

(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2012-183261
(P2012-183261A)

(43) 公開日 平成24年9月27日(2012.9.27)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2011-50130 (P2011-50130)	(71) 出願人	306037311 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
(22) 出願日	平成23年3月8日 (2011.3.8)	(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 DD14 DD19 DD23 EE10 JC08 LL38

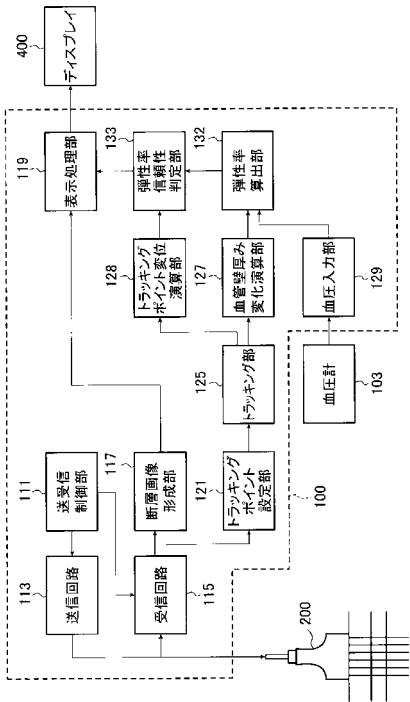
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および弾性指標信頼性判定方法

(57) 【要約】

【課題】超音波を用いて測定された弾性率等の弾性指標の信頼性を判定することができ、信頼性が乏しい場合に、測定技師等のユーザにその事実を通知することができ、信頼性の乏しい弾性率等の弾性指標に基づいて各種診断を行うことを防止することができる超音波診断装置、弾性指標信頼性判定方法および弾性指標信頼性判定プログラムを提供する。

【解決手段】超音波ビームの送受信を制御する制御手段と、超音波ビームの送信方向に位置する血管の複数ポイントの送信方向における変位をトラッキングするトラッキング手段と、トラッキング手段のトラッキング結果に基づいて血管の弾性指標を算出する算出手段と、血管の特定ポイントの送信方向における変位の向きまたは変位量を取得する取得手段と、取得手段の取得結果に基づいて、弾性指標の信頼性を判定する判定手段と、を具備することにより上記課題を解決する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波ビームの送受信を制御する制御手段と、
前記超音波ビームの送信方向に位置する血管の複数ポイントの前記送信方向における変位をトラッキングするトラッキング手段と、
前記トラッキング手段のトラッキング結果に基づいて前記血管の弾性指標を算出する算出手段と、
前記血管の特定ポイントの前記送信方向における変位の向きまたは変位量を取得する取得手段と、
前記取得手段の取得結果に基づいて、前記弾性指標の信頼性を判定する判定手段と、を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記複数ポイントは、血管後壁上に位置し、
前記特定ポイントは、少なくとも前記血管後壁上に位置する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記判定手段は、
前記血管後壁が心臓収縮期において当該血管の外側へ変位している場合、前記弾性指標の信頼性を高いと判定する請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記判定手段は、
前記血管が最小径から最大径となる期間において、前記血管後壁が血管前壁側へ 0 . 1 mm 以上変位した場合に、前記弾性指標の信頼性を低いと判定する請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記複数ポイントは、血管後壁上に位置し、
前記特定ポイントは、血管前壁上および前記血管後壁上にそれぞれに位置する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記判定手段は、
前記血管が最小径から最大径となる期間において、前記血管の中心位置が前壁側へ 0 . 2 4 mm 以上変位した場合に、前記弾性指標の信頼性を低いと判定する請求項 5 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記判定手段は、
1 拍の間の血管中心変位が前壁側へ 0 . 4 9 mm 以上変位した場合に、前記弾性指標の信頼性を低いと判定する請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記判定手段が前記弾性指標の信頼性を低いと判定した場合に警告する警告手段をさらに具備する請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記血管は、人体の頸動脈である請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波ビームの送受信を制御する制御ステップと、
前記超音波ビームの送信方向に位置する血管の複数ポイントの前記送信方向における変位をトラッキングするトラッキングステップと、
前記トラッキングステップのトラッキング結果に基づいて前記血管の弾性指標を算出する算出ステップと、
前記血管の特定ポイントの前記送信方向における変位の向きまたは変位量を取得する取

50

得ステップと、

前記取得ステップの取得結果に基づいて、前記弾性指標の信頼性を判定する判定ステップと、を具備する弾性指標信頼性判定方法。

【請求項 11】

超音波ビームの送受信を制御する制御ステップと、

前記超音波ビームの送信方向に位置する血管の複数ポイントの前記送信方向における変位をトラッキングするトラッキングステップと、

前記トラッキングステップのトラッキング結果に基づいて前記血管の弾性指標を算出する算出ステップと、

前記血管の特定ポイントの前記送信方向における変位の向きまたは変位量を取得する取得ステップと、

前記取得ステップの取得結果に基づいて、前記弾性指標の信頼性を判定する判定ステップと、を手順として、コンピュータに実行させる弾性指標信頼性判定プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて血管の弾性指標を測定して、その信頼性を評価し、判定する技術に係り、特に、超音波を用いた測定により得られた血管弾性指標の信頼性を判定する超音波診断装置、弾性指標信頼性判定方法、および弾性指標信頼性判定プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

心筋の音響的・弾性的特性に基づいて心臓の非侵襲的診断を行なうためには、心臓壁の各部位の振幅数十 μm 以下の微小振動を数百Hzまでの周波数帯域にわたって数拍以上連続して経皮的に計測する必要がある。そこで、検波信号の振幅及び位相を用いて血管壁の瞬時的な位置を決定し、心臓拍動に基づく血管壁の大きな振幅変位運動をトラッキングすることにより、血管の弾性率を求める技術がある（特許文献1参照）。具体的には、血管壁の順次の位置に基づき、血管壁の微小振動の運動速度波形を求め、血管壁内部の深さ方向に所定間隔でとられた局所ごとのトラッキング軌跡を求め、局所ごとの厚みの時間変化を算出することにより血管の弾性率を求めている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、血管の弾性率の測定は、心拍により常に運動している血管壁の変位をトラッキングする必要があるが、その心拍による変位が過大であったり、測定対象である血管自体の位置がずれてしまうと、トラッキングに失敗し、得られる弾性率の信頼性が低下することがわかってきている。

【0005】

本発明は、上記事実を鑑みてなされたものであり、超音波を用いて測定された弾性率等の弾性指標の信頼性を評価し、判定することができ、その結果、得られた信頼性が乏しい場合に、測定技師等のユーザにその事実を通知することができ、信頼性の乏しい弾性率等の弾性指標に基づいて各種診断を行うことを防止することができ、その結果として正確な診断を行うことができる超音波診断装置、弾性指標信頼性判定方法および弾性指標信頼性判定プログラム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】

【0006】

10

20

30

40

50

上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームの送受信を制御する制御手段と、前記超音波ビームの送信方向に位置する血管の複数ポイントの前記送信方向における変位をトラッキングするトラッキング手段と、前記トラッキング手段のトラッキング結果に基づいて前記血管の弾性指標を算出する算出手段と、前記血管の特定ポイントの前記送信方向における変位の向きまたは変位量を取得する取得手段と、前記取得手段の取得結果に基づいて、前記弾性指標の信頼性を判定する判定手段と、を具備する構成を採る。

【0007】

ここで、前記複数ポイントは、血管後壁上に位置し、記特定ポイントは、少なくとも前記血管後壁上に位置することが好ましく、また、前記判定手段は、前記血管後壁が心臓収縮期において当該血管の外側へ変位している場合、前記弾性指標の信頼性を高いと判定することが好ましく、また、前記血管が最小径から最大径となる期間において、前記血管後壁が血管前壁側へ0.11mm以上変位した場合に、前記弾性指標の信頼性を低いと判定することが好ましい。

10

【0008】

また、前記複数ポイントは、血管後壁上に位置し、前記特定ポイントは、血管前壁上および前記血管後壁上にそれぞれに位置することが好ましく、また、前記判定手段は、前記血管が最小径から最大径となる期間において、前記血管の中心位置が前壁側へ0.24mm以上変位した場合に、前記弾性指標の信頼性を低いと判定することが好ましく、また、1拍の間の血管中心変位が前壁側へ0.49mm以上変位した場合に、前記弾性指標の信頼性を低いと判定することが好ましい。

20

また、前記判定手段が前記弾性指標の信頼性を低いと判定した場合に警告する警告手段をさらに具備することが好ましい。

また、前記血管は、人体の頸動脈であることが好ましい。

【0009】

また、上記目的を達成するために、本発明に係る弾性指標信頼性判定方法は、超音波ビームの送受信を制御する制御ステップと、前記超音波ビームの送信方向に位置する血管の複数ポイントの前記送信方向における変位をトラッキングするトラッキングステップと、前記トラッキングステップのトラッキング結果に基づいて前記血管の弾性指標を算出する算出ステップと、前記血管の特定ポイントの前記送信方向における変位の向きまたは変位量を取得する取得ステップと、前記取得ステップの取得結果に基づいて、前記弾性指標の信頼性を判定する判定ステップと、を具備する。

30

さらに、また、上記目的を達成するために、本発明に係る弾性指標信頼性判定プログラムは、上記弾性指標信頼性判定方法の各ステップをを手順として、コンピュータに実行させる構成を採る。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、超音波を用いて測定された弾性率の信頼性を評価し、判定することができ、その結果、得られた信頼性が乏しい場合に、測定技師等のユーザにその事実を通知することができ、ユーザが無駄な測定をそのまま継続することを防止したり、信頼性の乏しい弾性率に基づいて各種診断を行うことを防止することができ、その結果として正確な診断を行うことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施の形態1に係る超音波診断システムの主要構成の外観を示す斜視図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置およびその周辺機器の主要な構成を示すブロック図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置のトラッキング処理の概要を説明するための模式図である。

50

【図４】トラッキングポイント P 1 ~ P 5 の位置 y の時間的变化の一例を示すグラフである。

【図５】図５ A および図５ B は、それぞれ隣接する反射体間の厚みの時間変化波形の一例を示すグラフである。

【図６】人間の頸動脈の弾性率を測定する様子を示す模式図である。

【図７】図７ A は、実施の形態 1 に係る超音波プローブの頸部への当接角度のバリエーションを説明するための頭部から見た頸部の断面を含む模式図であり、図７ B は、人間の頭部及び頸部の模式図である。

【図８】図８ A ~ 図８ C は、それぞれ血管壁の径の各位置の変化速度、血管径および血管壁の各トラッキングポイントの変位の時間変化波形の一例を示すグラフである。

10

【図９】図９ A ~ 図９ C は、それぞれ血管壁の径の各位置の変化速度、血管径および血管壁の各トラッキングポイントの変位の時間変化波形の別の一例を示すグラフである。

【図１０】異なる方向から測定した場合の 1 拍の間の血管中心変位、血管後壁ならびに血管中心の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位および弾性率の信頼性を示す表である。

【図１１】図１１ A および図１１ B は、弾性率の信頼性低下の原因を説明するための模式図である。

【図１２】頸動脈の層構造を模式的に示す断面図である。

【図１３】図１３ A、図１３ B および図１３ C は、それぞれ異なる方向から、さらに超音波プローブを被検者に対し押し気味に当接して頸静脈をウインドウにして、測定した場合の 1 心拍における血管の各部位の変位を示したグラフである。

20

【発明を実施するための形態】

【００１２】

以下、添付図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付す。

【００１３】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断システム 5 0 0 の主要構成の外観の一例を示す斜視図である。ここでは、探触子である超音波プローブと、その超音波プローブの制御および得られた超音波エコーの受信信号の解析を行い画像を合成する超音波診断装置と、その合成画像を表示するディスプレイと、が各々別個の構成となっている場合を例にとって説明する。

30

【００１４】

図 1 に示すように、超音波診断システム 5 0 0 は、超音波診断装置 1 0 0、超音波プローブ 2 0 0、ユーザ操作部 3 0 0、およびディスプレイ 4 0 0 を備える。

【００１５】

超音波プローブ 2 0 0 は、図示しないが、１次元又は２次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームの送受信を行う探触子であり、超音波トランスデューサが配列された先端のアレイ部分を被検者の表面に当接させて使用される。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ビームを送信すると共に、被検体において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。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や 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の圧電性を有する材料（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。そのような振動子の電極にパルス状又は連続波の電圧を印加すると圧電体が伸縮する。この伸縮によって各々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、伝搬する超音波エコー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、超音波エコーの受信信号として出力される。なお、超音波プローブのタイプとしては、コンベ

40

50

ックスタイプ、リニアスキャンタイプ、セクタスキャンタイプ等の種々のタイプがある。また、超音波プローブ 200 は、ケーブル 202 によって超音波診断装置 100 に接続されており、その動作は超音波診断装置 100 によって制御される。

【0016】

超音波診断装置 100 は、超音波診断システム 500 の各部の動作を統括的に制御する機能を有し、超音波プローブ 200 によって超音波ビームを送受信させたり、受信した超音波エコーから断層画像を生成しディスプレイ 400 に表示する。また、超音波診断装置 100 は、断層画像として B モード画像や M モード画像を生成し、リアルタイムにディスプレイ 400 に表示させる他に、血管壁等の厚さ変化波形を表示したり、観察している組織の弾性指標（例えば、ここでは弾性率）を算出し表示する機能も有している。超音波診断装置 100 の詳細な構成については後述する。

10

【0017】

ユーザ操作部 300 は、キーボードやポインティングデバイス、種々のボタンやダイヤル等からなり、医師、技師等のオペレータ（ユーザ）は、このユーザ操作部 300 を用いて超音波診断システム 500 を操作する。例えば、オペレータは、ユーザ操作部 300 を用いて、観察部位に応じた超音波診断システム 500 の動作様態に関わる各種設定値を指定したり、超音波プローブ 200 から送信する超音波ビームの焦点の深さを変更する。また、オペレータは、ユーザ操作部 300 を用いて関心領域（以下、ROI と略称する：Region of Interest）を指定する。

【0018】

ディスプレイ 400 は、例えば、ラスタスキャン方式の LCD ディスプレイ等であり、超音波診断装置 100 から出力されるアナログ変換された画像信号に基づいて、超音波画像の動画、静止画等を表示する。

20

【0019】

図 2 は、超音波診断装置 100 およびその周辺機器の主要な構成を示すブロック図である。なお、図 1 において既に示した構成については、その説明を省略する。

【0020】

超音波診断装置 100 は、送受信制御部 111、送信回路 113、受信回路 115、断層画像形成部 117、表示処理部 119、トラッキングポイント設定部 121、トラッキング部 125、血管壁厚み変化演算部 127、トラッキングポイント変位演算部 128、血圧入力部 129、弾性率算出部 132、および弾性率信頼性判定部 133 を備える。また、超音波診断装置 100 の周辺機器として、超音波プローブ 200、血圧計 103、およびディスプレイ 400 が設けられている。

30

【0021】

送受信制御部 111 は、送信回路 113 および受信回路 115 を介して超音波プローブ 200 の超音波ビームの送信方向および超音波エコーの受信方向を順次設定するもので、設定された送信方向に応じて送信遅延パターンを選択する送信制御機能と、設定された受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する受信制御機能とを有している。ここで、送信遅延パターンとは、超音波プローブ 200 の複数の超音波トランスデューサから送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために各超音波トランスデューサの駆動信号に与えられる遅延時間のパターンであり、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサによって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために受信信号に与えられる遅延時間のパターンである。複数の送信遅延パターンおよび複数の受信遅延パターンが内部メモリ（図示せず）に格納されていて、状況に応じ適宜選択して使用される。

40

【0022】

送信回路 113 は、複数のチャネルを備えており、超音波プローブ 200 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、送受信制御部 111 によって選択された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 113 は、複数の超音波トランスデューサ

50

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複数の駆動信号をそれぞれ超音波プローブ 200 の複数の超音波トランスデューサに供給するようにしても良いし、複数の超音波トランスデューサから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように構成した複数の駆動信号を超音波プローブ 200 に供給するようにしても良い。

【0023】

受信回路 115 は、送信回路 113 と同様に複数のチャネルを備えており、複数の超音波トランスデューサを介して受信された複数のアナログ信号を増幅し、デジタルの受信信号に変換する。さらに、送受信制御部 111 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、複数の受信信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの受信信号を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、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（音線データ）が形成される。

【0024】

次に、受信回路 115 は、音線データに対し、ローパスフィルタ処理等によって包絡線検波処理を施して、STC（Sensitivity Time gain Control：センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール）によって超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をする。こうして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記憶容量を有するシネメモリ（図示せず）に順次格納される。受信回路 115 は、画像データ生成部（図示せず）を備え、ライブモードにおいては直接供給される音線データを画像データ生成部へ入力し、フリーズモードにおいてはシネメモリから供給される音線データを画像データ生成部へ入力して、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、これを断層画像形成部 117 およびトラッキングポイント設定部 121 へ出力する。

【0025】

断層画像形成部 117 は、受信回路 115 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変換（ラスタ変換）し、さらに階調処理等の必要な画像処理を施した上で表示処理部 119 へ出力する。

【0026】

トラッキングポイント設定部 121 は、受信回路 115 から供給された画像データによって表される超音波画像において ROI（関心領域）を設定し、この ROI 内において被検体の深さ方向（超音波の送信方向）に、血管壁変位波形や血管径等の自動追跡（トラッキング）のための複数のトラッキングポイントを設定する。このトラッキングポイントに関する情報は、トラッキング部 125 へ出力される。なお、トラッキングポイントの設定は、オペレータがディスプレイ 400 上の表示を見ながら手動で行っても良いし、トラッキングポイント設定部 121 が特定のアルゴリズムに基づいて自動設定で行っても良い。

【0027】

また、トラッキングポイント設定部 121 で設定されるトラッキングポイントは、後述する弾性率の信頼性判定にも使用されるが、血管壁変位波形や血管径等の自動追跡のために設定されたトラッキングポイントの全てを弾性率の信頼性判定に使用する必要はないので、全トラッキングポイントの中から、オペレータが弾性率の信頼性判定用の特定のトラッキングポイントを手動で 1 以上、好ましくは複数設定できるようにしても良いし、トラッキングポイント設定部 121 が特定のアルゴリズムに基づいて弾性率の信頼性判定用の特定のトラッキングポイントを 1 以上、好ましくは複数自動設定しても良い。

なお、本実施形態では、トラッキングポイント設定部 121 による ROI の設定は、オペレータのユーザ操作部 300 による ROI の手動指定に従って行われるが、画像データに基づいて自動で行われるようにしても良い。例えば、頸動脈の超音波診断の場合、(1) 血管内は超音波エコーが弱く、B モード画像上では低輝度であり、(2) 頸動脈が見える断面においては、頸動脈は約 1 cm 程度の太さで血管としては一番太いことから、画像データより比較的簡単に自動検出することができる。

【0028】

トラッキング部 125 は、トラッキングポイント設定部 121 で設定されたトラッキングポイントを超音波断層画像データから自動識別し、これらを追跡対象としてトラッキングポイントの変位、即ち、血管壁の位置変化（血管壁変位）を把握する。トラッキング部 125 は、血管壁変位波形として、血管壁の位置変化を把握することにより得られた血管壁の厚み変化波形を血管壁厚み変化演算部 127 へ出力すると共に、弾性率の信頼性判定用の特定トラッキングポイントの変位をデータとして変位量算出部 128 へ出力する。なお、トラッキング部 125 から血管壁厚み変化演算部 127 に出力される変位のデータには、血管壁の後壁の変位だけの場合と、後壁の変位と前壁の変位との両方の場合があっても良い。

【0029】

10

血管壁厚み変化演算部 127 は、トラッキング部 125 のトラッキングで得られた血管壁の厚み変化波形に基づいて、心臓収縮期血管径（最大血管径） D_s および心臓拡張期血管径（最小血管径） D_d を求める。すなわち、画像データから血管径 D の変化を追跡し、最大血管径 D_s および最小血管径 D_d を求める。また、血管壁厚み変化演算部 127 は、血管壁の厚み変化波形から血管壁厚み変化を算出して弾性率算出部 132 へ出力する。

【0030】

トラッキングポイント変位演算部 128 は、トラッキング部 125 から供給される弾性率の信頼性判定用の特定トラッキングポイントの変位データから、特定トラッキングポイントの被検体の深さ方向（超音波の送信方向）における変位の向き及び変位量を演算し、演算結果である変位の向き及び変位量を弾性率信頼性判定部 133 へ出力する。

20

【0031】

一方、血圧計 103 は、カフ式の血圧計であり、被検体の上腕にカフを巻き付け、心臓の収縮および拡張の各々に対応して最高値 P_s および最低値 P_d を測定する。測定された血圧データは、自動あるいは手動で超音波診断装置 100 の血圧入力部 129 へ入力される。

【0032】

血圧入力部 129 は、血圧計 103 と超音波診断装置 100 とのインターフェースであり、入力された血圧データを弾性率算出部 132 へ出力する。

【0033】

弾性率算出部 132 は、血管壁厚み変化演算部 127 および血圧入力部 129 からそれぞれ供給される血管壁厚み変化データおよび血圧データを用いて、血管弾性を示す指標の一つである弾性率を演算により求め、弾性率信頼性判定部 133 へ出力する。

30

【0034】

弾性率信頼性判定部 133 は、変位量算出部 128 から出力される変位の方向および変位量についてのデータに基づき、弾性率算出部 132 から供給される弾性率データの信頼性について後述のプロセスにより評価し、判定し、その判定結果を表示処理部 119 へ出力する。

【0035】

表示処理部 119 は、断層画像形成部 117 から供給される画像データに基づいて、表示用の画像データを生成する。この表示用の画像は、主に、Bモード画像やMモード画像等の断層画像、血管壁の厚さ変化波形等であるが、弾性率信頼性判定部 133 から供給された評価結果や判定結果も併せて表示される。また、表示処理部 119 は、弾性率信頼性判定部 133 から弾性率の信頼性が低い旨の通知信号が入力されてきた場合には、ディスプレイ 400 上に、文字、図形等を表示することにより、ユーザへその旨警告する。この警告は、アラーム音等を鳴らす態様であっても良い。なお、表示処理部 119 に、ゲイン調整およびコントラスト調整を含む線形の階調処理や、 γ 補正を含む非線形の階調処理等の画像処理を施す画像処理機能を付属させても良い。さらに、表示処理部 119 は、D/A変換器を備え、表示用の画像データをアナログの画像信号に変換して外部のディスプレイ 400 へ出力する。

40

【0036】

50

図 3 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 100 が血管壁に対し行うトラッキング処理の概要を説明するための模式図である。

【0037】

トラッキング処理の手法には、断層画像のパターンマッチング法、ゼロクロス点法、組織ドブラ法、位相差トラッキング法等の様々な手法があり、原則、どの手法に依っても良い。本実施の形態に係る超音波診断装置 100 は、1つの超音波ビーム上に設定した血管後壁側の内膜中膜複合体上の複数の反射体の位置変位を、直交検波出力の振幅情報もしくは位相情報を用いて、またはその両方を用いてトラッキングを行う。

【0038】

例えば、図 3 は、超音波プローブ 200 から被検体 21 へ向けて超音波ビーム B26 を送信し、この超音波ビーム B26 を、血管前壁 23 および血管内腔 24 を通過させて血管後壁 25 上のトラッキングポイント P1、P2、P3、P4 および P5 に到達させ、超音波診断装置 100 において、各トラッキングポイント P1～P5 からの超音波エコー信号を超音波プローブ 200 を介して受信し、トラッキング部 125 で血管 22 の血管壁、したがってその厚みをトラッキングする例である。トラッキングポイント P1～P5 は、トラッキングポイント設定部 121 によって、血管後壁 25 上に、5つの反射体の位置、すなわち第1～第5反射体（以下、それぞれ反射体1、反射体2、反射体3、反射体4および反射体5と呼ぶ）の位置としてそれぞれ手動又は自動で設定されたものである。トラッキング部 125 は、設定されたトラッキングポイント P1、P2、P3、P4 および P5 をトラッキングし、各トラッキングポイントの時間的な位置変化を求める。

【0039】

なお、ここでは、血管後壁 25 上にブラーク 27 があり、血管内腔 24 側へ血管後壁 25 の一部が盛り出しているブラーク 27 の部分のトラッキングをする例を示したが、当然のことながら、超音波診断装置 100 のトラッキング処理はブラークがない場合でも可能である。

【0040】

図 4 は、トラッキング部 125 で得られるトラッキングポイント P1～P5 の位置 y の時間的な変化の一例を示すグラフである。位置の変化を表す曲線 L1～L5 は、トラッキングポイント P1～P5 の各々に対応したものである。この図から、1回の心拍においてトラッキングポイント P1～P5 の位置がどのように変化するか、また、トラッキングポイントによって変位量（凹み具合）に差があることが読み取れる。そこで、隣合う反射体の位置（例えば、P2とP3）の変化の差分をとれば、血管壁厚みの時間変化波形を求めることができる。

【0041】

図 5 A は、血管壁の隣合う反射体である反射体 1 と反射体 2 の間の厚みの時間変化波形であり、図中 Δh_1 は、厚みの変化分を示す。図 5 B は、反射体 3 と反射体 4 の間の厚みの時間変化波形であり、図中 Δh_3 は、厚みの変化分を示す。これらの図から、反射体 3 と反射体 4 の間の組織は比較的柔らかいため圧力により大きく凹むことができる組織であるのに対し、反射体 1 と反射体 2 の間の組織は、比較的固いため圧力により大きく凹むことができない組織、つまり硬化した組織であることがわかる。

【0042】

このように、血管壁厚みの時間変化波形によって血管壁の弾性の度合いを把握することができるが、より定量的な議論をするために、血管の径方向の歪み ε を次式（1）によって算出することができる。

【0043】

【数 1】

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

10

20

30

40

ここで、 ε_i は、血管壁の反射体 i 及び $i + 1$ の間の径方向の歪み、 Δh_i は、心臓収縮期での反射体 i 及び $i + 1$ の間の厚み変化の最大値、 h_{di} は、心臓拡張期末期での反射体 i 及び $i + 1$ の間の厚みを表す。

【 0 0 4 4 】

また、弾性率算出部 1 3 2 では、血圧計 1 0 3 で測定した血圧をさらに用いて、次式 (2)、(3) に従って、血管壁の各反射体間の径方向の弾性率 E_{ri} 、円周方向の弾性率 $E_{\theta i}$ を算出することができる。

【 0 0 4 5 】

【 数 2 】

$$E_{ri} = \frac{\Delta p}{(\Delta h_i / h_{di})} \quad \dots (2)$$

$$E_{\theta i} = \frac{1}{2} \left(\frac{r_d}{h_d} + 1 \right) \cdot \frac{\Delta p}{(\Delta h_i / h_{di})} \quad \dots (3)$$

10

ここで、 r_d は心臓拡張末期での血管内半径、 h_d は心臓拡張末期での血管壁厚み、 h_{di} は心臓拡張期末期での反射体 i 及び $i + 1$ の間の厚み、 Δh_i は心臓収縮期での反射体 i 及び $i + 1$ の間の厚み変化の最大値、 Δp は心臓収縮期と拡張末期の間の血圧差を表す。

20

【 0 0 4 6 】

上記の方法により血管壁等の弾性率測定は行われるが、本発明者の検討により、トラッキングを上記方法に則って測定した場合には弾性率の測定精度が著しく低下することがわかってきた。これは、弾性率の測定が、運動している血管壁の微小変位を正確にトラッキングできることを前提としているためと考えられる。例えば、諸々の原因により、トラッキングポイントを誤認識する等により、この微小変位のトラッキング自体に失敗した場合、その結果得られる弾性率が全く意味のない値になってしまうことがあることがわかってきた。以下、この観点について詳細に説明する。

【 0 0 4 7 】

典型的な例として、本明細書では、頸動脈を対象として弾性率の測定をする場合を例にとって説明する。頸動脈を対象とした場合に、特定のケースで弾性率の精度が著しく低下する現象が発生する。図 6 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 0 0 を用いて人間の頸動脈の弾性率を測定する様子を示す図である。ここでは、超音波プローブ 2 0 0 を頸動脈 3 1 に沿って被検者の頸部 3 2 に当接させながら頸動脈壁の観察を行う。

30

【 0 0 4 8 】

頸動脈 3 1 の深さは概ね 1 ~ 3 c m であるため、その観察に必要な深さ D は概ね 3 c m 程度である。また、人体内の平均音速 V_s は 1 4 0 0 ~ 1 6 0 0 m / s であり、健常者の頸動脈では、血管内腔と血管後壁内膜との境界は、1 心拍で 0 . 5 m m 程度変位し、当該境界の深さ方向の変位速度は 5 ~ 8 m m / s 程度であることが分かっている。このため、再現性が良く信頼性の高い歪み ε を算出するためには、当該境界およびその周囲に設定したトラッキングポイントの計測誤差を、頸動脈壁の 1 心拍の変位量 0 . 5 m m の 1 0 % 程度以下に抑え、精密にトラッキングする必要がある。従って、健常者の頸動脈を観察する場合、 $0 . 0 5 \text{ m m} \div 5 \text{ m / s} = 0 . 0 1 \text{ s}$ であり、0 . 0 5 m m の変位を捕捉するためには、フレームレート FR は 1 0 0 [1 / s] 以上であることが必要である。さらに、高血圧等のために、心拍に応じた血管壁の動きが速い被検者の場合には、 $FR = 4 0 0$ [1 / s] 程度であることが望ましい。これらのことから、超音波診断装置 1 0 0 では、 $D = 3$ 、 $V_s = 1 4 0 0 \text{ m / s}$ 、 $FR = 4 0 0$ [1 / s] とする。なお、1 フレーム当たりの超音波ビームの送信回数は 5 8 とする。

40

【 0 0 4 9 】

そして、超音波プローブ 2 0 0 は、図 6 に示すように、頸動脈 3 1 に沿って頸部 3 2 に

50

当接されるが、本発明者の詳細な検証によると、医師もしくは技師（以下、単に技師等という）によって、頸部 3 2 のどの方向から超音波プローブ 2 0 0 を当てるか一般的に大別して 2 種類のパターンがある。図 7 A は、超音波プローブ 2 0 0 の頸部 3 2 への当接角度のバリエーションを説明するための模式図である。この図 7 A は、図 7 B に示す頸部 3 2 の頭部 4 1 から見た A - A 線における断面図を示す。図 7 A に示すように、頸部 3 2 に対し超音波プローブ 2 0 0 を当接する方向には、次に示す 2 通りの方法がある。第 1 の方法は、方向 D 5 1 から当接させ頸動脈 3 1 を観測する方法である。これは被検者の正面から超音波プローブ 2 0 0 を当てることに相当する。第 2 の方法は、方向 D 5 2 から超音波プローブ 2 0 0 を当接させ、頸静脈 3 5 をウインドウ（窓：Window）として、ウインドウ越しに（頸静脈 3 5 を介して）頸動脈 3 1 を観察する方法である。このとき、超音波プローブ 2 0 0 から送信された超音波ビームは頸静脈 3 5 を通過してから頸動脈 3 1 に達する。この当て方は被検者の横から超音波プローブ 2 0 0 を当てることに相当する。

10

【0050】

第 2 の方法を採用する理由の 1 つとしては、静脈は、血液で満たされているため超音波ビームの反射がほとんど起こらず、また、頸静脈は、図 7 A に示すように、頸動脈に近接した位置関係にある。そのため、超音波ビームが先に通過する組織（頸静脈）からのアーチファクトが診断対象である組織（頸動脈）の超音波画像に重畳して血管内腔が不鮮明に映る現象（かぶり現象）を防ぐことができる。すなわち、第 2 の方法によれば比較的画質の良い画像を得やすいということが理由として考えられる。

【0051】

20

図 8 A ~ 図 8 C は、血管壁のトラッキングが精度良く実施された場合の信頼性が高い血管壁に関する指標（以下では、総称して血管壁厚みともいう）の時間変化波形の一例である。これは、被検者の正面から超音波プローブ 2 0 0 を当てて測定した例である。

具体的には、図 8 A は、血管壁の径の各位置（詳細には、前壁外膜側、後壁内膜側、後壁外膜側、前壁外膜 - 前壁内膜）の変化速度の時間的変化を示す図、図 8 B は、血管径（詳細には、前壁外膜と後壁内膜との間の距離）の時間的変化を示す図、図 8 C は、血管壁の各トラッキングポイント（詳細には、前壁外膜側位置、略中心位置、後壁内膜側位置、後壁外膜側位置）における変位の時間的変化を示す図である。

図 8 A から分かる通り、血管壁のトラッキングが精度良く実施された場合の信頼性が高い血管壁厚みの時間変化波形が得られた場合には、波形は速度 0 のラインを境に上下対称に近い状態で波形が現れる。例えば、図 8 A の前壁外膜側と後壁内膜や後壁外膜とが対称に近いならば信頼性が高くなり、また、例えば、図 8 C においても、前壁外膜側と後壁内膜側や後壁外膜側とが対称に近いと信頼性が高くなる。即ち、このような上下対称に近い形状を有した血管壁厚みの時間変化波形からは、一般的に信頼性の高い血管弾性率が得られることが期待できる。

30

【0052】

なお、図 8 C において、2 点鎖線は、略中心位置の変位を示すが、具体的には、前壁外膜側と後壁内膜側との間の真中の点の変位である。正確な中心位置は、前壁内膜側と後壁内膜側とを用いる方が良いが、ここでは、超音波診断で診易い（即ち、超音波エコーが強い、他の箇所からのかぶり等のノイズが少ない）前壁外膜側と後壁内膜側を用いている。超音波診断において、信頼性判定に用いるのは、上述したように、前壁と後壁が対称的に動いているか否かである。したがって、後壁内膜側と後壁外膜側は、径変化というスケールでは同じような動きをするので、変位波形としては、（前壁外膜側 - 後壁内膜側の変位）（前壁内膜側 - 後壁内膜側の変位）（前壁外膜側 - 後壁外膜側の変位）となる。以上から、図 8 A においては、2 点鎖線で示される前壁外膜 - 前壁内膜）の変化速度の時間的変化を求めている。

40

【0053】

一方、図 9 A ~ 図 9 C は、血管壁のトラッキング精度が悪く実施された場合の信頼性が低い血管壁に関する指標（血管壁厚み）の時間変化波形の一例であり、それぞれ図 8 A ~ 図 8 C と同様に、血管壁の径の各位置の変化速度、血管径、及び血管壁の各トラッキング

50

ポイントにおける変位の時間的变化を示す図である。ここでは、被検者の横から超音波プローブ200を当てて測定した場合の例である。図9Aに示される波形は、図8Aと異なり、速度0のラインを境に上下に非対称の波形が現れる。この波形は、血管壁のトラッキングが正常に機能していない場合によく得られる波形であり、この際に得られる血管弾性率は、一般的に信頼性が低いことが予想される。なお、図9Cにおいては、図8Cとは逆に、前壁外膜側と後壁内膜側や後壁外膜側とが対称でないで、信頼性が低くなる。

【0054】

ここで、測定される弾性率の信頼性が低い場合の理由を考察する。弾性率の測定は、運動している血管壁の微小変位をトラッキングする必要があるが、血管自体の位置が動いてしまうと、(1)血管の変位が超音波ビームのエレベーション方向の中心軸からずれる、(2)変動幅自体が大きくなるため微小変位をトラッキングする際の誤差が大きくなる、また、(3)そもそも技師等の手がずれ、超音波プローブの当てている位置がずれてしまう等といった現象が考えられる。この事実から、信頼性を評価し、判定するには、血管自体の位置が大きく動いているか否かを判断すれば良いことに本発明者は思い至った。そこで、本実施の形態に係る超音波診断装置100は、血管の中心の位置を求め、この時間的变化を捕捉することにより、測定された血管弾性率の信頼性を判定する。具体的には、超音波診断装置100は、血管の前壁と後壁の位置の平均を算出し、これを血管の中心位置とする。なお、より高精度を求める場合には、前壁外膜の位置と後壁内膜の位置との平均を算出し、これを血管の中心位置としても良い。すなわち、前壁外膜の位置と後壁内膜の位置との真中を血管の中心位置としても良い。

10

20

【0055】

図10は、信頼性が高い血管壁厚みの時間変化波形が得られた場合と、信頼性が低い血管壁厚みの時間変化波形が得られた場合の、双方のケースにおける1拍の間の血管中心変位、血管後壁および血管中心の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位および弾性率の信頼性を示す表である。

まず、図10の異なる2つの方向から測定した場合、すなわち、信頼性が高い血管壁厚みの時間変化波形が得られた「前(正面)から」測定した場合と、信頼性が低い血管壁厚みの時間変化波形が得られた「静脈をウィンドウ」にして横から測定した場合との1拍の間の血管中心変位、血管後壁および血管中心の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位、ならびに弾性率の信頼性について説明する。

30

【0056】

ここで、弾性率の信頼性は、一般的に健常者であれば弾性率が300kPa以下であることが予想されるため、300kPa以下の場合を「信頼性：○」、この300kPaから著しく離れた値を採った場合を「信頼性：×」と評価した。この図からわかる通り、正面から測定した場合(図8A～図8Cのケース)では、弾性率の信頼性が高いのに対し、横から頸静脈をウィンドウにして測定した場合(図9A～図9Cのケース)では、弾性率の信頼性が乏しいことがわかる。

さらに、血管中心位置の変位量に着目すると、血管の中心位置の変位量が、0.1mm近傍(0.09～0.12)では信頼性が「○」で信頼性が高いことが分かる。一方、血管の中心位置の変位量が、0.49mm以上では信頼性が「×」で信頼性が低いことがわかる。

40

また、血管中心の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位量に着目すると、血管中心の最小径及び最大径両タイミングの変位量が、僅かな負の値(-0.07mm～-0.03mm)では信頼性が「○」で信頼性が高いことが分かる。一方、血管中心の両タイミングの変位量が、0.24mm以上の正の値(0.24mm～0.34mm)では信頼性が「×」で信頼性が低いことがわかる。本実施の形態では、血管中心の両タイミングの変位量が、前壁側に0.24mm以上変位した場合、弾性指標の信頼性が低いと判定することもできる。

そこで、本実施の形態に係る超音波診断装置100は、血管の中心位置が前壁側へ0.24mm以上変位した場合、弾性指標の信頼性が低いと判定することにする。

50

【 0 0 5 7 】

このように、特に、頸静脈のウインドウ越しに頸動脈を観察した場合に弾性率の信頼性が低下することが分かった。図 1 1 A および図 1 1 B は、弾性率の信頼性低下の原因を説明するための模式図である。この図により、弾性率の信頼性が低下するメカニズムを推察することができる。例えば、方向 D 5 1 においては、頸動脈 3 1 は方向 D 5 1 上の両方の組織に挟まれた状態となっており動きにくい状況にある。一方、方向 D 5 2 においては、頸静脈 3 5 は周囲の組織よりも圧力が低い状態にあるため、頸動脈 3 1 は頸静脈 3 5 の方へ拡張し易い状況にある。従って、図 1 1 B に示す通り、頸動脈 3 1 は頸静脈 3 5 側へ偏重して拡張することとなる（拡張後の頸動脈 3 1 a の輪郭を破線で示す）。かかる場合、（ 1 ）血管の変位が超音波ビームのエレベーション方向の中心軸からずれる状態、または（ 2 ）変動幅自体が大きくなるため微小変位をトラッキングする際の誤差が大きくなる状態、が顕著に現れるため、弾性率の信頼性が低下すると考えられる。なお、図 1 1 A から分かるように、頸動脈 3 1 の中心は、方向 D 5 2 の方へは移動するが、方向 D 5 1 の方へは、ほとんど移動しない。

10

【 0 0 5 8 】

このように信頼性低下のメカニズムの分析が進むと、先ほどは血管の中心位置を求め、この変位に基づいて信頼性を判断する態様を示したが、方向 D 5 2 から頸静脈のウインドウ越しに頸動脈を観察する場合のように、変位方向が特異的な血管後壁の動きを観察することによって、信頼性を判定できることがわかる。すなわち、本発明者は、血管を構成する各層のうち血管後壁のみに着目し、これを直接トラッキングすることにより、弾性率の信頼性判定が可能となることを見出した。

20

【 0 0 5 9 】

図 1 2 は、頸動脈の層構造を模式的に示す断面図である。ここでは、詳細な断面図を示したため、血管後壁として、後壁内膜 7 8、後壁中膜 7 9、後壁外膜 8 1 まで示してあるが、本実施の形態では、トラッキング対象として血管後壁のうち、特にトラッキングによる追従性能が高い、「後壁血管腔 - 内膜境界 7 7」または「後壁中膜 - 外膜境界 8 0」を用いる。特に、画像データにおいて血管腔は一般に信号レベルが低いため、トラッキングの失敗につながり易い。そこで、M モード画像上において明確にラインが現れる「後壁血管腔 - 内膜境界 7 7」または「後壁中膜 - 外膜境界 8 0」を用いることが望ましい。これにより、測定時間の短縮につながり、医師等や被検者の負荷を軽減することができる。

30

なお、図 1 2 には、血管前壁として、前壁外膜 7 1、前壁中膜 7 3、および前壁内膜 7 4 が示され、前壁外膜 - 中膜境界 7 2、前壁内膜 - 血管腔境界 7 5、および血管腔 7 6 も示されている。

【 0 0 6 0 】

本発明者は、更に新たな着想に至った。通常のトラッキングにおいては、心拍に伴い血管がその位置を変えずに、単純に血管径が拡張伸縮する場合を想定して行われる。このとき、血管壁は心拍に伴い血管中心を対称軸として単純に拡張伸縮するだけである。すなわち、血管前壁と血管後壁は、互いに逆方向である当該血管の外側へ変位する。しかし、先に示した通り、頸動脈を頸静脈をウインドウにして画像を得る場合には、血管全体が心拍に伴い頸静脈側へずれる（移動する）状態となる。このとき、血管壁のうち、血管前壁は通常の場合と同方向に変位するが、一方、血管後壁は血管の外側へ変位するのではなく、血管前壁と同方向、すなわち前壁側へと変位する場合が多くなる。そこで、本発明者は、血管後壁の変位方向に着目し、この向きによって血管率の信頼性を判定できることを着想した。

40

【 0 0 6 1 】

図 1 3 A、図 1 3 B および図 1 3 C は、それぞれ異なる方向（前、静脈をウインドウにして横）から、および超音波プローブを被検者に対し押し気味に当接して頸静脈をウインドウにして横から測定した場合の 1 心拍における血管の各部位（血管壁位置：トラッキングポイント）の変位（変位方向及び変位量）を示したグラフである。

まず、図 1 0 の表の「前」および「静脈をウインドウにして横」の異なる 2 方向から測

50

定した場合に相当する図 1 3 A および図 1 3 B に付いて説明する。

これらの図から分かる通り、変位の向きには特徴があり、信頼性が低下する図 1 3 B のケースでは、変位の方向、より具体的には後壁の変位が前壁側へ変位する向きの場合には信頼性が低下する。先に示した図 8 A ~ 8 C または図 9 A ~ 図 9 C では、血管壁厚みの時間変化波形に基づいて弾性率の信頼性のある程度予想することができたが、図 1 3 A および図 1 3 B では、血管壁の変位の方向から弾性率の信頼性を判定できることがわかる。

【 0 0 6 2 】

また、図 1 0 の表の異なる 2 つの方向から測定した場合は、血管壁の変位の方向から信頼性を判定できることを説明するための表ということができ、ここでは、図 1 0 において血管後壁の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位について説明する。この表から分かる通り、血管後壁の最小径及び最大径両タイミングの変位量が、 -0.14 mm 以下の負の値 ($-0.19\text{ mm} \sim -0.14\text{ mm}$) では信頼性が「○」で信頼性が高いことが分かる。すなわち、血管後壁が、心臓収縮期において血管の外側へ変位している場合には、弾性指標の信頼性を高いと評価し、判定することができる。

一方、血管後壁の両タイミングの変位量が 0.11 mm 以上の正の値を採っている場合は信頼性が「×」で信頼性に乏しいケースであることがわかる。そこで、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 0 0 は、血管の後壁が前壁側へ 0.11 mm 以上変位した場合、弾性指標の信頼性が低いと判定することにする。

【 0 0 6 3 】

また、本発明者のさらなる検討により、頸静脈をウインドウにして横から測定する場合でも、血管の中心位置の変位量を抑えられ、信頼できる弾性率が取得できる測定方法が存在することもわかってきた。

【 0 0 6 4 】

図 1 3 C は、頸静脈をウインドウにして横から測定した場合の 1 心拍における血管の各部位（血管壁位置：トラッキングポイント）の変位（変位方向および変位量）を示したグラフであるが、超音波プローブを被検者に対し押し気味に当接し測定した場合である。このようにすることで、頸静脈に外圧が加わり頸静脈内の圧力が高くなるため、頸動脈が頸静脈側に移動しにくくなり、血管の変位量を抑えられ、信頼できる弾性率が取得できるようになったと考えられる。

【 0 0 6 5 】

図 1 0 の「静脈を window にして加圧」の表は、上記の図 1 3 C のケース、すなわち、超音波プローブを被検者に対し押し気味に当接し頸静脈をウインドウにして横から測定した場合の弾性率の信頼性を示した表である。

この表から分かる通り、血管中心位置の変位量に着目すると、血管の中心位置の変位量は、正面（前）から測定した場合に比べると少し大きい、横から頸静脈をウインドウにして測定した場合に比べて大幅に小さく、前壁側への変位は、 $0.12\text{ mm} \sim 0.21\text{ mm}$ で 0.3 mm 未満であり、信頼性が「○」となり、信頼性が高くなったことが分かる。

また、血管中心の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位量に着目すると、この変位量は、正面（前）から測定した場合に比べると大きい、横から頸静脈をウインドウにして測定した場合に比べて大幅に小さく、前壁側への変位は、 $-0.01\text{ mm} \sim +0.08\text{ mm}$ で 0.01 mm 未満であり、信頼性が「○」となり、信頼性が高くなったことが分かる。

【 0 0 6 6 】

さらに、血管後壁の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位量から変位方向に着目すると、血管後壁の変位方向は、横から頸静脈をウインドウにして測定した場合の血管の後壁の前壁側へ変位ではなく、正面（前）から測定した場合と同様に、血管の後壁側への変位であり、信頼性が「○」となり、信頼性が高くなったことが分かる。

このように、頸静脈をウインドウにして横から測定した場合であっても、超音波プローブを被検者に対し押し気味に当接し頸静脈をウインドウにして横から測定した場合には、信頼性の高い弾性率が得られていることがわかる。

【 0 0 6 7 】

このように、本発明は、この技師等の手技によって異なる測定結果が得られる系においても、その測定を継続して良いかどうかの客観的な指針を与えることができる。

【 0 0 6 8 】

以上説明したように、本発明の超音波診断装置によれば、心臓拍動に基づく血管壁等の厚さ変化波形を算出し、弾性指標または弾性画像を算出する超音波診断装置において、血管壁または血管中心位置の移動量を算出、表示することにより、血管弾性の信頼性に関する警告を行うことができる。血管の弾性率の測定精度の低下は、上記の通り、測定技師の超音波プローブを人体に対し当てる方向等に起因するものであり、測定精度が低下する可能性を測定技師に教えることができれば、測定技師は超音波プローブの当てる方向または圧迫度合い等を修正することができるため、測定精度の低下は回避できる性質のものである。

10

【 0 0 6 9 】

また、以上の構成において、心臓拍動に基づく血管壁等の厚さ変化波形を算出し、弾性指標または弾性画像を算出する超音波診断装置において、血管壁または血管中心位置の移動量を算出、表示することにより、血管弾性の信頼性に関する警告を行うことができる。

【 0 0 7 0 】

なお、以上説明した本発明に係る実施の形態は、本発明の一例を示すものであり、本発明の構成を限定するものではない。本発明に係る超音波診断装置等は、上記実施の形態に限定されず、本発明の目的を逸脱しない範囲で種々変更して実施することが可能である。

20

【 0 0 7 1 】

例えば、本明細書では、頸動脈の血管弾性率の信頼性を判定する場合を例にとって説明したが、本質的には、心拍により脈動する血管の局所点をトラッキングすることにより弾性率等の弾性指標を測定する場合であれば本発明を適用することができる。すなわち、対象は頸動脈に限定されず、腹部大動脈、腸骨動脈等も対象とすることができる。

【 0 0 7 2 】

また、脈動していなくても良い。何かしらの外力を与えることによりトラッキングポイントが移動し、この移動の方向および変位量に基づいて弾性率を測定できる系であれば良い。

【 0 0 7 3 】

また、上記実施の形態では、血管の弾性指標として弾性率を使用する場合を例にとって説明したが、血管の弾性指標として血管の径方向の歪みを使用する態様でも良い。

30

【 0 0 7 4 】

上記実施の形態における各構成は、主に、中央演算装置（CPU）とCPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェアとによって構成されるが、これらをデジタル回路またはアナログ回路等のハードウェアで構成しても良い。なお、ソフトウェアは、図示しない内部メモリに記憶される。

【 0 0 7 5 】

また、本発明に係る血管弾性指標信頼性評価又は判定方法のアルゴリズムをプログラミング言語によって記述し、必要に応じてコンパイルし、この血管弾性指標信頼性評価又は判定プログラムをメモリ（記録媒体）に記憶して他の装置の情報処理手段によって実行させれば、本発明に係る超音波診断装置と同様の機能を実現することができる。

40

すなわち、本発明に係る血管弾性指標信頼性評価又は判定方法は、プログラムを実行することによってコンピュータ上で処理することができる。

例えば、本発明の血管弾性指標信頼性評価又は判定プログラムは、上述した血管弾性指標信頼性評価又は判定方法の各ステップをコンピュータ、具体的にはそのCPUに行わせる手順を有するものである。これらの手順からなるプログラムは、1つまたは複数のプログラムモジュールとして構成されていても良い。

これらのコンピュータが実行する手順からなる血管弾性指標信頼性評価又は判定プログラムは、コンピュータまたはサーバのメモリ（記憶装置）内に記憶されるものであっても

50

良いし、記録媒体に記憶されるものであっても良く、実行時に、当該コンピュータ（ＣＰＵ）または他のコンピュータによって、メモリまたは記録媒体から読み出されて実行されるものである。したがって、本発明は、上記の血管弾性指標信頼性評価又は判定方法をコンピュータに実行させるための血管弾性指標信頼性評価又は判定プログラムを記憶したコンピュータに読み取り可能なメモリもしくは記録媒体であっても良い。

【産業上の利用可能性】

【００７６】

本発明に係る超音波診断装置、弾性指標信頼性評価又は判定方法および弾性指標信頼性評価又は判定プログラムは、例えば病院内でカートに載せて各部屋を移動する超音波診断装置のみならず、患者が自宅で使用するような軽量で携帯式の超音波診断装置や、超音波を用いて血管弾性指標のみを測定するような測定装置等の用途に利用することができる。

10

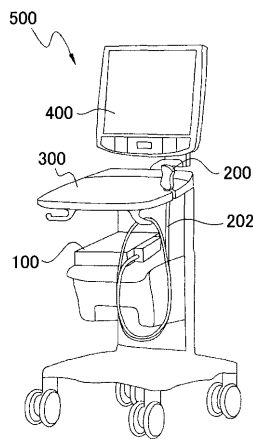
【符号の説明】

【００７７】

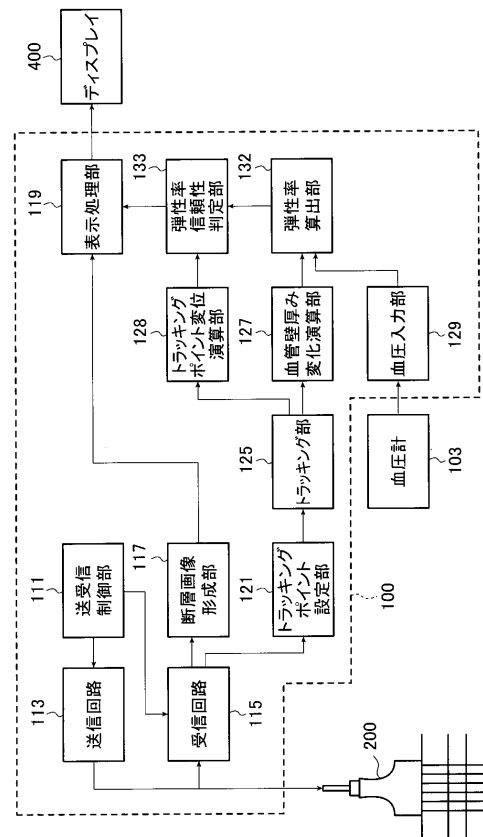
- １００ 超音波診断装置
- １２５ トラッキング部
- １２７ 血管壁厚み変化演算部
- １３２ 弾性率算出部
- １３３ 弾性率信頼性判定部
- ２００ 超音波プローブ
- ３００ ユーザ操作部
- ４００ ディスプレイ
- ５００ 超音波診断システム

20

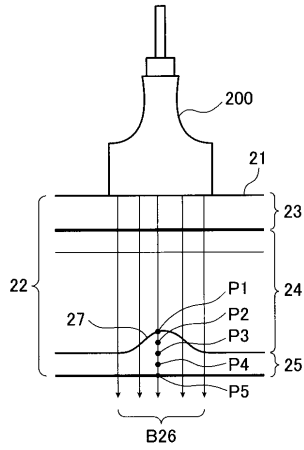
【図１】



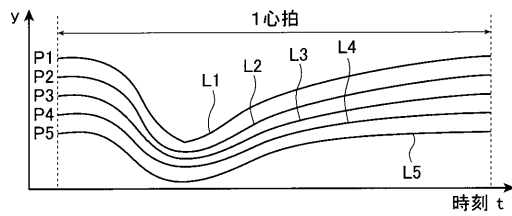
【図２】



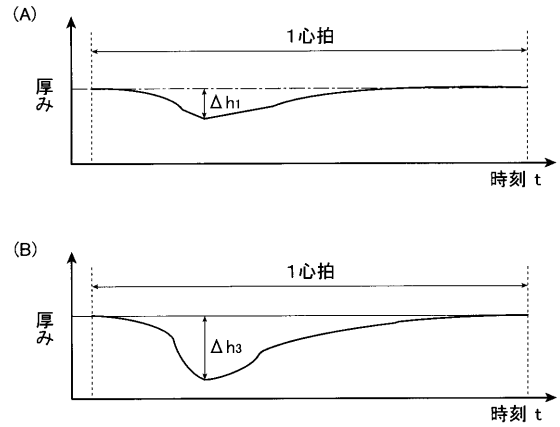
【図 3】



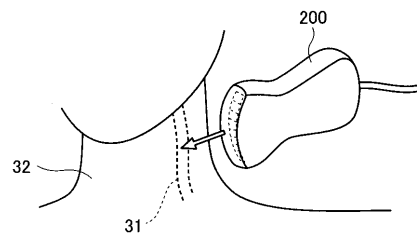
【図 4】



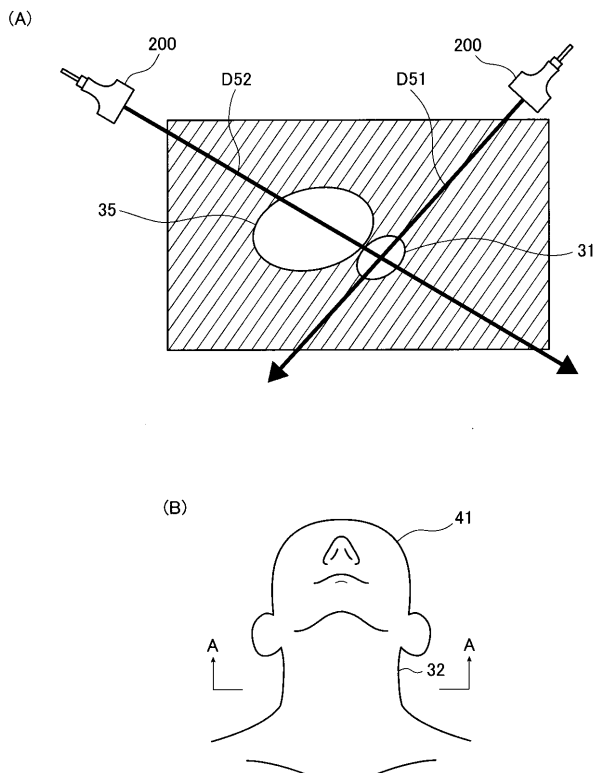
【図 5】



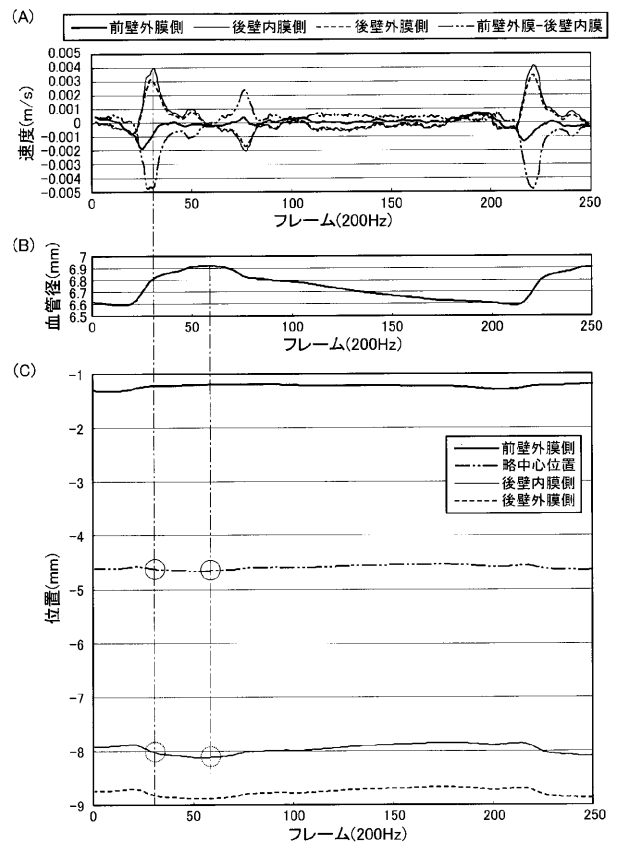
【図 6】



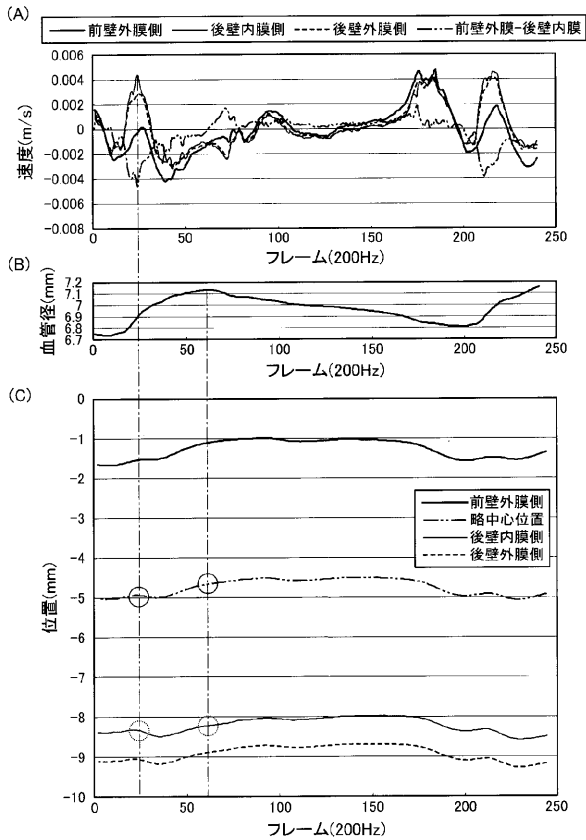
【図 7】



【図 8】



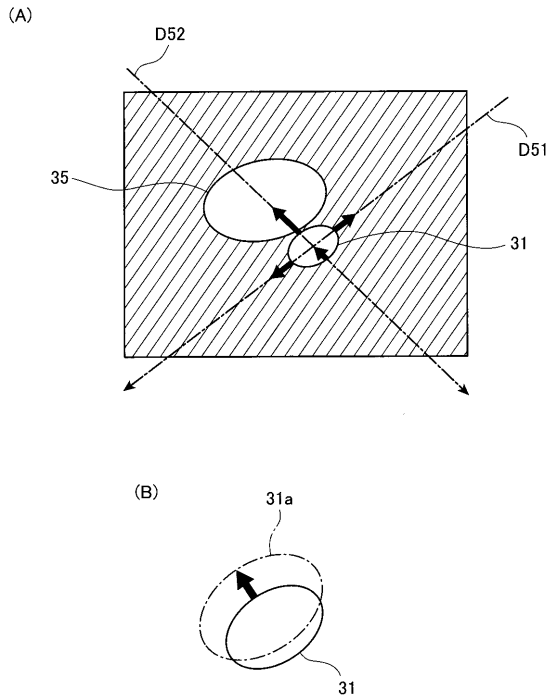
【図 9】



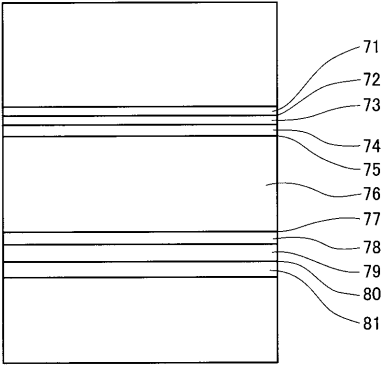
【図 10】

	静脈Windowで加圧						
	1	2	3				
前から	0.12	0.09	0.11	0.12	0.19	0.30	×
	-0.19	-0.14	-0.14	-0.19	-0.12	-0.02	○
	-0.07	-0.03	-0.04	-0.07	-0.12	-0.01	○
弾性率の信頼性							
1 拍の間の血管中心変位 (mm)	0.12	0.09	0.11	0.12	0.19	0.30	×
血管後壁の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位 (mm)	-0.19	-0.14	-0.14	-0.19	-0.12	-0.02	○
血管中心の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位 (mm)	-0.07	-0.03	-0.04	-0.07	-0.12	-0.01	○

【図 11】

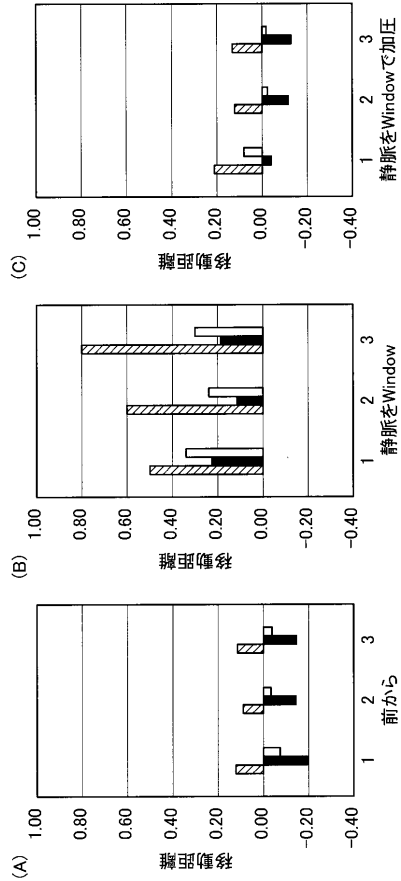


【図 12】



【図 13】

■ 1 拍の間の血管中心変位 (mm)
■ 血管後壁の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位 (mm)
□ 血管中心の最小径タイミングから最大径タイミングまでの変位 (mm)



专利名称(译)	超声诊断设备和弹性指数可靠性确定方法		
公开(公告)号	JP2012183261A	公开(公告)日	2012-09-27
申请号	JP2011050130	申请日	2011-03-08
[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	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/02007 A61B5/022 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/4444 A61B8/469 A61B8/5223 A61B8/5276		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE10 4C601/JC08 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5501999B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了确定诸如使用超声波测量的弹性模量之类的弹性指标的可靠性，并且当可靠性较差时，可以将事实告知测量工程师等用户，提供一种超声波诊断装置，弹性指标可靠性确定方法和弹性指标可靠性确定程序，其能够基于诸如弹性差的弹性模量的弹性指标来防止各种诊断。 解决方案：用于控制超声波束发射/接收的控制装置，用于跟踪位于超声波束发射方向的多个点在发射方向上的位移的跟踪装置，以及基于跟踪装置的跟踪结果的血管。用于计算弹性指数的计算装置，用于获取血管的特定点在传输方向上的位移方向或位移量的获取装置，以及基于获取装置的获取结果来确定弹性指数的可靠性的确定装置。通过提供以下解决了上述问题。[选择图]图2

