

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5014132号
(P5014132)

(45) 発行日 平成24年8月29日 (2012. 8. 29)

(24) 登録日 平成24年6月15日 (2012. 6. 15)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-526057 (P2007-526057)	(73) 特許権者	000005821
(86) (22) 出願日	平成18年7月20日 (2006. 7. 20)		パナソニック株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2006/314427		大阪府門真市大字門真1006番地
(87) 国際公開番号	W02007/011000	(74) 代理人	100105647
(87) 国際公開日	平成19年1月25日 (2007. 1. 25)		弁理士 小栗 昌平
審査請求日	平成21年7月13日 (2009. 7. 13)	(74) 代理人	100108589
(31) 優先権主張番号	特願2005-210233 (P2005-210233)		弁理士 市川 利光
(32) 優先日	平成17年7月20日 (2005. 7. 20)	(74) 代理人	100119552
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 橋本 公秀
		(72) 発明者	加藤 真
			愛媛県東温市南方2131番地1 パナソ
			ニック四国エレクトロニクス株式会社内
		(72) 発明者	反中 由直
			愛媛県東温市南方2131番地1 パナソ
			ニック四国エレクトロニクス株式会社内
			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】

血管を含む生体組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、

前記超音波送信波が前記血管を含む前記生体組織において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅し、受信信号を生成する受信部と

、前記受信信号を位相検波する位相検波部と、

前記位相検波部で得られた位相検波信号に基づき、前記血管を含む前記生体組織内の複数位置の厚さ変化量を求め、前記血管の外膜領域の任意の基準領域における最大厚さ変化量を前記血管の血管壁に属する領域における最大厚さ変化量によって除算した値に基づいて相対弾性特性を演算する演算部と、

前記演算部が演算した前記相対弾性特性の分布を表示する表示部と、
を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

血管を含む生体組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、

前記超音波送信波が前記血管を含む前記生体組織において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅し、受信信号を生成する受信部と

10

20

前記受信信号を位相検波する位相検波部と、

前記位相検波部で得られた位相検波信号に基づき、前記血管を含む生体組織内の複数位置の歪みを求め、前記血管の外膜領域の任意の基準領域における歪みを前記血管の血管壁に属する領域における歪みによって除算した値に基づいて相対弾性特性を演算する演算部と、

前記演算部が演算した前記相対弾性特性の分布を表示する表示部と、
を備えた超音波診断装置。

【請求項 3】

血管を含む生体組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、

前記超音波送信波が前記血管を含む前記生体組織において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号を位相検波する位相検波部と、

前記位相検波部で得られた位相検波信号に基づき、前記血管を含む前記生体組織内の複数位置の弾性特性を求め、前記血管の外膜領域の任意の基準領域における弾性特性によって前記血管の血管壁に属する領域の弾性特性を除算した値に基づいて相対弾性特性を演算する演算部と、

前記演算部が演算した前記相対弾性特性の分布を表示する表示部と、
を備えた超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

前記演算部は、前記基準領域を設定する基準領域設定部を備える超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波診断装置であって、

前記表示部は、前記演算部で設定された前記基準領域を超音波断層画像又は弾性特性画像の少なくともいずれか一方に重畳表示する超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 4 記載の超音波診断装置であって、

前記表示部は、前記演算部で設定された前記基準領域の位置座標を数値で表示する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内の組織性状、特に血管壁組織の弾性特性を測定する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う人々が増加してきており、このような疾病の予防及び治療を行うことが大きな課題となっている。

【0003】

心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈硬化が深く関係している。具体的には、動脈壁に粥腫が形成されたり、高血圧等の種々の要因によって動脈の新しい細胞が作られなくなったりすると、動脈は弾力性を失い、硬く、脆くなる。そして、粥腫が形成された部分において血管が閉塞したり、粥腫を覆う血管組織が破裂することにより粥腫が血管内へ流出し、別の部分において動脈を閉塞させたり、動脈が硬化した部分が破裂したりすることによって、これらの疾病が引き起こされる。このため、動脈硬化を早期に診断することがこれらの疾病予防や治療には重要となる。

【0004】

従来、動脈硬化病変の診断は、血管カテーテルを用いて血管内部の様子を直接観察する

10

20

30

40

50

ことによって行われていた。しかし、この診断には、血管カテーテルを血管に挿入する必要があるため、被験者への負担が大きいという問題があった。このため、血管カテーテルによる観察は、動脈硬化病変が存在していることが確かである被験者に対して、その場所を特定するために用いられ、例えば、健康管理のための検査として、この方法が用いられることはなかった。

【0005】

動脈硬化の一因であるコレステロール値を測定したり、血圧値を測定したりすることは、被験者への負担が少なく、容易に行うことのできる検査である。しかし、これらの値は、動脈硬化の度合いを直接示すものではない。

【0006】

また、動脈硬化を早期に診断して、動脈硬化の治療薬を被験者に対して投与することができれば、動脈硬化の治療に効果を発揮する。しかし、動脈硬化が進行してしまうと、治療薬によって動脈硬化の進展を抑制することはできても、硬化した動脈を完全に回復させることは難しいと言われている。

【0007】

こうした理由から、被験者への負担が少なく、動脈硬化が進行する前に早期段階で診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

【0008】

一方、被験者への負担が少ない非侵襲の医療診断装置として、超音波診断装置やX線診断装置が従来用いられている。超音波やX線を体外から照射することによって、被験者に苦痛を与えることなく、体内の形状情報、あるいは形状の時間変化情報を得ることができる。体内の測定対象物の形状の時間変化情報（運動情報）が得られると、測定対象物の性状情報を求めることができる。つまり、生体内の血管の弾性特性を求めることができ、動脈硬化の度合いを直接知ることが可能となる。特に超音波診断は、X線診断と比較した場合、被験者に超音波プローブをあてるだけで測定できるので、被験者への造影剤投与が不要である点やX線被曝の虞がない点で優れている。

【0009】

また、近年のエレクトロニクス技術の進歩によって、超音波診断装置の測定精度を飛躍的に向上させることも可能になってきた。これに伴って、生体組織の微小運動を計測する超音波診断装置の開発が進んでいる。例えば、特許文献1に記載された技術を用いると、血管運動の振幅数ミクロンで数百Hzまでの速い振動成分を高精度に計測できるため、血管壁の厚さ変化や歪みを数ミクロンのオーダーで高精度な計測をすることが可能になると報告されている。

【0010】

特許文献1は、超音波を用いて生体組織における各部位の運動速度波形の非侵襲的計測を行い、微小領域の弾性率を求める技術を開示している。特許文献1に記載された組織トラッキング技術を用いると血管運動を高精度に計測できるため、動脈血管壁厚の時間変化の様子 $h(t)$ を高精度に計測することが可能になる。ここで、最低血圧計測時の壁厚を h 、一心周期における壁厚の最大変化量を Δh 、脈圧を Δp とすると、動脈壁の径方向の弾性率 E は（式1）で求められる。

【0011】

$$E = \Delta p \cdot h / \Delta h \quad (\text{式1})$$

【0012】

このような高精度な計測手法を用いることにより、動脈壁の弾性特性の二次元分布を詳細に測定することが可能となる。例えば非特許文献1には、頸動脈血管壁の弾性率の二次元分布の様子をBモード断層像に重ねて表示した一例が示されている。動脈壁の硬さ度合いは一律ではなく、ある分布を持って存在しており、動脈硬化症の診断においては、動脈の硬化度合いを示す特徴量である弾性率の局所的な分布を的確に把握することが重要なためである。

【0013】

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【非特許文献1】Hiroshi Kanai et al, "Elasticity Imaging of Atheroma With Transcutaneous Ultrasound Preliminary Study," Circulation, Vol.107, p.3018-3021, 2003.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、上記開示技術には以下に示す課題が存在する。(式1)に示すように、動脈壁の弾性率 E を求めるためには脈圧 Δp を測定する必要がある。一心周期内の最大厚さ変化量から求める弾性率値は、一心周期に一回測定することができるが、実際の血圧は、拍毎に僅かに異なっているおり、より正確な弾性率を求めるためには、一心周期に一回脈圧を測定する必要がある。しかしながら、一般的に使用されるカフ式血圧計に代表される間欠法では、拍毎の脈圧を求めることはできない。さらには、カフ式血圧測定では、被験者の血流を一時的に閉鎖してしまうため、長時間の使用には不向きである。また、拍毎に脈圧測定が可能なトノメトリ血圧計に代表される連続法では、拍毎の脈圧を測定することができるものの、別途装置が必要であり弾性率測定が複雑化してしまう。また被験者への負荷が増加してしまうという課題もある。

10

【0015】

以上に鑑み、本発明は、血圧測定の正確性や安定性に依存せずに、さらには血圧測定を行わなくとも、拍毎に安定した弾性特性の空間分布表示を行うことが可能な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】

【0016】

本発明の超音波診断装置は、血管を含む生体組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、前記超音波送信波が前記血管を含む前記生体組織において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号を位相検波する位相検波部と、前記位相検波部で得られた位相検波信号に基づき、前記血管を含む前記生体組織内の複数位置の厚さ変化量を求め、前記血管の外膜領域の任意の基準領域における最大厚さ変化量を前記血管の血管壁に属する領域における最大厚さ変化量によって除算した値に基づいて相対弾性特性を演算する演算部と、前記演算部が演算した前記相対弾性特性の分布を表示する表示部と、を備えるものである。本発明によれば、被験者の脈圧を全く測定しなくとも正確かつ安定な弾性特性分布を求めることが可能となる。

30

【0017】

本発明の超音波診断装置は、血管を含む生体組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、前記超音波送信波が前記血管を含む前記生体組織において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号を位相検波する位相検波部と、前記位相検波部で得られた位相検波信号に基づき、前記血管を含む生体組織内の複数位置の歪みを求め、前記血管の外膜領域の任意の基準領域における歪みを前記血管の血管壁に属する領域における歪みによって除算した値に基づいて相対弾性特性を演算する演算部と、前記演算部が演算した前記相対弾性特性の分布を表示する表示部と、を備えるものである。本発明によれば、被験者の脈圧を全く測定しなくとも正確かつ安定な弾性特性分布を求めることが可能となる。

40

【0018】

本発明の超音波診断装置は、血管を含む生体組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、前記超音波送信波が前記血管を含む前記生体組織において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号を位相検波する位相検波部と、前記位相検波部で得られた位相検波信号に基づき、前記血管を含む前記生体組織内の複数位置の弾性特性を求め、前記血管の外膜領域の任意の基準領域における弾性特性によって前記血管の

50

血管壁に属する領域の弾性特性を除算した値に基づいて相対弾性特性を演算する演算部と、前記演算部が演算した前記相対弾性特性の分布を表示する表示部と、を備えるものである。本発明によれば、被験者の血圧測定の正確性に依存せずに、正確かつ安定な弾性特性分布を求めることが可能となる。

【0019】

本発明の超音波診断装置は、前記演算部が、前記基準領域を設定する基準領域設定部を備えるものを含む。本発明によれば、空間弾性特性分布画像中の任意の領域を指定し、相対弾性特性を演算するための基準領域とすることができる。

【0020】

本発明の超音波診断装置は、前記表示部が、前記演算部で設定された前記基準領域を超音波断層画像又は弾性特性画像の少なくともいずれか一方に重畳表示するものを含む。本発明によれば、基準領域を確実に認識でき、弾性特性の分布による診断を容易に行うことができる。

10

【0021】

本発明の超音波診断装置は、前記表示部が、前記演算部で設定された前記基準領域の位置座標を数値で表示するものを含む。本発明によれば、基準領域を確実に認識でき、弾性特性の分布による診断を容易に行うことができる。

【0022】

以上のように、本発明の超音波診断装置は、生体組織へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する送信部と、前記超音波送信波が前記生体組織において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号を位相検波する位相検波部と、前記位相検波部で得られた位相検波信号に基づき、正規化された弾性特性である相対弾性特性を演算する演算部と、前記演算部が演算した前記相対弾性特性の分布を表示する表示部と、を備えるものである。

20

【0023】

本発明によれば、血圧測定の正確性に依存せずに、さらには血圧測定を行わなくとも、拍毎に安定した弾性特性の空間分布表示を行うことが可能となる。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、空間弾性特性分布画像中の任意の領域を指定し、この領域内の弾性特性値、あるいは弾性特性の平均値を基準として、他の弾性特性を弾性特性比として演算し、これを空間分布画像として表示する。これにより、血圧測定の正確性に依存せずに、さらには血圧測定を行わなくとも、拍毎に安定した弾性特性の空間分布表示を行うことが可能な超音波診断装置を実現することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

【0026】

(第1の実施の形態)

40

図1は、本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置11を用いて血管壁組織の性状診断を行う際の状態を示す図である。超音波診断装置11に接続された超音波プローブ13は被験者の体表2に密着するよう設置され、血管外組織1の内部へ超音波を送信する。送信された超音波は血管3や血液5にて反射、散乱し、その一部が超音波プローブ13へ戻り、エコー（超音波反射波）として受信される。超音波診断装置11は、受信信号の解析、演算を行い、血管前壁4の形状情報や運動情報を求める。また、超音波診断装置11には血圧計12及び心電計22が接続されており、血圧計12が測定した被験者の血圧データ、及び心電計22が測定した心電波形は超音波診断装置11へと入力される。

【0027】

超音波診断装置11は、例えば特許文献1に開示されている方法にしたがって、受信超

50

音波信号を検波して得た検波信号の振幅及び位相の両方を用い、制約付最小二乗法によって対象の瞬時の位置を決定する。高精度な（位置変化量の測定精度は±0.2ミクロン）位相トラッキングを行うことにより、血管前壁4における微小部位の厚さや厚さ変化量の時間変化の様子を十分な精度で測定することができる。さらに、血圧計12から得た血圧データを用いることで、血管前壁4における微小部位の弾性特性を求めることができる。また、心電計22が測定した心電波形は、データ取得やデタリセットのタイミングを決定するトリガ信号として使用される。なお、心電計22は他の生体信号検出手段である心音計や脈波計と置き換えることも可能であり、心電波形の替わりに心音波形や脈波波形をトリガ信号として用いることも可能である。また、超音波診断装置11が測定した移動量波形や厚さ変化量波形を用いることにより、外部からのトリガ信号入力を不要とすることもできる。

10

【0028】

次に、超音波診断装置11の構成及び動作について詳細に説明する。図2は、超音波診断装置11の構成を示すブロック図である。超音波診断装置11は、送信部14、受信部15、遅延時間制御部16、位相検波部17、フィルタ部18、演算部19、演算データ記憶部20及び表示部21を備えている。また、図示しないコンピュータによって各部が制御される。

【0029】

送信部14は、超音波プローブ13を駆動する所定の駆動パルス信号を生成し、超音波プローブ13に出力する。駆動パルス信号により駆動された超音波プローブ13から送信される超音波送信波は、血管3等の生体組織において反射、散乱し、生じた超音波反射波は、超音波プローブ13で受信される。超音波を発生させる駆動パルスの周波数は、時間軸上で隣接している前後の超音波パルスが重ならないように、測定対象の深さと超音波の音速とを考慮して決定される。

20

【0030】

受信部15は、超音波プローブ13で受信した超音波反射波を増幅して受信信号を生成する。受信部15は、増幅部及びA/D変換部（いずれも図示せず）を含み、超音波反射波を増幅し、さらにデジタル信号に変換する。送信部14及び受信部15は電子部品などを用いて構成される。

【0031】

遅延時間制御部16は、送信部14及び受信部15に接続されており、送信部14から超音波プローブ13の超音波振動子群に与える駆動パルス信号の遅延時間を制御する。これにより、超音波プローブ13から送信される超音波送信波の超音波ビームの音響線の方角や焦点深度を変化させる。また、超音波プローブ13によって受信され、受信部15によって生成された受信信号の遅延時間を制御することにより、開口径を変化させたり、焦点位置を変化させたりすることができる。遅延時間制御部16の出力は位相検波部17に入力される。

30

【0032】

位相検波部17は、遅延時間制御部16で遅延制御された受信信号を位相検波し、実部信号と虚部信号とからなる位相検波信号を作成する。位相検波信号はフィルタ部18に入力される。フィルタ部18は、高周波成分、測定対象以外からの反射成分及びノイズ成分等を除去する。位相検波部17及びフィルタ部18はソフトウェアによってもハードウェアによっても構成することができる。

40

【0033】

フィルタ部18を経た位相検波信号の実部信号及び虚部信号は、演算部19へ入力される。図3は、演算部19の構成を詳細に示すブロック図である。演算部19は、基準領域設定部31、弾性特性演算部32、相対弾性特性演算部33を含む。演算部19は、ソフトウェアによってもハードウェアによっても構成することができる。

【0034】

弾性特性演算部32は、位相検波信号の実部信号及び虚部信号に基づいて、複数の測定

50

位置における生体組織の運動速度を求め、運動速度を積分することによって、移動量（各測定位置の時間変位）を求める。求めた移動量から各測定位置間の生体組織の厚さ変化量（伸縮量）を求める。また、心電計 22 から一心周期に関する情報を受け取り、一心周期における厚さ変化量の最大値と最小値との差分である最大厚さ変化量と厚さの最大値を求める。そして、最大厚さ変化量と厚さの最大値から生体組織の歪みを求め、さらに血圧計 12 から得られる血圧データを用いて、各測定位置間の生体組織の弾性特性を求める。

【0035】

このようにして求められた生体組織の弾性特性は、計測領域に対応してマッピングされ、心周期毎の空間分布画像として表示部 21 へ出力される。超音波診断装置 11 の操作者が基準領域設定部 31 に基準領域を設定させていない場合、相対弾性特性演算部 33 では何らの処理も実行されない。基準領域設定部 31 に基準領域を設定させた場合の処理については後述する。

【0036】

図 4 及び図 5 を参照して、演算部 19 におけるこれらの演算をさらに詳しく説明する。図 4 は、生体 60 を伝播する超音波ビーム 67 を模式的に示しており、図 4 では血管以外の生体組織 62、血管壁 63 及び血液 64 が示されている。生体 60 の表面に配置された超音波プローブ 13 から送信した超音波送信波は、生体 60 中を進行する。超音波送信波は、ある有限の幅を持つ超音波ビーム 67 として生体 60 中を伝播し、その過程において生体組織 62、血管壁 63 そして血液 64 等によって反射又は散乱し、反射又は散乱された超音波の一部が超音波プローブ 13 へ戻り、超音波反射波として受信される。超音波反射波は離散的な時系列信号 $r_k(t)$ として検出され、超音波プローブ 13 に近い組織から得られる反射の時系列信号ほど、時間軸上で原点近くに位置する。超音波ビーム 67 の幅（ビーム径）は、遅延時間を変化させることにより制御することができる。

【0037】

超音波ビームの中心軸である音響線 66 上に位置する複数の測定位置 P_n (P_1 、 P_2 、 P_3 、 $\dots$ 、 P_k 、 $\dots$ 、 P_n 、 n は 3 以上の自然数) は、測定開始時には、ある一定間隔 L で超音波プローブ 13 に近い側から順に P_1 、 P_2 、 P_3 、 $\dots$ 、 P_k 、 $\dots$ 、 P_n と配列している。反射波信号 $r_k(t)$ を位相検波部 17 において予め定めた検波周波数を用いて直交検波し、実部信号及び虚部信号からなる検波信号 $R_k(t)$ を求め、フィルタ部 18 を通過させる。演算部 19 の弾性特性演算部 32 では、検波信号 $R_k(t)$ と微小時間 Δt 後の検波信号 $R_k(t + \Delta t)$ において振幅は変化せず、位相及び反射位置のみが変化するという制約のもとで、検波信号 $R_k(t)$ と $R_k(t + \Delta t)$ との相関演算を行い、位置 P_k の相関信号 $Q_k(t)$ を (式 2) から求める。

【0038】

$$Q_k(t) = R_k(t + \Delta t) \times R_k^*(t) \quad (* \text{は複素共役を示す}) \quad (\text{式 2})$$

【0039】

そして、相関信号 $Q_k(t)$ の実部と虚部とが成す角度 $\theta_k(t)$ を求め、角度 $\theta_k(t)$ から測定位置 P_k の時間変化の様子、すなわち位置 P_k の移動量 $h_k(t)$ を求める。

【0040】

図 5 は、測定位置 P_n と弾性特性演算の対象組織 T_n との関係を示している。対象組織 T_k は、隣接する測定位置 P_k と P_{k+1} とに挟まれた範囲に厚さ L を有して位置している。 n 個の測定位置 $P_1 \dots P_n$ からは $(n-1)$ 個の対象組織 $T_1 \dots T_{n-1}$ が定義される。

【0041】

対象組織 T_k の伸縮量である厚さ変化量 $H_k(t)$ は、測定位置 P_k と P_{k+1} の移動量 $h_k(t)$ と $h_{k+1}(t)$ とから、 $H_k(t) = h_{k+1}(t) - h_k(t)$ として求められる。

【0042】

血管壁 63 の組織 T_k の厚さの変化は、心拍による血圧の変化に応じて生じ、心周期に

10

20

30

40

50

およそ同期して繰り返される。したがって、弾性特性も心周期に同期して一心周期毎の数値を求めることが好適である。一心周期内の厚さ変化量 $H_k(t)$ から最大値と最小値とを抽出し、最大値と最小値との差分を最大厚さ変化量 ΔH_k とする。また、血圧の最大値と最小値との差分を脈圧 Δp とする。対象組織の厚さの最大値（あるいは初期値）を H_m としたとき、 H_m は $L \times \{(k+1) - k\} = L$ なので、歪み S_k 及び弾性特性 χ_k はそれぞれ（式３）及び（式４）で求めることができる。

【００４３】

$$S_k = \Delta H_k / H_m = \Delta H_k / L \quad (\text{式 } 3)$$

$$\chi_k = \Delta p / S_k = \Delta p \cdot H_m / \Delta H_k \quad (\text{式 } 4)$$

【００４４】

測定位置 P_n の数やその間隔は、測定の目的や測定対象物である生体組織の特性に応じて任意に設定できる。

【００４５】

以上のような方法で求められ、表示部 21 に表示される弾性特性には次のような課題が存在する。弾性特性は、脈圧 Δp を歪み S_k で除算することにより求めるため、正確な弾性特性を求めるには心拍毎に都度脈圧を計測する必要がある。一般に、多くの被験者において脈圧はほとんど一定であり、弾性特性計測の直前に測定した脈圧を数分から数十分の間は不変なものとして扱うことは、計測の簡便性という観点からたいへん好適である。しかしながら、例えば被験者の脈圧が心拍毎に不安定である場合には、心拍毎の脈圧測定が必要となる。トノメトリ血圧計等を用いれば拍毎の脈圧測定は可能であるが、別途装置が必要となること、測定系が複雑化すること等の課題がある。

【００４６】

この課題を解決するための手法を以下詳述する。図 6 は、血管壁の一部に関心領域 41 を設定したときの、その関心領域内の弾性特性分布を模式的に示す図である。関心領域 41 は血管壁の外膜 42 と内中膜領域 43 とが同時に含まれるよう設定されており、演算部 19 で求められた各微小領域の弾性特性数値は、予め定められた配色に従いコード化され、空間分布画像となる。

【００４７】

図 7 は、図 6 に示した弾性特性分布内に、基準となる弾性特性を求める領域を規定する基準領域 44 を設定した様子を模式的に示す図である。基準領域 44 の大きさや位置とは、超音波診断装置 11 の操作者が任意に定めることができる。具体的には、被験者の外膜 42 や内中膜領域 43 内で操作者が健常部位と診断した箇所に設定することが好適である。図 7 では基準領域 44 は外膜 42 上に配置されているが、内中膜領域 43 上に設けてもかまわない。基準領域 44 内の弾性特性値は平均化され、これを基準弾性特性 χ_s とする。

【００４８】

図 8 は、関心領域 41 内の各弾性特性を基準弾性特性 χ_s によりノーマライズ（正規化）した相対弾性特性分布を模式的に示す図である。関心領域 41 内の任意の弾性特性 χ_k は、基準弾性特性 χ_s により除算され、すなわち χ_k / χ_s を求めてこれを相対弾性特性 χ_k' とし、各相対弾性特性 χ_k' を予め定められた配色に従いコード化して空間分布画像としたものである。基準弾性特性 χ_s 及び弾性特性 χ_k を求めるにあたり、同じ脈圧 Δp を用いているのであれば、相対弾性特性 χ_k' の演算 $\chi_k' = \chi_k / \chi_s$ において脈圧 Δp の影響はキャンセルされ、その結果相対弾性特性 χ_k' は脈圧 Δp の変動や誤差に依存せず、健常部位と比較した硬軟の相対分布を正確かつ安定的に求めることができる。

【００４９】

相対弾性特性を求める場合の超音波診断装置 11 の動作について、図 3 を用いて説明する。操作者は、表示部 21 に表示されている弾性特性分布画像から健常部位を見出し、基準領域設定部 31 を動作させて、図 7 に示すような基準領域 44 を設定する。設定は、超音波診断装置 11 のインターフェイス部（図示せず）を介して行う。基準領域設定部 31 は、操作者によって規定された基準領域情報を相対弾性特性演算部 33 に送る。相対弾性

10

20

30

40

50

特性演算部 33 は、弾性特性演算部 32 から送られた弾性特性 χ_k を用い、まず基準領域内の弾性特性 χ_s を求め、次に相対弾性特性 χ_k' を求める。相対弾性特性 χ_k' は空間分布画像として表示部 21 へ出力され、また演算データ記憶部 20 にも記憶される。なお、操作者が表示部 21 を見ながら基準領域 44 を任意位置に設定することができるように、基準領域設定部 31 は基準位置情報を表示部 21 へ送り、これを表示させることが好適である。ここで、基準領域 44 の表示は B モード断層画像や弾性特性画像に重畳表示することが好適であるが、基準領域 44 の位置座標を数値として表示してもかまわない。

【0050】

以上説明したように、本実施形態にて示した演算を心拍毎に行うことにより、被験者の脈圧が心拍毎に不安定であっても、あるいは心拍毎の脈圧測定が正確でなくとも、正確かつ安定な弾性特性分布を求めることが可能となる。さらには、心拍毎に脈圧を測定しなくとも正確かつ安定な弾性特性分布を求めることが可能となる。

10

【0051】

なお、本実施形態では相対弾性特性を $\chi_k' = \chi_k / \chi_s$ として求めているが、 $\chi_k' = A \times (\chi_k / \chi_s) + B$ とし、定数 A や定数 B を任意に設定しても、本発明の趣旨を逸脱しない範囲であればいっこうにかまわない。

【0052】

また、基準領域 44 の設定は、弾性特性計測を行っている最中に実施することが好適であるが、計測終了後に、演算データ記憶部 20 に記憶されているデータを読み出して画像表示させ、ここで実施しても同様の効果が得られる。

20

【0053】

そして、基準領域 44 の設定は、組織が健常部位であるかどうかを操作者が判断したうえで、超音波診断装置 11 のインターフェイス部を介して手動で実施することが好適であるが、例えば関心領域 41 内に存在する外膜を自動外膜抽出機能によって抽出し、これを基準領域 44 として設定してもいっこうにかまわない。

【0054】

さらに、操作者が関心領域 41 内に健常部位が存在しないと診断した場合には、過去に求めた同一部位の弾性特性や、他部位（関心領域 41 以外の部位）の弾性特性を用いてもかまわない。ただし、比較対象となる両者を計測した時刻が異なるため、脈圧も異なっている可能性がある点に留意する必要がある。

30

【0055】

（第 2 の実施の形態）

次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。第 2 の実施の形態の超音波診断装置は、第 1 の実施の形態の超音波診断装置 11 と、演算部 19 の機能を除いて同様な構成と機能を有するものであり、特に説明のない限り符号も同じ数字を使用する。

【0056】

第 1 の実施の形態で示したように、演算部 19 は、弾性特性を求めるにあたり、まず測定対象である複数の微小生体組織 T_k の一心周期内の厚さ変化量 $H_k(t)$ を求め、ここから最大厚さ変化量 ΔH_k を求める。次に、対象組織の厚さの最大値（あるいは初期値） H_m と ΔH_k とから歪み S_k を演算し、歪み S_k と脈圧 Δp とから弾性特性 χ_k を演算する。そして、予め定めた基準弾性特性 χ_s を用いて相対弾性特性 $\chi_k' = \chi_k / \chi_s$ を求める。

40

【0057】

ここで、相対弾性特性 χ_k' は、基準領域 44 内の歪みの平均値を基準歪み S_s として、（式 5）のように示すこともできる。

【0058】

$$\chi_k' = \chi_k / \chi_s = (\Delta p / S_k) / (\Delta p / S_s) = S_s / S_k \quad (\text{式 5})$$

【0059】

（式 5）は、相対弾性特性 χ_k' の演算においては、脈圧 Δp を測定する必要がないことを示している。すなわち、脈圧 Δp が不安定な被験者であっても、さらには脈圧 Δp を

50

全く測定しなくとも正確かつ安定な相対弾性特性分布を求めることが可能となる。

【0060】

さらに、相対弾性特性 χ_k' は、基準領域 44 内の最大厚さ変化量の平均値を基準最大厚さ変化量 ΔH_s として、(式 6) のように示すこともできる。

【0061】

$\chi_k' = S_s / S_k = (\Delta H_s / H_m) / (\Delta H_k / H_m) = \Delta H_s / \Delta H_k$ (式 6)

【0062】

なお、本実施形態では相対弾性特性 χ_k' を(式 5) や(式 6) を用いて求めているが、 $\chi_k'' = A \times \chi_k' + B$ (A 及び B は任意に設定される定数) を演算し、 χ_k'' を利用しても、本発明の趣旨を逸脱しない範囲であればいっこうにかまわない。特に、定数 A に基準弾性特性 χ_s 、定数 B に 0 を用いることで、弾性特性 χ_k を求めなくても、最大厚さ変化量 ΔH_k 歪み S_k さえ求めれば弾性特性 χ_k を求めることができる。ここで基準弾性特性 χ_s は、実際の測定値であってもかまわないし、外膜等の個人差があまりない部位での一般的な値等を用いてもかまわない。

【0063】

以上説明したように、第 2 の実施の形態にて示した演算を心拍毎に行うことにより、被験者の脈圧を全く測定しなくとも正確かつ安定な弾性特性分布を求めることが可能となる。

【0064】

本発明を詳細にまた特定の実施態様を参照して説明したが、本発明の精神と範囲を逸脱することなく様々な変更や修正を加えることができることは当業者にとって明らかである。

本出願は、2005年7月20日出願の日本特許出願(特願2005-210233)に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

【産業上の利用可能性】

【0065】

本発明の超音波診断装置は、血圧測定の正確性や安定性に依存せずに、さらには血圧測定を行わなくとも、拍毎に安定した弾性特性の空間分布表示を行うことが可能な超音波診断装置等に利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を用いて血管壁組織の性状診断を行う際の状態を示す図

【図 2】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置における演算部の構成を詳細に示すブロック図

【図 4】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を用いて血管壁組織の性状診断を行う際の生体を伝播する超音波ビームを模式的に示す図

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を用いて血管壁組織の性状診断を行う際の測定位置と弾性特性演算の対象組織との関係を示す図

【図 6】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を用いて血管壁組織の性状診断を行う際、血管壁の一部に関心領域を設定したときの、その関心領域内の弾性特性分布の一例を模式的に示す図

【図 7】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を用いて血管壁組織の性状診断を行う際、関心領域内の弾性特性分布内に、基準となる弾性特性を求める領域を規定する基準領域を設定した様子の一例を模式的に示す図

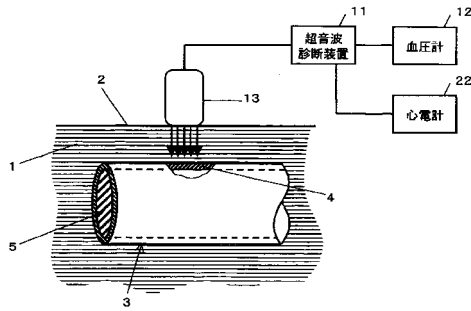
【図 8】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を用いて血管壁組織の性状診断を行う際、関心領域内の各弾性特性を基準弾性特性により正規化した相対弾性特性分布の一例を模式的に示す図

【符号の説明】

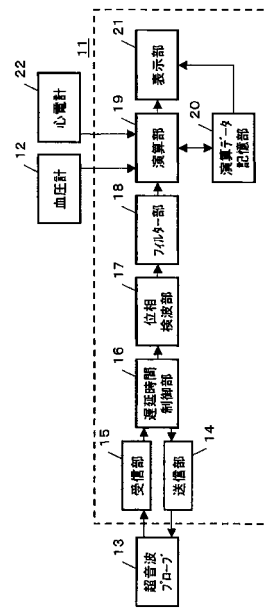
【0067】

1	血管外組織	
2	体表	
3	血管	
4	血管前壁	
5	血液	
11	超音波診断装置	
12	血圧計	
13	超音波プローブ	10
14	送信部	
15	受信部	
16	遅延時間制御部	
17	位相検波部	
18	フィルタ部	
19	演算部	
20	演算データ記憶部	
21	表示部	
22	心電計	
31	基準領域設定部	20
32	弾性特性演算部	
33	相対弾性特性演算部	
41	関心領域	
42	外膜	
43	内中膜領域	
44	基準領域	
60	生体	
62	生体組織	
63	血管壁	
64	血液	30
66	音響線	
67	超音波ビーム	

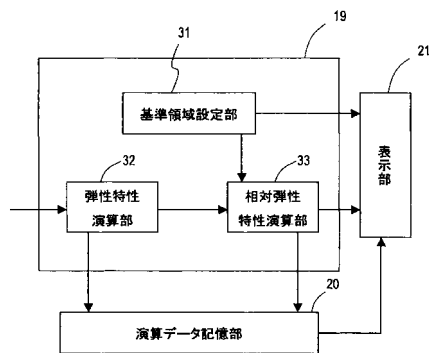
【図 1】



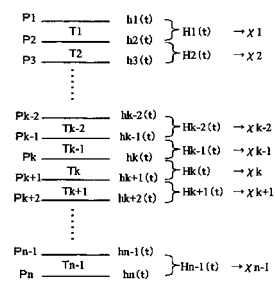
【図 2】



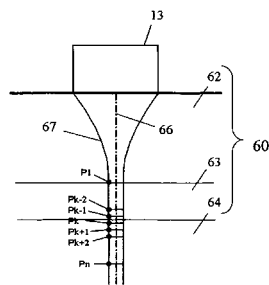
【図 3】



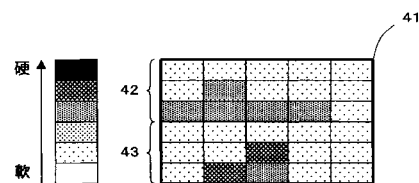
【図 5】



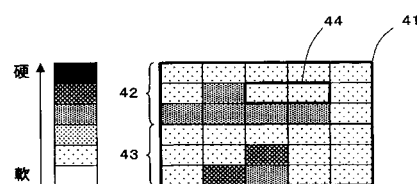
【図 4】



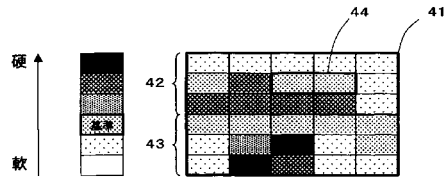
【図 6】



【図 7】



【図 8】



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1006番地 松下電器産業株式会社内

(72)発明者 鈴木 隆夫

愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特開2003-508139 (JP, A)

特開2004-283373 (JP, A)

特開2000-060853 (JP, A)

米国特許出願公開第2005/0096528 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5014132B2	公开(公告)日	2012-08-29
申请号	JP2007526057	申请日	2006-07-20
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	加藤真 反中由直 萩原尚 鈴木隆夫		
发明人	加藤 真 反中 由直 萩原 尚 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/02007 A61B8/0891 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	桥本 公秀		
优先权	2005210233 2005-07-20 JP		
其他公开文献	JPWO2007011000A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其能够在不依赖于血压测量的精度和稳定性的情况下显示每个节拍的稳定弹性特性的空间分布，并且还能够进行血压测量。它旨在做到。 在本发明的超声波诊断装置中，从超声波探头13发射并在生物体组织上反射的超声波反射波通过接收单元15，延迟时间控制单元16，相位检测单元17和滤波器单元18，第19节。基于由相位检测部分17获得的相位检测信号，计算部分19计算相对弹性特性，该相对弹性特性是由活组织的任意参考区域的弹性特性归一化的弹性特性。由计算单元计算的相对弹性特性的分布显示在显示单元21上。

