

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02014/013817

発行日 平成28年6月30日 (2016. 6. 30)

(43) 国際公開日 平成26年1月23日 (2014. 1. 23)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

出願番号	特願2014-525757 (P2014-525757)	(71) 出願人	000166247
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/066049		古野電気株式会社
(22) 国際出願日	平成25年6月11日 (2013. 6. 11)		兵庫県西宮市芦原町 9 番 5 2 号
(11) 特許番号	特許第5847941号 (P5847941)	(72) 発明者	末利 良一
(45) 特許公報発行日	平成28年1月27日 (2016. 1. 27)		兵庫県西宮市芦原町 9 番 5 2 号 古野電気株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2012-159557 (P2012-159557)	(72) 発明者	クレタン ドリアン
(32) 優先日	平成24年7月18日 (2012. 7. 18)		兵庫県西宮市芦原町 9 番 5 2 号 古野電気株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	F ターム (参考)	4C601 DD10 DD20 EE07 EE09 GA03 GB04 GB14 JB18 JB50 JC09 JC37

最終頁に続く

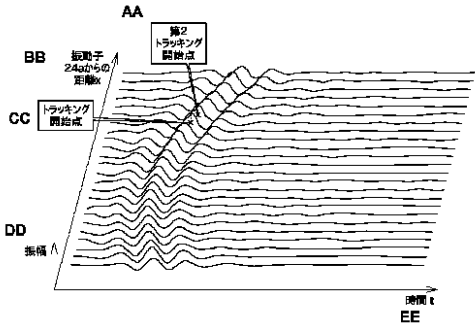
(54) 【発明の名称】 波形トラッキング装置、超音波診断装置、及び波形トラッキング方法

(57) 【要約】

【課題】 正確なトラッキング開始点を確実に設定できる波形トラッキング装置を提供する。

【解決手段】 骨強度診断装置 1 は、振動子 2 4 と、判断指標計算部 3 7 と、トラッキング開始点設定部 3 8 と、トラッキング実行部 3 9 と、を備える。振動子 2 4 は、送信された超音波ビームに対するエコー信号を取得するために複数並べて配置される。判断指標計算部 3 7 は、エコー信号が皮質骨 1 0 の表面の反射波であることの確からしさを表す判断指標を計算する。トラッキング開始点設定部 3 8 は、複数の振動子 2 4 のうち 1 つの振動子 2 4 が受信した、判断指標が所定の条件を満たすエコー信号に対応する信号波形のタイミングにトラッキング開始点を設定する。トラッキング実行部 3 9 は、トラッキング開始点を起点として、他の振動子 2 4 から取得されたエコー信号についてトラッキング点を順次設定する。

【選択図】 図 1



AA Second tracking commencement point
BB Distance x from oscillator (24a)
CC Tracking commencement point
DD Amplitude
EE Time t

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

送信された超音波ビームに対するエコー信号を取得するために並べて配置された複数の受波部と、

前記エコー信号が被測定体の反射波であることの確からしさを表す判断指標を計算する判断指標計算部と、

複数の前記受波部のうち一部の受波部が受信した、前記判断指標が所定の条件を満たす前記エコー信号に対応する信号波形のタイミングにトラッキング開始点を設定するトラッキング開始点設定部と、

前記トラッキング開始点を起点として、他の受波部から取得されたエコー信号についてトラッキング点を順次設定するトラッキング実行部と、
を備えることを特徴とする波形トラッキング装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記トラッキング開始点設定部は、複数の前記受波部が取得したエコー信号の中でピークが最も大きいエコー信号について、前記判断指標が所定の条件を満たす場合は、当該エコー信号に対応する信号波形のタイミングに前記トラッキング開始点を設定することを特徴とする波形トラッキング装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記判断指標は、前記エコー信号の波形に現れるピークが強いこと、ピークが鋭いこと、及び、波形の歪みが小さいこと、のうち少なくとも何れかであると、前記エコー信号が被測定体の反射波であることの確からしさが高くなるように計算されることを特徴とする波形トラッキング装置。

20

【請求項 4】

請求項 2 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記判断指標は、前記エコー信号の波形に現れるピークが強いこと、ピークが鋭いこと、及び、波形の歪みが小さいこと、のうち少なくとも何れかであると、前記エコー信号が被測定体の反射波であることの確からしさが高くなるように計算されることを特徴とする波形トラッキング装置。

30

【請求項 5】

請求項 1 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記判断指標として、前記エコー信号が有する複数のピークの大きさの関係を評価した値が少なくとも用いられることを特徴とする波形トラッキング装置。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記判断指標として、前記エコー信号が有する複数のピークの大きさの関係を評価した値が少なくとも用いられることを特徴とする波形トラッキング装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記判断指標として、前記エコー信号が有する複数のピークのうち最も大きいピークである最大ピークの大きさと、この最大ピークに隣接する隣接ピークの大きさと、の関係を評価した値が少なくとも用いられることを特徴とする波形トラッキング装置。

40

【請求項 8】

請求項 6 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記判断指標として、前記エコー信号が有する複数のピークのうち最も大きいピークを最大ピークとし、前記最大ピークに一侧で隣接するピークを一侧隣接ピークとし、前記最大ピークに他側で隣接するピークを他側隣接ピークとしたときに、前記一侧隣接ピークの大きさと前記他側隣接ピークの大きさととの差と、前記最大ピークの大きさと、の関係を評価した値が少なくとも用いられることを特徴とする波形トラッキング装置。

50

【請求項 9】

請求項 1 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記トラッキング開始点設定部は、並べられた前記受波部のうち端以外の前記受波部が取得した前記エコー信号に対応する信号波形のタイミングに前記トラッキング開始点を設定することを特徴とする波形トラッキング装置。

【請求項 10】

請求項 2 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記トラッキング開始点設定部は、並べられた前記受波部のうち端以外の前記受波部が取得した前記エコー信号に対応する信号波形のタイミングに前記トラッキング開始点を設定することを特徴とする波形トラッキング装置。

10

【請求項 11】

請求項 1 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記トラッキング実行部は、

前記トラッキング開始点又は前記トラッキング点が属するエコー信号を取得した前記受波部に隣接する受波部が受信した信号波形である隣接信号波形から、前記トラッキング開始点又は前記トラッキング点に対応する点を中心とした時間軸方向の所定の窓区間を設定して部分波形を取り出し、

この部分波形の中に前記判断指標を満たすエコー信号が存在するか否かを調べ、

存在する場合には、当該エコー信号に対応する信号波形のタイミングに前記トラッキング点を設定することを特徴とする波形トラッキング装置。

20

【請求項 12】

請求項 11 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記トラッキング実行部は、

前記部分波形の中に前記判断指標を満たすエコー信号が存在しなかった場合には、前記隣接信号波形から、前記トラッキング開始点又は前記トラッキング点に対応する点を中心とした時間軸方向の所定の第 2 窓区間を設定して部分波形を取り出し、

この部分波形の中での最大ピークに対応する信号波形のタイミングに前記トラッキング点を設定し、

前記第 2 窓区間は前記窓区間より時間が短く設定される

ことを特徴とする波形トラッキング装置。

30

【請求項 13】

請求項 12 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記トラッキング実行部は、

前記第 2 窓区間を設定して取り出された前記部分波形の中での最大ピークが所定の大きさ未満であった場合には、当該隣接信号波形に対するトラッキング点の設定をスキップすることを特徴とする波形トラッキング装置。

【請求項 14】

請求項 1 に記載の波形トラッキング装置であって、さらに、

複数の前記受波部が取得した信号波形のそれぞれを時間軸方向に複数に区切って数値化し、マトリクス状に並べて、信号画像を得る信号画像生成部と、

40

前記信号画像を画像処理して、前記被測定体の形状に対応するエコー波形が含まれる可能性が高い領域を示す予測領域画像を得る予測領域画像生成部と、
を備え、

前記トラッキング開始点設定部は、

前記予測領域画像で示される領域に対応する前記受波部及び時間区間のエコー信号についてのみ、前記トラッキング開始点を設定することを特徴とする波形トラッキング装置。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の波形トラッキング装置であって、

前記トラッキング実行部は、

前記予測領域画像で示される領域に対応する前記受波部及び前記時間区間のエコー信号に

50

ついでのみ、前記トラッキング点を設定することを特徴とする波形トラッキング装置。

【請求項 16】

請求項 1 に記載の波形トラッキング装置であって、さらに、前記トラッキング結果に基づいて前記被測定体の形状を検出する形状検出部、を備えることを特徴とする波形トラッキング装置。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の波形トラッキング装置であって、さらに前記形状検出部が検出した形状を用いて前記被測定体内の音速を求める音速検出部、を備えることを特徴とする波形トラッキング装置。

10

【請求項 18】

被検体内部に向けて超音波ビームを送信し、該超音波ビームに対するエコー信号を受信する複数の受波部と、

前記エコー信号が被測定体の反射波であることの確からしさを表す判断指標を計算する判断指標計算部と、

複数の前記受波部のうち一部の受波部が受信した、前記判断指標が所定の条件を満たす前記エコー信号に対応する信号波形のタイミングにトラッキング開始点を設定するトラッキング開始点設定部と、

前記トラッキング開始点を起点として、他の受波部から取得されたエコー信号についてトラッキング点を順次設定するトラッキング実行部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 19】

請求項 18 に記載の超音波診断装置であって、

前記トラッキング開始点設定部は、複数の前記受波部が取得したエコー信号の中でピークが最も大きいエコー信号について、前記判断指標が所定の条件を満たす場合は、当該エコー信号に対応する信号波形のタイミングに前記トラッキング開始点を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 20】

送信された超音波ビームに対するエコー信号を取得するために並べて配置された複数の受波部を有する波形トラッキング装置における波形トラッキング方法であって、

30

前記エコー信号が被測定体の反射波であることの確からしさを表す判断指標を計算する判断指標計算工程と、

複数の前記受波部のうち一部の受波部が受信した、前記判断指標が所定の条件を満たす前記エコー信号にトラッキング開始点を設定するトラッキング開始点設定工程と、

前記トラッキング開始点を起点として、他の受波部から取得されたエコー信号に対しトラッキング点を順次設定するトラッキング実行工程と、
を含むことを特徴とする波形トラッキング方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、主に被測定体に超音波ビームを照射してエコー信号を取得し、当該被測定体の形状に連続性があることを利用してエコー信号をトラッキングする波形トラッキング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を用いた診断装置は、超音波ビームから得られるエコー信号に基づいて被測定体（例えば、血管壁等）を追跡するエコートラッキング処理を行う。エコートラッキング処理の結果に基づき被測定体の位置や形状を計測することが従来から行われている。特許文献 1 は、この種の超音波診断装置を開示する。

【0003】

50

特許文献 1 に開示される超音波診断装置は、複数の超音波ビームを形成して、各超音波ビームごとにエコー信号を取得する。基準となる 1 本の超音波ビームに対してトラッキング点が検査者によって手動で設定されると、他の超音波ビームに対するトラッキング点が装置によって自動設定される。

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 におけるトラッキング点の設定は以下のようにして行われる。即ち、超音波診断装置は、複数の超音波ビームのうちの基準ビームと関連ビームについて、互いの部分エコー信号列同士の相関関係（類似性）に基づいて、基準ビームの部分エコー信号列に対応した関連ビームの部分エコー信号列を特定する。その後、超音波診断装置は、上記の結果を用いて基準ビームのトラッキング点に対応した関連ビーム上の位置を検出する。その検出位置に、関連ビームのトラッキング点を設定する。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特許 4 6 6 7 1 7 7 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 の構成において、トラッキングの起点となるトラッキング点（以下、トラッキング開始点と呼ぶことがある。）は、誤って設定すると被測定体以外のエコーをトラッキングしてしまうおそれがあるため、正確に設定することがきわめて重要である。しかしながら、特許文献 1 の構成においてトラッキング開始点を設定するにあたっては、相互相関値の計算で求めることはできず、検査者の手動での操作が必要になる。従って、測定に必要な時間及び手間が増大するほか、測定精度が検査者のスキルに依存する部分が生じてしまい、安定した測定結果を得ることは難しい。さらに、特許文献 1 では相互相関値（類似性）の演算によってトラッキングを行っているために、処理負荷が大きくなる傾向がある。トラッキングのための時間の短縮あるいは装置コストの低減という観点からも改善が求められている。

20

【 0 0 0 7 】

本発明は以上の事情に鑑みたものであり、その目的は、正確なトラッキング開始点を確実に設定し、トラッキング処理の高速化が容易な波形トラッキング装置を提供することにある。

30

【 課題を解決するための手段及び効果 】

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

本発明の波形トラッキング装置は、受波部と、判断指標計算部と、トラッキング開始点設定部と、トラッキング実行部と、を備える。受波部は、送信された超音波ビームに対するエコー信号を取得するために複数並べて配置される。判断指標計算部は、エコー信号が被測定体の反射波であることの確からしさを表す判断指標を計算する。トラッキング開始点設定部は、複数の前記受波部のうち一部の受波部が受信した、判断指標が所定の条件を満たすエコー信号にトラッキング開始点を設定する。トラッキング実行部は、トラッキング開始点を起点として、他の受波部から取得されたエコー信号に対しトラッキング点を順次設定する。

40

【 0 0 1 0 】

判断指標が所定の条件を満たさない場合にはトラッキング開始点が設定されない。従って、トラッキング開始点の誤設定を防止することができる。この結果、意図しないエコーにトラッキングしてしまうミスを防ぎ、よりロバストな波形トラッキングを実現できる。

50

【 0 0 1 1 】

波形トラッキング装置では、トラッキング開始点設定部は、複数の受波部が取得したエコー信号の中でピークが最も大きいエコー信号について、判断指標が所定の条件を満たす場合は、当該エコー信号に対応する信号波形のタイミングにトラッキング開始点を設定することが好ましい。正確なトラッキング開始点を自動設定することができるので、操作が簡単な波形トラッキング装置を提供することができる。トラッキング開始点の設定が装置の操作者のスキルに依存しないので、トラッキング精度を安定して向上させることができる。

【 0 0 1 2 】

判断指標は、エコー信号の波形に現れるピークが強いこと、ピークが鋭いこと、または波形の歪みが小さいこと、のうち少なくとも何れかであると、エコー信号が被測定体の反射波であることの確からしさが高くなるように計算されることが好ましい。合理的な基準により判断指標を計算できるので、トラッキング開始点を正確に求めることができる。

10

【 0 0 1 3 】

判断指標として、エコー信号が有する複数のピークの大きさの関係を評価した値が少なくとも用いられることが好ましい。複数のピークの大きさの関係を評価することで、エコー信号が被測定体による反射波であることの確かさを、処理負荷が過大になることなく合理的に判定することができる。

【 0 0 1 4 】

判断指標として、エコー信号が有する複数のピークのうち最も大きいピークである最大ピークの大きさと、この最大ピークに隣接する隣接ピークの大きさと、の関係を評価した値が少なくとも用いられることが好ましい。最大ピークの鋭さを適切に評価できるので、エコー信号が被測定体による反射波として信頼できるか否かを正しく判定することができる。

20

【 0 0 1 5 】

判断指標として、エコー信号が有する複数のピークのうち最も大きいピークを最大ピークとし、最大ピークに一侧で隣接するピークを一侧隣接ピークとし、最大ピークに他側で隣接するピークを他側隣接ピークとしたときに、一侧隣接ピークの大きさと他側隣接ピークの大きさとの差と、最大ピークの大きさと、の関係を評価した値が少なくとも用いられることが好ましい。エコー信号の歪み度合いを適切に評価できるので、エコー信号が被測定体による反射波として信頼できるか否かを正しく判定することができる。

30

【 0 0 1 6 】

トラッキング開始点設定部は、並べられた前記受波部のうち端以外の受波部が取得したエコー信号に対応する信号波形のタイミングにトラッキング開始点を設定することが好ましい。被測定体の形状が曲面状であっても、中央側からトラッキングを開始することにより、トラッキングを確実に行うことができる。

【 0 0 1 7 】

トラッキング実行部は、トラッキング開始点又は前記トラッキング点が属するエコー信号を取得した受波部に隣接する受波部が受信した信号波形（「隣接信号波形」という。）に基づいて、トラッキング開始点又はトラッキング点に対応する点を中心とした時間軸方向の所定の窓区間を設定する。窓区間内にある部分波形を取り出し、判断指標を満たすエコー信号が存在するか否かを調べる。存在する場合には、当該エコー信号に対応する信号波形のタイミングにトラッキング点を設定する。判断指標が所定の条件を満たさない場合にはトラッキング点が設定されない。トラッキング点が設定されないので、被測定体に起因しないエコーへのトラッキングの乗り移りを防止することができる。この結果、よりロバストな波形トラッキングを実現することができる。

40

【 0 0 1 8 】

トラッキング実行部は、部分波形の中に判断指標を満たすエコー信号が存在しなかった場合には、隣接信号波形から、トラッキング開始点又はトラッキング点に対応する点を中心とした時間軸方向の所定の第2窓区間を設定して部分波形を取り出す。この部分波形の

50

中での最大ピークに対応する信号波形のタイミングにトラッキング点を設定する。第2窓区間は窓区間より時間が短く設定される。判断指標が所定の条件を満たさない場合でも、短い時間区間内で大きいピークが見つければ、当該ピークに対応するタイミングでトラッキング点が設定される。従って、波形トラッキングの正確さと連続性の両方をバランス良く向上させることができる。

【0019】

トラッキング実行部は、第2窓区間を設定して取り出された前記部分波形の中での最大ピークが所定の大きさ未満であった場合には、当該隣接信号波形に対するトラッキング点の設定をスキップすることが好ましい。エコーが弱い場合はトラッキング点の設定が無理せずにスキップされるので、トラッキングミスをより確実に防止できる。

10

【0020】

波形トラッキング装置は、信号画像生成部と、予測領域画像生成部と、を備える。信号画像生成部は、複数の受波部が取得した信号波形のそれぞれを時間軸方向に複数に区切って数値化し、マトリクス状に並べることで、信号画像を得る。予測領域画像生成部は、信号画像を画像処理することで、被測定体の形状に対応するエコー波形が含まれる可能性が高い領域を示す予測領域画像を得る。トラッキング開始点設定部は、予測領域画像で示される領域に対応する受波部及び時間区間のエコー信号についてのみ、トラッキング開始点を設定する。複数の受波部がそれぞれ取得した信号波形の傾向を画像の形で考慮できるので、トラッキング開始点の誤設定をより確実に防止することができる。

20

【0021】

トラッキング実行部は、予測領域画像で示される領域に対応する受波部及び時間区間のエコー信号についてのみ、トラッキング点を設定することが好ましい。複数の受波部がそれぞれ取得した信号波形の傾向を画像の形で考慮できるので、トラッキングミスをより確実に防止することができる。

【0022】

本発明の超音波診断装置は、上記と同じ原理を用いて被検体に対して超音波を送信しそのエコー信号を受信することで被検体内部の正確な診断が可能になる。例えば、人体の骨軟骨の状態を診断する骨軟骨診断装置に適用することができる。

【0023】

送信された超音波ビームに対するエコー信号を取得するために並べて配置された複数の受波部を有する波形トラッキング装置において、以下のような波形トラッキング方法が提供される。波形トラッキング方法は、判断指標計算工程と、トラッキング開始点設定工程と、トラッキング実行工程と、を含む。判断指標計算工程では、エコー信号が被測定体の反射波であることの確からしさを表す判断指標を計算する。トラッキング開始点設定工程では、複数の受波部のうち一部の受波部が受信した、判断指標が所定の条件を満たす前記エコー信号にトラッキング開始点を設定する。トラッキング実行工程では、トラッキング開始点を起点として、他の受波部から取得されたエコー信号に対しトラッキング点を順次設定する。判断指標が所定の条件を満たさない場合にはトラッキング開始点が設定されないの、トラッキング開始点の誤設定を防止することができる。この結果、意図しないエコーにトラッキングしてしまうミスを防止し、よりロバストな波形トラッキングを実現することができる。

30

40

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の第1実施形態に係る骨強度診断装置の模式的な断面図及び機能ブロック図。

【図2】超音波の複数の伝播経路を説明する概念図。

【図3】各振動子が出力する波形信号を例示するグラフ。

【図4】本実施形態の音速測定方法のフローチャート。

【図5】(a)アレイ振動子によって平面波を送波した様子を示す図。(b)アレイ振動子が送波した平面波が皮質骨の表面又は裏面で反射の様子を示す図。

50

【図 6】鋭いピークのエコーを振動子が受信した場合の波形の例を示すグラフ。

【図 7】正負反転したエコーを振動子が受信した場合の波形の例を示すグラフ。

【図 8】時間軸方向に若干広がったエコーを振動子が受信した場合の波形の例を示すグラフ。

【図 9】各振動子が受信した信号波形の中でトラッキング開始点の対が設定される様子を示すグラフ。

【図 10】トラッキング対象振動子の信号波形に基づいてトラッキング点が新しく設定される方法を説明するグラフ。

【図 11】各振動子が受信した信号波形に対してトラッキングが行われた結果を示すグラフ。

10

【図 12】(a) 表面反射波を受波している振動子組の近傍を拡大した模式図。(b) 振動子組を構成する 2 つの振動子に到来する表面反射波の伝播経路の差を説明する模式図。

【図 13】音速検出部の構成を示す機能ブロック図。

【図 14】表面屈折波の伝播経路の算出方法を説明する模式図。

【図 15】仮定伝播時間算出部が求める $t-x$ 曲線を示す図。

【図 16】各振動子の波形信号に窓関数を掛けた様子を示す図。

【図 17】各振動子の波形信号をズラした様子を示す図。

【図 18】波形積算部が求める積算波形の様子を示す図。

【図 19】音速仮定値を変化させて $t-x$ 曲線を描いた様子を示す図。

【図 20】音速仮定値を変化させながらエンベロープの振幅を求めてプロットした結果の例を示す図。

20

【図 21】第 2 実施形態の骨強度診断装置における波形トラッキング部の構成を示す機能ブロック図。

【図 22】各振動子が受信した信号波形に基づいて生成される信号画像を示す図。

【図 23】信号画像から生成された予測領域画像を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0025】

次に、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骨強度診断装置 1 の模式的な断面図及び機能ブロック図である。

【0026】

30

骨強度診断装置（波形トラッキング装置、形状検出装置、音速測定装置）1 は、例えば、脛骨などの長管状の骨の皮質骨について骨強度を診断するものである（ただし、診断対象はこれに限定されない）。具体的に説明すると、骨は一般的に、皮質骨 10 と、皮質骨 10 の内側に存在する網目状の海綿骨 12 とから構成されている。皮質骨 10 の周囲は、筋肉や脂肪などの軟組織 11 に覆われている。本実施形態の骨強度診断装置 1 は、軟組織 11 の外側から皮質骨 10 に対して超音波を放射し、当該皮質骨 10 中の音速（骨音速）を測定するように構成されている。従って、本実施形態では、皮質骨 10 が被測定体に相当する。

【0027】

図 1 の左側には、人体の脛の部分骨の長手方向に直交する平面で切った断面が示されている。図 1 に示すように、皮質骨 10 表面の輪郭形状は、径方向（骨の長手方向と直交する方向）に向かって膨らんだ穏やかな曲線状となっている。以下の説明では、長管状の骨を円柱に見立てて、この断面内において皮質骨 10 表面に沿うようにして超音波が伝播する方向を、円周方向と称することがある。一方、図示は省略するが、骨の長手方向と平行な平面で切った断面において、皮質骨 10 の表面輪郭はほぼ直線状となっている。本実施形態の骨強度診断装置 1 は、骨の円周方向の音速を測定する場合のように被測定体の断面輪郭が曲線状の場合であっても、音速を正確に測定できるように構成されている。

40

【0028】

以下、骨強度診断装置 1 の構成について具体的に説明する。図 1 に示すように、骨強度診断装置 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。

50

【 0 0 2 9 】

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 1 1 の表面に当接する当接面 2 a と、送波専用振動子 2 1 と、アレイ振動子 2 2 と、遮音材 2 3 と、を備えている。アレイ振動子 2 2 は、1 列に並んで配列された複数の振動子 2 4 からなっている。送波専用振動子 2 1 と遮音材 2 3 は、アレイ振動子 2 2 の配列方向に沿って並んで配置されている。本実施形態では、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射し、その表面に超音波を受波すると電気信号を生成して出力する振動子が採用されている。

【 0 0 3 0 】

送波専用振動子（送波部）2 1 は、その表面が当接面 2 a に対して傾くように設置され、当接面 2 a から超音波を斜め方向に送波できるように構成されている。送波専用振動子 2 1 としては、放射する超音波の指向性が弱い（超音波の角度範囲が広い）ものが用いられる。

【 0 0 3 1 】

アレイ振動子 2 2 は、複数の振動子（受波部）2 4 を備えている。以下の説明では、複数の振動子 2 4 を区別する必要がある場合には、送波専用振動子 2 1 に近い側から順に小文字のアルファベットを符号の末尾に付し、振動子 2 4 a、振動子 2 4 b、振動子 2 4 c、・・・のように表記することがある。この振動子 2 4 は、当接面 2 a と平行になるようにして等間隔で 1 列に並んで配置されている。また、各振動子 2 4 は超音波を送波及び受波可能に構成されている。

【 0 0 3 2 】

遮音材 2 3 は板状に形成され、送波専用振動子 2 1 とアレイ振動子 2 2 との間に配置される。遮音材 2 3 は、送波専用振動子 2 1 から送波された超音波が、超音波送受波器 2 内を伝播してアレイ振動子 2 2 に直接到達してしまうことを防止する。遮音材 2 3 の材料としては、例えば、コルク、合成ゴム、多孔質材（例えば発泡樹脂）などの吸音作用を有する材料を用いることができる。

【 0 0 3 3 】

超音波送受波器 2 を用いて実際に超音波の送受波を行う際には、測定部位の皮膚表面（即ち、軟組織 1 1 の外側表面）に超音波ゼリーを塗布し、当該皮膚表面に当接面 2 a を当接させる。送波専用振動子 2 1 又はアレイ振動子 2 2 によって、超音波を送波する。これにより、超音波が、軟組織 1 1 を介して、被測定体である皮質骨 1 0 に当たる。皮質骨 1 0 から帰ってくる超音波は、アレイ振動子 2 2 によって受波される。超音波ゼリーは、軟組織 1 1 と当接面 2 a との間に隙間が生じるのを防止するとともに、当接面 2 a と軟組織 1 1 との間の音響インピーダンスを整合させて、送波専用振動子 2 1 又はアレイ振動子 2 2 から送波された超音波が軟組織 1 1 の表面で反射するのを抑制するためのものである。

【 0 0 3 4 】

次に、装置本体 3 について説明する。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。具体的には、この装置本体 3 は、超音波制御部 3 0 と、送信回路 3 1 と、送信切替部 3 2 と、複数の受信回路 3 3 と、送受信分離部 3 4 と、演算部 3 5 と、を備えている。

【 0 0 3 5 】

送信回路 3 1 は、送波専用振動子 2 1 又はアレイ振動子 2 2 を振動させて超音波を発生させるための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送信切替部 3 2 に送信するように構成されている。電気パルス振動の中心周波数は、例えば 1 ~ 1 0 M H z 程度である。電気パルス信号の代わりに、例えばチャープ信号を用いても良い。

【 0 0 3 6 】

アレイ振動子 2 2 によって超音波を発生させる場合には、送信回路 3 1 は、複数の振動子 2 4 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生成することができるよう構成されている。超音波制御部 3 0 は送信回路 3 1 に接続されており、複数の振動子 2

4 から超音波を送波させるための制御信号を送信回路 3 1 に送信するように構成されている。複数の振動子 2 4 から、一斉に、あるいは個別のタイミングで超音波を送波するように制御することが可能となっている。

【0037】

送信切替部 3 2 は、送信回路 3 1 から送信される電気パルス信号を、送波専用振動子 2 1 又はアレイ振動子 2 2 の何れに送信するかを切り替えるように構成されている。即ち、送信切替部 3 2 によって、超音波の送波を行う振動子が選択される。

【0038】

複数の受信回路 3 3 は、アレイ振動子 2 2 を構成する複数の振動子 2 4 にそれぞれ対応して接続されている。各受信回路 3 3 は、1 つの振動子 2 4 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する。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信号を生成して演算部 3 5 に送信する。アレイ振動子 2 2 から直接出力される信号はアナログの波形信号であり、演算部 3 5 に送信される信号は信号処理されたデジタルの波形信号である。以下の説明ではこれらを区別せず、単に「波形信号」と呼ぶことがある。

【0039】

送受信分離部 3 4 は、アレイ振動子 2 2 と、送信回路 3 1 及び受信回路 3 3 と、の間に接続されている。送受信分離部 3 4 は、送信回路 3 1 からアレイ振動子 2 2 に送られる電気信号（電気パルス信号）が受信回路 3 3 に直接流れるのを防止する。アレイ振動子 2 2 から受信回路 3 3 に送られる電気信号が送信回路 3 1 側に流れるのも防止するためである。

【0040】

次に、送波専用振動子 2 1 によって超音波を送波したときの様子について説明する。送波専用振動子 2 1 によって超音波を送波する場合、送信切替部 3 2 によって、超音波の送波を行う振動子として送波専用振動子 2 1 が決定される。送信回路 3 1 からのパルス信号が送波専用振動子 2 1 に送られると、当該送波専用振動子 2 1 は、パルス状に変調された超音波を、皮質骨 1 0 に対して斜め方向に送波する。

【0041】

送波専用振動子 2 1 から送波された超音波は、複数の伝播経路を経由してアレイ振動子 2 2 に受波される。アレイ振動子 2 2 に超音波が受波されると、各振動子 2 4 からの波形信号が演算部 3 5 に送信される。

【0042】

送波専用振動子 2 1 から送波された超音波が伝播する複数の経路について、図 2 を参照して説明する。図 2 は、ある振動子 2 4 に到達する超音波の複数の伝播経路を概念的に示した図である。図 2 には 1 つの振動子 2 4 に到達する超音波の例のみを示しているが、実際は、すべての振動子 2 4 のそれぞれに対して複数の経路で超音波が到達し得る。

【0043】

図 2 に示すように、直接波は、送波専用振動子 2 1 から送波された超音波が軟組織 1 1 の表面に沿って伝播して、振動子 2 4 に直接到達するものである。表面からの反射波は、送波専用振動子 2 1 から送波された超音波が軟組織 1 1 内を伝播し、皮質骨 1 0 の表面（軟組織 1 1 と皮質骨 1 0 との境界面）で反射して振動子 2 4 に到達する。裏面からの反射波は、軟組織 1 1 中を伝播した超音波が、皮質骨 1 0 内に入射して当該皮質骨 1 0 内を伝播し、皮質骨 1 0 の裏面（皮質骨 1 0 と海綿骨 1 2 との境界面）で反射した後、再び軟組織 1 1 中に放射されて振動子 2 4 に到達する。

【0044】

送波専用振動子 2 1 から送波された超音波が、軟組織 1 1 中を伝播し、皮質骨 1 0 に当たり、当該皮質骨 1 0 表面近傍を伝播し、再び軟組織 1 1 中に放射されて振動子 2 4 に到達する場合もある。本明細書では、このような伝播経路を経て受波される超音波を、表面伝播波と呼ぶ。表面伝播波には、漏洩表面波と表面屈折波の 2 通りの伝播経路がある。

【0045】

10

20

30

40

50

皮質骨 10 の表面に臨界角で超音波が当たると、皮質骨 10 表面に表面波が発生する。表面波は、軟組織 11 側に所定方向（出射角が臨界角となる方向）に漏洩波を放射しつつ、皮質骨 10 の表面に沿って伝播する。このとき振動子 24 によって受波される漏洩波を、「漏洩表面波」と呼ぶ。一方、臨界角よりも小さい角度で皮質骨 10 の表面に超音波が当たると、皮質骨 10 表面で屈折する。このとき、臨界角に近い入射角で超音波が入射した場合は、皮質骨 10 内であって当該皮質骨 10 の表面近傍を伝播した後、皮質骨 10 表面でアレイ振動子 22 側に屈折して軟組織 11 中に放射される。このとき受波される超音波を、本明細書では「表面屈折波」と呼ぶこととする。表面屈折波は、皮質骨 10 の断面輪郭形状が曲線状の場合のみ発生する。

【0046】

10

骨の形状、受波する振動子 24 の位置、及び送波専用振動子 21 から送波される超音波の角度などの条件によっては、上記複数種類の超音波のうち、一部が発生しない場合や、発生しても振動子 24 に受波されない場合が有り得る。ただし、本実施形態では、前述のように指向性の広い送波専用振動子 21 を用いているので、超音波を臨界角又は臨界角に近い角度で皮質骨 10 に当てることができる。漏洩表面波又は表面屈折波を確実に発生させ、複数の振動子 24 のうち少なくとも何れか 1 つには漏洩表面波又は表面屈折波を到達させることができる。

【0047】

次に、図 3 を参照して、それぞれの振動子 24 が生成する信号波形について説明する。図 3 は、送波専用振動子 21 が超音波を送波した後、各振動子 24 が超音波を受波して出力する波形信号の波形を示すグラフである。各振動子 24 の波形において、横軸 t は時間であり、各波形信号の縦軸は当該波形信号の振幅を示している。グラフの x 軸は、送波専用振動子 21 に最も近い振動子である振動子 24 a から各振動子 24 b, 24 c, ... までの距離を示している。

20

【0048】

受波する振動子 24 が送波専用振動子 21 から離れるに従い、波形信号の振幅は小さくなる。図 3 に示す波形の曲線は、各波形信号に適当なゲインを掛けて、各波形信号の振幅が略同じになるように調整される。

【0049】

図 3 に示すように、各振動子 24 の波形信号には複数のピークが含まれている。図 3 においては、各振動子 24 の波形信号に含まれるピークの位置を点線で繋いで、当該ピークが、直接波、表面からの反射波、裏面からの反射波、及び表面伝播波の何れによるものかを示している。このグラフでは漏洩表面波と表面屈折波は区別しにくいので、2 つをまとめて表面伝播波として示している。

30

【0050】

図 3 のグラフから分かるように、直接波は、表面伝播波より先に振動子 24 に到達する場合もあれば、後に到達する場合もある。裏面からの反射波と表面からの反射波は、表面伝播波とほぼ同時に振動子 24 に到達する場合がある。この場合はピークが重なり合っていて、区別が難しい。このように、波形信号中にピークが含まれていても、それがどの経路を伝播してきた超音波のピークなのかを判別するのは困難である。

40

【0051】

軟組織 11 は脂肪と水分の混合体であるため、実際の測定においては、不要エコーが検出されてしまう。この場合、図 3 の波形に更にノイズが加わるため、ピークを安定して検出することが一層困難になる。

【0052】

ここで、従来の音速測定装置においては、超音波を送波してから表面伝播波を受波するまでの時間間隔を測定することにより、骨音速を求めていた。従って、従来の音速測定装置においても表面伝播波のピークを検出する必要があるが、上述のように、表面伝播波のピークを安定して検出することは困難である。このような理由により、従来の方法では、骨音速を安定して測定することができなかった。

50

【 0 0 5 3 】

そこで、本実施形態では、複数の振動子 2 4 が出力する波形信号の波形を積算することで、ノイズに強い音速測定方法を実現している。

【 0 0 5 4 】

即ち、複数の波形のピーク位置が一致している場合、これらの波形を積算すると、当該ピーク位置の振幅が大きくなる。この性質を利用することで、所望のピークのみを強調し、ノイズを目立たなくすることができる。ただし、波がそれぞれの振動子 2 4 に到達するタイミングは様々に異なる。特定の波に基づくピークが強め合うようにするには、当該ピークを一致させるように各波形の位相をズラした上で波形同士を積算する必要がある。

【 0 0 5 5 】

以下、本実施形態の音速測定方法について具体的に説明する。図 4 に、本実施形態に係る音速測定方法のフローチャートを示す。本実施形態の音速測定方法は、波形トラッキング工程と、形状検出工程と、送波工程と、受波工程と、仮定伝播時間算出工程と、波形積算工程と、音速導出工程と、を含んでいる。

【 0 0 5 6 】

最初に、波形トラッキング工程では、アレイ振動子 2 2 (振動子 2 4) が超音波を送波するとともに、その反射波を各振動子 2 4 が受波して得られる波形信号が解析され、これにより、皮質骨 1 0 の表面で反射した超音波が振動子 2 4 に受波されたタイミングが求められる (S 1 0 1 , S 1 0 2)。波形トラッキング工程は、波形信号を解析してトラッキング開始点を設定する工程 (S 1 0 1) と、設定されたトラッキング開始点を起点にしつつ波形のトラッキングを行ってトラッキング点を順次決定する工程 (S 1 0 2) と、を含んでいる。S 1 0 1 及び S 1 0 2 で得られたトラッキング開始点及びトラッキング点は、皮質骨 1 0 の表面で反射した超音波が振動子 2 4 に受波されたタイミングを実質的に意味している。形状検出工程では、上記の波形トラッキング工程の結果に基づいて、皮質骨 1 0 の表面形状が算出される (S 1 0 3)。波形トラッキング工程及び形状検出工程の詳細は後述する。

【 0 0 5 7 】

送波工程においては、送波専用振動子 2 1 によって、皮質骨 1 0 に対して超音波を送波する (S 1 0 4)。受波工程においては、送波専用振動子 2 1 から送波された超音波を、各振動子 2 4 によって受波し (S 1 0 5)、図 3 に示すような波形信号を得る。図 3 に示すように、各振動子 2 4 が受波した表面伝播波のピークは、当該振動子 2 4 の位置が送波専用振動子 2 1 から遠くなるに従い、遅れて検出される。この遅れ量は、送波専用振動子 2 1 が超音波を送波してから各振動子 2 4 が表面伝播波を受波するまでの時間 (伝播時間) に相当している。

【 0 0 5 8 】

従って、表面伝播波の伝播時間分だけ各波形信号を早める (図 3 の左側に各波形信号をオフセットさせる) ことで、表面伝播波のピークの位相を各振動子 2 4 の間で合わせることができる。しかしながら、骨音速は未知であるから、伝播時間を予め知ることはできない。

【 0 0 5 9 】

本実施形態では、仮定伝播時間算出工程において、骨音速を仮定し、当該仮定した骨音速 (音速仮定値) と、形状検出工程で検出した皮質骨 1 0 の表面形状と、に基づいて、各振動子 2 4 に対する伝播時間の仮定値 (仮定伝播時間) を求める (S 1 0 6)。

【 0 0 6 0 】

次に、波形積算工程 (妥当性指標値算出工程) において、仮定伝播時間に対応する時間だけ各波形信号をオフセットさせた上で、波形信号を積算した積算波形を求める (S 1 0 7)。このとき、仮定伝播時間の妥当性を示す妥当性指標値として、積算波形のエンベロープの振幅を求める (詳細は後述)。所定の範囲内で、音速仮定値を次々と変化させて、それぞれの音速仮定値についての積算波形を求める (S 1 0 6 ~ S 1 0 8 のループ)。すると、音速仮定値が実際の骨音速と合致したときに、各波形の表面伝播波のピークの位相

10

20

30

40

50

が合い、ピーク同士が最も強め合った積算波形を得る。従って、音速導出工程において、複数の音速仮定値について求めた積算波形のエンベロープの振幅同士を比較して、積算波形の振幅が最も大きくなったときを検出し、そのときの音速仮定値を骨音速の測定値とする（S109）。

【0061】

以上の方法によれば、ピークの位相が合っていない波（即ち、表面伝播波のピーク以外のノイズ）は、積算波形の振幅に大きな影響を与えないため、表面伝播波のみを強調して（表面伝播波にいわば焦点を合わせて）、骨音速を精度良く求めることができる。

【0062】

次に、上記の音速測定方法を本実施形態の骨強度診断装置1によって実現するための構成について説明する。

【0063】

図1に示す骨強度診断装置1の装置本体3が備える演算部35は、CPU、RAM、ROMなどのハードウェアと、ROMに記憶されたプログラム等のソフトウェアと、から構成される。当該演算部35は、ハードウェアとソフトウェアとが協働することにより、波形トラッキング部36、形状検出部40、音速検出部50等として機能する。

【0064】

まず、波形トラッキング部36及び形状検出部40について説明する。形状検出部40は、波形トラッキング部36のトラッキング結果に基づいて、音速の導出に必要な骨表面形状の検出を行う。即ち、仮定した骨音速（音速仮定値）から仮定伝播時間を求める際には、表面伝播波の伝播経路に関する情報が必要である。ここで、伝播経路を求めるためには、皮質骨10表面の形状（皮質骨10の断面輪郭形状）を何らかの方法で取得しなければならない。本実施形態では、音速検出部50によって骨音速を求める前に、形状検出部40による皮質骨10の表面形状の検出を行う。

【0065】

形状検出部40によって骨表面形状の検出を行う際には、事前の準備段階として、アレイ振動子22から超音波の送波を行う。アレイ振動子22によって超音波を送波する様子を、図5を参照して説明する。図5（a）はアレイ振動子22によって超音波を送波した様子を示した図、図5（b）はアレイ振動子22が送波した超音波が皮質骨10の表面又は裏面で反射する様子を示した図である。

【0066】

アレイ振動子22によって超音波を送波する場合、送信切替部32によって、超音波の送波を行う振動子としてアレイ振動子22が決定される。そして、送信回路31からのパルス信号がアレイ振動子22に送られ、当該アレイ振動子22を構成している複数の振動子24が同時に同位相の超音波を骨に対して送波する。

【0067】

複数の振動子24が同時に送波することにより、図5（a）に示すような平面波を発生させることができる。この平面波は当界面2aに平行な波であって、当界面2aと直交する向きに軟組織11中を進行する。平面波は、皮質骨10の表面及び裏面で図5（b）のように反射して、振動子24に受波される。

【0068】

各振動子24が超音波を受信すると、各振動子24が受波した超音波に対応する波形信号が演算部35に送られる。この波形信号を解析することで皮質骨10の表面形状を求めることができる。当該波形信号には、皮質骨10の表面反射波に限らず、他の反射波（例えば、軟組織中の欠陥や筋膜等からのエコー）も含まれている。演算部35は、波形トラッキング部36として機能し、当該波形信号の中で皮質骨10の表面反射波のエコーを追跡することで、皮質骨10表面での反射波が受信されたタイミングを検出する。本実施例では、波形トラッキング部36は、判断指標計算部37と、トラッキング開始点設定部38と、トラッキング実行部39と、から構成されている。

【0069】

10

20

30

40

50

判断指標計算部 37 は、骨強度診断装置 1 で用いられる波形トラッキング方法における判断指標計算工程に対応した演算を行う。判断指標計算部 37 は、ある振動子 24 が受波した波形信号にピークが現れているときに、その波形信号における当該ピーク及びその近傍部分の信号形状に現れる特徴から、当該ピークが皮質骨 10 表面での反射波であることの確からしさ（判断指標）を計算する。以下の説明では、ピーク（エコー信号）が皮質骨 10 での反射波であることの確からしさが高い / 低いことを、当該ピークが信頼できる / 信頼できないと表現することがある。

【0070】

ところで、本実施形態の骨強度診断装置 1 においては、例えばアクリル樹脂で形成された調整用の平板に振動子 24 からの超音波を反射させて受信させる。受信された波形が、正側に鋭く尖った短いパルスになるように、予め調整されている。上記の判断指標は、正側に鋭く尖る大きなピークが存在するか、あるいは、相対的に大きくない正側のピークでもその両側近傍の正側のピークが対称的に現れていれば、皮質骨 10 表面での反射波である可能性が高いという考え方に基づいて計算される。

【0071】

本実施形態においては、波形信号の形状を評価する判断指標は 2 種類あり、何れも、エコー信号が有する複数のピークの大きさの関係性を示すものである。以下、2 種類の判断指標をそれぞれ説明する。

【0072】

第 1 の判断指標は、正側の最大ピークの大きさに対する正側の隣接ピークの大きさの比である（ P_{nbr1} / P_{max} 、 P_{nbr2} / P_{max} ）。即ち、正側の最大ピークの大きさを P_{max} とし、それに時間軸方向で両側で隣接する正側の隣接ピークの大きさをそれぞれ P_{nbr1} 、 P_{nbr2} としたときに、図 6 に示す波形のように P_{max} が P_{nbr1} や P_{nbr2} よりも相対的に大きければ、最大ピークが鋭いと評価することができる。この考え方に基づき、本実施形態では隣接する両側のピーク P_{nbr1} 、 P_{nbr2} のそれぞれについて上記の比（ P_{nbr1} / P_{max} 、 P_{nbr2} / P_{max} ）を計算し、その何れも所定の閾値（様々に考えられるが、例えば 0.6）以下であれば、その最大ピーク P_{max} が皮質骨 10 表面での反射波である可能性が高いと判定する。

【0073】

第 2 の判断指標は、正側の最大ピークの大きさに対する、正側の隣接ピークの差の絶対値の比である（ $|P_{nbr1} - P_{nbr2}| / P_{max}$ ）。

【0074】

この指標は、波形の歪みの度合いを示すものということができる。この比の値が大きいと、波形が最大ピークを中心とした対称性を失っていることを意味し、反射体が凹んでいたり不要エコーが重畳したりして、正負反転した信頼できない波形となっている可能性が高くなる。逆にいえば、第 1 の判断指標の比が所定の閾値以上であっても、所定の上限値（例えば 0.8）以下であり、かつ、第 2 の判断指標の値が所定の閾値（様々に考えられるが、例えば 0.3）以下であれば、パルス波形が時間軸方向に若干広がっただけの可能性が高い。従って、その最大ピーク P_{max} が皮質骨 10 表面での反射波である可能性が高いと判定する。

【0075】

以上のように、本実施形態では、判断指標として、エコー信号に含まれる複数のピークの大きさの関係が計算される。従来のように相互相関値を計算する場合と異なり、処理負荷が過大にならないため、トラッキングのための時間の短縮及び装置を簡素化できる。

【0076】

ここで、振動子 24 が受信した信号波形のピークについて 3 つの例を示し、それぞれについて、皮質骨 10 表面での反射波であるか否かの判定が具体的にどのように行われるかを説明する。

【0077】

図 6 の波形は、振動子 24 が鋭いピークのエコーを受信できた例である。この波形の最

10

20

30

40

50

大ピーク P_{max} は、その両隣のピーク P_{nbr1} , P_{nbr2} に比べて、相対的に大きくなっている。この波形について第 1 の判断指標 (P_{nbr1} / P_{max} , P_{nbr2} / P_{max}) を計算すると、何れも 0.6 以下になる。従って、この波形の最大ピーク P_{max} は、皮質骨 10 表面での反射波である可能性が高い (信頼できる) と判定される。

【0078】

図 7 の波形は、超音波が反射した皮質骨 10 の表面形状が平坦でなかった等の何らかの事情により、正負が反転したエコーを振動子 24 が受信した例である。この波形では、第 1 の判断指標を計算すると、 P_{nbr1} / P_{max} の値は 0.6 以下であるものの、 P_{nbr2} / P_{max} の値が 0.6 を上回り 0.8 以下になるので、第 2 の判断指標が計算される。第 2 の判断指標の計算結果 ($|P_{nbr1} - P_{nbr2}| / P_{max}$) は 0.3 を上回るなので、この波形の最大ピーク P_{max} は、皮質骨 10 表面での反射波である可能性が低い (信頼できない) と判定される。

10

【0079】

図 8 の波形は、何らかの理由により、正負反転はしていないものの時間軸方向に引き伸ばされたエコー波形を振動子 24 が受信した例である。この波形において第 1 の判断指標を計算すると、 P_{nbr2} / P_{max} の値は 0.6 以下であるものの、 P_{nbr1} / P_{max} の値が 0.6 を上回り 0.8 以下になるので、第 2 の判断指標が計算される。第 2 の判断指標の計算結果 ($|P_{nbr1} - P_{nbr2}| / P_{max}$) は 0.3 以下であるので、この波形の最大ピーク P_{max} は、皮質骨 10 表面での反射波である可能性が高い (信頼できる) と判定される。

20

【0080】

トラッキング開始点設定部 38 は、波形トラッキングの開始点を決定する (波形トラッキング開始工程)。ここで、波形のトラッキング結果は、後述の形状検出部 40 による形状検出に大きな影響を与える。仮にトラッキング開始点を誤って設定すると、皮質骨 10 表面での反射波以外のエコーにトラッキングするおそれがあり、この場合はトラッキング結果がほぼ無意味になってしまう。従って、音速測定の精度のためには、トラッキングの開始点を誤りなく設定することが極めて重要になる。

【0081】

本実施形態においてトラッキング開始点設定部 38 は、全ての振動子 24 が受信した波形の中で最大の正側のピークを先ず探す。当該ピークが皮質骨 10 表面での反射波である可能性が高い (信頼できる) と判定した場合にのみ、当該ピークに対応する振動子 24 及びタイミングにトラッキング開始点を設定する。

30

【0082】

具体的には、見つかったピークについて判断指標計算部 37 が上記の第 1 の判断指標を計算し、その結果が 0.6 以下であれば、当該ピークは信頼できると判定する。第 1 の判断指標が 0.6 を上回っても 0.8 以下であり、かつ、第 2 の判断指標が 0.3 以下であれば、当該ピークは信頼できると判定する。それ以外の場合は、当該ピークは信頼できないと判定する。

【0083】

上記の結果、ピークが信頼できると判定された場合は、上記したとおり、当該ピークに対応するタイミングにトラッキング開始点を設定する。ピークが信頼できないと判定された場合は、全ての振動子 24 が受信した波形の中で、次に大きい正側のピークを探す。当該ピークについて信頼できるか否かを判定する処理を、信頼できるピークが見つかるまで繰り返す。このように本実施形態の波形トラッキング部 36 (トラッキング開始点設定部 38) は、最大ピークが現れる箇所をトラッキング開始点として単純に選択するのではなく、判断指標が所定の条件を満たす場合にのみトラッキング開始点として選択する。この結果、トラッキングミスによる形状の大幅な誤認識を効果的に減らすことができる。

40

【0084】

本実施形態では、トラッキング開始点は全ての振動子 24 の信号波形に設定し得るものとしているが、トラッキング開始点の設定対象を、並べられる方向の端以外に位置する振動子 24 の信号波形に制限しても良い。この理由は、本実施形態では被測定体が丸みを帯

50

びた皮質骨 10 であるので、皮質骨 10 の中央部位に相当する信号波形からトラッキングを開始した方が、トラッキングの確実性が高まると考えられるからである。

【0085】

上記のようにしてトラッキング開始点を設定した後、トラッキング開始点設定部 38 は、当該トラッキング開始点を設定した波形信号を取得した振動子 24（以下、開始点振動子と呼ぶことがある。）に一侧で隣接する振動子 24 の波形信号と、他側で隣接する振動子 24 の波形信号を対象として、正側の最大ピークを探す。ピークが見つかり、トラッキング開始点設定部 38 は、当該ピークについて信頼できるか否かを判定する。この判定は、上記と全く同様に、判断指標計算部 37 が計算した判断指標を用いて行われる。隣接する振動子 24 のピークについて信頼できると判定した場合は、当該ピークに対して第 2 トラッキング開始点を設定する。信頼できないと判定した場合は、開始点振動子に反対側で隣接する振動子 24 の波形信号についてピークを探し、当該ピークについて信頼できるか否かを判定する。開始点振動子に両側で隣接する振動子 24 の波形信号について、何れもピークが信頼できないと判定された場合は、別の場所にトラッキング開始点を設定することとし、トラッキング開始点の設定からやり直す。

【0086】

以上の処理により、図 9 に示すように、各振動子 24 が得た信号波形に対して、トラッキング開始点と、第 2 トラッキング開始点の 2 つ（言い換えれば、トラッキング開始点の対）を得ることができる。このようにトラッキング開始点を単独でなく対で定めておくのは、後述のトラッキング実行時に、外挿のための直線を引けるようにするためである。

【0087】

次に、演算部 35 は、トラッキング実行部 39 として機能し、波形のトラッキングを行う（トラッキング実行工程）。具体的には、トラッキング実行部 39 は、トラッキング開始点の対に対応する 2 つの振動子 24 に一侧で隣接する振動子 24 をトラッキング対象の振動子 24 とする。トラッキング開始点の対を基準点对としたときに、図 10 に示すように、当該基準点对を結んだ直線をトラッキング対象の振動子 24 まで延長して（直線外挿）、対応するタイミング（以下、中心タイミングと呼ぶことがある。）を求める。トラッキング実行部 39 は、中心タイミングを中心として所定の窓時間 T_{w1} を設定した上で、当該窓時間 T_{w1} 内の波形（部分波形）の中から、トラッキング対象の振動子 24 の波形信号において正側の最大のピークを探す。この窓時間 T_{w1} の長さは様々に設定できるが、例えば、パルス周期の 1 倍～3 倍程度の時間範囲とすることができる。

【0088】

最大のピークが見つかり、トラッキング実行部 39 は、当該ピークについて信頼できるか否かを判定する。この判定は、上記と全く同様に、判断指標計算部 37 が計算した判断指標を用いて行われる。信頼できると判定された場合は、そのピークに対応するタイミングにトラッキング点を新しく設定する。信頼できないと判定された場合は、上記の中心タイミングを中心として第 2 窓時間 T_{w2} を設定し、この第 2 窓時間 T_{w2} 内の波形（部分波形）の中から、トラッキング対象の振動子 24 の波形信号において正側の最大ピークを探し、当該ピークの大きさが所定の閾値以上であれば、対応するタイミングにトラッキング点を新しく設定する。即ち、トラッキング処理の連続性を優先する観点から、ピークがある程度の大きさを有している限り、当該ピークが皮質骨 10 表面での反射波である可能性を検証することなく当該ピークの箇所にトラッキング点を設定する。ただし、トラッキングの精度を考慮し、上記の第 2 窓時間 T_{w2} は、通常の窓時間 T_{w1} よりも短い時間区間（例えばパルス周期の 1 倍以下）とすることが好ましい。

【0089】

通常の窓時間 T_{w1} 内で見つかった最大ピークが信頼できないと判定され、かつ、第 2 窓時間 T_{w2} 内で見つかった最大ピークの大きさが所定の閾値未満であるときは、当該トラッキング対象の振動子 24 の信号波形についてはトラッキング点の設定はスキップされる。エコーが弱い場合でもトラッキングミスが発生しにくくすることができる。

【0090】

トラッキング点を設定できた場合は、トラッキング対象の振動子 2 4 をトラッキング開始点の対から離れる方向に 1 つズラし、また、先ほど新しく設定したトラッキング点と、一側のトラッキング開始点と、を基準点对とした上で、上記と同様の処理を行う。当該基準点对を結んだ直線をトラッキング対象の振動子 2 4 まで延長し、得られた中心タイミングを中心として所定の窓時間 T_{w1} を設定する。当該窓時間 T_{w1} の範囲内で、トラッキング対象の振動子 2 4 の波形信号において正側の最大のピークを探す。当該ピークについて信頼できるか否かを調べて、信頼できる場合は当該ピークに対応するタイミングにトラッキング点を設定する。信頼できない場合は、上記の中心タイミングを中心として第 2 窓時間 T_{w2} を設定し、この第 2 窓時間 T_{w2} 内で、トラッキング対象の振動子 2 4 の波形信号において正側の最大ピークを探す。当該ピークの大きさが所定の閾値以上であれば、対応するタイミングにトラッキング点を設定する。

10

【0091】

以上の処理を、基準点对及びトラッキング対象の振動子を 1 つずつズラしながら、トラッキング点の設定を行うことができるピークを見つける。見つからない場合が所定の回数連続するまで繰り返す。この探索により、図 1 1 に示すように波形のトラッキングを行うことができる。この波形のトラッキングは、トラッキング開始点の対からみて一側に並ぶ振動子 2 4 のみならず、他側に並ぶ振動子 2 4 についても行われる。

【0092】

以上のように、本実施形態の波形トラッキング部 3 6 (トラッキング実行部 3 9) は、判断指標とトラッキング連続性の双方を考慮しながらトラッキング点を設定していくように構成されている。従って、信号波形に不要なエコーが含まれていた場合でもロバストなトラッキングを実現でき、超音波が皮質骨 1 0 の表面に反射したタイミングを安定して求めることができる。特に本実施形態では、原則として判断指標を考慮しつつトラッキング点を設定するので、上記の窓時間 T_{w1} を大きくしても、目的のエコーから不要エコーにトラッキングが乗り移りにくい。複雑な骨形状に基づく波形に対しても連続性を失わずに忠実にトラッキングできる柔軟性と、不要エコーがあってもトラッキングミスを発生させない正確さとを両立させることができる。

20

【0093】

次に、演算部 3 5 は、形状検出部 4 0 として機能することにより、上記の波形トラッキングの結果を基礎として、反射波が振動子 2 4 に受波されたときの角度及び時間を検出し、これに基づいて皮質骨 1 0 の表面形状を求める。

30

【0094】

具体的には、形状検出部 4 0 は、到来方向検出部 4 1 と、到達時間検出部 4 2 と、表面反射点検出部 4 3 と、骨表面ライン検出部 4 4 と、から構成されている。

【0095】

まず、到来方向検出部 4 1 について説明する。到来方向検出部 4 1 は、複数の振動子 2 4 のうち隣接する 2 つの振動子を 1 組として振動子組 2 5 を決定し、各振動子組 2 5 に到達する超音波の到来方向を検出する。以下の形状検出部 4 0 に関する説明において、アレイ振動子 2 2 から送波された平面波が皮質骨 1 0 の表面で反射して受波された超音波を表面反射波、同じく皮質骨 1 0 の裏面で反射して受波された超音波を裏面反射波と称することがある。各振動子組 2 5 を区別する必要がある場合には、送波専用振動子 2 1 に近い側から順に大文字のアルファベットを符号の末尾に付し、振動子組 2 5 A、振動子組 2 5 B、・・・のように表記することがある。

40

【0096】

以下、図 1 2 を参照して具体的に説明する。図 1 2 (a) は、表面反射波を受波している振動子組 2 5 A の近傍を拡大した模式図、図 1 2 (b) は振動子組を構成する 2 つの振動子 2 4 a, 2 4 b に到来する表面反射波の伝播経路の差を説明する模式図である。ある振動子組 2 5 において、隣接する 2 つの振動子 2 4 に対する表面反射波の到来方向は近似している。例えば図 1 2 において、振動子組 2 5 A を構成する振動子 2 4 a と振動子 2 4 b には、それぞれ到来角度 θ_a で表面反射波が到来したとみなすことができる。ここで、

50

到来角度 θa を求めるために、以下のような演算を行う。

【 0 0 9 7 】

まず、到来方向検出部 4 1 は、振動子組 2 5 A を構成する 2 つの振動子 2 4 a , 2 4 b が表面反射波のピークを検出する時間差 Δt を測定する。前述のように、アレイ振動子 2 2 から平面波を送波すると表面反射波及び裏面反射波が発生する。表面反射波は裏面反射波よりも必ず先に受波されるから、表面反射波のピークを適切に検出することができる。

【 0 0 9 8 】

続いて、この時間差 Δt に基づいて、当該振動子組 2 5 A に対する表面反射波の到来角度 θa を求める。図 1 2 (b) に示すように、振動子 2 4 a と振動子 2 4 b との間隔を W とすると、振動子 2 4 a には、振動子 2 4 b と比べて $W \sin \theta a$ だけ長い距離を伝播して表面反射波が到達する。ここで、軟組織中の音速を $S O S_{soft}$ とおくと、

$$S O S_{soft} \Delta t = W \sin \theta a$$

従って、到来角度 θa は、

$$\theta a = \arcsin (S O S_{soft} \Delta t / W)$$

によって求めることができる。到来方向検出部 4 1 は、他の振動子組 2 5 についても同様に到来角度を求める。本実施形態では軟組織 1 1 中の音速 $S O S_{soft}$ としては経験により得られた値を用いているが、実測値を用いても良い。

【 0 0 9 9 】

次に、到達時間検出部 4 2 について説明する。到達時間検出部 4 2 は、アレイ振動子 2 2 によって超音波が送波されてから、振動子組 2 5 に表面反射波が到達するまでの到達時間 $T a$ を求める。本実施形態では、アレイ振動子 2 2 によって超音波が送波されてから、振動子組 2 5 の 2 つの振動子 2 4 それぞれに表面反射波が到達するまでの時間の平均値を、到達時間 $T a$ としている。平均値に限らず、例えばどちらか一方の振動子 2 4 に表面反射波が到達するまでの時間をそのまま到達時間 $T a$ として用いても良い。

【 0 1 0 0 】

次に、表面反射点検出部 4 3 について説明する。表面反射点検出部 4 3 は、到来角度 θa と到達時間 $T a$ に基づいて、各振動子組 2 5 に到達した表面反射波の反射点 $R a$ を検出する。

【 0 1 0 1 】

ここで、図 1 2 に示される平面内において、アレイ振動子 2 2 が並んでいる方向を x 軸とし、 x 軸と直交する方向を y 軸とする。振動子組 2 5 A から反射点 $R a$ までの x 軸方向の距離を X 、 y 軸方向の距離を Y とおく。図 1 2 から明らかなように、表面反射波の伝播距離 $L a$ は、

$$L a = Y + Y / \cos \theta a$$

となる。一方、到達時間 $T a$ と軟組織 1 1 中の音速 $S O S_{soft}$ を用いると、

$$L a = S O S_{soft} \times T a$$

であるから、反射点 $R a$ の位置を示す距離 X , Y は、

$$Y = S O S_{soft} \times T a \times \cos \theta / (1 + \cos \theta)$$

$$X = Y \times \tan \theta = S O S_{soft} \times T a \times \sin \theta / (1 + \cos \theta)$$

で求めることができる。平面波の到来角度 θa と到達時間 $T a$ に基づいて、反射点 $R a$ の位置を算出することができる。表面反射点検出部 4 3 は、他の振動子組 2 5 についても同様に反射点を求める。

【 0 1 0 2 】

骨表面ライン検出部 4 4 は、表面反射点検出部 4 3 が求めた複数の反射点を直線又は曲線で結ぶことにより、骨表面ラインを検出する。反射点は皮質骨 1 0 表面上の点であるから、骨表面ラインは皮質骨 1 0 の表面形状を表す。以上のようにして、形状検出部 4 0 によって皮質骨 1 0 の表面形状 (骨表面ライン) を得ることができる。

【 0 1 0 3 】

次に、音速検出部 5 0 について説明する。音速検出部 5 0 は、皮質骨 1 0 中の音速 (骨音速) を検出する。音速検出部 5 0 によって骨音速を検出する前に、まず、波形トラッキ

ング部 36 によって波形のトラッキングが行われた上で（波形トラッキング工程）、形状検出部 40 による骨表面ラインの検出が行われる（形状検出工程）。続いて、送波専用振動子 21 によって超音波の送波を行い（送波工程）、帰ってきた超音波をアレイ振動子 22 によって受波して、演算部 35 に対して波形信号を送信する（受波工程）。各振動子 24 の波形信号に基づいて、音速検出部 50 による骨音速の導出を行う。

【0104】

具体的には、音速検出部 50 は、図 13 に示すように、仮定伝播時間算出部 51 と、波形積算部 52 と、音速導出部 53 と、から構成される。仮定伝播時間算出部 51 は、前記仮定伝播時間算出工程に対応する演算処理を行う。即ち、仮定伝播時間算出部 51 は、骨音速を仮定し、当該仮定した骨音速に基づいて仮定伝播時間を求める。仮定伝播時間算出部 51 は、仮定伝播時間を求めるために、まず、表面伝播波の伝播経路を求める。皮質骨 10 の表面形状と、骨音速と、軟組織 11 中の音速と、が既知であれば、公知のスネルの法則により、送波専用振動子 21 から各振動子 24 まで表面伝播波が伝播する経路を、一意に求めることができる。

10

【0105】

ここで、骨形状は、形状検出部 40 が検出した骨表面ラインを用いる。骨音速としては、骨音速の経験値に基づいて設定された所定範囲内から適当な値（音速仮定値）を仮定して計算に用いる。軟組織 11 中の音速としては、本実施形態では経験値を用いているが、予め測定しておいた値を用いても良い。軟組織 11 中の音速は、送波専用振動子 21 又はアレイ振動子 22 によって超音波を送波し、アレイ振動子 22 によって受波することにより測定することもできる。

20

【0106】

上記で説明したように、各振動子 24 が受波する表面伝播波には、伝播経路の違いによって漏洩表面波と表面屈折波の 2 種類が存在する。本実施形態では、表面屈折波の伝播経路を計算するものとして説明する。

【0107】

以下、図 14 を参照して説明する。図 14 は、表面屈折波の伝播経路の算出方法を説明する模式図である。仮定伝播時間算出部 51 は、表面屈折波の伝播経路を決定するために、まず、送波専用振動子 21 からの超音波が皮質骨 10 の内部に入射する入射点 Pin を決定する。入射点 Pin は、アレイ振動子 22 の直下から外れた位置にあるので、アレイ振動子 22 から平面波を送波して表面反射波を検出する方法（形状検出部 40 による皮質骨表面形状の検出）では、当該入射点 Pin 近傍の表面形状を取得することができない。本実施形態では、入射点 Pin 近傍の形状を、形状検出部 40 が求めた骨表面ラインに基づいて予測しておく。図 14 には、予測された骨表面ラインが破線で示されている。

30

【0108】

次に、仮定伝播時間算出部 51 は、この予測したラインに対して超音波が入射する位置（入射点 Pin）を求める。超音波は、臨界角 θ_c よりも小さい任意の角度で皮質骨 10 の内部に入射することが可能である。ただし、表面屈折波が振動子 24 に受波されるのは、臨界角 θ_c に近い入射角で皮質骨 10 内に超音波が入射した場合に限られる。本実施形態では、臨界角 θ_c で皮質骨 10 内に超音波が入射するものと近似して入射位置を求める。臨界角 θ_c は、骨音速と軟組織中の音速とによって決まるものであるから、骨音速を仮定することにより、入射点 Pin を一意に求めることができる。

40

【0109】

続いて、仮定伝播時間算出部 51 は、骨表面ライン上に任意の点 Pout を設定する。入射点 Pin から点 Pout までの直線距離が、皮質骨 10 内を超音波が伝播する距離である。仮定伝播時間算出部 51 は、Pout から超音波が軟組織 11 側に放射されるとき角度を求める。超音波が放射されるとき角度は、スネルの法則により一意に求めることができる。具体的には、音速仮定値を SOS_{bone} 、軟組織中の音速を SOS_{soft} とすると、皮質骨 10 から軟組織 11 側に超音波が出射する際の屈折角 β_1 と入射角 β_2 の関係は、

$$\sin \beta_1 / SOS_{soft} = \sin \beta_2 / SOS_{bone}$$

50

である。入射角 $\beta 2$ は、直線 $P in P out$ の傾きと、骨表面ラインの形状から求めることができる。従って、上記の式により屈折角 $\beta 1$ を求めることができる。

【 0 1 1 0 】

ここで、図 1 4 に示すように、送波専用振動子 2 1 に最も近い振動子 2 4 a の位置を原点として、アレイ振動子 2 2 が並んでいる方向に x 軸をとる。屈折角 $\beta 1$ と骨表面ラインの形状が分かっているので、点 $P out$ から放射された超音波が x 軸と交わる点 $P x$ が決まる。以上で説明した演算処理により、送波専用振動子 2 1 から点 $P x$ までの表面屈折波の伝播経路を求めることができる。

【 0 1 1 1 】

入射点 $P in$ を求める際に、上記のように臨界角 θc で皮質骨 1 0 内に超音波が入射するものと近似するのは、計算を容易にするためであり、計算される伝播経路は近似的な値となる。一方、皮質骨 1 0 への入射角を臨界角 θc で近似せずに、伝播経路を厳密に計算することも可能である。皮質骨 1 0 の表面形状が既知であれば、皮質骨 1 0 への入射角を変化させながらスネルの法則を 2 回用いることにより、送波専用振動子 2 1 から点 $P x$ までの伝播経路を厳密に計算することができる。この場合、入射点 $P in$ は点 $P x$ によって変化する。ただし、このような伝播経路の厳密な計算は、臨界角 θc で入射角を近似する計算方法と比べて処理時間が掛かる。本実施形態では、近似的な計算方法と厳密な計算方法のどちらかを選択して伝播経路を計算することができるように構成されている。

【 0 1 1 2 】

仮定伝播時間算出部 5 1 は、求めた伝播経路に基づいて、送波専用振動子 2 1 によって超音波が送波されてから、表面屈折波が点 $P x$ に到達するまでの伝播時間を求める。即ち、

(点 $P x$ までの伝播時間) = (軟組織中を伝播する距離) $\times S O S_{soft}$ + (皮質骨中を伝播する距離) $\times S O S_{bone}$

となる。仮定伝播時間算出部 5 1 は、 $P out$ の位置を変えながら上記伝播時間の計算を繰り返す。、点 $P x$ の位置を変えながら、それぞれの点 $P x$ までの表面屈折波の伝播時間を求めることになるので、図 1 5 に示すような $t - x$ 曲線を求めることができる。図 1 5 の縦軸 x は、振動子 2 4 a からの距離であり、横軸 t は、送波専用振動子 2 1 が超音波を送波してから前記 x 軸に表面屈折波が到達するまでの伝播時間である。

【 0 1 1 3 】

最後に、仮定伝播時間算出部 5 1 は、各振動子 2 4 に対して表面屈折波が到達するまでの時間 (仮定伝播時間) を求める。各振動子 2 4 の x 座標 (振動子 2 4 a からの距離) は既知であるから、 $t - x$ 曲線を参照することにより、各振動子 2 4 の仮定伝播時間を求めることができる。

【 0 1 1 4 】

次に、波形積算部 5 2 について説明する。波形積算部 (妥当性指標値算出部) 5 2 は、前記波形積算工程に対応した演算処理を行う。波形積算部 5 2 は、各振動子 2 4 が出力した波形信号の波形を、それぞれ前記仮定伝播時間分だけズラして (オフセットして) 積算し、積算波形を求めるように構成されている。

【 0 1 1 5 】

以下、具体的に説明する。まず、波形積算部 5 2 は、波形信号を積算する前に、表面屈折波以外の波を消すために各波形信号に適当な窓関数を掛ける (図 1 6)。窓関数の範囲を決定するためには、骨音速や伝播時間のある程度知っておかなければならない。ただし、窓関数によって表面屈折波以外の波をすべて消すことができなくても、残った波の影響は波形信号同士の積算により弱めることができる。従って、表面屈折波以外の波を完全に消すように窓関数を厳密に決める必要は無い。窓関数は、骨音速と軟組織 1 1 中の音速の経験値等に基づき、適当なマージンを考慮して定めれば十分である。

【 0 1 1 6 】

波形信号の振幅は、振動子 2 4 が送波専用振動子 2 1 から離れるに従って弱くなる。波形積算部 5 2 は、各振動子 2 4 の波形信号に適当なゲインを掛けて、各波形信号の振幅が

同じ程度になるように調整する。ここで、前記ゲインの掛け方は、窓関数により得られた波形信号の最大振幅に基づいて定めても良いし、適当な指数関数の減衰を仮定して決定しても良い。

【0117】

続いて、波形積算部52は、前記窓関数及びゲインを乗じて調整した各波形信号を、各振動子24の仮定伝播時間に対応する時間だけ、時間を早めるようにしてズラす（即ち、図16の左側にオフセットさせる）。各波形信号をズラすと、例えば図17に示すようになる。図17においては、各波形信号に含まれる表面屈折波のピークの位相が一致している。波形信号をズラした結果ピークが一致するのは、音速仮定値が実際の骨音速と一致した場合である。波形積算部52は、ズラした波形信号同士を積算して、図18のような積算波形を求める。

10

【0118】

最後に、波形積算部52は、前記積算波形のエンベロープ（包絡線）を生成し、当該エンベロープの振幅を求める（図18参照）。後述するように、このエンベロープの振幅は、オフセット後の表面伝播波のピークが互いに一致しているか否か（更に言えば、仮定伝播時間が実際の骨音速と合致しているか否か）の指標となるものである。エンベロープの振幅は、仮定伝播時間の妥当性を示す妥当性指標値である。

【0119】

次に、音速導出部53について説明する。音速導出部53は、仮定伝播時間算出部51及び波形積算部52の機能呼び出して、前記エンベロープの振幅を求める処理（ループ処理）を繰り返すように構成されている。

20

【0120】

音速導出部53において行われる上記ループ処理において、仮定伝播時間算出部51は、呼び出されるたびに前回とは異なる音速仮定値を用いて仮定伝播時間を算出する。仮定伝播時間算出部51は、前記ループのたびに、新しい音速仮定値を用いて新しい $t-x$ 曲線を求める。例えば図19に、音速仮定値を変化させて求めた複数の $t-x$ 曲線を示す。図19のグラフに示すように、音速仮定値が異なると、 $t-x$ 曲線の傾きや、当該 $t-x$ 曲線と t 座標軸との交点などが変化する。音速仮定値が異なれば、波形信号を積算する際に、各波形信号をズラす量も異なる。

【0121】

30

各波形信号をズラす量が変化すると、積算波形も変化する。従って、音速仮定値を変化させることにより、前記エンベロープの振幅が変化する。音速導出部53は、音速仮定値を所定範囲内で変化させつつ前記ループを繰り返すことにより、当該所定範囲内のすべての場合についてエンベロープの振幅値を求める。図20に、このように音速仮定値を変化させながらエンベロープの振幅を求めてプロットした結果の例を示す。

【0122】

図20の例では、仮定音速が SOS_{true} のときにエンベロープの振幅が最大となっている。 SOS_{true} のときに、各波形信号に含まれる表面屈折波のピークが最も強め合っている（図17のように、表面屈折波のピークの位相が合っている）と考えられる。音速導出部53は、この SOS_{true} を音速の測定値として採用する。以上のように、音速導出部53は、音速導出工程に対応する演算処理を行って音速を導出している。

40

【0123】

以上に説明したように、本実施形態の骨強度診断装置1は、振動子24と、判断指標計算部37と、トラッキング開始点設定部38と、トラッキング実行部39と、を備える。振動子24は、送信された超音波ビームに対するエコー信号を取得するために複数並べて配置される。判断指標計算部37は、前記エコー信号が皮質骨10の表面の反射波であることの確からしさを表す判断指標を計算する。トラッキング開始点設定部38は、複数の振動子24のうち2つの振動子24が受信した、判断指標が所定の条件を満たすエコー信号に対応する信号波形のタイミングにトラッキング開始点の対を設定する。トラッキング実行部39は、トラッキング開始点を起点として、他の振動子24から取得されたエコー

50

信号についてトラッキング点を順次設定する。判断指標が所定の条件を満たさない場合にはトラッキング開始点が設定されないので、トラッキング開始点の誤設定を防止することができる。この結果、意図しないエコーにトラッキングしてしまうミスを防ぎ、よりロバストな波形トラッキングを実現することができる。

【 0 1 2 4 】

次に、第 2 実施形態を説明する。図 2 1 は、第 2 実施形態の骨強度診断装置における波形トラッキング部 3 6 の構成を示す機能ブロック図である。本実施形態の説明においては、前述の実施形態と同一又は類似の部材には図面に同一の符号を付し、説明を省略する場合がある。

【 0 1 2 5 】

第 2 実施形態の骨強度診断装置は図 2 1 に示すように、波形トラッキング部 3 6 において、第 1 実施形態と同様に判断指標計算部 3 7、トラッキング開始点設定部 3 8 及びトラッキング実行部 3 9 を備えるほか、信号画像生成部 6 1 と、予測領域画像生成部 6 2 と、を備える。

【 0 1 2 6 】

信号画像生成部 6 1 は、複数の振動子 2 4 が取得した信号波形のそれぞれを時間軸方向に複数の区切って数値化（2 値化）し、マトリクス状に並べることで、信号画像を生成する。具体的には、区切られた時間区間のそれぞれにおいて、信号波形のエンベロープが所定の閾値を上回るか否かを判断し、上回る場合には「1」、上回らない場合には「0」を割り当てて、2 値化画像を生成する。図 2 2 には、それぞれの振動子 2 4 が取得した信号波形から 2 値化画像を生成する例が示されている。図 2 2 において、ハッチングを付したマスが「1」の画素を、そうでないマスが「0」の画素をそれぞれ意味している。

【 0 1 2 7 】

予測領域画像生成部 6 2 は、信号画像生成部 6 1 で得られた信号画像（2 値化画像）に対して適宜の画像処理を行うことで、皮質骨 1 0 の表面形状に対応するエコー波形が含まれる可能性が高い領域を示す予測領域画像を得る。予測領域画像生成部 6 2 が行う画像処理としては様々な考えられるが、本実施形態では、孤立する小さい「1」の画素を除去する処理が行われている。図 2 3 には、予測領域画像生成部 6 2 において画像処理が行われた結果として得られた予測領域画像の例が示されている。

【 0 1 2 8 】

本実施形態の波形トラッキング部 3 6 では、トラッキング開始点設定部 3 8 及びトラッキング実行部 3 9 において、上記の予測領域画像の「1」の画素に対応する振動子 2 4（信号波形）及び時間区間においてのみ、トラッキング開始点又はトラッキング点の設定が行われる。具体的には、「1」の画素が連続している部分に窓区間を設定した上で、トラッキング開始点又はトラッキング点の設定をこの窓区間内に制限する。（皮質骨 1 0 の表面の反射エコーが含まれる可能性が低い）「0」の画素に対応する部分ではトラッキング点の設定をスキップするような処理が可能になる。皮質骨 1 0 の表面以外のエコーをトラッキングしてしまうミスをより確実に防止することができる。

【 0 1 2 9 】

本実施形態のように画像を用いてトラッキング精度を高める方法は、複数の振動子 2 4 が受信した信号波形を画像の形で包括的に考慮できる点で、前述の第 1 実施形態の構成よりも有利である。上記の信号画像及び予測領域画像は、本実施形態では装置の内部で利用されるのみであるが、適宜の出力装置（ディスプレイやプリンタ等）に出力できるようにしても良い。

【 0 1 3 0 】

以上に本発明の好適な複数の実施形態を説明したが、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 3 1 】

判断指標の計算は、上記の 2 種類に限らず、他の方法で計算されても良い。例えば、隣接ピークの更に隣に位置するピークの大きさを考慮して判断指標が計算されても良い。た

10

20

30

40

50

だし、エコー信号の波形に現れるピークが強いこと、ピークが鋭いこと、又は波形の歪みが小さいことによって、エコー信号が皮質骨 10 の反射波であることの確からしさが高くなるように判断指標が計算されることが好ましい。上記の実施形態では波形の正側のピークを利用して波形トラッキングを行っているが、負側のピークを利用して波形トラッキングを行っても良い。上記の実施形態では、エコー信号において波形の最大ピークに対応するタイミングにトラッキング開始点及びトラッキング点が設定されているが、エコー信号の他の特徴点、例えば最大ピーク後のゼロクロス点のタイミングにトラッキング開始点及びトラッキング点を設定するようにしても良い。トラッキング開始点は、上記実施形態のように対で求めることに代えて、単独で求めるようにしても良い。

【0132】

10

上記の演算部 35 は、超音波送受波器 2 側に備えるように変更しても良い。また、超音波送受波器 2 と装置本体 3 とが別々に備えられる構成に限らず、超音波送受波器 2 と装置本体 3 とを一体化しても良い。波形トラッキング部 36 は、皮質骨 10 の表面反射波をトラッキングすることに加えて、裏面反射波をトラッキングするようにしても良い。形状検出部 40 は、皮質骨 10 の表面形状に加えて、裏面形状を検出しても良い。この場合、表面形状と裏面形状とに基づいて、皮質骨厚さを求めることができる。求めた皮質骨厚さは、骨の健全性の指標の 1 つとして用いることができる。

【0133】

本発明の波形トラッキング装置は、骨の音速を測定する用途に限らず、例えば超音波を用いた非破壊検査等に広く適用することができる。

20

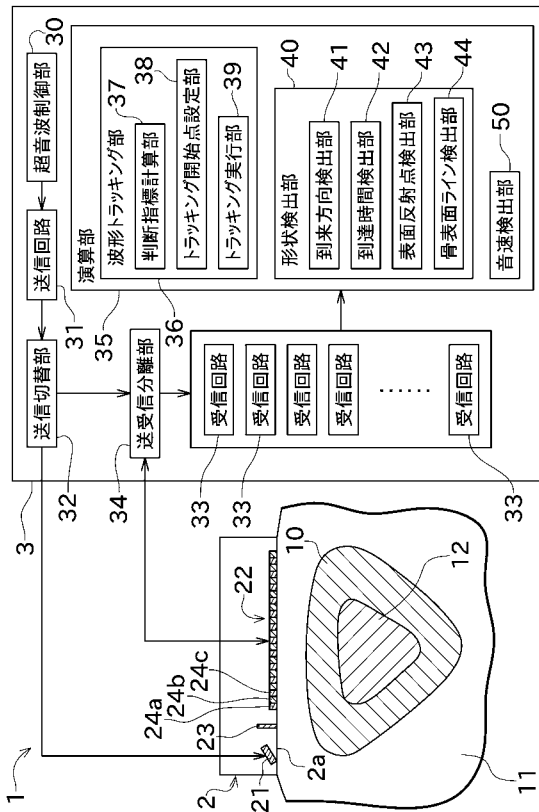
【符号の説明】

【0134】

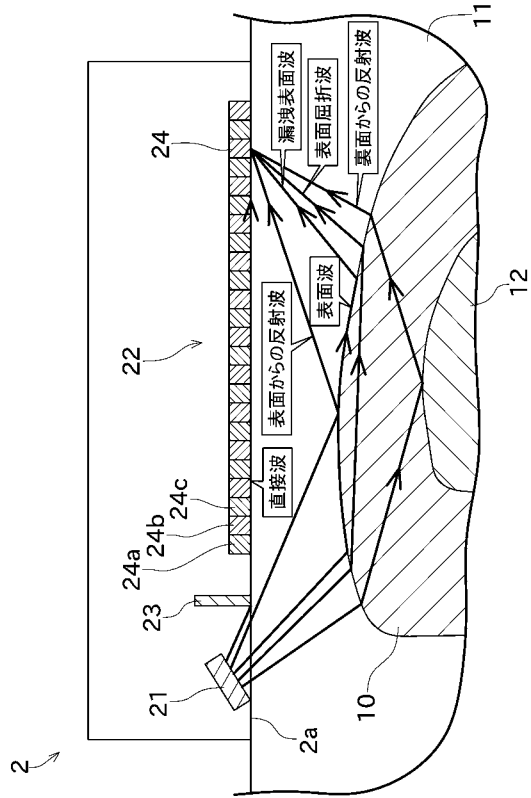
- 1 骨強度診断装置（波形トラッキング装置、形状検出装置、音速測定装置）
- 24 振動子（受波部）
- 36 波形トラッキング部
- 37 判断指標計算部
- 38 トラッキング開始点設定部
- 39 トラッキング実行部
- 40 形状検出部
- 50 音速検出部

30

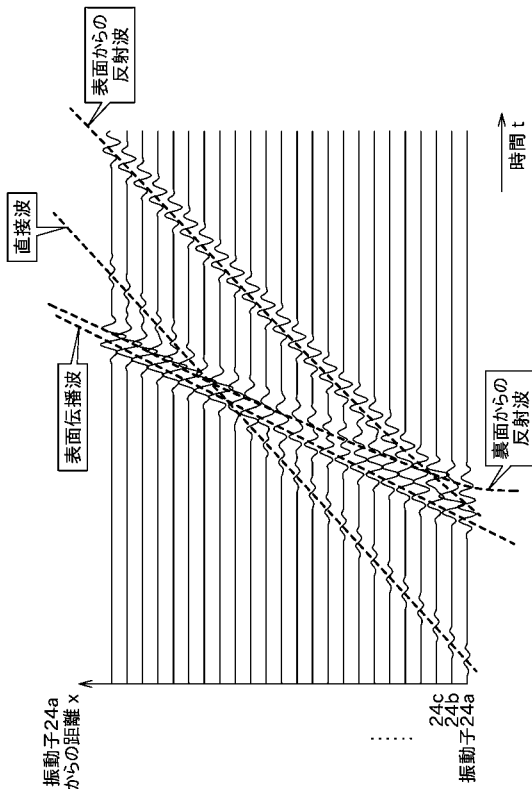
【図 1】



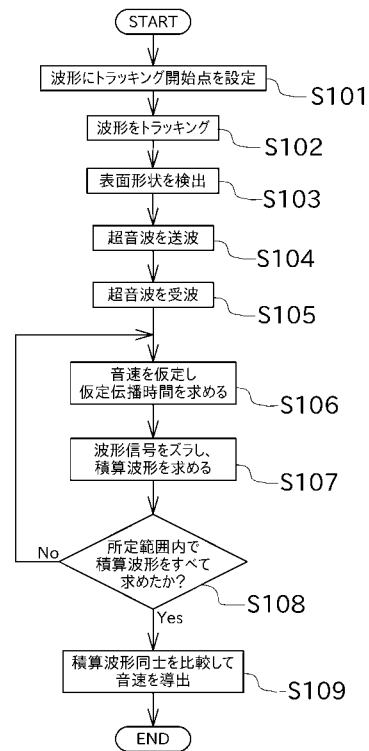
【図 2】



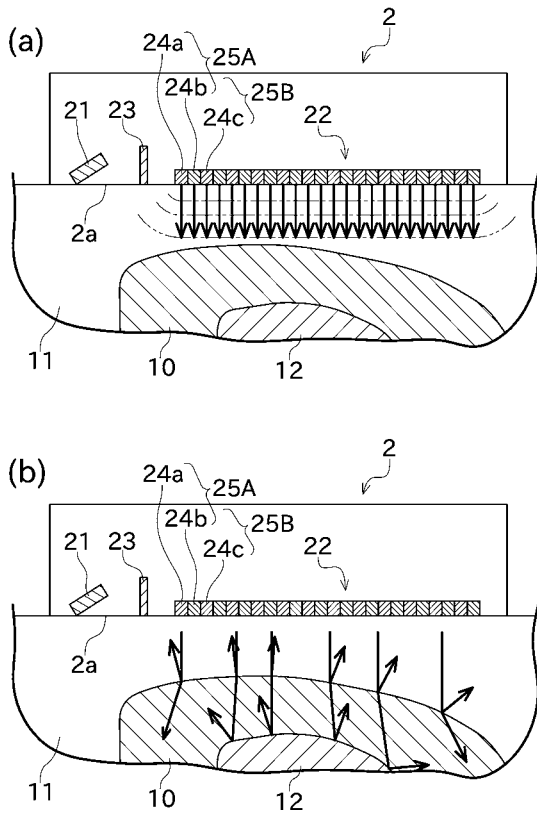
【図 3】



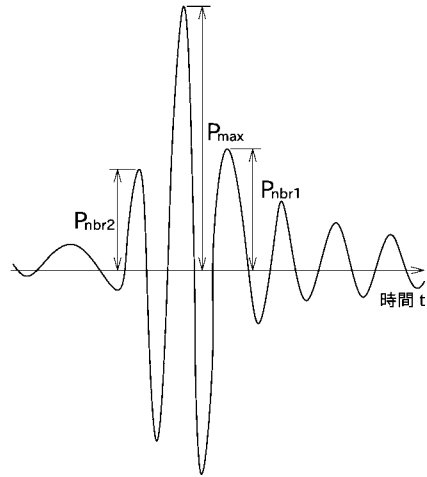
【図 4】



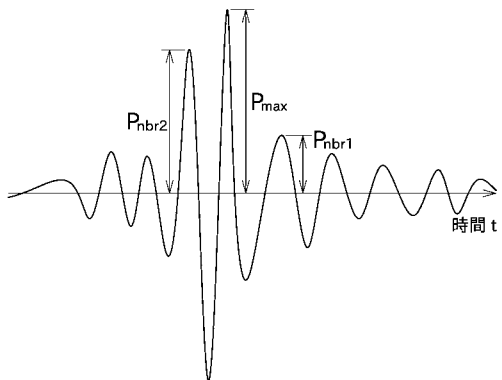
【 図 5 】



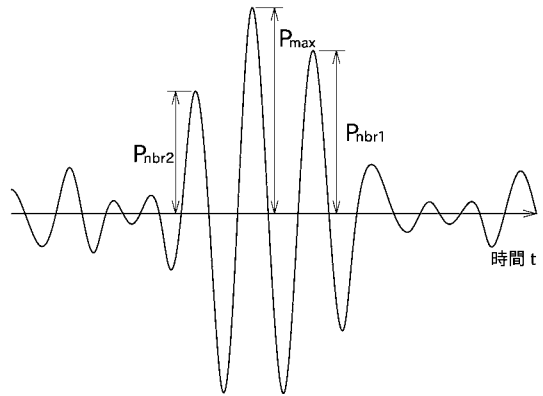
【 図 6 】



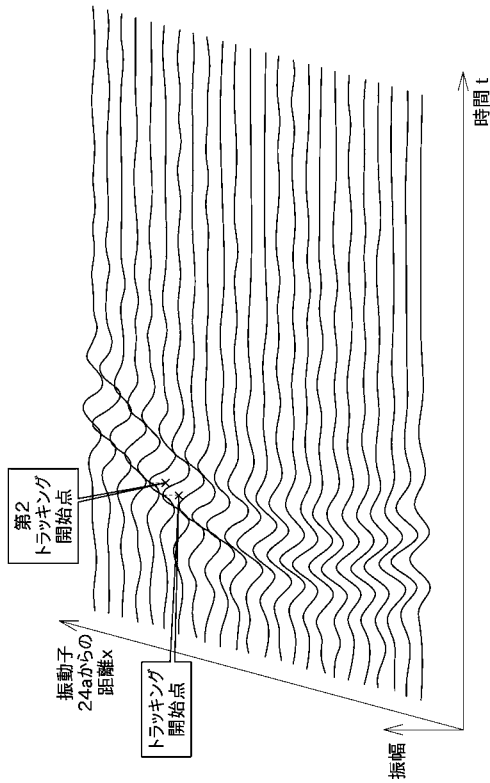
【 図 7 】



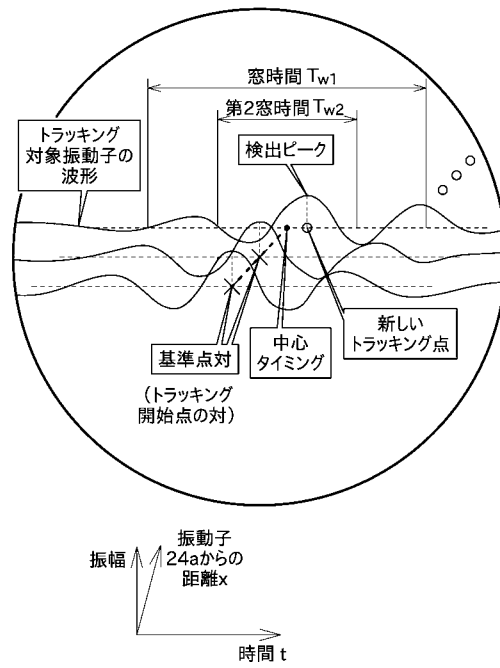
【 図 8 】



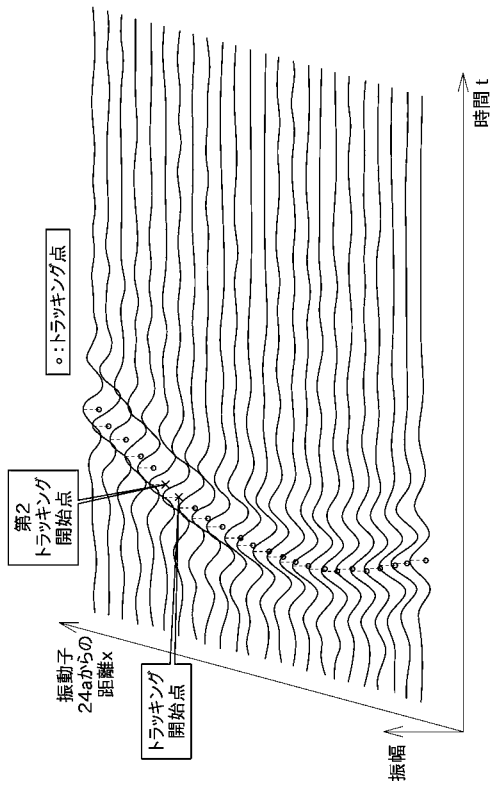
【図 9】



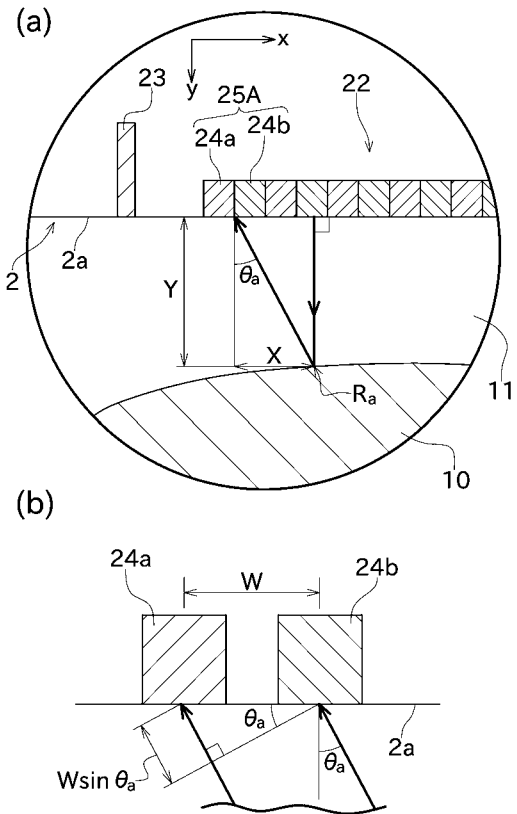
【図 10】



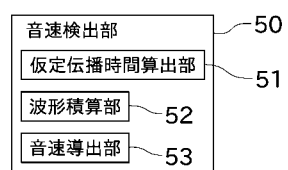
【図 11】



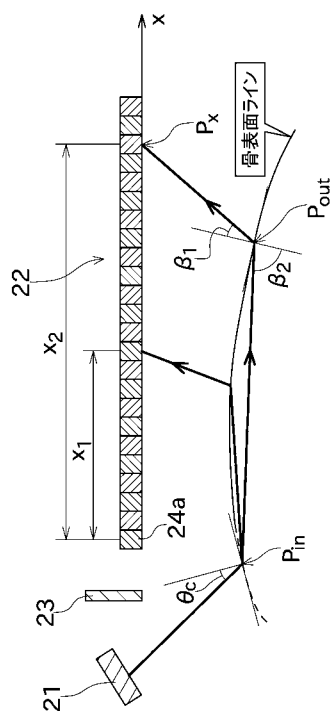
【図 12】



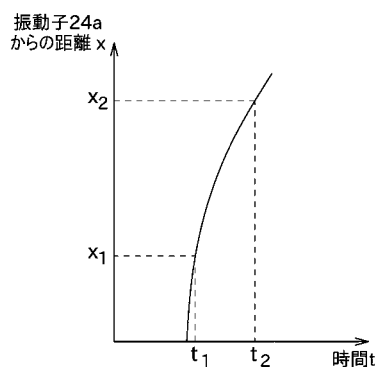
【 図 1 3 】



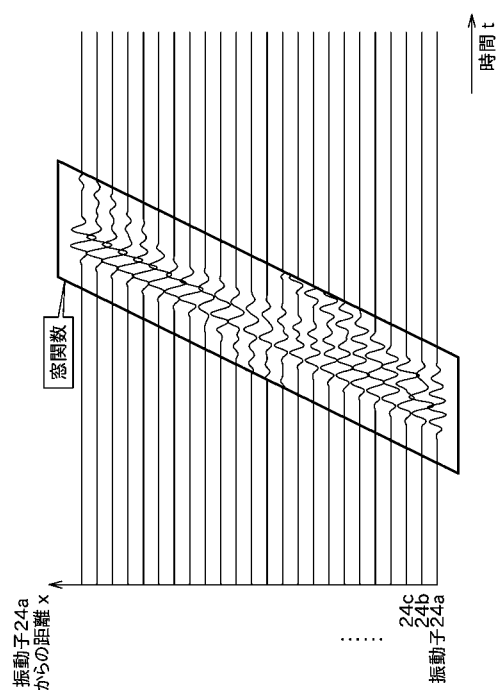
【 図 1 4 】



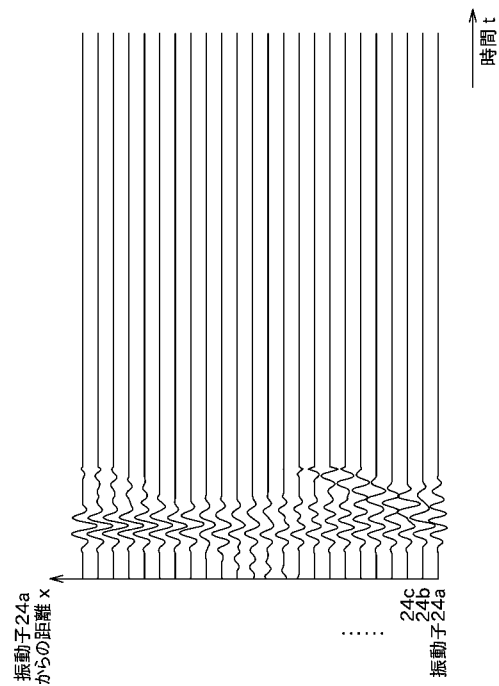
【 図 1 5 】



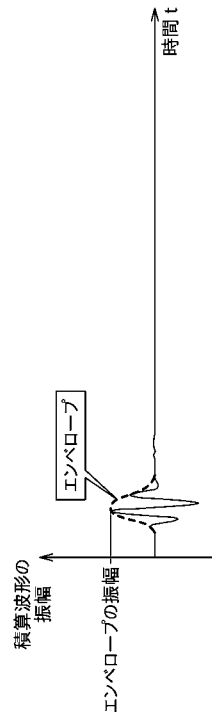
【 図 1 6 】



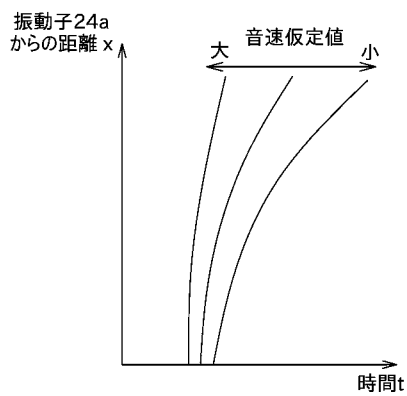
【図 17】



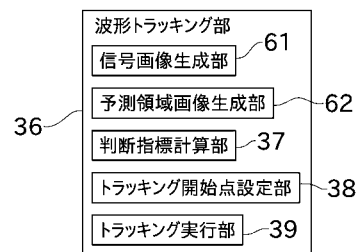
【図 18】



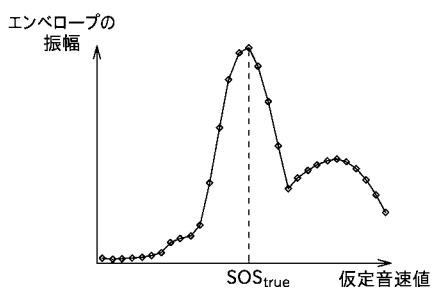
【図 19】



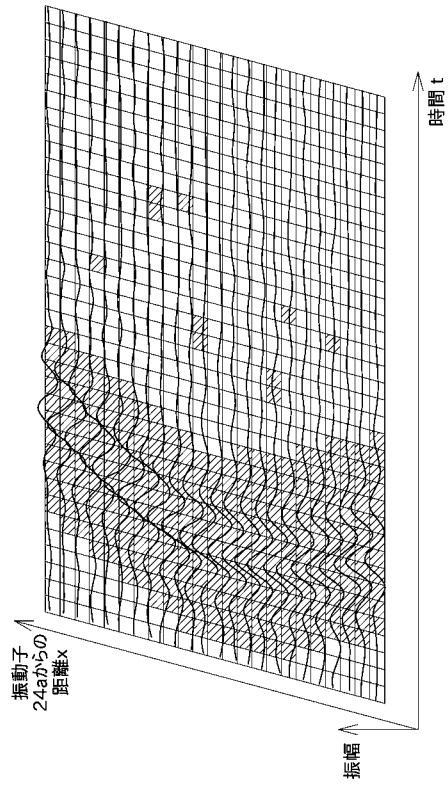
【図 21】



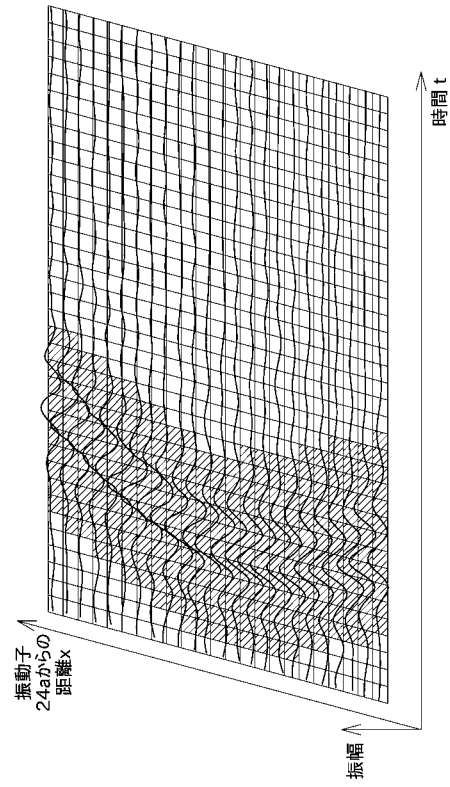
【図 20】



【図 2 2】



【図 2 3】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/066049
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) A61B8/08 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 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013 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 2010-029240 A (Furuno Electric Co., Ltd.), 12 February 2010 (12.02.2010), paragraph [0109]; fig. 10 & US 2010/0030080 A1 & GB 913044 D0	1-20
A	JP 2010-029241 A (Furuno Electric Co., Ltd.), 12 February 2010 (12.02.2010), entire text; all drawings & US 2010/0018313 A1 & GB 913043 D0	1-20
A	US 2008/0097211 A1 (Armen P. SARVAZYAN), 24 April 2008 (24.04.2008), fig. 9 & WO 2008/036513 A2	1-20
☒ 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 26 June, 2013 (26.06.13)		Date of mailing of the international search report 09 July, 2013 (09.07.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.
Facsimile No.		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/066049

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	JP 2012-529324 A (Centre National de la Recherche Scientifique), 22 November 2012 (22.11.2012), entire text; all drawings & US 2012/0111116 A1 & WO 2010/142927 A1 & CN 102481144 A	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 6 0 4 9	
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. A61B8/08			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013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 2010-029240 A (古野電気株式会社) 2010.02.12, 第109段落, 第10図 & US 2010/0030080 A1 & GB 913044 D0	1-20	
A	JP 2010-029241 A (古野電気株式会社) 2010.02.12, 全文, 全図 & US 2010/0018313 A1 & GB 913043 D0	1-20	
A	US 2008/0097211 A1 (Armen P. SARVAZIAN) 2008.04.24, FIG.9 & WO 2008/036513 A2	1-20	
☒ 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 の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 26.06.2013		国際調査報告の発送日 09.07.2013	
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) 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 6 0 4 9
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
P, A	JP 2012-529324 A (サントル ナショナル ドゥ ラ ルシエルシ ュ シアンティフィク) 2012.11.22, 全文, 全図 & US 2012/0111116 A1 & WO 2010/142927 A1 & CN 102481144 A	1-20

フロントページの続き

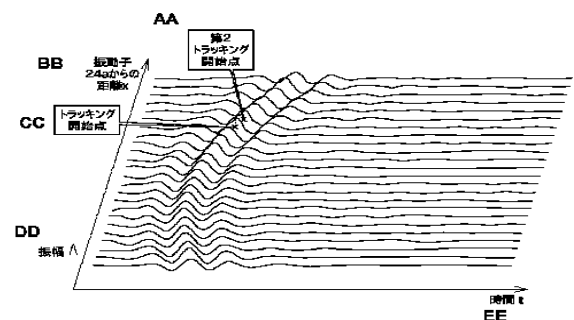
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, 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, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(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)	波形跟踪装置，超声波诊断装置和波形跟踪方法		
公开(公告)号	JPWO2014013817A1	公开(公告)日	2016-06-30
申请号	JP2014525757	申请日	2013-06-11
申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
[标]发明人	末利良一 クレタンドリアン		
发明人	末利 良一 クレタン ドリアン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0875 A61B8/4483 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S15/8913 G16H50/30 A61B5/7264 A61B5/7275 A61B8/145		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD10 4C601/DD20 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB14 4C601/JB18 4C601/JB50 4C601/JC09 4C601/JC37		
优先权	2012159557 2012-07-18 JP		
其他公开文献	JP5847941B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够可靠地设定准确的追踪起点的波形追踪装置。骨强度诊断装置1具有变换器24，判定指标计算部37，追踪开始点设定部38以及追踪执行部39。换能器24并排布置以获取发射的超声波束的回波信号。判定指标计算部37，回波信号来计算代表的是皮质骨10的表面的反射波的可能性所确定的索引。跟踪开始点设定部38将跟踪开始点设定为与由其中一个换能器24接收到的判定指标满足预定条件的回波信号对应的信号波形的定时。跟踪执行单元39从跟踪起点开始依次设置从其他换能器24获取的回波信号的跟踪点。



AA Second tracking commencement point
BB Distance x from oscillator (24a)
CC Tracking commencement point
DD Amplitude
EE Time t