

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4688262号
(P4688262)

(45) 発行日 平成23年5月25日(2011.5.25)

(24) 登録日 平成23年2月25日(2011.2.25)

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

請求項の数 9 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2000-226369 (P2000-226369)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成12年7月27日(2000.7.27)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2002-34986 (P2002-34986A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成14年2月5日(2002.2.5)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成19年7月5日(2007.7.5)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	大友 直樹
			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	河西 千廣
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
			アロカ株式会社内

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】

骨を含む生体組織に当接され、超音波の送受波を行う複数の振動素子からなるアレイ振動子を有する超音波探触子と、

前記アレイ振動子に対して、送信ビームを形成するために位相調整された複数の送信信号を供給する送信部と、

前記アレイ振動子からの複数の受信信号に対して受信ビーム形成用の整相加算処理を実行する受信部と、

前記送信部及び前記受信部を制御することにより前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、画像形成用の第1送受波及び骨評価用の第2送受波を選択的に又は同時に実行させると共に前記第1送受波と前記第2送受波とで超音波周波数を異ならせる送受波制御手段と、

前記第1送受波により取得された第1受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像としての断層画像を形成する画像形成手段と、

前記第2送受波により取得された第2受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、

を含み、

前記第1送受波では、前記アレイ振動子により画像形成用送信ビーム及び画像形成用受信ビームが電子的に走査され、

前記第2送受波では、前記アレイ振動子における複数の振動素子からなる一方端部が利

用され、当該一方端部により骨評価用送信ビームが形成され、且つ、前記アレイ振動子における複数の振動素子からなる他方端部が利用され、当該他方端部により骨評価用受信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 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記第 2 送受波では、前記一方端部から前記他方端部に傾斜した骨評価用送信ビームが形成され、かつ、前記他方端部から前記一方端部に傾斜した骨評価用受信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 3】

請求項 1 記載の装置において、

前記骨評価手段は、

前記第 2 送受波における超音波の送波から受波までの送受波期間を計測する手段と、前記送受波期間に基づいて、前記骨評価値として、骨の皮質骨中における超音波の音速又はそれに基づく値を演算する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記第 1 送受波及び前記第 2 送受波が所定パターンに従って時分割で実行されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

骨を含む生体組織に当接され、超音波の送受波を行う超音波探触子と、

前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、画像形成用の第 1 送受波及び骨評価用の第 2 送受波を実行させる送受波制御手段と、

前記第 1 送受波により取得された第 1 受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、

前記第 2 送受波により取得された第 2 受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、

を含み、

前記第 1 送受波及び前記第 2 送受波が同時に実行され、

前記第 1 送受波による第 1 受信信号及び前記第 2 送受波による第 2 受信信号を弁別する手段が設けられたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

前記超音波探触子は、前記第 2 送受波の開始を指示するスイッチを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

骨を含む生体組織に当接され、超音波画像形成用の複数の振動素子からなるアレイ振動子と、骨評価用の送波素子及び受波素子とを含み、超音波の送受波を行う超音波探触子と、

前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、超音波画像形成時には前記アレイ振動子に超音波の送受波を行わせ、骨評価時には前記送波素子及び受波素子間で超音波の送受波を行わせる送受波制御手段と、

前記アレイ振動子から出力された第 1 受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、

前記受波素子から出力された第 2 受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、

を含み、

前記送波素子及び前記受波素子は、互いに斜めに対向する向きで設けられ、

前記アレイ振動子には少なくとも 1 つの欠落部が形成され、

前記欠落部には前記送波素子及び前記受波素子の少なくとも一方が配置されたことを特

10

20

30

40

50

徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

生体組織内の骨の縦断面に相当する第 1 断層画像を形成するための第 1 送受波を実行する縦型アレイ振動子と、前記骨の横断面に相当する第 2 断層画像を形成するための第 2 送受波を実行する横型アレイ振動子と、を含み、前記縦型アレイ振動子により骨中の超音波の音速を計測するための第 3 送受波も実行される超音波探触子と、

前記縦型アレイ振動子に対して、送信ビームを形成するために位相調整された複数の送信信号を供給する第 1 送信部と、

前記縦型アレイ振動子からの複数の受信信号に対して受信ビーム形成用の整相加算処理を実行する第 1 受信部と、

前記横型アレイ振動子に対して、送信ビーム形成のために位相調整された複数の送信信号を供給する第 2 送信部と、

前記横型アレイ振動子からの複数の受信信号に対して受信ビーム形成用の整相加算処理を実行する第 2 受信部と、

前記第 1 送信部及び前記第 1 受信部を制御することにより前記第 1 送受波を制御し、前記第 2 送信部及び前記第 2 受信部を制御することにより前記第 2 送受波を制御し、前記第 1 送信部及び前記第 1 受信部を制御することにより前記第 3 送受波を制御する手段であって、前記第 1 及び第 2 送受波と前記第 3 送受波とで超音波周波数を異ならせる送受波制御手段と、

前記第 1 送受波より取得された第 1 受信信号に基づいて、前記骨の縦断面に相当する第 1 断層画像を形成する第 1 画像形成手段と、

前記第 2 送受波により取得された第 2 受信信号に基づいて、前記骨の横断面に相当する第 2 断層画像を形成する第 2 画像形成手段と、

前記第 3 送受波により取得された第 3 受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、

前記第 1 断層画像、前記第 2 断層画像及び前記骨評価値を表示する表示手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記超音波探触子を生体組織に固定するための固定機構を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】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、超音波画像を表示する超音波診断装置と超音波を利用した骨評価装置の両者の機能を併せ持つ複合装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来の超音波診断装置は、人体などの生体組織（被検体）への超音波の送受波により超音波画像を形成する装置である。超音波画像としては、Bモード画像（二次元断層画像）、Mモード画像（ビーム上の組織の動きを表した画像）、二次元ドブラ画像（二次元血流画像）などの各種の画像をあげることができる。近年では、三次元超音波画像や三次元領域の積算画像を形成する超音波診断装置も実用化されている（例えば特開平10-33538号公報参照）。なお、超音波は音響インピーダンスの異なる境界面で反射する性質を有する。例えばBモード画像上では骨などの硬組織の表面で大きく反射し、その結果、骨の内部及び後方については超音波があまり到達せず画像上ではいわゆる黒抜けとなる。

【0003】

一方、超音波を用いた骨評価装置は、例えば、足の踵の両側に一对の送波素子及び受波素子を設け、踵を透過した超音波に基づいて、音速、減衰率、周波数特性の変化などを演算することによって、踵骨についての健全性を指標する評価値を演算する装置である。また

10

20

30

40

50

、骨評価装置の中には、送波素子及び受波素子を内蔵した超音波探触子を利用して皮質骨の音速などを評価値として計測する装置もある。

【0004】

具体的に説明すると、超音波探触子が生体表面に当接された状態において送波素子から超音波が骨に送波されると、骨の皮質骨上を超音波が伝搬する。その後、皮質骨から放射された超音波が受波素子で受波される。その送受波時間や送受波距離などにより皮質骨内における超音波の音速等が演算される。

【0005】

ちなみに、骨評価装置の中には、超音波ビームやX線を二次元スキャンして位置決め用の画像を取得し、その画像上で測定点を決定する装置がある。しかし、それには生体内の断層画像やドプラ画像などを形成する機能はまったく具備されておらず、よって、それも骨評価専用の装置である。

10

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

以上のように、従来においては、骨以外の軟組織の構造を診断するために超音波診断装置が利用され、その一方、骨の健全性を評価するための専用の骨評価装置が利用されており、それぞれの装置は独立した専用装置として構成されている。

【0007】

よって、各医療機関においては、それぞれの装置を個別的に用意する必要があり、費用負担や物量が増大するという問題があった。また、特に骨の評価に当たっては送受波点の位置決めが極めて重要となるが、従来の一般的な骨評価装置では盲目的に位置決めを行っており、測定精度及び再現性の面で問題があった。

20

【0008】

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、超音波診断及び骨評価を行える複合装置を提供することにある。

【0009】

本発明の他の目的は、超音波診断と骨評価とを組み合わせ、特に骨評価精度を向上させることにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】

30

(1) 後述する実施形態に係る装置は、骨を含む生体組織に当接され、超音波の送受波を行う超音波探触子と、前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、画像形成用の第1送受波及び骨評価用の第2送受波を選択的に又は同時に実行させる送受波制御手段と、前記第1送受波制御により取得された第1受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、前記第2送受波制御により取得された第2受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、を含む。

【0011】

上記構成によれば、超音波探触子において第1送受波が行われ、これにより超音波画像が形成され、また、超音波探触子において第2送受波が行われ、これにより骨評価値が演算される。よって、軟組織の超音波診断と骨評価とを単一の装置を利用して実現できるので、コスト面で有利である。また、超音波画像上において骨評価の部位を確認してから骨評価を行うこともでき、その場合には骨の計測精度や再現性を向上できる。上記の超音波画像は、Bモード画像、Mモード画像、投影画像、立体的な三次元画像などである。また、上記の骨評価値は、骨中の超音波の音速、減衰、周波数特性などであってもよい。骨は一般に皮質骨とその内部の海綿骨とで構成されるが、例えば、皮質骨の音速を計測し、それを骨評価値とするようにしてもよい。皮質骨の音速は、海綿骨のそれよりも非常に大きく、計測期間を適宜設定することにより、海綿骨の影響を排除できる。

40

【0012】

同じ超音波振動子(望ましくはアレイ振動子)を利用して第1送受波と第2送受波の両方を行わせるようにすれば、既存の超音波探触子をそのまま利用できる利点がある。一方、

50

第1送受波と第2送受波とで別々の専用超音波振動子を利用するようにすれば、一般に計測精度を向上できる。特に、第1送受波と第2送受波とで、異なる周波数やパワーを設定するような場合に後者を採用するのが望ましい。骨を含む生体組織は一般に人体であるが、人体以外の動物（例えば、馬）であってもよい。

【0013】

望ましくは、前記超音波探触子は生体組織に当接される送受波面を有し、前記第2送受波では、前記送受波面の第1部分から前記生体組織の骨に向けて超音波が送波され、かつ、前記送受波面における前記第1部分から離間した第2部分で前記骨を伝搬した超音波が受波される。

【0014】

上記構成によれば、第1部分と第2部分とによって骨評価のために超音波の送受波がなされ、例えば、それらの離間距離及び送受波期間が直接的又は間接的に音速演算のためのパラメータとして利用される。

【0015】

望ましくは、前記第1部分は前記送受波面の一方端部であり、前記第2部分は前記送受波面の他方端部である。この構成によれば、超音波が骨を伝搬する距離を延ばすことができるので、計測精度を高められる。

【0016】

望ましくは、前記第2送受波では、前記送受波面の第1部分から前記第2部分側に傾斜した送波用の超音波ビームが形成され、かつ、前記送受波面の第2部分から前記第1部分側に傾斜した受波用の超音波ビームが形成される。

【0017】

上記構成によれば、超音波ビームを形成して音響パワーを集束させて計測精度を向上できる。特に、各超音波ビームが傾いて設定されるため、骨への超音波の入射を効率的に行うことができ、また、骨から放射される超音波の検出精度を高められる。超音波ビームの形成は、通常の超音波診断装置に搭載されている機能としての電子フォーカス技術や開口合成技術をそのまま利用可能である。もちろん、専用の超音波振動子を傾けて配置したり、音響レンズを利用したりして、特定方向への音響パワーの集束を図ることもできる。

【0018】

望ましくは、前記第1送受波では、超音波ビームが走査されて二次元又は三次元のエコーデータ取込空間が形成され、前記画像形成手段は、前記二次元又は三次元のエコーデータ取込空間内にある生体組織を表す前記超音波画像を形成し、前記超音波画像により前記第2送受波の位置を確認することが可能である。

【0019】

二次元エコーデータ取込空間は、超音波ビームを電子走査することにより形成され、あるいは振動子を機械走査することにより形成される。三次元エコーデータ取込空間は、電子走査されるアレイ振動子ユニットを機械走査することや2Dアレイ振動子を利用することにより形成可能である。

【0020】

望ましくは、前記骨評価手段は、前記第2送受波における超音波の送波から受波までの送受波期間を計測する手段と、前記送受波期間に基づいて、前記骨評価値として、骨の皮質骨中における超音波の音速又はそれに基づく値を演算する手段と、を含む。

【0021】

上記構成によれば、超音波パルスの送波タイミングからの受波タイミングまでの時間と、送受波間距離あるいは骨中の伝搬距離と、に基づいて音速が演算される。超音波パルスの受波タイミングを包含するゲート期間を設定すれば、不要な超音波の漏れ込みを排除することができる。

【0022】

望ましくは、前記第1送受波及び前記第2送受波が所定パターンに従って時分割で実行される。この構成によれば、例えば、第1送受波と第2送受波とを交互に行って、超音波画

10

20

30

40

50

像を形成しながら骨評価も行える。

【0023】

望ましくは、前記第1送受波及び前記第2送受波が同時に実行され、前記第1送受波による第1受信信号及び前記第2送受波による第2受信信号を弁別する手段が設けられる。第1受信信号と第2受信信号とを弁別するためには、送受信に2周波数を利用するのが望ましい。その場合、バンドパスフィルタなどを利用して各受信信号が弁別される。

【0024】

望ましくは、前記超音波探触子は、前記第2送受波の開始を指示するスイッチを含む。この構成によれば、例えば、超音波画像を観察して骨評価部位を確認した後、直ちに骨評価を行える。また、操作性を向上できる。

【0025】

(2) また、後述する実施形態に係る装置は、骨を含む生体組織に当接され、複数の振動素子からなるアレイ振動子を含み、超音波の送受波を行う超音波探触子と、前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、画像形成用の第1送受波及び骨評価用の第2送受波を選択的に又は同時に実行させる送受波制御手段と、前記第1送受波により取得された第1受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、前記第2送受波制御により取得された第2受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、を含み、前記第1送受波では前記アレイ振動子上で超音波ビームが電子走査され、前記第2送受波では前記アレイ振動子上に相互に離間した骨評価用の送信部分及び受信部分が設定され、それらの間で骨を経由させて超音波の送受波が行われる。

【0026】

アレイ振動子を超音波診断と骨評価で兼用でき、よって既存の超音波探触子及び送受信回路をそのまま利用することもできる。

【0027】

望ましくは、前記骨評価用の送信部分は前記アレイ振動子の一方端部に設定された送波用振動素子グループで構成され、前記骨評価用の受信部分は前記アレイ振動子の他方端部に設定された受波用振動素子グループで構成される。各グループはそれぞれ送信開口及び受信開口を構成するものであり、送信開口を利用して送波用の超音波ビームが形成され、受波開口を利用して受波用の超音波ビームが形成される。計測条件に応じて、開口の位置や大きさを調整できるように構成してもよい。

【0028】

望ましくは、前記送波用振動素子グループを用いて前記他方端部側に傾斜した送波用の超音波ビームが形成され、前記受波相振動素子グループを用いて前記一方端部側に傾斜した受波用の超音波ビームが形成される。

【0029】

(3) また、後述する実施形態に係る装置は、骨を含む生体組織に当接され、超音波画像形成用の複数の振動素子からなるアレイ振動子と、骨評価用の送波素子及び受波素子とを含み、超音波の送受波を行う超音波探触子と、前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、超音波画像形成時には前記アレイ振動子に超音波の送受波を行わせ、骨評価時には前記送波素子及び受波素子間で超音波の送受波を行わせる送受波制御手段と、前記アレイ振動子から出力された第1受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、前記受波素子から出力された第2受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、を含む。

【0030】

上記構成によれば、超音波診断用のアレイ振動子とは別に、骨評価用の送波素子及び受波素子が設けられているため、それぞれの計測を専用の素子を利用して精度良く行える。

【0031】

望ましくは、前記送波素子及び前記受波素子は、互いに斜めに対向する向きで設けられる。望ましくは、前記送波素子及び前記受波素子は前記アレイ振動子を挟んでその両側に設

10

20

30

40

50

けられる。望ましくは、前記アレイ振動子には少なくとも1つの欠落部が形成され、前記欠落部には前記送波素子及び前記受波素子の少なくとも一方が配置される。

【0032】

(4) また、後述する実施形態に係る装置は、生体組織内の骨の縦断面に相当する第1断層画像を形成するための第1送受波を実行する縦型アレイ振動子と、前記骨の横断面に相当する第2断層画像を形成するための第2送受波を実行する横型アレイ振動子と、を含む超音波探触子と、前記第1送受波より取得された第1受信信号に基づいて、前記骨の縦断面に相当する第1断層画像を形成する第1画像形成手段と、前記第2送受波により取得された第2受信信号に基づいて、前記骨の横断面に相当する第2断層画像を形成する第2画像形成手段と、前記第1断層画像及び前記第2断層画像を表示する表示手段と、を含む。

10

【0033】

上記構成によれば、第1断層画像及び第2断層画像の観察により、超音波探触子の当接位置や当接姿勢を調整でき、より正確に計測位置の位置決めを行える。よって、例えば、そのような高精度の位置決めの下、骨評価計測を行えば、骨評価精度を極めて向上することができる。

【0034】

望ましくは、前記縦型アレイ振動子を利用して骨中の超音波の音速を計測するための第3送受波が実行され、前記第3送受波により取得された第3受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段が設けられる。

【0035】

上記構成において、縦型アレイ振動子は骨の伸長方向に沿って設けられるものであり、当該方向に沿って皮質骨の音速が計測される。

20

【0036】

(5) また、後述する実施形態に係る装置は、骨を含む生体組織に当接され、超音波の送受波を行う超音波探触子と、前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、画像形成用の第1送受波及び骨評価用の第2送受波を選択的に又は同時に実行させる送受波制御手段と、前記第1送受波により取得された第1受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、前記第2送受波により取得された第2受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、前記超音波画像及び前記骨評価値を表示する表示器と、を含み、前記超音波画像上に骨評価のための基準位置を表すマーカーを合成表示する手段が設けられる。

30

【0037】

上記構成によれば、超音波画像上のマーカーを目安として、計測部位の位置決めを行えるので、良好な再現性を得ることができる。

【0038】

(6) また、後述する実施形態に係る装置は、骨を含む生体組織に当接され、超音波の送受波を行う超音波探触子と、前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、画像形成用の第1送受波及び骨評価用の第2送受波を選択的に又は同時に実行させる送受波制御手段と、前記第1送受波により取得された第1受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、前記第2送受波により取得された第2受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、前記超音波画像及び前記骨評価値を表示する表示器と、を含み、前記超音波画像上で骨の計測範囲を設定する手段が設けられ、前記設定された骨の計測範囲に従って前記第2送受波が制御され、あるいは、前記骨評価値の演算が遂行される。

40

【0039】

上記構成によれば、ユーザー設定されるあるいは自動設定される計測範囲に応じて、例えば、超音波の送受波条件が適合化され、あるいは、受信信号の処理条件が適合化される。

【0040】

(7) また、後述する実施形態に係る装置は、骨を含む生体組織に当接され、三次元領域に対する超音波の送受波を行う超音波探触子と、前記超音波探触子における超音波の送受

50

波を制御する手段であって、画像形成用の第1送受波及び骨評価用の第2送受波を選択的に又は同時に実行させる送受波制御手段と、前記第1送受波により取得された第1受信信号に基づいて、前記三次元領域内の生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、前記第2送受波により取得された第2受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、前記超音波画像上で骨の二次元計測範囲を設定するための手段と、を含み、前記設定された二次元計測範囲に従って前記第2送受波が制御され、あるいは、前記骨評価値の演算が遂行される。

【0041】

上記構成によれば、三次元領域内の組織が超音波画像として表現されるため、その超音波画像を利用して、二次元計測範囲の設定を行うことができ、例えば、骨評価値の分布表示などを実現することができる。

10

【0042】

望ましくは、前記超音波探触子を生体組織に固定するための固定機構を含む。望ましくは、前記骨評価手段は前記二次元計測範囲内の各計測ラインごとに骨評価値を演算し、前記各計測ラインごとの骨評価値をグラフ表示する手段が設けられる。

【0043】

(8)また、後述する実施形態に係る装置は、骨を含む生体組織に当接され、超音波の送受波を行う超音波探触子と、前記超音波探触子における超音波の送受波を制御する手段であって、画像形成用の第1送受波及び骨評価用の第2送受波を選択的に又は同時に実行させる送受波制御手段と、前記第1送受波により取得された第1受信信号に基づいて、前記生体組織を表す超音波画像を形成する画像形成手段と、前記第2送受波により取得された第2受信信号に基づいて、骨評価値を演算する骨評価手段と、前記超音波画像に含まれる骨領域を抽出する手段と、前記骨領域に基づいて骨評価値の計測範囲を設定する手段と、を含む。

20

【0044】

上記構成によれば、骨領域を自動認識して計測部位を決定できるので、操作の煩雑さを軽減し、また良好な再現性を得ることができる。

【0045】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

30

【0046】

図1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1はその全体構成を示す概念図である。

【0047】

図1に示す超音波診断装置は、超音波診断機能と骨評価機能とを有している。この超音波診断装置は、大別して、装置本体10と超音波探触子としてのプローブ12とで構成される。

【0048】

プローブ12は、本実施形態においていわゆるリニアプローブであり、その内部には、複数の振動素子からなるアレイ振動子22が設けられている。アレイ振動子22の被検者側には、1又は複数の音響整合層24と音響レンズ26とが設けられている。音響レンズ26の被検者側の面は送受波面を構成している。一方、アレイ振動子22の背面側には不要超音波を吸収するバッキング層28が設けられている。このようなプローブ12の構造は従来のプローブと同様である。

40

【0049】

生体組織14は例えば人体の腕部分であり、その生体組織14の内部には骨16が存在している。例えばこの骨16は、腕の橈骨あるいは尺骨である。その骨16は、一般に、外側の皮質骨20とその内部に存在する海綿骨18とで構成される。超音波画像を表示する場合には、アレイ振動子22に対する電子リニアスキャンが実行され、これにより超音波ビーム30がアレイ振動子22のアレイ方向に沿って平行移動する。これによって二次元

50

の矩形の走査面が形成され、その走査面に対応したBモード画像が形成される。一方、そのようなBモード画像を観察しながらプローブ12の位置決めを行って、超音波ビーム30が骨16の中心軸を横切るような適当な計測状態が構築されたならば、その状態で、アレイ振動子22の一方端部分22Fと他方端部分22Rとが利用され、それらの間で超音波パルスの送受波が行われる。具体的には、一方端部分22Fを構成する1又は複数の振動素子から超音波パルスが放射され、それが骨16内の特に皮質骨20内を伝搬し、その皮質骨20から放出された超音波32が他方端部分22Rを構成する1又は複数の振動素子にて受波される。このような超音波の送受波に係る時間をタイマー計測することによって既知の伝搬距離から皮質骨20内における超音波の音速を容易に演算することができる。そして、その音速が骨評価値となる。

10

【0050】

ちなみに、一方端部分22F及び他方端部分22Rが複数の振動素子にて構成される場合には、いわゆる電子フォーカス技術が適用され、これにより送信ビーム及び受信ビームが電子的に形成される。これに関しては後に図3を用いて説明する。なお、図2には、図1に示したプローブ12の斜視図が示されている。この図2に示すプローブ12は、送受波面54が湾曲して体表面に沿って緩やかな凹面型をなしている。その曲率はアレイ方向に沿って均一である。

【0051】

図1において、送信部34は、アレイ振動子22を構成する各振動素子に対して送信信号を供給する回路である。各振動素子に供給する送信信号の位相あるいはタイミングを調整することにより、送信ビームを形成することができ、また送信ビームの方位を自在に設定することができる。受信部36は複数の振動素子から出力される受信信号に対して整相加算を実行し、これにより受信ビームを電子的に形成する回路である。整相加算により合成された受信信号は本実施形態において骨評価部40及び断層像処理部44に出力されている。

20

【0052】

本実施形態において、送信部34及び受信部36の両者が超音波診断と骨評価の双方で兼用されており、これによって装置コストを極めて低減することができる。もちろん、超音波診断用の第1送受波における超音波の周波数や音響的なパワーと、骨評価のための第2送受波における周波数や音響パワーとを互いに異ならせることも可能である。またバーストパルスを構成する波数などを各計測条件に応じて適宜設定することもできる。

30

【0053】

制御部38は、装置本体10の全体的な動作を制御しており、特に送信部34、受信部36、骨評価部40及び断層像処理部44の制御を行っている。骨評価部40は、音速演算部42を有しており、この音速演算部42は骨評価を実行する場合における送波タイミングから受波タイミングまでの期間を計測し、その期間で既知の伝搬距離を除することにより、皮質骨中の音速を演算している。ここで、その伝搬距離は一方端部分24Fから他方端部分22Rまでの距離であってもよいが、皮質骨への入射点及び皮質骨からの出射点の想定間隔を利用するようにしてもよい。この場合においては、送波ビーム及び受波ビームの傾斜角度や体表面から皮質骨までの深さなどが考慮される。そのようなパラメータは必要に応じてユーザー設定させるようにしてもよいし、計測部位を入力することにより、計測部位から自動的にそのようなパラメータを読み取るようにしてもよい。

40

【0054】

いずれにしても、本実施形態においては骨評価値として音速が演算されており、その音速の大きさに応じて骨の健全性を評価することが可能となる。ちなみに、骨評価値としては、これ以外にも超音波の減衰度合いや周波数スペクトラムの変化などを利用することもできる。さらに各種の計測値を組み合わせることによって骨評価値を演算してもよい。

【0055】

断層像処理部44は、受信信号に基づいてBモード画像を形成する回路である。表示処理部46は、表示器48に表示される画像を合成する機能を有しており、本実施形態におい

50

ては、断層画像と骨評価値とを含む画像が合成され、その画像データが表示器 48 に出力されている。その表示例については後に図 4 を用いて説明する。

【0056】

制御部 38 には入力操作パネル 50 が接続されており、その入力操作パネル 50 を利用して各種のパラメータ設定や動作条件の設定を行うことができる。スイッチ 52 はフットスイッチあるいはプローブ 12 に設けられるスイッチであり、そのようなスイッチを利用して例えば計測モードの切換えを行うことができる。特に、本実施形態においては、このスイッチ 52 を操作することにより骨評価計測を開始させることができる。

【0057】

図 3 には、骨評価時における送波ビーム及び受波ビームの形成原理が示されている。一方端部分 22F は複数の振動素子で構成され、その部分がいわゆる送信開口を形成している。それを構成する各振動素子に対して所定の遅延時間をもった送信信号を供給することにより、超音波の位相が合成されて送波ビームが形成される。これと同様に、他方端部分 22R も複数の振動素子により構成され、それが受信開口として機能する。各振動素子から出力される受信信号に対して所定の遅延時間を設定し、さらにそれらを合成することにより仮想的に受信ビームが形成される。その送波ビーム及び受波ビームは骨 16 の中心軸に対して一定角度だけ傾斜して設定されており、すなわち骨への超音波の入射がより円滑になるように送波ビームが傾けて設定され、また骨 16 からの超音波の成分をより効果的に受波できるように受波ビームが傾けて設定されている。骨 16 上における超音波の入射点及び出射点は必要に応じて可変設定することもできる。

【0058】

図 4 には、図 1 に示した表示器 48 の表示例が示されている。図 4 に示す例では、Bモード画像としての断層像 56 が表示されており、ここにおいて符号 60 は軟組織の画像部分を表し、符号 62 は骨あるいはそれより深部側の部分を表している。骨と軟組織との間における大きな音響インピーダンスの差により、断層像 56 上においては骨表面ライン 62A が高輝度に表現される。断層像 56 の近傍には音速の表示 58 がなされ、その音速の表示 58 により骨評価を行うことができる。

【0059】

したがって、例えば、図 5 に示すように、骨 16 に対する走査面 S の位置をプローブ 12 の当接位置や当接姿勢を適宜調整することにより可変し、その場合において図 4 に示す断層像 56 における骨表面ライン 62A の高さすなわち体表面から骨表面ライン 62A までの距離 D を観察することにより、その D が最も小さくなった状態として、走査面 S が骨 16 の縦断面に相当することを認識することができる。その状態で骨評価を行えば、骨評価精度を向上可能である。

【0060】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、超音波診断によって断層像を画面表示し、その断層像を観察して骨評価部位を適切に位置決めできるため、骨評価の精度を向上できると共に計測の再現性を向上できるという利点がある。さらに、単一の装置上において超音波診断と骨評価とを行えるため、装置のコストを低減できると共に、計測時間も削減することができる。

【0061】

図 6 には、図 1 に示した実施形態の動作がフローチャートとして示されている。S101 では、プローブ 12 において超音波ビームの走査が実行され、それに伴って表示器 48 上に断層像が表示される。その状態においてプローブの当接位置や当接姿勢が調整され、所望の計測状態が構築されたならば、例えばスイッチ 52 を操作することにより、処理が S102 から S103 へ以降し、超音波ビーム 30 のスキャンが停止されると共に、断層像がフリーズされる。すなわち図 4 に示した断層像 56 の状態がそのまま固定される。

【0062】

S104 では、上述した骨評価用の送受波が実行され、S105 では骨評価部 40 により評価値としての音速が演算される。そして、それが表示画面上に表示されることになる。

10

20

30

40

50

S 1 0 6 では以上の各動作を繰り返し実行するか否かが判断されている。

【 0 0 6 3 】

図 6 に示す動作例では超音波診断の後に骨評価用の計測が実行されていたが、それらを交互に行うこともでき、また 2 周波数などを利用することによってそれらを同時に実現することも可能である。例えばいわゆる時分割処理を利用して 2 つの計測を交互に行う場合には、図 7 に示すように、まず断層像を形成するための超音波ビーム # 1 が形成され、その次に骨評価用の送受波 # 2 が実行され、次に断層像用の超音波ビーム # 3 が形成され、さらに骨評価用の送受波 # 4 が実行され、というように各送受波が交互に実行され、これが繰り返される。このような送受波制御によれば、リアルタイムで超音波画像を観察しながら骨評価を行うことができるという利点がある。もちろん、図 7 に示す送受波制御は一例であって、例えば超音波ビームを 1 スキャンした後に骨評価計測を 1 回実行し、それをワンセットとして繰り返すようにしてもよい。あるいは、他のパターンでそれらの送受波を切り換えるようにしてもよい。また、2 周波数を利用する場合には、受信部に弁別回路が設けられる。

10

【 0 0 6 4 】

図 8 には、他の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されている。図 9 には、当該超音波診断装置に設けられるプローブ 6 6 の模式的な外觀が斜視図として示されている。

【 0 0 6 5 】

図 8 において、この超音波診断装置は装置本体 6 4 とプローブ 6 6 とで構成される。プローブ 6 6 は、第 1 アレイ振動子 6 8 及び第 2 アレイ振動子 7 0 を有している。第 1 アレイ振動子 6 8 は骨の縦断面を計測するためのものであり、第 2 アレイ振動子 7 0 は骨の横断面を計測するためのものである。またプローブ 6 6 には骨評価計測の開始を指示するためのスイッチ 7 2 が設けられている。

20

【 0 0 6 6 】

図 9 を参照しながら、さらにプローブ 6 6 について説明すると、プローブ 6 6 は、骨 1 6 の伸長方向に沿って設けられた縦長部分 7 4 とそれに交差する横長部分 7 6 とで構成されており、縦長部分 7 4 には図 8 に示した第 1 アレイ振動子 6 8 が設けられ、横長部分 7 6 には図 8 に示した第 2 アレイ振動子 7 0 が設けられる。また、スイッチ 7 2 が縦長部分 7 4 の先端部近傍に設けられ、縦長部分 7 4 の基端部からケーブルが引き出されている。ちなみに、図 1 0 にはプローブ 6 6 の送受波面から見た構造が示されており、縦長部分 7 4 と横長部分 7 6 は十字型をなしており、これに伴って、第 1 アレイ振動子 6 8 と第 2 アレイ振動子 7 0 も十字にクロスしている。そのクロスポイントにおいては本実施形態では第 1 アレイ振動子 6 8 の中央部分が切り欠かれ、その部分を第 2 アレイ振動子 7 0 が貫通しているが、このクロス部分の処理については他の構成を採用することもできる。

30

【 0 0 6 7 】

図 8 に戻って、装置本体 6 4 には第 1 送信部 7 8 及び第 2 送信部 8 0 が設けられている。第 1 送信部 7 8 は第 1 アレイ振動子 6 8 に対して送信信号を供給する回路であり、第 2 送信部 8 0 は第 2 アレイ振動子 7 0 に対して送信信号を供給する回路である。また、装置本体 6 4 には第 1 受信部 8 2 及び第 2 受信部 8 4 が設けられており、第 1 受信部 8 2 には第 1 アレイ振動子 6 8 からの受信信号が入力され、第 2 受信部 8 4 には第 2 アレイ振動子 7 0 からの受信信号が入力されている。制御部 3 8 は、装置本体 6 4 内の各回路の動作を制御するものである。

40

【 0 0 6 8 】

この実施形態においては、第 1 受信部 8 2 の後段に第 1 断層像処理部 8 8 が接続され、第 2 受信部 8 4 の後段に第 2 断層像処理部 9 0 が接続されている。それぞれの断層像処理部 8 8 , 9 0 により B モード断層画像が形成され、それらの断層画像の画像データは表示処理部 4 6 を介して表示器 4 8 に出力されている。

【 0 0 6 9 】

一方、第 1 受信部 8 2 の後段には骨評価部も接続されている。この骨評価部 4 0 は図 1 に

50

示した骨評価部 40 と同じものである。図 11 には、表示器 48 に表示される画像の一例が示されており、この実施形態においては第 1 アレイ振動子 68 に対応した第 1 断層像 100 と第 2 アレイ振動子 70 に対応して第 2 断層像 102 とが並列的に表示されている。すなわち、第 1 断層像 100 は骨の縦断面に相当するものであり、第 2 断層像 102 は骨の横断面に相当するものである。更にそれらの断層像 100, 102 と共に骨評価値を表す表示 103 も含まれている。

【0070】

上記の実施形態によれば、縦断面及び横断面の観察により、骨の評価部位の位置決めをよりの確に行うことができるという利点がある。

【0071】

図 12 には、更に他の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されている。

【0072】

図 12 に示す超音波診断装置は、装置本体 104 とプローブ 106 とで構成されるものである。ここで、プローブ 106 の構成例が図 13 及び図 14 に示されている。

【0073】

このプローブ 106 はアレイ振動子 22 と、送波素子 108 及び受波素子 110 とを含むものである。アレイ振動子 22 は超音波画像を形成するためにのみ利用されるものであり、送波素子 108 及び受波素子 110 は骨評価値の計測を行う場合にのみ利用されるものである。

【0074】

具体的には、図 13 に示すように、アレイ振動子 22 の長手方向の両端側に送波素子 108 及び受波素子 110 が斜め向きで配置されている。このようにそれぞれ専用の送受波手段を設ければ、それぞれの計測をよりの確に行えるという利点がある。ここで、送波素子 108 及び受波素子 110 はアレイ振動子 22 を構成する各振動素子よりも大きな単振動子で構成されるものであり、このような振動子によれば、送波パワーの増大及び受信感度の向上を図ることができる。

【0075】

図 14 に示す構成例では、アレイ振動子 116 の一部分に切欠部 116A が形成されており、その切欠部 116A 内に送波素子 108 が設けられている。受波素子 110 については図 13 に示した構成と同じである。

【0076】

図 12 に戻って、装置本体 104 においては、骨評価用送信部 112 が送波素子 108 に対して送信信号を供給しており、また受波素子 110 からの受信信号が骨評価用受信部 114 に入力されている。アレイ振動子 22 には断層像用送信部 34 及び断層像用受信部 36 が接続されている。

【0077】

断層像用受信部 36 から出力される受信信号は断層像処理部 44 に入力され、その断層像処理部 44 により上述同様に B モード画像が形成される。一方、骨評価用受信部 114 から出力される受信信号は骨評価部 40 に入力され、上述同様に骨評価値としての音速が演算される。それ以外の構成については図 1 に示したものと基本的に同様である。

【0078】

次に、図 14 に示すようにプローブを当接した時の表示例を図 15 に示す。この実施形態においては、表示処理部 46 の作用により、断層像 123 内にガイドライン 120A が表示される。このガイドライン 120A は図 14 に示すように、アレイ振動子 116 における特定の位置 120 を表すものである。すなわち、骨表面ライン 126 上において、特定の関節部などを表す特有形状 126A にガイドライン 120A が合うようにプローブの位置決めを行えば、常に一定の計測部位に対して骨評価を行えるという利点がある。具体的には、図 14 において、アレイ振動子 116 における特定位置 120 が常に関節部 122 の所望の位置に位置決めされ、その結果、その関節部 122 を基準として送波素子 108

10

20

30

40

50

及び受波素子 110 による骨評価範囲を常に一定にすることが可能となる。これに測定の再現性を極めて良好にできるという利点がある。また、この表示例にあっても、骨評価値としての音速の表示 124 がなされている。もちろん、ガイドライン 120A に代えて他のマーカーを表示させることもでき、また上記実施形態では特有の形態をもった関節部を目安としたが、他の部位を位置決め用の対象とするようにしてもよい。

【0079】

図 16 には更に他の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されている。

【0080】

この超音波診断装置は、装置本体 130 と 3D プローブ 132 とで構成される。3D プローブ 132 はいわゆる三次元エコーデータ取込用超音波探触子であり、アレイ振動子 136 を有する振動子ユニット 134 と、その振動子ユニット 134 を機械的に運動させる機械走査機構 138 とを含むものである。機械走査機構 138 は、駆動源としてのモータ 140 と、そのモータ 140 による駆動力を振動子ユニット 134 の機械走査運動に転換する機構 142 と、モータ 140 の回転角度を検出するエンコーダ 143 と、で構成される。

【0081】

すなわち、アレイ振動子 136 上における超音波ビームの電子走査により走査面が形成され、その走査面をそれと直交する方向に機械的に運動させることにより後述する三次元エコーデータ取込空間を形成することができる。よって、その空間内存在にする組織の投影像や立体的な三次元画像を形成することができる。

【0082】

装置本体 130 において、走査制御部 144 は、機械走査機構 138 による機械走査を制御する手段である。その走査制御部 144 は、装置全体の制御を司る主制御部 146 によって制御されている。

【0083】

アレイ振動子 136 には送信部 34 及び受信部 36 が接続されている。受信部 36 には骨評価部 40 が接続され、また画像処理部 147 が接続されている。骨評価部 40 は骨評価値としての音速を演算する機能を有している。画像処理部 147 は例えば特開平 10 - 33538 号公報に記載された画像処理手法などによって三次元エコーデータ取込空間内の組織の三次元投影像を形成する手段である。もちろん、他の投影像や積算画像を形成するものであってもよい。上記のように形成された画像は表示処理部 46 を介して表示器 58 に表示される。

【0084】

図 17 には 3D プローブ 132 の模式的な外観図が斜視図として示されている。この実施形態においては、グリップ 152 が形成された台座 148 上に被検組織としての腕が載せられ、固定機構 150 によって腕 149 の上に 3D プローブ 132 が固定される。ここで、固定機構 150 は 2 つの支柱 154 及びそれらの間に設けられた支持板 156 とを含み、その支持板 156 に 3D プローブ 132 が固定されている。

【0085】

この図 17 に示すような状態において、3D プローブ 132 内において、図示されていないアレイ振動子において電子走査が繰り返し実行されつつ、それを備えた振動子ユニット 134 が機械的に走査される。

【0086】

その結果、図 18 に示すような三次元エコーデータ取込空間 V が形成される。この空間 V は超音波ビーム 30 の電子走査によって形成される S をさらにそれに直交する方向に運動させた空間として観念されるものである。このような場合において、走査面 S 内において骨評価用の計測が実行され、すなわちアレイ振動子 136 の一方端部及び他方端部を利用して超音波パルスの送受波 32 が行われる。したがって、骨の複数の部位において音速が演算されることになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

ちなみに、図 1 8 において、符号 1 5 8 は三次元エコーデータ取込空間 V の投影面を表しており、符号 1 6 0 は投影像を示している。

【 0 0 8 8 】

図 1 9 には、図 1 6 に示した表示器 5 8 における表示例が示されている。符号 1 6 0 は図 1 8 に示した投影像に相当しており、この例では腕の橈骨 1 9 0 及び尺骨 1 9 2 を 3 D プローブ 1 3 2 から透視した状態が表現されている。

【 0 0 8 9 】

本実施形態においては、図 1 6 に示す入力操作パネル 5 0 を利用して、計測を行う範囲を設定可能である。具体的には、例えばライン 1 9 4 の設定により、一次元の計測範囲を設定した場合には、当該ライン上における走査面上において骨評価のための送受波が実行され、その結果が表示されることになる。一方、符号 1 9 6 で示すように、二次元の計測範囲を設定したならば、その計測範囲上において複数の音速が計測され、それが例えば符号 1 8 0 で示すように分布表示されることになる。この例では A ~ A ' までの一定幅における音速の分布がグラフとして表示されている。よってこのようなグラフを利用して骨のより詳細な分析を行うことが可能となる。

【 0 0 9 0 】

さらに、本実施形態においては、そのような二次元計測範囲内における最大音速 1 8 2 、最小音速 1 8 4 及び平均音速 1 8 6 が演算され、それらが数値として表示されており、かかる数値情報によっても骨の総合診断を行うことが可能となる。

【 0 0 9 1 】

さらに、投影像 1 6 0 において、骨 1 9 0 , 1 9 2 の輪郭をエッジ検出などの手法を利用して抽出し、それにより抽出された画像を二値化処理し、その二値化画像上において自動的に音速の計測範囲を設定させることも可能である。

【 0 0 9 2 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、超音波診断機能と骨評価機能とを併せ持つ複合装置を実現できる。また、本発明によれば、特に骨評価精度を向上できるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す概念図である。

【図 2】 プローブの斜視図である。

【図 3】 送信ビーム及び受信ビームを示す説明図である。

【図 4】 表示例を示す図である。

【図 5】 当接位置及び当接姿勢の調整を説明するための図である。

【図 6】 図 1 に示す装置の動作を示すフローチャートである。

【図 7】 時分割による送受波制御を説明するための図である。

【図 8】 他の実施形態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 9】 図 8 に示す超音波診断装置のプローブの斜視図である。

【図 1 0】 図 9 に示すプローブにおける 2 つアレイ振動子の配置関係を示す図である。

【図 1 1】 図 8 に示す超音波診断装置における表示例を示す図である。

【図 1 2】 他の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図 1 3】 図 1 2 に示す超音波診断装置におけるプローブの模式的な断面図である。

【図 1 4】 図 1 2 に示す超音波診断装置のプローブの他の構成例を示す模式的な断面図である。

【図 1 5】 ガイドラインを含む断層像を説明するための図である。

【図 1 6】 他の実施形態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 7】 3 D プローブの固定方法を説明するための図である。

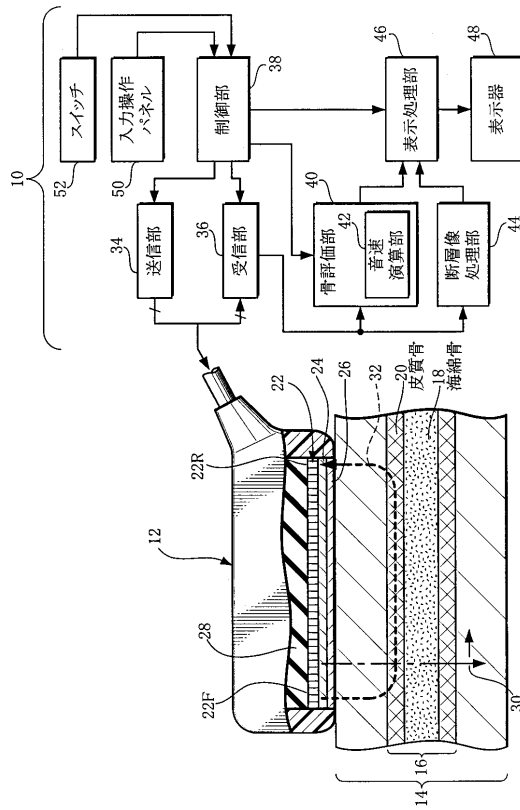
【図 1 8】 三次元エコーデータ取込空間の概念を示す図である。

【図 1 9】 図 1 6 に示す超音波診断装置における表示例を示す図である。

【符号の説明】

10 装置本体、12 プローブ、14 生体組織、16 骨、22 アレイ振動子、34 送信部、36 受信部、40 骨評価部、42 音速演算部、44 断層像処理部、48 表示器。

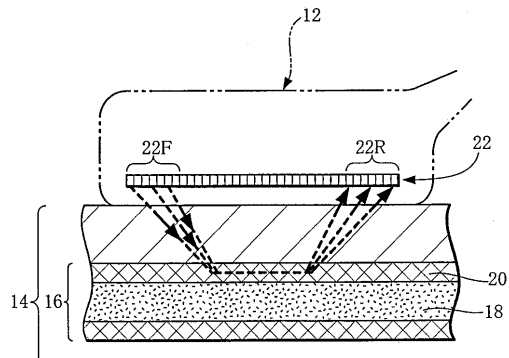
【図1】



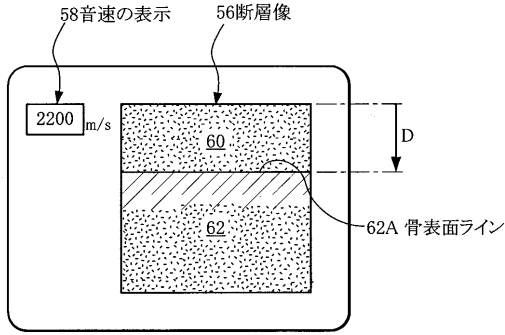
【図2】



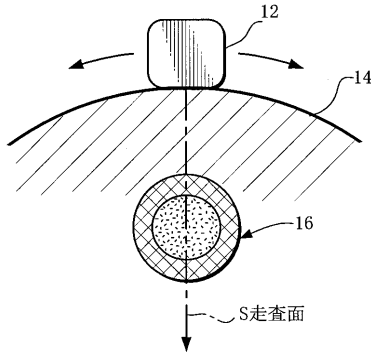
【図3】



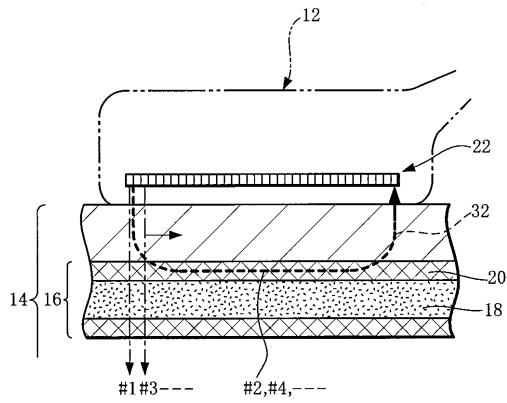
【図4】



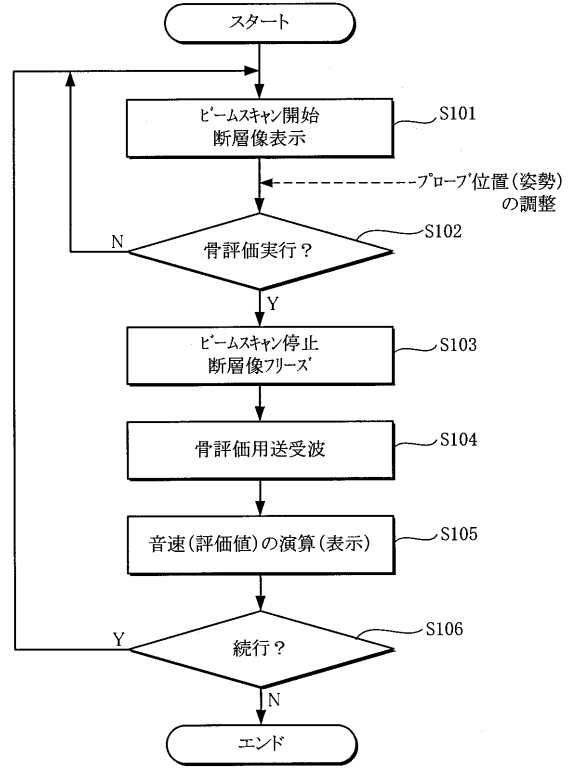
【図5】



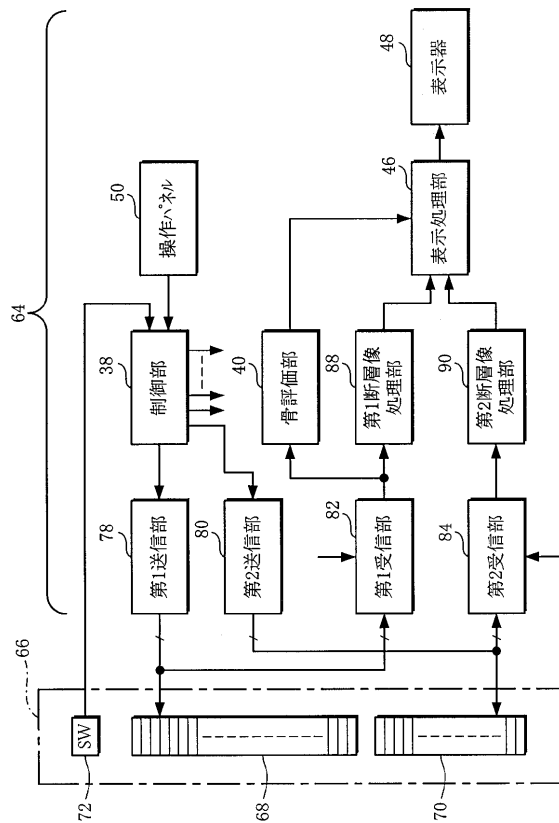
【図7】



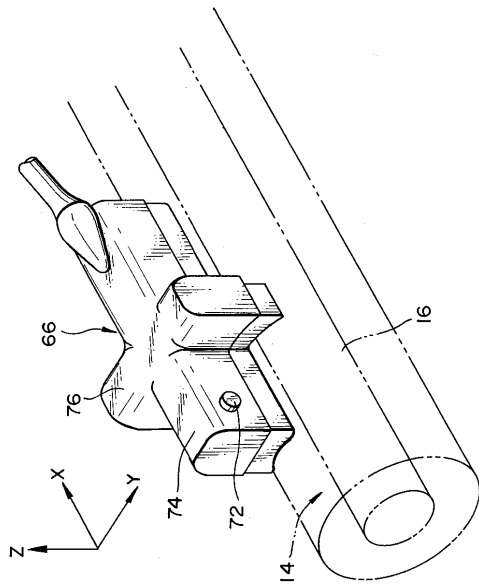
【図6】



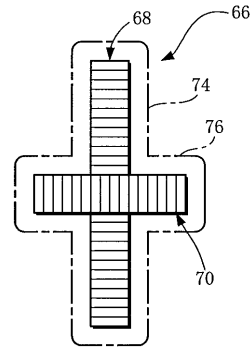
【図8】



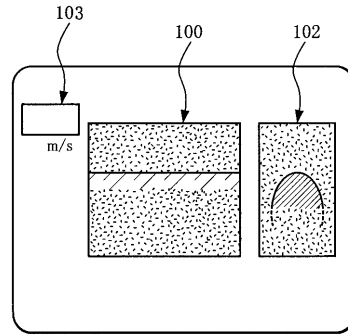
【図9】



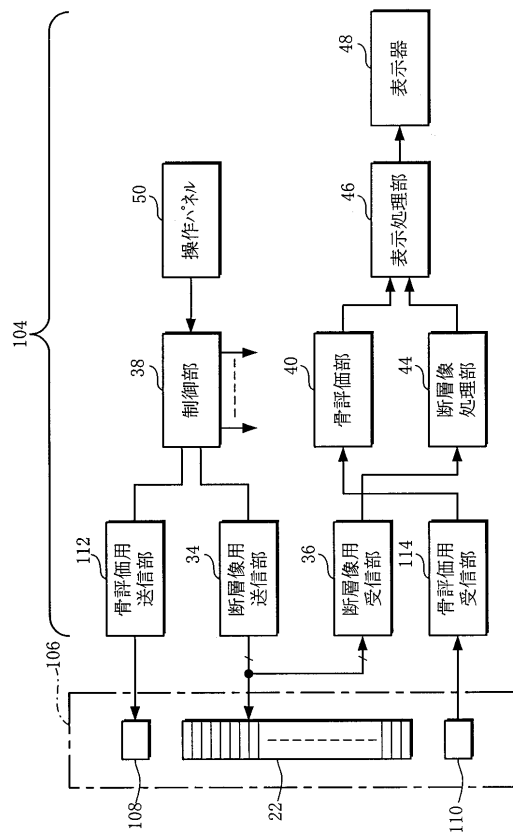
【図10】



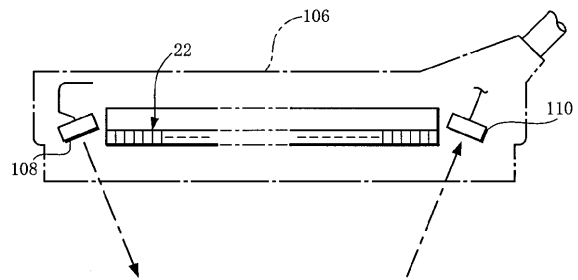
【図11】



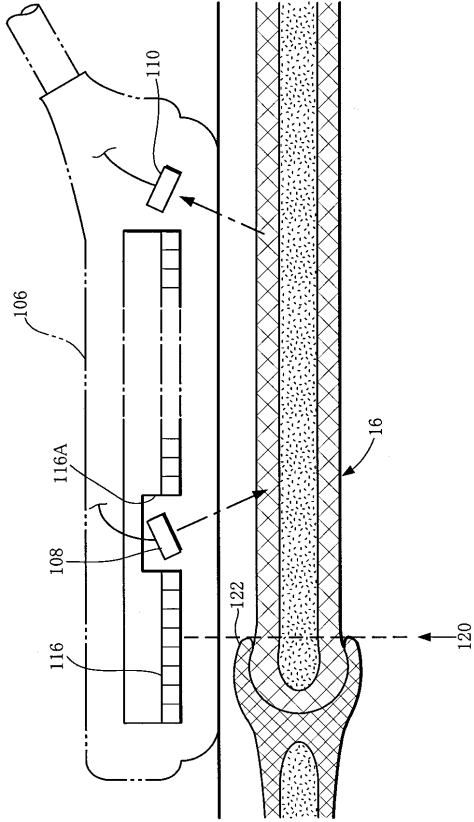
【図12】



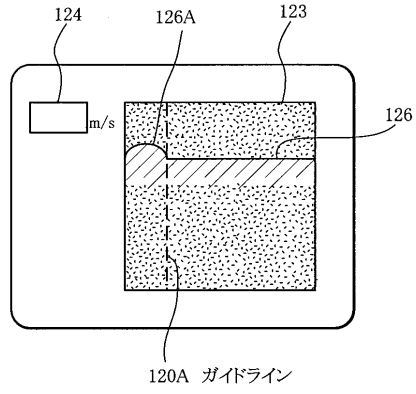
【図13】



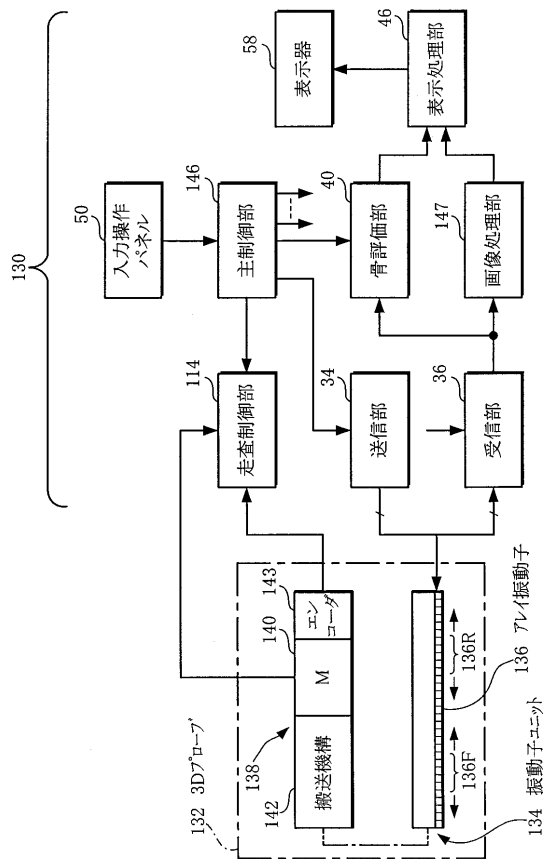
【図14】



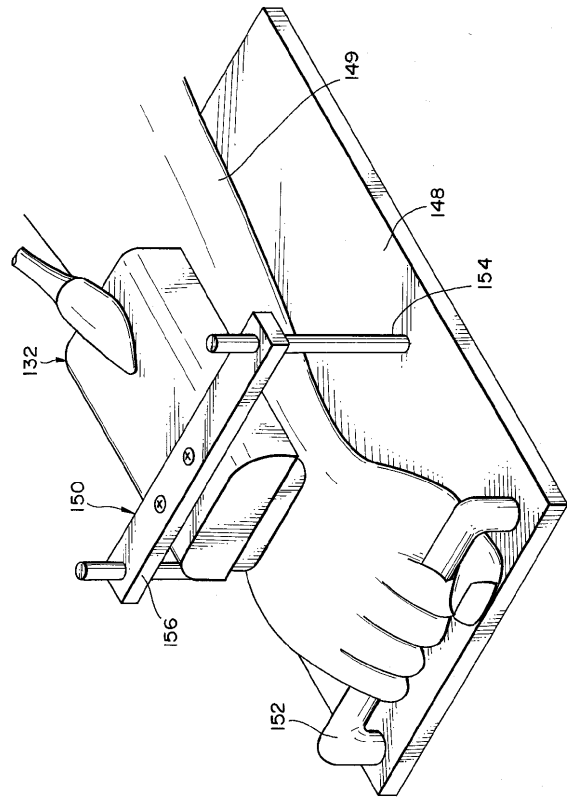
【図15】



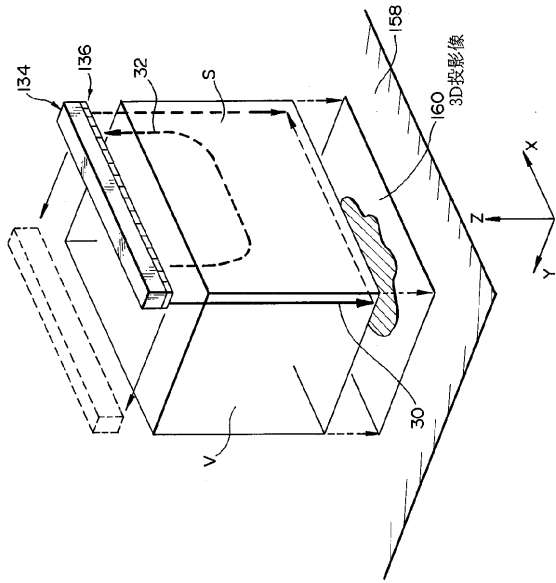
【図16】



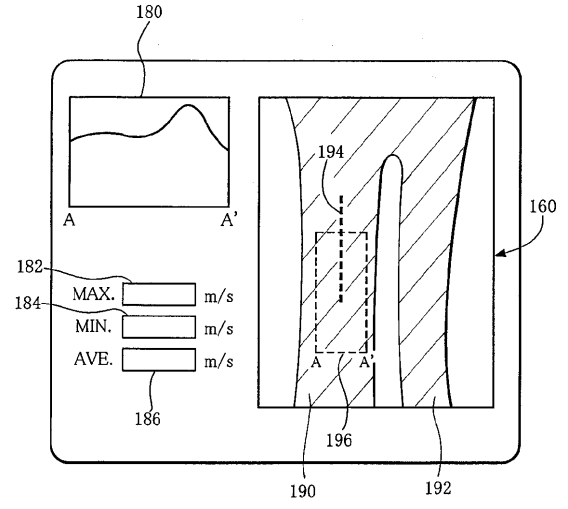
【図17】



【 図 18 】



【 図 19 】



フロントページの続き

(72)発明者 田中 秀昭
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 門田 宏

(56)参考文献 特表2000-504946(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	JP4688262B2	公开(公告)日	2011-05-25
申请号	JP2000226369	申请日	2000-07-27
[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	大友直樹 河西千廣 田中秀昭		
发明人	大友 直樹 河西 千廣 田中 秀昭		
IPC分类号	A61B8/08 G01B17/00 G01B17/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14 G01B17/00.C G01B17/06		
F-TERM分类号	2F068/AA39 2F068/CC07 2F068/FF12 2F068/FF16 2F068/FF25 2F068/JJ11 2F068/KK13 2F068/KK17 2F068/KK18 2F068/LL04 2F068/RR02 2F068/RR13 4C301/AA02 4C301/AA03 4C301/BB13 4C301/BB28 4C301/BB29 4C301/CC02 4C301/DD12 4C301/DD13 4C301/DD18 4C301/DD30 4C301/EE11 4C301/EE20 4C301/GB04 4C301/GB14 4C301/GB20 4C301/GB22 4C301/GB24 4C301/GB27 4C301/GD10 4C301/HH01 4C301/HH11 4C301/HH16 4C301/HH17 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/JB29 4C301/JC08 4C301/KK17 4C301/KK27 4C301/KK31 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/DD18 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DD30 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB14 4C601/GB20 4C601/GB24 4C601/GB26 4C601/GB28 4C601/GB32 4C601/HH04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JB01 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC09 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/LL35		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2002034986A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有超声诊断功能和骨骼评估功能的超声波检查仪，并提高骨骼评估精度。解决方案：探头12包括阵列振动器22，并且由阵列振动器22形成的超声波束30被应用于电子扫描以形成断层图像。同时，阵列振动器22的一个端部22F和另一个端部22R用于执行超声波的发送/接收32，并且测量皮质骨20处的超声波的声速。可以专门为骨骼评估提供特殊的波传输元件和波接收元件。否则可以通过使用3-D探针进行骨评估。

【 図 3 】

