

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-169270

(P2013-169270A)

(43) 公開日 平成25年9月2日(2013.9.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/02 (2006.01)	A 6 1 B 8/02	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2012-33828 (P2012-33828)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年2月20日 (2012.2.20)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100080159
			弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	宮地 幸哉
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 DD07 DD14 DD19 FF08 JB37 KK13

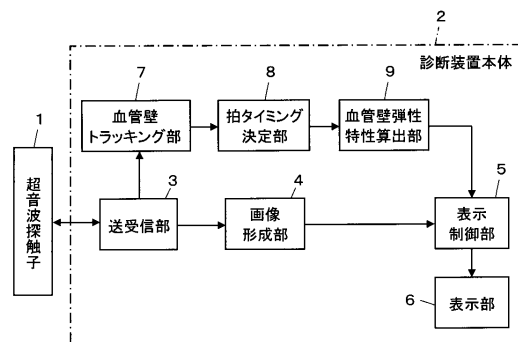
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】心電図波形を用いることなく、超音波診断による情報のみで高精度に血管の状態を測定することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波探触子1から被検体の血管に対して超音波ビームを送受信して得られた受信信号に基づいて、血管壁トラッキング部7が拍動に伴う血管壁Vの動きをトラッキングし、拍タイミング決定部8が、血管壁トラッキング部7でトラッキングされた血管壁Vの動きから拍動に伴う周期的な変化を音線L1～L32毎に検出すると共にそれぞれの検出時刻を各音線L1～L32の拍タイミング候補として求め、各音線L1～L32の拍タイミング候補を1拍期間内で互いに統計解析することにより拍タイミングを決定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子から被検体に対して超音波ビームの送受信を行い、前記超音波探触子から出力された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波探触子から被検体の血管に対して超音波ビームを送受信して得られた受信信号に基づいて、拍動に伴う血管壁の動きをトラッキングする血管壁トラッキング部と、

前記血管壁トラッキング部でトラッキングされた血管壁の動きから拍動に伴う周期的な変化を音線毎に検出すると共にそれぞれの検出時刻を各音線の拍タイミング候補として求め、前記各音線の拍タイミング候補を 1 拍期間内で互いに統計解析することにより拍タイミングを決定する拍タイミング決定部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記拍タイミング決定部は、前記血管壁トラッキング部でトラッキングされた血管壁の動きに基づいて血管壁の径変化速度波形および径変化波形のうち少なくとも一方を求め、求められた波形において周期的に表れる最大値または最小値を音線毎に検出することにより血管壁の周期的な変化の検出を行う請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記拍タイミング決定部は、前記各音線の拍タイミング候補について 1 拍期間内で平均値またはメディアンを算出することにより前記拍タイミングを決定する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記拍タイミング決定部は、前記検出時刻を含む前後 0 . 0 5 秒の間で平均値またはメディアンを算出することにより、前記拍タイミング候補を求める請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記拍タイミング決定部は、全ての音線のうち、血管壁の周期的な変化を検出した音線の度数を 1 拍期間毎に求め、この音線の度数が所定値以下の拍期間を前記拍タイミングの決定から除外する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記拍タイミング決定部は、前記検出時刻を含む前後 0 . 0 5 秒の間で、血管壁の周期的な変化を検出した音線の度数を求め、この音線の度数が所定値以下の拍期間を前記拍タイミングの決定から除外する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記拍タイミング決定部は、前記血管壁トラッキング部でトラッキングされた血管壁の動きに基づいて血管壁の径変化速度波形を求め、求められた波形において周期的に表れる最大値が所定の値以下を示す拍期間を前記拍タイミングの決定から除外する請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記拍タイミング決定部で決定された拍タイミングに基づいて、血管壁の弾性特性を算出する血管壁弾性特性算出部をさらに備えた請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記拍タイミング決定部で決定された拍タイミングに基づいて、血管壁の厚さおよび血管径の厚さのうち少なくとも一方を算出する厚さ算出部をさらに備えた請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波探触子から被検体に対して超音波ビームの送受信を行い、前記超音波探触子から出力された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

前記超音波探触子から被検体の血管に対して前記超音波ビームを送受信して得られた受信信号に基づいて、拍動に伴う血管壁の動きをトラッキングし、

10

20

30

40

50

トラッキングされた血管壁の動きから拍動に伴う周期的な変化を音線毎に検出すると共にそれぞれの検出時刻を各音線の拍タイミング候補として求め、前記各音線の拍タイミング候補を1拍期間内で互いに統計解析することにより拍タイミングを決定する

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、血管壁の超音波画像を生成するための超音波診断装置および超音波画像生成方法に関する。

【背景技術】

10

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波探触子と、この超音波探触子に接続された装置本体とを有しており、超音波探触子から被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波探触子で受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

また、被検体からの超音波エコーを受信して得られた受信信号に基づいて、疾患の状態を示す様々な情報を得ることもできる。例えば、動脈硬化や脳梗塞などの循環器系疾患では、血管に対して超音波を送受信し、得られた受信信号に基づいて血管壁の弾性特性、血管壁の厚さおよび血管径の厚さなどの情報が得られる。これらの情報は、動脈硬化の進展と共に値が変化するものであり、その値を監視することで循環器系疾患の状態を推測することができる。

20

しかしながら、血管壁は厚さが小さく、また、心拍に伴う脈動の影響を受けるため、上記のような血管の情報には多くのノイズ成分が含まれることとなる。そこで、ノイズ成分を抑制して血管の状態を測定することができる超音波診断装置が求められている。

【0004】

このような、血管の状態を正確に測定する技術として、例えば特許文献1に開示されているように、受信信号に基づいて血管壁の位置をトラッキングすることにより血管の前壁および後壁の位置を特定し、これに基づいて血管径変化波形を生成して血管径の経時変化を測定する超音波診断装置が提案されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-290408号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に示される超音波診断装置では、心電図波形を利用して拍タイミングを特定し、この拍タイミングに基づいて血管径変化波形に含まれた心拍に伴うノイズ成分を除去することにより、高精度に血管の状態を測定することができる。しかしながら、超音波情報とは別に心電図波形を求める必要があるため装置が大型化し、機動性が損なわれて様々な場所での診断に対応するのが困難となるといった問題があった。

40

【0007】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、心電図波形を用いることなく、超音波診断による情報のみで高精度に血管の状態を測定することができる超音波診断装置および超音波画像生成方法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】

【0008】

この発明にかかる超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に対して超音波ビームの

50

送受信を行い、前記超音波探触子から出力された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波探触子から被検体の血管に対して超音波ビームを送受信して得られた受信信号に基づいて、拍動に伴う血管壁の動きをトラッキングする血管壁トラッキング部と、前記血管壁トラッキング部でトラッキングされた血管壁の動きから拍動に伴う周期的な変化を音線毎に検出すると共にそれぞれの検出時刻を各音線の拍タイミング候補として求め、前記各音線の拍タイミング候補を1拍期間内で互いに統計解析することにより拍タイミングを決定する拍タイミング決定部とを備えたものである。

【0009】

ここで、前記拍タイミング決定部は、前記血管壁トラッキング部でトラッキングされた血管壁の動きに基づいて血管壁の径変化速度波形および径変化波形のうち少なくとも一方を求め、求められた波形において周期的に表れる最大値または最小値を音線毎に検出することにより血管壁の周期的な変化の検出を行うのが好ましい。

【0010】

また、前記拍タイミング決定部は、前記各音線の拍タイミング候補について1拍期間内で平均値またはメディアンを算出することにより前記拍タイミングを決定することができる。また、前記拍タイミング決定部は、前記検出時刻を含む前後0.05秒の間で、平均値またはメディアンを算出することにより、前記拍タイミング候補を求めることもできる。

また、前記拍タイミング決定部は、全ての音線のうち、血管壁の周期的な変化を検出した音線の度数を1拍期間毎に求め、この音線の度数が所定値以下の拍期間を前記拍タイミングの決定から除外することができる。また、前記拍タイミング決定部は、前記検出時刻を含む前後0.05秒の間で、血管壁の周期的な変化を検出した音線の度数を求め、この音線の度数が所定値以下の拍期間を前記拍タイミングの決定から除外することもできる。

【0011】

また、前記拍タイミング決定部は、前記血管壁トラッキング部でトラッキングされた血管壁の動きに基づいて血管壁の径変化速度波形を求め、求められた波形において周期的に表れる最大値が所定の値以下を示す拍期間を前記拍タイミングの決定から除外することができる。

また、前記拍タイミング決定部で決定された拍タイミングに基づいて、血管壁の弾性特性を算出する血管壁弾性特性算出部をさらに備えることが好ましい。また、前記拍タイミング決定部で決定された拍タイミングに基づいて、血管壁の厚さおよび血管径の厚さのうち少なくとも一方を算出する厚さ算出部をさらに備えることが好ましい。

【0012】

この発明に係る超音波画像生成方法は、超音波探触子から被検体に対して超音波ビームの送受信を行い、前記超音波探触子から出力された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、前記超音波探触子から被検体の血管に対して前記超音波ビームを送受信して得られた受信信号に基づいて、拍動に伴う血管壁の動きをトラッキングし、トラッキングされた血管壁の動きから拍動に伴う周期的な変化を音線毎に検出すると共にそれぞれの検出時刻を各音線の拍タイミング候補として求め、前記各音線の拍タイミング候補を1拍期間内で互いに統計解析することにより拍タイミングを決定するものである。

【発明の効果】

【0013】

この発明によれば、血管壁の周期的な変化を音線毎に検出してその検出時刻を各音線の拍タイミング候補として求めると共に各音線の拍タイミング候補を1拍期間内で互いに統計解析することにより拍タイミングを決定するので、心電図波形を用いることなく、超音波診断による情報のみで高精度に血管の状態を測定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】この発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 2】血管壁に対して超音波ビームを送受信して生成される音線の様子を示す図である。

【図 3】各音線で求められた径変化速度波形と径変化波形を示す図である。

【図 4】血管壁の周期的な変化を検出した音線の度数を示すグラフである。

【図 5】変形例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

図 1 に、この実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波探触子 1 と、超音波探触子 1 に接続された診断装置本体 2 を備えている。診断装置本体 2 は、超音波探触子 1 から超音波を送受信して取得された受信信号に基づいて超音波画像を表す画像データを生成すると共に、拍動に伴う血管壁の動きに基づいて拍タイミングを決定して血管壁の弾性特性を算出する機能を有する。

10

【0016】

超音波探触子 1 は、コンベックスタイプ、リニアスキャンタイプ、または、セクタスキャンタイプ等の、被検体の体表に当接させて用いられるプローブである。超音波探触子 1 は、1 次元または 2 次元に配列された複数の超音波トランスデューサを備えている。これらの超音波トランスデューサは、印加される駆動信号に基づいて被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体で反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する。

20

【0017】

各超音波トランスデューサは、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミック、P V D F（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。このような振動子の電極に、パルス状または連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮によって、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

30

【0018】

診断装置本体 2 は、超音波探触子 1 に接続された送受信部 3 を有し、この送受信部 3 に画像形成部 4 が接続され、画像形成部 4 に表示制御部 5 を介して表示部 6 が接続されている。また、送受信部 3 には、血管壁トラッキング部 7、拍タイミング決定部 8 および血管壁弾性特性算出部 9 が順次接続され、血管壁弾性特性算出部 9 が表示制御部 5 に接続されている。

【0019】

送受信部 3 は、送信回路と受信回路を内蔵している。送信回路は、複数のチャンネルを備えており、超音波探触子 1 の複数の超音波トランスデューサにそれぞれ印加される複数の駆動信号を生成する。その際に、所定の送信遅延パターンに基づいて、複数の駆動信号にそれぞれの遅延時間を与えることができる。送信回路は、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波探触子 1 に供給する。

40

【0020】

送受信部 3 の受信回路は、複数のチャンネルを備えており、複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数のアナログの受信信号を受信して増幅し、デジタルの受信信号に変換する。さらに、所定の受信遅延パターンに基づいて、複数の受信信号にフォーカス位置に応じたそれぞれの遅延時間を与え、それらの受信信号をフォーカス位置毎に加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、それぞれ超音波エコーの焦点が絞り込まれた複数の音線信号（音線データ）が形成される。

次に、ローパスフィルタ処理等によって音線データに包絡線検波処理が施され、S T C

50

(Sensitivity Time gain Control)により超音波の反射位置の深度に応じて距離に応じた減衰の補正がなされる。

【0021】

このように処理された音線データは、複数フレーム分の音線データを蓄積するためのメモリ容量を有するデータメモリに順次格納される。受信回路は、画像データ生成機能を備えており、ライブモードにおいては直接供給される音線データを、フリーズモードにおいてはデータメモリから供給される音線データをそれぞれ入力し、これら音線データに対して、Log(対数)圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施して画像データを生成し、画像形成部4に出力する。

画像形成部4は、送受信部3の受信回路から供給された超音波画像の画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データにラスタ変換し、階調処理等の必要な画像処理を施して表示制御部5に供給する。

【0022】

表示制御部5は、画像形成部4から供給された画像データに基づいて、表示部6に超音波診断画像を表示させる。表示部6は、例えば、LCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部5の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

【0023】

血管壁トラッキング部7は、送受信部3の受信回路から供給された音線データに基づいて、血管壁の動きをトラッキングする機能を有する。トラッキングは、例えば特許第3652791号に記載された位相差トラッキング法を用いることができ、送受信部3から入力された音線データについて振幅情報と位相情報を演算し、これらの情報を用いて拍動に伴う血管壁の動きを高精度にトラッキングする。トラッキングにより得られた血管壁の動き情報は、拍タイミング決定部8に出力される。

拍タイミング決定部8は、血管壁トラッキング部7から供給された血管壁の動き情報に基づいて、拍動に伴う血管壁の周期的な変化を音線毎に検出すると共にそれぞれの検出時刻を各音線の拍タイミング候補として求め、各音線の各音線タイミング候補を1拍期間内で互いに統計解析することにより拍タイミングを決定する。

血管壁弾性特性演算部9は、血管壁トラッキング部7でトラッキングされた血管壁の動きと拍タイミング決定部8で決定された拍タイミングに基づいて血管壁の弾性特性を算出し、算出された血管壁の弾性特性を表示制御部5を介して表示部6に表示させる。

【0024】

次に、この実施の形態の動作について説明する。

まず、図2に示すように、超音波探触子1が被検体Sの体表に接するように配置されると、診断装置本体2における送受信部3の送信回路からの駆動信号により、超音波探触子1から被検体S内の血管に向けて超音波ビームが送信される。図2では、血管壁Vの長軸方向に対して超音波ビームが直交方向から入射するように、超音波探触子1が被検体Sの体表に配置されたものとして示されている。血管壁Vに入射した超音波ビームは、血管壁Vの前壁Vfおよび後壁Vrなどの各部で反射され、その超音波エコーが超音波探触子1のそれぞれの超音波トランスデューサで受信される。この時、血管壁Vは、拍動に伴って拡張と収縮を繰り返しながら周期的に動いており、超音波ビームは血管壁Vの動きが少なくとも1周期分変化する間は連続的に送受信される。

【0025】

それぞれの超音波トランスデューサで超音波エコーが受信されると、その超音波エコーの強度に応じた受信信号が超音波トランスデューサから送受信部3の受信回路にそれぞれ出力される。出力された受信信号に基づいて、受信回路によりフレーム毎にデジタルの音線データが生成され、さらに、音線信号の強度(振幅の大きさ)に基づいて画像データがフレーム毎に生成される。例えば、音線信号の強度を輝度として表示することによりBモード断層画像データを、さらにこのBモード断層画像の経時変化を表示することでMモード画像データを生成することができる。生成された血管壁Vの画像データは、送受信部3から画像形成部4に出力される。一方、各フレームの音線データは、送受信部3から血管

10

20

30

40

50

壁トラッキング部 7 に出力される。

【 0 0 2 6 】

画像形成部 4 に入力された画像データは、階調処理等の必要な画像処理が施された後、表示制御部 5 に出力され、B モード断層画像や M モード画像などの超音波画像が表示部 6 に表示される。

一方、血管壁トラッキング部 7 は、送受信部 3 から入力された音線データの振幅情報と位相情報に基づいて各フレームにおける血管壁 V の位置を検出することにより、拍動に伴う血管壁 V の動きを追跡する。すなわち、フレーム間の音線データを比較して、振幅（強度）が変化せずに位相（フレーム中の位置）のみが変化するものを同一対象の動きの変化とし、血管壁 V の動きが追跡される。

10

【 0 0 2 7 】

トラッキングされた血管壁 V の動きは血管壁トラッキング部 7 から拍タイミング決定部 8 に出力され、拍タイミング決定部 8 が血管壁 V の動きに基づいて拍動に伴う周期的な拍タイミングを決定する。この時、拍タイミングは、拍動に伴う血管壁 V の周期的な動きを例えば 3 2 本の音線 L 1 ~ L 3 2 毎に検出することにより求められる。

具体的には、血管壁 V の所定の部位の動き、例えば血管壁 V の外径の周期的な動きを検出するために、それぞれの音線 L 1 ~ L 3 2 上に位置する前壁 V f 1 と後壁 V r 1 の間、前壁 V f 2 と後壁 V r 2 の間、・・・前壁 V f 3 2 と後壁 V r 3 2 の間における位置（位相）の差分をとって音線 L 1 ~ L 3 2 毎に血管壁 V の外径を各フレームで算出することにより、血管壁 V の径変化速度波形および径変化波形を求める。図 3 に、各音線 L 1 ~ L 3 2 で求められた径変化速度波形と径変化波形の一例を示す。図 3 に示されるように、血管壁 V の周期的な動きを表す M モード画像に対し、径変化速度波形および径変化波形においても同様の周期的な変化が得られることがわかる。そこで、例えば径変化波形において周期的に表れる最小値、すなわち血管径が周期的に最も小さくなる時刻 T 1 ~ T 5 を音線 L 1 ~ L 3 2 毎に検出することにより、拍動に伴う血管壁 V の周期的な変化を検出することができる。そして、それぞれの検出時刻 T 1 ~ T 5 が 1 拍目 ~ 5 拍目の拍タイミング候補として各音線 L 1 ~ L 3 2 においてそれぞれ求められる。なお、血管壁 V の周期的な変化は、径変化波形の最小値を検出して求めるものに限られず、例えば径変化速度波形において周期的に表れる最大値など、血管壁 V の周期的な変化を表すものであればよい。

20

【 0 0 2 8 】

ここで、具体的に 1 拍目 ~ 5 拍目を示す径変化波形の最小値が各音線 L 1 ~ L 3 2 で検出された検出時刻（拍タイミング候補）を表 1 に示す。なお、それぞれの拍タイミング候補は、検出開始時刻からの経過時間として表され、同じ拍期間に対応するものが音線 L 1 ~ L 3 2 の順番に並べて表示されている。この時、各音線 L 1 ~ L 3 2 において同じ拍期間に対応して検出される拍タイミング候補は、同時刻となるはずだが、例えば音線 L 4 では 0 . 1 5 秒で 1 拍目が検出されたのに対し音線 L 5 では 0 . 2 0 秒で 1 拍目が検出されている。これは、心拍に伴うノイズの影響により、各音線 L 1 ~ L 3 2 で検出される拍タイミング候補の時刻にバラツキが生じたためである。また、例えば音線 L 2 の 1 拍目と 2 拍目などの「 - 」は、ノイズの影響により拍タイミング候補が検出されなかったことを示している。

30

40

【 0 0 2 9 】

【表 1】

表1					
音線	秒				
	1拍目	2拍目	3拍目	4拍目	5拍目
L1	-	-	1.625	-	-
L2	-	-	1.625	2.385	3.17
L3	0.15	-	1.625	2.375	3.165
L4	0.15	-	1.625	2.375	3.165
L5	0.2	0.9	1.625	2.375	-
-	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-
L28	0.21	0.905	1.625	2.385	3.165
L29	-	0.905	1.625	2.385	3.165
L30	-	0.905	1.625	2.385	3.165
L31	0.2	0.905	1.625	2.385	3.165
L32	0.2	0.905	1.625	2.38	3.165
平均値	0.19	0.904	1.625	2.383	3.165
メディアン	0.2	0.905	1.625	2.385	3.165
度数	27	20	30	29	29

10

【0030】

そこで、これらの拍タイミング候補のバラツキが拍タイミングを決定する際に影響しないように、拍タイミングは同じ1拍期間内で各音線L1～L32の拍タイミング候補を互いに統計処理することにより決定される。

例えば、拍タイミング決定部8は、表1に示されるように、各音線L1～L32の拍タイミング候補について、同じ1拍期間内で平均値またはメディアンを算出することにより、1拍毎に1つの拍タイミングを決定することができる。なお、音線L1～L32のうち両端（音線L1およびL32）に近いほど、上記の拍タイミング候補のバラツキの発生率が高くなるため、平均値は音線L1～L32の両端に近い数本の音線を除いた中央部に位置する音線で検出された拍タイミング候補を用いて算出するのが好ましい。また、図3に示される径変化速度波形において、周期的に表れる最大値を全ての音線L1～L32で比較し、最大値が所定値以下を示す音線の拍タイミング候補はノイズ成分が多く含まれるもの、すなわち拍タイミング候補として信頼性が低いものと判断して拍タイミングの決定から除外することができる。

20

また、拍タイミング決定部8は、複数の拍期間にわたって決定される複数の拍タイミングについて、各拍タイミングの信頼性を統計的に評価して信頼性の低い拍期間を拍タイミングの決定から除外することもできる。例えば、それぞれの拍期間における拍タイミング候補のバラツキに基づいて信頼性を評価することができる。図4に、表1に示した各音線L1～L32における検出時刻の度数を表すヒストグラムを示す。例えば、1拍目の度数を例にとると、表1では音線L1～L32のうち拍タイミング候補を検出した音線が27本である（その他の音線では検出されず「-」が表示されている）ことを示したのに対し、図4では拍タイミング候補が検出された27本の音線のうち0.25の同時刻で検出された音線が16本であることを示している。このように、図4は、表1において同じ検出時刻を示した音線L1～L32の度数を検出時刻毎にそれぞれ表したものである。図4において、音線L1～L32のうち、同じ検出時刻を有する音線の度数が所定値以下の拍期間、例えば全ての音線L1～L32のうち同じ検出時刻を示す音線の度数が50%または80%以下の拍期間は、拍タイミングのバラツキが大きくて信頼性が低い拍期間、すなわちノイズ成分が多く含まれる拍期間と判断して、拍タイミングの決定から除外することができる。さらに、音線L1～L32毎に求められた径変化速度波形の最大値を各拍期間で平均すると共にその平均値を複数の拍期間の間で比較し、平均値が所定の値以下を示す拍期間は信頼性が低いと判断して、拍タイミングの決定から除外することもできる。

30

40

【0031】

このように、拍タイミング候補を統計処理して拍タイミングを決定することにより、高精度に拍タイミングを求めることができる。また、決定された拍タイミングを統計処理して信頼性を評価することにより、さらに精度の高い拍タイミングを求めることができる。

50

【 0 0 3 2 】

決定された拍タイミングは拍タイミング決定部 8 から血管壁弾性特性算出部 9 に出力され、血管壁弾性特性算出部 9 が拍タイミングに基づいて血管壁の弾性特性を算出する。例えば、拍タイミングに基づいて、血管壁 V が 1 心拍内で最も厚くなる心臓拡張期末期と、血管壁 V が 1 心拍内で最も薄くなる心臓収縮期をそれぞれ求めると共に、心臓拡張期末期での血管壁 V の厚み (h_{di}) と心臓収縮期での厚み変化の最大値 (Δh_i) をそれぞれ求めることにより、下記式 (1) に基づいて血管壁径方向のひずみ量 ε_i が血管壁 V の弾性特性として算出される。

$$\varepsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \quad \cdots (1)$$

【 0 0 3 3 】

算出された血管壁 V の弾性特性は、血管壁弾性特性算出部 9 から出力され、表示制御部 5 を介して表示部 6 に表示される。

本実施の形態によれば、心拍に伴うノイズを除去して高精度に拍タイミングを決定するため、心電図波形を用いることなく、超音波診断による情報のみで血管壁 V の弾性特性を正確に算出することができる。

【 0 0 3 4 】

なお、上記の実施の形態では、各拍期間において径変化波形の最小値が検出された 1 つの検出時刻から 1 つの拍タイミング候補を音線 L 1 ~ L 3 2 毎に求めていたが、この最小値が検出された 1 つの検出時刻を含む一定時間を統計処理することにより各音線 L 1 ~ L 3 2 で 1 つの拍タイミング候補を求めることもできる。例えば、ノイズによる径変化波形のパラッキが安定する 0.05 S の範囲をグルーピングして一定時間とすることができる。拍タイミング決定部 8 は、各拍期間において音線 L 1 ~ L 3 2 毎に径変化波形の最小値が検出された検出時刻が一定時間 0.05 S 内に含まれる音線の検出時刻について平均値またはメディアンを算出することにより、統計的に 1 つの拍タイミング候補を各音線 L 1 ~ L 3 2 で求め、求められたそれぞれの拍タイミング候補を統計処理して 1 つの拍タイミングを決定することができる。また、拍タイミング決定部 8 は、各拍期間において音線 L 1 ~ L 3 2 毎に径変化波形の最小値が検出された検出時刻の一定時間 0.05 S 内に含まれる音線の度数を求め、この度数が所定値以下の拍期間は信頼性が低いと判断して、拍タイミングの決定から除外することもできる。

【 0 0 3 5 】

また、図 5 に示すように、血管壁弾性特性算出部 9 と表示制御部 5 の間に厚さ算出部 10 を新たに備えることができる。厚さ算出部 10 は、拍タイミング決定部 8 により決定された拍タイミングに基づいて、血管壁 V の厚さおよび血管壁 V の径の大きさを正確に算出することができる。血管壁 V の厚さおよび血管壁 V の径の大きさは、動脈硬化の進行に伴い変化するものであり、これらの値を心電図波形を用いることなく正確に求めることにより、超音波診断による情報のみで循環器系疾患の状態を高精度に推測することができる。

【 0 0 3 6 】

また、上記の実施の形態では、送受信部 3 から供給された音線データに基づいて血管壁 V の動きが血管壁トラッキング部 7 によりトラッキングされたが、血管壁トラッキング部 7 に供給されるデータは血管壁 V の動きをトラッキングするための情報が含まれていればよく、これに限るものではない。例えば、送受信部 3 から血管壁トラッキング部 7 に画像データを供給し、血管壁トラッキング部 7 は送受信部 3 から供給された画像データに含まれる輝度情報などに基づいて血管壁 V の動きをトラッキングすることができる。

また、上記の実施の形態では、血管壁 V の外径の周期的な動きが血管壁トラッキング部 7 により検出されて拍タイミング候補が求められたが、血管壁 V の検出部分は血管壁 V の周期的な動きが求めることができれば、これに限るものではない。例えば、血管壁 V の前壁 V f または後壁 V r の周期的な動きを検出することにより拍タイミング候補を求めてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 7 】

10

20

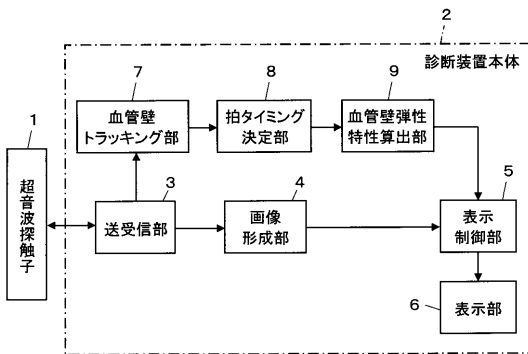
30

40

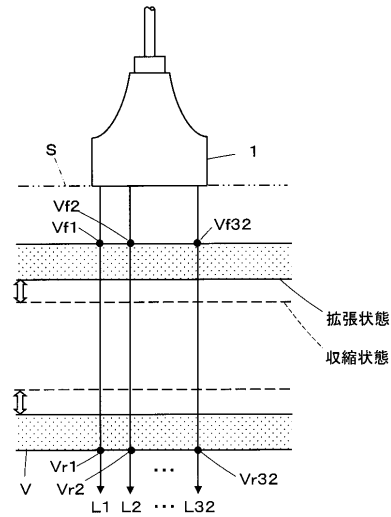
50

1 超音波探触子、2 診断装置本体、3 送受信部、4 画像形成部、5 表示制御部、6 表示部、7 血管壁トラッキング部、8 拍タイミング決定部、9 血管壁弾性特性算出部、10 厚さ算出部、V 血管壁、Vf 血管壁の前壁、Vr 血管壁の後壁、L1～L32 音線、S 被検体。

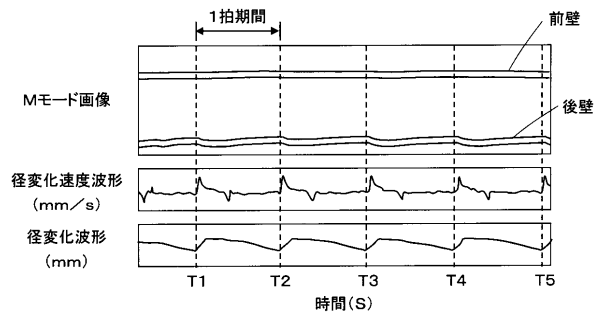
【図1】



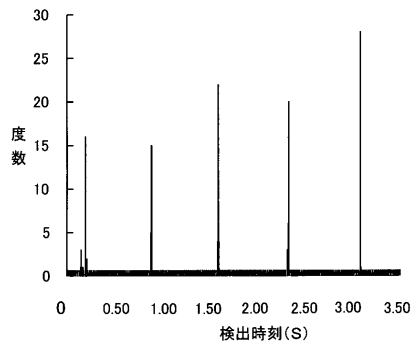
【図2】



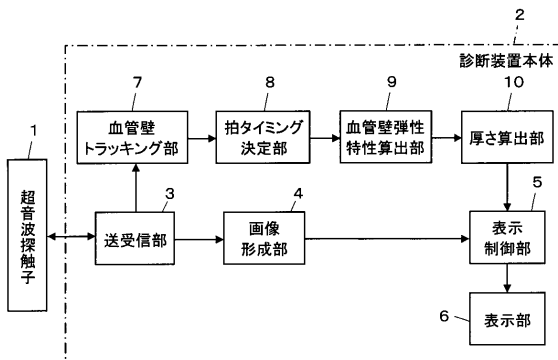
【図3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像产生方法		
公开(公告)号	JP2013169270A	公开(公告)日	2013-09-02
申请号	JP2012033828	申请日	2012-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫地幸哉		
发明人	宫地 幸哉		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B5/02007 A61B8/02 A61B8/485 A61B8/486 A61B8/5207 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/02 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/14.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/DD07 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/FF08 4C601/JB37 4C601/KK13		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5844175B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够仅通过超声波诊断而不使用心电图波形来高精度地测量血管状态的超声波诊断装置。 解决方案：基于通过从超声波探头1向对象的血管发送和接收超声波束而获得的接收信号，血管壁跟踪单元7随着脉动移动血管壁V的运动。并且拍子定时确定单元8针对每个声线L1至L32检测伴随由血管壁跟踪单元7跟踪的血管壁V的运动产生的脉动的周期性变化，并检测各个检测时间。作为声线L1至L32的拍子定时候选，并且通过在一个拍子周期内统计地分析声线L1至L32的拍子定时候选来确定拍子定时。 点域1

