

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4247265号
(P4247265)

(45) 発行日 平成21年4月2日(2009.4.2)

(24) 登録日 平成21年1月16日(2009.1.16)

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

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-276121 (P2006-276121)	(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
(22) 出願日	平成18年10月10日(2006.10.10)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2008-93072 (P2008-93072A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成20年4月24日(2008.4.24)	(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
審査請求日	平成20年5月26日(2008.5.26)	審査官	川上 則明

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対象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手段と、

複数の表面ポイントに基づいて対象骨の屈曲角度を求める角度演算手段と、

外的作用に伴う対象骨の屈曲角度と対象骨に特有な形態データとに基づいて、対象骨の力学的特性を反映させた、且つ、形態の相違に伴う骨の個体差の影響を軽減させた、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。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記対象骨は、生体の足の骨であり、

前記特性情報生成手段は、前記形態データとして、前記生体の腓骨側の腓骨頭から外踝までの距離である対象骨の骨の長さと対象骨の評価基準点の位置を利用する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波診断装置において、

前記特性情報生成手段は、前記特性情報として、対象骨に加えられる荷重 W と対象骨の

10

20

骨の長さ L と対象骨の評価基準点の位置 L_1, L_2 ($L_2 = L - L_1$)と荷重に伴う対象骨の屈曲角度とに基づいて、 $ET\text{-stiffness} = (W \times L_2 \times L_1) / (L \times \quad)$ を算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

超音波を送受波することにより対象骨の表面から検出された複数の表面ポイントに基づいて対象骨の屈曲角度を求める角度演算手段と、

対象骨に特有な形態データを入力させるための入力画面を形成する画面形成手段と、

外的作用に伴う対象骨の屈曲角度と対象骨に特有な形態データとに基づいて、対象骨の力学的特性を反映させた、且つ、形態の相違に伴う骨の個体差の影響を軽減させた、特性情報を生成する特性情報生成手段と、

を有し、

前記画面形成手段は、前記形態データとして対象骨の骨の長さ L と対象骨の評価基準点の位置 L_1, L_2 を入力させるための入力画面を形成する、

ことを特徴とする骨評価装置。

【請求項5】

請求項4に記載の骨評価装置において、

前記画面形成手段は、対象骨の画像とその画像に沿って移動するカーソルを備えた入力画面を形成し、ユーザ操作に応じて評価基準点に対応した位置にカーソルを移動させることにより、対象骨の評価基準点の位置をユーザに入力させる、

ことを特徴とする骨評価装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して骨の力学的特性を評価する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば骨折部の癒合状態を評価するために、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。従来から、骨折部の癒合状態の評価にはX線写真が広く用いられている。しかし、X線写真では患部で成長中の仮骨を明瞭に撮影できないため、癒合状態を定量的に診断することが困難である。なお、骨の力学的特性の測定は、骨折を伴う骨に限らず、健常骨に対して行われてもよい。例えば、健常骨の骨強度などを測定して骨粗鬆症などの診断に利用してもよい。

【0003】

X線写真を利用せず骨の力学的特性を定量評価する手法として、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挙げられる。しかし、これらの手法には、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。

【0004】

こうした背景において、骨に侵襲を加えない測定を実現するために、超音波を利用して骨患部の治癒状態を計測する装置が提案されている(特許文献1参照)。

【0005】

【特許文献1】特開2005-152079号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1には、骨に対して超音波を送受波することにより、骨折部を挟んだ二つの骨片の間の角度を計測し、その角度に基づいて骨の力学的特性を反映させた特性情報を生成

10

20

30

40

50

する旨の技術が記載されている。

【0007】

本願発明者は、特許文献1に記載された画期的な技術をさらに改良した新しい評価技術について研究を重ねてきた。

【0008】

本発明は、その研究の過程において成されたものであり、その目的は、超音波を利用して対象骨の力学的特性を評価するための改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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、対象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対象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手段と、複数の表面ポイントに基づいて対象骨の屈曲角度を求める角度演算手段と、外的作用に伴う対象骨の屈曲角度と対象骨に特有な形態データとに基づいて対象骨の力学的特性を反映させ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。

10

【0010】

上記構成により、対象骨に特有な形態データを考慮した骨の評価が可能になる。これにより、例えば、形態（形状などを含んでもよい）の相違に伴う骨の個体差の影響を軽減させた骨の評価が可能になる。

【0011】

望ましい態様において、前記特性情報生成手段は、前記形態データとして、対象骨の骨の長さとお対象骨の評価基準点の位置を利用することを特徴とする。対象骨が骨折を伴う骨であれば、例えば、骨折部を評価基準点とする。骨折を伴う骨の場合には、通常、骨折部が屈曲部（屈曲の頂点）となる可能性が高い。また、対象骨が健常骨であれば、例えば、触診や画像診断などから骨の弱い部分（屈曲しそうな部分）を判断し、その部分を評価基準点としてもよい。また、単純に、骨の中央部分などを評価基準点としてもよい。

20

【0012】

望ましい態様において、前記特性情報生成手段は、前記特性情報として、対象骨に加えられる荷重とお対象骨の骨の長さとお対象骨の評価基準点の位置とを反映させた指標値と荷重に伴う対象骨の屈曲角度との比に対応したデータを算出することを特徴とする。

30

【0013】

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骨評価装置は、超音波を送受波することにより対象骨の表面から検出された複数の表面ポイントに基づいて対象骨の屈曲角度を求める角度演算手段と、対象骨に特有な形態データを入力させるための入力画面を形成する画面形成手段と、外的作用に伴う対象骨の屈曲角度と対象骨に特有な形態データとに基づいて対象骨の力学的特性を反映させた特性情報を生成する特性情報生成手段と、を有し、前記画面形成手段は、前記形態データとして対象骨の骨の長さとお対象骨の評価基準点の位置を入力させるための入力画面を形成することを特徴とする。

【0014】

上記構成の骨評価装置は、例えば、コンピュータによって実現することができる。つまり、コンピュータを角度演算手段、画面形成手段、特性情報生成手段として機能させるためのプログラムを作成し、そのプログラムをコンピュータが読み取ることにより、コンピュータ内のCPU、メモリ、モニタなどのハードウェアとソフトウェアが協働して、角度演算手段、画面形成手段、特性情報生成手段などの具体的な手段を実現する。

40

【0015】

望ましい態様において、前記画面形成手段は、対象骨の画像とその画像に沿って移動するカーソルを備えた入力画面を形成し、ユーザ操作に応じて評価基準点に対応した位置にカーソルを移動させることにより、対象骨の評価基準点の位置をユーザに入力させることを特徴とする。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 6 】

本発明の好適な態様により、超音波を利用して対象骨の力学的特性を評価するための改良技術が提供される。これにより、例えば、形態の相違に伴う骨の個体差の影響を軽減させた骨の評価が可能になる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【 0 0 1 8 】

図 1 には、本発明の好適な実施形態が示されており、図 1 は、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。プローブ 1 0 は被検者 5 0 の体表に当接して用いられる超音波探触子である。プローブ 1 0 は、被検者 5 0 の体内の骨 5 2 に向けて複数の超音波ビーム 4 0 を形成する。この際、例えば、骨 5 2 の骨折部 5 4 を挟んだ上下二つの骨片のそれぞれに対して、複数の超音波ビーム 4 0 を形成する。骨 5 2 の表面に設定される表面ポイント 6 0 については後に詳述する。

10

【 0 0 1 9 】

図 2 は、本実施形態の超音波診断装置に好適なプローブ 1 0 を説明するための図である。プローブ 1 0 は、プローブ 1 0 A とプローブ 1 0 B のプローブ組によって構成されている。プローブ 1 0 A は、その内部に、9 個の振動素子 1 1 で構成されるサブレイ A 1 とサブレイ A 2 を備えている。また、プローブ 1 0 B は、その内部に、9 個の振動素子 1 1 で構成されるサブレイ B 1 とサブレイ B 2 を備えている。

20

【 0 0 2 0 】

そして、各サブレイごとに、後に詳述するエコトラッキング用の超音波ビームが形成される。例えば、各サブレイごとに、そのレイ内のうちの一つの振動素子 1 1 のみが駆動されて超音波ビームが形成される。もちろん、各サブレイごとに、複数の振動素子 1 1 を駆動して超音波ビームを形成してもよい。

【 0 0 2 1 】

このようにして、サブレイ A 1 からサブレイ B 2 によって 4 本のエコトラッキング用の超音波ビームが形成される。その際、骨 (図 1 の符号 5 2) の骨折部 (図 1 の符号 5 4) を挟んだ上下二つの骨片のうち、一方の骨片にプローブ 1 0 A によって 2 本の超音波ビームが形成され、他方の骨片にプローブ 1 0 B によって 2 本の超音波ビームが形成される。

30

【 0 0 2 2 】

なお、本実施形態の超音波診断装置に利用されるプローブ 1 0 は、図 2 に示すプローブ組タイプのものに限定されない。例えば、超音波ビーム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) であってもよい。

【 0 0 2 3 】

図 1 に戻り、送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 を制御して、断層面 (図 1 による被検者 5 0 の切断面、つまり骨 5 2 の長軸断面) 内において超音波ビーム 4 0 を電子走査する。ちなみに、プローブ 1 0 がリニアプローブであれば、例えば 1 2 0 本の超音波ビーム 4 0 (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 本のみが図示されている) が次々に電子走査され、各超音波ビーム 4 0 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 1 8 に出力され、断層画像形成部 1 8 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。形成された B モード画像は、表示画像形成部 3 2 を介してディスプレイ 3 4 に表示される。

40

【 0 0 2 4 】

送受信部 1 2 で取得されたエコー信号は、エコトラッキング処理部 2 0 へも出力される。エコトラッキング処理部 2 0 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 2 0 0 1 - 3 0 9 9 1 8 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。

50

【 0 0 2 5 】

プローブ10から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を有している。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（一般的な超音波診断装置では0.2mm程度）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（0.002mm程度にまで精度を高めることが可能）。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、各超音波ビームごとに、エコー信号のゼロクロス点が表面ポイント60としてトラッキングされ、骨表面の位置がプローブ10を基準として高精度に計測される。

10

【 0 0 2 6 】

エコー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。

【 0 0 2 7 】

角度演算部22は、エコートラッキング処理部20において抽出された表面ポイント60に基づいて、骨52の骨折部54を挟んだ上下二つの骨片のそれぞれに対応する直線を設定する。さらに、角度演算部22は、二つ骨片に対応する二つの直線の間の角度を演算する。そこで、図3を利用して、角度演算部22における直線の設定処理と角度演算処理について説明する。なお、図1に示した部分には図1の符号を付して説明する。

20

【 0 0 2 8 】

図3は、二つの骨片のそれぞれに対応する直線の設定処理および直線の間の角度演算処理を説明するための図であり、図3(1)には荷重が掛けられていない状態の骨折部54の拡大図が示され、図3(2)には荷重により力が加わった状態の骨折部54の拡大図が示されている。図3における骨片A52aは、図1における骨折部54の上側の骨片に対応し、図3における骨片B52bは、図1における骨折部54の下側の骨片に対応する。また、図3における4つの表面ポイント(60a~60d)は、図1における表面ポイント60に対応する。なお図3において、横方向をx軸方向、縦方向をy軸方向とする。

30

【 0 0 2 9 】

4つの表面ポイント(60a~60d)は、例えば、骨折部54の位置に応じて設定される。このために、検査者は、例えば、ディスプレイ34に表示される骨のBモード画像から骨折部54の位置を確認しながら、骨片A52aの表面付近に二つの計測点を設定し、さらに、骨片B52bの表面付近に二つの計測点を設定する。4つの計測点は、操作デバイス16から制御部30を介して送受制御部14に設定される。送受制御部14は4つの計測点をフォーカス点とする4本のトラッキング用の超音波ビーム40を形成し、エコートラッキング処理部20において骨の表面ポイントがトラッキングされ、各表面ポイント(60a~60d)の位置がプローブ10を基準として高精度に計測される。なお、計測点の設定において、検査者が骨折部54の位置のみを指定して、送受制御部14が4つの計測点のx軸方向の位置を設定してもよい。

40

【 0 0 3 0 】

角度演算部22は、エコートラッキング処理部20において抽出された表面ポイント60a, 60bの2点を結ぶ直線を骨片A52aに対応する直線a-b62として設定する。同様に、角度演算部22は、表面ポイント60c, 60dの2点を結ぶ直線を骨片B52bに対応する直線c-d64として設定する。角度演算部22によって計測された、直線a-b62および直線c-d64のデータ（例えば、プローブ10を基準とした座標系

50

における直線の方程式)は、特性データ演算部24を介して、データ記憶部26に記録される。なお、直線a-b62および直線c-d64のデータは、図3(1)の荷重無のもの、図3(2)の荷重有のもの、それぞれの状態のものがデータ記憶部26に記録される。また、荷重有の場合は各荷重値ごとにデータ記憶部26に記録されてもよい。

【0031】

角度演算部22は、さらに、直線a-b62および直線c-d64のデータから、直線a-b62および直線c-d64の交差角度を演算する。つまり、角度演算部22は、荷重無の状態における直線a-b62および直線c-d64のデータに基づいて、二つの直線の交差角度 θ_{66} を算出する。また、角度演算部22は、各荷重値に対応する直線a-b62および直線c-d64のデータに基づいて、二つの直線の交差角度 θ_{68} を算出する。図3(1)、(2)に示されるように、加圧されて荷重が掛けられると二つの直線の交差角度が変化する。そして、各荷重値ごとに算出される交差角度 θ_{68} が、屈曲角度として、特性データ演算部24を介してデータ記憶部26に記録される。また、角度演算部22は、各荷重値ごとに交差角度 θ_{68} と交差角度 θ_{66} との差を算出してよい。

10

【0032】

なお、図3では、骨折部54がy軸の正方向に移動する方向の屈曲を示しているが、骨折部54がy軸の負方向に移動する方向の屈曲についても、上述した原理によって角度を測定することができる。

【0033】

また、図1や図3では、骨折部54を含んだ骨52の計測について説明したが、本実施形態では、骨折を伴わない骨52の測定を行うことも可能である。骨折を伴わない骨52(健常骨)の場合には、骨折部54に相当する計測ポイント(評価基準点)を設定し、図3を利用して説明した原理により、その計測ポイント(評価基準点)を屈曲部とみなして屈曲角度を求めればよい。健常骨の場合には、例えば、触診や画像診断などから骨の弱い部分(屈曲しそうな部分)を判断し、その部分を計測ポイントとしてもよい。また、単純に、骨の中央部分などを計測ポイントとしてもよい。

20

【0034】

さらに、骨52に加える荷重は、例えば、骨52の軸方向の両端を支持して、骨折部54の付近で軸に対して略垂直な方向に沿って加えられる。つまり、両端を支持して骨折部54の付近に荷重を加える三点荷重方式が採用される。もちろん、骨52の状態に応じて荷重量などが慎重に設定されるべきことは言うまでもない。なお、骨52の軸方向に沿って荷重が加えられる荷重方式を採用してもよい。

30

【0035】

図1に戻り、骨52の屈曲角度が求められると、特性データ演算部24は、荷重に伴う骨52の屈曲角度と、骨52に特有な形態データとに基づいて、骨52の力学的特性を反映させた特性データを算出する。形態データとしては、骨52の骨の長さ(骨長)と骨折部54の位置が利用される。

【0036】

図4は、骨、屈曲角度、形態データの関係を説明するための図である。骨52は、例えば脛骨であり、骨52の軸方向の両端が、各々、支点A、Bによって支えられている。骨52が脛骨であれば、例えば、腓骨側の腓骨頭と外踝が、各々、支点A、Bによって支えられる。そして、骨折部54の位置に、骨52の軸方向に対して略垂直な荷重Wが加えられている。

40

【0037】

なお、図4では、骨52以外の被検者の組織を図示省略しているが、例えば、支点A、Bは、被検者の体表を介して骨52を支持し、また、荷重Wは、被検者の体表から加えられる。

【0038】

図4において、骨長Lは、骨52の軸方向の長さである。骨52が脛骨であれば、例えば腓骨側の腓骨頭から外踝までの距離を骨長Lとする。距離L1、L2は、各々、骨52

50

の端部から骨折部 5 4 までの距離である。なお、骨長 L や距離 L_1 , L_2 などの形態データは、例えば、検査者が触診などによって計測してもよいし、超音波 B モード画像を利用して計測してもよい。また、レントゲンや CT、MRI などの画像形成装置を利用してよい。

【 0 0 3 9 】

骨 5 2 に対して荷重 W が加えられると、支点 A , B の各々から骨 5 2 の両端にも荷重が掛かる。図 4 において、荷重 a は、支点 A に掛かる荷重である。また、屈曲角度 θ は、荷重 W が加えられた際の骨 5 2 の屈曲角度であり、骨折部 5 4 が屈曲の頂点となっている。

【 0 0 4 0 】

図 4 を参照して、図 1 の特性データ演算部 2 4 における演算処理について説明する。特性データ演算部 2 4 は、荷重計測器 3 6 によって計測される荷重値 (荷重 W) を参照している。また、屈曲角度 θ は、先に説明したとおり、角度演算部 2 2 によって演算される。屈曲角度 θ は、骨 5 2 の力学的特性 (骨折部 5 4 の骨癒合度など) を反映させたパラメータであり、骨折部 5 4 に働く内部応力 σ に比例する。つまり、次式が成立する。

【 0 0 4 1 】

【 数 1 】

$$\theta \propto \sigma$$

【 0 0 4 2 】

また、内部応力 σ は、骨折部 5 4 に働く曲げモーメント M に比例するパラメータであるため、次式が成立する。

【 0 0 4 3 】

【 数 2 】

$$\sigma \propto M$$

【 0 0 4 4 】

さらに、曲げモーメント M は、支点 A に掛かる荷重 a と骨折部 5 4 までの距離 L_1 の積である。

【 0 0 4 5 】

【 数 3 】

$$M = a \times L_1$$

【 0 0 4 6 】

力のつりあいの関係により、 $a = W \times L_2 / L$ であるので、数 3 式は次式のように変形される。

【 0 0 4 7 】

【 数 4 】

$$M = W \times L_2 \times L_1 / L$$

【 0 0 4 8 】

そして、数 1 式、数 2 式、数 4 式により、次式が導かれる。

【 0 0 4 9 】

【 数 5 】

$$\theta \propto W \times L_2 \times L_1 / L$$

【 0 0 5 0 】

数 5 式の右辺は、骨 5 2 に加えられる荷重 W と骨長 L と骨折部 5 4 の位置 (距離 L_1 , L_2) を反映させた指標値であり、数 5 式は、この指標値が屈曲角度 θ と比例関係にあることを示している。そこで、その比例関係を示す比例定数を ET-stiffness とおくと、次式のようになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

【 数 6 】

$$ET\text{-stiffness} = (W \times L2 \times L1) / (L \times \theta)$$

【 0 0 5 2 】

特性データ演算部 2 4 は、骨 5 2 の力学的特性を反映させた特性データとして、荷重 W に伴う骨 5 2 の屈曲角度 と骨 5 2 に特有な形態データ（骨長 L , 距離 L 1 , L 2 ）とに基づいて得られる比例定数 ET-stiffness を算出し、算出結果をデータ記憶部 2 6 へ記憶させる。

【 0 0 5 3 】

なお、L 2 = L - L 1 であるため、形態データとして骨長 L と距離 L 1 のみを計測することによって、ET-stiffness を算出することが可能である。また、屈曲角度 として、図 3 に示される荷重有の場合の交差角度 6 8 がそのまま利用されてもよく、あるいは、交差角度 6 8 と交差角度 6 6 との差の角度が利用されてもよい。また、荷重 W の位置を距離 L 1 ' , L 2 ' として、距離 L 1 ' , L 2 ' を考慮した解析を行うようにしてもよい。さらに、健常骨の場合には、例えば、撓み量などを考慮した解析を行うようにしてもよい。

10

【 0 0 5 4 】

表示画像形成部 3 2 は、先に説明したように、断層画像形成部 1 8 によって形成された B モード画像（データ）に基づいて表示画像を形成し、その表示画像をディスプレイ 3 4 に表示させる。また、表示画像形成部 3 2 は、データ記憶部 2 6 に記憶された比例定数 ET-stiffness などのデータを数値表示させてもよい。さらに、表示画像形成部 3 2 は、骨 5 2 の形態データ（骨長 L , 距離 L 1 , L 2 ）を検査者に入力させるための入力画面を形成してディスプレイ 3 4 に表示させる。

20

【 0 0 5 5 】

図 5 は、表示画像形成部によって形成される入力画面の画面例 1 を示す図である。図 5 に示す入力画面には、被検者氏名、被検者 ID、骨長、骨折部の位置の各々に対応した入力ボックスが設けられている。検査者は、キーボードやタッチパネルなどの操作デバイス（図 1 の符号 1 6 ）を利用し、これらの入力ボックスにデータを入力する。図 5 は、骨長として「 3 3 0 」 mm が入力され、骨折部の位置として「 1 5 0 」 mm が入力された状態を示している。なお、骨折部の位置は、図 4 における距離 L 1 または距離 L 2 である。

30

【 0 0 5 6 】

そして、各入力ボックスに必要なデータが入力されると、検査者によって、図 5 に示す入力画面に設けられた「解析」ボタンが操作され、これに応じて特性データ演算部（図 1 の符号 2 4 ）により比例定数 ET-stiffness が算出される。

【 0 0 5 7 】

図 6 は、表示画像形成部によって形成される入力画面の画面例 2 を示す図である。図 6 に示す入力画面には、被検者氏名、被検者 ID、骨長の各々に対応した入力ボックスが設けられている。これらの入力ボックスの機能とその利用方法は、図 5 に示した同名の入力ボックスのものと同じである。

40

【 0 0 5 8 】

図 6 に示す入力画面には、骨を含んだ被検者（生体）の画像と、その画像に沿って移動するカーソル（矢印）が設けられている。検査者は、マウスやトラックボールなどの操作デバイス（図 1 の符号 1 6 ）を利用し、骨折部に対応した画像の位置にカーソルを移動させ、カーソルの位置を決定する。これにより骨折部の位置が入力される。

【 0 0 5 9 】

骨を含んだ生体の画像は、例えば、超音波 B モード画像やレントゲン画像である。検査者は、生体の画像を見ながら画像として映し出される骨折部を確認し、その骨折部の位置にカーソルを合わせることができる。

【 0 0 6 0 】

50

なお、カーソルを介して入力された骨折部の位置を入力画面内に数値で表示させてもよい。また、カーソルを表示させずに、骨を含んだ生体の画像のみを表示させて、生体の画像上にマウスなどによって骨折部の位置をマーキングする入力態様でもよい。その場合には、マウスが示す位置にマーカを表示させてもよい。

【 0 0 6 1 】

また、骨長を入力させる代わりに被検者の身長を入力させて、身長から骨長を算出するようにしてもよい。また、荷重Wの位置を考慮した解析を行う場合には、入力画面内に、荷重Wの位置を入力するための入力ボックスが設けられてもよい。

【 0 0 6 2 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明した。上述した実施形態では、荷重Wに伴う骨52の屈曲角度と骨52に特有な形態データ(骨長L, 距離L1, L2)とに基づいて得られる比例定数ET-stiffnessが算出される。つまり、骨に特有な形態データを考慮した骨の評価が可能になる。これにより、例えば、骨長や骨折位置の相違に伴う骨の個体差の影響を軽減させた骨の評価が可能になり、例えば、評価結果が一般化され、骨の形態が異なる被検者間(例えば、大人と子供、男性と女性)の比較評価の精度が向上する。

【 0 0 6 3 】

なお、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。例えば、図1におけるエコトラッキング処理部20、角度演算部22、特性データ演算部24、表示画像形成部32などを実現するためのプログラムを形成し、そのプログラムによってコンピュータを動作させることにより、図3から図6を利用して説明した機能を備えた骨評価装置として、コンピュータを機能させる実施態様も可能である。さらに、本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 4 】

【 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 】 本実施形態の超音波診断装置に好適なプローブを説明するための図である。

【 図 3 】 直線の設定処理および直線の間角度演算処理を説明するための図である。

【 図 4 】 骨、屈曲角度、形態データの関係を説明するための図である。

【 図 5 】 表示画像形成部によって形成される入力画面の画面例1を示す図である。

【 図 6 】 表示画像形成部によって形成される入力画面の画面例2を示す図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 5 】

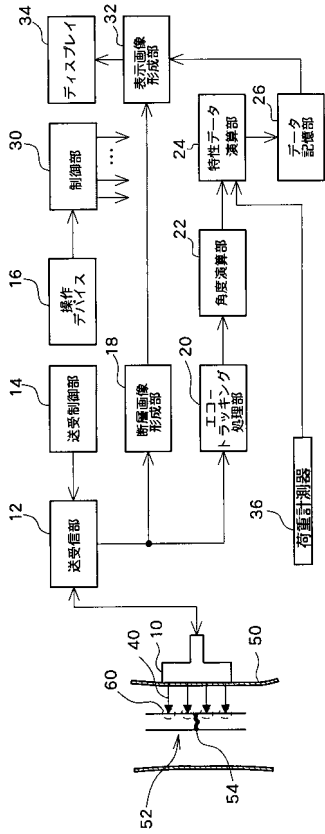
10 プローブ、20 エコトラッキング処理部、22 角度演算部、24 特性データ演算部、26 データ記憶部、32 表示画像形成部。

10

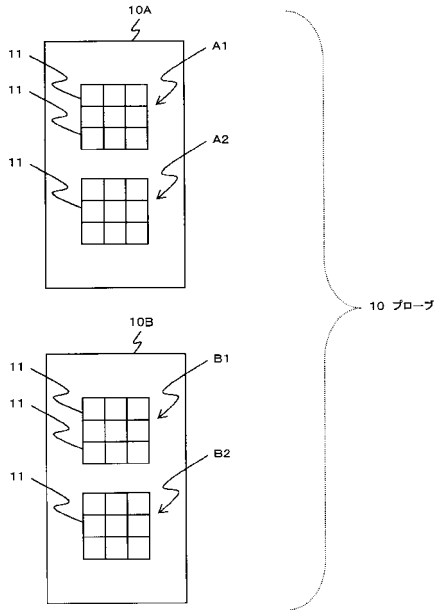
20

30

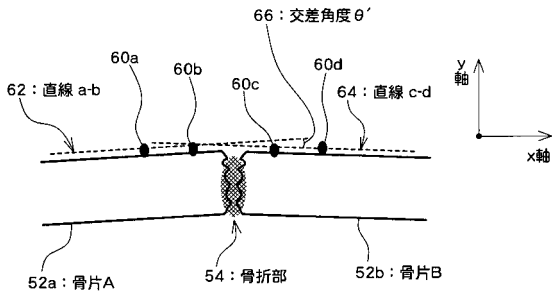
【図1】



【図2】

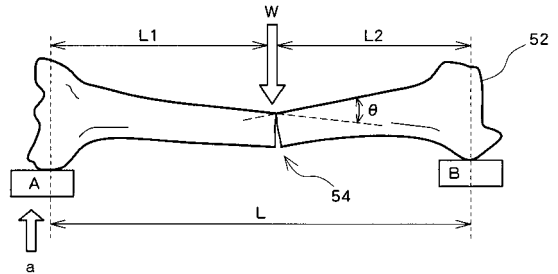


【図3】

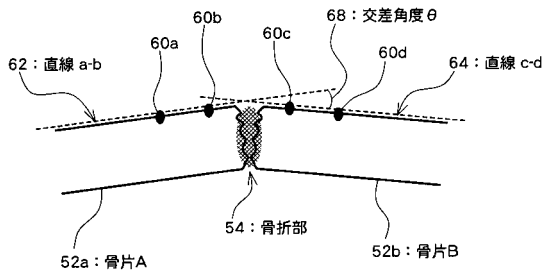


(1) 荷重無

【図4】



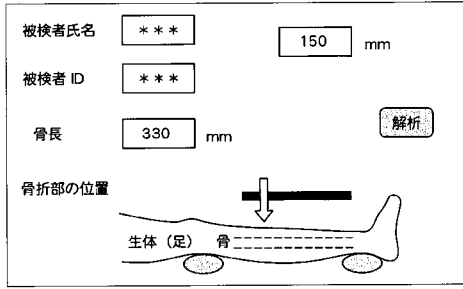
【図5】



(2) 荷重有

被検者氏名	***
被検者 ID	***
骨長	330 mm
骨折部の位置	150 mm

【図 6】



フロントページの続き

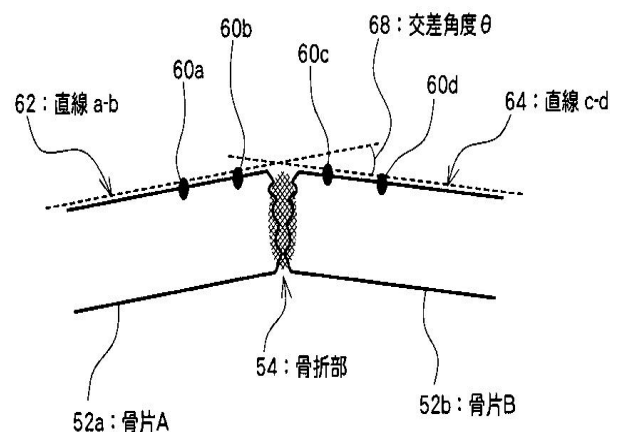
- (56)参考文献 特開2005-152079(JP,A)
特開平07-222742(JP,A)
特表平10-503671(JP,A)
特開2004-157815(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4247265B2	公开(公告)日	2009-04-02
申请号	JP2006276121	申请日	2006-10-10
[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)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	酒井亮一		
发明人	酒井 亮一		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/DD01 4C601/DD10 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2008093072A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的技术，用超声波评估主体骨骼的动力学特性。
 ZOLUTION：角度运算部分22基于多个表面点60计算骨骼52的弯曲角度。特征数据运算部分24计算反映施加在骨骼52上的负荷的指标值，该长度为然后，特征数据运算部24计算表示指标值与骨52的弯曲角度的比例的比例常数，作为反映骨52的动力学特性的特征数据。Z



(2) 荷重有