

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5075040号  
(P5075040)

(45) 発行日 平成24年11月14日(2012.11.14)

(24) 登録日 平成24年8月31日(2012.8.31)

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

請求項の数 7 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-185468 (P2008-185468)                  (22) 出願日 平成20年7月17日(2008.7.17)                  (65) 公開番号 特開2010-22499 (P2010-22499A)                  (43) 公開日 平成22年2月4日(2010.2.4)                  審査請求日 平成22年5月28日(2010.5.28)</p>	<p>(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 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                  (72) 発明者 岡田 孝                  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 宮川 哲伸</p>
---	--

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】

対象組織に対して超音波を送受波するプローブと、  
 プローブを制御することにより超音波ビームを形成し、プローブから得られる信号を処理することにより超音波ビームに沿って受信信号を得る送受信処理部と、  
 超音波ビームを走査することにより得られる受信信号に基づいて、対象組織の超音波画像を形成する超音波画像形成部と、  
 対象組織に対して形成される表面特定用の複数の超音波ビームから得られる受信信号に基づいて、各超音波ビームごとに設定されるゲートの範囲内において、表面特定用の各超音波ビームごとに対象組織の表面に対応した表面ポイントを特定する表面特定部と、  
 前記ゲートに対応したマーカを超音波画像内に示したゲート設定用画像と前記ゲート内の受信信号の波形を示した波形画像とを形成する表示画像形成部と、  
 を有し、  
 前記表面特定部は、表面特定用の各超音波ビームごとに、ゲート内における受信信号の波形に基づいて決定される特徴点を表面ポイントとし、特徴点の移動を追跡して表面ポイントをトラッキングし、  
 前記表示画像形成部は、トラッキングが開始された時点の表面ポイントの位置を示す開始ポイント指定マーカを設けた前記波形画像を形成する、  
 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、  
トラッキング処理中に体動を検出した場合に警告表示を行う、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記表示画像形成部は、表面特定用の複数の超音波ビームから得られる複数の前記波形  
画像を並べて表示した計測画像を形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記表示画像形成部は、前記ゲート内の受信信号の波形上に表面ポイントに対応したポ  
イント指定マーカを示した前記波形画像を形成し、  
当該波形画像内に示されるポイント指定マーカをユーザが移動させることにより、表面  
ポイントとして利用される特徴点の波形内における位置が修正される、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【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、  
前記表示画像形成部は、トラッキングを行う点の個数を設定する入力スペースを備えた  
表示画像を形成し、  
ユーザによりその表示画像内の入力スペースにトラッキングを行う点の個数が設定され  
ると、

20

前記表示画像形成部は、前記設定された個数に対応した本数のカーソルラインを等間隔  
で超音波画像内に示し、表面特定用の各超音波ビームに対応した当該各カーソルライン上  
に前記ゲートに対応したマーカを示した前記ゲート設定用画像を形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記表示画像形成部は、前記ゲートに対応したマーカとして、ゲートの開始位置を示す  
開始マーカとゲートの終了位置を示す終了マーカを形成し、開始マーカと終了マーカとの  
間に表面ポイントの位置に対応したマーカを形成し、開始マーカと終了マーカとの間に表  
面ポイントの初期位置に対応したマーカを形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

対象組織に対して超音波を送受波することにより得られる受信信号に基づいて、対象組  
織の超音波画像を形成する超音波画像形成機能と、

対象組織に対して形成される表面特定用の複数の超音波ビームから得られる受信信号に  
基づいて、各超音波ビームごとに設定されるゲートの範囲内において、表面特定用の各超  
音波ビームごとに、ゲート内における受信信号の波形に基づいて決定される特徴点を対象  
組織の表面に対応した表面ポイントとし、特徴点の移動を追跡して表面ポイントをトラッ  
キングする表面特定機能と、

40

前記ゲートに対応したマーカを超音波画像内に示したゲート確認用画像と前記ゲート内  
の受信信号の波形を示した波形画像とを形成するにあたり、トラッキングが開始された時  
点の表面ポイントの位置を示す開始ポイント指定マーカを設けた波形画像を形成する表示  
画像形成機能と、

をコンピュータに実現させることを特徴とするプログラム。

【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、特に骨などの対象組織を評価するための超音波診断装置に関する。

50

## 【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至っている。しかし、これらはい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。

10

## 【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, 2参照)。

20

## 【0006】

【特許文献1】特許第3954981号公報

【特許文献2】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や特許文献2に記載された超音波診断装置は、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力学的特性を評価するものである。例えば、骨に対して外的作用を及ぼした場合における骨の力学的特性が評価される。これにより、エコー信号に基づく骨表面の表面ポイントデータから、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。

30

## 【0008】

本願の発明者らは、特許文献1や特許文献2に記載された画期的な技術の改良技術について研究を重ねてきた。特に、対象組織を評価する場合における表示画像に注目した。

## 【0009】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、超音波ビームを利用して表面ポイントを特定する装置に適した表示画像を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

## 【0010】

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、対象組織に対して超音波を送受波するプローブと、プローブを制御することにより超音波ビームを形成し、プローブから得られる信号を処理することにより超音波ビームに沿って受信信号を得る送受信処理部と、超音波ビームを走査することにより得られる受信信号に基づいて、対象組織の超音波画像を形成する超音波画像形成部と、対象組織に対して形成される表面特定用の複数の超音波ビームから得られる受信信号に基づいて、各超音波ビームごとに設定されるゲートの範囲内において、表面特定用の各超音波ビームごとに対象組織の表面に

50

対応した表面ポイントを特定する表面特定部と、前記ゲートに対応したマーカを超音波画像内に示したゲート設定用画像と前記ゲート内の受信信号の波形を示した波形画像とを形成する表示画像形成部と、を有することを特徴とする。

【0011】

望ましい態様において、前記表面特定部は、表面特定用の各超音波ビームごとに、ゲート内における受信信号の波形に基づいて決定される特徴点を表面ポイントとし、特徴点の移動を追跡して表面ポイントをトラッキングする、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい態様において、前記表示画像形成部は、前記ゲート内の受信信号の波形上に表面ポイントに対応したマーカを示した波形画像を形成し、当該波形画像を介したユーザ操作に応じて、表面ポイントとして利用される特徴点の波形内における位置が修正される、ことを特徴とする。

10

【0013】

望ましい態様において、前記表示画像形成部は、前記ゲートに対応したマーカとして、ゲートの開始位置を示す開始マーカとゲートの終了位置を示す終了マーカを形成する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい態様において、前記表示画像形成部は、開始マーカと終了マーカとの間に表面ポイントの位置に対応したマーカを形成する、ことを特徴とする。

【0015】

望ましい態様において、前記表示画像形成部は、開始マーカと終了マーカとの間に表面ポイントの初期位置に対応したマーカを形成する、ことを特徴とする。

20

【0016】

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プログラムは、対象組織に対して超音波を送受波することにより得られる受信信号に基づいて、対象組織の超音波画像を形成する超音波画像形成機能と、対象組織に対して形成される表面特定用の複数の超音波ビームから得られる受信信号に基づいて、各超音波ビームごとに設定されるゲートの範囲内において、表面特定用の各超音波ビームごとに対象組織の表面に対応した表面ポイントを特定する表面特定機能と、前記ゲートに対応したマーカを超音波画像内に示したゲート確認用画像と前記ゲート内の受信信号の波形を示した波形画像とを形成する表示画像形成機能と、をコンピュータに実現させることを特徴とする。

30

【0017】

上記態様のプログラムをコンピュータに読み込ませることにより、例えばコンピュータを表示形成装置として機能させることができる。ちなみに、上記態様のプログラムは、例えば、ディスクやメモリなどの記憶媒体に記憶され、これらの記憶媒体を介してコンピュータに読み込まれる。あるいは、ネットワークなどを介してプログラムがコンピュータに提供されてもよい。

【発明の効果】

【0018】

本発明により、超音波ビームを利用して表面ポイントを特定する装置に適した表示画像が提供される。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

図1は、本発明の好適な実施形態を説明するための図であり、本発明に係る超音波診断装置により表示される表示画像100を示す図である。

【0020】

表示画像100は、Bモード画像110と操作ボタンなどによって構成されるユーザインターフェース画面（UI画面）である。例えば、表示画像100内の操作ボタンやカーソルがマウスなどの操作デバイスを利用してユーザによって操作され、ユーザからの指示が装置に入力される。表示画像100がタッチパネルなどの表示と操作を兼ね備えたデバ

50

イスに形成されてもよい。

【0021】

Bモード画像110は、被検体内に超音波を送受波して得られる受信信号に基づいて形成される。Bモード画像110には、被検体内の対象組織が含まれている。本実施形態においては、対象組織の一例として骨について説明するが、対象組織は例えば血管などでもよい。

【0022】

本実施形態においては、骨を対象組織としており、Bモード画像110内には、被検体の皮膚112と被検体内の骨表面114が映し出されている。特に骨表面114においては、比較的大きな振幅の受信信号が得られ、本実施形態においては、エコートラッキングの技術を用いて、骨表面114に対応した表面ポイントがトラッキングされる。

10

【0023】

Bモード画像110内に表示されるカーソルライン120は、エコートラッキング用の超音波ビームに対応している。図1の例においては、互いに略平行な3本のカーソルライン120が略等間隔に表示されており、各カーソルライン120の位置にエコートラッキング用の超音波ビームが形成されていることを示している。

【0024】

各カーソルライン120上には、ゲートマーカ130が設けられている。つまり、3本のカーソルライン120の各々に対して、図1において番号1から3が付されたゲートマーカ130が設けられている。各ゲートマーカ130は、表面ポイントが抽出される範囲を示している。

20

【0025】

このように、表示画像100は、Bモード画像110や、ゲートマーカ130が設けられたカーソルライン120などによって構成され、エコートラッキングによる診断の際のUI画面として利用される。そこで、表示画像100の利用例について説明する。

【0026】

まず、表示画像100を介して、ユーザによりエコートラッキングを行う点の個数が設定される。ユーザは、表示画像100内のRFボタン「RF」の隣の入力スペースに個数を設定する。図1の例においては、個数「3」が設定されている。エコートラッキングを行う点の個数が設定されると、その個数に対応した本数のカーソルライン120がBモード画像110上に表示される。図1の例においては、個数「3」が設定されているため、3本のカーソルライン120が表示される。また、各カーソルライン120上には、ゲートマーカ130も表示される。

30

【0027】

カーソルライン120とゲートマーカ130が表示されると、ユーザによりゲートマーカ130の位置が調整される。ゲートマーカ130は、マウスを利用した操作やタッチパネルを利用した操作により、Bモード画像110内の所望に位置に移動させることができる。ゲートマーカ130は、骨表面114に対応した表面ポイントが抽出される範囲となるため、ユーザは、Bモード画像110内の骨表面114を跨ぐようにゲートマーカ130を設定することが望ましい。なお、ゲートマーカ130が図1の左右方向(カーソルライン120に対して直交する方向)に移動された場合に、ゲートマーカ130の移動に追従するようにカーソルライン120を移動させ、エコートラッキング用の超音波ビームの位置を変更するようにしてもよい。また、ゲートマーカ130の幅(カーソルライン120の伸長方向に沿った幅)をユーザが任意に設定できるようにしてもよい。

40

【0028】

こうして、各カーソルライン120ごとにゲートマーカ130の位置が調整され、全てのカーソルライン120に関するゲートマーカ130の位置が確定すると、ゲートマーカ130の位置設定に関する操作が終了する。本実施形態においては、位置設定されたゲートマーカ130内の受信信号の波形を表示することができる。

【0029】

50

図2は、ゲートマーカ内の受信信号の波形を表示した波形画像200を示す図である。波形画像200内には、受信信号(RF信号)の波形であるRF波形210が含まれている。RF波形210は、エコー-tracking用の超音波ビームに沿って得られる受信信号(RF信号)のうち、ゲートマーカ130(図1)に対応したゲート期間内の信号を切り出したものである。

#### 【0030】

波形画像200内の左上隅には波形の識別番号が示されており、例えば、ゲートマーカ130(図1)に付された番号(図1において1から3の番号)が表示される。図2の例においては、波形画像200内の左上隅に「1」の識別番号が表示されており、図1に示す番号1のゲートマーカ130に対応する。

10

#### 【0031】

波形画像200内のRF波形210上には、trackingポイントに対応したポイント指定マーカ222が表示される。trackingポイントは、RF波形210内の特徴点に設定される。例えば、波形画像200の右隣に設けられたtrackingポイント自動設定スイッチ「A-TPset」が操作されると、超音波診断装置により、波形画像200内のRF波形210のうちの最大振幅位置(時刻)に最も近いゼロクロス点にtrackingポイントが自動設定される。

#### 【0032】

なお、ポイント指定マーカ222をユーザが移動させることにより、trackingポイントが手動で設定されてもよい。例えば、自動設定されたtrackingポイントが適切ではないとユーザが判断した場合に、ポイント指定マーカ222を動かしてtrackingポイントを手動で修正する。例えば、石灰化した骨の表面には骨膜と呼ばれる繊維性の薄膜が形成され、RF波形210に基づいて骨と骨膜とを装置に自動識別させることが困難な場合がある。このような場合において、RF波形210を確認しつつユーザが手動でtrackingポイントを修正できる本実施形態の装置は極めて有用である。

20

#### 【0033】

trackingポイントが設定されると、波形画像200の右隣に設けられたtracking開始スイッチ「ET-start」が操作され、エコー-tracking処理が開始される。エコー-tracking処理が開始されると、時間の経過と共に変化(移動)するRF波形210のtrackingポイント(骨の表面位置)が追跡される。ポイント指定マーカ222は、trackingポイントの移動に対応するように波形画像200内を移動する。

30

#### 【0034】

開始ポイント指定マーカ220は、エコー-tracking処理が開始された時点のtrackingポイントの位置を示すマーカである。したがって、現時点のtrackingポイントの位置を示すポイント指定マーカ222と開始ポイント指定マーカ220との間の距離が、tracking開始時点から現時点までの骨表面の変位量に対応する。開始ポイント指定マーカ220とポイント指定マーカ222は、互いに異なる表示態様の直線であることが望ましい。例えば、互いに異なる色や線種によって開始ポイント指定マーカ220とポイント指定マーカ222が識別される。

#### 【0035】

また、波形画像200の右隣に設けられた自動スケールスイッチ「A-scale」が操作されると、波形画像200の縦軸方向の大きさが自動設定される。例えば、RF波形210の最大振幅と最小振幅(負方向の最大振幅)を検出し、これらのうちの絶対値の大きい方にマージンを付加した値(例えば1.2を乗算した値)を算出し、波形画像200の縦軸方向の大きさとする。もちろん、波形画像200の縦軸方向の大きさや横軸方向の大きさをユーザが手動で変更できるようにしてもよい。

40

#### 【0036】

さらに、波形画像200内の右上隅には、二重円状の波形チェックランプが設けられており、RF波形210の状態に基づいた波形の良否についての判断結果が表示される。例えば、RF波形210の良否に応じて、波形チェックランプの色などの表示態様を変化さ

50

せる。

【 0 0 3 7 】

図 3 は、波形画像を利用した計測画像 3 0 0 を示す図である。計測画像 3 0 0 には、プローブ A 「 Probe A 」とプローブ B 「 Probe B 」の 2 つのプローブに関する表示内容が含まれている。図 3 は、プローブ A のみを利用して骨の表面をトラッキングした場合の表示例を示しており、そのためプローブ B に関する表示内容には R F 波形などの情報が表示されていない。

【 0 0 3 8 】

プローブ A の表示内容において、波形画像領域 2 5 0 内には、矩形形状の 9 つの表示領域が含まれており、各表示領域に波形画像 2 0 0 ( 図 2 ) が表示される。9 つの表示領域の各々には、右端から左側へ向かって且つ下端から上側に向かって、1 から 9 までのカーソル番号が対応付けられている。図 3 の表示例は、5 つの超音波ビームを利用した場合に対応しており 1 から 5 までの 5 つの表示領域に 5 つの波形画像が挿入されている。

【 0 0 3 9 】

そして、波形画像領域 2 5 0 の下には、1 から 9 までのカーソル番号の各々についての変位量 「  $\mu\text{m}$  」とビーム番号 「 ビーム No . 」が数値で表示される。カーソル番号は、各カーソルライン 1 2 0 ( 図 1 ) に付された番号である。変位量 「  $\mu\text{m}$  」は、骨表面の変位量を示しており、各カーソルライン 1 2 0 におけるトラッキングポイントの移動量に対応している。例えば、図 2 における、ポイント指定マーカ 2 2 2 と開始ポイント指定マーカ 2 2 0 との間の距離が、トラッキング開始時点から現時点までの骨表面の変位量として、図 3 の変位量 「  $\mu\text{m}$  」に数値で表示される。また、図 3 におけるビーム番号 「 ビーム No . 」は、各カーソルライン 1 2 0 に対応した超音波ビームの番号である。

【 0 0 4 0 】

図 4 は、ゲートマーカ 1 3 0 を示す図である。図 1 を利用して説明したように、ゲートマーカ 1 3 0 は、カーソルライン 1 2 0 上に設けられる。そのゲートマーカ 1 3 0 は、図 4 に示すように、ゲートの開始位置を示す開始マーカ 1 3 2 とゲートの終了位置を示す終了マーカ 1 3 4 によって形成される。

【 0 0 4 1 】

開始マーカ 1 3 2 と終了マーカ 1 3 4 との間には、エコトラッキング処理が開始された時点のトラッキングポイントの位置を示す開始ポイント指定マーカ 2 2 0 ' と、現時点のトラッキングポイントの位置を示すポイント指定マーカ 2 2 2 ' が表示される。これにより、B モード画像を用いた表示画像 ( 図 1 の符号 1 0 0 ) 上においても、エコトラッキングの開始位置とエコトラッキングの現在位置とを視覚的に把握することが可能になる。なお、ゲートマーカ 1 3 0 内の表示を明瞭にするために、開始マーカ 1 3 2 と終了マーカ 1 3 4 との間においてはカーソルライン 1 2 0 の表示を省略することが望ましい。

【 0 0 4 2 】

図 5 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 5 はそ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。骨 5 2 の表面に設定されるトラッキングポイント ( 表面ポイント ) 4 2 については後に詳述する。プローブ 1 0 としては、超音波ビーム 4 0 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 ) が好適である。

【 0 0 4 3 】

送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 を制御して、断層面 ( 図 5 に示す被検者 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。プローブ 1 0 がリニアプローブの場合、例えば 1 2 0 本の超音波ビーム 4 0 ( 図 5 には、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 へ出力され、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

10

20

30

40

50

レイ 3 4 に表示される。

【 0 0 4 4 】

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

【 0 0 4 5 】

プローブ 1 0 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 . 2 mm 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、例えば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 . 0 0 2 mm 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としてトラッキングされ、骨表面の位置がプローブ 1 0 を基準として高精度に計測される。

【 0 0 4 6 】

エコートラッキング処理には、例えば数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数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 4 7 】

エコートラッキング処理部 2 0 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。補間ライン生成部 2 2 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。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、補間ラインを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。

【 0 0 4 8 】

補間ラインは各時相ごとに生成され、メモリ 2 4、並進ずれ補正部 2 6 および表示画像形成部 3 2 に出力される。並進ずれ補正部 2 6 は、メモリ 2 4 に記録されている過去の時相（例えば荷重無の時相）に対応する補間ラインと、補間ライン生成部 2 2 から出力される現在の時相（例えば加圧に伴う荷重有の時相）に対応する補間ラインと間の並進ずれ成分を除去するものである。

【 0 0 4 9 】

歪み量演算部 2 8 は、骨の歪み量  $\epsilon$  を演算して特性曲線生成部 3 0 へ出力する。骨の歪み量  $\epsilon$  は、例えば、重ね合わされた荷重無時の補間ラインと荷重有時の補間ラインとの間の最大変位量  $d$  と、計測範囲（補間ラインの長さ） $L$  とに基づいて、 $\epsilon = d / L$  として定義される（特許文献 1 の図 4 参照）。特性曲線生成部 3 0 は、荷重計測器 3 6 が出力する荷重値と、歪み量演算部 2 8 が出力する骨の歪み量とに基づいて、骨の歪みに関する特性曲線を生成する。

【 0 0 5 0 】

表示画像形成部 3 2 は、断層画像形成部 1 8 において形成された B モード画像や補間ライン生成部 2 2 において形成された補間ラインなどをディスプレイ 3 4 に表示させる。さらに、表示画像形成部 3 2 は、図 1 に示した表示画像 1 0 0、図 2 に示した波形画像 2 0

10

20

30

40

50

0、図3に示した計測画像300などのUI画面をディスプレイ34に表示させる。

【0051】

本実施形態においては、例えば、図2に示した波形画像200により、受信信号（RF信号）の波形を用いてトラッキングポイントの位置を確認することができるため、Bモード画像を用いた確認のみの場合に比べて、より適切なトラッキングポイントを選択することが可能になり、計測精度の向上や計測エラーの低減が期待できる。

【0052】

また、エコトラッキング処理中に発生した体動などによる大きな動きを検出して警告表示などを行うようにしてもよい。これにより、計測を再実行するなどの判断が容易になり計測エラーの軽減も期待できる。

10

【0053】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、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。例えば、図5に示した超音波診断装置内の構成のうちのいくつかをコンピュータで実現させてもよい。例えば、断層画像形成部18や表示画像形成部32の機能に対応したプログラムにより、これらの機能をコンピュータに実現させてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明に係る超音波診断装置により表示される表示画像を示す図である。

20

【図2】ゲートマーカ内の受信信号の波形を表示した波形画像を示す図である。

【図3】波形画像を利用した計測画像を示す図である。

【図4】ゲートマーカを示す図である。

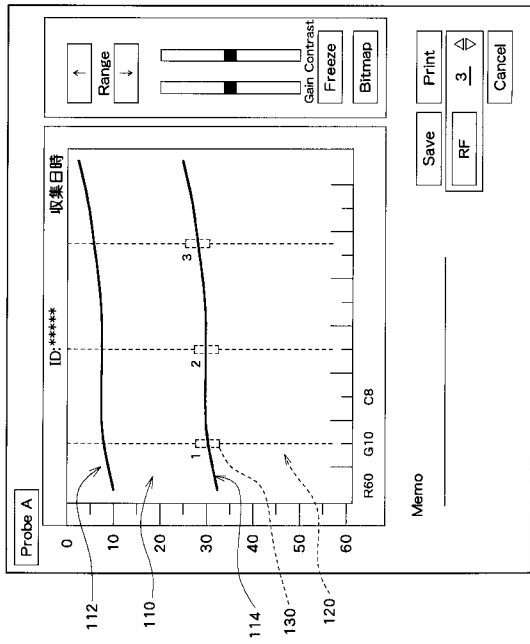
【図5】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

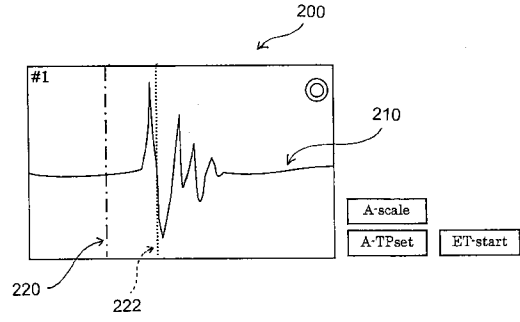
【0055】

18 断層画像形成部、20 エコトラッキング処理部、32 表示画像形成部、100 表示画像、200 波形画像、300 計測画像。

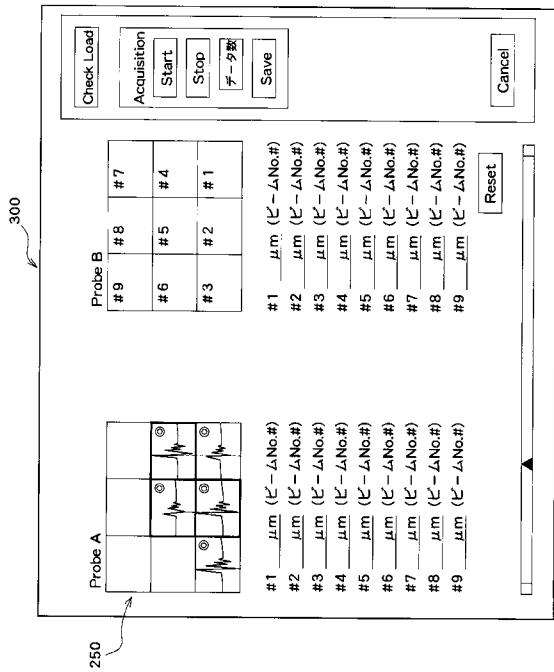
【 図 1 】



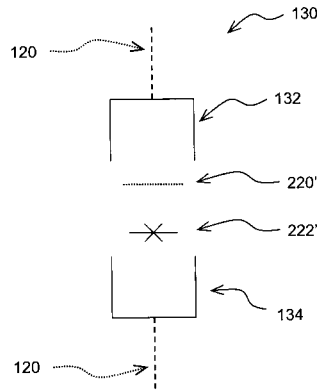
【 図 2 】



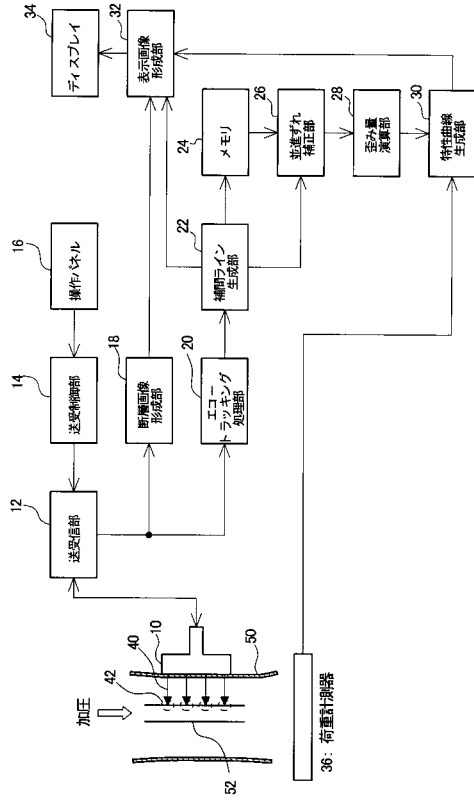
【 図 3 】



【 図 4 】



【図5】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-275395(JP,A)  
特許第3954981(JP,B2)  
特開2002-191604(JP,A)  
特開2000-166926(JP,A)  
特開2008-073422(JP,A)  
特開2005-000268(JP,A)  
特開2004-290408(JP,A)  
特開2001-309918(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5075040B2</a>	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	JP2008185468	申请日	2008-07-17
[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	酒井亮一 岡田孝		
发明人	酒井 亮一 岡田 孝		
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 4C601/JB17 4C601/JC02 4C601/JC06 4C601/KK02 4C601/KK14 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2010022499A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供适合于通过超声波束识别表面点的装置的显示图像。解决方案：获得具有相对大振幅的接收信号，并且使用骨表面114中的回波跟踪技术跟踪对应于骨表面114的表面点。B模式图像110中示出的光标线120对应于超声波用于回波跟踪的光束。示出了用于回波跟踪的超声波束形成在每个光标线120的位置。门标记130设置在每个光标线120上。每个门标记130示出了提取表面点的范围。此外，形成在与沿着用于回波跟踪的超声波束获得的接收信号（RF信号）的栅极标记130相对应的栅极时段内投射信号的波形图像。Z

