

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-153945

(P2009-153945A)

(43) 公開日 平成21年7月16日(2009.7.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2007-338879 (P2007-338879)
(22) 出願日 平成19年12月28日(2007.12.28)

(71) 出願人 000166247
古野電気株式会社
兵庫県西宮市芦原町9番52号
(74) 代理人 100089196
弁理士 梶 良之
(74) 代理人 100104226
弁理士 須原 誠
(72) 発明者 末利 良一
兵庫県西宮市芦原町9番52号 古野電気
株式会社内
(72) 発明者 小河 慎二
兵庫県西宮市芦原町9番52号 古野電気
株式会社内

最終頁に続く

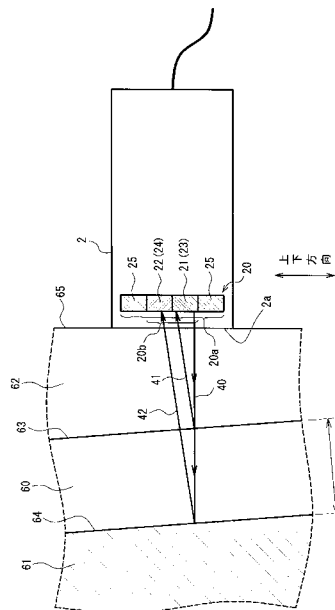
(54) 【発明の名称】 骨厚み測定装置

(57) 【要約】

【課題】骨の厚みを安定して測定することのできる骨厚み測定装置を提供する。

【解決手段】骨厚み測定装置は、皮質骨60に対してほぼ垂直に入射パルス40を送波するとともに、皮質骨表面63からの第1反射波41、及び、皮質骨裏面64からの第2反射波42を受波する超音波送受波器2と、超音波送受波器2によって、第1反射波と第2反射波がそれぞれ受波された時間の差に基づいて、皮質骨の厚みDを算出する骨厚み演算部を備える。さらに、超音波送受波器2は、同一平面上に配置された、超音波の送波及び受波の両方を行う複数の超音波振動子21~24と、超音波の送波のみを行う超音波振動子25とを有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

骨に対して超音波を送波するとともに、前記骨の表面からの第 1 反射波、及び、前記骨の裏面からの第 2 反射波を受波する超音波送受波部と、

前記超音波送受波部によって、前記第 1 反射波と前記第 2 反射波がそれぞれ受波された時間の差に基づいて、前記骨の厚みを算出する骨厚み演算部とを備え、

前記超音波送受波部は、

同一平面上に配列され、それぞれ超音波の送波及び受波の両方が可能な、複数の超音波振動子を有することを特徴とする骨厚み測定装置。

【請求項 2】

前記複数の超音波振動子のうちの受波を行う超音波振動子を決定する受波振動子決定手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の骨厚み測定装置。

【請求項 3】

骨に対して超音波を送波するとともに、前記骨の表面からの第 1 反射波、及び、前記骨の裏面からの第 2 反射波を受波する超音波送受波部と、

前記超音波送受波部によって、前記第 1 反射波と前記第 2 反射波がそれぞれ受波された時間の差に基づいて、前記骨の厚みを算出する骨厚み演算部とを備え、

前記超音波送受波部は、

同一平面上に配置された、超音波の送波及び受波の両方を行う送受波用超音波振動子、及び、超音波の送波のみを行う送波専用超音波振動子を有することを特徴とする骨厚み測定装置。

【請求項 4】

顎骨の皮質骨に対して超音波を送波するとともに、前記顎骨の皮質骨の表面からの第 1 反射波、及び、前記顎骨の皮質骨の裏面からの第 2 反射波を受波する超音波送受波部と、

前記超音波送受波部によって、前記第 1 反射波と前記第 2 反射波がそれぞれ受波された時間の差に基づいて、前記顎骨の皮質骨の厚みを算出する骨厚み演算部とを備え、

前記超音波送受波部は、

同一平面上に配置された、超音波の送波及び受波の両方を行う送受波用超音波振動子、及び、超音波の送波のみを行う送波専用超音波振動子を有することを特徴とする骨厚み測定装置。

【請求項 5】

前記超音波送受波部が、超音波の受波を行う超音波振動子を少なくとも 2 つ以上有しており、

前記 2 つ以上の超音波振動子がそれぞれ受波した前記第 1 反射波と前記第 2 反射波の何れかの位相差に基づいて、前記骨に対する前記超音波の入射方向を検出する入射方向検出部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れかに記載の骨厚み測定装置。

【請求項 6】

前記送受波用超音波振動子は、前記送波専用超音波振動子によって囲まれており、

全ての超音波振動子の振動面を合わせた面の外縁形状が、円形状又は多角形状であり、

全ての前記送受波用超音波振動子の振動面を合わせた面の形状が、円形状又は多角形状であることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の骨厚み測定装置

【請求項 7】

前記骨厚み演算部が、前記受波された時間の差と、前記骨中を伝播する超音波の音速の仮定値とを用いて、前記骨の厚みを算出することを特徴とする請求項 1 ~ 6 の何れかに記載の骨厚み測定装置。

【請求項 8】

前記仮定値が、3000 ~ 3300 m / s の範囲内であることを特徴とする請求項 7 に記載の骨厚み測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

20

30

40

50

【0001】

本発明は、超音波を用いて骨の厚み、特に、皮質骨の厚みを測定する骨厚み測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、骨粗鬆症の診断や、インプラント（人工歯根）の手術前の診断などのために、骨の強度を診断する様々な装置が知られている。そのような装置として、X線を用いた装置があるが、装置が大がかりになり、放射線の被爆という問題がある。

【0003】

そこで、このような問題が生じない安全な装置として、超音波を利用して骨強度を診断する装置が開発されている。そのような超音波を用いた装置としては、例えば、特許文献1に開示されている骨密度測定装置がある。骨強度の評価指標としては、骨密度や、骨の厚み（皮質骨の厚み）などがあるが、特許文献1の装置は、特に骨密度に着目して骨強度を診断している。この骨密度測定装置は、被検体の両側を超音波送波器と超音波受波器とで挟み込み、被検体内中の超音波の通過速度から骨密度を算出するものである。この骨密度測定装置では、例えば、送波器と受波器によって挟み込むことの容易な踵骨を測定対象としている。

10

【0004】

【特許文献1】特開平10-43180号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した特許文献1の装置は、あくまでも骨密度を測定する装置であって、骨の厚みを測定するための装置ではない。また、上述した特許文献1の装置では、被検体の両側を超音波送波器と超音波受波器とで挟み込む必要がある。そのため、例えば、顎骨など両側から挟みにくい部位の測定には適しておらず、測定対象が限定される。

【0006】

そこで、本願発明者らは、骨強度の指標の1つである骨厚みに着目し、本発明の目的を、骨厚みを安定して測定することのできる骨厚み測定装置を提供することとする。

【課題を解決するための手段及び発明の効果】

30

【0007】

請求項1の骨厚み測定装置は、骨に対して超音波を送波するとともに、前記骨の表面からの第1反射波、及び、前記骨の裏面からの第2反射波を受波する超音波送受波部と、前記超音波送受波部によって、前記第1反射波と前記第2反射波がそれぞれ受波された時間の差に基づいて、前記骨の厚みを算出する骨厚み演算部とを備え、前記超音波送受波部は、同一平面上に配列され、それぞれ超音波の送波及び受波の両方が可能な、複数の超音波振動子を有することを特徴とする。

【0008】

骨に対して超音波が送波されると、骨の表面で反射した第1反射波と、骨の内部を伝播して骨の裏面で反射した第2反射波とが生じる。超音波送受波部は、骨に対して超音波を送波した後、第1反射波と第2反射波をそれぞれ受波する。第2反射波は、骨の表面から裏面の間を往復する分、第1反射波に対して遅れて戻ってくる。即ち、2つの反射波の時間差は、超音波が骨表面から骨裏面までの間を往復する時間に相当する。そのため、骨厚み演算部は、第1反射波と第2反射波の受波時間の差に基づいて、骨の厚みを算出することができる。また、このように、骨厚み測定装置では、反射波を用いて測定を行うため、骨の一方側に超音波の送波と受波を行う機器が配置される。そのため、様々な部位の骨厚みを測定することができる。

40

【0009】

また、超音波送受波部は、超音波の送波及び受波の両方が可能な、複数の超音波振動子を有する。超音波送受波部は、複数の超音波振動子によって同時に骨に対して超音波を送

50

波しつつ、はね返ってきた反射波を、複数の超音波振動子のうち受波を行う超音波振動子によって受波する。従って、超音波送受波部は、反射波を確実に受波するためには、骨に対してほぼ垂直に超音波を入射することが望ましい。しかし、骨は脂肪や筋肉などの軟組織で覆われているため、外部からは骨に対する入射方向がわかりにくい。そのため、結果的に、骨に対して超音波が斜めに入射されてしまう場合がある。

【0010】

1つの超音波振動子によって超音波の送波と受波の両方を行う場合、上記問題を解決するために、超音波を骨に対して斜めに入射しても、その反射波を受波できるようにするには、超音波を送波する送波面（超音波振動子の振動面）を大きくすることが考えられる。しかし、一般的に、振動面を大きくすると、受波時の指向性が狭くなる。そのため、たとえ送波面を大きくしても、狭い指向性の範囲内でしか反射波を受波できない。

10

【0011】

一方、本発明の超音波送受部では、超音波の送波面が、複数の超音波振動子の振動面で構成される。また、反射波の受波は、複数の超音波振動子のうち受波を行う超音波振動子ごとに独立して行われる。そのため、1つの超音波振動子によって超音波の送波と受波の両方を行う場合に比べて、受波時の指向性を広くすることができると同時に、送波面を大きくすることができる。従って、超音波を骨に対して斜めに入射した場合であっても、その反射波を受波することが可能となり、安定して骨の厚みを測定することができる。

【0012】

請求項2の骨厚み測定装置は、請求項1において、前記複数の超音波振動子のうちの受波を行う超音波振動子を決定する受波振動子決定手段を備えることを特徴とする。

20

【0013】

この構成によると、超音波送受波部は、複数の超音波振動子によって同時に骨に対して超音波を送波しつつ、はね返ってきた反射波を、複数の超音波振動子のうち、受波振動子決定手段によって決定された超音波振動子によって受波する。骨の厚みを算出するためには、送波された超音波によって生じる反射波を全て受波する必要はなく、反射波の一部を受波できればよい。そのため、超音波の受波面は、送波面よりも小さくてもよい。そして、複数の超音波振動子のうちの一部の超音波振動子によって、受波を行うことにより、全ての超音波振動子によって受波を行うように構成されている場合に比べて、不要に超音波を受波する超音波振動子が少ないため、受波信号を処理するための電氣的構成を簡略化でき、コストを低下できる。また、骨の形状によっては、どのように超音波送受波部を設置しても超音波を骨に対して斜めに入射されてしまう場合が考えられるが、このような場合であっても、超音波を受波する受波面の位置を、反射波が戻ってくる位置に設定することにより、確実に反射波を受波することができる。

30

【0014】

請求項3の骨厚み測定装置は、骨に対して超音波を送波するとともに、前記骨の表面からの第1反射波、及び、前記骨の裏面からの第2反射波を受波する超音波送受波部と、前記超音波送受波部によって、前記第1反射波と前記第2反射波がそれぞれ受波された時間の差に基づいて、前記骨の厚みを算出する骨厚み演算部とを備え、前記超音波送受波部は、同一平面上に配置された、超音波の送波及び受波の両方を行う送受波用超音波振動子、及び、超音波の送波のみを行う送波専用超音波振動子を有することを特徴とする。

40

【0015】

超音波送受波部は、骨に対して超音波を送波し、骨の表面で反射した第1反射波と、骨の裏面で反射した第2反射波をそれぞれ受波する。2つの反射波の時間差は、超音波が骨表面から骨裏面までの間を往復する時間に相当する。そのため、骨厚み演算部は、第1反射波と第2反射波の受波時間の差に基づいて、骨の厚みを算出することができる。また、このように、骨厚み測定装置では、反射波を用いて測定を行うため、骨の一方側に超音波の送波と受波を行う機器が配置される。そのため、様々な部位の骨厚みを測定することができる。

【0016】

50

また、超音波送受波部は、超音波の送波及び受波の両方を行う送受波用超音波振動子、及び、超音波の送波のみを行う送波専用超音波振動子を有する。超音波送受波部は、送受波用超音波振動子と送波専用超音波振動子によって同時に骨に対して超音波を送波しつつ、はね返ってきた反射波を送受波用超音波振動子によって受波する。従って、超音波送受波部は、反射波を確実に受波するためには、骨に対してほぼ垂直に超音波を入射することが望ましい。しかし、骨は脂肪や筋肉などの軟組織で覆われているため、外部からは骨に対する入射方向がわかりにくいいため、結果的に、骨に対して超音波が斜めに入射されてしまう場合がある。

【0017】

超音波送受部は、超音波の送波面が、送受波用超音波振動子と送波専用超音波振動子の振動面で構成されている。また、反射波の受波は、送受波用超音波振動子によって行われる。そのため、1つの超音波振動子によって超音波の送波と受波の両方を行う場合に比べて、受波時の指向性を狭くすることなく、送波面を大きくすることができる。従って、超音波を骨に対して斜めに入射した場合であっても、その反射波を受波することが可能となり、安定して骨の厚みを測定することができる。尚、骨の厚みを算出するためには、送波された超音波によって生じる反射波を全て受波する必要はなく、反射波の一部を受波できればよい。そのため、超音波の受波面は、送波面よりも小さくてもよい。従って、超音波送受波部が超音波の送波と受波の両方が可能な複数の超音波振動子で構成される場合に比べて、不要な超音波の受波を行う超音波振動子の数が少ないため、受波信号を処理するための電氣的構成を簡略化でき、コストを低下できる。

10

20

【0018】

請求項4の骨厚み測定装置は、顎骨の皮質骨に対して超音波を送波するとともに、前記顎骨の皮質骨の表面からの第1反射波、及び、前記顎骨の皮質骨の裏面からの第2反射波を受波する超音波送受波部と、前記超音波送受波部によって、前記第1反射波と前記第2反射波がそれぞれ受波された時間の差に基づいて、前記顎骨の皮質骨の厚みを算出する骨厚み演算部とを備え、前記超音波送受波部は、同一平面上に配置された、超音波の送波及び受波の両方を行う送受波用超音波振動子、及び、超音波の送波のみを行う送波専用超音波振動子を有することを特徴とする。

【0019】

超音波送受波部は、顎骨の皮質骨に対して超音波を送波した後、顎骨の皮質骨の表面で反射した第1反射波と、顎骨の皮質骨の裏面で反射した第2反射波をそれぞれ受波する。2つの反射波の時間差は、超音波が顎骨の皮質骨の表面から裏面までの間を往復する時間に相当する。そのため、骨厚み演算部は、第1反射波と第2反射波の受波時間の差に基づいて、顎骨の皮質骨の厚みを算出することができる。また、このように、骨厚み測定装置では、反射波を用いて測定を行うため、顎骨の一方側に超音波の送波と受波を行う機器が配置すればよい。そのため、顎骨の皮質骨の厚みを容易に測定することができる。

30

【0020】

また、超音波送受波部は、超音波の送波及び受波の両方を行う送受波用超音波振動子、及び、超音波の送波のみを行う送波専用超音波振動子を有する。超音波送受波部は、送受波用超音波振動子と送波専用超音波振動子によって同時に顎骨に対して超音波を送波しつつ、はね返ってきた反射波を送受波用超音波振動子によって受波する。反射波を確実に受波するためには、顎骨の皮質骨に対してほぼ垂直に超音波を入射することが望ましいが、外部からは顎骨に対する入射方向がわかりにくいいため、結果的に、顎骨の皮質骨に対して超音波が斜めに入射されてしまう場合がある。

40

【0021】

超音波送受部は、超音波の送波面が、送受波用超音波振動子と送波専用超音波振動子の振動面で構成されている。また、反射波の受波は、送受波用超音波振動子によって行われる。そのため、1つの超音波振動子によって超音波の送波と受波の両方を行う場合に比べて、受波時の指向性を狭くすることなく、送波面を大きくすることができる。従って、超音波を顎骨の皮質骨に対して斜めに入射した場合であっても、その反射波を受波すること

50

が可能となり、安定して顎骨の皮質骨の厚みを測定することができる。尚、顎骨の皮質骨の厚みを算出するためには、送波された超音波によって生じる反射波を全て受波する必要はなく、反射波の一部を受波できればよい。そのため、超音波の受波面は、送波面よりも小さくてもよい。従って、超音波送受波部が超音波の送波と受波の両方が可能な複数の超音波振動子で構成される場合に比べて、不要な超音波の受波を行う超音波振動子の数が少ないため、受波信号を処理するための電氣的構成を簡略化でき、コストを低下できる。

【0022】

請求項5の骨厚み測定装置は、請求項1～4の何れかにおいて、前記超音波送受波部が、超音波の受波を行う超音波振動子を少なくとも2つ以上有しており、前記2つ以上の超音波振動子がそれぞれ受波した前記第1反射波と前記第2反射波の何れかの位相差に基づいて、前記骨に対する前記超音波の入射方向を検出する入射方向検出部を備えることを特徴とする。

10

【0023】

入射方向検出部によって、骨に対する超音波の入射方向を検出することにより、この検出された入射方向に応じて、超音波送受波部から超音波を送波する方向を調整することができる。これにより、骨に対してより垂直に超音波を入射することができる。そのため、より安定して測定を行うことができるとともに、測定精度が向上する

【0024】

請求項6の骨厚み測定装置は、請求項3又は4において、前記送受波用超音波振動子は、前記送波専用超音波振動子によって囲まれており、全ての超音波振動子の振動面を合わせた面の外縁形状が、円形状又は多角形状であり、全ての前記送受波用超音波振動子の振動面を合わせた面の形状が、円形状又は多角形状であることを特徴とする。超音波送受波部の有する超音波振動子の構成の一例である。

20

【0025】

請求項7の骨厚み測定装置は、請求項1～6において、前記骨厚み演算部が、前記受波された時間の差と、前記骨中を伝播する超音波の音速の仮定値とを用いて、前記骨の厚みを算出することを特徴とする。

【0026】

骨の厚みは、骨中を厚み方向に伝播する超音波の音速と、第1反射波と第2反射波の受波された時間の差から算出することができる。骨中の音速、及び、骨の厚みはいずれも個体差があるが、骨中の音速の個体差によるばらつきは、骨の厚みの個体差によるばらつきに比べて小さい。そのため、骨中の音速を一定値と仮定して骨の厚みを算出することにより、簡便に骨の厚みを算出することができる。

30

【0027】

請求項8の骨厚み測定装置は、請求項7において、前記仮定値が、3000～3300 m/sの範囲内であることを特徴とする。骨中の音速の仮定値を上述した範囲内に設定することにより、精度良く骨の厚みを算出することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

<第1実施形態>

以下、本発明の第1実施形態について説明する。

図1に示すように、本実施形態の骨厚み測定装置1は、測定部位の皮質骨に対してほぼ垂直に超音波を送波し、皮質骨の表面及び皮質骨の裏面からの反射波を受波することにより、2つの反射波の受波された時間差に基づいて、皮質骨の厚みを測定する装置である。図1に示すように、骨厚み測定装置1は、下顎骨の皮質骨を測定部位とする。また、上顎骨の皮質骨を測定部位とすることもできる。

40

【0029】

図2に示すように、骨は、皮質骨60と、皮質骨60の内部に存在する網目状の海綿骨61とから構成されている。また、皮質骨の表面63は、脂肪や筋肉などの軟組織62で覆われている。ここで、皮質骨の表面63と反対側の面、つまり、海綿骨61と皮質骨6

50

0との界面を、皮質骨裏面64とする。皮質骨表面63は、皮質骨裏面64に対して、平行もしくは僅かに傾斜している。また、皮質骨60の厚みDは、皮質骨表面63及び皮質骨裏面64にほぼ直交する皮質骨60の長さである。

【0030】

図1に示すように、骨厚み測定装置1は、超音波送受波器2と、パルス発生器3と、送受信分離部4と、受信部5、信号処理部6と、制御装置7と、表示部8を備える。超音波送受波器2は、送受信分離部4を介して、パルス発生器3と受信部5に接続されている。また、受信部5は、信号処理部6に接続されている。制御装置7は、パルス発生器3と、信号処理部6と、表示部8に接続されている。尚、以下の骨厚み測定装置1の説明において、図1に示す上下方向を上下方向、図1に示す左右方向を左右方向と定義する。

10

【0031】

図2に示すように、超音波送受波器2は、皮膚表面65に当接される当接面2aを有している。超音波送受波器2は、この当接面2aが皮質骨60とほぼ平行になるように、測定部位の皮膚表面65に配置される。

【0032】

超音波送受波器2は、送受信分離部4を介して、パルス発生器3から送られる電気パルス信号に応じて、測定部位の皮質骨60に対してほぼ垂直に超音波パルス(入射パルス)40を送波する。また、超音波送受波器2は、入射パルス40が皮質骨表面63で反射した第1反射波41、及び、入射パルス40が皮質骨裏面64で反射した第2反射波42をそれぞれ受波する。そして、超音波送受波器2は、第1反射波41及び第2反射波42を受波すると、受波信号を、送受信分離部4を介して受信部5に送信する。

20

【0033】

図3(a)に示すように、超音波送受波器2は、振動子群20を有する。振動子群20は、同一平面上に配置された、超音波の送波及び受波の両方を行う4つの超音波振動子(以下、送受波用振動子という)21~24と、超音波の送波のみを行う1つの超音波振動子(以下、送波専用振動子という)25とから構成される。図3(a)に示すように、超音波を送波する送波面20aは、送受波用振動子21~24及び送波専用振動子25の振動面により構成される。また、図3(b)に示すように、超音波を受波する受波面20bは、送受波用振動子21~24の振動面によって構成されている。

【0034】

4つの送受波用振動子21~24は、全て同一形状であり、それぞれ1辺の長さがWの正方形の平板状に形成されている。送受波用振動子21~24は、格子状に配置されている。詳細には、送受波用振動子21、23が左右に並んで配置されており、送受波用振動子21、23の上方には送受波用振動子22、24がそれぞれ配置されている。送受波用振動子21~24は、それぞれ超音波を独立して受波可能に構成されている。送受波用振動子21~24は、受信部5に平行に内蔵されている4つの受信回路にそれぞれ接続されている。受信部5の4つの受信回路は、受波信号を信号処理部6に送信する。さらに、信号処理部6は、この受波信号を一旦その記憶器に記憶した後、その信号処理回路で受波信号のピーク値等を検出して制御装置7へ送信する。

30

【0035】

送波専用振動子25は、4つの送受波用振動子21~24を取り囲む形状の平板状に形成されている。送波専用振動子25は、その外形が正方形であって、その中央部に送受波用振動子21~24が配置されている。つまり、送波専用振動子25の外縁形状、及び、送受波用振動子21~24の振動面を合わせた面(受波面20b)の形状は、それぞれ正形状である。

40

【0036】

送受波用振動子21~24及び送波専用振動子25としては、例えば、PZT(チタンジルコン酸鉛)圧電素子や、PZTと合成樹脂とからなる、いわゆるコンポジット圧電素子を用いることができる。特に、コンポジット圧電素子を用いることが好ましい。

【0037】

50

超音波送受波器 2 は、パルス発生器 3 から一定の周期で送られる電気パルス信号を受信する度に、送受波用振動子 2 1 ~ 2 4 及び送波専用振動子 2 5 から、所定の周波数帯域の入射パルス 4 0 を同時に送波する。尚、この電気パルス信号の周期は、入射パルス 4 0 が送波されてから反射波が戻ってくるまでの時間よりも、十分に長い時間に設定されている。

【 0 0 3 8 】

超音波送受波器 2 から皮質骨 6 0 に対してほぼ垂直に送波された入射パルス 4 0 は、軟組織 6 2 中を平面波として伝播し、その一部が皮質骨表面 6 3 で反射する。これにより、第 1 反射波 4 1 が生じる。また、皮質骨表面 6 3 で反射せずに皮質骨 6 0 中を伝播した入射パルス 4 0 の一部が、皮質骨 6 0 の皮質骨裏面 6 4 で反射して、第 2 反射波 4 2 が生じる。

10

【 0 0 3 9 】

第 1 反射波 4 1 (第 2 反射波 4 2) が、受波面 2 0 b に対して、送受波用振動子 2 1 ~ 2 4 の指向性の範囲内の角度で入射することにより、第 1 反射波 4 1 (第 2 反射波 4 2) は、送受波用振動子 2 1 ~ 2 4 によってそれぞれ受波される。超音波送受波器 2 は、送受波用振動子 2 1 ~ 2 4 が、第 1 反射波 4 1 (第 2 反射波 4 2) を受波すると電気信号に変換し、この電気信号 (受波信号) を、送受信分離部 4 を介して受信部 5 に送信する。

【 0 0 4 0 】

尚、超音波を受波する際の超音波振動子の指向性とは、超音波を検出できる角度範囲の広がり具合のことである。指向性は、1つの超音波振動子の振動面の面積や超音波の波長などによって決まる。例えば、面積の大きい振動面に対して、超音波が斜めから入射すると、受波位置で位相がずれるため、干渉により振幅が弱められる。そのため、振動面の面積が小さいほど、また、波長が長いほど、指向性は広くなる。

20

【 0 0 4 1 】

超音波送受波器 2 が反射波 4 1、4 2 を確実に受波するためには、皮質骨表面 6 3 及び皮質骨裏面 6 4 に対してほぼ垂直に入射パルス 4 0 を入射することが望ましい。しかし、骨は軟組織 6 2 で覆われているため、外部からは皮質骨 6 0 に対する入射方向がわかりにくい。そのため、結果的に、皮質骨 6 0 に対して入射パルス 4 0 が斜めに入射されてしまう場合がある。

【 0 0 4 2 】

超音波の送波と受波の両方を行う 1 つの超音波振動子のみを有する超音波送受波器の場合、超音波を骨に対して斜めに入射しても、その反射波を受波できるようにするためには、超音波を送波する送波面 (超音波振動子の振動面) を大きくすることが考えられる。しかし、一般的に、振動面を大きくすると、指向性が狭くなる。そのため、たとえ送波面を大きくしても、狭い指向性の範囲内でしか反射波を受波できない。

30

【 0 0 4 3 】

しかし、本実施形態の超音波送受波器 2 では、送波面 2 0 a が、送受波用振動子 2 1 ~ 2 4 と送波専用振動子 2 5 の振動面で構成され、また、反射波の受波は、送受波用振動子 2 1 ~ 2 4 によってそれぞれ独立して行われる。そのため、1つの超音波振動子によって超音波の送波と受波の両方を行う場合に比べて、受波時の指向性を狭くすることなく、送波面 2 0 a を大きくすることができる。従って、入射パルス 4 0 を皮質骨表面 6 3 又は皮質骨裏面 6 4 に対して斜めに入射した場合であっても、その反射波 4 1、4 2 を受波することが可能となり、安定して皮質骨 6 0 の厚みを測定することができる。

40

【 0 0 4 4 】

さらに、受波面 2 0 b は、送受波用振動子 2 1 ~ 2 4 の振動面で構成されているため、受波面が 1 つの送受波用振動子で構成されている場合に比べて、振動面を小さくすることができるため、受波時の指向性を広くすることができる。従って、入射パルス 4 0 を皮質骨 6 0 に対してより斜めに入射した場合であっても、その反射波 4 1、4 2 を受波することが可能となる。

【 0 0 4 5 】

50

尚、皮質骨 60 の厚みを算出するためには、送波された入射パルス 40 によって生じる反射波 41、42 を全て受波する必要はなく、反射波 41、42 の一部を受波できればよい。そのため、超音波の受波面 20b は、送波面 20a よりも小さくてもよい。従って、超音波送受波器 2 が、超音波の送波と受波の両方が可能な複数の超音波振動子で構成されている場合に比べて、不要な超音波の受波を行う超音波振動子の数が少ないため、受信信号を処理するための電氣的構成を簡略化でき、コストを低下できる。

【0046】

また、送波専用振動子 25 の中央部に送受波用振動子 21 ~ 24 が配置されているため、受波面 20b は送波面 20a の中央部に位置している。そのため、送波面 20a から送波された入射パルス 40 が、皮質骨表面 63 及び皮質骨裏面 64 に対して、上下方向及び左右方向の何れに傾いている場合であっても、受波面 20b はその反射波を受波しやすい。

10

【0047】

また、このように反射波を用いて測定を行うため、皮質骨表面 63 側の皮膚表面 65 に、1つの超音波送受波器 2 を配置すればよい。そのため、測定対象である顎骨の厚みを容易に測定することができる。

【0048】

パルス発生器 3 は、制御装置 7 の後述する超音波制御部 10 から信号を受けることにより、送受信分離部 4 を介して、超音波送受波器 2 に一定の周期で電気パルス信号を送信する。

20

【0049】

送受信分離部 4 は、超音波送受波器 2 と、パルス発生器 3 及び受信部 5 との間に配置されている。送受信分離部 4 は、パルス発生器 3 から超音波送受波器 2 に送られる電気パルス信号（送波信号）が、受信部 5 に送られるのを防止するとともに、超音波送受波器 2 から受信部 5 に送られる電気信号（受波信号）が、パルス発生器 3 に送られるのを防止する。

【0050】

受信部 5 は、送受信分離部 4 と信号処理部 6 との間に配置されている。受信部 5 は、並列に配置された 4つの受信回路を有しており、これら 4つの受信回路は、超音波送受波器 2 の送受波用振動子 21 ~ 24 にそれぞれ接続されている。受信部 5 は、超音波送受波器 2 から送受信分離部 4 を介して送られた電気信号（受波信号）を、所定の増幅度で増幅し、デジタル信号に変換した後、信号処理部 6 に送信する。

30

【0051】

信号処理部 6 は、記憶部と信号処理回路とから構成され、受信部 5 から受信したデジタル信号を一旦記憶部に記憶した後、信号処理回路によって図 4 に示す受波信号のピーク値等を検出して、制御装置 7 の骨厚み演算部 12 や入射方向検出部 13 へ送信する。

【0052】

制御装置 7 は、CPU、ROM、RAM 等からなり、図 1 に示すように、超音波制御部 10 と、演算部 11 とで構成されており、演算部 11 は、骨厚み演算部 12 と、入射方向検出部 13 とを有する。

40

【0053】

超音波制御部 10 は、超音波送受波器 2 から入射パルス 40 を送波するための信号をパルス発生器 3 に送信する。

【0054】

演算部 11 の骨厚み演算部 12 は、超音波送受波器 2 によって、第 1 反射波 41 と第 2 反射波 42 がそれぞれ受波された時間の差 T に基づいて、皮質骨 60 の厚み D を算出する。詳細には、骨厚み演算部 12 は、この時間差 T と、皮質骨 60 中の音速 V_b の仮定値とを用いて、皮質骨 60 の厚み D を算出する。

【0055】

以下、骨厚み演算部 12 による厚み D の算出方法について詳細に説明する。骨厚み演算

50

部 1 2 は、先ず、信号処理部 6 から送られた受波信号に基づいて、時間差 T を算出する。

【 0 0 5 6 】

時間差 T を導出する方法としては、図 4 (a) に示すような、横軸を時間、縦軸を受波された超音波 (反射波) の強さ (振幅) とした時間領域のグラフを用いる方法と、図 4 (b) に示すような、横軸を周波数、縦軸をパワースペクトルとする周波数領域のグラフを用いる方法がある。図 4 (a) 及び図 4 (b) に示すグラフは、信号処理部 6 から送信された信号を基にして、骨厚み演算部 1 2 によって導出される。

【 0 0 5 7 】

時間領域のグラフを用いて時間差 T を算出する方法としては、第 1 反射波 4 1 及び第 2 反射波 4 2 のそれぞれの最大ピークの時間差 T_1 を算出する、いわゆるピーク時間差法を用いることができる。また、第 1 反射波 4 1 及び第 2 反射波 4 2 のそれぞれの最大ピークの立ち上がり部分と、横軸 (振幅 0 のライン) との交点の時間差 T_2 を算出する、いわゆるゼロクロス法を用いてもよい。

10

【 0 0 5 8 】

但し、皮質骨 6 0 の厚み D が薄い場合、図 4 (a) に示すような時間領域のグラフは、第 1 反射波 4 1 の波形と第 2 反射波 4 2 の波形が部分的に重なるため、時間領域のグラフを用いて時間差 T を算出するのが困難となる。このような場合には、図 4 (b) に示す周波数領域のグラフを用いて、時間差 T を算出することが好ましい。以下、周波数領域のグラフを用いて時間差 T を算出する方法について説明する。

20

【 0 0 5 9 】

第 1 反射波 4 1 と第 2 反射波 4 2 のそれぞれの時間 t の関数を、 $R_1(t)$ 、 $R_2(t)$ とし、第 1 反射波 4 1 に対する第 2 反射波 4 2 の振幅比を k とすると、受波面 2 0 b で受波される超音波 $R(t)$ は、 $R(t) = R_1(t) + R_2(t) = R_1(t) + k \cdot R_1(t - T)$ で表される。また、第 2 反射波 4 2 のフーリエスペクトル $F[R_2(t)]$ は、以下の数式 1 で表される。

【 0 0 6 0 】

[数 1]

$$F[R_2(t)] = k \cdot F[R_1(t - T)] \\ = k \cdot \exp(-j 2 \pi f T) \cdot F[R_1(t)]$$

30

但し、 f : 周波数、 j : 虚数単位とする。

【 0 0 6 1 】

従って、受波面 2 0 b で受波される超音波 $R(t)$ のパワースペクトル $|P(f)|$ は、下記の数式 2 で表される。

【 0 0 6 2 】

[数 2]

$$P(f) = |F[R_1(t) + R_2(t)]|^2 \\ = |F[R_1(t)]|^2 \cdot |1 + k \cdot \exp(-j 2 \pi f T)|^2 \cdot \\ = |F[R_1(t)]|^2 \cdot (1 + k^2 + 2 k \cdot \cos 2 \pi f T) \cdot$$

40

【 0 0 6 3 】

上記数式 2 より、 $P(f)$ は、 $\cos 2 \pi f T = 1$ となるときにピークが生じ、 $\cos 2 \pi f T = -1$ となるときに落ち込みが生じる。ピークが生じる周波数間隔を f_1 、落ち込みが生じる周波数間隔を f_2 とすると、 $f_1 = f_2 = 1 / T$ で表される。従って、図 4 (b) に示す周波数領域のグラフから、 f_1 又は f_2 を算出すると、 T を求めることができる。

【 0 0 6 4 】

次に、以上のようにして算出された時間差 T を用いて、皮質骨 6 0 の厚み D を算出する方法について説明する。図 2 に示すように、送波されてから第 1 反射波 4 1 として受波されるまでの経路と、入射パルス 4 0 が送波されてから第 2 反射波 4 2 として受波されるまでの経路との差は、超音波が皮質骨 6 0 中を厚さ方向に往復する距離 $2D$ である。即ち

50

、超音波は、時間 T の間に、皮質骨 60 中を距離 $2D$ だけ進む。よって、皮質骨 60 中を厚み方向に進む超音波の音速を V_b とすると、皮質骨 60 の厚み D は、 $D = V_b \cdot T / 2$ で表される。そこで、皮質骨 60 中の音速 V_b を一定値と仮定し、この仮定値を上記の式に代入することにより、皮質骨 60 の厚み D を算出する。音速 V_b の仮定値は、例えば、 $3000 \sim 3300 \text{ m/s}$ の範囲内に設定することが好ましい。

【0065】

皮質骨 60 中の音速 V_b 、及び、皮質骨 60 の厚み D はいずれも個体差があるが、皮質骨 60 中の音速 V_b の個体差によるばらつきは、皮質骨 60 の厚み D の個体差によるばらつきに比べて小さい。そのため、皮質骨 60 中の音速 V_b を一定値と仮定して皮質骨 60 の厚み D を算出することにより、算出された厚み D は、実際の皮質骨 60 の厚みと概ね一致する。

10

【0066】

以上のように、皮質骨 60 中の音速 V_b を一定値と仮定して皮質骨 60 の厚み D を算出することにより、簡便に皮質骨 60 の厚み D を算出することができる。

【0067】

以下、音速 V_b の仮定値を、 $3000 \sim 3300 \text{ m/s}$ の範囲内に設定することが好ましい理由について説明する。

【0068】

一般的に、皮質骨中の音速は、伝播する方向によって異なることが知られている。皮質骨中の音速は、荷重が作用する方向に関して比較的速く、 3900 m/s 前後である。荷重が作用する方向とは、通常、皮質骨表面に沿った方向である。

20

【0069】

一方、皮質骨表面に対してほぼ垂直な方向（皮質骨の厚み方向）の音速は比較的遅く、 $3000 \sim 3500 \text{ m/s}$ 程度である。具体的には、例えば、70～94歳の男女17体の大腿骨の皮質骨の厚み方向の超音波音速を測定した結果、図5に示すように、 $3125 \sim 3565 \text{ m/s}$ の範囲で分布し、平均値は約 3300 m/s であり、標準偏差値は 91 m/s であった。尚、この測定は、以下の手順で行った。即ち、大腿骨の小転子の長管方向に関して 3 cm 下方の位置から骨試料を取り出し、1辺 1 cm 以下の直方体の骨ブロックを作製した後、この骨ブロックを2つの超音波振動子で挟み込み、超音波を骨ブロックに透過させることにより超音波音速を測定した。

30

【0070】

また、音速 V_b を仮定して算出した皮質骨の厚み D が実際の厚みとほぼ一致することを、以下のようにして検証した。表1に示すように、3名の被験者の下顎骨の厚みを、本実施形態の骨厚み測定装置1とX線CT装置を用いてそれぞれ測定した。骨厚み測定装置1による測定では、音速 V_b の仮定値を 3000 m/s とした。

【0071】

【表1】

被験者	X線CT 厚み(mm)	骨厚み測定装置		
		平均厚み(mm)	標準偏差(mm)	測定回数
A	1.6	1.5	0.1	685
B	2	2	0.2	1112
C	2.4	2.4	0.2	795

40

【0072】

骨厚み測定装置1を用いた測定では、被験者の測定対象に当接された超音波送受波器2の傾きを調整しつつ、皮質骨の厚み D を表1に示す測定回数算出した。また、X線CT装置を用いた測定では、撮影されたCT画像からの測定対象の皮質骨の厚みを測定した。

50

【0073】

その結果、表1に示すように、骨厚み測定装置1を用いて測定された皮質骨の厚みDの平均値と、X線CT装置を用いて測定された皮質骨の厚みとはほぼ一致することが確認された。

【0074】

従って、骨厚み測定装置1を用いた測定では、音速Vbの仮定値を3000m/sに設定することが好ましい。しかし、例えば音速Vbを3300m/sと仮定して皮質骨の厚みを算出した場合、3000m/sと仮定した場合よりも約10%大きくなるが、実際の皮質骨の厚みの傾向をほぼ把握することができる。よって、音速Vbの仮定値は、3000m/sに限定されるものではない。

10

【0075】

以上より、皮質骨60中を厚み方向に伝播する音速Vbの仮定値は、3000~3300m/sの範囲内に設定することが好ましい。音速Vbの仮定値をこの範囲内に設定することにより、精度良く皮質骨厚みを算出することができる。

【0076】

次に、演算部11の入射方向検出部13について説明する。入射方向検出部13は、送受波用振動子21~24がそれぞれ受波した第1反射波41と第2反射波42の何れかの位相差に基づいて、皮質骨60に対する入射パルス40の入射角を算出する。

【0077】

以下、入射方向検出部13による、皮質骨表面63に対する入射パルス40の入射角の算出方法について具体的に説明する。皮質骨表面63に対する入射パルス40の入射角は、上下方向の入射角と左右方向の入射角によって決まる。

20

【0078】

図6に示すように、入射パルス40が皮質骨表面63に対して垂直に入射した場合、第1反射波41は送受波用振動子21~24に対して垂直に入射する。このとき、第1反射波41の波面41aは、送受波用振動子21~24の振動面と平行になる。そのため、受波位置での第1反射波41の位相は全て同じになり、4つの送受波用振動子21~24は、第1反射波41を同時に受波する。このような場合、入射方向検出部13は、入射角を0°と決定する。

【0079】

一方、図7に示すように、入射パルス40が皮質骨表面63に対して、上下方向の入射角θで入射した場合、第1反射波41は、送受波用振動子21~24に対して入射角θで入射する。このとき、第1反射波41の波面41aは、送受波用振動子21~24の振動面に対してθ傾いている。そのため、上下方向に並んだ2つの送受波用振動子21、22（又は、送受波用振動子23、24）がそれぞれ受波した第1反射波41に位相差が生じる。従って、送受波用振動子21、22（又は、送受波用振動子23、24）が第1反射波41を受波した時間にずれが生じる。この時間の差をΔtとする。

30

【0080】

この場合、入射方向検出部13は、先ず、信号処理部6から送信された受波信号に基づいて時間の差Δtを算出する。図7に示すように、送受波用振動子21で受波される第1反射波41の経路と、送受波用振動子22で受波される第1反射波41の経路との差は、軟組織62中での距離 $W \cdot \sin 2\theta$ だけである。即ち、第1反射波41は、時間Δtの間に、軟組織62中を距離 $W \cdot \sin 2\theta$ だけ進む。従って、軟組織62中の音速をVsとすると、Δtは、 $\Delta t = (W \cdot \sin 2\theta) / V_s$ で表されるため、この式から、皮質骨表面63に対する上下方向の入射角θを算出することができる。

40

【0081】

また、皮質骨表面63に対する左右方向の入射角は、左右方向に並んだ2つの送受波用振動子21、23（又は、送受波用振動子22、24）の受波信号に基づいて、同様に算出することができる。

【0082】

50

また、皮質骨裏面 6 4 に対する入射角についても、皮質骨表面 6 3 に対する入射角を算出する場合と同様に算出することができる。

【0083】

上述したように、超音波送波器 2 は、超音波の受波を行う 4 つの送波用振動子 2 1 ~ 2 4 を有し、これら送波用振動子 2 1 ~ 2 4 が、上下方向及び左右方向に 2 つずつ配置されている。そのため、入射方向検出部 1 3 は、送波用振動子 2 1 ~ 2 4 による受波信号に基づいて、皮質骨 6 0 に対する入射パルス 4 0 の上下方向及び左右方向の入射角を算出することができる。

【0084】

算出された皮質骨表面 6 3 及び皮質骨裏面 6 4 に対する入射パルス 4 0 の入射角は、即時に表示部 8 に表示される。測定者は、表示部 8 に表示された入射角を見ながら、皮膚表面 6 5 に接する当接面 2 a を支点として超音波送波器 2 を上下方向又は左右方向に動かす。超音波送波器 2 は、一定の周期で入射パルス 4 0 を送波し続けているため、測定者は、新たに表示部 8 に表示される入射角が 0 ° に近づくように、超音波送波器 2 の傾きを調整する。

10

【0085】

このように入射方向検出部 1 3 によって、皮質骨 6 0 に対する超音波の入射角を算出することにより、この算出された入射角に応じて、超音波送波器 2 の傾きを調整することができる。これにより、皮質骨 6 0 に対してより垂直に超音波を入射させることができる。そのため、安定して測定を行うことができるとともに、測定精度が向上する。

20

【0086】

また、特に、皮質骨表面 6 3 と皮質骨裏面 6 4 とが平行でない場合、第 1 反射波 4 1 と第 2 反射波 4 2 の両方を受波するには、皮質骨裏面 6 4 に対してできるだけ垂直に入射パルス 4 0 を入射させることが好ましい。これは、皮質骨裏面 6 4 は受波面 2 0 b までの距離が長いため、入射角が大きくなると、第 2 反射波 4 2 が受波面 2 0 b に戻ってこないためである。

【0087】

以上、本発明の好適な実施形態として第 1 実施形態を説明したが、上記第 1 実施形態は以下のように変更して実施できる。

【0088】

即ち、超音波送波器 2 の振動子群 2 0 が有する送波専用振動子の数は、1 つに限定されるものではなく、2 つ以上であってもよい。例えば、図 8 に示すように、振動子群 2 0 A は、4 つの送波専用振動子 2 5 A ~ 2 8 A を有する構成であってもよい。

30

【0089】

また、超音波送波器 2 の振動子群 2 0 が有する送波用振動子の数は、4 つに限定されるものではない。例えば、図 9 に示すように、振動子群 2 0 B は、送波用振動子 2 1 B を 1 つだけ有する構成であってもよい。この場合、送波用振動子 2 1 B は、受信部 5 の複数の受信回路のうち 1 つの受信回路に接続されてもよいが、受信部 5 を 1 つの受信回路で構成し、この 1 つの受信回路に接続されてもよい。

【0090】

また、例えば、振動子群は、上下方向及び左右方向に 3 つずつ配置された 9 つの送波用振動子を有する構成であってもよい。但し、送波用振動子の数が多すぎると（受波面 2 0 b の分割数が多すぎると）、1 つの送波用振動子の振動面が小さくなりすぎて、超音波を受波する感度が低下して、測定精度が低下する。

40

【0091】

また、送波専用振動子 2 5 の外縁形状、及び、送波用振動子 2 1 ~ 2 4 の振動面を合わせた面（受波面 2 0 b）の形状は、それぞれ正方形に限定されるものではない。例えば、図 10 (a) に示すように、振動子群 2 0 C の送波専用振動子 2 5 C の外縁形状、及び、送波用振動子 2 1 C ~ 2 4 C の振動面を合わせた面（受波面 2 0 b）の形状は、それぞれ円形状に形成されていてもよい。また、図 10 (b) に示すように、振動子群 2 0

50

Dが送受波用振動子21Dを1つだけ有しており、送波専用振動子25Dの外縁形状、及び、送受波用振動子21Dの形状が、それぞれ円形状に形成されていてもよい。送波専用振動子25Cの外形状が円形状であることにより、正形状の場合よりも、超音波送受波器2を小型化することができる。また、例えば、送波専用振動子25の外縁形状、及び、送受波用振動子21～24の振動面を合わせた面（受波面20b）の形状が、それぞれ四角形状や八角形状などの多角形状にそれぞれ形成されていてもよい。

【0092】

また、送波専用振動子25の外縁形状と、送受波用振動子21～24の振動面を合わせた面（受波面20b）の形状が、互いに異なる形状であってもよい。例えば、送波専用振動子25の外縁形状が円形状であって、受波面20bの形状が正形状などの多角形状であってよい。

10

【0093】

また、送波専用振動子25は、その中央部に送受波用振動子21～24が配置されるように形成されていなくてもよい。例えば、送波専用振動子25の上下方向に関して中央部より下側に、送受波用振動子21～24が配置されていてもよい。

【0094】

また、前記実施形態では、演算部11の入射方向検出部13によって、入射パルス40の皮質骨60に対する入射角を算出しているが、入射パルス40の入射方向を検出するには、必ずしも入射角を算出しなくてもよい。例えば、図4(a)に示す時間領域のグラフを用いて入射方向を検出してもよい。具体的には、入射方向検出部13によって、送受波用振動子21～24ごとに、時間領域のグラフを導出して、隣接する送受波用振動子の波形の位相差を比較する。位相差がなければ垂直入射であると判断し、位相差があれば、受波された時間にずれがあるので、入射パルス40が皮質骨60に対して斜めに入射されたと判断できる。

20

【0095】

<第2実施形態>

次に、本発明の第2実施形態について説明する。但し、第1実施形態と同様の構成を有するものについては、同じ符号を付して適宜その説明を省略する。

【0096】

図11に示すように、本実施形態の骨厚み測定装置201は、超音波送受波器202と、送受信分離部4と、切替回路（受波振動子決定手段）209と、受信部5、信号処理部6と、制御装置7と、表示部8とを備える。切替回路209は、送受信分離部4と、受信部5の間に配置されている。

30

【0097】

図12に示すように、超音波送受波器202は、振動子群220を有する。振動子群220は、同一平面上に配置された、超音波の送波及び受波の両方が可能な16個の超音波振動子221～236によって構成されている。

【0098】

超音波振動子221～236は、四角形状の平板状にそれぞれ形成されている。超音波振動子221～236は、上下方向及び左右方向に4つずつ格子状に配置されている。

40

【0099】

超音波振動子221～236は、送受信分離部4を介して、それぞれ独立して切替回路209に接続されている。切替回路209は、16個の超音波振動子221～236のうち、受波を行う例えば4つの超音波振動子を決定する。以下の説明において、切替回路209によって受波を行うと決定された超音波振動子を受波振動子とする。切替回路209によって受波振動子に決定された超音波振動子によって生成された受波信号は、受信部5に送信される。また、受波振動子以外の超音波振動子によって生成された受波信号は、切替回路209によって受信部5への接続が遮断される。従って、超音波を受波する受波面は、切替回路209によって決定された4つの受波振動子の振動面によって構成される。また、超音波を送波する送波面は、16個の超音波振動子221～236の振動面によ

50

て構成される。

【0100】

また、受信部5は、切替回路209によって選択される4つの受波振動子にそれぞれ接続される4つの受信回路をパラレルに内蔵している。また、信号処理部6は、受信部5の4つの受信回路から送信されたデジタル信号を一旦その記憶器に記憶した後、信号処理回路によりピーク値等を検出して制御装置7へ送信する。

【0101】

切替回路209は、16個の超音波振動子221～236のうち、4つの超音波振動子を受波振動子に決定する。詳細には、切替回路209は、切替回路209に備えられたスイッチ(図示省略)を測定者が切り替えることによって受波振動子を決定する構成であつてもよく、また、図示しないケーブルを介して制御装置7から送波された受波振動子決定信号を切替回路209が受信することによって受波振動子を決定する構成であつてもよい。

10

【0102】

切替回路209によって、例えば、中央に配置された4つの超音波振動子226、227、230、231が受波振動子に決定された場合、超音波送受波器202は、16個の超音波振動子221～236の振動面(送波面)によって、入射パルス40を同時に送波しつつ、また、はね返ってきた反射波41、42を4つの受波振動子(超音波振動子226、227、230、231)の振動面(受波面)によって受波する。尚、受波振動子は、上述した4つの超音波振動子226、227、230、231に限定されるものではなく、16個の超音波振動子221～236のうち、任意の4つの超音波振動子を選択することができる。

20

【0103】

以上のように超音波送受波器202は、送波面が、複数の超音波振動子221～236の振動面で構成される。また、反射波の受波は、切替回路209によって決定された受波振動子ごとに独立して行われる。そのため、1つの超音波振動子によって超音波の送波と受波の両方を行う場合に比べて、受波時の指向性を広くすることができると同時に、送波面を大きくすることができる。従って、超音波を皮質骨60に対して斜めに入射した場合であっても、その反射波を受波することが可能となり、安定して皮質骨の厚みを測定することができる。

30

【0104】

また、複数の超音波振動子221～236の一部(本実施形態では4つ)の超音波振動子が受波振動子に切り替えられるため、超音波の受波面は、送波面よりも小さくなるが、皮質骨の厚みを算出するためには、送波された入射パルス40によって生じる反射波41、42を全て受波する必要はなく、反射波41、42の一部を受波できればよい。従って、超音波の受波面は、送波面よりも小さくてもよい。従って、切替回路209を設けて、複数の超音波振動子221～236のうちの一部の超音波振動子によって、受波を行うことにより、切替回路を設けない場合に比べて、不要に超音波を受波する超音波振動子が少ないため、受波信号を処理するための電氣的構成を簡略化でき、コストを低下できる。

40

【0105】

また、例えば、皮質骨表面63と皮質骨裏面64とが平行でない場合など、皮質骨60の形状によっては、どのように超音波送受波器202を設置しても入射パルス40が皮質骨60に対して斜めに入射されてしまう場合が考えられる。このような場合であっても、受波面の位置を、反射波が戻ってくる位置に設定することによって、確実に反射波を受波することができる。

【0106】

以上、本発明の好適な実施形態として第2実施形態を説明したが、上記第2実施形態は以下のように変更して実施できる。

【0107】

即ち、超音波送受波器202が有する超音波振動子の数は、16個に限定されるもので

50

はない。例えば、超音波送受波器 202 は、上下方向及び左右方向に 3 つずつ配置された 9 つの超音波振動子を有する構成であってもよい。

【0108】

また、切替回路 209 によって決定される受波振動子の数は、4 つに限定されるものではなく、例えば、4 つ以下であっても、9 つであってもよい。

【0109】

また、切替回路 209 を設けずに、全ての超音波振動子 221 ~ 236 によって受波を行ってもよい。これにより、入射パルス 40 が皮質骨 60 に対して斜めに入射してしまっても、その反射波を受波しやすくなる。

【0110】

以上、説明した第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、測定部位を下顎骨又は上顎骨とし、口腔外に超音波送受波器を配置して測定を行っているが、図 13 に示すように、抜歯後に再生した歯槽骨（顎骨）の皮質骨 360 の厚み D3 を口腔内から測定する場合にも本発明の骨厚み測定装置を適用することができる。歯槽骨の皮質骨 360 の内側には海綿骨 361 が存在し、また皮質骨 360 の表面は、歯肉（軟組織）362 で覆われている。超音波送受波器 302 は、皮質骨 360 に対してほぼ垂直に入射パルス 340 を送波し、皮質骨表面 363 で反射した第 1 反射波 341、及び、皮質骨裏面 364 で反射した第 2 反射波 362 をそれぞれ受波する。この場合、この超音波送受波器 302 は、歯 1 つ分程度の大きさに形成されている。また、この場合、超音波送受波器としては、上述した第 1 実施形態又は第 2 実施形態と同様に、複数の超音波振動子を有するものを用いてもよいが、超音波の送波と受波の両方を行う 1 つの超音波振動子のみを有するものを用いてもよい。

【0111】

また、本発明の骨厚み測定装置の測定対象は、顎骨に限定されるものではない。例えば、頭蓋骨（顎骨以外）、脛骨等の皮質骨の厚みを測定する場合にも本発明の骨厚み測定装置を用いることができる。この場合、皮質骨の厚み方向の超音波音速 V_b は、測定部位に応じて、適切な値にそれぞれ設定される。具体的には、3000 ~ 3300 m/s の範囲内の値に設定することが好ましい。

【図面の簡単な説明】

【0112】

【図 1】第 1 実施形態の骨厚み測定装置を示す図である。

【図 2】超音波送受波器の使用状態を示す断面図である。

【図 3】振動子群の配置を示す図であり、(a) は超音波の送波を行う超音波振動子を示し、(b) は超音波の受波を行う超音波振動子を示す。

【図 4】(a) は受波された超音波の受波時間ごとの振幅を示すグラフであり、(b) は受波された超音波のパワースペクトルを示すグラフである。

【図 5】大腿骨の皮質骨中の超音波音速を示すグラフである。

【図 6】超音波が皮質骨表面に対して垂直に入射された状態を示す断面図である。

【図 7】超音波が皮質骨表面に対して斜めに入射された状態を示す断面図である。

【図 8】変更形態の振動子群を示す図である。

【図 9】変更形態の振動子群を示す図である。

【図 10】変更形態の振動子群を示す図である。

【図 11】第 2 実施形態の骨厚み測定装置を示す図である。

【図 12】振動子群の配置を示す図である。

【図 13】超音波送受波器の他の使用状態を示す断面図である。

【符号の説明】

【0113】

1、201 骨厚み測定装置

2、202、302 超音波送受波器

12 骨厚み演算部

13 入射方向検出部

10

20

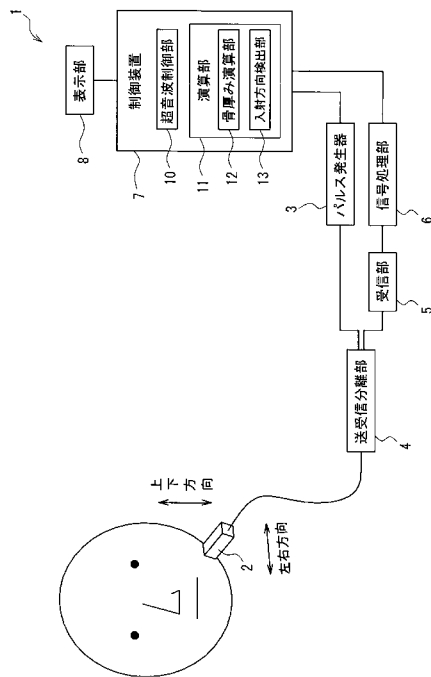
30

40

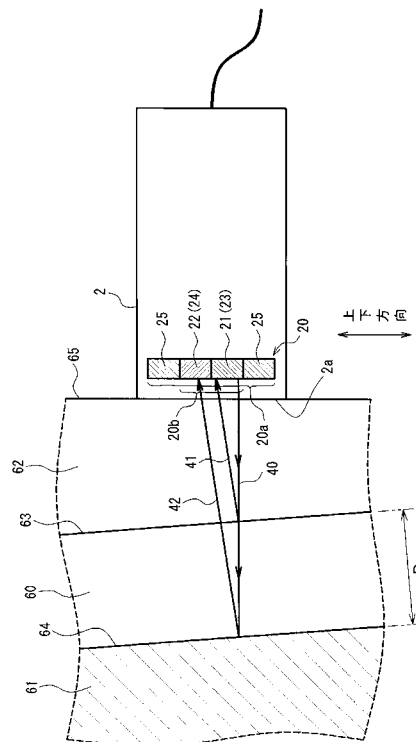
50

- 20、20A、20B、20C、20D 振動子群
- 20a 送波面
- 20b 受波面
- 21~24、21B、21C、21~24C、21D 送受波用振動子
- 25、25A~28A、25C、25D 送波専用振動子
- 40 入射パルス
- 41 第1反射波
- 42 第2反射波
- 60、360 皮質骨
- 61、361 海綿骨
- 62、362 軟組織
- 63、363 皮質骨表面
- 64、364 皮質骨裏面
- 221~236 超音波振動子
- 209 切替回路(受波振動子決定手段)

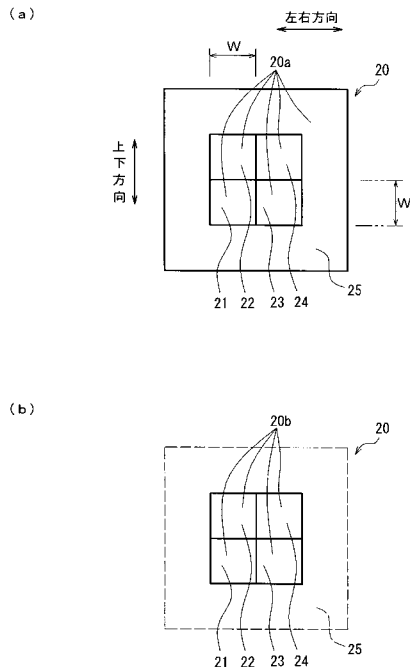
【図1】



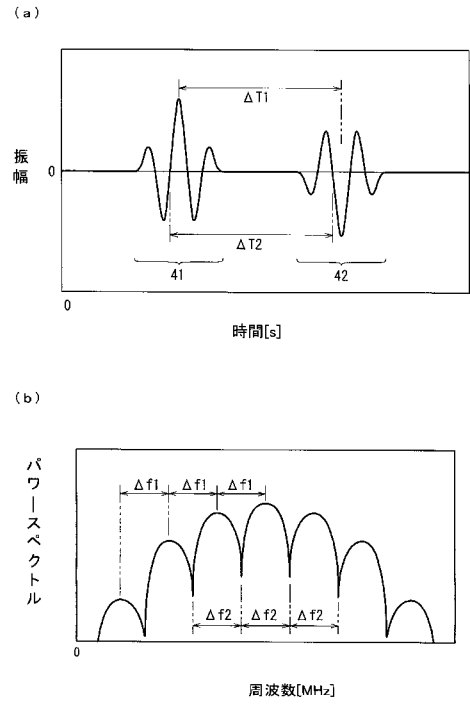
【図2】



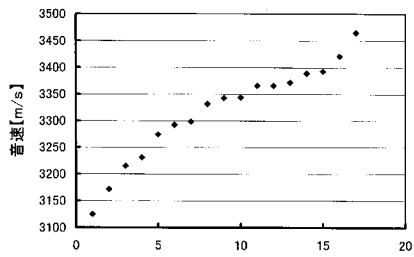
【 図 3 】



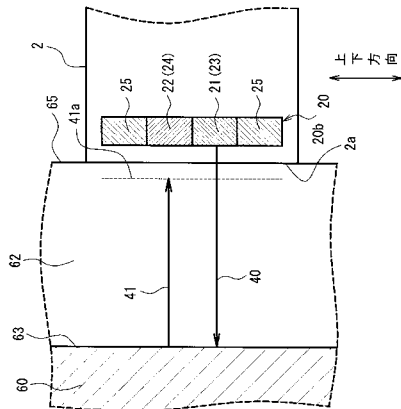
【 図 4 】



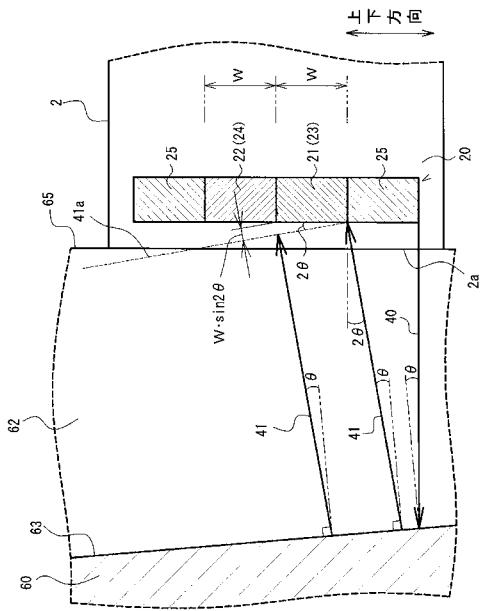
【 図 5 】



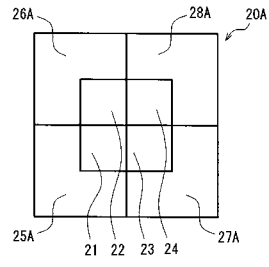
【 図 6 】



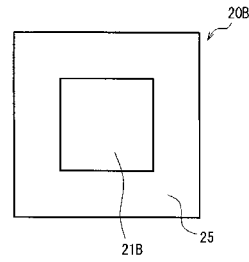
【 図 7 】



【 図 8 】

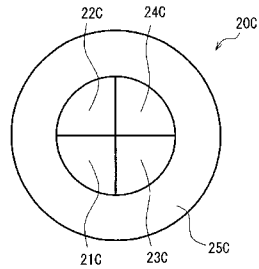


【 図 9 】

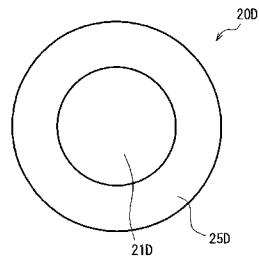


【 図 10 】

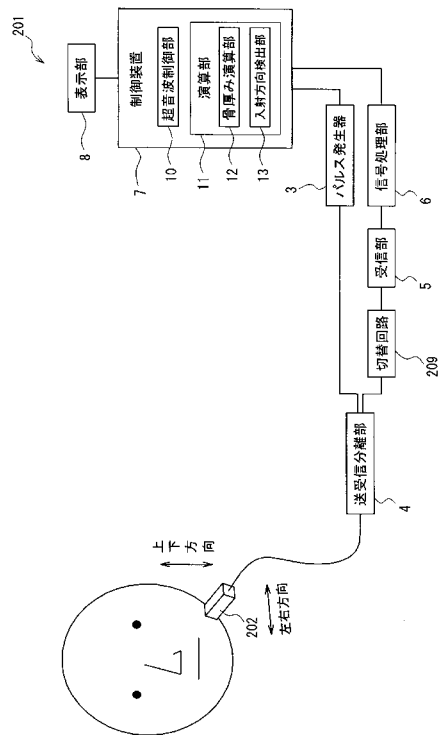
(a)



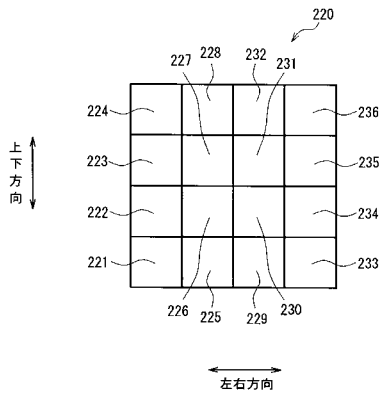
(b)



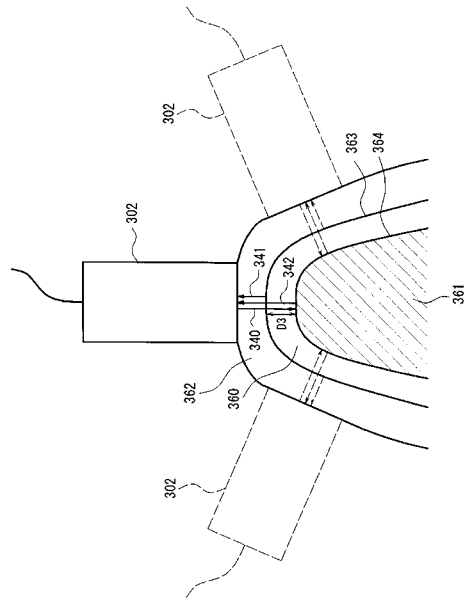
【 図 11 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



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52号 古野電気株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB01 DD01 DD10 DD12 EE10 GA03 GB08 HH01 HH04 JB38
JB49

专利名称(译)	骨厚度测量装置		
公开(公告)号	JP2009153945A	公开(公告)日	2009-07-16
申请号	JP2007338879	申请日	2007-12-28
申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
[标]发明人	末利良一 小河慎二 クレタンドリアン		
发明人	末利 良一 小河 慎二 クレタン ドリアン		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DD01 4C601/DD10 4C601/DD12 4C601/EE10 4C601/GA03 4C601/GB08 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/JB38 4C601/JB49		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种骨厚度测量装置，通过该装置可以稳定地测量骨厚度。
 ŽSOLUTION：骨厚度测量装置包括超声波收发器2，用于将入射脉冲40几乎垂直于皮质骨60传输，并从皮质骨表面63接收第一反射波41，并从皮质骨后侧面接收第二反射波42如图64所示，骨厚度计算部分基于分别接收第一反射波和第二反射波的时间之间的差来计算超声波收发器2的皮质骨的厚度D。此外，超声波收发器2具有多个超声波振荡器21-24和超声波振荡器25，超声波振荡器21-24用于执行超声波的发送和接收，超声波振荡器25用于仅执行放置在同一平面上的超声波的发送。Ž

