

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4500336号
(P4500336)

(45) 発行日 平成22年7月14日(2010.7.14)

(24) 登録日 平成22年4月23日(2010.4.23)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2007-231114 (P2007-231114)	(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19年9月6日(2007.9.6)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2009-61079 (P2009-61079A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成21年3月26日(2009.3.26)	(72) 発明者	宮坂 好一 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21年7月13日(2009.7.13)	審査官	後藤 順也
		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】

骨に対して超音波を送受波する複数の振動素子を備えたプローブと、
複数の振動素子を制御することにより骨と交差する超音波ビームを形成して受信信号を
取得する送受信部と、

受信信号のエンベロープの形状に基づいて骨に対する超音波ビームの交差状態を評価す
る評価部と、

を有し、

前記評価部は、エンベロープに含まれる骨に対応した山状の部分の勾配を利用して前記
交差状態を評価する、

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、

前記評価部は、エンベロープに含まれる骨の表面に対応した山状の部分の勾配を利用し
て受信信号の良否を判断する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

骨に対して超音波を送受波する複数の振動素子を備えたプローブと、

複数の振動素子を制御することにより骨と交差する超音波ビームを形成して受信信号を
取得する送受信部と、

受信信号のエンベロープの形状に基づいて骨に対する超音波ビームの交差状態を評価する評価部と、

を有し、

前記評価部は、エンベロープに含まれる骨の表面に対応した山状の部分の高さと勾配に基づいて前記交差状態を評価する、

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において、

前記評価部は、前記山状の部分の高さと勾配に基づいて前記交差状態に関する評価値を算出し、

前記評価部によって算出された評価値がグラフ化されて表示される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記送受信部は、骨と交差する複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとに受信信号を取得し、

各超音波ビームごとに取得される受信信号から骨の表面に対応した表面ポイントを検出し、複数の超音波ビームから検出される複数の表面ポイントを追跡する表面追跡部をさらに有し、

前記評価部は、複数の表面ポイントの追跡に利用される複数の超音波ビームについて、各超音波ビームごとに受信信号のエンベロープの形状に基づいて骨に対する交差状態を評価する、

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、骨を診断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。骨強度の従来の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、これらはあ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は言えない。

【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2005-152079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の屈曲角度を演算する技術が示されている。これにより、エコー信号に基づいて得られる骨の屈曲角度などの形状データから、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。

10

【0008】

本願の発明者は、上記特許文献1に記載された画期的な技術の改良技術について研究開発を重ねてきた。特に、骨から良好な受信信号を得るための技術に注目した。良好な受信信号を得るためには、良好な超音波ビームを形成することが望ましい。

【0009】

本発明は、上記研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、骨に対する超音波ビームの形成状態を評価する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

20

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、骨に対して超音波を送受波する複数の振動素子を備えたプローブと、複数の振動素子を制御することにより骨と交差する超音波ビームを形成して受信信号を取得する送受信部と、受信信号のエンベロープの形状に基づいて骨に対する超音波ビームの交差状態を評価する評価部と、を有することを特徴とする。

【0011】

上記態様によれば、骨に対する超音波ビームの交差状態が評価される。交差状態には、例えば、骨と超音波ビームの交点の位置や骨に対する超音波ビームの角度などが含まれる。そして、骨に対する超音波ビームの交差状態の評価結果に基づいて、例えば、プローブの位置や傾きなどが調整される。もちろん、プローブの位置や傾きなどの調整に換えて、あるいは、プローブの位置や傾きなどの調整に加えて、超音波ビームの位置や方向が電子的または機械的に調整されてもよい。

30

【0012】

望ましい態様において、前記評価部は、エンベロープに含まれる骨の表面に対応した部分の形状に基づいて前記交差状態を評価することを特徴とする。

【0013】

望ましい態様において、前記評価部は、エンベロープに含まれる骨の表面に対応した山状の部分の高さと勾配に基づいて前記交差状態を評価することを特徴とする。

【0014】

望ましい態様において、前記評価部は、前記山状の部分の高さと勾配に基づいて前記交差状態に関する評価値を算出し、前記評価部によって算出された評価値がグラフ化されて表示されることを特徴とする。

40

【0015】

望ましい態様において、前記送受信部は、骨と交差する複数の超音波ビームを形成して各超音波ビームごとに受信信号を取得し、各超音波ビームごとに取得される受信信号から骨の表面に対応した表面ポイントを検出し、複数の超音波ビームから検出される複数の表面ポイントを追跡する表面追跡部をさらに有し、前記評価部は、複数の表面ポイントの追跡に利用される複数の超音波ビームについて、各超音波ビームごとに受信信号のエンベロープの形状に基づいて骨に対する交差状態を評価することを特徴とする。

【発明の効果】

50

【0016】

本発明により、骨に対する超音波ビームの形成状態を評価することが可能になる。例えば、本発明の好適な態様により、骨と超音波ビームの交点の位置や骨に対する超音波ビームの角度などが評価され、その評価結果に基づいて、例えば超音波ビームの位置や方向が調整される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【0018】

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機能ブロック図である。第1プローブ11と第2プローブ12は、被検体50の体表に当接して用いられる超音波探触子である。第1プローブ11と第2プローブ12は、例えばリニア電子スキャンプローブ（リニアプローブ）であり、各々が複数の振動素子を備えている。第1プローブ11と第2プローブ12は、被検体50の体内の骨52に向けて超音波ビーム40を形成し、その超音波ビーム40を電子的に走査して骨52の断層画像用のデータを収集する。なお、図1においては、後に説明するエコトラッキング用の4本の超音波ビーム40のみが図示されており、エコトラッキング用の各超音波ビーム40ごとに、骨52の表面に対応した表面ポイント60が検出される。

10

【0019】

図2は、本実施形態の超音波診断装置を利用した骨の診断を説明するための図である。本実施形態の超音波診断装置は、被検体50内の骨52の力学的特性などを評価するのに好適な装置である。骨52は、例えば人体内の腓骨や脛骨などである。

20

【0020】

第1プローブ11と第2プローブ12は、骨52の軸方向に沿って並べて配置される。第1プローブ11と第2プローブ12は、例えば、被検体50の体表に貼り付けられる。第1プローブ11と被検体50との間、第2プローブ12と被検体50との間に音響カップラなどが挿入されてもよい。第1プローブ11と第2プローブ12は、固定用アーム13によって支持されている。

【0021】

測定の際、第1プローブ11と第2プローブ12は、相対的に移動することがないように、固定用アーム13によって互いに固定される。さらに、第1プローブ11と第2プローブ12の間の位置で、被検体50の体表から骨52に対して荷重が加えられる。そして、骨52の軸方向に沿って並べて配置された第1プローブ11と第2プローブ12が、各々、骨52に対して超音波ビームを形成する。

30

【0022】

このように、本実施形態では、2つのプローブ（11，12）を利用して骨52の力学的特性などを測定する。なお、測定内容によって、例えば、骨52の塑性計測などの場合においては、第1プローブ11と第2プローブ12のうちのいずれか一方のみを利用して測定が行われてもよい。

【0023】

40

図1に戻り、送受信部14は、2つのプローブ（11，12）を制御して、断層面（図1に示す被検体50の切断面つまり骨52の長軸断面）内において超音波ビーム40を電子的に走査する。例えば、各プローブ（11，12）ごとに複数の超音波ビーム40（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40ごとにエコー信号（受信信号）が取得される。例えば、各超音波ビーム40ごとに、複数の振動素子から得られる信号が整相加算処理されてエコー信号が形成される。複数の超音波ビーム40を介して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、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。形成されたBモード画像は、表示画像形成部32を介してディスプレイ34に表示される。

50

【0024】

送受信部14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。この技術の概要は次のとおりである。

【0025】

各プローブ(11, 12)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、骨表面の位置が各プローブ(11, 12)を基準として高精度に計測される。

【0026】

エコートラッキング処理には、例えば、4本のエコートラッキング用の超音波ビーム40から得られる4本のトラッキング用エコー信号が利用される。4本のエコートラッキング用の超音波ビーム40の位置などは、例えばユーザ(検査者)が操作パネル16を介して送受信部15を制御することによって設定される。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。

【0027】

形状測定部22は、検出された複数の表面ポイント(トラッキングポイント)60に基づいて骨表面の形状を反映させた測定量を求める。測定量の一例は、骨52の屈曲角度である。ちなみに、屈曲角度などを測定する際には、骨52に対して適度な荷重が加えられる(図2参照)。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、2つのプローブ(11, 12)の間の位置で骨52の軸に対して略垂直な方向に沿ったものである。つまり、両端を支持して中心付近に荷重を加える三点荷重方式などが採用される。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。

【0028】

表示画像形成部32は、断層画像形成部18において形成された断層画像や、形状測定部22において算出された測定量や、ビーム評価部24による評価結果などを示した表示画像を形成する。そして、形成された表示画像はディスプレイ34に表示される。

【0029】

ビーム評価部24は、超音波ビーム40の状態を評価する。特に、本実施形態においては、エコートラッキング用の4本の超音波ビーム40が評価の対象となる。ビーム評価部24は、エコートラッキング用の各超音波ビーム40ごとに、骨52に対する超音波ビーム40の交差状態を評価する。そこで、本実施形態における超音波ビーム40の交差状態の評価を以下に詳述する。なお、既に図1に示した部分(構成)については、以下の説明においても図1の符号を利用する。

【0030】

まず、図2に示すように、第1プローブ11と第2プローブ12が骨52の軸方向に沿って並べて配置され、第1プローブ11と第2プローブ12の各々に対応した断層画像が

形成される。

【0031】

図3は、各プローブに対応した断層画像を説明するための図であり、図3には、2つのプローブ(11, 12)のうちの一方、例えば第1プローブ11に対応した断層画像が示されている。断層画像は、第1プローブ11によって超音波ビーム40が電子的にリニア走査されて得られるエコー信号に基づいて、断層画像形成部18によって形成され、表示画像形成部32を介してディスプレイ34に表示される。

【0032】

図3の断層画像には、プローブ表面62と、被検体50の皮膚表面64と、被検体50内の骨表面66が示されている。また、図3の断層画像には、第1プローブ11によって形成される2つのエコートラッキング用の超音波ビーム、つまりE T用の第1ビームとE T用の第2ビームが示されている。なお、図3は、プローブ表面62と被検体50との間に音響カプラ(図示せず)がある場合の断層画像である。

10

【0033】

本実施形態の超音波診断装置を利用するユーザ(検査者)は、ディスプレイ34に表示される図3の断層画像を見ながら、例えば画像上においてマウスのポインタなどを移動させて、皮膚表面64と骨表面66との間に深さ D_0 を設定する。深さ方向にスクロールバーを配置して、そのスクロールバーを介して深さ D_0 が設定されてもよい。

【0034】

深さ D_0 が設定されると、ユーザは、操作パネル16などを利用して、本超音波診断装置をエコートラッキング用の送信モードに切り替え、エコートラッキング用の超音波ビーム(E T用の第1ビーム、E T用の第2ビーム)を設定する。そして、エコートラッキング用の各超音波ビームごとに受信信号が取得される。こうして取得される受信信号のエンベロープの形状から、各超音波ビームの交差状態が評価される。

20

【0035】

なお、ユーザによって設定された深さ D_0 の情報がエコートラッキング処理部20へ伝えられ、エコートラッキング処理部20が深さ D_0 に基づいて、トラッキング処理に利用されるトラッキングゲートの位置を設定するようにしてもよい。

【0036】

図4は、エコートラッキング用の各超音波ビームから得られる受信信号のエンベロープを説明するための図である。図4(1)には、超音波ビームと骨との交差関係が良好な場合の受信波形が示されている。つまり、細線で示される受信信号と、その受信信号の包絡線である太線のエンベロープが示されている。一方、図4(2)には、超音波ビームと骨との交差関係が悪い場合の受信波形が示されている。つまり、細線で示される受信信号と、その受信信号の包絡線である太線のエンベロープが示されている。

30

【0037】

図4(1)(2)の2つの受信波形の各々のエンベロープには3つの山が存在する。つまり、原点付近にあるプローブ表面に対応した山と、そこから時間軸方向に沿って進んだ位置にある皮膚表面に対応した山と、そして破線の円で囲まれた骨表面に対応した山が存在する。

40

【0038】

本実施形態においては、受信波形内の骨表面に対応した山の形状から、超音波ビームと骨との交差関係が評価される。一般に、骨の表面に対して超音波ビームが垂直に交差する場合には、骨表面に対応した山のピークが大きくなり、山の形状がほぼ左右対称となり、さらに山の勾配が急峻になる。図4(1)に示す受信波形は、骨の表面に対して超音波ビームが垂直に近い場合の波形に相当する。

【0039】

これに対し、例えば骨の表面に対する超音波ビームの角度が垂直からずれるに従って、骨表面に対応した山のピークが小さくなり、山の形状が左右非対称となり、さらに山の勾配もなだらかになる。図4(2)に示す受信波形は、骨の表面に対する超音波ビームの角

50

度が垂直から大きくずれた場合の波形に相当する。そこで、ビーム評価部 24 は、図 4 に示す受信波形に含まれる骨表面に対応した山の形状から、受信信号の良否つまり超音波ビームと骨との交差関係の良否を評価する。

【0040】

図 5 は、ビーム評価部 24 による評価を説明するための図であり、図 5 には、受信波形に含まれる骨表面に対応した山とその近傍（図 4 の破線の円で囲まれた部分に対応する）のエンベロープが示されている。ビーム評価部 24 は、図 5 に示す時間軸上において、ユーザによって設定された深さ D_0 （図 3 参照）の位置から、深い方向つまり時間軸上の正の方向に沿って最初のピーク値 A_p を探索し、その時間軸上の位置（深さ） D_p を記録する。この深さ D_p が骨表面に対応した山のピーク位置とみなされる。

10

【0041】

さらに、ビーム評価部 24 は、深さ D_p から浅い方へ向かって、振幅が例えば $A_p/2$ となる深さを探索してその深さを D_1 とする。また、ビーム評価部 24 は、深さ D_p から深い方へ向かって、振幅が例えば $A_p/2$ となる深さを探索してその深さを D_2 とする。そして、ビーム評価部 24 は、山の左斜面の傾斜 Δ_1 と右斜面の傾斜 Δ_2 を次式のとおり算出する。

【0042】

【数 1】

$$\Delta_1 = \left| 0.5 \times A_p / (D_p - D_1) \right| \quad \dots \quad (1)$$

$$\Delta_2 = \left| 0.5 \times A_p / (D_2 - D_p) \right| \quad \dots \quad (2)$$

20

【0043】

さらに、ビーム評価部 24 は、ピーク値 A_p と傾斜 Δ_1 と傾斜 Δ_2 が次式を満足する場合に、骨表面からの受信信号が良好であると判断する。

【0044】

【数 2】

$$A_{MIN} < A_p, \text{ かつ, } \Delta_{1MIN} < \Delta_1, \text{ かつ, } \Delta_{2MIN} < \Delta_2 \quad \dots \quad (3)$$

【0045】

なお、判断基準である A_{MIN} 、 Δ_{1MIN} 、 Δ_{2MIN} は、各々、例えば診断対象となる骨の種類や診断内容などに応じて適宜設定される。ユーザがこれらの判断基準を適宜修正できるようにしてもよい。

30

【0046】

ビーム評価部 24 は、例えば 4 本のエコートラッキング用の超音波ビームの全てのビームについて、各超音波ビームごとに（1）～（3）式に基づいて受信信号の良否を判定する。そして、良好と判定した場合には、例えば、表示画像形成部 32 を介してディスプレイ 34 に良好である旨を表示する。操作パネル 16 上に良好である旨を示すランプなどを点灯してもよい。また、良好と判定される迄はそのランプを点滅させておき、良好と判定された時に点滅から常時点灯に切り換えるようにしてもよい。

【0047】

40

ちなみに、受信信号が良好ではない場合には、ユーザが例えばプローブの位置や傾きを調整して超音波ビームと骨の交差状態を調整する。もちろん、プローブの位置や傾きなどの調整に換えて、あるいは、プローブの位置や傾きなどの調整に加えて、超音波ビームの位置や方向が電子的または機械的に調整されてもよい。

【0048】

また、ディスプレイ 34 などに、受信信号の良否状態の程度をバーグラフ表示またはメーター表示して、ユーザによるプローブの調整などが良い方向へ行っているのか、悪い方向へ行っているのかが視覚的に分るようにしてもよい。

【0049】

図 6 は、バーグラフ表示の一例を示す図である。バーグラフ化する場合、ビーム評価部

50

24は、例えば、ピーク値 A_p と傾斜 Δ_1 と傾斜 Δ_2 の値を点数化する。例えば、 A_p 、 Δ_1 、 Δ_2 の3つの情報にそれぞれ40点、30点、30点などの点数を配分しておく。合計点数は例えば100点とする。

【0050】

そして、ピーク値 A_p の数値上の計測範囲を0～100パーセントとし、100パーセントの値が得られた場合には A_p に40点を与える。また、 Δ_1 、 Δ_2 の最大値は、角度で表すとそれぞれ $+90^\circ$ と -90° である。そこで Δ_1 の0～ $+90^\circ$ を0～100パーセントに対応させ、 Δ_2 の0～ -90° を0～100パーセントに対応させ、例えば100パーセントの値が得られた場合には、 Δ_1 、 Δ_2 に対して30点を与える。こうして得られた A_p 、 Δ_1 、 Δ_2 の3つの情報の点数の合計値をバーグラフとして表示する。点数は、

10

【0051】

図6には、4本のエコートラッキング用の超音波ビーム（第1ビーム～第4ビーム）の各々に対応したバーグラフが示されている。例えば、各ビームの点数に応じて、そのビームに対応したバーグラフの高さ（点灯される表示セグメントの個数）を変化させる。これにより、ユーザは、バーグラフの高さから、各ビームごとに受信信号が良好か否か、あるいは、調整が良好な方向に向かっているか否かを知ることが可能になる。

【0052】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上記実施形態により、例えば、ユーザの経験等に依存せずにプローブの位置などを受信信号が良好になるように調整することが可能になる。また、良否判定を自動化したため、ユーザが実波形の形を見ながら波形の良否を判断する必要がなくなり、ユーザの負担が軽減する。また、プローブの位置などの調整の時間が短縮でき、計測時間が短くなることにより被検者への負担も軽減する。

20

【0053】

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。本発明においては、例えば、良好な受信信号のエンベロープに含まれる骨の表面に対応した部分を参照波形として、実際に得られた受信信号のエンベロープに含まれる骨の表面に対応した部分と参照波形との相関値を算出し、その相関値に基づいて受信信号の良否を判定してもよい。

【0054】

30

また、良否の判定結果を音によって出力してもよい。例えば、4本のエコートラッキング用の超音波ビームの各々に対応した4種類の音程を用意しておき、各超音波ビームの受信信号が良好な場合に、その超音波ビームに対応した音を消していくようにしてもよい。その他にも、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】

【0055】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図2】本発明に係る骨の診断を説明するための図である。

【図3】各プローブに対応した断層画像を説明するための図である。

【図4】受信信号のエンベロープを説明するための図である。

40

【図5】ビーム評価部による評価を説明するための図である。

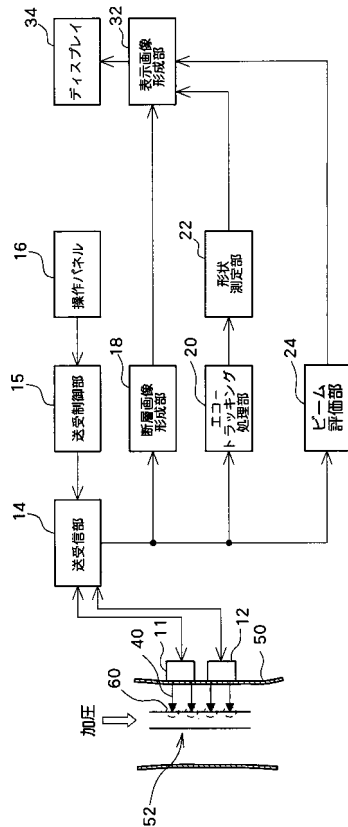
【図6】バーグラフ表示の一例を示す図である。

【符号の説明】

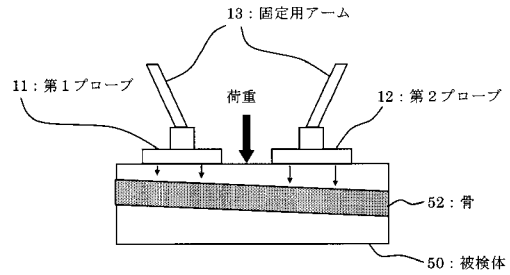
【0056】

11 第1プローブ、12 第2プローブ、14 送受信部、24 ビーム評価部。

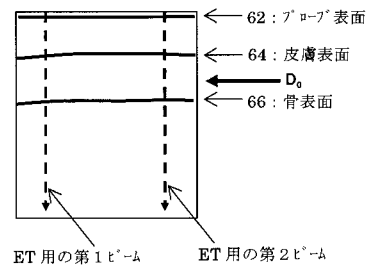
【図 1】



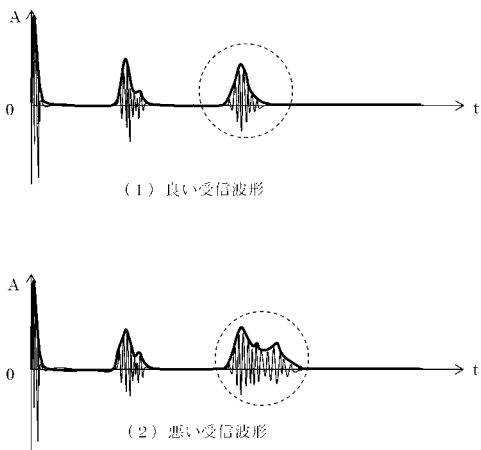
【図 2】



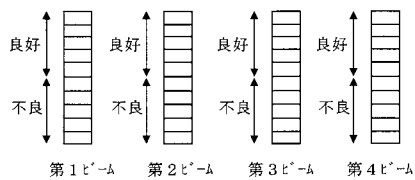
【図 3】



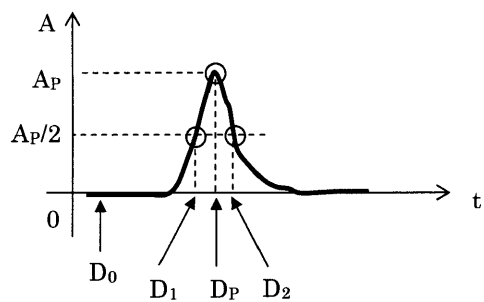
【図 4】



【図 6】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平08-215196 (JP, A)
特開平06-217977 (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	JP4500336B2	公开(公告)日	2010-07-14
申请号	JP2007231114	申请日	2007-09-06
[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	宫坂好一		
发明人	宫坂 好一		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B5/6843 G01S7/52036 G01S7/5205		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/DD01 4C601/DD10 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB17 4C601/JB22 4C601/JB35 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB50 4C601/KK12		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2009061079A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于评估超声波束相对于骨骼的形成状态的技术。

解决方案：发射/接收部分14控制探针11,12以形成与骨52相交的超声波束40并获得接收信号。光束评估部分24基于接收信号的包络的形状评估超声波束40相对于骨骼52的交叉状态。更具体地，光束评估部分24基于包括在包络中的山丘状部分的高度和斜率来确定接收信号的质量，该高度和斜率对应于骨骼52并且评估超声波束40的交叉状态。

