(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 2017/002379 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) *A61F 9/007* (2006.01)
A61B 3/135 (2006.01) *A61F 9/008* (2006.01)
A61B 90/20 (2016.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/053283

(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 2015-132085 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: 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). 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).

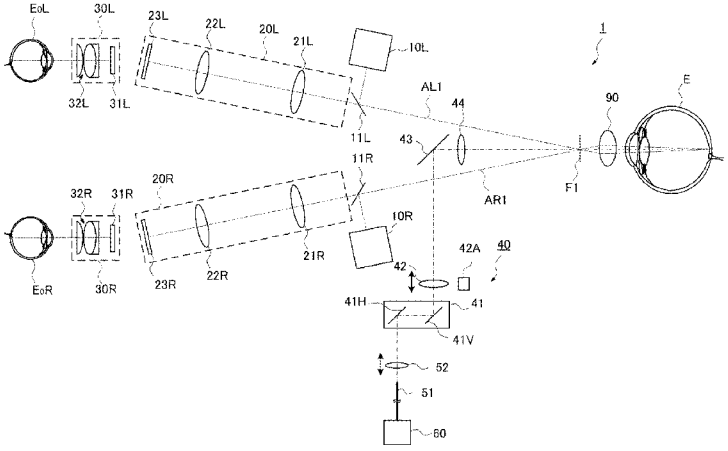
(74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿７丁目１５番８号　日販ビル Tokyo (JP).

(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**: OPHTHALMOLOGICAL MICROSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称 : 眼科用顕微鏡システム



(57) **Abstract**: The present invention automatically acquires a focused OCT image while an eye under examination is being observed. The ophthalmological microscope system according to the embodiments includes an illumination system, a pair of light-receiving systems, an interference optical system, a movement mechanism, a control unit, and a data-processing unit. The illumination system emits illumination light at an eye under examination. The pair of light-receiving systems include respective objective lenses and imaging elements, are arranged such that the objective optical axes thereof are not parallel to each other, and, via the respective objective lenses thereof, guide return light that is from illumination light that has been emitted at the eye under examination to the respective imaging elements thereof. The interference optical system includes a focus lens and an OCT objective lens, separates light that is from an OCT light source into measurement light and reference light, and detects, via the focus lens and the OCT objective lens, interference light between the reference light and return light that is from measurement light that has been emitted at the eye under examination from a direction that is different from the objective optical axis. The movement mechanism moves the focus lens. The control unit controls the movement mechanism. The data-processing unit generates analysis results or an image of the eye under examination on the basis of the detection results for the interference light.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/002379 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)）

被検眼を観察しつつ、合焦されたＯＣＴ画像を自動で取得する。実施形態の眼科用顕微鏡システムは、照明系と、一対の受光系と、干渉光学系と、移動機構と、制御部と、データ処理部とを含む。照明系は、被検眼に照明光を照射する。一対の受光系は、対物レンズ及び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対物レンズを介してそれぞれの撮像素子に導く。干渉光学系は、フォーカスレンズ及びＯＣＴ対物レンズを含み、ＯＣＴ光源からの光を測定光と参照光とに分割し、フォーカスレンズ及びＯＣＴ対物レンズを介して対物光軸と異なる方向から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を検出する。移動機構は、フォーカスレンズを移動させる。制御部は、移動機構を制御する。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。

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ＯＣＴ装置が組み合わせされた眼科用顕微鏡システ

ムは、被検眼を観察しつつＯＣＴ画像をリアルタイムに取得することができるため、被検眼の手術に有用であると考えられる。しかしながら、たとえば前眼部の手術中には前眼部の形状が瞬間的に変形する場合がある。この場合、その都度、合焦されたＯＣＴ画像を取得するための合焦操作を手術中に手動で行うことは困難である。

[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、一対の受光系と、干渉光学系と、移動機構と、制御部と、データ処理部とを含む。照明系は、被検眼に照明光を照射する。一対の受光系は、対物レンズ及び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対物レンズを介してそれぞれの撮像素子に導く。干渉光学系は、フォーカスレンズ及びＯＣＴ対物レンズを含み、ＯＣＴ光源からの光を測定光と参照光とに分割し、フォーカスレンズ及びＯＣＴ対物レンズを介して対物光軸と異なる方向から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を検出する。移動機構は、フォーカスレンズを移動させる。制御部は、移動機構を制御する。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。

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作用を示す概略図である。

[図8]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。以下の実施形態では、他の眼科装置としての機能として、ＯＣＴ機能を有する。なお、他の眼科装置としての機能として、更に、レーザ治療、眼軸長測定、屈折力測定、高次収差測定などを有していてもよい。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ものであってよい。

[0014] ［構成］

図１～図７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７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ＯＣＴ対物レンズの説明図を示す。図５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６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$Ｅ_{0}$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$Ｅ_{0}$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$Ｅ_{0}$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$Ｅ_{0}$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$_{o}$Ｌ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）を被検眼Ｅに照射する。

[0030] 照射系４０は、光スキャナ４１と、フォーカスレンズ４２と、偏向ミラー

４３と、ＯＣＴ対物レンズ４４とを含む。光スキャナ４１には、ＯＣＴ系６０からの光が導かれる。フォーカスレンズ４２は、ＯＣＴ系６０からの光の光路に沿って移動可能である。移動機構４２Ａは、フォーカスレンズ４２を上記の光路に沿って移動させる。移動機構４２Ａは、後述の制御部１００により制御される。たとえば、移動機構４２Ａは、制御部１００から制御信号を受け、当該制御信号により指定された移動方向に、指定された移動量だけフォーカスレンズ４２を移動させる。

[0031] ＯＣＴ系６０からの光（測定光）は、光ファイバ５１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５２が配置されている。コリメートレンズ５２は、ファイバ端面から出射した測定光を平行光束にする。コリメートレンズ５２により平行光束とされた測定光は、光スキャナ４１に導かれる。なお、コリメートレンズ５２は、フォーカスレンズ（或いはフォーカスレンズを構成するレンズ群の１つ）として測定光の光路に沿って移動可能であってもよい。この場合、移動機構４２Ａ又は移動機構４２Ａと別途に設けられた移動機構は、コリメートレンズ５２を測定光の光路に沿って移動させることが可能である。コリメートレンズ５２を移動させる移動機構もまた、後述の制御部１００により制御される。フォーカスレンズ４２及びコリメートレンズ５２の双方が、移動機構により連動して又は独立に移動されてもよい。

[0032] 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５２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、フォーカスレンズ４２の入射瞳位置又はその近傍位置に配置される。

[0033] 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。

[0034] フォーカスレンズ４２は、光スキャナ４１を通過した平行光束（測定光）を一旦結像させる。フォーカスレンズ４２を通過した光は、偏向ミラー４３によりＯＣＴ対物レンズ４４に向けて反射される。ＯＣＴ対物レンズ４４を通過した光は、被検眼Ｅに照射される。

[0035] 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。

[0036] 図３は、偏向ミラー４３及びＯＣＴ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。

[0037] 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ＯＣＴ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ＯＣＴ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。

[0038] 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ＯＣＴ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。

[0039] 本実施形態では、ＯＣＴ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、ＯＣＴ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。ＯＣＴ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ＯＣＴ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。

[0040] 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ＯＣＴ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ＯＣＴ対物レンズ４４を配置することが可能になる。

[0041] 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、ＯＣＴ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ＯＣＴ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ＯＣＴ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。

[0042] 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。

[0043] 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ＯＣＴ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。

[0044]（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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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５１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５２により平行光束とされる。平行光束にされた測定光ＬＳは、光スキャナ４１、フォーカスレンズ４２、偏向ミラー４３及びＯＣＴ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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054]（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６参照）。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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 移動機構４２Ａの制御として、フォーカスレンズ４２（又はコリメートレンズ５２）を測定光ＬＳの光路に沿って移動させる。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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７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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 光量検出部１１０は、被検眼Ｅに照射された測定光ＬＳの戻り光の光量を検出する。光量検出部１１０により測定光ＬＳの戻り光の一部を検出することで戻り光の光量を特定することが可能である。たとえば、照射系４０又はＯＣＴ系６０における測定光ＬＳの戻り光の光路に光路分離部材が配置される。光路分離部材は、戻り光の光路からモニタ用光路を分離する。光量検出部１１０は、光路分離部材により分離されたモニタ用光路に配置される。このような光量検出部１１０は、たとえば図５に示す構成と同様に、ファイバカプラと検出器とを含む。光量検出部１１０の検出信号は、制御部１００に送られる。

[0067] 制御部１００は、ＯＣＴ合焦制御部１０１を含む。ＯＣＴ合焦制御部１０１は、光量検出部１１０により検出される測定光ＬＳの戻り光の光量に基づいて移動機構４２Ａを制御する。たとえば、ＯＣＴ合焦制御部１０１は、光量検出部１１０により検出される測定光ＬＳの戻り光が最大となるように移動機構４２Ａを制御することによりフォーカスレンズ４２を移動させる。ＯＣＴ合焦制御部１０１は、移動機構４２Ａに対する上記の制御を所定の時間

を空けて繰り返し実行することが可能である。それにより、合焦されたＯＣＴ画像をライブ画像として取得することができる。

[0068] ＯＣＴ合焦制御部１０１は、光量検出部１１０により検出される測定光ＬＳの戻り光の光量が第１閾値以下になったときに移動機構４２Ａの制御を実行することが可能である。第１閾値は、たとえば、光量検出部１１０により検出された測定光ＬＳの戻り光の光量の最大値に応じて事前に設定される。この場合、第１閾値は、最大値に対して所定の係数を乗算することにより得られた値や、最大値から所定の光量分を減算することにより得られた値であってよい。それにより、測定光ＬＳの戻り光の光量が少ないと判断されたときに測定光ＬＳのフォーカス位置を変更し、最適なＯＣＴ画像を自動で取得することが可能になる。

[0069] なお、ＯＣＴ合焦制御部１０１は、ＯＣＴ系６０により検出された干渉光ＬＣの強度に基づいて移動機構４２Ａを制御してもよい。たとえば、ＯＣＴ合焦制御部１０１は、ＯＣＴ系６０の検出器７９により得られた検出信号に基づいて、検出された干渉光ＬＣの強度が最大となるように移動機構４２Ａを制御することによりフォーカスレンズ４２を移動させる。ＯＣＴ合焦制御部１０１は、移動機構４２Ａに対する上記の制御を所定の時間を空けて繰り返し実行することが可能である。それにより、合焦されたＯＣＴ画像をライブ画像として取得することができる。なお、ＯＣＴ合焦制御部１０１は、移動機構４２Ａに対し、測定光ＬＳの戻り光に基づく上記の制御を実行しつつ干渉光ＬＣの強度に基づく上記の制御を実行してもよい。

[0070] ＯＣＴ合焦制御部１０１は、ＯＣＴ系６０の検出器７９により得られた検出結果に基づき干渉光ＬＣの強度が第２閾値以下になったときに移動機構４２Ａの制御を実行することが可能である。第２閾値は、たとえば、検出器７９により得られた検出結果に基づく干渉光ＬＣの強度の最大値に応じて事前に設定される。この場合、第２閾値は、最大値に対して所定の係数を乗算することにより得られた値や、最大値から所定の強度分を減算することにより得られた値であってよい。それにより、干渉光ＬＣの強度が低いと判断され

たときに測定光ＬＳのフォーカス位置を変更し、最適なＯＣＴ画像を自動で取得することが可能になる。

[0071] また、合焦制御部１０１は、撮像素子２３Ｌ及び２３Ｒの少なくとも一方により取得された画像を解析することにより当該画像の輝度分布の変化を検出し、当該変化の検出結果に基づいて移動機構４２Ａの制御を実行してもよい。輝度分布には、輝度ヒストグラムなどがある。合焦制御部１０１は、画像を解析することにより求められた輝度分布の統計値の変化に基づいて移動機構４２Ａの制御を実行してもよい。統計値には、最小値、最大値、平均値、中央値、最頻値などがある。合焦制御部１０１は、取得された画像中の所定の注目領域（注目部位）における輝度分布の変化を検出してもよい。それにより、撮像素子２３Ｌ及び２３Ｒの少なくとも一方により取得された画像が変化したと判断されたときに測定光ＬＳのフォーカス位置を変更し、最適なＯＣＴ画像を自動で取得することが可能になる。

[0072]（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。

[0073] 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$_{0}$Ｌと右眼Ｅ$_{0}$Ｒとに同じ倍率の画像が提示される。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077]（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。

[0078]（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。

[0079]［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。

[0080] 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、１０Ｌ、１０Ｒ）と、一対の受光系（受光系２０、２０Ｌ、２０Ｒ）と、干渉光学系（照射系４０及びＯＣＴ系６０）と、移動機構（移動機構４２Ａ）と、制御部（制御部１００）と、データ処理部（データ処理部２００）とを含む。照明系は、被検眼（被検眼Ｅ）に照明光を照射する。一対の受光系は、対物レンズ（対物レンズ２１Ｌ、２１Ｒ）及び撮像素子（撮像素子２３Ｌ、２３Ｒ）をそれぞれ含む。一対の受光系は、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対物レンズを介してそれぞれの撮像素子に導く。干渉光学系は、フォーカスレンズ（フォーカスレンズ４２、コリメートレンズ５２）及びＯＣＴ対物レンズ（ＯＣＴ対物レンズ４４）を含む。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、フォーカスレンズ及びＯＣＴ対物レンズを介して対物光軸と異なる方向から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。移動機構は、フォーカスレンズを移動させる。制御部は、移動機構を制御する。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。

[0081] このような構成によれば、光学設計や機構設計の自由度が制限されることなく、被検眼を観察しつつＯＣＴ画像の取得が可能な眼科用顕微鏡システムを提供することが可能になる。また、制御部により制御可能な移動機構により移動されるフォーカスレンズを介して被検眼に測定光を照射するようにしたので、合焦されたＯＣＴ画像をリアルタイムに取得することができる。したがって、手術中に角膜などの形状が瞬間的に変形する場合であっても、手動でＯＣＴ画像の合焦調整を行う必要がなくなり、常に合焦されたＯＣＴ画像を観察しつつ手術を継続することが可能になる。

[0082] また、実施形態に係る眼科用顕微鏡システムは、測定光の戻り光の光量を検出する光量検出部（光量検出部１１０）を含み、制御部は、光量検出部の検出結果に基づいて移動機構の制御を実行してもよい。

[0083] このような構成によれば、被検眼に照射された測定光の戻り光の光量に基づいてフォーカスレンズを移動させるようにしたので、光量に基づく合焦制御が可能になり、それにより、合焦されたＯＣＴ画像を容易に取得することができるようになる。

[0084] また、実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、制御部は、戻り光の光量が第１閾値以下になったときに移動機構の制御を実行してもよい。

[0085] このような構成によれば、測定光の戻り光の光量が少ないと判断されたときに測定光のフォーカス位置を変更し、最適なＯＣＴ画像を自動で取得することが可能になる。

[0086] また、実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、制御部は、干渉光学系により検出された干渉光の強度に基づいて移動機構の制御を実行してもよい。

[0087] このような構成によれば、被検眼に照射された測定光の戻り光と参照光とに基づく干渉光の強度に基づいてフォーカスレンズを移動させるようにした

ので、干渉光の強度に基づく合焦制御が可能になる。それにより、合焦されたＯＣＴ画像を容易に取得することができるようになる。

[0088] また、実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、制御部は、干渉光の強度が第２閾値以下になったときに移動機構の制御を実行してもよい。

[0089] このような構成によれば、干渉光の強度が低いと判断されたときに測定光のフォーカス位置を変更し、最適なＯＣＴ画像を自動で取得することが可能になる。

[0090] また、実施形態に係る眼科用顕微鏡システムでは、制御部は、撮像素子により取得された画像を解析することにより画像の輝度分布の変化を検出し、変化の検出結果に基づいて移動機構の制御を実行してもよい。

[0091] このような構成によれば、輝度分布の変化を検出することにより撮像素子により取得された画像の変化を検出することができるので、当該画像が変化したと判断されたときに測定光のフォーカス位置を変更し、最適なＯＣＴ画像を自動で取得することが可能になる。

[0092] また、実施形態に係る眼科用顕微鏡システムは、測定光で被検眼をスキャンするための光スキャナ（光スキャナ４１）を含み、フォーカスレンズは、光スキャナとＯＣＴ対物レンズとの間に配置されていてもよい。

[0093] このような構成によれば、光スキャナとＯＣＴ対物レンズとの間に配置されたフォーカスレンズの移動により、合焦されたＯＣＴ画像を自動で取得することができる。

[0094] また、実施形態に係る眼科用顕微鏡システムは、干渉光学系は、測定光を導く光ファイバ（光ファイバ５１）を含み、フォーカスレンズは、光ファイバから出射して被検眼に向かう測定光を平行光束にするコリメートレンズ（コリメートレンズ５２）を含んでもよい。

[0095] このような構成によれば、測定光を被検眼に導く光ファイバの出射端に臨む位置に配置されたコリメートレンズの移動により、合焦されたＯＣＴ画像を自動で取得することができる。

[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８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

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

４２　フォーカスレンズ

４２Ａ　移動機構

４４　ＯＣＴ対物レンズ

６０　ＯＣＴ系

１００　制御部

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、

対物レンズ及び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対物レンズを介してそれぞれの前記撮像素子に導く一対の受光系と、

フォーカスレンズ及びＯＣＴ対物レンズを含み、ＯＣＴ光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記フォーカスレンズ及び前記ＯＣＴ対物レンズを介して前記対物光軸と異なる方向から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、

前記フォーカスレンズを移動させる移動機構と、

前記移動機構を制御する制御部と、

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、

を含む眼科用顕微鏡システム。

[請求項2] 前記測定光の戻り光の光量を検出する光量検出部を含み、

前記制御部は、前記光量検出部の検出結果に基づいて前記移動機構の制御を実行する

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] 前記制御部は、前記戻り光の光量が第１閾値以下になったときに前記移動機構の制御を実行することを特徴とする請求項２に記載の眼科用顕微鏡システム。

[請求項4] 前記制御部は、前記干渉光学系により検出された前記干渉光の強度に基づいて前記移動機構の制御を実行する

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] 前記制御部は、前記干渉光の強度が第２閾値以下になったときに前

記移動機構の制御を実行することを特徴とする請求項４に記載の眼科用顕微鏡システム。

[請求項6] 前記制御部は、前記撮像素子により取得された画像を解析することにより前記画像の輝度分布の変化を検出し、前記変化の検出結果に基づいて前記移動機構の制御を実行す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用顕微鏡システム。

[請求項7] 前記測定光で前記被検眼をスキャンするための光スキャナを含み、

前記フォーカスレンズは、前記光スキャナと前記ＯＣＴ対物レンズとの間に配置されている

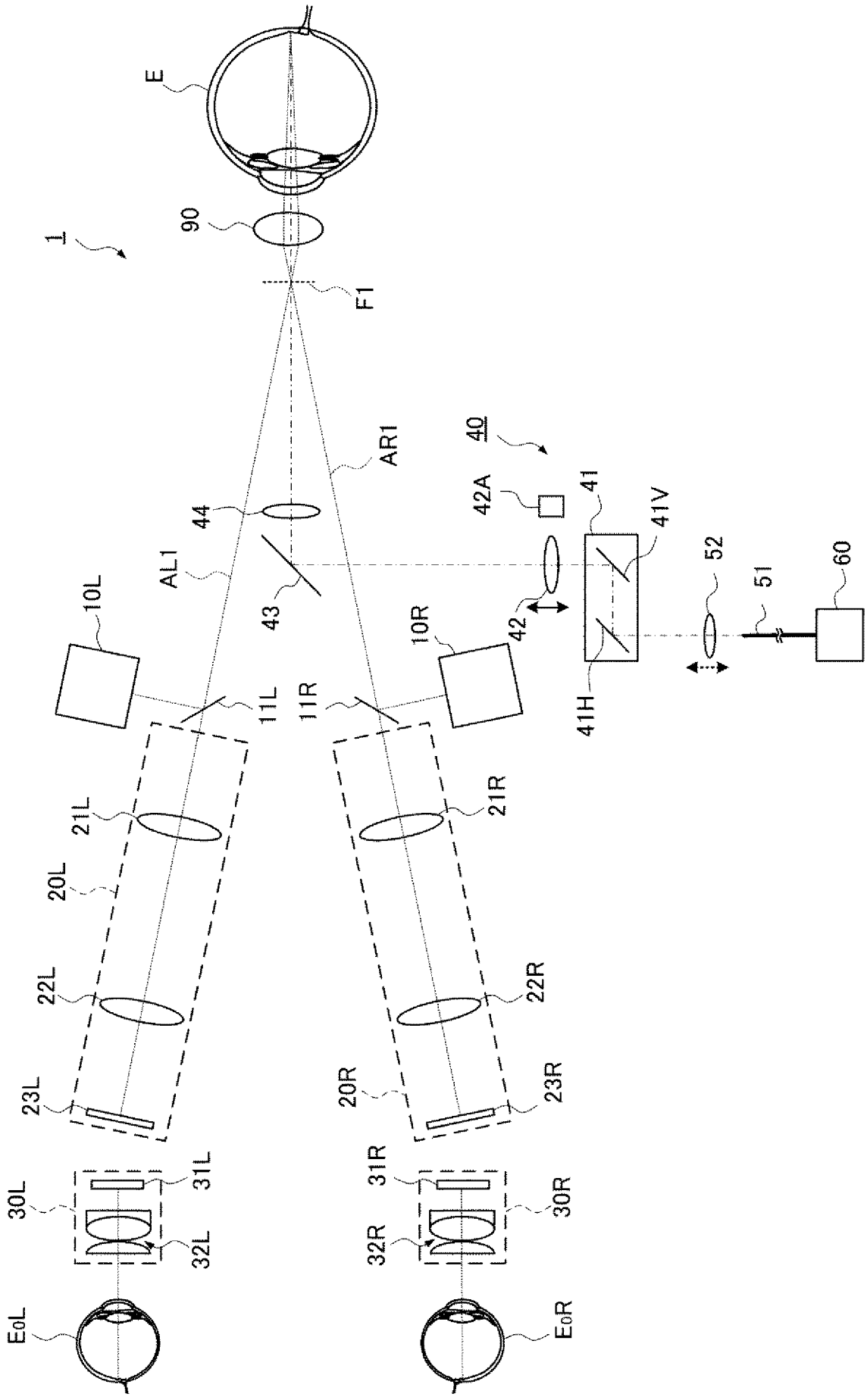
ことを特徴とする請求項１～請求項６のいずれか一項に記載の眼科用顕微鏡システム。

[請求項8] 前記干渉光学系は、前記測定光を導く光ファイバを含み、

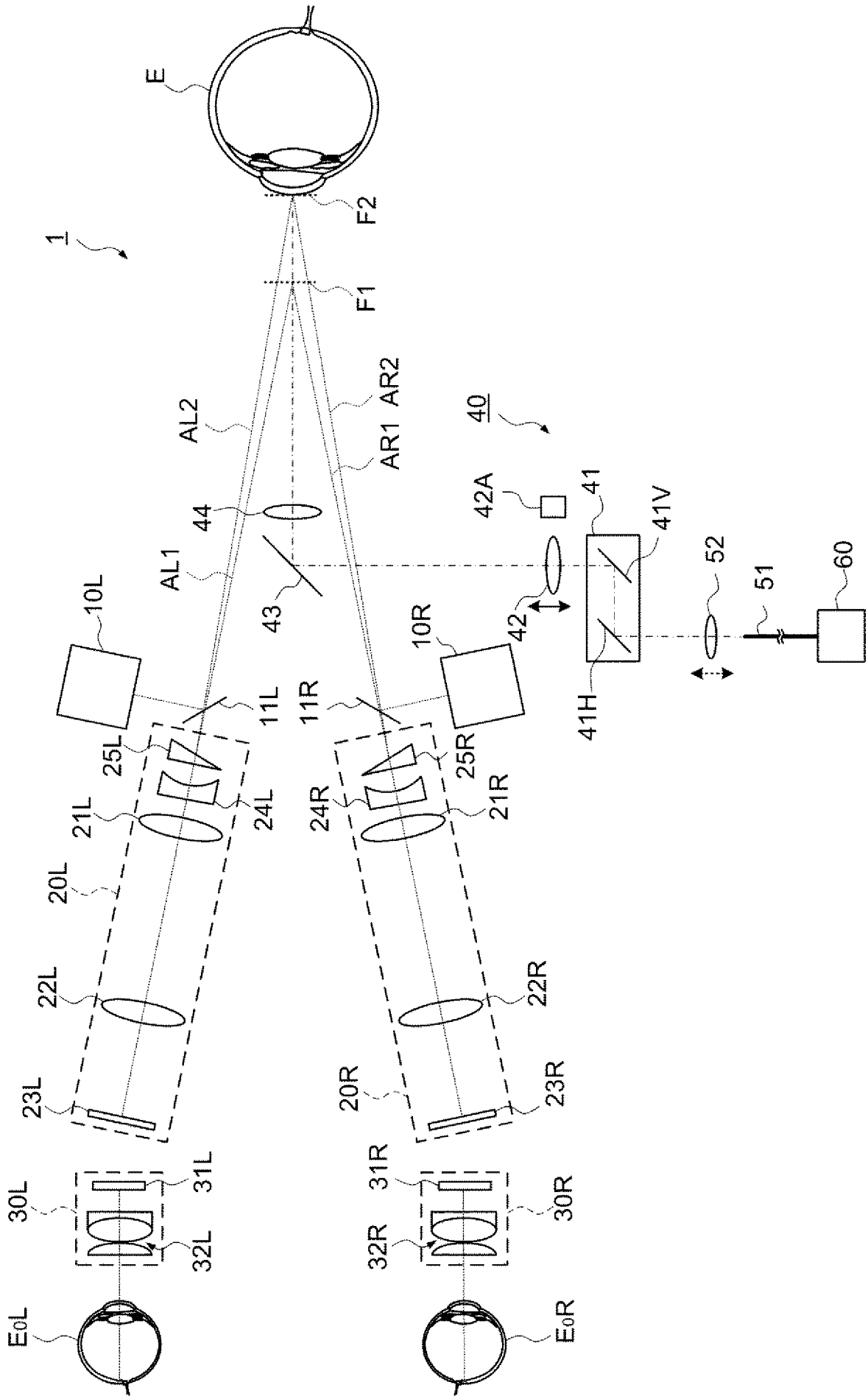
前記フォーカスレンズは、前記光ファイバから出射して前記被検眼に向かう前記測定光を平行光束にするコリメートレンズを含む

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。

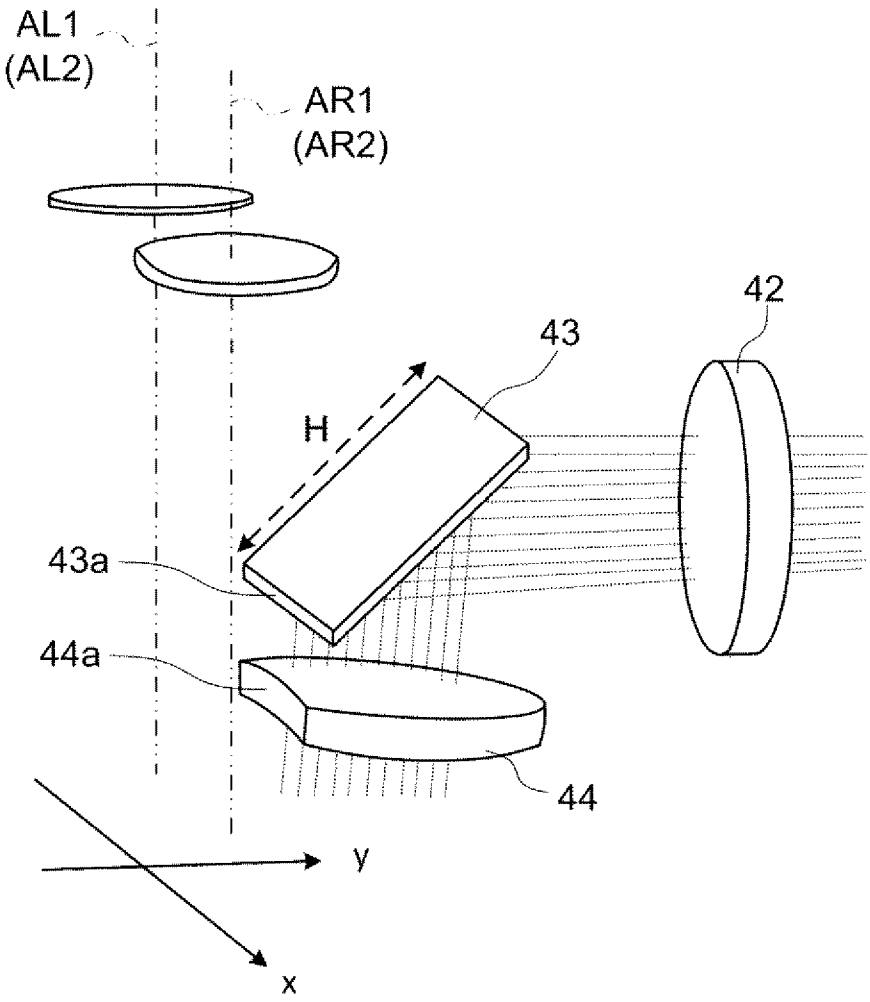
[図1]


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

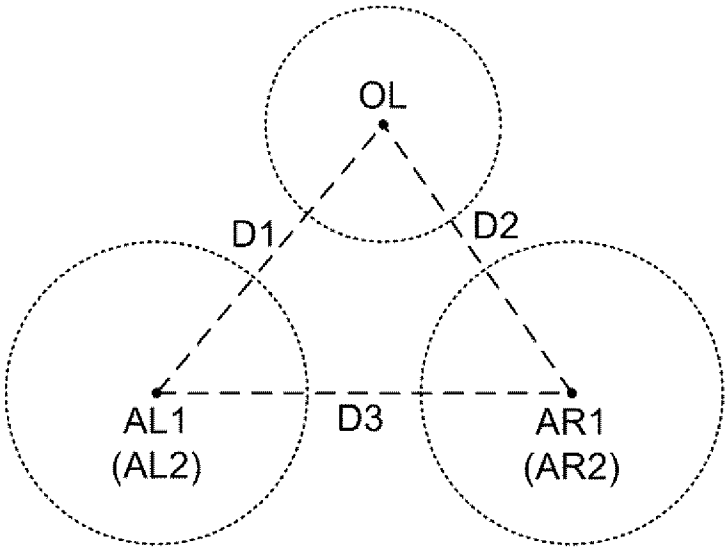
[図2]


E
F2
1
F1
AL2
AR2
AR1
40
44
42A
41
41V
AL1
43
42
52
51
60
10L
10R
11L
11R
41H
25L
25R
21L
24L
24R
21R
20L
22L
22R
20R
23L
23R
31L
31R
30L
30R
32L
32R
E0L
E0R

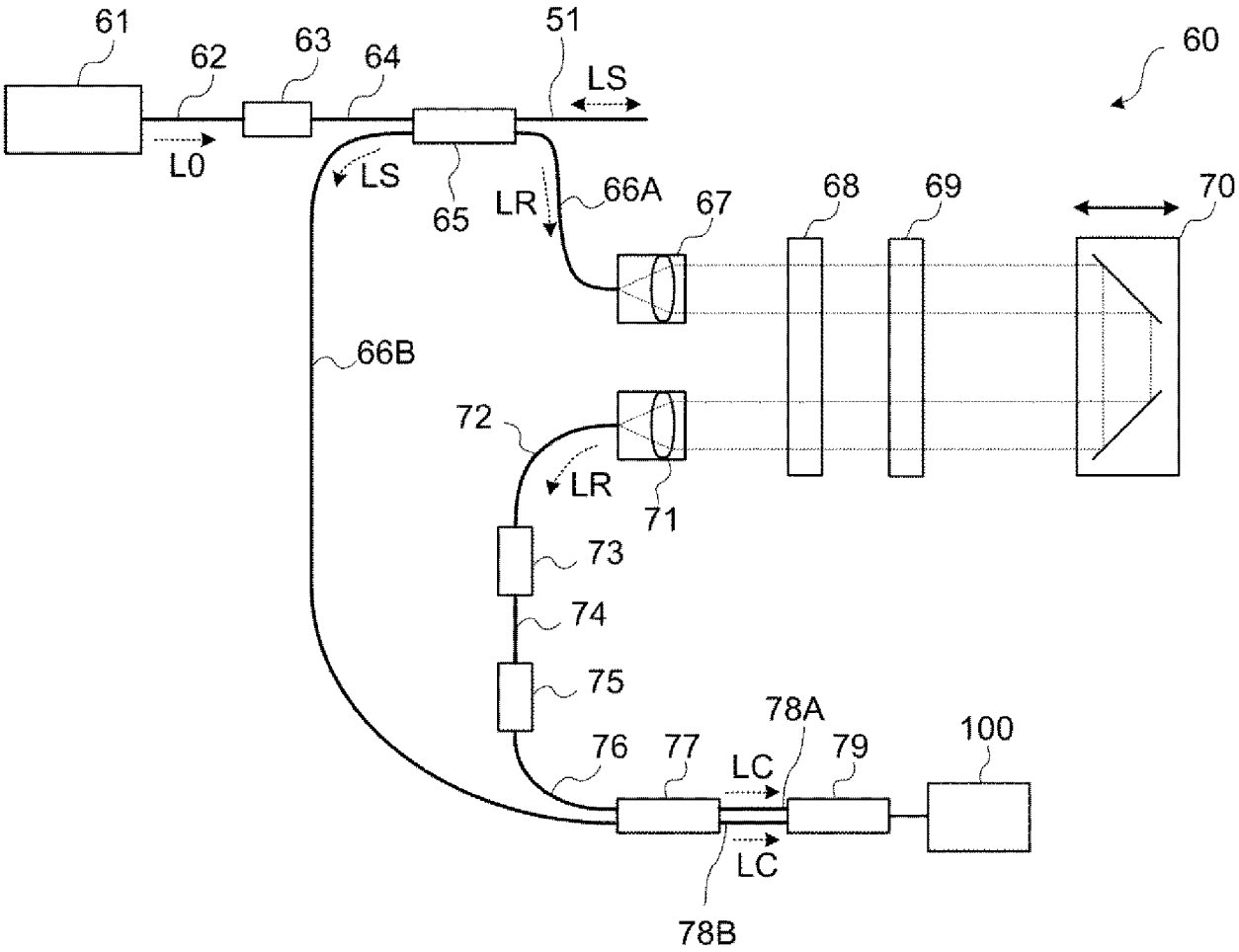
[図3]



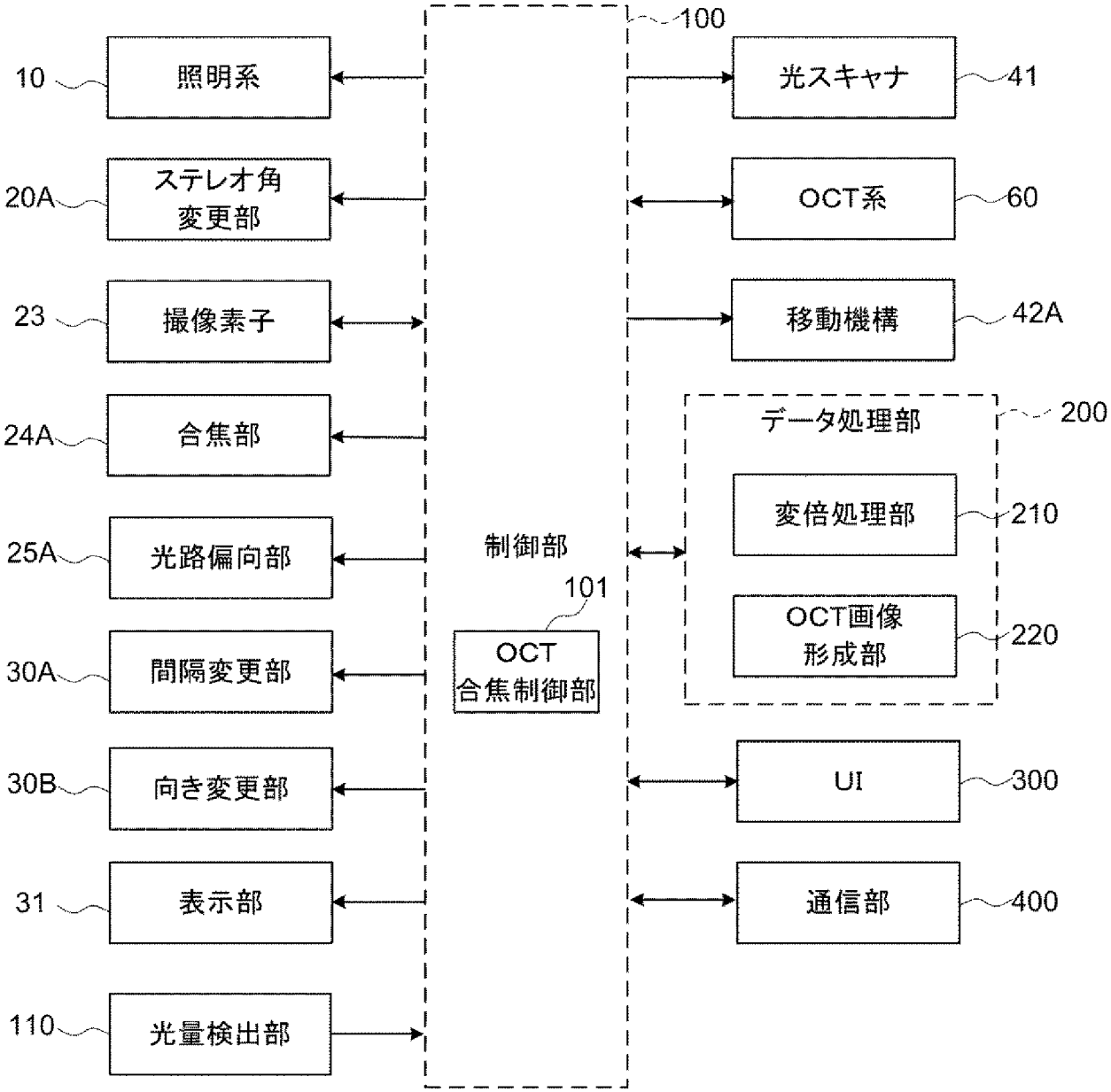
[図4]



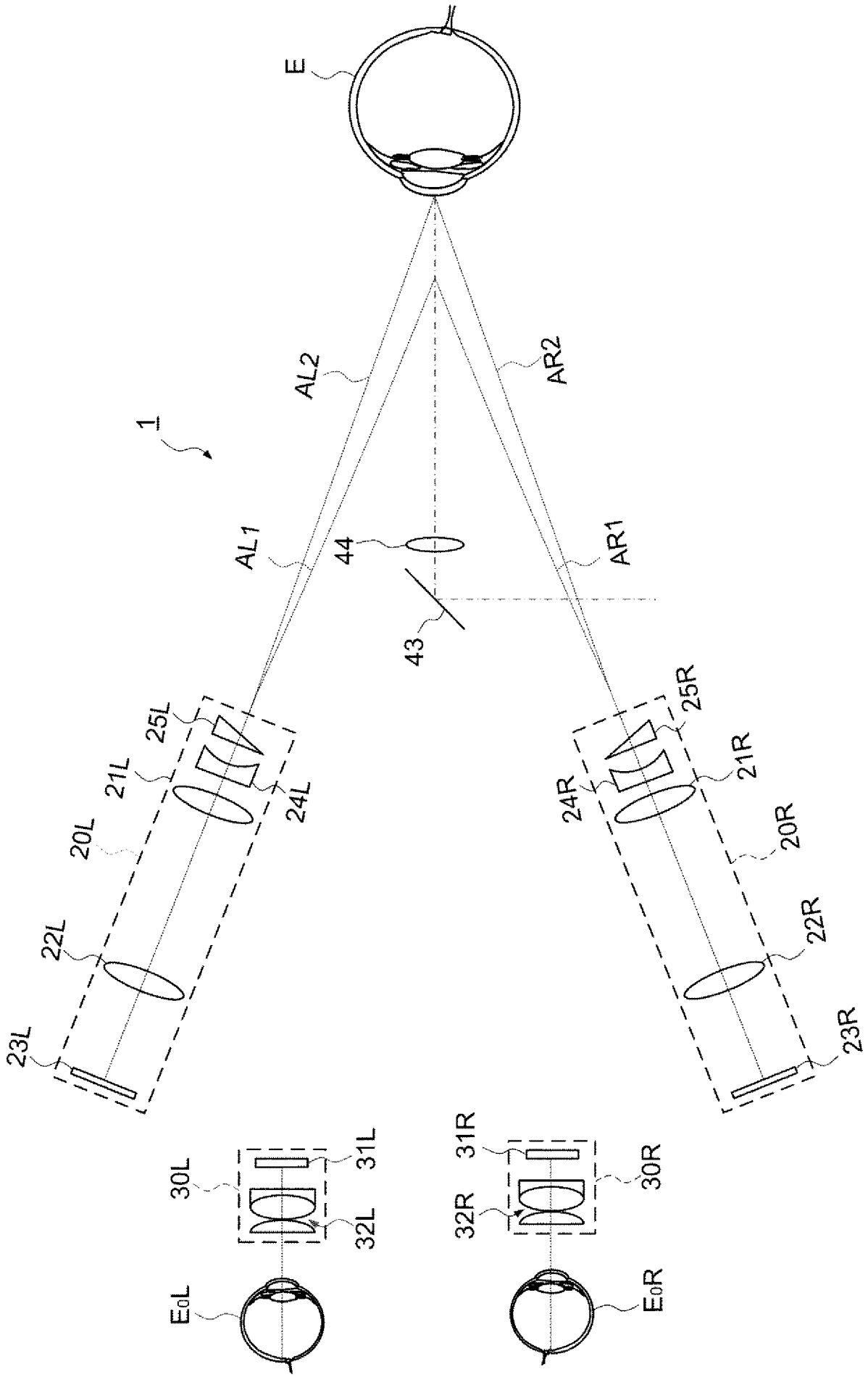
[図5]


61
62
63
64
51
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

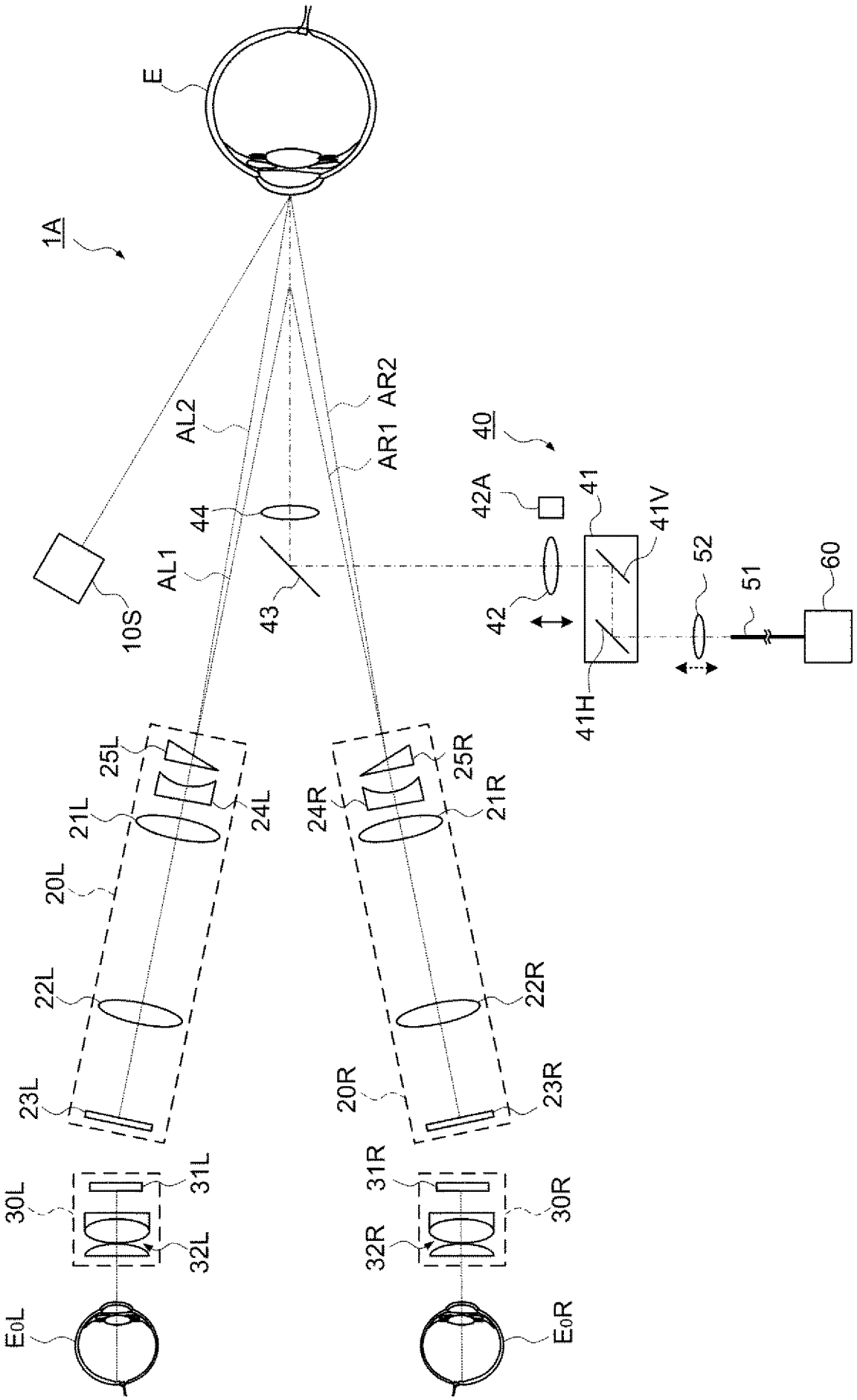
[図6]


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
移動機構
42A
24A
合焦部
データ処理部
200
変倍処理部
210
25A
光路偏向部
制御部
101
OCT
合焦制御部
30A
間隔変更部
OCT画像
形成部
220
30B
向き変更部
UI
300
31
表示部
通信部
400
110
光量検出部

[図7]


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8]


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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/053283

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B3/10(2006.01)i, *A61B3/135*(2006.01)i, *A61B90/20*(2016.01)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)
A61B3/10, A61B3/135, A61B90/20, 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 2012-213634 A (Nidek Co., Ltd.), 08 November 2012 (08.11.2012), paragraph [0019] & US 2013/0261612 A1 paragraph [0030]	1-8
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

☒ 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
05 April 2016 (05.04.16)	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/JP2016/053283

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 2011-515194 A (Doheny Eye Institute), 19 May 2011 (19.05.2011), entire text; all drawings & JP 2014-94313 A & US 2009/0244485 A1 entire text; all drawings & US 9149182 B2 & US 2015/0138503 A1 & WO 2009/120544 A1 & WO 2009/120543 A1 & EP 2271249 A & CN 102046067 A	1-8

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０５３２８３

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, A61B90/20(2016.01)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（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B3/10, A61B3/135, A61B90/20, 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　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 2012-213634 A (株式会社ニデック) 2012.11.08, 段落[0019] & US 2013/0261612 A1 段落[0030]	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
０５．０４．２０１６	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

C（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2011-515194 A（ドヘニー　アイ　インスティテュート）2011.05.19, 全文,全図 & JP 2014-94313 A & US 2009/0244485 A1 全文,全図 & US 9149182 B2 & US 2015/0138503 A1 & WO 2009/120544 A1 & WO 2009/120543 A1 & EP 2271249 A & CN 102046067 A	1-8