

(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 1 月 5 日(05.01.2017)



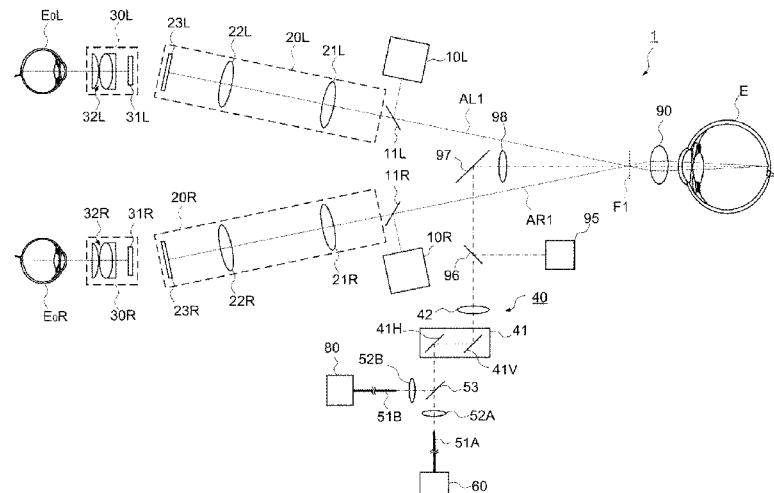
(10) 国際公開番号
WO 2017/002378 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/135 (2006.01) A61F 9/007 (2006.01)
A61B 3/10 (2006.01) A61F 9/008 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/053282
- (22) 国際出願日: 2016 年 2 月 3 日(03.02.2016)
- (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 2015-132084 2015 年 6 月 30 日(30.06.2015) 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 7 5 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 石鍋 郁夫(ISHINABE, Ikuo); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 中西 美智子(NAKANISHI, Michiko); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 山本 諭史(YAMAMOTO, Satoshi); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 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 1 5 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, 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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: OPHTHALMOLOGIC MICROSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 眼科用顕微鏡システム



(57) Abstract: The purpose of the present invention is to prevent an ophthalmologic microscope from becoming too large, even in cases in which other ophthalmologic devices are used in combination with the ophthalmologic microscope. The ophthalmologic microscope system according to one embodiment comprises a pair of illuminating systems, a pair of light-receiving systems, a front eye part-illuminating system and an irradiating system. The pair of illuminating systems are able to irradiate the fundus of the eye being examined with illuminating light. The pair of light-receiving systems are provided respectively and coaxially to each of a pair of illuminating systems, and each contain a first objective lens and a first imaging element. The pair of systems are positioned in such a manner that the objective optical axes thereof are not parallel, and the returning illumination light irradiated on the eye being examined is drawn to the first imaging element of each system after passing through the first objective lens of each system. The front eye part illuminating system is positioned non-coaxially with respect to the objective optical axes of the pair of light receiving systems, and illuminates the front part of the eye being examined. The irradiating system is positioned coaxially with respect to the front eye part illuminating system, and irradiates the eye being examined with light that is different from the illuminating light.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2017/002378 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

眼科用顕微鏡に組み合わせて他の眼科装置が使用される場合でも大型化を防ぐ。実施形態の眼科用顕微鏡システムは、一对の照明系と、一对の受光系と、前眼部照明系と、照射系とを含む。一对の照明系は、被検眼の眼底に照明光を照射可能である。一对の受光系は、一对の照明系とそれぞれ同軸に設けられ、第 1 対物レンズ及び第 1 撮像素子をそれぞれ含み、互いの対物光軸が非平行に配置され、被検眼に照射された照明光の戻り光をそれぞれの第 1 対物レンズを介してそれぞれの第 1 撮像素子に導く。前眼部照明系は、一对の受光系の対物光軸に非同軸に設けられ、被検眼の前眼部を照明する。照射系は、前眼部照明系と同軸に設けられ、照明光と異なる光を被検眼に照射する。

明 細 書

発明の名称：眼科用顕微鏡システム

技術分野

[0001] この発明は、眼科用顕微鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 眼科分野では眼を拡大観察するために各種の顕微鏡が使用されている。そのような眼科用顕微鏡として、スリットランプ顕微鏡や手術用顕微鏡などがある。眼科用顕微鏡には、眼を撮影するための撮像素子を備えるものや、立体観察のための両眼視差を与える双眼光学系を備えるものがある。

[0003] 眼科用顕微鏡は、他の眼科装置と組み合わせて使用されることがある。たとえば、OCT (Optical Coherence Tomography) 装置やレーザ治療装置を眼科用顕微鏡に組み合わせたシステムが知られている。OCT装置は、眼の断面像や3次元画像の取得や、眼組織のサイズ（網膜厚等）の測定や、眼の機能情報（血流情報等）の取得などに使用される。レーザ治療装置は、網膜や隅角の光凝固治療などに使用される。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：米国特許第8049873号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 従来の眼科用顕微鏡システムは、ガリレオ式実体顕微鏡を備えている。ガリレオ式実体顕微鏡は、双眼光学系が共通の対物レンズを備えている点や、双眼光学系の左右の光軸が平行である点を有し、他の光学系や光学素子を組み合わせ易いというメリットがある。これに対して、大径の対物レンズを使用する必要があるため、ガリレオ式実体顕微鏡は、光学設計や機構設計の自由度が制限されるというデメリットがある。

[0006] また、眼科用顕微鏡に組み合わせてOCT装置などの他の眼科装置が使用

される場合、当該装置が別途に配置されることによりシステムの大型化を招くという問題がある。

[0007] この発明は、従来の眼科用顕微鏡システムに関する上記の問題を解決するための新規な構成を提供するものである。

課題を解決するための手段

[0008] 実施形態の眼科用顕微鏡システムは、一对の照明系と、一对の受光系と、前眼部照明系と、照射系とを含む。一对の照明系は、被検眼の眼底に照明光を照射可能である。一对の受光系は、一对の照明系とそれぞれ同軸に設けられ、第1対物レンズ及び第1撮像素子をそれぞれ含み、互いの対物光軸が非平行に配置され、被検眼に照射された照明光の戻り光をそれぞれの第1対物レンズを介してそれぞれの第1撮像素子に導く。前眼部照明系は、一对の受光系の対物光軸に非同軸に設けられ、被検眼の前眼部を照明する。照射系は、前眼部照明系と同軸に設けられ、照明光と異なる光を被検眼に照射する。

発明の効果

[0009] 実施形態によれば、従来の眼科用顕微鏡システムに関する上記の問題を解決することが可能である。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]実施形態に係る眼科用顕微鏡システム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用顕微鏡システム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用顕微鏡システム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用顕微鏡システム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用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図である

。

[図6]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図である

。

[図7]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図である

。

[図8]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの作用を示す概略図である。

[図9]変形例に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図である。

[図10]変形例に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図である

。

発明を実施するための形態

[0011] この発明に係る眼科用顕微鏡システム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。

[0012] 眼科用顕微鏡システムは、眼科分野における診療や手術において被検眼の拡大像を観察（撮影）するために使用される。観察対象部位は、患者眼の任意の部位であってよく、たとえば、前眼部においては角膜や隅角や硝子体や水晶体や毛様体などであってよく、後眼部においては網膜や脈絡膜や硝子体であってよい。また、観察対象部位は、瞼や眼窩など眼の周辺部位であってよい。

[0013] 眼科用顕微鏡システムは、被検眼を拡大観察するための顕微鏡としての機能に加え、他の眼科装置としての機能を有する。他の眼科装置としての機能の例として、OCT、レーザ治療、眼軸長測定、屈折力測定、高次収差測定などがある。他の眼科装置は、被検眼の検査や測定や画像化を光学的手法で行うことが可能な任意の構成を備える。以下の実施形態では、OCT機能とレーザ治療機能とを顕微鏡に組み合わせた構成を説明するが、OCT機能又はレーザ治療機能を顕微鏡に組み合わせた構成であってもよい。

[0014] [構成]

図1～図8に、実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成例を示す。図1～図4、図8は、眼科用顕微鏡システムの光学系の構成例を示す。図1は後眼部を観察するときの光学系を示し、図2は前眼部を観察するときの光学

系を示す。図3及び図4は、実施形態に係る偏向ミラー及び対物レンズの説明図を示す。図5及び図6は、上記の「他の眼科装置としての機能」を提供するための光学系を示す。図7は処理系の構成を示す。

[0015] 眼科用顕微鏡システム1は、照明系10（10L、10R）と、受光系20（20L、20R）と、接眼系30（30L、30R）と、照射系40と、OCT系60と、レーザ治療系80と、前眼部照明系95とを備える。後眼部（網膜等）を観察するときには、被検眼Eの直前に前置レンズ90が配置される。なお、図1に示すような非接触の前置レンズ90の代わりにコンタクトレンズ等を用いることが可能である。また、隅角を観察するときにはコンタクトミラー（三面鏡等）等を用いることができる。

[0016] （照明系10）

照明系10は、被検眼Eに照明光を照射する。図示は省略するが、照明系10は、照明光を発する光源や、照明野を規定する絞りや、レンズ系などを含む。照明系の構成は、従来の眼科装置（たとえばスリットランプ顕微鏡、眼底カメラ、レフラクトメータ等）と同様であってよい。

[0017] 本実施形態の照明系10L及び10Rは、それぞれ受光系20L及び20Rと同軸に構成されている。具体的には、観察者の左眼E₀Lに提示される像を取得するための左受光系20Lには、たとえばハーフミラーからなるビームスプリッタ11Lが斜設されている。ビームスプリッタ11Lは、左受光系20Lの光路に左照明系10Lの光路を同軸に結合している。左照明系10Lから出力された照明光は、ビームスプリッタ11Lにより反射され、左受光系20Lと同軸で被検眼Eを照明する。同様に、観察者の右眼E₀Rに提示される像を取得するための右受光系20Rには、右受光系20Rの光路に右照明系10Rの光路を結合するビームスプリッタ11Rが斜設されている。ビームスプリッタ11Rは、右受光系20Rの光路に右照明系10Rの光路を同軸に結合している。右照明系10Rから出力された照明光は、ビームスプリッタ11Rにより反射され、右受光系20Rと同軸で被検眼Eを照明する。

[0018] 受光系 20L (20R) の光軸に対する照明光の位置を変更可能に構成することができる。この構成は、たとえば、従来の眼科手術用顕微鏡と同様に、ビームスプリッタ 11L (11R) に対する照明光の照射位置を変更するための手段を設けることにより実現される。

[0019] 本例では、対物レンズ 21L (21R) と被検眼 E との間にビームスプリッタ 11L (11R) が配置されているが、照明光の光路が受光系 20L (20R) に結合される位置は、受光系 20L (20R) の任意の位置でよい。

[0020] (受光系 20)

本実施形態では、左右一对の受光系 20L 及び 20R が設けられている。左受光系 20L は、観察者の左眼 E_L に提示される像を取得するための構成を有し、右受光系 20R は、右眼 E_R に提示される像を取得するための構成を有する。左受光系 20L と右受光系 20R は同じ構成を備える。左受光系 20L (右受光系 20R) は、対物レンズ 21L (21R) と、結像レンズ 22L (22R) と、撮像素子 23L (23R) とを含む。

[0021] なお、結像レンズ 22L (22R) が設けられていない構成を適用することも可能である。本実施形態のように結像レンズ 22L (22R) が設けられている場合、対物レンズ 21L (21R) と結像レンズ 22L (22R) との間をアフォーカルな光路 (平行光路) とすることができる。それにより、フィルタ等の光学素子を配置することや、光路結合部材を配置して他の光学系からの光路を結合することが容易になる (すなわち、光学的構成の自由度や拡張性が向上される)。

[0022] 符号 AL1 は、左受光系 20L の対物レンズ 21L の光軸 (対物光軸) を示し、符号 AR1 は、右受光系 20R の対物レンズ 21R の光軸 (対物光軸) を示す。撮像素子 23L (23R) は、たとえば CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサ等のエリアセンサである。

[0023] 以上は、被検眼 E の後眼部 (眼底) を観察するときの受光系 20 の構成である (図 1)。一方、前眼部を観察するときには、後述の前眼部照明系 95

により前眼部が照明され、図2に示すように、対物レンズ21L(21R)に対して被検眼E側の位置に、フォーカスレンズ24L(24R)とウェッジプリズム25L(25R)とが配置される。本例のフォーカスレンズ24L(24R)は凹レンズであり、対物レンズ21L(21R)の焦点距離を延長するように作用する。ウェッジプリズム25L(25R)は、左受光系20L(右受光系20R)の光路(対物光軸AL1(AR1))を所定角度だけ外側に偏向する(符号AL2及びAR2で示す)。このように、フォーカスレンズ24L及びウェッジプリズム25Lが左受光系20Lに配置され、かつ、フォーカスレンズ24R及びウェッジプリズム25Rが右受光系20Rに配置される。それにより、後眼部観察用の焦点位置F1から前眼部観察用の焦点位置F2に切り替えられる。

[0024] フォーカスレンズとして凸レンズを用いることが可能である。その場合、フォーカスレンズは、後眼部観察時に光路に配置され、前眼部観察時に光路から退避される。フォーカスレンズの挿入／退避によって焦点距離を切り替える代わりに、たとえば光軸方向に移動可能なフォーカスレンズを設けることにより焦点距離を連続的又は段階的に変更できるように構成することが可能である。

[0025] 図2に示す例では、ウェッジプリズム25L(25R)の基底方向は外側である(つまりベースアウト配置である)が、ベースイン配置のウェッジプリズムを用いることができる。その場合、ウェッジプリズムは、後眼部観察時に光路に配置され、前眼部観察時に光路から退避される。ウェッジプリズムの挿入／退避によって光路の方向を切り替える代わりに、プリズム量(及びプリズム方向)が可変なプリズムを設けることにより光路の向きを連続的又は段階的に変更できるように構成することが可能である。

[0026] (接眼系30)

本実施形態では、左右一对の接眼系30L及び30Rが設けられている。左接眼系30Lは、左受光系20Lにより取得された被検眼Eの像を観察者の左眼E₀Lに提示するための構成を有し、右接眼系30Rは、右受光系20

Rにより取得された被検眼Eの像を右眼E₀Rに提示するための構成を有する。左接眼系30Lと右接眼系30Rは同じ構成を備える。左接眼系30L（右接眼系30R）は、表示部31L（31R）と、接眼レンズ系32L（32R）とを含む。

[0027] 表示部31L（31R）は、たとえばLCD等のフラットパネルディスプレイである。表示部31L（31R）の表示面のサイズは、たとえば（対角線長）7インチ以下とされる。左右一对の接眼系30L及び30Rに設けられる表示デバイスの画面サイズは、観察者の眼幅（瞳孔間距離等）や、装置のサイズや、装置の設計（光学系や機構の配置等）などに制約を受ける。すなわち、このような制約条件と見掛け視野の広さはトレードオフの関係にある。このような観点から、表示部31L及び31Rの画面サイズの最大値は7インチ程度と考えられる。なお、接眼レンズ系32L及び32Rの構成や機構の配置を工夫することにより、7インチを超える画面サイズの表示部31L及び31Rを適用することができ、或いは、小サイズの表示部31L及び31Rを適用することができる。

[0028] 左接眼系30Lと右接眼系30Rとの間隔を変更することが可能である。それにより、観察者の眼幅に応じて左接眼系30Lと右接眼系30Rとの間隔を調整することができる。また、左接眼系30Lと右接眼系30Rとの相対的向きを変更することが可能である。つまり、左接眼系30Lの光軸と右接眼系30Rの光軸とがなす角度を変更することが可能である。それにより、両眼E₀L及びE₀Rの輻輳を誘発することができ、観察者による立体視を支援することができる。

[0029] （前眼部照明系95）

前眼部照明系95は、被検眼Eの前眼部に前眼部照明光を照射する。図示は省略するが、前眼部照明系95は、前眼部照明光を発する光源や、照明野を規定する絞りや、レンズ系などを含む。前眼部照明光を発する光源は、たとえば赤外光（近赤外光）及び／又は可視光を発する。

[0030] 前眼部照明系95は、左受光系20Lの対物光軸AL1（AL2）及び右

受光系 20R の対物光軸 AR1 (AR2) に非同軸に設けられる。前眼部照明系 95 は、光路結合部材 96 と、偏向ミラー 97 と、対物レンズ 98 とを含む。

[0031] 光路結合部材 96 は、前眼部照明系 95 の光路と後述の照射系 40 の光路とを同軸に結合する。光路結合部材 96 は、前眼部照明光を偏向ミラー 97 に向けて反射し、照射系 40 により導かれてきた後述の光とその戻り光を透過させる。照射系 40 からの光の波長と前眼部照明光の波長とが異なる場合、光路結合部材 96 としてダイクロイックミラーを用いることができる。他方、双方の波長が実質的に同じ場合や近い場合には、光路結合部材 96 としてハーフミラーを用いることが可能である。

[0032] 偏向ミラー 97 は、前眼部照明光及び照射系 40 により導かれてきた光を対物レンズ 98 に向けて偏向する。対物レンズ 98 は、光路結合部材 96 及び偏向ミラー 97 よりも被検眼 E 側に設けられ、前眼部照明系 95 及び照射系 40 (OCT 系 60、レーザ治療系 80) のそれぞれの対物レンズとして用いられる。

[0033] 照射系 40 により導かれてきた光が受光系 20 の対物光軸 (AL1 及び AR1、並びに AL2 及び AR2) と異なる方向から被検眼 E に照射されるように、偏向ミラー 97 の位置は予め決定されている。本例では、互いの対物光軸が非平行に配置された左受光系 20L と右受光系 20R との間の位置に偏向ミラー 97 が配置されている。

[0034] (照射系 40)

照射系 40 は、前述した「他の眼科装置」としての機能を実現するための光を、受光系 20 の対物光軸 (AL1 及び AR1、並びに AL2 及び AR2) と異なる方向から被検眼 E に照射する。本例の照射系 40 は、OCT のための光 (測定光) と、レーザ治療のための光 (照準光、治療用レーザ光) とを被検眼 E に照射する。前述のように、照射系 40 の光路は、光路結合部材 96 により前眼部照明系 95 の光路に同軸に結合される。

[0035] 照射系 40 は、光スキャナ 41 と、結像レンズ 42 とを含む。光スキャナ

4 1 には、OCT系60及びレーザ治療系80からの光が導かれる。

[0036] OCT系60からの光（測定光）は、光ファイバ51Aにより導かれ、そのファイバ端面から出射する。このファイバ端面に臨む位置には、コリメートレンズ52Aが配置されている。コリメートレンズ52Aにより平行光束とされた測定光は、OCT用光路とレーザ治療用光路とを結合する光路結合部材53に導かれる。一方、レーザ治療系80からの光（照準光、治療用レーザ光）は、光ファイバ51Bにより導かれ、そのファイバ端面から出射する。このファイバ端面に臨む位置には、コリメートレンズ52Bが配置されている。コリメートレンズ52Bにより平行光束とされた測定光は、光路結合部材53に導かれる。

[0037] OCTのための波長とレーザ治療のための波長とが異なる場合、光路結合部材53としてダイクロイックミラーを用いることができる。典型的には、OCTのための光として1050nm程度の中心波長を備える広帯域光を利用し、かつ、レーザ治療のための光として635nm程度の波長のレーザ光を用いることができる（照準光としてはたとえば任意の可視光を用いることができる）。他方、双方の波長が実質的に同じ場合や近い場合には、光路結合部材53としてハーフミラーを用いることが可能である。他の例として、OCTを行うタイミングとレーザ治療を行うタイミングとが異なる場合には、クイックリターンミラー等の光路切替部材を光路結合部材53として用いることが可能である。図1等に示す例では、OCT系60からの測定光は光路結合部材53を透過して光スキャナ41に入射し、レーザ治療系80からの光は光路結合部材53に反射されて光スキャナ41に入射する。

[0038] 光スキャナ41は、2次元光スキャナであり、水平方向（x方向）へ光を偏向するxスキャナ41Hと、垂直方向（y方向）へ光を偏向するyスキャナ41Vとを含む。xスキャナ41H及びyスキャナ41Vは、それぞれ任意の形態の光スキャナであってよく、たとえばガルバノミラーが使用される。光スキャナ41は、たとえば、コリメートレンズ52A及び52Bのそれぞれの射出瞳位置又はその近傍位置に配置される。更に、光スキャナ41は

、たとえば、結像レンズ42の入射瞳位置又はその近傍位置に配置される。

[0039] 本例のように2つの1次元光スキャナを組み合わせる2次元光スキャナを構成する場合、2つの1次元光スキャナは所定距離（たとえば10mm程度）だけ離れて配置される。それにより、たとえば、いずれかの1次元光スキャナを上記射出瞳位置及び／又は上記入射瞳位置に配置することができる。

[0040] 結像レンズ42は、光スキャナ41を通過した平行光束（測定光、照準光、治療用レーザ光）を一旦結像させる。結像レンズ42を通過した光は、光路結合部材96を通過し、偏向ミラー97により対物レンズ98に向けて反射される。対物レンズ98を通過した光は、被検眼Eに照射される。

[0041] 図3は、偏向ミラー97及び対物レンズ98の斜視図を模式的に表す。図3では、対物光軸AL1（AL2）に垂直な方向の左受光系20Lの光路の断面と対物光軸AR1（AR2）に垂直な方向の右受光系20Rの光路の断面とが模式的に表されている。

[0042] 照射系40により導かれてきた光を被検眼Eに対してできるだけ垂直方向に近い入射方向から入射させるため、受光系20の対物光軸（AL1及びAR1、並びにAL2及びAR2）の近傍に偏向ミラー97及び対物レンズ98が配置されている。偏向ミラー97の受光系20の対物光軸側の端部97aと対物レンズ98の受光系20の対物光軸側の端部98aとは、左受光系20Lの光路及び右受光系20Rの光路に略接している。

[0043] 光スキャナ41と偏向ミラー97の偏向面とは、光学的に略共役に配置されている。特に、受光系20の対物光軸と略平行な方向に照射系40からの光を偏向するyスキャナ41Vの偏向面と偏向ミラー97の偏向面とが光学的に略共役に配置されている。この実施形態では、受光系20の一对の対物光軸を含む平面に直交面内において照射系40からの光を偏向するyスキャナ41Vの偏向面と偏向ミラー97の偏向面とが光学的に略共役に配置されている。それにより、受光系20の対物光軸の方向に対して斜設された偏向ミラー97の偏向面のサイズH（図3参照）を小さくすることができる。偏向ミラー97のサイズHを小さくすることで、受光系20の対物光軸に対し

偏向ミラー 97 及び対物レンズ 98 をより一層近付けて配置することが可能になる。

[0044] 本実施形態では、対物レンズ 98 の受光系 20 の対物光軸側の端部 98 a は、直線状に切り欠かれている。それにより、対物レンズ 98 の周縁部によって左受光系 20 L の観察光路及び右受光系 20 R の観察光路が遮られることがなくなる。対物レンズ 98 の端部 98 a を切り欠くことにより、受光系 20 の対物光軸に偏向ミラー 97 及び対物レンズ 98 をより一層近付けて配置することが可能になる。なお、端部 98 a は、直線状ではなく、たとえば曲線状に切り欠かれていてもよい。

[0045] 偏向ミラー 97 は、偏向面（反射面）の受光系 20 の対物光軸側の端部 97 a が直線状に形成された反射ミラーである。偏向ミラー 97 の端部 97 a と対物レンズ 98 の端部 98 a とが、左受光系 20 L の光路及び右受光系 20 R の光路に略接するように配置されている。それにより、受光系 20 の対物光軸にできるだけ近い位置に偏向ミラー 97 及び対物レンズ 98 を配置することが可能になる。

[0046] 図 4 は、受光系 20 の対物光軸方向から受光系 20 及び照射系 40 のそれぞれの光路を見たときの光路配置図を模式的に表す。左受光系 20 L の対物光軸 AL1（AL2）は、左対物レンズ 21 L のレンズ中心の近傍に設けられる。右受光系 20 R の対物光軸 AR1（AR2）は、右対物レンズ 21 R のレンズ中心の近傍に設けられる。照射系 40 の対物光軸 OL は、対物レンズ 98 のレンズ中心の近傍に設けられる。左対物レンズ 21 L のレンズ中心と対物レンズ 98 のレンズ中心との距離 D1 と右対物レンズ 21 R のレンズ中心と対物レンズ 98 のレンズ中心との距離 D2 とは、略等しい。それにより、受光系 20 の対物光軸にできるだけ近い光軸方向から照射系 40 からの光を入射させることが可能になる。

[0047] なお、左対物レンズ 21 L のレンズ中心と右対物レンズ 21 R のレンズ中心との距離 D3（底辺の長さ）は、距離 D1、D2（斜辺の長さ）より長くてよい。それにより、受光系 20 の対物光軸により一層近い光軸方向から照

射系40からの光を入射させることが可能になる。

[0048] 以上のように、受光系20の対物光軸に対して偏向ミラー97及び対物レンズ98を近付けて配置することが可能になる。それにより、照射系40により導かれてきた光を被検眼Eに対してできるだけ垂直方向に近い入射方向から入射させることができるようになる。したがって、照射系40により導かれてきた光とその戻り光に被検眼Eの虹彩によるケラレが発生しにくくなり、照射系40からの光を十分な光量で被検眼を照射したり、その戻り光を十分な光量で検出することが可能になる。

[0049] (OCT系60)

OCT系60は、OCTを実行するための干渉光学系を含む。OCT系60の構成の例を図5に示す。図5に示す光学系は、スウェプトソースOCTの例であり、波長走査型(波長掃引型)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り、制御部100に送られる。

[0050] 光源ユニット61は、一般的なスウェプトソースタイプのOCT装置と同様に、出射光の波長を走査(掃引)可能な波長走査型(波長掃引型)光源を含む。光源ユニット61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。

[0051] 光源ユニット61から出力された光L0は、光ファイバ62により偏波コントローラ63に導かれてその偏光状態が調整され、光ファイバ64によりファイバカップラ65に導かれて測定光LSと参照光LRとに分割される。

[0052] 参照光LRは、光ファイバ66Aによりコリメータ67に導かれて平行光束に変換され、光路長補正部材68及び分散補償部材69を経由し、コーナークューブ70に導かれる。光路長補正部材68は、参照光LRの光路長(光学距離)と測定光LS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69は、参照光LRと測定光LS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。

- [0053] コーナーキューブ70は、参照光LRの進行方向を逆方向に折り返す。コーナークューブ70は、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とされ、それにより参照光LRの光路の長さが変更される。なお、測定光LSの光路の長さを変更するための手段と、参照光LRの光路の長さを変更するための手段のうちのいずれか一方が設けられていればよい。
- [0054] コーナーキューブ70を経由した参照光LRは、分散補償部材69及び光路長補正部材68を経由し、コリメータ71によって平行光束から集束光束に変換されて光ファイバ72に入射し、偏波コントローラ73に導かれて参照光LRの偏光状態が調整される。更に、参照光LRは、光ファイバ74によりアッテネータ75に導かれて、制御部100の制御の下で光量が調整される。光量が調整された参照光LRは、光ファイバ76によりファイバカップラ77に導かれる。
- [0055] 一方、ファイバカップラ65により生成された測定光LSは、光ファイバ51Aにより導かれてファイバ端面から出射され、コリメートレンズ52Aにより平行光束とされる。平行光束にされた測定光LSは、光路結合部材53、光スキャナ41、結像レンズ42、光路結合部材96、偏向ミラー97及び対物レンズ98を経由して被検眼Eに照射される。測定光LSは、被検眼Eの様々な深さ位置において反射・散乱される。被検眼Eからの測定光LSの戻り光は、反射光や後方散乱光を含み、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカップラ65に導かれ、光ファイバ66Bを経由してファイバカップラ77に到達する。
- [0056] ファイバカップラ77は、光ファイバ66Bを介して入射された測定光LSと、光ファイバ76を介して入射された参照光LRとを合成して（干渉させて）干渉光を生成する。ファイバカップラ77は、所定の分岐比（たとえば1：1）でこの干渉光を分割することにより、一対の干渉光LCを生成する。ファイバカップラ77から出射した一対の干渉光LCは、それぞれ光ファイバ78A及び78Bにより検出器79に導かれる。

[0057] 検出器 79 は、たとえば一对の干渉光 LC をそれぞれ検出する一对のフォトディテクタを含み、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 79 は、その検出結果 (検出信号) を制御部 100 に送る。

[0058] 本例ではスウェプトソース OCT が適用されているが、他のタイプの OCT、たとえばスペクトラルドメイン OCT を適用することが可能である。

[0059] (レーザ治療系 80)

レーザ治療系 80 は、レーザ治療を行うための構成を含む。特に、レーザ治療系 80 は、被検眼 E に照射される光を発生する。レーザ治療系 80 の構成の例を図 6 に示す。レーザ治療系 80 は、照準光源 81 A と、治療光源 81 B と、ガルバノミラー 82 と、遮光板 83 とを含む。なお、これら以外の部材をレーザ治療系 80 に設けることができる。たとえば、光ファイバ 51 B の直前位置に、レーザ治療系 80 により発生された光を光ファイバ 51 B の端面に入射させる光学素子 (レンズ等) を設けることができる。

[0060] 照準光源 81 A は、レーザ治療を施す部位に照準を合わせるための照準光 LA を発生する。照準光源 81 A としては任意の光源が用いられる。本実施形態では、被検眼 E の撮影画像を観察しつつ照準を合わせる構成が適用されるので、撮像素子 23 (23 L 及び 23 R) が感度を有する波長帯の光を発生する光源 (レーザ光源、発光ダイオード等) が照準光源 81 A として用いられる。なお、目視観察により照準合わせを行う構成が適用される場合には、照準光 LA として可視光が用いられる。照準光 LA は、ガルバノミラー 82 に導かれる。

[0061] 治療光源 81 B は、治療用レーザ光 (治療光 LT) を発する。治療光 LT は、その用途に応じて可視レーザ光でも不可視レーザ光でもよい。また、治療光源 81 B は、異なる波長のレーザ光を発する単一のレーザ光源又は複数のレーザ光源であってよい。治療光 LT は、ガルバノミラー 82 に導かれる。

[0062] 照準光 LA と治療光 LT は、ガルバノミラー 82 の反射面の同じ位置に到

達するようになっている。なお、照準光 L_A と治療光 L_T をまとめて「照射光」と呼ぶことがある。ガルバノミラー82（の反射面）の向きは、少なくとも、照射光を光ファイバ51Bに向けて反射させる向き（照射用向き）と、照射光を遮光板83に向けて反射させる向き（停止用向き）とに変更される。

[0063] ガルバノミラー82が停止用向きに配置されている場合、照射光は遮光板83に到達する。遮光板83は、たとえば照射光を吸収する材質及び／又は形態からなる部材であり、遮光作用を有する。

[0064] 本実施形態では、照準光源81Aと治療光源81Bは、それぞれ連続的に光を発生する。そして、ガルバノミラー82を照射用向きに配置させることで、照射光を被検眼Eに照射させる。また、ガルバノミラー82を停止用向きに配置させることで、被検眼Eに対する照射光の照射を停止させる。他の実施形態において、照準光源81A及び／又は治療光源81Bは、断続的に光を発生可能に構成されてよい。すなわち、照準光源81A及び／又は治療光源81Bは、パルス光を発生可能に構成されてよい。そのためのパルス制御は制御部100により実行される。この構成が適用される場合、ガルバノミラー82及び遮光板83を設ける必要はない。

[0065] 対物レンズ21L及び21Rは、実施形態に係る「第1対物レンズ」の一例である。撮像素子23L及び23Rは、実施形態に係る「第1撮像素子」の一例である。対物レンズ98は、実施形態に係る「第2対物レンズ」の一例である。OCT系60は、実施形態に係る「干渉光学系」の一例である。

[0066] （制御部100）

制御部100は、眼科用顕微鏡システム1の各部の制御を実行する（図7参照）。照明系10の制御の例として次のものがある：光源の点灯、消灯、光量調整；絞りの調整；スリット照明が可能な場合にはスリット幅の調整。撮像素子23の制御として、露光調整やゲイン調整や撮影レート調整などがある。

[0067] 制御部100は、各種の情報を表示部31に表示させる。たとえば、制御

部 100 は、撮像素子 23L により取得された画像（又はそれを処理して得られた画像）を表示部 31L に表示させ、かつ、撮像素子 23R により取得された画像（又はそれを処理して得られた画像）を表示部 31R に表示させる。

[0068] 前眼部照明系 95 の制御の例として、たとえば、前眼部照明光源の点灯、消灯、光量調整、絞りの調整などがある。

[0069] 光スキャナ 41 の制御として、たとえば、予め設定された OCT スキャンパターンに応じた複数の位置に測定光 LS が照射されるように、測定光 LS を順次に偏向する。また、光スキャナ 41 の制御として、たとえば、予め設定されたレーザ治療パターンに応じた複数の位置に照準光 LA 及び／又は治療光 LT が照射されるように、照準光 LA 及び／又は治療光 LT を順次に偏向することが可能である。

[0070] OCT 系 60 に含まれる制御対象としては、光源ユニット 61、偏波コントローラ 63、コーナキューブ 70、偏波コントローラ 73、アッテネータ 75、検出器 79 などがある。レーザ治療系 80 に含まれる制御対象としては、照準光源 81A、治療光源 81B、ガルバノミラー 82 などがある。

[0071] 更に、制御部 100 は、各種の機構を制御する。そのような機構としては、ステレオ角変更部 20A、合焦部 24A、光路偏向部 25A、間隔変更部 30A、及び向き変更部 30B が設けられている。

[0072] ステレオ角変更部 20A は、左受光系 20L と右受光系 20R とを相対的に回転移動する。すなわち、ステレオ角変更部 20A は、互いの対物光軸（たとえば AL1 と AR1）がなす角度を変更するように左受光系 20L と右受光系 20R とを相対移動させる。この相対移動は、たとえば、左受光系 20L と右受光系 20R とを反対の回転方向に同じ角度だけ移動させるものである。この移動態様においては、互いの対物光軸（たとえば AL1 と AR1）がなす角の二等分線の向きは一定である。一方、当該二等分線の向きが変化するように上記相対移動を行うことも可能である。

[0073] 図 2 に示す状態からステレオ角が拡大された状態の例を図 8 に示す。なお

、ステレオ角は、左受光系 20 L の対物光軸 A L 1 と右受光系 20 R の対物光軸 A R 1 とがなす角として定義されてもよいし、左受光系 20 L の対物光軸 A L 2 と右受光系 20 R の対物光軸 A R 2 とがなす角として定義されてもよい。ステレオ角変更部 20 A によりステレオ角が変更されても、左右の接眼系 30 L 及び 30 R の相対位置（間隔、相対的向き）は変化しない。また、ステレオ角の変化に対応して、被検眼 E に対する左右の受光系 20 L 及び 20 R の距離を調整したり、左右の受光系 20 L 及び 20 R の焦点距離を変更したりすることにより、焦点位置が移動しないように制御を行うことができる。

[0074] 合焦部 24 A は、左右のフォーカスレンズ 24 L 及び 24 R を光路に対して挿入／退避させる。合焦部 24 A は、左右のフォーカスレンズ 24 L 及び 24 R を同時に挿入／退避させるように構成されていてよい。他の例において、合焦部 24 A は、左右のフォーカスレンズ 24 L 及び 24 R を（同時に）光軸方向に移動させることによって焦点位置を変更するように構成されてよい。或いは、合焦部 24 A は、左右のフォーカスレンズ 24 L 及び 24 R の屈折力を（同時に）変更することによって焦点距離を変更するように構成されてよい。

[0075] 光路偏向部 25 A は、左右のウェッジプリズム 25 L 及び 25 R を光路に対して挿入／退避させる。光路偏向部 25 A は、左右のウェッジプリズム 25 L 及び 25 R を同時に挿入／退避させるように構成されていてよい。他の例において、光路偏向部 25 A は、左右のウェッジプリズム 25 L 及び 25 R のプリズム量（及びプリズム方向）を（同時に）変更することによって左右の受光系 20 L 及び 20 R の光路の向きを変更するように構成されてよい。

[0076] 間隔変更部 30 A は、左右の接眼系 30 L 及び 30 R の間隔を変更する。間隔変更部 30 A は、互いの光軸の相対的向きを変化させずに左右の接眼系 30 L 及び 30 R を相対的に移動するように構成されてよい。

[0077] 向き変更部 30 B は、左右の接眼系 30 L 及び 30 R の相対的向きを変更

する。向き変更部30Bは、互いの光軸がなす角度を変更するように左接眼系30Lと右接眼系30Rとを相対移動させる。この相対移動は、たとえば、左接眼系30Lと右接眼系30Rとを反対の回転方向に同じ角度だけ移動させるものである。この移動態様においては、互いの光軸がなす角の二等分線の向きは一定である。一方、当該二等分線の向きが変化するように上記相対移動を行うことも可能である。

[0078] (データ処理部200)

データ処理部200は、各種のデータ処理を実行する。このデータ処理には、画像を形成する処理や、画像を加工する処理などが含まれる。また、データ処理部200は、画像や検査結果や測定結果の解析処理や、被検者に関する情報(電子カルテ情報等)に関する処理を実行可能であってよい。データ処理部200には、変倍処理部210と、OCT画像形成部220とが含まれる。

[0079] 変倍処理部210は、撮像素子23により取得された画像を拡大する。この処理は、いわゆるデジタルズーム処理であり、撮像素子23により取得された画像の一部を切り取る処理と、その部分の拡大画像を作成する処理とを含む。画像の切り取り範囲は、観察者により又は制御部100により設定される。変倍処理部210は、左受光系20Lの撮像素子23Lにより取得された画像(左画像)と、右受光系20Rの撮像素子23Rにより取得された画像(右画像)とに対して、同じ処理を施す。それにより、観察者の左眼E_Lと右眼E_Rとに同じ倍率の画像が提示される。

[0080] なお、このようなデジタルズーム機能に加えて、又はその代わりに、いわゆる光学ズーム機能を設けることが可能である。光学ズーム機能は、左右の受光系20L及び20Rのそれぞれに変倍レンズ(変倍レンズ系)を設けることにより実現される。具体例として、変倍レンズを(選択的に)光路に対して挿入/退避する構成や、変倍レンズを光軸方向に移動させる構成がある。光学ズーム機能に関する制御は制御部100によって実行される。

[0081] OCT画像形成部220は、OCT系60の検出器79により得られる干

渉光LCの検出結果に基づいて、被検眼Eの画像を形成する。制御部100は、検出器79から順次に出される検出信号をOCT画像形成部220に送る。OCT画像形成部220は、たとえば一連の波長走査毎に（Aライン毎に）、検出器79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、OCT画像形成部220は、各Aライン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。それにより、Bスキャン像（断面像）やボリュームデータ（3次元画像データ）が得られる。

[0082] データ処理部200は、OCT画像形成部220により形成された画像（OCT画像）を解析する機能を備えていてよい。この解析機能としては、網膜厚解析や、正常眼との比較解析などがある。このような解析機能は、公知のアプリケーションを用いて実行される。また、データ処理部200は、受光系20により取得された画像を解析する機能を備えていてよい。また、データ処理部200は、受光系20により取得された画像の解析とOCT画像の解析とを組み合わせた解析機能を備えていてもよい。

[0083] （ユーザインターフェイス300）

ユーザインターフェイス（UI）300は、観察者等と眼科用顕微鏡システム1との間で情報のやりとりを行うための機能を備える。ユーザインターフェイス300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31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。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。

[0084] （通信部400）

通信部400は、他の装置に情報を送信する処理と、他の装置から送られた情報を受信する処理とを行う。通信部400は、既定のネットワーク（LAN、インターネット等）に準拠した通信デバイスを含んでいてよい。たと

例えば、通信部４００は、医療機関内に設けられたＬＡＮを介して、電子カルテデータベースや医用画像データベースから情報を取得する。また、外部モニタが設けられている場合、通信部４００は、眼科用顕微鏡システム１により取得される画像（受光系２０により取得される画像、ＯＣＴ画像等）を、実質的にリアルタイムで外部モニタに送信することができる。

[0085] [効果]

実施形態の眼科用顕微鏡システムの効果について説明する。

[0086] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムは、一对の照明系（照明系１０）と、一对の受光系（受光系２０）と、前眼部照明系（前眼部照明系９５）と、照射系（照射系４０）とを含む。一对の照明系は、被検眼（被検眼Ｅ）の眼底に照明光を照射可能である。一对の受光系は、第１対物レンズ（対物レンズ２１Ｌ、２１Ｒ）及び第１撮像素子（撮像素子２３Ｌ、２３Ｒ）をそれぞれ含む。一对の受光系は、一对の照明系とそれぞれ同軸に設けられ、互いの対物光軸（対物光軸ＡＬ１（ＡＬ２）、ＡＲ１（ＡＲ２））が非平行に配置され、被検眼に照射された照明光の戻り光をそれぞれの第１対物レンズを介してそれぞれの第１撮像素子に導く。前眼部照明系は、一对の受光系の対物光軸に非同軸に設けられ、被検眼の前眼部を照明する。照射系は、前眼部照明系と同軸に設けられ、照明光と異なる光を被検眼に照射する。

[0087] このような構成によれば、一对の受光系の対物光軸に対して非同軸に設けられた前眼部照明系に対して同軸に設けられた照射系により照明光と異なる光を被検眼に照射するようにしたので、照射系が別途に配置された場合でもシステムの大型化を防ぐことができる。特に、ガリレオ式実体顕微鏡と異なる構成が適用されるため、大径の対物レンズを使用する必要がなくなり、光学設計や機構設計の自由度を向上させることができる。

[0088] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムは、光路結合部材（光路結合部材９６）と、第２対物レンズ（対物レンズ９８）とを含んでもよい。光路結合部材は、前眼部照明系の光路と照射系の光路とを同軸に結合する。第２対物レンズは、光路結合部材よりも被検眼側に設けられる。

[0089] このような構成によれば、前眼部照明系と照射系とで第2対物レンズを共用できるため、一对の受光系に対して前眼部照明系及び照射系が別途に配置された場合でもシステムの大型化を防ぐことが可能になる。

[0090] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムは、干渉光学系（OCT系60）と、データ処理部（データ処理部200）とを含んでもよい。干渉光学系は、OCT光源（光源ユニット61）からの光を測定光（測定光LS）と参照光（参照光LR）とに分割し、照射系により被検眼に照射された測定光の戻り光と参照光との干渉光（干渉光LC）を検出する。データ処理部は、干渉光の検出結果に基づいて被検眼の画像又は解析結果を生成する。

[0091] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、照射系は、治療用レーザ光源（治療光源81B）から出力された治療光（治療光LT）と、照準用光源（照準光源81A）から出力された照準光（照準光LA）とを被検眼に照射してもよい。

[0092] 実施形態において、照射系の構成は任意である。たとえば、以上に詳述したように、照射系は、OCTのための光（測定光LS）を被検眼に照射する機能と、レーザ治療のための光（照準光LA、治療光LT）を被検眼に照射する機能のうち、少なくとも一方を備えていてよい。また、実施形態は、OCTのための構成（OCT系60、データ処理部200等）や、レーザ治療のための構成（レーザ治療系80等）を含んでいてもよい。

[0093] 実施形態の照射系は、被検眼に照射される光を偏向するための光スキャナ（光スキャナ41）を備えていてよい。上記の例では、OCTのための光とレーザ治療のための光とを共通の光スキャナで偏向しているが、個別の光スキャナを設ける構成を適用することも可能である。

[0094] [変形例]

上記の実施形態は、本発明を実施するための例示に過ぎない。本発明を実施しようとする者は、本発明の要旨の範囲内において任意の変形、省略、追加、置換等を施すことが可能である。以下、上記の実施形態における図面を適宜に参照する。

[0095] (変形例 1)

上記の実施形態において、フォーカスレンズ 24 L 及び 24 R 並びにウェッジプリズム 25 L 及び 25 R は、眼底観察時には光路から退避され、前眼部観察時には光路に挿入される。このような動作を自動化することが可能である。実施形態では、被検眼の観察部位を変更するための補助光学部材が使用される。たとえば、眼底観察時には光路に前置レンズ 90 が配置され、前眼部観察時には光路から退避される。

[0096] 本変形例の眼科用顕微鏡システムは、補助光学部材の状態（つまり観察部位の選択）に応じてフォーカスレンズ 24 L 及び 24 R の状態を変更する。つまり、制御部 100 は、補助光学部材による観察部位の変更に応じて、フォーカスレンズ 24 L 及び 24 R を連係動作するための第 2 機構を制御する。同様に、制御部 100 は、補助光学部材による観察部位の変更に応じて、ウェッジプリズム 25 L 及び 25 R を連係動作させるための第 3 機構を制御する。

[0097] 具体例を説明する。制御部 100 は、前置レンズ 90 が光路から退避されたことを受けて、フォーカスレンズ 24 L 及び 24 R 並びにウェッジプリズム 25 L 及び 25 R を光路に挿入するように合焦部 24 A 及び光路偏向部 25 A を制御する。このとき、制御部 100 は、前眼部照明系 95 を制御することにより前眼部照明光源を点灯させることが可能である。逆に、制御部 100 は、前置レンズ 90 が光路に挿入されたことを受けて、フォーカスレンズ 24 L 及び 24 R 並びにウェッジプリズム 25 L 及び 25 R から退避させるように合焦部 24 A 及び光路偏向部 25 A を制御する。このとき、制御部 100 は、前眼部照明系 95 を制御することにより前眼部照明光源を消灯させることが可能である。

[0098] 本変形例の眼科用顕微鏡システムは、補助光学部材の状態（たとえば、前置レンズ 90 が光路に挿入されているか否か）を示す情報を生成する構成を備えてよい。たとえば、前置レンズ 90 を保持するアームの配置状態をマイクロスイッチ等のセンサを用いて検出することができる。或いは、前置レン

ズ 90 の挿入／退避を制御部 100 からの信号に基づき行う構成の場合、制御の履歴を参照することによって前置レンズ 90 の現在の状態を認識することができる。

[0099] 他の例として、撮像素子 23 L 及び／又は 23 R により取得される画像と、フォーカスレンズ 24 L 及び 24 R 並びにウェッジプリズム 25 L 及び 25 R の現在の状態とに基づいて、前置レンズ 90 が光路に配置されているか否か判定することができる。たとえば、フォーカスレンズ 24 L 等が光路に配置されている状態において取得された画像をデータ処理部 200 にて解析することにより当該画像のボケ状態を示す量を求める。このボケ量が閾値以上である場合、前置レンズ 90 が光路に配置されていると判定する。逆に、ボケ量が閾値未満である場合、前置レンズ 90 は光路から退避されていると判定する。フォーカスレンズ 24 L 等が光路から退避されている状態において取得された画像を解析する場合についても、同様にして前置レンズ 90 の状態を判定することが可能である。

[0100] 本変形例によれば、焦点位置を変更するためのレンズ（フォーカスレンズ 24 L 及び 24 R）の状態や、光路を偏向するための偏向部材（ウェッジプリズム 25 L 及び 25 R）の状態を、観察部位の切り替えに応じて自動で変更することができる。したがって、操作性の更なる向上を図ることができる。

[0101] （変形例 2）

上記の実施形態の照明系（10 L 及び 10 R）は、一对の受光系（20 L 及び 20 R）と同軸に配置されている。本変形例では、一对の受光系に対して非同軸に照明系が配置された構成、つまり、一对の受光系の対物光軸と異なる方向から照明光を照射可能な構成について説明する。本変形例の光学系の構成例を図 9 に示す。眼科用顕微鏡システム 1 A の照明系 10 S は、たとえばスリット光を被検眼に照射可能である。このような眼科用顕微鏡の典型的な例としてスリットランプ顕微鏡がある。本変形例では、スリットランプ顕微鏡のように、照明系 10 S と、受光系 20 L 及び 20 R との相対位置を

変更可能である。つまり、照明系 10S と、受光系 20L 及び 20R とが、同一の軸周りに回動可能に構成される。それにより、スリット光で照明されている角膜等の断面を斜め方向から観察することが可能である。

[0102] 眼科用顕微鏡システムは、上記実施形態のような同軸照明系と、本変形例のような非同軸照明系との一方又は双方を備えていてよい。双方の照明系を備える場合、たとえば観察部位の切り替えに応じて、使用される照明系の切り替えを行うことができる。

[0103] (変形例 3)

上記の実施形態では、光路結合部材 96 により照射系 40 からの光を透過させることにより前眼部照明系 95 の光路と照射系 40 の光路とを結合する。本変形例では、光路結合部材により前眼部照明光を透過させることにより前眼部照明系 95 の光路と照射系 40 の光路とを結合する。本変形例の光学系の構成例を図 10 に示す。眼科用顕微鏡システム 1B の光路結合部材 96a は、前眼部照明系 95 の光路と照射系 40 の光路とを同軸に結合する。光路結合部材 96a は、照射系 40 により導かれてきた光とその戻り光を偏向ミラー 97 に向けて反射し、前眼部照明光を透過させる。照射系 40 からの光の波長と前眼部照明光の波長とが異なる場合、光路結合部材 96a としてダイクロイックミラーを用いることができる。他方、双方の波長が実質的に同じ場合や近い場合には、光路結合部材 96a としてハーフミラーを用いることが可能である。

符号の説明

[0104] 1 眼科用顕微鏡システム

10 照明系

10L 左照明系

10R 右照明系

20 受光系

20L 左受光系

20R 右受光系

2 1 L 左対物レンズ

2 1 R 右対物レンズ

2 3、2 3 L、2 3 R 撮像素子

4 0 照射系

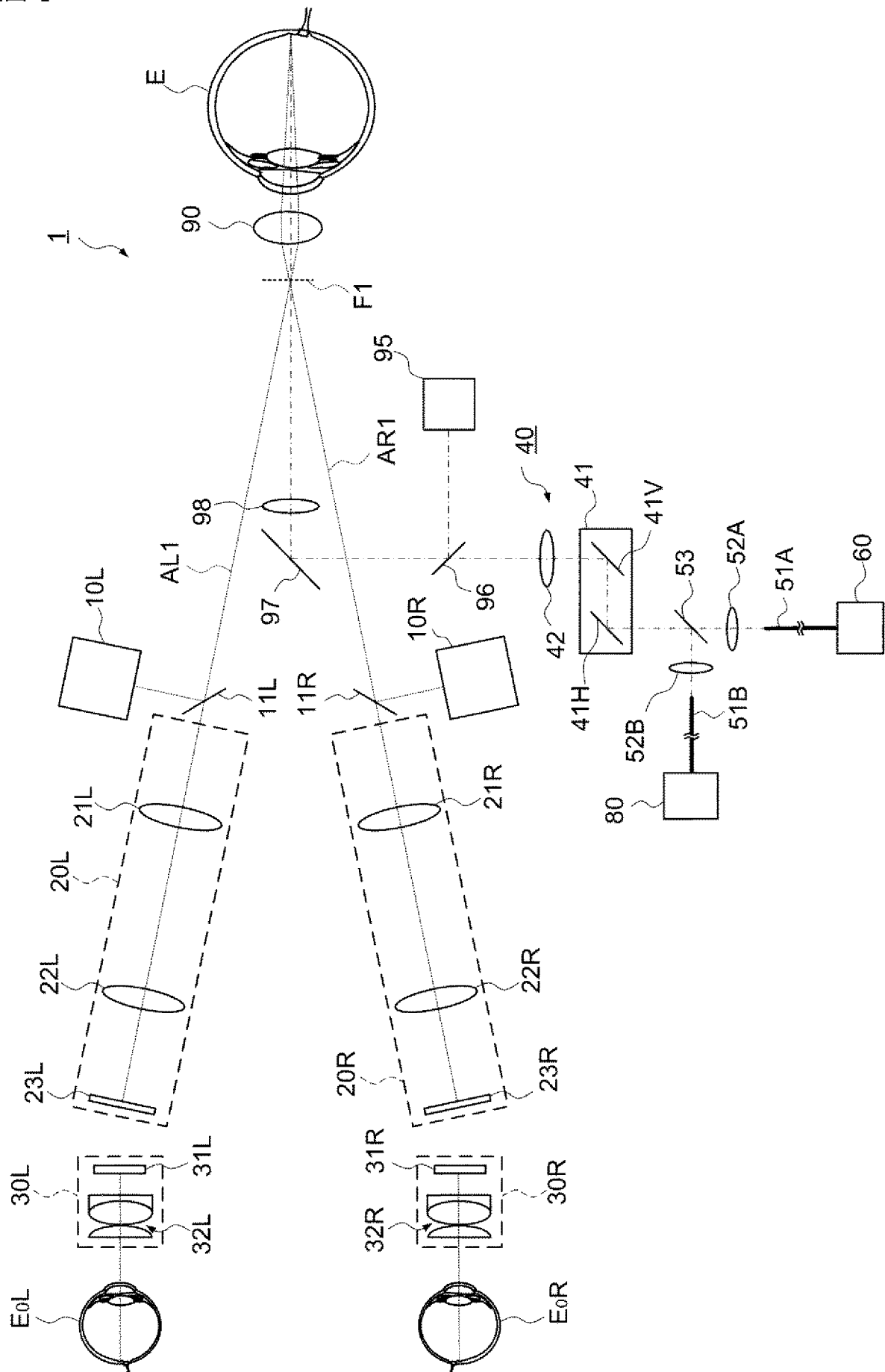
9 5 前眼部照明系

請求の範囲

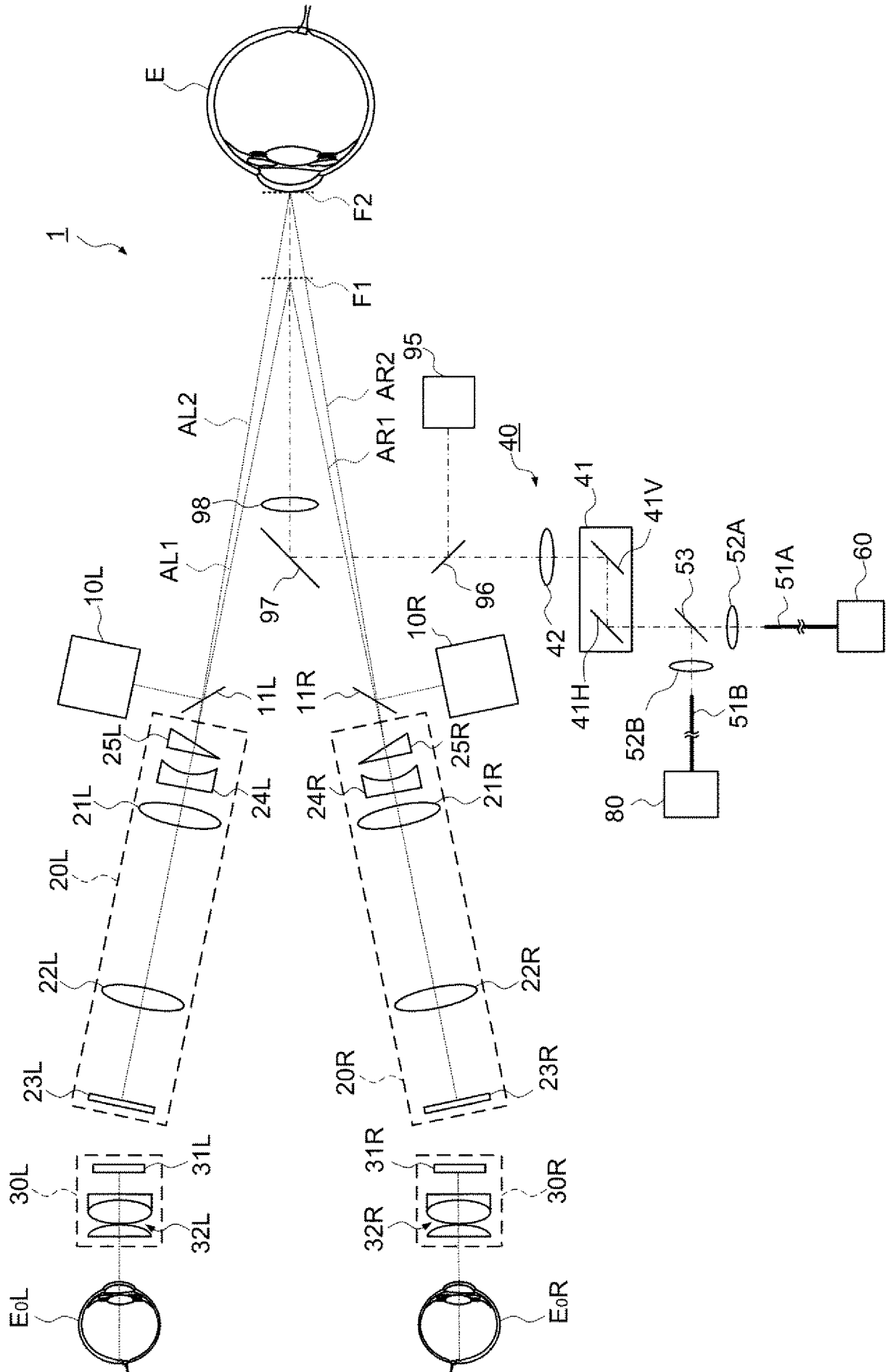
- [請求項1] 被検眼の眼底に照明光を照射可能な一对の照明系と、
前記一对の照明系とそれぞれ同軸に設けられ、第1対物レンズ及び第1撮像素子をそれぞれ含み、互いの対物光軸が非平行に配置され、前記被検眼に照射された照明光の戻り光をそれぞれの前記第1対物レンズを介してそれぞれの前記第1撮像素子に導く一对の受光系と、
前記一对の受光系の対物光軸に非同軸に設けられ、前記被検眼の前眼部を照明する前眼部照明系と、
前記前眼部照明系と同軸に設けられ、前記照明光と異なる光を前記被検眼に照射する照射系と、
を含む眼科用顕微鏡システム。
- [請求項2] 前記前眼部照明系の光路と前記照射系の光路とを同軸に結合する光路結合部材と、
前記光路結合部材よりも前記被検眼側に設けられた第2対物レンズと、
を含む
ことを特徴とする請求項1に記載の眼科用顕微鏡システム。
- [請求項3] OCT光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記照射系により前記被検眼に照射された前記測定光の戻り光と前記参照光との干渉光を検出する干渉光学系と、
前記干渉光の検出結果に基づいて前記被検眼の画像又は解析結果を生成するデータ処理部と
を含むことを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の眼科用顕微鏡システム。
- [請求項4] 前記照射系は、治療用レーザ光源から出力された治療光と、照準用光源から出力された照準光とを前記被検眼に照射することを特徴とする請求項1～請求項3のいずれか一項に記載の眼科用顕微鏡システム。

[請求項5] 前記照射系は、前記被検眼に照射される光を偏向するための光スキャナを含むことを特徴とする請求項1～請求項4のいずれか一項に記載の眼科用顕微鏡システム。

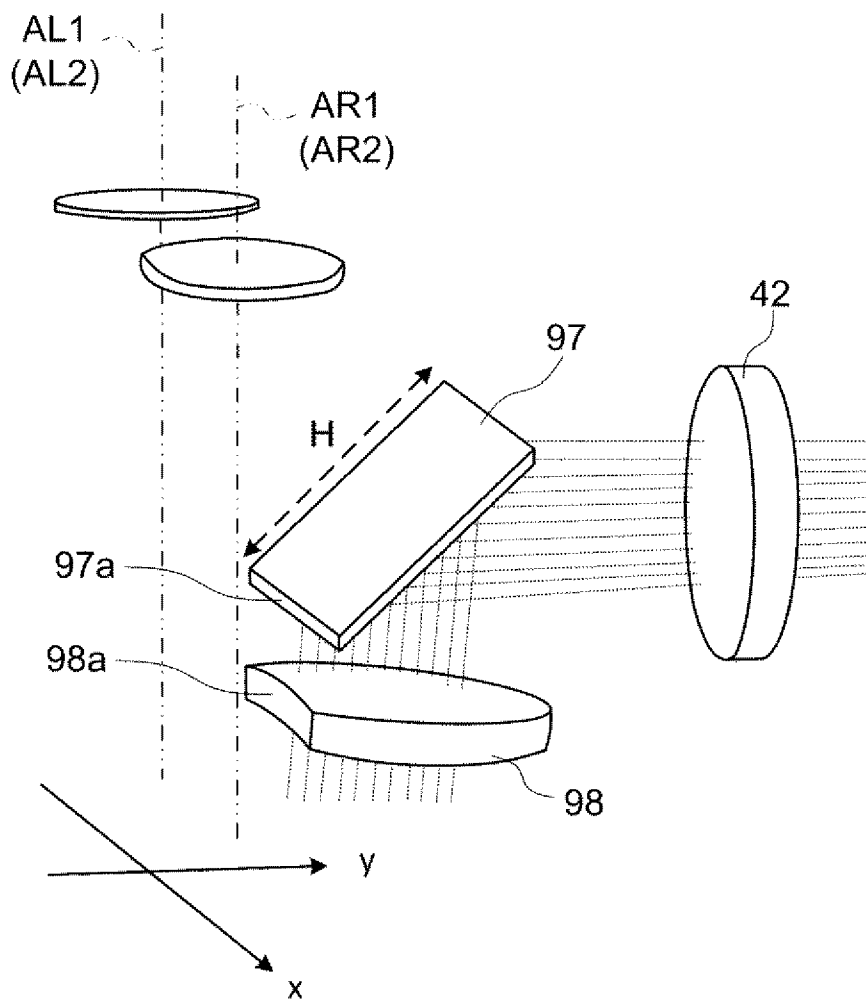
[図1]



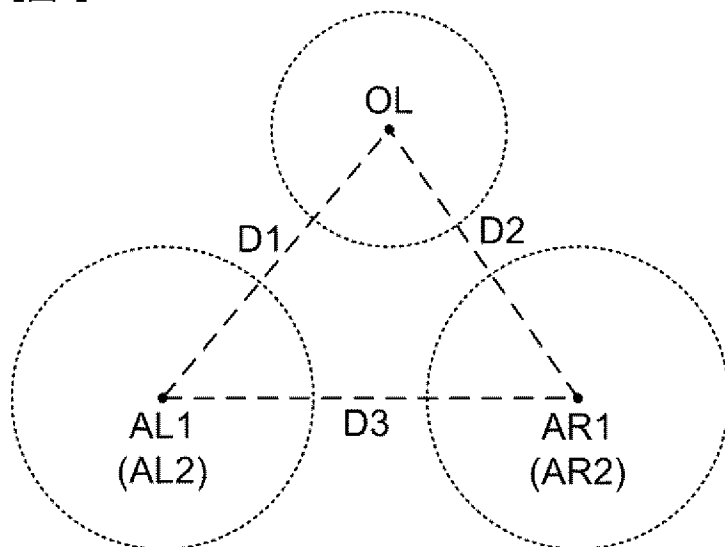
[図2]



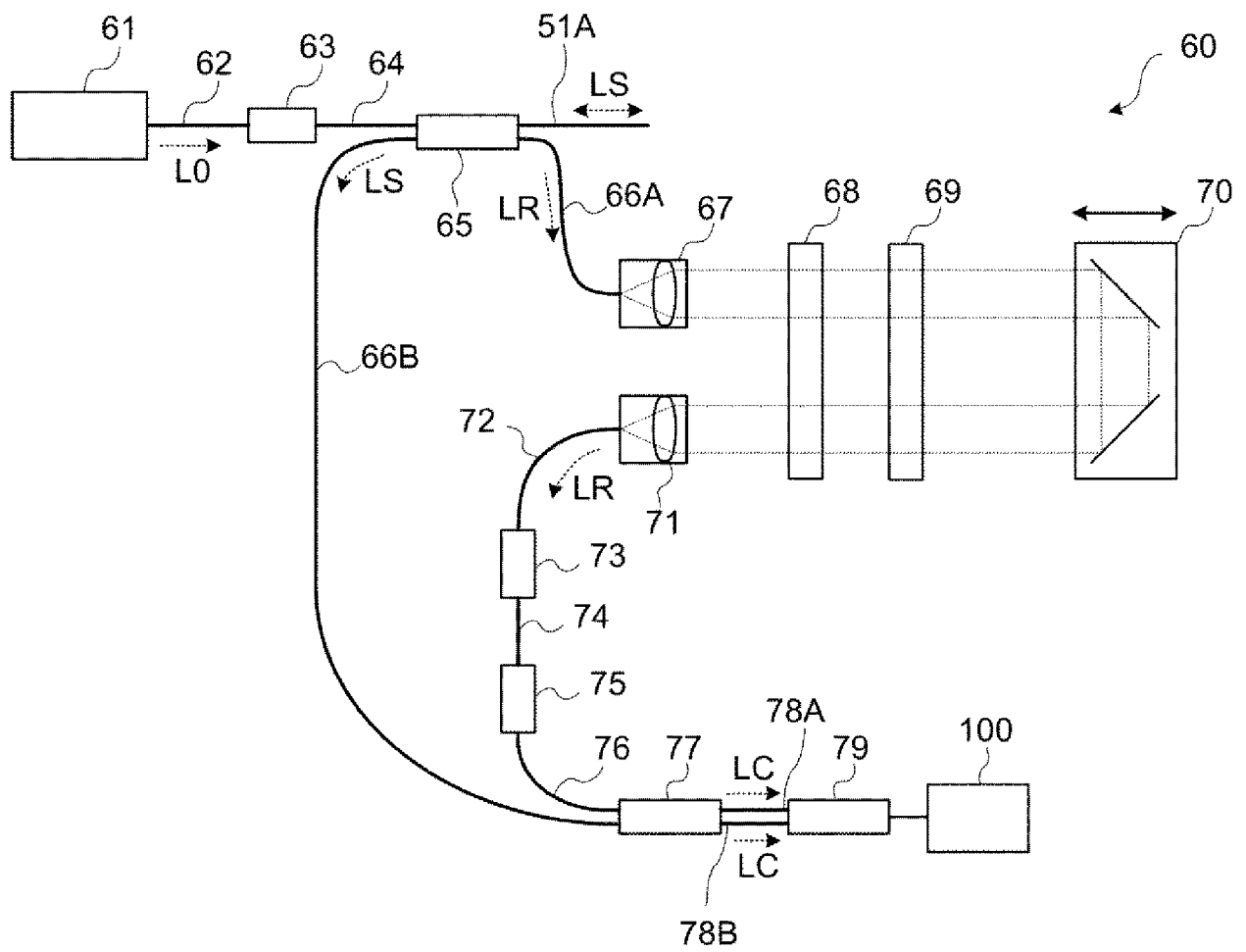
[図3]



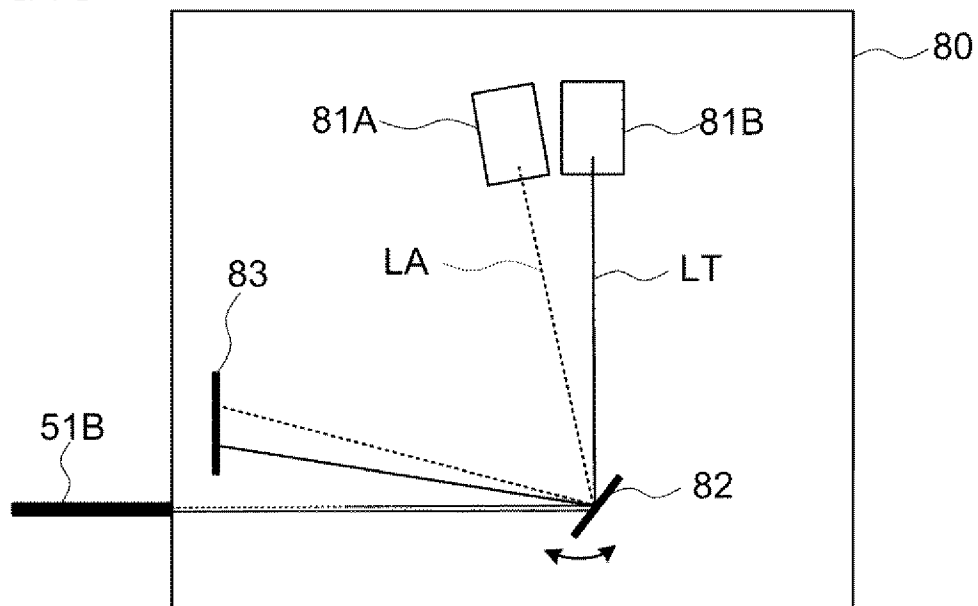
[図4]



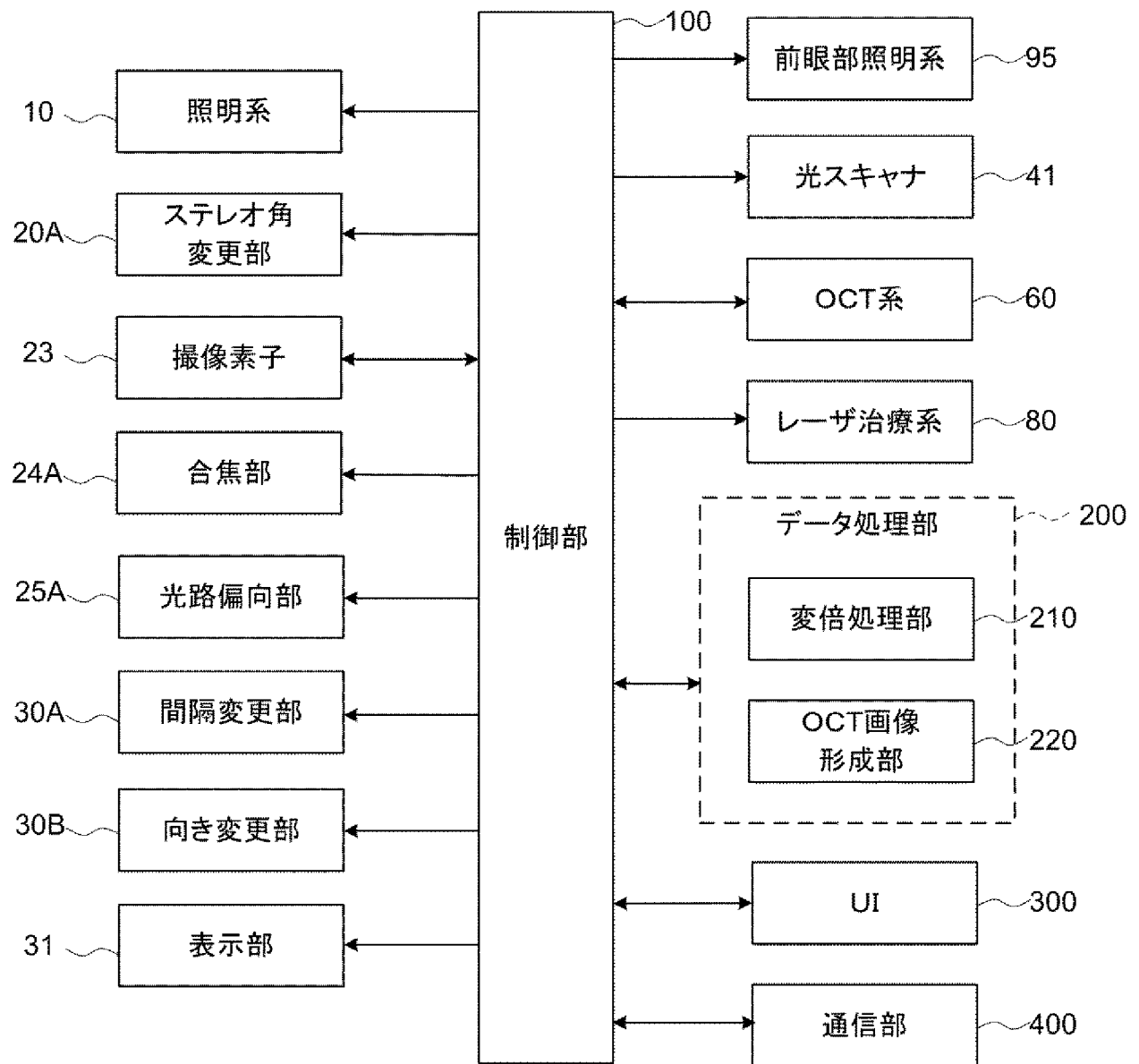
[図5]



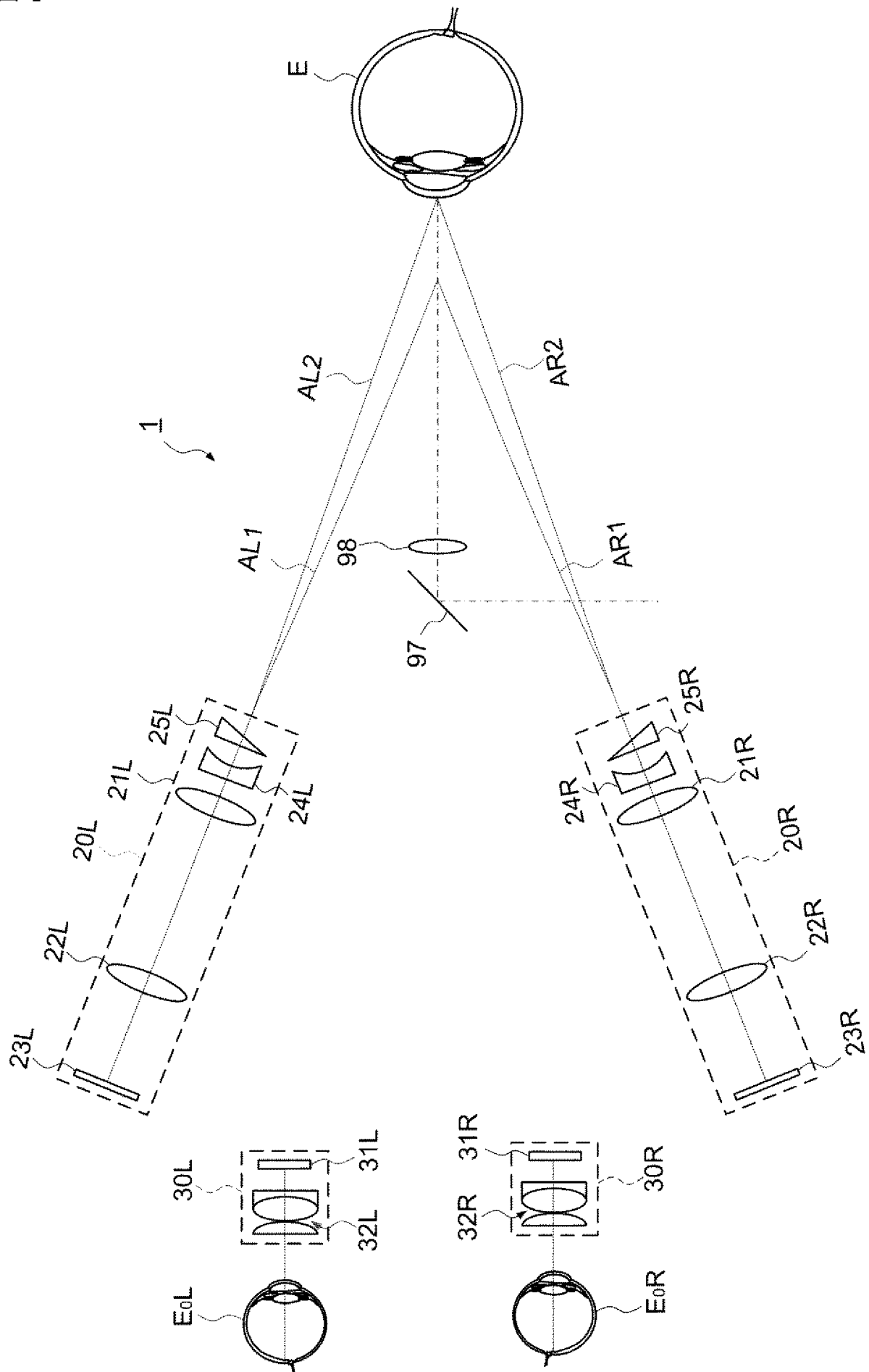
[図6]



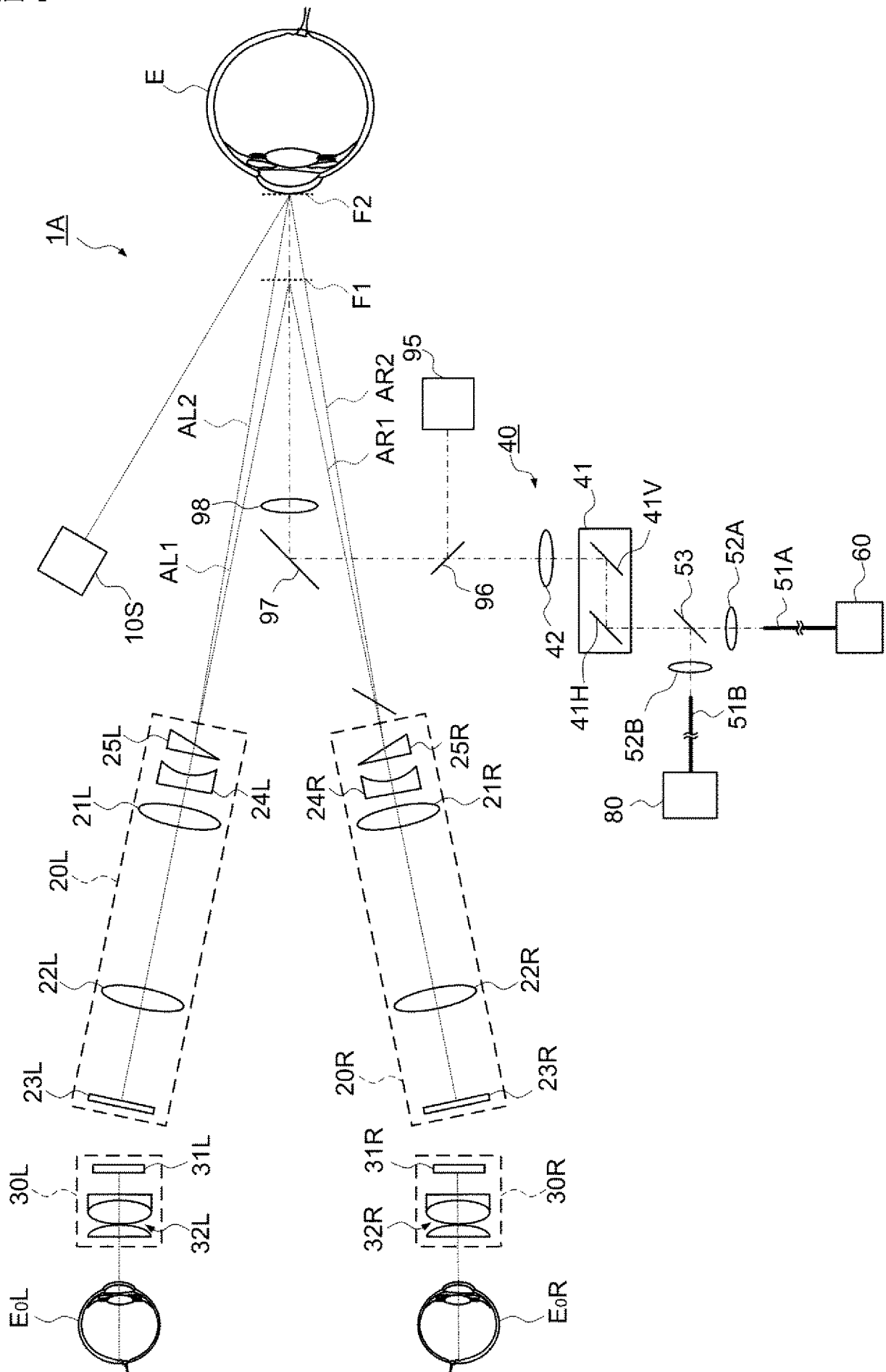
[図7]



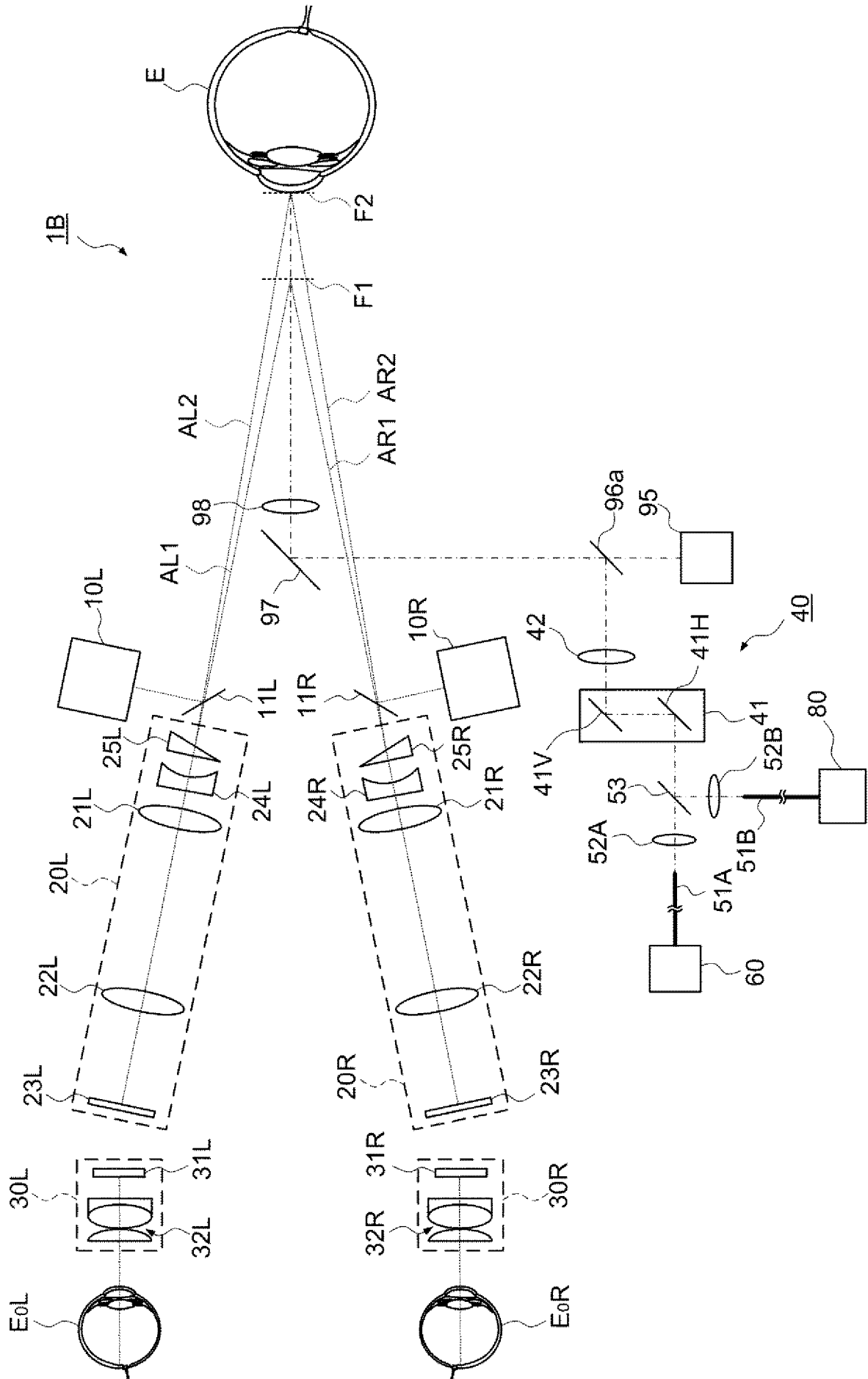
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/053282

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/135(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i, A61F9/007(2006.01)i, A61F9/008(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)

A61B3/135, A61B3/10, A61F9/007, A61F9/008

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.
A	JP 2015-58152 A (Topcon Corp.), 30 March 2015 (30.03.2015), paragraphs [0024] to [0029], [0036] to [0040]; fig. 2 (Family: none)	1-5
A	WO 2015/080137 A1 (Topcon Corp.), 04 June 2015 (04.06.2015), paragraphs [0035] to [0040]; fig. 2 & JP 2015-100583 A	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
08 April 2016 (08.04.16)

Date of mailing of the international search report
19 April 2016 (19.04.16)

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/JP2016/053282

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 2012-509729 A (Carl Zeiss Surgical GmbH), 26 April 2012 (26.04.2012), entire text; all drawings & JP 2014-121647 A & US 2011/0228218 A1 entire text; all drawings & US 2015/0077707 A1 & US 2015/0077708 A1 & WO 2010/060622 A2	1-5

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B3/135(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i, A61F9/007(2006.01)i, A61F9/008(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（I P C））

Int.Cl. A61B3/135, A61B3/10, A61F9/007, A61F9/008

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 6 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 6 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 6 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 2015-58152 A（株式会社トプコン）2015.03.30, 段落 [0024]-[0029], [0036]-[0040], 第2図（ファミリーなし）	1-5
A	WO 2015/080137 A1（株式会社トプコン）2015.06.04, 段落 [0035]-[0040], 第2図 & JP 2015-100583 A	1-5
A	JP 2012-509729 A（カール ツァイス サージカル ゲーエムベー ハー）2012.04.26, 全文, 全図 & JP 2014-121647 A & US 2011/0228218 A1 全文, 全図 & US 2015/0077707 A1 & US 2015/0077708 A1 & WO 2010/060622 A2	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

0 8 . 0 4 . 2 0 1 6

国際調査報告の発送日

1 9 . 0 4 . 2 0 1 6

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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

2 Q

9 2 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2