

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4908915号
(P4908915)

(45) 発行日 平成24年4月4日(2012.4.4)

(24) 登録日 平成24年1月20日(2012.1.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-134942 (P2006-134942)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成18年5月15日(2006.5.15)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2007-301280 (P2007-301280A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成19年11月22日(2007.11.22)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成21年4月3日(2009.4.3)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(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
		(72) 発明者	原田 烈光
			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	川上 則明
			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 2次元的に配列された 複数の振動素子を備えた 2次元の アレイ振動子と、

複数の振動素子を制御してビームフォーミングを行う送受信部と、

ビームフォーミングによって形成される超音波ビーム上において骨の表面に対応した表面ポイントを検出する表面検出部と、

超音波ビームの方向を設定するためのビーム方向設定画像を形成する画像形成部と、
を有し、

前記ビーム方向設定画像は、前記アレイ振動子の振動子面に対応した平面内において、
超音波ビーム上の所定の深さに対応したビーム設定ポイントを2次元的に位置設定する画像を含み、

前記ビーム方向設定画像を介してビーム設定ポイントが位置設定されることにより、超音波ビームの方向が調整される、

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、

前記ビーム方向設定画像は、アレイ振動子の振動子面に対応した平面内で前記ビーム設定ポイントを2次元的にスライドさせるスライダを含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記ビーム方向設定画像は、アレイ振動子の振動子面を模式的に示した略矩形状の振動子画像と、振動子画像の縦方向と横方向の各々に対応したスライダと、を含み、

縦方向に対応したスライダに対する操作に応じて、前記平面内における前記ビーム設定ポイントの縦方向の位置が設定され、

横方向に対応したスライダに対する操作に応じて、前記平面内における前記ビーム設定ポイントの横方向の位置が設定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

10

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、

複数のアレイ振動子を備えたプローブを有し、

複数のアレイ振動子が骨の軸方向に沿って並べて配置され、各アレイ振動子ごとに表面ポイントを検出するための超音波ビームが形成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記プローブは、2つのアレイ振動子を備えた第 1 プローブと 2つのアレイ振動子を備えた第 2 プローブとによって構成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【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、

前記ビーム方向設定画像は、方向を調整される超音波ビームの受信信号波形を示すビーム信号画像を含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記ビーム方向設定画像は、骨の短軸像に関する B モード画像と、方向を調整される超音波ビームを当該 B モード画像内において視覚的に表現したビームカーソルと、含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記ビーム方向設定画像は、骨の長軸像に関する B モード画像と、方向を調整される超音波ビームを当該 B モード画像内において視覚的に表現したビームカーソルと、含む、

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、骨の表面を検出するための超音波ビームを調整する技術に関する。

【背景技術】

40

【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（2 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

50

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、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が提案されている（特許文献1参照）。

10

【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

20

【0008】

そして、本願の発明者らは、上記特許文献1に記載された画期的な技術を応用した改良技術について研究を重ねてきた。

【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、骨の表面を検出するための超音波ビームの調整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】

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アレイ振動子と、複数の振動素子を制御してビームフォーミングを行う送受信部と、ビームフォーミングによって形成される超音波ビーム上において骨の表面に対応した表面ポイントを検出する表面検出部と、を有し、骨に対するアレイ振動子の配置状態によって表面ポイントを検出するための超音波ビームが粗調整され、ビームフォーミングによって表面ポイントの検出に適した超音波ビームが微調整されることを特徴とする。

30

【0011】

上記構成によれば、例えば、機械的な調整機構などによってアレイ振動子の配置状態が大まかに設定され、ビームフォーミングによって、例えば超音波ビームのステアリング角度が微調整される。そのため、例えば、機械的な調整機構に微調整機能を設ける必要がなく、また、機械的な微調整作業も不要となる。なお、超音波ビームは、例えば、受信信号波形が最も明瞭に得られるように微調整される。また、ビームフォーミングによる微調整は、超音波ビームのステアリング角度の調整のみに限定されない。例えば、超音波ビームの開口位置が調整されてもよいし、超音波ビームのフォーカス点の深さなどが調整されてもよい。

40

【0012】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、超音波ビームを調整するためのビーム調整画像を形成する画像形成部をさらに有し、ビーム調整画像を介して行われるユーザ操作に応じて表面ポイントの検出に適した超音波ビームが微調整されることを特徴とする。

50

望ましい態様において、前記画像形成部は、前記ビーム調整画像として、超音波ビームの方向を設定するためのビーム方向設定画像を形成することを特徴とする。

【0013】

望ましい態様において、前記ビーム方向設定画像は、アレイ振動子の振動子面に対応した平面内において、超音波ビーム上の所定の深さに対応したビーム設定ポイントを2次元的に位置設定する画像であることを特徴とする。望ましい態様において、前記ビーム方向設定画像は、前記ビーム設定ポイントを2次元的にスライドさせるスライダを含むことを特徴とする。望ましい態様において、前記ビーム方向設定画像は、アレイ振動子の振動子面を模式的に示した略矩形状の振動子画像と、振動子画像の縦方向と横方向の各々に対応した前記スライダと、を含むことを特徴とする。

10

【0014】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、複数のアレイ振動子を備えたプローブを有し、複数のアレイ振動子が骨の軸方向に沿って並べて配置され、各アレイ振動子ごとに表面ポイントを検出するための超音波ビームが形成されることを特徴とする。望ましい態様において、前記プローブは、2つのアレイ振動子を備えた第1プローブと2つのアレイ振動子を備えた第2プローブとによって構成されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明により、骨の表面を検出するための超音波ビームの調整技術が提供される。これにより、例えば、高精度かつ容易に超音波ビームを調整することが可能になる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【0017】

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ブロック図である。図1の超音波診断装置は、骨に対して複数の超音波ビームを形成し、各超音波ビームごとに骨表面に対応する表面ポイントを特定し、複数の表面ポイントに基づいて骨の力学的特性などを評価することができる装置である。

【0018】

第1プローブ11と第2プローブ12は、骨に対して超音波を送受波す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、各々、2つのサブアレイを備えている。つまり、第1プローブ11は、サブアレイAとサブアレイBの2つのサブアレイを備えており、第2プローブ12は、サブアレイCとサブアレイDの2つのサブアレイを備えている。

30

【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、例えば腓骨や脛骨などである。

【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。これにより、サブアレイA～Dの4つのサブアレイが骨52の軸方向（長軸方向）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。なお、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。

40

【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サブアレイA～Dが、各々、骨50に対して

50

超音波ビームを形成する。

【0022】

このように、本実施形態では、分離された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】

図1に戻り、サブアレイA~Dの4つのサブアレイの各々は、格子状に配列された複数の振動素子で構成されている。本実施形態において、各サブアレイは、縦6素子で横7素子の合計42個の振動素子によって形成されている。但し、本発明において、各サブアレイの振動素子数は42個に限定されない。例えば、縦3素子で横3素子の合計9個の振動素子で各サブアレイが形成されてもよい。

10

【0024】

送信部14は、各サブアレイを形成する複数の振動素子を制御することにより、各サブアレイごとに送信ビームを形成する。また、受信部16は、各サブアレイを形成する複数の振動素子の各々から受信信号を取得して受信ビームを形成する。本実施形態において、送信部14と受信部16は、スイッチ18を介して各サブアレイと電氣的に接続される。図1は、スイッチ18によってサブアレイAが選択された状態を示している。つまり、サブアレイAと送信部14が接続され、また、サブアレイAと受信部16が接続された状態を示している。

20

【0025】

送信部14は、各サブアレイを形成する複数の振動素子の各々を制御する。そのため、送信部14と各サブアレイは、各振動素子ごとに1チャンネルを対応させた合計42チャンネルの信号線で接続される。また、受信部16は、各サブアレイを形成する複数の振動素子の各々から受信信号を取得する。そのため、受信部16と各サブアレイも、各振動素子ごとに1チャンネルを対応させた合計42チャンネルの信号線で接続される。

【0026】

送信部14は、各振動素子ごとに送信波形を生成し、その送信波形に対して各振動素子に応じた遅延処理を施す。そして、遅延処理された送信波形が、増幅処理などを経て、対応する振動素子へ供給される。こうして、送信部14は、各サブアレイごとに送信ビームを形成する送信ビームフォーマとして機能する。

30

【0027】

受信部16は、各振動素子から受信信号を取得して増幅処理やアナログデジタル変換処理などを施す。そして、それらの処理を経た各振動素子の受信信号に対して、各振動素子に応じた遅延処理を施す。さらに、複数の振動素子から得られる遅延処理後の受信信号を加算することにより、整相加算処理を実行する。こうして、受信部16は、各サブアレイごとに受信ビームを形成する受信ビームフォーマとして機能する。

【0028】

送信部14と受信部16は、バス32を介して制御部30によって制御される。制御部30は、スイッチ18を制御して超音波ビームを形成するサブアレイを選択する。選択されたサブアレイが送信部14と受信部16に接続されると、制御部30は、送信部14と受信部16を介して超音波の送受信制御を行う。こうして、選択されたサブアレイによって超音波ビームが形成される。制御部30は、必要に応じて、超音波ビームを電子的に走査させる。

40

【0029】

なお、超音波ビームのフォーカス点の位置(深さ)は、例えば、操作デバイス28を介してユーザが設定する。骨表面を検出する場合、検出用の超音波ビーム(ETビーム)の送信フォーカスは、骨の表面付近に設定されることが望ましい。例えば、ユーザは、Bモード画像を見ながら、骨の表面付近にETビームの送信フォーカス点を設定する。

【0030】

50

Bモードビーム処理部22は、受信部16で形成された超音波ビームに対してBモード画像を形成するためのビーム処理を施す。つまり、Bモード画像用の受信ビームデータに対して、例えば、検波処理、LOG圧縮処理、リサンプリング処理、スキャンコンバージョン処理などの公知の処理を実行する。Bモードビーム処理部22で処理された受信ビームデータは、バス32を介して画像形成部24へ供給され、画像形成部24によってBモード画像が形成される。

【0031】

エコートラッキング処理部20は、受信部16で形成された超音波ビームを利用して骨表面部分を検出する。つまり、エコートラッキング処理部20は、エコートラッキング用の受信ビーム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。

10

【0032】

各サブアレイによって形成されるエコートラッキング用の受信ビーム（ETビーム）の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（例えば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ET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、骨表面の位置が第1プローブ11や第2プローブ12を基準として高精度に計測される。

20

【0033】

本実施形態では、サブアレイA～Dの4つのサブアレイの各々によってETビームが形成され、サブアレイA～Dの4つのサブアレイに対応した4本のETビームから、4点の表面ポイントが抽出される。そして、検出された複数の表面ポイントの変位などに基づいて、骨の力学的特性を反映させた測定量などが算出される。例えば、4点の表面ポイントから骨の屈曲角度などが求められる。

30

【0034】

操作デバイス28は、ユーザ操作を受け付けるデバイスである。操作デバイス28の具体例は、例えば、マウスやキーボードやタッチパネルなどである。制御部30は、予め装置に記憶されている制御情報や、操作デバイス28を介して受け付けたユーザ操作などに応じて、超音波診断装置内の各部を制御する。

【0035】

画像形成部24は、Bモードビーム処理部22から供給されるデータに基づいてBモード画像を形成する。また、画像形成部24は、形成したBモード画像などに基づいて、エコートラッキング用の受信ビーム（ETビーム）を調整するためのビーム調整画像を形成する。画像形成部24において形成された各種画像は、表示器26に表示される。

40

【0036】

以下、図1の超音波診断装置の機能をさらに詳述する。なお、以下の説明において、図1に示した部分（構成）については、図1の符号を利用する。

【0037】

図3は、ビーム調整画像を説明するための図であり、図3には、表示器26に表示される画像の一例が示されている。

【0038】

50

本実施形態では、固定用アームによってプローブの配置状態、つまり4つのサブアレイの配置状態が決定される（図2参照）。そして、ビームフォーミングによって、超音波ビームのステアリング角度が微調整される。図3は、骨表面を検出するための超音波ビーム（ETビーム）の方向を微調整するためのビーム方向設定画像を示している。

【0039】

振動子画像60は、プローブの振動子面を模式的に示した画像である。図3の振動子画像60は、第1プローブ11に対応した画像であり、サブアレイAを模式的に示した画像62AとサブアレイBを模式的に示した画像62Bを含んでいる。

【0040】

振動子画像60の周囲には、スライダが設けられている。つまり、振動子画像60の縦方向に対応したスライダ70Yと、振動子画像60の横方向に対応したスライダ70Xが設けられている。スライダ70Xとスライダ70Yの組は、サブアレイAとサブアレイBの各々に対して設けられている。これらのスライダ70Xとスライダ70Yにより、各サブアレイごとに、ETビームの方向が微調整される。

【0041】

図4は、スライダによるETビームの方向調整を説明するための図である。本実施形態では、各サブアレイの振動子面に対応した平面72内において、ETビーム上の所定の深さに対応したビーム設定ポイント74を2次元的に位置設定することにより、ETビームの方向が調整される。

【0042】

ETビーム上の所定の深さは、例えば、操作デバイス28を介してユーザによって設定される。例えば、ETビームのフォーカス点に所定の深さが設定されると、ビーム設定ポイント74は、ETビームのフォーカス点の位置を示すことになる。そして、スライダによって、ビーム設定ポイント74を2次元的にスライドさせることにより、平面72内でフォーカス点の位置が調整される。

【0043】

例えば、図4（A）に示す状態から、スライダ70Yによってビーム設定ポイント74を縦方向（Y方向）に移動させ、さらに、スライダ70Xによってビーム設定ポイント74を横方向（X方向）に移動させることにより、図4（B）に示す状態にビーム設定ポイント74を移動させることができる。

【0044】

ちなみに、ビーム設定ポイント74の移動は、スライダ70を利用する態様の他にも、図5に示すように、ポインタ76を移動させることによっても実現できる。つまり、ユーザがマウスなどによってポインタ76を移動させることにより、図5（A）に示す状態から、図5（B）に示す状態にビーム設定ポイント74を移動させてもよい。

【0045】

図3に戻り、振動子画像60の周囲には、各種Bモード画像も形成される。Bモード画像80Aは、サブアレイAによる被検体50内の骨52の短軸像である。つまり、サブアレイAによって、骨52の軸方向（長軸方向）に略垂直な面内において超音波ビームが走査され、それによって形成される断層画像がBモード画像80Aである。また、Bモード画像82Aは、サブアレイAによる被検体50内の骨52の長軸像である。つまり、サブアレイAによって、骨52の軸方向に沿って超音波ビームが走査され、それによって形成される断層画像がBモード画像82Aである。

【0046】

Bモード画像80A、82A内には、ETビームカーソル84が表示される。ETビームカーソル84は、Bモード画像80A、82A内におけるETビームの方向を視覚的に表現している。このETビームカーソル84は、ETビーム方向の調整に応じて、その方向を変化させる。

【0047】

例えば、スライダ70YによってサブアレイAのETビームのビーム設定ポイント（図

10

20

30

40

50

4の符号74)が移動されると、ETビーム上の所定の深さの点(例えばフォーカス点)が縦方向(スライダ70Yの移動方向)にスライドされる。これにより、骨52の軸方向に略垂直な面内においてETビームの角度が変更され、それに応じて、Bモード画像80A内に表示されるETビームカーソル84の角度も変更される。

【0048】

また、スライダ70XによってサブアレイAのETビームのビーム設定ポイントが移動されると、ETビーム上の所定の深さの点が横方向(スライダ70Xの移動方向)にスライドされて、骨52の軸方向に沿ってETビームの角度が変更される。それに応じて、Bモード画像82A内に表示されるETビームカーソル84の角度も変更される。

【0049】

ビーム信号画像90Aは、サブアレイAによって形成されるETビームのRF受信信号波形を示している。ユーザは、この波形を確認しながら、受信信号波形が明瞭に得られる方向にETビームをステアリングさせる。つまり、ユーザは、ビーム信号画像90Aに表示される波形を確認しながら、スライダ70X、70YによってETビームの方向を調整することにより、例えば、受信信号の振幅が比較的大きく得られる方向にETビームを調整する。

【0050】

このように、本実施形態では、操作デバイス28を介してスライダ70X、70Yなどを操作することにより、固定用アーム(図2の符号13)などを微調整することなく、容易にETビームの調整を行うことができる。しかも、ETビームから得られる受信信号の波形を確認しながら調整することができるため、高精度な調整が可能になる。

【0051】

なお、サブアレイB~Dについても、サブアレイAと同様にETビームが調整される。例えば、サブアレイBによって形成されるETビームは、そのETビームのRF受信信号波形を示すビーム信号画像90Bを確認しながら、スライダ70X、70Yによって調整される。Bモード画像80Bは、サブアレイBによる骨52の短軸像であり、Bモード画像82Bは、サブアレイBによる骨52の長軸像である。そして、Bモード画像80B、82B内にも、サブアレイBのETビームを示すETビームカーソル84が表示される。

【0052】

さらに、第1プローブ11に対応した図3に示すビーム調整画像と同様に、第2プローブ12に対応したビーム調整画像が形成され、その画像を利用して、第2プローブ12に含まれるサブアレイC、DのETビームが調整される。こうして、本実施形態では、サブアレイA~Dの各々に対応したETビームが、容易かつ高精度に設定される。

【0053】

図6は、ETビーム調整時における超音波ビーム走査のシーケンス(1)を説明するための図である。まず、スイッチ18によって第1プローブ11内のサブアレイAが選択され、サブアレイAによって骨の短軸方向に超音波ビームが走査される。これにより、サブアレイAによる骨の短軸像(図3の符号80A)が形成される。その後、サブアレイAのETビームが形成される。続いて、サブアレイAによって骨の長軸方向に超音波ビームが走査される。これにより、サブアレイAによる骨の長軸像(図3の符号82A)が形成される。その後、サブアレイAのETビームが形成される。

【0054】

次に、スイッチ18によって第1プローブ11内のサブアレイBが選択され、サブアレイBによって骨の短軸方向に超音波ビームが走査される。これにより、サブアレイBによる骨の短軸像(図3の符号80B)が形成される。その後、サブアレイBのETビームが形成される。続いて、サブアレイBによって骨の長軸方向に超音波ビームが走査される。これにより、サブアレイBによる骨の長軸像(図3の符号82B)が形成される。その後、サブアレイBのETビームが形成される。

【0055】

その後も、サブアレイAに関する上述した一連の走査シーケンスと、サブアレイBに関

10

20

30

40

50

する上述した一連の走査シーケンスが、交互に繰り返し実行される。なお、図3を利用して説明したように、E Tビーム方向はユーザによって適宜変更される。従って、図6に示す走査シーケンスにおいて、E Tビームが形成されるタイミングでは、そのタイミングで設定されている方向にE Tビームが形成される。

【0056】

図7は、E Tビーム調整時における超音波ビーム走査のシーケンス(2)を説明するための図である。図7に示すシーケンスは、第2プローブ12に関するものである。第2プローブ12に関するE Tビームの調整は、例えば、第1プローブ11に関するE Tビームの調整後に行われる。

【0057】

まず、スイッチ18によって第2プローブ12内のサブアレイCが選択され、サブアレイCによって骨の短軸方向に超音波ビームが走査されて骨の短軸像が形成される。その後、サブアレイCのE Tビームが形成される。続いて、サブアレイCによって骨の長軸方向に超音波ビームが走査されて骨の長軸像が形成される。その後、サブアレイCのE Tビームが形成される。

【0058】

次に、スイッチ18によって第2プローブ12内のサブアレイDが選択され、サブアレイDによって骨の短軸方向に超音波ビームが走査されて骨の短軸像が形成される。その後、サブアレイDのE Tビームが形成される。続いて、サブアレイDによって骨の長軸方向に超音波ビームが走査されて骨の長軸像が形成される。その後、サブアレイDのE Tビームが形成される。

【0059】

その後も、サブアレイCに関する上述した一連の走査シーケンスと、サブアレイDに関する上述した一連の走査シーケンスが、交互に繰り返し実行される。なお、図7に示す走査シーケンスにおいても、E Tビームが形成されるタイミングでは、そのタイミングで設定されている方向にE Tビームが形成される。

【0060】

図8は、E Tビームによる計測時の超音波ビーム形成のシーケンスを説明するための図である。E Tビームによる計測は、第1プローブ11と第2プローブ12に関するE Tビームの調整後に行われる。

【0061】

まず、スイッチ18によって第1プローブ11内のサブアレイAが選択され、サブアレイAによってE Tビームが形成される。続いて、スイッチ18によってサブアレイBが選択され、サブアレイBによってE Tビームが形成される。さらに、スイッチ18によって第2プローブ12内のサブアレイCが選択され、サブアレイCによってE Tビームが形成される。続いて、スイッチ18によってサブアレイDが選択され、サブアレイDによってE Tビームが形成される。

【0062】

その後も、サブアレイA, B, C, Dの順にE Tビームの形成が繰り返されて、エコートラッキング処理部20によって、各サブアレイごとに、骨の表面ポイントがトラッキングされる。

【0063】

図9は、Bモード用の超音波ビームの走査に利用される振動素子を説明するための図であり、図9には、サブアレイ(サブアレイA~Dのうちのいずれか)とそれによって形成される超音波ビームの走査状態が模式的に示されている。

【0064】

図9(A)は、骨の軸方向に対して垂直な面内において超音波ビームが走査され、骨の軸方向に沿って超音波ビームを傾けない走査状態を示している。この場合、サブアレイに含まれる格子状に配列された合計42個の振動素子のうちのいくつかを利用せずに、超音波ビームを走査させてもよい。つまり、骨の軸方向に沿って超音波ビームを傾けていない

10

20

30

40

50

ため、骨の軸方向に沿って配列されている複数の振動素子のうちの両端の振動素子を利用せずに超音波ビームを形成してもよい。振動素子のいくつかを動作させないことにより、消費電力を低減することができる。

【0065】

図9（B）は、骨の軸方向に沿って超音波ビームが走査され、骨の軸方向に対して垂直な方向に超音波ビームを傾けない走査状態を示している。この場合も、サブアレイに含まれる42個の振動素子のうちのいくつかを利用せずに、超音波ビームを走査させてもよい。つまり、骨の軸方向に対して垂直な方向に沿って超音波ビームを傾けていないため、その方向に沿って配列されている複数の振動素子のうちの両端の振動素子を利用せずに超音波ビームを形成してもよい。

10

【0066】

図10は、ETビームの形成に利用される振動素子を説明するための図である。図9と同様に、図10には、サブアレイ（サブアレイA～Dのうちのいずれか）とそれによって形成されるETビームが模式的に示されている。

【0067】

図10（A）は、骨の軸方向に対して垂直な面内においてETビームが傾けられ、骨の軸方向に沿ってETビームを傾けない状態を示している。この場合、骨の軸方向に沿ってETビームを傾けていないため、骨の軸方向に沿って配列されている複数の振動素子のうちの両端の振動素子を利用せずに超音波ビームを形成してもよい。

【0068】

一方、図10（B）は、骨の軸方向に対して垂直な面内においてETビームが傾けられ、さらに、骨の軸方向に沿ってETビームを傾ける状態を示している。この場合、骨の軸方向とそれに垂直な方向の両方向にETビームが傾けられているため、サブアレイに含まれる42個の振動素子の全てを利用してETビームを形成することが望ましい。

20

【0069】

図11は、Bモード用の超音波ビーム走査の変形態様を説明するための図である。図11には、サブアレイ（サブアレイA～Dのうちのいずれか）とそれによって形成される超音波ビームの走査状態が模式的に示されている。図11に示す例は、1つのサブアレイに含まれる格子状に配列された合計42個の振動素子を2つのグループに分け、それぞれのグループで超音波ビームを形成して走査する状態を示している。これにより、1つのサブアレイで、同時に2枚分のBモード画像を形成することが可能になる。

30

【0070】

図12は、ETビーム形成の変形態様を説明するための図である。図11と同様に、図12には、サブアレイ（サブアレイA～Dのうちのいずれか）とそれによって形成される超音波ビーム（ETビーム）が模式的に示されている。図11の場合と同様に、図12に示す例は、1つのサブアレイに含まれる格子状に配列された合計42個の振動素子を2つのグループに分けている。そして、それぞれのグループでETビームを形成する状態を示している。これにより、1つのサブアレイで、同時に2本のETビームを形成することが可能になる。

【0071】

図13は、本発明に係る超音波診断装置の別の好適な実施形態を示している。図1に示した実施形態との構成上の比較において、図13に示す実施形態は、スイッチ18が省略された点と、それに伴って、各サブアレイごとに送信部14と受信部16とエコートラック処理部20とBモードビーム処理部22とを設けた点が異なっている。そして、その他の部分、つまり、図13において図1に示す符号と同じ符号の部分については、図13に示す実施形態と図1に示した実施形態は、互いに同じ構成を採用している。

40

【0072】

図13の実施形態では、サブアレイAに対応した送信部14aと受信部16aが設けられている。そして、送信部14aがサブアレイAの送信ビームフォーマとして機能し、受信部16aがサブアレイAの受信ビームフォーマとして機能する。さらに、Bモードビー

50

ム処理部 22 a は、受信部 16 a で形成された超音波ビームに対して B モード画像を形成するためのビーム処理を施す。B モードビーム処理部 22 a で処理された受信ビームデータは、バス 32 を介して画像形成部 24 へ供給され、画像形成部 24 によって B モード画像が形成される。また、エコートラッキング処理部 20 a は、受信部 16 a で形成された超音波ビームを利用して骨表面部分を検出する。

【0073】

さらに、図 13 の実施形態では、サブアレイ B に対応した送信部 14 b と受信部 16 b と B モードビーム処理部 22 b とエコートラッキング処理部 20 b が設けられており、サブアレイ B に関する送受信制御やデータ処理が実行される。同様に、サブアレイ C に対応した送信部 14 c と受信部 16 c と B モードビーム処理部 22 c とエコートラッキング処理部 20 c が設けられており、サブアレイ D に対応した送信部 14 d と受信部 16 d と B モードビーム処理部 22 d とエコートラッキング処理部 20 d が設けられている。つまり、図 13 の実施形態では、各サブアレイごとに、そのサブアレイに関する送受信制御やデータ処理が実行される。

【0074】

このため、図 13 の実施形態では、サブアレイ A ～ D の 4 つのサブアレイを同時に利用することができる。例えば、4 つのサブアレイによって 4 本の E T ビームを同時に形成して 4 点の表面ポイントをトラッキングすることにより、4 点の表面ポイントを同時刻で抽出することが可能になる。

【0075】

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。例えば、図 1 における B モードビーム処理部 22、エコートラッキング処理部 20、画像形成部 24、制御部 30 などを実現するためのプログラムを形成し、そのプログラムによってコンピュータを動作させることにより、図 1 に示す超音波診断装置の構成のうちの一部をコンピュータで実現してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図 1】 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。

【図 2】 本実施形態の超音波診断装置を用いた骨の診断を説明するための図である。

【図 3】 ビーム調整画像を説明するための図である。

【図 4】 スライダによる E T ビームの方向調整を説明するための図である。

【図 5】 ポインタによる E T ビームの方向調整を説明するための図である。

【図 6】 E T ビーム調整時における超音波ビーム走査のシーケンス (1) を説明するための図である。

【図 7】 E T ビーム調整時における超音波ビーム走査のシーケンス (2) を説明するための図である。

【図 8】 E T ビームによる計測時の超音波ビーム形成のシーケンスを説明するための図である。

【図 9】 B モード用の超音波ビームの走査に利用される振動素子を説明するための図である。

【図 10】 E T ビームの形成に利用される振動素子を説明するための図である。

【図 11】 B モード用の超音波ビーム走査の変形態様を説明するための図である。

【図 12】 E T ビーム形成の変形態様を説明するための図である。

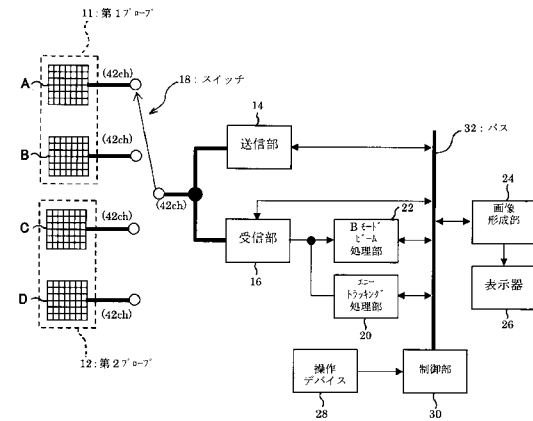
【図 13】 本発明に係る超音波診断装置の別の好適な実施形態を示す図である。

【符号の説明】

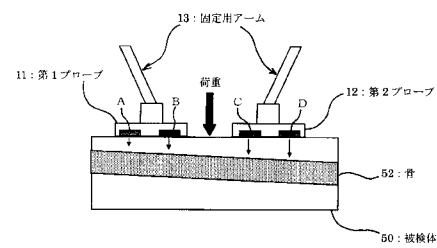
【0077】

11 第 1 プローブ、12 第 2 プローブ、20 エコートラッキング処理部、22 B モードビーム処理部、24 画像形成部、60 振動子画像、70 X、70 Y スライダ、84 E T ビームカーソル。

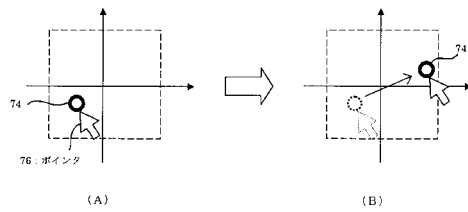
【図 1】



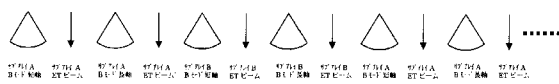
【図 2】



【図 5】



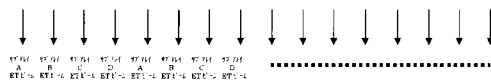
【図 6】



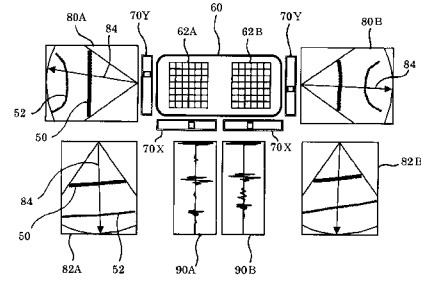
【図 7】



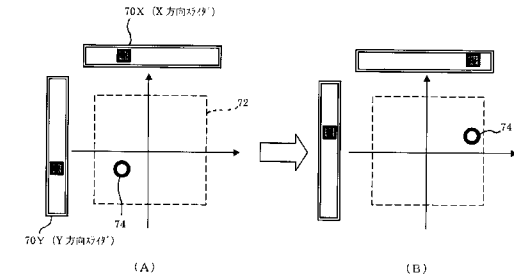
【図 8】



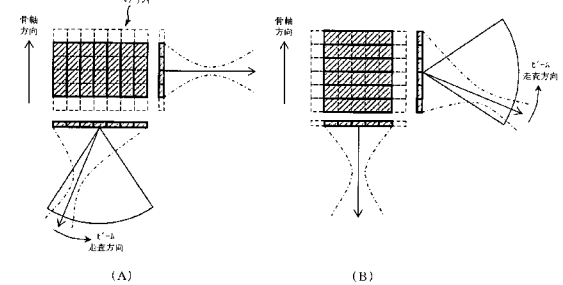
【図 3】



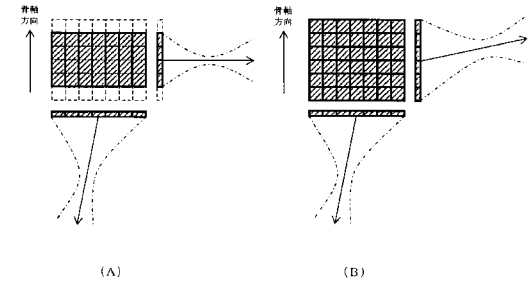
【図 4】



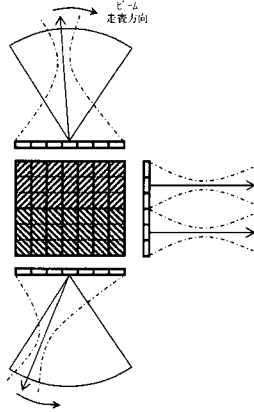
【図 9】



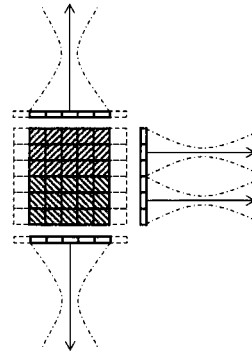
【図 10】



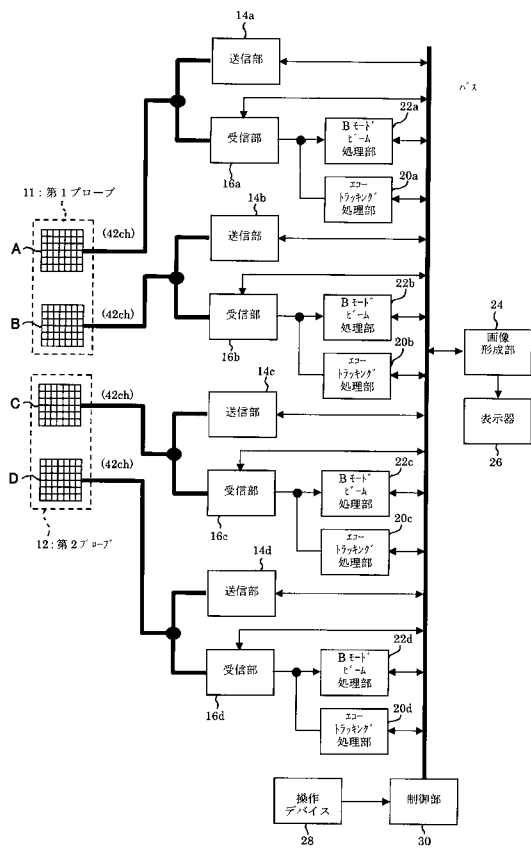
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2005-152079 (JP, A)
特開2003-245280 (JP, A)
特開2001-299752 (JP, A)
実開昭62-113512 (JP, U)

(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	JP4908915B2	公开(公告)日	2012-04-04
申请号	JP2006134942	申请日	2006-05-15
[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	宫坂好一 原田烈光		
发明人	宫坂 好一 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD10 4C601/DD23 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GB06 4C601/HH22 4C601/HH24 4C601/HH26 4C601/HH29 4C601/JC09 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK34 4C601/KK44		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2007301280A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波束的调整技术，用于检测骨骼表面。解决方案：第一探针11和第二探针12是用于相对于骨发送/接收超声波的超声探针。第一探针11具有子阵列A和子阵列B，第二探针12具有子阵列C和子阵列D。子阵列A-D分别形成超声波束。用于检测骨表面的超声波束通过第一探针11和第二探针12相对于骨的布置状态粗略地调整，并且适合于检测骨表面的超声波束通过波束成形精细地调整。 Z

【図 3】

