

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2007-57512
(P2007-57512A)

(43) 公開日 平成19年3月8日(2007.3.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 N 29/09 (2006.01)	GO 1 N 29/16	2 GO 4 7
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 O 1
GO 1 N 29/00 (2006.01)	GO 1 N 29/18	
GO 1 N 29/06 (2006.01)	GO 1 N 29/20 5 O 1	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2005-246895 (P2005-246895)	(71) 出願人	304027349
(22) 出願日	平成17年8月26日 (2005.8.26)		国立大学法人豊橋技術科学大学
			愛知県豊橋市天伯町雲雀ヶ丘 1 - 1
		(71) 出願人	000243364
			本多電子株式会社
			愛知県豊橋市大岩町字小山塚 2 O 番地
		(74) 代理人	100114605
			弁理士 渥美 久彦
		(72) 発明者	穂積 直裕
			愛知県豊橋市西羽田町 2 O 9 - 1 O
		(72) 発明者	小林 和人
			愛知県豊橋市大岩町小山塚 2 O 番地 本多電子株式会社内

最終頁に続く

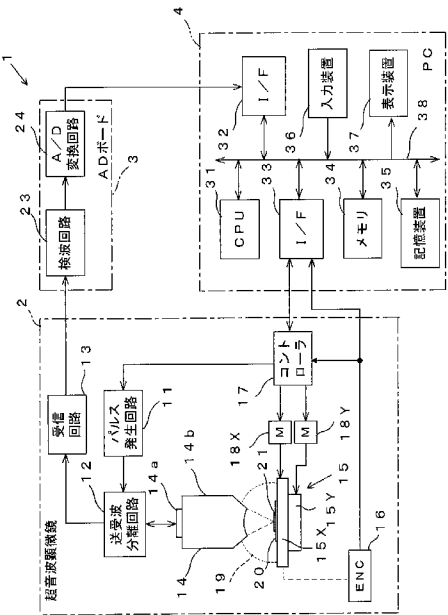
(54) 【発明の名称】 被検査物の測定方法、及び被検査物の測定装置

(57) 【要約】

【課題】被検査物の音速及び音響インピーダンスを求め、それらを用いて被検査物の物理特性をより正確に把握すること。

【解決手段】トランスデューサ 1 4 はパルス励起されることによって超音波を生体組織 2 1 に向けて照射するとともに、生体組織 2 1 からの反射波を受信する。C P U 3 1 は、ガラス基板 2 0 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で、生体組織 2 1 からの反射波を補正する。C P U 3 1 は、補正した反射波から、生体組織 2 1 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。C P U 3 1 は、分離した各反射波をそれぞれ周波数領域で解析することにより、複数の周波数についての音速及び音響インピーダンスを求める。

【選択図】 図 1



【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、試料載置板上に載置された被検査物を超音波の反射波に基づいて測定する方法であって、

前記試料載置板における被検査物の非載置面からの反射波を取得するステップと、

前記被検査物からの反射波を取得するステップと、

前記非載置面からの反射波を用いて、前記被検査物からの反射波を周波数領域で解析することにより、複数の周波数についての音速及び音響インピーダンスを求めるステップとを含むことを特徴とする被検査物の測定方法。

【請求項 2】

パルス励起型超音波顕微鏡を利用して、試料載置板上に載置された被検査物を超音波の反射波に基づいて測定する方法であって、

前記試料載置板における被検査物の非載置面からの反射波を取得するステップと、

前記被検査物からの反射波を取得するステップと、

前記非載置面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、

前記分離された各反射波の位相に基づいて音速を求めるステップと、

前記分離された各反射波の信号強度に基づいて音響インピーダンスを求めるステップとを含むことを特徴とする被検査物の測定方法。

【請求項 3】

前記音響インピーダンスを前記音速で除算することにより被検査物の密度を求めることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検査物の測定方法。

【請求項 4】

前記音響インピーダンスと前記音速とを乗算することにより被検査物の体積弾性率を求めることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の被検査物の測定方法。

【請求項 5】

パルス励起型超音波顕微鏡を利用して、試料載置板上に載置された被検査物を超音波の反射波に基づいて測定する測定装置であって、

パルス励起されることによって超音波を被検査物に照射するとともに、前記被検査物からの反射波を受信する超音波振動子と、

前記試料載置板における被検査物の非載置面からの反射波と前記被検査物からの反射波とに基づいて、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各反射波の位相に基づいて、前記被検査物の音速を算出する音速算出手段と、

前記波形分離手段により分離された各反射波の信号強度に基づいて、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ることを特徴とする被検査物の測定装置。

【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を測定する被検査物の測定方法、及び被検査物の測定装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

外科手術中において切除する部位の大きさは、術後の患者の負担を考えるとできるかぎ

10

20

30

40

50

り小さく抑えるべきであるが、患部の一部が切除されずに残ってしまうと病気が再発するといった問題がある。このため、切除後の残留部分から標本（生体組織）をサンプリングし、患部の拡がりがないことを確認する必要がある。現在、この作業は、摘出した生体組織の切片を染色し、光学顕微鏡で観察することによって行われている。組織確定診断は、病理学的所見に基づいて標本部分に患部が拡がっていないことを確認する診断であるが、切片の染色には数日を要することから、術後の確認に用いられている。

【0003】

術中においては、縫合前に患部が残されていないことを短時間で判断することが要求される。そのため、特殊な染料を用いて短時間で染色し、標本部分に患部が拡がっていないことを概ね確認する「組織迅速診断」といった方法も実用化されている。ところが、この組織迅速診断においても1時間程度の時間を必要とし、この間手術が中断されるので、これに代わる方法として、超音波による音速像の観察が提案されている。つまり、超音波によって音速像を得る場合には、染色法を用いなくても生体組織の観察を行うことができる。このことから、組織確定診断を行う診断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いる。

10

【0004】

具体的には、従来の超音波顕微鏡では、単一周波数のバースト波を利用し、反射した超音波信号の強度や位相を解析することで、生体組織の性状を観察する。しかし、このような超音波顕微鏡には、超音波信号の測定に長時間を要するという問題があった。また、十分な精度と安定度を持った発振器や測定系などのアナログシステムが必要となるため、装置が大型化、複雑化するといった問題もあった。

20

【0005】

これら問題を解消して術中診断を可能とするための手段として、本発明者らはパルス励起型の超音波顕微鏡をすでに提案している（例えば、非特許文献1、特許文献1参照）。このパルス励起型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51を作製し、これをまずガラス基板52上に固定する（図15参照）。そして、パルス波でトランスデューサ53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54を介して凍結切片51に照射する。そして、組織表面の反射波 S_{front} と組織裏面の反射波 S_{rear} 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。

30

【0006】

ところで、バースト波を用いた従来方式では、同じ測定点で周波数を切り替え何回も測定し、組織表面の反射と背面の反射との干渉を観測する必要がある。これに対して、パルス励起型超音波顕微鏡によれば、1回の測定で算出することができるという利点がある。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、

40

【0007】

【数1】

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

が成立している。

【0008】

従って、次式のように組織厚さ d が求まる。

【0009】

50

【数 2】

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

【0010】

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、

【0011】

【数 3】

10

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

となり、次式のように組織音速 C が求まる。

【0012】

【数 4】

20

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

【0013】

また、極大点においては組織表面からの反射と背面からの反射との位相差が $2n\pi$ となっていることから、次式の関係が成立している。

【0014】

【数 5】

30

$$2\pi f_m \times \frac{2d}{C_0} = \phi_m + 2n\pi \quad \dots (5)$$

【0015】

この式を用いれば、極小点の場合と同様に、組織厚さ d を求めることができ、さらに、その組織厚さ d を用いて音速 C を求めることができる。

【0016】

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走査することにより、二次元の音速像が得られる。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。

40

【0017】

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 61 の周縁となる位置にリファレンス部材 62 を設け、ガラス基板 63 を介して生体組織 61 及びリファレンス部材 62 に超音波 S_0 を照射する（図 16 参照）。

【0018】

リファレンス部材 62 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）

50

S_0 と反射波 S_r との間には次式 (6) の関係が成り立つ。

【 0 0 1 9 】

【 数 6 】

$$S_r = \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r} S_0 \quad \dots (6)$$

【 0 0 2 0 】

10

ただし、 Z_s はガラス基板 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 2 1 】

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 との間には次式 (7) の関係が成り立つ。

【 0 0 2 2 】

【 数 7 】

$$S_t = \frac{Z_s - Z_t}{Z_s + Z_t} S_0 \quad \dots (7)$$

20

【 0 0 2 3 】

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 2 4 】

従って、上記式 (6) , (7) から生体組織 6 1 の音響インピーダンス Z_t は、次式 (8) により求められる。

【 0 0 2 5 】

【 数 8 】

$$Z_t = \frac{1 - (S_t/S_0)}{1 + (S_t/S_0)} Z_s = \frac{1 - \frac{S_t}{S_r} \cdot \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r}}{1 + \frac{S_t}{S_r} \cdot \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r}} Z_s \quad \dots (8)$$

30

【 0 0 2 6 】

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 の性状を観察することができる。

40

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 4 - 2 9 4 1 8 9 号公報

【 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」 V0 L.15 No.6 (2003.11 ~ 12) (1 0 1 ~ 1 0 5 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 】

【 0 0 2 7 】

ところで、音速 C や音響インピーダンス Z_t は、生体組織の硬さに関連する音響パラメ

50

ータであるが、体積弾性率などのような物理パラメータではないため、生体組織のより正確な物理特性を得ることはできない。同一の生体組織における同じ場所の音速 c と音響インピーダンス Z_t とを取得することができれば、それらを用いてその場所の体積弾性率を求めることができ、その体積弾性率により生体組織の硬さ情報を正確に把握することが可能となる。しかし、従来技術では、組織音速 c を求める装置と音響インピーダンス Z_t を求める装置とが別々に必要となるため、装置の設置スペースが増大したり、設備コストが嵩んだりするといった問題が生じる。また、生体組織をそれぞれの装置に設置して各画像を取得する必要があるため、生体組織を各装置間で移動させなければならない。さらに、観察場所の位置合わせも困難となるため、組織診断を迅速に行うこと困難となるといった問題も生じてしまう。

10

【 0 0 2 8 】

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、被検査物の音速及び音響インピーダンスを求め、それらを用いて被検査物の物理特性をより正確に把握することができる被検査物の測定方法、及び被検査物の測定装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【 0 0 2 9 】**

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、試料載置板上に載置された被検査物を超音波の反射波に基づいて測定する方法であって、前記試料載置板における被検査物の非載置面からの反射波を取得するステップと、前記被検査物からの反射波を取得するステップと、前記非載置面からの反射波を用いて、前記被検査物からの反射波を周波数領域で解析することにより、複数の周波数についての音速及び音響インピーダンスを求めるステップとを含むことを特徴とする被検査物の測定方法をその要旨とする。

20

【 0 0 3 0 】

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、異なる周波数成分を含む超音波がパルス励起されて被検査物に照射される。その被検査物で反射される反射波も異なる周波数成分を含む。そのため、非載置面からの反射波を用いて、被検査物からの反射波を周波数領域で解析することにより、複数の周波数についての音速及び音響インピーダンスが求められる。そして、これら音速及び音響インピーダンスを用いれば、各種の物理パラメータを求めることができ、被検査物の物理特性を正確に把握することができる。

30

【 0 0 3 1 】

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、試料載置板上に載置された被検査物を超音波の反射波に基づいて測定する方法であって、前記試料載置板における被検査物の非載置面からの反射波を取得するステップと、前記被検査物からの反射波を取得するステップと、前記非載置面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、前記分離された各反射波の位相に基づいて音速を求めるステップと、前記分離された各反射波の信号強度に基づいて音響インピーダンスを求めるステップとを含むことを特徴とする被検査物の測定方法をその要旨とする。

40

【 0 0 3 2 】

前記被検査物で反射される反射波は、被検査物の表面での反射波及び裏面での反射波が干渉した波形となる。従って、請求項 2 に記載の発明のように、試料載置板における被検査物の非載置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、その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。そして、分離された各反射波の位相に基づいて音速が求められ、反射波の信号強度に基づいて音響インピーダンスが求められる。これら音速及び音響インピーダンスを用いれば、各種の物理パラメータを求めることができるため、被検査物の物理特性を正確に把握することができる。

50

【0033】

前記時間領域で分離した各反射波も異なる周波数成分を含むため、各反射波をそれぞれフーリエ変換することにより、信号強度及び位相スペクトルの周波数特性データを求めることができる。そして、位相スペクトルの周波数特性データにより得られる位相差に基づいて、被検査物の音速を求めることができる。また、強度スペクトルの周波数特性データにより得られる反射波の信号強度に基づいて音響インピーダンスを求めることができる。このようにすると、音速や音響インピーダンスなどの各種のパラメータの周波数依存性を得ることができるため、被検査物の物理特性をより正確に把握することができる。

【0034】

請求項3に記載の発明は、請求項1または2において、前記音響インピーダンスを前記音速で除算することにより被検査物の密度を求めることをその要旨とする。 10

【0035】

請求項4に記載の発明は、請求項1乃至3のいずれか1項において、前記音響インピーダンスと前記音速とを乗算することにより被検査物の体積弾性率を求めることをその要旨とする。

【0036】

請求項3や請求項4に記載の発明のように、音響インピーダンスと音速を用いて、被検査物の密度や体積弾性率といった物理パラメータを求めることができるので、被検査物の物理特性をより正確に把握することができる。

【0037】

請求項5に記載の発明は、パルス励起型超音波顕微鏡を利用して、試料載置板上に載置された被検査物を超音波の反射波に基づいて測定する測定装置であって、パルス励起されることによって超音波を被検査物に照射するとともに、前記被検査物からの反射波を受信する超音波振動子と、前記試料載置板における被検査物の非載置面からの反射波と前記被検査物からの反射波とに基づいて、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各反射波の位相に基づいて、前記被検査物の音速を算出する音速算出手段と、前記波形分離手段により分離された各反射波の信号強度に基づいて、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ることを特徴とする被検査物の測定装置をその要旨とする。 20 30

【0038】

請求項5に記載の発明によれば、超音波振動子がパルス励起されることによって超音波が被検査物に向けて照射され、超音波振動子により被検査物からの反射波が受信される。そして、処理手段により、試料載置板における被検査物の非載置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、音速算出手段により、各反射波の位相に基づいて被検査物の音速が算出され、音響インピーダンス演算手段により、各反射波の信号強度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。そして、これら音速及び音響インピーダンスを用いれば、各種の物理パラメータを求めることができ、被検査物の物理特性をより正確に把握することができる。またこの場合、従来技術のように音速の測定装置と音響インピーダンスの測定装置とを別々に設ける必要がないので、測定装置の設置スペースを削減できるとともに、設備コストを抑えることができる。さらに、被検査物を移動させることなく、同一場所の音速や音響インピーダンスなどのパラメータを容易に取得できるため、被検査物の解析を迅速に行うことが可能となる。 40

【発明の効果】

【0039】

以上詳述したように、請求項1～5に記載の発明によると、被検査物の音速及び音響インピーダンスを求め、それらを用いて被検査物の物理特性をより正確に把握することがで 50

きる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0040】

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。

【0041】

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、A/Dボード3と、パーソナルコンピュータ(パソコン)4とを備える。

【0042】

超音波顕微鏡2には、パルス発生回路11と、送受波分離回路12と、受信回路13と、トランスデューサ14と、X-Yステージ15と、エンコーダ(ENC)16と、コントローラ17と、駆動モータ18X, 18Yとが設けられている。

【0043】

トランスデューサ14は、酸化亜鉛の薄膜圧電素子14aとサファイアロッドの音響レンズ14bとからなり、パルス発生回路11で発生される励起パルスにより薄膜圧電素子14aが振動して所定周波数帯域の超音波が音響レンズ14bを通して出力される。この音響レンズ14bにおける超音波は円錐状に収束され、水などの媒質19を介して試料載置板としてのガラス基板20の表面で焦点を結ぶようになっている。なお、トランスデューサ14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。

【0044】

また、トランスデューサ14の下方に、二次元走査手段としてのX-Yステージ15が設けられ、そのステージ15上にはガラス基板20が固定されている。そして、そのガラス基板20の上面に、被検査物としての生体組織21が載置され、この生体組織21に対してその上方から超音波が照射される。なお、この生体組織21は、数μm程度(通常4μm~10μm)の厚さにスライスされた凍結切片(生体組織切片)である。

【0045】

X-Yステージ15は、生体組織21を二次元的に動かすためのステージ15X, 15Yと、それぞれのステージ15X, 15Yを駆動するモータ18X, 18Yとを備えている。このモータ18X, 18Yとしては、ステッピングモータやリニアモータが使用される。

【0046】

各モータ18X, 18Yにはコントローラ17が接続されており、該コントローラ17の駆動信号に応答してモータ18X, 18Yが駆動される。これらモータ18X, 18Yの駆動により、Xステージ15Xを連続走査(連続送り)するとともに、Yステージ15Yを間欠送りとなるよう制御することで、X-Yステージ15の高速走査が可能となっている。

【0047】

また、本実施の形態においては、Xステージ15Xに対応してエンコーダ16が設けられ、エンコーダ16によりXステージ15Xの走査位置が検出される。具体的に、走査範囲を300×300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300分割される。そして、各測定点の位置がエンコーダ16によって検出され、パソコン4に取り込まれる。パソコン4はそのエンコーダ16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17に供給する。コントローラ17は、この駆動制御信号に基づいてモータ18Xを駆動する。また、コントローラ17は、エンコーダ16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18Yを駆動して、Yステージ15YをY方向に1ピクセル分移動させる。

【0048】

さらに、コントローラ17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11に供給する。これにより、パルス発生回路11において、そのトリガ信号に同

10

20

30

40

50

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 12 を介してトランスデューサ 14 に供給されて該トランスデューサ 14 から超音波が照射される。

【0049】

図 2 は、トランスデューサ 14 側から見た X - Y ステージ 15 の平面図である。図 2 に示されるように、X ステージ 15 X による x 方向への往復走査と Y ステージによる y 方向への走査とを行うことにより、ガラス基板 20 上の生体組織 21 に対して超音波が二次元的に走査される。

【0050】

図 3 には、本実施の形態における超音波の走査範囲 R の一例を示している。すなわち、超音波の走査範囲 R は、生体組織 21 に加えてガラス基板 20 の表面が露出している部分（ガラス面 20 a）を含むように設定される。そして、走査範囲 R の左上の隅の位置から走査が開始され、矢印で示すように、X 方向及び Y 方向に二次元的に走査が順次行われる。

10

【0051】

図 1 に示すトランスデューサ 14 の薄膜圧電素子 14 a は、送受波兼用の超音波振動子であり、生体組織 21 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 12 を介して受信回路 13 に供給される。受信回路 13 は、図示しない信号増幅回路を含み、反射波の信号を増幅して A / D ボード 3 の検波回路 23 に出力する。

20

【0052】

検波回路 23 は、超音波の反射波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 23 は、トランスデューサ 14 で受信した反射波信号のなかからガラス面 20 a もしくは生体組織 21 の反射波信号を抽出する。超音波はトランスデューサ 14 とガラス面 20 a もしくは生体組織 21 との間で繰り返し反射されるものであるため、検波回路 23 は、最初に得られる反射波信号を抽出するよう構成されている。そして、検波回路 23 で抽出された反射波信号は A / D 変換回路 24 に入力されて、A / D 変換された後、パソコン 4 に転送される。

【0053】

パソコン 4 は、CPU 31、インターフェース（I / F）32、33、メモリ 34、記憶装置 35、入力装置 36、及び表示装置 37 を備え、それらはバス 38 を介して相互に接続されている。

30

【0054】

CPU 31 は、メモリ 34 を利用して制御プログラムを実行し、装置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 15 による二次元走査を制御するためのプログラム、音速や音響インピーダンスといった各種のパラメータを算出するためのプログラムなどを含む。

【0055】

インターフェース 32 は、A / D ボード 3 からの転送データ（A / D 変換後の反射波信号など）を取り込むための通信ポート（例えば、USB ポート）であり、インターフェース 33 は、コントローラ 17 への駆動制御信号を出力したりエンコーダ 16 の出力信号を取り込むための入出力ポートである。

40

【0056】

表示装置 37 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 21 の画像や、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 36 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。

【0057】

記憶装置 35 は、磁気ディスク装置や光ディスク装置などであり、その記憶装置 35 には制御プログラム及び各種のデータが記憶されている。CPU 31 は、入力装置 36 によ

50

る指示に従い、プログラムやデータを記憶装置 35 からメモリ 34 へ転送し、それを逐次実行する。なお、CPU 31 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 35 にインストールして利用する。

【0058】

次に、本実施の形態の超音波画像検査装置 1 において、生体組織 21 の厚さ、音速、音響インピーダンスなどの各種のパラメータを算出するための方法について説明する。

【0059】

先ず、図 4 に示すように、ガラス基板 20 の表面（ガラス面）20a に超音波 S_0 を照射し、そのガラス面 20a での反射波 S_{ref} を取得する。その後、生体組織 21 の表面に超音波 S_0 を照射し、生体組織 21 からの反射波 S_t を取得する。この生体組織 21 からの反射波 S_t は、組織表面の反射波 S_{front} と組織裏面の反射波 S_{rear} とを含んだ合成波として取得される。そして、ガラス面 20a での反射波 S_{ref} 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 21 での反射波 S_t を補正して組織表面の反射波 S_{front} と組織裏面の反射波 S_{rear} とを分離する。

【0060】

なお、このデコンボリューション処理では、各反射波 S_{ref} 、 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_{ref} 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。

【0061】

図 5 は、デコンボリューション処理前のガラス面 20a の反射波 S_{ref} と生体組織 21 の反射波 S_t とを示している。図 6 は、デコンボリューション処理後におけるガラス面の反射波 S_{ref} と生体組織 21 の反射波 S_t とを示している。

【0062】

図 5 及び図 6 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 21 の反射波 S_t は、補正前の波形に比べて生体組織 21 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_{front} と組織裏面での反射波 S_{rear} とを時間領域で分離する。

【0063】

このように分離した各反射波 S_{front} 、 S_{rear} も、超音波 S_0 と同様に異なる周波数成分を含む。従って、各反射波 S_{front} 、 S_{rear} のデータをそれぞれフーリエ変換することで各反射波 S_{front} 、 S_{rear} の強度及び位相スペクトルの周波数特性データ（図 7 及び図 8 参照）を求めることができる。なお、これら周波数特性データは、ガラス面 20a での反射波 S_{ref} を基準としたデータである。

【0064】

ここで、組織表面での反射波 S_{front} の位相 ϕ_{front} は次式で表される。

【0065】

【数 9】

$$2\pi f \times \frac{2d}{C_0} = \phi_{front} \quad \dots (9)$$

また、組織裏面での反射波 S_{rear} の位相 ϕ_{rear} は次式で表される。

【0066】

10

20

30

40

【数 1 0】

$$2 \pi f \times 2 d \left(\frac{1}{C_0} - \frac{1}{C} \right) = \phi_{rear} \quad \dots (10)$$

【0 0 6 7】

ただし、 f は周波数、 d は組織の厚さ、 C_0 は水の音速、 C は組織の音速である。

【0 0 6 8】

10

従って、上記式 (9) から組織の厚さ d は次式により求められる。

【0 0 6 9】

【数 1 1】

$$d = \frac{C_0}{4 \pi f} \phi_{front} \quad \dots (11)$$

【0 0 7 0】

また、上記式 (10) から組織の音速 C は次式により求められる。

20

【0 0 7 1】

【数 1 2】

$$C = \left(\frac{1}{C_0} - \frac{\phi_{rear}}{4 \pi f d} \right)^{-1} \quad \dots (12)$$

【0 0 7 2】

このように、周波数 f とそれに応じた位相 ϕ_{front} 、 ϕ_{rear} を上記式 (11) 及び式 (12) に代入することにより、各周波数 f に対応した組織音速 C を求めることができる。

30

【0 0 7 3】

また、ガラス面 20a での反射波 S_{ref} 、組織表面での反射波 S_{front} 、組織裏面での反射波 S_{rear} はそれぞれ以下の式で表される。

【0 0 7 4】

【数 1 3】

$$S_{ref}(f) = S_0(f) \times \frac{Z_s - Z_w}{Z_s + Z_w} \times \exp\{-2\alpha_w(f)d\} \quad \dots (13-1)$$

40

$$S_{front}(f) = S_0(f) \times \frac{Z_t - Z_w}{Z_t + Z_w} \quad \dots (13-2)$$

$$S_{rear}(f) = S_0(f) \times \frac{2Z_t}{Z_t + Z_w} \times \frac{Z_s - Z_t}{Z_s + Z_t} \times \frac{2Z_w}{Z_w + Z_t} \times \exp\{-2\alpha_t(f)d\} \quad \dots (13-3)$$

【0 0 7 5】

ただし、 Z_s はガラス基板 20 の音響インピーダンス、 Z_w は水の音響インピーダンス、 Z_t は生体組織 21 の音響インピーダンス、 α_w は水の減衰定数、 α_t は生体組織 21 の減衰定数である。

50

【 0 0 7 6 】

測定条件における水の減衰定数 α_w の影響は極めて少ないため、入射される超音波 S_0 は、上記式 (1 3) を用いて次式のように簡素化できる。

【 0 0 7 7 】

【 数 1 4 】

$$S_0(f) = \frac{S_{ref}(f) \exp\{2\alpha_w(f)d\}}{\frac{Z_s - Z_w}{Z_s + Z_w}} \approx \frac{S_{ref}(f)}{\frac{Z_s - Z_w}{Z_s + Z_w}} \quad \dots (14)$$

10

【 0 0 7 8 】

従って、所定の周波数 f での超音波 S_0 の信号強度は、ガラス面 2 0 a での反射波 S_{ref} とガラス基板 2 0 の音響インピーダンス Z_s と水の音響インピーダンス Z_w とを用いて求めることができる。

【 0 0 7 9 】

また、生体組織 2 1 の音響インピーダンス Z_t は、上記式 (1 4) を用いて次式のように表される。

【 0 0 8 0 】

【 数 1 5 】

$$Z_t(f) = Z_w \times \frac{S_0 - S_{front}}{S_0 + S_{front}} \quad \dots (15)$$

20

【 0 0 8 1 】

従って、所定の周波数 f での音響インピーダンス Z_t は、その周波数 f における超音波 S_0 の信号強度と組織表面での反射波 S_{front} の信号強度とを用いて求めることができる。なおここで、組織表面での反射波 S_{front} は、図 7 に示す強度スペクトルの周波数特性データを用いる。

30

【 0 0 8 2 】

また、上記のように算出した生体組織 2 1 の音響インピーダンス Z_t と音速 C とを用いて、次式のように密度 ρ や体積弾性率 K を求める。

【 0 0 8 3 】

【 数 1 6 】

$$\rho(f) = \frac{Z_t}{C} \quad \dots (16-1)$$

$$K(f) = C^2 \rho = CZ_t \quad \dots (16-2)$$

40

すなわち、音響インピーダンス Z_t を音速 C で除算することにより生体組織 2 1 の密度 ρ を求め、音響インピーダンス Z_t と音速 C とを乗算することにより生体組織 2 1 の体積弾性率 K を求める。

【 0 0 8 4 】

さらに、生体組織 2 1 の減衰定数 α_t は、次式のように表される。

【 0 0 8 5 】

【数 17】

$$\alpha_t = \frac{1}{d} \times \ln \left(\frac{S_0 \times \frac{2Z_t}{Z_t + Z_w} \times \frac{Z_s - Z_t}{Z_s + Z_t} \times \frac{2Z_w}{Z_w + Z_t}}{S_{rear}} \right) \approx \frac{1}{d} \times \ln \left(\frac{S_{ref}}{S_{rear}} \right) \quad \dots (17)$$

従って、生体組織 21 の減衰定数 α_t は、組織の厚さ d とガラス面 20 a での反射波 S_{ref} 及び組織裏面での反射波 S_{rear} の信号強度とを用いて求められる。なお、減衰定数 α_t は、式 (16) で求めた超音波 S_0 の信号強度や式 (17) で求めた音響インピーダンス Z_t などに基づいて算出してもよい。

【0086】

次に、本実施の形態において、生体組織 21 の画像を生成するために CPU 31 が実行する処理例について、図 9 のフローチャートを用いて説明する。

【0087】

先ず、CPU 31 は、制御信号を出力することでコントローラ 17 によってモータ 18 X, 18 Y を駆動し、超音波の照射点がガラス面 20 a 上に位置するように X - Y ステージ 15 を移動する。またこのとき、励起パルスがトランスデューサ 14 に供給されると、トランスデューサ 14 から超音波が照射され、反射波の電気信号が検波回路 23 で抽出される。そして、CPU 31 は、A/D 変換回路 24 で変換されたデジタルデータをインターフェース 32 を介して取り込み、そのデータをガラス面 20 a での反射波のデータとしてメモリ 34 に記憶する (ステップ 100)。

【0088】

次に、CPU 31 は、制御信号を出力することでコントローラ 17 によってモータ 18 X, 18 Y を駆動し、X - Y ステージ 15 による二次元走査を開始させる。このとき、CPU 31 は、エンコーダ 16 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 110)。ここで、励起パルスがトランスデューサ 14 に供給されると、トランスデューサ 14 から超音波が照射され、反射波の電気信号が検波回路 23 で抽出される。そして、CPU 31 は、A/D 変換回路 24 で変換されたデジタルデータをインターフェース 32 を介して取り込み、そのデータを各測定点で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 34 に記憶する (ステップ 120)。

【0089】

その後、処理手段としての CPU 31 は、ガラス面 20 a から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 130)。図 10 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。

【0090】

すなわち、第 1 のフーリエ変換手段としての CPU 31 は、ガラス面 20 a からの反射波 S_{ref} のデータをフーリエ変換する (ステップ 131)。次に、第 2 のフーリエ変換手段としての CPU 31 は、生体組織 21 における測定点での反射波 S_t のデータをフーリエ変換する (ステップ 132)。そして、除算手段としての CPU 31 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_{ref} の周波数成分で除算する (ステップ 133)。その後、逆フーリエ変換手段としての CPU 31 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 6 参照) のデータを得る (ステップ 134)。この処理の終了後、CPU 31 は、図 9 に示すステップ 140 に移行する。

【0091】

ステップ 140 において、波形分離手段としての CPU 31 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_{front} と組織裏面での反射波 S_{rear} とを時間領域で分離する。次いで、CPU 31 は、分離した各反射波 S_{front} , S_{rear} のデ

10

20

30

40

50

ータをそれぞれフーリエ変換して各反射波 S_{front} 、 S_{rear} の位相スペクトルの周波数特性データを求める。そして、音速算出手段としての CPU 31 は、そのデータを用いて、上記式 (11) 及び式 (12) に対応した演算を行うことで、測定点での生体組織 21 の厚さ d 及び音速 C を周波数毎に算出し、それら算出値を各測定点の座標データに関連付けてメモリ 34 に記憶する (ステップ 150)。

【0092】

その後、音響インピーダンス算出手段としての CPU 31 は、上記式 (16) 及び式 (17) に対応した演算を行うことで、測定点での生体組織 21 の音響インピーダンス Z_t を周波数毎に算出し、それら算出値を各測定点の座標データに関連付けてメモリ 34 に記憶する。さらに、算出した音速 C や音響インピーダンス Z_t などを用い、上記式 (18) 10、式 (19)、式 (20) に対応した演算を行うことで、密度 ρ 、体積弾性率 K 、減衰定数 α_t などのパラメータを周波数毎に算出し、それら算出値を各測定点の座標データに関連付けてメモリ 34 に記憶する (ステップ 160)。

【0093】

CPU 31 は、全ての測定点での処理が終了し、1画面分の測定データが取得されたか否かを判断する (ステップ 170)。ここで、全データが取得されていない場合、CPU 31 は、ステップ 100 に戻って、ステップ 100 ~ 170 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、画像表示処理を実行する (ステップ 180)。

【0094】

図 11 には、その画像表示処理の具体例を示している。

まず、CPU 31 は、所定のデータを表示装置 37 に送信し、設定画面を表示させる (ステップ 181)。この設定画面には、例えば、表示すべき画像の種類 (音速像、インピーダンス像、密度像などのいずれかの画像) を選択するためのチェックボックスや周波数を指定するためのテキストボックスが表示されている。そして、ユーザにより入力装置 36 が操作されて、チェックボックスにて画像の種類が選択され、テキストボックスに所定の周波数が入力される。ここで、例えば、音速像が選択された場合、画像生成手段としての CPU 31 は、入力された周波数に対応する 1画面分の音速 C のデータをメモリ 34 から順次読み出して、その音速 C のデータに基づいて音速像を生成するための画像処理を行う (ステップ 182)。すなわち、CPU 31 は、音速 C を用いてカラー変調処理を行い、音速 C の大きさに応じた画像データを生成する。そして、CPU 31 は、それら画像データを表示装置 37 に転送することにより、図 12 に示すような音速像 39 を表示させる (ステップ 183)。このように、CPU 31 は、ユーザが指定した周波数の音速像 39 を表示装置 37 に表示した後に本処理を終了する。

【0095】

また、本実施の形態では、ステップ 181 で表示される設定画面において、音響インピーダンス Z_t や密度 ρ の画像が選択される場合、図 13 に示すような音響インピーダンス像 40 や図 14 に示すような密度像 41 などが表示装置 37 に表示される。さらに、設定画面において複数種類の画像が選択された場合には、複数の画像が表示装置 37 に並べて表示される。なお、図 12 ~ 図 14 に示す画像 (音速像 39、音響インピーダンス像 40、密度像 41) では、生体組織 21 におけるパラメータ値の違いを色の濃淡で示しているが、実際には、パラメータ値に応じて色分けされたカラー画像として表示される。

【0096】

従って、本実施形態によれば以下の効果を得ることができる。

【0097】

(1) 本実施の形態超音波画像検査装置 1 では、生体組織 21 の音速 C や音響インピーダンス Z_t を測定することができ、さらに、音速 C や音響インピーダンス Z_t を用いることで、密度 ρ 、体積弾性率 K 、減衰定数 α_t などの各種パラメータを求めることができる。また、本実施の形態では、音速 C や音響インピーダンス Z_t などの各種のパラメータの周波数依存性に関する情報を得ることができる。従って、これらパラメータによって生体組織 21 の物理特性をより正確に判定することが可能となる。具体的には、例えば、体積 50

弾性率 K は、生体組織 21 の硬さを示す物理パラメータであるので、体積弾性率 K によって生体組織 21 の硬さ情報を正確に得ることができる。また、低周波数での減衰定数 α_t は、生体組織 21 の粘性に関連する音響パラメータであるので、その減衰定数 α_t によって、生体組織 21 の粘り度合いを判定することができる。

【0098】

(2) 本実施の形態の超音波画像検査装置 1 では、従来技術のように音速 C の測定装置と音響インピーダンス Z_t の測定装置とを別々に設ける必要がないので、設置スペースを削減できるとともに、設備コストを抑えることができる。さらに、生体組織 21 を移動させることなく、同一場所の音速 C や音響インピーダンス Z_t などを容易に取得できるため、生体組織 21 の解析を迅速に行うことが可能となる。

10

【0099】

(3) 本実施の形態の超音波画像検査装置 1 では、 $X-Y$ ステージ 15 により超音波の照射点を二次元的に走査することで、生体組織 21 における複数点での音速 C や音響インピーダンス Z_t などのパラメータを求めることができる。そして、それらパラメータを用いて画像処理を行うことにより、生体組織 21 の画像を生成することができる。特に、本実施の形態では、音速像 39 や音響インピーダンス像 40 といった音響像以外に、物理パラメータである密度 ρ や体積弾性率 K に応じた画像を表示させることができるため、音響像で見ることができない構造を確認することが可能となる。

【0100】

(4) 本実施の形態の超音波画像検査装置 1 では、音速像 39 や音響インピーダンス像 40 などの複数種類の画像を表示装置 37 に表示させることができるため、各画像に基づいてそれらの相関性を検討することができる。

20

【0101】

なお、本発明の実施形態は以下のように変更してもよい。

【0102】

・上記実施の形態では、デコンボリューション処理により反射波を補正し、その反射波から分離した各反射波 S_{front} , S_{rear} の位相 ϕ_{front} , ϕ_{rear} に基づいて、生体組織 21 の厚さ d 及び音速 C を求めるようにしたが、これに限定されるものではない。従来技術のように、生体組織からの反射波をフーリエ変換してガラス面からの反射波と比較することにより、強度及び位相スペクトルの周波数特性データを求め、強度スペクトルの極小点または極大点における周波数とその周波数における位相とに基づいて生体組織の厚さ d 及び音速 C を求めてもよい。勿論、厚さ d や音速 C と音響インピーダンス Z_t と別々の測定装置で測定し、それらに基づいて密度 ρ 、体積弾性率 K などの物理パラメータを求めるようにしてもよい。ただし、上記実施の形態の超音波画像検査装置 1 のように、音速 C や音響インピーダンス Z_t を同じ装置で測定し、それらに基づいて各種のパラメータを求めるように構成すると、生体組織 21 の物理特性をより迅速に把握することができる。

30

【0103】

・上記実施の形態では、生体組織 21 に超音波 S_o を照射して音速 C や音響インピーダンス Z_t などのパラメータを測定した後に、設定画面を表示させて画像の種類や周波数を指定するものであったが、これに限定するものではない。例えば、超音波を照射して音速 C を測定する前(図 9 のステップ 100 の処理前)に、設定画面を表示させて画像の種類や周波数を指定するように構成してもよい。このようにすると、指定された周波数でのパラメータを求めそれに対応した画像データを生成すればよいので、使用するメモリ 34 の容量や CPU 31 の処理負荷を抑えることができる。

40

【0104】

・上記実施の形態では、 $X-Y$ ステージ 15 を駆動することにより、超音波の照射点を二次元的に走査する構成を採用したが、超音波トランスデューサ 14 側に二次元走査手段を設けてもよい。

【0105】

・上記実施の形態では、被検査物としての生体組織 21 の各種パラメータを測定するも

50

のであったが、それ以外に、例えば樹脂表面などのパラメータを測定してもよい。

【0106】

・上記実施の形態では、音速像39、音響インピーダンス像40、密度像41などの複数の画像を表示装置37に並べて表示するようにしたが、複数の画像を重ね合わせて表示してもよい。なおこの場合、各パラメータに応じた画像データ同士を重ね合わせて重合像データを生成し、その重合像データに基づいて表示装置37に画像（重合像）を表示する。ここで、例えば、音速像39と音響インピーダンス像40とを重ね合わせることで、体積弾性率Kに応じた画像を生成することが可能であり、その画像を用いて生体組織21の物理特性をより正確に把握することが可能となる。

【0107】

・上記実施の形態において、パソコン4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、音速像39、音響インピーダンス像40、密度像41などの画像を表示するための表示装置37は、パソコン4に一体的に設けられるものであったが、パソコン4と別体で設けてもよい。

【0108】

・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。

【0109】

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

【0110】

（1）請求項2において、前記分離された各反射波をそれぞれフーリエ変換することで、位相スペクトルの周波数特性データを求め、そのデータにより得られる位相差に基づいて、前記被検査物の厚さ及び音速を求めることを特徴とする被検査物の測定方法。

【0111】

（2）請求項2において、前記分離した各反射波をそれぞれフーリエ変換することで、強度スペクトルの周波数特性データを求め、そのデータにより得られる反射波の信号強度に基づいて前記音響インピーダンスを求めることを特徴とする被検査物の測定方法。

【0112】

（3）請求項1において、前記被検査物からの反射波をフーリエ変換して前記非載置面からの反射波と比較することにより、強度及び位相スペクトルの周波数特性データを求め、強度スペクトルの極小点または極大点における周波数とその周波数における位相とに基づいて前記被検査物の厚さ及び音速を求めることを特徴とする被検査物の測定方法。

【0113】

（4）請求項1乃至4のいずれか1項において、前記音響インピーダンスに基づいて減衰定数を求めることを特徴とする被検査物の測定方法。

【0114】

（5）請求項5において、前記処理手段は、前記被検査物の非載置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被検査物の測定装置。

【0115】

（6）請求項5において、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をさらに備えることを特徴とする被検査物の測定装置。

【0116】

（7）技術的思想（6）に記載の音響パラメータ測定装置と、前記被検査物の音速及び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。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 7 】

(8) 技術的思想 (7) において、前記画像生成手段は、輝度変調またはカラー変調して画像表示するための画像データを生成することを特徴とする超音波画像検査装置。

【 0 1 1 8 】

(9) 技術的思想 (7) または (8) において、前記表示装置に、音速像と音響インピーダンス像とを含む複数の画像を別々に表示することを特徴とする超音波画像検査装置。

【 0 1 1 9 】

(1 0) 技術的思想 (9) において、前記表示装置に、前記複数の画像を並べて表示することを特徴とする超音波画像検査装置。

【 0 1 2 0 】

(1 1) 技術的思想 (9) において、前記表示装置に、前記複数の画像を重ね合わせて表示することを特徴とする超音波画像検査装置。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 2 1 】

【 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 】 トランスデューサ側から見た X - Y ステージの平面図。

【 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。

【 図 5 】 デコンボリューション処理前の反射波を示す説明図。

【 図 6 】 デコンボリューション処理後の反射波を示す説明図。

20

【 図 7 】 生体組織の表面及び裏面での反射波の強度スペクトルを示すグラフ。

【 図 8 】 生体組織の表面及び裏面での反射波の位相スペクトルを示すグラフ。

【 図 9 】 生体組織の画像を生成するための処理を示すフローチャート。

【 図 1 0 】 デコンボリューション処理を示すフローチャート。

【 図 1 1 】 画像表示処理を示すフローチャート。

【 図 1 2 】 音速像を示す説明図。

【 図 1 3 】 音響インピーダンス像を示す説明図。

【 図 1 4 】 密度像を示す説明図。

【 図 1 5 】 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 1 6 】 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。

30

【 符号の説明 】

【 0 1 2 2 】

1 ... 測定装置としての超音波画像検査装置

2 ... パルス励起型超音波顕微鏡

1 4 a ... 超音波振動子としての薄膜圧電素子

2 0 ... 試料載置板としてのガラス基板

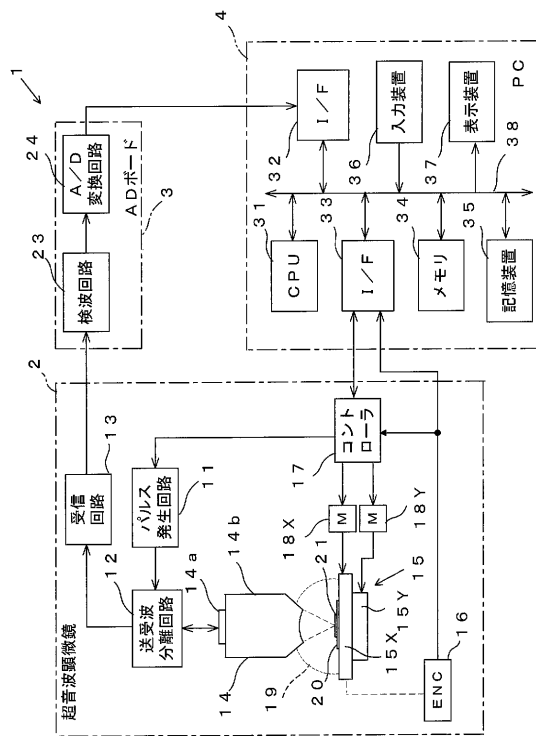
2 0 a ... 非載置面としてのガラス面

2 1 ... 被検査物としての生体組織

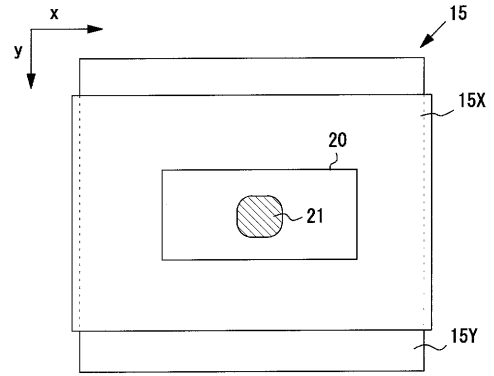
3 1 ... 処理手段、波形分離手段、及び算出手段としての C P U

40

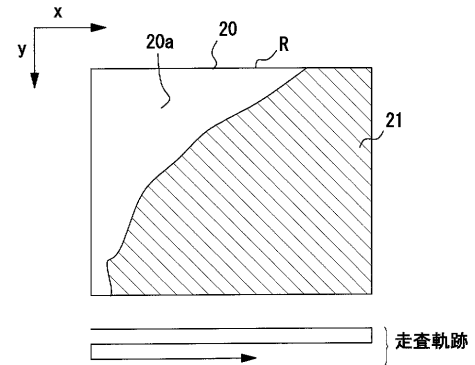
【図 1】



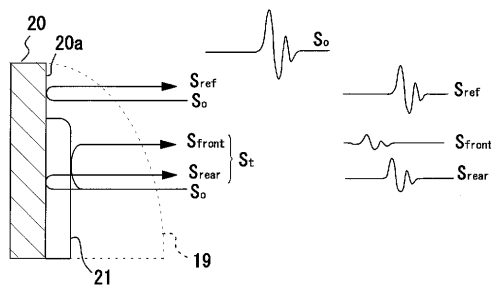
【図 2】



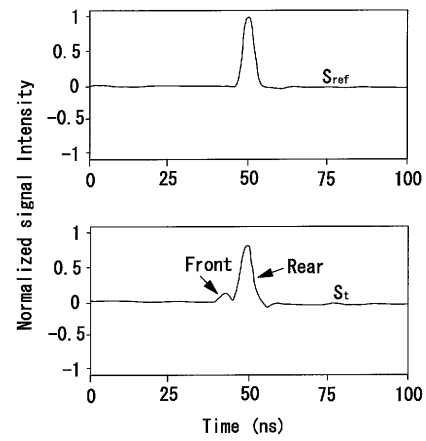
【図 3】



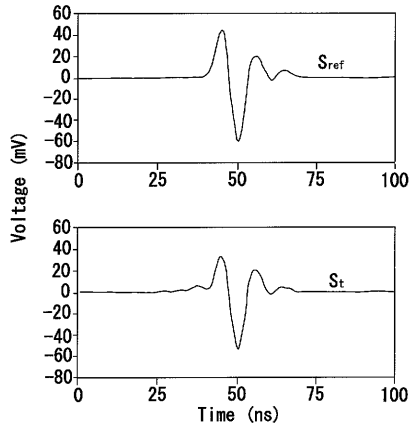
【図 4】



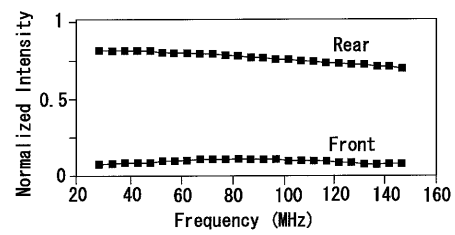
【図 6】



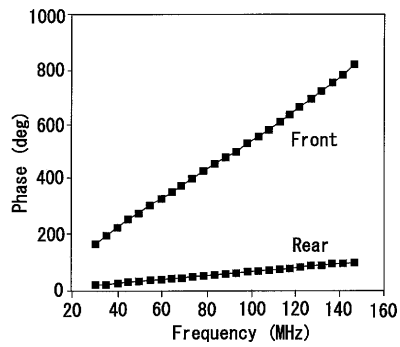
【図 5】



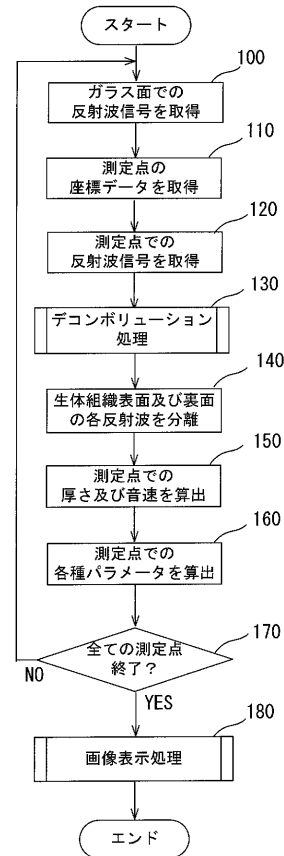
【図 7】



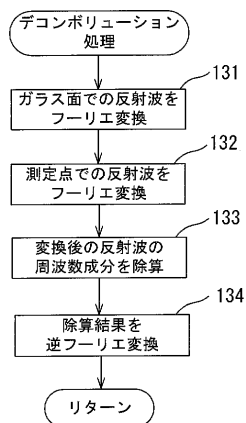
【図 8】



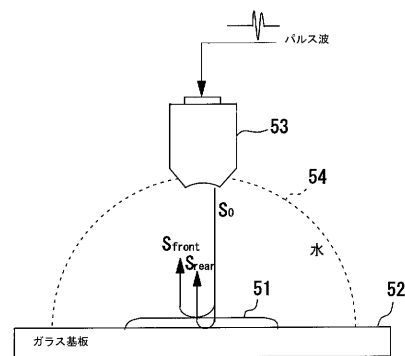
【図 9】



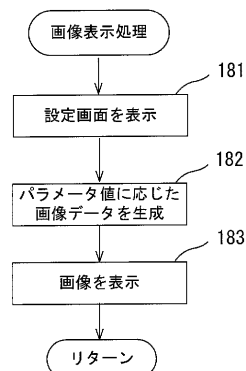
【図 10】



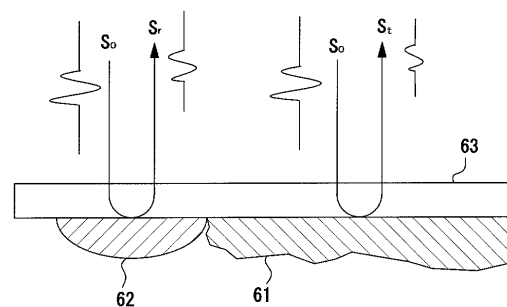
【図 15】



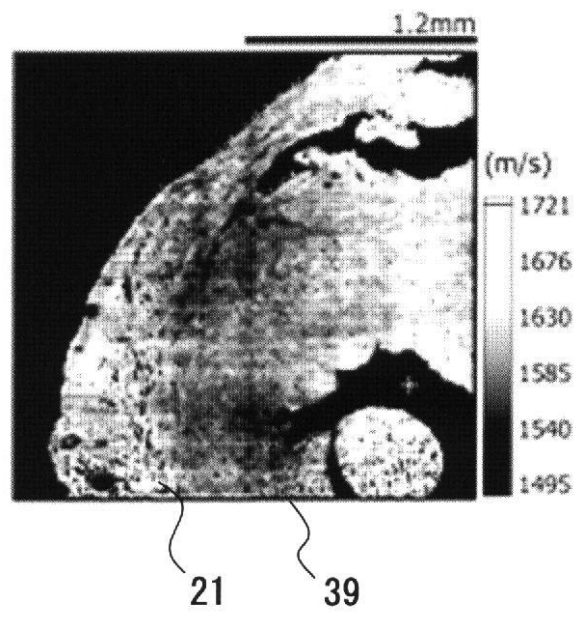
【図 11】



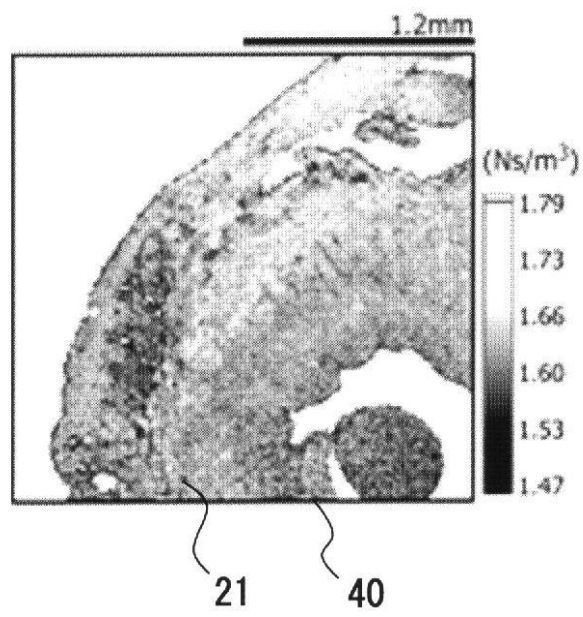
【図 16】



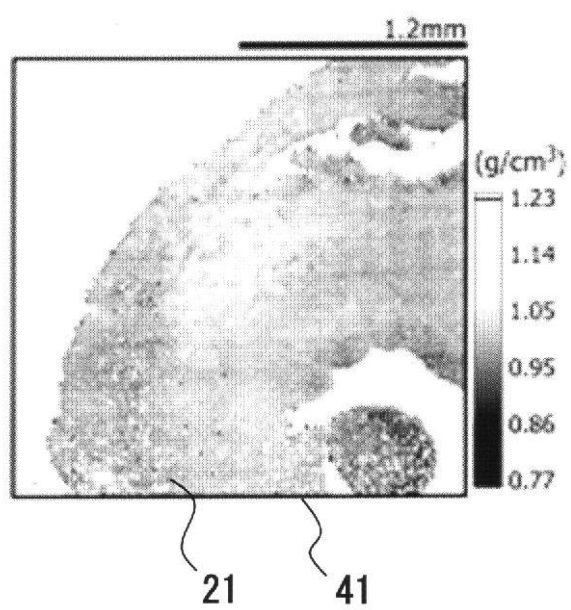
【図 1 2】



【図 1 3】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 AC13 AD02 BA02 BB01 BC01 BC02 BC04 BC14 BC20 CA01
EA08 EA10 FA01 GF06 GG12 GG17 GG28 GG29 GH13 GH14
4C601 BB02 BB13 DD19 DD20 DD21 EE09 GA01 GA03 GB14 GC02
HH04 JB37 JB49 JB51 KK12

专利名称(译)	测量对象的测量方法和被检查对象的测量装置		
公开(公告)号	JP2007057512A	公开(公告)日	2007-03-08
申请号	JP2005246895	申请日	2005-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人豊桥技术科学大学 本多电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人豊桥技术科学大学 本多电子株式会社		
[标]发明人	穂積直裕 小林和人		
发明人	穂積 直裕 小林 和人		
IPC分类号	G01N29/09 A61B8/08 G01N29/00 G01N29/06		
CPC分类号	G01N29/0609 G01N2291/0289		
FI分类号	G01N29/16 A61B8/08 G01N29/18 G01N29/20.501 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/AD02 2G047/BA02 2G047/BB01 2G047/BC01 2G047/BC02 2G047/BC04 2G047/BC14 2G047/BC20 2G047/CA01 2G047/EA08 2G047/EA10 2G047/FA01 2G047/GF06 2G047/GG12 2G047/GG17 2G047/GG28 2G047/GG29 2G047/GH13 2G047/GH14 4C601/BB02 4C601/BB13 4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GB14 4C601/GC02 4C601/HH04 4C601/JB37 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/KK12		
其他公开文献	JP4830100B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：获得被检物体的声速和声阻抗，并使用它们来更准确地掌握被检物体的物理特性。 解决方案：换能器14通过脉冲激励向生物组织21发射超声波，并从生物组织21接收反射波。CPU 31通过使用来自玻璃基板20的反射波进行去卷积处理来校正来自生物体组织21的反射波。CPU 31在时域中从校正后的反射波中分离出生物组织21的前表面上的反射波和生物组织21后表面上的反射波。CPU 31通过分析频域中的每个分离的反射波来获得多个频率的声速和声阻抗。 [选型图]图1

