

(19) 日本国特許庁(JP)

**再公表特許(A1)**

(11) 国際公開番号

WO2006/043528

発行日 平成20年5月22日 (2008.5.22)

(43) 国際公開日 平成18年4月27日 (2006.4.27)

(51) Int.Cl.

**A61B 8/08 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 O 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 46 頁)

出願番号 特願2006-542989 (P2006-542989)  
 (21)国際出願番号 PCT/JP2005/019088  
 (22)国際出願日 平成17年10月18日 (2005.10.18)  
 (31)優先権主張番号 特願2004-303872 (P2004-303872)  
 (32)優先日 平成16年10月19日 (2004.10.19)  
 (33)優先権主張国 日本国 (JP)

(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  
 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】**

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13を駆動する送信部14と、超音波送信波が生体組織において反射することにより得られ、超音波プローブ13により受信する超音波反射波を增幅し、受信信号を生成する受信部15と、受信信号から組織の形状測定値を求め、組織の形状測定値から生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するフレーム演算部19と、心周期毎に得られる複数の空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間において、空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求める差異演算部19と、形状測定値、性状測定値、および差異のうち少なくともいずれか1つを記憶する記憶部と、空間分布フレームを表示する表示部21とを備える。

**【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增幅し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号から前記組織の形状測定値を求め、前記組織の形状測定値から前記生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するフレーム演算部と、

前記心周期毎に得られる複数の前記空間分布フレームから選ばれる 2 つの空間分布フレーム間において、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求める差異演算部と、10

前記形状測定値、性状測定値、および、差異のうち少なくともいずれか 1 つを記憶する記憶部と、

前記空間分布フレームを表示する表示部と、  
を備える超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記差異演算部は、最新の空間分布フレームと直前の空間分布フレームとの差異を求める請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記差異演算部は、最新の空間分布フレームおよび直前の連続した  $N - 1$  個の空間分布フレームから  $N - 1$  個の差異を求め、 $N - 1$  個の差異に基づいて、 $N$  個の空間分布フレームの変化の度合いを示す 1 個の特徴量をさらに演算する請求項 1 に記載の超音波診断装置。20

**【請求項 4】**

前記差異演算部は、時間軸上において連続する 2 つの空間分布フレーム間の差異を求める請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記差異演算部は、前記心周期毎に前記特徴量を更新する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記表示部は前記差異を表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。30

**【請求項 7】**

前記表示部は前記差異および前記特徴量の少なくとも一方を表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記差異演算部は、前記差異に基づいて、画像情報を生成し、前記表示部は、前記画像情報を表示する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

音響変換器をさらに備え、

前記差異演算部は、前記差異に基づいて音声情報を生成し、前記音響変換器は、前記音声情報を出力する請求項 1 に記載の超音波診断装置。40

**【請求項 10】**

前記差異演算部は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて画像情報をそれぞれ生成し、前記表示部は、前記画像情報を表示する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

音響変換器をさらに備え、

前記差異演算部は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて音声情報をそれぞれ生成し、前記音響変換器は、前記音声情報を出力する請求項 3 に記載の超音波診断装置。50

**【請求項 1 2】**

前記差異演算部は、前記差異または前記特微量と所定の値とを比較し、比較結果に基づいて、前記フレーム演算部は前記表示部に表示する空間分布フレームを更新する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 3】**

前記差異演算部は、空間分布フレームの変化が最も小さいことを示す差異または特微量を特定し、前記表示部は特定された差異または特微量が得られたときの空間分布フレームを表示する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 4】**

前記差異は、複数の前記空間分布フレームから選ばれる 2 つの空間分布フレーム間における、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の平均値、絶対値の平均値、和、絶対値の和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである請求項 1 から 1 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。10

**【請求項 1 5】**

前記特微量は、 $N - 1$  個の差異の平均値、和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである請求項 3 から 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 6】**

前記形状測定値は、生体組織の最大厚さ変化量である請求項 1 から 1 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。20

**【請求項 1 7】**

前記性状測定値は、生体組織の歪みおよび弾性特性の少なくともいずれか一方である請求項 1 から 1 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 8】**

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、

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

前記受信信号から前記組織の形状測定値を求め、前記組織の形状測定値から前記生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するステップ (b) と、30

前記心周期毎に得られる複数の前記空間分布フレームから選ばれる 2 つの空間分布フレームにおいて、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求めるステップ (c) と、

前記空間分布フレームを表示するステップ (d) と、  
を包含する超音波診断装置の制御方法。

**【請求項 1 9】**

前記ステップ (c) は、最新の空間分布フレームと直前の空間分布フレームとの差異を求める請求項 1 8 に記載の超音波診断装置の制御方法。40

**【請求項 2 0】**

前記ステップ (c) は、最新の空間分布フレームおよび直前の連続した  $N - 1$  個の空間分布フレームから  $N - 1$  個の差異を求め、 $N - 1$  個の差異に基づいて、 $N$  個の空間分布フレームの変化の度合いを示す 1 個の特微量をさらに演算する請求項 1 8 に記載の超音波診断装置の制御方法。

**【請求項 2 1】**

前記ステップ (c) は、時間軸上において連続する 2 つの空間分布フレーム間の差異を求める請求項 2 0 に記載の超音波診断装置の制御方法。

**【請求項 2 2】**

前記ステップ (c) は、前記心周期毎に前記特微量を更新する請求項 1 7 に記載の超音50

波診断装置の制御方法。

【請求項 2 3】

前記差異を表示するステップ（e 1）をさらに包含する請求項 1 8 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 2 4】

前記差異および前記特徴量の少なくとも一方を表示するステップ（e 2）をさらに包含する請求項 2 0 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 2 5】

前記ステップ（e 1）は、前記差異に基づいて画像情報を生成し、前記画像情報を表示する請求項 2 3 に記載の超音波診断装置の制御方法。 10

【請求項 2 6】

前記差異に基づいて音声情報を生成し、前記音声情報を音響変換器から出力するステップ（e 3）をさらに包含する請求項 1 8 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 2）は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて画像情報をそれぞれ生成し、前記画像情報を表示する請求項 2 4 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 2 8】

前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて音声情報をそれぞれ生成し、前記音声情報を音響変換器から出力するステップ（e 4）をさらに包含する請求項 8 に記載の超音波診断装置の制御方法。 20

【請求項 2 9】

前記ステップ（c）は、前記差異または前記特徴量と所定の値とを比較し、前記ステップ（d）は、前記比較結果に基づいて、表示する空間分布フレームを更新する請求項 2 2 に記載の超音波診断装置の製造方法。

【請求項 3 0】

前記ステップ（c）は、空間分布フレームの変化が最も小さいことを示す差異または特徴量を特定し、

前記ステップ（d）は、前記特定された差異または特徴量が得られたときの空間分布フレームを表示する請求項 2 2 に記載の超音波診断装置の制御方法。 30

【請求項 3 1】

前記差異は、複数の前記空間分布フレームから選ばれる 2 つの空間分布フレーム間における、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の平均値、絶対値の平均値、和、絶対値の和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである請求項 1 8 から 3 0 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 2】

前記特徴量は、N - 1 個の差異の平均値、和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである請求項 2 0 から 2 6 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。 40

【請求項 3 3】

前記形状測定値は、生体組織の最大厚さ変化量である請求項 1 8 から 3 2 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 3 4】

前記性状測定値は、生体組織の歪みおよび弾性特性の少なくともいずれか一方である請求項 1 8 から 3 2 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】

【0 0 0 1】

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裝 50

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、このような疾病的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。10

【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、被験者への負荷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。20

【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發揮する。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。30

【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可能で、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、血管壁の厚み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。動脈壁の硬さ度合いは一様ではなく、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。

【特許文献1】特開平10-5226号公報

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

10

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0012】**

動脈等の循環器組織は、心臓の拍動にともなって変位や伸縮を繰り返している。したがって、超音波診断装置を用いて循環器組織の歪みや弾性特性を求める場合には、心臓の一心周期毎に一回の測定を行うことが好適であり、一心周期毎に歪み分布や弾性特性分布が得られる。しかしながら、得られた弾性特性は一心周期毎に異なっていることが多い。その理由として、心周期は厳密には一定の周期ではないこと、測定中に超音波プローブを操作する者や被験者が不要な動きをしてしまうこと、測定環境に応じて様々なノイズの影響を受けること等があげられる。このような要因により、得られた弾性特性は変動している可能性があり、測定結果が正しい数値であるのかどうか判断することは難しい。

20

**【0013】**

以上に鑑み、本発明は、上述したような要因によって計測値が変動しているかどうかを評価することのできる超音波診断装置および超音波診断装置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】****【0014】**

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、前記受信信号から前記組織の形状測定値を求め、前記組織の形状測定値から前記生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するフレーム演算部と、前記心周期毎に得られる複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間において、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求める差異演算部と、前記形状測定値、性状測定値、および差異のうち少なくともいずれか1つを記憶する記憶部と、前記空間分布フレームを表示する表示部とを備える。

30

**【0015】**

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、最新の空間分布フレームと直前の空間分布フレームとの差異を求める。

40

**【0016】**

ある好ましい実施形態において前記差異演算部は、最新の空間分布フレームおよび直前の連続したN-1個の空間分布フレームからN-1個の差異を求め、N-1個の差異に基づいて、N個の空間分布フレームの変化の度合いを示す1個の特徴量をさらに演算する。

**【0017】**

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、時間軸上において連続する2つの空間分布フレーム間の差異を求める。

**【0018】**

50

ある好ましい実施形態において前記差異演算部は、前記心周期毎に前記特微量を更新する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記表示部は前記差異を表示する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記表示部は前記差異および前記特微量の少なくとも一方を表示する。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、前記差異に基づいて、画像情報を生成し、前記表示部は、前記画像情報を表示する。

10

【0022】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、音響変換器をさらに備え、前記差異演算部は、前記差異に基づいて音声情報を生成し、前記音響変換器は、前記音声情報を出力する。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、前記差異および前記特微量の少なくとも一方に基づいて画像情報をそれぞれ生成し、前記表示部は、前記画像情報を表示する。

【0024】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、音響変換器をさらに備え、前記差異演算部は、前記差異および前記特微量の少なくとも一方に基づいて音声情報をそれぞれ生成し、前記音響変換器は、前記音声情報を出力する。

20

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、前記差異または前記特微量と所定の値とを比較し、比較結果に基づいて、前記フレーム演算部は前記表示部に表示する空間分布フレームを更新する。

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、空間分布フレームの変化が最も小さいことを示す差異または特微量を特定し、前記表示部は特定された差異または特微量が得られたときの空間分布フレームを表示する。

30

【0027】

ある好ましい実施形態において前記差異は、複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間における、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の平均値、絶対値の平均値、和、絶対値の和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである。

【0028】

ある好ましい実施形態において前記特微量は、N-1個の差異の平均値、和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである。

【0029】

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

40

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記性状測定値は、生体組織の歪みおよび弾性特性の少なくともいずれか一方である。

【0031】

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、超音波プローブを用いて、超音波送信波を送信し、前記超音波送信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受信し、受信信号を生成するステップ(a)と、前記受信信号から前記組織の形状測定値を求め、前記組織の形

50

状測定値から前記生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するステップ（b）と、前記心周期毎に得られる複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間において、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求めるステップ（c）と、前記空間分布フレームを表示するステップ（d）とを包含する。

【0032】

ある好ましい実施形態において前記ステップ（c）は、最新の空間分布フレームと直前の空間分布フレームとの差異を求める。

【0033】

ある好ましい実施形態において前記ステップ（c）は、最新の空間分布フレームおよび直前の連続したN-1個の空間分布フレームからN-1個の差異を求め、N-1個の差異に基づいて、N個の空間分布フレームの変化の度合いを示す1個の特徴量をさらに演算する。  
10

【0034】

ある好ましい実施形態において前記ステップ（c）は、時間軸上において連続する2つの空間分布フレーム間の差異を求める。

【0035】

ある好ましい実施形態において前記ステップ（c）は、前記心周期毎に前記特徴量を更新する。

【0036】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記差異を表示するステップ（e1）をさらに包含する。  
20

【0037】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方を表示するステップ（e2）をさらに包含する。

【0038】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（e1）は、前記差異に基づいて画像情報を生成し、前記画像情報を表示する。

【0039】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記差異に基づいて音声情報を生成し、前記音声情報を音響変換器から出力するステップ（e3）をさらに包含する。  
30

【0040】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（e2）は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて画像情報をそれぞれ生成し、前記画像情報を表示する。

【0041】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて音声情報をそれぞれ生成し、前記音声情報を音響変換器から出力するステップ（e4）をさらに包含する。

【0042】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（c）は、前記差異または前記特徴量と所定の値とを比較し、前記ステップ（d）は、前記比較結果に基づいて、表示する空間分布フレームを更新する。  
40

【0043】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（c）は、空間分布フレームの変化が最も小さいことを示す差異または特徴量を特定し、前記ステップ（d）は、前記特定された差異または特徴量が得られたときの空間分布フレームを表示する。

【0044】

ある好ましい実施形態において、前記差異は、複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間における、前記空間分布フレームを構成する形状測定値また  
50

は性状測定値の平均値、絶対値の平均値、和、絶対値の和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである。

#### 【0045】

ある好ましい実施形態において、前記特徴量は、 $N - 1$  個の差異の平均値、和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである。

#### 【0046】

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

#### 【0047】

ある好ましい実施形態において、前記性状測定値は、生体組織の歪みおよび弾性特性の少なくともいずれか一方である。

#### 【発明の効果】

#### 【0048】

本発明によれば、超音波を用いて得られた生体組織内の任意領域における位置情報や運動情報から求められる最大厚さ変化量、歪み、あるいは弾性特性等のフレーム間の差異を演算する。この差異は、フレームを構成するデータの変化の度合いを示す。あるいは、複数の差異を求め、さらにフレームの変化の度合いを示す特徴量を生成する。これにより、差異または特徴量から計測の安定性を判断することができ、正確な生体組織の形状あるいは性状特性を測定することができる。また、差異または特徴量を利用して形状あるいは性状特性を表示させることにより、測定結果の信頼性を向上させ、また、測定結果を見易く表示することが可能となる。

10

20

30

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0049】

【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第1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。

【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率を求める対象組織との関係を示す図である。

【図6】(a)は血管壁に設定するROIを模式的に示す図であり、(b)は表示部に表示される空間分布フレームを模式的に示す図である。

【図7】空間分布フレームと、空間分布フレーム間の差異および差異の特徴量の関係を模試的に説明する図である。

【図8】本発明による超音波診断装置の第2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9】第2の実施形態において、計測中に求められる差異を模式的に示すグラフである。

。

【図10】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11】第3の実施形態において、計測中に求められる差異を模式的に示すグラフである。

#### 【符号の説明】

#### 【0050】

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

50

- 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
- 3 3 差異演算部
- 3 4 フレーム演算部

10

**【発明を実施するための最良の形態】**

**【0051】**

本発明の超音波診断装置は測定対象物である生体組織の各部の形状測定値である最大厚さ変化量や、性状測定値である歪みや弾性特性を演算し、その二次元分布を心周期毎のフレームとして求める。以下、血管壁の弾性特性の二次元分布を求める場合を例にとり、本発明の超音波診断装置に関して説明する。

20

**【0052】**

(第1の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を説明する。

**【0053】**

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みや厚み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。

30

40

**【0054】**

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、これら各部を制御するために、マイクロコンピュータなどを含む制御部30をさらに備えている。

**【0055】**

50

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。

#### 【0056】

受信部15は超音波プローブ13を用いて超音波反射波を受信する。受信部15はA/D変換部を含み、超音波反射波を増幅して受信信号を生成し、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。

#### 【0057】

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向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。

#### 【0058】

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。

10

#### 【0059】

位相検波された受信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、性状測定値演算部32および差異演算部33を含む。形状測定値演算部31および性状測定値演算部32はフレーム演算部34を構成している。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。

20

#### 【0060】

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。

30

#### 【0061】

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。

40

#### 【0062】

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。

#### 【0063】

図4および図5を参照して、フレーム演算部34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、図では血管壁64および血管以外の生体組織62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

50

生体組織 6 2 および血管壁 6 4 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 1 3 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 1 3 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 6 7 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。

#### 【0064】

超音波ビームの中心軸である音響線 6 6 上に位置する血管壁 6 2 中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  $L$  で超音波プローブ 1 3 に近い順に  $P_1, P_2, P_3, P_k \dots P_n$  と配列している。生体 6 0 の表面を原点とする深さ方向の座標を  $Z_1, Z_2, Z_3, Z_k, \dots Z_n$  とする。ここで  $c$  は生体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 1 7 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 1 8 を通過させる。演算部 1 0 の形状測定値演算部 3 1 では、反射波信号  $r(t)$  と微小時間  $\Delta t$  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。この位相差から、測定対象位置  $P_n$  の運動速度  $V_n(t)$  が求められ、さらにこれを積分することにより、位置変位量  $d_n(t)$  を求めることができる。

#### 【0065】

図 6 は、測定対象位置  $P_n$  と弾性率演算の対象組織  $T_n$  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み  $L$  を有して位置している。 $n$  個の測定対象位置  $P_1 \dots P_n$  からは  $(n-1)$  個の対象組織  $T_1 \dots T_{n-1}$  を設けることができる。

#### 【0066】

対象組織  $T_k$  の伸縮量である厚み変化量  $H_k(t)$  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。

#### 【0067】

血管壁 6 4 の組織  $T_k$  の厚みの変化は、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拍毎の数値を求めることができると好適である。一心周期内の厚み変化量  $H_k(t)$  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み変化量  $\Delta h_k$  とする。また、血圧の最大値と最小値との差分を脈圧  $\Delta p$  とする。対象組織の厚みの最大値を  $H_m$  としたとき、歪み  $S_k$  および弾性特性  $\chi_k$  はそれぞれ次式で求めることができる。

#### 【0068】

$$S_k = \Delta h_k / H_m$$

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

#### 【0069】

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。また、上述の説明では、隣接する測定対象位置間の厚さ変化量や弾性特性を求める例を示しているが、厚さ変化量や弾性特性は、1つ以上の測定対象位置を挟む2点間の値を求めてよい。この場合、その2点間の位置変位量は、その2点およびその間の測定対象位置の位置変位量の平均値を用いることが好ましい。

#### 【0070】

厚さ変化量や弾性特性を求める範囲は、任意の2点で挟まれた1箇所でもかまわないので、本実施の形態で用いている超音波プローブ 1 3 は、アレー状に配列された複数の超音波振動子を有しており、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。任意領域は、ROI (Region Of Interest の略) によって操作者が規定することができる。ROI は、操作者が弾性特性を求める領域を指定する

10

20

30

40

50

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。

#### 【0071】

フレーム演算部は、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フレームとして表示部21へ出力する。空間分布フレームは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。図6(a)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。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6(b)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フレームデータ $f(k)_{1,1} \sim f(k)_{6,5}$ が配置され、フレームデータ $f(k)_{1,1} \sim f(k)_{6,5}$ が空間分布フレームFkを構成している。前述したようにフレームデータ $f(k)_{1,1} \sim f(k)_{6,5}$ は、生体組織の最大厚さ変化量などの形状測定値あるいは歪みや弾性特性などの性状特性値である。

10

#### 【0072】

フレーム演算部34は、空間分布フレームFkを演算データ記憶部20へ出力し、記憶させる。また表示部21へ出力する。表示部21は受け取った空間分布フレームFkを表示する。図6(b)ではたとえば、弾性特性をその値に応じた濃淡で示している。フレーム中の弾性特性の値に応じた配色を用いて弾性特性分布を二次元カラー画像としてもよい。  
。

20

#### 【0073】

前述したように生体組織の最大厚さ変化量、歪み、あるいは弾性特性は心周期毎に求められるため、フレームデータ $f(k)_{1,1} \sim f(k)_{6,5}$ および空間分布フレームFkも心周期毎に更新される。

30

#### 【0074】

フレーム演算部34で演算された最大厚さ変化量、歪み、弾性特性等のデータは、記憶容量の許す範囲内で演算データ記憶部20に記憶され、隨時読み取ることが可能である。演算データ記憶部20に例えればリングメモリ等の素子を用いれば、常に最新のデータを更新蓄積することができる。したがって、演算データ記憶部20に記憶された各種データは、表示部21に隨時表示することもできる。

40

#### 【0075】

差異演算部33は、心周期毎の複数の空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間において、空間分布フレームを構成する各形状測定値または性状測定値の差異を求める。具体的には、最新の空間分布フレームFkをフレーム演算部34または演算データ記憶部20から受け取り、演算データ記憶部20に記憶されていた直前の空間分布フレームFk-1とにおいて、対応するフレームデータ間の差分の二乗平均平方根(RMS)を求め、これを差異dkとする。つまり以下の式で示される演算を行う。

#### 【0076】

##### 【数1】

$$dk = \sqrt{\frac{\sum_{i=0, j=0}^{i=m-1, j=n-1} (f(k)_{ij} - f(k-1)_{ij})^2}{m \times n}}$$

40

#### 【0077】

求めた差異dkは、演算データ記憶部20へ出力され記憶される。また表示部21に表示される。一心周期が経過すると、フレーム演算部34は最新の空間分布フレームFk+1を演算し、差異演算部33は最新フレームFk+1と直前の空間分布フレームFkとの

50

間で差異  $d_{k+1}$  を求め、演算データ記憶部 20 へ出力する。また表示部 21 に差異  $d_k + 1$  を表示する。このように新しい空間分布フレーム  $F_n$  が求められると、その都度直前の空間分布フレーム  $F_{n-1}$  との間で差異  $d_n$  が求められる。差異  $d_n$  の値は、空間分布フレーム  $F_n$  とともに心周期に同期して表示部 21 に更新されて表示される。

#### 【0078】

差異  $d_n$  は、連続する二枚のフレーム間の差分の RMS であり、測定が安定しているほど小さくなる。すなわち、差異  $d_n$  は計測の安定性を示す評価値である。このため、超音波診断装置 11 の操作者は、超音波プローブ 13 を操作しながら表示されている差異  $d_n$  の値を確認し、測定安定化の参考とすることができます。

#### 【0079】

差異  $d_n$  は数値以外の表示方法によって表示部 21 に表示してもよい。たとえば、差異演算部 33 において、さらに差異  $d_n$  の値の大きさに基づいて画像情報を生成し、その画像情報を表示してもよい。より具体的には差異  $d_n$  が大きい場合には振幅や周波数が大きい波形、あるいは、任意の形状を有する大きい図形の動画を作成し、差異  $d_n$  が小さい場合には振幅や周波数が小さい波形、あるいは、任意の形状を有する小さい図形の動画を作成する。このような動画を表示部 21 に表示させる場合、差異  $d_n$  が小さくなるにつれて、動画で示される図形、あるいは、波形の振幅や周波数が小さくなつて示される。したがって、操作者は表示部 21 に数値が表示される場合に比べて直感的に差異  $d_n$  の変化を理解することが可能となる。

#### 【0080】

このほか、図形や線画、文字などの輝度、色調、長さ、大きさ、個数、角度、形状などを差異  $d_n$  の大きさに応じた変化させてもよい。また、動画に限らず、静止画を差異  $d_n$  に応じて生成してもよい。

#### 【0081】

また、差異演算部 33 において、差異  $d_n$  の大きさに基づいて音声情報を生成し、生成した音声情報を超音波診断装置 11 に設けたスピーカなどの電気的信号を音声に変換する音響変換器 31 から出力してもよい。たとえば、差異  $d_n$  の値が大きい場合には周波数の高い音を生成し、差異  $d_n$  が小さい場合には周波数の低い音を生成してもよい。このような音声情報を音響変換器 31 から出力する場合、差異  $d_n$  が小さくなるにつれて音響変換器 31 から出力される音声の周波数は低下する。あるいは、音響変換器 31 として圧電ブザーなどを用い、差異  $d_n$  の値に応じて断続的に出力されるブザー音の周期を変化させてよい。

30

#### 【0082】

差異  $d_n$  の値の変化が、直感的に理解しやすい画像情報として表示されたり、聴覚によって認識できる音声情報として出力されたりすることによって、超音波診断装置 11 を用いた測定中、操作者がプローブの位置や、表示部に表示される弾性特性などの他の計測情報、被験者の状態など多くの状態など、他の多くの情報の把握に注意を集中させることができる。

#### 【0083】

なお、表示部 21 に表示される空間分布フレーム内に形状測定値または性状測定値を求める必要がない領域が含まれている場合には、差異演算部 33 は、空間分布フレーム内の形状測定値または性状測定値を求めるべき領域についてのみを抽出し、差異を求めてよい。たとえば、図 6 (a) に示すように ROI 41 に血管壁 40 以外の生体組織の領域が含まれており、血管壁 40 のみの形状測定値または性状測定値を求めるべき場合、空間分布フレーム中から血管壁に相当する領域のフレームデータだけを抽出して、血管壁組織における差異を求めてよい。空間分布フレーム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。また、逆に、図 6 (a) に示すように ROI 41 に血管壁 40 以外の生体組織の領域が含まれており、血管壁 40 のみの形状測定値または性状測定値を求めるべき場合、血管壁 40 のみを含むように ROI 41 を修正してもよい。

40

50

**【0084】**

また、差異  $d_n$  は RMS 以外に差分の平均値、差分の絶対値の平均値、差分の和、差分の絶対値の和、差分の分散、差分の標準偏差、差分の最大値と最小値との差などを用いて求めてもよい。これらの演算によって求められる差異  $d_n$  は、値が小さいほど、空間分布フレームの形状測定値または性状測定値の変化が小さく測定が安定していることを示す。しかし、値が大きいほど形状測定値または性状測定値の変化が小さいことを示す演算方法を採用してもよい。たとえば、これらの演算の結果得られる値の逆数を差異  $d_n$  としてもよい。

**【0085】**

また、差異  $d_n$  を複数個用いて、測定の安定性を評価してもよい。フレーム演算部 34 が最新の空間分布フレーム  $F_k$  を演算した後、差異演算部 33 は一心周期前のフレーム  $F_{k-1}$  から  $N-1$  心周期前のフレーム  $F_{k-(N-1)}$  までの連続した  $N-1$  データを演算データ記憶部 20 から読み出す。次に差異演算部 33 は、最新フレーム  $F_k$  からフレーム  $F_{k-(N-1)}$  までの連続した  $N$  個のデータにおいて、隣接するフレーム間にフレームデータの差分の RMS を求めて、これらを差異  $d_k$ 、 $d_{k-1}$ 、 $d_{k-2}$ 、 $\dots$   $d_{k-(N-2)}$  とする。そして差異演算部 33 はこれら  $N-1$  個の差異の平均値を求めて、これを差異の特徴量  $D_k$  とする。差異の特徴量  $D_k$  は、演算データ記憶部 20 へ記憶され、さらに表示部 21 にて表示される。差異演算部 33 は一心周期毎に、つまり、最新の空間分布フレームが更新されるたびにこれら動作を繰り返し行う。

**【0086】**

前述したように特徴量  $D_k$  は数値としてそのまま表示部 21 に表示してもよいし、特徴量  $D_k$  の値の大きさに応じた図形や線画などの動画や静止画による画像情報として表示部 21 に表示してもよい。また、特徴量  $D_k$  の大きさに応じた音声情報を生成し、音声変換器 31 から出力してもよい。

**【0087】**

特徴量  $D_k$  を求めるために用いる差異  $d_n$  の個数  $N$  の好ましい範囲は、操作者および被験者がどれだけの期間、安定な姿勢を維持できるかに依存する。たとえば、人体の頸動脈を測定する場合、 $N$  は 2 ~ 6 の範囲であることが好ましい。

**【0088】**

図 7 を参照して  $N=5$  の場合を説明する。フレーム演算部 34 が最新の空間分布フレーム  $F_k$  を演算した後、差異演算部 33 は一心周期前のフレーム  $F_{k-1}$  から四心周期前のフレーム  $F_{k-4}$  までの連続した 4 データを演算データ記憶部 20 から読み出す。次に差異演算部 33 は、最新フレーム  $F_k$  からフレーム  $F_{k-4}$  までの連続した 5 データにおいて、隣接するフレーム間にフレームデータの差分の RMS を求めて、これらを差異  $d_k$ 、 $d_{k-1}$ 、 $d_{k-2}$ 、 $d_{k-3}$  とする。そして差異演算部 33 はこれら 4 個の差異の平均値を求めて、これを差異の特徴量  $D_k$  とする。図に示すように、一心周期前の空間分布フレーム  $F_{k-1}$  が得られたときの特徴量  $D_{k-1}$  は差異  $d_{k-1}$ 、 $d_{k-2}$ 、 $d_{k-3}$ 、 $d_{k-4}$  から求められる。このように最新の空間分布フレームが更新されるたびに特徴量  $D_k$  も更新される。

**【0089】**

このようにして求められた差異の特徴量  $D_n$  は、測定が安定しているほど小さくなる。すなわち、差異の特徴量  $D_n$  も測定の安定性を示しており、本発明による超音波診断装置 11 の操作者は、超音波プローブ 13 を操作しながら表示されている差異の特徴量  $D_n$  の値を確認し、測定安定化の参考とすることができます。このとき、差異  $d_n$  もあわせて表示部 21 に表示してもよい。

**【0090】**

差異の特徴量  $D_n$  は、複数個の差異  $d_n$  の平均値として求める以外に、差異の和、差異の分散、差異の標準偏差、差異の RMS、および差異の最大値と最小値との差などとして求めてもよい。差異  $d_n$  について説明したように、これらの値も一般に小さいほうが変化が少ないと示す。しかし、値が大きいほうが変化が小さいことを示すように演算を選

10

20

30

40

50

んでもよい。

**【0091】**

また、特徴量を求めるために用いる差異は、隣接あるいは連続する2つの空間分布フレーム間から求めなくてもよい。たとえば、5つの連続した空間分布フレーム  $F_{k-4} \sim F_k$  を用いて差異の特徴量を求める場合、 $F_k$  と  $F_{k-1}$  との差異  $d'_{k-1}$ 、 $F_k$  と  $F_{k-2}$  との差異  $d'_{k-2}$ 、 $F_k$  と  $F_{k-3}$  との差異  $d'_{k-3}$  および  $F_k$  と  $F_{k-4}$  との差異  $d'_{k-4}$  を求め、これら4つの差異  $d'_{k-4} \sim d'_{k-1}$  の平均  $D'_{k-3}$  を求めてもよい。

**【0092】**

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 10 も好適に測定できる。

**【0093】**

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、心周期毎のフレーム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、心周期毎のフレームとして表示してもよい。

**【0094】**

(第2の実施形態)

本実施形態では、第1の実施形態で詳細に説明した差異  $d_n$  あるいは差異の特徴量  $D_n$  を用いて空間分布フレームの表示を行う超音波診断装置およびその制御方法を説明する。 20 差異  $d_n$  あるいは差異の特徴量  $D_n$  の演算方法は第1の実施形態で説明した通りである。また、以下において、特に言及しない超音波診断装置の構成は第1の実施形態と同じである。

**【0095】**

図8は、差異  $d_n$  を用いて超音波診断装置11を制御する一例を示すフローチャートである。差異演算部33が求めた差異  $d_n$  と超音波診断装置11の操作者が予め設定した差異の閾値  $d_s$  との比較結果に基づいて、空間分布フレーム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11に設けられたROMなどの記録媒体に記録されている。

30

**【0096】**

まず、測定を行う前に、操作者は差異の閾値  $d_s$  を定め、超音波診断装置11に設定する(ステップS1)。具体的には、 $d_s$  は連続する二枚の空間分布フレーム間の差分のRMSの閾値である。

**【0097】**

次に、操作者は超音波診断装置11を操作し、第1の実施形態において詳細に説明したようにフレーム演算部34に所望の箇所の形状測定値や性状測定値、たとえば、弾性特性の空間分布である空間分布フレームFを演算させ、これを演算データ記憶部20へ記憶させる(ステップS2)。ここで測定した空間分布フレームFは、測定開始後、最初のフレームという意味でF0と示す。さらにフレーム演算部34はフレームF0を表示部21にて表示する(ステップS3)。

40

**【0098】**

次の心周期において、フレーム演算部34はフレームF1を演算し、これを演算データ記憶部20に記憶し(ステップS4)する。さらに演算データ記憶部20に記憶されているフレームF0と演算したフレームF1とから、差異d1を演算し、これを表示部21にて表示する(ステップS5)。

**【0099】**

差異演算部33は、差異d1と閾値  $d_s$  とを比較し(ステップS6)、閾値  $d_s$  よりも演算した差異d1が計測の安定性が高いことを示しているかどうかを判断する。具体的にはRMSが閾値  $d_s$  よりも小さいか否かの判断を行う(ステップS7)。ここで差異d1

50

が閾値  $d_s$  よりも小さい場合、差異演算部 3 3 はフレーム F 1 を表示部 1 9 に表示させ（ステップ S 8）、この心周期における動作を完了する。そしてステップ S 4 へ戻り、ステップ S 4 ～ステップ S 7 を繰り返し実行する。

#### 【0100】

なお、ステップ S 7 における閾値  $d_s$  との比較は、差異  $d_n$  をどのように定義しているかによって、計測の安定性が高いと判断する基準は異なる。つまり、差異  $d_n$  の定義によっては、閾値  $d_s$  よりも差異  $d_n$  が大きくなつた場合に計測の安定性が高くなる場合がある。

#### 【0101】

差異  $d_1$  が閾値  $d_s$  よりも大きい場合、演算部 1 9 はこの心周期における動作を完了し、最新の空間分布フレームを表示させることなく、ステップ 4 へ戻り、ステップ S 4 ～ステップ S 7 を繰り返し実行する。

10

#### 【0102】

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 1 1 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 8 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 1 1 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 上には差異  $d$  が閾値  $d_s$  よりも安定していることを示しているフレームのなかで最後に得られたフレーム F と、このときの差異  $d$  を表示する。このような動作を行うために、ステップ S 8 においてフレーム F を表示し、かつフレーム F とこのときの差異  $d$  を演算データ記憶部 2 0 に記憶することが必要となる。

20

#### 【0103】

図 9 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差異  $d_n$  を示すグラフである。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 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、差異  $d_n$  は大きいが、次第に差異  $d_n$  は小さくなってゆく。図 9 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 10 心周期目に得られた差異  $d_n$  は、閾値  $d_s$  より小さい。超音波診断装置 1 1 は、閾値  $d_s$  よりも小さい差異が得られたときの空間分布フレームを表示部 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 に空間分布フレームが表示されず、その後、5 心周期目に初めて空間分布フレーム 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フレームが更新される。9 心周期目に得られる際  $d_n$  は閾値  $d_s$  よりも大きい。このため、9 心周期目では、空間分布フレームの更新を行わず、空間分布フレーム F 8 の表示を維持する。その後、10 心周期目で表示を更新し空間分布フレーム F 10 を表示する。

30

#### 【0104】

このように、本実施形態によれば、差異演算部 3 3 が求めた差異  $d$  と操作者が予め設定した差異の閾値  $d_s$  と比較し、閾値  $d_s$  よりも優れた差異  $d$  の場合のみフレーム F を表示する。このため、操作者はある一定の安定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。

40

#### 【0105】

本実施の形態では差異  $d_n$  を用いた制御方法について詳細に説明したが、差異の特徴量  $D_n$  を用いて設定した閾値  $D_s$  と比較し、比較結果に基づいて空間分布フレームの表示を制御する超音波診断装置を実現できる。差異の特徴量  $D_n$  を用いて空間分布フレームの表示を制御する場合、図 8 のフローチャートにおいて、最初の差異の特徴量  $D_4$  を求めるためにステップ 2 を 5 回繰り返して 5 個の差異を求め、 $d_0 \sim d_4$  を平均することによって  $D_4$  を求める点が、差異  $d_n$  を用いた制御方法と異なっている。この場合、 $D_4$  が得られるまでの 5 心周期においては、ステップ 3 を実行するたびにフレーム F  $n$  を表示してもよく、表示しなくてもよい。測定が実施されていることを操作者に示すためには表示したほうが好ましい。

#### 【0106】

50

また、差異  $d_n$  または差異の特徴量  $D_n$  を利用して測定の終了を制御してもよい。たとえば、閾値  $d_{\text{th}}$ 、 $s$  または  $D_{\text{th}}$ 、 $s$  として、十分計測が安定していることを示す値を設定し、差異  $d_n$  または差異の特徴量  $D_n$  が閾値  $d_{\text{th}}$ 、 $s$  または  $D_{\text{th}}$ 、 $s$  よりも計測の安定性が高いことを示しているかどうかを判断する。差異  $d_n$  または差異の特徴量  $D_n$  が、閾値  $d_{\text{th}}$ 、 $s$  または  $D_{\text{th}}$ 、 $s$  より計測が安定していることを示す値に達した場合、計測を終了し、最後に得られた空間分布フレームをプリントアウトしたり、記録媒体に記録を行う。この制御は、上述した空間分布フレームの表示の制御と組み合わせてもよい。空間分布フレームの表示も行う場合には、測定終了の制御に用いる閾値  $d_{\text{th}}$ 、 $s$  または  $D_{\text{th}}$ 、 $s$  は、空間分布フレームの表示させるために閾値  $d_s$  または  $D_s$  よりも計測の安定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、計測開始後空間分布フレームが表示され、安定性が高まった時点で自動的に測定を終了させることができる。  
10

### 【0107】

#### (第3の実施形態)

本実施形態では、第2の実施形態と同様、第1の実施形態で詳細に説明した差異  $d_n$  あるいは差異の特徴量  $D_n$  を用いて空間分布フレームの表示を行う超音波診断装置およびその制御方法を説明する。差異  $d_n$  あるいは差異の特徴量  $D_n$  の演算方法は第1の実施形態で説明した通りである。また、以下において、特に言及しない超音波診断装置の構成は第1の実施形態と同じである。

### 【0108】

図10は、差異  $d_n$  を用いて超音波診断装置11を制御する一例を示すフローチャートである。差異演算部33が求めた差異  $d_n$  と超音波診断装置11の操作者が予め設定した差異の閾値  $d_s$  との比較結果に基づいて、空間分布フレームの表示を制御する方法を示している。  
20

### 【0109】

まず、操作者は超音波診断装置11を操作し、第1の実施形態において詳細に説明したようにフレーム演算部34に所望の箇所の形状測定値や性状測定値、たとえば、弾性特性の空間分布である空間分布フレームFを演算させ、これを演算データ記憶部20へ記憶させ、そして表示部21にて表示する(ステップS21)。ここで測定したフレームFは、測定開始後最初の空間分布フレームという意味でF0と示す。

### 【0110】

次の心周期において、フレーム演算部34は空間分布フレームF1を演算し、演算データ記憶部20へ記憶し、そして表示部21にて表示する(ステップS22)。フレーム演算部34は、演算データ記憶部20に記憶されている空間分布フレームF0と演算した空間分布フレームF1とから、差異  $d_1$  を演算してこれを表示部21にて表示する(ステップS23)。  
30

### 【0111】

差異演算部33は、フレームF1と差異  $d_1$  をこの時点での最良値  $F_{\text{best}}$  と  $d_{\text{best}}$  としてそれぞれ記憶する(ステップS24)。

### 【0112】

次の心周期において、フレーム演算部34はフレームF2を演算し、これを演算データ記憶部20に記憶させる(ステップS25)。さらに演算データ記憶部20に記憶されているフレームF1と演算したフレームF2とから、差異  $d_2$  を演算してこれを表示部21にて表示する(ステップS26)。  
40

### 【0113】

差異演算部34は、差異  $d_2$  と差異の最良値  $d_{\text{best}}$  とを比較し(ステップS27)、最良値  $d_{\text{best}}$  よりも演算した差異  $d_2$  が計測の安定性が高いかどうか、具体的には RMS が  $d_{\text{best}}$  よりも小さいか否かの判断を行う(ステップS28)。ここで差異  $d_2$  が  $d_{\text{best}}$  よりも計測の安定性が高い(小さい)場合、差異演算部33はフレームF2と差異  $d_2$  とを新たな最良値  $F_{\text{best}}$  と  $d_{\text{best}}$  としてそれぞれ記憶する(ステップS29)。そしてフレーム  $F_{\text{best}}$  を表示部19に表示させ(ステップS30)、こ  
50

の心周期における動作を完了する。その後、ステップS25へと戻り、ステップS25から28を繰り返し実行する。

#### 【0114】

差異 $d_{2}$ が $d_{best}$ よりも大きい場合、差異演算部33はこの心周期における動作を完了し、最新の空間分布フレームを表示させることなく、ステップS25へと戻り、ステップS25から28を繰り返し実行する。

#### 【0115】

図11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差異 $d_n$ を示すグラフである。図9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、差異 $d_n$ は大きいが、次第に差異 $d_n$ は小さくなってゆく。図11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 $d_{best}$ が更新される。このため、空間分布フレームが更新される。つまり、開始直後は、心周期毎に差異 $d_n$ が小さくなるため、心周期毎に空間分布フレームが更新される。やがて、計測が安定し、差異 $d_n$ がほぼ一定の値をとるようになると、差異 $d_n$ がさらに計測の安定性が高い値を示す場合のみ空間分布フレームが更新される。

10

#### 【0116】

このように本実施形態によれば、測定開始直後は頻繁に空間分布フレームを更新して表示するが、計測が安定してくると、最も安定したときの空間分布フレームを維持する。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、安定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。

20

#### 【0117】

本実施形態においても差異 $d_n$ の代わりに差異の特徴量 $D_n$ を用いても同様な制御を行うことができる。差異の特徴量 $D_n$ を用いて空間分布フレームの表示を制御する場合、図10のフローチャートにおいて、最初の差異の特徴量 $D_4$ を求めるためにステップS23を5回繰り返して5個の差異を求め、 $d_0 \sim d_4$ を平均することによって $D_4$ 求める点が、差異 $d_n$ を用いた制御と異なっている。この場合、 $D_4$ が得られるまでの5心周期においては、ステップS23を実行するたびにフレーム $F_n$ を表示してもよく、表示しなくてよい。測定が実施されていることを操作者に示すためには表示したほうが好ましい。

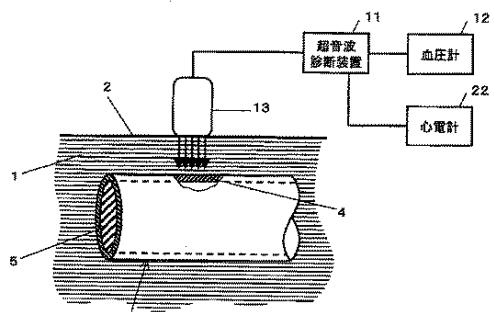
30

#### 【産業上の利用可能性】

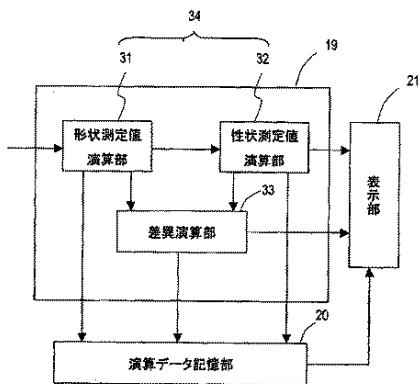
#### 【0118】

本発明の超音波診断装置は、血管壁、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など、生体組織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。

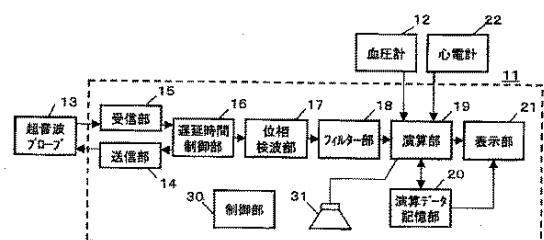
【図 1】



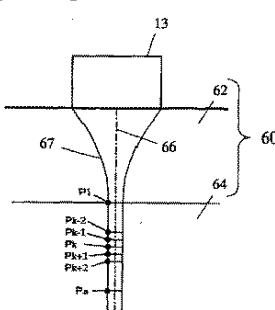
【図 3】



【図 2】



【図 4】



【図 5】

$$\begin{array}{ll}
 P_1 & h_1(t) \\
 \hline
 P_2 & T_1 \\
 \hline
 P_3 & T_2 \\
 \vdots & \\
 \\ 
 P_{k-2} & h_{k-2}(t) \\
 \hline
 P_{k-1} & h_{k-1}(t) \\
 \hline
 P_k & T_{k-1} \\
 \hline
 P_{k+1} & T_k \\
 \hline
 P_{k+2} & T_{k+1} \\
 \vdots & \\
 \\ 
 P_{n-1} & h_{n-1}(t) \\
 \hline
 P_n & T_{n-1} \\
 \hline
 \end{array}
 \quad
 \left. \begin{array}{l}
 h_2(t) \\
 \hline
 h_3(t)
 \end{array} \right\} H_1(t) \rightarrow \chi_1$$
  

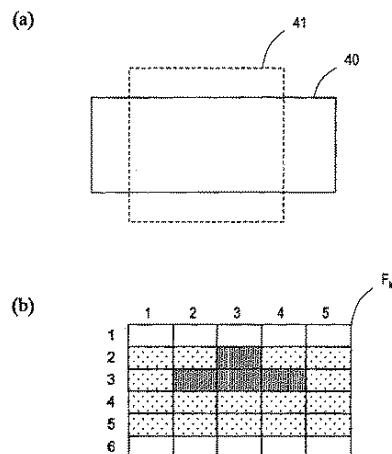
$$\left. \begin{array}{l}
 h_{k-2}(t) \\
 \hline
 h_{k-1}(t) \\
 \hline
 h_k(t) \\
 \hline
 h_{k+1}(t) \\
 \hline
 h_{k+2}(t)
 \end{array} \right\} H_{k-2}(t) \rightarrow \chi_{k-2}$$
  

$$\left. \begin{array}{l}
 h_{k-1}(t) \\
 \hline
 h_k(t) \\
 \hline
 h_{k+1}(t) \\
 \hline
 h_{k+2}(t)
 \end{array} \right\} H_{k-1}(t) \rightarrow \chi_{k-1}$$
  

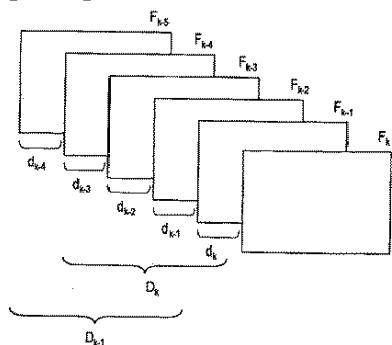
$$\left. \begin{array}{l}
 h_k(t) \\
 \hline
 h_{k+1}(t) \\
 \hline
 h_{k+2}(t)
 \end{array} \right\} H_k(t) \rightarrow \chi_k$$
  

$$\left. \begin{array}{l}
 h_{n-1}(t) \\
 \hline
 h_n(t)
 \end{array} \right\} H_{n-1}(t) \rightarrow \chi_{n-1}$$

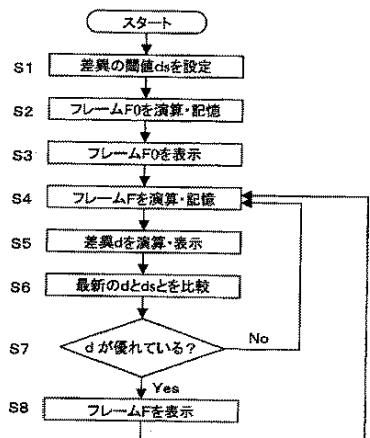
【図 6】



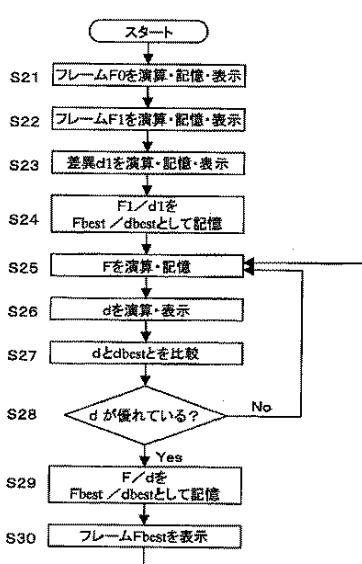
【図 7】



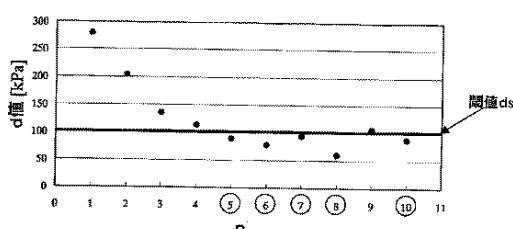
【図 8】



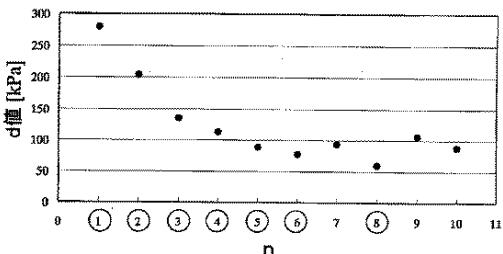
【図 10】



【図 9】



【図 11】



**【手続補正書】**

【提出日】平成18年11月15日(2006.11.15)

**【手続補正1】**

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

**【補正の内容】**

【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增幅し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号から前記組織の形状測定値を求め、前記組織の形状測定値から前記生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するフレーム演算部と、

前記心周期毎に得られる複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間において、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求める差異演算部と、

前記形状測定値、性状測定値、および、差異のうち少なくともいずれか1つを記憶する記憶部と、

前記空間分布フレームを表示する表示部と、  
を備える超音波診断装置。

**【請求項2】**

前記差異演算部は、最新の空間分布フレームと直前の空間分布フレームとの差異を求める請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項3】**

前記差異演算部は、最新の空間分布フレームおよび直前の連続したN-1個の空間分布フレームからN-1個の差異を求め、N-1個の差異に基づいて、N個の空間分布フレームの変化の度合いを示す1個の特徴量をさらに演算する請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項4】**

前記差異演算部は、時間軸上において連続する2つの空間分布フレーム間の差異を求める請求項3に記載の超音波診断装置。

**【請求項5】**

前記差異演算部は、前記心周期毎に前記特徴量を更新する請求項4に記載の超音波診断装置。

**【請求項6】**

前記表示部は前記差異を表示する請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項7】**

前記表示部は前記差異および前記特徴量の少なくとも一方を表示する請求項3に記載の超音波診断装置。

**【請求項8】**

前記差異演算部は、前記差異に基づいて、画像情報を生成し、前記表示部は、前記画像情報を表示する請求項6に記載の超音波診断装置。

**【請求項9】**

音響変換器をさらに備え、

前記差異演算部は、前記差異に基づいて音声情報を生成し、前記音響変換器は、前記音声情報を出力する請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項10】**

前記差異演算部は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて画像情報を

それぞれ生成し、前記表示部は、前記画像情報を表示する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 1】**

音響変換器をさらに備え、

前記差異演算部は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて音声情報をそれぞれ生成し、前記音響変換器は、前記音声情報を出力する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 2】**

前記差異演算部は、前記差異または前記特徴量と所定の値とを比較し、比較結果に基づいて、前記フレーム演算部は前記表示部に表示する空間分布フレームを更新する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 3】**

前記差異演算部は、空間分布フレームの変化が最も小さいことを示す差異または特徴量を特定し、前記表示部は特定された差異または特徴量が得られたときの空間分布フレームを表示する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 4】**

前記差異は、複数の前記空間分布フレームから選ばれる 2 つの空間分布フレーム間における、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の平均値、絶対値の平均値、和、絶対値の和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである請求項 1 から 1 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 5】**

前記特徴量は、N - 1 個の差異の平均値、和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである請求項 3 から 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 6】**

前記形状測定値は、生体組織の最大厚さ変化量である請求項 1 から 1 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 7】**

前記性状測定値は、生体組織の歪みおよび弾性特性の少なくともいずれか一方である請求項 1 から 1 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 1 8】**

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、

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

前記受信信号から前記組織の形状測定値を求め、前記組織の形状測定値から前記生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するステップ (b) と、

前記心周期毎に得られる複数の前記空間分布フレームから選ばれる 2 つの空間分布フレーム間において、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求めるステップ (c) と、

前記空間分布フレームを表示するステップ (d) と、  
を包含する超音波診断装置の制御方法。

**【請求項 1 9】**

前記ステップ (c) は、最新の空間分布フレームと直前の空間分布フレームとの差異を求める請求項 1 8 に記載の超音波診断装置の制御方法。

**【請求項 2 0】**

前記ステップ (c) は、最新の空間分布フレームおよび直前の連続した N - 1 個の空間分布フレームから N - 1 個の差異を求め、N - 1 個の差異に基づいて、N 個の空間分布フ

フレームの変化の度合いを示す1個の特微量をさらに演算する請求項18に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項21】

前記ステップ(c)は、時間軸上において連続する2つの空間分布フレーム間の差異を求める請求項20に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項22】

前記ステップ(c)は、前記心周期毎に前記特微量を更新する請求項17に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項23】

前記差異を表示するステップ(e1)をさらに包含する請求項18に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項24】

前記差異および前記特微量の少なくとも一方を表示するステップ(e2)をさらに包含する請求項20に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項25】

前記ステップ(e1)は、前記差異に基づいて画像情報を生成し、前記画像情報を表示する請求項23に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項26】

前記差異に基づいて音声情報を生成し、前記音声情報を音響変換器から出力するステップ(e3)をさらに包含する請求項18に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項27】

前記ステップ(e2)は、前記差異および前記特微量の少なくとも一方に基づいて画像情報をそれぞれ生成し、前記画像情報を表示する請求項24に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項28】

前記差異および前記特微量の少なくとも一方に基づいて音声情報をそれぞれ生成し、前記音声情報を音響変換器から出力するステップ(e4)をさらに包含する請求項8に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項29】

前記ステップ(c)は、前記差異または前記特微量と所定の値とを比較し、

前記ステップ(d)は、前記比較結果に基づいて、表示する空間分布フレームを更新する請求項22に記載の超音波診断装置の製造方法。

【請求項30】

前記ステップ(c)は、空間分布フレームの変化が最も小さいことを示す差異または特微量を特定し、

前記ステップ(d)は、前記特定された差異または特微量が得られたときの空間分布フレームを表示する請求項22に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項31】

前記差異は、複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間における、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の平均値、絶対値の平均値、和、絶対値の和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである請求項18から30のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項32】

前記特微量は、N-1個の差異の平均値、和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいずれかひとつである請求項20から26のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項33】

前記形状測定値は、生体組織の最大厚さ変化量である請求項18から32のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

**【請求項 3 4】**

前記性状測定値は、生体組織の歪みおよび弾性特性の少なくともいずれか一方である請求項 1 8 から 3 2 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

**【手続補正 2】**

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

**【補正の内容】**

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

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】

【0 0 0 2】

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、このような疾病的予防および治療を行うことが大きな課題となっている。

【0 0 0 3】

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。

【0 0 0 4】

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、被験者への負荷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。

【0 0 0 5】

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。

【0 0 0 6】

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發揮する。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。

【0 0 0 7】

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。

【0 0 0 8】

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可能、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、血管壁の厚み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。

#### 【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。動脈壁の硬さ度合いは一様ではなく、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。

【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】

#### 【0012】

動脈等の循環器組織は、心臓の拍動にともなって変位や伸縮を繰り返している。したがって、超音波診断装置を用いて循環器組織の歪みや弾性特性を求める場合には、心臓の一周期毎に一回の測定を行うことが好適であり、一心周期毎に歪み分布や弾性特性分布が得られる。しかしながら、得られた弾性特性は一心周期毎に異なっていることが多い。その理由として、心周期は厳密には一定の周期ではないこと、測定中に超音波プローブを操作する者や被験者が不要な動きをしてしまうこと、測定環境に応じて様々なノイズの影響を受けること等があげられる。このような要因により、得られた弾性特性は変動している可能性があり、測定結果が正しい数値であるのかどうか判断することは難しい。

#### 【0013】

以上に鑑み、本発明は、上述したような要因によって計測値が変動しているかどうかを評価することのできる超音波診断装置および超音波診断装置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】

#### 【0014】

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、前記受信信号から前記組織の形状測定値を求め、前記組織の形状測定値から前記生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するフレーム演算部と、前記心周期毎に得られる複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間において、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求める差異演算部と、前記形状測定値、性状測定値、および差異のうち少なくともいずれか1つを記憶する記憶部と、前記空間分布フレームを表示する表示部とを備える。

#### 【0015】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、最新の空間分布フレームと直前の空間分布フレームとの差異を求める。

【0016】

ある好ましい実施形態において前記差異演算部は、最新の空間分布フレームおよび直前の連続したN-1個の空間分布フレームからN-1個の差異を求め、N-1個の差異に基づいて、N個の空間分布フレームの変化の度合いを示す1個の特徴量をさらに演算する。

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、時間軸上において連続する2つの空間分布フレーム間の差異を求める。

【0018】

ある好ましい実施形態において前記差異演算部は、前記心周期毎に前記特徴量を更新する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記表示部は前記差異を表示する。

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記表示部は前記差異および前記特徴量の少なくとも一方を表示する。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、前記差異に基づいて、画像情報を生成し、前記表示部は、前記画像情報を表示する。

【0022】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、音響変換器をさらに備え、前記差異演算部は、前記差異に基づいて音声情報を生成し、前記音響変換器は、前記音声情報を出力する。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて画像情報をそれぞれ生成し、前記表示部は、前記画像情報を表示する。

【0024】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、音響変換器をさらに備え、前記差異演算部は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて音声情報をそれぞれ生成し、前記音響変換器は、前記音声情報を出力する。

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、前記差異または前記特徴量と所定の値とを比較し、比較結果に基づいて、前記フレーム演算部は前記表示部に表示する空間分布フレームを更新する。

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記差異演算部は、空間分布フレームの変化が最も小さいことを示す差異または特徴量を特定し、前記表示部は特定された差異または特徴量が得られたときの空間分布フレームを表示する。

【0027】

ある好ましい実施形態において前記差異は、複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間における、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の平均値、絶対値の平均値、和、絶対値の和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいづれかひとつである。

【0028】

ある好ましい実施形態において前記特徴量は、N-1個の差異の平均値、和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいづれかひとつである。

【0029】

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

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記性状測定値は、生体組織の歪みおよび弾性特性の少なくともいずれか一方である。

【0031】

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、超音波プローブを用いて、超音波送信波を送信し、前記超音波送信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受信し、受信信号を生成するステップ(a)と、前記受信信号から前記組織の形状測定値を求め、前記組織の形状測定値から前記生体の心周期毎の形状測定値および性状測定値の少なくともいずれか一方の空間分布を示す空間分布フレームを演算するステップ(b)と、前記心周期毎に得られる複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間において、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の差異を求めるステップ(c)と、前記空間分布フレームを表示するステップ(d)とを包含する。

【0032】

ある好ましい実施形態において前記ステップ(c)は、最新の空間分布フレームと直前の空間分布フレームとの差異を求める。

【0033】

ある好ましい実施形態において前記ステップ(c)は、最新の空間分布フレームおよび直前の連続したN-1個の空間分布フレームからN-1個の差異を求め、N-1個の差異に基づいて、N個の空間分布フレームの変化の度合いを示す1個の特徴量をさらに演算する。

【0034】

ある好ましい実施形態において前記ステップ(c)は、時間軸上において連続する2つの空間分布フレーム間の差異を求める。

【0035】

ある好ましい実施形態において前記ステップ(c)は、前記心周期毎に前記特徴量を更新する。

【0036】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記差異を表示するステップ(e1)をさらに包含する。

【0037】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方を表示するステップ(e2)をさらに包含する。

【0038】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(e1)は、前記差異に基づいて画像情報を生成し、前記画像情報を表示する。

【0039】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記差異に基づいて音声情報を生成し、前記音声情報を音響変換器から出力するステップ(e3)をさらに包含する。

【0040】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(e2)は、前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて画像情報をそれぞれ生成し、前記画像情報を表示する。

【0041】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は前記差異および前記特徴量の少なくとも一方に基づいて音声情報をそれぞれ生成し、前記音声情報を音響変換器から出力するステップ(e4)をさらに包含する。

【0042】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(c)は、前記差異または前記特徴量と所定の値とを比較し、前記ステップ(d)は、前記比較結果に基づいて、表示する空間分布フレームを更新する。

【0043】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(c)は、空間分布フレームの変化が最も小さいことを示す差異または特徴量を特定し、前記ステップ(d)は、前記特定された差異または特徴量が得られたときの空間分布フレームを表示する。

【0044】

ある好ましい実施形態において、前記差異は、複数の前記空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間における、前記空間分布フレームを構成する形状測定値または性状測定値の平均値、絶対値の平均値、和、絶対値の和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいづれかひとつである。

【0045】

ある好ましい実施形態において、前記特徴量は、N-1個の差異の平均値、和、分散、標準偏差、二乗平均平方根、および最大値と最小値との差のうちの少なくともいづれかひとつである。

【0046】

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

【0047】

ある好ましい実施形態において、前記性状測定値は、生体組織の歪みおよび弾性特性の少なくともいづれか一方である。

【発明の効果】

【0048】

本発明によれば、超音波を用いて得られた生体組織内の任意領域における位置情報や運動情報から求められる最大厚さ変化量、歪み、あるいは弾性特性等のフレーム間の差異を演算する。この差異は、フレームを構成するデータの変化の度合いを示す。あるいは、複数の差異を求め、さらにフレームの変化の度合いを示す特徴量を生成する。これにより、差異または特徴量から計測の安定性を判断することができ、正確な生体組織の形状あるいは性状特性を測定することができる。また、差異または特徴量を利用して形状あるいは性状特性を表示させることにより、測定結果の信頼性を向上させ、また、測定結果を見易く表示することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0049】

本発明の超音波診断装置は測定対象物である生体組織の各部の形状測定値である最大厚さ変化量や、性状測定値である歪みや弾性特性を演算し、その二次元分布を心周期毎のフレームとして求める。以下、血管壁の弾性特性の二次元分布を求める場合を例にとり、本発明の超音波診断装置に関して説明する。

【0050】

(第1の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を説明する。

【0051】

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みや厚み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。

#### 【0052】

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、これら各部を制御するために、マイクロコンピュータなどを含む制御部30をさらに備えている。

#### 【0053】

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。

#### 【0054】

受信部15は超音波プローブ13を用いて超音波反射波を受信する。受信部15はA/D変換部を含み、超音波反射波を増幅して受信信号を生成し、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。

#### 【0055】

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向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。

#### 【0056】

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。

#### 【0057】

位相検波された受信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、性状測定値演算部32および差異演算部33を含む。形状測定値演算部31および性状測定値演算部32はフレーム演算部34を構成している。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。

#### 【0058】

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。

#### 【0059】

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。

#### 【0060】

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。

#### 【0061】

図4および図5を参照して、フレーム演算部34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、図では血管壁64および血管以外の生体組織62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および血管壁64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。

#### 【0062】

超音波ビームの中心軸である音響線66上に位置する血管壁62中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 $L$ 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。生体60の表面を原点とする深さ方向の座標を $Z_1, Z_2, Z_3, Z_k, \dots Z_n$ 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 $c$ は生体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。演算部10の形状測定値演算部31では、反射波信号 $r(t)$ と微小時間 $\Delta t$ 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。この位相差から、測定対象位置 $P_n$ の運動速度 $V_n(t)$ が求められ、さらにこれを積分することにより、位置変位量 $d_n(t)$ を求めることができる。

#### 【0063】

図6は、測定対象位置 $P_n$ と弾性率演算の対象組織 $T_n$ 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み $L$ を有して位置している。 $n$ 個の測定対象位置 $P_1 \dots P_n$ からは $(n-1)$ 個の対象組織 $T_1 \dots T_{n-1}$ を設けることができる。

#### 【0064】

対象組織 $T_k$ の伸縮量である厚み変化量 $H_k(t)$ 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。

#### 【0065】

血管壁64の組織 $T_k$ の厚みの変化は、心拍による血圧の変化に応じて生じ、心周期に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拍毎の数値を求めることが好適である。一心周期内の厚み変化量 $H_k(t)$ 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み変化量 $\Delta h_k$ とする。また、血圧の最大値と

最小値との差分を脈圧 $\Delta p$ とする。対象組織の厚みの最大値を $H_m$ としたとき、歪み $S_k$ および弾性特性 $\chi_k$ はそれぞれ次式で求めることができる。

【0066】

$$S_k = \Delta h_k / H_m$$

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

【0067】

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。また、上述の説明では、隣接する測定対象位置間の厚さ変化量や弾性特性を求める例を示しているが、厚さ変化量や弾性特性は、1つ以上の測定対象位置を挟む2点間の値を求めてよい。この場合、その2点間の位置変位量は、その2点およびその間の測定対象位置の位置変位量の平均値を用いることが好ましい。

【0068】

厚さ変化量や弾性特性を求める範囲は、任意の2点で挟まれた1箇所でもかまわぬが、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おり、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。任意領域は、ROI (Region Of Interestの略) によって操作者が規定することができる。ROIは、操作者が弾性特性を求み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。

【0069】

フレーム演算部は、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フレームとして表示部21へ出力する。空間分布フレームは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。図6(a)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。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6(b)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フレームデータ $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ が配置され、フレームデータ $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ が空間分布フレーム $F_k$ を構成している。前述したようにフレームデータ $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ は、生体組織の最大厚さ変化量などの形状測定値あるいは歪みや弾性特性などの性状特性値である。

【0070】

フレーム演算部34は、空間分布フレーム $F_k$ を演算データ記憶部20へ出力し、記憶させる。また表示部21へ出力する。表示部21は受け取った空間分布フレーム $F_k$ を表示する。図6(b)ではたとえば、弾性特性をその値に応じた濃淡で示している。フレーム中の弾性特性の値に応じた配色を用いて弾性特性分布を二次元カラー画像としてもよい。

【0071】

前述したように生体組織の最大厚さ変化量、歪み、あるいは弾性特性は心周期毎に求められるため、フレームデータ $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ および空間分布フレーム $F_k$ も心周期毎に更新される。

【0072】

フレーム演算部34で演算された最大厚さ変化量、歪み、弾性特性等のデータは、記憶容量の許す範囲内で演算データ記憶部20に記憶され、隨時読み取ることが可能である。演算データ記憶部20に例えばリングメモリ等の素子を用いれば、常に最新のデータを更新蓄積することができる。したがって、演算データ記憶部20に記憶された各種データは、表示部21に隨時表示することもできる。

【0073】

差異演算部33は、心周期毎の複数の空間分布フレームから選ばれる2つの空間分布フレーム間において、空間分布フレームを構成する各形状測定値または性状測定値の差異を

求める。具体的には、最新の空間分布フレーム  $F_k$  をフレーム演算部 34 または演算データ記憶部 20 から受け取り、演算データ記憶部 20 に記憶されていた直前の空間分布フレーム  $F_{k-1}$  において、対応するフレームデータ間の差分の二乗平均平方根 (RMS) を求め、これを差異  $d_k$  とする。つまり以下の式で示される演算を行う。

【0074】

【数1】

$$dk = \sqrt{\frac{\sum_{i=0, j=0}^{i=m-1, j=n-1} (f(k)_{ij} - f(k-1)_{ij})^2}{m \times n}}$$

【0075】

求めた差異  $d_k$  は、演算データ記憶部 20 へ出力され記憶される。また表示部 21 に表示される。一心周期が経過すると、フレーム演算部 34 は最新の空間分布フレーム  $F_{k+1}$  を演算し、差異演算部 33 は最新フレーム  $F_{k+1}$  と直前の空間分布フレーム  $F_k$  との間で差異  $d_{k+1}$  を求め、演算データ記憶部 20 へ出力する。また表示部 21 に差異  $d_{k+1}$  を表示する。このように新しい空間分布フレーム  $F_n$  が求められると、その都度直前の空間分布フレーム  $F_{n-1}$  との間で差異  $d_n$  が求められる。差異  $d_n$  の値は、空間分布フレーム  $F_n$  とともに心周期に同期して表示部 21 に更新されて表示される。

【0076】

差異  $d_n$  は、連続する二枚のフレーム間の差分の RMS であり、測定が安定しているほど小さくなる。すなわち、差異  $d_n$  は計測の安定性を示す評価値である。このため、超音波診断装置 11 の操作者は、超音波プローブ 13 を操作しながら表示されている差異  $d_n$  の値を確認し、測定安定化の参考とができる。

【0077】

差異  $d_n$  は数値以外の表示方法によって表示部 21 に表示してもよい。たとえば、差異演算部 33 において、さらに差異  $d_n$  の値の大きさに基づいて画像情報を生成し、その画像情報を表示してもよい。より具体的には差異  $d_n$  が大きい場合には振幅や周波数が大きい波形、あるいは、任意の形状を有する大きい図形の動画を作成し、差異  $d_n$  が小さい場合には振幅や周波数が小さい波形、あるいは、任意の形状を有する小さい図形の動画を作成する。このような動画を表示部 21 に表示させる場合、差異  $d_n$  が小さくなるにつれて、動画で示される図形、あるいは、波形の振幅や周波数が小さくなつて示される。したがって、操作者は表示部 21 に数値が表示される場合に比べて直感的に差異  $d_n$  の変化を理解することが可能となる。

【0078】

このほか、図形や線画、文字などの輝度、色調、長さ、大きさ、個数、角度、形状などを差異  $d_n$  の大きさに応じた変化させてもよい。また、動画に限らず、静止画を差異  $d_n$  に応じて生成してもよい。

【0079】

また、差異演算部 33 において、差異  $d_n$  の大きさに基づいて音声情報を生成し、生成した音声情報を超音波診断装置 11 に設けたスピーカなどの電気的信号を音声に変換する音響変換器 31 から出力してもよい。たとえば、差異  $d_n$  の値が大きい場合には周波数の高い音を生成し、差異  $d_n$  が小さい場合には周波数の低い音を生成してもよい。このような音声情報を音響変換器 31 から出力する場合、差異  $d_n$  が小さくなるにつれて音響変換器 31 から出力される音声の周波数は低下する。あるいは、音響変換器 31 として圧電ブザーなどを用い、差異  $d_n$  の値に応じて断続的に出力されるブザー音の周期を変化させてもよい。

【0080】

差異  $d_n$  の値の変化が、直感的に理解しやすい画像情報として表示されたり、聴覚によって認識できる音声情報として出力されたりすることによって、超音波診断装置 11 を用いた測定中、操作者がプローブの位置や、表示部に表示される弾性特性などの他の計測情報、被験者の状態など多くの状態など、他の多くの情報の把握に注意を集中させることが可能となる。

#### 【0081】

なお、表示部 21 に表示される空間分布フレーム内に形状測定値または性状測定値を求める必要がない領域が含まれている場合には、差異演算部 33 は、空間分布フレーム内の形状測定値または性状測定値を求めるべき領域についてのみを抽出し、差異を求めてよい。たとえば、図 6 (a) に示すように ROI 41 に血管壁 40 以外の生体組織の領域が含まれており、血管壁 40 のみの形状測定値または性状測定値を求めるべき場合、空間分布フレーム中から血管壁に相当する領域のフレームデータだけを抽出して、血管壁組織における差異を求めてよい。空間分布フレーム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。また、逆に、図 6 (a) に示すように ROI 41 に血管壁 40 以外の生体組織の領域が含まれており、血管壁 40 のみの形状測定値または性状測定値を求めるべき場合、血管壁 40 のみを含むように ROI 41 を修正してもよい。

#### 【0082】

また、差異  $d_n$  は RMS 以外に差分の平均値、差分の絶対値の平均値、差分の和、差分の絶対値の和、差分の分散、差分の標準偏差、差分の最大値と最小値との差などを用いて求めてよい。これらの演算によって求められる差異  $d_n$  は、値が小さいほど、空間分布フレームの形状測定値または性状測定値の変化が小さく測定が安定していることを示す。しかし、値が大きいほど形状測定値または性状測定値の変化が小さいことを示す演算方法を採用してもよい。たとえば、これらの演算の結果得られる値の逆数を差異  $d_n$  としてもよい。

#### 【0083】

また、差異  $d_n$  を複数個用いて、測定の安定性を評価してもよい。フレーム演算部 34 が最新の空間分布フレーム  $F_k$  を演算した後、差異演算部 33 は一心周期前のフレーム  $F_{k-1}$  から  $N-1$  心周期前のフレーム  $F_{k-(N-1)}$  までの連続した  $N-1$  データを演算データ記憶部 20 から読み出す。次に差異演算部 33 は、最新フレーム  $F_k$  からフレーム  $F_{k-(N-1)}$  までの連続した  $N$  個のデータにおいて、隣接するフレーム間にフレームデータの差分の RMS を求めて、これらを差異  $d_k, d_{k-1}, d_{k-2}, \dots, d_{k-(N-2)}$  とする。そして差異演算部 33 はこれら  $N-1$  個の差異の平均値を求めて、これを差異の特徴量  $D_k$  とする。差異の特徴量  $D_k$  は、演算データ記憶部 20 へ記憶され、さらに表示部 21 にて表示される。差異演算部 33 は一心周期毎に、つまり、最新の空間分布フレームが更新されるたびにこれら動作を繰り返し行う。

#### 【0084】

前述したように特徴量  $D_k$  は数値としてそのまま表示部 21 に表示してもよいし、特徴量  $D_k$  の値の大きさに応じた図形や線画などの動画や静止画による画像情報として表示部 21 に表示してもよい。また、特徴量  $D_k$  の大きさに応じた音声情報を生成し、音声変換器 31 から出力してもよい。

#### 【0085】

特徴量  $D_k$  を求めるために用いる差異  $d_n$  の個数  $N$  の好ましい範囲は、操作者および被験者がどれだけの期間、安定な姿勢を維持できるかに依存する。たとえば、人体の頸動脈を測定する場合、 $N$  は 2 ~ 6 の範囲であることが好ましい。

#### 【0086】

図 7 を参照して  $N=5$  の場合を説明する。フレーム演算部 34 が最新の空間分布フレーム  $F_k$  を演算した後、差異演算部 33 は一心周期前のフレーム  $F_{k-1}$  から四心周期前のフレーム  $F_{k-4}$  までの連続した 4 データを演算データ記憶部 20 から読み出す。次に差異演算部 33 は、最新フレーム  $F_k$  からフレーム  $F_{k-4}$  までの連続した 5 データにおい

て、隣接するフレーム間でフレームデータの差分のRMSを求めて、これらを差異 $d_k$ 、 $d_{k-1}$ 、 $d_{k-2}$ 、 $d_{k-3}$ とする。そして差異演算部33はこれら4個の差異の平均値を求めて、これを差異の特徴量 $D_k$ とする。図に示すように、一心周期前の空間分布フレーム $F_{k-1}$ が得られたときの特徴量 $D_{k-1}$ は差異 $d_{k-1}$ 、 $d_{k-2}$ 、 $d_{k-3}$ 、 $d_{k-4}$ から求められる。このように最新の空間分布フレームが更新されるたびに特徴量 $D_k$ も更新される。

#### 【0087】

このようにして求められた差異の特徴量 $D_n$ は、測定が安定しているほど小さくなる。すなわち、差異の特徴量 $D_n$ も測定の安定性を示しており、本発明による超音波診断装置11の操作者は、超音波プローブ13を操作しながら表示されている差異の特徴量 $D_n$ の値を確認し、測定安定化の参考とすることができる。このとき、差異 $d_n$ もあわせて表示部21に表示してもよい。

#### 【0088】

差異の特徴量 $D_n$ は、複数個の差異 $d_n$ の平均値として求める以外に、差異の和、差異の分散、差異の標準偏差、差異のRMS、および差異の最大値と最小値との差などとして求めてもよい。差異 $d_n$ について説明したように、これらの値も一般に小さいほうが変化が少ないことを示す。しかし、値が大きいほうが変化が小さいことを示すように演算を選んでもよい。

#### 【0089】

また、特徴量を求めるために用いる差異は、隣接あるいは連続する2つの空間分布フレーム間から求めなくてもよい。たとえば、5つの連続した空間分布フレーム $F_{k-4} \sim F_k$ を用いて差異の特徴量を求め場合、 $F_k$ と $F_{k-1}$ との差異 $d'_{k-1}$ 、 $F_k$ と $F_{k-2}$ との差異 $d'_{k-2}$ 、 $F_k$ と $F_{k-3}$ との差異 $d'_{k-3}$ および $F_k$ と $F_{k-4}$ との差異 $d'_{k-4}$ を求め、これら4つの差異 $d'_{k-1} \sim d'_{k-4}$ の平均 $D'_{k-1}$ を求めてよい。

#### 【0090】

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。

#### 【0091】

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、心周期毎のフレーム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、心周期毎のフレームとして表示してもよい。

#### 【0092】

##### (第2の実施形態)

本実施形態では、第1の実施形態で詳細に説明した差異 $d_n$ あるいは差異の特徴量 $D_n$ を用いて空間分布フレームの表示を行う超音波診断装置およびその制御方法を説明する。差異 $d_n$ あるいは差異の特徴量 $D_n$ の演算方法は第1の実施形態で説明した通りである。また、以下において、特に言及しない超音波診断装置の構成は第1の実施形態と同じである。

#### 【0093】

図8は、差異 $d_n$ を用いて超音波診断装置11を制御する一例を示すフローチャートである。差異演算部33が求めた差異 $d_n$ と超音波診断装置11の操作者が予め設定した差異の閾値 $d_s$ との比較結果に基づいて、空間分布フレーム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11に設けられたROMなどの記録媒体に記録されている。

#### 【0094】

まず、測定を行う前に、操作者は差異の閾値 $d_s$ を定め、超音波診断装置11に設定する(ステップS1)。具体的には、 $d_s$ は連続する二枚の空間分布フレーム間の差分のR

M S の閾値である。

【0095】

次に、操作者は超音波診断装置11を操作し、第1の実施形態において詳細に説明したようにフレーム演算部34に所望の箇所の形状測定値や性状測定値、たとえば、弾性特性の空間分布である空間分布フレームFを演算させ、これを演算データ記憶部20へ記憶させる(ステップS2)。ここで測定した空間分布フレームFは、測定開始後、最初のフレームという意味でF0と示す。さらにフレーム演算部34はフレームF0を表示部21にて表示する(ステップS3)。

【0096】

次の心周期において、フレーム演算部34はフレームF1を演算し、これを演算データ記憶部20に記憶し(ステップS4)する。さらに演算データ記憶部20に記憶されているフレームF0と演算したフレームF1とから、差異d1を演算し、これを表示部21にて表示する(ステップS5)。

【0097】

差異演算部33は、差異d1と閾値dsとを比較し(ステップS6)、閾値dsよりも演算した差異d1が計測の安定性が高いことを示しているかどうかを判断する。具体的にはRMSが閾値dsよりも小さいか否かの判断を行う(ステップS7)。ここで差異d1が閾値dsよりも小さい場合、差異演算部33はフレームF1を表示部19に表示させ(ステップS8)、この心周期における動作を完了する。そしてステップS4へ戻り、ステップS4～ステップS7を繰り返し実行する。

【0098】

なお、ステップS7における閾値dsとの比較は、差異dnをどのように定義しているかによって、計測の安定性が高いと判断する基準は異なる。つまり、差異dnの定義によっては、閾値dsよりも差異dnが大きくなった場合に計測の安定性が高くなる場合がある。

【0099】

差異d1が閾値dsよりも大きい場合、演算部19はこの心周期における動作を完了し、最新の空間分布フレームを表示されることなく、ステップ4へ戻り、ステップS4～ステップS7を繰り返し実行する。

【0100】

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11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8に示したな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11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上には差異dが閾値dsよりも安定していることを示しているフレームのなかで最後に得られたフレームFと、このときの差異dとを表示する。このような動作を行うために、ステップS8においてフレームFを表示し、かつフレームFとこのときの差異dとを演算データ記憶部20に記憶することが必要となる。

【0101】

図9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差異dnを示すグラフである。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、差異dnは大きいが、次第に差異dnは小さくなってゆく。図9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10心周期目に得られた差異dnは、閾値dsよりも小さい。超音波診断装置11は、閾値dsよりも小さい差異が得られたときの空間分布フレームを表示部21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21に空間分布フレームが表示されず、その後、5心周期目に初めて空間分布フレームF5が表示される。以降、8心周期まで心周期毎に空間分布フレームが更新される。9心周期目に得られる際dnは閾値dsよりも大きい。このため、9心周期目では、空間分布フレームの更新を行わず、空間分布フレームF8の表示を維持する。その後、10心周期目で表示を更新し空間

分布フレーム F 1 0 を表示する。

【0102】

このように、本実施形態によれば、差異演算部 3 3 が求めた差異  $d$  と操作者が予め設定した差異の閾値  $d_s$  と比較し、閾値  $d_s$  よりも優れた差異  $d$  の場合のみフレーム F を表示する。このため、操作者はある一定の安定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。

【0103】

本実施の形態では差異  $d_n$  を用いた制御方法について詳細に説明したが、差異の特微量  $D_n$  を用いて設定した閾値  $D_s$  と比較し、比較結果に基づいて空間分布フレームの表示を制御する超音波診断装置を実現できる。差異の特微量  $D_n$  を用いて空間分布フレームの表示を制御する場合、図 8 のフローチャートにおいて、最初の差異の特微量  $D_4$  を求めるためにステップ 2 を 5 回繰り返して 5 個の差異を求め、 $d_0 \sim d_4$  を平均することによって  $D_4$  を求める点が、差異  $d_n$  を用いた制御方法と異なっている。この場合、 $D_4$  が得られるまでの 5 心周期においては、ステップ 3 を実行するたびにフレーム  $F_n$  を表示してもよく、表示しなくてもよい。測定が実施されていることを操作者に示すためには表示したほうが好ましい。

【0104】

また、差異  $d_n$  または差異の特微量  $D_n$  を利用して測定の終了を制御してもよい。たとえば、閾値  $d', s$  または  $D', s$  として、十分計測が安定していることを示す値を設定し、差異  $d_n$  または差異の特微量  $D_n$  が閾値  $d', s$  または  $D', s$  よりも計測の安定性が高いことを示しているかどうかを判断する。差異  $d_n$  または差異の特微量  $D_n$  が、閾値  $d', s$  または  $D', s$  より計測が安定していることを示す値に達した場合、計測を終了し、最後に得られた空間分布フレームをプリントアウトしたり、記録媒体に記録を行う。この制御は、上述した空間分布フレームの表示の制御と組み合わせてもよい。空間分布フレームの表示も行う場合には、測定終了の制御に用いる閾値  $d', s$  または  $D', s$  は、空間分布フレームの表示させるために閾値  $d_s$  または  $D_s$  よりも計測の安定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、計測開始後空間分布フレームが表示され、安定性が高まった時点で自動的に測定を終了させることができる。

【0105】

(第 3 の実施形態)

本実施形態では、第 2 の実施形態と同様、第 1 の実施形態で詳細に説明した差異  $d_n$  あるいは差異の特微量  $D_n$  を用いて空間分布フレームの表示を行う超音波診断装置およびその制御方法を説明する。差異  $d_n$  あるいは差異の特微量  $D_n$  の演算方法は第 1 の実施形態で説明した通りである。また、以下において、特に言及しない超音波診断装置の構成は第 1 の実施形態と同じである。

【0106】

図 10 は、差異  $d_n$  を用いて超音波診断装置 1 1 を制御する一例を示すフローチャートである。差異演算部 3 3 が求めた差異  $d_n$  と超音波診断装置 1 1 の操作者が予め設定した差異の閾値  $d_s$  との比較結果に基づいて、空間分布フレームの表示を制御する方法を示している。

【0107】

まず、操作者は超音波診断装置 1 1 を操作し、第 1 の実施形態において詳細に説明したようにフレーム演算部 3 4 に所望の箇所の形状測定値や性状測定値、たとえば、弾性特性の空間分布である空間分布フレーム F を演算させ、これを演算データ記憶部 2 0 へ記憶させ、そして表示部 2 1 にて表示する（ステップ S 2 1）。ここで測定したフレーム F は、測定開始後最初の空間分布フレームという意味で F 0 と示す。

【0108】

次の心周期において、フレーム演算部 3 4 は空間分布フレーム F 1 を演算し、演算データ記憶部 2 0 へ記憶し、そして表示部 2 1 にて表示する（ステップ S 2 2）。フレーム演算部 3 4 は、演算データ記憶部 2 0 に記憶されている空間分布フレーム F 0 と演算した空

間分布フレームF1とから、差異d1を演算してこれを表示部21にて表示する（ステップS23）。

#### 【0109】

差異演算部33は、フレームF1と差異d1とをこの時点での最良値F<sub>best</sub>とd<sub>best</sub>としてそれぞれ記憶する（ステップS24）。

#### 【0110】

次の心周期において、フレーム演算部34はフレームF2を演算し、これを演算データ記憶部20に記憶させる（ステップS25）。さらに演算データ記憶部20に記憶されているフレームF1と演算したフレームF2とから、差異d2を演算してこれを表示部21にて表示する（ステップS26）。

#### 【0111】

差異演算部34は、差異d2と差異の最良値d<sub>best</sub>とを比較し（ステップS27）、最良値d<sub>best</sub>よりも演算した差異d2が計測の安定性が高いかどうか、具体的にはRMSがd<sub>best</sub>よりも小さいか否かの判断を行う（ステップS28）。ここで差異d2がd<sub>best</sub>よりも計測の安定性が高い（小さい）場合、差異演算部33はフレームF2と差異d2とを新たな最良値F<sub>best</sub>とd<sub>best</sub>としてそれぞれ記憶する（ステップS29）。そしてフレームF<sub>best</sub>を表示部19に表示させ（ステップS30）、この心周期における動作を完了する。その後、ステップS25へと戻り、ステップS25から28を繰り返し実行する。

#### 【0112】

差異d2がd<sub>best</sub>よりも大きい場合、差異演算部33はこの心周期における動作を完了し、最新の空間分布フレームを表示させることなく、ステップS25へと戻り、ステップS25から28を繰り返し実行する。

#### 【0113】

図11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差異d<sub>n</sub>を示すグラフである。図9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、差異d<sub>n</sub>は大きいが、次第に差異d<sub>n</sub>は小さくなってゆく。図11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<sub>best</sub>とd<sub>best</sub>が更新される。このため、空間分布フレームが更新される。つまり、開始直後は、心周期毎に差異d<sub>n</sub>が小さくなるため、心周期毎に空間分布フレームが更新される。やがて、計測が安定し、差異d<sub>n</sub>がほぼ一定の値をとるようになると、差異d<sub>n</sub>がさらに計測の安定性が高い値を示す場合のみ空間分布フレームが更新される。

#### 【0114】

このように本実施形態によれば、測定開始直後は頻繁に空間分布フレームを更新して表示するが、計測が安定してくると、最も安定したときの空間分布フレームを維持する。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、安定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。

#### 【0115】

本実施形態においても差異d<sub>n</sub>の代わりに差異の特徴量D<sub>n</sub>を用いても同様な制御を行うことができる。差異の特徴量D<sub>n</sub>を用いて空間分布フレームの表示を制御する場合、図10のフローチャートにおいて、最初の差異の特徴量D4を求めるためにステップS23を5回繰り返して5個の差異を求め、d0～d4を平均することによってD4求める点が、差異d<sub>n</sub>を用いた制御と異なっている。この場合、D4が得られるまでの5心周期においては、ステップS23を実行するたびにフレームF<sub>n</sub>を表示してもよく、表示しなくてよい。測定が実施されていることを操作者に示すためには表示したほうが好ましい。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0116】

本発明の超音波診断装置は、血管壁、心臓等の血管壁以外の循環器組織や肝臓や乳房等

の体組織など、生体組織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。

【図面の簡単な説明】

【0 1 1 7】

【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第1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。

【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率を求める対象組織との関係を示す図である。

【図6】(a)は血管壁に設定するROIを模式的に示す図であり、(b)は表示部に表示される空間分布フレームを模式的に示す図である。

【図7】空間分布フレームと、空間分布フレーム間の差異および差異の特徴量の関係を模試的に説明する図である。

【図8】本発明による超音波診断装置の第2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9】第2の実施形態において、計測中に求められる差異を模式的に示すグラフである。

【図10】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11】第3の実施形態において、計測中に求められる差異を模式的に示すグラフである。

【符号の説明】

【0 1 1 8】

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

3 3 差異演算部

3 4 フレーム演算部

【手続補正3】

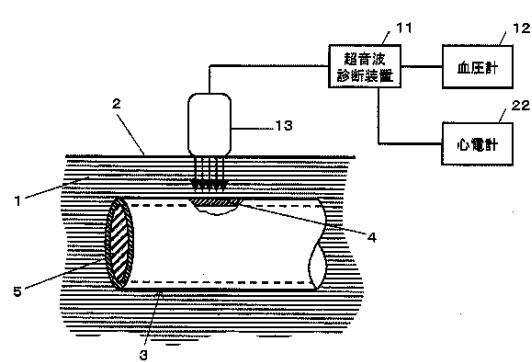
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

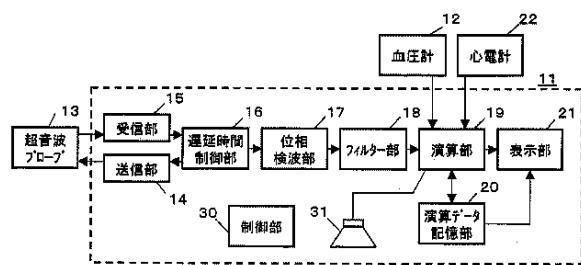
【補正方法】変更

## 【補正の内容】

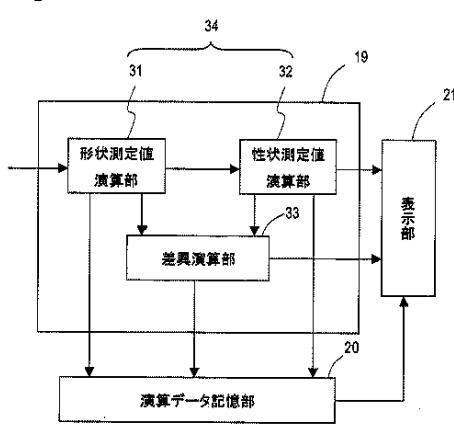
【図 1】



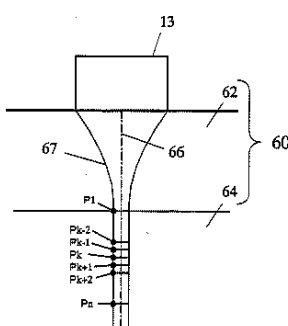
【図 2】



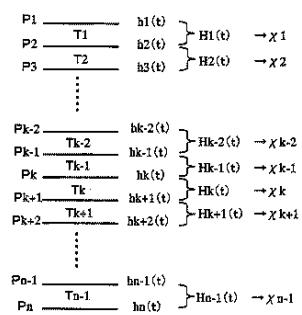
【図 3】



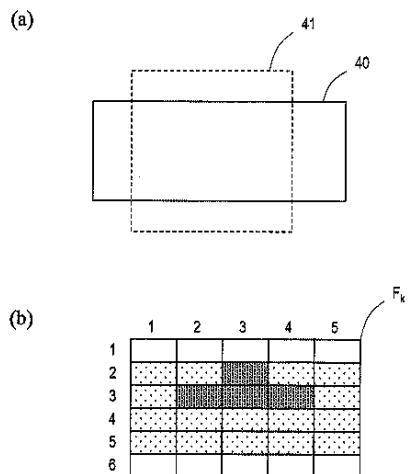
【図 4】



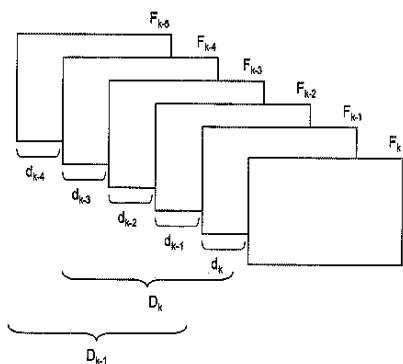
【図 5】



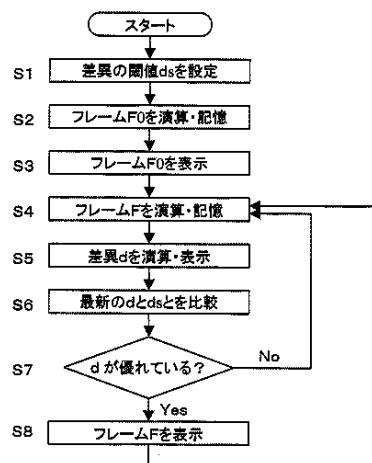
【図 6】



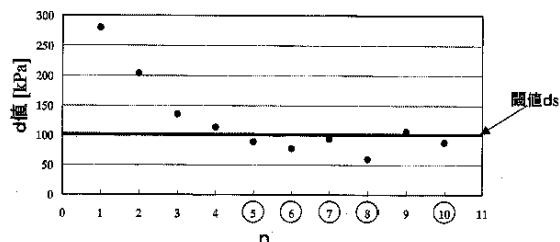
【図 7】



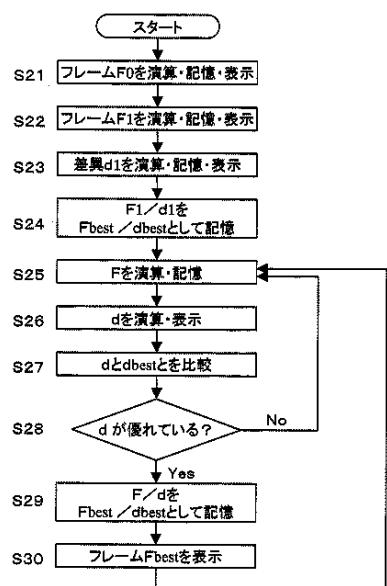
【図 8】



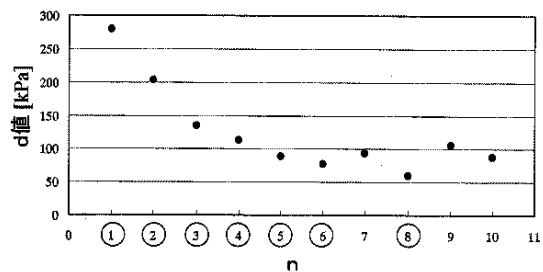
【図 9】



【図 10】



【図 11】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2005/019088
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <b>A61B8/08 (2006.01)</b>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <b>A61B8/08 (2006.01)</b>		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-168626 A (Aloka Co., Ltd.), 02 July, 1993 (02.07.93), Column 8, lines 14 to 18 (Family: none)	1-34
A	JP 2000-229078 A (Japan Science and Technology Corp.), 22 August, 2000 (22.08.00), Column 14, lines 13 to 20; column 21, line 15 to column 22, line 11; column 25, lines 34 to 37 (Family: none)	1-34
A	Hideyuki HASEGAWA et al., Measurement of Local Elasticity of Human Carotid Arterial Walls and Its Relationship with Risk Index of Atherosclerosis, Proc 1998 IEEE Ultrason Symp, 1998.10, pages 1451 to 1454	1-34
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 12 January, 2006 (12.01.06)		Date of mailing of the international search report 24 January, 2006 (24.01.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/019088										
<p><b>A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))</b></p> <p>Int.Cl. A61B8/08 (2006.01)</p>												
<p><b>B. 調査を行った分野</b></p> <p>調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))</p> <p>Int.Cl. A61B8/08 (2006.01)</p>												
<p>最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの</p> <table> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2006年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2006年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2006年	日本国実用新案登録公報	1996-2006年	日本国登録実用新案公報	1994-2006年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2006年											
日本国実用新案登録公報	1996-2006年											
日本国登録実用新案公報	1994-2006年											
<p>国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)</p>												
<p><b>C. 関連すると認められる文献</b></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求の範囲の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 5-168626 A (アロカ株式会社) 1993.07.02 8 欄 14-18 行目 (ファミリーなし)</td> <td>1-34</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2000-229078 A (科学技術振興事業団) 2000.08.22 14 欄 13-20 行目、21 欄 15 行目-22 欄 11 行目、25 欄 34-37 行目 (ファミリーなし)</td> <td>1-34</td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	A	JP 5-168626 A (アロカ株式会社) 1993.07.02 8 欄 14-18 行目 (ファミリーなし)	1-34	A	JP 2000-229078 A (科学技術振興事業団) 2000.08.22 14 欄 13-20 行目、21 欄 15 行目-22 欄 11 行目、25 欄 34-37 行目 (ファミリーなし)	1-34
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号										
A	JP 5-168626 A (アロカ株式会社) 1993.07.02 8 欄 14-18 行目 (ファミリーなし)	1-34										
A	JP 2000-229078 A (科学技術振興事業団) 2000.08.22 14 欄 13-20 行目、21 欄 15 行目-22 欄 11 行目、25 欄 34-37 行目 (ファミリーなし)	1-34										
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。										
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</p> <p>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</p> <p>「I」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献(理由を付す)</p> <p>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>日の後に公表された文献</p> <p>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</p> <p>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「&amp;」同一パテントファミリー文献</p>												
国際調査を完了した日	12.01.2006	国際調査報告の発送日	24.01.2006									
国際調査機関の名称及びあて先	日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員)	2Q 9808 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/019088
C(続き) . 関連すると認められる文献	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	Hideyuki Hasegawa et al, Measurement of Local Elasticity of Human Carotid Arterial Walls and Its Relationship with Risk Index of Atherosclerosis, Proc 1998 IEEE Ultrason Symp, 1998. 10, pp. 1451-1454	1-34

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2005年4月)

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, L, S, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD01 DD14 DD15 DD19 DE01 EE10 EE11 FF08 JC08  
JC11 JC18 KK12 KK16 KK31 LL04

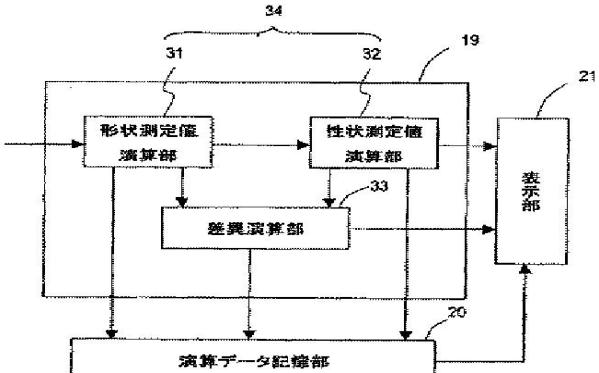
(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第 184 条の 10 第 1 項(実用新案法第 48 条の 13 第 2 項) により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

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="#">JPWO2006043528A1</a>	公开(公告)日	2008-05-22
申请号	JP2006542989	申请日	2005-10-18
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		
发明人	加藤 真 萩原 尚 反中 由直		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/899 A61B5/02007 A61B5/021 A61B8/08 A61B8/485 A61B8/543 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52087		
F1分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DE01 4C601/EE10 4C601 /EE11 4C601/FF08 4C601/JC08 4C601/JC11 4C601/JC18 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK31 4C601/LL04		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2004303872 2004-10-19 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

本发明的超声波诊断装置包括：发送部14，其驱动超声波探头13，将超声波的发送波发送到生物体组织。接收部分15，用于放大超声波反射波，该超声波反射波是通过使被组织反射并被超声波探头13接收的发送波产生的，以产生接收信号；框架计算部分19，用于基于所接收的信号计算组织的形状测量值，并基于每个心动周期计算出表示生物体的形状测量值和/或特性测量值的空间分布的空间分布框架，组织的形状测量值；差计算部分19，用于计算每个心动周期计算出的两个空间分布帧的形状测量值或特性测量值之间的差；存储部分，用于存储形状测量值，特性测量值和/或差异；显示部分21用于在其上呈现帧。

【図 3】



【図 4】