

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5268053号
(P5268053)

(45) 発行日 平成25年8月21日 (2013. 8. 21)

(24) 登録日 平成25年5月17日 (2013. 5. 17)

(51) Int. Cl.	F 1
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 Z

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-128690 (P2008-128690)	(73) 特許権者	508145584
(22) 出願日	平成20年5月15日 (2008. 5. 15)		石井 晃太郎
(65) 公開番号	特開2009-273715 (P2009-273715A)		茨城県つくば市吾妻4-6-1-505
(43) 公開日	平成21年11月26日 (2009. 11. 26)	(73) 特許権者	504171134
審査請求日	平成23年5月6日 (2011. 5. 6)		国立大学法人 筑波大学
			茨城県つくば市天王台一丁目1番1
		(74) 代理人	100083806
			弁理士 三好 秀和
		(74) 代理人	100101247
			弁理士 高橋 俊一
		(72) 発明者	石井 晃太郎
			茨城県つくば市吾妻4-6-1-505
		(72) 発明者	亀田 敏弘
			茨城県つくば市竹園3-20-5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼球組織固有振動数測定装置及びそれを利用した非接触式眼圧計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼の角膜に気流を吹き付けて角膜を変形させる気流吹き付け手段と、
前記気流吹き付け手段による角膜の変形を前記気流の吹き付け開始からの経過時間と共に計測する角膜変形量計測手段と、

前記角膜変形検出手段の求めた前記角膜変形量と経過時間との関係をフーリエ解析するフーリエ解析手段と、

前記フーリエ解析手段の求めたフーリエ解析結果に基づいて眼球の各構成組織の固有振動数を求める眼球組織固有振動数演算手段とを備えたことを特徴とする眼球組織固有振動数測定装置。

【請求項 2】

前記角膜変形量計測手段は、高速度カメラであることを特徴とする請求項 1 に記載の眼球組織固有振動数測定装置。

【請求項 3】

前記角膜変形量計測手段は、レーザー変位センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の眼球組織固有振動数測定装置。

【請求項 4】

前記フーリエ解析手段は、眼球変形の数値シミュレーション結果を保持する数値シミュレーション結果保持手段と、前記フーリエ解析された時間の関数が眼球のどの組織の固有振動数と対応しているかをパターン分類するパターン分類手段とを備えたことを特徴とす

る請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の眼球組織固有振動数測定装置。

【請求項 5】

前記眼球組織固有振動数演算手段は、前記眼球の角膜の固有振動数を求めることを特徴とする請求項 4 に記載の眼球組織固有振動数測定装置。

【請求項 6】

前記眼球組織固有振動数演算手段の求めた前記眼球の角膜の固有振動数に基づき、眼圧を演算する眼圧演算手段を備えたことを特徴とする請求項 5 に記載の眼球組織固有振動数測定装置を利用した非接触式眼圧計。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検眼の眼球組織固有振動数測定装置とそれを利用して非接触式に眼圧測定を行う非接触式眼圧計に関する。

【背景技術】

【0002】

緑内障は失明原因の上位にあり、40 歳以上の有病率が 3 ～ 5 % とされているにもかかわらず、視力障害の症状が末期まで現れないことから患者の多くが罹患を自覚していないのが現状である。

【0003】

非接触式眼圧計による眼圧検査は緑内障のスクリーニング検査として最も広く用いられている検査法の一つであり、疾患の早期発見に重要である。また、眼圧下降のみが緑内障治療において唯一科学的根拠のある治療であり、治療効果の判定の上で眼圧測定は極めて重要である。

20

【0004】

現在、市販されている眼圧計はシュッツ眼圧計を除いたほとんどの眼圧計がゴールドマン圧平眼圧計（GAT）をスタンダードとした測定様式を採用しており、角膜の一部を圧平するのに必要な外力を換算することにより眼球内圧を「眼圧」として演算している（非特許文献 1）。このため、角膜表面の硬さを計測する測定器が眼圧計として流通している現状がある。

【0005】

30

しかし、現実には角膜表面の硬さからは、真の眼球内圧と角膜自体の剛性を区別して測定することはできず、角膜の厚さや曲率などの構造的な個体差や角膜の材質的な個体差のために従来の眼圧計が測定誤差を生じることは、以前から指摘されてきた。

【0006】

近年、眼球に気流を吹き付けた時の眼球変形から眼球内圧を測定する装置、いわゆる非接触式眼圧計を用いて角膜の剛性などの眼球の物理特性を明らかにしようとしたものがある（特許文献 1、特許文献 2）。これらの測定法においても、眼球表面の硬さの計測を基準としており、また、その測定原理は臨床データから経験的に得られた回帰式であるために、絶対値としての物理量は明らかにされていない。このため真の眼圧を測定しているという根拠に欠ける。また、他の非接触式眼圧測定では音響などによる振動と眼球の共振から眼球内圧の測定を試みるものもある（特許文献 3）。このような共振現象からは角膜・強膜などの各眼球組織を区別できず、また、外眼筋・視神経・眼窩脂肪などの眼球に付着した組織の影響を大きく受けるために正確性に欠ける問題点がある。

40

【0007】

共振を利用した測定法は接触式眼圧計でもいくつか試みられているが、測定誤差要因に関しては非接触式と同様である（特許文献 4 ～ 6）。

【0008】

一方、その他の眼球物理特性に関する報告として有限要素法を用いて眼球の変形を数値シミュレーションしたものがある（非特許文献 2）。この検討によって有限要素法を用いた眼球変形の数値シミュレーションが現実の眼球変形を再現し得ることが示されている。

50

【特許文献1】特開2006-262990号公報

【特許文献2】特開2007-69008号公報

【特許文献3】特開2005-521450号公報

【特許文献4】特開2004-267299号公報

【特許文献5】特開2005-521449号公報

【特許文献6】特開2007-202734号公報

【非特許文献1】眼科プラクティス6眼科臨床に必要な解剖生理、152-157ページ、文光堂

【非特許文献2】Zhi-gang et al.: "Investigation of Postoperative Refractive Change after Scleral Buckling Surgery Using FEM Numerical Simulation" Journal of Japan Society for Computer Aided Surgery, Vol.13 No.2,3, 53-60ページ、2005年

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、上記従来技術の課題に鑑みてなされたもので、眼球の構成組織である角膜や他の組織、例えば、強膜やチン小帯の固有振動を定量的に測定でき、眼球の物理特性解析の発展に寄与することができる眼球組織固有振動数測定装置を提供することを目的とする。

【0010】

また、本発明は、これまで測定が不可能であった真の眼圧を計測できる非接触式眼圧計を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、被検眼の角膜に気流を吹き付けて角膜を変形させる気流吹き付け手段と、前記気流吹き付け手段による角膜の変形を前記気流の吹き付け開始からの経過時間と共に計測する角膜変形量計測手段と、前記角膜変形検出手段の求めた前記角膜変形量と経過時間との関係をフーリエ解析するフーリエ解析手段と、前記フーリエ解析手段の求めたフーリエ解析結果に基づいて眼球の各構成組織の固有振動数を求める眼球組織固有振動数演算手段とを備えた眼球組織固有振動数測定装置を特徴とする。

【0012】

30

上記発明の眼球組織固有振動数測定装置において、前記角膜変形量計測手段は、高速度カメラとすることができる。

【0013】

また、上記発明の眼球組織固有振動数測定装置において、前記角膜変形量計測手段は、レーザー変位センサとすることができる。

【0014】

また、上記発明の眼球組織固有振動数測定装置において、前記フーリエ解析手段は、眼球変形の数値シミュレーション結果を保持する数値シミュレーション結果保持手段と、前記フーリエ解析された時間の関数が眼球のどの組織の固有振動数と対応しているかをパターン分類するパターン分類手段とを備えたものとすることができる。

40

【0015】

また、上記発明の眼球組織固有振動数測定装置において、前記眼球組織固有振動数演算手段は、前記眼球の角膜、強膜、又はチン小帯の固有振動数を求めるとすることができる。

【0016】

本発明は、また、前記眼球組織固有振動数演算手段の求めた前記眼球の角膜の固有振動数に基づき、眼圧を演算する眼圧演算手段を備えた眼球組織固有振動数測定装置を利用した非接触式眼圧計を特徴とする。

【0017】

上記発明の眼球組織固有振動数測定装置を利用した非接触式眼圧計において、前記被検

50

眼の角膜厚を計測するレーザー変位センサと、前記角膜の固有振動数に基づく眼圧を、前記レーザー変位センサの計測した角膜厚により補正する眼圧補正手段とを備えたものとすることができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、これまで測定が不可能であった真の眼圧を報知することが可能となる。従来の測定法は、角膜表面の硬さを測定することを基準としたものであるが、本発明は真の眼球内圧から角膜に生じる応力を、角膜の固有振動を用いて測定するものであり、従来の眼圧測定と根本原理を異とする。また、共振現象などでは区別することができなかった角膜及びその他の眼球組織の固有振動を定量的に測定した報告はなく、この測定法は眼球の物理特性解析の発展に寄与することができる。

10

【0019】

つまり、本発明の眼球組織固有振動数測定装置によれば、被検眼の角膜に気流を吹き付けて角膜を変形させ、この角膜の変形量を気流の吹き付け開始からの経過時間と共に計測し、角膜変形量と経過時間との関係をフーリエ解析し、求めたフーリエ解析結果に基づいて眼球の各構成組織の固有振動数を求めるので、角膜や他の眼球組織の固有振動を定量的に測定できる。

【0020】

また、本発明によれば、眼球組織固有振動数測定装置の求めた角膜の固有振動数に基づき眼圧を演算するので、真の眼球内圧から角膜に生じる応力を、角膜の固有振動を用いて測定できる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の実施の形態を図に基づいて詳説する。

【0022】

（第1の実施の形態）図1は、本発明の1つの実施の形態の非接触式眼圧計の装置全体の構成を示している。本実施の形態の非接触式眼圧計は、前眼部観察測定装置100、角膜頂点に対して気流吹き付けを行い角膜を変形させる気流吹付装置200、高感度高速度カメラにより被検眼Eの角膜Cを横から連続的に撮影し、その各撮影時刻における角膜Cの変形量を測定する変形量測定装置300、角膜Cの変形量を気流吹き付けタイミングからの経過時間と対応させて数値化する変形量数値化装置301、及び一連の検出系から得られたデータから眼圧値及び眼球を構成する各組織の固有振動数などを演算する解析装置400を備えている。本実施の形態の非接触式眼圧計は、また、角膜変形検出光学系50を備えていて、前眼部観察装置100内の角膜変形を光学的に観察する。

30

【0023】

図2、図3に示すように前眼部観察測定装置100は、被検眼Eの前眼部を観察するための前眼部観察光学系110、XY方向のアライメント検出及び角膜変形検出のための指標光を被検眼Eの角膜Cに正面から投影するXYアライメント指標投影光学系120、被検眼Eに固視標を提供する固視標投影光学系130、XYアライメント指標光の角膜Cによる反射光を受光して前眼部観察測定装置100と角膜CのXY方向の位置関係を検出するXYアライメント検出光学系140、XYアライメント指標光の角膜Cによる反射光を受光し角膜Cの変形量を検出する角膜変形検出光学系150、角膜Cに斜めからZ方向のアライメント用指標光を投影するZアライメント指標投影光学系160、Zアライメント指標光の角膜Cによる反射光を前眼部観察光学系110の光軸に対して対称な方向から受光し前眼部観察測定装置100と角膜CのZ方向との位置関係を検出するZアライメント検出光学系170、及び眼圧測定系制御回路180を備えている。尚、図2、図3において、L1～L4はハーフミラー、Fは気流、Sはレーザー光を示している。

40

【0024】

気流吹付装置200は、被検眼Eに吹き付けた空気量を検出する吹付量検出部201と気流吹付時の所定時刻での装置内圧を測定する圧力センサ202を備えている。

50

【0025】

本実施の形態の非接触式眼圧計では、気流吹付装置200にて被検眼Eの角膜Cの頂点に対して気流を吹き付けて角膜Cを変形させる。そして、変形量測定装置300がその高感度高速カメラにより被検眼Eの角膜Cを横から連続的に撮影し、角膜Cの変形の時間推移を測定する。そして変形量数値化装置301が角膜Cの変形量の気流吹付タイミングからの時間推移を数値化して記録する。解析装置400は、後述する演算処理により一連の検出系から得られたデータから眼圧値及び眼球を構成する各組織の固有振動数などを演算する。これと共に、本実施の形態の非接触式眼圧計では、角膜変形検出光学系500にて、前眼部観察装置100内の角膜変形を光学的に観察する。

【0026】

10

前眼部観察測定装置100では、前眼部観察光学系110にて被検眼Eの前眼部を観察する。XYアライメント指標投影光学系120にてXY方向のアライメント検出及び角膜変形検出のためのレーザー指標光を被検眼Eの角膜Cに正面から投影し、同時に固指標投影光学系130にて被検眼Eに固視標を投影する。そしてXYアライメント検出光学系140がXYアライメント指標光の角膜Cによるレーザー反射光Sを受光して前眼部観察測定装置100と角膜CのXY方向の位置関係を検出し、角膜変形検出光学系150がXYアライメント指標光の角膜Cによる反射光Sを受光し角膜Cの変形量を検出する。

【0027】

また、Zアライメント指標投影光学系160が角膜Cに斜めからZ方向のアライメント用指標光を投影し、Zアライメント検出光学系170がZアライメント指標光の角膜Cによる反射光を前眼部観察光学系110の光軸Sに対して対称な方向から受光し前眼部観察測定装置100と角膜CのZ方向との位置関係を検出する。

20

【0028】

この前眼部観察測定装置100、角膜頂点に対して気流吹付を行い角膜変形させる気流吹付装置200、及び眼圧測定系制御回路180に至る一連の非接触眼圧測定手法は、例えば特開2000-212号公報に記載されているような従来手法と同じである。簡単に説明すると次のようになる。

【0029】

XYアライメント指標投影光学系120からレーザー投影光を出射し、ハーフミラーL4、L1で反射した後に気流吹付装置200の内部を通過させ、XYアライメント指標光として被検眼Eの角膜Cの頂点部分に照射してレーザー反射光Sを得る。

30

【0030】

一方、固視標投影光学系130から固視標光を出射し、ハーフミラーL1で反射させた後に気流吹付装置200の内部を通過させて被検眼Eに導く。被検者はその固視標を固視目標として注視することにより視線が固定される。

【0031】

XYアライメント検出光学系140は、XYアライメント指標投影光学系120により角膜Cに投影され、角膜表面で反射された反射光SをハーフミラーL2で反射させて取り込み、この反射光Sを利用して前眼部観察装置100と角膜Cとの位置関係(XY方向)を演算し、その演算結果をZアライメント検出光学系170および眼圧測定系制御回路180に出力する。

40

【0032】

さらに、角膜表面で反射された反射光Sの一部はハーフミラーL3にて反射されて角膜変形検出光学系150に導かれる。

【0033】

他方、Zアライメント指標投影光学系160から出射したレーザー投影光は被検眼Eの角膜Cに導かれ、角膜表面において反射されてZアライメント検出光学系170に導かれる。

【0034】

眼圧測定の検者は、前眼部観察光学系110のモニタ画面で前眼部像を観察しながら、

50

投影光が目標位置に当たり、かつピントが合うように本装置 100 を X Y Z 方向に手動で移動させ、アライメントの調整を行う。そして気流吹付装置 200 を作動させ、角膜 C に向けて気流 F を吹き付け、そのときの角膜変形量を角膜変形検出光学系 150 によって検出する。

【0035】

本実施の形態の非接触式眼圧計にて、被検眼 E の角膜 C に対する気流吹付による当該角膜 C の変形挙動を角膜変形量測定装置 300 にて経時的に観察した様子を図 4 (a) に示し、変形量数値化装置 301 にて角膜 C の数値化した角膜の変形量の時間推移を図 4 (b) にグラフで表している。これらの装置で得られた角膜変形量の時間推移を時間の関数 $g(t)$ として図 5 のグラフに表してある。

10

【0036】

図 6 に示すように、解析装置 400 は、数値化された角膜変形量 Δ と時間の関数をフーリエ解析により解析するフーリエ解析プログラム 401、眼球の有限要素解析を用いた眼球変形の数値シミュレーションから得られた時間の関数をフーリエ変換した成分が眼球のどの物理成分と対応しているかをパターン分類するパターン分類プログラム 402、分類によって得られたグラフの係数から物理特性を数値化して出力し、また、前眼部観察装置 100 内の眼圧測定系制御回路 180 より得られたデータから眼圧値を数値化して出力する主制御回路 403 を備えている。

【0037】

図 5 のグラフで表される関数 $g(t)$ は、非周期関数である時間 t の関数であり、フーリエ解析プログラム 401 にてフーリエ変換されてフーリエ表現式として下記 (1) 式のごとく表わされる。

20

【数 1】

$$g(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad (1)$$

【0038】

そして関数 $g(t)$ のフーリエ変換 $G(\omega)$ は、角周波数 ω の関数として、下記 (2) 式のごとくに表わされる。

【数 2】

$$G(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} g(t) e^{-i\omega t} dt \quad (2)$$

30

【0039】

図 5 のグラフをフーリエ変換した $G(\omega)$ グラフが図 7 である。

【0040】

図 8 (a) に示されるような精密な眼球の三次元有限要素法モデル E' に対して、仮想の気流吹付 F' を行い実際の現象と極めて近似した数値シミュレーションを行って得られる図 8 (b) に示す数値シミュレーション上の時間の関数 $h(t)$ が、現実の測定グラフである図 5 のグラフに類似したグラフとして表されている。

40

【0041】

図 8 (b) で表される数値シミュレーション上の時間の関数 $h(t)$ は、実際の角膜変形量の時間の関数 $g(t)$ と同様にフーリエ変換 $H(\omega_h)$ にて、(3)式、(4)式のごとくに表すことができる。

【数 3】

$$h(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega_h) e^{i\omega_h t} d\omega \quad (3)$$

50

【数 4】

$$H(\omega_h) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t)e^{-i\omega_h t} dt \quad (4)$$

【0042】

図8(b)の関数 $h(t)$ をフーリエ変換した $H(\omega_h)$ のグラフが図9である。

【0043】

眼球は非線形弾性体であるので、関数 $g(t)$ 、 $h(t)$ は気流の吹付という入力に対する非線形システムの応答と理解できる。ここで、有限要素法による数値シミュレーション上にて角膜などの眼球内部の物理構成を変化させた場合、非線形システムの内容も変化するため、数値シミュレーション上の関数 $h(t)$ も変化する。そこで、関数 $h(t)$ の構成成分である $H(\omega_h)$ のうちで角膜の変化量に対して最も大きく変化した成分が $H(\omega_{ha})$ であるとき、 $H(\omega_{ha})$ が角膜を反映した成分であると考えられる。

10

【0044】

パターン分類プログラム402は、上記数値シミュレーションにおいて様々な眼球の物理成分を変化させた場合の関数 $h(t)$ の変化及び物理成分に対応するフーリエ変換 $H(\omega_h)$ 成分のデータを記憶装置404に集積しパターン分類するプログラムを備えている。

【0045】

実際の測定から得られた角膜変形量を求める時間の関数 $g(t)$ の構成成分であるフーリエ変換 $G(\omega)$ において、パターン分類プログラム402によるパターン分類から、(5)式のごとく判定された場合、

20

【数 5】

$$G(\omega_a) \approx H(\omega_{ha}) \quad (5)$$

【0046】

$G(\omega_a)$ の係数が角膜を反映した数値であるとし、その数値が C_a であれば、この C_a を角膜indexとして定量的に扱う。

【0047】

図10は、本実施の形態の非接触式眼圧計による以上の真正眼圧計測手順を示している。

30

【0048】

ステップST1：被検眼Eの角膜Cに気流を吹き付ける。

【0049】

ステップST2：角膜Cの変形量の時間推移を計測する。

【0050】

ステップST3：角膜Cの変形量の時間推移グラフをフーリエ解析する。

【0051】

ステップST4：角膜Cの固有振動数を演算する。

40

【0052】

ステップST5：角膜Cの固有振動数に基づき真正な眼圧値を求める。

【0053】

図10におけるステップST5の真正眼圧値の決定ルーチンは、図11に示すものである。近年、眼圧測定値として角膜の硬さに影響されない眼圧を測定できるのはDCTであるとされている。そこで、本装置では、角膜の固有振動数とDCTにて測定した眼圧値との対応を記憶装置404にあらかじめ登録しており、この角膜の固有振動数対DCTによる眼圧の対照データを参照し、計測にて得た角膜の固有振動数から真正眼圧値を導出する。

【0054】

50

ステップ S 5 - 1 : 計測した角膜 C の固有振動数を入力する。

【 0 0 5 5 】

ステップ S T 5 - 2 : 記憶装置 4 0 4 にあらかじめ登録されている角膜の固有振動数対眼圧の対照データを参照する。

【 0 0 5 6 】

ステップ S T 5 - 3 : 角膜の固有振動数に対応する真正眼圧値を導出する。この場合に、角膜の固有振動数に直接対応する眼圧値が見いだせない場合には、内挿演算により、また必要な場合には外挿演算にて真正眼圧値を算出する。

【 0 0 5 7 】

このようにして角膜 C の固有振動数に対応する真正眼圧値を導出し、これを本実施の形態の非接触式眼圧計の計測値として出力することになる。

10

【 0 0 5 8 】

尚、上述した関数 $h(t)$ の構成成分である $H(\omega_h)$ のうちで眼球の他の 1 つの組織である強膜の剛性の変化量に対して最も大きく変化した成分 $H(\omega_{hb})$ が強膜剛性を反映した成分であるとすれば、関数 $g(t)$ の構成成分である $G(\omega)$ において、パターン分類プログラム 4 0 2 のパターン分類から、

【数 6】

$$G(\omega_b) \approx H(\omega_{hb}) \quad (6)$$

20

【 0 0 5 9 】

(6) 式のごとく判定された場合、同様に $G(\omega_b)$ の係数が強膜剛性を反映した数値であるとみなす。そしてその数値が S_b とあれば、この S_b を強膜 *i n d e x* として定量的に出力する。

【 0 0 6 0 】

同様に、上述した関数 $h(t)$ の構成成分である $H(\omega_h)$ のうちで眼球の他の組織であるチン小帯の剛性の変化量に対して最も大きく変化した成分 $H(\omega_{hc})$ がチン小帯剛性を反映した成分であるとすれば、関数 $g(t)$ の構成成分である $G(\omega)$ において、パターン分類プログラム 4 0 2 のパターン分類から、同様のパターンの成分 $G(\omega_c)$ を見いだすことで、この $G(\omega_c)$ の係数がチン小帯剛性を反映した数値であるとみなす。そしてその数値が S_c とあれば、この S_c をチン小帯 *i n d e x* として定量的に出力する。

30

【 0 0 6 1 】

これらの *i n d e x* は数値化されて主制御回路 4 0 3 より出力される。

【 0 0 6 2 】

(実施例 1)

図 1 2、図 1 3 に示されるグラフは、前記測定系によって得られた正常な健康人眼の角膜の固有振動とゴールドマン圧平眼圧計 (G A T) 測定値及びダイナミック・カンター・トノメーター (D C T) 測定値との相関関係を示すグラフである。

【 0 0 6 3 】

図 1 2 から、角膜の固有振動が G A T 測定値すなわち角膜表面の硬さと有意に相関することが示されている。

40

【 0 0 6 4 】

現行の眼圧測定法のなかで、新型の接触式眼圧計である D C T が真の眼圧に近い値を示すと言われている。図 1 3 から、角膜の固有振動が真の眼圧と有意に相関することが示されている。

【 0 0 6 5 】

(第 2 の実施の形態)

図 1 4 に示されるグラフは、前記測定系における豚眼の角膜変形の測定をレーザー変位センサによって行ったものである。高速度カメラによる角膜変形量測定装置 3 0 0 がレーザー変位センサによって代用可能であることが示されている。

50

【0066】

角膜変形量測定装置300をレーザー変位センサに置き換えることによって、本発明は眼球物理特性測定系と眼圧測定系を同一系にて測定することが可能となる。また、現状のレーザー変位センサでは指標光は輝点若しくは楕円であるが、測定感度を向上させるため、指標光を輪状又は面状にして測定しても良い。

【0067】

このように、高速度カメラにより角膜変形量を計測することに代えて、レーザー変位センサを用いて角膜変形量を計測することで、高速度カメラによる角膜変形量計測は2kHz、変位量300～400μm程度であるのに対して、現行のレーザー変位センサは5kHz、最小検出感度0.2μmであり、十分に精度の良い計測ができる。

10

【0068】

以上のように、本発明によれば角膜の剛性の影響を排除した真正な眼圧値を計測することができる。また、本発明の測定系により強膜、チン小帯などの眼球の角膜以外の組織の定量的な評価も可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図1】本発明の第1の実施の形態の非接触式眼圧計のブロック図。

【図2】上記実施の形態の非接触式眼圧計における光学系の平面配置図。

【図3】上記実施の形態の非接触式眼圧計における光学系の側面配置図。

【図4】上記実施の形態の非接触式眼圧計により経時的な角膜変形をグラフに変換する処理の説明図。

20

【図5】上記実施の形態の非接触式眼圧計による数値化した角膜変形量と時間の関数のグラフ。

【図6】上記実施の形態の非接触式眼圧計における解析装置の内部構成のブロック図。

【図7】上記実施の形態の非接触式眼圧計により図5のグラフのフーリエ変換図。

【図8】上記実施の形態の非接触式眼圧計が利用する眼球の三次元有限要素法モデル及び数値シミュレーション上の角膜変形量と時間の関数のグラフ。

【図9】図8のグラフのフーリエ変換図。

【図10】上記実施の形態の非接触式眼圧計による真正外圧測定処理のフローチャート。

【図11】図10のフローチャートにおける真正眼圧値決定ルーチンのフローチャート。

30

【図12】正常な健康人眼の角膜の固有振動とGAT測定値のグラフ。

【図13】正常な健康人眼の角膜の固有振動とDCT測定値のグラフ。

【図14】豚眼の固有振動とトノペン測定値のグラフ。

【符号の説明】

【0070】

C…角膜

E…被検眼

F…気流吹付

S…レーザー投影光若しくはレーザー反射光

L1、L2、L3、L4…ハーフミラー

40

100…前眼部観察装置

110…前眼部観察系

120…指標投影光学系

130…固視標投影光学系

140…XYアライメント検出光学系

160…Zアライメント指標投影光学系

170…Zアライメント検出光学系

180…眼圧測定系制御回路

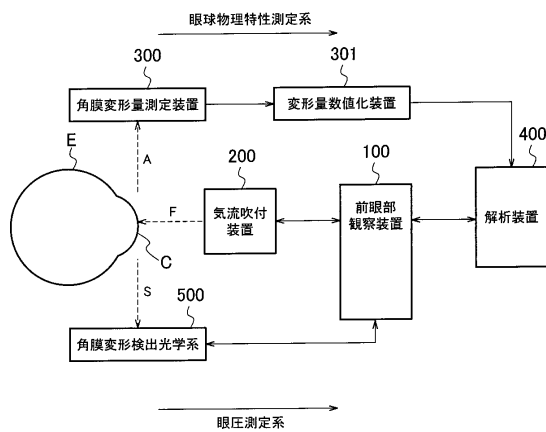
200…気流吹付装置

201…吹付量検出部

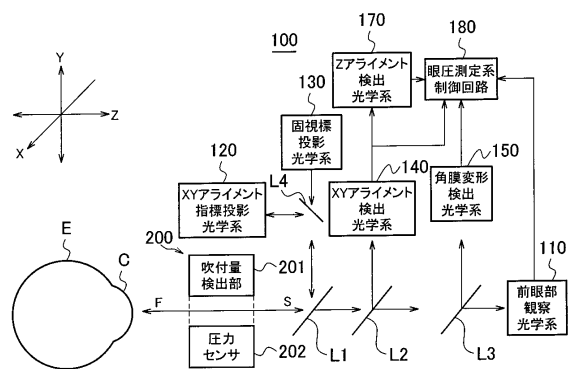
50

2 0 2 … 圧力センサ
3 0 0 … 角膜変形量測定装置
3 0 1 … 変形量数値化装置
4 0 0 … 解析装置
5 0 0 … 角膜変形検出光学系

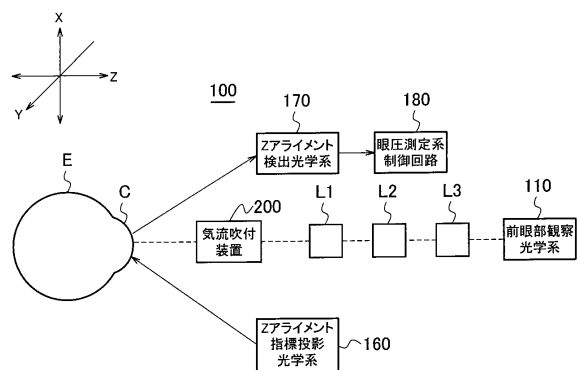
【図 1】



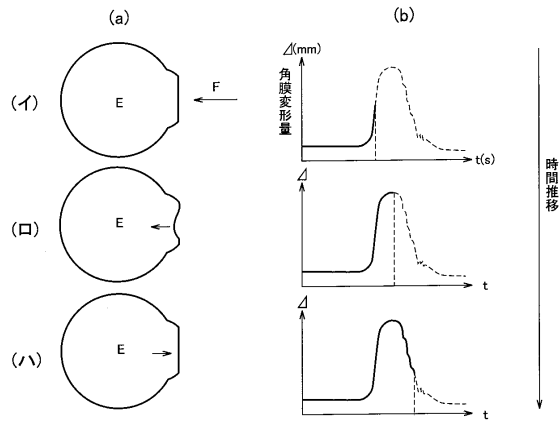
【図 2】



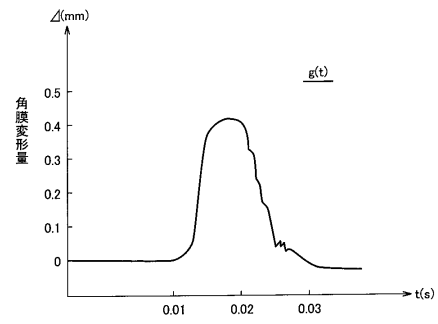
【図 3】



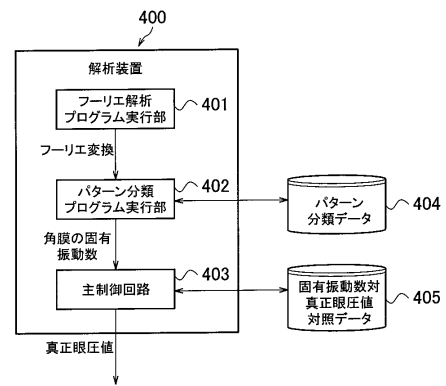
【図 4】



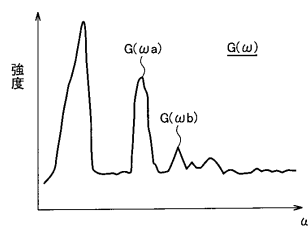
【図 5】



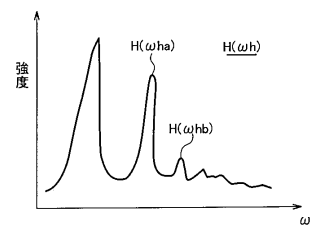
【図 6】



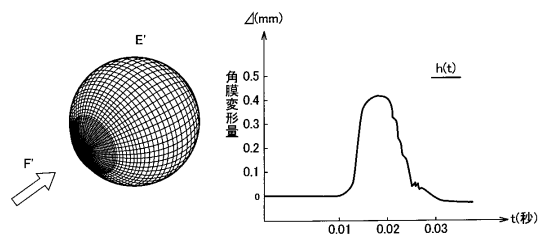
【図 7】



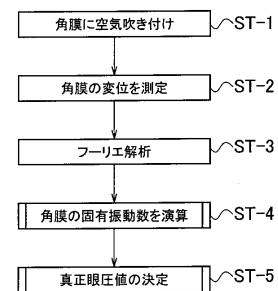
【図 9】



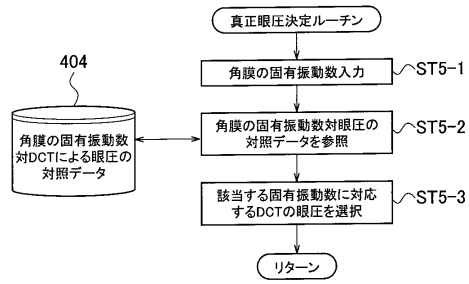
【図 8】



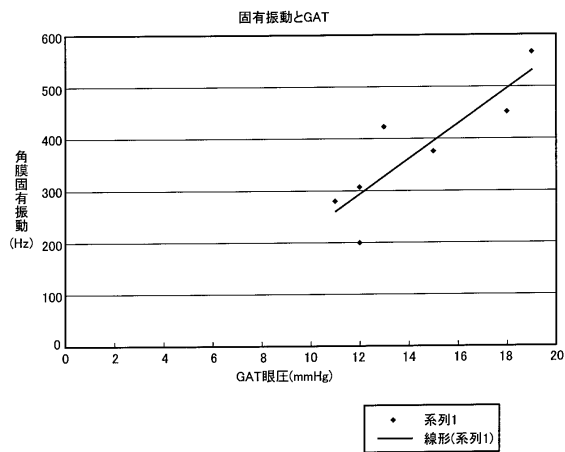
【図 10】



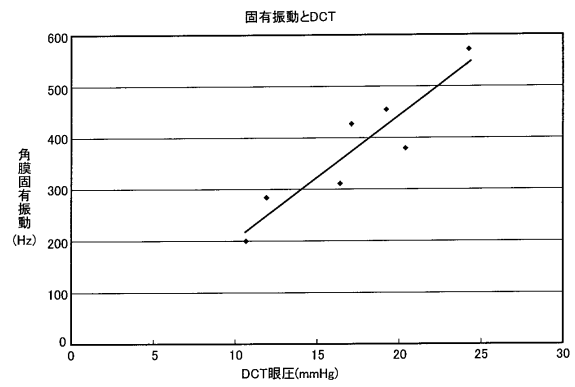
【図 1 1】



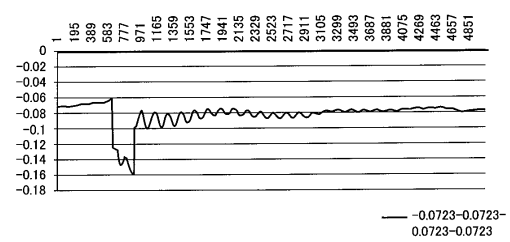
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 米国特許第5 2 5 1 6 2 7 (U S, A)
特開平0 9－1 0 3 4 1 1 (J P, A)
米国特許出願公開第2 0 0 3／0 1 8 7 3 4 2 (U S, A 1)
VIOLA F et al., Radiation Force Imaging of Viscoelastic Properties with Reduced Artifacts, IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2 0 0 3年 6月, Vol.50, No.6, Page .736-742
石井晃太郎他, 有限要素法を用いた非接触式眼圧計の数値解析, 日本眼科学会雑誌, 2 0 0 8年 3月1 5日, 第112巻, 臨時増刊号, 第318頁

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 3／1 6