

(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2014-236776

(P2014-236776A)

(43) 公開日 平成26年12月18日(2014.12.18)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-119570 (P2013-119570)
(22) 出願日 平成25年6月6日(2013.6.6)(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(74) 代理人 100095728
弁理士 上柳 雅誉
(74) 代理人 100127661
弁理士 宮坂 一彦
(74) 代理人 100116665
弁理士 渡辺 和昭
(72) 発明者 真野 知典
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD01 DD14 EE09 EE10 JB36
JC16 KK14 KK30

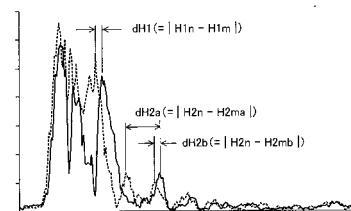
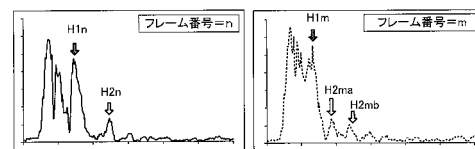
(54) 【発明の名称】 超音波測定装置および超音波測定方法

(57) 【要約】

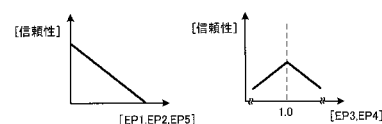
【課題】 超音波の反射波信号に基づく血管壁の層構造の位置特定に関する信憑性の判定技術の実現。

【解決手段】 第nフレームにおける反射波波形データ40nに基づいて、中外膜境界にあたる第1境界H1nと、内腔内膜境界にあたる第2境界H2nを特定する。第mフレームにおける反射波波形データ40mに基づいて中外膜境界にあたる第1境界H1mと、内腔内膜境界にあたる第2境界H2ma, H2mbを特定する。そして、第n、第mフレーム間での第1境界変位量dH1と、第2境界変位量dH2a, dH2bとを求める。その一方で、同じ反射波波形データから位相差トラッキングにより血管壁の変位量として参照変位量dHpを算出する。そして、第1境界変位量dH1と、第2境界変位量dH2a, dH2bと、参照変位量dHpとから境界特定の信憑性を評価する評価値(EP1~EP5)を算出する。

【選択図】 図3



第1評価値(EP1) = $|dHp - dH1|$
 第2評価値(EP2) = $|dHp - dH2|$
 第3評価値(EP3) = $|dHp / dH1|$
 第4評価値(EP4) = $|dHp / dH2|$
 第5評価値(EP5) = $|dH1 - dH2|$



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管に照射した超音波の反射波信号に基づいて、前記血管の血管壁の層構造のうちの第 1 境界の位置を特定する第 1 の特定部と、

前記反射波信号に基づいて、前記血管の血管壁の層構造のうちの第 2 境界の位置を特定する第 2 の特定部と、

前記第 1 の特定部が特定した位置の変化量と、前記第 2 の特定部が特定した位置の変化量とに基づいて、前記第 1 の特定部が特定した位置および前記第 2 の特定部が特定した位置の両方或いは一方を前記血管の血管壁の層であると判定する判定部と、

を備えた超音波測定装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 境界は、前記第 2 境界に比べて、前記反射波信号の信号強度が高く表れる境界であり、

前記判定部は、前記第 2 の特定部が特定した位置の変化量が、前記第 1 の特定部が特定した位置の変化量に近い場合に、前記第 2 の特定部が特定した位置を前記血管の血管壁の層であると判定する、

請求項 1 に記載の超音波測定装置。

【請求項 3】

前記第 1 の特定部は、前記血管の中外膜間境界の位置を前記第 1 境界の位置として特定し、

前記第 2 の特定部は、前記血管の内腔内膜間境界の位置を前記第 2 境界の位置として特定する、

請求項 2 に記載の超音波測定装置。

20

【請求項 4】

前記第 1 の特定部は、前記血管の前壁部の中外膜境界の位置と後壁部の中外膜境界の位置とを前記第 1 境界の位置として特定し、

前記第 2 の特定部は、前記血管の前壁部の内腔内膜間境界の位置と後壁部の内腔内膜間境界の位置とを前記第 2 境界の位置として特定し、

前記判定部は、前記第 1 境界の位置に基づく前記血管の外径の変化量を前記第 1 の特定部が特定した位置の変化量として算出し、前記第 2 境界の位置に基づく前記血管の内径の変化量を前記第 2 の特定部が特定した位置の変化量として算出し、前記第 2 の特定部が特定した位置の変化量が前記第 1 の特定部が特定した位置の変化量に近い場合に、前記第 2 の特定部が特定した位置を前記血管の血管壁の層であると判定する、

30

請求項 1 に記載の超音波測定装置。

【請求項 5】

血管に照射した超音波の反射波信号に基づいて、前記血管の血管壁の層構造のうちの第 1 境界の位置を特定する第 1 の特定処理を実行することと、

前記反射波信号に基づいて、前記血管の血管壁の層構造のうちの第 2 境界の位置を特定する第 2 の特定処理を実行することと、

前記第 1 の特定処理により特定された位置の変化量と、前記第 2 の特定処理により特定された位置の変化量との差に基づいて、前記第 1 の特定処理によって特定された位置および前記第 2 の特定処理によって特定された位置の両方或いは一方を前記血管の血管壁の層であると判定することと、

40

を含む超音波測定方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血管に照射した超音波の反射波信号に基づいて血管壁の層構造の位置を特定する機能を有する超音波測定装置等に関する。

【背景技術】

50

【0002】

近年、血管の動脈硬化や循環器機能の計測・診断のために超音波測定装置が用いられる。例えば、動脈硬化の診断には、血管の内膜中膜複合体厚（IMT：Intima Media Thickness）を測定することが必要となる。これは、血管壁の内腔内膜境界と中膜境界との間の距離を測定することに等しく、これらの境界の測定精度がIMTの適切な診断に必須である。

【0003】

血管壁の内腔内膜境界と中膜境界との間の距離を測定するには、例えば、複数の超音波振動子アレイが配置された超音波プローブ（深触子）を頸部に当てて超音波ビームを照射する。そして、頸動脈に当たって反射した反射波信号（RF信号）を超音波プローブで受信し、この反射波信号を処理して血管壁を探索する。

10

【0004】

超音波信号は生体内で乱反射するが、血管内腔と血管壁との境界や、血管壁を構成する膜間の境界で比較的強く反射する傾向にあるため、例えば微分処理や閾値処理などによって反射波信号の強度（振幅）が大きい位置を検出することで血管壁の位置を探索することができる。

【0005】

しかし、内腔内膜境界の反射波の信号強度は、中膜境界の反射波の信号強度に比べて小さくノイズに埋もれやすい。具体的には、前壁（超音波プローブに近い側の血管壁部）においては、超音波の多重反射の影響を受け易く、その輪郭は不鮮明になりやすい。そのため、前壁あるいは後壁（超音波プローブに遠い側の血管壁部）のIMTを安定して測定することは難しいとされる。

20

【0006】

これに関連して、特許文献1には、反射波の信号強度を輝度に置き換え、輝度ピークを検索することでIMTの値を自動的に計算する技術が開示されている。輝度ピークを検索する方法でも、上述のような理由により内腔内膜境界の検出が難しくなるが、特許文献1には、回帰曲線補正や検出位置の平均値を用いることでこれを補う方法が開示されている。しかし、このような方法では、検出出来ない位置が多数ある場合、IMT測定の精度が低下し真値に対する誤差が大きくなってしまうおそれがある。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平11-318896号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

そもそも、個人毎に血管壁の壁厚や壁の組成などは異なるため、生体からの超音波の反射波信号から血管壁の層構造の境界を検出する精度や信憑性は、測定対象とする生体によって異なる。よって、例え公知の技術を用いてIMTを自動的に算出したとしても、それがどの程度の信憑性と安定性を持った値であるか判断できない問題がある。

40

【0009】

本発明はこうした事情を鑑みてなされたものであり、血管に照射した超音波の反射波信号に基づいて血管壁の層構造の位置を特定するにあたり、その信憑性を判定する技術を実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

以上の課題を解決するための第1の発明は、血管に照射した超音波の反射波信号に基づいて、前記血管の血管壁の層構造のうちの第1境界の位置を特定する第1の特定部と、前記反射波信号に基づいて、前記血管の血管壁の層構造のうちの第2境界の位置を特定する第2の特定部と、前記第1の特定部が特定した位置の変化量と、前記第2の特定部が特定

50

した位置の変化量とに基づいて、前記第1の特定部が特定した位置および前記第2の特定部が特定した位置の両方或いは一方を前記血管の血管壁の層であると判定する信憑性判定部と、を備えた超音波測定装置である。

【0011】

また、この別形態として、血管に照射した超音波の反射波信号に基づいて、前記血管の血管壁の層構造のうちの第1境界の位置を特定する第1の特定処理を実行することと、前記反射波信号に基づいて、前記血管の血管壁の層構造のうちの第2境界の位置を特定する第2の特定処理を実行することと、前記第1の特定処理により特定された位置の変化量と、前記第2の特定処理により特定された位置の変化量との差に基づいて、前記第1の特定処理によって特定された位置および前記第2の特定処理によって特定された位置の両方或いは一方を前記血管の血管壁の層であると判定することと、を含む超音波測定方法を構成することができる。

10

【0012】

第1の発明及び別形態によれば、血管壁の層構造のうちの第1境界及び第2境界それぞれの位置を特定し、拍動（心臓の拍動）にともなう当該位置の変化量から、特定した境界位置が血管壁の層であるか否かを判定することができる。

【0013】

第2の発明は、前記第1境界が、前記第2境界に比べて、前記反射波信号の信号強度が高く表れる境界であり、前記判定部が、前記第2の特定部が特定した位置の変化量が、前記第1の特定部が特定した位置の変化量に近い場合に、前記第2の特定部が特定した位置を前記血管の血管壁の層であると判定する、第1の発明の超音波測定装置である。

20

【0014】

より具体的には、第3の発明として、前記第1の特定部が、前記血管の中外膜間境界の位置を前記第1境界の位置として特定し、前記第2の特定部が、前記血管の内腔内膜間境界の位置を前記第2境界の位置として特定する、第2の発明の超音波測定装置を構成することができる。

【0015】

第2の発明および第3の発明によれば、第1境界と第2境界の特定が可能となる。よって、第1及び第2境界を的確に区別し血管壁の層の位置を判定することができる。

【0016】

第4の発明は、前記第1の特定部が、前記血管の前壁部の中外膜境界の位置と後壁部の中外膜境界の位置とを前記第1境界の位置として特定し、前記第2の特定部は、前記血管の前壁部の内腔内膜間境界の位置と後壁部の内腔内膜間境界の位置とを前記第2境界の位置として特定し、前記判定部は、前記第1境界の位置に基づく前記血管の外径の変化量を前記第1の特定部が特定した位置の変化量として算出し、前記第2境界の位置に基づく前記血管の内径の変化量を前記第2の特定部が特定した位置の変化量として算出し、前記第2の特定部が特定した位置の変化量が前記第1の特定部が特定した位置の変化量に近い場合に、前記第2の特定部が特定した位置を前記血管の血管壁の層であると判定する、第1の発明の超音波測定装置である。

30

【0017】

第4の発明によれば、血管の脈動に伴う中外膜の変位量と内腔内膜の変位量とが同じ或いはほぼ同じであるという観点に基づいて、血管壁の層の位置を判定することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】超音波測定装置のシステム構成例を示す図。

【図2】超音波測定装置による超音波測定について説明する概念図。

【図3】境界特定の信憑性評価の原理について説明するための概念図。

【図4】超音波測定装置の機能構成例を示すブロック図。

【図5】超音波測定装置における主たる処理の流れを説明するためのフローチャート。

【発明を実施するための形態】

50

【0019】

〔第1実施形態〕

図1は、本実施形態における超音波測定装置のシステム構成例を示す図である。

超音波測定装置2は、超音波の反射波を測定することにより被検体90の生体情報を測定する装置である。本実施形態では、血管98の壁部層構造における境界の位置を測定し、その測定結果から生体情報としてIMT(Intima Media Thickness: 血管の内膜中膜複合体厚)を算出する。

【0020】

超音波測定装置2は、測定結果や操作情報を画像表示するための手段及び操作入力のための手段を兼ねるタッチパネル4と、操作入力するためのキーボード6と、超音波プローブ14(深触子)と、処理装置30とを備える。処理装置30には、制御基板31が搭載されており、タッチパネル4、キーボード6、超音波プローブ14などの装置各部と信号送受可能に接続されている。

10

【0021】

制御基板31には、CPU32や、ASIC、各種LSIの他、ICメモリーやハードディスク等による記憶媒体33と、外部装置とのデータ通信を実現する通信IC34とが搭載されている。処理装置30は、CPU32等で記憶媒体33に記憶されている測定プログラムを実行することにより、超音波プローブ14からの超音波の発信制御や、超音波反射波の受信制御、信号解析などの処理を実行する。また、血管壁の層構造の位置を測定のための演算処理や、IMTの算出、測定結果の画像表示制御といった機能を実現する。

20

【0022】

図2は、超音波測定装置2による超音波測定について説明する概念図である。本実施形態では、超音波測定装置2は、被検体90の皮膚面96に当てられた超音波プローブ14が血管98に向けて所定周期で超音波パルスを発信する。そして、血管98からの反射波を受信し信号処理することで、皮膚面96からの深さ別の反射波信号の信号強度データ、いわゆる反射波波形データ40を得ることができる。反射波波形データ40は、超音波の発信周期つまりサンプリング周期毎に得られることになる。以降、サンプリング周期を識別する場合には「フレーム」と呼称し、「フレーム番号」を付加して識別する。

【0023】

図2(1)に示すように、超音波測定装置2は、反射波波形データ40から信号強度のピークを検索することにより血管壁の層構造の位置を特定する機能を有する。

30

特定のための方法すなわちアルゴリズムは適宜用意することができる。本実施形態が用意する第1の特定方法では、所定の基準信号強度P0を超える信号強度が得られるピークのうち最も深い位置のピーク(H1n:nはフレーム番号)を第1境界とし、第1境界より深い範囲で検索される第1境界よりも低いピーク(H2n:nはフレーム番号)を第2境界として特定する。第1境界は血管の中外膜境界、第2境界は内腔内膜境界に相当する。

【0024】

なお、血管壁の層構造の位置を特定する方法・アルゴリズムは、単数または複数用意される。その数は適宜設定することができる。

40

【0025】

また、図2(2)に示すように、超音波測定装置2は血管壁の層構造の位置特定の機能とは別に、血管壁の変位を高精度に測定する機能を有する。本実施形態では、当該機能を位相差トラッキング処理により実現する。

【0026】

位相差トラッキング処理には種々の方法が知られているが、例えば、次の方法で実現する。すなわち、変位測定の対象(例えば、血管壁の外面)からの反射波を直交検波し、位相遅延の無い正弦波と余弦波に対する位相変調成分から反射波が戻ってきた時点での検波波形の位相 θ を求める。超音波パルスを周期 T_0 で駆動すると、対象の微小変動速度 v は、続く2つのパルスの中間時点での値として次式(1)で記述される。そして、この微小

50

変動速度 v を積算することで対象の微小変位を算出する。当該機能により得られた変位量を「参照変位量 (dH_p)」と呼称する。

【0027】

$$v(t + T_0 / 2) = -c \{ \theta(t + T_0) - \theta(t) \} / 2 \omega_0 T_0 \quad \cdots \text{式 (1)}$$

ただし、 ω_0 = 超音波の角周波数、 c = 音速である。

【0028】

なお、当該機能を位相差トラッキング処理以外の他の方法で実現する構成とすることもできる。例えば、反射波信号の一部（例えば、Bモード画像の一部）画像部分をテンプレートとして抜き出してパターンマッチング処理を行う変位算出方法や、血管98の外膜反射が十分にある場合に境界部分にある閾値以上の反射波信号でトレースするなどして変位を求める方法で実現することもできる。

【0029】

〔境界特定の信憑性評価の原理について〕

前述のように、個人毎に血管壁の壁厚や壁の組成などが異なるため、血管壁の層構造の境界を特定する精度や信憑性は測定対象とする生体によって異なる。換言すれば、信憑性が一様ではない。そこで、本実施形態の超音波測定装置2は、第1境界及び第2境界の信憑性を評価するための値（評価値）を、それら自身及び位相差トラッキング処理で得られる変位量に基づく参照変位量 dH_p を用いて算出する。

【0030】

図3は、本実施形態における境界特定の信憑性評価の原理について説明するための概念図である。

信憑性評価には、少なくとも2つの反射波波形データを用いる。第 n フレーム目の反射波波形データ40 n と、第 m フレーム目の反射波波形データ40 m とする。なお、第 n フレームと第 m フレームとは、 $n \neq m$ であれば、連続していても良いし（例えば、 $n = 1$ 、 $m = 2$ ）断続していても良い（例えば、 $n = 1$ 、 $m = 3$ ）。

【0031】

第 n フレーム目の反射波波形データ40 n で第1境界 $H1_n$ 、及び第2境界 $H2_n$ が特定されたとする。そして、第 m フレーム目の反射波波形データ40 m で、1つの第1境界 $H1_m$ と、2つの第2境界 $H2_{ma}$ 、 $H2_{mb}$ とが特定されたとする。図3がこの場合である、第 m フレーム目の2つの第2境界 $H2_{ma}$ 、 $H2_{mb}$ それぞれの信憑性を評価する。

【0032】

信憑性の評価値を求めるために、先ず比較するフレーム間における参照変位量 dH_p を算出する（図2（2）参照）。そして、比較するフレーム間における第1境界変位量 $dH1$ と第2境界変位量 $dH2$ をそれぞれ算出する。

【0033】

第1境界変位量 $dH1$ と第2境界変位量 $dH2$ は、異なるフレーム間で特定された同種境界の組み合わせ毎に算出される。図3の例では、第1境界 $H1$ については、第 n フレームと第 m フレームともに1つしか特定されていないので、第1境界変位量 $dH1$ は1つだけ算出される。しかし、第2境界 $H2$ については、第 n フレームでは1つだけ特定されているが第 m フレームでは2つ特定されているので、第2境界 $H2_n$ と第2境界 $H2_{ma}$ の組み合わせ、及び、第2境界 $H2_n$ と第2境界 $H2_{mb}$ の組み合わせがある。そこで、それぞれの組み合わせ毎の第2境界変位量 $dH2_{ma}$ 、 $dH2_{mb}$ を求める。

【0034】

そして、「心拍動に伴う層構造の全体の厚さの変化は、心拍動に伴う変位量に比べて微小」であり、且つ「心拍動に伴う層構造別の厚さの変化の違いは微小」であるため、「心拍動に伴う第1境界の変位と第2境界の変位とにはほとんど差が生じない」との原理に基づいて、信憑性を表す指標として第1～第5の評価値を算出する。

【0035】

10

20

30

40

50

具体的には、第1評価値（EP1）は、参照変位量dHpと第1境界変位量dH1との差の絶対値である。第2評価値（EP2）は、参照変位量dHpと第2境界変位量dH2との差の絶対値である。第3評価値（EP3）は、参照変位量dHpと第1境界変位量dH1との比である。第4評価値（EP4）は、参照変位量dHpと第2境界変位量dH2との比である。第5評価値（EP5）は、第1境界変位量dH1と第2境界変位量dH2との差の絶対値である。

【0036】

第1・第2・第5の評価値は値が小さいほど原理を満たすと考えられる。つまり、評価値が小さいほど信憑性は高いと判断できる。第3及び第4評価値は、参照変位量dHpを分子とする比とするならば、「1」に近いほど信憑性が高いと判断できる。信憑性が高いということは、第1境界及び第2境界が、血管壁の層の位置である可能性が高いことを示す。従って、第1・第2・第5の評価値が小さいことを示す所定の条件（例えば、0.1以下や0.05以下）を満たした場合、或いは、第3・第4の評価値が「1」に近いことを示す所定の条件（例えば、0.9～1.1の間や、0.95～1.05の間）を満たした場合に、第1境界及び第2境界が、血管壁の層の位置であると判定する。

【0037】

本実施形態の超音波測定装置2は、これら第1～第5の評価値を、対応する第1境界H1や第2境界H2とともに出力（例えば、タッチパネル4に表示）して、オペレーターに信憑性の判定に役立つ情報として提供する。

【0038】

また、血管壁の層構造の位置を特定する方法（アルゴリズム）そのものを、これらの評価値に基づいて評価することもできる。そこで、本実施形態の超音波測定装置2では、最も信憑性の高い第1境界H1及び第2境界H2を選択し、選択した第1境界H1及び第2境界H2に基づいてIMTを算出し、出力（例えば、タッチパネル4に表示）する。

【0039】

なお、第1～第5評価値は必ずしも全てを算出しなければならない訳ではなく、超音波測定装置2の測定対象とする生体情報の内容に応じて適宜取捨選択することができる。例えば、第1評価値と第2評価値とを省略して、第1境界についての信憑性の評価を省き、第2境界の信憑性についてのみ評価する構成とすることもできる。勿論その逆も可能である。また、第1境界を信憑性が高いものとし、第2境界の信憑性を判定するのであれば、第5評価値のみを算出するとしてもよい。

【0040】

〔機能構成の説明〕

次に、本実施形態を実現するための機能構成について説明する。

図4は、本実施形態の超音波測定装置2の機能構成例を示すブロック図である。

超音波測定装置2は、操作入力部100と、駆動制御部110と、送受信回路112と、受信合成部114と、処理部200と、画像表示部360と、記憶部500とを備える。

【0041】

操作入力部100は、オペレーターによる各種操作入力を受け付け、操作入力に応じた操作入力信号を処理部200へ出力する。ボタンスイッチやレバースイッチ、ダイヤルスイッチ、トラックパッド、マウスなどにより実現できる。図1のタッチパネル4やキーボード6が操作入力部100に該当する。

【0042】

駆動制御部110と、送受信回路112と、受信合成部114とは、公知の超音波測定技術により実現され、超音波プローブ14から測定用超音波パルスの発生や発信制御と、受信した反射波の増幅や信号処理を担う。

具体的には、駆動制御部110は、超音波プローブ14から超音波パルスの発信タイミングを制御する送信制御信号を送受信回路112へ出力する。送受信回路112は、駆動制御部110からの送信制御信号に従ってパルス電圧を発生させ、送信遅延処理を行って

10

20

30

40

50

各超音波振動子へのパルス電圧の出力タイミングの調整を行う。また、受信した反射波の増幅やフィルター処理を行って、その結果を受信合成部114へ出力することができる。受信合成部114は、必要に応じて遅延処理等を行っていわゆる受信信号のフォーカスに係る処理を実行し、反射波波形データ40を生成し処理部200へ出力する。

【0043】

処理部200は、例えば、CPUやGPU等のマイクロプロセッサや、ASIC、ICメモリーなどの電子部品によって実現される。そして、各機能部との間でデータの入出力制御を行い、所定のプログラムやデータ、操作入力部100からの操作入力信号等に基づいて測定に係る各種の演算処理を実行する。図1の処理装置30や制御基板31が処理部200に該当する。

10

【0044】

本実施形態では、第1境界特定部201と、第2境界特定部202と、参照変位量算出部203と、信憑性判定部210と、特定方法評価部220と、報知制御部221と、生体情報算出部222と、画像生成部260とを有する。

【0045】

第1境界特定部201と第2境界特定部202は、反射波波形データ40に基づいて血管壁の層構造のうちの第1境界及び第2境界を特定する。本実施形態では、境界特定方法（アルゴリズム）毎に第1境界及び第2境界を特定する。特定に係るデータは、信憑性判定部210へ出力される。また、記憶部500に境界特定データ520として記憶される。

20

【0046】

1つの境界特定データ520には、何れの境界特定方法を用いたかを示す識別情報（図4の境界特定方法プログラム504や境界特定データ520等に記載したの「A1」がこれに相当）と、フレーム識別情報（図4の境界特定データ520や参照変位量データ522等に記載した「n」がこれに相当）と、特定された第1境界H1n及び第2境界H2nのデータ（境界特定データ520）とを格納する。

【0047】

参照変位量算出部203は、心拍動に起因する血管の超音波測定深度方向への変位すなわち参照変位量dHpを算出する。算出されたデータは信憑性判定部210へ出力される。また、記憶部500に参照変位量データ522として記憶される。

30

【0048】

1つの参照変位量データ522には、算出に使用された反射波波形データ40の2つのフレーム識別情報（図4中の「n」「m」がこれに相当）と、算出された参照変位量dHpが格納される。

【0049】

信憑性判定部210は、第1境界変位量算出部211と、第2境界変位量算出部212と、変位量比較部213とを有する。

【0050】

第1境界変位量算出部211は、異なる2つの反射波波形データ40n, 40m（図3参照）それぞれで求められた第1境界のデータに基づいて、第1境界位置の拍動に起因する変化量すなわち第1境界変位量dH1を算出し、変位量比較部213へ出力する。同様にして、第2境界変位量算出部212は、第2境界位置の拍動に起因する変化量、すなわち第2境界変位量dH2を算出し、変位量比較部213へ出力する。

40

また、算出された第1境界変位量dH1及び第2境界変位量dH2は、比較した反射波波形データのフレーム識別情報と対応づけられ、記憶部500に境界変位量データ524として記憶される。

【0051】

変位量比較部213は、参照変位量dHp・第1境界変位量dH1・第2境界変位量dH2に基づいて、特定された第1境界H1および第2境界H2の信憑性を判定するための指標となる第1評価値EP1～第5評価値EP5を算出し、特定方法評価部220へ出力

50

する。また、算出された第1評価値EP1～第5評価値EP5は、算出基礎となった第1境界H1および第2境界H2を特定した特定方法の識別情報や、比較した反射波波形データ40のフレーム識別情報と対応づけられ、評価値データ526として記憶部500に記憶される。

【0052】

特定方法評価部220は、第1境界H1及び第2境界H2を特定する特定方法（換言すれば、境界位置を検出する「位置検出方法」と言える。）を評価する。そして、生体情報の算出に適した特定方法の識別情報を生体情報算出部222へ出力する。また、評価結果を画像生成部260へ出力する。

【0053】

具体的には、特定方法評価部220は、第1評価値～第5評価値の少なくとも1つ（例えば、比較的境界を検出し難い内腔内膜境界に関連する第2評価値（EP2））を高い信憑性があることを示す所定の条件を満たすかを判断する。すなわち、内腔内膜境界として特定した位置の変化量が、中膜境界の位置として特定した位置の変化量に近いことを示す所定の条件を満たした場合に、内腔内膜境界として特定した位置が、正しく血管壁の層の位置を特定していると判断する。そして、所定の条件を満たしたこと、すなわち高い信憑性があると評価した特定方法の識別情報を生体情報算出部222へ出力する。

【0054】

報知制御部221は、信憑性判定部210による判定結果を報知する制御を行う。具体的には、信憑性判定部210から特定方法の識別情報と、判定結果に相当する当該方法に対応する第1評価値～第5評価値とを取得する。また、特定方法評価部220からは、高い信憑性があると評価した特定方法の識別情報を取得する。そして、特定方法別に第1評価値～第5評価値と、高い信憑性があると評価されたか否かの結果とを対応づけて、信憑性の評価値順に表示する制御を行う。なお、表示ではなく、音声出力や、所定の通知信号を出力する等の報知出力であってもよい。

【0055】

生体情報算出部222は、超音波測定装置2が測定対象とする生体情報（本実施形態ではIMT）を算出し、算出結果を画像生成部260へ出力する。また、記憶部500の生体情報データ528へ格納する。具体的には、特定方法評価部220から得られた特定方法の識別情報に対応する第1境界H1（中膜境界）と第2境界H2（内腔内膜境界）との間の距離を算出する。また、算出結果を画像生成部260へ出力する。

【0056】

画像生成部260は、本実施形態における測定結果の出力形態の1つとして、画像表示の制御を行う。具体的には、境界特定に参照したフレームの識別情報と、反射波波形データ40と、IMTと、信憑性判定部210による判定結果の報知に相当する情報（例えば、特定方法の識別情報別に、第1境界H1、第2境界H2、参照変位量dHp、第1評価値EP1～第5評価値EP5、及び、高い信憑性があると評価されたか否かの結果、を対応づけて評価値の昇順に配列した表示）と、を表示する画像を生成する。そして、当該画像を表示させるための信号を画像表示部360へ出力する。よって、画像生成部260は、信憑性判定部210の判定結果を報知する報知部としての機能を兼ねる。

【0057】

画像表示部360は、画像を表示するデバイスである。図1のタッチパネル4がこれに相当する。

【0058】

記憶部500は、ICメモリーやハードディスク、光学ディスクなどの記憶媒体により実現され、各種プログラムや、処理部200の演算過程のデータなどの各種データを記憶する。図1では、処理装置30の制御基板31に搭載されている記憶媒体33がこれに該当する。なお、処理部200と記憶部500の接続は、装置内の内部バス回路による接続に限らず、LAN（Local Area Network）やインターネットなどの通信回線で実現しても良い。その場合、記憶部500は超音波測定装置2とは別の外部記憶装置により実現され

10

20

30

40

50

るとしてもよい。

【0059】

本実施形態の記憶部500は、測定プログラム502と、反射波波形データ40と、境界特定データ520と、参照変位量データ522と、境界変位量データ524と、評価値データ526と、生体情報データ528とを格納する。

【0060】

測定プログラム502は、処理部200の機能を実現させるためのプログラムである。例えば、第1境界特定部201及び第2境界特定部202をCPU32等による演算処理によって実現する構成、すなわちソフトウェア的に実現する構成であれば、境界特定の方法毎に境界特定方法プログラム504を含むことになる。また、信憑性判定部210をソフトウェア的に実現する構成では、信憑性判定部210の機能をコンピューターに実現させるための信憑性判定プログラム506を含む。同様に、特定方法評価部220をソフトウェア的に実現する構成では、特定方法評価部220の機能を実現させるための特定方法評価プログラム508を含むこととなる。勿論、これら各部の機能を電子回路等のハードウェアで実現する構成であれば、対応するプログラムを省略することができる。

10

【0061】

その他、各種の計時に必要なカウンターや、フラグ、位相トラッキング制御に必要な各種データなども適宜記憶部500に記憶されるものとする。

【0062】

[処理の流れの説明]

20

次に、超音波測定装置2の動作について説明する。

図5は、本実施形態における超音波測定装置2における主たる処理の流れを説明するためのフローチャートである。超音波測定装置2の処理部200は、先ず測定用超音波パルスの発信と受信及び受信信号の処理を開始して、所定周期毎に反射波波形データ40を生成することで測定を開始する(ステップS2)。また、位相差トラッキング処理を開始して、フレーム単位での参照変位量dHpの算出及び出力を開始する(ステップS4)。

【0063】

次いで、境界位置特定のために比較される第nフレームの反射波波形データが取得できたか否かを判定する(ステップS6)。ここで、nを例えば10の倍数とし、mをn+1とすることで、10フレーム単位でステップS18~S24の処理を実行することができる。但し、n、mの設定方法は任意であり、ステップS18~S24の処理の間隔を広げればnをより大きな数の倍数とすればよい。第nフレームの反射波波形データが取得できたならば(ステップS6のYES)、処理部200は第nフレームにおける第1境界(H1n)と、第2境界(H2n)とを特定する(ステップS8)。

30

【0064】

そして、境界位置特定のために比較される第mフレームの反射波波形データが取得できたならば(ステップS10のYES)、処理部200は第mフレームにおける第1境界(H1m)と、第2境界(H2m)とを特定する(ステップS12)。

【0065】

次に、第nフレームと第mフレームとの間における第1境界変位量(dH1)と、第2境界変位量(dH2)とを算出し(ステップS14)、第nフレームと第mフレームとの間における参照変位量dHpを算出する(ステップS16)。

40

【0066】

次いで、処理部200は、第1評価値~第5評価値を算出し(ステップS18)、算出した評価値に基づいて、境界特定方法毎に信憑性を判定し、最も信憑性の高い特定方法と、当該方法により特定された第1境界及び第2境界のうち最も信憑性が高い境界を決定する(ステップS20)。これは、血管壁の層を判定することを意味する。ここで、最も信憑性の高い特定方法は、信憑性が所定の条件を満たす特定方法の中から決定される。所定の条件とは、内腔内膜境界として特定した位置の変化量が、中膜境界の位置として特定した位置の変化量に近いことを示す条件として定められる。例えば、第1・第2・第5の

50

評価値であれば0.1以下、第3・第4の評価値であれば0.9～1.1の間といった条件が定められる。

【0067】

そして、決定された最も信憑性の高い第1境界及び第2境界に基づいて生体情報（本実施形態ではIMT）を算出し（ステップS22）、生体情報とともに、その算出に使用された第1境界や第2境界、第1評価値～第5評価値、反射波波形データ40をタッチパネル4に表示させる（ステップS24）。

【0068】

測定終了操作が入力されるまで（ステップS26のNO）、ステップS6からS24を繰り返し実行する。そして、測定終了操作が入力されたならば（ステップS26のYES）、一連の処理を終了する。

10

【0069】

以上、本実施形態によれば血管に照射した超音波の反射波信号に基づいて血管壁の層構造（例えば、層構造の境界）の位置を特定するにあたり、その信憑性を判定するための評価値を算出して信憑性を判定することが可能となる。また、評価値を利用して、層構造の位置を特定する特定方法の信憑性を判定することもできる。また、評価値に基づいて、生体情報の算出に用いる層構造の位置を決定することで、測定精度を高めることができる。

【0070】

本発明を適用可能な実施形態は、上記実施形態に限るものではなく、適宜構成要素の追加・省略・変更を施すことができる。

20

【0071】

例えば、上記実施形態では中外膜境界と内腔内膜境界の2つの位置を特定する構成について説明したが、特定する層構造の位置は1つでも良いし3つ以上でもよい。例えば、3つ以上の場合には、例えば血管壁外面の位置を特定位置に追加することができる。その場合には、境界特定部と境界変位量算出部をそれぞれ増やせば良い。

【0072】

また、反射波波形データの形式は、適宜設定可能である。超音波測定におけるいわゆるAモード、Bモード、Mモードなど各種データ形式を適宜利用可能である。

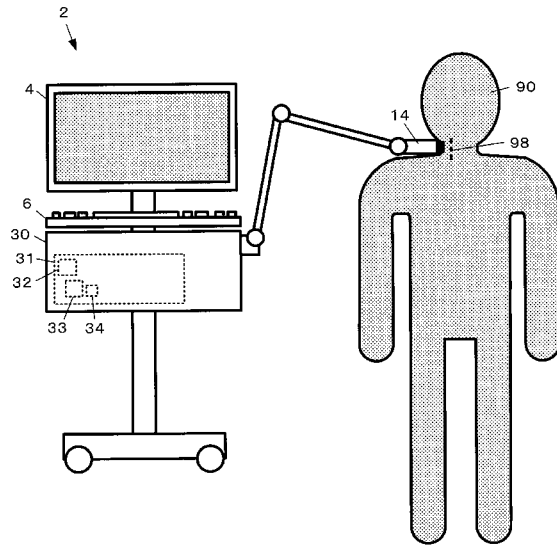
【符号の説明】

【0073】

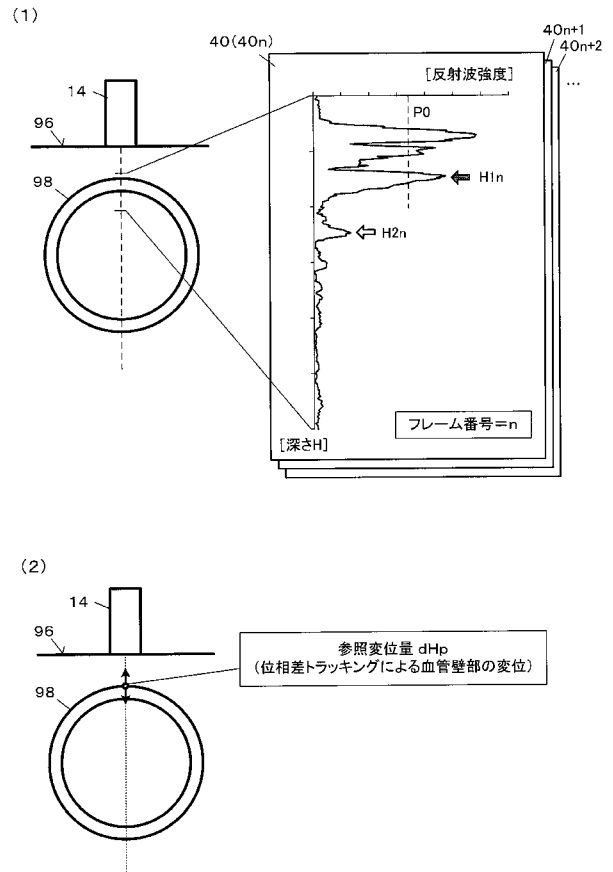
30

2 超音波測定装置、14 超音波プローブ、30 処理装置、98 血管、100 操作入力部、110 駆動制御部、112 送受信回路、114 受信合成部、200 処理部、201 第1境界特定部、202 第2境界特定部、203 参照変位量算出部、210 信憑性判定部、211 第1境界変位量算出部、212 第2境界変位量算出部、213 変位量比較部、220 特定方法評価部、222 生体情報算出部

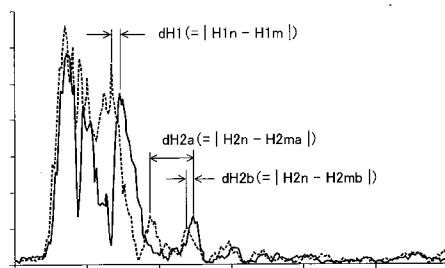
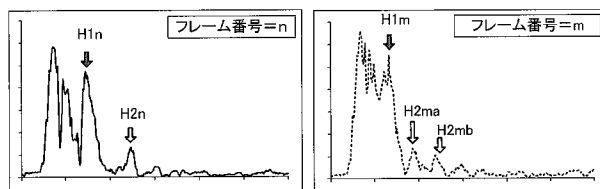
【図 1】



【図 2】



【図 3】



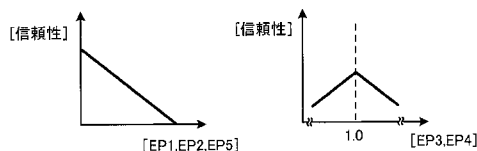
$$\text{第1評価値}(EP1) = |dHp - dH1|$$

$$\text{第2評価値}(EP2) = |dHp - dH2|$$

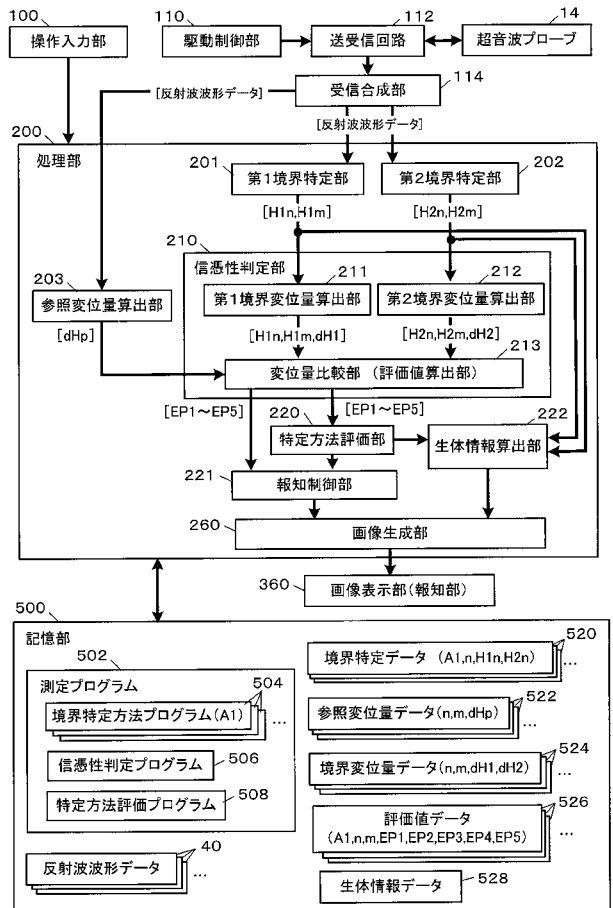
$$\text{第3評価値}(EP3) = |dHp / dH1|$$

$$\text{第4評価値}(EP4) = |dHp / dH2|$$

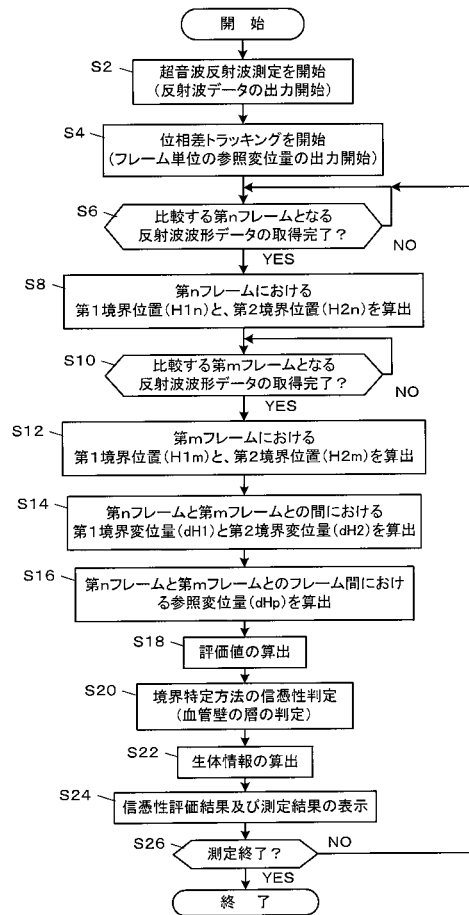
$$\text{第5評価値}(EP5) = |dH1 - dH2|$$



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	超声波测量装置和超声波测量方法		
公开(公告)号	JP2014236776A	公开(公告)日	2014-12-18
申请号	JP2013119570	申请日	2013-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	真野知典		
发明人	真野 知典		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/0858 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB36 4C601/JC16 4C601/KK14 4C601/KK30		
代理人(译)	宫坂和彦 渡边和明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种基于超声波的反射波信号来指定血管壁的层结构的位置的可信度确定技术。 解决方案：基于第n帧中的反射波波形数据40n，指定了中界和外膜的边界的第一边界H1n和内腔边界的第二边界H2n。基于第m帧中的反射波波形数据40m，指定与心外膜边界相对应的第一边界H1m以及与腔内膜边界相对应的第二边界H2ma和H2mb。然后，获得第n和第m帧之间的第一边界位移量dH1和第二边界位移量dH2a，dH2b。另一方面，通过从相同的反射波波形数据进行相位差跟踪，将基准位移量dHp计算为血管壁的位移量。然后，根据第一边界位移量dH1，第二边界位移量dH2a，dH2b和基准位移量dHp，计算用于评估边界识别的真实性的评估值（EP1至EP5）。[选择图]图3

