

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2017 年 1 月 5 日(05.01.2017)



(10) 国際公開番号  
**WO 2017/002382 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 90/00 (2016.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/053286
- (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 2015-132088 2015 年 6 月 30 日(30.06.2015) JP
- (71) 出願人: 株式会社トプコン(KABUSHIKI KAISHA TOPCON) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 石鍋 郁夫(ISHINABE, Ikuo); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 中西 美智子(NAKANISHI, Michiko); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 山本 諭史(YAMAMOTO, Satoshi); 〒1748580 東京都板橋区蓮

沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1600023 東京都新宿区 西新宿 7 丁目 1 5 番 8 号 日販ビル Tokyo (JP).

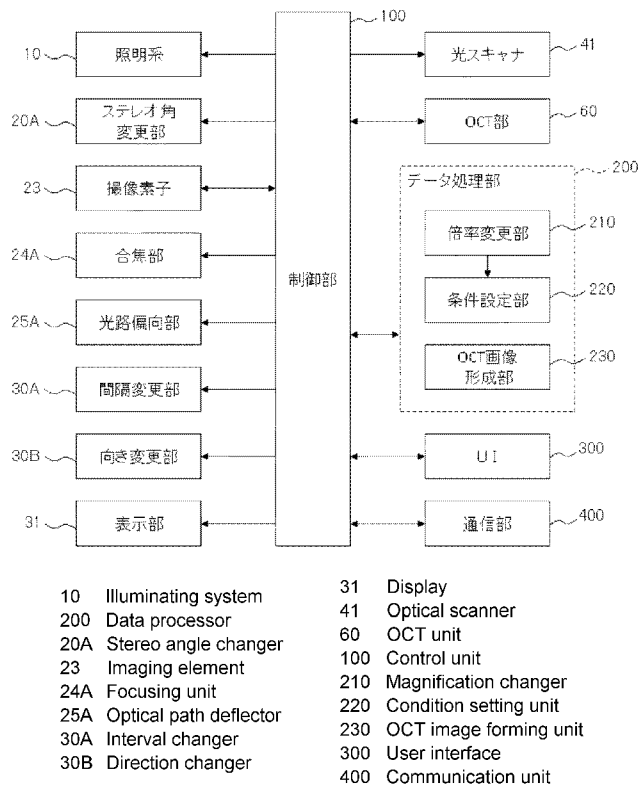
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロピア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,

[続葉有]

(54) Title: OPHTHALMOLOGIC MICROSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 眼科用顕微鏡システム



(57) Abstract: In the present invention, a digital zoom for microscope observation and an OCT scan are connected to one another. The illuminating system of the ophthalmologic microscope system of one embodiment irradiates the patient's eye with illuminating light. The light-receiving system draws returning illuminating light from the patient's eye to an imaging element. A display control unit displays on a display means an image based on the output of the imaging element. A magnification changer changes the display magnification of an image by processing the output of the imaging element. An interference optical system separates light from an OCT 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. An optical scanner is used to scan the patient's eye by means of the measurement light. An OCT Data generator processes the detection results of interference light and generates data. The condition setting unit sets irradiating conditions for measurement light according to variations in the display magnification made by the magnification changer. The OCT control unit controls the interference light system and/or optical scanner on the basis of the irradiation conditions that have been set.

(57) 要約:

[続葉有]



ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, 添付公開書類:

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).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

顕微鏡観察のデジタルズームとOCTスキャンとを関係させる。実施形態の眼科用顕微鏡システムの照明系は、患者眼に照明光を照射する。受光系は、患者眼からの照明光の戻り光を撮像素子に導く。表示制御部は、撮像素子からの出力に基づく画像を表示手段に表示させる。倍率変更部は、撮像素子からの出力を処理することで画像の表示倍率を変更する。干渉光学系は、OCT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、測定光による患者眼のスキャンに用いられる。OCTデータ生成部は、干渉光の検出結果を処理してデータを生成する。条件設定部は、倍率変更部による表示倍率の変更に応じて測定光の照射条件を設定する。OCT制御部は、設定された照射条件に基づいて干渉光学系及び／又は光スキャナを制御する。

## 明 細 書

発明の名称：眼科用顕微鏡システム

### 技術分野

[0001] 本発明は、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たものや、立体観察のための両眼視差を与える双目光学系を備えたものがある。

[0003] 眼科用顕微鏡を他の眼科装置と組み合わせて使用することがある。たとえば、OCT（Optical Coherence Tomography）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、眼組織のサイズ（網膜厚等）の測定、眼の機能情報（血流情報等）の取得などに用いられる。

[0004] このようなシステムの観察系には光学ズーム機構が設けられている。光学ズーム機構は、焦点距離を変化させるための可動レンズを含み、それにより観察像を拡大／縮小する。また、OCT装置にはスキャン機構が設けられている。スキャン機構は、眼に照射される光（測定光）の向きを変化させることで眼をスキャンする。

[0005] また、デジタルズーム機能を備えた顕微鏡もある。デジタルズームとは、イメージセンサにより取得されたデジタル画像の一部を拡大する機能である。

### 先行技術文献

### 特許文献

[0006] 特許文献1：米国特許第8922882号明細書

特許文献2：特表2014-523537号公報

特許文献3：特開2014-112165号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0007] 本発明は、顕微鏡観察のデジタルズームとＯＣＴスキャンとの連係が可能な眼科用顕微鏡システム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

[0008] 実施形態の眼科用顕微鏡システムは、照明系と、受光系と、表示制御部と、倍率変更部と、干渉光学系と、光スキャナと、ＯＣＴデータ生成部と、条件設定部と、ＯＣＴ制御部とを備える。照明系は、患者眼に照明光を照射する。受光系は、患者眼に照射された照明光の戻り光を撮像素子に導く。表示制御部は、撮像素子からの出力に基づく画像を表示手段に表示させる。倍率変更部は、撮像素子からの出力を処理することにより画像の表示倍率を変更する。干渉光学系は、ＯＣＴ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、測定光で患者眼をスキャンするために動作する。ＯＣＴデータ生成部は、干渉光の検出結果を処理してデータを生成する。条件設定部は、倍率変更部による表示倍率の変更に応じて測定光の照射条件を設定する。ＯＣＴ制御部は、設定された照射条件に基づいて干渉光学系及び光スキャナの少なくとも一方を制御する。

### 発明の効果

[0009] 実施形態の眼科用顕微鏡システムによれば、顕微鏡観察のデジタルズームとＯＣＴスキャンとを連係させ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表す概略図である。  
。  
[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表す概略図である。  
。  
[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表す概略図である。

。

[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表す概略図である

。

[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表す概略図である

。

[図6A]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を表す概略図である。

[図6B]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を表す概略図である。

[図6C]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を表す概略図である。

[図7]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの使用形態の一例を表すフローチャートである。

[図8A]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの使用形態を説明するための概略図である。

[図8B]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの使用形態を説明するための概略図である。

[図8C]実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの使用形態を説明するための概略図である。

[図9]変形例に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を表す概略図である。

[図10]変形例に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を表す概略図である

。

### 発明を実施するための形態

[0011] 本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、この明細書で引用された文献の内容や任意の公知技術を、本発明の実施形態に援用できる。

[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患者眼の拡大像を観察（撮影）するために使用される。観察対象部位は、患者眼の任

意の部位であってよく、たとえば、前眼部においては角膜や隅角や硝子体や水晶体や毛様体などであってよく、後眼部においては網膜や脈絡膜や硝子体であってよい。また、観察対象部位は、瞼や眼窩など眼の周辺部位であってよい。眼科用顕微鏡システムは、患者眼を拡大観察するための機能に加えてOCT機能を備える。

[0013] 以下の実施形態の眼科用顕微鏡システムはグリノー式実体顕微鏡を備えているが、他の実施形態ではガリレオ式実体顕微鏡を備えていてよい。グリノー式実体顕微鏡は、左右の光学系が個別の対物レンズを備えている点や、左右の光軸が非平行である点を特徴とし、立体像を得やすい、設計の自由度が高いといった利点を有する。一方、ガリレオ式実体顕微鏡は、左右の光学系が共通の対物レンズを備えている点や、左右の光軸が平行である点を特徴とし、他の光学系や光学素子を組み合わせ易いといった利点を有する。

[0014] [構成]

実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成を図1～図5に示す。図1～図3は光学系の構成を示す。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は、OCT機能を提供するための光学系を示す。図4及び図5は処理系の構成を示す。また、図6A～図6Cは、処理系に予め記憶された情報を示す。

[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部60とを備える。後眼部（網膜等）を観察するときには、患者眼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、患者眼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<sub>0</sub>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 10L により反射され、左受光系 20L と同軸で患者眼 E を照明する。同様に、観察者の右眼 E<sub>0</sub>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。

[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）と患者眼 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。また、照明系と受光系とが非同軸に配置されてもよい。この構成は、スリットランプ顕微鏡が含まれる場合などに適用される。

[0020]（受光系 20）

本実施形態では、左右一对の受光系 20L 及び 20R が設けられている。左受光系 20L は、観察者の左眼 E<sub>0</sub>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<sub>0</sub>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 2 2 L ( 2 2 R ) が設けられている場合、対物レンズ 2 1 L ( 2 1 R ) と結像レンズ 2 2 L ( 2 2 R ) 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、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 A L 1 は、左受光系 2 0 L の対物レンズ 2 1 L の光軸 ( 対物光軸 ) を示し、符号 A R 1 は、右受光系 2 0 R の対物レンズ 2 1 R の光軸 ( 対物光軸 ) を示す。受光素子 2 3 L ( 2 3 R ) は、たとえば C C D イメージセンサや C M O S イメージセンサ等のエリアセンサである。

[0023] 以上は、患者眼 E の後眼部 ( 眼底 ) を観察するときの受光系 2 0 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 2 1 L ( 2 1 R ) に対して患者眼 E 側の位置に、フォーカスレンズ 2 4 L ( 2 4 R ) とウェッジプリズム 2 5 L ( 2 5 R ) とが配置される。本例のフォーカスレンズ 2 4 L ( 2 4 R ) は凹レンズであり、対物レンズ 2 1 L ( 2 1 R ) 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 2 5 L ( 2 5 R ) は、左受光系 2 0 L ( 右受光系 2 0 R ) の光路 ( 対物光軸 A L 1 ( A R 1 ) ) を所定角度だけ外側に偏向する ( 符号 A L 2 及び A R 2 で示す ) 。このように、フォーカスレンズ 2 4 L 及びウェッジプリズム 2 5 L が左受光系 2 0 L に配置され、かつ、フォーカスレンズ 2 4 R 及びウェッジプリズム 2 5 R が右受光系 2 0 R に配置されることにより、後眼部観察用の焦点位置 F 1 から前眼部観察用の焦点位置 F 2 に切り替えられる。

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

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

[0026] (接眼系30)

本実施形態では、左右一对の接眼系30L及び30Rが設けられている。左接眼系30Lは、左受光系20Lにより取得された患者眼Eの像を観察者の左眼E<sub>L</sub>に提示するための構成を有し、右接眼系30Rは、右受光系20Rにより取得された患者眼Eの像を右眼E<sub>R</sub>に提示するための構成を有する。左接眼系30Lと右接眼系30Rは同じ構成を備える。左接眼系30L(右接眼系30R)は、表示部31L(31R)と、接眼レンズ系32L(32R)とを含む。

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

[0028] 左接眼系30Lと右接眼系30Rとの間隔を変更することが可能である。それにより、左接眼系30Lと右接眼系30Rとの間隔を観察者の眼幅に

じて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<sub>L</sub>及びE<sub>R</sub>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、OCT計測を行うための光(測定光)を、受光系20の対物光軸(AL1及びAR1、並びにAL2及びAR2)と異なる方向から患者眼Eに照射する。他の実施形態において、照射系は、OCTのための測定光に加え、他の光を患者眼に照射可能であってよい。その具体例として、レーザ治療のための光(照準光、治療用レーザ光)がある。

[0030] 照射系40は、光スキャナ41と、結像レンズ42と、リレーレンズ43と、偏向ミラー44とを含む。光スキャナ41にはOCT部60からの光が導かれる。

[0031] OCT部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によって平行光束とされた測定光は、光スキャナ41に導かれる。

[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、結像レンズ42の入射瞳位置又はその近傍位置に配置される。

[0033] 本例のように2つの1次元光スキャナを組み合わせる2次元光スキャナを構成する場合、2つの1次元光スキャナは所定距離(たとえば10mm程度)だけ離れて配置されるので、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] 結像レンズ４２は、光スキャナ４１を通過した平行光束（測定光）を一旦結像させる。更に、この測定光を患者眼Ｅ（眼底、角膜等の観察部位）において再結像させるために、この光をリレーレンズ４３によりリレーし、偏向ミラー４４により患者眼Ｅに向けて反射する。

[0035] 照射系４０により導かれてきた測定光が受光系２０の対物光軸（ＡＬ１及びＡＲ１、並びにＡＬ２及びＡＲ２）と異なる方向から患者眼Ｅに照射されるように、偏向ミラー４４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４４が配置されている。このような配置を可能にする要因の一つに、リレーレンズ４３を配置したことによる光学的構成の自由度の向上がある。また、たとえば、水平方向の光スキャナ（本例ではｘスキャナ４１Ｈ）と共役な位置と、対物レンズ２１Ｌ及び２１Ｒとの間の距離を十分に小さく設計することが可能となるため、装置の小型化を図ることができる。

[0036] 一般に、光スキャナ４１によるスキャン可能範囲（スキャン可能角度）は制限されているので、焦点距離が可変な結像レンズ４２（又は結像レンズ系）を適用することによってスキャン可能範囲を拡大することが可能である。その他にも、スキャン可能範囲を拡大するための任意の構成を適用することが可能である。また、焦点距離（ＯＣＴ計測におけるフォーカス位置）を変更するための手段の例として、コリメートレンズ５２、結像レンズ４２及びリレーレンズ４３のうちのいずれか１つ以上を光軸に沿って移動可能とした構成がある。

[0037] （ＯＣＴ部６０）

ＯＣＴ部６０は、ＯＣＴを実行するための干渉光学系を含む。ＯＣＴ部６０の構成の例を図３に示す。図３に示す光学系は、スウェプトソースＯＣＴの例であり、波長掃引型光源（波長可変光源）からの光を測定光と参照光とに分割し、患者眼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。

[0038] 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。

[0039] 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 L S と参照光 L R とに分割される。

[0040] 参照光 L R は、光ファイバ 66 A 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 L R の光路長（光学距離）と測定光 L S 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 L R と測定光 L S 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。

[0041] コーナーキューブ 70 は、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 70 は、参照光 L R 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 L R の光路の長さが変更される。なお、測定光 L S の光路の長さを変更するための手段と、参照光 L R 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。

[0042] コーナーキューブ 70 を経由した参照光 L R 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 L R の偏光状態が調整される。更に、参照光 L R 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 L R は、光ファイバ 76 によりファイバカプラ 77 に導かれる。

[0043] 一方、ファイバカプラ 65 により生成された測定光 L S は、光ファイバ 5

1により導かれてファイバ端面から出射され、コリメータレンズ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、結像レンズ42、リレーレンズ43及び偏向ミラー44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反射・散乱される。患者眼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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] （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4参照）。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。

[0048] 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。

[0049] 制御部 100 は、OCT スキャンの形態を表す情報（スキャン形態情報）を表示部 31（表示部 31L 及び 31R、他の表示デバイス）に表示させることができる。スキャン形態情報は、たとえば、スキャンの範囲（輪郭等）を表す画像、スキャンの向きを表す情報（矢印画像等）、スキャンの軌跡を表す画像などがある。更に、制御部 100 は、スキャンのパラメータ値（スキャンサイズ、スキャン間隔、スキャン速度、波長等）を表示させることができる。

[0050] 光スキャナ 41 の制御は、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 を順次に偏向するものである。

[0051] OCT 部 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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

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

[0055] 光路偏向部25 Aは、左右のウェッジプリズム25 L及び25 Rを光路に対して挿入／退避させる。光路偏向部25 Aは、左右のウェッジプリズム25 L及び25 Rを同時に挿入／退避させるように構成されていてよい。他の例において、光路偏向部25 Aは、左右のウェッジプリズム25 L及び25 Rのプリズム量（及びプリズム方向）を（同時に）変更することによって左右の受光系20 L及び20 Rの光路の向きを変更するように構成されてよい。

[0056] 間隔変更部30 Aは、左右の接眼系30 L及び30 Rの間隔を変更する。間隔変更部30 Aは、互いの光軸の相対的向きを変化させずに左右の接眼系30 L及び30 Rを相対的に移動するように構成されてよい。

[0057] 向き変更部30 Bは、左右の接眼系30 L及び30 Rの相対的向きを変更する。向き変更部30 Bは、互いの光軸がなす角度を変更するように左接眼系30 Lと右接眼系30 Rとを相対移動させる。この相対移動は、たとえば、左接眼系30 Lと右接眼系30 R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。

[0058] （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を解析する処理や、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、倍率変更部210と、条件設定部220と、OC

T画像形成部230とが含まれる。

[0059] (倍率変更部210)

倍率変更部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。倍率変更部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<sub>L</sub>と右眼E<sub>R</sub>とに同じ倍率の画像が提示される。このように、倍率変更部210は、撮像素子23（23L、23R）からの出力を処理することにより、観察者に提示される画像の表示倍率を変更するよう機能する。

[0060] このようなデジタルズーム機能に加えて、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。

[0061] (条件設定部220)

倍率変更部210により表示倍率が変わると、その情報が条件設定部220に入力される。条件設定部220は、倍率変更部210から入力された情報に基づいて測定光LSの照射条件を設定する。

[0062] 照射条件は、患者眼Eに到達する測定光LSに関する任意の1以上の条件（パラメータ）を含む。このような条件の例として次のものがある：測定光LSによるスキャン範囲（スキャンエリア）のサイズ（スキャンサイズ条件）；測定光LSの照射点の間隔（スキャン間隔条件：たとえばx方向における間隔及び/又はy方向における間隔）；測定光LSの照射点の配列パターン（スキャンパターン条件）；撮像素子23により得られる画像のフレーム内

における測定光L Sの照射点の位置（スキャン位置条件）；測定光L Sの焦点位置（フォーカス位置条件）；測定光L S（OCT）による計測深度（計測深度条件）；測定光L Sの強度・光量・デューティ比・中心波長・波長幅・スペクトル分布・偏光軸等、測定光L Sの光特性（光特性条件）。これら条件の少なくとも1つが照射条件に含まれていてよい。

[0063] スキャンサイズ条件は、光スキャナ41を制御するための条件の1つであり、測定光L Sの最大偏向角度（つまり、それに対応する光スキャナ41の最大偏向角度）を示す。スキャンサイズ条件は、xスキャナ41Hによる水平方向への最大偏向角度を示す条件と、yスキャナ41Vによる垂直方向への最大偏向角度を示す条件とのうち一方又は双方を含む。

[0064] スキャン間隔条件は、光スキャナ41を制御するための条件の1つであり、測定光L Sの単位偏向角度を示す。つまり、スキャン間隔条件は、測定光L Sの一の照射点とそれに隣接する照射点との間隔に対応する光スキャナ41の偏向角度を示す。スキャン間隔条件は、xスキャナ41Hによる単位偏向角度を示す条件と、yスキャナ41Vによる単位偏向角度を示す条件とのうち一方又は双方を含む。なお、スキャン間隔条件は、OCT部60内の光源ユニット61を制御するための条件を含んでもよい。たとえば、光源ユニット61をパルス発光する場合、その発光レート（発光間隔、パルス周期）を示す情報がスキャン間隔条件に含まれていてもよい。

[0065] スキャンパターン条件は、光スキャナ41を制御するための条件の1つであり、測定光L Sによるスキャンの軌跡の形状を示す。スキャンパターンとしては、複数の照射点が線分上に配列されたラインスキャン、複数の照射点が十字形状に配列されたクロススキャン、複数の照射点が放射形状に配列されたラジアルスキャン、複数の照射点が円形に配列されたサークルスキャン、複数の照射点が格子点状に配列された3次元スキャン（ボリウムスキャン）などがある。

[0066] スキャン位置条件は、光スキャナ41を制御するための条件の1つであり、撮像素子23により得られる画像（観察像）のフレームに対するOCTス

キャンエリアの相対位置を示す。典型的には、OCTスキャンエリアの中心位置は観察像のフレーム中心に一致されるが、OCTスキャンエリアを移動させたいケースもある。たとえば、視神経乳頭と黄斑とを観察しつつ、この観察像のフレーム中心から外れた位置に描出されている黄斑のOCTスキャンを行いたいケースがある。スキャン位置条件は、たとえばこのような場合に有効である。

[0067] フォーカス位置条件は、測定光L Sの光路（測定光路）を形成する光学系の焦点距離（OCT計測におけるフォーカス位置）を変更する手段を制御するための条件である。本実施形態では、コリメートレンズ5 2、結像レンズ4 2及びリレーレンズ4 3のうちのいずれか1つ以上を光軸に沿って移動する機構（図示省略）が焦点距離変更手段に相当する。

[0068] 計測深度条件は、OCTによる計測深度を変更する手段を制御するための条件である。本実施形態では、OCT部6 0に設けられたコーナーキューブ7 0を移動して参照光L Rの光路（参照光路）の長さを変更する機構（図示省略）が計測深度変更手段に相当する。なお、計測深度変更手段は、参照光路長を変更する手段と、測定光路長を変更する手段との一方又は双方を含む。

[0069] 光特性条件は、たとえば次のいずれか1つ以上を制御するための条件である：OCT部6 0に設けられた光源ユニット6 1；光源ユニット6 1から出力された光L 0の光路に設けられた光特性変更手段；測定光L Sの光路に設けられた光特性変更手段。光特性変更手段は、たとえば、光の強度等を変更するためのデバイス（アッテネータ等）、光量やデューティ比等を変更するためのデバイス（シャッタ等）、波長特性を変更するための光学素子（フィルタ等）、偏光軸を変更するための偏光素子などである。

[0070] 条件設定部2 2 0の構成の例を図5に示す。本例の条件設定部2 2 0は、記憶部2 2 1と、画像解析部2 2 2と、条件選択部2 2 3とを備える。

[0071] （記憶部2 2 1）

記憶部2 2 1は、対応情報2 2 1 aを予め記憶している。対応情報2 2 1

a には、所定項目と照射条件との間の対応関係が記録されている。所定項目は、照射条件を設定するために参照される項目である。所定項目の例として、観察像の表示倍率や、表示倍率の変更量（変更前後の表示倍率の差又は比など）や、眼の部位などがある。また、対応情報 2 2 1 a に記録されている照射条件は、たとえば上記の例示のいずれかである。

[0072] 観察像の表示倍率と照射条件との対応関係の例を図 6 A に示す。図 6 A に示す第 1 対応情報 2 2 1 b は対応情報 2 2 1 a に含まれる。第 1 対応情報 2 2 1 b においては、観察像の表示倍率に対し、照射条件としてのスキャンサイズ条件及びスキャン間隔条件が対応付けられている（他の照射条件が対応付けられてもよい）。

[0073] 第 1 対応情報 2 2 1 b は、表示倍率の欄と照射条件の欄とが設けられたテーブル情報である。表示倍率の欄には、最低倍率である 4 倍から、5 倍、6 倍、7 倍、・・・と様々な倍率値が記録されている。照射条件の欄には、各表示倍率に対応するスキャンサイズの値とスキャン間隔の値とが記録されている。

[0074] 本例では、最低倍率である 4 倍に対し、スキャンサイズの値「A<sub>0</sub>」と、スキャン間隔の値「B<sub>0</sub>」とが対応付けられている。スキャンサイズの値「A<sub>0</sub>」は、たとえば、6 mm×6 mm、9 mm×9 mm、又は 9 mm×12 mm（垂直方向の長さ×水平方向の長さ）に設定される。スキャン間隔の値「B<sub>0</sub>」は、たとえば、6 mm／5 1 1（6 mm のラインスキャンに 5 1 2 個の照射点が等間隔で配置される場合）、9 mm／1 0 2 3（9 mm のラインスキャンに 1 0 2 4 個の照射点が等間隔で配置される場合）、12 mm／1 0 2 3（12 mm のラインスキャンに 1 0 2 4 個の照射点が等間隔で配置される場合）に設定される。ここで、商の値は所定単位で丸められていてよい（以下同様）。

[0075] 本例において、最低倍率である 4 倍に対応するスキャンサイズの値「A<sub>0</sub>」及びスキャン間隔の値「B<sub>0</sub>」はそれぞれ最大サイズである。つまり、表示倍率が 4 倍を超える場合、スキャンサイズの値及びスキャン間隔の値はそれぞれ

れ「A<sub>0</sub>」及び「B<sub>0</sub>」よりも小さい。更に、表示倍率が高くなるほど、スキャンサイズの値及びスキャン間隔の値はそれぞれ小さくなっていく。加えて、本例では、表示倍率の値に対し、スキャンサイズの値及びスキャン間隔の値がそれぞれ反比例している。

[0076] 第1対応情報221bが適用される場合、表示倍率が設定されたことを受けて（つまり、変更後の表示倍率に基づいて）、スキャンサイズの既定値及びスキャン間隔の既定値がそれぞれ選択適用される。なお、第1対応情報221bでは、各表示倍率に対して各照射条件の1つの値が対応付けられているが、各表示倍率に対して2以上の値又は区間が対応付けられていてもよい。また、選択適用された既定値をユーザが任意に変更できるようにしてもよい。

[0077] 第1対応情報221bの形式は、テーブル情報のような離散的情報には限定されず、グラフ情報のような連続的情報であってもよい。このグラフ情報は、たとえば、表示倍率の連続値を示す横軸と、照射条件の連続値を示す縦軸とにより定義された2次元座標系によって表現されたグラフである。

[0078] 観察像の表示倍率の変更量と照射条件との対応関係の例を図6Bに示す。図6Bに示す第2対応情報221cは対応情報221aに含まれる。第2対応情報221cにおいては、表示倍率の変更量である比（変更比、又は拡大率／縮小率）に対し、照射条件としてのスキャンサイズ条件及びスキャン間隔条件が対応付けられている（他の照射条件が対応付けられてもよい）。

[0079] 表示倍率の変更比は、たとえば、変更前の表示倍率に対する表示後の表示倍率により定義される。一例として、変更前の表示倍率が4倍であり、変更後の表示倍率が6倍である場合、その変更比は1.5である。

[0080] 第2対応情報221cは、表示倍率の変更比の欄と照射条件の欄とが設けられたテーブル情報である。変更比の欄には、1.5、2.0、2.5、3.0、・・・と様々な比の値が記録されている。照射条件の欄には、各変更比に対応するスキャンサイズの値とスキャン間隔の値とが記録されている。

[0081] なお、第2対応情報221cには表示倍率が増加された場合の対応関係の

みが記録されているが、表示倍率が減少された場合には、その変更比の逆数に相当する対応関係を適用することが可能である。

[0082] また、変更比の欄に記録されていない変更比が適用された場合、第2対応情報221cに記録されている変更比の値に基づき今回の変更比に対応する照射条件を求めることができる。たとえば、表示倍率が4倍から7倍に変更された場合、その変更比は1.75となるので、変更比1.5に対応する照射条件の値と変更比2.0に対応する照射条件の値との平均値を算出し、この平均値を変更比1.75に対応する照射条件の値として適用することができる。

[0083] 本例では、表示倍率の変更比が大きくなるほど、スキャンサイズの値及びスキャン間隔の値がそれぞれ小さくなっていく。加えて、本例では、変更比の値に対し、スキャンサイズの値及びスキャン間隔の値がそれぞれ反比例している。

[0084] 第2対応情報221cが適用される場合、表示倍率を変更されたことを受けて（つまり、変更前の表示倍率と変更後の表示倍率とに基づいて）、スキャンサイズの既定値及びスキャン間隔の既定値がそれぞれ選択適用される。なお、第2対応情報221cでは、各変更比に対して各照射条件の1つの値が対応付けられているが、各変更比に対して2以上の値又は区間が対応付けられていてもよい。また、選択適用された既定値をユーザが任意に変更できるようにしてもよい。

[0085] 第2対応情報221cの形式は、テーブル情報のような離散的情報には限定されず、グラフ情報のような連続的情報であってもよい。このグラフ情報は、たとえば、表示倍率の変更比の連続値を示す横軸と、照射条件の連続値を示す縦軸とにより定義された2次元座標系によって表現されたグラフである。

[0086] 眼の部位と照射条件との対応関係の例を図6Cに示す。図6Cに示す第3対応情報221dは対応情報221aに含まれる。第3対応情報221dにおいては、眼の部位に対し、照射条件としてのスキャンパターン条件が対応

付けられている（他の照射条件が対応付けられてもよい）。

[0087] 第3対応情報221dは、眼の部位の欄と照射条件の欄とが設けられたテーブル情報である。眼の部位の欄には、視神経乳頭、黄斑など、眼の様々な部位が記録されている。照射条件の欄には、各部位に対応するスキャンパターンが記録されている。

[0088] 第3対応情報221dが適用される場合、観察像に描出されている眼の部位が特定されたことを受けて、既定のスキャンパターンが選択適用される。なお、第3対応情報221dでは、各部位に対して1つのスキャンパターンが対応付けられているが、各部位に対して2以上のスキャンパターンが対応付けられていてもよい。また、選択適用されたスキャンパターンをユーザが任意に変更できるようにしてもよい。

[0089] 以上のような対応情報221aは、デフォルト設定された情報もよいし、ユーザが任意に編集・設定した情報もよい。また、対応情報221aに含まれる幾つかのサブ情報（第1～第3対応情報221b～221dなど）を選択的に適用できるようにしてもよい。

[0090] （画像解析部222）

画像解析部222は、倍率変更部210により表示倍率が高められたときに、それにより拡大された画像を解析することにより、この拡大画像に描出されている患者眼Eの部位を特定する。この画像解析は特徴抽出やパターン認識を含んでよく、具体的には、画素値（輝度値、RGB値等）の閾値処理、フィルタ処理、パターンマッチング、2値化、エッジ検出、画像補正（ガンマ補正、階調補正等）、画像変換などを含んでよい。

[0091] 具体例を説明する。患者眼Eの眼底広域を観察しているときに、ユーザが視神経乳頭にズームアップすると、この拡大画像（動画像のフレーム）が画像解析部222に入力される。画像解析部222は、この拡大画像を構成する画素の輝度値を解析することで、特徴的な領域を抽出する。本例では視神経乳頭にズームアップされたので、高輝度かつ略楕円形の領域が抽出される。それにより、ズームアップされた部位が視神経乳頭であることが特定され

る。

[0092]  他の具体例を説明する。患者眼Eの眼底広域を観察しているときに、ユーザが黄斑にズームアップすると、この拡大画像（動画像のフレーム）が画像解析部222に入力される。画像解析部222は、この拡大画像を構成する画素の輝度値を解析することで、低輝度かつ略円形の領域を抽出する。それにより、ズームアップされた部位が黄斑であることが特定される。

[0093]  眼科用顕微鏡システム1は、現在の観察対象が前眼部であるか眼底であるか認識することが可能である。たとえば、制御部100は、前置レンズ90が使用されているか否か、フォーカスレンズ24L及び24Rが光路に配置されているか否か、ウェッジプリズム25L及び25Rが光路に配置されているか否かに基づいて、現在の観察対象が前眼部であるか眼底であるか判断することが可能である。画像解析部222は、この判断結果を参照して部位の特定を行うことが可能である。たとえば、現在の観察対象が前眼部であるときに、低輝度かつ略円形の領域が拡大画像から抽出された場合、この領域は瞳孔（及び虹彩）に相当すると判断される。一方、現在の観察対象が眼底であるときに、低輝度かつ略円形の領域が拡大画像から抽出された場合、この領域は黄斑に相当すると判断される。

[0094]  （条件選択部223）

  条件選択部223は、画像解析部222が拡大画像を解析して特定した部位に対応付けられたスキャンパターンを対応情報221a（第3対応情報221d）から選択する。たとえば、画像解析部222により特定された部位が視神経乳頭である場合、条件選択部223は、視神経乳頭に対応するスキャンパターンであるサークルスキャンを第3対応情報221dから取得する。或いは、画像解析部222により特定された部位が黄斑である場合、条件選択部223は、黄斑に対応するスキャンパターンである3次元スキャンを第3対応情報221dから取得する。

[0095]  （OCT画像形成部230）

  OCT画像形成部230は、OCT部60の検出器79により得られた干

渉光LCの検出結果に基づいて、患者眼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230に送る。OCT画像形成部230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230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。

[0096] データ処理部200は、OCT画像形成部230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。

[0097] （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。

[0098] （通信部400）

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

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

[0099] [使用形態]

本実施形態の眼科用顕微鏡システムの使用形態について説明する。眼科用顕微鏡システムの使用形態の一例を図7に示す。

[0100] (S1：患者眼の観察を開始する)

ユーザが所定の操作を行うと、制御部100は、左右の照明系10L及び10Rを制御して患者眼Eへの照明光の照射を開始させるとともに、左右の撮像素子23L及び23Rにより取得された画像をそれぞれ左右の表示部31L及び31Rに表示させる。それにより、ユーザは、左右の接眼系30L及び30Rを介して患者眼Eを双眼観察（立体観察）することができる。

[0101] ユーザは、所望の観察野が得られるように左右の受光系20L及び20Rを操作する。このとき、観察倍率（表示部31L及び31Rに表示される画像の倍率）の調整も行われる。観察倍率は、デジタルズーム（倍率変更部210）により変更される。

[0102] (S2：OCT条件を設定する)

次に、OCT条件（測定光LSの照射条件、OCT部60の条件等）が設定される。この条件設定は、ユーザによる手動設定、デフォルト条件（初期条件）の自動設定、及び／又は条件設定部220による自動設定を含む。条件設定部220による自動設定は、たとえば、ステップS1で設定された観察倍率に基づき実行される。具体的には、条件設定部220の条件選択部223が、ステップS1で設定された倍率に対応する照射条件を対応情報221a（たとえば第1対応情報221b）から選択する。選択された照射条件が適用される。

[0103] この段階で、ライブOCTを開始することができる。ライブOCTとは、

既定のスキャンパターンのOCT計測を反復することで患者眼Eの一定断面の動画を取得する画像化法である。或いは、ユーザ又は制御部100からの指示に応じてOCT計測を実行してもよい。

[0104] (S3: スキャン形態情報を表示する)

制御部100は、ステップS2で設定されたOCT条件の形態を表すスキャン形態情報を表示させる。スキャン形態情報は、たとえば、表示部31L及び31Rに表示されている患者眼Eの観察像に重ねて表示される（オーバーレイ表示）。

[0105] このオーバーレイ表示の例を図8Aに示す。符号G0は、表示部31（31L、31R）に表示されている観察像を示す。この観察像G0は患者眼Eの眼底像であり、視神経乳頭Dと黄斑Mとを含む範囲を描出した広域画像である。ステップS2において設定されたスキャンパターンは3次元スキャンであるとする。制御部100は、この3次元スキャンの範囲（輪郭）を示す範囲画像H0と、3次元スキャンを構成する複数のラインスキャンの向きを示す向き画像J0とを、観察像G0に重ねて表示させる。

[0106] (S4: 注目部位にズームアップする)

ユーザは、より高倍率で注目部位を観察するために、受光系20L及び20Rの移動操作や倍率変更操作を行う。倍率の変更は、倍率変更部210（デジタルズーム）により実行される。

[0107] (S5: OCT条件を変更する)

ステップS4で変更された倍率を示す情報は条件設定部220（条件選択部223）に入力される。条件選択部223は、入力された情報に対応する照射条件を対応情報221aから選択する。たとえば、入力された情報が変更後の倍率値を含む場合、条件選択部223は、この倍率値に対応する照射条件を第1対応情報221bから選択することができる。また、入力された情報が倍率の変更内容（たとえば変更前の倍率値及び変更後の倍率値）を含む場合、条件選択部223は、この変更内容から倍率の変更比を算出し、この変更比に対応する照射条件を第2対応情報221cから選択する。

[0108] 条件選択部 223 により選択された照射条件は、制御部 100 に送られる。制御部 100 は、現在の OCT 条件（ステップ S2 で設定された OCT 条件）のうち、条件選択部 223 により選択された照射条件と同じ項目の条件を特定する。更に、制御部 100 は、特定された現在の条件を新たに選択された照射条件に置換する。これにより、ステップ S2 で設定された OCT 条件の少なくとも一部が変更される。

[0109] (S6: スキャン形態情報を変更する)

制御部 100 は、ステップ S3 にて表示されたスキャン形態情報（ステップ S2 で設定された OCT 条件を表している）を、ステップ S5 で新たに設定された OCT 条件の形態を表すスキャン形態情報に変更する。この新たなスキャン形態情報は、引き続き観察像にオーバーレイ表示される。

[0110] この新たなオーバーレイ表示の例を図 8B に示す。符号 G1 は、表示部 31（31L、31R）に表示されている、倍率変更後の観察像を示す。この観察像 G1 は視神経乳頭 D を注目部位とする拡大画像である。符号 H1 は、ステップ S5 で設定されたスキャンサイズを持つ 3 次元スキャンの範囲（輪郭）を示す範囲画像である。また、符号 J1 は、この新たな 3 次元スキャンを構成する複数のラインスキャンの向きを示す向き画像である。なお、本例では、スキャンパターンは変更されない。スキャンパターンも変更するケースについては後述する。

[0111] (S7: OCT スキャンを実行する)

制御部 100 は、ステップ S5 で設定された照射条件を含む OCT 条件に基づいて OCT 部 60 や光スキャナ 41 を制御することにより、患者眼 E の OCT スキャンを実行する。図 8A 及び図 8B に示す例の場合、視神経乳頭 D 及びその近傍に対して OCT スキャンが実行される。

[0112] たとえば、図 8B に示す画像 G1 の倍率が、図 8A に示す画像 G0 の倍率の 3 倍であるとする。この場合、範囲画像 H1 が示す面積は、範囲画像 H0 が示す面積の  $1/3 \times 1/3$  倍となる。更に、範囲画像 H1 が示す範囲の 3 次元スキャンのスキャン間隔は、範囲画像 H0 が示す範囲の 3 次元スキャン

のスキャン間隔の  $1/3$  となる。このように、より高い倍率の観察像に変更されたことに対応し、より狭い範囲をより高密度でスキャンすることができる。

[0113] (S 8 : OCT データを生成する)

OCT 画像形成部 230 は、ステップ S 7 の OCT スキャンにより収集されたデータに基づいて画像を形成する。更に、データ処理部 200 は、この画像を解析することにより解析データを生成することが可能である。取得された OCT データ（画像、解析データ等）は、たとえば表示部 31L 及び 31R に表示される。

[0114] (他の使用形態)

スキャンサイズやスキャン間隔の設定とともにスキャンパターンの設定も行う使用形態について説明する。本例では、上記のステップ S 5 で説明した処理に加えて、スキャンパターンの設定を実行する。スキャンパターンの設定は、たとえば以下のようにして実行される。

[0115] ステップ S 4 において観察像の倍率が変わると、この観察像（動画像のフレーム）が画像解析部 222 に入力される。画像解析部 222 は、入力された観察像を解析することにより、この観察像に描出されている患者眼 E の部位を特定する。特定された部位を示す情報（部位の名称、識別情報等）は条件選択部 223 に入力される。条件選択部 223 は、画像解析部 222 により特定された部位に対応するスキャンパターンを第 3 対応情報 221d（図 6C）から選択する。

[0116] 条件選択部 223 により選択されたスキャンパターンを示す情報は、制御部 100 に送られる。制御部 100 は、現在の OCT 条件におけるスキャンパターンを、新たに選択されたスキャンパターンに置換する。以上がステップ S 5 において付加的に実行される処理である。

[0117] 更に、制御部 100 は、ステップ S 5 で変更された OCT 条件（照射条件）に基づいて、観察像にオーバーレイ表示されるスキャン形態情報を変更する。この新たなオーバーレイ表示の例を図 8C に示す。観察像 G1 は図 8B の場

合と同様であり、視神経乳頭Dを注目部位とする拡大画像である。画像解析部222は、観察像G1を解析することにより、視神経乳頭が描出されていることを特定する。条件選択部223は、第3対応情報221dを参照することで、視神経乳頭に対応するスキャンパターンとしてサークルスキャンを特定する。

[0118] 符号H2は、所定のスキャンサイズを持つサークルスキャンの軌跡を示す軌跡画像である。また、符号J2は、このサークルスキャンの向きを示す向き画像である。なお、サークルスキャンのサイズ（径）は、たとえばステップS5で設定されたスキャンサイズとされる。或いは、視神経乳頭Dのサイズに基づいてサークルスキャンのサイズを決定することもできる。また、サークルスキャンの位置は任意の手法で設定される。たとえば、サークルスキャンの中心は、視神経乳頭Dの中心（視神経乳頭Dの近似楕円の中心）に一致される。また、サークルスキャンにおけるスキャン間隔はステップS5で設定されてよい。

[0119] [作用・効果]

本実施形態の眼科用顕微鏡システムの作用及び効果について説明する。

[0120] 本実施形態の眼科用顕微鏡システムは、照明系（10、10L、10R）と、受光系（20L、20R）と、表示制御部（制御部100）と、倍率変更部（210）と、干渉光学系（OCT部60）と、光スキャナ（41）と、OCTデータ生成部（データ処理部200、OCT画像形成部230）と、条件設定部（220）と、OCT制御部（制御部100）とを備える。

[0121] 照明系は、患者眼に照明光を照射する。受光系は、患者眼に照射された照明光の戻り光を撮像素子（23、23L、23R）に導く。ここで、撮像素子は、眼科用顕微鏡システムに接続された外部デバイスであってもよい。表示制御部は、撮像素子からの出力に基づく画像（観察像）を表示手段（表示部31、31L、31R、ユーザインターフェイス300等）に表示させる。ここで、表示手段は、眼科用顕微鏡システムに接続された外部デバイスであってもよい。倍率変更部は、撮像素子からの出力を処理することにより画

像（観察像）の表示倍率を変更する。干渉光学系は、OCT光源（光源ユニット61）からの光を測定光（LS）と参照光（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（LC）を検出する。光スキャナは、測定光で患者眼をスキャンする。OCTデータ生成部は、干渉光の検出結果を処理してデータ（画像、解析データ等）を生成する。条件設定部は、倍率変更部による表示倍率の変更に応じて測定光の照射条件を設定する。OCT制御部は、設定された照射条件に基づいて干渉光学系及び光スキャナの少なくとも一方を制御することにより、患者眼のOCTスキャンを実行させる。

[0122] このような実施形態によれば、倍率変更部による観察像のデジタルズームの倍率に基づきOCTスキャンの照射条件を自動で設定できるので、ユーザは、照射条件を設定するための煩雑な操作を行う必要がない。

[0123] 条件設定部により自動で設定される照射条件は、測定光によるスキャン範囲のサイズを示すスキャンサイズ条件、測定光の照射点の間隔を示すスキャン間隔条件、及び、測定光の照射点の配列パターンを示すスキャンパターン条件のいずれかを含んでよい。

[0124] スキャンサイズ条件が設定された場合、OCT制御部は、設定されたスキャンサイズ条件に基づいて光スキャナの制御を行う。それにより、観察像の倍率の変更に応じて自動設定された範囲のOCTスキャンを行うことができる。

[0125] 本例が適用される場合において、倍率変更部により表示倍率が高められたとき、条件設定部は、スキャン範囲のサイズを小さくするようにスキャンサイズ条件を設定することが可能である。これにより、高倍率で観察されている部位に合った範囲のOCT画像を円滑に取得することができる。逆に、倍率変更部により表示倍率が低められたときに、条件設定部は、スキャン範囲のサイズを大きくするようにスキャンサイズ条件を設定することも可能である。

[0126] スキャン間隔条件が設定された場合、OCT制御部は、設定されたスキャ

ン間隔条件に基づいて光スキャナの制御を行う。それにより、観察像の倍率の変更に応じて自動設定された密度でＯＣＴスキャンを行うことができる。

[0127] 本例が適用される場合において、倍率変更部により表示倍率が高められたとき、条件設定部は、測定光の照射点の間隔を小さくするようにスキャン間隔条件を設定することが可能である。これにより、高倍率で観察されている部位に関する高精細なＯＣＴ画像を円滑に取得することができる。逆に、倍率変更部により表示倍率が低められたときに、条件設定部は、測定光の照射点の間隔を大きくするようにスキャン間隔条件を設定することも可能である。

[0128] スキャンパターン条件が設定された場合、ＯＣＴ制御部は、設定されたスキャンパターン条件に基づいて光スキャナの制御を行う。それにより、観察像の倍率の変更に応じて自動設定されたパターンでＯＣＴスキャンを行うことができる。

[0129] 本例が適用される場合において、条件設定部（２２０）は、記憶部（２２１）と、画像解析部（２２２）と、条件選択部（２２３）とを備えていてよい。記憶部には、眼の１以上の部位のそれぞれにスキャンパターンが対応付けられた対応情報（第３対応情報２２１ｄ）が予め記憶される。画像解析部は、倍率変更部により観察像の表示倍率が高められたときに、それにより拡大された画像を解析することによってこの観察像に描出されている患者眼の部位を特定する。条件選択部は、画像解析部により特定された部位に対応付けられたスキャンパターンを対応情報から選択する。選択されたスキャンパターンが光スキャナの制御に用いられる。この構成によれば、高倍率で観察されている部位に応じたスキャンパターンを自動選択してＯＣＴスキャンを実行することが可能である。逆に、倍率変更部により表示倍率が低められたときにもスキャンパターンを自動設定するよう構成することも可能である。

[0130] なお、実施形態によって自動で設定可能な照射条件は、これらに限定されない。たとえば、撮像素子により得られる画像（観察像）のフレーム内における測定光の照射点の位置を示すスキャン位置条件や、測定光の焦点位置を

示すフォーカス位置条件や、測定光（OCT）による計測深度を示す計測深度条件や、測定光の光特性を示す光特性条件などを、自動で設定するよう構成することができる。

[0131] 実施形態において、表示制御部は、条件設定部により設定された照射条件を示す情報（スキャン形態情報）を観察像とともに表示させることができる。この構成によれば、どのような照射条件が設定されたかユーザに提示することが可能である。照射条件を示す情報は、たとえば、観察像にオーバーレイ表示される。それにより、ユーザは、患者眼の顕微鏡観察を行いながら照射条件を確認することができる。特に、患者眼のどの範囲のOCTスキャンが行われるか、どのような向きでOCTスキャンが行われるか、どのような密度でOCTスキャンが行われるかといった情報を、ユーザは容易に且つ直感的に把握できる。

[0132] [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。

[0133] 上記の実施形態では、眼底観察と前眼部観察との切り替えを、フォーカスレンズ24L、24Rとウェッジプリズム25L、25Rとの受光系20の光路への挿入／退避によって行っている。具体的には、眼底観察時にはこれら光学素子は光路から退避されており、前眼部観察時にはこれらが光路に配置されて焦点距離と対物光軸の向きとが切り替えられる。

[0134] このような観察部位の切り替えを実現するための変形例を図9及び図10に示す。図9は、前眼部観察時における眼科用顕微鏡システム1000の状態を表し、図9は眼底観察時におけるその状態を表す。眼科用顕微鏡システム1000は、上記実施形態とそれぞれ同様の照明系10L及び10R、受光系20L及び20R、接眼系30L及び30R、照射系40、並びにOCT系60を備える。上記実施形態と同じ構成要素には同じ符号が付されており、その説明は省略される。

[0135] 前眼部観察時には、図9に示すように、受光系20L及び20Rの焦点位置F1に患者眼Eの前眼部（たとえば角膜前面）が配置される。一方、眼底観察時には、図10に示すように、前置レンズ90と光路長変換レンズ91が受光系20L及び20Rの光路に配置される。前置レンズ90は、上記実施形態と同様の光学素子であり、焦点位置F1と患者眼Eとの間に配置される。光路長変換レンズ91は、照明系10Lの光路を受光系20Lの光路に結合するビームスプリッタ11Lと焦点位置F1との間、かつ、照明系10Rの光路を受光系20Rの光路に結合するビームスプリッタ11Rと焦点位置F1との間に配置される。本例では、受光系20L及び20Rの双方の光路にまたがるように単一の光路長変換レンズ91が設けられているが、受光系20L及び20Rのそれぞれに個別の光学素子を設けるようにしてもよい。

[0136] 本変形例によれば、光路長変換レンズ91を利用することにより、受光系20L及び20Rと患者眼E（角膜）との間の距離を変更することなく前眼部観察時と同じ位置で眼底観察を行うことができる。

### 符号の説明

[0137] 1 眼科用顕微鏡システム

10L、10R 照明系

20L、20R 受光系

23L、23R 撮像素子

31L、31R 表示部

41 光スキャナ

60 OCT部

100 制御部

210 倍率変更部

220 条件設定部

230 OCT画像形成部

## 請求の範囲

### [請求項1]

患者眼に照明光を照射する照明系と、  
前記患者眼に照射された照明光の戻り光を撮像素子に導く受光系と、  
、  
前記撮像素子からの出力に基づく画像を表示手段に表示させる表示制御部と、  
前記撮像素子からの出力を処理することにより前記画像の表示倍率を変更する倍率変更部と、  
OCT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、  
前記測定光で前記患者眼をスキャンするための光スキャナと、  
前記干渉光の検出結果を処理してデータを生成するOCTデータ生成部と、  
前記倍率変更部による前記表示倍率の変更に応じて前記測定光の照射条件を設定する条件設定部と、  
設定された前記照射条件に基づいて前記干渉光学系及び前記光スキャナの少なくとも一方を制御するOCT制御部と  
を備える眼科用顕微鏡システム。

### [請求項2]

前記条件設定部は、前記測定光によるスキャン範囲のサイズを示すスキャンサイズ条件を設定し、  
前記OCT制御部は、前記スキャンサイズ条件に基づいて前記光スキャナを制御する  
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]

前記倍率変更部により前記表示倍率が高められたとき、前記条件設定部は、前記スキャン範囲のサイズを小さくするように前記スキャンサイズ条件を設定する  
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] 前記条件設定部は、前記測定光の照射点の間隔を示すスキャン間隔条件を設定し、  
前記OCT制御部は、前記スキャン間隔条件に基づいて前記光スキャナを制御する  
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] 前記倍率変更部により前記表示倍率が高められたとき、前記条件設定部は、前記照射点の間隔を小さくするように前記スキャン間隔条件を設定する  
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] 前記条件設定部は、前記測定光の照射点の配列パターンを示すスキャンパターン条件を設定し、  
前記OCT制御部は、前記スキャンパターン条件に基づいて前記光スキャナを制御する  
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] 前記条件設定部は、  
眼の1以上の部位のそれぞれにスキャンパターンが対応付けられた対応情報を予め記憶する記憶部と、  
前記倍率変更部により前記表示倍率が高められたときに、それにより拡大された画像を解析することによって当該画像に描出されている前記患者眼の部位を特定する画像解析部と、  
特定された部位に対応付けられたスキャンパターンを前記対応情報から選択する条件選択部と  
を含む  
ことを特徴とする請求項6に記載の眼科用顕微鏡システム。
- [請求項8] 前記表示制御部は、前記条件設定部により設定された前記照射条件を示す情報を前記画像とともに表示させる

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。

[請求項9]

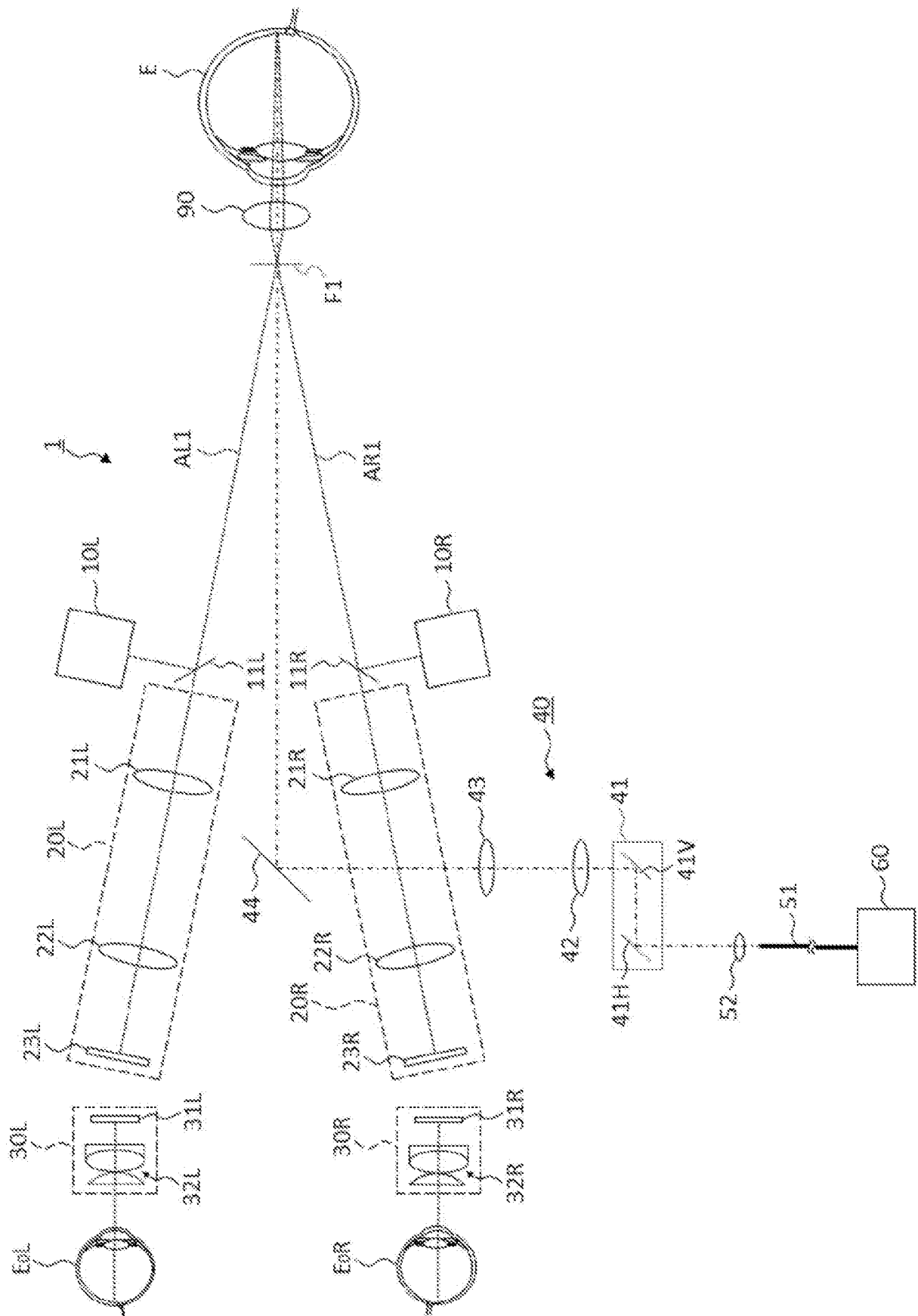
一対の前記受光系が設けられ、

前記一対の受光系は、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、前記患者眼に照射された前記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よう構成され、

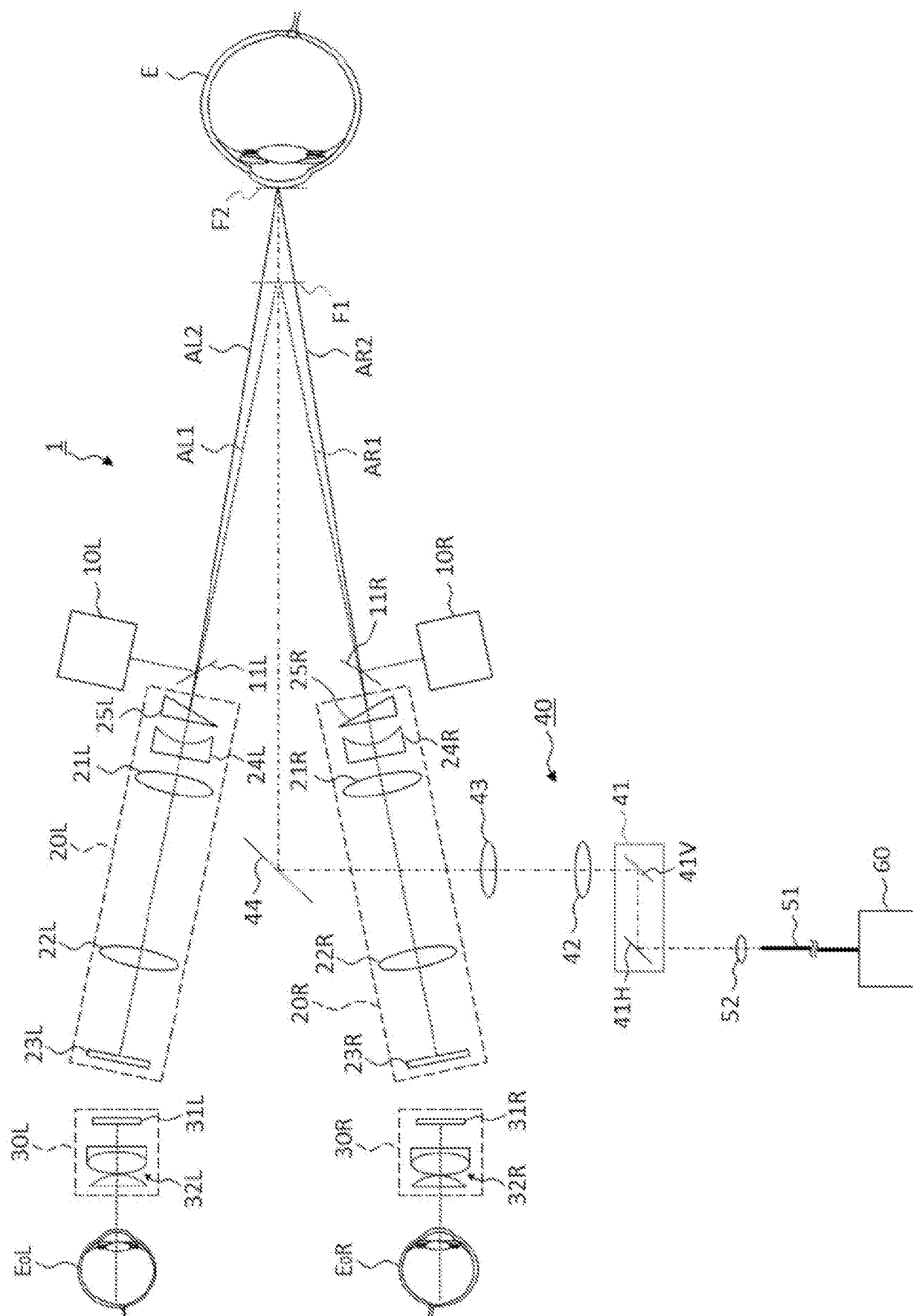
前記測定光は、前記対物光軸と異なる方向から前記患者眼に照射される

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用顕微鏡システム。

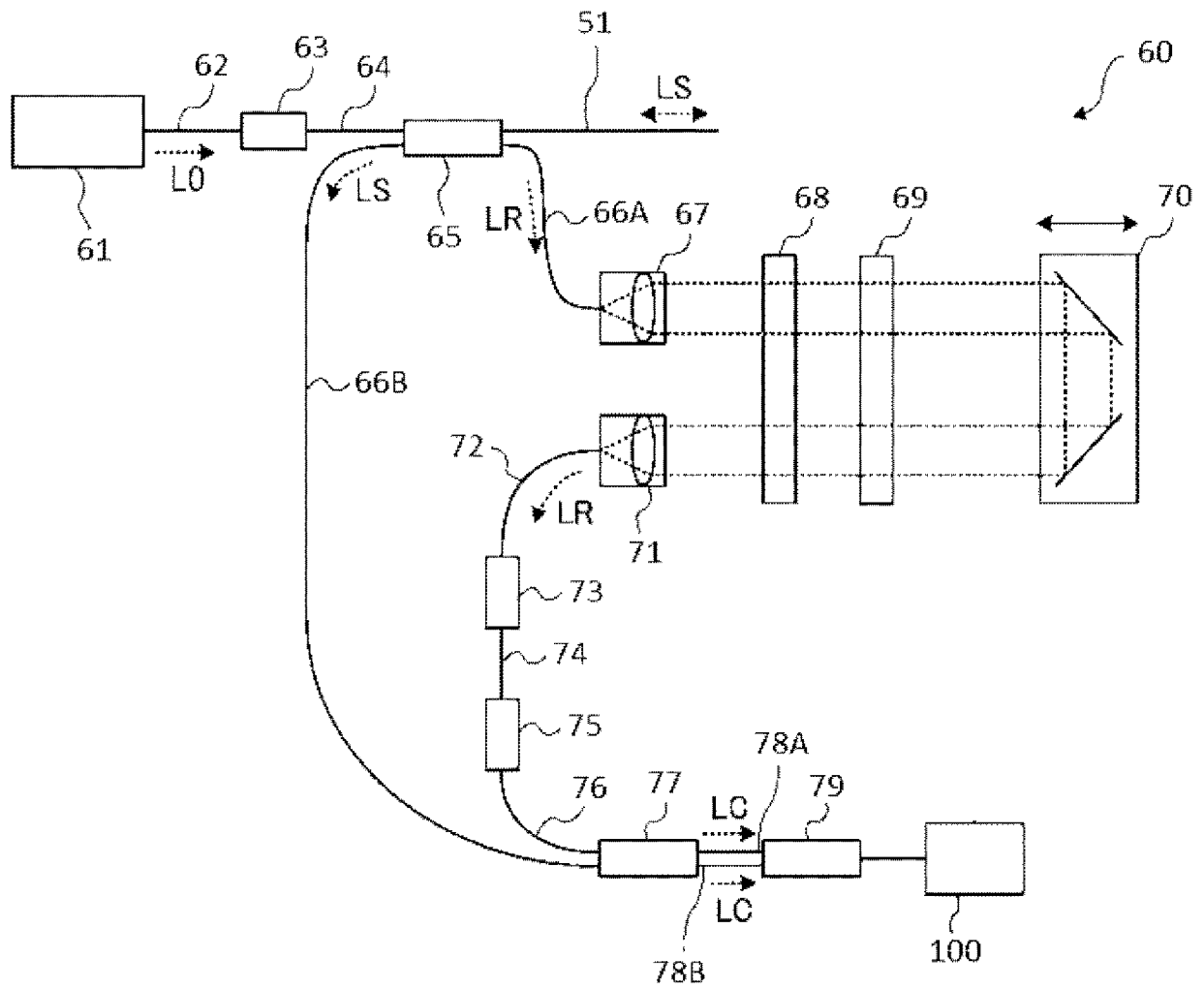
[図1]



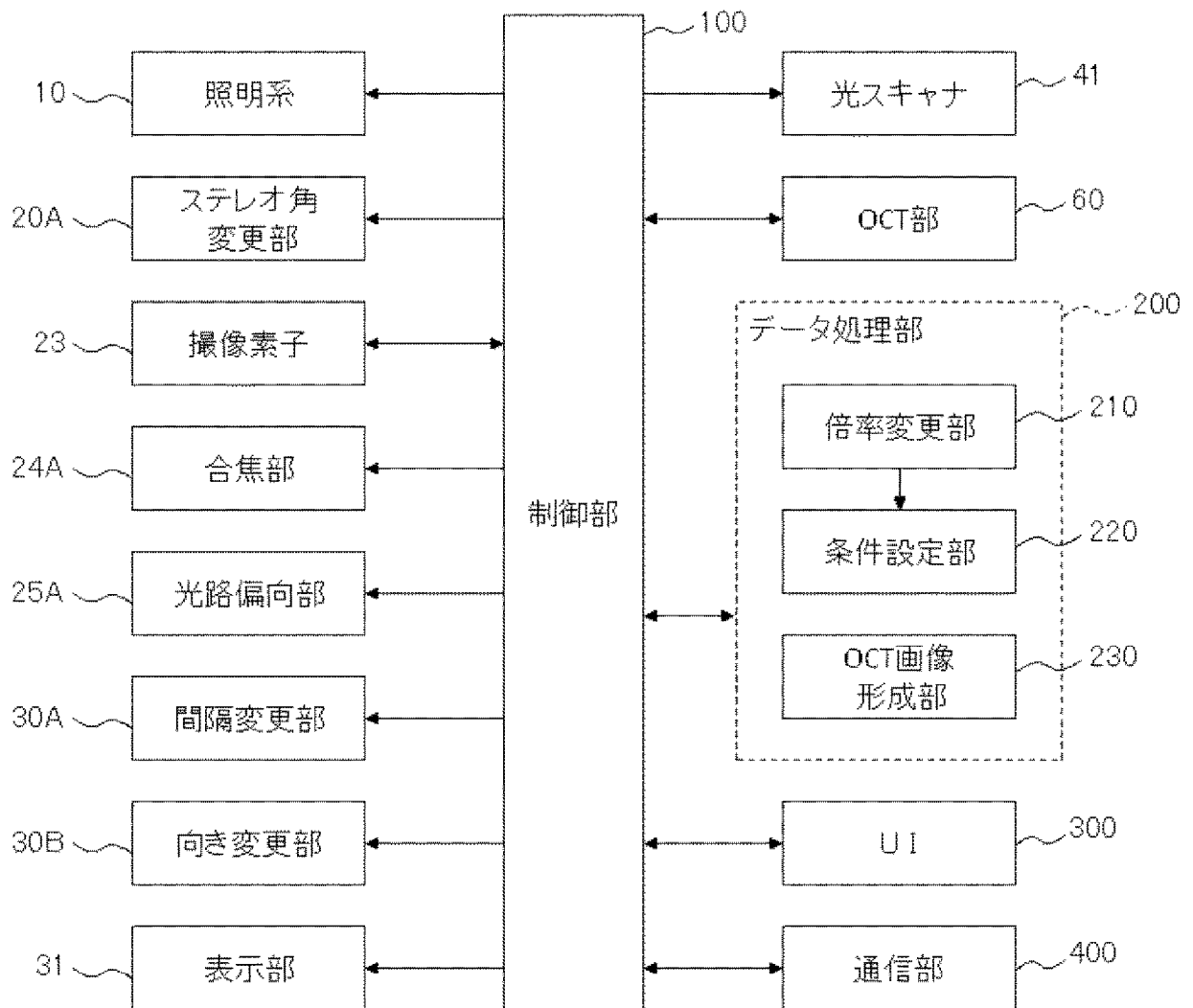
[図2]



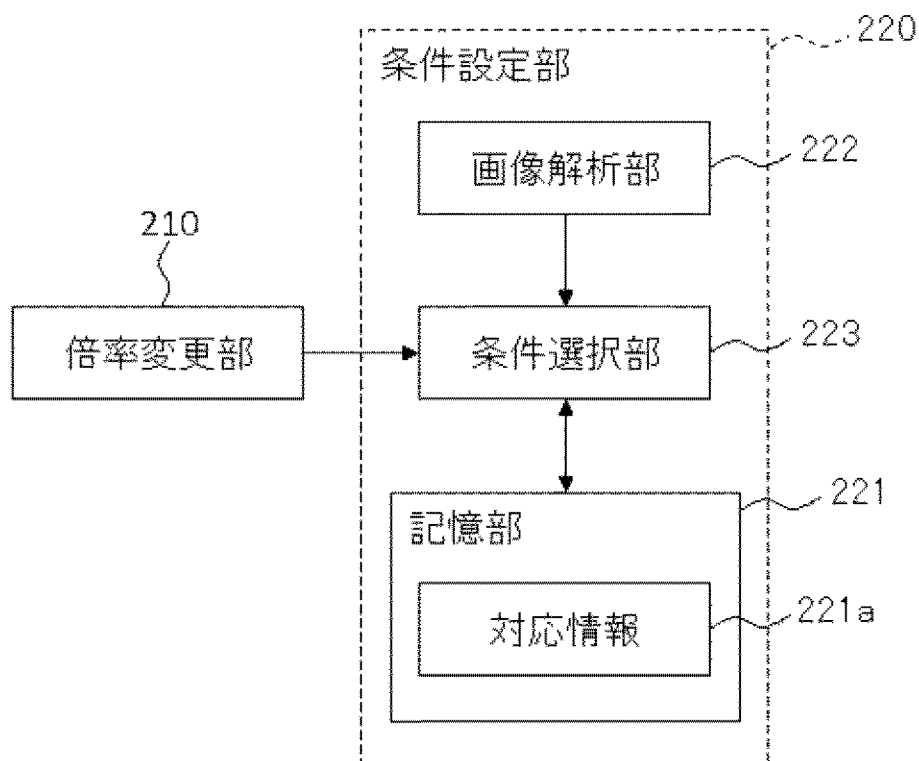
[図3]



[図4]



[図5]



[図6A]

| 表示倍率 | 照射条件                                                   | 221b |
|------|--------------------------------------------------------|------|
| 4    | スキャンサイズ = $A_0$ , スキャン間隔 = $B_0$                       |      |
| 5    | スキャンサイズ = $A_0 \times 4/5$ , スキャン間隔 = $B_0 \times 4/5$ |      |
| 6    | スキャンサイズ = $A_0 \times 2/3$ , スキャン間隔 = $B_0 \times 2/3$ |      |
| 7    | スキャンサイズ = $A_0 \times 4/7$ , スキャン間隔 = $B_0 \times 4/7$ |      |
| ...  | ...                                                    |      |
| ...  | ...                                                    |      |

[図6B]

| 表示倍率の変更比 | 照射条件                                       | 221c |
|----------|--------------------------------------------|------|
| 1.5      | スキャンサイズ $\times 2/3$ , スキャン間隔 $\times 2/3$ |      |
| 2.0      | スキャンサイズ $\times 1/2$ , スキャン間隔 $\times 1/2$ |      |
| 2.5      | スキャンサイズ $\times 2/5$ , スキャン間隔 $\times 2/5$ |      |
| 3.0      | スキャンサイズ $\times 1/3$ , スキャン間隔 $\times 1/3$ |      |
| ...      | ...                                        |      |
| ...      | ...                                        |      |

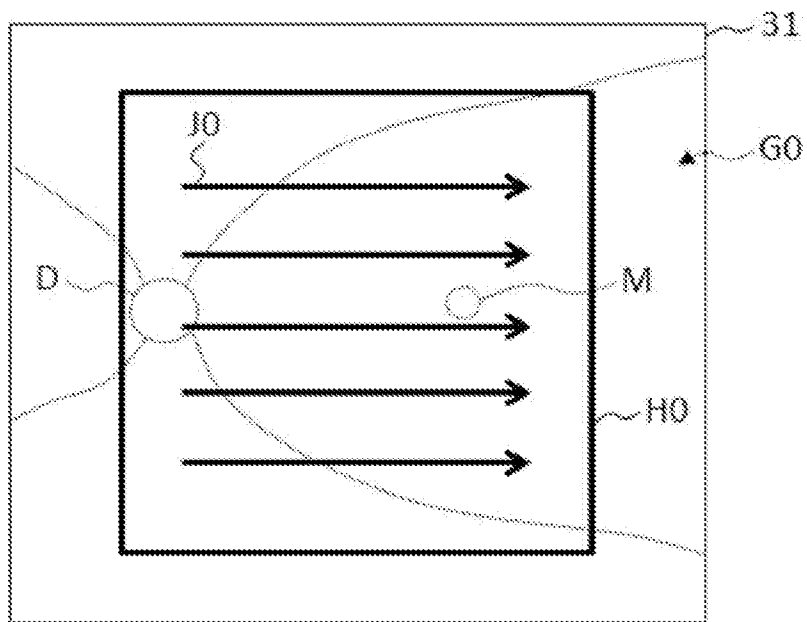
[図6C]

| 眼の部位  | 照射条件                | 221d |
|-------|---------------------|------|
| 視神経乳頭 | スキャンパターン = サークルスキャン |      |
| 黄斑    | スキャンパターン = 3次元スキャン  |      |
| ...   | ...                 |      |
| ...   | ...                 |      |

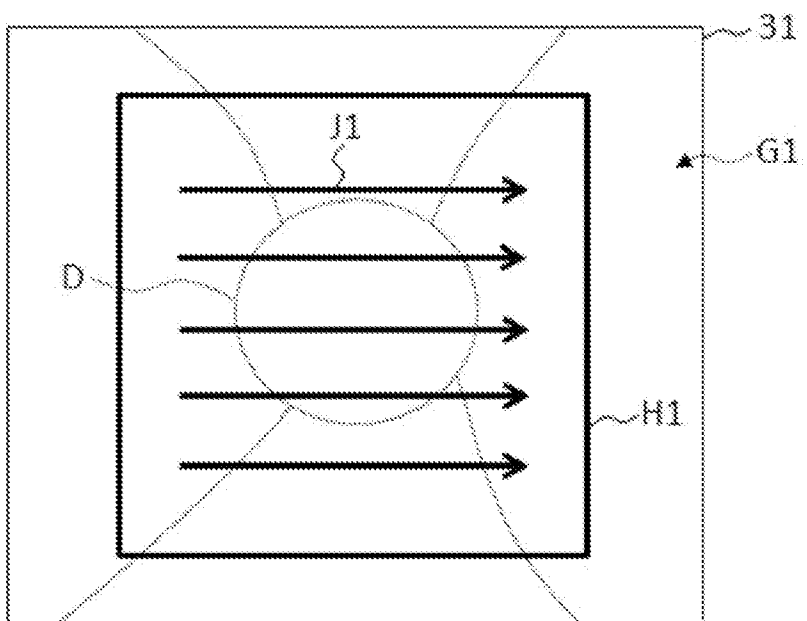
[図7]



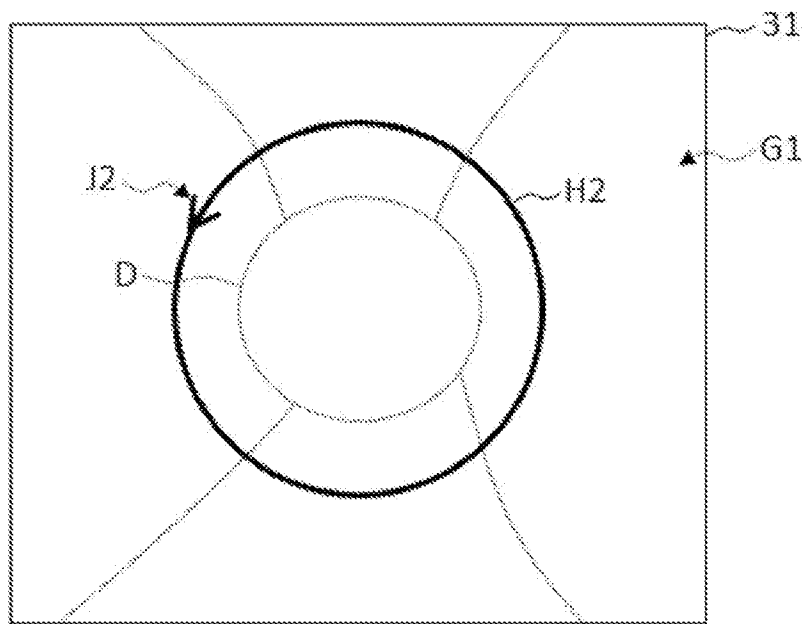
[図8A]



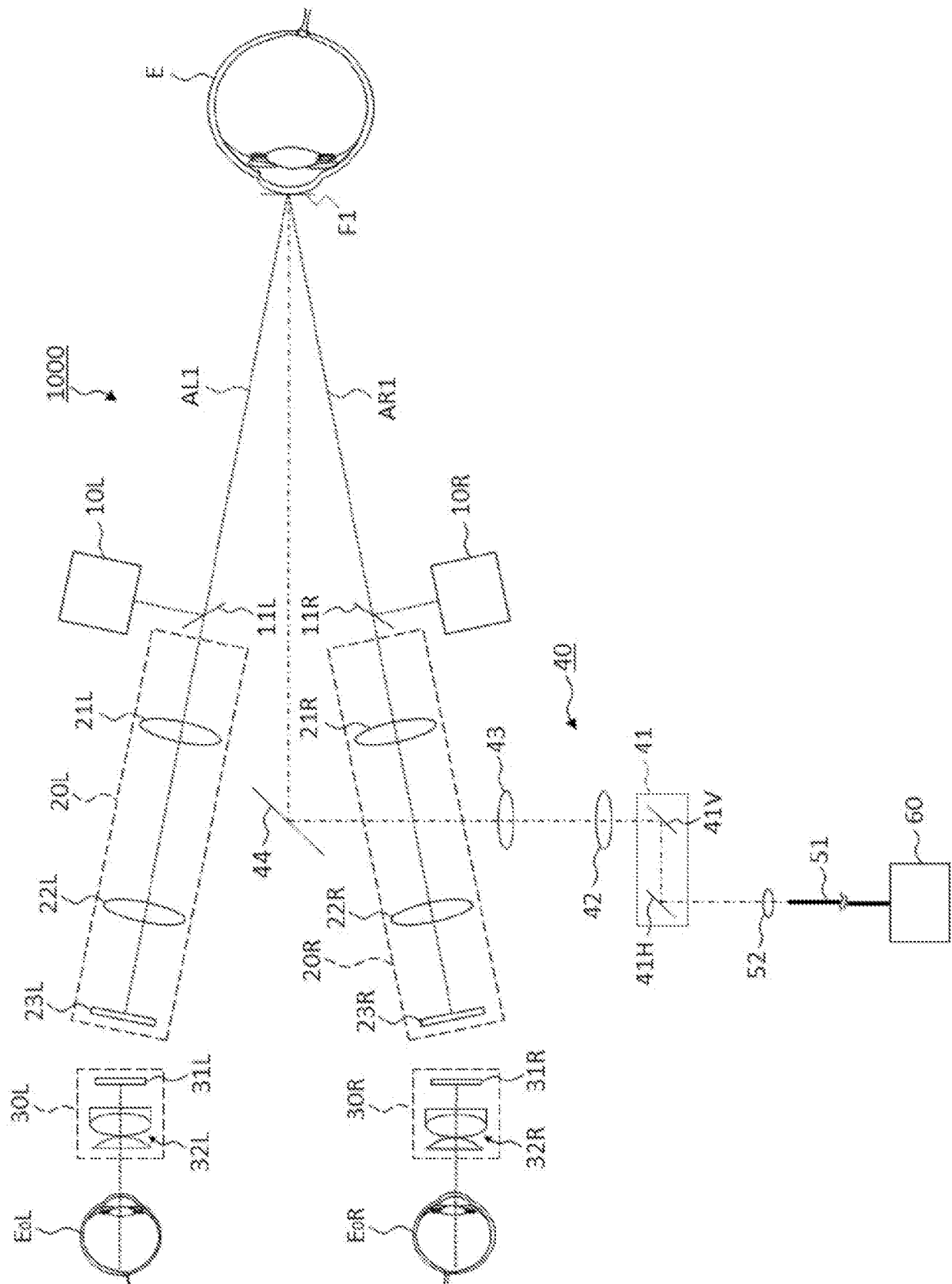
[図8B]



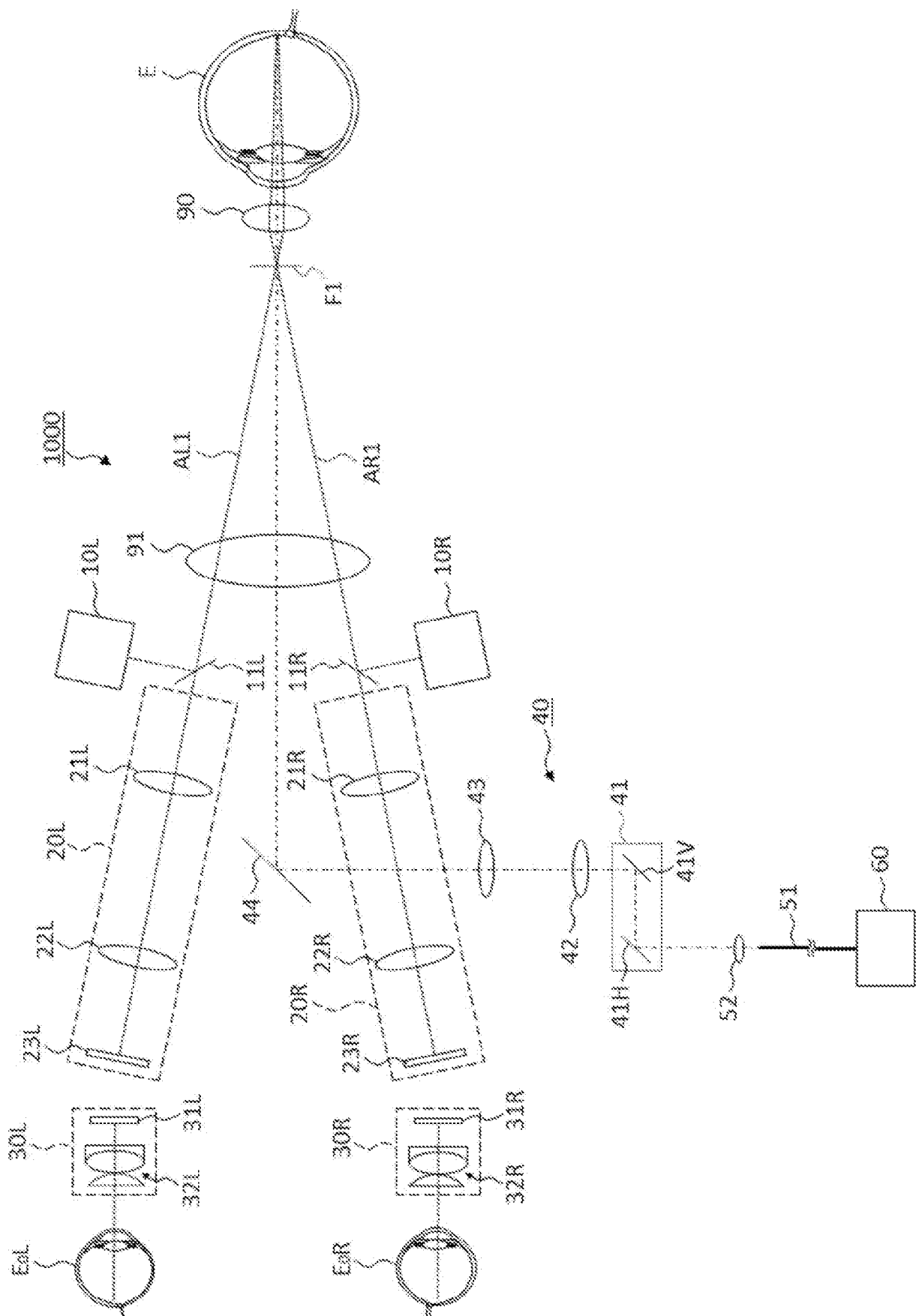
[図8C]



[図9]



[図10]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/053286

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/10(2006.01)i, A61B3/135(2006.01)i, A61B90/00(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, A61B90/00, 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. |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Y<br>A    | JP 2012-509729 A (Carl Zeiss Surgical GmbH),<br>26 April 2012 (26.04.2012),<br>paragraph [0067]; fig. 1A<br>& WO 2010/060622 A2<br>lines 11 to 24 of page 22; fig. 1A | 1-6, 8-9<br>7         |
| Y         | JP 2013-184018 A (Topcon Corp.),<br>19 September 2013 (19.09.2013),<br>paragraph [0104]<br>& EP 2829219 A1<br>paragraph [0141]                                        | 1-6, 8-9              |
| Y         | JP 2011-4877 A (Right Mfg. Co., Ltd.),<br>13 January 2011 (13.01.2011),<br>fig. 3<br>(Family: none)                                                                   | 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  
20 April 2016 (20.04.16)

Date of mailing of the international search report  
10 May 2016 (10.05.16)

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

Authorized officer

Telephone No.

## 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, A61B9/00(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, A61B9/00, 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<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| Y<br>A          | JP 2012-509729 A (カールツァイスサージカルゲーエムペーハー)<br>2012.04.26, [0067], 図 1A & WO 2010/060622 A2 lines 11-24 of page<br>22 and fig. 1A | 1-6, 8-9<br>7  |
| Y               | JP 2013-184018 A (株式会社トプコン) 2013.09.19, [0104] & EP<br>2829219 A1 [0141]                                                      | 1-6, 8-9       |
| Y               | JP 2011-4877 A (株式会社ライト製作所) 2011.01.13, 図 3 (ファミ<br>リーなし)                                                                     | 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                                 | 「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     |
| 「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                         | 「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                     |
| 「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) | 「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 |
| 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献                                      | 「&」 同一パテントファミリー文献                                                   |
| 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願                                   |                                                                     |

国際調査を完了した日

20.04.2016

国際調査報告の発送日

10.05.2016

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)

増渕 俊仁

2 Q

4 7 4 7

電話番号 03-3581-1101 内線 3292