

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

音速導出用送波振動子から、軟組織に覆われた骨に対して斜めに超音波を送波する音速導出用送波部と、

前記音速導出用送波部から送波されて前記骨の表面に沿って伝播した後、前記骨から前記軟組織側に出た超音波を、複数の音速導出用受波振動子により受波する音速導出用受波部と、

前記骨の表面の形状を検出する形状検出手段と、

前記音速導出用受波部による受波信号と、前記形状検出手段により検出された前記骨の表面の形状とに基づいて、前記骨の表面に沿って伝播する超音波の音速を導出する音速導出部と

を備えることを特徴とする骨強度診断装置。

【請求項 2】

前記音速導出用送波振動子と、前記複数の音速導出用受波振動子との間に、遮音材が配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の骨強度診断装置。

【請求項 3】

前記形状検出手段が、

前記骨に対して超音波を送波する形状検出用送波部と、

前記形状検出用送波部から送波された前記超音波の、前記骨の表面からの表面反射波を受波する形状検出用受波部と、

前記形状検出用受波部による受波信号を用いて、前記骨の表面の形状を検出する表面形状検出部と

を有することを特徴とする請求項 1 又は 2 の何れかに記載の骨強度診断装置。

【請求項 4】

前記形状検出用送波部が、

同時に前記超音波を送波する、複数の形状検出用送波振動子を備え、

前記形状検出用受波部が、

前記表面反射波を受波する複数の形状検出用受波振動子を備え、

前記形状検出部が、

前記複数の形状検出用受波振動子のうち近接する 2 つの形状検出用受波振動子を 1 組の振動子組として、各振動子組を構成する前記 2 つの形状検出用受波振動子がそれぞれ前記表面反射波を受波した時刻の時間差を用いて、前記各振動子組に対する前記表面反射波の到来方向を検出する到来方向検出部と、

前記各振動子組を構成する前記 2 つの形状検出用受波振動子のうち少なくとも 1 つの形状検出用受波振動子の前記表面反射波の受波信号を用いて、各振動子組に到達する前記表面反射波の伝播時間を検出する伝播時間検出部と、

前記到来方向検出部及び前記伝播時間検出部により、前記各振動子組について検出された、前記表面反射波の前記到来方向及び前記伝播時間に基づいて、前記超音波の前記骨の表面における反射点を検出する表面反射点検出部と、

前記表面反射点検出部により、構成振動子の異なる複数の前記振動子組についてそれぞれ検出された、前記骨の表面における複数の前記反射点を用いて、前記骨の表面の形状を導出する形状導出部と

を備えることを特徴とする請求項 3 に記載の骨強度診断装置。

【請求項 5】

前記形状検出用送波振動子が、前記形状検出用受波振動子を兼ねていることを特徴とする請求項 4 に記載の骨強度診断装置。

【請求項 6】

前記音速導出用受波振動子が、前記形状検出用受波振動子を兼ねていることを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の骨強度診断装置。

【請求項 7】

前記形状検出手段が、前記骨の表面の形状の検出に加え、前記骨の裏面の形状の検出を行うことを特徴とする請求項 1 ~ 3 の何れかに記載の骨強度診断装置。

【請求項 8】

前記形状検出用受波部が、前記表面反射波の受波に加えて、前記表面反射波よりも遅れて前記複数の形状検出用受波振動子に到達する、前記骨の裏面からの裏面反射波の受波を行い、

前記到来方向検出部が、前記表面反射波の前記到来方向の検出に加えて、前記各振動子組を構成する前記 2 つの形状検出用受波振動子がそれぞれ前記裏面反射波を受波した時刻の時間差を用いて、前記各振動子組に対する前記裏面反射波の到来方向の検出を行い、

前記伝播時間検出部が、前記各振動子組に到達する前記表面反射波の前記伝播時間の検出に加えて、前記各振動子組を構成する前記 2 つの形状検出用受波振動子のうち少なくとも 1 つの形状検出用受波振動子の前記裏面反射波の受波信号を用いて、各振動子組に到達する前記裏面反射波の伝播時間の検出を行い、

さらに、形状検出部が、前記到来方向検出部及び前記伝播時間検出部により、前記各振動子組について検出された、前記裏面反射波の前記到来方向及び前記伝播時間と、前記形状導出部により導出された前記骨の表面の形状とに基づいて、前記超音波の前記骨の裏面における反射点を検出する裏面反射点検出部を備え、

前記形状導出部が、前記裏面反射点検出部により、構成振動子の異なる複数の前記振動子組についてそれぞれ検出された、前記骨の裏面における複数の前記反射点を用いて、前記骨の裏面の形状を導出することを特徴とする請求項 4 ~ 6 の何れかに記載の骨強度診断装置。

【請求項 9】

前記音速導出用送波振動子の送波信号と各音速導出用受波振動子の受波信号とから、前記各音速導出用受波振動子に受波される前記超音波の減衰係数を検出する減衰係数検出部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 8 の何れかに記載の骨強度診断装置。

【請求項 10】

軟組織に覆われた骨の表面の形状を検出する形状検出ステップと、

音速導出用送波振動子から、前記骨に対して斜めに超音波を送波する音速導出用送波ステップと、

前記音速導出用送波振動子から送波されて前記骨の表面に沿って伝播した後、前記骨から前記軟組織側に出た超音波を、複数の音速導出用受波振動子により受波する音速導出用受波ステップと、

前記音速導出用受波ステップにより得られた受波信号と、前記形状検出ステップにより検出された前記骨の表面の形状とに基づいて、前記骨の表面に沿って伝播する超音波の音速を導出する音速導出ステップと

を備えることを特徴とする骨強度診断方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、骨の表面に沿って伝播する超音波の音速を導出して、骨強度を診断する骨強度診断装置及び骨強度診断方法に関する。

【背景技術】

【0002】

骨中を伝播する超音波の音速は、骨強度を診断する指標に用いることができる。従来から、長管状の骨の表面を長軸方向に沿って伝播する超音波の音速を測定して、この音速に基づいて骨強度を診断する装置が存在する。

【0003】

骨の表面に沿って伝播する超音波の音速を測定する装置としては、図 17 (a) に示すような、1 つの送波用振動子 902 と 2 つの受波用振動子 903、904 とを備えた装置 901 がよく知られている。

10

20

30

40

50

この装置 901 は、骨の表面が平坦状であって、且つ、骨表面と骨を覆う筋肉等の軟組織の表面とが平行であると想定して、以下の方法により音速を測定している。

まず、送波用振動子 902 により、骨の表面に対して臨界角付近で超音波を入射させて、骨の表面に表面波を発生させる。表面波は、所定の角度（臨界角と同じ角度）で漏洩表面波を放射しつつ、骨の表面に沿って伝播する。この漏洩表面波を 2 つの受波用振動子 903、904 によりそれぞれ受波する。2 つの受波用振動子 903、904 の間隔は既知であるため、2 つの受波用振動子 903、904 がそれぞれ漏洩表面波を受波した時刻の時間差から、表面波の音速が算出される。

【0004】

しかし、骨の表面と軟組織の表面とが常に平行であるとは限らず、平行でない場合には、上述した装置 901 では、算出結果に誤差が生じる。

そこで、この誤差を解消できる装置も種々提案されている（例えば、特許文献 1～3 参照）。そのような装置の具体例として、図 17（b）に示すような、2 つの送波用振動子 902、905 と、2 つの受波用振動子 903、904 とを備えた音速測定装置 901' がある。

この装置 901' では、送波用振動子 902 から超音波を送波して、これにより生じる漏洩表面波を 2 つの受波用振動子 903、904 で受波し、さらに、送波用振動子 905 からも同様に超音波を送波して、これにより生じる漏洩表面波を 2 つの受波用振動子 903、904 により受波する。

送波用振動子 902（又は 905）から超音波を送波した場合の、2 つの受波用振動子 903、904 の漏洩表面波の受波時刻の時間差と、送波用振動子 902 から超音波を送波して、受波用振動子 903（又は 904）により漏洩表面波を受波した場合の送波から受波までの伝播時間と、送波用振動子 905 から超音波を送波して、受波用振動子 903（又は 904）により漏洩表面波を受波したときの送波から受波までの伝播時間の差とを用いることにより、骨表面の傾きを考慮して表面波の音速を算出することができる。

【0005】

また、特許文献 1 には、上述の装置 901' のように 2 つの送波用振動子と 2 つの受波用振動子とを備えた音速測定装置に加えて、複数の振動子から構成されるアレイ振動子を備えた音速測定装置が開示されている。

この装置では、まず、アレイ振動子から超音波を骨に対して送波し、骨表面からの反射波を受波して、この受波信号を基に公知の方法によって骨表面の形状を画像化して、軟組織の厚みを導出する。

この軟組織の厚みから、送波用振動子と受波用振動子との間の最適な離間距離を算出する。軟組織が厚い場合には、送波用振動子と受波用振動子との間隔が近すぎると、漏洩表面波を受波できない。一方、軟組織が薄い場合には、両振動子の間隔が遠すぎると、振幅の小さい漏洩表面波しか受波できないため、好ましくない。このように、送波用振動子と受波用振動子との間の最適な距離は、軟組織の厚みにより異なっている。

次に、算出された送波用振動子と受波用振動子の最適な離間距離に基づいて、アレイ振動子を構成する振動子の中から、音速測定に用いる 2 つの送波用振動子及び 2 つの受波用振動子を決定する。そして、決定された 4 つの振動子を用いて、表面波の音速を算出する。

【0006】

【特許文献 1】特表 2003 - 517328 号公報

【特許文献 2】国際公開 WO03 / 099132 号公報

【特許文献 3】国際公開 WO03 / 099133 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、装置 901' や特許文献 1～3 の装置は、骨表面が平坦状の場合の超音波の伝播経路を想定して、この伝播経路に基づいて音速を算出しており、骨表面が平坦状

10

20

30

40

50

の場合にしか適用できない。従って、実際の骨表面の形状が曲面状の場合（例えば、長管状の骨の円周方向の音速を測定しようとした場合）には、誤差が大きくなる。

【 0 0 0 8 】

また、特許文献 1 のアレイ振動子を備えた音速測定装置では、アレイ振動子を用いて骨表面の形状（画像）を取得しているが、この画像は、あくまで軟組織の厚みを検出し、この厚みに基づいてアレイ振動子の中から音速測定に用いる 4 つの振動子を決定するためのものであって、音速を算出する際に直接用いるものではない。

【 0 0 0 9 】

本発明は、たとえ骨の表面の形状が曲面状であっても、骨の表面に沿って伝播する超音波の音速を精度良く導出することができ、骨強度の診断精度の高い骨強度診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段及び発明の効果】

【 0 0 1 0 】

請求項 1 の骨強度診断装置は、音速導出用送波振動子から、軟組織に覆われた骨に対して斜めに超音波を送波する音速導出用送波部と、前記音速導出用送波部から送波されて前記骨の表面に沿って伝播した後、前記骨から前記軟組織側に出た超音波を、複数の音速導出用受波振動子により受波する音速導出用受波部と、前記骨の表面の形状を検出する形状検出手段と、前記音速導出用受波部による受波信号と、前記形状検出手段により検出された前記骨の表面の形状とに基づいて、前記骨の表面に沿って伝播する超音波の音速を導出する音速導出部とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

音速導出用送波振動子から骨に対して斜めに超音波を送波して、骨の表面に沿って伝播する超音波を発生させる。この超音波は、骨の表面に沿って伝播した後、骨から軟組織側に出て、複数の音速導出用受波振動子により受波される。音速導出部は、音速導出用受波部による受波信号と、予め骨形状検出手段により検出された骨表面の形状とを用いて、骨表面に沿って伝播する超音波の音速を導出し、この音速により骨強度を診断する。

このように、骨の表面の形状の情報を用いて、骨中の音速を導出することにより、たとえ骨の表面の形状が曲面状であっても、骨中の音速を精度良く導出することができる。その結果、骨強度の診断精度が向上する。

【 0 0 1 2 】

請求項 2 の骨強度診断装置は、前記音速導出用送波振動子と、前記複数の音速導出用受波振動子との間に、遮音材が配置されていることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

この構成によると、音速導出用送波振動子から送波された超音波が、音速導出用送波振動子と音速導出用受波振動子を含む装置内を伝播して、音速導出用受波振動子に直接到達するのを防止する。従って、音速の導出に不要な超音波が音速導出用受波振動子に受波されるのを防止することができる。

【 0 0 1 4 】

請求項 3 の骨強度診断装置は、請求項 1 又は 2 の何れかにおいて、前記形状検出手段が、前記骨に対して超音波を送波する形状検出用送波部と、前記形状検出用送波部から送波された前記超音波の、前記骨の表面からの表面反射波を受波する形状検出用受波部と、前記形状検出用受波部による受波信号を用いて、前記骨の表面の形状を検出する表面形状検出部とを有することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

この構成によると、表面形状検出手段が、超音波を利用した手段であるため、形状検出用送波部及び形状検出用受波部の構成の一部を、表面形状検出手段にも用いることができ、コストを低減できる。

【 0 0 1 6 】

請求項 4 の骨強度診断装置は、請求項 3 において、前記形状検出用送波部が、同時に前記超音波を送波する、複数の形状検出用送波振動子を備え、前記形状検出用受波部が、前

10

20

30

40

50

記表面反射波を受波する複数の形状検出用受波振動子を備え、前記形状検出部が、前記複数の形状検出用受波振動子のうち近接する２つの形状検出用受波振動子を１組の振動子組として、各振動子組を構成する前記２つの形状検出用受波振動子がそれぞれ前記表面反射波を受波した時刻の時間差を用いて、前記各振動子組に対する前記表面反射波の到来方向を検出する到来方向検出部と、前記各振動子組を構成する前記２つの形状検出用受波振動子のうち少なくとも１つの形状検出用受波振動子の前記表面反射波の受波信号を用いて、各振動子組に到達する前記表面反射波の伝播時間を検出する伝播時間検出部と、前記到来方向検出部及び前記伝播時間検出部により、前記各振動子組について検出された、前記表面反射波の前記到来方向及び前記伝播時間に基づいて、前記超音波の前記骨の表面における反射点を検出する表面反射点検出部と、前記表面反射点検出部により、構成振動子の異なる複数の前記振動子組についてそれぞれ検出された、前記骨の表面における複数の前記反射点を用いて、前記骨の表面の形状を導出する形状導出部とを備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 7 】

複数の形状検出用送波振動子から同時に送波された超音波は、平面波として伝播して骨の表面で反射し、これにより生じた表面反射波は複数の複数の形状検出用受波振動子により受波される。複数の受波振動子のうち近接する２つの受波振動子を１組の振動子組として、この１組の振動子組に到達する表面反射波の到来方向及び伝播時間を検出して、これらの値を用いて、骨の表面上の反射点を検出する。他の振動子組についても同様に、骨の表面上の反射点をそれぞれ検出することにより、複数の反射点の位置が検出され、骨の表面の形状を導出することができる。

20

【 0 0 1 8 】

複数の形状検出用送波振動子から同時に超音波を送波するには、複数の形状検出用送波振動子に対して同じ電気信号（送波信号）を送信すればよい。そのため、形状検出用送波部を比較的簡易な構成とすることができる。

また、複数の形状検出用送波振動子から同時に超音波を送波して骨表面の形状を検出しているため、複数の振動子から送波時間をずらして超音波を送波して骨表面の形状を検出する場合に比べて、形状検出に要する時間が短くて済む。そのため、超音波の送受波の途中に、装置の位置がずれることが少なくなり、骨の形状を精度良く検出することができる。

30

【 0 0 1 9 】

請求項５の骨強度診断装置は、請求項４において、前記形状検出用送波振動子が、前記形状検出用受波振動子を兼ねていることを特徴とする。この構成によると、骨の形状の検出に用いる振動子の数が少なくて済む。

【 0 0 2 0 】

請求項６の骨強度診断装置は、請求項４又は５において、前記音速導出用受波振動子が、前記形状検出用受波振動子を兼ねていることを特徴とする。この構成によると、超音波の受波を行う振動子の数が少なくて済む。

【 0 0 2 1 】

請求項７の骨強度診断装置は、請求項１～３の何れかにおいて、前記形状検出手段が、前記骨の表面の形状の検出に加え、前記骨の裏面の形状の検出を行うことを特徴とする。この構成によると、検出された骨の表面と裏面の形状とから、骨の厚みを検出することができ、この骨厚みにより骨強度の診断指標の１つを得ることができる。さらに、検出された骨の表面の形状から骨の大きさ（外径）を推定することができ、この骨の大きさ（外径）も骨強度の診断指標となる。

40

【 0 0 2 2 】

請求項８の骨強度診断装置は、請求項４～６の何れかにおいて、前記形状検出用受波部が、前記表面反射波の受波に加えて、前記表面反射波よりも遅れて前記複数の形状検出用受波振動子に到達する、前記骨の裏面からの裏面反射波の受波を行い、前記到来方向検出部が、前記表面反射波の前記到来方向の検出に加えて、前記各振動子組を構成する前記２

50

つの形状検出用受波振動子がそれぞれ前記裏面反射波を受波した時刻の時間差を用いて、前記各振動子組に対する前記裏面反射波の到来方向の検出を行い、前記伝播時間検出部が、前記各振動子組に到達する前記表面反射波の前記伝播時間の検出に加えて、前記各振動子組を構成する前記２つの形状検出用受波振動子のうち少なくとも１つの形状検出用受波振動子の前記裏面反射波の受波信号を用いて、各振動子組に到達する前記裏面反射波の伝播時間の検出を行い、さらに、形状検出部が、前記到来方向検出部及び前記伝播時間検出部により、前記各振動子組について検出された、前記裏面反射波の前記到来方向及び前記伝播時間と、前記形状導出部により導出された前記骨の表面の形状とに基づいて、前記超音波の前記骨の裏面における反射点を検出する裏面反射点検出部を備え、前記形状導出部が、前記裏面反射点検出部により、構成振動子の異なる複数の前記振動子組についてそれぞれ検出された、前記骨の裏面における複数の前記反射点を用いて、前記骨の裏面の形状を導出することを特徴とする。

10

【００２３】

複数の形状検出用送波振動子から送波された超音波の、骨の裏面からの反射波を複数の形状検出用受波振動子によって受波して、その受波信号と、予め導出された骨の表面の形状とを用いることにより、骨の裏面の形を導出することができる。導出された骨の表面と裏面の形状とから、骨の厚みを検出することができ、この骨厚みにより骨強度の診断指標の１つを得ることができる。さらに、検出された骨の表面の形状から骨の大きさ（外径）を推定することができ、この骨の大きさ（外径）も骨強度の診断指標となる。

20

【００２４】

請求項９の骨強度診断装置は、請求項１～８の何れかにおいて、前記音速導出用送波振動子の送波信号と各音速導出用受波振動子の受波信号とから、前記各音速導出用受波振動子に受波される前記超音波の減衰係数を検出する減衰係数検出部を備えることを特徴とする。

【００２５】

請求項１０の骨強度診断方法は、軟組織に覆われた骨の表面の形状を検出する形状検出ステップと、音速導出用送波振動子から、前記骨に対して斜めに超音波を送波する音速導出用送波ステップと、前記音速導出用送波振動子から送波されて前記骨の表面に沿って伝播した後、前記骨から前記軟組織側に出た超音波を、複数の音速導出用受波振動子により受波する音速導出用受波ステップと、前記音速導出用受波ステップにより得られた受波信号と、前記形状検出ステップにより検出された前記骨の表面の形状とに基づいて、前記骨の表面に沿って伝播する超音波の音速を導出する音速導出ステップとを備えることを特徴とする。

30

【００２６】

音速導出用送波振動子から骨に対して斜めに超音波を送波して、骨の表面に沿って伝播する超音波を発生させる。この超音波は、骨の表面に沿って伝播した後、骨から軟組織側に出て、複数の音速導出用受波振動子により受波される。音速導出ステップでは、音速導出用受波振動子の受波信号と、予め骨形状検出ステップにおいて検出された骨表面の形状とを用いて、骨表面に沿って伝播する超音波の音速を導出し、この音速により骨強度を診断する。

40

このように、骨の表面の形状の情報を用いて、骨中の音速を導出することにより、たとえ骨の表面の形状が曲面状であっても、骨中の音速を精度良く導出することができる。その結果、骨強度の診断精度が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】**【００２７】**

以下、本発明の実施の形態について説明する。

本実施形態の骨強度診断装置１は、骨の表面に沿って伝播する超音波の音速を導出して、この音速により骨強度を診断する装置である。

【００２８】

骨強度診断装置１は、例えば、脛骨などの長管状の骨の皮質骨を診断対象とするが、診

50

断対象となる部位は、これに限定されるものではない。通常、骨は、皮質骨と、皮質骨の内側に存在する網目状の海綿骨とから構成されている。図 1 に示すように、皮質骨（以下、単に骨という）10 の表面 10 a は、筋肉や脂肪などの軟組織 11 に覆われている。図 1 は、骨 10 の長軸方向に直交する断面（円周断面）を示しており、骨表面 10 a の形状は、軟組織 11 側に膨らんだ緩やかな曲面状となっている。なお、図示は省略するが、骨 10 の長軸方向の断面の表面は、ほぼ平坦状であって、軟組織 11 の表面に対して傾いている場合がある。本実施形態の骨強度診断装置 1 は、骨表面 10 a を円周方向に伝播する超音波の音速（以下、円周方向の音速という）、及び、骨表面 10 a を長軸方向に沿って伝播する超音波の音速（以下、長軸方向の音速という）を導出して、これら 2 方向の音速を用いて、骨強度を診断する装置である。

10

【0029】

図 1 に示すように、本実施形態の骨強度診断装置 1 は、超音波送受波器 2 と、装置本体 3 とから構成されている。装置本体 3 は、送受信分離部 4 と、送信回路 5 と、送信切替部 5 a と、複数の受信回路 6 a ~ 6 l と、超音波制御部 7 と、演算部 8 と、表示部 9 とを有する。

【0030】

超音波送受波器 2 は、超音波の送波及び受波を行うものであって、軟組織 11 の表面に当接される。軟組織 11 の表面に当接される面を当接面 2 a とする。超音波送受波器 2 は、送波専用振動子 2 1 と、一列に配列された複数（本実施形態では 12 個）の振動子 2 2 a ~ 2 2 l からなるアレイ振動子 2 2 と、遮音材 2 3 とを有する。振動子とは、電気信号

20

【0031】

送波専用振動子 2 1 と遮音材 2 3 とアレイ振動子 2 2 とは、アレイ振動子 2 2 の配列方向に沿って並んで配置されている。なお、円周方向の音速を測定する場合には、図 1 に示すように、骨超音波送受波器 2 は、アレイ振動子 2 2 の配列方向が骨 10 の円周方向にほぼ一致するように、軟組織 11 に当接される。また、長軸方向の音速を測定する場合には、超音波送受波器 2 は、アレイ振動子 2 2 の配列方向が骨 10 の長軸方向にほぼ一致するように当接される。

【0032】

送波専用振動子 2 1 は、その表面（振動面）が当接面 2 a に対して傾くように設置されている。送波専用振動子 2 1 としては、指向性の広い超音波を送波するもの（言換えると、放射する超音波の角度範囲の広いもの）が用いられる。振動面の面積が小さいほど指向性は広くなる。超音波の感度と指向性とはトレードオフの関係にあるので、測定対象に合わせて、送波専用振動子 2 1 の設置角度と振動面の寸法は適宜設計される。

30

【0033】

また、アレイ振動子 2 2 を構成する 12 個の振動子 2 2 a ~ 2 2 l は、その表面（振動面）が当接面 2 a と平行になるように設置されている。なお、アレイ振動子 2 2 を構成する振動子の数は、本実施形態では 12 個であるが、この数に制限されるものではない。アレイ振動子 2 2 の図 1 中の左右方向長さは、例えば 24 mm である。

40

【0034】

遮音材 2 3 は、板状に形成されており、送波専用振動子 2 1 とアレイ振動子 2 2 との間に配置されている。遮音材 2 3 の材料としては、例えば、コルクや、合成ゴムや、多孔質材（例えば発泡樹脂材）などの吸音作用を有する材料が用いられる。遮音材 2 3 は、送波専用振動子 2 1 から送波された超音波が、超音波送受波器 2 内を伝播してアレイ振動子 2 2 に直接到達するのを防止する。つまり、骨中の音速を導出するのに不要な超音波がアレイ振動子 2 2 に受波されるのを防止することができる。

【0035】

なお、当接面 2 a と軟組織 11 の表面との間には、図示しないカップリング材が介在している。カップリング材は、当接面 2 a と軟組織 11 の表面との間に隙間が生じるのを防

50

止するとともに、振動子 2 2 a ~ 2 2 1 と軟組織 1 1 の音響インピーダンスを整合させて、送波専用振動子 2 1 又はアレイ振動子 2 2 から送波された超音波が、軟組織 1 1 の表面で反射するのを抑制するためのものである。

【 0 0 3 6 】

送波専用振動子 2 1 は、送信切替部 5 a を介して、送信回路 5 に接続されている。また、複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 1 は、送受信分離部 4 及び送信切替部 5 a を介して、送信回路 5 に接続されている。送信回路 5 は、電気パルス信号を生成するとともに、この電気パルス信号を送信切替部に送信するものである。なお、電気パルス信号の代わりに、チャープ信号を用いてもよい。電気パルス振動の中心周波数は、例えば 1 ~ 1 0 M H z 程度である。

10

【 0 0 3 7 】

送信切替部 5 a は、送信回路 5 から送信される電気パルス信号を、送波専用振動子 2 1 及びアレイ振動子 2 2 の何れかに送信するものである。つまり、送信切替部 5 a により、超音波の送波を行う振動子が切り替えられる。

【 0 0 3 8 】

また、アレイ振動子 2 2 を構成する 1 2 個の振動子 2 2 a ~ 2 2 1 は、送受信分離部 4 を介して、1 2 個の受信回路 6 a ~ 6 1 にそれぞれ接続されている。受信回路 6 a ~ 6 1 は、振動子 2 2 a ~ 2 2 1 からそれぞれ送信される電気信号（受波信号）に対して、増幅処理や、フィルタ処理、デジタル変換処理などを施し、演算部 8 に送信するものである。

【 0 0 3 9 】

送受信分離部 4 は、送信回路 5 からアレイ振動子 2 2 に送られる送波信号（電気パルス信号）が受信回路 6 a ~ 6 1 に直接流れるのを防止するとともに、アレイ振動子 2 2 から受信回路 6 a ~ 6 1 に送られる受波信号が送信回路 5 に流れるのを防止するためのものである。

20

【 0 0 4 0 】

超音波制御部 7 は、送信回路 5 に接続されており、1 2 個の振動子 2 2 a ~ 2 2 1 から超音波を送波させるための信号を送信回路 5 に送信する。

【 0 0 4 1 】

なお、本発明の音速導出用送波振動子は、送波専用振動子 2 1 に相当する。また、本発明の複数の音速導出用受波振動子、複数の反射波送波振動子及び複数の反射波受波振動子は、アレイ振動子 2 2 を構成する 1 2 個の振動子 2 2 a ~ 2 2 1 に相当する。従って、本実施形態では、音速導出用受波振動子が形状検出用受波振動子を兼ねている。そのため、超音波の受波を行う振動子の数が少なく済む。また、形状検出用送波振動子が形状検出用受波振動子を兼ねているため、骨の形状の検出に用いる振動子の数が少なく済む。

30

【 0 0 4 2 】

また、本発明の音速導出用送波部は、送波専用振動子 2 1 と送信回路 5 から構成され、本発明の形状検出用送波部は、アレイ振動子 2 2 と送信回路 5 から構成され、本発明の音速導出用受波部及び形状検出用受波部は、アレイ振動子 2 2 と 1 2 個の受信回路 6 a ~ 6 1 とから構成されている。

【 0 0 4 3 】

以下、超音波送受波器 2 の動作について説明する。

40

【 0 0 4 4 】

< アレイ振動子 2 2 により超音波の送波を行う場合 >

送信切替部 5 a により、超音波の送波を行う振動子として、アレイ振動子 2 2 が決定された場合、送信回路 5 からアレイ振動子 2 2 に電気パルス信号が送られ、アレイ振動子 2 2 を構成する振動子 2 2 a ~ 2 2 1 は、同時に同位相の超音波（入射波）を骨 1 0 に対して送波する。図 2（a）に示すように、アレイ振動子 2 2 から送波された入射波は、平面波として軟組織 1 1 中を伝播する。この平面波は、当界面 2 a に直交する方向に進行する。

【 0 0 4 5 】

50

図 2 (b) に示すように、入射波の一部は、骨表面 1 0 a で反射する。これにより生じた表面反射波は、振動子 2 2 a ~ 2 2 1 に受波される。また、骨表面 1 0 a で反射せずに骨 1 0 中を伝播した入射波の一部は、骨 1 0 の裏面 1 0 b で反射する。これにより生じた裏面反射波は、表面反射波よりも遅れて振動子 2 2 a ~ 2 2 1 に受波される。従って、各振動子 2 2 a ~ 2 2 1 で受波される表面反射波又は裏面反射波は、どの振動子から送波されたものであるか特定されない。

【 0 0 4 6 】

なお、アレイ振動子 2 2 から骨表面 1 0 a までの位置関係は、アレイ振動子 2 2 から送波された平面波が、拡散することなく骨表面 1 0 a まで伝播するような近距離音場であることが好ましい。これにより、骨表面 1 0 a の形状をより正確に検出精度が高くなる。また、アレイ振動子 2 2 から骨裏面 1 0 b までの距離も近いことが好ましい。

10

【 0 0 4 7 】

振動子 2 2 a ~ 2 2 1 は、表面反射波又は裏面反射波を受波すると、音波を電気信号に変換し、この電気信号 (受波信号) を、送受信分離部 4 を介して受信回路 6 a ~ 6 1 にそれぞれ送信する。このように、表面反射波及び裏面反射波の受波は、振動子 2 2 a ~ 2 2 1 より独立して行なわれる。図 3 は、振動子 2 2 a ~ 2 2 1 の受波信号の一例を示している。図 3 の横軸は、入射波を送波してから時間を示している。図 3 中の波形 M a は、表面反射波を示し、波形 M b は、裏面反射波を示している。裏面反射波は、音響インピーダンスが密 (皮質骨) から疎 (海綿骨) の反射でもあるため位相が反転する。

20

【 0 0 4 8 】

< 送波専用振動子 2 1 により超音波の送波を行う場合 >

送信切替部 5 a により、超音波の送波を行う振動子として、送波専用振動子 2 1 が決定された場合、送信回路 5 から送波専用振動子 2 1 に電気パルス信号が送られ、送波専用振動子 2 1 は、骨 1 0 に対して超音波を送波する。図 4 に示すように、送波専用振動子 2 1 からは、指向性の広い超音波 (入射波) が送波される。入射波は、当接面 2 a に対して斜め方向に軟組織 1 1 中を伝播する。

【 0 0 4 9 】

送波専用振動子 2 1 から送波された超音波は、複数の伝播ルートを経由してアレイ振動子 2 2 に受波される。振動子 2 2 a ~ 2 2 1 は、アレイ振動子 2 2 から超音波を送波した場合と同様に、超音波を受波すると、受波信号を受信回路 6 a ~ 6 1 にそれぞれ送信する。

30

【 0 0 5 0 】

送波専用振動子 2 1 から送波されてアレイ振動子 2 2 に到達する超音波の伝播ルートには、以下の 3 種類が存在する。軟組織 1 1 の表面に沿って伝播して、アレイ振動子 2 2 に直接到達する伝播ルートと、骨表面 1 0 a で反射してアレイ振動子 2 2 に到達する伝播ルート (図 4 中の反射波 3 1 又は反射波 3 2 を含む伝播ルート) と、骨表面 1 0 a に沿って伝播した後、骨 1 0 から軟組織 1 1 側に出てアレイ振動子 2 2 に到達する伝播ルートである。さらに、この 3 つ目の伝播ルートには、以下に説明する 2 種類がある。

【 0 0 5 1 】

入射波の一部が骨表面 1 0 a に対して臨界角付近で入射すると、骨表面 1 0 a に表面波が発生する。表面波は、軟組織 1 1 側の所定方向 (骨表面 1 0 a に対して臨界角付近の方向) に漏洩表面波を放射しつつ、骨表面 1 0 a に沿って伝播する。この漏洩表面波がアレイ振動子 2 2 により受波される。図 4 中の超音波 3 3 は、漏洩表面波の一例である。臨界角は、軟組織 1 1 中の音速と、骨 1 0 中の音速とによって決定される角度である。送波専用振動子 2 1 として指向性の広い振動子を用いているため、たとえ被検者によって骨表面 1 0 a の傾きが異なっているとしても、骨表面 1 0 a に対して臨界角付近で入射させることが可能となる。

40

【 0 0 5 2 】

入射波の一部が臨界角よりも小さい角度で骨表面 1 0 a に入射すると、骨表面 1 0 a で屈折し、骨 1 0 中の骨表面 1 0 a 近傍を伝播した後、骨 1 0 と軟組織 1 1 との界面 1 0 a

50

で再び屈折する。この屈折波（以下、骨表面屈折波という）がアレイ振動子 2 2 に受波される。図 4 中の超音波 3 4 は、骨表面屈折波の一例である。骨表面屈折波は、骨表面 1 0 a の形状が平坦でない場合にのみ発生する。

【 0 0 5 3 】

また、アレイ振動子 2 2 を構成する 1 つの振動子に骨表面屈折波と漏洩表面波の両方が受波される場合がある。骨表面屈折波は漏洩表面波よりも先に受波される場合があるが、後に受波される場合もある。

【 0 0 5 4 】

なお、骨幅（図 1 の左右方向の骨 1 0 の長さ）が小さい場合には、送波専用振動子 2 1 から離れた位置には、漏洩表面波が到達しない場合がある。つまり、骨幅が短いほど、漏洩表面波を受波可能な範囲が短くなる。また、当接面 2 a に対する骨表面 1 0 a の傾きにもよるが、軟組織 1 1 の厚みが大きいほど、漏洩表面波を受波できる振動子のうち最も送波専用振動子 2 1 に近い振動子と送波専用振動子 2 1 との距離は長くなる。本実施形態では、複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l により漏洩表面波の受波を行っているため、たとえ骨幅や軟組織 1 1 の厚みに個人差があっても、複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l のうち少なくとも何れかの複数の振動子によって漏洩表面波を確実に受波することが可能となる。

【 0 0 5 5 】

上述したように、漏洩表面波は、送波専用振動子 2 1 からある程度離れた位置でしか受波できないのに対して、骨面 1 0 a からの反射波は、送波専用振動子 2 1 に近接した位置にでも受波できる。図 4 の場合を例に挙げると、漏洩表面波は振動子 2 2 d 以降の振動子に受波されるが、骨面 1 0 a からの反射波は振動子 2 2 a 以降の振動子に受波される。このように、アレイ振動子 2 2 の送波専用振動子 2 1 側の振動子は、反射波のみを受波して漏洩表面波を受波しない場合がある。

【 0 0 5 6 】

また、アレイ振動子 2 2 を構成する 1 つの振動子に、漏洩表面波と骨表面 1 0 a からの反射波の両方が受波される場合には、漏洩表面波が反射波より先に受波される。これは、骨 1 0 中の音速の方が、軟組織 1 1 中の音速よりも速いからである。

【 0 0 5 7 】

また、軟組織 1 1 の表面に沿って伝播して、アレイ振動子 2 2 に直接到達する超音波（以下、直接波という）は、送波専用振動子 2 1 に近い振動子に対しては、漏洩表面波よりも先に到達するが、送波専用振動子 2 1 から離れた振動子に対しては、漏洩表面波の後に到達する場合がある。なお、直接波の振幅は、遮音材 2 3 があるため、漏洩表面波や反射波の振幅に比べて極めて小さくなるように設計されている。

【 0 0 5 8 】

また、演算部 8 は、CPU、RAM、ROM 等から構成されており、信号処理部 8 1 と、形状検出部 8 2 と、音速導出部 8 3 と、骨強度指標導出部 8 4 とを有する。

【 0 0 5 9 】

信号処理部 8 1 は、記憶部と信号処理回路とから構成されている。信号処理部 8 1 は、受信回路 6 a ~ 6 l から送信される受波信号を受信し、超音波の送波から一定時間内の受波信号を記憶部に記憶するとともに、この受波信号のピーク値等を信号処理回路により検出し、形状検出部 8 2 と音速導出部 8 3 に送信する。

【 0 0 6 0 】

形状検出部 8 2 は、アレイ振動子 2 2 から超音波を送波したときの、アレイ振動子 2 2 の表面反射波及び裏面反射波の受波信号を用いて、骨表面 1 0 a 及び骨裏面 1 0 b の形状を検出する。形状検出部 8 2 は、到来方向検出部 8 2 a と、伝播時間検出部 8 2 b と、表面反射点検出部 8 2 c と、形状導出部 8 2 d と、裏面反射点検出部 8 2 e とから構成されている。

【 0 0 6 1 】

到来方向検出部 8 2 a は、1 2 個の振動子 2 2 a ~ 2 2 l のうち隣接する 2 つの振動子を 1 組の振動子組として、1 1 個の振動子組 2 2 A ~ 2 2 K（図 1 参照）を決定し、各振

10

20

30

40

50

動子組 2 2 A ~ 2 2 K に到達する表面反射波及び裏面反射波の到来方向を検出する。

【 0 0 6 2 】

伝播時間検出部 8 2 b は、各振動子組 2 2 A ~ 2 2 K に到達する表面反射波の伝播時間と裏面反射波の伝播時間を検出する。

【 0 0 6 3 】

表面反射点検出部 8 2 c は、到来方向検出部 8 2 a 及び伝播時間検出部 8 2 b により検出された、1 1 個の振動子組 2 2 A ~ 2 2 K にそれぞれ到達する表面反射波の到来方向及び伝播時間に基づいて、骨表面 1 0 a 上の 1 1 個の反射点（表面反射点）を検出する。

【 0 0 6 4 】

形状導出部 8 2 d は、表面反射点検出部 8 2 c により検出された 1 1 個の表面反射点を用いて、骨表面 1 0 a の形状を導出する。また、形状導出部 8 2 d は、後述する裏面反射点検出部 8 2 e により検出された 1 1 個の裏面反射点を用いて、骨裏面 1 0 b の形状を導出し、さらに、骨表面 1 0 a 及び骨裏面 1 0 b の形状とから、骨（皮質骨）1 0 の厚みを導出する。

【 0 0 6 5 】

裏面反射点検出部 8 2 e は、到来方向検出部 8 2 a 及び伝播時間検出部 8 2 b により検出された、1 1 個の振動子組 2 2 A ~ 2 2 K にそれぞれ到達する裏面反射波の到来方向及び伝播時間に基づいて、骨裏面 1 0 b 上の 1 1 個の反射点（裏面反射点）を検出する。

【 0 0 6 6 】

音速導出部 8 3 は、送波専用振動子 2 1 から超音波を送波したときの、アレイ振動子 2 2 の漏洩表面波又は骨表面屈折波の受波信号と、形状導出部 8 2 d により導出された骨表面 1 0 a の形状とに基づいて、骨表面 1 0 a に沿って伝播する超音波の音速を導出する。

【 0 0 6 7 】

骨強度指標導出部 8 4 は、音速導出部 8 3 により導出された骨 1 0 中の 2 方向の音速と、形状導出部 8 2 d により導出された骨 1 0 の厚みとを用いて、骨強度に関する指標を導出する。

【 0 0 6 8 】

また、表示部 9 は、演算部 8 に接続されており、形状導出部 8 2 d により導出された骨表面 1 0 a 及び裏面 1 0 b の形状や、骨強度指標導出部 8 4 により導出された骨強度の診断指標を表示するものである。

【 0 0 6 9 】

以下、骨強度診断装置 1 の動作について、特に演算部 8 の動作を中心に説明する。図 5 は、骨強度診断装置 1 の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 7 0 】

図 5 に示すように、アレイ振動子 2 2 による超音波の送波及び受波を行った後（S 1）、超音波送受波器 2 の位置を動かさずに、送波専用振動子 2 1 から超音波を送波して、アレイ振動子 2 2 により超音波の受波を行う（S 2）。

【 0 0 7 1 】

< 形状検出ステップ >

アレイ振動子 2 2 から超音波を送波したときのアレイ振動子 2 2 の受波信号を用いて、形状検出部 8 2 が骨表面 1 0 a の形状を導出する。先ず、到来方向検出部 8 2 a が、1 1 個の振動子組 2 2 A ~ 2 2 K について、それぞれ表面反射波の到来方向を検出する（S 1 1）。

【 0 0 7 2 】

各振動子組を構成する隣接する 2 つの振動子（例えば、振動子 2 2 a、2 2 b）に対する表面反射波の 2 つの到来方向は近似している。そのため、到来方向検出部 8 2 a では、上記 2 つの到来方向を同一とみなして、1 つの振動子組ごとに、1 つの到来角度を検出する。

以下、振動子組 2 2 A に対する到来角度を検出する方法について説明する。

【 0 0 7 3 】

図 6 (a) に示すように、振動子組 2 2 A に到達する表面反射波 4 2 の到来角度を θa とすると、図 6 (b) に示すように、2 つの振動子 2 2 a、2 2 b に到達する表面反射波の到来角度が θa であるため、表面反射波 4 2 の波面 4 2 a は、アレイ振動子 2 2 の配列方向 (図 6 中の x 軸方向) に対して角度 θa 傾いている。そのため、振動子 2 2 b には、振動子 2 2 a に到達した後、さらに距離 D だけ進んだ表面反射波 4 2 が到達する。つまり、振動子 2 2 b は、振動子 2 2 a よりも遅れて表面反射波 4 2 を受波している。2 つの振動子 2 2 a、2 2 b がそれぞれ表面反射波 4 2 を受波した時刻の時間差を Δt とする。

【 0 0 7 4 】

Δt は、振動子 2 2 a、2 2 b の受波信号を基にして、以下の方法で導出することができる。例えば、2 つの振動子 2 2 a、2 2 b の受波信号の最大ピークの時間差を用いてもよい。また、2 つの振動子 2 2 a、2 2 b の受波信号の最大ピークの立ち上がり部分と、振幅が 0 のラインとの交点の時間差を用いる、いわゆるゼロクロス法を用いてもよい。また、予め演算部 8 に記憶しておいた波形との相関処理を行い、時間差 Δt を導出してもよい。また、直交検波法などにより 2 つの振動子 2 2 a、2 2 b の受波信号の位相差を求め、得られた位相差と入射波の周波数により時間差 Δt を導出してもよい。なお、この方法は、2 つの振動子 2 2 a、2 2 b の受波信号の位相差が 180° 以内である場合にのみ用いることができる。

【 0 0 7 5 】

軟組織 1 1 中の音速を V_s とすると、伝播経路の差 D は、 $D = V_s \cdot \Delta t$ により算出される。また、図 6 (b) に示すように、2 つの振動子 2 2 a、2 2 b の間隔を W とすると、伝播経路の差 D は、 $D = W \cdot \sin \theta a$ で表される。従って、到来角度 θa は、 $\theta a = \arcsin (V_s \cdot \Delta t / W)$ により算出される。なお、軟組織 1 1 中の音速 V_s は、測定したものをを用いてもよいが、仮定値を用いてもよい。

【 0 0 7 6 】

以上、振動子組 2 2 A に対する表面反射波 4 2 の到来角度 θa の検出方法について説明したが、他の 10 個の振動子組 2 2 B ~ 2 2 K に対する到来角度 θa も同様の手順により検出することができる。

【 0 0 7 7 】

なお、到来方向を検出する際、振動子組を構成する 2 つの振動子の受波信号の受波信号の位相差から直接到来角度を検出してもよい。本発明の到来方向検出部の「受波振動子がそれぞれ前記表面反射波を受波した時刻の時間差を用いて」とは、位相差を用いる場合も含むものとする。

【 0 0 7 8 】

次に、伝播時間検出部 8 2 b が、アレイ振動子 2 2 により超音波が送波されてから、振動子組 2 2 A ~ 2 2 K に表面反射波が到達するまでの伝播時間 $T a$ を、2 つの振動子 2 2 a、2 2 b の受波信号を用いて検出する (S 1 2)。伝播時間 $T a$ は、例えば、アレイ振動子 2 2 により超音波が送波されてから、振動子 2 2 a、2 2 b に表面反射波 4 2 がそれぞれ到達するまでの時間の平均値を用いてもよいが、平均値以外の値を用いてもよい。平均値を用いると、検出される骨表面 1 0 a の形状の誤差を少なくすることができる。

【 0 0 7 9 】

次に、表面反射点検出部 8 2 c が、各振動子組 2 2 A ~ 2 2 K に到達する表面反射波の到来角度 θa 及び伝播時間 $T a$ とを用いて、骨表面 1 0 a 上の表面反射点を検出する (S 1 4)

以下、振動子組 2 2 A に対する到来角度 θa を用いて、骨表面 1 0 a 上の 1 つの表面反射点の位置を検出する方法について説明する。

【 0 0 8 0 】

図 6 (a) に示すように、振動子組 2 2 A に対する表面反射波 4 2 の到来角度が θa の場合、この表面反射波 4 2 は、振動子 2 2 a ~ 2 2 l の表面上の点 E a から送波されて図 6 (a) 中の y 軸方向に進行する入射波 4 1 が、x 軸方向に対して $\theta a / 2$ 傾いた骨表面 1 0 a 上の点 (表面反射点) R a で反射したものである。

【 0 0 8 1 】

ここで、図 6 (a) に示すように、 x 軸方向に関する振動子組 2 2 A から表面反射点 R_a までの距離を X とし、 y 軸方向に関する振動子組 2 2 A から表面反射点 R_a までの距離を Y とする。

【 0 0 8 2 】

入射波 4 1 の伝播方向が y 軸方向であるため、点 E_a から表面反射点 R_a までの距離は Y である。また、表面反射点 R_a から振動子組 2 2 A までの距離が $Y / \cos \theta_a$ で表されるため、点 E_a から入射波 4 1 が送波されてから振動子組 2 2 A に表面反射波 4 2 が到達するまでの伝播距離 L_a は、 $L_a = Y + Y / \cos \theta_a$ で表される。また、伝播時間 T_a と軟組織中の音速 V_s とから、伝播距離 L_a は $L_a = V_s \cdot T_a$ により算出される。従って、 Y は、 $Y = V_s \cdot T_a \cdot \cos \theta_a / (1 + \cos \theta_a)$ により算出される。また、 X は、 $X = V_s \cdot T_a \cdot \sin \theta_a / (1 + \cos \theta_a)$ により算出される。これにより、表面反射点 R_a の位置が検出される。

10

【 0 0 8 3 】

このように、アレイ振動子 2 2 から送波される超音波（平面波）の伝播方向が予めわかっているため、振動子組 2 2 A で受波される表面反射波 4 2 がどの振動子から送波されたものであるか特定されていなくても、検出された到来角度 θ_a と伝播時間 T_a を用いることにより表面反射点 R_a の位置を検出することができる。

【 0 0 8 4 】

以上、振動子組 2 2 A に到達する表面反射波の到来角度 θ_a と伝播時間 T_a とを用いて、1 つの表面反射点 R_a の位置を検出する方法について説明したが、他の 10 個の振動子組 2 2 B ~ 2 2 K についても同様の手順により表面反射点 R_a の位置をそれぞれ検出することができる。

20

【 0 0 8 5 】

なお、上述した方法では、振動子組を構成する 2 つの振動子に受波された表面反射波の伝播時間の平均値を伝播時間 T_a としているが、2 つの振動子のうちの一方の振動子で受波された表面反射波の伝播時間をそのまま伝播時間 T_a としてもよい。この場合、各振動子組を構成する 2 つの振動子のうち、同じ位置関係にある振動子の表面反射波の受波信号を用いることが望ましい。例えば、振動子組 2 2 A で振動子 2 2 b の受波信号を用いる場合には、振動子組 2 2 B では振動子 2 2 c の受波信号を用いる。

30

【 0 0 8 6 】

また、振動子組を構成する 2 つの振動子で受波された表面反射波の伝播時間と、到来角度 θ_a を用いて、1 組の振動子組に対して、2 つの反射点を検出してもよい。本発明の伝播時間検出部の「各振動子組に到達する前記表面反射波の伝播時間」とは、2 つの振動子に受波された表面反射波の伝播時間をそのまま、「各振動子組に到達する前記表面反射波の伝播時間」とする場合を含む。

【 0 0 8 7 】

形状導出部 8 2 d は、表面反射点検出部 8 2 c により検出された 11 個の表面反射点 R_a を直線又は曲線で結び、図 7 に示すような $x y$ 軸平面上の骨表面ライン I_a を導出する (S 1 3)。骨表面ライン I_a は、後に導出する骨裏面ライン I_b と合わせて表示部 9 に表示される。骨表面ライン I_a を用いることにより、骨 10 の大きさ（外径）を推定することができる。なお、本発明の形状導出部による「複数の反射点を用いて、骨の表面の形状を導出する」とは、複数の反射点を結んで表面ラインを導出することに限定されず、複数の反射点の位置関係を取得するだけでもよい。

40

【 0 0 8 8 】

次に、骨裏面 10 b の形状を導出する。

まず、到来方向検出部 8 2 a 及び伝播時間検出部 8 2 b が、表面反射波 4 2 の場合と同様の方法で、各振動子組 2 2 A ~ 2 2 K に到達する裏面反射波の到来方向 θ_b と伝播時間 T_b をそれぞれ検出する (S 1 5、S 1 6)。なお、各振動子による表面反射波の受波信号と裏面反射波の受波信号は、図 3 に示すように、時間差があるため、容易に区別する

50

ことができる。

【0089】

次に、裏面反射点検出部82eが、各振動子組22A～22Kに到達する裏面反射波の到来方向 θ_b 及び伝播時間 T_{b0} と、形状導出部82dによって導出された骨表面ラインIaとを用いて、骨裏面10b上の裏面反射点の位置を検出する(S17)。

以下、振動子組22Aについて、到来角度 θ_b 及び伝播時間 T_{b0} とを用いて、骨裏面10b上の1つの裏面反射点を検出する場合について説明する。

【0090】

図7に示すように、振動子組22Aに到達する裏面反射波54の到来角度 θ_b と、骨表面ラインIaとから、裏面反射波54の骨表面10aにおける屈折角 α_1 が算出される。

【0091】

骨10中の音速の仮定値を $V_{b'}$ 、裏面反射波54の軟組織11への入射角を α_2 とすると、スネルの法則により、 $\sin \alpha_1 / \sin \alpha_2 = V_s / V_{b'}$ の関係が成立する。この式より、入射角 α_2 が算出され、裏面反射波54の骨10中の伝播方向(図7中のz軸)が導出される。

【0092】

また、振動子22a～22lの表面上の点Eb1から送波された入射波51の骨表面10aまでの伝播方向(y軸方向)と、骨表面ラインIaとから、入射波51の骨表面10aへの入射角 β_1 が算出される。

【0093】

入射波51の骨表面10aにおける屈折角を β_2 とすると、スネルの法則により、 $\sin \beta_1 / \sin \beta_2 = V_s / V_{b'}$ の関係が成立する。この式より、屈折角 β_2 が算出され、図7に示すように、入射波51の骨10中の伝播方向が導出される。入射波51の骨10中の伝播方向と、裏面反射波54の骨10中の伝播方向(z軸)との交点をK1とする。

【0094】

交点K1が骨裏面10b上の反射点(裏面反射点)であると仮定すると、点Eb1から送波された入射波51が、骨裏面10b上の点K1で反射して、振動子組22Aに到達していることになる。この仮定の伝播ルートにおける、送波から受波までの伝播時間の予測値を T_{b1} とする。 T_{b1} は、点Eb1から振動子組22Aまでの超音波の伝播ルートと、軟組織11中の音速 V_s と、骨10中の音速の仮定値 $V_{b'}$ とから算出される。

【0095】

また、振動子22a～22lの表面上の点Eb2、Eb3から送波された入射波52、53についても、入射波51と同様に、骨10中の伝播方向とz軸との交点K2、K3をそれぞれ検出する。さらに、交点K2、K3をそれぞれ裏面反射点とした場合の、送波から受波までの伝播時間の予測値 T_{b2} 、 T_{b3} をそれぞれ算出する。

【0096】

図8は、z軸上の裏面反射点の位置と、入射波の送波から振動子組22Aに裏面反射波が到達するまでの伝播時間 T_b との関係を示すグラフである。図8中の曲線は、交点K1、K2、K3を裏面反射点と仮定したときの、伝播時間の予測値 T_{b1} 、 T_{b2} 、 T_{b3} から得られる3つの点を曲線で結んだものである。この曲線と、 $T_b = T_{b0}$ (伝播時間の実測値)のラインの交点から、裏面反射点Rbの位置を検出することができる。

【0097】

なお、算出された伝播時間の予測値 T_{b1} 、 T_{b2} 、 T_{b3} の何れかが、伝播時間の実測値 T_{b0} とほぼ等しい場合には、図8のようなグラフを用いなくても、裏面反射点Rbを検出できる。

【0098】

以上、振動子組22Aに到達する裏面反射波の到来角度 θ_b 及び伝播時間 T_{b0} とを用いて、1つの裏面反射点Rbを検出する方法について説明したが、残りの10個の振動子組22B～22Kについても同様の手順により裏面反射点Rbの位置をそれぞれ検出する。

。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 9 】

形状導出部 8 2 d は、検出された 1 1 個の裏面反射点 R b を直線又は曲線で結び、図 7 に破線で示すような x y 軸平面上の骨裏面ライン I b を導出する (S 1 8)。

【 0 1 0 0 】

導出された骨裏面ライン I b は、骨表面ライン I a と共に表示部 9 に表示される。これにより骨のイメージング画像を得ることができる。また、形状導出部 8 2 d は、骨表面ライン I a と骨裏面ライン I b とを用いて、骨 1 0 の厚みを導出する (S 1 9)。

【 0 1 0 1 】

以上説明したように、本実施形態の骨強度診断装置 1 では、アレイ振動子 2 2 を構成する複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l から同時に同位相の超音波を送波し、その反射波を利用して、骨表面 1 0 a 及び裏面 1 0 b の形状を導出している。ここで、複数の振動子から送波時間又は位相をずらして超音波を送波する場合、つまり、複数の振動子に対してそれぞれ時間又は位相をずらした電気信号を送る場合には、複数の送信回路又は切替回路を備える必要があるが、本実施形態では、複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l から同時に同位相の超音波を送波すればよいため、1 つの送信回路 5 が、複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l に接続された構成にすることができる。従って、送信側の回路構成が比較的簡易になり、その結果、コストを低減できる。

10

【 0 1 0 2 】

また、複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l から同時に超音波を送波して骨の形状を検出しているため、複数の振動子から送波時間をずらして超音波を送波して骨の形状を検出する場合に比べて、形状検出に要する時間が短くて済む。そのため、超音波の送受波の途中に、超音波送受波器 2 の位置がずれることが少なくなり、骨の形状を精度良く検出することができる。

20

【 0 1 0 3 】

また、複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l が、超音波の送波と受波の両方を行うように構成されているため、骨 1 0 の形状を検出するための超音波の送受波に用いる振動子の数を少なくすることができ、コストを低減できる。

【 0 1 0 4 】

< 音速導出ステップ >

次に、送波専用振動子 2 1 から超音波を送波したときのアレイ振動子 2 2 の受波信号と、形状導出部 8 2 d により導出された骨表面 1 0 a の形状とを用いて、音速導出部 8 3 が骨 1 0 中の音速を導出する。まず、骨表面 1 0 a の形状に基づいて、複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l のうち、漏洩表面波を受波する振動子を特定する (S 2 1)。以下、具体的に説明する。

30

【 0 1 0 5 】

図 9 に示すように、振動子 2 2 a と送波専用振動子 2 1 と骨表面ライン I a との位置関係とに基づき、フェルマーの原理を用いて、振動子 2 2 a に到達する骨表面 1 0 a からの反射波の伝搬経路を検出する。フェルマーの原理とは、2 点を通る音波は伝播可能な経路のうち最短の経路を通して伝播するというものである。このフェルマーの原理によると、振動子 2 2 a に到達する反射波の伝播経路は、送波専用振動子 2 1 の指向性の範囲内で推定できる反射波の伝播経路のうち、送波専用振動子 2 1 から振動子 2 2 a までの伝搬距離が最短の経路となる。

40

【 0 1 0 6 】

次に、振動子 2 2 a に到達する反射波の伝播経路における、骨表面 1 0 a に対する入射角 $\lambda 1$ を算出する。また、骨 1 0 中の音速の仮定値 $V b'$ と、軟組織 1 1 中の音速 $V s$ とから、臨界角の仮定値 C を算出し、この臨界角の仮定値 C と入射角 $\lambda 1$ とを比較する。入射角 $\lambda 1$ が臨界角の仮定値 C よりも小さい場合には、入射角が臨界角の仮定値 C と同じ (又はそれ以上) になるまで、送波専用振動子 2 1 に近い順に振動子 2 2 b 以降の各振動子について同様の演算を行う。振動子 2 2 c に到達する反射波の伝播経路における入射角 $\lambda 3$ が、臨界角の仮定値 C と同じになったとする。入射角が臨界角と同じ場合、骨表面 1 0

50

aでは表面波が発生する。従って、振動子22dが、漏洩表面波を受波する、送波専用振動子21に最も近い振動子と特定される。即ち、振動子22d以降の振動子が、漏洩表面波を受波する振動子と特定される。

【0107】

なお、上述したように、骨幅（図1の左右方向の骨10の径）が小さい場合には、送波専用振動子21から離れた位置の振動子（例えば振動子22k、22l）は、漏洩表面波が到達しない場合がある。この場合には、上述の方法により漏洩表面波を受波する、送波専用振動子21に最も近い振動子を特定するとともに、骨表面ラインIaを用いて、どの振動子まで漏洩表面波が到達するのか特定（即ち、送波専用振動子21から最も離れた、漏洩表面波を受波できる振動子を特定）してもよい。

10

【0108】

次に、漏洩表面波を受波する振動子であると特定された振動子22d～22lの、送波から一定時間の受波信号の中から、漏洩表面波（又は骨表面屈折波）の波形を検出する（S22）。以下、具体的に説明する。

【0109】

振動子22d～22lの受波信号の中から、超音波の波形とノイズの波形を区別して、最も受波時刻の早い超音波の波形を検出する。具体的には、例えば、図10に示すように、一般的なノイズレベルより若干大きいノイズ閾値Nを決定しておき、振幅がn点（例えば3点）連続して閾値Nを超えた場合に、超音波の波形として認識する。

【0110】

20

上述したように、1つの振動子に漏洩表面波と骨表面10aからの反射波の両方が到達する場合、漏洩表面波は反射波よりも先に到達するため、最も受波時刻の早い超音波の波形を検出することにより、漏洩表面波又は骨表面屈折波の波形を検出することができる。この波形の最大ピーク値、ゼロクロス値などから、各振動子22d～22lに到達した漏洩表面波又は骨表面屈折波の伝播時間を導出することができる。なお、直接波の方が、反射波や漏洩表面波等よりも先に到達する場合もあるが、上述したように、直接波はこれらに比べて振幅が非常に小さくなるように設計されているため、ほとんど検出されない。

【0111】

次に、漏洩表面波を受波する振動子であると特定された振動子22d～22lの、最も受波時刻の早い超音波の受波信号（漏洩表面波又は骨表面屈折波の受波信号）と、骨表面10aの形状とを用いて、骨表面10aを円周方向の音速を算出する（S23）。

30

【0112】

まず、漏洩表面波を受波する振動子であると特定された複数の振動子22d～22lから、1つの振動子組を選択する。以下、図11に示すように、振動子22dと振動子22eからなる振動子組22Dを選択した場合を例に挙げて説明する。

【0113】

まず、振動子22d、22eの受波信号から検出された最も受波時刻の早い超音波の波形（漏洩表面波又は骨表面屈折波の波形）が、漏洩表面波の波形であると仮定する。骨表面屈折波の骨表面10aからの出射角は、漏洩表面波の骨表面10aからの出射角（臨界角と同じ角度）に非常に近い。そのため、たとえ最も受波時刻の早い超音波の波形が、骨表面屈折波の波形であったとしても、精度良く音速を導出することができる。

40

【0114】

2つの振動子22d、22eに到達する漏洩表面波の到来方向が近似すると仮定し、2つの振動子22d、22eの漏洩表面波の受波信号の時間差から、振動子組22Dに対する漏洩表面波35の到来角度 θ_{c1} を検出する。到来角度 θ_{c1} の具体的な検出方法は、到来角度検出部による到来角度 θ_a 、 θ_b の検出方法と同様の方法を用いる（図6（b）参照）。

【0115】

到来角度 θ_{c1} と、骨表面ラインIaとから、骨表面10aにおける漏洩表面波35の発生点P1を検出する。骨表面ラインIaの点P1における法線方向と、到来角度 θ_{c1}

50

とから、漏洩表面波 35 の骨表面 10 a からの出射角 γ_1 を算出する。骨 10 中の音速を V_b とすると、スネルの法則により、 $V_b = V_s / \sin \gamma_1$ の関係が成立する。この式から、骨表面 10 a を円周方向に伝播する超音波（より詳細に言うと表面波）の音速 V_b が算出される。

【0116】

さらに、複数の振動子組 22 E ~ 22 K のうち、全て又は選択された一部の振動子組について、同様に骨 10 中の音速 V_b を算出し、複数の音速 V_b の平均値を求める。これにより、骨 10 中の音速を精度良く導出することができる。なお、骨表面ライン I a に、振動子組 22 E ~ 22 K について導出された音速 V_b をマッピングすることもできる。

【0117】

このように、骨表面 10 a の形状の情報を用いて、骨 10 中の音速を算出する。そのため、たとえ骨表面 10 a の形状が曲面状であったり、当接面 2 a に対して傾いていたりしても、骨 10 中の音速を精度良く導出することができる。その結果、骨強度の診断精度が向上する。

【0118】

以上により、円周方向の音速を導出したが、さらに、超音波送受波器 2 を、アレイ振動子 22 の配列方向が、骨 10 の長軸方向にほぼ一致するように設置して、長軸方向の音速も導出する。なお、骨 10 の厚みは、骨 10 の長軸方向に直交する断面形状を導出したときに導出された骨厚みを用いるため、この場合は骨裏面 10 b の形状を導出しなくてもよい。

【0119】

最後に、骨強度指標導出部 84 が、音速導出部 83 によって導出された円周方向の音速及び長軸方向の音速と、形状検出部 82（形状導出部 82 d）によって検出された骨表面 10 a 及び骨裏面 10 b の形状とを用いて、骨強度に関する指標を導出する（S24）。導出された指標は表示部 9 に表示される。

【0120】

以上のように、骨強度診断装置 1 では、骨強度の指標又は骨強度の指標を導出するための要素として、骨 10 の厚み、骨 10 のイメージング画像、円周方向の音速、長軸方向の音速を得ることができる。

【0121】

骨は異方性構造を有しており、荷重の作用する方向に強い構造をしている。マクロスケールにおいては、大腿骨や脛骨や橈骨などのように長管状形状をしており、荷重方向に強い構造をしている。ミクロスケールにおいては、数十から数百ミクロンの円柱形状に近い空隙が存在する。この空隙はほぼ荷重方向に伸びており、荷重方向に強い構造をしている。ナノスケールにおいては、コラーゲン繊維に生体アパタイト結晶が取り巻いた構造をしている。このコラーゲン繊維や生体アパタイト結晶の c 軸は、荷重方向に配向したものが多く存在する。このように、骨の異方性構造を調べることは骨強度を診断する上で重要である。

【0122】

近年、骨強度は骨量と骨質の 2 つの要因からなると言われている。骨量である骨の大きさ（外径）や厚みに加えて、異方性構造を調べることは骨質の診断につながる。

【0123】

まず、骨強度において、皮質骨のマクロ構造である骨の大きさ（外径）や皮質骨厚みは重要な因子である。上述したように、形状導出部 82 d では、検出された骨表面 10 a 及び骨裏面 10 b の形状とから、皮質骨 10 の厚みを導出するとともに、骨 10 の大きさ（外径）を推定している。従って、皮質骨 10 の厚み及び骨 10 の大きさを用いることにより、骨量に関する指標を導出することができる。

【0124】

また、骨表面を円周方向に沿って伝播する超音波の音速は、皮質骨のミクロ構造である空隙率や空隙サイズや空隙連結性の影響を大きく受ける。これは皮質骨の骨密度と関係す

10

20

30

40

50

る因子である。そのため、円周方向の音速を用いることにより、骨密度に関する指標を導出することができる。

【 0 1 2 5 】

一方、骨表面を長軸方向に沿って伝播する超音波の音速は、皮質骨のナノ構造である生体アパタイト結晶の配向性と、骨のミクロ構造による骨密度や空隙の両方の影響を受ける。そのため、長軸方向の音速だけでは、骨の異方性構造を評価することができず、骨強度の診断指標としては不十分である。長軸方向の音速と円周方向の音速の両方を用いることにより、骨の配向性に関する指標を導出することができる。

【 0 1 2 6 】

また、物体中を通過する超音波の音速 V は、下記の数式 1 で表されため、弾性的な性質を表す。

【 0 1 2 7 】

【 数 1 】

$$V = \sqrt{c / \rho}$$

c : 弾性ステイフネス、 ρ : 密度

【 0 1 2 8 】

従って、円周方向と長軸方向の音速をそのまま骨強度の指標としても良い。この音速 V は、ミクロ構造やナノ構造を全て含めた平均的な弾性的性質を表すことから、X線と比較して、骨強度に関係する骨質の指標を直接示すことができるという特徴がある。

【 0 1 2 9 】

以上のように、骨強度診断装置 1 では、骨強度に関する複数の指標を導出することができるため、これらを用いることにより、骨強度をより詳細に診断することが可能となる。なお、実施の形態において、上述の全ての指標を骨強度の指標とせず、一部の指標のみを用いても良い。

【 0 1 3 0 】

次に、前記実施形態に種々の変更を加えた変更形態について説明する。但し、前記実施形態と同様の構成を有するものについては、同じ符号を用いて適宜その説明を省略する。

【 0 1 3 1 】

1] 前記実施形態では、円周方向の音速と、長軸方向の音速の両方を導出したが、円周方向の音速（及び皮質骨 10 の厚み）だけを導出して、骨強度を診断してもよい（変更形態 1）。

【 0 1 3 2 】

2] 演算部 8 は、送波専用振動子 2 1 の送波信号と各振動子 2 2 a ~ 2 2 l の受波信号とから、各振動子に受波される超音波の減衰係数を検出する減衰係数検出部を備えるものであってもよい（変更形態 2）。この変更形態における具体的な作用を以下説明する。

【 0 1 3 3 】

減衰特性検出部は、まず、振動子 2 2 a ~ 2 2 l によりそれぞれ受波された漏洩表面波（又は骨表面屈折波）のスペクトルと、送波専用振動子 2 1 から送波された超音波のスペクトルとをフーリエ変換により算出し、送波信号に対する各振動子 2 2 a ~ 2 2 l の受波信号のスペクトル比を検出する。

一般的に、生体中を伝播する超音波の減衰率は、低周波成分よりも高周波成分の方が大きくなるため、検出されたスペクトル比は傾きを有する。この傾きを算出することにより、減衰係数（B U A : Broadband Ultrasonic Attenuation [dB/MHz]）を検出できる。

【 0 1 3 4 】

検出された複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l の減衰係数（B U A）は、表示部 9 に表示される。複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l の減衰係数（B U A）を用いることにより、骨強度をより詳細に診断することができる。

【 0 1 3 5 】

10

20

30

40

50

3] 振動子 2 2 a ~ 2 2 l にそれぞれ受波された漏洩表面波（又は骨表面屈折波）の例えば最大振幅を表示部 9 に表示し、これらの値を用いて、骨強度を診断してもよい（変更形態 3）。

【0136】

4] 骨 1 0 中の音速を導出する方法としては、以下の方法（変更形態 4 とする）を用いてもよい。まず、漏洩表面波を受波する振動子であると特定された複数の振動子から、2 つの振動子組を選択する。2 つの振動子組としては、構成する振動子が重複しないことが好ましい。以下、図 1 2 に示すように、振動子 2 2 d と振動子 2 2 e からなる振動子組 2 2 D と、振動子 2 2 h と振動子 2 2 i からなる振動子組 2 2 H とを選択した場合を例に挙げて説明する。

10

【0137】

前記実施形態と同様に、振動子 2 2 d、2 2 e、2 2 h、2 2 i の受波信号から検出された漏洩表面波又は骨表面屈折波の波形が、漏洩表面波の波形であると仮定して、2 つの振動子組 2 2 D、2 2 H に対する漏洩表面波 3 6、3 7 の到来角度 $\theta c 2$ 、 $\theta c 3$ をそれぞれ検出する。

【0138】

到来角度 $\theta c 2$ 、 $\theta c 3$ と、骨表面ライン I a とから、骨表面 1 0 a における漏洩表面波 3 6 の発生点 P 2、P 3 をそれぞれ検出する。そして、振動子組 2 2 D から点 P 1 までの距離 d 1、振動子組 2 2 H から点 P 2 までの距離 d 2、及び、点 P 1 と点 P 2 の間の距離 d 3 をそれぞれ算出する。

20

【0139】

2 つの振動子組 2 2 D、2 2 H がそれぞれ漏洩表面波 3 6 を受波した時刻の時間差を $\Delta T c$ とすると、2 つの振動子組 2 2 D、2 2 H に到達する超音波の伝播ルートの違いから、時間差 $\Delta T c$ は、 $\Delta T c = (d 3 / V b) - \{ (d 1 - d 2) / V s \}$ で表される。 $\Delta T c$ は、4 つの振動子 2 2 d、2 2 e、2 2 h、2 2 i の漏洩表面波の受波時刻を用いて算出できる。従って、骨 1 0 中の音速 V b は、 $V b = d 3 / \{ \Delta T c + (d 1 - d 2) / V s \}$ の式から算出される。

【0140】

5] また、骨 1 0 中の音速を導出する方法としては、以下の方法（変更形態 5 とする）を用いてもよい。まず、漏洩表面波を受波する振動子であると特定された複数の振動子から、1 つの振動子組を選択する。以下、図 1 3 に示すように、振動子 2 2 d と振動子 2 2 e からなる振動子組 2 2 D を選択した場合を例に挙げて説明する。

30

【0141】

振動子 2 2 d、2 2 e の受波信号から検出された漏洩表面波又は骨表面屈折波の波形が、骨表面屈折波の波形であると仮定して、振動子組 2 2 D に対する骨表面屈折波 3 8 の到来角度 $\theta c 4$ を算出する。到来角度 $\theta c 4$ と、骨表面ライン I a とから、骨表面 1 0 a における骨表面屈折波 3 8 の出射点（屈折点）P 4 を検出し、骨表面ライン I a の点 P 4 における法線方向と、到来角度 $\theta c 4$ とから、骨表面屈折波 3 8 の出射角（屈折角） $\gamma 4$ を算出する。

【0142】

40

骨表面屈折波 3 8 は、骨中を伝播する超音波 3 9 が、骨表面 1 0 a で屈折して発生したものとする。超音波 3 9 の骨表面 1 0 a に対する入射角 ϕ とすると、スネルの法則により、骨 1 0 中の音速（詳細には超音波 3 9 の音速）V b は、 $V b = V s \cdot \sin \phi / \sin \gamma 4$ で表される。

【0143】

次に、送波専用振動子 2 1 から送波される超音波の角度範囲に基づいて、骨表面 1 0 a 上の超音波の入射範囲のうち、図 1 3 中の左端部の位置 P 5 を検出する。超音波 3 9 が、点 P 5 から点 P 4 まで伝播したと仮定した場合の入射角 ϕmin を算出する。なお、点 P 5 は、形状導出部 8 2 d により導出された骨形状の範囲を超えた位置になる。そのため、形状導出部 8 2 d により導出された範囲の骨形状から予測した骨形状を用いて、点 P 5 を検

50

出する。

【0144】

入射角 φ は、 $\varphi_{\min}$ から 90 度までの範囲内の角度である。音速 V_b は、 $V_{\min}$ ($V_{\min} = V_s \cdot \sin \varphi_{\min} / \sin \gamma_4$) から $V_{\max}$ ($V_{\max} = V_s / \sin \gamma_4$) の範囲内の速度である。図 14 は、入射角 φ と、送波から受波までの伝搬時間 T_c との関係を示すグラフである。図 14 中の曲線は、入射角 φ を $\varphi_{\min}$ から 90 度まで変化させたときの、各入射角 φ の伝播経路での伝搬時間 T_c を示している。ある入射角 φ での伝搬時間 T_c は、入射角 φ に応じた伝搬経路長と、入射角 φ に応じた骨中の音速 V_b と、軟組織中の音速 V_s とから算出される。

【0145】

また、振動子 22d、22e の受波信号から、伝播時間の実測値 T_{c0} を算出する。図 14 の曲線と、 $T_c = T_{c0}$ のラインの交点から、入射角 φ_0 が求められる。この入射角 φ_0 を用いて、骨 10 中の音速 V_b が算出される。このようにして、骨 10 中を円周方向に沿って伝播する超音波（詳細には骨 10 中の骨表面 10a 近傍を伝播する超音波）の音速 V_b を導出することができる。

【0146】

6] 前記実施形態では、アレイ振動子 22 から超音波を送波してから、一定時間空けた後で、送波専用振動子 21 から超音波を送波しているが、アレイ振動子 22 と送波専用振動子 21 から同時に超音波を送波してもよい（変更形態 6）。この場合、アレイ振動子 22 と送波専用振動子 21 にそれぞれ異なる送信回路を接続し、アレイ振動子 22 と送波専用

【0147】

7] 前記実施形態では、アレイ振動子 22 を構成する複数の振動子は、送波と受波の両方を行なっているが、12 個の振動子 22a ~ 22l のうち一部の振動子のみが超音波の受波を行うように構成されていてもよい。具体的には、例えば、図 15 (a) に示すように、12 個の振動子 22a ~ 22l のうち、8 個の振動子 22a、22b、22d、22e、22g、22h、22j、22k が、8 個の受信回路にそれぞれ接続され、超音波の受波を行うように構成されていてもよい（変更形態 7）。この場合、到来方向検出部 82a は、隣接する 2 つの振動子を 1 つの振動子組として、4 つの振動子組 22L ~ 22O を決定してもよい。

【0148】

8] また、例えば、図 15 (b) に示すように、12 個の振動子 22a ~ 22l のうち 1 つおきに配置されている振動子（例えば、振動子 22a、22c、22e、・・・、22k）が、超音波の受波のみを行うように構成されていてもよい（変更形態 8）。この場合、到来方向検出部 82a は、1 つおきに配置されている 2 つの振動子を 1 組の振動子組として、5 組の振動子 22P ~ 22T を決定してもよい。

変更形態 7、8 の構成によると、受信回路の数を前記実施形態よりも減らすことができ、回路構成が簡易になるとともに、コストを低減できる。

【0149】

9] 受信回路とアレイ振動子 22 との間にアナログスイッチなどの切替回路が設けられ、12 個の振動子 22a ~ 22l のうち、切替回路により受信回路に接続された一部の振動子のみが受波を行うように構成されていてもよい。例えば、図 15 (c) に示すように、切替回路 106 によって、12 個の振動子 22a ~ 22l のうち 1 つの振動子のみが受信回路 6a に接続される構成であってもよい（変更形態 9）。超音波を 1 度送波するたびに、切替回路 106 によって、受信回路に接続される振動子を順に切り替える。超音波の送波を合計 12 回行うことにより、12 個の振動子 22a ~ 22l の受波信号を取得することができる。なお、図 15 (c) 中、送信側の回路構成は省略して表示している。

この構成によると、受信回路の数を前記実施形態よりも減らしてコストを低減しつつ、前記実施形態と同様に 12 個の振動子 22a ~ 22l の受波信号を取得することができる。

。

10

20

30

40

50

【 0 1 5 0 】

1 0] 前記実施形態では、アレイ振動子 2 2 を構成する複数の振動子 2 2 a ~ 2 2 l は、アレイ振動子 2 2 から送波された超音波の受波と、送波専用振動子 2 1 から送波された超音波の受波の両方を行っているが、この構成に現限定されない。例えば、送波専用振動子 2 1 側の 4 つの振動子 2 2 a ~ 2 2 d は、アレイ振動子 2 2 から送波された超音波の受波のみを行い、送波専用振動子 2 1 と反対側の 4 つの振動子 2 2 j ~ 2 2 l は、送波専用振動子 2 1 から送波された超音波の受波のみを行い、中央部の 4 つの振動子 2 2 e ~ 2 2 h は、どちらの送波の場合にも受波を行うように構成されていてもよい（変更形態 1 0）。この場合、受信回路を 8 個設け、この 8 個の受信回路とアレイ振動子 2 2 との間に切替回路を設けて、超音波の送波を行う振動子（送波専用振動子 2 1 又はアレイ振動子 2 2）に応じて、受波を行う振動子を切り替える構成としてもよい。

10

この構成によると、受信回路の数を前記実施形態よりも減らすことができる。

【 0 1 5 1 】

1 1] 送波専用振動子 2 1 を設けずに、アレイ振動子 2 2 の端部の複数（例えば 4 つ）の振動子から位相を制御した超音波を送波することにより、当界面 2 a に対して斜めに超音波を送波してもよい（変更形態 1 1）。

この構成によると、送波専用振動子 2 1 が必要ないため、超音波送受波器 2 の構成がアレイ振動子 2 2 のみとなり、簡易化される。また、送波専用振動子 2 1 を設けない分、アレイ振動子 2 2 を構成する振動子の数を増やすことができるため、骨形状を検出できる範囲が広がる。但し、送信回路が複数必要となり、回路構成が複雑でコストも高くなるため、この点においては、前記実施形態の方が好ましい。

20

【 0 1 5 2 】

1 2] 前記実施形態の超音波送受波器 2 では、送波専用振動子 2 1 の数は 1 つであるが、例えば、図 1 6 (a) に示すように、アレイ振動子 2 2 の配列方向に並んで配置された 2 つの送波専用振動子 2 1 を備える超音波送受波器 2 0 2 でもよい（変更形態 1 2）。このでは、軟組織 1 1 の厚みや、骨表面 1 0 a の曲率の大きさに応じて、2 つの送波専用振動子 2 1 から超音波を送波する振動子を選択するようにする。

この構成によると、アレイ振動子 2 2 に、漏洩表面波又は骨表面屈折波をより確実に受波させることができる。

30

【 0 1 5 3 】

1 3] 前記実施形態の超音波送受波器 2 は、アレイ振動子 2 2 と送波専用振動子 2 1 を 1 つずつ備えているが、例えば、図 1 6 (b) に示すように、互いに直交する方向に配置された 2 つのアレイ振動子 2 2 と、これら 2 つのアレイ振動子 2 2 の配列方向の一端側にそれぞれ配置された 2 つの送波専用振動子 2 1 とを備える超音波送受波器 3 0 2 でもよい（変更形態 1 3）。図 1 6 (b) は、当界面 2 a と平行な面の断面図である。

この構成によると、超音波送受波器 3 0 2 の設置の向きを変えことなく、骨の円周方向の断面形状と長軸方向の断面形状を検出できるとともに、円周方向の音速と長軸方向の音速を導出することができる。従って、測定時間を短縮することができる。

【 0 1 5 4 】

1 4] また、例えば、図 1 6 (c) に示すように、6 個 × 6 個の格子状に配列された複数の振動子 4 2 2 a からなるアレイ振動子 4 2 2 と、アレイ振動子 4 2 2 の図 1 6 (c) 中の上側に、左右方向に並んで配置された 6 個の送波専用振動子 4 2 1 a と、アレイ振動子 4 2 2 の図 1 6 (c) 中の左側に、上下方向に並んで配置された 6 個の送波専用振動子 4 2 1 b とを備えた超音波送受波器 4 0 2 でもよい（変更形態 1 4）。この構成によると、例えば、アレイ振動子 4 2 2 の右端から順に、上下方向に配列された 6 個の振動子 4 2 2 a と、これに対応する送波専用振動子 4 2 1 a とを用いて、前記実施形態と同様に、骨の形状を検出して、検出された骨形状を用いて骨中の音速を導出する。これにより、骨 1 0 の立体的形状を導出することができる。さらに、左右方向に並んだ 6 箇所における、上下方向に伝播する超音波の音速を導出することができる。従って、ある方向の音速を複数箇所測定できるため、骨中の超音波の音速をより精度よく導出することができる。

40

50

また、アレイ振動子 4 2 2 の上端から順に、左右方向に配列された 6 個の振動子 4 2 2 a と、これに対応する送波専用振動子 4 2 1 b とを用いて、骨中の音速を導出することにより、上下方向に並んだ 6 箇所における、左右方向に伝播する超音波の音速を導出することができる。

【0155】

15] 骨 10 の表面の形状を検出する形状検出手段は、前記実施形態の構成に限定されない。例えば、超音波を用いた前記実施形態以外の手段であってもよく、超音波を利用しない手段（例えば X 線を利用した手段）であってもよい（変更形態 15）。但し、形状検出手段を、超音波を用いた手段とすることにより、音速を導出するための構成の一部（例えば送信回路、受信回路等）を、形状検出手段と兼用することができるため、コストを低減できる。

10

【図面の簡単な説明】

【0156】

【図 1】本発明の実施形態に係る骨強度診断装置の構成を示す図である。

【図 2】(a) はアレイ振動子から送波される超音波を説明するための図であり、(b) はアレイ振動子から送波された超音波の伝播経路を説明するための図である。

【図 3】アレイ振動子の受波信号を示すグラフである。

【図 4】送波専用振動子から送波された超音波の伝播経路を説明する図である。

【図 5】骨強度診断装置の動作を示すフローチャートである。

【図 6】(a) は表面反射点の検出方法を説明するための図であり、(b) は到来方向の検出方法を説明するための図である。

20

【図 7】裏面反射点の検出方法を説明するための図である。

【図 8】裏面反射点の検出の際に用いる、伝播時間と裏面反射点の位置との関係を示すグラフである。

【図 9】漏洩表面波を受波する振動子を特定する方法を説明するための図である。

【図 10】ノイズの波形と超音波の波形とを選別する方法を説明するための図である。

【図 11】音速の導出方法を説明するための図である。

【図 12】変更形態 4 の音速の導出方法を説明するための図である。

【図 13】変更形態 5 の音速の導出方法を説明するための図である。

【図 14】変更形態 5 による音速導出の際に用いる、入射角と伝播時間との関係を示すグラフである。

30

【図 15】(a) は変更形態 7 のアレイ振動子を示す図であり、(b) は変更形態 8 のアレイ振動子を示す図であり、(c) は変更形態 9 のアレイ振動子と切替回路とを示す図である。超音波送受波器の構成を示す図である。

【図 16】(a) は変更形態 12 の超音波送受波器の構成を示す図であり、(b) は変更形態 13 の超音波送受波器の構成を示す図であり、(c) は変更形態 14 の超音波送受波器の構成を示す図である。

【図 17】従来の音速測定装置を示す図である。

【符号の説明】

【0157】

40

1 骨強度診断装置

2 超音波送受波器

2 1 送波専用振動子（音速導出用送波振動子）

2 2 アレイ振動子

2 2 a ~ 2 2 1 振動子（音速導出用受波振動子、形状検出用送波振動子、形状検出用受波振動子）

2 2 A ~ 2 2 K 振動子組

2 3 遮音材

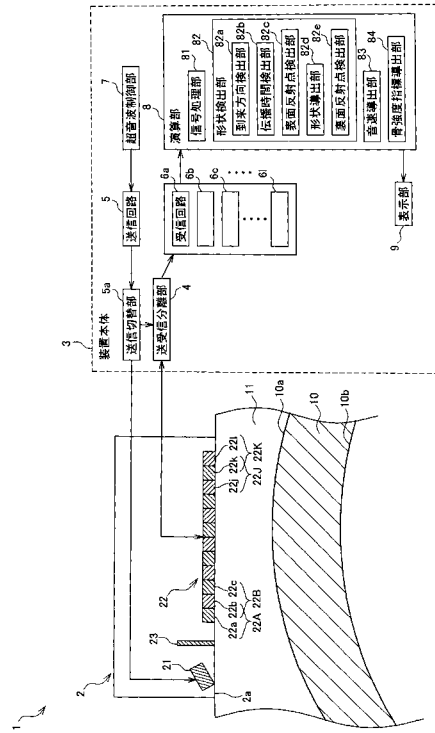
3 装置本体

5 送信回路

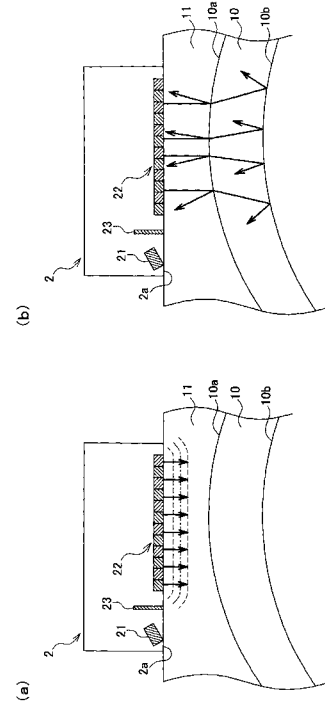
50

6 a ~ 6 l	受信回路	
8	演算部	
8 2	形状検出部	
8 2 a	到来方向検出部	
8 2 b	伝播時間検出部	
8 2 c	表面反射点検出部	
8 2 d	形状導出部	
8 2 e	裏面反射点検出部	
8 3	音速導出部	
8 4	骨強度指標導出部	10
1 0	骨	
1 0 a	骨表面	
1 0 b	骨裏面	
1 1	軟組織	
θ a	到来角度 (表面反射波の到来方向)	
θ b	到来角度 (裏面反射波の到来方向)	
T a	伝播時間	
T b 0	伝播時間	
R a	表面反射点	
R b	裏面反射点	20
2 2 L ~ 2 2 O、2 2 P ~ 2 2 T	振動子組	
1 0 6	切替回路	
2 0 2、3 0 2、4 0 2	超音波送受波器	
4 2 1 a、4 2 1 b	送波専用振動子	
4 2 2	アレイ振動子	
4 2 2 a	振動子 (音速導出用受波振動子、形状検出用送波振動子、形状検出用受波振動子)	

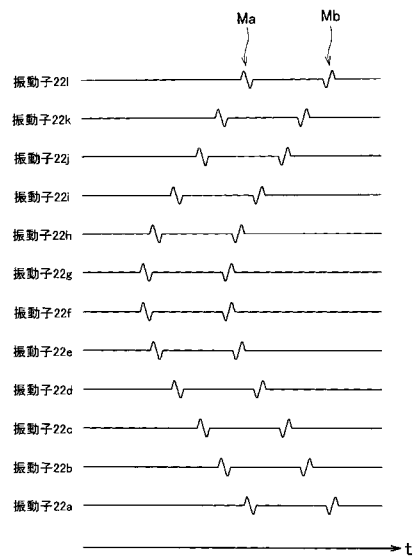
【図 1】



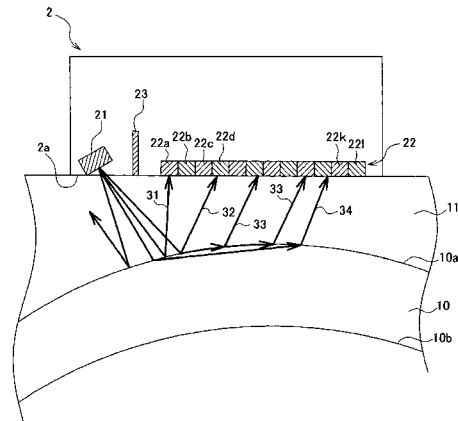
【図 2】



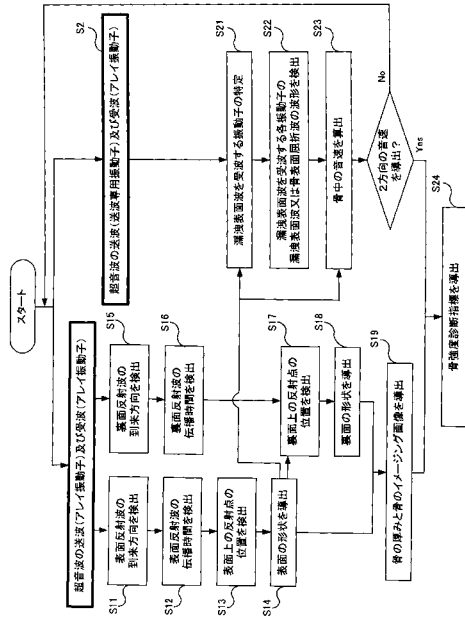
【図 3】



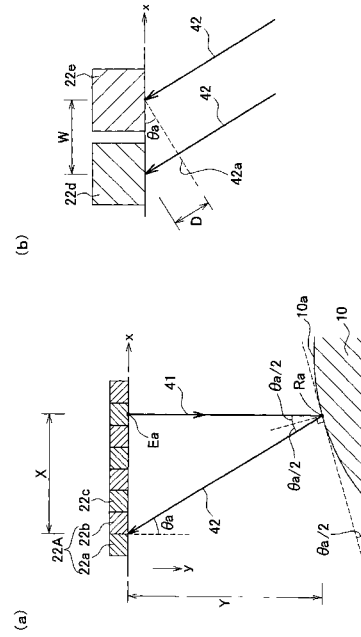
【図 4】



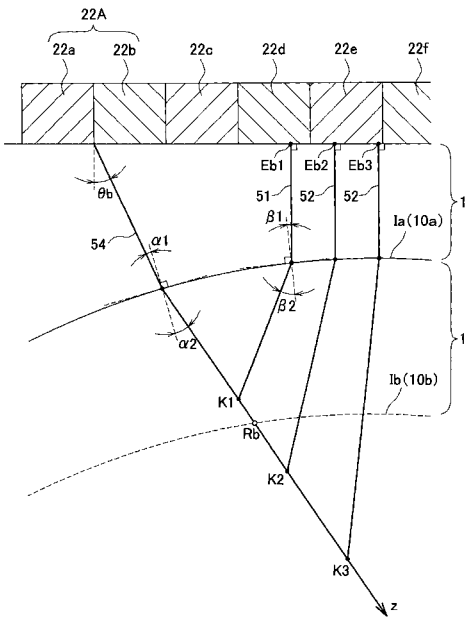
【図 5】



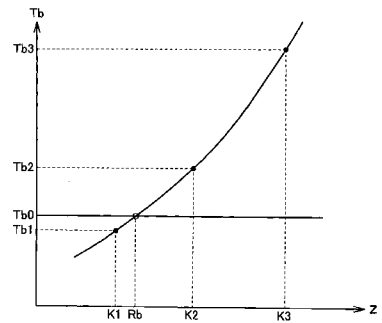
【図 6】



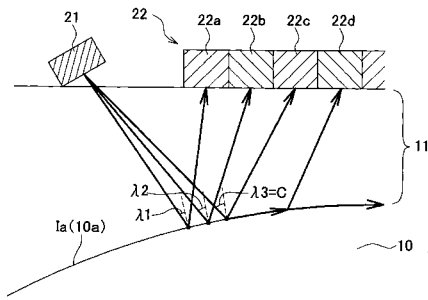
【図 7】



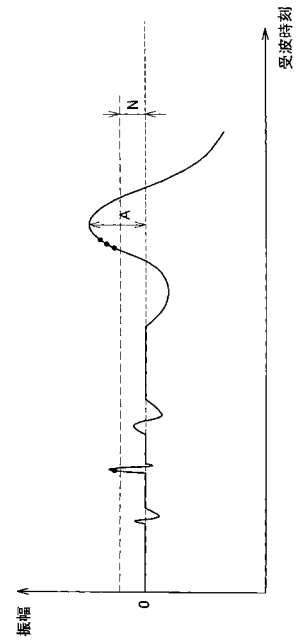
【図 8】



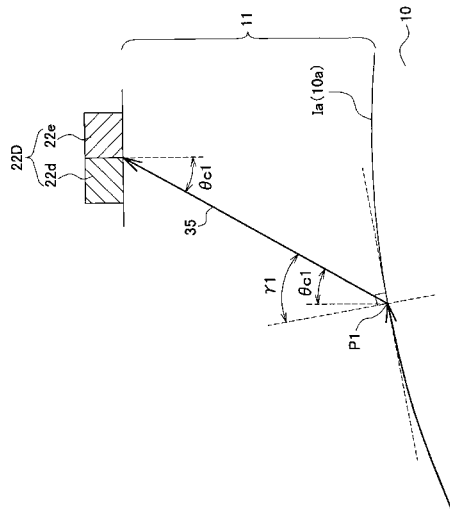
【図 9】



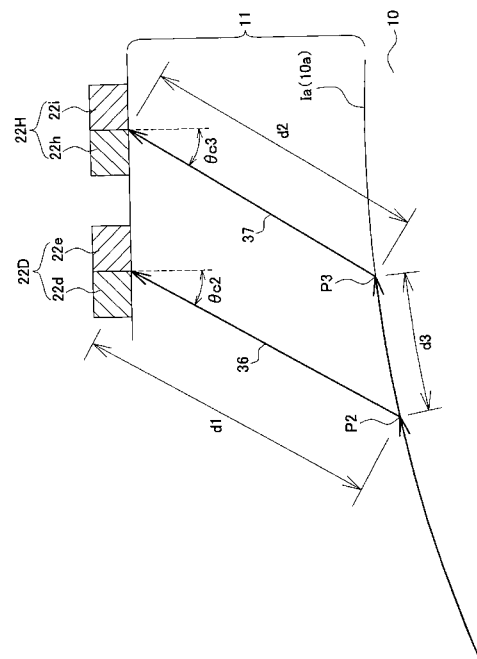
【図 10】



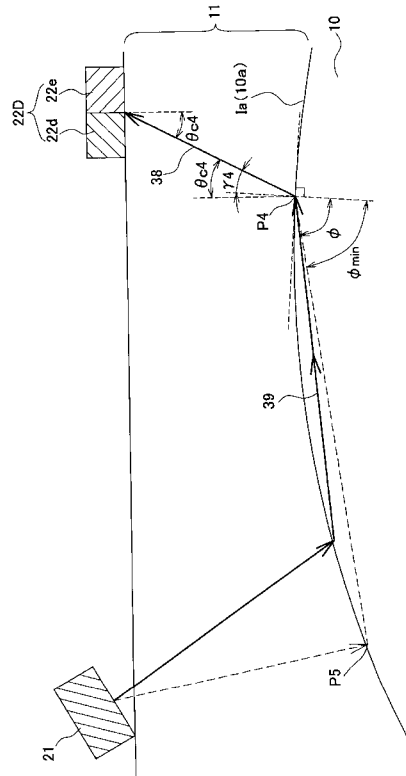
【図 11】



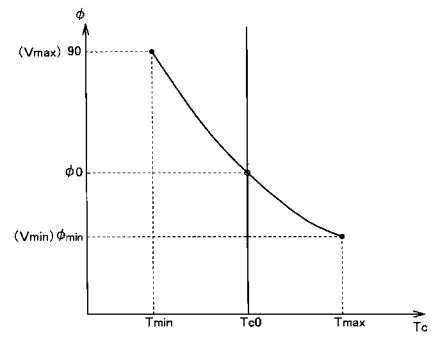
【図 12】



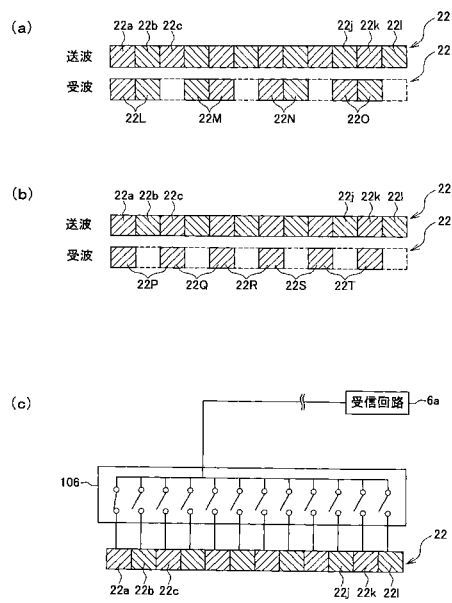
【図 13】



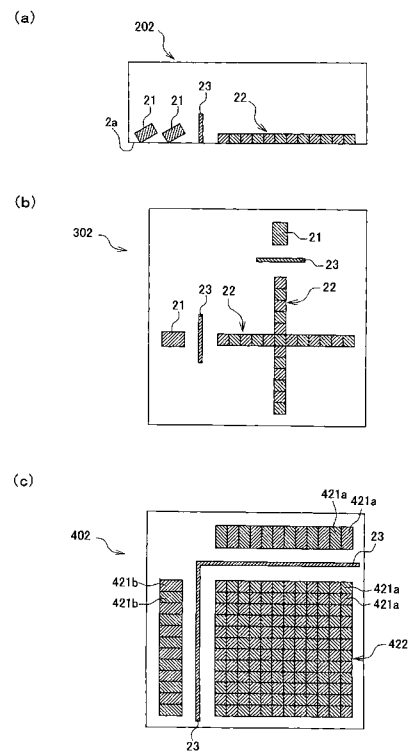
【図 14】



【図 15】

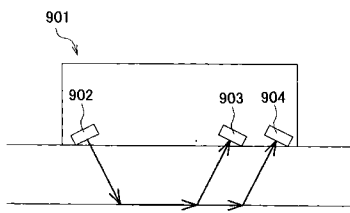


【図 16】

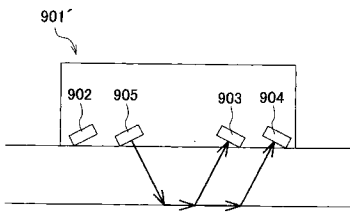


【図 17】

(a)



(b)



フロントページの続き

(72)発明者 クレタン ドリアン

兵庫県西宮市芦原町 9 番 5 2 号 古野電気株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD10 DD20 DD21 DE17 EE09 GB04 GB14

专利名称(译)	骨强度诊断装置及び骨强度诊断方法		
公开(公告)号	JP2010029240A	公开(公告)日	2010-02-12
申请号	JP2008191694	申请日	2008-07-25
申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
[标]发明人	末利良一 魚留篤 クレタンドリアン		
发明人	末利 良一 魚留 篤 クレタンドリアン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B5/4509 A61B8/4483 G01H5/00		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD10 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE17 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB14		
其他公开文献	JP5374086B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

声音的，即使在骨表面到弯曲表面的形状，可以得出准确的超声波速度沿着骨的表面传播，高骨强度诊断骨强度诊断准确性的装置提供。一种骨强度诊断装置1中设置有一个形状检测装置和速度的声速导出部83用于检测所述声速导出发送单元和用于接收的部分声音出口与骨表面的形状。声波发射波发射部分具有专门用于将超声波对角地发射到覆盖有软组织11的骨骼的换能器。声速导出接收部，沿着从超声波发送的发送骨10的表面10a的专用振子21，其接收从骨10中，多个振动在软组织11侧发射的超声波传播之后并且阵列换能器22由女儿22a至22l组成。高速化的声速导出部83导出的阵列换能器22的装置，所接收的信号，基于由形状检测所检测到的骨表面10a的形状，声音的速度的超声波沿着骨面10a传播。点域1

