

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5435417号
(P5435417)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月20日(2013.12.20)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 3/16 (2006.01) A 6 1 B 3/16
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 U
A 6 1 B 8/10 (2006.01) A 6 1 B 8/10

請求項の数 5 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-17835 (P2009-17835) (22) 出願日 平成21年1月29日 (2009.1.29) (65) 公開番号 特開2010-172464 (P2010-172464A) (43) 公開日 平成22年8月12日 (2010.8.12) 審査請求日 平成24年1月13日 (2012.1.13)</p> <p>(出願人による申告) 平成20年度、文部科学省、都市 エリア産学官連携促進事業(発展型)委託研究、産業技 術力強化法第19条の適用を受ける特許出願</p>	<p>(73) 特許権者 899000057 学校法人日本大学 東京都千代田区九段南四丁目8番24号 (74) 代理人 100075258 弁理士 吉田 研二 (74) 代理人 100096976 弁理士 石田 純 (72) 発明者 尾股 定夫 東京都千代田区九段南四丁目8番24号 学校法人 日本大学内</p> <p>審査官 後藤 順也</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼圧測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

眼球にパルス波を入射する振動子と、入射されたパルス波が眼球から反射されてくる反射波を受信する振動検出センサとを含む探触子部と、

入射波を複数の正弦波成分と余弦波成分とに分析する周波数分析を行なって、各正弦波成分の周波数とその周波数における正弦波成分と余弦波成分とから求められる位相のスペクトル分布を求める入射波周波数成分分析手段と、

反射波を複数の正弦波成分と余弦波成分とに分析する周波数分析を行なって、各正弦波成分の周波数とその周波数における正弦波成分と余弦波成分とから求められる位相のスペクトル分布を求める反射波周波数成分分析手段と、

入射波のスペクトル分布と反射波のスペクトル分布とを比較し、分布を構成するそれぞれの周波数 f_x について、その周波数 f_x の下の入射波の位相と反射波の位相との差である位相差 ϕ_x を算出する周波數位相差算出手段と、

周波数 f_x と位相差 ϕ_x の組のデータに基づいて眼球の眼圧を算出する眼圧算出手段と

、
 眼圧を算出するために用いた入射波の入射時刻と反射波の受信時刻とに基づいて、探触子部から眼球までの距離である測定距離を算出する測定距離算出手段と、

を備え、

眼圧算出手段は、

任意の周波数の振動を入射したときの入射波の周波数に対する反射波の振幅ゲインと位

相の関係を示す基準伝達関数を予め求めて記憶する記憶手段と、

基準伝達関数を用いて、周波数 f_x と位相差 x とを入力し、位相差 x をゼロにするときの周波数の f_x からの変化である $d f$ を求める周波数変化量検出部と、

予め求められている眼圧 - $d f$ 特性に基づいて、周波数変化量検出部によって求められた $d f$ を眼圧に換算する眼圧換算手段と、

を含むことを特徴とする眼圧測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の眼圧測定装置において、

眼圧算出手段は、最大位相差 x (MAX) と、最大位相差のときの周波数 f_x (MAX) との組に基づいて、眼圧を算出することを特徴とする眼圧測定装置。

10

【請求項 3】

請求項 1 に記載の眼圧測定装置において、

振動子は、振動検出センサに対し眼球側に積層されて配置され、眼球側に向かって焦点を結ぶ予め定めた凹面形状を有することを特徴とする眼圧測定装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の眼圧測定装置において、

探触子部は、

積層された振動子と振動検出センサの中心軸に沿って観察用貫通穴を有することを特徴とする眼圧測定装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の眼圧測定装置において、

探触子部が搭載され、観察用貫通穴を目標位置として被検査者の頭部に被せることができるマウント部を備えることを特徴とする眼圧測定装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼圧測定装置に関し、特に、非接触式の眼圧測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

眼圧は、眼球に例えば緑内障等の疾病があるとそれに応じて変化することから、健康管理等のために眼圧測定が行われる。眼圧は、眼球の硬さに関係するので、眼圧測定としては角膜等の硬さを測定することが行われる。

30

【0003】

例えば、特許文献 1 には、眼圧計測装置として、現在ある眼圧計の中で最高の精度を有する Goldman 眼圧計について、測圧子によって角膜を圧平し、圧平力を W 、圧平面積を A とすると、眼内圧 $p = W / A$ で算出されることとして説明されている。ここで、Goldman 眼圧計は、蛍光液を用い、角膜と測圧子との間の隙間の環状形状が発光することを利用し、これを顕微鏡で観察しながら、 A が 3.06 mm 径の円となるように測圧子を角膜に押し付けそのときの W を測定して眼内圧 p を求めるものであると述べられている。

【0004】

また、特許文献 2 には、非接触眼圧計として、従来から被検眼に流体を吹き付けることで角膜を変形させ、角膜を所定量変形させるために必要な圧力から被検眼の眼圧を測定する場合に、測定精度を確保するために光学部材中央部に取り付けられたノズルと被検眼角膜頂点との間隔を正確に合わせる必要があることが述べられている。

40

【0005】

そして、従来では、検者が被検眼に対するアライメント操作をジョイスティックや上下環を操作して合わせているものを、ここでは、眼圧測定光学系とは別に、前眼部を照明して第 1 の指標像を形成する第 1 アライメント指標光源と、眼圧測定光学系内に設けられノズルを介して被検眼に投影して第 2 の指標像を形成する第 2 アライメント指標光源を備え、これらの指標像を用いて筐体を移動させることでアライメントを行う構成が開示されて

50

いる。

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 3 には、眼圧検査装置として、プローブペンの先端部分に振動子と振動検出センサとが積層された探触素子が保持され、その先に内部が振動伝播媒体で満たされた弾性キャップが取り付けられる構成が開示されている。ここでは、眼球接触プローブの眼球接触部と探触素子との間の長さは、眼球に入射される振動の半波長の略整数倍とされ、振動子からは振動が振動伝播媒体を介して眼球に入射され、眼球からの反射波は振動検出センサで検出される。そして、振動子と振動検出センサは、眼圧算出部内部の増幅器と位相シフト回路とともに、振動子、振動検出センサと眼球を含む閉ループを形成し、その共振状態を維持しつつ、眼圧が変化することで生ずる周波数変化を検出して眼圧に変換することが開示されている。また、振動子からパルス波を眼球に入射し、入射パルス波と反射波の周波数成分分析に基づいて眼圧を算出することもできると述べられ、この方法によれば、上記の眼球接触プローブの眼球接触部と探触素子との間の長さに関する条件が緩和されると述べられている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 7 3 6 0 1 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 1 5 3 8 6 2 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 4 - 2 6 7 2 9 9 号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

上記のように、精度の高い眼圧測定を行うには、Goldman 眼圧計のように、接触式が用いられるが、この場合、暗室と光学測定器等の特別の設備を要し、また、被検査者の眼球への接触に対する違和感等の負担が大きい。非接触式の眼圧測定によれば被検査者の負担が緩和されるが、ノズルや探触子等と眼球の間の距離が正確に設定することが容易ではなく、眼圧の測定精度が低い。

【 0 0 0 9 】

本発明の目的は、精度の高い眼圧測定を可能とする非接触式の眼圧測定装置を提供することである。他の目的は、携帯型で、精度の高い眼圧測定を可能とする非接触式の眼圧測定装置を提供することである。以下の手段は、上記目的の少なくとも 1 つに貢献する。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明に係る眼圧測定装置は、眼球にパルス波を入射する振動子と、入射されたパルス波が眼球から反射されてくる反射波を受信する振動検出センサとを含む探触子部と、入射波を複数の正弦波成分と余弦波成分とに分析する周波数分析を行なって、各正弦波成分の周波数とその周波数における正弦波成分と余弦波成分とから求められる位相のスペクトル分布を求める入射波周波数成分分析手段と、反射波を複数の正弦波成分と余弦波成分とに分析する周波数分析を行なって、各正弦波成分の周波数とその周波数における正弦波成分と余弦波成分とから求められる位相のスペクトル分布を求める反射波周波数成分分析手段と、入射波のスペクトル分布と反射波のスペクトル分布とを比較し、分布を構成するそれぞれの周波数 f_x について、その周波数 f_x の下の入射波の位相と反射波の位相との差である位相差 ϕ_x を算出する周波數位相差算出手段と、周波数 f_x と位相差 ϕ_x の組のデータに基づいて眼球の眼圧を算出する眼圧算出手段と、眼圧を算出するために用いた入射波の入射時刻と反射波の受信時刻とに基づいて、探触子部から眼球までの距離である測定距離を算出する測定距離算出手段と、を備え、眼圧算出手段は、任意の周波数の振動を入射したときの入射波の周波数に対する反射波の振幅ゲインと位相の関係を示す基準伝達関数を予め求めて記憶する記憶手段と、基準伝達関数を用いて、周波数 f_x と位相差 ϕ_x とを入力し、位相差 ϕ_x をゼロにするときの周波数の f_x からの変化である df を求める周波

40

50

数変化量検出部と、予め求められている眼圧 - $d f$ 特性に基づいて、周波数変化量検出部によって求められた $d f$ を眼圧に換算する眼圧換算手段と、を含むことが好ましい。

【0012】

また、本発明に係る眼圧測定装置において、眼圧算出手段は、最大位相差 \times (MAX) と、最大位相差のときの周波数 $f \times$ (MAX) との組に基づいて、眼圧を算出することが好ましい。

【0013】

また、本発明に係る眼圧測定装置において、振動子は、振動検出センサに対し眼球側に積層されて配置され、眼球側に向かって焦点を結ぶ予め定めた凹面形状を有することが好ましい。

【0014】

また、本発明に係る眼圧測定装置において、探触子部は、積層された振動子と振動検出センサの中心軸に沿って観察用貫通穴を有することが好ましい。

【0015】

また、本発明に係る眼圧測定装置において、探触子部が搭載され、観察用貫通穴を目標位置として被検査者の頭部に被せることができるマウント部を備えることが好ましい。

【発明の効果】

【0016】

上記構成により、眼圧測定装置は、眼球にパルス波を入射し、反射されてくる反射波を受信し、入射波と反射周波数分析を行ない、その結果に基づいて眼球の眼圧を算出する。この技術は、特許文献3に開示されるものについて、測定対象物の硬さを眼球の眼圧に換算した応用である。そして、眼圧を算出するために用いた入射波の入射時刻と反射波の受信時刻とに基づいて、探触子から眼球までの距離である測定距離を算出する。このように、非接触式でありながら、眼圧と測定距離とを精度よく測定することが可能となり、精度の高い眼圧測定が可能となる。

【0017】

ここで、眼圧算出手段は、任意の周波数の振動を入射したときの入射波の周波数に対する反射波の振幅ゲインと位相の関係を示す基準伝達関数を予め求めて記憶し、この基準伝達関数を用いて、周波数 $f \times$ と位相差 \times とを入力し、位相差 \times をゼロにするときの周波数の $f \times$ からの変化である $d f$ を求める周波数変化量検出部と、予め求められている眼圧 - $d f$ 特性に基づいて、周波数変化量検出部によって求められた $d f$ を眼圧に換算する。この技術は特許文献3に開示されるものの応用である。したがって、既の実績のある技術を用いて、眼圧と測定距離とを精度よく関連付けて表示することができる。

【0018】

また、眼圧測定装置において、最大位相差 \times (MAX) と、最大位相差のときの周波数 $f \times$ (MAX) との組に基づいて、眼球の眼圧を算出する。 $f \times$ (MAX) と \times (MAX) は、代表的な特性として考えられるので、算出された眼圧は代表的な値として用いることができる。

【0019】

また、眼圧測定装置において、振動子は、振動検出センサに対し眼球側に積層されて配置され、眼球側に向かって焦点を結ぶ予め定めた凹面形状を有する。これによって、パルス波の振動を効率的に眼球に入射でき、また、眼球からの反射波の振動を効率的に検出することができる。

【0020】

また、眼圧測定装置において、探触子部は、積層された振動子と振動検出センサの中心軸に沿って観察用貫通穴を有する。例えば、検査者が観察用貫通穴を通して被検査者の眼球を観察することで、あるいは被検査者自身によって観察用貫通穴がきちんと見えるように探触子の位置を設定することで、眼球の中心と探触子の中心とを容易に合わせることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

また、眼圧測定装置において、探触子部が搭載され、観察用貫通穴を目標位置として被検査者の頭部に被せることができるマウント部を備える。例えば、被検査者がマウント部を頭部に被せ、観察用貫通穴がきちんと見えるように被せ位置を設定することで、検査状態が設定できる。したがって、特別な設備を要せずに眼圧測定が可能となり、携帯型の眼圧測定装置とすることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

【 図 1 】本発明に係る実施の形態における眼圧測定装置を被検査者の頭部に搭載したときの様子を示す図である。

10

【 図 2 】本発明に係る実施の形態における眼圧測定装置の信号の流れを説明するブロック図である。

【 図 3 】本発明に係る実施の形態において、探触子部の構成を説明する図である。

【 図 4 】本発明に係る実施の形態において、同じ入射波信号と反射波信号とを用いて眼圧と測定距離を求める様子を説明する図である。

【 図 5 】本発明に係る実施の形態における眼圧算出部のブロック図である。

【 図 6 】本発明に係る実施の形態において、周波数成分分析を行って得られた入射波信号および反射波信号の周波数に対する位相スペクトル分布の例を示す図である。

【 図 7 】本発明に係る実施の形態において、位相差 x を求める様子を示す図である。

【 図 8 】本発明に係る実施の形態において、周波数変化量検出部の作用を説明する図である。

20

【 図 9 】本発明に係る実施の形態において、眼圧に関連付けられる硬さを表すせん断弾性係数と周波数変化量との関係を求めた例を示す図である。

【 図 1 0 】本発明に係る実施の形態において、測定距離算出の様子を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 3 】

以下に図面を用いて本発明に係る実施の形態につき詳細に説明する。以下では、眼圧測定装置として、被検査者の頭部に被せることができるマウント部に探触子が設けられる携帯型の構成を説明するが、もちろん、検査室に備え付けの探触子固定部を用いるものとしてもよい。また、以下で説明する材料、形状、寸法は例示であって、使用目的に応じ、これらの内容を適宜変更できる。

30

【 0 0 2 4 】

以下では、全ての図面において同様の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。また、本文中の説明においては、必要に応じそれ以前に述べた符号を用いるものとする。

【 0 0 2 5 】

図 1 は、携帯型で非接触式の眼圧測定装置 1 0 の構成を説明する図である。図 1 では、眼圧測定装置 1 0 の構成要素ではないが、眼圧を測定しようとする被検査者 6 と、検査対象の眼球 8 が図示されている。この眼圧測定装置 1 0 は、被検査者 6 の頭部に被せられるマウント部 1 2 と、探触子部 2 0 と、探触子部 2 0 を保持する保持部 1 6 と、保持部 1 6 とマウント部 1 2 との間の位置関係を調整することができる調整ボール部 1 4 と、測定装置本体部 5 0 を含んで構成される。

40

【 0 0 2 6 】

マウント部 1 2 は、被検査者 6 の頭部に被せられる円環バンド状の部品である。マウント部 1 2 は、被検査者 6 の頭部の大きさに合わせて、円環バンドの差し渡し径を調整できるスライド部を有する。かかるマウント部 1 2 としては、耳鼻科医が診察の際に頭部に搭載する反射鏡付きマウント部の反射鏡を取り除いたもの等をベースにして作り出したものを用いることができる。

【 0 0 2 7 】

調整ボール部 1 4 は、棒状部材の両端に球形のボールを備える小型アレイ形状の部品で

50

ある。棒状部材の一方端のボールは、マウント部 1 2 に設けられる球座と組み合わせられ、棒状部材をマウント部 1 2 に対し回転自在に動かすことができる機能を有する。同様に、棒状部材の他方端のボールは、保持部 1 6 に設けられる球座と組み合わせられ、棒状部材を保持部 1 6 に対して回転自在に動かすことができる機能を有する。各ボール部とそれぞれに対応する球座との隙間は、図示されていない調整ネジ等で適当に調整できる。

【 0 0 2 8 】

このような構造を有する調整ボール部 1 4 をマウント部 1 2 と保持部 1 6 との間に設けることで、マウント部 1 2 に対し、保持部 1 6 に保持される探触子部 2 0 の 3 次元的位置関係のある範囲で任意に調整することができる。また、調整ボール部 1 4 の全体の寸法は、眼球 8 と探触子部 2 0 との間の距離である測定距離をおおよそ規定することになる。かかる調整ボール部 1 4 としては、適当な金属材料またはプラスチック材料を所定の形状に成形したものをを用いることができる。

10

【 0 0 2 9 】

保持部 1 6 は、一方端で探触子部 2 0 の外周部を保持し、他方端に調整ボール部 1 4 の他方端を回転自在に保持する球座を備える部材である。かかる保持部 1 6 としては、適当な金属材料またはプラスチック材料を所定の形状に成形したものをを用いることができる。

【 0 0 3 0 】

探触子部 2 0 は、眼球 8 にパルス波を入射する振動子と、入射されたパルス波が眼球 8 から反射されてくる反射波を受信する振動検出センサを含む複合素子で、その中心軸に観察用貫通穴 2 6 が設けられる。探触子部 2 0 の詳細な構成は、図 3 を用いて後述する。

20

【 0 0 3 1 】

観察用貫通穴 2 6 は、被検査者 6 が眼圧測定装置 1 0 のマウント部 1 2 を自己の頭部に被せたときに、探触子部 2 0 の中心軸をちょうど眼球 8 の中心を向くように調整ボール部 1 4 の機能を用いて調整する際の目印となるものである。すなわち、被検査者 6 が眼圧を自分で測定しようとするときは、マウント部 1 2 を自己の頭部に被せ、検査しようとする目で、この観察用貫通穴 2 6 を通して向こう側が見えるように、調整ボール部 1 4 を動かせばよい。このようにすることで、探触子部 2 0 の中心軸が、検査しようとする眼球 8 の瞳の中心をちょうど通るようにすることができる。

【 0 0 3 2 】

また、被検査者 6 が自分で調整ボール部 1 4 を動かすことが困難な事情のときは、補助者がこの観察用貫通穴 2 6 を用いて、探触子部 2 0 を望ましい位置に設定することができる。すなわち、この場合には、補助者が被検査者 6 の正面に向かい合って立ち、補助者の目で、この観察用貫通穴 2 6 を通して被検査者 6 の眼球 8 の瞳の中心が見えるように、調整ボール部 1 4 を動かす。このようにすることで、探触子部 2 0 の中心軸が、検査しようとする眼球 8 の瞳の中心をちょうど通るようにすることができる。

30

【 0 0 3 3 】

このように、観察用貫通穴 2 6 は、探触子部 2 0 の中心軸が検査しようとする眼球 8 の瞳の中心をちょうど通るようにするためのものである。大体の位置合わせで済ませることができる場合には、観察用貫通穴 2 6 を設けないものとしてもよい。観察用貫通穴 2 6 を設けないことで、探触子部 2 0 の製造がより容易なものとなる。

40

【 0 0 3 4 】

測定装置本体部 5 0 は、ケーブル 5 2 によって探触子部 2 0 と接続され、眼球 8 に入射されるパルス波の状態と、入射されたパルス波が眼球 8 から反射されてくる反射波の状態とに基づいて、眼圧とともに、探触子部 2 0 と眼球 8 との間の距離である測定距離を算出して表示する機能を有する信号処理装置である。図 1 では、表示部 8 4 に、眼圧値表示 8 6 と測定距離表示 8 8 が行われている様子が示されている。

【 0 0 3 5 】

図 2 は、探触子部 2 0 の構成を説明する図である。探触子部 2 0 は、眼球 8 に振動を入射し、眼球 8 からの反射波を検出する機能を有する素子である。入射波と反射波は同じ弾性特性を有する部分を往復するときは、その往復する部分の弾性特性に対する応答が相殺

50

されるので、今の場合、探触子部 20 から眼球 8 の表面までの空気の空間についての応答が相殺される。すなわち、探触子部 20 は、眼球 8 そのものに振動を入射し、そこからの反射波を検出する機能を有することになる。

【 0 0 3 6 】

探触子部 20 は、振動子 22 と、振動検出センサ 24 とが積層された構造を有する。振動子 22 と、振動検出センサ 24 は、例えば圧電素子を用い、交流信号を印加することでその交流信号の周波数で機械的な振動を生じさせる電気 - 機械変換機能を振動子 22 として、振動を加えることでその振動の周波数の交流信号を生じさせる機械 - 電気変換機能を振動検出センサ 24 として利用することができる。具体的には、P Z T 等の圧電素子の円板に電極を設けたものをそれぞれ振動子 22、振動検出センサ 24 として用いることができる。

10

【 0 0 3 7 】

振動子 22 と振動検出センサ 24 を積層する場合、2 個の圧電素子を直列に接続し、接続点を接地し、一方の圧電素子を振動子 22 として用い、他方の圧電素子を振動検出センサ 24 として用いることができる。図 2 では、眼球 8 に向かい合う方を振動検出センサ 24 として、振動検出センサ 24 を円板形状から眼球 8 に向かい合う面をくぼませて 3 次元凹面形状とした様子が示されている。振動子 22 は、単純な円板形状である。なお、振動子 22 を眼球 8 に向かい合わせるものとしてもよく、その場合には、振動子 22 に 3 次元凹面形状が設けられ、振動検出センサ 24 が単純な円板形状となる。

【 0 0 3 8 】

20

眼球 8 に向かい合う面を 3 次元凹面形状としたのは、振動子 22 から放射されて眼球に入射する入射パルス波がちょうど眼球 8 の表面に焦点を結び、これにより眼球 8 から反射されてきた反射パルス波がちょうど凹面形状に平均して受け止められるようにするためである。このようにすることで、眼球 8 に対するパルス波の送受信を効率よく行うことができる。

【 0 0 3 9 】

3 次元凹面形状の曲率半径は、眼球 8 と探触子部 20 との間の距離である測定距離と同じとすることが好ましい。例えば、3 次元凹面形状の曲率半径を約 30 mm から約 40 mm とすることが好ましい。この場合には、眼圧測定の際の眼球 8 と探触子部 20 との間の距離である測定距離も約 30 mm から約 40 mm とすることが好ましく、したがって、調整ボール部 14 の全体としての寸法も、この約 30 mm から約 40 mm の値を考慮して設定されることになる。

30

【 0 0 4 0 】

図 2 では、積層状態の探触子部 20 の様子とともに、探触子部 20 を振動子 22 と振動検出センサ 24 に分解したときの様子も合わせて示してある。なお、観察用貫通穴 26 は、振動子 22 の中心部と、振動検出センサ 24 の中心部にそれぞれ設けられ、これらの貫通穴を位置決めして、振動子 22 と振動検出センサ 24 とが積層一体化される。あるいは、振動子 22 と振動検出センサ 24 とを一体化積層した後で、観察用貫通穴 26 を 1 つの穴開け作業で形成するものとしてもよい。

【 0 0 4 1 】

40

振動子 22 は、円板形状の圧電素子 30 の一方側の端面に、端子 42 となる電極面 43 が形成され、他方側の端面には接地されることになる電極面 34 が形成される。これらの電極面としては、例えば、アルミニウム等の金属膜を蒸着したもの等を用いることができる。他方側の端面に設けられる電極面 34 は、圧電素子 30 の側面に沿って引き出され、一方側の端面に接地端子 38 が設けられる。

【 0 0 4 2 】

振動検出センサ 24 には、一方側の端面が平板状で、他方側の端面が 3 次元凹面形状である圧電素子 32 が用いられる。3 次元凹面形状は、上記のように、例えば、曲率半径を約 30 mm から約 40 mm に設定される。そして、平板状の一方側端面には接地されることになる電極面 36 が形成される。また、振動検出センサ 24 の他方側の 3 次元凹面形状

50

には、端子 4 4 となる電極面 4 5 が形成される。電極面の材料等は、振動子 2 2 で説明したものと同一ものを用いることができる。

【 0 0 4 3 】

振動子 2 2 と振動検出センサ 2 4 とを積層するのは、振動子 2 2 の他方側の端面に設けられた電極面 3 4 と、振動検出センサ 2 4 の平板状の一方側の端面の電極面 3 6 とが合わされて、電氣的に一体化して接続状態とされる。一体化には、例えば導電性接着材を用いることができる。

【 0 0 4 4 】

図 3 は、眼圧測定装置 1 0 のブロック図である。眼圧測定装置 1 0 は、上記のように、探触子部 2 0 と測定装置本体部 5 0 と、その間を接続するケーブル 5 2 を含んで構成される。

10

【 0 0 4 5 】

探触子部 2 0 は、上記のように、眼球 8 にパルス波を入射する振動子 2 2 と、入射されたパルス波が眼球 8 から反射されてくる反射波を受信する振動検出センサ 2 4 が積層された複合素子である。図で説明したように、探触子部 2 0 における積層面が接地端子 3 8 となり、振動子 2 2 に設けられる端子 4 2 と、振動検出センサ 2 4 に設けられる端子 4 4 からそれぞれ信号線が引き出される。引き出された信号線は、ケーブル 5 2 を構成し、測定装置本体部 5 0 と接続される。

【 0 0 4 6 】

測定装置本体部 5 0 は、探触子部 2 0 の振動子 2 2 に駆動信号を供給するパルス波発生器 6 0 と、探触子部 2 0 についての入射波信号と反射波信号とに基づいて眼球 8 の眼圧を算出する眼圧算出部 7 0 と、眼圧の算出の際の探触子部 2 0 と眼球 8 との間の距離である測定距離を算出する測定距離算出部 8 2 と、算出された値を表示する表示部 8 4 を含んで構成される。

20

【 0 0 4 7 】

かかる測定装置本体部 5 0 は、適当なコンピュータで構成することができ、上記各構成要素のうち、パルス波発生器 6 0 を除いて、その他の機能は、ソフトウェアで実現でき、具体的には、眼圧測定プログラムを実行することで実現できる。勿論、ソフトウェアで実現される機能の一部をハードウェアで実現するものとしてもよい。

【 0 0 4 8 】

パルス波発生器 6 0 は、市販のパルス波発生器を用いることができる。パルス波のパルス幅は、振動子 2 2 の 1 次固有振動数が 1 M H z とすると、 $1 / 400 \text{ k H z}$ の数倍程度を用いるのが好ましい。あるいは、 400 k H z を重畳した矩形パルスを用いてもよい。

30

【 0 0 4 9 】

パルス波発生器 6 0 の出力は、ケーブル 5 2 の一方の信号線を介して振動子 2 2 の端子 4 2 に接続される。パルス波発生器 6 0 からのパルス波は、探触子部 2 0 の振動子 2 2 から眼球 8 に向けて入射されるとともに、図 3 に示されるように、眼圧算出部 7 0 と測定距離算出部 8 2 に入力される。

【 0 0 5 0 】

なお、眼球 8 からの反射波は、振動検出センサ 2 4 により検出され、端子 4 4 からケーブル 5 2 の他方の信号線により眼圧算出部 7 0 と測定距離算出部 8 2 に入力される。このように、眼圧算出部 7 0 と、測定距離算出部 8 2 には、眼球 8 に入射されるパルス波と、眼球からの反射波とが入力される。

40

【 0 0 5 1 】

眼圧算出部 7 0 は、探触子部 2 0 について、振動子 2 2 の信号入力端である端子 4 2 の信号と、振動検出センサ 2 4 の信号出力端である端子 4 4 の信号とに基づいて、その探触子部 2 0 が向かい合う眼球 8 の眼圧を算出する回路である。算出された眼圧データは表示部 8 4 に送られる。眼圧算出部 7 0 の内部構成については後述する。

【 0 0 5 2 】

測定距離算出部 8 2 は、探触子部 2 0 について、振動子 2 2 の信号入力端である端子 4

50

2の信号と、振動検出センサ24の信号出力端である端子44の信号とに基づいて、眼圧算出部70が眼圧を算出した際の探触子部20と眼球8との間の距離である測定距離を算出する回路である。測定距離は、探触子部20の代表位置と、眼球8の代表位置との間の距離として算出される。

【0053】

探触子部20の代表位置としては、眼球8に向かい合う面の先端位置を用いることができるが、上記のように、眼球8に向かい合う面は、凹面形状であるので、代表位置としては規定しにくい。そこで、振動子22と振動検出センサ24が積層される積層面の位置を、探触子部20の代表位置とすることがよい。

【0054】

また、眼球8の代表位置としては、上記のように、探触子部20の中心軸が眼球8の瞳の中心を通るように相対的位置関係が合わせられるので、探触子部20の中心軸が眼球8に初めて交わる交点を用いることが好ましい。

【0055】

もっとも、測定距離は、眼圧測定における測定条件を同一にするために用いられるので、絶対距離でなくてもよい。したがって、常に同じ代表位置を用いることとすれば、上記で述べた代表位置以外の部位の位置を用いるものとしてもよい。

【0056】

表示部84は、眼圧算出部70と、測定距離算出部82からそれぞれ送られてきたデータについて、例えば、数字表示とするための信号処理を行い、その信号処理されたデータを液晶ディスプレイ等の表示素子に表示を行わせる回路である。

【0057】

上記のように、眼圧算出部70と測定距離算出部82には、いずれにも、探触子部20における入射波のデータと反射波のデータが入力される。つまり、同じデータを用いて、一方で眼圧を算出し、他方で測定距離を算出する。図4を用いてその様子を説明する。図4は、探触子部20に入力された入射波信号92と、その入射波信号92が眼球8から反射された反射波信号94の様子を横軸に時間、縦軸に信号の大きさを示す電圧で示したものである。入射波信号92はパルス波として入射されるので、反射波が来るまで次のパルス波を入射しないことにすれば、入射波信号92と反射波信号94とを正確に対応付けできる。

【0058】

眼圧算出部70は、この入射波信号92と反射波信号94についてそれぞれ周波数 f と位相 ϕ についての周波数分析を行い、その結果に基づいて眼球8の眼圧を算出する。図4では、入射波信号92の波形の状態を $(f, \phi)_1$ として示され、反射波信号94の波形の状態が $(f, \phi)_2$ として示されているが、眼圧算出部70は、この $(f, \phi)_1$ と $(f, \phi)_2$ とに基づいて、眼球8の眼圧を算出する。

【0059】

測定距離算出部82は、この入射波信号92と反射波信号94についてそれぞれパルスの時間的位置を求め、その差から、探触子部20と眼球8との間の距離である測定距離を算出する。図4では、入射波信号92の時間的位置を t_1 とし、反射波信号94の時間的位置を t_2 として示されているが、測定距離算出部82は、この時間的位置 t_1 と t_2 とに基づいて、探触子部20と眼球8との間の距離である測定距離を算出する。

【0060】

次に眼圧算出部70の詳細を説明する。図5は、眼圧算出部70のブロック図である。眼圧算出部70は、増幅器72、周波数成分分析部74、位相差算出部76、周波数変化量検出部78、眼圧変換器80を含んで構成されるが、増幅器72、周波数成分分析部74、位相差算出部76の部分は、いわゆる周波数解析の手法を用いる信号処理部分で、実質的な眼圧算出手段としては、周波数変化量検出部78、眼圧変換器80の部分がこれに相当する。

【0061】

10

20

30

40

50

眼圧算出部 70 は、入力データとして、端子 42 からの入射波信号 92 と、端子 44 からの反射波信号 94 が与えられる。これらの信号は、増幅器 72 によって適切な信号レベルに増幅され、それぞれ周波数成分分析部 74 に入力される。

【 0062 】

周波数成分分析部 74 は、その入射波、反射波の周波数成分分析を行い、入射波、反射波それぞれにつき、複数の正弦波成分と余弦波成分とに分析し、各正弦波成分の周波数と、その周波数における正弦波成分と余弦波成分との比率から定まる位相との関係を求める。この周波数に対する位相との関係が、いわゆる周波数に対する位相スペクトル分布である。したがって、周波数成分分析部 74 は、入射波信号 92 の周波数に対する位相スペクトル分布と、反射波信号 94 の周波数に対する位相スペクトル分布を求める機能を有する。周波数成分分析は一般にフーリエ解析と呼ばれる手法を用いることができる。

10

【 0063 】

図 6 に、周波数成分分析を行って得られた入射波信号 92 および反射波信号 94 の周波数に対する位相スペクトル分布の例を示す。図 6 (a) は入射波信号 92 に対するもの、図 6 (b) は、反射波信号 94 に対するものであり、これらの図において横軸は周波数 f 、縦軸はゲインまたは位相 である。ゲインデータは線分の長さで示され、位相 データは丸印で示されている。図 6 (a) と (b) とは横軸の周波数の原点位置をそろえてあるが、このように、同じ周波数において、入射波信号 92 の位相と反射波信号 94 の位相とは異なった値を示している。この値の相違が、測定対象である眼球 8 の眼圧を反映していることになる。このようにして求められた入射波信号 92、反射波信号 94 の周波数に対する位相スペクトル分布は、位相差算出部 76 に入力される。

20

【 0064 】

図 5 に戻り、位相差算出部 76 は、入射波信号 92 の位相スペクトル分布と反射波信号 94 の位相スペクトル分布とを比較し、入射波信号 92 と反射波信号 94 との間の周波数成分の変化を表すものとして、それぞれの周波数 f_x について、その入射波信号 92 の位相と反射波信号 94 の位相の差である位相差 ϕ_x を算出する機能を有する。

【 0065 】

図 7 に位相差 ϕ_x を求める様子を示す。図 7 は、図 6 で得られた入射波信号 92 の位相スペクトル分布と反射波信号 94 の位相スペクトル分布のデータを、横軸に周波数 f_x をとり、縦軸に同じ周波数における反射波信号 94 の位相 ϕ_2 と入射波信号 92 の位相 ϕ_1 の差である位相差 $(\phi_2 - \phi_1)$ である位相差 ϕ_x をとったものである。このように、複数の f_x と ϕ_x の組の集合自体を、そのまま、入射波信号 92 と反射波信号 94 との間の周波数成分の変化を表すものとして用いることができるが、分かりやすい指標としては、位相差 ϕ_x が最大値の $\phi_x (MAX)$ となる周波数 $f_x (MAX)$ と、その $\phi_x (MAX)$ との組を、眼球 8 の眼圧を表す入射波信号 92 と反射波信号 94 との間の周波数成分の変化を表す代表として用いることができる。以下では、この $f_x (MAX)$ と $\phi_x (MAX)$ とを用いるものとする。

30

【 0066 】

再び図 5 に戻り、求められた周波数 $f_x (MAX)$ と位相差 $\phi_x (MAX)$ のデータは、周波数変化量検出部 78 に入力される。周波数変化量検出部 78 は、入射波信号 92 の周波数に対する反射波信号 94 の振幅ゲイン及び位相差の関係を表す基準伝達特性曲線を用い、周波数 $f_x (MAX)$ における位相差 $\phi_x (MAX)$ について、周波数を変化させることで位相差 $\phi_x (MAX)$ をゼロにシフトさせるための周波数変化量 df を算出する機能を有する。周波数変化量算出の機能は、位相差を補償するのに要する周波数の変化をもとめるので、いわば位相差補償演算機能ということもできる。

40

【 0067 】

図 8 は、周波数変化量検出部 78 の作用を説明する図である。図 8 は、横軸が周波数、縦軸が振幅ゲインと位相を相対値で示すもので、基準伝達特性曲線として、共振周波数で振幅ゲインが最大となるバンドパス特性を示すものが示されている。かかる基準伝達特性曲線は、ハードウェアあるいはソフトウェアを用いてバンドパスを生成する技術で生成で

50

きる。基準伝達特性曲線は、位相の変化を周波数の変化に換算する換算曲線であり、その曲線自体は、位相と周波数の換算比をどの程度にしたいかで設計することができる。

【0068】

この基準伝達特性曲線を用いて位相差補償演算を行うには、まず、周波数 $f \times (MAX)$ および位相差 $\times (MAX)$ をこの基準伝達特性曲線上に求め、ここから位相差 $\times (MAX)$ 分を位相差特性曲線上で移動させてそれに対応する周波数変化量 df を求めるようにする。このようにすることで、位相差 $\times (MAX)$ をゼロにするときの周波数変化量が df として求められる。

【0069】

周波数と位相差のデータは眼球8の物質特性である硬さに相当する眼圧を反映している。そのなかで、最も位相差の変化が大きい周波数 $f \times (MAX)$ とその最大位相差 $\times (MAX)$ は、測定対象である眼球8の眼圧を特に代表しているものと考えられる。したがって、最大位相差 $\times (MAX)$ をゼロにシフトさせるための周波数変化量 df を算出し、これをもって眼球8の眼圧を代表する特性値とすることができる。

10

【0070】

上記周波数成分分析部74、位相差算出部76（周波數位相差特定）、周波数変化量検出部78（位相差補償演算）のさらに詳細な内容については、特開2002-272743号公報に述べられている。

【0071】

再び図5に戻り、眼圧変換器80は、眼球の眼圧を代表する特性である周波数変化量 df を、眼球の眼圧の値に変換する機能を有する。周波数変化量 df を眼球の眼圧の値に変換するには、較正テーブル等を用いることができる。較正テーブルは、眼圧に対応する硬さの基準とできる基準物質に対し、上記で述べた手順のように、探触子部20からパルス波を入射し、反射波を検出して周波数成分分析を行い、そのときの周波数変化を得ることで作成できる。

20

【0072】

図9は、硬さの基準として、硬さの異なる30mm厚みのゼラチンを用いて、せん断弾性係数 G と df との関係性を求めた例を示すものである。図9に示されるように、硬さを表す G と図5で述べた手順で求められる周波数変化量 df との間にきれいな線形関係があることが分かる。このような結果を、周波数変化量 df を硬さに換算するための較正特性線、あるいは較正テーブルとして用いることができる。そして、この硬さと眼圧の値とを予め臨床データと対応付けておくことで、周波数変化量 df を眼圧の値に換算するための較正特性線、あるいは較正テーブルとして用いることができる。

30

【0073】

このようにして眼圧の値に換算された眼圧変換器80の出力は、図3で述べたように、表示部84に供給される。

【0074】

次に測定距離算出部82の内容を説明する。測定距離算出部82は、図4で説明したように、入射波信号92の時間的位置 t_1 と反射波信号94の時間的位置 t_2 とに基き、超音波の伝播速度 v を用いて、探触子部20と眼球8の間の距離である測定距離を求める。入射波信号92、反射波信号94のそれぞれの時間的位置 t_1 、 t_2 の検出は、例えば、図10の電圧-時間特性に示されるように、最大ピーク検出によって行うことができる。

40

【0075】

最大ピーク検出は、適当な電圧閾値と、信号の微分処理等を用いることで行うことができる。すなわち、入射波信号92、反射波信号94の振幅である電圧値に適当な閾値を設定することで、それぞれについて最大ピークのみを選び出すことができる。選び出された最大ピークの波形について微分処理を行い、ゼロクロス点を求めることでピーク検出を行うことができる。検出された時間を、入射波信号92の時間的位置 t_1 と反射波信号94の時間的位置 t_2 とすることができる。

【0076】

50

このようにして探触子部 20 と眼球 8 との間の距離である測定距離として算出された測定距離算出部 82 の出力は、図 3 で述べたように、表示部 84 に供給される。こうして、表示部 84 には、眼圧と、眼圧を算出する際の測定距離とが、ともに対応付けて表示される。これにより、精度の高い眼圧と、精度の高い測定距離とが関連付けられ、眼圧測定の信頼性が向上する。

【産業上の利用可能性】

【0077】

本発明に係る眼圧測定装置は、健康管理等のために行われる眼圧測定用の装置として、ユーザが自身で眼圧を測定する携帯型として利用でき、あるいは検査者が被検査者の眼圧を検査室において検査する固定型として利用できる。

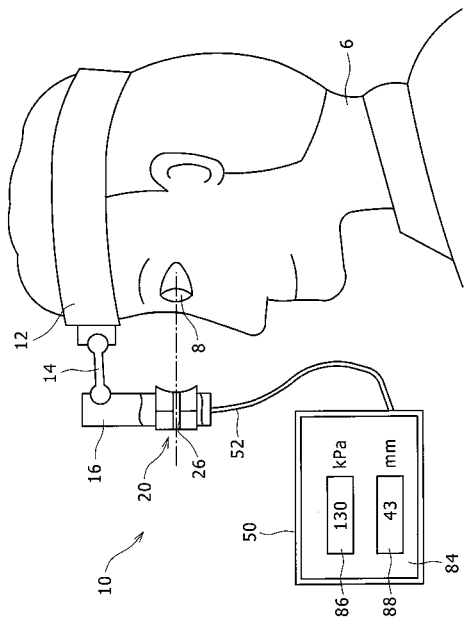
10

【符号の説明】

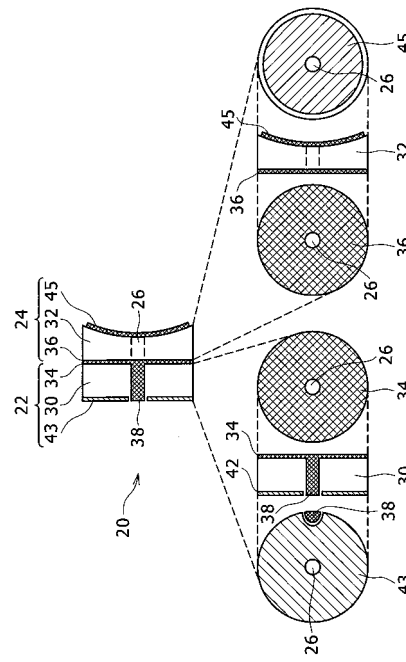
【0078】

6 被検査者、8 眼球、10 眼圧測定装置、12 マウント部、14 調整ボール部、16 保持部、20 探触子部、22 振動子、24 振動検出センサ、26 観察用貫通穴、30, 32 圧電素子、34, 36, 43, 45 電極面、38 接地端子、42, 44 端子、50 測定装置本体部、52 ケーブル、60 パルス波発生器、70 眼圧算出部、72 増幅器、74 周波数成分分析部、76 位相差算出部、78 周波数変化量検出部、80 眼圧変換器、82 測定距離算出部、84 表示部、86 眼圧値表示、88 測定距離表示、92 入射波信号、94 反射波信号。

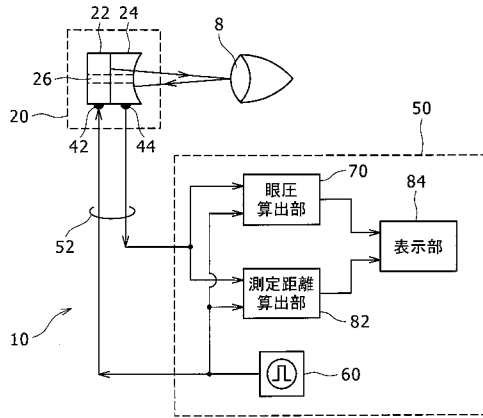
【図 1】



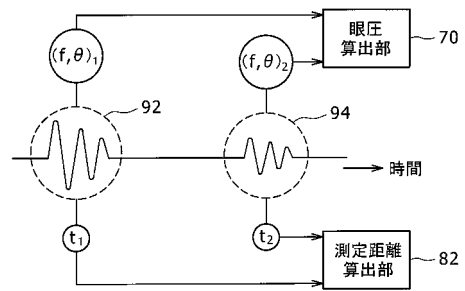
【図 2】



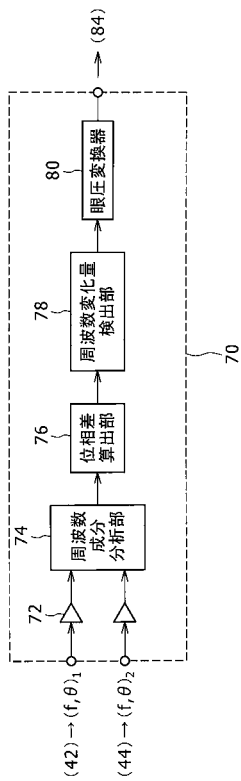
【図3】



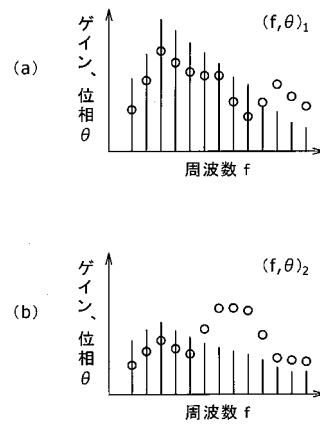
【図4】



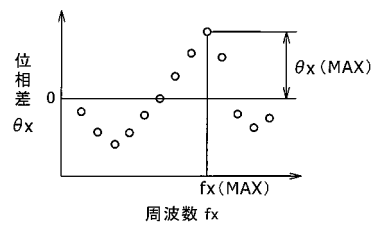
【図5】



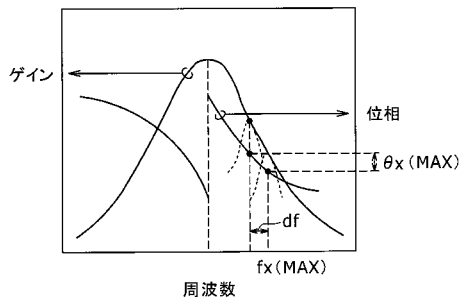
【図6】



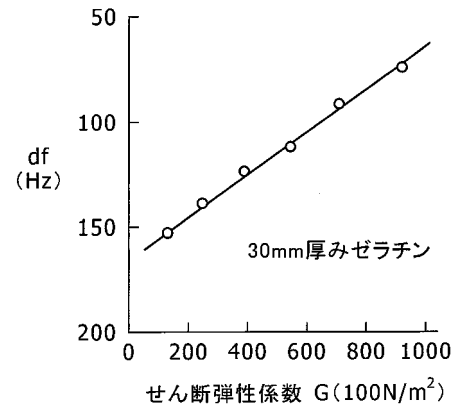
【図7】



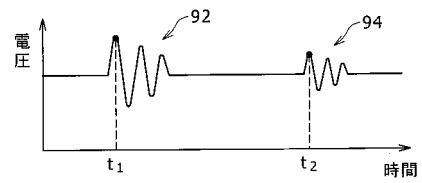
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2009-291595(JP,A)
特開昭56-104639(JP,A)
国際公開第2008/072527(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/00-3/18