

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4854212号  
(P4854212)

(45) 発行日 平成24年1月18日(2012.1.18)

(24) 登録日 平成23年11月4日(2011.11.4)

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

請求項の数 2 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2005-103031 (P2005-103031)	(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
(22) 出願日	平成17年3月31日(2005.3.31)	(73) 特許権者	504137912 国立大学法人 東京大学 東京都文京区本郷七丁目3番1号
(65) 公開番号	特開2006-280532 (P2006-280532A)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(43) 公開日	平成18年10月19日(2006.10.19)	(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
審査請求日	平成19年12月20日(2007.12.20)	(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
審判番号	不服2011-1636 (P2011-1636/J1)		
審判請求日	平成23年1月24日(2011.1.24)		

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】

骨折部位を間に挟んだ二つの骨片のうちの第一骨片に対して超音波を送受波する複数の振動子を備え、これら複数の振動子が二次元的に配列された第一プローブと、

前記二つの骨片のうちの第二骨片に対して超音波を送受波する複数の振動子を備え、これら複数の振動子が二次元的に配列された第二プローブと、

前記第一プローブの複数の振動子から各振動子ごとにエコー信号を取得し、さらに、前記第二プローブの複数の振動子から各振動子ごとにエコー信号を取得する送受信部と、

前記第一骨片および第二骨片の各々について、前記各エコー信号ごとに骨の表面に対応した表面ポイントを特定する表面ポイント特定部と、

前記第一プローブの複数の振動子のエコー信号から二次元的に得られる複数の表面ポイントに基づいて前記第一骨片の表面の形態データを生成し、さらに、前記第二プローブの複数の振動子のエコー信号から二次元的に得られる複数の表面ポイントに基づいて前記第二骨片の表面の形態データを生成する形態情報生成部と、

を有し、

前記第一プローブおよび第二プローブは互いに固定され、

前記形態情報生成部は、前記二つの骨片を剛体とし前記骨折部位を粘弾性体とする複合モデルを利用し、前記形態データとして、前記第一骨片の表面の総体的な位置を示す第一位置データと前記第一骨片の表面の方向を示す第一方向データ、および、前記第二骨片の表面の総体的な位置を示す第二位置データと前記第二骨片の表面の方向を示す第二方向デ

ータを生成し、第一位置データと第二位置データの比較データおよび第一方向データと第二方向データの比較データを生成し、

前記二つの骨片に対して外的作用が加えられ、

前記形態情報生成部は、外的作用に伴う前記第一位置データの変化を示す第一位置変位データと前記第一方向データの変化を示す第一方向変位データ、および、外的作用に伴う前記第二位置データの変化を示す第二位置変位データと前記第二方向データの変化を示す第二方向変位データを生成する、

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、

前記形態情報生成部は、前記第一位置変位データと前記第二位置変位データとを比較することによって位置変位比較データを生成し、前記第一方向変位データと前記第二方向変位データとを比較することによって方向変位比較データを生成する、

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】

【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。

【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。また、X 線を照射する点では非侵襲的であると

【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。

【0005】

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)。

【0006】

【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】

【0007】

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

10

20

30

40

50

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。

【0008】

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適切に評価する手法について研究を重ねてきた。

【0009】

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、骨などの硬組織のさらに高精度な診断を可能にす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】

【0010】

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、硬組織に対して超音波を送受波する二次元的に配列された複数の振動部と、前記複数の振動部から各振動部ごとにエコー信号を取得する送受信部と、前記各エコー信号ごとに硬組織の表面に対応した表面ポイントを特定する表面ポイント特定部と、前記複数の振動部のエコー信号から二次元的に得られる複数の表面ポイントに基づいて硬組織表面の形態情報を生成する形態情報生成部と、を有することを特徴とする。

【0011】

上記構成において、各振動部は例えば単一の振動素子で構成され、複数の振動素子が二次元的に配列される。もちろん、各振動部が複数の振動素子で構成されてもよい。また、複数の振動部は、例えば格子状に配列される。このため、硬組織の表面に対応した表面ポイントが二次元的に得られ、硬組織表面の形態情報を二次元的に捕らえることが可能になる。なお、硬組織表面の形態情報とは、例えば、硬組織表面の形状、位置、方向などの情報である。上記構成によれば、硬組織表面の形態情報を二次元的に捕らえることができるため、例えば骨の癒合状態などの観察に適しており、骨などの硬組織のさらに高精度な診断を可能にする。

【0012】

望ましくは、前記形態情報生成部は、前記形態情報として、二次元的に得られる複数の表面ポイントに基づいて硬組織表面の総体的な位置を示す位置データを生成する、ことを特徴とする。望ましくは、前記形態情報生成部は、前記形態情報として、二次元的に得られる複数の表面ポイントに基づいて硬組織表面の方向を示す方向データを生成する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましくは、前記硬組織に対して外的作用が加えられ、前記形態情報生成部は、前記形態情報として、外的作用に伴う硬組織表面の総体的な位置の変化を示す位置変位データと、外的作用に伴う硬組織表面の方向の変化を示す方向変位データと、を生成する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましくは、前記表面ポイント特定部は、前記各振動部ごとに形成される超音波ビームに対して設定されるトラッキングゲートを利用し、トラッキングゲート期間内におけるエコー信号の代表点を表面ポイントとして抽出し、抽出した表面ポイントをトラッキングする、ことを特徴とする。

【0015】

望ましくは、前記複数の振動部には、同一直線上に配列されない三つの振動部が含まれ、前記形態情報生成部は、前記三つの振動部から得られる三点の表面ポイントに基づいて、前記位置データとして当該三点の表面ポイントの重心位置の座標を求め、さらに、前記方向データとして当該三点の表面ポイントを含む平面の法線ベクトルを求める、ことを特徴とする。

【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、骨折

10

20

30

40

50

部位を間に挟んだ二つの骨片のうちの第一骨片に対して超音波を送受波する複数の振動子を備え、これら複数の振動子が二次元的に配列された第一プローブと、前記二つの骨片のうちの第二骨片に対して超音波を送受波する複数の振動子を備え、これら複数の振動子が二次元的に配列された第二プローブと、前記第一プローブの複数の振動子から各振動子ごとにエコー信号を取得し、さらに、前記第二プローブの複数の振動子から各振動子ごとにエコー信号を取得する送受信部と、前記第一骨片および第二骨片の各々について、前記各エコー信号ごとに骨の表面に対応した表面ポイントを特定する表面ポイント特定部と、前記第一プローブの複数の振動子のエコー信号から二次元的に得られる複数の表面ポイントに基づいて前記第一骨片の表面の形態データを生成し、さらに、前記第二プローブの複数の振動子のエコー信号から二次元的に得られる複数の表面ポイントに基づいて前記第二骨片の表面の形態データを生成する形態情報生成部と、を有し、前記第一プローブおよび第二プローブは互いに固定され、前記形態情報生成部は、前記第一骨片の形態データと前記第二骨片の形態データとの比較データを生成する、ことを特徴とする。

10

**【0017】**

望ましくは、前記二つの骨片に対して外的作用が加えられ、前記形態情報生成部は、外的作用に伴う前記第一骨片の形態データの変化を示す第一変位データと、外的作用に伴う前記第二骨片の形態データの変化を示す第二変位データと、を求めることを特徴とする。望ましくは、前記形態情報生成部は、前記第一変位データと前記第二変位データとを比較することによって変位比較データを生成することを特徴とする。

**【0018】**

20

上記構成において、形態データとは、例えば、骨表面の位置データや方向データである。この場合、第一変位データとは、例えば、外的作用の前後における第一骨片の位置データの変化量を示す位置変位データや方向データの変化量を示す方向変位データである。さらに、上記構成では、第一骨片の第一変位データと第二骨片の第二変位データとを比較することによって変位比較データが生成される。この変位比較データは、第一骨片と第二骨片の二つの骨片の情報から得られるものであり、従って、骨折部位とそれを間に挟んだ二つの骨片とを含む骨全体の総合的な高精度な診断に有効なデータとなる。

**【発明の効果】****【0019】**

本発明により、骨などの硬組織のさらに高精度な診断を可能にする超音波診断装置が提供される。

30

**【発明を実施するための最良の形態】****【0020】**

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。

**【0021】**

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。

**【0022】**

本実施形態において、プローブ10aおよびプローブ10b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。ただし、被検体内に挿入して用いられる超音波探触子が利用されてもよい。プローブ10aおよびプローブ10bは、各々、被検者50の体内の骨(符号52a, 52b, 54)に向けて複数の超音波ビーム40を形成する。骨は、骨折部位54を間に挟んだ二つの骨片52a, 52bで構成されている。本実施形態において観察対象となる骨は、例えば脛骨である。もちろん、脛骨以外の骨あるいは骨以外の硬組織を観察対象としてもよい。また、プローブ10aおよびプローブ10bは、プローブ連結具11によって、互いに固定される。つまり、プローブ10aおよびプローブ10bの間の相対的な位置や向きは不変である。

40

**【0023】**

本実施形態においては、プローブ10aによって骨片52aに対して超音波が送受波され、プローブ10bによって骨片52bに対して超音波が送受波される。プローブ10a

50

およびプローブ10bは、各々、二次元的に配列された複数の振動子を備えている。本実施形態においては、プローブ10aおよびプローブ10bの各々が、縦と横にそれぞれ3個ずつ合計9個の振動子を格子状に配列した振動子群を備えている。なお、9個の振動子の配列状態については、後に図4を利用して説明する。

#### 【0024】

送受信部12は、送受制御部14による制御に基づいて、プローブ10aおよびプローブ10bによって複数の超音波ビーム40を形成し、各超音波ビーム40に対応した複数のエコー信号を取得する。超音波ビーム40は各振動子ごとに形成される。本実施形態においては、プローブ10aについての超音波ビーム40が3本形成され、プローブ10bについての超音波ビーム40も3本形成される。この際、プローブ10aおよびプローブ10bは、各々、合計9個の振動子のうちの3個の振動子を利用し、3個の振動子の各々に対応した3本の超音波ビーム40を形成する。

10

#### 【0025】

なお、図1においては、後に骨表面の形態データを演算するために必要な超音波ビーム40のみを示しているが、例えば、プローブ10aおよびプローブ10bの少なくとも一方に、Bモード画像や三次元画像などの超音波画像を形成するための送受波機能を設けて、送受信部12によって超音波画像に必要なエコーデータが取得され、取得されたエコーデータに基づいて超音波画像形成部18において画像データが形成されてもよい。この場合、形成された画像データが表示画像形成部28に送られて、画像データに対応した超音波画像(Bモード画像や三次元画像など)がディスプレイ30に表示される。

20

#### 【0026】

送受信部12で取得された形態データを演算するためエコー信号、つまり、図1に示す超音波ビーム40から得られるエコー信号は、エコートラッキング処理部20へ出力される。エコートラッキング処理部20は、プローブ10aおよびプローブ10bの各々に対応する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。

#### 【0027】

エコートラッキング処理を行うにあたっては、例えば、検査者が操作パネル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。そして、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。

30

#### 【0028】

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を含んでいる。単に振幅の大きな部分として骨表面部を捉えた場合、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。

40

#### 【0029】

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。なお、表面ポイントは、荷重

50

を加える前の計測時点から、荷重を加えている途中を経て、荷重を加えた後の計測時点まで継続的にトラッキングされる。

【0030】

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、プローブ10aに対応した3本の超音波ビーム40のエコー信号、プローブ10bに対応した3本の超音波ビーム40のエコー信号ごとに表面ポイントがトラッキングされ、その結果、骨片52aに関する3点の骨表面ポイントと骨片52bに関する3点の骨表面ポイントが抽出される。

【0031】

そして、骨表面位置演算部22は、抽出された骨表面ポイントに基づいて、骨片52aおよび骨片52bの各々に関する位置データを算出する。一方、骨表面方向演算部24は、抽出された骨表面ポイントに基づいて、骨片52aおよび骨片52bの各々に関する方向データを算出する。

10

【0032】

そこで、以下、図3から図5を利用して、骨表面位置演算部22および骨表面方向演算部24において算出される形態データ（位置データや方向データ）の算出原理を説明する。なお、以下において図1に示した部分には図1の符号を付して説明する。

【0033】

図3は、本実施形態において形態データを算出する際の骨折モデルを説明するための図である。本実施形態においては、骨折モデルとして、剛体と粘弾性体の複合モデルを利用する。骨折部位54（癒合中の「仮骨」）を間に挟んだ二つの骨片52a、52b（既存骨）は、荷重などの負荷を受けると、例えば、図3の実線で示す状態から破線で示す状態へと変化する。この際、二つの骨片52a、52bは荷重による変形が非常に小さいのに対して、骨折部位54は荷重による変形が比較的大きい。そこで、二つの骨片52a、52bを剛体、骨折部位54を粘弾性体とする複合モデルを利用する。

20

【0034】

骨片52a、52bを剛体とみなすと、各骨片の変位は、骨片全体の総体的な基準位置（例えば、骨片の重心点の変位）の並進成分と、その基準位置の周りの回転成分とに分けて考えることができる。並進成分と回転成分を共に三次元空間内で考えた場合、並進成分と回転成分の自由度は合わせて6自由度となる。つまり、図3に示す骨折モデルは、各骨片ごとの自由度（DOF）が6となる。

30

【0035】

また、図3に示す骨折モデルにおいては、プローブ10aおよびプローブ10bの各プローブを基準として、超音波ビーム40のビーム方向をy軸とし、格子状に配列された振動子の並び方向のうち骨の長軸方向に対しておよそ垂直な並び方向をx軸とする。そして、格子状に配列された振動子の並び方向のうちx軸に垂直な並び方向をz軸とする。これらx軸、y軸、z軸は互いに直交する（3軸の配置関係は図1にも示されている）。そして、プローブ10aおよびプローブ10bは、z軸がおよそ骨の長軸方向と一致するように被検体の表面に当接される。このような、骨折モデルおよび座標系を利用して、形態データの算出原理を説明する。

40

【0036】

図4は、二つのプローブのうち的一方とそれに対応する骨片の表面を示す図である。つまり、図1におけるプローブ10aと骨片52aの表面、または、プローブ10bと骨片52bの表面に相当する。図4においては、プローブ10、骨片の表面52'として説明する。

【0037】

プローブ10は、9個の振動子70を格子状に配列した振動子群を備えている。つまり、x軸方向とz軸方向にそれぞれ3個ずつ合計9個の振動子70が格子状に配列されている。各振動子70は、y軸方向に向かって超音波ビームを形成する。

【0038】

50

i 番目の振動子 70 の空間座標を  $P_i(x_i, y_i, z_i)$  とする。また、複数の振動子 70 が同一  $xz$  平面内に配置されているものとし、さらに、複数の振動子 70 の重心点を  $xz$  平面の原点と定義する。つまり、複数の振動子 70 の重心点の  $xz$  平面内の座標値  $x_G$  および  $z_G$  が次式のように定義される。

【数 1】

$$x_G = \frac{1}{M} \sum_1^M x_i = 0$$

$$z_G = \frac{1}{M} \sum_1^M z_i = 0$$

10

ここで、M は振動子 70 の個数であり、本実施形態では 9 個 ( $M = 9$ ) である。

【0039】

i 番目の振動子 70 で計測した骨片の表面 52' の位置  $B_i(X_i, Y_i, Z_i)$  までの距離を  $d_i$  とすると次式の関係が成立する。

【数 2】

$$X_i = x_i$$

$$Y_i = y_i + d_i, \quad i = 1, 2, \dots, M$$

$$Z_i = z_i$$

20

そして、M 個の振動子 70 による骨表面位置の計測値の重心点が次式により算出され、これを骨表面の重心点とする。

【数 3】

$$Y_G = \frac{1}{M} \sum_1^M Y_i$$

$$X_G = Z_G = 0$$

30

次に、骨表面の重心点の移動（並進変位）が超音波ビーム方向のみ、つまり  $y$  軸方向のみと仮定すると、骨片の自由度は、並進方向の 1 自由度と回転方向の 3 自由度の合計 4 自由度となる。また、観測対象の範囲内において骨片の表面 52' は平面であると仮定する。この平面の法線ベクトルをベクトル  $n$  とし、この方向余弦を  $(\cos \alpha, \cos \beta, \cos \gamma)$  で表すと、骨片の表面 52' の位置  $B_i(X_i, Y_i, Z_i)$  との間に次式の関係が成立する。

【数 4】

$$\cos \alpha \cdot X_i + \cos \beta \cdot (Y_i - Y_G) + \cos \gamma \cdot Z_i = 0, \quad i = 1, 2, \dots, M$$

ここで、 $X_i$  と  $Z_i$  は振動子 70 の幾何学的配置でプローブ 10 の設計段階において決定されるものであり計測の時点で既知である。また、 $Y_i$  は本実施形態においてエコートラック処理で高精度に測定でき、さらに、重心点  $Y_G$  は数 3 の式から求められる。つまり、角度  $\alpha, \beta, \gamma$  の 3 値が未知数となる。このため、骨片の表面 52' の位置  $B_i(X_i, Y_i, Z_i)$  の測定データ数を 3 点 ( $M = 3$ ) とすることで、原理的には角度  $\alpha, \beta, \gamma$  の 3 値が求められる。なお、3 点の測定データを得るための 3 個の振動子 70 は、同一直線上に配列されない 3 個の振動子 70 が望ましい。また、測定データ数を 3 より多く取り、角度  $\alpha, \beta, \gamma$  の 3 値を最小二乗法などで求めてもよい。

40

【0040】

上記手法により、骨表面位置位置演算部 22 は、骨表面の重心点の  $y$  座標値  $Y_G$  を算出し、骨表面方向演算部 24 は、骨表面の方向（角度  $\alpha, \beta, \gamma$ ）を算出する。

50

## 【0041】

さらに、本実施形態では、骨に対して足踏みなどによる外的作用（荷重）を加え、その前後における骨表面の重心点の変化や骨表面の方向の変化が測定される。つまり、荷重を加える前の骨表面の重心点を $Y_G$ 、骨表面の方向を角度 $\alpha, \beta, \gamma$ とし、荷重を加えた後の骨表面の重心点を $Y'_G$ 、骨表面の方向を角度 $\alpha', \beta', \gamma'$ とし、これらの値から、並進変位成分（位置変位データ）および回轉變位成分（方向変位データ）を次式のように算出する。

## 【数5】

$$\text{並進変位成分： } \Delta Y_G = Y'_G - Y_G \quad 10$$

$$\Delta \alpha = \alpha' - \alpha$$

$$\text{回轉變位成分： } \Delta \beta = \beta' - \beta$$

$$\Delta \gamma = \gamma' - \gamma$$

なお、並進変位成分や回轉變位成分に換えて、荷重を加える前の骨表面の法線ベクトル（ベクトル $n$ ）と荷重を加えた後の骨表面の法線ベクトル（ベクトル $n'$ ）から、次式で定義される法線ベクトルの変化を求めてもよい。

## 【数6】

20

$$\begin{aligned} \Delta \vec{n} &= \vec{n}' - \vec{n} \\ &= (\cos \tilde{\alpha}' - \cos \tilde{\alpha}, \cos \tilde{\beta}' - \cos \tilde{\beta}, \cos \tilde{\gamma}' - \cos \tilde{\gamma}) \end{aligned}$$

$$\vec{n}' = \text{ベクトル} n', \vec{n} = \text{ベクトル} n$$

さらに、本実施形態では、二つのプローブの各々から得られるデータを比較することができる。

## 【0042】

図5は、二つのプローブとそれらの各々対応する骨片の表面を示す図である。つまり、近位側の骨片の表面52a'とそれに対応するプローブ10a（近位側プローブ）、遠位側の骨片の表面52b'とそれに対応するプローブ10b（遠位側プローブ）が示されている。そして、骨折部位54を間に挟んだ二つの骨片の各々について計測が実施される。

30

## 【0043】

図5においても、図3に示した骨折モデルおよび座標系が利用される。つまり、骨折モデルとして、剛体と粘弾性体の複合モデルが利用され、また、プローブを基準としたxyz直交座標系が利用される。なお、二つのプローブ10aおよびプローブ10bは、互いのz軸が一致するように剛体などで固定され、患者の体表にテープなどによって貼り付けられる。

## 【0044】

40

そして、骨片の表面52a'および骨片の表面52b'の各々について、図4を利用して説明した計算手法によって、骨表面の重心点のy座標値 $Y_G$ や骨表面の方向（角度 $\alpha, \beta, \gamma$ ）が算出され、また、これらの荷重前後における差として並進変位成分や回轉變位成分が算出される。これらに加えて、図5においては、骨片の表面52a'および骨片の表面52b'の二つの骨片の比較データ（近位側と遠位側の差分）が求められる。

## 【0045】

図6は、図5に示す二つのプローブから得られる形態データを説明するための図であり、形態データを纏めた表が示されている。図5に示した部分には図5の符号を付して図6の表を説明する。

## 【0046】

50

プローブ10aから得られる近位側の骨(骨片52a)に関するデータのうち、荷重前の並進成分 $Y^P$ は、骨片52aについて数3の式で得られる重心点 $Y_G$ に相当する。また、荷重前の回転成分 $\theta^P, \phi^P, \psi^P$ は、骨片52aについて数4の式で得られる角度 $\alpha, \beta, \gamma$ に相当する。並進成分および回転成分は、荷重後においても求められ、それらが荷重後の並進成分 $Y'^P$ 、荷重後の回転成分 $\theta'^P, \phi'^P, \psi'^P$ である。さらに、荷重前後における並進成分の差として並進変位成分 $\Delta Y^P$ 、および、荷重前後における回転成分の差として回転変位成分 $\Delta \theta^P, \Delta \phi^P, \Delta \psi^P$ が算出される。なお、並進変位成分や回転変位成分に換えて、荷重を加える前後の骨表面の法線ベクトル(ベクトル $n^P$ )から法線ベクトルの変化を求めてもよい。

【0047】

10

プローブ10bから得られる遠位側の骨(骨片52b)についても、近位側の骨(骨片52a)に関するデータと同じデータが得られる。つまり、荷重前の並進成分と回転成分、荷重後の並進成分と回転成分、並進変位成分、回転変位成分が各々求められる。なお、これら遠位側のデータについては添え字dが付されている。

【0048】

図6においては、さらに、二つの骨片の比較データとして近位側と遠位側の差分が求められている。つまり、荷重前の並進成分についての近位側と遠位側の差分 $\Delta Y$ 、荷重前の回転成分についての近位側と遠位側の差分 $\Delta \theta, \Delta \phi, \Delta \psi$ 、荷重後の並進成分についての近位側と遠位側の差分 $\Delta Y'$ 、荷重後の回転成分についての近位側と遠位側の差分 $\Delta \theta', \Delta \phi', \Delta \psi'$ 、並進変位成分の近位側と遠位側の差分 $\Delta Y$ 、回転変位成分の近位側と遠位側の差分 $\Delta \theta, \Delta \phi, \Delta \psi$ が求められる。

20

【0049】

このように、骨折部位54を挟んだ二つの骨片の表面(表面52a'および表面52b')の比較データが得られ、骨折部位54とそれを間に挟んだ二つの骨片とを含む骨全体の総合的な高精度な診断に有効なデータとして利用される。

【0050】

例えば、脛骨を測定対象とする場合、骨に加えられる荷重として歩行運動(足踏み運動)を挙げることができる。そして、歩行前に図6における荷重前の各種データを求め、さらに、歩行後に所定時間(例えば1分程度)が経過してから荷重後の各種データを求める。この場合、荷重前後の変化である並進変位成分や回転変位成分が、例えば、骨の塑性変形の定量的データとして利用される。

30

【0051】

このように、本実施形態では、二つのプローブの各々から得られるデータを比較することができる。

【0052】

図1に戻り、骨表面位置演算部22および骨表面方向演算部24において、骨に関する形態データ(図6に示されるデータ)が求められると、これら形態データは力学特性指標演算部26へ出力される。

【0053】

力学特性指標演算部26は、骨表面位置演算部22および骨表面方向演算部24から得られる骨に関する形態データと、荷重計測器32から得られる骨に加えられた荷重の計測値とに基づいて、骨の力学的特性の指標値を算出する。例えば、荷重計測器32から得られる荷重の計測値と、荷重の計測値ごとに求められる並進変位成分や回転変位成分から、骨のヒステリシス特性などを求める。さらに、求められたヒステリシス特性などから骨の粘弾性等の評価値を算出してもよい。なお、荷重計測器32は、歩行運動の場合にはフォースプレートなどが好適である。

40

【0054】

表示画像形成部28は、超音波画像形成部18で形成された超音波画像や、力学特性指標演算部26で求められた指標値に基づいて表示画像を形成してディスプレイ30に表示する。超音波画像と指標値は、例えば、検査者の指示に基づいて切り替えて表示される。

50

超音波画像と指標値は同時に表示されてよい。また、指標値として、図6に示す形態データ（一部または全て）をディスプレイ30に表示させてもよい。

【0055】

上述のように、形態データに基づいて得られた骨の力学的特性の指標値は、骨癒合の定量評価などにおいて重要な指標となることが期待される。例えば、指標値から塑性変形が非常に大きいと判断される場合には、骨が治癒過程の初期段階であると考えられ、このため、骨の癒合を促進させるための荷重を制限する。一方、指標値から塑性変形が小さいと判断される場合には、積極的に荷重を奨励して骨の癒合を促進させるなどの診断が可能になる。つまり、患者に荷重量の程度の指示などを行う際に形態データが極めて有効なデータとなる。なお、塑性変形が小さい場合に、さらに大きな荷重を加えて塑性変形を判断してもよい。

10

【0056】

また、本実施形態の超音波診断装置によって得られる形態データや指標値は、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の判断などにおいても、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。

【0057】

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】

【0058】

20

【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】形態データを算出する際の骨折モデルを説明するための図である。

【図4】二つのプローブのうち的一方とそれに対応する骨片の表面を示す図である。

【図5】二つのプローブとそれらの各々対応する骨片の表面を示す図である。

【図6】二つのプローブから得られる形態データを説明するための図である。

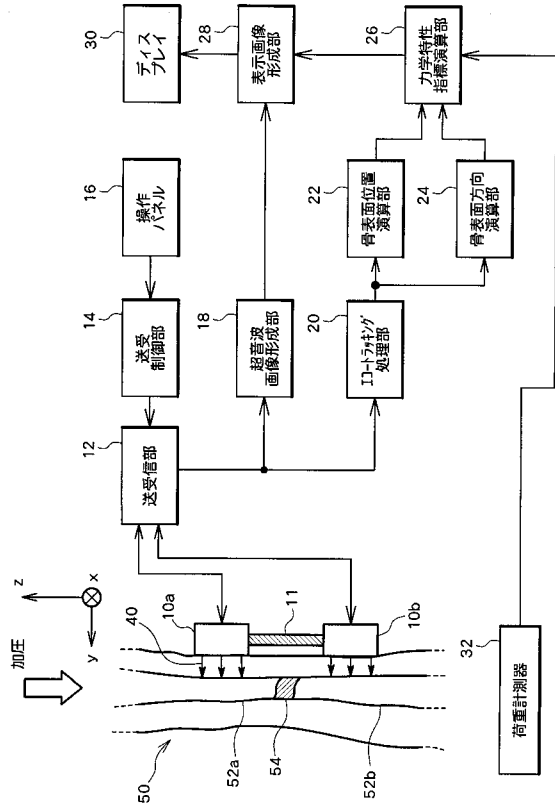
【符号の説明】

【0059】

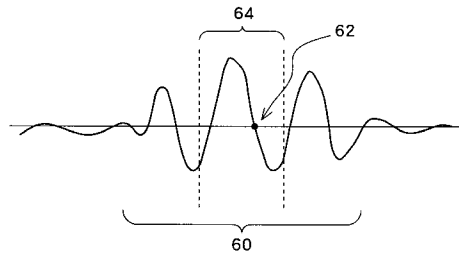
10a, 10b プローブ、20 エコートラッキング処理部、22 骨表面位置演算部、24 骨表面方向演算部。

30

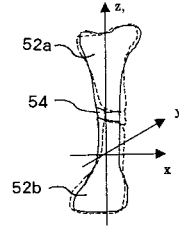
【図1】



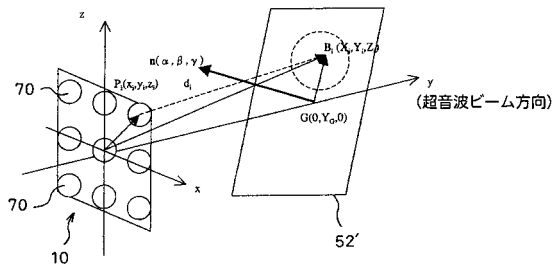
【図2】



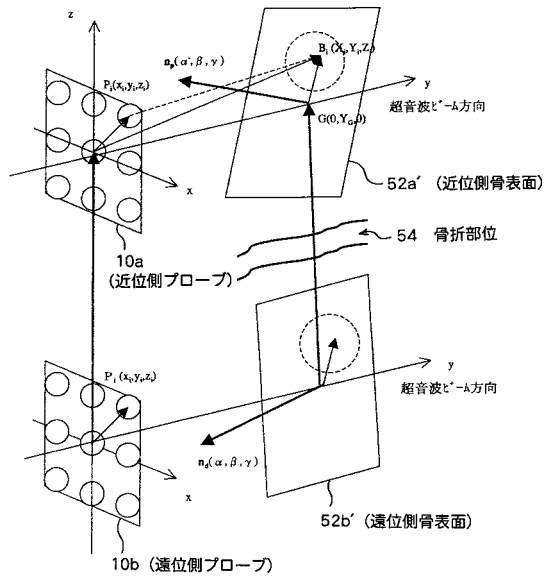
【図3】



【図4】



【図5】



【 6 】

	荷重前： 並進成分 $Y_p$	荷重前： 回転成分 $\alpha_p, \beta_p, \gamma_p$	荷重後： 並進成分 $Y_p'$	荷重後： 回転成分 $\alpha_p', \beta_p', \gamma_p'$	荷重前後の変化： 並進変位成分 $\Delta Y_p = Y_p' - Y_p$	荷重前後の変化： 回転変位成分 $\Delta \alpha_p = \alpha_p' - \alpha_p$ $\Delta \beta_p = \beta_p' - \beta_p$ $\Delta \gamma_p = \gamma_p' - \gamma_p$
近位側 (特片 52 a)						
遠位側 (特片 52 b)	$Y_d$	$\alpha_d, \beta_d, \gamma_d$	$Y_d'$	$\alpha_d', \beta_d', \gamma_d'$	$\Delta Y_d = Y_d' - Y_d$	$\Delta \alpha_d = \alpha_d' - \alpha_d$ $\Delta \beta_d = \beta_d' - \beta_d$ $\Delta \gamma_d = \gamma_d' - \gamma_d$
近位側と 遠位側の 差分	$\delta Y = Y_p' - Y_d'$	$\delta \alpha = \alpha_p' - \alpha_d'$ $\delta \beta = \beta_p' - \beta_d'$ $\delta \gamma = \gamma_p' - \gamma_d'$	$\delta Y = Y_p - Y_d$	$\delta \alpha = \alpha_p - \alpha_d$ $\delta \beta = \beta_p - \beta_d$ $\delta \gamma = \gamma_p - \gamma_d$	$\delta \Delta Y = \Delta Y_p - \Delta Y_d$	$\delta \Delta \alpha = \Delta \alpha_p - \Delta \alpha_d$ $\delta \Delta \beta = \Delta \beta_p - \Delta \beta_d$ $\delta \Delta \gamma = \Delta \gamma_p - \Delta \gamma_d$

---

フロントページの続き

- (72)発明者 中村 耕三  
東京都文京区本郷7丁目3番1号
- (72)発明者 大西 五三男  
東京都文京区本郷7丁目3番1号

合議体

- 審判長 後藤 時男  
審判官 石川 太郎  
審判官 信田 昌男

- (56)参考文献 特開2004-298205(JP,A)  
特開平8-131446(JP,A)  
国際公開第03/057000(WO,A2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4854212B2</a>	公开(公告)日	2012-01-18
申请号	JP2005103031	申请日	2005-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社 国立大学法人 东京大学		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司 东京大学		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社 东京大学		
[标]发明人	原田烈光 酒井亮一 中村耕三 大西五三男		
发明人	原田 烈光 酒井 亮一 中村 耕三 大西 五三男		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B5/6843 A61B8/485 A61B2562/0204 A61B2562/046 G01S7/52017 G01S15/8925		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD10 4C601/EE09		
审查员(译)	东京转到		
助理审查员(译)	石川太郎 筱田正雄		
其他公开文献	JP2006280532A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

问题得到解决：提供超声诊断设备，实现对硬组织的高精度诊断。解决方案：探测器10a，其中多个振动器二维排列，并将超声波接收到骨片52a。另一方面，多个振动器二维排列的探头10b将超声波发送并接收到骨片52b。骨表面位置运算部22基于从探针10a二维地获得的多个表面点生成骨片52a的表面的位置数据，并且基于多个生成骨片52b的表面的位置数据。从探针10b二维地获得的表面点的数量。骨表面方向运算部24基于从探针10a二维地获得的多个表面点生成骨片52a的表面的方向数据，并基于多个生成骨片52b的表面的方向数据。从探针10b二维地获得的表面点的数量。 $\dot{z}$

$$x_G = \frac{1}{M} \sum_1^M x_i = 0$$

$$z_G = \frac{1}{M} \sum_1^M z_i = 0$$