

(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2002 - 17725

(P2002 - 17725A)

(43)公開日 平成14年1月22日(2002.1.22)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (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 6 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2000 - 208438(P2000 - 208438)

(22)出願日 平成12年7月10日(2000.7.10)

(71)出願人 000112602

フクダ電子株式会社

東京都文京区本郷3丁目39番4号

(72)発明者 坪根 泉

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

(72)発明者 中川 行雄

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

(74)代理人 100094330

弁理士 山田 正紀 (外 2 名)

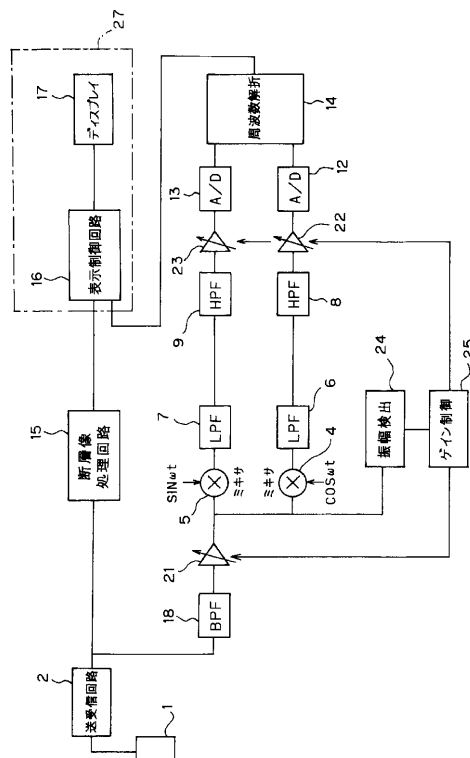
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波ドップラ診断装置

(57)【要約】

【課題】血流速度などを計測する超音波ドップラ診断装置のS N比を改善し、良好な品質の画像を表示する。

【解決手段】超音波ドップラ診断装置において、第1の増幅器と第2の増幅器が可変増幅器であって、受信信号の振幅を検出する振幅検出器と、振幅検出器で検出された受信信号の振幅に基づいて、第1の増幅器の増幅率を、第1の増幅器から飽和を免れた振幅レベルの受信信号が出力される増幅率に調整すると共に、第1の増幅器の増幅率と第2の増幅器の増幅率とを合わせた全体の増幅率が所定の増幅率となるように第2の増幅器の増幅率を調整するゲイン制御部とを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】生体内に超音波を送波し該生体内で反射して戻ってきた超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信部と、該超音波送受信部で得られた受信信号を増幅する第 1 の増幅器と、該第 1 の増幅器で増幅された後の受信信号から前記生体内で超音波が反射する際に生じた周波数のドップラシフトに起因する信号成分であるドップラ信号を抽出するドップラ抽出部と、該ドップラ抽出部で抽出されたドップラ信号を増幅する第 2 の増幅器と、該第 2 の増幅器から出力されたドップラ信号に基づく画像を出力する画像出力部とを備えた超音波ドップラ診断装置において、
前記第 1 の増幅器および前記第 2 の増幅器が可変増幅器であって、前記受信信号の振幅を検出する振幅検出器と、該振幅検出器で検出された前記受信信号の振幅に基づいて、前記第 1 の増幅器の増幅率を、該第 1 の増幅器から飽和を免れた振幅レベルの受信信号が出力される増幅率に調整すると共に、前記第 1 の増幅器の増幅率と前記第 2 の増幅器の増幅率とを合わせた全体の増幅率が所定の増幅率となるように前記第 2 の増幅器の増幅率を調整するゲイン制御部とを備えたことを特徴とする超音波ドップラ診断装置。

【請求項 2】前記ドップラ抽出部が、前記第 1 の増幅器で増幅された後の受信信号と所定の参照信号とを掛け合わせるミキサを備えたものであって、前記振幅検出器は、該ミキサに入力される直前の受信信号の振幅を検出するものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波ドップラ診断装置。

【請求項 3】前記振幅検出器は、ホールドされたピーク値が徐々にリークする構成のピークホールド回路を有し、該ピークホールド回路により前記受信信号のピーク値を検出するものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波ドップラ診断装置。

【請求項 4】前記超音波送受信部が、生体内に超音波バースト波を送波するものであって、前記振幅検出器は、該生体内に送波された超音波バースト波の、該生体内の所望の観察点で反射した反射波が受信されるタイミングの受信信号の振幅を検出するものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波ドップラ診断装置。

【請求項 5】前記第 1 の増幅器と前記ドップラ抽出部との間に、前記第 1 の増幅器から出力された受信信号のうちの所定の振幅レベルを超える部分を該所定の振幅に抑える振幅抑制を行うリミッタと、該リミッタにより所定の振幅に抑えられたことに起因して生じた高調波成分を低減するフィルタとを備えたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波ドップラ診断装置。

【請求項 6】前記リミッタが、該リミッタに入力される受信信号の極性により相互に異なる振幅レベル以下の振幅に振幅抑制を行うものであることを特徴とする請求項 5 記載の超音波ドップラ診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人体の血流速度など、内部組織の運動状態を計測する超音波ドップラ診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波診断装置を用いて人体内部組織の状態を計測する方法には、パルス法とドップラ法とがある。パルス法は超音波を生体内部に送波し、反射波を受信して生体内部の形状を画像表示するもので、反射波の振幅を輝度表示する B モードや運動する反射源の時間的变化を表示する M モードなどがある。ドップラ法は血流などの計測に用いられ、連続波を反射源に送波するものと、距離分解能を持たせるためにパルス変調波を送波するものがある。

【0003】ドップラ法で計測するいわゆる超音波ドップラ診断装置は、血管内を移動する血球などの目標物に超音波が当たると、反射波はドップラ効果によって高い周波数にシフトしたり低い周波数にシフトするという性質を応用して目標物の移動速度などを計測するものである。

【0004】ドップラ法は、さらに連続波ドップラ法とパルスドップラ法に分類される。

【0005】連続波ドップラ法は、振動子を送信専用と受信専用に分けて超音波連続波の送波と反射波の受波を同時に行ない、血流速度などを計測する方法である。

【0006】一方、パルスドップラ法は、同一の振動子を用いて超音波バースト波の送波と反射波の受波を交互に繰り返し行ない、送波から受波までの時間は目標物の深さに比例することから、ある深さに特定した血流速度などを計測する方法である。

【0007】図 1 は、超音波ドップラ診断装置の構成例を示す図である。

【0008】図 1 において、送受信回路 2 で発生した励振電圧は、プローブ 1 に備えられた図示しない振動子に印加されてその振動子を励振し、その振動子は図示しない人体の内部に超音波を送波する。人体の内部で反射した反射波は図示しない振動子で受信されて受信信号となり、その受信信号は送受信回路 2 に送られる。

【0009】送受信回路 2 で受信された受信信号は、バンドパスフィルタ 18 で必要な周波数帯域以外の信号を除去された後、プリアンプ 3 で増幅され、ミキサ 4 およびミキサ 5 において所定の参照信号と掛け合わされる直交検波がなされて 2 系統の信号に分かれる。

【0010】各系統の信号は、ローパスフィルタ 6 またはローパスフィルタ 7 により高周波成分は除去されるが、目標物で反射したドップラ信号成分のほかに臓器や血管壁など動きの遅い非目標物で反射した信号成分や骨など動きのない非目標物で反射した信号成分からなる、比較的信号レベルの高いクラッタ成分が同時に出力され

る。しかし、動きの遅い非目標物で反射した信号成分は目標物で反射したドップラ信号成分より周波数が低い成分であり、また動きのない非目標物で反射した信号成分は直流の成分であることから、ハイパスフィルタ 8 またはハイパスフィルタ 9 により低周波成分および直流成分を除去しドップラ信号成分が抽出される。

【0011】ここで、パルスドップラ法においては、前述したローパスフィルタとハイパスフィルタとの間に設けられているサンプル回路 19 またはサンプル回路 20 により、人体内のある深さにある、例えば血管を流れる血球からの反射波がサンプリングされる。

【0012】受信信号から高周波成分、低周波成分および直流成分を除去して抽出されたドップラ信号は、可変増幅器 10 または可変増幅器 11 で増幅され、A/D 変換器 12 または A/D 変換器 13 でデジタル化された後、FFT 解析部 14 での周波数解析によって血流速度などの時間関数情報を担持するデジタル信号に変換される。

【0013】一方、送受信回路 2 で受信された受信信号は断層像処理回路 15 でデジタル信号に変換される。FFT 解析部 14 または断層像処理回路 15 から出力されたデジタル信号は、表示制御回路 16 で座標変換や補間演算がなされてアナログの画像信号に変換された後、画像表示装置 17 に画像表示される。

【0014】ここで、ドップラ信号におけるドップラシフトした周波数は、目標物の移動速度に比例するので、ドップラシフトした周波数を速度に変換することができる。また、目標物の移動方向によって、反射波は送波した超音波の周波数より高い周波数にシフトしたり、低い周波数にシフトしたりするので、ミキサ 4 およびミキサ 5 で直交検波することにより目標物の移動方向を判別する。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】上記の構成例のミキサには通常アナログ乗算回路が用いられるが、アナログ乗算回路はノイズが比較的大きいので、プリアンプのゲインを高め、ミキサに入力される信号レベルを大きくして SN 比を改善する必要がある。

【0016】しかし、受信信号中には非目標物で反射した、信号レベルの比較的高いクラッタ成分が含まれており、プリアンプのゲインを高めるとクラッタ成分も同時に増幅される結果、出力信号が飽和しやすく高調波発生の原因となる。

【0017】高調波成分がサンプリングされると、本来血流波形がないはずの速度成分の表示位置に偽波形となって表示されてしまうおそれがある。また、ドップラ信号成分とクラッタ成分とが重ね合わさった状態で飽和が起これば、本来の血流波形を速度ゼロの軸で折り返した形状のミラーイメージと呼ばれる偽波形が画面上に発生する原因ともなる。さらに、飽和によりクラッタ成分に

重なっていた微弱な血流信号がつぶれ、血流波形が出にくくなるおそれもある。

【0018】したがって、かかる問題が発生しないように、非目標物から振幅の高い反射波が受信された場合であってもプリアンプで飽和が起これないようにゲインは低く固定され、画面上の血流波形のゲインは、主としてハイパスフィルタの後段に設けた可変増幅器の増幅率を調整することにより確保している。

【0019】本発明は、上記事情に鑑み、生体内を移動する目標物で超音波が反射する際に生じた周波数のドップラシフトに起因する微弱な信号の SN 比を改善し、良好な品質の画像を表示することができる超音波ドップラ診断装置を提供することを目的とする。

【0020】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明の超音波ドップラ診断装置は、生体内に超音波を送波し該生体内で反射して戻ってきた超音波を受信して受信信号を得る超音波送受信部と、該超音波送受信部で得られた受信信号を増幅する第 1 の増幅器と、該第 1 の増幅器で増幅された後の受信信号から上記生体内で超音波が反射する際に生じた周波数のドップラシフトに起因する信号成分であるドップラ信号を抽出するドップラ抽出部と、該ドップラ抽出部で抽出されたドップラ信号を増幅する第 2 の増幅器と、該第 2 の増幅器から出力されたドップラ信号に基づく画像を出力する画像出力部とを備えた超音波ドップラ診断装置において、上記第 1 の増幅器および前記第 2 の増幅器が可変増幅器であって、上記受信信号の振幅を検出する振幅検出器と、該振幅検出器で検出された上記受信信号の振幅に基づいて、上記第 1 の増幅器の増幅率を、該第 1 の増幅器から飽和を免れた振幅レベルの受信信号が出力される増幅率に調整すると共に、上記第 1 の増幅器の増幅率と上記第 2 の増幅器の増幅率とを合わせた全体の増幅率が所定の増幅率となるように上記第 2 の増幅器の増幅率を調整するゲイン制御部とを備えたことを特徴とする。

【0021】このように、受信信号を増幅する第 1 および第 2 の増幅器が可変増幅器であって、振幅検出器で検出した振幅に基づいて第 1 の増幅器の増幅率を、例えば飽和レベルに達していなければゲインを上げ、飽和レベルを超えていればゲインを下げるなど飽和を免れたレベルに調整し、過不足する増幅率は第 2 の増幅器でカバーするので、第 1 の増幅器が固定されている場合よりも受信信号のゲインを稼ぐことができる。したがって、SN 比を改善し、良好な品質の画像を表示することができる。

【0022】また、上記ドップラ抽出部が、上記第 1 の増幅器で増幅された後の受信信号と所定の参照信号とを掛け合わせるミキサを備えたものであって、上記振幅検出器は、該ミキサに入力される直前の受信信号の振幅を検出するものであることが好ましい。

【0023】このように、ミキサの直前の振幅を検出すれば、ミキサに入力される受信信号を一定のレベルに容易に維持することができる。

【0024】また、前記振幅検出器は、ホールドされたピーク値が徐々にリークする構成のピークホールド回路を有し、該ピークホールド回路により前記受信信号のピーク値を検出するものであることが好ましい。

【0025】このように、ピーク値を検出して増幅率の調整をすれば、受信信号は飽和レベルに達することなく最高の増幅率を確保することが可能となり、さらにホールドされたピーク値は徐々にリークするので受信信号のレベルダウンにも緩やかに追従して増幅率を調整することができる。

【0026】また、上記超音波送受信部が、生体内に超音波バースト波を送波するものであって、上記振幅検出器は、該生体内に送波された超音波バースト波が該生体内の所望の観察点で反射した反射波が受信されるタイミングの受信信号の振幅を検出するものであることが好ましい。

【0027】このように、パルスドップラ法においては、所望の観察点について最も S/N 比の良好な信号を得ることができる。

【0028】また、前記第 1 の増幅器と前記ドップラ抽出部との間に、前記第 1 の増幅器から出力された受信信号のうち所定の振幅レベルを超える部分を該所定の振幅に抑える振幅抑制を行うリミッタと、該リミッタにより所定の振幅に抑えられたことに起因して生じた高調波成分を低減するフィルタとを備えたことも好ましい態様である。

【0029】このように、振幅抑制を行なうリミッタと高調波成分を低減するフィルタを備えることにより、生体内の観察点を探索する際に受信される、信号レベルの過大な受信信号は所定の振幅に抑え、画面の乱れを防ぐことができる。

【0030】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第 1 の実施形態について説明する。

【0031】図 2 は、本発明の第 1 の実施形態を示す超音波ドップラ診断装置のブロック図である。

【0032】図 2 に示すように、超音波ドップラ診断装置は、プローブ 1 を備えており、このプローブ 1 には図示しない振動子が備えられている。送受信回路 2 は励振電圧を発生し、プローブ 1 の図示しない振動子にその励振電圧を送る。励振電圧により励振された振動子は人体内の目標物に超音波を送波し、その目標物で反射した反射波を受信して受信信号を得る。得られた受信信号は送受信回路 2 に送られた後、バンドパスフィルタ 18 で必要な周波数帯域以外の信号は除去されて第 1 の増幅器 21 で増幅される。この第 1 の増幅器は増幅率を変えることができる可変増幅器であり、増幅率は後述するゲイン

制御部によって増幅器の飽和を免れるように調整される。

【0033】この増幅器によって増幅された受信信号は、ミキサ 4 およびミキサ 5 によって参照信号と掛け合わされる直交検波がなされて 2 系統の信号に分かれる。各系統の信号はこの後、ローパスフィルタ 6 またはローパスフィルタ 7 において受信信号の周波数と参照信号の周波数との和の周波数からなる高周波成分が除去され、目標物で反射したドップラ信号成分のほかに、臓器や血管壁など動きの遅い非目標物で反射した信号成分や骨など動きのない非目標物で反射した信号成分からなる信号レベルの比較的高い、いわゆるクラッタ成分が同時に出力される。このうち動きの遅い非目標物で反射した成分は、受信信号の周波数と参照信号の周波数との差の周波数を持つ目標物で反射したドップラ信号成分よりも低周波の成分であり、また動きのない非目標物で反射した成分は直流の成分であることから、ハイパスフィルタ 8 またはハイパスフィルタ 9 により低周波成分と直流成分が除去され、ドップラ信号成分のみが抽出される。

【0034】ここで、パルスドップラ法においては、生体内に超音波バースト波を送波して受信した受信信号のうち所望の観察点で反射した反射波のみをサンプリングする必要がある。したがって、前述したローパスフィルタとハイパスフィルタとの間にサンプル回路 19 またはサンプル回路 20 を設け、このサンプル回路によって所望の観察点で反射した反射波に基づく信号をサンプリングしている。

【0035】このようにして、受信信号から高周波成分、低周波成分、直流成分が除去され、ドップラ信号成分が抽出される。抽出されたドップラ信号はさらに、第 2 の増幅器 22 または第 2 の増幅器 23 により増幅される。第 2 の増幅器は可変増幅器であり、その増幅率は後述するゲイン制御部によって第 1 の増幅器の増幅率と合わせた全体の増幅率が操作者の設定した所定の増幅率となるように調整される。

【0036】増幅されたドップラ信号は、この後 A/D 変換器 12 または A/D 変換器 13 によってデジタル信号に変換され、さらに周波数解析部 14 において高速フーリエ変換などの周波数解析を行って、血流速度などの時間関数情報を担持するデジタル信号に変換される。

【0037】一方、断層像表示回路 15 は送受信回路 2 で受信した受信信号を断層像として表示するためにデジタル信号に変換する。

【0038】周波数解析部 14 で変換されたデジタル信号または断層像処理回路 15 で変換されたデジタル信号は、表示制御回路 16 で座標変換や補間演算を行なってアナログ信号に変換された後、画像表示装置 17 に超音波診断画像として表示される。

【0039】本実施形態においては、さらに振幅検出器 24 とゲイン制御部 25 とを備えている。

【0040】振幅検出器 24 は受信信号の振幅を検出するための回路であり、回路構成は後述する。

【0041】ゲイン制御部 25 は振幅検出器 24 で検出された振幅に基づいて、第 1 の増幅器 21 の増幅率を飽和領域に達しない範囲で調整すると共に、第 2 の増幅器の増幅率と合わせた全体の増幅率が操作者の設定する増幅率となるように第 2 の増幅器の増幅率を調整する。

【0042】ここで、図 4 は振幅検出器の回路の構成例を示す図である。図 4 において、B1 と B2 は高入力インピーダンスで低出力インピーダンスのバッファアンプ、D はダイオード、R1 と R2 は抵抗、C はコンデンサ、A/D はアナログ信号をデジタル信号に変換する変換器である。振幅を検出する受信信号がアンプ B1 に入力される。入力される信号の振幅が大きくなるとダイオード D および抵抗 R1 に電流が流れコンデンサ C が入力信号のピーク値をホールドする。入力信号がそれまでのピーク値より小さい場合はダイオード D がオフとなり、コンデンサ C から抵抗 R2 を経由して電荷が徐々にリークし、ホールドされたピーク値は徐々に低下する。この場合、抵抗 R1 の抵抗値は小さく、抵抗 R2 の抵抗値は大きくしておくことによりコンデンサ C にピーク値がホールドされる。このピーク値を A/D 変換器でデジタル化し、図 2 に示すゲイン制御部 25 が読み取って増幅器の増幅率を調整する。

【0043】再び図 2 に戻って説明する。

【0044】振幅検出器 24 は、ミキサ 4 およびミキサ 5 に入力される直前の受信信号の振幅を検出できる位置に設ければ、ミキサに入力される信号のレベルを容易に一定値に維持することができる。ただし、この位置に限定されるものではなく、例えば第 1 の増幅器 21 の出力を直接検出する位置に設けても良く、第 1 の増幅器 21 の前段に設けても良い。

【0045】ゲイン制御部 25 は、例えばマイクロプロセッサを用いることにより、ピーク値が第 1 の増幅器 21 の飽和電圧よりも小さい場合は第 1 の増幅器 21 の増幅率をあげて大きくし、操作者が設定した全体の増幅率が変わらないように第 2 の増幅器 22 または第 2 の増幅器 23 の増幅率を下げて小さくする演算を行い、2 つの増幅器の増幅率を調整することができる。

【0046】すなわち、受信信号の振幅が飽和電圧の $1/2$ (マイナス 6 dB) であれば、第 1 の増幅器 21 のゲインを 6 dB 上げ、第 2 の増幅器 22 および第 2 の増幅器 23 のゲインを 6 dB 下げる。逆に、受信信号の振幅が飽和電圧より大きい場合は、第 1 の増幅器 21 のゲインを下げ、第 2 の増幅器 22 および第 2 の増幅器 23 のゲインを上げ、第 1 の増幅器 21 が飽和することなく最大のゲインを確保し、かつ、第 2 の増幅器のゲインにより操作者が設定した全体のゲインを満たすことができる。

【0047】なお、ゲイン制御部による増幅率の変更

は、通常 1 秒間に数回から数秒間に 1 回程度とすることが好ましい。

【0048】このように、2 つの増幅器が可変増幅器であって、受信信号を増幅する第 1 の増幅器が受信信号に含まれているクラッタ成分などから飽和を免れるようにその増幅率を調整され、さらに第 2 の増幅器の増幅率を調整して全体の増幅率の割り振りもなされるので、SN 比が改善され、良質な画像を表示することができる超音波ドップラ診断装置を提供できる。

【0049】次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

【0050】図 3 は本発明の第 2 の実施形態を示す超音波ドップラ診断装置のブロック図である。

【0051】本実施形態は、超音波ドップラ診断装置をパルスドップラ法で使用する場合であり、第 1 の実施形態との相違点を中心に説明する。

【0052】第 1 の実施形態の振幅検出器においては振幅の検出は常時行うが、この方式においては生体内の所望の観察点で反射した反射波が受信されるタイミングでタイミング信号を生成し、そのタイミング信号によって受信信号をサンプリングするので、振幅の検出もそのタイミングで行う。

【0053】したがって、タイミング信号を生成するタイミング制御部を備え、そこで生成されたタイミング信号により受信信号がサンプリングされ、振幅も同様に検出される点が第 1 の実施形態との第 1 の相違点である。

【0054】タイミング制御部 36 は、プローブ 1 に備える図示しない振動子から所望の観察点に超音波パルス波を送波したときに、その観察点のみで反射した反射波が振動子で受信されるタイミングに合わせたタイミング信号を生成する。

【0055】サンプル部 37 またはサンプル部 38 はタイミング制御部 36 で生成されたタイミング信号に基づいてミキサ 4 またはミキサ 5 で直交検波された信号から所望の観察点で反射した反射波に基づく信号のみをサンプリングする。

【0056】振幅検出器 34 はサンプル部でサンプリングされるタイミングで受信信号の振幅を検出するためにタイミング信号に基づいて振幅を検出する回路であり、回路構成は後述する。

【0057】なお、振幅検出器 24 は、ミキサ 4 およびミキサ 5 に入力される直前の受信信号の振幅を検出できる位置に設ければ、ミキサに入力される信号のレベルを容易に一定値に維持することができる。ただし、この位置に限定されるものではなく、例えば第 1 の増幅器 31 の出力を直接検出する位置に設けても良く、第 1 の増幅器 31 の前段に設けても良い。

【0058】ゲイン制御部 35 は、振幅検出器 34 で検出された振幅に基づいて、第 1 の増幅器 31 の増幅率を飽和領域に達しない範囲で調整すると共に、第 2 の増幅

器 3 2 または第 2 の増幅器 3 3 の増幅率と合わせた全体の増幅率が操作者の設定する増幅率となるように第 2 の増幅器 3 2 または第 2 の増幅器 3 3 の増幅率を調整する。

【0059】ここで、図 5 は、振幅検出器の回路構成例を示す図である。

【0060】図 5 において、B 1 と B 2 は高入力インピーダンスで低出力インピーダンスのバッファアンプ、S 1 と S 2 はアナログスイッチ、D はダイオード、R 1 と R 2 は抵抗、C はコンデンサ、A / D はアナログ信号を 10 デジタル信号に変換する変換器である。

【0061】振幅を検出する受信信号がアンプ B 1 に入力される。サンプリングするタイミングの少し前に S 2 を閉じてコンデンサ C を放電し電荷をゼロにし、S 2 を開く。サンプリングするタイミングに合わせて S 1 を閉じると、サンプリングするタイミングで検出されたピーク値がコンデンサ C にホールドされる。このサンプリングされたピーク値を A / D 変換器でデジタル化し、図 3 に示したゲイン制御部 3 5 が読み取って、増幅器の増幅率を調整する。なお、サンプリングするタイミングの終 20 了に合わせて S 1 を開き、コンデンサ C にホールドされていた電荷は S 2 を閉じて放電する。

【0062】再び図 3 に戻って説明する。

【0063】本実施形態においては、さらに第 1 の増幅器 3 1 で可変増幅された受信信号の振幅を抑圧するリミッタ 1 9 と、高調波成分を除去するローパスフィルタ 1 8 とを備えており、この点が第 1 の実施形態との第 2 番目の相違点である。

【0064】操作者が所望の観察点を見つけ出してプローブ 1 を固定した後の受信信号は比較的安定した信号と 30 なるため、増幅率の割り振りを自動的に行っても問題となることはないが、所望の観察点を探している間は、突然受信信号が大きくなり増幅器が飽和を起こすことがありうる。このため、リミッタ 1 9 を第 1 の増幅器 3 1 の後段に設けて所定の振幅レベルを超える過大な振幅を抑える振幅抑制を行うとともに、従来から使用しているバンドパスフィルタ 1 8 を振幅抑制などによって生じた高調波を低減するローパスフィルタとして活用する。

【0065】ここで、信号が飽和するとミラーイメージも発生しうるが、ミラーイメージはリミッタ 1 9 とフィ 40 ルタ 1 8 で高調波を除去しても防ぎ得ない。しかし、信号波形の極性が正極側と負極側で対称をなすようにして飽和が生じた場合よりも、非対称で飽和が生じた場合の

方がミラーイメージの発生がより少なくなることをシュミレーションにより確認した。したがって、リミッタ 1 9 は、信号波形の正極側と負極側とが異なる振幅で振幅抑制を行うようにすればミラーイメージの発生を低く抑えることができる。

【0066】

【発明の効果】以上、説明したように、本発明によれば、生体内で超音波が反射する際に生じた周波数のドップラシフトに起因する微弱な信号の S N 比を改善し、良好な品質の画像を表示する超音波ドップラ診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】超音波ドップラ診断装置の構成例を示す図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態を示す超音波ドップラ診断装置のブロック図である。

【図 3】本発明の第 2 の実施形態を示す超音波ドップラ診断装置のブロック図である。

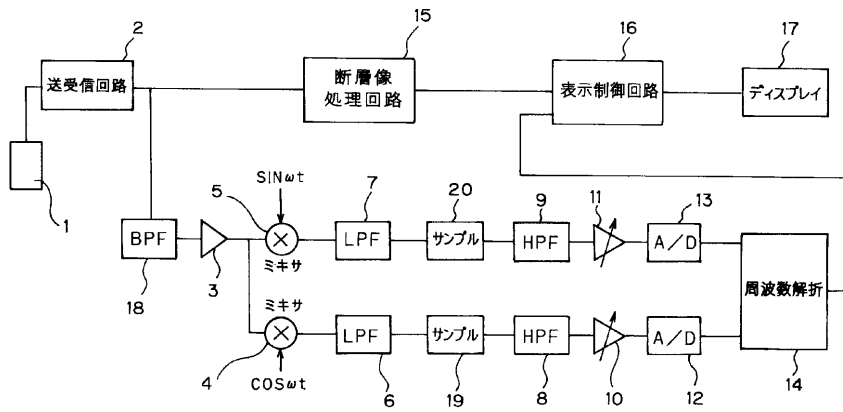
【図 4】振幅検出器の回路の構成例を示す図である。

【図 5】振幅検出器の回路の構成例を示す図である。

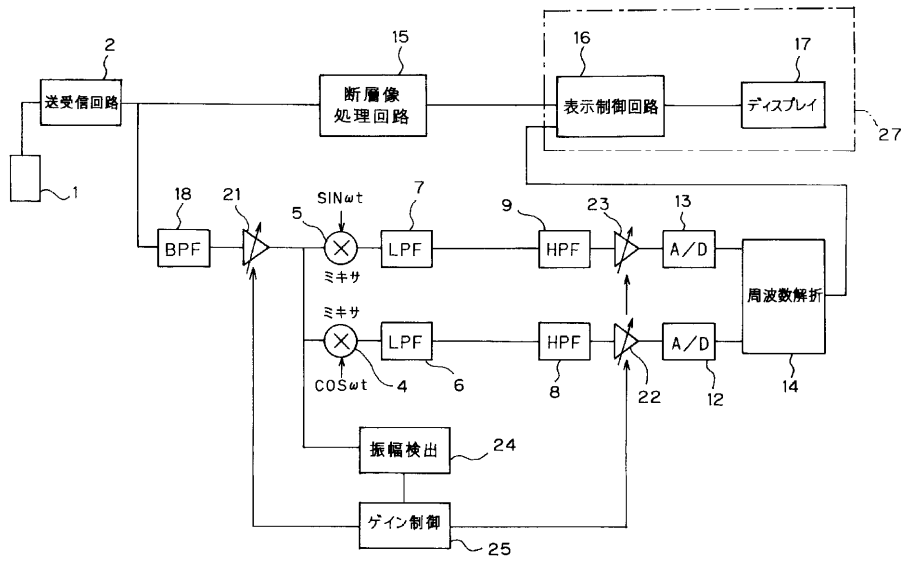
【符号の説明】

- 1 プローブ
- 2 送受信回路
- 3 プリアンプ
- 4 , 5 ミキサ
- 6 , 7 ローパスフィルタ
- 8 , 9 ハイパスフィルタ
- 10 , 11 可変増幅器
- 12 , 13 A / D 変換器
- 14 周波数解析部
- 15 断層像解析部
- 16 表示制御回路
- 17 画像表示装置
- 18 バンドパスフィルタ
- 19 , 20 サンプル回路
- 21 , 31 第 1 の増幅器
- 22 , 23 , 32 , 33 第 2 の増幅器
- 24 , 34 振幅検出器
- 25 , 35 ゲイン制御部
- 27 画像出力部
- 36 タイミング制御部
- 37 , 38 サンプル部

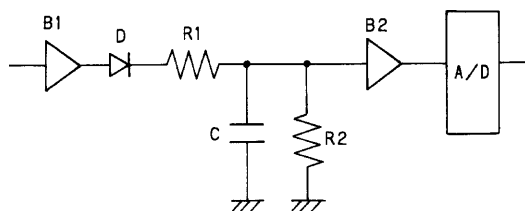
【図 1】



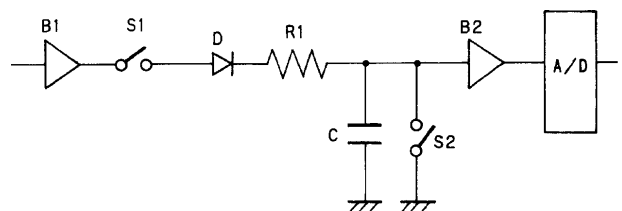
【図 2】



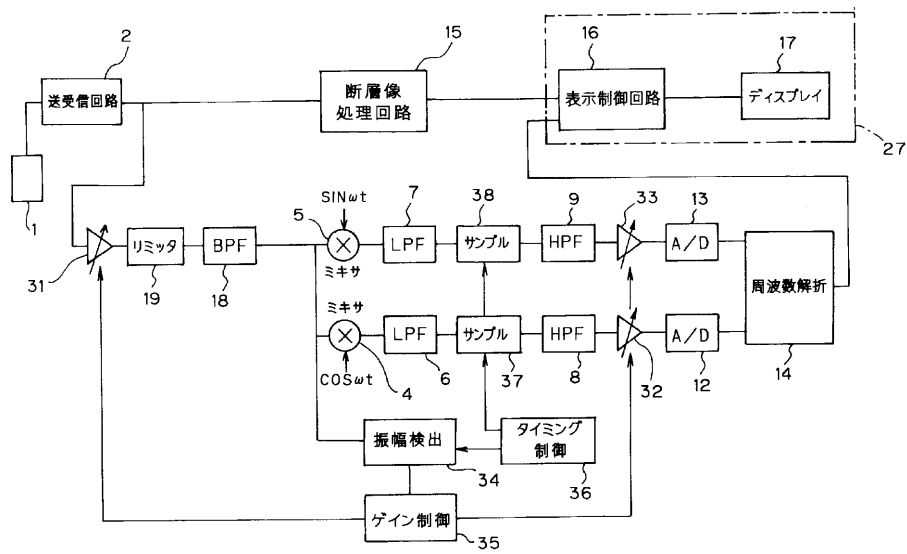
【図 4】



【図 5】



【図 3】



专利名称(译)	超声多普勒诊断装置		
公开(公告)号	JP2002017725A	公开(公告)日	2002-01-22
申请号	JP2000208438	申请日	2000-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
[标]发明人	坪根 泉 中川 行雄		
发明人	坪根 泉 中川 行雄		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC01 4C301/DD02 4C301/DD04 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/HH54 4C301/JB03 4C301/JB04 4C301/JB06 4C301/JB07 4C301/JB11 4C301/JB34 4C301/JB38 4C301/JC01 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/HH08 4C601/JB04 4C601/JB11 4C601/JB16 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/JC01		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改善用于测量血流速度等的超声多普勒诊断设备的SN比并显示高质量的图像。 解决方案：在超声波多普勒诊断装置中，第一放大器和第二放大器是可变放大器，并包括用于检测接收信号的幅度的幅度检测器，由幅度检测器检测的接收信号的幅度，将第一放大器的放大系数调整为输出从第一放大器无饱和的振幅电平接收信号的放大系数，以及第一放大器和第二放大器的放大系数以及增益控制单元，其调整第二放大器的放大因子，使得通过组合第一放大器的放大因子和第二放大器的放大因子而获得的总放大因子变为预定的放大因子。

