

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4312494号
(P4312494)

(45) 発行日 平成21年8月12日(2009.8.12)

(24) 登録日 平成21年5月22日(2009.5.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2003-111647 (P2003-111647)	(73) 特許権者	000166247
(22) 出願日	平成15年4月16日(2003.4.16)		古野電気株式会社
(65) 公開番号	特開2004-344181 (P2004-344181A)		兵庫県西宮市芦原町9番52号
(43) 公開日	平成16年12月9日(2004.12.9)	(74) 代理人	100089196
審査請求日	平成18年3月29日(2006.3.29)		弁理士 梶 良之
		(74) 代理人	100104226
			弁理士 須原 誠
		(72) 発明者	田中 俊久
			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	新井 電雄
			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】 超音波骨密度測定装置、超音波測定装置、及び超音波測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を載せるための基台と、
 少なくともいずれか一方が他方の方向に移動可能に対向した、超音波透過性固体材料からなる一对の測定体と、
 前記一对の測定体のいずれか一方に設けられた超音波送波器と、
 前記一对の測定体のいずれか一方に設けられた超音波受波器と、
 前記超音波送波器から前記超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出するための伝達関数導出手段と、
 出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出手段によって導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出するための入力波形導出手段と、
 前記入力波形導出手段が導出した波形を有する入力信号を前記超音波送波器に供給するための入力波形供給手段とを備えており、
前記伝達関数導出手段が、
超音波を受波した前記超音波受波器からの出力信号にインパルス信号を加えた信号に基づいて、測定系の周波数伝達関数を導出することを特徴とする超音波骨密度測定装置。

【請求項 2】

各測定体の形状が、前記超音波送波器から送波された超音波の超音波送波器から超音波受波器までの反射波の影響を前記伝達関数に含めて所望波形の出力信号を得るように、被

10

20

検体の測定に適した形状に決定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波骨密度測定装置。

【請求項 3】

超音波送波器と、

超音波受波器と、

前記超音波送波器から前記超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出するための伝達関数導出手段と、

出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出手段によって導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出するための入力波形導出手段と、

前記入力波形導出手段が導出した波形を有する入力信号を前記超音波送波器に供給するための入力波形供給手段とを備えており、

前記伝達関数導出手段が、

超音波を受波した前記超音波受波器からの出力信号にインパルス信号を加えた信号に基づいて、測定系の周波数伝達関数を導出することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 4】

前記伝達関数導出手段が、

前記超音波送波器への入力信号をフーリエ変換するための第 1 の変換手段と、

前記超音波受波器が超音波を受波したときの出力信号にインパルス信号を付加するためのインパルス信号付加手段と、

前記インパルス信号付加手段によってインパルス信号が付加された出力信号をフーリエ変換するための第 2 の変換手段と、

前記第 1 の変換手段によって得られた変換入力信号と、前記第 2 の変換手段によって得られた変換出力信号との比を求めるための求比手段とを備えていることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波測定装置。

【請求項 5】

超音波送波器と、

超音波受波器と、

前記超音波送波器から被検査物を経て前記超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出するための伝達関数導出手段と、

出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出手段によって導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出するための入力波形導出手段と、

前記入力波形導出手段が導出した波形を有する入力信号を前記超音波送波器に供給するための入力波形供給手段とを備えており、

前記伝達関数導出手段が、

超音波を受波した前記超音波受波器からの出力信号にインパルス信号を加えた信号に基づいて、測定系の周波数伝達関数を導出することを特徴とする超音波測定装置。

【請求項 6】

超音波送波器から前記超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出する伝達関数導出ステップと、

超音波を受波した前記超音波受波器からの出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出ステップで導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出する入力波形導出ステップとを備えており、

前記伝達関数導出ステップにおいて、

出力信号にインパルス信号を加えた信号に基づいて、測定系の周波数伝達関数を導出することを特徴とする超音波測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、骨粗鬆症の診断等に利用される超音波骨密度測定装置、超音波測定装置、超音波骨密度測定方法及び超音波測定方法に関する。

【0002】**【従来の技術】**

骨組織の密度が低下する症状である骨粗鬆症の診断のために、超音波骨密度測定装置が用いられている。超音波は、被検体に含有される骨塩量に応じた速度で被検体内を伝播する。したがって、被検体内における超音波の伝播速度（SOS：Speed Of Sound）を測定すれば、被検体である踵の骨塩量に相当する量を測定することができる。超音波骨密度測定装置は、この原理を利用したものであって、被検者の骨中における超音波の伝播速度を測定し、測定された超音波の伝播速度から骨塩密度などの骨特性を定量測定することができる装置である。超音波伝播速度の測定精度を向上させるために、超音波骨密度測定装置による超音波検査は、海綿骨が多い踵骨を被検体として行われることが多い。

10

【0003】

特許文献1に記載された超音波骨密度測定装置は、被検体を載せるための基台と、両側から被検体を挟み込んで被検体に密着する一対の測定体とを有している。一方の測定体内には、超音波振動子を有する超音波送波器が配置され、他方の測定体内には、超音波振動子を有する超音波受波器（実質的に超音波送波器と同じもの）が配置されている。超音波送波器から送波された超音波は被検体を通過して超音波受波器によって受波される。また、測定体と被検体との境界面で反射する超音波を測定し、通過した超音波との時間差から被検体の超音波伝播速度を求める。

20

【0004】**【特許文献1】**

特開平10-43180号公報

【0005】

特許文献1に記載されたような超音波骨密度測定装置においては、超音波伝播速度の測定時に、超音波送波器に単パルス信号を与えている。このとき、超音波振動子の周波数帯域が狭いために、超音波送波器から出力される超音波は時間軸に沿って広がった（時間幅の広い）波形を有するものとなる。したがって、超音波骨密度測定装置の時間分解能が悪化してしまう。超音波振動子としてコンポジット振動子を用いれば超音波送波器から出力される超音波を時間幅の短いものとするのが可能であるが、その時間幅短縮効果は十分ではなく、しかもコンポジット振動子自体が高価であって商用の装置に用いることは実用的ではない。また、超音波送波器から出力される超音波は、一部が被検体を挟み込む測定体と被検体との境界面以外の表面で反射し、時間的に遅れて受波器に到達することがあり、その場合には測定精度が悪化してしまう。この反射波（以降反射波と記載）は測定体の形状に依存し、被検体を通過した超音波を受波する場合も、測定体と被検体との境界面で反射した超音波を受波する場合のどちらの場合でも発生し得る。

30

【0006】

また、超音波骨密度測定装置を含む超音波測定装置において、ノイズの影響を可能な限り排除して高精度の測定結果を得られるようにすることが望まれている。

40

【0007】

そこで、本発明の一つの目的は、送波される超音波の時間幅延長を抑制し且つ反射波の影響を少なくすることで高精度の測定結果を得ることが可能な超音波骨密度測定装置及び超音波骨密度測定方法を提供することである。

【0008】

また、本発明の別の目的は、ノイズの影響を受けにくい高精度の測定結果を得ることが可能な超音波測定装置及び超音波測定方法を提供することである。

【0009】**【課題を解決するための手段】**

本発明の超音波骨密度測定装置は、被検体を載せるための基台と、少なくともいずれか

50

一方が他方の方向に移動可能に対向した、超音波透過性固体材料からなる一対の測定体と、前記一対の測定体のいずれか一方に設けられた超音波送波器と、前記一対の測定体のいずれか一方に設けられた超音波受波器と、前記超音波送波器から前記超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出するための伝達関数導出手段と、出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出手段によって導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出するための入力波形導出手段と、前記入力波形導出手段が導出した波形を有する入力信号を前記超音波送波器に供給するための入力波形供給手段とを備えている。

【0010】

10

本発明の超音波測定方法は、少なくともいずれか一方が他方の方向に移動可能に対向した、超音波透過性固体材料からなる一対の測定体のいずれか一方に設けられた超音波送波器から、前記一対の測定体のいずれか一方に設けられた超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出する伝達関数導出ステップと、出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出ステップで導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出する入力波形導出ステップとを備えている。

【0011】

本発明の超音波測定方法は、少なくともいずれか一方が他方の方向に移動可能に対向しており且つ先端にスタンドオフが設けられた超音波透過性固体材料からなる一対の測定体のいずれか一方に設けられた超音波送波器から、前記一対の測定体のいずれか一方に設けられた超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を、2つの前記スタンドオフを接触させた状態において導出する伝達関数導出ステップと、出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出ステップで導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出する入力波形導出ステップと、2つの前記スタンドオフを離隔させるステップと、離隔した2つの前記スタンドオフ間に配置された踵を2つの前記スタンドオフで挟み込むステップと、2つの前記スタンドオフによって踵が挟み込まれた状態において、前記入力波形導出ステップで求められた波形を有する入力信号を前記超音波送波器に供給し、前記超音波受波器からの出力信号を検出するステップとを備えている。本明細書において、「スタンドオフ」とは患者に接触する部分を言う。

20

30

【0012】

この構成によると、周波数伝達関数を用いて超音波受波器から出力される出力信号が所望波形を有するような入力信号の波形を導出しているので、超音波受波器から出力される出力信号の波形を時間幅の狭いものとするのが可能である。また、導出された伝達関数が反射波の影響を組み込んだものとなるので、導出された波形を有する入力信号を超音波送波器に供給したときに超音波受波器から出力される出力信号が反射波成分をほとんど含まなくなる。したがって、高精度の測定結果を得ることが可能となる。

【0013】

本発明において、各測定体の形状が、前記超音波送波器から送波された超音波の超音波送波器から超音波受波器までの反射波の影響を前記伝達関数に含めて所望波形の出力信号を得るように、被検体の測定に適した形状に決定されていることが好ましい。これによると、測定体がいかなる形状であっても測定体内部での反射波の影響を受けないため、自由に被検体の測定に最も適した形状に決定することができる。

40

【0014】

本発明の超音波測定装置は、超音波送波器と、超音波受波器と、前記超音波送波器から前記超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出するための伝達関数導出手段と、出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出手段によって導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出するための入力波形導出手段と、前記入力波形

50

導出手段が導出した波形を有する入力信号を前記超音波送波器に供給するための入力波形供給手段とを備えている。そして、前記伝達関数導出手段が、超音波を受波した前記超音波受波器からの出力信号にインパルス信号を加えた信号に基づいて、測定系の周波数伝達関数を導出する。

【 0 0 1 5 】

本発明の超音波骨密度測定装置は、別の観点において、超音波送波器と、超音波受波器と、前記超音波送波器から被検査物を経て前記超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出するための伝達関数導出手段と、出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出手段によって導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出するための入力波形導出手段と、前記入力波形導出手段が導出した波形を有する入力信号を前記超音波送波器に供給するための入力波形供給手段とを備えている。そして、前記伝達関数導出手段が、超音波を受波した前記超音波受波器からの出力信号にインパルス信号を加えた信号に基づいて、測定系の周波数伝達関数を導出する。

10

【 0 0 1 6 】

本発明の超音波測定方法は、超音波送波器から前記超音波受波器に至る測定系の周波数伝達関数を導出する伝達関数導出ステップと、超音波を受波した前記超音波受波器からの出力信号の所望波形と、前記伝達関数導出ステップで導出された周波数伝達関数とに基づいて、前記超音波受波器が前記所望波形を有する出力信号を出力するときに前記超音波送波器に供給される入力信号の波形を導出する入力波形導出ステップとを備えている。そして、前記伝達関数導出ステップにおいて、出力信号にインパルス信号を加えた信号に基づいて、測定系の周波数伝達関数を導出する。

20

【 0 0 1 7 】

この構成によると、周波数伝達関数を用いて超音波受波器から出力される出力信号が所望波形を有するような入力信号の波形を導出しているので、超音波受波器から出力される出力信号の波形を時間幅の狭いものとするのが可能である。また、導出された伝達関数が反射波の影響を組み込んだものとなるので、導出された波形を有する入力信号を超音波送波器に供給したときに超音波受波器から出力される出力信号が反射波成分をほとんど含まなくなる。したがって、高精度の測定結果を得ることが可能となる。

【 0 0 1 8 】

また、出力信号とインパルス信号とから成る信号に基づいて測定系の周波数伝達関数を導出するため、ノイズの影響をできる限り排除することができる。これにより、さらに高精度の測定結果を得ることができる。

30

【 0 0 1 9 】

本発明の超音波測定装置において、前記伝達関数導出手段が、前記超音波送波器への入力信号をフーリエ変換するための第1の変換手段と、前記超音波受波器が超音波を受波したときの出力信号にインパルス信号を付加するためのインパルス信号付加手段と、前記インパルス信号付加手段によってインパルス信号が付加された出力信号をフーリエ変換するための第2の変換手段と、前記第1の変換手段によって得られた変換入力信号と、前記第2の変換手段によって得られた変換出力信号との比を求めるための求比手段とを備えていてよい。これにより、伝達関数を迅速に求めることが可能である。

40

【 0 0 2 0 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しつつ説明する。

【 0 0 2 1 】

図1は、本発明の第1の実施の形態による超音波骨密度測定装置を示す一部断面正面図である。図2は、図1に示す超音波骨密度測定装置のII-II線に沿った断面図である。図3は、図1に示す超音波骨密度測定装置のIII-III線に沿った断面図である。

【 0 0 2 2 】

図1～図3に示す超音波骨密度測定装置1において、測定体2は、これと対向配置された

50

測定体 3 との間隔を可変するために移動自在にされた円筒状の可動タンク 7 を有している。測定体 2、3 内には、超音波送受波器 4、5 がそれぞれ配置されている。超音波送受波器 4、5 は、超音波の送波及び受波を共に行うことができる機器である。

【0023】

可動タンク 7 は、測定体 3 側に被検体（超音波骨密度測定装置 1 は被検体として踵を用いるので、以下において、被検体のことを単に踵ということがある）を押し付けるスタンドオフ 8 が先端に圧入されることで、内部が密閉状態にされている。密閉された測定体 3 の内部空間には、超音波送受波器 4、5 から発生される超音波信号を透過し易い超音波透過物質となる超音波透過性流体（例えば、水）が注入されている。

【0024】

スタンドオフ 8 は、測定体 3 に向かって段々に縮径突出する断面台形を呈しており、可動タンク 7 の軸方向に直交する 2 つの反射平面 8 a、8 b を有している。また、スタンドオフ 8 は、超音波信号を透過させ易く且つ超音波透過性流体と異なる音響インピーダンスを有するアクリル、エポキシ、ウレタンおよびシリコン等の各種樹脂を成形してなるものである。特に、被検体への押し付けに際して反射平面 8 a、8 b の変形が少ない硬質材料であるアクリル樹脂は、スタンドオフ 8 の材料として好ましい。なお、後述するスタンドオフ 25 もスタンドオフ 8 と同じ材料からなる。

【0025】

測定体 2 の可動タンク 7 は、対となる 2 つのタンク支え 11 a、11 b の間に形成された V 溝に支持されていると共に、踵が載せられる基台である診断台 9 に対して駆動機構 10 によって移動させることが可能である。駆動機構 10 は、可動タンク 7 に固設されてその軸方向に延びたラック 10 a に噛み合うピニオン 10 b を有している。ピニオン 10 b は、診断台 9 に立設された支持部材 13 のオイルレスプッシュによって回転自在に支持されたダイヤルシャフト 12 a に挿入されることによって固定されている。ダイヤルシャフト 12 a のピニオン 10 b よりも先端側には、取っ手 12 a が取り付けられたダイヤル 12 が取り付けられている。そのため、ダイヤル 12 を正逆回転させると、ピニオン 10 b の回転がラック 10 a に伝達されて、可動タンク 7 がスタンドオフ 8 と共に測定体 3 に近接又は離隔する方向に直線移動する。このようにして、測定体 2 と測定体 3 との間隔を変えることができる。また、駆動機構 10 には、ピニオン 10 b の回転を規制する固定ピン（図示せず）が含まれている。この固定ピンによるピニオン 10 b の回転規制で、2 つの測定体 2、3 の間隔を一定範囲内に保持できるようになっている。

【0026】

可動タンク 7 は、図 2 及び図 3 に示すように、その軸方向に並行して延びるタンクガイド 15 を有している。タンクガイド 15 は、診断台 9 に沿って配置されたガイドシャフト 16 と、ガイドシャフト 16 に沿って U 字型に曲げられたガイド蓋 18 とを主要部品としている。ガイドシャフト 16 は、その両端側において診断台 9 に立設された一对の固定台 22 a、22 b に軸支されている。また、ガイド蓋 18 は、可動タンク 7 の外周に固設されたガイド板 17 と一体化されることによって、ガイド板 17 と共にガイド筒体を構成している。このガイド筒体は、ガイド板 17 とガイド蓋 18 とで区画されたガイド孔 23 を有している。ガイド孔 23 には、ガイドシャフト 16 が貫通している。そして、ガイド筒体は、ガイド蓋 18 の両端の軸受部でガイドシャフト 16 に対して軸方向摺動自在に支持されている。

【0027】

ガイド孔 23 は、ガイドシャフト 16 の軸方向に延びると共に、部材 18、17 の側面に開口を有している。ガイド孔 23 の軸方向両端部は、シール部材 19 a、19 b 及び密閉板 20 a、20 b がそれぞれこの順にガイドシャフト 16 に摺動自在に外嵌されることによって密閉されている。可動タンク 7 が駆動機構 10 によって移動させられる際、シール部材 19 a、19 b と密閉板 20 a、20 b とがガイドシャフト 16 に対して摺動するので、可動タンク 7 は安定して案内される。

【0028】

ガイド孔 23 は、ガイドシャフト 16 の軸方向に延びるようにガイド板 17 に形成された連絡長孔 21 を通して可動タンク 7 内に連通している。したがって、可動タンク 7 内の超音波透過性液体は、ガイド孔 23 内にも充満する。シール部材 19a、19b と密閉板 20a、20b とでガイド孔 23 が軸方向両端部において密閉されているために、ガイド孔 23 内に充満した超音波透過性液体が外部に漏れることがない。

【0029】

測定体 3 は、可動タンク 7 のスタンドオフ 8 に対向して配されたスタンドオフ 25 を有している。スタンドオフ 25 は、超音波送受波器 4、5 で発生した超音波信号を透過し易い超音波透過性固体からなる。スタンドオフ 25 は、可動タンク 7 のスタンドオフ 8 に向かって徐々に縮径した断面台形の突出形状を呈しており、スタンドオフ 8 の反射面 8a に平行な反射面 25a を有している。

10

【0030】

測定体 3 は、スタンドオフ 25 の軸心が可動タンク 7 のスタンドオフ 8 の軸心と一致し且つ反射面 25a が反射面 8a と平行となるように、診断台 9 に立設された固定台 28 に固設されている。したがって、駆動機構 10 によりスタンドオフ 8 をスタンドオフ 25 に近づく方向に直線移動させることにより、2つのスタンドオフ 8、25 で踵を挟み込むことができるので、踵を診断台 9 上に固定することができる。踵を固定するために必要なスタンドオフ 8 の移動量は、踵の幅寸法に依存する。

【0031】

上記のように 2つのスタンドオフ 8、25 が先端側に向かって縮径した断面台形形状となっているので、反射面 8a、25a の面積は比較的小さい。そのため、表面に凹凸がありその凹凸形状が一定でない踵等が被検体であっても、スタンドオフ 8、25 の反射面 8a、25a の全面を被検体に密着させ易くなっている。

20

【0032】

超音波送受波器 4、5 としては、通常、超音波信号の発生および検出を 1 台で行うことができる超音波トランスデューサと呼ばれる装置が用いられる。超音波送受波器 4、5 は、相互間の距離 L0 が固定された状態で測定体 2、3 内に配置されている。

【0033】

超音波送受波器 4 は、スタンドオフ 8 の反射平面 8a に向かって超音波信号を送信及び受信可能に透過流体が充満した可動タンク 7 中に配置されると共に、連結部材 27 の先端に取り付けられている。連結部材 27 は、その基端がガイドシャフト 16 に固定されており、連絡長孔 21 から可動タンク 7 内に突出するように延びている。連絡長孔 21 がガイドシャフト 16 の軸方向に延びるようにガイド板 17 に形成されているために、超音波送受波器 4 をガイドシャフト 16 に固定した状態でスタンドオフ 8 及び可動タンク 7 を直線移動させることができるようになっている。

30

【0034】

超音波送受波器 5 は、スタンドオフ 25 の反射平面 25a に向かって超音波信号を送信及び受信可能に、気密状態のスタンドオフ 25 内に固定されている。上記のように超音波送受波器 4、5 を配置することにより、一方の超音波送受波器 4、5 から発せられ、超音波透過性流体およびスタンドオフ 8、25 を透過した超音波信号を他方の超音波送受波器 4、5 で検出することができる。また、一方の超音波送受波器 4、5 から発せられ、いずれかの反射面 8a、8b、25a で反射した超音波信号を当該一方の超音波送受波器 4、5 で受信することも可能となる。

40

【0035】

次に、超音波骨密度測定装置 1 のシステム構成について説明する。超音波骨密度測定装置 1 のシステム構成を示すブロック図である図 4 に示すように、超音波骨密度測定装置 1 において、2つの超音波送受波器 4、5 には、増幅器 31、A/Dコンバータ 32、演算器 33、入力波形発生器 34、及び、増幅器 35 が接続されている。

【0036】

なお、以下の説明では、超音波送受波器 5 が超音波を送波し、超音波送受波器 4 が超音波

50

を受波するとして説明するが、これとは逆に、超音波送受波器 4 が超音波を送波し、超音波送受波器 5 が超音波を受波するようにしてもよい。また、2つの超音波送受波器 4、5 のいずれか一方だけが超音波の送波及び受波を両方行うようにしてもよい。

【0037】

増幅器 31 は、超音波送受波器 4 に接続されている。増幅器 31 は、超音波を受波した超音波送受波器 4 の出力信号の電圧を増幅する。増幅器 31 には、A/D コンバータ 32 が接続されている。A/D コンバータ 32 は、増幅器 31 の出力信号を、演算器 33 で演算処理を実行できるようにデジタル化する。

【0038】

演算器 33 は、以下に説明するような各種の演算処理を実行する。演算器 33 は、伝達関数導出部 331 と、入力波形導出部 336 とを含んでいる。伝達関数導出部 331 は、所望出力波形記憶部 332 と、インパルス信号記憶部 333 と、変換部 334 と、求比部 335 とを含んでいる。入力波形導出部 336 は、変換部 337 と、求比部 338 とを含んでいる。

10

【0039】

所望出力波形記憶部 332 は、超音波送受波器 4 で受信されるのに望ましい波形を有する出力信号 $y(t)$ (t : 時間) に関する波形情報を記憶している。本実施の形態において、所望出力波形記憶部 332 で記憶されている所望出力信号 $y(t)$ の波形情報は、周波数が後述する伝達関数の中心周波数の 2 倍内である 1 周期分の正弦波 (以下、「 $\sin 1$ 波」と称する) である。

20

【0040】

インパルス信号記憶部 333 は、超音波送受波器 5 に供給されるインパルス信号 $i(t)$ に関する波形情報を記憶している。

【0041】

変換部 334 は、インパルス信号記憶部 333 に記憶されているインパルス信号 $i(t)$ 、及び、超音波送受波器 4 から出力されるインパルス応答信号 $o(t)$ をそれぞれフーリエ変換する。以下の説明において、インパルス信号 $i(t)$ 及びインパルス応答信号 $o(t)$ を変換部 334 によってフーリエ変換した信号を、それぞれ、 $I(\omega)$ 及び $O(\omega)$ (ω : 角周波数) と記載する。

【0042】

求比部 335 は、変換部 334 で得られた信号 $O(\omega)$ と $I(\omega)$ との比を求める。この比が、超音波骨密度測定装置 1 の測定系における伝達関数 $H(\omega)$ である。

30

【0043】

一方、入力波形導出部 336 の変換部 337 は、所望出力波形記憶部 332 に記憶されている $\sin 1$ 波の波形を有する出力信号 $y(t)$ をフーリエ変換する。以下の説明において、出力信号 $y(t)$ を変換部 337 によってフーリエ変換した信号を、 $Y(\omega)$ と記載する。

【0044】

求比部 338 は、変換部 337 で得られた信号 $Y(\omega)$ と、求比部 335 で得られた伝達関数 $H(\omega)$ との比を求める。以下の説明において、この比を $X(\omega)$ と記載する。求比部 338 で求められた $X(\omega)$ は変換部 337 に与えられて逆フーリエ変換される。これによって、超音波送受波器 5 に入力すべき入力信号 $x(t)$ に関する波形情報が得られる。得られた波形情報は、演算部 33 内に記憶される。

40

【0045】

入力波形発生器 34 は、入力波形導出部 336 で導出された波形を有する入力信号 $x(t)$ を発生させる。発生した入力信号 $x(t)$ は、増幅器 35 により電圧が増幅されて、超音波送受波器 5 に供給される。

【0046】

次に、超音波骨密度測定装置 1 の全体の処理手順について図 5 及び図 6 を参照しつつ説明する。図 5 は、超音波骨密度測定装置 1 の全体の処理手順を表したフローチャートである

50

。図6は、入力すべき入力信号 $x(t)$ を導出する一連の処理を図示したものである。なお、図6内に描かれた信号の形状はいずれも一例として示すものに過ぎない。

【0047】

まず、ステップS201において、スタンドオフ8、25の反射面8a、25aを接触させる。スタンドオフ8及び25の接触時には超音波の透過のため、超音波ゼリーを塗布する。その後、ステップS203に移行する。ステップS203では、インパルス信号記憶部333に記憶されているインパルス信号 $i(t)$ (図6のブロックB11内の(a)参照)を超音波送受波器5に与え、超音波送受波器5を励振させる。次にステップS205に移行して、超音波送受波器5が発生した超音波を超音波送受波器4が受信する。すると、超音波送受波器4は、インパルス応答信号 $o(t)$ (図6のブロックB12内の(a)参照)を出力する。インパルス応答信号 $o(t)$ は、増幅器31、A/Dコンバータ32を経て演算器33に与えられる。その後、ステップS207に移行する。

10

【0048】

ステップS207では、変換部334により、インパルス信号 $i(t)$ をフーリエ変換する。これにより、信号 $I(\omega)$ (図6のブロックB11内の(b)参照)が求められる。その後、ステップS209に移行する。ステップS209では、変換部334により、ステップS205で超音波送受波器4が発生したインパルス応答信号 $o(t)$ をフーリエ変換する。これにより、信号 $O(\omega)$ (図6のブロックB12内の(b)参照)が求められる。その後、ステップS211に移行する。

20

【0049】

ステップS211では、求比部335により、ステップS207及びステップS209において求められた信号 $I(\omega)$ 及び信号 $O(\omega)$ から、超音波骨密度測定装置1の測定系の周波数伝達関数 $H(\omega)$ が計算される(図6のブロックB13参照)。ここで伝達関数 $H(\omega)$ は次式で計算できる。計算後、ステップS213に移行する。

【0050】

【数1】

$$H(\omega) = \frac{O(\omega)}{I(\omega)}$$

30

【0051】

ステップS213では、入力波形導出部336により、超音波送受波器5に励振すべき入力信号 $x(t)$ が計算される。具体的には、まず、変換部337により、所望出力波形記憶部332に記憶されている $\sin$ 1波の波形を有する所望出力信号 $y(t)$ (図6のブロックB14内の(a)参照)をフーリエ変換し、信号 $Y(\omega)$ (図6のブロックB14内の(b)参照)を得る。さらに、求比部338により、信号 $Y(\omega)$ とステップS211において導出された伝達関数 $H(\omega)$ との比である信号 $X(\omega)$ (図6のB15参照)が求められる。信号 $X(\omega)$ は次式のように表される。

40

【0052】

【数2】

$$X(\omega) = \frac{Y(\omega)}{H(\omega)}$$

【 0 0 5 3 】

そして、変換部 3 3 7 が信号 $X(\omega)$ を逆フーリエ変換する。これによって、超音波送受波器 5 に入力すべき入力信号 $x(t)$ に関する波形情報 (図 6 のブロック B 1 6 参照) が得られ、ステップ S 2 1 5 に移行する。

10

【 0 0 5 4 】

ステップ S 2 1 5 では、ステップ S 2 0 1 において接触させた 2 つのスタンドオフ 8、2 5 の反射面 8 a、2 5 a を再び分離させる。分離させたスタンドオフ 8、2 5 の間に被検体である踵を挿入して、スタンドオフ 8、2 5 の反射面 8 a、2 5 a を踵に密着させる。スタンドオフ 8 及び 2 5 と踵との密着時には超音波の透過のため、超音波ゼリーを塗布する。その後、ステップ S 2 1 7 において、ステップ S 2 1 3 において求められた入力信号 $x(t)$ を入力波形発生器 3 4 により発生させる。さらに、増幅器 3 5 により入力信号 $x(t)$ の電圧を増幅させて、超音波送受波器 5 に供給する。

20

【 0 0 5 5 】

その後、ステップ S 2 1 9 に移行して、超音波送受波器 4 により、踵を透過した超音波を受信する。その後、ステップ S 2 2 1 で、超音波送受波器 4 から出力された出力信号に基づいて踵の骨密度を算出する。算出された踵の骨密度は、図示しないディスプレイに表示される。

【 0 0 5 6 】

図 7 は、超音波骨密度測定装置 1 での各処理段階で表れる各信号の一例を描いた図である。図 7 に示すように、インパルス信号 (図 7 のブロック B 2 1 内の (a) 参照) 及びインパルス応答信号 (図 7 のブロック B 2 1 内の (b) 参照) を用いて導出された伝達関数は、測定体 2、3 及びスタンドオフ 8、2 5 で発生する反射波の影響を組み込んだものとなっているので、この伝達関数を利用して求められた入力すべき入力信号 (図 7 のブロック B 2 2 参照) を超音波送受波器 5 に供給したときに超音波送受波器 4 から出力された出力信号 (図 7 のブロック B 2 3 参照) は、反射波の影響をほとんど受けず、 $\sin$ 波に近いものとなる。また、超音波送受波器 4 からの出力信号の時間幅は、高価なコンポジット振動子を用いなくても十分に狭いものとなる。したがって、安価な装置構成によって時間分解能に優れた高精度な測定結果を得ることが可能となる。

30

【 0 0 5 7 】

また、本実施の形態において、測定体 2、3 の形状は、前記方法により測定体がいかなる形状であっても測定体内部での反射波の影響を受けないため、自由に被検体である踵の測定に最も適した形状に決定することができる。

40

【 0 0 5 8 】

また、上述したように伝達関数導出部 3 3 1 がフーリエ変換及び求比を行うことで伝達関数を導出しているので、伝達関数を迅速に求めることが可能となっている。

【 0 0 5 9 】

次に、本発明に係る第 2 の実施の形態による超音波骨密度測定装置について、図面を参照しつつ説明する。本実施の形態の超音波骨密度測定装置は、伝達関数の導出手順において第 1 の実施の形態の超音波骨密度測定装置と相違している。以下、その相違点を中心に説明する。なお、以下の説明において、第 1 の実施の形態と同様の部材には同じ符号を付してその説明を省略する。

【 0 0 6 0 】

50

図 8 は、本実施の形態による超音波骨密度測定装置のシステム構成を示すブロック図である。演算器 36 は、伝達関数導出部 361、及び、入力波形導出部 336 を含んでいる。伝達関数導出部 361 は、所望出力波形記憶部 332、インパルス信号記憶部 363、インパルス信号付加部 364、変換部 365、及び、求比部 366 を含んでいる。

【0061】

インパルス信号記憶部 363 は、超音波送受波器 5 に供給されるインパルス信号 $i(t)$ に関する波形情報、及び、インパルス信号 $i(t)$ を超音波送受波器 5 に供給したときの超音波送受波器 4 からの出力信号 $o(t)$ に付加するためのインパルス信号 $\delta(t)$ に関する波形情報を記憶している。

【0062】

インパルス信号付加部 364 は、超音波送受波器 4 から出力されるインパルス応答信号 $o(t)$ にインパルス信号記憶部 363 に記憶されているインパルス信号 $\delta(t)$ を付加する。インパルス信号付加部 364 によってインパルス信号 $\delta(t)$ が付加されたインパルス応答信号 $o(t)$ を、以下の説明において信号 $k(t)$ と記載する。

【0063】

変換部 365 は、インパルス信号記憶部 333 に記憶されているインパルス信号 $i(t)$ 、及び、インパルス信号付加部 364 でのインパルス信号 $\delta(t)$ の付加によって得られた信号 $k(t)$ をそれぞれフーリエ変換する。以下の説明において、インパルス信号 $i(t)$ 及び信号 $k(t)$ を変換部 365 によってフーリエ変換した信号を、それぞれ、 $I(\omega)$ 及び $K(\omega)$ と記載する。

【0064】

求比部 366 は、変換部 365 で得られた信号 $K(\omega)$ と $I(\omega)$ との比を求める。この比が、本実施の形態による超音波骨密度測定装置の測定系における伝達関数 $G(\omega)$ である。

【0065】

入力波形導出部 336 での処理は、伝達関数 $H(\omega)$ が $G(\omega)$ と表記される以外は同じであるので、説明を省略する。

【0066】

次に、本実施の形態に係る超音波骨密度測定装置の全体の処理手順について図 9 のフローチャートを参照しつつ説明する。図 9 において、ステップ S307 までの各処理手順は、第 1 の実施の形態のステップ S207 までの各処理手順と同じであるため、その説明を省略する。

【0067】

ステップ S309 では、インパルス信号付加部 364 により、ステップ S305 で超音波送受波器 4 が発生したインパルス応答信号 $o(t)$ に、インパルス信号記憶部 363 に記憶されているインパルス信号 $\delta(t)$ を付加する。このとき、インパルス信号 $\delta(t)$ は、インパルス応答信号 $o(t)$ の平坦部分に重ねられる。これにより、信号 $k(t)$ が得られる。さらにステップ S309 では、変換部 365 により、信号 $k(t)$ をフーリエ変換する。これにより、信号 $K(\omega)$ が求められる。その後、ステップ S311 に移行する。

【0068】

ステップ S311 では、求比部 365 により、ステップ S307 及びステップ S309 において求められた信号 $I(\omega)$ 及び信号 $K(\omega)$ から、超音波骨密度測定装置の測定系の周波数伝達関数 $G(\omega)$ が計算される。ここで伝達関数 $G(\omega)$ は次式で計算できる。計算後、ステップ S313 に移行する。

【0069】

【数 3】

10

20

30

40

$$G(\omega) = \frac{K(\omega)}{I(\omega)}$$

【 0 0 7 0 】

ステップ S 3 1 3 以降の各処理手順は、第 1 の実施の形態のステップ S 2 1 3 ~ S 2 2 1 の各処理手順と同様である。

10

【 0 0 7 1 】

ここで、本実施の形態による超音波骨密度測定装置で導出される伝達関数 $G(\omega)$ について、第 1 の実施の形態における伝達関数 $H(\omega)$ と比較しつつ説明する。図 1 0 (a)、(b) は、それぞれ、第 1 の実施の形態におけるインパルス応答信号 $o(t)$ 及び伝達関数 $H(\omega)$ の信号波形図である。図 1 1 (a)、(b) は、それぞれ、本実施の形態における信号 $k(t)$ (インパルス応答信号 $o(t)$ にインパルス信号 $\delta(t)$ を付加した信号) 及び伝達関数 $G(\omega)$ の信号波形図である。

【 0 0 7 2 】

図 1 0 (b) に示されているように、伝達関数 $H(\omega)$ の高周波域及び低周波域には、不要成分であるノイズが重畳している。このようにノイズが重畳した伝達関数 $H(\omega)$ に基づいて入力すべき入力信号 $x(t)$ を計算すると、求められた入力信号 $x(t)$ の全体に、伝達関数 $H(\omega)$ の高周波域成分及び低周波域成分が重畳されてしまう。その結果、この入力信号 $x(t)$ を超音波送受波器 5 に与えたときに得られる出力信号が $\sin 1$ 波のような波形から大きくずれて、高精度な測定結果が得られなくなる。

20

【 0 0 7 3 】

一方、図 1 1 (b) に示されている伝達関数 $G(\omega)$ は、インパルス信号 $\delta(t)$ を付加することで、伝達関数 $G(\omega)$ の最大値 G_1 (周波数 f_c に対応する) よりも小さい値 G_2 以下の部分が埋め込まれて (カットされて) 一定値となった、高周波域及び低周波域にノイズを有さない波形となっている。したがって、伝達関数 $G(\omega)$ に基づいて算出された入力信号 $z(t)$ には、伝達関数 $G(\omega)$ の高周波域及び低周波域のノイズ成分が重畳されることがない。そのため、 $z(t)$ の波形形状が安定し、実回路による送信が簡易になる。

30

【 0 0 7 4 】

なお、図 1 1 (b) に示すような一定値以下の領域が埋め込まれた伝達関数 $G(\omega)$ は、フーリエ変換後の複素演算によっても得ることができる。しかしながら、この複素演算は注意深く行う必要がある上に、複素演算をする必要上計算量も多く長時間を要する。本実施の形態では、インパルス信号を付加するという簡単な処理によって、複雑なアルゴリズムを必要とせず、上記のような伝達関数 $G(\omega)$ を簡易に得ることができる点で利益が大きい。

【 0 0 7 5 】

また、本実施の形態によると、上述した第 1 の実施の形態と同様の利益、すなわち、反射波の影響をほとんど受けず且つ超音波送受波器 4 からの出力信号の時間幅が十分に狭いものとなるために安価な装置構成によって時間分解能に優れた高精度な測定結果を得ることが可能であること、及び、伝達関数を迅速に求めることが可能であることが得られる。

40

【 0 0 7 6 】

以上、本発明の好適な実施の形態について説明したが、本発明は上述の実施の形態に限られるものではなく、特許請求の範囲に記載した限りにおいて様々な設計変更が可能なものである。例えば、上述の実施の形態では、伝達関数を導出する際に、スタンドオフ 8、25 の反射面 8 a、25 a を接触させて導出しているが、スタンドオフ 8、25 の反射面 8 a、25 a を接触させずに超音波を被検体に透過させた状態で伝達関数を導出してもよい

50

。

【 0 0 7 7 】

また、上述の実施の形態では、2つの超音波送受波器を用いているが、どちらか一方を超音波送波器とし、他方を超音波受波器としてもよい。

【 0 0 7 8 】

上述の実施の形態では、所望出力信号 $y(t)$ の波形を $\sin$ 波としているが、それ以外の波形としてもよい。例えば、矩形波などでもよい。上述の実施の形態では、演算を実行する演算器を備えているが、演算器を備えず、演算をパーソナルコンピュータ上で実行してもよい。

【 0 0 7 9 】

上述の実施の形態では、インパルス信号のフーリエ変換 $I(\omega)$ で除しているが、十分細いインパルスであれば $I(\omega) = 1$ と見なすこと可能である。この場合、 $H(\omega) = O(\omega)$ となる。

【 0 0 8 0 】

上述の実施の形態では、2つの超音波送受波器を用いて超音波を送受しているが、1つの超音波送受波器のみで超音波を送受してもよい。具体的には、超音波送受波器が送信した超音波の反射波を、同じ超音波送受波器で受信して、伝達関数を導出してもよい。

【 0 0 8 1 】

また、第2の実施の形態による超音波骨密度測定装置は、被検体が骨に限定されるものではなく、超音波測定装置として用いることも可能である。その場合、超音波測定装置は基台や測定体といった部材を備えていなくてもよい。

【 0 0 8 2 】

【 発明の効果 】

以上説明したように、本発明の超音波骨密度測定装置によると、送波される超音波の時間幅延長を抑制し且つ反射波の影響を少なくすることで高精度の測定結果を得ることが可能である。また、本発明の超音波測定装置によると、ノイズの影響を受けにくい高精度の測定結果を得ることが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の第1の実施の形態による超音波骨密度測定装置の全体の構成を示す側面図である。

【 図 2 】 図 1 に示す超音波骨密度測定装置のII-II線に沿った断面図である。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波骨密度測定装置のIII-III線に沿った断面図である。

【 図 4 】 図 1 に示す超音波骨密度測定装置のシステム構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 図 1 に示す超音波骨密度測定装置による骨密度測定時の処理手順を表したフローチャートである。

【 図 6 】 図 1 に示す超音波骨密度測定装置に入力すべき波形 $x(t)$ を導出する一連の処理図である。

【 図 7 】 図 1 に示す超音波骨密度測定装置の出力波形を得るまでの概略図である。

【 図 8 】 本発明の第2の実施の形態による超音波骨密度測定装置のシステム構成を示すブロック図である。

【 図 9 】 図 8 に示す超音波骨密度測定装置による骨密度測定時の処理手順を表したフローチャートである。

【 図 10 】 図 8 に示す超音波骨密度測定装置の出力信号にインパルス信号を付加せず伝達関数を導出する場合の信号波形図である

【 図 11 】 図 8 に示す超音波骨密度測定装置の出力信号にインパルス信号を付加して伝達関数を導出する場合の信号波形図である。

【 符号の説明 】

- 1 超音波骨密度測定装置
- 2、3 測定体
- 4、5 超音波送受波器

10

20

30

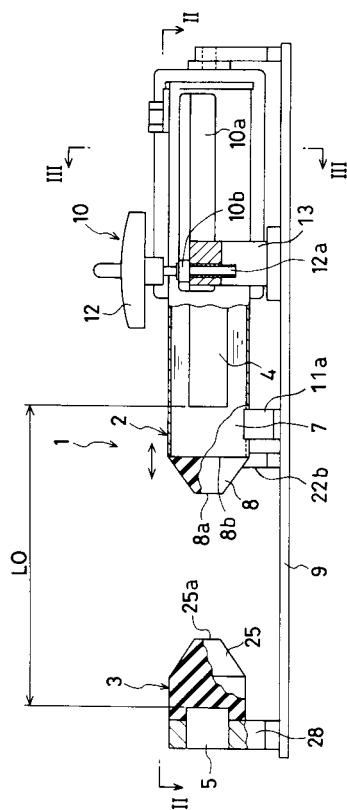
40

50

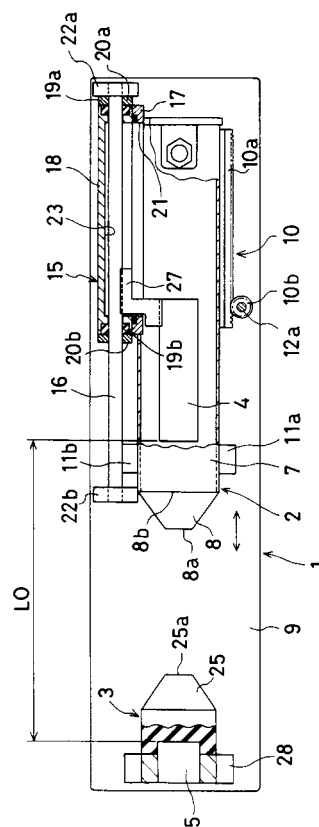
- 8、25 スタンドオフ
- 9 診断台（基台）
- 33、36 演算器
- 331、361 伝達関数導出部（伝達関数導出手段）
- 332 所望出力波形記憶部
- 333、363 インパルス信号記憶部
- 334、365 変換部（第1の変換手段、第2の変換手段）
- 335、366 求比部（求比手段）
- 336 入力波形導出部（入力波形導出手段）
- 364 インパルス信号付加部（インパルス信号付加手段）

10

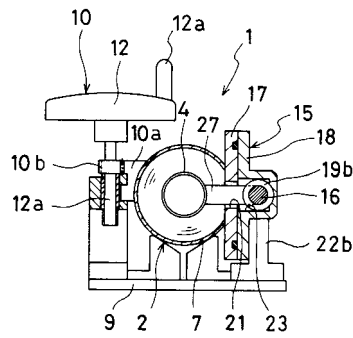
【 図 1 】



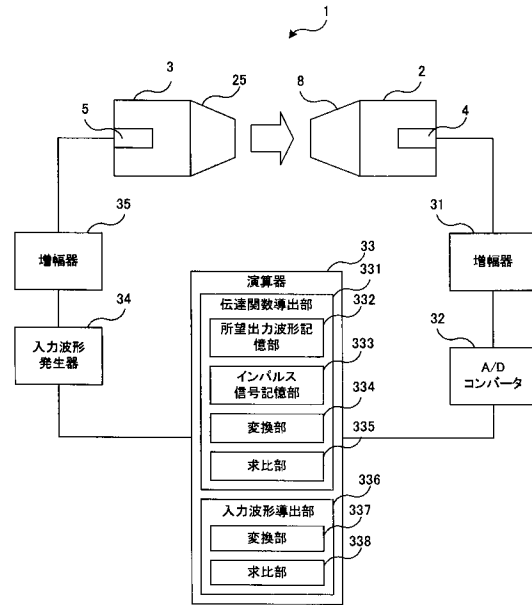
【圖 2】



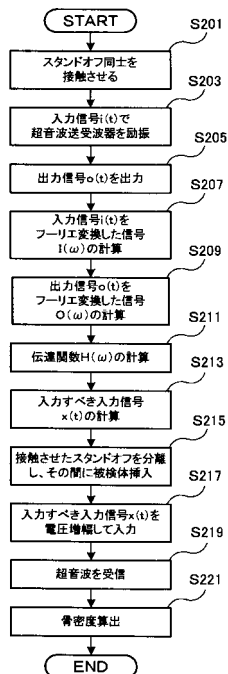
【図 3】



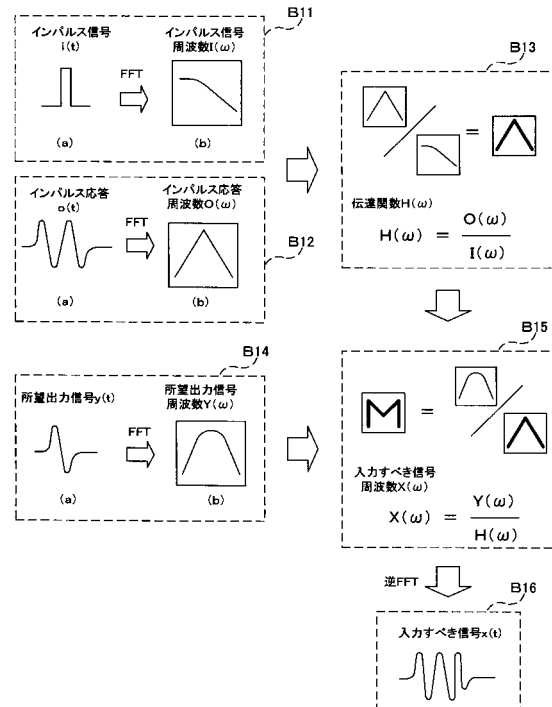
【図 4】



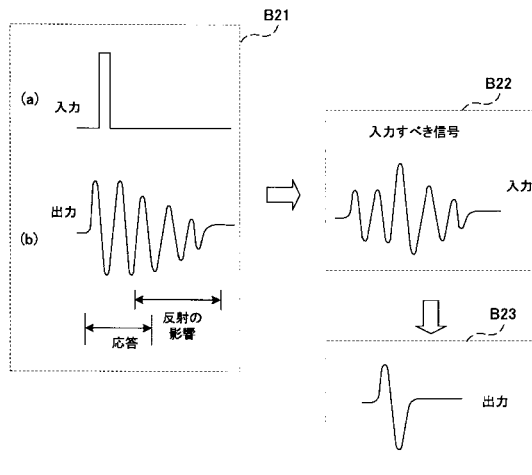
【図 5】



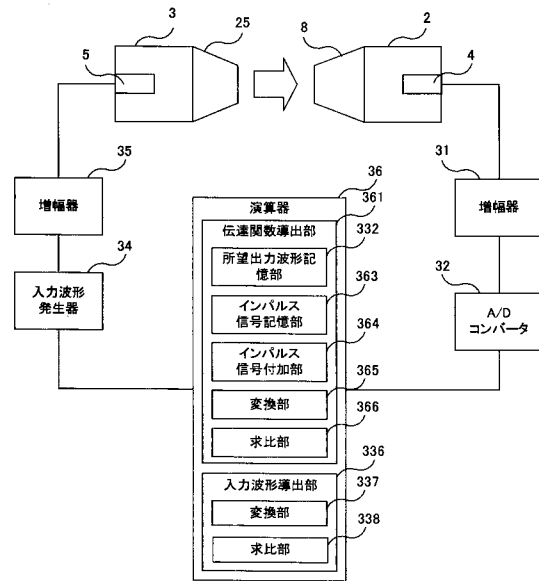
【図 6】



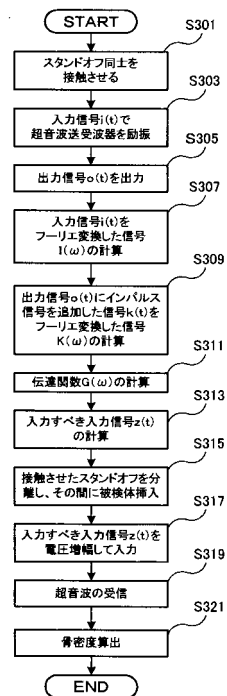
【図 7】



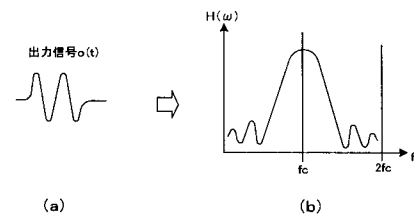
【図 8】



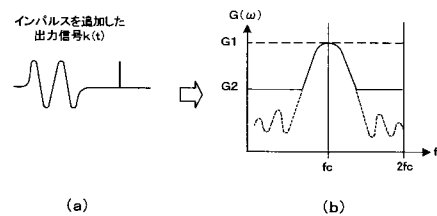
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 藤原 義則
兵庫県西宮市芦原町9番52号 古野電気株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平10-043180(JP,A)
特開平06-269447(JP,A)
特開平08-140971(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声波骨密度测量装置，超声波测量装置和超声波测量方法		
公开(公告)号	JP4312494B2	公开(公告)日	2009-08-12
申请号	JP2003111647	申请日	2003-04-16
申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
[标]发明人	田中俊久 新井竜雄 藤原義則		
发明人	田中 俊久 新井 竜雄 藤原 義則		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0875		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD10 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/GC03 4C601/HH02 4C601/HH04 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB49 4C601/JB51		
其他公开文献	JP2004344181A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过抑制发射的超声波的时间宽度的延长并减少反射波的影响来获得高精度的测量结果。ŽSOLUTION：根据施加在一个超声波换能器上的脉冲信号 $i(t)$ 和从另一个超声波换能器输出的输出信号（脉冲响应） $o(t)$ 导出测量系统的传输函数 $H(\omega)$ 。当施加脉冲信号时。基于引出传输函数 $H(\omega)$ 和期望输出信号 $y(t)$ 引出要施加到一个超声换能器的输入信号 $x(t)$ 。Ž

図 1

