

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 276070

(P2001 - 276070A)

(43)公開日 平成13年10月9日 (2001.10.9)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

タームコード* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2000 - 92889(P2000 - 92889)

(71)出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(22)出願日 平成12年3月30日(2000.3.30)

(72)発明者 反中 由直

神奈川県横浜市港北区綱島東4丁目3番1号

松下通信工業株式会社内

(74)代理人 100059959

弁理士 中村 稔 (外 9 名)

Fターム (参考) 4C301 DD01 DD04 EE08 EE09 EE20

HH27 HH32 HH37 HH38 HH46

HH48 HH53 HH56 JB24 JB26

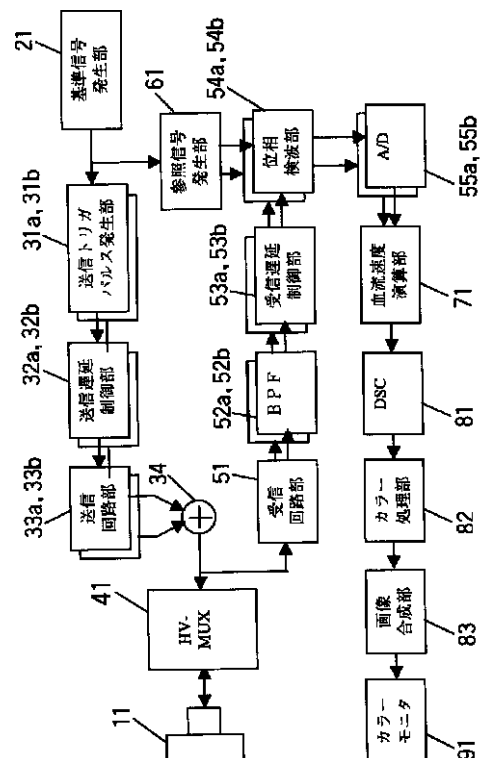
JB38 JC13 KK02

(54)【発明の名称】 超音波ドプラ診断装置

(57)【要約】

【課題】 生体内の2次元平面に分布した複数の部位について血流速度の計測を異なる参照周波数で行う超音波ドプラ診断装置を提供する。

【解決手段】 異なる周波数の送信トリガパルス信号を同時に生成する送信トリガパルス信号発生手段 (21, 31 a, 31 b)、各々の送信トリガパルス信号について独立に遅延制御する送信遅延制御手段 (32 a, 32 b)、異なる周波数の高電圧の送信信号を重ね合わせて同時に送信する送信手段 (33 a, 33 b, 34)、超音波エコーを受信する受信手段 (51)、通過周波数帯域が異なるバンドパスフィルタ (52 a, 52 b)、周波数帯域が異なる受信信号について独立に遅延制御する受信遅延制御手段 (53 a, 53 b)、互いに異なる参照周波数で位相検波する位相検波手段 (61, 54 a, 54 b) 及び検波信号から血流速度を演算する血流速度演算手段 (71) を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波探触子群から生体内に超音波を送波し、血流からの超音波エコーに生ずるドプラシフト周波数を検出して血流速度を計測する超音波ドプラ診断装置において、複数の超音波音響線を形成する手段と、前記複数の超音波音響線についてそれぞれ周波数、向きおよび焦点を独立して同時に制御する手段と、生体内の複数の部位における血流速度を異なる参照周波数で同時に計測する手段とを備える超音波ドプラ診断装置。

【請求項 2】 超音波探触子群から生体内に超音波を送波し、血流からの超音波エコーに生ずるドプラシフト周波数を検出して血流速度を計測する超音波ドプラ診断装置において、

少なくとも 2 種類の異なる周波数の送信トリガパルス信号を同時に生成するための複数の送信トリガパルス信号発生手段と、

前記複数の送信トリガパルス信号について独立に遅延制御する複数の送信遅延制御手段と、

前記複数の送信トリガパルス信号に応じた高電圧の送信信号を重ね合わせて同時に送信する送信手段と、

生体内からの超音波エコーを受信する受信手段と、

前記受信手段から得られる受信信号について周波数分別を行う少なくとも 2 種類の複数のバンドパスフィルタ (B P F) と、

前記複数の BPF で分別された複数の受信信号について独立に遅延制御する複数の受信遅延制御手段と、

前記複数の受信遅延制御手段で制御された複数の受信信号をそれぞれ異なる参照周波数で位相検波する複数の位相検波手段と、

前記位相検波手段で得られる複数の検波信号から血流速度を同時に演算する血流速度演算手段とを備え、

同時に複数の超音波音響線を形成し、個々の超音波音響線について周波数帯域、向きおよび焦点位置を独立に制御し、かつ異なる参照周波数で生体内の複数部位における血流速度を同時に計測することを特徴とした超音波ドプラ診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 又は 2 に記載の超音波ドプラ診断装置において、前記複数部位における血流速度について個々に異なる色で波形表示するカラー処理手段と、各々の波形をひとつの表示スケール内に合成する画像合成手段とを備え、複数部位における血流速度をカラーで色分けした合成画像として提供することを特徴とした超音波ドプラ診断装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波探触子群から生体内に超音波を送波し、血流からの超音波エコーに生ずるドプラシフト周波数を検出して血流速度を計測する超音波ドプラ診断装置、特に、生体内の超音波エコー信号を位相検波手段において位相検出し、その位相から

生体内の血流速度を演算し、その演算結果を表示することができる超音波ドプラ診断装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】心臓機能の診断を目的とした循環器系の超音波診断は、現在の汎用超音波ドプラ診断装置の主要機能である B モード機能、M モード機能を用いた形状診断、F F T パルスドプラ機能、カラードプラ機能を用いた血流速度診断の結果を用いて行っている。B モード機能では、心臓の断面像から心室の長軸および短軸径や断面積などの計測を、M モード機能では、心室内径や隔壁厚みなどの時間的変化の計測、F F T ドプラ機能およびカラードプラ機能では、主に疾患部位の血流速度の計測が行われる。

【 0 0 0 3 】ここで弁膜症として閉鎖不全症を例にすれば、一般に疾患部位における血液の逆流は高速血流であり、逆流到達範囲先端では遅い血流となるので、逆流分布の計測においては装置の流速計測範囲を切り替える必要がある。一般に、超音波ドプラ診断装置のドプラ機能における最大検出速度 V_{max} は式 1 で与えられるように超音波パルス繰り返し周波数 P R F に比例する。

$$V_{max} = \frac{C}{4 f_R \cos \theta} P R F$$

(式 1)

ここで、

C : 音速

f_R : 参照周波数

θ : 血流と超音波音響線の成す角度

一方、最大検出深度 D_{max} は装置の超音波パルス繰り返し周波数 P R F に反比例するので、最大検出速度 V_{max} とは反比例の関係にある。

$$V_{max} D_{max} = \frac{C^2}{8 f_R \cos \theta}$$

(式 2)

最大検出速度 V_{max} を大きくするためには P R F を高く設定すれば良いが、前記式 2 の関係から最大検出速度 V_{max} を大きくすると最大検出深度 D_{max} が低下してしまう。

前記弁膜症として大動脈弁閉鎖不全症を例にした場合、一般に心先部からの走査を行うが、左心室は大動脈よりも超音波探触子群の近くに位置し、大動脈弁から漏れ出す逆流は超音波探触子群に向かう方向で左心室内に分布する。閉鎖不全部位では高速の逆流となり、超音波探触子群に近づくほど速度は低下する。この場合の血流速度の計測においては、超音波探触子群から離れた深い部位における最大検出速度 V_{max} を大きくしたいがために超音波繰り返し周波数 P R F を高く設定するが、前期最大検出深度 D_{max} がこれに相反して低下するために計測不可能な場合がある。そこで、高速な血流計測には D_{max} の低下を無視し、残留エコーを逆利用する H P R F (H

10
20
30
40
50

i - PRF) が良く使われる。一方、逆流到達先端部は超音波探触子群の近くに位置しかつ遅い血流となることから、PRF を低く設定し直し参照周波数 f_r を高く設定するという煩雑な操作が要求される。

【0004】このように、前記閉鎖不全部からの逆流分布の計測においては複数の部位における血流速度を計測するが、これらを同時に計測したいという要求がある。しかしながら、現在の超音波ドプラ診断装置のパルスドプラ法では上記のように超音波パルス繰り返し周波数 PRF および参照周波数 f_r を煩雑に切り替える必要がある。このために現在は連続ドプラ計測法が良く利用されるが、原理的に距離分解能が悪いかあるいは全く有さず、一つの超音波音響線上に存在する部位すべての血流速度が混合した状態で計測される。そのため各部位の血流速度を分離して計測することが不可能であり、また超音波音響線の軸上に位置する部位の血流速度しか計測できないため、方位方向に隔てた部位での血流速度を同時に計測することができないという問題がある。

【0005】一方、特開平 10-165400 号公報に報告される発明においては、2 次元平面内の血流分布を計測可能とするが、主に血管壁あるいは壁内プラークの運動速度を対象にしており、送受される超音波音響線を方位方向へ走査することで隔てた部位における運動速度を計測するので、事実上一部位における血流速度の計測については PRF の低下を招くことから高速の血流については不利であるという問題を有する。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】弁膜症の診断においては 2 次元に分布した複数の部位における血流速度を異なる参照周波数で同時に計測したいという要求がある。すなわち、前記式 2 における V_{max} と D_{max} の積に着目すると、前記大動脈弁閉鎖不全症の例からも、深い部位での高速血流の計測を可能とするためには V_{max} と D_{max} の積を大きくすることが必要となり、高い PRF に設定するほか参照周波数 f_r を低くする必要がある。一方超音波探触子群に近い部位の比較的低い速度の血流については V_{max} と D_{max} の積を小さくすることができるので、PRF の設定は変えずに参照周波数 f_r を高くすることで計測周波数分解能を高めることができる。これにより、異なる参照周波数 f_r で複数の (最低 2 つの) 超音波音響線を形成できれば、同時に複数の血流速度を計測することが可能となる。

【0007】本発明は、このような課題を解決するものであり、生体内の 2 次元に分布した複数の部位からの血流速度の計測を異なる参照周波数で行うことができる超音波ドプラ診断装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、超音波探触子群から生体内に超音波を送波し、血流からの超音波エコー

ーに生ずるドプラシフト周波数を検出して血流速度を計測する超音波ドプラ診断装置において、複数の超音波音響線を形成する手段と、前記複数の超音波音響線についてそれぞれ周波数、向きおよび焦点を独立して同時に制御する手段と、生体内の複数の部位における血流速度を異なる参照周波数で同時に計測する手段とを備えることを特徴とする。

【0009】また、本発明は、超音波探触子群から生体内に超音波を送波し、血流からの超音波エコーに生ずるドプラシフト周波数を検出して血流速度を計測する超音波ドプラ診断装置において、少なくとも 2 種類の異なる周波数の送信トリガパルス信号を同時に生成するための複数の送信トリガパルス信号発生手段と、前記複数の送信トリガパルス信号について独立に遅延制御する複数の送信遅延制御手段と、前記複数の送信トリガパルス信号に応じた高電圧の送信信号を重ね合わせて同時に送信する送信手段と、生体内からの超音波エコーを受信する受信手段と、前記受信手段から得られる受信信号について周波数分別を行う少なくとも 2 種類の複数のバンドパスフィルタ (BPF) と、前記複数の BPF で分別された複数の受信信号について独立に遅延制御する複数の受信遅延制御手段と、前記複数の受信遅延制御手段で制御された複数の受信信号をそれぞれ異なる参照周波数で位相検波する複数の位相検波手段と、前記位相検波手段で得られる複数の検波信号から血流速度を同時に演算する血流速度演算手段とを備え、同時に複数の超音波音響線を形成し、個々の超音波音響線について周波数帯域、向きおよび焦点位置を独立に制御し、かつ異なる参照周波数で生体内の複数部位における血流速度を同時に計測することを特徴とする。

【0010】このような構成により、互いに異なる周波数帯域で形成される複数の超音波音響線の向きと焦点を自由に制御することができ、複数の血流速度を同時に計測することが可能となる。したがって、生体内の 2 次元に分布した複数の部位からの血流速度の計測を複数の参照周波数で行うことができる。

【0011】前記超音波ドプラ診断装置において、さらに、前記複数部位における血流速度について個々に異なる色で波形表示するカラー処理手段と、各々の波形をひとつの表示スケール内に合成する画像合成手段とを備え、複数部位における血流速度をカラーで色分けした合成画像を提供するように構成してもよい。このような構成により、複数の血流速度をカラーで合成した波形表示を行うことが可能となり、定量的診断の効率および視覚で把握する定性的診断の効率の両方が向上する。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態について、図 1 から図 7 を用いて説明する。

【0013】図 1 に示すように、超音波探触子群 11 は、生体への超音波の送受信を行う。以下超音波の送信

について説明する。基準信号発生部21にて発生する基準クロック信号CKを2つの同じ回路構成からなる送信トリガパルス発生部31a, 32bが入力し、送信トリガパルス発生部31a, 32bは分周カウンタから構成され、異なる周波数(f_{ra} および f_{rb})の2種類の送信トリガパルス信号TRaおよびTRbを出力する。この様子を図2に示す。ここでは送信トリガパルス発生部31aの分周比を2、パルス列の波数を4とし、送信トリガパルス発生部31bの分周比を1、パルス列の波数を8とした例を示す。送信遅延制御部32a, 32bは送信超音波音響線の向きと焦点を制御するための電子フォーカスの機能を有し、それぞれに入力された送信トリガパルス信号TRaおよびTRbをトリガとして送信遅延トリガパルス信号DTRaおよびDTRbをそれぞれ出力する。

【0014】一般に超音波ドプラ診断装置は超音波探触子群に対して同時に複数チャンネルの送受信を行うので、例えばNチャンネルの送受信の場合は送信遅延トリガパルス信号DTRaはDTRa₁、DTRa₂、...、DTRa_NというNチャンネルの信号群で構成され、あらかじめ設定された送信超音波音響線の向きと焦点に応じた遅延時間差を持ちながら出力される。送信遅延トリガパルス信号DTRbについても同様である。

【0015】図2に示す送信遅延トリガパルス信号DTRa_mおよびDTRb_mはそれぞれ代表のmチャンネル目の信号を示している。送信遅延制御部32a, 32bはそれぞれNチャンネル分の送信遅延トリガパルス信号DTRaおよびDTRbを送信回路部33a, 33bへ出力する。送信回路部33a, 33bは送信遅延トリガパルス信号DTRaおよびDTRbをトリガとしてそれぞれNチャンネル分の高電圧送信信号TXa₁、TXa₂、...、TXa_NおよびTXb₁、TXb₂、...、TXb_Nを出力する。

【0016】図2ではそれぞれ代表の1チャンネルをTXa_mおよびTXb_mとして示す。各高電圧送信信号は加算部34でそれぞれ加算されTXa₁+TXb₁、TXa₂+TXb₂、...、TXa_N+TXb_Nとして高電圧HV-MUX41(高電圧信号岐路選択部)へ入力され、HV-MUX41からはNチャンネル分の送信信号を超音波探触子群11の所望のチャンネルへ出力する。

【0017】図2に加算された高電圧送信信号のうちmチャンネル目をTX_mとして示す。これらNチャンネルの高電圧送信信号群は送信トリガパルス発生部31a, 31bで制御される2種類の周波数を含み、かつ送信遅延制御部32a, 32bで制御される遅延時間に応じた2種類の電子フォーカス制御を受けた信号が合成されたものとなる。これにより超音波探触子群11からは、周波数帯域、向き、焦点位置の異なる2種類の超音波送信音響線が形成される。

【0018】図3は超音波探触子群として電子セクタ型

を用いた場合の心臓の大動脈弁逆流の計測を例にした模式図であり、2種類の超音波音響線LaおよびLbが独立に形成される様子を示している。

【0019】次に超音波エコーの受信について説明する。

【0020】図4は超音波探触子群としてリニアアレイ型を用いた場合の頸動脈プラークによる狭窄病変部における血流計測を例にした模式図であり、超音波音響線LaおよびLbにおける超音波エコーの帯域特性を示す。図1において超音波エコーは超音波探触子群11で受信され電気信号に変換される。HV-MUX41では超音波探触子群のチャンネルを選択して受信信号を増幅器で構成される受信回路部51へ伝える。ここで受信回路部51は2つの超音波音響線LaおよびLbからの受信信号EaおよびEbを同時に受信したことになる。

【0021】受信回路部51で増幅した受信信号はBPF52a, 52bで周波数分別がなされ、受信遅延制御部52a, 53bへ分配される。受信遅延制御部53a, 53bでは超音波音響線LaおよびLbについて受信電子フォーカスを行うとともに音響線の向きを制御する。これにより超音波音響線LaおよびLbについて超音波受信音響線を同時にかつ独立に形成したことになる。

【0022】次に血流速度の検出について説明する。検波用の参照信号REFaおよびREFbは、分周カウンタで構成される参照信号発生部61で前記基準信号CKを分周して生成され、位相検波部54a, 54bに入力される。図2の例では前記基準信号CKの2分周がREFa、1分周がREFbを示している。ここで、参照信号REFaと前記送信トリガパルス信号TRaとは周波数が f_{ra} で同じであり、参照信号REFbと送信トリガパルス信号TRbも同じ周波数 f_{rb} としている。

【0023】図5に受信信号が有する周波数帯域、BPFの通過帯域特性および参照信号の関係を示す。周波數位相検波部54a, 54bは超音波音響線LaとLbに分別された受信信号を前記受信遅延制御部53a, 53bから入力し、それぞれについて参照信号REFaおよびREFbで位相検波を行うことで、血流の速度に相当する位相シフト(ドプラシフト)信号を検出する。位相検波部54a, 54bで検出されたこの位相シフト信号はA/D55a, 55bでデジタル信号に変換されて、血流速度演算部71に入力される。

【0024】図5についてさらに詳述すると、図5は、超音波エコーを受信してから、位相検波するまでを説明するための説明図である。本発明の実施の形態によれば、参照波信号REFaおよびREFbの周波数は f_{ra} および f_{rb} としている。受信信号(電気信号)Eaが有する周波数成分は、 f_{ra} を中心としてある帯域(超音波の帯域特性に依存して決まる)分布する。Ebの周波数成分も f_{rb} を中心として分布する。

【0025】本発明ではこのE aおよびE bは同時に受信することが特徴の一つなので、受信信号はE a + E bという一つの電気信号である。この一つの電気信号E a + E bは図5上に示すような周波数帯域を有する。このような帯域をもつ電気信号をE aおよびE bに分離する手段としてB P Fを使う。つまり、E aのみを通過させるB P F aと、E bのみを通過させるB P F bを具備することで、E a + E bという一つの信号をE aおよびE bに分離する。このためB P Fの通過帯域特性として要求される特性は図5に示すとおりであり、B P F aとし

ては f_{ra} を中心として、E aの帯域特性と同程度の帯域を有することが必要である。B P F bについても同様である。

【0026】E aおよびE bに分離された後に位相検波を行うが、それぞれ異なる周波数の参照波信号で位相検波を行う。E aについては周波数 f_{ra} のみを有する参照波信号R E F aで位相検波を行い、E bについては周波数 f_{rb} のみを有する参照波信号R E F bで位相検波を行う。

【0027】図3および図4に示すサンプルボリューム内の血流速度は血流速度演算部71でFFT演算により算出される。これにより、2つの超音波音響線L aおよびL bのサンプルボリューム内の血流速度を異なる参照周波数 f_{ra} および f_{rb} で独立に計測したことになる。

【0028】以上のように本発明の実施の形態によれば、複数の超音波音響線について、周波数帯域、向きおよび焦点を同時にかつ独立に制御し、異なる参照周波数で複数の血流速度を同時に計測することが可能となる。図3に示す大動脈弁逆流の速度分布計測において、閉鎖不全症の場合は逆流が高速となるが、超音波音響線L aを逆流噴出部位に、超音波音響線L bを心先部近くに位置させることで、高速な逆流は低い参照周波数 f_{ra} で、逆流到達端部における遅い血流は高い参照周波数 f_{rb} で同時に計測することが可能となる。

【0029】なお、図1は2種類の超音波音響線を同時に形成するための例であるが、図中の並列処理のブロック部についてブロック数を追加すればさらに多くの超音波音響線を同時に形成することができる。また、送信信号の波数は限定されるものではないため、本発明における実施の形態で、連続波ドプラ法による血流速度の計測も可能である。さらに、個々の超音波音響線についてP R Fを共通にする必要もなく、例えば、送信トリガパルス発生部31 aおよび31 bの分周カウンタのイネーブルを操作することで、超音波音響線L aのP R Fを超音波音響線L bのそれに対して定数倍に設定することも可能である。

【0030】図1において、血流速度演算部71で処理された2つの血流速度データはD S C (デジタルスキャンコンバータ) 81にて波形としてテレビラスタに合わせた映像表示形態に変換されてカラー処理部82で色

*温度変調される。カラー処理された2つの血流速度波形は画像合成部83で合成されてカラーモニター91に血流速度波形として表示される。本発明の実施の形態によれば図6および図7に示す表示方法を実現する。

【0031】図6は図4に示した頸動脈狭窄病変部において2種類の超音波音響線から得られた血流速度をそれぞれ独立して同時に表示した例である。これに対して図7は同様に得られた血流速度を重畳して表示した例である。ここで、超音波音響線L aで検出した血流の速度波形を白色に、超音波音響線L bで検出した血流の速度波形を緑色に表示して、狭窄部位とその後部とでの血流速度が色表示で識別しやすくする。

【0032】本発明の実施の形態によれば、得られた複数の血流速度を合成表示した場合、各超音波音響線から得られた血流速度をそれぞれ色で識別できるので、計測結果を判断しやすくする。図4の場合、狭窄部位におけるジェット流と狭窄後部における乱流について、時間的な相関を定性的に把握しやすくするという利点がある。また、図3の場合で大動脈弁狭窄症の弁口面積計測のときは、超音波音響線L aのサンプルボリュームを大動脈弁の狭窄部に、超音波音響線L bのサンプルボリュームを大動脈弁の左室流出路側に位置し、双方の血流速度を同時に重畳して表示することで、連続の式(連続する流路において2点の血流量は保存される)から後に定量的に推測される弁口面積を、計測中に定性的に判断しやすくする利点がある。

【0033】

【発明の効果】以上のように本発明によれば、複数の超音波音響線について、周波数、向きおよび焦点を独立して同時に制御し、生体内の複数の部位における血流速度を異なる参照周波数で同時に測定するので、生体内で速度の異なる複数の血流速度を計測する場合、血流速度を同時に計測することが可能である。また、複数の血流速度をカラーで合成した波形表示を行うので、定量的診断の効率および視覚で把握する定性的診断の効率の両方が向上するという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態における超音波ドプラ診断装置の構成を示すブロック図

【図2】図1の各部の信号波形を示す図

【図3】複数の超音波音響線が同時に形成される一例を心臓の診断について示す模式図

【図4】複数の超音波音響線が同時に形成される一例を頸動脈の診断について示す模式図

【図5】受信信号の周波数成分、バンドパスフィルタ(B P F)の通過帯域特性および位相検波の参照周波数の関係について一例を示す図

【図6】計測された複数の血流速度を分離して同時に表示する一例を示す模式図

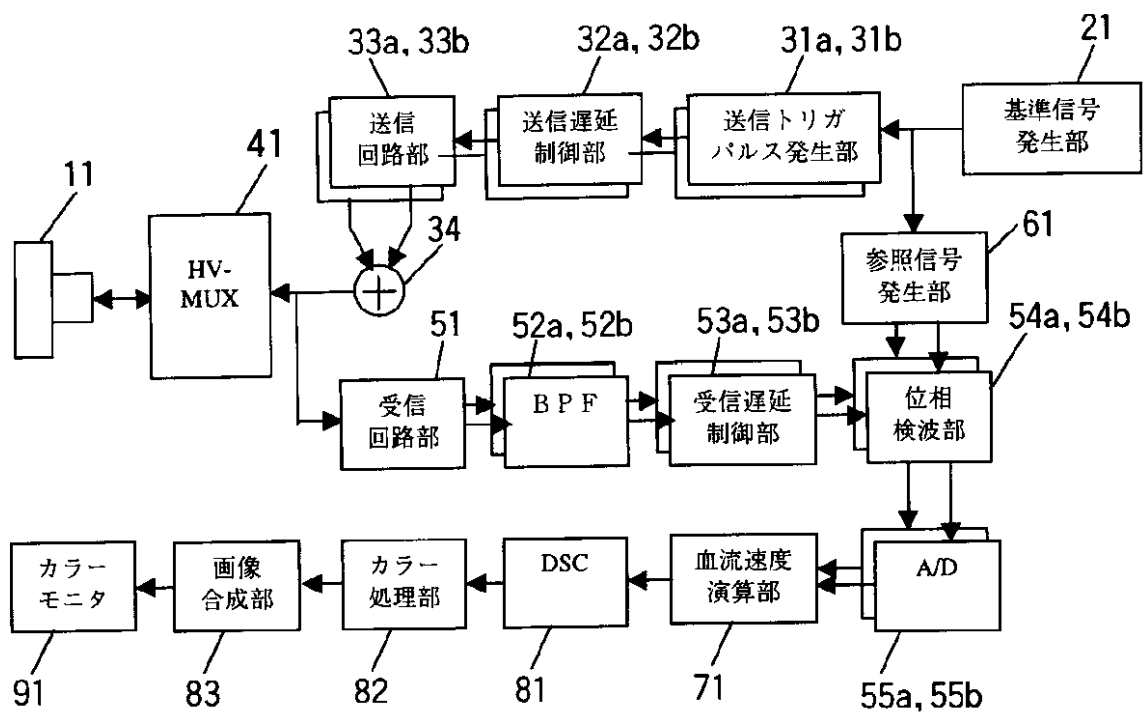
【図7】計測された複数の血流速度を重畳して同時に表

示する一例を示す模式図

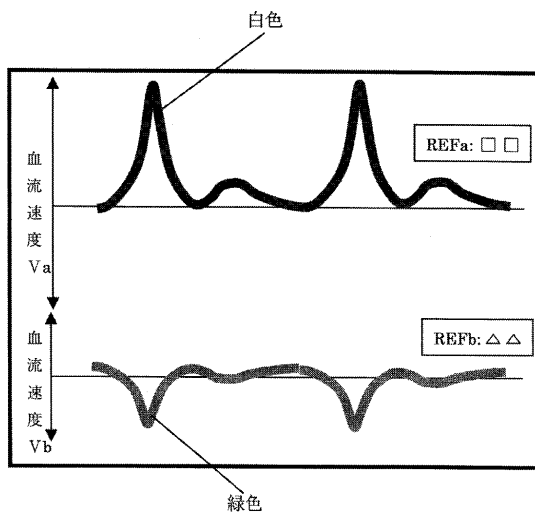
【符号の説明】

- 1 1 超音波探触子群
- 2 1 基準信号発生部
- 3 1 a , 3 1 b 送信トリガパルス発生部
- 3 2 a , 3 2 b 送信遅延制御部
- 3 3 a , 3 3 b 送信回路部
- 3 4 加算部
- 4 1 HV - MUX
- 5 1 受信回路部
- * 5 2 a , 5 2 b BPF
- 5 3 a , 5 3 b 受信遅延制御部
- 5 4 a , 5 4 b 位相検波部
- 5 5 a , 5 5 b A/D
- 6 1 参照信号発生部
- 7 1 血流速度演算部
- 8 1 DSC
- 8 2 カラー処理部
- 8 3 画像合成部
- * 10 9 1 カラーモニタ

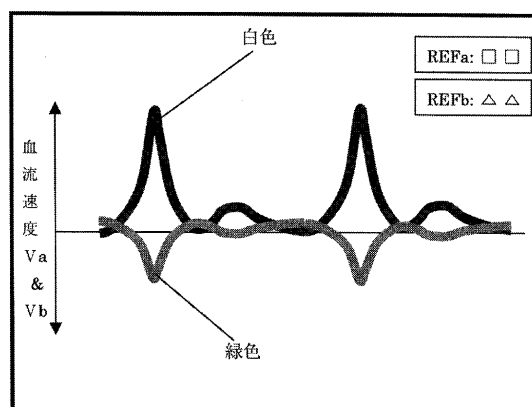
【図1】



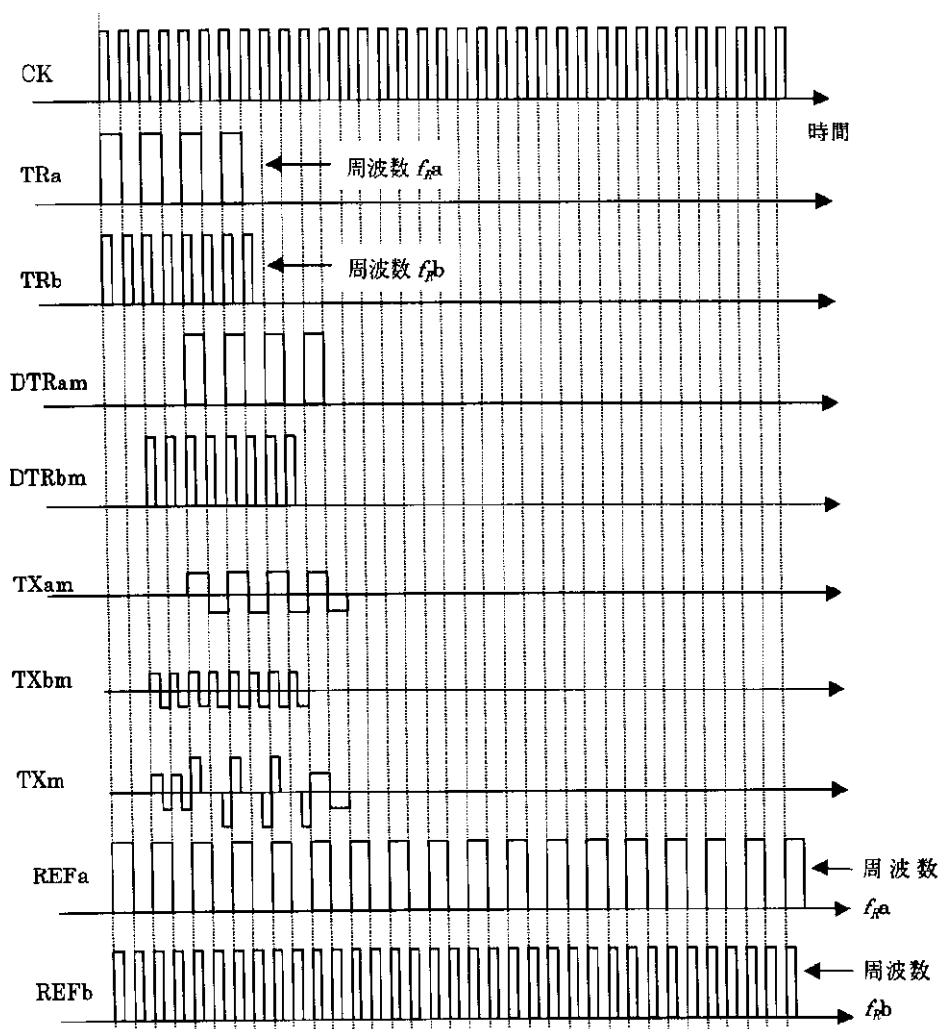
【図6】



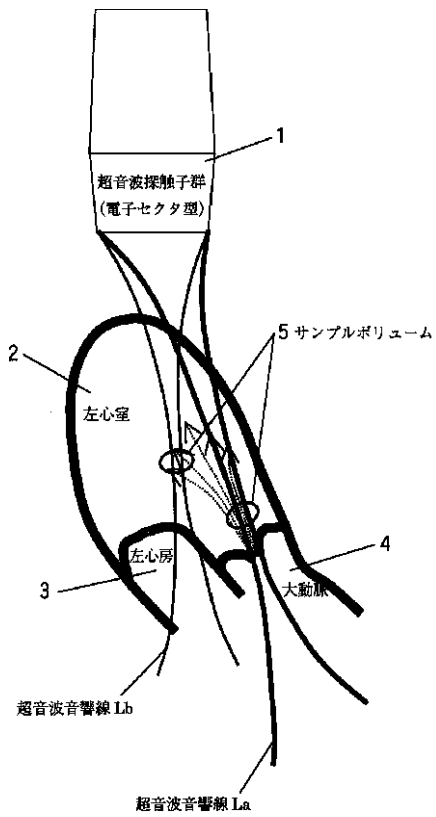
【図7】



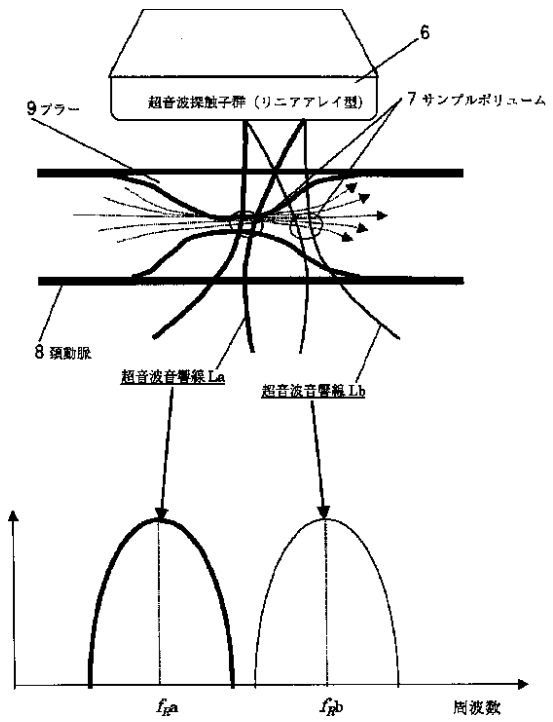
【図2】



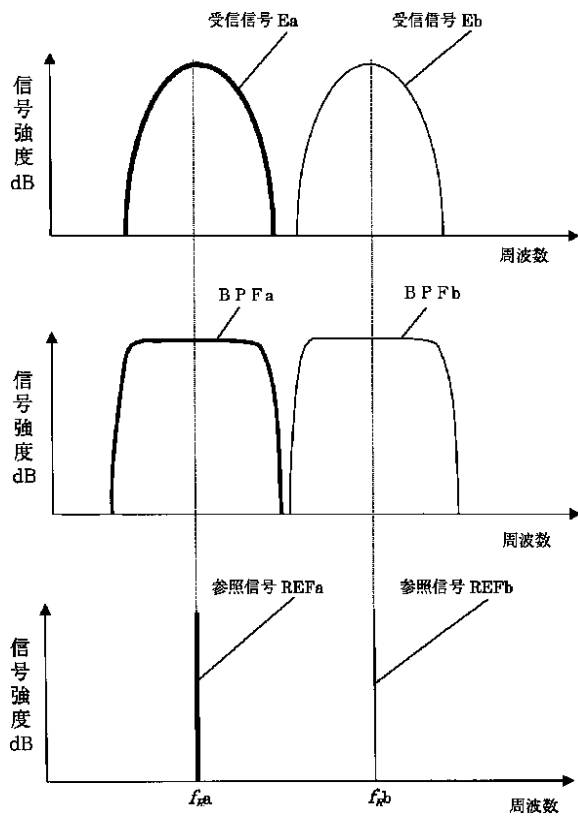
【図3】



【図4】



【図5】



专利名称(译)	超声多普勒诊断装置		
公开(公告)号	JP2001276070A	公开(公告)日	2001-10-09
申请号	JP2000092889	申请日	2000-03-30
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	反中由直		
发明人	反中 由直		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE08 4C301/EE09 4C301/EE20 4C301/HH27 4C301/HH32 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/HH46 4C301/HH48 4C301/HH53 4C301/HH56 4C301/JB24 4C301/JB26 4C301/JB38 4C301/JC13 4C301/KK02 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE06 4C601/HH01 4C601/HH27 4C601/HH36 4C601/JB26 4C601/JB31 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK17		
其他公开文献	JP2001276070A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声多普勒诊断设备，该超声多普勒诊断设备以不同的参考频率同时测量活体中二维平面中分布的多个位置处的血流速度。 解决方案：用于同时生成不同频率的传输触发脉冲信号的传输触发脉冲信号生成装置（21、31a、31b），以及用于独立地延迟控制每个传输触发脉冲信号的传输延迟控制装置（32a、32b）。，用于同时发送不同频率的高压发送信号的发送装置（33a、33b、34），用于接收超声波回波的接收装置（51），具有不同的通过频带的带通滤波器（52a、52b），用于独立地控制具有不同频带的接收信号的延迟的接收延迟控制装置（53a、53b），用于在互不相同的基准频率下进行相位检测的相位检测装置（61、54a、54b）以及来自检测信号的血流速度。提供用于计算的血流速度计算装置（71）。

