

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4716792号
(P4716792)

(45) 発行日 平成23年7月6日(2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日(2011.4.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-165332 (P2005-165332)
 (22) 出願日 平成17年6月6日(2005.6.6)
 (65) 公開番号 特開2006-334273 (P2006-334273A)
 (43) 公開日 平成18年12月14日(2006.12.14)
 審査請求日 平成20年3月17日(2008.3.17)

(73) 特許権者 390029791
 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 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
 (72) 発明者 原田 烈光
 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 富永 昌彦

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】

硬組織に対して複数の超音波ビームを形成する送受波手段と、
 硬組織の表面に対応した表面ポイントを各超音波ビームごとに検出し、各超音波ビームごとに表面ポイントをトラッキングするトラッキング手段と、

硬組織に対して外的作用を及ぼした場合における表面ポイントの移動量を各超音波ビームごとに計測し、複数の超音波ビームから複数の表面ポイントに対応した複数の移動量を得る変位計測手段と、

複数の超音波ビームから得られる複数の移動量に基づいて硬組織の力学的特性を評価する特性評価手段と、

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、

前記特性評価手段は、超音波ビームのビーム位置に対応する軸と表面ポイントの移動量に対応する軸とで構成される座標系において前記各超音波ビームのビーム位置とその超音波ビームで計測された前記移動量とを対応付けた点として得られる複数の実測点に基づいて、これら複数の実測点を結ぶ補間ラインを生成し、その補間ラインの曲がりの程度から前記力学的特性を評価する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

硬組織に対して複数の超音波ビームを形成する送受波手段と、
硬組織の表面に対応した表面ポイントを各超音波ビームごとに検出して複数の超音波ビームから複数の表面ポイントを検出する表面検出手段と、
硬組織に対して外的作用を及ぼした場合における表面ポイントの変位を各超音波ビームごとに計測して複数の表面ポイントに対応した複数の変位を計測する変位計測手段と、
前記計測された複数の変位に基づいて硬組織の力学的特性を評価する特性評価手段と、
を有し、
前記特性評価手段は、超音波ビームのビーム位置に対応する軸と表面ポイントの変位に対応する軸とで構成される座標系において前記各超音波ビームのビーム位置とその超音波ビームで計測された前記変位とを対応付けた点として得られる複数の実測点に基づいて、
これら複数の実測点を結ぶ補間ラインを生成し、前記複数の実測点のうちの二つの端点を結ぶ直線と前記補間ラインとの比較に基づいて前記補間ラインの曲がりの程度を求めて、
その補間ラインの曲がりの程度から前記力学的特性を評価する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記特性評価手段は、前記二つの端点を結ぶ直線から最も離れた位置に存在する前記補間ライン上の点である最大変位点と前記直線との距離に基づいて、前記力学的特性として骨の弾性量を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記二つの端点を結ぶ直線、前記補間ラインおよび前記最大変位点を合成した画像を形成する画像形成手段をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体内の骨に対して複数の超音波ビームを形成する送受波手段と、
各超音波ビームごとに骨表面に対応する表面ポイントを特定し、骨に対して荷重を掛けない荷重無状態から荷重を掛けた荷重有状態に亘って、各超音波ビームごとに表面ポイントをトラッキングするトラッキング手段と、
前記荷重無状態から前記荷重有状態までの表面ポイントの移動量を各超音波ビームごとに計測し、複数の超音波ビームから複数の表面ポイントに対応した複数の移動量を得る変位計測手段と、
複数の超音波ビームから得られる複数の移動量に基づいて骨の力学的特性を評価する特性評価手段と、
を有し、
前記特性評価手段は、超音波ビームのビーム位置に対応する軸と表面ポイントの移動量に対応する軸とで構成される座標系において前記各超音波ビームのビーム位置とその超音波ビームで計測された前記移動量とを対応付けた点として得られる複数の実測点に基づいて、これら複数の実測点を結ぶ補間ラインを生成し、その補間ラインの曲がりの程度から前記力学的特性として骨の弾性量を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

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、骨などの硬組織の診断に利用される超音波診断装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

骨粗鬆症などの骨代謝疾患の診断や易骨折性の判定、また、骨折治療後の骨癒合を定量的に診断するために、骨強度などの力学的特性の簡便かつ定量的な測定が望まれている。

【 0 0 0 3 】

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いたっている。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

10

【 0 0 0 4 】

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 5 】

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（特許文献1参照）。

20

【 0 0 0 6 】

【特許文献1】特開2004-298205号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

特許文献1に記載された超音波診断装置は、骨に対して複数の超音波ビームを形成し、各超音波ビームに対応した複数のエコー信号を取得して各エコー信号ごとに骨表面に対応する表面ポイントを特定し、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表面の形状データを生成するものである。そして、骨に対して外的作用を及ぼした場合における形状データの変化に基づいて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形状データから、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画期的な技術である。

30

【 0 0 0 8 】

本願の発明者らは、上記特許文献1に記載された画期的な技術をさらに改良し、骨などの硬組織の力学的特性などをさらに高い精度で評価する手法について研究を重ねてきた。

【 0 0 0 9 】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、骨などの硬組織をさらに高精度に診断することができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

40

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、硬組織に対して複数の超音波ビームを形成する送受波手段と、硬組織の表面に対応した表面ポイントを各超音波ビームごとに検出して複数の超音波ビームから複数の表面ポイントを検出する表面検出手段と、硬組織に対して外的作用を及ぼした場合における表面ポイントの変位を各超音波ビームごとに計測して複数の表面ポイントに対応した複数の変位を計測する変位計測手段と、前記計測された複数の変位に基づいて硬組織の力学的特性を評価する特性評価手段と、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

上記構成では、各超音波ビームごとに表面ポイントの変位が計測される。表面ポイント

50

の検出には、例えば、エコトラッキング技術が利用される。このため、各超音波ビームごとに表面ポイントが的確に検出されて表面ポイントの微小な（例えば、数マイクロメートルから数十マイクロメートル）移動を計測することができる。つまり、上記構成では、複数の表面ポイントに対応した複数の変位が高い精度で計測され、その結果、骨などの硬組織の力学的特性を高精度に評価することが可能になる。

【0012】

ちなみに、上記特許文献1に記載された技術では、複数の表面ポイントに基づいて骨表面の形状データを生成し、その形状データの変化に基づいて骨の力学的特性を評価している。これに対して、本願の上記構成では、各超音波ビームごとに表面ポイントを高い精度で検出することができる装置の特性を活かすために、各超音波ビームごとに表面ポイントの変位を高い精度で計測してから、それら高い精度で計測された複数の変位に基づいて力学的特性を評価している。このため、本願の上記構成では、特許文献1に記載された技術よりもさらに高い精度で力学的特性を評価することができる。

10

【0013】

望ましくは、前記特性評価手段は、超音波ビームのビーム位置に対応する軸と表面ポイントの変位に対応する軸とで構成される座標系において前記各超音波ビームのビーム位置とその超音波ビームで計測された前記変位とを対応付けた点として得られる複数の実測点に基づいて、これら複数の実測点を結ぶ補間ラインを生成し、その補間ラインの曲がりの程度から前記力学的特性を評価する、ことを特徴とする。

【0014】

20

望ましくは、前記特性評価手段は、前記複数の実測点のうちの二つの端点を結ぶ直線と前記補間ラインとの比較に基づいて前記補間ラインの曲がりの程度を求めることを特徴とする。この構成により、骨などの硬組織の表面が全体的な移動を伴う場合においても、実測点のうちの二つの端点を結ぶ直線と補間ラインが比較されるため、表面の全体的な移動成分をキャンセルして補間ラインの曲がりの程度を知ることができる。例えば、表面の全体的な回転成分が存在する場合でも、その回転成分をキャンセルすることができる。

【0015】

望ましくは、前記特性評価手段は、前記二つの端点を結ぶ直線から最も離れた位置に存在する前記補間ライン上の点である最大変位点と前記直線との距離に基づいて、前記力学的特性として骨の弾性量を算出することを特徴とする。望ましくは、前記二つの端点を結ぶ直線、前記補間ラインおよび前記最大変位点を合成した画像を形成する画像形成手段をさらに有することを特徴とする。

30

【0016】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、被検体内の骨に対して複数の超音波ビームを形成する送受波手段と、各超音波ビームごとに骨表面に対応する表面ポイントを特定し、骨に対して荷重を掛けない荷重無状態から荷重を掛けた荷重有状態に亘って、各表面ポイントをトラッキングするトラッキング手段と、前記荷重無状態から前記荷重有状態までの表面ポイントの変位を各超音波ビームごとに計測して複数の表面ポイントに対応した複数の変位を計測する変位計測手段と、前記計測された複数の変位に基づいて骨の力学的特性を評価する特性評価手段と、を有し、前記特性評価手段は、超音波ビームのビーム位置に対応する軸と表面ポイントの変位に対応する軸とで構成される座標系において前記各超音波ビームのビーム位置とその超音波ビームで計測された前記変位とを対応付けた点として得られる複数の実測点に基づいて、これら複数の実測点を結ぶ補間ラインを生成し、その補間ラインの曲がりの程度から前記力学的特性として骨の弾性量を算出する、ことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0017】

本発明により、骨などの硬組織をさらに高精度に診断することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

50

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0019】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。プローブ10は被検体50の体表に当接して用いられる超音波探触子が好適である。もちろん被検体内に挿入して用いられる超音波探触子を利用してもよい。プローブ10は、被検体50の体内の骨52に向けて超音波ビーム40を形成する。プローブ10としては、超音波ビーム40を電子走査するリニア電子スキャンプローブ(リニアプローブ)が好適であるが、セクタ電子スキャンなどの方式を利用するものでもよい。なお、診断対象となる骨52は、例えば、脛骨や腓骨などである。また、骨52上に設定されるトラッキングポイント42については後に詳述する。

10

【0020】

送受信部12は、プローブ10を制御して、断層面(図1に示す被検体50の切断面)内において超音波ビーム40を電子走査する。プローブ10がリニアプローブの場合、例えば120本の超音波ビーム40(図1には、後に詳述するエコトラッキング用の超音波ビーム5本のみを図示している)が次々に電子走査され、各超音波ビーム40ごとにエコー信号が取得される。取得された複数のエコー信号は断層画像形成部18に出力され、断層画像形成部18は複数のエコー信号に基づいて骨の断層画像(Bモード画像)を形成する。

【0021】

送受信部12で取得されたエコー信号は、エコトラッキング処理部20へも出力される。エコトラッキング処理部20は、各エコー信号から骨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。エコトラッキング処理には、例えば5本のトラッキング用エコー信号が利用される。トラッキング用エコー信号は、断層画像形成に利用されるエコー信号(例えば120本のエコー信号)の中から選択されてもよく、あるいは、断層画像形成用のビームとは別に、5本のトラッキング用エコー信号を形成してもよい。

20

【0022】

図1に示す5本の超音波ビーム40は、各々、トラッキング用エコー信号を取得するためのビームである。検査者は操作パネル16を介して、送受制御部14に対して超音波の送受波に関する指示を入力し、送受制御部14は検査者の指示に基づいて送受信部12を制御する。これにより、トラッキング用エコー信号を取得するための超音波ビーム40が、検査者の指示に基づいて、骨表面の診断部位に送波される。超音波の送受波において骨表面からは強い反射波が取得される。従って、被検体内から取得される各エコー信号は、骨表面部に対応する部分において大きな振幅となって取得される。

30

【0023】

図2は、各エコー信号の骨表面部を示す模式図である。図2に示すように、各エコー信号は骨表面に対応する部分で大きな振幅となる範囲60を示す。単に振幅の大きな部分として骨表面部を捉えた場合、範囲60の中のどの部分が表面部に対応するのかが不明であり、結果として範囲60程度の抽出誤差が生じてしまう。エコトラッキング処理では、各エコー信号の代表点としてゼロクロス点62が検知され、検知されたゼロクロス点62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。

40

【0024】

ゼロクロス点62は、トラッキングゲート期間64内においてエコー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。図2ではエコー信号の振幅が正から負へと極性反転するタイミングがゼロクロス点62である。ゼロクロス点62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、次回、同じ部位から取得されるエコー信号においては、新たに設定されたトラッキングゲート期間64内でゼロクロス点62が検知される。このようにして、各エコー信号ごとにゼロクロス点62が表面ポイントとしてトラッキングされる。

50

【 0 0 2 5 】

図 3 は、5 つのエコー信号による骨表面部のトラッキングの様子を説明するための図である。本発明の超音波診断装置を利用した骨の力学的特性の評価では、骨に対して荷重を掛けない状態（荷重無）と荷重を掛けた状態（荷重有）との間における表面ポイントの変位が各エコー信号ごと（各超音波ビームごと）に計測される。

【 0 0 2 6 】

図 3（A）は、荷重無における骨 5 2 に対するトラッキングの様子を示すものである。骨 5 2 に向けられた 5 本の超音波ビーム 4 0 の各々に対応する各エコー信号 6 8 は、骨表面に対応する部分で大きな振幅（振幅極大部 6 9）を示している。なお、5 本の超音波ビーム 4 0 には、図の上から順に、ビーム番号 1 からビーム番号 5 が付されている。各超音波ビームごとに振幅極大部 6 9 内においてゼロクロス点（図 2 の符号 6 2）が表面ポイントとして検知されているため、極めて高精度に骨表面位置が特定される。

10

【 0 0 2 7 】

図 3（B）は、荷重有における骨 5 2 に対するトラッキングの様子を示すものである。図 3（A）と同様に、5 本の超音波ビーム 4 0 の各々に対応する各エコー信号 6 8 に基づいて骨表面の形状を把握することができる。なお、荷重が掛けられた影響により、図 3（A）の骨 5 2 に比べて図 3（B）の骨 5 2 は歪み（骨のたわみ具合）が大きくなっている。なお、図 3 においてはエコートラッキング用エコー信号が 5 本の例を示したが、5 本以外の複数本でも計測可能である。

20

【 0 0 2 8 】

図 1 に戻り、エコートラッキング処理部 2 0 において、各エコー信号ごとに、つまり各超音波ビーム 4 0 ごとにトラッキングされる表面ポイントがトラッキングポイント 4 2 である。変位計測部 2 2 は、荷重無状態と荷重有状態との間における表面ポイント（トラッキングポイント 4 2）の変位を各超音波ビーム 4 0 ごとに計測して、5 本の超音波ビーム 4 0 の各々から表面ポイントの変位を計測する。つまり、図 3 に示したビーム番号 1 からビーム番号 5 までの各超音波ビームについて、荷重無と荷重有との間におけるゼロクロス点の移動量が計測される。その結果、骨表面の 5 点に関する変位が得られる。

【 0 0 2 9 】

さらに、骨表面の 5 点に関する変位は、超音波ビーム 4 0 のビーム位置を示す軸と表面ポイントの変位を示す軸とで構成される座標系に、実測点としてポイントされる。そして、補間ライン生成部 2 4 において複数の実測点を結ぶ補間ラインが生成され、さらに、その補間ラインの曲がりの程度から弾性量算出部 2 6 において骨の力学的特性を評価するための骨の弾性量が算出される。

30

【 0 0 3 0 】

そこで、変位計測部 2 2 から弾性量算出部 2 6 までの動作について詳述する。以下の説明において、図 1 に示した部分には図 1 の符号を利用する。

【 0 0 3 1 】

図 4 は、骨の弾性量の算出手法を説明するための図である。図 4 には、超音波ビーム 4 0 のビーム位置を縦軸とし、表面ポイントの変位を横軸とした座標系が示されている。そして、その座標系上に、各超音波ビームのビーム位置とその超音波ビームで計測された変位とを対応付けた点として 5 つの実測点 7 0 がポイントされている。ビーム位置は、エコートラッキング用の超音波ビームの各々の位置（図 1 における各超音波ビーム 4 0 の高さ）であり、上から（高い方から）順にビーム番号 1 からビーム番号 5 までのビーム番号によって特定される。

40

【 0 0 3 2 】

そして、補間ライン生成部 2 4 によって 5 つの実測点 7 0 を結ぶ補間ライン 7 2 が生成される。補間ライン 7 2 は、例えば、スプライン補間や最小二乗補間などを利用して 5 つの実測点 7 0 を曲線補間することによって得ることができる。

【 0 0 3 3 】

さらに、弾性量算出部 2 6 によって、5 つの実測点 7 0 のうちの二つの端点を結ぶ直線

50

7 4 と補間ライン 7 2 との比較に基づいて補間ライン 7 2 の曲がりの程度が評価される。具体的には、直線 7 4 から最も離れた位置に存在する補間ライン 7 2 上の点である最大変位点 8 0 と直線 7 4 との距離 d に基づいて、例えば、直線 7 4 の長さ L と距離 d から骨の弾性量を示す指標値として $\varepsilon = d / L$ が算出される。指標量 ε はストレインと呼ばれる。

【 0 0 3 4 】

なお、弾性量算出部 2 6 には、骨 5 2 に対する加圧に伴う荷重値の計測結果が荷重計測器 3 6 から供給されている。このため、弾性量算出部 2 6 は、ストレイン ε とその時の荷重値とを対応付けた計測結果を得ることができる。

【 0 0 3 5 】

図 4 を利用して説明した弾性量の算出手法では、5 つの実測点 7 0 のうちの二つの端点を結ぶ直線 7 4 を利用している。しかし、その直線 7 4 を利用せずに距離 d を求める手法も存在する。

【 0 0 3 6 】

図 5 は、二つの端点を結ぶ直線を利用せずに距離 d を算出する手法を説明するための図である。図 5 の (A) , (B) の各々には、図 4 と同様に、超音波ビームのビーム位置を縦軸とし、表面ポイントの変位を横軸とした座標系が示されており、その座標系上に、各超音波ビームのビーム位置とその超音波ビームで計測された変位とを対応付けた点として 5 つの実測点がポイントされている。

【 0 0 3 7 】

図 5 の (A) , (B) の各々においては、5 つの実測点のうち、変位が最大の最大点 7 0 L と変位が最小の最小点 7 0 S との間の変位差として距離 d が求められている。しかし、図 5 に示す手法によって距離 d を求める場合、骨表面が断層面内の回転成分を伴う場合に距離 d を過大評価してしまう問題がある。

【 0 0 3 8 】

つまり、図 5 の (A) と (B) を比較すると、図 5 の (B) は、骨表面が断層面内の回転成分を伴う場合に相当しており、図 5 の (A) に対して変位の計測結果が全体的に傾いている。このため、図 5 の (B) では、骨表面の全体的な回転成分の影響を受けて、図 5 の (A) に比べて距離 d が過大評価されている。

【 0 0 3 9 】

これに対し、図 4 を利用して説明した弾性量の算出手法では、5 つの実測点 7 0 のうちの二つの端点を結ぶ直線 7 4 を利用しているため、仮に、骨表面の全体的な回転成分が存在しても、その回転成分に追従して直線 7 4 が傾いて得られるため回転成分がキャンセルされて、結果として、回転成分の影響を受けずに距離 d を正確に算出することができる。また、骨表面の全体的な並進成分が存在する場合にも、その並進成分に追従して直線 7 4 が移動して得られるため並進成分もキャンセルされる。このため、図 4 を利用して説明した算出手法により、骨表面の全体的な並進成分や回転成分を除去した正確な弾性量の算出が可能になる。

【 0 0 4 0 】

次に、本実施形態における計測結果の表示例について説明する。図 6 から図 9 には、表示画像形成部 3 2 において形成されてディスプレイ 3 4 に表示される計測結果の表示画像例が示されている。

【 0 0 4 1 】

図 6 は、時間 (時刻) を横軸として荷重を縦軸に示したグラフ表示である。つまり、荷重計測器 3 6 で計測される各時刻における荷重値を示すグラフである。ちなみに、ユーザが操作パネル 1 6 を介して移動させるカーソルの位置に対応した荷重値 (1 1 3 ニュートン) が数値表示されている。

【 0 0 4 2 】

図 7 は、時間 (時刻) を横軸として歪み (ストレイン) を縦軸に示したグラフ表示である。つまり、各時刻において図 6 に示した荷重値が掛けられた状態の骨について、弾性量算出部 2 6 で計測される各時刻におけるストレイン ε を示すグラフである。なお、図 7 に

10

20

30

40

50

おけるストレイン ε の算出には、二つの端点を結ぶ直線を利用せずに求めた距離 d (図 5 参照) が利用されている。このため、骨全体の回転成分がキャンセルされていない状態でストレイン ε が算出されている。ちなみに、カーソルの位置に対応したストレイン (6177 マイクロストレイン) が数値表示されている。

【0043】

図 8 は、図 7 と同様に、時間 (時刻) を横軸として歪み (ストレイン) を縦軸に示したグラフ表示である。つまり、各時刻において図 6 に示した荷重値が掛けられた状態の骨について、弾性量算出部 26 で計測される各時刻におけるストレイン ε を示すグラフである。なお、図 8 におけるストレイン ε の算出には、二つの端点を結ぶ直線を利用した距離 d の算出手法 (図 4 参照) が利用されている。すなわち、図 8 においては、骨全体の並進成分や回転成分がキャンセルされて高い精度でストレイン ε が算出されている。このため、図 8 においては、図 6 に示した荷重の変化に追従したストレイン ε の変化を読み取ることができる。例えば、図 6 に示した荷重の変化における三つのピークに対応して、図 8 に示したストレイン ε の変化においても三つのピークを読み取ることができる。

【0044】

ちなみに、図 7 においては、骨全体の回転成分がキャンセルされていないことなどの理由によって、ストレイン ε が高精度に求められていないため、微妙なストレインの変化を検出することができず、図 6 に示した荷重の変化との比較においてもはっきりとした対応関係を読み取ることが困難である。

【0045】

なお、図 8 においても、カーソルの位置に対応したストレイン (262 マイクロストレイン) が数値表示されている。なお、装置によってストレインの最大値にカーソルが設定される構成でもよい。

【0046】

図 9 は、変位を横軸としてビーム位置を縦軸に示したグラフ表示である。つまり、図 4 に示した座標系の画像表示に相当し、5 つの実測点 (小さい黒丸)、二つの端点を結ぶ直線 (破線)、補間ライン (実線) および最大変位点 (大きい黒丸) を合成した表示画像である。さらに、最大変位点と直線との距離 Max (17.4 マイクロメートル) とストレイン (434 マイクロストレイン) が数値表示されている。

【0047】

図 6 から図 9 を利用して説明した表示画像が表示画像形成部 32 において形成され、そしてディスプレイ 34 に表示される。なお、図 6 から図 9 に示した各画像は、各々、単独でディスプレイ 34 に表示されてもよいし、複数の画像が並べられた状態で表示されてもよい。また、断層画像形成部 18 で形成された断層画像と、図 6 から図 9 に示した各画像が並べられた状態で表示されてもよい。

【0048】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】各エコー信号の骨表面部を示す模式図である。

【図 3】骨表面部のトラッキングの様子を説明するための図である。

【図 4】骨の弾性量の算出手法を説明するための図である。

【図 5】距離 d を算出する手法を説明するための図である。

【図 6】時間を横軸として荷重を縦軸に示したグラフ表示である。

【図 7】時間を横軸としてストレインを縦軸に示したグラフ表示である。

【図 8】時間を横軸としてストレインを縦軸に示したグラフ表示である。

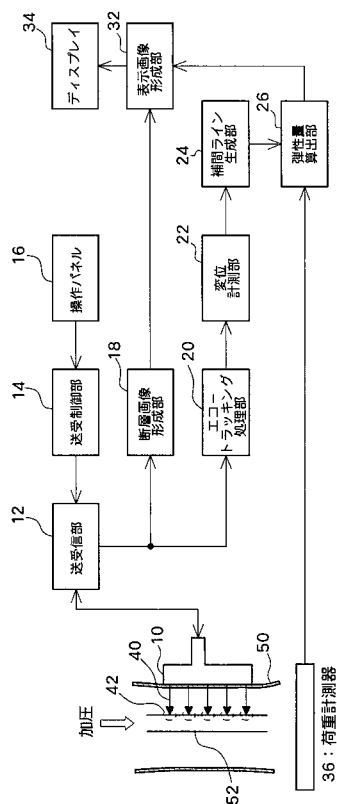
【図 9】変位を横軸としてビーム位置を縦軸に示したグラフ表示である。

【符号の説明】

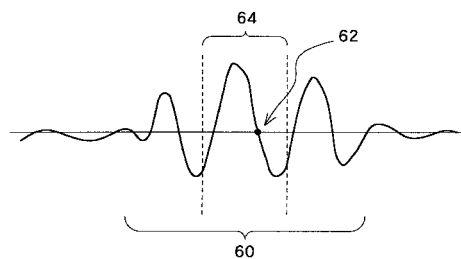
【 0 0 5 0 】

10 プローブ、20 エコートラッキング処理部、22 変位計測部、24 補間ライン生成部、26 弾性量算出部、32 表示画像形成部。

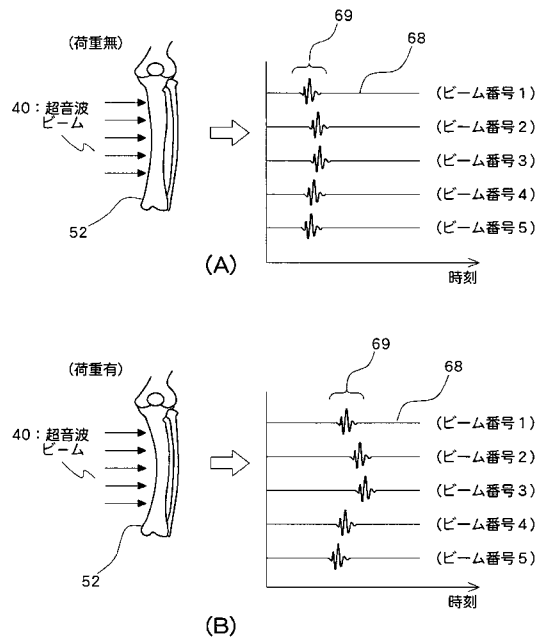
【 図 1 】



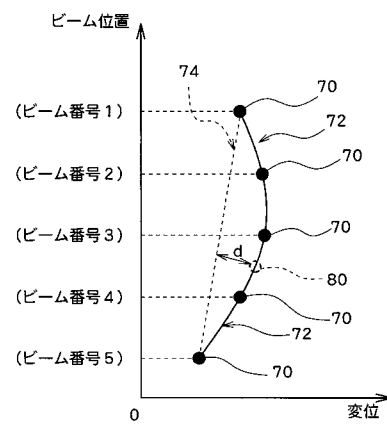
【 図 2 】



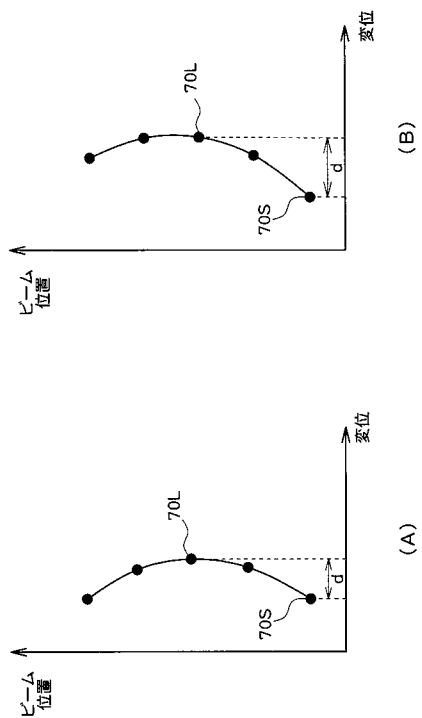
【図 3】



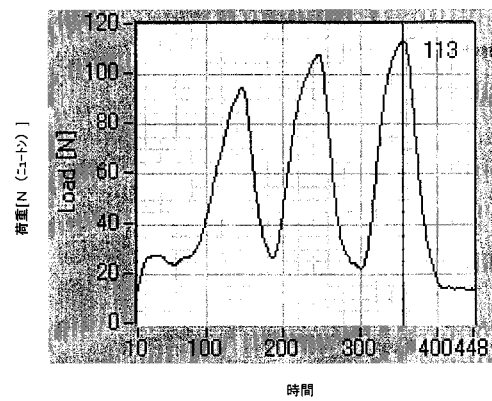
【図 4】



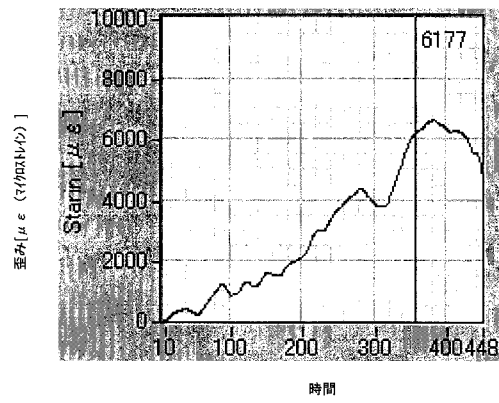
【図 5】



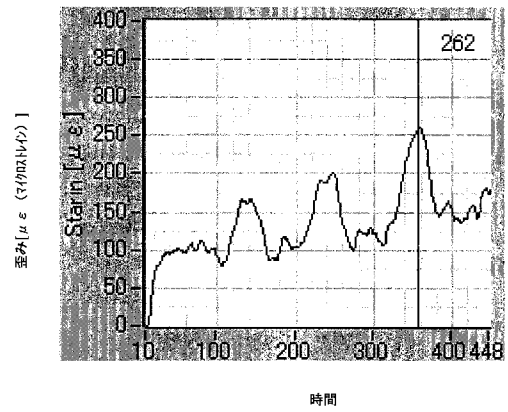
【図 6】



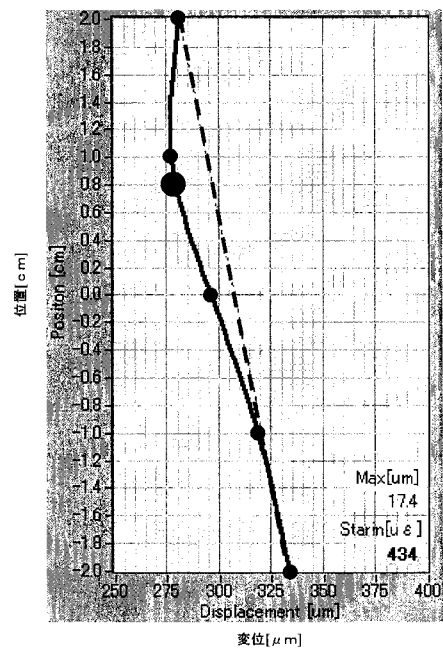
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 2 9 8 2 0 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4716792B2	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	JP2005165332	申请日	2005-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	酒井亮一 原田烈光		
发明人	酒井 亮一 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD10 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/JB38 4C601/JB45 4C601/JB50 4C601/JC02		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2006334273A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够高度精确诊断骨骼等硬组织的超声波诊断设备。解决方案：在回波跟踪处理部分20中为每个超声波束40跟踪的表面点是跟踪点42。位移测量部分22测量每个超声波束40的非加载状态和加载状态之间的表面点的位移。测量来自五个超声波束40中的每一个的表面点的位移。与骨表面上的五个点相关的位移指向坐标系，该坐标系包括指示超声波束40的光束位置的轴和指示超声波束40的光轴位置的轴。表面点的位移。内插线形成部分24形成连接五个实际测量点的内插线，并且弹性计算部分26根据内插线的弯曲程度计算用于评估骨骼的机械特性的骨骼的弹性。 $\dot{Z}$

【図1】

