

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4745538号  
(P4745538)

(45) 発行日 平成23年8月10日(2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日(2011.5.20)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 9 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2001-169563 (P2001-169563)	(73) 特許権者	000207012 大槻 茂雄 神奈川県相模原市横山2丁目12番15号
(22) 出願日	平成13年6月5日(2001.6.5)	(73) 特許権者	000112602 フクダ電子株式会社 東京都文京区本郷3-39-4
(65) 公開番号	特開2002-360575 (P2002-360575A)	(74) 代理人	100094330 弁理士 山田 正紀
(43) 公開日	平成14年12月17日(2002.12.17)	(74) 代理人	100079175 弁理士 小杉 佳男
審査請求日	平成20年6月2日(2008.6.2)	(74) 代理人	100109689 弁理士 三上 結
		(72) 発明者	大槻 茂雄 神奈川県相模原市横山2丁目12番15号

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波血流情報取得方法および超音波血流情報取得装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体内に超音波を送波し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、該受信信号に基づいて生体内の血流情報を取得する超音波血流情報取得方法において、

生体内の同一方向に超音波送受信を2回行なって得た2つの受信信号どうしの差分信号を求める差分演算過程と、

前記差分演算過程で得られた差分信号のうちの、前記2つの受信信号のうちの一方の受信信号の傾きが正もしくは負の一方に相当する部分のみを抽出することにより、あるいは前記差分演算過程で得られた差分信号のうちの、前記2つの受信信号のうちの一方の受信信号の傾きが正もしくは負の一方に相当する部分の符号を反転することにより、生体内の血流情報を表わす血流信号を取得する血流情報取得過程とを有することを特徴とする超音波血流情報取得方法。

10

【請求項2】

前記受信信号を対数増幅する対数増幅過程を有し、前記差分演算過程および前記血流情報取得過程は、前記対数増幅過程を経ることにより対数増幅された受信信号に基づいて、それぞれ差分信号及び血流信号を得るものであることを特徴とする請求項1記載の超音波血流情報取得方法。

【請求項3】

前記受信信号を整流する整流過程を有し、前記差分演算過程および前記血流情報取得過程は、前記整流過程を経ることにより整流された受信信号に基づいて、それぞれ差分信号

20

及び血流信号を得るものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波血流情報取得方法。

【請求項 4】

前記血流情報取得過程は、前記血流信号を平滑化することにより、平滑化された血流信号により表わされる血流情報を取得する過程であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波血流情報取得方法。

【請求項 5】

生体内に超音波を送波し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、該受信信号に基づいて生体内の血流情報を取得する超音波血流情報取得装置において、

生体内の同一方向に超音波送受信を 2 回行なって得た 2 つの受信信号どうしの差分信号を求める差分演算部と、

前記差分演算部で得られた差分信号のうちの、前記 2 つの受信信号のうちの一方の受信信号の傾きが正もしくは負の一方に相当する部分のみを抽出することにより、あるいは前記差分演算過程で得られた差分信号のうちの、前記 2 つの受信信号のうちの一方の受信信号の傾きが正もしくは負の一方に相当する部分の符号を反転することにより、生体内の血流情報を表わす血流信号を取得する血流情報取得部とを備えたことを特徴とする超音波血流情報取得装置。

【請求項 6】

前記受信信号を対数増幅する対数増幅部を備え、前記差分演算部および前記血流情報取得部は、前記対数増幅部により対数増幅された受信信号に基づいて、それぞれ差分信号及び血流信号を得るものであることを特徴とする請求項 5 記載の超音波血流情報取得装置。

【請求項 7】

前記受信信号を整流する整流部を備え、前記差分演算部および前記血流情報取得部は、前記整流部により整流された受信信号に基づいて、それぞれ差分信号及び血流信号を求めるものであることを特徴とする請求項 5 記載の超音波血流情報取得装置。

【請求項 8】

前記血流情報取得部は、前記血流信号を平滑化することにより、平滑化された血流信号により表わされる血流情報を取得するものであることを特徴とする請求項 5 記載の超音波血流情報取得装置。

【請求項 9】

前記血流情報取得部で得られた血流信号に基づく画像を表示する画像表示部を備えたことを特徴とする超音波血流情報取得装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内に超音波を送波し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、その受信信号に基づいて生体内の血流情報を取得する超音波血流情報取得方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、生体内、特に人体内に超音波を送波し、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、その受信信号に基づいて生体内の画像を表示して診断する超音波診断装置が、医療あるいは健康診断の分野で広く採用されている。この超音波診断装置は、生体に与えるストレスが少なく、生体内を容易に画像化できるという長所がある。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

このような超音波診断装置には、生体内の血流で反射して戻ってきた超音波の周波数あるいは位相のシフト（ドブラシフト）を検出して血流情報を得、その血流情報に基づく画像を表示する機能を内蔵したものもある。

【0004】

10

20

30

40

50

この血流による超音波のドブラシフトを検出して血流情報を得るには、MTFフィルタと呼ばれるデジタルフィルタを用いて、受信信号の中から血流で反射した微小な信号成分を抽出し、さらに相関器を用いて相関演算によりドブラシフト量を検出するという複雑な手法が採用されており、それを実現するための回路規模が大きく、超音波診断装置のコストを大きく上昇させている原因の1つとなっている。また、その手法を採用して血流情報を得るには、同一方向につき例えば8回程度超音波の送受信を行なう必要があり、フレームレートの低い画像しか表示できないという問題もある。

【0005】

本発明は、上記事情に鑑み、血流情報を簡便な手法で高速に取得することのできる超音波血流情報取得方法、およびその方法の実施に用いる超音波血流情報取得装置を提供することを目的とする。

10

【0006】

【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血流情報取得方法は、生体内に超音波を送波し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、その受信信号に基づいて生体内の血流情報を取得する超音波血流情報取得方法において、

生体内の同一方向に超音波送受信を2回行なって得た2つの受信信号どうしの差分信号を求める差分演算過程と、

差分演算過程で得られた差分信号のうちの、上記2つの受信信号のうちの一方の受信信号の傾きが正もしくは負の一方に相当する部分のみを抽出することにより、あるいは上記2つの受信信号のうちの一方の受信信号の傾きが正もしくは負の一方に相当する部分の符号を反転することにより、生体内の血流情報を表わす血流信号を取得する血流情報取得過程とを有することを特徴とする。

20

【0007】

本発明の超音波血流情報取得方法は、基本的には、同一方向に関する2つの超音波受信信号の差分を演算してその一部を抽出あるいはその一部の符号の反転することで血流信号を得ており、簡単な構成で血流情報を得ることができる。また、本発明の超音波血流情報取得方法は、基本的には同一方向に関し2回の超音波送受信で血流情報を得ることができ、1回の超音波送受信ごとに、同一方向に関する前回の超音波受信信号との差分を演算でき、いわゆるBモード像のフレームレートと同じ、高速なフレームレートで血流情報を得ることができる。

30

【0008】

ここで、上記本発明の超音波血流情報取得方法において、受信信号を対数増幅する対数増幅過程を有し、差分演算過程および血流情報取得過程は、対数増幅過程を経ることにより対数増幅された受信信号に基づいて、それぞれ差分信号及び血流信号を得るものであることが好ましい。

【0009】

生体内で反射して戻ってきた超音波中の、血流で反射して戻ってきた成分は微小であり、対数増幅することにより微小成分が強調され血流情報が得やすくなる。

【0010】

40

また、上記本発明の超音波血流情報取得方法において、受信信号を整流する整流過程を有し、差分演算過程および血流情報取得過程は、整流過程を経ることにより整流された受信信号に基づいて、それぞれ差分信号及び血流信号を求めるものであることも好ましい形態である。

【0011】

本発明の超音波血流情報取得方法では、整流を行なう前の受信信号に基づいて血流情報を求めることができ、また、整流後の受信信号に基づいて血流を求めることもできる。

【0012】

さらに、本発明の超音波血流情報取得方法において、血流情報取得過程は、血流信号を平滑化することにより、平滑化された血流信号により表わされる血流情報を取得する過程で

50

あることが好ましい。

【0013】

血流は血管内では隣接画素ごとに大きく変化する訳ではなく、連続性があり、平滑化することによりノイズが低減され、血流の状態が一層明瞭に表現された血流信号を得ることができる。

【0014】

また、上記目的を達成する本発明の超音波血流情報取得装置は、生体内に超音波を送波し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、その受信信号に基づいて生体内の血流情報を取得する超音波血流情報取得装置において、

生体内の同一方向に超音波送受信を2回行なって得た2つの受信信号どうしの差分信号を求める差分演算部と、

差分演算部で得られた差分信号のうちの、上記2つの受信信号のうちの一方の受信信号の傾きが正もしくは負の一方に相当する部分のみを抽出し、あるいは上記2つの受信信号のうちの一方の受信信号の傾きが正もしくは負の一方に相当する部分の符号を反転することにより、生体内の血流情報を表わす血流信号を取得する血流情報取得部とを備えたことを特徴とする。

【0015】

ここで、本発明の超音波血流情報取得装置において、受信信号を対数増幅する対数増幅部を備え、差分演算部および血流情報取得部は、対数増幅部により対数増幅された受信信号に基づいて、それぞれ差分信号及び血流情報を得るものであることが好ましい。

【0016】

また、本発明の超音波血流情報取得装置は、受信信号を整流する整流部を備え、差分演算部および血流情報取得部は、整流部により整流された受信信号に基づいて、それぞれ差分信号及び血流情報を求めるものであってもよい。

【0017】

さらに、上記本発明の超音波血流情報取得装置において、血流情報取得部は、血流信号を平滑化することにより、平滑化された血流信号により表わされる血流情報を取得するものであることが好ましい。

【0018】

さらに、上記本発明の超音波血流情報取得装置において、血流情報取得部で得られた血流信号に基づく画像を表示する画像表示部を備えることが好ましい。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について説明する。

【0020】

図1は、本発明の超音波血流情報取得装置の一実施形態を内包する超音波診断装置の一例を示すブロック図である。

【0021】

超音波ヘッド10の先端には多数の超音波送受信素子11が配列されており、それらの超音波送受信素子11それぞれには、送信部20から、調整された位相の各駆動パルスが印加され、これにより、超音波ヘッド10から生体1内に向かって延びる複数の走査線12のうちのある一本の走査線に沿って生体内に超音波が送波される。生体1内に送波された超音波は生体1内の血管1a内を流れる血液やその他の組織で反射して超音波ヘッド10に戻り、超音波ヘッド10の複数の超音波送受信素子11でピックアップされ、受信部30により、それら複数の超音波送受信素子11でピックアップされた信号がそれぞれ増幅される。ビームフォーマ40では、それらの信号に基づいて、ある一本の走査線上の各サンプリング点の超音波反射情報を表わす受信信号が生成される。ビームフォーマ40から出力された受信信号は、検波器50に入力されて検波され、A/D変換器60によりデジタルの受信信号に変換され、処理部70により、例えばBモードやMモード等、表示しようとしている画像に応じた処理が施され、DSC(デジタルスキャンコンバータ)8

10

20

30

40

50

0により表示に適した画像信号に変換され、フレームメモリ90に一旦格納される。以上の超音波の送受信が複数の走査線12それぞれについて順次行なわれ、これにより、フレームメモリ90には1フレーム分の画像信号が格納され、表示部100には、そのフレームメモリ90から読み出された画像信号に基づく超音波画像（例えばBモード像）が表示される。

【0022】

以上の処理が繰り返され、表示部100にはBモード像等の超音波画像の動画が表示される。

【0023】

以上の処理は従来より公知の処理であり、ここでは以上の処理に関するこれ以上の説明は省略する。

10

【0024】

ビームフォーマ40で得られた受信信号は、上述の検波器50に入力されるほか、対数増幅器110にも入力されて対数増幅され、さらにA/D変換器120によりデジタルの受信信号に変換されて、一旦ラインメモリ130に入力される。

【0025】

次に、複数の走査線12のうちの前回と同一の走査線について再度超音波送受信が行なわれると、それら同一の走査線についての2回の超音波送受信により得られた2つの受信信号がラインメモリ130から読み出されて差分器140に入力され、それら2つの受信信号が、その走査線上の同一サンプリング点に対応する値どうしで差分が演算され、その走査線上の各サンプリング点ごとの差分信号が生成される。

20

【0026】

また、ラインメモリ130から読み出された、1つの走査線についての2つの受信信号のうちいずれか一方の受信信号が微分器150に入力され、微分器150では、その一方の受信信号の、隣接するデータどうしの差分が演算され、これにより、微分信号が生成される。

【0027】

差分器140で生成された差分信号および微分器150で得られた微分信号はいずれも抽出部160に入力され、この抽出部160では、差分器140から入力された差分信号のうち、微分器150から入力された微分信号が正の部分に対応する部分の信号が抽出される。この抽出された、微分信号が正の部分のみの差分信号は、平滑部170に入力されて、例えば移動平均等により平滑される。

30

【0028】

この平滑部170からの出力信号は、生体1内部の血管1a内を流れる血流を表わす血流信号であり、DSC80により、例えばBモード像と重畳された画像信号として生成され、フレームメモリ90を経由して、表示部100に、例えば超音波ヘッド10に近づく方向の血流が赤、遠ざかる方向の血流が青でカラー表示される。

【0029】

従来は、この血流情報を得るには、MTFフィルタや相関器等、複雑な回路を必要とし、さらに、同一の走査線に沿って超音波送受信を例えば8回繰り返す必要がある。これに対し、ここでは、上記のような簡易な回路構成で血流情報を得ることができ、ある走査線について超音波送受信を1回行なうごとに同一の走査線について前回の超音波受信を行なったときに得た受信信号との間で演算を行なえばよく、例えばBモード像と同一のフレームレートで血流情報を得ることができる。フレームレートを下げるときは、血流情報を複数フレームについて平均するなど、そのフレームレートを下げることの引き換えとしてノイズ低減を行なうこともできる。

40

【0030】

以下、図1に示す超音波診断装置における血流情報を求める処理をさらに詳細に説明する。

【0031】

50

図 2 は、同一の走査線について超音波送受信を 2 回行なって得た 2 つの受信信号を示す図である。

【 0 0 3 2 】

横軸は、その走査線上の各サンプリング点を表わし、縦軸は信号のレベル ( d B ) を表わしている。

【 0 0 3 3 】

上下に 2 つ並べて示した 2 つの受信信号のうち、上側の受信信号は時間的に前 ( 1 回目 ) の超音波送受信により得られた受信信号、下側の受信信号は時間的に後 ( 2 回目 ) の超音波送受信により得られた受信信号である。

【 0 0 3 4 】

図 3 は、図 2 に示す 2 つの受信信号の一部を、横軸を拡大して示した図、図 4 は、図 3 に示す 2 つの受信信号を重ねて示した図である。

【 0 0 3 5 】

図 3 , 図 4 の受信信号において、生体内の動きがない点で反射した波形は、1 回目の受信信号と 2 回目の受信信号とが重なり、生体内の、超音波ヘッド 1 0 ( 図 1 参照 ) に近づく方向に流れる血流で反射した受信信号は、1 回目よりも 2 回目の方が、図 3 , 図 4 の左側に位相がずれており、生体内の、超音波ヘッド 1 0 から遠ざかる方向に流れる血流で反射した部分は図 3 , 図 4 の右側に位相がずれている。

【 0 0 3 6 】

図 5 は、図 3 の下側 ( 時間的に後 ) の受信信号から図 3 の上側 ( 時間的に前 ) の受信信号を同一サンプリング点ごとに引き算して求めた差分信号を示す図である。

【 0 0 3 7 】

また、図 6 は、図 3 の上側の受信信号の隣接するサンプリング点どうしの差分を求めることにより得られた微分信号を示す図である。

【 0 0 3 8 】

図 1 の抽出部 1 6 0 では、図 6 の微分信号が正の部分のみ、図 5 の差分信号を通過させるが、この演算により、超音波ヘッドに近づく方向が正、遠ざかる方向が負の血流信号が得られることになる。

【 0 0 3 9 】

図 7 は、図 1 の抽出部 1 6 0 を通信した信号 ( 図 5 の差分信号のうちの、図 6 の微分信号が正の部分 ) を平滑化した信号を示している。この信号の正の部分は超音波ヘッドに近づいている動き、負の部分は超音波ヘッドから遠ざかる動きを示している。この平滑化によりノイズ低減が行なわれる。また、さらなるノイズ低減のため、横に引いたゼロの線の上下にしきい値を設け、それらのしきい値を越えて、正あるいは負に変化した部分のみ血流情報として表示してもよい。

【 0 0 4 0 】

尚、ここでは、図 5 の差分信号のうちの、図 6 の微分信号の正の部分のみ抽出すると述べたが、図 5 の差分信号のうちの、図 6 の微分信号の負の部分のみ抽出してもよい。その場合は、上記の場合とは逆に、図 7 のようにして求めた信号の、正の部分が超音波ヘッドから遠ざかる方向の流れ、負の部分が超音波ヘッドに近づく方向の流れを表わすことになる。

【 0 0 4 1 】

さらには、図 5 の差分信号のうちの、図 6 の微分信号の正の部分はそのまま通過させ、微分信号の負の部分はプラス、マイナスの符号を反転させて ( すなわち、微分信号の負の部分は図 5 の 0 d B の横軸を中心に上下折り返して ) 、通過させてもよい。あるいはそれとは逆に、図 6 の微分信号の負の部分はそのまま通過させ、正の部分は符号を反転させて通過させてもよい。

【 0 0 4 2 】

図 8 は、図 1 に示す構成の抽出部 1 6 0 を反転部 1 6 1 に置き換えた部分構成を示す図である。

10

20

30

40

50

## 【0043】

この反転部161からは、差分器140からの差分信号が、微分器150からの微分信号が正の部分についてはそのまま出力され、その微分信号が負の部分については符号が反転して出力される。あるいは、上記のように、微分信号が負の部分について差分信号そのまま出力し、微分信号が正の部分について差分信号の符号を反転させて出力してもよい。

## 【0044】

尚、図1, 図8に示す各例は、いずれも、受信信号の傾きが正の部分と負の部分とを区別するために微分信号を求めたが、受信信号の傾きの正負を区別すればよく、必ずしも微分演算を行なう必要はない。

## 【0045】

図9は、さらに異なる例を示す部分構成図である。

## 【0046】

ここでは、図1に示す構成の、ビームフォーマ40と対数増幅器110との間に検波器51が配置されている。この検波器51は、図1の検波器50と兼用してもよく、そのときは、A/D変換器120もA/D変換器60と兼用してもよい。

## 【0047】

図1, 図8に示す各例はいずれも検波を行なう前の受信信号に基づく演算により血流信号を求める例であるが、図9に示すように検波後の受信信号に基づいて血流信号を求めてもよい。検波後の受信信号に基づいて血流情報を求める構成の場合、例えば上記のようにA/D変換器をBモード像等を得るためのものと兼用できるなど、回路構成の一層の簡易化が期待できる。また検波によりノイズの低減も期待できる。

## 【0048】

以上の各例は、A/D変換器のデジタル信号の演算により血流情報を求める例であるが、本発明はアナログ演算にも適合しており、アナログ演算により血流情報を求めてもよい。

## 【0049】

以上の各例は、A/D変換後のデジタル信号の演算により血流情報を求める例であるが、本発明はアナログ演算にも適合しており、アナログ演算により血流情報を求めてもよい。

## 【0050】

## 【発明の効果】

以上、説明したように、本発明によれば、簡易な回路構成で高フレームレートの血流情報を得ることができる。

## 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の超音波血流情報取得装置の一実施形態を内包する超音波診断装置の一例を示すブロック図である。

【図2】同一の走査線について超音波送受信を2回行なって得た2つの受信信号を示す図である。

【図3】図2に示す2つの受信信号の一部を、横軸を拡大して示した図である。

【図4】図3に示す2つの受信信号を重ねて示した図である。

【図5】図3の下側(時間的に後)の受信信号から図3の上側(時間的に前)の受信信号を同一サンプリング点ごとに引き算して求めた差分信号を示す図である。

【図6】図3の上側の受信信号を隣接するサンプリング点どうしの差分を求めることにより得られた微分信号を示す図である。

【図7】図1の抽出部を通信した信号を平滑化した信号を示している。

【図8】図1に示す構成の抽出部を反転部に置き換えた部分構成を示す図である。

【図9】さらに異なる例を示す部分構成図である。

## 【符号の説明】

1 生体

1 a 血管

10

20

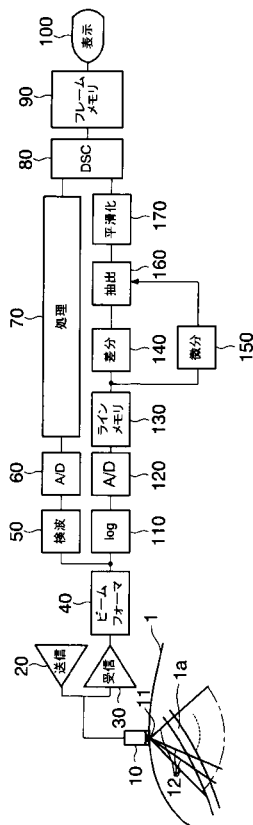
30

40

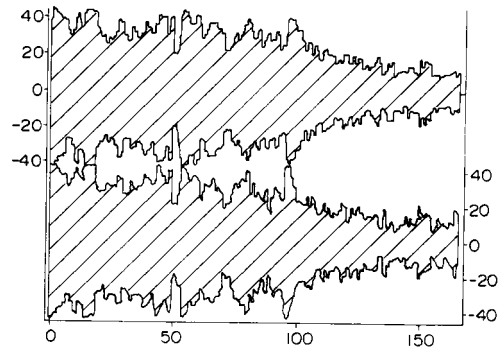
50

- 1 0 超音波ヘッド
  - 1 1 超音波送受信素子
  - 1 2 走査線
  - 2 0 送信部
  - 3 0 受信部
  - 4 0 ビームフォーマ
  - 5 0 検波器
  - 5 1 検波器
  - 6 0 A / D 変換器
  - 7 0 処理部
  - 8 0 D S C ( デジタルスキャンコンバータ )
  - 9 0 フレームメモリ
  - 1 0 0 表示部
  - 1 1 0 対数増幅器
  - 1 2 0 A / D 変換器
  - 1 3 0 ラインメモリ
  - 1 4 0 差分器
  - 1 6 0 抽出部
  - 1 6 1 反転部
  - 1 7 0 平滑部
- 10
- 20

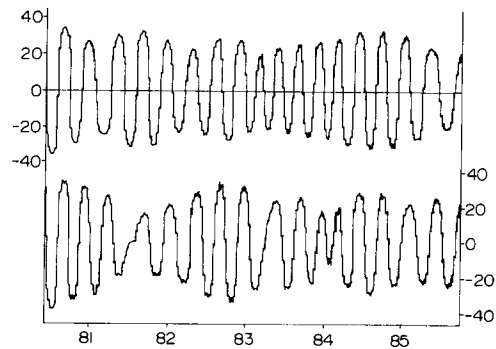
【 図 1 】



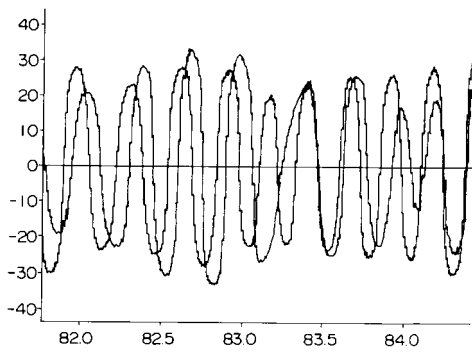
【 図 2 】



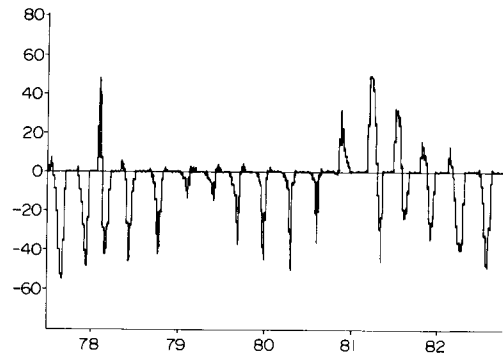
【 図 3 】



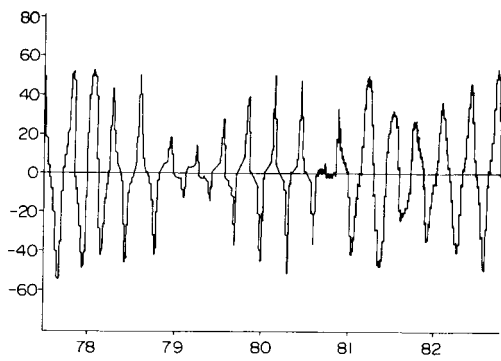
【図4】



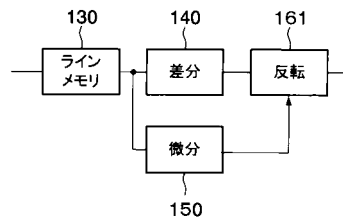
【図5】



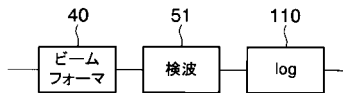
【図6】



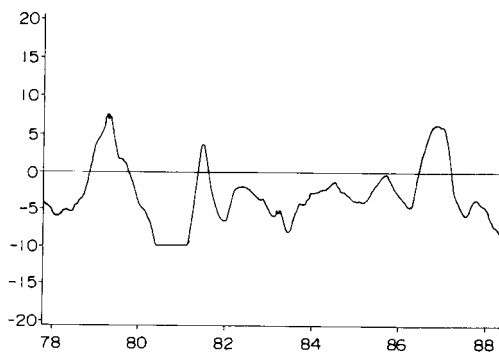
【図8】



【図9】



【図7】



フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

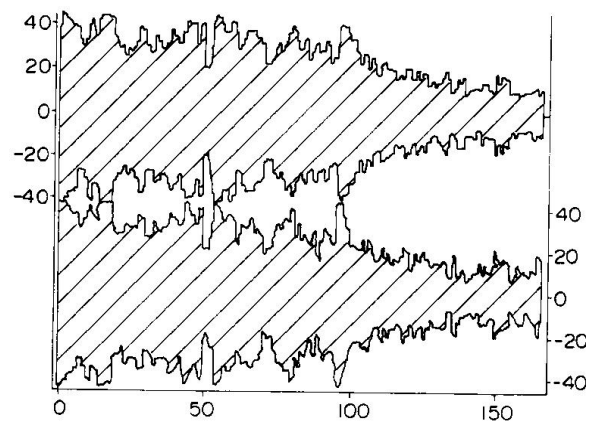
(56)参考文献 特開昭58-073338(JP,A)  
特開平05-305088(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/06

专利名称(译)	超声血流信息采集方法和超声血流信息采集装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4745538B2</a>	公开(公告)日	2011-08-10
申请号	JP2001169563	申请日	2001-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	乙木茂雄 福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	乙木茂雄 福田电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	乙木茂雄 福田电子株式会社		
[标]发明人	大槻茂雄		
发明人	大槻 茂雄		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/BB22 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE10 4C301/HH11 4C301/JB24 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/KB02 4C301/KB21 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE07 4C601/HH14 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB37 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/KB02 4C601/KB18		
代理人(译)	山田正树		
其他公开文献	JP2002360575A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为了通过接收通过在生物体内发射超声波并在生物体内反射回来发送的超声波来获得接收信号，获得接收信号，基于接收信号获得活体内的血流信息本发明涉及一种用于获取超声波血流信息的方法和装置，并且以简单的电路配置以高帧速率获得血流信息。差分计算单元，其获得通过在活体中在相同方向上执行两次超声波发送和接收而获得的两个接收信号之间的差分信号；以及差分计算单元，其计算由差分计算单元获得的差分信号的差分信号，通过仅从两个接收信号中提取对应于一个接收信号的正或负倾斜之一的部分，或者通过反转对应于正或负倾斜之一的部分的符号，并且获得表示活体中的血流信息的血流信号。



【图 3】