

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5995810号
(P5995810)

(45) 発行日 平成28年9月21日 (2016. 9. 21)

(24) 登録日 平成28年9月2日 (2016. 9. 2)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 3 0

請求項の数 14 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-192364 (P2013-192364)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成25年9月17日 (2013. 9. 17)		キヤノン株式会社
(62) 分割の表示	特願2012-14582 (P2012-14582)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
原出願日	平成24年1月26日 (2012. 1. 26)	(74) 代理人	100076428
(65) 公開番号	特開2013-248537 (P2013-248537A)		弁理士 大塚 康德
(43) 公開日	平成25年12月12日 (2013. 12. 12)	(74) 代理人	100112508
審査請求日	平成27年1月15日 (2015. 1. 15)		弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175
			弁理士 永川 行光

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の眼底からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、前記眼底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、前記眼底に対して前記測定光を互いに交差する方向に走査する第1及び第2の走査手段と、

前記測定光の光路における前記第1及び第2の走査手段と前記第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のレンズとの間に配置され、前記測定光の波長とは異なる波長の光を分離することにより、前記測定光の光路から前記眼底を観察するための眼底観察光学系の光路に分岐する光路分岐手段と、

前記眼底観察光学系の光路に配置され、前記眼底に対して眼底観察用の光を互いに交差する方向に走査する第3及び第4の走査手段と、

前記眼底観察光学系の光路に配置され、前記第3及び第4の走査手段と前記光路分岐手段との間に配置された第3のレンズと、を有し、

前記第1及び第2の走査手段の間が前記被検眼の前眼部に対して略共役になるように、前記第2のレンズと前記第1及び第2の走査手段とが配置され、

前記第3及び第4の走査手段の間が前記前眼部に対して略共役になるように、前記第3のレンズと前記第3及び第4の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

10

20

。

【請求項 2】

前記眼底観察光学系の光路は、前記光路分岐手段の反射光路に配置され、
前記測定光の光路は、前記光路分岐手段の透過光路に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。

【請求項 3】

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 1 または 2 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 4】

前記第 1 のレンズと前記第 2 のレンズとの間に配置され、前記測定光の波長とは異なる波長の光を分離することにより、前記測定光の光路から前記被検眼の前眼部を観察するための前眼観察光学系の光路に分岐する別の光路分岐手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

10

【請求項 5】

前記別の光路分岐手段は、前記光路分岐手段よりも前記第 1 のレンズ側に配置され、
前記前眼観察光学系の光路は、前記別の光路分岐手段の透過光路に配置され、
前記眼底観察光学系の光路及び前記測定光の光路は、前記別の光路分岐手段の反射光路に配置されることを特徴とする請求項 4 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 の走査手段が前記測定光を走査して得た複数の光束同士が略平行になるように、前記第 2 のレンズと前記第 1 及び第 2 の走査手段と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。

20

【請求項 7】

前記第 3 及び第 4 の走査手段が前記眼底観察用の光を走査して得た複数の光束同士が略平行になるように、前記第 3 のレンズと前記第 3 及び第 4 の走査手段とが配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 8】

光源から照射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第 1 及び第 2 の走査手段との間に配置された合焦レンズと、を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

30

【請求項 9】

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を更に有することを特徴とする請求項 8 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 10】

前記光源が前記眼底に対して略共役な位置に配置されるように、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を更に有することを特徴とする請求項 8 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 11】

前記測定光の光路に配置されたファイバーを更に有し、
前記ファイバーの端は、前記光源に対して略共役な位置に配置され、
前記分割手段は、前記ファイバーに接続された光カプラーであり、
前記合焦レンズは、前記ファイバーの端と前記第 1 及び第 2 の走査手段との間に配置されることを特徴とする請求項 8 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

40

【請求項 12】

前記眼底観察光学系の光路に配置された別のファイバーと、
前記眼底観察光学系の光路における前記別のファイバーの端と前記第 3 及び第 4 の走査手段との間に配置された別の合焦レンズと、を更に有することを特徴とする請求項 11 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 13】

50

前記眼底観察用の光源が前記眼底に対して略共役な位置に配置されるように、前記別の合焦レンズを前記眼底観察光学系の光路に沿って駆動する別の駆動手段を更に有す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】

前記第 1 乃至第 3 のレンズ、及び前記第 1 乃至第 4 の走査手段は、前記前眼部に対して共役な前記第 1 及び第 2 の走査手段の中心位置での光学的倍率が、前記前眼部に対する前記第 3 及び第 4 の走査手段の中心位置での光学的倍率と等しくなるように配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 1 3 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】

10

【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】

【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。

20

【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。

【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。しかしながら、OCT 装置に波長幅の広い低コヒーレント光を用いるため、眼底観察や前眼観察などの光学系で使用される光の波長と、OCT 装置に使用される光の波長との波長分離が困難になる。

30

【0005】

特許文献 1 では、ビームスキャナ位置を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している。これにより、ダイクロイックミラーの特性を揃えることができ、波長分離の精度を高くすることができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】米国特許第 5 5 3 7 1 6 2 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献 1 では、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。ビームスキャナに後焦点面を配置したレンズは、ビームスキャナのスキャン光を取り込むため大型化する傾向がある。従って、ビームスキャ

50

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。

【 0 0 0 8 】

上記の課題に鑑み、本発明は、駆動機構を簡素化し、光路分岐手段の一例であるダイクロイックミラーの波長分離の精度を高くすることができる光断層撮像装置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】

【 0 0 0 9 】

上記の目的を達成する本発明に係る光干渉断層撮像装置は、

第 1 のレンズを介して測定光が照射された被検眼の眼底からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した光に基づいて、前記眼底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、前記眼底に対して前記測定光を互いに交差する方向に走査する第 1 及び第 2 の走査手段と、

前記測定光の光路における前記第 1 及び第 2 の走査手段と前記第 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 のレンズとの間に配置され、前記測定光の波長とは異なる波長の光を分離することにより、前記測定光の光路から前記眼底を観察するための眼底観察光学系の光路に分岐する光路分岐手段と、

前記眼底観察光学系の光路に配置され、前記眼底に対して眼底観察用の光を互いに交差する方向に走査する第 3 及び第 4 の走査手段と、

前記眼底観察光学系の光路に配置され、前記第 3 及び第 4 の走査手段と前記光路分岐手段との間に配置された第 3 のレンズと、を有し、

前記第 1 及び第 2 の走査手段の間が前記被検眼の前眼部に対して略共役になるように、前記第 2 のレンズと前記第 1 及び第 2 の走査手段とが配置され、

前記第 3 及び第 4 の走査手段の間が前記前眼部に対して略共役になるように、前記第 3 のレンズと前記第 3 及び第 4 の走査手段とが配置されることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、駆動機構を簡素化し、光路分岐手段の一例であるダイクロイックミラーの波長分離の精度を高くすることができる光断層撮像装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】第 1 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 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】被検眼を x 方向にスキャンしている様子を示す図。

【図 4】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 実施形態に係る光断層撮像装置の概略構成を示す図。

【図 6】第 2 実施形態に係る光断層撮像装置の瞳の光束を示す図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、添付の図面を参照して、本実施の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 1 3 】

(第 1 実施形態：OCT 光学系)

< 装置構成 >

図 1 を参照して、第 1 実施形態に係る光断層撮像装置 (OCT 装置) の構成を説明する。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。

【 0 0 1 4 】

まず光学ヘッド 9 0 0 部の内部構成について説明する。光学ヘッド 9 0 0 は、被検眼 1 0 0 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測定光学系により構成されている。被検眼 1 0 0 に対向して対物レンズ 1 0 1 - 1 が設置され、その光軸上で光路分岐部である第 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 によって光路が分離される。すなわち、OCT 光学系の測定光路 L 1 と、眼底観察光路および固視灯光路 L 2 と、前眼部観察光路 L 3 とに、波長帯域ごとに分離される。

【 0 0 1 5 】

光路 L 2 は、さらに第 3 ダイクロイックミラー 1 0 4 によって眼底観察用の CCD 1 1 4 および固視灯 1 1 3 への光路へと波長帯域ごとに分岐される。ここでレンズ 1 0 1 - 2、レンズ 1 1 1、レンズ 1 1 2 のうち、レンズ 1 1 1 は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。CCD 1 1 4 は不図示の眼底観察用照明光の波長、具体的には 7 8 0 nm 付近に感度を持つ。一方、固視灯 1 1 3 は可視光を生成して被検者の固視を促す。光路 L 3 には、レンズ 1 4 1 と、前眼観察用の赤外線 CCD 1 4 2 とが配置される。赤外線 CCD 1 4 2 は、不図示の前眼観察用照明光の波長、具体的には 9 7 0 nm 付近に感度を持つ。

【 0 0 1 6 】

光路 L 1 は、前述の通り OCT 光学系を形成しており、被検眼 1 0 0 の眼底の断層画像を撮像するために使用される。より具体的には、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 L 1 には、レンズ 1 0 1 - 3 と、ミラー 1 2 1 と、走査部である X スキャナ 1 2 2 - 1 (第 1 の走査部) および Y スキャナ 1 2 2 - 2 (第 2 の走査部) とが配置されている。X スキャナ 1 2 2 - 1、Y スキャナ 1 2 2 - 2 は、光を被検眼 1 0 0 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 1 2 2 - 1 と、Y スキャナ 1 2 2 - 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。

【 0 0 1 7 】

ここで図 2 を参照して、光路 L 1 上の詳細な構成、光路 L 1 についての瞳位置の共役関係および瞳の光束について説明する。なお、図 2 における光路 L 1 の光軸と略平行である実線は、スキャナで走査された光束の主光線を表している。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 の走査部の間になるように構成される。本実施形態では、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 とは共役の関係になっている。

【 0 0 1 8 】

また、レンズ 1 0 1 - 1 とレンズ 1 0 1 - 3 との間において、スキャナで走査された光束 (の主光線) 同士が略平行となるように、レンズ 1 0 1 - 1 (第 1 のレンズ)、レンズ 1 0 1 - 3 (第 2 のレンズ) と、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。すなわち、スキャナで走査された光束の主光線同士が略平行となる。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 に入射する角度を同じにすることが可能となる。

【 0 0 1 9 】

また、測定光源 1 2 6 は、測定光を測定光路に入射させるための測定光の光源となる。本実施形態では、測定光源 1 2 6 はファイバー端であり、被検眼 1 0 0 の眼底部と光学的に共役な関係にある。レンズ 1 2 3 およびレンズ 1 2 4 のうち、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。合焦調整部であるレンズ 1 2 3 は、測定光源 1 2 6 と、測

10

20

30

40

50

定光偏向部であるXスキャナ122-1およびYスキャナ122-2との間に配置されている。これにより、より大きなレンズ101-3や、測定光源126と接続されているファイバー125-2を動かす必要がなくなる。

【0020】

この合焦調整によって、被検眼100の眼底に測定光源126の像を結像させることができ、また被検眼100の眼底からの戻り光を、測定光源126を通じてファイバー125-2へ効率良く戻すことができる。

【0021】

次に、図1における光源130から出射された光の光路、参照光学系、分光器180の構成について説明する。光源130、ミラー153、分散補償用ガラス152、光カプラー125、光ファイバー125-1~4、レンズ151、および分光器180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125-1~光ファイバー125-4は、光カプラー125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。

10

【0022】

光源130から出射された光は、光ファイバー125-1を通じて光カプラー125を介して光ファイバー125-2側へ出射される測定光と、光ファイバー125-3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。

20

【0023】

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。

【0024】

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。

30

【0025】

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。

【0026】

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。

40

【0027】

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。

50

【 0 0 2 8 】

< 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。

【 0 0 2 9 】

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。

10

【 0 0 3 0 】

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2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。

20

【 0 0 3 1 】

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調整部（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。

【 0 0 3 2 】

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。

30

【 0 0 3 3 】

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、スキャナで走査された光（の主光線）同士が略平行になるように、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。

40

【 0 0 3 4 】

ここで、特許文献1では、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ため、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ないため、偏光状態が変化することが懸念される。そこで、本実施形態では、光路分岐手段の一例であるダイクロイックミラーの波長分離の精度を高くするために、ファイバー端を動かす必要がない構成であるため、従来よりも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。

【 0 0 3 5 】

50

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。

【0036】

(第2実施形態：SLO光学系)

<装置構成>

図5を参照して、第2実施形態に係る光断層撮像装置(OCT装置)の構成を説明する。光断層撮像装置は、第1実施形態と同様に、光学ヘッド900と、分光器180とを備えている。

【0037】

第1実施形態では、光路L2は、眼底観察用のCCD114によって被検眼100の眼底2次元像を取得するように構成されている。これに対して第2実施形態では、光路L2上にはXスキャナ、Yスキャナが配置されており、光路L2は、眼底上にスポットをスキャンすることによって眼底2次元像を取得するように構成されている。その他の光路L1、光路L3上の構成および分光器180の構成は、第1実施形態と同じであるため説明を省略する。

【0038】

以下、主に第1実施形態との差異部分である光路L2上の構成について説明する。レンズ101-2、レンズ111、およびレンズ112は第1実施形態と同じくレンズを示しており、レンズ111は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。光源115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(観察用走査部として機能する)Xスキャナ117-1(第1の観察用走査部)、Yスキャナ117-2(第2の観察用走査部)が光路L2上に配置されている。レンズ101-2(第3のレンズ)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、光源115による照明光と、眼底からの戻り光とを分離する。

【0039】

図6は、光路L1および光路L2の瞳位置の共役関係と、瞳の光束を表している。光路L1については、第1実施形態と同じであるため説明を省略する。光路2について、Xスキャナ117-1およびYスキャナ117-2のスキャナ中心位置119と、被検眼100の瞳位置128とは共役の関係になっている。また、レンズ101-1とレンズ101-2との間において、スキャナで走査された光束(の主光線)同士が略平行となるように、レンズ101-2とスキャナ中心位置119(Xスキャナ117-1およびYスキャナ117-2)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101-1と101-2との間で略平行となる。すなわち、スキャナで走査された光束の主光線同士が略平行となる。これにより、Xスキャナ117-1およびYスキャナ117-2がスキャンを行っても、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に入射する角度を同じにすることが可能となる。

【0040】

また、光路L1と光路L2とは、レンズ101-1を共用するように構成されており、レンズ101-2およびレンズ101-3は、同じ形状、同じ材質のレンズで構成されている。これにより、被検眼100から、光路L1および光路L2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。

【0041】

ここで、図 6 に示されるように、被検眼 100 の瞳に対して瞳の光束の張る角を θ 、スキャナ中心位置 127 に対して瞳の光束の張る角を θ_1 、スキャナ中心位置 119 に対して瞳の光束の張る角を θ_2 とする。すなわち、光路 L1 と光路 L2 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。

【0042】

また、光学特性の一つとして、瞳位置 128 に対するスキャナ中心位置 119 の光学的倍率、瞳位置 128 に対するスキャナ中心位置 127 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 100 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。

10

【0043】

以上説明したように、本実施形態によれば、光断層撮像装置において、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ことにより波長分離精度を高めることができる。また、ファイバー端の測定光源と X Y 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、駆動機構を簡素化することができる。

【0044】

ここで、本実施形態では、光路分岐手段の一例であるダイクロイックミラーの波長分離の精度を高くするために、ファイバー端を動かす必要がない構成であるため、従来よりも偏光状態が保たれた光断層撮像装置の提供することができる。また、本実施形態では、OCT の測定光路と眼底観察光路とで同じレンズ（同じ形状、同じ材質のレンズ）を用いることで、測定の誤差を低減することが可能となる。

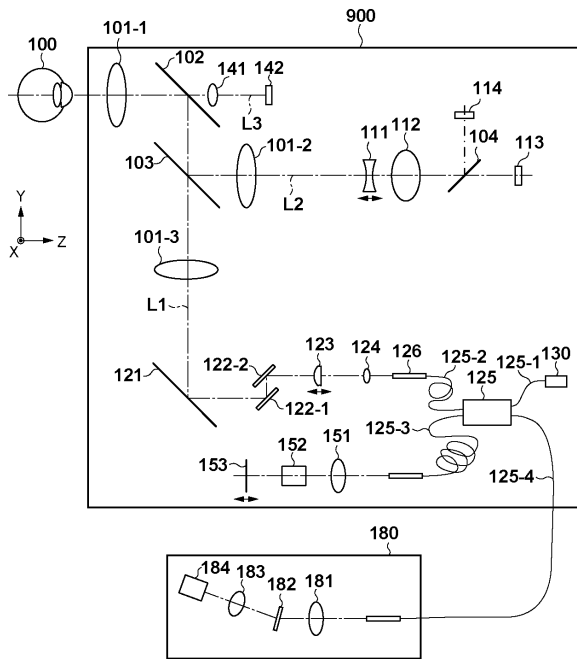
20

【0045】

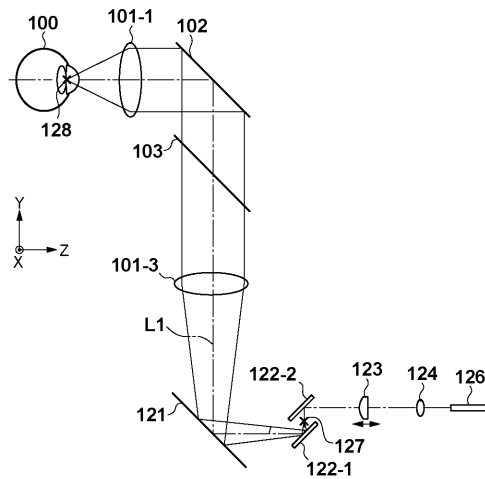
（その他の実施形態）

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。

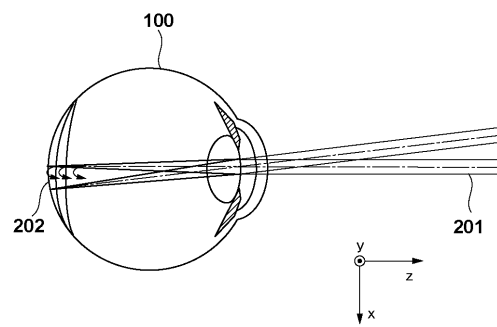
【図 1】



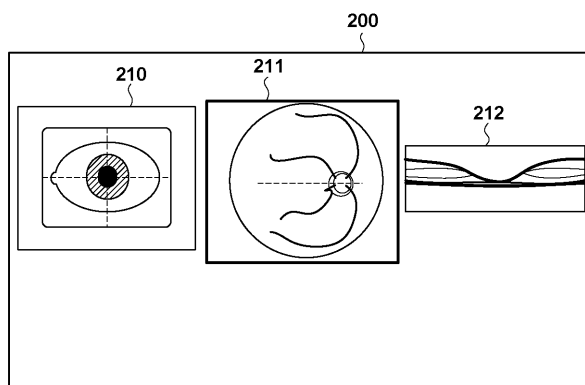
【図 2】



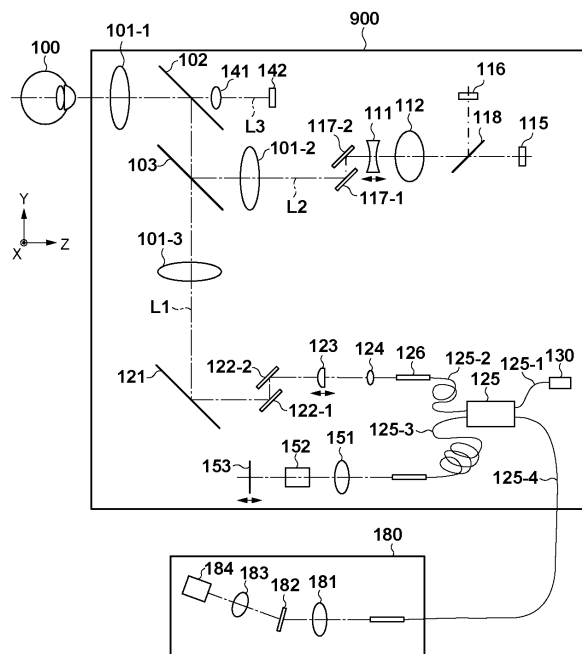
【図 3】



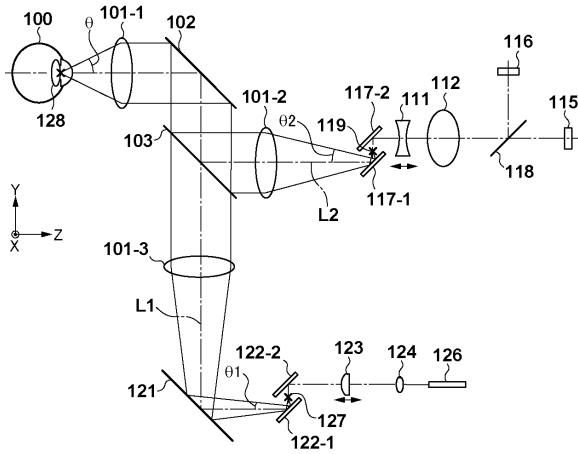
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(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 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2010-197180(JP,A)
特開平10-262929(JP,A)
特開2011-212432(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/00 - 3/18
G01N 21/17