

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5807459号
(P5807459)

(45) 発行日 平成27年11月10日(2015.11.10)

(24) 登録日 平成27年9月18日(2015.9.18)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 3 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2011-194656 (P2011-194656)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成23年9月7日(2011.9.7)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-55978 (P2013-55978A)		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(43) 公開日	平成25年3月28日(2013.3.28)	(74) 代理人	100095728
審査請求日	平成26年9月3日(2014.9.3)		弁理士 上柳 雅誉
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(72) 発明者	加納 一幸
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
		審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波センサー制御装置および生体検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

発信周波数帯域が異なる複数の超音波トランスデューサーを備えた送信部、及び前記送信部から送信された超音波を受信して受信信号を出力する受信部を備えたセンサー部と、複数の前記超音波トランスデューサーの駆動を制御する制御部と、を備え、

前記制御部は、

前記送信部の前記超音波トランスデューサーに印加する駆動信号の周波数を変更する周波数変更手段と、

前記発信周波数帯域が前記周波数変更手段により変更された周波数に対応した前記超音波トランスデューサーに対して、前記駆動信号を印加する駆動信号印加手段と、

前記受信部から出力された前記受信信号を検出する受信信号取得手段と、

前記駆動信号の駆動電圧を変更する電圧変更手段と、

を備え、

前記電圧変更手段は、前記受信信号取得手段により取得された前記受信信号の受信電圧が所定の測定可能電圧以上となるように、前記駆動電圧を変更し、

前記センサー部は、前記送信部及び前記受信部が配置されるセンサー基板と、前記センサー基板を覆い、測定対象に密着可能な密着層と、を備え、

前記制御部は、前記駆動信号により前記送信部から超音波が発信された時点から、前記受信部で超音波が受信された時点までの時間に基づいて、前記測定対象と前記密着層との剥がれを検出する剥がれ検出手段を備え、

10

20

前記センサー部は、剥がれ検出用の超音波を発信する剥がれ検出用送信部、及び前記剥がれ検出用の超音波を受信する剥がれ検出用受信部を備え、

前記剥がれ検出用送信部及び剥がれ検出用受信部は、前記センサー基板を厚み方向から見た平面視において、前記送信部より外側の位置に設けられ、

前記剥がれ検出手段は、前記剥がれ検出用送信部から剥がれ検出用の超音波が発信された時点から、前記受信部で剥がれ検出用の超音波を受信された時点までの時間に基づいて、前記測定対象と前記密着層との剥がれを検出する

ことを特徴とする超音波センサー制御装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波センサー制御装置において、

前記制御部は、

測定対象における測定部位を設定する測定部位設定手段と、

前記測定部位の前記測定対象の表面からの深さ範囲が記憶される記憶部と、

前記駆動信号印加手段により前記送信部から超音波が発信された時点から、前記受信部で超音波を受信された時点までの時間に基づいて、前記送信部から発信された超音波が反射された反射部位の前記測定対象の表面からの距離を測定する距離測定手段と、

前記距離測定手段により測定された距離が、前記測定部位の前記測定対象の表面からの深さ範囲となる超音波を特定する反射波特定手段と、を備え、

前記周波数変更手段は、前記測定部位設定手段により設定された前記測定部位に対する前記深さ範囲に応じて、前記センサー部から出力する超音波の周波数を設定し、

前記電圧変更手段は、前記反射波特定手段により特定された超音波に対応した受信信号の受信電圧が前記測定可能電圧以上となるように、前記駆動電圧を変更する

ことを特徴とする超音波センサー制御装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波センサー制御装置を備えた

ことを特徴とする生体検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波の受発信を制御する超音波センサー制御装置、及び超音波センサー制御装置を備えた電子機器、及び超音波センサー制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波トランスデューサーから発信する超音波の出力値を切り替える装置が知られている（例えば、特許文献 1、2 参照）。

特許文献 1 には、超音波を出力するためのパルス信号を発生させる発振器本体と、発振器本体からのパルス信号により超音波を出力する振動子と、振動子及び発振器本体とを接続し、発振器本体から出力されるパルス信号を、振動子に応じた電気特性に調整する接続ユニットを備えた超音波振動装置が開示されている。

特許文献 2 には、測定部位に応じて、出力する超音波の出力値（音響パワー）を予め設定された規格値に設定する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許 4 4 2 1 6 6 4 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 0 - 2 5 9 6 6 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、特許文献 1 に記載の超音波振動装置では、1 つの振動子から 1 つの周波数の

10

20

30

40

50

超音波が出力される構成である。このため、測定対象に応じて、超音波の発信周波数を変更するためには、振動子や接続ユニットを発振器本体に接続し直す必要があり、操作が煩雑であり、構成も複雑化するという問題がある。

【 0 0 0 5 】

また、特許文献 2 に記載の超音波診断装置では診断部位に応じて、設定された駆動電圧により超音波を発信させる。例えば、診断箇所が、眼球である場合は、低出力の超音波を出力させ、診断箇所が心臓である場合は高出力の超音波を出力させる。しかしながら、設定された駆動電圧に設定された場合であっても、測定対象の個人差等により、駆動電圧に対して受信電圧が小さい場合があり、このような場合、正確な診断ができないという問題がある。

10

【 0 0 0 6 】

本発明は、測定対象に応じて、適切な周波数で、かつ適切な出力値の超音波を出力可能な超音波センサー制御装置、電子機器、及び超音波センサー制御方法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】

【 0 0 0 7 】

本発明の超音波センサー制御装置は、発信周波数帯域が異なる複数の超音波トランスデューサーを備えた送信部、及び前記送信部から送信された超音波を受信して受信信号を出力する受信部を備えたセンサー部と、複数の前記超音波トランスデューサーの駆動を制御する制御部と、を備え、前記制御部は、前記送信部の前記超音波トランスデューサーに印加する駆動信号の周波数を変更する周波数変更手段と、前記発信周波数帯域が前記周波数変更手段により変更された周波数に対応した前記超音波トランスデューサーに対して、前記駆動信号を印加する駆動信号印加手段と、前記受信部から出力された前記受信信号を検出する受信信号取得手段と、前記駆動信号の駆動電圧を変更する電圧変更手段と、を備え、前記電圧変更手段は、前記受信信号取得手段により取得された前記受信信号の受信電圧が所定の測定可能電圧以上となるように、前記駆動電圧を変更することを特徴とする。

20

ここで、本発明における駆動信号とは、送信部の超音波トランスデューサーを制御する信号であり、駆動周波数及び駆動電位（電圧）を制御するための信号である。

また、本発明においてセンサー部が送信部及び受信部を備えるとは、送信部が受信部を兼ねる構成をも含むものである。したがって、本発明のセンサー部としては、超音波発信用の超音波トランスデューサーが配置された送信部と、超音波受信用の超音波トランスデューサーが配置された受信部とが設けられる構成の他、例えば、送信部の発信周波数が異なる複数の超音波トランスデューサーのうち、駆動信号印加手段により駆動信号が印加されていない超音波トランスデューサーが受信部を構成して、反射された超音波を受信する構成などとしてもよい。また、超音波を発信した超音波トランスデューサー自身で、反射超音波を受信する構成、すなわち、1つの超音波トランスデューサーを送信部としても受信部としても機能させる構成としてもよい。

30

【 0 0 0 8 】

本発明では、周波数変更手段により、センサー部から発信させる周波数が変更されると、駆動信号印加手段は、その周波数に対応した発信周波数帯域を有する超音波トランスデューサーに駆動信号を印加する。これにより、容易に、測定対象に応じた最適な周波数を設定することができる。

40

また、電圧変更手段は、受信信号取得手段により取得された受信信号に基づいて、当該受信信号の受信電圧が所定の計測可能電圧以上となるように、駆動電圧を設定する。ここで、計測可能電圧としては、測定時において、適切な受信信号（受信電圧）を安定して処理することができる最適値が設定されている。このため、受信電圧が計測可能電圧以上となるように、最適な駆動電圧を設定することで、受信感度を安定させることができ、適切な測定処理を実施することが可能となる。

以上により、本発明では、測定対象に対応して、適切な周波数で、かつ適切な出力値の超音波を出力することができ、精度の高い超音波制御を実施することができる。

50

【 0 0 0 9 】

本発明の超音波センサー制御装置では、前記センサー部は、前記送信部及び前記受信部が配置されるセンサー基板と、前記センサー基板を覆い、測定対象に密着可能な密着層と、を備え、前記制御部は、前記駆動信号により前記送信部から超音波が発信された時点から、前記受信部で超音波が受信された時点までの時間に基づいて、前記測定対象と前記密着層との剥がれを検出する剥がれ検出手段を備えたことが好ましい。

【 0 0 1 0 】

本発明では、センサー部は、超音波トランスデューサーが配置されるセンサー基板の上面に測定対象と接触可能な密着層が設けられており、制御部は、密着層と測定対象とが密着された状態であるか否かを検出、すなわち剥がれを検出する剥がれ検出手段が設けられている。

10

つまり、密着層と測定対象とが剥がれている状態では、密着層と測定対象との間に空気層が介在することとなり、送信部から発信された超音波が密着層と空気層との境界で反射されて受信部で受信されてしまう。このような場合、測定対象の測定部位で反射された超音波を受信することができないため、駆動電圧の調整や測定処理を適切に実施できない。

これに対して、本発明では、剥がれ検出手段が設けられている。上述のように、送信部から発信された超音波が密着層と空気層との境界で反射されて受信部で受信された場合、超音波が測定部位で反射された場合に比べて、超音波発信から受信までの時間が短くなる。したがって、剥がれ検出手段は、超音波発信から受信までの時間に基づいて、剥がれがあるか否かを判断することができる。

20

このような剥がれ検出手段を設けることで、剥がれが検出されていない状態での適切な駆動電圧の設定を実施することができる。また、剥がれが検出された場合では、例えば電圧変更手段による駆動電圧の変更や、駆動信号印加手段による超音波トランスデューサーへの駆動信号の印加を停止させることが可能となり、駆動電圧の設定や測定処理をより正確に実施することができる。

【 0 0 1 1 】

本発明の超音波センサー制御装置では、前記センサー部は、剥がれ検出用の超音波を発信する剥がれ検出用送信部、及び前記剥がれ検出用の超音波を受信する剥がれ検出用受信部を備え、これらの剥がれ検出用送信部及び剥がれ検出用受信部は、前記センサー基板を厚み方向から見た平面視において、前記送信部より外側の位置に設けられ、前記剥がれ検出手段は、前記剥がれ検出用送信部から剥がれ検出用の超音波が発信された時点から、前記受信部で剥がれ検出用の超音波が受信された時点までの時間に基づいて、前記測定対象と前記密着層との剥がれを検出することが好ましい。

30

【 0 0 1 2 】

上述したような剥がれ検出手段による、密着層と測定対象との密着状態の検出では、測定用の送信部及び受信部を用いてもよい。しかしながら、密着層と測定対象との剥がれが起こりやすいのはセンサー基板の外周部であり、このセンサー基板外周部の剥がれを検出することがより好ましい。これに対して、本発明では、センサー部のセンサー基板には、剥がれ検出用送信部及び剥がれ検出用受信部が設けられており、これらはセンサー基板を厚み方向から見た平面視において送信部よりも外側に設けられている。これにより、本発明では、センサー基板の外周部における剥がれを迅速に検出することができる。

40

また、センサー基板の外周部において、密着層が測定対象から剥がれている場合でも、センサー基板の中心部の測定用の超音波センサーが設けられている部分では、測定対象と密着層とが密着されている場合がある。このような場合、外周部の剥がれがセンサー部の全体に波及しやすく、例えばセンサー制御装置の起動時に剥がれがなくとも、計測時や駆動電圧の設定時に剥がれが発生してしまう場合がある。これに対して本発明のように、送信部の外側の領域であるセンサー外周部に剥がれ検出用の送信部及び受信部を設けることで、このようなセンサー部の全体に波及する剥がれを未然に防ぐことができ、より迅速に駆動電圧の設定、測定処理を実施することができる。

【 0 0 1 3 】

50

本発明の超音波センサー制御装置では、前記制御部は、測定対象における測定部位を設定する測定部位設定手段と、前記測定部位の前記測定対象の表面からの深さ範囲が記憶される記憶部と、前記駆動信号印加手段により前記送信部から超音波が発信された時点から、前記受信部で超音波が受信された時点までの時間に基づいて、前記送信部から発信された超音波が反射された反射部位の前記測定対象の表面からの距離を測定する距離測定手段と、前記距離測定手段により測定された距離が、前記測定部位の前記測定対象の表面からの深さ範囲となる超音波を特定する反射波特定手段と、を備え、前記周波数変更手段は、前記測定部位設定手段により設定された前記測定部位に対する前記深さ範囲に応じて、前記センサー部から出力する超音波の周波数を設定し、前記電圧変更手段は、前記反射波特定手段により特定された超音波に対応した受信信号の受信電圧が前記測定可能電圧以上となるように、前記駆動電圧を変更することが好ましい。

10

【0014】

本発明では、周波数変更手段は、測定対象における測定部位の深さ範囲に応じて、センサー部から出力させる超音波の周波数を適切な周波数に設定する。例えば、センサー制御装置により生体の情報を取得する場合、肝臓等の内蔵を検査する場合には、低周波数の超音波を設定し、皮膚表面に近い静脈を検出する場合には、高周波数の超音波を設定する。これにより、測定部位に対応した最適な周波数を容易に設定することができる。

また、距離測定手段は、超音波が発信されてから反射超音波が受信されるまでの時間に基づいて、測定対象の表面から超音波反射位置までの距離を算出する。さらに、反射波特定手段は、記憶部から、設定された測定部位に対する当該測定部位の深さ範囲を読み出し、距離測定手段により算出された距離が、測定部位の深さ範囲となる超音波を特定する。そして、電圧変更手段は、この特定した超音波を受信した際の受信電圧が計測可能受信電圧以上となるように駆動電圧を設定する。

20

このような構成とすることで、電圧変更手段は、測定部位に対応した適切な駆動電圧を設定することができる。つまり、センサー部から超音波を出力した場合、測定対象の測定部位で反射された超音波の他、測定部位とは異なる位置で反射された超音波が反射されることがある。この場合、電圧変更手段により、測定部位とは異なる位置で反射された超音波に基づいて駆動電圧を設定すると、測定した位置である測定部位からの反射超音波の受信電圧が計測可能電圧未満となる場合があり、この場合、精度の高い測定を実施できないおそれがある。これに対して、本発明では、測定部位から反射された反射超音波の受信による受信電圧に基づいて、駆動電圧を設定するため、測定部位に対して適切な出力値の超音波を出力可能な状態に設定することができ、測定部位の測定精度を向上させることができる。

30

【0015】

本発明の電子機器は、上述した超音波センサー制御装置を備えることを特徴とする。

ここで、電子機器としては、例えば、生体内の各種情報を超音波により収集する生体検査装置や、ウエハー等の形状検査を実施するウエハー検査装置等、超音波により対象物を測定したり、測定結果に基づいて各種処理を実施したりする機器を挙げることができる。

そして、上述したように、超音波センサー制御装置は、測定対象に対応して、適切な周波数、適切な駆動電圧で超音波を出力することができるため、測定対象の正確な測定結果を取得することができ、電子機器における電子処理の精度を向上させることができる。

40

【0016】

本発明の超音波センサー制御方法は、発信周波数帯域が異なる複数の超音波トランスデューサーを備えた送信部、及び前記送信部から送信された超音波を受信して受信信号を出力する受信部を備えたセンサー部の駆動を制御する超音波センサー制御方法であって、前記送信部の前記超音波トランスデューサーに印加する駆動信号の周波数を変更する周波数変更ステップと、前記発信周波数帯域が前記周波数変更ステップにより変更された周波数に対応した前記超音波トランスデューサーに対して、駆動信号を印加する駆動信号印加ステップと、前記受信部から出力された前記受信信号を検出する受信信号取得ステップと、

前記駆動信号の駆動電圧を変更する電圧変更ステップと、を備え、前記電圧変更ステッ

50

プは、前記受信信号取得手段により取得された前記受信信号の受信電圧が所定の測定可能電圧以上となるように、前記駆動電圧を変更することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

本発明では、上述した超音波センサー制御装置と同様に、駆動信号印加ステップでは、周波数変更ステップにより、設定された周波数の超音波を出力することができ、測定対象に応じた最適な周波数を設定することができる。また、電圧変更ステップでは、受信信号取得ステップにより取得された受信信号の受信電圧に基づいて、当該受信電圧が所定の計測可能電圧以上となるように、駆動電圧を設定する。以上により、本発明では、測定対象に対応して、適切な周波数で、かつ適切な出力値の超音波を出力することができ、精度の高い超音波制御を実施することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図 1】本発明に係る一実施形態における生体検査装置の概略構成を示す斜視図であり、(A)は、生体検査装置の表面側、(B)は生体検査装置の裏面側を示す図。

【図 2】本実施形態のセンサー部の平面図。

【図 3】本実施形態の超音波トランスデューサーの概略構成を示す平面図、及び断面図。

【図 4】(A)は、本実施形態の送信部における超音波トランスデューサーの配置例を示す平面図、(B)は、送信部の超音波トランスデューサーの他の配置例を示す平面図。

【図 5】本実施形態において、密着層が生体に密着している状態における剥がれ検出部での超音波の進行経路例を示す図。

20

【図 6】本実施形態において、密着層が生体から剥がれている状態における剥がれ検出部での超音波の進行経路例を示す図。

【図 7】本実施形態の生体検査装置の概略構成を示すブロック図。

【図 8】本実施形態の生体検査装置の動作を示すフローチャート。

【図 9】図 8 における剥がれ検出処理の動作を示すフローチャート。

【図 10】剥がれ検出処理における各信号のタイミングチャート。

【図 11】図 8 における補正処理の動作を示すフローチャート。

【図 12】補正処理における各信号のタイミングチャート。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

30

[第一実施形態]

以下、本発明の一実施形態について、図面に基づいて説明する。

本実施形態では、本発明の超音波センサー制御装置を備えた生体検査装置を説明する。

[生体検査装置の構成]

図 1 は、本実施形態における生体検査装置の概略構成を示す斜視図であり、(A)は、生体検査装置の表面側、(B)は生体検査装置の裏面側を示す図である。

図 1 において、生体検査装置 100 は、超音波により生体内の器官の情報を取得する装置である。この生体検査装置 100 は、図 1 に示すように、装置本体 101 と、装置本体 101 に接続されるバンド 102 を備えている。そして、このような生体検査装置 100 は、裏面を生体に密着させた状態でバンド 102 を締めることで生体に装着され、例えば 24 時間生体内の器官の状態を監視、測定することが可能となる。

40

【 0 0 2 0 】

この生体検査装置 100 の装置本体 101 の表面側には、図 1 (A) に示すように、表示部 103 や、生体検査装置 100 を操作するための操作部 104 などが設けられている。

表示部 103 は、生体内の器官の測定結果や、測定を実施する際の初期設定や警告等を表示する。

操作部 104 は、生体検査装置 100 を操作する際の各種ボタンや操作ツマミ等を備えている。なお、表示部 103 上の画像に触れることで生体検査装置 100 を操作することが可能なタッチパネル等を採用してもよい。

50

【 0 0 2 1 】

装置本体 1 0 1 の裏面側には、センサー窓 1 0 5 が形成され、このセンサー窓 1 0 5 から一部が露出する状態に本発明のセンサー部 2 0 が配置されている。また、装置本体 1 0 1 の内部には、センサー部 2 0 の駆動を制御したり、センサー部 2 0 からの信号に基づいて各種測定を実施したりする制御部 4 0 (図 7 参照) が設けられている。ここで、センサー部 2 0 及び制御部 4 0 により、本発明の超音波センサー制御装置が構成される。

【 0 0 2 2 】

[センサー部の構成]

図 2 は、センサー窓 1 0 5 から外部に露出されたセンサー部 2 0 の露出部の構成を示す平面図である。図 3 は、超音波トランスデューサーの概略構成を示す平面図及び断面図である。

10

センサー部 2 0 は、図 2 に示すように、センサー基板 2 1 と、センサー窓 1 0 5 の中心部でセンサー基板 2 1 上に配置される送信部 2 2 と、センサー基板 2 1 上で送信部 2 2 を挟んで設けられる 2 つの受信部 2 3 と、センサー基板 2 1 の外周部でセンサー窓 1 0 5 の角部に設けられる剥がれ検出部 2 4 と、センサー基板 2 1 , 送信部 2 2 , 受信部 2 3 , 及び剥がれ検出部 2 4 を覆う密着層 2 5 と、を備えている。

これらの送信部 2 2 、受信部 2 3 、及び剥がれ検出部 2 4 は、センサー基板 2 1 上に、複数の超音波トランスデューサー 3 0 が 2 次元アレイ構造に配設されることで構成されている。なお、本実施形態では、1 つの送信部 2 2 に対して、2 つの受信部 2 3 が送信部 2 2 を挟む状態に配置される構成を示すが、例えば、送信部 2 2 及び受信部 2 3 が交互に配設され、センサー基板 2 1 上に複数の送信部 2 2 及び受信部 2 3 が配置される構成や、送信部 2 2 の外周を囲うように 4 つ以上の受信部 2 3 が配置される構成としてもよい。

20

【 0 0 2 3 】

[超音波トランスデューサーの構成]

ここで、送信部 2 2 や受信部 2 3 、剥がれ検出部 2 4 に配置される各超音波トランスデューサー 3 0 の概略構成について以下に説明する。

超音波トランスデューサー 3 0 は、開口部 2 1 1 を有する前述のセンサー基板 2 1 と、センサー基板 2 1 の一面側に形成された支持膜 3 2 と、支持膜 3 2 上に形成された圧電素子 3 3 とを備えている。そして、送信部 2 2 や剥がれ検出部 2 4 の剥がれ検出用送信部 2 4 1 に設けられる超音波トランスデューサー 3 0 は、圧電素子 3 3 に電圧を印加することで、支持膜 3 2 を振動させて超音波を出力する。一方、受信部 2 3 や剥がれ検出部 2 4 の剥がれ検出用受信部 2 4 2 に設けられる超音波トランスデューサー 3 0 は、超音波を支持膜 3 2 で受信することで、圧電素子 3 3 から振動に応じた電気信号を出力する。

30

【 0 0 2 4 】

センサー基板 2 1 は、例えばエッチングなどにより加工が容易なシリコン (S i) などの半導体形成素材により形成される。また、センサー基板 2 1 に形成される開口部 2 1 1 は、当該センサー基板 2 1 を厚み方向からみた平面視 (センサー平面視) で円形状に形成されることが好ましい。これにより、開口部 2 1 1 を閉塞する支持膜 3 2 のメンブレン 3 2 1 において、メンブレン 3 2 1 の撓みに対する応力を均一にすることができる。なお、本実施形態では、センサー平面視において、開口部 2 1 1 が円形である例を示すがこれに限定されず、例えば、短冊状 (矩形状) に形成される構成としてもよい。

40

【 0 0 2 5 】

支持膜 3 2 は、センサー基板 2 1 上で、開口部 2 1 1 を閉塞する状態に成膜されている。この支持膜 3 2 は、センサー基板 2 1 に接する S i O ₂ 膜により形成される第一支持膜 3 2 A と、Z r O ₂ 層により形成される第二支持膜 3 2 B との 2 層構造により構成されている。ここで、第一支持膜 3 2 A 層は、センサー基板 2 1 の基板表面を熱酸化処理することで成膜することができる。また、第二支持膜 3 2 B は、第一支持膜 3 2 A 上に例えば Z r をスパッタリングした後に熱酸化するなどの手法により成膜される。ここで、Z r O ₂ 層は、圧電素子 3 3 を構成する圧電層 3 3 2 として例えば P Z T を用いる場合に、P Z T を構成する P b が S i O ₂ 層 (第一支持膜 3 2 A) に拡散することを防止するための層で

50

ある。また、 ZrO_2 層（第二支持膜32B）は、圧電層332の歪みに対する撓み効率を向上させるなどの効果もある。

【0026】

そして、支持膜32は、前述したように、開口部211を閉塞するメンブレン321を備えている。

メンブレン321は、圧電素子33が積層されることで、圧電素子33の駆動により膜厚方向に振動して超音波を出力する部分であり、超音波を受信して振動する部分である。

【0027】

圧電素子33は、支持膜32のメンブレン321において、開口部211に接する面とは反対側の面に形成されている。この圧電素子33は、下部電極331と、圧電層332と、上部電極333とを備えている。本実施形態では、これらの下部電極331、圧電層332、及び上部電極333は膜状に形成されており、膜状の圧電素子33を構成している。なお、圧電素子33としては、バルク状の圧電体を用いてもよいが、この場合、応答性やメンブレン321の振動量、製造効率性や製造時の加工性等において、膜状の圧電素子33に比べて低下する。

下部電極331は、センサー平面視において、メンブレン321の内側領域に形成され、上層に圧電層332が積層される。また、下部電極331の外周縁からは、下部電極線334が接続され、当該下部電極線334は、支持膜32の外周端縁に設けられた下部電極端子（図示略）に接続されている。

【0028】

圧電層332は、下部電極331上に積層形成されている。この圧電層332は、例えばPZT（ジルコン酸チタン酸鉛：lead zirconate titanate）を膜状に成膜することで形成される。なお、本実施形態では、圧電層332としてPZTを用いるが、電圧を印加することで、面内方向に収縮することが可能な素材であれば、いかなる素材を用いてもよく、例えばチタン酸鉛（ $PbTiO_3$ ）、ジルコン酸鉛（ $PbZrO_3$ ）、チタン酸鉛ランタン（ $(Pb, La)TiO_3$ ）などを用いてもよい。

そして、送信部22や剥がれ検出用送信部241に設けられた超音波トランスデューサー30では、圧電層332は、下部電極331と、上部電極333とに電圧が印加されることで、面内方向に伸縮する。このとき、圧電層332の一方の面は、下部電極331を介して支持膜32のメンブレン321に接合されるが、他方の面には、上部電極333が形成されるものの、この上部電極333上には他の層が積層形成されないため、圧電層332の支持膜32側が伸縮しにくく、上部電極333側が伸縮し易くなる。このため、圧電層332に電圧を印加すると、開口部211側に凸となる撓みが生じ、メンブレン321を撓ませる。したがって、圧電層332に交流電圧を印加することで、メンブレン321が膜厚方向に対して振動し、このメンブレン321の振動により超音波が出力される。

一方、受信部23や剥がれ検出用受信部242に設けられた超音波トランスデューサー30では、超音波の受信によりメンブレン321が振動すると、圧電層332もメンブレン321とともに振動し、圧電層332の下部電極331に接触する下面側と、上部電極333が接触する上面側において、電位差が発生し、制御部40に受信信号（受信電圧）として出力される。

【0029】

上部電極333は、センサー平面視において、圧電層332上に積層され、かつ下部電極331と絶縁される配置位置にパターンニングされている。また、上部電極333の外周縁からは、上部電極線335が接続され、当該上部電極線335は、支持膜32の外周端縁に設けられた上部電極端子に接続されている。

【0030】

なお、送信部22の超音波トランスデューサー30を駆動する際に、下部電極331をアースし、上部電極333に対して所定のパルス駆動信号を入力してもよい。この場合、各超音波トランスデューサー30の下部電極線334に対してそれぞれ下部電極端子を設けてもよいが、この場合、センサー基板21上における電極線の配置が複雑化する場合が

10

20

30

40

50

ある。したがって、各超音波トランスデューサー 30 の下部電極線 334 を共通電極線に結線し、この共通電極線を下部電極端子に接続する構成としてもよい。このような構成とすることで、上部電極線 335 の本数を少なくでき、センサー基板 21 上の配線構成を簡略化できる。上部電極 333 をアースし、下部電極 331 に対して所定のパルス駆動信号を入力する場合でも同様であり、この場合、複数の上部電極線 335 を共通電極線に結線して上部電極端子に接続する構成とすることができる。

また、受信部 23 を構成する各超音波トランスデューサー 30 は、それぞれ電氣的に直列に接続されていることが好ましい。つまり、受信部 23 を構成する超音波トランスデューサー 30 のうち、一端部に配置された 1 つの超音波トランスデューサー 30 の下部電極線 334 が受信用下部電極端子に接続され、当該超音波トランスデューサー 30 の上部電極線 335 が隣り合う超音波トランスデューサー 30 の下部電極線 334 に接続される。また、受信部 23 を構成する超音波トランスデューサー 30 のうち、他端部に配置された 1 つの超音波トランスデューサー 30 の上部電極線 335 が受信用上部電極端子に接続され、当該超音波トランスデューサー 30 の下部電極線 334 に隣り合う超音波トランスデューサー 30 の上部電極線 335 が接続される。そして、これらの両端部の超音波トランスデューサー 30 の間に配置される超音波トランスデューサー 30 は、上部電極線 335 が隣り合う超音波トランスデューサー 30 の下部電極線 334 に接続される。このように超音波トランスデューサー 30 が直列接続された構成では、各超音波トランスデューサー 30 で超音波を受信した際に、出力される受信信号が加算され、加算された信号値（電圧値）が出力されることとなる。したがって、受信部 23 から出力される受信信号のレベルを上げることができ、受信精度を向上させることが可能となる。

【0031】

そして、センサー基板 21 上には、送信部 22 や受信部 23、剥がれ検出部 24 の各超音波トランスデューサー 30 を覆って密着層 25 が設けられている。この密着層 25 は、センサー窓 105 から外部に露出する部分であり、生体検査装置 100 により生体検査を実施する際には、この密着層 25 の表面に測定対象である生体に接触させる。ここで、この密着層 25 としては、生体の音響インピーダンスを同等の音響インピーダンスを有する例えばシリコンゴム等の素材により形成されている。このため、送信部 22 から密着層 25 に向かって発信された超音波は、密着層 25 と生体との境界において、ほぼ透過されて生体内の器官に到達され、生体内の器官に反射させた反射超音波は、密着層 25 と生体との境界において、ほぼ透過して密着層 25 から受信部 23 に到達させることが可能となる。

【0032】

[各超音波トランスデューサーの配置]

本実施形態では、センサー基板 21 に設けられる開口部 211（メンブレン 321）は、送信部 22、受信部 23、及び剥がれ検出部 24 において、それぞれ異なる径寸法に形成されており、更に、送信部 22 内において、異なる径寸法の複数の開口部 211（メンブレン 321）が設けられている。

図 4（A）は、送信部 22 における超音波トランスデューサー 30 の配置例を示す図であり、図 4（B）は、送信部 22 における超音波トランスデューサー 30 の配置例の他の例である。

送信部 22 から発信される超音波は、開口部 211 を閉塞するメンブレン 321 の共振周波数により決定されるため、メンブレン 321 の面積をそれぞれ異ならせることで、それぞれ異なる発信周波数帯域の超音波を出力することが可能となっている。

ここで、送信部 22 に配置される超音波トランスデューサー 30 としては、例えば、肝臓等の内臓のエコー画像の取得等、皮膚表面から深い位置を検査するための低周波数（例えば 3.5 MHz）の超音波を出力する超音波トランスデューサー 30 A、皮膚表面から浅い位置の検査や血管径（血管壁）が大きい血管を検出するための周波数（例えば 7.5 MHz）の超音波を出力する超音波トランスデューサー 30 B、及び指先の静脈パターンや、末端血管等、高解像度な検出のための周波数（例えば 20 MHz）の超音波を出力す

る超音波トランスデューサー 30C 等が挙げられる。一般に、開口部の径寸法が小さく、メンブレン 321 の面積が小さくなるほど、発信周波数帯域が大きくなる。

これらの超音波トランスデューサー 30 (30A, 30B, 30C) は、図 4 (A) に示すように、受信部 23 を、超音波トランスデューサー 30A のみが配設される低周波数出力領域、超音波トランスデューサー 30B のみが配設される中周波数出力領域、及び超音波トランスデューサー 30C のみが配設される高周波数出力領域に分割して配置される構成としてもよく、図 4 (B) に示すように、低周波数用の超音波トランスデューサー 30A、中周波数用の超音波トランスデューサー 30B、及び高周波数用の超音波トランスデューサー 30C が、受信部 23 内で、等間隔で配置される構成としてもよい。

また、本実施形態では、3 種の超音波トランスデューサー 30 (30A, 30B, 30C) が配置される構成を例示するが、これに限定されず、4 種以上の超音波トランスデューサー 30 が設けられる構成などとしてもよい。

【0033】

また、送信部 22 内に配置される各超音波トランスデューサー 30 は、それぞれ独立して駆動可能となるように、下部電極線 334, 上部電極線 335 が配線されている。したがって、本実施形態の生体検査装置 100 では、各超音波トランスデューサー 30 から超音波を発信させるタイミングを遅延させてずらすことで、超音波が合成されて合成波面を形成し、合成された合成波面を、遅延時間に応じた所定の方角に向かって伝搬させることが可能となる。すなわち、本実施形態の生体検査装置 100 では、送信部 22 は、発信超音波に指向性を持たせることができる。

【0034】

受信部 23 に設けられる超音波トランスデューサー 30 は、反射超音波を、メンブレン 321 で受信して振動させる必要があるため、比較的大きい径寸法に形成されていることが好ましい。

また、詳細は後述するが、剥がれ検出部 24 は、剥がれ検出用送信部 241 と、剥がれ検出用受信部 242 とを備えており、剥がれ検出用送信部 241 から発信された超音波を剥がれ検出用受信部 242 で受信する構成が採られている。ここで、これらの剥がれ検出用送信部 241 及び剥がれ検出用受信部 242 も、送信部 22 や受信部 23 と同様に、複数の超音波トランスデューサー 30 がアレイ状に配設されることで構成されている。ここで、これらの剥がれ検出用送信部 241 及び剥がれ検出用受信部 242 に配置される超音波トランスデューサー 30 は、それぞれ、センサー部 20 の密着層 25 と生体との密着状態を検出するために必要な周波数の発信及び受信ができればよい。すなわち、剥がれ検出部 24 では、超音波受信時に受信したことが検出されればよいので、超音波の周波数は特に限定されない。

なお、上述したような超音波トランスデューサー 30 のメンブレン 321 の具体的なサイズは、支持膜 32 の厚み寸法や剛性等により、共振周波数が変化するものであり、測定部位によっても変化するものであるため、測定部位の設定や、支持膜 32 の種類により適宜設定される。

【0035】

[剥がれ検出部の構成]

剥がれ検出部 24 は、図 2 に示すように、センサー基板 21 の外周部に沿って設けられており、本実施形態では、特に密着層 25 と生体との剥がれが起こり易いセンサー基板 21 の角部に設けられている。すなわち、剥がれ検出部 24 は、センサー基板 21 を基板厚み方向から見た平面視において、送信部 22 の外側に設けられている。

この剥がれ検出部 24 は、剥がれ検出用の超音波を出力する剥がれ検出用送信部 241 と、剥がれ検出用受信部 242 とを備えている。これらの剥がれ検出用送信部 241 及び剥がれ検出用受信部 242 は、送信部 22 や受信部 23 と同様に、複数の超音波トランスデューサー 30 がアレイ状に配設されることで構成されている。このような剥がれ検出部 24 では、剥がれ検出用送信部 241 から発信された超音波を剥がれ検出用受信部 242 で受信し、超音波の発信タイミングから受信タイミングまでの時間を計測することで密着

10

20

30

40

50

層 2 5 と測定対象である生体 1 との密着性を判断することが可能となる。

【 0 0 3 6 】

ここで、この剥がれ検出部 2 4 における剥がれ検出のメカニズムについて、図面に基づいて説明する。図 5 は、密着層 2 5 が生体 1 の皮膚 2 に密着している状態において、剥がれ検出部 2 4 での超音波の進行経路を示す図である。図 6 は、密着層 2 5 が生体 1 の皮膚 2 から剥がれている状態において、剥がれ検出部 2 4 での超音波の進行経路を示す図である。

図 5 に示すように、密着層 2 5 が生体 1 の皮膚 2 に密着している状態では、密着層 2 5 及び皮膚 2 の間に空気が介在されておらず、密着層 2 5 が生体とほぼ同等の音響インピーダンスを有しているため、密着層 2 5 及び皮膚 2 の境界において超音波が反射されずに、生体 1 内に透過し、例えば血管や内臓などの器官 3 に到達する。

10

一方、密着層 2 5 が皮膚 2 から剥がれている状態では、密着層 2 5 及び皮膚 2 の間に空気層が介在し、空気の音響インピーダンスは、密着層 2 5 や生体 1 とは異なるため、密着層 2 5 と空気層との境界において超音波が反射される。したがって、密着層 2 5 及び皮膚 2 との間に剥がれが存在する場合は、密着層 2 5 及び皮膚 2 が密着している場合に比べて、剥がれ検出用送信部 2 4 1 から発信された超音波が剥がれ検出用受信部 2 4 2 にて受信されるまでの時間が短くなる。

このため、剥がれ検出部 2 4 において、剥がれ検出用送信部 2 4 1 から発信された超音波が密着層 2 5 の表面で反射されて剥がれ検出用受信部 2 4 2 に到達するまでの時間を計測し、この時間が予め計測しておいた密着層表面反射時間よりも小さい場合に、剥がれがあると検出することが可能となる。

20

【 0 0 3 7 】

[制御部の構成]

図 7 は、本実施形態の生体検査装置 1 0 0 の概略構成を示すブロック図である。

図 7 に示すように、制御部 4 0 は、駆動素子切替回路 4 1 と、送受信切替回路 4 2 と、超音波モード切替制御部 4 3 と、超音波信号発信回路 4 4 (駆動信号印加手段) と、信号遅延回路 4 5 と、受信計測部 4 6 (受信信号取得手段) と、遅延時間計算部 4 7 と、記憶部 4 8 と、中央演算回路 4 9 と、を含んで構成されている。

【 0 0 3 8 】

[駆動素子切替回路の構成]

30

駆動素子切替回路 4 1 は、送信部 2 2 を駆動する際に、中央演算回路 4 9 から入力された周波数選択信号に応じて、駆動させる超音波トランスデューサー 3 0 を切り替えるスイッチング回路である。例えば、ユーザーによる操作部 1 0 4 の操作により、深度が深い部位の測定を実施する旨の入力がなされた場合、中央演算回路 4 9 から駆動素子切替回路 4 1 に低周波数の超音波を送信するための超音波トランスデューサー 3 0 A を駆動させる周波数選択信号が入力される。この場合、駆動素子切替回路 4 1 は、超音波トランスデューサー 3 0 B 及び超音波トランスデューサー 3 0 C を停止させ (駆動させない) 、超音波トランスデューサー 3 0 A に対して駆動信号 (駆動電圧) を出力可能な状態にスイッチされる。

また、駆動素子切替回路 4 1 は、センサー部 2 0 に設けられる送信部 2 2 、受信部 2 3 、及び剥がれ検出部 2 4 の駆動を切り替える制御を実施する。本実施形態の生体検査装置 1 0 0 では、送信部 2 2 から超音波の送信が実施されている間、受信部 2 3 の受信信号の受信は実施しない。これにより、受信部 2 3 において、送信部 2 2 から生体 1 に入らず、直接受信部 2 3 に到達する超音波の受信や、剥がれ検出部 2 4 の剥がれ検出用送信部 2 4 1 から発信された超音波が受信部 2 3 に入力されてしまう不都合を回避することができる。

40

なお、剥がれ検出部 2 4 を用いた剥がれ検出処理時は、測定開始前に加えて、測定中においても定期的実施されてもよく、この場合、駆動素子切替回路 4 1 は、送信部 2 2 又は受信部 2 3 に加えて、剥がれ検出部 2 4 に対しても信号の入出力が可能な状態にスイッチすればよい。

50

【 0 0 3 9 】

[送受信切替回路の構成]

送受信切替回路 4 2 は、超音波モード切替制御部 4 3 から入力されるモード切替信号に基づいて、接続状態を切り替えるスイッチング回路である。

具体的には、超音波モード切替制御部 4 3 から超音波発信モードに切り替える旨の制御信号が入力された場合、送受信切替回路 4 2 は、信号遅延回路 4 5 から入力された駆動信号を、駆動素子切替回路 4 1 に出力可能な接続状態に切り替わる。一方、送受信切替回路 4 2 は、超音波モード切替制御部 4 3 から超音波受信モードに切り替える旨の制御信号が入力された場合、駆動素子切替回路 4 1 から入力される受信信号を受信計測部 4 6 に出力可能な接続状態に切り替わる。

10

【 0 0 4 0 】

[超音波モード切替制御部の構成]

超音波モード切替制御部 4 3 は、剥がれ検出部 2 4 により密着層 2 5 と生体 1 の皮膚 2 との密着状態（剥がれ）を検出する剥がれ検出モードと、送信部 2 2 から発信させる超音波の出力値を調整する補正モードと、測定を実施する測定モードとを切り替える。更に、超音波モード切替制御部 4 3 は、剥がれ検出モード、補正モード、及び測定モードにおいて、送信部 2 2 又は剥がれ検出用送信部 2 4 1 から超音波を発信させる超音波発信モードと、受信部 2 3 又は剥がれ検出用受信部 2 4 2 にて超音波を受信させる超音波受信モードと、を切り替える。

具体的には、超音波モード切替制御部 4 3 は、中央演算回路から剥がれ検出を実施する旨の制御信号に基づいて、剥がれ検出モードに切り替え、更に超音波発信モードに切り替える処理を実施する。この処理では、超音波モード切替制御部 4 3 は、送受信切替回路 4 2 に発信モードに切り替える旨の制御信号を出力し、超音波信号発信回路 4 4 から駆動信号を出力させる旨の制御信号を出力する。また、超音波モード切替制御部 4 3 は、超音波信号発信回路 4 4 から剥がれ検出用の駆動信号を出力させる旨の制御信号を出力する。また、超音波モード切替制御部 4 3 は、図示しない計時部（内部タイマー）により計測される時間を監視し、超音波発信モードから所定の発信時間経過後に、超音波受信モードに切り替える処理を実施する。ここで発信時間は、剥がれ検出用送信部 2 4 1 から例えば 1 ～ 2 周波数のバースト波が発信される時間程度に設定されていればよい。受信モードでは、超音波モード切替制御部 4 3 は、送受信切替回路 4 2 に受信モードに切り替える旨の制御信号を出力して、送受信切替回路 4 2 を、剥がれ検出用受信部 2 4 2 から入力される受信信号を受信計測部 4 6 に入力可能な接続状態にスイッチングさせる。

20

30

【 0 0 4 1 】

また、超音波モード切替制御部 4 3 は、中央演算回路 4 9 から駆動信号を補正する旨の制御信号、又は測定を実施する旨の制御信号が入力されると、制御信号に基づいて、補正モード又は測定モードに切り替え、更に発信モードに切り替える処理を実施する。この処理では、超音波モード切替制御部 4 3 は、送受信切替回路 4 2 に、発信モードに切り替える旨の制御信号を出力し、超音波信号発信回路 4 4 から駆動信号を出力させる旨の制御信号を出力する。また、超音波モード切替制御部 4 3 は、図示しない計時部（内部タイマー）により計測される時間を監視し、超音波発信モードから所定の発信時間経過後に、超音波受信モードに切り替える処理を実施する。ここで発信時間は、上記剥がれモードと同様、送信部 2 2 の超音波トランスデューサ 3 0 から例えば 1 ～ 2 周波数のバースト波が発信される時間程度に設定されていればよい。受信モードでは、超音波モード切替制御部 4 3 は、送受信切替回路 4 2 に受信モードに切り替える旨の制御信号を出力して、送受信切替回路 4 2 を、受信部 2 3 から入力される受信信号を受信計測部 4 6 に入力可能な接続状態にスイッチングさせる。

40

なお、超音波モード切替制御部 4 3 は、測定モードや、補正モードを設定している場合でも、定期的に剥がれ検出モードを追加設定してもよい。

【 0 0 4 2 】

[超音波信号発信回路]

50

超音波信号発信回路 4 4 は、発信モードにおいて、超音波モード切替制御部 4 3 から駆動信号を出力させる旨の制御信号が入力されると、送信部 2 2 の超音波トランスデューサー 3 0 や、剥がれ検出用送信部 2 4 1 の超音波トランスデューサー 3 0 を駆動させるための駆動信号を信号遅延回路 4 5 に出力する。また、超音波信号発信回路 4 4 は、中央演算回路 4 9 から入力された制御信号に基づいて、駆動信号の信号値（電圧値）を変化させる。ここで、駆動信号の信号値（電圧値）を変化させる構成としては、例えば D A コンバーターや、デジタル・ポテンション・メーター（D P M）等の電圧変更装置を用いることができる。また、駆動信号の信号値の上下幅としては、電圧変更装置において、電圧可変制御が可能な最小単位を設定することができるが、これに限定されず、例えば当該最小単位の倍数で電圧を変更する構成としてもよい。

10

【 0 0 4 3 】

[信号遅延回路]

信号遅延回路 4 5 は、超音波信号発信回路 4 4 から、送信部 2 2 の超音波トランスデューサー 3 0 に対する駆動信号が入力されると、その駆動信号を遅延させて送受信切替回路 4 2 に出力する。

ここで、信号遅延回路 4 5 は、遅延時間計算部 4 7 から入力される遅延設定信号に基づいて、各超音波トランスデューサー 3 0 を駆動させるための駆動信号を遅延させて送受信切替回路 4 2 に出力する。

ここで、信号遅延回路 4 5 は、超音波モード切替制御部 4 3 により剥がれ検出モードが設定されている場合は、信号遅延処理を実施せず、超音波信号発信回路 4 4 から入力された駆動信号をそのまま送受信切替回路 4 2 に出力する。なお、信号遅延回路 4 5 は、補正モードにおいても、信号遅延処理を実施しない構成としてもよい。

20

【 0 0 4 4 】

[受信計測部の構成]

受信計測部 4 6 は、計時部にて計測される時間を監視し、超音波が発信されてから反射超音波が受信されるまでの時間を計測する。

具体的には、受信計測部 4 6 は、超音波モード切替制御部 4 3 により発信モードに切り替えられ、送信部 2 2 や剥がれ検出用送信部 2 4 1 の超音波トランスデューサー 3 0 から超音波が発信されて、計時部でカウントされる時間がリセットされたタイミングからの時間を監視する。

30

そして、受信計測部 4 6 は、超音波モード切替制御部 4 3 により受信モードに切り替えられ、受信部 2 3 や剥がれ検出用受信部 2 4 2 の超音波トランスデューサー 3 0 から出力された受信信号が、送受信切替回路 4 2 を介して、受信計測部 4 6 に入力されると、その入力されたタイミングでの計時部の時間（T O F データ：Time Of Flightデータ）を取得する。また、取得した T O F データや受信信号の信号値（電圧値）は、中央演算回路 4 9 に入力される。

【 0 0 4 5 】

[遅延時間計算部の構成]

遅延時間計算部 4 7 は、補正モードや測定モードにおける超音波の発信モード時に、中央演算回路 4 9 から入力される発信角度データ、超音波トランスデューサー 3 0 の素子ピッチ、音速に基づいて、送信部 2 2 の各超音波トランスデューサー 3 0 の駆動遅延時間を算出する。なお、これらの発信角度データ、素子ピッチ、音速は、記憶部 4 8 に予め記憶されたデータを用いることができる。

40

【 0 0 4 6 】

[記憶部の構成]

記憶部 4 8 は、中央演算回路 4 9 や遅延時間計算部 4 7 での各種処理を実施するための各種プログラムや各種データなどを記憶する。

具体的には、各種データとして、遅延時間を算出するための発信角度データや、超音波トランスデューサー 3 0 の素子ピッチ、音速などが記憶される。また、記憶部 4 8 には、中央演算回路 4 9 での処理を実施するための各種データとして、測定部位に対する深さ範

50

囲や周波数が記憶された測定対応データ等が記憶される。この測定対応データは、例えば、測定部位となる生体内の器官（例えば肝臓、心臓、血管等）を示す器官データと、当該器官が皮膚表面からどの程度の深さ寸法の範囲に存在するかを示す深さ範囲データと、当該器官の情報を得るために最適な超音波の周波数を示す周波数データと、当該器官に対して超音波を発信するに当たり、当該器官や生体に対して安全とされる安全規格信号値（電圧値）を示す安全規格データと、を関連付けたＬＵＴ（Look Up Table）データである。ここで、この測定対応データは、生体検査の測定対象者の個人差を考慮して、複数記憶されている。例えば、乳児、幼児、小児、成人、男性、女性、体脂肪率等によって、それぞれ異なる測定対応データが記憶され、ユーザーの操作により、それぞれ最適な測定対応データを用いることが可能となる。

10

【 0 0 4 7 】

〔 中央演算回路の構成 〕

中央演算回路 4 9 は、記憶部 4 8 に記憶されるプログラムを展開することで、各種処理を実施する。ここで、中央演算回路 4 9 は、記憶部 4 8 に記憶されるプログラムを読み込み、処理を実施することで、剥がれ検出手段 4 9 1、測定部位設定手段 4 9 2、周波数設定手段 4 9 3、距離測定手段 4 9 4、反射波特定手段 4 9 5、電圧変更手段 4 9 6、及び測定処理手段 4 9 7 として機能する。

【 0 0 4 8 】

剥がれ検出手段 4 9 1 は、剥がれ検出モードにおいて、剥がれ検出用送信部 2 4 1 から超音波が出力されてから剥がれ検出用受信部 2 4 2 において反射超音波が受信されるまでのＴＯＦデータに基づいて、密着層 2 5 と生体 1 の皮膚 2 とが密着された状態であるか、剥がれが存在するかを判断する。具体的には、剥がれ検出手段 4 9 1 は、剥がれ検出モードにおいて検出されたＴＯＦデータの数値が、予め設定された密着層表面反射時間以下である場合に、剥がれが存在すると判断する。この密着層表面反射時間は、図 6 に示すように、剥がれ検出用送信部 2 4 1 から超音波が出力されたタイミングから、当該超音波が密着層 2 5 の表面で反射されて、剥がれ検出用受信部 2 4 2 に受信されて受信信号が受信計測部 4 6 に入力されるタイミングまでの時間である。このような密着層表面反射時間は、例えば製造時において、密着層 2 5 に他の物質が密着していない状態で計測される値であり、記憶部 4 8 に予め記憶されている。

20

【 0 0 4 9 】

測定部位設定手段 4 9 2 は、測定部位である器官を設定する。具体的には、測定部位設定手段 4 9 2 は、例えばユーザーにより操作部 1 0 4 が操作されることで設定入力される入力信号に基づいて、測定部位である器官を設定する。

30

周波数設定手段 4 9 3 は、駆動素子切替回路 4 1 とともに本発明の周波数変更手段を構成する。この周波数設定手段 4 9 3 は、記憶部 4 8 から測定対応データを読み込み、測定部位設定手段 4 9 2 において設定された器官に対応する器官データと、当該器官データに関連付けられた周波数データを読み出す。そして、周波数設定手段 4 9 3 は、補正モード及び測定モードにおいて、送信部 2 2 に配置された超音波トランスデューサー 3 0 のうち、周波数データに示される周波数の超音波を出力可能な超音波トランスデューサー 3 0 を駆動させるように、駆動素子切替回路 4 1 に周波数選択信号を出力する。これにより、補正モード及び測定モードにおいて、駆動素子切替回路 4 1 は、周波数設定手段 4 9 3 により指定された周波数の超音波を出力可能な超音波トランスデューサー 3 0 に対して駆動信号を出力可能な状態に、スイッチされる。

40

距離測定手段 4 9 4 は、補正モード及び測定モードにおいて、中央演算回路 4 9 に入力されたＴＯＦデータに基づいて、超音波が反射された位置の皮膚 2 からの距離を測定（算出）する。

【 0 0 5 0 】

反射波特定手段 4 9 5 は、補正モードにおいて、記憶部 4 8 から測定対応データを読み込み、測定部位設定手段 4 9 2 において設定された器官に対応する器官データと、当該器官データに関連付けられた深さ範囲データを読み出す。そして、距離測定手段 4 9 4 によ

50

り算出された、皮膚から反射位置までの距離のうち、深さ範囲データに示された深さ寸法の範囲に対応した距離を抽出し、当該距離の算出において用いられたＴＯＦデータに対応した受信信号を特定する。つまり、反射波特定手段４９５は、送信部２２から発信されて受信部２３にて受信された超音波のうち、測定対象である器官で反射された超音波を特定する。

また、反射波特定手段４９５は、測定モードにおいても、測定部位である器官に対応した受信信号、及びＴＯＦデータを特定してもよい。

【００５１】

電圧変更手段４９６は、記憶部４８から測定対応データを読み込み、測定部位設定手段４９２において設定された器官に対応する器官データと、当該器官データに関連付けられた安全規格データと、を読み出す。そして、電圧変更手段４９６は、反射波特定手段４９５において特定された受信信号の信号値（電圧値）が、予め設定された計測可能受信信号値（計測可能受信電圧）以上であり、かつ駆動信号の信号値（電圧値）が安全規格データに示される安全規格信号値以下となるように、超音波信号発信回路４４に補正信号を出力し、超音波信号発信回路４４から出力させる駆動信号の信号値を変化させる。そして、電圧変更手段４９６は、受信信号の信号値が計測可能受信信号値以上であり、駆動信号の信号値が安全規格信号値以下である場合、当該駆動信号を、最適駆動信号として設定する。また、電圧変更手段４９６は、超音波信号発信回路４４に対して制御信号を出力し、設定した最適駆動信号を信号遅延回路４５に出力させる処理をする。

また、上述したように、補正モード中や測定モード中において、定期的に剥がれ検出モードが設定されてもよい。また、この場合、電圧変更手段４９６は、剥がれ検出手段４９１により剥がれが検出された場合に、送信部２２から発信させる超音波を一時的に停止させるなどの処理をしてもよい。

【００５２】

測定処理手段４９７は、測定モードにおいて、取得されたＴＯＦデータや、距離測定手段４９４により算出された器官の位置に基づいて、器官の位置座標や状態を測定する。例えば血管中を流れる血液の流速や血圧等を測定する。また測定処理手段４９７は、測定結果を、表示部１０３に表示させたり、図示しない入出力端子から、外部機器に測定結果データを出力したりする。

【００５３】

[生体検査装置の動作]

次に、上記のような生体検査装置１００により生体検査を実施する際の動作について、具体的には、測定対象の器官に対して、最適な超音波を出力させる超音波センサー制御方法について、図面に基いて説明する。

図８は、本実施形態の生体検査装置の動作（超音波センサー制御方法）のフローチャートである。

【００５４】

本実施形態の生体検査装置１００を用いて、生体検査を実施するには、まず、センサー窓１０５から露出したセンサー部２０の密着層２５を生体１の皮膚２に対して密着させた状態で、例えばバンド１０２により当該生体検査装置１００を固定する。

そして、ユーザーにより操作部１０４が操作されることで、電源が投入されると、制御部４０の剥がれ検出手段４９１は、図８に示すように、剥がれ検出処理を実施する（ステップＳ１）。

【００５５】

図９は、本実施形態の生体検査装置１００における剥がれ検出処理の動作を示すフローチャートである。図１０は、本実施形態の生体検査装置１００における剥がれ検出処理におけるタイミングチャートである。

この剥がれ検出処理では、剥がれ検出手段４９１は、超音波モード切替制御部４３に制御信号を出力する。これにより、超音波モード切替制御部４３は、生体検査装置１００の動作モードを剥がれ検出モードに設定する。これにより、超音波モード切替制御部４３は

10

20

30

40

50

、駆動素子切替回路 4 1、送受信切替回路 4 2 及び超音波モード切替制御部 4 3 に発信モードに切り替える旨の制御信号を出力する。また、電圧変更手段 4 9 6 は、送受信切替回路 4 2 に剥がれ検出用の駆動信号を生成する旨の補正信号を出力する。これにより、超音波信号発信回路 4 4 から剥がれ検出用駆動信号が出力され、当該駆動信号は、信号遅延回路 4 5、送受信切替回路 4 2、駆動素子切替回路 4 1 を介して、剥がれ検出部 2 4 の剥がれ検出用送信部 2 4 1 に出力され、剥がれ検出用送信部 2 4 1 の各超音波トランスデューサー 3 0 が駆動して超音波が出力される（ステップ S 1 1）。また、この時、超音波モード切替制御部 4 3 は、計時部をリセットし、計時部のカウントを開始させる。

【 0 0 5 6 】

この後、超音波モード切替制御部 4 3 は、動作モードを受信モードに切り替え、剥がれ検出部 2 4 の剥がれ検出用受信部 2 4 2 により反射超音波を受信させる（ステップ S 1 2）。これにより、剥がれ検出用受信部 2 4 2 の超音波トランスデューサー 3 0 から出力された受信信号が駆動素子切替回路 4 1、送受信切替回路 4 2 を介して受信計測部 4 6 に入力され、受信計測部 4 6 において、計時部でカウントされた時間（T O F データ）が取得される。

【 0 0 5 7 】

次に、剥がれ検出手段 4 9 1 は、ステップ S 1 2 において取得した T O F データが、密着層表面反射時間 T_1 以下であるか否かを判断する（ステップ S 1 3）。

このステップ S 1 3 において、T O F データの値が、密着層表面反射時間 T_1 以下である場合（図 1 0 におけるパターン I の場合）、剥がれ検出手段 4 9 1 は、密着層 2 5 が生体 1 から剥がれており、密着層 2 5 と皮膚 2 との間に空気層が介在している状態である「剥がれ有」と判定する（ステップ S 1 4）。この場合、ステップ S 1 1 に戻り、剥がれ検出処理を続行する。また、剥がれが検出された場合、制御部 4 0 は、例えば表示部 1 0 3 に剥がれが検出された旨の警告を表示させる処理を実施してもよい。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 3 において、T O F データの値が、密着層表面反射時間 T_1 より大きい場合、剥がれ検出手段 4 9 1 は、更に、当該 T O F データが、密着層表面反射時間 T_1 終了後から、次の超音波が発信されるまでの待機間隔時間 T_2 の間の値であるか否かを判断する（ステップ S 1 5）。

このステップ S 1 5 において、T O F データが待機間隔時間 T_2 以上経っても取得されていない場合（図 1 0 におけるパターン II の場合）、生体 1 内で超音波が減衰したと判断し、剥がれ検出用の駆動信号を 1 段階上げる処理をして（ステップ S 1 6）、ステップ S 1 1 に戻る。ここで、駆動信号の上下幅である 1 段階とは、超音波信号発信回路 4 4 に含まれる D A コンバーターや、D P M 等の電圧変更装置における電圧可変制御が可能な最小単位を設定することができる。

【 0 0 5 9 】

一方、ステップ S 1 5 において、T O F データが、密着層表面反射時間 T_1 の経過後から待機間隔時間 T_2 終了までの間の値である場合（図 1 0 におけるパターン III の場合）、剥がれ検出手段 4 9 1 は、密着層 2 5 と生体 1 の皮膚 2 とが密着された状態であり、「剥がれ無」と判定する（ステップ S 1 7）。

【 0 0 6 0 】

なお、上述したように、上記のような剥がれ検出手段は、超音波モード切替制御部 4 3 により設定される動作モードが補正モードや測定モードである場合においても、定期的の実施されていてもよい。

この場合、剥がれ検出手段 4 9 1 により「剥がれ有」と判定された場合、図 1 0 に示すように、送信部 2 2 に出力する駆動信号を停止させる処理を実施することで、無駄な電力消費を抑えることが可能となる。

【 0 0 6 1 】

図 8 に戻り、以上のようなステップ S 1 の剥がれ検出処理において、「剥がれ無」と判定された場合、生体検査装置 1 0 0 により生体検査を実施するための初期設定を実施する

10

20

30

40

50

(ステップS2)。

この初期設定では、ユーザーの操作部104の操作により、測定対象者の諸条件、例えば乳児、幼児、小児、成人等の年齢に関する条件、性別に関する条件、体脂肪率等の身体状態に関する条件が入力されると、制御部40は、記憶部48から、入力された諸条件に対応した測定対応データを読み込む。また、制御部40の測定部位設定手段492は、ユーザーの操作部104の操作により、測定部位である器官が指定されると、読み込んだ測定対応データから、指定された測定部位の器官の器官データに関連付けられた周波数データを取得する。そして、測定部位設定手段492は、この周波数データに基づいて、駆動素子切替回路41を制御して、当該駆動素子切替回路41のスイッチング状態を切り替える。これにより、超音波信号発信回路44で生成された駆動信号が、測定部位の器官に対応した周波数の超音波を出力する超音波トランスデューサー30に入力される状態となる。

10

【0062】

この後、超音波モード切替制御部43は、生体検査装置100の動作モードを補正モードに切り替えて、補正処理が実施される(ステップS4)。

図11は、本実施形態の生体検査装置100における補正処理の動作を示すフローチャートである。

図12は、補正処理における各信号のタイミングチャートである。

この補正処理では、図11に示すように、制御部40の電圧変更手段496は、まず超音波信号発信回路44から発信させる初期駆動電圧を設定する(ステップS31)。この初期駆動信号の信号値(電圧値) V_{out} としては、例えば、予め臨床実験等によって最適化された信号値や、実験的に送受信動作が可能な最小信号値を設定することができる。また、前回測定時の最適駆動信号の信号値を記憶部48に記憶しておいて初期駆動信号の信号値として設定してもよい。

20

【0063】

次に、電圧変更手段496は、設定されている駆動信号の信号値 V_{out} が、ステップS2において読み込んだ安全規格データに示される安全規格信号値 V_{SAFE} 以下であるか否かを判定する(ステップS32)。

このステップS32において、図12のパターンIVに示すように、信号値 V_{out} が安全規格信号値 V_{SAFE} より大きい場合、電圧変更手段496は、超音波信号発信回路44に補正信号を出力して、信号値 V_{out} を生体1段階下げる処理をする(ステップS33)。ここでの1段階とは、上記剥がれ検出用駆動電圧の上下幅と同様、超音波信号発信回路44に含まれるDAコンバーターや、DPM等の電圧変更装置における電圧可変制御が可能な最小単位を設定することができる。そして、ステップS32及びステップS33の処理を、信号値 V_{out} が安全規格信号値 V_{SAFE} 以下となるまで繰り返す。

30

【0064】

そして、ステップS32において、駆動信号の信号値 V_{out} が安全規格信号値 V_{SAFE} 以下であると判断されると、当該駆動電圧の信号値 V_{out} をステップS2により設定された送信部22の超音波トランスデューサー30に対して出力し、超音波を発信させる(ステップS34：駆動信号印加ステップ)、反射された超音波を受信部23にて受信させる(ステップS35：受信信号取得ステップ)。そして、受信部23から出力された受信信号が受信計測部46に入力されると、TOFデータを取得する。

40

この後、距離測定手段494は、取得したTOFデータ、及び音速等に基づいて、超音波が反射された位置を検出、すなわち、皮膚2から反射位置までの距離を算出する(ステップS36)。次に、反射波特定手段495は、ステップS36により算出された距離が、ステップS2により取得した器官データに関連付けられた深さ範囲データに示される深さ寸法となるものを抽出し、そのTOFデータ、及び当該TOFデータに対応した受信信号の信号値(電圧値) V_{in} を特定する(ステップS37)。つまり、反射波特定手段495は、送信部22から発信された超音波のうち、測定部位である器官にて反射されて受信部23に入力された反射超音波を特定する。

50

【 0 0 6 5 】

そして、電圧変更手段 4 9 6 は、ステップ S 3 7 により特定された受信信号の信号値 V_{in} が、図 1 2 のパターン V に示すように、予め設定された計測可能受信信号値（計測可能受信電圧） V_m 以上であるか否かを判断する（ステップ S 3 8）。このステップ S 3 8 において、電圧変更手段 4 9 6 は、受信信号の信号値 V_{in} が計測可能受信信号値 V_m よりも小さい場合、駆動信号の信号値 V_{out} を 1 段階上げるように、超音波信号発信回路 4 4 に補正信号を出力する。これにより、超音波信号発信回路 4 4 から出力される駆動信号の電圧が生体 1 段階分上昇し、超音波トランスデューサー 3 0 から出力される超音波の出力値が大きくなる。なお、ここでの電圧上げ幅としては、上記ステップ S 3 3 と同様に、超音波信号発信回路 4 4 に含まれる D A コンバーターや、D P M 等の電圧変更装置における電圧可変制御が可能な最小単位を設定することができる。

10

【 0 0 6 6 】

一方、ステップ S 3 8 において、図 1 2 のパターン VI に示すように、受信信号の信号値 V_{in} が計測可能受信信号値 V_m 以上である場合、電圧変更手段 4 9 6 は、当該受信信号が受信された際の駆動信号を最適駆動信号として設定する（ステップ S 4 0）。

以上により、補正処理が終了する。

【 0 0 6 7 】

この補正処理の後、図 8 に示すように、計測処理が実施される（ステップ S 4）。この計測処理では、電圧変更手段 4 9 6 は、超音波信号発信回路 4 4 に、補正処理において設定された最適駆動信号を出力するように指示する。これにより、送信部 2 2 から、測定部

20

の器官や器官の位置に対応した最適周波数で、最適駆動信号に応じた最適な出力値の超音波が出力され、受信信号の受信感度を向上させることができる。

そして、このステップ S 4 の計測処理では、上記のような最適な受信感度で取得された受信信号に基づいて、T O F データを取得し、測定処理手段 4 9 7 は、当該 T O F データに基づいて、器官位置、器官の状態等の各種測定処理を実施する。

【 0 0 6 8 】

〔本実施形態の作用効果〕

上述したように、本実施形態の生体検査装置 1 0 0 では、センサー部 2 0 の送信部 2 2 には、発信周波数帯域が異なる複数の超音波トランスデューサー 3 0 を備え、制御部 4 0 の周波数設定手段 4 9 3 及び駆動素子切替回路 4 1 は、ユーザーの指定した測定部位に

30

応じて、駆動させる送信部 2 2 の超音波トランスデューサー 3 0 を変更する。このため、測定部位に対応した最適な周波数の超音波を出力することができる。

また、制御部 4 0 の電圧変更手段 4 9 6 は、受信部 2 3 から出力された受信信号の信号値 V_{in} と、計測可能受信信号値 V_m とを比較して、信号値 V_{in} が計測可能受信信号値 V_m 以上となるように、超音波信号発信回路 4 4 から出力される駆動電圧を変更する処理を実施する。

このため、本実施形態の生体検査装置 1 0 0 では、測定部位に応じた最適な出力値で、最適周波数の超音波を出力することができる。これにより、計測に適した受信信号を受信することができ、正確な T O F データを取得することができる。したがって、このような正確な T O F データにより、正確な生体検査を実施することができる。

40

【 0 0 6 9 】

また、本実施形態の生体検査装置 1 0 0 では、センサー部 2 0 のセンサー基板 2 1 の外周部に沿って剥がれ検出部 2 4 が設けられ、剥がれ検出手段 4 9 1 は、剥がれ検出部 2 4 の駆動により得られた T O F データに基づいて、密着層 2 5 と生体 1 の皮膚 2 との密着状態を検出する。そして、剥がれ検出手段 4 9 1 は、密着層 2 5 及び皮膚 2 の剥がれにより適切な駆動信号の設定や、超音波による生体検査ができない状態では、当該補正処理及び測定処理を行わず、密着層 2 5 及び皮膚 2 が密着していると判断した場合に、補正処理や測定処理を実施する。このため、補正処理において、より適切な駆動信号の設定を行うことができ、測定処理において、正確な測定処理を行うことができる。

また、剥がれ検出部 2 4 は、密着層 2 5 と皮膚 2 とが剥がれやすいセンサー部 2 0 の外

50

周部の角部に設けられている。このため、剥がれ検出手段 24 により僅かな剥がれをも確実に検出することができ、より確実に密着層 25 と皮膚 2 とが密着した状態での補正処理及び測定処理を実施することができる。

さらに、剥がれ検出手段 491 は、生体検査装置 100 の起動時のみではなく、補正処理時や測定処理時においても定期的に剥がれ検出処理を実施してもよく、補正処理中や、測定処理中での密着層 25 及び皮膚 2 の剥がれをも検出することができる。この場合、剥がれ検出手段 491 は、剥がれを検出すると、送信部 22 の各超音波トランスデューサー 30 への駆動信号の出力を停止させる。このため、密着層 25 が皮膚 2 から剥がれている状態での超音波の受信信号が実施されることがなく、不適切な TOF データに基づいた補正処理や測定処理を避けることができる。

10

【0070】

また、本実施形態の生体検査装置 100 では、距離測定手段 494 により超音波が反射された反射位置を算出し、反射波特定手段 495 により、算出された反射位置のうち、測定部位である器官が反射位置となっている TOF データ及び受信信号を特定し、測定部位で反射された反射超音波を特定する。そして、電圧変更手段 496 は、反射超音波の受信信号の信号値 V_{in} が、計測可能受信信号値 V_m 以上となるように、駆動信号の信号値 V_{out} を変更する処理を実施する。

これにより、例えば測定部位と異なる位置で反射された超音波の受信信号が強く、測定部位で反射された超音波の受信信号が弱い場合でも、測定部位で反射された超音波の受信信号を計測可能受信信号値以上に設定することができる。これにより、生体検査装置 100 により測定したい測定部位に対応した適切な駆動信号により、当該測定部位の測定を精度よく実施することができる。

20

【0071】

また、本実施形態では、測定部位である器官や、測定対象であるユーザーの個人差に応じて、安全に測定が実施できるように、安全規格信号値が設定されており、電圧変更手段 496 は、駆動信号の信号値を、安全規格信号値以下となるように設定する。

このため、例えば乳幼児や眼球など、超音波の出力値により損傷を受ける可能性がある箇所に対しても、安全な超音波を送出することができる。したがって、生体検査時の健康を損なうことなく、安全な生体検査を実施することができる。

また、測定対応データとして、乳幼児や小児、大人といった年齢だけでなく、性別や体脂肪率等によって異なるデータが記憶されている。したがって、測定部位である器官が位置する深さ範囲等、個人差によって差が生じたとしても、測定対象者に対応して適切な駆動信号の設定を実施することができ、信頼性が高い生体検査を実施することができる。

30

【0072】

[変形例]

なお、本発明は前述の実施形態に限定されるものではなく、本発明の目的を達成できる範囲での変形、改良等は本発明に含まれるものである。

【0073】

例えば、上記実施形態では、剥がれ検出手段 491 は、剥がれ検出手段 24 の剥がれ検出用送信部 241 及び剥がれ検出用受信部 242 により超音波の発信及び受信を行い、剥がれ検出用受信部 242 から入力された受信信号の入力タイミングを TOF データとして、剥がれ検出処理を実施したが、これに限定されない。例えば、剥がれ検出手段 491 は、送信部 22 及び受信部 23 により超音波の発信及び受信を行い、受信部 23 から入力された受信信号の入力タイミングを TOF データとし、この TOF データと密着層表面反射時間 T_1 とを比較して剥がれ検出を実施してもよい。

40

更に、剥がれ検出手段 491 は、剥がれ検出手段 24 による剥がれ検出に加えて、送信部 22 及び受信部 23 により剥がれ検出を実施する処理をしてもよい。

【0074】

また、剥がれ検出手段 491 により剥がれが検出された際、表示部 103 に警告を表示させてもよく、さらに、生体検査装置 100 がスピーカー等の音声出力装置を備える構成

50

であれば、スピーカーから音声により警告を流してもよい。また、警告灯などを点灯させる構成としてもよい。

【 0 0 7 5 】

さらに、上記実施形態において、反射波特定手段 4 9 5 は、測定対象となる器官で反射された反射超音波を特定し、電圧変更手段 4 9 6 は、この反射超音波の受信信号の信号値が計測可能受信信号値以上となるように、駆動信号の電圧を変化させる構成とした。これに対して、例えば、反射超音波が明らかに測定部位からの反射波である場合などでは、反射波特定手段 4 9 5 による反射超音波の特定を実施しない構成としてもよい。このような構成により、処理の簡略化ができ、迅速な補正処理を実施することができる。

【 0 0 7 6 】

また、上記実施形態では、生体検査装置 1 0 0 として、図 1 に示したように箱型の装置本体 1 0 1 に設けられたセンサー窓 1 0 5 からセンサー部 2 0 の密着層 2 5 が露出し、装置本体 1 0 1 を生体 1 の皮膚 2 に対して固定するタイプの装置を例示したがこれに限定されない。例えば、制御部 4 0 を含む装置本体に対して、接続線によりプローブが接続され、このプローブにセンサー部 2 0 が設けられる構成などとしてもよい。

また、電子機器として、生体検査装置に限られず、ウエハー等の物体の形状等を検査する装置などにも適用できる。この場合、測定部位の破損しやすさ等を考慮して、最適周波数や最適駆動電圧を設定する構成とすることで、測定対象を好適に検査することができる。

【 0 0 7 7 】

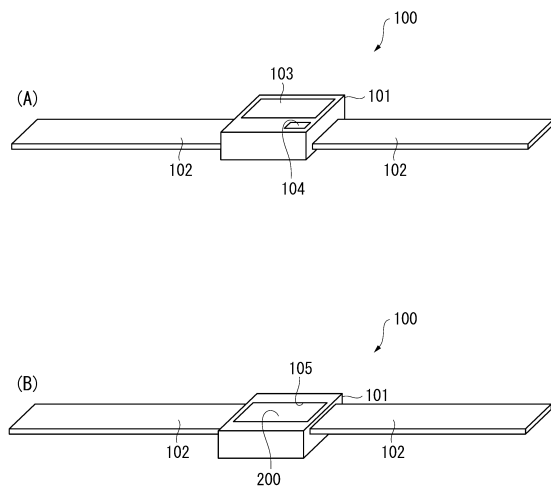
以上、本発明を実施するための最良の構成について具体的に説明したが、本発明は、これに限定されるものではない。すなわち、本発明は、主に特定の実施形態に関して特に図示され、かつ、説明されているが、本発明の技術的思想および目的の範囲から逸脱することなく、以上述べた実施形態に対し、当業者が様々な変形および改良を加えることができるものである。

【 符号の説明 】

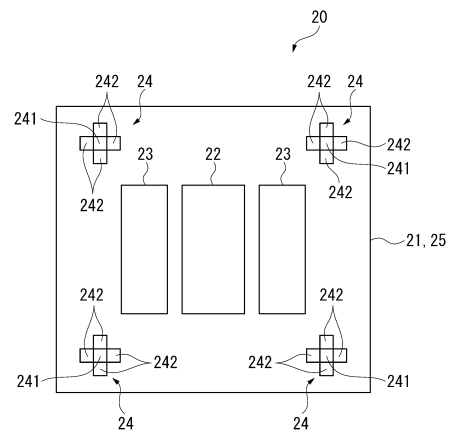
【 0 0 7 8 】

1 ... 生体（測定対象）、3 ... 器官（測定部位）、2 0 ... センサー部、2 1 ... センサー基板、2 4 ... 剥がれ検出部、2 5 ... 密着層、3 0 ... 超音波トランスデューサーまたは剥がれ検出用超音波トランスデューサー、4 0 ... 制御部、4 1 ... 周波数変更手段を構成する駆動素子切替回路、4 4 ... 超音波信号発信回路（駆動信号印加手段）、4 6 ... 受信計測部（受信信号取得手段）、4 8 ... 記憶部、4 9 1 ... 剥がれ検出手段、4 9 2 ... 測定部位設定手段、4 9 3 ... 周波数変更手段を構成する周波数設定手段、4 9 4 ... 距離測定手段、4 9 5 ... 反射波特定手段、4 9 6 ... 電圧変更手段。

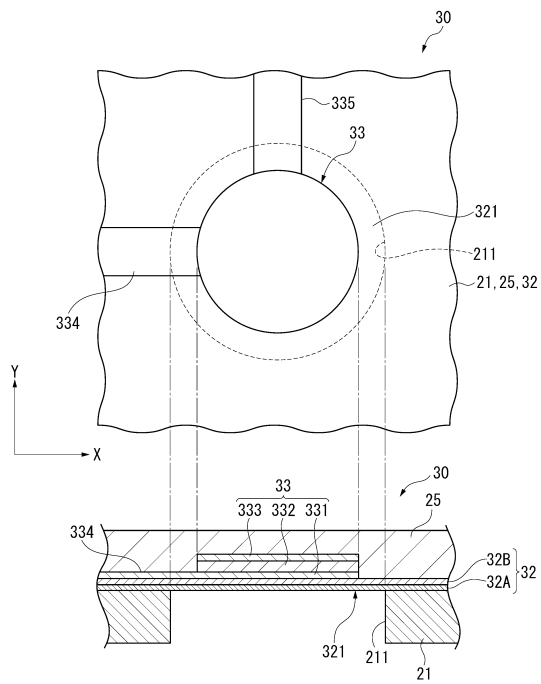
【図 1】



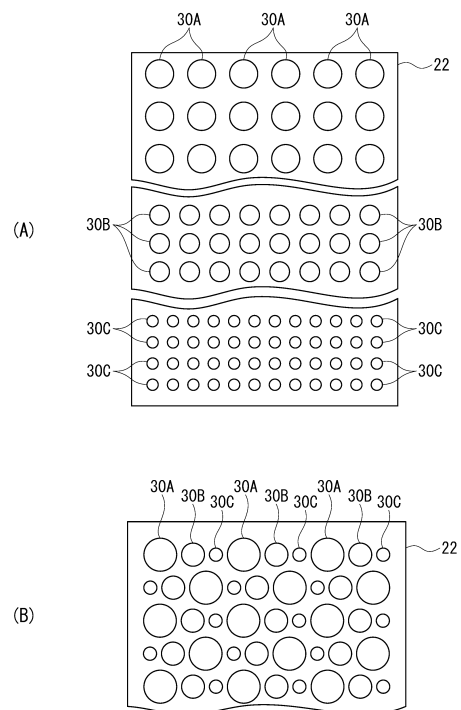
【図 2】



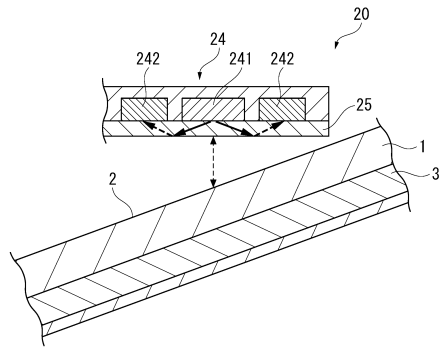
【図 3】



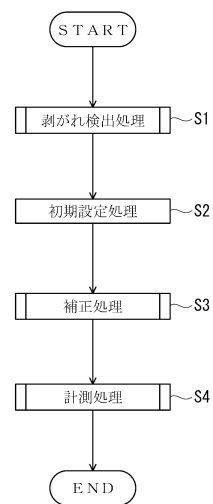
【図 4】



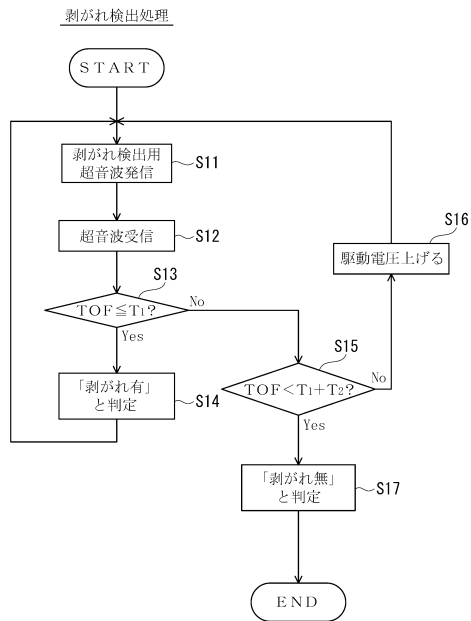
【 図 6 】



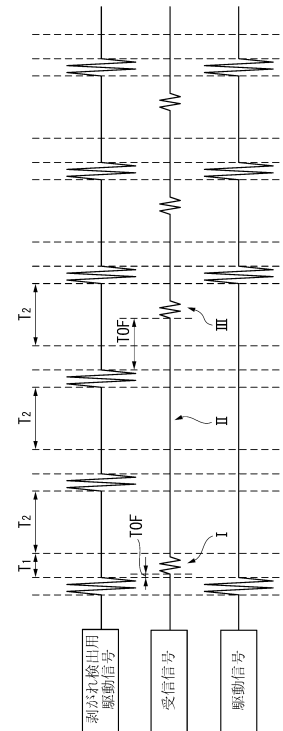
【圖 8】



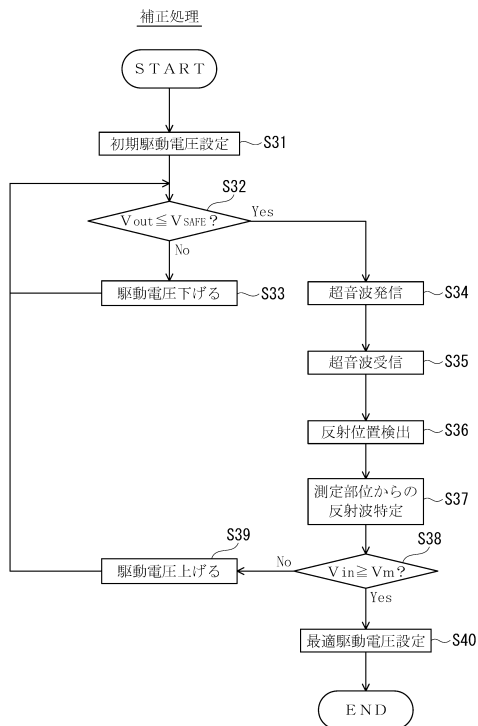
【図 9】



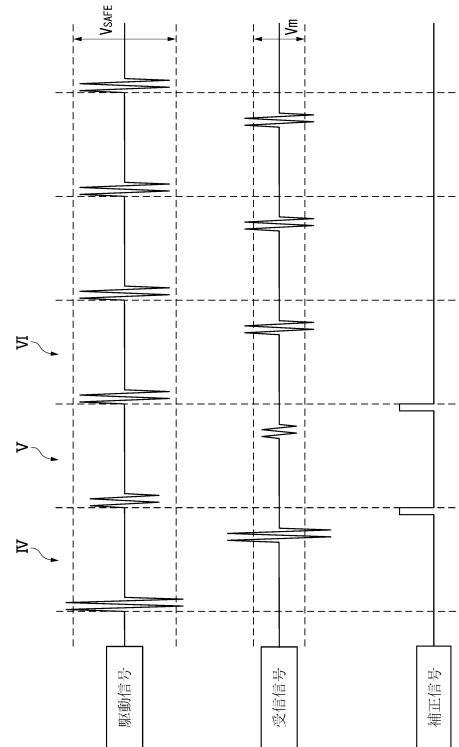
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2001-269343(JP,A)
特開平11-056846(JP,A)
特開2011-078827(JP,A)
特開2002-159455(JP,A)
国際公開第2004/089221(WO,A1)
特開2003-070757(JP,A)
特開2005-237509(JP,A)
特開2002-186616(JP,A)
特開2009-254779(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	8 / 0 0	- 8 / 1 5
A 6 1 B	5 / 0 6	- 5 / 1 1
A 6 1 B	5 / 1 1 7	- 5 / 2 2

专利名称(译)	超声波传感器控制装置和生物检查装置		
公开(公告)号	JP5807459B2	公开(公告)日	2015-11-10
申请号	JP2011194656	申请日	2011-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	加納 一幸		
发明人	加納 一幸		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE21 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH36 4C601/JB36 4C601/LL17		
代理人(译)	须泽 修		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013055978A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于控制传感器和电子设备的装置，其能够根据待测物体以适当的频率和适当的输出值输出超声波，并提供一种用于控制超声波传感器的方法。解决方案：生物测试装置100包括传输部分22，传输部分22具有多个具有不同传输频带的超声换能器30;传感器部分20具有用于接收超声波并输出接收信号的接收部分23;控制部分40包括：驱动元件切换电路41和用于改变要发送的超声波的发送频率的测量部分设置单元492;以及控制部分40，用于控制传感器部分20的驱动。超声波信号传输电路44，用于输出驱动信号;接收测量部分46，用于检测来自接收部分23的接收信号;电压改变单元496，用于改变从超声波信号传输电路44输出的驱动信号，使得由接收测量部分46获得的接收信号被设置为大于可测量的信号值。

(21) 出願番号	特願2011-194656 (P2011-194656)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成23年9月7日 (2011.9.7)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-55978 (P2013-55978A)		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(43) 公開日	平成25年3月28日 (2013.3.28)	(74) 代理人	100095728
審査請求日	平成26年9月3日 (2014.9.3)		弁理士 上柳 雅普
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(72) 発明者	加納 一幸
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
		審査官	棕熊 政一
最終頁に続く			