

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-160704

(P2005-160704A)

(43) 公開日 平成17年6月23日(2005.6.23)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/08

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-403086 (P2003-403086)
(22) 出願日 平成15年12月2日(2003.12.2)

(71) 出願人 390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(71) 出願人 500441862
中村 耕三
東京都練馬区北町2-23-13
(71) 出願人 502321168
大西 五三男
東京都杉並区阿佐谷北3-18-22
(71) 出願人 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

最終頁に続く

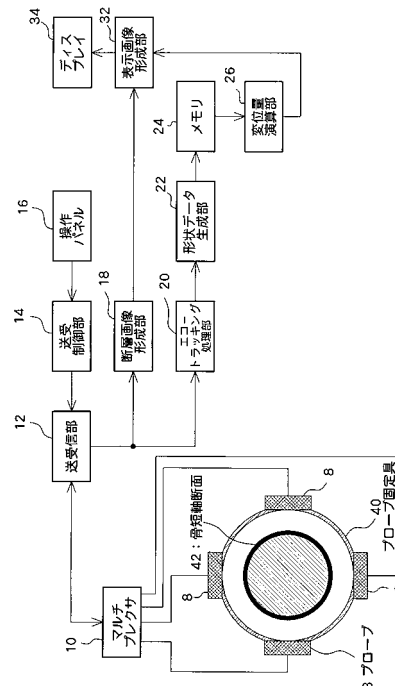
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 生体内の骨の力学的特性を非侵襲的かつ定量的に測定する。

【解決手段】 各プローブ8は、被検者体内の骨に対して超音波を送受波して骨短軸断面42内において超音波ビームを形成する。エコートラッキング処理部20は、各プローブ8ごとに、エコー信号のゼロクロス点を表面ポイントとして抽出してトラッキングし、各プローブ8を基準とする骨表面の位置を計測する。形状データ生成部22は、既知のプローブ8の位置と計測された骨表面の位置とから、骨短軸断面42のx軸方向の直径やy軸方向の直径を算出する。変形量演算部26は、荷重を掛けない場合の直径および荷重を掛けた場合の直径から、x軸方向の歪み量またはy軸方向の歪み量を演算する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

骨の短軸断面内において、複数方向から超音波ビームを形成して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、前記骨の短軸断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、骨の力学的特性を反映した特性情報を生成する特性情報生成手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送受波手段は、互いに異なる方向から超音波ビームを形成する複数のプローブを含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送受波手段は、複数の振動素子が円周状に配置されたアレー振動子を含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記形状測定手段は、骨の短軸断面の形状変化に応じて前記各表面ポイントをトラッキングする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記形状測定手段は、前記形状データとして、3点以上の前記表面ポイントの位置を測定し、

前記特性情報生成手段は、前記特性情報として、前記骨に対して外的作用を及ぼした場合における前記表面ポイントの変位から前記骨の短軸断面の歪み量を演算する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記形状測定手段は、前記形状データとして、3点以上の前記表面ポイントを結んだ複数の直線で囲まれた領域の面積を求める、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【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、特に骨の力学的特性を評価するための超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

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、骨の力学的特性の簡便かつ定量的な測定が望まれている。

【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。しかし、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。また、骨強度の従来測定法として測定対象のサンプル骨の強度試験がある。しかし、サンプル骨の摘出手術が必要であり侵襲的である。

50

さらに、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) 装置などが実用化されている。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。しかも、X 線を照射する点では、非侵襲的であるとは言えない。

【0004】

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の既存の手法が挙げられる。しかし、これらの手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、定量評価の指標の精度が不十分であること、といった問題が残されている。

10

【0005】

また、超音波を利用して骨の微細構造を解析する試みもなされている。しかし、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 - 8 4 7 8 8 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記のように、骨に関する従来の力学的特性の測定にはいくつかの問題点が存在していた。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測定する超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

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、骨の短軸断面内において、複数方向から超音波ビームを形成して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、前記骨の短軸断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、骨の力学的特性を反映した特性情報を生成する特性情報生成手段と、を有することを特徴とする。

30

【0009】

この構成において、骨の短軸断面とは、骨の長軸に直交する断面である。もちろん、厳密に長軸に直交している必要はなく、実質的に直交する平面も短軸断面の概念に含まれる。また、形状データとは、例えば、表面ポイントの位置やその位置から推定される短軸断面の面積などである。この構成により、検査者は、形状データの変化に基づく特性情報から骨の力学的特性を評価することができる。つまり、生体内の骨の力学的特性を非侵襲的かつ定量的に測定することができる。

【0010】

望ましくは、前記送受波手段は、互いに異なる方向から超音波ビームを形成する複数のプローブを含む、ことを特徴とする。また望ましくは、前記送受波手段は、複数の振動素子が円周状に配置されたアレー振動子を含む、ことを特徴とする。また望ましくは、前記形状測定手段は、骨の短軸断面の形状変化に応じて前記各表面ポイントをトラッキングする、ことを特徴とする。表面ポイントのトラッキングには、いわゆる、エコートラッキング処理を利用することが好適である。エコートラッキング処理により、表面ポイントの抽出精度が飛躍的に向上する。

40

【0011】

望ましくは、前記形状測定手段は、前記形状データとして、3点以上の前記表面ポイントの位置を測定し、前記特性情報生成手段は、前記特性情報として、前記骨に対して外的作用を及ぼした場合における前記表面ポイントの変位から前記骨の短軸断面の歪み量を演

50

算する、ことを特徴とする。また望ましくは、前記形状測定手段は、前記形状データとして、3点以上の前記表面ポイントを結んだ複数の直線で囲まれた領域の面積を求める、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明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測定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の好適な実施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。本実施形態では、診断対象である骨の骨短軸断面42を取り囲む円周上に4つのプローブ8が配置される。骨は被検者体内のものであり、骨短軸断面42は、骨の長軸に直交する断層面である。各プローブ8はプローブ固定具40により固定され、被検者の体表(図示せず)に当接して用いられる。なお、各プローブ8を創外固定器に固定して、創外固定器をプローブ固定具40として利用してもよい。

10

【0015】

各プローブ8は、被検者体内の骨に対して超音波を送受波して骨短軸断面42内において超音波ビームを形成する。各プローブ8は、複数の振動素子を電子走査して所定のフォーカス点に超音波ビームを形成する電子走査型のプローブである。なお、各プローブ8は

20

【0016】

マルチプレクサ10は、4つのプローブ8から出力される4系統のエコー信号を切り替えて送受信部12へ出力するとともに、送受信部12から供給される送信信号を4系統に切り替えて各プローブ8へ出力する。

【0017】

送受信部12は、各プローブ8が有する複数の振動素子に対して送信信号を供給して、骨短軸断面42内において超音波ビームを形成する。また、送受信部12は、各プローブ8の各々から出力されるエコー信号を取得する。取得された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はエコー信号に基づいて骨短軸断面42の断層画像

30

【0018】

送受信部12で取得されたエコー信号は、エコートラッキング処理部20へも出力される。エコートラッキング処理部20は、各プローブ8ごとに、エコー信号から骨表面部を抽出してトラッキングする、いわゆるエコートラッキング処理を行うものである。エコー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。

【0019】

各プローブ8で取得されるエコー信号は骨表面に対応する部分で大きな振幅となっている。単に振幅の大きな部分として骨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が生じてしまう。エコートラッキング処理では、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。ゼロクロス点は、トラッキングゲート期間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。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内でゼロクロス点が検知される。このようにして、各プローブ8ごとに、エコー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、骨表面の位置が各プローブ8を

40

50

基準として高精度に計測される。

【0020】

形状データ生成部22は、エコー-tracking処理部20でtrackingされる表面ポイントの位置に基づいて、骨短軸断面42に関する形状データを生成する。以下、図2を利用して形状データの生成処理を説明する。なお、以下において、図1に示した部分については図1の符号を利用して説明する。

【0021】

図2は、形状データの生成処理を説明するための図であり、図1に示す4つのプローブ8が示されている。つまり、図2に示される4つのプローブ8a~8bは、図1に示される4つのプローブ8に相当し、骨短軸断面42を取り囲むように配置されている。

10

【0022】

図2に示すように、プローブ8a, 8cはxy直交座標系のx軸上に配置され、プローブ8b, 8dはxy直交座標系のy軸上に配置される。4つのプローブ8a~8dは、xy直交座標系において既知の位置に固定されている。また、エコー-tracking処理部20において、各プローブ8a~8dごとに、骨の表面ポイントがtrackingされ、骨表面の位置が各プローブ8a~8dを基準として計測されている。

【0023】

形状データ生成部22は、既知のプローブ8aの位置とプローブ8aを基準とした骨表面の位置とから、x軸上における骨表面の位置 x_1 を取得する。同様に、既知のプローブ8cの位置とプローブ8cを基準とした骨表面の位置とから、x軸上における骨表面の位置 x_2 を取得する。そして、位置 x_1 と位置 x_2 との差から、骨短軸断面のx軸方向の直径 D_x ($D_x = x_1 - x_2$)を算出する。

20

【0024】

また、形状データ生成部22は、既知のプローブ8bの位置とプローブ8bを基準とした骨表面の位置とから、y軸上における骨表面の位置 y_1 を取得する。同様に、既知のプローブ8dの位置とプローブ8dを基準とした骨表面の位置とから、y軸上における骨表面の位置 y_2 を取得する。そして、位置 y_1 と位置 y_2 との差から、骨短軸断面のy軸方向の直径 D_y ($D_y = y_1 - y_2$)を算出する。

【0025】

さらに、形状データ生成部22は、骨表面4点の位置(x_1, x_2, y_1, y_2)から、隣り合う2点を結ぶ4つの直線で囲まれた領域の面積 S ($S = D_x \times D_y / 2$)を算出する。骨短軸断面のx軸方向の直径 D_x 、骨短軸断面のy軸方向の直径 D_y 、および、面積 S は形状データとしてメモリ24に出力される。

30

【0026】

本実施形態では、外的作用として骨に荷重を掛けた場合における形状データの変化が測定される。

【0027】

図3は、骨に荷重を掛けた場合における形状データの変化の様子を説明するための図である。図3には、荷重を掛けない場合の骨表面4点の位置(荷重無50)、荷重を掛けた場合の骨表面4点の位置(荷重有52)が示されている。図3に示すように、荷重を掛けることにより骨短軸断面が歪み、その結果、骨表面4点の位置(x_1, x_2, y_1, y_2)がそれぞれ(x_1', x_2', y_1', y_2')に変位する。本実施形態では、これら4点の変位から形状データの変化が測定される。以下、この測定について説明する。

40

【0028】

図1に戻り、形状データ生成部22は、4点の位置(x_1, x_2, y_1, y_2)から骨に対して荷重を掛けない場合の形状データ(D_x, D_y, S)を算出し、また、4点の位置(x_1', x_2', y_1', y_2')から骨に対して荷重を掛けた場合の形状データ(D'_x, D'_y, S')を算出し、その結果をメモリ24に記録する。

【0029】

変形量演算部26は、荷重を掛けない場合の直径 D_x および荷重を掛けた場合の直径 D

50

\hat{x} から、 x 軸方向の歪み量 $\epsilon_x = (D'_x - D_x) / D_x$ を演算し、また、荷重を掛けない場合の直径 D_y および荷重を掛けた場合の直径 D'_y から、 y 軸方向の歪み量 $\epsilon_y = (D'_y - D_y) / D_y$ を演算する。各直径は骨表面 2 点の位置の差として求められているので、荷重により骨全体が並進移動しても、並進移動分はキャンセルされて歪み量 ϵ_x や ϵ_y が求められる。変形量演算部 26 は、これら歪み量を骨の力学的特性を反映した特性情報として表示画像形成部 32 へ出力する。そして、表示画像形成部 32 において、骨短軸断面 42 の断層画像および特性情報により表示画像が形成され、ディスプレイ 34 に表示される。例えば、断層画像の隣に特性情報である歪み量 ϵ_x や ϵ_y が表示される。

【0030】

骨の力学的特性の中で、骨が弾性変形を起こしているか、または塑性変形を起こしているかを知ることは、骨の癒合判定において非常に重要である。荷重を取り去った後の骨短軸断面 42 の形状が荷重を掛ける前の形状に戻れば弾性変形であり、荷重を掛ける前の形状に戻らなければ塑性変形である。本実施形態では、骨表面 4 点の位置を結んだ四角形（図 3 参照）についての荷重を掛ける前後の差から、荷重を掛ける前後の骨短軸断面 42 の形状を比較することができる。

10

【0031】

つまり、形状データ生成部 22 で算出されメモリ 24 に記録された荷重を掛ける前後の面積 S について、変形量演算部 26 がその差を算出し、表示画像形成部 32 を介してディスプレイ 34 に面積 S の差を表示させる。検査者は、この面積 S の差が所定範囲内であれば、弾性変形であり骨の強度が正常であると判断し、また、面積 S の差が所定範囲内に無ければ塑性変形であり骨の強度が異常であると判断する。このように、面積 S の差という定量値に基づいて骨の力学的特性を知ることができる。

20

【0032】

また、歩行などの動的なサイクル荷重における脛骨の力学的特性を測定したい場合を考慮して、本実施形態では、動的に変化する荷重値ごとの歪み量をメモリ 24 に記録しておき、これら荷重値ごとの歪み量を利用した特性曲線を出力する。

【0033】

図 4 および図 5 は、特性曲線の例を示す図である。図 4 は、横軸を時刻として荷重値および骨の歪み量 (ϵ_x または ϵ_y) のそれぞれを示した特性曲線である。図 4 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 4 に示される特性曲線は、メモリ（図 1 の符号 24）に記録されたデータから表示画像形成部（図 1 の符号 32）において形成され、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。なお、荷重値は床反力計などを用いて計測される。

30

【0034】

図 5 は、横軸を骨の歪み量 (ϵ_x または ϵ_y)、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 5 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た定量値となる。図 5 に示される特性曲線は、メモリ（図 1 の符号 24）に記録されたデータから表示画像形成部（図 1 の符号 32）において形成され、ディスプレイ（図 1 の符号 34）に表示される。

40

【0035】

また、骨は荷重が作用する方向によって異なる力学的特性、異方性をもっている。したがって、骨の強度が最大となる方向を測定するために、図 1 に示す 4 つのプロブ 8 を骨の周囲で回転させる機構とし、最大歪み（主歪み）の方向にプロブ 8 を固定するように

50

してもよい。さらに、4つのプローブ8に換えて、複数の振動素子が円周状に配置されたアレー振動子のプローブを利用してもよい。

【0036】

図6は、円周状に配置されたアレー振動子を説明するための図である。このアレー振動子は、診断対象である骨の骨短軸断面42を取り囲む円周上に複数の振動素子60が配置されたものである。各振動素子60は、被検者の体表(図示せず)に当接される。もちろん、ゼリー状超音波結合剤を介して被検者の体表に当接されてもよい。マルチプレクサ10は、送受信部(図1の符号12)から供給された送信信号に基づいて、各振動素子60ごとに駆動信号を出力する。そして、円周上に配置された複数の振動素子60が電子走査制御され、円周上の所定の方向から超音波ビームが形成される。つまり、骨短軸断面42内において所望の方向から超音波ビームを形成することが可能になる。したがって、例えば、図1に示す4つのプローブ8の位置に相当する方向から4本の超音波ビームを形成することも可能であり、また、図1に示すプローブ8の方向とは異なる方向から超音波ビームを形成することも可能である。さらに、超音波ビームの本数が4本以外であってもよい。

10

【0037】

以上説明したように、本実施形態で得られた骨の歪み量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、患者に与える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。

20

【0038】

本発明に係る超音波診断装置による診断対象骨は脛骨に限定されるものではない。例えば、腓骨や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、プローブを大腿部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。

30

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す構成図である。

【図2】形状データの生成処理を説明するための図である。

【図3】骨に荷重を掛けた場合における形状データの変化の様子を説明するための図である。

【図4】荷重値および骨の歪み量の時間変化の特性曲線を示す図である。

【図5】横軸を骨の歪み量、縦軸を荷重値とした特性曲線を示す図である。

【図6】円周状に配置されたアレー振動子を説明するための図である。

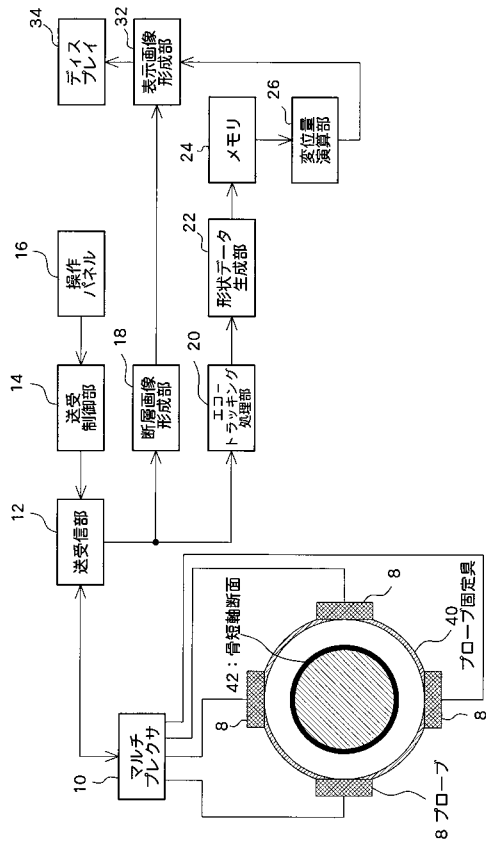
【符号の説明】

【0040】

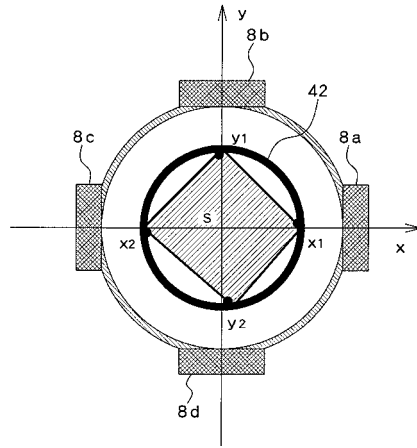
8 プローブ、10 マルチプレクサ、20 エコートラッキング処理部、22 形状データ生成部、26 変形量演算部。

40

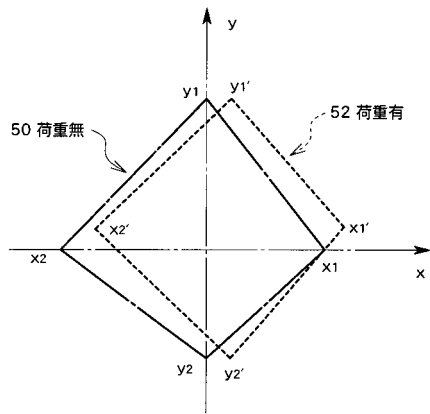
【 図 1 】



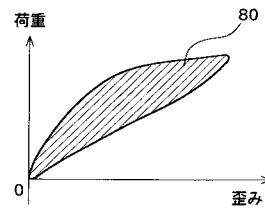
【 図 2 】



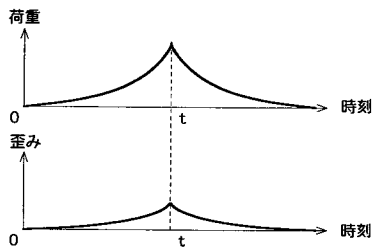
【 図 3 】



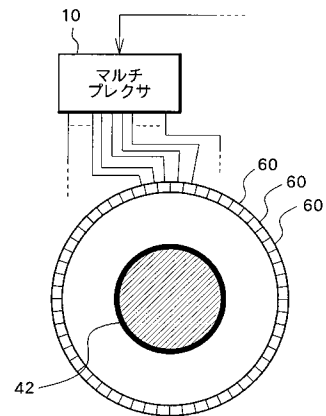
【 図 5 】



【 図 4 】



【 図 6 】



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 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 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 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1番7号 サンメディックス株式会社内
- Fターム(参考) 4C601 DD01 DD10 DD18 DD19 EE09 GA01 GA03 GB05 HH04 KK28

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005160704A	公开(公告)日	2005-06-23
申请号	JP2003403086	申请日	2003-12-02
[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		
[标]发明人	原田烈光 酒井亮一 中村耕三 大西五三男 松山順太郎 植原登志郎		
发明人	原田 烈光 酒井 亮一 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		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD10 4C601/DD18 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GB05 4C601/HH04 4C601/KK28		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4381118B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：非侵入性和定量地测量骨的体内动力学特性。解决方案：每个探针8在其与受检者体内的骨之间发送和接收超声波，以在骨42的短轴的横截面中形成超声波束。回波跟踪处理部20提取作为表面点的回波信号的零交叉点，用于每个探针8进行跟踪并测量标准化每个探针8的骨表面的位置。配置数据生成部22计算x轴方向上的直径以及从探针8的已知位置和骨表面的测量位置计算骨42的短轴的横截面的y轴方向。变形量计算部26根据无负载状态下的直径和负载状态下的直径，计算x轴方向上的变形量或y轴方向上的变形量。Z

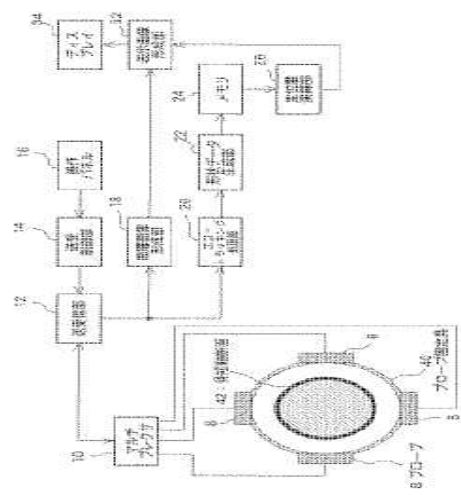


図1