

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/038615

発行日 平成22年1月28日 (2010. 1. 28)

(43) 国際公開日 平成20年4月3日 (2008. 4. 3)

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F I

A61B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)

出願番号 特願2008-536369 (P2008-536369)  
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2007/068513  
 (22) 国際出願日 平成19年9月25日 (2007. 9. 25)  
 (31) 優先権主張番号 特願2006-259123 (P2006-259123)  
 (32) 優先日 平成18年9月25日 (2006. 9. 25)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

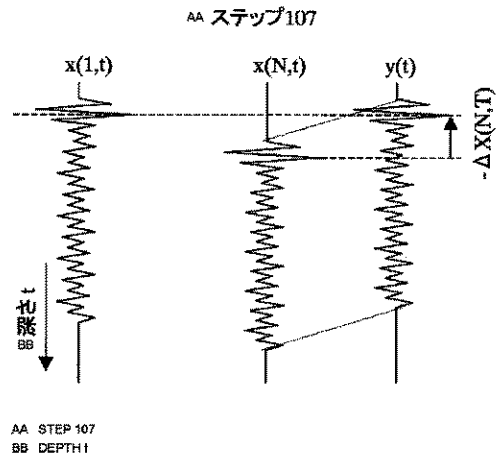
(71) 出願人 504157024  
 国立大学法人東北大学  
 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号  
 (71) 出願人 000005821  
 パナソニック株式会社  
 大阪府門真市大字門真1006番地  
 (74) 代理人 100101683  
 弁理士 奥田 誠司  
 (72) 発明者 金井 浩  
 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号  
 国立大学法人東北大学内  
 (72) 発明者 長谷川 英之  
 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号  
 国立大学法人東北大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

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、前記受信信号上に設定された基準点の変位量を測定する基準変位量測定部と、前記基準点の変位量に基づき、受信信号の距離方向の位置を調整する受信信号調整部と、前記調整された受信信号に基づき、前記生体の組織内に設定された複数の計測点における位置変位量を計測する形状変化値演算部とを備える。



**【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増幅し、受信信号を生成する受信部と、  
前記受信信号上に設定された基準点の変位量を測定する基準変位量測定部と、  
前記基準点の変位量に基づき、受信信号の距離方向の位置を調整する受信信号調整部と、  
前記調整された受信信号に基づき、前記生体の組織内に設定された複数の計測点における位置変位量を計測する形状変化値演算部と、  
を備える超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記生体組織は、心周期に一致した周期で運動し、  
前記基準変位量測定部は、前記基準点の一心周期中の最大変位量を決定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記送信部および受信部は、心周期ごとに、前記生体の組織に設定された計測領域を走査するように、前記超音波送信波を複数回送信受信することによって、複数フレーム分の受信信号を生成し、  
前記受信信号調整部は、少なくとも前記各心周期において前記基準点の最大変位量が得られたフレームにおいて、受信信号の距離方向の位置を調整する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記受信信号調整部は、前記基準点の位置が距離方向において一致するように前記基準点の最大変位量が得られたフレームにおいて、受信信号の距離方向の位置を調整する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記送信部および受信部は、心周期ごとに、前記生体の組織に設定された計測領域を走査するように、前記超音波送信波を複数回送信受信することによって、複数フレーム分の受信信号を生成し、  
前記基準変位量測定部は、フレームごとに前記基準点の変位量を測定し、前記変位量が所定の値の整数倍（ただし 0 を除く）以上である場合、前記所定の値を前記整数倍した値を変位量として前記受信信号調整部へ出力し、  
前記受信信号調整部は、前記変位量に基づいて、受信信号の距離方向の位置を調整する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 6】**

前記受信信号調整部は、前記変位量を相殺するように、前記受信信号の距離方向の位置を調整する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記所定の値はサンプリング間隔に等しい請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 8】**

前記生体の組織は、動脈血管壁であり、前記基準点は、前記受信信号上において、前記血管腔と内膜との境界に対応する位置に設定される請求項 1 から 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記生体組織は、心周期に一致した周期で運動し、  
前記形状変化値演算部は、前記位置変位量に基づき、前記複数の計測点に基づいて設定された任意の 2 点間の最大厚さ変化量を求める請求項 1 から 8 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

前記最大厚さ変化量から前記組織の性状特性値を求める組織性状値演算部を更に備える

50

請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記生体組織は動脈血管であり、前記性状特性値は弾性率値である請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記基準変位量測定部は前記受信信号の基準点における位相を解析することによって前記変位量を求める請求項 1 から 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記形状変化値演算部は、前記調整された受信信号の各計測点における位相を解析することによって前記位置変位量を求める請求項 1 から 9 のいずれかに記載の超音波診断装置

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、生体内の組織の性状特性を計測する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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

20

【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とすると、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。

30

【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。

40

【0007】

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

【0008】

一方、被験者への負担が少ない非侵襲の医療診断装置として、超音波診断装置や X 線診断装置が従来用いられている。超音波や X 線を体外から照射することによって、被験者に

50

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。

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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

10

【 0 0 1 1 】

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樣ではなく、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。

20

【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】

【 0 0 1 2 】

前述の方法によって、動脈血管壁の弾性率を求める場合、動脈血管壁の歪み量を計測によって求める必要があり、歪み量は、血管壁に設定した2つの計測点の変位量の差として求められる。

30

【 0 0 1 3 】

一方、動脈血管壁は心臓から送り出される血液によって拡張および収縮を繰り返す。このとき、血管壁全体が歪みながら半径方向に変位する。本願発明者の検討によれば、血管壁自体の歪み量の10倍程度の大きさで血管壁全体が半径方向に変位することが分かった。変位量の計測誤差は、変位量の大きさに比例するため、特許文献1あるいは非特許文献1に開示される方法によれば、血管壁全体が半径方向に変位することによって生じる誤差が、動脈血管壁の歪み量を求める際に重畳することになる。このため、精度の高い弾性率の算出が困難であった。

40

【 0 0 1 4 】

本発明は、前述したような要因による計測精度の低下を抑制し、高い精度で計測を行うことのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

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、前記受信信号上に設定された基準点の変位量を測定する基準変位量測定部と、前記基準点の変位量に基づき、受信信号の距離方向の位置を調整する受信信号調整部と、前

50

記調整された受信信号に基づき、前記生体の組織内に設定された複数の計測点における位置変位量を計測する形状変化値演算部とを備える。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記生体組織は、心周期に一致した周期で運動し、前記基準変位量測定部は、前記基準点の一心周期中の最大変位量を決定する。

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記送信部および受信部は、心周期ごとに、前記生体の組織に設定された計測領域を走査するように、前記超音波送信波を複数回送信受信することによって、複数フレーム分の受信信号を生成し、前記受信信号調整部は、少なくとも前記各心周期において前記基準点の最大変位量が得られたフレームにおいて、受信信号の距離方向の位置を調整する。

10

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記受信信号調整部は、前記基準点の位置が距離方向において一致するように前記基準点の最大変位量が得られたフレームにおいて、受信信号の距離方向の位置を調整する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記送信部および受信部は、心周期ごとに、前記生体の組織に設定された計測領域を走査するように、前記超音波送信波を複数回送信受信することによって、複数フレーム分の受信信号を生成し、前記基準変位量測定部は、フレームごとに前記基準点の変位量を測定し、前記変位量が所定の値の整数倍（ただし0を除く）以上である場合、前記所定の値を前記整数倍した値を変位量として前記受信信号調整部へ出力し、前記受信信号調整部は、前記変位量に基づいて、受信信号の距離方向の位置を調整する。

20

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記受信信号調整部は、前記変位量を相殺するように、前記受信信号の距離方向の位置を調整する。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記所定の値はサンプリング間隔に等しい。

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記生体の組織は、動脈血管壁であり、前記基準点は、前記受信信号上において、前記血管腔と内膜との境界に対応する位置に設定される。

30

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記生体組織は、心周期に一致した周期で運動し、前記形状変化値演算部は、前記位置変位量に基づき、前記複数の計測点に基づいて設定された任意の2点間の最大厚さ変化量を求める。

【0024】

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から前記組織の性状特性値を求める組織性状値演算部を更に備える。

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記生体組織は動脈血管であり、前記性状特性値は弾性率値である。

40

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記基準変位量測定部は前記受信信号の基準点における位相を解析することによって前記変位量を求める。

【0027】

ある好ましい実施形態において、前記形状変化値演算部は、前記調整された受信信号の各計測点における位相を解析することによって前記位置変位量を求める。

【発明の効果】

【0028】

本発明によれば、受信信号上に基準点を設定し、基準点の変位量を測定することにより

50

、測定対象である生体組織全体の変位量を求めることができる。この変位量を用いて受信信号を距離方向にシフトさせることにより、生体組織全体の変位を相殺することができる。したがって、シフトさせた信号を用いて、生体組織の微小な運動を計測することにより、変位量に比例した誤差を抑制することができ、高い精度で生体組織の微小な変位量、厚さ変化量、歪み量あるいは弾性率値を計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1A】収縮した状態にある動脈血管の断面を模式的に示している。

【図1B】拡張した状態にある動脈血管の断面を模式的に示している。

【図2】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。 10

【図3】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4】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5】第1の実施形態による計測方法の主要な部分を示すフローチャートである。

【図6】第1の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図7】第1の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図8】第1の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。 20

【図9】本発明による超音波診断装置の第2の実施形態であって、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10】第2の実施形態による計測方法の主要な部分を示すフローチャートである。

【図11】第2の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図12】第2の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図13】第2の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図14】第2の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。 30

【図15A】従来の超音波診断装置を用いて試料の歪み量を測定した結果を示す図である。

【図15B】本発明による超音波診断装置を用いて試料の歪み量を測定した結果を示す図である。

【図16A】従来の超音波診断装置を用いて他の試料の歪み量を測定した結果を示す図である。

【図16B】本発明による超音波診断装置を用いて他の試料の歪み量を測定した結果を示す図である。

【符号の説明】 40

【0030】

1 血管外組織

2 体表

3 血管

4 血管前壁

5 血液

11 超音波診断装置

12 血圧計

13 超音波プローブ

14 送信部 50

- 1 5 受信部
- 1 6 遅延時間制御部
- 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
- 5 1 基準設定部
- 5 2、5 6 基準変位量測定部
- 5 3、5 7 受信信号調整部
- 5 4、5 8 形状変化値演算部
- 5 5 組織性状値演算部

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

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位置変位量や、最大厚さ変化量、および、性状測定値である歪み量、弾性率値、粘性率値などを計測する。以下において説明するように、本発明は、特に、生体組織全体が変位運動を行いながら組織の各部に微小変位が生じる場合に組織各部の微小変位量を精度よく計測するのに好適に用いられる。

【0032】

図1Aおよび図1Bは、生体の動脈血管3の軸方向に平行な断面を模式的に示しており、図1Aは血管が収縮した状態を示し、図1Bは拡張した状態を示している。図1Aに示すように、動脈血管3が収縮した状態において、動脈血管3の血管腔の直径は $d$ であり、血管壁の厚さを $t$ とする。血管壁と血管腔との境界を原点とし、半径方向に座標を設定する。血管壁と血管腔との境界および血管壁と血管外組織との境界にそれぞれ計測点 $x_1$ および $x_7$ を設定し、 $x_1$ と $x_7$ との間を6等分して計測点 $x_2 \sim x_6$ を設定する。 $x_1 \sim x_7$ の間隔はいずれも  $\frac{d+t}{6}$  であるとする。

20

【0033】

図1Bに示すように、心臓の駆出によって血液が押し出されると、動脈血管3の血管壁は血管腔が拡張するとともに薄くなる。拡張後の血管腔 $d'$ および血管壁の厚さ $t'$ は $d' > d$ かつ $t' < t$ となっている。

30

【0034】

このとき、血管が収縮した状態の血管壁と血管腔との境界を原点に固定したままで、血管壁に設定した計測点 $x_1 \sim x_7$ がそれぞれ $x_1' \sim x_7'$ に移動したとする。図から明らかのように、血管壁は拡張することによって半径方向に全体的に移動するとともに、血管壁が薄くなることによって血管壁組織の各部が圧縮されるように歪む。このとき各部の歪み方は均一ではない。 $x_1' \sim x_7'$ の各測定点間の距離を $l_{1,2} \sim l_{6,7}$ とすれば、計測点 $x_1'$ と $x_2'$ との間の組織の歪み量は、 $(\frac{l_{1,2}}{d+t} - \frac{l_{1,2}'}{d'+t'}) / \frac{l_{1,2}}{d+t}$ となる。歪み量から弾性率値が求められる。

【0035】

特許文献1に記載されているように、血管壁組織の歪み量は、各計測点における受信信号の位相差を追跡することによって、各測定点の変位位置が求められ、2つの測定点間の位置の差の最大値および最小値を求めることによって求められる。

40

【0036】

特許文献1の方法によれば、まず各計測点の変位位置を求めるので、各計測点の変位量が大きい場合、求める各計測点の変位位置には変位量に比例した大きな誤差が生じてしまう。その結果、弾性率値に各計測点の位置変位量に比例した誤差が含まれてしまう。これは、以下の理由による。

【0037】

特許文献1に開示される方法のように、受信信号の位相をもとに対象物の変位を算出するためには、超音波の中心周波数の情報が必要である。動脈壁などのように複数の散乱体

50

が測定対象領域内に存在する場合、散乱波はお互いに干渉する。計測に用いる超音波はパルスであるため、単一周波数ではなく、有限の帯域を持つ。したがって、干渉によって本来の中心周波数  $f_0$  付近にディップが生じると、中心周波数が見掛け上変化する。受信波の中心周波数が  $f_0$  と異なる場合、生じる誤差は対象物の変位の大きさに比例する。

#### 【 0 0 3 8 】

動脈血管壁の場合、心臓の拍動にともなう動脈壁の歪み量は、動脈壁全体の位置変化(並進運動)の10分の1以下であるため、本来計測したい歪み量により生じる誤差に比べ、位置変化成分により発生する誤差の方がはるかに大きい。例えば、中心周波数が10%変化すれば、位置変化成分により発生する誤差が歪み量と同程度の大きさとなる。このため、歪み量を正確に計測できない。

#### 【 0 0 3 9 】

しかし、弾性率値の測定に必要な計測値は、2点間の正確な歪み量であって、計測点の正確な位置ではない。このため、基準点を設けて基準点に対する計測点の相対的な変位量を計測すれば、各計測点の位置変位量を小さくし、変位量に比例する誤差を小さくすることができる。

#### 【 0 0 4 0 】

動脈血管壁の場合、内腔 - 内膜境界からのエコーを基準とすることが好ましい。内腔 - 内膜境界からの強いエコーは、干渉の影響を受けにくく、中心周波数の変化が小さいからである。

#### 【 0 0 4 1 】

例えば、図1Bに示すように、動脈血管が拡張した状態において、血管壁と血管腔との境界が  $x$  移動する場合、 $x_1'$  は変位をしていないと見なせるように受信信号を調整しても、計測点  $x_2' \sim x_7'$  の  $x_1'$  に対する相対的な変位量を求めることが可能である。このようにすることによって、計測点の変位量を  $x$  分だけ減少させることができる。したがって、位相の変化を算出する前に血管壁の変位成分を相殺することによって、変位量に比例する誤差を低減することができる。本発明では、この方法を用いることによって精度の高い計測が可能な超音波診断装置を実現する。

#### 【 0 0 4 2 】

##### (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。第1の実施形態は、特に、各計測点の一心周期中における最大歪み量を高い精度で求めることができ、弾性率値の測定に好適に用いられる。

#### 【 0 0 4 3 】

図2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や血管後壁の形状情報を求める。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 $\pm 0.2$ 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。超音波診断装置11には血圧計12が接続されることが好ましい。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率値を求めることができる。また、好ましくは、超音波診断装置11には心電計22が接続されており、心電計22が測定した心電波形は超音波診断装置11へと入力され、データ取得やデータリセットのタイミングを決定するトリガ信号として使用される。心電計22は他の生体信号検出手段である心音計や脈波計と置き換えることも可能であり、心電波形の代わりに心音波形や脈波波形をトリガ信号として用いることも可能である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 4 】

以下、超音波診断装置 1 1 の構成および動作を詳細に説明する。図 3 は、超音波診断装置 1 1 の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 1 1 は、送信部 1 4、受信部 1 5、遅延時間制御部 1 6、演算部 1 9 および演算データ記憶部 2 0、画像合成部 2 1 および表示部 3 0 を備えている。また、超音波診断装置 1 1 は制御部 2 3 を備え、各部の動作を制御する。操作者は、マウス、キーボード、トラックボールなどを含むユーザーインターフェース 2 5 を用いて制御部 2 3 に超音波診断装置 1 1 の動作指令を与えることができる。

## 【 0 0 4 5 】

送信部 1 4 は、所定の駆動パルス信号を生成し、超音波プローブ 1 3 に出力する。駆動パルス信号により超音波プローブ 1 3 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 1 3 で受信される。超音波を発生させる駆動パルスの送信間隔は、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。

10

## 【 0 0 4 6 】

受信部 1 5 は超音波プローブ 1 3 を用いて超音波反射波を受信する。受信部 1 5 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 1 4 および受信部 1 5 は電子部品などを用いて構成される。

## 【 0 0 4 7 】

遅延時間制御部 1 6 は送信部 1 4 および受信部 1 5 に接続されており、送信部 1 4 から超音波プローブ 1 3 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 1 3 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 1 3 によって受信され、受信部 1 5 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 1 6 の出力は演算部 1 9 および断層画像生成部 2 4 に入力される。

20

## 【 0 0 4 8 】

送信部 1 4 および受信部 1 5 は、心周期ごとに、生体組織に設定された計測領域を走査するように、超音波送信波を複数回送受信する。これにより、心周期ごとに複数フレーム分の受信信号が生成する。

30

## 【 0 0 4 9 】

断層画像生成部 2 4 は、受信信号から断層画像を生成する。たとえば受信信号の振幅強度を表示部 3 0 に表示する画像の輝度情報に変換することによって B モード断層画像を生成する。

## 【 0 0 5 0 】

図 4 は演算部 1 9 の構成を詳細に示すブロック図である。演算部 1 9 は、基準設定部 5 1、基準変位量測定部 5 2、受信信号調整部 5 3、形状変化値演算部 5 4 および組織性状値演算部 5 5 を含む。演算部 1 9 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。

## 【 0 0 5 1 】

基準設定部 5 1 は、測定対象である生体組織全体の変位を求めるために、受信信号の距離方向の軸上に基準点を設定する。基準点は、受信信号上において、振幅が大きく、スペクルなどのノイズの影響を受けにくい位置に設定することが好ましい。

40

## 【 0 0 5 2 】

超音波診断装置による計測では、超音波プローブ 1 3 の表面から異なる深さで生体組織の各部が位置することになるため、生体組織の各部から得られる超音波反射波は、深さ方向の位置に応じた時間の遅れが生じる。このため、受信信号の距離方向の軸は生体組織の分布に対応している。

## 【 0 0 5 3 】

本実施形態では、動脈血管の血管壁を測定対象としているため、例えば、血管内腔を流

50

れる血流と内膜との境界に対応した受信信号の距離方向の軸上の位置に基準点を設定することが好ましい。血流と内膜とでは、音響インピーダンスが大きく異なるため、これらの境界において比較的強い超音波の反射が得られ、また、スペックルの影響が少ないからである。

#### 【 0 0 5 4 】

血流と内膜との境界への基準点の設定は、手動で行ってもよいし、自動で行ってもよい。基準点の設定を手動で行う場合には、表示部 3 0 に表示される B モード断層画像上において、操作者がカーソルなどで血流と内膜との境界位置を指定する。基準設定部 5 1 はカーソルの位置情報から受信信号上の位置を決定する。基準点の設定を自動で行う場合には、基準設定部 5 1 は受信信号の振幅等に基づき基準点を設定する。血管壁中に比べて、血流中での超音波の反射や散乱は少ないため、血流と内膜との境界は振幅などに基づき自動的に設定しても、比較的精度よく基準点を設定できる。

10

#### 【 0 0 5 5 】

基準変位量測定部 5 2 は、設定した基準点の変位量を測定する。本実施形態では、特に生体組織の弾性率値を求めるため、心周期ごとに基準点の最大変位量を決定する。具体的には、特許文献 1 に開示される位相差トラッキング法などにより、受信信号の基準点における位相を解析することによって、各フレームの受信信号における基準点の変位をフレームごとに逐次計測し、最大変位量を決定する。好ましくは、動脈が最も収縮した時刻における受信信号を基準として設定した基準点の変位量を測定する。

#### 【 0 0 5 6 】

受信信号調整部 5 3 は、基準変位量測定部 5 2 が測定した基準点の最大変位量を受け取り、最大変位量が得られた受信信号の距離方向の位置を調整する。具体的には、求めた基準点の変位が 0 となるように、基準点の最大変位量分だけ受信信号を距離方向にシフトさせた信号を生成する。本実施形態では、基準変位量測定部 5 2 は心周期ごとに基準点の最大変位量を決定する。本実施形態では、弾性率値を求めるため、受信信号の調整は、少なくとも基準点の最大変位量が得られたフレームの受信信号について行えばよい。

20

#### 【 0 0 5 7 】

形状変化値演算部 5 4 は、調整された受信信号に基づき、生体の組織内に設定された複数の計測点における最大相対変位量を求める。この演算には、特許文献 1 に開示される位相差トラッキング法を用いることができる。具体的には、動脈が最も収縮した時刻における受信信号と調整された受信信号との間で位相差トラッキング法などにより、受信信号の各計測点における位相を解析することにより、各計測点における最大相対変位量を求める。形状変化値演算部 5 4 は、さらに、各計測点における最大相対変位量に基づき、複数の計測点に基づいて設定された任意の 2 点間の最大厚さ変化量を求める。

30

#### 【 0 0 5 8 】

組織性状値演算部 5 5 は、最大厚さ変化量から前記組織の性状特性値を求める。弾性特性値を求める場合には、血圧計 1 2 から一心周期中の最高血圧および最低血圧に関する情報を受け取り、最大厚さ変化量および血圧に関する情報から弾性率値を求める。計測点を計測領域内において 2 次元で設定している場合には、弾性率値を各計測点間で求めることによって、計測領域内の弾性率の 2 次元分布を求めることができる。

40

#### 【 0 0 5 9 】

画像合成部 2 1 は、断層画像生成部 2 4 で生成した断層画像と、演算部 1 9 から得られる弾性率値などの組織性状の 2 次元マッピングデータを合成し、合成した画像を表示部 3 0 に表示させる。

#### 【 0 0 6 0 】

なお、超音波診断装置 1 1 に記憶部 2 0 を設け、デジタル化された受信信号や演算部 1 9 において演算したデータを記憶部 2 0 に記憶し、計測を終了した後に、基準点の位置を変更して演算を再度行ったり、記憶部 2 0 に記憶されたデータを表示部 3 0 に表示してもよい。

#### 【 0 0 6 1 】

50

前述したように、基準変位量測定部 5 2 および形状変化値演算部 5 4 において基準点および各計測点の変位量を求めるために、位相差トラッキング法を用いることが好ましい。位相差トラッキング法は、特許文献 1 に詳細に説明されているように、微小な時間差において計測された 2 つの受信信号において、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、2 つの受信信号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、計測点の運動速度が求められ、さらにこれを積分することにより、位置変位量が求められる。このために、基準変位量測定部 5 2 および形状変化値演算部 5 4 は、遅延時間制御部 1 6 で遅延制御された受信信号を直交検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。また、分離された実部信号および虚部信号からフィルタを用いて高周波成分、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。このように処理された受信信号を用いて位相差トラッキング法による演算を行う。直交検波およびフィルタ処理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

#### 【 0 0 6 2 】

この場合、受信信号調整部 5 3 における受信信号のシフトは、直交検波前の受信信号を用いてもよいし、直交検波後の受信信号を用いてもよい。ただし、直交検波後の受信信号を用いる場合には、距離方向へ受信信号をシフトさせるとともにシフト量に応じて受信信号の位相を回転させる必要がある。組織の歪み量  $S$  は、生体組織の 2 点間の一心周期における最大厚さ変化量  $h$  を求め、2 点間の厚さの最大値を  $H$  とした場合、 $S = h / H$  によって求められる。弾性率値  $\mu$  は、血圧の最大値と最小値との差を  $p$  とした場合、 $\mu = p / S$  によって求められる。

20

#### 【 0 0 6 3 】

次に、図 3、図 4 および図 5 から図 8 を参照しながら、本実施形態による計測方法の主要な部分の手順を詳細に説明する。図 5 は、本実施形態による計測方法の主要な部分を示すフローチャートであり、図 6 から図 8 は、本実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

#### 【 0 0 6 4 】

まず、超音波プローブ 1 3 を駆動して、生体組織に超音波を送信し、反射してきた超音波反射波を受信部 1 5 によって検出し、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  を得る (ステップ 1 0 0)。図 6 は、動脈血管壁の後壁の同じ部位に対して繰り返し超音波を送信した場合の受信信号を示している。1 回目の送信に対する受信信号を  $x(1, t)$ 、2 回目の送信に対する受信信号を  $x(2, t)$  と表示している。  $t$  は送信時刻を起点とした受信時間であり、深さを表す。以下、第  $n$  回目の送信に対する受信信号を表す場合には、フレーム  $n$  の受信信号  $x(n, t)$  と記述する。

30

#### 【 0 0 6 5 】

基準設定部 5 1 は、フレーム 1 の受信信号上で、基準点の深さ  $T$  を設定する (ステップ 1 0 1)。前述したように基準点の設定は自動的に行ってもよいし、手動でおこなってもよい。図 6 では、各受信信号において波がほとんど見られない部分は血流領域からの反射波成分であり、強い波が見られる部分が血流と内膜との境界から得られる反射波成分である。また、その下のスペクル状の波が見られる部分は血管壁から得られる反射波成分である。本実施形態では、前述した理由から血流と内膜との境界に基準点を設定する。したがって、基準点は、図 6 において、黒丸印 ( ) で示されるように、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  上において、振幅の最も大きい波上に位置する。

40

#### 【 0 0 6 6 】

次に、設定した基準点の変位量  $x(1, T)$  を 0 にリセットする (ステップ 1 0 2)。つまり、図 6 に示すように、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  上の基準点の変位量  $x(1, T)$  を 0 とする。

#### 【 0 0 6 7 】

次に、生体組織に超音波を送信し、受信信号を得る。つまり、フレーム 2 の受信信号  $x(2, t)$  を取得する (ステップ 1 0 3 において  $n = 2$ )。フレーム 2 の受信信号  $x(2$

50

、 $t$ )とフレーム1の受信信号 $x(1, t)$ との間で、位相差トラッキング法により、基準点の変位量を算出し、フレーム2の受信信号における基準点の変位量を決定する。具体的には、フレーム1の受信信号とフレーム2の受信信号間で位相差トラッキング法を適用し、基準点の変位量 $x(2, T)$ を算出する(ステップ104において $n=2$ )。

【0068】

次に、心拍同期信号が検出されたかどうかの判定を行う。心拍同期信号は、心周期ごとに計測をリセットするトリガとして用いられ、例えば心電波形のR波あるいは、R波形に基づいて生成される。前述したように心音波形など他の生体信号を用いてもよい。

【0069】

基準変位量測定部52が心拍同期信号を検出しなかった場合(ステップ105においてNoの場合)には、ステップ103およびステップ104を繰り返し行ない、基準点のフレーム $n$ の受信信号における変位 $x(n, T)$ を求める。

10

【0070】

ステップ105において、基準変位量測定部52が心拍同期信号を検出した場合、基準変位量測定部52は、これまで計測してきた基準点の変位量から、基準点の最大変位を与えるフレームとしてその番号 $N$ とその時の最大変位量 $x(N, T)$ を得る。得られたフレーム番号と最大変位量 $x(N, T)$ が受信信号調整部53へ出力される。

【0071】

受信信号調整部53は、フレーム番号と最大変位量 $x(N, T)$ を受け取り、フレーム $N$ の受信信号 $x(N, t)$ を $-x(N, T)$ だけ深さ方向にシフトさせた信号 $y(t)$ を生成する(ステップ107)。この操作により、図7に示すように、基準点の位置が一致した受信信号 $y(t)$ を得る。

20

【0072】

形状変化値演算部54は、受信信号調整部から少なくとも、最初の受信信号である $x(1, t)$ と、ステップ107で得られた信号 $y(t)$ とを受け取り、最初の受信信号である $x(1, t)$ と、ステップ107で得られた信号 $y(t)$ との間で、位相差トラッキング法を用いて、図8に示すように、基準点以外の計測点の最大変位量 $x'(N, t)$ を算出する(ステップ108)。図8において、基準点以外の計測点を $t$ で示している。基準点の位置は $x(1, t)$ と $y(t)$ とにおいて一致しており変位量はゼロである。このとき求められる最大変位量 $x'(N, t)$ は、基準点の最大変位量に対する相対的な値である。

30

【0073】

計測点間の歪みを求め、弾性率値を計算する場合には、ステップ108において求めた各計測点の最大変位量 $x(N, t)$ の差が最大厚さ変化量 $h$ となる。したがって、前述したように組織性状値演算部55は、各計測点間の最大厚さ変化量 $h$ を受け取り、血圧計12からの血圧情報を用いて弾性率値を求めることができる。

【0074】

ステップ109に示すように、ステップ108において求めた最大変位量 $x'(N, t)$ に、ステップ106で得られた基準点の最大変位 $x(N, T)$ を加算すれば、基準点以外の計測点の絶対的な最大変位 $x(N, t)$ を算出することができる。

40

【0075】

ステップ100からステップ108またはステップ109を繰り返すことによって、心周期ごとに弾性率値を連続して計測を行うことができる。

【0076】

このように本実施形態の超音波診断装置によれば、受信信号上に基準点を設定し、基準点の変位量を測定することにより、測定対象である生体組織全体の変位量を概略求めることができる。この変位量を用いて受信信号を距離方向にシフトさせることにより、生体組織全体の変位を相殺することができる。したがって、シフトさせた信号を用いて、生体組織の微小な運動を計測することにより、変位量に比例した誤差を抑制することができ、高い精度で生体組織の微小な変位量を計測することができる。特に、心周期ごとに受信信号

50

上に設定した基準点の最大変位量を求め、受信信号を求めた最大変位量に基づき距離方向にシフトさせ、基準点の位置が距離方向において変化しないように受信信号を調整し、調整した受信信号を用いて、各計測点の最大相対変位量を求めることにより、変位量に比例した誤差を抑制し、高い精度で厚さ変化量、歪み量や弾性率値を求めることができる。

【0077】

(第2の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。第1の実施形態は、特に、各計測点の一心周期中における最大歪み量を高い精度で求めることができるのに対し、本実施形態では、一心周期内において、各計測点の変位を高い精度でもとめることができる。

【0078】

図9は、本実施形態の超音波診断装置の演算部19'の構成を示すブロック図である。演算部19'以外の構成は、図3に示す第1の実施形態の超音波診断装置11と同じである。

【0079】

演算部19'は、基準設定部51、基準変位量測定部56、受信信号調整部57、形状変化値演算部58および組織性状値演算部55を含む。

【0080】

基準設定部51は、第1の実施形態と同様、測定対象である生体組織全体の変位を求めるために、受信信号中に基準点を設定する。

【0081】

基準変位量測定部56は、各フレームの受信信号を用いて基準点の変位量を測定し、変位量が所定の値の整数倍(ただし0を除く任意の値)以上であれば、所定の値を整数倍した値を変位量として受信信号調整部57へ出力する。

【0082】

前記受信信号調整部57は、基準変位量測定部56から受け取った変位量に基づいて、受信信号上の基準点の位置を調整する。具体的には、求めた変位量分だけ受信信号を距離方向の軸上でシフトさせた信号を生成する。変位量の絶対値が所定の値に満たない受信信号については、基準点の位置調整は行われない。

【0083】

形状変化値演算部58は、調整された受信信号に基づき、生体の組織内に設定された複数の計測点における位置変位量を求める。この演算には、特許文献1に開示される位相差トラッキング法を用いることができる。具体的には、第1フレームの受信信号と調整された受信信号との間、または、時間軸上において隣接する2つの調整された受信信号間で位相差トラッキング法により、各計測点における位置変位量を求める。形状変化値演算部58は、さらに、各計測点における位置変位量に基づき、複数の計測点に基づいて設定された任意の2点間の厚さ変化量を求める。

【0084】

組織性状値演算部55は、厚さ変化量から前記組織の性状特性値を求める。本実施形態では、歪み量を求める。計測点を計測領域内において2次元で設定している場合には、歪み量を各計測点間で求めることによって、計測領域内の歪み量の2次元分布を求めることができる。

【0085】

第1の実施形態と同様、画像合成部21は、断層画像生成部24で生成した断層画像と、演算部19'から得られる歪み量の2次元マッピングデータを合成し、合成した画像を表示部30に表示させる。

【0086】

次に、図3、図9および図10から図14を参照しながら、本実施形態による計測方法の主要な部分の手順を詳細に説明する。図10は、本実施形態による計測方法の主要な部分を示すフローチャートであり、図11から図14は、本実施形態による計測方法の主要

10

20

30

40

50

なステップにおける処理を説明する図である。

【0087】

まず、超音波プローブ13を駆動して、生体組織に超音波を送信し、反射してきた超音波反射波を受信部15によって検出し、フレーム1の受信信号 $x(1, t)$ を得る(ステップ200)。図11は、動脈血管壁の後壁の同じ部位に対して繰り返し超音波を送信した場合の受信信号を示している。1回目の送信に対する受信信号を $x(1, t)$ 、2回目の送信に対する受信信号を $x(2, t)$ と表示している。 $t$ は送信時刻を起点とした受信時間であり、深さを表す。以下、第 $n$ 回目の送信に対する受信信号を表す場合には、フレーム $n$ の受信信号 $x(n, t)$ と記述する。

【0088】

基準設定部51は、第1の実施形態と同様、フレーム1の受信信号上で、基準点の深さ $T$ を設定する(ステップ201)。基準点は、図11において、黒丸印( )で示されるように、フレーム1の受信信号 $x(1, t)$ 上において、振幅の最も大きい波上に位置する。

【0089】

次に、設定した基準点の変位量 $x(1, T)$ を0にリセットする(ステップ202)。つまり、図11に示すように、フレーム1の受信信号 $x(1, t)$ 上の基準点の変位量 $x(1, T)$ を0とする。また、全計測点の変位を決定した直前(最後)のフレームを示す変数 $m$ に最初のフレームを示す1を代入する。

【0090】

次に、生体組織に超音波を送信し、受信信号を得る。つまり、フレーム2の受信信号 $x(2, t)$ を取得する(ステップ203において $n=2$ )。フレーム2の受信信号 $x(2, t)$ とフレーム1の受信信号 $x(1, t)$ との間で、位相差トラッキング法により、基準点の変位量を算出し、フレーム2の受信信号における基準点の変位量を決定する。具体的には、フレーム1の受信信号とフレーム2の受信信号間で位相差トラッキング法を適用し、基準点の変位量 $x(2, T)$ を算出する(ステップ204において $n=2$ )。

【0091】

次に、心拍同期信号を検出したかどうかの判定、および、最後に全計測点の変位を決定したフレーム番号 $m$ のときの基準点の位置と現在の受信信号における基準点の位置との差の絶対値が所定量 $A$ 以上であるかどうかの判定を行なう(ステップ205)。第1の実施形態と同様、心拍同期信号として、たとえば、心電図のR波を好適に用いることができる。心音波形を用いてもよいし、基準点の変位波形 $x(n, T)$ を解析して求めてもよい。

【0092】

所定量 $A$ は任意に決めることができるが、受信信号のサンプリング間隔とすることが望ましい。心拍同期信号を検出せず、また、最後に全計測点の変位を決定したフレーム番号 $m$ のときの基準点の位置と現在の受信信号における基準点の位置との差の絶対値が $A$ よりも小さい場合には、ステップ203およびステップ204を繰り返し行い、基準点のフレーム $n$ の受信信号上の変位量 $x(n, T)$ を求める。

【0093】

心拍同期信号が検出された場合、または、前述の2つの基準点の位置の差の絶対値が、 $A$ 以上である場合には、離散変位量 $X_n$ として、 $A$ の整数倍(0を除く)でかつ基準点の変位 $x(n, T)$ に最も近い変位量を求める(ステップ206)。また、このときのフレーム番号を最後に全計測点の変位を決定したフレーム番号 $m$ に代入する。

【0094】

次に、フレーム $n$ の受信信号 $x(n, t)$ を $-X_n$ だけ深さ方向にシフトさせた信号 $y(t)$ を得る。この操作により、図12に示すように、基準点の位置がほぼ一致した受信信号を得る(ステップ207)。

【0095】

次に、図13に示すように、全計測点の変位を決定した直前のフレームの受信信号 $x($

10

20

30

40

50

m、t)と、ステップ207で得られた信号 $y(t)$ 間で、位相差トラッキング法を適用して、基準点以外の計測点の変位量 $x'(N, t)$ を算出する(ステップ208)。図13において、基準点以外の計測点を $\Delta$ で示している。基準点の位置は $x(1, t)$ と $y(t)$ とにおいて一致しており変位量はゼロである。このとき求められる変位量 $x'(N, t)$ は、基準点に対する相対的な値である。

【0096】

次に、ステップ208で得られた基準点以外の計測点の変位量 $x'(N, t)$ にステップ204で得られた変位量 $x(n, T)$ を加算して、基準点以外の計測点の変位 $x(N, t)$ を算出する。

【0097】

次に、心拍同期信号を検出したかどうかの判定を行う(ステップ209)。心拍同期信号を検出しない場合には、ステップ203からステップ209を繰り返す。心拍同期信号を検出した場合には、現在の心周期における計測を終了し、次の心周期における計測を開始する。このため、ステップ200からステップ210を繰り返す。

【0098】

図14は、このようにして各計測点の変位を追跡した結果を示している。これにより、位相差トラッキング法による累積誤差を低減させることができ、追跡精度を向上させることができる。図14に示すように基準点の変位が所定の値Aを超えたときに受信信号をシフトさせ、計測点の変位量を求めている。この変位量の演算は、生体組織全体の変位量を差し引き、位相差トラッキング法により行っているため、変位量の大きさに比例する誤差が小さくなっている。したがって高い精度で計測点を追跡することが可能となる。また、一心周期中に複数回変位量を求めることができるため、計測の時間分解能も高められる。

【0099】

本実施形態は、第1の実施形態と組み合わせてもよい。この場合、基準点は1つでよいが、基準変位量測定部は、基準点の最大変位量とフレームごとの変位量とは独立して計測しなくとも良い。

【0100】

なお、本実施形態では、各心周期における計測点の変位量を求めるための基準として、直前(最後)に計測点の変位量を求めたフレームの受信信号を用いた。具体的には、直前に各計測点の変位量を計測したフレームからの変位量が決められた値A以上となったとき、受信信号を値Aの整数倍だけシフトさせて、直前に各計測点の変位量を計測したフレームとの間で位相差トラッキング法により変位量を求めた。しかし、最初のフレームの受信信号を各心周期における計測点の変位量を求めるための基準として用いてもよい。具体的には、最初のフレームからの変位量が決められた値Aの整数倍以上となったときに、受信信号を値Aの整数倍だけシフトさせて、最初のフレームの受信信号との間で位相差トラッキング法により変位量を求めてもよい。

【0101】

(実験例)

本発明の効果を確かめるため、第1の実施形態の超音波診断装置を用いて、弾性体チューブの歪み量を測定した。測定試料として、外径10mm、内径8mmのシリコンゴムからなる管(試料Aとする)、および、外径10mm、内径8mmのシリコンゴムからなる内管と、外径12mm、内径10mmのシリコンゴムからなる外管とからなる二重管(試料Bとする)を用意した。試料Bの管は、内管のほうが外管よりも弾性率が小さくなっている。

【0102】

これらの試料に流体ポンプを用いて周期的に液体を加圧し、試料を周期的に収縮させ、第1の実施形態の超音波診断装置を用いて計測を行った。また、比較のために従来の位相差トラッキング法による超音波診断装置を用いて同じ試料の歪み量を測定した。

【0103】

図15Aおよび図15Bはそれぞれ従来の超音波診断装置および本発明による超音波診

10

20

30

40

50

断装置を用いて試料Aを計測した結果を示している。これらの図において、横軸は管の半径方向の距離を示し、縦軸は歪み量を示している。また、歪み量の値はエラーバーで示している。破線は、管を構成するシリコンゴムの弾性率から求めた理論的な歪み量の半径方向の分布を示している。

【0104】

図15Aに示すように、従来の超音波診断装置によれば、得られた歪み量は、半径方向に平均をとれば、概ね理論値に近い値になっている。しかし、ばらつきが非常に大きくなっている。これに対し、本発明の超音波診断装置によれば、理論値とよく一致しており、ばらつきも非常に小さくなっている。

【0105】

図16Aおよび図16Bはそれぞれ従来の超音波診断装置および本発明による超音波診断装置を用いて試料Bを計測した結果を示している。試料Bは硬さの異なる二重管で構成されているが、図16Aに示すように、従来の超音波診断装置による計測では硬さの違いによる歪み量の差異を明瞭には識別できない。これに対し、図16Bに示すように、本発明の超音波診断装置によれば、柔らかい内管の歪み量が硬い外管の歪み量よりも大きく計測されており、硬さの差異に基づく歪み量の差異が明瞭に識別できる。

【0106】

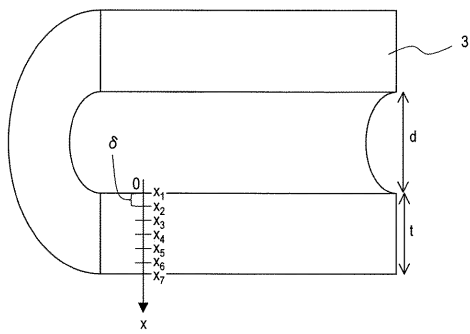
これらの結果から、本発明の超音波診断装置によれば、高い精度で歪み量を計測することが可能であり、特に、測定対象領域中に弾性率の異なる領域が存在しても、正しく、弾性率の差異に基づく、歪み量の差異を計測することが可能であることが分かる。したがって、本発明の超音波診断装置を用いて生体の動脈血管壁の歪み量や弾性率を測定した場合、病変による弾性率の異なる領域を精度よく検出することができると考えられる。このため、医師が生体組織の性状特性を正確に診断することが可能な超音波診断装置が実現する。

【産業上の利用可能性】

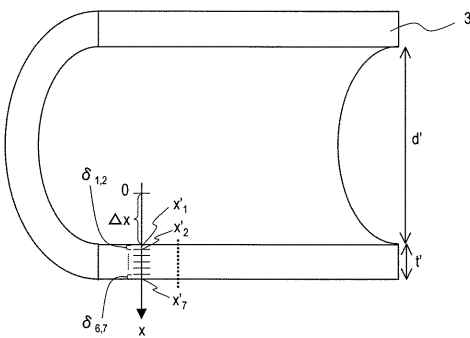
【0107】

本発明は、生体組織の性状特性を計測する超音波診断装置に好適に用いられ、特に、血管壁の弾性特性を計測する超音波診断装置に好適に用いられる。

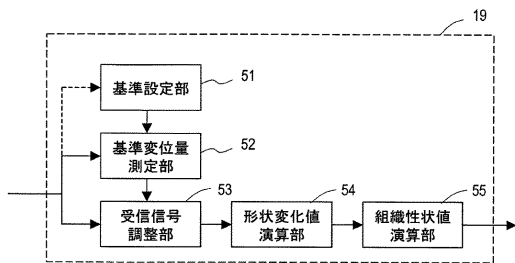
【図1A】



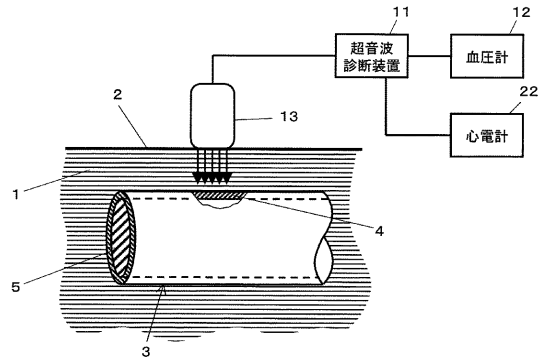
【図1B】



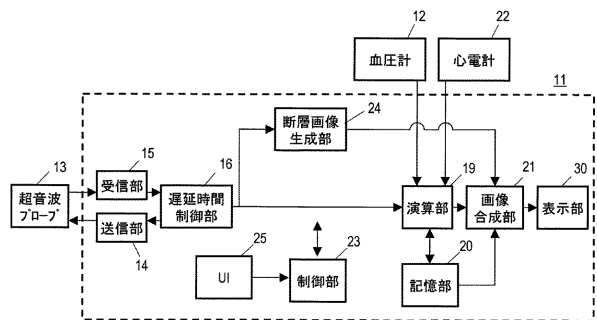
【図4】



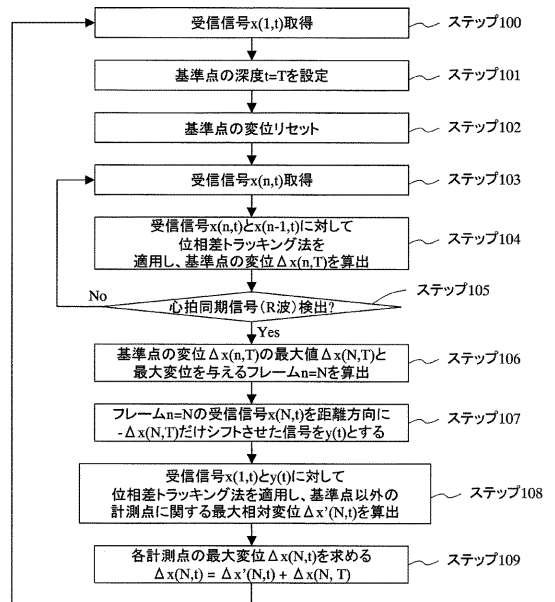
【図2】



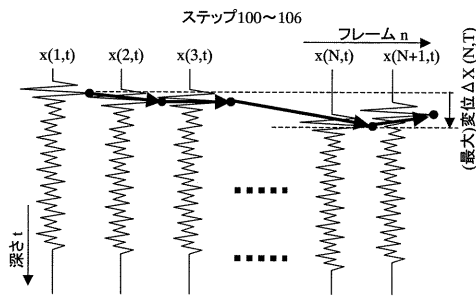
【図3】



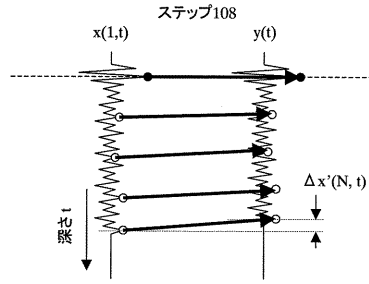
【図5】



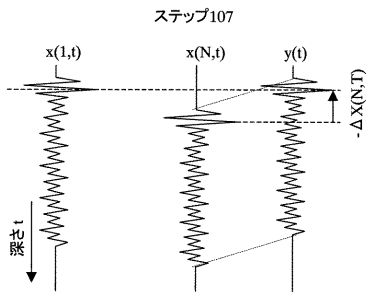
【 図 6 】



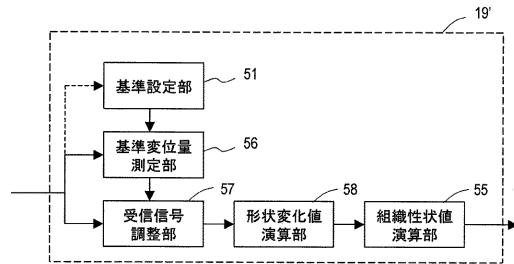
【 図 8 】



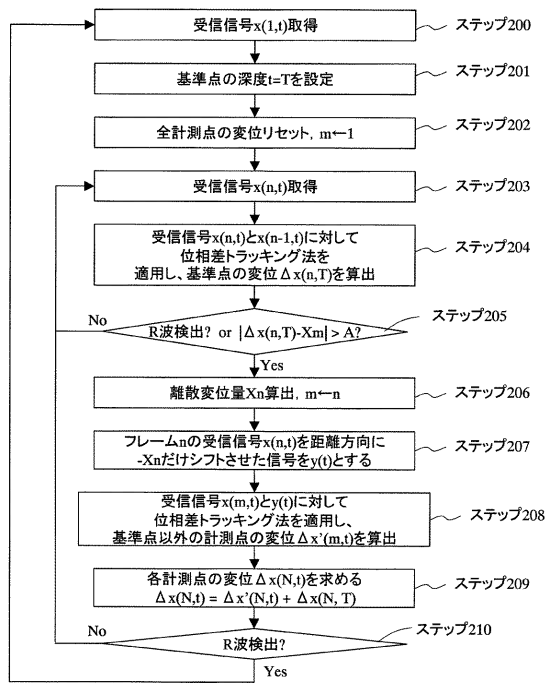
【 図 7 】



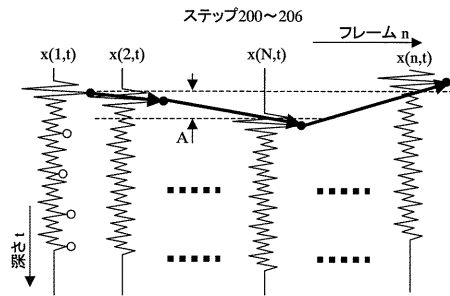
【 図 9 】



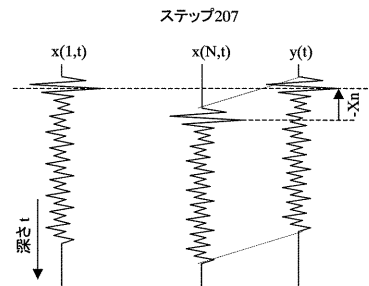
【 図 10 】



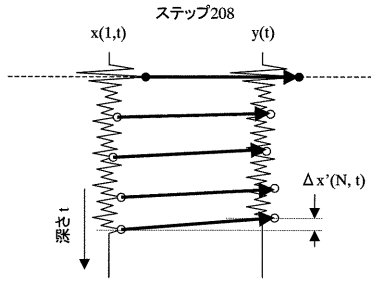
【 図 11 】



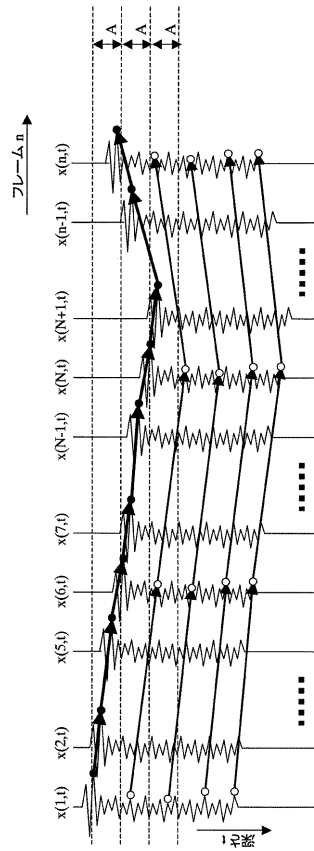
【 図 12 】



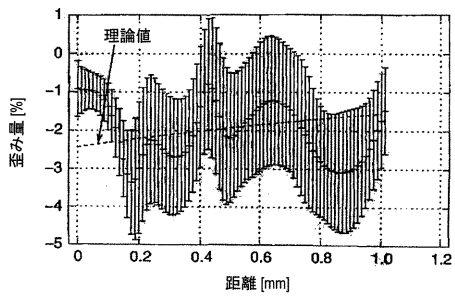
【 図 1 3 】



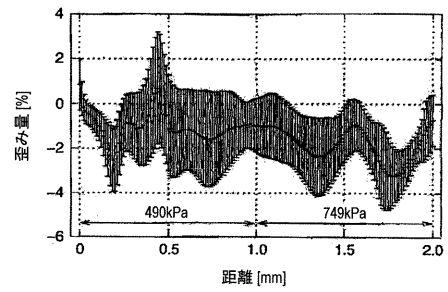
【 図 1 4 】



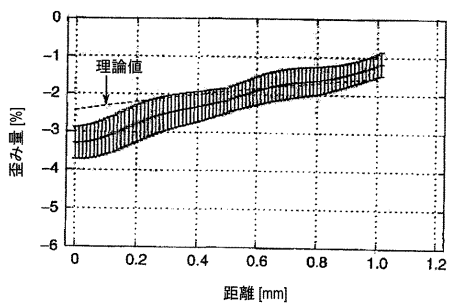
【 図 1 5 A 】



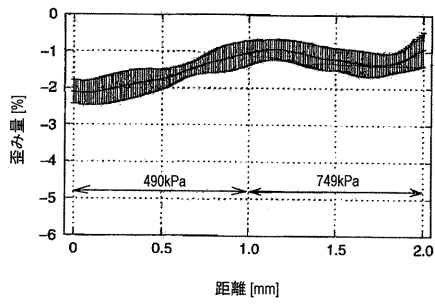
【 図 1 6 A 】



【 図 1 5 B 】



【 図 1 6 B 】



**【手続補正書】****【提出日】**平成21年1月26日(2009.1.26)**【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増幅し、受信信号を生成する受信部と、  
前記受信信号上に設定された基準点の変位量を測定する基準変位量測定部と、  
前記基準点の変位量に基づき、受信信号の距離方向の位置を調整する受信信号調整部と、  
前記調整された受信信号に基づき、前記生体の組織内に設定された複数の計測点における位置変位量を計測する形状変化値演算部と、  
を備える超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記生体組織は、心周期に一致した周期で運動し、  
前記基準変位量測定部は、前記基準点の一心周期中の最大変位量を決定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記送信部および受信部は、心周期ごとに、前記生体の組織に設定された計測領域を走査するように、前記超音波送信波を複数回送信受信することによって、複数フレーム分の受信信号を生成し、  
前記受信信号調整部は、少なくとも前記各心周期において前記基準点の最大変位量が得られたフレームにおいて、受信信号の距離方向の位置を調整する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記受信信号調整部は、前記基準点の位置が距離方向において一致するように前記基準点の最大変位量が得られたフレームにおいて、受信信号の距離方向の位置を調整する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

前記送信部および受信部は、心周期ごとに、前記生体の組織に設定された計測領域を走査するように、前記超音波送信波を複数回送信受信することによって、複数フレーム分の受信信号を生成し、  
前記基準変位量測定部は、フレームごとに前記基準点の変位量を測定し、前記変位量が所定の値の整数倍（ただし 0 を除く）以上である場合、前記所定の値を前記整数倍した値を変位量として前記受信信号調整部へ出力し、

40

前記受信信号調整部は、前記変位量に基づいて、受信信号の距離方向の位置を調整する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記受信信号調整部は、前記変位量を相殺するように、前記受信信号の距離方向の位置を調整する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記所定の値はサンプリング間隔に等しい請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記生体の組織は、動脈血管壁であり、前記基準点は、前記受信信号上において、前記血管腔と内膜との境界に対応する位置に設定される請求項 1 から 7 のいずれかに記載の超

50

音波診断装置。

【請求項 9】

前記生体組織は、心周期に一致した周期で運動し、

前記形状変化値演算部は、前記位置変位量に基づき、前記複数の計測点に基づいて設定された任意の 2 点間の最大厚さ変化量を求める請求項 1 から 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記最大厚さ変化量から前記組織の性状特性値を求める組織性状値演算部を更に備える請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記生体組織は動脈血管であり、前記性状特性値は弾性率値である請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記基準変位量測定部は前記受信信号の基準点における位相を解析することによって前記変位量を求める請求項 1 から 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記形状変化値演算部は、前記調整された受信信号の各計測点における位相を解析することによって前記位置変位量を求める請求項 1 から 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【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】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、生体内の組織の性状特性を計測する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う人々が増加してきており、このような疾病の予防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。

【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

10

20

30

40

50

、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。

【 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でき、動脈硬化の度合いを直接知ることが可能となる。

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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

【 0 0 1 1 】

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樣ではなく、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 】

【 0 0 1 2 】

前述の方法によって、動脈血管壁の弾性率を求める場合、動脈血管壁の歪み量を計測によって求める必要があり、歪み量は、血管壁に設定した2つの計測点の変位量の差として求められる。

【 0 0 1 3 】

一方、動脈血管壁は心臓から送り出される血液によって拡張および収縮を繰り返す。このとき、血管壁全体が歪みながら半径方向に変位する。本願発明者の検討によれば、血管壁自体の歪み量の10倍程度の大きさで血管壁全体が半径方向に変位することが分かった。変位量の計測誤差は、変位量の大きさに比例するため、特許文献1あるいは非特許文献1に開示される方法によれば、血管壁全体が半径方向に変位することによって生じる誤差

10

20

30

40

50

が、動脈血管壁の歪み量を求める際に重畳することになる。このため、精度の高い弾性率の算出が困難であった。

【0014】

本発明は、前述したような要因による計測精度の低下を抑制し、高い精度で計測を行うことのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の超音波診断装置は、生体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、前記受信信号上に設定された基準点の変位量を測定する基準変位量測定部と、前記基準点の変位量に基づき、受信信号の距離方向の位置を調整する受信信号調整部と、前記調整された受信信号に基づき、前記生体の組織内に設定された複数の計測点における位置変位量を計測する形状変化値演算部とを備える。

10

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記生体組織は、心周期に一致した周期で運動し、前記基準変位量測定部は、前記基準点の一心周期中の最大変位量を決定する。

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記送信部および受信部は、心周期ごとに、前記生体の組織に設定された計測領域を走査するように、前記超音波送信波を複数回送信受信することによって、複数フレーム分の受信信号を生成し、前記受信信号調整部は、少なくとも前記各心周期において前記基準点の最大変位量が得られたフレームにおいて、受信信号の距離方向の位置を調整する。

20

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記受信信号調整部は、前記基準点の位置が距離方向において一致するように前記基準点の最大変位量が得られたフレームにおいて、受信信号の距離方向の位置を調整する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記送信部および受信部は、心周期ごとに、前記生体の組織に設定された計測領域を走査するように、前記超音波送信波を複数回送信受信することによって、複数フレーム分の受信信号を生成し、前記基準変位量測定部は、フレームごとに前記基準点の変位量を測定し、前記変位量が所定の値の整数倍（ただし0を除く）以上である場合、前記所定の値を前記整数倍した値を変位量として前記受信信号調整部へ出力し、前記受信信号調整部は、前記変位量に基づいて、受信信号の距離方向の位置を調整する。

30

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記受信信号調整部は、前記変位量を相殺するように、前記受信信号の距離方向の位置を調整する。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記所定の値はサンプリング間隔に等しい。

40

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記生体の組織は、動脈血管壁であり、前記基準点は、前記受信信号上において、前記血管腔と内膜との境界に対応する位置に設定される。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記生体組織は、心周期に一致した周期で運動し、前記形状変化値演算部は、前記位置変位量に基づき、前記複数の計測点に基づいて設定された任意の2点間の最大厚さ変化量を求める。

【0024】

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から前記組織の性状特性値を求める組織性状値演算部を更に備える。

50

## 【 0 0 2 5 】

ある好ましい実施形態において、前記生体組織は動脈血管であり、前記性状特性値は弾性率値である。

## 【 0 0 2 6 】

ある好ましい実施形態において、前記基準変位量測定部は前記受信信号の基準点における位相を解析することによって前記変位量を求める。

## 【 0 0 2 7 】

ある好ましい実施形態において、前記形状変化値演算部は、前記調整された受信信号の各計測点における位相を解析することによって前記位置変位量を求める。

## 【 発明の効果 】

10

## 【 0 0 2 8 】

本発明によれば、受信信号上に基準点を設定し、基準点の変位量を測定することにより、測定対象である生体組織全体の変位量を求めることができる。この変位量を用いて受信信号を距離方向にシフトさせることにより、生体組織全体の変位を相殺することができる。したがって、シフトさせた信号を用いて、生体組織の微小な運動を計測することにより、変位量に比例した誤差を抑制することができ、高い精度で生体組織の微小な変位量、厚さ変化量、歪み量あるいは弾性率値を計測することができる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 9 】

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位置変位量や、最大厚さ変化量、および、性状測定値である歪み量、弾性率値、粘性率値などを計測する。以下において説明するように、本発明は、特に、生体組織全体が変位運動を行いながら組織の各部に微小変位が生じる場合に組織各部の微小変位量を精度よく計測するのに好適に用いられる。

20

## 【 0 0 3 0 】

図 1 A および図 1 B は、生体の動脈血管 3 の軸方向に平行な断面を模式的に示しており、図 1 A は血管が収縮した状態を示し、図 1 B は拡張した状態を示している。図 1 A に示すように、動脈血管 3 が収縮した状態において、動脈血管 3 の血管腔の直径は  $d$  であり、血管壁の厚さを  $t$  とする。血管壁と血管腔との境界を原点とし、半径方向に座標を設定する。血管壁と血管腔との境界および血管壁と血管外組織との境界にそれぞれ計測点  $x_1$  および  $x_7$  を設定し、 $x_1$  と  $x_7$  との間を 6 等分して計測点  $x_2 \sim x_6$  を設定する。 $x_1 \sim x_7$  の間隔はいずれも  $\frac{d+t}{6}$  であるとする。

30

## 【 0 0 3 1 】

図 1 B に示すように、心臓の駆出によって血液が押し出されると、動脈血管 3 の血管壁は血管腔が拡張するとともに薄くなる。拡張後の血管腔  $d'$  および血管壁の厚さ  $t'$  は  $d' > d$  かつ  $t' < t$  となっている。

## 【 0 0 3 2 】

このとき、血管が収縮した状態の血管壁と血管腔との境界を原点に固定したままで、血管壁に設定した計測点  $x_1 \sim x_7$  がそれぞれ  $x_1' \sim x_7'$  に移動したとする。図から明らかのように、血管壁は拡張することによって半径方向に全体的に移動するとともに、血管壁が薄くなることによって血管壁組織の各部が圧縮されるように歪む。このとき各部の歪み方は均一ではない。 $x_1' \sim x_7'$  の各測定点間の距離を  $l_{1,2} \sim l_{6,7}$  とすれば、計測点  $x_1'$  と  $x_2'$  との間の組織の歪み量は、 $(\frac{l_{1,2}}{d+t} - \frac{l_{1,2}'}{d'+t'}) / \frac{l_{1,2}}{d+t}$  となる。歪み量から弾性率値が求められる。

40

## 【 0 0 3 3 】

特許文献 1 に記載されているように、血管壁組織の歪み量は、各計測点における受信信号の位相差を追跡することによって、各測定点の変位位置が求められ、2 つの測定点間の位置の差の最大値および最小値を求めることによって求められる。

## 【 0 0 3 4 】

特許文献 1 の方法によれば、まず各計測点の変位位置を求めるので、各計測点の変位量

50

が大きい場合、求める各計測点の変位位置には変位量に比例した大きな誤差が生じてしまう。その結果、弾性率値に各計測点の位置変位量に比例した誤差が含まれてしまう。これは、以下の理由による。

【 0 0 3 5 】

特許文献 1 に開示される方法のように、受信信号の位相をもとに対象物の変位を算出するためには、超音波の中心周波数の情報が必要である。動脈壁などのように複数の散乱体が測定対象領域内に存在する場合、散乱波はお互いに干渉する。計測に用いる超音波はパルスであるため、単一周波数ではなく、有限の帯域を持つ。したがって、干渉によって本来の中心周波数  $f_0$  付近にディップが生じると、中心周波数が見掛け上変化する。受信波の中心周波数が  $f_0$  と異なる場合、生じる誤差は対象物の変位の大きさに比例する。

10

【 0 0 3 6 】

動脈血管壁の場合、心臓の拍動にともなう動脈壁の歪み量は、動脈壁全体の位置変化(並進運動)の 10 分の 1 以下であるため、本来計測したい歪み量により生じる誤差に比べ、位置変化成分により発生する誤差の方がはるかに大きい。例えば、中心周波数が 10% 変化すれば、位置変化成分により発生する誤差が歪み量と同程度の大きさとなる。このため、歪み量を正確に計測できない。

【 0 0 3 7 】

しかし、弾性率値の測定に必要な計測値は、2 点間の正確な歪み量であって、計測点の正確な位置ではない。このため、基準点を設けて基準点に対する計測点の相対的な変位量を計測すれば、各計測点の位置変位量を小さくし、変位量に比例する誤差を小さくすることができる。

20

【 0 0 3 8 】

動脈血管壁の場合、内腔 - 内膜境界からのエコーを基準とすることが好ましい。内腔 - 内膜境界からの強いエコーは、干渉の影響を受けにくく、中心周波数の変化が小さいからである。

【 0 0 3 9 】

例えば、図 1 B に示すように、動脈血管が拡張した状態において、血管壁と血管腔との境界が  $x$  移動する場合、 $x_1'$  は変位をしていないと見なせるように受信信号を調整しても、計測点  $x_2' \sim x_7'$  の  $x_1'$  に対する相対的な変位量を求めることが可能である。このようにすることによって、計測点の変位量を  $x$  分だけ減少させることができる。したがって、位相の変化を算出する前に血管壁の変位成分を相殺することによって、変位量に比例する誤差を低減することができる。本発明では、この方法を用いることによって精度の高い計測が可能な超音波診断装置を実現する。

30

【 0 0 4 0 】

(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。第 1 の実施形態は、特に、各計測点の一心周期中における最大歪み量を高い精度で求めることができ、弾性率値の測定に好適に用いられる。

【 0 0 4 1 】

図 2 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 や血管後壁の形状情報を求める。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  $\pm 0.2$  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。超音波診断装置 11 には血圧計 12 が接続されることが好ましい。血圧計 12 から得た血圧データ

40

50

を用いることで、血管前壁 4 における微小部位の弾性率値を求めることができる。また、好ましくは、超音波診断装置 1 1 には心電計 2 2 が接続されており、心電計 2 2 が測定した心電波形は超音波診断装置 1 1 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 2 2 は他の生体信号検出手段である心音計や脈波計と置き換えることも可能であり、心電波形の代わりに心音波形や脈波波形をトリガ信号として用いることも可能である。

#### 【 0 0 4 2 】

以下、超音波診断装置 1 1 の構成および動作を詳細に説明する。図 3 は、超音波診断装置 1 1 の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 1 1 は、送信部 1 4、受信部 1 5、遅延時間制御部 1 6、演算部 1 9 および演算データ記憶部 2 0、画像合成部 2 1 および表示部 3 0 を備えている。また、超音波診断装置 1 1 は制御部 2 3 を備え、各部の動作を制御する。操作者は、マウス、キーボード、トラックボールなどを含むユーザーインターフェース 2 5 を用いて制御部 2 3 に超音波診断装置 1 1 の動作指令を与えることができる。

10

#### 【 0 0 4 3 】

送信部 1 4 は、所定の駆動パルス信号を生成し、超音波プローブ 1 3 に出力する。駆動パルス信号により超音波プローブ 1 3 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 1 3 で受信される。超音波を発生させる駆動パルスの送信間隔は、時間軸上で隣接している前後の超音波パルスが重ならないように、測定対象の深さと超音波の音速とを考慮して決定される。

20

#### 【 0 0 4 4 】

受信部 1 5 は超音波プローブ 1 3 を用いて超音波反射波を受信する。受信部 1 5 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 1 4 および受信部 1 5 は電子部品などを用いて構成される。

#### 【 0 0 4 5 】

遅延時間制御部 1 6 は送信部 1 4 および受信部 1 5 に接続されており、送信部 1 4 から超音波プローブ 1 3 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 1 3 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 1 3 によって受信され、受信部 1 5 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 1 6 の出力は演算部 1 9 および断層画像生成部 2 4 に入力される。

30

#### 【 0 0 4 6 】

送信部 1 4 および受信部 1 5 は、心周期ごとに、生体組織に設定された計測領域を走査するように、超音波送信波を複数回送受信する。これにより、心周期ごとに複数フレーム分の受信信号が生成する。

#### 【 0 0 4 7 】

断層画像生成部 2 4 は、受信信号から断層画像を生成する。たとえば受信信号の振幅強度を表示部 3 0 に表示する画像の輝度情報に変換することによって B モード断層画像を生成する。

40

#### 【 0 0 4 8 】

図 4 は演算部 1 9 の構成を詳細に示すブロック図である。演算部 1 9 は、基準設定部 5 1、基準変位量測定部 5 2、受信信号調整部 5 3、形状変化値演算部 5 4 および組織性値演算部 5 5 を含む。演算部 1 9 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。

#### 【 0 0 4 9 】

基準設定部 5 1 は、測定対象である生体組織全体の変位を求めるために、受信信号の距離方向の軸上に基準点を設定する。基準点は、受信信号上において、振幅が大きく、スペクルなどのノイズの影響を受けにくい位置に設定することが好ましい。

#### 【 0 0 5 0 】

50

超音波診断装置による計測では、超音波プローブ13の表面から異なる深さで生体組織の各部が位置することになるため、生体組織の各部から得られる超音波反射波は、深さ方向の位置に応じた時間の遅れが生じる。このため、受信信号の距離方向の軸は生体組織の分布に対応している。

**【0051】**

本実施形態では、動脈血管の血管壁を測定対象としているため、例えば、血管内腔を流れる血流と内膜との境界に対応した受信信号の距離方向の軸上の位置に基準点を設定することが好ましい。血流と内膜とでは、音響インピーダンスが大きく異なるため、これらの境界において比較的強い超音波の反射が得られ、また、スペckルの影響が少ないからである。

**【0052】**

血流と内膜との境界への基準点の設定は、手動で行ってもよいし、自動で行ってもよい。基準点の設定を手動で行う場合には、表示部30に表示されるBモード断層画像上において、操作者がカーソルなどで血流と内膜との境界位置を指定する。基準設定部51はカーソルの位置情報から受信信号上の位置を決定する。基準点の設定を自動で行う場合には、基準設定部51は受信信号の振幅等に基づき基準点を設定する。血管壁中に比べて、血流中での超音波の反射や散乱は少ないため、血流と内膜との境界は振幅などに基づき自動的に設定しても、比較的精度よく基準点を設定できる。

**【0053】**

基準変位量測定部52は、設定した基準点の変位量を測定する。本実施形態では、特に生体組織の弾性率値を求めるため、心周期ごとに基準点の最大変位量を決定する。具体的には、特許文献1に開示される位相差トラッキング法などにより、受信信号の基準点における位相を解析することによって、各フレームの受信信号における基準点の変位をフレームごとに逐次計測し、最大変位量を決定する。好ましくは、動脈が最も収縮した時刻における受信信号を基準として設定した基準点の変位量を測定する。

**【0054】**

受信信号調整部53は、基準変位量測定部52が測定した基準点の最大変位量を受け取り、最大変位量が得られた受信信号の距離方向の位置を調整する。具体的には、求めた基準点の変位が0となるように、基準点の最大変位量分だけ受信信号を距離方向にシフトさせた信号を生成する。本実施形態では、基準変位量測定部52は心周期ごとに基準点の最大変位量を決定する。本実施形態では、弾性率値を求めるため、受信信号の調整は、少なくとも基準点の最大変位量が得られたフレームの受信信号について行えばよい。

**【0055】**

形状変化値演算部54は、調整された受信信号に基づき、生体の組織内に設定された複数の計測点における最大相対変位量を求める。この演算には、特許文献1に開示される位相差トラッキング法を用いることができる。具体的には、動脈が最も収縮した時刻における受信信号と調整された受信信号との間で位相差トラッキング法などにより、受信信号の各計測点における位相を解析することにより、各計測点における最大相対変位量を求める。形状変化値演算部54は、さらに、各計測点における最大相対変位量に基づき、複数の計測点に基づいて設定された任意の2点間の最大厚さ変化量を求める。

**【0056】**

組織性状値演算部55は、最大厚さ変化量から前記組織の性状特性値を求める。弾性特性値を求める場合には、血压計12から一心周期中の最高血压および最低血压に関する情報を受け取り、最大厚さ変化量および血压に関する情報から弾性率値を求める。計測点を計測領域内において2次元で設定している場合には、弾性率値を各計測点間で求めることによって、計測領域内の弾性率の2次元分布を求めることができる。

**【0057】**

画像合成部21は、断層画像生成部24で生成した断層画像と、演算部19から得られる弾性率値などの組織性状の2次元マッピングデータを合成し、合成した画像を表示部30に表示させる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 8 】

なお、超音波診断装置 1 1 に記憶部 2 0 を設け、デジタル化された受信信号や演算部 1 9 において演算したデータを記憶部 2 0 に記憶し、計測を終了した後に、基準点の位置を変更して演算を再度行ったり、記憶部 2 0 に記憶されたデータを表示部 3 0 に表示してもよい。

## 【 0 0 5 9 】

前述したように、基準変位量測定部 5 2 および形状変化値演算部 5 4 において基準点および各計測点の変位量を求めるために、位相差トラッキング法を用いることが好ましい。位相差トラッキング法は、特許文献 1 に詳細に説明されているように、微小な時間差をにおいて計測された 2 つの受信信号において、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、2 つの受信信号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、計測点の運動速度が求められ、さらにこれを積分することにより、位置変位量が求められる。このために、基準変位量測定部 5 2 および形状変化値演算部 5 4 は、遅延時間制御部 1 6 で遅延制御された受信信号を直交検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。また、分離された実部信号および虚部信号からフィルタを用いて高周波成分、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。このように処理された受信信号を用いて位相差トラッキング法による演算を行う。直交検波およびフィルタ処理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。

## 【 0 0 6 0 】

この場合、受信信号調整部 5 3 における受信信号のシフトは、直交検波前の受信信号を用いてもよいし、直交検波後の受信信号を用いてもよい。ただし、直交検波後の受信信号を用いる場合には、距離方向へ受信信号をシフトさせるとともにシフト量に応じて受信信号の位相を回転させる必要がある。組織の歪み量  $S$  は、生体組織の 2 点間の一心周期における最大厚さ変化量  $h$  を求め、2 点間の厚さの最大値を  $H$  とした場合、 $S = h / H$  によって求められる。弾性率値  $p$  は、血圧の最大値と最小値との差を  $p$  とした場合、 $p = p / S$  によって求められる。

## 【 0 0 6 1 】

次に、図 3、図 4 および図 5 から図 8 を参照しながら、本実施形態による計測方法の主要な部分の手順を詳細に説明する。図 5 は、本実施形態による計測方法の主要な部分を示すフローチャートであり、図 6 から図 8 は、本実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

## 【 0 0 6 2 】

まず、超音波プローブ 1 3 を駆動して、生体組織に超音波を送信し、反射してきた超音波反射波を受信部 1 5 によって検出し、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  を得る (ステップ 1 0 0)。図 6 は、動脈血管壁の後壁の同じ部位に対して繰り返し超音波を送信した場合の受信信号を示している。1 回目の送信に対する受信信号を  $x(1, t)$ 、2 回目の送信に対する受信信号を  $x(2, t)$  と表示している。  $t$  は送信時刻を起点とした受信時間であり、深さを表す。以下、第  $n$  回目の送信に対する受信信号を表す場合には、フレーム  $n$  の受信信号  $x(n, t)$  と記述する。

## 【 0 0 6 3 】

基準設定部 5 1 は、フレーム 1 の受信信号上で、基準点の深さ  $T$  を設定する (ステップ 1 0 1)。前述したように基準点の設定は自動的に行ってもよいし、手動でおこなってもよい。図 6 では、各受信信号において波がほとんど見られない部分は血流領域からの反射波成分であり、強い波が見られる部分が血流と内膜との境界から得られる反射波成分である。また、その下のスペckル状の波が見られる部分は血管壁から得られる反射波成分である。本実施形態では、前述した理由から血流と内膜との境界に基準点を設定する。したがって、基準点は、図 6 において、黒丸印 ( ) で示されるように、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  上において、振幅の最も大きい波上に位置する。

## 【 0 0 6 4 】

10

20

30

40

50

次に、設定した基準点の変位量  $x(1, T)$  を 0 にリセットする (ステップ 102)。つまり、図 6 に示すように、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  上の基準点の変位量  $x(1, T)$  を 0 とする。

【0065】

次に、生体組織に超音波を送信し、受信信号を得る。つまり、フレーム 2 の受信信号  $x(2, t)$  を取得する (ステップ 103 において  $n = 2$ )。フレーム 2 の受信信号  $x(2, t)$  とフレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  との間で、位相差トラッキング法により、基準点の変位量を算出し、フレーム 2 の受信信号における基準点の変位量を決定する。具体的には、フレーム 1 の受信信号とフレーム 2 の受信信号間で位相差トラッキング法を適用し、基準点の変位量  $x(2, T)$  を算出する (ステップ 104 において  $n = 2$ )。

10

【0066】

次に、心拍同期信号が検出されたかどうかの判定を行う。心拍同期信号は、心周期ごとに計測をリセットするトリガとして用いられ、例えば心電波形の R 波あるいは、R 波形に基づいて生成される。前述したように心音波形など他の生体信号を用いてもよい。

【0067】

基準変位量測定部 52 が心拍同期信号を検出しなかった場合 (ステップ 105 において No の場合) には、ステップ 103 およびステップ 104 を繰り返し行ない、基準点のフレーム  $n$  の受信信号における変位  $x(n, T)$  を求める。

【0068】

ステップ 105 において、基準変位量測定部 52 が心拍同期信号を検出した場合、基準変位量測定部 52 は、これまで計測してきた基準点の変位量から、基準点の最大変位を与えるフレームとしてその番号  $N$  とその時の最大変位量  $x(N, T)$  を得る。得られたフレーム番号と最大変位量  $x(N, T)$  が受信信号調整部 53 へ出力される。

20

【0069】

受信信号調整部 53 は、フレーム番号と最大変位量  $x(N, T)$  を受け取り、フレーム  $N$  の受信信号  $x(N, t)$  を  $-x(N, T)$  だけ深さ方向にシフトさせた信号  $y(t)$  を生成する (ステップ 107)。この操作により、図 7 に示すように、基準点の位置が一致した受信信号  $y(t)$  を得る。

【0070】

形状変化値演算部 54 は、受信信号調整部から少なくとも、最初の受信信号である  $x(1, t)$  と、ステップ 107 で得られた信号  $y(t)$  とを受け取り、最初の受信信号である  $x(1, t)$  と、ステップ 107 で得られた信号  $y(t)$  との間で、位相差トラッキング法を用いて、図 8 に示すように、基準点以外の計測点の最大変位量  $x'(N, t)$  を算出する (ステップ 108)。図 8 において、基準点以外の計測点を  $\square$  で示している。基準点の位置は  $x(1, t)$  と  $y(t)$  とにおいて一致しており変位量はゼロである。このとき求められる最大変位量  $x'(N, t)$  は、基準点の最大変位量に対する相対的な値である。

30

【0071】

計測点間の歪みを求め、弾性率値を計算する場合には、ステップ 108 において求めた各計測点の最大変位量  $x(N, t)$  の差が最大厚さ変化量  $h$  となる。したがって、前述したように組織性状値演算部 55 は、各計測点間の最大厚さ変化量  $h$  を受け取り、血圧計 12 からの血圧情報を用いて弾性率値を求めることができる。

40

【0072】

ステップ 109 に示すように、ステップ 108 において求めた最大変位量  $x'(N, t)$  に、ステップ 106 で得られた基準点の最大変位  $x(N, T)$  を加算すれば、基準点以外の計測点の絶対的な最大変位  $x(N, t)$  を算出することができる。

【0073】

ステップ 100 からステップ 108 またはステップ 109 を繰り返すことによって、心周期ごとに弾性率値を連続して計測を行うことができる。

【0074】

50

このように本実施形態の超音波診断装置によれば、受信信号上に基準点を設定し、基準点の変位量を測定することにより、測定対象である生体組織全体の変位量を概略求めることができる。この変位量を用いて受信信号を距離方向にシフトさせることにより、生体組織全体の変位を相殺することができる。したがって、シフトさせた信号を用いて、生体組織の微小な運動を計測することにより、変位量に比例した誤差を抑制することができ、高い精度で生体組織の微小な変位量を計測することができる。特に、心周期ごとに受信信号上に設定した基準点の最大変位量を求め、受信信号を求めた最大変位量に基づき距離方向にシフトさせ、基準点の位置が距離方向において変化しないように受信信号を調整し、調整した受信信号を用いて、各計測点の最大相対変位量を求めることにより、変位量に比例した誤差を抑制し、高い精度で厚さ変化量、歪み量や弾性率値を求めることができる。

10

【0075】

(第2の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。第1の実施形態は、特に、各計測点の一心周期中における最大歪み量を高い精度で求めることができるのに対し、本実施形態では、一心周期内において、各計測点の変位を高い精度でもとめることができる。

【0076】

図9は、本実施形態の超音波診断装置の演算部19'の構成を示すブロック図である。演算部19'以外の構成は、図3に示す第1の実施形態の超音波診断装置11と同じである。

20

【0077】

演算部19'は、基準設定部51、基準変位量測定部56、受信信号調整部57、形状変化値演算部58および組織性状値演算部55を含む。

【0078】

基準設定部51は、第1の実施形態と同様、測定対象である生体組織全体の変位を求めるために、受信信号中に基準点を設定する。

【0079】

基準変位量測定部56は、各フレームの受信信号を用いて基準点の変位量を測定し、変位量が所定の値の整数倍(ただし0を除く任意の値)以上であれば、所定の値を整数倍した値を変位量として受信信号調整部57へ出力する。

30

【0080】

前記受信信号調整部57は、基準変位量測定部56から受け取った変位量に基づいて、受信信号上の基準点の位置を調整する。具体的には、求めた変位量分だけ受信信号を距離方向の軸上でシフトさせた信号を生成する。変位量の絶対値が所定の値に満たない受信信号については、基準点の位置調整は行われない。

【0081】

形状変化値演算部58は、調整された受信信号に基づき、生体の組織内に設定された複数の計測点における位置変位量を求める。この演算には、特許文献1に開示される位相差トラッキング法を用いることができる。具体的には、第1フレームの受信信号と調整された受信信号との間、または、時間軸上において隣接する2つの調整された受信信号間で位相差トラッキング法により、各計測点における位置変位量を求める。形状変化値演算部58は、さらに、各計測点における位置変位量に基づき、複数の計測点に基づいて設定された任意の2点間の厚さ変化量を求める。

40

【0082】

組織性状値演算部55は、厚さ変化量から前記組織の性状特性値を求める。本実施形態では、歪み量を求める。計測点を計測領域内において2次元で設定している場合には、歪み量を各計測点間で求めることによって、計測領域内の歪み量の2次元分布を求めることができる。

【0083】

第1の実施形態と同様、画像合成部21は、断層画像生成部24で生成した断層画像と

50

、演算部 19 から得られる歪み量の 2 次元マッピングデータを合成し、合成した画像を表示部 30 に表示させる。

【 0084 】

次に、図 3、図 9 および図 10 から図 14 を参照しながら、本実施形態による計測方法の主要な部分の手順を詳細に説明する。図 10 は、本実施形態による計測方法の主要な部分を示すフローチャートであり、図 11 から図 14 は、本実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【 0085 】

まず、超音波プローブ 13 を駆動して、生体組織に超音波を送信し、反射してきた超音波反射波を受信部 15 によって検出し、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  を得る (ステップ 200)。図 11 は、動脈血管壁の後壁の同じ部位に対して繰り返し超音波を送信した場合の受信信号を示している。1 回目の送信に対する受信信号を  $x(1, t)$ 、2 回目の送信に対する受信信号を  $x(2, t)$  と表示している。t は送信時刻を起点とした受信時間であり、深さを表す。以下、第 n 回目の送信に対する受信信号を表す場合には、フレーム n の受信信号  $x(n, t)$  と記述する。

10

【 0086 】

基準設定部 51 は、第 1 の実施形態と同様、フレーム 1 の受信信号上で、基準点の深さ T を設定する (ステップ 201)。基準点は、図 11 において、黒丸印 ( ) で示されるように、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  上において、振幅の最も大きい波上に位置する。

20

【 0087 】

次に、設定した基準点の変位量  $x(1, T)$  を 0 にリセットする (ステップ 202)。つまり、図 11 に示すように、フレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  上の基準点の変位量  $x(1, T)$  を 0 とする。また、全計測点の変位を決定した直前 (最後) のフレームを示す変数 m に最初のフレームを示す 1 を代入する。

【 0088 】

次に、生体組織に超音波を送信し、受信信号を得る。つまり、フレーム 2 の受信信号  $x(2, t)$  を取得する (ステップ 203 において  $n = 2$ )。フレーム 2 の受信信号  $x(2, t)$  とフレーム 1 の受信信号  $x(1, t)$  との間で、位相差トラッキング法により、基準点の変位量を算出し、フレーム 2 の受信信号における基準点の変位量を決定する。具体的には、フレーム 1 の受信信号とフレーム 2 の受信信号間で位相差トラッキング法を適用し、基準点の変位量  $x(2, T)$  を算出する (ステップ 204 において  $n = 2$ )。

30

【 0089 】

次に、心拍同期信号を検出したかどうかの判定、および、最後に全計測点の変位を決定したフレーム番号 m のときの基準点の位置と現在の受信信号における基準点の位置との差の絶対値が所定量 A 以上であるかどうかの判定を行なう (ステップ 205)。第 1 の実施形態と同様、心拍同期信号として、たとえば、心電図の R 波を好適に用いることができる。心音波形を用いてもよいし、基準点の変位波形  $x(n, T)$  を解析して求めてもよい。

【 0090 】

所定量 A は任意に決めることができるが、受信信号のサンプリング間隔とすることが望ましい。心拍同期信号を検出せず、また、最後に全計測点の変位を決定したフレーム番号 m のときの基準点の位置と現在の受信信号における基準点の位置との差の絶対値が A よりも小さい場合には、ステップ 203 およびステップ 204 を繰り返し行い、基準点のフレーム n の受信信号上の変位量  $x(n, T)$  を求める。

40

【 0091 】

心拍同期信号が検出された場合、または、前述の 2 つの基準点の位置の差の絶対値が、A 以上である場合には、離散変位量  $X_n$  として、A の整数倍 (0 を除く) でかつ基準点の変位  $x(n, T)$  に最も近い変位量を求める (ステップ 206)。また、このときのフレーム番号を最後に全計測点の変位を決定したフレーム番号 m に代入する。

50

## 【0092】

次に、フレーム  $n$  の受信信号  $x(n, t)$  を  $-X_n$  だけ深さ方向にシフトさせた信号  $y(t)$  を得る。この操作により、図 12 に示すように、基準点の位置がほぼ一致した受信信号を得る（ステップ 207）。

## 【0093】

次に、図 13 に示すように、全計測点の変位を決定した直前のフレームの受信信号  $x(m, t)$  と、ステップ 207 で得られた信号  $y(t)$  間で、位相差トラッキング法を適用して、基準点以外の計測点の変位量  $x'(N, t)$  を算出する（ステップ 208）。図 13 において、基準点以外の計測点を  $N$  で示している。基準点の位置は  $x(1, t)$  と  $y(t)$  とにおいて一致しており変位量はゼロである。このとき求められる変位量  $x'(N, t)$  は、基準点に対する相対的な値である。

10

## 【0094】

次に、ステップ 208 で得られた基準点以外の計測点の変位量  $x'(N, t)$  にステップ 204 で得られた変位量  $x(n, T)$  を加算して、基準点以外の計測点の変位  $x(N, t)$  を算出する。

## 【0095】

次に、心拍同期信号を検出したかどうかの判定を行う（ステップ 209）。心拍同期信号を検出しない場合には、ステップ 203 からステップ 209 を繰り返す。心拍同期信号を検出した場合には、現在の心周期における計測を終了し、次の心周期における計測を開始する。このため、ステップ 200 からステップ 210 を繰り返す。

20

## 【0096】

図 14 は、このようにして各計測点の変位を追跡した結果を示している。これにより、位相差トラッキング法による累積誤差を低減させることができ、追跡精度を向上させることができる。図 14 に示すように基準点の変位が所定の値  $A$  を超えたときに受信信号をシフトさせ、計測点の変位量を求めている。この変位量の演算は、生体組織全体の変位量を差し引き、位相差トラッキング法により行っているため、変位量の大きさに比例する誤差が小さくなっている。したがって高い精度で計測点を追跡することが可能となる。また、一心周期中に複数回変位量を求めることができるため、計測の時間分解能も高められる。

## 【0097】

本実施形態は、第 1 の実施形態と組み合わせてもよい。この場合、基準点は 1 つでよいが、基準変位量測定部は、基準点の最大変位量とフレームごとの変位量とは独立して計測しなくともよい。

30

## 【0098】

なお、本実施形態では、各心周期における計測点の変位量を求めるための基準として、直前（最後）に計測点の変位量を求めたフレームの受信信号を用いた。具体的には、直前に各計測点の変位量を計測したフレームからの変位量が決められた値  $A$  以上となったとき、受信信号を値  $A$  の整数倍だけシフトさせて、直前に各計測点の変位量を計測したフレームとの間で位相差トラッキング法により変位量を求めた。しかし、最初のフレームの受信信号を各心周期における計測点の変位量を求めるための基準として用いてもよい。具体的には、最初のフレームからの変位量が決められた値  $A$  の整数倍以上となったときに、受信信号を値  $A$  の整数倍だけシフトさせて、最初のフレームの受信信号との間で位相差トラッキング法により変位量を求めてもよい。

40

## 【0099】

（実験例）

本発明の効果を確かめるため、第 1 の実施形態の超音波診断装置を用いて、弾性体チューブの歪み量を測定した。測定試料として、外径 10 mm、内径 8 mm のシリコンゴムからなる管（試料 A とする）、および、外径 10 mm、内径 8 mm のシリコンゴムからなる内管と、外径 12 mm、内径 10 mm のシリコンゴムからなる外管とからなる二重管（試料 B とする）を用意した。試料 B の管は、内管のほうが外管よりも弾性率が小さくなっている。

50

## 【 0 1 0 0 】

これらの試料に流体ポンプを用いて周期的に液体を加圧し、試料を周期的に収縮させ、第1の実施形態の超音波診断装置を用いて計測を行った。また、比較のために従来の位相差トラッキング法による超音波診断装置を用いて同じ試料の歪み量を測定した。

## 【 0 1 0 1 】

図15Aおよび図15Bはそれぞれ従来の超音波診断装置および本発明による超音波診断装置を用いて試料Aを計測した結果を示している。これらの図において、横軸は管の半径方向の距離を示し、縦軸は歪み量を示している。また、歪み量の値はエラーバーで示している。破線は、管を構成するシリコンゴムの弾性率から求めた理論的な歪み量の半径方向の分布を示している。

10

## 【 0 1 0 2 】

図15Aに示すように、従来の超音波診断装置によれば、得られた歪み量は、半径方向に平均をとれば、概ね理論値に近い値になっている。しかし、ばらつきが非常に大きくなっている。これに対し、本発明の超音波診断装置によれば、理論値とよく一致しており、ばらつきも非常に小さくなっている。

## 【 0 1 0 3 】

図16Aおよび図16Bはそれぞれ従来の超音波診断装置および本発明による超音波診断装置を用いて試料Bを計測した結果を示している。試料Bは硬さの異なる二重管で構成されているが、図16Aに示すように、従来の超音波診断装置による計測では硬さの違いによる歪み量の差異を明瞭には識別できない。これに対し、図16Bに示すように、本発明の超音波診断装置によれば、柔らかい内管の歪み量が硬い外管の歪み量よりも大きく計測されており、硬さの差異に基づく歪み量の差異が明瞭に識別できる。

20

## 【 0 1 0 4 】

これらの結果から、本発明の超音波診断装置によれば、高い精度で歪み量を計測することが可能であり、特に、測定対象領域中に弾性率の異なる領域が存在しても、正しく、弾性率の差異に基づく、歪み量の差異を計測することが可能であることが分かる。したがって、本発明の超音波診断装置を用いて生体の動脈血管壁の歪み量や弾性率を測定した場合、病変による弾性率の異なる領域を精度よく検出することができると考えられる。このため、医師が生体組織の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が実現する。

30

## 【 産業上の利用可能性 】

## 【 0 1 0 5 】

本発明は、生体組織の性状特性を計測する超音波診断装置に好適に用いられ、特に、血管壁の弾性特性を計測する超音波診断装置に好適に用いられる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 1 0 6 】

【 図 1 A 】 収縮した状態にある動脈血管の断面を模式的に示している。

【 図 1 B 】 拡張した状態にある動脈血管の断面を模式的に示している。

【 図 2 】 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。

40

【 図 3 】 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 4 】 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 5 】 第1の実施形態による計測方法の主要な部分を示すフローチャートである。

【 図 6 】 第1の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【 図 7 】 第1の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【 図 8 】 第1の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【 図 9 】 本発明による超音波診断装置の第2の実施形態であって、超音波診断装置の演算

50

部の構成を詳細に示すブロック図である。

【図 1 0】第 2 の実施形態による計測方法の主要な部分を示すフローチャートである。

【図 1 1】第 2 の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図 1 2】第 2 の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図 1 3】第 2 の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図 1 4】第 2 の実施形態による計測方法の主要なステップにおける処理を説明する図である。

【図 1 5 A】従来の超音波診断装置を用いて試料の歪み量を測定した結果を示す図である。

【図 1 5 B】本発明による超音波診断装置を用いて試料の歪み量を測定した結果を示す図である。

【図 1 6 A】従来の超音波診断装置を用いて他の試料の歪み量を測定した結果を示す図である。

【図 1 6 B】本発明による超音波診断装置を用いて他の試料の歪み量を測定した結果を示す図である。

【符号の説明】

【 0 1 0 7 】

- 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 9 演算部
- 2 0 演算データ記憶部
- 2 1 表示部
- 2 2 心電計
- 5 1 基準設定部
- 5 2、5 6 基準変位量測定部
- 5 3、5 7 受信信号調整部
- 5 4、5 8 形状変化値演算部
- 5 5 組織性状値演算部

【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】

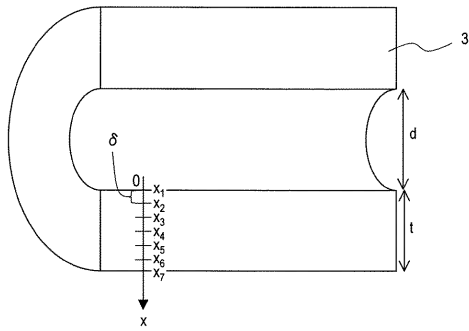
10

20

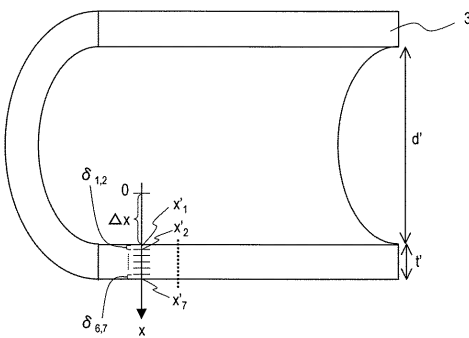
30

40

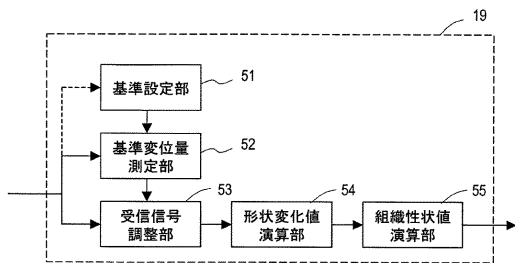
【図1A】



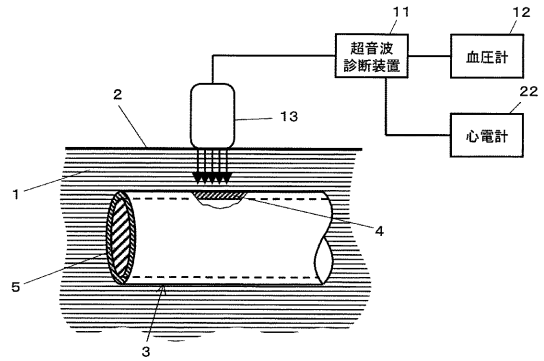
【図1B】



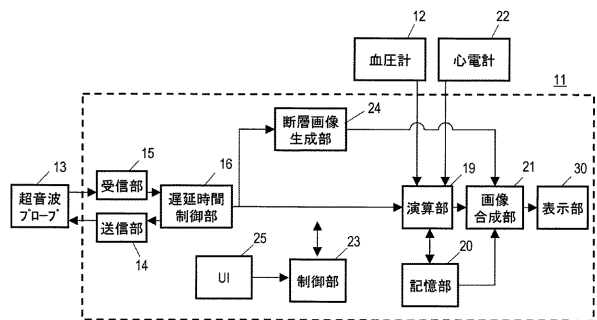
【図4】



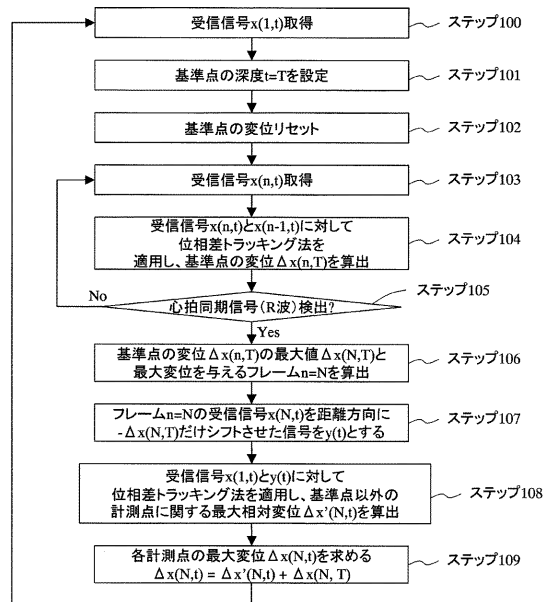
【図2】



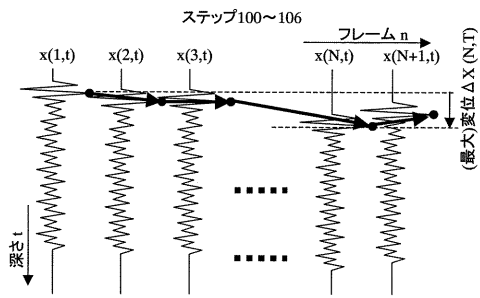
【図3】



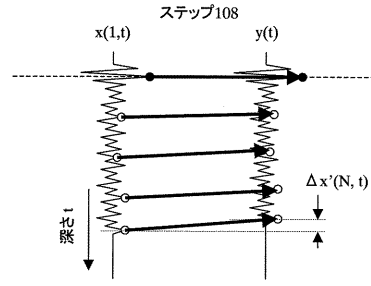
【図5】



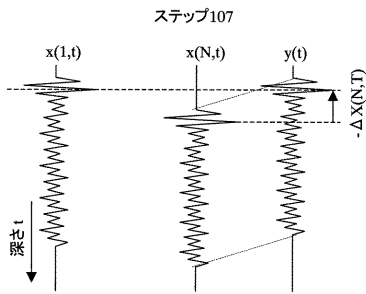
【 図 6 】



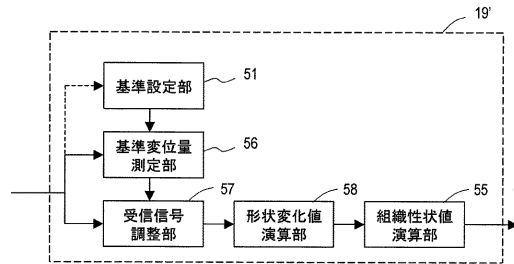
【 図 8 】



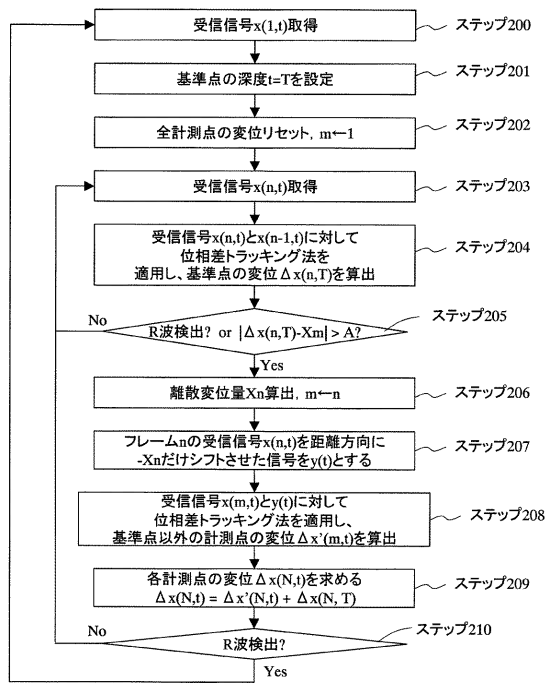
【 図 7 】



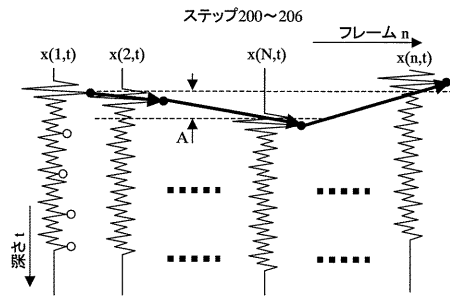
【 図 9 】



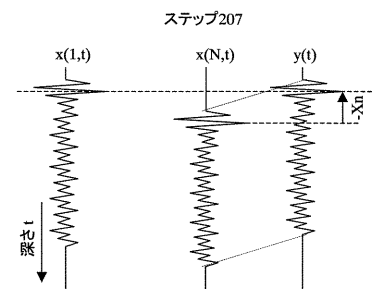
【 図 10 】



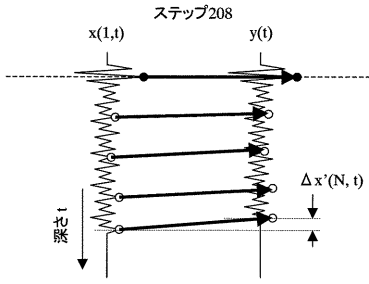
【 図 11 】



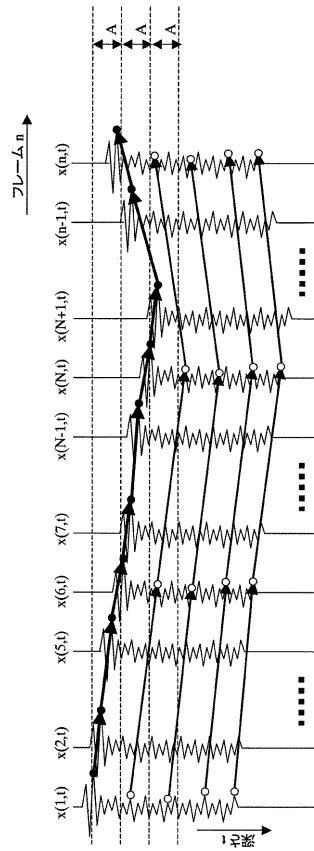
【 図 12 】



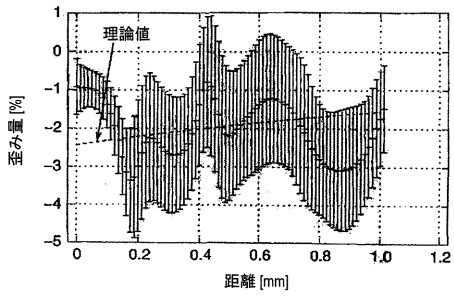
【 図 1 3 】



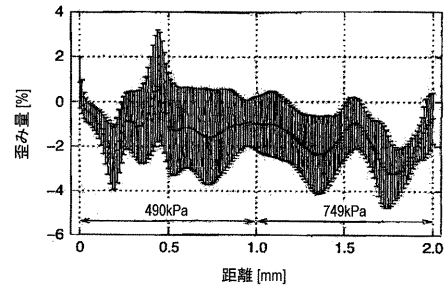
【 図 1 4 】



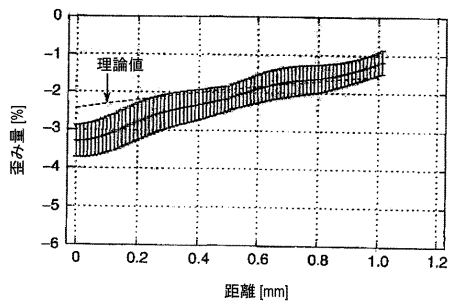
【 図 1 5 A 】



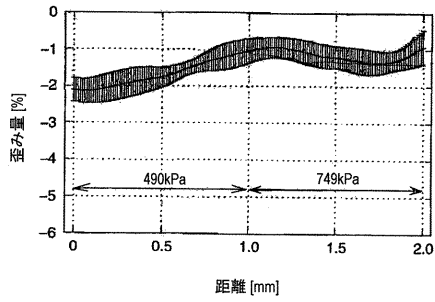
【 図 1 6 A 】



【 図 1 5 B 】



【 図 1 6 B 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/068513

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08		
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 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-229078 A (Japan Science and Technology Corp.), 22 August, 2000 (22.08.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
A	JP 10-5226 A (Japan Science and Technology Corp.), 13 January, 1998 (13.01.98), Full text; all drawings & US 5840028 A	1-13
A	JP 62-266040 A (Toshiba Corp.), 18 November, 1987 (18.11.87), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
<input checked="" 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	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"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)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"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 03 December, 2007 (03.12.07)	Date of mailing of the international search report 18 December, 2007 (18.12.07)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2007/068513

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 10-127630 A (Aloka Co., Ltd.), 19 May, 1998 (19.05.98), Full text; all drawings (Family: none)	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2007/068513									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006,01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08											
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 <table border="0"> <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>1971-2007年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2007年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2007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	1971-2007年	日本国実用新案登録公報	1996-2007年	日本国登録実用新案公報	1994-2007年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2007年										
日本国実用新案登録公報	1996-2007年										
日本国登録実用新案公報	1994-2007年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
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 2000-229078 A (科学技術振興事業団) 2000.08.22, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13									
A	JP 10-5226 A (科学技術振興事業団) 1998.01.13, 全文、全図 & US 5840028 A	1-13									
A	JP 62-266040 A (株式会社東芝) 1987.11.18, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13									
<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。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「L」 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)		「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									
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」 同一パテントファミリー文献									
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 03.12.2007		国際調査報告の発送日 18.12.2007									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 川上 則明	2Q 3704								
		電話番号 03-3581-1101 内線	3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 6 8 5 1 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
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 10-127630 A (アロカ株式会社) 1998.05.19, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13

## 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,MT,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,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 鈴木 隆夫

愛媛県東温市南方 2 1 3 1 番地 1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD14 DD19 EE09 FF08 JB04 JB37 JC37 KK30

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)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)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2008038615A1</a>	公开(公告)日	2010-01-28
申请号	JP2008536369	申请日	2007-09-25
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学 松下电器产业株式会社		
[标]发明人	金井浩 長谷川英之 鈴木隆夫		
发明人	金井 浩 長谷川 英之 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/02007 A61B8/0858 A61B8/485 A61B8/543 G01S7/52042 G01S7/52087 G01S15/8909		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB04 4C601/JB37 4C601/JC37 4C601/KK30		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2006259123 2006-09-25 JP		
其他公开文献	JP4884476B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，其特征在于，具有：发射部，其驱动超声波探头，该超声波探头向生物体组织发出超声波。接收部分，其用于放大超声波反射波，该超声波反射波是通过使活体组织反射的超声波透射波然后在超声波探头处接收而产生的，以产生接收信号；参考点偏移测量部分，用于测量已经在接收信号上设置的参考点的偏移量；接收信号调整部分，用于根据参考点的移动幅度在距离方向上调整接收信号的位置；形状变化计算部分，用于通过调节后的接收信号确定在重要组织中设置的多个测量点处的位置位移的大小。

