

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4704852号
(P4704852)

(45) 発行日 平成23年6月22日(2011.6.22)

(24) 登録日 平成23年3月18日(2011.3.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-237193 (P2005-237193)
 (22) 出願日 平成17年8月18日(2005.8.18)
 (65) 公開番号 特開2007-50096 (P2007-50096A)
 (43) 公開日 平成19年3月1日(2007.3.1)
 審査請求日 平成20年6月11日(2008.6.11)

(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 大友 直樹
 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 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨評価装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して物理波ビームを走査するビーム走査手段と、
 前記物理波ビームの走査により得られる受信信号に基づいて、各ビーム走査位置ごとの骨の性状値を演算する性状値演算手段と、
 前記各ビーム走査位置ごとの骨の性状値から性状値分布を生成する性状値分布生成手段と、
 前記性状値分布に基づいて骨の強さに関わる評価値を演算する評価値演算手段と、
 を含むことを特徴とする骨評価装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
 前記物理波ビームは超音波ビームであり、
 前記ビーム走査手段は前記超音波ビームを機械的に又は電子的に走査する手段であり、
 前記性状値は、超音波の減衰又は音速に関わる値であることを特徴とする骨評価装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、
 前記評価値演算手段は、前記性状値分布の形状に基づいて前記評価値を演算することを特徴とする骨評価装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、

10

20

前記評価値は、前記性状値分布における中央部と端部の高低差を反映したものであることを特徴とする骨評価値。

【請求項 5】

請求項 3 記載の装置において、

前記評価値は、前記性状値分布の M 字形状度合いを反映したものであることを特徴とする骨評価装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

標準値が登録されるデータベースを含み、

前記評価値演算手段は、前記性状値分布についての形状解析の結果値を前記データベースに登録された標準値と比較することによって前記評価値を演算することを特徴とする骨評価装置。

10

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、

前記各ビーム走査位置における骨の厚みを計測する手段を含み、

前記性状値分布生成手段は、前記各ビーム走査位置ごとの骨の性状値を前記各ビーム走査位置における骨の厚みで規格化することにより前記性状値分布を生成することを特徴とする骨評価装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、

前記骨の厚みを計測する手段は、骨表面に対して超音波を送波し且つ骨表面からの反射波を受波することにより骨表面位置を求める手段を含むことを特徴とする骨評価装置。

20

【請求項 9】

第 1 方向に沿って、被検体に対して第 1 物理波ビームを走査する第 1 ビーム走査手段と、

前記第 1 方向に交差する第 2 方向に沿って、前記被検体に対して第 2 物理波ビームを走査する第 2 ビーム走査手段と、

前記第 1 物理波ビームの走査により得られる受信信号に基づいて、前記第 1 方向における各ビーム走査位置ごとの骨の第 1 性状値を演算する第 1 性状値演算手段と、

前記第 1 方向における各ビーム走査位置ごとの骨の第 1 性状値から第 1 性状値分布を生成する第 1 性状値分布生成手段と、

30

前記第 2 物理波ビームの走査により得られる受信信号に基づいて、前記第 2 方向における各ビーム走査位置ごとの骨の第 2 性状値を演算する第 2 性状値演算手段と、

前記第 2 方向における各ビーム走査位置ごとの骨の第 2 性状値から第 2 性状値分布を生成する第 2 性状値分布生成手段と、

前記第 1 性状値分布及び前記第 2 性状値分布に基づいて骨の強さに関わる評価値を演算する評価値演算手段と、

を含むことを特徴とする骨評価装置。

【請求項 10】

請求項 9 記載の装置において、

前記評価値演算手段は、前記第 1 性状値分布及び前記第 2 性状値分布に基づいて、骨内部の空間的な骨梁分布から定義される所定のモーメント値として前記評価値を演算することを特徴とする骨評価装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は骨評価装置に関し、特に、骨の強さの計測に関する。

【背景技術】

【0002】

骨評価装置は、X 線や超音波を用いて骨の性状を評価する装置である。X 線を用いた骨

50

評価の場合には、被測定部位に対してX線が照射され、被測定部位を透過したX線についての減衰量から骨塩量が求められる。超音波を用いた骨評価の場合には、被測定部位に対して超音波が送波され、被測定部位を通過した超音波について音速や減衰を観測することによって骨の力学的特性あるいは構造的特性を表す評価値が演算される。特許文献1には、X線の計測と超音波の計測とを組み合わせる骨の性状を評価する骨評価装置が開示されている。特許文献2には、超音波の減衰、特に減衰特性の傾きを骨評価に利用することが開示されている。特許文献3には、超音波ビームを位置決めする機構が開示されている。

【0003】

従来においては、対象となった骨全体について性状値が計測されており、性状値の空間的な分布（の形状）を積極的に解析、評価することは行われていない。特許文献4、5には、骨において生じた超音波の散乱により生じる散乱超音波の分布が計測されている。しかし、その分布は、骨の各位置における性状値の変化を反映したものではなく、骨全体についての構造的性質を反映したものである。特許文献6の図5にはM字形を有する音速分布が示されている。しかし、それは測定位置を決定するためのものに過ぎず、それ自体の形状を評価することは行われていない。なお、特許文献7には、骨を透過した超音波の受信信号（Aモード波形）を処理することが記載されている。特許文献8には、X線計測に基づいて骨梁画像を形成することが記載されている。

10

【0004】

【特許文献1】特開平6-22960号公報

【特許文献2】特開平7-31612号公報

20

【特許文献3】特開平7-204205号公報

【特許文献4】特開平8-117225号公報

【特許文献5】特開平9-84788号公報

【特許文献6】特開平9-224935号公報

【特許文献7】特開2001-95797号公報

【特許文献8】特開平8-164129号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

以上のように、従来においては、骨全体の性状値、あるいは、特定位置における骨の性状値が計測されており、性状値の空間的な分布（の形状）を積極的に解析、評価することは行われていない。X線CT装置などを利用して、骨について二次元あるいは三次元の構造解析を行うこともできるが、そのような装置は非常に高価で、装置規模も大掛かりとなり、簡便に診断を行うことは難しい。また被ばく量が多いという問題もある。骨の強さは、その内部構造（特に骨梁の分布パターン）に大きく影響されるものと考えられ、内部構造の違いによる骨の強さの違いを簡便な機構で計測することが望まれている。

30

【0006】

本発明の目的は、骨の強さを簡便に計測することにある。本発明の他の目的は、骨梁の粗密分布を簡便に計測することにある。

【課題を解決するための手段】

40

【0007】

（1）本発明に係る骨評価装置は、被検体に対して物理波ビームを走査するビーム走査手段と、前記物理波ビームの走査により得られる受信信号に基づいて、各ビーム走査位置ごとの骨の性状値を演算する性状値演算手段と、前記各ビーム走査位置ごとの骨の性状値から性状値分布を生成する性状値分布生成手段と、前記性状値分布に基づいて骨の強さに関わる評価値を演算する評価値演算手段と、を含むことを特徴とする。

【0008】

骨の強さ（あるいは骨折しやすさ）は、骨内部の組成や構造に依存する。後述するように、骨梁は骨の剛性に直接影響するところ、その骨梁の総量が同じであれば、骨梁分布の状態によって骨の強さが変化すると考えられる。上記の性状値分布は、ビーム走査方向に

50

おける骨の内部構造の変化を反映したものであって、骨内部において骨梁分布に粗密（密度変化）が存在すれば、それが性状値分布に表れることになる。そこで、性状値分布を取得し、それを何らかの手法によって定量解析することにより、骨梁分布の状態を推定することが可能となり、つまり、骨の強さを指標する1つの評価値を求めることが可能となる。

【0009】

そこで、上記構成においては、骨を有する被検体に対して物理波ビームが走査され、この走査によって、各ビーム走査位置ごとに骨の性状（性質あるいは状態）を反映した性状値が演算される。そして、それらから生成される性状値分布に基づいて骨の強さに関わる評価値が演算される。その評価値は、基本的には、骨梁分布の観点から見た骨梁分布評価値として位置付けられる。そのような評価値と共に、必要に応じて他の評価値を併せて考慮し、これによって骨を総合的に診断するようにしてもよい。

10

【0010】

上記の物理波は、被ばくの観点から見て超音波であるのが望ましいがX線であってもよい。物理波ビームは望ましくは直線的に一次元走査されるが、二次元走査あるいは三次元走査されてもよい。その走査は機械的に行われてもよいが、電子的に行われてもよい。性状値としては、超音波の減衰量や音速値、あるいは、X線の減衰量などをあげることができる。各ビーム走査位置で取得された性状値をそのままマッピングすることによって性状値分布を形成するようにしてもよいし、各性状値に対する規格化演算などを適用した上でその演算結果をマッピングすることによって性状値分布を形成するようにしてもよい。性状値分布の解析により評価値が演算される。性状値分布を表示器に表示するようにしてもよい。性状値分布の解析結果を統計的に求められる標準評価値とつき合わせて評価値を求めるようにしてもよい。性状値分布の解析手法としては後述するように各種の方法が考えられる。

20

【0011】

望ましくは、前記物理波ビームは超音波ビームであり、前記ビーム走査手段は前記超音波ビームを機械的に又は電子的に走査する手段であり、前記性状値は、超音波の減衰又は音速に関わる値である。超音波を用いれば被ばくの問題を回避できる。但し、超音波に代えてX線を用いることも可能であり、また、超音波とX線の両方を用いることも可能である。いずれにしても、X線CT装置のような大掛かりな回転機構は不要であり、物理波ビームを直線走査する機構が1又は複数設けられる。

30

【0012】

望ましくは、前記評価値演算手段は、前記性状値分布の形状に基づいて前記評価値を演算する。一般に、骨内部における骨梁分布が性状値分布に反映されると考えられるので、その形状を解析することによって、骨梁構造の観点から骨折の危険度を評価することが可能となる。

【0013】

望ましくは、前記評価値は、前記性状値分布における中央部と端部の高低差を反映したものである。望ましくは、前記評価値は、前記性状値分布のM字形状度合いを反映したものである。計測対象となる骨にもよるが、一般に、一次元の性状値分布においては、骨の中央部から両端部にかけて性状値が連続的に変化する傾向を認めることができる。性状値分布の形状を簡易に解析するためには、その形状における幾つかの代表値を参照するのが望ましく、そのような代表値として中央部の値、端部の値、最大値、最小値、勾配などをあげることができる。例えば、超音波の減衰量を性状値とする場合において、性状値分布を観測すると、それは大なり小なりM字形状を呈し、しかも骨内部における周囲部に骨梁がより多く偏在した場合にはM字形状度合いが強くなる（中央部がより落ち込んで両端部がより立ち上がる）。よって、M字形状度合いを評価することによって、骨梁の偏在度を推定することができ、ひいては骨の強さについての1つの指標値を得られる。

40

【0014】

望ましくは、標準値が登録されるデータベースを含み、前記評価値演算手段は、前記性

50

状値分布についての形状解析の結果値を前記データベースに登録された標準値と比較することによって前記評価値を演算する。標準値は、一定の幅をもったものであってもよい。標準値からのズレ量を評価値として提供するのが望ましい。データベースにおいては、被検体に関する様々な属性をキー項目として管理し、実測された値を同じ条件下における標準値と比較するのが望ましい。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記各ビーム走査位置における骨の厚みを計測する手段を含み、前記性状値分布生成手段は、前記各ビーム走査位置ごとの骨の性状値を前記各ビーム走査位置における骨の厚みで規格化することにより前記性状値分布を生成する。このような規格化によれば、少なくとも厚みに関する個体差の影響を排除でき、骨梁分布に起因する性状値分布の形状変化をよりの確に且つより客観的に捉えることができる。

10

【 0 0 1 6 】

望ましくは、前記骨の厚みを計測する手段は、骨表面に対して超音波を送波し且つ骨表面からの反射波を受波することにより骨表面位置を求める手段を含む。外形計測用の超音波送受波器と性状値計測用の超音波送受波器とを別々の超音波振動子で構成することもできるし、同じ超音波振動子で構成することもできる。後者によれば装置構成を簡易化できる。

【 0 0 1 7 】

(2) 本発明に係る骨評価装置は、第 1 方向に沿って、被検体に対して第 1 物理波ビームを走査する第 1 ビーム走査手段と、前記第 1 方向に交差する第 2 方向に沿って、前記被検体に対して第 2 物理波ビームを走査する第 2 ビーム走査手段と、前記第 1 物理波ビームの走査により得られる受信信号に基づいて、前記第 1 方向における各ビーム走査位置ごとの骨の第 1 性状値を演算する第 1 性状値演算手段と、前記第 1 方向における各ビーム走査位置ごとの骨の第 1 性状値から第 1 性状値分布を生成する第 1 性状値分布生成手段と、前記第 2 物理波ビームの走査により得られる受信信号に基づいて、前記第 2 方向における各ビーム走査位置ごとの骨の第 2 性状値を演算する第 2 性状値演算手段と、前記第 2 方向における各ビーム走査位置ごとの骨の第 2 性状値から第 2 性状値分布を生成する第 2 性状値分布生成手段と、前記第 1 性状値分布及び前記第 2 性状値分布に基づいて骨の強さに関わる評価値を演算する評価値演算手段と、を含むことを特徴とする。

20

【 0 0 1 8 】

上記構成によれば、互いに交差する第 1 方向及び第 2 方向について第 1 性状値分布及び第 2 性状値分布を取得することができ、それらに基づいて評価値が演算される。第 1 性状値分布及び第 2 性状値分布から骨梁の二次元分布を推定することも可能であり、そのような二次元分布から以下のような所定のモーメント値を演算することも可能である。望ましくは、第 1 方向と第 2 方向は直交関係にある。第 1 物理波ビームの走査と第 2 物理波ビームの走査は同時にあるいは時分割で実行される。骨梁の二次元分布を推定するために、必要であれば、対象骨の外形を計測するのが望ましい。超音波ビームを三次元走査することも可能である。対象骨は踵骨であるのが望ましいが、それ以外の骨であってもよい。

30

【 0 0 1 9 】

望ましくは、前記評価値演算手段は、前記第 1 性状値分布及び前記第 2 性状値分布に基づいて、骨内部の空間的な骨梁分布から定義される所定のモーメント値として前記評価値を演算する。所定のモーメント値としては断面二次モーメント、最小断面二次モーメント、断面二次極モーメント、重心回りのモーメント、などをあげることができるが、骨梁の偏在性を指標するものあるいは構造的観点からの骨の強さを定量的に指標するものであれば他の物理量であってもよい。なお、骨梁の二次元分布を推定できる場合にはそれを模式的に表す画像を形成して、それを表示するようにしてもよい。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

以上説明したように、本発明によれば、骨の強さを簡便に計測できる。あるいは、骨梁の粗密分布を簡便に計測できる。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

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。

【0022】

まず、図1及び図2を用いて本実施形態に係る骨評価の原理について説明する。図1(A)には骨構造モデルが示されている。この骨構造モデルは原理説明のために作成されたものであって、実際の骨の構造をそのまま反映したものではない。(A)に示す骨構造モデルにおいて、符号10は軟組織を示しており、その軟組織10内には評価対象としての骨11が存在している。骨11は例えば踵骨であるが、本発明が対象とする骨はそれには限定されない。骨11は、大別して、外郭部分としての皮質骨12と、その内部に存在する海綿骨14とで構成される。(B)には、(A)に示す部分領域16の拡大図が示されている。海綿骨14は、主にカルシウム等で構成されている小柱状の骨梁18と、骨梁間に存在している骨髓20と、からなるものである。ここで、骨梁は固体であって剛性を有している。一方、骨髓はゼラチン状のものであって、それ自体は剛性にはほとんど寄与しないものである。

10

【0023】

図2には、二種類の骨構造モデルが示されている。(A)には均一モデルが示されており、(B)には偏在モデルが示されている。ここで、(A)に示す均一モデルは、海綿骨14Aにおいて、黒点として示す骨梁が全体にわたって均一に存在しているものを表している。(B)に示す偏在モデルは、海綿骨14B, 14Cにおいて中央部(14C参照)よりも周辺部(14B参照)の方が骨梁の密度が高いものを示している。ちなみに、(A)に示す均一モデルと(B)偏在モデルにおいては、いずれも骨の全体量が同じになるように模式的な作図が行われている。各モデルにおいては、上記のように黒点が骨梁を表し、それらの隙間としての白い部分が骨髓である。(A)と(B)の対比において、黒点の総面積と白い部分の総面積は互いに同一である。また皮質骨の量も互いに同一である。

20

【0024】

それらの二つのモデルを構造力学的に比較した場合、明らかに、(A)に示す均一モデルよりも(B)に示す偏在モデルの方が折れにくい骨であると言える。つまり、一般に、骨の量が同じであれば、剛性を発揮する骨梁が骨の周辺部により多く分布している方が、外力が加わった場合における抗力が大きくなる。これは、構造力学的にすなわち数学的に解析を行えばより明らかであり、例えば断面二次モーメントや断面二次極モーメントなどを計算すれば明らかとなる。上述したように、図2においても各モデルは発明原理を説明するためのものであり、実際の骨の中の構造は多様性を呈するが、いずれにしても、骨梁分布が骨の剛性に影響を与える1つの主要な要因であることを理解することができる。

30

【0025】

したがって、以下に詳述するように、超音波ビームあるいはX線ビームを骨に対してスキャンし、これによって性状値を取得することにより、その性状値の分布の形態から骨梁分布を推定することができ、ひいては構造力学的観点から骨の強さを評価することが可能となる。もちろん、骨の剛性を考える上では、骨塩量、皮質骨の厚みなどの他の要因も考えられるが、本実施形態においては、特に、骨梁分布に着目し、その観点から骨の健全性を診断するための1つの指標値として以下に詳述する評価値の演算を行っている。したがって、骨を総合的に診断するために、本実施形態に係る骨評価装置による評価結果のほか、他の評価結果を合わせて考慮するようにしてもよい。

40

【0026】

図3には、第1実施形態に係る骨評価装置の全体構成が示されている。骨評価装置は計測部22と演算制御部24とで構成される。

【0027】

計測部22は被検体26の両側に設けられた第1計測ユニット32と第2計測ユニット34とで構成される。被検体26においては、軟組織28内に計測対象となる骨30が存在している。第1計測ユニット32と第2計測ユニット34はそれぞれ送受波器36A,

50

36Bと走査機構38A, 38Bとを有している。送受波器36A, 36Bはこの実施形態において超音波の送波あるいは受波を行う超音波振動子として構成されている。超音波振動子は単振動子であってもよいし、一次元あるいは二次元のアレイ振動子であってもよい。いずれにしても、送受波器36Aから超音波が放射され、音響レンズあるいは電子的なフォーカス技術の適用により超音波ビーム50が形成される。その超音波ビーム50は骨30を透過する。透過した超音波は送受波器36Bにて受波され、その受波により生成された受信信号が送受信ユニット40へ出力される。

【0028】

走査機構38A, 38Bは、図においてY方向に伸長したレールを具備しており、図示されていない駆動機構によって、レール上に沿って送受波器36A, 36Bを直線的に運動させることができる。送受波器36Aと送受波器36Bは常に同じY方向の位置に位置決めされるようにその走査が制御されている。ちなみに、図示の例では超音波ビーム50はX方向に沿って形成されている。

【0029】

演算制御部24は、二つの送受信ユニット40, 42、制御ユニット44、演算ユニット46、データベース(DB)47などを有している。送受信ユニット42はこの実施形態において送受波器36Aに対して送信信号を供給する。これによって上述したように送受波器36Aから超音波が放射される。送受信ユニット40は送受波器36Bに接続されている。上述したように、送受波器36Bから出力される受信信号は送受信ユニット40に入力される。このように、図3に示す構成例において、送受信ユニット42は送信回路として機能し、送受信ユニット40は受信回路として機能する。なお、それぞれの送受波器36A, 36Bが超音波の送波及び受波の両方を行うものであってもよい。その場合においては、送受信ユニット40, 42はそれぞれ送受信回路として機能することになる。制御ユニット44は、上述した二つの送受信ユニット40, 42の動作制御を行っており、特に送受信ユニット42に対して送信制御信号を出力しており、また送受信ユニット40から出力される受信信号を受け取って、それに対して必要な信号処理を行った後に、受信信号を演算ユニット46へ渡している。制御ユニット44は、走査機構38A, 38Bの動作制御を行っており、上述したように、常に二つの送受波器36A, 36Bの対向関係に維持されるようにそれらの走査制御を行っている。

【0030】

演算ユニット46は、受信信号を解析することにより骨の強さを表す評価値を演算するユニットである。この演算ユニット46は、各ビーム走査位置における受信信号から骨の性状値を演算する機能、それらの性状値に基づいて一次元の性状値分布を生成する機能、性状値分布の形状を解析することにより評価値を演算する機能、などを具備している。また、その評価値の演算にあたってはデータベース47が参照されており、これについては後に詳述する。

【0031】

図3に示す構成例において、送受波器36Aと送受波器36Bとの間における超音波の良好な伝播を確保するために、被検体26及び二つの送受波器36A, 36Bを水槽などに浸漬させるようにしてもよい。あるいは、被検体26の表面と各送受波器36A, 36Bとの間に水袋などのカップリング媒体を設けるようにしてもよい。また、上述した構成例では走査機構38A, 38Bを用いて超音波ビーム50のスキャンを行っていたが、1Dアレイ振動子あるいは2Dアレイ振動子を用いて電子的に超音波ビームのスキャンを行うようにしてもよい。二次元アレイ振動子を用いれば二次元の性状値分布を得ることも可能である。

【0032】

次に図4を用いて評価値の演算方法について説明する。上述したように、超音波ビーム50をY方向に走査する様子が(A)に示されている。各走査位置において取得された受信信号を解析することにより性状値が演算される。その性状値は例えば超音波の減衰量であり、あるいは超音波の音速などである。あるいはそれ以外の物理量であってもよい。い

10

20

30

40

50

ずれにしても、骨 30 に対して超音波が透過したことに起因して変化する物理量を、特に骨梁の粗密が反映される物理量を、性状値として利用するのが望ましい。

【 0 0 3 3 】

(B) にはそのような性状値として超音波の減衰量をマッピングしたものが示されている。すなわち、性状値分布 5 2 は各走査位置における減衰量をマッピングしたものであり、ここで減衰量はビーム上における骨塩の量に相当するものである。ちなみに、骨 30 は上述同様にモデルとして表されており、(B) に示す性状値分布 5 2 はそのモデルを前提とした場合におけるシュミレーション結果である。実際の骨を観測した場合には性状値分布 5 2 は大なり小なり M 字形の形状を呈する。すなわち、性状値分布 5 2 においてその両端部は皮質骨に相当するため、そこでの減衰量は非常に大きく、その一方において中央部においては一般に骨梁があまり多くないので中央部における減衰量としては比較的低い値を呈する。

10

【 0 0 3 4 】

図 5 には、図 2 に示した二つのモデルを前提としてそれらについての性状値分布を表したものが示されている。すなわち符号 5 4 は図 2 に示した均一モデルに対応し、符号 5 6 は図 2 に示した偏在モデルに対応している。符号 5 4 で示す性状値分布は M 字形の形態を有していないが、上述したように、実際の測定結果においては大なり小なり M 字形の形態を呈する。

【 0 0 3 5 】

図 5 において注目すべきことは、骨梁分布の状態、すなわち均一に分布しているのかあるいは周辺に多く偏在しているのかによって、性状値分布の形態が相違するということである。より詳しくは、骨梁がより周辺部に多く存在していれば M 字形の度合いが大きくなる。すなわち、性状値分布における中央部がより低くなり、両端部がより高くなる形態になる。したがって、本実施形態では、性状値分布の形状を解析することにより、その性状値分布から骨内部における骨梁の分布、つまり骨の強さの評価値を求めるようにしている。

20

【 0 0 3 6 】

性状値分布における M 字形の度合いを定量評価する手法としてはいくつか考えられる。例えば、各位置における減衰量を性状値分布における最大値（最大の減衰量）で割って規格化し、その結果における最大値と中央部で発現する最小値との比をもって評価値とする方法が考えられる。この場合、その評価値が最大値 / 最小値として定義されるならば、その比が大きい方が構造面で折れにくい骨であると評価される。一方、性状値分布について平均値を求め、その平均値を基準として、性状値分布における最大値がどの程度離れているのか、あるいは最小値がどの程度離れているのかを求め、すなわちそのような差分値をもって評価値とすることも可能である。いずれにしても性状値分布における中央部と端部との間における高低差あるいは勾配を何らかの形で定量化することにより、骨の強さに関する評価を行うことが可能である。規格化演算にあたっては、上記の説明においては最大値での除算が行われていたが、例えば性状値分布の面積で規格化を行うことも可能である。ちなみに、最小値や最大値などは公知のピーク探索技術を利用すれば容易に判別することが可能である。性状値分布におけるいくつかの代表値を基準としてその形状を評価する方法のほか、パターンフィッティング法などを用いて性状値分布の形状それ自体を直接的に評価することも可能である。その場合には対象となる性状値分布をいずれかのパターンに類型化し、当該性状値分布が属するパターンとして骨の強さを評価することが可能となる。

30

40

【 0 0 3 7 】

また、図 3 に示したデータベース 4 7 を用いてより客観的な評価を行うことも可能である。その場合には、性状値分布の形状を解析する手法に応じて、被検体に関する 1 または複数の属性をキー項目として、それらの組み合わせごとに統計的に求められる標準値を登録しておけばよい。すなわち、ある被検体について形状の解析結果が求めた場合、その解析結果を当該被検体が有する属性と同じ属性をもった標準値と比較し、その比較結果と

50

して評価値（相対的評価値）を算出するようにしてもよい。上記の属性としては、まず対象骨の種類を挙げることができる。これについては例えば、踵骨、橈骨、腰椎、大腿骨頸部、大腿骨長管部などの骨の種類を挙げることができる。また、人間や動物といった生物の種類を属性としてもよい。また、人間についても人種などの科目を属性とすることが可能であり、また、特に年齢や性別などを属性として管理しておくのが望ましい。このようなデータベースを用いれば、同じ条件下において標準値から実測値がどの程度外れているかをもって評価値を求めることができるという利点がある。

【 0 0 3 8 】

図5において、 L_1 及び L_2 は性状値分布の両端を示している。また L_0 は中央の位置を示している。性状値分布における両端部においては皮質骨の影響が大きく、骨梁分布をより正確に評価するためにはその部分を除外して評価値の演算を行うのも好適である。その場合においては例えば中央位置 L_0 を中心あるいは基準として、全範囲 W_1 ではなく、部分範囲 W_2 をウィンドウとして設定し、その範囲内において最大値、最小値、平均値などを観測するようにしてもよい。ここで、 Q_2 は性状値分布56についての中央部に発現する最小値を示している。 Q_1 は性状値分布56における全範囲 W_1 内の最大値を示している。ウィンドウとして範囲 W_2 が設定された場合には、その範囲内において最大値が特定されることになる。その最大値の特定にあたって、誤差要因が大きいと判断される場合には、最大値の代わりに勾配などを用いるようにしてもよい。いずれにしても、客観的な評価が行えるように評価値の計算方法を定めるのが望ましい。なお、上記のデータベースにおいて標準値として一定の幅をもったものを登録しておくこともできる。

【 0 0 3 9 】

図6及び図7には、上述した実施形態についての変形例が示されている。すなわち、上述した実施形態では、骨の厚みを考慮することなく性状値あるいは評価値の演算を行っていた。この変形例においては、図6に示されるように、骨30の両側において、骨の外形が計測されている。具体的には、送受波器36A、36Bがそれぞれ超音波の送受波を行っている。すなわち超音波を送波したのちに、骨30の表面にて反射した反射波を受波している。送波と受波の時間間隔を計測することにより、音速から距離を求めることができる。つまり、送受波器36A、36Bと骨表面との間の距離 L_1 、 L_2 を求めることが可能である。そして、既知である超音波ビーム50の全経路長 L から上記の L_1 及び L_2 を減算すれば、結果として当該走査位置における骨の厚さ D を求めることが可能である。

【 0 0 4 0 】

図7には規格化演算が行われた後の性状値分布が示されている。ここで、符号62で示される性状値分布は図2に示した均一モデルに対応し、符号64で示される性状値分布は図2に示した偏在モデルに対応している。いずれの性状値分布においてもその横軸は単位厚みあたりの減衰量となっており、すなわち規格化後の値がマッピングされている。このように被検体の厚みによる変動分を除外した形で性状値あるいは評価値を求めれば、より客観的で信頼性のある評価を行えるという利点がある。すなわち、対象となる骨について個体差として形状のばらつきがあったとしても、客観的な評価結果を得ることができるので個体間における評価値の比較をよりの確に行えるという利点がある。もちろん、このような変形例においてもデータベースに登録された標準値との比較により評価値を求めるようにしてもよい。なお、丸みをもった骨の端部において有効な反射波が得られないような場合には、その部分を性状値分布の解析対象から除外するようにしてもよい。すなわち、図5に示したような解析範囲を規定するウィンドウ（ W_2 ）を設定し、その範囲内において形状解析を行うようにしてもよい。

【 0 0 4 1 】

次に、図8及び図9を用いて第2実施形態に係る骨評価装置について説明する。なお、図3に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 4 2 】

図8に示す骨評価装置は、大別して計測部22と演算制御部24とで構成されている。計測部22は、図8に示す構成例において、4つの計測ユニット32、34、66、68

10

20

30

40

50

を有している。それぞれの計測ユニット 32, 34, 66, 68 は、超音波振動子としての送受波器 36A, 36B, 36C, 36D と、走査機構 38A, 38B, 38C, 38D と、を有している。計測ユニット 32, 34 は図示されるように X 方向に沿った超音波ビーム 50 を形成するものであり、その超音波ビーム 50 は Y 方向に走査される。一方、計測ユニット 66, 68 は図示されるように Y 方向に沿った超音波ビーム 70 を形成しており、その超音波ビーム 70 は X 方向に走査される。

【0043】

演算制御部 24 は、4 つの送受信ユニット 76, 77, 78, 79、制御ユニット 82、演算ユニット 84、データベース 85 などを有している。上記の 4 つの送受波器 36A, 36B, 36C, 36D がそれぞれ送受信ユニット 76, 77, 78, 79 に接続されている。送受波器 36A, 36B は符号 58, 60 で示されるように X 方向において超音波の送受波も行っており、これによって Y 方向に沿って骨表面形状が観測されている。これと同様に送受波器 36C, 36D は符号 72, 74 で示すように Y 方向に超音波の送受波を行っており、これによって X 方向に沿って骨 30 の骨表面形状が観測されている。ちなみに、超音波ビーム 50, 70 の形成は同時にあるいは時分割で行うことができ、これは表面形状を計測するための超音波の送受波についても同様である。すなわち、それぞれの送受波器において相互に超音波の干渉が生じない限りにおいて、同時に形状観測を行うことが可能である。

【0044】

図 9 には第 2 実施形態に係る骨評価装置の作用が示されている。超音波ビーム 50 を Y 方向に走査し、超音波ビーム 70 を X 方向に走査すると、それぞれの方向において、性状値分布 86, 88 を取得することができる。ここで、それぞれの性状値分布 86, 88 には上述した骨の厚さに基づく規格化演算が適用されており、すなわち各性状値は単位厚みあたりの減衰量に相当している。

【0045】

この第 2 実施形態よれば、二方向から性状値分布を取得することができるので、それぞれの性状値分布に基づいて骨の強さの評価を行うことも可能であるし、以下に説明するように、対象となる骨 30 についての内部構造の推定を行うことも可能である。

【0046】

上記のような外形計測によって、骨 30 についての外形状を特定することが可能である。その外形状を前提としてその内部に一定の骨梁間隔をもった海綿骨が存在するという前提を導入し、そのようなモデルを仮定してモデルにおける各座標点に存在する骨梁の直径を推定することが可能である。例えば、各座標点（格子点）に与える値を $P(x, y)$ とし、x 方向における性状値としての重みを w_x とし、y 方向における性状値としての重みを w_y した場合、例えば $P(x, y) = w_x \times w_y$ のように定義することが可能である。つまり、そのような計算式によって各格子点における骨梁の直径を与えることができる。但し、この場合における骨梁間隔は一定である。

【0047】

このような推定演算によればモデルにおける未知パラメータに値を与えることが可能となり、当該モデルを画像化したり、そのモデルを基礎として所定のモーメントなどを演算することが可能となる。すなわち骨梁の二次元分布それ自体から所定のモーメントなどとして評価値を演算することが可能となる。上記の計算においては、骨梁の直径を可変パラメータとしたが、骨梁の直径を一定であると仮定した上で、骨梁間隔を可変パラメータと置くことも可能である。また、骨梁の直径及び間隔を両者可変パラメータとすることも可能である。その場合において、骨梁の間隔や骨梁の直径などを定義する場合には、上述同様データベースを基礎として必要な値をモデルに与えるようにしてもよい。また上述したように、そのモデルに従って二次元の断層画像を模式図として形成し、それをユーザに提供することも可能である。

【0048】

上記の所定のモーメントとしては、材料力学の分野などにおいて周知の断面二次モーメ

ント、最小断面二次モーメント、断面二次極モーメントなどを用いることができる。あるいは物理量の偏在度合いを指標できる他のパラメータを利用するようにしてもよい。

【 0 0 4 9 】

また、上記の実施形態において、さらに X 方向及び Y 方向に直交する Z 方向に沿って、超音波ビームの走査を行い、当該方向において性状値分布の取得を行うようにしてもよい。またそれによって得られた結果も含めて所定のモーメントなどを求めることも可能である。その場合においては、重心演算を行ってその重心回りのモーメントを計算するようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

上記の実施形態においては性状値として超音波の減衰量を利用したが、それに代えて超音波の音速その他の情報を用いるようにしてもよい。また性状値の計測にあたっては超音波に代えて X 線を用いるようにしてもよい。その場合においても上述同様の演算原理を用いて評価値を求めることが可能である。X 線を用いる場合、骨の外形に関しては超音波の計測を併用するようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

上記の各実施形態によれば、X 線 CT 装置などの大掛かりな大きな被ばく量を生じる計測を行うことなく、簡易な構成及び簡易な方法によって骨の内部構造に関わる情報を計測することができ、すなわち骨について構造力学的な観点から評価値を求めることが可能である。人間を対象とする場合には、対象骨としては特に海綿骨を多く含む踵骨であるのが望ましいが、それ以外の骨を対象骨とするようにしてもよい。なお、骨梁モデルに関しては上記の特許文献 4 及び特許文献 5 などにも記述されており、そのような文献に記述された骨梁モデルを基礎として上述したように骨梁の直径や間隔を可変パラメータとして取り扱うようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 2 】

【図 1】骨構造モデルを説明するための図である。

【図 2】均一モデルと偏在モデルとを対比説明するための図である。

【図 3】第 1 実施形態に係る骨評価装置の全体構成を示す図である。

【図 4】第 1 実施形態における作用を説明するための図である。

【図 5】性状値分布の形状に関する解析方法を説明するための図である。

【図 6】第 1 実施形態についての変形例を説明するための図である。

【図 7】図 6 に示す変形例の作用を説明するための図である。

【図 8】第 2 実施形態に係る骨評価装置の全体構成を示す図である。

【図 9】第 2 実施形態に係る骨評価装置の作用を説明するための図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 3 】

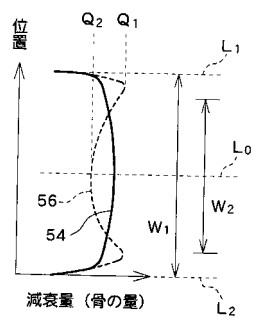
1 0 軟組織、1 2 皮質骨、1 4 海綿骨、1 8 骨梁、2 0 骨髓、2 2 計測部、2 4 演算制御部、3 6 A , 3 6 B 送受波器（超音波振動子）、4 4 制御ユニット、4 6 演算ユニット、5 0 超音波ビーム、

10

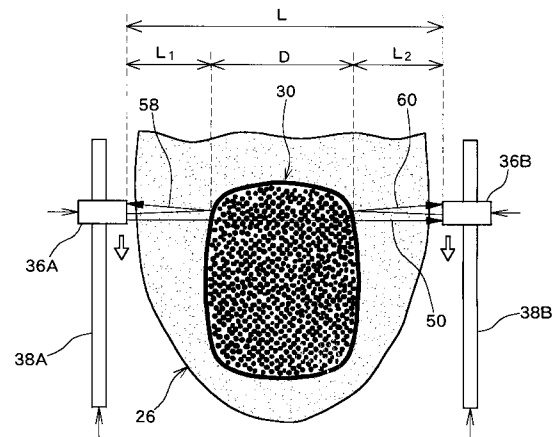
20

30

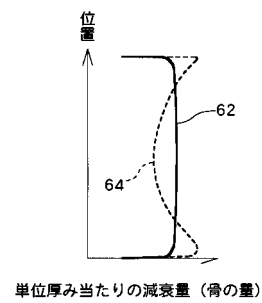
【図 5】



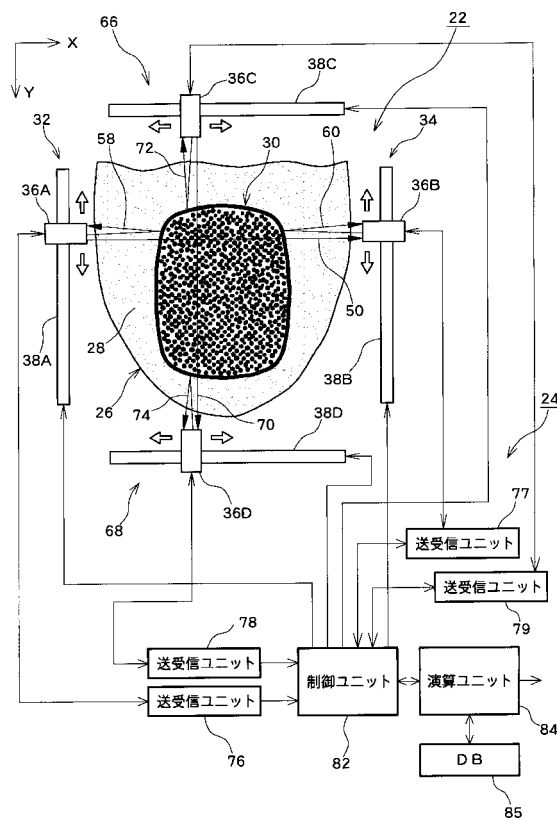
【図 6】



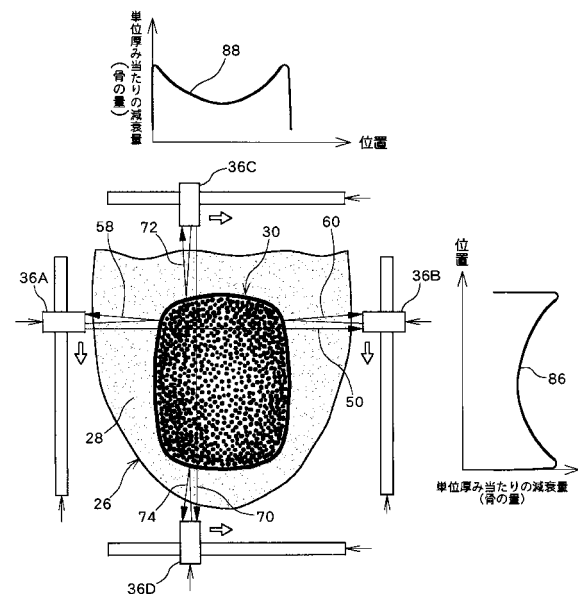
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 9 5 2 2 1 (J P , A)
特開平 9 - 2 2 4 9 3 5 (J P , A)
特開平 5 - 1 9 2 3 3 3 (J P , A)
特開平 8 - 1 1 7 2 2 5 (J P , A)
特表 2 0 0 1 - 5 0 1 5 0 9 (J P , A)
特開昭 6 1 - 1 0 9 5 5 7 (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)	骨骼评估装置		
公开(公告)号	JP4704852B2	公开(公告)日	2011-06-22
申请号	JP2005237193	申请日	2005-08-18
[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	大友直樹		
发明人	大友 直樹		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB13 4C601/DD10 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/EE11 4C601/HH04 4C601/JB40 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2007050096A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要实现一种骨骼评估装置，能够通过简单的配置评估骨骼的内部结构。解决方案：相对于骨30扫描超声波束50，从而获得属性值分布52。特性值例如是超声波的衰减量。特性值分布52反映骨30中的骨小梁分布。通常，它呈M形。通过分析其形状，可以估计骨30中的骨小梁分布，从而评估骨的机械结构。也可以使用X射线代替超声波。可以应用通过骨厚度的归一化计算。点域4

【 图 3 】

