

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4654352号
(P4654352)

(45) 発行日 平成23年3月16日(2011.3.16)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2005-97017 (P2005-97017)	(73) 特許権者	304027349 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
(22) 出願日	平成17年3月30日(2005.3.30)	(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
(65) 公開番号	特開2006-271765 (P2006-271765A)	(74) 代理人	100114605 弁理士 渥美 久彦
(43) 公開日	平成18年10月12日(2006.10.12)	(72) 発明者	穂積 直裕 愛知県豊橋市西羽田町209-10
審査請求日	平成20年3月26日(2008.3.26)	(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
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波検査方法、及び超音波検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

層構造を有する生体組織に対して超音波を照射し、得られた反射波に基づいて前記生体組織を検査する超音波検査方法であって、

パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波を、前記生体組織に向けて照射する第1ステップと、

前記生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算することにより、前記生体組織における異なる深さでの硬さ情報を求める第2ステップと

を含むとともに、前記第2ステップでは、周波数と音響インピーダンスとの相関関係を示す音響インピーダンス曲線を演算により求め、その音響インピーダンス曲線において傾きが所定値よりも大きい箇所の周波数に対応する深さに層の界面があるものと判定するとともに、各層の厚さを判定する

ことを特徴とする超音波検査方法。

【請求項2】

前記第2ステップでは、前記箇所の周波数を挟んでその低周波数側及び高周波数側の音響インピーダンスをそれぞれ求めることにより、異なる層の硬さを求めることを特徴とする請求項1に記載の超音波検査方法。

【請求項3】

層構造を有する生体組織に対して超音波を照射し、得られた反射波に基づいて前記生体

10

20

組織を検査する超音波検査方法であって、

パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波を、前記生体組織に向けて照射する第1ステップと、

前記生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算することにより、前記生体組織における異なる深さでの硬さ情報を求める第2ステップと

を含むとともに、前記第2ステップでは、周波数と音響インピーダンスとの相関関係を示す音響インピーダンス曲線を演算により求め、その音響インピーダンス曲線において傾きが所定値よりも大きい箇所の周波数に対応する深さに層の界面があるものと判定するとともに、前記箇所の周波数を挟んでその低周波数側及び高周波数側の音響インピーダンスをそれぞれ求めることにより、異なる層の硬さを求める

ことを特徴とする超音波検査方法。

【請求項4】

前記第1ステップでは、パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含み、かつ前記生体組織の表層部を焦点として収束する超音波を、二次元走査しながら前記生体組織に向けて照射することを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の超音波検査方法。

【請求項5】

前記生体組織は皮膚であることを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の超音波検査方法。

【請求項6】

層構造を有する生体組織に対して超音波を照射し、得られた反射波に基づいて前記生体組織を検査するにあたり、請求項1乃至3のいずれか1項に記載の方法を実行する超音波検査装置であって、

パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波を、前記生体組織に向けて照射するとともに、前記生体組織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、

前記生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算することにより、前記生体組織における異なる深さでの硬さ情報を求める演算手段とを備えることを特徴とする超音波検査装置。

【請求項7】

前記生体組織における異なる深さでの硬さ情報を示す画像データを生成する処理を行う画像生成手段をさらに備えることを特徴とする請求項6に記載の超音波検査装置。

【請求項8】

前記超音波の照射点を前記生体組織の表面に沿って二次元的に走査する二次元走査手段をさらに備え、前記超音波振動子は、前記超音波を前記生体組織の表層部を焦点として収束させて照射する機能を有することを特徴とする請求項6または7に記載の超音波検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して皮膚などの生体組織を検査する超音波検査方法、及び超音波検査装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、超音波を利用して人体内部の診断を行う超音波検査装置が実用化されている（例えば、特許文献1参照）。特許文献1の装置では、超音波を照射する超音波プローブユニットを人体の検査部位に直接当てて、臓器などで反射した反射波の信号を画像処理することにより人体内部の診断が行われる。また、その装置では、低周波振動子と高周波振動子との2つの超音波振動子を備え、周波数の異なる2種類の超音波を

10

20

30

40

50

照射できるよう構成されている。超音波には、周波数が低くなるほど（即ち波長が長くなるほど）人体内部の奥深くまで入射するという特性がある。そのため、人体内の浅い部分の診断では高周波振動子が用いられ、深い部分の診断には低周波振動子が用いられる。

【特許文献1】特開2004-305451号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、人間の皮膚は層構造を有しており、表面側から表皮、真皮、皮下組織の順になっている。そして最近では、皮膚における各層の情報（例えば層の厚さや硬さなど）を取得して検査に役立てたいといった要望がある。そして、低周波の超音波ほど人体内部に入射しやすいといった上記特性を利用すれば、皮膚の層情報を取得することが可能である。ところが、特許文献1の装置では、超音波の周波数を2種類しか切り替えることができないので、3層構造からなる皮膚の層情報を正確に取得することが難しい。しかも、皮膚の各層の厚さは、個人差があり、また同一人物であっても部位による差があるため、このような情報の正確な取得は事実上極めて困難な状況にある。

10

【0004】

従来の超音波検査装置を用いて皮膚の層情報を取得しようとするれば、例えば、超音波を複数種類の周波数に切り替えて何回も測定するといった機能が必要になる。従って、パルス発生回路などの回路構成が複雑になって装置が高価格化することに加え、測定時間も長くなるといった問題が生じる。しかも、このような装置が実現できたとしても皮膚の層情報の正確な取得は依然として困難であると予想される。

20

【0005】

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、生体組織の層情報を正確にかつ迅速に取得できる超音波検査方法を提供することにある。また、本発明の別の目的は、生体組織の層情報を正確にかつ迅速に取得できるにもかかわらず、構造が比較的簡素な超音波検査装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、請求項1に記載の発明では、層構造を有する生体組織に対して超音波を照射し、得られた反射波に基づいて前記生体組織を検査する超音波検査方法であって、パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波を、前記生体組織に向けて照射する第1ステップと、前記生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算することにより、前記生体組織における異なる深さでの硬さ情報を求める第2ステップとを含むとともに、前記第2ステップでは、周波数と音響インピーダンスとの相関関係を示す音響インピーダンス曲線を演算により求め、その音響インピーダンス曲線において傾きが所定値よりも大きい箇所の周波数に対応する深さに層の界面があるものと判定するとともに、各層の厚さを判定することを特徴とする超音波検査方法をその要旨とする。なお、異なる周波数成分を含む超音波とは、ある程度広い幅の周波数帯域を持った超音波のことを指し、例えば数MHz～数百MHzの周波数帯域を持った超音波が好適である。

30

40

【0007】

従って、請求項1に記載の発明によれば、パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波が、層構造を有する生体組織に向けて照射される。このとき、高周波数の超音波は生体組織の表面で反射するのに対し、低周波数の超音波は生体組織の表面を透過して組織内部に達して反射する。従って、生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算すれば、生体組織における異なる深さでの硬さ情報を求めることができる。この測定方法では、パルス励起によって異なる周波数成分を含む超音波を得ることができるので、従来技術のように異なる周波数の超音波に切り替えて何回も測定するといった必要がない。ゆえに、1回の測定で生体組織における層情報を迅速にかつ正確に取得でき、検査に役立てることができる。

50

【0008】

上記発明では、周波数と音響インピーダンスとの相関関係を示す音響インピーダンス曲線を演算により求め、その音響インピーダンス曲線において傾きが所定値よりも大きい箇所の周波数に対応する深さに層の界面があるものと判定するとともに、各層の厚さを判定する。

【0009】

層構造を有する生体組織においては、各層の音響インピーダンスが異なり、各層の界面で音響インピーダンスが大きく変化する。上記発明によれば、音響インピーダンス曲線において傾きが所定値よりも大きい箇所の周波数を判定することで、層の界面がある深さを判定することができ、その界面の位置により層の厚さを判定することができる。

10

請求項2に記載の発明は、請求項1において、前記第2ステップでは、前記箇所の周波数を挟んでその低周波数側及び高周波数側の音響インピーダンスをそれぞれ求めることにより、異なる層の硬さを求めることを特徴とする超音波検査方法をその要旨とする。

請求項2に記載の発明によれば、音響インピーダンス曲線において傾きが所定値よりも大きい箇所の周波数を判定することで、層の界面がある深さを判定することができる。そして、その傾きが大きい箇所の周波数の低周波数側及び高周波数側の音響インピーダンスをそれぞれ求めることにより、界面よりも下層側及び上層側の層の硬さ情報を求めることができる。

【0010】

請求項3に記載の発明は、層構造を有する生体組織に対して超音波を照射し、得られた反射波に基づいて前記生体組織を検査する超音波検査方法であって、パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波を、前記生体組織に向けて照射する第1ステップと、前記生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算することにより、前記生体組織における異なる深さでの硬さ情報を求める第2ステップとを含むとともに、前記第2ステップでは、周波数と音響インピーダンスとの相関関係を示す音響インピーダンス曲線を演算により求め、その音響インピーダンス曲線において傾きが所定値よりも大きい箇所の周波数に対応する深さに層の界面があるものと判定するとともに、前記箇所の周波数を挟んでその低周波数側及び高周波数側の音響インピーダンスをそれぞれ求めることにより、異なる層の硬さを求めることを特徴とする超音波検査方法をその要旨とする。

20

30

【0011】

請求項3に記載の発明によれば、パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波が、層構造を有する生体組織に向けて照射される。このとき、高周波数の超音波は生体組織の表面で反射するのに対し、低周波数の超音波は生体組織の表面を透過して組織内部に達して反射する。従って、生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算すれば、生体組織における異なる深さでの硬さ情報を求めることができる。この測定方法では、パルス励起によって異なる周波数成分を含む超音波を得ることができるので、従来技術のように異なる周波数の超音波に切り替えて何回も測定するといった必要がない。ゆえに、1回の測定で生体組織における層情報を迅速にかつ正確に取得でき、検査に役立てることができる。また、音響インピーダンス曲線において傾きが所定値よりも大きい箇所の周波数を判定することで、層の界面がある深さを判定することができる。そして、その傾きが大きい箇所の周波数の低周波数側及び高周波数側の音響インピーダンスをそれぞれ求めることにより、界面よりも下層側及び上層側の層の硬さ情報を求めることができる。

40

【0012】

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、前記第1ステップでは、パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含み、かつ前記生体組織の表面部を焦点として収束する超音波を、二次元走査しながら前記生体組織に向けて照射することをその要旨とする。

【0013】

50

従って、請求項 4 に記載の発明によれば、生体組織の奥行き方向の情報に加えて、平面方向の情報を取得することができる。つまり、生体組織における三次元情報を取得することができ、生体組織の検査をより正確に行うことができる。しかも、生体組織の表層部を焦点として収束する超音波であることから、生体組織内の微細な構造についても把握することが可能である。

【 0 0 1 4 】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項において、前記生体組織は皮膚であることをその要旨とする。

【 0 0 1 5 】

従って、請求項 5 に記載の発明によれば、皮膚を構成する表皮、真皮、皮下組織の各層の厚さや硬さ情報を取得することができ、それに応じて皮膚の健康状態を検査することが可能となる。

【 0 0 1 6 】

請求項 6 に記載の発明は、層構造を有する生体組織に対して超音波を照射し、得られた反射波に基づいて前記生体組織を検査するにあたり、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の方法を実行する超音波検査装置であって、パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波を、前記生体組織に向けて照射するとともに、前記生体組織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、前記生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算することにより、前記生体組織における異なる深さでの硬さ情報を求める演算手段とを備えることを特徴とする超音波検査装置をその要旨とする。

【 0 0 1 7 】

請求項 6 に記載の発明によれば、超音波振動子によって、パルス励起されたものであって異なる周波数成分を含む超音波が、層構造を有する生体組織に向けて照射される。このとき、高周波数の超音波は生体組織の表面で反射するのに対し、低周波数の超音波は生体組織の表面を透過して組織内部に達して反射する。そして、演算手段によって、生体組織からの反射波に基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスが演算され、生体組織における異なる深さでの硬さ情報が求められる。この装置によれば、パルス励起によって異なる周波数成分を含む超音波を得ることができるので、異なる周波数の超音波に切り替えて何回も測定するための複雑な回路構成を必要とせず、構造が比較的簡素なものとなる。また、1回の測定で生体組織における層情報を迅速にかつ正確に取得でき、検査に役立てることができる。

【 0 0 1 8 】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 において、前記生体組織における異なる深さでの硬さ情報を示す画像データを生成する処理を行う画像生成手段をさらに備えることをその要旨とする。

【 0 0 1 9 】

従って、請求項 7 に記載の発明によれば、画像生成手段により、生体組織における異なる深さでの硬さ情報を示す画像データが生成されるので、生体組織の断面構造を容易に可視化することができる。

【 0 0 2 0 】

請求項 8 に記載の発明は、請求項 6 または 7 において、前記超音波の照射点を前記生体組織の表面に沿って二次元的に走査する二次元走査手段をさらに備え、前記超音波振動子は、前記超音波を前記生体組織の表層部を焦点として収束させて照射する機能を有することをその要旨とする。

【 0 0 2 1 】

従って、請求項 8 に記載の発明によれば、二次元走査手段によって、生体組織の奥行き方向の情報に加えて、平面方向の情報を取得することができる。つまり、生体組織における三次元情報を取得することができ、生体組織の検査をより正確に行うことができる。しかも、生体組織の表層部を焦点として収束する超音波であることから、生体組織内の微細

10

20

30

40

50

な構造についても把握することが可能である。

【発明の効果】

【0022】

以上詳述したように、請求項1～5に記載の発明によると、生体組織の層情報を正確にかつ迅速に取得できる超音波検査方法を提供することができる。また、請求項6～8に記載の発明によると、生体組織の層情報を正確にかつ迅速に取得できるにもかかわらず、構造が比較的簡素な超音波検査装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

[第1の実施の形態]

【0024】

以下、本発明を具体化した第1の実施の形態を図面に基づき詳細に説明する。図1は、本実施の形態における超音波検査装置1を示す概略構成図である。

【0025】

超音波検査装置1は、超音波プローブユニット2と、パーソナルコンピュータ(パソコン)3とから構成されている。超音波プローブユニット2とパソコン3とは例えばUSBケーブル4を介して接続される。

【0026】

超音波プローブユニット2は、超音波プローブ5と、先端部にその超音波プローブ5を着脱可能なハンドピース部6とを備える。この超音波プローブ5は、超音波を二次元走査しながら被検査物に照射して、その被検査物からの反射波を電気信号に変換して出力する機能を有している。このハンドピース部6はいわゆる把持部であって、手で把持可能な長さ及び直径を有している。それゆえ、この超音波プローブユニット2は、例えば、医師などが被診察者の皮膚の健康状態を検査するために用いられる。この場合、使用者はハンドピース部6を手で持ち、超音波プローブ5を被診察者の皮膚に直接当てるようにする。

【0027】

具体的には、超音波プローブ5は、プローブケース11と、超音波振動子としてのトランスデューサ12と、二次元走査手段としての第1ロータ部13及び第2ロータ部14と、リファレンス部材15とを備える。プローブケース11は、生体組織とは異なる既知の音響インピーダンスを有し、超音波を透過しうる材料(例えば、アクリル樹脂)を用いて、先端部が略半球形状に形成されている。プローブケース11の内部には、超音波伝達媒体(具体的には純水)Wが充填されている。

【0028】

本実施の形態では、プローブケース11の内部に第1ロータ部13及び第2ロータ部14が収納されており、ケース先端側に設けられた第1ロータ部13の外周面には、2つのトランスデューサ12が設けられている。これら2つのトランスデューサ12は、高分子系の圧電材料からなり、第1ロータ部13の回転軸13aを中心として180度離れた位置に設けられている。この構成であると、回転軸13aを中心とする重量バランスがよくなるので、振動の発生を確実に防止することができる。

【0029】

トランスデューサ12が照射する超音波は、超音波伝達媒体Wを介して円錐状に収束されてプローブケース11の外表面で焦点を結ぶようになっている。なお本実施の形態では、トランスデューサ12として、例えば、口径が3mm、高さ3mm、帯域幅が数MHz～数百MHz程度の仕様のものを用いている。

【0030】

本実施の形態において、第1ロータ部13は、超音波プローブユニット2の短手方向と平行な回転軸13aを介してハウジング17に回転可能に支持されている。また、第2ロータ部14は、超音波プローブユニット2の長手方向と平行な回転軸14aを介してハウジング17を支持しており、そのハウジング17とともに第1ロータ部13を回転させる。これらロータ部13、14は、回転速度や回転位置が制御可能な周知の電動モータで構

10

20

30

40

50

成される。なお、第1ロータ部13への電源供給やトランスデューサ12に対する電気信号の授受は図示しないスリップリングを介して行われる。

【0031】

また、プローブケース11の外表面において超音波の照射点が走査される範囲内には、リファレンス部材15が設けられている。本実施形態のリファレンス部材15は、例えば、エポキシ樹脂により形成される。従って、リファレンス部材15は、アクリル樹脂からなるプローブケース11とは異なる既知の音響インピーダンスを有している。

【0032】

超音波プローブユニット2におけるハンドピース部6内には、各ロータ部13, 14を駆動制御するロータ制御回路21、超音波を送受信するための信号処理回路22、電気信号の入出力を行うためのI/F回路23などが設けられている。I/F回路23としては、パソコン等の標準インターフェースであるUSBインターフェースが用いられる。なお、I/F回路23としては、USBインターフェースの他にIEEE1394インターフェースを採用してもよく、また、データ転送速度は遅くなるが、シリアルインターフェースやパラレルインターフェースを採用することもできる。

【0033】

図2は、超音波検査装置1の電気的な構成を示すブロック回路図である。

【0034】

図2に示されるように、超音波プローブユニット2におけるロータ制御回路21は、各ロータ部13, 14に接続されており、パソコン3から出力される駆動制御信号をI/F回路23を介して取り込み、その駆動制御信号に基づいて各ロータ部13, 14を駆動して各ロータ部13, 14とともにトランスデューサ12を回転させる。具体的には、ロータ制御回路21は、第1ロータ部13を所定の回転速度で回転させ、第1ロータ部13が半回転(180°回転)する度に第2ロータ部14を所定の角度だけ回転させる。これにより、プローブケース11の外表面(つまり生体組織である皮膚の表面)に沿って超音波の照射点が二次元的に走査される。

【0035】

信号処理回路22は、送信回路24、受信回路25、送受波分離回路26、検波回路27、A/D変換回路28を備える。

【0036】

送信回路24は、トランスデューサ12を駆動させるためのパルスが発生させる回路であり、トリガ回路24aとパルス発生回路24bとを備える。送信回路24において、トリガ回路24aは、パソコン3から出力される制御信号をI/F回路23を介して取り込み、その制御信号に基づいて第1ロータ部13の回転に同期したトリガ信号を生成する。パルス発生回路24bは、そのトリガ信号に応答して励起パルスを生成する。その励起パルスが送受波分離回路26を介してトランスデューサ12に供給されてトランスデューサ12から超音波が照射される。なお、本実施の形態では、第1ロータ部13の回転によりトランスデューサ12がプローブケース11の先端側の走査範囲内に移動したときに、制御信号に基づいてトリガ信号が生成され、その走査範囲内でのみ超音波が照射されるようになっている。

【0037】

本実施の形態のトランスデューサ12は、送受波兼用の超音波振動子であり、皮膚で反射した超音波(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26を介して受信回路25に供給される。受信回路25は、信号増幅回路を含み、反射波の信号を増幅して検波回路27に出力する。検波回路27は、ゲート回路を含み、皮膚からの反射波信号を抽出してA/D変換回路28に出力する。A/D変換回路28は、検波回路27の出力信号をA/D変換した後、I/F回路23を介してパソコン3に転送する。

【0038】

パソコン3は、CPU31、I/F回路32、高速フーリエ変換回路33、メモリ34

10

20

30

40

50

、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。

【0039】

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、各ロータ部 13, 14による二次元走査を制御するためのプログラムや音響インピーダンスを算出するためのプログラムなどを含む。

【0040】

I/F回路 32は、超音波プローブユニット 2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)であり、超音波プローブユニット 2に制御信号(ロータ制御回路 21や送信回路 24への制御信号)を出力したり、超音波プローブユニット 2からの転送データ(A/D変換回路 28からI/F回路 23を介して転送されるデータ)を入力したりする。

10

【0041】

高速フーリエ変換回路 33は、反射波信号の周波数成分を得るためにフーリエ変換処理を行う。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、音響インピーダンス像を表示したり、各種設定の入力画面を表示したり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。

【0042】

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리카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。

20

【0043】

次に、本実施の形態における皮膚の検査方法について説明する。

【0044】

図3に示すように、皮膚 39は、その表面側から表皮 40、真皮 41、皮下組織 42で構成されている。表皮 40は、皮膚 39の最も外側にあり、肌のうるおいを保つための角質層 43を含む。一般的に、表皮 40の厚さは100 μ m程度であり、角質層 43の厚さは20 μ m程度である。また、表皮 40、真皮 41を合わせると0.4mm~1.4mm程度の厚さである。つまり、皮膚 39は、各層の厚さが表面から内部に行くに従って順番に厚くなる層構造を有している。

30

【0045】

この皮膚 39に対してその表面側から広帯域(数MHz~数百MHz)の周波数成分を含む超音波S₀を照射する場合、表皮 40の角質層 43の厚さよりも波長が短い高周波数の超音波S₀は、角質層 43で反射する。また、角質層 43の厚さよりも波長が長い超音波S₀は角質層 43を透過する。角質層 43を透過した超音波S₀のうち、表皮 40の厚さよりも波長が短い超音波S₀は表皮 40で反射し、表皮 40の厚さよりも波長が長い超音波S₀は表皮 40を透過する。さらに、表皮 40を透過した超音波S₀のうち、真皮 41の厚さよりも波長が短い超音波S₀は真皮 41で反射し、真皮 41の厚さよりも波長が長い超音波S₀は真皮 41を透過する。

40

【0046】

従って、皮膚 39からの反射波をデジタル解析してその反射波の周波数成分を取り出すことにより、皮膚 39の厚さ方向(奥行き方向)の情報を取得することが可能となる。

【0047】

本実施の形態の超音波検査装置 1は、リファレンス部材 15からの反射波と皮膚 39からの反射波とを取得し、それら反射波に基づいて皮膚 39の音響インピーダンスを周波数

50

毎に求める。そして、周波数と音響インピーダンスとの相関関係を示す音響インピーダンス曲線を求めて、その音響インピーダンス曲線に基づいて、皮膚39における層間の界面の位置や各層の厚さなどの情報を取得する。

【0048】

詳しくは、図4(a)に示すように、プローブケース11を介してリファレンス部材15に超音波 S_o を照射し、リファレンス部材15での反射波 S_r を取得する。そして、反射波 S_r の信号をフーリエ変換することにより、反射波 S_r の強度スペクトルの周波数特性データを得る。

【0049】

また、図4(b)に示すように、皮膚39表面に超音波 S_o を照射し、皮膚39での反射波 S_t を取得する。そして、反射波 S_t の信号をフーリエ変換することにより、反射波 S_t の強度スペクトルの周波数特性データを得る。

【0050】

リファレンス部材15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_o と反射波 S_r との間には、次式(1)の関係が成り立つ。

【数1】

$$S_r = \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r} \cdot S_o \quad \dots (1)$$

10

20

【0051】

ただし、 Z_s はプローブケース11の音響インピーダンスであり、 Z_r はリファレンス部材15の音響インピーダンスである。

【0052】

また、皮膚39表面と直交する角度で照射される超音波 S_o と反射波 S_t との間には、次式(2)の関係が成り立つ。

【0053】

【数2】

$$S_t = \frac{Z_s - Z_t}{Z_s + Z_t} \cdot S_o \quad \dots (2)$$

30

【0054】

ただし、 Z_t は皮膚39の音響インピーダンスである。

【0055】

従って、上記式(1)、(2)から皮膚39の音響インピーダンス Z_t は、次式(3)により求められる。

【0056】

【数3】

$$Z_t = \frac{1 - (S_t/S_o)}{1 + (S_t/S_o)} \cdot Z_s = \frac{1 - \frac{S_t}{S_r} \cdot \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r}}{1 + \frac{S_t}{S_r} \cdot \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r}} \cdot Z_s \quad \dots (3)$$

40

【0057】

上記式(3)の演算を周波数毎に行うことで、図5に示すような音響インピーダンス曲線を求めることができる。

【0058】

ここで、皮膚39の最上層である角質層43の厚さよりも波長が短い超音波は、角質層

50

43で反射するため、その超音波に対応する高周波数での反射波 S_r 、 S_t の信号強度を用いれば、上記式(3)の演算により角質層43の音響インピーダンス Z_t を求めることができる。

【0059】

また、低周波数の超音波は角質層43を透過してその下層の表皮40に達するため、算出した角質層43の音響インピーダンス Z_t と低周波数での反射波 S_r 、 S_t の信号強度とを用いて、表皮40の音響インピーダンス Z_t を求める。同様に、算出した表皮40の音響インピーダンス Z_t と低周波数での反射波 S_r 、 S_t の信号強度とを用いて、真皮41の音響インピーダンス Z_t を求める。

【0060】

このように、高周波数側から音響インピーダンス Z_t を求め、それを利用して低周波数側の音響インピーダンス Z_t を求めることにより、図5の音響インピーダンス曲線が求められる。そして、この音響インピーダンス曲線のデータを用いて皮膚39の健康状態を判定することができる。

【0061】

すなわち、音響インピーダンス曲線を示す方程式を微分することにより、音響インピーダンス曲線の傾き(変化率)が求められる。そして、図6に示すように、音響インピーダンス曲線における傾きが所定のしきい値 t_h よりも大きい箇所の周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 が判定される。そして、それら周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 に対応する深さでは音響インピーダンスの変化率が大きく、その位置に層の界面があると推定される。従って、それら周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 に基づいて、界面の位置や各層の厚さが判定される。

【0062】

また、判定した周波数に対して、高周波数側の音響インピーダンスは界面の上層側の音響インピーダンスであり、低周波数側の音響インピーダンスは界面の下層側の音響インピーダンスである。よって、それら音響インピーダンスを求めることにより、異なる層の硬さ情報がそれぞれ求められる。

【0063】

さらに、本実施の形態では、超音波の照射点を二次元走査することにより、上記のような皮膚39の奥行き方向の情報に加えて、皮膚39の平面方向の情報が取得され、皮膚39の三次元的な検査が行われる。

【0064】

なお、本実施の形態では、プローブケース11の音響インピーダンス Z_s やリファレンス部材15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35に予め記憶されている。また、上記の式(2)で示されるように、プローブケース11の音響インピーダンス Z_s が皮膚39の音響インピーダンス Z_t と等しい場合、皮膚39表面で超音波が反射しなくなる。そのため、プローブケース11としては、皮膚39の音響インピーダンス Z_t を考慮してその材料を選択するとよく、例えば、音響インピーダンス Z_s が皮膚39の3倍程度の大きさの材料を用いる。また、超音波伝達媒体 W との界面となるプローブケース11の内表面側でも超音波の反射が起こるため、超音波伝達媒体 W の音響インピーダンスも考慮してプローブケース11の材料を選択することが好ましい。

【0065】

次に、本実施の形態において、皮膚39を検査するためにCPU31が実行する処理例について、図7のフローチャートに従い説明する。

【0066】

まず、CPU31は、ロータ制御回路21に制御信号を出力して、第1ロータ部13及び第2ロータ部14を駆動させる。その結果、超音波の照射点がリファレンス部材15に位置するように移動する。またこのとき、励起パルスがトランスデューサ12に供給されると、図4(a)に示すように、リファレンス部材15に超音波 S_o が照射され、その反射波 S_r の信号(反射波信号)が検波回路27で検出される。そして、CPU31は、A/D変換回路28で変換されたデジタルデータをI/F回路23、32を介して取り込み

10

20

30

40

50

、高速フーリエ変換回路 33 に入力する。高速フーリエ変換回路 33 では、その反射波信号がフーリエ変換されることで、強度スペクトルの周波数特性データが生成される。CPU 31 は、高速フーリエ変換回路 33 から出力されるフーリエ変換後の周波数特性データを、リファレンス部材 15 のデータとしてメモリ 34 に一旦格納する（ステップ 100）。

【0067】

その後、CPU 31 からの指示を受けたロータ制御回路 21 が各ロータ部 13, 14 を駆動し、超音波の二次元走査が開始する。CPU 31 は、各ロータ部 13, 14 の回転位置を判断し、それに基づいて測定点の座標データを取得する（ステップ 110）。

【0068】

そして、図 4 (b) に示すように、皮膚 39 表面に超音波 S_o が照射され、その反射波 S_t が検波回路 27 で検出される。CPU 31 は、A/D 変換回路 28 で変換されたデジタルデータを高速フーリエ変換回路 33 に入力し、高速フーリエ変換回路 33 から出力されるフーリエ変換後の周波数特性データを、皮膚 39 のデータとして測定点の座標データに関連付けてメモリ 34 に一旦格納する（ステップ 120）。

【0069】

その後、CPU 31 は、取得したリファレンス部材 15 及び皮膚 39 での反射波 S_r , S_t の強度スペクトルのデータと、リファレンス部材 15 及びプローブケース 11 の音響インピーダンス Z_r , Z_s とを用いて、上記の式 (3) に対応した演算処理を行い測定点での音響インピーダンス Z_t を算出する（ステップ 130）。ここでは、周波数毎に音響インピーダンス Z_t が求められ、図 5 の音響インピーダンス曲線に対応するデータが求められる。そして、CPU 31 は、算出された音響インピーダンスのデータを測定点の座標データに関連付けてメモリ 34 に記憶させる。

【0070】

その後、CPU 31 は、算出した音響インピーダンス Z_t に基づいて皮膚表面の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 140）。上述したように、高周波数側の超音波は皮膚表面で反射するのに対し、低周波数側の超音波は皮膚表面の角質層 43 を透過して皮膚 39 の内部で反射する。つまり、低周波数側の音響インピーダンスは皮膚内部の硬さ情報を含んでしまうため、ステップ 140 の処理では、皮膚表面での硬さ情報のみを含む高周波側のデータを用いて算出する。この処理において、CPU 31 は、高周波側の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 34 に記憶させる。

【0071】

CPU 31 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 150）。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 110 に戻って、ステップ 110 ~ 150 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 37 に転送して該データに応じた音響インピーダンス像を表示させる（ステップ 160）。

【0072】

この処理により、皮膚 39 表面での音響インピーダンス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、皮膚 39 表面での音響インピーダンスの分布が確認される。

【0073】

ここで、音響インピーダンス像を確認したユーザが入力装置 36 を操作して、音響インピーダンス像における所定のポイント（座標）を指定すると、CPU 31 は、そのポイントの奥行き方向の情報を表示するための表示処理を行う（ステップ 170）。この処理において、CPU 31 は、まず、所定のポイントの座標データに対応する周波数特性データをメモリ 34 から読み出す。そして、CPU 31 は、そのデータを利用して微分処理を行うことにより、音響インピーダンス曲線の傾きを算出し、算出値が所定のしきい値 t_h よ

10

20

30

40

50

りも大きい箇所(の)周波数(図6の f_1 , f_2 , f_3)を判定する。そして、CPU31は、その判定した周波数に基づいて、皮膚39を構成する各層(角質層43、表皮40、真皮41など)の厚さを求め、それら厚さや各層での音響インピーダンスの大きさに応じた硬さの情報などを表示装置37の画面に表示する。このような硬さ情報の表示態様は特に限定されず、例えば硬さを数値化して表示してもよい。または、硬さの程度に応じて色分けして表示してもよい。なお、図5, 図6のグラフについても、必要に応じて表示装置37の画面に表示するようにしてもよい。

【0074】

ここで、再度ユーザが音響インピーダンス像における別のポイント(座標)を指定すると、CPU31は、そのポイントの奥行き方向の情報を表示するための表示処理を繰り返す10し行う。

【0075】

また、表示装置37の画面には、表示処理の終了を指示するための終了ボタンが表示されている。ユーザが入力装置36を操作してその終了ボタンを押すと、図7の処理が終了する。

【0076】

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。

【0077】

(1)本実施の形態の超音波検査装置1では、トランスデューサ12により照射される超音波が広帯域の周波数成分を含んでいる。そして、得られた反射波信号をデジタル解析(フーリエ変換)することで、広帯域内における周波数毎の音響インピーダンスが求められる。この場合、従来技術のように異なる周波数の超音波に切り替えて複数回測定するといった必要はなく、1回の超音波の照射によって音響インピーダンス曲線(周波数特性データ)を得ることができる。ここで測定される音響インピーダンスは皮膚39の硬さに連動して大きくなるパラメータであるので、その周波数特性データを利用することで、皮膚39における各層の硬さ情報を取得することができる。よって、この情報に基づけば、皮膚39の健康状態を迅速にかつ正確に検査することができる。また、本実施の形態の超音波検査装置1は、パルス励起によって異なる周波数成分を含む超音波を発生させる構成であるので、従来技術と比較してパルス発生回路24bなどの回路構成を簡素化することができる。そしてこのような装置の簡素化が達成される結果、装置の低価格化を図ることが30可能となる。

【0078】

(2)本実施の形態の超音波検査装置1では、音響インピーダンス曲線を微分処理することでその傾きが求められ、傾きが所定のしきい値よりも大きい箇所を判定することで、皮膚39における奥行き方向の情報(各層の厚さや硬さ)を求めることができる。

【0079】

(3)本実施の形態の超音波検査装置1では、超音波の照射点が二次元走査されるので、皮膚39の奥行き方向の情報に加えて皮膚39の表面の情報を取得することができ、皮膚39の検査をより正確に行うことができる。しかも、皮膚39の表層部を焦点として収束する超音波をプローブとして利用していることから、皮膚39表層部の微細な構造について40も把握することが可能である。例えば、角質層43よりも内部の層にミクロンオーダーの硬変部などが存在しているような場合であっても、その硬変部を確実に見つけ出すことが可能である。

【0080】

(4)実際の検査時においては、温度変化や測定系の回路特性の変化などの要因によって、トランスデューサ12から出力される超音波の強度が変動する可能性が高い。それを考慮して、本実施の形態の超音波検査装置1では、プローブケース11の外表面にリファレンス部材15を設けている。そのため、図4(a)に示すように、リファレンス部材15の反射波 S_r の信号を検出し、反射波信号に基づいて音響インピーダンスを算出することにより、測定条件の変動に応じて補正を行うことができる。これにより、正確な音響イ50

ンピーダンスを得ることができ、皮膚39の検査を正確に行うことができる。また、リファレンス部材15が走査範囲内に設けられているので、リファレンス部材15からの反射波の測定に続いて、皮膚39の反射波を迅速に測定することができる。

【0081】

(5)本実施の形態の超音波検査装置1は、手で把持可能な超音波プローブユニット2を備えるため、その超音波プローブユニット2を用いて身体のさまざまな箇所の皮膚39を検査することができる。

[第2の実施の形態]

【0082】

次に、本発明を具体化した第2の実施の形態を図8に基づき説明する。

10

【0083】

第2の実施の形態における超音波検査装置51は、超音波顕微鏡52を利用して皮膚の音響インピーダンスを測定する装置であり、超音波顕微鏡52とその超音波顕微鏡52を制御するためのパソコン3とから構成されている。

【0084】

本実施の形態の超音波顕微鏡52には、トランスデューサ12と、I/F回路23と、送信回路24と、受信回路25と、送受波分離回路26と、検波回路27と、A/D変換回路28と、X-Yステージ54と、エンコーダ(ENC)55と、コントローラ56と、駆動モータ57X,57Yとが設けられている。なお、超音波顕微鏡52において、I/F回路23、送信回路24、受信回路25、送受波分離回路26、検波回路27、及びA/D変換回路28は、第1の実施の形態の各回路23~28と同様の構成である。以下、第1の実施の形態との相違点を中心に説明する。

20

【0085】

超音波顕微鏡52において、超音波を照射するためのトランスデューサ12は、X-Yステージ54の下面に固定されている。このX-Yステージ54は、超音波の照射点を二次元的に動かすためのステージ54X,54Yと、それぞれのステージ54X,54Yを駆動するモータ57X,57Yとを備えている。これらのモータ57X,57Yとしては、ステップモータやリニアモータが使用される。

【0086】

各モータ57X,57Yにはコントローラ56が接続されており、そのコントローラ56の駆動信号にตอบสนองしてモータ57X,57Yが駆動される。これらモータ57X,57Yの駆動により、Xステージ54Xを連続走査(連続送り)するとともに、Yステージ54Yを間欠送りとなるよう制御することで、X-Yステージ54の高速走査が可能となっている。

30

【0087】

また、本実施の形態においては、Xステージ54Xに対応してエンコーダ55が設けられ、エンコーダ55によりXステージ54X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)の走査時に300回超音波が照射される。そして、各測定点の位置がエンコーダ55によって検出され、I/F回路23を介してパソコン3に取り込まれる。パソコン3はそのエンコーダ55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I/F回路23を介してコントローラ56に供給する。コントローラ56は、この駆動制御信号に基づいてモータ57Xを駆動する。また、コントローラ56は、エンコーダ55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57Yを駆動して、Yステージ54YをY方向に1ピクセル分移動させる。

40

【0088】

さらに、コントローラ56は、駆動制御信号に同期した信号を送信回路24のトリガ回路24aに供給する。これにより、トリガ回路24aは、駆動制御信号に同期したトリガ信号を生成し、パルス発生回路24bは、そのトリガ信号にตอบสนองして励起パルスを生成する。その励起パルスが送受波分離回路26を介してトランスデューサ12に供給される結

50

果、トランスデューサ 12 から超音波が照射される。

【0089】

トランスデューサ 12 の下方には皮膚検査用プレート 58 が設けられている。トランスデューサ 12 が照射する超音波は、超音波伝達媒体 W を介して円錐状に収束し、皮膚検査用プレート 58 の下面付近（つまり皮膚の表層部）で焦点を結ぶようになっている。

【0090】

皮膚検査用プレート 58 は、第 1 の実施の形態におけるプローブケース 11 と同様に、生体組織とは異なる既知の音響インピーダンスを有し、超音波を透過しうる材料（例えば、アクリル樹脂）を用いて形成されている。この皮膚検査用プレートにおいて、超音波の照射点が走査される範囲内には、例えば、エポキシ樹脂からなるリファレンス部材 59 が設けられている。

10

【0091】

本実施の形態では、皮膚検査用プレート 58 の下面に被診者の腕などの皮膚を接触させ、この状態で皮膚に向けて超音波が照射される。皮膚で反射した超音波はトランスデューサ 12 で電気信号に変換され、送受波分離回路 26、及び受信回路 25 を経て検波回路 27 に供給される。そして、検波回路 27 において皮膚からの反射波信号が抽出された後、A/D 変換回路 28、及び I/F 回路 23 を介してパソコン 3 に転送される。

【0092】

パソコン 3 は、上記第 1 の実施の形態と同じ回路構成（CPU 31、I/F 回路 32、高速フーリエ変換回路 33、メモリ 34、記憶装置 35、入力装置 36、及び表示装置 37）を有する。本実施の形態のパソコン 3 も、図 7 に示すフローチャートと同様の処理を行うことで、皮膚表面の音響インピーダンス像を表示するとともに、皮膚の奥行き情報を表示する。

20

【0093】

従って、本実施の形態のように超音波顕微鏡 52 を利用して超音波検査装置 51 を構成した場合でも、上記第 1 実施の形態の効果（1）～（4）と同様の効果を得ることができる。

【0094】

なお、本発明の各実施の形態は以下のように変更してもよい。

【0095】

・上記各実施の形態では、算出した高周波数側の音響インピーダンスを用いて皮膚 39 表面（角質層 43）での音響インピーダンス像を表示させるものであったが、低周波数側の音響インピーダンスを用いて、皮膚 39 内部（表皮 40、真皮 41、皮下組織 42 など）での音響インピーダンス像を表示させるよう構成してもよい。具体的な方法としては、まず、ユーザが表示装置 37 の画面に表示された皮膚 39 の各層（角質層 43、表皮 40、真皮 41 など）の厚さを確認し、表示させる層の位置（表面からの深さ）を指定する。これにより、CPU 31 は、指定位置に対応する周波数の音響インピーダンスをメモリ 34 から読み出して画像生成処理を行い、得られた画像データを表示装置 37 に転送することで、指定位置に対応する音響インピーダンス像を表示させる。

30

【0096】

・上記各実施の形態では皮膚 39 表面の音響インピーダンス像を表示させるものであったが、皮膚 39 断面の音響インピーダンス像を表示させるように構成してもよい。例えば、表示装置 37 の画面に皮膚 39 表面の音響インピーダンス像を表示させた状態で、ユーザがその音響インピーダンス像において断面の位置を設定するための 2 つのポイントを指定する。CPU 31 は、2 つの指定ポイントを結ぶ直線上にある複数の測定点を抽出し、各測定点の座標に対応する音響インピーダンスの周波数特性データをメモリ 34 から読み出して、深さ方向の音響インピーダンスを求める。そして、CPU 31 は、その音響インピーダンスを用いて画像生成処理を行い、それにより得られた画像データを表示装置 37 に転送することで、指定位置での断面を示す音響インピーダンス像を表示させる。

40

【0097】

50

さらに、ユーザが指定した所定領域について、各測定点での周波数特性データを利用して深さ方向の音響インピーダンスを求めて、皮膚39の立体的な音響インピーダンス像を表示させるように構成してもよい。このようにすれば、皮膚39の三次元情報を取得することができる。

【0098】

・上記各実施の形態において、検査した皮膚39の各層の厚さや硬さを標準的な値と比較して、その比較結果に応じた皮膚39の健康状態、例えば潤いのある良好な肌、かさかさした乾燥肌などといった肌の状態を表示装置37の画面に表示するよう構成してもよい。さらに、皮膚39の検査結果をその都度メモリ34に記憶し、同一被験者について前回取得したデータと今回取得したデータとを比較することにより、皮膚39の状態変化を表示装置37の画面に表示するよう構成してもよい。

10

【0099】

・上記各実施の形態の超音波検査装置1,51は、超音波の照射点を二次元走査する機能を有し、皮膚39の音響インピーダンス像を得るものであったが、この機能を省略してもよい。つまり、超音波検査装置としては、皮膚39の奥行き方向の情報を得るものであればよい。例えば、二次元走査することなく所定の測定点のみにパルス励起された超音波を照射し、その反射波から得られる音響インピーダンス曲線に基づいて、皮膚39の厚さや硬さを検査してもよい。この場合、二次元走査手段(第1ロータ部13、第2ロータ部14、X-Yステージ54など)を省略することができ、超音波検査装置1,51の構成が簡素化されてその製造コストを低減することができる。

20

【0100】

・上記第1の実施の形態において、走査開始時にリファレンス部材15での反射波 S_r を検出するものであったがこれに限定されるものではない。例えば、皮膚39における1走査ラインの音響インピーダンスの測定を行う度に、リファレンス部材15での反射波 S_r を検出して、その反射波の信号に基づいて音響インピーダンスの算出を行うようにしてもよい。この場合、リファレンス部材15が両側もしくは片側に位置するよう走査範囲を設定する。このようにすれば、測定条件が急激に変わる場合に、測定条件の変動に応じた補正をリアルタイムで行うことができる。なお、リファレンス部材15は、操作範囲の周縁に設ける必要はなく、走査範囲のいずれかの位置に設けるものであればよい。

【0101】

・上記各実施の形態において、パソコン3を用いて超音波検査装置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。勿論、PDA(Personal Digital Assistant)などの携帯端末を用いて超音波検査装置を構成してもよい。第1の実施の形態においてパソコン3の代わりにPDAなどの携帯端末を用いる場合、超音波プローブユニット2とともに手で持って移動可能であるので実用上好ましいものとなる。

30

【0102】

・上記各実施の形態では、超音波検査装置1,51を用いて皮膚39の検査を行ったが、これ以外に、層構造を有する生体組織の検査を行ってもよい。例えば、超音波検査装置1を用いて爪の検査を行う場合、爪の厚さや硬さを容易に測定することができ、爪の健康状態を適切に判定することができる。さらには、皮膚39や爪のような体表面に露出している生体組織ばかりでなく、体表面に露出していない生体組織(例えば筋肉や臓器など)についても、前記装置1,51による検査を行ってもよい。

40

【0103】

・検査対象となる生体組織の層構造の厚さによっては、より広帯域の周波数成分を含む超音波が必要となり、1種類のトランスデューサ12ではその周波数帯域の超音波を照射できない場合も考えられる。このような場合、各周波数帯域専用のトランスデューサを複数設け、それらを切り替えて使用する。具体的には、第1の実施の形態において、第1ロータ部13に設けられる2つのトランスデューサ12のうち、一方を低周波数用のトランスデューサとし、他方を高周波数用のトランスデューサとする。

【0104】

50

・上記実施の形態の超音波検査装置 1, 51 では、カラー変調した音響インピーダンス像を得て可視化するものであったが、それ以外に輝度変調した音響インピーダンス像を得て可視化してもよい。

次に、特許請求の範囲に記載された技術的思想のほかに、前述した各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。

【0105】

(1) 請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項において、前記反射波の信号をフーリエ変換して強度スペクトルの周波数特性データを生成し、そのデータに基づいて異なる周波数についての音響インピーダンスを演算することを特徴とする超音波検査方法。

【0106】

(2) 請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項において、前記生体組織を構成する層は、その表面から内部に行くに従って順に厚くなっていることを特徴とする超音波検査方法。

【0107】

(3) 請求項 5 において、皮膚における各層の厚さ及び硬さ情報に基づいて、皮膚の健康状態を判定し、その判定結果を表示装置に表示するステップを含むことを特徴とする超音波検査方法。

【0108】

(4) 請求項 5 において、皮膚における各層の厚さ及び硬さ情報について、前回取得したデータと今回取得したデータとを比較することにより皮膚の状態変化を判定し、その判定結果を表示装置に表示するステップを含むことを特徴とする超音波検査方法。

【0109】

(5) 請求項 7 において、前記画像生成手段が生成した画像データに基づいて硬さ情報に応じた生体組織の画像を表示するための表示装置をさらに備えることを特徴とする超音波検査装置。

【図面の簡単な説明】

【0110】

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

【図 2】超音波検査装置の電氣的構成を示すブロック回路図。

【図 3】皮膚における超音波の反射を示す説明図。

【図 4】(a), (b) は、リファレンス部材及び皮膚での反射を説明するための説明図

【図 5】音響インピーダンス曲線を示すグラフ。

【図 6】図 5 の音響インピーダンス曲線の傾きを示すグラフ。

【図 7】皮膚を検査するための処理を示すフローチャート。

【図 8】第 2 の実施の形態における超音波検査装置の電氣的構成を示すブロック回路図。

【符号の説明】

【0111】

1, 51 ... 超音波検査装置

12 ... 超音波振動子としてのトランスデューサ

13, 14 ... 二次元走査手段を構成する第 1 ロータ部及び第 2 ロータ部

31 ... 演算手段、及び画像生成手段としての CPU

39 ... 生体組織としての皮膚

54 ... 二次元走査手段としての X - Y ステージ

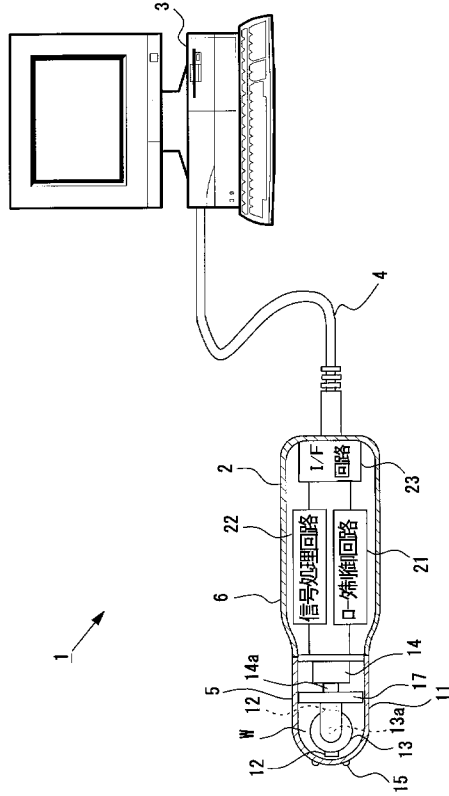
10

20

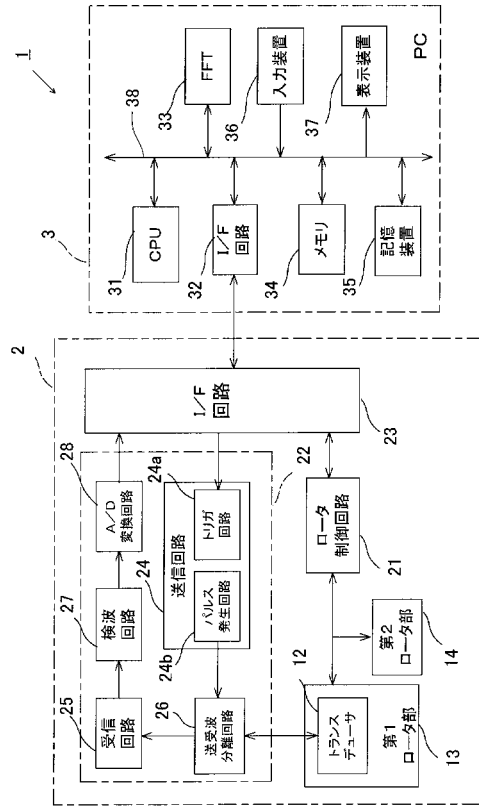
30

40

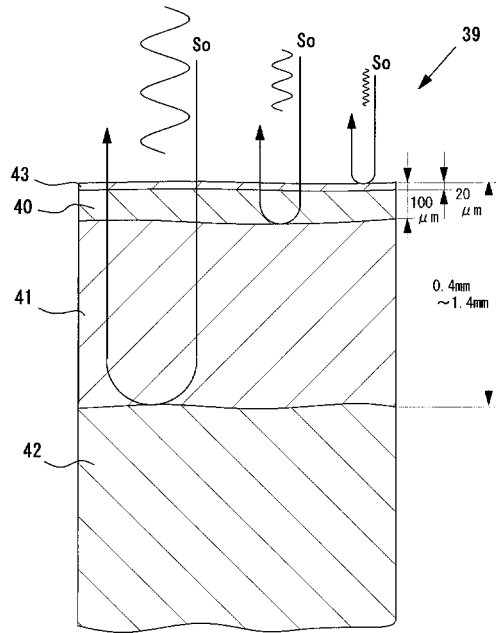
【図1】



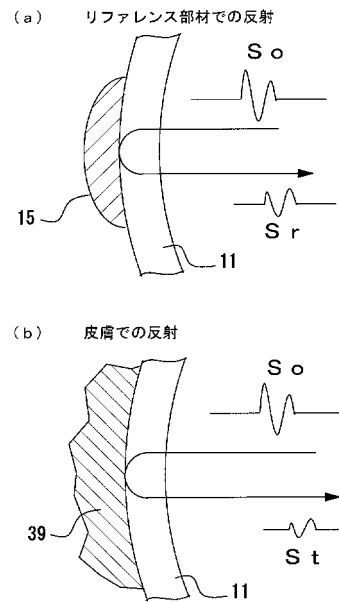
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭62-133946(JP,A)
特開2004-147872(JP,A)
李哲奎,村上義信,穂積直裕,長尾雅行,小林和人,西條芳文,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,平成17年電気学会全国大会,日本,社団法人 電気学会,20
05年 3月17日,Page 142

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波检查方法和超声波检查装置		
公开(公告)号	JP4654352B2	公开(公告)日	2011-03-16
申请号	JP2005097017	申请日	2005-03-30
[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		
当前申请(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	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB09 4C601/DD01 4C601/DD18 4C601/EE12 4C601/GA18 4C601/HH04 4C601/HH35 4C601/JB39 4C601/JB49		
其他公开文献	JP2006271765A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在短时间内简化配置并检查活组织的超声波检查设备。 解决方案：超声波检查设备1包括超声波探头单元2和个人计算机3。构成超声波探头单元2的超声波探头5设置有换能器12，用于通过脉冲激励照射包括不同频率分量的超声波。换能器12接收来自皮肤的反射波并将其转换成电信号。个人计算机3基于反射波的电信号计算不同频率的声阻抗，以获得皮肤中不同深度的硬度信息。点域1

【图3】

