

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4602972号  
(P4602972)

(45) 発行日 平成22年12月22日(2010.12.22)

(24) 登録日 平成22年10月8日(2010.10.8)

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

請求項の数 37 (全 41 頁)

(21) 出願番号	特願2006-519642 (P2006-519642)	(73) 特許権者	000005821
(86) (22) 出願日	平成17年7月27日(2005.7.27)		パナソニック株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/013718		大阪府門真市大字門真1006番地
(87) 国際公開番号	W02006/011504	(74) 代理人	100101683
(87) 国際公開日	平成18年2月2日(2006.2.2)		弁理士 奥田 誠司
審査請求日	平成19年12月7日(2007.12.7)	(72) 発明者	加藤 真
(31) 優先権主張番号	特願2004-219753 (P2004-219753)		神奈川県横浜市保土ヶ谷区川辺町6-2-205
(32) 優先日	平成16年7月28日(2004.7.28)	(72) 発明者	萩原 尚
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		神奈川県横浜市青葉区あかね台2-29-10
(31) 優先権主張番号	特願2004-257227 (P2004-257227)	(72) 発明者	砂川 和宏
(32) 優先日	平成16年9月3日(2004.9.3)		宮城県仙台市青葉区南吉成5-8-5-A203
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
(31) 優先権主張番号	特願2005-216640 (P2005-216640)		
(32) 優先日	平成17年7月27日(2005.7.27)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の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の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、位相検波信号を生成する位相検波部と、  
前記位相検波信号から前記生体の組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算する位置変位量演算部と、  
前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の2点間の厚さまたは厚さ変化量を複数求める厚さ変化量演算部と、  
前記生体の一心周期の一部の期間にそれぞれ設定された最大値測定期間および最小値測定期間において、各厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値をそれぞれ決定する最大最小値演算部と、  
を備え、前記各厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差から最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつをそれぞれ計算する超音波診断装置。

【請求項2】

前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値と、前記生体の血圧値に関する情報を受け取り、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差および前記血圧値に基づいて弾性特性を計算する性状特性値演算部をさらに備える請求項1に記載の超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 3】

前記最大値測定期間および最小値測定期間は前記生体の一心周期において重ならないように設定されている請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記生体から得られる生体信号に同期して設定される請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記生体信号は心電計により得られる心電波形である請求項 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記心電波形の P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波および U 波のうちの少なくとも一つに基づいて設定される請求項 5 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記生体信号は心音計により得られる心音波形である請求項 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記心音波形の I 音、I I 音、I I I 音および I V 音のうちの少なくとも一つに基づいて設定される請求項 7 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記生体信号は脈波波形である請求項 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記脈波波形の S 波、P 波、T 波、C 波および D 波のうちの少なくとも一つに基づいて設定される請求項 9 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 11】

前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記位置変位量演算部によってあらかじめ求められた位置変位量波形に基づいて設定される請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 12】

前記厚さ変化量演算部は、前記位置変位量から前記体組織の厚さ変化量を示す厚さ変化量波形をあらかじめ求め、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記厚さ変化波形に基づいて設定される請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 13】

前記厚さ変化量演算部は、前記位置変位量から前記体組織に含まれる血管の径変化量を示す血管径変化量波形をあらかじめ求め、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記血管径変化量波形に基づいて設定される請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 14】

前記最大値測定期間および最小値測定期間は、それぞれ前記一心周期の 1% 以上 25% 以下の長さである請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 15】

前記厚さまたは厚さ変化量の最大値と最小値との比較結果に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも一つの確度を判定する確度判定部をさらに備える請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 16】

前記確度判定部は前記最大値が前記最小値と等しいかまたは小さい場合、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも一つの確度が低いと判定する請求項 15 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 17】

前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻と対応する前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方との関係に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つの確度を判定する確度判定部をさらに備える請求項1または2に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 18】

前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻が対応する測定期間の開始時刻または終了時刻と一致する場合、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つ確度が低いと判定する請求項17に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 19】

前記最大最小値演算部または前記性状特性演算部は、前記確度に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつを所定の値に設定する請求項15または16に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 20】

前記確度判定部は、前記確度を示す情報を生成する請求項15または16に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 21】

前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示する表示部をさらに備える請求項19に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 22】

前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示する表示部をさらに備え、前記確度を示す情報に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う請求項20に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 23】

前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つと、前記確度を示す情報に基づく確度とをそれぞれ前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う表示部をさらに備えた請求項20に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 24】

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、  
超音波送信波を送信し、前記超音波送信波が前記生体の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超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成するステップ(A)と、

前記受信信号を位相検波し、位相検波信号を生成するステップ(B)と、  
前記位相検波信号から前記生体の組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算するステップ(C)と、

前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の2点間の厚さまたは厚さ変化量を複数求めるステップ(D)と、

前記生体の一心周期の一部の期間にそれぞれ設定された最大値測定期間および最小値測定期間において、各厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値をそれぞれ決定するステップ(E)と、

前記各厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差から最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつをそれぞれ演算ステップと(F)、  
を包含する超音波診断装置の制御方法。

## 【請求項 25】

前記ステップ(F)は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値と、前記生体の血圧値に関する情報を受け取り、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差および前記血圧値に基づいて弾性特性を計算する請求項24に記載の超音波診断装置の制御方法。

## 【請求項 26】

10

20

30

40

50

前記ステップ（E）において、前記最大値測定期間および最小値測定期間は前記生体の一心周期において重ならないように設定されている請求項 2 4 または 2 5 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 2 7】

前記ステップ（E）において、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記生体から得られる生体信号に同期して設定される請求項 2 4 または 2 5 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 2 8】

前記生体信号は心電計により得られる心電波形である請求項 2 7 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 2 9】

前記厚さまたは厚さ変化量の最大値と最小値との比較結果に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも 1 つの確度を判定するステップ（G 1）をさらに包含する請求項 2 4 または 2 5 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 0】

前記ステップ（G 1）において、前記最大値が前記最小値と等しいかまたは小さい場合、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも 1 つの確度が低いと判定する請求項 2 9 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 1】

前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻と対応する前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方との関係に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも 1 つの確度を判定するステップ（G 2）をさらに包含する請求項 2 4 または 2 5 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 2】

前記ステップ（G 2）において、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻が対応する測定期間の開始時刻または終了時刻と一致する場合、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも 1 つの確度が低いと判定する請求項 3 1 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 3】

前記確度に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつを所定の値に設定するステップ（H）をさらに包含する請求項 2 9 または 3 0 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 4】

前記ステップ（G 2）は、前記確度を示す情報を生成する請求項 2 9 または 3 0 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 5】

前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも 1 つを表示するステップ（I 1）をさらに包含する請求項 3 3 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 6】

前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも 1 つを表示するステップ（I 2）をさらに包含し、前記確度を示す情報に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも 1 つを前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う請求項 3 4 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 7】

前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも 1 つと、前記確度を示す情報に基づく確度とをそれぞれ前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行うステップ（I 3）をさらに包含する請求項 3 4 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】

【0 0 0 1】

10

20

30

40

50

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特性を測定する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。

【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早期段階において、動脈硬化の度合いを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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

、血管運動による振幅が数マイクロンであり、周波数が数百Hzまでの速い振動成分を高精度に計測できる。このため、血管壁の厚さ変化や歪みを数マイクロンのオーダーで高精度に計測をすることが可能になると報告されている。

【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、腸骨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、数マイクロンオーダーの計測が可能となるにつれて、ノイズの影響が相対的に大きくなる。また、超音波による診断方法は、被験者の測定対象となる部位に超音波プローブを押し当てて計測を行うため、被験者が測定中に動くとき測定位置がずれてしまうことがある。

【0014】

このため、被験者の生体組織から正しい超音波反射波が得られず、正しい計測が行えなかったり、測定値がノイズの影響を受け、不正確な値になったりするという問題が生じる。また、測定結果が不正確である場合に、その結果が不正確であると判定できなければ、不正確な測定結果を正しい結果であると誤認してしまい、測定結果に基づく診断が適切ではなかったり、診断の信頼性が低下してしまったりするという問題も生じる。

【0015】

本発明はこのような課題の少なくとも1つを解決し、正確な測定および信頼性の高い測定を行うことのできる超音波診断装置およびその制御方法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】

【0016】

本発明の超音波診断装置は、生体の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の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、位相検波信号を生成する位相検波部と、前記位相検波信号から前記生体の組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算する位置変位量演算部と、前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の2点間の厚さまたは厚さ変化量を複数求める厚さ変化量演算部と、前記生体の一心周期の一部の期間にそれぞれ設定された最大値測定期間および最小値測定期間において、各厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値をそれぞれ決定する最大最小値演算部とを備え、前記各厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差から最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつをそれぞれ計算する。

【0017】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値と、前記生体の血圧値に関する情報を受け取り、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差および前記血圧値に基づいて弾性特性を計算する性状特性値演算部をさらに備える。

## 【 0 0 1 8 】

ある好ましい実施形態において、前記最大値測定期間および最小値測定期間は前記生体の一心周期において重ならないように設定されている。

## 【 0 0 1 9 】

ある好ましい実施形態において、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記生体から得られる生体信号に同期して設定される。

## 【 0 0 2 0 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号は心電計により得られる心電波形である。

## 【 0 0 2 1 】

ある好ましい実施形態において、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記心電波形の P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波および U 波のうちの少なくとも一つに基づいて設定される。

## 【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号は心音計により得られる心音波形である。

## 【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記心音波形の I 音、II 音、III 音および IV 音のうちの少なくとも一つに基づいて設定される。

## 【 0 0 2 4 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号は脈波波形である。

## 【 0 0 2 5 】

ある好ましい実施形態において、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記脈波波形の S 波、P 波、T 波、C 波および D 波のうちの少なくとも一つに基づいて設定される。

## 【 0 0 2 6 】

ある好ましい実施形態において、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記位置変位量演算部によってあらかじめ求められた位置変位量波形に基づいて設定される。

## 【 0 0 2 7 】

ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量演算部は、前記位置変位量から前記体組織の厚さ変化量を示す厚さ変化量波形をあらかじめ求め、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記厚さ変化波形に基づいて設定される。

## 【 0 0 2 8 】

ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量演算部は、前記位置変位量から前記体組織に含まれる血管の径変化量を示す血管径変化量波形をあらかじめ求め、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記血管径変化量波形に基づいて設定される。

## 【 0 0 2 9 】

ある好ましい実施形態において、前記最大値測定期間および最小値測定期間は、それぞれ前記一心周期の 1 % 以上 25 % 以下の長さである。

## 【 0 0 3 0 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値と最小値との比較結果に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも一つの確度を判定する確度判定部をさらに備える。

## 【 0 0 3 1 】

ある好ましい実施形態において、前記確度判定部は前記最大値が前記最小値と等しいかまたは小さい場合、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも一つの確度が低いと判定する。

10

20

30

40

50

## 【0032】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻と対応する前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方との関係に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つの確度を判定する確度判定部をさらに備える。

## 【0033】

ある好ましい実施形態において、前記確度判定部は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻が対応する測定期間の開始時刻または終了時刻と一致する場合、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つ確度が低いと判定する。

10

## 【0034】

ある好ましい実施形態において、前記最大最小値演算部または前記性状特性演算部は、前記確度に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつを所定の値に設定する。

## 【0035】

ある好ましい実施形態において、前記確度判定部は、前記確度を示す情報を生成する。

## 【0036】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示する表示部をさらに備える。

## 【0037】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示する表示部をさらに備え、前記確度を示す情報に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う。

20

## 【0038】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つと、前記確度を示す情報に基づく確度とをそれぞれ前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う表示部をさらに備える。

## 【0039】

本発明の超音波診断装置は、生体の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の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、位相検波信号を生成する位相検波部と、前記位相検波信号から前記生体の組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算する位置変位量演算部と、前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の2点間の厚さまたは厚さ変化量を複数求める厚さ変化量演算部と、前記複数の測定対象位置から選ばれる任意の2つにおける位置変位量から複数の厚さまたは厚さ変化量を演算する厚さ変化量演算部と、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値をそれぞれ決定する最大最小値演算部と、前記最大値および最小値の差から最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつ計算する性状特性演算部と、前記最大値および最小値が得られた時刻に基づいて、最大厚さ変化量、歪み、弾性特性の少なくともいずれかひとつの確度を判定する確度判定部とを備える。

30

## 【0040】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記性状特性演算部は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値と、前記生体の血圧値に関する情報を受け取り、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差および前記血圧値に基づいて弾性特性を計算する性状特性値演算部をさらに備える。

40

## 【0041】

ある好ましい実施形態において、前記確度判定部は、前記最大値が得られた時刻と最小値が得られた時刻とを比較し、前記確度を判定する。

50

## 【 0 0 4 2 】

ある好ましい実施形態において、前記最大最小値演算部は、前記最大値および最小値を前記生体の一心周期と等しいかまたは短い第 1 の期間において決定する。

## 【 0 0 4 3 】

ある好ましい実施形態において、前記最大最小値演算部は、前記最大値および最小値を前記生体の一心周期と等しいかまたは短い第 1 の期間において決定し、前記確度判定部は、前記最大値および最小値の少なくとも一方の時刻が、前記生体の一心周期中の前記第 1 の期間内の一部に設定される第 2 の期間内であるかどうかによって確度を判定する。

## 【 0 0 4 4 】

ある好ましい実施形態において、前記第 1 の期間は、前記生体から得られる生体信号に同期して設定される。

10

## 【 0 0 4 5 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号は心電計により得られる心電波形である。

## 【 0 0 4 6 】

ある好ましい実施形態において、前記第 1 の期間は、心電波形の P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波および U 波のうちの少なくとも一つに基づいて設定される。

## 【 0 0 4 7 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号は心音計により得られる心音波形である。

20

## 【 0 0 4 8 】

ある好ましい実施形態において、前記第 1 の期間は、心音波形の I 音、I I 音、I I I 音および I V 音のうちの少なくとも一つに基づいて設定される。

## 【 0 0 4 9 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号は脈波波形である。

## 【 0 0 5 0 】

ある好ましい実施形態において、前記第 1 の期間は、脈波波形の S 波、P 波、T 波、C 波および D 波のうちの少なくとも一つに基づいて設定される。

## 【 0 0 5 1 】

ある好ましい実施形態において、前記第 1 の期間は、前記位置変位量演算部によってあらかじめ求められた位置変位量波形に基づいて設定される。

30

## 【 0 0 5 2 】

ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量演算部は、前記位置変位量から前記体組織の厚さ変化量を示す厚さ変化量波形をあらかじめ求め、前記第 1 の期間は、前記厚さ変化量波形に基づいて設定される。

## 【 0 0 5 3 】

ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量演算部は、前記位置変位量から前記体組織に含まれる血管の径変化量を示す血管径変化量波形をあらかじめ求め、前記第 1 の期間は、前記血管径変化量波形に基づいて設定される。

## 【 0 0 5 4 】

ある好ましい実施形態において、前記第 1 の期間は、前記一心周期の 5 % 以上 7 5 % 以下の長さである。

40

## 【 0 0 5 5 】

ある好ましい実施形態において、前記最大最小値演算部または前記性状特性演算部は、前記確度に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつを所定の値に設定する。

## 【 0 0 5 6 】

ある好ましい実施形態において、前記確度判定部は、前記確度を示す情報を生成する。

## 【 0 0 5 7 】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび

50

弾性特性の少なくとも1つを表示する表示部をさらに備える。

【0058】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示する表示部をさらに備え、前記確度を示す情報に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う。

【0059】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つと、前記確度を示す情報に基づく確度とをそれぞれ前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う表示部をさらに備える。

10

【0060】

本発明の超音波診断装置は、生体の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の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、位相検波信号を生成する位相検波部と、前記位相検波信号から前記生体の組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算し、前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の2点間の形状特性値を複数演算する性状特性演算部と、前記複数の形状特性値に基づいて、複数の性状特性を演算する性状特性演算部と、前記複数の形状特性値および複数の性状特性値の少なくとも一方のそれぞれが正しい値であるかどうかの合否の判定を行い、それぞれの合否判定結果に基づき合否比率を演算する合否演算部と、前記合否比率に基づいて、前記複数の形状特性値および複数の性状特性値の少なくとも一方を表示する表示部とを備える。

20

【0061】

ある好ましい実施形態において、前記合否演算部は、前記合否比率と所定の閾値とが所定の条件を満たしている場合、前記合否比率が優れていることを示す表示信号を生成し、前記表示部は、前記表示信号に基づいて前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

【0062】

ある好ましい実施形態において、前記性状特性演算部、前記性状特性演算部および前記合否演算部は、前記生体の心周期毎に演算を行い、前記表示部は、次の表示信号を受け取るまで、前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

30

【0063】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記合否比率と所定の閾値とが所定の条件を満たしている場合に前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつを記憶する記憶部をさらに備え、所定の指令に基づいて、表示部は、前記記憶部に記憶されているうちの最新の形状測定値と性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

【0064】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記合否比率を記憶する記憶部を備え、前記合否演算部は、前記合否比率を演算するたびに、前記記憶部に記憶されている合否比率の最良値との比較を行い、前記合否比率が前記最良値よりも優れている場合、表示信号を生成し、前記表示部は前記表示信号に基づいて前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

40

【0065】

ある好ましい実施形態において、前記記憶部は、前記合否比率が前記最良値よりも優れている場合に前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつを記憶し、所定の指令に基づいて、前記表示部は、前記記憶部に記憶されている前記合否比率の最良値が得られた形状測定値と性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示す

50

る。

【 0 0 6 6 】

ある好ましい実施形態において、前記形状測定値は、生体の体組織の最大厚さ変化量である。

【 0 0 6 7 】

ある好ましい実施形態において、前記性状測定値は、生体の体組織の歪みおよび/または弾性特性である。

【 0 0 6 8 】

本発明の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は、超音波送信波を送信し、前記超音波送信波が前記生体の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超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成するステップ(A)と、前記受信信号を位相検波し、位相検波信号を生成するステップ(B)と、前記位相検波信号から前記生体の組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算するステップ(C)と、前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の2点間の厚さまたは厚さ変化量を複数求めるステップ(D)と、前記生体の一心周期の一部の期間にそれぞれ設定された最大値測定期間および最小値測定期間において、各厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値をそれぞれ決定するステップ(E)と、前記各厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差から最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつをそれぞれ演算ステップと(F)とを包含する。

【 0 0 6 9 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(F)は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値と、前記生体の血圧値に関する情報を受け取り、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差および前記血圧値に基づいて弾性特性を計算する。

【 0 0 7 0 】

ある好ましい実施形態の前記ステップ(E)において、前記最大値測定期間および最小値測定期間は前記生体の一心周期において重ならないように設定されている。

【 0 0 7 1 】

ある好ましい実施形態の前記ステップ(E)において、前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方は、前記生体から得られる生体信号に同期して設定される。

【 0 0 7 2 】

ある好ましい実施形態において、前記生体信号は心電計により得られる心電波形である。

【 0 0 7 3 】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値と最小値との比較結果に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つの確度を判定するステップ(G1)をさらに包含する。

【 0 0 7 4 】

ある好ましい実施形態の前記ステップ(G1)において、前記最大値が前記最小値と等しいかまたは小さい場合、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つの確度が低いと判定する。

【 0 0 7 5 】

ある好ましい実施形態において、制御方法は前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻と対応する前記最大値測定期間および最小値測定期間の少なくとも一方との関係に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つの確度を判定するステップ(G2)をさらに包含する。

【 0 0 7 6 】

ある好ましい実施形態の前記ステップ(G2)において、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻が対応する測定期間の開始時刻または終了時刻と一致する場合、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つの確度が低いと判定する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 7 】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記確度に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつを所定の値に設定するステップ（H）をさらに包含する。

## 【 0 0 7 8 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（G2）は、前記確度を示す情報を生成する。

## 【 0 0 7 9 】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示するステップ（I1）をさらに包含する。

10

## 【 0 0 8 0 】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示するステップ（I2）をさらに包含し、前記確度を示す情報に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う。

## 【 0 0 8 1 】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つと、前記確度を示す情報に基づく確度とをそれぞれ前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行うステップ（I3）をさらに包含する。

## 【 0 0 8 2 】

本発明の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は、超音波送信波を送信し、前記超音波送信波が前記生体の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超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成するステップ（A）と、前記受信信号を位相検波し、位相検波信号を生成するステップ（B）と、前記位相検波信号から前記生体の組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算するステップ（C）と、前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の2点間の厚さまたは厚さ変化量を複数求めるステップ（D）と、前記複数の測定対象位置から選ばれる任意の2つにおける位置変位量から複数の厚さまたは厚さ変化量を演算するステップ（E）と、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値をそれぞれ決定するステップ（F）と、前記最大値および最小値の差から最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつ計算するステップ（G）と、前記最大値および最小値が得られた時刻に基づいて、最大厚さ変化量、歪み、弾性特性の少なくともいずれかひとつの確度を判定するステップ（I）とを包含する。

20

30

## 【 0 0 8 3 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（G）は、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値と、前記生体の血圧値に関する情報を受け取り、前記厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値の差および前記血圧値に基づいて弾性特性を計算する。

## 【 0 0 8 4 】

ある好ましい実施形態において、記ステップ（I）は、前記最大値が得られた時刻と最小値が得られた時刻とを比較し、前記確度を判定する。

40

## 【 0 0 8 5 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（F）は、前記最大値および最小値を前記生体の一心周期と等しいかまたは短い第1の期間において決定する。

## 【 0 0 8 6 】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（F）は、前記最大値および最小値を前記生体の一心周期と等しいかまたは短い第1の期間において決定し、前記ステップ（I）は、前記最大値および最小値の少なくとも一方の時刻が、前記生体の一心周期中の前記第1の期間内の一部に設定される第2の期間内であるかどうかによって確度を判定する。

## 【 0 0 8 7 】

ある好ましい実施形態において、前記第1の期間は、前記生体から得られる生体信号に

50

同期して設定される。

【0088】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記確度に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくともいずれかひとつを所定の値に設定するステップ（J）をさらに包含する。

【0089】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（I）は、前記確度を示す情報を生成する。

【0090】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示するステップ（K1）をさらに包含する。

10

【0091】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを表示するステップ（K1）をさらに包含し、前記確度を示す情報に基づいて、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つを前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行う。

【0092】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つと、前記確度を示す情報に基づく確度とをそれぞれ前記生体の組織における位置に応じた二次元表示を行うステップ（K3）をさらに包含する。

20

【0093】

本発明の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は、超音波送信波を送信し、前記超音波送信波が前記生体の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超音波プローブを用いて受信し、受信信号を生成するステップ（A）と、前記受信信号を位相検波し、位相検波信号を生成するステップ（B）と、前記位相検波信号から前記生体の組織に設定された複数の測定対象位置における位置変位量をそれぞれ演算するステップ（C）と、前記位置変位量から、前記複数の測定対象位置に基づいて設定された任意の2点間の形状特性値を複数演算するステップ（D）と、前記複数の形状特性値に基づいて、複数の性状特性を演算するステップ（E）と、前記複数の形状特性値および複数の性状特性値の少なくとも一方のそれぞれが正しい値であるかどうかの合否の判定を行い、それぞれの合否判定結果に基づき合否比率を演算するステップ（F）と、前記合否比率に基づいて、前記複数の形状特性値および複数の性状特性値の少なくとも一方を表示するステップ（G）とを包含する。

30

【0094】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（F）は、前記合否比率と所定の閾値とが所定の条件を満たしている場合、前記合否比率が優れていることを示す表示信号を生成し、前記ステップ（G）は、前記表示信号に基づいて前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

【0095】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（D）、（E）および（F）は、前記生体の心周期毎に演算を行い、前記ステップ（G）は、次の表示信号を受け取るまで、前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

40

【0096】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記合否比率と所定の閾値とが所定の条件を満たしている場合に前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつを記憶するステップ（H1）をさらに包含し、ステップ（G）は、所定の指令に基づいて、前記記憶部に記憶されているうちの最新の形状測定値と性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

【0097】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記合否比率を記憶するステップ（H2

50

)を備え、前記ステップ(F)は、前記合否比率を演算するたびに、前記ステップ(H2)において記憶した合否比率の最良値との比較を行い、前記合否比率が前記最良値よりも優れている場合、表示信号を生成し、前記ステップ(G)は、前記表示信号に基づいて前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

【0098】

ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記合否比率が前記最良値よりも優れている場合に前記形状測定値および性状測定値の少なくともいずれかひとつを記憶するステップ(H3)をさらに備え、前記ステップ(G)は、所定の指令に基づいて、前記記憶部に記憶されている前期合否比率の最良値が得られた形状測定値と性状測定値の少なくともいずれかひとつの空間分布画像を表示する。

10

【0099】

ある好ましい実施形態において、前記形状測定値は、生体の体組織の最大厚さ変化量である。

【0100】

ある好ましい実施形態において、前記性状測定値は、生体の体組織の歪みおよび/または弾性特性である。

【発明の効果】

【0101】

本発明によれば、厚さまたは厚さ変化量の最大値および最小値を一周期の一部の期間に設けられた最大値測定期間および最小値測定期間から求める。このため、最大値測定期間および最小値測定期間以外の期間におけるノイズなど影響を低減することができ、正確な測定を行うことが可能となる。

20

【0102】

また、最大値および最小値が得られる時刻に基づいて、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性の確度を求める。このため、測定結果がどの程度の確度であるかを考慮することによって、不正確な測定結果を正しい結果であると誤認する可能性が低くなり、測定結果に基づいて信頼性の高い診断を行うことが可能となる。

【0103】

また、形状特性値や性状特性値のそれぞれが正しい値であるかどうかの合否判定、および合否判定結果に基づく合否比率求め、合否比率に基づいて、形状特性値や性状特性値を表示するため、測定結果に基づいて信頼性の高い診断を行うことが可能となる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0104】

本発明の超音波診断装置は測定対象物の各部の運動速度や各微小な領域における最大厚さ変化量および弾性特性を測定する。本発明の超音波診断装置は、生体の各部の弾性特性を計測するのに適しており、空間分解能も高いため、血管壁の最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の計測に特に適している。

【0105】

血圧の最大値と最小値との差(脈圧)を  $p$  とし、血管壁の任意の一周期における最大厚さ変化量を  $h$  とし、血管壁の厚さの最大値を  $H$  とすると、歪みは  $h/H$  と示され、弾性特性は  $p \cdot H/h$  と示される。したがって、最大厚さ変化量を正確に測定することが、信頼性の高い歪みや弾性特性を求めるために重要である。以下、血管壁の最大厚さ変化量を計測する場合を例にとり、本発明の超音波診断装置を説明する。

40

【0106】

図1は、本発明の超音波診断装置11を用い、血管壁組織の性状診断を行う場合に用いる構成を示すブロック図である。この構成は各実施形態において共通である。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および血管3を含む体組織内部へ超音波を送信する。血管外組織1は脂肪や筋肉等により構成される。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、エコーとして受信される。超音波プローブ13は、アレー

50

状に配列された複数の超音波振動子（超音波振動子群）を含み、従来の超音波診断装置に用いられる公知の超音波プローブを用いることができる。超音波診断装置 11 は、超音波プローブ 13 によって受信したエコーによる受信信号の解析および演算を行い、血管外組織 1 や血管 3 の運動情報を求める。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値に関する情報が超音波診断装置 11 へ入力される。

#### 【0107】

超音波診断装置 11 は、特許文献 1 に開示されている方法によって、検波信号の振幅およ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し、高精度な（位置変化量の測定精度は±0.2ミクロン程度）位相トラッキングを行うことにより、血管 3 の壁における微小部位の位置および厚さの時間変化を十分な精度で測定することができる。さらに、血圧計 12 から得た血圧に関する情報を用いることによって、血管 3 の壁における微小部位の弾性特性を求めることができる。

10

#### 【0108】

超音波診断装置 11 には心電計 22 が接続されている。超音波診断装置 11 は、心電計 22 から心電波形を受け取り、測定データの取得やデータリセットのタイミングを決定するトリガー信号として心電波形を使用する。

#### 【0109】

（第1の実施形態）

以下、本発明の超音波診断装置の第1の実施形態を説明する。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、表示部 21 を備えている。また、これら各部を制御するため、マイコンなどからなる制御部 30 を備えている。

20

#### 【0110】

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 へ出力する。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 により検出される。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。

30

#### 【0111】

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。

#### 【0112】

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 によって生成し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 へ入力される。

40

#### 【0113】

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に分離する。分離された実部信号および虚部信号はフィルタ部 18 へ入力される。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。これにより、血管 3 の組織内部に設定された複数の測定対象位置にそれぞれ対応し、実部信号と虚部信号を含む位相検波信号信号を生成

50

する。

【0114】

演算部19は、図3に示すように、形状測定値演算部31および性状特性値演算部32とを含む。また、心電計22から得られる心電波形は、演算部19へ入力され、測定データの取得やデータリセットのタイミングを決定するトリガー信号として使用される。この目的においては、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ー信号として用いることも可能である。

【0115】

形状測定値演算部31は、位相検波信号の実部信号および虚部信号を用いて、血管3の組織内部に設定された複数の測定対象位置における位置変位量（位置の時間変位量）を求める。位置変位量は、測定対象位置（トラッキング位置）の運動速度を求め、この運動速度を積分することによっても同様に求めることができる。そして複数の位置変位量から選ばれる任意の2つの位置における位置変位量の差分を求めることにより、その2点間の厚さ変化量を求めることができる。2つの位置の初期値あるいは、2つの位置における位置変位量の差分の初期値が与えられる場合には、2点間の厚さを求めることができる。

【0116】

なお、厚さまたは厚さ変化量を規定する2点は、血管3の組織内部に設定された測定対象位置と一致していなくてもよい。たとえば、複数の測定対象位置の中心の位置を用いてもよい。この場合には、中心を求めた複数の測定対象位置の位置変位量を平均し、平均した位置変位量を用いることが好ましい。複数の測定対象位置を用いる場合には、複数の測定対象位置を代表する位置および位置変位量は、単純な平均によって求めてもよいし、重み付けを行ってもよく、複数の測定対象位置に基づいて、2つの位置およびその位置における位置変位量が求められておればよい。

【0117】

性状特性値演算部32は、求めた厚さ変化量の最大値と最小値との差分から、最大厚さ変化量を計算し、血圧計12から得られる血圧データとから、2点間に位置する組織の弾性特性を求める。弾性特性を求める箇所は、任意の2点で挟まれた1箇所でもかまわない。しかし、本実施の形態で用いている超音波プローブ13は、アレー状に配列された複数の超音波振動子を有しているため、断層面内の任意の領域内すべての箇所の弾性特性を求めることが可能である。

【0118】

表示部21は、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、あるいは弾性特性をマッピングし、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画像を表示する。空間分布画像は1次元であってもよいし、2次元あるいは3次元であってもよい。形状測定値または性状測定値に応じた色あるいは諧調によって表示すれば、測定結果を把握し易い。

【0119】

このとき、操作者は、形状測定値または性状測定値を求めたい任意領域を表示部21上においてROI（Region Of Interestの略）を指定することによって決定できる。ROIは、操作者が測定値を求めたい領域を指定するための表示で、その大きさや位置を表示部21上で確認しながら、超音波診断装置11のインターフェース部（図示しない）を介して自由に設定することが可能である。図4Aは、表示部21上に示された血管壁40とROI41とを模式的に示している。ROI41が規定する領域には、血管壁40以外の組織も含まれている。血管壁40の画像はたとえば上述の演算とは別に受信信号を振幅強度に応じた輝度で変調することにより得られる。図4Bは、血管壁40のROI41で規定される領域における弾性特性を示している。ROI41で規定される領域には、6行×5列にマッピングされた画像データ $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ が配置され、画像データ $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ が空間分布画像 $F_k$ を構成している。前述したように画像データ $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ は、生体組織の最大厚さ変化量などの形状測定値あ

10

20

30

40

50

るいは歪みや弾性特性などの性状特性値である。

【0120】

演算部19で演算された位置変位量、厚さ変化量、弾性特性等のデータは、演算データ記憶部20に記憶され、随時読み取ることが可能である。また、演算部19で演算された位置変位量、厚さ変化量、弾性特性等のデータは、表示部21に入力され、データを二次元画像などに可視化することができる。さらに、表示部21と演算データ記憶部20とを接続することによって、記憶された各種データを表示部21に随時表示することもできる。演算部19で演算された各種データは、表示部21へ出力され、記憶部20へも出力されことにより、リアルタイムでデータを表示しつつ、データを後で利用することができるよう保存されることが好ましい。しかし、どちらか一方のみの出力を行ってもよい。

10

【0121】

次に図5、図6および図7を参照しながら、体組織の位置変位量の計算を詳細に説明する。図5に示すように、超音波プローブ13から射出した超音波送信波は、ある有限の幅を持つ超音波ビーム67として生体組織60の血管外組織1および血管3中を伝播し、その過程において血管外組織1および血管3によって反射または散乱し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。超音波反射波は時系列信号 $r(t)$ 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。

【0122】

上述したように超音波反射波は血管外組織1、血管3、および血液5より生じる。しかし、本実施形態では、血管壁組織が測定対象であるので、以下の説明では血管3、特に体表に近い血管壁である血管前壁にのみ着目する。超音波ビームの中心軸である音響線66上に位置する血管前壁の複数の測定対象位置 $P_n$ ( $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k$ 、 $\dots$ 、 $P_n$ 、 $n$ は3以上の自然数)は、ある一定間隔で超音波プローブ13に近い順に $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k$ 、 $\dots$ 、 $P_n$ と配列している。図5の上方を正、下方を負とする座標軸を深さ方向に設け、測定対象位置 $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k$ 、 $\dots$ 、 $P_n$ の座標をそれぞれ $Z_1$ 、 $Z_2$ 、 $Z_3$ 、 $Z_k$ 、 $\dots$ 、 $Z_n$ とすると、測定対象位置 $P_k$ からの反射は、時間軸上で $t_k = 2Z_k / c$ に位置することになる。ここで $c$ は体組織内での超音波の音速を示す。反射波信号 $r(t)$ を位相検波部17において位相検波し、検波した信号を実部信号および虚部信号に分離してフィルタ部18を通過させる。

20

30

【0123】

前述したように超音波診断装置11は位相検波した信号から位置変位量、厚さ変化量および厚さ変化量の最大値、最小値を演算によって順に求める。図7に示すように、これらの形状特性を求めるため、演算部19は、位置変化量31aと厚さ変化量31bと最大最小値演算部31cとを含む。位置変化量31aは、反射波信号 $r(t)$ と微小時間 $t$ 後の反射波信号 $r(t + \Delta t)$ 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、反射波信号 $r(t)$ と $r(t + \Delta t)$ との波形の整合誤差が最小となるよう最小二乗法によって位相差を求める(制約付最小二乗法)。この位相差から、測定対象位置 $P_n$ の運動速度 $V_n(t)$ を求め、さらにこれを積分することにより、位置変位量 $d_n(t)$ を求める。

40

【0124】

図6は、測定対象位置 $P_n$ と弾性率を求める対象組織 $T_n$ との関係を模式的に示している。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 $h$ を有して位置している。本実施形態では $n$ 個の測定対象位置 $P_1$ 、 $\dots$ 、 $P_n$ から $(n-1)$ 個の対象組織 $T_1$ 、 $\dots$ 、 $T_{n-1}$ を規定している。

【0125】

厚さ変化量演算部31bは、測定対象位置 $P_k$ と $P_{k+1}$ の位置変位量 $d_k(t)$ と $d_{k+1}(t)$ とから、厚さ変化量 $D_k(t)$ を $D_k(t) = d_k(t) - d_{k+1}(t)$ の関係を用いて求める。

50

## 【 0 1 2 6 】

さらに最大最小値演算部 3 1 c は、厚さ変化量の最大値および最小値を求める。血管前壁の組織  $T_k$  の厚さの変化は、血管前壁が構成する血管を流れる血液が心拍によって変化することにより生じる。よって、対象組織  $T_k$  の厚さの最大値  $H_k$ （最低血圧時の値）、対象組織の厚さ変化量  $D_k(t)$  の最大値と最小値との差  $h_k$  および最低血圧値と最高血圧値との差である脈圧  $p$  を用い、対象組織  $T_k$  の歪み率である血管半径方向の弾性率  $E_k$  を以下の式によって求めることができる。

## 【 0 1 2 7 】

$$E_k = (p \times H_k) / h_k$$

## 【 0 1 2 8 】

上記説明では、隣接する測定対象位置間の対象組織  $T_n$  弾性率を求めているが、弾性率は複数ある測定対象位置の任意の 2 点を選択することができる。この場合には、選択した 2 点間の厚さの最大値および選択した 2 点間の厚さ変化量の最大値と最小値との差を用いて同様に計算することができる。

## 【 0 1 2 9 】

測定対象組織が血管壁等の循環器である場合、最大厚さ変化量  $h$ 、脈圧  $p$  はいずれも、一心周期毎に更新される数値である。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ましい。一心周期における最大厚さ変化量  $h$  を求めるためには、一心周期における厚さ変化量の最大値と最小値が必要となるが、本発明では、この厚さ変化量の最大値と最小値を一心周期よりも短い期間から見つける。これらの数値の計測タイミングを詳細に説明する。

## 【 0 1 3 0 】

図 8 のグラフ 8 a から 8 c は、超音波診断装置 1 1 により測定したヒト頸動脈血管壁内の任意位置における位置変位量、厚さ変化量および血管内径の変化量をそれぞれ模式的に示している。また、図 8 のグラフ 8 d から 8 f はグラフ 8 a から 8 c に示す変位量を測定した際に得られた生体信号である心電図、心音図および脈波をそれぞれ示している。これら各図は横軸が時間軸になっており、それぞれ時間軸を一致させて描かれている。また、図 8 のチャート 8 g は、グラフ 8 a から 8 f の時間軸における心周期現象を説明している。

## 【 0 1 3 1 】

チャート 8 g に示すように、一心周期は、収縮期と拡張期とに大別され、収縮期はさらに駆出前期と駆出期とに、拡張期は等容弛緩期と充満期と心房収縮期とにそれぞれ分けられる。収縮期は、心電図（グラフ 8 d）においては Q 波の始まりから T 波の終わりまでにほぼ相当し、心音図（グラフ 8 e）においては I 音の始まりから II 音の始まりまでにほぼ相当する。一方、拡張期は、心電図においては T 波の終わりから Q 波の始まりまでにほぼ相当し、心音図においては II 音の始まりから I 音の始まりまでにほぼ相当する。図 8 において、心臓に見られる収縮期の開始をトリガーとした一心周期を点線で示している。

## 【 0 1 3 2 】

グラフ 8 a から 8 c に示す位置変位量、厚さ変化量および血管内径変化量ならびにグラフ 8 f に示す脈波は、それぞれ心臓から離れた頸動脈にて測定される数値である。このため、心周期における心臓の各種イベントに対して 0.1 秒程度遅れて心臓の各種イベントに対応する現象がこれらの変位量や脈波において観測される。たとえば、脈波（グラフ 8 f）に見られる収縮期は S 波から始まるが、そのタイミングは心臓に見られる収縮期の開始（点線で示している）から 0.1 秒程度遅れている。図 8 において、頸動脈に見られる収縮期の開始をトリガーとした一心周期を一点鎖線で示している。

## 【 0 1 3 3 】

心臓からの血液の駆出により脈波の波形は S 波から P 波へ急峻に立ち上がる。そして、頂点（P 波）を迎えた後、軽く上に凸の隆起（T 波）を作って切痕（C 波）に至り、そこで再度上に凸の隆起（D 波）を作りなだらかに下降する。C 波、D 波はそれぞれダイクロティックノッチ、ダイクロティックウェーブと呼ばれており、大動脈弁の閉鎖により発生

10

20

30

40

50

するイベントである。グラフ 8 b に示す頸動脈の厚さ変化量においては、最大値  $b_1$  は脈波の S 波と同一時刻で観測され、最小値  $b_2$  は、脈波の P 波と同一時刻に観測される。つまり、最大厚さ変化量  $h$  は、一心周期の全体を計測期間とする必要はなく、脈波の S 波および P 波が観測される時期を含んでいればよいことが分かる。さらに言うと、最大値  $b_1$  を測定する期間は少なくとも脈波の S 波を含む時間帯に、そして最小値  $b_2$  を測定する期間は少なくとも脈波の P 波を含む時間帯に設定すれば充分であることが分かる。また、脈圧  $p$  を求めるための最小血圧値および最大血圧値も、これら S 波を含む時間帯および P 波を含む時間帯から得られる。厚さの最大値  $H$  は、厚さ変化量が最大値  $b_1$  となるときに得られる。

#### 【 0 1 3 4 】

したがって、生体の血管壁など循環器の弾性特性は、脈波の S 波および P 波が観測される時期を含む、心周期における駆出期や収縮期（心室収縮期）、あるいは少なくとも駆出期の一部や収縮期（心室収縮期）の一部を含む期間において計測を行うことにより得られる。逆に、一心周期の拡張期において、厚さ変化量の最大値および最小値は存在しないので、この期間において計測を行い、最大値および最小値を探索しても、所望の最大値および最小値は得られない。すなわち、位置変位量の測定も一心周期連続して行う必要はなく、たとえば、心電図の S 波および心音図の I 音をトリガーとして（図 8 中の点線で示している）測定を開始した場合、少なくとも脈波の P 波が含まれるまで測定を行えば十分である。

#### 【 0 1 3 5 】

本発明では、厚さ変化量のこのような特性を利用し、一心周期内の厚さ変化量の最大値および最小値を求める期間を一心周期よりも短く設定する。具体的には、厚さ変化量の最大値を求めるための最大値測定期間と最小値を求めるための最小値測定期間とを一心周期中の一部期間にそれぞれ設ける。最大値測定期間は少なくとも脈波の S 波が発生する時刻を含む期間に設定し、最小値測定期間は少なくとも脈波の P 波が発生する時刻を含む期間にそれぞれ設定することが好ましい。これらの期間はできるだけ短いほうが好ましく、また、最大値測定期間と最小値測定期間とは重ならないほうが好ましい。形状特性値演算部 3 1 の最大最小値演算部 3 1 c は、設定した最大値測定期間における厚さ変化量の最大値を求め、設定した最小値測定期間における厚さ変化量の最小値を求める。

#### 【 0 1 3 6 】

図 9 に、一心周期中に最大値測定期間および最小値測定期間を設定した一例を示す。図 9 において、2 つの点線で挟まれた期間が一心周期である。最大値および最小値を求める期間を短くすることにより、ノイズを誤って最大値あるいは最小値として認識する可能性を低下させることができる。たとえば、最大値測定期間と最小値測定期間とをそれぞれ一心周期全体の約 10 % の時間幅となるよう設定すれば、ノイズの影響を受ける可能性を 1 / 5 程度に低減することができる。また、計測時間を短くすることにより、演算すべき計測値の量も低減できるため、多くのメモリを超音波診断装置に搭載したり、演算処理能力の高い高性能な、コンピュータを用いる必要がなく、超音波診断装置の製造コストを低減させることができる。あるいは高速で計測が可能な超音波診断装置が実現する。

#### 【 0 1 3 7 】

最大値測定期間および最小値測定期間内に含まれる測定サンプリング点の数は、複数個あるほうが望ましい。ノイズの影響を減少させるために最大値測定期間および最小値測定期間を 1 サンプリング点とすることも可能であるが、心周期は呼吸の影響等を受けるため厳密には一定ではない。したがって、最大値および最小値を見つける目的においては、最大値測定期間および最小値測定期間にはそれぞれ、複数のサンプリング点が含まれるよう設定することが好ましい。さらに、サンプリング点が複数ある場合には、最大値測定期間（または最小値測定期間）内の複数の値から平均値を求め、この値を厚さ変化量の最大値（または最小値）として用いてもよい。

#### 【 0 1 3 8 】

図 8 から明らかなように、脈波の S 波および P 波が観測される時刻、あるいは、厚さ変

10

20

30

40

50

化量の最大値  $b_1$  および最小値  $b_2$  が得られる時刻は、生体信号を用いて容易に決定できる。たとえば、生体信号検出手段として心電計 22 を用いる場合には、最大値測定期間および最小値測定期間をそれぞれ、R 波の検出から 0.1 秒までの期間および R 波検出の 0.2 秒後から 0.3 秒後までの期間とすれば、好適に厚さ変化量の最大値および最小値を求めることができる。R 波を基準とする替わりに P 波、Q 波、S 波、T 波、U 波を用いてもよいし、最大値測定期間を S 波から一心周期の 10% に相当する時間後までとするなどしても同様の効果が得られる。

#### 【0139】

生体信号検出手段として心音計を用いる場合には、最大値測定期間および最小値測定期間をそれぞれ、I 音検出から 0.1 秒後までの期間および I 音検出の 0.2 秒後から 0.3 秒後までの期間とすることで、好適に厚さ変化量の最大値および最小値を求めることができる。I 音を基準とする替わりに II 音、III 音、IV 音を用いてもよいし、最大値測定期間を I 音から一心周期の 10% に相当する時間後までとするなどしても同様の効果が得られる。

10

#### 【0140】

生体信号検出手段として脈波計を用いる場合には、最大値測定期間および最小値測定期間をそれぞれ、S 波の 0.05 秒前から S 波の 0.05 秒後までの期間および P 波の 0.05 秒前から P 波の 0.05 秒後までの期間とすることで、好適に厚さ変化量の最大値および最小値を求めることができる。S 波や P 波を基準とする替わりに T 波、C 波、D 波を用いてもよいし、最大値測定期間を S 波の一心周期の 5% に相当する時間前から S 波の 5% 相当時間後までとするなどしても同様の効果が得られる。

20

#### 【0141】

さらに、超音波診断装置 11 の外部に生体信号検出手段として別途機器を設け、生体信号を取り込まなくても、超音波診断装置 11 が測定する数値をトリガー信号としてもよい。図 8 のグラフ 8a に示すように、測定した頸動脈血管内の任意位置における位置変位量には、点  $a_1$ 、 $a_2$  および  $a_3$  示されるような位置変位量の変化が他の部分に比べて特徴的な極大点あるいは極小点として見られる。このため、点  $a_1$ 、 $a_2$ 、 $a_3$  を演算部 19 において抽出し、これらを用いて厚さ変化量の最大値測定期間および最小値測定期間を決定することもできる。なお、点  $a_1$  は血管 3 の測定対象部位における血圧最小点、点  $a_2$  は測定対象部位における血圧最大点、点  $a_3$  はダイクロティックノッチにそれぞれ由来するイベントである。

30

#### 【0142】

位置変位量に基づき計測期間を定める場合には、たとえば、最大値測定期間および最小値測定期間をそれぞれ、点  $a_1$  の 0.5 秒前から 0.05 秒後までの期間点  $a_2$  の 0.5 秒前から 0.05 秒後までの期間とすることで、好適に厚さ変化量の最大値および最小値を求めることができる。また、基準点に点  $a_3$  を用いてもよいし、最大値測定期間を点  $a_1$  の一心周期の 5% に相当する時間前から点  $a_1$  の 5% 相当時間後までとするなどしてもよい。

#### 【0143】

また、グラフ 8c に示すように、血管内径変化量から図中に示すよう点  $c_1$ 、 $c_2$ 、および  $c_3$  を抽出し、計測期間の設定に用いてもよいし、グラフ 8b に示した厚さ変化量自体から点  $b_1$ 、 $b_2$ 、 $b_3$  を抽出し、計測期間の設定を行ってもよい。

40

#### 【0144】

上述した生体信号検出手段により得られる生体信号を利用して厚さ変化量の最大値測定期間および最小値測定期間を設定するには、たとえば、図 1 および図 2 に示すように、心電計 22 から得られる心電波形を演算部 19 に入力する。心電波形中に R 波を検出したら、位置変位量ならびに厚さ変化量の演算を開始し、R 波検出から 0.1 秒後までの期間を最大値測定期間として、この期間内の厚さ変化量の最大値を測定する。次に R 波検出の 0.2 秒後から 0.3 秒後までの期間を最小値測定期間として、この期間内の厚さ変化量の最小値を測定する。R 波検出から 0.3 秒経過した時点で位置変位量ならびに厚さ変位量

50

の演算を中断する。

【 0 1 4 5 】

R波の検出は、たとえば、演算部19において、心電波形中の振幅の大きさと、心電波形を微分して得られる値と、それらが出現するタイミングとを用いることによって行うことができる。あるいは、このR波検出を心電計22において行い、R波の検出に基づいて、制御信号を演算部19へ出力させてもよい。

【 0 1 4 6 】

また、たとえば心電計22から得られるT波やU波等のように、最大値測定期間および最小値測定期間の設定の基準となる特異信号のタイミングが、厚さ変化量の最大値および最小値が得られるタイミングと近接していたり、厚さ変化量の最大値および最小値が得られるタイミングより後に位置している場合には、トリガーとして用いる特異信号が得られた周期の次の心周期における計測期間を設定するためのトリガーとすればよい。そして、厚さ変化量の最大値および最小値を求めるための計算は、特異信号などにより設定される上述した期間にリアルタイムで行ってもよいし、上述した期間とずれていてもよい。

【 0 1 4 7 】

なお、被検体の個体差を考慮すると、最大値測定期間および最小値測定期間のそれぞれは、一心周期の1%以上25%以下の長さであることが好ましい。計測期間が、一心周期の1%より短いと厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られない可能性がある。また、一心周期の25%より長いと、計測期間を短縮した効果が十分には得られなくなり、ノイズによる影響を受け易くなる可能性がある。したがって、上述した生体信号をトリガーとし計測期間を設定する場合、計測期間がこの範囲内となるように設定することが好ましい。計測期間をこの長さに設定することによって、演算量を50%から99%程度低減し、また、ノイズによる影響を50%から99%程度低減することができると考えられる。

【 0 1 4 8 】

また、超音波診断装置による診断中は生体を安静状態にするため、心周期の変動は少ない。このため最大値測定期間および最小値測定期間の設定は必ずしも毎回行う必要はなく、上述した生体情報に基づき、計測期間をいったん設定した後、計測期間を同じ周期で繰り返して計測を行ってもよい。一方、心周期ごとに生体信号を検出し、生体信号に基づいて計測期間を決定すれば、生体の心周期が不整脈などにより不規則である場合にも、確実に弾性特性の計測を行うことができる。

【 0 1 4 9 】

本実施形態では、一種類の生体信号検出手段から得られる特異信号を用いて計測期間を設定する例を説明したが、複数の生体信号検出手段から得られる特異信号を用いて計測期間を設定してもよい。たとえば、心電波形のR波を最大値測定期間を設定する信号として用い、血管内径変化量の点c3を最小値測定期間を設定する信号として用いてもよい。

【 0 1 5 0 】

また、本実施形態では、最大厚さ変化量を求めるにあたり、厚さ変化量の最大値と最小値とを求めているが、上述したように厚さそのものを測定し、この最大値と最小値とから最大厚さ変化量を求めてもよい。厚さ変化量が既知である場合、厚さ変化量の測定開始時の厚さがわかれば、厚さの時間変化量は、測定開始時の厚さと厚さ変化量との和により求めることができる。測定開始時の厚さとは、二つの位置変位量を求める任意の二点間距離の初期値に他ならず、本実施形態にて説明した超音波診断装置11では既知のパラメータである。

【 0 1 5 1 】

上述した方法によって厚さ変化量の最大値と最小値とを求めることによりノイズによる影響を低減することができるが、一心周期における厚さ変化量の最大値あるいは最小値が最大値測定期間内あるいは最小値測定期間内には位置していない場合がある。この理由について説明する。

【 0 1 5 2 】

図10Aおよび図10Bは、血管3に向けて送信した超音波による音響線上の測定対象位置 $P_1$ から $P_7$ を模式的に示している。図10Aでは、血管前壁4内に位置 $P_1$ と $P_2$ 、血液5内に位置 $P_3$ と $P_4$ と $P_5$ 、血管後壁6内に位置 $P_6$ と $P_7$ を設けている。

【0153】

図11Aは、各測定対象位置 $P_1$ から $P_7$ における位置変位量波形 $d_1(t)$ から $d_7(t)$ の一心周期分を模式的に示している。血管前壁4内の位置 $P_1$ と $P_2$ は、血管の拡張により上方（超音波プローブ13に近づく方向）へ移動し、血管収縮により下方へ移動する。一方、血管後壁6内の位置 $P_6$ と $P_7$ は、血管拡張により下方へ移動し、血管収縮により上方へ移動する。血管3の壁内における位置変位量波形の振幅は、血管中心から遠い位置ほど小さくなる。つまり、血管前壁4においては $d_1(t)$ の振幅は $d_2(t)$ よりも小さく、血管後壁6においては $d_7(t)$ の振幅は $d_6(t)$ よりも小さい。

10

【0154】

測定対象位置 $P_1 \sim P_7$ における位置変位量波形 $d_1(t) \sim d_7(t)$ がこのように得られる場合、隣接する測定対象位置間の厚さ変化量波形 $D_1$ から $D_5$ は $D_n(t) = d_n(t) - d_{n+1}(t)$ によって求められ、図11Bに示すようになる。

【0155】

図11Bに示すように、厚さ変化量波形 $D_1(t)$ および $D_6(t)$ は、下に凸の波形であり、図8のグラフ8bと同様の形状を有している。厚さ変化量波形 $D_1(t)$ および $D_6(t)$ は一心周期中において最大値が最小値よりも先に位置している。

20

【0156】

これに対して、血管前壁4と血液5との境界を含む厚さ変化波形 $D_2(t)$ 、および血液5と血管後壁6との境界を含む厚さ変化波形 $D_5(t)$ とは、上に凸の波形となる。また、血液5は組織に比べて超音波の散乱度合いがかなり低く、組織のように心拍に同期した変化を示さないため、ノイズ成分を多量に含む。このため、血液5中の厚さ変化量波形 $D_3(t)$ と $D_4(t)$ は、ノイズ成分を多量に含むランダムな波形あるいは変化のほとんど見られない波形となる。

【0157】

また、測定対象位置によっては、何らかの理由により超音波反射波の振幅が極端に小さかったり、ノイズが含まれていたりした場合、そのような箇所の反射波信号を使用して求めた位置変位量は、正確な数値とはならないことがある。具体的には、全体として振幅が大きい波形となったり、小さい波形となったりする。この場合、その位置変位量を用いて求めた厚さ変化量波形も上述の波形 $D_2(t)$ および $D_5(t)$ のように、正負が反転したグラフとなる。

30

【0158】

このように正負が反転した厚さ変化波形が得られる場合には、最大値測定期間および最小値測定期間においてそれぞれの期間における最大値および最小値を決定しても、正しい最大値および最小値を求めることはできない。したがって、求めた最大値および最小値を用いて計算される最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性も正しい値とはならず、得られた値は信頼性が低いと言える。超音波診断装置の操作者や医師がこのような測定結果を信頼性の低い測定データであると正しく認識できるように、本実施形態の超音波診断装置11は、最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の確度を判定する確度判定部33をさらに備えている（図7）。

40

【0159】

確度判定部33は、最大値測定期間および最小値測定期間にける厚さ変化波形の最大値および最小値を比較し、比較結果に基づいて最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の確度を判定する。具体的には、最大値測定期間内に得られた最大値を $D_{max}$ 、最小値測定期間に得られた最小値を $D_{min}$ とした場合、最大値および最小値が下記不等式(1)の関係を満たしているかどうかを判定する。

【0160】

$$D_{max} > D_{min} \quad (1)$$

50

## 【 0 1 6 1 】

確度判定部 3 3 は、最大値および最小値が上記不等式 ( 1 ) の関係を満たすとき、得られた厚さ変化波形の最大値および最小値は、正しい値であり、これらの値に基づいて計算される最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性は確度が高いと判定する。正しい厚さ変化量  $D_k(t)$  においては、最大値測定期間および最小値測定期間内に、厚さ変化波形の一心周期における最大値および最小値が位置するからである。図 9 に示す厚さ変化波形が得られている場合、 $D(t_1) > D(t_2)$  であり、不等式 ( 1 ) を満たしている。したがって、最大値  $D(t_1)$  および最小値  $D(t_2)$  を用いて計算される最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性は確度が高い。

## 【 0 1 6 2 】

一方、図 1 2 に示すように、厚さ変化波形の正負が逆転している場合、最大値測定期間および最小値測定期間において得られる最大値  $D'(t_1')$  および最小値  $D'(t_2')$  は、 $D'(t_1') < D'(t_2')$  であるため、不等式 ( 1 ) を満たさない。したがって、最大値  $D'(t_1')$  および最小値  $D'(t_2')$  を用いて計算される最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性は確度は低い。

## 【 0 1 6 3 】

確度判定部 3 3 は、最大値および最小値に基づいて、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性の確度が低いと判定した場合、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性を所定の値 (たとえば 0 や負の数など) に設定する。あるいは、確度判定部 3 3 は、確度を示す情報を生成してもよい。確度を示す情報は、「確度が高い」かまたは「確度が低い」であり、これらの情報に対応させて適当な数値 (例えば 1 と 0 など) 生成すればよい。

## 【 0 1 6 4 】

確度判定部 3 3 は、最大値と最小値との比較以外に、最大値および最小値が得られた時刻と対応する最大値測定期間および最小値測定期間との時間軸上での関係を用いて確度を決定してもよい。具体的には、最大値および最小値が得られた時刻が、最大値測定期間および最小値測定期間の開始時刻あるいは終了時刻と一致する場合には、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性の確度が低いと判定してもよい。図 1 2 に示すように、厚さ変化波形の正負が逆転している場合、厚さ変化波形は最大値測定期間内に極大を有しないため、最大値測定期間内における最大値は、最大値測定期間の開始時刻あるいは終了時刻に得られる値となる。同様に、厚さ変化波形は最小値測定期間内に極小を有しないため、最小値測定期間内における最小値は、最小値測定期間の開始時刻あるいは終了時刻に得られる値となる。したがって、このような関係を用いても正しく確度を判定することができる。

## 【 0 1 6 5 】

なお、この判定基準を用いる場合、最大値および最小値の少なくとも一方が得られた時刻と対応する期間との時間軸上での関係を調べれば十分である。少なくとも最大値または最小値の一方が正しい値でなければ、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性も正しい値としないからである。

## 【 0 1 6 6 】

確度判定部 3 3 は、これらいずれの方法によって確度を判定してもよく、これら 2 つの方法を組み合わせて確度を判定してもよい。複数の確度判定方法を組み合わせることで、より段階の細かい確度情報を好適に取得することができる。

## 【 0 1 6 7 】

図 1 3 A および図 1 3 B は確度判定部 3 3 による確度の判定結果を反映させて、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性を表示部 2 1 に表示させる例を示している。図 1 3 A では、確度が低いと判定された最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性を所定の値に設定した場合の表示の例を示している。図 1 3 A に示す空間分布画像  $F_k$  において、画像データ  $f(k)_{34}$  および画像データ  $f(k)_{44}$  は確度が低いと判定されたため、所定の値が設定されている。このため、他の画像データとは異なる色で表示されている。前述したように確度判定部 3 3 は確度を示す情報を生成し、生成した情報に基づいて、図 1 3 A に示す空間分布画像  $F_k$  を表示してもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 6 8 】

また、図 1 3 B は、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性を示す二次元の空間分布画像  $F_k$  と、確度を示す情報を示す二次元の空間分布画像  $G_k$  とを同時画面 7 0 に表示する例を示している。図 1 3 B では、画像データ  $f(k)_{34}$  および画像データ  $f(k)_{44}$  が所定の階調で表示されているが、これらの領域では確度が低いことを空間分布画像  $G_k$  は示している。

## 【 0 1 6 9 】

このような表示を行うことによって、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性を表示する画面において確度の低い領域を容易に認識することができ、測定結果に基づいてより正確な診断を行うことが可能となる。

10

## 【 0 1 7 0 】

以下、超音波診断装置 1 1 を用いて、頸動脈壁のある一部分の最大厚さ変化量および弾性特性を測定した場合について例を説明する。

## 【 0 1 7 1 】

図 1 4 は超音波診断装置 1 1 を用いてヒト頸動脈の前壁の厚さ変化量を測定した結果を示している。被験者は 4 1 歳の男性であり、被験者の心電波形の R 波をトリガー信号として一心周期の一部期間（約 7 0 0 [ m s ] ）測定したものである。図 1 4 において、一心周期における最大厚さ変化量は、 $1.87 + 2.62 = 4.49$  [  $\mu\text{m}$  ] であった。このときの測定対象部位の厚さ最大値は 1 6 0 [  $\mu\text{m}$  ] 、被験者の血圧差は 4 0 [ m m H g ] 、すなわち、 $5.33$  [ k P a ] であった。したがって、弾性特性  $E$  は  $5.33 \times 160 / 4.49 = 190$  [ k P a ] となる。

20

## 【 0 1 7 2 】

しかしながら、この最大値および最小値は、図 1 4 に示すように、一心周期中の約 1 0 0 m s および約 5 4 5 m s において見られる信号に基づいている。図 1 4 および図 8 のグラフ 8 b を比較すれば明らかなように、この最大値および最小値を与える厚さ変化量は、血管壁の厚さ変動として起こり得ない挙動であり、ノイズの影響によるものと考えられる。このように、一心周期の全期間を用いて厚さ変化量の最大値および最小値を求める場合、ノイズの影響を受け、確度の低い弾性特性が得られることがある。

## 【 0 1 7 3 】

図 1 5 に、図 1 4 と同一のヒト頸動脈の前壁の厚さ変化量測定結果を示す。図 1 5 に示すように、厚さ変化量の最大値を求めるための期間を 5 0 [ m s ] から 1 5 0 [ m s ] まで、および最小値を求めるための期間を 3 0 0 [ m s ] から 4 0 0 [ m s ] までに変更することにより、確度の高い最大値および最小値を選択することができる。この場合の最大厚さ変化量は、 $1.87 + 1.25 = 3.12$  [  $\mu\text{m}$  ] となる。測定対象部位の厚さ最大値は 1 6 0 [  $\mu\text{m}$  ] 、被験者の血圧差は 5 . 3 3 [ k P a ] なので、弾性特性  $E$  は  $5.33 \times 160 / 3.12 = 270$  [ k P a ] となり、より確度の高い弾性特性を求めることが可能となる。さらには、図 1 5 に示すように、最大値測定期間および最小値測定期間を別個に設けることにより、2 0 0 [ m s ] 付近に存在するスパイク状のノイズの影響を回避する効果を有していることもわかる。

30

## 【 0 1 7 4 】

また、測定期間を変更することにより、データを取得する期間が約 1 / 2 となることから、取得したデータを記憶するメモリの容量も少なくともすみ、一心周期におけるコンピュータの演算量も少なくできる。したがって、超音波診装置に搭載すべきメモリの容量を小さくすることができ、より高速に弾性特性測定を求めることができる。演算量の低減にあわせて演算能力の低いコンピュータを採用してもよく、この場合、超音波診断装置のコストを低減することができる。

40

## 【 0 1 7 5 】

このように、本実施形態の超音波診断装置によれば、厚さ変化量の最大値および最小値の計測を、それぞれ別個に設けられた一心周期よりも短い期間において行うため、ノイズ等による影響を低減し、より確度の高い最大厚さ変化量および弾性特性を得ることが可能

50

となる。

【 0 1 7 6 】

( 第 2 の実施形態 )

以下、本発明の超音波診断装置の第 2 の実施形態を説明する。図 1 6 は、第 2 の実施形態の超音波診断装置の主要部の構成を示すブロック図である。図 1 6 には図示していないが、第 2 の実施形態の超音波診断装置は、第 1 の実施形態と同様、送信部 1 4、受信部 1 5、遅延時間制御部 1 6、位相検波部 1 7、フィルタ部 1 8 および制御部 3 0 を備えている。これら各部は第 1 の実施形態で説明したように動作する。

【 0 1 7 7 】

本実施形態の超音波診断装置も、一心周期または一心周期の一部期間において厚さ変化量の最大値および最小値を決定し、決定した最大値および最小値に基づいて、最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の確度を判定する。このために、演算部 1 9 は、位置変位量演算部 3 1 a 厚さ変化量演算部 3 1 b および最大最小値演算部 3 1 c' とを含む。また、性状測定値演算部 3 2 および確度判定部 3 3' を含む。位置変位量演算部 3 1 a および厚さ変化量演算部 3 1 b における演算は第 1 の実施形態と同様に行われる。また、最大最小値演算部 3 1 c' における演算は、以下で説明するように、厚さ変化量の最大値および最小値を求める期間が異なることを除いて、第 1 の実施形態と同様に行われる。

【 0 1 7 8 】

第 1 の実施形態において詳細に説明したように、厚さ変化量は心周期に同期しており、厚さ変化量の一心周期中において得られる最大値および最小値は、一心周期中の心臓のイベントに関連している。このため、最大値および最小値は厚さ変化量の一心周期中の一部期間から決定することができる。

【 0 1 7 9 】

図 8 のグラフ 8 b および 8 f から明らかなように、一部期間が、脈波の S 波および P 波が観測される時期を含んでいれば、最大値および最小値は正しく求められる。本実施形態では、最大値および最小値を求めるための期間を一心周期の連続した一部に設定する。

【 0 1 8 0 】

最大値および最小値を求めるための期間を短くすることにより、ノイズを誤って最大値あるいは最小値として認識する可能性を低下させることができる。たとえば、一心周期内の駆出期のみで計測を行う場合、駆出期は一心周期全体の約 3 0 % の時間を占めるため、ノイズの影響を受ける可能性を 1 / 3 以下に低減することができる。また、計測時間を短くすることにより、演算すべき計測値の量も低減できるため、多くのメモリを超音波診断装置に搭載したり、演算処理能力の高い高性能な、コンピュータを用いる必要がなく、超音波診断装置の製造コストを低減させることができる。あるいは高速で計測が可能な超音波診断装置が実現する。

【 0 1 8 1 】

図 8 を参照して、第 1 の実施形態で説明したように、脈波の S 波および P 波が観測される時刻、あるいは、厚さ変化量の最大値 b 1 および最小値 b 2 が得られる時刻は、生体信号を用いて容易に決定できる。たとえば、生体信号検出手段として心電計 2 2 を用いる場合には、データ取得期間を R 波から T 波までの期間とすることで、好適に厚さ変化量の最大値および最小値を求めることができる。R 波の代わりに P 波、Q 波、S 波を用いてもよいし、R 波を基準としてデータ取得期間を R 波から 0 . 5 秒後までとしたり、R 波から一心周期の 4 0 % に相当する時間後までとしても同様の効果が得られる。

【 0 1 8 2 】

また、生体信号検出手段として心音計を用いる場合には、データ取得期間を I 音から I I 音までの期間とすることで、好適に厚さ変化量の最大値および最小値を求めることができる。I 音の代わりに I V 音を用いたり、I I 音の代わりに I I I 音を用いてよい。また、I 音を基準としてデータ取得期間を I 音から 0 . 5 秒後までとしたり、I 音の一心周期の 1 0 % に相当する時間前から I 音の 3 0 % 相当時間後までとしても同様の効果が得られる。

10

20

30

40

50

## 【0183】

生体信号検出手段として脈波計を用いる場合には、データ取得期間をS波からC波までの期間とすることで、好適に厚さ変化量の最大値および最小値を求めることができる。C波の代わりにT波やD波を用いてもよいし、S波を基準とし、データ取得期間をS波から0.5秒後までとしたり、S波の一心周期の10%に相当する時間前からS波の30%相当時間後までとしてもよい。

## 【0184】

さらに、超音波診断装置の外部に生体信号検出手段として別途機器を設け、生体信号を取り込まなくても、超音波診断装置11が測定する数値をトリガー信号としてもよい。図8のグラフ8aに示すように、測定した頸動脈血管内の任意位置における位置変位量には、点a1、a2およびa3示されるような位置変位量の変化が他の部分に比べて特徴的な極大点あるいは極小点が見られる。このため、点a1、a2、a3を演算部19において抽出し、これらを用いて一心周期内の厚さ変化量の最大値および最小値を求める期間を決定することもできる。なお、点a1は血管3の測定対象部位における血圧最小点、点a2は測定対象部位における血圧最大点、点a3はダイクロティックノッチにそれぞれ由来するイベントである。

## 【0185】

位置変位量に基づき計測期間を定める場合には、たとえば、データ取得期間を点a1からa3までの期間とすることで、好適に厚さ変化量の最大値および最小値を求めることができる。また、点a3の代わりに点a2を用いてもよいし、点a1を基準としてデータ取得期間をa1から0.5秒後までとしたり、a1の一心周期の10%に相当する時間前からa2の10%相当時間後までとしてもよい。

## 【0186】

また、グラフ8cに示すように、血管内径変化量から図中に示すよう点c1、c2、およびc3を抽出し、計測期間の設定に用いてもよいし、グラフ8bに示した厚さ変化量自体から点b1、b2、b3を抽出し、計測期間の設定を行ってもよい。

## 【0187】

上述した生体信号検出手段により得られる生体信号を利用して、たとえば、図1および図2に示すように、心電計22から得られる心電波形を演算部19に入力し、上述したようにR波を検出したら、厚さ変化量の演算を行い、T波を検出したら演算を中断すればよい。R波およびT波の検出は、たとえば、演算部19において、心電波形中の振幅の大きさと、心電波形を微分して得られる値と、それらが出現するタイミングとを用いることによって行うことができる。あるいは、この検出を心電計22において行い、R波およびT波の検出に基づいて、制御信号を演算部19へ出力させてもよい。

## 【0188】

また、生体信号のトリガーとなる波形などの特異信号のタイミングが厚さ変化量の最大値および最小値が得られるタイミングと近接していたり、厚さ変化量の最大値および最小値が得られるタイミングより後に得られる特異信号をトリガーとする場合には、トリガーとして用いる特異信号が得られた周期の次の心周期における計測期間のトリガーとすればよい。

## 【0189】

上述したように、厚さ変化量は厚さを規定する2点間の位置変位量の差によって求められる。したがって、厚さ変化量の最大値および最小値を求める期間に得られた2点間の位置変位量から厚さ変化量の最大値および最小値を求めればよい。超音波診断装置11は一心周期の全体、つまり連続して、位置変位量を測定し、得られた位置変位量のうち、上述の厚さ変化量の最大値および最小値を求める期間内に得られる位置変位量を抽出して厚さ変化量の最大値および最小値を求めてもよい。あるいは、超音波診断装置11は一心周期中の上述した期間のみにおいて、断続的に位置変位量を測定し、厚さ変化量の最大値および最小値を求めてもよい。厚さ変化量の最大値および最小値を求めるための計算は、生体信号などにより設定する上述した期間にリアルタイムで行ってもよいし、上述した期間と

10

20

30

40

50

ずれていてもよい。

【0190】

被検体の個体差を考慮すると、厚さ変化量の最大値および最小値を求める計測期間は、一心周期の5%以上75%以下の長さであることが好ましい。計測期間が、一心周期の5%より短いと厚さ変化量の最大値および最小値の少なくとも一方が得られない可能性がある。また、一心周期の75%より長いと、計測期間を短縮した効果が十分には得られなくなり、ノイズによる影響を受け易くなる可能性がある。したがって、上述した生体信号をトリガーとし計測期間を設定する場合、計測期間がこの範囲内となるように設定することが好ましい。計測期間をこの長さに設定することによって、演算量を25%から95%程度低減し、また、ノイズによる影響を25%から95%程度低減することができると考えられる。

10

【0191】

また、超音波診断装置による診断中は生体を安静状態にするため、心周期の変動は少ない。このため計測期間の設定は必ずしも毎回行う必要はなく、上述した生体情報に基づき、計測期間をいったん設定した後、計測期間を同じ周期で繰り返して計測を行ってもよい。一方、心周期ごとに生体信号を検出し、生体信号に基づいて計測期間を決定すれば、生体の心周期が不整脈などにより不規則である場合にも、確実に弾性特性の計測を行うことができる。

【0192】

本実施形態では、一種類の生体信号検出手段から得られる特異信号を用いて計測期間を設定する例を説明したが、複数の生体信号検出手段から得られる特異信号を用いて計測期間を設定してもよい。たとえば、心電波形のR波を計測期間の開始を設定する信号として用い、血管内径変化量の点c3を計測期間の終了を設定する信号として用いてもよい。

20

【0193】

また、本実施形態では、最大厚さ変化量を求めるにあたり、厚さ変化量の最大値と最小値とを求めているが、厚さそのものを測定し、この最大値と最小値とから最大厚さ変化量を求めてもよい。厚さ変化量が既知である場合、厚さ変化量の測定開始時の厚さがわかれば、厚さの時間変化量は、測定開始時の厚さと厚さ変化量との和により求めることができる。測定開始時の厚さとは、二つの位置変位量を求める任意の二点間距離の初期値に他ならず、本実施形態にて説明した超音波診断装置では既知のパラメータである。

30

【0194】

次に、確度判定部33'を説明する。確度判定部33'は、最大最小値演算部31c'で求めた最大値および最小値に基づいて、最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の少なくとも1つの確度を判定する。具体的には、最大値が得られた時刻と最小値が得られた時刻とを比較し、比較結果に基づいて確度を判定する。

【0195】

図17は、心臓の収縮期の開始に一致して一心周期を決定した場合における一心周期分の厚さ変化波形を示している。一心周期内に最大値および最小値を求める一部期間を第1の期間として設定している。第1の期間内において、最大値 $D(t_{max})$ は時刻 $t_{max}$ において得られ、最小値 $D(t_{min})$ は時刻 $t_{min}$ において得られる。通常の厚さ変化量 $D(t)$ においては、図17に示したように測定期間を設定した場合、最大値のほうが最小値よりも早い時刻に観察される。このため、時刻 $t_{max}$ および時刻 $t_{min}$ は、 $t_{max} < t_{min}$ の関係を満たしており、確度判定部33'は、この最大値 $D(t_{max})$ および最小値 $D(t_{min})$ を用いて計算される最大厚さ変化量、歪または弾性特性の確度が高いと判定する。

40

【0196】

一方、たとえば超音波反射波の振幅が極端に小さかったり、ノイズが含まれていたりした場合、そのような箇所からの反射波信号を使用して求めた位置変位量は、正確な数値とはならないことがある。具体的には、全体として振幅が大きい波形となったり、小さい波形となったりする。この時、その位置変位量を用いて求めた厚さ変化波形は、図18に示すように、の正負が逆転する。また、第1の実施形態において図10A、10B、11Aおよ

50

び 1 1 B を参照して説明した理由によっても厚さ変化波形の正負が逆転する。図 1 8 に示す波形において、図 1 7 と同様に最大値および最小値を求めると、最大値  $D'(t_{max}')$  は時刻  $t_{max}'$  において得られ、最小値  $D'(t_{min}')$  は時刻  $t_{min}'$  において得られる。このとき、時刻  $t_{max}'$  および時刻  $t_{min}'$  は、 $t_{max}' < t_{min}'$  となり、正しい関係を満たさない。このため、この場合は、確度判定部 3 3' は、最大値  $D'(t_{max}')$  および最小値  $D'(t_{min}')$  を用いて計算される最大厚さ変化量、歪みおよび弾性特性の確度が低いと判定する。

【 0 1 9 7 】

確度判定部 3 3' は、最大値および最小値に基づいて、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性の確度が低いと判定した場合、第 1 の実施形態で詳細に説明したように、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性を所定の値（たとえば 0 や負の数など）に設定する。あるいは、確度判定部 3 3' は、確度を示す情報を生成してもよい。確度を示す情報は、「確度が高い」かまたは「確度が低い」であり、これらの情報に対応させて適当な数値（例えば 1 と 0 など）生成すればよい。

10

【 0 1 9 8 】

表示部 2 1 は、確度判定部 3 3' による確度の判定結果を反映させて、最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性を表示させる。確度が低いと判定された最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性を所定の値に設定した場合には、通常最大厚さ変化量や弾性特性を表示する際には用いられない配色（たとえば黒など）を混ぜて表示したり、確度に応じて透過度を変えたりして表示してもよい。また、確度判定部 3 3' が確度を示す情報を生成している場合には、別の二次元マップを確度情報専用表示マップとして用い、あらかじめ用意した配色に従って確度を表示してもよい。具体的な表示方法は第 1 の実施形態における表示と同様に行うことができる。

20

【 0 1 9 9 】

なお、確度判定部 3 3' において、最大値が得られる時刻および最小値が得られる時刻にもとづいて確度を判定する条件は厚さ変化波形における一心周期の設定の仕方に依存する。図 1 9 に示すように、一心周期の開始を規定するトリガー位置を図 8 のグラフ 8 b における  $b_1$  と  $b_2$  との間、つまり、心電波形の S 波や心音波形の I 音を検出した 0.1 秒後を一心周期の開始時刻としてもよい。この場合には、確度判定部 3 3' は、最大値  $D(t_{max})$  が得られた時刻  $t_{max}$  と最小値  $D(t_{min})$  が得られた時刻  $t_{min}$  とは、 $t_{max} > t_{min}$  の関係を満たしている場合に確度が高いと判定する。

30

【 0 2 0 0 】

また、確度判定部 3 3' は、他の方法により確度を判定してもよい。図 2 0 に示すように、一心周期内の一部期間に最大値および最小値を求めるための第 1 の期間を設定し、さらに第 1 の期間内に最大値および最小値出現予測期間（第 2 の期間）を設定する。最大値および最小値出現予測期間は、循環器系のメカニズムを考慮して設定されており、たとえば期間内に厚さ変化量の最大値と最小値が出現する確率が 99.9% となるように設定することが好ましい。最大値および最小値出現予測期間は、最大値および最小値測定期間と同様に、心電波形や心音波形等の生体信号や、位置変位量波形等に基づき設定することが可能である。

40

【 0 2 0 1 】

確度判定部 3 3' は、最大最小値演算部 3 1 c' が決定した最大値および最小値のそれぞれが得られた時刻が、最大値および最小値出現予測期間であるかどうかを判定し、期間内である場合には、その最大値および最小値から得られた最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性の確度が高いと判定する。

【 0 2 0 2 】

図 2 0 では、最大値および最小値のそれぞれが得た時刻  $t_{max}$  および  $t_{min}$  がそれぞれ最大値および最小値出現予測期間であるため、確度判定部 3 3' は、頻度が高いと判定する。

【 0 2 0 3 】

50

図 2 1 に示すように、厚さ変化量波形中にノイズが含まれ、そのノイズが最小値  $D''$  ( $t_{min}''$ ) として測定されている場合、時刻  $t_{min}''$  は、最大値および最小値出現予測期間外である。このため、最大値  $D''$  ( $t_{max}''$ ) および最小値  $D''$  ( $t_{min}''$ ) から得られる最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性の確度は低いと判定される。

【 0 2 0 4 】

なお、最大値および最小値が出現する確率の高い期間は 1 つの連続した期間でなくともよく、図 2 2 に示すように、最大値が出現する確率の高い最大値出現予測期間と、最小値が出現する確率の高い最小値出現予測期間とを第 1 の期間内に設定してもよい。この場合には、最大値が得られた時刻が最大値出現予測期間内であるかどうかおよび最小値が得られた時刻が最小値出現予測期間内であるかどうかを確度判定部 3 3' は判定する。

10

【 0 2 0 5 】

また、上述した複数の確度を判定する方法を組み合わせてもよい。複数の確度判定方法を組み合わせることで、より精度の高い確度情報を得ることができる。たとえば、図 2 1 に示した厚さ変化波形が得られた場合、最大値および最小値が得られた時刻の比較のみでは、 $t_{max}'' < t_{min}''$  の関係を満たしているため、確度が高いと判定されるが、最大値および最小値出現予測期間を用いた判定を行うことによって正しく確度を判定することができる。

【 0 2 0 6 】

このように、本発明の超音波診断装置によれば、厚さ変化量の最大値および最小値が得られた時刻に基づいて確度を判定することにより、得られた最大厚さ変化量、歪み、弾性特性の信頼性を評価し、正確で信頼性の高い診断を行うことが可能となる。

20

【 0 2 0 7 】

(第 3 の実施形態)

以下、本発明の超音波診断装置の第 3 の実施形態を説明する。図 2 3 は、第 3 の実施形態の超音波診断装置の主要部の構成を示すブロック図である。図 2 3 には図示していないが、第 3 の実施形態の超音波診断装置は、第 1 の実施形態と同様、送信部 1 4、受信部 1 5、遅延時間制御部 1 6、位相検波部 1 7、フィルタ部 1 8 および制御部 3 0 を備えている。これら各部は第 1 の実施形態で説明したように動作する。

【 0 2 0 8 】

本実施形態の超音波診断装置は、心周期毎に得られる最大厚さ変化量、歪みまたは弾性特性の全体が信頼性の高いものであるかどうかを判定する。このために、演算部 1 9 は、形状測定値演算部 3 1 と、性状測定値演算部 3 2 と、合否演算部 3 3 とを含む。

30

【 0 2 0 9 】

第 1 の実施形態において詳細に説明したように、形状測定値演算部 3 1 は性状特性を求める。具体的には、位相検波信号の実部信号および虚部信号を用いて、生体の組織内部に設定された複数の測定対象位置における位置変位量を求め、さらに、複数の位置変位量に基づく任意の 2 点間の厚さ変化量を求める。性状特性値演算部 3 2 は性状特性値を求める。具体的には、厚さ変化量の最大値と最小値との差から歪みまたは弾性特性を求める。厚さ変化量の最大値と最小値は第 1 および第 2 の実施形態において説明したように、一心周期内に設定された一部期間や最大値測定期間および最小値測定期間から求めてもよい。心周期の一部期間から最大値と最小値とを求めることによって、第 1 および第 2 の実施形態で説明したように、ノイズによる計測誤差を低減させることができる。

40

【 0 2 1 0 】

合否演算部 3 3 は、形状測定値演算部 3 1 が求めた最大厚さ変化量、または性状測定値演算部 3 2 が求めた歪み量や弾性特性が信頼できる数値か否かをすべてのデータに対して演算する。例えば、弾性特性が 6 行 5 列の 2 次元マトリックスとして得られる場合、各位置における弾性特性値が信頼できる値であるかどうかの合否を演算する。合計 3 0 箇所について合否の演算を行うことになる。合否の判定方法としては、例えば厚さ変化量に着目した場合、血圧の増加により本来減少するはずの厚さが逆に増加しているデータを不合格としたり、厚さが最大値 (あるいは最小値) を示すタイミングと血圧値が最小値 (あるい

50

は最大値)を示すタイミングとが、予め定めた閾値を越えているデータを不合格としたりする方法等がある。

【0211】

合否演算部33は、このようにして求めた各位置における合否比率を演算する。図24Aは、6行5列の弾性特性に合否情報を付加した弾性特性画像を示している。画像表示する領域は、第1の実施形態で説明したように表示21の画面上に示されるROIを指定することにより、決定される。図24Aにおいて、不合格と判定された箇所は黒色で示されている。30箇所のうち、合格であると判定されたデータは18箇所であり、その合格率は60%である。このうち、1行目および6行目に位置するデータは、血管壁外の組織から得られたデータである。このため、正しい弾性率を示していない。合否演算部33は合格率の代わりに不合格率を求めてもよい。

10

【0212】

図24Bは、図24Aに示す弾性特性画像から血管壁の部位だけを抽出した画像である。空間分布画像中から血管壁に相当する領域を抽出するには、たとえば音響インピーダンスの差を利用することができる。あるいは、ROIを調節し、血管壁のみを含むように設定してもよい。血管壁を示す20箇所のうち、合格データは18箇所であり、その合格率は90%である。以下では、求めた合格率を用いて超音波診断装置の表示を制御する方法について詳述するが、合否の判定を行うデータには、弾性特性を求めたい領域のみを含むことが好ましい。このため、図24Aで示す領域よりも図24Bに示すよう領域における合否を判定し、得られた合否結果に基づく合格率を表示の制御に用いるほうが好ましい。

20

【0213】

求められた合格率は、合否演算部33において、演算データ記憶部20に記憶されている予め定められた閾値と比較される。合格率が閾値以上である場合、合否演算部33は合否率が優れていることを示す表示信号を表示部21へ出力する。表示部21は表示信号に基づき、画像データを表示する。例えば閾値が80%と定められている場合には合格率が90%の画像データは、表示部21に表示される。また、閾値が95%の場合には、画像データは表示部21には表示されない。合否演算部33が不合格率を求める場合には、不合格率が閾値以下である場合に合否比率が優れていることを示す表示信号を出力する。つまり、合否比率と閾値が所定の条件を満たしているばあいに表示信号を生成する。合否演算部33は、このような動作を生体の心周期毎に行う。

30

【0214】

図25は、合格率を用いて超音波診断装置を制御する一例を示すフローチャートである。合否演算部33が求めた合格率 $a_n$ と超音波診断装置の操作者が予め設定した合格率の閾値Aとの比較結果に基づいて、空間分布画像の表示を制御する方法を示している。以下で説明する手順は、たとえば、コンピュータに実行可能なプログラムあるいはファームウェアなどとして超音波診断装置に設けられたROMなどの記録媒体に記録されている。

【0215】

まず、測定を行う前に、操作者は合格率の閾値Aを定め、超音波診断装置に設定する(ステップS1)。次に操作者は、超音波診断装置を操作して、分布画像演算部34にて所望の箇所の形状測定値や性状測定値、例えば弾性特性を測定し(ステップS2)、その空間分布画像 $F_1$ を演算させる(ステップS3)。そして合否と合格率 $a_1$ とを求め(ステップS4)、合格率 $a_1$ を閾値Aと比較する(ステップS5)。合格率 $a_1$ が閾値Aよりも大きい場合には、合否演算部33から出力される表示信号に基づき、空間分布画像 $F_1$ は表示部21に表示され(ステップS6)、この心周期における動作を完了する。そしてステップS2へと戻り、ステップ2からステップ6を繰り返し実行する。一方、合格率 $a_1$ が閾値Aよりも小さい場合には、空間分布画像 $F_1$ は表示せず、この心周期における動作を完了し、ステップS2へと戻る。以前の空間分布画像 $F_0$ が表示部21に表示されている場合には、その画像が維持される。

40

【0216】

ここで、図25における分布画像演算(ステップS3)と合格率演算(ステップS4)

50

の順序は逆でもかまわない。その場合のフローチャートを図 2 6 に示す。図 2 6 に示した制御方法と図 2 5 の制御方法との違いは、図 2 6 の方法では合格率  $a_n$  が閾値 A を越えたと判定された場合（ステップ S 1 4）のみ空間分布画像  $F_n$  を演算する（ステップ S 1 5）点にある。すなわち、図 2 6 に示した制御方法のほうが分布画像演算部 3 4 の演算量が少ないという効果がある。

【 0 2 1 7 】

合格率  $a_n$  は、求められるたびに表示部 2 1 に表示させてもよい。画像 F が表示されなくとも、合格率を表示させて操作者に知らせることで、操作者は測定の合格率が上昇しているのか下降しているのかを知り、測定部位や測定する姿勢の適不適を判定することができる。

10

【 0 2 1 8 】

操作者が測定を中断あるいは終了したい場合、操作者は超音波診断装置にフリーズ信号を入力することができる。フリーズ信号は、図 2 5 および図 2 6 に示したどのステップにおいても入力することが可能であり、超音波診断装置はフリーズ信号の入力を確認すると、すべての測定を中止する。表示部 2 1 上には合格率  $a_n$  が閾値 A よりも大きい画像のなかで、最後に得られた空間分布画像 F と、このときの合格率  $a_n$  とを表示する。

【 0 2 1 9 】

このような動作を行うために、図 2 5 のステップ S 6 および図 2 6 のステップ 1 6 において、空間分布画像  $F_n$  を表示するだけでなく、閾値 A を越えた空間分布画像  $F_n$  と合格率  $a_n$  とを演算データ記憶部 2 0 に記憶することが好ましい。これら画像  $F_n$  と合格率  $a_n$  とを記憶しておく、操作者はフリーズ後に閾値 A を越えた信頼性の高い画像のみを閲覧することが可能となり、効率的な診断を行うことができる。また、フリーズ信号が入力されたときに、測定開始からフリーズ信号入力までの期間において、最も合格率の高い場合の画像 F を演算データ記憶部 2 0 から読み出し、これを表示部 2 1 上に表示させる制御をすることも可能となる。なお、フリーズ信号の入力によってすべての測定を中止せず、表示だけを保持するよう制御してもよい。

20

【 0 2 2 0 】

図 2 7 は、本実施形態の超音波診断装置において、心周期毎に求められた合格率  $a_n$  を示すグラフである。横軸は計測開始から空間分布画像が得られた回数、つまり計測開始からの心周期の回数を示している。閾値 A は 9 0 % に設定されている。計測開始直後は、被験者あるいは、超音波プローブ 1 3 を保持する操作者の姿勢や呼吸状態が安定していないなどの理由により、合格率  $a_n$  は小さいが、次第に合格率  $a_n$  は大きくなってゆく。図 2 7 において、横軸上の数字に丸をつけて示すように、5 ~ 8 および 1 0 心周期目に得られた合格率  $a_n$  は、閾値 A より大きい。超音波診断装置は、閾値 A よりも大きい合格率が得られたときの空間分布画像を表示部 2 1 に表示する。具体的には、計測開始後、4 心周期までは表示部 2 1 に空間分布画像が表示されず、その後、5 心周期目に初めて空間分布画像  $F_5$  が表示される。以降、8 心周期まで心周期毎に空間分布画像が更新表示される。9 心周期目に得られる合格率  $a_n$  は閾値 A よりも小さい。このため、9 心周期目では、空間分布画像の更新表示を行わず、空間分布画像  $F_8$  の表示を維持する。その後、1 0 心周期目で表示を更新し空間分布画像  $F_{10}$  を表示する。

30

40

【 0 2 2 1 】

このように、本実施形態によれば、合否演算部 3 3 が求めた合格率 a と操作者が予め設定した閾値 A とを比較し、閾値 A よりも優れた合格率 a の場合のみ空間分布画像 F を表示する。このため、操作者はある一定の信頼性を有する測定結果のみを選択的に見ることができ、より正確な診断を行うことが可能となる。

【 0 2 2 2 】

また、合格率  $a_n$  を利用して測定の終了を制御してもよい。たとえば、閾値 A' として、計測結果が十分な信頼性を有していることを示す値を設定し、合格率  $a_n$  が閾値 A' よりも優れているかどうかを判定する。合格率  $a_n$  が閾値 A' よりも優れていた場合、計測を終了して最後に得られた空間分布画像をプリントアウトしたり、記録媒体に記録を行う。この

50

制御は、上述した空間分布画像の表示の制御と組み合わせてもよい。空間分布画像の表示も行う場合には、測定終了の制御に用いる閾値 A' は、空間分布画像を表示させるために用いる閾値 A よりも計測の信頼性が高いことを示す数値であることが好ましい。これにより、計測の開始後、計測信頼性が充分高まった時点で自動的に測定を終了させ、所望の空間分布画像を得ることができる。

【0223】

なお、本実施形態では血管壁の弾性特性の二次元分布を求める場合を例示しているが、本発明の超音波診断装置は、心臓等の血管壁以外の循環器組織や、肝臓や乳房等の体組織も好適に測定できる。

【0224】

また、本実施形態では、形状測定値や性状測定値の二次元分布を測定し、心周期毎の画像として表示する超音波診断装置を説明したが、3Dメカニカルプローブなどを用いて形状測定値や性状測定値の三次元分布を測定し、心周期毎の画像として表示してもよい。

【0225】

上記形態では、合格率と閾値とを比較し、比較結果に基づいて表示部 21 の制御をおこなっている。このため、超音波診断装置による計測初期においては、計測が安定しないために、合格率が閾値をなかなか越えず、画像が表示されない場合があり得る。このような場合には、合格率そのものを基準として表示を制御することによって計測初期においても画像を表示させることができる。

【0226】

具体的には、演算データ記憶部 20 は、合否比率および形状特性値および性状特性値の少なくとも一方を記憶する。合否演算部 35 は、合否比率を演算するたびに、演算データ記憶部 20 に記憶されている合否比率の最良値と演算した合否比率とを比較し、合否比率が最良値よりも優れている場合には表示信号を生成する。演算データ記憶部 20 は、記憶されている合否比率の中で、合否比率の最良値およびそのときの形状特性値および性状特性値が特定できるようにすべての合否比率、形状特性値および性状特性値を記憶していてもよい。あるいは、常に合否比率の最良値とその値が得られた時の形状特性値および性状特性値のみを更新しながら記憶してもよい。

【0227】

図 28 は、合格率  $a_n$  を用いて超音波診断装置を制御する一例を示すフローチャートである。合格率  $a_n$  の演算方法は上述した通りである。合否演算部 33 が求めた合格率  $a_n$  と超音波診断装置の操作者が予め設定した期間内の合格率最大値  $a_{best}$  との比較結果に基づいて、空間分布画像  $F_n$  の表示を制御する。

【0228】

まず、操作者は超音波診断装置を操作し、上述したように分布画像演算部 34 により所望の箇所の形状測定値や性状測定値、たとえば、弾性特性を測定する（ステップ S21）。次に、測定した弾性特性の空間分布画像  $F_1$  や、画像  $F_1$  の合格率  $a_1$  を求め、これらを表示部 21 にて表示する（ステップ S22）。合否演算部 33 は、画像  $F_1$  と合格率  $a_1$  とをこの時点での最良値  $F_{best}$  と  $a_{best}$  として演算データ記憶部 20 へそれぞれ記憶させる（ステップ S23）。

【0229】

次の心周期において、分布画像演算部 34 は弾性特性を測定し（ステップ S24）、分布画像  $F_2$  を演算する（ステップ S25）。そして合否と合格率  $a_2$  とを求め（ステップ S26）、合格率  $a_2$  を合格率最大値  $a_{best}$  と比較する（ステップ S27）。合格率  $a_2$  が合格率最大値  $a_{best}$  よりも大きい場合には、画像  $F_2$  と合格率  $a_2$  は新たに  $F_{best}$  と  $a_{best}$  として記憶され（ステップ S28）、空間分布画像  $F_2$  は表示部 21 にて表示され（ステップ S29）、この心周期における動作を完了する。そしてステップ S24 へと戻り、ステップ 24 ~ ステップ 29 を繰り返し実行する。一方、合格率  $a_2$  が合格率最大値  $a_{best}$  よりも小さい場合には、空間分布画像  $F_2$  は表示せず、この心周期における動作を完了し、ステップ S24 へと戻る。

10

20

30

40

50

## 【0230】

操作者が測定を中断あるいは終了したい場合、操作者は超音波診断装置にフリーズ信号を入力することができる。フリーズ信号は、図28に示したどのステップにおいても入力することが可能であり、超音波診断装置はフリーズ信号の入力を確認すると、すべての測定を中止する。表示部21上には合格率最大値 $a_{best}$ と空間分布画像 $F_{best}$ とを表示する。なお、フリーズ信号の入力によってすべての測定を中止せずとも、表示だけを保持するよう制御してもよい。

## 【0231】

図29は、本実施形態の超音波診断装置において、心周期毎に求められた合格率 $a_n$ を示すグラフである。図27と同様、横軸は計測開始から空間分布フレームが得られた回数、つまり計測開始からの心周期の回数を示している。計測開始直後は、被験者あるいは、超音波プローブ13を保持する操作者の姿勢や呼吸状態が安定していないなどの理由により、合格率 $a_n$ は小さいが、次第に合格率 $a_n$ は大きくなってゆく。図29において、横軸上の数字に丸をつけて示す心周期では、最良値 $F_{best}$ と $a_{best}$ が更新される。このため、空間分布画像が更新表示される。つまり、開始直後は、心周期毎に合格率 $a_n$ が大きくなるため、心周期毎に空間分布画像が更新される。やがて、計測が安定し、合格率 $a_n$ がほぼ一定の値をとるようになると、合格率 $a_n$ がさらに計測の信頼性が高い値を示す場合のみ空間分布画像が更新される。

## 【0232】

このように本実施形態によれば、測定開始直後は頻りに空間分布画像を更新して表示するが、計測が安定してくると、最も信頼性の高い場合の空間分布画像を維持する。このため、計測が安定するにつれて表示部に表示される画像が見易くなり、また、信頼性の高い測定結果を選択的に見ることができる。これにより、操作者はより正確な診断を行うことが可能となる。

## 【産業上の利用可能性】

## 【0233】

本発明の超音波診断装置は、生体組織の性状特性および形状特性の測定に好適に用いられ、弾性特性の測定に適している。また、血管壁の弾性特性を測定し、動脈硬化病変の発見や動脈硬化の予防に好適に用いられる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0234】

【図1】本発明の超音波診断装置を用いて血管壁組織の性状特性を計測するための構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の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3】図2に示す超音波診断装置の演算部の構成を示すブロック図である。

【図4A】表示部に表示される血管壁の画像に設定されたROIを示す模式図である。

【図4B】表示部に表示される2次元弾性特性画像の模式図である。

【図5】生体の組織を伝播する超音波ビームを模式的に示す図である。

【図6】測定対象位置と測定対象部位における弾性率との関係を示す模式図である。

【図7】図2に示す超音波診断装置の主要部の詳細な構成を示すブロック図である。

【図8】グラフ8aから8cは、本発明による超音波診断装置により測定したヒト頸動脈血管における位置変位量、厚さ変化量および血管内径変化量を示しており、グラフ8dから8fは心電図、心音図および脈波を示している。チャート8gは、心周期現象を説明している。

【図9】厚さ変化波形の一心周期分に設定される最大値測定期間および最小値測定期間の一例を示す図である。

【図10A】血管を伝播する超音波ビームの音響線上に設定される測定対象位置を模式的に示す側面図である。

【図10B】血管を伝播する超音波ビームの音響線上に設定される測定対象位置を模式的に示す断面図である。

10

20

30

40

50

【図 1 1 A】図 1 0 A および 1 0 B に示す測定対象位置における位置変位量を示す模式的グラフである。

【図 1 1 B】図 1 0 A および 1 0 B に示す測定対象位置の隣接する 2 点の厚さ変化量を示す模式的グラフである。

【図 1 2】厚さ変化波形の一心周期分に設定される最大値測定期間および最小値測定期間の他の例を示す図である。

【図 1 3 A】表示部に表示される 2 次元弾性特性画像の一例を示す模式図である。

【図 1 3 B】表示部に表示される 2 次元弾性特性画像の他の例を示す模式図である。

【図 1 4】第 1 の実施形態による超音波診断装置を用いて測定したヒト頸動脈血管前壁の厚さ変化量の時間変化を示すグラフである。

【図 1 5】第 1 の実施形態による超音波診断装置を用いて測定したヒト頸動脈血管前壁の厚さ変化量の時間変化を示すグラフであって、設定された最大値測定期間および最小値測定期間を示している。

【図 1 6】本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態の主要部の詳細な構成を示すブロック図である。

【図 1 7】厚さ変化波形内に設定される最大値および最小値を求める期間を示す図である。

【図 1 8】正負が逆転している厚さ変化波形の最大値および最小値を示す図である。

【図 1 9】一心周期の開始時期が異なる場合における厚さ変化波形の最大値および最小値の位置を示す図である。

【図 2 0】厚さ変化波形内に設定される最大値および最小値を求める期間および最大値および最小値出現予測期間を示す図である。

【図 2 1】厚さ変化波形内に設定される最大値および最小値を求める期間および最大値および最小値出現予測期間を示す他の図である。

【図 2 2】厚さ変化波形内に設定される最大値および最小値を求める期間、最大値出現予測期間および最小値出現予測期間を示す図である。

【図 2 3】本発明による超音波診断装置の第 3 の実施形態の主要部の詳細な構成を示すブロック図である。

【図 2 4 A】弾性特性の空間分布画像に弾性特性の合否情報を付加した画像を模式的に示す図である。

【図 2 4 B】図 2 4 A に示す画像から血管壁部位だけを抽出した画像を模式的に示す図である。

【図 2 5】本発明による超音波診断装置の第 3 の実施形態における動作を説明するフローチャートである。

【図 2 6】本発明による超音波診断装置の第 3 の実施形態における動作を説明する他のフローチャートである。

【図 2 7】図 2 6 または 2 7 に示すフローチャートにしたがって動作することにより求められる合格率を模式的に示すグラフである。

【図 2 8】本発明による超音波診断装置の第 3 の実施形態における他の動作を説明するフローチャートである。

【図 2 9】図 2 8 に示すフローチャートにしたがって動作することにより求められる合格率を模式的に示すグラフである。

【符号の説明】

【 0 2 3 5 】

- 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

10

20

30

40

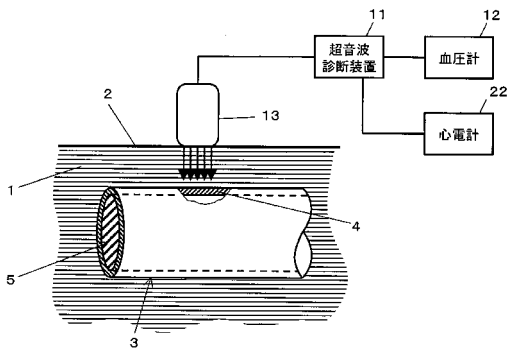
50

- 1 2   血压計
- 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 1 a  位置変位量演算部
- 3 1 b  厚さ変化量演算部
- 3 1 c  最大最小値演算部
- 3 2   性状特性値演算部
- 3 3、3 3'  確度判定部
- 3 4   分布画像演算部
- 3 5   合否演算部
- 4 0   血管壁
- 4 1   ROI
- 6 0   生体
- 6 4   血管壁
- 6 6   音響腺
- 6 7   超音波ビーム

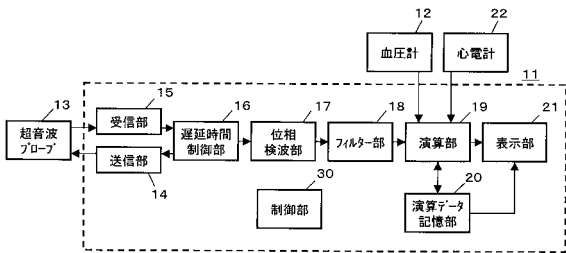
10

20

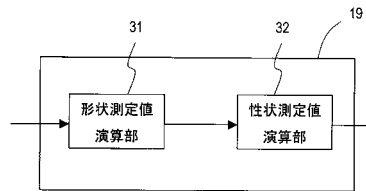
【図1】



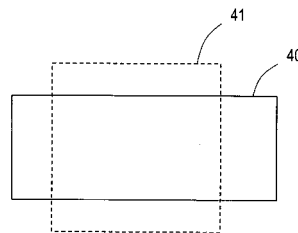
【図2】



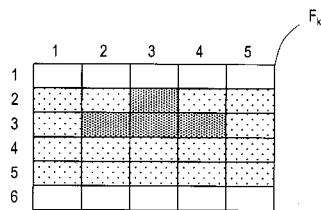
【図3】



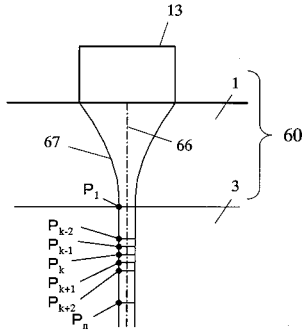
【図4A】



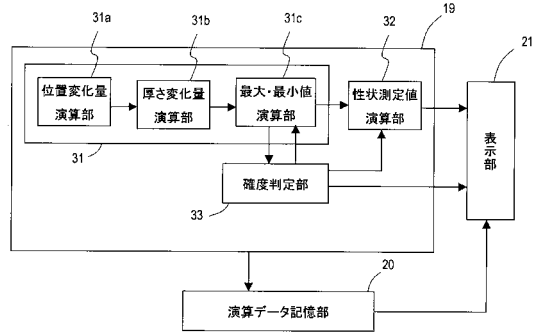
【図4B】



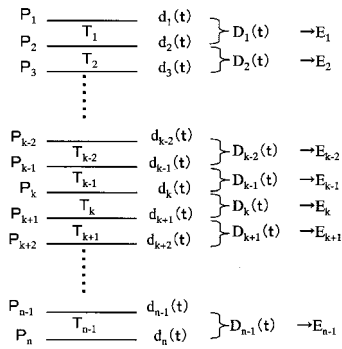
【図5】



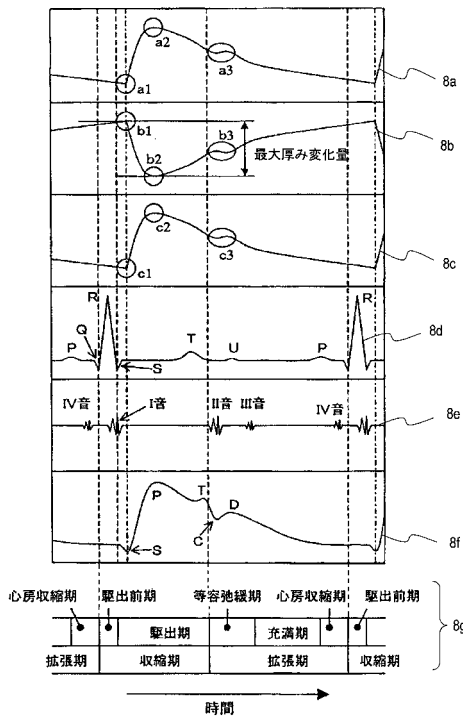
【図7】



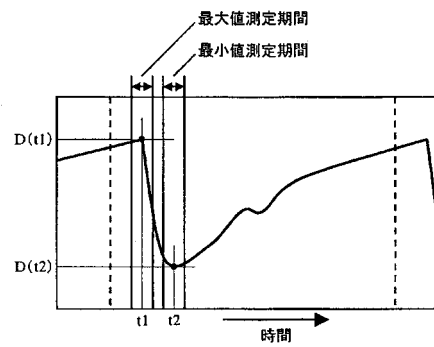
【図6】



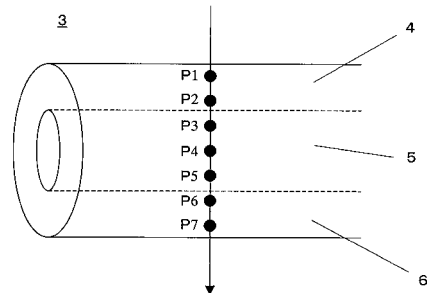
【図8】



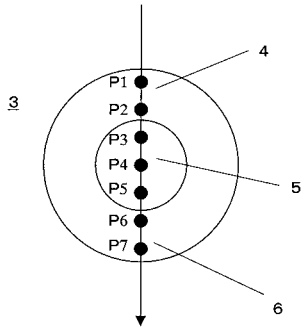
【図9】



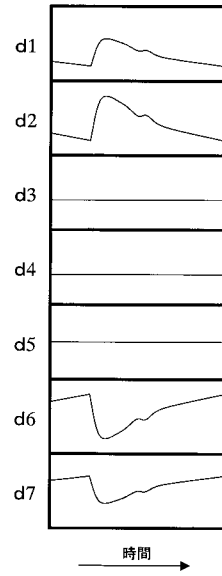
【図10A】



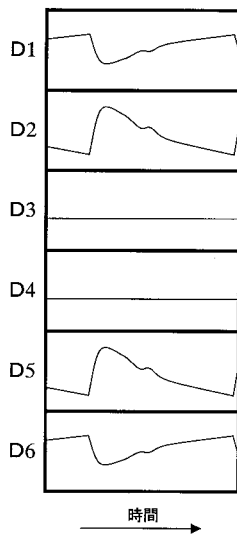
【図10B】



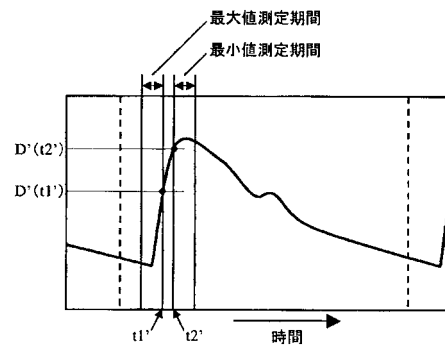
【図11A】



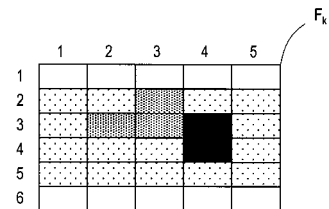
【図11B】



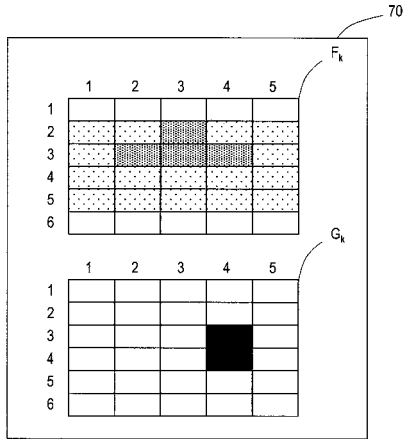
【図12】



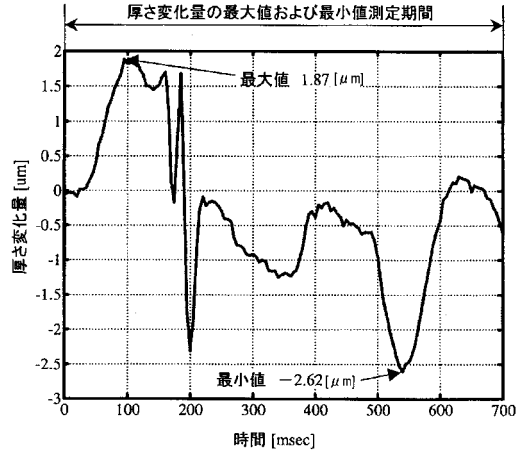
【図13A】



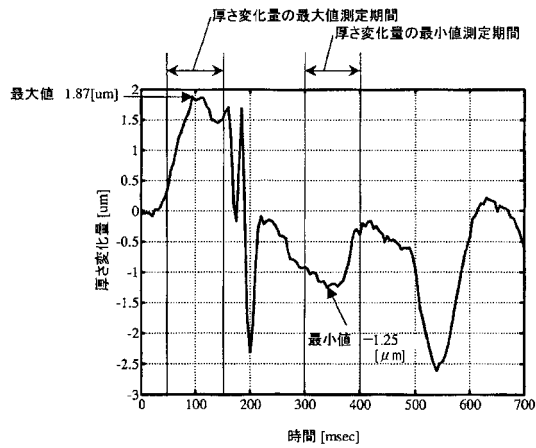
【図13B】



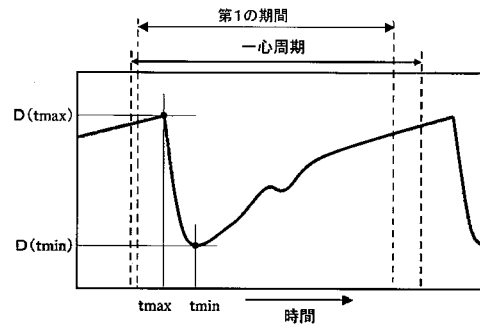
【図14】



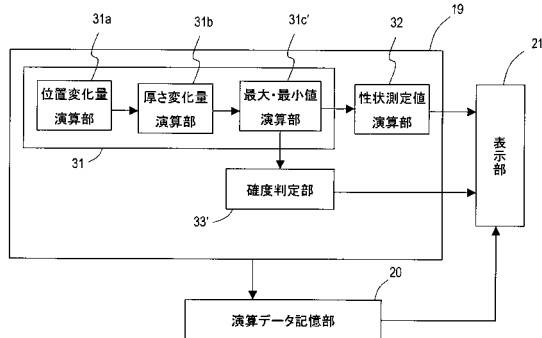
【図15】



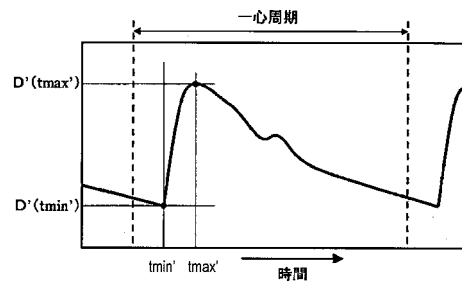
【図17】



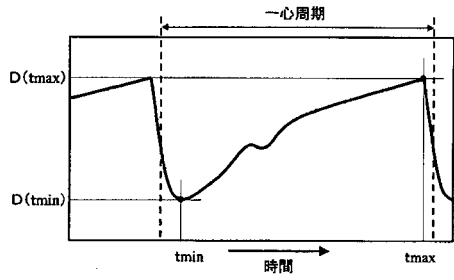
【図16】



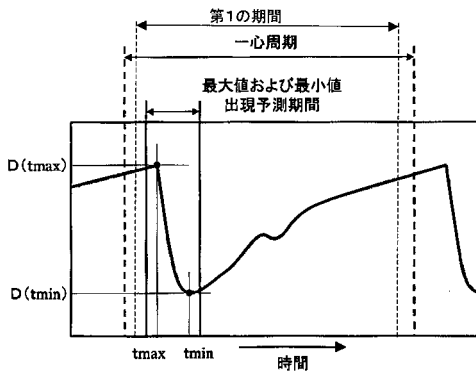
【図18】



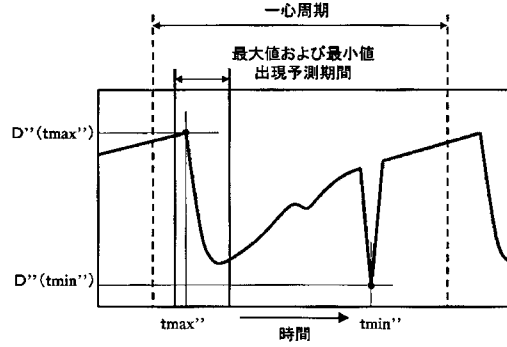
【図19】



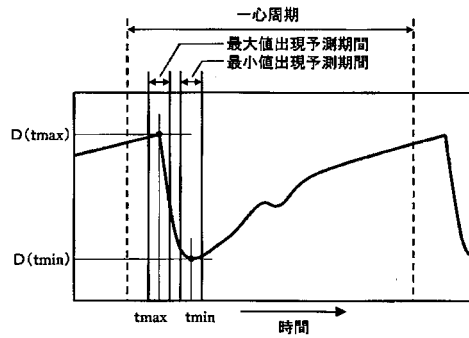
【図20】



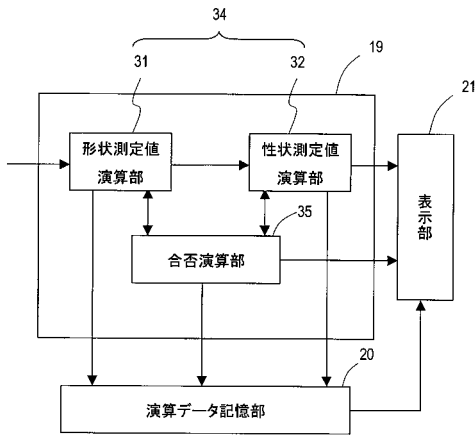
【図21】



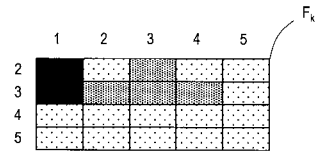
【図22】



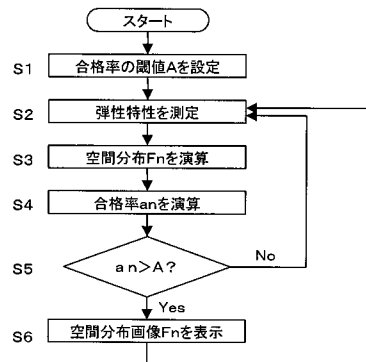
【図23】



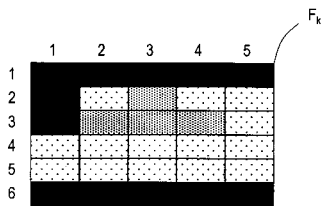
【図24B】



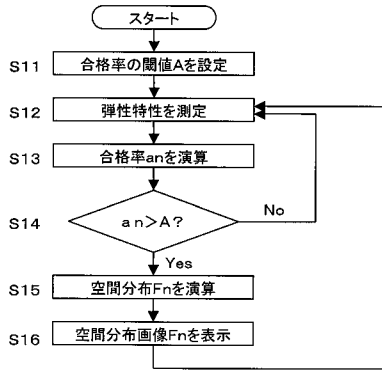
【図25】



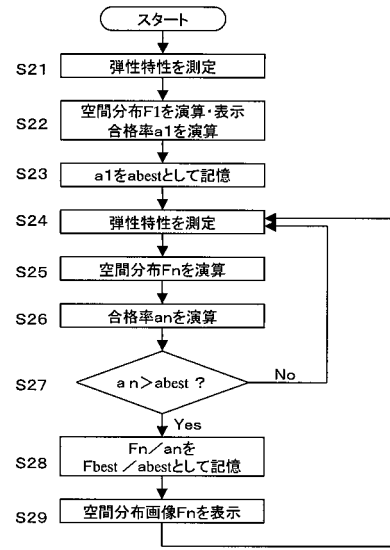
【図24A】



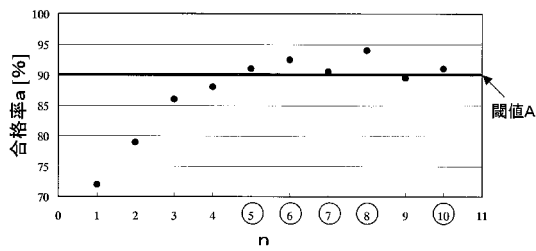
【図26】



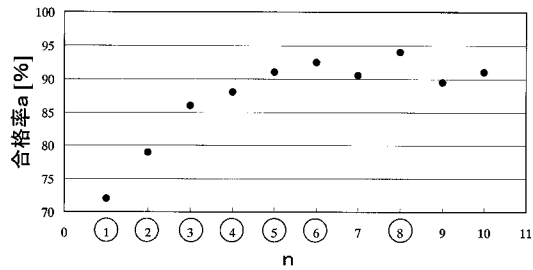
【図28】



【図27】



【図29】



---

フロントページの続き

(72)発明者 反中 由直  
神奈川県愛甲郡愛川町角田395-15

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平05-168633(JP,A)  
特開2000-229078(JP,A)  
特開2002-209857(JP,A)  
特開2004-159672(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/08

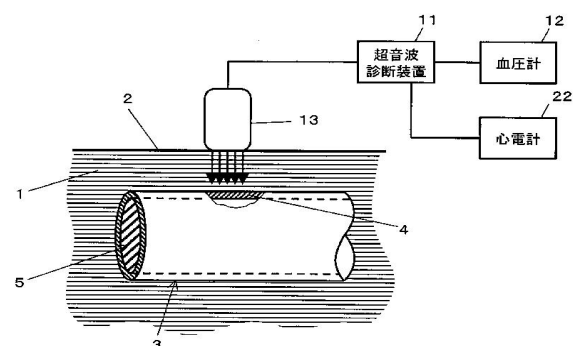
专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4602972B2</a>	公开(公告)日	2010-12-22
申请号	JP2006519642	申请日	2005-07-27
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	加藤真 萩原尚 砂川和宏 反中由直		
发明人	加藤 真 萩原 尚 砂川 和宏 反中 由直		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/02007 A61B5/1075 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/485 A61B8/543 G01S7/52042 G01S15/8906		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2004219753 2004-07-28 JP 2004257227 2004-09-03 JP 2005216640 2005-07-27 JP		
其他公开文献	JPWO2006011504A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明的超声波诊断装置是通过将用于发送超声波发送波的超声波探头13发送到生物体的组织，并通过将超声波发送波反射到生物体的组织上而获得的。通过使用超声波探头接收反射的超声波并产生接收信号，相位检测单元17对接收信号执行相位检测并产生相位检测信号，以及相位检测位置偏移量计算单元31a，其根据信号计算在活体组织中设定的多个测量目标位置处的位置位移量，以及基于多个测量目标位置的位置偏移量中的任何设定值厚度变化量计算单元31b，用于获得两个点之间的多个厚度或厚度变化量，以及分别设置在活体的一个心脏周期的部分周期中的最大值测量周期和最小值测量周期，每个厚度也并且最大/最小值计算单元31c分别用于确定厚度变化量的最大值和最小值，以及每个厚度或厚度变化的最大值和最小值之间的差值分别计算至少一个弹性性质。

6 7 超音波ビーム

【图1】



【图2】