

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年7月3日(03.07.2014)



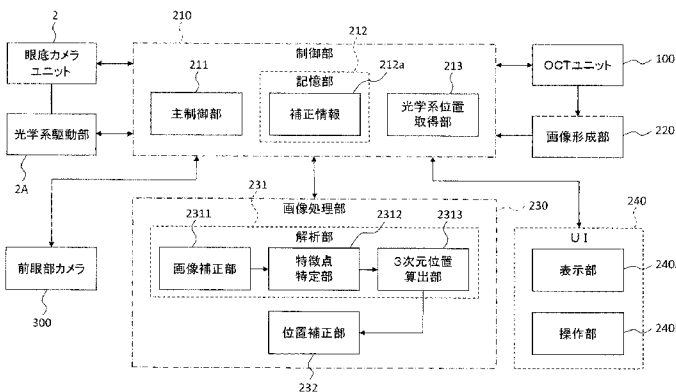
(10) 国際公開番号
WO 2014/103646 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/14 (2006.01) A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/082645
- (22) 国際出願日: 2013年12月4日(04.12.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-283742 2012年12月26日(26.12.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社トプコン(KABUSHIKI KAISHA TOPCON) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 岡田 浩昭(OKADA, Hiroaki); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 子川 大策(KOGAWA, Taisaku); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 藤村 隆(FUJIMURA, Takashi); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 藤井 宏太(FUJII, Kohta); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿7丁目15番8号 日販ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: OPHTHALMOLOGY DEVICE

(54) 発明の名称: 眼科装置

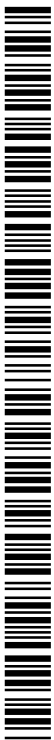


- 2 Fundus camera unit
- 2A Optical system drive unit
- 100 OCT unit
- 210 Control section
- 211 Main control section
- 212 Storage section
- 212a Correction information
- 213 Optical system position acquisition section
- 220 Image forming unit
- 230 Image processing section
- 231 Analysis section
- 232 Position correction section
- 240A Display unit
- 240B Operation unit
- 300 Front eye portion camera
- 2311 Image correction section
- 2312 Characteristic point specifying section
- 2313 3D position calculation section

(57) Abstract: In the present invention, alignment between an eye under test and a device optical system is suitably carried out. An ophthalmology device of an embodiment of the present invention has an examination optical system, a drive unit, at least two image pickup units, an analysis section, a storage section, a position correction section, and a control section. The examination optical system is for examining an eye under test. The drive unit moves the examination optical system. The at least two image pickup units pick up images, at substantially the same time, of a front portion of the eye under test from two different directions. The analysis section analyses the at least two picked up images obtained at substantially the same time by the at least two image pickup units, and thereby acquires a 3D position of the eye under test. The storage section has correction-information stored therein beforehand. The correction information is obtained on the basis of the optical characteristics of an eyeball and is used for correcting the position of the eye under test in the light axis direction of the examination optical system. The position correction section corrects the 3D position obtained by the analysis section on the basis of the correction information. The control section controls the drive unit on the basis of the corrected 3D position and moves the examination optical system.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2014/103646 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

被検眼と装置光学系との間の位置合わせを好適に行う。実施形態の眼科装置は、検査用光学系と、駆動部と、2以上の撮影部と、解析部と、記憶部と、位置補正部と、制御部とを有する。検査用光学系は被検眼を検査するための光学系である。駆動部は検査用光学系を移動する。2以上の撮影部は、被検眼の前眼部を異なる方向から実質的に同時に撮影する。解析部は、2以上の撮影部により実質的に同時に得られた2以上の撮影画像を解析して被検眼の3次元位置を取得する。記憶部には補正情報があらかじめ記憶される。補正情報は、眼球の光学特性に基づき取得され、検査用光学系の光軸方向における被検眼の位置の補正に用いられる。位置補正部は、解析部により取得された3次元位置を補正情報に基づいて補正する。制御部は、補正された3次元位置に基づき駆動部を制御して検査用光学系を移動させる。

明 細 書

発明の名称：眼科装置

技術分野

[0001] この発明は、被検眼を光学的に検査する眼科装置に関する。

背景技術

[0002] 眼科装置には、被検眼の画像を得るための眼科撮影装置と、被検眼の特性を測定するための眼科測定装置が含まれる。

[0003] 眼科撮影装置の例として、光コヒーレンストモグラフィ (Optical Coherence Tomography、OCT) を用いて断層像を得る光干渉断層計、眼底を写真撮影する眼底カメラ、共焦点光学系を用いたレーザ走査により眼底の画像を得る走査型レーザ検眼鏡 (Scanning Laser Ophthalmoscope、SLO)、スリット光を用いて角膜の光切片を切り取ることにより画像を得るスリットランプなどがある。

[0004] また、眼科測定装置の例として、被検眼の屈折特性を測定する眼屈折検査装置 (レフラクトメータ、ケラトメータ)、眼圧計、角膜の特性 (角膜厚、細胞分布等) を得るスペキュラーマイクروسコープ、ハルトマン-シャックセンサを用いて被検眼の収差情報を得るウェーブフロントアナライザなどがある。

[0005] これら装置を用いた眼科検査においては、検査の精度や確度の観点から、装置光学系と被検眼との位置合わせが極めて重要である。この位置合わせにはアライメントやトラッキングがある。アライメントには、被検眼の軸に対して装置光学系の光軸を一致させる動作 (x yアライメント) と、被検眼と装置光学系との間の距離を合わせる動作 (zアライメント) とが含まれる。トラッキングは、被検眼の動きを検出して装置光学系の位置を被検眼に追従させるものである。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開2009-112664号公報

特許文献2：特許第4136690号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 従来の位置合わせでは、 x y 方向（光軸に垂直な方向）の位置合わせと z 方向（光軸に沿う方向）の位置合わせとを異なる手法で行なっている。つまり、位置合わせを行うためには被検眼と装置光学系との位置関係を検出する必要があるが、 x y 方向の位置関係と z 方向の位置関係とを異なる手法で求めている。それにより双方の位置合わせの間に誤差が生じ、取得された画像や測定値の確度が低下すること、そして検査の再現性の低下などが問題となっていた。

[0008] 特に、従来の方式では z 方向の位置合わせを高精度、高確度で行うことは難しく、これを好適に行うには専用のセンサを設けるなどの追加的な工夫が必要であった。

[0009] この発明の目的は、被検眼と装置光学系との間の位置合わせを好適に行うことが可能な眼科装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0010] 上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検眼を検査するための検査用光学系と、前記検査用光学系を移動する駆動部と、被検眼の前眼部を異なる方向から実質的に同時に撮影する2以上の撮影部と、前記2以上の撮影部により実質的に同時に得られた2以上の撮影画像を解析して被検眼の3次元位置を取得する解析部と、眼球の光学特性に基づきあらかじめ取得された、前記検査用光学系の光軸方向における被検眼の位置の補正情報が記憶された記憶部と、前記解析部により取得された3次元位置を前記補正情報に基づいて補正する位置補正部と、補正された3次元位置に基づき前記駆動部を制御して前記検査用光学系を移動させる制御部とを有する眼科装置で

ある。

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼科装置であって、前記解析部は、前記 2 以上の撮影画像を解析して、瞳孔または虹彩の特徴点に相当する画像位置を特定する特徴点特定部と、前記 2 以上の撮影部の位置と前記 2 以上の撮影画像中の前記画像位置とに基づいて、前記被検眼の 3 次元位置としての前記特徴点の 3 次元位置を算出する 3 次元位置算出部とを含むことを特徴とする。

請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の眼科装置であって、前記補正情報は、前眼部の屈折力による前記画像位置の変位を含み、前記位置補正部は、前記特徴点の 3 次元位置を前記変位に基づき変更することを特徴とする。

請求項 4 に記載の発明は、請求項 2 に記載の眼科装置であって、前記補正情報は、被検眼の前眼部の光学特性の測定値を示す光学特性情報を含み、前記位置補正部は、前記光学特性情報に基づいて、被検眼の前眼部の屈折力による前記画像位置の変位を算出し、前記特徴点の 3 次元位置を前記変位に基づき変更することを特徴とする。

請求項 5 に記載の発明は、請求項 3 または請求項 4 に記載の眼科装置であって、前記特徴点は瞳孔中心であり、前記変位は、実質的に以下の式により算出される値 Δt であることを特徴とする。

$$(n_1 / t_1) = (n_3 / f_3) - [n_3 / (t_2 + t_3)]$$

$$\Delta t = t_2 + t_3 - t_1$$

ここで、 n_1 は空気の屈折率を示し、 n_3 は房水の屈折率を示し、 f_3 は角膜の焦点距離を示し、 t_2 は角膜の厚みを示し、 t_3 は角膜後面と瞳孔中心との間の距離を示す。

請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 に記載の眼科装置であって、少なくとも空気の屈折率 n_1 、房水の屈折率 n_3 および角膜の焦点距離 f_3 として、模型眼に示す値が用いられることを特徴とする。

請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 に記載の眼科装置であって、空気の屈

折率 n_1 、房水の屈折率 n_3 、角膜の焦点距離 f_3 、角膜の厚み t_2 および距離 t_3 として、グルストランド模型眼に示す値が用いられることを特徴とする。

請求項 8 に記載の発明は、請求項 5 または請求項 6 に記載の眼科装置であって、角膜の厚み t_2 および／または距離 t_3 として、被検眼についてあらかじめ測定された値が用いられることを特徴とする。

請求項 9 に記載の発明は、請求項 5 に記載の眼科装置であって、角膜の焦点距離 f_3 は、空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 、房水の屈折率 n_3 、角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 に基づいて算出されることを特徴とする。

請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 に記載の眼科装置であって、少なくとも空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 および房水の屈折率 n_3 として、模型眼に示す値が用いられることを特徴とする。

請求項 11 に記載の発明は、請求項 10 に記載の眼科装置であって、空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 、房水の屈折率 n_3 、角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 として、グルストランド模型眼に示す値が用いられることを特徴とする。

請求項 12 に記載の発明は、請求項 9 または請求項 10 に記載の眼科装置であって、角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 のうちの少なくとも 1 つとして、被検眼についてあらかじめ測定された値が用いられることを特徴とする。

発明の効果

[0011] この発明によれば、被検眼と装置光学系との間の位置合わせを好適に行うことが可能である。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

[図2]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

[図3]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図4A]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

[図4B]実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

[図5]実施形態に係る眼科装置の補正情報について説明するための概略図である。

[図6A]実施形態に係る眼科装置が実行する処理を説明するための概略図である。

[図6B]実施形態に係る眼科装置が実行する処理を説明するための概略図である。

[図7]実施形態に係る眼科装置の動作例を表すフローチャートである。

[図8]変形例に係る補正情報の取得方法を説明するための概略図である。

発明を実施するための形態

[0013] この発明に係る眼科装置の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。この発明に係る眼科装置は被検眼の光学的な検査に用いられる。このような眼科装置には、前述のように、眼科撮影装置と眼科測定装置が含まれる。眼科撮影装置としては、光干渉断層計、眼底カメラ、走査型レーザ検眼鏡スリットランプなどがある。また、眼科測定装置としては、眼屈折検査装置、眼圧計、スペキュラーマイクロスコープ、ウェーブフロントアナライザなどがある。以下の実施形態では、光干渉断層計にこの発明を適用した場合について詳述するが、それ以外の任意の眼科装置にこの発明を適用することが可能である。

[0014] この明細書において、OCTによって取得される画像をOCT画像と総称することがある。また、OCT画像を形成するための計測動作をOCT計測と呼ぶことがある。なお、この明細書に記載された文献の記載内容を、以下の実施形態の内容として適宜援用することが可能である。

[0015] また、以下の実施形態では、低コヒーレンス光源と分光器が搭載された、いわゆるスペクトラルドメイン (Spectral Domain) タイプのOCTを用いた光干渉断層計について説明するが、スペクトラルドメイン以外のタイプ、たとえばスウェプトソースタイプ、インファスタイプのOCTの手法を用いた光干渉断層計に対してこの発明を適用することも可能であ

る。なお、スウェプトソース (Swept Source) OCTとは、被測定物体に照射される光の波長を走査 (波長掃引) し、各波長の光の反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光を検出してスペクトル強度分布を取得し、それに対してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の形態を画像化する手法である。また、インファス (en-face) OCTとは、所定のビーム径を有する光を被測定物体に照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光の成分を解析することにより、光の進行方向に直交する断面における被測定物体の画像を形成する手法であり、フルフィールド (full-field) タイプとも呼ばれる。

[0016] また、以下の実施形態ではOCT装置と眼底カメラとを組み合わせた装置について説明するが、この発明の適用対象はこのような複合機には限定されず、単体機としての眼科装置 (たとえば眼底カメラ単体) にこの発明を適用することも可能である。

[0017] [構成]

図1に示すように、眼科装置1は、眼底カメラユニット2、OCTユニット100および演算制御ユニット200を含んで構成される。眼底カメラユニット2は、従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を有する。OCTユニット100には、眼底のOCT画像を取得するための光学系が設けられている。演算制御ユニット200は、各種の演算処理や制御処理等を実行するコンピュータを具備している。

[0018] [眼底カメラユニット]

図1に示す眼底カメラユニット2には、被検眼Eの眼底Efの表面形態を表す2次元画像 (眼底像) を取得するための光学系が設けられている。眼底像には、観察画像や撮影画像などが含まれる。観察画像は、たとえば、近赤外光を用いて所定のフレームレートで形成されるモノクロの動画像である。なお、被検眼Eの前眼部Eaに光学系のピントが合っている場合、眼底カメラユニット2は前眼部Eaの観察画像を取得することができる。撮影画像は、たとえば、可視光をフラッシュ発光して得られるカラー画像、または近赤

外光若しくは可視光を照明光として用いたモノクロの静止画像であってもよい。眼底カメラユニット2は、これら以外の画像、たとえばフルオレセイン蛍光画像やインドシアニンググリーン蛍光画像や自発蛍光画像などを取得可能に構成されていてもよい。

[0019] 眼底カメラユニット2には、被検者の顔を支持するための顎受けと額当てが設けられている。顎受けおよび額当ては、図4Aおよび図4Bに示す支持部440に相当する。なお、図4Aおよび図4Bにおいて、符号410は、光学系駆動部2A等の駆動系や、演算制御回路が格納されたベースを示す。また、符号420は、ベース410上に設けられた、光学系が格納された筐体を示す。また、符号430は、筐体420の前面に突出して設けられた、対物レンズ22が收容されたレンズ收容部を示す。

[0020] 眼底カメラユニット2には、照明光学系10と撮影光学系30が設けられている。照明光学系10は眼底Efに照明光を照射する。撮影光学系30は、この照明光の眼底反射光を撮像装置（CCDイメージセンサ（単にCCDと呼ぶことがある）35、38。）に導く。また、撮影光学系30は、OCTユニット100からの信号光を眼底Efに導くとともに、眼底Efを経由した信号光をOCTユニット100に導く。

[0021] 照明光学系10の観察光源11は、たとえばハロゲンランプにより構成される。観察光源11から出力された光（観察照明光）は、曲面状の反射面を有する反射ミラー12により反射され、集光レンズ13を経由し、可視カットフィルタ14を透過して近赤外光となる。さらに、観察照明光は、撮影光源15の近傍にて一旦集束し、ミラー16により反射され、リレーレンズ17、18、絞り19およびリレーレンズ20を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー21の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて眼底Efを照明する。なお、観察光源としてLED（Light Emitting Diode）を用いることも可能である。

[0022] 観察照明光の眼底反射光は、対物レンズ22により屈折され、ダイクロイ

ックミラー４６を透過し、孔開きミラー２１の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー５５を透過し、合焦レンズ３１を經由し、ミラー３２により反射される。さらに、この眼底反射光は、ハーフミラー３９Ａを透過し、ダイクロイックミラー３３により反射され、集光レンズ３４によりＣＣＤイメージセンサ３５の受光面に結像される。ＣＣＤイメージセンサ３５は、たとえば所定のフレームレートで眼底反射光を検出する。表示装置３には、ＣＣＤイメージセンサ３５により検出された眼底反射光に基づく画像（観察画像）が表示される。なお、撮影光学系のピントが前眼部に合わせられている場合、被検眼Ｅの前眼部の観察画像が表示される。

[0023] 撮影光源１５は、たとえばキセノンランプにより構成される。撮影光源１５から出力された光（撮影照明光）は、観察照明光と同様の経路を通過して眼底Ｅｆに照射される。撮影照明光の眼底反射光は、観察照明光のそれと同様の経路を通過してダイクロイックミラー３３まで導かれ、ダイクロイックミラー３３を透過し、ミラー３６により反射され、集光レンズ３７によりＣＣＤイメージセンサ３８の受光面に結像される。表示装置３には、ＣＣＤイメージセンサ３８により検出された眼底反射光に基づく画像（撮影画像）が表示される。なお、観察画像を表示する表示装置３と撮影画像を表示する表示装置３は、同一のものであってもよいし、異なるものであってもよい。また、被検眼Ｅを赤外光で照明して同様の撮影を行う場合には、赤外の撮影画像が表示される。また、撮影光源としてＬＥＤを用いることも可能である。

[0024] ＬＣＤ（Ｌｉｑｕｉｄ Ｃｒｙｓｔａｌ Ｄｉｓｐｌａｙ）３９は、固視標や視力測定用指標を表示する。固視標は被検眼Ｅを固視させるための指標であり、眼底撮影時やＯＣＴ計測時などに使用される。

[0025] ＬＣＤ３９から出力された光は、その一部がハーフミラー３９Ａにて反射され、ミラー３２に反射され、合焦レンズ３１およびダイクロイックミラー５５を經由し、孔開きミラー２１の孔部を通過し、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２により屈折されて眼底Ｅｆに投影される。

[0026] ＬＣＤ３９の画面上における固視標の表示位置を変更することにより、被

検眼Eの固視位置を変更できる。被検眼Eの固視位置としては、たとえば従来の眼底カメラと同様に、眼底E fの黄斑部を中心とする画像を取得するための位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための位置や、黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心を中心とする画像を取得するための位置などがある。また、固視標の表示位置を任意に変更することも可能である。

[0027] さらに、眼底カメラユニット2には、従来の眼底カメラと同様にアライメント光学系50とフォーカス光学系60が設けられている。アライメント光学系50は、被検眼Eに対する装置光学系の位置合わせ（アライメント）を行うための指標（アライメント指標）を生成する。アライメント指標を被検眼Eに投影するための構成は「投影光学系」の一例に相当する。フォーカス光学系60は、眼底E fに対してフォーカス（ピント）を合わせるための指標（スプリット指標）を生成する。

[0028] アライメント光学系50のLED51から出力された光（アライメント光）は、絞り52、53およびリレーレンズ54を経由してダイクロイックミラー55により反射され、孔開きミラー21の孔部を通過し、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により被検眼Eの角膜に投影される。

[0029] アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ22、ダイクロイックミラー46および上記孔部を経由し、その一部がダイクロイックミラー55を透過し、合焦レンズ31を通過し、ミラー32により反射され、ハーフミラー39Aを透過し、ダイクロイックミラー33に反射され、集光レンズ34によりCCDイメージセンサ35の受光面に投影される。CCDイメージセンサ35による受光像（アライメント指標）は、観察画像とともに表示装置3に表示される。ユーザは、従来の眼底カメラと同様の操作を行ってアライメントを実施する。また、演算制御ユニット200がアライメント指標の位置を解析して光学系を移動させることによりアライメントを行ってもよい（オートアライメント機能）。なお、この実施形態では、後述の前眼部カメラ300を用いてオートアライメントを実行することができるので、アライメント

指標を用いたオートアライメントが可能なのは必須な事項ではない。ただし、前眼部カメラ300を用いたオートアライメントが成功しなかったときにアライメント指標を用いたオートアライメントを行えるように構成したり、前眼部カメラ300を用いたオートアライメントとアライメント指標を用いたオートアライメントとを選択的に使用できるように構成したりすることも可能である。

[0030] フォーカス調整を行う際には、照明光学系10の光路上に反射棒67の反射面が斜設される。フォーカス光学系60のLED61から出力された光（フォーカス光）は、リレーレンズ62を通過し、スプリット指標板63により2つの光束に分離され、二孔絞り64を通過し、ミラー65に反射され、集光レンズ66により反射棒67の反射面に一旦結像されて反射される。さらに、フォーカス光は、リレーレンズ20を経由し、孔開きミラー21に反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて眼底Efに投影される。

[0031] フォーカス光の眼底反射光は、アライメント光の角膜反射光と同様の経路を通過してCCDイメージセンサ35により検出される。CCDイメージセンサ35による受光像（スプリット指標）は、観察画像とともに表示装置3に表示される。演算制御ユニット200は、従来と同様に、スプリット指標の位置を解析して合焦レンズ31およびフォーカス光学系60を移動させてピント合わせを行う（オートフォーカス機能）。また、スプリット指標を視認しつつ手動でピント合わせを行ってもよい。

[0032] ダイクロイックミラー46は、眼底撮影用の光路からOCT計測用の光路を分岐させている。ダイクロイックミラー46は、OCT計測に用いられる波長帯の光を反射し、眼底撮影用の光を透過させる。このOCT計測用の光路には、OCTユニット100側から順に、コリメータレンズユニット40と、光路長変更部41と、ガルバノスキャナ42と、合焦レンズ43と、ミラー44と、リレーレンズ45とが設けられている。

[0033] 光路長変更部41は、図1に示す矢印の方向に移動可能とされ、OCT計

測用の光路の光路長を変更する。この光路長の変更は、被検眼Eの眼軸長に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などに利用される。光路長変更部41は、たとえばコーナーキューブと、これを移動する機構とを含んで構成される。

[0034] ガルバノスキャナ42は、OCT計測用の光路を通過する光（信号光LS）の進行方向を変更する。それにより、眼底Efを信号光LSで走査することができる。ガルバノスキャナ42は、たとえば、信号光LSをx方向に走査するガルバノミラーと、y方向に走査するガルバノミラーと、これらを独立に駆動する機構とを含んで構成される。それにより、信号光LSをxy平面上の任意の方向に走査することができる。

[0035] 眼底カメラユニット2には前眼部カメラ300が設けられている。前眼部カメラ300は、前眼部Eaを異なる方向から実質的に同時に撮影する。この実施形態では、眼底カメラユニット2の被検者側の面に2台のカメラが設けられている（図4Aに示す前眼部カメラ300A、300Bを参照）。また、前眼部カメラ300Aおよび300Bはそれぞれ、図1および図4Aに示すように、照明光学系10の光路および撮影光学系30の光路から外れた位置に設けられている。以下、2台の前眼部カメラ300Aおよび300Bをまとめて符号300で表すことがある。

[0036] この実施形態では、2台の前眼部カメラ300Aおよび300Bが設けられているが、この発明における前眼部カメラの個数は2以上の任意の個数である。しかし、後述の演算処理を考慮すると、異なる2方向から実質的に同時に前眼部を撮影可能な構成であれば十分である。また、この実施形態では、照明光学系10および撮影光学系30とは別個に前眼部カメラ300を設けているが、少なくとも撮影光学系30を用いて同様の前眼部撮影を行うことができる。つまり、2以上の前眼部カメラのうちの1つを撮影光学系30を含む構成によって担うようにしてもよい。いずれにしても、この実施形態は、異なる2（以上の）方向から実質的に同時に前眼部を撮影可能に構成されていけばよい。

[0037] なお、「実質的に同時」とは、2以上の前眼部カメラによる撮影において、眼球運動を無視できる程度の撮影タイミングのズレを許容することを示す。それにより、被検眼Eが実質的に同じ位置（向き）にあるときの画像を2以上の前眼部カメラによって取得することができる。

[0038] また、2以上の前眼部カメラによる撮影は動画撮影でも静止画撮影でもよいが、この実施形態では動画撮影を行う場合について特に詳しく説明する。動画撮影の場合、撮影開始タイミングを合わせるよう制御したり、フレームレートや各フレームの撮影タイミングを制御したりすることにより、上記した実質的に同時の前眼部撮影を実現することができる。一方、静止画撮影の場合、撮影タイミングを合わせるよう制御することにより、これを実現することができる。

[0039] [OCTユニット]

図2を参照しつつOCTユニット100の構成の一例を説明する。OCTユニット100には、眼底EfのOCT画像を取得するための光学系が設けられている。この光学系は、従来のスペクトラルドメインタイプのOCT装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、低コヒーレンス光を参照光と信号光に分割し、眼底Efを経由した信号光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル成分を検出するように構成されている。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット200に送られる。

[0040] なお、スウェプトソースタイプのOCT装置の場合には、低コヒーレンス光源を出力する光源の代わりに波長掃引光源が設けられるとともに、干渉光をスペクトル分解する光学部材が設けられない。一般に、OCTユニット100の構成については、OCTのタイプに応じた公知の技術を任意に適用することができる。

[0041] 光源ユニット101は広帯域の低コヒーレンス光L0を出力する。低コヒーレンス光L0は、たとえば、近赤外領域の波長帯（約800nm～900nm程度）を含み、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有

する。なお、人眼では視認できない波長帯、たとえば1040~1060nm程度の中心波長を有する近赤外光を低コヒーレンス光L0として用いてもよい。

[0042] 光源ユニット101は、スーパーミネセントダイオード (Super Luminescent Diode: SLD) や、LEDや、SOA (Semiconductor Optical Amplifier) 等の光出力デバイスを含んで構成される。

[0043] 光源ユニット101から出力された低コヒーレンス光L0は、光ファイバ102によりファイバカップラ103に導かれて信号光LSと参照光LRに分割される。

[0044] 参照光LRは、光ファイバ104により導かれて光減衰器 (アッテネータ) 105に到達する。光減衰器105は、公知の技術を用いて、演算制御ユニット200の制御の下、光ファイバ104に導かれる参照光LRの光量を自動で調整する。光減衰器105により光量が調整された参照光LRは、光ファイバ104により導かれて偏波調整器 (偏波コントローラ) 106に到達する。偏波調整器106は、たとえば、ループ状にされた光ファイバ104に対して外部から応力を与えることで、光ファイバ104内を導かれる参照光LRの偏光状態を調整する装置である。なお、偏波調整器106の構成はこれに限定されるものではなく、任意の公知技術を用いることが可能である。偏波調整器106により偏光状態が調整された参照光LRは、ファイバカップラ109に到達する。

[0045] ファイバカップラ103により生成された信号光LSは、光ファイバ107により導かれ、コリメータレンズユニット40により平行光束とされる。さらに、信号光LSは、光路長変更部41、ガルバノスキャナ42、合焦レンズ43、ミラー44、およびリレーレンズ45を経由してダイクロイックミラー46に到達する。そして、信号光LSは、ダイクロイックミラー46により反射され、対物レンズ22により屈折されて眼底Efに照射される。信号光LSは、眼底Efの様々な深さ位置において散乱 (反射を含む) される

。眼底E fによる信号光L Sの後方散乱光は、往路と同じ経路を逆向きに行進してファイバケーブル103に導かれ、光ファイバ108を経由してファイバケーブル109に到達する。

[0046] ファイバケーブル109は、信号光L Sの後方散乱光と、光ファイバ104を経由した参照光L Rとを干渉させる。これにより生成された干渉光L Cは、光ファイバ110により導かれて出射端111から出射される。さらに、干渉光L Cは、コリメータレンズ112により平行光束とされ、回折格子113により分光（スペクトル分解）され、集光レンズ114により集光されてCCDイメージセンサ115の受光面に投影される。なお、図2に示す回折格子113は透過型であるが、たとえば反射型の回折格子など、他の形態の分光素子を用いることも可能である。

[0047] CCDイメージセンサ115は、たとえばラインセンサであり、分光された干渉光L Cの各スペクトル成分を検出して電荷に変換する。CCDイメージセンサ115は、この電荷を蓄積して検出信号を生成し、これを演算制御ユニット200に送る。

[0048] この実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用しているが、たとえばマッハツェンダー型など任意のタイプの干渉計を適宜に採用することが可能である。また、CCDイメージセンサに代えて、他の形態のイメージセンサ、たとえばCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサなどを用いることが可能である。

[0049] [演算制御ユニット]

演算制御ユニット200の構成について説明する。演算制御ユニット200は、CCDイメージセンサ115から入力される検出信号を解析して眼底E fのOCT画像を形成する。そのための演算処理は、従来のスペクトラルドメインタイプのOCT装置と同様である。

[0050] また、演算制御ユニット200は、眼底カメラユニット2、表示装置3およびOCTユニット100の各部を制御する。たとえば演算制御ユニット2

00は、眼底E fのOCT画像を表示装置3に表示させる。

[0051] また、眼底カメラユニット2の制御として、演算制御ユニット200は、観察光源11、撮影光源15およびLED51、61の動作制御、LCD39の動作制御、合焦レンズ31、43の移動制御、反射棒67の移動制御、フォーカス光学系60の移動制御、光路長変更部41の移動制御、ガルバノスキャナ42の動作制御、前眼部カメラ300の動作制御などを行う。

[0052] また、OCTユニット100の制御として、演算制御ユニット200は、光源ユニット101の動作制御、光減衰器105の動作制御、偏波調整器106の動作制御、CCDイメージセンサ115の動作制御などを行う。

[0053] 演算制御ユニット200は、たとえば、従来のコンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、眼科装置1を制御するためのコンピュータプログラムが記憶されている。演算制御ユニット200は、各種の回路基板、たとえばOCT画像を形成するための回路基板を備えていてもよい。また、演算制御ユニット200は、キーボードやマウス等の操作デバイス（入力デバイス）や、LCD等の表示デバイスを備えていてもよい。

[0054] 眼底カメラユニット2、表示装置3、OCTユニット100および演算制御ユニット200は、一体的に（つまり単一の筐体内に）構成されていてもよいし、2つ以上の筐体に別れて構成されていてもよい。

[0055] 〔制御系〕

眼科装置1の制御系の構成について図3を参照しつつ説明する。

[0056] （制御部）

眼科装置1の制御系は、制御部210を中心に構成される。制御部210は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含んで構成される。制御部210には、主制御部211と、記憶部212と、光学系位置取得部213とが設けられている。

[0057] (主制御部)

主制御部 211 は前述した各種の動作制御を行う。なお、合焦レンズ 31 の移動制御は、図示しない合焦駆動部を制御して合焦レンズ 31 を光軸方向に移動させるものである。それにより、撮影光学系 30 の合焦位置が変更される。また、主制御部 211 は、光学系駆動部 2A を制御して、眼底カメラユニット 2 に設けられた光学系を 3 次元的に移動させることができる。

[0058] この制御は、オートアライメントやトラッキングにおいて実行される。ここで、トラッキングとは、被検眼 E の眼球運動に合わせて装置光学系を移動させるものである。トラッキングは、たとえばアライメントよりも後の段階で実行される（場合によってはピント合わせも事前に実行される）。トラッキングは、装置光学系の位置を眼球運動に追従させることにより、アライメント（およびピント）が合った好適な位置関係を維持する機能である。

[0059] なお、この実施形態の光学系駆動部 2A は眼底カメラユニット 2 に搭載された光学系を移動させるものであるが、光学系駆動部 2A によって眼底カメラユニット 2 に搭載された光学系および OCT ユニット 100 に搭載された光学系を移動させるように構成されていてもよい。光学系駆動部 2A は「駆動部」の一例である。

[0060] また、この実施形態の前眼部カメラ 300 は眼底カメラユニット 2 の筐体に設けられているので、光学系駆動部 2A を制御することにより前眼部カメラ 300 を移動させることができる。また、2 以上の前眼部カメラ 300 をそれぞれ独立に移動させることが可能な撮影移動部を設けることができる。具体的には、撮影移動部は、各前眼部カメラ 300 に対して設けた駆動機構（アクチュエータ、動力伝達機構等）を含む構成であってもよい。また、撮影移動部は、単一のアクチュエータにより発生された動力を前眼部カメラ 300 ごとに設けられた動力伝達機構によって伝達することにより、2 以上の前眼部カメラ 300 を移動させるように構成されていてもよい。

[0061] また、主制御部 211 は、記憶部 212 にデータを書き込む処理や、記憶部 212 からデータを読み出す処理を行う。

[0062] (記憶部)

記憶部 212 は、各種のデータを記憶する。記憶部 212 に記憶されるデータとしては、たとえば、OCT 画像の画像データ、眼底像の画像データ、被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者 ID や氏名などの被検者に関する情報や、左眼／右眼の識別情報などの被検眼に関する情報を含む。また、記憶部 212 には、眼科装置 1 を動作させるための各種プログラムやデータが記憶されている。

[0063] 記憶部 212 には補正情報 212a があらかじめ記憶されている。補正情報 212a は、眼球の光学特性に基づき取得された情報であり、検査用光学系の光軸方向における被検眼の位置の補正に用いられる。検査用光学系とは、眼科装置 1 が実施する検査（被検眼の撮影、OCT 計測等）に用いられる光学系である。この実施形態では、眼底カメラユニット 2 や OCT ユニット 100 に設けられている光学系が検査用光学系に相当する。また、この実施形態における検査用光学系の光軸は、撮影光学系 30 の光軸である。撮影光学系 30 の光軸は、照明光学系 100 および OCT 計測用の光学系の光軸と共通である。

[0064] また、詳細については後述するが、眼科装置 1 は、前眼部 E a を異なる方向から実質的に同時に撮影し、それにより得られた 2 つの撮影画像を解析して被検眼 E の 3 次元位置を取得する。補正情報 212a は、この 3 次元位置の補正に用いられる。

[0065] 図 5 を参照しつつ補正情報 212a の例を説明する。この実施形態では、被検眼 E の前眼部 E a を 2 つの前眼部カメラ 300A および 300B で撮影し、その撮影画像を解析して被検眼 E の 3 次元位置を求める。この解析処理では前眼部 E a の特徴点の 3 次元位置を求めるが、角膜は透明であるから特徴点としては不適當である。よって、特徴点は黒目（瞳孔、虹彩）に設定される。しかし、瞳孔や虹彩は眼内に存在する組織であるから、撮影画像から得られる特徴点の位置は前眼部の屈折力によって変化する。前眼部の屈折力は、特に検査用光学系の光軸方向への特徴点の変位を引き起こす。この変位

は図5に示す位置Qと位置Q₀との差に相当する。

[0066] 符号Oは検査用光学系（撮影光学系30等）の光軸を示す。図示は省略するが、検査用光学系は図5の右方に配置されている。符号E a 1は角膜E aの前面（角膜前面）を示し、符号E a 2は角膜E aの後面（角膜後面）を示す。角膜前面E a 1の曲率半径をr₁で示し、角膜後面E a 2の曲率半径をr₂で示す。特徴点は、瞳孔中心、つまり水晶体前面の中心（頂点）であるとする。符号Q₀は瞳孔中心の実際の位置を示し、符号Qは瞳孔中心の見かけの位置を示す。符号n₁は空気の屈折率を示し、符号n₂は角膜の屈折率を示し、符号n₃は前房（房水）の屈折率を示す。角膜前面E a 1と瞳孔中心の見かけの位置Qとの間の距離をt₁とし、角膜E aの厚みをt₂とし、角膜後面E a 2と瞳孔中心の実際の位置Q₀との間の距離をt₃とする。

[0067] 瞳孔中心の実際の位置Q₀から前眼部カメラ300に入射する光線Lは、前眼部（角膜E a、房水）において屈折する。前眼部カメラ300の側から見ると、この光線Lは、破線で示す経路L₀を経由したように見える。それにより、実際の位置Q₀に存在する瞳孔中心は、撮影画像においては見かけの位置Qに存在するものとして認識される。

[0068] 対物レンズ22の前面の頂点（面頂）から瞳孔中心の見かけの位置Qまでの距離WDは、次のように表される： $WD = WD_0 + t_1$ 。ここで、WD₀は、対物レンズ22の面頂から角膜前面までの距離を示す、一般的な作動距離（ワーキングディスタンス）を示す。一般的な作動距離WD₀は、たとえば34.8mmに設定されている。距離WDを取得するには距離t₁を算出することが必要である。以下、距離t₁の算出例を説明する。なお、説明の簡略化のため近軸近似計算による例を示す。

[0069] 角膜前面E a 1の屈折力をD₁とし、角膜後面E a 2の屈折力をD₂とし、角膜E aの屈折力をD₃とすると、これら屈折力の間には次の関係がある。なお、角膜前面E a 1の焦点距離をf₁とし、角膜後面E a 2の焦点距離をf₂とし、角膜E aの焦点距離をf₃とする。

$$D_1 = n_2 / f_1 = (n_2 - n_1) / r_1$$

$$D_2 = n_3 / f_2 = (n_3 - n_2) / r_2$$

$$D_3 = n_3 / f_3 = D_1 + D_2 - (t_2 / n_2) D_1 D_2$$

[0070] 角膜E aの物側および像側の主面位置が角膜前面E a 1と一致すると仮定すると、次の関係が得られる。

$$(n_1 / t_1) = (n_3 / f_3) - [n_3 / (t_2 + t_3)] \cdots \cdots (1)$$

この関係式から距離 t_1 を算出することができる。なお、物側および像側の主面位置をそれぞれ算出して上記のような計算を行なうことも可能である（後述の変形例を参照）。

[0071] 関係式(1)から距離 t_1 を算出するには、パラメータ n_1 、 n_3 、 f_3 、 t_2 、 t_3 の値を取得することが必要である。これらパラメータの値としては、たとえば模型眼の値が適用される。模型眼の種別は任意である（グルストランド模型眼、ナバロー模型眼、ルグランド模型眼など）。

[0072] グルストランド模型眼が適用される場合、次の値が適用される：

- ・ 空気の屈折率 $n_1 = 1$ ；
- ・ 房水の屈折率 $n_3 = 1.336$ ；
- ・ 角膜E aの焦点距離 $f_3 = 31.03\text{ mm}$ ；
- ・ 角膜E aの厚み $t_2 = 0.5\text{ mm}$ ；
- ・ 角膜後面E a 2と瞳孔中心の実際の位置 Q_0 との間の距離 $t_3 = 3.1\text{ mm}$ 。

[0073] これらの値を適用すると、距離 $t_1 = 3.05\text{ mm}$ となる。よって、対物レンズ22の面頂から瞳孔中心の見かけの位置Qまでの距離 $WD = WD_0 + 3.05 = 37.85\text{ mm}$ が得られる。なお、角膜の屈折率を反映させることも可能である。たとえば、グルストランド模型眼における角膜前面E a 1の屈折率 1.376 、角膜後面E a 2の屈折率 1.336 を適用することが可能である。

[0074] 上記の例は近軸近似計算によるものであるが、シミュレーション（実光線追跡など）によって距離 t_1 や距離 WD を算出することも可能である。

[0075] 上記の例では模型眼の値が適用されているが、いずれかのパラメータにつ

いて被検眼Eの測定値を用いることが可能である。たとえば、前眼部E aのOCT画像を解析することで、角膜E aの厚み（距離 t_2 ）、房水深度（距離 t_3 ）、角膜前面E a 1と水晶体前面との間の距離（距離 $t_2 + t_3$ ）、角膜前面E a 1の曲率半径 r_1 、角膜後面E a 2の曲率半径 r_2 などを取得し、それを適用することができる。また、レフラクトメータやケラトメータにより取得された角膜E aの屈折力や曲率半径を適用することができる。これらの測定値は事前に取得されて記憶部212に記憶される。このような事前計測は、眼科装置1で行なってもよいし、他の眼科装置で行なってもよい。また、前眼部E aの屈折力は角膜前面E a 1の屈折力が支配的であるから、角膜前面E a 1の曲率半径 r_1 に基づいて上記と同様の演算を行なってもよい。

[0076] たとえば上記パラメータの全てが模型眼に示す値である場合、前眼部E aの特徴点の3次元位置の補正量（変位）を事前に求めることができ、これを任意の被検眼に対して適用することができる。その場合、この変位の値自体を補正情報212aとして記憶することができる。その場合、後述の位置補正部232は、変位の算出を行なう必要はない。なお、この変位（ Δt ）は、図5から明らかのように次式により得られる： $\Delta t = t_2 + t_3 - t_1$ 。

[0077] 一方、被検眼Eごとに変位を算出する場合には、事前に取得された被検眼Eの前眼部の光学特性の測定値（光学特性情報）が補正情報212aとして記憶される。さらに、補正情報212aには、模型眼等を示す前眼部の光学特性の標準的な値も記憶される。後述の位置補正部232は、光学特性情報および標準値を含む補正情報212aに基づいて、被検眼Eの前眼部E aの影響による変位 Δt を算出する。この算出処理は、上記のアルゴリズムまたはシミュレーションに基づき実行される。

[0078] 図示は省略するが、記憶部212には収差情報があらかじめ記憶されている。収差情報には、各前眼部カメラ300について、それに搭載された光学系の影響により撮影画像に発生する歪曲収差に関する情報が記録されている。ここで、前眼部カメラ300に搭載された光学系には、たとえばレンズ等の歪曲収差を発生させる光学素子が含まれている。収差情報は、これらの光

学素子が撮影画像に与える歪みを定量化したパラメータと言える。

[0079] 収差情報の生成方法の例を説明する。前眼部カメラ300の器差（歪曲収差の差異）を考慮して各前眼部カメラ300について次のような測定が行われる。作業者は、所定の基準点を準備する。基準点とは、歪曲収差の検出に用いられる撮影ターゲットである。作業者は、基準点と前眼部カメラ300との相対位置を変更しつつ複数回の撮影を行う。それにより、異なる方向から撮影された基準点の複数の撮影画像が得られる。作業者は、取得された複数の撮影画像をコンピュータで解析することにより、この前眼部カメラ300の収差情報を生成する。なお、この解析処理を行うコンピュータは、画像処理部230であってもよいし、それ以外の任意のコンピュータ（製品出荷前の検査用コンピュータ、メンテナンス用コンピュータ等）のもであってもよい。

[0080] 収差情報を生成するための解析処理には、たとえば以下の工程が含まれる：

各撮影画像から基準点に相当する画像領域を抽出する抽出工程；

各撮影画像における基準点に相当する画像領域の分布状態（座標）を算出する分布状態算出工程；

得られた分布状態に基づいて歪曲収差を表すパラメータを算出する歪曲収差算出工程；

得られたパラメータに基づいて歪曲収差を補正するための係数を算出する補正係数算出工程。

[0081] なお、光学系が画像に与える歪曲収差に関連するパラメータとしては、主点距離、主点位置（縦方向、横方向）、レンズのディストーション（放射方向、接線方向）などがある。収差情報は、各前眼部カメラ300の識別情報と、これに対応する補正係数とを関連付けた情報（たとえばテーブル情報）として構成される。このようにして生成された収差情報は、主制御部211によって記憶部212に格納される。このような収差情報の生成およびこれに基づく収差補正は、カメラのキャリブレーション（Calibration）

n) などと呼ばれる。

[0082] (光学系位置取得部)

光学系位置取得部 2 1 3 は、眼科装置 1 に搭載された検査用光学系の現在位置を取得する。検査用光学系とは、被検眼 E を光学的に検査するために用いられる光学系である。この実施形態の眼科装置 1 (眼底カメラと OCT 装置の複合機) における検査用光学系は、被検眼の画像を得るための光学系である。

[0083] 光学系位置取得部 2 1 3 は、たとえば、主制御部 2 1 1 による光学系駆動部 2 A の移動制御の内容を表す情報を受けて、光学系駆動部 2 A により移動される検査用光学系の現在位置を取得する。この処理の具体例を説明する。主制御部 2 1 1 は、所定のタイミング (装置起動時、患者情報入力時など) で光学系駆動部 2 A を制御して、検査用光学系を所定の初期位置に移動させる。それ以降、主制御部 2 1 1 は、光学系駆動部 2 A が制御される度に、その制御内容を記録する。それにより、制御内容の履歴が得られる。光学系位置取得部 2 1 3 は、この履歴を参照して現在までの制御内容を取得し、この制御内容に基づいて検査用光学系の現在位置を求める。

[0084] また、主制御部 2 1 1 が光学系駆動部 2 A を制御する度にその制御内容を光学系位置取得部 2 1 3 に送信し、光学系位置取得部 2 1 3 が当該制御内容を受け取る度に検査用光学系の現在位置を逐次求めるようにしてもよい。

[0085] 他の構成例として、検査用光学系の位置を検知する位置センサを光学系位置取得部 2 1 3 に設けるようにしてもよい。

[0086] 以上のようにして光学系位置取得部 2 1 3 により検査用光学系の現在位置が取得された場合、主制御部 2 1 1 は、取得された現在位置と、後述の解析部 2 3 1 により求められた被検眼 E の 3 次元位置とに基づいて、光学系駆動部 2 A に検査用光学系を移動させることができる。具体的には、主制御部 2 1 1 は、光学系位置取得部 2 1 3 による取得結果によって検査用光学系の現在位置を認識し、解析部 2 3 1 による解析結果によって被検眼 E の 3 次元位置を認識する。そして、主制御部 2 1 1 は、被検眼 E の 3 次元位置に対する

検査用光学系の位置が所定の位置関係になるように、検査用光学系の現在位置を起点としてその位置を変更する。この所定の位置関係は、x方向およびy方向の位置がそれぞれ一致し、かつ、z方向の距離が所定の作動距離になるようなものである。

[0087] (画像形成部)

画像形成部220は、CCDイメージセンサ115からの検出信号に基づいて、眼底E fの断層像の画像データを形成する。この処理には、従来のスペクトラルドメインタイプの光コヒーレンストモグラフィと同様に、ノイズ除去(ノイズ低減)、フィルタ処理、FFT(Fast Fourier Transform)などの処理が含まれている。他のタイプのOCT装置の場合、画像形成部220は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

[0088] 画像形成部220は、たとえば、前述の回路基板を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを同一視することがある。

[0089] (画像処理部)

画像処理部230は、画像形成部220により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。たとえば、画像処理部230は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。また、画像処理部230は、眼底カメラユニット2により得られた画像(眼底像、前眼部像等)に対して各種の画像処理や解析処理を施す。

[0090] 画像処理部230は、断層像の間の画素を補間する補間処理などの公知の画像処理を実行して、眼底E fの3次元画像の画像データを形成する。なお、3次元画像の画像データとは、3次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。3次元画像の画像データとしては、3次元的に配列されたボクセルからなる画像データがある。この画像データは、ボリュームデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれる。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、画像処理部230は、このボリュームデータに対してレンダリング処理(ボリュームレンダリングやMIP(Maximum

Intensity Projection: 最大値投影) など) を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な3次元画像の画像データを形成する。表示部240Aには、この擬似的な3次元画像が表示される。

[0091] また、3次元画像の画像データとして、複数の断層像のスタックデータを形成することも可能である。スタックデータは、複数の走査線に沿って得られた複数の断層像を、走査線の位置関係に基づいて3次的に配列させることで得られる画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の2次元座標系により定義されていた複数の断層像を、1つの3次元座標系により表現する(つまり1つの3次元空間に埋め込む) ことにより得られる画像データである。

[0092] さらに、画像処理部230には、解析部231と、位置補正部232とが設けられている。

[0093] (解析部)

解析部231は、2以上の前眼部カメラ300により実質的に同時に得られた2以上の撮影画像を解析することで、被検眼Eの3次元位置を求める。この処理を実行するための構成の一例として、解析部231には、画像補正部2311と、特徴点特定部2312と、3次元位置算出部2313が設けられている。

[0094] (画像補正部)

画像補正部2311は、前眼部カメラ300により得られた各撮影画像の歪みを、記憶部212に記憶されている収差情報に基づいて補正する。この処理は、たとえば、歪曲収差を補正するための補正係数に基づく公知の画像処理技術によって実行される。なお、前眼部カメラ300の光学系が撮影画像に与える歪曲収差が十分に小さい場合などには、収差情報および画像補正部2311を設けなくてもよい。

[0095] (特徴点特定部)

特徴点特定部2312は、(画像補正部2311により歪曲収差が補正された) 各撮影画像を解析することで、前眼部Eaの所定の特徴点に相当する

画像位置（特徴位置と呼ぶ）を特定する。以下、特徴点として瞳孔中心が用いられる場合について説明する。

[0096] まず、特徴点特定部2312は、撮影画像の画素値（輝度値など）の分布に基づいて、被検眼Eの瞳孔に相当する画像領域（瞳孔領域）を特定する。一般に瞳孔は他の部位よりも低い輝度で描画されるので、低輝度の画像領域を探索することによって瞳孔領域を特定することができる。このとき、瞳孔の形状を考慮して瞳孔領域を特定するようにしてもよい。つまり、略円形かつ低輝度の画像領域を探索することによって瞳孔領域を特定するように構成することができる。

[0097] 次に、特徴点特定部2312は、特定された瞳孔領域の中心位置を特定する。上記のように瞳孔は略円形であるので、瞳孔領域の輪郭を特定し、この輪郭（の近似円または近似楕円）の中心位置を特定し、これを瞳孔中心とすることができる。また、瞳孔領域の重心を求め、この重心位置を瞳孔中心としてもよい。

[0098] なお、他の特徴点に対応する特徴位置を特定する場合であっても、上記と同様に撮影画像の画素値の分布に基づいて当該特徴位置を特定することが可能である。

[0099] （3次元位置算出部）

3次元位置算出部2313は、2以上の前眼部カメラ300の位置と、特徴点特定部2312により特定された2以上の撮影画像中の特徴位置とに基づいて、被検眼Eの特徴点の3次元位置を算出する。この処理について図6Aおよび図6Bを参照しつつ説明する。

[0100] 図6Aは、被検眼Eと前眼部カメラ300Aおよび300Bとの間の位置関係を示す上面図である。図6Bは、被検眼Eと前眼部カメラ300Aおよび300Bとの間の位置関係を示す側面図である。2つの前眼部カメラ300Aおよび300Bの間の距離（基線長）を「B」で表す。2つの前眼部カメラ300Aおよび300Bの基線と、被検眼Eの特徴点Pとの間の距離（撮影距離）を「H」で表す。各前眼部カメラ300Aおよび300Bと、そ

の画面平面との間の距離（画面距離）を「 f 」で表す。

[0101] このような配置状態において、前眼部カメラ300Aおよび300Bによる撮影画像の分解能は次式で表される。ここで、 Δp は画素分解能を表す。

[0102] x y 方向の分解能（平面分解能）： $\Delta x y = H \times \Delta p / f$

z 方向の分解能（奥行き分解能）： $\Delta z = H \times H \times \Delta p / (B \times f)$

[0103] 3次元位置算出部2313は、2つの前眼部カメラ300Aおよび300Bの位置（既知である）と、2つの撮影画像において特徴点Pに相当する特徴位置とに対して、図6Aおよび図6Bに示す配置関係を考慮した公知の三角法を適用することにより、特徴点Pの3次元位置、つまり被検眼Eの3次元位置を算出する。

[0104] 3次元位置算出部2313により算出された被検眼Eの3次元位置は制御部210に送られる。制御部210は、この3次元位置の算出結果に基づいて、検査用光学系の光軸を被検眼Eの軸に合わせるように、かつ、被検眼Eに対する検査用光学系の距離が所定の作動距離になるように光学系駆動部2Aを制御する。ここで、作動距離とは、ワーキングディスタンスとも呼ばれる既定値であり、検査用光学系を用いた検査時における被検眼Eと検査用光学系との間の距離を意味する。

[0105] また、前眼部カメラ300が前眼部Eaを異なる方向から並行して動画撮影する場合、たとえば次のような処理（1）および（2）を行うことにより、被検眼Eの動きに対する検査用光学系のトラッキングを実行することが可能である。

（1）解析部231が、2以上の前眼部カメラ300による動画撮影において実質的に同時に得られた2以上のフレームを逐次に解析することで、被検眼Eの3次元位置を逐次に求める。

（2）制御部210が、解析部231により逐次に求められる被検眼Eの3次元位置に基づき光学系駆動部2Aを逐次に制御することにより、検査用光学系の位置を被検眼Eの動きに追従させる。

[0106] （位置補正部）

位置補正部 232 は、3次元位置算出部 2313 により取得された被検眼 E（瞳孔中心）の 3次元位置を、記憶部 212 に記憶されている補正情報 212a に基づいて補正する。前述の変位 Δt が補正情報 212a に含まれる場合、位置補正部 232 は、瞳孔中心の 3次元位置を変位 Δt に相当する距離だけ変更する。この処理は、瞳孔中心の 3次元位置の座標を +z 方向に Δt だけ移動させるものである。つまり、3次元位置算出部 2313 により取得された瞳孔中心の 3次元位置の座標が (x, y, z) である場合、位置補正部 232 により補正された座標は (x, y, z + Δt) となる。

[0107] 被検眼 E の前眼部 E a の光学特性情報が補正情報 212a に含まれる場合、位置補正部 232 は、補正情報 212a に含まれる光学特性情報および標準値に基づいて変位 Δt を算出する。さらに、位置補正部 232 は、算出された変位 Δt に基づいて、3次元位置算出部 2313 により取得された瞳孔中心の 3次元位置を補正する。この補正処理は、変位 Δt 自体が補正情報 212a に記憶されている場合と同様である。

[0108] 以上のように機能する画像処理部 230 は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、回路基板等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をマイクロプロセッサに実行させるコンピュータプログラムがあらかじめ格納されている。

[0109] (ユーザインターフェイス)

ユーザインターフェイス 240 には、表示部 240A と操作部 240B とが含まれる。表示部 240A は、前述した演算制御ユニット 200 の表示デバイスや表示装置 3 を含んで構成される。操作部 240B は、前述した演算制御ユニット 200 の操作デバイスを含んで構成される。操作部 240B には、眼科装置 1 の筐体や外部に設けられた各種のボタンやキーが含まれていてもよい。たとえば眼底カメラユニット 2 が従来の眼底カメラと同様の筐体を有する場合、操作部 240B は、この筐体に設けられたジョイスティックや操作パネル等を含んでいてもよい。また、表示部 240A は、眼底カメラ

ユニット2の筐体に設けられたタッチパネルなどの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

[0110] なお、表示部240Aと操作部240Bは、それぞれ個別のデバイスとして構成される必要はない。たとえばタッチパネルのように、表示機能と操作機能とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。その場合、操作部240Bは、このタッチパネルとコンピュータプログラムとを含んで構成される。操作部240Bに対する操作内容は、電気信号として制御部210に入力される。また、表示部240Aに表示されたグラフィカルユーザインターフェイス（GUI）と、操作部240Bとを用いて、操作や情報入力を行うようにしてもよい。

[0111] [動作]

眼科装置1の動作について説明する。眼科装置1の動作例を図7に示す。

[0112] (S1：患者登録)

まず、ユーザは、ユーザインターフェイス240を用いて被検者の患者情報を入力する。患者情報としては、患者ID、患者氏名などがある。

[0113] (S2：撮影種別の選択)

次に、ユーザは、ユーザインターフェイス240を用いて、被検者に対して実施される撮影の種別を選択入力する。この撮影種別の項目としては、撮影部位（視神経乳頭、黄斑、双方等）、撮影眼（左眼、右眼、両眼）、画像撮影パターン（眼底像のみ、OCT画像のみ、双方）、OCTスキャンパターン（ラインスキャン、十字スキャン、ラジアルスキャン、円スキャン、3次元スキャン等）などがある。

[0114] (S3：オートアライメント開始)

撮影種別の選択が完了したらオートアライメントの開始指示がなされる。この開始指示は、ステップ2に示す撮影種別の選択を受けて制御部210が自動で行うものであってもよいし、操作部240Bを用いてユーザが手動で行うものであってもよい。

[0115] (S4：前眼部の撮影開始)

オートアライメントの開始指示がなされると、制御部210は前眼部カメラ300Aおよび300Bによる前眼部Eaの撮影をそれぞれ開始させる。この撮影は、前眼部Eaを撮影対象とする動画撮影である。各前眼部カメラ300Aおよび300Bは所定のフレームレートで動画撮影を行う。ここで、前眼部カメラ300Aおよび300Bによる撮影タイミングが制御部210によって同期されていてもよい。各前眼部カメラ300Aおよび300Bは、取得されたフレームをリアルタイムで順次に制御部210に送る。制御部210は、双方の前眼部カメラ300Aおよび300Bにより得られたフレームを、撮影タイミングに応じて対応付ける。つまり、制御部210は、双方の前眼部カメラ300Aおよび300Bにより実質的に同時に取得されたフレーム同士を対応付ける。この対応付けは、たとえば、上記の同期制御に基づいて、または、前眼部カメラ300Aおよび300Bからのフレームの入力タイミングに基づいて実行される。制御部210は、対応付けられた一対のフレームを解析部231に送る。

[0116] (S5:瞳孔中心の特定)

画像補正部2311は、制御部210から送られた各フレームの歪みを、記憶部212に記憶されている収差情報に基づいて補正する。この補正処理は前述の要領で実行される。歪みが補正された一対のフレームは、特徴点特定部2312に送られる。

[0117] 特徴点特定部2312は、画像補正部2311から送られた一対のフレームを解析することで、前眼部Eaの瞳孔中心に相当する当該フレーム中の特徴位置を特定する。

[0118] なお、瞳孔中心に相当する特徴位置の特定に失敗する場合も考えられる。その場合、前眼部カメラ300を支持部440から離れる方向および／または支持部440の外側方向に移動させて、前眼部Eaの撮影を再度行うことができる。また、前眼部Eaに相当する画像がフレームの端部に位置している場合についても、前眼部Eaがフレームの中央領域に配置されるように前眼部カメラ300を移動させることが可能である。

[0119] (S 6 : 瞳孔中心の3次元位置の算出)

3次元位置算出部2313は、前眼部カメラ300Aおよび300Bの位置と、ステップ5で特定された瞳孔中心の画像位置（特徴位置）とに基づいて、被検眼Eの瞳孔中心の3次元位置を算出する。この処理は前述の要領で実行される。算出された3次元位置の x y z 座標系における座標を (x, y, z) とする。

[0120] (S 7 : 瞳孔中心の3次元位置の補正)

位置補正部232は、ステップ6で算出された瞳孔中心の3次元位置を、補正情報212aに基づいて補正する。この処理は前述の要領で実行される。図5に示す例においては、この補正処理により、ステップ6で算出された瞳孔中心の座標 (x, y, z) が $(x, y, z + \Delta t)$ に変更される。

[0121] (S 8 : 検査用光学系の移動)

制御部210は、ステップ7で補正された瞳孔中心の3次元位置に基づいて光学系駆動部2Aを制御することで、検査用光学系を移動する。この処理により、検査用光学系の光軸が被検眼Eの軸に一致され、被検眼Eに対する検査用光学系の距離が所定の作動距離に一致される。

[0122] たとえば図5に示す例においては、検査用光学系は次のような位置に移動される： x y 方向については、検査用光学系の光軸Oの x y 座標が (x, y) となるように、検査用光学系が移動される； z 方向については、対物レンズ22の面頂の z 座標が、瞳孔中心の実際の位置 Q_0 から $WD = WD_0 + t_1$ だけ $-z$ 方向に位置するように、検査用光学系が移動される。ここで、 WD_0 は、対物レンズ22の面頂から角膜前面Ea1までの距離を示す一般的な作動距離であり、あらかじめ決められた値である。

[0123] なお、ステップS7の補正処理を実行しない場合には、図5に示す瞳孔中心の見かけの位置Qに合わせるように検査用光学系の z 方向の位置合わせがなされてしまう。一方、当該補正処理を実行することで、瞳孔中心の実空間における位置（つまり真の位置） Q_0 に対して検査用光学系の z 方向の位置合わせを実現することが可能となる。

[0124] 以上で、この動作例によるアライメントの説明は終了である。

[0125] [作用・効果]

眼科装置1の作用および効果について説明する。

[0126] 眼科装置1は、検査用光学系と、光学系駆動部2A（駆動部）と、前眼部カメラ300（2以上の撮影部）と、解析部231と、記憶部212と、位置補正部232（補正部）と、制御部210（特に主制御部211）とを有する。検査用光学系は、被検眼Eを検査するための光学系である。光学系駆動部2Aは、検査用光学系を移動する。前眼部カメラ300は、被検眼Eの前眼部Eaを異なる方向から実質的に同時に撮影する。解析部231は、前眼部カメラ300により実質的に同時に得られた撮影画像を解析して被検眼Eの3次元位置を取得する。記憶部212には、補正情報212aがあらかじめ記憶される。補正情報212aは、眼球の光学特性に基づき取得され、検査用光学系の光軸方向における被検眼Eの位置を補正するために用いられる。位置補正部232は、解析部231により取得された被検眼Eの3次元位置を、補正情報212aに基づいて補正する。制御部210は、補正された3次元位置に基づき光学系駆動部2Aを制御して検査用光学系を移動させる。

[0127] このような構成を有する眼科装置1によれば、xy方向の位置合わせとz方向の位置合わせとを個別に行なう従来の手法と異なり、前眼部Eaの2以上の撮影画像に基づいて被検眼Eの3次元位置（xyz座標）を取得することができる。よって、xy方向の位置合わせとz方向の位置合わせとの誤差による検査確度の低下や再現性の低下といった、従来の問題が解消される。

[0128] さらに、眼科装置1によれば、このようにして取得された被検眼Eの3次元位置を、眼球の光学特性に基づいて補正することができる。それにより、従来のような専用のセンサを追加的に設けることなく、z方向の位置合わせを高精度かつ高確度で行うことが可能である。したがって、眼科装置1によれば、被検眼Eと光学系との間の位置合わせを好適に行うことが可能である。

[0129] 解析部 231 は、たとえば、特徴点特定部 2312 と、3次元位置算出部 2313 とを含んでいる。特徴点特定部 2312 は、前眼部カメラ 300 により取得された撮影画像を解析して、瞳孔または虹彩の特徴点に相当する画像位置を特定する。3次元位置算出部 2313 は、前眼部カメラ 300 の位置と、特徴点特定部 2312 により特定された画像位置とに基づいて、特徴点の3次元位置を算出する。この特徴点の3次元位置が被検眼 E の3次元位置として用いられる。

[0130] 補正情報 212a は、前眼部 E a の屈折力による特徴点の画像位置の光軸方向（z 方向）における変位 Δt を含んでいてもよい。その場合、位置補正部 232 は、3次元位置算出部 2313 により算出された特徴点の3次元位置を、変位 Δt に相当する距離だけ変更する。制御部 210 は、このような補正がなされた3次元位置に基づいて検査用光学系を移動させる。

[0131] また、補正情報 212a は、被検眼 E の前眼部 E a の光学特性の測定値を示す光学特性情報を含んでいてもよい。その場合、位置補正部 232 は、この光学特性情報に基づいて、被検眼 E の前眼部 E a の屈折力による画像位置の変位 Δt を算出する。さらに、位置補正部 232 は、3次元位置算出部 2313 により算出された特徴点の3次元位置を、この変位 Δt に基づき変更する。制御部 210 は、このような補正がなされた3次元位置に基づいて検査用光学系を移動させる。この例によれば、個々の被検眼 E に応じて高確度で位置合わせを行なうことが可能である。なお、この例において、補正情報 212a には、変位 Δt の算出に必要な前眼部の光学特性の標準値も記憶される。

[0132] なお、前眼部 E a の屈折力とは、角膜前面から虹彩（瞳孔）までの組織による屈折力、つまり角膜の屈折力および前房（房水）の屈折力を示す。

[0133] 特徴点が瞳孔中心である場合、変位 Δt は、実質的に以下の式により算出される値 Δt であってよい。

$$(n_1 / t_1) = (n_3 / f_3) - [n_3 / (t_2 + t_3)] \cdots \cdots (1)$$

$$\Delta t = t_2 + t_3 - t_1 \cdots \cdots (2)$$

ここで、 n_1 は空気の屈折率を示し、 n_3 は房水の屈折率を示し、 f_3 は角膜の焦点距離を示し、 t_2 は角膜の厚みを示し、 t_3 は角膜後面と瞳孔中心との間の距離を示す。

なお、「実質的に」とは、これら数式を実際に用いる場合だけでなく、これら数式の代替として使用可能な処理（たとえば実光線追跡）を用いる場合をも含むことを意味する。

[0134] 上記の式に用いられるパラメータのうち、少なくとも空気の屈折率 n_1 、房水の屈折率 n_3 および角膜の焦点距離 f_3 については、模型眼に示す値を用いることが可能である。なお、これらの値の測定を事前に行なう場合には、その測定値を光学特性情報（補正情報 2 1 2 a）として記憶することが可能である。

[0135] たとえば被検眼Eの測定値（光学特性情報）を適用しない場合、空気の屈折率 n_1 、房水の屈折率 n_3 、角膜の焦点距離 f_3 、角膜の厚み t_2 および距離 t_3 として、グルストランド模型眼に示す値を用いることが可能である。

[0136] 被検眼Eの測定値（光学特性情報）を適用する場合、被検眼Eの角膜の厚み t_2 および／または距離 t_3 の測定値を用いることが可能である。

[0137] 角膜の焦点距離 f_3 を算出する場合、空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 、房水の屈折率 n_3 、角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 に基づいて角膜の焦点距離 f_3 を算出することができる。そのアルゴリズムは、前述した角膜前面E a 1の屈折力 D_1 の式、角膜後面E a 2の屈折力 D_2 の式、および角膜E aの屈折力 D_3 の式に基づく。

[0138] 角膜の焦点距離 f_3 の算出において、少なくとも空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 および房水の屈折率 n_3 として、模型眼に示す値を用いることができる。

[0139] また、角膜の焦点距離 f_3 の算出において、空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 、房水の屈折率 n_3 、角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 として、グルストランド模型眼に示す値を用いることができる。

[0140] また、角膜の焦点距離 f_3 の算出において、角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 のうちの少なくとも1つとして、被検眼 E についてあらかじめ測定された値を用いることができる。

[0141] 〈変形例〉

以上に説明した構成は、この発明を好適に実施するための一例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を適宜に施すことが可能である。

[0142] 対物レンズ 22 のレンズ中心よりも下方（ $-y$ 方向）に前眼部カメラ 300（撮影部）を配置することができる。それにより、前眼部カメラ 300（撮影部）により取得される撮影画像に被検者の瞼や睫毛が映り込む可能性を低減できる。また、眼の窪み（眼窩）が深い被検者であっても、好適に前眼部撮影を行うことができる。

[0143] 上記実施形態において、前眼部カメラ 300A および 300B により実質的に同時に取得された2つの撮影画像を画像処理部 230 によって合成し、この合成画像を表示させることが可能である。それにより、前眼部 E a の立体的な形態を観察することが可能である。また、この合成画像を用いて上記実施形態の解析処理を実行することもできる。

[0144] 上記実施形態において、制御部 210 は、前眼部カメラ 300A および 300B により実質的に同時に得られた2つの撮影画像の少なくとも1つを表示させることが可能である。それにより、前眼部 E a の形態を異なる視点（撮影位置）から観察することができる。

[0145] 上記の実施形態においては、光路長変更部 41 の位置を変更することにより、信号光 L S の光路と参照光 L R の光路との光路長差を変更しているが、この光路長差を変更する手法はこれに限定されるものではない。たとえば、参照光の光路に反射ミラー（参照ミラー）を配置し、この参照ミラーを参照光の進行方向に移動させて参照光の光路長を変更することによって、当該光路長差を変更することが可能である。また、被検眼 E に対して眼底カメラユニット 2 や OCT ユニット 100 を移動させて信号光 L S の光路長を変更す

ることにより当該光路長差を変更するようにしてもよい。また、特に被測定物体が生体部位でない場合などには、被測定物体を深度方向（z方向）に移動させることにより光路長差を変更することも可能である。

[0146] 上記実施形態では、角膜の物側および像側の主面位置が角膜前面と一致すると仮定して補正情報を求めているが、主面位置（主点位置）を考慮することで補正情報の確度の向上を図ることができる。なお、主点は、主面と光軸との交点である。

[0147] 主点位置を考慮した補正情報の取得方法の例を図8に示す。物側主点P1は角膜後面E a2から-z方向にV₁だけ変位し、像側主点P2は角膜前面E a1から-z方向にV₂だけ変位しているとする。その他の符号は図5と同様である。

[0148] 角膜後面E a2に対する物側主点P1の変位V₁は、次式により得られる。

$$V_1 = - (f_3 / f_1) t_2$$

ここで、f₁は角膜前面E a1の焦点距離を示し、f₃は角膜E aの焦点距離を示し、t₂は角膜E aの厚みを示す。

[0149] 一方、角膜前面E a1に対する像側主点P2の変位V₂は、次のようにして得られる。角膜後面E a2の屈折力をD₄とし、角膜前面E a1の屈折力をD₅とし、角膜E aの屈折力をD₆とすると、これら屈折力の間には次の関係がある。

$$D_4 = n_2 / f_4 = (n_2 - n_3) / r_2$$

$$D_5 = n_1 / f_5 = (n_1 - n_2) / r_1$$

$$D_6 = n_1 / f_6 = D_4 + D_5 - (t_2 / n_2) D_4 D_5$$

ここで、n₁は空気の屈折率を示し、n₂は角膜の屈折率を示し、符号n₃は前房（房水）の屈折率を示す。また、r₁は角膜前面E a1の曲率半径を示し、r₂は角膜後面E a2の曲率半径を示す。また、f₄は角膜後面E a2の焦点距離を示し、f₅は角膜前面E a1の焦点距離を示し、f₆は角膜E aの焦点距離を示す。

[0150] そして、角膜前面E a1に対する像側主点P2の変位V₂は、次式により得

られる。

$$V_2 = - (f_6 / f_4) t_2$$

ここで、 f_4 は角膜後面E a 2の焦点距離を示し、 f_6 は角膜E aの焦点距離を示し、 t_2 は角膜E aの厚みを示す。

[0151] 以上より、角膜前面E a 1と瞳孔中心の見かけの位置Qとの間の距離 t_1 は、次の関係式により得られる。

$$n_1 / (t_1 + V_2) = (n_3 / f_3) - [n_3 / (t_3 - V_1)]$$

すなわち、距離 t_1 は次式により得られる。

$$t_1 = (n_1 / n_3) [f_3 (t_3 - V_1) / (t_3 - V_1 - f_3)] - V_2$$

[0152] この式から距離 t_1 を算出するには、パラメータ n_1 、 n_3 、 f_3 、 t_3 、 V_1 の値が必要である。これらパラメータの値としては、上記実施形態と同様に、模型眼の値や被検眼の測定値を用いることが可能である。なお、グルストランド模型眼では、 $n_1 = 1$ 、 $n_3 = 1.336$ 、 $f_3 = 31.03 \text{ mm}$ 、 $t_3 = 3.1 \text{ mm}$ 、 $V_1 = -0.55 \text{ mm}$ が適用される。また、距離 t_1 から補正情報を求める処理は、上記実施形態と同様にして実行することができる。

[0153] 上記の実施形態を実現するためのコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク（CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/ZIP等）などを用いることが可能である。

[0154] また、インターネットやLAN等のネットワークを通じてこのプログラムを送受信することも可能である。

符号の説明

- [0155] 1 眼科装置
 2 眼底カメラユニット
 2A 光学系駆動部
 10 照明光学系

- 30 撮影光学系
 - 31 合焦レンズ
 - 41 光路長変更部
 - 42 ガルバノスキャナ
 - 50 アライメント光学系
 - 60 フォーカス光学系
- 100 OCTユニット
 - 101 光源ユニット
 - 105 光減衰器
 - 106 偏波調整器
 - 115 CCDイメージセンサ
- 200 演算制御ユニット
 - 210 制御部
 - 211 主制御部
 - 212 記憶部
 - 212a 補正情報
 - 213 光学系位置取得部
 - 220 画像形成部
 - 230 画像処理部
 - 231 解析部
 - 2311 画像補正部
 - 2312 特徴点特定部
 - 2313 3次元位置算出部
 - 232 位置補正部
 - 240A 表示部
 - 240B 操作部
- 300、300A、300B 前眼部カメラ
- 410 ベース

4 2 0 筐体

4 3 0 レンズ収容部

4 4 0 支持部

E 被検眼

E a 前眼部

E f 眼底

L S 信号光

L R 参照光

L C 干渉光

請求の範囲

[請求項1]

被検眼を検査するための検査用光学系と、
前記検査用光学系を移動する駆動部と、
被検眼の前眼部を異なる方向から実質的に同時に撮影する2以上の撮影部と、
前記2以上の撮影部により実質的に同時に得られた2以上の撮影画像を解析して被検眼の3次元位置を取得する解析部と、
眼球の光学特性に基づきあらかじめ取得された、前記検査用光学系の光軸方向における被検眼の位置の補正情報が記憶された記憶部と、
前記解析部により取得された3次元位置を前記補正情報に基づいて補正する位置補正部と、
補正された3次元位置に基づき前記駆動部を制御して前記検査用光学系を移動させる制御部と
を有する眼科装置。

[請求項2]

前記解析部は、
前記2以上の撮影画像を解析して、瞳孔または虹彩の特徴点に相当する画像位置を特定する特徴点特定部と、
前記2以上の撮影部の位置と前記2以上の撮影画像中の前記画像位置とに基づいて、前記被検眼の3次元位置としての前記特徴点の3次元位置を算出する3次元位置算出部と
を含む
ことを特徴とする請求項1に記載の眼科装置。

[請求項3]

前記補正情報は、前眼部の屈折力による前記画像位置の変位を含み、
前記位置補正部は、前記特徴点の3次元位置を前記変位に基づき変更する
ことを特徴とする請求項2に記載の眼科装置。

[請求項4]

前記補正情報は、被検眼の前眼部の光学特性の測定値を示す光学特

性情報を含み、

前記位置補正部は、前記光学特性情報に基づいて、被検眼の前眼部の屈折力による前記画像位置の変位を算出し、前記特徴点の3次元位置を前記変位に基づき変更する

ことを特徴とする請求項2に記載の眼科装置。

[請求項5]

前記特徴点は瞳孔中心であり、

前記変位は、実質的に以下の式により算出される値 Δt であることを特徴とする請求項3または請求項4に記載の眼科装置。

$$(n_1 / t_1) = (n_3 / f_3) - [n_3 / (t_2 + t_3)]$$

$$\Delta t = t_2 + t_3 - t_1$$

ここで、 n_1 は空気の屈折率を示し、 n_3 は房水の屈折率を示し、 f_3 は角膜の焦点距離を示し、 t_2 は角膜の厚みを示し、 t_3 は角膜後面と瞳孔中心との間の距離を示す。

[請求項6]

少なくとも空気の屈折率 n_1 、房水の屈折率 n_3 および角膜の焦点距離 f_3 として、模型眼に示す値が用いられる

ことを特徴とする請求項5に記載の眼科装置。

[請求項7]

空気の屈折率 n_1 、房水の屈折率 n_3 、角膜の焦点距離 f_3 、角膜の厚み t_2 および距離 t_3 として、グルストランド模型眼に示す値が用いられる

ことを特徴とする請求項6に記載の眼科装置。

[請求項8]

角膜の厚み t_2 および／または距離 t_3 として、被検眼についてあらかじめ測定された値が用いられる

ことを特徴とする請求項5または請求項6に記載の眼科装置。

[請求項9]

角膜の焦点距離 f_3 は、空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 、房水の屈折率 n_3 、角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 に基づいて算出される

ことを特徴とする請求項5に記載の眼科装置。

[請求項10]

少なくとも空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 および房水の屈折

率 n_3 として、模型眼に示す値が用いられる

ことを特徴とする請求項 9 に記載の眼科装置。

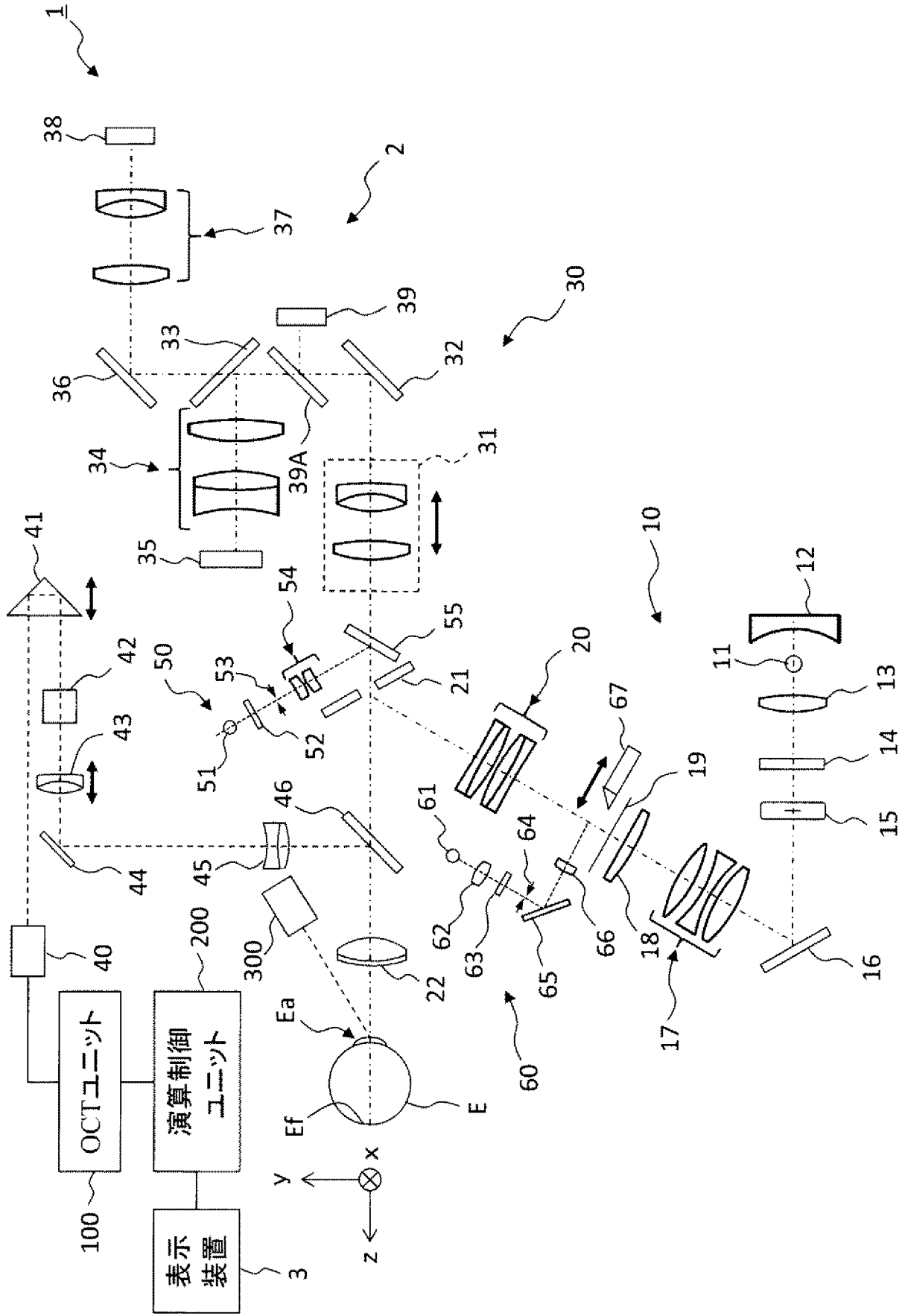
[請求項 11] 空気の屈折率 n_1 、角膜の屈折率 n_2 、房水の屈折率 n_3 、角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 として、グルストランド模型眼に示す値が用いられる

ことを特徴とする請求項 10 に記載の眼科装置。

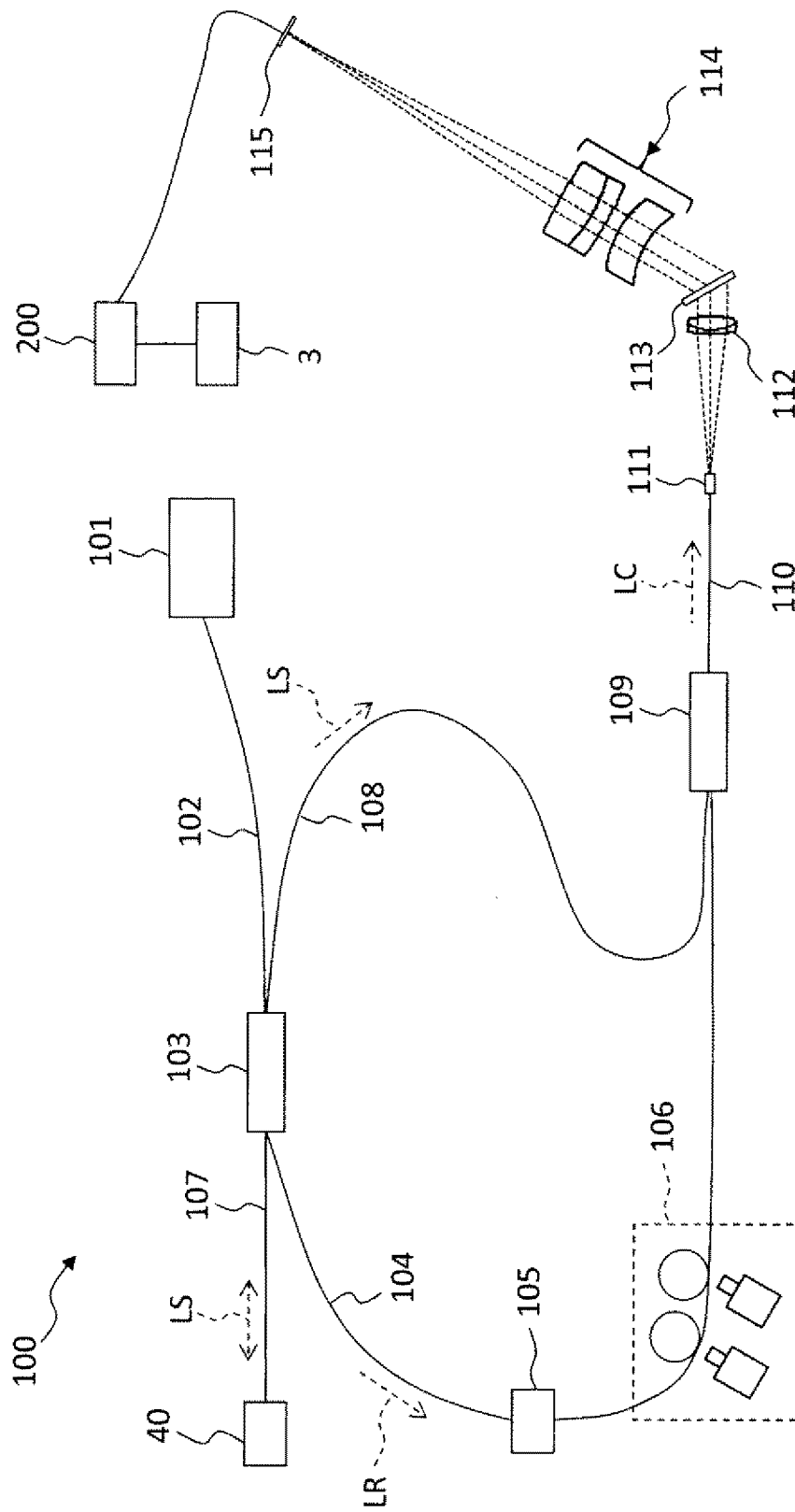
[請求項 12] 角膜の厚み t_2 、角膜前面の曲率半径 r_1 および角膜後面の曲率半径 r_2 のうちの少なくとも 1 つとして、被検眼についてあらかじめ測定された値が用いられる

ことを特徴とする請求項 9 または請求項 10 に記載の眼科装置。

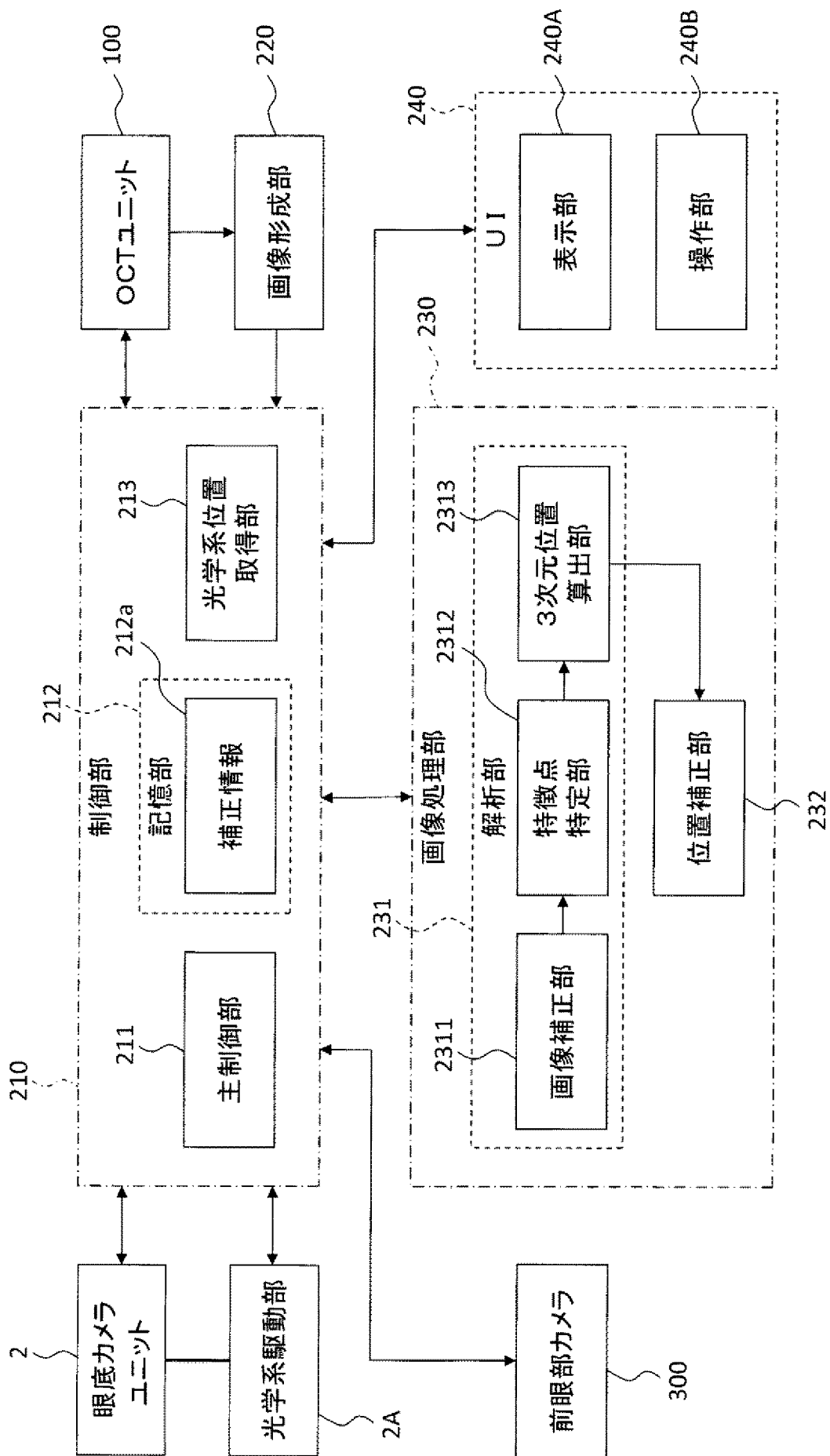
[図1]



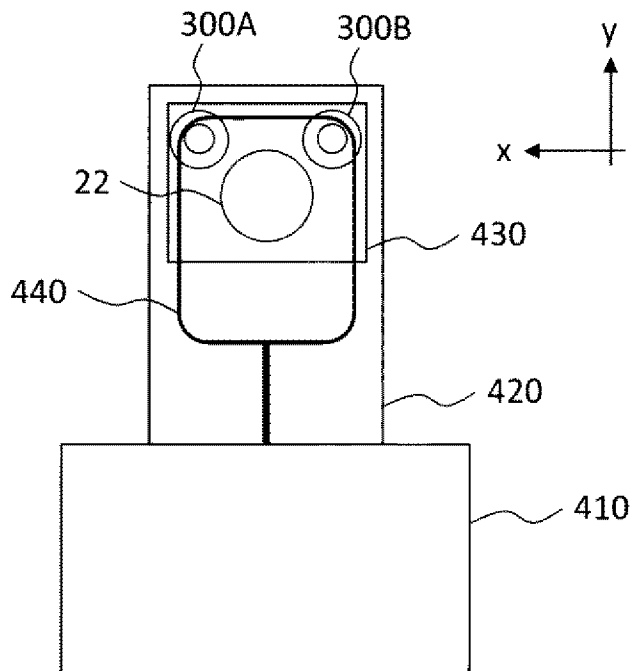
[図2]



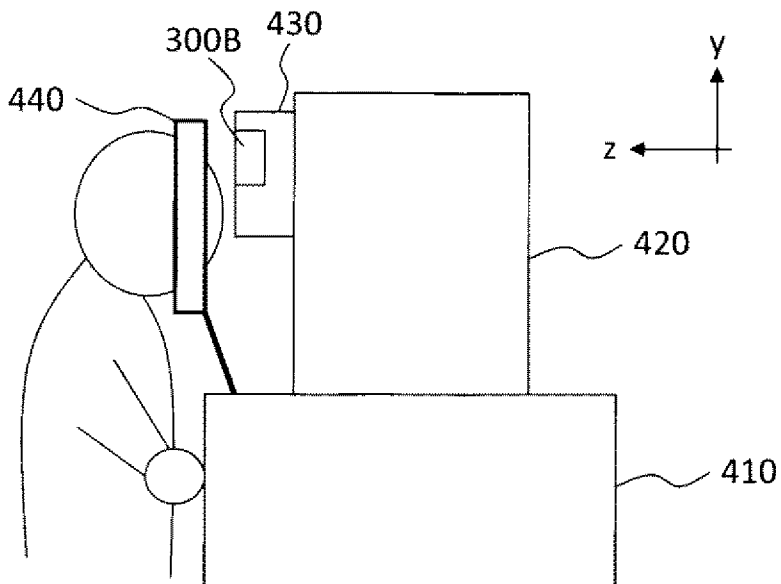
[図3]



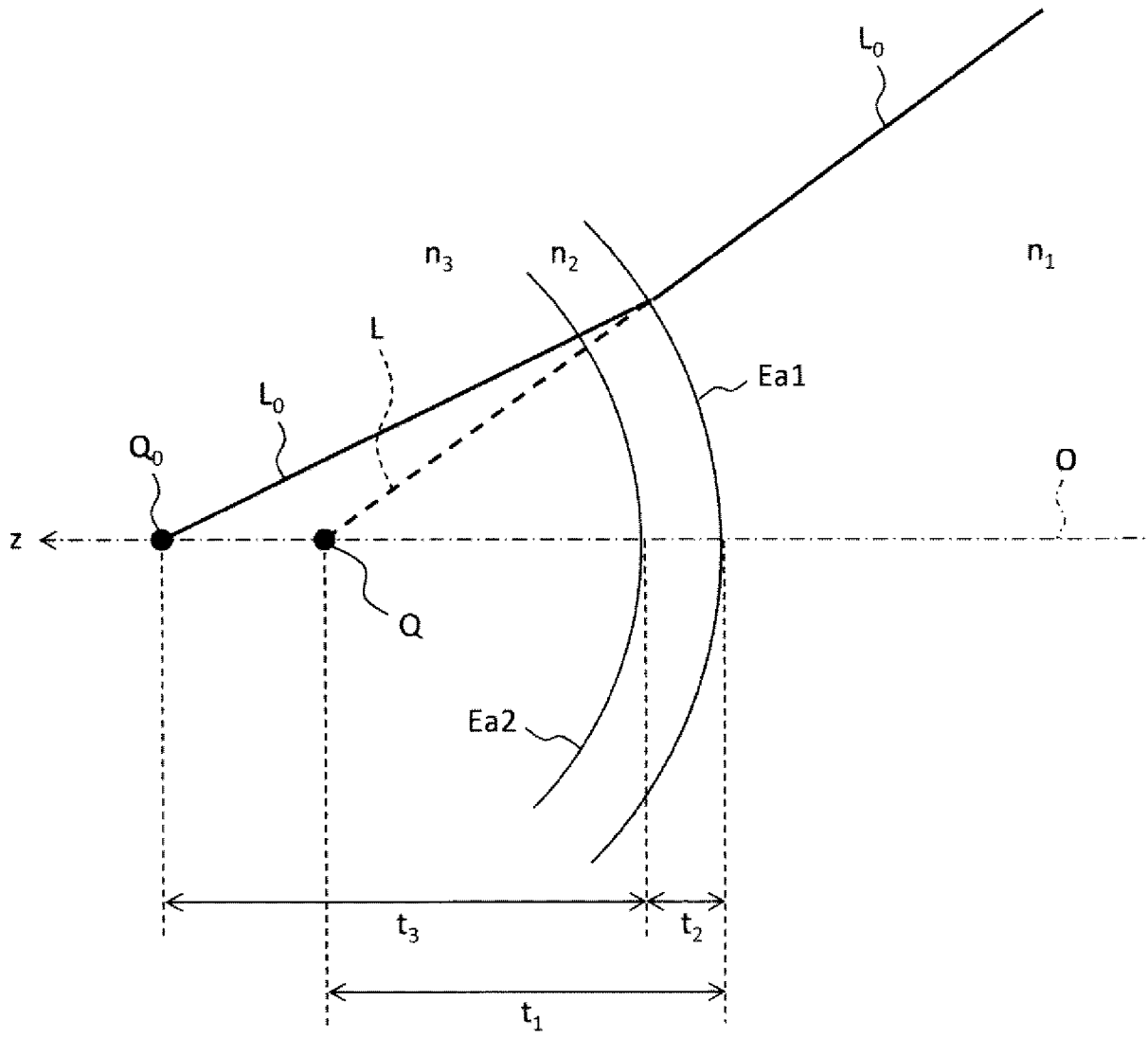
[図4A]



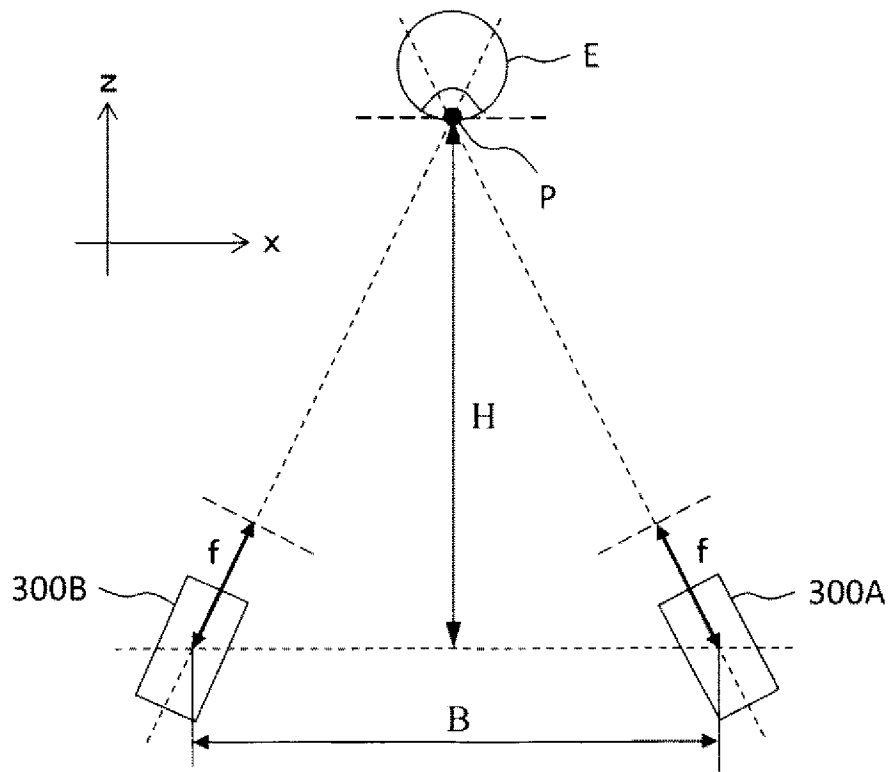
[図4B]



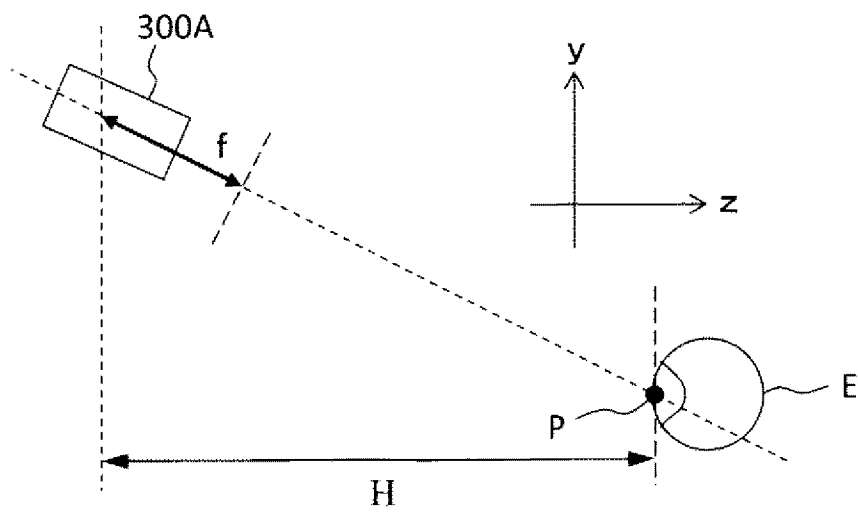
[図5]



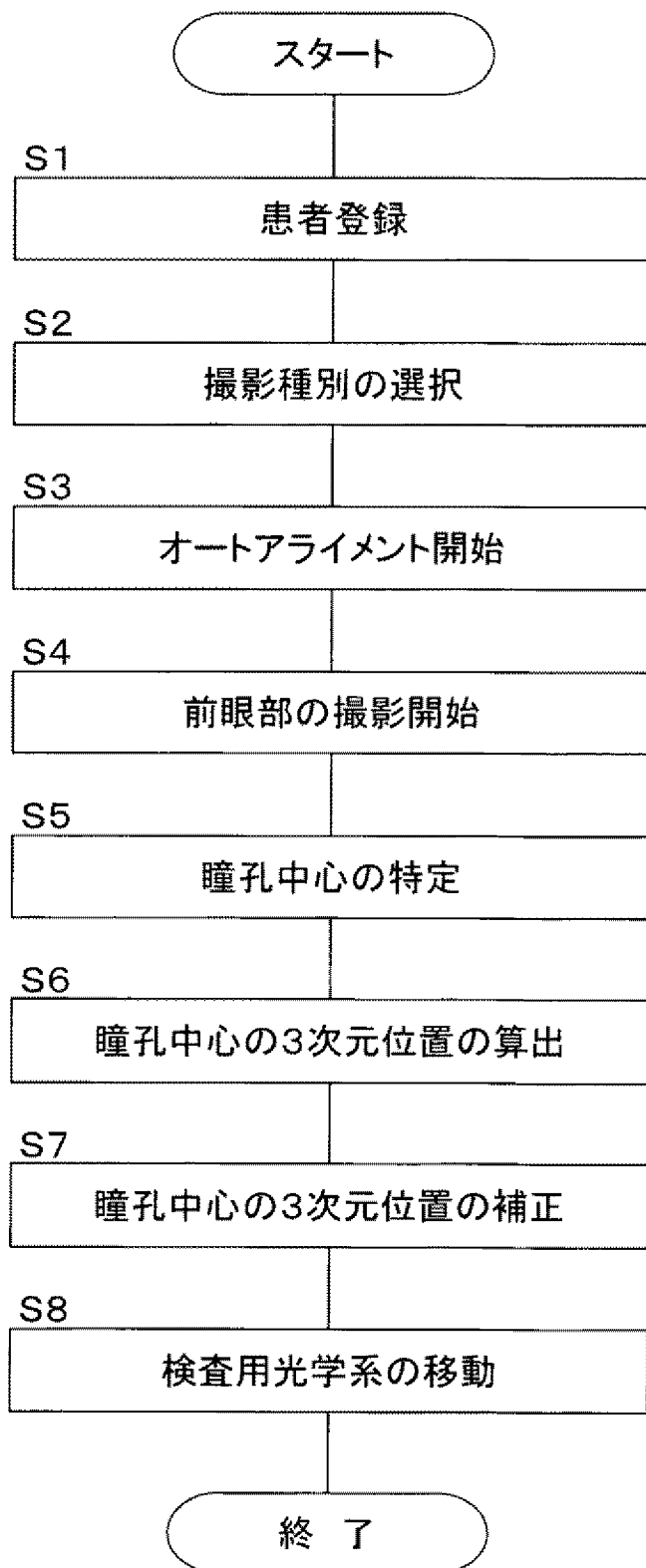
[図6A]



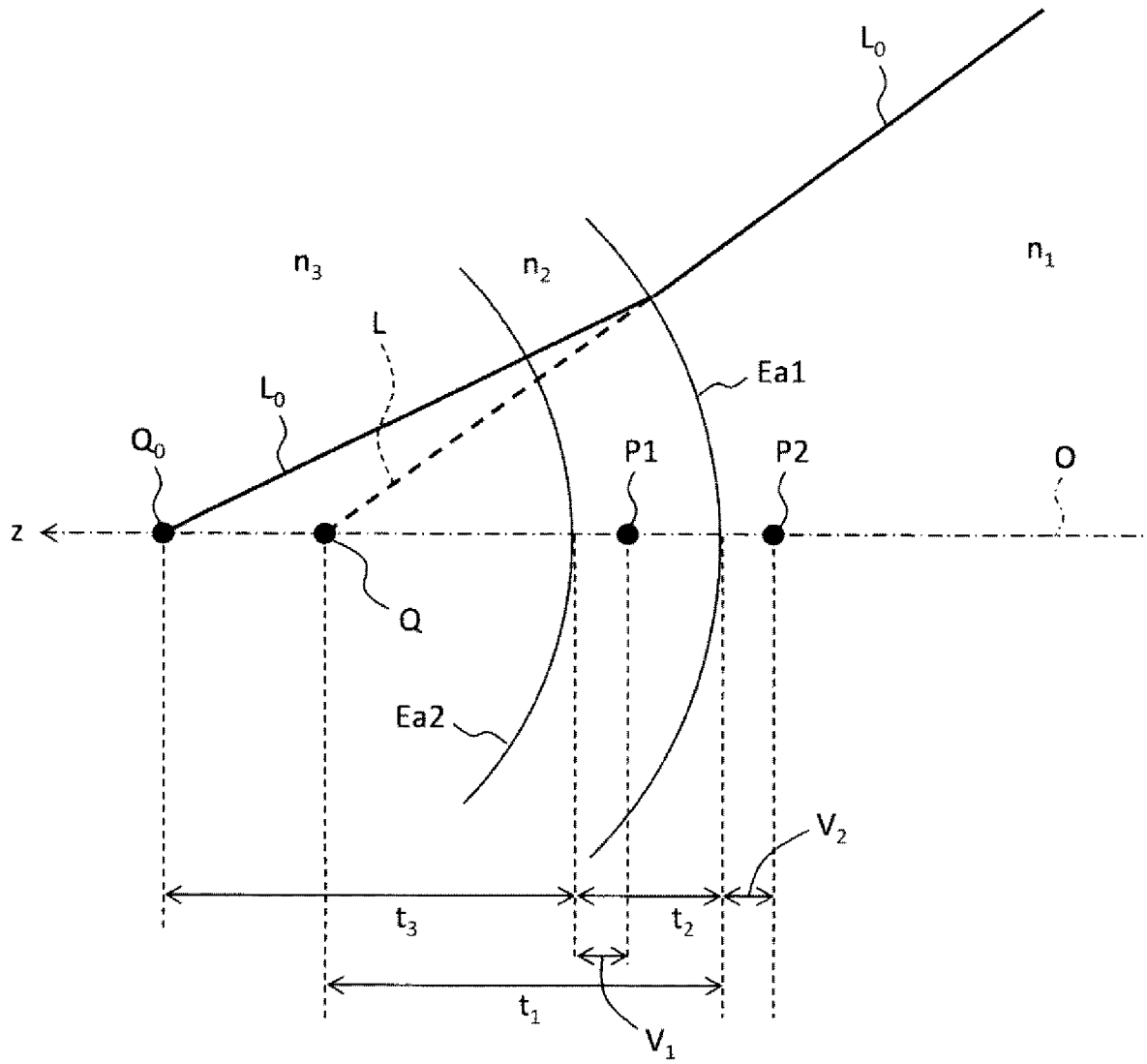
[図6B]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/082645

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B3/14(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B3/14, A61B3/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-12109 A (Nidek Co., Ltd.), 21 January 2010 (21.01.2010), paragraphs [0026] to [0029] (Family: none)	1-12
A	JP 2001-46340 A (RyuSyo Industrial Co., Ltd.), 20 February 2001 (20.02.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 5-56927 A (Nidek Co., Ltd.), 09 March 1993 (09.03.1993), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 25 December, 2013 (25.12.13)	Date of mailing of the international search report 14 January, 2014 (14.01.14)
---	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/082645

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-287782 A (Topcon Corp.), 20 October 2005 (20.10.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 2011-507572 A (Sifi Diagnostic SpA), 10 March 2011 (10.03.2011), entire text; all drawings & US 2010/0165293 A1 & EP 2242418 A & WO 2009/081286 A2	1-12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B3/14(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B3/14, A61B3/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2013年
日本国実用新案登録公報	1996-2013年
日本国登録実用新案公報	1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-12109 A (株式会社ニデック) 2010.01.21, 段落 [0026]-[0029] (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2001-46340 A (隆祥産業株式会社) 2001.02.20, 全文, 全図 (フ ァミリーなし)	1-12
A	JP 5-56927 A (株式会社ニデック) 1993.03.09, 全文, 全図 (ファミ リーなし)	1-12
A	JP 2005-287782 A (株式会社トプコン) 2005.10.20, 全文, 全図 (フ ァミリーなし)	1-12

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

25.12.2013

国際調査報告の発送日

14.01.2014

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

宮川 哲伸

2Q

9208

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-507572 A (サイファイ ダイアグノスティック エセ. ペー.アー.) 2011.03.10, 全文, 全図 & US 2010/0165293 A1 & EP 2242418 A & WO 2009/081286 A2	1-12