

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/129303

発行日 平成29年2月2日 (2017.2.2)

(43) 国際公開日 平成26年8月28日 (2014.8.28)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F1

A61B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号 特願2015-501386 (P2015-501386)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2014/052502
(22) 国際出願日 平成26年2月4日 (2014.2.4)
(31) 優先権主張番号 特願2013-32632 (P2013-32632)
(32) 優先日 平成25年2月21日 (2013.2.21)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000166247
古野電気株式会社
兵庫県西宮市芦原町9番52号
(72) 発明者 クレタン ドリアン
兵庫県西宮市芦原町9番52号 古野電気
株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD10 GB03 HH02 HH31 JB05
JB37 JC08 JC09

最終頁に続く

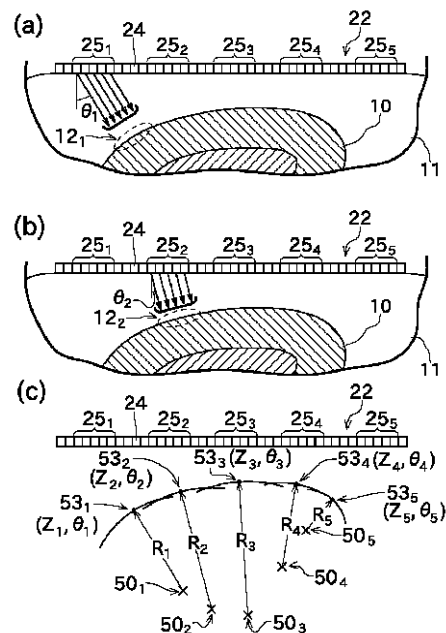
(54) 【発明の名称】 形状検出装置、及び形状検出方法

(57) 【要約】

【課題】 被測定体の表面形状や表面粗さにかかわらず、当該被測定体の形状をロバストに検出可能な形状検出装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置1は、素子アレイ22と、曲線パラメータ算出部47と、を備えている。素子アレイ22は、皮質骨10に向けて送信波を送信するとともに、前記送信波が皮質骨10で反射して発生した反射波を受信して受信信号を出力する素子24を複数有している。曲線パラメータ算出部47は、複数の素子24が出力した受信信号の位相差に基づいて、皮質骨10の局所部位12の曲線形状を特定する曲線パラメータ（半径R等）を算出する。

【選択図】 図12



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被測定体の形状を検出する形状検出装置であって、

前記被測定体に向けて送信波を送信するとともに、前記送信波が前記被測定体で反射して発生した反射波を受信して受信信号を出力する素子を複数有する素子アレイと、

複数の前記素子が出力した受信信号の位相差に基づいて、前記被測定体の局所部位の曲線形状を特定する曲線パラメータを算出する曲線パラメータ算出部と、
を備えることを特徴とする形状検出装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の形状検出装置であって、

前記曲線パラメータ算出部は、

前記局所部位の傾斜角度に基づいて送信角度が調整された送信波を当該局所部位に向けて送信するとともに、

当該局所部位において前記送信波が反射して発生した反射波を受信した複数の前記素子が出力した受信信号の位相差に基づいて、前記曲線パラメータを算出することを特徴とする形状検出装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の形状検出装置であって、

各素子が出力した受信信号を、それぞれ設定された遅延時間だけ遅延させる遅延処理部と、

前記遅延処理部が遅延させた各受信信号を積算して積算信号を生成する積算処理部と、
を有するビーム形成部を備え、

前記曲線パラメータ算出部は、前記積算信号の強度に基づいて、前記曲線パラメータを算出することを特徴とする形状検出装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の形状検出装置であって、

前記局所部位の傾斜角度を算出する傾斜角度算出部を備え、

当該傾斜角度算出部は、前記素子アレイから複数の送信角度で送信波を送信するとともに、当該送信角度に応じて前記遅延時間を設定することにより、前記送信角度ごとの積算信号を前記ビーム形成部に生成させ、前記積算信号の強度を最大化する前記送信角度を、
前記傾斜角度として算出することを特徴とする形状検出装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 までの何れか一項に記載の形状検出装置であって、

前記曲線パラメータ算出部は、焦点から前記素子アレイまでの距離を少なくとも算出する焦点距離算出部を有することを特徴とする形状検出装置。

【請求項 6】

請求項 3 又は 4 に記載の形状検出装置であって、

前記曲線パラメータ算出部は、

前記素子アレイからの距離が異なる複数の焦点について、当該焦点から各素子までの反射波の伝播時間に応じて前記遅延時間を設定し、

各焦点についての前記積算信号を前記ビーム形成部に生成させるとともに、

前記積算信号の強度を最大化する焦点までの距離を算出する焦点距離算出部を有することを特徴とする形状検出装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 までの何れか一項に記載の形状検出装置であって、

前記曲線パラメータ算出部は、前記曲線パラメータとして、少なくとも曲率半径を求めることを特徴とする形状検出装置。

【請求項 8】

請求項 5 又は 6 に記載の形状検出装置であって、

前記曲線パラメータ算出部は、前記曲線パラメータとしての曲率半径を、前記焦点距離

10

20

30

40

50

算出部が算出した前記距離に基づいて算出することを特徴とする形状検出装置。

【請求項 9】

請求項 1 から 8 までの何れか一項に記載の形状検出装置であって、
複数の局所部位についての前記曲線パラメータに基づいて、各局所部位の間の形状を補間する補間処理部を有することを特徴とする形状検出装置。

【請求項 10】

請求項 1 から 9 までの何れか一項に記載の形状検出装置であって、
前記送信波は平面波であることを特徴とする形状検出装置。

【請求項 11】

請求項 1 から 10 までの何れか一項に記載の形状検出装置であって、
前記曲線パラメータよりも高次の曲線形状を特定する高次曲線パラメータを算出する高次曲線パラメータ算出部を備え、
前記高次曲線パラメータ算出部は、
前記曲線パラメータに基づいて波面が調整された送信波を前記局所部位に向けて送信し、

10

当該送信波が前記局所部位で反射して発生した反射波を受信した複数の前記素子が出力した受信信号の位相差に基づいて、前記高次曲線パラメータを算出することを特徴とする形状検出装置。

【請求項 12】

請求項 1 から 11 までの何れか一項に記載の形状検出装置であって、
前記送信波は超音波であることを特徴とする形状検出装置。

20

【請求項 13】

請求項 1 から 12 までの何れか一項に記載の形状検出装置であって、
前記被測定体は、人体内の皮質骨であることを特徴とする形状検出装置。

【請求項 14】

被測定体に向けて送信波を送信するとともに、前記送信波が前記被測定体で反射して発生した反射波を受信して受信信号を出力する素子を複数有する素子アレイを用いて前記被測定体の形状を検出する形状検出方法であって、

複数の前記素子が出力した前記受信信号の位相差に基づいて、前記被測定体の局所部位の曲線形状を特定する曲線パラメータを算出する曲線パラメータ算出工程を含むことを特徴とする形状検出方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば超音波などを用いて被測定体の形状を検出する形状検出装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被測定体の様々な特性を、超音波を用いて測定する超音波測定装置が知られている。例えば、特許文献 1 は、軟組織を介して骨に超音波を送信することにより、当該骨の音速を測定する装置を開示している。

40

【0003】

この種の超音波測定装置においては、各種演算処理を行う際に、被測定体（特許文献 1 の場合は骨）の形状に関する情報が必要となる場合がある。例えば特許文献 1 は、被測定体（骨）の表面形状が直線状であることを前提として演算を行っている。しかし、実際の骨の表面は湾曲しており、また骨の形状には個人差がある。従って、特許文献 1 の構成では正確な測定を行うことができない。そこで、被測定体の実際の形状を精度良く検出できる構成が求められている。

【0004】

ところで、例えば人体中の骨は軟組織（脂肪や筋肉など）に覆われているため、軟組織

50

の外側から骨形状を検出できる技術が必要となる。

【0005】

特許文献2は、軟組織の外側から骨の表面形状を測定する装置を開示している。しかし、特許文献2は手術中に用いることが前提の侵襲的な測定方法であるため、超音波診断装置による骨音速測定の現場で利用することはできない。

【0006】

この点、特許文献3及び4は、軟組織中の骨の形状を超音波によって検出する構成を開示している。特許文献3では、骨表面の特定のポイント（トラッキングポイント）から得られた反射信号に基づいて、骨表面形状を示す補間ラインを設定している。また、特許文献4では、骨表面の特定のポイント（サーフェイスポイント）の位置を、当該ポイントから得られた超音波信号によって測定している。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第7112173号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2011/0112397号明細書

【特許文献3】米国特許第8187185号明細書

【特許文献4】米国特許第8123688号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0008】

骨に向けて超音波信号を送信した場合、当該骨の表面粗さや、骨表面の空孔の存在により、当該骨表面から放射される超音波エコーが乱れる場合がある。特に高齢者においては、骨表面が荒く、また空孔の割合も大きいため、骨表面からの超音波エコーが乱れ易い。

【0009】

特許文献3及び4は、骨表面の特定のポイントから得られた超音波エコーに基づいて、当該特定のポイントの位置を検出しているので、当該特定のポイントに空孔等が存在していた場合には超音波エコーが乱れて正確な測定結果を得ることができない。このように、特許文献3及び4の構成では、骨表面の粗さや空孔の存在の影響を受け易く、骨形状をロバストに検出することが難しいという課題がある。

30

【0010】

本発明は以上の事情に鑑みてされたものであり、その目的は、被測定体の表面形状や表面粗さにかかわらず、当該被測定体の形状をロバストに検出可能な形状検出装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段及び効果】

【0011】

本発明の解決しようとする課題は以上の如くであり、次にこの課題を解決するための手段とその効果を説明する。

【0012】

本発明の観点によれば、被測定体の形状を検出する形状検出装置の以下の構成が提供される。即ち、この形状検出装置は、素子アレイと、曲線パラメータ算出部と、を備える。前記素子アレイは、前記被測定体に向けて送信波を送信するとともに、前記送信波が前記被測定体で反射して発生した反射波を受信して受信信号を出力する素子を複数有する。前記曲線パラメータ算出部は、複数の前記素子が出力した受信信号の位相差に基づいて、前記被測定体の局所部位の曲線形状を特定する曲線パラメータを算出する。

40

【0013】

即ち、被測定体の表面は複雑な形状をしている場合があるが、狭い局所部位に限定すれば所定の曲線パラメータで表現された曲線によって近似できる。局所部位の曲線形状に応じて各受信信号に位相差が生じるので、当該位相差の情報に基づいて曲線パラメータを算出できる。複数の素子が出力した受信信号を考慮することにより、曲線パラメータをロバ

50

ストに求めることができる。

【0014】

上記の形状検出装置において、前記曲線パラメータ算出部は、前記局所部位の傾斜角度に基づいて送信角度が調整された送信波を当該局所部位に向けて送信するとともに、当該局所部位において前記送信波が反射して発生した反射波を受信した複数の前記素子が出力した受信信号の位相差に基づいて、前記曲線パラメータを算出する。

【0015】

このように、低次の形状（傾斜角度）を考慮して、より高次の形状（曲線形状）を段階的に求めていくことで、当該局所部位の形状をより精密に検出できる。

【0016】

上記の形状検出装置は、以下のように構成されることが好ましい。即ち、この形状検出装置は、ビーム形成部を備える。前記ビーム形成部は、遅延処理部と、積算処理部と、を備える。前記遅延処理部は、各素子が出力した受信信号を、それぞれ設定された遅延時間だけ遅延させる。前記積算処理部は、前記遅延処理部が遅延させた各受信信号を積算して積算信号を生成する。そして、前記曲線パラメータ算出部は、前記積算信号の強度に基づいて前記曲線パラメータを算出する。

【0017】

即ち、仮に各受信信号の位相差を直接的に検出しようとした場合、信号の波形同士の相関を求める必要があるため相応の計算時間が必要となる。この点、上記のように積算信号を求めれば、積算信号の強度を見るだけで、受信信号の位相が揃っているか否かを判断できる。従って、曲線パラメータ算出部は、各受信信号同士の位相差を直接的に求めなくとも、積算信号の強度に基づいて曲線パラメータを算出できる。

【0018】

上記の形状検出装置は、以下のような傾斜角度算出部を備えることが好ましい。即ち、前記傾斜角度算出部は、前記素子アレイから複数の送信角度で送信波を送信するとともに、当該送信角度に応じて前記遅延時間を設定することにより、前記送信角度ごとの積算信号を前記ビーム形成部に生成させ、前記積算信号の強度を最大化する前記送信角度を、前記傾斜角度として算出する。

【0019】

このように、複数の送信角度で送信波を送信することにより、送信角度と、積算信号の強度と、の関係を求めることができる。送信角度と傾斜角度が一致していれば、送信角度に応じて遅延させられた受信信号の位相差が揃うので、積算信号の強度が最大になる。そこで上記のように、積算信号の強度が最大化する送信角度を求めることにより、局所部位の傾斜角度を求めることができる。

【0020】

上記の形状検出装置において、前記曲線パラメータ算出部は、複数の前記素子が出力した前記受信信号の位相差に基づいて、焦点から前記素子アレイまでの距離を少なくとも算出する焦点距離算出部を有することが好ましい。

【0021】

即ち、局所部位の形状を曲面鏡と考えれば、焦点を想定できる。従って、局所部位の曲線パラメータの1つとして、前記焦点までの距離を求めることができる。

【0022】

上記の形状検出装置において、前記曲線パラメータ算出部は、以下の焦点距離算出部を有することが好ましい。即ち、前記焦点距離算出部は、前記素子アレイからの距離が異なる複数の焦点について、当該焦点から各素子までの反射波の伝播時間に応じて前記遅延時間を設定し、各焦点についての前記積算信号を前記ビーム形成部に生成させる。そして、前記焦点距離算出部は、前記積算信号の強度を最大化する焦点までの距離を算出する。

【0023】

即ち、局所部位の形状を曲面鏡と考えれば、局所部位からの反射波は焦点から放射されているとみなすことができる。従って、焦点からの伝播時間に基づいて遅延時間を設定す

10

20

30

40

50

れば、受信信号の位相を揃えることができる。積算信号を最大化する焦点を探すことにより、焦点までの距離を求めることができる。

【0024】

上記の形状検出装置において、前記曲線パラメータ算出部は、前記曲線パラメータとして、少なくとも曲率半径を求めることが好ましい。

【0025】

即ち、局所部位を円弧形状とみなせば、その曲率半径によって当該局所部位の形状を特定できる。

【0026】

上記の形状検出装置において、前記曲線パラメータ算出部は、前記曲線パラメータとしての曲率半径を、前記焦点距離算出部が算出した前記距離に基づいて算出することが好ましい。

10

【0027】

即ち、局所部位を円形鏡とみなせば、当該局所部位からの反射波は、前記円形鏡の焦点から放射されているように考えることができる。この場合、円形鏡の曲率半径は、焦点までの距離に基づいて求めることができる。

【0028】

上記の形状検出装置は、複数の局所部位についての前記曲線パラメータに基づいて、各局所部位の間の形状を補間する補間処理部を有することが好ましい。

【0029】

このように、局所部位の間の形状を補間することにより、被測定体の全体の形状を求めることができる。

20

【0030】

上記の形状検出装置において、前記送信波は平面波であることが好ましい。

【0031】

即ち、局所部位が曲線形状を有していれば、平面波が局所部位で反射して各素子に受信されたときに、各素子が出力する受信信号に位相差が生じる。従って、当該位相差に基づいて、局所部位の形状を検出できる。

【0032】

上記の形状検出装置は、以下のように構成されることが好ましい。即ち、この形状検出装置は、前記曲線パラメータよりも高次の曲線形状を特定する高次曲線パラメータを算出する高次曲線パラメータ算出部を備える。前記高次曲線パラメータ算出部は、前記曲線パラメータに基づいて波面が調整された送信波を前記局所部位に向けて送信する。そして、前記高次曲線パラメータ算出部は、当該送信波が前記局所部位で反射して発生した反射波を受信した複数の前記素子が出力した受信信号の位相差に基づいて、前記高次曲線パラメータを算出する。

30

【0033】

このように、より高次の曲線形状のパラメータを、段階的に算出することで、局所部位の形状をより精密に求めることができる。

【0034】

上記の形状検出装置において、前記送信波は超音波とすることができる。また、前記被測定体は、人体内の皮質骨とすることができる。

40

【0035】

このように、本願発明の形状検出装置によって超音波の送受信を行うことにより、人体内の皮質骨の形状を検出することができる。

【0036】

本発明の別の観点によれば、被測定体に向けて送信波を送信するとともに、前記送信波が前記被測定体で反射して発生した反射波を受信して受信信号を出力する素子を複数有する素子アレイを用いて前記被測定体の形状を検出する形状検出方法が提供される。この形状検出方法は、複数の前記素子が出力した受信信号の位相差に基づいて、前記被測定体の

50

局所部位の曲線形状を特定する曲線パラメータを算出する曲線パラメータ算出工程を含む。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の全体的な構成を示すブロック図。

【図2】(a)サブアレイから局所部位に向けて送信波を送信する様子を示す断面図。(b)局所部位からの反射波をサブアレイで受信する様子を示す断面図。

【図3】局所部位を直線状とみなした場合を説明する模式図。

【図4】受信角度補正部によって受信信号の位相を揃える様子を示す模式図。

【図5】送信角度に対して積算信号の振幅をプロットしたグラフ。

10

【図6】円形鏡とみなした局所部位に対して平面波を送信した様子を示す模式図。

【図7】円形鏡とみなした局所部位からの反射波の様子を示す模式図。

【図8】曲線形状補正部によって受信信号の位相を揃える様子を示す模式図。

【図9】焦点までの距離Fに対して積算信号の振幅をプロットしたグラフ。

【図10】本実施形態に係る形状検出方法のフローチャート。

【図11】傾斜角度算出部による傾斜角度の算出を説明する断面図。

【図12】曲線パラメータ算出部による半径の算出を説明する断面図。

【図13】補間曲線を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0038】

20

次に、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。図1は、本発明の一実施形態に係る形状検出装置としての超音波診断装置1のブロック図である。

【0039】

本実施形態の超音波診断装置1は、人体の皮質骨10を診断対象（被測定体）としている。本実施形態の超音波診断装置1は、皮質骨10に向けて超音波信号を送信し、当該皮質骨10から返ってきた超音波信号に基づいて、皮質骨10中の音速を測定するように構成されている。測定した音速は、骨の健全性の指標として利用できる。

【0040】

図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波送受波器2と、装置本体3とから構成されている。

30

【0041】

超音波送受波器2は、超音波の送波及び受波を行うものである。この超音波送受波器2は、測定部位の軟組織11の表面（皮膚）に当接する当接面2aと、素子アレイ22を備えている。素子アレイ22は、当接面2aに沿って、等間隔で1列に並んで配列された複数の素子24からなっている。

【0042】

本実施形態の素子24は超音波振動子であり、電気信号を与えられるとその表面が振動して超音波を発生させる。また、素子24は、その表面に超音波を受波すると、電気信号（受信信号）を生成して出力するように構成されている。即ち、各素子24は、超音波の送波と受波を行うことが可能である。

40

【0043】

素子24から送信された超音波（送信波）は、軟組織11中を伝播して皮質骨10の表面で反射し、反射波を発生させる。また、送信波の一部は、皮質骨10の内部に入射し、当該皮質骨10の表面や内部を伝播した後、再び軟組織11中に放射されて漏洩波を発生させる。

【0044】

装置本体3は、ケーブルによって超音波送受波器2と接続されており、当該超音波送受波器2との間で信号の送受信ができるように構成されている。この装置本体3は、送信回路31と、複数の受信回路33と、送受信分離部34と、演算部35と、表示部32と、を備えている。

50

【0045】

送信回路31は、電気パルス信号を生成するとともに、この電気パルス信号を各素子24に印加できるように構成されている。電気パルス信号の中心周波数は、例えば1~10MHz程度である。送信回路31は、素子アレイ22の複数の素子24それぞれに対して任意のタイミングの電気パルス信号を印加できるように構成されている。これにより、複数の素子24から、一斉に、あるいは個別のタイミングで送信波を送信できる。

【0046】

複数の受信回路33は、素子アレイ22を構成する複数の素子24にそれぞれ接続されている。各受信回路33は、素子24が超音波を受波することにより出力する電気信号を受信し、当該電気信号に対して、増幅処理や、フィルタ処理、デジタル変換処理などを施したデジタルの受信信号を生成して演算部35に送信するように構成されている。

10

【0047】

送受信分離部34は、素子アレイ22と、前記送信回路31及び前記受信回路33と、の間に接続されている。この送受信分離部34は、送信回路31から素子アレイ22に送られる電気信号（電気パルス信号）が受信回路33に直接流れるのを防止するとともに、素子アレイ22から受信回路33に送られる電気信号（受信信号）が送信回路31側に流れるのを防止するためのものである。

【0048】

演算部35は、CPU、RAM、ROMなどのハードウェアを備えたコンピュータとして構成されており、各素子24が出力した受信信号に対して各種の演算処理を実行できる。演算部35は、形状検出部40と、音速算出部41と、としての機能を有している。

20

【0049】

形状検出部40は、各素子24が出力した受信信号に基づいて、皮質骨10の表面形状を検出する。なお、形状検出部40における具体的な処理については後述する。このように、本実施形態の超音波診断装置1は、被測定体（皮質骨10）の形状を検出する機能を有しているので、形状検出装置であると言える。

【0050】

音速算出部41は、形状検出部40が検出した皮質骨10の形状に基づいて、各素子24が受信した漏洩波の伝播経路をシミュレートすることにより、皮質骨10の音速を算出するように構成されている。なお、このようにして皮質骨10の音速を算出する構成は公知であるから、詳細な説明は省略する。

30

【0051】

音速算出部41によって算出された音速は、表示部32に適宜表示される。以上のように構成された超音波診断装置1により、皮質骨10の音速を測定できる。

【0052】

続いて、本実施形態の特徴的な構成について説明する。

【0053】

皮質骨10の表面は複雑な曲面形状をしているが、当該表面の一部の狭い領域に限定すれば、当該表面形状を単純な曲線で近似することができる。

【0054】

そこで本実施形態の形状検出部40は、皮質骨10表面の断面輪廓形状の一部の狭い領域（以下、局所部位と呼ぶ）を所定の曲線形状（本実施形態の場合は円弧状）とみなし、当該曲線形状を特定する曲線パラメータを求めるように構成されている。形状検出部40は、複数の局所部位についてそれぞれ曲線パラメータを求めていくことにより、皮質骨10の表面全体の形状を検出することができる。

40

【0055】

形状検出部40は、例えば図2（a）に示すように、素子アレイ22を構成する複数の素子24のうち、一部の複数の素子24から送信波を送信させるように構成されている。これにより、皮質骨10表面の一部の狭い領域（局所部位12）に送信波を当てることができる。なお、このように素子アレイ22の一部から送信波を送信する場合、当該一部を

50

サブアレイ 25 と呼ぶ。局所部位 12 に当たった送信波は、反射波を発生させる（図 2（b））。局所部位 12 からの反射波は、先程のサブアレイ 25 を構成する複数の素子 24 で受信される。

【0056】

本実施形態の形状検出部 40 は、局所部位 12 からの反射波を受信した複数の素子 24 から出力される受信信号の位相差に基づいて、前記曲線パラメータを求めるように構成されている。

【0057】

これに対し、従来の形状検出装置では、皮質骨 10 表面上の特定のポイントに向けて送信波を送信し、当該ポイントから反射波が返ってくるまでの伝播時間を測定することにより、当該ポイントの位置を求めていた。しかし、このポイントの位置に、例えば空孔等が存在していると、当該ポイントからの反射波に乱れが生じる。この結果、前記ポイントの位置を正確に検出できない。このように、従来の形状検出装置は、皮質骨 10 の表面の粗さや空孔の存在の影響を受け易く、安定性が低いという問題があった。

【0058】

本実施形態の形状検出部 40 は、複数の受信信号に基づいて局所部位 12 の曲線パラメータを算出するので、1 つ 1 つの受信信号の影響は小さい。また、本実施形態の形状検出部 40 は、サブアレイ 25 からの送信波を、皮質骨 10 表面の特定のポイントに集中させないように送信する（図 2（a））。従って、例えば、皮質骨 10 の特定箇所に表面が粗い部分や空孔などが存在していたとしても、その特定箇所に送信波が集中することがないので、当該皮質骨 10 からの反射信号が乱れにくくなる。結果として、本実施形態の形状検出部 40 によれば、前記曲線パラメータをロバストに算出できる。これにより、皮質骨 10 の表面の粗さや空孔の存在の影響を受けにくくなり、皮質骨 10 の形状を精度良く求めることができる。

【0059】

なお、形状検出部 40 は、素子アレイ 22 を構成する複数の素子 24 のうち、任意の複数の素子 24 をサブアレイ 25 として利用できる。また、形状検出部 40 は、サブアレイ 25 を構成する各素子 24 に印加する電気パルス信号を適宜制御することにより、当該サブアレイ 25 から送信する送信波の送信角度及び波面形状を任意に調整できる。これにより、形状検出部 40 は、皮質骨 10 表面の任意の局所部位 12 に対して送信波を当てることができる。従って、形状検出部 40 は、皮質骨 10 表面の任意の局所部位 12 について曲線パラメータを求めることができる。

【0060】

次に、形状検出部 40 の構成について、より詳しく説明する。本実施形態の形状検出部 40 は、傾斜角度算出部 45 としての機能と、曲線パラメータ算出部 47 としての機能と、を有している。

【0061】

本実施形態の形状検出部 40 は、局所部位 12 の形状を段階的に求めるように構成されている。具体的には、まず、傾斜角度算出部 45 によって局所部位 12 の傾斜角度を求め、次に、曲線パラメータ算出部 47 において、前記傾斜角度を考慮して、局所部位 12 の曲線形状を特定する曲線パラメータを求める。このように、局所部位 12 の形状を段階的に求めていくことにより、当該形状を適切に求めることができる。

【0062】

まず、傾斜角度算出部 45 について説明する。

【0063】

図 2 等に示すように、皮質骨 10 の表面の断面形状は、一般に複雑な曲線形状となっている。しかし、皮質骨 10 の表面の狭い領域（局所部位 12）に限定すれば、表面の断面形状を直線状とみなして傾斜角度を求めることができる。なお、局所部位 12 の傾斜角度とは、当該局所部位 12 の表面を直線状とみなしたときに、当該表面と、素子アレイ 22 の素子 24 が並ぶ方向と、がなす角度をいう。

【0064】

ここで、サブアレイ25から局所部位12に向けて平面波を送信した場合を考える。素子24が並ぶ方向に直交する方向と、平面波の進行方向と、がなす角度を、平面波の送信角度 θ とする。

【0065】

ここでは局所部位12の表面を直線状とみなしているため、当該表面で平面波が反射すると、平面波状の反射波が発生すると考えることができる(図3(b))。この反射波は、サブアレイ25の各素子24に受信される。局所部位12からの反射波(平面波)の進行方向と、素子アレイ22において素子24が並ぶ方向に直交する方向と、がなす角度を、当該反射波の受信角度とする。

10

【0066】

局所部位12からの反射波を受信したサブアレイ25の各素子24が出力する受信信号Sを、図4に模式的に示す。反射波がサブアレイ25に対して斜め方向から到来した場合(受信角度がゼロではない場合)、各素子24には、時間差をもって反射波が受信される。従って、各素子24が出力する受信信号Sには、図4に示すように受信角度に応じた位相差 $\Delta t(\theta)$ が発生する。

【0067】

位相差 $\Delta t(\theta)$ は、局所部位12の表面の傾斜角度によって異なる。従って、位相差 $\Delta t(\theta)$ に基づいて、局所部位12の傾斜角度を求めることができる。ただし、位相差 $\Delta t(\theta)$ を直接的に検出しようとした場合、各素子24が出力した受信信号Sの波形を時間軸方向でズラしながら波形同士の相関を取る必要がある。デジタルの波形をサンプルごとにズラしながら相関を取るには相応の計算時間が必要となり、受信信号Sの数が多い場合にはスムーズな測定を行えない。

20

【0068】

そこで本実施形態の傾斜角度算出部45では、複数の受信信号を積算して積算信号を生成し、当該積算信号に基づいて、局所部位12の傾斜角度を求めるように構成されている。即ち、複数の受信信号を積算して積算信号を生成したときに、積算される信号の位相が揃っていれば、生成される積算信号の強度が強くなる。一方、積算される信号の位相が揃っていなければ、生成される積算信号の強度が弱くなる。このように、積算信号の強度は、積算される信号の位相差に関する情報を含んでいるので、これに基づいて局所部位12の傾斜角度を求めることができるのである。

30

【0069】

以下、具体的に説明する。本実施形態の形状検出部40は、積算信号を生成するビーム形成部42としての機能を有している。ビーム形成部42は、遅延処理部(受信角度補正部48及び曲線形状補正部49)と、積算処理部44と、を備えている。

【0070】

遅延処理部(受信角度補正部48及び曲線形状補正部49)は、各素子24が出力した受信信号を、所定の遅延時間ずつ遅延させて出力するように構成されている。積算処理部44は、遅延処理部が遅延させた受信信号の波形を積算することにより、積算信号を生成する。

40

【0071】

まず、傾斜角度算出部45は、局所部位12に向けて、ある適当な送信角度 θ で平面波を送信する。局所部位12からの反射波は、前記平面波を送信した方向から返ってくるものと考えられる。そこで、受信角度=送信角度 θ と仮定する。このように、反射波の受信角度を仮定すれば、当該反射波を受信した各素子24が出力する受信信号Sの位相差 $\Delta t(\theta)$ を、仮定的に算出できる。

【0072】

傾斜角度算出部45は、受信角度=送信角度 θ と仮定した場合の(仮定的な)位相差 $\Delta t(\theta)$ を算出するとともに、当該位相差 $\Delta t(\theta)$ を相殺させるように、各受信信号Sに対する遅延時間を受信角度補正部48に設定する。受信角度補正部48は、各受信信号

50

Sを、それぞれに設定された遅延時間だけ遅延させて、受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ を出力する。なお、このように、送信角度 θ に応じて各受信信号 S を遅延させる処理を、「受信信号 S を送信角度 θ で補正する」と表現する場合がある。

【0073】

ビーム形成部 42 の積算処理部 44 は、受信角度補正部 48 が出力する各受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ を積算して積算信号 S_{acc} を出力する。各受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ の位相が揃っていれば、積算信号 S_{acc} の波形の包絡線 Env の振幅が大きくなる。なお、以下の説明で、積算信号 S_{acc} の波形の包絡線 Env の振幅（信号の強度）のことを、単に「積算信号の強度」と言う。

【0074】

10

さて、受信角度＝送信角度 θ という仮定が正しければ、傾斜角度算出部 45 が設定した遅延時間によって位相差 $\Delta t(\theta)$ が相殺されるので、受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ の位相が揃い、積算信号 S_{acc} の強度が最大になる。しかし、受信信号＝送信角度 θ という仮定が実際に成立するのは、送信角度 θ が、局所部位 12 の傾斜角度 θ と一致している場合（送信波の波面が局所部位 12 の表面に対して平行に当たった場合）に限られる（図 3 の状態）。従って、送信角度 θ が、局所部位 12 の傾斜角度 θ に一致していない場合は、受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ の位相が揃わず、積算信号 S_{acc} の強度が最大にならない。逆に言えば、積算信号 S_{acc} の強度が最大になる送信角度 θ を探すことで、局所部位 12 の傾斜角度に一致する送信角度 θ を見つけることができる。

【0075】

20

そこで、傾斜角度算出部 45 は、ある送信角度 θ で平面波を送信し、各素子 24 が出力した受信信号 S を送信角度 θ で補正する、という処理を、送信角度 θ を変化させながら繰り返し行うように構成されている。積算処理部 44 は、傾斜角度算出部 45 が送信角度 θ を変化させて信号の送受信を行うたびに、積算信号 S_{acc} を生成する。これにより、送信角度 θ ごとに積算信号 S_{acc} を得ることができる。送信角度 θ に対して積算信号 S_{acc} の強度をプロットすれば、図 5 のようなグラフを得る。なお、図 5 において、ドット模様の密度が濃いところほど、積算信号 S_{acc} の強度が大きいことを示している。

【0076】

前述のように、積算信号 S_{acc} の強度が最大になったときの送信角度 θ が、局所部位 12 の傾斜角度に一致している。そこで傾斜角度算出部 45 は、積算信号 S_{acc} の強度が最大となる送信角度 θ_{max} を求め（図 5）、これを局所部位 12 の傾斜角度として検出する。即ち、局所部位 12 の傾斜角度は θ_{max} である。以上のようにして、傾斜角度算出部 45 は、局所部位 12 の傾斜角度を算出できる。

30

【0077】

続いて、曲線パラメータ算出部 47 について説明する。

【0078】

まず、曲線パラメータ算出部 47 は、傾斜角度算出部 45 が算出した局所部位 12 の傾斜角度 $\theta (= \theta_{\text{max}})$ と同じ送信角度 θ となるように調整した平面波を、サブアレイ 25 から局所部位 12 に向けて送信する（図 6）。このとき局所部位 12 で発生した反射波は、サブアレイ 25 の各素子 24 で受信される（図 7）。

40

【0079】

受信角度補正部 48 は、このときに各素子 24 が出力した受信信号 S を、前記送信角度 θ で補正するように構成されている。これにより、局所部位 12 の傾斜角度に基づく位相差 $\Delta t(\theta)$ が相殺されたことになるので、以降の演算では、局所部位 12 に対してサブアレイ 25 が平行に配置されている（図 7 に符号 25' で示す状態）として扱うことができる。これにより、後の曲線パラメータ算出部 47 における演算が簡単になる。

【0080】

さて、仮に局所部位 12 の表面の断面形状が完全な直線状であれば、受信信号 S を送信角度 θ で補正することにより、受信角度補正部 48 が出力する受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ の位相が完全に揃うはずである。しかし、一般に局所部位 12 の表面は完全な直線ではないか

50

ら、受信角度補正部 48 が出力する受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ の位相が常に完全に揃うとは限らない。言い換えると、局所部位 12 が完全に直線状ではない場合、受信角度補正部 48 が出力する各受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ の間には、位相差 $\Delta t(R)$ が存在する (図 8)。

【0081】

上記の位相差 $\Delta t(R)$ は、局所部位 12 が完全な直線形状ではないこと (曲線形状であること) に起因して発生している。従って、位相差 $\Delta t(R)$ は、局所部位 12 の曲線形状に関する情報を含んでいる。そこで、位相差 $\Delta t(R)$ に基づいて、局所部位 12 の曲線形状を求めることができる。

【0082】

ところが前述のように、位相差 $\Delta t(R)$ を直接的に検出しようとした場合、相応の計算時間が必要となる。そこで本実施形態の曲線パラメータ算出部 47 は、ビーム形成部 42 が生成する積算信号の強度に基づいて、局所部位 12 の曲線形状を求めるように構成されている。

【0083】

以下、具体的に説明する。本実施形態のビーム形成部 42 は、受信角度補正部 48 に加えて、更に曲線形状補正部 49 を備えている。曲線形状補正部 49 は、受信角度補正部 48 が出力する受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ を、それぞれ設定された遅延時間に応じて遅延させて受信信号 $S_{\text{delayed}, R}$ を出力するように構成されている (図 8)。曲線パラメータ算出部 47 は、曲線形状補正部 49 に対して、前記遅延時間を設定するように構成されている。

【0084】

さて、上記の傾斜角度算出部 45 では、受信角度補正部 48 の遅延時間を設定するために、受信角度 = 送信角度 θ という仮定を設けた。曲線パラメータ算出部 47 においても、曲線形状補正部 49 の遅延時間を設定するために、局所部位 12 の曲線形状に何らかの仮定を設ける必要がある。

【0085】

そこで本実施形態の曲線パラメータ算出部 47 は、局所部位 12 の表面の断面形状を所定の曲線形状と仮定して、曲線形状補正部 49 の遅延時間を設定するように構成されている。なお、本実施形態の曲線パラメータ算出部 47 は、局所部位 12 を円弧形状と仮定して、曲線形状補正部 49 の遅延時間を設定する。即ち、皮質骨 10 の表面は複雑な曲線形状をしているが、当該皮質骨 10 の表面の狭い領域 (局所部位 12) に限定すれば、表面の断面形状を円弧形状で近似することができるのである。

【0086】

局所部位 12 を円弧形状とみなした場合、当該局所部位 12 の表面を円形鏡とみなして、超音波信号の伝播経路を求めることができる。周知のように、円形鏡において、開口面積が十分に小さければ、焦点 51 を想定できる。図 6 に示すように、局所部位 12 を曲面鏡とみなしたときに、当該曲面鏡の光軸 52 上にある素子 24 をサブアレイの中心素子 24_c とする。また、サブアレイ 25 の中心素子 24_c から焦点 51 までの距離を F とする。なお、前述のように、曲線パラメータ算出部 47 における演算においては、局所部位 12 に対してサブアレイ 25 が平行に配置されている (図 7 に符号 25' で示す状態) として扱うことができるので、曲面鏡の光軸 52 とサブアレイ 25 が直交しているとみなして演算を行うことができる。

【0087】

局所部位 12 を、焦点 51 を有する曲面鏡とみなした場合、前記反射波は、あたかも焦点 51 から放射されているように考えることができる (図 7)。この場合、焦点 51 から各素子 24 までの仮想的な伝播時間 $T(F)$ を、以下の式によって求めることができる。なお、数式 1 中の Δx は、サブアレイ 25 の中心素子 24_c から各素子 24 までの距離である。また、数式 1 中の SOS は、皮質骨 10 周囲の軟組織の音速であり、経験値を用いることができる。

【0088】

【数 1】

$$T(F) = \frac{\sqrt{\Delta x^2 + F^2}}{SOS}$$

【0089】

本実施形態の曲線パラメータ算出部47は、焦点51からサブアレイ25までの距離Fを求める焦点距離算出部46としての機能を有している。焦点距離算出部46は、サブアレイ25から、ある適当な距離Fの位置に焦点51を仮定する。そして、焦点距離算出部46は、仮定した焦点51から各素子24までの仮想的な伝播時間T(F)を上記数式1 10に基づいて算出するとともに、当該伝播時間の差を相殺させるように、各受信信号Sに対する遅延時間を曲線形状補正部49に設定する。

【0090】

曲線形状補正部49は、焦点距離算出部46によって設定された遅延時間に応じて、各受信信号 $S_{\text{delayed}, \theta}$ を遅延させ、受信信号 $S_{\text{delayed}, R}$ を出力する。積算処理部44は、曲線形状補正部49が受信信号 $S_{\text{delayed}, R}$ を出力した場合、各受信信号 $S_{\text{delayed}, R}$ を積算して積算信号 S_{acc} を求める(図8)。

【0091】

仮に、焦点距離算出部46が仮定した距離Fと、円形鏡とみなした局所部位12の焦点51の実際の位置と、が一致していれば、位相差 $\Delta t(R)$ が解消されて受信信号 $S_{\text{delayed}, R}$ の位相が揃い、積算信号 S_{acc} の強度が最大になるはずである。つまり、積算信号 S_{acc} の強度が最大になる距離Fを探すことで、局所部位12の焦点51までの距離Fを求めることができる。 20

【0092】

そこで、焦点距離算出部46は、距離Fの仮定値を変化させながら積算信号 S_{acc} の生成を繰り返すように構成されている。これにより、距離Fごとに積算信号 S_{acc} を得ることができる。距離Fに対して積算信号 S_{acc} の強度をプロットすれば、図9のようなグラフを得る。焦点距離算出部46は、積算信号 S_{acc} の強度が最大となる距離F(図9中の F_{true})を求めるように構成されている。即ち、この距離 F_{true} が、局所部位12の表面を円形鏡とみなしたときの焦点51までの距離Fである。 30

【0093】

以上のようにして、焦点距離算出部46は、局所部位12を円形鏡とみなして、当該円形鏡の焦点51からサブアレイ25までの距離Fを算出できる。なお、このようにして求めた距離Fは、局所部位12の曲線形状を表す曲線パラメータの1つと考えることもできる。

【0094】

また、図6に示すように、光軸52と、局所部位12の表面と、が交わる点を、局所部位12の測定点53とする。焦点距離算出部46は、積算信号 S_{acc} の振幅が最大値を示す時間(平面波を送信してからの経過時間)tを求め、このときの時間tを、 t_{peak} とする(図9)。ここで、 t_{peak} は、サブアレイ25から平面波を送信して以降、測定点53 40で発生した反射波がサブアレイ25に受信されるまでにかかった時間である。そこで、サブアレイ25(の中心素子24c)から局所部位12の測定点53までの距離Zを、以下の数式2で求めることができる。

【0095】

【数 2】

$$Z = SOS \cdot \frac{t_{\text{peak}}}{2}$$

【0096】

焦点距離算出部46は、数式2に基づいて、サブアレイ25から測定点53までの距離 50

Zを算出する。ここで、図7に示すように、測定点53は、サブアレイ25（の中心素子 24_c ）からみて送信角度 θ の方向に存在している。中心素子 24_c の位置は既知であるから、測定点53の位置は、距離Zと角度 θ によって特定できる。このようにして、焦点距離算出部46は、局所部位12の測定点53の位置（Z， θ ）を求めることができる。なお、このようにして求めた測定点53の位置（Z， θ ）は、局所部位12の曲線形状を表すパラメータの1つと考えることもできる。

【0097】

続いて、曲線パラメータ算出部47は、上記のようにして求めた距離Fと距離Zに基づいて、局所部位12の半径Rを求めるように構成されている。

【0098】

周知のように、円形鏡の焦点51は、当該円形鏡の中心50から $R/2$ の位置に存在している（図7等を参照）。そこで、曲線パラメータ算出部47は、半径Rを以下の式によって求める。

【0099】

【数3】

$$R=2(F-Z)$$

【0100】

以上のように、曲線パラメータ算出部47は、局所部位12の半径Rを求めることができる。このようにして求めた局所部位12の半径Rは、当該局所部位12の曲線形状を表す曲線パラメータである。また、この半径Rは、当該局所部位12の測定点53の位置（Z， θ ）における曲率半径であると考えられることができる。

【0101】

以上を踏まえ、本実施形態の超音波診断装置1による形状検出方法について説明する。図10は、本実施形態の超音波診断装置1を用いた形状検出方法のフローチャートである。

【0102】

本実施形態の形状検出方法では、まず、傾斜角度算出部45が、局所部位12の傾斜角度を算出する（ステップS101、傾斜角度算出工程）。傾斜角度の算出には、既に説明した方法を利用する。

【0103】

あるサブアレイ25で平面波の送受信を行うことにより、1つの局所部位12の傾斜角度を求めることができる。傾斜角度算出部45は、皮質骨10に対して平面波を送信するサブアレイ25を切り替えながら、傾斜角度の算出を繰り返すように構成されている。例えば、傾斜角度算出部45は、図11（a）に示すようにサブアレイ 25_1 で平面波の送受信を行うことにより、局所部位 12_1 の傾斜角度を求める。次に、傾斜角度算出部45は、図11（b）に示すように、別のサブアレイ 25_2 で平面波の送受信を行うことにより、先程とは別の局所部位 12_2 の傾斜角度を求める。

【0104】

このように、平面波の送受信を行うサブアレイを 25_1 、 25_2 ……と順に切り換えながら傾斜角度の算出を行うことにより、例えば図11（c）に示すように、複数の局所部位 12_1 、 12_2 ……について、それぞれの傾斜角度 θ_1 、 θ_2 ……を求めることができる。

【0105】

続いて、曲線パラメータ算出部47が、各局所部位の曲線パラメータ（本実施形態の場合は半径R）を算出する（ステップS102、曲線パラメータ算出工程）。また、このとき、曲線パラメータ算出部47は、各サブアレイ25から局所部位12の測定点53までの距離Zを算出する。半径Rと距離Zの算出には、既に説明した方法を利用する。

【0106】

例えば、曲線パラメータ算出部47は、サブアレイ 25_1 から、局所部位 12_1 に向けて、ステップS101で求めた傾斜角度 θ_1 と同じ送信角度 θ_1 で平面波を送信する（図12

10

20

30

40

50

(a))。このとき局所部位 1 2₁で発生した反射波をサブアレイ 2 5₁で受信し、当該サブアレイ 2 5₁の各素子 2 4が出力した受信信号に基づいて、局所部位 1 2₁の半径 R₁と、サブアレイ 2 5₁から局所部位 1 2₁の測定点 5 3₁までの距離 Z₁と、を求める。次に、曲線パラメータ算出部 4 7は、別のサブアレイ 2 5₂から、局所部位 1 2₂に向けて、ステップ S 1 0 1で求めた傾斜角度 θ_2 と同じ送信角度 θ_2 で平面波を送信する(図 1 2 (b))。このとき局所部位 1 2₂で発生した反射波をサブアレイ 2 5₂で受信し、当該サブアレイ 2 5₂の各素子 2 4が出力した受信信号に基づいて、局所部位 1 2₂の半径 R₂と、サブアレイ 2 5₂から局所部位 1 2₂の測定点 5 3₂までの距離 Z₂と、を求める。

【0 1 0 7】

以上のようにして、例えば図 1 2 (c)に示すように、複数の局所部位 1 2₁、1 2₂…について、それぞれの半径 R₁、R₂…と、測定点 5 3の位置 (Z₁, θ_1)、(Z₂, $\theta_2)…を求めることができる。$

【0 1 0 8】

前述のように、各局所部位 1 2について求めた半径 Rは、当該局所部位 1 2の測定点 5 3における曲率半径と捉えることができる。本実施形態の形状検出部 4 0は、各測定点 5 3について求めた曲率半径 Rを補間する補間処理部 6 0を備えている。

【0 1 0 9】

補間処理部 6 0は、各測定点 5 3における曲率半径 R₁、R₂…と、各測定点 5 3の位置 (Z₁, θ_1)、(Z₂, θ_2)…に基づいて、図 1 3に太線で示すように、各測定点 5 3の間を滑らかに接続する補間曲線 5 5を導出する(ステップ S 1 0 3、補間処理工程)。なお、本実施形態の補間処理部 6 0は、補間曲線 5 5を2次スプライン曲線としている。即ち、本実施形態では、局所部位 1 2を円弧形状(2次曲線形状)とみなしているので、各測定点 5 3の間を2次スプライン曲線で補間することが可能である。

【0 1 1 0】

以上のように、本実施形態の形状検出部 4 0は、皮質骨 1 0の表面全体の形状を示す補間曲線 5 5を得ることができる。このようにして、本実施形態の超音波診断装置 1は、皮質骨 1 0の表面の形状をロバストに求めることができる。

【0 1 1 1】

以上で説明したように、本実施形態の超音波診断装置 1は、素子アレイ 2 2と、曲線パラメータ算出部 4 7と、を備えている。素子アレイ 2 2は、皮質骨 1 0に向けて送信波を送信するとともに、前記送信波が皮質骨 1 0で反射して発生した反射波を受信して受信信号を出力する素子 2 4を複数有している。曲線パラメータ算出部 4 7は、複数の素子 2 4が出力した受信信号の位相差に基づいて、皮質骨 1 0の局所部位 1 2の曲線形状を特定する曲線パラメータ(半径 R等)を算出する。

【0 1 1 2】

即ち、皮質骨 1 0の表面は複雑な形状をしている場合があるが、狭い局所部位 1 2に限定すれば半径 Rで表現された円弧形状によって近似できる。局所部位 1 2の円弧形状に応じて各受信信号に位相差が生じるので、当該位相差の情報に基づいて半径 Rを算出できる。複数の素子 2 4が出力した受信信号に基づいて前記局所部位 1 2の半径 Rを求めることにより、当該半径 Rをロバストに求めることができる。

【0 1 1 3】

以上に本発明の好適な実施の形態を説明したが、上記の構成は例えば以下のように変更することができる。

【0 1 1 4】

上記実施形態では、素子アレイ 2 2から信号の送受信を繰り返すことにより、各局所部位の曲線のパラメータを求めている。しかし、素子アレイ 2 2からの送受信を実際に何度も繰り返す場合は、測定に時間がかかるという問題がある。

【0 1 1 5】

そこで、超音波探傷装置の分野で公知の開口合成法を応用して、サブアレイ 2 5での信号の送信及び受信を演算によって行っても良い。この開口合成について簡単に説明すると

10

20

30

40

50

以下のとおりである。

【0116】

まず、ある1つの素子24から超音波信号を送信し、皮質骨10からの反射信号を素子アレイ22の各素子24で受信し、各素子24が出力した受信信号Sをそれぞれデータ（受信信号データ）として記憶する。これを、信号を送信する素子24を切り替えながら繰り返し行って、受信信号データを収集する。

【0117】

収集した受信信号データのうち、サブアレイ25を構成する複数の素子24が送信した信号に基づく各素子24の受信信号データを、素子24ごとに合成することにより、当該サブアレイ25から送信波を送信したときに各素子24が出力する受信信号を演算により求めることができる。

10

【0118】

このように、受信信号データの収集を予め行っておくことにより、サブアレイ25による信号の送受信を全て演算によって行うことができる。これにより、サブアレイ25で信号の送受信を繰り返す必要がないので、測定に要する時間を短縮できる。

【0119】

従って、本願発明において「送信」「受信」という場合には、サブアレイ25で実際に信号を送受信する場合に加えて、予め収集しておいた受信信号データを合成することによりサブアレイ25の各素子24が出力する受信信号を演算で求める処理（開口合成）も含む。

20

【0120】

上記実施形態では、サブアレイ25から皮質骨10に向けて送信波を送信した場合、皮質骨10からの反射波を、同じサブアレイ25で受信している。しかし、反射波を受信するサブアレイ25は、送信波を送信したサブアレイ25と同じである必要はない。また、サブアレイ25から送信波を送信した後、素子アレイ22の全ての素子24で反射波を受信しても良い。

【0121】

上記実施形態では、局所部位12の傾斜角度を求めた後で、当該局所部位12の曲率半径Rを求めている。しかしこれに限らず、傾斜角度と曲率半径Rを同時に求めることもできる。より具体的には、送信角度 θ と、焦点までの距離Fと、をそれぞれ独立して変化させながら積算信号 S_{acc} の強度を求める。積算信号 S_{acc} の強度を最大化させる送信角度 θ と距離Fの組み合わせを求めることで、局所部位12の傾斜角度と曲率半径Rを同時に求めることができる。ただしこの場合、送信角度 θ と距離Fの2つのパラメータを同時に扱うことになるので、演算処理の負荷が増大する。従って、演算負荷低減の観点からは、まず傾斜角度を求め、その後で曲率半径Rを求める上記実施形態の構成が有利である。

30

【0122】

上記実施形態に加えて、各素子24の帯域や指向性を考慮し、各素子24が出力した受信信号Sの振幅及び位相を補正する処理を行っても良い。

【0123】

図面では、各局所部位12をサブアレイ25に向けて凸となる形状（凸面鏡）として示しているが、局所部位12が凹面鏡の場合であっても、上記と同様の処理によって焦点51までの距離Fを求めることができる。また、局所部位12がたまたま直線状であった場合にも、焦点51までの距離Fが無限大であると解釈することにより、曲線パラメータ算出部47によって曲率半径Rを算出できる（この場合、当該局所部位12の曲率半径Rは無限大となる）。

40

【0124】

上記実施形態の曲線パラメータ算出部47は、局所部位12を円弧形状とみなしているが、これに限らず、他の種類の曲線形状とみなして、曲線パラメータを算出することができる。ただし、焦点までの距離Fに基づいて曲線パラメータを求める場合には、局所部位12の形状を、焦点を有する曲面鏡とみなす必要がある。このような曲面鏡としては、円

50

形鏡の他にも、例えば放物面鏡がある。局所部位 1 2 を放物線形状とみなした場合は、以下の数式 4 に基づいて、当該局所部位 1 2 の曲率 α を求めることができる。

【0 1 2 5】

【数 4】

$$F = \frac{1}{4\alpha} + Z$$

【0 1 2 6】

なお、上記実施形態の曲線パラメータ算出部は、局所部位 1 2 の焦点 5 1 までの距離 F を求め、当該距離 F に基づいて半径 R を求めているが、これは曲線パラメータを算出するための手法の一例であって、これ以外の方法でパラメータを算出しても良い。

10

【0 1 2 7】

上記実施形態の曲線パラメータ算出部 4 7 は、局所部位 1 2 を円弧形状（2 次曲線）とみなして曲線パラメータ（曲率半径 R ）を算出している。これに加えて、局所部位を更に高次の曲線（例えば 3 次曲線）とみなして、当該高次の曲線を特定する高次曲線パラメータを求める高次曲線パラメータ算出部を備えていても良い。

【0 1 2 8】

この場合、高次曲線パラメータ算出部は、局所部位 1 2 からの反射波が平面波になるように波面が調整された送信波を、サブアレイ 2 5 から局所部位 1 2 に向けて送信する。そして、高次曲線パラメータ算出部は、局所部位 1 2 から前記平面波（反射波）をサブアレイ 2 5 で受信し、各素子 2 4 が出力した受信信号の位相差に基づいて、3 次曲線のパラメータを算出する。局所部位 1 2 からの反射波が平面波になるように送信波面を調整するため、高次曲線パラメータ算出部は、曲線パラメータ算出部 4 7 が求めた局所部位 1 2 の 2 次曲線形状の情報を考慮する。

20

【0 1 2 9】

このように、局所部位 1 2 について求めた曲線形状を考慮して波面が調整された送信波を送信し、当該局所部位 1 2 から得られた反射波に基づいてパラメータの算出を行うことにより、より高次の曲線形状を求めていくことができる。もちろん、4 次以上の曲線のパラメータを更に算出することもできる。このように、算出する局所部位の形状を徐々に複雑にしていくことにより、被測定体の形状をより細かく検出することができる。

30

【0 1 3 0】

上記実施形態の超音波診断装置 1 は、皮質骨 1 0 の音速を求めることを目的として当該皮質骨 1 0 の形状を検出しているが、これに限らず、例えば皮質骨 1 0 の形状をモニタリングすること自体を目的としても良い。この場合、例えば、補間処理部 6 0 が導出した補間曲線 5 5 を、表示部 3 2 にグラフィカルに表示する構成とすれば好適である。

【0 1 3 1】

また、本願発明の形状検出装置は、人体を診断対象とした診断装置としての利用に限定されない。例えば、本願発明の測定装置を、非破壊検査の分野で利用できる。例えば、コンクリートの劣化をモニタするために、一般に超音波での検査が行われているが、コンクリートは、ブレンドの種類（石の細かさなど）が変わることにより表面の粗さが変わるため、超音波に影響が出る。そこで、コンクリートのモニタに本願発明の構成を利用することにより、さまざまな表面粗さのコンクリートでも表面形状をモニタできる。

40

【符号の説明】

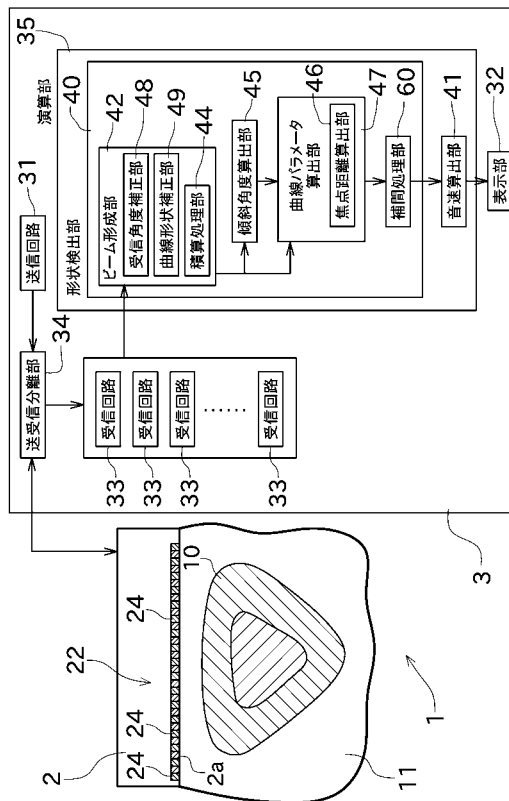
【0 1 3 2】

- 1 超音波診断装置（形状検出装置）
- 1 0 皮質骨（被測定体）
- 1 2 局所部位
- 2 2 素子アレイ
- 2 4 素子
- 4 5 傾斜角度算出部

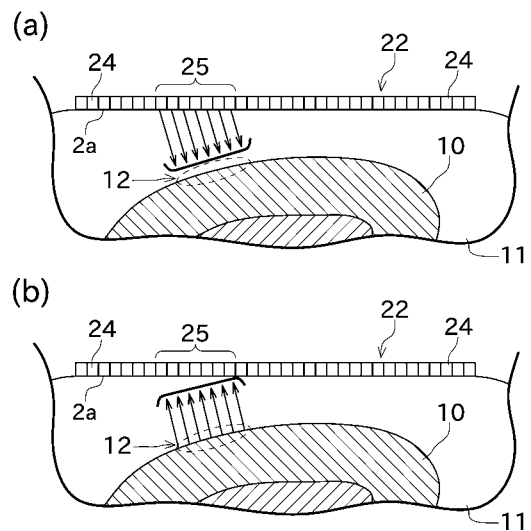
50

4 7 曲線パラメータ算出部

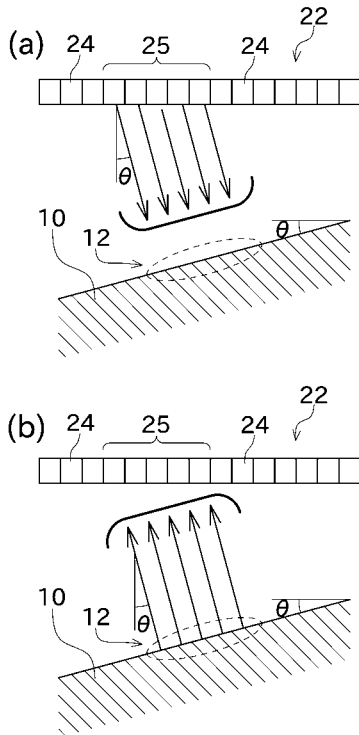
【 図 1 】



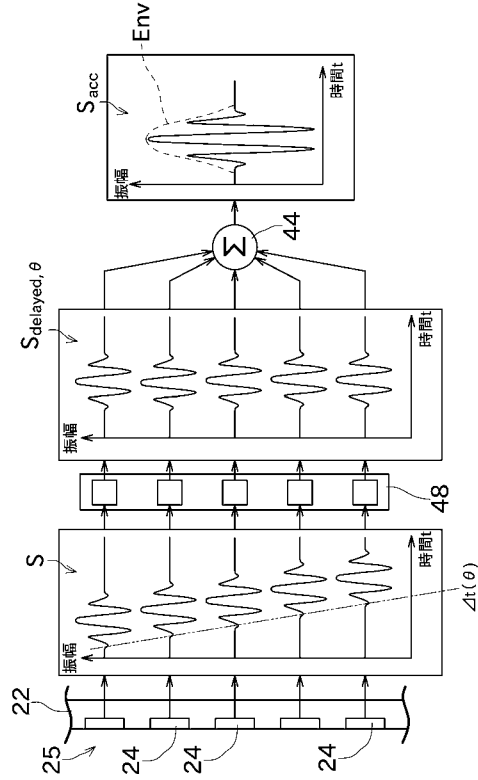
【図 2】



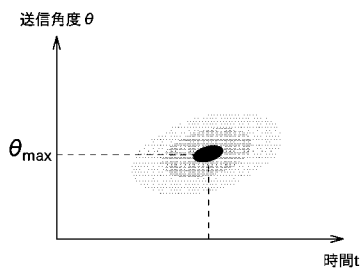
【図 3】



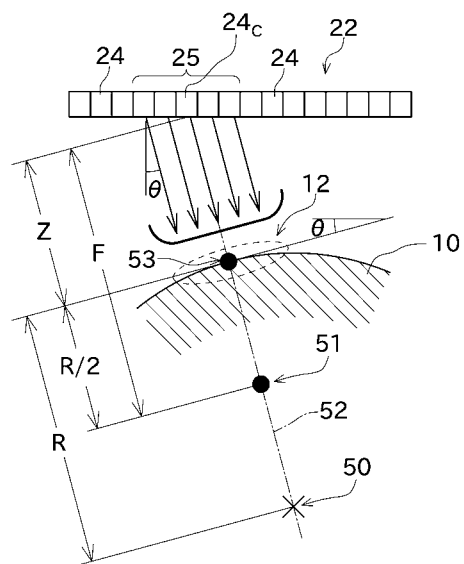
【図 4】



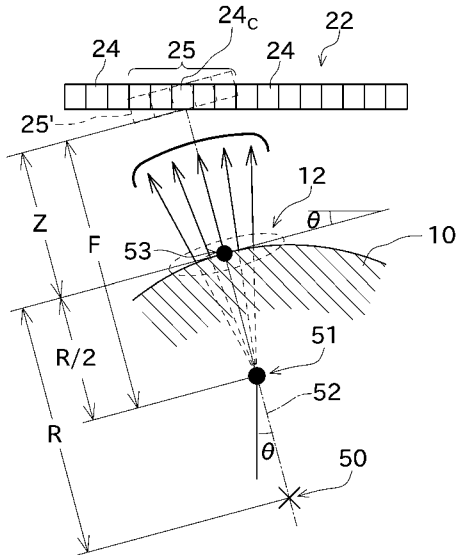
【図 5】



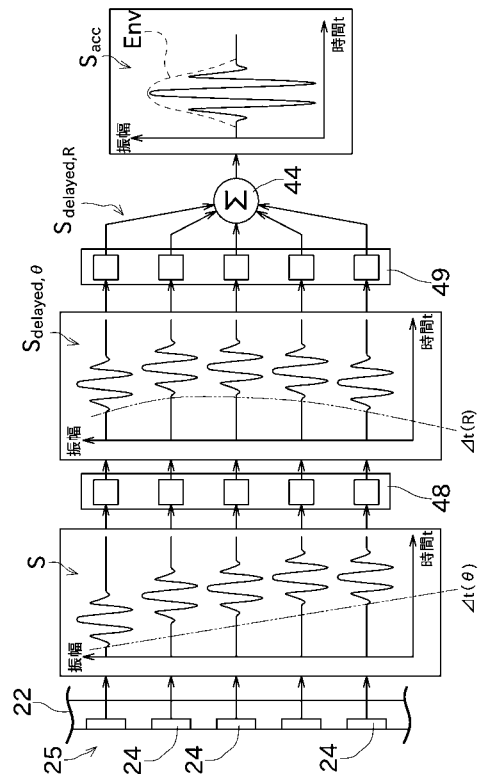
【図 6】



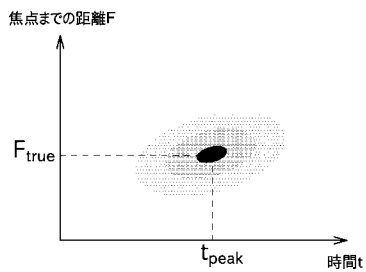
【図 7】



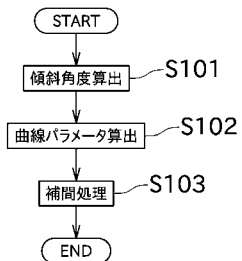
【図 8】



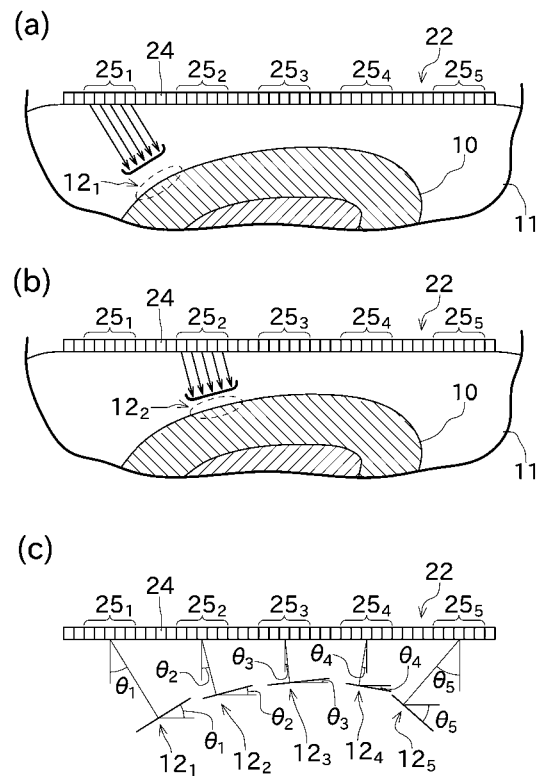
【図 9】



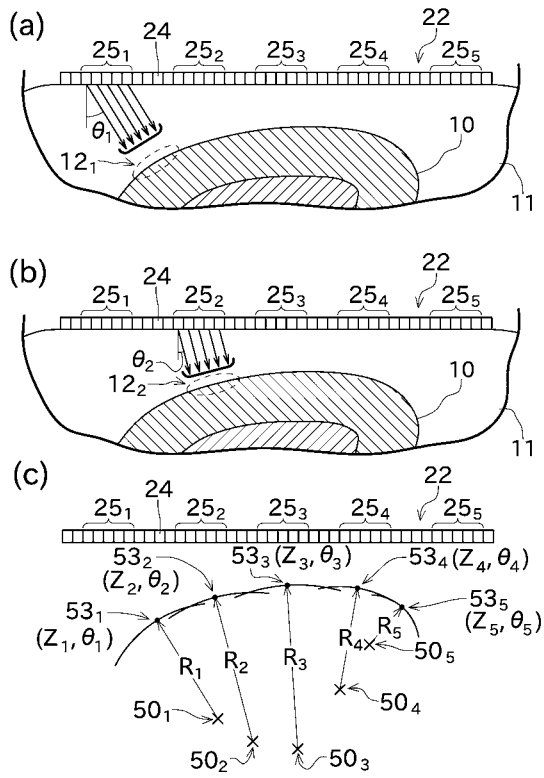
【図 10】



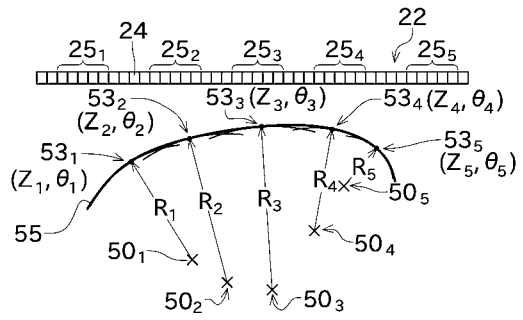
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/052502

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00-8/14, G01N29/00-29/28, G01S15/00-15/96, G01B17/00-17/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-29241 A (Furuno Electric Co., Ltd.), 12 February 2010 (12.02.2010), paragraphs [0068], [0075] to [0091]; fig. 6 to 7 & US 2010/0018313 A1 & GB 2462010 A & GB 913043 D0	1-14
A	JP 2012-29722 A (Hitachi Aloka Medical, Ltd.), 16 February 2012 (16.02.2012), paragraphs [0024] to [0029]; fig. 2 (Family: none)	1-14
A	JP 2009-153945 A (Furuno Electric Co., Ltd.), 16 July 2009 (16.07.2009), paragraphs [0076] to [0086]; fig. 7 (Family: none)	1-14

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ 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
11 March, 2014 (11.03.14)Date of mailing of the international search report
18 March, 2014 (18.03.14)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/J P 2 0 1 4 / 0 5 2 5 0 2									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/14, G01N29/00-29/28, G01S15/00-15/96, G01B17/00-17/08											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014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	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2010-29241 A (古野電気株式会社) 2010.02.12, 段落 68, 75-91, 図 6-7 & US 2010/0018313 A1 & GB 2462010 A & GB 913043 D0	1-14									
A	JP 2012-29722 A (日立アロカメディカル株式会社) 2012.02.16, 段落 24-29, 図 2 (ファミリーなし)	1-14									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「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 「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 「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) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 11.03.2014		国際調査報告の発送日 18.03.2014									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 泉 卓也	2Q 2908								
		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 1 4 / 0 5 2 5 0 2
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 請求項の番号
A	JP 2009-153945 A (古野電気株式会社) 2009.07.16, 段落 76-86, 図 7 (ファミリーなし)	1-14

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(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)	形状检测装置和形状检测方法		
公开(公告)号	JPWO2014129303A1	公开(公告)日	2017-02-02
申请号	JP2015501386	申请日	2014-02-04
申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
[标]发明人	クレタンドリアン		
发明人	クレタン ドリアン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0875		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD10 4C601/GB03 4C601/HH02 4C601/HH31 4C601/JB05 4C601/JB37 4C601/JC08 4C601/JC09		
优先权	2013032632 2013-02-21 JP		
其他公开文献	JP6231547B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够稳健地检测待测对象的形状的形状检测设备，而不管待测物体的表面形状和表面粗糙度如何。超声波诊断装置1包括元件阵列22和弯道参数计算部47。元件阵列22具有多个元件24，其向皮质骨10传输传输波并接收由皮质骨10反射的传输波产生的反射波以输出接收信号。曲线参数计算单元47基于从多个元件24输出的接收信号的相位差，计算指定皮质骨10的局部12的曲线形状的曲线参数（半径R等）。

