

(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2007-209551

(P2007-209551A)

(43) 公開日 平成19年8月23日(2007.8.23)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

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 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2006-33014 (P2006-33014)

(22) 出願日 平成18年2月9日(2006.2.9)

(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

(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 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

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD10 DD19 DD23 EE09

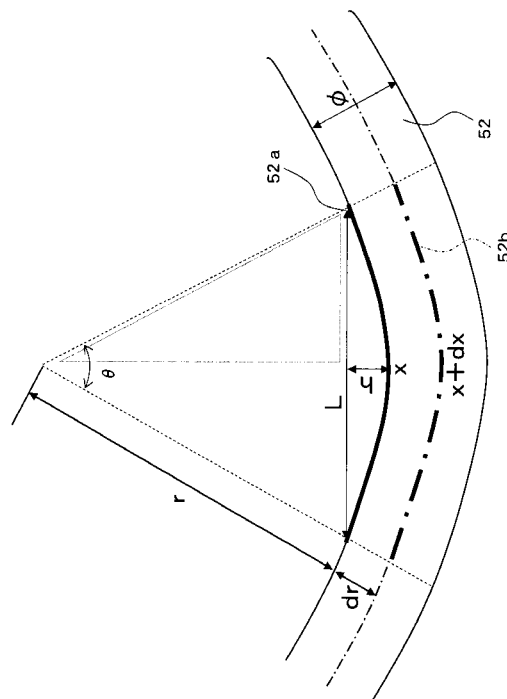
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】骨の力学的特性をより適切に評価でき得る超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、荷重が付加された骨の表面に超音波ビームを送信して得られたエコー信号に基づいて、骨表面の形状を示す補間ライン52aを取得する。また、予め、ユーザが入力した骨の外径φをメモリに記憶しておく。そして、超音波診断装置は、この補間ライン52aおよび骨外径φに基づいて、荷重付加による骨表面の軸方向への伸縮率を歪み量εとして算出する。具体的には、測定区間における、骨表面の長さ(補間ライン52aの長さ)をx、骨の中立軸52bの長さをx+dxとすると、歪み量εは $\varepsilon = x / (x + dx) = r / (r + dr) = r / (r + 1/2 \phi)$ となる。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の骨に対して超音波ビームを送信することにより得られたエコー信号に基づいて当該骨の力学的特性を診断する超音波診断装置であって、

骨表面に超音波ビームを送信して得られるエコー信号に基づいて、当該骨に負荷をかけた際の骨表面の位置情報を取得する手段と、

少なくとも骨の太さ情報を含む骨形状データを記憶する記憶手段と、

骨表面の位置情報と、骨形状データと、に基づいて負荷に対する骨の軸方向の長さ変化率を歪み量として算出する手段と、

を備え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であって、

前記骨の軸方向の長さ変化率は、負荷をかけた際に、骨の中立軸が描く円弧の半径と、骨表面が描く円弧の半径と、の比率として算出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であって、

骨形状データは、さらに、骨の断面形状情報も含み、

当該骨の断面形状情報に基づいて、中立軸が描く円弧半径の算出方法を可変することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置であって、

診断対象の骨の種類を、当該骨の断面形状情報とすることを特徴とする超音波診断装置

20

【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、骨強度の簡便、かつ、定量的な測定が望まれている。

30

【0003】

現在、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ばかりでなく、X線照射による被験者への侵襲性も問題となっている。

【0004】

そこで、近年では、超音波を利用して骨の力学的特性を評価することが提案されている。例えば、特許文献 1 には、被検体の骨に超音波ビームを送受することで、当該骨の形状データを取得し、得られた形状データに基づいて荷重付加による骨の歪み量を算出する超音波診断装置が開示されている。そして、得られた歪み量を、骨の強度や、折骨の癒合度合い判断の基準として用いる。この超音波診断装置では、明確な数値として現れる歪み量を骨の評価基準として用いることができるため、骨強度の定量的な測定が可能となる。

40

【0005】

【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】

【0006】

しかしながら、この特許文献 1 では、骨の径方向における位置変化率を歪み量として算出している。すなわち、計測範囲の長さを L 、荷重付加による骨の径方向の最大変位量 (

50

すなわち、最大撓み量)を Δd とした場合、歪み量 ε は、 $\varepsilon = \Delta d / L$ としている。つまり、特許文献1では、骨表面の形状変化しか考慮しておらず、骨の太さや断面形状といった事情を考慮していない。そのため、骨の太さなどが異なる被験者間では、単純に計測結果を比較することができなかった。その結果、例えば、評価対象の骨と同じ太さの健常骨の歪み量データがなければ、折骨の癒合度合いの評価に誤差を生じる可能性がある、などの問題を生じていた。

【0007】

そこで、本発明では、骨の力学的特性をより適切に評価でき得る超音波診断装置を提供とすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

10

【0008】

本発明の超音波診断装置は、被検体内の骨に対して超音波ビームを送信することにより得られたエコー信号に基づいて当該骨の力学的特性を診断する超音波診断装置であって、骨表面に超音波ビームを送信して得られるエコー信号に基づいて、当該骨に負荷をかけた際の骨表面の位置情報を取得する手段と、少なくとも骨の太さ情報を含む骨形状データを記憶する記憶手段と、骨表面の位置情報と、骨形状データと、に基づいて負荷に対する骨の軸方向の長さ変化率を歪み量として算出する手段と、を備えることを特徴とする。

【0009】

好適な態様では、前記骨の軸方向の長さ変化率は、負荷をかけた際に、骨の中立軸が描く円弧の半径と、骨表面が描く円弧の半径と、の比率として算出する。この場合、骨形状データは、さらに、骨の断面形状情報も含み、前記骨の断面形状情報に基づいて、中立軸が描く円弧半径の算出方法を可変することが望ましい。また、診断対象の骨の種類を、当該骨の断面形状情報とすることも望ましい。

20

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、骨の太さ情報を含む骨形状データに基づいて、歪み量を算出する。そのため、骨の太さ等の個体差を反映した歪み量が得られ、より適切に骨の力学的特性を評価できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

30

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。図1は、本発明の実施形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、骨の力学的特性を診断する際に好適な構成となっている。本実施形態では、診断対象の骨に荷重を付加し、その際の骨の歪み量を力学的特性の指標として用いている。超音波診断装置は、その骨の歪み量を計測するために用いられる。

【0012】

超音波診断装置のプロープ10は被検者の体表50に当接して用いられる超音波探触子である。もちろん被検体内に挿入して用いられる超音波探触子を利用してもよい。このプロープ10は、被検者の体内の骨52に向けて超音波ビーム40を形成する。

【0013】

40

送受信部12は、プロープ10を制御して、断層面内において超音波ビーム40を電子走査する。プロープ10がリニアプロープの場合、例えば120本の超音波ビーム40が次々に電子走査され、各超音波ビーム40ごとにエコー信号が取得される。送受信部14は、操作パネル16を介して入力されたユーザからの指示に応じて、適宜、送受信部12を制御する。

【0014】

送受信部12で取得された複数のエコー信号は断層画像形成部18に出力される。断層画像形成部18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。また、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、各エコー信号から骨表面部を抽出してトラ

50

ッキングする、いわゆるエコートラッキング処理を行う。エコートラッキング処理としては、例えば、特開 2 0 0 1 - 3 0 9 9 1 8 号公報に詳述された技術が利用できる。エコートラッキング処理には、例えば 3 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 1 2 0 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送信される 3 本のトラッキング専用のエコー信号が利用されてもよい。

【 0 0 1 5 】

図 2 は、3 本のエコー信号による骨 5 2 の表面部のトラッキングの様子を説明するための図である。骨 5 2 に向けられた 3 本の超音波ビーム 4 0 の各々に対応する各エコー信号 6 8 は、骨表面に対応する部分で大きな振幅（振幅極大部 6 9）を示す。エコートラッキング処理部は、この振幅極大部 6 9 の位置（波形の取得時刻）に基づいて骨表面位置を特定している。なお、

200602091832399680_____AL1-3524_____APH_0

図 2 においてはエコートラッキング用エコー信号が 3 本の例を示したが、3 本以外の複数本でも計測可能である。このエコートラッキング処理において、各エコー信号ごとに、つまり各超音波ビーム 4 0 ごとにトラッキングされる表面ポイントがトラッキングポイント 4 2 である。

【 0 0 1 6 】

補間ライン生成部 2 2（図 1 参照）は、これらトラッキングポイント 4 2 を結ぶ補間ラインを生成する。つまり、複数のトラッキングポイント 4 2 をスプライン補間や最小二乗補間などを利用して曲線補間することで補間ラインが生成される。ここで生成される補間ラインが、骨表面形状を示す曲線となる。この補間ラインは、エコートラッキング処理用のエコー信号の数を増やすことで、本来の骨の表面形状にさらに近づけることが可能になる。生成された補間ラインは、メモリ 2 4 に一時記憶され、後述する歪み量 ε の算出に利用される。

【 0 0 1 7 】

歪み量演算部 2 8 は、荷重付加による骨の歪み量 ε を演算する。この歪み量 ε は、生成された補間ライン、および、操作パネルを介してユーザから入力された骨形状データに基づいて算出される。この歪み量 ε の算出方法については、後に詳説する。

【 0 0 1 8 】

ここで、骨形状データは、診断対象の骨の太さ情報、および、断面形状情報を含むデータである。図 3 は、骨形状データの入力時の画面表示の一例である。骨の力学的特性を診断する際、ユーザは、予め、図 3 に図示された画面表示に従って、被験者氏名や、被験者 ID、診断対象の骨の太さ、診断対象の骨の断面形状を入力する。入力された骨形状データは、メモリ 2 4 に一時記憶され、歪み量算出部 ε の算出に利用される。

【 0 0 1 9 】

なお、骨の太さは、X 線を利用した画像診断装置（レントゲンや CT など）を用いて予め取得していてもよいし、超音波診断装置で得られた B モード画像に基づいて算出しててもよい。一方、骨の断面形状は、当該骨の種類ごとにほぼ同じであり、個人差は殆どない。例えば、大腿骨の断面形状は略円形であり、脛骨の断面形状は略正三角形であることが知られている。したがって、ユーザは、骨の断面形状として、診断対象の骨の種類に応じた形状を選択すればよい。あるいは、表示画面を図 4 に図示するような構成とし、骨の断面形状ではなく、骨の種類を選択させるようにしてもよい。この場合、超音波診断装置は、選択された骨の種類に基づいて、骨の断面形状を判断する。

【 0 0 2 0 】

表示画像形成部 3 2 は、診断結果としてディスプレイ 3 4 に表示すべき画像を形成する。この表示画像形成部 3 2 には、断層画像形成部 1 8 で形成された断層画像や、歪み量演算部 2 8 で算出された歪み量 ε 、荷重計測器 3 6 で計測され骨に付加される荷重値などが入力される。表示画像形成部 3 2 は、歪み量 ε や荷重値をグラフ化した画像を、単独で、または、B モード画像と合成して、表示画像としてディスプレイ 3 4 に出力する。

【 0 0 2 1 】

次に、骨の診断指標となる歪み量 ε について説明する。歪み量 ε は、荷重を受けて変形した部材の伸縮特性を示す値であり、強度判断の指標として用いられている。本実施形態では、軸方向の伸縮比率を歪み量 ε として算出する。例えば、図 5 に図示するように断面円形の棒材 100 の上面 100 a に荷重 W を付加して、円弧状に撓ませた場合を考える。この撓みにより、棒材 100 の上面 100 a が収縮し、その長さが $D + \alpha$ から D に変化したとする。このとき、棒材上面 100 a における歪み量 ε は、荷重付加前の長さ $D + \alpha$ に対する、荷重付加による伸缩量 α の比率として表すことができる。すなわち、歪み量 ε は、 $\varepsilon = \alpha / (D + \alpha)$ となる。

【 0 0 2 2 】

ここで、荷重付加により撓んだ場合、棒材の上側表面は縮小し、板材の下側表面は伸張する。一方、棒材の中間部分には、長さが変化しない部分が存在する。この長さが変化しない部分は、中立軸と呼ばれる。中立軸 100 b の位置は、部材の断面形状によって異なるが、断面形状が円形の場合、当該円の中心を通る線が中立軸となる。

【 0 0 2 3 】

この中立軸 100 b では、伸縮が生じないため、この中立軸 100 b の長さは、伸縮前の棒材上面 100 a の長さと等しい。したがって、歪み量 ε ($\varepsilon = \alpha / D$) は、荷重付加した際の、中立軸 100 b の長さと、棒材の上面 100 a の長さと、に基づいて求めることができる。本実施形態では、この原理を利用して、荷重を受けた骨の歪み量 ε を算出している。

【 0 0 2 4 】

具体的に、断面略円形の大腿骨を例に挙げて、骨の歪み量 ε の算出について説明する。図 6 は、荷重を受けて撓んだ大腿骨の概略図である。歪み量 ε を算出する際は、この骨の表面に超音波ビームを送信して得られるエコー信号に基づいて、骨の表面に存在するトラッキングポイントの位置を算出し、得られたトラッキングポイントの位置を補間して、骨の表面形状を示す補間ライン 52 a (図 6 において太実線で示した線) を得る。

【 0 0 2 5 】

ここで、超音波診断装置で計測する計測区間の長さ L および骨の撓み量 h は、骨の全長に比して十分短い。したがって、計測区間における骨の撓み形状は、一定の曲率をもつ円弧と仮定できる。

【 0 0 2 6 】

いま、計測区間における骨表面の長さ(補間ライン 52 a の長さ)を x 、骨の中立軸(図 6 において一点鎖線で示した線)の長さを $x + dx$ とすると、歪み量 ε は、式 1 で表される。

【 0 0 2 7 】

$$\varepsilon = dx / (x + dx) \cdots \text{式 1}$$

【 0 0 2 8 】

ここで、骨の撓み形状は円弧と仮定できるので、式 1 における dx 、および、 $x + dx$ は、それぞれ円弧の式に変換できる。すなわち、骨表面が描く円弧(補間ライン：太実線)の半径を r 、骨の中立軸 52 b (太一点鎖線)が描く円弧の半径を $r + dr$ とすると、 $dx = r \cdot K$ 、 $x + dx = (r + dr) \cdot K$ とおける(なお、 $K = 2\pi \cdot \theta / 360^\circ$)。これを、式 1 に代入すると、式 2 が得られる。

$$\varepsilon = r / r + dr \cdots \text{式 2}$$

【 0 0 2 9 】

さらに、骨の断面形状が略円形の場合、中立軸 52 b は、円の中心点になる。したがって、骨の外径を ϕ とすると、

$$dr = \phi / 2 \cdots \text{式 3}$$

となる。

【 0 0 3 0 】

また、図 2 において、点線で図示した直角三角形に注目すると、ピタゴラスの定理から

10

20

30

40

50

式 4 が得られる。

$$r^2 = \{ (L/2)^2 + (r-h)^2 \}$$

$$r = (L^2 + 4h^2) / 8h \quad \cdots \text{式 4}$$

【 0 0 3 1 】

そして、この式 3 , 4 を式 2 に代入すると、式 5 が得られる。

$$\varepsilon = r / r + dr$$

$$= 4h\phi / (L^2 + 4h^2 + 4h\phi) \quad \cdots \text{式 5}$$

【 0 0 3 2 】

この式 5 において、右辺は全て、既知の値である。すなわち、撓み量 h 、計測区間長 L は、補間ライン等から求めることができ、骨外径 ϕ は事前にユーザから指定されている。したがって、式 5 によれば、既知の値を用いて、歪み量 ε を算出することができる。 10

【 0 0 3 3 】

ここで、従来技術、例えば、特許文献 1 では、計測区間長 L に対する撓み量 h の比率 (h/L) を骨の力学的特性評価の指標として用いていた。撓み量 h の比率 (h/L) では、骨の個体差、例えば、骨の太さ等を考慮していない。そのため、この撓み量の比率 (h/L) は、骨の太さが異なる被験者間での計測結果の比較などには不向きであった。その結果、例えば、同じ太さの健常な骨の撓み量の比率 (h/L) が無ければ、折骨の癒合度合いや骨疾患 (偽間接や骨軟化症) などの診断精度が低下する、という不都合を招いていた。 20

【 0 0 3 4 】

一方、本実施形態で、診断の指標とする歪み量 ε は、式 5 から明らかなように骨の太さ (外径 ϕ) を反映した値である。そのため、骨の太さが異なる被験者間でも計測結果 (歪み量 ε) を比較できる。そして、その結果、折骨の癒合度合いや骨疾患の診断が容易になる。

【 0 0 3 5 】

なお、上記説明は、断面略円形の大腿骨を例としているが、当然、その他の骨、例えば、断面略三角形の脛骨などにも適用できる。ただし、その場合、その骨の断面形状に応じて、 dr の値を変更することが望ましい。すなわち、図 7 (A) に図示するような断面略円形の骨の場合、中立軸 52b は、その円の中心を通る線となる。一方、図 7 (B) に図示するような断面略正三角形の骨の場合、中立軸 52b は荷重が掛けられる三角形の頂点から対向する辺に下ろした垂線の $2/3$ の点を通る線となる。かかる断面形状を備えた骨の場合、 dr は、 $dr = 2/3\phi$ となり、歪み量 ε は、 $\varepsilon = 16h\phi / (3L^2 + 12h^2 + 16h\phi)$ となる。このように、骨の断面形状に応じて、歪み量 ε の算出式を変更することで、当該歪み量の信頼性をより向上することができる。 30

【 0 0 3 6 】

次に、この歪み量 ε による診断例を説明する。歪み量 ε が利用される診断としては、折骨の癒合度合いの診断が挙げられる。折骨の癒合度合いを診断する場合は、定期的 (例えば、2 週間に一回) に、折骨の歪み量を計測し、基準となる歪み量 (例えば、骨折していない健常骨の歪み量) と比較する。比較の結果、診断対象の折骨の歪み量と、基準歪み量と、がほぼ同じ値になれば、十分に癒合したと判断できる。ここで、歪み量は、骨の太さを反映した値である。そのため、診断対象の折骨と、基準歪み量を算出した健常骨との太さが異なっても、適切に癒合度合いを診断できる。その結果、折骨の太さごとに異なる基準歪み量を用意しておく必要がなく、より簡易に折骨の癒合度合いの診断が可能となる。 40

【 0 0 3 7 】

さらに、複数の被験者間で、歪み量の経時変化を比較することで、癒合の進行速度を比較できる。癒合の進行速度を比較することにより、骨の癒合を妨げる各種疾患を早期発見できる。

【 0 0 3 8 】

以上、説明したように本実施形態によれば、骨の個体差、例えば、太さの違いを考慮し 50

た歪み量 ε を算出する。この歪み量 ε によれば、骨の太さが異なる被験者間でも比較が可能となるため、より適切に骨の力学的特性を評価できる。また、その際、骨の断面形状も考慮しているため、評価指標である歪み量 ε の信頼性をより向上できる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明の実施形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】トラッキング処理の様子を示す図である。

【図3】骨形状データ入力画面の一例を示す図である。

【図4】骨形状データ入力画面の他の例を示す図である。

【図5】荷重付加による棒材の形状変形を示す図であり、(A)は荷重付加前の、(B)は荷重付加後の形状を示す。 10

【図6】骨の歪み量の算出に用いられるパラメータを説明する図である。

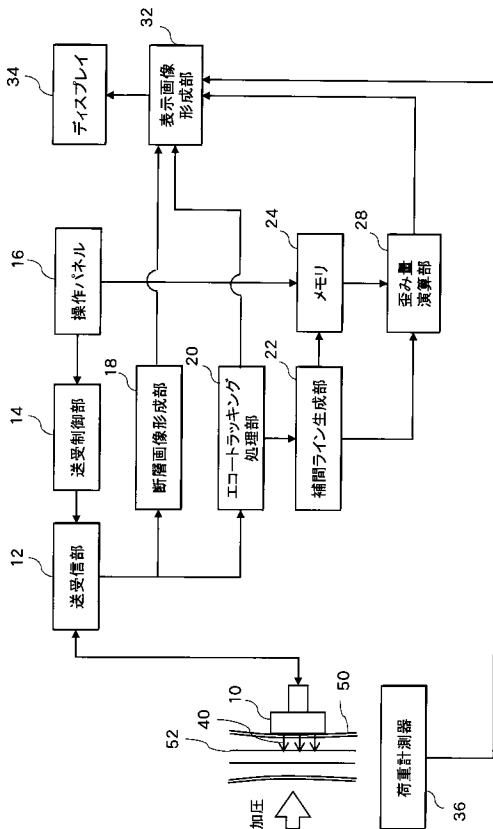
【図7】形状による中立軸の違いを説明する図であり、(A)は断面円形の、(B)は断面正三角形の中立軸を示す。

【符号の説明】

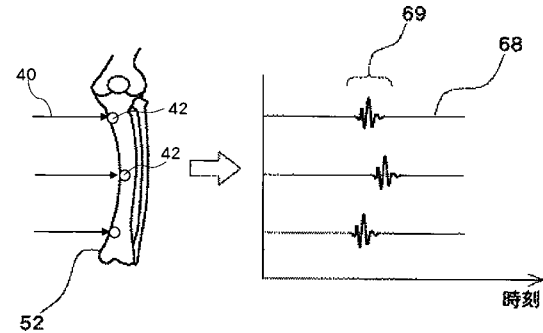
【0040】

10 プローブ、12 送受信部、14 送受制御部、16 操作パネル、18 断層画像形成部、20 エコトラッキング処理部、22 補間ライン生成部、24 メモリ、28 歪み量演算部、32 表示画像形成部、34 ディスプレイ、36 荷重計測器、40 超音波ビーム、42 トラッキングポイント、52 骨、52a 補間ライン、52b 中立軸。 20

【図1】



【図2】



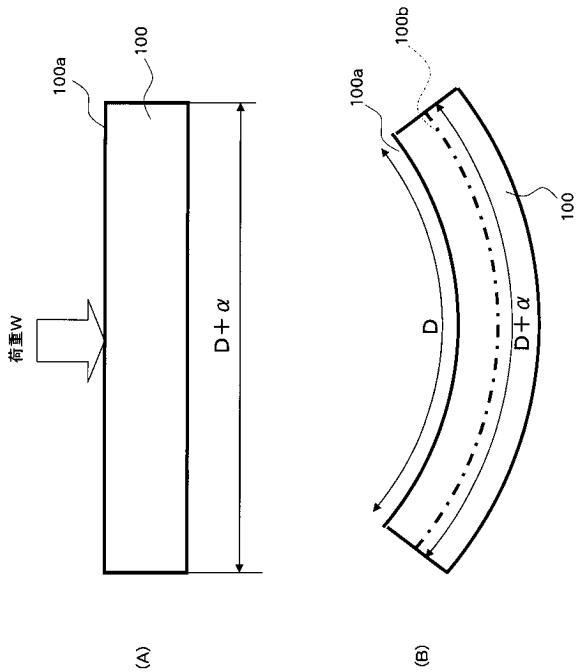
【 図 3 】

被験者氏名	***	対象骨の選択	フルダウニング ▽	解析
被験者ID	***	大腿骨 脛骨		
骨の太さ	35 mm			

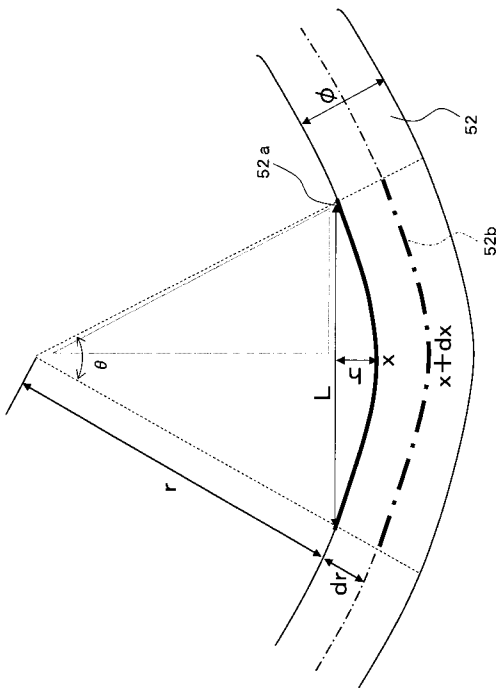
【 図 4 】

被験者氏名	***	対象骨の断面形状	△ ○	選択ボタン	解析
被験者ID	***	選択ボタン			
骨の太さ	35 mm				

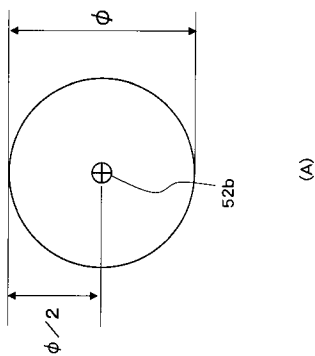
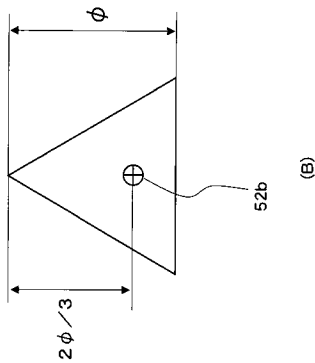
【 図 5 】



【 図 6 】



【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成18年2月10日(2006.2.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0015

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0015】

図 2 は、3 本のエコー信号による骨 5 2 の表面部のトラッキングの様子を説明するための図である。骨 5 2 に向けられた 3 本の超音波ビーム 4 0 の各々に対応する各エコー信号 6 8 は、骨表面に対応する部分で大きな振幅（振幅極大部 6 9）を示す。エコートラッキング処理部は、この振幅極大部 6 9 の位置（波形の取得時刻）に基づいて骨表面位置を特定している。なお、図 2 においてはエコートラッキング用エコー信号が 3 本の例を示したが、3 本以外の複数本でも計測可能である。このエコートラッキング処理において、各エコー信号ごとに、つまり各超音波ビーム 4 0 ごとにトラッキングされる表面ポイントがトラッキングポイント 4 2 である。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007209551A	公开(公告)日	2007-08-23
申请号	JP2006033014	申请日	2006-02-09
[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		
[标]发明人	酒井亮一		
发明人	酒井 亮一		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD10 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4708204B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够适当地评价骨的动力学性质的超声波诊断装置。解决方案：该超声波诊断装置基于通过将超声波束发射到施加有负载的骨的表面上而获得的回波信号获取指示骨表面的形状的插入线52a。预先存储由用户输入的骨的外径 ψ 。该超声波诊断装置基于内插线52a和骨外径 ψ ，计算由于施加负载而产生的骨表面的轴向的收缩度作为应变 ε 。具体而言，假设骨表面的长度（内插线52a的长度）为（ x ），并且骨的中性轴的长度为 $x + dx$ ，则应变 ε 为 $\varepsilon = x / (x + dx) = r / (r + dr) = r / (r + 1/2\psi)$ 。

