

(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6月22日(22.06.2017)



(10) 国際公開番号

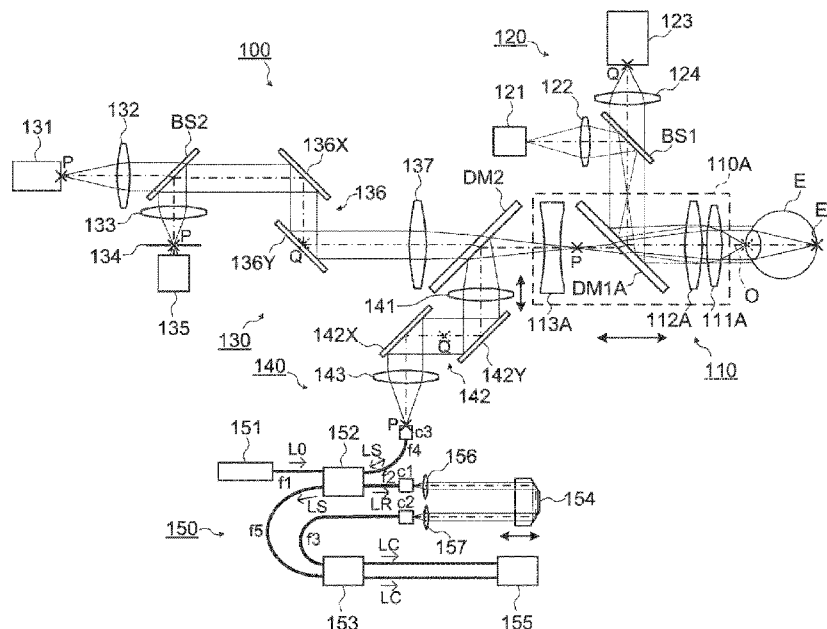
WO 2017/104162 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/072437
- (22) 国際出願日: 2016年7月29日(29.07.2016)
- (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 2015-246945 2015年12月18日(18.12.2015) 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: 廣瀬 僚一(HIROSE, Ryoichi); 〒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). 石鍋 郁夫(ISHINABE, Ikuo); 〒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). 山口 達夫(YAMAGUCHI, Tatsuo); 〒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: 榎並智和(ENAMI Tomokazu); 〒1600022 東京都新宿区新宿6丁目7-1 エルプリメント新宿618 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, 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), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ (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



(57) Abstract: An ophthalmic device according to an embodiment of the present invention is provided with a first objective lens system, an optical system, an anterior eye segment photographing system, and a first optical-path combining member. The first objective lens system includes two or more lenses. The optical system includes a projection system which projects light onto a target eye via the first objective lens system. The anterior eye segment photographing system is used for photographing an anterior eye segment of the target eye. The first optical-path combining member is disposed between the two or more lenses, and combines an optical path of the optical system and an optical path of the anterior eye segment photographing system.

(57) 要約: 実施形態の眼科装置は、第1対物レンズ系と、光学系と、前眼部撮影系と、第1光路結合部材とを含む。第1対物レンズ系は、2以上のレンズを含む。光学系は、第1対物レンズ系を介して対象眼に光を投射する投射系を含む。前眼部撮影系は、対象眼の前眼部を撮影するために用いられる。第1光路結合部材は、2以上のレンズの間に配置され、光学系の光路と前眼部撮影系の光路とを結合する。

WO 2017/104162 A1

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))

明 細 書

発明の名称：眼科装置

技術分野

[0001] この発明は、眼科装置に関する。

背景技術

[0002] 眼疾患のスクリーニングや治療などを行うための眼科装置には、簡便に広い視野で被検眼の眼底などの観察や撮影が可能なものが求められている。このような眼科装置として、走査型レーザー検眼鏡（Scanning Laser Ophthalmoscope：以下、SLO）が知られている。SLOは、光で眼底をスキャンし、その戻り光を受光デバイスで検出することにより眼底の画像を形成する装置である。

[0003] 一般に、眼科装置を用いて広い視野で眼底などの観察等を行うためには対物レンズの径を大きくする必要がある。しかし、対物レンズの大径化は、装置のコスト高及び大型化を招く。そこで、対物レンズの大径化を抑制しつつ、広い視野で眼底などの観察等を行うための手法が種々提案されている。

[0004] 例えば特許文献1には、対物レンズ系に含まれるコンタクトレンズを被検眼の角膜に接触させることにより被検眼の広角画像を取得する手法が開示されている。また、例えば特許文献2には、楕円面鏡を用いて被検眼の広角画像を取得するための眼科装置において、前眼部撮影系を設け、前眼部撮影系で被検眼の前眼部を撮影する手法が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：欧州特許出願公開第1308124号明細書

特許文献2：米国特許第5815242号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、特許文献1に開示された手法では、コンタクトレンズを用

いるため、安全性の観点で、被検眼に対して光学系の位置合わせを行うためのアライメントを実行することが困難である。それにより、ユーザにとって当該装置の利便性に欠けるという問題がある。

[0007] これに対して、特許文献2では、前眼部観察系を用いて取得された被検眼の前眼部の画像から被検眼の位置を特定することが可能である。ところが、特許文献2に開示された手法であっても、被検眼の広角画像を取得するためには楕円面鏡のサイズが大きくなり、被検眼の画像の広角化と装置の小型化とを両立させることができないという問題がある。

[0008] 以上のように、従来の技術では、装置の小型化を図りつつ、広い視野で被検眼の眼底の観察等を行うために被検眼の広い範囲に光を照射することが困難であった。

[0009] この発明は、このような問題を解決するためになされたものであり、その目的は、装置の小型化を図りつつ、被検眼の広い範囲に光を照射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] 実施形態に係る眼科装置は、第1対物レンズ系と、光学系と、前眼部撮影系と、第1光路結合部材とを含む。第1対物レンズ系は、2以上のレンズを含む。光学系は、第1対物レンズ系を介して対象眼に光を投射する投射系を含む。前眼部撮影系は、対象眼の前眼部を撮影するために用いられる。第1光路結合部材は、2以上のレンズの間に配置され、光学系の光路と前眼部撮影系の光路とを結合する。

発明の効果

[0011] 実施形態によれば、装置の小型化を図りつつ、被検眼の広い範囲に光を照射可能な眼科装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]実施形態に係る眼科装置の光学系の構成の一例を示す概略図である。

[図2]実施形態に係る眼科装置の光学系の構成の一例を示す概略図である。

[図3]実施形態に係る眼科装置の光学系の構成の一例を示す概略図である。

[図4]実施形態に係る眼科装置の処理系の構成の一例を示す概略図である。

[図5]実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図である。

[図6]実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図である。

[図7]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[図8]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

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例について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、この明細書において引用された文献の記載内容や任意の公知技術を、以下の実施形態に援用することが可能である。

[0014] 実施形態に係る眼科装置は、光スキャナを用いて光源からの光を偏向し、偏向された光を被検眼（対象眼、患者眼）に照射することにより、被検眼の瞳孔を通して光を被検眼の後眼部（眼底、硝子体等）の広い範囲に照射することが可能な装置である。このような構成は、後眼部に光を照射することが可能な任意の眼科装置に適用することができる。このような後眼部に光を照射することが可能な眼科装置には、レーザー光を眼底における治療部位に照射するためのレーザー治療装置や、被検眼に固視させた状態で視標を移動させながら被検者（患者）の応答に基づき視野を測定するための視野計などがある。

[0015] また、実施形態に係る眼科装置は、被検眼の後眼部からの戻り光を受光することにより当該後眼部における所定データの分布（画像や層厚分布や病変分布など）を形成することが可能である。このような構成は、後眼部を光で走査してデータを取得可能な任意の眼科装置に適用することができる。このような後眼部を光で走査してデータを取得可能な眼科装置には、共焦点光学系を用いたレーザー走査により眼底の正面画像を得るSLOや、光コヒーレンストモグラフィ（Optical Coherence Tomography：以下、OCT）を用いて眼底の断層像を得る光干渉断層計や、SLOの機能と光干渉断層計の機能とを組み合わせた複合機などがある。以下、実施形態に係る眼科装置が、SLOの機能と光干渉断層計の機能とを有する

場合について説明する。

[0016] 以下では、被検者から見て左右方向をX方向とし、上下方向をY方向とし、被検者から見て光学系の奥行き方向をZ方向として説明する。

[0017] [光学系]

図1～図3に、実施形態に係る眼科装置の光学系の構成例を示す。実施形態に係る眼科装置は、撮影モードに対応した範囲の被検眼の画像を取得することが可能である。眼科装置は、撮影モードに対応した対物レンズユニットを光学系の光軸に選択的に配置することが可能である。

[0018] 図1は、広角（広画角）撮影モードに設定されているときの眼科装置の光学系の構成例を表す。図2は、撮影モードに応じて切り替え可能な実施形態に係る対物レンズ系の構成例を表す。図2において、図1と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。図3は、高倍率撮影モードに設定されているときの眼科装置の光学系の構成例を表す。図3において、図1又は図2と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。図1及び図3では、被検眼Eの眼底E fと光学的に共役な位置が眼底共役位置Pとして図示され、被検眼Eの瞳と光学的に共役な位置が瞳共役位置Qとして図示されている。

[0019] 光学系100は、対物レンズ系110を介して被検眼に光を投射する投射系と、投射系により被検眼Eに投射された光の戻り光を対物レンズ系110を介して受光する受光系とを含む。眼科装置は、受光系による受光結果に基づいて画像を形成する。実施形態に係る眼科装置は、SLO画像及びOCT画像を形成することが可能である。すなわち、光学系100は、SLO光学系130と、OCT光学系140とを含む。SLO光学系130は、SLO投射系と、SLO受光系とを含む。OCT光学系140は、OCT投射系と、OCT受光系とを含む。

[0020] 眼科装置には、被検眼の前眼部を撮影するための前眼部撮影系（前眼部観察系）120が設けられている。光学系100は、対物レンズ系110や前眼部撮影系120と共に、図示しない移動機構（後述の移動機構100D）

によりX方向、Y方向及びZ方向に移動可能である。眼科装置は、前眼部撮影系120により得られた被検眼Eの前眼部画像に基づいて移動機構により光学系100等を移動することにより、被検眼Eに対して光学系100の位置合わせを行うためのアライメントを行うことが可能である。以下では、光学系100が対物レンズ系110や前眼部撮影系120を含む場合について説明するが、光学系100がこれらを含まない構成であってもよい。

[0021] (対物レンズ系)

眼科装置は、撮影モードに応じた対物レンズユニットを光学系100の光軸Oに配置することが可能である。この実施形態では、撮影モードには、第1範囲（例えば画角が100度）で被検眼Eの画像を撮影する広角撮影モードと、第1範囲より狭い第2範囲（例えば画角が50度）で被検眼Eの画像を撮影する高倍率撮影モードとがある。

[0022] 対物レンズ系110は、対物レンズユニット110A、110Bを含む（図2参照）。例えば、公知の回転機構又はスライド機構により対物レンズユニット110A、110Bを手動で光軸Oに選択的に配置させることが可能である。広角撮影モードでは、光学系100の光軸に対物レンズユニット110Aの光軸が一致するように配置される（図1）。高倍率撮影モードでは、光軸Oに対物レンズユニット110Bの光軸が一致するように配置される（図3）。

[0023] 対物レンズユニット110Aは、2以上のレンズを含む。2以上のレンズの間には、ダイクロイックミラーDM1Aが設けられる。例えば、対物レンズユニット110Aは、凸レンズ111A、112Aと、凹レンズ113Aとを含むレンズユニット（ナグラータイプ）であってよい。被検眼Eの側から凸レンズ111A、112A、及び凹レンズ113Aの順序で配置されている。凸レンズ112Aと凹レンズ113Aとの間にダイクロイックミラーDM1Aが配置されている。ダイクロイックミラーDM1Aは、広角撮影モードにおいて、SLO光学系130の光路及びOCT光学系140の光路の双方に前眼部撮影系120の光路を結合する光路結合部材である。ダイクロ

イックミラーDM1Aと凹レンズ113Aとの間に眼底（網膜）と光学的に共役な位置（眼底共役位置）P又はその近傍が配置されている。対物レンズユニット110Aは、ダイクロイックミラーDM1Aを含んでもよい。

[0024] ダイクロイックミラーDM1Aは、SLO光学系130からの光（SLO光）、その被検眼Eからの戻り光、OCT光学系140からの光（OCT光、測定光）及びその被検眼Eからの戻り光を透過させる。ダイクロイックミラーDM1Aは、前眼部撮影系120からの光を被検眼Eに向けて反射し、その被検眼Eからの戻り光を前眼部撮影系120に向けて反射する。

[0025] 対物レンズユニット110Bは、少なくとも1つのレンズを含む。当該少なくとも1つのレンズに対して光源（SLO光源及びOCT光源）側にダイクロイックミラーDM1Bが設けられる。例えば、対物レンズユニット110Bは、凸レンズ111Bを含んでもよい。ダイクロイックミラーDM1Bは、高倍率撮影モードにおいて、SLO光学系130の光路及びOCT光学系140の光路の双方に前眼部撮影系120の光路を結合する光路結合部材である。対物レンズユニット110Bは、ダイクロイックミラーDM1Bを含んでもよい。

[0026] ダイクロイックミラーDM1Bは、ダイクロイックミラーDM1Aと同様に、SLO光学系130からの光（SLO光）、その被検眼Eからの戻り光、OCT光学系140からの光（OCT光、測定光）及びその被検眼Eからの戻り光を透過させる。また、ダイクロイックミラーDM1Bは、前眼部撮影系120からの光を被検眼Eに向けて反射し、その被検眼Eからの戻り光を前眼部撮影系120に向けて反射する。光軸Oに対物レンズユニット110Bが配置されているときの光軸O上におけるダイクロイックミラーDM1Bの位置は、光軸Oに対物レンズユニット110Aが配置されているときの光軸O上におけるダイクロイックミラーDM1Aの位置と略同じであってよい。それにより、撮影モードを変更したとき、前眼部撮影系120の位置や向きの調整が不要になる。

[0027] 対物レンズユニット110Aが凸レンズ111A、112Aと凹レンズ1

13Aだけを含み、対物レンズユニット110Bが凸レンズ111Bだけを含んでもよい。それにより、光軸Oに配置される対物レンズユニットを切り替えたときにダイクロイックミラーDM1A、DM1Bを1つのダイクロイックミラーで共用することが可能である。

[0028] 対物レンズ系110は、図示しない移動機構（後述の移動機構110D）により光軸Oに沿って移動可能である。それにより、光学系100に対して対物レンズ系110をZ方向に移動することが可能になり、SLO光学系130及びOCT光学系140の双方の焦点位置を変更することができる。

[0029] 以下、主として、光軸Oに対物レンズユニット110Aが配置されている場合について説明する。

[0030] （前眼部撮影系）

前眼部撮影系120は、前眼部照明光源121と、コリメートレンズ122と、前眼部撮影カメラ123と、結像レンズ124と、ビームスプリッタBS1とを含む。ビームスプリッタBS1は、被検眼Eの前眼部を照明するための照明光の光路に、その戻り光の光路を結合する光路結合部材である。

[0031] 前眼部照明光源121は、被検眼Eの前眼部を照明するための光源である。前眼部撮影カメラ123は、前眼部照明光源121により照明された被検眼Eの前眼部からの反射光（戻り光）を検出するための撮像素子を備えている。前眼部照明光源121には、例えば、中心波長が950nmの光を発するLEDが用いられる。前眼部照明光源121により発せられた光は、コリメートレンズ122により平行光束とされる。平行光束とされた照明光は、ビームスプリッタBS1によりダイクロイックミラーDM1Aに向けて反射される。ビームスプリッタBS1により反射された照明光は、ダイクロイックミラーDM1Aにより被検眼Eに向けて偏向される。被検眼Eからの照明光の戻り光は、ダイクロイックミラーDM1Aにより反射され、ビームスプリッタBS1を透過する。ビームスプリッタBS1を透過した戻り光は、結像レンズ124により前眼部撮影カメラ123における撮像素子の検出面に集光される。撮像素子の検出面は、瞳共役位置（前眼部共役位置）Q又はそ

の近傍に配置されている。撮像素子は、例えば、CCD又はCMOSイメージセンサにより構成されている。撮像素子による被検眼Eの前眼部からの戻り光の検出結果は、前眼部の画像の形成に用いられる。

[0032] (SLO光学系)

SLO光学系130の光路とOCT光学系140の光路とは、ダイクロイックミラーDM2により結合される。SLO光学系130の少なくとも一部がテレセントリック光学系として形成されている。同様に、OCT光学系140の少なくとも一部がテレセントリック光学系として形成されている。ダイクロイックミラーDM2は、SLO光学系130のテレセントリック光学系により形成される光路とOCT光学系140のテレセントリック光学系により形成される光路とを結合する。それにより、対物レンズ系110の移動により光学系100の焦点位置を変更した場合でも瞳（例えば対物レンズ系110による射出瞳）の収差が小さくなるため、合焦状態の調整が容易になる。

[0033] ダイクロイックミラーDM1A（DM1B）、DM2は、ねじれの状態を保持した状態で光軸Oに配置されていることが望ましい。ダイクロイックミラーDM1A（DM1B）は、SLO光学系130の光路及びOCT光学系140の光路（光学系100の光路）を導かれる光の少なくとも一部及び前眼部撮影系120の光路を導かれる光の少なくとも一部のうち一方の光を反射し、かつ、他方の光を透過させる第1光学面を備えている。ダイクロイックミラーDM2は、SLO光学系130の光路を導かれる光の少なくとも一部及びOCT光学系140の光路を導かれる光の少なくとも一部のうち一方の光を反射し、かつ、他方の光を透過させる第2光学面を備えている。ダイクロイックミラーDM1A（DM1B）、DM2は、第1光学面の法線とSLO光学系130の光軸とを含む平面と、第2光学面の法線とSLO光学系130の光軸とを含む平面とが互いに直交する、又は略直交するように配置されている。それにより、図3に示す高倍率撮影モードでは、ダイクロイックミラーDM1BとダイクロイックミラーDM2との間に凹レンズ113A

が配置されないため、ダイクロイックミラーDM1BとダイクロイックミラーDM2とにより非点収差を除去、又は非点収差を極めて小さくすることができるので、画質の劣化を抑えることが可能になる。一方、図1に示す広角撮影モードでは、高倍率撮影モード時よりも画像の粗さが許容されるため、非点収差の残存に起因する画質への影響は小さくて済む。

[0034] SLO光学系130は、SLO光源131と、コリメートレンズ132と、ビームスプリッタBS2と、集光レンズ133と、共焦点絞り134と、検出器135と、光スキャナ136と、レンズ137とを含む。ビームスプリッタBS2は、被検眼Eに投射されるSLO光の光路に、その戻り光の光路を結合する光路結合部材である。

[0035] SLO光源131は、例えば中心波長が840nmの光を発するものが用いられる。SLO光源131として、例えばレーザーダイオード(Laser Diode: 以下、LD)、スーパールミネセントダイオード(Super Luminescent Diode: SLD)、レーザードリブンライトソース(Laser Driven Light Source: LDLS)などが挙げられる。SLO光源131は、眼底(網膜)と光学的に共役な位置(眼底共役位置)P又はその近傍に配置されている。

[0036] SLO光源131から発せられた光は、コリメートレンズ132により平行光束とされる。平行光束とされた光は、ビームスプリッタBS2を透過する。ビームスプリッタBS2を透過した光は、光スキャナ136により偏向される。光スキャナ136は、SLO光源131からの光で被検眼Eの眼底Efを走査するために用いられる。光スキャナ136は、X方向に光を偏向させる光スキャナ136Xと、Y方向に光を偏向させる光スキャナ136Yとを含む。光スキャナ136Xは、その傾きが変更可能なミラーであり、後述の制御部200により反射面の傾きが制御される。光スキャナ136は、例えば、眼底面内の水平方向の走査に用いられる。光スキャナ136Xの被検眼Eの側には、光スキャナ136Yが配置されている。光スキャナ136Yは、その傾きが変更可能なミラーであり、制御部200により反射面の傾

きが制御される。光スキャナ136Yは、例えば、水平方向に直交する眼底面内の垂直方向の走査に用いられる。光スキャナ136X及び光スキャナ136Yのいずれか一方は、ガルバノミラーなどの低速スキャナであり、他方は、レゾナントミラーやポリゴンミラー、或いはMEMS (Micro Electro Mechanical Systems: 以下、MEMS) ミラーなどの高速スキャナであってよい。光スキャナ136Yの反射面は、被検眼Eの瞳と光学的に共役な位置（瞳共役位置）Q又はその近傍に配置されている。光スキャナ136Yの被検眼Eの側には、レンズ137と、ダイクロイックミラーDM2とが配置されている。光スキャナ136により偏向されたSLO光源131からの光は、レンズ137及びダイクロイックミラーDM2を透過し、対物レンズ系110を介して被検眼Eに投射される。

[0037] 被検眼Eに投射されたSLO光源131からの光の戻り光は、同じ光路を經由してビームスプリッタBS2により検出器135に向けて反射される。ビームスプリッタBS2と検出器135との間には、集光レンズ133と共焦点絞り134とが配置されている。集光レンズ133は、ビームスプリッタBS2により反射された光を集光する。集光レンズ133により集光された光は、共焦点絞り134に形成された開口を通過し、検出器135の検出面に入射する。共焦点絞り134に形成された開口は、眼底（網膜）と光学的に共役な位置（眼底共役位置）P又はその近傍に配置されている。検出器135は、例えば、アバランシェフォトダイオード (Avalanche Photodiode: APD) 又は光電子増倍管 (Photomultiplier Tube: PMT) により構成されている。

[0038] (OCT光学系)

OCT光学系140は、合焦レンズ141と、光スキャナ142と、コリメートレンズ143と、干渉光学系150とを含む。干渉光学系150は、OCT光源151と、ファイバーカップラ152、153と、プリズム154と、検出器155とを含む。

[0039] 合焦レンズ141は、図示しない移動機構（後述の移動機構141D）に

よりOCT光学系140の光軸（光路）に沿って移動可能である。それにより、SLO光学系130とは独立にOCT光学系140の焦点位置を変更することが可能になる。従って、例えば対物レンズ系110の移動によりSLO光学系130及びOCT光学系140の合焦状態が調整された後、合焦レンズ141の移動によりOCT光学系140の合焦状態の微調整を行うことができる。

[0040] 光スキャナ142は、OCT光源151からの光に基づく測定光で被検眼Eの眼底Efを走査するために用いられる。光スキャナ142は、X方向に光を偏向させる光スキャナ142Xと、Y方向に光を偏向させる光スキャナ142Yとを含む。光スキャナ142Xは、その傾きが変更可能なミラーであり、制御部200により反射面の傾きが制御される。光スキャナ142は、例えば、眼底面内の水平方向の走査に用いられる。光スキャナ142Xの被検眼Eの側には、光スキャナ142Yが配置されている。光スキャナ142Yは、その傾きが変更可能なミラーであり、制御部200により反射面の傾きが制御される。光スキャナ142Yは、例えば、水平方向に直交する眼底面内の垂直方向の走査に用いられる。光スキャナ142X及び光スキャナ142Yのいずれか一方は、低速なガルバノミラーなどの低速スキャナであり、他方は、高速なガルバノミラーなどの高速スキャナであってよい。光スキャナ142X、142Yの中間位置は、被検眼Eの瞳と光学的に共役な位置（瞳共役位置）Q又はその近傍に配置されている。光スキャナ142YのOCT光源151の側には、コリメートレンズ143が配置されている。

[0041] 干渉光学系150には、被検眼E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、従来のスウェプトソースタイプのOCT装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、波長掃引型（波長走査型）光源からの光を測定光と参照光とに分割し、被検眼Eからの測定光の戻り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、この干渉光を検出する干渉光学系である。干渉光学系による干渉光の検出結果（検出信号）は、干渉光のスペクトルを示す信号である。なお、干渉光学系150

は、スウェプトソースタイプのOCT装置ではなく、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していてもよい。

[0042] OCT光源151は、OCT光（出射光）の波長を掃引（走査）可能な波長掃引型（波長走査型）光源である。波長掃引型光源には、例えば、共振器を含み、中心波長が1050nmの光を発するレーザー光源が用いられる。OCT光源151は、人眼では視認できない近赤外の波長帯において、出力波長を時間的に変化させる。

[0043] OCT光源151から出力された光L0は、光ファイバf1によりファイバーカプラ152に導かれて測定光LSと参照光LRとに分割される。

[0044] 参照光LRは、光ファイバf2によりファイバ出射端c1に導かれて、ファイバ出射端c1からコリメートレンズ156に照射される。ファイバ出射端c1から出射された参照光LRは、コリメートレンズ156により平行光束とされる。平行光束とされた参照光LRは、プリズム154に導かれる。プリズム154は、コリメートレンズ156により平行光束とされた参照光LRの進行方向を逆方向に折り返す。プリズム154に入射する参照光LRの光路と、プリズム154から出射する参照光LRの光路とは平行である。プリズム154は、図示しない移動機構（後述の移動機構154D）により参照光LRの入射光路及び出射光路に沿う方向に移動可能である。この場合、移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。それにより、参照光LRの光路の長さが変更される。

[0045] プリズム154を経由した参照光LRは、コリメートレンズ157によって平行光束から集束光束に変換されてファイバ入射端c2に入射し、光ファイバf3によりファイバーカプラ153に導かれる。なお、コリメートレンズ156、157とプリズム154との間に、光路長補正部材や分散補償部材が配置されていてもよい。光路長補正部材は、参照光LRの光路長（光学

距離)と測定光L Sの光路長とを合わせるための遅延手段として作用する。

分散補償部材は、参照光L Rと測定光L Sとの間の分散特性を合わせるための分散補償手段として作用する。

[0046] 一方、ファイバーケーブル152により生成された測定光L Sは、光ファイバf4によりファイバ端c3に導かれる。ファイバ端c3に導かれた測定光L Sは、コリメートレンズ143に照射される。ファイバ端c3から照射された測定光L Sは、コリメートレンズ143により平行光束とされる。平行光束にされた測定光L Sは、光スキャナ142及び合焦レンズ141を經由してダイクロイックミラーDM2に到達する。測定光L Sは、ダイクロイックミラーDM2により反射され、対物レンズ系110により屈折されて被検眼Eに照射される。測定光L Sは、被検眼Eの様々な深さ位置において散乱(反射を含む)される。このような後方散乱光を含む測定光L Sの戻り光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバーケーブル152に導かれ、光ファイバf5を經由してファイバーケーブル153に到達する。

[0047] ファイバーケーブル153は、光ファイバf5を介して入射された測定光L Sと、光ファイバf3を介して入射された参照光L Rとを合成して(干渉させて)干渉光を生成する。ファイバーケーブル153は、所定の分岐比(例えば1:1)で、測定光L Sと参照光L Rとの干渉光を分岐することにより、一对の干渉光L Cを生成する。ファイバーケーブル153から出射した一对の干渉光L Cは、検出器155に導かれる。

[0048] 検出器155は、例えば一对の干渉光L Cをそれぞれ検出する一对のフォトディテクタを有し、これらによる検出結果の差分を出力するバランスドフォトダイオード(Balanced Photo Diode)である。検出器155は、その検出結果(検出信号)を図示しないDAQ(Data Acquisition System)に送る。DAQには、OCT光源151からクロックが供給される。このクロックは、OCT光源151において、波長掃引型光源により所定の波長範囲内で掃引(走査)される各波長の出力タイミングに同期して生成される。DAQは、このクロックに基づき

、検出器 155 の検出結果をサンプリングし、後述の画像形成部等にする。画像形成部は、例えば一連の波長走査毎に（A ライン毎に）、検出器 155 により得られた検出結果に基づくスペクトル分布にフーリエ変換等を施すことにより、各 A ラインにおける反射強度プロファイルを形成する。更に、画像形成部は、各 A ラインの反射強度プロファイルを画像化することにより画像データを形成する。

[0049] [処理系]

図 4 に、実施形態に係る眼科装置の処理系の構成例を示す。図 4 において、図 1 及び図 3 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0050] (制御部)

実施形態に係る眼科装置の処理系は、制御部 200 を中心に構成される。制御部 200 は、眼科装置の各部の制御を行う。制御部 200 は、主制御部 201 と、記憶部 202 とを含む。主制御部 201 の機能は、例えばマイクロプロセッサにより実現される。記憶部 202 には、眼科装置を制御するためのコンピュータプログラムがあらかじめ格納される。このコンピュータプログラムには、各種の光源制御用プログラム、光スキャナ制御用プログラム、各種の検出器制御用プログラム、画像形成用プログラム、データ処理用プログラム及びユーザインターフェイス用プログラムなどが含まれる。このようなコンピュータプログラムに従って主制御部 201 が動作することにより、制御部 200 は制御処理を実行する。

[0051] 対物レンズ系 110 に対する制御として、対物レンズ系 110 を光軸 O に沿って移動させる移動機構 110D に対する制御などがある。例えば、移動機構 110D には、移動機構 110D を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。主制御部 201 は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより、移動機構 110D に対する制御を行う。

[0052] S L O 光学系 1 3 0 に対する制御として、S L O 光源 1 3 1 の制御、光スキャナ 1 3 6 の制御、検出器 1 3 5 の制御などがある。S L O 光源 1 3 1 の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。光スキャナ 1 3 6 の制御には、光スキャナ 1 3 6 X による走査位置や走査範囲の制御、光スキャナ 1 3 6 Y による走査位置や走査範囲の制御などがある。検出器 1 3 5 の制御には、検出素子の露光調整やゲイン調整や検出レート調整などがある。

[0053] O C T 光学系 1 4 0 に対する制御として、O C T 光源 1 5 1 の制御、光スキャナ 1 4 2 の制御、移動機構 1 4 1 D や移動機構 1 5 4 D の制御、検出器 1 5 5 の制御などがある。O C T 光源 1 5 1 の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。光スキャナ 1 4 2 の制御には、光スキャナ 1 4 2 X による走査位置や走査範囲の制御、光スキャナ 1 4 2 Y による走査位置や走査範囲の制御などがある。移動機構 1 4 1 D は、O C T 光学系 1 4 0 の光路に沿って合焦レンズ 1 4 1 を移動する。例えば、移動機構 1 4 1 D には、移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。主制御部 2 0 1 は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより、移動機構 1 4 1 D に対する制御を行う。移動機構 1 5 4 D は、プリズム 1 5 4 を参照光 L R の入射光路及び出射光路に沿う方向に移動する。例えば、移動機構 1 5 4 D には、移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。主制御部 2 0 1 は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより、移動機構 1 5 4 D に対する制御を行う。検出器 1 5 5 の制御には、検出素子の露光調整やゲイン調整や検出レート調整などがある。

- [0054] 前眼部撮影系 120 に対する制御として、前眼部照明光源 121 の制御、前眼部撮影カメラ 123 の制御などがある。前眼部照明光源 121 の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。前眼部撮影カメラ 123 の制御には、撮像素子の露光調整やゲイン調整や撮影レート調整などがある。
- [0055] 光学系 100 に対する制御として、光学系 100（ダイクロイックミラー DM1A、DM1B、前眼部撮影系 120 を含む）を X 方向、Y 方向及び Z 方向に移動する移動機構 100D の制御などがある。例えば、移動機構 100D には、移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。主制御部 201 は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより、移動機構 100D に対する制御を行う。
- [0056] 主制御部 201 は、アライメント制御部 201A と、トラッキング制御部 201B と、表示制御部 201C とを含む。
- [0057] アライメント制御部 201A は、被検眼 E に対して光学系 100 の位置合わせを行うためのアライメントの実行を制御する。アライメント制御部 201A は、前眼部撮影系 120 により得られた被検眼 E の前眼部画像に基づいて移動機構 100D、110D を制御する。アライメント制御部 201A は、例えば、前眼部撮影系 120 により得られた被検眼 E の前眼部画像中の特徴部位を特定し、特定された特徴部位の位置と所定の目標位置とのずれ量がキャンセルされるように光学系 100 等の移動量を求める。アライメント制御部 201A は、求められた移動量に基づいて移動機構 100D を制御することにより被検眼 E に対して光学系 100 の位置合わせを行う（XY 方向）。目標位置は、あらかじめ決められた位置であってもよいし、UI 部 230 を用いて指定された前眼部画像中の位置であってもよい。
- [0058] アライメント制御部 201A は、例えば、前眼部撮影系 120 により得ら

れた被検眼Eの前眼部画像の合焦状態（ぼけ具合）を特定し、特定された合焦状態が所望の合焦状態となるように対物レンズ系110のZ方向の移動量を求めることが可能である。アライメント制御部201Aは、求められた移動量に基づいて移動機構100D、110Dを制御することにより、被検眼Eに対する光学系100及び対物レンズ系110の位置合わせを行う（Z方向）。なお、2以上のカメラを用いて互いに異なる方向から前眼部を撮影し、視差が設けられた2以上の画像から3次的に合焦状態を特定し、特定された合焦状態が所望の合焦状態となるように対物レンズ系110のZ方向の移動量を求めてもよい。

[0059] アライメント制御部201Aは、SLO光学系130により得られたSLO画像に基づいて移動機構110Dを制御することにより被検眼Eに対する対物レンズ系110の位置合わせ（Z方向）を行ってもよい。この場合、アライメント制御部201Aは、取得されたSLO画像の合焦状態（ぼけ具合）を特定し、特定された合焦状態が所望の合焦状態となるように対物レンズ系110のZ方向の移動量を求める。アライメント制御部201Aは、求められた移動量に基づいて移動機構110Dを制御する。

[0060] トラッキング制御部201Bは、SLO光学系130により得られた被検眼EのSLO画像に対するトラッキングを制御する。トラッキング制御部201Bは、例えば、所定のタイミングでSLO画像中の特徴部位を特定し、特定された特徴部位の位置が変化したとき、その位置のずれ量がキャンセルされるように移動量を求める。トラッキング制御部201Bは、求められた移動量に基づいてSLO画像に対するトラッキングを制御する。

[0061] また、トラッキング制御部201Bは、OCT光学系140により得られた被検眼EのOCT画像に対するトラッキングをSLO画像に基づいて制御する。トラッキング制御部201Bは、例えば、所定のタイミングでSLO画像中の特徴部位を特定し、特定された特徴部位の位置が変化したとき、その位置のずれ量がキャンセルされるように移動量を求める。トラッキング制御部201Bは、求められた移動量に基づいてOCT画像に対するトラッキ

ングを制御する。トラッキング制御部 201B は、データ処理部 220 に設けられていてもよい。

[0062] 表示制御部 201C は、各種情報を後述の UI 部 230 に表示させる。UI 部 230 に表示される情報には、制御部 200 により生成された情報、画像形成部 210 により形成された画像、データ処理部 220 によるデータ処理後の情報などがある。

[0063] (画像形成部)

画像形成部 210 は、SLO 画像形成部 210A と、OCT 画像形成部 210B とを含む。SLO 画像形成部 210A は、検出器 135 から入力される検出信号と、制御部 200 から入力される画素位置信号とに基づいて、SLO 画像の画像データを形成する。OCT 画像形成部 210B は、検出器 155 から入力される検出信号と、制御部 200 から入力される画素位置信号とに基づいて、OCT 画像（眼底 Ef の断層像）の画像データを形成する。また、画像形成部 210 は、前眼部撮影カメラ 123 の撮像素子による被検眼 E の前眼部からの反射光の検出結果に基づいて前眼部画像を形成する。画像形成部 210 により形成された各種の画像（画像データ）は、例えば記憶部 202 に保存される。

[0064] (データ処理部)

データ処理部 220 は、各種のデータ処理を実行する。データ処理の例として、画像形成部 210 又は他の装置により形成された画像データに対する処理がある。この処理の例として、各種の画像処理や、画像に対する解析処理や、画像データに基づく画像評価などの診断支援処理がある。

[0065] (UI 部)

UI (User Interface) 部 230 は、ユーザと眼科装置との間で情報のやりとりを行うための機能を備える。UI 部 230 は、表示デバイスと操作デバイス（入力デバイス）とを含む。表示デバイスは、表示部を含んでよく、それ以外の表示デバイスを含んでもよい。操作デバイスは、各種のハードウェアキー及び／又はソフトウェアキーを含む。制御部 200

は、操作デバイスに対する操作内容を受け、操作内容に対応した制御信号を各部に出力することが可能である。操作デバイスの少なくとも一部と表示デバイスの少なくとも一部とを一体的に構成することが可能である。タッチパネルディスプレイはその一例である。

[0066] 光軸Oに対物レンズユニット110Aが配置されている対物レンズ系は実施形態に係る「第1対物レンズ系」の一例である。SLO光源131、コリメートレンズ132、ビームスプリッタBS2、光スキャナ136及びレンズ137は実施形態に係る「投射系」や「SLO投射系」の一例である。検出器135、共焦点絞り134、集光レンズ133、ビームスプリッタBS2、光スキャナ136及びレンズ137は実施形態に係る「受光系」や「SLO受光系」の一例である。ダイクロイックミラーDM1A、DM1Bは実施形態に係る「第1光路結合部材」の一例である。OCT光源151、ファイバーカプラ152、コリメートレンズ143、光スキャナ142及び合焦レンズ141は実施形態に係る「投射系」や「OCT投射系」の一例である。検出器155、ファイバーカプラ152、153、プリズム154、光スキャナ142及び合焦レンズ141は実施形態に係る「受光系」や「OCT受光系」の一例である。ダイクロイックミラーDM2は実施形態に係る「第2光路結合部材」の一例である。光軸Oに対物レンズユニット110Bが配置されている対物レンズ系は実施形態に係る「第2対物レンズ系」の一例である。

[0067] [動作]

実施形態に係る眼科装置の動作について説明する。

[0068] 図5及び図6に、実施形態に係る眼科装置の動作の一例を示す。図5及び図6は、実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図を表す。

[0069] (S1)

まず、光軸Oに広角撮影モード用の対物レンズユニット110Aがセットされる。例えば、検者、被検者、医師、患者等のユーザが手動で光軸Oに対物レンズユニット110Aをセットする。眼科装置は、UI部230に対し

てユーザにより行われた操作に基づきＳ２に動作を移行することが可能である。また、眼科装置は、光軸Ｏに配置された対物レンズユニットの種別を検出し、検出された種別があらかじめ登録された当該撮影モードに対応する種別であると判定されたとき、眼科装置の動作をＳ２に移行するようにしてもよい。

[0070] (Ｓ２)

制御部２００は、前眼部撮影系１２０により被検眼Ｅの前眼部を撮影することにより前眼部画像を取得する。

[0071] (Ｓ３)

アライメント制御部２０１Ａは、前述のようにＳ２において取得された前眼部画像に基づいて移動機構１００Ｄを制御することにより、被検眼Ｅに対する光学系１００及び対物レンズ系１１０の位置合わせを行う（Ｘ方向、Ｙ方向及びＺ方向）。

[0072] (Ｓ４)

制御部２００は、光スキャナ１３６、１４２のそれぞれをあらかじめ決められた初期位置に移動させる。

[0073] (Ｓ５)

制御部２００は、ＳＬＯ光源１３１をオンにして、光スキャナ１３６を制御することによりＳＬＯ光源１３１からの光で被検眼Ｅの眼底Ｅｆのスキャンを開始させる。ＳＬＯ画像形成部２１０Ａは、検出器１３５による眼底反射光の検出結果に基づいて眼底ＥｆのＳＬＯ画像を形成する。また、制御部２００は、ＯＣＴ光源１５１をオンにして、光スキャナ１４２を制御することによりＯＣＴ光源１５１からの光に基づく測定光ＬＳで被検眼Ｅの眼底Ｅｆのスキャンを開始させる。ＯＣＴ画像形成部２１０Ｂは、検出器１５５による干渉光の検出結果に基づいて眼底ＥｆのＯＣＴ画像を形成する。Ｓ５において、トラッキング制御部２０１Ｂは、ＳＬＯ画像に対するトラッキング制御とＯＣＴ画像に対するトラッキング制御とを開始してもよい。

[0074] (Ｓ６)

アライメント制御部201Aは、前眼部撮影系120により得られた前眼部画像又はS5において得られたSLO画像から網膜のフォーカス方向のアライメントを行う。それにより、対物レンズ系110の光軸Oの方向の位置の微調整が可能になる。

[0075] (S7)

主制御部201は、OCT光学系140により得られた干渉光の検出信号に基づいてOCT光学系140の焦点位置を変更する。主制御部201は、例えば、所定の干渉光の検出信号の振幅が最大となるように移動機構141Dを制御することによりOCT光学系140の焦点位置を変更する。

[0076] (S8)

制御部200は、再び、光スキャナ136を制御することによりSLO光源131からの光で被検眼Eの眼底Efのスキャンを開始させる。SLO画像形成部210Aは、検出器135による眼底反射光の検出結果に基づいて眼底EfのSLO画像を形成する。また、制御部200は、再び、光スキャナ142を制御することによりOCT光源151からの光に基づく測定光LSで被検眼Eの眼底Efのスキャンを開始させる。OCT画像形成部210Bは、検出器155による干渉光の検出結果に基づいて眼底EfのOCT画像を形成する。S8で得られたSLO画像及びOCT画像のそれぞれは広角画像である。

[0077] (S9)

次に、制御部200は、高倍率での撮影を行うか否か（高倍率撮影モードに移行するか否か）を判定する。主制御部201は、UI部230に対する操作内容を検出することが可能である。主制御部201は、UI部230に対する操作内容に基づいて、高倍率での撮影を行うか否かを判定する。高倍率での撮影を行うと判定されたとき（S9：Y）、眼科装置の動作はS10に移行する。高倍率での撮影を行わないと判定されたとき（S9：N）、眼科装置の動作は終了する（エンド）。

[0078] (S10)

高倍率での撮影を行うと判定されたとき（S 9 : Y）、光軸 O に高倍率撮影モード用の対物レンズユニット 1 1 0 B がセットされるまで待機する。例えば、ユーザが手動で光軸 O に対物レンズユニット 1 1 0 B をセットする。眼科装置は、U 1 部 2 3 0 に対してユーザにより行われた操作に基づき S 1 1 に動作を移行したり、光軸 O に配置された対物レンズユニットの種別の検出結果に基づき S S 1 に動作を移行したりすることが可能である。

[0079] (S 1 1)

主制御部 2 0 1 は、S 8 において取得された S L O 画像において U 1 部 2 3 0 を用いたユーザによる撮影部位の指定を受け付ける。

[0080] (S 1 2)

制御部 2 0 0 は、前眼部撮影系 1 2 0 により被検眼 E の前眼部を撮影することにより前眼部画像を取得する。

[0081] (S 1 3)

アライメント制御部 2 0 1 A は、前述のように S 1 2 において取得された前眼部画像に基づいて移動機構 1 0 0 D を制御することにより、被検眼 E に対する光学系 1 0 0 及び対物レンズ系 1 1 0 の位置合わせを行う（X 方向、Y 方向及び Z 方向）。

[0082] (S 1 4)

制御部 2 0 0 は、光スキャナ 1 3 6、1 4 2 のそれぞれを初期位置に移動させる。

[0083] (S 1 5)

制御部 2 0 0 は、S 5 と同様に、S L O 光源 1 3 1 からの光で被検眼 E の眼底 E f のスキャンを開始させる。S L O 画像形成部 2 1 0 A は、検出器 1 3 5 による眼底反射光の検出結果に基づいて眼底 E f の S L O 画像を形成する。また、制御部 2 0 0 は、O C T 光源 1 5 1 からの光に基づく測定光 L S で被検眼 E の眼底 E f のスキャンを開始させる。O C T 画像形成部 2 1 0 B は、検出器 1 5 5 による干渉光の検出結果に基づいて眼底 E f の O C T 画像を形成する。S 1 5 においても、S 5 と同様に、トラッキング制御部 2 0 1

Bは、SLO画像に対するトラッキング制御とOCT画像に対するトラッキング制御とを開始してもよい。

[0084] (S16)

アライメント制御部201Aは、前眼部撮影系120により得られた前眼部画像又はS15において得られたSLO画像から網膜のフォーカス方向のアライメントを行う。

[0085] (S17)

主制御部201は、OCT光学系140により得られた干渉光の検出信号に基づいてOCT光学系140の焦点位置を変更する。主制御部201は、例えば、所定の干渉光の検出信号の振幅が最大となるように移動機構141Dを制御することによりOCT光学系140の焦点位置を変更する。

[0086] (S18)

制御部200は、再び、光スキャナ136を制御することによりSLO光源131からの光で被検眼Eの眼底Efのスキャンを開始させる。SLO画像形成部210Aは、検出器135による眼底反射光の検出結果に基づいて眼底EfのSLO画像を形成する。また、制御部200は、再び、光スキャナ142を制御することによりOCT光源151からの光に基づく測定光LSで被検眼Eの眼底Efのスキャンを開始させる。OCT画像形成部210Bは、検出器155による干渉光の検出結果に基づいて眼底EfのOCT画像を形成する。S18で得られたSLO画像及びOCT画像のそれぞれは高倍率画像である。

[0087] 以上のように、例えば、図7に示すように、S8において取得された眼底の広角画像G1中で注目したい撮影部位R1（例えば、視神経乳頭近傍の部位）について高倍率で撮影した高倍率画像G2を取得することが可能になる。また、例えば、図8に示すように、S8において取得された眼底の広角の断層像H1中で注目したい撮影部位R2（例えば、視神経乳頭近傍の部位）について高倍率で撮影した高倍率の断層像H2を取得することが可能になる。

[0088] (S 1 9)

次に、制御部 2 0 0 は、他の部位の撮影を行うか否かを判定する。主制御部 2 0 1 は、U 1 部 2 3 0 に対する操作内容に基づいて、他の部位の撮影を行うか否かを判定する。他の部位の撮影を行うと判定されたとき (S 1 9 : Y)、眼科装置の動作は S 1 1 に移行する。他の部位の撮影を行わないと判定されたとき (S 1 9 : N)、眼科装置の動作は終了する (エンド)。

[0089] [効果]

実施形態に係る眼科装置の効果について説明する。

[0090] 実施形態に係る眼科装置は、第 1 対物レンズ系 (対物レンズユニット 1 1 0 A) と、光学系 (光学系 1 0 0) と、前眼部撮影系 (前眼部撮影系 1 2 0) と、第 1 光路結合部材 (ダイクロイックミラー DM 1 A) とを含む。第 1 対物レンズ系は、2 以上のレンズ (凸レンズ 1 1 1 A、1 1 2 A、凹レンズ 1 1 3 A) を含む。光学系は、第 1 対物レンズ系を介して対象眼 (被検眼 E) に光を投射する投射系 (S L O 投射系、O C T 投射系) を含む。前眼部撮影系は、対象眼の前眼部を撮影するために用いられる。第 1 光路結合部材は、2 以上のレンズの間に配置され、光学系の光路と前眼部撮影系の光路とを結合する。

[0091] このような構成によれば、第 1 対物レンズ系に含まれる 2 以上のレンズの間に第 1 光路結合部材を配置するようにしたので、対象眼の広い範囲に光を照射する場合であっても前眼部の画像を取得可能な眼科装置を提供することができる。特に、広い範囲に光を照射するために、対物レンズの径を大きくすることなく光学系を対象眼に近付ける場合であっても、前眼部の画像に基づいてアライメントを行うことも可能になる。それにより、装置の小型化を図りつつ、被検眼に対し、簡便に広い範囲に光を照射することが可能な眼科装置を提供することができる。例えば、広い視野で被検眼の眼底等の観察や撮影、広い範囲内の治療部位へのレーザー光の照射等を簡便に行うことが可能になる。

[0092] また、実施形態に係る眼科装置では、光学系は、投射系により対象眼に投

射された光の戻り光を第1対物レンズ系を介して受光する受光系（SLO受光系、OCT受光系）を含んでもよい。実施形態に係る眼科装置は、受光系による受光結果に基づいて画像を形成する画像形成部（画像形成部210）を含んでもよい。

[0093] このような構成によれば、受光系を設け、画像形成部により受光系による受光結果に基づいて画像を形成するようにしたので、装置の小型化を図りつつ、簡便に広い視野で被検眼の眼底などの画像の取得が可能な眼科装置を提供することができる。

[0094] また、実施形態に係る眼科装置では、第1対物レンズ系は、その光軸に沿って移動可能であり、光学系は、SLO光学系と、OCT光学系とを含んでもよい。SLO光学系は、SLO光源（SLO光源131）からのSLO光を対象眼に投射するSLO投射系と、その戻り光を受光するSLO受光系と、を含んでもよい。OCT光学系は、OCT光源（OCT光源151）からのOCT光に基づく測定光（測定光LS）を対象眼に投射するOCT投射系と、その戻り光とOCT光に基づく参照光との干渉光を受光するOCT受光系と、測定光の光路及びOCT光の戻り光の光路に配置されこれら光路に沿って移動可能な合焦レンズ（合焦レンズ141）と、を含んでもよい。画像形成部は、SLO受光系による受光結果に基づいてSLO画像を形成するSLO画像形成部（SLO画像形成部210A）と、OCT受光系による受光結果に基づいてOCT画像を形成するOCT画像形成部（OCT画像形成部210B）と、を含んでもよい。実施形態に係る眼科装置は、SLO光学系の光路とOCT光学系の光路とを結合する第2光路結合部材（ダイクロイックミラーDM2）を含んでもよい。

[0095] このような構成によれば、装置の小型化を図りつつ、簡便に広い視野で被検眼の眼底などのSLO画像及びOCT画像の双方の取得が可能な眼科装置を提供することができる。

[0096] また、実施形態に係る眼科装置では、第1光路結合部材は、光学系の光路を導かれる光の少なくとも一部及び前眼部撮影系の光路を導かれる光の少な

くとも一部のうち一方の光を反射し、かつ、他方の光を透過させる第1光学面を備え、第2光路結合部材は、SLO光学系の光路を導かれる光の少なくとも一部及びOCT光学系の光路を導かれる光の少なくとも一部のうち一方の光を反射し、かつ、他方の光を透過させる第2光学面を備え、第1光学面の法線とSLO光学系の光軸とを含む平面と、第2光学面の法線とSLO光学系の光軸とを含む平面とが互いに直交する、又は略直交するように第1光路結合部材及び第2光路結合部材が配置されていてもよい。

[0097] このような構成によれば、第1光路結合部材と第2光路結合部材とにより非点収差を除去、又は非点収差を極めて小さくすることができるので、画質の劣化を抑えることが可能になる。

[0098] また、実施形態に係る眼科装置では、SLO光学系の少なくとも一部がテレセントリック光学系として形成され、OCT光学系の少なくとも一部がテレセントリック光学系として形成され、第2光路結合部材は、SLO光学系のテレセントリック光学系により形成される光路とOCT光学系のテレセントリック光学系により形成される光路とを結合してもよい。

[0099] このような構成によれば、光学系の焦点位置を変更した場合でも瞳（例えば対物レンズ系による射出瞳）の収差が小さくなるため、合焦状態の調整が容易になる。

[0100] また、実施形態に係る眼科装置では、第1対物レンズ系は、対象眼の第1範囲に光を投射するために適用され、第1範囲より狭い対象眼の第2範囲に光を投射するために第1対物レンズ系に代えて適用される第2対物レンズ系（対物レンズユニット110B）と、対象眼の第2範囲に光を投射するために第1光路結合部材に代えて適用される第3光路結合部材（ダイクロイックミラーDM1B）と、を含んでもよい。

[0101] このような構成によれば、対物レンズ系ごとに切り替えることで、光の投射範囲に応じた光学的な条件で対象眼の観察が可能な眼科装置を提供することができる。

[0102] また、実施形態に係る眼科装置では、第1対物レンズ系は、対象眼の第1

範囲に光を投射するために適用され、第1範囲より狭い対象眼の第2範囲に光を投射するために第1対物レンズ系に代えて適用される第2対物レンズ系（対物レンズユニット110B）を含み、第1範囲に光を投射するときと第2範囲に光を投射するときとで、第1光路結合部材は共用されてもよい。

[0103] このような構成によれば、第1光路結合部材が共用されるように対物レンズ系を切り替えるようにしたので、光の投射範囲に応じた光学的な条件で対象眼の観察が可能な眼科装置を低コストで提供することができる。

[0104] <変形例>

以上に示された実施形態は、この発明を実施するための一例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内において任意の変形、省略、追加等を施すことが可能である。

[0105] 前述の実施形態において、図5のS9から図6のS10に移行するとき、眼科装置は、S9の終了後に対物レンズ系110や光学系100などを被検眼Eから離れる方向に一旦移動させた後にS10に移行してもよい。

[0106] 実施形態に係る制御部200は、広角撮影モードのときの作動距離（ワーキングディスタンス）が高倍率撮影モードのときの作動距離より短くなるように少なくとも対物レンズ系110（光学系100）を移動させてもよい。

[0107] 前述の実施形態では、光学系100の構成が図1及び図3に示す構成である場合について説明したが、実施形態に係る光学系の構成はこれに限定されるものではない。実施形態に係る光学系は、レーザー光を眼底における治療部位に照射するための光学系や、被検眼に固視させた状態で視標を移動させるための光学系などを備えていてもよい。

[0108] 前述の実施形態では、対物レンズ系110の構成が図1～図3に示す構成である場合について説明したが、実施形態に係る対物レンズ系の構成はこれに限定されるものではない。

[0109] 実施形態に係る前眼部撮影系は、互いに異なる2以上の方向から被検眼Eの前眼部を撮影するための2以上のカメラを含んでいてもよい。この場合、実施形態に係るアライメント制御部201Aは、これらのカメラを用いて取

得された互いに異なる2以上の方向からの前眼部の撮影画像に基づいて得られる視差からZ方向のアライメントを実行することが可能である。

[0110] 前述の実施形態では、前眼部撮影系120を用いて取得された前眼部画像を用いてアライメントを行う場合について説明したが、取得された前眼部画像をUI部230に設けられた表示デバイスに表示させてもよい。また、取得された前眼部画像をアライメントに用いなくてもよい。

符号の説明

[0111] 100 光学系
110 対物レンズ系
110A、110B 対物レンズユニット
120 前眼部撮影系
130 SLO光学系
140 OCT光学系
150 干渉光学系
DM1A、DM1B ダイクロイックミラー

請求の範囲

- [請求項1] 2以上のレンズを含む第1対物レンズ系と、
 前記第1対物レンズ系を介して対象眼に光を投射する投射系を含む
 光学系と、
 前記対象眼の前眼部を撮影するための前眼部撮影系と、
 前記2以上のレンズの間に配置され、前記光学系の光路と前記前眼
 部撮影系の光路とを結合する第1光路結合部材と、
 を含む眼科装置。
- [請求項2] 前記光学系は、前記投射系により前記対象眼に投射された光の戻り
 光を前記第1対物レンズ系を介して受光する受光系を含み、
 前記受光系による受光結果に基づいて画像を形成する画像形成部を
 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] 前記第1対物レンズ系は、その光軸に沿って移動可能であり、
 前記光学系は、
 S L O光源からのS L O光を前記対象眼に投射するS L O投射系と
 、その戻り光を受光するS L O受光系と、を含むS L O光学系と、
 O C T光源からのO C T光に基づく測定光を前記対象眼に投射する
 O C T投射系と、その戻り光と前記O C T光に基づく参照光との干渉
 光を受光するO C T受光系と、前記測定光の光路及び前記O C T光の
 戻り光の光路に配置されこれら光路に沿って移動可能な合焦レンズと
 、を含むO C T光学系と、
 を含み、
 前記画像形成部は、
 前記S L O受光系による受光結果に基づいてS L O画像を形成する
 S L O画像形成部と、
 前記O C T受光系による受光結果に基づいてO C T画像を形成する
 O C T画像形成部と、

を含み、

前記 S L O 光学系の光路と前記 O C T 光学系の光路とを結合する第 2 光路結合部材を含む

ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼科装置。

[請求項 4]

前記第 1 光路結合部材は、前記光学系の光路を導かれる光の少なくとも一部及び前記前眼部撮影系の光路を導かれる光の少なくとも一部のうち一方の光を反射し、かつ、他方の光を透過させる第 1 光学面を備え、

前記第 2 光路結合部材は、前記 S L O 光学系の光路を導かれる光の少なくとも一部及び前記 O C T 光学系の光路を導かれる光の少なくとも一部のうち一方の光を反射し、かつ、他方の光を透過させる第 2 光学面を備え、

前記第 1 光学面の法線と前記 S L O 光学系の光軸とを含む平面と、前記第 2 光学面の法線と前記 S L O 光学系の光軸とを含む平面とが互いに直交する、又は略直交するように前記第 1 光路結合部材及び前記第 2 光路結合部材が配置されている

ことを特徴とする請求項 3 に記載の眼科装置。

[請求項 5]

前記 S L O 光学系の少なくとも一部がテレセントリック光学系として形成され、

前記 O C T 光学系の少なくとも一部がテレセントリック光学系として形成され、

前記第 2 光路結合部材は、前記 S L O 光学系のテレセントリック光学系により形成される光路と前記 O C T 光学系のテレセントリック光学系により形成される光路とを結合する

ことを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 に記載の眼科装置。

[請求項 6]

前記第 1 対物レンズ系は、前記対象眼の第 1 範囲に光を投射するために適用され、

前記第 1 範囲より狭い前記対象眼の第 2 範囲に光を投射するために

前記第 1 対物レンズ系に代えて適用される第 2 対物レンズ系と、

前記対象眼の前記第 2 範囲に光を投射するために前記第 1 光路結合部材に代えて適用される第 3 光路結合部材と、

を含む

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 5 のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項 7]

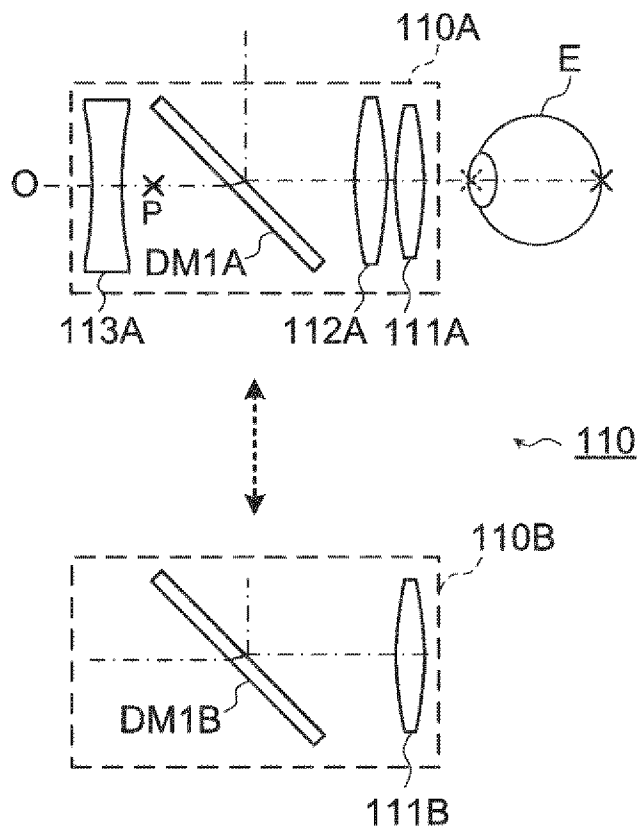
前記第 1 対物レンズ系は、前記対象眼の第 1 範囲に光を投射するために適用され、

前記第 1 範囲より狭い前記対象眼の第 2 範囲に光を投射するために前記第 1 対物レンズ系に代えて適用される第 2 対物レンズ系を含み、

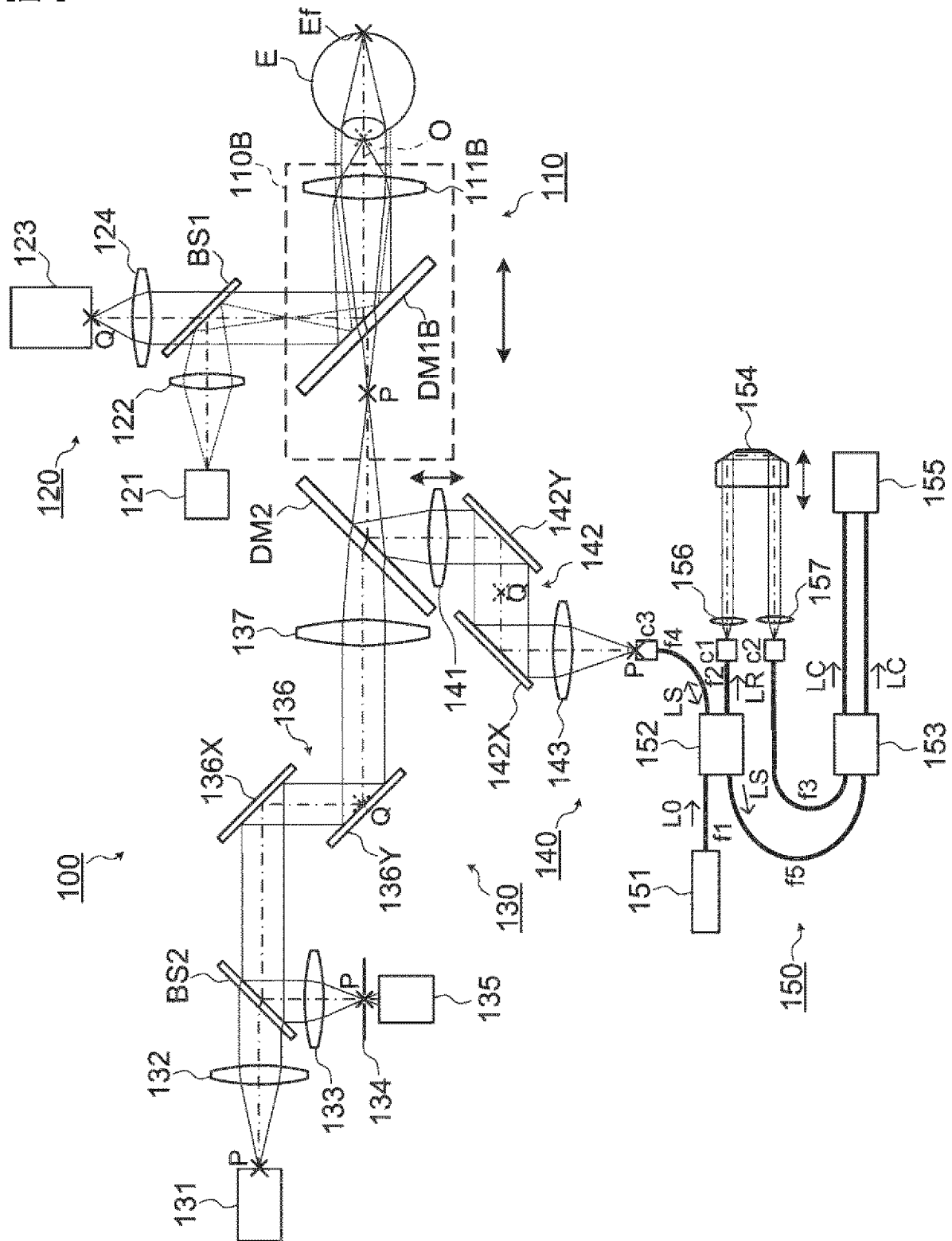
前記第 1 範囲に光を投射するときと前記第 2 範囲に光を投射するときとで、前記第 1 光路結合部材は共用される

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 5 のいずれか一項に記載の眼科装置。

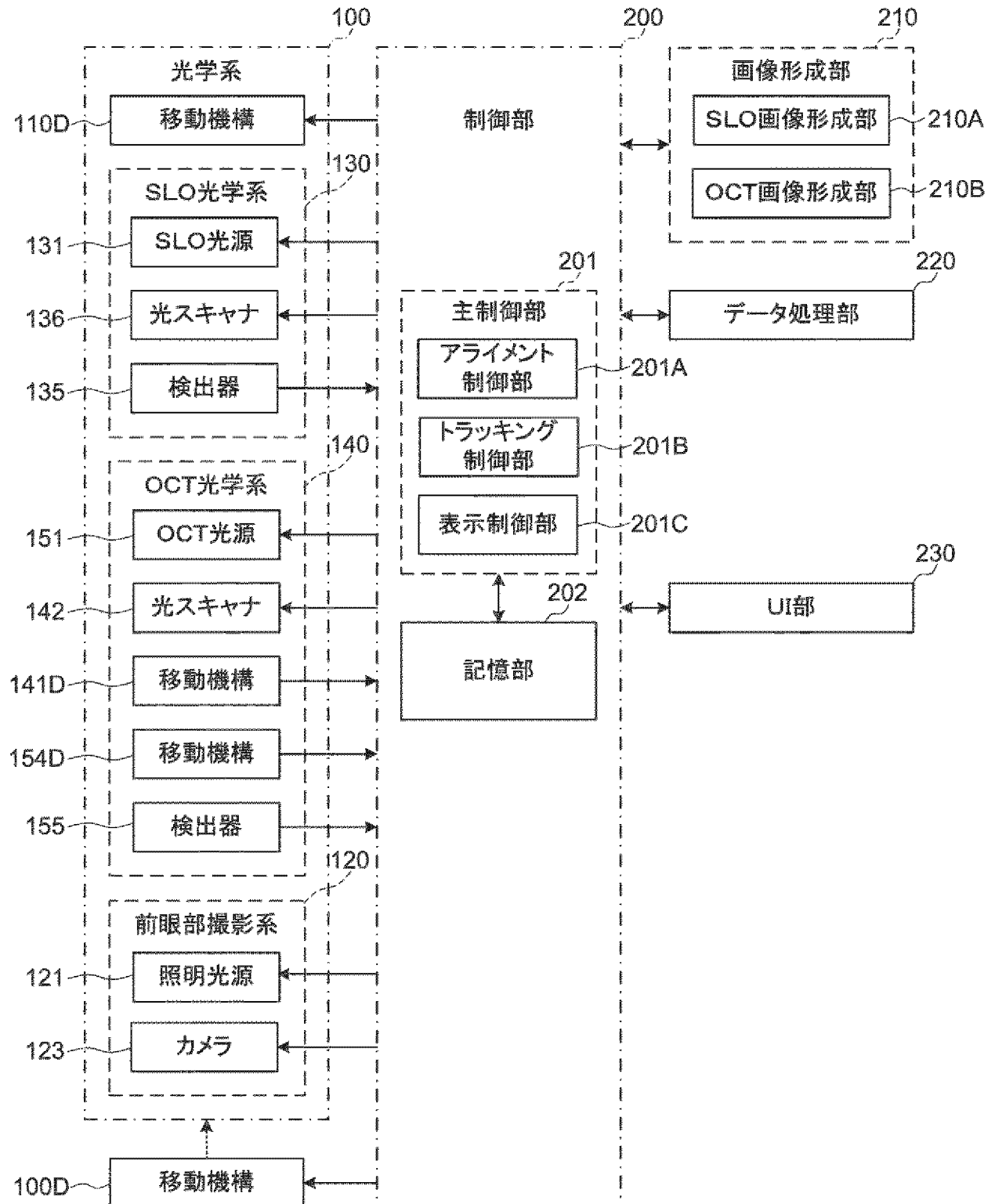
[図2]



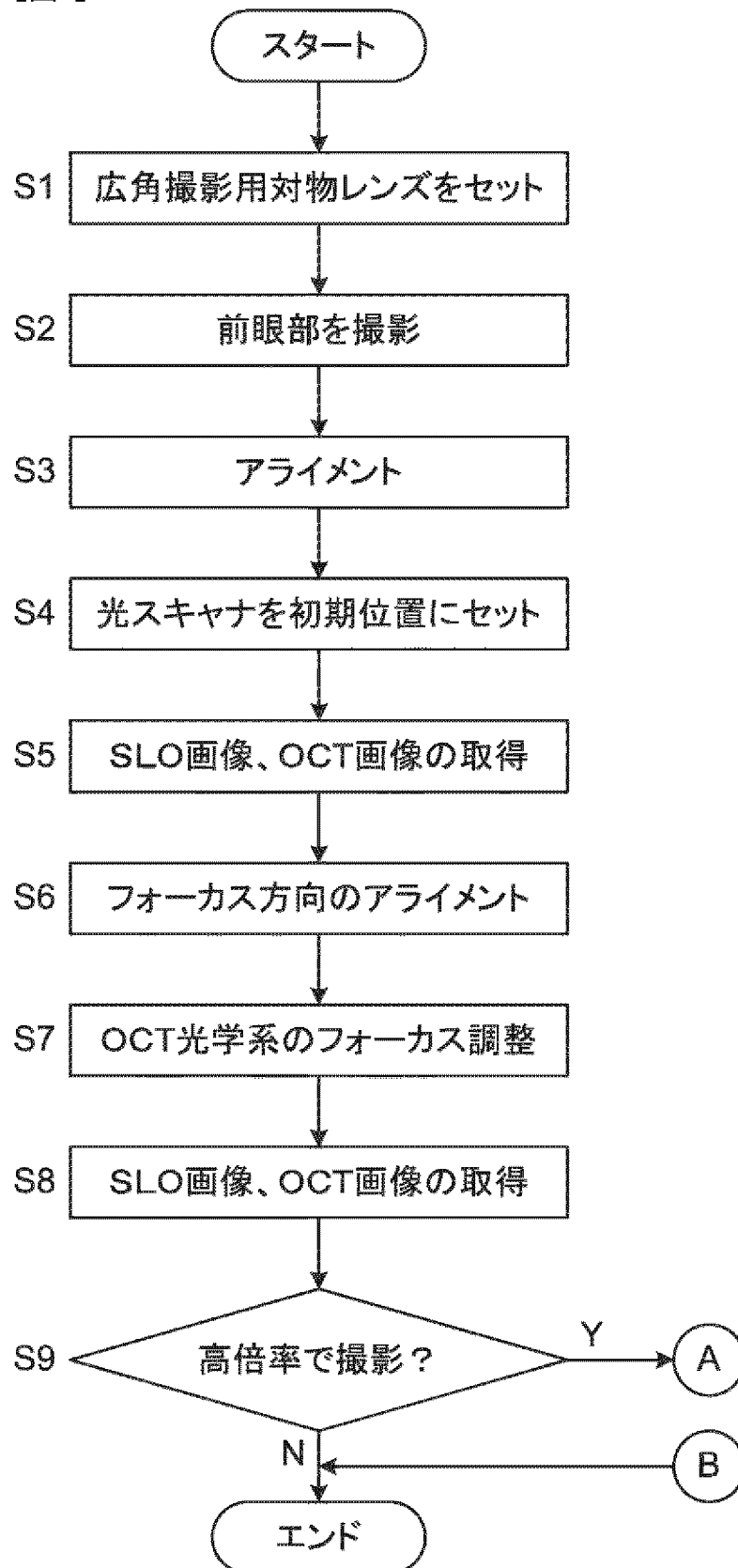
[図3]



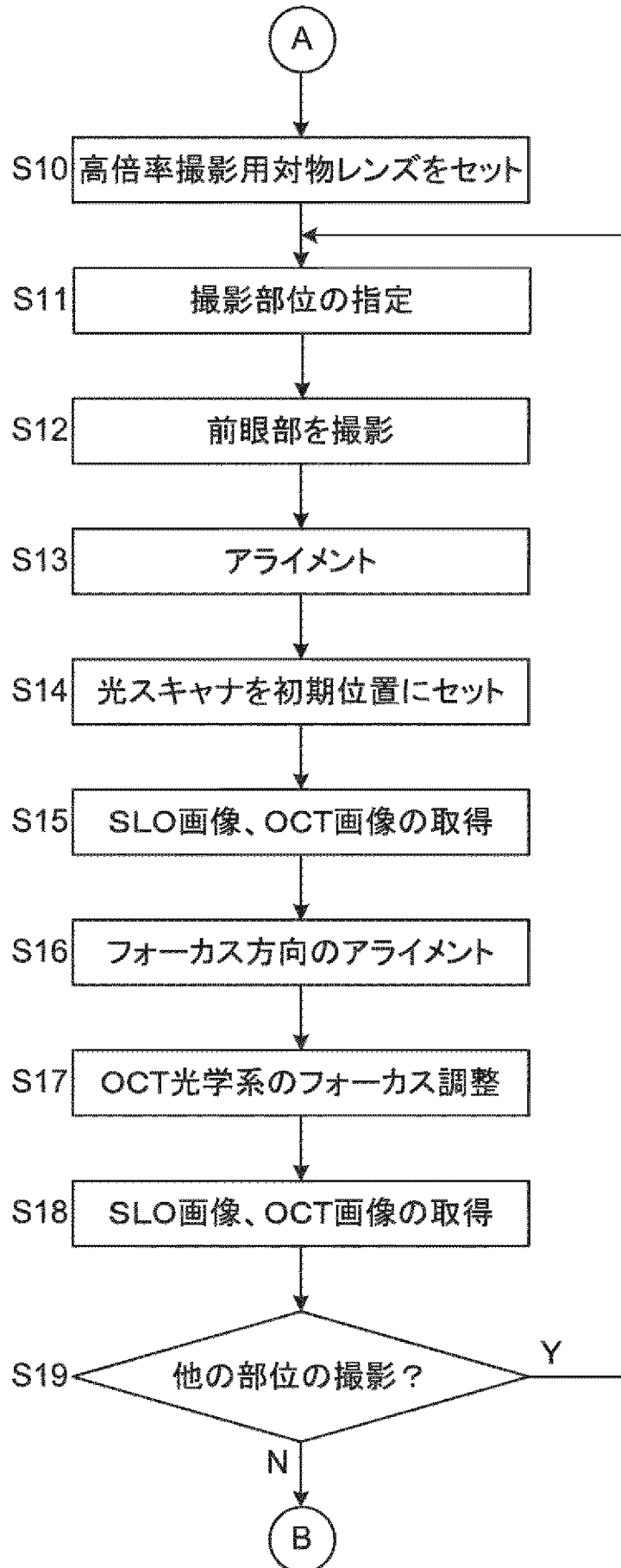
[図4]



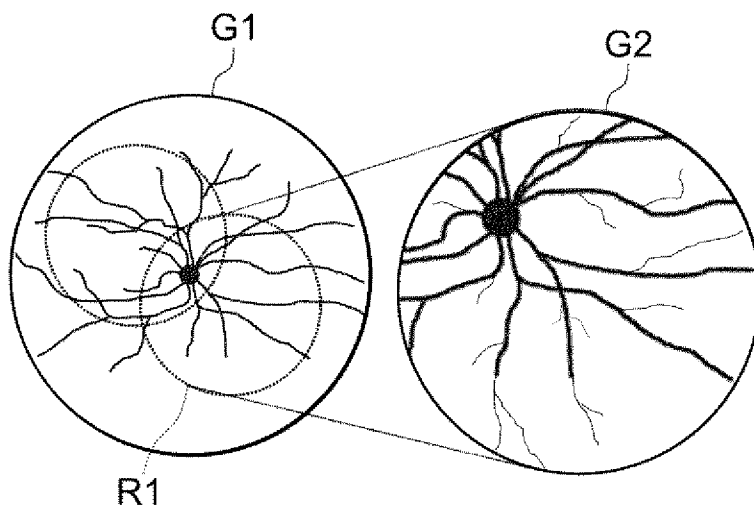
[図5]



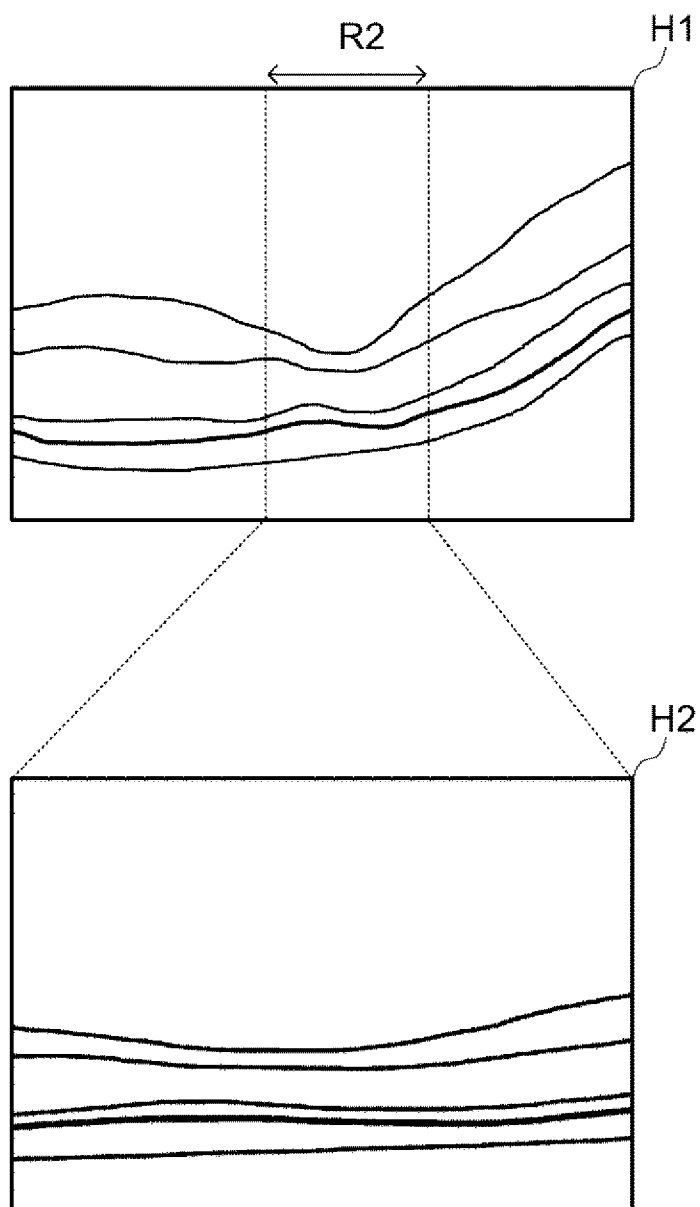
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/072437

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B3/10

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
Y	JP 2011-147609 A (Nidek Co., Ltd.), 04 August 2011 (04.08.2011), paragraphs [0011] to [0095]; fig. 1 & US 2011/0176111 A1 paragraphs [0031] to [0127]; fig. 1 & EP 2347701 A1	1-7
Y	JP 2012-213602 A (Canon Inc.), 08 November 2012 (08.11.2012), paragraphs [0013] to [0023]; fig. 1 to 2 & US 2012/0249769 A1 paragraphs [0032] to [0048]; fig. 1 to 2 & EP 2505127 A2	1-7

☒ 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
07 September 2016 (07.09.16)

Date of mailing of the international search report
11 October 2016 (11.10.16)

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/JP2016/072437

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2010-197180 A (Kowa Co., Ltd.), 09 September 2010 (09.09.2010), paragraphs [0047] to [0062]; fig. 4 & WO 2010/098204 A1	1-7
Y	JP 2015-160103 A (Topcon Corp.), 07 September 2015 (07.09.2015), paragraphs [0068] to [0079]; fig. 4 & US 2015/0245765 A1 paragraphs [0081] to [0092]; fig. 4	1-7
Y	JP 2015-100512 A (Canon Inc.), 04 June 2015 (04.06.2015), paragraphs [0034] to [0036]; fig. 1 to 3 (Family: none)	4-7
Y	JP 11-197109 A (Kowa Co., Ltd.), 27 July 1999 (27.07.1999), paragraphs [0019], [0029]; fig. 1, 3 (Family: none)	5-7
Y	JP 2006-322767 A (Kowa Co., Ltd.), 30 November 2006 (30.11.2006), paragraph [0045]; fig. 3 (Family: none)	5-7
Y	JP 2008-99716 A (Tokyo Institute of Technology), 01 May 2008 (01.05.2008), paragraph [0043] (Family: none)	6-7

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

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

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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
Y	JP 2011-147609 A（株式会社ニデック） 2011.08.04, 【0011】～【0095】、図1 & US 2011/0176111 A1 [0031]-[0127], FIG. 1 & EP 2347701 A1	1-7
Y	JP 2012-213602 A（キヤノン株式会社） 2012.11.08, 【0013】～【0023】、図1～2 & US 2012/0249769 A1 [0032]-[0048], FIG. 1-2 & EP 2505127 A2	1-7

☒ 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	「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
「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	「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
「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）	「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
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日

07.09.2016

国際調査報告の発送日

11.10.2016

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）

山口 裕之

2Q

2913

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
Y	JP 2010-197180 A (興和株式会社) 2010.09.09, 【0047】～【0062】、図4 & WO 2010/098204 A1	1-7
Y	JP 2015-160103 A (株式会社トプコン) 2015.09.07, 【0068】～【0079】、図4 & US 2015/0245765 A1 [0081]-[0092], FIG. 4	1-7
Y	JP 2015-100512 A (キヤノン株式会社) 2015.06.04, 【0034】～【0036】、図1～3 (ファミリーなし)	4-7
Y	JP 11-197109 A (興和株式会社) 1999.07.27, 【0019】、【0029】、図1、3 (ファミリーなし)	5-7
Y	JP 2006-322767 A (興和株式会社) 2006.11.30, 【0045】、図3 (ファミリーなし)	5-7
Y	JP 2008-99716 A (国立大学法人東京工業大学) 2008.05.01, 【0043】 (ファミリーなし)	6-7