

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5406077号
(P5406077)

(45) 発行日 平成26年2月5日 (2014.2.5)

(24) 登録日 平成25年11月8日 (2013.11.8)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-47403 (P2010-47403)	(73) 特許権者	504137912
(22) 出願日	平成22年3月4日 (2010.3.4)		国立大学法人 東京大学
(65) 公開番号	特開2011-177461 (P2011-177461A)		東京都文京区本郷七丁目3番1号
(43) 公開日	平成23年9月15日 (2011.9.15)	(73) 特許権者	390029791
審査請求日	平成25年2月7日 (2013.2.7)		日立アロカメディカル株式会社
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
		(74) 代理人	100075258
			弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	大西 五三男
			東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大 学法人東京大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象組織に対して超音波を送受するプローブと、
プローブを制御することにより複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとに受信信号を得る送受信部と、

各超音波ビームごとに受信信号に基づいて対象組織の表面に対応した表面ポイントを抽出することにより、複数の超音波ビームに対応した複数の表面ポイントを特定する表面特定部と、

少なくとも1つの表面ポイントで構成される測定ポイントセットに基づいて対象組織の形態に関する測定量を得ることにより、前記複数の表面ポイントを対象とした組み合わせにより得られる複数パターンの測定ポイントセットから複数サンプルの測定量を収集する形態測定部と、

前記測定量を示した表示画像を形成する表示画像形成部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記表面特定部は、各超音波ビームごとに複数の時刻に亘って受信信号上で移動する表面ポイントをトラッキングし、

前記表示画像形成部は、各超音波ビームの受信信号の波形とその受信信号上でトラッキ

ングされる表面ポイントの位置を示した表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、
前記表示画像形成部は、前記複数サンプルの測定量から得られる当該測定量に関する統計結果を示した表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記表示画像形成部は、時刻に対応した軸とその軸に沿って動かされる時刻カーソルによって特定される時刻に対応した表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記表示画像形成部は、前記測定ポイントセットとして選出されるのに不適当な表面ポイントまたは当該表面ポイントに対応した超音波ビームを示した表示画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
各超音波ビームの受信信号に含まれる表面ポイントに対応した部分の波形に基づいて、当該表面ポイントが前記測定ポイントセットとして選出されるのに適当か不適当かを判定する表面判定部をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 7】

複数の超音波ビームから得られる対象組織の表面に対応した複数の表面ポイントに基づいて対象組織を評価する組織評価装置であって、
少なくとも 1 つの表面ポイントで構成される測定ポイントセットに基づいて対象組織の形態に関する測定量を得ることにより、前記複数の表面ポイントを対象とした組み合わせにより得られる複数パターンの測定ポイントセットから複数サンプルの測定量を収集する形態測定部と、
前記複数サンプルの測定量に基づいて当該測定量に関する統計量を得る統計処理部と、
前記統計量を示した表示画像を形成する表示画像形成部と、
を有する、
ことを特徴とする組織評価装置。 30

【請求項 8】

複数の超音波ビームから得られる対象組織の表面に対応した複数の表面ポイントに基づいて対象組織を評価するためのプログラムであって、
少なくとも 1 つの表面ポイントで構成される測定ポイントセットに基づいて対象組織の形態に関する測定量を得ることにより、前記複数の表面ポイントを対象とした組み合わせにより得られる複数パターンの測定ポイントセットから複数サンプルの測定量を収集する形態測定手段、
前記複数サンプルの測定量に基づいて当該測定量に関する統計量を得る統計処理手段、
としてコンピュータを機能させる、
ことを特徴とするプログラム。 40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に骨などの対象組織を評価するための超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

骨形成や骨癒合の評価はX線写真に大きく依存しているが、X線写真では骨強度を定量的に診断することは困難である。骨強度の従来の測定法として測定対象のサンプル骨の強度試験が知られているものの、サンプル骨の摘出手術が必要であり侵襲的である。また、骨量や骨密度の測定法として、汎用X線CTの利用、DXA（二重エネルギー吸収測定法）装置などが実用化に至っている。しかし、これらはあくまで骨量を測定する手段であって、骨強度を評価することはできない。また、X線を照射する点では非侵襲的であるとは言えない。

【 0 0 0 3 】

このほかの骨強度を定量評価する試みとしては、創外固定器に歪みゲージを装着してその固定器の歪みを計測する歪みゲージ法、骨に外部から振動を加え固有振動数を評価する振動波法、降伏応力を生じた骨から発生する音波を検出するアコースティックエミッション法などが既存の方法として挙げられる。しかし、これらの方法は適応できる治療法に制限があること、骨に侵襲を加える必要があること、さらに評価精度などの点において問題が残されている。

【 0 0 0 4 】

こうした背景において、本願の発明者らは、骨の力学的特性を非侵襲的かつ定量的に評価する超音波診断装置を提案している。例えば、特許文献1に記載された超音波診断装置は、複数のエコー信号から得られる複数の表面ポイントに基づいて骨の力学的特性を評価するものであり、例えば、骨に対して外的作用を及ぼした場合における骨の力学的特性が評価される。これにより、エコー信号に基づく骨表面の表面ポイントデータから、生体内の骨の力学的特性を非侵襲的かつ定量的に評価することができるという極めて画期的な技術である。また、本願の発明者らは、特許文献2、3において、例えば骨などの対象組織を評価する場合に好適な表示画像などを提案している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 1 5 2 0 7 9 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 7 - 2 8 9 2 3 2 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 0 - 2 2 4 9 9 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 】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者らは、超音波を利用して例えば骨などの対象組織を評価する際の改良技術について研究開発を重ねてきた。

【 0 0 0 7 】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波を利用した対象組織の評価に関する精度を向上させることにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、対象組織に対して超音波を送受するプローブと、プローブを制御することにより複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとに受信信号を得る送受信部と、各超音波ビームごとに受信信号に基づいて対象組織の表面に対応した表面ポイントを抽出することにより、複数の超音波ビームに対応した複数の表面ポイントを特定する表面特定部と、少なくとも1つの表面ポイントで構成される測定ポイントセットに基づいて対象組織の形態に関する測定量を得ることにより、前記複数の表面ポイントを対象とした組み合わせにより得られる複数パターンの測定ポイントセットから複数サンプルの測定量を収集する形態測定部と、前記測定量を示した表示画像を形成する表示画像形成部と、を有することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

上記構成によれば、複数パターンの測定ポイントセットから複数サンプルの測定量が得られるため、例えば、1つの測定ポイントセットのみから測定量が得られる場合と比較して、測定量の信頼性が高められて評価の精度が向上する。

【0010】

望ましい具体例において、前記表面特定部は、各超音波ビームごとに複数の時刻に亘って受信信号上で移動する表面ポイントをトラッキングし、前記表示画像形成部は、各超音波ビームの受信信号の波形とその受信信号上でトラッキングされる表面ポイントを示した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、前記複数サンプルの測定量から得られる当該測定量に関する統計結果を示した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

10

【0012】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、時刻に対応した軸とその軸に沿って動かされる時刻カーソルによって特定される時刻に対応した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、前記測定ポイントセットとして選出されるのに不適当な表面ポイントまたは当該表面ポイントに対応した超音波ビームを示した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0014】

20

望ましい具体例において、各超音波ビームの受信信号に含まれる表面ポイントに対応した部分の波形に基づいて、当該表面ポイントが前記測定ポイントセットとして選出されるのに適当か不適当かを判定する表面ポイント判定部をさらに有する、ことを特徴とする。

【0015】

また、上記目的にかなう好適な組織評価装置は、複数の超音波ビームから得られる対象組織の表面に対応した複数の表面ポイントに基づいて対象組織を評価する組織評価装置であって、少なくとも1つの表面ポイントで構成される測定ポイントセットに基づいて対象組織の形態に関する測定量を得ることにより、前記複数の表面ポイントを対象とした組み合わせにより得られる複数パターンの測定ポイントセットから複数サンプルの測定量を収集する形態測定部と、前記複数サンプルの測定量に基づいて当該測定量に関する統計量を得る統計処理部と、前記統計量を示した表示画像を形成する表示画像形成部と、を有することを特徴とする。

30

【0016】

また、上記目的にかなう好適なプログラムは、複数の超音波ビームから得られる対象組織の表面に対応した複数の表面ポイントに基づいて対象組織を評価するためのプログラムであって、少なくとも1つの表面ポイントで構成される測定ポイントセットに基づいて対象組織の形態に関する測定量を得ることにより、前記複数の表面ポイントを対象とした組み合わせにより得られる複数パターンの測定ポイントセットから複数サンプルの測定量を収集する形態測定手段、前記複数サンプルの測定量に基づいて当該測定量に関する統計量を得る統計処理手段、としてコンピュータを機能させることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0017】

本発明により、超音波を利用した対象組織の評価に関する精度が向上する。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図2】トラッキング用ビームの設定画面を説明するための図である。

【図3】表面ポイントの良否の判定結果を含んだ画像を示す図である。

【図4】角度演算部における角度の算出を説明するための図である。

【図5】角度の算出結果に関する表示画像を示す図である。

50

【図 6】ヒストグラムを利用した信頼性の評価を説明するための図である。

【図 7】エコトラッキングエラーの確認を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下に本発明の好適な実施形態を説明する。

【0020】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。図 1 の超音波診断装置により診断される対象組織は、例えば、骨や血管などの生体内組織である。図 1 には、対象組織の好適な一例である骨 60 が図示されている。

【0021】

複合型プローブ 10 は、対象組織である骨 60 に対して超音波を送受する超音波探触子である。複合型プローブ 10 は、プローブ A とプローブ B を備えており、プローブ A とプローブ B の各々が、例えば被検者の体表に当接されてその被検者の体内にある骨 60 に対して超音波を送受する。プローブ A は複数の振動素子を備えており、また、プローブ B も複数の振動素子を備えている。プローブ A とプローブ B は、各々が例えばリニア電子走査型のプローブであり、例えば互いの相対的な配置関係が適宜調整できることが望ましい。なお、複合型プローブ 10 が 1 つのリニア電子走査型の探触子で構成され、その探触子の一部をプローブ A として機能させ、他の一部をプローブ B として機能させてもよい。

【0022】

送受信部 14 は、プローブ A が備える複数の振動素子を制御して超音波ビーム 12 を形成し、超音波ビーム 12 に沿って受信信号を得る。また、送受信部 14 は、プローブ B が備える複数の振動素子を制御して超音波ビーム 12 を形成し、超音波ビーム 12 に沿って受信信号を得る。送受信部 14 は、プローブ A を制御して、例えば骨 60 の長軸断面内において超音波ビーム 12 を電子走査する。同様に、送受信部 14 は、プローブ B を制御して、例えば骨 60 の長軸断面内において超音波ビーム 12 を電子走査する。

【0023】

断層画像形成部 18 は、プローブ A により収集された受信信号に基づいてプローブ A に対応した断層画像（B モード画像）を形成し、プローブ B により収集された受信信号に基づいてプローブ B に対応した断層画像（B モード画像）を形成する。形成された断層画像は、表示画像形成部 30 を介して、モニタなどの表示部 32 に表示される。

【0024】

送受信部 14 で得られた受信信号は、エコトラッキング処理部 22 へも出力される。エコトラッキング処理部 22 は、超音波ビーム 12 に沿って得られる受信信号から、骨 60 の表面部を抽出してトラッキングする、いわゆるエコトラッキング処理を行うものである。エコトラッキング処理には、例えば、特開 2001 - 309918 号公報に詳述される技術が利用される。この技術の概要は次のとおりである。

【0025】

超音波ビーム 12 に沿って得られる受信信号は骨 60 の表面に対応する部分で大きな振幅を有している。単に振幅の大きな部分として骨 60 の表面部を捉えた場合、大きな振幅の範囲の中のどの部分が表面部に対応するのかが不明であり、結果として大きな振幅の範囲程度の抽出誤差（一般的な超音波診断装置では 0.2 mm 程度）が生じてしまう。これに対し、エコトラッキング処理では、受信信号（エコー信号）の代表点としてゼロクロス点が検知され、検知されたゼロクロス点をトラッキングすることで抽出精度を飛躍的に高めている。例えば、0.002 mm 程度にまで精度を高めることが可能である。

【0026】

ゼロクロス点は、トラッキングゲート期間内において受信信号の振幅が正から負へ、または、負から正へと極性が反転するタイミングとして検知される。ゼロクロス点が検知されると、その点を中心として新たにトラッキングゲートが設定される。そして、次のタイミングで形成される超音波ビーム 12 の受信信号においては、新たに設定されたトラッキングゲート期間内でゼロクロス点が検知される。このようにして、各超音波ビーム 12 が

10

20

30

40

50

とに、受信信号のゼロクロス点が表面ポイントとしてトラッキングされ、複合型プローブ 10 を基準として、骨 60 の表面の位置が高精度に計測される。

【0027】

エコートラッキング処理には、例えば数本の超音波ビーム 12 が利用される。トラッキング用のビームは、断層画像形成に利用されている多数の超音波ビーム 12の中から選択されてもよく、あるいは、断層画像形成を中断して数本のトラッキング用のビームのみが形成されてもよい。

【0028】

エコートラッキング処理に利用される数本の超音波ビーム 12 (トラッキング用ビーム) の位置は、例えばユーザ (検査者) が設定する。その設定のために利用される画像が表示画像形成部 30 により形成されて表示部 32 に表示される。

10

【0029】

図 2 は、トラッキング用ビームの設定画面を説明するための図である。図 2 (A) は、プローブ A に関する設定画面であり、プローブ A に対応した B モード画像内に、トラッキング用の超音波ビーム 12 に対応したビームライン (破線) が表示される。B モード画像は、断層画像形成部 18 (図 1) において形成され、骨表面や皮膚表面などを映し出している。ユーザは、例えばこの B モード画像を参照して、トラッキング用の超音波ビーム 12 の本数や位置を設定する。

【0030】

トラッキング用の超音波ビーム 12 は、左側エリア L 内に数本設定され、右側エリア R 内にも数本設定される。例えば図 2 に示すように、左側エリア L 内において X 軸方向に沿って 4 本の超音波ビーム 12 が設定され、右側エリア R 内において X 軸方向に沿って 4 本の超音波ビーム 12 が設定される。トラッキング用の超音波ビーム 12 の本数や、各超音波ビーム 12 の X 軸方向の位置は、例えばマウスやキーボードやタッチパネルなどの操作デバイス 42 を利用してユーザが設定する。もちろん、超音波ビーム 12 の本数や位置が予め決められた値に設定されてもよい。

20

【0031】

各超音波ビーム 12 に対応したビームライン上には、トラッキングゲート T G も表示される。このトラッキングゲート T G の初期位置も、操作デバイス 42 を利用してユーザが設定する。ユーザは、骨表面を跨ぐようにトラッキングゲート T G を設定することが望ましい。

30

【0032】

図 2 (B) は、プローブ B に関する設定画面であり、プローブ A の場合と同様に、プローブ B に対応した B モード画像内にトラッキング用の超音波ビーム 12 に対応したビームラインが図示されている。プローブ B についても、例えば、左側エリア L 内において X 軸方向に沿って 4 本の超音波ビーム 12 が設定され、右側エリア R 内において X 軸方向に沿って 4 本の超音波ビーム 12 が設定される。トラッキング用の超音波ビーム 12 の本数や各超音波ビーム 12 の X 軸方向の位置は、例えば操作デバイス 42 を利用してユーザが設定する。また、トラッキングゲート T G の初期位置も、操作デバイス 42 を利用してユーザが設定する。プローブ B に関する設定画面は、プローブ A に関する設定画面と同時に並べて表示されてもよいし、プローブ A に関する設定画面と別々に表示されてもよい。

40

【0033】

図 1 に戻り、エコートラッキング処理に利用される数本の超音波ビーム 12 が設定されると、エコートラッキング処理部 22 において、各超音波ビーム 12 ごとに前述したエコートラッキング処理が実行される。表面判定部 23 は、各超音波ビーム 12 の受信信号に含まれる表面ポイントに対応した部分の波形に基づいて、その表面ポイントが後に説明する測定ポイントセットとして選出されるのに適当か不適当かを判定する。その判定には、例えば、特開 2009 - 61079 号公報に詳述される技術が利用される。

【0034】

つまり、表面判定部 23 は、各超音波ビーム 12 の受信信号のエンベロープに含まれる

50

骨の表面ポイントに対応した山状の部分の形状に基づいて、その表面ポイントの良否を判定する。例えば、表面ポイントに対応した山状の部分の高さと勾配が、所定の条件を満たす場合に、その表面ポイントが測定ポイントセットとして選出されるのに適当であると判定する。

【 0 0 3 5 】

表面判定部 2 3 は、エコートラッキング処理に利用される全ての超音波ビーム 1 2 について表面ポイントの良否を判定する。そして、表面ポイントの良否の判定結果を含んだ画像が表示画像形成部 3 0 により形成されて表示部 3 2 に表示される。

【 0 0 3 6 】

図 3 は、表面ポイントの良否の判定結果を含んだ画像を示す図である。図 3 には、プローブ A に関する画像例が図示されている。図 3 に示す画像の上側には、表面ポイントに対応した部分の受信信号波形 6 2 が表示されている。受信信号波形 6 2 は、エコートラッキング用の各超音波ビームごとに表示される。図 2 を利用して説明した例では、プローブ A について、左側エリア L 内に 4 本と右側エリア R 内の 4 本の合計 8 本の超音波ビームが設定されており、図 3 にはそれら 8 本の超音波ビームに関する受信信号波形 6 2 が図示されている。つまり、ビーム番号 1 ~ 8 の超音波ビームに関する結果が表示されている。なお、図 3 の画像はビーム番号 9 までの表示が可能であるもののビーム番号 9 のビームは利用されていないため、その波形は表示されていない。

【 0 0 3 7 】

各超音波ビームに関する受信信号波形 6 2 には、表面ポイントの良否マーク 6 3 が設けられている。図 3 の例においては、黒で塗りつぶされた良否マーク 6 3 が「良（適当）」を示しており、白抜きの良否マーク 6 3 が「否（不適当）」を示している。つまり、図 3 の例においては、ビーム番号 1 ~ 8 の超音波ビームのうち、ビーム番号 2 の超音波ビームのみが不適当であると判定されている。

【 0 0 3 8 】

図 3 に示す画像の下側には、各超音波ビームに関するビーム情報 6 4 が示されている。ビーム情報 6 4 は、エコートラッキング用の各超音波ビームに関する情報で構成される。つまり、各超音波ビームの位置（例えば図 2 の X 軸方向の座標値）と表面ポイントの良否が示されている。なお、各超音波ビームの表面ポイントの良否については、良否マーク 6 3 と同様な表示態様であり、黒で塗りつぶされた丸印が「良（適当）」を示しており、白抜きの丸印が「否（不適当）」を示している。

【 0 0 3 9 】

さらに、ビーム情報 6 4 には、各超音波ビームごとにマニュアル設定ボタンが設けられている。そして、ユーザがこのマニュアル設定ボタン（丸印の部分）を操作することにより、各超音波ビームの表面ポイントの良否結果が変更される。例えば、ユーザが受信信号波形 6 2 の形状等から表面ポイントの良否を判断してマニュアル設定ボタンを操作することにより、表面判定部 2 3（図 1）の判定結果に関わらず、ユーザの判断を優先的に設定することなどが可能になる。

【 0 0 4 0 】

なお、プローブ B についても、図 3 の画像例と同様に、各超音波ビームの表面ポイントに対応した部分の受信信号波形 6 2 と、各超音波ビームに関するビーム情報 6 4 が表示される。そして、プローブ B についても、各超音波ビームごとに、表面ポイントの良否が表示され、必要に応じてユーザがマニュアル設定ボタンを操作することにより、表面ポイントの良否結果を変更することができる。

【 0 0 4 1 】

図 1 に戻り、表面判定部 2 3 により表面ポイントの良否が判定されると、角度演算部 2 4 は、骨 6 0 に関する測定量として、骨 6 0 の角度を算出する。角度演算部 2 4 は、良（適当）と判定された表面ポイントを利用する。

【 0 0 4 2 】

図 4 は、角度演算部 2 4 における角度の算出を説明するための図である。図 2 に示した

10

20

30

40

50

トラッキング用ビームの設定画面と同様に、図4(A)には、プローブAに対応したBモード画像とビームライン(破線)が図示されており、図4(B)には、プローブBに対応したBモード画像とビームライン(破線)が図示されている。

【0043】

角度の演算には、プローブAに関する左側エリアL内の4本の超音波ビームの中から、1本の超音波ビームが選択される。その際には、表面判定部23(図1)において良好と判定された表面ポイントの超音波ビームが選択される。例えば、図4(A)に示す超音波ビーム12ALが選択されたとする。また、プローブAに関する右側エリアR内においても1本の超音波ビームが選択される。例えば、図4(A)に示す超音波ビーム12ARが選択されたとする。

10

【0044】

そして、超音波ビーム12AL上においてトラッキングされる表面ポイントの位置(XY平面内の座標値)と、超音波ビーム12AR上においてトラッキングされる表面ポイントの位置(XY平面内の座標値)に基づいて、これら2つの表面ポイントを通る直線Aが設定される。

【0045】

プローブAの場合と同様に、プローブBに関する左側エリアL内において1本の超音波ビームが選択され、プローブBに関する右側エリアR内においても1本の超音波ビームが選択される。例えば、図4(B)に示す超音波ビーム12BLと超音波ビーム12BRが選択されたとする。そして、超音波ビーム12BL上においてトラッキングされる表面ポイントの位置(XY平面内の座標値)と、超音波ビーム12BR上においてトラッキングされる表面ポイントの位置(XY平面内の座標値)に基づいて、これら2つの表面ポイントを通る直線Bが設定される。

20

【0046】

プローブAに対応した直線AとプローブBに対応した直線Bが設定されると、直線Aと直線Bの交差角度が算出され、この交差角度が骨の角度とされる。

【0047】

骨の角度は、良好と判定された表面ポイントに対応した全ての超音波ビームを対象として算出される。例えば、図4に示す16本の超音波ビームの全てが良好であり選択対象となる場合には、プローブAに関する左側エリアL内の4本と、プローブAに関する右側エリアR内の4本と、プローブBに関する左側エリアL内の4本と、プローブBに関する右側エリアR内の4本と、から得られる組み合わせにより、256($4 \times 4 \times 4 \times 4$)パターンの測定セット(角度の算出に利用される4つの表面ポイントのセット)が得られる。そして、256パターンの測定セットに対応した256サンプルの角度が算出される。

30

【0048】

図1に戻り、エコトラッキング処理部22は、複数の時刻に亘って表面ポイントをトラッキングしており、角度演算部24は、トラッキングされる表面ポイントに基づいて、複数の時刻に亘って骨の角度を算出する。例えば、骨60に対して複数の時刻に亘って荷重が加えられつつ骨の角度が算出される。角度演算部24は、各時刻ごとに、複数パターンの測定セットに対応した複数サンプルの角度を算出する。なお、骨60に加えられる荷重値は、荷重計測部50により計測される。

40

【0049】

統計処理部26は、複数の測定セットから得られた複数サンプルの角度に基づいて、各時刻ごとに、角度に関する統計量を算出する。そして、角度に関する統計量の算出結果を含んだ画像が表示画像形成部30により形成されて表示部32に表示される。

【0050】

図5は、角度の算出結果に関する表示画像を示す図である。ヒストグラムは、複数パターンの測定セットから得られる角度の分布を示しており、横軸に各角度の値を示して縦軸に各角度のカウント数(測定セット数)を示している。

【0051】

50

最頻値は、ヒストグラムの中で最もカウント数が多い角度である。複数パターンの測定セットから得られる角度の標準偏差や標準誤差も表示される。標準偏差 SD と標準誤差 SE は、例えば次式により算出される。なお、次式において、 n は標本数つまり測定セットのパターン総数であり、 x は各角度の値である。

【 0 0 5 2 】

【 数 1 】

$$SD = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \left(\bar{x} = \frac{1}{n} \sum x_i \right)$$

10

$$SE = \frac{SD}{\sqrt{n}}$$

【 0 0 5 3 】

また、複数パターンの測定セットから得られる角度の信頼区間も表示される。例えば、公知の t 分布を用いて区間推定が行われ、95 パーセントの信頼区間が算出され、その信頼区間の低値（区間の下限）と高値（区間の上限）が表示される。95 パーセントの信頼区間の低値と高値は、例えば $TINV$ 関数を利用して次式により算出される。なお、次式における n も標本数、つまり測定セットのパターン数である。

【 0 0 5 4 】

20

【 数 2 】

低値： $\bar{x} - TINV(1-0.95, n-1) \times SE$

高値： $\bar{x} + TINV(1-0.95, n-1) \times SE$

【 0 0 5 5 】

上述した角度に関する統計量の表示に加えて、図 5 の表示画像には、荷重グラフや角度グラフも表示される。荷重グラフは、骨に対して加えられた荷重を示しており、横軸に時刻を示して縦軸に各時刻における荷重値を示している。また、角度グラフは、複数の測定セットから得られた複数サンプルの角度の平均値を示しており、横軸に時刻を示して縦軸に各時刻における角度の平均値を示している。なお、角度の平均値に代えて、複数の測定セットから得られた複数サンプルの角度に関する他の代表値、例えば最大値や最頻値などが利用されてよい。

30

【 0 0 5 6 】

さらに、図 5 に示す表示画像内には、時間軸とその軸に沿って動かされる時刻カーソル 72 が設けられている。この時刻カーソル 72 は、時間軸に沿って移動させることが可能であり、例えばユーザが所望の位置に時刻カーソル 72 を移動させて時刻を設定することができる。これにより、時刻カーソル 72 に対応した時刻に対応したヒストグラムが表示され、また、荷重グラフや角度グラフ内に表示されるカーソル（破線の直線）も時刻カーソル 72 に対応した時刻に移動する。

40

【 0 0 5 7 】

図 5 に示す画像を利用することにより、例えば複数の時刻に亘ってヒストグラムを確認することができる。さらに、ヒストグラムを確認することにより、複数の測定セットから得られた角度の信頼性を評価することができる。

【 0 0 5 8 】

図 6 は、ヒストグラムを利用した信頼性の評価を説明するための図である。図 6 (I) には、比較的信頼性の高い測定結果が示されている。図 4 を利用して説明したように、本実施形態においては、良好と判定された表面ポイントに対応した全ての超音波ビームを利用して骨の角度を算出している。測定に利用される表面ポイントは異なるものの、算出される角度は同じ時刻（同じ荷重）における同じ骨に関する角度である。そのため、測定が

50

良好であれば、例えば、図 6 (I) に示すように、1 つの山状の単峰性のヒストグラムが得られる。例えば、ヒストグラムの尖鋭度が急峻であればあるほど、計測結果のばらつきが少ない信頼性の高い測定結果となる。

【 0 0 5 9 】

これに対し、図 6 (I I) に示すように、2 つの山状に分布したヒストグラムが得られた場合には、測定において何らかのエラー等が発生している可能性が考えられ、計測結果の信頼性に疑問が生じる。

【 0 0 6 0 】

そこで、ユーザは、例えば、図 5 に示す時刻カーソル 7 2 を移動させ、各時刻のヒストグラムの分布を確認する。例えば、図 6 (I I) に示した角度グラフ内において、単純な増加傾向が乱れている時刻 t b などにおいてヒストグラムを確認する。そして、例えば、図 6 (I I) に示すような乱れたヒストグラムが得られる場合には、エコートラッキングのエラーなどを確認する。ちなみに、時刻 t b においてエコートラッキングのエラーが発生すると、時刻 t b 以降の時刻においても、そのエラーが継続されて乱れたヒストグラムとなる可能性が高い。

【 0 0 6 1 】

図 7 は、エコートラッキングエラーの確認を説明するための図である。図 7 には、表面ポイントに対応した部分の受信信号波形、つまり図 3 に示した受信信号波形 6 2 と同等な表示画像が図示されている。図 7 には、時刻 1 から時刻 3 までの各時刻におけるビーム番号 n の受信信号波形が図示されている。また、各時刻の受信信号波形内には、トラッキングポイント T P も表示される。トラッキングポイント T P は、複数の時刻に亘ってトラッキングされる表面ポイントの位置を示している。

【 0 0 6 2 】

時刻 1 において、トラッキングポイント T P は、右側の波形部分 P R 内に設定されている。この位置が例えば実際の骨の表面に対応している。そして、時刻 2 においても、トラッキングポイント T P は、右側の波形部分 P R 内に設定されている。つまり、時刻 1 から時刻 2 に亘って、トラッキングポイント T P が実際の骨の表面をトラッキングしている。

【 0 0 6 3 】

ところが、時刻 3 においては、トラッキングポイント T P が、左側の波形部分 P L 内に移動している。波形部分 P L 内にも比較的振幅の大きな部分があるため、エコートラッキング処理において、波形部分 P L のピークを骨の表面であると誤認してしまうと、図 7 に示すような現象が発生する。

【 0 0 6 4 】

そこで、ユーザは、例えば、図 6 (I I) に示すような乱れたヒストグラムが得られる場合に、そのヒストグラムが得られた時刻の近傍において、各超音波ビームのエコートラッキングエラーを確認する。そして、エコートラッキングエラーであると判断された場合には、例えば図 3 に示す画像内のマニュアル設定ボタンを操作して、エコートラッキングエラーであるビーム番号の表面ポイントを不適当として測定対象から除外する。

【 0 0 6 5 】

これにより、装置での判定が困難なトラッキングエラーを確認することが可能になる。そして、トラッキングが良好であると判断された複数の表面ポイントのみが利用されて複数サンプルの角度が算出されることにより、角度の信頼性が高められる。その結果、例えば骨粗鬆症などの骨代謝疾患の診断における評価の精度が向上する。もちろん、骨以外の血管などを対象とする場合にも評価の精度が向上する。

【 0 0 6 6 】

以上、本発明の好適な実施形態として、図 1 の超音波診断装置について説明したが、図 1 に示した構成のうち、例えば断層画像形成部 1 8 とエコートラッキング処理部 2 2 と表面判定部 2 3 と角度演算部 2 4 と統計処理部 2 6 と表示画像形成部 3 0 のうちのいくつか又は全ての機能に対応したプログラムを利用し、コンピュータを組織評価装置として機能させてもよい。つまり、コンピュータが備える C P U やハードディスクやメモリなどのハ

10

20

30

40

50

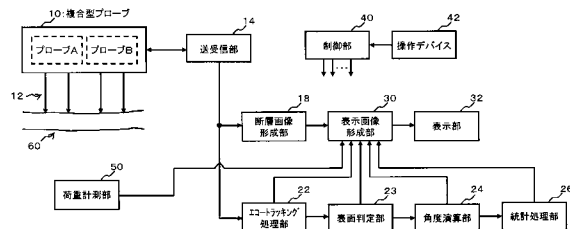
ードウェアと上記プログラムとが協働して統計処理部 26 等の機能が実現される。

【符号の説明】

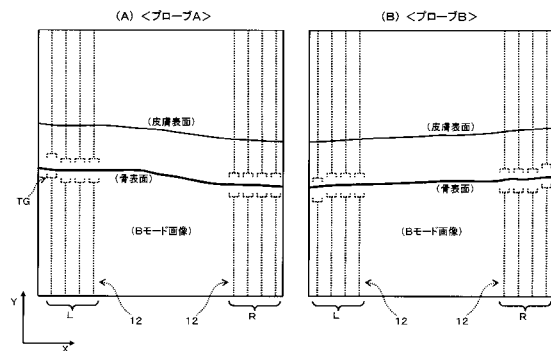
【0067】

10 複合型プローブ、14 送受信部、18 断層画像形成部、22 エコトラッキング処理部、23 表面判定部、24 角度演算部、26 統計処理部、30 表示画像形成部。

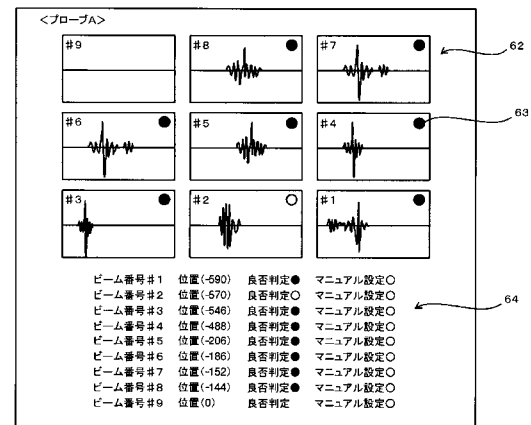
【図 1】



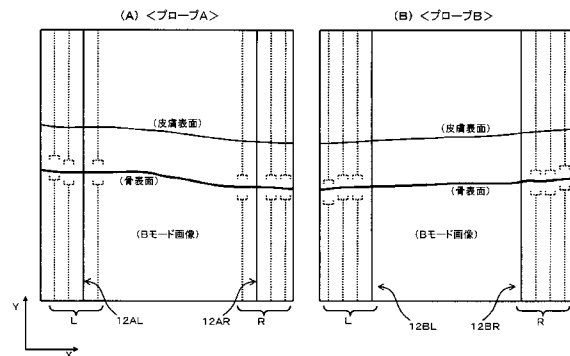
【図 2】



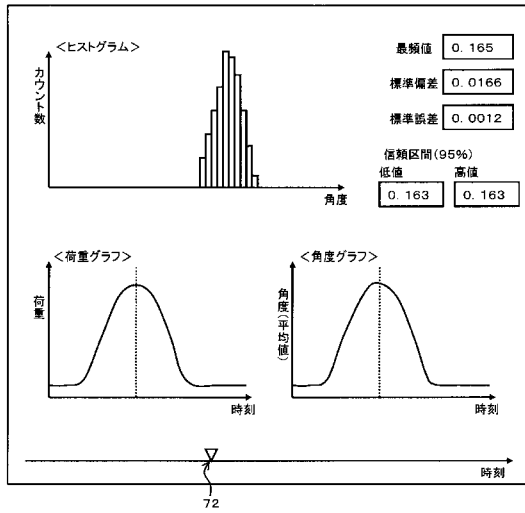
【図 3】



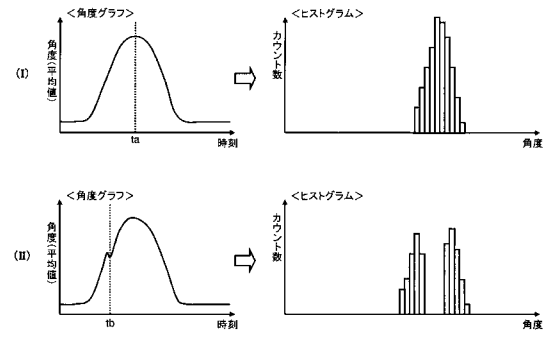
【図 4】



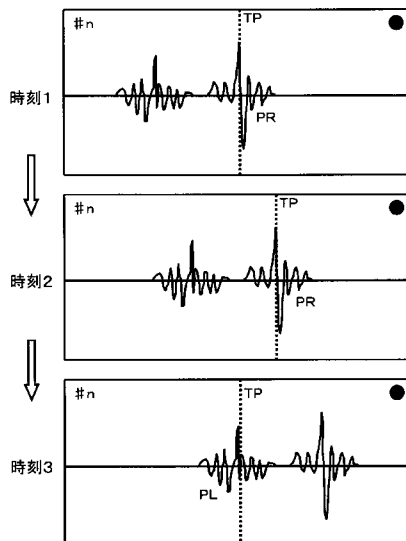
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 松山 順太郎
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 飛田 健治
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 酒井 亮一
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開2007-289232(JP,A)
特開2010-022499(JP,A)
特開2010-000126(JP,A)
特開2007-275395(JP,A)
松山順太郎、大西 五三男、リハビリテーション技術 超音波エコートラッキング法を用いた新しい骨強度評価法, Journal of Clinical Rehabilitation, 日本, 2009年10月, 第18巻、第10号, Page940-942

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5406077B2	公开(公告)日	2014-02-05
申请号	JP2010047403	申请日	2010-03-04
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	东京大学 日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东京大学 日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	大西五三男 松山順太郎 飛田健治 酒井亮一		
发明人	大西 五三男 松山 順太郎 飛田 健治 酒井 亮一		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB13 4C601/DD01 4C601/DD10 4C601/DD18 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/KK12		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2011177461A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高使用超声波评估目标组织的准确性。解决方案：回声跟踪处理部分22基于沿超声波束12获得的接收信号提取对应于骨骼60的表面的表面点，并跟踪对应于多个超声波束12的多个表面点。角度计算部分例如，图24的实施例基于由四个表面点构成的测量点组计算骨骼60的角度。角度计算部分24根据通过以所有表面点为目标的组合获得的多个图案的测量点集计算多个样本的角度。统计处理部分26基于多个样本的角度计算与角度有关的统计数据。Ž

$$SD = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \left(\bar{x} = \frac{1}{n} \sum x_i \right)$$

$$SE = \frac{SD}{\sqrt{n}}$$