

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4877709号
(P4877709)

(45) 発行日 平成24年2月15日(2012.2.15)

(24) 登録日 平成23年12月9日(2011.12.9)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 21 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2005-214349 (P2005-214349)
(22) 出願日 平成17年7月25日(2005.7.25)
(65) 公開番号 特開2007-7347 (P2007-7347A)
(43) 公開日 平成19年1月18日(2007.1.18)
審査請求日 平成19年12月13日(2007.12.13)
(31) 優先権主張番号 特願2005-157958 (P2005-157958)
(32) 優先日 平成17年5月30日(2005.5.30)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000005821
パナソニック株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(73) 特許権者 504157024
国立大学法人東北大学
宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
(74) 代理人 100101683
弁理士 奥田 誠司
(72) 発明者 金井 浩
宮城県仙台市青葉区柏木3-3-25-1
01
(72) 発明者 長谷川 英之
宮城県仙台市青葉区高野原2-5-13

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】

応力によって周期的に変形する被検体へ超音波を送信するために、探触子を駆動する駆動信号を生成する送信部と、

前記超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、受信エコー信号を生成する受信部と、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出する演算部と、

基準波形を生成する基準波形生成部と、

前記厚さ変化波形と前記基準波形との整合誤差が最小となるように前記厚さ変化波形または前記基準波形に乗じる係数を求め、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する厚さ変化量推定部と、
を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記被検体の変形の周期に基づいて、前記基準波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、

前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された基準波形と前記厚さ変化波形とに基づいて

10

20

前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、

前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求める平均化部をさらに備え、平均化された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記厚さ変化波形の周期が一定でない場合において、前記厚さ変化波形の周期のうち最も短い周期に合わせて、各周期のデータを抽出し、前記厚さ変化波形の周期を一定にする周期調整部をさらに備える請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記演算部は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出する移動波形算出部と、前記移動波形に基づいて、前記 2 つの測定部位間の厚さ変化波形を算出する演算部とを含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記基準波形生成部は、前記移動波形に基づいて、前記基準波形を生成する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径の変化波形を算出する血管径算出部をさらに備え、前記基準波形生成部は、前記変化波形に基づいて、前記基準波形を生成する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記基準波形生成部は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記基準波形を生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求める弾性率算出部をさらに備える請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 12】

超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

探触子を駆動して超音波を送信するステップ (A) と、

応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ (B) と、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の 2 つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ (C) と、

基準波形を生成するステップ (D) と、

前記厚さ変化波形と前記基準波形との整合誤差が最小となるように前記厚さ変化波形または前記基準波形に乗じる係数を求め、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出するステップ (E) と、
を包含する超音波診断装置の制御方法。

40

【請求項 13】

前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである請求項 12 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 14】

前記被検体の変形の周期に基づいて、前記基準波形の周期を調整するステップをさらに

50

包含し、

前記ステップ（Ｅ）は、周期が調整された基準波形と前記厚さ変化波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 1 5】

前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整するステップをさらに包含し、

前記ステップ（Ｅ）は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 1 6】

周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求めるステップをさらに包含し、

平均化された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項 1 5 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 1 7】

前記ステップ（Ｃ）は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出するステップと、

前記移動波形に基づいて、前記 2 つの測定部位間の厚さ変化波形を算出するステップとを含む請求項 1 2 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 1 8】

前記ステップ（Ｄ）は、前記移動波形に基づいて、前記基準波形を生成する請求項 1 7 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 1 9】

前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径の変化波形を算出するステップをさらに包含し、

前記ステップ（Ｄ）は、前記変化波形に基づいて、前記基準波形を生成する請求項 1 7 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 2 0】

前記ステップ（Ｄ）は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記基準波形を生成する請求項 1 2 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 2 1】

前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求めるステップをさらに包含する請求項 1 2 から 2 0 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、被検体を構成する組織の性状特性、特に、弾性率を計測する超音波診断装置に関する。

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体を非侵襲的に検査する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより、被検体の構造を断層画像として得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。また、エコー信号のドップラーシフトを検出し、被検体の運動情報、たとえば、血流情報を画像表示する超音波診断装置も用いられてきた。

【0003】

これに対し、近年、エコー信号の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織の歪みや弾性率、粘性率などの物理的（性状）特性を求めることが試みられている。

【0004】

10

20

30

40

50

特許文献 1 は、エコー信号の検波出力信号の振幅および位相を用い、被検体の瞬間的な位置を決定することによって、被検体組織の追跡を高精度に行ない、拍動している心臓組織に生じている微小振動を捕らえる方法を開示している。この方法によれば、被検体に対して同じ方向に ΔT の間隔をおいて超音波パルスを複数回送信し、被検体において反射した超音波をそれぞれ受信する。図 17 に示すように受信したエコー信号を $y(t)$ 、 $y(t + \Delta T)$ 、 $y(t + 2\Delta T)$ とする。ある深度 x_1 から得られるエコー信号の受信時刻 t_1 は、パルス送信時刻を $t = 0$ とすると、 $t_1 = x_1 / (C / 2)$ となる。ただし、 C は音速である。このとき、 $y(t_1)$ と $y(t_1 + \Delta T)$ の間の位相偏移を $\Delta \theta$ 、 t_1 付近での超音波の中心周波数を f とすると、この期間 ΔT における x_1 の移動量 Δx は、以下の式 (1) で表される。

【0005】

$$\Delta x = -C \cdot \Delta \theta / 4\pi f \quad (1)$$

【0006】

移動量 Δx を x_1 に加算することで、以下の式 (2) に示すように、 ΔT 秒後の x_1 の位置 x_1' を求めることができ、この計算を繰り返すことにより、被検体の同一部位 x_1 を追跡していくことができる。この方法は位相差トラッキング法と呼ばれている。

【0007】

$$x_1' = x_1 + \Delta x \quad (2)$$

【0008】

特許文献 2 は、特許文献 1 の方法をさらに発展させ、被検体組織、特に動脈壁の弾性率を求める方法を開示している。この方法によれば、まず、図 18 に示すように、探触子 101 から血管壁 16 へ向けて超音波を送信し、血管壁 16 上に設定した測定点 A および B からのエコー信号を特許文献 1 の方法により解析することにより、測定部位 A および B の動きを追跡する。図 19 は、測定点 A および B の位置を示す追跡波形 TA および TB を示している。また、心電波形 ECG も合わせて示している。

【0009】

図 19 に示すように、追跡波形 TA および TB は心電波形 ECG に一致した周期性を有している。これは、心臓の心拍周期に一致して、動脈が拡張および収縮することを示している。具体的には、心電波形 ECG 中に R 波と呼ばれる大きなピークが見られる際、心臓の収縮が開始し、心臓の収縮によって、動脈中に血液が押し出される。この際の血压変化によって急激に血管が拡張する。したがって、心電波形 ECG に R 波が現れた後、追跡波形 TA および TB も急激に立ち上がり、動脈が急激に拡張する。その後、心臓はゆっくり拡張するので、追跡波形 TA および TB も徐々に立ち下がり、動脈血管がゆっくり収縮する。このような動きを動脈は繰り返している。

【0010】

追跡波形 TA および TB の差は測定点 AB 間の厚さ変化波形 W となる。厚さ変化波形 W は AB 間の歪み波形とみなすこともできる。最大厚さ変化量 ΔW は、厚さ変化波形 W の最大値 W_{max} と最小値 W_{min} との差から求めることができる。

【0011】

$$\Delta W = W_{max} - W_{min} \quad (3)$$

【0012】

測定点 AB 間の初期化時の基準厚さを W_s とすると、測定点 AB 間の最大歪み量 ε は以下のようになる。

【0013】

$$\varepsilon = \Delta W / W_s \quad (4)$$

【0014】

また、血压計などを用いて、このときの被検体の最高血压 P_{max} および最低血压 P_{min} を測定する。血压差 ΔP は以下の式で表される。

【0015】

$$\Delta P = P_{max} - P_{min} \quad (5)$$

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

最大歪み量 ε は、血圧差 ΔP により発生したものと考えられる。弾性率 E_r は応力を歪みで除した値として定義されるので、測定点 A B 間の弾性率 E_r は以下の式で表される。

【 0 0 1 7 】

$$E_r = \Delta P / \varepsilon = \Delta P \cdot W_s / \Delta W = \Delta P \cdot W_s / (W_{max} - W_{min}) \quad (6)$$

【 0 0 1 8 】

非特許文献 1 は、血管が不均一な厚さをもつ管とした場合において、各部の弾性率を最大歪み量 ε および血圧差 ΔP を用いて算出する方法を開示している。

【 0 0 1 9 】

これらの演算を断層画像上の複数点に対して行うことにより、弾性率 E_r の分布画像が得られる。図 18 に示すように、血管壁 16 中に粥腫 11 が生じている場合、粥腫とその周りの血管壁組織とでは弾性率が異なる。したがって、弾性率の分布画像が得られれば粥腫の生成やその位置を診断することが可能となる。

【特許文献 1】特開平 10 - 5226 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 229078 号公報

【非特許文献 1】長谷川他著「不均一な壁厚を有する管の局所壁弾性率の計測法」、J Med Ultrasonics Vol.28 No.1(2001)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 0 】

しかしながら、従来技術による弾性率の測定方法では、厚さ変化波形 W の最大値 W_{max} と最小値 W_{min} との差を用いて弾性率を測定するため、ノイズ耐性が低いという問題がある。たとえば、図 20 に示す厚さ変化波形 W が得られた場合、時刻 t_1 および t_2 のときの値をそれぞれ最大値 W_{max} および最小値 W_{min} として弾性率を求める。しかし、図に示すように、時刻 t_2 における厚さ変化波形 W の値はノイズが混入しており、正しい値ではない。

【 0 0 2 1 】

本発明は、このような従来技術の問題を解決し、ノイズの影響を低減し、高い精度で性状特性を計測することのできる超音波診断装置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】

【 0 0 2 2 】

本発明の超音波診断装置は、応力によって周期的に変形する被検体へ超音波を送信するために、探触子を駆動する駆動信号を生成する送信部と、前記超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、受信エコー信号を生成する受信部と、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の 2 つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出する演算部と、基準波形を生成する基準波形生成部と、前記基準波形を用いて、前記厚さ変化波形の全体から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する厚さ変化量推定部とを備える。

【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量推定部は、前記厚さ変化波形と前記基準波形との整合誤差が最小となるように前記厚さ変化波形または前記基準波形に乗じる係数を求め、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

【 0 0 2 4 】

ある好ましい実施形態において、前記基準波形生成部は、前記基準波形のデータを記憶した記憶部を含む。

【 0 0 2 5 】

ある好ましい実施形態において、前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである。

【 0 0 2 6 】

10

20

30

40

50

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記基準波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された基準波形と前記厚さ変化波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

【0027】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

【0028】

10

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求める平均化部をさらに備え、平均化された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

【0029】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記厚さ変化波形の周期が一定でない場合、前記厚さ変化波形の周期のうち最も短い周期に合わせて、各周期のデータを抽出し、前記厚さ変化波形の周期を一定にする周期調整部をさらに備える。

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出する移動波形算出部と、前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出する演算部とを含む。

20

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記基準波形生成部は、前記移動波形に基づいて、前記基準波形を生成する。

【0032】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径の変化波形を算出する血管径算出部をさらに備え、前記基準波形生成部は、前記変化波形に基づいて、前記基準波形を生成する。

【0033】

30

ある好ましい実施形態において、前記基準波形生成部は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記基準波形を生成する。

【0034】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求める弾性率算出部をさらに備える。

【0035】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、基準波形を生成するステップ(D)と、前記基準波形を用いて、前記厚さ変化波形の全体から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出するステップ(E)とを包含する。

40

【0036】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(E)は、前記厚さ変化波形と前記基準波形との整合誤差が最小となるように前記厚さ変化波形または前記基準波形に乗じる係数を求め、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

【0037】

50

ある好ましい実施形態において、前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである。

【 0 0 3 8 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記基準波形の周期を調整するステップをさらに包含し、前記ステップ (E) は、周期が調整された基準波形と前記厚さ変化波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

【 0 0 3 9 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整するステップをさらに包含し、前記ステップ (E) は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

10

【 0 0 4 0 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求めるステップをさらに包含し、平均化された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

【 0 0 4 1 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ (C) は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出するステップと、前記移動波形に基づいて、前記 2 つの測定部位間の厚さ変化波形を算出するステップとを含む。

20

【 0 0 4 2 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ (D) は、前記移動波形に基づいて、前記基準波形を生成する。

【 0 0 4 3 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径の変化波形を算出するステップをさらに包含し、前記ステップ (D) は、前記変化波形に基づいて、前記基準波形を生成する。

【 0 0 4 4 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ (D) は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記基準波形を生成する。

30

【 0 0 4 5 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求めるステップをさらに包含する。

【 発明の効果 】

【 0 0 4 6 】

本発明によれば、基準波形を用いて、厚さ変化波形の全体から最大厚さ変化量を推定する。このため、厚さ変化波形に突発的なノイズなどが重畳しても、より正確な最大厚さ変化量および弾性率を求めることが可能となる。

40

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 4 7 】

(第 1 の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態を説明する。図 1 は、超音波診断装置 2 0 1 の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 2 0 1 は、送信部 1 0 2、受信部 1 0 3、演算部 1 5 1、基準波形生成部 1 1 7 および厚さ変化量推定部 1 1 8 を備えている。また、これら超音波診断装置 2 0 1 の各構成要素を制御するために超音波診断装置 2 0 1 は制御部 1 0 0 を備えている。

【 0 0 4 8 】

送信部 1 0 2 は、制御部 1 0 0 の指令に基づいて、所定のタイミングで探触子 1 0 1 を

50

駆動する駆動信号を生成する。探触子 101 は駆動信号に基づいて、超音波を送信する。送信された超音波は、応力によって周期的に変形している被検体へ到達し、被検体の内部において反射する。本実施形態では、被検体は動脈血管の血管壁を含み、血管壁の弾性率を求める。動脈血管には心周期に一致した周期で血液が流れるため、血液から受ける応力によって血管壁は周期的に変形する。

【0049】

受信部 103 は、被検体から反射するエコーを探触子 101 によって受信し、エコーを電気信号に変換し、増幅して、受信エコー信号を生成する。また、受信エコー信号をデジタル信号に変換する。

【0050】

送信部 102 および受信部 103 は、好ましくは、被検体を走査するように超音波を送信し、所定の位置および方向からの超音波のみを検出するよう、駆動信号や受信エコー信号の遅延時間を制御する遅延時間制御部を含んでいることが好ましい。また、探触子 101 は複数の超音波振動子が配列されたアレイ振動子を含むことが好ましい。

【0051】

演算部 151 は、受信エコー信号を解析することにより、被検体の複数の測定部位の動きを追跡する。そして、被検体中の任意の 2 つの測定部位間の距離変化である厚さ変化波形を生成する。このために、演算部 151 は移動波形算出部 115 と厚さ変化波形算出部 116 とを含む。移動波形算出部 115 は、受信エコー信号を受け取って、被検体中に設定した複数の測定部位 x_i の位置変化である移動波形を式 (1) および (2) にしたがって算出する。厚さ変化波形算出部 116 は、複数の測定部位 x_i から選ばれる 2 つの間の距離変化を示す厚さ変化波形を、2 つの測定部位の移動波形の差を求めることによって算出する。

【0052】

測定部位は、送信する超音波の周波数などによって定まる解像度に応じて、1 つの超音波ビーム上に複数設定することができる。したがって、超音波ビームを走査させることによって、2 次元に配列された測定部位の各移動波形を取得することができる。

【0053】

基準波形発生部 117 は、基準波形を生成する。この基準波形は、以下において詳細に説明するように、厚さ変化波形算出部 116 において算出する厚さ変化波形の基準となるものである。本実施形態では、基準波形はあらかじめ計測などによって求められており、基準波形のデータが基準波形発生部 117 に設けられた半導体メモリなどの記憶部に記憶されている。

【0054】

厚さ変化量推定部 118 は、以下において詳細に説明するように、厚さ変化波形算出部 116 から得られる厚さ変化波形と基準波形発生部 117 から得られる基準波形とに基づいて、厚さ変化波形の最大変化量を算出する。より具体的には、基準波形を用いて、厚さ変化波形の全体から最大厚さ変化量 ΔW を算出する。この演算は、厚さ変化波形の周期ごとに行われる。この点で、厚さ変化波形の最大値と最小値とから最大変化量を求める従来技術と本発明とは大きく異なっている。

【0055】

超音波診断装置 201 は、好ましくは、求めた最大変化量から弾性率を算出する弾性率算出部 120 をさらに備える。弾性率算出部 120 は、血圧計 119 など被検体に加えられた応力に関する情報を受け取る。たとえば、血圧計から、最高血圧と最低血圧との血圧差 ΔP を受け取る。そして、式 (6) にしたがって、血圧差 ΔP と最大厚さ変化量 ΔW とから弾性率 E_r を求める。ここで基準厚さ W_s は、厚さ変化波形を求めた 2 つの測定部位間の距離 (たとえば $400 \mu m$) であり、厚さ変化波形算出部 116 で選択した 2 つの測定部位の位置に応じて、あらかじめ設定される。このようにして、被検体の弾性率を求めることができる。

【0056】

求めた弾性率は被検体の断層画像とともに表示することが好ましい。これにより、測定部位の位置を分りやすく示すことができるからである。このために、超音波診断装置 201 は、断層画像生成部 104 と、画像合成部 105 と、画像表示部 106 とをさらに備えていることが好ましい。断層画像生成部 104 は、フィルタおよび振幅検出器を含み、受信部 103 から受け取った受信エコー信号の振幅を主として解析し、被検体の内部の構造を画像化した断層画像の画像信号を生成する。

【0057】

画像構成部 105 は、画像信号および弾性率算出部 120 から得られた弾性率のデータを受け取って、求めた弾性率が断層画像上の適切な位置にマッピングされるように、画像信号と弾性率のデータとを合成する。画像表示部 106 は、合成された画像を表示する。

10

【0058】

次に、本発明の要部である基準波形発生部 117 および厚さ変化量推定部 118 の動作をさらに詳しく説明する。図 2 は、基準波形発生部 117 の記憶部に記憶されている基準波形 $M(t)$ を示している。この波形は、あらかじめ、複数の被検者に対し厚さ変化波形の測定を行い、その一心周期分について平均を求めることによって得られている。基準波形 $M(t)$ は、超音波診断装置 201 によって測定する対象に応じてあらかじめ用意される。本実施形態では、動脈血管の血管壁の弾性率を求めるため、基準波形 $M(t)$ にも複数の被検者から得られた動脈血管の血管壁の基準波形を用いる。

【0059】

基準波形 $M(t)$ の振幅である ΔW は、基準値、たとえば $1 \mu m$ となるよう正規化されている。複数の被検者から得られたデータを平均化するため、実測したデータであってもノイズの影響等は低減されている。

20

【0060】

図 3 は、厚さ変化波形算出部 116 から得られた厚さ変化波形 $y(t)$ を示している。この厚さ変化波形は被検体を実際に計測することによって得られた波形の一心周期分である。t はサンプリング時刻を表しており、サンプリング点数を N 個とすると、t は $t = 0, 1, \dots, N-1$ で表される整数である。

【0061】

厚さ変化量推定部 118 は、基準波形 $M(t)$ および厚さ変化波形 $y(t)$ を受け取り、厚さ変化波形 $y(t)$ の振幅を何倍すると、基準波形 $M(t)$ に最も類似するかを最小 2 乗法により算出する。 $y(t)$ に乗じる係数を k としたとき、 $M(t)$ と $k \cdot y(t)$ との差の 2 乗を R とすると、R は式 (7) で表される。

30

【0062】

【数 1】

$$R = \sum_{t=0}^{N-1} (M(t) - k \cdot y(t))^2 \quad (7)$$

【0063】

係数 k を変数として式 (7) を k で偏微分し、偏微分した式が 0 となるとき、2 乗差 R は最小となる。

40

【0064】

【数 2】

$$\frac{\partial R}{\partial k} = 2 \sum_{t=0}^{N-1} (-M(t)y(t) + k(y(t))^2) = 0 \quad (8)$$

【0065】

50

式(8)をkについて解くと、式(9)が得られる。

【0066】

【数3】

$$k = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (y(t))^2} \quad (9)$$

10

【0067】

式(9)により得られる係数kの値は、測定した厚さ変化波形y(t)をk倍すると、振幅1μmの基準波形M(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって、測定した厚さ変化波形y(t)の振幅Aは、以下の式(10)により求められる。

【0068】

$$A = 1 / k \quad (\mu m) \quad (10)$$

【0069】

なお、上述の演算と同様に、基準波形M(t)の振幅を何倍すれば実際の厚さ変化波形y(t)に近づくかを算出してもよい。この場合、基準波形M(t)に乗ずる係数をaとし、残差をR'とすれば、以下の式(11)で示される。

20

【0070】

【数4】

$$R' = \sum_{t=0}^{N-1} (a \cdot M(t) - y(t))^2 \quad (11)$$

【0071】

R'をaで偏微分した値を0と置き(式(12))、係数aについて解くと式(13)が得られる。

30

【0072】

【数5】

$$\frac{\partial R'}{\partial a} = 2 \sum_{t=0}^{N-1} (a(M(t))^2 - M(t)y(t)) = 0 \quad (12)$$

【0073】

【数6】

40

$$a = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} \quad (13)$$

【0074】

この場合には、係数aは、振幅1μmの基準波形をa倍すると、実測の厚さ変化波形y(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって厚さ変化波形y(t)の振幅A'は式(14)により求められる。

50

【 0 0 7 5 】

$$A' = a \quad (\mu m) \quad (14)$$

【 0 0 7 6 】

このように、厚さ変化量推定部 118 は、基準波形 $M(t)$ および厚さ変化波形 $y(t)$ を受け取り、式 (9) または式 (13) を用いて、基準波形 $M(t)$ と厚さ変化波形 $y(t)$ の整合誤差が最小となる係数 k または係数 a を算出する。算出した係数 k または係数 a から、厚さ変化波形の振幅である最大厚さ変化量をさらに算出する。

【 0 0 7 7 】

図 4 は、弾性率が異なる血管壁から得られる厚さ変化波形 $y_0(t)$ および $y_1(t)$ の一心周期分を模式的に示している。図 4 に示すように、弾性率が異なることによって、振幅が相違しているが、2つの厚さ変化波形の時間軸方向の変化は一致している。これは被検体が受ける応力変化である血圧の変化、あるいは、心臓の振動の様子は、理想的には、血管の硬さによらずほぼ一定であることを意味している。

10

【 0 0 7 8 】

図 4 に示すように、従来の方法によれば、厚さ変化波形の最大厚さ変化量を求める場合、厚さ変化波形の最大値 W_{max} および最小値 W_{min} を求める必要があった。これに対し、本発明では、厚さ変化波形と基準波形との全体の整合性を解析することによって最大厚さ変化量を推定する。上述したように、弾性率の違いによって厚さ変化波形振幅のみが異なると仮定した場合において、一心周期分の厚さ変化波形の全体から最大厚さ変化量を推定することを意味している。

20

【 0 0 7 9 】

図 4 の厚さ変化波形 $y_0(t)$ において示しているように、厚さ変化波形の最大値 W_{max} および最小値 W_{min} は、厚さ変化波形 $y_0(t)$ のそれぞれ一点で定まるものである。しかし、厚さ変化波形の最大値 W_{max} および最小値 W_{min} の間の傾斜部分 a_1 、 a_2 および a_3 の傾きは、最大値 W_{max} および最小値 W_{min} に応じて変化する。つまり、傾斜部分 a_1 、 a_2 および a_3 の傾きは、最大値 W_{max} および最小値 W_{min} に関する情報を含んでいる。このため、厚さ変化波形にノイズが重畳することによって、最大値 W_{max} や最小値 W_{min} が正しく得られない場合であっても、厚さ変化波形の形状が著しく変形するほどにノイズが重畳しない限り、傾斜部分 a_1 、 a_2 および a_3 を含む厚さ変化波形の全体から最大厚さ変化量を推定することが可能となる。

30

【 0 0 8 0 】

したがって、本発明によれば、突発的に混入するようなスパイク状ノイズなどのノイズの影響を受けにくく、高い精度で最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる。

【 0 0 8 1 】

なお、上述の説明から明らかなように、傾斜部分 a_1 、 a_2 および a_3 にそれぞれ最大値 W_{max} や最小値 W_{min} の情報が含まれているため、厚さ変化波形の一心周期の一部を用いても、従来よりもノイズの影響が低減された最大厚さ変化量を推定することができる。ただし、選択する区間が長いほど推定する最大厚さ変化量の精度が高まるため、厚さ変化波形の一心周期全体を用いて基準波形と比較し、最大厚さ変化量を求めることが最も好ましい。このことは、式 (13) を用いて以下のように説明できる。厚さ変化波形 $y(t)$ を厚さ変化 $s(t)$ とノイズ $n(t)$ の和で表すと式 (13) は以下のように表すことができる。

40

【 0 0 8 2 】

【数 7】

$$a = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)s(t) + \sum_{t=0}^{N-1} M(t)n(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} \quad (13')$$

【0083】

ノイズ $n(t)$ がスパイクノイズやランダムノイズである場合、加算区間が長いほど式 (13') の分子の第 2 項は第 1 項に比べて小さくなる。したがって、厚さ変化 $s(t)$ が基準波形と相似 ($s(t) = a' \cdot M(t)$) であり、加算区間が十分に長く、式 (13') の第 2 項が無視できる場合には、式 (13') は以下の式 (13'') と表せる。

【0084】

【数 8】

$$a = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)s(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} a' \cdot (M(t))^2}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} = a' \quad (13'')$$

【0085】

したがって、真の係数 a' を推定できることになる。逆にこのことから、厚さ変化波形の全体を用いて基準波形と比較することによって、ノイズの影響が低減された厚さ変化量を推定できることが分かる。

【0086】

本発明では、基準波形と測定値とを用いて最大厚さ変化量および弾性率を求めるため、適切な基準波形を用意することが重要である。測定する被検体の部位によって厚さ変化波形の時間方向の変化の様子が異なる場合には、部位に応じた基準波形を用意することが好ましい。具体的には、動脈血管の血管壁の弾性率を測定する場合には、血管壁の内膜、中膜および外膜に対してそれぞれ基準波形のデータを用意してもよい。複数の基準波形のデータを基準波形発生部 117 において記憶しておき、測定部位に合わせて基準波形のデータを切り換えることによって、より精密な厚さ変化量の推定が可能となる。

【0087】

さらに、健常者用基準波形、糖尿病患者用基準波形、動脈硬化患者用基準波形等、被検者の状態ごとに複数の基準波形のデータを基準波形発生部 117 の記憶部に記憶しておき、操作者の指示により基準波形を選択することも可能である。これにより、より精密な厚さ変化量の推定が可能となる。

【0088】

(第 2 の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態を説明する。図 5 は、超音波診断装置 202 の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 202 は、周期調整部 140 をさらに備えている点で第 1 の実施形態の超音波診断装置 201 とは異なっている。超音波診断装置 202 の送信部 102、受信部 103、演算部 151 や厚さ変化量推定部 118 は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 201 の対応する構成要素と同様に機能する。

【0089】

周期調整部 140 は、基準波形発生部 117 で発生させた基準波形の周期が厚さ変化波形算出部 116 で算出する厚さ変化波形の周期と一致するよう、基準波形の周期を調節する。このために、超音波診断装置 202 は、被検体の応力変化の周期に関する情報を外部

10

20

30

40

50

の周期検出部 1 4 1 から受け取る。被検体が、動脈血管の血管壁である場合には、被検体の血圧変化、心電変化、心音変化などを用いることができる。たとえば、心臓の心拍周期を検出する心電計を周期検出部 1 4 1 として好適に用いることができる。

【 0 0 9 0 】

図 6 (a)、(b) および (c) は、周期検出部 1 4 1 から得られる心電波形、厚さ変化波形算出部 1 1 6 から得られる厚さ変化波形 $y(t)$ および基準波形生成部 1 1 7 から得られる基準波形 $M(t)$ を示している。図 6 (a) に示すように、心電波形には R 波が観測される。図 6 (a) および (b) から明らかなように、心電波形の周期と厚さ変化波形 $y(t)$ の周期 T_y とは一致している。これは、動脈血管の血管壁の厚さ変化が心臓の鼓動によって生じる血圧変化によって引き起こされているからである。

10

【 0 0 9 1 】

一方、図 6 (b) および (c) から明らかなように、基準波形 $M(t)$ の周期 T_m は、厚さ変化波形 $y(t)$ の周期 T_y とは一致していない。

【 0 0 9 2 】

周期調整部 1 4 0 は、基準波形 $M(t)$ および厚さ変化波形 $y(t)$ の周期の不一致を解消するため、周期検出部 1 4 1 から受け取る被検体の応力変化の周期に関する情報に基づき、基準波形 $M(t)$ の周期を調節する。本実施形態では、周期調整部 1 4 0 は心電波形の R 波の周期を検出し、基準波形発生部 1 1 7 が発生する基準波形 $M(t)$ を時間方向に伸縮させる。時間方向に伸縮した基準波形は $M'(t)$ は以下の式で示される。

【 0 0 9 3 】

$$M'(t) = M(t \cdot T_y / T_m) \quad (15)$$

20

【 0 0 9 4 】

ここで $t \cdot T_y / T_m$ が整数にならない場合には、 t と $M(t)$ との関係を用いて補間値を生成する。 $M(t)$ の値を十分細かなサンプリング単位で記憶しておき、最も近傍の値を代用値として用いることも可能である。

【 0 0 9 5 】

厚さ変化量推定部 1 1 8 において、 $M'(t)$ と $y(t)$ との時間的位相がずれていることを $M'(t)$ と $y(t)$ との相関演算などにより検出した場合には、基準波形発生部 1 1 7 から基準波形を読み出すタイミングを適切にシフトさせることにより調整することができる。

30

【 0 0 9 6 】

このようにして基準波形 $M'(t)$ の周期と厚さ変化波形 $y(t)$ の周期と一致させた後、厚さ変化量推定部 1 1 8 において厚さ変化波形 $y(t)$ の最大厚さ変化量を第 1 の実施形態で説明したように求めることができる。

【 0 0 9 7 】

このように、本実施形態によれば、周期調整部 1 4 0 によって、基準波形発生部 1 1 7 で生成する基準波形を被検体の応力周期に合わせることで、より精密な厚さ変化量および弾性率値の算出が可能となる。

【 0 0 9 8 】

なお、本実施形態では、基準波形の周期を調節したが、厚さ変化波形算出部 1 1 6 から得られる厚さ変化波形の周期が基準波形の周期と一致するよう厚さ変化波形の周期を調節してもよい。図 7 に示す超音波診断装置 2 0 2' では、周期調整部 1 4 0 は、厚さ変化波形算出部 1 1 6 から得られる厚さ変化波形を受け取る。そして、周期検出部 1 4 1 から得られる被検体に加わる応力に関する情報を受け取って、厚さ変化波形の周期を調整する。このような構成を用いても上述した効果を得ることができる。

40

【 0 0 9 9 】

また、不整脈などの理由により被検体の心周期が心拍間で異なり、厚さ変化波形の周期が一定ではない場合、周期調整部 1 4 0 は、厚さ変化波形の周期のうち最も短い周期に合わせて、各周期のデータを抽出することによって、厚さ変化波形の周期を一定にしてもよい。具体的には、周期調整部 1 4 0 は、最も短い心周期を T_{min} とした場合、厚さ変化波

50

形の各心周期から、心電波形の R 波をトリガとして、期間_{Tmin}の間のデータを抽出することによって厚さ変化波形の周期を一定にしてもよい。

【 0 1 0 0 】

この場合、R 波は収縮期の初期に観測されるため、このようなデータ抽出によって、拡張期におけるデータの一部が欠落してしまう心周期も生じる。しかし、同一の被検体において心拍間で心周期が異なる場合、心周期中の収縮期の長さはほとんど変化せず、拡張期の長さがおもに変動しているという特性がある。また、弾性特性の測定に必要な厚さ変化量の最大値および最小値は、収縮期において観測される。したがって、拡張期におけるデータが欠落しても弾性率の測定には大きな影響は生じないと考えられる。厚さ変化波形の周期を一定にした後、必要に応じて、上述したように基準波形と厚さ変化波形との周期を一致させてもよい。

10

【 0 1 0 1 】

(第3の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を説明する。図8は、超音波診断装置203の構成を示すブロック図である。超音波診断装置203は、平均化部170をさらに備えている点で第2の実施形態の超音波診断装置202'と異なっている。超音波診断装置203の送信部102、受信103、演算部151、厚さ変化量推定部118や周期調整部140は、第2の実施形態の超音波診断装置202'の対応する構成要素と同様に機能する。

【 0 1 0 2 】

20

平均化部170は、周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均の波形を求める。図9(a)は、周期検出部141から得られる被検体の変形の周期に関する情報の波形を示している。第2の実施形態と同様、被検体の変形の周期に関する情報はたとえば、心電波形である。図9(b)は、周期調整部140によって周期が調整された厚さ変化波形 $y'(t)$ の $y'_1(t)$ および $y'_2(t)$ で示される2周期分を示している。

【 0 1 0 3 】

平均化部170は、厚さ変化波形 $y'(t)$ の各周期毎の波形の複数周期に渡る平均を求める。平均後の厚さ変化波形を $Y(t)$ とすると、以下の式(16)によって求められる。

【 0 1 0 4 】

【数9】

30

$$Y(t) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} y'_i(t) \quad (16)$$

【 0 1 0 5 】

ここで $y'_i(t)$ は、i番目の心周期の厚さ変化波形を示し、Lは平均を行う心周期の数を示す。平均化部170において求められられた平均化された厚さ変化波形 $Y(t)$ は、厚さ変化量推定部118へ入力され、第1の実施形態で説明したように最大厚さ変化量が算出される。周期が調整された厚さ変化波形を平均化部170へ入力するので、厚さ変化波形の各周期は一定であり、平均化部170では、単純な加算によって式(16)の演算を行うことが可能である。

40

【 0 1 0 6 】

平均を行う心周期の数は任意に選択できる。計測した期間全体に渡る平均を求めてもよいし、平均を計算する心周期をリアルタイムでシフトさせながら、複数周期分の平均を求めてもよい。また、式(16)では、単純な加算平均を求めているが、重み付け加算平均を求めてもよい。

【 0 1 0 7 】

本実施形態によれば、平均化部170における平均化により、厚さ変化波形に含まれるランダムノイズが低減される。このため、厚さ変化量推定部118において、より正確な

50

最大厚さを推定することが可能となり、弾性率の計算精度もさらに向上する。

【 0 1 0 8 】

(第 4 の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第 4 の実施形態を説明する。図 1 0 は、超音波診断装置 2 0 4 の構成を示すブロック図である。これまで説明してきた超音波診断装置では、測定によってあらかじめ得られた基準波形を用いて、厚さ変化波形の全体から最大厚さ変化量を推定していた。これに対して、超音波診断装置 2 0 4 では、被検体を計測することによって得られる測定部位の移動波形から基準波形を生成する。このために、超音波診断装置 2 0 4 は、移動波形算出部 1 1 5 から得られる移動波形に基づいて基準波形を生成する基準波形生成部 1 1 7 ' を備えている。

10

【 0 1 0 9 】

図 1 1 は、探触子 1 0 1 によって計測される被検体 1 2 の断面を模式的に示している。被検体 1 2 は動脈血管を含んでおり、動脈血管の軸に対して垂直な断面を測定するように、超音波ビーム 2 0 a、2 0 b、2 0 c が探触子 1 0 1 から送信される。走査断面において、動脈血管は、血管前壁 3 1、血管腔 3 2 および血管後壁 3 3 を含んでいる。

【 0 1 1 0 】

血管腔 3 2 を流れる血液の圧力変化によって血管前壁 3 1 および血管後壁 3 3 は血液から応力を受け、拡張および収縮を周期的に繰り返す。超音波ビーム 2 0 c 上の微小幅をもつ血管前壁 3 1 の血管領域 2 1 a において、2 点 p 1 および p 2 間の距離変化である厚さ変化は、内膜側端 2 2 a の移動により発生すると考えられる。したがって、内膜側端 2 2 a の組織移動波形と p 1 および p 2 間の層の厚さ変化波形とは相似していると考えられる。

20

【 0 1 1 1 】

図 1 2 (a) は、移動波形算出部 1 1 5 から得られるたとえば内膜側端 2 2 a の移動波形 $n(t)$ を示しており、図 1 2 (b) は、移動波形 $n(t)$ に基づいて、基準波形生成部 1 1 7 ' において生成される基準波形 $M(t)$ を示している。ここで、 t はサンプリング時刻を表しており、サンプリング点数を N 個とすると、 t は $t = 0, 1, \dots, N - 1$ を満たす整数である。移動波形 $n(t)$ は、血管径が拡大する方向に測定点が移動する場合を正方向としている。これらの波形は一心周期分のみを示している。移動波形 $n(t)$ の一心周期における最大値を $N_{\max}$ 、最小値を $N_{\min}$ とするとき、基準波形発生部 1 1 7 は、基準波形 $M(t)$ を移動波形 $n(t)$ より次式で算出する。

30

【 0 1 1 2 】

【数 1 0】

$$M(t) = \frac{-1}{N_{\max} - N_{\min}} \cdot n(t) \quad (17)$$

【 0 1 1 3 】

これにより、基準パターン波形 $M(t)$ は、内膜側端 2 2 a の波形 $n(t)$ に比例し、振幅が 1 の波形となる。

40

【 0 1 1 4 】

図 1 3 は、厚さ変化波形算出部 1 1 6 から出力される実際に測定した一心周期分の厚さ変化波形 $y(t)$ を示している。この厚さ変化波形 $y(t)$ は、たとえば、図 1 1 の測定位置 p 1 において得られる移動波形と測定位置 p 2 において得られる移動波形との差を求めたものである。

【 0 1 1 5 】

図 1 1 に示すように、基準波形 $M(t)$ および厚さ変化波形 $y(t)$ はいずれも超音波ビーム 2 0 c から得られる受信エコー信号に基づいている。しかし、厚さ変化波形 $y(t)$

50

）は微小な２点間の距離変化であるのに対して、基準波形 $M(t)$ は移動波形 $n(t)$ に基づいている。図 12 (a) に示すよう移動波形 $n(t)$ の振幅 $D1$ はたとえば数百 μm 程度であるのに対して、厚さ変化波形 $y(t)$ の振幅 $D2$ は数十 μm 程度である。このため、ノイズ影響が基準波形 $M(t)$ では厚さ変化波形 $y(t)$ に比べて格段に小さくなっている。

【0116】

したがって、このようにして生成した基準波形を用い、厚さ変化量推定部 118 において第 1 の実施形態で説明したように、厚さ変化波形の全体から最大変化量を求めることにより、突発的に混入するようなスパイク状ノイズなどのノイズの影響を受けにくく、高い精度で最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる。特に、本実施形態によれば、基準波形 $M(t)$ および厚さ変化波形 $y(t)$ はいずれも同じ受信エコー信号に基づいている。このため、周期調整部を設けなくとも２つの波形の周期は一致しており、精度の高い最大厚さ変化量を求めることができる。また、心電計や血圧計など被検体の応力周期を示す外部の信号を必要としないため、計測を簡単に行うことができる。

【0117】

（第 5 の実施形態）

以下、本発明による超音波診断装置の第 5 の実施形態を説明する。図 14 は、超音波診断装置 205 の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 205 は、血管径算出部 142 をさらに備えている点で第 4 の実施形態の超音波診断装置 204 と異なっている。

【0118】

血管径算出部 142 は、移動波形算出部から移動波形を受け取って、被検体中の動脈血管の内径または外径の血管径波形を算出する。基準波形生成部 117 は、血管径算出部 142 から血管径波形を受け取り、血管径波形に基づいて、基準波形を生成する。より具体的には、まず、血管腔 32 を定めるため、図 11 に示すように、たとえば、血管壁の内膜側端 22a および内膜側端 22b の位置を特定する。この位置の特定は、操作者が画像表示部 106 に表示された動脈血管の断面画像を観察し、断面画像上においてこれらの位置を指定してもよいし、受信エコー信号を解析することにより制御部 100 が自動的に行ってもよい。内膜側端 22a の移動波形を $ia(t)$ 、内膜側端 22b の移動波形を $ib(t)$ とすると、血管径波形 $L(t)$ は、以下の式 (18) で表される。

【0119】

$$L(t) = ia(t) + ib(t) \quad (18)$$

【0120】

ここで、 $ia(t)$ および $ib(t)$ の符号は、血管径が増す方向を正とする。上述したように血管の外径変化波形を求めてもよい。

【0121】

基準波形発生部 117 は、血管径波形 $L(t)$ を受け取り、式 (17) において移動波形 $n(t)$ の代わりに血管径波形 $L(t)$ を用いて基準波形 $M(t)$ を生成する。これにより、第 4 の実施形態と同様にして最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる。

【0122】

本実施形態において、基準波形の生成に用いる血管径波形は、血管径の変化を示しており、血管を流れる血液の圧力と強い相関がある。また、血管壁の変形あるいは厚さ変化は、血圧と相関がある。このため、血管壁内の２点の距離変化である厚さ変化は血管径の変化と相関があり、血管径波形を好適に基準波形の生成に利用できる。

【0123】

特に、血管径を定める内膜側端 22a と内膜側端 22b とは血圧によって逆方向に移動するため、血管径波形 $L(t)$ の振幅は、移動波形 $ia(t)$ や移動波形 $ib(t)$ の約 2 倍となる。このため、血管径波形 $L(t)$ ではノイズの影響が抑制されており、生成する基準波形におけるノイズの影響も小さい。したがって、より精密な厚さ変化量および弾性率値の算出が可能となる。

【 0 1 2 4 】

(第 6 の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第 6 の実施形態を説明する。図 1 5 は、超音波診断装置 2 0 6 の構成を示すブロック図である。第 4 の実施形態では、基準波形生成部 1 1 7 ' は、移動波形に基づいて、基準波形を生成していた。本実施形態では、基準波形生成部 1 1 7 ' ' は、外部から血压波形を受け取り、血压波形に基づいて基準波形を生成する。

【 0 1 2 5 】

基準波形生成部 1 1 7 ' ' に入力する血压波形は、被検体の動脈血管の血压変化を示すものであり、リアルタイム血压計 1 5 0 などによって取得される。

10

【 0 1 2 6 】

図 1 6 は、血压波形の一例を示している。血压の変化は、図 1 2 (a) に示す移動波形 $n(t)$ とほぼ一致する。基準波形生成部 1 1 7 ' ' は血压波形を受け取り、式 (1 7) にしたがって基準波形 $M(t)$ を生成する。血管壁内の 2 点の距離変化である厚さ変化は、血压変化により生じ、厚さ変化と血压変化とは相関があるので、血压波形を好適に基準波形の生成に利用できる。このため、生成した基準波形を用いてより精密な厚さ変化量および弾性率値を算出することができる。

【 0 1 2 7 】

なお、上記各実施形態では、基準波形として、被検体中の任意の 2 つの測定部位間の距離 (厚さ) 変化波形を用いているが、被検体中の任意の 2 つの測定部位間の速度差波形を基準波形として用いても同様の効果が得られる。この場合、あらかじめ複数の被検体から 2 つの測定部位間の速度差波形を求めてもよいし、血管径波形を時間微分することによって速度差波形を求めてもよい。また、血压波形を時間微分することによって速度差波形を求めてもよい。

20

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 2 8 】

本発明の超音波診断装置は、被検体を構成する組織の厚さ変化量、歪み量、弾性特性などの性状特性の測定に適している。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 2 9 】

30

【 図 1 】 本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 1 の超音波診断装置の基準波形発生部において生成する基準波形を示している。

【 図 3 】 図 1 の超音波診断装置の厚さ変化波形算出部から出力される厚さ変化波形を示している。

【 図 4 】 厚さ変化波形に含まれる情報を説明する図である。

【 図 5 】 本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態を示すブロック図である。

【 図 6 】 (a) 、 (b) および (c) は、第 2 の実施形態において、周期検出部から得られる心電波形、厚さ変化波形算出部から得られる厚さ変化波形および基準波形生成部から得られる基準波形をそれぞれ示している。

40

【 図 7 】 本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態の変形例を示すブロック図である。

【 図 8 】 本発明による超音波診断装置の第 3 の実施形態を示すブロック図である。

【 図 9 】 (a) および (b) は、第 3 の実施形態において、周期検出部から得られる心電波形および周期調整部から得られる厚さ変化波形をそれぞれ示している。

【 図 1 0 】 本発明による超音波診断装置の第 4 の実施形態を示すブロック図である。

【 図 1 1 】 探触子によって計測される被検体の断面を模式的に示している。

【 図 1 2 】 (a) および (b) は、第 4 の実施形態において、基準波形発生部に入力される位置波形および基準波形発生部において生成する基準波形をそれぞれ示している。

【 図 1 3 】 第 4 の実施形態において、厚さ変化波形算出部から出力される厚さ変化波形を

50

示している。

【図１４】本発明による超音波診断装置の第５の実施形態を示すブロック図である。

【図１５】本発明による超音波診断装置の第６の実施形態を示すブロック図である。

【図１６】第６の実施形態において用いる血圧波形の一例を示している。

【図１７】超音波エコー信号の位相差から組織の追跡を行う方法を説明する図である。

【図１８】探触子によって計測される被検体の断面を模式的に示している。

【図１９】被検体組織の追跡波形から歪み量を求める方法を説明する図である。

【図２０】厚さ変化波形にノイズが重畳している場合に最大厚さ変化量に誤差が生じることの説明する図である。

【符号の説明】

10

【０１３０】

１２ 被検体

３１ 血管前壁

３２ 血管腔

３３ 血管後壁

１００ 制御部

１０１ 探触子

１０２ 送信部

１０３ 受信部

１０４ 断層画像生成部

20

１０５ 画像合成部

１０６ 画像表示部

１１５ 移動波形算出部

１１６ 厚さ変化波形算出部

１１７、１１７'、１１７'' 基準波形生成部

１１８ 厚さ変化量推定部

１１９ 血圧計

１２０ 弾性率算出部

１４０ 周期調整部

１４１ 周期検出部

30

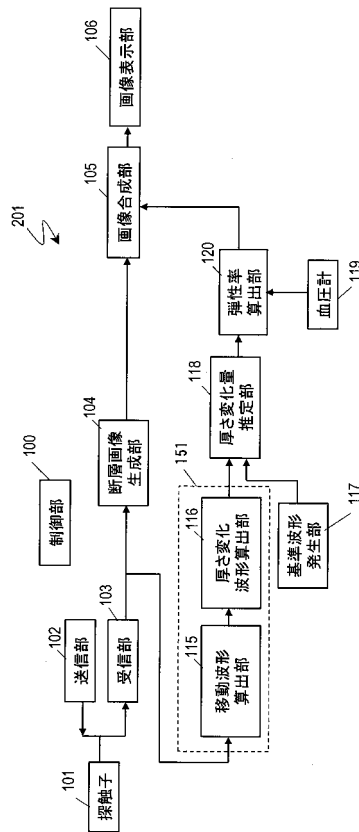
１４２ 血管径算出部

１５０ 演算部

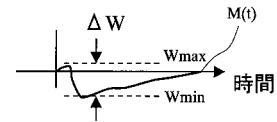
１７０ 平均化部

２０１、２０２、２０３、２０４、２０５、２０６ 超音波診断装置

【 図 1 】



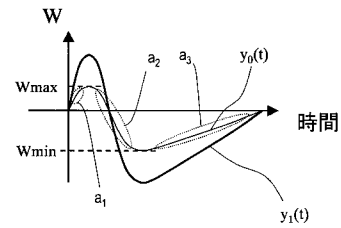
【 図 2 】



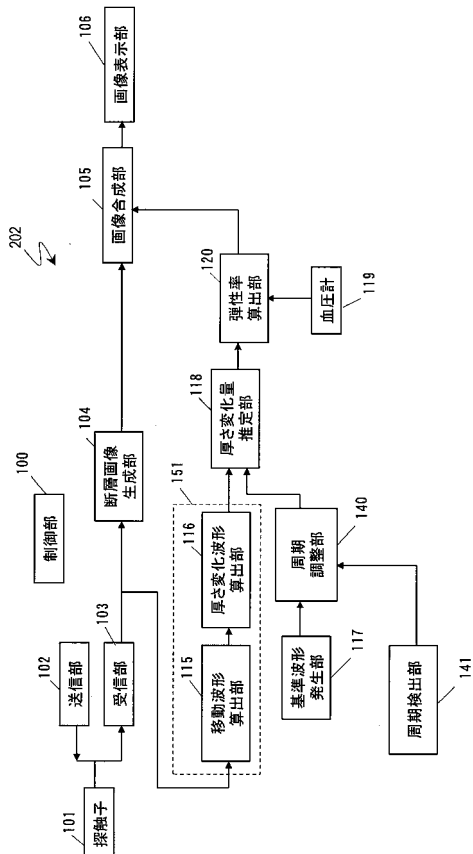
【 図 3 】



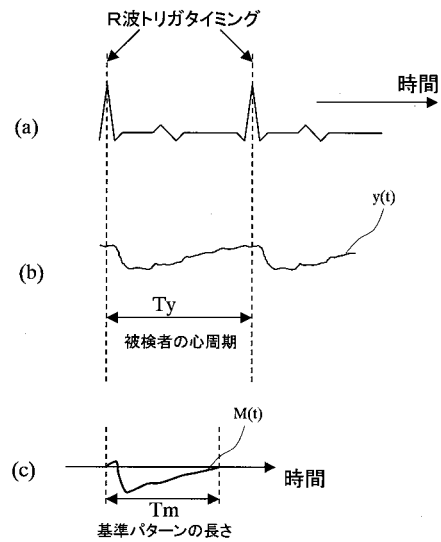
【 図 4 】



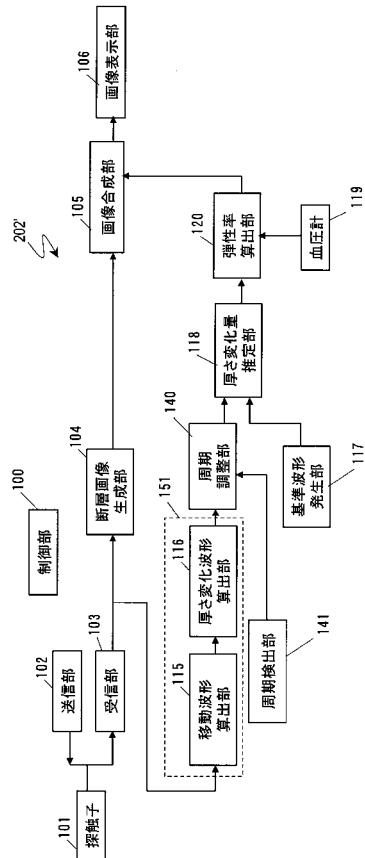
【 図 5 】



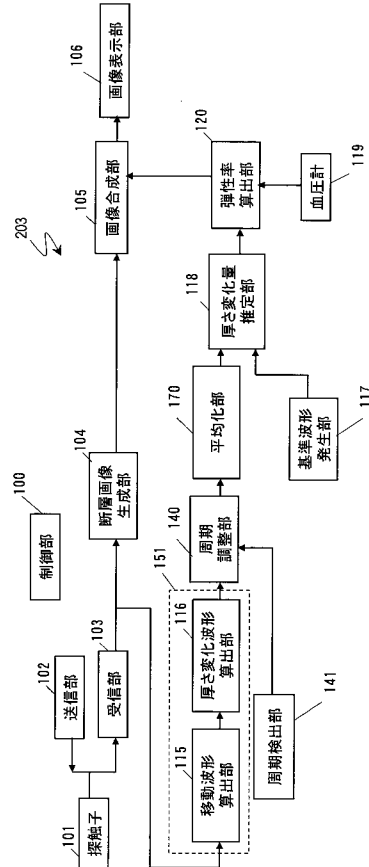
【 図 6 】



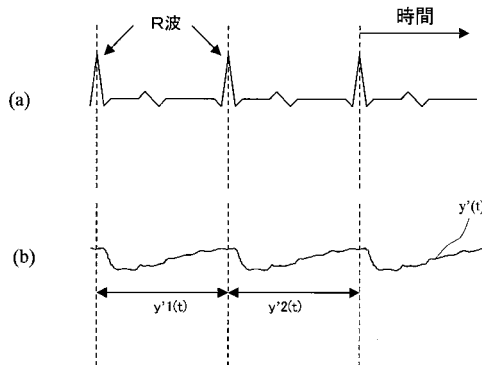
【図 7】



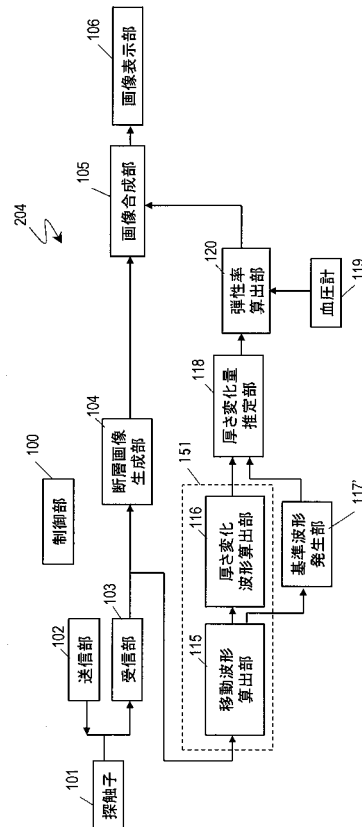
【図 8】



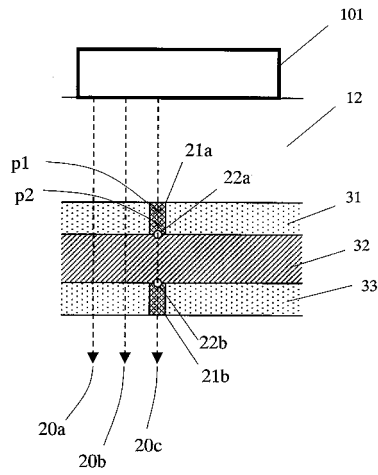
【図 9】



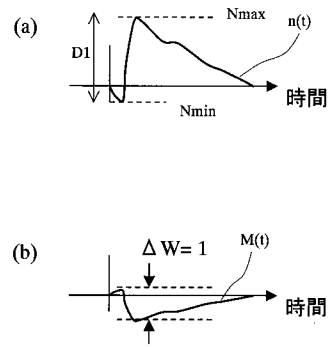
【図 10】



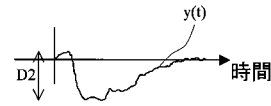
【図 1 1】



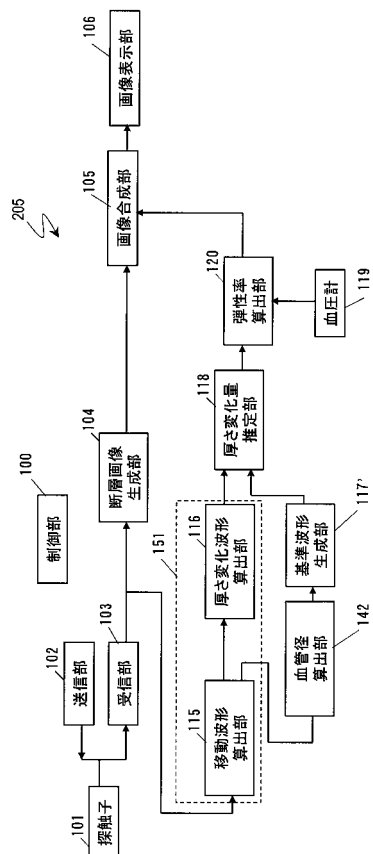
【図 1 2】



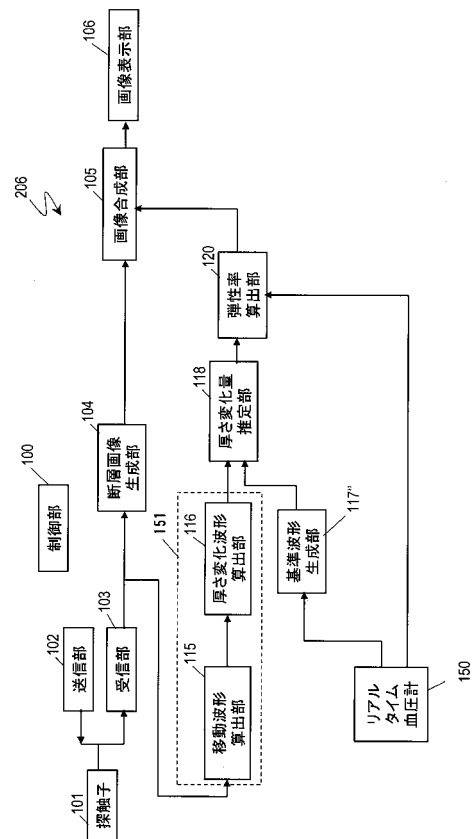
【図 1 3】



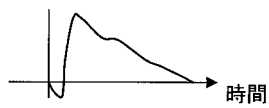
【図 1 4】



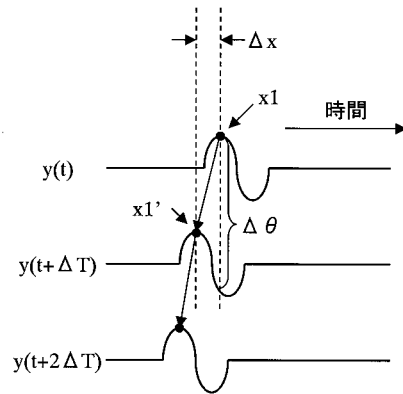
【図 1 5】



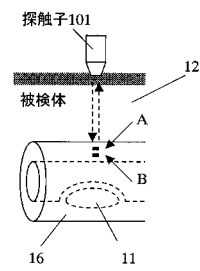
【図 16】



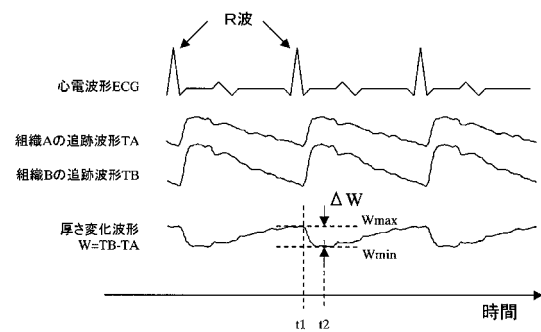
【図 17】



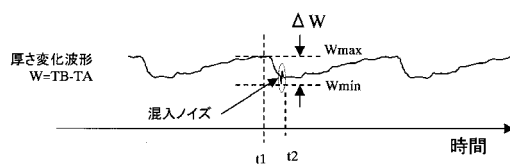
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

(72)発明者 萩原 尚

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内

審査官 五関 統一郎

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 1 2 6 0 9 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4877709B2	公开(公告)日	2012-02-15
申请号	JP2005214349	申请日	2005-07-25
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司 国立大学法人东北大学		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社 国立大学法人东北大学		
[标]发明人	金井浩 長谷川英之 萩原尚		
发明人	金井 浩 長谷川 英之 萩原 尚		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/ JB40 4C601/ JB45 4C601/ JB48 4C601/ JB50 4C601/ JB51 4C601/ JC09 4C601/ JC21 4C601/ KK12 4C601/ KK24 4C601/ KK28		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2005157958 2005-05-30 JP		
其他公开文献	JP2007007347A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种减少噪音影响的超声波检查仪，以高精度测量特征。解决方案：超声波检查仪包括：发送部分102，用于产生用于驱动探头的驱动信号，以便将超声波发送到由应力周期性变形的对象；接收部分103，用于接收由通过其反射的超声波获得的回波。通过探头并用于产生接收回波信号，用于计算厚度变化波形的计算部分151，该厚度变化波形表示来自接收回波信号的受试者中两个给定测量部分之间的距离的变化，参考波形产生部分用于产生参考波形的图117和用于通过使用参考波形从整个厚度变化波形计算厚度变化波形的最大变化的厚度变化估计部分118。Ž

$$R' = \sum_{t=0}^{N-1} (a \cdot M(t) - y(t))^2$$