

(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2007-221
(P2007-221A)

(43) 公開日 平成19年1月11日(2007.1.11)

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

F I
A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2005-181477 (P2005-181477)	(71) 出願人	504157024
(22) 出願日	平成17年6月22日 (2005.6.22)		国立大学法人東北大学
			宮城県仙台市青葉区片平2丁目1番1号
		(71) 出願人	000005821
			松下電器産業株式会社
			大阪府門真市大字門真1006番地
		(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
		Fターム(参考)	4C601 DD18 EE09 HH04 JB35 JB45
			JB46 LL05

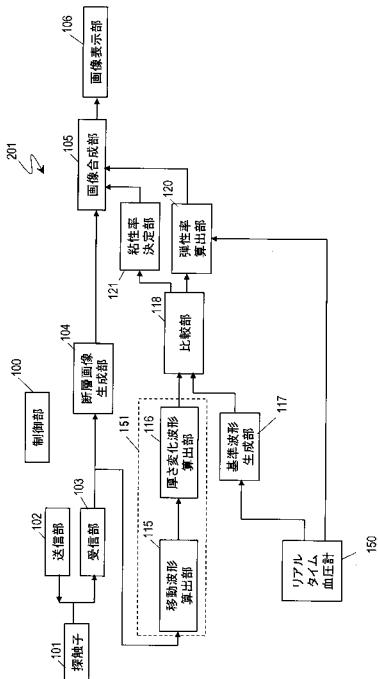
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体に含まれる組織の識別が容易であり、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。

【解決手段】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、駆動信号を生成する送信部102と、得られるエコーを前記探触子101により受信し、受信エコー信号を生成する受信部103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151と、複数の粘性特性用基準波形を生成する基準波形生成部117と、前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出する比較部118と、前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定する粘性率決定部121とを備えている。

【選択図】図1



【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、

複数の粘性特性用基準波形を生成する基準波形生成部と、

前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出する比較部と、

前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定する粘性率決定部と、
を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において前記被検体の応力変化を示す情報に基づいて得られる前記被検体の歪み波形であって、

前記粘性率決定部は、前記粘性特性用指標のうちのもっとも小さい値が得られた粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率を出力する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記比較部は、前記厚さ変化波形および前記各粘性特性用基準波形の一方に第 1 の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記係数を決定した場合における整合残差を前記粘性特性用指標として出力する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記被検体の応力変化を示す情報は前記被検体の血圧波形である請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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厚さ変化波形算出部とを含む請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径変化波形を算出する血管径算出部をさらに備え、前記被検体の応力変化を示す情報は、前記血管径波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形である請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記基準波形生成部は、前記演算部から前記被検体に含まれる血管壁の血管腔に近接した位置における厚さ変化波形を受け取り、前記血管腔に近接した位置における厚さ変化波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形を前記被検体の応力変化を示す情報として用いる請求項 3 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記基準波形生成部は、弾性特性用基準波形をさらに生成し、

前記比較部は、前記弾性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する請求項 1 から 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記比較部は前記厚さ変化波形および前記弾性特性用基準波形の一方に第 2 の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記第 2 の係数を決定し、前記第 2 の係数および前記弾性特性用基準波形の振幅から前記最大厚さ変化量を算出する請求項 8 に記

50

載の超音波診断装置。

【請求項 10】

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 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

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弾性特性用基準波形を生成する請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【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、
複数の粘性特性用基準波形を生成するステップ（D）と、
前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出するステップ（F）と、
前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定するステップ（G）と、
を包含する超音波診断装置の制御方法。 10 20

【請求項 13】

前記粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において前記被検体の応力変化を示す情報に基づいて得られる前記被検体の歪み波形であって、
前記ステップ（G）は、前記粘性特性用指標のうちのもっとも小さい値が得られた粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率を出力する請求項 12 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 14】

前記ステップ（F）は、前記厚さ変化波形および前記各粘性特性用基準波形の一方に第 1 の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記係数を決定した場合における前記整合残差を、前記粘性特性用指標として出力する請求項 13 に記載の超音波診断装置の制御方法。 30

【請求項 15】

前記被検体の応力変化を示す情報は前記被検体の血圧波形である請求項 14 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 16】

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 14 に記載の超音波診断装置の制御方法。 40

【請求項 17】

前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径変化波形を算出するステップ（H）をさらに包含し、
前記被検体の応力変化を示す情報は、前記血管径波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形である請求項 14 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 18】

前記ステップ（C）は、前記被検体に含まれる血管壁の内腔に近接した位置における厚さ変化波形を生成し、
前記ステップ（D）は、前記内腔に近接した位置における厚さ変化波形を前記被検体の 50

最高および最低血圧値で補正した波形を前記被検体の応力変化を示す情報として用いる請求項 14 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 19】

前記ステップ(D)は、弾性特性用基準波形をさらに生成し、

前記ステップ(F)は、前記弾性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する請求項 13 から 18 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 20】

前記ステップ(F)は、前記厚さ変化波形および前記弾性特性用基準波形の一方に第 2 の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記第 2 の係数を決定し、前記第 2 の係数および前記弾性特性用基準波形の振幅から前記最大厚さ変化量を算出する請求項 19 に記載の超音波診断装置の制御方法。

10

【請求項 21】

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(I)をさらに包含する請求項 20 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 22】

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弾性特性用基準波形を生成する請求項 19 に記載の超音波診断装置の制御方法。

20

【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。

【背景技術】

【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。

30

【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】

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 8 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。

40

【0005】

50

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

【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 9 に示すように、探触子 10 1 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 10 は、測定点 A および B の位置を示す追跡波形 T A および T B を示している。また、心電波形 E C G も合わせて示している。

【0009】

図 10 に示すように、追跡波形 T A および T B は心電波形 E C G 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 E C G 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。この際の血圧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 E C G に R 波が現れた後、追跡波形 T A および T B 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 T A および T B 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 T A および T B の差は測定点 A B 間の厚さ変化波形 W となる。厚さ変化波形 W は A B 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 A B 間の初期化時の基準厚さを W_s とすると、測定点 A B 間の最大歪み量 ε は以下になる。

【0013】

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

【0014】

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

【0015】

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

【0016】

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。

【0017】

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

【0018】

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。

【0019】

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 9 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

10

20

30

40

50

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】

【0020】

しかしながら、被検体の弾性率を正確に求めても、弾性率自体は性状特性であるため、必ずしも被検体に含まれる組織の差異を示すものではない。このため、正確な弾性率が求められても、被検体の状態を詳細に診断することが困難な場合がある。

10

【0021】

また、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 11 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。

【0022】

本発明は、このような従来技術の問題の少なくとも 1 つを解決し、被検体に含まれる組織の識別が容易であり、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。

20

【課題を解決するための手段】

【0023】

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、複数の粘性特性用基準波形を生成する基準波形生成部と、前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出する比較部と、前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定する粘性率決定部とを備えている。

30

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において前記被検体の応力変化を示す情報に基づいて得られる前記被検体の歪み波形であって、前記粘性率決定部は、前記粘性特性用指標のうちのもっとも小さい値が得られた粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率を出力する。

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記比較部は、前記厚さ変化波形および前記各粘性特性用基準波形の一方に第 1 の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記係数を決定した場合における整合残差を前記粘性特性用指標として出力する。

40

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記被検体の応力変化を示す情報は前記被検体の血圧波形である。

【0027】

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厚さ変化波

50

形算出部とを含む。

【0028】

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変化波形を算出する血管径算出部をさらに備え、前記被検体の応力変化を示す情報は、前記血管径波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形である。

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記基準波形生成部は、前記演算部から前記被検体に含まれる血管壁の血管腔に近接した位置における厚さ変化波形を受け取り、前記血管腔に近接した位置における厚さ変化波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形を前記被検体の応力変化を示す情報として用いる。

10

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記基準波形生成部は、弾性特性用基準波形をさらに生成し、前記比較部は、前記弾性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記比較部は前記厚さ変化波形および前記弾性特性用基準波形の一方に第2の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記第2の係数を決定し、前記第2の係数および前記弾性特性用基準波形の振幅から前記最大厚さ変化量を算出する。

20

【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。

【0033】

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弾性特性用基準波形を生成する。

【0034】

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、

30

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、複数の粘性特性用基準波形を生成するステップ(D)と、前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出するステップ(F)と、前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定するステップ(G)と、を包含する。

【0035】

ある好ましい実施形態において、前記粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において前記被検体の応力変化を示す情報に基づいて得られる前記被検体の歪み波形であって、前記ステップ(G)は、前記粘性特性用指標のうちのもっとも小さい値が得られた粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率を出力する。

40

【0036】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(F)は、前記厚さ変化波形および前記各粘性特性用基準波形の一方に第1の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記係数を決定した場合における整合残差を前記粘性特性用指標として出力する。

【0037】

ある好ましい実施形態において、前記被検体の応力変化を示す情報は前記被検体の血圧波形である。

50

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

ある好ましい実施形態において、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変化波形を算出するステップ（Ｈ）をさらに包含し、前記被検体の応力変化を示す情報は、前記血管径波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形である。

10

【 0 0 4 0 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（Ｃ）は、前記被検体に含まれる血管壁の内腔に近接した位置における厚さ変化波形を生成し、前記ステップ（Ｄ）は、前記内腔に近接した位置における厚さ変化波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形を前記被検体の応力変化を示す情報として用いる。

【 0 0 4 1 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（Ｄ）は、弾性特性用基準波形をさらに生成し、前記ステップ（Ｆ）は、前記弾性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

【 0 0 4 2 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（Ｆ）は、前記厚さ変化波形および前記弾性特性用基準波形の一方に第２の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記第２の係数を決定し、前記第２の係数および前記弾性特性用基準波形の振幅から前記最大厚さ変化量を算出する。

20

【 0 0 4 3 】

ある好ましい実施形態において、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（Ｉ）をさらに包含する。

【 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弾性特性用基準波形を生成する。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 4 5 】

本発明によれば、基準波形と厚さ変化波形とを比較することにより、粘性率を推定するため、推定した粘性率から被検体組織の差異を識別することが可能となる。このため、弾性率の値では識別が困難であった組織を判別することも可能となる。また、基準波形と厚さ変化波形とを比較し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。

【 発明を実施するための最良の形態 】

40

【 0 0 4 6 】

以下、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。図１は、超音波診断装置２０１の構成を示すブロック図である。超音波診断装置２０１は、超音波を用いて被検体の弾性率を算出するとともに、被検体の粘性率も推定する。粘性率も求めることによって、弾性率のみでは判別が難しい組織の差異を判断することが可能となる。このために、超音波診断装置２０１は、送信部１０２、受信部１０３、演算部１５１、基準波形生成部１１７、比較部１１８および粘性率決定部１２１を備えている。また、これら超音波診断装置２０１の各構成要素を制御するために超音波診断装置２０１は制御部１００を備えている。

【 0 0 4 7 】

50

送信部 102 は、制御部 100 の指令に基づいて、所定のタイミングで探触子 101 を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。

【0048】

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。

10

【0049】

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。

【0050】

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。

20

【0051】

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。

【0052】

基準波形生成部 117 は、弾性特性用基準波形および複数の粘性特性用基準波形を生成する。以下において詳細に説明するように、これら基準波形は比較部 118 において厚さ変化波形との比較を行う基準となる。本実施形態では、弾性特性用基準波形は、被検体の動脈血管の血圧変化を示す血圧波形をリアルタイム血圧計 150 などから取得し、振幅を調整することによって生成する。また、複数の粘性特性用基準波形も血圧波形に基づいて生成する。各粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において血圧波形に基づいて得られる被検体の歪み波形である。

30

【0053】

比較部 118 は 2 つの機能を備えている。1 つは、弾性率の算出に関しており、他の 1 つは粘性率の推定に関している。具体的には、弾性率の算出のために、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生成部 117 から得られる弾性特性用基準波形とを比較することにより、厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。より具体的には、厚さ変化波形および弾性特性用基準波形の一方に係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように係数を決定し、決定した係数および弾性特性用基準波形の振幅から最大厚さ変化量を算出する。

40

【0054】

また、粘性率の推定のために、複数の粘性特性用基準波形のそれぞれと厚さ変化波形とを比較し、各粘性特性用基準波形と厚さ変化波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標を算出する。より具体的には、厚さ変化波形および各粘性特性用基準波形の一方に係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように係数を決定した場合における整合残差をそれぞれ算出し、これらの整合残差を粘性特性用指標として出力する。比較部 118 は、これら弾性率の算出および粘性率の推定を厚さ変化波形の周期ごとに行う。

50

【 0 0 5 5 】

粘性率決定部 1 2 1 は、粘性特性用指標に基づいて、粘性率を推定する。具体的には、各粘性特性用基準波形を用いて得られた整合残差を互いに比較し、最小の整合残差が得られる粘性特性用基準波形を特定する。各粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定することにより求められているので、特定された粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率の値が推定した被検体の厚さ変化波形が得られた部位における粘性率となる。

【 0 0 5 6 】

超音波診断装置 2 0 1 は、好ましくは、求めた最大厚さ変化量から弾性率を算出する弾性率算出部 1 2 0 をさらに備える。弾性率算出部 1 2 0 は、リアルタイム血圧計 1 5 0 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、リアルタイム血圧計 1 5 0 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 1 1 6 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。

10

【 0 0 5 7 】

求めた弾性率および粘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 2 0 1 は、断層画像生成部 1 0 4 と、画像合成部 1 0 5 と、画像表示部 1 0 6 とをさらに備えていることが好ましい。断層画像生成部 1 0 4 は、フィルタおよび振幅検出器を含み、受信部 1 0 3 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。

20

【 0 0 5 8 】

画像構成部 1 0 5 は、画像信号、弾性率算出部 1 2 0 から得られた弾性率のデータおよび粘性率決定部 1 2 1 から得られた粘性率のデータを受け取って、求めた粘性率および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 1 0 6 は、合成された画像を表示する。粘性率と弾性率とが同時に表示されるよう、断層画像を 2 つの画像表示部 1 0 6 に表示し、2 つの断層画像に粘性率および弾性率をそれぞれ表示してもよい。また、1 つの断層画像を画像表示部 1 0 6 に表示し、操作者の操作によって、粘性率と弾性率とを切り替えて表示してもよい。

30

【 0 0 5 9 】

次に、弾性率の算出および粘性率の推定について詳細に説明する。まず弾性率の算出方法を詳細に説明する。

【 0 0 6 0 】

図 2 は、基準波形生成部 1 1 7 で生成する弾性特性用基準波形 $M(t)$ の一周期分を示している。この波形は、被検体の動脈血管の血圧変化を示すものであり、リアルタイム血圧計 1 5 0 などによって取得される。弾性特性用基準波形 $M(t)$ 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。

【 0 0 6 1 】

図 3 は、厚さ変化波形算出部 1 1 6 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。

40

【 0 0 6 2 】

比較部 1 1 8 は、弾性特性用基準波形 $M(t)$ 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、弾性特性用基準波形 $M(t)$ 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。

【 0 0 6 3 】

【数 1】

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

【0064】

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 となる時、2 乗差 R は最小となる。

【0065】

10

【数 2】

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

【0066】

式 (8) を k について解くと、式 (9) が得られる。

【0067】

20

【数 3】

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

【0068】

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 $1\mu\text{m}$ の弾性特性用基準波形 $M(t)$ 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。

30

【0069】

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

【0070】

なお、上述の演算と同様に、弾性特性用基準波形 $M(t)$ 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、弾性特性用基準波形 $M(t)$ に乗ずる係数を k' とし、残差を R' とすれば、以下の式 (11) で示される。

【0071】

40

【数 4】

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

【0072】

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

【0073】

50

【数 5】

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

【0074】

【数 6】

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

10

【0075】

この場合には、係数 k' は、振幅 $1 \mu m$ の弾性特性用基準波形を k' 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。

20

【0076】

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

【0077】

このように、比較部 118 は、弾性特性用基準波形 $M(t)$ 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、弾性特性用基準波形 $M(t)$ と厚さ変化波形 $y(t)$ の整合残差が最小となる係数 k または係数 k' を算出する。算出した係数 k または係数 k' 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。

【0078】

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、ほぼ一定であることを意味している。

30

【0079】

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、厚さ変化波形と弾性特性用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。

40

【0080】

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。

50

【 0 0 8 1 】

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 2 】

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 m a x や最小値 W m i n 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 (1 3) 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 (1 3) は以下のように表すことができる。

10

【 0 0 8 3 】

【 数 7 】

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

20

【 0 0 8 4 】

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 (1 3 ') 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) = m · M (t)) であり、加算区間が十分に長く、式 (1 3 ') の第 2 項が無視できる場合には、式 (1 3 ') は以下の式 (1 3 ' ') と表せる。

【 0 0 8 5 】

【 数 8 】

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

30

【 0 0 8 6 】

したがって、真の係数 m 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。

40

【 0 0 8 7 】

本発明では、弾性特性用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、適切な弾性特性用基準波形を用意することが重要である。本実施形態では、弾性特性用基準波形は被検体の血圧波形に基づいて生成しているため、弾性特性用基準波形の周期と厚さ変化波形の周期とはよく一致し、2つの波形を正しく比較することができる。また、被検体の血圧変化は比較的大きく、また、血圧変化の測定は確立された技術を利用するため、血圧波形に重畳するノイズは小さい。このため、ノイズの影響がある厚さ変化波形の基準として、血圧波形に基づいて生成された弾性特性用基準波形を用いることは好適である。また、被検体の血圧波形に基づいて弾性特性用基準波形を生成しているため被検体の個体差を弾性特性用基準波形に反映させることができる。

50

【 0 0 8 8 】

次に粘性率の推定方法を詳細に説明する。被検体の歪み波形は被検体が受ける応力変化と被検体の粘弾性特性とによって決定される。したがって、血圧波形 $p(t)$ が得られたとき、種々の弾性率 E_i および粘性率 η_i を仮定して作成した歪み波形 $\varepsilon_i(t)$ は、仮定した弾性率 E_i および粘性率 η_i が被検体の真の弾性率および粘性率と一致するとき、計測された厚さ変化波形 $y(t)$ から得られる歪み波形 $\varepsilon(t) = y(t) / W_s$ と一致し、 $\varepsilon(t)$ と $\varepsilon_i(t)$ との残差はゼロとなるはずである。したがって $\varepsilon(t)$ と $\varepsilon_i(t)$ の残差を評価し、その残差が最小となるような弾性率 E_i および粘性率 η_i を決定することで被検体の粘性率を推定する。本実施形態では、血管壁の歪み波形を基準波形として選ぶ。測定部位の粘性率の値を η_1 、 η_2 、 η_3 とし、血圧波形に基づいて血管壁の歪み波形を生成すると、たとえば、図5の $\varepsilon_1(t)$ 、 $\varepsilon_2(t)$ 、 $\varepsilon_3(t)$ で示される波形が得られる。粘性率が異なるため、これらの波形の時間軸方向の変化の様子は異なる。厚さ変化波形 $y(t)$ と、これらの歪み波形を比較すると、振幅の大きさは異なるものの、厚さ変化波形 $y(t)$ は $\varepsilon_2(t)$ と最もよく一致する。したがって、 $\varepsilon_2(t)$ において仮定した粘性率が測定部位の粘性率の値と推定される。

【 0 0 8 9 】

以下、計測方法を具体的に説明する。まず、被検体の血圧波形を $p(t)$ とし、血管壁の歪み波形を $\varepsilon(t)$ とする。 $p(t)$ および $\varepsilon(t)$ のラプラス変換を $p(\omega)$ 、 $\varepsilon(\omega)$ とし、血管壁の伝達関数を $B(\omega)$ とすると、血圧波形 $p(\omega)$ は以下の式(15)で示される。

【 0 0 9 0 】

$$p(\omega) = B(\omega) \varepsilon(\omega) \quad (15)$$

【 0 0 9 1 】

粘弾性のモデル化に一般的に用いられる Voigt モデルを用いて伝達関数 $B(\omega)$ を表すと以下の式(16)のように示される。

【 0 0 9 2 】

$$B(\omega) = E' + j\omega\eta' \quad (16)$$

【 0 0 9 3 】

ここで、 E' は静的弾性率であり、 η' は粘性率である。弾性特性用基準波形から算出した弾性率 E_0 は、以下の式(17)の関係を満たす。

【 0 0 9 4 】

【 数 9 】

$$E_0 = |B(\omega)| = E_0 \sqrt{E^2 + (\omega\eta)^2} \quad (17)$$

【 0 0 9 5 】

ただし、 E' は $E_0 \cdot E$ であり、 $\omega\eta' = E_0 \cdot \omega\eta$ はである。したがって、 $E = E' / E_0 = 1$ として、粘性率の推定を行う。具体的には、 η を 0 から被検体の粘性率として想定される値を含むように所定の間隔で増加させた値 η_1 、 η_2 、 η_3 、 $\eta \cdots \eta_i \cdots \eta_N$ を設定し、式(16)の E および η にこれらの値を代入することによって、粘性率をそれぞれの値に仮定した場合の伝達関数 $B_1(\omega)$ 、 $B_2(\omega)$ 、 $B_3(\omega) \cdots B_i(\omega) \cdots B_N(\omega)$ を計算する。さらに仮定した粘性率 η_i を用いて求めた伝達関数 $B_i(\omega)$ を下記の式(18)に代入する。

【 0 0 9 6 】

$$\varepsilon_i(\omega) = p(\omega) / B_i(\omega) \quad (18)$$

【 0 0 9 7 】

これにより $\varepsilon_i(\omega)$ 、 $i = 1, 2, \cdots, N$ が算出される。これを逆フーリエ変換することにより、歪み波形 $\varepsilon_i(t)$ 、 $i = 1, 2, \cdots, N$ が算出される。

基準波形生成部 117 は、この歪み波形 $\varepsilon_i(t)$ 、 $i = 1, 2, \dots, N$ を粘性特性用基準波形として生成する。上述したように粘性特性用基準波形 $\varepsilon_i(t)$ ではそれぞれ粘性率の値を $\eta_1, \eta_2, \eta_3, \eta, \dots, \eta_i, \dots, \eta_N$ と仮定されている。

【0098】

なお、血管壁の歪み波形 $\varepsilon(t)$ と血圧波形を $p(t)$ との関係が非線形的であると仮定して、式(15)に換えて、式(19)を用いてもよい。

【0099】

$$\log(p(\omega)) = B(\omega) \varepsilon(\omega) \quad (19)$$

【0100】

この場合でも、同様に η を値 $\eta_1, \eta_2, \eta_3, \eta, \dots, \eta_i, \dots, \eta_N$ と仮定した場合の伝達関数 $B_i(\omega)$ を式(16)によって求め、以下の式(20)を得る。

【0101】

$$\varepsilon_i(\omega) = \log(p(\omega)) / B_i(\omega) \quad (20)$$

【0102】

式(20)を逆フーリエ変換することにより、歪み波形 $\varepsilon_i(t)$ 、 $i = 1, 2, \dots, N$ が同様に算出される。なお、 $1/B_i(\omega)$ を逆フーリエ変換してインパルス応答 $b_i(t)$ を求め、 $p(t)$ もしくは $\log(p(t))$ に $b_i(t)$ をたたみ込み積分することによって $\varepsilon_i(t)$ を求めてもよい。

【0103】

比較部 118 は、粘性特性用基準波形 $\varepsilon_i(t)$ 、 $i = 1, 2, \dots, N$ のそれぞれと、厚さ変化波形 $y(t)$ との一方に係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように係数を決定した場合における整合残差をそれぞれ算出する。具体的には、式(7)および(9)において、弾性特性用基準波形 $M(t)$ に変えて上記粘性特性用基準波形 $\varepsilon_i(t)$ 、 $i = 1, 2, \dots, N$ を用い、式(9)で求めた k の値を式(7)へ代入し、 R を求める。 k は 2 乗差 R が最小となるように定められているので、このときの R を R_{im} とする。つまり以下の式(21)によって整合残差 R_{im} ($i = 1, 2, \dots, N$) を求める。

【0104】

【数 10】

$$R_{im} = \sum_{t=0}^{N-1} \left(\varepsilon_i(t) - \frac{\sum_{t=0}^{N-1} \varepsilon_i(t) y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (y(t))^2} y(t) \right)^2 \quad (21)$$

【0105】

粘性率決定部 121 は、比較部 118 から整合残差 $R_{1m}, R_{2m}, \dots, R_{Nm}$ を受け取って、最も小さい整合残差が得られた粘性特性用基準波形において仮定した粘性率 η_i を決定する。そして、決定した粘性率を出力する。決定された粘性率は、直接演算によって求めた値ではないが、上述した理由から、厚さ変化波形が得られた測定部位における正しい粘性率であると推定される。

【0106】

このようにして、超音波診断装置 201 は、弾性率および粘性率を求めることができる。したがって、たとえば、弾性率の値からは、内中膜複合体に脂肪が沈着しているのか、血管炎によって内中膜複合体が炎症しているのか判断し難い場合であっても、粘性率の値から、両者の区別を行うことが可能となる。その結果、本発明によれば、従来の超音波診断装置において得られる断層画像や、弾性率からのみでは判別が困難であった組織の差異を弾性率および粘性率を求めることによって判別することが可能となり、より正確な診断

を行うことが可能となる。

【0107】

なお、上記実施形態において、弾性特性用基準波形および粘性特性用基準波形は、血压波形に基づいて生成していたが、上述したように被検体に加えられる応力変化あるいは、応力変化に基づく形状変化など種々の情報を弾性特性用基準波形および粘性特性用基準波形の生成に用いることができる。

【0108】

たとえば、図6に示す超音波診断装置202は、血管径算出部142を備え、血管径変化波形に基づいて、弾性特性用基準波形および粘性特性用基準波形を生成する。具体的には、血管径算出部142は、移動波形算出部115から血管内膜の血管腔に近接した2点の移動変化波形、あるいは、外膜の血管外組織に近接した2点の移動変化波形を受け取り、これら2点から血管径変化波形を生成する。基準波形生成部117'は、血管径変化波形を受け取り、振幅がたとえば $1\mu\text{m}$ となるように規格化し、弾性特性用基準波形を生成する。また、血管径変化波形を血压計119から受け取る最高血压値および最低血压値によって補正し、血压波形 $p'(t)$ を生成する。さらに、血压波形 $p'(t)$ に基づき、上述したように粘性特性用基準波形 $\varepsilon_i(t)$ 、 $i=1, 2, \dots, N$ を生成する。この場合、粘性特性用基準波形には、血管壁の粘性の影響を避けるため血管の内径変化波形を用いることが好ましい。

10

【0109】

また、図7に示す超音波診断装置203では、基準波形生成部117''は、厚さ変化波形算出部116から血管内膜の血管腔に近接した2点の厚さ変化波形を受け取り、振幅がたとえば $1\mu\text{m}$ となるように規格化し、弾性特性用基準波形を生成する。また、血管腔に近接した2点の厚さ変化波形を血压計119から受け取る最高血压値および最低血压値によって補正し、血压波形 $p'(t)$ を生成する。さらに、血压波形 $p'(t)$ に基づき、上述したように粘性特性用基準波形 $\varepsilon_i(t)$ 、 $i=1, 2, \dots, N$ を生成する。

20

【0110】

こうした血管径変化波形や血管内膜の血管腔に近接した2点の厚さ変化波形は血压変化という被検体が受ける応力変化を示す波形ときわめて類似している。したがって、これらの波形を用いて弾性特性用基準波形および粘性特性用基準波形を生成しても上述した様に弾性率および粘性率を求めることができる。

30

【0111】

さらに血管径変化波形を求めた2点や血管内膜の血管腔に近接した2点間の速度差波形を用いても同様の効果が得られる。この場合、あらかじめ2つの測定部位間の速度差波形を求めてもよいし、血管径変化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。

【0112】

また、上記実施形態では超音波診断装置は弾性率および粘性率の両方を算出しているが、組織の差異を判別することを目的とする場合には、弾性率は求めなくてもよい。

【産業上の利用可能性】

40

【0113】

本発明の超音波診断装置は、被検体を構成する組織を判別したり、組織の厚さ変化量、歪み量、弾性特性などの性状特性を測定するのに適している。

【図面の簡単な説明】

【0114】

【図1】本発明による超音波診断装置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生成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。

50

【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】粘性率を求める方法を説明する図である。

【図 6】本発明による超音波診断装置の他の構成を示すブロック図である。

【図 7】本発明による超音波診断装置の他の構成を示すブロック図である。

【図 8】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 9】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 10】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 11】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を説明する図である。

【符号の説明】

10

【0 1 1 5】

1 1 粥種

1 2 被検体

1 6 血管壁

1 0 0 制御部

1 0 1 探触子

1 0 2 送信部

1 0 3 受信部

1 0 4 断層画像生成部

1 0 5 画像合成部

20

1 0 6 画像表示部

1 1 5 移動波形算出部

1 1 6 厚さ変化波形算出部

1 1 7、1 1 7'、1 1 7'' 基準波形生成部

1 1 8 比較部

1 1 9 血圧計

1 2 0 弾性率算出部

1 2 1 粘性率決定部

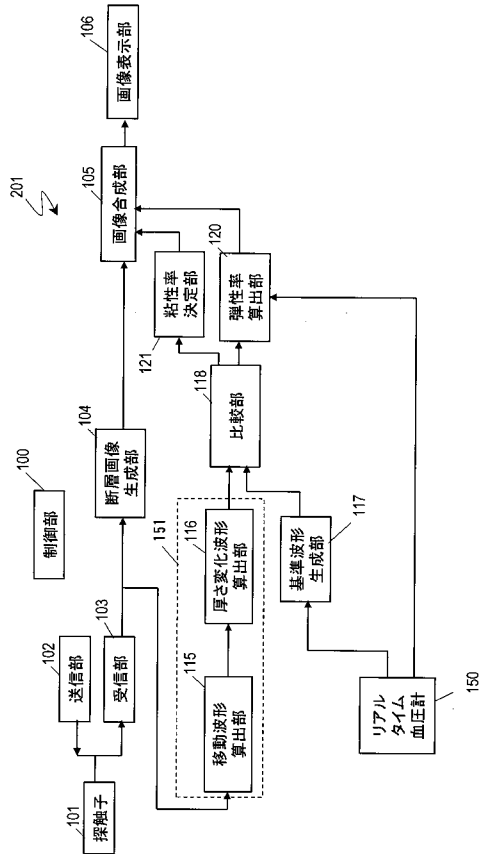
1 4 2 血管径算出部

1 5 0 演算部

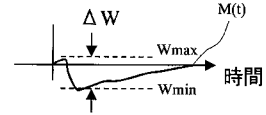
30

2 0 1、2 0 2、2 0 3 超音波診断装置

【図 1】



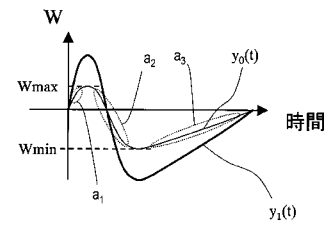
【図 2】



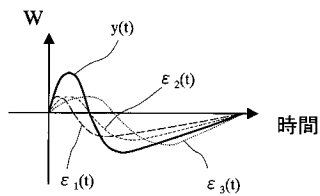
【図 3】



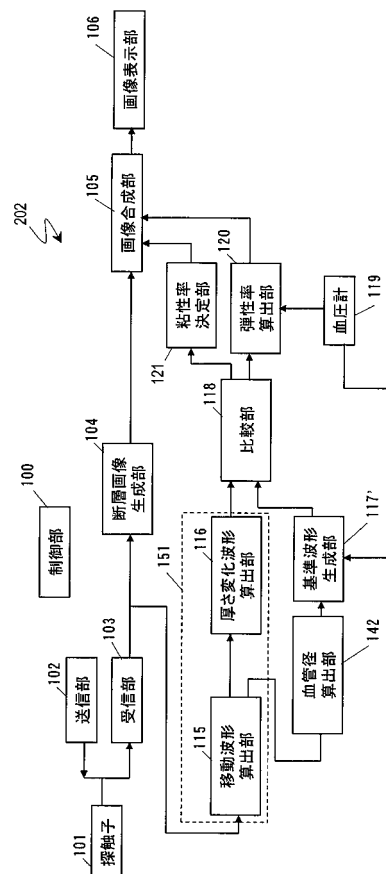
【図 4】



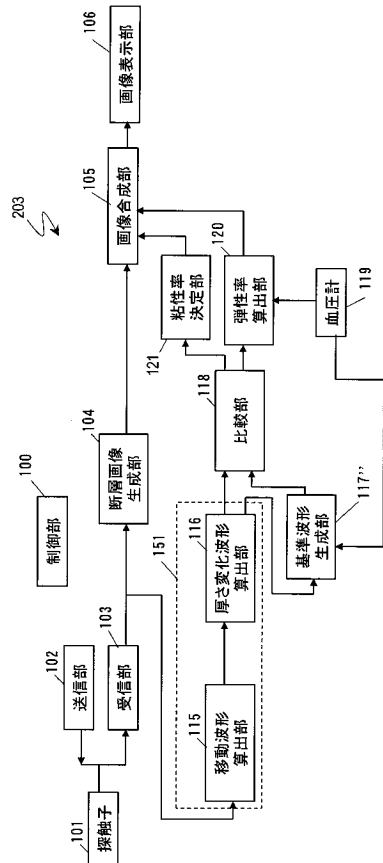
【図 5】



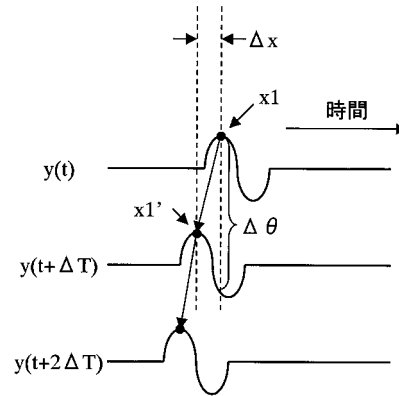
【図 6】



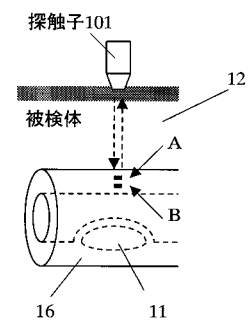
【 図 7 】



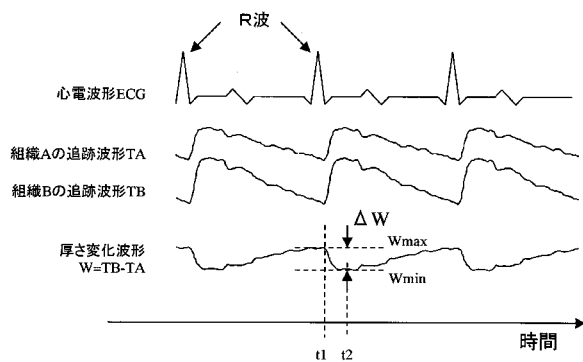
【 図 8 】



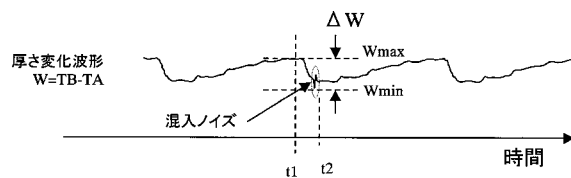
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007000221A	公开(公告)日	2007-01-11
申请号	JP2005181477	申请日	2005-06-22
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学 松下电器产业有限公司		
[标]发明人	金井浩 長谷川英之		
发明人	金井 浩 長谷川 英之		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/JB35 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/LL05		
代理人(译)	奥田诚治		
其他公开文献	JP4627221B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够容易地识别被检体内所包含的组织，并且能够高精度地测量特性。解决方案：为了将超声波发送到因压力而周期性变形的对象，发射器102生成驱动信号，并通过探头101接收获得的回波，并生成接收回波信号。接收器103，计算机151，其基于接收到的回波信号来计算指示对象中任意两个测量部位之间的距离变化的厚度变化波形，并且生成多个粘度特性参考波形。通过分别比较用于粘度特性和厚度变化波形的多个参考波形，执行粘度的参考波形生成单元117指示厚度变化波形和粘度特性参考波形彼此匹配的程度。提供了计算特性指标的比较单元118和基于粘度特性指标确定粘度系数的粘度系数确定单元121。[选型图]图1

