

(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2007-20724

(P2007-20724A)

(43) 公開日 平成19年2月1日(2007.2.1)

(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 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-204688 (P2005-204688)
(22) 出願日 平成17年7月13日 (2005.7.13)

(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 加藤 真
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 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 反中 由直
大阪府門真市大字門真1006番地 松下
電器産業株式会社内

最終頁に続く

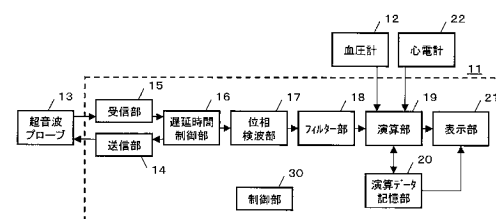
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 ノイズの影響を低減し、正確な性状測定を行うことのできる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 生体組織へ超音波を送信するため超音波プローブ13を駆動する送信部14と、生体組織からの超音波反射波を、前記超音波プローブ13を用いて受信する受信部15と、受信信号を位相検波し、前記生体組織に設定された複数の測定対象位置から位相検波信号を生成する位相検波部17と、前記複数の測定対象位置の複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の位相検波信号の空間平均処理を行って平均位相検波信号を求め、前記各領域内の測定対象位置における位相検波信号の大きさに基づく前記平均位相検波信号の重心位置を求め、前記平均位相検波信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置の2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求める演算部19とを備える超音波診断装置。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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る超音波反射波を、
前記超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号を位相検波し、前記生体組織に設定された複数の測定対象位置にそれぞれ対応した複数の位相検波信号を生成する位相検波部と、
前記複数の測定対象位置の少なくとも2つをそれぞれ含む複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の位相検波信号の空間平均処理を行うことにより平均位相検波信号を求め、前記各領域内の測定対象位置における位相検波信号の大きさに基づいて前記平均位相検波信号の重心位置を求め、前記平均位相検波信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置から任意に選ばれる2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求める演算部と、
を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

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る超音波反射波を、
前記超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号を位相検波し、前記生体組織に設定された複数の測定対象位置にそれぞれ対応した複数の位相検波信号を生成する位相検波部と、
前記複数の位相検波信号の時間相関演算を行うことにより、複数の相関信号を求め、前記複数の測定対象位置の少なくとも2つをそれぞれ含む複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の相関信号の空間平均処理を行うことにより平均相関信号を求め、前記各領域内の測定対象位置における相関信号の大きさに基づいて前記平均相関信号の重心位置を求め、前記平均相関信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置から任意に選ばれる2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求める演算部と、
を備える超音波診断装置。

【請求項 3】

前記演算部は、所定の重み付け係数を用い、前記各領域内の平均位相検波信号および重心位置の少なくとも一方を求める請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記演算部は、前記複数の領域から選ばれる任意の2つ領域の重心位置の差分から求められる厚さを用い、前記2つの領域間の歪み量および弾性特性の少なくとも1つを求める請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記各領域内の複数の測定対象位置は同一音響線上に位置している請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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、
超音波プローブを駆動し、超音波を送信するステップと、
前記超音波が生体組織において反射することにより得られる超音波反射波を前記超音波プローブにより受信し、受信信号を生成するステップと、
前記受信信号を位相検波し、前記生体組織の複数の測定対象位置にそれぞれ対応した複数の位相検波信号を生成するステップと、
前記複数の測定対象位置の少なくとも2つをそれぞれ含む複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の位相検波信号の空間平均処理を行うことにより平均位相検波信号を求めるステップと、
前記領域内の測定対象位置における位相検波信号の大きさに基づいて前記平均位相検波信号の重心位置を求めるステップと、

10

20

30

40

50

前記平均位相検波信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置から任意に選ばれる2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求めるステップと、
を包含する超音波診断装置の制御方法。

【請求項7】

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、
超音波プローブを駆動し、超音波を送信するステップと、
前記超音波が生体組織において反射することにより得られる超音波反射波を前記超音波プローブにより受信し、受信信号を生成するステップと、
前記受信信号を位相検波し、前記生体組織の複数の測定対象位置にそれぞれ対応した複数の位相検波信号を生成するステップと、
前記複数の位相検波信号の時間相関演算を行うことにより、複数の相関信号を求めるステップと、
前記複数の測定対象位置の少なくとも2つをそれぞれ含む複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の相関信号の空間平均処理を行うことにより平均相関信号を求めるステップと、
前記領域内の測定対象位置における相関信号の大きさに基づいて前記平均相関信号の重心位置を求めるステップと、
前記平均相関信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置から任意に選ばれる2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求めるステップと、
を包含する超音波診断装置の制御方法。

【請求項8】

前記重心位置を求めるステップは、所定の重み付け係数を用い、前記各領域内の平均位相検波信号または平均相関信号と重心位置との少なくとも一方を求める請求項6または7に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項9】

前記位置変位量、厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求めるステップは、前記複数の領域から選ばれる任意の2つ領域の重心位置の差分から求められる厚さを用い、前記2つの領域間の歪み量および弾性特性の少なくとも1つを求める請求項6から8のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項10】

前記各領域内の複数の測定対象位置は同一音響線上に位置している請求項6から9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、特に、生体内の組織の性状診断を行う超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に関する。

【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およ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。

10

【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。

20

【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。

【0009】

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線被爆のおそれがない点で優れている。

30

【0010】

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は、制約付き最小二乗法を用いて超音波エコー信号の振幅と位相を解析することにより、測定対象を高精度でトラッキングする技術を開示している。この技術を位相差トラッキング法と呼ぶ。この技術によれば、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。

40

【0011】

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では、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を示している。

【0012】

動脈壁の硬さ度合いは一樣ではなく、ある分布を持って存在していることが知られおり、動脈硬化症の診断においては、動脈壁の硬さの分布を正確に把握することが重要である。非特許文献1に開示された方法によれば、動脈の硬化度合いを示す特徴量である弾性率

50

が二次元で表示されるため、動脈壁の硬化した部分をより正確に特定することが可能となる。

【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】

【0013】

しかしながら、特許文献1および非特許文献1などに開示された技術によって、数ミクロンオーダーの計測が可能となるにつれてノイズの影響が問題となる。具体的には、超音波エコー信号には測定環境に応じて様々なノイズを含んでいるため、得られる位置変位量が不安定となる。その結果、性状測定値を正確に求めることが困難となる。

【0014】

本発明はこのような課題を解決し、ノイズの影響を低減し、正確な性状測定を行う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】

【0015】

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る超音波反射波を、前記超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号を位相検波し、前記生体組織に設定された複数の測定対象位置にそれぞれ対応した複数の位相検波信号を生成する位相検波部と、前記複数の測定対象位置の少なくとも2つをそれぞれ含む複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の位相検波信号の空間平均処理を行うことにより平均位相検波信号を求め、前記各領域内の測定対象位置における位相検波信号の大きさに基づいて前記平均位相検波信号の重心位置を求め、前記平均位相検波信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置から任意に選ばれる2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求める演算部とを備える。

【0016】

また、本発明の他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る超音波反射波を、前記超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号を位相検波し、前記生体組織に設定された複数の測定対象位置にそれぞれ対応した複数の位相検波信号を生成する位相検波部と、前記複数の位相検波信号の時間相関演算を行うことにより、複数の相関信号を求め、前記複数の測定対象位置の少なくとも2つをそれぞれ含む複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の相関信号の空間平均処理を行うことにより平均相関信号を求め、前記各領域内の測定対象位置における相関信号の大きさに基づいて前記平均相関信号の重心位置を求め、前記平均相関信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置から任意に選ばれる2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求める演算部とを備える。

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記演算部は、所定の重み付け係数を用い、前記各領域内の平均位相検波信号および重心位置の少なくとも一方を求める。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記複数の領域から選ばれる任意の2つ領域の重心位置の差分から求められる厚さを用い、前記2つの領域間の歪み量および弾性特性の少なくとも一つを求める。

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記各領域内の複数の測定対象位置は同一音響線上に位置している。

【0020】

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、超音波プローブを駆動し、超音波を送信するステップと、前記超音波が生体組織において反射することにより得られる超音波反射波を前記超音波プローブにより受信し、受信信号を生成するステップと、前記受信信号を位相検波し、前記生体組織の複数の測定対象位置にそれぞれ対応した複数の位相検波信号を生成するステップと、前記複数の測定対象位置の少なくとも2つをそれぞれ含む複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の位相検波信号の空間平均処理を行うことにより平均位相検波信号を求めるステップと、前記領域内の測定対象位置における位相検波信号の大きさに基づいて前記平均位相検波信号の重心位置を求めるステップと、前記平均位相検波信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置から任意に選ばれる2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求めるステップとを包含する。

【0021】

また、本発明の他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、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、超音波プローブを駆動し、超音波を送信するステップと、前記超音波が生体組織において反射することにより得られる超音波反射波を前記超音波プローブにより受信し、受信信号を生成するステップと、前記受信信号を位相検波し、前記生体組織の複数の測定対象位置にそれぞれ対応した複数の位相検波信号を生成するステップと、前記複数の位相検波信号の時間相関演算を行うことにより、複数の相関信号を求めるステップと、前記複数の測定対象位置の少なくとも2つをそれぞれ含む複数の領域を前記生体組織に設定し、各領域内の相関信号の空間平均処理を行うことにより平均相関信号を求めるステップと、前記領域内の測定対象位置における相関信号の大きさに基づいて前記平均相関信号の重心位置を求めるステップと、前記平均相関信号および前記重心位置に基づいて、前記複数の測定対象位置の位置変位量、前記複数の測定対象位置から任意に選ばれる2つの間の厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求めるステップとを包含する。

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記重心位置を求めるステップは、所定の重み付け係数を用い、前記各領域内の平均位相検波信号または平均相関信号と重心位置との少なくとも一方を求める。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記位置変位量、厚さ変化量、歪み量、弾性特性のうち少なくとも一つを求めるステップは、前記複数の領域から選ばれる任意の2つ領域の重心位置の差分から求められる厚さを用い、前記2つの領域間の歪み量および弾性特性の少なくとも1つを求める。

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記各領域内の複数の測定対象位置は同一音響線上に位置している。

【発明の効果】

【0025】

本発明の超音波診断装置によれば、各測定対象位置から得られる位相検波信号または相関信号を空間平均処理することによってノイズの影響を低減するとともに、各測定対象位置から得られる位相検波信号または相関信号の重心位置を用いて、測定対象とする組織の位置を正確に追跡し、また、弾性率を求めるための任意の2つの測定位置間の厚さを正確に求めることが可能となる。したがって、被検体の性状特性、特に組織の歪み量や弾性率を正確に求めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

本発明の超音波診断装置は、測定時におけるノイズの影響を低減するために、被検体の各測定対象位置から得られる情報を空間平均処理する。具体的には、特許文献1および非特許文献1などに開示された位相差トラッキング法により、各測定対象位置から得られる位相検波信号、または、位相検波信号を時間軸上で相関演算処理することにより得られる相関信号の空間平均処理を行う。これにより、位相検波信号あるいは相関信号に重畳しているノイズの影響が低減され、各測定対象位置の位置変位量が安定する。

【0027】

このとき、空間平均処理を行う範囲内には、大きさの異なる複数の位相検波信号（または相関信号、以下、位相検波信号に言及するが相関信号も同様である）がある。これら位相検波信号の加算平均処理を行い平均位相検波信号を求める場合、平均位相検波信号の角度におよぼす影響は、各位相検波信号の大きさに依存する。すなわち、平均処理範囲内において、相対的に小さい位相検波信号は、位相検波信号の角度に与える影響は小さい。

【0028】

このため、空間平均処理の対象となった複数の位相検波信号からなる位相検波信号群の位置、あるいは、複数の位相検波信号から求められた平均位相検波信号の位置を各位相検波信号の大きさに応じて決定する。つまり、複数の位相検波信号の重心位置を求め、求めた位置において平均位相検波信号が得られたものとする。例えば、等間隔に並んだ連続した5点（P1、P2、P3、P4、P5）からなる群において、この群内の位相検波信号データを空間平均処理する場合、群の位置あるいは得られた位相検波信号の位置は5点の中央にある点P3とするのが一般的である。しかし、本発明では、P1のデータとP2のデータが他の3点のデータに比べて極端に小さい場合、データ平均値に及ぶP1のデータとP2のデータの影響は極めて小さいため、群あるいは平均位相検波信号の位置は中央のP3ではなく、重心のP4とする。これによって、測定対象とする組織の位置を正確に追跡することが可能となる。

【0029】

このように各測定対象位置から得られる位相検波信号または相関信号を空間平均処理することによってノイズの影響を低減するとともに、各測定対象位置から得られる位相検波信号または相関信号の重心位置を用いて、測定対象とする組織の位置を正確に追跡し、また、弾性率を求めるための任意の2つの測定位置間の距離（厚さ）を正確に求めることが可能となる。したがって、被検体の性状特性、特に組織の歪み量や弾性率を正確に求めることができる。

【0030】

以下、本発明による超音波診断装置の実施形態を図面を用いて詳細に説明する。

【0031】

図1は、本実施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ための構成を示すブロック図である。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に密着するよう支持され、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、超音波反射波（エコー）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は超音波診断装置11へと入力される。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、検波信号の振幅および位相の両方を用い、制約付き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、超音波診断装置11には心電計22が接続されており、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、データ取得やデー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。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、心電波形の代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。

【0032】

以下、超音波診断装置 11 の構成および動作を詳細に説明する。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 および表示部 21 を備えている。また、コンピュータなどからなる制御部 30 がこれら各部を制御する。

【0033】

送信部 14 は、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が超音波プローブ 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。

【0034】

受信部 15 は超音波プローブ 13 を用いて超音波反射波を検出し、検出によって得られた信号を増幅することにより、受信信号を生成する。受信部 15 は A/D 変換部を含み、受信信号をさらにデジタル信号に変換する。送信部 14 および受信部 15 は電子部品などを用いて構成される。

【0035】

遅延時間制御部 16 は送信部 14 および受信部 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 によって増幅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。

【0036】

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およびノイズ成分等を除去する。位相検波部 17 およびフィルタ部 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。

【0037】

位相検波信号の実部信号および虚部信号は、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、形状測定値演算部 31 および性状測定値演算部 32 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。

【0038】

形状測定値演算部 31 は、受信信号の実部信号および虚部信号に基づいて、複数の測定対象位置における生体組織の運動速度をそれぞれ求め、運動速度を積分することによって、位置変位量（位置の時間変位量）を求める。求めた位置変位量から各測定対象位置間における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。

【0039】

性状測定値演算部 32 は、最大厚さ変化量と厚さの最大値を受け取り、生体組織の歪みを求める。さらに血圧計 12 から得られる血圧データを用いて、各測定対象位置間の組織の弾性特性を求める。

10

20

30

40

50

【0040】

このようにして求められた生体組織の最大厚さ変化量、歪み量、あるいは弾性特性は、計測領域に対応してマッピングされ、形状測定値または性状測定値の空間分布を示す心周期毎の空間分布フレームとして表示部21へ出力される。

【0041】

図4および図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、図では血管以外の生体組織62、血管壁63および血液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等によって反射または散乱し、反射また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。

10

【0042】

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対象位置 P_n （ P_1 、 P_2 、 P_3 、 $P_k \cdots P_n$ 、 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に近い順に P_1 、 P_2 、 P_3 、 $P_k \cdots P_n$ 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、実部信号および虚部信号からなる位相検波信号 $R_k(t)$ を求め、フィルタ部18を通過させる。演算部19の形状測定値演算部31では、位相検波信号 $R_k(t)$ と微小時間 Δt 後の位相検波信号 $R_k(t + \Delta t)$ において振幅は変化せず、位相および反射位置のみが変化するという制約のもとで、位相検波信号 $R_k(t)$ と $R_k(t + \Delta t)$ との相関演算を行い、位置 k の相関信号 $Q_k(t)$ を以下の式から求める。

20

【0043】

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

【0044】

以下において詳細に説明するように本発明では、ここで求めた位相検波信号 $R_k(t)$ または相関信号 $Q_k(t)$ に対して空間平均処理を行う。その後、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 $\theta_k(t)$ から測定対象位置 P_k の時間変化の様子、すなわち位置 P_k の位置変位量 $h_k(t)$ を求めることができる。

30

【0045】

図5は、測定対象位置 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、隣接する測定対象位置 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 個の測定対象位置 $P_1 \cdots P_n$ からは $(n-1)$ 個の対象組織 $T_1 \cdots T_{n-1}$ を設けることができる。

【0046】

対象組織 T_k の伸縮量である厚さ変化量 $H_k(t)$ は、測定対象位置 P_k と P_{k+1} の位置変位量 $h_k(t)$ 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。

40

【0047】

血管壁64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、歪み量 S_k および弾性特性 χ_k はそれぞれ次式で求めることができる。

【0048】

50

$$S_k = \Delta H_k / H_m = \Delta H_k / L$$

$$\chi_k = \Delta p / S_k = \Delta p \cdot H_m / \Delta H_k$$

【0049】

測定対象位置 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。

【0050】

次に空間平均処理を詳細に説明する。上述したように、測定された反射波信号 $r_k(t)$ は測定環境に応じて様々なノイズを含んでおり、ここから求めた位置変位量 $h_k(t)$ や厚さ変化量 $H_k(t)$ もノイズを含んでしまうことがある。厚さの最大値 H_m は一心周期内の厚さ変化量 $H_k(t)$ の最大値と最小値の差分であるため、ノイズの影響を大きく受けてしまい、結果として得られる歪み量 S_k や弾性特性 χ_k は誤った値となってしまう。

【0051】

こうしたノイズによる影響を低減するために、超音波診断装置 11 は、信号の空間平均処理を行う。反射波信号 $r_k(t)$ が含むノイズを除去するためには、位相検波信号 $R_k(t)$ や相関信号 $Q_k(t)$ の空間平均処理が有効である。以下の説明では、図 6 および図 7 を参照して、相関信号 $Q_k(t)$ の空間平均処理を行う例を説明する。図 6 は演算部 19 における信号処理を示すフローチャートである。演算部 19 は、フィルタ部 18 から出力された位相検波信号 $R_k(t)$ を相関演算処理し、相関信号 $Q_k(t)$ を生成する（ステップ S1）。さらに、相関信号 $Q_k(t)$ を空間平均処理し、平均相関信号 $Q'_k(t)$ を生成する（ステップ S2）。

【0052】

この空間平均処理を図 7 を用いて詳細に説明する。ある時刻 t において、少なくとも 2 つの測定対象位置を含む領域を設定する。好ましくは、2 以上 10 以下の測定対象位置を含む。この領域は同一音響線上の複数の測定対象位置を含むことが好ましい。例えば、位置 P_k の相関信号 $Q_k(t)$ を含む同一音響線上の複数の位置を含む領域を設定する。この領域に含まれる複数の位置における複数の相関信号を相関信号群とする。例えば、図 7 に示すように、位置 P_k を中心とした連続する 5 つの位置 P_{k-2} 、 P_{k-1} 、 P_k 、 P_{k+1} 、 P_{k+2} の相関信号 $Q_{k-2}(t)$ 、 $Q_{k-1}(t)$ 、 $Q_k(t)$ 、 $Q_{k+1}(t)$ 、 $Q_{k+2}(t)$ を相関信号群とする。次にこれら信号群の空間平均処理、もしくは加算処理を行い、これを位置 P_k の平均相関信号 $Q'_k(t)$ とする。相関信号 $Q_k(t)$ は複素数であり、平均処理や加算処理はベクトル演算となる。測定対象位置の組み合わせが異なるように領域をシフトさせて設定し、この空間平均処理をすべての位置 P_k について求める。例えば平均相関信号 $Q'_{k+1}(t)$ は相関信号群 $Q_{k-1}(t)$ 、 $Q_k(t)$ 、 $Q_{k+1}(t)$ 、 $Q_{k+2}(t)$ 、 $Q_{k+3}(t)$ から求められる。

【0053】

以上のように求めた平均相関信号 $Q'_k(t)$ の位相角を用いて位相トラッキングを行い、位置変位量 $h'_k(t)$ を演算する（ステップ S3）。そして、位置 P_k の位置変位量 $h'_k(t)$ と位置 P_{k+d} の位置変位量 $h'_{k+d}(t)$ との差分から厚さ変化量 $H_k(t)$ と最大厚さ変化量 ΔH_k とを求め（ステップ S4）、続いて歪み量 S_k を求める（ステップ S5）。

【0054】

ここで歪み量 S_k は、一心周期内の最大厚さ変化量 ΔH_k と対象組織の厚さの初期値 H_m から求められる。一般的には H_m は位置が d 離れている二点間の距離初期値なので、 $L \times \{(k+d) - k\} = L \times d$ というある一定の数となる。しかし、本発明では、相関信号群を構成する各相関信号の大きさに応じて平均相関信号の位置座標初期値を別途求め、求めた位置座標初期値を用いて二点間の距離初期値を算出する。具体的には、平均相関信号の位置座標初期値は、相関信号群を構成する各相関信号の位置の重心とする。なぜならば、空間平均処理を求めるベクトル演算において、各相関信号が結果に与える影響は、その大きさ（絶対値）に依存するからである。より具体的には、座標初期値 Z_{k-2} 、 Z_k

− 1、 Z_k 、 Z_{k+1} 、 Z_{k+2} を有する位置 P_{k-2} 、 P_{k-1} 、 P_k 、 P_{k+1} 、 P_{k+2} の相関信号 $Q_{k-2}(t)$ 、 $Q_{k-1}(t)$ 、 $Q_k(t)$ 、 $Q_{k+1}(t)$ 、 $Q_{k+2}(t)$ からなる相関信号群から求めた平均相関信号 $Q'_k(t)$ の位置座標初期値 Z'_k は、次式で求める。

【0055】

【数1】

$$Z'_k = \frac{(Z_k - 2 \times |Q_{k-2}(0)| + Z_{k-1} \times |Q_{k-1}(0)| + Z_k \times |Q_k(0)| + Z_{k+1} \times |Q_{k+1}(0)| + Z_{k+2} \times |Q_{k+2}(0)|)}{|Q_{k-2}(0)| + |Q_{k-1}(0)| + |Q_k(0)| + |Q_{k+1}(0)| + |Q_{k+2}(0)|}$$

10

$$= \frac{\sum_{j=k-2}^{k+2} Z_j \times |Q_j(0)|}{\sum_{j=k-2}^{k+2} |Q_j(0)|}$$

【0056】

上式を用い、すべての位置 P_k における平均相関信号 $Q'_k(t)$ の位置座標初期値 Z'_k を求める（ステップS7）。すなわち、例えば平均相関信号 $Q'_{k+d}(t)$ の位置座標初期値 Z'_{k+d} は相関信号群 $Q_{k+d-2}(t)$ 、 $Q_{k+d-1}(t)$ 、 $Q_{k+d}(t)$ 、 $Q_{k+d+1}(t)$ 、 $Q_{k+d+2}(t)$ 、から求められる。求めた位置座標初期値 Z'_k は、小数を含む形式のままでも良いし、四捨五入した整数値としてもかまわないが、四捨五入すると精度は低くなる。

20

【0057】

続いて、ステップS7にて求めた平均相関信号の位置座標初期値 Z'_k を用いて、歪み量や弾性特性演算の対象組織の厚さ初期値 $H_{m'}_k$ を求める（ステップS8）。ステップS4においては、位置が d 離れた二点間の厚さ変化量を求めており、ステップS8においても位置が d 離れた二点間の厚さの初期値を求める。位置 P_k の位置座標初期値 Z'_k と位置 P_{k+d} の位置座標初期値 Z'_{k+d} との差分から、厚さ初期値 $H_{m'}_k = Z'_{k+d} - Z'_k$ として求められる。

30

【0058】

そして、最大厚さ変化量 ΔH_k と厚さ初期値 $H_{m'}_k$ とから歪み量 S_k を求め（ステップS5）、続いて血圧計12で測定された脈圧 Δp と歪み量 S_k とから弾性特性 χ_k が演算される（ステップS6）。

【0059】

以上、詳述したように、相関信号群の空間平均処理により平均相関信号を求める場合には、平均相関信号を求めた複数の相関信号の重心位置を求め、平均相関信号の位置座標初期値とすることにより、正確な歪み量や弾性特性を求めることが可能となる。本発明は、相関信号群が組織の境界部（例えば血管中膜と血管外膜、血液と血管内膜、など）を跨いでいるときに特に効果的である。それは、組織が異なると音響インピーダンスが異なり、相関信号群内の各相関信号の大きさにばらつきが顕著になるためである。

40

【0060】

なお、相関信号群内の相関信号を単純に平均するだけでなく重み付け平均を行えば、より正確に歪み量や弾性特性を求めることが可能となる。重み付けに用いる係数は、相関信号群の中心にピークが位置するように設けられたガウス関数や sinc 関数を用いることが好適であるが、例えば連続した5点に対して1:2:3:2:1となる係数を積算するような重み付けでも効果的である。またこの場合、位置の重心を求める過程にも上記重み付けを導入することが好適であるが、平均相関信号の演算と、位置の重心演算のどちらか一方のみに重み付けを行ってもよい。

50

【0061】

さらに、ステップS7で求める位置座標初期値は、ステップS1で求めた相関信号 $Q_k(t)$ をもとに演算されるが、相関信号 $Q_k(t)$ の大きさのばらつき分布と位相検波信号 $R_k(t)$ の大きさのばらつき分布とがほぼ等しいことから、図6において点線で示すように位置座標初期値を位相検波信号 $R_k(t)$ をもとに演算してもよい。

【0062】

また、上述の例では相関信号に空間平均処理を施しているが、位相検波信号に空間平均処理を施しても同様な効果が得られる。図8は、位相検波信号を空間平均処理するフローチャートを示している。フィルタ部18から出力された位相検波信号 $R_k(t)$ は、まず空間平均処理され、平均位相検波信号 $R'_k(t)$ となり（ステップS11）、平均位相検波信号 $R'_k(t)$ が相関演算処理され相関信号 $Q_k(t)$ となる（ステップS12）。この相関信号 $Q_k(t)$ の位相角を用いて位相トラッキングを行い、位置変位量 $h_k(t)$ を演算する（ステップS13）。そして、位置 P_k の位置変位量 $h_k(t)$ と位置 P_{k+d} の位置変位量 $h_{k+d}(t)$ との差分から厚さ変化量 $H_k(t)$ と最大厚さ変化量 ΔH_k とを求める（ステップS14）。一方、位相検波信号 $R_k(t)$ をもとに平均位相検波信号 $R'_k(t)$ の位置座標初期値 Z'_k を求め（ステップS17）、歪み量や弾性特性演算の対象組織の厚さ初期値 $H_{m'_k}$ を求める（ステップS18）。そして、ステップS14で求めた最大厚さ変化量 ΔH_k とステップS18で求めた厚さ初期値 $H_{m'_k}$ とを用いて歪み量 S_k を演算し（ステップS15）、血圧計12で測定された脈圧 Δp と歪み量 S_k とから弾性特性 χ_k が演算される（ステップS16）。 10 20

【0063】

また、本実施形態では血管壁組織の性状診断を行う場合を例として説明を行ったが、本発明の特徴は、音響インピーダンスが変化する境界部での組織性状診断をより正確に行える点にある。このため、本発明の超音波診断装置は、血管壁組織以外の種々の生体組織の性状測定を好適に行うことができる。さらに、生体以外のゲルやゴムの性状を調べる場合にも好適である。

【産業上の利用可能性】

【0064】

本発明の超音波診断装置は、生体組織、特に血管壁の形状および性状特性を好適に測定できる。また、医師が生体組織の形状および性状特性を正確に診断することが可能な超音波診断装置として有用である。 30

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1】本発明による超音波診断装置を用いて血管壁組織性状の診断を行うための構成を示すブロック図である。

【図2】本発明による超音波診断装置の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図3】図2に示す超音波診断装置の演算部の構成を詳細に示すブロック図である。る。

【図4】血管壁を伝播する超音波ビームと測定対象位置とを模式的に示す図である。

【図5】測定対象位置と弾性特性を求める対象組織との関係を示す図である。

【図6】本発明による超音波診断装置の実施形態における演算部の信号処理を説明するフローチャートである。 40

【図7】測定対象位置と平均相関信号および位置座標初期値との関係を示す図である。

【図8】本発明による超音波診断装置の実施形態における演算部の信号処理を説明するフローチャートである。

【符号の説明】

【0066】

- 1 血管外組織
- 2 体表
- 3 血管
- 4 血管前壁

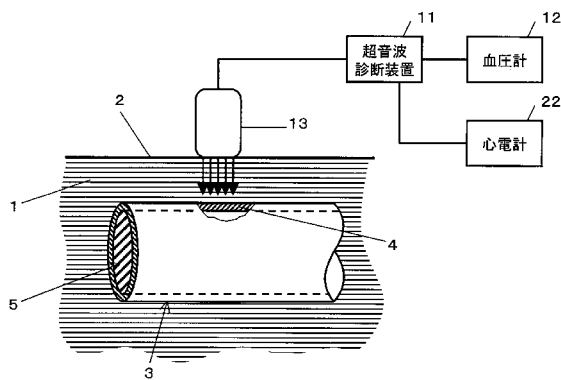
5 血液

- 1 1 超音波診断装置
- 1 2 血圧計
- 1 3 超音波プローブ
- 1 4 送信部
- 1 5 受信部
- 1 6 遅延時間制御部
- 1 7 位相検波部
- 1 8 フィルタ部
- 1 9 演算部
- 2 0 演算データ記憶部
- 2 1 表示部
- 2 2 心電計
- 3 1 形状測定値演算部
- 3 2 性状特性値演算部
- 6 0 生体
- 6 2 生体組織
- 6 3 血管壁
- 6 4 血液
- 6 6 音響線
- 6 7 超音波ビーム

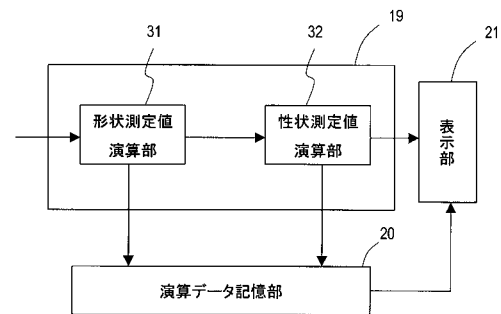
10

20

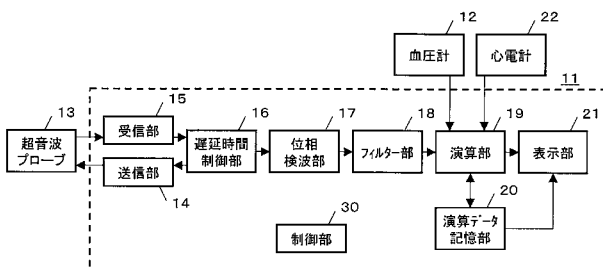
【図 1】



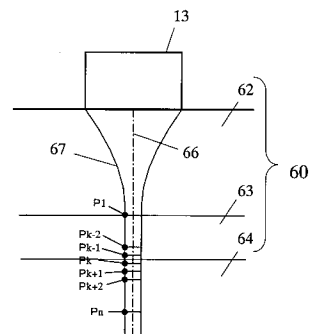
【図 3】



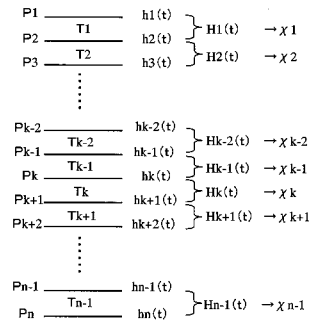
【図 2】



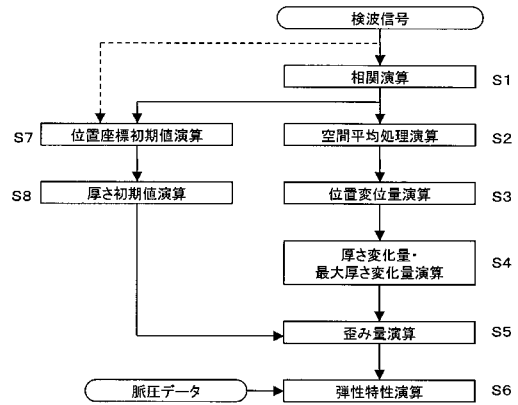
【図 4】



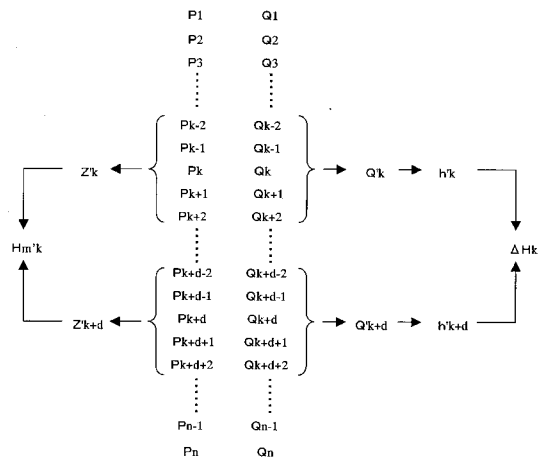
【図 5】



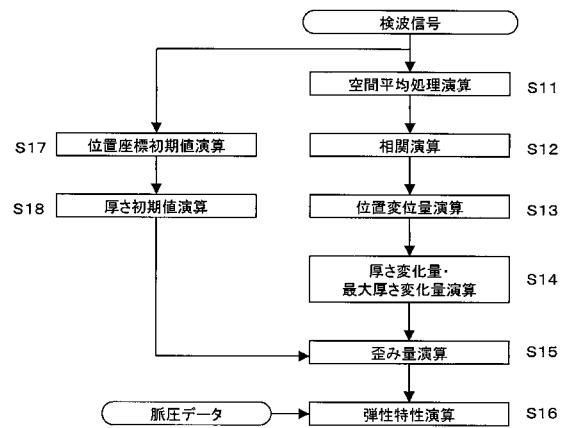
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 隆夫

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

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD14 DD15 DD19 EE02 EE09 FF08 JB23 JB42 JB45
JB48 JC37 KK30

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JP2007020724A	公开(公告)日	2007-02-01
申请号	JP2005204688	申请日	2005-07-13
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	加藤真 萩原尚 反中由直 鈴木隆夫		
发明人	加藤 真 萩原 尚 反中 由直 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB23 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC37 4C601/KK30		
代理人(译)	奥田诚治		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够减少噪声的影响并执行准确的特性测量。 解决方案：发射单元14驱动超声波探头13将超声波发射到活组织，接收单元15使用超声波探头13从活组织接收超声波反射波。 对接收到的信号进行相位检测，相位检测单元17从在生物组织中设置的多个测量目标位置生成相位检测信号，在生物组织中设置多个测量目标位置的多个区域，每个 通过对该区域中的相位检测信号进行空间平均来获得平均相位检测信号，并基于每个区域中的测量目标位置处的相位检测信号的大小，获得平均相位检测信号的重心位置，基于相位检测信号和重心的位置，获得多个测量目标位置的位置位移量，多个测量目标位置中的两个之间的厚度变化量，应变量和弹性特性中的至少一个。

算术单元19 一种超声波诊断装置，包括： [选择图]图2

