

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3954981号**  
(P3954981)

(45) 発行日 平成19年8月8日(2007.8.8)

(24) 登録日 平成19年5月11日(2007.5.11)

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

請求項の数 7 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-91097 (P2003-91097)                  (22) 出願日 平成15年3月28日 (2003.3.28)                  (65) 公開番号 特開2004-298205 (P2004-298205A)                  (43) 公開日 平成16年10月28日 (2004.10.28)                  審査請求日 平成16年12月15日 (2004.12.15)</p>	<p>(73) 特許権者 390029791                  アロカ株式会社                  東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号                  (73) 特許権者 500441862                  中村 耕三                  東京都練馬区北町2-23-13                  (73) 特許権者 502321168                  大西 五三男                  東京都杉並区阿佐谷北3-18-22                  (73) 特許権者 503047087                  サンメディックス株式会社                  東京都文京区本郷3丁目16番7号                  (74) 代理人 100075258                  弁理士 吉田 研二</p>
--	---

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】

被検体内の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する送受波手段と、  
 前記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形状測定手段と、  
 前記骨に対して外的作用を及ぼした場合における前記形状データの変化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であって、  
 前記送受波手段は、被検体内の骨に対する同一の断層面内において超音波ビームを形成し、  
 前記形状測定手段は、  
 前記外的作用を掛けない状態から前記外的作用を掛けた状態に亘って、前記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、  
 前記外的作用を掛けない状態および前記外的作用を掛けた状態における各時相ごとの前記形状データを生成する形状データ生成手段と、  
 を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

10

20

請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、  
前記形状データ生成手段は、前記形状データとして、前記各時相ごとの複数の表面ポイントを結ぶ補間ラインを生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 3 に記載の超音波診断装置であって、  
前記特性評価手段は、前記外的作用を掛けない状態に対応する補間ライン、および、前記外的作用を掛けた状態に対応する補間ラインに対して、一方の補間ラインを他方の補間ライン上に重ね合わせ、二つの補間ラインの間における骨の移動に伴うずれ成分を補正し、補正された二つの補間ラインに基づいて骨の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 5】

被検体内の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する複数のエコー信号を取得する送受波手段と、  
前記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、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、前記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、  
前記荷重無状態および前記荷重有状態における各時相ごとに、複数の表面ポイントを結ぶ補間ラインを生成する補間ライン生成手段と、  
前記荷重無状態に対応する補間ラインおよび前記荷重有状態に対応する補間ラインに対して、一方の補間ラインを他方の補間ライン上に並進移動させ、二つの補間ラインの間の並進ずれ成分を補正する並進補正手段と、  
前記並進ずれ成分が補正された前記二つの補間ラインに基づいて、前記荷重有状態における骨の歪み量を演算する歪み量演算手段と、  
を有することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置であって、  
前記荷重有状態における荷重値と前記骨の歪み量との関係を示す特性曲線を生成する特性曲線生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 7】

請求項 5 に記載の超音波診断装置であって、  
前記複数のエコー信号に基づいて骨の断層画像を表示する表示手段であって、前記補間ラインを骨の断層画像上の所定位置に表示する表示手段をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に骨の力学的特性を評価する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

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、骨強度の簡便かつ定量的な測定が望まれている。

40

【0003】

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あるが、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。しかしこれらはい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。そして、X 線を照射する点では、非侵襲的であるとは言えない。

【0004】

50

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、及び精度などの問題が残されている。

【0005】

さらに、超音波を利用して骨の微細構造を解析する試みがなされているが、その結果と骨強度との関連は不明である（例えば、特許文献1参照）。

【0006】

【特許文献1】

特開平9-84788号公報

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

上述のように従来においては、非侵襲的かつ定量的に骨強度など骨の力学的特定を評価する装置が存在していなかった。そこで本発明は、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超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記目的を達成するために、本発明に係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し、各超音波ビームに対応した複数のエコー信号を取得する送受波手段と、前記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形状測定手段と、前記骨に対して外的作用を及ぼした場合における前記形状データの変化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するものとする。上記構成によれば、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。

【0009】

望ましくは、前記送受波手段は、被検体内の骨に対する同一の断層面内において超音波ビームを形成し、前記形状測定手段は、前記外的作用を掛けない状態から前記外的作用を掛けた状態に亘って、前記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、前記外的作用を掛けない状態および前記外的作用を掛けた状態における各時相ごとの形状データを生成する形状データ生成手段とを含むものとする。上記構成によれば、送受波手段が被検体内の骨に対する同一の断層面内において超音波ビームを形成し、さらに、骨表面ポイントがトラッキングされるので、計測中、常に同一の断層面内において骨表面が検出される。したがって、極めて高精度な形状データの取得が可能になる。さらに望ましくは、前記形状データ生成手段は、前記形状データとして、前記各時相ごとの複数の表面ポイントを結ぶ補間ラインを生成するものとする。上記構成によれば、生成された補間ライン上の任意点での骨の評価が可能になる。

【0010】

望ましくは、前記特性評価手段は、前記外的作用を掛けない状態に対応する補間ライン、および、前記外的作用を掛けた状態に対応する補間ラインに対して、一方の補間ラインを他方の補間ライン上に重ね合わせ、二つの補間ラインの間における骨の移動に伴うずれ成分を補正し、補正された二つの補間ラインに基づいて骨の力学的特性を評価するものとする。上記構成によれば、計測中に送受波手段に対して骨が移動してしまう場合においても、骨の移動に伴うずれ成分を補正した評価が可能になる。

【0011】

(2) また、上記目的を達成するために、本発明に係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し、各超音波ビームに対応する複数のエコー信号を取得する送受波手段と、前記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、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、前記各表面

10

20

30

40

50

ポイントをトラッキングするトラッキング手段と、前記荷重無状態および前記荷重有状態における各時相ごとに、複数の表面ポイントを結ぶ補間ラインを生成する補間ライン生成手段と、前記荷重無状態に対応する補間ラインおよび前記荷重有状態に対応する補間ラインに対して、一方の補間ラインを他方の補間ライン上に並進移動させ、二つの補間ラインの間の並進ずれ成分を補正する並進補正手段と、前記並進ずれ成分が補正された前記二つの補間ラインに基づいて、前記荷重有状態における骨の歪み量を演算する歪み量演算手段とを有するものとする。

#### 【0012】

望ましくは、前記荷重有状態における荷重値と前記骨の歪み量との関係を示す特性曲線を生成する特性曲線生成手段をさらに有するものとする。さらに望ましくは、前記複数のエコー信号に基づいて骨の断層画像を表示する表示手段であって、前記補間ラインを骨の断層画像上の所定位置に表示する表示手段をさらに有するものとする。

10

#### 【0013】

##### 【発明の実施の形態】

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。

#### 【0014】

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は被検者50の体表に当接して用いられる超音波探触子である。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、被検者50の体内の骨52に向けて超音波ビーム40を形成する。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。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。

20

#### 【0015】

送受信部12は、プローブ10を制御して、断層面(図1による被検者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4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。

30

#### 【0016】

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4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、断層画像形成を中断して4本のトラッキング用エコー信号のみが取得されてもよい。

40

#### 【0017】

図1に示す4本の超音波ビーム40は各々4本のトラッキング用エコー信号に対応している。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、被検者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。

#### 【0018】

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

50

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。エコー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。

#### 【0019】

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。

10

#### 【0020】

図3は、4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）および荷重を掛けた状態（荷重有）における骨の形状比較が行われる。図3には荷重無および荷重有のそれぞれにおけるトラッキングの様子が示されている。

#### 【0021】

図3(A)は、荷重無における骨52に対するトラッキングの様子を示すものである。骨52に向けられた4本の超音波ビーム40の各々に対応する各エコー信号68は、骨表面に対応する部分で大きな振幅（振幅極大部69）を示している。各エコー信号68における振幅極大部69の位置（波形の取得時刻）に基づいて骨表面の形状を把握することができる。なお、振幅極大部69内においてゼロクロス点（図2の符号62）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。

20

#### 【0022】

図3(B)は、荷重有における骨52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、4本の超音波ビーム40の各々に対応する各エコー信号68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52に比べて図3(B)の骨52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4本の例を示したが、4本以外の複数本でも計測可能である。

30

#### 【0023】

図1に戻り、エコートラッキング処理部20において、各エコー信号ごとに、つまり各超音波ビーム40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42である。補間ライン生成部22は、これらトラッキングポイント42を結ぶ補間ラインを生成する。つまり、複数のトラッキングポイント42をスプライン補間や最小二乗補間などを利用して曲線補間することで補間ラインが生成される。エコートラッキング処理用のエコー信号の数を増やすことで、補間ラインを本来の骨の表面形状にさらに近づけることが可能になる。

40

#### 【0024】

骨に力学的な特異部分が存在する場合には特異部分を考慮して補間ラインが生成される。例えば、骨に骨折部がある場合、骨折部で二分される骨の一方部および他方部それぞれにおいて補間ラインを形成し、二つの補間ラインの合成により骨全体の補間ラインを形成してもよい。補間ラインは各時相ごとに生成され、メモリ24、並進ずれ補正部26および表示画像形成部32に出力される。並進ずれ補正部26は、メモリ24に記録されている荷重無の時相に対応する補間ラインと、補間ライン生成部22から出力される荷重有の時相に対応する補間ラインと間の並進ずれ成分を除去するものである。

#### 【0025】

50

図4は、並進ずれ補正部26における並進ずれ成分の除去動作を説明するための図である。並進ずれ補正部26は、荷重無に対応する補間ライン（荷重無補間ライン70）および荷重有に対応する補間ライン（荷重有補間ライン72）に対して、一方の補間ラインを他方の補間ライン上に重ね合わせることで並進ずれ成分の除去を行う。補間ラインの重ね合わせは、例えば荷重無補間ライン70と荷重有補間ライン72の両端部を一致させるように行われる。重ね合わせが行われることで、計測中の骨の移動に伴う補間ライン間のずれ成分をキャンセルすることができる。このため、重ね合わされた荷重無補間ライン70と荷重有補間ライン72との差分から、骨の歪み量が高精度に抽出される。骨の歪み量は、重ね合わされた荷重無補間ライン70と荷重有補間ライン72との間の最大変位量  $d$  と、計測範囲（荷重無補間ライン70の長さ） $L$ とに基づいて、 $\epsilon = d/L$ として定義される。なお、荷重無補間ライン70と荷重有補間ライン72との間の任意の点における変位量が  $d'$ である場合、骨の歪み量として  $\epsilon' = d'/L$ のように演算してもよい。

10

#### 【0026】

図1に戻り、歪み量演算部28は、骨の歪み量を演算し、特性曲線生成部30へ出力する。特性曲線生成部30は、荷重計測器36が出力する荷重値と、歪み量演算部28が出力する骨の歪み量とに基づいて、骨の歪みに関する特性曲線を生成する。

#### 【0027】

ここで、本発明に係る超音波診断装置を利用した骨の力学的特性の診断方法を説明する。図5は、図1の超音波診断装置を利用した脛骨の診断方法を示している。椅子に座った被検者90は膝上におもり92を載せ、おもり92による荷重を脛骨に掛けられている。おもり92による荷重値は荷重計測器36で計測され超音波診断装置の装置本体100に出力されている。プローブ10は図示しないプローブ固定機により固定されて下腿（脛骨の部位）に対して超音波を送受波している。

20

#### 【0028】

プローブ10、下腿およびプローブ固定機の配置関係を図6に示す。プローブ10はプローブ固定機として機能する位置調節機102により支持され所定位置に設置されている。被検者の下腿94には、おもり92による荷重が掛けられており、その荷重値が荷重計測器36で計測される。下腿94にはベルト104によりスタンドオフ106が取り付けられている。スタンドオフ106は、超音波を透過するゲル状の媒体であり、その音響インピーダンスが生体に近いものである。プローブ10はスタンドオフ106に密着して設置され、スタンドオフ106を介して被検者の下腿94に対して超音波を送受波し、脛骨あるいは腓骨の力学的特性が診断される。

30

#### 【0029】

図7および図8は、プローブ10の固定方法の他の例を示すものである。図7に示す例では、プローブ10がベルト104により下腿94に当接されている。図8に示す例では、被検者が水槽112内に下腿94を挿入し、プローブ10は水槽112に取り付けられた角度調節機108で固定されている。プローブ10は薄膜ゴムシート窓110で覆われ、水を介して下腿94に対して超音波を送受波する。ただし、実際的にはプローブ10に対して下腿94の位置が変化しない図示されていない固定具があることが望ましい。図7および図8に示す例においても、おもり92による荷重値は荷重計測器36で計測される。

40

#### 【0030】

おもり92を変えて、それぞれの荷重値ごとに歪みを測定することができる。このようにして得られたデータを基に、特性曲線生成部30で特性曲線が生成される。図9および図10は特性曲線生成部30で生成される特性曲線の例を示す図である。図9は、横軸をイベント（A、B、C、Dの4段階）として、荷重値および骨の歪み量のそれぞれを示した図である。イベントA、B、C、Dの順に荷重値を段階的に増加させた場合、これに伴って骨の歪み量も段階的に増加している様子が示されている。

#### 【0031】

図10は、図9に示される骨の歪み量と荷重値の関係を、横軸を骨の歪み量、縦軸を荷重

50

値として示した図である。図10には、A, B, C, Dの4段階で離散的に取得されたデータに基づいて算出された近似直線も示されている。図9および図10に示される特性曲線は表示画像形成部(図1の符号32)を介してディスプレイ(図1の符号34)に表示される。

【0032】

骨の力学的特性として、例えば、図10における近似直線の傾きである(荷重)/(歪み)を、骨の剛性の指標として定量化することができる。例えば、健常者の平均的な値をA、被検者の値をBとしたとき、Bの値がAの値から推定されるある一定範囲内であれば、骨の剛性が正常であり、その範囲から外れる場合は、異常と判定する。そして、その差(B-A)からも骨の剛性を評価することが可能である。

10

【0033】

また、荷重前と、骨に対して外的作用である荷重負荷をかけて、その荷重を取り除いた後の骨の塑性変形を定量化することによって、骨の強度を評価することも可能である。具体的な一例を挙げれば、荷重前の骨の表面位置と、荷重をかけ、その荷重を取り除いた後の骨の表面位置を比較することがある。その差がある一定範囲内であれば、骨の強度が正常であり、その範囲から外れる場合は、異常と判定することが可能である。

【0034】

脛骨への他の荷重方法には、片脚立ちや両脚立ち、歩行によるサイクル負荷などがあり、荷重値は前述と同様に荷重計測器(図1の符号36)で測定できる。

【0035】

図11および図12は、サイクル負荷の場合において特性曲線生成部30で生成される特性曲線の例を示す図である。図11は、横軸を時刻として荷重値および骨の歪み量のそれぞれを示した特性曲線である。図11には、時刻0から時刻tに亘って徐々に荷重値を増加させた場合、これに伴って歪み量も時刻0から時刻tに亘って徐々に増加している様子が示されている。また、時刻t以降において荷重値が徐々に減少すると歪み量も徐々に減少していることがわかる。図11に示される特性曲線は表示画像形成部(図1の符号32)を介してディスプレイ(図1の符号34)に表示される。検査者はディスプレイ34に表示される特性曲線から荷重値に対する骨の歪み量を読み取ることができる。

20

【0036】

図12は、横軸を骨の歪み量、縦軸を荷重値とした特性曲線である。骨に対する荷重量と骨の歪み量との間にはヒステリシス特性が存在する。つまり、荷重値を徐々に増加させ最大荷重値まで増加させた場合の骨の歪み量の増加特性と、その最大荷重値から徐々に荷重値を減少させた場合の骨の歪み量の減少特性とは同一の曲線にならない。図12は、荷重値を最大荷重値まで増加させ、その後、その最大荷重値から荷重値を減少させた場合の特性を示すものであり、領域80の面積が荷重値と歪み量との間のヒステリシス特性を反映している。図12に示される特性曲線は表示画像形成部(図1の符号32)を介してディスプレイ(図1の符号34)に表示される。

30

【0037】

図1に戻り、表示画像形成部32は、断層画像形成部18で形成された骨の断層画像および特性曲線生成部30で生成された特性曲線に基づいて表示画像を形成してディスプレイ34に表示する。断層画像と特性曲線は、例えば、検査者の指示に基づいて切り替えて表示される。断層画像と特性曲線は同時に表示されてよい。また、補間ライン生成部22で生成された補間ラインを骨の断層画像上に重ねて合わせて表示させてもよい。

40

【0038】

上述のようにして得られた骨の歪み量や強度などの骨の力学的特性は、骨癒合の定量評価において重要な指標となり、さらに、薬剤による骨強度増加への効果の判定や固定器・インプラントの除去、患者に荷重量の程度の指示などにおいて、客観的で信頼できる診断の基礎データとして大いに寄与するものである。

【0039】

本発明に係る超音波診断装置による診断対象骨は脛骨や腓骨に限定されるものではない。

50

例えば、大腿骨や腕の骨を対象とすることも可能である。大腿骨を対象とする場合、おもりを抱えた被検者を荷重計測器に載せ、プローブを大腿骨に当接して診断を行えば、大腿骨に掛かる荷重値と大腿骨の形状測定が可能になる。また腕の骨を対象とする場合、被検者の腕にプローブを当接して、壁に設置した荷重計測器を被検者が腕押しすることにより腕の骨に荷重を掛けた診断が可能であり、あるいは、床に置かれた荷重計測器上に被検者が腕を載せて、腕立て姿勢で腕の骨に荷重を掛けた診断も可能である。このように、本発明に係る超音波診断装置は、被検者体内の様々な部位の骨を対象とすることができる。

【0040】

その上、本発明による超音波診断装置による診断は、骨折の治療法に依らず適用できる点でメリットがある。

【0041】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置により、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可能となる。

【図面の簡単な説明】

【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】 各エコー信号を示す模式図である。

【図3】 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。

【図4】 並進ずれ成分の除去動作を説明するための図である。

【図5】 本発明に係る超音波診断装置を利用した脛骨の診断方法を示す図である。

【図6】 プローブの固定方法を示す図である。

【図7】 プローブの固定方法の他の例を示す図である。

【図8】 プローブの固定方法の他の例を示す図である。

【図9】 特性曲線生成部で生成される荷重及び歪みの時間的変化の特性曲線の例を示す図である。

【図10】 特性曲線生成部で生成される荷重 - 歪みの特性曲線の例を示す図である。

【図11】 特性曲線生成部で生成される荷重及び歪みの時間的変化の特性曲線の別の例を示す図である。

【図12】 特性曲線生成部で生成される荷重 - 歪みのヒステリシス特性曲線を示す図である。

【符号の説明】

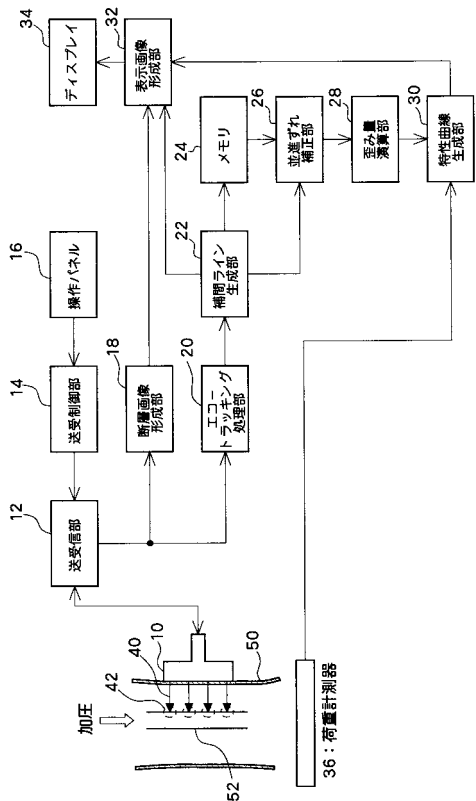
20 エコートラッキング処理部、22 補間ライン生成部、26 並進ずれ補正部、28 歪み量演算部、30 特性曲線生成部。

10

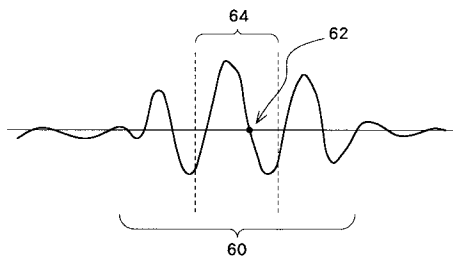
20

30

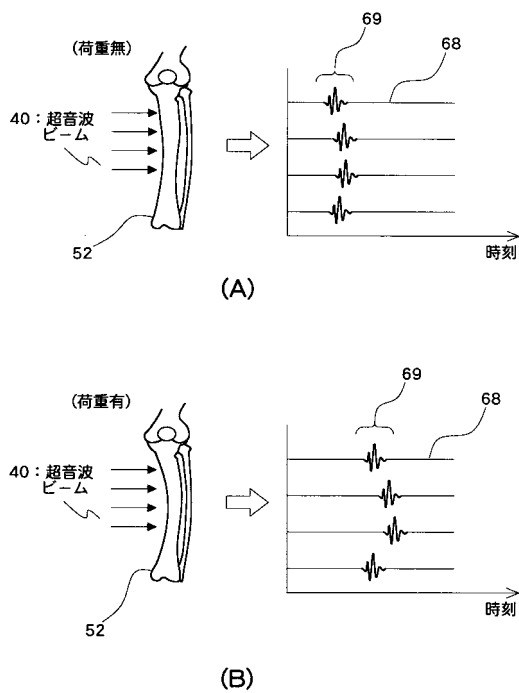
【図1】



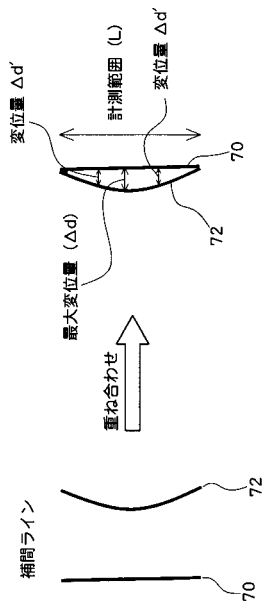
【図2】



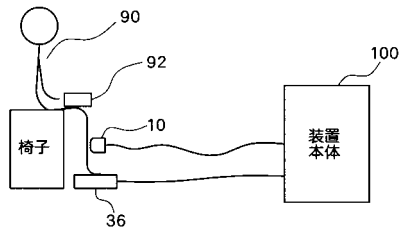
【図3】



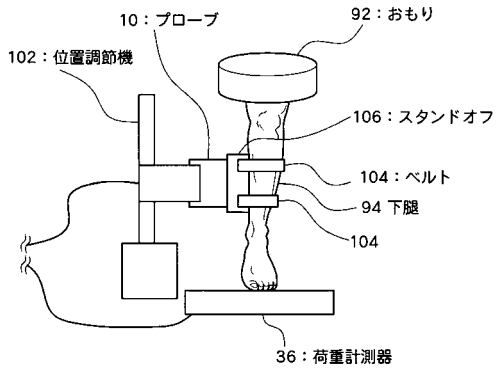
【図4】



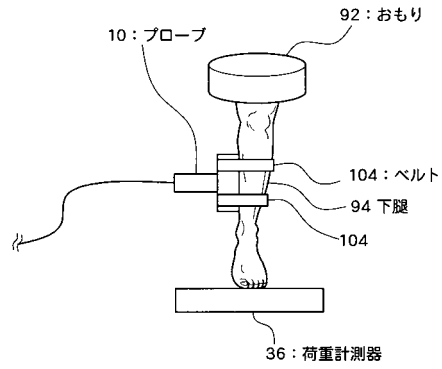
【図5】



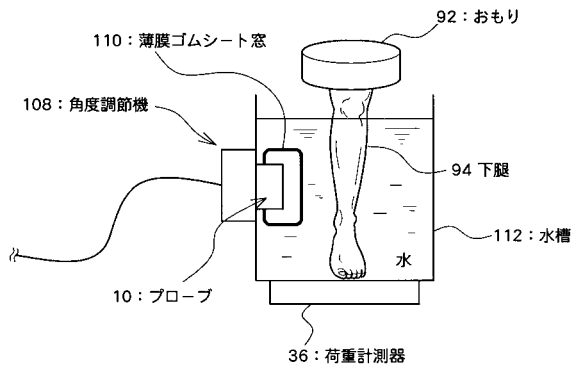
【図6】



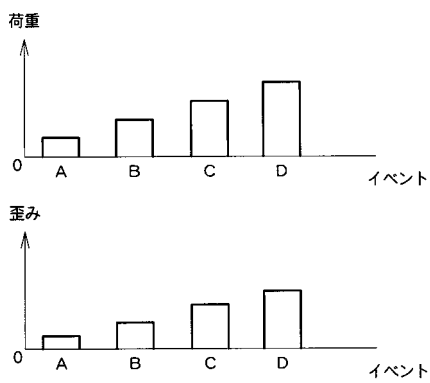
【図7】



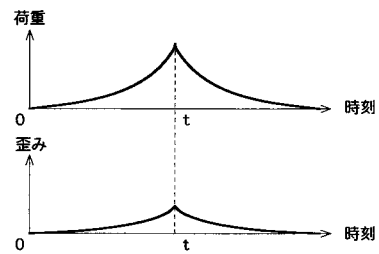
【図8】



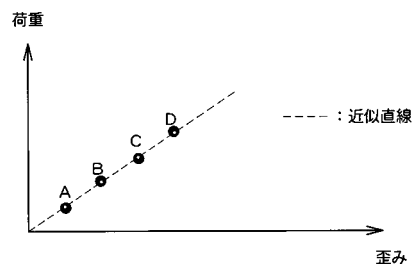
【図9】



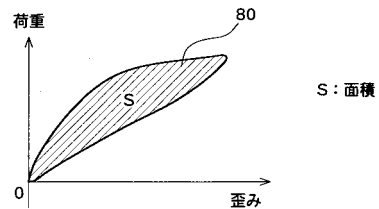
【図11】



【図10】



【図12】



## フロントページの続き

- (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
- (72)発明者 中村 耕三  
東京都練馬区北町2-23-13
- (72)発明者 大西 五三男  
東京都杉並区阿佐谷北3-18-22
- (72)発明者 松山 順太郎  
東京都板橋区成増3-37-2-404
- (72)発明者 植原 登志郎  
東京都文京区本郷3丁目16番7号 サンメディックス株式会社内

審査官 長井 真一

- (56)参考文献 特表平04-501519(JP,A)  
特開2002-330965(JP,A)  
特開2000-175911(JP,A)  
特表2005-526539(JP,A)  
特開2001-309918(JP,A)  
特開平08-299334(JP,A)  
特開2003-079627(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/01 - 8/15  
JSTPlus(JDream2)  
JMEDPlus(JDream2)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3954981B2</a>	公开(公告)日	2007-08-08
申请号	JP2003091097	申请日	2003-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社 中村幸三 大西 五三男 圣医务人员		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司 中村幸三 大西 五三男 散MEDIX有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司 中村幸三 大西 五三男 散MEDIX有限公司		
[标]发明人	酒井亮一 原田烈光 中村耕三 大西五三男 松山順太郎 植原登志郎		
发明人	酒井 亮一 原田 烈光 中村 耕三 大西 五三男 松山 順太郎 植原 登志郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/DD10 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/JC02 4C601/JC03 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK28		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	永井伸一		
其他公开文献	JP2004298205A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于非侵入性和定量评估生物体中骨骼的动态特征。解决方案：回声跟踪处理部分20基于回声信号提取骨骼的前表面部分，并跟踪骨骼前表面部分的位置。内插线生成部分22生成连接跟踪点42的内插线，跟踪点42是跟踪的骨前表面部分。平移位移校正部分26去除对应于记录在存储器24中的非加载状态下的时间相位的内插线与对应于从内插线生成输出的加载状态中的时间相位的内插线之间的平移位移分量。变形量计算部分28计算每个时间相位的骨骼中的变形量，以将其输出

到特征曲线生成部分30.特征曲线生成部分30基于骨骼的变形生成关于骨骼变形的特征曲线。根据负载测量仪器36输出的负载值和从失真量计算部分28输出的骨骼的失真量

【 图 1 】

