(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)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/002383 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) *A61F 9/007* (2006.01)
A61B 3/135 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/053287

(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 2015-132089 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７５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７５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７５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７５番１号　株式会社トプコン内 Tokyo (JP).

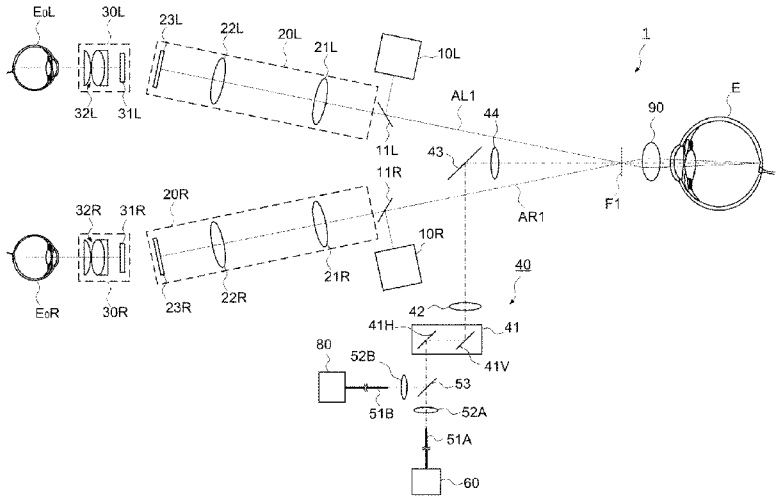
(74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿７丁目１５番８号　日販ビル Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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.

[続葉有]

(54) **Title**: OPTHALMOLOGIC MICROSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称 : 眼科用顕微鏡システム



(57) **Abstract**: In the present invention, light from an irradiating system is made to enter the eye being examined from a direction as perpendicular to the eye as is possible. The opthalmologic microscope system according to one embodiment comprises an illuminating system, a left light-receiving system, a right light-receiving system, an irradiating system, an optical scanner, and a deflecting member. The illuminating system irradiates the eye being examined with illuminating light. The left light-receiving system draws returning illuminating light irradiated onto the eye being examined, via a left objective lens, to a left imaging element. The right light-receiving system is positioned in such a manner that the objective optical axis thereof is not parallel with the objective optical axis of the left light-receiving system, and draws returning illuminating light irradiated onto the eye being examined, via a right objective lens, to a right imaging element. The irradiating system irradiates the eye being examined with light distinct from the illuminating light, via an irradiating system objective lens. The optical scanner is used to scan the eye being examined with light from the irradiating system. The deflecting member is positioned in the proximity of the objective optical axis of each of the left light-receiving system and the right light-receiving system, and on the optical path of the irradiating system between the optical scanner and the irradiating system objective lens, and deflects the optical path.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/002383 A1

(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).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

被検眼に対してできるだけ垂直方向から照射系からの光を入射させる。実施形態の眼科用顕微鏡システムは、照明系と、左受光系と、右受光系と、照射系と、光スキャナと、偏向部材とを含む。照明系は、被検眼に照明光を照射する。左受光系は、被検眼に照射された照明光の戻り光を左対物レンズを介して左撮像素子に導く。右受光系は、当該受光系の対物光軸が左受光系の対物光軸に対して非平行に配置され、被検眼に照射された照明光の戻り光を右対物レンズを介して右撮像素子に導く。照射系は、照明光と異なる光を照射系対物レンズを介して被検眼に照射する。光スキャナは、照射系からの光で被検眼をスキャンするために用いられる。偏向部材は、左受光系及び右受光系のそれぞれの対物光軸の近傍に配置され、光スキャナと照射系対物レンズとの間の照射系の光路に配置され、光路を偏向する。

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、双眼光学系の光路を避けつつ当該装置により照射される光の光路を配置する必要があるため、当該装置からの光を眼に対して垂直方向から入射させることが困難である。当該装置からの光が眼に対して斜め方向から入射する場合、虹彩によって当該光やその戻り光にケラレが発生し、当該装置の性能を十分に発揮することができないという問題がある。

[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、照明系と、左受光系と、右受光系と、照射系と、光スキャナと、偏向部材とを含む。照明系は、被検眼に照明光を照射する。左受光系は、左対物レンズ及び左撮像素子を含み、被検眼に照射された照明光の戻り光を左対物レンズを介して左撮像素子に導く。右受光系は、右対物レンズ及び右撮像素子を含み、当該受光系の対物光軸が左受光系の対物光軸に対して非平行に配置され、被検眼に照射された照明光の戻り光を右対物レンズを介して右撮像素子に導く。照射系は、照射系対物レンズを含み、照明光と異なる光を照射系対物レンズを介して被検眼に照射する。光スキャナは、照射系からの光で被検眼をスキャンするために用いられる。偏向部材は、左受光系及び右受光系のそれぞれの対物光軸である一対の対物光軸の近傍に配置され、光スキャナと照射系対物レンズとの間の照射系の光路に配置され、光路を偏向する。

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。

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もよい。

[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。

[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$Ｅ_{o}$Ｌ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$Ｅ_{o}$Ｒ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、左右一対の受光系２０Ｌ及び２０Ｒが設けられている。左受光系２０Ｌは、観察者の左眼$Ｅ_{o}$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$Ｅ_{o}$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、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、左右一対の接眼系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$Ｅ_0$Ｌに提示するための構成を有し、右接眼系３０Ｒは、右受光系２０Ｒにより取得された被検眼Ｅの像を右眼$Ｅ_0$Ｒ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。左右一対の接眼系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$Ｅ_0$Ｌ及び$Ｅ_0$Ｒ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]（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。

[0030] 照射系４０は、光スキャナ４１と、結像レンズ４２と、偏向ミラー４３と、照射系対物レンズ４４とを含む。光スキャナ４１には、ＯＣＴ系６０及びレーザ治療系８０からの光が導かれる。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 本例のように２つの１次元光スキャナを組み合わせて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。

[0035] 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、偏向ミラー４３により照射系対物レンズ４４に向けて反射される。照射系対物レンズ４４を通過した光は、被検眼Ｅに照射される。

[0036] 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４３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４３が配置されている。

[0037] 図３は、偏向ミラー４３及び照射系対物レンズ４４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。

[0038] 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４３及び照射系対物レンズ４４が配置されている。偏向ミラー４３の受光系２０の対物光軸側の端部４３ａと照射系対物レンズ４４の受光系２０の対物光軸側の端部４４ａ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。

[0039] 光スキャナ４１と偏向ミラー４３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４３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の一対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４３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４３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４３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４３及び照射系対物レンズ４４をより一層近付けて配置することが可能になる。

[0040] 本実施形態では、照射系対物レンズ４４の受光系２０の対物光軸側の端部４４ａは、直線状に切り欠かれている。それにより、照射系対物レンズ４４の周縁部によって左受光系２０Ｌの観察光路及び右受光系２０Ｒの観察光路が遮られることがなくなる。照射系対物レンズ４４の端部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４３及び照射系対物レンズ４４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４４ａ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。

[0041] 偏向ミラー４３は、偏向面（反射面）の受光系２０の対物光軸側の端部４３ａが直線状に形成された反射ミラーである。偏向ミラー４３の端部４３ａと照射系対物レンズ４４の端部４４ａとが、左受光系２０Ｌの光路及び右受光系２０Ｒ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４３及び照射系対物レンズ４４を配置することが可能になる。

[0042] 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２０Ｌの対物光軸ＡＬ１（ＡＬ２）は、左対物レンズ２１Ｌのレンズ中心の近傍に設けら

れる。右受光系２０Ｒの対物光軸ＡＲ１（ＡＲ２）は、右対物レンズ２１Ｒ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、照射系対物レンズ４４のレンズ中心の近傍に設けられる。左対物レンズ２１Ｌのレンズ中心と照射系対物レンズ４４のレンズ中心との距離Ｄ１と右対物レンズ２１Ｒのレンズ中心と照射系対物レンズ４４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。

[0043] なお、左対物レンズ２１Ｌのレンズ中心と右対物レンズ２１Ｒ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。

[0044] 以上のように、受光系２０の対物光軸に対して偏向ミラー４３及び照射系対物レンズ４４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。

[0045]（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。

[0046] 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。

[0047] 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によりファイバカプラ６５に導かれて測定光ＬＳと参照光ＬＲとに分割される。

[0048] 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、コーナーキューブ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。

[0049] 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。コーナーキューブ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。

[0050] 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によりファイバカプラ７７に導かれる。

[0051] 一方、ファイバカプラ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、偏向ミラー４３及び照射系対物レンズ４４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プラ６５に導かれ、光ファイバ６６Ｂを経由してファイバカプラ７７に到達

する。

[0052] ファイバカプラ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。

[0053] 検出器７９は、たとえば一対の干渉光ＬＣをそれぞれ検出する一対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。

[0054] 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。

[0055]（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８１Ａと、治療光源８１Ｂ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５１Ｂ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５１Ｂ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。

[0056] 照準光源８１Ａ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８１Ａ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（２３Ｌ及び２３Ｒ）が感度を有する波長帯の光を発する光源（レーザ光源、発光ダイオード等）が照準光源８１Ａ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。

[0057] 治療光源８１Ｂ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８１Ｂ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。

[0058] 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ＬＡと治療光ＬＴ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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 撮像素子２３Ｌは、実施形態に係る「左撮像素子」の一例である。撮像素子２３Ｒは、実施形態に係る「右撮像素子」の一例である。偏向ミラー４３は、実施形態に係る「偏向部材」の一例である。ビームスプリッタ１１Ｌは、実施形態に係る「左光路結合部材」の一例である。ビームスプリッタ１１

Ｒは、実施形態に係る「右光路結合部材」の一例である。ｙスキャナ４１Ｖは、実施形態に係る「１次元スキャナ」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。

[0062] （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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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、コーナーキューブ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。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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２０Ｌの対物光軸ＡＬ１と右受光系２０Ｒの対物光軸ＡＲ１とがなす角として定義されてもよいし、左受光系２０Ｌの対物光軸ＡＬ２と右受光系２０Ｒの対物光軸ＡＲ２とがなす角として定義されてもよい。ステレオ角変更部２０Ａによりステレオ角が変更されても、左右の接眼系３０Ｌ及び３０Ｒ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２０Ｌ及び２０Ｒの距離を調整したり、左右の受光系２０Ｌ及び２０Ｒ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。

[0069] 合焦部２４Ａは、左右のフォーカスレンズ２４Ｌ及び２４Ｒを光路に対して挿入／退避させる。合焦部２４Ａは、左右のフォーカスレンズ２４Ｌ及び２４Ｒ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２４Ａは、左右のフォーカスレンズ２４Ｌ及び２４Ｒ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２４Ａは、左右のフォーカスレンズ２４Ｌ及び２４Ｒ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。

[0070] 光路偏向部２５Ａは、左右のウェッジプリズム２５Ｌ及び２５Ｒを光路に対して挿入／退避させる。光路偏向部２５Ａは、左右のウェッジプリズム２５Ｌ及び２５Ｒ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２５Ａは、左右のウェッジプリズム２５Ｌ及び２５Ｒ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２０Ｌ及び２０Ｒの光路の向きを変更するように構成されてよい。

[0071] 間隔変更部３０Ａは、左右の接眼系３０Ｌ及び３０Ｒの間隔を変更する。間隔変更部３０Ａ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３０Ｌ及び３０Ｒを相対的に移動するように構成されてよい。

[0072] 向き変更部３０Ｂは、左右の接眼系３０Ｌ及び３０Ｒ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。

[0073] （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。

[0074] 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$_0$Ｒとに同じ倍率の画像が提示される。

[0075] なお、このようなデジタルズーム機能に加えて、又はそれの代わりに、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。

[0076] 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から順次に出力される検出信号を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。

[0077] 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。

[0078]（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。

[0079]（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。

[0080]［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。

[0081] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムは、照明系（照明系１０）と、左受光系（左受光系２０Ｌ）と、右受光系（右受光系２０Ｒ）と、照射系（照射系４０）と、光スキャナ（光スキャナ４１）と、偏向部材（偏向ミラー４３）とを含む。照明系は、被検眼（被検眼Ｅ）に照明光を照射する。左受光系は、左対物レンズ（左対物レンズ２１Ｌ）及び左撮像素子（左撮像素子２３Ｌ）を含み、被検眼に照射された照明光の戻り光を左対物レンズを介して左撮像素子に導く。右受光系は、右対物レンズ（右対物レンズ２１Ｒ）及び右撮像素子（右撮像素子２３Ｒ）を含む。右受光系は、当該受光系の対物光軸（対物光軸ＡＲ１（ＡＲ２））が左受光系の対物光軸（対物光軸ＡＬ１（ＡＬ２））に対して非平行に配置され、被検眼に照射された照明光の戻り光を右対物レンズを介して右撮像素子に導く。照射系は、照射系対物レンズ（照射系対物レンズ４４）を含み、照明光と異なる光を照射系対物レンズを介して被検眼に照射する。光スキャナは、照射系からの光で被検眼をスキャンす

るために用いられる。偏向部材は、左受光系及び右受光系のそれぞれの対物光軸である一対の対物光軸の近傍に配置され、光スキャナと照射系対物レンズとの間の照射系の光路に配置され、光路を偏向する。

[0082] このような構成によれば、偏向部材及び照射系対物レンズを左受光系及び右受光系の対物光軸の近傍に配置するようにしたので、照射系により導かれてきた光を被検眼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可能になる。それにより、被検眼の虹彩によって当該光やその戻り光にケラレが発生することなく、照射系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。

[0083] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、光スキャナは、１次元スキャナ（ｙスキャナ４１Ｖ）を含んでもよい。１次元スキャナは、左受光系及び右受光系の少なくとも一方の対物光軸と略平行な方向に照射系からの光を偏向する。１次元スキャナと偏向部材とは、光学的に略共役に配置されている。

[0084] このような構成によれば、偏向部材の小型化が可能になるため、左受光系及び右受光系の対物光軸に対し偏向部材及び照射系対物レンズをより一層近付けて配置することが可能になる。それにより、被検眼に対してより垂直方向に近い入射方向から照射系からの光を入射させることができるようになる。

[0085] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、照射系対物レンズの一対の対物光軸側の端部（端部４４ａ）は、切り欠かれていてもよい。

[0086] このような構成によれば、照射系対物レンズが左受光系及び右受光系の光路を遮らないようにすることができる。それにより、左受光系及び右受光系の対物光軸に対し偏向部材及び照射系対物レンズをより一層近付けて配置することが可能になり、被検眼に対してより垂直方向に近い入射方向から照射系からの光を入射させることができるようになる。

[0087] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、偏向部材は、反射面の前記一対の対物光軸側の端部が直線状に形成された反射ミラーであり、偏向部材の

端部（端部４３ａ）と照射系対物レンズの端部とは、左受光系の光路及び右受光系の光路に略接している。

[0088] このような構成によれば、偏向部材及び照射系対物レンズを左受光系の光路及び右受光系の光路に接するように配置することができる。それにより、左受光系及び右受光系の対物光軸に対し偏向部材及び照射系対物レンズをより一層近付けて配置することが可能になり、被検眼に対してより垂直方向に近い入射方向から照射系からの光を入射させることができるようになる。

[0089] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、左対物レンズのレンズ中心と照射系対物レンズのレンズ中心との距離と、右対物レンズのレンズ中心と照射系対物レンズのレンズ中心との距離とは、略等しくてよい。

[0090] このような構成によれば、左受光系及び右受光系のそれぞれの光路に対して照射系の光路を近付けて配置することができる。それにより、被検眼に対してより垂直方向に近い入射方向から照射系からの光を入射させることができるようになる。

[0091] 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（光Ｌ０）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。

[0092] 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。

[0093] 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、Ｏ

ＣＴ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。

[0094] 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、照明系は、左照明系（左照明系１０Ｌ）と、右照明系（右照明系１０Ｒ）とを含む。左照明系は、左受光系の光路を経由して被検眼に照明光を照射する。右照明系は、右受光系の光路を経由して被検眼に照明光を照射する。左照明系は、当該左照明系の光路を左受光系の光路に同軸に結合する左光路結合部材（ビームスプリッタ１１Ｌ）を含む。右照明系は、当該右照明系の光路を右受光系の光路に同軸に結合する右光路結合部材（ビームスプリッタ１１Ｒ）を含む。

[0095] このような構成によれば、左受光系及び右受光系のそれぞれから被検眼に対して同軸照明を行いつつ、照射系からの光を被検眼に照射させることが可能になる。

[0096] ［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。

[0097] （変形例１）

上記の実施形態において、フォーカスレンズ２４Ｌ及び２４Ｒ並びにウェッジプリズム２５Ｌ及び２５Ｒ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。

[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（つまり観察部位の選択）に応じてフォーカスレンズ２４Ｌ及び２４Ｒ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２４Ｌ及び２４Ｒ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２５Ｌ及び２５Ｒを連係動作させるための第３機構を制御する。

[0099] 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２４Ｌ及び２４Ｒ並びにウェッジプリズム２５Ｌ及び２５Ｒを光路に挿入するように合焦部２４Ａ及び光路偏向部２５Ａを制御する。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２４Ｌ及び２４Ｒ並びにウェッジプリズム２５Ｌ及び２５Ｒから退避させるように合焦部２４Ａ及び光路偏向部２５Ａを制御する。

[0100] 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。

[0101] 他の例として、撮像素子２３Ｌ及び／又は２３Ｒにより取得される画像と、フォーカスレンズ２４Ｌ及び２４Ｒ並びにウェッジプリズム２５Ｌ及び２５Ｒ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２４Ｌ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２４Ｌ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。

[0102] 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２４Ｌ及び２４Ｒ）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２５Ｌ及び２５Ｒ）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。

[0103] （変形例２）

上記の実施形態の照明系（１０Ｌ及び１０Ｒ）は、一対の受光系（２０Ｌ及び２０Ｒ）と同軸に配置されている。本変形例では、一対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、一対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１Ａの照明系１０Ｓ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１０Ｓと、受光系２０Ｌ及び２０Ｒ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。

[0104] 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。

符号の説明

[0105] １　眼科用顕微鏡システム

１０　照明系

２０　受光系

２０Ｌ　左受光系

２０Ｒ　右受光系

２１Ｌ　左対物レンズ

２１Ｒ　右対物レンズ

２３、２３Ｌ、２３Ｒ　撮像素子

３０、３０Ｌ、３０Ｒ　接眼系

４０　照射系

４３　偏向ミラー

４４　照射系対物レンズ

請求の範囲

[請求項1] 被検眼に照明光を照射する照明系と、

左対物レンズ及び左撮像素子を含み、前記被検眼に照射された照明光の戻り光を前記左対物レンズを介して前記左撮像素子に導く左受光系と、

右対物レンズ及び右撮像素子を含み、当該受光系の対物光軸が前記左受光系の対物光軸に対して非平行に配置され、前記被検眼に照射された照明光の戻り光を前記右対物レンズを介して前記右撮像素子に導く右受光系と、

照射系対物レンズを含み、前記照明光と異なる光を前記照射系対物レンズを介して前記被検眼に照射する照射系と、

前記照射系からの光で前記被検眼をスキャンするための光スキャナと、

前記左受光系及び前記右受光系のそれぞれの対物光軸である一対の対物光軸の近傍に配置され、前記光スキャナと前記照射系対物レンズとの間の前記照射系の光路に配置され、前記光路を偏向する偏向部材と、

を含む眼科用顕微鏡システム。

[請求項2] 前記光スキャナは、前記左受光系及び前記右受光系の少なくとも一方の対物光軸と略平行な方向に前記照射系からの光を偏向する１次元スキャナを含み、

前記１次元スキャナと前記偏向部材とは、光学的に略共役に配置されている

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] 前記照射系対物レンズの前記一対の対物光軸側の端部は、切り欠かれている

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] 前記偏向部材は、反射面の前記一対の対物光軸側の端部が直線状に形成された反射ミラーであり、

前記偏向部材の前記端部と前記照射系対物レンズの前記端部とは、前記左受光系の光路及び前記右受光系の光路に略接している

ことを特徴としている請求項３に記載の眼科用顕微鏡システム。

[請求項5] 前記左対物レンズのレンズ中心と前記照射系対物レンズのレンズ中心との距離と、前記右対物レンズのレンズ中心と前記照射系対物レンズのレンズ中心との距離とは、略等しい

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。

[請求項6] 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～請求項５のいずれか一項に記載の眼科用顕微鏡システム。

[請求項7] 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６のいずれか一項に記載の眼科用顕微鏡システム。

[請求項8] 前記照明系は、

前記左受光系の光路を経由して前記被検眼に照明光を照射する左照明系と、

前記右受光系の光路を経由して前記被検眼に照明光を照射する右照明系と、

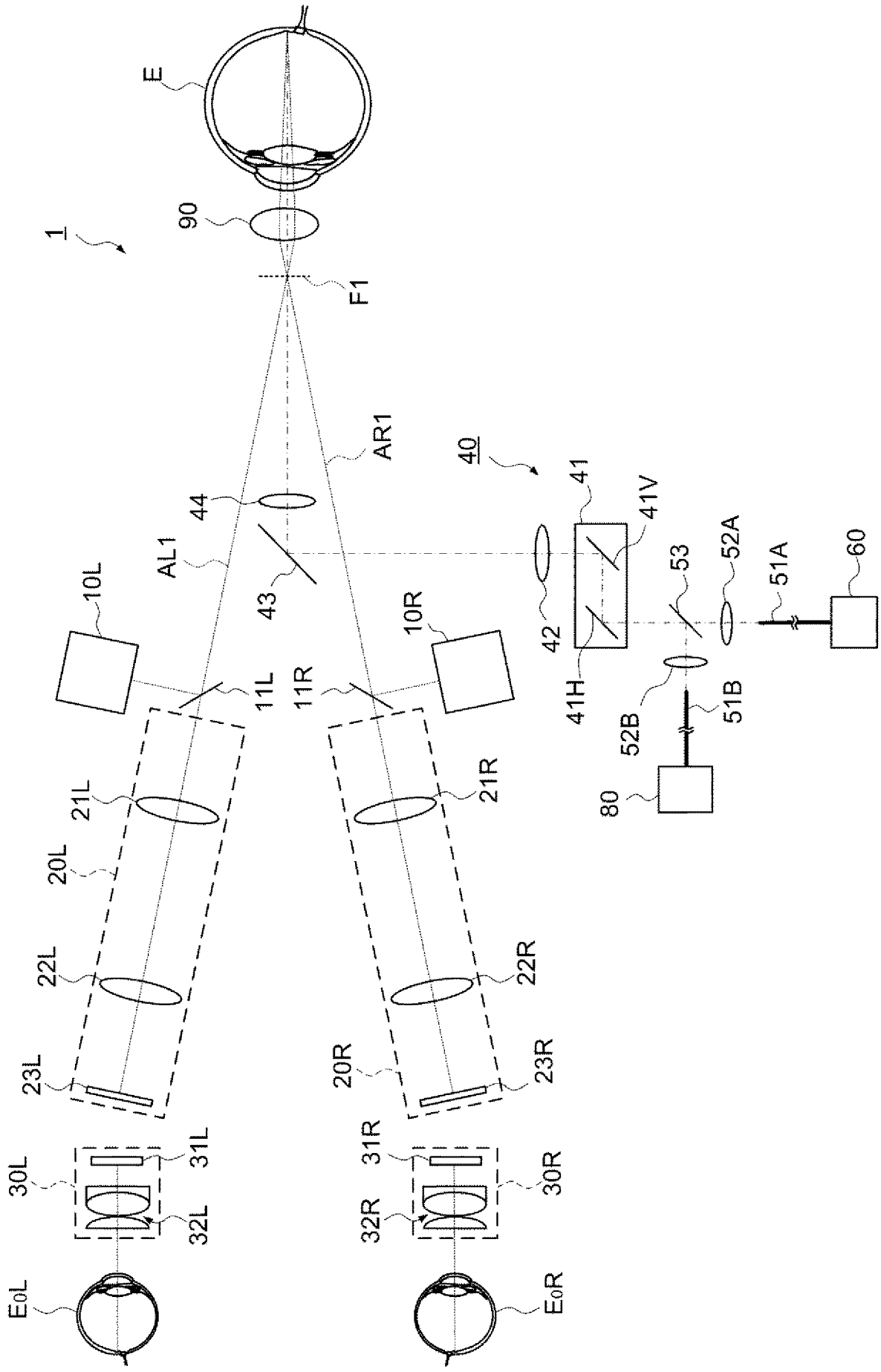
を含み、

前記左照明系は、当該左照明系の光路を前記左受光系の光路に同軸に結合する左光路結合部材を含み、

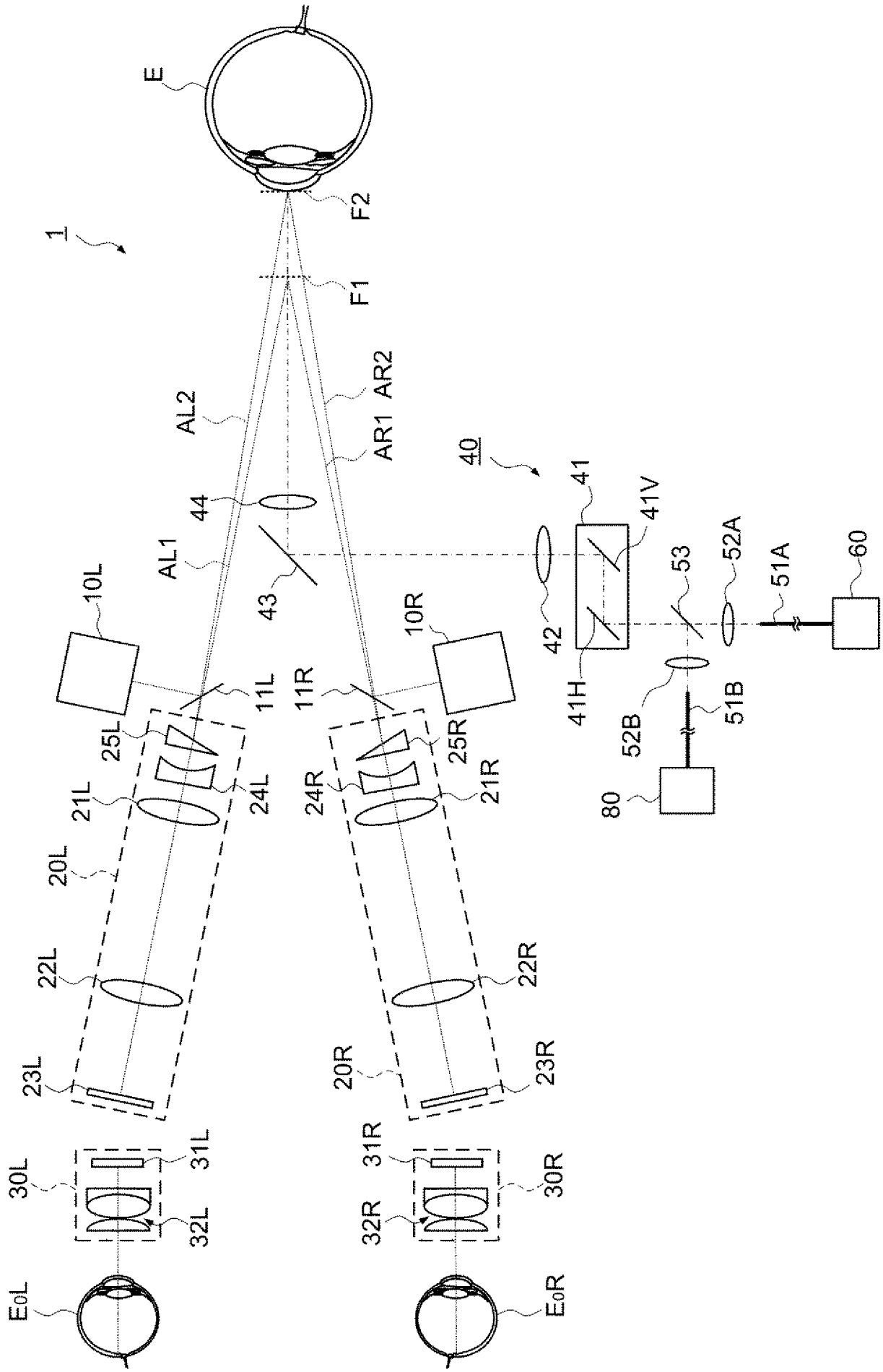
前記右照明系は、当該右照明系の光路を前記右受光系の光路に同軸に結合する右光路結合部材を含む

ことを特徴とする請求項１～請求項７のいずれか一項に記載の眼科用顕微鏡システム。

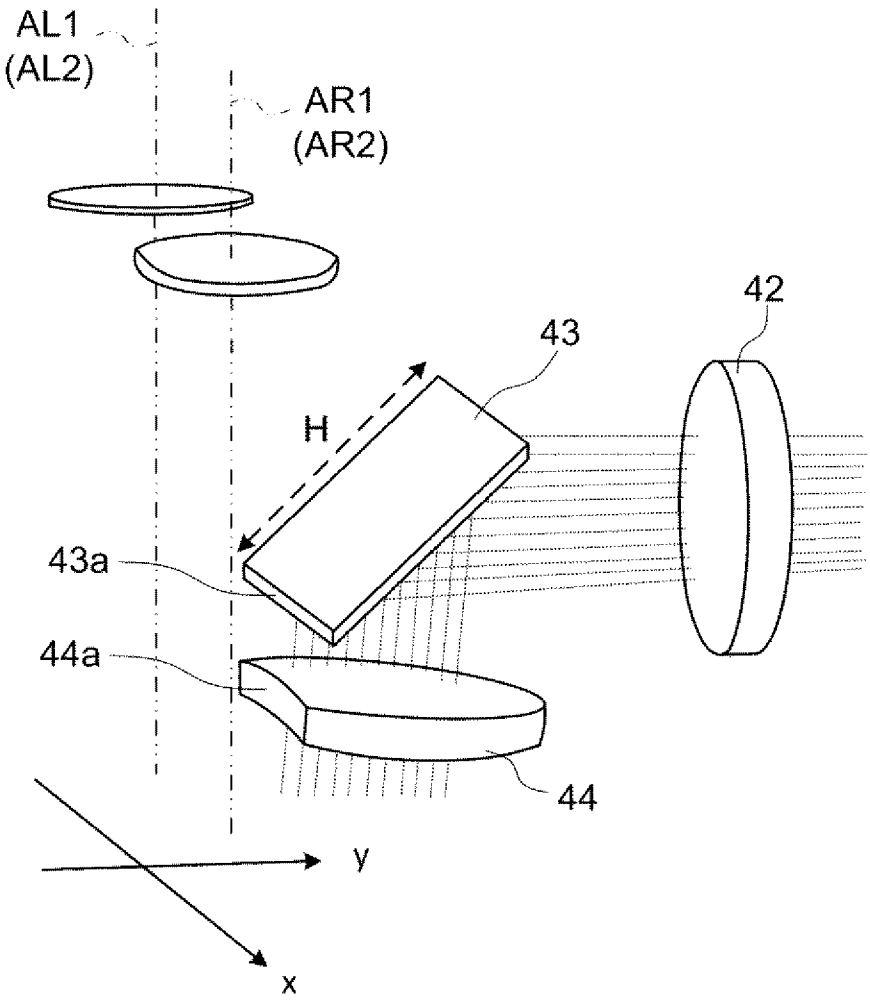
[図1]


E
90
1
F1
AR1
40
41
41V
44
AL1
43
42
41H
53
52A
51A
60
10L
10R
11L
11R
52B
51B
80
21L
21R
20L
22L
22R
20R
23L
23R
30L
31L
31R
30R
32L
32R
E0L
E0R

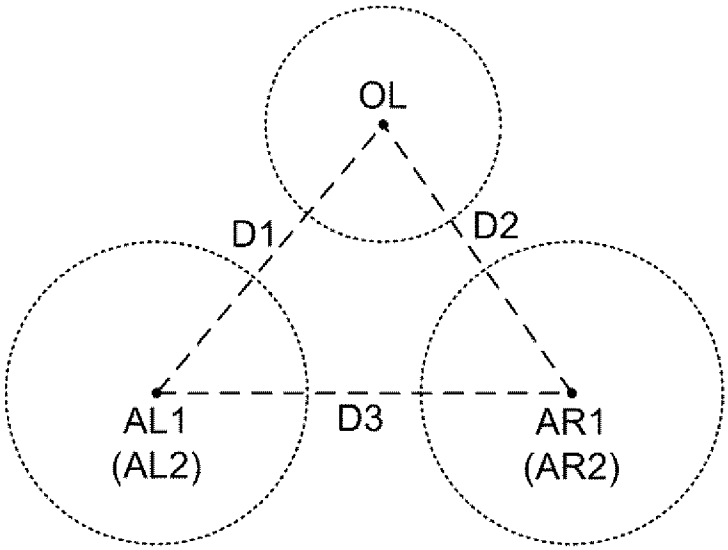
[図2]


E
F2
1
F1
AL2
AR2
AR1
40
41
41V
44
AL1
43
10L
10R
52A
53
51A
60
42
11L
11R
41H
52B
51B
25L
25R
24L
24R
21L
21R
80
20L
22L
22R
23L
20R
23R
31L
31R
30L
30R
32L
32R
EoL
EoR

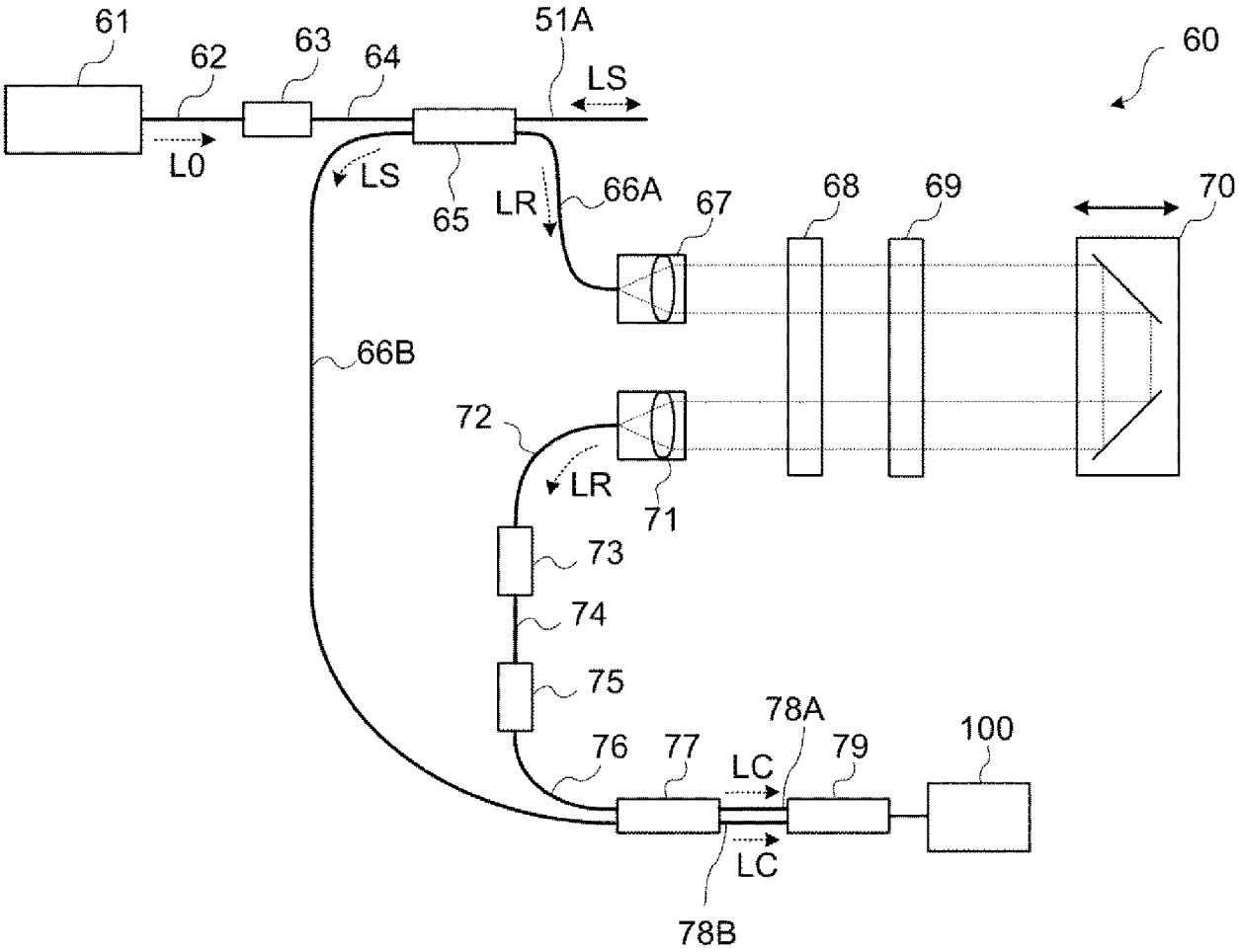
[図3]



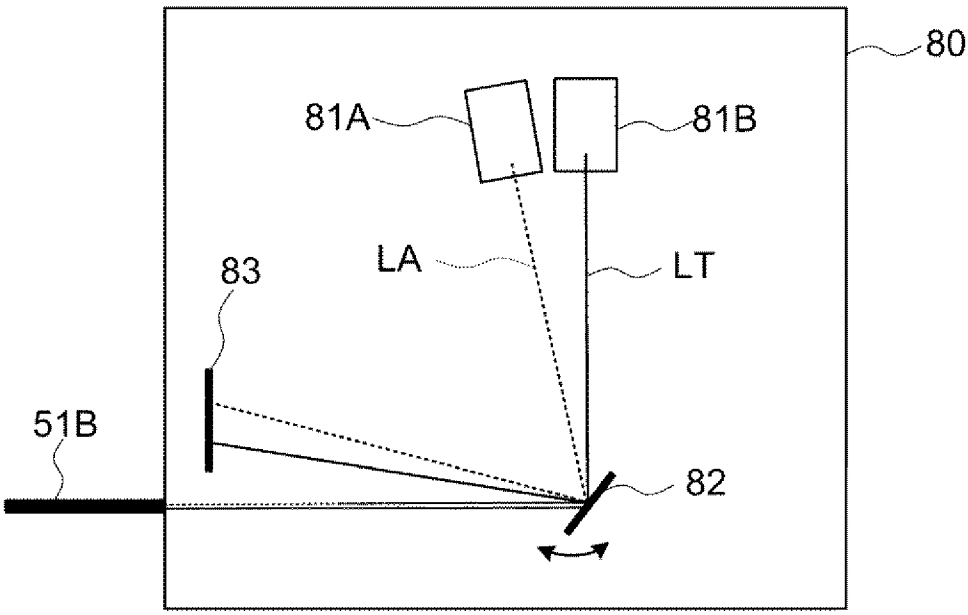
[図4]



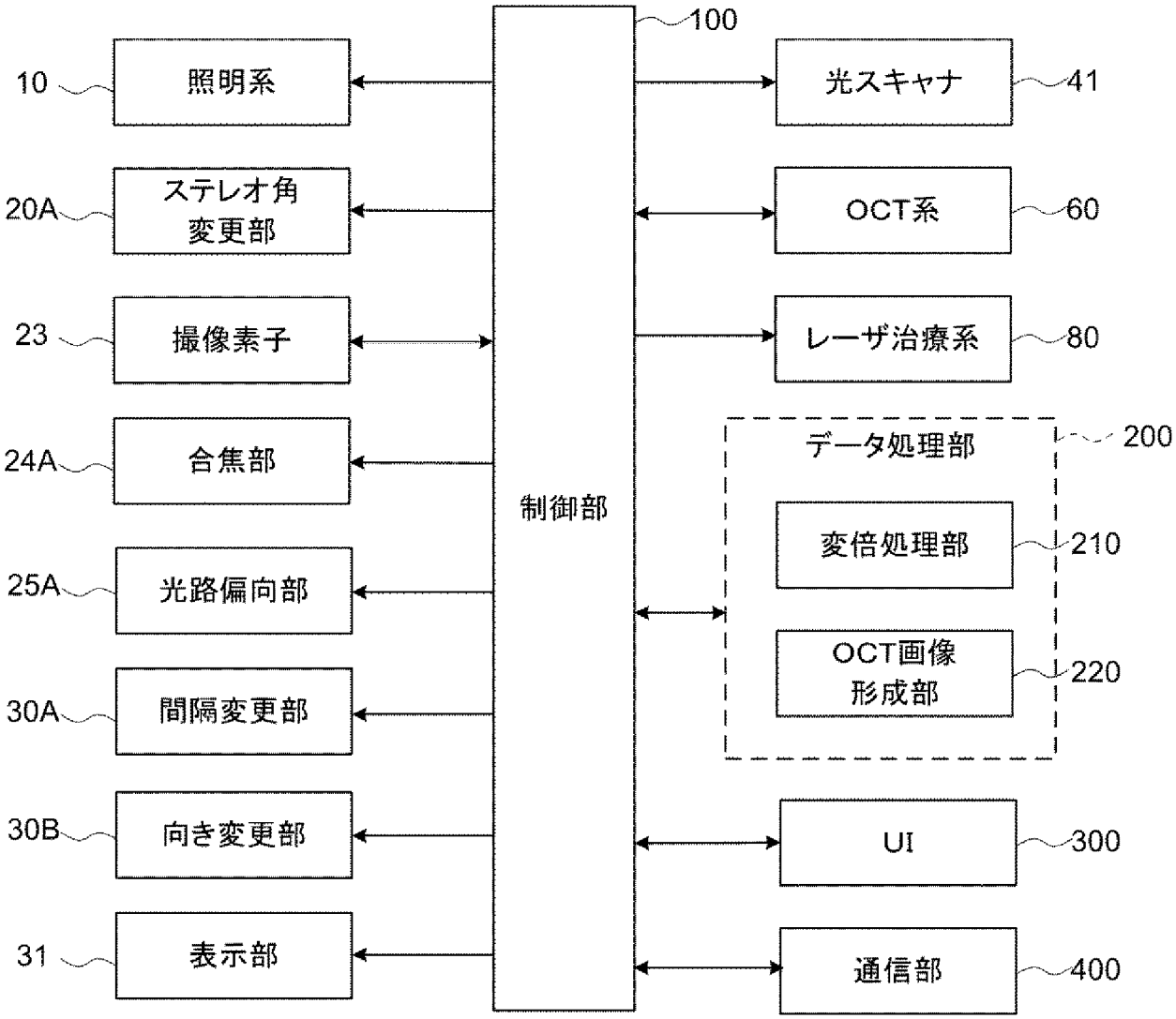
[図5]


61
62
63
64
51A
LS
60
L0
LS
65
LR
66A
67
68
69
70
66B
72
LR
71
73
74
75
78A
76
77
LC
79
100
LC
78B

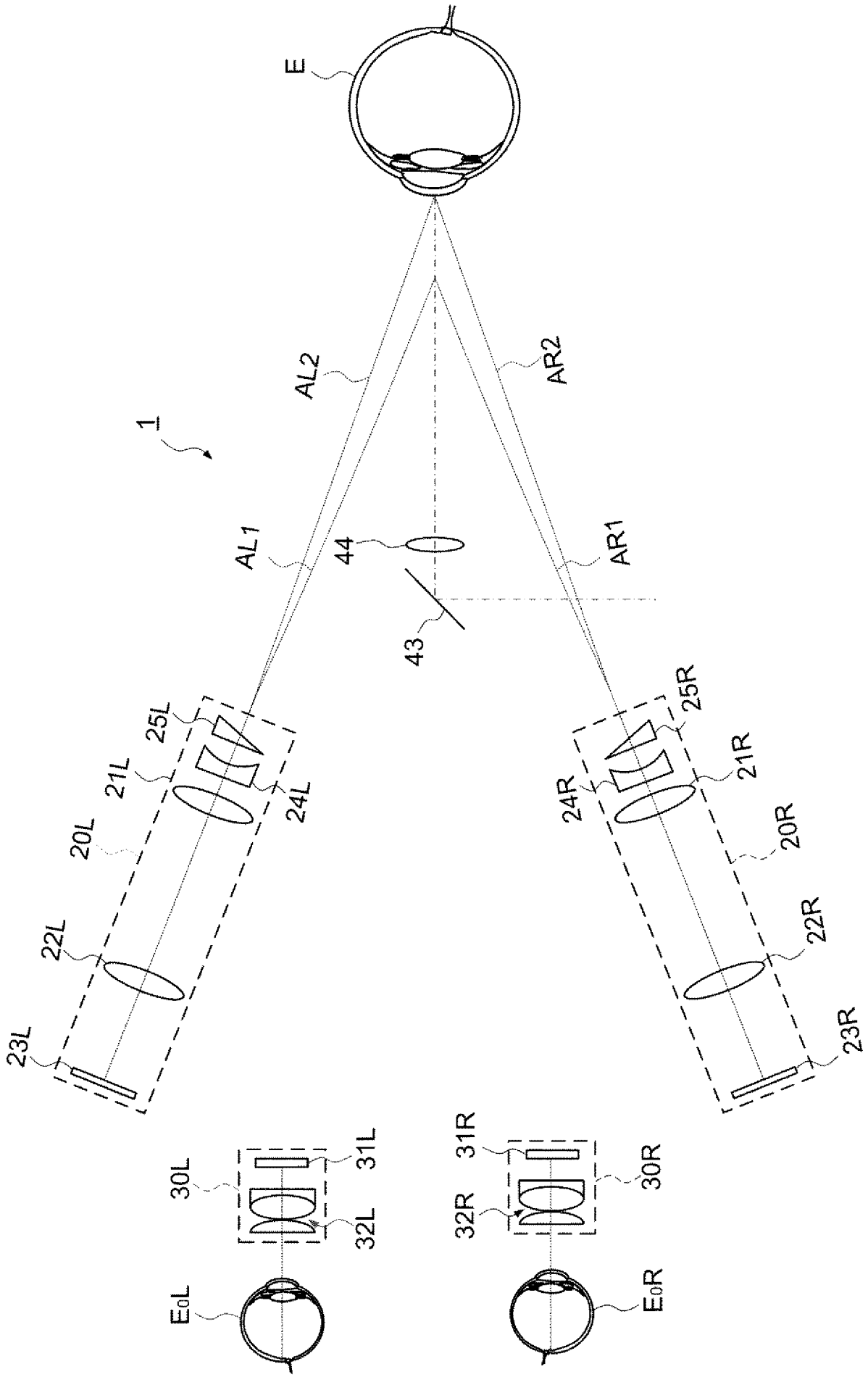
[図6]


80
81A
81B
LA
LT
83
51B
82

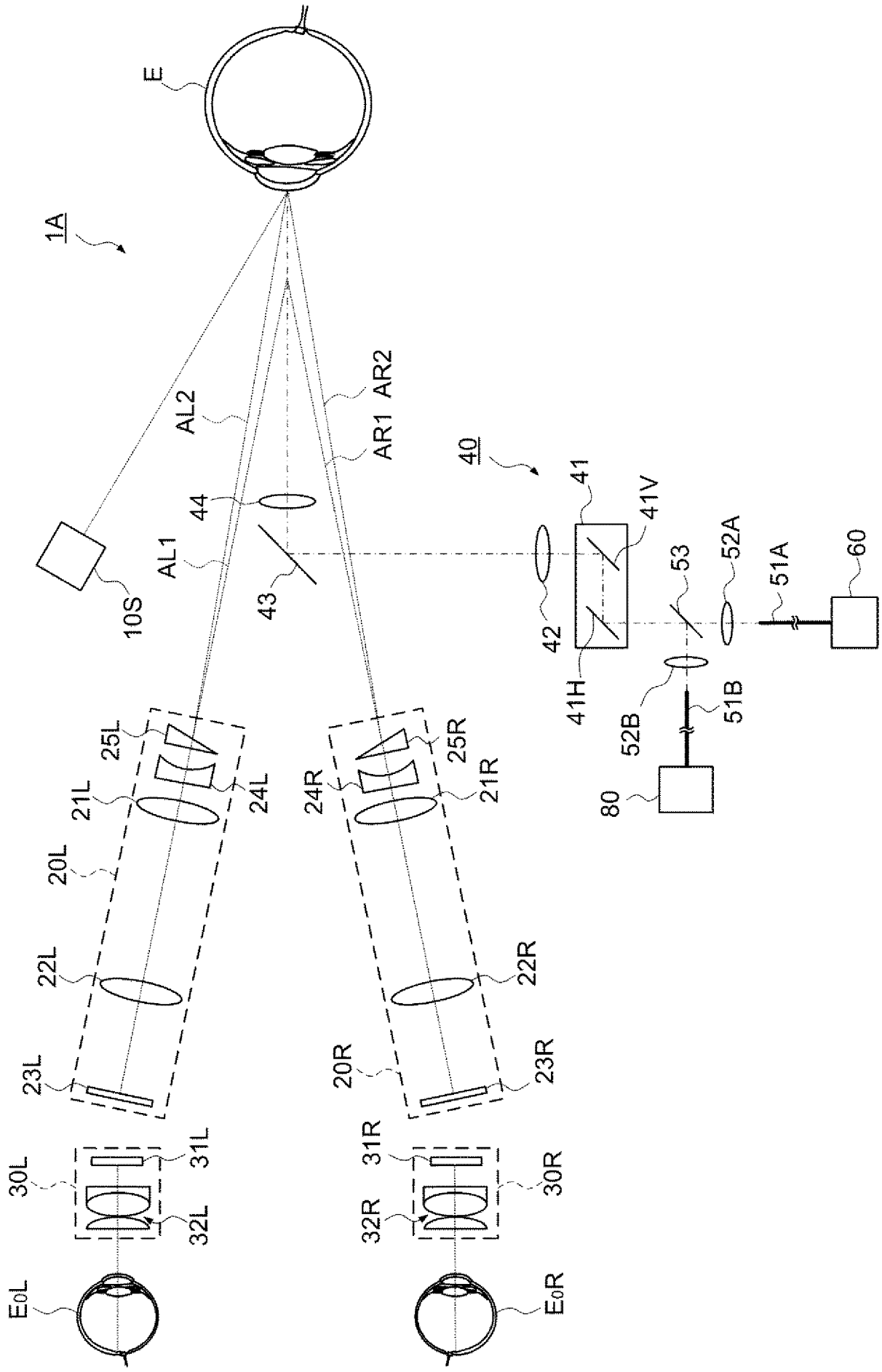
[図7]


100
10
照明系
光スキャナ
41
20A
ステレオ角
変更部
OCT系
60
23
撮像素子
レーザ治療系
80
データ処理部
200
24A
合焦部
制御部
変倍処理部
210
25A
光路偏向部
OCT画像
形成部
220
30A
間隔変更部
30B
向き変更部
UI
300
31
表示部
通信部
400

[図8]


E
AL2
AR2
1
AL1
44
AR1
43
25L
21L
20L
24L
22L
23L
25R
21R
24R
20R
22R
23R
30L
31L
32L
EoL
31R
32R
30R
EoR

[図9]


E
1A
AL2
AR2
AR1
40
41
41V
44
AL1
10S
43
42
53
52A
51A
60
41H
52B
51B
80
25L
21L
24L
20L
22L
23L
24R
25R
21R
22R
20R
23R
30L
31L
32L
31R
30R
32R
E0L
E0R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/053287

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B3/10(2006.01)i, *A61B3/135*(2006.01)i, *A61F9/007*(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, A61B3/135, A61F9/007

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)	1-8
A	WO 2015/080137 A1 (Topcon Corp.), 04 June 2015 (04.06.2015), paragraphs [0035] to [0040]; fig. 2 & JP 2015-100583 A	1-8

☒ 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	Date of mailing of the international search report
08 April 2016 (08.04.16)	19 April 2016 (19.04.16)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/053287

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	1-8

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０５３２８７

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

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
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）	1-8
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	1-8
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	1-8

☐　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	国際調査報告の発送日
０８．０４．２０１６	１９．０４．２０１６

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　９２０８
宮川　哲伸
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２