルタ 31 において濾波された信号はデジタル・スキャン・コンバータ 38 を介して表示装置 40 に送られる。

【0037】

第 2 濾波手段 34 の第 2 帯域フィルタ 35 は、例えば照射する超音波周波数が 1 . 1 MHz のときには 110 乃至 300 Hz の帯域フィルタを具備するように構成しておき、ドブラ受信回路 27 から受けた心臓弁信号を含むドブラ信号を濾波して、第 2 整流回路 36 に送って整流し、第 2 エンベロープ回路 37 に送ってその包絡線を作成し、心臓の半月弁開放信号 (Ao) を抽出して、この信号を A - D 変換器 42 に送る。また第 2 帯域フィルタ 35 において濾波された信号はデジタル・スキャン・コンバータ 38 を介して表示装置 40 へ送られる。

【0038】

なお、第 1 濾波手段 30 の第 1 エンベロープ回路 33 と、第 2 濾波手段 34 の第 2 エンベロープ回路 37 のそれぞれの出力信号は A - D 変換器 42、第 1 記憶手段 44、第 2 記憶手段 46、第 1 信号同定手段 48、第 2 信号同定手段 50、および信号位置間計測手段 52 へ送られた後に、デジタル・スキャン・コンバータ 38 を介して表示装置 40 へ送られる。これら各手段の作用は、後述の胎児の心収縮機能の分析に関する動作の説明において詳細に述べる。

【0039】

B モード受信回路 26 からアナログ形式の B モード・データ信号を受信した A - D 変換器 28 は、この B モード・データ信号をデジタルに変換して、デジタル・スキャン・コンバータ 38 へ出力する。デジタル・スキャン・コンバータ 38 はこの受信信号によって 2 次元断層像を形成し、表示装置 40 へ送り 2 次元断層像の B モードを画像として表示する。

【0040】

次に、以上に説明したこの発明の超音波ドブラ診断装置 10 を使用して胎児の心臓の B モード画像を図 2 に示すように表示装置 40 に表示させ、その画像を観察しながら超音波ビームを胎児の心臓弁に照射して、心臓弁信号を検出して、胎児の心収縮機能を分析する動作について説明する。

【0041】

母体の腹壁に第1の探触子としてBモード探触子22をあてがい、図2に示すように母体内の胎児の心臓に向けてBモード走査ビーム23を照射する。それによって、胎児の心臓のBモード・エコー信号が探触子22に送られ、受信手段20に出力される。このBモード・データ信号はA-D変換器28、ディジタル・スキャン・コンバータ38において標準テレビジョン信号に変更されて、表示装置40に送られて、胎児の心臓のBモードの2次元断層画像60として表示される。

【0042】

胎児の心臓のBモード画像60には、図2に示すように、左心房61、左心室62、房室弁63、半月弁64、母胎の子宮壁65などが描写されている。操作者はこのBモード画像60を観察しながらドプラ探触子24を操作して、房室弁63および半月弁64を超音波ビーム25が同時に遮る方向へ容易に照射する。それによって、ドプラ探触子24に含まれる受信用振動子で受信されたドプラ・エコー信号は、図3に示すように、胎児の心臓内の房室弁63および半月弁64から反射された房室弁閉鎖信号(Mc)と半月弁開放信号(Ao)とを、同一の時間軸線上に表示するものになる。

10

【0043】

このドプラ・エコー信号はドプラ受信回路27に送られてドプラ演算処理された心臓弁信号を含むドプラ・データ信号として第1濾波手段31および第2濾波手段34に送り出されて、前述したとおりの経路をたどって表示装置40に送られ、第1帯域フィルタ31および第2帯域フィルタ35で各々濾波されたアナログ形式の房室弁閉鎖信号(Mc)および半月弁開放信号(Ao)の波形が胎児の心臓のBモード画像60と同時に表示される。

20

【0044】

そこで操作者は表示装置40上における胎児の心臓のBモード画像60を観察しながら、図3に示す同一時間軸上の房室弁閉鎖信号(Mc)と半月弁開放信号(Ao)との波形を同時に観察することができる。

【0045】

アナログ信号である房室弁閉鎖信号(Mc)と半月弁開放信号(Ao)とは、A-D変換器22により各々ディジタル信号に変換する。ディジタル信号に変換された房室弁閉鎖信号(Mc)は第1記憶手段44へ送られ、半月弁開放信号(Ao)は第2記憶手段46へ送られる。

【0046】

第1記憶手段44は、ディジタル信号に変換された房室弁閉鎖信号(Mc)を受け、この信号と共に補助信号としてその前後の房室弁閉鎖信号(Mc)が含まれる時間幅の信号を記憶する。

30

【0047】

第2記憶手段46はA-D変換器22によりアナログ信号からディジタル信号に変換された半月弁開放信号(Ao)を受け、この信号と共に補助信号としてその前後の半月弁開放信号(Ao)が含まれるような時間幅の信号を記憶する。

【0048】

次に、第1記憶手段44に記憶された房室弁63の閉鎖信号(Mc)とその補助信号とを、第1信号同定手段48に送り、時間軸上のピークの位置を房室弁閉鎖信号(Mc)の位置として同定する。半月弁64の開放信号(Ao)についても、同様に第2記憶手段46に記憶された半月弁開放信号(Ao)とその補助信号とを、第2信号同定手段50に送って、時間軸上におけるピークの位置を半月弁開放信号(Ao)の位置として同定する。

40

【0049】

同定された房室弁閉鎖信号(Mc)と半月弁開放信号(Ao)とは信号位置間計測手段52へ送られて、同一時間軸上における両信号の位置の時間間隔が計測され、等容性収縮期(Isometric Contraction Time:略記ICT)として出力される。これらの信号はディジタル・スキャン・コンバータ38を介して表示装置40に送られ、この発明の目的とする胎児心臓の等容性収縮期(ICT)を表示する。すなわち、図4に示すように、房室弁閉鎖信号(Mc)、半月弁開放信号(Ao)および等容性収縮

50

期（ICT）を同一時間軸上にデジタル表示する。

【0050】

この発明によれば、房室弁閉鎖信号（Mc）または半月弁開放信号（Ao）の周期を、信号位置間計測手段52に含まれる計数回路により測定し、心拍数を算出して表示装置40に表示することもできる。

【0051】

胎児心臓の等容性収縮期は、胎児の心収縮機能の分析の指標として使用される。等容性収縮期と、胎児の心拍数の変動、アシドーシス（酸性症）、低酸素症との関係についても研究が進められている。

【0052】

次にこの発明の第2の実施例を図5を参照して説明する。この超音波ドプラ診断装置100は、第1の探触子であるBモード探触子122と第2の探触子であるドプラ探触子124とを組み合わせることで一体にした幅の広い単一探触子126を具備するもので、その他の構成および動作は図1に示す第1の実施例について述べたと全く同一である。

【0053】

この発明の超音波診断装置100においては、Bモード探触子122とドプラ探触子124とを組み合わせることで一体に構成した幅の広い単一探触子126を使用するために、操作者が図1に示す第1のBモード探触子22とドプラ探触子24との、それぞれ別個の2個の探触子を、同時に生体にあてがう時の支障を解除し、単一探触子126を片手で的確に操作することができる。

【0054】

【発明の効果】

以上説明したように、この発明の心収縮機能を分析する超音波ドプラ診断装置および心収縮機能分析方法は次のような効果がある。

【0055】

従来の技術において、1個の探触子のみを備えた超音波診断装置では、Bモードの走査と超音波を照射しドプラ・エコー信号の受信とを交互に行っていたので、Bモードで2次元断層像を表示しながら生体内部の特定位置のドプラの波形を同時に表示することができたが、心臓弁信号を検出して同一時間軸上に房室弁閉鎖信号（Mc）と半月弁開放信号（Ao）とを抽出することはできなかった。

【0056】

また、従来のドプラ探触子だけを備えた超音波ドプラ診断装置では、例えば胎児の心臓内にある房室弁と半月弁との心臓弁に超音波を照射させるためには、母体内部の見えないところにある胎児の2つの心臓弁の方向と位置とを、ドプラ波形だけを観察しながら手探り状態で探さなければならず、母体の腹壁を介した胎児の心臓弁信号は非常に微弱であるため検出に熟練を要していた。

【0057】

これに対して、この発明においては、Bモードの走査とドプラの走査を第1と第2の探触子を用いて行うことにより、Bモードで心臓の2次元断層像をリアルタイムに確認しながら、心臓弁に向けて超音波を照射して、ドプラ・エコー信号を受診するので、2つの心臓弁の方向と位置とに極めて容易に超音波ビームを照射することができ、また同一時間軸上に房室弁閉鎖信号と半月弁開放信号とを抽出でき、しかもこの信号の時間間隔を計測することにより心臓の等容性収縮期が計測できる。従って、ドプラ心臓弁信号から極めて容易に心収縮機能を分析することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の心収縮機能を分析する超音波ドプラ診断装置の第1の実施例の構成を示す略ブロック図である。

【図2】この発明の装置により胎児の心収縮機能を分析するときの胎児心臓のBモード画像と超音波ビームを示す略図である。

【図3】この発明の装置によって、房室弁閉鎖信号（Mc）と半月弁開放信号（Ao）と

10

20

30

40

50

を同一時間軸上に表示した波形図である。

【図 4】この発明の装置において、房室弁閉鎖信号（M c）と半月弁開放信号（A o）と等容性収縮期（I C T）とを同一時間軸上に表示した波形図である。

【図 5】この発明の超音波ドプラ診断装置の第 2 の実施例を示す略ブロック図である。

【符号の説明】

1 0 ; 1 0 0 超音波ドプラ診断装置

1 2 入力手段

1 4 送受信制御手段

1 6 送信手段

1 7 B モード送信回路

1 8 ドプラ送信回路

2 0 受信手段

2 2 B モード探触子

2 3 B モード走査ビーム

2 4 ドプラ探触子

2 5 超音波ビーム

2 6 B モード受信回路

2 7 ドプラ受信回路

2 8 A - D 変換器

3 0 第 1 濾波手段

3 1 第 1 帯域フィルタ

3 2 第 1 整流回路

3 3 第 1 エンベロープ回路

3 4 第 2 濾波手段

3 5 第 2 帯域フィルタ

3 6 第 2 整流回路

3 7 第 2 エンベロープ回路

3 8 デジタル・スキャン・コンバータ

4 0 表示装置

4 2 A - D 変換器

4 4 第 1 記憶手段

4 6 第 2 記憶手段

4 8 第 1 信号同定手段

5 0 第 2 信号同定手段

1 2 2 B モード探触子

1 2 4 ドプラ探触子

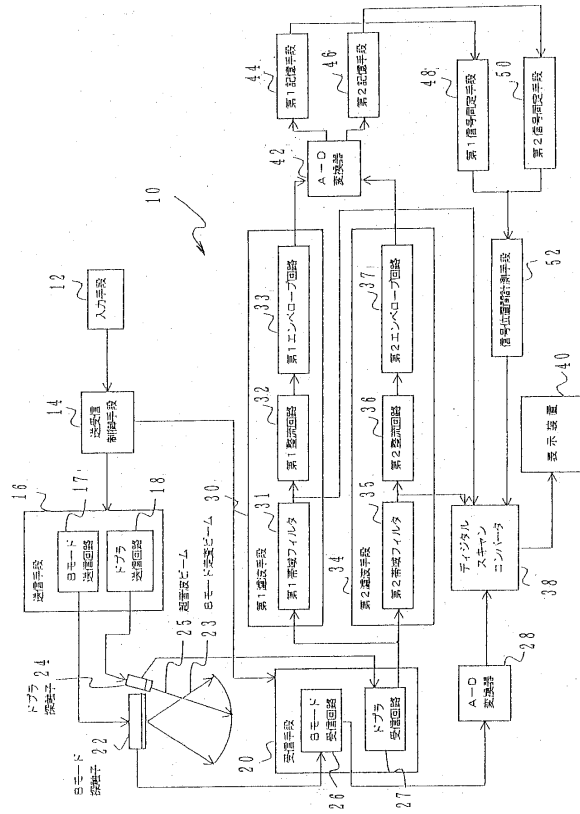
1 2 6 単一探触子

10

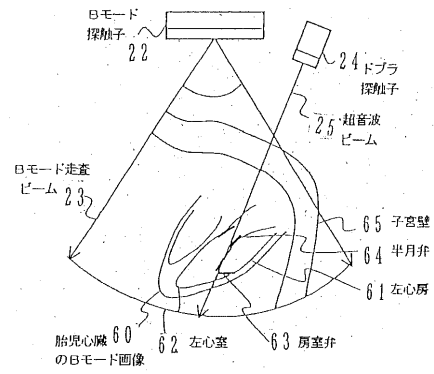
20

30

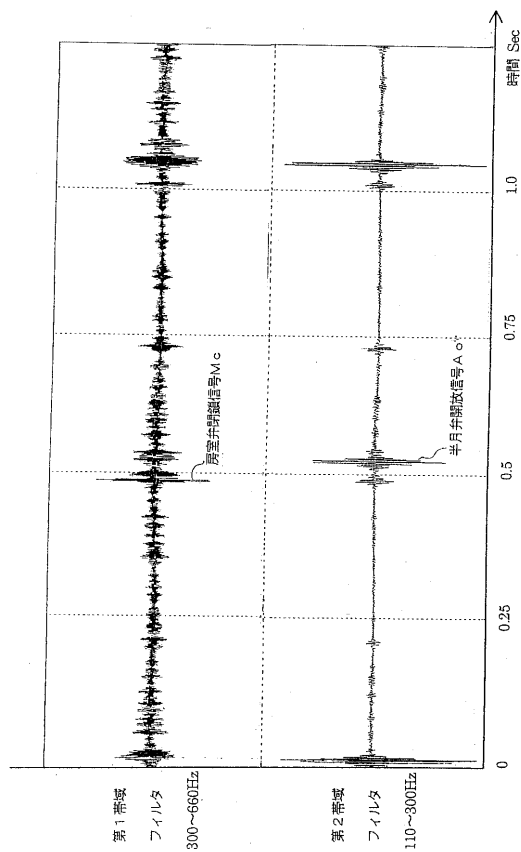
【図 1】



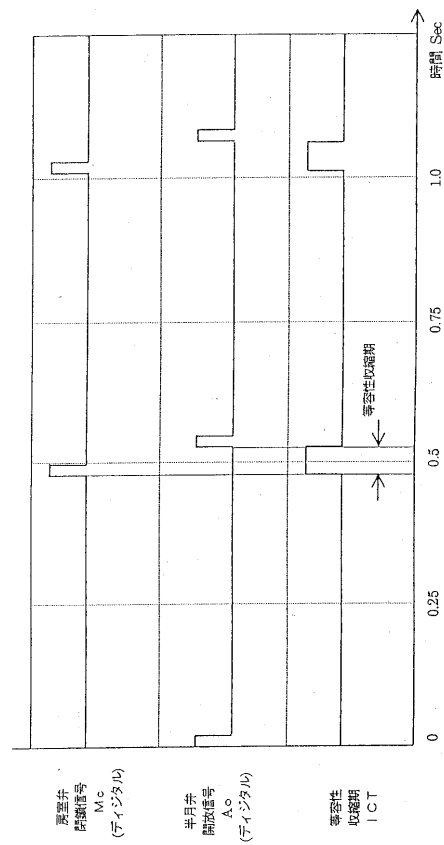
【図 2】



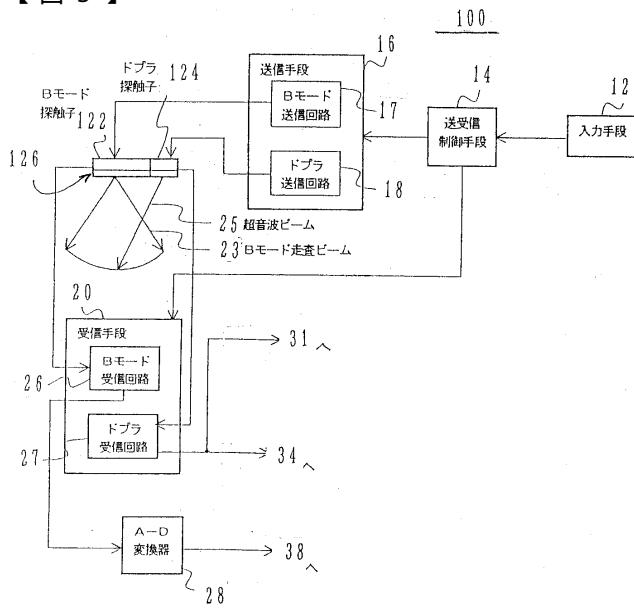
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 高橋 泰博

神奈川県横浜市緑区中山 3 2 9 - 1 駅前ハイツ 1 - 1 0 4

(72)発明者 安藤 俊弘

神奈川県横浜市港北区大曽根 3 - 7 - 2 ディアオール 1 - 2 0 5

F ターム(参考) 4C301 AA04 CC02 DD03 DD04 DD07 EE09 EE11 GA03 GB02 GB15
HH52 JB03 JB06 JB23 JB38 JB42 JC14 KK13 LL04 LL05
4C601 DD15 DE01 DE02 DE03 EE06 EE09 GA01 GA03 GB01 GB03
GB12 GB14 JB04 JB19 JB21 JB22 JB28 JB31 JB33 JB34
JB35 JB36 JB55 JC15 JC20 JC21 KK12 KK23 KK25 LL01
LL02 LL05

专利名称(译)	用于分析心脏收缩功能的装置		
公开(公告)号	JP2004057759A	公开(公告)日	2004-02-26
申请号	JP2002252021	申请日	2002-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	Toitsu		
申请(专利权)人(译)	トーイツ株式会社		
[标]发明人	中野仁雄 佐藤昌司 古賀剛 高橋泰博 安藤俊弘		
发明人	中野 仁雄 佐藤 昌司 古賀 剛 高橋 泰博 安藤 俊弘		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA04 4C301/CC02 4C301/DD03 4C301/DD04 4C301/DD07 4C301/EE09 4C301/EE11 4C301/GA03 4C301/GB02 4C301/GB15 4C301/HH52 4C301/JB03 4C301/JB06 4C301/JB23 4C301/JB38 4C301/JB42 4C301/JC14 4C301/KK13 4C301/LL04 4C301/LL05 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE06 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB12 4C601/GB14 4C601/JB04 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB55 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：获得一种通过同时检测心脏瓣膜信号，同时使用超声波观察心脏图像来分析心脏收缩功能的装置。 解决方案：第一个探头用于向心脏辐射超声波，检测回波信号，并显示心脏的B模式二维断层图像。通过在心跳信号上照射超声波来检测心脏瓣膜信号，并从这些信号中提取房室瓣关闭信号和弯月面瓣打开信号，并将这两个信号放置在同一时间轴上，并检测心脏的B模式。它与二维断层图像同时显示。[选型图]图1

