

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2007/063619

発行日 平成21年5月7日(2009.5.7)

(43) 国際公開日 平成19年6月7日(2007.6.7)

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

出願番号 特願2007-547853 (P2007-547853)	(71) 出願人 000005821
(21) 国際出願番号 PCT/JP2006/312057	パナソニック株式会社
(22) 国際出願日 平成18年6月15日(2006.6.15)	大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号 特願2005-345772 (P2005-345772)	(71) 出願人 504157024
(32) 優先日 平成17年11月30日(2005.11.30)	国立大学法人東北大学
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
	(74) 代理人 100105647
	弁理士 小栗 昌平
	(74) 代理人 100108589
	弁理士 市川 利光
	(74) 代理人 100119552
	弁理士 橋本 公秀
	(72) 発明者 砂川 和宏
	大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

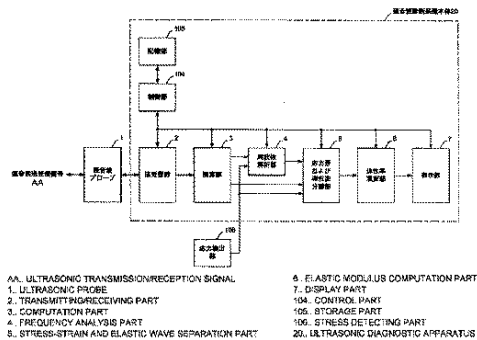
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明は、回路規模を大きくすることなく、高精度の弾性率測定が可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

演算部3は、送受信部2からの信号を用いて、生体組織の運動速度、あるいは、移動変位、および、歪変化量を演算する。周波数解析部4は、演算部3で求められた生体組織の運動速度、および、移動変位の周波数解析を行う。応力歪および弾性波分離部5は、周波数解析部4の判定結果に基づき、心臓の拍動に起因する血圧変化による動脈壁の歪が発生する周波数成分、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、ノイズの周波数成分を分離する。弾性率演算部6は、演算部3で得られた生体組織の運動の演算結果などに基づき、生体組織の弾性率を演算する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置であって、  
生体組織の運動速度を演算する速度演算部と、前記生体組織の移動変位を演算する移動  
変位演算部のいずれかと、

前記運動速度、または、前記移動変位に基づいて、前記生体組織の歪変化量を演算する  
歪変化量演算部と、

前記生体組織に加わる応力変化量を検出する応力変化量検出部と、

前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、周波数解析する周波数解  
析部と、

10

前記運動速度、移動変位、歪変化量、および、応力変化量の少なくとも一つについて、  
前記生体組織運動の応力変化による生体組織の運動に基づいた応力歪成分と生体組織内を  
伝搬する弾性波伝搬特性に基づく弾性波成分を分離する応力歪および弾性波分離部と、

前記歪変化量、および、前記応力変化量に基づいて、応力変化による生体組織の運動に  
基づいた圧縮弾性率を演算するとともに、前記弾性波伝搬特性に基づく弾性率、もし  
くは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算する弾性率演算部と、

を備える超音波診断装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記速度演算部、前記移動変位演算部、および、前記歪変化量演算部は、前記生体組織  
内に設定した複数の関心点、あるいは、関心領域について、前記運動速度、移動変位、歪  
変化量の空間分布を求める機能を有する超音波診断装置。

20

## 【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置であって、

前記速度演算部、前記移動変位演算部、および、前記歪変化量演算部は、前記運動速度  
、移動変位、歪変化量の、空間的な平均値を求める機能を有する超音波診断装置。

## 【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

前記周波数解析部は、前記生体組織内の少なくとも二つ以上の関心点の間の、前記運動  
速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、伝達関数の周波数特性を演算する機  
能を有する超音波診断装置。

30

## 【請求項 5】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

前記周波数解析部は、前記生体組織内の少なくとも二つ以上の関心点の間の、前記運動  
速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、パワースペクトルの差、あるいは、  
減衰量の二乗値を演算し、さらに、前記パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗  
値の周波数に対する傾きを演算する機能を有する超音波診断装置。

## 【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波診断装置であって、

前記応力歪および弾性波分離部は、前記パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二  
乗値の周波数に対する傾きに基づき、前記運動速度、移動変位、歪変化量、および、応力  
変化量の前記応力歪成分と前記弾性波成分を分離し、さらに、ノイズ成分の除去を行う超  
音波診断装置。

40

## 【請求項 7】

請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

前記応力歪および弾性波分離部は、帯域通過フィルタ、および/あるいは、帯域制限フ  
ィルタによって構成されている超音波診断装置。

## 【請求項 8】

生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置であって、

生体組織の運動速度を演算する速度演算部と、前記生体組織の移動変位を演算する移動

50

変位演算部のいずれかと、

前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、周波数解析する周波数解析部と、

前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、前記生体組織運動の応力変化による生体組織の運動に基づいた応力歪成分と生体組織内を伝搬する弾性波伝搬特性に基づく弾性波成分を分離する応力歪および弾性波分離部と、

前記弾性波伝搬特性に基づく弾性率、もしくは、弾性率の少なくとも一方を演算する弾性率演算部と、  
を備える超音波診断装置。

【請求項 9】

10

請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、

さらに、前記弾性率演算部の演算結果に基づく情報を表示する表示部を備える超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて、生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

20

生体内組織の性状を識別・同定する手段の一つとして、生体内組織を構成する弾性繊維、膠原線維、脂肪や血栓などによって、弾性率に相違があることを利用して、生体組織の識別・同定を行う手法が知られており、特許文献 1 に示すような、生体内組織に応力を加えたときの歪を計測し、応力と歪の関係から圧縮弾性率を求める手法、また、特許文献 2、非特許文献 1、非特許文献 2、あるいは、非特許文献 3 に示されているように、生体組織内を伝搬する弾性波の伝搬特性を求め、伝搬特性から機械的なインピーダンス、あるいは、弾性率を求める手法が知られている。

【0003】

また、複数の関心点、あるいは、関心領域のいずれかの運動速度、あるいは、移動変位にノイズが含まれると、演算される弾性率にもノイズの影響が現れるため、例えば、特許文献 3、特許文献 4、あるいは、特許文献 5 に示されているように、対象となる信号にノイズがあった場合に、ノイズを除去し、ノイズが発生した時刻の前後の時刻の値で補間する、あるいは、理想的な信号を予め用意し、近似する手法が知られている。

30

【0004】

【特許文献 1】特開平 10-5226 号公報

【特許文献 2】特開昭 62-172946 号公報

【特許文献 3】特開平 11-151242 号公報

【特許文献 4】特開 2000-201932 号公報

【特許文献 5】特開 2003-275211 号公報

【非特許文献 1】H. L. Oestreicher, 「Field and Impedance of an Oscillating Sphere in a Viscoelastic Medium with an Application to Biophysics」, The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 23, No. 6, 1951.

40

【非特許文献 2】Y. Yamakoshi, J. Sato, T. Sato, 「Ultrasonic Imaging of Internal Vibration of Soft Tissue under Forced Vibration」, IEEE Trans. UFFC, Vol. 37, No. 2, 1990.

【非特許文献 3】K. Sunagawa, H. Kanai, Y. Koiwa, M. Tanaka, 「Time-Frequency Analysis of Vibration

50

n Propagation from Intima to Adventitia of Arterial Wall], 2002 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, Vol. 2, 2002.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

生体内組織に応力を加えたときの歪から弾性率いわゆる圧縮弾性率を求める手法は、例えば、動脈壁の圧縮弾性率を求める場合、特許文献1に示されているように、超音波診断装置による歪計測の手段と、血圧計による応力計測の手段の、複数の計測手段を必要し、複数の計測手段による計測できる部位が限られており、特に血圧計を適用できる生体の部位は上腕などに限定され、応力と歪の計測部位は同じ部位である必要があるため、超音波による歪計測を行う部位が、血圧計が適用できる部位に限定される。

10

【0006】

また、特許文献2に示されているように、生体組織内を伝搬する弾性波の伝搬特性を伝達関数によって求め、伝搬特性から弾性率いわゆる弾性率を求める手法では、動脈壁や心筋壁などの部位では、心臓の拍動に起因する歪を伴う周期的な運動が存在するため、加振器などを用いて生体組織内に発生させた弾性波による運動との分離ができない場合がある。

【0007】

特許文献3、4に示されているように、対象となる信号に関して、ノイズを判別する場合、予め比較のための理想的な信号を用意する手法は、被検体によって生体組織の運動状態が異なり、さらに、同一の被検体においても生体組織の状態が刻々と変化することから、膨大な理想的な信号を用意する必要があり、回路規模が大きくなってしまふ。

20

【0008】

また、生体組織の応力に対する生体組織の運動と、弾性波伝搬による運動の双方を用いて弾性率を求める場合、生体組織の応力に対する生体組織の運動と、弾性波伝搬による運動を併せた理想的な信号を用意する必要がある。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みなされたもので、回路規模を大きくすることなく、高精度の弾性率測定が可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

一般的に、生体組織のような弾性体の運動の性質は、弾性体の弾性率、粘性率、密度、形状などに依存する。また、弾性体の運動としては、例えば、動脈壁のように血圧変化に伴う歪の発生、生体内部、あるいは、生体外部の加振源からの振動の伝搬（いわゆる弾性波の発生）などがある。例えば、動脈壁の場合、血圧変化に起因する歪を伴う運動と、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動が同時に存在する。

【0011】

図4(a)は、動脈壁内膜および外壁の運動速度のパワースペクトルを示す模式図であり、図4(b)は、両パワースペクトルのパワー差を示す模式図である。

40

【0012】

図4(a)に示すように、動脈壁内膜の運動速度のパワースペクトルと、動脈壁外膜の運動速度のパワースペクトルは、主に心臓の拍動に伴う直流から数十Hzの周波数帯域で最もパワーが大きくなり、周波数の増加に伴い、パワーは減少する性質を持っている。また、動脈壁振動の血圧変化による振動は動脈壁の歪を伴い、動脈壁内膜と外膜との間では振動成分の振幅に差が生じる。この血圧変化による動脈壁の歪を伴う運動の周波数成分は、直流から約数十Hzまでの周波数帯域であることが知られている。図4において、血圧変化による動脈壁の振動の周波数成分は、周波数帯域Aで示される。

【0013】

動脈内腔に血液が流れることに起因する振動は、血圧変化による動脈壁の歪を伴う運動

50

と比較して、振幅が微小であり、十数Hzから約百Hzまでの周波数帯域である。図4において、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分は、周波数帯域Bで示される。

【0014】

この動脈壁内膜に発生した微小振動成分は、動脈壁内膜から外膜に向かって、ずり弾性波となって伝搬する。その減衰量 $\alpha$ は周波数 $f$ の関数となることが知られており、位相量 $\beta$ も変化する。この減衰量 $\alpha$ 、位相量 $\beta$ と生体組織の弾性特性との間には関連性があり、生体組織内のずり弾性波の減衰量 $\alpha$ と、位相量 $\beta$ は、ずり弾性率 $\mu_1$ 、ずり粘性率 $\mu_2$ 、生体組織の密度 $\rho$ 、角周波数 $\omega$ から(式1)で求められる(非特許文献1、非特許文献2)

10

【0015】

【数1】

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha(\omega) = \left( \frac{\rho\omega^2 \left( \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2} - \mu_1 \right)}{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)} \right)^{\frac{1}{2}} \\ \beta(\omega) = \left( \frac{\rho\omega^2 \left( \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2} + \mu_1 \right)}{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)} \right)^{\frac{1}{2}} \end{array} \right. \quad \text{(式1)}$$

20

【0016】

ここで、角周波数 $\omega$ は、周波数 $f$ を角度の次元にしたものであり、 $\omega = 2\pi f$ で求められる。 $\pi$ は円周率である。

【0017】

また、生体組織のずり弾性率 $\mu_1$ とずり粘性率 $\mu_2$ は、生体組織内のずり弾性波の減衰量 $\alpha$ と、位相量 $\beta$ から、(式2)で求められる(非特許文献1、非特許文献2)。

30

【0018】

【数2】

$$\left\{ \begin{array}{l} \mu_1 = \frac{\rho\omega\beta^2(\alpha^2 - \beta^2)^2}{(\alpha^2 + \beta^2)^2} \\ \mu_2 = \frac{2\rho\omega\alpha\beta}{(\alpha^2 + \beta^2)^2} \end{array} \right. \quad \text{(式2)}$$

40

【0019】

ずり弾性波は、周波数の増加に伴い、減衰量 $\alpha$ が増加するため、図4(b)に示すように、動脈壁内膜の運動速度のパワースペクトルと、動脈壁外膜の運動速度のパワースペクトルの差が、周波数の増加に伴って増加する(周波数帯域B参照)。

【0020】

このずり弾性波の減衰量 $\alpha$ が、周波数の増加に伴って、増加することを利用して、減衰量 $\alpha$ から生体組織のずり弾性率 $\mu_1$ とずり粘性率 $\mu_2$ を近似的に求めることができる。

【0021】

50

すなわち、(式1)の減衰量 $\alpha$ の式の両辺を二乗すると、(式3)のようになり、 $\omega \mu_2 \gg \mu_1$ となる周波数帯域においては、(式4)で近似できる。

【0022】

【数3】

$$\alpha(\omega)^2 = \left( \frac{\rho \omega^2 \left( \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2} - \mu_1 \right)}{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)} \right) \quad (\text{式3})$$

10

$$\hat{\alpha}(\omega)^2 = \frac{\rho}{2\mu_2} \omega - \frac{\rho\mu_1}{2\mu_2^2} \quad (\text{式4})$$

【0023】

ここで、生体組織の密度 $\rho$ 、ずり弾性率 $\mu_1$ 、ずり粘性率 $\mu_2$ が周波数によらずに一定と仮定すると、(式4)は、(式5)に示すような $\omega$ に関する一次関数で表すことができる。

20

【0024】

【数4】

$$\hat{\alpha}(\omega)^2 = A\omega + B \quad (\text{式5})$$

$$\text{ただし } A = \frac{\rho}{2\mu_2} \quad B = -\frac{\rho\mu_1}{2\mu_2^2}$$

30

【0025】

そして、傾きA、及び切片Bを利用して、ずり弾性率 $\mu_1$ 、ずり粘性率 $\mu_2$ を(式6)で求めることができる(非特許文献3参照)。

【0026】

【数5】

$$\begin{cases} \hat{\mu}_1 = -\frac{2\mu_2^2 B}{\rho} \\ \hat{\mu}_2 = \frac{\rho}{2A} \end{cases} \quad (\text{式6})$$

40

【0027】

図7に、一般的な生体組織の密度( $\rho = 1.1 \times 10^3 \text{ kg}$ )、ずり弾性率( $\mu_1 = 2.5 \text{ kPa}$ )、ずり粘性率( $\mu_2 = 15 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ )の場合のずり弾性波の減衰量の二乗値の周波数特性と一次関数で近似した場合の周波数特性を示す。

50

## 【0028】

図7からわかるように、生体組織では約50Hz以上の周波数帯域でずり弾性波減衰の周波数特性を一次関数で近似することが可能であり、本手法を用いることにより、ずり弾性波の減衰量のみで周波数特性から、生体組織のずり弾性率とずり粘性率を推定することが可能となる。

## 【0029】

一方、 $\omega \mu_2 \ll \mu_1$ となる周波数帯域においては、弾性波の減衰量の二乗値は、(式7)で表され、(式7)から(式4)に遷移する変曲点の角周波数 $\omega_0$ は、(式8)で表される。

## 【0030】

10

## 【数6】

$$\hat{\alpha}(\omega)^2 \approx 0 \quad (\text{式7})$$

$$\omega_0 = \frac{\mu_1}{\mu_2} \quad (\text{式8})$$

## 【0031】

20

また、一般的なノイズである白色雑音の周波数スペクトルは、周波数に無関係に一定であり、動脈壁内膜の運動速度のパワースペクトルと、動脈壁外膜の運動速度のパワースペクトルが、ノイズレベルに近づくと、図4(b)に示すように、動脈壁内膜の運動速度のパワースペクトルと、動脈壁外膜の運動速度のパワースペクトルの差が、周波数の増加に伴って減少する。図4(b)において、主にノイズ成分である周波数成分は、周波数帯域Cで示される。

## 【0032】

図4(b)に示すように、二つの関心点の間の、運動速度のパワースペクトルの差には、周波数帯域Aと周波数帯域Bの境界、および、周波数帯域Bと周波数帯域Cの境界で、変曲点が存在するので、この変曲点を求めることにより、A、B、およびCの周波数帯域を分離することが可能となる。変曲点は、パワースペクトルの差を微分し、ピークの発生した周波数を検出することで求めることができる。なお、ピーク検出において、予めあるレベルの閾値を設定しておいてもよい。

30

## 【0033】

また、この二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差は、周波数帯域Aでは傾きがほとんど無く、周波数帯域Bでは傾きが負、周波数帯域Cでは傾きが正となることから、二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差の、周波数に対する傾きを求め、傾きの変化する周波数を検出することにより周波数帯域、A、B、およびCを分離することが可能となる。

## 【0034】

40

なお、本説明では、動脈壁の運動速度を例に説明したが、動脈壁の運動速度の時間積分である動脈壁の移動変位においても、同様の周波数特性の結果が得られる。

## 【0035】

本発明の超音波診断装置は、生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置であって、生体組織の運動速度を演算する速度演算部と、前記生体組織の移動変位を演算する移動変位演算部のいずれかと、前記運動速度、または、前記移動変位に基づいて、前記生体組織の歪変化量を演算する歪変化量演算部と、前記生体組織に加わる応力変化量を検出する応力変化量検出部と、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、周波数解析する周波数解析部と、前記運動速度、移動変位、歪変化量、および、応力変化量の少なくとも一つについて、前記生体組織運動の応力変化による生体組織

50

の運動に基づいた応力歪成分と生体組織内を伝搬する弾性波伝搬特性に基づく弾性波成分を分離する応力歪および弾性波分離部と、前記歪変化量、および、前記応力変化量に基づいて、応力変化による生体組織の運動に基づいた圧縮弾性率を演算するとともに、前記弾性波伝搬特性に基づくずり弾性率、もしくは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算する弾性率演算部と、を備えるものである。

【0036】

本発明の超音波診断装置は、前記速度演算部、前記移動変位演算部、および、前記歪変化量演算部が、前記生体組織内に設定した複数の関心点、あるいは、関心領域について、前記運動速度、移動変位、歪変化量の空間分布を求める機能を有するものを含む。

【0037】

本発明の超音波診断装置は、前記速度演算部、前記移動変位演算部、および、前記歪変化量演算部が、前記運動速度、移動変位、歪変化量の、空間的な平均値を求める機能を有するものを含む。

【0038】

本発明の超音波診断装置は、前記周波数解析部が、前記生体組織内の少なくとも二つ以上の関心点の間の、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、伝達関数の周波数特性を演算する機能を有するものを含む。

【0039】

本発明の超音波診断装置は、前記周波数解析部が、前記生体組織内の少なくとも二つ以上の関心点の間の、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値を演算し、さらに、前記パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値の周波数に対する傾きを演算する機能を有するものを含む。

【0040】

本発明の超音波診断装置は、前記応力歪および弾性波分離部が、前記パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値の周波数に対する傾きに基づき、前記運動速度、移動変位、歪変化量、および、応力変化量の前記応力歪成分と前記弾性波成分を分離し、さらに、ノイズ成分の除去を行うものを含む。

【0041】

本発明の超音波診断装置は、前記応力歪および弾性波分離部が、帯域通過フィルタ、および/あるいは、帯域制限フィルタによって構成されているものを含む。

【0042】

本発明の超音波診断装置は、生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置であって、生体組織の運動速度を演算する速度演算部と、前記生体組織の移動変位を演算する移動変位演算部のいずれかと、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、周波数解析する周波数解析部と、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、前記生体組織運動の応力変化による生体組織の運動に基づいた応力歪成分と生体組織内を伝搬する弾性波伝搬特性に基づく弾性波成分を分離する応力歪および弾性波分離部と、前記弾性波伝搬特性に基づくずり弾性率、もしくは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算する弾性率演算部と、を備えるものである。

【0043】

本発明の超音波診断装置は、さらに、前記弾性部の演算結果に基づく情報を表示する表示部を備えるものを含む。

【発明の効果】

【0044】

本発明によれば、回路規模を大きくすることなく、高精度の弾性率測定が可能な超音波診断装置を提供することができる。また、本発明によれば、ずり弾性率、および、ずり粘性率計測を同時に実施することができ、例えば、ほぼ同じ圧縮弾性率、および、ずり弾性率である血栓と脂肪の識別のように、より詳細な生体組織の識別・同定を実現することができる。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明の実施の形態の超音波診断装置のブロック図

【図2】本発明の実施の形態の超音波診断装置の演算部の構成を示すブロック図

【図3】超音波プローブで超音波を送受信し動脈壁の移動変位を計測し歪変化を演算する様子を示す模式図

【図4】動脈壁内膜および外壁の運動速度のパワースペクトルと、両パワースペクトルのパワー差を示す模式図

【図5】本発明の実施の形態の超音波診断装置の応力歪および弾性波分離部を構成するフィルタのフィルタ特性の一例を示す図 10

【図6】本発明の実施の形態の超音波診断装置の弾性率演算部の構成を示すブロック図

【図7】一般的な生体組織の一例のずり弾性波の減衰量の二乗値の周波数特性と一次関数で近似した場合の周波数特性を示す図

【図8】28歳健常者男性の頸動脈壁の後壁内膜側から外膜側への振動伝搬の減衰量の二乗値の周波数特性と一次関数で近似した場合の周波数特性を示す図

## 【符号の説明】

【0046】

1 超音波プローブ

2 送受信部

3 演算部 20

4 周波数解析部

5 補正部

6 弾性率演算部

7 表示部

31 運動速度演算部

32 移動変位演算部

33 歪変化量演算部

61 圧縮弾性率演算部

62 ずり弾性率演算部

104 制御部 30

105 記憶部

106 応力検出部

201 生体組織表面

202 動脈

301 超音波ビーム

401a 動脈壁内膜の移動変位波形

401b 動脈壁外膜の移動変位波形

402 動脈壁の歪変化波形

## 【発明を実施するための最良の形態】

【0047】 40

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

【0048】

図1は、本発明の実施の形態の超音波診断装置のブロック図である。図1の超音波診断装置20は、超音波プローブ1を用いて生体の形状特性または性状特性を測定するものであり、特に、生体組織の弾性率を測定するのに好適に用いられる。ここで、生体の形状特性とは、生体組織の形状、または、形状の時間変化による生体組織の運動速度やその積分値である移動変位、生体組織内に設定した2点間の歪変化量などをいう。生体の性状特性は、生体組織の弾性率などをいう。超音波診断装置20は、送受信部2、演算部3、周波数解析部4、応力歪および弾性波分離部5、弾性率演算部6、表示部7、制御部104、および、記憶部105を備えている。 50

## 【0049】

超音波プローブ1は、測定対象である生体組織へ超音波を送信し、送信した超音波が生体組織において反射することにより得られる超音波エコーを受信するために用いられる。送受信部2は、超音波プローブ1を駆動する所定の駆動パルス信号を生成して超音波プローブ1に出力するとともに、超音波プローブ1で受信した超音波エコーを遅延合成する。

## 【0050】

演算部3は、送受信部2で遅延合成した信号を用いて、生体組織の運動速度、あるいは、移動変位、および、歪変化量を演算する。周波数解析部4は、演算部3で求められた生体組織の運動速度、および、移動変位の周波数解析を行う。

## 【0051】

応力歪および弾性波分離部5は、周波数解析部4の判定結果に基づき、心臓の拍動に起因する血压変化による動脈壁の歪が発生する周波数成分、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、ノイズの周波数成分を分離する。弾性率演算部6は、演算部3で得られた生体組織の運動の演算結果などに基づき、生体組織の弾性率を演算する。表示部7は、弾性率演算部6で演算された生体組織の弾性特性を表示する。

## 【0052】

制御部104は、送受信部2、演算部3、周波数解析部4、応力歪および弾性波分離部5、弾性率演算部6、および、表示部7の制御を行う。制御部104による制御のための各種情報は、記憶部105に記憶される。

## 【0053】

応力検出部106は、生体組織内の関心点、あるいは、関心領域に加わる応力を検出する。図3に示した測定例のように、動脈壁に加わる応力を計測する場合は、血压計が好適である。また、生体組織表面から応力を加える場合は、生体組織表面上に圧力センサを設置してもよい。

## 【0054】

超音波診断装置20を利用して、生体組織の一例である動脈壁の形状特性、または、形状特性を測定する場合、図3に示すように、超音波プローブ1で超音波を送受信し動脈壁の移動変位を計測し歪変化を演算する。図3には、動脈壁の内膜と外膜に関心点を設定し、心拍動に伴う移動変位、および、歪を計測する様子、および、動脈壁内膜と外膜の移動変位と、動脈壁の歪量変化の模式図が示されている。

## 【0055】

具体的には、生体組織表面201に設置された、超音波プローブ1から、生体組織内の動脈202に、超音波が送信され、動脈202で生じた超音波エコーが、超音波プローブ1で受信される。これら送信される超音波と受信される超音波は、超音波ビーム301を形成する。超音波ビーム301上に位置する動脈壁の内膜と外膜に関心点を設定した場合、演算部3で内膜の移動変位波形401aと外膜の移動変位波形401bの差を求め、心拍動による血压変化に伴う動脈壁の歪変化量402を求めることができる。

## 【0056】

図2は、演算部3のブロック図である。演算部3は、周波数解析部4、および、応力歪および弾性波分離部5に接続されており、運動速度演算部31、あるいは、移動変位演算部32のいずれか、および、歪変化量演算部33を備えている。

## 【0057】

運動速度演算部31は、送受信部2を介して、生体組織内から得られた超音波エコーを利用して、生体組織内に設定した関心点、あるいは、関心領域の運動速度を求めるものである。運動速度演算部31における各関心点、あるいは、各関心領域の運動速度の検出は、一般的に用いられているFFTドップラー法、自己相関法など、どの手法を用いてもよく、移動変位演算部32で得られた移動変位を微分することによって求めてもよい。なお、関心点、あるいは、関心領域は、少なくとも2箇所設定されるので、運動速度の空間分布を求めることができる。また、各関心点、あるいは、各関心領域の近傍の運動速度を同時に検出し、平均値を求めることも好適である。

10

20

30

40

50

## 【0058】

移動変位演算部32は、送受信部2を介して生体組織内から得られた超音波エコーを利用して、生体組織内に設定した関心点、あるいは、関心領域の移動変位を求めるものである。移動変位演算部32における各関心点、あるいは、各関心領域の移動変位の検出は、一般的に用いられているFFTドップラー法、自己相関法など、どの手法を用いてもよく、運動速度演算部31で得られた運動速度を積分することによって求めてもよい。なお、関心点、あるいは、関心領域は、少なくとも2箇所設定されるので、移動変位の空間分布を求めることができる。また、各関心点、あるいは、各関心領域の近傍の移動変位を同時に検出し、平均値を求めることも好適である。

## 【0059】

10

歪変化量演算部33は、運動速度演算部31から得られた、超音波ビーム301上に設定した少なくとも2つ以上の関心点、または、関心領域の運動速度の差を積分することにより、あるいは、移動変位演算部32から得られた、超音波ビーム301上に設定した少なくとも2つ以上の関心点、または、関心領域の移動変位を利用することにより、歪変化量を求める。歪変化量演算部33における歪変化量の算出は、各関心点、あるいは、各関心領域の近傍の歪変化量を同時に検出し、平均値を求めることも好適である。また、空間分布を求めてもよい。

## 【0060】

周波数解析部4は、演算部3で求められた生体組織の運動速度、および、移動変位の周波数解析を行う。周波数解析部4は、生体組織の運動速度、および、移動変位等の生体信号の周波数スペクトルを求める周波数解析演算機能を備えている。

20

## 【0061】

以下、図4を用いて、周波数解析部4の動作について説明する。

## 【0062】

周波数解析部4は、動脈壁の内膜から外膜にかけての、少なくとも二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差を演算する。そして、前述したパワースペクトルの差の性質に基づき、図4に示すように、周波数帯域Aの、心臓の拍動に起因する血圧変化により動脈壁の歪が発生する周波数成分、周波数帯域Bの、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、周波数帯域Cの、ノイズの周波数成分に分離する。

30

## 【0063】

具体的には、周波数解析部4は、パワースペクトルの差の周波数帯域Aと周波数帯域Bの境界の変曲点、および、周波数帯域Bと周波数帯域Cの境界の変曲点を求めることにより、A、B、およびCの周波数帯域に分離する。図4に示すように、二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差は、周波数帯域Aでは、傾きがほとんど無く、周波数帯域Bでは、傾きが負、周波数帯域Cでは、傾きが正となる。したがって、周波数解析部4は、二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差の、周波数に対する傾きを求めることにより、周波数帯域A、B、Cを分離することができる。すなわち、直流から周波数が高くなる方向の周波数軸において、傾きが負に変化する変曲点を周波数帯域AとBの境界と判断して、直流からこの変曲点までを周波数帯域Aとし、続けて傾きが負から正に変化する変曲点を周波数帯域BとCの境界と判断して、周波数帯域AとBの変曲点から周波数帯域BとCの変曲点までを周波数帯域Bとし、周波数帯域BとCの変曲点から高い周波数帯域を周波数帯域Cと判断する。

40

## 【0064】

なお、この変曲点は、パワースペクトルの差を微分し、ピークの発生した周波数を検出することでも求めることができる。この場合、周波数帯域AとBの境界は負のピーク、周波数帯域BとCの境界は正のピークを検出することで求められる。

## 【0065】

応力歪および弾性波分離部5は、周波数解析部4の判定結果に基づき、心臓の拍動に起因する血圧変化による動脈壁の歪が発生する周波数成分、動脈内腔に血液が流れることに

50

起因する振動の周波数成分、および、ノイズの周波数成分を分離するものである。応力歪および弾性波分離部5は、フィルタによって構成されており、フィルタの定数は、主に周波数解析部4で判定された結果で自動的に設定される。

【0066】

図5にフィルタ特性の一例を示す。図5(a)は、心臓の拍動に起因する血压変化により動脈壁の歪が発生する周波数成分を分離するためのものであり、図5(b)は、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分を分離するためのものである。

【0067】

なお、フィルタの定数は、操作者が任意に設定できるようにするのでもよく、さらに、予め複数のフィルタ定数を設定しておき、操作者が選択できるような構成にしておくことも好適である。 10

【0068】

また、応力歪および弾性波分離部5において、生体組織の運動速度、および、移動変位にフィルタ処理を実施する場合、対象としている心周期より以前の心周期の周波数解析部4の判定結果を用いてフィルタ特性を決定する。このように、対象としている心周期のデータに対しフィルタ処理を実施する手法は、演算の遅れ時間が少ないので、リアルタイム処理にフィルタ処理時間が短時間で可能となるため好適である。

【0069】

さらに、応力歪および弾性波分離部5において、対象としている心周期の、周波数解析部4の判定結果を用いて、当該心周期の生体組織の運動速度、および、移動変位にフィルタ処理を実施する手法は、演算に必要とされるデータ量が少ないので、診断が短時間で行えるリアルタイムに最適なフィルタ処理が可能となるため好適である。 20

【0070】

図6は、弾性率演算部6のブロック図である。弾性率演算部6は、演算部3で得られた生体組織の運動の演算結果から、生体組織の弾性率を演算するものであり、圧縮弾性率演算部61、および、ずり弾性率演算部62を備えている。

【0071】

圧縮弾性率演算部61は、心臓の拍動による動脈壁の歪が発生する周波数成分を用いて、生体組織内に設定した少なくとも2つ以上の関心点、あるいは、関心領域の歪変化量を同時刻の応力変化量で除算し、圧縮弾性率を求めるものである。一般的な生体組織の圧縮弾性率は、最大の歪変化量と最大の応力変化量から演算され、動脈壁の場合は、一心周期中の歪変化量と脈圧値(最大血压-最小血压)から計算される。なお、歪変化量は、歪変化量演算部33で求め、応力歪および弾性波分離部5で動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、ノイズ成分を除去したものである。また、応力変化量は、応力検出部106で検出され、応力歪および弾性波分離部5で、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、ノイズ成分を除去したものである。 30

【0072】

ずり弾性率演算部62は、動脈内腔に血液が流れることによって発生した微小振動が、動脈壁内膜から外膜に向かって伝搬するずり弾性波の周波数成分を用いて、動脈壁内膜の移動変位401aと動脈壁外膜の移動変位401bの間の伝達関数 $H(k)$ を求め、伝達関数 $H(k)$ の利得特性と位相特性から、ずり弾性率 $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率 $\mu_2$ を求める。伝達関数 $H(k)$ は、クロススペクトル法を用い、(式9)で計算できる。 40

【0073】

【数7】

$$H(k) = \frac{E_i [X_i^*(k) Y_i(k)]}{E_i [X_i(k)^2]} \quad (\text{式9})$$

【0074】

ここで、 $X_i(k)$  は入力信号の周波数スペクトルすなわち動脈壁内膜の移動変位 4 0 1 a の周波数スペクトル、 $Y_i(k)$  は出力信号の周波数スペクトルすなわち動脈壁外膜の移動変位 4 0 1 b のスペクトルである。また、 $i$  は  $M$  個の心周期の中の  $i$  番目の心周期を示し、 $i$  は  $1 \cdots i \cdots M$  の値をとる。 $k$  は離散的周波数、 $*$  は複素共役、 $E$  は心周期間の平均操作を意味する。

【0075】

伝達関数  $H(k)$  は複素数であり、減衰（利得）特性  $\alpha$ 、および、位相特性  $\beta$  は、それぞれ伝達関数  $H(k)$  の  $k$  に  $\exp(j\omega)$  を代入し、実部成分  $\text{Re}\{H(j\omega)\}$ 、および、虚部成分  $\text{Im}\{H(j\omega)\}$  を求め、絶対値  $|H(j\omega)|$  と、角度  $\angle H(j\omega)$  を（式10）、および、（式11）を用いて演算することで求められる。

【0076】

【数8】

$$\alpha = |H(j\omega)| = \sqrt{\text{Re}\{H(j\omega)\}^2 + \text{Im}\{H(j\omega)\}^2} \quad (\text{式10})$$

$$\beta = \angle H(j\omega) = \arctan \frac{\text{Im}\{H(j\omega)\}}{\text{Re}\{H(j\omega)\}} \quad (\text{式11})$$

【0077】

さらに、ずり弾性率演算部 6 2 は、（式9）から（式11）を用いて求めた伝達関数  $H(k)$  の利得特性から求められた減衰量  $\alpha$  と、位相量  $\beta$  から、前述した（式2）を用いてずり弾性率  $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率  $\mu_2$  を求める。

【0078】

以上のように、ずり弾性率演算部 6 2 では、伝達関数  $H(k)$  から求めた減衰量  $\alpha$  と、位相量  $\beta$  から、ずり弾性率  $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率  $\mu_2$  を求めるため、ある任意の周波数（単周波数）の振動の計測のみで、生体組織の粘弾性を把握することが可能となる。

【0079】

表示部 7 は、弾性率演算部 6 の弾性率演算結果に基づく情報、すなわち、弾性率演算部 6 で得られた生体組織の弾性特性を表示する。弾性率の表示は、一般的な超音波診断装置の表示機能である B モード断層画像が示す生体位置に対応させて表示するのが好ましい。その際、弾性率は数値で表示しても表示色を値に応じて変化させて表示してもよい。また、弾性率を示す情報は、B モード断層画像と重畳させて表示してもよいし、別の画像として表示してもよい。超音波ビームを走査して、複数の関心点、あるいは、関心領域の弾性率が求められる場合は、B モード断層画像上に、弾性率をカラー換算し、重畳させて表示させることも好適である。なお、表示させる弾性率は、心臓の拍動による動脈壁の歪から求められた圧縮弾性率と、動脈壁内膜から外膜に向かって伝搬するずり弾性波の伝搬特性によって求められたずり弾性率、および、ずり粘性率のいずれか一方とを重ねて表示して

もよいし、ずり弾性率、および、ずり粘性率のいずれか一方のみを表示させてもよい。

【0080】

以上の説明では、ずり弾性率演算部62でずり弾性率 $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率 $\mu_2$ を求めるに際して、伝達関数 $H(k)$ から求めた減衰量 $\alpha$ と、位相量 $\beta$ を用いたが、減衰量 $\alpha$ のみを用いて求めることも可能である。この演算は、ずり弾性波の減衰量 $\alpha$ の二乗値が $\omega \mu_2 \gg \mu_1$ となる周波数帯域において、(式3)から(式6)に示したような、一次関数に近似できることを利用するものである。

【0081】

ずり弾性率演算部62は、動脈壁内膜の移動変位401aと動脈壁外膜の移動変位401bの間の組織の振動速度のパワースペクトルの差から、ずり弾性波の減衰量 $\alpha$ の二乗値の周波数に基づく一次直線を推定し、前述した(式5)および(式6)を用いて、ずり弾性率 $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率 $\mu_2$ を求める。このように、生体組織のずり弾性率 $\mu_1$ 、および、ずり粘性率 $\mu_2$ の推定を、減衰量 $\alpha$ のみを用いて行う場合、演算量を少なくすることができる。

【0082】

なお、ずり弾性波の減衰量 $\alpha$ は、第一の実施例と同様に(式10)に示した伝達関数 $H(k)$ の絶対値の二乗値から求めてもよい。また、パワースペクトルの差、あるいは、伝達関数 $H(k)$ から、前記一次直線を求める場合、最小二乗法を用いるのが好適である。

【0083】

図8に、28歳健常者男性の頸動脈壁の後壁内膜側から外膜側への(主にずり弾性波伝搬が主因である)振動伝搬の減衰量の二乗値の周波数特性と一次関数で近似した場合の周波数特性を示す。図8から、約30~100Hzの周波数帯域で、振動伝搬の減衰量の二乗値が、周波数の増加に伴って、線形的に増加していることがわかる。

【0084】

図8に示した結果から、近似直線を求め、(式4)に基づき、ずり弾性率 $\mu_1$ とずり粘性率 $\mu_2$ を求めた結果は、 $\mu_1 = 2.2 \text{ kPa}$ 、 $\mu_2 = 1.56 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ となる。なお、(式7)から(式4)に遷移する変曲点の角周波数 $\omega_0$ は、ずり弾性率 $\mu_1$ とずり粘性率 $\mu_2$ の比から、23Hz付近に存在していることがわかる。

【0085】

以上説明した超音波診断装置では、心臓の拍動による動脈壁の歪と応力変化から求める圧縮弾性率と、弾性波伝搬特性に基づくずり弾性率、もしくは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算したが、圧縮弾性率は演算せずに、ずり弾性率およびずり粘性率のいずれか一方のみを演算してもよい。その場合、図1に示した応力検出部106、図2に示した歪変化量演算部33、図6に示した圧縮弾性率演算部は、不要である。

【0086】

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

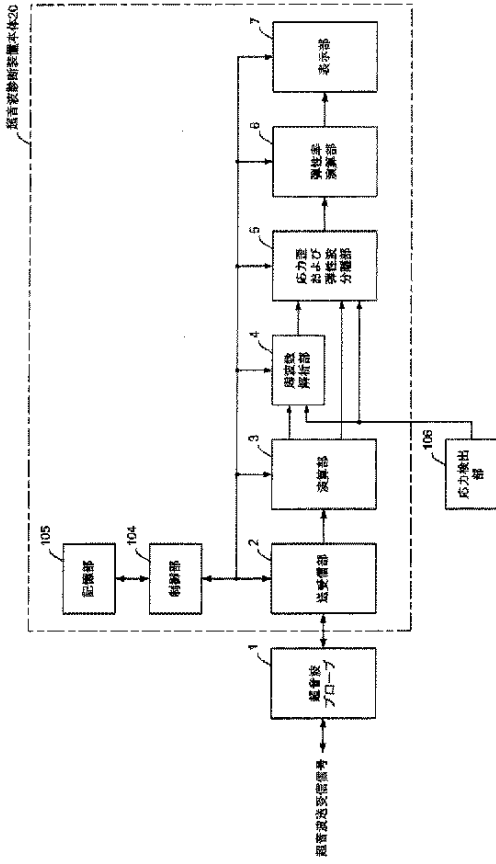
本出願は、2005年11月30日出願の日本特許出願(特願2005-345772)に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

【産業上の利用可能性】

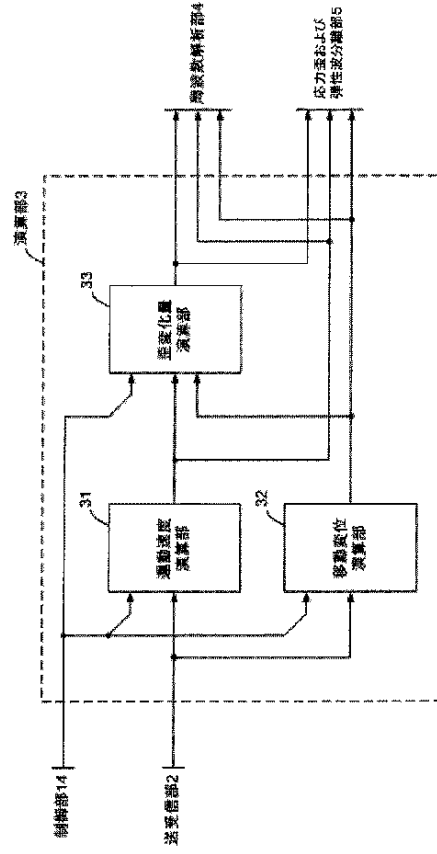
【0087】

本発明は、生体組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置に好適に用いられる。特に、動脈などの生体組織の弾性率を測定することによって生体組織の診断を行うことのできる超音波診断装置に好適に用いられる。

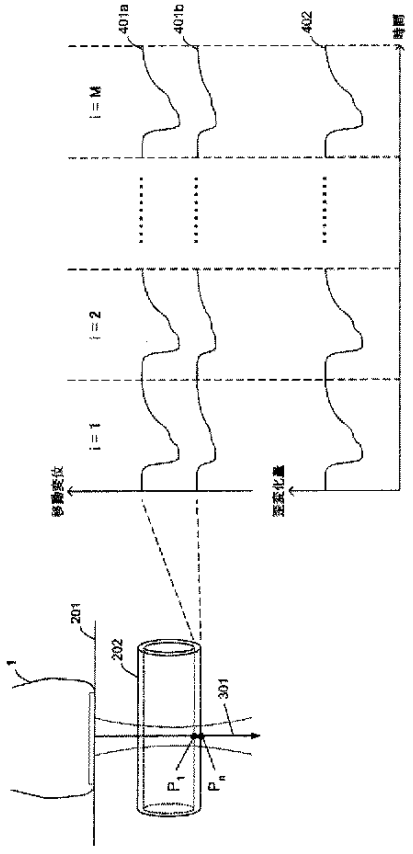
【図1】



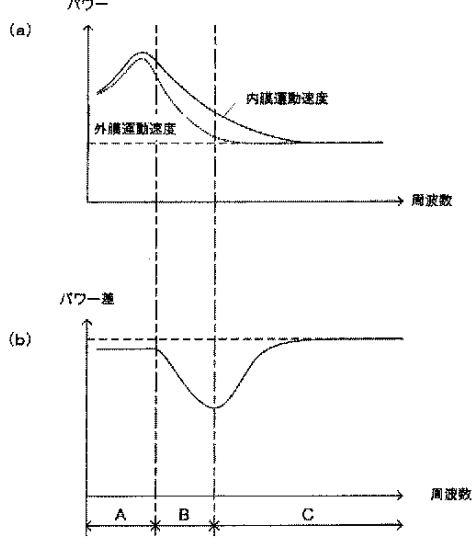
【図2】



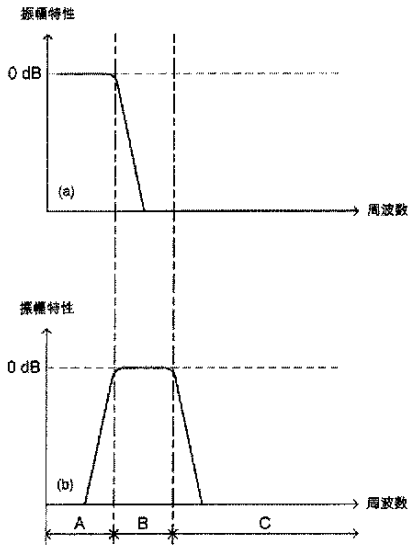
【図3】



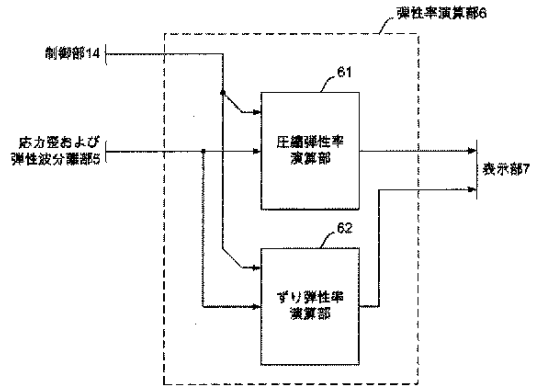
【図4】



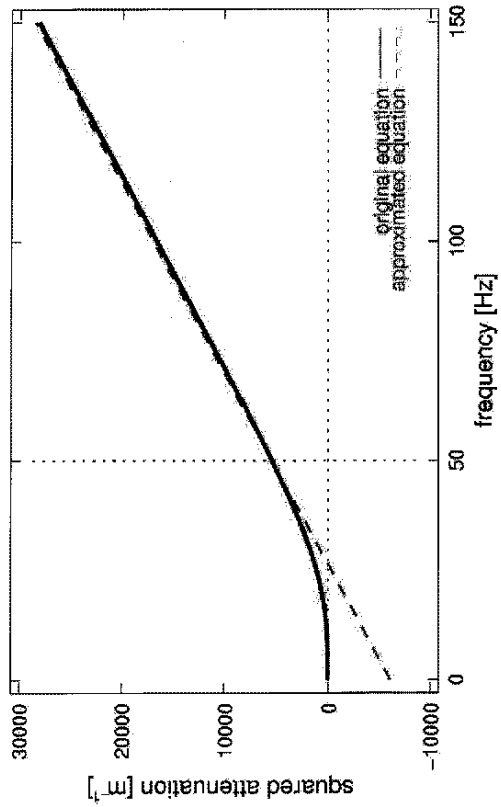
【図 5】



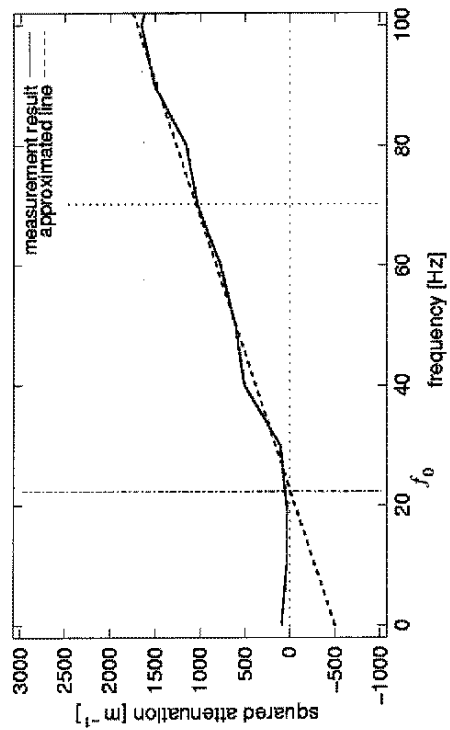
【図 6】



【図 7】



【図 8】



## 【手続補正書】

【提出日】平成20年3月28日(2008.3.28)

## 【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】

生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置であって、  
生体組織の運動速度を演算する速度演算部と、前記生体組織の移動変位を演算する移動変位演算部のいずれかと、  
前記運動速度、または、前記移動変位に基づいて、前記生体組織の歪変化量を演算する歪変化量演算部と、  
前記生体組織に加わる応力変化量を検出する応力変化量検出部と、  
前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、周波数解析する周波数解析部と、  
前記運動速度、移動変位、歪変化量、および、応力変化量の少なくとも一つについて、前記生体組織運動の応力変化による生体組織の運動に基づいた応力歪成分と生体組織内を伝搬する弾性波伝搬特性に基づく弾性波成分を分離する応力歪および弾性波分離部と、  
前記歪変化量、および、前記応力変化量に基づいて、応力変化による生体組織の運動に基づいた圧縮弾性率を演算するとともに、前記弾性波伝搬特性に基づく弾性率、もしくは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算する弾性率演算部と、  
を備える超音波診断装置。

## 【請求項2】

請求項1記載の超音波診断装置であって、  
前記速度演算部、前記移動変位演算部、および、前記歪変化量演算部は、前記生体組織内に設定した複数の関心点、あるいは、関心領域について、前記運動速度、移動変位、歪変化量の空間分布を求める機能を有する超音波診断装置。

## 【請求項3】

請求項1または2記載の超音波診断装置であって、  
前記速度演算部、前記移動変位演算部、および、前記歪変化量演算部は、前記運動速度、移動変位、歪変化量の、空間的な平均値を求める機能を有する超音波診断装置。

## 【請求項4】

請求項1ないし3のいずれか1項記載の超音波診断装置であって、  
前記周波数解析部は、前記生体組織内の少なくとも二つ以上の関心点の間の、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、伝達関数の周波数特性を演算する機能を有する超音波診断装置。

## 【請求項5】

請求項1ないし3のいずれか1項記載の超音波診断装置であって、  
前記周波数解析部は、前記生体組織内の少なくとも二つ以上の関心点の間の、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値を演算し、さらに、前記パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値の周波数に対する傾きを演算する機能を有する超音波診断装置。

## 【請求項6】

請求項5記載の超音波診断装置であって、  
前記応力歪および弾性波分離部は、前記パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値の周波数に対する傾きに基づき、前記運動速度、移動変位、歪変化量、および、応力変化量の前記応力歪成分と前記弾性波成分を分離し、さらに、ノイズ成分の除去を行う超音波診断装置。

**【請求項 7】**

請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、前記応力歪および弾性波分離部は、帯域通過フィルタ、および／あるいは、帯域制限フィルタによって構成されている超音波診断装置。

**【請求項 8】**

生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置であって、生体組織の運動速度を演算する速度演算部と、前記生体組織の移動変位を演算する移動変位演算部のいずれかと、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、周波数解析する周波数解析部と、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、前記生体組織運動の応力変化による生体組織の運動に基づいた応力歪成分と生体組織内を伝搬する弾性波伝搬特性に基づく弾性波成分を分離する応力歪および弾性波分離部と、前記弾性波伝搬特性に基づくずり弾性率、もしくは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算する弾性率演算部と、を備える超音波診断装置。

**【請求項 9】**

請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、さらに、前記弾性率演算部の演算結果に基づく情報を表示する表示部を備える超音波診断装置。

**【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、超音波を用いて、生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置に関する。

**【背景技術】**

**【0002】**

生体内組織の性状を識別・同定する手段の一つとして、生体内組織を構成する弾性繊維、膠原線維、脂肪や血栓などによって、弾性率に相違があることを利用して、生体組織の識別・同定を行う手法が知られており、特許文献 1 に示すような、生体内組織に応力を加えたときの歪を計測し、応力と歪の関係から圧縮弾性率を求める手法、また、特許文献 2、非特許文献 1、非特許文献 2、あるいは、非特許文献 3 に示されているように、生体組織内を伝搬する弾性波の伝搬特性を求め、伝搬特性から機械的なインピーダンス、あるいは、弾性率を求める手法が知られている。

**【0003】**

また、複数の関心点、あるいは、関心領域のいずれかの運動速度、あるいは、移動変位にノイズが含まれると、演算される弾性率にもノイズの影響が現れるため、例えば、特許文献 3、特許文献 4、あるいは、特許文献 5 に示されているように、対象となる信号にノイズがあった場合に、ノイズを除去し、ノイズが発生した時刻の前後の時刻の値で補間する、あるいは、理想的な信号を予め用意し、近似する手法が知られている。

**【0004】**

**【特許文献 1】** 特開平 10-5226 号公報

**【特許文献 2】** 特開昭 62-172946 号公報

**【特許文献 3】** 特開平 11-151242 号公報

**【特許文献 4】** 特開 2000-201932 号公報

【特許文献5】特開2003-275211号公報

【非特許文献1】H. L. Oestreicher, 「Field and Impedance of an Oscillating Sphere in a Viscoelastic Medium with an Application to Biophysics」, The Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 23, No. 6, 1951.

【非特許文献2】Y. Yamakoshi, J. Sato, T. Sato, 「Ultrasonic Imaging of Internal Vibration of Soft Tissue under Forced Vibration」, IEEE Trans. UFFC, Vol. 37, No. 2, 1990.

【非特許文献3】K. Sunagawa, H. Kanai, Y. Koiwa, M. Tanaka, 「Time-Frequency Analysis of Vibration Propagation from Intima to Adventitia of Arterial Wall」, 2002 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, Vol. 2, 2002.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

生体内組織に応力を加えたときの歪から弾性率いわゆる圧縮弾性率を求める手法は、例えば、動脈壁の圧縮弾性率を求める場合、特許文献1に示されているように、超音波診断装置による歪計測の手段と、血圧計による応力計測の手段の、複数の計測手段を必要し、複数の計測手段による計測できる部位が限られており、特に血圧計を適用できる生体の部位は上腕などに限定され、応力と歪の計測部位は同じ部位である必要があるため、超音波による歪計測を行う部位が、血圧計が適用できる部位に限定される。

【0006】

また、特許文献2に示されているように、生体組織内を伝搬する弾性波の伝搬特性を伝達関数によって求め、伝搬特性から弾性率いわゆる弾性率を求める手法では、動脈壁や心筋壁などの部位では、心臓の拍動に起因する歪を伴う周期的な運動が存在するため、加振器などを用いて生体組織内に発生させた弾性波による運動との分離ができない場合がある。

【0007】

特許文献3、4に示されているように、対象となる信号に関して、ノイズを判別する場合、予め比較のための理想的な信号を用意する手法は、被検体によって生体組織の運動状態が異なり、さらに、同一の被検体においても生体組織の状態が刻々と変化することから、膨大な理想的な信号を用意する必要があり、回路規模が大きくなってしまふ。

【0008】

また、生体組織の応力に対する生体組織の運動と、弾性波伝搬による運動の双方を用いて弾性率を求める場合、生体組織の応力に対する生体組織の運動と、弾性波伝搬による運動を併せた理想的な信号を用意する必要がある。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みなされたもので、回路規模を大きくすることなく、高精度の弾性率測定が可能な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】

【0010】

一般的に、生体組織のような弾性体の運動の性質は、弾性体の弾性率、粘性率、密度、形状などに依存する。また、弾性体の運動としては、例えば、動脈壁のように血圧変化に伴う歪の発生、生体内部、あるいは、生体外部の加振源からの振動の伝搬（いわゆる弾性波の発生）などがある。例えば、動脈壁の場合、血圧変化に起因する歪を伴う運動と、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動が同時に存在する。

【0011】

図4 (a) は、動脈壁内膜および外壁の運動速度のパワースペクトルを示す模式図であり、図4 (b) は、両パワースペクトルのパワー差を示す模式図である。

【0012】

図4 (a) に示すように、動脈壁内膜の運動速度のパワースペクトルと、動脈壁外膜の運動速度のパワースペクトルは、主に心臓の拍動に伴う直流から数十Hzの周波数帯域で最もパワーが大きくなり、周波数の増加に伴い、パワーは減少する性質を持っている。また、動脈壁振動の血压変化による振動は動脈壁の歪を伴い、動脈壁内膜と外膜との間では振動成分の振幅に差が生じる。この血压変化による動脈壁の歪を伴う運動の周波数成分は、直流から約数十Hzまでの周波数帯域であることが知られている。図4において、血压変化による動脈壁の振動の周波数成分は、周波数帯域Aで示される。

【0013】

動脈内腔に血液が流れることに起因する振動は、血压変化による動脈壁の歪を伴う運動と比較して、振幅が微小であり、十数Hzから約百Hzまでの周波数帯域である。図4において、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分は、周波数帯域Bで示される。

【0014】

この動脈壁内膜に発生した微小振動成分は、動脈壁内膜から外膜に向かって、ずり弾性波となって伝搬する。その減衰量 $\alpha$ は周波数 $f$ の関数となることが知られており、位相量 $\beta$ も変化する。この減衰量 $\alpha$ 、位相量 $\beta$ と生体組織の弾性特性との間には関連性があり、生体組織内のずり弾性波の減衰量 $\alpha$ と、位相量 $\beta$ は、ずり弾性率 $\mu_1$ 、ずり粘性率 $\mu_2$ 、生体組織の密度 $\rho$ 、角周波数 $\omega$ から(式1)で求められる(非特許文献1、非特許文献2)。

【0015】

【数1】

$$\begin{cases} \alpha(\omega) = \left( \frac{\rho\omega^2 \left( \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2} - \mu_1 \right)}{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)} \right)^{\frac{1}{2}} \\ \beta(\omega) = \left( \frac{\rho\omega^2 \left( \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2} + \mu_1 \right)}{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)} \right)^{\frac{1}{2}} \end{cases} \quad (\text{式1})$$

【0016】

ここで、角周波数 $\omega$ は、周波数 $f$ を角度の次元にしたものであり、 $\omega = 2\pi f$ で求められる。 $\pi$ は円周率である。

【0017】

また、生体組織のずり弾性率 $\mu_1$ とずり粘性率 $\mu_2$ は、生体組織内のずり弾性波の減衰量 $\alpha$ と、位相量 $\beta$ から、(式2)で求められる(非特許文献1、非特許文献2)。

【0018】

【数2】

$$\begin{cases} \mu_1 = \frac{\rho\omega\beta^2(\alpha^2 - \beta^2)^2}{(\alpha^2 + \beta^2)^2} \\ \mu_2 = \frac{2\rho\omega\alpha\beta}{(\alpha^2 + \beta^2)^2} \end{cases} \quad (\text{式2})$$

【0019】

ずり弾性波は、周波数の増加に伴い、減衰量 $\alpha$ が増加するため、図4 (b) に示すよう

に、動脈壁内膜の運動速度のパワースペクトルと、動脈壁外膜の運動速度のパワースペクトルの差が<sup>5</sup>、周波数の増加に伴って増加する（周波数帯域B参照）。

【0020】

このずり弾性波の減衰量  $\alpha$  が<sup>5</sup>、周波数の増加に伴って、増加することを利用して、減衰量  $\alpha$  から生体組織のずり弾性率  $\mu_1$  とずり粘性率  $\mu_2$  を近似的に求めることができる。

【0021】

すなわち、(式1)の減衰量  $\alpha$  の式の両辺を二乗すると、(式3)のようになり、 $\omega \mu_2 \gg \mu_1$  となる周波数帯域においては、(式4)で近似できる。

【0022】

【数3】

$$\alpha(\omega)^2 = \left( \frac{\rho \omega^2 \left( \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2} - \mu_1 \right)}{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)} \right) \quad (\text{式3})$$

$$\hat{\alpha}(\omega)^2 = \frac{\rho}{2\mu_2} \omega - \frac{\rho\mu_1}{2\mu_2^2} \quad (\text{式4})$$

【0023】

ここで、生体組織の密度  $\rho$ 、ずり弾性率  $\mu_1$ 、ずり粘性率  $\mu_2$  が周波数によらずに一定と仮定すると、(式4)は、(式5)に示すような  $\omega$  に関する一次関数で表すことができる。

【0024】

【数4】

$$\hat{\alpha}(\omega)^2 = A\omega + B \quad (\text{式5})$$

$$\text{ただし } A = \frac{\rho}{2\mu_2} \quad B = -\frac{\rho\mu_1}{2\mu_2^2}$$

【0025】

そして、傾きA、及び切片Bを利用して、ずり弾性率  $\mu_1$ 、ずり粘性率  $\mu_2$  を(式6)で求めることができる（非特許文献3参照）。

【0026】

【数5】

$$\begin{cases} \hat{\mu}_1 = -\frac{2\mu_2^2 B}{\rho} \\ \hat{\mu}_2 = \frac{\rho}{2A} \end{cases} \quad (\text{式6})$$

【0027】

図7に、一般的な生体組織の密度 ( $\rho = 1.1 \times 10^3 \text{ kg}$ )、ずり弾性率 ( $\mu_1 = 2.5 \text{ kPa}$ )、ずり粘性率 ( $\mu_2 = 1.5 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ) の場合のずり弾性波の減衰量の二乗値の周波数特性と一次関数で近似した場合の周波数特性を示す。

【0028】

図7からわかるように、生体組織では約50Hz以上の周波数帯域でずり弾性波減衰の周波数特性を一次関数で近似することが可能であり、本手法を用いることにより、ずり弾性波の減衰量のみで周波数特性から、生体組織のずり弾性率とずり粘性率を推定することが可能となる。

【0029】

一方、 $\omega \mu_2 \ll \mu_1$  となる周波数帯域においては、弾性波の減衰量の二乗値は、(式7) で表され、(式7) から(式4) に遷移する変曲点の角周波数  $\omega_0$  は、(式8) で表される。

【0030】

【数6】

$$\hat{\alpha}(\omega)^2 \approx 0 \quad (\text{式7})$$

$$\omega_0 = \frac{\mu_1}{\mu_2} \quad (\text{式8})$$

【0031】

また、一般的なノイズである白色雑音の周波数スペクトルは、周波数に無関係に一定であり、動脈壁内膜の運動速度のパワースペクトルと、動脈壁外膜の運動速度のパワースペクトルが、ノイズレベルに近づくと、図4 (b) に示すように、動脈壁内膜の運動速度のパワースペクトルと、動脈壁外膜の運動速度のパワースペクトルの差が、周波数の増加に伴って減少する。図4 (b) において、主にノイズ成分である周波数成分は、周波数帯域Cで示される。

【0032】

図4 (b) に示すように、二つの関心点の間の、運動速度のパワースペクトルの差には、周波数帯域Aと周波数帯域Bの境界、および、周波数帯域Bと周波数帯域Cの境界で、変曲点が存在するので、この変曲点を求めることにより、A、B、およびCの周波数帯域を分離することが可能となる。変曲点は、パワースペクトルの差を微分し、ピークの発生した周波数を検出することで求めることができる。なお、ピーク検出において、予めあるレベルの閾値を設定しておいてもよい。

【0033】

また、この二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差は、周波数帯域Aでは傾きがほとんど無く、周波数帯域Bでは傾きが負、周波数帯域Cでは傾きが正となることから、二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差の、周波数に対する傾きを求め、傾きの変化する周波数を検出することにより周波数帯域、A、B、およびCを分離することが可能となる。

【0034】

なお、本説明では、動脈壁の運動速度を例に説明したが、動脈壁の運動速度の時間積分である動脈壁の移動変位においても、同様の周波数特性の結果が得られる。

【0035】

本発明の超音波診断装置は、生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置であって、生体組織の運動速度を演算する速度演算部と、前記生体組織の移動変位を演算する移動変位演算部のいずれかと、前記運動速度、または、前記移動変位に基づいて、前記生体組織の歪変化量を演算する歪変化量演算部と、前記生体組織に加わる応力変化量を検出する応力変化量検出部と、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、周波数解析する周波数解析部と、前記運動速度、移動変位、歪変化量、および、応力変化量の少なくとも一つについて、前記生体組織運動の応力変化による生体組織の運動に基づいた応力歪成分と生体組織内を伝搬する弾性波伝搬特性に基づく弾性波成分を分離する応力歪および弾性波分離部と、前記歪変化量、および、前記応力変化量に基づいて、応力変化による生体組織の運動に基づいた圧縮弾性率を演算するとともに、前記弾性波伝搬特性に基づく弾性率、もしくは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算する弾性率演算部と、を備えるものである。

【0036】

本発明の超音波診断装置は、前記速度演算部、前記移動変位演算部、および、前記歪変

化量演算部が、前記生体組織内に設定した複数の関心点、あるいは、関心領域について、前記運動速度、移動変位、歪変化量の空間分布を求める機能を有するものを含む。

【0037】

本発明の超音波診断装置は、前記速度演算部、前記移動変位演算部、および、前記歪変化量演算部が、前記運動速度、移動変位、歪変化量の、空間的な平均値を求める機能を有するものを含む。

【0038】

本発明の超音波診断装置は、前記周波数解析部が、前記生体組織内の少なくとも二つ以上の関心点の間の、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、伝達関数の周波数特性を演算する機能を有するものを含む。

【0039】

本発明の超音波診断装置は、前記周波数解析部が、前記生体組織内の少なくとも二つ以上の関心点の間の、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値を演算し、さらに、前記パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値の周波数に対する傾きを演算する機能を有するものを含む。

【0040】

本発明の超音波診断装置は、前記応力歪および弾性波分離部が、前記パワースペクトルの差、あるいは、減衰量の二乗値の周波数に対する傾きに基づき、前記運動速度、移動変位、歪変化量、および、応力変化量の前記応力歪成分と前記弾性波成分を分離し、さらに、ノイズ成分の除去を行うものを含む。

【0041】

本発明の超音波診断装置は、前記応力歪および弾性波分離部が、帯域通過フィルタ、および/あるいは、帯域制限フィルタによって構成されているものを含む。

【0042】

本発明の超音波診断装置は、生体組織の形状特性、または、性状特性を測定する超音波診断装置であって、生体組織の運動速度を演算する速度演算部と、前記生体組織の移動変位を演算する移動変位演算部のいずれかと、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、周波数解析する周波数解析部と、前記運動速度、および、移動変位の少なくとも一つについて、前記生体組織運動の応力変化による生体組織の運動に基づいた応力歪成分と生体組織内を伝搬する弾性波伝搬特性に基づく弾性波成分を分離する応力歪および弾性波分離部と、前記弾性波伝搬特性に基づくずり弾性率、もしくは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算する弾性率演算部と、を備えるものである。

【0043】

本発明の超音波診断装置は、さらに、前記弾性部の演算結果に基づく情報を表示する表示部を備えるものを含む。

【発明の効果】

【0044】

本発明によれば、回路規模を大きくすることなく、高精度の弾性率測定が可能な超音波診断装置を提供することができる。また、本発明によれば、ずり弾性率、および、ずり粘性率計測を同時に実施することができ、例えば、ほぼ同じ圧縮弾性率、および、ずり弾性率である血栓と脂肪の識別のように、より詳細な生体組織の識別・同定を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0045】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

【0046】

図1は、本発明の実施の形態の超音波診断装置のブロック図である。図1の超音波診断装置20は、超音波プローブ1を用いて生体の形状特性または性状特性を測定するものであり、特に、生体組織の弾性率を測定するのに好適に用いられる。ここで、生体の形状特

性とは、生体組織の形状、または、形状の時間変化による生体組織の運動速度やその積分値である移動変位、生体組織内に設定した2点間の歪変化量などをいう。生体の性状特性は、生体組織の弾性率などをいう。超音波診断装置20は、送受信部2、演算部3、周波数解析部4、応力歪および弾性波分離部5、弾性率演算部6、表示部7、制御部104、および、記憶部105を備えている。

#### 【0047】

超音波プローブ1は、測定対象である生体組織へ超音波を送信し、送信した超音波が生体組織において反射することにより得られる超音波エコーを受信するために用いられる。送受信部2は、超音波プローブ1を駆動する所定の駆動パルス信号を生成して超音波プローブ1に出力するとともに、超音波プローブ1で受信した超音波エコーを遅延合成する。

#### 【0048】

演算部3は、送受信部2で遅延合成した信号を用いて、生体組織の運動速度、あるいは、移動変位、および、歪変化量を演算する。周波数解析部4は、演算部3で求められた生体組織の運動速度、および、移動変位の周波数解析を行う。

#### 【0049】

応力歪および弾性波分離部5は、周波数解析部4の判定結果に基づき、心臓の拍動に起因する血圧変化による動脈壁の歪が発生する周波数成分、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、ノイズの周波数成分を分離する。弾性率演算部6は、演算部3で得られた生体組織の運動の演算結果などに基づき、生体組織の弾性率を演算する。表示部7は、弾性率演算部6で演算された生体組織の弾性特性を表示する。

#### 【0050】

制御部104は、送受信部2、演算部3、周波数解析部4、応力歪および弾性波分離部5、弾性率演算部6、および、表示部7の制御を行う。制御部104による制御のための各種情報は、記憶部105に記憶される。

#### 【0051】

応力検出部106は、生体組織内の関心点、あるいは、関心領域に加わる応力を検出する。図3に示した測定例のように、動脈壁に加わる応力を計測する場合は、血圧計が好適である。また、生体組織表面から応力を加える場合は、生体組織表面上に圧力センサを設置してもよい。

#### 【0052】

超音波診断装置20を利用して、生体組織の一例である動脈壁の形状特性、または、性状特性を測定する場合、図3に示すように、超音波プローブ1で超音波を送受信し動脈壁の移動変位を計測し歪変化を演算する。図3には、動脈壁の内膜と外膜に関心点を設定し、心拍動に伴う移動変位、および、歪を計測する様子、および、動脈壁内膜と外膜の移動変位と、動脈壁の歪量変化の模式図が示されている。

#### 【0053】

具体的には、生体組織表面201に設置された、超音波プローブ1から、生体組織内の動脈202に、超音波が送信され、動脈202で生じた超音波エコーが、超音波プローブ1で受信される。これら送信される超音波と受信される超音波は、超音波ビーム301を形成する。超音波ビーム301上に位置する動脈壁の内膜と外膜に関心点を設定した場合、演算部3で内膜の移動変位波形401aと外膜の移動変位波形401bの差を求め、心拍動による血圧変化に伴う動脈壁の歪変化量402を求めることができる。

#### 【0054】

図2は、演算部3のブロック図である。演算部3は、周波数解析部4、および、応力歪および弾性波分離部5に接続されており、運動速度演算部31、あるいは、移動変位演算部32のいずれか、および、歪変化量演算部33を備えている。

#### 【0055】

運動速度演算部31は、送受信部2を介して、生体組織内から得られた超音波エコーを利用して、生体組織内に設定した関心点、あるいは、関心領域の運動速度を求めるものである。運動速度演算部31における各関心点、あるいは、各関心領域の運動速度の検出は

、一般的に用いられているFFTドップラー法、自己相関法など、どの手法を用いてもよく、移動変位演算部32で得られた移動変位を微分することによって求めてもよい。なお、関心点、あるいは、関心領域は、少なくとも2箇所設定されるので、運動速度の空間分布を求めることができる。また、各関心点、あるいは、各関心領域の近傍の運動速度を同時に検出し、平均値を求めることも好適である。

【0056】

移動変位演算部32は、送受信部2を介して生体組織内から得られた超音波エコーを利用して、生体組織内に設定した関心点、あるいは、関心領域の移動変位を求めるものである。移動変位演算部32における各関心点、あるいは、各関心領域の移動変位の検出は、一般的に用いられているFFTドップラー法、自己相関法など、どの手法を用いてもよく、運動速度演算部31で得られた運動速度を積分することによって求めてもよい。なお、関心点、あるいは、関心領域は、少なくとも2箇所設定されるので、移動変位の空間分布を求めることができる。また、各関心点、あるいは、各関心領域の近傍の移動変位を同時に検出し、平均値を求めることも好適である。

【0057】

歪変化量演算部33は、運動速度演算部31から得られた、超音波ビーム301上に設定した少なくとも2つ以上の関心点、または、関心領域の運動速度の差を積分することにより、あるいは、移動変位演算部32から得られた、超音波ビーム301上に設定した少なくとも2つ以上の関心点、または、関心領域の移動変位を利用することにより、歪変化量を求める。歪変化量演算部33における歪変化量の算出は、各関心点、あるいは、各関心領域の近傍の歪変化量を同時に検出し、平均値を求めることも好適である。また、空間分布を求めてもよい。

【0058】

周波数解析部4は、演算部3で求められた生体組織の運動速度、および、移動変位の周波数解析を行う。周波数解析部4は、生体組織の運動速度、および、移動変位等の生体信号の周波数スペクトルを求める周波数解析演算機能を備えている。

【0059】

以下、図4を用いて、周波数解析部4の動作について説明する。

【0060】

周波数解析部4は、動脈壁の内膜から外膜にかけての、少なくとも二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差を演算する。そして、前述したパワースペクトルの差の性質に基づき、図4に示すように、周波数帯域Aの、心臓の拍動に起因する血圧変化により動脈壁の歪が発生する周波数成分、周波数帯域Bの、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、周波数帯域Cの、ノイズの周波数成分に分離する。

【0061】

具体的には、周波数解析部4は、パワースペクトルの差の周波数帯域Aと周波数帯域Bの境界の変曲点、および、周波数帯域Bと周波数帯域Cの境界の変曲点を求めることにより、A、B、およびCの周波数帯域に分離する。図4に示すように、二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差は、周波数帯域Aでは、傾きがほとんど無く、周波数帯域Bでは、傾きが負、周波数帯域Cでは、傾きが正となる。したがって、周波数解析部4は、二つの関心点の間の、運動速度、あるいは、移動変位のパワースペクトルの差の、周波数に対する傾きを求めることにより、周波数帯域A、B、Cを分離することができる。すなわち、直流から周波数が高くなる方向の周波数軸において、傾きが負に変化する変曲点を周波数帯域AとBの境界と判断して、直流からこの変曲点までを周波数帯域Aとし、続けて傾きが負から正に変化する変曲点を周波数帯域BとCの境界と判断して、周波数帯域AとBの変曲点から周波数帯域BとCの変曲点までを周波数帯域Bとし、周波数帯域BとCの変曲点から高い周波数帯域を周波数帯域Cと判断する。

【0062】

なお、この変曲点は、パワースペクトルの差を微分し、ピークの発生した周波数を検出

することでも求めることができる。この場合、周波数帯域 A と B の境界は負のピーク、周波数帯域 B と C の境界は正のピークを検出することで求められる。

【0063】

応力歪および弾性波分離部 5 は、周波数解析部 4 の判定結果に基づき、心臓の拍動に起因する血圧変化による動脈壁の歪が発生する周波数成分、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、ノイズの周波数成分を分離するものである。応力歪および弾性波分離部 5 は、フィルタによって構成されており、フィルタの定数は、主に周波数解析部 4 で判定された結果で自動的に設定される。

【0064】

図 5 にフィルタ特性の一例を示す。図 5 (a) は、心臓の拍動に起因する血圧変化により動脈壁の歪が発生する周波数成分を分離するためのものであり、図 5 (b) は、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分を分離するためのものである。

【0065】

なお、フィルタの定数は、操作者が任意に設定できるようにするのでもよく、さらに、予め複数のフィルタ定数を設定しておき、操作者が選択できるような構成にしておくことも好適である。

【0066】

また、応力歪および弾性波分離部 5 において、生体組織の運動速度、および、移動変位にフィルタ処理を実施する場合、対象としている心周期より以前の心周期の周波数解析部 4 の判定結果を用いてフィルタ特性を決定する。このように、対象としている心周期のデータに対しフィルタ処理を実施する手法は、演算の遅れ時間が少ないので、リアルタイム処理にフィルタ処理時間が短時間で可能となるため好適である。

【0067】

さらに、応力歪および弾性波分離部 5 において、対象としている心周期の、周波数解析部 4 の判定結果を用いて、当該心周期の生体組織の運動速度、および、移動変位にフィルタ処理を実施する手法は、演算に必要とされるデータ量が少ないので、診断が短時間でできるリアルタイムに最適なフィルタ処理が可能となるため好適である。

【0068】

図 6 は、弾性率演算部 6 のブロック図である。弾性率演算部 6 は、演算部 3 で得られた生体組織の運動の演算結果から、生体組織の弾性率を演算するものであり、圧縮弾性率演算部 6 1、および、ずり弾性率演算部 6 2 を備えている。

【0069】

圧縮弾性率演算部 6 1 は、心臓の拍動による動脈壁の歪が発生する周波数成分を用いて、生体組織内に設定した少なくとも 2 つ以上の関心点、あるいは、関心領域の歪変化量を同時刻の応力変化量で除算し、圧縮弾性率を求めるものである。一般的な生体組織の圧縮弾性率は、最大の歪変化量と最大の応力変化量から演算され、動脈壁の場合は、一心周期中の歪変化量と脈圧値（最大血圧－最小血圧）から計算される。なお、歪変化量は、歪変化量演算部 3 3 で求め、応力歪および弾性波分離部 5 で動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、ノイズ成分を除去したものである。また、応力変化量は、応力検出部 106 で検出され、応力歪および弾性波分離部 5 で、動脈内腔に血液が流れることに起因する振動の周波数成分、および、ノイズ成分を除去したものである。

【0070】

ずり弾性率演算部 6 2 は、動脈内腔に血液が流れることによって発生した微小振動が、動脈壁内膜から外膜に向かって伝搬するずり弾性波の周波数成分を用いて、動脈壁内膜の移動変位 401 a と動脈壁外膜の移動変位 401 b の間の伝達関数  $H(k)$  を求め、伝達関数  $H(k)$  の利得特性と位相特性から、ずり弾性率  $\mu_1$ 、および、あるいは、ずり粘性率  $\mu_2$  を求める。伝達関数  $H(k)$  は、クロススペクトル法を用い、(式 9) で計算できる。

【0071】

【数7】

$$H(k) = \frac{E_i [X_i^*(k)Y_i(k)]}{E_i [X_i(k)^2]} \quad (\text{式9})$$

【0072】

ここで、 $X_i(k)$  は入力信号の周波数スペクトルすなわち動脈壁内膜の移動変位401aの周波数スペクトル、 $Y_i(k)$  は出力信号の周波数スペクトルすなわち動脈壁外膜の移動変位401bのスペクトルである。また、 $i$  はM個の心周期の中の*i*番目の心周期を示し、 $i$  は1・・・i・・・Mの値をとる。 $k$  は離散的周波数、 $*$  は複素共役、 $E$  は心周期間の平均操作を意味する。

【0073】

伝達関数 $H(k)$  は複素数であり、減衰(利得)特性 $\alpha$ 、および、位相特性 $\beta$ は、それぞれ伝達関数 $H(k)$  の $k$  に  $\exp(j\omega)$  を代入し、実部成分  $\text{Re}\{H(j\omega)\}$ 、および、虚部成分  $\text{Im}\{H(j\omega)\}$  を求め、絶対値  $|H(j\omega)|$  と、角度  $\angle H(j\omega)$  を(式10)、および、(式11)を用いて演算することで求められる。

【0074】

【数8】

$$\alpha = |H(j\omega)| = \sqrt{\text{Re}\{H(j\omega)\}^2 + \text{Im}\{H(j\omega)\}^2} \quad (\text{式10})$$

$$\beta = \angle H(j\omega) = \arctan \frac{\text{Im}\{H(j\omega)\}}{\text{Re}\{H(j\omega)\}} \quad (\text{式11})$$

【0075】

さらに、ずり弾性率演算部62は、(式9)から(式11)を用いて求めた伝達関数 $H(k)$  の利得特性から求められた減衰量 $\alpha$ と、位相量 $\beta$ から、前述した(式2)を用いてずり弾性率 $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率 $\mu_2$ を求める。

【0076】

以上のように、ずり弾性率演算部62では、伝達関数 $H(k)$  から求めた減衰量 $\alpha$ と、位相量 $\beta$ から、ずり弾性率 $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率 $\mu_2$ を求めるため、ある任意の周波数(単周波数)の振動の計測のみで、生体組織の粘弾性を把握することが可能となる。

【0077】

表示部7は、弾性率演算部6の弾性率演算結果に基づく情報、すなわち、弾性率演算部6で得られた生体組織の弾性特性を表示する。弾性率の表示は、一般的な超音波診断装置の表示機能であるBモード断層画像が示す生体位置に対応させて表示するのが好ましい。その際、弾性率は数値で表示しても表示色を値に応じて変化させて表示してもよい。また、弾性率を示す情報は、Bモード断層画像と重畳させて表示してもよいし、別の画像として表示してもよい。超音波ビームを走査して、複数の関心点、あるいは、関心領域の弾性率が求められる場合は、Bモード断層画像上に、弾性率をカラー換算し、重畳させて表示させることも好適である。なお、表示させる弾性率は、心臓の拍動による動脈壁の歪から求められた圧縮弾性率と、動脈壁内膜から外膜に向かって伝搬するずり弾性波の伝搬特性によって求められたずり弾性率、および、ずり粘性率のいずれか一方とを重ねて表示してもよいし、ずり弾性率、および、ずり粘性率のいずれか一方のみを表示させてもよい。

【0078】

以上の説明では、ずり弾性率演算部62でずり弾性率 $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率 $\mu_2$ を求めるに際して、伝達関数 $H(k)$  から求めた減衰量 $\alpha$ と、位相量 $\beta$ を用いたが、減衰量 $\alpha$ のみを用いて求めることも可能である。この演算は、ずり弾性波の減衰量 $\alpha$

の二乗値が $\omega \mu_2 \gg \mu_1$ となる周波数帯域において、(式3)から(式6)に示したような、一次関数に近似できることを利用するものである。

【0079】

ずり弾性率演算部62は、動脈壁内膜の移動変位401aと動脈壁外膜の移動変位401bの間の組織の振動速度のパワースペクトルの差から、ずり弾性波の減衰量 $\alpha$ の二乗値の周波数に基づく一次直線を推定し、前述した(式5)および(式6)を用いて、ずり弾性率 $\mu_1$ 、および/あるいは、ずり粘性率 $\mu_2$ を求める。このように、生体組織のずり弾性率 $\mu_1$ 、および、ずり粘性率 $\mu_2$ の推定を、減衰量 $\alpha$ のみを用いて行う場合、演算量を少なくすることができる。

【0080】

なお、ずり弾性波の減衰量 $\alpha$ は、第一の実施例と同様に(式10)に示した伝達関数H(k)の絶対値の二乗値から求めてもよい。また、パワースペクトルの差、あるいは、伝達関数H(k)から、前記一次直線を求める場合、最小二乗法を用いるのが好適である。

【0081】

図8に、28歳健常者男性の頸動脈壁の後壁内膜側から外膜側への(主にずり弾性波伝搬が主因である)振動伝搬の減衰量の二乗値の周波数特性と一次関数で近似した場合の周波数特性を示す。図8から、約30~100Hzの周波数帯域で、振動伝搬の減衰量の二乗値が、周波数の増加に伴って、線形的に増加していることがわかる。

【0082】

図8に示した結果から、近似直線を求め、(式4)に基づき、ずり弾性率 $\mu_1$ とずり粘性率 $\mu_2$ を求めた結果は、 $\mu_1 = 22 \text{ kPa}$ 、 $\mu_2 = 156 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ となる。なお、(式7)から(式4)に遷移する変曲点の角周波数 $\omega_0$ は、ずり弾性率 $\mu_1$ とずり粘性率 $\mu_2$ の比から、23Hz付近に存在していることがわかる。

【0083】

以上説明した超音波診断装置では、心臓の拍動による動脈壁の歪と応力変化から求める圧縮弾性率と、弾性波伝搬特性に基づくずり弾性率、もしくは、ずり粘性率の少なくとも一方を演算したが、圧縮弾性率は演算せずに、ずり弾性率およびずり粘性率のいずれか一方のみを演算してもよい。その場合、図1に示した応力検出部106、図2に示した歪変化量演算部33、図6に示した圧縮弾性率演算部は、不要である。

【0084】

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

本出願は、2005年11月30日出願の日本特許出願(特願2005-345772)に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

【産業上の利用可能性】

【0085】

本発明は、生体組織の形状特性または性状特性を測定する超音波診断装置に好適に用いられる。特に、動脈などの生体組織の弾性率を測定することによって生体組織の診断を行うことのでき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】

【0086】

【図1】本発明の実施の形態の超音波診断装置のブロック図

【図2】本発明の実施の形態の超音波診断装置の演算部の構成を示すブロック図

【図3】超音波プローブで超音波を送受信し動脈壁の移動変位を計測し歪変化を演算する様子を示す模式図

【図4】動脈壁内膜および外壁の運動速度のパワースペクトルと、両パワースペクトルのパワー差を示す模式図

【図5】本発明の実施の形態の超音波診断装置の応力歪および弾性波分離部を構成するフィルタのフィルタ特性の一例を示す図

【図6】本発明の実施の形態の超音波診断装置の弾性率演算部の構成を示すブロック図

【図7】一般的な生体組織の一例のずり弾性波の減衰量の二乗値の周波数特性と一次関数で近似した場合の周波数特性を示す図

【図8】28歳健常者男性の頸動脈壁の後壁内膜側から外膜側への振動伝搬の減衰量の二乗値の周波数特性と一次関数で近似した場合の周波数特性を示す図

【符号の説明】

【0087】

- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 演算部
- 4 周波数解析部
- 5 補正部
- 6 弾性率演算部
- 7 表示部
- 3 1 運動速度演算部
- 3 2 移動変位演算部
- 3 3 歪変化量演算部
- 6 1 圧縮弾性率演算部
- 6 2 ずり弾性率演算部
- 1 0 4 制御部
- 1 0 5 記憶部
- 1 0 6 応力検出部
- 2 0 1 生体組織表面
- 2 0 2 動脈
- 3 0 1 超音波ビーム
- 4 0 1 a 動脈壁内膜の移動変位波形
- 4 0 1 b 動脈壁外膜の移動変位波形
- 4 0 2 動脈壁の歪変化波形

【手続補正3】

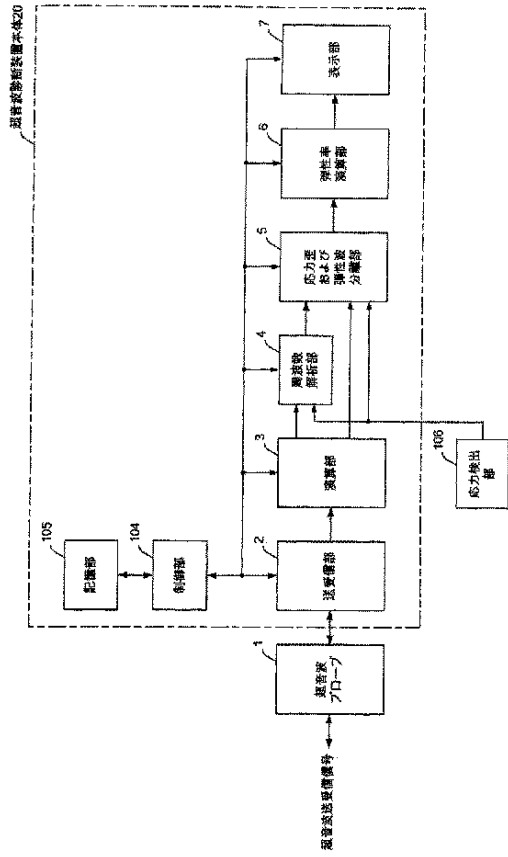
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

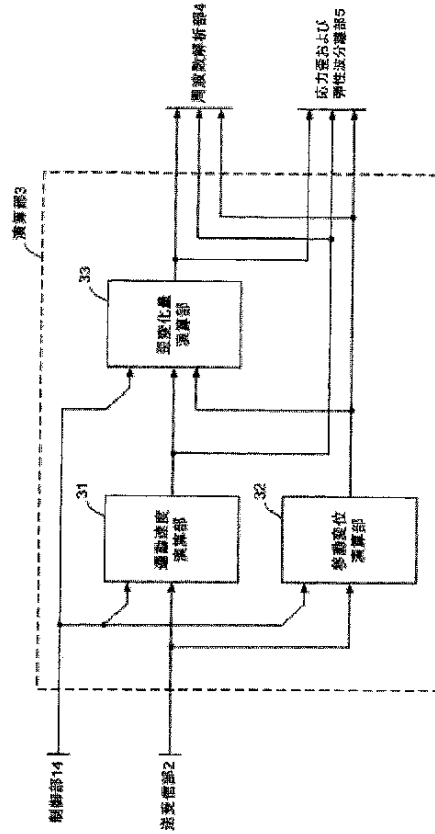
【補正方法】変更

【補正の内容】

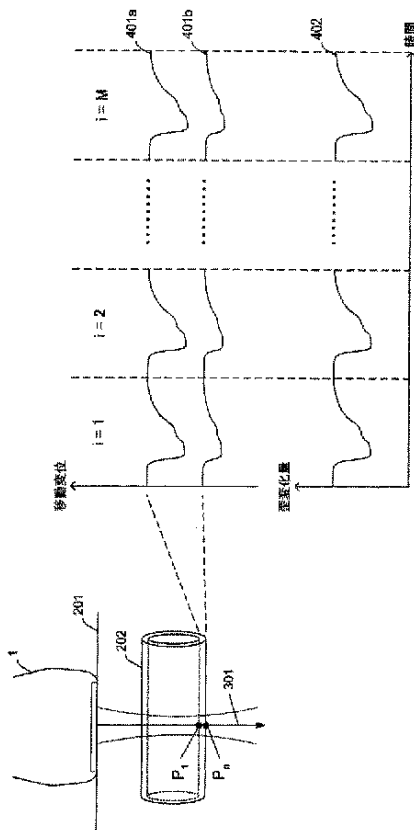
【図1】



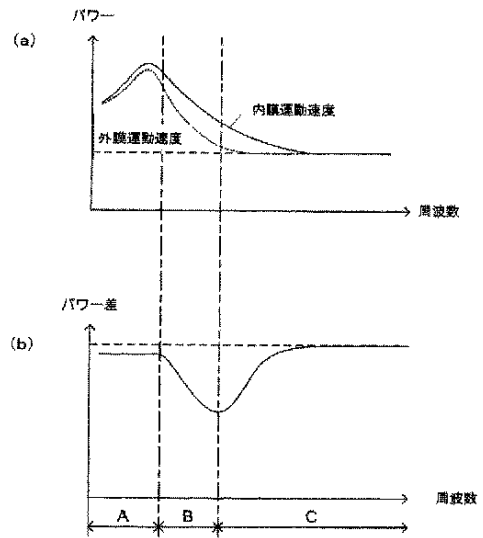
【図2】



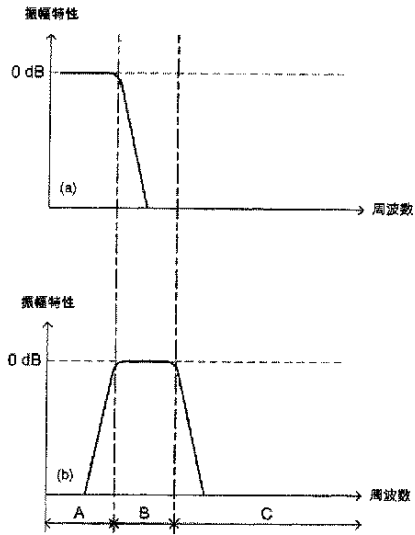
【図3】



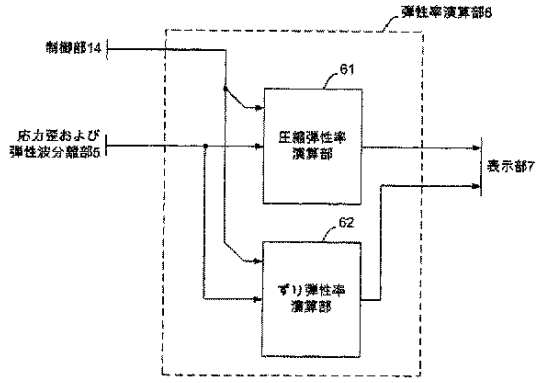
【図4】



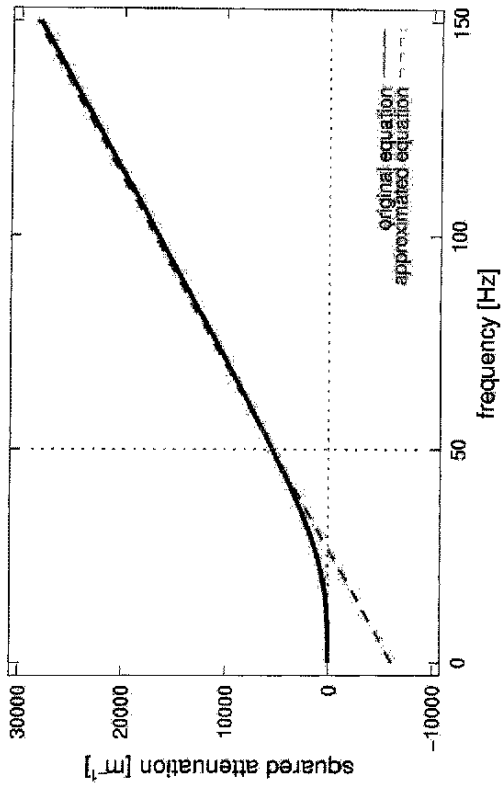
【図 5】



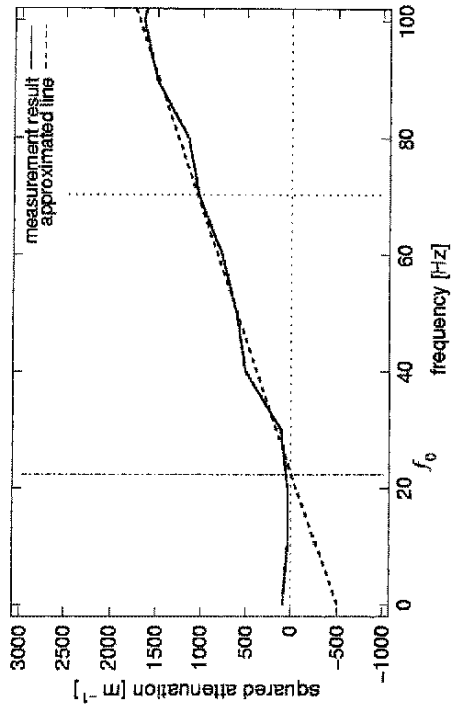
【図 6】



【図 7】



【図 8】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/312057
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01)i, G01N3/40(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) A61B8/00-8/15		
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) JSTPlus (JDream2), JMEDPlus (JDream2), Ichushi WEB		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-74146 A (Hiroshi KANAI), 24 March, 2005 (24.03.05), (Family: none)	1-9
A	Kazuhiro SUNAGAWA et al., "Ketsuryu Henka ni Tomonau Domyakuheki Atsumi Hoko no Shindo Denpan no Keisoku to Kaiseki", The Japan Society of Ultrasonics in Medicine Kiso Gijutsu Kenkyukai Shiryo, 22 June, 2001 (22.06.01), Vol.101, No.1, pages 29 to 35	1-9
A	SUNAGAWA K et al., Time-Frequency Analysis of Vibration Propagation from Intima to Adventitia of Arterial Wall, Proc 2002 IEEE Ultrason Symp, 2002.10.08, vol.2, p.1325-1328	1-9
<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 "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 04 September, 2006 (04.09.06)		Date of mailing of the international search report 12 September, 2006 (12.09.06)
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/JP2006/312057													
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, G01N3/40(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. A61B8/00-8/15															
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>1971-2006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														
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) JSTPlus(JDream2), JMEDPlus(JDream2), 医中誌 WEB															
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 2005-74146 A(金井浩) 2005.03.24(ファミリーなし)	1-9													
A	砂川和宏他、血流変化に伴う動脈壁厚み方向の振動伝搬の計測と解析、日本超音波医学会基礎技術研究会資料、2001.06.22、 第101巻、第1号、第29-35頁	1-9													
<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。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日に後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&amp;」 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日に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	
* 引用文献のカテゴリー	の日に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 04.09.2006		国際調査報告の発送日 12.09.2006													
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) 後藤 順也	2Q 3101												
		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 6 / 3 1 2 0 5 7

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	SUNAGAWA K et al., Time-Frequency Analysis of Vibration Propagation from Intima to Adventitia of Arterial Wall, Proc 2002 IEEE Ultrason Symp, 2002.10.08, vol.2, p.1325-1328	1-9

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,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,L K,LR,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL ,SM,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(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

Fターム(参考) 4C601 DD19 DE01 EE09 JB43 JB48 JB49 JC04 JC37

(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="#">JPWO2007063619A1</a>	公开(公告)日	2009-05-07
申请号	JP2007547853	申请日	2006-06-15
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社 国立大学法人东北大学		
[标]发明人	砂川和宏 金井浩		
发明人	砂川 和宏 金井 浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 G01S7/52042 G01S7/52074 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/JB43 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JC04 4C601/JC37		
代理人(译)	桥本 公秀		
优先权	2005345772 2005-11-30 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种超声波诊断设备，其能够在不增加电路规模的情况下进行高精度的弹性模量测量。计算单元3使用来自发送/接收单元2的信号来计算生物组织的移动速度，移动位移和应变变化量。频率分析单元4对由计算单元3获得的生物组织的运动速度和运动位移进行频率分析。应力应变和弹性波分离单元5基于频率分析单元4的确定结果，该频率分量是由于心脏搏动引起的血压变化引起的动脉壁应变的频率分量，该压力变化是由动脉腔内的血液流动引起的。振动的频率分量和噪声的频率分量是分离的。弹性模量计算器6基于由计算器3获得的活体组织的运动的计算结果来计算活体组织的弹性模量。

