(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
2016 年 10 月 27 日(27.10.2016)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2016/170816 A1

(51) 国際特許分類:
A61F 9/007 (2006.01) *G02B 21/22* (2006.01)
A61B 90/20 (2016.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/053280

(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 2015-086135 2015 年 4 月 20 日(20.04.2015) 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: 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). 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).

(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).

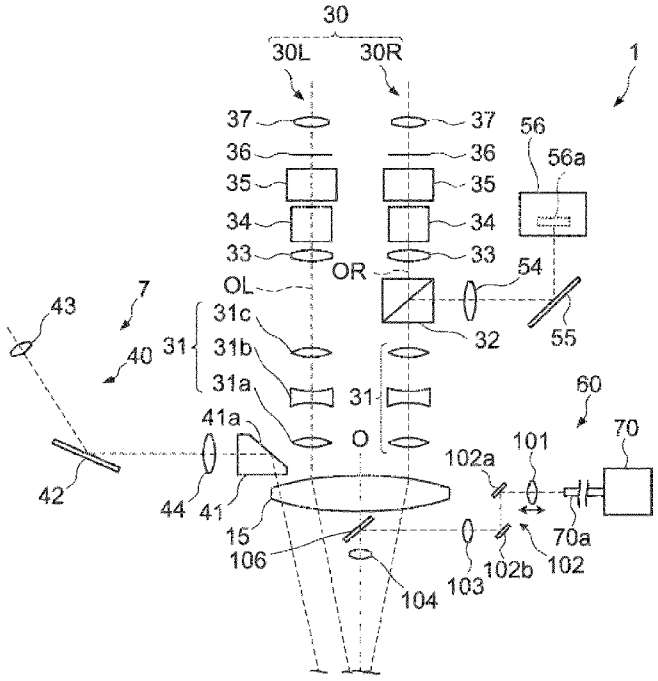
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK,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

(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)）

(54) **Title**: OPHTHALMIC SURGICAL MICROSCOPE

(54) 発明の名称 : 眼科手術用顕微鏡



(57) **Abstract**: Provided is an ophthalmic surgical microscope which maintains the working space between an objective lens and a patient's eye, and with which a patient's eye can be observed and OCT images can be captured. An ophthalmic surgical microscope according to an embodiment includes an objective lens, an illumination optical system, an observation optical system, an interference optical system, a first lens group, a second lens group and a polarization member. The illumination optical system illuminates the patient's eye using illumination light via the objective lens. The observation optical system is used in order to observe, via the objective lens, the patient's eye that is illuminated by the illumination optical system. The interference optical system separates light from a light source into measurement light and reference light, and detects the interference light between the reference light and the returned light of the measurement light from the patient's eye. On the path of the measurement light towards the patient's eye, the first lens group is disposed on the upstream side, and the second lens group is disposed downstream of the first lens group. The polarization member is disposed upstream of the objective lens on the path of the return light of the illumination light, and is disposed between the first lens group and the second lens group.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2016/170816 A1

対物レンズと患者眼との間の作業空間を確保しつつ、患者眼の観察とＯＣＴ画像の取得を行う眼科手術用顕微鏡を提供する。実施形態の眼科手術用顕微鏡は、対物レンズと、照明光学系と、観察光学系と、干渉光学系と、第１レンズ群と、第２レンズ群と、偏向部材とを含む。照明光学系は、対物レンズを介して照明光で患者眼を照明する。観察光学系は、照明光学系により照明されている患者眼を対物レンズを介して観察するために用いられる。干渉光学系は、光源からの光を測定光と参照光とに分割し、患者眼からの測定光の戻り光と参照光との干渉光を検出する。患者眼に向かう測定光の経路において第１レンズ群は上流側に配置され、第２レンズ群は第１レンズ群よりも下流側に配置される。偏向部材は、照明光の戻り光の経路において対物レンズよりも上流側に配置され、第１レンズ群と第２レンズ群との間に配置される。

明　細　書

発明の名称 ： 眼科手術用顕微鏡

技術分野

[0001] この発明は、眼科手術用顕微鏡に関する。

背景技術

[0002] 眼科分野においては、様々な手術が実施される。その代表例として白内障手術や網膜硝子体手術などがある。このような眼科分野における手術では、眼科手術用顕微鏡が用いられる。眼科手術用顕微鏡は、照明光学系により照明されている患者眼を観察光学系を介して目視観察したり画像撮影したりするための装置である。

[0003] このような眼科手術用顕微鏡には、光コヒーレンストモグラフィ（Ｏｐｔｉｃａｌ　Ｃｏｈｅｒｅｎｃｅ　Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ：以下、ＯＣＴ）を用いて患者眼のＯＣＴ画像を取得するためのＯＣＴ光学系を含んで構成されたものがある（たとえば、特許文献１）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：米国特許第８３６６２７１号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特許文献１に開示された眼科手術用顕微鏡では、対物レンズのほぼ全面にＯＣＴの測定光束を導くようにダイクロイックミラーが配置されるため、対物レンズと患者眼との間の作業空間を十分に確保できないという問題がある。

[0006] 本発明は、上記の問題点を解決するためになされたものであり、対物レンズと患者眼との間の作業空間を確保しつつ、患者眼の観察とＯＣＴ画像の取得を行う眼科手術用顕微鏡を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、対物レンズと、照明光学系と、観察光学系と、干渉光学系と、第１レンズ群と、第２レンズ群と、偏向部材とを含む。照明光学系は、対物レンズを介して照明光で患者眼を照明する。観察光学系は、照明光学系により照明されている患者眼を対物レンズを介して観察するために用いられる。干渉光学系は、光源からの光を測定光と参照光とに分割し、患者眼からの測定光の戻り光と参照光との干渉光を検出する。第１レンズ群は、患者眼に向かう測定光の経路において上流側に配置される。第２レンズ群は、患者眼に向かう測定光の経路において第１レンズ群よりも下流側に配置される。偏向部材は、照明光の戻り光の経路において対物レンズよりも上流側に配置され、測定光の光路において第１レンズ群と第２レンズ群との間に配置される。

発明の効果

[0008] この発明によれば、対物レンズと患者眼との間の作業空間を確保しつつ、患者眼の観察とＯＣＴ画像の取得を行う眼科手術用顕微鏡を提供することが可能になる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]実施形態の眼科手術用顕微鏡の外観構成の一例を示す概略図。

[図2]実施形態の眼科手術用顕微鏡における光学系の構成の一例を表す概略図。

[図3]実施形態の眼科手術用顕微鏡における光学系の構成の一例を表す概略図。

[図4]実施形態の眼科手術用顕微鏡における光学系の構成の一例を表す概略図。

[図5]実施形態の眼科手術用顕微鏡における制御系の構成の一例を表す概略図。

[図6]実施形態の第１変形例に係る眼科手術用顕微鏡における光学系の構成の一例を表す概略図。

発明を実施するための形態

[0010] この発明に係る眼科手術用顕微鏡の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。以下の実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、眼科手術において使用される。実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、照明光学系により患者眼（被手術眼）を照明し、その戻り光（反射光）を観察光学系に導くことにより、患者眼の観察が可能な装置である。

[0011] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、ＯＣＴ光学系を含んで構成され、患者眼のＯＣＴ画像の取得が可能である。なお、撮影対象部位は、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硝子体や水晶体や毛様体などであってよいし、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、撮影対象部位は、瞼や眼窩など眼の周辺部位であってもよい。公知の手法により、ＯＣＴの測定光の戻り光に基づき患者眼の断面像や３次元画像を形成することが可能である。

[0012] この明細書では、ＯＣＴによって取得される画像をＯＣＴ画像と総称することがある。また、ＯＣＴ画像を形成するための計測動作をＯＣＴ計測と呼ぶことがある。なお、この明細書に記載された文献の記載内容を、以下の実施形態の内容として適宜援用することが可能である。

[0013] 以下の実施形態では、フーリエドメインタイプのＯＣＴを適用した構成について説明する。特に、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、公知のスウェプトソースＯＣＴの手法を用いて患者眼のＯＣＴ画像を取得することが可能である。スウェプトソース以外のタイプ、たとえばスペクトラルドメインＯＣＴの手法を用いる眼科手術用顕微鏡に対して、この発明に係る構成を適用することも可能である。

[0014] 以下の実施形態ではＯＣＴ光学系を眼科手術用顕微鏡に適用した装置について説明する。しかしながら、眼科手術用顕微鏡以外の眼科観察装置、たとえば走査型レーザ検眼鏡（Ｓｃａｎｎｉｎｇ　Ｌａｓｅｒ　Ｏｐｈｔｈａｌｍｏｓｃｏｐｅ：ＳＬＯ）、スリットランプ、眼底カメラなどに、実施形態に係るＯＣＴ光学系を適用することも可能である。

[0015] この実施形態において、上下、左右、前後等の方向は、特に言及しない限

り術者側から見た方向とする。なお、上下方向については、後述の対物レンズ１５から観察対象（患者眼Ｅ）に向かう方向を下方とし、これの反対方向を上方とする。一般に患者は仰向け状態で手術を受けるので、上下方向と垂直方向とは同じになる。

[0016] 〔外観構成〕

図１に、この実施形態に係る眼科手術用顕微鏡の外観構成を示す。眼科手術用顕微鏡１は、支柱２と、第１アーム３と、第２アーム４と、駆動装置５と、術者用顕微鏡６と、助手用顕微鏡７と、フットスイッチ８とを含んで構成されている。支柱２は、眼科手術用顕微鏡１の全体を支持する。支柱２の上端には、第１アーム３の一端が接続されている。第１アーム３の他端には、第２アーム４の一端が接続されている。第２アーム４の他端には、駆動装置５が接続されている。術者用顕微鏡６は、駆動装置５により懸架されている。助手用顕微鏡７は、術者用顕微鏡６に付設されている。フットスイッチ８は、各種操作を術者等の足で行うために用いられる。駆動装置５は、術者等による操作に応じて、術者用顕微鏡６と助手用顕微鏡７とを上下方向および水平方向に３次元的に移動させるように作用する。

[0017] 術者用顕微鏡６は、各種光学系や駆動系などを収納する鏡筒部１０を有する。鏡筒部１０の上部には、倒像として得られる観察像を正立像に変換する公知の光学ユニット（像正立プリズム）を収納したインバータ部１２が設けられている。インバータ部１２の上部には、左右一対の接眼部１１Ｌ、１１Ｒが設けられている。術者は、この接眼部１１Ｌ、１１Ｒを覗き込んで患者眼Ｅを両眼で観察する。

[0018] 術者用顕微鏡６には、前置レンズ１３が保持アーム１４を介して接続されている。保持アーム１４の上端部は垂直方向に回動可能に枢設されており、前置レンズ１３を患者眼Ｅと対物レンズ（図示せず）の前側焦点との間の位置から退避できるようになっている。この退避された前置レンズ１３および保持アーム１４は、図示しない収納部に収納される。

[0019] 〔光学系の構成〕

図２～図４に、眼科手術用顕微鏡１の光学系の構成例を示す。図２は助手用顕微鏡７側からの側面図である。図３は術者側からの側面図である。図４は後述のＯＣＴユニット７０の構成例を示す。

[0020] 眼科手術用顕微鏡１の光学系は術者用顕微鏡６の鏡筒部１０に収納されており、対物レンズ１５と、照明光学系２０と、主観察光学系３０と、副観察光学系４０と、ＯＣＴ光学系６０とを含んで構成されている。主観察光学系３０は術者用顕微鏡６の光学系（観察光学系）であり、副観察光学系４０は助手用顕微鏡７の光学系（観察光学系）である。

[0021] （照明光学系）

照明光学系２０は、対物レンズ１５を介して患者眼Ｅを照明する。照明光学系２０は、図２に示すように、照明光源２１、光ファイバ２１ａ、出射口絞り２６、コンデンサレンズ２２、照明野絞り２３、コリメートレンズ２７および照明プリズム２５を含んで構成される。

[0022] 照明野絞り２３は、対物レンズ１５の前側焦点位置と光学的に共役な位置に設けられている。

[0023] 照明光源２１は、鏡筒部１０の外部に設けられている。照明光源２１には光ファイバ２１ａの一端が接続されている。光ファイバ２１ａの他端は、鏡筒部１０内のコンデンサレンズ２２に臨む位置に配置されている。照明光源２１から出力された照明光は、光ファイバ２１ａにより導光されてコンデンサレンズ２２に入射する。

[0024] 光ファイバ２１ａの出射口（コンデンサレンズ２２側のファイバ端）に臨む位置には、出射口絞り２６が設けられている。出射口絞り２６は、光ファイバ２１ａの出射口の一部領域を遮蔽するように作用する。出射口絞り２６による遮蔽領域が変更されると、照明光の出射領域が変更される。それにより、照明光による照射角度、つまり患者眼Ｅに対する照明光の入射方向と対物レンズ１５の光軸Ｏとが成す角度などを変更することができる。

[0025] コリメートレンズ２７は、照明野絞り２３を通過した照明光を平行光束にする。平行光束になった照明光は、照明プリズム２５の反射面２５ａにて反

射され、対物レンズ１５を経由して患者眼Ｅに投射される。患者眼Ｅに投射された照明光（の一部）は角膜にて反射される。患者眼Ｅによる照明光の戻り光（観察光と呼ぶことがある）は、対物レンズ１５を経由して主観察光学系３０および副観察光学系４０に入射する。

[0026]（主観察光学系）

主観察光学系３０は、照明光学系２０により照明されている患者眼Ｅを対物レンズ１５を介して術者用顕微鏡６により観察するために用いられる。主観察光学系３０は、図３に示すように左右一対設けられている。左側の観察光学系３０Ｌを左観察光学系と呼び、右側の観察光学系３０Ｒを右観察光学系と呼ぶ。符号ＯＬは左観察光学系３０Ｌの光軸（観察光軸）を示し、符号ＯＲは右観察光学系３０Ｒの光軸（観察光軸）を示す。左右の観察光学系３０Ｌ、３０Ｒは、対物レンズ１５の光軸Ｏ（図２参照）を挟むように配設されている。

[0027] 左右の観察光学系３０Ｌ、３０Ｒは、それぞれ、変倍レンズ系３１、ビームスプリッタ３２（右観察光学系３０Ｒのみ）、結像レンズ３３、像正立プリズム３４、眼幅調整プリズム３５、視野絞り３６および接眼レンズ３７を有する。

[0028] 変倍レンズ系３１は複数のズームレンズ３１ａ、３１ｂ、３１ｃを含んで構成されている。各ズームレンズ３１ａ～３１ｃは、図示しない変倍機構によって観察光軸ＯＬ（または観察光軸ＯＲ）に沿う方向に移動可能とされる。それにより患者眼Ｅを観察または撮影する際の拡大倍率が変更される。

[0029] 右観察光学系３０Ｒのビームスプリッタ３２は、患者眼Ｅから観察光軸ＯＲに沿って導光された観察光の一部を分離して撮影光学系に導く。撮影光学系は、結像レンズ５４、反射ミラー５５およびテレビカメラ５６を含んで構成される。

[0030] テレビカメラ５６は、撮像素子５６ａを備えている。撮像素子５６ａは、たとえば、ＣＣＤ（Ｃｈａｒｇｅ Ｃｏｕｐｌｅｄ Ｄｅｖｉｃｅｓ）イメージセンサや、ＣＭＯＳ（Ｃｏｍｐｌｅｍｅｎｔａｒｙ Ｍｅｔａｌ Ｏｘ

ｉｄｅ　Ｓｅｍｉｃｏｎｄｕｃｔｏｒ）イメージセンサ等によって構成される。撮像素子５６ａとしては２次元の受光面を有するもの（エリアセンサ）が用いられる。

[0031] 眼科手術用顕微鏡１の使用時には、撮像素子５６ａの受光面は、たとえば、患者眼Ｅの角膜の表面と光学的に共役な位置、または、その角膜曲率半径の１／２だけ角膜頂点から深さ方向に離れた位置と光学的に共役な位置に配置される。

[0032] 像正立プリズム３４は倒像を正立像に変換する。眼幅調整プリズム３５は、術者の眼幅（左眼と右眼との間の距離）に応じて左右の観察光の間の距離を調整するための光学素子である。視野絞り３６は、観察光の断面における周辺領域を遮蔽して術者の視野を制限する。

[0033] 主観察光学系３０は、観察光の光路から挿脱可能に構成されたステレオバリエータを含んで構成されてもよい。ステレオバリエータは、左右の変倍レンズ系３１によってそれぞれ案内される観察光軸ＯＬ、ＯＲの相対的位置を変更するための光軸位置変更素子である。ステレオバリエータは、後述の制御部２１０によって制御されたソレノイドによって観察光路に対して挿脱可能に移動される。ステレオバリエータは、たとえば、観察光路に対して術者側に設けられた退避位置に退避される。

[0034] （副観察光学系）

副観察光学系４０は、照明光学系２０により照明されている患者眼Ｅを対物レンズ１５を介して助手用顕微鏡７により観察するために用いられる。副観察光学系４０は、照明光学系２０により照明されている患者眼Ｅにより反射された照明光を助手用接眼レンズ４３に導く。

[0035] 副観察光学系４０にも左右一対の光学系が設けられており、双眼による立体観察が可能である。副観察光学系４０は、助手が位置を変更できるように、主観察光学系３０に対する位置を変更できるようになっている。特に、副観察光学系４０は、対物レンズ１５の光軸Ｏを軸として回動可能に構成されている。

[0036] 副観察光学系４０は、プリズム４１と、反射ミラー４２と、助手用接眼レンズ４３とを含む。副観察光学系４０は、プリズム４１と反射ミラー４２との間に配置された結像レンズ４４をさらに含んで構成されていてもよい。

[0037] この実施形態では、対物レンズ１５の下方に配置された偏向部材（たとえば、全反射ミラー）を用いて後述のＯＣＴ光学系６０の光路が患者眼Ｅに導かれる。偏向部材は、照明光学系２０、主観察光学系３０、および副観察光学系４０のうち少なくとも１以上の光路から外れた位置に配置されることが望ましい。それにより、照明光路や観察光路の光量が低減することなく、ＯＣＴ計測を行うことが可能になる。患者眼Ｅによる照明光の戻り光は、対物レンズ１５を通過し、プリズム４１の反射面４１ａにより反射される。反射面４１ａにより反射された照明光の戻り光は、たとえば結像レンズ４４を通過し、反射ミラー４２により反射され、助手用接眼レンズ４３に導かれる。同様に、患者眼Ｅによる照明光の戻り光は、対物レンズ１５を通過し、左観察光学系３０Ｌおよび右観察光学系３０Ｒの変倍レンズ系３１に入射する。

[0038] （ＯＣＴ光学系）

ＯＣＴ光学系６０は、図３に示すように、ＯＣＴユニット７０と、光ファイバ７０ａと、コリメートレンズ１０１と、光スキャナ１０２と、第１レンズ群１０３と、第２レンズ群１０４と、偏向部材１０６とを含む。

[0039] ＯＣＴユニット７０は、図４に示すように、干渉光学系を含む。干渉光学系は、ＯＣＴ光源ユニット７１からの光を参照光ＬＲと測定光ＬＳとに分割し、患者眼Ｅに導かれた測定光ＬＳの戻り光と参照光ＬＲとの干渉光ＬＣを検出する。ＯＣＴユニット７０には光ファイバ７０ａの一端が接続されている。ＯＣＴユニット７０内の干渉光学系により生成された測定光ＬＳは、光ファイバ７０ａの他端から出射する。後述のＯＣＴ光学系６０により患者眼Ｅに導かれた測定光ＬＳの戻り光は、同じ経路を逆向きに進行して光ファイバ７０ａの他端に入射する。

[0040] 光ファイバ７０ａの他端（測定光の出射端）は、コリメートレンズ１０１に臨む位置に配置されている。光ファイバ７０ａの他端から出射した測定光

ＬＳは、コリメートレンズ１０１に入射する。また、コリメートレンズ１０１を通過した測定光ＬＳの戻り光は、光ファイバ７０ａの他端に入射する。

[0041] コリメートレンズ１０１は、光ファイバ７０ａの他端から出射した測定光ＬＳを平行光束にする。コリメートレンズ１０１と光ファイバ７０ａの他端とは測定光ＬＳの光軸に沿って相対的に移動可能に構成されている。この実施形態では、コリメートレンズ１０１は、測定光ＬＳの光軸に沿って移動可能に構成されているが、光ファイバ７０ａの他端が測定光ＬＳの光軸に沿って移動可能に構成されていてもよい。

[0042] 光スキャナ１０２は、コリメートレンズ１０１により平行光束とされた測定光ＬＳを１次元的にまたは２次元的に偏向する。光スキャナ１０２には、偏向面が１軸の回りに回動可能に構成された偏向部材、または偏向面が互いに直交する（交差する）２軸のそれぞれの軸の回りに回動可能に構成された偏向部材が用いられる。偏向部材の例として、ガルバノミラー、ポリゴンミラー、回転ミラー、ＭＥＭＳ（Ｍｉｃｒｏ Ｅｌｅｃｔｒｏ Ｍｅｃｈａｎｉｃａｌ Ｓｙｓｔｅｍｓ）ミラースキャナなどがある。この実施形態では、光スキャナ１０２は、ガルバノミラーを含んで構成される。すなわち、光スキャナ１０２は、第１軸の回りに偏向面が回動可能に構成された第１スキャナ１０２ａと、第１軸に直交する第２軸の回りに偏向面が回動可能に構成された第２スキャナ１０２ｂとを含む。なお、第１スキャナ１０２ａと第２スキャナ１０２ｂとの間にリレー光学系が設けられていてもよい。

[0043] 第１レンズ群１０３は、１以上のレンズを含んで構成される。第２レンズ群１０４は、１以上のレンズを含んで構成される。第２レンズ群１０４は、対物レンズ１５の下方に配置される。第１スキャナ１０２ａと第２スキャナ１０２ｂとの間の位置（たとえば、中間位置）と患者眼Ｅの位置とが光学的に略共役である。第１スキャナ１０２ａと第２スキャナ１０２ｂとの間の位置は、第１スキャナ１０２ａまたは第２スキャナ１０２ｂの偏向面における位置を含む。第１レンズ群１０３の焦点距離と第２レンズ群１０４の焦点距離とによりＯＣＴ光学系６０の倍率を定めることが可能である。

[0044] 第１レンズ群１０３と第２レンズ群１０４との間には、偏向部材１０６が配置される。偏向部材１０６は、照明光の戻り光の経路において対物レンズ１５よりも上流側に配置され、測定光ＬＳの光路において第１レンズ群１０３と第２レンズ群１０４との間に配置される。すなわち、偏向部材１０６は、対物レンズ１５の下方に配置される。偏向部材１０６は、第１レンズ群１０３を通過した測定光ＬＳを患者眼Ｅ（第２レンズ群１０４）に向けて偏向（反射）する。また、偏向部材１０６は、第２レンズ群１０４を通過した測定光ＬＳの戻り光を第１レンズ群１０３に向けて偏向（反射）する。偏向部材１０６は、全反射ミラー、ハーフミラー、ビームスプリッタ、ダイクロイックミラーであってよい。

[0045] コリメートレンズ１０１の光軸方向の移動に代えて、第１レンズ群１０３および第２レンズ群１０４の少なくとも一方が測定光ＬＳの光軸に沿って移動可能に構成されてもよい。また、コリメートレンズ１０１の光軸方向の移動に加えて、第１レンズ群１０３および第２レンズ群１０４の少なくとも一方が測定光ＬＳの光軸に沿って移動可能に構成されてもよい。

[0046] ＯＣＴ光学系６０は、たとえば、術者の側面側から対物レンズ１５の中心部に向けて測定光ＬＳを入射するように配置される。主観察光学系３０が前述のステレオバリエータを含んで構成される場合、ＯＣＴ光学系６０を構成する光学部材のうち１以上の光学部材は、観察光路から退避された状態のステレオバリエータが配置される位置（退避位置）の下方に配置されてもよい。具体的には、当該１以上の光学部材の少なくとも一部は、当該退避位置に退避されたステレオバリエータの領域を照明光の戻り光の光軸方向に延ばした空間領域に含まれるように配置されてもよい。このような１以上の光学部材は、偏向部材１０６を含んでよい。たとえば、第２レンズ群１０４および偏向部材１０６は、ステレオバリエータが観察光路から退避された退避位置の下方に配置されてよい。

[0047] ＜ＯＣＴユニット＞

ＯＣＴユニット７０は、図４に示すような干渉光学系を有する。干渉光学

系により検出された干渉光ＬＣ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、演算制御ユニット２００に送られる。

[0048] ＯＣＴ光源ユニット７１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）光源を含んで構成される。ＯＣＴ光源ユニット７１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。ＯＣＴ光源ユニット７１から出力された光を符号Ｌ０で示す。

[0049] ＯＣＴ光源ユニット７１から出力された光Ｌ０は、光ファイバ７２により偏波コントローラ７３に導かれてその偏光状態が調整される。偏波コントローラ７３は、たとえばループ状にされた光ファイバ７２に対して外部から応力を与えることで、光ファイバ７２内を導かれる光Ｌ０の偏光状態を調整する。

[0050] 偏波コントローラ７３により偏光状態が調整された光Ｌ０は、光ファイバ７４によりファイバカプラ７５に導かれて測定光ＬＳと参照光ＬＲとに分割される。

[0051] 参照光ＬＲは、光ファイバ８０によりコリメータ８１に導かれて平行光束となる。平行光束となった参照光ＬＲは、光路長補正部材８２および分散補償部材８３を経由し、コーナーキューブ８４に導かれる。光路長補正部材８２は、参照光ＬＲと測定光ＬＳの光路長（光学距離）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８３は、参照光ＬＲと測定光ＬＳ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。

[0052] コーナーキューブ８４は、コリメータ８１により平行光束となった参照光ＬＲの進行方向を逆方向に折り返す。コーナーキューブ８４に入射する参照光ＬＲの光路と、コーナーキューブ８４から出射する参照光ＬＲの光路とは平行である。また、コーナーキューブ８４は、参照光ＬＲの入射光路および出射光路に沿う方向に移動可能とされている。この移動により参照光ＬＲの光路（参照光路）の長さが変更される。

[0053] コーナーキューブ８４を経由した参照光ＬＲは、分散補償部材８３および

光路長補正部材８２を経由し、コリメータ８６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８７に入射し、偏波コントローラ８８に導かれて参照光ＬＲの偏光状態が調整される。

[0054] 偏波コントローラ８８は、たとえば、偏波コントローラ７３と同様の構成を有する。偏波コントローラ８８により偏光状態が調整された参照光ＬＲは、光ファイバ８９によりアッテネータ９０に導かれて、演算制御ユニット２００の制御の下で光量が調整される。アッテネータ９０により光量が調整された参照光ＬＲは、光ファイバ９１によりファイバカプラ９２に導かれる。

[0055] ファイバカプラ７５により生成された測定光ＬＳは、光ファイバ７０ａによりコリメートレンズ１０１に導かれる（図３参照）。コリメートレンズ１０１に入射した測定光ＬＳは、光スキャナ１０２、および第１レンズ群１０３を経由して偏向部材１０６に到達する。そして、測定光ＬＳは、偏向部材１０６により反射され、第２レンズ群１０４を経由して患者眼Ｅに照射される。測定光ＬＳは、患者眼Ｅの様々な深さ位置において散乱（反射を含む）される。患者眼Ｅによる測定光ＬＳの後方散乱光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ７５に導かれ、光ファイバ７８を経由してファイバカプラ９２に到達する。

[0056] ファイバカプラ９２は、光ファイバ７８を介して入射された測定光ＬＳと、光ファイバ９１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９２は、所定の分岐比（たとえば５０：５０）で、測定光ＬＳと参照光ＬＲとの干渉光を分岐することにより、一対の干渉光ＬＣを生成する。ファイバカプラ９２から出射した一対の干渉光ＬＣは、それぞれ光ファイバ９３、９４により検出器９５に導かれる。

[0057] 検出器９５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有し、これらによる検出結果の差分を出力するバランスドフォトダイオード（Ｂａｌａｎｃｅｄ　Ｐｈｏｔｏ　Ｄｉｏｄｅ：以下、ＢＰＤ）である。検出器９５は、その検出結果（検出信号）を演算制御ユニット２００に送る。演算制御ユニット２００は、たとえば一連の波長走査毎に（

Ａライン毎に）、検出器９５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で断面像を形成する。演算制御ユニット２００は、形成された画像を表示部３００に表示させる。

[0058] この実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用しているが、たとえばマッハツェンダー型など任意のタイプの干渉計を適宜に採用することが可能である。

[0059] ［演算制御ユニット］

演算制御ユニット２００の構成について説明する。演算制御ユニット２００は、検出器９５から入力される検出信号を解析して患者眼ＥのＯＣＴ画像を形成する。そのための演算処理は、従来のスウェプトソースタイプのＯＣＴ装置と同様である。

[0060] また、演算制御ユニット２００は、ＯＣＴ光学系６０を制御する。たとえば演算制御ユニット２００は、患者眼ＥのＯＣＴ画像を表示部３００に表示させる。ＯＣＴ光学系６０に対する制御として、演算制御ユニット２００は、ＯＣＴ光源ユニット７１の動作制御、コーナーキューブ８４の移動制御、検出器９５の動作制御、アッテネータ９０の動作制御、偏波コントローラ７３、８８の動作制御などを行う。また、演算制御ユニット２００は、コリメートレンズ１０１、第１レンズ群１０３、および第２レンズ群１０４の光軸方向の移動による合焦制御や、光スキャナ１０２によるスキャン制御などを行うことが可能である。

[0061] 演算制御ユニット２００は、たとえば、従来のコンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、ＲＡＭ（Ｒａｎｄｏｍ　Ａｃｃｅｓｓ　Ｍｅｍｏｒｙ）、ＲＯＭ（Ｒｅａｄ　Ｏｎｌｙ　Ｍｅｍｏｒｙ）、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含む。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、眼科手術用顕微鏡１を制御するためのコンピュータプログラムが記憶されている。演算制御ユニット２００は、各種の回路基板、たとえばＯＣＴ画像を形成するための回路基板を備えていてもよい。また、演算制御ユニット２００は、キーボードやマウス等の操作デバイス（入力デバイス）や、ＬＣ

Ｄ（Ｌｉｑｕｉｄ　Ｃｒｙｓｔａｌ　Ｄｉｓｐｌａｙ）等の表示デバイスを備えていてもよい。

[0062] 〔制御系〕

図５に、眼科手術用顕微鏡１の制御系の構成の一例を示す。図５において、図１～図４と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0063] （制御部）

眼科手術用顕微鏡１の制御系は、制御部２１０を中心に構成される。制御部２１０は、眼科手術用顕微鏡１を制御するための制御手段と、ＯＣＴ光学系６０を制御するための制御手段（演算制御ユニット２００）の双方の機能を有する。これらの手段を実現するための１以上の要素は、眼科手術用顕微鏡１とその外部とに分散配置されてよい。制御部２１０は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、ＲＡＭ、ＲＯＭ、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含んで構成される。制御部２１０には、主制御部２１１と記憶部２１２とが設けられている。

[0064] （主制御部）

主制御部２１１は前述の各種制御を行う。特に、主制御部２１１は、眼科手術用顕微鏡１の撮像素子５６ａ、変倍レンズ駆動部３１ｄ、および照明光源２１を制御する。また、主制御部２１１は、ＯＣＴ光源ユニット７１、偏波コントローラ７３、８８、アッテネータ９０、レンズ駆動部１０１ａ、光スキャナ１０２、検出器９５、画像形成部２２０、およびデータ処理部２３０を制御する。たとえば、主制御部２１１は、フットスイッチ８に対する術者の操作内容に基づいて前述の各種制御を行うことが可能である。

[0065] 変倍レンズ駆動部３１ｄは、変倍レンズ系３１を構成するズームレンズ３１ａ、３１ｂ、３１ｃのそれぞれを独立に観察光軸ＯＬ、ＯＲに沿う方向に移動させる。

[0066] レンズ駆動部１０１ａは、移動機構１０１ｂを制御する。移動機構１０１ｂは、コリメートレンズ１０１を測定光ＬＳの光軸に沿って移動する。たとえば、移動機構１０１ｂは、コリメートレンズ１０１を保持する保持部材と

、この保持部材を測定光ＬＳの光軸方向に移動するスライド機構と、レンズ駆動部１０１ａにより発生された駆動力をスライド機構に伝達する部材とを含む。主制御部２１１は、たとえば、患者眼Ｅからの測定光ＬＳの戻り光や干渉光ＬＣや検出信号の強度が所定の強度以上となるようにレンズ駆動部１０１ａを制御することによりコリメートレンズ１０１を移動することが可能である。また、移動機構１０１ｂは、手動によりコリメートレンズ１０１を移動することが可能である。手動で移動する場合、移動機構１０１ｂは、フットスイッチ８または図示しない操作部に対するユーザ（たとえば、術者）の操作内容に基づいてレンズ駆動部１０１ａを制御することによりコリメートレンズ１０１を移動することが可能である。

[0067] 移動機構１０１ｂは、第１レンズ群１０３および第２レンズ群１０４のうち少なくとも一方を測定光ＬＳの光軸に沿って移動してもよい。この場合、主制御部２１１は、レンズ駆動部１０１ａを制御することにより、第１レンズ群１０３および第２レンズ群１０４のうち少なくとも一方を測定光ＬＳの光軸に沿って移動することが可能である。

[0068] また、主制御部２１１は、記憶部２１２にデータを書き込む処理や、記憶部２１２からデータを読み出す処理を行う。

[0069]（画像形成部）

画像形成部２２０は、検出器９５からの検出信号に基づいて、前眼部や眼底などの断面像の画像データを形成する。この処理には、従来のスウェプトソースタイプの光コヒーレンストモグラフィと同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、ＦＦＴ（Ｆａｓｔ　Ｆｏｕｒｉｅｒ　Ｔｒａｎｓｆｏｒｍ）などの処理が含まれている。他のタイプのＯＣＴ装置の場合、画像形成部２２０は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

[0070]（データ処理部）

データ処理部２３０は、画像形成部２２０により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。たとえば、データ処理部２３０は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。また、データ処理部２

３０は、眼科手術用顕微鏡１により得られた画像（眼底像、前眼部像等）に対して各種の画像処理や解析処理を施すことも可能である。

[0071] データ処理部２３０は、断面像の間の画素を補間する補間処理などの公知の画像処理を実行して、前眼部や眼底などの３次元画像の画像データを形成する。なお、３次元画像の画像データとは、３次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。３次元画像の画像データとしては、３次元的に配列されたボクセルからなる画像データがある。この画像データは、ボリュームデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれる。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、データ処理部２３０は、このボリュームデータに対してレンダリング処理を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な３次元画像の画像データを形成する。レンダリング処理として、ボリュームレンダリングやＭＩＰ（Ｍａｘｉｍｕｍ Ｉｎｔｅｎｓｉｔｙ Ｐｒｏｊｅｃｔｉｏｎ：最大値投影）などがある。表示部３００等の表示デバイスには、この擬似的な３次元画像が表示される。

[0072] また、３次元画像の画像データとして、複数の断面像のスタックデータを形成することも可能である。スタックデータは、複数の走査線に沿って得られた複数の断面像を、走査線の位置関係に基づいて３次元的に配列させることで得られる画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の２次元座標系により定義されていた複数の断面像を、１つの３次元座標系により表現する（つまり１つの３次元空間に埋め込む）ことにより得られる画像データである。

[0073] 以上のように機能するデータ処理部２３０は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、ＲＡＭ、ＲＯＭ、ハードディスクドライブ、回路基板等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をマイクロプロセッサに実行させるコンピュータプログラムがあらかじめ格納されている。

[0074] 実施形態では、干渉光学系は、ファイバカプラ７５および９２、検出器９５、並びにこれらの間で参照光ＬＲや測定光ＬＳを導く光ファイバや各種光

学部材を含んで構成される。干渉光学系は、ＯＣＴ光源ユニット７１をさらに含んで構成されてもよい。この干渉光学系は、実施形態における「干渉光学系」の一例である。主観察光学系３０は、実施形態に係る「観察光学系」の一例である。ステレオバリエータは、実施形態に係る「光学素子」の一例である。移動機構１０１ｂは、実施形態に係る「第１移動機構」、「第２移動機構」の一例である。副観察光学系４０は、患者眼に対する光の照射および患者眼からの光の受光の少なくとも一方を行う、実施形態に係る「補助光学系」の一例である。

[0075] ［動作例］

以上のような構成を有する眼科手術用顕微鏡１の動作例について説明する。

[0076] まず、眼科手術用顕微鏡１による観察状態の調整が行われる。そのために、たとえば、術者は、眼科手術用顕微鏡１の調整を行う。すなわち、術者は、第２アーム４の位置や向きを調整した後、フットスイッチ８に対して操作を行うことにより術者用顕微鏡６や助手用顕微鏡７を上下方向や水平方向に移動させ、術者用顕微鏡６や助手用顕微鏡７を所望の位置で停止させる。その後、術者は、眼幅、観察角度、光量などを調節し、焦点と位置を合わせる。これにより、照明光学系２０の照明光により患者眼Ｅが照明され、術者は接眼レンズ３７を覗きながら患者眼Ｅの観察が可能になり、助手は助手用接眼レンズ４３を覗きながら患者眼Ｅの観察が可能になる。

[0077] ＯＣＴ計測を行う場合には、ＯＣＴ計測用の測定光のスキャン範囲とスキャンパターン（範囲の形状やスキャン領域のサイズ）を設定する。測定光のスキャン範囲の設定は、自動または手動で行うことが可能である。測定光のスキャン範囲を自動で設定する場合、たとえば、術前のＯＣＴ計測と同じ範囲を再現して設定したり、テレビカメラ５６による現在の観察画像のフレームを解析して手術部位を検出し、検出された手術部位を含む範囲を設定したりすることが可能である。術前のＯＣＴ計測の範囲は、術前のＯＣＴスキャン範囲を３次元画像または正面画像に記録しておき、現在の観察画像のフレ

ームと比較することにより特定することができる。また、測定光のスキャン範囲を手動で設定する場合、たとえば、ＯＣＴ画像のライブ画像を見ながら術者が所望のスキャン範囲を設定することにより行われる。なお、スキャンパターンの設定方法としては、術前と同様のスキャンパターンの自動設定や、フットスイッチ８を用いた手動設定がある。スキャンパターンを手動で設定する場合、スキャンパターンの選択肢が表示部３００等に呈示され、フットスイッチ８等を用いて所望の選択肢が指定される。スキャンパターンの選択肢は、１次元パターンおよび２次元パターンの少なくともいずれかを含んでいてよい。

[0078] 測定光のスキャンに関する設定の完了後、ＯＣＴ計測が開始される（ただし、当該設定にＯＣＴ画像のライブ画像が用いられる場合には、ＯＣＴ計測は既に開始されている）。また、ＯＣＴ計測を行うために、制御部２１０は、ＯＣＴ光源ユニット７１やコーナーキューブ８４を制御するとともに、上記のように設定されたスキャン領域に基づいて光スキャナ１０２を制御する。画像形成部２２０は、ＯＣＴ計測により得られた干渉光のスペクトルに基づいて患者眼Ｅの断面像を形成する。スキャンパターンが３次元スキャンである場合、データ処理部２３０は、画像形成部２２０により形成された複数の断面像に基づいて患者眼Ｅの３次元画像を形成する。

[0079] 術者は、眼科手術用顕微鏡１による目視観察、眼科手術用顕微鏡１により取得される可視画像の観察、ＯＣＴ光学系６０により取得されるＯＣＴ画像の観察を、選択的に行いつつ手術を行うことが可能である。

[0080] ［第１変形例］

前述の実施形態では、第１レンズ群１０３と第２レンズ群１０４との間に偏向部材１０６が配置された場合について説明したが、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡の構成はこれに限定されるものではない。実施形態の第１変形例に係る眼科手術用顕微鏡の構成は、前述の実施形態とほぼ同様である。以下では、第１変形例について、実施形態との相違点を中心に説明する。

[0081] 図６に、実施形態の第１変形例に係る眼科手術用顕微鏡の光学系の構成の

一例を示す。図６は、図３と同様に術者側からの側面図である。図６において、図３と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0082] 第１変形例に係る眼科手術用顕微鏡１ａの光学系の構成が前述の実施形態に係る眼科手術用顕微鏡１の光学系の構成と異なる点は、第２レンズ群１０４が配置された位置である。眼科手術用顕微鏡１ａでは、第１レンズ群１０３と偏向部材１０６との間に第２レンズ群１０４が配置される。

[0083] 眼科手術用顕微鏡を図６に示すように構成することで、図３と同様に、対物レンズ１５と患者眼Ｅとの間の作業空間を確保しつつ、患者眼の観察とＯＣＴ画像の取得を行う眼科手術用顕微鏡を提供することが可能になる。

[0084] ［第２変形例］

ＯＣＴ光学系６０を構成する光学部材のうち少なくとも１つが鏡筒部１０（顕微鏡本体）に対して着脱可能なユニット（アタッチメント）として構成されていてもよい。このような着脱可能なユニットは、第１レンズ群１０３、第２レンズ群１０４および偏向部材１０６を含む３以上の光学部材を含んで構成される。

[0085] 当該ユニットは、たとえば、助手用顕微鏡７の副観察光学系４０と一体となって構成されていてもよい。たとえば、当該ユニットは、プリズム４１、反射ミラー４２、助手用接眼レンズ４３、結像レンズ４４、コリメートレンズ１０１、光スキャナ１０２、第１レンズ群１０３、第２レンズ群１０４および偏向部材１０６を含んで構成される。そして、当該ユニットは、光ファイバ７０ａを介してＯＣＴユニット７０に接続される。当該ユニットは、さらに、ＯＣＴユニット７０を含んで構成されていてもよい。

[0086] また、当該ユニットは、たとえば、助手用顕微鏡７に対して着脱可能に構成されていてもよい。この場合、当該ユニットは、コリメートレンズ１０１、光スキャナ１０２、第１レンズ群１０３、第２レンズ群１０４および偏向部材１０６を含んで構成され、光ファイバ７０ａを介してＯＣＴユニット７０に接続される。当該ユニットは、さらに、ＯＣＴユニット７０を含んで構成されていてもよい。

[0087] 当該ユニットは、助手用顕微鏡７を装着するためのポートを利用して鏡筒部１０に装着することが可能である。また、当該ユニットは、鏡筒部１０またはその他の顕微鏡筐体にあらかじめ設けられたねじ穴などを利用して鏡筒部１０に装着するようにしてもよい。

[0088] ［効果］

実施形態に係る眼科手術用顕微鏡の効果について説明する。

[0089] 実施形態に係る眼科手術用顕微鏡（たとえば、眼科手術用顕微鏡１）は、対物レンズと、照明光学系と、観察光学系と、干渉光学系（たとえば、ファイバカプラ７５、９２、検出器９５など）と、第１レンズ群と、第２レンズ群と、偏向部材とを含む。照明光学系（たとえば、照明光学系２０）は、対物レンズ（たとえば、対物レンズ１５）を介して照明光で患者眼（たとえば、患者眼Ｅ）を照明する。観察光学系（たとえば、主観察光学系３０）は、照明光学系により照明されている患者眼を対物レンズを介して観察するために用いられる。干渉光学系は、光源（たとえば、ＯＣＴ光源ユニット７１）からの光を測定光（たとえば、測定光ＬＳ）と参照光（たとえば、参照光ＬＲ）とに分割し、患者眼からの測定光の戻り光と参照光との干渉光（たとえば、干渉光ＬＣ）を検出する。第１レンズ群（たとえば、第１レンズ群１０３）は、患者眼に向かう測定光の経路において上流側に配置される。第２レンズ群（たとえば、第２レンズ群１０４）は、患者眼に向かう測定光の経路において第１レンズ群よりも下流側に配置される。偏向部材（たとえば、偏向部材１０６）は、照明光の戻り光の経路において対物レンズよりも上流側に配置され、測定光の光路において第１レンズ群と第２レンズ群との間に配置される。

[0090] このような構成によれば、対物レンズの下方にサイズが小さい偏向部材を配置することが可能になり、当該偏向部材を用いて測定光を偏向することにより患者眼に対して顕微鏡の側面側から測定光を入射することが可能になる。それにより、対物レンズと患者眼との間の作業空間を確保しつつ、患者眼の観察とＯＣＴ画像の取得を行う眼科手術用顕微鏡を提供することができる

。

[0091] 実施形態に係る眼科手術用顕微鏡（たとえば、眼科手術用顕微鏡１ａ）は、対物レンズと、照明光学系と、観察光学系と、干渉光学系（たとえば、ファイバカプラ７５、９２、検出器９５など）と、第１レンズ群と、第２レンズ群と、偏向部材とを含む。照明光学系（たとえば、照明光学系２０）は、対物レンズ（たとえば、対物レンズ１５）を介して照明光で患者眼（たとえば、患者眼Ｅ）を照明する。観察光学系（たとえば、主観察光学系３０）は、照明光学系により照明されている患者眼を対物レンズを介して観察するために用いられる。干渉光学系は、光源（たとえば、ＯＣＴ光源ユニット７１）からの光を測定光（たとえば、測定光ＬＳ）と参照光（たとえば、参照光ＬＲ）とに分割し、患者眼からの測定光の戻り光と参照光との干渉光（たとえば、干渉光ＬＣ）を検出する。第１レンズ群（たとえば、第１レンズ群１０３）は、患者眼に向かう測定光の経路において上流側に配置される。第２レンズ群（たとえば、第２レンズ群１０４）は、患者眼に向かう測定光の経路において第１レンズ群よりも下流側に配置される。偏向部材（たとえば、偏向部材１０６）は、照明光の戻り光の経路において対物レンズよりも上流側に配置され、測定光の経路において第２レンズ群よりも下流側に配置される。

[0092] このような構成によれば、対物レンズの下方にサイズが小さい偏向部材を配置することが可能になり、当該偏向部材を用いて測定光を偏向することにより患者眼に対して顕微鏡の側面側から測定光を入射することが可能になる。それにより、対物レンズと患者眼との間の作業空間を確保しつつ、患者眼の観察とＯＣＴ画像の取得を行う眼科手術用顕微鏡を提供することができる。

[0093] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、光学素子（たとえば、ステレオバリエータ）を含む。光学素子は、観察光学系の光路に挿脱される。観察光学系の光路からの光学素子の退避位置の下方に少なくとも偏向部材が配置されている。

[0094] このような構成によれば、光学素子の退避位置の下方に偏向部材を配置するようにしたので、観察光路を遮ることなくＯＣＴ計測が可能になり、患者眼の観察とＯＣＴ画像の取得とを良好に行う眼科手術用顕微鏡を提供することができる。

[0095] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、光スキャナ（たとえば、光スキャナ１０２）を含む。光スキャナは、測定光の光路において光源と第１レンズ群との間に配置される。

[0096] このような構成によれば、患者眼の観察を行いつつ、ＯＣＴ画像を取得するために患者眼に対して測定光のスキャンが可能になる。

[0097] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、コリメートレンズ（たとえば、コリメートレンズ１０１）を含む。コリメートレンズは、測定光の光路において光源と光スキャナとの間に配置される。

[0098] このような構成によれば、平行光束とされた測定光で患者眼をスキャンすることができる。

[0099] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡では、コリメートレンズに臨む位置に、干渉光学系により生成された測定光を導光する光ファイバ（たとえば、光ファイバ７０ａ）の出射端が配置されている。

[0100] このような構成によれば、コリメートレンズが配置される位置に制約されることなく光ファイバにより測定光を導光することができるため、干渉光学系の配置の自由度を高めることができる。

[0101] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、第１移動機構（たとえば、移動機構１０１ｂ）を含む。第１移動機構は、コリメートレンズと出射端とを測定光の光路に沿って相対的に移動する。

[0102] このような構成によれば、コリメートレンズの移動により測定光の合焦を行うことができるようになるため、簡素な構成および制御でＯＣＴ画像の取得が可能な眼科手術用顕微鏡を提供することができる。

[0103] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、第２移動機構（たとえば、移動機構１０１ｂ）を含む。第２移動機構は、第１レンズ群および第２レンズ

群の少なくとも一方を測定光の光路に沿って移動する。

[0104] このような構成によれば、第１レンズ群および第２レンズ群の少なくとも一方の移動により測定光の合焦を行うことができるようになるため、簡素な構成および制御でＯＣＴ画像の取得が可能な眼科手術用顕微鏡を提供することができる。

[0105] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡では、第１レンズ群、第２レンズ群、および偏向部材を含む３以上の部材が顕微鏡本体に対して着脱可能なユニットとして構成されている。

[0106] このような構成によれば、必要に応じて、ＯＣＴ画像を取得するための光学部材を含むユニットを顕微鏡本体に対して装着したり脱着したりすることができるようになる。

[0107] ［その他の変形例］

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

[0108] 以上に示された実施形態において、偏向部材１０６は、凹面鏡などの非平面鏡、偏向プリズム、または回折格子など、光の進行方向を変化させる機能を少なくとも有する光学部材を含んで構成されていてもよい。

[0109] また、偏向部材１０６は、照明光およびその戻り光を透過する光学部材の一部に形成されてもよい。

[0110] また、第２レンズ群１０４を構成するレンズのうち照明光の経路において最も下流側に配置されたレンズは、眼科手術用顕微鏡または顕微鏡本体に着脱可能なユニットの保護カバーとして設けられていてもよい。この場合、当該レンズの患者眼側の面を露出させ、当該面に対して防汚コートを施すことが可能である。

[0111] 前述の実施形態において説明した構成を任意に組み合わせることが可能である。

符号の説明

[0112] １、１ａ　眼科手術用顕微鏡

１５　対物レンズ

２０　照明光学系

３０　主観察光学系

４０　副観察光学系

６０　ＯＣＴ光学系

７０　ＯＣＴユニット

１０３　第１レンズ群

１０４　第２レンズ群

１０６　偏向部材

請求の範囲

[請求項1] 対物レンズと、

前記対物レンズを介して照明光で患者眼を照明する照明光学系と、

前記照明光学系により照明されている前記患者眼を前記対物レンズを介して観察するための観察光学系と、

光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記患者眼からの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、

前記患者眼に向かう前記測定光の経路において上流側に配置された第１レンズ群と下流側に配置された第２レンズ群と、

前記照明光の戻り光の経路において前記対物レンズよりも上流側に配置され、前記測定光の光路において前記第１レンズ群と前記第２レンズ群との間に配置された偏向部材と、

を含む眼科手術用顕微鏡。

[請求項2] 対物レンズと、

前記対物レンズを介して照明光で患者眼を照明する照明光学系と、

前記照明光学系により照明されている前記患者眼を前記対物レンズを介して観察するための観察光学系と、

光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記患者眼からの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、

前記患者眼に向かう前記測定光の経路において上流側に配置された第１レンズ群と下流側に配置された第２レンズ群と、

前記照明光の戻り光の経路において前記対物レンズよりも上流側に配置され、前記測定光の前記経路において前記第２レンズ群よりも下流側に配置された偏向部材と、

を含む眼科手術用顕微鏡。

[請求項3] 前記観察光学系の光路に挿脱される光学素子を含み、

前記観察光学系の光路からの前記光学素子の退避位置の下方に少なくとも前記偏向部材が配置されている

ことを特徴とする請求項１または請求項２に記載の眼科手術用顕微鏡。

[請求項4] 前記測定光の光路において前記光源と前記第１レンズ群との間に配置された光スキャナを含む

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手術用顕微鏡。

[請求項5] 前記測定光の光路において前記光源と前記光スキャナとの間に配置されたコリメートレンズを含む

ことを特徴とする請求項４に記載の眼科手術用顕微鏡。

[請求項6] 前記コリメートレンズに臨む位置に、前記干渉光学系により生成された前記測定光を導光する光ファイバの出射端が配置されている

ことを特徴とする請求項５に記載の眼科手術用顕微鏡。

[請求項7] 前記コリメートレンズと前記出射端とを前記測定光の光路に沿って相対的に移動する第１移動機構を含む

ことを特徴とする請求項６に記載の眼科手術用顕微鏡。

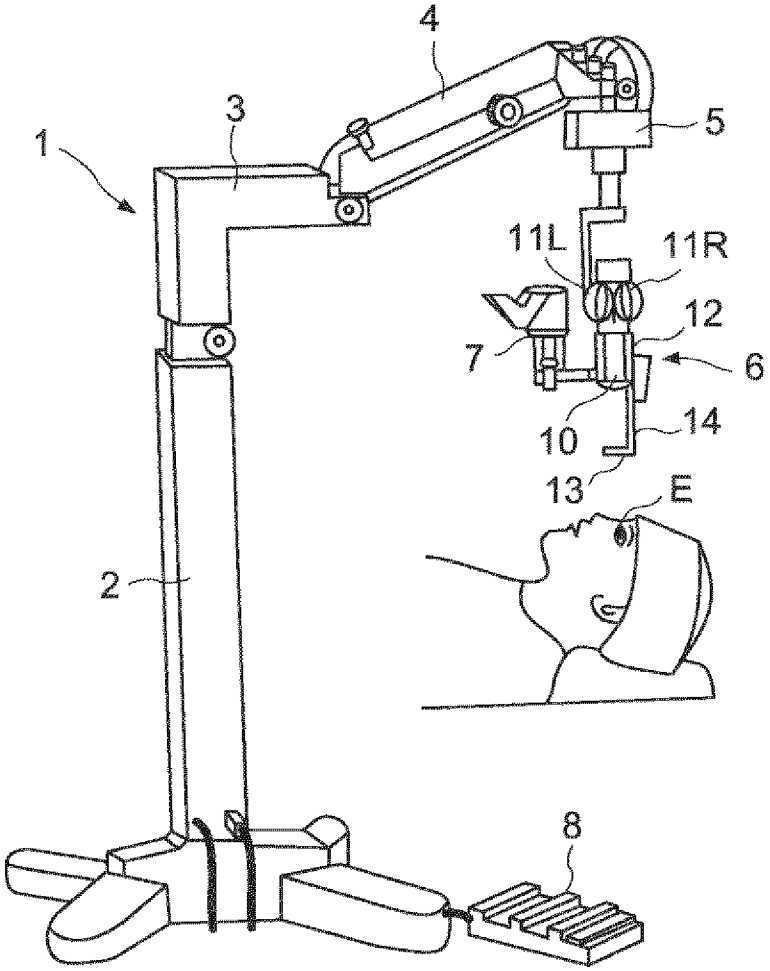
[請求項8] 前記第１レンズ群および前記第２レンズ群の少なくとも一方を前記測定光の光路に沿って移動する第２移動機構を含む

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手術用顕微鏡。

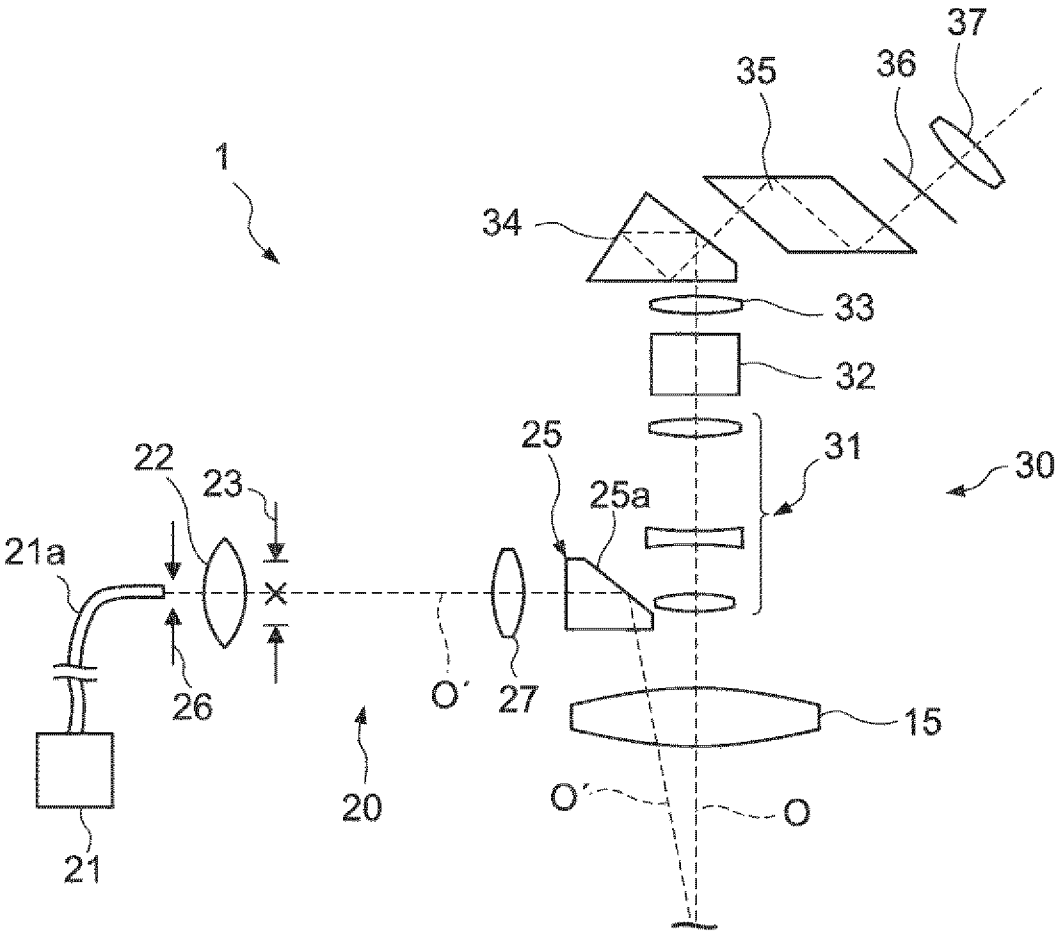
[請求項9] 前記第１レンズ群、前記第２レンズ群、および前記偏向部材を含む３以上の部材が顕微鏡本体に対して着脱可能なユニットとして構成されている

ことを特徴とする請求項１～請求項８のいずれか一項に記載の眼科手術用顕微鏡。

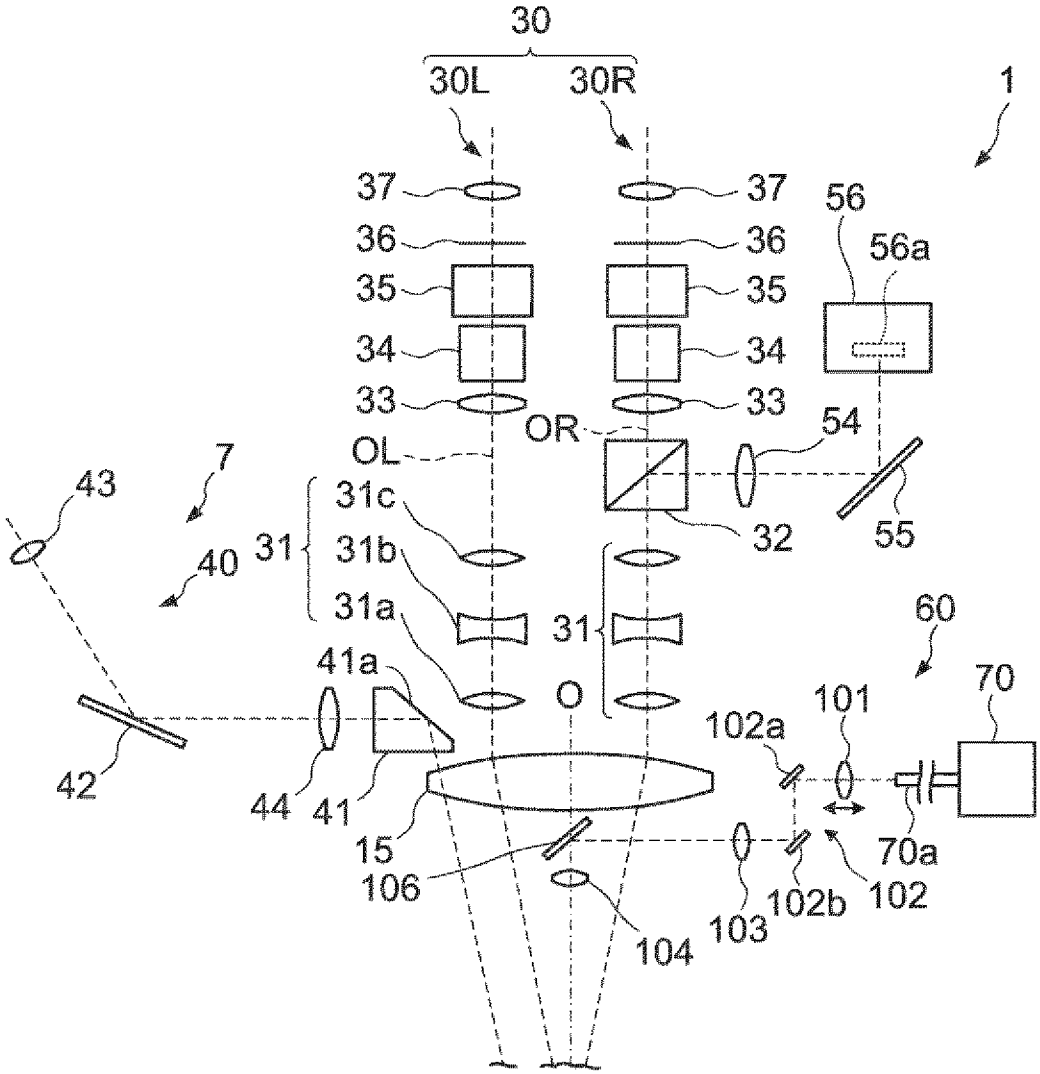
[図1]



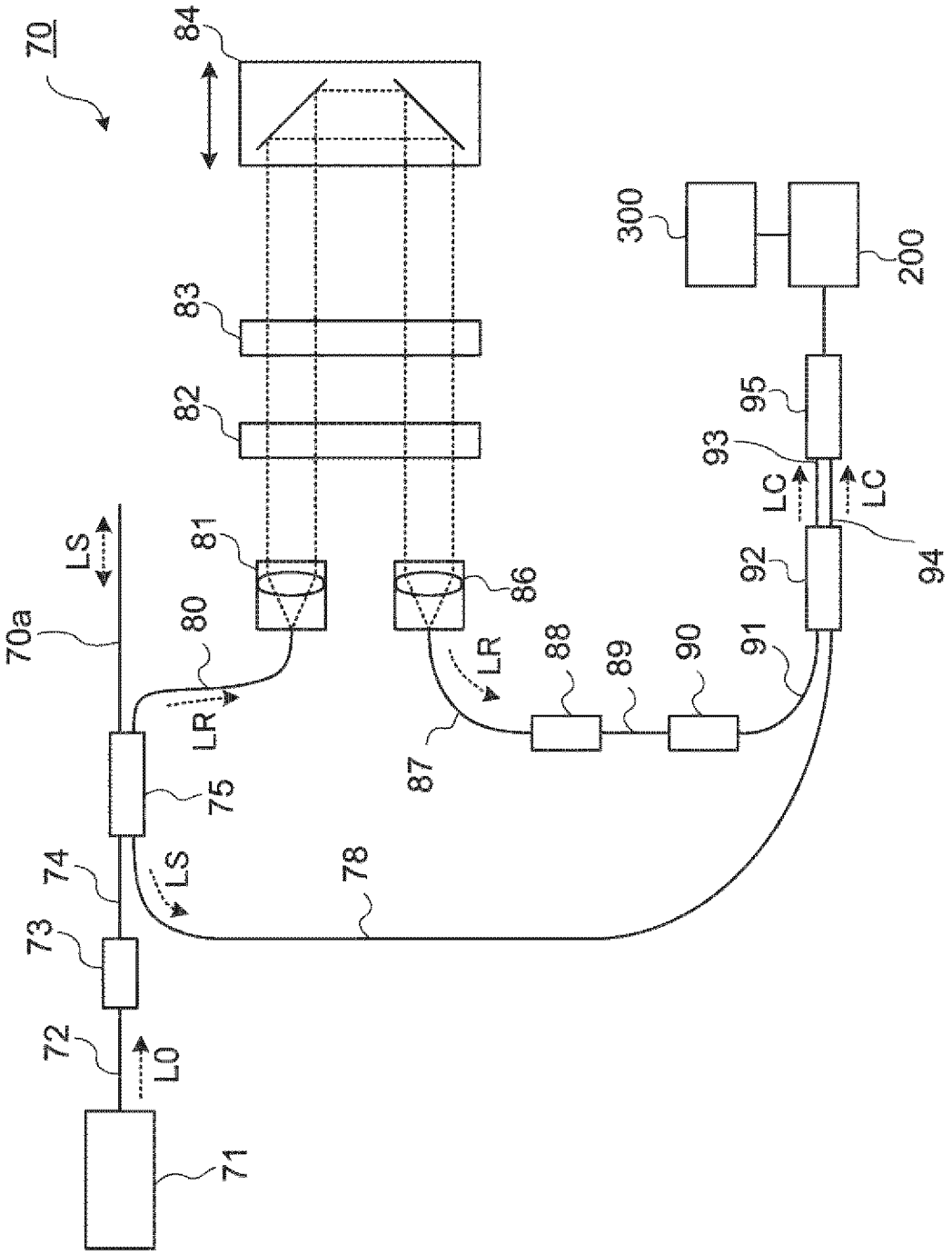
[図2]



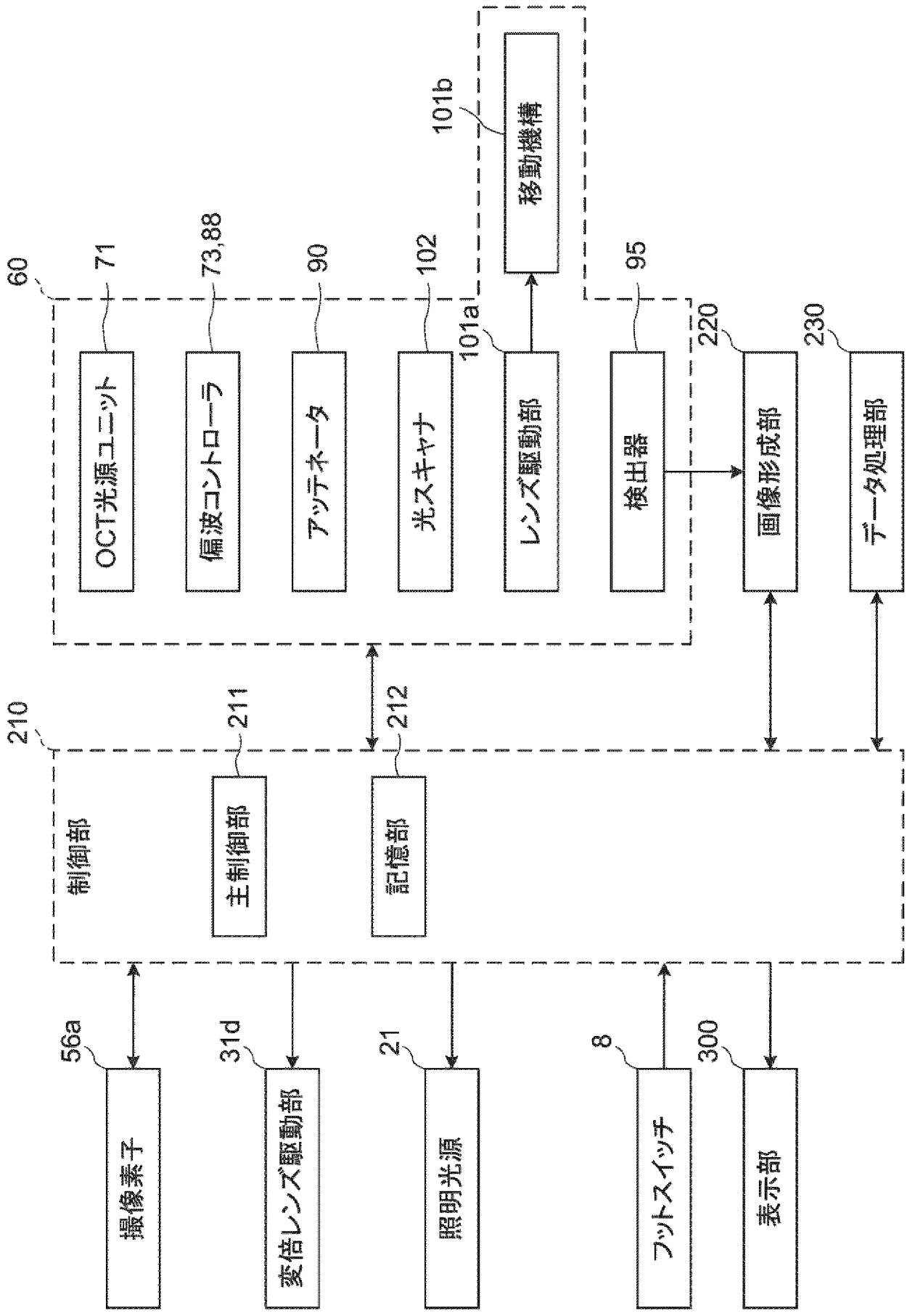
[図3]


30
30L
30R
1
37
36
35
34
33
OR
OL
56
56a
54
55
32
7
43
40
31
31c
31b
31a
60
70
41a
O
101
102a
42
44
41
15
106
104
103
102b
102
70a

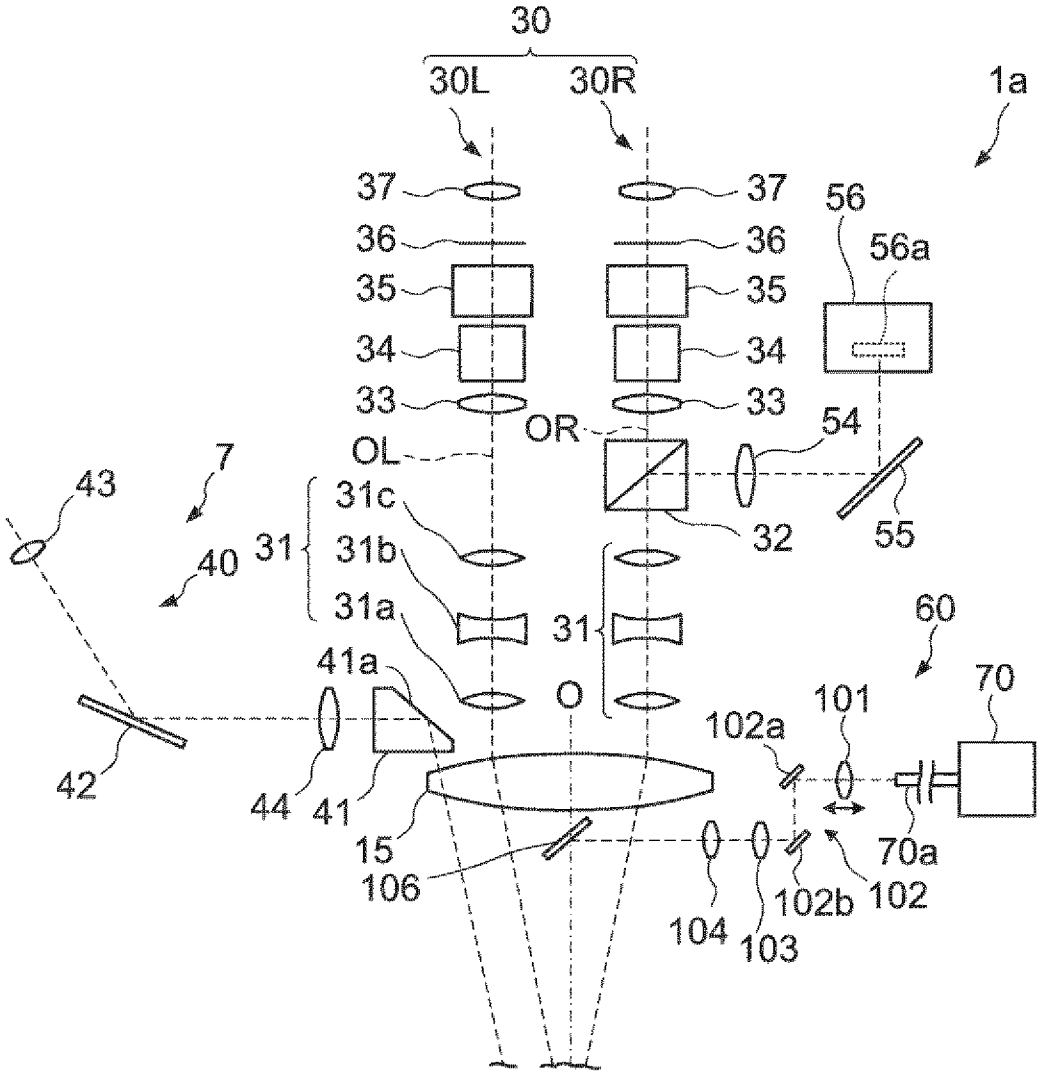
[図4]


70
84
83
82
81
86
80
70a
LS
LR
75
74
73
72
L0
71
78
LS
87
LR
88
89
90
91
92
93
95
LC
LC
94
300
200

[図5]


60
71
OCT光源ユニット
73,88
偏波コントローラ
90
アッテネータ
102
光スキャナ
101a
101b
移動機構
レンズ駆動部
95
検出器
220
画像形成部
230
データ処理部
210
制御部
211
主制御部
212
記憶部
56a
撮像素子
31d
変倍レンズ駆動部
21
照明光源
8
フットスイッチ
300
表示部

[図6]


30
30L
30R
1a
37
36
35
34
33
OL
OR
56
56a
54
55
32
7
43
40
31
31c
31b
31a
41a
42
44
41
15
106
O
60
70
101
102a
70a
102
102b
104
103

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/053280

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61F9/007(2006.01)i, *A61B90/20*(2016.01)i, *G02B21/22*(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)
A61F9/007, A61B90/20, G02B21/22, A61B3/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 2012/0092615 A1 (IZATT, Joseph A., TAO, Yuankai K., TOTH Cynthia A.), 19 April 2012 (19.04.2012), paragraphs [0003], [0078] to [0079], [0082] to [0083], [0094], [0096], [0102], [0104], [0112] to [0113]; fig. 2A to 4, 6A to 10B, 19 (Family: none)	1-2,4-6,8-9 3,7
Y	JP 2004-139002 A (Topcon Corp.), 13 May 2004 (13.05.2004), abstract; paragraphs [0071] to [0073], [0076] to [0077]; fig. 9, 11 & US 2004/0085627 A1 abstract; paragraphs [0086] to [0088], [0091] to [0092]; fig. 9, 11 & EP 1391177 A1	3-9

☒ 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
22 March 2016 (22.03.16)	12 April 2016 (12.04.16)

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/JP2016/053280

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-267768 A (Topcon Corp.), 30 September 2004 (30.09.2004), abstract; paragraph [0031]; fig. 3A to 3B & US 2004/0183999 A1 abstract; paragraph [0072]; fig. 3A to 3B & EP 1447698 A2	3-9
Y	WO 2014/074573 A1 (CLARITY MEDICAL SYSTEMS, INC.), 15 May 2014 (15.05.2014), paragraph [0083]; fig. 1, 2 & JP 2016-501045 A & US 2014/0055749 A1	7-9
Y	JP 2014-45908 A (Canon Inc.), 17 March 2014 (17.03.2014), paragraph [0020]; fig. 1 & US 2015/0313461 A1 paragraph [0027]; fig. 1 & EP 2702932 A2	7-9

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０５３２８０

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61F9/007(2006.01)i, A61B90/20(2016.01)i, G02B21/22(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.　A61F9/007, A61B90/20, G02B21/22, A61B3/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１６年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X Y	US 2012/0092615 A1 (IZATT, Joseph A., TAO, Yuankai K., TOTH Cynthia A.) 2012.04.19, 段落［０００３］、［００７８］－［００７９］、［００８２］－［００８３］、［００９４］、［００９６］、［０１０２］、［０１０４］、［０１１２］－［０１１３］、図２Ａ－４、６Ａ－１０Ｂ、１９ （ファミリーなし）	1-2,4-6,8-9 3,7
Y	JP 2004-139002 A (株式会社トプコン) 2004.05.13, 要約、段落［００７１］－［００７３］、［００７６］－［００７７］、図９、１１	3-9

☑　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
２２．０３．２０１６	１２．０４．２０１６

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）　３Ｉ　３８３５
宮部　愛子
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３８６

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
	& US 2004/0085627 A1, 要約、段落［００８６］－［００８８］、［００９１］－［００９２］、図９、１１ & EP 1391177 A1	
Y	JP 2004-267768 A (株式会社トプコン) 2004.09.30, 要約、段落［００３１］、図３Ａ－３Ｂ & US 2004/0183999 A1, 要約、段落［００７２］、図３Ａ－３Ｂ & EP 1447698 A2	3-9
Y	WO 2014/074573 A1 (CLARITY MEDICAL SYSTEMS, INC.) 2014.05.15, 段落［００８３］、図１、２ & JP 2016-501045 A & US 2014/0055749 A1	7-9
Y	JP 2014-45908 A (キヤノン株式会社) 2014.03.17, 段落［００２０］、図１ & US 2015/0313461 A1, 段落［００２７］、図１ & EP 2702932 A2	7-9