

(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2005-204831

(P2005-204831A)

(43) 公開日 平成17年8月4日(2005.8.4)

(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 3 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-13584 (P2004-13584)
(22) 出願日 平成16年1月21日 (2004.1.21)

(71) 出願人 593160529
応用電機株式会社
京都府京都市左京区八瀬近衛町403
(71) 出願人 503360115
独立行政法人科学技術振興機構
埼玉県川口市本町4丁目1番8号
(71) 出願人 000155023
株式会社堀場製作所
京都府京都市南区吉祥院宮の東町2番地
(74) 代理人 100074273
弁理士 藤本 英夫
(72) 発明者 真野 功
京都府城陽市平川中道表63-1 応用電
機株式会社城陽工場内

最終頁に続く

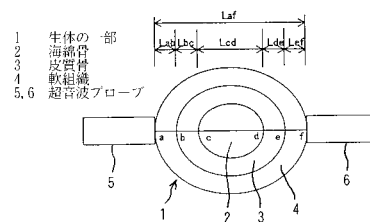
(54) 【発明の名称】 骨強度測定装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 皮質骨と海綿骨との境界からの反射波の検出を行うのが困難であっても、皮質骨や海綿骨の厚みを確実に求めることができ、精度の高い骨強度評価結果を得ることができる骨強度測定装置を提供する。

【解決手段】 プロブ本体内に超音波送・受信用トランスデューサおよび音響インピーダンス整合用液体を収容した一対の超音波プローブ5, 6間に生体の一部1を挟持した状態で当該生体の一部に対して超音波の送・受信を行い、そのときの信号を処理することにより前記生体の一部における骨強度を測定する骨強度測定装置10において、前記超音波プローブにおいて得られる海綿骨内のある経路を透過した速度の速い第1波と遅い第2波のうちの第2波の海綿骨中における音速を一定と見なし、この音速を用いて第2波の超音波プローブへの到達時間を演算し、これらの数値を用いて、前記生体の一部1における軟組織4、皮質骨3、海綿骨2のそれぞれの厚みを求める。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

プローブ本体内に超音波送・受信用トランスデューサおよび音響インピーダンス整合用液体を収容した一対の超音波プローブ間に生体の一部を挟持した状態で当該生体の一部に対して超音波の送・受信を行い、そのときの信号を処理することにより前記生体の一部における骨強度を測定する骨強度測定装置において、前記超音波プローブにおいて得られる海綿骨内のある経路を透過した速度の速い第 1 波と遅い第 2 波のうちの第 2 波の海綿骨中における音速を一定と見なし、この音速を用いて第 2 波の超音波プローブへの到達時間を演算し、これらの数値を用いて演算を行うことによって、前記生体の一部における軟組織、皮質骨、海綿骨のそれぞれの厚みを求めるようにしたことを特徴とする骨強度測定装置 10

【請求項 2】

プローブ本体内に超音波送・受信用トランスデューサおよび音響インピーダンス整合用液体を収容した一対の超音波プローブ間に生体の一部を挟持した状態で当該生体の一部に対して超音波の送・受信を行い、そのときの信号を処理することにより前記生体の一部における骨強度を測定する骨強度測定装置において、前記超音波プローブにおいて得られる海綿骨内のある経路を透過した速度の速い第 1 波と遅い第 2 波のうちの第 2 波の音速を一定とみなすとともに、皮質骨と海綿骨との境界において反射する反射波の到達時間を測定し、前記第 2 波音速および反射波到達時間を用いて演算を行って皮質骨音速を求め、これに基づいて皮質骨の性状を得るようにしたことを特徴とする骨強度測定装置。 20

【請求項 3】

プローブ本体内に超音波送・受信用トランスデューサおよび音響インピーダンス整合用液体を収容した一対の超音波プローブ間に生体の一部を挟持した状態で当該生体の一部に対して超音波の送・受信を行い、そのときの信号を処理することにより前記生体の一部における骨強度を測定する骨強度測定装置において、前記超音波プローブにおいて得られる海綿骨内のある経路を透過した速度の速い第 1 波と遅い第 2 波のうちの第 2 波の到達時間および皮質骨と海綿骨との境界において反射する反射波の到達時間を測定し、前記各到達時間を用いて、海綿骨内の第 2 波音速を求め、これに基づいて海綿骨の性状を得るようにしたことを特徴とする骨強度測定装置。

【発明の詳細な説明】 30

【技術分野】

【0001】

この発明は、生体の一部における骨強度を診断する骨強度測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波を用いて生体の一部、例えば手首や踵などの骨強度を測定する骨強度測定装置が開発され、実用化されるようになってきており、例えば、特許文献 1 に示すように、超音波送・受信用トランスデューサをそれぞれ内蔵した一対の超音波プローブによって生体の一部を挟持した状態で当該生体の一部に対して超音波の送・受信を行い、そのときの信号を処理することにより、前記生体の一部における骨強度に関する情報を得るようにしたものが公知である。 40

【0003】

ところで、人の骨強度測定を行う場合、手首や踵を被測定部位とすることが一般的に行われるが、前記手首や踵には、他の身体部位と異なり、海綿骨が多く存在していることが知られている。図 5 は、例えば、手首 1 の横断面形状を模式的に示すもので、海綿骨 2 を中心にして皮質骨 3 および軟組織 4 がほぼ同心円状に配置されている。

【0004】

そして、上記特許文献 1 に係る発明では、海綿骨が存在する被測定部位にその直径方向からパルス状の超音波を照射した場合、当該超音波が音速の異なる二成分に分かれるという知見に基づいている。これは、海綿骨における骨質の層状配列が異なることによって、 50

パルス状の超音波が海綿骨内を透過するに際し、多孔性構造部分を透過するときと骨髄構造部分を透過するときとは、音速が異なる結果、一方の超音波発信部を發した超音波は、二つの異なる速度の音波、すなわち、より速い第1波と遅い第2波とに分かれ、他方の超音波受信部にそれぞれ異なる時間に受信されるのである。

【0005】

そして、従来 of 骨強度測定装置においては、図5に示すような手首1における全ての組織、すなわち、海綿骨2、皮質骨3および軟組織4のそれぞれの厚みや性状を求めるのに、以下のような前提を基にして所定の演算を行っていた。

【0006】

図6は、従来 of 骨強度測定装置における測定系の構成を概略的に示すもので、この図において、5, 6は手首1の直径方向の両側に密着してセットされる超音波プローブで、詳細な図示は省略するが、そのプローブ本体内には、超音波送・受信用トランスデューサおよび音響インピーダンス整合用液体を収容してなるものである。この超音波プローブ5, 6は、それぞれケーブルを介して操作表示装置(図示していない)に接続されている。なお、この操作表示装置には、測定結果などをカラー表示することのできる表示部や測定結果などをカラー出力することのできるプリンタが付設されている。

10

【0007】

そして、図6において、符号a, b, c, d, e, fは、前記超音波プローブ5, 6間を最短で結ぶ直線7が軟組織4、皮質骨3および海綿骨2と順に交わる境界の点である。また、図中の L_{af} は超音波プローブ5, 6間距離(以下、単にプローブ間距離という)であり、 L_{ab} , L_{ef} は軟組織4の厚み、 L_{bc} , L_{de} は皮質骨3の厚み、 L_{cd} は海綿骨2の厚みである。

20

【0008】

従来においては、超音波プローブ5(または6)を發した超音波音速は、軟組織4中でほぼ一定で、前記軟組織部分 L_{ab} , L_{ef} における速度を、 V_{ab} , V_{ef} で表したとき、

$$V_{ab} = V_{ef} = \text{決まった値}$$

となる。

【0009】

そして、前記超音波音速は、皮質骨3中でほぼ一定で、前記皮質骨部分 L_{bc} , L_{de} における速度を V_{bc} , V_{de} で表したとき、

$$V_{bc} = V_{de} = \text{決まった値}$$

となる。

30

【0010】

また、前記超音波音速は、既に説明したように、海綿骨2中では、第1波(高速波)と第2波(低速波)とに分かれ、第1波の音速は骨の性状(構造)に依存するが、第2波はほぼ一定である。そこで、第2波の速度を V_s で表したとき、

$$V_s = \text{決まった値}$$

となる。

【0011】

さらに、図9のように、超音波プローブ5, 6を配置したとき、それらにおける離間距離 L_{af} は予め測定しておくので、

$$L_{af} = \text{決まった値}$$

となる。

40

【0012】

今、例えば、図6に示した状態で、両方の超音波プローブ5, 6からパルス状の超音波を發したとすると、軟組織4と皮質骨3との境界b, eおよび皮質骨3と海綿骨2との境界c, dにおいて反射した波による信号として図7(A)に示すものが得られる。この図(A)中において、 T_b , T_c は、超音波プローブ5によって受信される反射波の到達時間、 T_e , T_d は超音波プローブ6によって受信される反射波の到達時間である。また、一方の、例えば超音波プローブ5からパルス状の超音波を發したとすると、図7(B)に

50

示すような透過波の信号が得られる。

【0013】

まず、前記図7(A)に示す反射波において、超音波プローブ5による境界bからの到達時間 T_b から軟組織4の厚み L_{ab} を求める。前記到達時間 T_b は、超音波が境界aと境界bとの間を往復するのに要した時間であるから、その片道の時間 $T_b / 2$ に軟組織4における音速 V_{ab} を乗ずる。すなわち、

$$L_{ab} = (T_b / 2) \times V_{ab}$$

となる。

【0014】

同様に、超音波プローブ6による境界eからの到達時間 T_e から軟組織4の厚み L_{ef} を求めると、

$$L_{ef} = (T_e / 2) \times V_{ef}$$

となる。

【0015】

そして、前記反射波において、超音波プローブ5による境界cからの到達時間 T_c と境界bからの到達時間 T_b との差 $(T_c - T_b)$ を用いて、皮質骨3の厚み L_{bc} を求める。すなわち、前記 $(T_c - T_b)$ は、超音波が境界bと境界cとの間を往復するのに要した時間であるから、片道の時間 $(T_c - T_b) / 2$ を皮質骨3における音速 V_{bc} を乗ずる。

$$L_{bc} = (T_c - T_b) / 2 \times V_{bc}$$

となる。

【0016】

同様に、超音波プローブによる境界dからの到達時間 T_d と境界eからの到達時間 T_e との差 $(T_d - T_e)$ を用いて、皮質骨3の厚み L_{de} を求める。すなわち、前記 $(T_d - T_e)$ は、超音波が境界eと境界dとの間を往復するのに要した時間であるから、片道の時間 $(T_d - T_e) / 2$ を皮質骨3における音速 V_{de} を乗ずる。

$$L_{de} = (T_d - T_e) / 2 \times V_{de}$$

となる。

【0017】

上記のように、 L_{af} 、 L_{ab} 、 L_{ef} 、 L_{bc} 、 L_{de} が全て既知となったので、これらを用いて、海綿骨2の厚み L_{cd} を求めることができる。すなわち、

$$L_{cd} = L_{af} - L_{ab} - L_{ef} - L_{bc} - L_{de}$$

となる。

【0018】

これによって、軟組織4、皮質骨3および海綿骨2の全ての組織の厚みが得られたことになる。

【特許文献1】特許第2863886号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

上述したところから理解されるように、従来骨強度測定装置においては、皮質骨3と海綿骨2との境界c、dからの反射波の到達時間 T_c 、 T_d を利用して皮質骨3および海綿骨2の厚みを算出していたが、発明者らの鋭意研究によれば、前記反射波を検出するのは必ずしも容易ではなく、むしろ困難な場合があることが分かった。このため、上述した計算手法では、皮質骨3や海綿骨2などの厚みを精度よく得ることができないことがあり、その結果、それぞれの骨量や骨強度などの性状に関する情報として確実なものが得られないことがあった。

【0020】

また、上記従来骨強度測定装置においては、海綿骨2が存在しない部位、例えば手首や踵などにおける各組織の厚みを必ずしも確実に得られないことがあり、その結果、それぞれの骨量や骨強度などの性状に関する情報として確実なものが得られないことがあった

。

【0021】

この発明は、上述の事柄に留意してなされたもので、その一つの目的は、皮質骨と海綿骨との境界からの反射波の検出を行うのが困難であっても、皮質骨や海綿骨の厚みを確実に求めることができ、精度の高い骨強度評価結果を得ることができる骨強度測定装置を提供することであり、他の目的は、海綿骨が存在しない部位における各組織の厚みを確実に求めることができ、精度の高い骨強度評価結果を得ることができる骨強度測定装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0022】

上記一つの目的を達成するために、この発明は、プローブ本体内に超音波送・受信用トランスデューサおよび音響インピーダンス整合用液体を収容した一对の超音波プローブ間に生体の一部を挟持した状態で当該生体の一部に対して超音波の送・受信を行い、そのときの信号を処理することにより前記生体の一部における骨強度を測定する骨強度測定装置において、前記超音波プローブにおいて得られる海綿骨内のある経路を透過した速度の速い第1波と遅い第2波のうちの第2波の海綿骨中における音速を一定と見なし、この音速を用いて第2波の超音波プローブへの到達時間を演算し、これらの数値を用いて演算を行うことによって、前記生体の一部における軟組織、皮質骨、海綿骨のそれぞれの厚みを求めるようにしたことを特徴としている（請求項1）。

10

【0023】

また、上記他の目的を達成するために、この発明は、プローブ本体内に超音波送・受信用トランスデューサおよび音響インピーダンス整合用液体を収容した一对の超音波プローブ間に生体の一部を挟持した状態で当該生体の一部に対して超音波の送・受信を行い、そのときの信号を処理することにより前記生体の一部における骨強度を測定する骨強度測定装置において、前記超音波プローブにおいて得られる海綿骨内のある経路を透過した速度の速い第1波と遅い第2波のうちの第2波の音速を一定とみなすとともに、皮質骨と海綿骨との境界において反射する反射波の到達時間を測定し、前記第2波音速および反射波到達時間を用いて演算を行って皮質骨音速を求め、これに基づいて皮質骨の性状を得るようにしたことを特徴としている（請求項2）。

20

【0024】

そして、上記他の目的を達成するために、この発明は、プローブ本体内に超音波送・受信用トランスデューサおよび音響インピーダンス整合用液体を収容した一对の超音波プローブ間に生体の一部を挟持した状態で当該生体の一部に対して超音波の送・受信を行い、そのときの信号を処理することにより前記生体の一部における骨強度を測定する骨強度測定装置において、前記超音波プローブにおいて得られる海綿骨内のある経路を透過した速度の速い第1波と遅い第2波のうちの第2波の到達時間および皮質骨と海綿骨との境界において反射する反射波の到達時間を測定し、前記各到達時間を用いて、海綿骨内の第2波音速を求め、これに基づいて海綿骨の性状を得るようにしたことを特徴としている（請求項3）。

30

【発明の効果】

40

【0025】

前記請求項1の記載によれば、第2波の海綿骨中における音速を一定と見なすことによって、皮質骨と海綿骨との境界からの反射波の検出を行うのが困難であっても、皮質骨と海綿骨の厚みを簡単に求めることができ、精度の高い骨強度評価結果を得ることができるようになる。

【0026】

また、前記請求項2の記載によれば、皮質骨における超音波音速を予め決定せず、皮質骨と海綿骨との境界において反射する反射波の到達時間を測定し、前記第2波音速および反射波到達時間を用いて演算を行って皮質骨音速を求めるようにしているので、皮質骨の性状を確実に得ることができる。

50

【0027】

そして、前記請求項3の記載によれば、第2波音速を予め決定せず、海綿骨内のある経路を透過した速度の速い第1波と遅い第2波のうちの第2波の到達時間および皮骨質と海綿骨との境界において反射する反射波の到達時間を測定し、前記各到達時間を用いて、海綿骨内の第2波音速を求めるようにしているため、海綿骨内部、特に、骨の間の有機質の情報を詳細に得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

図1～図3は、この発明の第1実施例を示す。図1は、この実施例の骨強度測定装置10の全体的な構成を概略的に示すもので、この骨強度測定装置10は、大別して、測定装置11と操作表示装置12とで構成され、例えば人8の手首（生体の一部の例）1における骨評価を行うことができるように構成されている。

10

【0029】

そして、前記測定装置11は、詳細な構造については省略するが、その前面側の測定部としての測定ユニット13が形成され、前記手首1を挟持した状態で、所定の超音波を送・受信する超音波プローブ5,6が設けられている。そして、操作表示装置12からの制御信号によって、前記超音波プローブ5,6を手首1の所定の被測定部位を適宜の間隔において二次元的に走査して手首4の所定の範囲を二次元的に測定できるように構成されている。なお、14は音響インピーダンス整合用液体供給部で、超音波プローブ5,6に所定の音響インピーダンス整合用液体を供給し、超音波プローブ5,6を手首1の両面に密着させるようにするものである。

20

【0030】

また、図2は、上記骨強度測定装置10を用いて骨強度測定を行う際の測定系の構成を概略的に示すもので、この図は、既に説明した図6と実質的に変わるところがなく、この図2において、図6に示した符号と同一符号は同一物であるので、その説明は省略する。

【0031】

従来においては、超音波プローブ5（または6）を発した超音波音速は、軟組織4中でほぼ一定で、前記軟組織部分 L_{ab} 、 L_{ef} における速度を、 V_{ab} 、 V_{ef} で表したとき、

$$V_{ab} = V_{ef} = \text{決まった値}$$

となる。

30

【0032】

そして、前記超音波音速は、皮質骨3中でほぼ一定で、前記皮質骨部分 L_{bc} 、 L_{de} における速度を V_{bc} 、 V_{de} で表したとき、

$$V_{bc} = V_{de} = \text{決まった値}$$

となる。

【0033】

また、前記超音波音速は、既に説明したように、海綿骨2中では、第1波（高速波）と第2波（低速波）とに分かれ、第1波の音速は骨の性状（構造）に依存するが、第2波はほぼ一定である。そこで、第2波の速度を V_s で表したとき、

$$V_s = \text{決まった値}$$

となる。

40

【0034】

さらに、図2のように、超音波プローブ5,6を配置したとき、それらにおける離間距離 L_{af} は予め測定しておくので、

$$L_{af} = \text{決まった値}$$

となる。

【0035】

今、例えば、図2に示した状態で、両方の超音波プローブ5,6からパルス状の超音波を発したとすると、軟組織4と皮質骨3との境界b,eおよび皮質骨3と海綿骨2との境界c,dにおいて反射した波による信号として図3(A)に示すものが得られる。この図

50

(A)中において、 T_b 、 T_c は、超音波プローブ5によって受信される反射波の到達時間、 T_e 、 T_d は超音波プローブ6によって受信される反射波の到達時間である。また、一方の、例えば超音波プローブ5からパルス状の超音波を発したとすると、図3(B)に示すような透過波の信号が得られる。

【0036】

まず、前記図3(A)に示す反射波において、超音波プローブ5による境界bからの到達時間 T_b から軟組織4の厚み L_{ab} を求める。前記到達時間 T_b は、超音波が境界aと境界bとの間を往復するのに要した時間であるから、その片道の時間 $T_b/2$ に軟組織4における音速 V_{ab} を乗ずる。すなわち、

$$L_{ab} = (T_b / 2) \times V_{ab}$$

10

となる。

【0037】

同様に、超音波プローブ6による境界eからの到達時間 T_e から軟組織4の厚み L_{ef} を求めると、

$$L_{ef} = (T_e / 2) \times V_{ef}$$

となる。

【0038】

一方、透過波は、図3(B)に示すように、海綿骨2を通過することにより、第1波および第2波が存在するが、特に、第2波の到達時間 T_s を計測する。そして、この T_s のうち、軟組織4を通過するのに要する時間は、反射波の結果から、

20

$$(T_b / 2) + (T_e / 2)$$

となる。

【0039】

そして、前記第2波の皮質骨3を通過するのに要する時間は、

$$(L_{bc} + L_{de}) / V_{bc}$$

となる。

【0040】

また、前記第2波の海綿骨2を通過するのに要する時間は、

$$(L_{af} - L_{ab} - L_{bc} - L_{de} - L_{ef}) / V_s \quad \{ = L_{cd} / V_s \}$$

となる。

30

【0041】

上記の関係を総合すると、

$$T_s = (T_b / 2) + (T_e / 2) + (L_{bc} + L_{de}) / V_{bc} + (L_{af} - L_{ab} - L_{bc} - L_{de} - L_{ef}) / V_s$$

となり、

$$T_s = (T_b / 2) + (T_e / 2) + (L_{bc} + L_{de}) / V_{bc} + \{ L_{af} - (L_{ab} + L_{bc} + L_{de} + L_{ef}) \} / V_s$$

となり、

$$T_s = (T_b / 2 + T_e / 2) + (L_{bc} + L_{de}) \{ (1 / V_{bc}) - (1 / V_s) \} + \{ L_{af} - (L_{ab} + L_{ef}) \} / V_s$$

40

となる。

【0042】

さらに変形して、

$$(L_{bc} + L_{de}) \{ (1 / V_{bc}) - (1 / V_s) \} = T_s - (T_b / 2 + T_e / 2) - \{ L_{af} - (L_{ab} + L_{ef}) \} / V_s$$

したがって、

$$(L_{bc} + L_{de}) = \{ T_s - (T_b / 2 + T_e / 2) - \{ L_{af} - (L_{ab} + L_{ef}) \} / V_s \} / \{ (1 / V_{bc}) - (1 / V_s) \}$$

となり、皮質骨3の厚みが求められる。

【0043】

50

そして、海綿骨 2 の厚み L_{cd} は、

$L_{cd} = L_{af} - (L_{ab} + L_{ef} + L_{bc} + L_{de})$ で表され、この式の右辺の各大きさは、全て求められているので、海綿骨 2 の厚み L_{cd} も求められる。これによって、軟組織 4、皮質骨 3 および海綿骨 2 の全ての組織の厚みが得られたことになる。

【0044】

なお、軟組織 4 における音速 $V_{ab} (= V_{ef})$ および第 2 波の音速 V_s は、温度によって多少変化するので、被測定部位（この例では手首 1）の温度を測定し、この温度に基づいて補正を行うようにするのがよい。また、別の方法として、単純な構造の（軟組織のみ、あるいは、軟組織、皮質骨、骨髄のみ）の透過波、反射波の測定によって、軟組織 4 における音速 $V_{ab} (= V_{ef})$ および第 2 波の音速 V_s を求めるようにしてもよい。

10

【0045】

上述の第 1 実施例においては、第 2 波の速度を V_s を一定と見なすようにしていたが、反射波において T_c 、 T_d を測定することができる場合には、皮質骨 3 における音速 $V_{bc} (= V_{de})$ を予め決定することなく、または、第 2 波音速 V_s を決定しなくても、前記軟組織 4、皮質骨 3 および海綿骨 2 の全ての組織の厚みを得ることができる。以下、これらをそれぞれ第 2、第 3 の実施例として説明する。

【0046】

まず、第 2 実施例について説明すると、この場合、反射波および透過波は、それぞれ、図 4 (A) および (B) に示すようになる。

【0047】

骨部分 ($L_{bc} + L_{cd} + L_{de}$) は、反射波から、

$$L_{bc} + L_{cd} + L_{de} = L_{af} - \{ (T_b + T_e) / 2 \} \times V_{ab} \quad \dots \dots (1)$$

となる。

20

【0048】

第 2 波の到達時間 T_s のうち、海綿骨 2 を通過するのに要する時間は、前記反射波の結果から、 $T_s - (T_c + T_d) / 2$ となり、海綿骨 2 の厚み L_{cd} は、

$$L_{cd} = \{ T_s - (T_c + T_d) / 2 \} \times V_s \quad \dots \dots (2)$$

となる。

【0049】

そして、皮質骨 3 の厚み ($L_{bc} + L_{de}$) は、上記 2 式の引き算したものであるから、

$$L_{bc} + L_{de} = L_{af} - \{ (T_b + T_e) / 2 \} \times V_{ab} - \{ T_s - (T_c + T_d) / 2 \} \times V_s \quad \dots \dots (3)$$

となる。

30

【0050】

一方、皮質骨 3 を通過するのに要する時間は、反射波の結果から、 $(T_c - T_b + T_d - T_e) / 2$ と表され、この関係と上記 (3) 式とから、皮質骨 3 における音速 $V_{bc} (= V_{de})$ は、

$$V_{bc} = \{ L_{af} - \{ (T_b + T_e) / 2 \} \times V_{ab} - \{ T_s - (T_c + T_d) / 2 \} \times V_s \} / \{ (T_c - T_b + T_d - T_e) / 2 \} \quad \dots \dots (4)$$

となる。

40

【0051】

すなわち、皮質骨 3 における音速 $V_{bc} (= V_{de})$ を予め決定しなくても、上述のような演算を行うことによって、音速 $V_{bc} (= V_{de})$ を求めることができ、これに基づいて皮質骨 3 の性状を求めることができる。

【0052】

なお、上記第 2 実施例においては、海綿骨 2 が存在するものとしていたが、これに限られるものではなく、海綿骨 2 が存在しない部位（例えば、皮質骨 3 の内側が骨髄等の有機質のみ）でも同様に皮質骨 3 における音速を求めることができる。また、海綿骨 2 が存在しない場合には、皮質骨 3 と有機質との音響インピーダンスは明確に異なるため、反射波において T_c 、 T_d を検出しやすい。なお、この場合、透過波において第 1 波は存在せず

50

、第2波のみとなる。

【0053】

次に、第3実施例について説明すると、この場合も、反射波および透過波は、それぞれ、図4(A)および(B)に示すようになる。

【0054】

軟組織4を通過する時間は、反射波の結果から、 $(T_b + T_e) / 2$ となり、軟組織4の厚み $(L_{ab} + L_{ef})$ は、

$$L_{ab} + L_{ef} = \{ (T_b + T_e) / 2 \} \times V_{ab} \quad \dots \dots (11)$$

となる。

【0055】

皮質骨3を通過する時間は、反射波の結果から、 $(T_c - T_b + T_d - T_e) / 2$ となり、皮質骨3の厚み $(L_{bc} + L_{de})$ は、

$$L_{bc} + L_{de} = \{ (T_c - T_b + T_d - T_e) / 2 \} \times V_{bc} \quad \dots \dots (12)$$

【0056】

そして、海綿骨2の厚み L_{cd} は、

$$L_{cd} = L_{af} - (L_{ab} + L_{bc} + L_{de} + L_{ef}) \quad \dots \dots (13)$$

であるから、この(13)式に上記(11)、(12)式の関係代入すると、

$$L_{cd} = L_{af} - \{ (T_b + T_e) / 2 \} \times V_{ab} - \{ (T_c - T_b + T_d - T_e) / 2 \} \times V_{bc} \quad \dots \dots (14)$$

となる。

【0057】

そして、第2波の到達時間 T_s のうち、海綿骨2を通過する時間は、反射波の結果から、 $T_s - (T_c + T_d) / 2$ となり、第2波音速 V_s は、上記(14)式から、

$$V_s = L_{cd} / \{ T_s - (T_c + T_d) / 2 \}$$

となり、さらに、

$$V_s = \{ L_{af} - \{ (T_b + T_e) / 2 \} \times V_{ab} - \{ (T_c - T_b + T_d - T_e) / 2 \} \times V_{bc} \} / \{ T_s - (T_c + T_d) / 2 \} \quad \dots \dots (15)$$

となる。

【0058】

すなわち、第2波音速 V_s を予め決定しなくても、上述のような演算を行うことによって、第2波音速 V_s を求めることができ、これに基づいて海綿骨2内部、特に、骨の間の有機質のより詳しい情報を得ることができる。

【0059】

なお、上記第3実施例においては、海綿骨2が存在するものとしていたが、これに限られるものではなく、海綿骨2が存在しない部位(例えば、皮質骨3の内側が骨髄等の有機質のみ)でも同様に第2波音速 V_s を求めることができる。また、海綿骨2が存しない場合には、皮質骨3と有機質との音響インピーダンスは明確に異なるため、反射波において T_c 、 T_d を検出しやすい。なお、この場合、透過波において第1波は存在せず、第2波のみとなる。

【0060】

そして、上述の各実施例においては、超音波プローブ5、6が二次元的に走査されるものであったが、この発明はこれに限られるものではなく、いわゆる電子フォーカスアレイタイプのものであっても、同様に適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】この発明の骨強度測定装置の全体的な構成を概略的に示す図である。

【図2】前記骨強度測定装置を用いて骨強度測定を行う際の測定系の構成を概略的に示す図である。

【図3】第1実施例における超音波の波形図を示すもので、(A)は反射波、(B)は透過波である。

10

20

30

40

50

【図4】第2実施例および第3実施例における超音波の波形図を示すもので、(A)は反射波、(B)は透過波である。

【図5】手首の横断面形状を模式的に示す図である。

【図6】従来の骨強度測定を行う際の測定系の構成を概略的に示す図である。

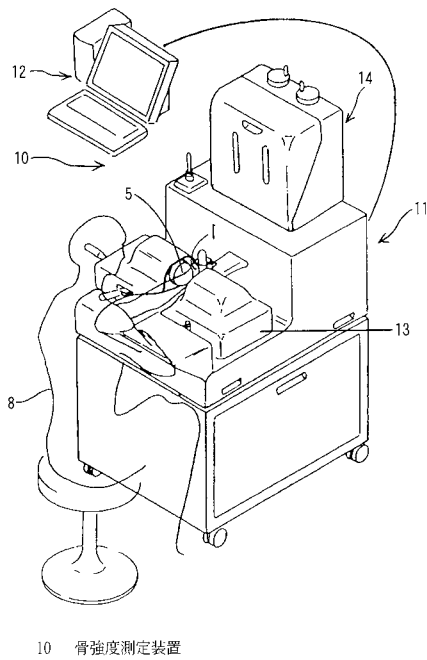
【図7】従来の超音波の波形図を示すもので、(A)は反射波、(B)は透過波である。

【符号の説明】

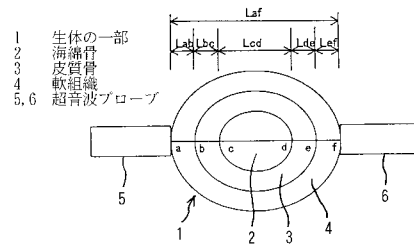
【0062】

- 1 生体の一部
- 2 海綿骨
- 3 皮質骨
- 4 軟組織
- 5, 6 超音波プローブ
- 10 骨強度測定装置

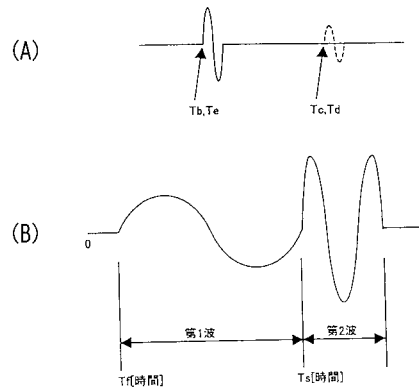
【図1】



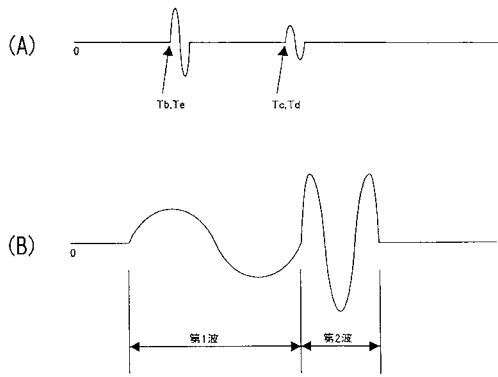
【図2】



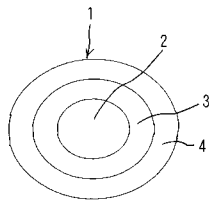
【図3】



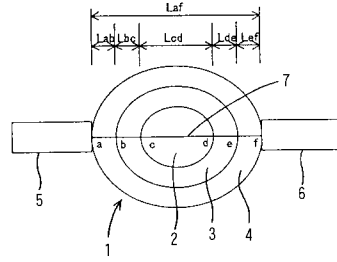
【 図 4 】



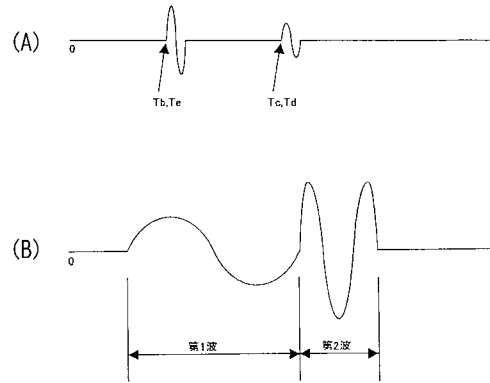
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 須崎 琢而

京都府京都市南区吉祥院宮の東町2番地 株式会社堀場製作所内

(72)発明者 大谷 隆彦

京都府京田辺市三山木天神山11-48

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD10 DD21 DE17 EE09 HH33 JB38

专利名称(译)	骨强度测定装置		
公开(公告)号	JP2005204831A	公开(公告)日	2005-08-04
申请号	JP2004013584	申请日	2004-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构 株式会社堀场制作所		
申请(专利权)人(译)	应用电器有限公司 独立行政法人科学技术振兴机构 株式会社堀场制作所		
[标]发明人	真野功 须崎琢而 大谷隆彦		
发明人	真野 功 须崎 琢而 大谷 ▲隆▼彦		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD10 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/EE09 4C601/HH33 4C601/JB38		
代理人(译)	藤本秀夫		
其他公开文献	JP4342962B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使难以从皮质骨和松质骨之间的边界检测到反射波，也要准确地确定皮质骨或松质骨的厚度，并获得高精度的骨强度评估结果。提供一种可获得的骨强度测量装置。解决方案：活体的一部分1夹在一对超声探头5和6之间，其中，用于超声发射/接收的换能器和用于声阻抗匹配的液体容纳在活体的一部分中。另一方面，在用于发送和接收超声波并在那时处理信号以测量活体部分中的骨强度的骨强度测量装置10中，存在由超声探头获得的松质骨的内部。穿过路径的快第一波和慢第二波的第二波的声速在松质骨中被认为是恒定的，并且该声速用于计算第二波到达超声探头的时间。然后，使用这些数值，获得活体的部分1中的软组织4，皮质骨3和松质骨2的厚度。[选择图]图2

