(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4490725号
(P4490725)
(45)発行日　平成22年6月30日(2010.6.30)　(24)登録日　平成22年4月9日(2010.4.9)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 8/06 (2006.01)　A61B 8/06

請求項の数 5　(全 9 頁)

(21)出願番号　特願2004-126909(P2004-126909)
(22)出願日　平成16年4月22日(2004.4.22)
(65)公開番号　特開2005-304841(P2005-304841A)
(43)公開日　平成17年11月4日(2005.11.4)
審査請求日　平成19年4月3日(2007.4.3)

(73)特許権者　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号
(73)特許権者　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　110000235
特許業務法人　天城国際特許事務所
(72)発明者　石塚　正明
東京都港区芝浦一丁目１番１号　株式会社東芝　本社事務所内

審査官　右▲高▼　孝幸

最終頁に続く

(54)【発明の名称】連続波超音波診断装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

ペンシル型プローブとフェイズドアレイ型プローブを有し、これらの有する超音波振動子から超音波の連続波を被検体に送信しその反射超音波を受信してドプラ信号を検出し前記被検体内の血流を検知する超音波診断装置であって、

前記フェイズドアレイ型プローブを用いるとき受信した前記反射超音波から得られた信号を処理する複数の受信回路に、前記ペンシル型プローブを用いるとき受信した前記反射超音波から得られた信号を、並列に入力し加算することを特徴とする連続波超音波診断装置。

【請求項２】

超音波を送信する送信用超音波振動子と超音波を受信する受信用超音波振動子を有するペンシル型プローブと、

一列に並設され超音波を送信し受信する複数の超音波振動子を有するフェイズドアレイ型プローブと、

このフェイズドアレイ型プローブの前記超音波振動子により受信した反射超音波から得られた信号を処理する複数の受信回路と、

これらの複数の受信回路の出力を入力して整相加算を行う整相加算処理回路と、

前記ペンシル型プローブが用いられるとき、前記受信用超音波振動子により受信した反射超音波から得られた信号を前記複数の受信回路の一部の複数の受信回路に並列に入力する複数の切替スイッチと、

を有して成ることを特徴とする連続波超音波診断装置。
【請求項３】
前記ペンシル型プローブが用いられるとき、前記複数の切替スイッチを介して前記受信回路に入力された信号の出力を、加算する加算回路を更に有することを特徴とする請求項２記載の連続波超音波診断装置。
【請求項４】
前記ペンシル型プローブが用いられるとき、前記整相加算処理回路を停止させることを特徴とする請求項３記載の連続波超音波診断装置。
【請求項５】
超音波を送信する送信用超音波振動子と超音波を受信する受信用超音波振動子を有するペンシル型プローブと、
一列に並設され超音波を送信し受信する複数の超音波振動子を有するフェイズドアレイ型プローブと、
このフェイズドアレイ型プローブの前記超音波振動子により受信した反射超音波から得られた信号をアナログ－ディジタル変換する複数のＡＤ変換器の一部としてシグマデルタ変調器と、
これらの複数のシグマデルタ変調器の出力の各々を入力とする複数のデシメータと、
これらの複数のデシメータの出力を入力し整形加算を行う整相加算処理回路と、
前記ペンシル型プローブが用いられるとき、前記受信用超音波振動子により受信した反射超音波から得られた信号を前記複数の受信回路の一部の複数のシグマデルタ変調器に並列に入力すると共にこれら並列に入力されたシグマデルタ変調器の出力を加算する加算回路と、
この加算回路の出力を前記複数のデシメータの１つに入力し他のデシメータを停止する制御手段と、
を有して成ることを特徴とする連続波超音波診断装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、超音波診断装置に係わり、特にペンシル型プローブとフェイズドアレイ型プローブを切り替えて用いる超音波診断装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
従来、連続波（ＣＷ）を用いて被検体の血流情報を得る超音波診断装置が知られており、このような装置において用いるフェイズドアレイ型プローブは、超音波送受波面に一列に並べて設けられた多数の超音波振動子を切り替えてこれらから超音波を発射しその反射超音波の周波数偏移により被検体内の血流情報を画像表示することが可能である。
【０００３】
一方、一対の送信用と受信用の振動子を有するペンシル型のプローブを用い、超音波の連続波を送信用振動子から送信しその反射波を受信用振動子で受信して被検体内の血流情報を検知し表示などする、ペンシル型プローブを用いた超音波診断装置も知られている。
【０００４】
上記２種の超音波診断装置における受信処理回路では、反射超音波からドプラ効果により体内の血流を検知する点においては共通するので、両者の装置における受信回路の共用化を考えることが可能である。
【０００５】
フェイズドアレイ型プローブを用いる超音波診断装置では、多くの受信処理回路を必要とする。一方、ペンシル型プローブを用いる超音波診断装置では受信信号に要求されるノイズ性能は、前者のフェイズドアレイ型プローブを用いる超音波診断装置において受信信号に要求されるノイズ性能に比して非常に厳しいので、それなりの複雑で大形化し、しかも高価な回路になる。したがって、ペンシル型プローブを用いる超音波診断装置に用いら

れる受信処理回路を、フェイズドアレイ型プローブを用いる超音波診断装置の受信処理回路に用いると、全体として大形で高価な超音波診断装置になってしまう。

【０００６】

そこで、フェイズドアレイ型プローブを用いる超音波診断装置の受信処理回路により、ペンシル型プローブで得られた信号を受信処理することが考えられるが、前述のようにフェイズドアレィ型プローブに要求される回路のノイズ性能は、ペンシル型プローブのそれに比べゆるいので、その１系統の受信回路を、ペンシル型プローブを用いる超音波診断装置に用いようとすると、ノイズ性能の観点からはよい結果が得られなかった。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

上述のように、フェイズドアレイ型プローブとペンシル型プローブを切り替えて用いる連続波の超音波診断装置では、後者の受信回路を前者の受信回路に用いようとすれば、大型化ししかも高価な超音波診断装置になり、一方、前者の受信処理回路を後者の受信処理を用いようとすると、ペンシル型プローブを使うときノイズ性能の点で満足のいく受信信号を得ることができなかった。

【０００８】

本発明は、上記のような従来の問題点に鑑みてなされたもので、フェイズドアレイ型プローブとペンシル型プローブを切り替えて用いることが可能で、ペンシル型プローブを使うときノイズ性能の良い受信信号が得られ、しかも小型で廉価な連続波の超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明の請求項１によれば、ペンシル型プローブとフェイズドアレイ型プローブを有し、これらの有する超音波振動子から超音波の連続波を被検体に送信しその反射超音波を受信してドプラ信号を検出し前記被検体内の血流を検知する超音波診断装置であって、前記フェイズドアレイ型プローブを用いるとき受信した前記反射超音波から得られた信号を処理する複数の受信回路に、前記ペンシル型プローブを用いるとき受信した前記反射超音波から得られた信号を、並列に入力し加算することを特徴とする連続波超音波診断装置を提供する。

【００１０】

本発明の請求項２によれば、超音波を送信する送信用超音波振動子と超音波を受信する受信用超音波振動子を有するペンシル型プローブと、一列に並設され超音波を送信し受信する複数の超音波振動子を有するフェイズドアレイ型プローブと、このフェイズドアレイ型プローブの前記超音波振動子により受信した反射超音波から得られた信号を処理する複数の受信回路と、これらの複数の受信回路の出力を入力して整相加算を行う整相加算処理回路と、前記ペンシル型プローブが用いられるとき、前記受信用超音波振動子により受信した反射超音波から得られた信号を前記複数の受信回路の一部の複数の受信回路に並列に入力する複数の切替スイッチと、を有して成ることを特徴とする連続波超音波診断装置を提供する。

【００１１】

本発明の請求項３によれば、請求項２記載の連続波超音波診断装置において、前記ペンシル型プローブが用いられるとき、前記複数の切替スイッチを介して前記受信回路に入力された信号の出力を、加算する加算回路を更に有することを特徴とする。

【００１２】

本発明の請求項４によれば、請求項３記載の連続波超音波診断装置において、前記ペンシル型プローブが用いられるとき、前記整相加算処理回路を停止させることを特徴とする。

【００１３】

本発明の請求項５によれば、超音波を送信する送信用超音波振動子と超音波を受信する

受信用超音波振動子を有するペンシル型プローブと、一列に並設され超音波を送信し受信する複数の超音波振動子を有するフェイズドアレイ型プローブと、このフェイズドアレイ型プローブの前記超音波振動子により受信した反射超音波から得られた信号をアナログ－ディジタル変換する複数のＡＤ変換器の一部としてシグマデルタ変調器と、これらの複数のシグマデルタ変調器の出力の各々を入力とする複数のデシメータと、これらの複数のデシメータの出力を入力し整形加算を行う整相加算処理回路と、前記ペンシル型プローブが用いられるとき、前記受信用超音波振動子により受信した反射超音波から得られた信号を前記複数の受信回路の一部の複数のシグマデルタ変調器に並列に入力すると共にこれら並列に入力されたシグマデルタ変調器の出力を加算する加算回路と、この加算回路の出力を前記複数のデシメータの１つに入力し他のデシメータを停止する制御手段と、を有して成ることを特徴とする連続波超音波診断装置を提供する。

【発明の効果】

【００１４】

本発明によれば、フェイズドアレイ型プローブとペンシル型プローブを切り替えて用いることが可能で、ペンシル型プローブを使うときノイズ性能の良い受信信号が得られ、しかも小型で廉価な連続波の超音波診断装置が得られる効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。図１に本発明の一実施形態の構成例を示す。この超音波診断装置はペンシル型プローブ１１ａとフェイズドアレイ型プローブ１１ｂの２種類のプローブを有しており、同図においては、超音波の受信系の回路のみを示し、送信系の回路は省略してある。ペンシル型プローブ１１ａは、並置された超音波を送信するための超音波振動子１２ｔと、超音波を受信するための超音波振動子１２ｒとを有し、フェイズドアレイ型プローブ１１ｂは、一列に配設されたＮ個、例えば６４個の超音波振動子１３１～１３Ｎを有する。

【００１６】

この超音波診断装置は、更に、上記ペンシル型プローブ１１ａの超音波振動子１２ｒとフェイズドアレイ型プローブ１１ｂの超音波振動子１３１～１３Ｎの各々を選択的に接続するモード切替スイッチ１４１～１４４と、このモード切替スイッチ１４１～１４４及び上記超音波振動子１３５～１３Ｎに各々接続されたＮチャネルの受信回路１５１～１５Ｎと、これらの受信回路により処理されたＩ出力信号及びＱ出力信号を入力とする整相加算処理回路１６と、この整相加算処理回路１６により処理された信号を入力し被検体の体内を表示する、図示しない表示回路とから成る。

【００１７】

受信回路１５１～１５Ｎの各々は、上記超音波振動子により受信した超音波反射信号を増幅する低雑音増幅器１７ａと、この低雑音増幅器１７ａにより増幅された信号を低域通過させる低域通過フィルタ１７ｂと、低域通過フィルタ１７ｂ出力とＩクロック信号とを乗算する乗算器１８Ｉと、低域通過フィルタ１７ｂ出力とＱクロック信号（Ｉクロック信号と９０度位相が異なる）とを乗算する乗算器１８Ｑと、これら乗算器１８Ｉ，１８Ｑの出力信号各々を帯域通過させる帯域通過フィルタ１９Ｉ，１９Ｑと、帯域通過フィルタ１９Ｉ，１９Ｑ出力を各々増幅するプログラマブル利得増幅器２０Ｉ，２０Ｑと、プログラマブル利得増幅器２０Ｉ，２０Ｑ出力の各々をアナログ信号からディジタル信号に変換するＡＤ変換器２１Ｉ，２１Ｑと、から成る。

【００１８】

次に、この超音波診断装置の動作について説明する。まず、フェイズドアレイ型プローブ１１ｂを用いて被検体の体内の血流情報を得る場合（フェイズドアレイモード）について説明する。このとき、モード切替スイッチ１４１～１４４により、受信回路１５１～１５４は超音波振動子１３１～１３４に接続されている。したがって、図示しない超音波駆動回路から駆動パルスが超音波振動子１３１～１３Ｎに印加され、被検体内からの反射超音波がこれらの超音波振動子１３１～１３Ｎで受信される。受信された反射超音波信号（

アナログ信号）はモード切替スイッチ１４１～１４４を介してあるいは直接、受信回路１５１～１５Ｎに入力される。

【００１９】

各受信回路では、低雑音増幅器１７ａで増幅され、低域通過フィルタ１７ｂを通って乗算器１８Ｉ，１８Ｑにおいて、各々Ｉクロック信号、Ｑクロック信号と乗算され、Ｉ成分とＱ成分に分けられ、帯域通過フィルタ１９Ｉ，１９Ｑを通り、プログラマブル利得増幅器２０Ｉ，２０Ｑで増幅され、ＡＤ変換器２１Ｉ，２１Ｑでディジタル信号に変換されて整相加算処理回路１６でディジタル的に整相加算処理がなされる。

【００２０】

一方、ペンシル型プローブ１１ａを用いて血流を検知する場合（ペンシルモード）には、モード切替スイッチ１４１～１４４は上側に倒され、受信回路１５１～４はペンシル型プローブ１１ａの受信用の超音波振動子１２ｒに接続される。

【００２１】

図示しない超音波駆動信号発生器から出力された駆動信号はペンシル型プローブ１１ａの送信用の超音波振動子１２ｔに印加され、超音波の連続波が被検体に送信される。そして被検体からの反射超音波は、受信用の超音波振動子１２ｒで受信される。超音波振動子１２ｒで受信された反射超音波は、モード切替スイッチ１４１～１４４を介して並列に受信回路１５１～１５４に入力される。

【００２２】

受信回路１５１～１５４に入力された反射超音波信号は、上記フェイズドアレイモードのときと同様に信号処理される。しかし、このとき、チャネル１～４の受信回路１５１～１５４には超音波振動子１２ｒで受信された、同一の反射超音波信号が入力され処理され、整相加算処理回路１６で加算されて出力される。

【００２３】

したがって、超音波振動子１２ｒで受信した信号としては４倍になるが、それぞれの回路が持つノイズに相関がない場合、雑音は$\sqrt{4}=2$となり、回路雑音の増加を２倍に押さえて信号を４倍にすることができる。

【００２４】

このようにペンシルモードのときに、反射信号を複数の受信回路に並列に入力することによって雑音を抑えながら信号を大きくすることが可能となる。一般に、Ｍチャネルの受信回路に並列に超音波信号を入力すれば、理想的には信号はＭ倍、回路雑音は$\sqrt{M}$倍になる。それゆえ、並列に入力する受信回路のチャネル数を増加させれば、雑音に対する信号は大きくできるが、そのためには雑音を少なく抑えるモード切替スイッチを増やす必要があってコストが増加するので、チャネル数の増加にはおのずから限界がある。通常、チャネル数を４、５個くらいにすれば十分、信号対雑音比を大きくでき、かつコストを低く抑えることができる。

【００２５】

次に、本発明の他の実施形態を図面を用いて説明する。この実施形態は図２に示すようにＭチャネルの受信回路を有し、ペンシルモード時にはそのうちのＭチャネルが使用される場合の構成例である。

【００２６】

番号２１ａ，２１ｂ，２２ｔ，２２ｒは図１における番号１１ａ，１１ｂ，１２ｔ，１２ｒに対応し、振動子２３１，２３２，～２３Ｎは図１における振動子１３１，１３２，～１３Ｎに対応する。この例では、ペンシルモードのとき、超音波振動子２２ｒにより受信した反射超音波信号をＭ個のモード切替スイッチ２４１～２４Ｍで受信回路２５１～２５Ｍに入力するように構成されている。

【００２７】

受信回路２５１～２５Ｎの各々は図１の受信回路１５１～１５Ｎの各々に対応して、各受信回路は図１の受信回路１５１に示したと同じ回路構成となっている。受信回路２５１～２５Ｎ各々のＩ出力及びＱ出力は整相加算処理回路２６に入力される。一方、ペンシル

モード時に用いられる受信回路２５１～２５ＭのＩ出力、Ｑ出力は各々加算回路２７Ｉ，２７Ｑに入力され、整相加算処理回路２６のＩ出力、Ｑ出力とともに、マルチプレクサ２８に入力される。整相加算処理回路２６はフェイズドアレイモード時には動作するが、ペンシルモード時には動作を停止し、マルチプレクサ２８は最終出力として、加算器２７Ｉ，２７Ｑ出力か整相加算回路２６出力のいずれかを選択する。

【００２８】

本発明のこの実施形態によれば、ペンシルモード時には、整相加算処理回路２６の動作を停止するようになっているので、アナログチャネル部（受信回路部）にとって共通な、相関のあるノイズ成分を大幅に抑制することができる利点がある。

【００２９】

次に、整相加算処理回路のＡＤ変換器として、シグマデルタ（ΣΔ）型ＡＤ変換器を用いる、本発明の更に他の実施形態について説明する。このΣΔ型ＡＤ変換器の基本的な構成は、図３に示すようになっている。即ち、アナログ入力がシグマデルタ型変調器３１に入力され、この１ビット出力がデシメータ３２に入力される。デシメータ３２のＬビット出力が低域通過フィルタ３３に入力され、低域通過フィルタ３３からＬビットのディジタル信号が出力される。

【００３０】

このようなΣΔ型ＡＤ変換器を用いる場合の超音波診断装置の一部の構成例を図４に示す。同図において、ペンシルモード時には、ペンシル型プローブの受信用の超音波振動子により受信した信号をＭ個のΣΔ型変調器４１１～４１Ｍに共通に入力される。これらのΣΔ型変調器４１１～４１Ｍの出力は１ビット信号であり、ΣΔ型変調器４１１～４１Ｍの出力は加算回路４２において加算され、マルチプレクサ４３の一方入力とされる。マルチプレクサ４３の他方の入力はΣΔ型変調器４１１の出力であり、この加算回路４３の出力はＫビット出力のデシメータ４４１に入力される。

【００３１】

一方、ΣΔ型変調器４１２～４１Ｍの各出力はデシメータ４４２～４４Ｍの各々に直接、入力される。Ｌビット出力のデシメータ４４２～４４Ｍはペンシルモード時には動作を停止する。したがって、ペンシルモード時には、ΣΔ型変調器４１１～４１Ｍの出力は加算回路４２において加算されマルチプレクサ４３に入力され、デシメータ４４１を通って別に取り出される。

【００３２】

なお、フェイズドアレイモードのときには、デシメータ４４１の出力は後段の整相加算処理回路に入力される。

【００３３】

ΣΔ変調器の出力から最終出力にかけて、信号は高レートで低分解能から低レートで高分解能に発展していく。本発明の応用では、同一入力からの出力を必要な等価低ノイズ特性を実現するためチャネル数だけ加算することになる。ここでデシメータ、低域通過フィルタとも線形システムであるために加算後の信号に対して適用してもそれぞれ最終出力を加算した結果と効果は等しい。そこで、この実施形態では、この点に着目してペンシルモード用加算器をデシメータの前に置いて、デシメータを共通化してアナログ部にとってノイズ源となり得るディジタル部の動作を最小化することが可能となる。

【００３４】

この実施形態では、ペンシルモード時にはデシメータの前段で加算を行って加算したデータをデシメータ４４１に入力され、このデシメータ４４１の出力は、整相加算処理回路をバイパスする系に送られる。

【００３５】

本発明のこの実施形態では、このような構成とすることにより、デシメータはＩ／Ｑ各１つづつで十分になり、残りのデシメータの動作を止めることができる。これにより、チャネル間で相関のあるノイズの更なる低減が期待できる。更にこの場合、加算回路の入力は小ビット（例えば１ビット）幅の信号になるので、各デシメータ出力を足し合わせるの

に比べ、より小さい規模で回路を実現することができる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【００３６】

【図１】本発明一実施形態の構成例を示す図。

【図２】本発明の他の実施形態の構成例を示す図。

【図３】本発明の他の実施形態において用いるシグマデルタ変換器の構成例を示す図。

【図４】本発明の更に他の実施形態の一部の構成例を示す図。

【符号の説明】

【００３７】

１１ａ，２１ａ・・・ペンシル型プローブ、

１１ｂ，２１ｂ・・・フェイズドアレイ型プローブ、

１２ｔ，１２ｒ，１３１～１３Ｎ，２２ｔ，２２ｒ，２３１～２３Ｎ・・・超音波振動子、

１４１～１４４，２４１～２４Ｍ・・・モード切替スイッチ、

１５１～１５Ｎ，２５１～２５Ｎ・・・受信回路、

１６，２６・・・整相加算処理回路、

１７ａ・・・低雑音増幅器、

１７ｂ，３３・・・低域通過フィルタ、

１８Ｉ，１８Ｑ・・・乗算器、

１９Ｉ，１９Ｑ・・・帯域通過フィルタ、

２０Ｉ，２０Ｑ・・・プログラマブル利得増幅器、

２１Ｉ，２１Ｑ・・・ＡＤ変換器、

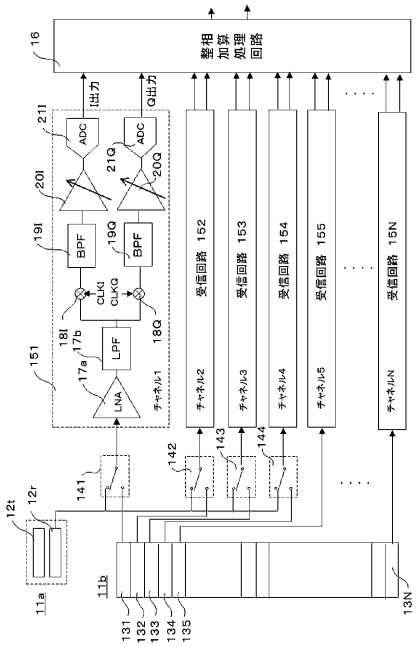
２７Ｉ，２７Ｑ，４２・・・加算回路、

２８，４３・・・マルチプレクサ、

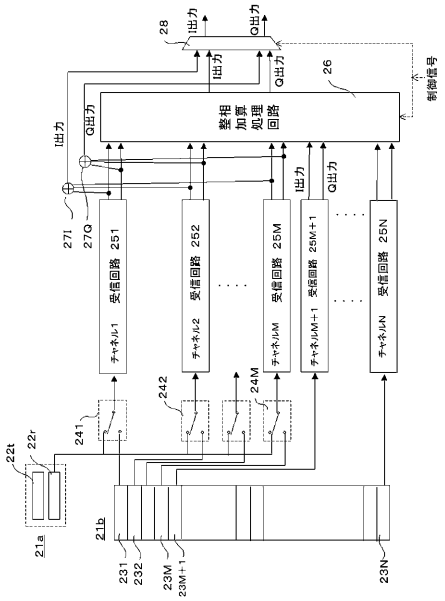
３１，４１１～４１Ｍ・・・シグマデルタ（ΣΔ）型変調器、

３２，４４１～４４Ｍ・・・デシメータ。

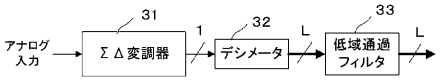
【図１】


整相加算処理回路
I出力
Q出力
ADC
BPF
CLKI
CLKQ
LPF
LNA
受信回路 152
受信回路 153
受信回路 154
受信回路 155
受信回路 15N
チャネル1
チャネル2
チャネル3
チャネル4
チャネル5
チャネルN

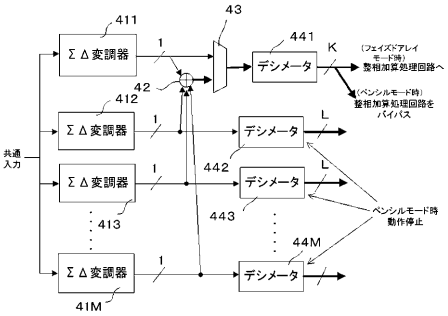
【図２】


整相加算処理回路
I出力
Q出力
制御信号
受信回路 251
受信回路 252
受信回路 25M
受信回路 25M+1
受信回路 25N
チャネル1
チャネル2
チャネルM
チャネルM+1
チャネルN

【図３】


アナログ入力
Σ Δ変調器
デシメータ
低域通過フィルタ
1
L
L

【図４】


Σ Δ変調器
デシメータ
共通入力
ペンシルモード時動作停止
(ペンシルモード時) 整相加算処理回路をバイパス

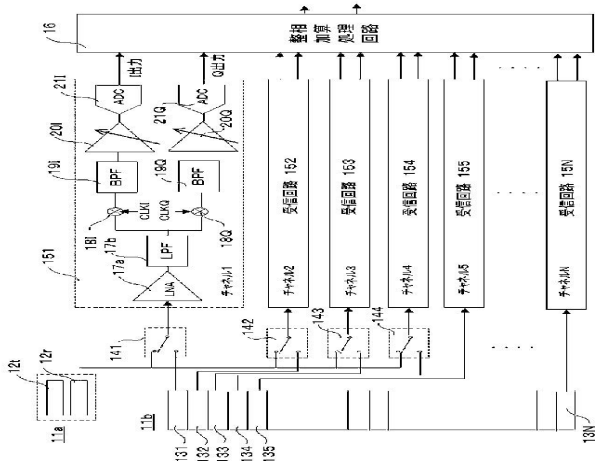
フロントページの続き

(56)参考文献 特開２００３－３３９７０８（ＪＰ，Ａ）
実開平０５－０６３５０８（ＪＰ，Ｕ）
特開平０２－２３７５５３（ＪＰ，Ａ）
特表平０７－５０２１２０（ＪＰ，Ａ）
特開昭６０－１２２５４８（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　８／０６

专利名称(译)	连续波超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4490725B2	公开(公告)日	2010-06-30
申请号	JP2004126909	申请日	2004-04-22
[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	石塚正明		
发明人	石塚 正明		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/EE02 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/HH03 4C601/JB03 4C601/JB07 4C601/JB19		
其他公开文献	JP2005304841A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种小型，低成本的连续波超声波诊断装置，可以通过切换相控阵型探头和铅笔式探头来使用，并且可以获得具有良好噪声性能的接收信号。使用铅笔型探针。 ŽSOLUTION：超声波诊断装置具有铅笔型探头11a和相控阵型探头11b。来自这些探针所具有的超声波振荡器的超声波的连续波被传输到样本，并且通过接收反射的超声波并检测多普勒信号来检测样本中的血流。从使用铅笔型探针11a时接收的反射超声波获得的信号并行输入到多个接收电路151-15N，用于处理从使用相控阵型探头11b时接收的反射超声波获得的信号，并添加。 Ž

【図１】