

(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)

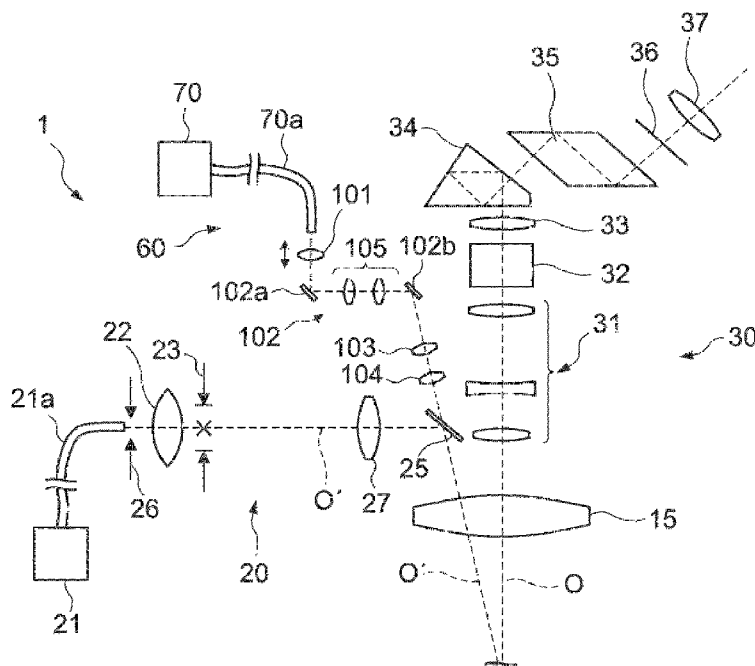


(10) 国際公開番号
WO 2016/170815 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 9/007 (2006.01) *A61B 90/20* (2016.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/053279
- (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 2015-086134 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 7 5 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 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 石鍋 郁夫(ISHIN-ABE, Ikuo); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿 7 丁目 1 5 番 8 号 日販ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロアジア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), 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 in which a drive system for moving optical members can be positioned with a high degree of freedom, 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 illumination optical system, an observation optical system, an interference optical system, an optical scanner, a collimator lens, an optical fiber, and a movement mechanism. The illumination optical system illuminates the patient's eye using illumination light. The observation optical system is used in order to observe 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. The optical scanner is disposed on the optical path of the measurement light. The collimator lens is disposed between the light source and the optical scanner. The exit

end of the measurement light from the optical fiber is disposed at a position facing the collimator lens. The movement mechanism moves the collimator lens and the exit end relative to one another along the optical path of the measurement light.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2016/170815 A1



光学部材を移動させる駆動系の配置の自由度が高く、患者眼の観察とOCT画像の取得が可能な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、照明光学系と、観察光学系と、干渉光学系と、光スキャナと、コリメートレンズと、光ファイバと、移動機構とを含む。照明光学系は、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。光スキャナは、測定光の光路に配置される。コリメートレンズは、光源と光スキャナとの間に配置される。光ファイバは、コリメートレンズに臨む位置に測定光の出射端が配置される。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。

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8049873号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 眼科手術用顕微鏡には、術者が任意の方向に移動可能に構成された鏡筒部の小型化が望まれている。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は、照明光学系、観察光学系、OCT光学系などの様々な光学系を備えるため、鏡筒部の内部で複数の光学部材が対物レンズの周囲に配置される。それにより、対物レンズの周囲に配置された光学部材を移動させる駆動系の配置が困難になるという問題がある。

[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、光学部材を移動させる駆動系の配置の自由度が高く、患者眼の観察と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、照明光学系と、観察光学系と、干渉光学系と、光スキャナと、コリメートレンズと、光ファイバと、移動機構とを含む。照明光学系は、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。光スキャナは、測定光の光路に配置される。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。光ファイバは、干渉光学系により生成された測定光を導光し、コリメートレンズに臨む位置に測定光の出射端が配置される。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。

発明の効果

[0008] この発明によれば、光学部材を移動させる駆動系の配置が容易で、患者眼の観察と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。

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。
。

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 11 L、11 R が設けられている。術者は、この接眼部 11 L、11 R 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およびダイクロイックミラー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。ダイクロイックミラー２５は、コリメートレンズ２７によって平行光

束にされた照明光を対物レンズ１５に向けて反射する。また、ダイクロイックミラー２５は、後述のＯＣＴ光学系６０からの測定光および患者眼Ｅからの測定光の戻り光を透過させる。平行光束になった照明光は、ダイクロイックミラー２５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を変更される。

[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 Oxide 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。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。

[0037] (OCT光学系)

OCT光学系60は、図2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、リレー光学系105とを含む。図2では、OCT光学系60により生成された測定光が患者眼Eに対して所定の入射角度を設けて入射するように図示されているが、実施形態の構成は測定光の入射角度に限定されるものではない。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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）ミラーズ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。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105が設けられている。

[0042] 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1スキャナ102aの偏向面と第2スキャナ102bの偏向面とは、光学的に略共役である。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。

[0043] ダイクロイックミラー25は、前述のように、可視光（照明光）を反射し、赤外光（測定光とその戻り光）を透過させる。ダイクロイックミラー25

は、ビームスプリッタ、ハーフミラーであってよい。

[0044] 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。

[0045] <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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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によりファイバカップラ７５に導かれて測定光ＬＳと参照光ＬＲとに分割される。

[0049] 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。

[0050] 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 L R 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 L R の光路と、コーナーキューブ 84 から出射する参照光 L R 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 L R 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 L R の光路（参照光路）の長さが変更される。

[0051] コーナーキューブ 84 を経由した参照光 L R 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 L R の偏光状態が調整される。

[0052] 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 L R 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 L R は、光ファイバ 91 によりファイバカプラ 92 に導かれる。

[0053] ファイバカプラ 75 により生成された測定光 L S 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 2 参照）。コリメートレンズ 101 に入射した測定光 L S は、光スキャナ 102、第 1 レンズ群 103、および第 2 レンズ群 104 を経由してダイクロイックミラー 25 に到達する。そして、測定光 L S は、ダイクロイックミラー 25 を透過し、対物レンズ 15 を経由して患者眼 E に照射される。測定光 L S 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 L S 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。

[0054] 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 L S と、光ファイバ 91 を介して入射された参照光 L R とを合成して（干渉させて）干渉光を生成する。ファイバカプラ 92 は、所定の分岐比（たとえば 50

: 50) で、測定光 L S と参照光 L R との干渉光を分岐することにより、一対の干渉光 L C を生成する。ファイバケーブル 92 から出射した一対の干渉光 L C は、それぞれ光ファイバ 93、94 により検出器 95 に導かれる。

[0055] 検出器 95 は、たとえば一対の干渉光 L C 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。

[0056] 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。

[0057] [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。

[0058] 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。

[0059] 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、LCD (Liquid Crystal Display) 等の表示デバイスを備えていてもよい。

[0060] 〔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。

[0061] 〔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。

[0062] 〔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23

0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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] （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。

[0068] （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230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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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、並びにこれらの中で参照光 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。ダイクロイックミラー 25 は、実施形態に係る「光路結合部材」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。

[0073] [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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] [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、コリメートレンズ１０１、光スキャナ１０２、第１レンズ群１０３、および第２レンズ群１０４を含んで構成される。

[0079] また、前述の実施形態では、照明光学系２０の光路にＯＣＴ光学系６０の光路を結合する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。たとえば、主観察光学系３０の光路にＯＣＴ光学系６０の光路を結合するように構成されていてもよいし、副観察光学系４０の光路にＯＣＴ光学系６０の光路を結合するように構成されていてもよい。また、照明光学系２０の光路や観察光学系（主観察光学系３０、副観察光学系４０）の光路に結合することなく、ＯＣＴ光学系６０の光路が単独で構成されていてもよい。このとき、ダイクロイックミラー２５に代えて全反射ミラーを配置することが可能である。

[0080] [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。

[0081] 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、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、光スキャナと、コリメートレンズと、光ファイバと、移動機構とを含む。照明光学系（たとえば、照明光学系２０）は、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。光スキャナ（たとえば、光スキャナ１

02)は、測定光の光路に配置される。コリメートレンズ(たとえば、コリメートレンズ101)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。光ファイバ(たとえば、光ファイバ70a)は、干渉光学系により生成された測定光を導光し、コリメートレンズに臨む位置に測定光の出射端が配置される。移動機構(たとえば、移動機構101b)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。

[0082] このような構成によれば、光スキャナよりも測定光の経路において上流側でコリメートレンズと光ファイバの出射端とを相対的に移動するようにしたので、移動機構やその駆動手段(駆動系)の配置の自由度を高めることができる。それにより、駆動系の配置の自由度が高く、患者眼の観察と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可能になる。また、照明光学系や観察光学系の既存の構成を大幅に変更することなく、高精度なOCT計測を行うことができる。さらに、駆動手段には、コリメートレンズ等の小型で軽量の光学部材を移動させるだけで済むので、高速な合焦動作や駆動手段の小型化、低コスト化等が可能になる。

[0083] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、光路結合部材(たとえば、ダイクロイックミラー25)を含んでもよい。光路結合部材(たとえば、ダイクロイックミラー25)は、患者眼に向かう測定光の経路において光ファイバよりも下流側に配置され、照明光の光路に測定光の光路を結合する。

[0084] このような構成によれば、光路結合部材よりも測定光の経路において上流側でコリメートレンズと光ファイバの出射端とを相対的に移動するようにしたので、移動機構やその駆動手段(駆動系)の配置の自由度をより一層高めることができる。

[0085] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡では、光スキャナは、第1スキャナ(たとえば、第1スキャナ102a)と、第2スキャナ(たとえば、第2スキャナ102b)とを含む。第1スキャナと第2スキャナとは、光源側から順に配置され、互いに偏向方向が異なる。第2スキャナは、測定光を光路結合部材に向けて偏向する。

- [0086] このような構成によれば、第2スキャナを用いて偏向された測定光の光路が照明光の光路に結合されるため、測定光を偏向するための偏向部材等の光学部材の数を削減することが可能になる。
- [0087] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡では、第1スキャナと第2スキャナとの間にリレー光学系（たとえば、リレー光学系105）が設けられている。
- [0088] このような構成によれば、リレー光学系を用いて第1スキャナと第2スキャナとの配置の自由度を高めるようにしたので、照明光学系や観察光学系から離れた位置に干渉光学系を配置することができるようになる。
- [0089] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡では、患者眼に向かう測定光の経路において光スキャナよりも下流側に第1レンズ群（たとえば、第1レンズ群103）および第2レンズ群（たとえば、第2レンズ群104）が設けられている。
- [0090] このような構成によれば、照明光学系や観察光学系の既存の構成を大幅に変更することなく、所望の倍率でOCT計測を行うことができる。
- [0091] また、実施形態に係る眼科手術用顕微鏡は、対物レンズ（たとえば、対物レンズ15）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、対物レンズを介して患者眼からの照明光の戻り光が導かれる。
- [0092] このような構成によれば、対物レンズを介して患者眼の観察および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。
- [0093] [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。
- [0094] 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

- [0095] 1 眼科手術用顕微鏡
- 2 0 照明光学系
 - 3 0 主観察光学系
 - 4 0 副観察光学系
 - 6 0 O C T 光学系
 - 7 0 O C T ユニット
 - 1 0 1 コリメートレンズ
 - 1 0 2 光スキャナ

請求の範囲

- [請求項1] 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、
前記測定光の光路に配置された光スキャナと、
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と、
前記干渉光学系により生成された前記測定光を導光し、前記コリメートレンズに臨む位置に前記測定光の出射端が配置された光ファイバと、
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移動機構と、
を含む眼科手術用顕微鏡。
- [請求項2] 前記患者眼に向かう前記測定光の経路において前記光ファイバよりも下流側に配置され、前記照明光の光路に前記測定光の光路を結合する光路結合部材を含む
ことを特徴とする請求項1に記載の眼科手術用顕微鏡。
- [請求項3] 前記光スキャナは、前記光源側から順に配置された、互いに偏向方向が異なる第1スキャナと第2スキャナとを含み、
前記第2スキャナは、前記測定光を前記光路結合部材に向けて偏向する
ことを特徴とする請求項2に記載の眼科手術用顕微鏡。
- [請求項4] 前記第1スキャナと前記第2スキャナとの間にリレー光学系が設けられている
ことを特徴とする請求項3に記載の眼科手術用顕微鏡。
- [請求項5] 前記患者眼に向かう前記測定光の経路において前記光スキャナより

も下流側に第1レンズ群および第2レンズ群が設けられている

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手術用顕微鏡。

[請求項6]

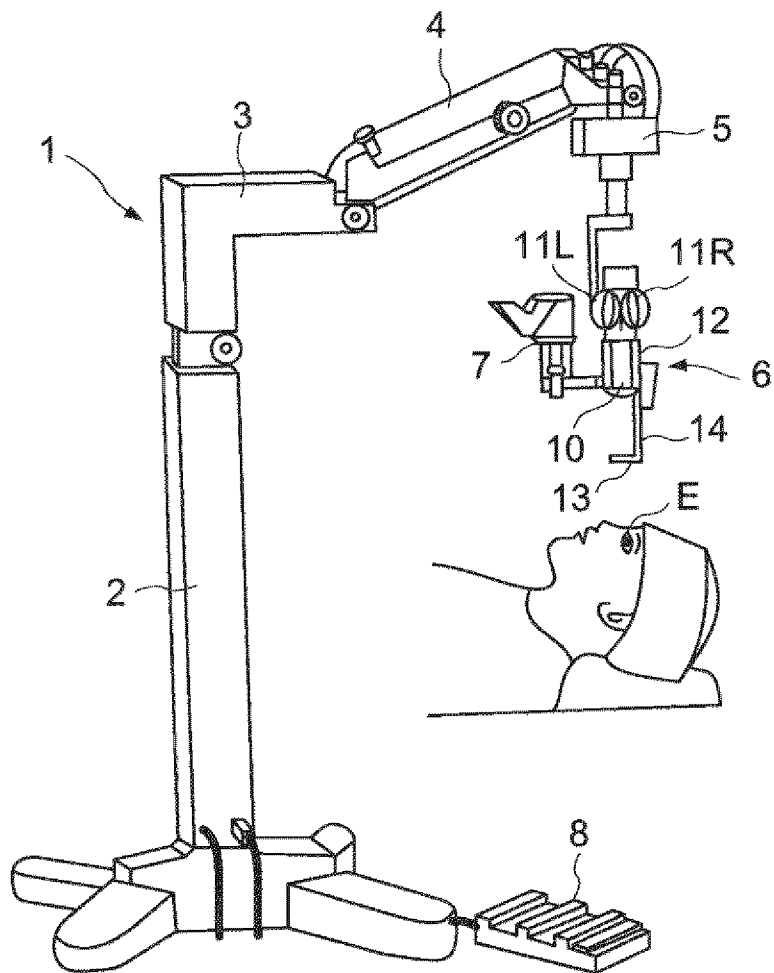
対物レンズを含み、

前記照明光学系は、前記対物レンズを介して前記照明光で前記患者眼を照明し、

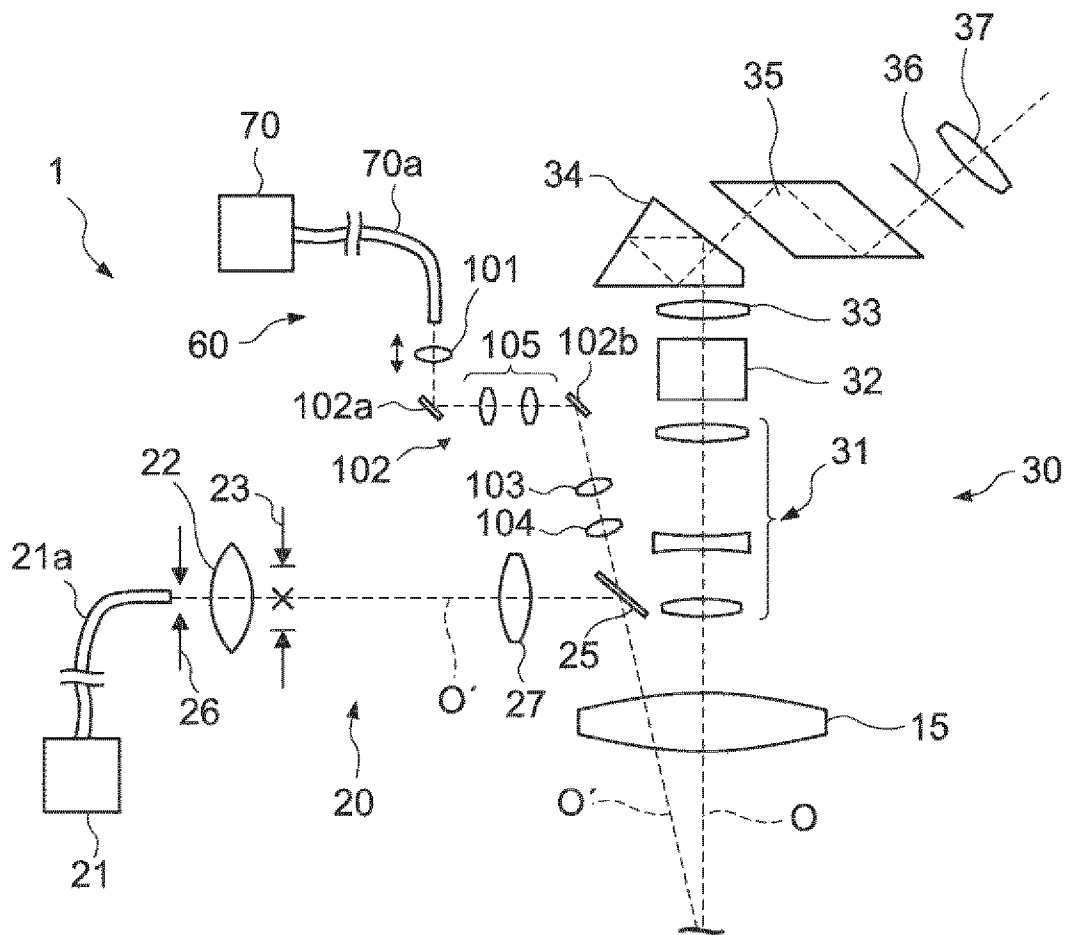
前記観察光学系は、前記対物レンズを介して前記患者眼からの前記照明光の戻り光が導かれる

ことを特徴とする請求項1～請求項5のいずれか一項に記載の眼科手術用顕微鏡。

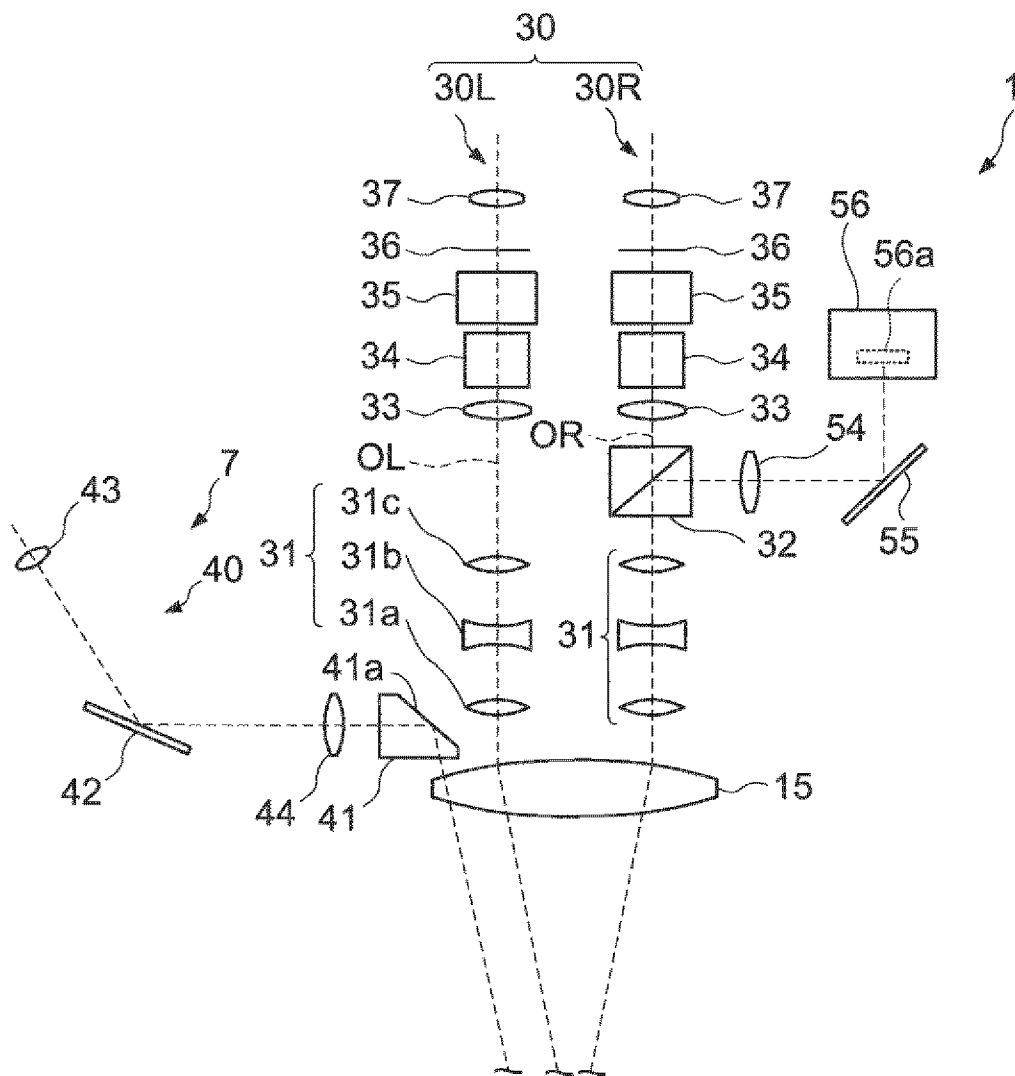
[図1]



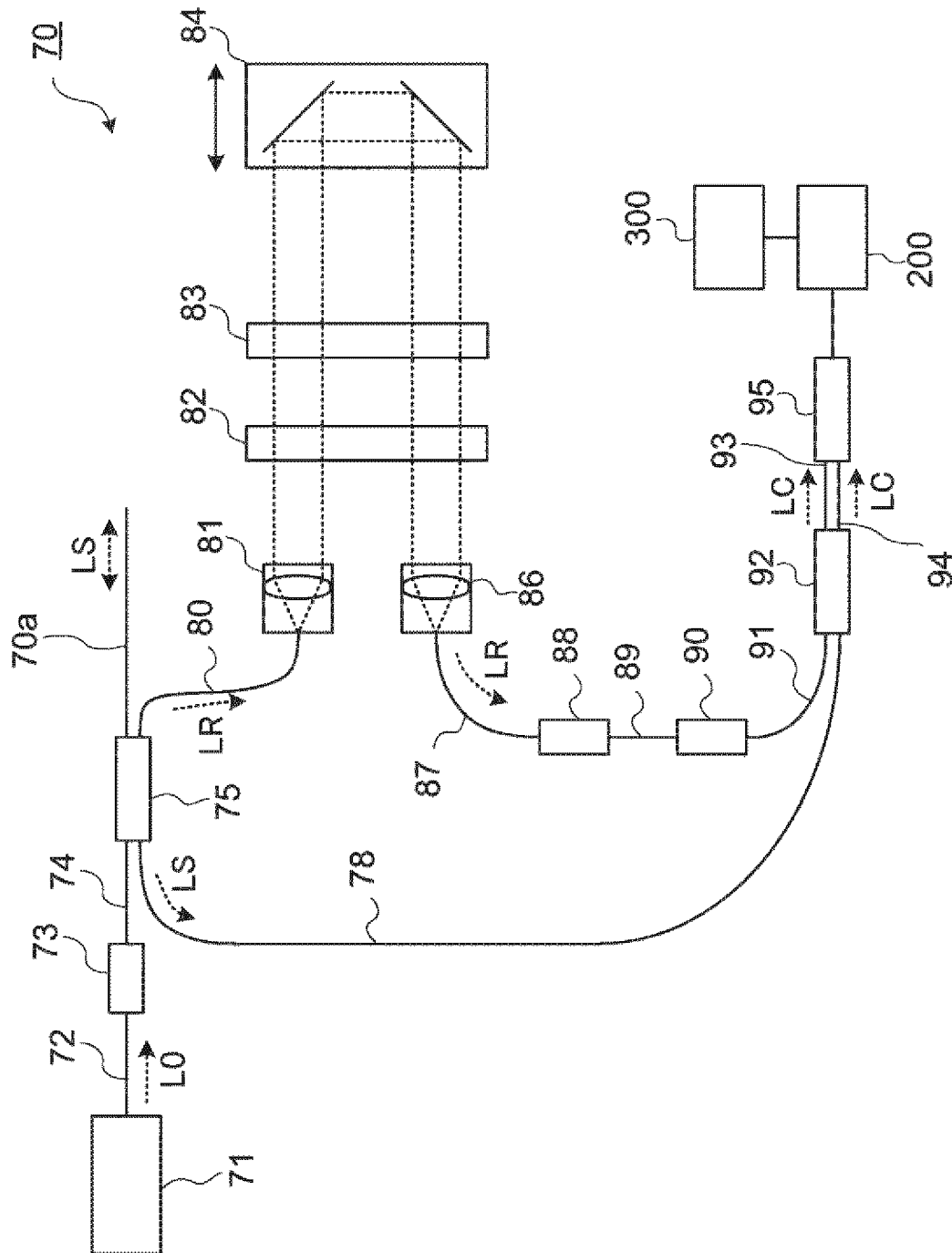
[図2]



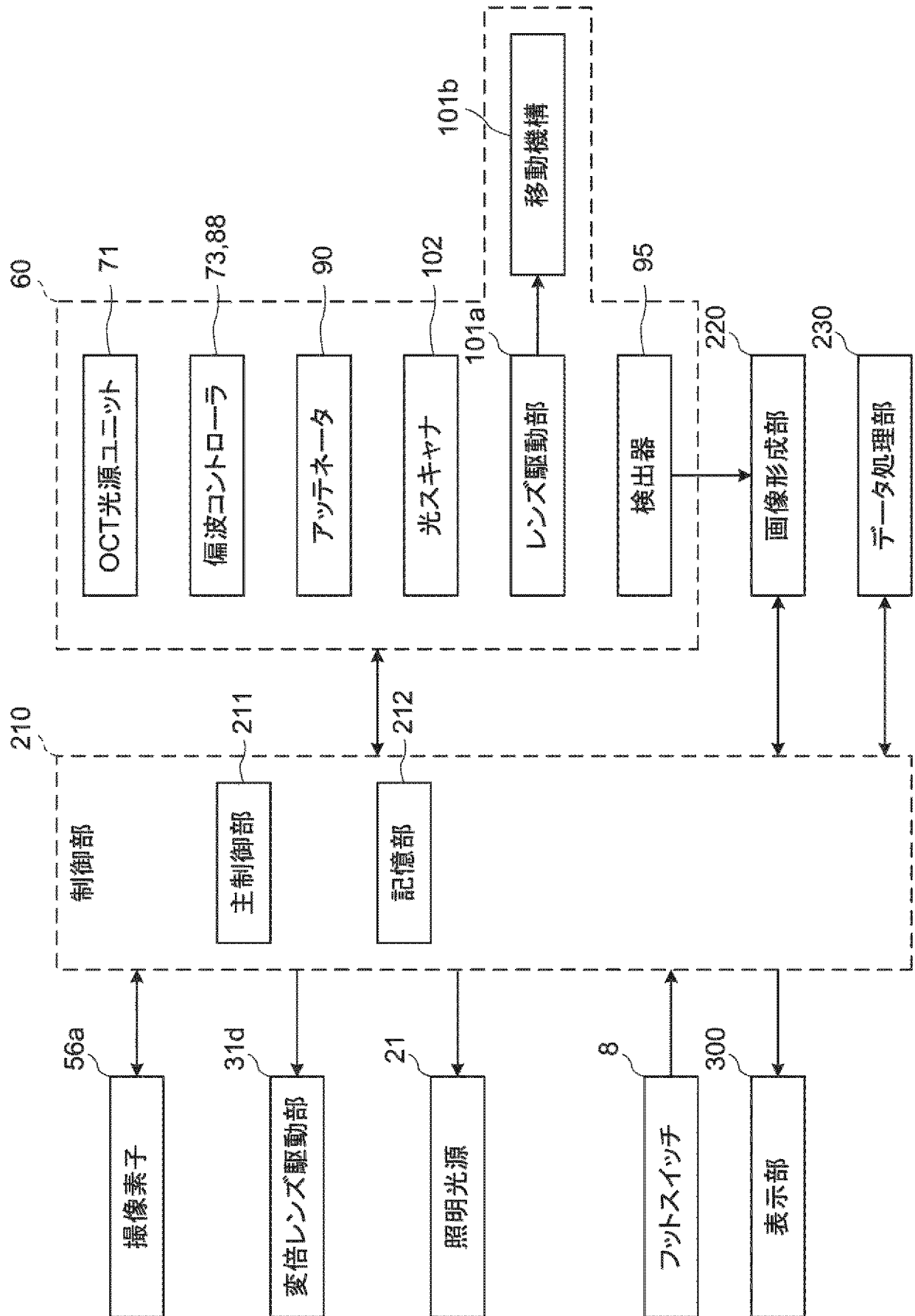
[図3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/053279

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F9/007(2006.01) i, A61B90/20(2016.01) 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, 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	JP 2014-045908 A (Canon Inc.), 17 March 2014 (17.03.2014), paragraphs [0013] to [0015], [0017] to [0020], [0022], [0026] to [0027], [0030]; fig. 1 & US 2015/0313461 A1 paragraphs [0020] to [0022], [0024] to [0027], [0029], [0033] to [0034], [0037]; fig. 1 & US 9109870 B2 & EP 2702932 A2	1-3, 5-6 4-6
Y	US 2014/0055749 A1 (CLARITY MEDICAL SYSTEMS, INC.), 27 February 2014 (27.02.2014), paragraph [0084]; fig. 1, 2 & JP 2016-501045 A & WO 2014/074573 A1	4-6

☒ 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
18 March 2016 (18.03.16)

Date of mailing of the international search report
05 April 2016 (05.04.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/053279

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 2012-187229 A (Canon Inc.), 04 October 2012 (04.10.2012), paragraph [0018]; fig. 1 & US 2012/0229761 A1 paragraph [0034]; fig. 1 & EP 2497413 A1	4-6

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

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, 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	JP 2014-045908 A（キヤノン株式会社）2014.03.17, 段落 [0013] - [0015], [0017] - [0020], [0022], [0026] - [0027], [0030], 図1 & US 2015/0313461 A1, 段落 [0020] - [0022], [0024] - [0027], [0029], [0033] - [0034], [0037], 図1 & US 9109870 B2 & EP 2702932 A2	1-3, 5-6 4-6

☒ 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

18.03.2016

国際調査報告の発送日

05.04.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

宮部 愛子

31

3835

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
Y	US 2014/0055749 A1 (CLARITY MEDICAL SYSTEMS, INC.) 2014.02.27, 段落 [0084]、図1、2 & JP 2016-501045 A & WO 2014/074573 A1	4-6
Y	JP 2012-187229 A (キヤノン株式会社) 2012.10.04, 段落 [0018]、図1 & US 2012/0229761 A1, 段落 [0034]、図1 & EP 2497413 A1	4-6