

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-113134

(P2017-113134A)

(43) 公開日 平成29年6月29日(2017.6.29)

(51) Int.Cl.

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10

R

A 6 1 B 3/135 (2006.01)

A 6 1 B 3/12

F

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2015-249749 (P2015-249749)
 (22) 出願日 平成27年12月22日 (2015.12.22)

(71) 出願人 000220343
 株式会社トプコン
 東京都板橋区蓮沼町75番1号
 (74) 代理人 100124626
 弁理士 榎並 智和
 (72) 発明者 福岡 康文
 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社
 トプコン内
 (72) 発明者 大森 和宏
 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社
 トプコン内
 (72) 発明者 塚田 央
 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社
 トプコン内

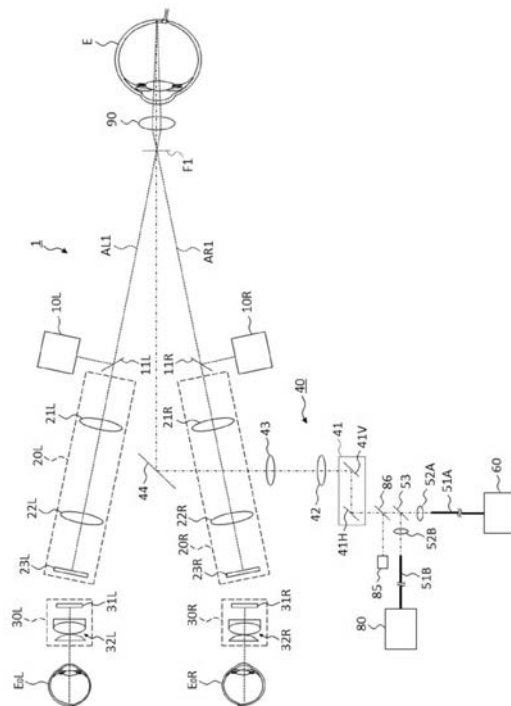
(54) 【発明の名称】 眼科用顕微鏡システム

(57) 【要約】

【課題】ガリレオ式顕微鏡のデメリットが無く、OCTスキャン範囲を容易に設定可能な眼科用顕微鏡システムを提供する。

【解決手段】実施形態の眼科用顕微鏡システムの照明系は、被検眼に照明光を照射する。一对の受光系は、対物レンズ及び撮像素子をそれぞれ含み、互いの対物光軸が非平行に配置され、被検眼に照射された照明光の戻り光をそれぞれの対物レンズを介してそれぞれの撮像素子に導く。OCT系は、OCT光源からの光を測定光と参照光とに分割し、対物光軸と異なる方向から測定光を被検眼に照射し、被検眼からの測定光の戻り光を参照光と合成して得られた干渉光を検出する。光スキャナは、被検眼を測定光でスキャンするために用いられる。画像描出部は、一对の受光系の少なくとも一方の撮像素子からの出力に基づく画像に、光スキャナによるスキャン範囲を描出する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検眼に照明光を照射する照明系と、

対物レンズ及び撮像素子をそれぞれ含み、互いの対物光軸が非平行に配置され、前記被検眼に照射された照明光の戻り光をそれぞれの前記対物レンズを介してそれぞれの前記撮像素子に導く一対の受光系と、

ＯＣＴ光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記対物光軸と異なる方向から前記測定光を前記被検眼に照射し、前記被検眼からの前記測定光の戻り光を前記参照光と合成して得られた干渉光を検出するＯＣＴ系と、

前記被検眼を前記測定光でスキャンするための光スキャナと、

前記一対の受光系の少なくとも一方の前記撮像素子からの出力に基づく画像に、前記光スキャナによるスキャン範囲を描出する画像描出部と

を備える眼科用顕微鏡システム。

10

【請求項 2】

前記画像描出部は、前記スキャン範囲が描出された画像を前記撮像素子から出力させ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】

前記画像描出部は、前記撮像素子により検出可能な波長の光を出力する光源を含み、前記光源から出力された光を前記被検眼に照射することにより、前記スキャン範囲が描出された画像を前記撮像素子から出力させる

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。

20

【請求項 4】

前記画像描出部は、前記光スキャナよりも前記ＯＣＴ光源側に配置され、前記光源から出力された光の光路を前記ＯＣＴ系の光路に結合する光路結合部材を含む

ことを特徴とする請求項 3 に記載の眼科用顕微鏡システム。

【請求項 5】

照準光源から出力された照準光と、治療光源から出力された治療光とを、前記光スキャナを介して前記被検眼に照射するレーザ治療系を備える

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】

前記照準光源が前記光源として使用される

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。

30

【請求項 7】

前記画像描出部は、前記撮像素子を制御することにより、前記スキャン範囲が描出された画像を前記撮像素子から出力させる第 1 制御部を含む

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 8】

表示部と、前記表示部の表示面側に配置された 1 以上のレンズとをそれぞれ含む一対の接眼部を備え、

前記一対の接眼部の一方に含まれる前記表示部は、前記一対の受光系の一方の前記撮像素子からの出力に基づく画像を表示し、かつ、前記一対の接眼部の他方に含まれる前記表示部は、前記一対の受光系の他方の前記撮像素子からの出力に基づく画像を表示する

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

40

【請求項 9】

前記画像描出部は、前記撮像素子からの出力に基づく画像が表示される表示手段を制御することにより、当該画像に前記スキャン範囲を描写する第 2 制御部を含む

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 10】

前記表示手段と、前記表示手段の表示面側に配置された 1 以上のレンズとをそれぞれ含む一対の接眼部を備え、

50

前記一対の接眼部の一方に含まれる前記表示手段は、前記一対の受光系の一方の前記撮像素子からの出力に基づく画像を表示し、かつ、前記一対の接眼部の他方に含まれる前記表示手段は、前記一対の受光系の他方の前記撮像素子からの出力に基づく画像を表示することを特徴とする請求項 9 に記載の眼科用顕微鏡システム。

【請求項 11】

前記光スキャナによるスキャン範囲を設定する設定部を備え、

前記画像描出部は、前記設定部により設定された前記スキャン範囲を、前記撮像素子からの出力に基づく画像に描出する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれかに基づく眼科用顕微鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

【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るものや、立体観察のための両眼視差を与える双目光学系を備えるものがある。

【0003】

20

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。例えば、OCT (Optical Coherence Tomography) 装置やレーザ治療装置を眼科用顕微鏡に組み合わせたシステムが知られている。OCT 装置は、眼の断面像や 3 次元画像の取得や、眼組織のサイズ (網膜厚等) の測定や、眼の機能情報 (血流情報等) の取得などに使用される。レーザ治療装置は、網膜や隅角の光凝固治療などに使用される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】米国特許第 7 5 9 9 5 9 1 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 8 9 2 2 8 8 2 号明細書

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

眼科用顕微鏡に OCT 装置を組み合わせた場合、一般に、OCT スキャンの範囲よりも顕微鏡の観察視野の方が広い。従来、眼科用顕微鏡システムでは、顕微鏡で観察しながらスキャン範囲を設定するときに、観察視野のどの部分がスキャンされるかを認識することは困難であった。

【0006】

また、従来、眼科用顕微鏡システムは、ガリレオ式実体顕微鏡を備えている。ガリレオ式実体顕微鏡は、双目光学系が共通の対物レンズを備えている点や、双目光学系の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う利点を有する。一方、大径の対物レンズを使用する必要があるため、光学設計や機構設計の自由度が制限されるというデメリットがある。更に、観察者の左右眼の間隔 (眼幅) には限界があるため、双目光学系のステレオ角を大きくすることが困難であり、立体感のある観察像を得ることが難しいという問題もある。特に、高倍率での観察時に立体感のある観察像を得ることは極めて困難である。逆に、ステレオ角を小さくすることは可能であるが、専用の光学素子 (プリズム等) を双目光学系に配置しなければならず、光学的構成の複雑化を招く要因となっている。加えて、ステレオ角を微調整することも困難である。また、操作性の面においても問題がある。例えば、観察部位に応じて焦点位置を合わせるための煩雑な操作を行わなければならない。典型的には、前眼部観察から眼底観察に移行する際に、

40

50

顕微鏡自体を前後方向に移動させる操作を行う必要がある。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、ガリレオ式顕微鏡のデメリットを有さず、かつ、ＯＣＴによるスキャン範囲を容易に設定することが可能な眼科用顕微鏡システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

実施形態の眼科用顕微鏡システムは、照明系と一对の受光系とＯＣＴ系と光スキャナと画像描出部とを備える。照明系は、被検眼に照明光を照射する。一对の受光系は、対物レンズ及び撮像素子をそれぞれ含み、互いの対物光軸が非平行に配置され、被検眼に照射された照明光の戻り光をそれぞれの対物レンズを介してそれぞれの撮像素子に導く。ＯＣＴ系は、ＯＣＴ光源からの光を測定光と参照光とに分割し、対物光軸と異なる方向から測定光を被検眼に照射し、被検眼からの測定光の戻り光を参照光と合成して得られた干渉光を検出する。光スキャナは、被検眼を測定光でスキャンするために用いられる。画像描出部は、一对の受光系の少なくとも一方の撮像素子からの出力に基づく画像に、光スキャナによるスキャン範囲を描出する。

10

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

実施形態によれば、ガリレオ式顕微鏡のデメリットを解消し、かつ、ＯＣＴによるスキャン範囲を容易に設定することが可能である。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】第 1 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図。

【図 2】第 1 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図。

【図 3】第 1 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図。

【図 4】第 1 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図。

【図 5】第 1 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図。

【図 6】第 1 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示すフローチャート。

【図 7 A】第 1 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの使用形態における観察像の一例を表す概略図。

30

【図 7 B】第 1 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの使用形態における観察像の一例を表す概略図。

【図 7 C】第 1 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの使用形態における観察像の一例を表す概略図。

【図 8】第 2 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図。

【図 9】第 3 及び第 4 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成の一例を示す概略図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

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、引用文献や任意の公知技術を実施形態に援用することが可能である。

40

【 0 0 1 2 】

眼科用顕微鏡システムは、眼科分野における診療や手術において被検眼の拡大像を観察（撮影）するために使用される。観察対象部位は、患者眼の任意の部位であってよく、例えば、前眼部においては角膜や隅角や硝子体や水晶体や毛様体などであってよく、後眼部においては網膜や脈絡膜や硝子体であってよい。また、観察対象部位は、瞼や眼窩など眼の周辺部位であってもよい。

【 0 0 1 3 】

実施形態の眼科用顕微鏡システムは、被検眼を拡大観察するための顕微鏡としての機能に加え、他の眼科装置としての機能を有する。他の眼科装置としての機能は、少なくともＯＣＴを含み、更に、レーザ治療、眼軸長測定、屈折力測定、高次収差測定などを含んで

50

もよい。他の眼科装置は、被検眼の検査や測定や画像化を光学的手法で行うことが可能な任意の構成を備える。以下の実施形態では、OCT機能とレーザ治療機能とを顕微鏡に組み合わせた構成を説明する。

【0014】

第1実施形態

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4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は、レーザ治療機能を提供するための光学系を示す。図5は処理系の構成を示す。

10

【0015】

眼科用顕微鏡システム1は、照明系10(10L、10R)と、受光系20(20L、20R)と、接眼系30(30L、30R)と、照射系40と、OCT系60と、レーザ治療系80とを備える。後眼部(網膜等)を観察するときには、被検眼Eの直前に前置レンズ90が配置される。なお、図1に示すような非接触の前置レンズ90の代わりにコンタクトレンズ等を用いることが可能である。また、隅角を観察するときにはコンタクトミラー(三面鏡等)等を用いることができる。

【0016】

照明系10

照明系10は、被検眼Eに照明光を照射する。図示は省略するが、照明系10は、照明光を発する光源や、照明野を規定する絞りや、レンズ系などを含む。照明系の構成は、従来の眼科装置(例えば、手術用顕微鏡、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。

20

【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E₀Lに提示される像を取得するための左受光系20Lには、例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と同軸で被検眼Eを照明する。同様に、観察者の右眼E₀R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。

30

【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、例えば、従来の眼科手術用顕微鏡と同様に、ビームスプリッタ11L(11R)に対する照明光の照射位置を変更するための手段を設けることにより実現される。

【0019】

本例では、対物レンズ21L(21R)と被検眼Eとの間にビームスプリッタ11L(11R)が配置されているが、照明光の光路が受光系20L(20R)に結合される位置は、受光系20L(20R)の任意の位置でよい。

40

【0020】

受光系20

本実施形態では、左右一対の受光系20L及び20Rが設けられている。左受光系20Lは、観察者の左眼E₀L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E₀R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

50

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) 。

【 0 0 2 2 】

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。撮像素子 2 3 L (2 3 R) は、例えば 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。

10

【 0 0 2 3 】

以上は、被検眼 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) に対して被検眼 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。

20

【 0 0 2 4 】

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、例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。

【 0 0 2 5 】

図 2 に示す例では、ウェッジプリズム 2 5 L (2 5 R) 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。

30

【 0 0 2 6 】

接眼系 3 0

本実施形態では、左右一对の接眼系 3 0 L 及び 3 0 R が設けられている。左接眼系 3 0 L は、左受光系 2 0 L により取得された被検眼 E の像を観察者の左眼 E₀L に提示するための構成を有し、右接眼系 3 0 R は、右受光系 2 0 R により取得された被検眼 E の像を右眼 E₀R に提示するための構成を有する。左接眼系 3 0 L と右接眼系 3 0 R は同じ構成を備える。左接眼系 3 0 L (右接眼系 3 0 R) は、表示部 3 1 L (3 1 R) と、接眼レンズ系 3 2 L (3 2 R) とを含む。

40

【 0 0 2 7 】

表示部 3 1 L (3 1 R) は、例えば L C D 等のフラットパネルディスプレイである。表示部 3 1 L (3 1 R) の表示面のサイズは、例えば (対角線長) 7 インチ以下とされる。左右一对の接眼系 3 0 L 及び 3 0 R 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 3 1 L 及び 3 1 R の画面サイズの最大値は 7 インチ

50

程度と考えられる。なお、接眼レンズ系 3 2 L 及び 3 2 R 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 3 1 L 及び 3 1 R を適用することができ、或いは、小サイズの表示部 3 1 L 及び 3 1 R を適用することができる。

【0028】

後述のように、左接眼系 3 0 L と右接眼系 3 0 R との間隔を変更することが可能である。それにより、観察者の眼幅に応じて左接眼系 3 0 L と右接眼系 3 0 R との間隔を調整することができる。また、左接眼系 3 0 L と右接眼系 3 0 R 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 3 0 L の光軸と右接眼系 3 0 R 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 E₀L 及び E₀R の輻輳を誘発することができる。観察者による立体視を支援することができる。

10

【0029】

照射系 4 0

照射系 4 0 は、前述した「他の眼科装置」としての機能を実現するための光を、受光系 2 0 の対物光軸 (A L 1 及び A R 1、並びに A L 2 及び A R 2) と異なる方向から被検眼 E に照射する。本例の照射系 4 0 は、OCT のための光 (測定光) と、レーザ治療のための光 (照準光、治療用レーザ光) とを被検眼 E に照射する。

【0030】

更に、照射系 4 0 は、撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R により検出可能な波長の光を被検眼 E に照射する。この光は、撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R からの出力に基づく画像に OCT スキャンの範囲を描出するために利用される。

20

【0031】

照射系 4 0 は、光スキャナ 4 1 と、結像レンズ 4 2 と、リレーレンズ 4 3 と、偏向ミラー 4 4 とを含む。光スキャナ 4 1 には、OCT 部 6 0、レーザ治療部 8 0 及び画像描出光源ユニット 8 5 からの光が導かれる。

【0032】

OCT 部 6 0 からの光 (測定光) は、光ファイバ 5 1 A 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 5 2 A が配置されている。コリメートレンズ 5 2 A により平行光束とされた測定光は、OCT 用光路とレーザ治療用光路とを結合する部材 5 3 に導かれる。

【0033】

レーザ治療部 8 0 からの光 (照準光、治療用レーザ光) は、光ファイバ 5 1 B 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 5 2 B が配置されている。コリメートレンズ 5 2 B により平行光束とされた測定光は、光路結合部材 5 3 に導かれる。

30

【0034】

画像描出光源ユニット 8 5 から出力された光 (撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R により検出可能な波長を含む画像描出光) は、平行光束 (コリメート光) であり、光路結合部材 8 6 に導かれる。なお、本例では、光路結合部材 5 3 と光スキャナ 4 1 との間に光路結合部材 8 6 が配置されているが、これには限定されない。例えば、コリメートレンズ 5 2 A 又は 5 2 B と光路結合部材 5 3 との間に光路結合部材 8 6 を設けることができる。より一般に、画像描出光が光ファイバ 4 1 を介して被検眼 E に照射されるように光路結合部材 8 6 の位置を任意に決定することができる。

40

【0035】

また、本例では、測定光、照準光、治療用レーザ光及び画像描出光の全てが、共通の光スキャナ 4 1 を介して被検眼 E に照射されるように構成されているが、これには限定されない。例えば、2 つの光スキャナを設け、測定光、照準光、治療用レーザ光及び画像描出光のうちの 1 以上からなる第 1 群が第 1 光スキャナを経由して被検眼に照射され、かつ、第 1 群以外の第 2 群が第 2 光スキャナを経由して被検眼に照射されるように光学系を構成することが可能である。

【0036】

50

ＯＣＴのための波長とレーザ治療のための波長とが異なる場合、光路結合物材５３としてダイクロイックミラーを用いることができる。典型的には、ＯＣＴための光として１０５０ｎｍ程度の中心波長を備える広帯域光を利用し、かつ、レーザ治療のための光として６３５ｎｍ程度の波長のレーザ光を用いることができる（照準光としては例えば任意の可視光を用いることができる）。他方、双方の波長が実質的に同じ場合や近い場合には、光路結合物材５３としてハーフミラーを用いることが可能である。他の例として、ＯＣＴを行うタイミングとレーザ治療を行うタイミングとが異なる場合には、クイックリターンミラー等の光路切替部材を光路結合物材５３として用いることが可能である。図１等に示す例では、ＯＣＴ部６０からの測定光は光路結合物材５３を透過して光スキャナ４１に入射し、レーザ治療部８０からの光は光路結合物材５３に反射されて光スキャナ４１に入射する。光路結合物材８６についても同様に、ダイクロイックミラー、ハーフミラー、光路切替部材等を用いることが可能である。

10

【００３７】

光スキャナ４１は、２次元光スキャナであり、第１方向（ｘ方向）へ光を偏向するｘスキャナ４１Ｈと、第１方向に直交する第２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、例えばガルバノミラーが使用される。光スキャナ４１は、例えば、コリメートレンズ５２Ａ及び５２Ｂのそれぞれの射出瞳位置又はその近傍位置に配置される。更に、光スキャナ４１は、例えば、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。

20

【００３８】

本例のように２つの１次元光スキャナを組み合わせることで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（例えば１０ｍｍ程度）だけ離れて配置されるので、例えば、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。

【００３９】

結像レンズ４２は、光スキャナ４１を通過した平行光束（測定光、照準光、治療用レーザ光）を一旦結像される。更に、この光を被検眼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により被検眼Ｅに向けて反射する。

30

【００４０】

照射系４０により導かれてきた光が受光系２０の対物光軸（ＡＬ１及びＡＲ１、並びにＡＬ２及びＡＲ２）と異なる方向から被検眼Ｅに照射されるように、偏向ミラー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、例えば、第１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。

【００４１】

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。

40

【００４２】

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４に示す。図４に示す光学系は、スウェプトソースＯＣＴの例であり、波長走査型（波長掃引型）光源からの光を測定光と参照光とに分割し、被検眼Ｅからの測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光を検出する。干

50

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。

【0043】

光源ユニット 61 は、一般的なスウェプトソースタイプの OCT 装置と同様に、出射光の波長を走査（掃引）可能な波長走査型（波長掃引型）光源を含む。光源ユニット 61 は、人眼では視認できない近赤外の波長帯において、出力波長を時間的に変化させる。

【0044】

光源ユニット 61 から出力された光 L0 は、光ファイバ 62 により偏波コントローラ 63 に導かれてその偏光状態が調整され、光ファイバ 64 によりファイバカプラ 65 に導かれて測定光 LS と参照光 LR とに分割される。

10

【0045】

参照光 LR は、光ファイバ 66A によりコリメータ 67 に導かれて平行光束に変換され、光路長補正部材 68 及び分散補償部材 69 を経由し、コーナーキューブ 70 に導かれる。光路長補正部材 68 は、参照光 LR の光路長（光学距離）と測定光 LS の光路長とを合わせるための遅延手段として作用する。分散補償部材 69 は、参照光 LR と測定光 LS との間の分散特性を合わせるための分散補償手段として作用する。

【0046】

コーナーキューブ 70 は、参照光 LR の進行方向を逆方向に折り返す。コーナーキューブ 70 は、参照光 LR の入射光路及び出射光路に沿う方向に移動可能とされ、それにより参照光 LR の光路の長さが変更される。なお、測定光 LS の光路の長さを変更するための手段と、参照光 LR の光路の長さを変更するための手段のうちのいずれか一方が設けられていればよい。

20

【0047】

コーナーキューブ 70 を経由した参照光 LR は、分散補償部材 69 及び光路長補正部材 68 を経由し、コリメータ 71 によって平行光束から集束光束に変換されて光ファイバ 72 に入射し、偏波コントローラ 73 に導かれて参照光 LR の偏光状態が調整される。更に、参照光 LR は、光ファイバ 74 によりアッテネータ 75 に導かれて、制御部 100 の制御の下で光量が調整される。光量が調整された参照光 LR は、光ファイバ 76 によりファイバカプラ 77 に導かれる。

【0048】

一方、ファイバカプラ 65 により生成された測定光 LS は、光ファイバ 51A により導かれてファイバ端面から出射され、コリメートレンズ 52A により平行光束とされる。平行光束にされた測定光 LS は、ダイクロイックミラー 53、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 を経由して被検眼 E に照射される。測定光 LS は、被検眼 E の様々な深さ位置において反射・散乱される。被検眼 E からの測定光 LS の戻り光は、反射光や後方散乱光を含み、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ 65 に導かれ、光ファイバ 66B を経由してファイバカプラ 77 に到達する。

30

【0049】

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（例えば 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。

40

【0050】

検出器 79 は、例えば一対の干渉光 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。

【0051】

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、例えばス

50

ペクトラルドメイン OCT を適用することが可能である。スペクトラルドメイン OCT では、広帯域の低コヒーレンス光源が用いられ、かつ、分光器を用いて干渉光のスペクトル分布が検出される。

【 0 0 5 2 】

レーザ治療部 8 0

レーザ治療部 8 0 は、レーザ治療を行うための構成を含む。特に、レーザ治療部 8 0 は、被検眼 E に照射される光を発生する。レーザ治療部 8 0 は、照準光源 8 1 A と、治療光源 8 1 B と、ガルバノミラー 8 2 と、遮光板 8 3 とを含む。なお、これら以外の部材をレーザ治療部 8 0 に設けることができる。例えば、光ファイバ 5 1 B の直前位置に、レーザ治療部 8 0 により発生された光を光ファイバ 5 1 B の端面に入射させる光学素子（レンズ等）を設けることができる。

10

【 0 0 5 3 】

照準光源 8 1 A は、レーザ治療を施す部位に照準を合わせるための照準光 L A を発生する。照準光源 8 1 A としては任意の光源が用いられる。本実施形態では、被検眼 E の撮影画像を観察しつつ照準を合わせる構成が適用されるので、撮像素子 2 3（2 3 L 及び 2 3 R）が感度を有する波長帯の光を発する光源（レーザ光源、発光ダイオード等）が照準光源 8 1 A として用いられる。なお、目視観察により照準合わせを行う構成が適用される場合には、照準光 L A として可視光が用いられる。照準光 L A は、ガルバノミラー 8 2 に導かれる。

【 0 0 5 4 】

治療光源 8 1 B は、治療用レーザ光（治療光 L T）を発する。治療光 L T は、その用途に応じて可視レーザ光でも不可視レーザ光でもよい。また、治療光源 8 1 B は、異なる波長のレーザ光を発する単一のレーザ光源又は複数のレーザ光源であってよい。治療光 L T は、ガルバノミラー 8 2 に導かれる。

20

【 0 0 5 5 】

照準光 L A と治療光 L T は、ガルバノミラー 8 2 の反射面の同じ位置に到達するようになっている。なお、照準光 L A と治療光 L T をまとめて「照射光」と呼ぶことがある。ガルバノミラー 8 2（の反射面）の向きは、少なくとも、照射光を光ファイバ 5 1 B に向けて反射させる向き（照射用向き）と、照射光を遮光板 8 3 に向けて反射させる向き（停止用向き）とに変更される。

30

【 0 0 5 6 】

ガルバノミラー 8 2 が停止用向きに配置されている場合、照射光は遮光板 8 3 に到達する。遮光板 8 3 は、例えば照射光を吸収する材質及び / 又は形態からなる部材であり、遮光作用を有する。

【 0 0 5 7 】

本実施形態では、照準光源 8 1 A と治療光源 8 1 B は、それぞれ連続的に光を発生する。そして、ガルバノミラー 8 2 を照射用向きに配置させることで、照射光を被検眼 E に照射させる。また、ガルバノミラー 8 2 を停止用向きに配置させることで、被検眼 E に対する照射光の照射を停止させる。他の実施形態において、照準光源 8 1 A 及び / 又は治療光源 8 1 B は、断続的に光を発生可能に構成されてよい。すなわち、照準光源 8 1 A 及び / 又は治療光源 8 1 B は、パルス光を発生可能に構成されてよい。そのためのパルス制御は制御部 1 0 0 により実行される。この構成が適用される場合、ガルバノミラー 8 2 及び遮光板 8 3 を設ける必要はない。

40

【 0 0 5 8 】

画像描出光源ユニット 8 5

画像描出光源ユニット 8 5 は、撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R により検出可能な波長を含む画像描出光を出力する。画像描出光は、平行光束として出力される。画像描出光源ユニット 8 5 には、LED、レーザ光源等の光源が設けられている。画像描出光源ユニット 8 5 は、コリメートレンズを含んでいてもよい。

【 0 0 5 9 】

50

制御部 1 0 0

制御部 1 0 0 は、眼科用顕微鏡システム 1 の各部の制御を実行する（図 5 参照）。照明系 1 0 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 2 3 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。

【 0 0 6 0 】

制御部 1 0 0 は、各種の情報を表示部 3 1 に表示させる。例えば、制御部 1 0 0 は、撮像素子 2 3 L 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 3 1 L に表示させ、かつ、撮像素子 2 3 R 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 3 1 R に表示させる。

10

【 0 0 6 1 】

光スキャナ 4 1 の制御としては次のものがある：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 L S が照射されるように、測定光 L S を順次に偏向する；予め設定されたレーザ治療パターンに応じた複数の位置に照準光 L A 及び / 又は治療光 L T が照射されるように、照準光 L A 及び / 又は治療光 L T を順次に偏向する；OCT スキャンが行われる被検眼 E の範囲を、撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R により取得される画像に描出するように、画像描出光源ユニット 8 5 からの画像描出光を順次に偏向する。

【 0 0 6 2 】

OCT 部 6 0 に含まれる制御対象としては、光源ユニット 6 1、偏波コントローラ 6 3、コーナークューブ 7 0、偏波コントローラ 7 3、アッテネータ 7 5、検出器 7 9 などがある。レーザ治療部 8 0 に含まれる制御対象としては、照準光源 8 1 A、治療光源 8 1 B、ガルバノミラー 8 2 などがある。

20

【 0 0 6 3 】

また、制御部 1 0 0 は、画像描出光源ユニット 8 5 の制御を行う。この制御には、画像描出光の出力のオン / オフの切り替え、画像描出光の特性（波長、強度等）の変更などが含まれる。

【 0 0 6 4 】

更に、制御部 1 0 0 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 2 0 A、合焦部 2 4 A、光路偏向部 2 5 A、間隔変更部 3 0 A、及び向き変更部 3 0 B が設けられている。

30

【 0 0 6 5 】

ステレオ角変更部 2 0 A は、左受光系 2 0 L と右受光系 2 0 R とを相対的に回転移動する。すなわち、ステレオ角変更部 2 0 A は、互いの対物光軸（例えば A L 1 と A R 1）がなす角度を変更するように左受光系 2 0 L と右受光系 2 0 R とを相対移動させる。この相対移動は、例えば、左受光系 2 0 L と右受光系 2 0 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、互いの対物光軸（例えば A L 1 と A R 1）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。

【 0 0 6 6 】

合焦部 2 4 A は、左右のフォーカスレンズ 2 4 L 及び 2 4 R を光路に対して挿入 / 退避させる。合焦部 2 4 A は、左右のフォーカスレンズ 2 4 L 及び 2 4 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 2 4 A は、左右のフォーカスレンズ 2 4 L 及び 2 4 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 2 4 L 及び 2 4 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。

40

【 0 0 6 7 】

光路偏向部 2 5 A は、左右のウェッジプリズム 2 5 L 及び 2 5 R を光路に対して挿入 / 退避させる。光路偏向部 2 5 A は、左右のウェッジプリズム 2 5 L 及び 2 5 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 2 5 A は、左右のウェッジプリズム 2 5 L 及び 2 5 R のプリズム量（及びプリズム方向）を（同時に）変

50

更することによって左右の受光系 20L 及び 20R の光路の向きを変更するように構成されてよい。

【0068】

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

【0069】

向き変更部 30B は、左右の接眼系 30L 及び 30R の相対的向きを変更する。向き変更部 30B は、互いの光軸がなす角度を変更するように左接眼系 30L と右接眼系 30R とを相対移動させる。この相対移動は、例えば、左接眼系 30L と右接眼系 30R とを反対の回転方向に同じ角度だけ移動させるものである。この移動態様においては、互いの光軸がなす角の二等分線の向きは一定である。一方、当該二等分線の向きが変化するように上記相対移動を行うことも可能である。

【0070】

データ処理部 200

データ処理部 200 は、各種のデータ処理を実行する。このデータ処理には、画像を形成する処理や、画像を加工する処理などが含まれる。また、データ処理部 200 は、画像や検査結果や測定結果の解析処理や、被検者に関する情報（電子カルテ情報等）に関する処理を実行可能であってよい。データ処理部 200 には、変倍処理部 210 と、OCT 画像形成部 220 と、描出画像情報生成部 230 が含まれる。

【0071】

変倍処理部 210 は、撮像素子 23 により取得された画像を拡大する。この処理は、いわゆるデジタルズーム処理であり、撮像素子 23 により取得された画像の一部を切り取る処理と、その部分の拡大画像を作成する処理とを含む。画像の切り取り範囲は、観察者により又は制御部 100 により設定される。変倍処理部 210 は、左受光系 20L の撮像素子 23L により取得された画像（左画像）と、右受光系 20R の撮像素子 23R により取得された画像（右画像）とに対して、同じ処理を施す。それにより、観察者の左眼 E₀L と右眼 E₀R とに同じ倍率の画像が提示される。

【0072】

なお、このようなデジタルズーム機能に加えて、又はその代わりに、いわゆる光学ズーム機能を設けることが可能である。光学ズーム機能は、左右の受光系 20L 及び 20R のそれぞれに変倍レンズ（変倍レンズ系）を設けることにより実現される。具体例として、変倍レンズを（選択的に）光路に対して挿入／退避する構成や、変倍レンズを光軸方向に移動させる構成がある。光学ズーム機能に関する制御は制御部 100 によって実行される。

【0073】

OCT 画像形成部 220 は、OCT 部 60 の検出器 79 により得られる干渉光 LC の検出結果に基づいて、被検眼 E の画像を形成する。制御部 100 は、検出器 79 から順次に出される検出信号を OCT 画像形成部 220 に送る。OCT 画像形成部 220 は、例えば一連の波長走査毎に（A ライン毎に）、検出器 79 により得られた検出結果に基づくスペクトル分布にフーリエ変換等を施すことにより、各 A ラインにおける反射強度プロファイルを形成する。更に、OCT 画像形成部 220 は、各 A ラインプロファイルを画像化することにより画像データを形成する。それにより、B スキャン像（断面像）やボリュームデータ（3次元画像データ）が得られる。

【0074】

データ処理部 200 は、OCT 画像形成部 220 により形成された画像（OCT 画像）を解析する機能を備えていてよい。この解析機能としては、網膜厚解析や、正常眼との比較解析などがある。このような解析機能は、公知のアプリケーションを用いて実行される。また、データ処理部 200 は、受光系 20 により取得された画像を解析する機能を備えていてよい。また、データ処理部 200 は、受光系 20 により取得された画像の解析と O

10

20

30

40

50

C T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。

【0075】

描出画像情報生成部230は、画像描出光を光スキャナ41で偏向することにより描出される画像に関する情報（描出画像情報）を生成する。制御部100は、この描出画像情報に基づいて光スキャナ41（及び画像描出光源ユニット85）を制御することにより、光スキャナ41の制御内容に応じた像を被検眼Eに投影する。この投影像は、左右の受光系20L及び20R（つまり撮像素子23L及び23R）によって撮像される。それにより、この投影像が描出された被検眼Eの画像（眼底像、前眼部像等）が撮像素子23L及び23Rから出力される。

【0076】

描出画像情報生成部230が実行する処理の例を説明する。OCTスキャンの条件（スキャン条件：位置、パターン等）は予め設定される。スキャン条件は、例えば、デフォルトの条件、ユーザにより設定された条件、及び、疾患名や検査目的や過去の検査結果（電子カルテ等）等から設定された条件のいずれかであってよい。

【0077】

第1の例として、スキャン条件をそのまま抽出画像情報として用いることができる。

【0078】

第2の例として、スキャン条件が表す範囲の一部を表す抽出画像情報を生成することができる。例えば、3次元スキャン（ラスタースキャン）では、互いに平行な複数のラインに沿って測定光LSを移動するように光スキャナ41が制御される。この場合、ラスタースキャンの外縁（輪郭）を表す抽出画像情報を生成することができる。また、スキャン条件が表す範囲における特徴位置（中心位置、端部位置等）を表す抽出画像情報を生成してもよい。

【0079】

第3の例として、スキャン条件が表す範囲を示し、かつ当該範囲の外部の位置を表す抽出画像情報を生成することができる。例えば、ラスタースキャンの範囲の4つの頂点を指示する4つの矢印画像が投影されるように抽出画像情報を生成することができる。

【0080】

ここで、第2及び第3の例の抽出画像情報は、スキャン条件に基づいて生成される。なお、抽出画像情報の態様や生成方法はこれらに限定されない。

【0081】

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。

【0082】

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。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。

【0083】

使用形態

10

20

30

40

50

実施形態に係る眼科用顕微鏡システム 1 の使用形態を説明する。図 6 のフローチャートは使用形態の一例を表す。

【 0 0 8 4 】

(S 1 : 顕微鏡での観察を開始する)

まず、ユーザは、被検眼 E の顕微鏡像の観察を開始する。例えば、ユーザが顕微鏡での観察の開始操作を行ったことに対応し、制御部 1 0 0 は、照明系 1 0 L 及び 1 0 R からの照明光の出力を開始させるとともに、撮像素子 2 3 L からの出力に基づく画像を表示部 3 1 L に表示させ、かつ、撮像素子 2 3 R からの出力に基づく画像を表示部 3 1 R に表示させる。ユーザは、接眼部 3 0 L 及び 3 0 R を介して被検眼 E の像を双眼観察することができる。この観察像には、被検眼 E の一部のみが描出されている。

10

【 0 0 8 5 】

図 7 A に示す観察像 G 1 は、眼底観察の場合にこの段階で得られる観察像の一例である。観察像 G 1 は、眼底表面の広域観察するための画像であり、視神経乳頭、黄斑、血管等の形態が描出されている。

【 0 0 8 6 】

(S 2 : O C T スキャン条件を設定する)

ユーザ又は眼科用顕微鏡システム 1 は、O C T のスキャン条件を設定する。ユーザがこれを設定する場合、制御部 1 0 は、例えばユーザインターフェイス 3 0 0 又は表示部 3 1 L 及び 3 1 R に、スキャン条件を設定するためのインターフェイス (G U I 等) を表示させる。ユーザは、このインターフェイスを利用してスキャン条件を設定する。

20

【 0 0 8 7 】

眼科用顕微鏡システム 1 がスキャン条件を設定する場合、例えば、疾患名、検査目的、過去の検査結果 (電子カルテ等) 等に基づいて、制御部 1 0 0 又はデータ処理部 2 0 0 がスキャン条件を設定する。例えば、疾患毎の既定のスキャン条件を適用したり、スクリーニングや検診の種別毎の既定のスキャン条件を適用したり、当該被検者 (当該被検眼) の過去の検査で適用されたスキャン条件を再度適用したりすることが可能である。

【 0 0 8 8 】

(S 3 : 描出画像情報を生成する)

描出画像情報生成部 2 3 0 は、ステップ S 2 で設定されたスキャン条件に基づいて描出画像情報を生成する。

30

【 0 0 8 9 】

(S 4 : スキャン範囲の描出を開始する)

制御部 1 0 0 は、画像描出光源ユニット 8 5 を制御して画像描出光の出力を開始させるとともに、ステップ S 3 で生成された描出画像情報に基づいて光スキャナ 4 1 を制御する。それにより、ステップ S 2 で設定されたスキャン条件 (スキャン位置、スキャンパターン、サイズ等) によって O C T スキャンが実行される範囲 (スキャン範囲) が、観察像に描出される。

【 0 0 9 0 】

このとき、制御部 1 0 0 は、描出画像情報に基づく光スキャナ 4 1 の制御を繰り返し実行することができる。この繰り返しレートは、例えば、観察像のフレームレート以下に設定される。また、観察像中の特徴点の位置の変化から被検眼 E の動きを検出し、この動きに合わせて画像描出光の照射位置を変位させるように光スキャナ 4 1 を制御することが可能である。このような制御はトラッキングと呼ばれる。

40

【 0 0 9 1 】

例えば、図 7 A の観察像 G 1 が得られた後、ラスタースキャンの外縁に沿って画像描出光を移動するように光スキャナ 4 1 の制御を行う場合、眼底の形態とともに画像描出光の投影像 (棒状画像) R 1 が描出された観察像 G 2 が得られる (図 7 B を参照) 。ユーザは、このような観察像 G 2 により、ステップ S 2 で設定されたスキャン範囲を把握することができる。

【 0 0 9 2 】

50

(S 5 : スキャン条件が変更されたか ?)

ユーザは、ユーザインターフェイス 3 0 0 を用いてスキャン条件を変更することができる。スキャン条件が確定された場合など、スキャン条件が変更されない場合 (S 5 : N O)、処理はステップ S 6 へ移行する。

【 0 0 9 3 】

一方、スキャン条件が変更された場合 (S 5 : Y E S)、処理はステップ S 3 へ移行する。スキャン条件が変更されると、描出画像情報生成部 2 3 0 は、この新たなスキャン条件に基づいて新たな描出画像情報を生成する (S 3)。次に、制御部 1 0 0 は、この新たな描出画像情報に基づいて光スキャナ 4 1 を制御することにより、新たなスキャン条件に対応するスキャン範囲が観察像に描出される。

10

【 0 0 9 4 】

例えば、図 7 B の観察像 G 2 が得られた後にスキャン位置が変更された場合、眼底の形態とともに、移動後のスキャン範囲を示す枠状画像 R 2 が描出された観察像 G 3 が得られる (図 7 C を参照)。ユーザは、このような観察像 G 3 により、変更されたスキャン条件に対応するスキャン範囲を把握することができる。なお、スキャン条件の変更は、スキャン位置の変更には限定されず、スキャンパターンやサイズ等の任意の条件の変更であってもよい。所望のスキャン条件が設定されるまで、ステップ S 3 ~ S 5 が繰り返される。

【 0 0 9 5 】

(S 6 : O C T スキャンを実行する)

スキャン条件が確定されると (S 5 : N O)、制御部 1 0 0 は、O C T スキャンの開始トリガを待つ。開始トリガは、例えば、ユーザからの指示、又は、所定条件 (トラッキング等) の満足である。開始トリガの入力を受けると、制御部 1 0 0 は、現在のスキャン条件に基づいて光スキャナ 4 1 及び O C T 部 6 0 を制御することにより O C T スキャンを実行させる。この O C T スキャンは、ユーザが把握したスキャン範囲に対して実行される。

20

【 0 0 9 6 】

(S 7 : 収集データを処理する)

O C T 画像形成部 2 2 0 は、ステップ S 6 で収集されたデータを処理する。それにより、O C T 画像や解析データが得られる。

【 0 0 9 7 】

(S 8 : O C T 画像 / 解析データを表示する)

30

制御部 1 0 0 は、ステップ S 7 で得られた O C T 画像や解析データを、例えばユーザインターフェイス 3 0 0 及び / 又は表示部 3 1 L 及び 3 1 R に表示させる。それにより、ユーザは、O C T 画像や解析データを確認することができる。なお、O C T 画像や解析データの表示のオン / オフを切り替えられるように構成することが可能である。

【 0 0 9 8 】

また、ステップ S 6 で実行された O C T スキャンの範囲を記憶し、O C T 画像の表示とともに、そのスキャン範囲を示す画像を現在の観察像内に描出するように構成してもよい。なお、複数のライン (直線、曲線等) からなるスキャンパターンが適用された場合、所望のラインに沿う B スキャン像を選択的に表示させることができる。この場合、表示されている B スキャン像に相当するラインを現在の観察像内に描出することができる。例えば、ラスタースキャンが行われて 3 次元画像データが得られた場合において、ユーザが所望のラインを選択すると、制御部 1 0 0 は、選択されたラインに沿う B スキャン像を表示させ、かつ、このラインの位置を示す画像を現在の観察像内に描出することができる。

40

【 0 0 9 9 】

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。

【 0 1 0 0 】

本実施形態の眼科用顕微鏡システムは、照明系と、一对の受光系と、O C T 系と、光スキャナと、画像描出部とを備える。照明系 (1 0 L、1 0 R) は、被検眼に照明光を照射する。一对の受光系 (2 0 L、2 0 R) のそれぞれは、対物レンズ (2 1 L、2 1 R) と

50

撮像素子（２３Ｌ、２３Ｒ）とを含む。更に、互いの対物光軸（ＡＬ１、ＡＲ１等）は非平行に配置されている。加えて、一对の受光系は、被検眼に照射された照明光の戻り光を、それぞれの対物レンズを介してそれぞれの撮像素子に導く。ＯＣＴ系（ＯＣＴ部６０、測定光の光路に配置された部材）は、ＯＣＴ光源（光源ユニット６１）からの光を測定光と参照光とに分割し、対物光軸と異なる方向から測定光を被検眼に照射し、被検眼からの測定光の戻り光を参照光と合成して得られた干渉光を検出する。光スキャナ（４１）は、被検眼を測定光でスキャンするために用いられる。画像描出部（画像描出光源ユニット８５等）は、一对の受光系の少なくとも一方の撮像素子からの出力に基づく画像（観察像等）に、光スキャナによる測定光のスキャン範囲（つまりＯＣＴスキャンの範囲）を描出する。

10

【０１０１】

ここで、「撮像素子からの出力に基づく画像」は、撮像素子からの出力画像そのものでもよいし、この出力画像を加工した画像（例えば変倍処理部２１０による拡大画像）でもよい。また、撮像素子からの出力画像にスキャン範囲が既に描出されていてもよいし、出力画像を表示する前又はこれを表示するときにスキャン範囲を描出するようにしてもよい。本実施形態は前者に相当する。後者については後述する。

【０１０２】

このような実施形態によれば、被検眼の観察像等にＯＣＴスキャン範囲を描出するよう構成されているので、被検眼を顕微鏡で観察しながらスキャン範囲を把握することができる。また、実施形態では、ガリレオ式顕微鏡が適用されていないため、そのデメリットを有しない。例えば、本実施形態においては、一对の受光系のそれぞれに対物レンズが設けられており、双方の受光系に共通の大径の対物レンズが使用されていないため、光学設計や機構設計の自由度が向上し、ＯＣＴやレーザ治療等のための要素の配置が容易になり、装置の小型化を図ることも可能となる。このように、本実施形態によれば、ガリレオ式顕微鏡のデメリットを解消し、かつ、ＯＣＴによるスキャン範囲を容易に設定することが可能となる。

20

【０１０３】

実施形態において、画像描出部は、スキャン範囲が描出された画像を撮像素子から出力させるように構成されてよい。例えば、本実施形態では、スキャン範囲を表す像を被検眼に投影し、この投影像を一对の受光系で撮像している。したがって、受光系の撮像素子から出力される画像には、被検眼の像とともに、スキャン範囲を表す像が描出されている。なお、スキャン範囲が描出された画像を撮像素子から出力させるために他の構成を適用することもできる。また、スキャン範囲が描出されていない画像を撮像素子から出力させ、この出力画像に対してスキャン範囲を表す像を付加するように構成することも可能である。これら構成については後述する。

30

【０１０４】

更に、画像描出部は、撮像素子により検出可能な波長の光を出力する光源（画像描出光源ユニット８５）を含んでよい。この光源から出力された光を被検眼に照射することにより、スキャン範囲が描出された画像を撮像素子から出力させるよう構成することができる。例えば、本実施形態では、画像描出光源ユニット８５から出力された画像描出光を光スキャナ４１で逐次に偏向することにより、スキャン範囲を表す像を被検眼に投影している。なお、スキャン範囲を表す像を被検眼に投影するために他の構成を適用することもできる。例えば、所定の断面形状を有するビームを光偏向器を介して被検眼に投射する構成を適用できる。

40

【０１０５】

実施形態において、画像描出部は、画像描出用の光源から出力された光の光路をＯＣＴ系の光路に結合する光路結部位材を含んでいてよい。ここで、光路結部位材は、光スキャナよりもＯＣＴ光源側に配置される。例えば、本実施形態では、光路結部位材５３と光スキャナ４１との間に配置された光路結部位材８６が、画像描出光源ユニット８５から出力された画像描出光の光路を、ＯＣＴ用の測定光の光路に結合している。更に、実施形態は

50

、照準光源から出力された照準光と、治療光源から出力された治療光とを、光スキャナを介して被検眼に照射するレーザ治療系を備える。本実施形態では、レーザ治療部 80 がこれに相当する。このような実施形態では、レーザ治療系（照準光源）とは別個に画像描出用の光源が設けられている。一般に、レーザ治療系による単一の治療範囲（例えばパターンレーザ治療におけるパターンのサイズ）は OCT スキャン範囲よりも狭い。このような制約がある場合でも、画像描出用の光源を独立に設けることで、OCT スキャン範囲を描出することが可能となる。なお、この制約がない場合の実施形態については後述する。

【0106】

実施形態において、ユーザが双眼観察を行うための一对の接眼部を設けることができる。各接眼部は、表示部と、この表示部の表示面側に配置された 1 以上のレンズとを含む。本実施形態では、表示部 31L 及び接眼レンズ系 32L を含む接眼部 30L と、表示部 31R 及び接眼レンズ系 32R を含む接眼部 30R とが、一对の接眼部に相当する。加えて、一对の接眼部の一方（30L 又は 30R）に含まれる表示部（31L 又は 31R）は、一对の受光系の一方（20L 又は 20R）の撮像素子（23L 又は 23R）からの出力に基づく画像を表示する。更に、一对の接眼部の他方（30R 又は 30L）に含まれる表示部（31R 又は 31L）は、一对の受光系の他方（20R 又は 20L）の撮像素子（23R 又は 23L）からの出力に基づく画像を表示する。

【0107】

実施形態において、光スキャナによるスキャン範囲を設定する設定部が設けられていてよい。その場合、画像描出部は、設定部により設定されたスキャン範囲を描出することができる。スキャン範囲の設定は手動又は自動で行われてよい。例えば、本実施形態では、手動の場合の設定部はユーザインターフェイス 300（及び制御部 100）を含み、自動の場合の設定部は制御部 100（及びデータ処理部 200）を含む。なお、スキャン範囲の設定には、スキャンパターンの設定、スキャン位置の設定、スキャンサイズの設定など、各種のスキャン条件の設定が含まれていてよい。

【0108】

第 2 実施形態

第 1 実施形態では、スキャン範囲を描出するための専用の光源が設けられている。第 2 実施形態では、レーザ治療系の照準光源をスキャン範囲の描出に利用した構成、つまりスキャン範囲描出用光源と照準光源とを共通化した構成について説明する。以下、第 1 実施形態と同様の要素には同じ符号を付して説明を行う。また、第 1 実施形態との相違点を主に説明する。特に言及しない限り、第 1 実施形態と同様の構成、機能、作用、効果等が適用される。

【0109】

第 2 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成例を図 8 に示す。眼科用顕微鏡システム 1000 は、第 1 実施形態の眼科用顕微鏡システム 1（図 1）から画像描出光源ユニット 85 及び光路結合部材 86 を除外した構成を有する。なお、OCT 部 60 及びレーザ治療部 80 の構成は第 1 実施形態と同様である。また、眼科用顕微鏡システム 1000 の処理系は、画像描出光源ユニット 85 を有しない点を除くと、第 1 実施形態（図 5）と同じであってよい。以下、第 1 実施形態の図面及び内容を準用する。

【0110】

第 2 実施形態では、照準光源 81A から出力された光を画像描出光として用いる。この光は、撮像素子 23L 及び 23R により検出可能な波長を含む。なお、レーザ治療のための照準光と画像出力光とは異なる波長であってよい。その場合、例えば、異なる 2 以上の波長帯の光を切り替えて出力することが可能な照準光源が用いられる。このような照準光源は、2 以上の光源を含んでもよいし、波長可変光源を含んでもよい。また、波長選択素子（フィルタ等）を用いて異なる 2 以上の波長帯の光を生成することも可能である。

【0111】

照準光源 81A から出力された画像描出光は、ガルバノミラー 82 により反射され、光ファイバ 51B に導かれ、コリメートレンズ 52B により平行光束とされ、光路結合部材

10

20

30

40

50

5 3 により測定光 L S の光路に導かれる。更に、画像描出光は、光スキャナ 4 1 等を介して、対物光軸 A L 1 及び A R 1 のいずれとも異なる方向から被検眼 E に照射される。

【 0 1 1 2 】

描出画像情報生成部 2 3 0 は、第 1 実施形態と同様にして描出画像情報を生成する。制御部 1 0 0 は、生成された描出画像情報に基づいて光スキャナ 4 1 を制御する。それにより、画像描出光を用いて、O C T のスキャン範囲を表す像を被検眼 E に投影することができる。この投影像は、受光系 2 0 L 及び 2 0 R によって撮像される。撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R から出力される画像には、スキャン範囲を表す像が描出されている。この出力画像に基づく画像が接眼部 3 0 L 及び 3 0 R の表示部 3 1 L 及び 3 1 R に表示される。それにより、ユーザは、現に設定されているスキャン範囲を把握することができる。

10

【 0 1 1 3 】

本実施形態によれば、第 1 実施形態と同様に、ガリレオ式顕微鏡のデメリットを解消し、かつ、O C T によるスキャン範囲を容易に設定することができる。更に、レーザ治療系の照準光源を利用して O C T スキャン範囲を表す像を形成するよう構成されているので、構成の簡略化やコストの低減を図ることができる。

【 0 1 1 4 】

第 3 実施形態

第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、光源からの光を用いて被検眼に像を投影することによりスキャン範囲が描出された観察像を得ている。これに対し、第 3 実施形態では、受光系の撮像素子を制御することによってスキャン範囲の描出を行う。以下、第 1 実施形態等と同様の要素には同じ符号を付して説明を行う。また、第 1 実施形態等との相違点を主に説明する。特に言及しない限り、第 1 実施形態等と同様の構成、機能、作用、効果等が適用される。

20

【 0 1 1 5 】

第 3 実施形態に係る眼科用顕微鏡システムの構成例を図 9 に示す。眼科用顕微鏡システム 2 0 0 0 は、第 1 実施形態の眼科用顕微鏡システム 1 (図 1) からレーザ治療部 8 0 、画像描出光源ユニット 8 5 及び光路結合部材 8 6 を除外した構成を有する。なお、O C T 部 6 0 の構成は第 1 実施形態と同様である。また、眼科用顕微鏡システム 2 0 0 0 の処理系は、レーザ治療部 8 0 及び画像描出光源ユニット 8 5 を有しない点を除くと、第 1 実施形態 (図 5) と同じであってよい。以下、第 1 実施形態の図面及び内容を準用する。なお、第 3 実施形態の変形例ではレーザ治療部 8 0 や他の機能部が設けられていてもよい。

30

【 0 1 1 6 】

制御部 1 0 0 は、撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R を制御することにより、スキャン範囲が描出された画像を撮像素子から出力させる。そのために、描出画像情報生成部 2 3 0 は、例えば、スキャン条件に基づくスキャン範囲に対応する撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R の画素を示す描出画像情報を生成することができる。このような画素は、例えば、光学系に含まれる素子の特性や配置に基づいて特定される。更に、被検眼 E の特性 (眼屈折力、眼軸長等) を参照することもできる。また、光線追跡等の技術を利用することも可能である。

【 0 1 1 7 】

制御部 1 0 0 は、生成された描出画像情報が示す画素に対応する信号を加工する。例えば、制御部 1 0 0 は、当該画素に対応する輝度値を所定値に変換する。具体的には、輝度値をゼロに変換したり、R G B 値を所定値に変換したりすることが可能である。なお、このような画素値の変換は、撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R を制御することによって、又は、撮像素子 2 3 L 及び 2 3 R から出力された画像を処理することによって実現される。典型的な例としてラスタースキャンが行われる場合、ラスタースキャンの範囲の外縁に相当する画素の輝度値がゼロに変換される。この場合、スキャン範囲が黒枠で提示された被検眼 E の観察像が得られる。このとき、前述したトラッキングと同様に、画素値が変換される画素を被検眼 E の動きに合わせて変更することができる。

40

【 0 1 1 8 】

本実施形態によれば、第 1 実施形態等と同様に、ガリレオ式顕微鏡のデメリットを解消

50

し、かつ、OCTによるスキャン範囲を容易に設定することができる。更に、第1実施形態等のような光源を設けることなく、撮像素子に対する制御によってスキャン範囲を描出するよう構成されているので、構成の簡略化やコストの低減を図ることができる。

【0119】

第4実施形態

スキャン範囲が描出された観察像を得るために、第1実施形態及び第2実施形態では光源からの光を利用し、第3実施形態では受光系の撮像素子を制御している。第4実施形態では、表示制御によって観察像にスキャン範囲を描出する。以下、第1実施形態等と同様の要素には同じ符号を付して説明を行う。また、第1実施形態等との相違点を主に説明する。特に言及しない限り、第1実施形態等と同様の構成、機能、作用、効果等が適用される。

10

【0120】

第4実施形態の眼科用顕微鏡システムは、例えば、第3実施形態と同様の光学系を備える(図9を参照)。処理系は、レーザ治療部80及び画像描出光源ユニット85を有しない点を除くと、第1実施形態(図5)と同じであってよい。以下、図9及び図5を主に参照し、第1実施形態の図面及び内容を準用する。なお、第4実施形態の変形例ではレーザ治療部80や他の機能部が設けられていてもよい。

【0121】

制御部100は、表示部31L及び31Rを制御することにより、受光系20L及び20Rにより得られる被検眼Eの観察像にスキャン範囲を描出する。なお、接眼部30L及び30Rの外部に設けられた表示装置に観察像及びスキャン範囲を表示するようにしてもよい。

20

【0122】

描出画像情報生成部230は、例えば、光学系に含まれる素子の特性及び配置や、被検眼Eの特性(眼屈折力、眼軸長等)などに基づいて、スキャン条件に基づくスキャン範囲に対応する表示部31L及び31Rの画素を示す描出画像情報を生成する。このとき、光線追跡等の技術を利用することも可能である。

【0123】

制御部100は、生成された描出画像情報が示す画素の値(輝度値、RGB値等)を変換して表示することにより、観察像にスキャン範囲を描出する。或いは、制御部100は、レイヤ表示機能を用いることも可能である。例えば、第1レイヤに観察像を表示し、第1レイヤの前面に配置される第2レイヤにスキャン範囲を示す画像を表示することができる。第2レイヤの不透明度(アルファ値)は任意に設定される。

30

【0124】

本実施形態によれば、第1実施形態等と同様に、ガリレオ式顕微鏡のデメリットを解消し、かつ、OCTによるスキャン範囲を容易に設定することができる。更に、第1実施形態等のような光源を設けることなく、表示制御(電子レチクル、電子マスク)によってスキャン範囲を描出するよう構成されているので、構成の簡略化やコストの低減を図ることができる。

【0125】

第1～第4実施形態は本発明の例示に過ぎない。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。

40

【符号の説明】

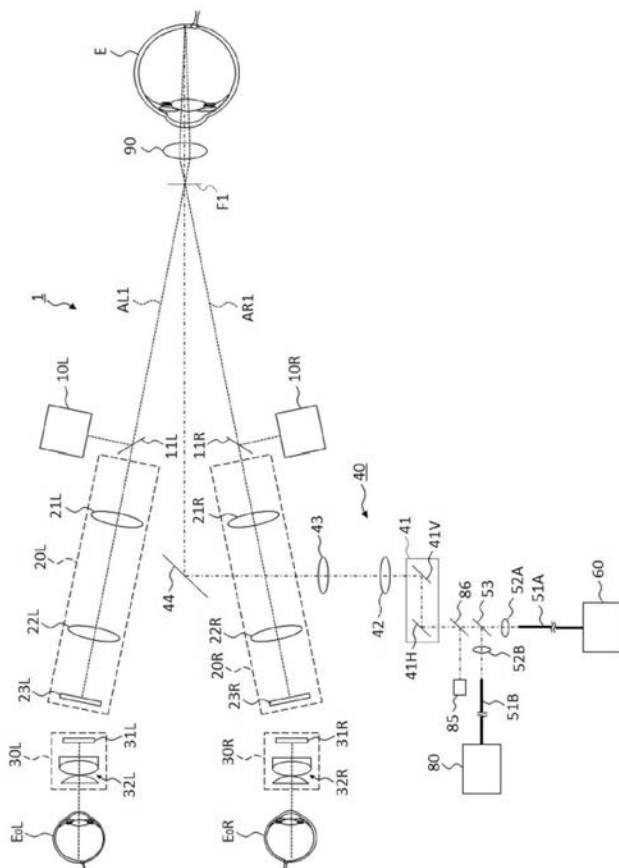
【0126】

- 1 眼科用顕微鏡システム
- 10L、10R 照明系
- 20L、20R 受光系
- 21L、21R 対物レンズ
- 23L、23R 撮像素子
- 41 光スキャナ

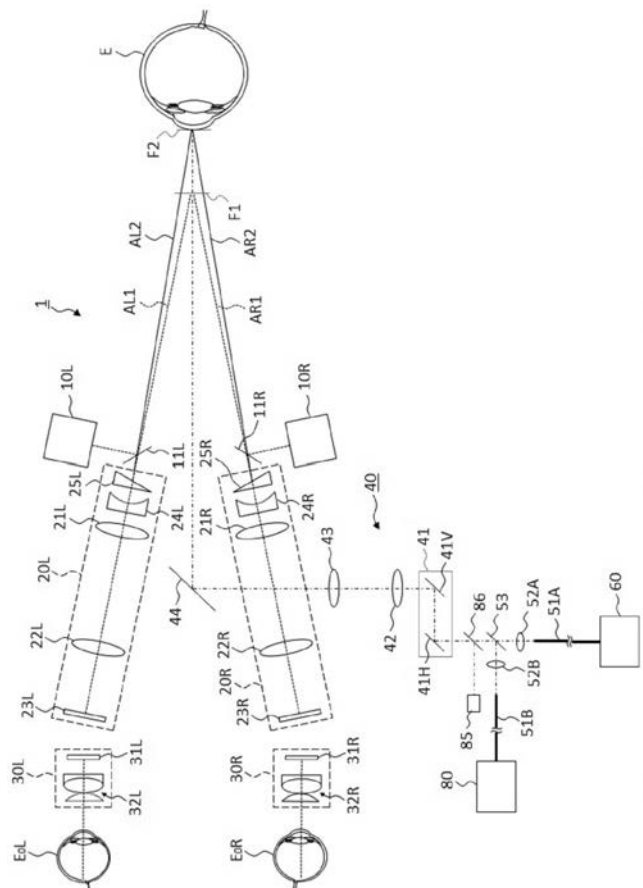
50

60 OCT部
 80 レーザ治療部
 85 画像描出光源ユニット
 230 描出画像情報生成部

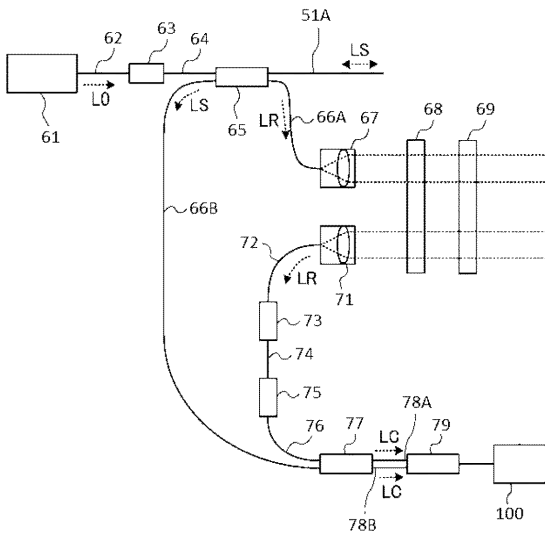
【図1】



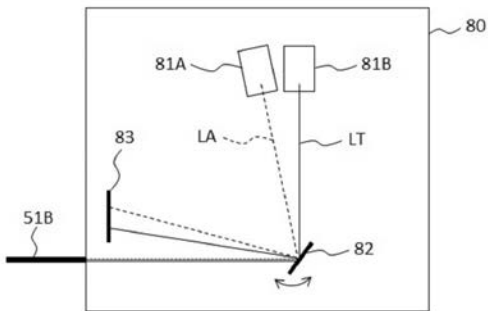
【図2】



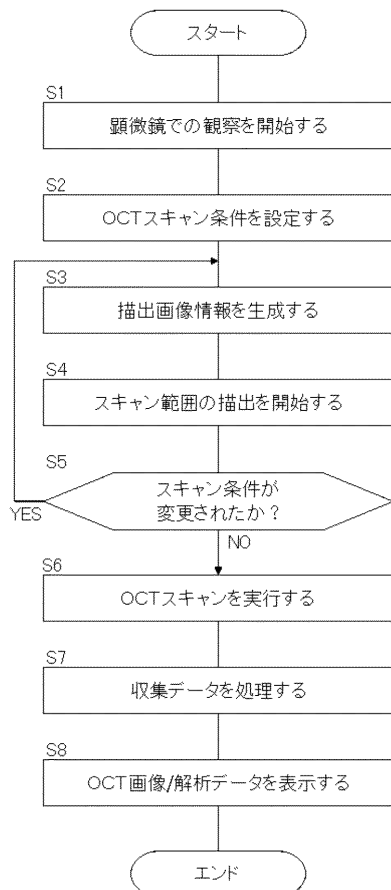
【図 3】



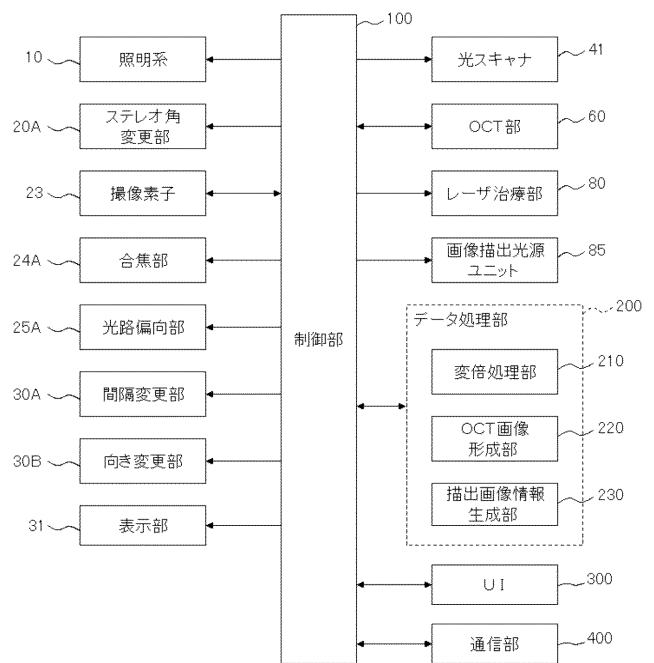
【図 4】



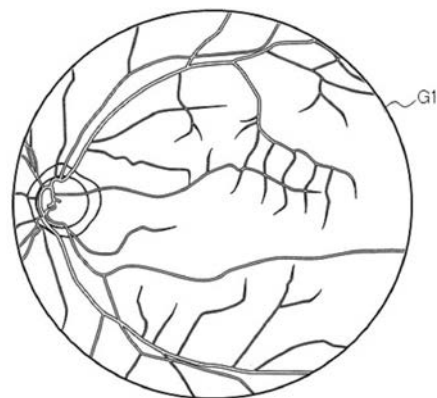
【図 6】



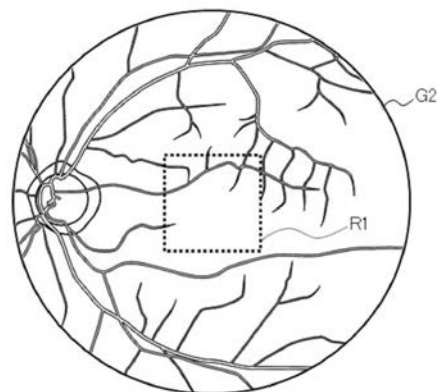
【図 5】



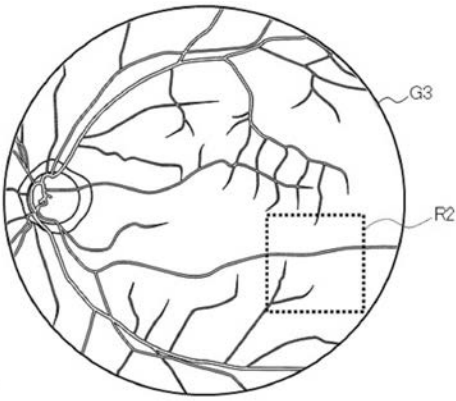
【図 7 A】



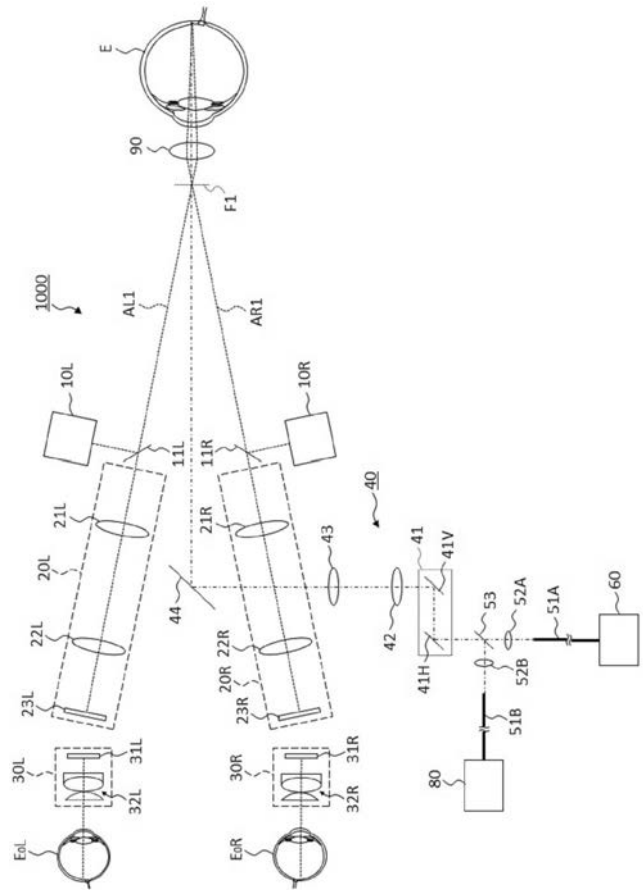
【図 7 B】



【図 7 C】



【図 8】



【図 9】

