

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5124741号
(P5124741)

(45) 発行日 平成25年1月23日(2013.1.23)

(24) 登録日 平成24年11月9日(2012.11.9)

(51) Int.Cl.		F I	
GO 1 N 29/09	(2006.01)	GO 1 N 29/16	
GO 1 N 29/06	(2006.01)	GO 1 N 29/20	5 O 1
GO 1 N 29/26	(2006.01)	GO 1 N 29/26	5 O 1
A 6 1 B 8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00	

請求項の数 2 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-68430 (P2006-68430)	(73) 特許権者	000243364 本多電子株式会社 愛知県豊橋市大岩町字小山塚20番地
(22) 出願日	平成18年3月13日(2006.3.13)	(74) 代理人	100114605 弁理士 渥美 久彦
(65) 公開番号	特開2007-248079 (P2007-248079A)	(72) 発明者	小林 和人 愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多電子株式会社内
(43) 公開日	平成19年9月27日(2007.9.27)	審査官	比嘉 翔一
審査請求日	平成21年3月11日(2009.3.11)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響インピーダンス測定方法、及び音響インピーダンス測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

パルス励起型超音波顕微鏡を利用して超音波を被検査物に照射し、得られた反射波に基づいて前記被検査物の音響インピーダンスを測定する音響インピーダンス測定方法であって、

前記被検査物とは異なる既知の音響インピーダンスを有しかつ超音波を透過しうる透過部材の第1面に前記被検査物を接触させた状態で、前記透過部材の第2面側から超音波を照射するステップと、

前記透過部材とは異なる既知の音響インピーダンスを有するリファレンス部材を前記透過部材の第1面に接触させた状態で、前記透過部材の前記第1面における前記リファレンス部材からの反射波を取得するステップと、

前記透過部材の第1面における前記被検査物からの反射波を取得するステップと、

前記リファレンス部材からの反射波を用いて前記被検査物からの反射波を補正するデコンボリューション処理を行うステップと、

前記補正された反射波から前記被検査物の表面での反射波及び裏面での反射波を時間領域で分離するステップと、

前記被検査物の表面からの反射波の信号強度と前記透過部材の音響インピーダンスとに基づいて前記被検査物の音響インピーダンスを算出するステップと

を含み、前記デコンボリューション処理では、前記被検査物からの反射波をフーリエ変換して得られた変換結果を、前記リファレンス部材からの反射波をフーリエ変換して得られ

10

20

た変換結果で除算し、その除算結果を逆フーリエ変換すること
ことを特徴とする音響インピーダンス測定方法。

【請求項 2】

パルス励起型超音波顕微鏡を利用して超音波を被検査物に照射し、得られた反射波に基づいて前記被検査物の音響インピーダンスを測定する音響インピーダンス測定装置であって、

パルス励起されることによって超音波を被検査物に向けて照射するとともに、前記被検査物からの反射波を受信して電気信号に変換する超音波振動子と、

前記超音波振動子と前記被検査物との間に設けられ、前記被検査物とは異なる既知の音響インピーダンスを有しかつ超音波を透過しうる透過部材と、

前記超音波の照射点を二次元的に走査させる二次元走査手段と、

前記二次元走査手段により超音波が走査される範囲内であってかつ前記透過部材の第 1 面に接触した状態で配置され、前記透過部材とは異なる既知の音響インピーダンスを有するリファレンス部材と、

前記透過部材の第 1 面に前記被検査物及び前記リファレンス部材を接触させた状態で、前記超音波振動子により前記透過部材の第 2 面側から超音波が照射され、前記被検査物と前記リファレンス部材とからの反射波を取得する反射波取得手段と、

前記リファレンス部材からの反射波を用いて前記被検査物からの反射波を補正するデコンボリューション処理を行う処理手段と、

前記処理手段により補正された反射波から前記被検査物の表面での反射波及び裏面での反射波を時間領域で分離する波形分離手段と、

前記波形分離手段により分離された前記被検査物の表面における反射波の信号強度と前記透過部材の音響インピーダンスとに基づいて前記被検査物の音響インピーダンスを算出する音響インピーダンス演算手段と

を備え、前記処理手段は、前記リファレンス部材からの反射波をフーリエ変換する第 1 のフーリエ変換手段と、前記被検査物からの反射波をフーリエ変換する第 2 のフーリエ変換手段と、前記第 2 のフーリエ変換手段により得られた変換結果を前記第 1 のフーリエ変換手段により得られた変換結果で除算する除算手段と、その除算結果を逆フーリエ変換することで補正された反射波のデータを得る逆フーリエ変換手段とを含む

ことを特徴とする音響インピーダンス測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検査物における音響インピーダンスを測定する音響インピーダンス測定方法、及び音響インピーダンス測定装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野では、生体組織の診断を行う装置として、超音波顕微鏡を応用した製品の開発が進められており、光学顕微鏡と同等の解像度で生体組織の観察が可能なものが実用化されている。光学顕微鏡では生体組織における化学的性質の違いを染色法によって区別するのに対し、超音波顕微鏡では物理的性質の違いを無染色で区別することができる。つまり、超音波顕微鏡を用いる場合には、染色法を用いなくても生体組織診断を行うことができるといった利点がある。

【0003】

具体的には、本発明者らは、パルス励起型の超音波顕微鏡を用いて生体組織の組織音速を算出し、その組織音速に応じた音速像を表示する装置をすでに提案している（例えば、特許文献 1 や非特許文献 1 参照）。この超音波顕微鏡を用いた観察では、生体組織から切り出し、その組織を用いて厚さ数 μm の凍結切片 5 1 を作製し、これをまずガラス基板 5 2 上に固定する（図 8 参照）。そして、パルス波でトランスデューサ 5 3 を励起して超音波 S_0 を出力させ、その超音波 S_0 を水などの媒質 5 4 を介して凍結切片 5 1 に照射する

10

20

30

40

50

。そして、組織表面の反射波 S_a と組織裏面の反射波 S_b との合成波を、トランスデューサ 53 で受信する。さらに、この受信波をフーリエ変換して基板 52 からの直接反射と比較することにより、強度及び位相スペクトルを得る。

【0004】

この測定で得られた信号強度の極小点または極大点の周波数を f_m 、そのときの位相を ϕ_m とすると、組織表面と背面からの反射は極小点では逆位相、極大点では同位相となる。すなわち、極小点においては組織表面からの反射は背面からの反射より位相が $(2n-1)\pi$ 進んでおり、 $\phi_m + (2n-1)\pi$ となる (n は自然数)。従って、組織の厚さ d 、水の音速 C_0 とすると、

【0005】

【数1】

$$2\pi f_m \times \frac{2d}{C_0} = \phi_m + (2n-1)\pi \quad \dots (1)$$

が成立している。

【0006】

従って、次式のように組織厚さ d が求まる。

【0007】

【数2】

$$d = \frac{\{\phi_m + (2n-1)\pi\}C_0}{4\pi f_m} \quad \dots (2)$$

【0008】

また、距離 $2d$ を組織音速 C で通過した波と水の音速 C_0 で通過した波との位相差が ϕ_m であることから、

【0009】

【数3】

$$2\pi f_m \times 2d \left(\frac{1}{C_0} - \frac{1}{C} \right) = \phi_m \quad \dots (3)$$

となり、次式のように組織音速 C が求まる。

【0010】

【数4】

$$C = \left(\frac{1}{C_0} - \frac{\phi_m}{4\pi f_m d} \right)^{-1} \quad \dots (4)$$

【0011】

このように、組織音速 C を測定しながら、超音波の照射点を二次元的に走査することにより、二次元の音速像が得られる。組織音速 C は、組織の硬さに関連するパラメータであり、音速像によって凍結切片 51 の性状を観察することができる。

【0012】

さらに、本発明者らはパルス励起型の超音波顕微鏡を利用して生体組織の音響インピー

10

20

30

40

50

ダンス像を表示する超音波画像検査装置も提案している。この超音波画像検査装置では、超音波 S_0 が走査される範囲内において生体組織 6 1 の周縁となる位置にリファレンス部材 6 2 を設け、樹脂プレート 6 3 を介して生体組織 6 1 及びリファレンス部材 6 2 に超音波 S_0 を照射する（図 9 参照）。

【 0 0 1 3 】

リファレンス部材 6 2 においてその表面と直交する角度で照射される超音波（入射波） S_0 と反射波 S_r とは次式（ 5 ）の関係が成り立つ。

【 0 0 1 4 】

【数 5】

$$S_r = \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r} S_0 \quad \dots (5)$$

10

【 0 0 1 5 】

ただし、 Z_s は樹脂プレート 6 3 の音響インピーダンスであり、 Z_r はリファレンス部材 6 2 の音響インピーダンスである。

【 0 0 1 6 】

生体組織 6 1 においてその表面と直交する角度で照射される超音波 S_0 と反射波 S_t とは次式（ 6 ）の関係が成り立つ。

【 0 0 1 7 】

【数 6】

$$S_t = \frac{Z_s - Z_t}{Z_s + Z_t} S_0 \quad \dots (6)$$

20

【 0 0 1 8 】

ただし、 Z_t は生体組織 6 1 の音響インピーダンスである。

【 0 0 1 9 】

従って、上記式（ 5 ）、（ 6 ）から生体組織 6 1 の音響インピーダンス Z_t は、次式（ 7 ）により求められる。

【 0 0 2 0 】

【数 7】

$$Z_t = \frac{1 - (S_r/S_0)}{1 + (S_r/S_0)} Z_s = \frac{1 - \frac{S_r}{S_0} \cdot \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r}}{1 + \frac{S_r}{S_0} \cdot \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r}} \cdot Z_s \quad \dots (7)$$

30

40

【 0 0 2 1 】

この超音波画像検査装置において、音響インピーダンス Z_t を測定しながら超音波 S_0 の照射点を二次元走査することにより、二次元の音響インピーダンス像が得られる。音響インピーダンス Z_t も、組織の硬さに関連するパラメータであり、音響インピーダンス像によって生体組織 6 1 の性状が観察される。

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 2 9 4 1 8 9 号公報

50

【非特許文献1】「医用超音波：パルス励起型超音波音速顕微鏡」（「超音波TECHNO」VO L.15 No.6(2003.11~12)（101~105頁）日本工業出版社発行）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0022】

ところで、上記パルス励起型超音波顕微鏡を用いて組織音速を測定する場合、生体組織の凍結切片を使用しなければならず、摘出した生体組織を極めて薄く切り落として凍結切片にするといった準備作業が必要となる。これに対して、パルス励起型超音波顕微鏡を用いて音響インピーダンスを測定する場合には、生体組織61の塊をそのまま観察することができるため、凍結切片にするといった準備作業は不要である。

10

【0023】

ところが、図10に示すように、生体組織61において厚さが薄い部分の音響インピーダンス Z_t を測定する場合、その生体組織61の表面での反射波 S_a と裏面での反射波 S_b が重なり合ってしまうことがある。上式(7)においては、生体組織61の表面での反射波 S_a の信号強度を反射波 S_t の値として代入し音響インピーダンス Z_t を求める必要がある。しかし、裏面での反射波 S_b が重なり合う場合には、その反射波 S_a の信号強度を正確に検出することができず、音響インピーダンス Z_t を精度よく求めることができない。

【0024】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検査物の音響インピーダンスをより正確に測定することができる音響パラメータ測定方法、及び超音波画像検査装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0025】

上記課題を解決するために、請求項1に記載の発明では、パルス励起型超音波顕微鏡を利用して超音波を被検査物に照射し、得られた反射波に基づいて前記被検査物の音響インピーダンスを測定する音響インピーダンス測定方法であって、前記被検査物とは異なる既知の音響インピーダンスを有しかつ超音波を透過しうる透過部材の第1面に前記被検査物を接触させた状態で、前記透過部材の第2面側から超音波を照射するステップと、前記透過部材とは異なる既知の音響インピーダンスを有するリファレンス部材を前記透過部材の第1面に接触させた状態で、前記透過部材の前記第1面における前記リファレンス部材からの反射波を取得するステップと、前記透過部材の第1面における前記被検査物からの反射波を取得するステップと、前記リファレンス部材からの反射波を用いて前記被検査物からの反射波を補正するデコンボリューション処理を行うステップと、前記補正された反射波から前記被検査物の表面での反射波及び裏面での反射波を時間領域で分離するステップと、前記被検査物の表面からの反射波の信号強度と前記透過部材の音響インピーダンスとに基づいて前記被検査物の音響インピーダンスを算出するステップとを含み、前記デコンボリューション処理では、前記被検査物からの反射波をフーリエ変換して得られた変換結果を、前記リファレンス部材からの反射波をフーリエ変換して得られた変換結果で除算し、その除算結果を逆フーリエ変換することを特徴とする音響インピーダンス測定方法をその要旨とする。

30

40

【0026】

請求項1に記載の発明によれば、パルス励起型超音波顕微鏡において、透過部材の第1面に被検査物を接触させた状態で透過部材の第2面側から超音波が照射され、その第1面における被検査物の非接触面からの反射波と被検査物からの反射波とが取得される。そして、被検査物の非接触面からの反射波を用いてデコンボリューション処理を行うことにより、被検査物からの反射波が補正され、被検査物の表面での反射波及び裏面での反射波が時間領域で分離される。さらに、分離された被検査物の表面からの反射波の信号強度と透過部材の音響インピーダンスとに基づいて被検査物の音響インピーダンスが算出される。従って、この方法によると、被検査物が薄く被検査物の表面の反射波と裏面の反射波とが

50

重なり合う場合でも、それら反射波を確実に分離することができ、被検査物の表面の反射波に基づいて音響インピーダンスを正確に求めることができる。

【 0 0 2 7 】

請求項 2 に記載の発明は、パルス励起型超音波顕微鏡を利用して超音波を被検査物に照射し、得られた反射波に基づいて前記被検査物の音響インピーダンスを測定する音響インピーダンス測定装置であって、パルス励起されることによって超音波を被検査物に向けて照射するとともに、前記被検査物からの反射波を受信して電気信号に変換する超音波振動子と、前記超音波振動子と前記被検査物との間に設けられ、前記被検査物とは異なる既知の音響インピーダンスを有しかつ超音波を透過しうる透過部材と、前記超音波の照射点を二次元的に走査させる二次元走査手段と、前記二次元走査手段により超音波が走査される範囲内であってかつ前記透過部材の第 1 面に接触した状態で配置され、前記透過部材とは異なる既知の音響インピーダンスを有するリファレンス部材と、前記透過部材の第 1 面に前記被検査物及び前記リファレンス部材を接触させた状態で、前記超音波振動子により前記透過部材の第 2 面側から超音波が照射され、前記被検査物と前記リファレンス部材とからの反射波を取得する反射波取得手段と、前記リファレンス部材からの反射波を用いて前記被検査物からの反射波を補正するデコンボリューション処理を行う処理手段と、前記処理手段により補正された反射波から前記被検査物の表面での反射波及び裏面での反射波を時間領域で分離する波形分離手段と、前記波形分離手段により分離された前記被検査物の表面における反射波の信号強度と前記透過部材の音響インピーダンスとに基づいて前記被検査物の音響インピーダンスを算出する音響インピーダンス演算手段とを備え、前記処理手段は、前記リファレンス部材からの反射波をフーリエ変換する第 1 のフーリエ変換手段と、前記被検査物からの反射波をフーリエ変換する第 2 のフーリエ変換手段と、前記第 2 のフーリエ変換手段により得られた変換結果を前記第 1 のフーリエ変換手段により得られた変換結果で除算する除算手段と、その除算結果を逆フーリエ変換することで補正された反射波のデータを得る逆フーリエ変換手段とを含むことを特徴とする音響インピーダンス測定装置をその要旨とする。

【 0 0 2 8 】

請求項 2 に記載の発明によれば、パルス励起型超音波顕微鏡において、超音波振動子がパルス励起されると、その超音波振動子から被検査物に向けて超音波が照射される。その超音波は、透過部材の第 1 面に被検査物を接触させた状態で透過部材の第 2 面側から照射され、反射波取得手段により、その第 1 面における被検査物の非接触面からの反射波と被検査物からの反射波とが取得される。そして、処理手段により、被検査物の非接触面からの反射波を用いてデコンボリューション処理が行われて被検査物からの反射波が補正される。また、波形分離手段により、補正された反射波から被検査物の表面での反射波及び裏面での反射波が時間領域で分離される。さらに、音響インピーダンス演算手段により、分離された被検査物の表面からの反射波の信号強度と透過部材の音響インピーダンスとに基づいて被検査物の音響インピーダンスが算出される。従って、この装置によると、被検査物が薄く被検査物の表面の反射波と裏面の反射波とが重なり合う場合でも、それら反射波を確実に分離することができ、被検査物の表面の反射波に基づいて音響インピーダンスを正確に求めることができる。

【 0 0 3 0 】

そして上記の発明によれば、二次元走査手段により超音波の照射点が二次元的に走査されるので、被検査物における複数個所の音響インピーダンスを求めることができ、被検査物における音響インピーダンスの分布を確認することができる。また、リファレンス部材における反射波の信号強度とその音響インピーダンスとを用いることにより、測定条件（温度や測定系の回路特性）が変化し、被検査物に照射される超音波の強度が変動した場合でも、被検査物に照射される超音波とその反射波との関係を補正することができる。よって、被検査物の音響インピーダンスを正確に求めることができる。また、リファレンス部材が走査範囲内に設けられているので、リファレンス部材からの反射波の測定に続いて、被検査物の反射波を迅速に測定することができる。特に、リファレンス部材は被検査物が

10

20

30

40

50

セットされるセット部の周縁に設けるとよい。このようにすると、二次元走査手段の走査ライン上にリファレンス部材と被検査物とが位置することになり、補正をリアルタイムで行うことが可能となる。

【発明の効果】

【0031】

以上詳述したように、請求項1、2に記載の発明によると、被検査物の音響インピーダンスをより正確に測定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

以下、本発明を具体化した一実施の形態を図面に基づき詳細に説明する。図1は音響インピーダンス測定装置としての超音波画像検査装置を示す概略構成図である。図1に示されるように、本実施の形態の超音波画像検査装置1は、パルス励起型超音波顕微鏡2と、パーソナルコンピュータ(パソコン)3とを備える。

10

【0033】

パルス励起型超音波顕微鏡2は、試料ステージ4を有する顕微鏡本体5と、試料ステージ4の下方に設置された超音波プローブ6とを備える。そのパルス励起型超音波顕微鏡2の超音波プローブ6がパソコン3と電氣的に接続されている。

【0034】

本実施の形態の試料ステージ4は、ユーザの手動操作により、水平方向(即ちX方向及びY方向)に移動できるように構成されている。この試料ステージ4には、被検査物としての生体組織8を載置した樹脂プレート9が固定されている。なお、生体組織8は、例えば、数 μm 程度にスライスされた生体組織切片である。また、樹脂プレート9としては、超音波を透過する部材(透過部材)であるアクリル板などが用いられる。この樹脂プレート9の上面(第1面)において生体組織8のセット部の周縁にリファレンス部材10が設けられている。

20

【0035】

超音波プローブ6は、水などの超音波伝達媒体Wを貯留可能な貯留部11をその先端部に有するプローブ本体12と、プローブ本体12の略中心部に配置される超音波トランスデューサ13と、プローブ本体12を前記試料ステージ4の面方向に沿って二次元的に走査するためのX-Yステージ14とを備える。プローブ本体12の貯留部11は上部が開

30

【0036】

超音波トランスデューサ13は、酸化亜鉛の薄膜圧電素子16とサファイアロッドの音響レンズ17とからなり、パルス励起されることで樹脂プレート9の下面(第2面)側から生体組織8に対して超音波を照射する。超音波トランスデューサ13が照射する超音波は、貯留部11の超音波伝達媒体Wを介して円錐状に収束されて樹脂プレート9の上面(生体組織8の表面)で焦点を結ぶようになっている。なお、超音波トランスデューサ13としては、口径1.2mm、焦点距離1.5mm、中心周波数80MHz、帯域幅50~105MHz(-6dB)の仕様のもを用いている。

40

【0037】

図2は、超音波画像検査装置1の電氣的な構成を示すブロック図である。

【0038】

図2に示されるように、超音波プローブ6は、超音波トランスデューサ13と、X-Yステージ14と、パルス発生回路21と、受信回路22と、送受波分離回路23と、検波回路24と、A/D変換回路25と、エンコーダ26と、コントローラ27とを備える。

【0039】

X-Yステージ14は、超音波の照射点を二次元的に走査させるためのXステージ14X及びYステージ14Yを備えるとともに、それぞれのステージ14X, 14Yを駆動するモータ28X, 28Yを備えている。これらのモータ28X, 28Yとしては、ステッ

50

ピングモータやリニアモータが使用される。

【 0 0 4 0 】

各モータ 2 8 X , 2 8 Y にはコントローラ 2 7 が接続されており、該コントローラ 2 7 の駆動信号に応答してモータ 2 8 X , 2 8 Y が駆動される。これらモータ 2 8 X , 2 8 Y の駆動により、X ステージ 1 4 X を連続走査（連続送り）するとともに、Y ステージ 1 4 Y を間欠送りとなるよう制御することで、X - Y ステージ 1 4 の高速走査が可能となっている。

【 0 0 4 1 】

また、本実施の形態においては、X ステージ 1 4 X に対応してエンコーダ 2 6 が設けられ、エンコーダ 2 6 により X ステージ 1 4 X の走査位置が検出される。具体的に、走査範囲を 3 0 0 × 3 0 0 個の測定点（ピクセル）に分割した場合、1 回の X 方向（水平方向）の走査が 3 0 0 分割される。そして、各測定点の位置がエンコーダ 2 6 によって検出されパソコン 3 に取り込まれる。パソコン 3 はそのエンコーダ 2 6 の出力に同期して駆動制御信号を生成して、その駆動制御信号をコントローラ 2 7 に供給する。コントローラ 2 7 は、この駆動制御信号に基づいてモータ 2 8 X を駆動する。また、コントローラ 2 7 は、エンコーダ 2 6 の出力信号に基づき X 方向の 1 ラインの走査が終了した時点でモータ 2 8 Y を駆動して、Y ステージ 1 4 Y を Y 方向に 1 ピクセル分移動させる。

【 0 0 4 2 】

さらに、コントローラ 2 7 は、駆動制御信号に同期してトリガ信号を生成してパルス発生回路 2 1 に供給する。これにより、パルス発生回路 2 1 において、そのトリガ信号に同期したタイミングで励起パルスが生成される。その励起パルスが送受波分離回路 2 3 を介して超音波トランスデューサ 1 3 に供給される結果、超音波トランスデューサ 1 3 から超音波が照射される。

【 0 0 4 3 】

図 3 には、X - Y ステージ 1 4 の移動に伴う超音波の走査範囲 R 1 の一例を示している。この例では、走査範囲 R 1 の左上の隅にリファレンス部材 1 0 が配置されるようになっており、その位置から走査が開始される。そして、矢印で示すように、生体組織 8 の表面に沿って X 方向及び Y 方向に二次元的に走査が順次行われる。

【 0 0 4 4 】

超音波トランスデューサ 1 3 の薄膜圧電素子 1 6 は、送受波兼用の超音波振動子であり、生体組織 8 で反射した超音波（反射波）を電気信号に変換する。そして、その反射波の信号は、送受波分離回路 2 3 を介して受信回路 2 2 に供給される。受信回路 2 2 は、信号増幅回路を含んで構成されており、反射波の信号を増幅して検波回路 2 4 に出力する。

【 0 0 4 5 】

検波回路 2 4 は、生体組織 8 からの反射波信号を検出するための回路であり、図示しないゲート回路を含む。本実施の形態の検波回路 2 4 は、超音波トランスデューサ 1 3 で受信した反射波信号のなかから生体組織 8 やリファレンス部材 1 0 の反射波信号を抽出する。そして、検波回路 2 4 で抽出された反射波信号は、A / D 変換回路 2 5 に供給されて A / D 変換された後、パソコン 3 に転送される。

【 0 0 4 6 】

パソコン 3 は、CPU 3 1、I / F 回路 3 2、メモリ 3 3、記憶装置 3 4、入力装置 3 5、及び表示装置 3 6 を備え、それらはバス 3 7 を介して相互に接続されている。

【 0 0 4 7 】

CPU 3 1 は、メモリ 3 3 を利用して制御プログラムを実行し、システム全体を統括的に制御する。制御プログラムとしては、X - Y ステージ 1 4 による二次元走査を制御するためのプログラム、音響インピーダンスを算出するためのプログラム、音響インピーダンス像を表示するためのプログラムなどを含む。

【 0 0 4 8 】

I / F 回路 3 2 は、超音波プローブ 6 との間で信号の授受を行うためのインターフェース（具体的には、USB インターフェース）である。I / F 回路 3 2 は、超音波プローブ

10

20

30

40

50

6に制御信号(コントローラ27への駆動制御信号)を出力したり、超音波プローブ6からの転送データ(A/D変換回路25から転送されるデータなど)を入力したりする。

【0049】

表示装置36は、例えば、LCDやCRTなどのカラーディスプレイであり、生体組織8の画像(音響インピーダンス像)や各種設定の入力画面を表示するために用いられる。入力装置35は、キーボードやマウス装置などであり、ユーザからの要求や指示、パラメータの入力に用いられる。

【0050】

記憶装置34は、磁気ディスク装置や光ディスク装置などであり、制御プログラム及び各種のデータを記憶している。CPU31は、入力装置35による指示に従い、プログラムやデータを記憶装置34からメモリ33へ転送し、それを逐次実行する。なお、CPU31が実行するプログラムとしては、メモリカード、フレキシブルディスク、光ディスクなどの記憶媒体に記憶されたプログラムや、通信媒体を介してダウンロードしたプログラムでもよく、その実行時には記憶装置34にインストールして利用する。

【0051】

次に、生体組織8の音響インピーダンスを算出する方法について説明する。

【0052】

先ず、図4に示すように、樹脂プレート9を介してリファレンス部材10に超音波 S_0 を照射し、リファレンス部材10での反射波 S_r を測定する。超音波(入射波) S_0 と反射波 S_r とは上式(5)の関係が成り立つ。

【0053】

また、生体組織表面に超音波 S_0 を照射し、生体組織8からの反射波 S_t を測定する。超音波(入射波) S_0 と反射波 S_t とは上式(6)の関係が成り立つ。そして、生体組織8の音響インピーダンス Z_t は上式(7)によって求められる。

【0054】

ところが、図4のように生体組織8が薄い場合、生体組織8からの反射波 S_t は、組織表面の反射波 S_a と組織裏面の反射波 S_b とを含んだ合成波として取得される。上式(7)を用いて音響インピーダンス Z_t を求めるためには、生体組織8の表面の反射波 S_a のみを生体組織8からの反射波 S_t として使用する必要がある。

【0055】

そのため、本実施の形態では、リファレンス部材10での反射波 S_r を参照波形としてデコンボリューション処理を行うことにより、生体組織8での反射波 S_t を補正して組織表面での反射波 S_a と組織裏面での反射波 S_b とを分離する。なお、このデコンボリューション処理では、各反射波 S_r 、 S_t をそれぞれフーリエ変換し、フーリエ変換後の反射波 S_t の周波数成分を反射波 S_r の周波数成分で除算し、さらに、その算出結果を逆フーリエ変換する。これにより、補正した反射波 S_t のデータが得られる。

【0056】

図5(a)には、デコンボリューション処理前の生体組織8での反射波 S_t を示し、図5(b)には、デコンボリューション処理後の生体組織8での反射波 S_t を示している。図5(a)、(b)に示されるように、デコンボリューション処理により補正された生体組織8の反射波 S_t は、補正前の波形に比べて生体組織8の表面及び裏面での反射が分離可能な波形となる。本実施の形態では、このデコンボリューション処理によって補正された反射波 S_t に対して窓関数をかけることにより、組織表面での反射波 S_a と組織裏面での反射波 S_b とを時間領域で分離する。

【0057】

そして、分離した波形データに基づいて、生体組織8の表面からの反射波 S_a の信号強度を求め、それを生体組織8の反射波 S_t として上式(7)に代入することにより、生体組織8の音響インピーダンス Z_t が求められる。なお、上式(7)における樹脂プレート9の音響インピーダンス Z_s やリファレンス部材10の音響インピーダンス Z_r は、制御プログラムのデータとして記憶装置34に予め記憶されている。

【 0 0 5 8 】

次に、本実施の形態において、生体組織 8 の音響インピーダンス像を生成するために CPU 3 1 が実行する処理例について、図 6 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 5 9 】

まず、超音波プローブ 6 の初期動作として、CPU 3 1 からの指示に基づいてコントローラ 2 7 によりモータ 2 8 X , 2 8 Y が駆動され、走査位置がリファレンス部材 1 0 に位置するように X - Y ステージ 1 4 が移動される。またこのとき、励起パルスがトランスデューサ 1 3 に供給されると、図 4 に示すように、リファレンス部材 1 0 に超音波 S_o が照射され、その反射波 S_r が検波回路 2 4 で検出される。そして、反射波取得手段としての CPU 3 1 は、A / D 変換回路 2 5 で変換されたデジタルデータを I / F 回路 3 2 を介して取得し、そのデータをリファレンス部材 1 0 の反射波のデータとしてメモリ 3 3 に記憶する (ステップ 1 0 0)。

10

【 0 0 6 0 】

その後、CPU 3 1 からの指示に基づいてコントローラ 2 7 によりモータ 2 8 X , 2 8 Y が駆動され、X - Y ステージ 1 4 による二次元走査が開始される。CPU 3 1 は、エンコーダ 2 6 の出力に基づいて測定点の座標データを取得する (ステップ 1 1 0)。そして、図 4 に示すように、生体組織 8 に超音波 S_o が照射され、その反射波 S_t が検波回路 2 4 で検出される。反射波取得手段としての CPU 3 1 は、A / D 変換回路 2 5 で変換されたデジタルデータを I / F 回路 3 2 を介して取得し、そのデータを生体組織 8 の反射波のデータとして座標データに関連付けてメモリ 3 3 に記憶する (ステップ 1 2 0)。

20

【 0 0 6 1 】

処理手段としての CPU 3 1 は、リファレンス部材 1 0 の反射波のデータを用いてデコンボリューション処理を行う (ステップ 1 3 0)。図 7 には、そのデコンボリューション処理の具体例を示している。

【 0 0 6 2 】

すなわち、CPU 3 1 は、リファレンス部材 1 0 からの反射波 S_r のデータをフーリエ変換する (ステップ 1 3 1)。次に、CPU 3 1 は、生体組織 8 における反射波 S_t のデータをフーリエ変換する (ステップ 1 3 2)。そして、CPU 3 1 は、フーリエ変換後の反射波 S_t の周波数成分を反射波 S_r の周波数成分で除算する (ステップ 1 3 3)。その後、CPU 3 1 は、その除算結果を逆フーリエ変換することで補正された反射波 S_t (図 5 (b)参照) のデータを取得する (ステップ 1 3 4)。この処理の終了後、CPU 3 1 は、図 6 に示すステップ 1 4 0 に移行する。

30

【 0 0 6 3 】

ステップ 1 4 0 において、波形分離手段としての CPU 3 1 は、所定の窓関数を用いて、補正された反射波 S_t から組織表面での反射波 S_a と組織裏面での反射波 S_b とを時間領域で分離する。次いで、CPU 3 1 は、分離した組織表面での反射波 S_a のデータを求める。そして、音響インピーダンス演算手段としての CPU 3 1 は、そのデータを用いて、上記式 (7) に対応した演算を行うことで、測定点での生体組織 8 の音響インピーダンス Z_t を算出し、それら算出値を座標データに関連付けてメモリ 3 3 に記憶する (ステップ 1 5 0)。

40

【 0 0 6 4 】

その後、CPU 3 1 は、算出した音響インピーダンス Z_t に基づいて音響インピーダンス像を生成するための画像処理を行う (ステップ 1 6 0)。詳しくは、CPU 3 1 は、音響インピーダンス Z_t を用いてカラー変調処理を行い、音響インピーダンス Z_t の大きさに応じた画像データを生成し、該画像データをメモリ 3 3 に記憶する。

【 0 0 6 5 】

CPU 3 1 は、全ての測定点での処理が終了し、1 画面分の画像データが取得されたか否かを判断する (ステップ 1 7 0)。ここで、全データが取得されていない場合、CPU 3 1 は、ステップ 1 1 0 に戻って、ステップ 1 1 0 ~ 1 7 0 の処理を繰り返し実行し、全データが取得された場合には、該データを表示装置 3 6 に転送し該データに応じた音響イ

50

ンピーダンス像を表示させた後、図6の処理を終了する。

【0066】

この処理により、組織表面での音響インピーダンス Z_t の大きさに応じて色分けされた音響インピーダンス像が表示され、その音響インピーダンス像によって、生体組織8における音響インピーダンスの分布が確認される。

【0067】

従って、本実施の形態によれば以下の効果を得ることができる。

【0068】

(1)本実施の形態の超音波画像検査装置1では、リファレンス部材10からの反射波 S_r を参照波形としてデコンボリューション処理を行うことにより、生体組織8からの反射波 S_t が補正され、生体組織8の表面での反射波 S_a 及び裏面での反射波 S_b が時間領域で分離される。そして、生体組織8の表面からの反射波 S_a の信号強度と樹脂プレート9の音響インピーダンス Z_s とに基づいて生体組織8の音響インピーダンス Z_t が算出される。このようにすれば、生体組織8が薄く生体組織8表面の反射波 S_a と裏面の反射波 S_b とが重なり合う場合でも、それら反射波を確実に分離することができ、組織表面の反射波 S_a に基づいて音響インピーダンス Z_t を正確に求めることができる。

【0069】

(2)本実施の形態の場合、測定条件(温度や測定系の回路特性)が変化し、トランスデューサ13から出力される超音波 S_0 の強度が変動したとしても、リファレンス部材10の反射波 S_r を検出し、その強度に基づいて音響インピーダンス Z_t を算出することにより、測定条件の変動に応じた補正が可能となる。これにより、正確な音響インピーダンス像を得ることができる。

【0070】

(3)本実施の形態のパルス励起型超音波顕微鏡2では、樹脂プレート9において、生体組織8のセット部の周縁にリファレンス部材10が設けられ、該リファレンス部材10がX-Yステージ14による走査範囲R1内に配置されている。このように構成すると、リファレンス部材10からの反射波 S_r の測定に続いて、生体組織8の反射波 S_t を迅速に測定することができる。

【0071】

(4)本実施の形態のパルス励起型超音波顕微鏡2は、生体組織8の下方から超音波 S_0 を照射してその組織下面の画像を可視化するよう構成された倒立型の顕微鏡である。この場合、試料ホルダなどの特別な固定部材を設ける必要がなく、樹脂プレート9上面に生体組織8を載せるだけで、その音響インピーダンス Z_t を容易に測定することができる。

【0072】

なお、本発明の実施の形態は以下のように変更してもよい。

【0073】

・上記実施の形態の超音波画像検査装置1では、リファレンス部材10からの反射波を参照波形としてデコンボリューション処理を行うものであったが、これに限定されるものではない。この参照波形としては、樹脂プレート9の上面(第1面)において生体組織8の非接触面からの反射波であればよく、例えば、樹脂プレート9の上面において生体組織8とリファレンス部材10とが載置されていない非載置面(具体的には、リファレンス部材10よりも外側に位置する樹脂プレート表面)での反射波を用いてもよい。

【0074】

・上記実施の形態の超音波画像検査装置1において、生体組織8が薄く表面及び裏面での反射波が重なり合う場合にデコンボリューション処理を行えばよく、生体組織8が厚く表面及び裏面での反射波が重なり合わない場合には、従来の算出方法に切替えて生体組織8の音響インピーダンス Z_t を算出してもよい。例えば、生体組織8が厚く、ユーザが入力装置35を操作して従来の演算方法を選択した場合、図6におけるデコンボリューション処理(ステップ130の処理)や反射波の分離処理(ステップ140の処理)を省略して生体組織8の音響インピーダンス Z_t を算出するよう構成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

・上記実施の形態では、生体組織 8 の下方から超音波を照射する倒立型の超音波顕微鏡 2 に具体化するものであったが、生体組織 8 の上方から超音波を照射する超音波顕微鏡に具体化してもよい。

【 0 0 7 6 】

・上記実施の形態では、被検査物としての生体組織 8 の音響インピーダンス Z_t を測定するものであったが、それ以外に、例えば樹脂表面などの音響インピーダンスを測定してもよい。

【 0 0 7 7 】

・上記実施の形態において、パソコン 3 を用いて超音波画像検査装置 1 を構成したが、それ以外にワークステーションなどのコンピュータを用いてもよい。また、音響インピーダンス像を表示するための表示装置 36 は、パソコン 3 に一体的に設けられるものであったが、パソコン 3 と別体で設けてもよい。

10

【 0 0 7 8 】

・上記実施の形態の超音波画像検査装置 1 では、カラー変調による画像を得るものであったが、それ以外に輝度変調した画像として可視化してもよい。

【 0 0 7 9 】

次に、特許請求の範囲に記載された技術的思想のほかに、前述した実施の形態によって把握される技術的思想を以下に列挙する。

【 0 0 8 0 】

(1) 請求項 2 または 3 において、前記パルス励起型超音波顕微鏡は、前記被検査物の下方から超音波を照射してその被検査物における下面の画像を可視化するように構成された倒立型の顕微鏡であることを特徴とする音響インピーダンス測定装置。

20

【 0 0 8 1 】

(2) 請求項 2 または 3 において、前記処理手段は、前記被検査物の非接触面からの反射波をフーリエ変換する第 1 のフーリエ変換手段と、前記被検査物からの反射波をフーリエ変換する第 2 のフーリエ変換手段と、前記第 2 のフーリエ変換手段により得られた変換結果を前記第 1 のフーリエ変換手段により得られた変換結果で除算する除算手段と、その除算結果を逆フーリエ変換することで補正された反射波のデータを得る逆フーリエ変換手段とを含むことを特徴とする音響インピーダンス測定装置。

30

【 0 0 8 2 】

(3) 請求項 2 または 3 に記載の音響インピーダンス測定装置と、前記被検査物の音響インピーダンスに基づいて画像を生成する処理を行う画像生成手段と、前記画像を表示するための表示装置とを備えることを特徴とする超音波画像検査装置。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 3 】

【 図 1 】 本発明を具体化した一実施の形態の超音波画像検査装置を示す概略構成図。

【 図 2 】 超音波画像検査装置の電気的構成を示すブロック図。

【 図 3 】 超音波の走査範囲を示す説明図。

【 図 4 】 各反射波を示す説明図。

40

【 図 5 】 (a) はデコンボリューション処理前の反射波を示し、(b) はデコンボリューション処理後の反射波を示す説明図。

【 図 6 】 生体組織の音響インピーダンス像を生成するための処理を示すフローチャート。

【 図 7 】 デコンボリューション処理を示すフローチャート。

【 図 8 】 従来のパルス励起型超音波顕微鏡での音速測定方法を示す模式図。

【 図 9 】 従来のパルス励起型超音波顕微鏡での音響インピーダンス測定方法を示す模式図。

【 図 1 0 】 生体組織が薄い場合の反射波を示す説明図。

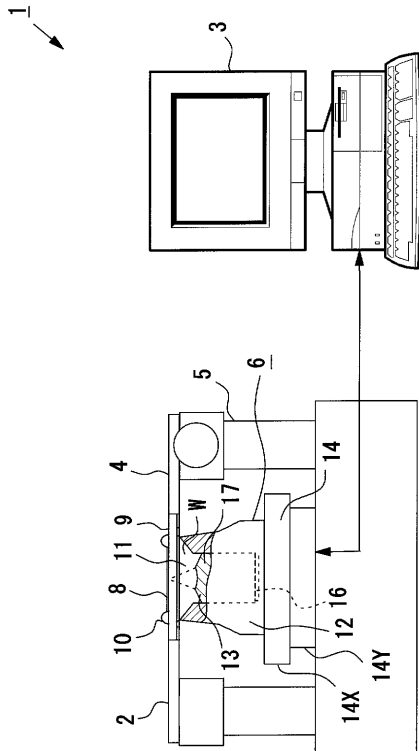
【 符号の説明 】

【 0 0 8 4 】

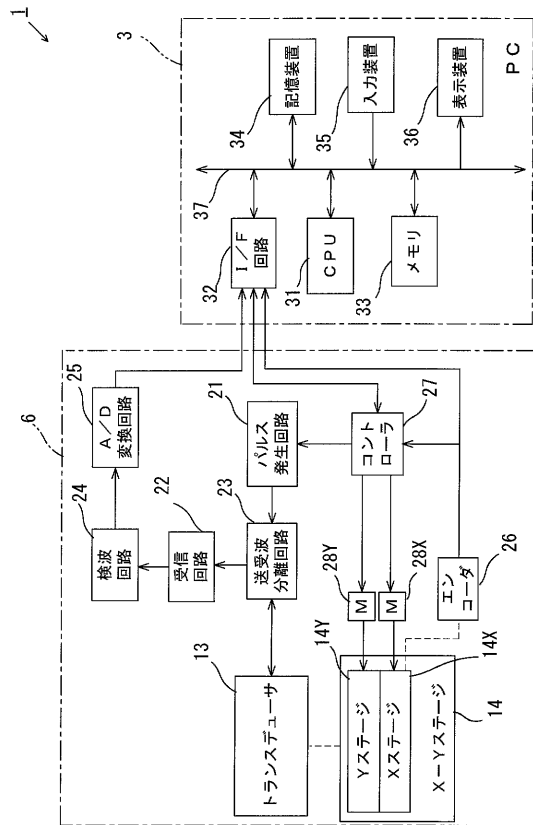
50

- 1 ... 超音波画像検査装置
- 2 ... パルス励起型超音波顕微鏡
- 8 ... 被検査物としての生体組織
- 9 ... 透過部材としての樹脂プレート
- 10 ... リファレンス部材
- 14 ... 二次元走査手段としての X - Y ステージ
- 16 ... 超音波振動子としての薄膜圧電素子
- 31 ... 反射波取得手段、処理手段、波形分離手段、及び音響インピーダンス演算手段としての CPU

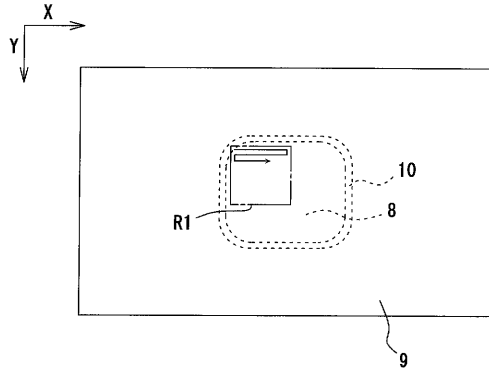
【 図 1 】



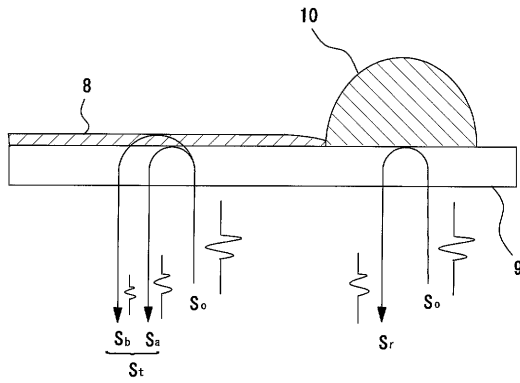
【 図 2 】



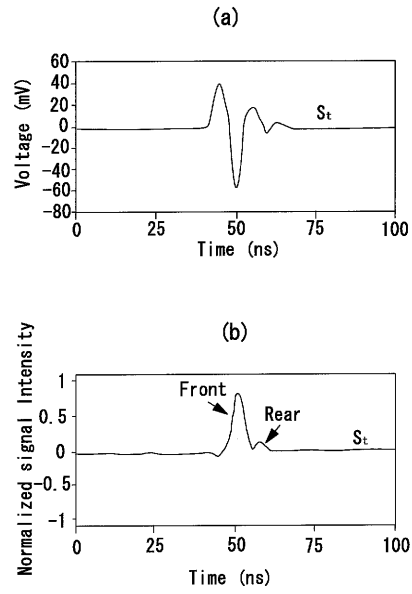
【図3】



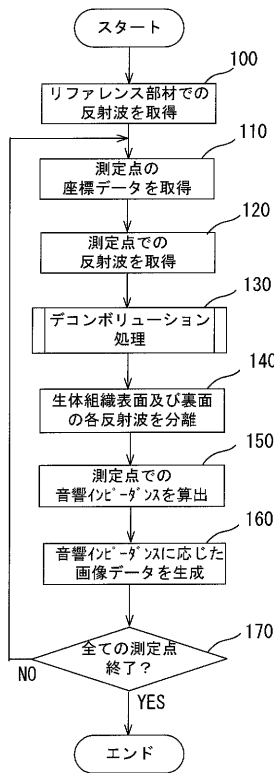
【図4】



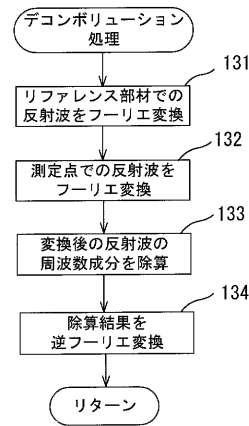
【図5】



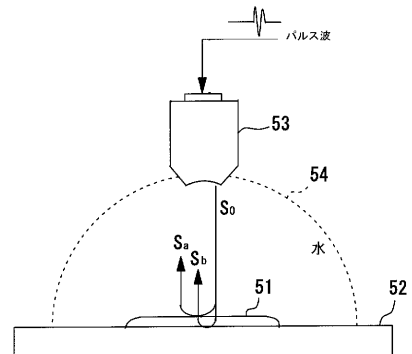
【図6】



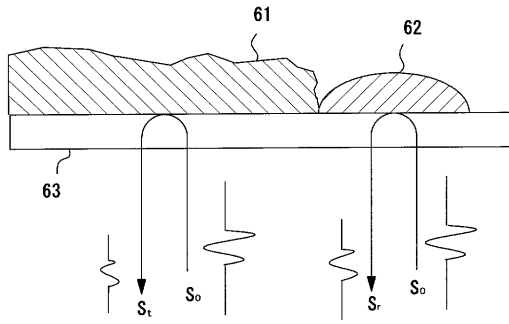
【図7】



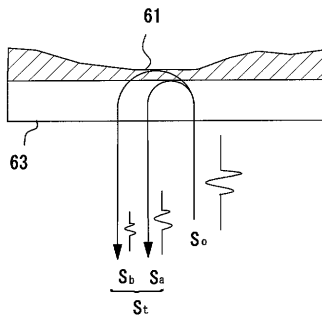
【図8】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭61-165658(JP,A)
特開昭60-146152(JP,A)
特開平03-090856(JP,A)
特開2000-102537(JP,A)
特開平09-113492(JP,A)
特開2004-294189(JP,A)
李哲奎,外,超音波顕微鏡による生体組織の音響パラメータ取得に関する検討,電気学会全国大会講演論文集,2005年4月11日,P.142
木村あゆみ,外,音響インピーダンス顕微鏡における生体組織 in vivo 観察,電子情報通信学会技術研究報告,2006年1月19日,Vol.105, No.553, P.25-29

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

G01N 29/00-29/52
JSTPlus(JDreamII)

专利名称(译)	声阻抗测量方法和声阻抗测量装置		
公开(公告)号	JP5124741B2	公开(公告)日	2013-01-23
申请号	JP2006068430	申请日	2006-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
[标]发明人	小林和人		
发明人	小林 和人		
IPC分类号	G01N29/09 G01N29/06 G01N29/26 A61B8/00		
FI分类号	G01N29/16 G01N29/20.501 G01N29/26.501 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BB01 2G047/BC01 2G047/BC13 2G047/DB12 2G047/EA10 2G047/FA01 2G047/GG20 2G047/GG27 2G047/GG41 2G047/GJ22 4C601/BB02 4C601/BB11 4C601/BB13 4C601/DD18 4C601/DE17 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/HH04 4C601/IB40 4C601/IB45 4C601/IB49 4C601/IB51 4C601/JC13		
其他公开文献	JP2007248079A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够更精确地测量被检查物体的声阻抗的声阻抗测量装置。换能器（13）通过脉冲激发向生物体组织（8）照射超声波，并从生物体组织（8）接收反射波。CPU 31通过使用来自参考构件10的反射波执行去卷积处理来校正来自活组织8的反射波，并且根据校正后的反射波和后表面上的反射波计算活组织8的表面上的反射波。在时域中分离波。CPU 31基于分离表面上的反射波的信号强度和树脂板9的声阻抗来计算活组织8的声阻抗。The

$$d = \frac{(\phi_m + (2n - 1)\pi)C_0}{4\pi f_m}$$