

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3609688号
(P3609688)

(45) 発行日 平成17年1月12日(2005.1.12)

(24) 登録日 平成16年10月22日(2004.10.22)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/08

F I

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2000-132136 (P2000-132136)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成12年5月1日(2000.5.1)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2001-309918 (P2001-309918A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成13年11月6日(2001.11.6)	(72) 発明者	岡田 孝 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
審査請求日	平成13年12月21日(2001.12.21)	(72) 発明者	原田 烈光 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波の送受波を行って、被検体の関心領域からの目的エコー信号としてのデジタル信号を取得する送受波手段と、

前記目的エコー信号において振幅の極性が反転するゼロクロス点を検知する手段であって、前記目的エコー信号の符号ビットに基づいて前記極性を判定するゼロクロス検知手段と

、

前記ゼロクロス点のタイミングの変化に基づいて、前記関心領域の変位を計測する変位計測手段と、

を有し、

ユーザ設定されたゲート内で初回の送受波によるゼロクロス点を検知し、検知したゼロクロス点の位置に基づいて、そのゼロクロス点が中心に来るようにゲートの位置を調整し、調整後のゲート内で次回の送受波によるゼロクロス点を検知する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前回の送受波で検知したゼロクロス点が中心に来るようにゲートの位置を調整し、調整後のゲート内で次回の送受波によるゼロクロス点を検知することにより、ゼロクロス点の動きに追従してゲートの位置を調整する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記変位計測手段は、
前記超音波の周波数より高い周波数のクロックを発生させるクロック発生手段と、
前記クロックに基づいてカウントを行い、相前後する 2 回の前記送受波間での前記ゼロクロス点のタイミングの変化量に応じたカウント値を出力するカウンタと、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記変位計測手段は、前記カウント値を積算し、その積算値に基づいて前記関心領域の位置を定める位置決定手段を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記ゲートの幅は前記超音波の 1 波長分以下であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波の送受波を行って、被検体の血管壁からの目的エコー信号としてのデジタル信号を取得する送受波手段と、
前記目的エコー信号において振幅の極性が反転するゼロクロス点を検知する手段であって、
前記目的エコー信号の符号ビットに基づいて前記極性を判定するゼロクロス検知手段と

20

前記ゼロクロス点のタイミングの変化に基づいて、前記血管壁の変位を計測する変位計測手段と、
を有し、

ユーザ設定されたゲート内で初回の送受波によるゼロクロス点を検知し、検知したゼロクロス点の位置に基づいて、そのゼロクロス点が中心に来るようにゲートの位置を調整し、調整後のゲート内で次回の送受波によるゼロクロス点を検知し、検知したゼロクロス点の位置に基づいて、そのゼロクロス点が中心に来るようにゲートの位置を再調整し、再調整後のゲート内で次々回の送受波によるゼロクロス点を検知することにより、ゼロクロス点の動きに追従してゲートの位置を調整する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特にエコー信号を用いて被検体の関心領域をトラッキングし、その変位を計測する超音波診断装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

血管の性状や心臓などの機能を診断するために超音波診断装置が利用される。超音波診断装置を利用して血管壁の変位を計測する場合、血管を通過する超音波ビーム上において、エコー信号に基づいて、血管壁を自動的にトラッキングし、それにより血管壁の変位が計測される。血管壁の変位の時間変化は、心臓の拍動に同期したものであるが、その波形の形態を観察することによって、動脈硬化などの疾病を診断するための基礎データを取得できる。

40

【0003】

図 6 は従来の血管壁のトラッキングの原理を説明する模式図である。血管壁からは強いエコー信号が得られることが知られている。そこで、振幅に対する閾値を利用し、血管壁からのエコー信号を弁別、特定することが可能である。図 6 (a) は n 回目の送受波に対する受信信号中において特定された血管壁からのエコー信号部分の波形の模式図である。このエコー信号に対して基本的に送信超音波 1 周期の幅のゲートが時間軸上にて移動可能に

50

設定され、そのゲート内の信号波形の正側の面積と負側の面積とが同一となるゲート位置が探索される。図6(b)はこのn回目の受信信号に対して設定されたゲート G_n を示す波形図である。

【0004】

図6(c)は(n+1)回目の送受波に対する受信信号中において特定された血管壁からのエコー信号部分の波形の模式図である。送受波の周期内での脈動により血管壁は変位するため、それに応じて血管壁から生じるエコー信号の遅延時間が変動する。すなわち、図6(c)に示す波形は、基本的に図6(a)に示す波形を時間軸方向にシフトさせたものとなる。このエコー信号の遅延時間の変化量は、ゲート G_n に捉えられた波形Sのシフト量から得られる。具体的には、ゲート内での受信信号の正側の面積と負側の面積とが同一となる新たなゲート G_{n+1} が前回のゲート G_n の時間軸上での位置を中心にして探索され、正負それぞれの面積が同一となったとき、ゲート G_{n+1} にはゲート G_n に捉えられていたと同じ部位からのエコー信号波形Sが捉えられたと判断する。図6(d)はこのように探索された新たなゲート G_{n+1} を示す波形である。この新たなゲート G_{n+1} と前回のゲート G_n とのずれを音速を考慮して距離に換算することにより、血管壁の変位量が求められる。

10

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

このように従来技術においては、ゲートを移動させつつ面積を演算して、新たなゲート位置の探索が行われ、それによって血管壁からのエコー信号の追従が実現される。この従来の方法はそれを実現する回路の規模が大きくなり、かつコストが高くなるという問題があった。

20

【0006】

本発明はこの問題点を解決するためになされたものであり、簡単な回路構成でエコー信号をトラッキングし、関心領域の変位を計測可能とする超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波を行って被検体の関心領域からの目的エコー信号を取得する送受波手段と、前記目的エコー信号において振幅の極性が反転するゼロクロス点を検知する手段であって、前記目的エコー信号の符号ビットに基づいて前記極性を判定するゼロクロス検知手段と、前記ゼロクロス点のタイミングの変化に基づいて、前記関心領域の変位を計測する変位計測手段とを有し、ユーザ設定されたゲート内で初回の送受波によるゼロクロス点を検知し、検知したゼロクロス点の位置に基づいて、そのゼロクロス点を中心に来るようにゲートの位置を調整し、調整後のゲート内で次の送受波によるゼロクロス点を検知するものである。

30

【0008】

本発明によれば、エコー信号の代表点としてゼロクロス点を選び、この移動に基づいてエコー信号の遅延時間が計測され、その遅延時間から関心領域の変位が計測される。ゼロクロス点は、目的エコー信号の各時刻での振幅の極性の判別という簡単な処理で検出され、回路の簡素化、処理負荷の軽減が図られる。

40

【0009】

本発明の好適な態様の超音波診断装置においては、前記目的エコー信号がデジタル信号であり、前記ゼロクロス検知手段は、前記目的エコー信号の符号ビットに基づいて前記極性を判定する。デジタル信号はその値の正負が1ビットの符号ビットで表される。よって、極性の判定は1ビットの判定回路で足りる。

【0010】

望ましくは、前記変位計測手段は、前記超音波の周波数より高い周波数のクロックを発生させるクロック発生手段と、前記クロックに基づいてカウントを行い、相前後する2回の前記送受波間での前記ゼロクロス点のタイミングの変化量に応じたカウント値を出力する

50

カウンタとを有する。このカウント値により、2回の送受波間での変位量の差分値が求まる。

【0011】

望ましくは、さらに前記変位計測手段は、前記カウント値を積算し、その積算値に基づいて前記関心領域の位置を定める位置決定手段を有する。カウント値を送受波ごとに積算して得られる積算値に基づけば、多数の送受波タイミングにわたる変位の時間変動の様子が表される。

【0012】

本発明の他の好適な態様の超音波診断装置は、前回の送受波で検知したゼロクロス点が中心に来るようにゲートの位置を調整し、調整後のゲート内で次の送受波によるゼロクロス点を検知することにより、ゼロクロス点の動きに追従してゲートの位置を調整する。

10

【0013】

受信信号にはゼロクロス点が多く存在し、基本的に超音波の1/2周期ごとに現れる。検知されたゼロクロス点を含むゲートを設定することにより、次の送受波における追従すべきゼロクロス点をそのゲートによって特定することが容易となる。

【0014】

上記構成は、望ましくは、前記ゲートの幅が前記超音波の1波長分以下とされる。ゼロクロス点は正から負へのものと、又は負から正へのものとを区別することができ、この区別を行えば1波長分以下のゲートに含まれるゼロクロス点は基本的に1つになり、追従すべきゼロクロス点の特定が容易となる。

20

【0015】

本発明に係る他の超音波診断装置は、超音波の送受波を行って、被検体の血管壁からの目的エコー信号としてのデジタル信号を取得する送受波手段と、前記目的エコー信号において振幅の極性が反転するゼロクロス点を検知する手段であって、前記目的エコー信号の符号ビットに基づいて前記極性を判定するゼロクロス検知手段と、前記ゼロクロス点のタイミングの変化に基づいて、前記血管壁の変位を計測する変位計測手段とを有し、ユーザ設定されたゲート内で初回の送受波によるゼロクロス点を検知し、検知したゼロクロス点の位置に基づいて、そのゼロクロス点が中心に来るようにゲートの位置を調整し、調整後のゲート内で次の送受波によるゼロクロス点を検知し、検知したゼロクロス点の位置に基づいて、そのゼロクロス点が中心に来るようにゲートの位置を再調整し、再調整後のゲート内で次々回の送受波によるゼロクロス点を検知することにより、ゼロクロス点の動きに追従してゲートの位置を調整するものである。

30

【0016】

本発明によれば、関心領域は血管壁である。血管壁は比較的強いエコーを生じ、振幅の所定の閾値を設定することによりそのエコー信号を弁別することが容易である。血管壁の変位は、血管の性状や心臓の機能などについての診断について有用な情報を与えるものであり、本発明により、当該情報を簡単な回路構成で取得することが可能となる。

【0017】

【発明の実施の形態】

図1には、本発明の実施の形態である超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されている。本装置は、特に血管壁の変位計測機能を有し、これを用いて血管の性状等を診断することができる。

40

【0018】

図1において、プローブ10は、超音波パルスの送波及びエコーの受波を行う超音波探触子である。このプローブ10はアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子の電子走査によって超音波ビームが電子的に走査される。その電子走査方式としては例えば電子リニア走査や電子セクタ走査などを挙げることができる。

【0019】

送信回路12は送受信制御回路14による制御に従って、振動子アレイの各チャンネルごとに遅延された送信パルスをプローブ10へ出力する。振動子ごとの遅延量は、送波される

50

超音波がビームを形成するように制御され、また、送波ビームの方向に応じて制御される。

【0020】

一方、受信系は、受信増幅回路20、A/D変換器(analog-to-digital converter)22、整相加算回路24、低域通過フィルタ26、受信信号処理回路28、表示処理回路30、表示器32を含んで構成される。

【0021】

受信増幅回路20は、各チャンネルごとに受信信号を増幅する。また、A/D変換器22は、受信増幅回路20から出力されるアナログの受信信号を各チャンネルごとにデジタル信号に変換する。

【0022】

整相加算回路24は、デジタル遅延器を用いて各チャンネル間の位相を調節した後、加算器により各チャンネルの受信信号を互いに加算し、受信フォーカスを実現する。ここで送受信制御回路14がデジタル遅延器の遅延量を各チャンネルごとに調節、制御する。整相加算回路24は加算により複数チャンネルの受信信号を1つのデジタル受信信号にまとめる。このデジタル受信信号は、低域通過フィルタ26を経由した後、受信信号処理回路28へ入力される。

【0023】

受信信号処理回路28は、断層画像形成部40、変位計測部42等の各信号処理を行うユニットを含んで構成される。

【0024】

断層画像形成部40は、受信信号から断層画像すなわちBモード画像を形成する回路である。形成された断層画像のイメージ情報は表示処理回路30に出力される。

【0025】

変位計測部42は、血管壁の位置の変位を計測する回路である。この変位計測部42は、前壁の位置と後壁の位置とから血管径を演算する機能を有している。変位計測を行う際には、表示器32に表示される断層画像を参照して、超音波ビームが血管になるべく直交するように調整される。当該超音波ビームの軸線を変位計測ラインと称し、これに沿った血管壁の変位量が計測される。

【0026】

表示処理回路30は、表示器32に表示する表示画像を構成する回路である。表示処理回路30は画像合成機能などを有している。

【0027】

本装置の主たる特徴は、この変位計測部42にある。図2は変位計測部42の概略のブロック構成図である。変位計測部42は、ゼロクロス検知器50、カウンタ52、トラッキングゲート設定器54、トラッキングゲート選択器56、加算器58を含んで構成される。

【0028】

変位計測部42のゼロクロス検知器50に、低域通過フィルタ26から出力されたデジタル受信信号が入力される。ゼロクロス検知器50は後述するトラッキングゲートを設定し、そのゲートが開いている期間内のデジタル受信信号のゼロクロス点を検知する。ゼロクロス点は、デジタル受信信号が正から負へ、または負から正へと極性が反転するタイミングである。デジタル受信信号はデジタルデータの時系列であり、デジタルデータの極性は、例えばその最上位ビット(MSB)の1ビットに割り当てられる符号ビットにより表される。例えば符号ビットが“0”の場合、当該デジタルデータは正であり、一方、符号ビットが“1”である場合、当該デジタルデータは負である。ゼロクロス検知器50は、デジタル受信信号の符号ビットの値を判別し、例えば受信信号が正から負へ変化する際のゼロクロス点を検知する。なお、ゼロクロス検知器50では、デジタル受信信号の符号ビットのみが利用される。よって、低域通過フィルタ26からゼロクロス検知器50へはデジタル受信信号の符号ビットのみを入力する構成としてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

トラッキングゲート選択器 5 6 は、ゼロクロス点を基準とし所定幅を有するトラッキングゲートを設定する。例えばトラッキングゲートはゼロクロス点を中心とする送信超音波の 1 波長分の時間幅を有するように設定される。

【 0 0 3 0 】

カウンタ 5 2 は、前回の送受波と直近の送受波との間でのゼロクロス点のタイミングの変化をクロックに基づいて計測する。つまり、カウンタ 5 2 はゼロクロス点のタイミングシフト量に相当するクロック数をカウントするものである。ここでタイミングシフト量の測定精度はクロックの周波数が高くなるほど向上する。例えば、送受信制御回路 1 4 等をマイクロプロセッサにより構成する場合、その駆動クロックをカウンタ 5 2 のクロックとして利用することができる。ここで、直近の送受波でのゼロクロス点のタイミングはゼロクロス検知器 5 0 から得られ、一方、前回のゼロクロス点のタイミングとして、現在設定されているトラッキングゲートの基準点のタイミング信号がトラッキングゲート選択器 5 6 から入力される。

10

【 0 0 3 1 】

加算器 5 8 はカウンタ 5 2 から出力されるカウント数と、トラッキングゲート選択器 5 6 から出力される現在のトラッキングゲートの基準点とされているゼロクロス点の座標（クロックカウント数で表される）とを加算して、直近の送受波でのゼロクロス点の座標を表すクロックカウント数を出力する。すなわち、加算器 5 8 により、各送受波ごとのゼロクロス点のシフト量を累積加算する処理が行われ、ゼロクロス点の時間軸上での座標が求められる。この新たなゼロクロス点座標は、トラッキングゲート選択器 5 6 に入力され、新たなトラッキングゲートの設定に利用される。また、後述するようにゼロクロス点の変位はそれに対応する被検体部位の変位を表すものであり、加算器 5 8 から出力されたゼロクロス点の座標は、表示処理回路 3 0 に入力され当該部位の変位波形の表示等に利用される。

20

【 0 0 3 2 】

トラッキングゲート設定器 5 4 は、トラッキングゲートの初期設定を行うものである。これは、上述のようにトラッキングゲート選択器 5 6 は前回の送受波でのゼロクロス点を基準にして次の送受波に対するトラッキングゲートを設定するため、ゼロクロス点の位置が未だ得られていない初回の送受波では、トラッキングゲートを設定することができないことから必要とされる。例えば、ユーザがトラックボール等によりトラッキングゲート設定器 5 4 を操作して、変位計測ライン上にて変位計測の対象となる被検体部位にトラッキングゲートをマニュアル設定するように構成することができる。

30

【 0 0 3 3 】

図 3 は、本装置の血管壁の変位計測動作を説明するフロー図である。以下、本装置の血管壁の変位計測動作を説明する。

【 0 0 3 4 】

ユーザは、断層画像形成部 4 0 により表示器 3 2 に表示される断層画像に血管の縦断面が現れるようにプローブ 1 0 の位置を定める。そして、この血管の断層画像を参照して、血管壁に直交するように変位計測ラインを設定する。具体的には、超音波ビームの方位がユーザによるダイヤル操作等によりステアリングされ、そのビーム方位が表示器 3 2 の断層画像上に変位計測ラインとして表示される。ユーザはさらに、トラッキングゲート設定器 5 4 を操作して、表示器 3 2 の変位計測ライン上に表示されるトラッキング点を移動させ、トラッキングゲートを血管壁の位置に設定する（S 1 0 0）。また、表示器 3 2 に受信信号波形を表示させ、その波形に沿って所定幅のトラッキングゲートの表示が移動するようなユーザインターフェースを提供することもできる。

40

【 0 0 3 5 】

送受信制御回路 1 4 は設定された変位計測ラインに沿って超音波ビームが形成されるように送受信系を制御する。トラッキングゲート設定器 5 4 によりユーザ設定されたトラッキングゲート内のゼロクロス点は、必ずしもその中心 M には位置しない。本装置では、まず

50

初回の送受波において、ユーザ設定されたトラッキングゲート内のゼロクロス点 Z_0 が中心に来るようにトラッキングゲートの位置を調整する(S105~S115)。具体的には、ユーザ設定されたトラッキングゲートの中心点Mに対応する座標を所定の初期値、例えば0に設定する。次に、初回の送受波を行う(S105)。図4は、初回の送受波において行われる動作を説明する信号波形の模式的なタイミング図であり、図4(a)は、この送受波により得られる受信信号波形を示す。

【0036】

図4(b)はユーザ設定されたトラッキングゲートパルスであり、Hレベルの期間 W_G においてゼロクロス検知器50のゲートが開き、受信信号が取り込まれる。ゼロクロス検知器50は、この取り込まれた受信信号のゼロクロス点 Z_0 (ここでは正から負への変化点を用いる)を検知する(S110)。一方、トラッキングゲート選択器56は、中心点Mの初期値0のタイミングで基準点パルスをカウンタ52へ出力する。

10

【0037】

カウンタ52は、基準点パルスに対するゼロクロス検知パルスのタイミング Z_0 を図4(c)に示すクロックをカウントすることにより計測する。そのカウント値を t_0 とする。具体的には、カウンタ52はアップカウンタとダウンカウンタとを含んで構成される。基準点パルスがゼロクロス検知パルスよりも先に入力された場合には、アップカウンタが起動され、ゼロクロス検知パルス入力までのクロック数をカウントアップする。一方、ゼロクロス検知パルスが基準点パルスよりも先に入力された場合には、ダウンカウンタが起動され、基準点パルス入力までのクロック数をカウントダウンする。すなわち、ユーザ設定されたトラッキングゲート内のゼロクロス点が基準点0より遅延している場合には t_0 として正のカウント値がカウンタ52から出力され、反対に基準点より先行している場合には負のカウント値が出力される。

20

【0038】

このカウント値 t_0 は加算器58にて、トラッキングゲート選択器56から出力される現在の基準値0と加算され、トラッキングゲート選択器56に設定される。これにより、トラッキングゲート選択器56から、初回の送受波により得られた受信信号のゼロクロス点を中心に捉えたトラッキングゲートが生成される。すなわち、ユーザ設定されたトラッキングゲートがゼロクロス点を中心とするトラッキングゲートに調整される(S115)。図4(d)は、この調整後のトラッキングゲートパルスを示す。

30

【0039】

次に2回目以降の送受波での血管壁の変位計測の動作を説明する。図5は、以下説明する2回目以降の送受波において行われる動作を説明する信号波形の模式的なタイミング図である。

【0040】

図5(a)は、(n-1)回目の受信波形70とn回目の受信波形72とを示している。また図5(b)はクロック信号であり、図5(c)は(n-1)回目の受信波形70に基づいて生成されたn回目の受信波形に対するトラッキングゲートパルス74を示している。

【0041】

n回目の送受波が行われたとき(S120)、トラッキングゲート選択器56からは(n-1)回目の受信波形のゼロクロス点 Z_{n-1} の位置に対応する累積値 T_{n-1} が加算器58へ出力される。またゼロクロス点 Z_{n-1} のタイミングで基準点パルスがカウンタ52へ出力される。また、トラッキングゲート選択器56では、当該基準点を中心位置する幅 W_G のトラッキングゲートパルス74が生成されゼロクロス検知器50へ供給される。

40

【0042】

ゼロクロス検知器50はこのトラッキングゲートで切り出されるn回目送受波の受信信号のゼロクロス点 Z_n をデジタル受信信号の符号ビットに基づいて検知し、ゼロクロス検知パルスを出力する(S125)。

50

【 0 0 4 3 】

カウンタ 5 2 は、基準点パルスに対するゼロクロス検知パルスのタイミングに対応するカウント値 t_n を出力する (S 1 3 0)。

【 0 0 4 4 】

加算器 5 8 は、現在の基準点位置を示す累積値 T_{n-1} に t_n を加算して新たな基準点位置の累積値 T_n を出力する。この処理から理解されるように、 t_k ($k = 0 \sim n$) の累積値 T_n は基準点位置を示し、血管壁に設定されたトラッキング点から得られる受信信号の遅延時間が変位計測開始からどれだけ変化したかを表す。したがって、累積値 T_n はトラッキング点の計測開始からの変位量に比例する。表示処理回路 3 0 は、この累積値 T_n の時間変化を血管壁の変位波形として表示器 3 2 に表示することができる。また、変位の距離が必要である場合には、累積値 T_n を時間に換算し、さらに超音波の速度を用いて距離に換算される。

10

【 0 0 4 5 】

また、新たな基準点はトラッキングゲート選択器 5 6 に入力され、この基準点を中心点とする更新されたトラッキングゲートパルス 7 6 が生成される (S 1 4 0)。

【 0 0 4 6 】

以上、処理 S 1 2 0 ~ S 1 4 0 は変位計測の停止が指示されるまで (S 1 4 5)、繰り返される。

【 0 0 4 7 】

ちなみに、上記構成において低域通過フィルタ 2 6 は受信信号を平滑化して雑音を低減し、ゼロクロス点がトラッキングゲート内に多数発生することを防止し、血管壁のトラッキングの精度向上を図るものである。

20

【 0 0 4 8 】

また、上述の例ではトラッキングゲートの幅は超音波の 1 周期に設定したが、これに限定されない。但し、トラッキングゲート内に所定方向の極性反転を行うゼロクロス点が複数存在せず、送受波間でのゼロクロス点の対応付けが容易である点で、1 周期以下が望ましい。

【 0 0 4 9 】

また、本装置の変位計測機能は血管壁の変位以外の用途にも用いることができる。この場合、その計測対象が超音波の波長の 1 / 2 以上の比較的大きな変位を伴う場合、トラッキング点に対応するゼロクロス点がトラッキングゲートの外へ外れてしまい、他のゼロクロス点が検知されることが考えられる。そのような測定対象に対しては、送受波の繰り返しレートを可変とすることで対応可能である。すなわち、変位量が大きな測定対象に対しては、送受波の繰り返しレートを上げ、2 回の送受波間での変位がトラッキングゲート内に収まるように調節する。また、送受波の繰り返しレートを上げることは、変位の周期が早い測定対象に追従して、正確な変位波形を得る場合にも有効である。

30

【 0 0 5 0 】

【 発明の効果 】

本発明は、上述のように変位計測対象からの受信信号のゼロクロス点を、受信信号の極性に基いて検知し、このゼロクロス点をトラッキングすることで対象部位の変位を計測するものである。この本発明によれば、対象部位のトラッキングを行う回路構成が簡素化され、装置コストの低減が図られる。特に、デジタル受信信号に対しては符号ビットを用いて極性反転を判断することにより、当該効果が一層大きなものとなる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態である超音波診断装置の全体構成のブロック図である。

【 図 2 】 変位計測部の概略のブロック構成図である。

【 図 3 】 本装置の血管壁の変位計測動作を説明するフロー図である。

【 図 4 】 本装置を用いた変位計測において初回の送受波時に行われる動作を説明する信号波形のタイミング図である。

【 図 5 】 本装置を用いた変位計測において 2 回目以降の送受波での動作を説明する信号波

50

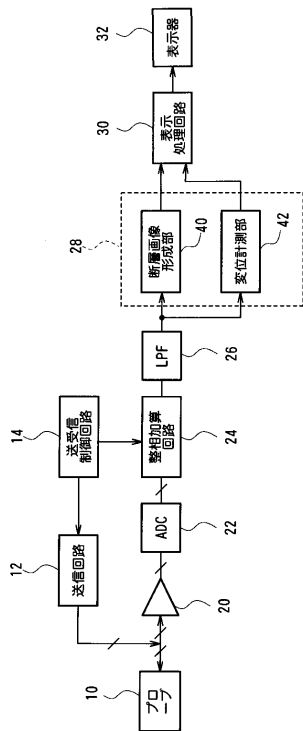
形のタイミング図である。

【図6】従来の血管壁のトラッキングの原理を説明する模式図である。

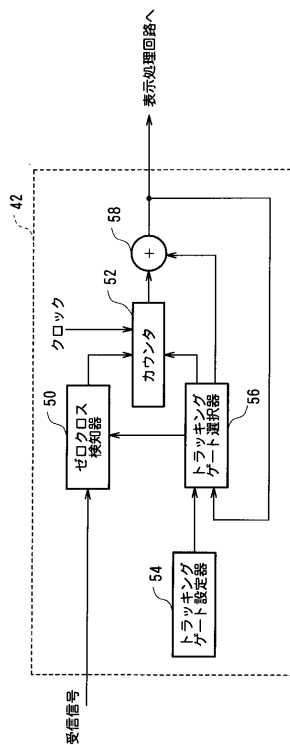
【符号の説明】

- 10 プローブ、12 送信回路、14 送受信制御回路、22 A/D変換器、24 整相加算回路、26 低域通過フィルタ、28 受信信号処理回路、30 表示処理回路、32 表示器、40 断層画像形成部、42 変位計測部、50 ゼロクロス検知器、52 カウンタ、54 トラッキングゲート設定器、56 トラッキングゲート選択器、58 加算器。

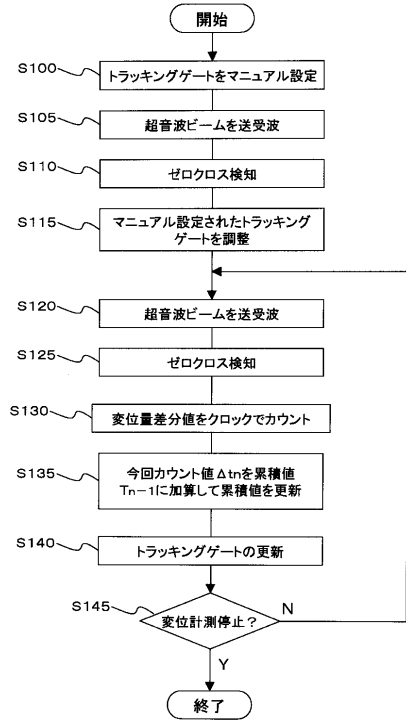
【図1】



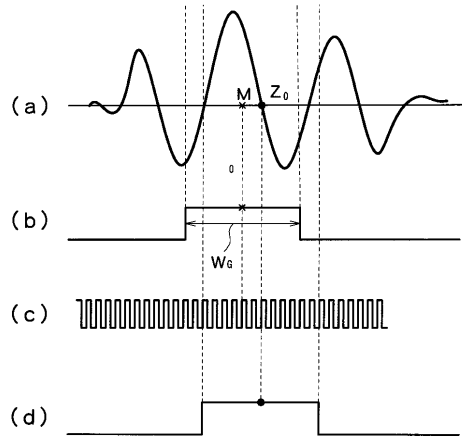
【図2】



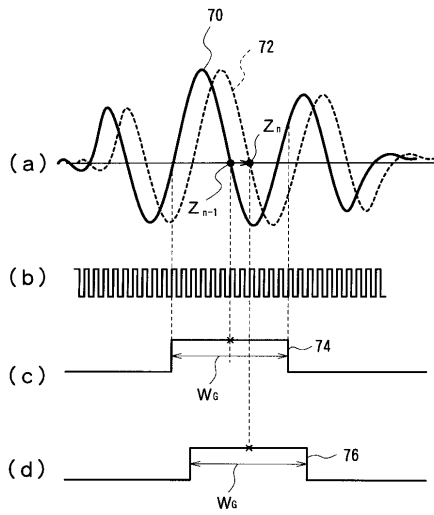
【 図 3 】



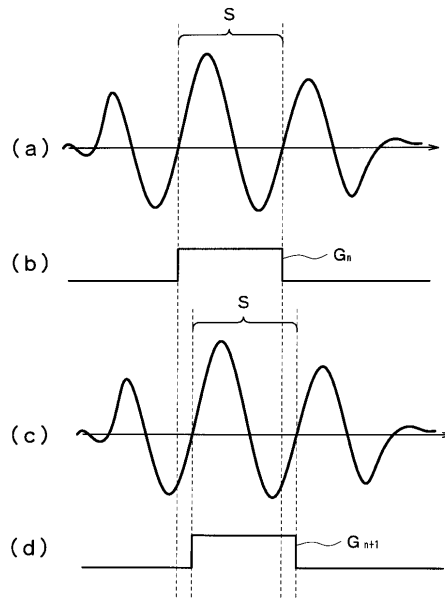
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭55 - 143133 (J P , A)
特開昭58 - 220223 (J P , A)
特開昭59 - 218142 (J P , A)
特開平1 - 310647 (J P , A)
特開平3 - 37047 (J P , A)
特開平10 - 5226 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, D B名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3609688B2	公开(公告)日	2005-01-12
申请号	JP2000132136	申请日	2000-05-01
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	冈田孝 原田烈光		
发明人	冈田 孝 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/DD06 4C301/EE15 4C301/JB02 4C301/JB07 4C301/JB25 4C301/JB50 4C301/KK30 4C601/DD14 4C601/EE12 4C601/JB16 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB38 4C601/JB60 4C601/JC37 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2001309918A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：简化用于测量血管壁位移的超声诊断设备中的位移测量电路。 解决方案：过零检测器50基于数字接收信号的码位检测跟踪门中的接收信号的过零点。测量在新发送和接收中的先前发送和接收零交叉点的定时中的过零点的定时的延迟时间。该计量由计数器52对时钟进行计数。通过从每个发送/接收累积地添加该计数值而获得的值从加法器58输出。累积相加值对应于血管壁的跟踪点的回波的延迟时间，并且表示跟踪点的位移。

