

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6207221号
(P6207221)

(45) 発行日 平成29年10月4日 (2017. 10. 4)

(24) 登録日 平成29年9月15日 (2017. 9. 15)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 3/10

R

請求項の数 17 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2013-95624 (P2013-95624)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成25年4月30日 (2013. 4. 30)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2014-213157 (P2014-213157A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成26年11月17日 (2014. 11. 17)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	平成28年4月4日 (2016. 4. 4)		弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人	100124442
			弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者	武藤 健二
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ
			ノン株式会社内
		(72) 発明者	吉田 拓史
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ
			ノン株式会社内
		審査官	増淵 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光断層撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1のレンズを介して測定光が照射された被検眼からの戻り光と該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、該被検眼の断層画像を取得する光断層撮像装置であって、

前記測定光の光路に設けられ、前記被検眼の眼底に対して前記測定光を走査する走査手段と、

前記測定光の光路における前記走査手段と前記第1のレンズとの間に配置された第2のレンズと、

前記第1のレンズと前記第2のレンズとの間における前記測定光の光路に配置され、前記測定光の光路から前記被検眼の前眼を観察する前眼観察光学系の光路に分岐する第1の光路分岐手段と、

前記第1のレンズと前記第2のレンズとの間における前記測定光の光路に配置され、前記測定光の光路から前記眼底を観察する眼底観察光学系の光路に分岐する第2の光路分岐手段と、を有し、

前記前眼観察光学系の光路は、前記第1の光路分岐手段の反射光路に配置され、前記眼底観察光学系の光路は、前記第1の光路分岐手段の透過光路及び前記第2の光路分岐手段の透過光路に配置され、

前記測定光の光路は、前記第1の光路分岐手段の透過光路及び前記第2の光路分岐手段の反射光路に配置され、

10

20

前記走査手段により走査される測定光が前記第 1 の光路分岐手段及び前記第 2 の光路分岐手段に入射する角度が略保持されるように、前記第 2 のレンズと前記走査手段とが配置されることを特徴とする光断層撮像装置。

【請求項 2】

前記眼底観察光学系の光路に配置され、観察光源から発生された観察用の光を前記眼底において走査する観察用走査手段と、

前記眼底観察光学系の光路における前記観察用走査手段と前記第 2 の光路分岐手段との間に配置された第 3 のレンズと、を更に有し、

前記観察用の光の光路における前記第 1 のレンズと前記第 3 のレンズとの間で光が略平行になるように、前記第 3 のレンズと前記観察用走査手段とが配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の光断層撮像装置。

10

【請求項 3】

前記走査手段及び前記観察用走査手段は、前記前眼と略共役な位置に設けられることを特徴とする請求項 2 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 4】

前記第 2 のレンズと前記第 3 のレンズとが、同じ形状及び材質であることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 5】

前記眼底観察光学系の光路に配置され、前記観察用走査手段よりも前記観察光源の側に配置された固視用の光源を更に有し、

20

前記観察用走査手段は、固視用の走査手段として用いられることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 6】

前記第 1 のレンズは、対物レンズであり、

前記対物レンズ及び前記第 2 のレンズの間において前記走査手段が前記測定光を走査することにより得られた複数の光が前記第 1 及び第 2 の光路分岐手段に対して入射する角度が略同じになるように、且つ前記複数の光の前記対物レンズに対する入射角度が略同じになるように、前記第 2 のレンズ及び前記走査手段が配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 7】

30

前記第 1 のレンズは、対物レンズであり、

前記対物レンズ及び前記第 2 のレンズの間において前記走査手段が前記測定光を走査することにより得られた複数の光の前記対物レンズに対する入射角度が略同じになるように、前記第 2 のレンズ及び前記走査手段が配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 8】

前記第 1 のレンズは、対物レンズであり、

前記走査手段が前記測定光を走査することにより得られる複数の光が前記対物レンズ及び前記第 2 のレンズの間で略平行になるように、前記第 2 のレンズ及び前記走査手段が配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

40

【請求項 9】

光源から発生された光を前記測定光と前記参照光とに分割する分割手段と、

前記測定光の光路における前記分割手段と前記走査手段との間に配置された合焦レンズと、

前記合焦レンズを前記測定光の光路に沿って駆動する駆動手段と、

を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 10】

前記測定光のビーム径は、前記眼底観察光学系の光路に配置された観察光源から発生された観察用の光のビーム径よりも短いことを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に

50

記載の光断層撮像装置。

【請求項 1 1】

光源から発生された光を前記測定光と前記参照光とに分割する分割手段を更に有し、前記光源は、約 855 nm の中心波長、約 100 nm の波長幅の光を発生させ、前記眼底観察光学系の光路に配置された観察光源から発生された観察用の光は、約 780 nm の波長の光であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 0 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 1 2】

第 1 のレンズを介して測定光が照射された被検眼からの戻り光と該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、該被検眼の断層画像を取得する光断層撮像装置であって、

10

前記測定光の光路に設けられ、前記被検眼の眼底に対して前記測定光を走査する走査手段と、

前記測定光の光路における前記走査手段と前記第 1 のレンズとの間に配置された第 2 のレンズと、

前記第 1 のレンズと前記第 2 のレンズとの間における前記測定光の光路に配置され、前記測定光の光路から前記被検眼を観察する第 1 の観察光学系の光路に分岐する第 1 の光路分岐手段と、

前記第 1 のレンズと前記第 2 のレンズとの間における前記測定光の光路に配置され、前記測定光の光路から前記被検眼を観察する第 2 の観察光学系の光路に分岐する第 2 の光路分岐手段と、を有し、

20

前記第 1 の観察光学系の光路は、前記第 1 の光路分岐手段の反射光路に配置され、前記第 2 の観察光学系の光路は、前記第 1 の光路分岐手段の透過光路及び前記第 2 の光路分岐手段の透過光路に配置され、

前記測定光の光路は、前記第 1 の光路分岐手段の透過光路及び前記第 2 の光路分岐手段の反射光路に配置され、

前記走査手段により走査される測定光が前記第 1 の光路分岐手段及び前記第 2 の光路分岐手段に入射する角度が略保持されるように、前記第 2 のレンズと前記走査手段とが配置されることを特徴とする光断層撮像装置。

【請求項 1 3】

前記第 2 の観察光学系の光路に配置され、観察光源から発生された観察用の光を前記被検眼において走査する観察用走査手段と、

30

前記第 2 の観察光学系の光路における前記観察用走査手段と前記第 2 の光路分岐手段との間に配置された第 3 のレンズと、を更に有し、

前記第 1 のレンズ、前記第 3 のレンズ、及び前記観察用走査手段は、前記観察用の光の光路における前記第 1 のレンズと前記第 3 のレンズとの間で光が略平行になるように配置されることを特徴とする請求項 1 2 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 1 4】

前記走査手段及び前記観察用走査手段は、前記被検眼の前眼と略共役な位置に設けられることを特徴とする請求項 1 3 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 1 5】

40

前記第 2 の観察光学系の光路に配置され、前記観察用走査手段よりも前記観察光源の側に配置された固視用の光源を更に有し、

前記観察用走査手段は、固視用の走査手段として用いられることを特徴とする請求項 1 3 または 1 4 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 1 6】

光源から発生された光を前記測定光と前記参照光とに分割する分割手段を更に有し、

前記光源は、約 855 nm の中心波長、約 100 nm の波長幅の光を発生させ、

前記第 2 の観察光学系の光路に配置された観察光源から発生された観察用の光は、約 780 nm の波長の光であることを特徴とする請求項 1 2 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

50

【請求項 17】

前記第1の光路分岐手段と前記第2の光路分岐手段とのうち一方の光路分岐手段で生じる非点収差が他方の光路分岐手段により補正されるように、前記第1の光路分岐手段と前記第2の光路分岐手段とが配置されることを特徴とする請求項1乃至16のいずれか1項に記載の光断層撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼科診療等で使用される光断層撮像装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

現在、光学機器を用いた様々な眼科用機器が知られている。例えば、被検眼を観察する光学機器として、前眼部撮影機、眼底カメラ、共焦点レーザー走査検眼鏡 (Scanning Laser Ophthalmoscope: SLO) 等様々な機器が使用されている。中でも、多波長光波干渉を利用した光コヒーレンストモグラフィ (Optical Coherence Tomography: OCT) による光断層撮像装置は、サンプルの断層像を高解像度で取得することができる装置であり、眼科用機器として網膜の専門外来では必要不可欠な装置になりつつある。以下、これをOCT装置と称する。

【0003】

OCT装置では、低コヒーレント光である測定光をサンプルに照射し、そのサンプルからの後方散乱光を、干渉系または干渉光学系を用いることで高感度な測定を行うことができる。低コヒーレント光は、その波長幅を広くすることにより高解像度の断層像を得ることができるという特徴を有する。また、OCT装置は測定光を、サンプル上にスキャンすることで高解像度の断層像を得ることができる。そのため被検眼の眼底における網膜の断層像が取得でき、OCT装置は網膜の眼科診断等において広く利用されている。

20

【0004】

一方、眼科機器としてのOCT装置は、装置と被検眼とのアライメント調整のために、眼底観察や前眼観察などの光学系が搭載されるのが一般的である。OCT装置をこれらの光学系と共用させるために、各光学系で異なる波長の光を使用し、ダイクロイックミラーなどの波長分離部により波長分離を行うことで装置が構成される。

30

【0005】

ここで、OCTの光源の中心波長は855nm、波長バンド幅は約100nmで約805nmから約905nmの波長帯域である場合を考える。このとき、特許文献1において、OCTの光源は、中心波長は840nm、波長バンド幅は約50nmで約815nmから約865nmの波長帯域である。また、SLOの光源として、波長780nmの光を発生させる光源を用いる場合を考える。このとき、SLOの光源の波長とOCTの光源の波長帯域の端との間隔は、特許文献1では、約35nm (815nm - 780nm) である。一方、波長バンド幅が約100nmである場合には、上記間隔は、約25nm (805nm - 780nm) である。このように、波長バンド幅が約100nmである場合の方が特許文献1よりも、OCT光源の波長バンド幅が長い場合の方が、SLOの光源の波長とOCTの光源の波長帯域の端との間隔が短くなっている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2011-11052号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ここで、ダイクロイックミラーに対する測定光の入射角度が異なると、波長分離の特性 (ダイクロイックミラーを透過する光の波長帯域) も異なってしまう。このため、OCT

50

の光源として波長バンド幅が従来よりも広い低コヒーレンス光源を用いると、SLOの光源の波長とOCTの光源の波長帯域の端との間隔が短いため、従来よりも波長分離の精度が必要となってくる。

【0008】

上記の課題に鑑み、本発明は、OCTの光源として波長バンド幅が従来よりも広い低コヒーレント光源を用いた場合でも、OCTの光源の波長とSLOの光源の波長との波長分離の精度を向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の目的を達成する本発明に係る光断層撮像装置の一つは、

第1のレンズを介して測定光が照射された被検眼からの戻り光と該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、該被検眼の断層画像を取得する光断層撮像装置であって、
前記測定光の光路に設けられ、前記被検眼の眼底に対して前記測定光を走査する走査手段と、

前記測定光の光路における前記走査手段と前記第1のレンズとの間に配置された第2のレンズと、

前記第1のレンズと前記第2のレンズとの間における前記測定光の光路に配置され、前記測定光の光路から前記被検眼の前眼を観察する前眼観察光学系の光路に分岐する第1の光路分岐手段と、

前記第1のレンズと前記第2のレンズとの間における前記測定光の光路に配置され、前記測定光の光路から前記眼底を観察する眼底観察光学系の光路に分岐する第2の光路分岐手段と、を有し、

前記前眼観察光学系の光路は、前記第1の光路分岐手段の反射光路に配置され、

前記眼底観察光学系の光路は、前記第1の光路分岐手段の透過光路及び前記第2の光路分岐手段の透過光路に配置され、

前記測定光の光路は、前記第1の光路分岐手段の透過光路及び前記第2の光路分岐手段の反射光路に配置され、

前記走査手段により走査される測定光が前記第1の光路分岐手段及び前記第2の光路分岐手段に入射する角度が略保持されるように、前記第2のレンズと前記走査手段とが配置される。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、走査手段により測定光を走査しても、光路分岐手段の波長分離の特性の変動を低減することができる。これにより、OCTの光源として波長バンド幅が従来よりも広い低コヒーレント光源を用いた場合でも、OCTの光源の波長とSLOの光源の波長との波長分離の精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1の実施形態に係る光断層撮像装置の概略構成を示す図。

【図2】第1の実施形態に係る光断層撮像装置の瞳の光束を示す図。

【図3】第1の実施形態に係る光断層撮像装置において、Xスキャナにより被検眼に対して測定光をX方向に走査する様子を示す図。

【図4】第1の実施形態に係る光断層撮像装置において、モニタに表示された前眼画像、眼底2次元像、Bスキャン像を示す図。

【図5】第2の実施形態における第2ダイクロイックミラー103の配置の光路が異なる光学系を示す図。

【図6】第2の実施形態における各光学系の配置の仕方を説明する表。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本実施形態によれば、第1のレンズを介して被検査物に照射される測定光の光路における走査手段と、走査手段と第1のレンズとの間に配置された第2のレンズとを有する。そして、走査手段により走査される測定光が光路分岐手段に入射する角度が略保持されるように、第2のレンズと走査手段とが配置される。例えば、走査手段が、第2のレンズの略焦点位置に配置される。これにより、走査手段により測定光を走査しても、光路分岐手段の波長分離の特性の変動を低減することができる。このため、OCTの光源として波長バンド幅が従来よりも広い低コヒーレント光源を用いた場合でも、OCTの光源の波長とSLOの光源の波長との波長分離の精度を向上させることができる。例えば、ダイクロイックミラーにより分離する所定の波長における透過率（あるいは反射率）において、測定光がダイクロイックミラーに入射する角度の違いによって生じるばらつきを、低減することができる。なお、波長分離の特性は、波長透過や波長反射の特性のことである。

10

【0013】

ここで、図6のように、前眼観察光学系、眼底観察光学系、OCT光学系を配置する光路によって、12通りの配置の仕方がある。ここで、図6は、各光学系の配置の仕方を説明する表である。このとき、前眼観察光学系にとって好適な光路と、眼底観察光学系にとって好適な光路について、図5を用いて説明する。ここで、図5は、第2ダイクロイックミラー103の配置の光路が異なる光学系を示す図である。なお、各配置とその特徴については、第2の実施形態において、図5及び図6を用いて詳述する。

【0014】

（前眼観察光学系にとって好適な光路）

20

まず、前眼観察光学系にとって好適な光路について、説明する。

【0015】

上述したように、眼底観察光学系及びOCT光学系は、走査手段により走査された測定光による被検眼からの戻り光がダイクロイックミラーを介して第2のレンズに略45度の角度で入射されるように構成されている。一方、前眼観察光学系は、被検眼の前眼部からの光はダイクロイックミラーを介して拡散しながら前眼部光学系のレンズである第4のレンズ（例えば、図1のレンズ141）に照射される。このため、前眼部光学系において、第1のレンズ（例えば、図1のレンズ101-1）から第4のレンズまでの距離が遠くなればなるほど光は拡散するので、第4のレンズは大型化するし、拡散を抑制しようとリレーレンズを構成すると、光学部材が増えて、前眼観察光学系が大型化する。

30

【0016】

このことから、前眼観察光学系は、第1のレンズの近くの光路に配置されることが好ましい。例えば、前眼観察光学系は、図5(a)では、光路A（第1ダイクロイックミラー102の透過光路）に配置され、また、図5(b)では、光路A'（第1ダイクロイックミラー102の反射光路）に配置されることが好ましい。

【0017】

（眼底観察光学系にとって好適な光路）

次に、眼底観察光学系にとって好適な光路について、説明する。

【0018】

まず、眼底観察光学系におけるSLO用の測定光はOCT光学系におけるOCT用の測定光よりも、前眼部に入射する際のビーム径は長いことが好ましい。これは、SLO光学系において、被検眼からの戻り光は、穴あきミラー等のプリズム118によりリング形状に生成された後に、シングルディテクター116により検出される。SLO光学系において、戻り光をリング形状にする分、光量が低下してしまうため、可能な限りビーム径を長くすることが好ましい。一方、OCT光学系は、コヒーレンスゲートに近い距離における干渉光を用いて断層画像を取得するため、眼底の断層画像を取得する場合、断層画像を取得する範囲から遠い前眼部における正反射像は、断層画像に写り込まない。このため、OCT光学系において、SLO光学系のように、被検眼からの戻り光はリング形状に生成される必要はないため、OCT用の測定光はSLO用の測定光よりも、ビーム径は短くても良い。なお、SLO光学系において、被検眼に照射する前の測定光をリング形状に生成す

40

50

る構成でも良い。

【 0 0 1 9 】

このとき、ビーム径が長いほど、レンズに照射される範囲がレンズの径方向に広くなるため、ビームが拡散する。このため、SLO用の測定光はOCT用の測定光よりも、ダイクロイックミラーの透過光路において非点収差の影響を受けてしまう。このことから、眼底観察光学系は、ダイクロイックミラーの反射光路に配置されることが好ましい。例えば、眼底観察光学系は、図5(a)では、光路B(第1ダイクロイックミラー102の反射光路であり且つ第2ダイクロイックミラー103の反射光路)に配置され、また、図5(b)では、光路A'(第1ダイクロイックミラー102の反射光路)に配置されることが好ましい。

10

【 0 0 2 0 】

ただし、図5(b)のように、第1ダイクロイックミラー102と第2ダイクロイックミラー103とが互いに90度になるように配置されれば、2つのダイクロイックミラーの透過光路である光路Cであっても、互いに生じる非点収差を相殺することができる。このため、眼底観察光学系は、図5(b)において、光路Cに配置されることも好ましい。

【 0 0 2 1 】

以上より、図5(a)では、前眼観察光学系は光路Aに配置され、眼底観察光学系は光路Bに配置され、OCT光学系は光路Cに配置されることが、すなわち、図1のように構成されることが好ましい。また、図5(b)では、前眼観察光学系は光路A'に配置され、眼底観察光学系は光路C'に配置され、OCT光学系は光路B'に配置されることが好ましい。

20

【 0 0 2 2 】

(第1の実施形態：第1光路分岐手段の反射光路に第2の光路分岐手段を配置する光学系)

以下、添付の図面を参照して、本実施形態について説明する。なお、明細書を通じて同一の参照番号は同一の構成を示している。

【 0 0 2 3 】

(装置構成)

本実施形態に係る光断層撮像装置(OCT装置)の構成について、図1を用いて説明する。光断層撮像装置は、光学ヘッド900と、分光器180とを備えている。光断層撮像装置は、走査部を介して測定光が照射された被検査物からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、該被検査物の断層画像を取得する。

30

【 0 0 2 4 】

まず、光学ヘッド900の内部構成について説明する。光学ヘッド900は、被検眼100の前眼画像、眼底の2次元像、および断層画像を撮像するためのOCT光学系により構成されている。被検眼100に対向して対物レンズであり、第1のレンズの一例であるレンズ101-1が設置されている。また、光路分岐部である第1ダイクロイックミラー102および第2ダイクロイックミラー103によって光路が分離される。すなわち、OCT光学系の測定光路L1と、眼底観察光路および固視灯光路L2と、前眼部観察光路L3とに、波長帯域ごとに分離される。

40

【 0 0 2 5 】

(光路L1：OCT光学系の測定光路)

光路L1は、第1ダイクロイックミラー102によって、光路L3における前眼観察光学系の光に対して波長分離され、また、第2ダイクロイックミラー103によって、光路L2における眼底観察光学系の測定光に対して波長分離されたOCT光学系の測定光路である。ここで、OCT光学系は、被検眼100の眼底の断層画像を撮像するために使用される。具体的には、断層画像を形成するための干渉信号を取得するために使用される。光路L1には、第2のレンズの一例であるレンズ101-3と、ミラー121と、走査部が配置されている。ここで、走査部は、第1の走査手段の一例であるXスキャナ122-1および第2の走査手段の一例であるYスキャナ122-2により構成される。Xスキャナ

50

122-1、Yスキャナ122-2は、光を被検眼100の眼底上で、第1の方向の一例であるX方向（主走査方向）、第1の方向と交差する第2の方向の一例であるY方向（副走査方向）へ走査する。なお、図1においてXスキャナ122-1と、Yスキャナ122-2との間の光路は紙面に平行な方向に構成されているが、実際は紙面垂直方向に構成されている。

【0026】

（光路L2：眼底観察光学系の光路）

光路L2は、第2ダイクロイックミラー103によって、光路L1におけるOCT光学系の測定光に対して波長分離された眼底観察光学系の光路である。ここで、レンズ101-2、合焦レンズ111、レンズ112のうち、合焦レンズ111は不図示の固視灯および眼底観察用の合焦調整のため不図示のモータによって駆動される。

10

【0027】

まず、光路L2において、眼底観察用の光源115（SLOの光源）は、780nmの波長の光を生成する。また、眼底観察用の光源115から照射された光を被検眼100の眼底上で走査するための第1の観察用走査手段の一例であるXスキャナ117-1、第2の観察用走査手段の一例であるYスキャナ117-2が光路L2上に配置されている。第3のレンズの一例であるレンズ101-2は、Xスキャナ117-1、Yスキャナ117-2の中心位置付近を焦点位置として配置されている。Xスキャナ117-1は、X方向に高速スキャンするために、ポリゴンミラーによって構成されている。また、Xスキャナ117-1は共振型のミラーで構成されていてもよい。また、シングルディテクター116は、APD（アバランシェフォトダイオード）により構成され、眼底から散乱・反射され戻ってきた光を検出する。プリズム118は、穴あきミラーや中空のミラーが蒸着されたプリズムであり、眼底観察用の光源115による照明光と、眼底からの戻り光とを分離する。

20

【0028】

また、不図示のダイクロイックミラーを更に配置し、不図示の固視灯の光源としてLED等を更に設けても良い。このとき、固視灯の光源を観察用の走査手段よりもSLOの光源側に配置する。これにより、観察用の走査手段を固視用の走査手段として共用することで、走査型の固視灯を構成することができる。このとき、不図示の制御部が、固視灯の光源からの光が検者の所望の位置で走査される際に固視灯の光源を点灯するように制御すれば良い。なお、固視灯の光源の点灯と消灯をこの光路上に設けられたシャッターの開閉によって代用しても良い。

30

【0029】

なお、光路L2は、上述したスポットを2次元走査して眼底2次元像を取得する点走査型のSLOではなく、シリンドリカルレンズ等を用いてライン状のビームを1方向に走査するライン走査型のSLO（ラインSLO）でも良い。また、光路L2は、走査手段を用いる代わりに、2次元CCDセンサで赤外観察する構成でも良い。具体的には、Xスキャナ117-1、Yスキャナ117-2の代わりに、眼底観察用のCCDを配置し、被検眼100の眼底2次元像を取得するように構成されても良い。このとき、2次元CCDセンサは、不図示の眼底観察用照明光の波長、具体的には780nm付近に感度を持つ。

40

【0030】

また、光路L2における固視灯は、液晶等の固視用のディスプレイにより可視光を生成し、固視用のディスプレイ側で点灯位置を変更することで検者が所望の位置に被検者の固視を促すように構成されても良い。このとき、固視用のディスプレイは、観察用の走査手段よりも第3ダイクロイックミラー104側に配置される。

【0031】

（光路L3：前眼観察光学系の光路）

光路L3は、レンズ141と、前眼観察用の赤外線CCD142とが配置される前眼観察光学系の光路である。赤外線CCD142は、不図示の前眼観察用照明光の波長、具体的には970nm付近に感度を持つ。

50

【 0 0 3 2 】

(前眼部と光学的に共役な位置： X Y スキャナの略中心がレンズの焦点位置)

ここで、光路 L 1 および光路 L 2 の瞳位置の共役関係と、瞳の光束について、図 2 を用いて説明する。被検眼の前眼部等の所定の部位と共役な位置が、第 1 及び第 2 の走査手段の間になるように構成される。なお、光路 L 1 と光路 L 2 とのうち少なくとも一方がこのように構成されれば良い。

【 0 0 3 3 】

まず、光路 L 1 では、 X スキャナ 1 2 2 - 1 および Y スキャナ 1 2 2 - 2 のスキャナ中心位置 1 2 7 と、被検眼 1 0 0 の瞳位置 1 2 8 (前眼部) とは光学的に共役の関係になっている。具体的には、光学ヘッド 9 0 0 と被検眼 1 0 0 との位置合わせが行われた場合には、 O C T 用の測定光を X Y 方向に走査する X Y スキャナと前眼部とが光学的に共役の関係になるように、光学ヘッド 9 0 0 の光学系が設計されている。これにより、被検眼 1 0 0 の前眼部における測定光のケラレを低減することができる。

10

【 0 0 3 4 】

また、レンズ 1 0 1 - 1 とレンズ 1 0 1 - 3 との間において、走査部により走査された測定光の光束が略平行となるように、レンズ 1 0 1 - 1、レンズ 1 0 1 - 3、 X スキャナ 1 2 2 - 1 および Y スキャナ 1 2 2 - 2 (またはスキャナ中心位置 1 2 7) とが配置されている。この構成によれば、測定光偏向部を物点とした光路が、レンズ 1 0 1 - 1 とレンズ 1 0 1 - 3 との間で略平行となる。ここで、スキャナ中心位置 1 2 7 は、レンズ 1 0 1 - 3 の焦点位置である。これにより、 X スキャナ 1 2 2 - 1、 Y スキャナ 1 2 2 - 2 がスキャンを行っても、第 1 ダイクロイックミラー 1 0 2 および第 2 ダイクロイックミラー 1 0 3 に入射する角度を略保持することが可能となる。これにより、 X Y スキャナにより O C T 用の測定光を走査しても、ダイクロイックミラーの波長分離の特性の変動を低減することができるため、ダイクロイックミラーの波長分離の精度を向上させることができる。

20

【 0 0 3 5 】

また、光路 2 でも、 X スキャナ 1 1 7 - 1 および Y スキャナ 1 1 7 - 2 のスキャナ中心位置 1 1 9 と、被検眼 1 0 0 の瞳位置 1 2 8 とは共役の関係になっている。また、レンズ 1 0 1 - 1 とレンズ 1 0 1 - 2 との間の光束が略平行となるように、レンズ 1 0 1 - 2 とスキャナ中心位置 1 1 9 (X スキャナ 1 1 7 - 1 および Y スキャナ 1 1 7 - 2) とが配置されている。この構成により、測定光偏向部を物点とした光路が、レンズ 1 0 1 - 1 と 1 0 1 - 2 との間で略平行となる。ここで、スキャナ中心位置 1 1 9 は、レンズ 1 0 1 - 2 の焦点位置である。これにより、 X スキャナ 1 1 7 - 1 および Y スキャナ 1 1 7 - 2 がスキャンを行っても、第 1 ダイクロイックミラー 1 0 2 および第 2 ダイクロイックミラー 1 0 3 に入射する角度を略保持することが可能となる。これにより、 X Y スキャナにより S L O 用の測定光を走査しても、ダイクロイックミラーの波長分離の特性の変動を低減することができるため、ダイクロイックミラーの波長分離の精度を向上させることができる。

30

【 0 0 3 6 】

また、光路 L 1 と光路 L 2 とは、レンズ 1 0 1 - 1 を共用するように構成されており、レンズ 1 0 1 - 2 およびレンズ 1 0 1 - 3 は、同じ形状、同じ材質のレンズで構成されていることが好ましい。これにより、被検眼 1 0 0 から、光路 L 1 および光路 L 2 上のそれぞれの X、 Y スキャナまで同一の光学系に揃えることができ、両光路において光学特性を揃えることができる。このため、測定誤差を低減することが可能となる。

40

【 0 0 3 7 】

ここで、図 2 に示されるように、被検眼 1 0 0 の瞳に対して瞳の光束の張る角を θ 、スキャナ中心位置 1 2 7 に対して瞳の光束の張る角を θ_1 、スキャナ中心位置 1 1 9 に対して瞳の光束の張る角を θ_2 とする。すなわち、光路 L 1 と光路 L 2 との両光路において瞳の光束の張る角 θ を得るために、スキャナを用いてそれぞれ θ_1 と θ_2 の角度を光線に与えることとする。

【 0 0 3 8 】

また、光学特性の一つとして、瞳位置 1 2 8 に対するスキャナ中心位置 1 1 9 の光学的

50

倍率、瞳位置 1 2 8 に対するスキャナ中心位置 1 2 7 の光学的倍率も両光路において等しくすることができる。その結果、それぞれの光路の X、Y スキャナのスキャン角と、被検眼 1 0 0 の眼底における照射位置との関係が両光路で等しくでき、 $\theta_1 = \theta_2$ とすることができる。これにより、お互いのスキャン位置の誤差を低減することが可能となる。

【 0 0 3 9 】

(眼底と光学的に共役な位置：合焦調整)

また、X Y スキャナと前眼部とが光学的に共役の関係である場合に、合焦調整を行うことにより、測定光を測定光路に入射させるためのファイバー端 1 2 6 と被検眼 1 0 0 の眼底とが光学的に共役な関係になるように、光学ヘッド 9 0 0 の光学系が設計されている。合焦レンズ 1 2 3 およびレンズ 1 2 4 のうち、合焦レンズ 1 2 3 は、合焦調整をするために不図示のモータによって双方向矢印で示される方向に駆動される。合焦調整は、ファイバー端である測定光源 1 2 6 から出射する光が眼底上に結像するように調整されることによって行われる。合焦手段の一例である合焦レンズ 1 2 3 は、測定光源 1 2 6 と、測定光偏向部である X スキャナ 1 2 2 - 1 および Y スキャナ 1 2 2 - 2 との間に配置されている。これにより、より大きなレンズ 1 0 1 - 3 や、測定光源 1 2 6 と接続されているファイバー 1 2 5 - 2 を動かす必要がなくなる。

【 0 0 4 0 】

ここで、例えば、米国特許第 5 5 3 7 1 6 2 号明細書には、ビームスキャナの位置をレンズ(本実施形態におけるレンズ 1 0 1 - 3 に対応するレンズ)の後焦点面に配置することにより、ビームスキャンを行っても、ダイクロイックミラーにビームが入射する入射角を一定にする構成が開示されている。また、米国特許第 5 5 3 7 1 6 2 号明細書には、被検眼の眼底の合焦調整を行う際に、ビームスキャナとレンズとが一体となって駆動することが開示されている。このとき、ビームスキャナを後焦点面に配置したレンズ(本実施形態におけるレンズ 1 0 1 - 3 に対応するレンズ)は、ビームスキャナのスキャン光を取り込むために、大型化する傾向がある。従って、ビームスキャナと大型化されたレンズとを一体にして動かす必要があり、駆動機構が複雑となる。また、これらを一体として動かすので、眼底位置と光学的に共役な関係を持つ測定光源を同時に動かす必要がある。この測定光源が光ファイバー端である場合、光ファイバーを動かさなければならぬため、偏光状態が変化することが懸念される。このため、本実施形態では、上述したように、合焦レンズ 1 2 3 を、OCT 用の測定光を X Y 方向に走査する X Y スキャナと OCT 測定光を射出するファイバー端 1 2 6 (あるいは測定光と参照光とに分割する光カプラー 1 2 5)との間に設けている。なお、レンズ 1 0 1 - 1 を光軸方向に移動させて合焦位置を変更すると、X Y スキャナと前眼部との光学的な共役関係も変更されてしまうため、前眼部の虹彩等で測定光のケラレが生じる可能性がある。

【 0 0 4 1 】

この合焦調整によって、被検眼 1 0 0 の眼底に測定光源 1 2 6 の像を結像させることができ、また被検眼 1 0 0 の眼底からの戻り光を、測定光源 1 2 6 を通じてファイバー 1 2 5 - 2 へ効率良く戻すことができる。また、光路 L 2 における合焦レンズ 1 1 1 を用いて同様に合焦調整を行うことができる。

【 0 0 4 2 】

(OCT 光学系の構成)

次に、図 1 における光源 1 3 0 から出射された光の光路、参照光学系、分光器 1 8 0 の構成について説明する。光源 1 3 0、ミラー 1 5 3、分散補償用ガラス 1 5 2、光カプラー 1 2 5、光ファイバー 1 2 5 - 1 ~ 4、レンズ 1 5 1、および分光器 1 8 0 によってマイケルソン干渉系が構成されている。光ファイバー 1 2 5 - 1 ~ 光ファイバー 1 2 5 - 4 は、光カプラー 1 2 5 に接続されて一体化しているシングルモードの光ファイバーである。

【 0 0 4 3 】

光源 1 3 0 から出射された光は、光ファイバー 1 2 5 - 1 を通じて光カプラー 1 2 5 を介して光ファイバー 1 2 5 - 2 側へ出射される測定光と、光ファイバー 1 2 5 - 3 側に出

射される参照光とに分割される。測定光は、前述のOCT光学系光路を通じ、観察対象である被検眼100の眼底に照射され、網膜による反射や散乱により同じ光路を通じて光カプラー125に到達する。

【0044】

一方、参照光は、光ファイバー125-3、レンズ151、および、測定光と参照光との分散を合わせるために挿入された分散補償用ガラス152を介して、ミラー153に到達し反射される。そして同じ光路を戻り光カプラー125に到達する。

【0045】

光カプラー125によって、測定光および参照光は合波されて干渉光となる。ここで、測定光の光路長と参照光の光路長がほぼ同一となったときに干渉を生じる。ミラー153は不図示のモータおよび駆動機構によって光軸方向に位置が調整可能に保持され、被検眼100によって変わる測定光の光路長に参照光の光路長を合わせることが可能である。干渉光は光ファイバー125-4を介して分光器180へ導かれる。

【0046】

分光器180は、レンズ181と、回折格子182と、レンズ183と、ラインセンサ184とを備えている。光ファイバー125-4から出射された干渉光は、レンズ181を介して略平行光となった後、回折格子182により分光され、レンズ183によってラインセンサ184に結像される。

【0047】

次に、光源130について説明する。光源130は、代表的な低コヒーレント光源であるSLD(Super Luminescent Diode)である。中心波長は855nm、波長バンド幅は約100nmである。ここで波長バンド幅は、得られる断層画像の光軸方向の分解能に影響するため重要なパラメータである。また光源の種類は、ここではSLDを選択したが、低コヒーレント光を出射できればよく、ASE(Amplified Spontaneous Emission)等も用いることができる。中心波長は、被検眼を測定することを鑑みると、近赤外光が適している。また、中心波長は得られる断層画像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長であることが望ましい。双方の理由から中心波長を855nmとしている。

【0048】

なお、本実施形態では干渉計としてマイケルソン干渉計を用いているが、マッハツェンダー干渉計を用いてもよい。測定光と参照光との光量差に応じて光量差が大きい場合にはマッハツェンダー干渉計を用い、光量差が比較的小さい場合にはマイケルソン干渉計を用いることが望ましい。

【0049】

(断層画像の撮像方法)

光断層撮像装置は、Xスキャナ122-1、Yスキャナ122-2を制御することにより、被検眼100の眼底における所望部位の断層画像を撮像することができる。

【0050】

図3は、被検眼100に測定光201を照射し、眼底202に対してx方向にスキャンを行っている様子を示している。眼底202におけるx方向の撮像範囲から所定の撮像本数の情報をラインセンサ184により撮像する。x方向のある位置で得られるラインセンサ184上の輝度分布をFFT(高速フーリエ変換)し、FFTにより得られた線状の輝度分布をモニタに示すために濃度あるいはカラー情報に変換したものをAスキャン画像と呼ぶ。また、この複数のAスキャン画像を並べた2次元の画像をBスキャン画像と呼ぶ。1つのBスキャン画像を構築するための複数のAスキャン画像を撮像した後、Y方向のスキャン位置を移動させて再びX方向のスキャンを行うことにより、複数のBスキャン画像を得ることができる。複数のBスキャン画像、あるいは複数のBスキャン画像から構築した3次元断層画像をモニタに表示することで検者が被検眼の診断に用いることができる。

【0051】

図4は、モニタ200に表示された前眼画像210、眼底2次元像211、および断層

10

20

30

40

50

画像であるBスキャン画像212の例である。前眼画像210は、赤外線CCD142の出力から処理されて表示された画像である。眼底二次元像211は、CCD114の出力から処理され表示された画像である。そしてBスキャン画像212は、ラインセンサ184の出力から前述の処理がなされて構成された画像である。

【0052】

以上説明したように、本実施形態では、光断層撮像装置において、測定光を偏向する測定光偏向部(XYスキャナー)と、測定光源126との間に、被検眼の合焦調整を行う合焦手段(合焦レンズ123および不図示の駆動機構)が配置されている。また、測定光偏向部(XYスキャナー)と被検眼100との間の測定光路には、第1のレンズ(レンズ101-1)と第2のレンズ(レンズ101-3)とが設けられており、光路分岐部(第1ダイクロイックミラー102、第2ダイクロイックミラー103)が、第1のレンズと第2のレンズとの間に配置されている。

10

【0053】

すなわち、ファイバー端の測定光源と、測定光偏向部であるXYスキャナとの間にフォーカスレンズを配置することにより、大きなレンズ101-3や測定光源126と接続されているファイバー125-2などを動かす必要がなくなり、駆動機構を簡素化することができる。さらに、ファイバー端を動かす必要がないため、偏光状態が保たれた光断層撮像装置を提供することができる。さらに本実施形態では、光断層撮像装置において、第1のレンズ(レンズ101-1)と第2のレンズ(レンズ101-3)との間の測定光路上で光が平行になるように、第1のレンズ(レンズ101-1)および第2のレンズ(レンズ101-3)と、測定光偏向部(XYスキャナー)とが位置調整されて配置されている。これにより、第1および第2ダイクロイックミラー102、103にビームが入射する入射角を一定にすることができ、波長分離精度を高めることができる。

20

【0054】

なお、本実施形態では被検眼を対象として説明を行ったが、被検眼以外にも皮膚や内臓等の人体といった被検査物上での走査行ってもよく、眼科装置以外にも内視鏡等の撮像装置に対しても本発明を適用可能である。

【0055】

(第2の実施形態：光学系のバリエーション)

次に、第2の実施形態における第1ダイクロイックミラー102の反射光路及び透過光路と、第2ダイクロイックミラー103の反射光路及び透過光路とに対して、前眼観察系、眼底観察系、OCT光学系を配置する際の異なる組み合わせについて、図5及び図6を用いて説明する。

30

【0056】

ここで、図5は、第2ダイクロイックミラー103の配置の光路が異なる光学系を示す図である。図5(a)は、第1ダイクロイックミラー102の反射光路に第2のダイクロイックミラー103を配置する光学系を示す図である。また、図5(b)は、第1ダイクロイックミラー102の透過光路に第2のダイクロイックミラー103を配置する光学系を示す図である。

【0057】

また、図6は、各光学系の配置の仕方を説明する表である。図6(a)は、光路Aと光路Bと光路Cとに対して、OCT光学系、前眼観察光学系、眼底観察光学系が配置される組み合わせを示す表である。また、図6(b)は、光路A'と光路B'と光路C'とに対して、OCT光学系、前眼観察光学系、眼底観察光学系が配置される組み合わせを示す表である。なお、図6(a)におけるパターン(1)の組み合わせは、A：前眼観察光学系、B：眼底観察光学系、C：OCT光学系であり、この組み合わせは、第1の実施形態と同様の光学系である。また、図6(a)におけるパターン(2)から(6)までは、パターン(1)の変形例に相当する。以下、図5(a)の光学系と図5(b)の光学系について、順番に説明する。

40

【0058】

50

(図5(a)の光学系：第1ダイクロイックミラー102の反射光路に第2のダイクロイックミラー103を配置する光学系)

ここで、図5(a)の光学系について、図6(a)におけるパターン(7)から(12)を順番に説明する。なお、図5(a)の光学系は、光路Aより上側に光路A以外の光路が無いことから、光学ヘッド900をコンパクトに構成することができる。

【0059】

まず、図6(a)におけるパターン(1)は、光路Aが前眼観察光学系、光路Bが眼底観察光学系、光路CがOCT光学系である。これは、光路Aにおいて、対物レンズ101-1と前眼観察光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路Aは、第1ダイクロイックミラー102の透過光路である。ここで、光路Aは、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B及び光路Cに比べて光利用効率が高い。また、光路Bの眼底観察光学系は、第1ダイクロイックミラー102及び第2ダイクロイックミラー103の反射光路に配置される。このため、眼底観察光学系において、2つのダイクロイックミラーの厚みが結像性能に影響しない。これにより、眼底観察光学系における非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い眼底観察像を取得することができる。

10

【0060】

また、図6(a)におけるパターン(2)は、光路Aが前眼観察光学系、光路BがOCT光学系、光路Cが眼底観察光学系である。これは、光路Aにおいて、対物レンズ101-1と前眼観察光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路Aは、第1ダイクロイックミラー102の透過光路である。ここで、光路Aは、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B及び光路Cに比べて光利用効率が高い。また、光路BのOCT光学系は、第1ダイクロイックミラー102及び第2ダイクロイックミラー103の反射光路に配置される。このため、OCT光学系において、2つのダイクロイックミラーの厚みが結像性能に影響しない。これにより、OCT光学系における非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い断層像を取得することができる。

20

【0061】

また、図6(a)におけるパターン(3)は、光路Aが眼底観察光学系、光路Bが前眼観察光学系、光路CがOCT光学系である。これは、光路Aにおいて、対物レンズ101-1と眼底観察光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路Aは、第1ダイクロイックミラー102の透過光路である。ここで、光路Aは、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B及び光路Cに比べて光利用効率が高い。また、光路Bの前眼観察光学系は、第1ダイクロイックミラー102及び第2ダイクロイックミラー103の反射光路に配置される。このため、前眼観察光学系において、2つのダイクロイックミラーの厚みが結像性能に影響しない。これにより、前眼観察光学系における非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い前眼観察像を取得することができる。

30

【0062】

また、図6(a)におけるパターン(4)は、光路Aが眼底観察光学系、光路BがOCT光学系、光路Cが前眼観察光学系である。これは、光路Aにおいて、対物レンズ101-1と眼底観察光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路Aは、第1ダイクロイックミラー102の透過光路である。ここで、光路Aは、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B及び光路Cに比べて光利用効率が高い。また、光路BのOCT光学系は、第1ダイクロイックミラー102及び第2ダイクロイックミラー103の反射光路に配置される。このため、OCT光学系において、2つのダイクロイックミラーの厚みが結像性能に影響しない。これにより、OCT光学系における非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い断層像を取得することができる。

40

【0063】

50

また、図6(a)におけるパターン(5)は、光路AがOCT光学系、光路Bが前眼観察光学系、光路Cが眼底観察光学系である。これは、光路Aにおいて、対物レンズ101-1とOCT光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路Aは、第1ダイクロイックミラー102の透過光路である。ここで、光路Aは、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B及び光路Cに比べて光利用効率が高い。また、光路Bの前眼観察光学系は、第1ダイクロイックミラー102及び第2ダイクロイックミラー103の反射光路に配置される。このため、前眼観察光学系において、2つのダイクロイックミラーの厚みが結像性能に影響しない。これにより、前眼観察光学系における非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い前眼観察像を取得することができる。

10

【0064】

また、図6(a)におけるパターン(6)は、光路AがOCT光学系、光路Bが眼底観察光学系、光路Cが前眼観察光学系である。これは、光路Aにおいて、対物レンズ101-1とOCT光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路Aは、第1ダイクロイックミラー102の透過光路である。ここで、光路Aは、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B及び光路Cに比べて光利用効率が高い。また、光路Bの眼底観察光学系は、第1ダイクロイックミラー102及び第2ダイクロイックミラー103の反射光路に配置される。このため、眼底観察光学系において、2つのダイクロイックミラーの厚みが結像性能に影響しない。これにより、眼底観察光学系における非点収差を低減することができる、明るさ及び

20

【0065】

(図5(b)の光学系：第1ダイクロイックミラー102の透過光路に第2のダイクロイックミラー103を配置する光学系)

次に、図5(b)の光学系について、図6(b)におけるパターン(7)から(12)を順番に説明する。なお、図5(b)の光学系における光路C'は、2つのダイクロイックミラーの透過光路である。ここで、第1ダイクロイックミラー102及び第2ダイクロイックミラー103は互いに略90°の角度で配置されることが好ましい。このとき、第1ダイクロイックミラー102及び第2ダイクロイックミラー103が略同じ厚みであれば、第1ダイクロイックミラー102において生じる光路シフトが第2ダイクロイックミラー103において逆方向に略同じ量の光路シフトが生じる。このため、第1ダイクロイックミラー102の厚みで生じる非点収差が第2ダイクロイックミラー103により補正させることができる。

30

【0066】

まず、図6(b)におけるパターン(7)は、光路A'が前眼観察光学系、光路B'が眼底観察光学系、光路C'がOCT光学系である。これは、光路A'において、対物レンズ101-1と前眼観察光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の反射光路である。ここで、光路A'は、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B'及び光路C'に比べて光利用効率が高い。また、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の透過の影響が無い、非点収差を低減することができる。このため、光路A'は、明るさ及びコントラストの高い前眼観察像を取得することができる。また、光路C'のOCT光学系は、前述の通り非点収差を低減し、明るさ及びコントラストの高い断層像を取得することができる。

40

【0067】

また、図6(b)におけるパターン(8)は、光路A'が前眼観察光学系、光路B'がOCT光学系、光路C'が眼底観察光学系である。これは、光路A'において、対物レンズ101-1と前眼観察光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の反射光路である。ここで、光路A'は、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路である

50

ため、光路B'及び光路C'に比べて光利用効率が高い。また、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の透過の影響が無いため、非点収差を低減することができる。このため、光路A'は、明るさ及びコントラストの高い前眼観察像を取得することができる。また、光路C'の眼底観察光学系は、前述の通り非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い眼底観察像を取得することができる。

【0068】

また、図6(b)におけるパターン(9)は、光路A'が眼底観察光学系、光路B'が前眼観察光学系、光路C'がOCT光学系である。これは、光路A'において、対物レンズ101-1と眼底観察光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の反射光路である。ここで、光路A'は、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B'及び光路C'に比べて光利用効率が高い。また、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の透過の影響が無いため、非点収差を低減することができる。このため、光路A'は、明るさ及びコントラストの高い眼底観察像を取得することができる。また、光路C'のOCT光学系は、前述の通り非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い断層像を取得することができる。

10

【0069】

また、図6(b)におけるパターン(10)は、光路A'が眼底観察光学系、光路B'がOCT光学系、光路C'が前眼観察光学系である。これは、光路A'において、対物レンズ101-1と眼底観察光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の反射光路である。ここで、光路A'は、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B'及び光路C'に比べて光利用効率が高い。また、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の透過の影響が無いため、非点収差を低減することができる。このため、光路A'は、明るさ及びコントラストの高い眼底観察像を取得することができる。また、光路C'の前眼観察光学系は、前述の通り非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い前眼観察像を取得することができる。

20

【0070】

また、図6(b)におけるパターン(11)は、光路A'がOCT光学系、光路B'が前眼観察光学系、光路C'が眼底観察光学系である。これは、光路A'において、対物レンズ101-1とOCT光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の反射光路である。ここで、光路A'は、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B'及び光路C'に比べて光利用効率が高い。また、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の透過の影響が無いため、非点収差を低減することができる。このため、光路A'は、明るさ及びコントラストの高い断層像を取得することができる。また、光路C'の眼底観察光学系は、前述の通り非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い眼底観察像を取得することができる。

30

【0071】

また、図6(b)におけるパターン(12)は、光路A'がOCT光学系、光路B'が眼底観察光学系、光路C'が前眼観察光学系である。これは、光路A'において、対物レンズ101-1とOCT光学系との間に第1ダイクロイックミラー102が配置され、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の反射光路である。ここで、光路A'は、第2ダイクロイックミラーを経由せずに1つのダイクロイックミラーを経由する光路であるため、光路B'及び光路C'に比べて光利用効率が高い。また、光路A'は、第1ダイクロイックミラー102の透過の影響が無いため、非点収差を低減することができる。このため、光路A'は、明るさ及びコントラストの高い断層像を取得することができる。また、光路C'の前眼観察光学系は、前述の通り非点収差を低減することができるため、明るさ及びコントラストの高い前眼観察像を取得することができる。

40

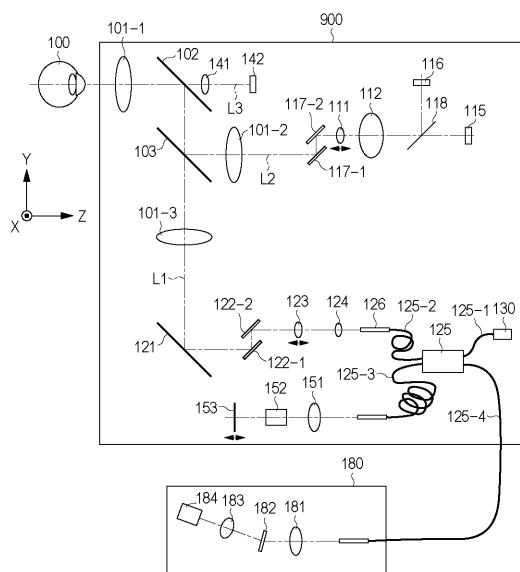
【0072】

50

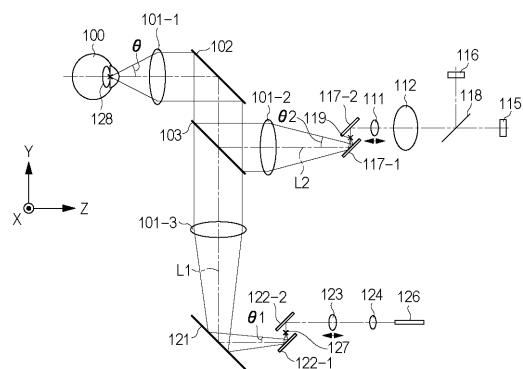
(その他の実施形態)

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

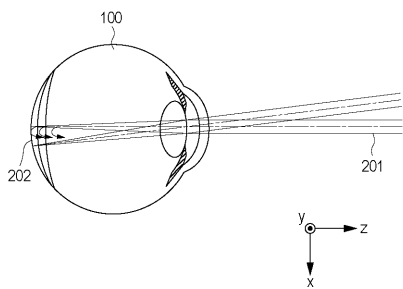
【図 1】



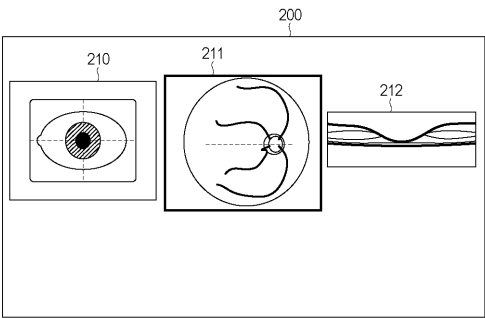
【図 2】



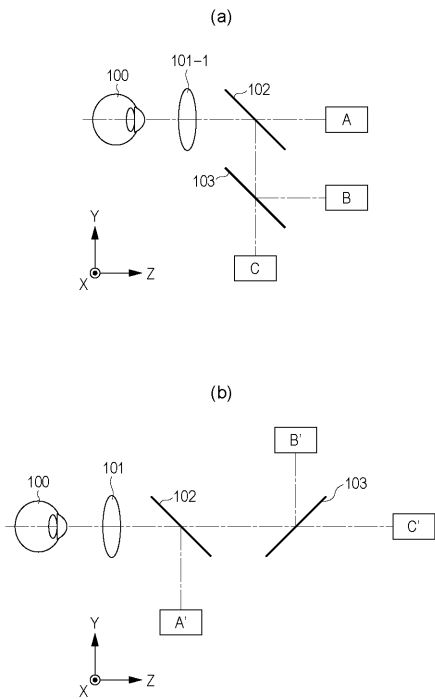
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

(a)

	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
A	前眼観察		眼底観察		OCT	
B (103反射)	眼底観察	OCT	前眼観察	OCT	前眼観察	眼底観察
C (103透過)	OCT	眼底観察	OCT	前眼観察	眼底観察	前眼観察

(b)

	(7)	(8)	(9)	(10)	(11)	(12)
A'	前眼観察		眼底観察		OCT	
B' (103反射)	眼底観察	OCT	前眼観察	OCT	前眼観察	眼底観察
C' (103透過)	OCT	眼底観察	OCT	前眼観察	眼底観察	前眼観察

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2011-011052 (JP, A)
特開 2010-158265 (JP, A)
特開 2012-213450 (JP, A)
特開 2014-045907 (JP, A)
特開 2007-037984 (JP, A)
米国特許出願公開第 2011/0043661 (US, A1)
特開 2010-197180 (JP, A)
国際公開第 2010/087251 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/00 - 3/18