

(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
2017年9月21日(21.09.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/159018 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) A61B 3/15 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/001113
- (22) 国際出願日: 2017年1月13日(13.01.2017)
- (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 2016-055560 2016年3月18日(18.03.2016) JP
- (71) 出願人: 株式会社トプコン(TOPCON CORPORATION) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 奥田 陽紀(OKUDA, Yoki); 〒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). 酒井 潤(SAKAI, Jun); 〒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: 松浦 憲三(MATSUURA, Kenzo); 〒1630223 東京都新宿区西新宿二丁目6番1号

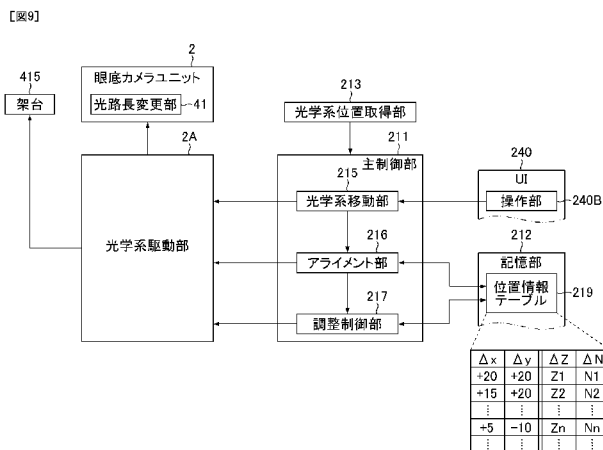
新宿住友ビル23階 私書箱第176号 新都城国際特許事務所 Tokyo (JP).

- (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, DJ, 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, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, ST, 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),

[続葉有]

(54) Title: OPHTHALMIC DEVICE

(54) 発明の名称: 眼科装置



2... FUNDUS CAMERA UNIT
2A... OPTICAL SYSTEM DRIVE UNIT
41... OPTICAL PATH LENGTH CHANGE UNIT
211... MAIN CONTROL UNIT
212... STORAGE UNIT
213... OPTICAL SYSTEM POSITION ACQUISITION UNIT
215... OPTICAL SYSTEM MOVEMENT UNIT
216... ALIGNMENT UNIT
217... ADJUSTMENT CONTROL UNIT
219... POSITION INFORMATION TABLE
240B... OPERATION UNIT
415... STAND

(57) Abstract: Provided is an ophthalmic device which, when imaging is performed while an optical axis of an inspection optical system is deviated from a reference position of an eye of a subject, is capable of minimizing the generation of a flare at a lower cost and shorter time than in the prior art. An ophthalmic device according to an embodiment of the present invention is provided with: an imaging unit for imaging a site to be observed of an eye of the subject through an inspection optical system; a first alignment unit for aligning the inspection optical system with respect to the eye of the subject in the optical axis direction and the direction perpendicular to the optical axis direction; an optical system movement unit for moving the inspection optical system from a first position aligned by the first alignment unit to a second position which is deviated therefrom at least in the perpendicular direction; and a second alignment unit which determines, for the inspection optical system located at the second position, an alignment position in the optical axis direction with respect to the eye of the subject on the basis of the positional difference between the first position and the second position, and moves the inspection optical system to the alignment position along the optical axis direction.

(57) 要約:

[続葉有]



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

検査用光学系の光軸と被検眼の基準位置とをずらした状態で撮影を行う場合に、従来よりも低コスト且つ短時間でフレアの発生を抑制可能な眼科装置を提供する。本発明の態様に係る眼科装置は、検査用光学系を通して被検眼の被観察部位を撮影する撮影部と、被検眼に対する検査用光学系の光軸方向のアライメント及び光軸方向に垂直方向のアライメントを行う第1アライメント部と、検査用光学系を、第1アライメント部によりアライメントされた第1位置から少なくとも垂直方向にずれた第2位置まで移動する光学系移動部と、第1位置と第2位置との位置差分に基づき、第2位置での被検眼に対する検査用光学系の光軸方向のアライメント位置を決定し、検査用光学系を光軸方向に沿ってアライメント位置まで移動させる第2アライメント部と、を備える。

明 細 書

発明の名称：眼科装置

技術分野

[0001] 本発明は、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] 被検眼を光学的に検査する眼科装置として、例えば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などがよく知られている。

[0003] このような眼科装置で検査を行う場合には、検査の精度及び確度の観点から、検査用光学系（装置光学系）と被検眼との位置合わせが極めて重要となる。この位置合わせはアライメントと呼ばれる。アライメントには、被検眼の基準位置（例えば角膜中心）に対して検査用光学系の光軸を一致させる動作（xyアライメント）と、被検眼と検査用光学系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。

[0004] 例えば特許文献1には、2以上の撮影部により被検眼の前眼部を異なる方向から撮影し、この撮影により得られた2以上の撮影画像を解析して被検眼の3次元位置を求めた結果に基づき、被検眼に対する検査用光学系のアライメントを調整する眼科装置が記載されている。

[0005] また、OCTを用いて断層像を得る眼科装置は、被検眼の眼底の血管を流れる血液の血流情報の測定にも用いられる。この血流情報測定では、ドップラシフトOCTの手法を用いて眼底血流の速度を算出するため、被検眼に対する信号光の入射方向と、眼底の血管が延びる方向とのなす角度が90°である場合、血流速度を算出することができない（特許文献2参照）。このため、血流情報測定を行う場合には、検査用光学系の光軸と被検眼の基準位置とをずらした状態で眼底の断層像を撮影する必要がある。

[0006] このように検査用光学系の光軸と被検眼の基準位置とをずらした状態で撮影を行うと、フレア（ノイズ光）が発生し易くなることが知られている（特

許文献 3 参照)。このため、特許文献 3 に記載の眼科装置では、被検眼の前眼部を撮影した撮影画像に基づき、被検眼に対する検査用光学系の x y 方向（上下左右方向）のアライメントずれ量を検出し、この検出結果に基づき検査用光学系の z 方向（前後方向）のアライメント位置を算出して z 方向のアライメントを行う。これにより、フレアの発生が抑えられる。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献 1：特開 2013-248376 号公報

特許文献 2：特開 2013-208158 号公報

特許文献 3：特開 2012-196324 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] ところで、特許文献 3 に記載の眼科装置で OCT を用いた血流情報の計測を行う場合、被検眼の撮影画像から被検眼に対する検査用光学系の x y 方向のアライメントずれ量を検出して、このアライメントずれ量の検出結果に基づき検査用光学系の z 方向のアライメント位置を算出する必要がある。このため、特許文献 3 に記載の眼科装置では、フレアの発生を抑制可能な z 方向のアライメント位置の決定に時間を要する。なお、この決定に要する時間は高性能の演算処理装置を利用すれば短縮可能であるが、この場合には眼科装置の製造コストが増加するという問題が生じる。

[0009] 本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、検査用光学系の光軸と被検眼の基準位置とをずらした状態で撮影を行う場合に、従来よりも低コスト且つ短時間でフレアの発生を抑制可能な眼科装置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

[0010] 本発明の目的を達成するための眼科装置は、検査用光学系を通して被検眼の被観察部位を撮影する撮影部と、被検眼に対する検査用光学系の光軸方向

のアライメント及び光軸方向に垂直方向のアライメントを行う第1アライメント部と、検査用光学系を、第1アライメント部によりアライメントされた第1位置から少なくとも垂直方向にずれた第2位置まで移動する光学系移動部と、第1位置と第2位置との位置差分に基づき、第2位置での被検眼に対する検査用光学系の光軸方向のアライメント位置を決定し、検査用光学系を光軸方向に沿ってアライメント位置まで移動させる第2アライメント部と、を備える。

[0011] この眼科装置によれば、第1位置と第2位置との位置差分に基づき、第2位置での被検眼に対する検査用光学系の光軸方向のアライメント位置を決定することができるので、従来よりも簡単且つ高速にアライメント位置を決定することができる。

[0012] 本発明の他の態様に係る眼科装置において、検査用光学系は、光源から射出された光を信号光と参照光に分割し、信号光を被観察部位に照射して、被観察部位にて反射された信号光と、参照光との干渉光を撮影部へ導く干渉光学系を含み、干渉光学系に設けられ、信号光及び参照光の少なくとも一方の光路長を変更する光路長変更部と、第2アライメント部によるアライメントにより検査用光学系が光軸方向に移動する距離及び方向に応じて、光路長変更部を制御して光路長を調整する調整制御部と、を備える。これにより、第2アライメント部によるアライメントを行った場合でも、このアライメントの前後での信号光と参照光との光路長差を一定に維持することができる。

[0013] 本発明の他の態様に係る眼科装置において、基台と基台に対して少なくとも垂直方向に移動自在に支持されている架台と、を備え、検査用光学系及び撮影部は架台の上に配置されており、光学系移動部は、架台を移動させることにより、検査用光学系を第1位置から第2位置へ移動させる。架台を移動するだけで検査用光学系を第1位置から第2位置に移動させることができ、さらに架台の移動方向及び移動量に基づき、アライメント位置を決定することができる。

[0014] 本発明の他の態様に係る眼科装置において、位置差分とアライメント位置

との対応関係を記憶した記憶部を備え、第2アライメント部は、位置差分に基づき記憶部に記憶された対応関係を参照してアライメント位置を決定する。これにより、従来よりも簡単且つ高速にアライメント位置を決定することができる。

[0015] 本発明の他の態様に係る眼科装置において、被検眼の3次元位置を取得する被検眼位置取得部と、被検眼位置取得部が取得した3次元位置に基づき、被検眼に対する検査用光学系の光軸方向及び垂直方向の位置ずれ情報を取得する位置ずれ情報取得部と、を備え、第1アライメント部は、位置ずれ情報取得部が取得した位置ずれ情報に基づき、自動制御又は手動制御により検査用光学系のアライメントを行う。これにより、被検眼の基準位置に対して検査用光学系をアライメントすることができる。

発明の効果

[0016] 本発明の眼科装置は、検査用光学系の光軸と被検眼の基準位置とをずらした状態で撮影を行う場合に、従来よりも低コスト且つ短時間でフレアの発生を抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]眼科装置の構成の一例を示す概略図である。

[図2]OCTユニットの構成の一例を示した概略図である。

[図3]血流情報測定時の第1走査及び第2走査の一例について説明するための説明図である。

[図4]眼科装置の制御系である演算制御ユニットの構成を示すブロック図である。

[図5A]眼科装置の正面図である。

[図5B]眼科装置の側面図である。

[図6]血流情報測定時における被検眼と検査用光学系との位置関係を簡略化して示した概略図である。

[図7]検査用光学系が第1位置にある場合の眼科装置の照明光束エリアと撮影光束エリアとを示した模式図である。

[図8] (A) は検査用光学系が第1位置から第2位置移動にした場合の眼科装置の照明光束エリアと撮影光束エリアとを示した模式図であり、(B) は (A) 中の符号 G 1 で示す領域の拡大図であり、(C) は (A) 中の符号 G 2 で示す領域の拡大図である。

[図9] 第1アライメント後の主制御部の機能を示す機能ブロック図である。

[図10] (A) は第2アライメント完了後の眼科装置の照明光束エリアと撮影光束エリアとを示した模式図であり、(B) は (A) 中の符号 G 1 で示す領域の拡大図であり、(C) は (A) 中の符号 G 2 で示す領域の拡大図である。

[図11] 眼科装置による眼底の血流情報の測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図12] 比較例での眼底の血流情報測定処理の流れを示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0018] 本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。本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として、本実施形態では光干渉断層計を例に挙げて説明を行う。

[0019] 本明細書において、OCTによって取得される画像（断層像）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、本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。

[0020] 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、他のタイプ、例えばスウェプトソースタイプ又は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も本発明を適用可能である。なお、スウェプトソース (Swept Source) OCT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（e n - f a c e）O C T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（f u l l - f i e l d）タイプとも呼ばれる。

[0021] また、以下の実施形態ではO C T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、本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に本発明を適用することも可能である。

[0022] 〔眼科装置の全体構成〕

図1は、眼科装置1の構成の一例を示す概略図である。図1に示すように、眼科装置1は、眼底カメラユニット2、表示装置3、O C Tユニット100、及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。O C Tユニット100には、被検眼Eの眼底E f（本発明の被観察部位に相当）のO C T画像を取得するための干渉光学系100 a（図2参照）が設けられている。眼底カメラユニット2の撮影光学系30と、O C Tユニット100の干渉光学系100 aとにより、本発明の検査用光学系1 aが構成される。演算制御ユニット200は、各種の演算処理及び制御処理等を実行するコンピュータを具備している。

[0023] 〔眼底カメラユニット〕

眼底カメラユニット2には、眼底E f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、観察画像及び撮影画像などが含まれる。観察画像は、例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E a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E aの観察画像を取得することができる。撮影画像は、例えば、可視光をフラ

ッシュ発光して得られるカラー画像、又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、例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又は自発蛍光画像などを取得可能に構成されていてもよい。

[0024] 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 とが設けられている。照明光学系 10 は眼底 E f 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 C C D (Charge Coupled Device) 型又は C M O S (complementary metal oxide semiconductor) 型のイメージセンサ 35, 38 に導く。また、撮影光学系 30 は、O C T ユニット 100 からの信号光を眼底 E f に導くと共に、眼底 E f を経由した信号光を O C T ユニット 100 に導く。

[0025] 照明光学系 10 の観察光源 11 は、例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 を経由して可視カットフィルタ 14 を透過することにより近赤外光となる。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、及びリレーレンズ 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 を透過した後、対物レンズ 22 により屈折されて眼底 E f を照明する。なお、観察光源として L E D (L i g h t E m i t t i n g D i o d e) を用いてもよい。

[0026] 観察照明光の眼底反射光は、対物レンズ 22 により屈折された後、ダイクロイックミラー 46 と孔開きミラー 21 の中心領域に形成された孔部とダイクロイックミラー 55 とを透過し、合焦レンズ 31 を経由して、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 39 A 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 によりイメージセンサ 35 の受光面に結像される。イメージセンサ 35 は、例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、イメージセン

サ 3 5 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 E a に合っている場合、表示装置 3 には前眼部 E a の観察画像が表示される。

[0027] 撮影光源 1 5 は、例えばキセノンランプにより構成される。撮影光源 1 5 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 E f に照射される。また、撮影照明光の眼底反射光は、観察照明光と同様の経路を通過してダイクロイックミラー 3 3 まで導かれ、ダイクロイックミラー 3 3 を透過し、ミラー 3 6 により反射され、集光レンズ 3 7 によりイメージセンサ 3 8 の受光面に結像される。表示装置 3 には、イメージセンサ 3 8 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 とは、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、赤外光の撮影画像が表示される。また、撮影光源として L E D を用いることも可能である。

[0028] L C D (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) 3 9 は、固視標又は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、眼底撮影時及び O C T 計測時などに使用される。

[0029] L C D 3 9 から出力された光は、その一部がハーフミラー 3 9 A 及びミラー 3 2 にて順次反射され、合焦レンズ 3 1、ダイクロイックミラー 5 5、孔開きミラー 2 1 の孔部、及びダイクロイックミラー 4 6 を順次透過した後、対物レンズ 2 2 により屈折されて眼底 E f に投影される。

[0030] L C D 3 9 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 に対する固視標の投影方向、つまり、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、例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、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための位置、及び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。

- [0031] なお、被検眼Eに固視標を投影する手段はこれには限定されない。例えば複数のLEDを配列してなるLED群を設け、これらLEDを選択的に点灯させることにより固視位置を変更することができる。また、移動可能な1つ以上のLEDを設けることにより固視位置を変更することも可能である。
- [0032] また、眼底カメラユニット2には、フォーカス光学系60が設けられている。フォーカス光学系60は、眼底Ef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。
- [0033] 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。
- [0034] フォーカス光の眼底反射光は、観察照明光と同様の経路を通過してイメージセンサ35により検出される。イメージセンサ35による受光像（スプリット指標）は、観察画像と共に表示装置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及びフォーカス光学系60を移動させてピント合わせを自動で行う（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。
- [0035] 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、且つ眼底撮影用の光は透過させる。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。これらは前述の干渉光

学系 100a の一部を構成する。

[0036] 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（後述の信号光 LS、図 2 参照）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、及び干渉状態の調整などに利用される。光路長変更部 41 は、例えばコーナーキューブと、これを移動する機構とを含む。

[0037] 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、図 2 参照）の進行方向を変更する。このガルバノスキャナ 42 は、例えば信号光 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む。これにより、眼底 Ef を信号光 LS で走査することができる。

[0038] 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。本実施形態では、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 5A に示す前眼部カメラ 300A、300B を参照）。また、図 1 及び図 5A に示すように、前眼部カメラ 300A 及び 300B はそれぞれ照明光学系 10 の光路及び撮影光学系 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 及び 300B をまとめて符号 300 で表すことがある。

[0039] 本実施形態では、2 台の前眼部カメラ 300A 及び 300B が設けられているが、前眼部カメラ 300 の個数は 2 以上の任意の個数であってもよい。また、本実施形態では、照明光学系 10 及び撮影光学系 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 つが撮影光学系 30 を含む構成であってもよい。

[0040] 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。これにより、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300によって取得することができる。

[0041] また、2以上の前眼部カメラ300による撮影は動画撮影及び静止画撮影のいずれでもよい。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で、実質的に同時の前眼部撮影が実現される。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。

[0042] 本実施形態では、2台の前眼部カメラ300A及び300Bを用いて被検眼Eに対する検査用光学系1aの位置合わせ（アライメント）を実行する。

[0043] [OCTユニット]

図2は、OCTユニット100の構成の一例を示した概略図である。図2に示すように、OCTユニット100には、眼底EfのOCT画像を取得するための干渉光学系100aが設けられている。

[0044] 干渉光学系100a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、干渉光学系100aは、低コヒーレンス光を参照光LRと信号光（測定光ともいう）LSとに分割した後、眼底Efを経由した信号光LSと、参照光路を経由した参照光LRとを干渉させて干渉光LCを生成し、この干渉光LCのスペクトル成分を検出するための構成を有している。

[0045] なお、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。例えば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共に、干渉光をスペクトル分解する光学部材が設けられない。

[0046] 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、例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、例えば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。

[0047] 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)、LED、及びSOA (Semiconductor Optical Amplifier) 等の光出力デバイスを含んで構成される。

[0048] 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によりファイバカプラ103に導かれて信号光LSと参照光LRに分割される。

[0049] 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、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、例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。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、ファイバカプラ109に到達する。

[0050] 一方、ファイバカプラ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、既述の図1に示したように、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、及びリレーレンズ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Efによる信号光LSの後方散乱光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ103に導かれ、光ファイバ108を経由してファイバカプラ109に到達する。

[0051] ファイバカプラ 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 とを干渉させて干渉光 L C を生成する。この干渉光 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 型又は CMOS 型のイメージセンサ 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、例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。

[0052] イメージセンサ 115 は、本発明の撮影部に相当するものであり、例えばラインセンサが用いられる。例えば CCD 型のイメージセンサ 115 では、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。そして、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。これにより、眼底 E f の OCT 画像が得られる。そして、前述の光路長変更部 41 を移動して、信号光 L S と参照光 L R との光路長差を変更することにより、眼底 E f の様々な深度の OCT 画像が得られる。

[0053] なお、本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、例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、本実施形態では、光路長変更部 41 により信号光 L S の光路長を変更しているが、例えば OCT 計測に寄与する光学系自体を被検眼 E に対して移動させることにより信号光 L S の光路長を変更することができる。さらに、信号光 L S の光路長を変更する代わりに、例えば参照光 L R の参照光路に反射ミラー（参照ミラー）を配置し、この参照ミラーを参照光 L R の進行方向に移動させることで参照光路の光路長を変更してもよい。さらにまた、信号光 L S の光路長の変更と参照光 L R の光路長の変更とを組み合わせてもよい。

[0054] [演算制御ユニット]

図 1 に戻って、演算制御ユニット 200 は、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画像を形成して、眼底E fのOCT画像を表示装置3に表示させる。なお、OCT画像の形成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。

[0055] また、演算制御ユニット200は、眼底カメラユニット2及びOCTユニット100の各部の動作制御を行う。

[0056] 演算制御ユニット200は、眼底カメラユニット2の制御として、観察光源11の動作制御、撮影光源15の動作制御、LED61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、及び前眼部カメラ300の動作制御などを行う。

[0057] また、演算制御ユニット200は、OCTユニット100の制御として、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、及びイメージセンサ115の動作制御などを行う。

[0058] 演算制御ユニット200は、例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 (Random Access Memory)、ROM (Read Only Memory)、ハードディスクドライブ、及び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及びデータが記憶されている。演算制御ユニット200は、各種の回路基板、例えば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、キーボード及びマウス等の操作デバイス（入力デバイス）と、LCD等の表示デバイスとを備えていてもよい。

[0059] 眼底カメラユニット2、表示装置3、OCTユニット100、及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。

[0060] （血流情報測定）

また、本実施形態の演算制御ユニット200（眼科装置1）は、眼底E f

の注目血管に関する血流情報を生成する血流情報測定を行う。ここで血流情報は、血流速度及び血流量を示す情報などの血流に関する情報である。

[0061] 血流情報測定時には、眼底E f に対して2種類の走査（第1走査及び第2走査）を行う。第1走査では、眼底E f の注目血管に交差する第1断面を信号光L Sで反復的に走査する。第2走査では、この注目血管に交差し、且つ第1断面の近傍に位置する第2断面を信号光L Sで走査する。ここで第1断面と第2断面は、注目血管の走行方向に対して直交していることが望ましい。

[0062] 図3は、血流情報測定時の第1走査及び第2走査の一例について説明するための説明図である。図3の眼底像Dに示すように、本実施形態では、眼底E f の視神経乳頭D aの近傍において、1つの第1断面C 0と、2つの第2断面C 1、C 2とが所定の注目血管D bに交差するように設定される。2つの第2断面C 1、C 2は、その一方が第1断面C 0に対して注目血管D bの上流側に位置し、他方が下流側に位置する。

[0063] 第1走査は、例えば患者の心臓の少なくとも1心周期の間にわたって実行されることが望ましい。それにより、心臓の全ての時相における血流情報が得られる。なお、第1走査を実行する時間は、予め設定された一定の時間であってもよいし、患者毎に又は検査毎に設定された時間であってもよい。前者の場合、一般的な心周期よりも長い時間が設定される（例えば2秒間）。後者の場合、患者の心電図等の検査データを参照することとなる。

[0064] 〔制御系〕

図4は、眼科装置1の制御系である演算制御ユニット200の構成を示すブロック図である。

[0065] （制御部）

図4に示すように、演算制御ユニット200は、制御部210を中心に構成される。制御部210は、例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、及び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 2 1 3 とが設けられている。

[0066] (主制御部)

主制御部 2 1 1 は前述した各種の動作制御を行う。なお、合焦レンズ 3 1 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 3 1 を光軸方向に移動させるものである。これにより、撮影光学系 3 0 の合焦位置が変更される。また、主制御部 2 1 1 は、光学系駆動部 2 A を制御して、眼科装置 1 の検査用光学系 1 a (眼底カメラユニット 2、OCT ユニット 1 0 0) を 3 次元的に移動させると共に、前述の光路長変更部 4 1 を図 1 に示す矢印の方向に移動させる。

[0067] また、本実施形態の前眼部カメラ 3 0 0 は眼底カメラユニット 2 に設けられているので、主制御部 2 1 1 は光学系駆動部 2 A を制御することにより前眼部カメラ 3 0 0 を移動させることができる。なお、2 以上の前眼部カメラ 3 0 0 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。

[0068] また、主制御部 2 1 1 は、記憶部 2 1 2 にデータを書き込む処理、及び記憶部 2 1 2 からデータを読み出す処理を行う。

[0069] (記憶部)

記憶部 2 1 2 は、各種のデータを記憶する。記憶部 2 1 2 に記憶されるデータとしては、例えば OCT 画像の画像データ、眼底像の画像データ、被検眼情報、及び後述の位置情報テーブル 2 1 9 (図 9 参照) などがある。被検眼情報は、患者 ID (identification) 及び氏名などの被検者に関する患者情報と、左眼／右眼の識別情報などの被検眼に関する情報とを含む。また、記憶部 2 1 2 には、眼科装置 1 を動作させるための各種プログラム及びデータが記憶されている。位置情報テーブル 2 1 9 は、詳しくは後述するが、血流情報測定時における検査用光学系 1 a のアライメント等に用いられる。

[0070] また、記憶部 2 1 2 には、図示しない収差情報が予め記憶されている。収差情報には、各前眼部カメラ 3 0 0 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、例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。なお、収差情報の生成方法の具体例は、例えば本出願人による特開 2013-248376 号公報に記載されているので、詳細な説明は省略する。

[0071] (光学系位置取得部)

光学系位置取得部 213 は、眼科装置 1 に搭載された検査用光学系 1a の現在位置を取得する。検査用光学系 1a 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り、既述の通り、眼底カメラユニット 2 の撮影光学系 30 と、OCT ユニット 100 の干渉光学系 100a とを含む。

[0072] 光学系位置取得部 213 は、例えば主制御部 211 から光学系駆動部 2A の移動制御の内容を表す情報の入力を受けて、光学系駆動部 2A により移動される検査用光学系 1a 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 211 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 2A を制御して、検査用光学系 1a を所定の初期位置に移動させる。それ以降、主制御部 211 は、光学系駆動部 2A が制御される度に、その制御内容を記録する。これにより、制御内容の履歴が得られる。光学系位置取得部 213 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 1a の現在位置を求める。

[0073] また、主制御部 211 が光学系駆動部 2A を制御する度にその制御内容を光学系位置取得部 213 に送信し、光学系位置取得部 213 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。或いは他の構成例として、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 213 に設けるようにしてもよい。

[0074] 以上のようにして光学系位置取得部 213 により検査用光学系 1a の現在位置が取得された場合、主制御部 211 は、取得された現在位置と、後述の解析部 231 により求められた被検眼 E の 3 次元位置とに基づいて、被検眼 E に対する検査用光学系 1a の位置ずれ情報を取得することができる。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 1 a 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。

[0075] 次いで、主制御部 2 1 1 は、検査用光学系 1 a の現在位置と、解析部 2 3 1 により認識された 3 次元位置とに基づいて、被検眼 E に対する検査用光学系 1 a の適正位置からの x 方向（左右方向）、y 方向（上下方向）、及び z 方向（作動距離方向）のそれぞれの位置ずれ量及び位置ずれ方向を含む位置ずれ情報を取得する。この場合、主制御部 2 1 1 は、本発明の位置ずれ情報取得部として機能する。

[0076] そして、主制御部 2 1 1 は、取得した位置ずれ情報（各方向の位置ずれ量及び位置ずれ方向）に応じて、自動制御又は手動制御により、被検眼 E の基準位置（例えば角膜中心）に対する検査用光学系 1 a のアライメント（以下、第 1 アライメントと略す）を行う。この場合、主制御部 2 1 1 は光学系駆動部 2 A と共に本発明の第 1 アライメント部として機能する。第 1 アライメントは、検査用光学系 1 a の光軸方向（z 方向）に対して垂直方向（x, y 方向）のアライメントと、光軸方向のアライメントと、を含む。なお、検査用光学系 1 a の光軸方向（z 方向）とは、対物レンズ 2 2 から被検眼 E に対して出射される光（信号光 L S 等）の方向であり、検査光軸（撮影光軸）の方向である。

[0077] 主制御部 2 1 1 は、自動制御を行う場合、被検眼 E の 3 次元位置に対する検査用光学系 1 a の位置が所定の位置関係になるように、光学系駆動部 2 A を制御して、検査用光学系 1 a 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 方向及び y 方向の位置がそれぞれ一致し、且つ z 方向の距離が所定の作動距離になるものである。

[0078] 一方、主制御部 2 1 1 は、手動制御を行う場合、取得した位置ずれ情報（各方向の位置ずれ量及び位置ずれ方向）に応じて、表示部 2 4 0 A の画面上の所定位置にアライメント指標像を観察画像に重ねて合成表示する。このアライメント指標像は、被検眼 E に対する検査用光学系 1 a の各方向の位置ず

れ量及び位置ずれ方向に応じて、表示位置及び大きさなどが変化する。ユーザ（検者）は、表示部240Aの画面に表示されたアライメント指標像を確認しながら操作部240Bを操作する。この操作入力を受けて、主制御部211は、光学系駆動部2Aを駆動して検査用光学系1aを3次元的に移動させることにより、第1アライメントを行う。

[0079] （画像形成部）

画像形成部220は、イメージセンサ115からの検出信号に基づいて、眼底EfのOCT画像（断層像）の画像データと位相画像の画像データとを形成する。これらの画像については後述する。画像形成部220は、例えば前述の回路基板又はマイクロプロセッサを含んで構成される。なお、本明細書では「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。画像形成部220は、OCT画像形成部221と位相画像形成部222を有する。

[0080] （OCT画像形成部）

OCT画像形成部221は、第1走査により得られる干渉光LCの検出結果に基づいて、第1断面C0における形態の時系列変化を表すOCT画像（第1OCT画像）を形成する。また、OCT画像形成部221は、第2断面C1、C2に対する第2走査により得られる干渉光LCの検出結果に基づいて、第2断面C1における形態を表すOCT画像（第2OCT画像）と、第2断面C2における形態を表すOCT画像（第2OCT画像）とを形成する。各OCT画像の形成方法の具体例は、例えば本出願人等による特開2013-208158号公報（特許文献2）に記載されているので、詳細な説明は省略する。

[0081] なお、各OCT画像を形成する処理は、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、及びFFT（Fast Fourier Transform）等の処理を含んでいる。他のタイプのOCT装置の場合、OCT画像形成部221は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

[0082] (位相画像形成部)

位相画像形成部 222 は、第 1 走査により得られる干渉光 LC の検出結果に基づいて、第 1 断面における位相差の時系列変化を表す位相画像を形成する。この形成処理に用いられる干渉光 LC の検出結果は、OCT 画像形成部 221 による第 1 OCT 画像の形成処理に供されるものと同じである。よって、第 1 OCT 画像と位相画像との間の位置合わせをすることが可能である。つまり、第 1 OCT 画像の画素と位相画像の画素とを対応付けることが可能である。なお、位相画像の形成方法の具体例についても、例えば本出願人等による特開 2013-208158 号公報（特許文献 2）に記載されているので、詳細な説明は省略する。

[0083] (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（OCT 画像等）に対して各種の画像処理又は解析処理を施す。例えば画像処理部 230 は、画像の輝度補正及び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及び解析処理を施す。

[0084] 画像処理部 230 は、OCT 計測時には OCT 画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 Ef 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を施すことで、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 等の表示デバイスには、この擬似的な 3 次元画像が表示される。

[0085] また、3 次元画像の画像データとして、複数の OCT 画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OCT画像を、走査線の位置関係に基づき3次元的に配列させることで得られる画像データである。

[0086] 画像処理部230は、本発明の被検眼位置取得部に相当する解析部231と、血管領域特定部232と、血流情報生成部233とを有する。

[0087] (解析部)

解析部231は、前眼部カメラ300A、300Bにより実質的に同時に得られた2つ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。例えば、解析部231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補正処理と、各撮影画像を解析して前眼部Eaの所定の特徴点（例えば瞳孔中心）を特定する特徴点特定処理と、前眼部カメラ300の位置及び特徴点特定処理により特定された特徴点の位置に基づいて、被検眼Eの3次元位置を算出する3次元位置算出処理と、を行う。なお、被検眼Eの3次元位置の解析方法の具体例については、例えば本出願人による特開2013-248376号公報（特許文献1）に記載されているので、詳細な説明は省略する。

[0088] (血管領域特定部)

血管領域特定部232は、血流情報測定時に、第1OCT画像、第2OCT画像、及び位相画像のそれぞれについて、注目血管Dbに対応する血管領域を特定する。この処理は、各画像の画素値を解析することによって行うことが可能である（例えば閾値処理）。

[0089] (血流情報生成部)

血流情報生成部233は、第1断面と第2断面との間の距離、血管領域の特定結果、及び位相画像の血管領域における位相差の時系列変化に基づいて、注目血管Dbに関する血流情報を生成する。ここで、第1断面と第2断面との間の距離（断面間距離）は、事前に決定される。血管領域は、血管領域特定部232により得られる。位相画像の血管領域における位相差の時系列変化は、位相画像の血管領域内の画素についての位相差の時系列変化として得られる。

[0090] 血流情報（血流速度及び血流量等）は、ドップラーＯＣＴの手法を用いて生成される。この血流情報の生成方法の具体例については、例えば本出願人等による特開２０１３－２０８１５８号公報（特許文献２）に記載されているので、詳細な説明は省略する。

[0091] 血流速度は、信号光ＬＳの散乱光が受けるドップラーシフトを「 Δf 」とし、血液の屈折率を「 n 」とし、血流速度を「 v 」とし、信号光ＬＳの照射方向と血液の流れベクトルとが成す角度を「 θ 」とし、信号光ＬＳの中心波長を「 λ 」とした場合、下記の〔数１〕式から求められる。なお、 n と λ は既知であり、 Δf は位相差の時系列変化から得られ、 θ は第１ＯＣＴ画像の血管領域と２つの第２ＯＣＴ画像の血管領域との位置関係から得られる。

[0092] 〔数１〕

$$\Delta f = \frac{2nv \cos \theta}{\lambda}$$

[0093] 血流量は、血管径を「 w 」とし、血流速度の最大値を「 V_m 」とし、血流量を「 Q 」とした場合、下記の〔数２〕式から求められる。

[0094] 〔数２〕

$$Q = \frac{\pi w^2}{8} V_m$$

[0095] 以上のように機能する画像処理部２３０は、例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、及び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。

[0096] （ユーザインターフェイス：User Interface）

図中に「ＵＩ」で表されている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の表示デバイス及び表示装置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の筐体又は外部に設けられた各種のボタン及びキー等が含まれていてもよい。例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及び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。

[0097] 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。例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：Graphical User Interface）と、操作部２４０Ｂとを用いて、操作及び情報入力を行うようにしてもよい。

[0098] 〔眼科装置の外観〕

図５Ａは眼科装置１の正面図であり、図５Ｂは眼科装置１の側面図である。図５Ａ及び図５Ｂに示すように、眼科装置１には、被検者の顔を支持するための顎受けと顎当てが設けられている。顎受け及び顎当ては、図５Ａ及び図５Ｂ内の支持部４４０に相当する。符号４１０は、光学系駆動部２Ａ等の駆動系、及び演算制御回路が格納された基台（ベースともいう）を示す。また、符号４１５は、基台４１０に対して移動自在に支持された架台を示す。また、符号４２０は、眼底カメラユニット２及びＯＣＴユニット１００などの光学系及び撮影部が格納された筐体を示す。この筐体４２０は架台４１５上に設けられている。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が収容されたレンズ収容部を示す。

[0099] 前述の光学系駆動部２Ａは、架台４１５を左右方向（ｘ方向）、上下方向

(y 方向)、及び前後方向 (z 方向) 移動させることにより、筐体 420 に格納された眼底カメラユニット 2 及び OCT ユニット 100 等をこれら各方向に移動させる。すなわち、光学系駆動部 2A は、架台 415 を $x y z$ の各方向に移動させることで、筐体 420 と共に検査用光学系 1a を $x y z$ の各方向に移動させる。このため、前述の光学系位置取得部 213 は、検査用光学系 1a の現在位置として例えば架台 415 の現在位置を取得してもよい。

[0100] 〔血流情報測定時の架台の移動〕

前述の通り、血流情報（血流速度及び血流量）は、ドップラー OCT の手法を用いて生成される。このため、検査用光学系 1a が第 1 アライメントされている場合、すなわち、信号光 LS の入射方向と血液の流れベクトルとのなす角度 θ （上記〔数 1〕式参照）が 90° である場合、上記〔数 1〕式中の「 $\cos \theta$ 」の値が 0 となってしまうため、血流速度の算出ができなくなる。その結果、上記〔数 2〕式で表される血流量の算出もできなくなる。そこで、血流情報測定時には、図 6 に示すように、検査用光学系 1a の位置をずらして測定を行う。

[0101] 図 6 は、血流情報測定時における被検眼 E と検査用光学系 1a との位置関係を簡略化して示した概略図である。図 6 に示すように、血流情報測定時には、検査用光学系 1a が第 1 アライメントされている第 1 位置 P1 から、検査用光学系 1a の光軸方向 (z 方向) に対して垂直方向にずれた第 2 位置 P2 まで移動されるように、光学系駆動部 2A により架台 415 を移動させる。これにより、第 2 位置 P2 から眼底 Ef に対して斜めに信号光 LS が入射されるため、信号光 LS の入射方向と血液の流れベクトルとのなす角度 θ が 90° よりも小さくなり、注目血管 Db の血流情報が得られる。

[0102] なお、第 2 位置 P2 は、第 1 位置 P1 から z 方向に垂直な方向にずれた位置であれば特に限定はされず、例えば第 1 位置 P1 に対して、 x 方向、 y 方向、 $x y$ 方向のいずれかの方向にずれた位置であってもよい。

[0103] 〔血流情報測定時の第 2 アライメント〕

このように検査用光学系 1a を第 1 位置 P1 から第 2 位置 P2 まで移動さ

せた場合、検査用光学系 1 a の光軸 O A（図 7 等参照）と、被検眼 E の基準位置〔本実施形態では角膜中心（角膜頂点）〕とにずれが生じるため、フレアが生じる。

[0104] 図 7 は、検査用光学系 1 a が第 1 位置 P 1 にある場合の眼科装置 1 の照明光束エリアと撮影光束エリアとを示した模式図である。図 8（A）は、検査用光学系 1 a が第 1 位置 P 1 から第 2 位置 P 2 移動にした場合の眼科装置 1 の照明光束エリアと撮影光束エリアとを示した模式図である。図 8（B）は図 8（A）中の符号 G 1 で示す領域の拡大図であり、図 8（C）は図 8（A）中の符号 G 2 で示す領域の拡大図である。

[0105] 図 7 及び図 8（A）～（C）において、前述の照明光学系 1 0 及び撮影光学系 3 0 によって形成される被検眼 E の瞳孔付近の照明光束エリアは、図中一点鎖線で示す照明光束 L V 1 と照明光束 L V 2 との間になる。また、撮影光束エリアは、図中実線で示す撮影光束 L P によって形成される。

[0106] 図 7 に示すように、検査用光学系 1 a が第 1 位置 P 1 にある場合、すなわち、検査用光学系 1 a が第 1 アライメントされている場合、検査用光学系 1 a の光軸 O A と被検眼 E の角膜中心の位置とが一致し且つ被検眼 E に対する検査用光学系 1 a の作動距離（z 方向の距離）が適切な距離となる。この場合、照明光束エリアと撮影光束エリアとが重なる重複エリア（図中、斜線で表示）は、前眼部 E a の角膜及び水晶体 E c の後面にはかからない。

[0107] 一方、図 8（A）～（C）に示すように、検査用光学系 1 a が第 1 位置 P 1 から第 2 位置 P 2 に移動した場合、前述の作動距離を保った状態のままで、検査用光学系 1 a の光軸 O A が被検眼 E の角膜中心からずれた状態となる。この場合、照明光束エリアと撮影光束エリアとが重なる重複エリアは、前眼部 E a の角膜及び水晶体 E c の後面にかかるので、フレアが発生し易くなる。

[0108] そこで、本実施形態では、検査用光学系 1 a を第 1 位置 P 1 から第 2 位置 P 2 に移動させた場合に、被検眼 E に対する検査用光学系 1 a の z 方向のアライメント（以下、第 2 アライメントという）を自動で行う。

[0109] (主制御部の機能)

図9は、第1アライメント後の主制御部211の機能を示す機能ブロック図である。図9に示すように、主制御部211は、血流情報測定時に検査用光学系1aの第1アライメントが完了すると、光学系移動部215、アライメント部216、及び調整制御部217として機能する。

[0110] 光学系移動部215は、第1アライメント完了後にユーザが操作部240Bにて行う架台415の移動操作に応じて、光学系駆動部2Aを駆動して架台415をz方向に垂直な方向に移動させる。これにより、筐体420内の検査用光学系1aが第1位置P1から第2位置P2へ移動される。すなわち、光学系移動部215は、光学系駆動部2Aと共に本発明の光学系移動部として機能する。

[0111] なお、本実施形態では、ユーザが手動操作で検査用光学系1a（架台415）を第1位置P1から第2位置P2へ移動させているが、例えば第1アライメントの完了後に光学系移動部215が光学系駆動部2Aを駆動して、検査用光学系1aを第2位置P2まで自動的に移動させてもよい。

[0112] アライメント部216は、光学系駆動部2Aと共に本発明の第2アライメント部として機能するものであり、検査用光学系1aの第2アライメントを制御する。アライメント部216は、光学系移動部215による検査用光学系1aの第2位置P2への移動が行われた場合、最初に第1位置P1と第2位置P2とのx、y方向の位置差分（以下、xy位置差分と略す）を取得する。

[0113] xy位置差分は、第1位置P1及び第2位置P2の各々のx座標の差分である Δx と、各々のy座標の差分である Δy とを含む。このxy位置差分は、例えば前述の光学系位置取得部213が取得する検査用光学系1aの位置から取得可能である。なお、光学系駆動部2A又は架台415に設けられているエンコーダ等の架台415（検査用光学系1a）の位置を検出可能な位置検出センサから、xy位置差分を取得してもよい。

[0114] 次いで、アライメント部216は、取得した位置差分に基づき、記憶部2

12に記憶されている位置情報テーブル219を参照して、第2位置P2での被検眼Eに対する検査用光学系1aのz方向（光軸方向）のアライメント位置を決定する。

[0115] 位置情報テーブル219は、xy位置差分（ Δx 、 Δy ）と、z方向のアライメント位置を示すアライメント位置情報 ΔZ との対応関係を記憶している。アライメント位置情報 ΔZ は、第1位置P1における検査用光学系1aのz座標と、第2位置P2においてz方向にアライメントされた状態の検査用光学系1aのz座標との位置差分である。アライメント位置情報 ΔZ は、xy位置差分（ Δx 、 Δy ）の組み合わせパターンごとに事前に実測又はシミュレーションを行うことにより求められる。

[0116] このようにアライメント部216は、位置情報テーブル219を参照することにより、xy位置差分（ Δx 、 Δy ）に対応した第2位置P2での検査用光学系1aのz方向のアライメント位置を決定することができる。そして、アライメント部216は、決定したアライメント位置に基づき、光学系駆動部2Aを制御して検査用光学系1aの第2アライメントを行う。これにより、検査用光学系1aがz方向（光軸方向）に沿ってアライメント位置まで移動される。

[0117] 図10（A）は、第2アライメント完了後の眼科装置1の照明光束エリアと撮影光束エリアとを示した模式図である。図10（B）は図10（A）中の符号G1で示す領域の拡大図であり、図10（C）は図10（A）中の符号G2で示す領域の拡大図である。

[0118] 図10（A）～（C）に示すように、検査用光学系1aが第2アライメントされると、照明光束エリアと撮影光束エリアとが重なる重複エリア（図中の斜線部分）が前眼部Eaの角膜及び水晶体Ecの後面にかからなくなる。或いは、この重複エリアが前眼部Eaの角膜及び水晶体Ecの後面にかかる量が既述の図8（A）～（C）に示した第2アライメント前の状態よりも低減する。

[0119] 図9に戻って、位置情報テーブル219には、検査用光学系1aの第2ア

ライメントに対応して前述の光路長変更部 4 1 を移動させる方向及び距離を示す移動情報 ΔN が、各 $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) [アライメント位置情報 ΔZ] にそれぞれに対応付けて記憶されている。

[0120] 検査用光学系 1 a の第 2 アライメントを行った場合、信号光 L S の光路長が変化するため、信号光 L S と参照光 L R との光路長差が第 2 アライメント前の状態から変化してしまう。そこで、本実施形態では、検査用光学系 1 a が第 2 アライメントされた場合でも、光路長差を一定に維持可能な光路長変更部 4 1 の移動情報 ΔN を、 $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) の組み合わせパターンごとに事前に測定又はシミュレーション等で求めて位置情報テーブル 2 1 9 に記憶させておく。これにより、位置情報テーブル 2 1 9 を参照することで、 $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) に対応した光路長変更部 4 1 の移動情報 ΔN が得られる。

[0121] 調整制御部 2 1 7 は、検査用光学系 1 a の第 2 アライメントに応じて、光学系駆動部 2 A を制御して光路長変更部 4 1 を移動させることにより、信号光 L S の光路長を調整する。

[0122] 具体的に、調整制御部 2 1 7 は、検査用光学系 1 a の第 2 アライメントが行われる場合に、アライメント部 2 1 6 から $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) 又はアライメント位置情報 ΔZ を取得する。次いで、調整制御部 2 1 7 は、取得した $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) 等に基づき位置情報テーブル 2 1 9 を参照して、 $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) 等に対応する移動情報 ΔN を取得する。そして、調整制御部 2 1 7 は、取得した移動情報 ΔN に基づき、光学系駆動部 2 A を制御して光路長変更部 4 1 を移動させる。これにより、第 2 アライメントにより検査用光学系 1 a が z 方向に移動する距離及び方向に合わせて、光路長差が一定に維持されるように信号光 L S の光路長が調整される。

[0123] なお、既述の通り、信号光 L S の光路長を調整する代わりに、参照光 L R の光路長を調整したり、或いは信号光 L S と参照光 L R の光路長の両方を調整したりしてもよい。

[0124] [眼科装置の作用]

次に、図 11 を用いて上記構成の眼科装置 1 による眼底 E f の血流情報の測定処理について説明する。図 11 は、眼科装置 1 による眼底 E f の血流情報の測定処理の流れを示すフローチャートである。

[0125] ユーザは、眼科装置 1 の電源を ON した後、ユーザインターフェイス 240 を用いて、被検者の患者 ID 及び患者氏名などを含む患者情報を入力する（ステップ S1）。この患者情報は記憶部 212 内に記憶される。

[0126] 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検査の種別を選択入力する。検査種別の項目としては、検査部位（眼底中心部、眼底周辺部、視神経乳頭、黄斑等）、被検眼（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）、及び測定項目（血流情報等）などがある。本実施形態では、眼底 E f の血流情報の測定が選択される（ステップ S2）。

[0127] （第 1 アライメント）

検査種別の選択が完了し、且つ被検者の顔が支持部 440 に支持された後、ユーザは、ユーザインターフェイス 240 を用いて第 1 アライメントの開始指示を行う（ステップ S3）。なお、第 1 アライメントの開始指示は検査種別の選択後に自動で行ってもよい。

[0128] 第 1 アライメントの開始指示を受けて、主制御部 211 は、前眼部カメラ 300A、300B による前眼部 E a の撮影（動画撮影）をそれぞれ開始させる（ステップ S4）。これにより、前眼部カメラ 300A、300B によりそれぞれ撮影された前眼部 E a の撮影画像（フレーム）が制御部 210 を介して解析部 231 に入力される。

[0129] 制御部 210 から前眼部 E a の撮影画像の入力を受けた解析部 231 は、前述の補正処理と特徴点特定処理と 3次元位置算出処理とを行うことにより、被検眼 E の 3次元位置を算出し、この算出結果を主制御部 211 へ出力する（ステップ S5）。また、光学系位置取得部 213 は、検査用光学系 1a

の現在位置を取得し、取得した現在位置を主制御部 211 へ出力する。

[0130] 被検眼 E の 3 次元位置の算出結果と検査用光学系 1 a の現在位置との入力を受けた主制御部 211 は、被検眼 E の角膜中心に対する検査用光学系 1 a の位置ずれ情報（適正位置からの x y z の各方向の位置ずれ量及び位置ずれ方向）を取得する。

[0131] そして、主制御部 211 は、第 1 アライメントを自動制御で行う場合、位置ずれ情報に基づき、被検眼 E の 3 次元位置に対する検査用光学系 1 a の位置が所定の位置関係になるように、光学系駆動部 2 A を制御して架台 415（検査用光学系 1 a）を移動させる（ステップ S 6）。

[0132] 一方、主制御部 211 は、第 1 アライメントを手動制御で行う場合、位置ずれ情報に基づき、表示部 240 A の画面上の所定位置にアライメント指標像を観察画像に重ねて合成表示する。次いで、ユーザは操作部 240 B を操作して、被検眼 E の 3 次元位置に対する検査用光学系 1 a の位置が所定の位置関係になるように、架台 415（検査用光学系 1 a）を移動させる（ステップ S 6）。

[0133] 検査用光学系 1 a の移動が完了すると、被検眼 E の角膜中心に対する検査用光学系 1 a の第 1 アライメントが完了する（ステップ S 7）。そして、眼底 E f の血流情報の測定工程が開始される（ステップ S 8）。この際に、主制御部 211 は、光学系移動部 215、アライメント部 216、及び調整制御部 217 として機能する（図 9 参照）。

[0134] （第 2 アライメント）

ユーザは、操作部 240 B にて架台 415 を z 方向に対して垂直方向に移動させる移動操作を行う。この移動操作を受けて、光学系移動部 215 は、光学系駆動部 2 A を制御して架台 415 を垂直方向に移動させる（ステップ S 9）。これにより、既述の図 6 に示したように、筐体 420 内の検査用光学系 1 a が第 1 位置 P 1 から第 2 位置 P 2 へ移動される。なお、架台 415 の移動、すなわち、検査用光学系 1 a の第 2 位置 P 2 への移動は、第 1 アライメントの完了後に光学系移動部 215 が自動で行ってもよい。

[0135] 検査用光学系 1 a の第 2 位置 P 2 への移動が実行されると、アライメント部 2 1 6 は、第 2 位置 P 2 への移動前後における検査用光学系 1 a の位置を、光学系位置取得部 2 1 3 から取得する。これにより、アライメント部 2 1 6 は、第 1 位置 P 1 と第 2 位置 P 2 との $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) を取得する (ステップ S 1 0)。

[0136] 次に、アライメント部 2 1 6 は、既述の図 9 に示したように、取得した $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) に基づき、記憶部 2 1 2 内の位置情報テーブル 2 1 9 を参照して、第 2 位置 P 2 での被検眼 E に対する検査用光学系 1 a の z 方向のアライメント位置を決定する。そして、アライメント部 2 1 6 は、決定したアライメント位置に基づき、光学系駆動部 2 A を制御して架台 4 1 5 を z 軸方向に沿って移動する (ステップ S 1 1)。これにより、検査用光学系 1 a が z 軸方向 (光軸方向) に沿ってアライメント位置まで移動されることで、被検眼 E に対する検査用光学系 1 a の z 方向の第 2 アライメントが完了する (ステップ S 1 2)。

[0137] このように検査用光学系 1 a の第 2 アライメントを行うことで、既述の図 1 0 (A) ~ (C) に示したように、照明光束エリアと撮影光束エリアとが重なる重複エリアが前眼部 E a の角膜及び水晶体 E c の後面にかからなくなる、或いはかかる量が低減するため、フレアの発生を低減させることができる。

[0138] (光路長調整)

第 2 アライメントが行われる場合、調整制御部 2 1 7 は、アライメント部 2 1 6 から取得した $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) 等に基づき、位置情報テーブル 2 1 9 を参照して、 $x y$ 位置差分 (Δx 、 Δy) 等に対応する移動情報 ΔN を取得する。そして、調整制御部 2 1 7 は、取得した移動情報 ΔN に基づき、光学系駆動部 2 A を制御して光路長変更部 4 1 を移動させる。これにより、第 2 アライメントの前後で信号光 L S と参照光 L R との光路長差が一定に維持されるように、信号光 L S の光路長が調整される (ステップ S 1 3)。その結果、OCT 画像が得られる眼底 E f の深度が第 2 アライメントの

前後で変わることが防止される。

[0139] (血流情報測定)

第2アライメント及び光路長調整の完了後、ユーザは、操作部240Bにて血流情報測定開始指示を行う。なお、血流情報測定開始指示は、第2アライメント及び光路長調整の完了後に自動で行ってもよい。この血流情報測定開始指示を受けて、眼科装置1は、注目血管D_bに対し前述の第1走査及び第2走査を実行する(図3参照)。これにより、OCT画像形成部221にて第1OCT画像及び第2OCT画像が形成されると共に、位相画像形成部222にて位相画像が形成される。次いで、血管領域特定部232による注目血管D_bに対応する血管領域の特定が行われた後、血流情報生成部233により注目血管D_bに関する血流情報の生成が行われる。

[0140] 以上で注目血管D_bに関する血流情報の測定が完了する(ステップS14)。この注目血管D_bに関する血流情報の測定結果は、前述の患者情報に関連付けて記憶部212内に記憶される。

[0141] [本実施形態の効果]

以上のように本実施形態の眼科装置1では、検査用光学系1aを第1位置P1から第2位置P2に移動させた際に、第1位置P1と第2位置P2のx-y位置差分(Δx 、 Δy)に基づき、位置情報テーブル219を参照するだけで第2位置P2での検査用光学系1aのz方向のアライメント位置を決定することができる。その結果、従来と比較して簡単且つ高速にアライメント位置を決定することができる。

[0142] 図12は、上記特許文献3に記載の方法を採用した比較例での眼底E_fの血流情報測定処理の流れを示すフローチャートである。図12に示すように、ステップS1からステップS9までの処理は本実施形態と基本的に同じであるので、ここでは説明を省略する。

[0143] ステップS9における架台415の移動に伴い検査用光学系1aが第1位置P1から第2位置P2に移動されると、比較例では、前眼部カメラ300A、300Bにより撮影された被検眼Eの前眼部E_aの撮影画像を解析して

、第1位置P1に対する第2位置のx y方向のアライメントずれ量を検出する（ステップS10A）。

[0144] 次いで、比較例では、検出したアライメントずれ量に基づき、検査用光学系1aのz方向のアライメント位置を算出する（ステップS10B）。これ以降の処理は、本実施形態と基本的に同じであるので、具体的な説明は省略する。

[0145] このように比較例では、検査用光学系1aの第2位置P2への移動後から第2アライメントを開始するまでの間に、画像解析によるアライメントずれ量の検出と、z方向のアライメント位置の演算処理とを行う必要があるため、第2アライメントに時間を要する。また、この時間を短縮するために高性能の演算処理装置を用いた場合には、眼科装置1の製造コストが高くなってしまう。

[0146] このような比較例に対して、本実施形態の眼科装置1では、架台415（検査用光学系1a）の移動を直接的に検出することで、比較例のような画像解析を行うことなく、第1位置P1と第2位置P2のx y位置差分（ Δx 、 Δy ）を簡単に検出することができる。また、本実施形態の眼科装置1では、位置情報テーブル219を参照するだけでz方向のアライメント位置を簡単に決定することができるため、比較例のステップS10Bのような処理が不要となる。その結果、本実施形態の眼科装置1では、高性能の演算処理装置を用いることなく、第2アライメントを低コスト且つ短時間で行うことができる。

[0147] 〔変形例〕

上記実施形態では、血流情報測定時の検査用光学系1aの第2位置P2として、第1位置P1からz方向に垂直方向にずれた位置を例に挙げて説明したが（図6参照）、第2位置P2は、第1位置P1から少なくともz方向に垂直な方向にずれた位置であれば特に限定はされず、z方向に垂直な方向且つz方向の双方にずれた位置であってもよい。例えば、第2位置P2が第1位置P1に対してx z方向、y z方向、及びx y z方向のいずれかの方向に

ずれた位置であってもよい。

[0148] なお、この場合、既述の図9に示した位置情報テーブル219には、第1位置P1と第2位置P2とのx、y、z方向の位置差分(Δx 、 Δy 、 Δz)と、アライメント位置情報 ΔZ 及び移動情報 ΔN との対応関係を記憶しておく。

[0149] 上記実施形態では、第1位置P1と第2位置P2の位置差分と、z方向のアライメント位置との対応関係を示す情報として位置情報テーブル219を記憶部212に記憶しているが、位置情報テーブル219の代わりに、前述の対応関係を表す演算式を記憶部212に記憶してもよい。

[0150] 上記実施形態では、架台415を移動することにより被検眼Eに対して検査用光学系1aを移動しているが、被検眼Eに対して検査用光学系1aを移動させる方法は特に限定されるものではなく、他の公知の手法を用いてもよい。

[0151] 上記実施形態では、前眼部カメラ300A、300Bにより撮影された撮影画像を解析部231により解析することで被検眼Eの3次元位置を取得しているが、被検眼Eの3次元位置を取得する方法は公知の各種方法を採用してもよい。

[0152] 上記実施形態では、検査用光学系1aを第1位置P1から第2位置P2に移動させて被検眼Eの被観察部位である眼底Efの血流情報を測定する眼科装置1について説明したが、検査用光学系1aを第1位置P1から少なくともz方向に対して垂直方向に移動させた位置で被検眼Eの被観察部位の各種測定を行う眼科装置にも本発明を適用可能である。また、この眼科装置には、OCTを用いる光干渉断層計以外に、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、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ロスコープ、及び

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も含まれる。

符号の説明

[0153] 1 眼科装置, 1 a 検査用光学系, 2 眼底カメラユニット, 2 A 光学系駆動部, 3 0 撮影光学系, 4 1 光路長変更部, 1 0 0 OCTユニット, 1 0 0 a 干渉光学系, 1 1 5 イメージセンサ, 2 1 0 制御部, 2 1 1 主制御部, 2 1 2 記憶部, 2 1 3 光学系位置取得部, 2 1 5 光学系移動部, 2 1 6 アライメント部, 2 1 7 調整制御部, 2 1 9 位置情報テーブル, 2 2 0 画像形成部, 2 3 1 解析部, 2 3 2 血管領域特定部, 2 3 3 血流情報生成部, 2 4 0 ユーザインターフェイス, 2 4 0 B 操作部, 3 0 0、3 0 0 A、3 0 0 B 前眼部カメラ3 0 0, 4 1 5 架台, 4 2 0 筐体

請求の範囲

[請求項1]

検査用光学系を通して被検眼の被観察部位を撮影する撮影部と、
前記被検眼に対する前記検査用光学系の光軸方向のアライメント及び前記光軸方向に垂直方向のアライメントを行う第1アライメント部と、
前記検査用光学系を、前記第1アライメント部によりアライメントされた第1位置から少なくとも前記垂直方向にずれた第2位置まで移動する光学系移動部と、
前記第1位置と前記第2位置との位置差分に基づき、前記第2位置での前記被検眼に対する前記検査用光学系の前記光軸方向のアライメント位置を決定し、前記検査用光学系を前記光軸方向に沿って前記アライメント位置まで移動させる第2アライメント部と、
を備える眼科装置。

[請求項2]

前記検査用光学系は、光源から出射された光を信号光と参照光に分割し、前記信号光を前記被観察部位に照射して、当該被観察部位にて反射された前記信号光と、前記参照光との干渉光を前記撮影部へ導く干渉光学系を含み、
前記干渉光学系に設けられ、前記信号光及び前記参照光の少なくとも一方の光路長を変更する光路長変更部と、
前記第2アライメント部によるアライメントにより前記検査用光学系が前記光軸方向に移動する距離及び方向に応じて、前記光路長変更部を制御して前記光路長を調整する調整制御部と、
を備える請求項1に記載の眼科装置。

[請求項3]

基台と、
前記基台に対して少なくとも前記垂直方向に移動自在に支持されている架台と、を備え、
前記検査用光学系及び前記撮影部は前記架台の上に配置されており、

前記光学系移動部は、前記架台を移動させることにより、前記検査用光学系を前記第 1 位置から前記第 2 位置へ移動させる請求項 1 又は 2 に記載の眼科装置。

[請求項4] 前記位置差分と前記アライメント位置との対応関係を記憶した記憶部を備え、

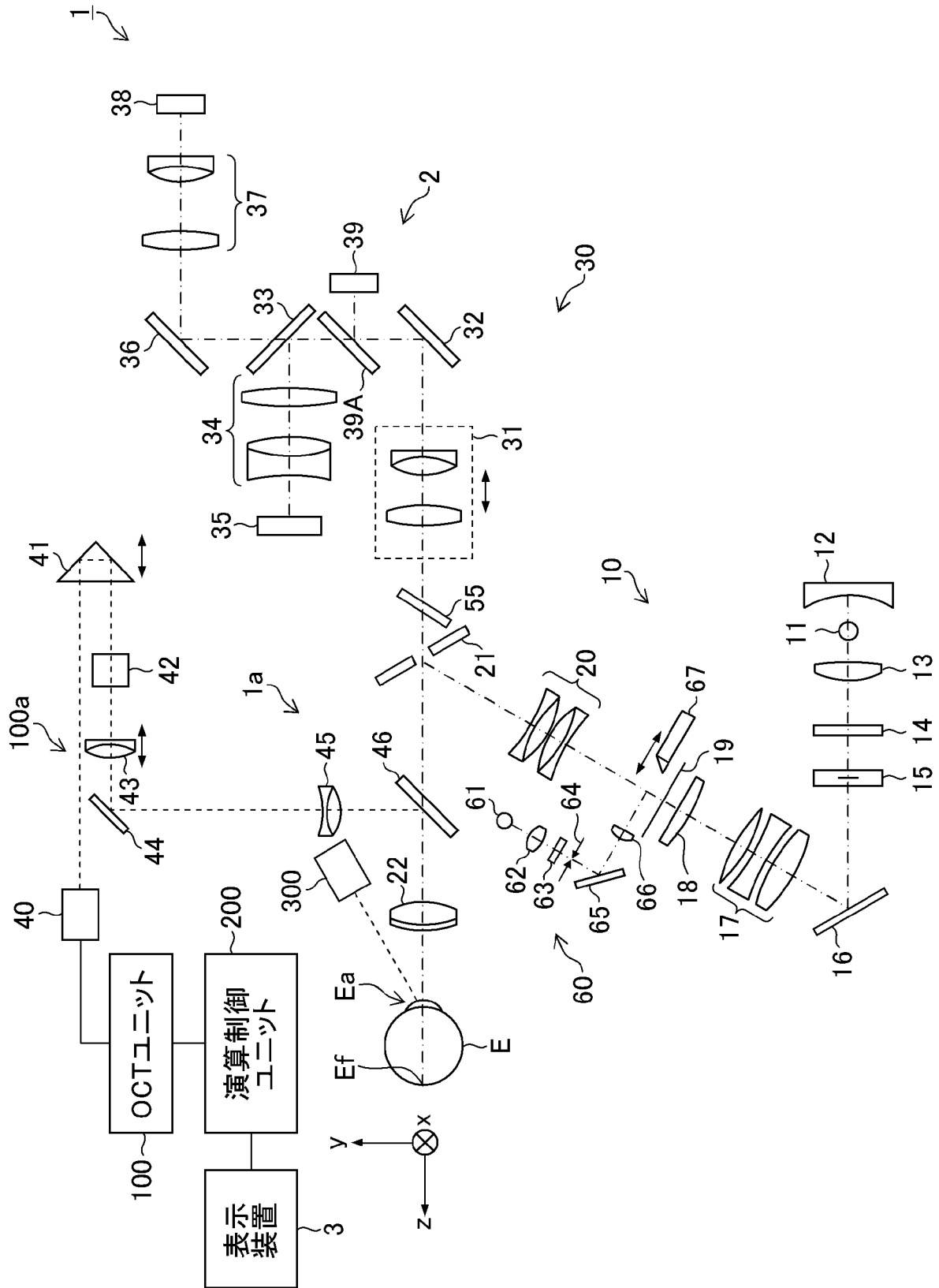
前記第 2 アライメント部は、前記位置差分に基づき前記記憶部に記憶された前記対応関係を参照して前記アライメント位置を決定する請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

[請求項5] 前記被検眼の 3 次元位置を取得する被検眼位置取得部と、

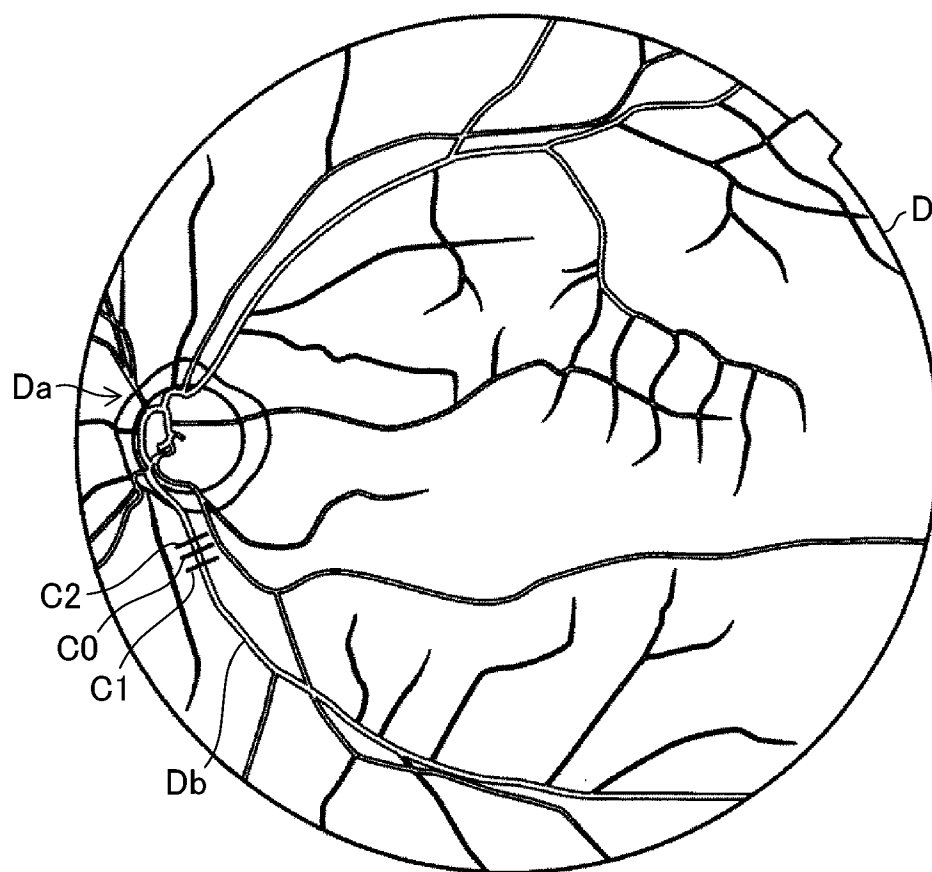
前記被検眼位置取得部が取得した前記 3 次元位置に基づき、前記被検眼に対する前記検査用光学系の前記光軸方向及び前記垂直方向の位置ずれ情報を取得する位置ずれ情報取得部と、を備え、

前記第 1 アライメント部は、前記位置ずれ情報取得部が取得した前記位置ずれ情報に基づき、自動制御又は手動制御により前記検査用光学系のアライメントを行う請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

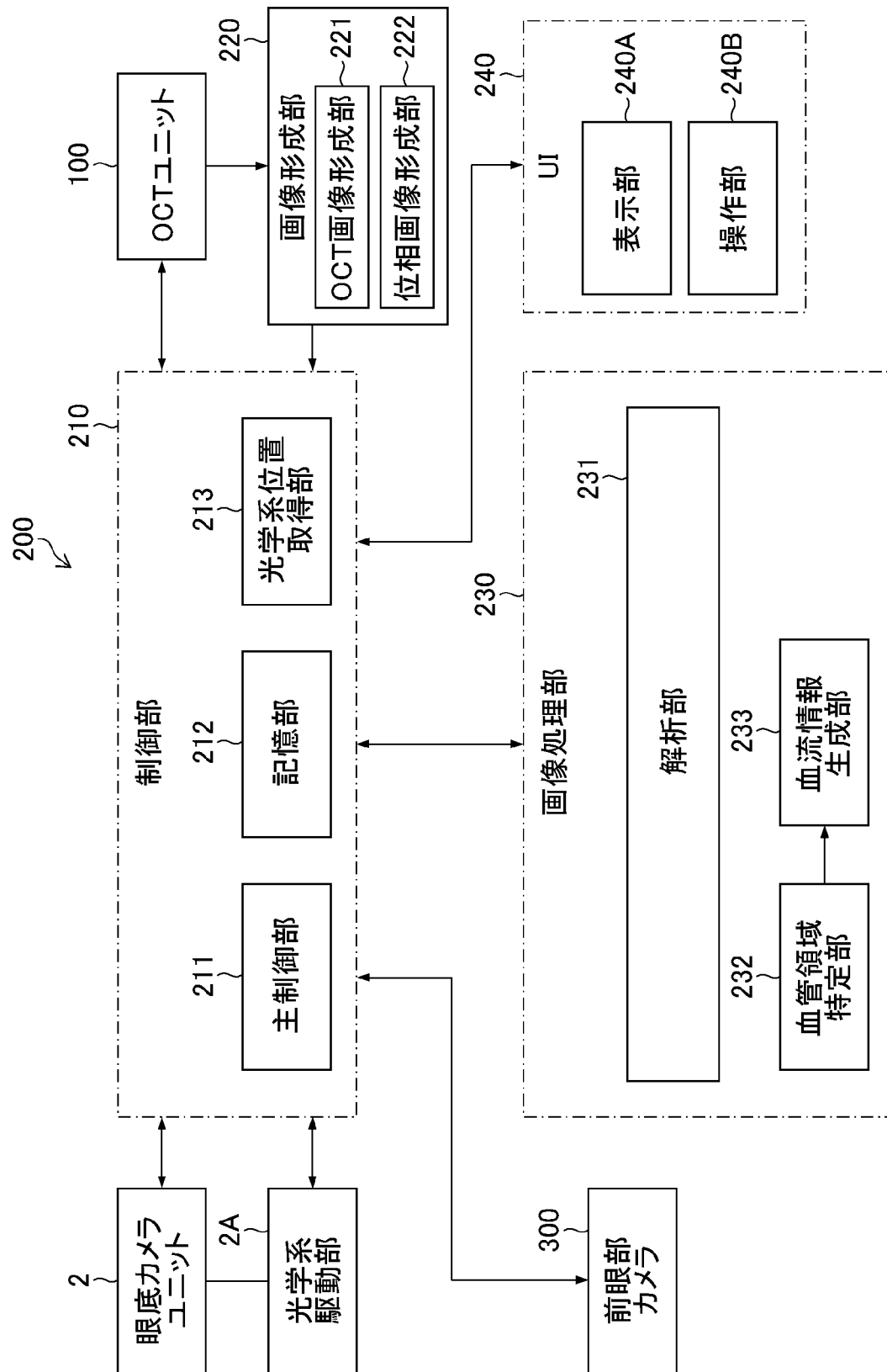
[図1]



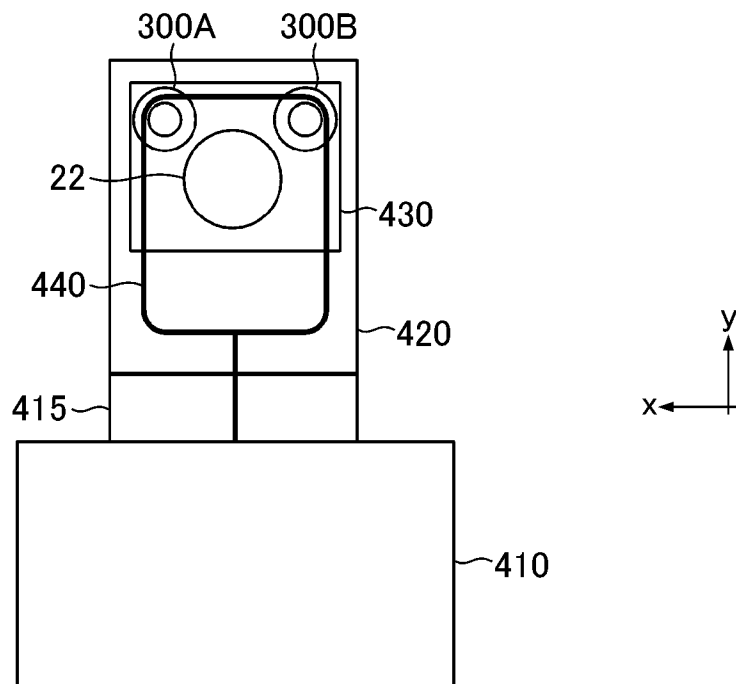
[図3]



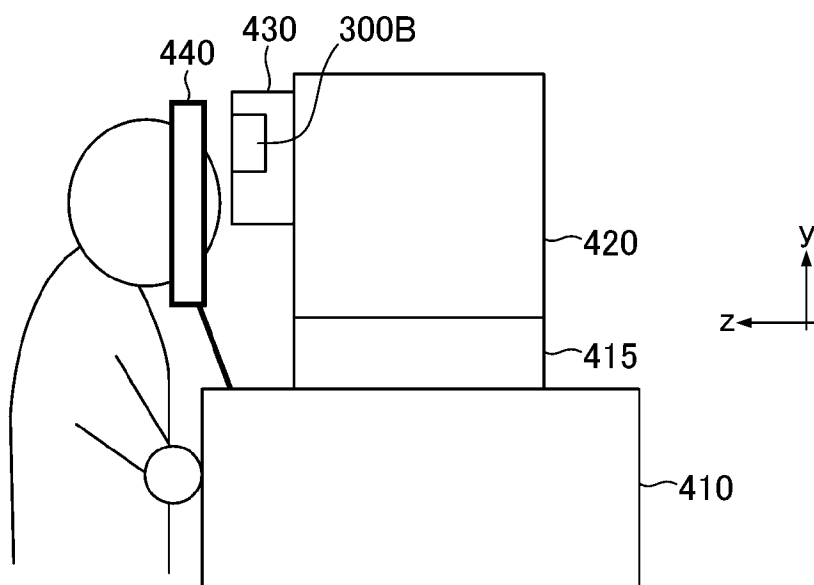
[図4]



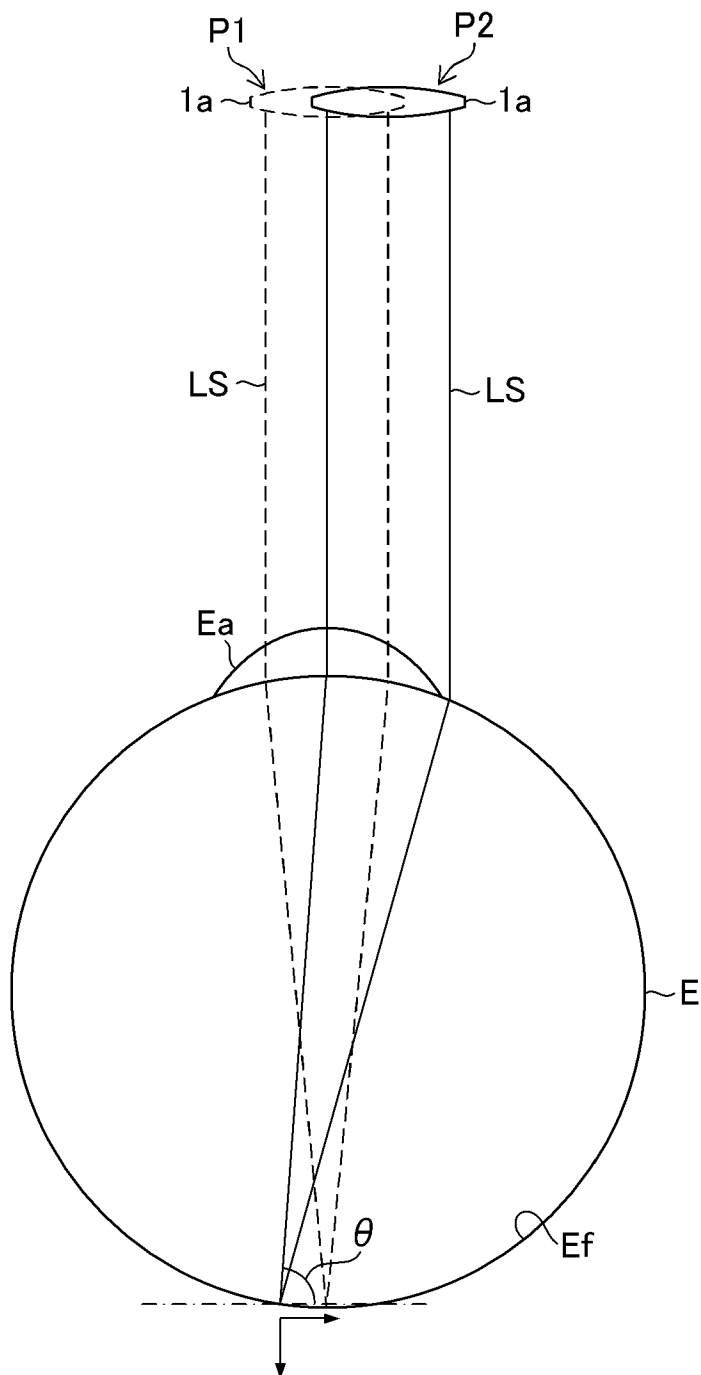
[図5A]



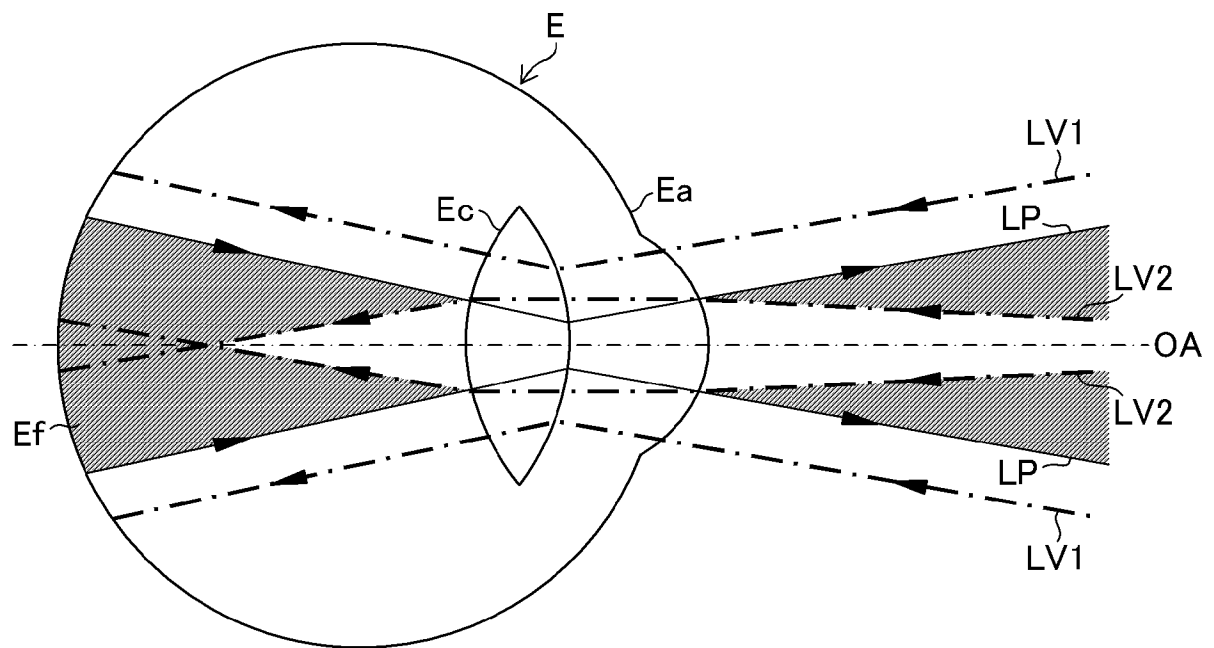
[図5B]



[図6]

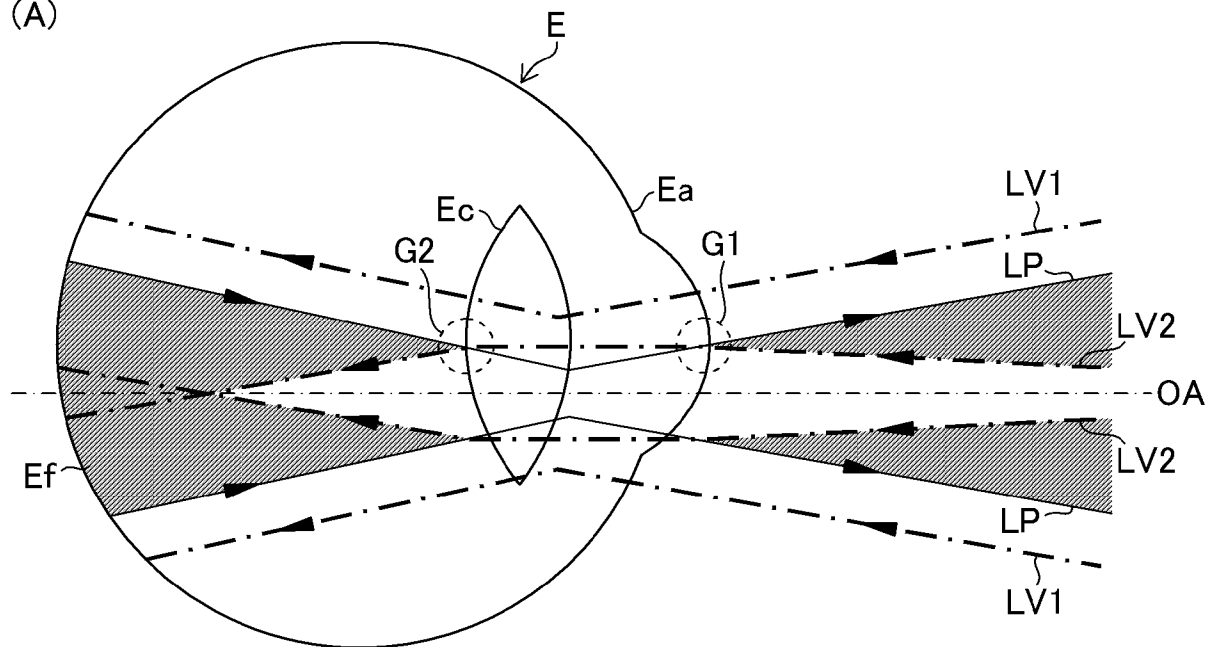


[図7]

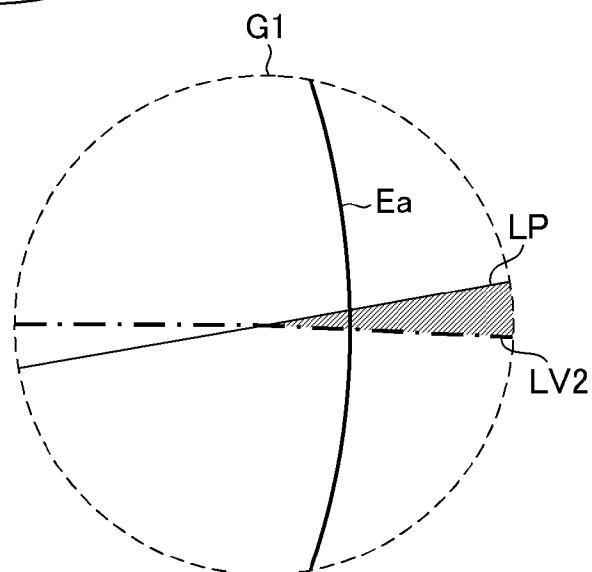


[図8]

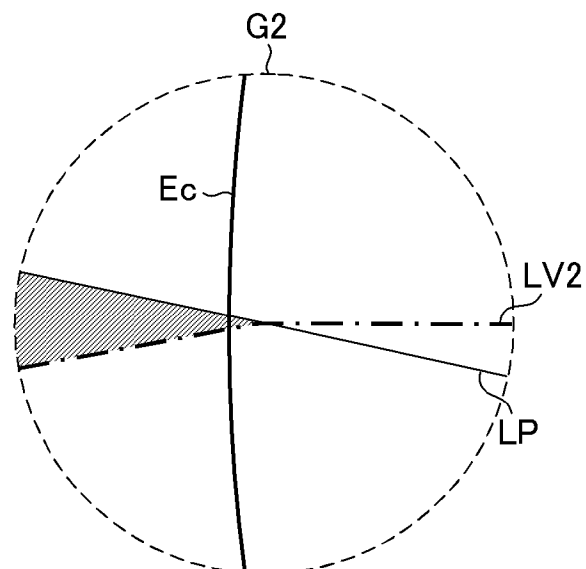
(A)



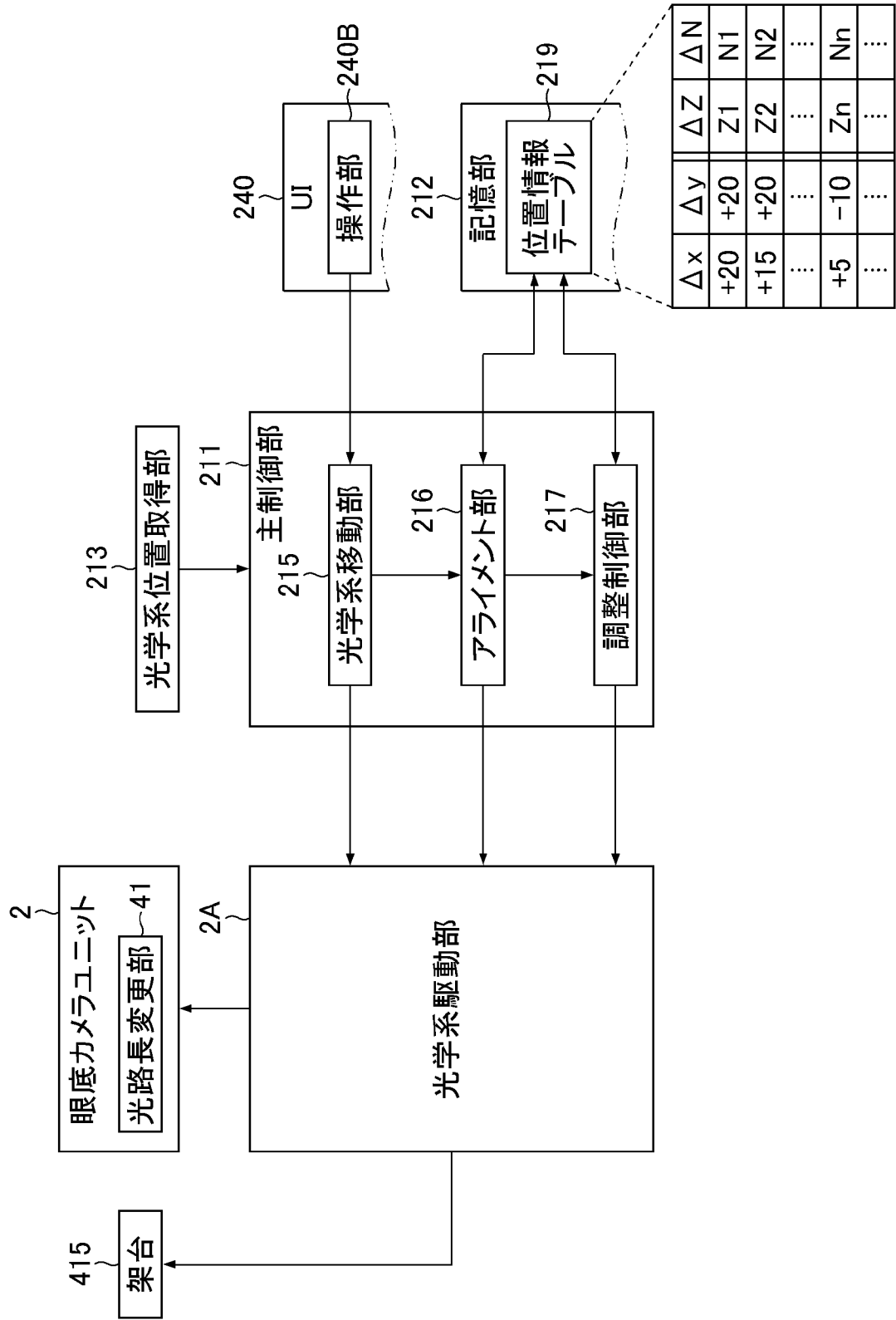
(B)



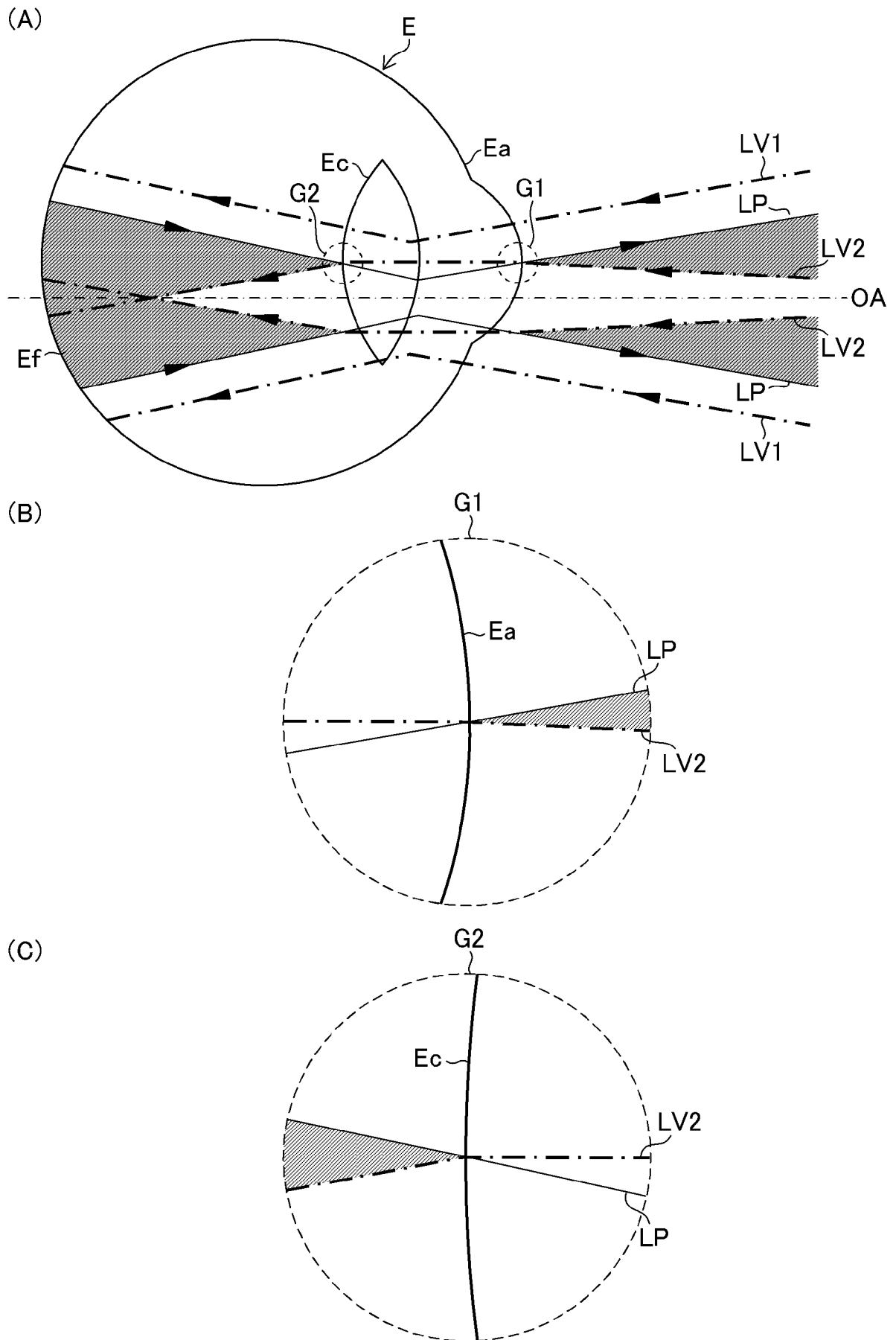
(C)



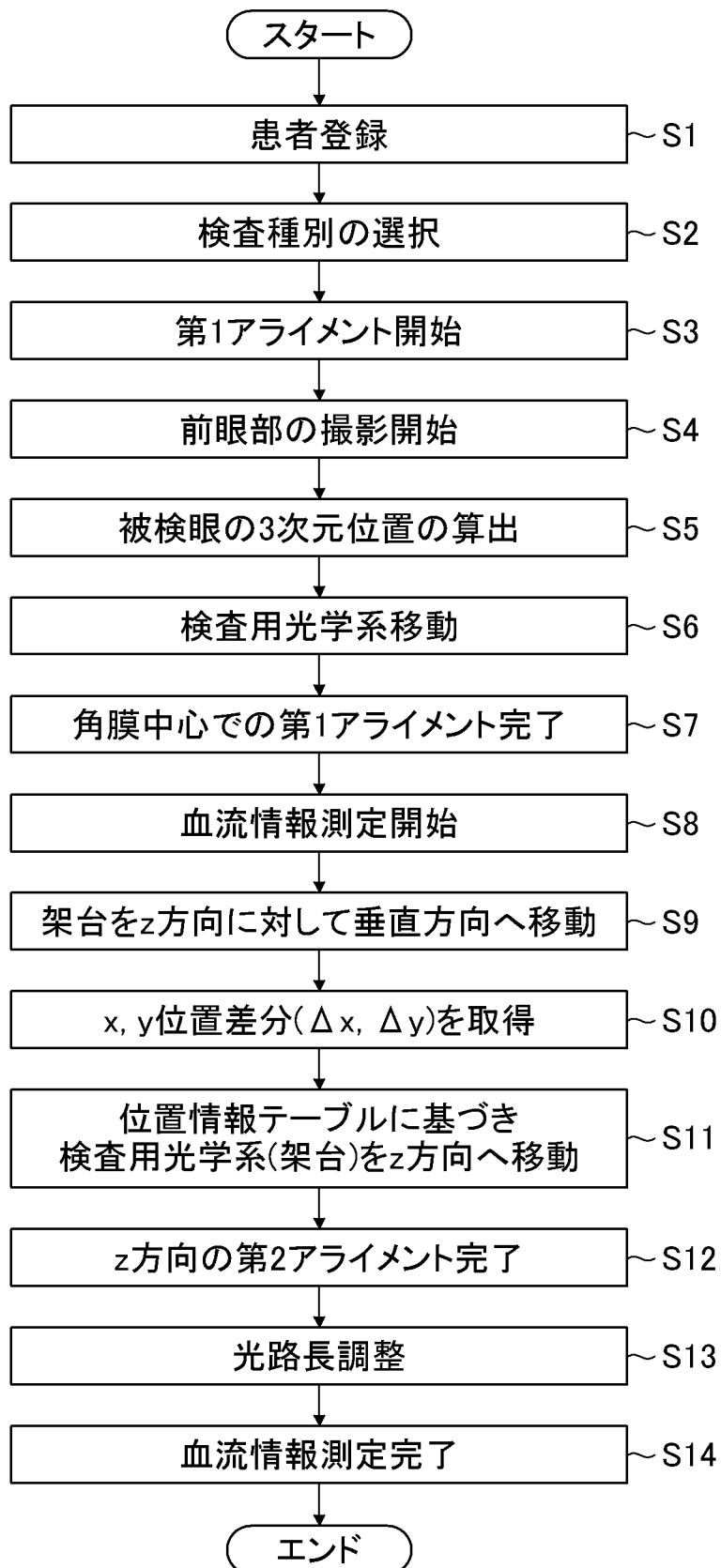
[図9]



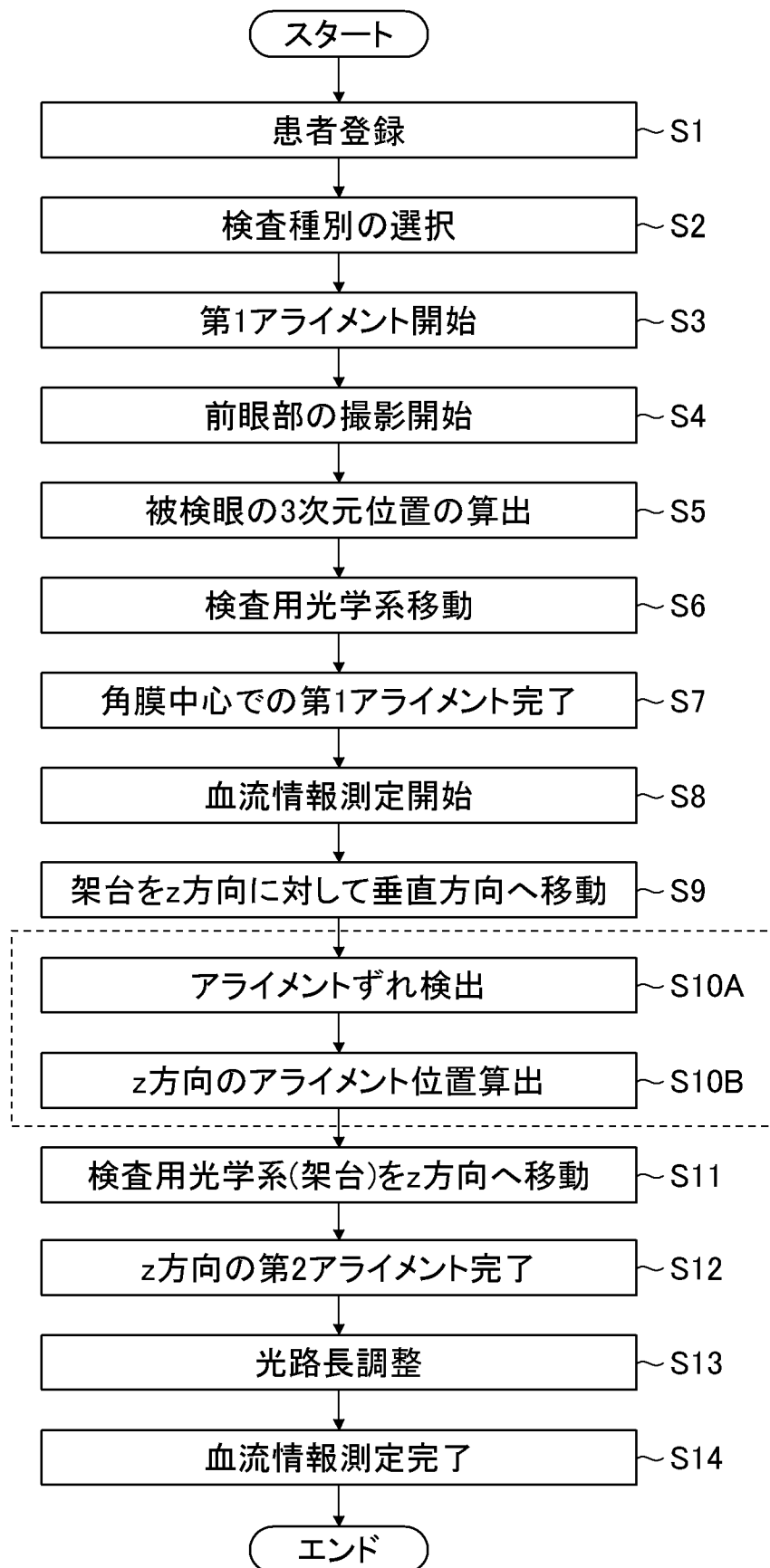
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/001113

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/10(2006.01)i, A61B3/15(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)

A61B3/10, A61B3/15

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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 2013-244363 A (Nidek Co., Ltd.), 09 December 2013 (09.12.2013), claim 1; paragraphs [0039], [0040] (Family: none)	1-5
A	JP 2015-150074 A (Canon Inc.), 24 August 2015 (24.08.2015), paragraphs [0026] to [0028]; fig. 4 (Family: none)	1-5
A	JP 2012-196324 A (Nidek Co., Ltd.), 18 October 2012 (18.10.2012), claims 1 to 7; paragraphs [0022] to [0024] & US 2012/0242955 A1 paragraphs [0033] to [0035]; claims 1 to 8 & US 9033503 B2	1-5

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"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

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
03 February 2017 (03.02.17)

Date of mailing of the international search report
14 February 2017 (14.02.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/001113

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 2014-113385 A (Topcon Corp.), 26 June 2014 (26.06.2014), entire text; all drawings & US 2015/0313468 A1 entire text; all drawings & WO 2014/091992 A1 & EP 2932888 A1	1-5

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/15(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. A61B3/10, A61B3/15

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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 2013-244363 A（株式会社ニデック）2013.12.09, 請求項1, 段落[0039],[0040]（ファミリーなし）	1-5
A	JP 2015-150074 A（キヤノン株式会社）2015.08.24, 段落[0026]-[0028], 第4図（ファミリーなし）	1-5
A	JP 2012-196324 A（株式会社ニデック）2012.10.18, 請求項1-7, 段落[0022]-[0024] & US 2012/0242955 A1 段落[0033]-[0035], 請求項1-8 & US 9033503 B2	1-5

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

03.02.2017

国際調査報告の発送日

14.02.2017

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 2014-113385 A (株式会社トプコン) 2014.06.26, 全文, 全図 & US 2015/0313468 A1 全文, 全図 & WO 2014/091992 A1 & EP 2932888 A1	1-5