

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6180147号
(P6180147)

(45) 発行日 平成29年8月16日(2017.8.16)

(24) 登録日 平成29年7月28日(2017.7.28)

(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 12 頁)

(21) 出願番号 特願2013-66671 (P2013-66671)
 (22) 出願日 平成25年3月27日(2013.3.27)
 (65) 公開番号 特開2014-188187 (P2014-188187A)
 (43) 公開日 平成26年10月6日(2014.10.6)
 審査請求日 平成28年2月24日(2016.2.24)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100090273
 弁理士 國分 孝悦
 (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 九鬼 一慶

(56) 参考文献 特開2010-110393(JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】眼科装置、その制御方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検眼を固視させるための光を発生させる光源と、
 前記光源からの光を前記被検眼の眼底上で主走査および副走査する走査手段と、
 前記光源からの光が前記眼底に照射される照射領域の前記副走査の方向の長さが、前記副走査の方向における前記主走査の走査間隔以上となるように、前記走査手段を制御する制御手段と、
 を有することを特徴とする眼科装置。

【請求項2】

前記制御手段により前記主走査の位置および前記副走査の位置に応じて前記光源を点灯あるいは消灯しながら、前記走査手段により前記光源からの光を前記被検眼の眼底上で主走査および副走査することにより、前記被検眼の眼底に所定のパターンの固視灯を照射することを特徴とする請求項1に記載の眼科装置。

【請求項3】

前記制御手段は、前記主走査の位置および前記副走査の位置に応じて、前記光源を点灯あるいは消灯し且つ前記光源の点灯状態における前記被検眼の眼底に照射される光の光量を変更するように、前記光源を制御することを特徴とする請求項1又は2に記載の眼科装置。

【請求項4】

前記制御手段は、前記光源の点灯状態において、前記光源の点灯初期および点灯後期に

10

20

における前記被検眼の眼底に照射される光の光量が、前記光源の点灯中期における前記被検眼の眼底に照射される光の光量よりも大きくなるように、前記光源を制御することを特徴とする請求項 1 ないし 3 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記光源の消灯状態から点灯状態に移行する移行時の前記被検眼の眼底に照射される光の光量が、移行後の点灯状態の前記被検眼の眼底に照射される光の光量よりも大きくなるように、前記光源を制御することを特徴とする請求項 1 ないし 3 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記光源が点灯状態から消灯状態に移行する直前の前記被検眼の眼底に照射される光の光量が、前記直前よりも前の点灯状態の前記被検眼の眼底に照射される光の光量よりも大きくなるように、前記光源を制御することを特徴とする請求項 1 ないし 3 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 7】

前記制御手段は、前記光源を点灯させ前記被検眼の眼底に前記光源からの光を照射させた状態で、特定の位置から主走査の方向に所定の距離だけ離れた消灯位置まで前記走査手段により前記光源からの光が走査される場合に、前記被検眼の眼底に照射される光の光量が徐々に大きくなるように、前記光源を制御することを特徴とする請求項 1 ないし 3 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 8】

前記制御手段は、前記光源を点灯させ前記被検眼の眼底に前記光源からの光を照射した点灯位置から主走査の方向に所定の距離だけ離れた特定の位置まで前記走査手段により前記光源の光が走査される場合に、前記被検眼の眼底に照射される光の光量を徐々に小さくすることを特徴とする請求項 1 ないし 7 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 9】

前記所定の距離は、前記光源からの光が前記眼底に照射される照射領域の前記主走査の方向の長さであることを特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の眼科装置。

【請求項 10】

前記制御手段は、前記光源の光量を調整することにより、前記被検眼の眼底上に照射される光の光量を増減させることを特徴とする請求項 1 ないし 9 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 11】

前記光源からの光を減光させる減光手段を更に有し、

前記制御手段は、前記減光手段を制御することにより、前記被検眼の眼底上に照射される光の光量を増減させることを特徴とする請求項 1 ないし 9 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 12】

被検眼を固視させるための光を発生させる光源と、

前記光源からの光を前記被検眼の眼底上で主走査および副走査する走査手段と、を有し、

前記光源からの光が前記眼底に照射される照射領域の前記副走査の方向の長さが、前記副走査の方向における前記主走査の走査間隔以上であることを特徴とする眼科装置。

【請求項 13】

前記被検眼を観察するための光を発生させる観察光源と、

前記観察光源からの光が前記被検眼に照射され反射された戻り光を検出する検出手段と、を更に有し、

前記走査手段は、前記観察光源からの光および前記光源からの光を前記被検眼の眼底上で主走査および副走査することを特徴とする請求項 1 ないし 12 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 14】

測定光が照射した被検眼からの戻り光と、前記測定光に対応する参照光とを合波した合波光に基づいて、前記被検眼の断層画像を取得する断層画像取得手段を更に有することを特徴とする請求項 1 ないし 13 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 15】

前記走査手段は、

前記主走査するための主走査用走査手段と、

前記副走査するための副走査用走査手段と、

を含むことを特徴とする請求項 1 ないし 14 の何れか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 16】

被検眼を固視させるための光を発生させる光源と、

前記光源からの光を前記被検眼の眼底上で主走査および副走査する走査手段と、を有する眼科装置の制御方法であって、

前記光源からの光が前記眼底に照射される照射領域の前記副走査の方向の長さが、前記副走査の方向における前記主走査の走査間隔以上となるように、前記走査手段を制御する工程を有することを特徴とする眼科装置の制御方法。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の眼科装置の制御方法の制御する工程をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼科装置、その制御方法およびプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

現在、光学機器を用いた眼科装置として、様々なものが使用されている。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（SLO装置）などがある。SLO装置は、走査光学系を介して眼底に光を照射し、眼底から反射・散乱してくる光の強度を共焦点の光学系を介して検出し、眼底の観察を行う装置である。

【0003】

このような眼科装置では、被検眼の固視微動を抑制させることで被検眼を精度よく観察することが望まれる。特許文献 1 に開示された SLO 装置は、SLO の走査光学系で固視灯の光源を眼底上に走査する際に、光源の点灯と消灯を高速で切り替えることで、所定のパターンの固視灯を眼底上に照射している。したがって、眼底上に照射された所定のパターンの固視灯を被検者に固視させることで固視微動を抑制させることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】米国特許第 7 4 5 2 0 8 1 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 のように固視灯の光源を眼底上に走査することで眼底上に固視灯を照射する装置を用いたとき、被検眼に固視灯を照射しているにも関わらず被検者の固視が安定しないことが度々生じていた。そこで、本発明者らが検討を重ねた結果、固視が安定しない理由は、眼底上で固視灯の光源を走査するときに副走査の方向において主走査同士の間を生じるギャップであることを見出した。すなわち、このようなギャップが生じると、固視灯が副走査の方向に複数、分割されてしまい、被検者が何れの固視灯を見ていかわからないことが固視を安定させることができない原因であった。

特許文献 1 の SLO 装置を含む従来の装置は、被検眼の眼底に照射される固視灯の光源の光を小さくし固視灯の輝度を向上させることで固視を安定させようとしていると想定さ

10

20

30

40

50

れる。しかしながら、この結果、上記ギャップが生じるため、固視を不安定にさせていると考えられる。

【０００６】

本発明は、上述したような問題点に鑑みてなされたものであり、固視を安定させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明の眼科装置は、被検眼を固視させるための光を発生させる光源と、前記光源からの光を前記被検眼の眼底上で主走査および副走査する走査手段と、前記光源からの光が前記眼底に照射される照射領域の前記副走査の方向の長さが、前記副走査の方向における前記主走査の走査間隔以上となるように、前記走査手段を制御する制御手段と、を有することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【０００８】

本発明によれば、副走査の方向において主走査同士の間が生じるギャップを低減することができるため、固視を安定させることができる。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】第１の実施形態の眼科装置の構成を示す図である。

【図２】眼底上に固視灯の光源の走査を示す図である。

20

【図３】眼底における固視灯の光源の光の像の位置関係を示す図である。

【図４】眼底上へ固視灯の光源の走査を行う際の輝度と光源の関係を示す図である。

【図５】眼底上へ固視灯の光源の走査を行う際の光量の変化を示す図である。

【図６】第２の実施形態の眼科装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１０】

以下、本発明の好適な実施形態について図面を参照して説明する。なお、各図では適宜主走査方向をX、副走査方向をY、主走査方向および副走査方向に直交する方向をZとして示している。

【００１１】

30

[第１の実施形態]

第１の実施形態では、本発明を適用できる眼科装置として、眼底撮像装置（例えばSLO装置）について説明する。

（装置の概略構成）

図１は、眼底撮像装置の一例を示す側面図である。

眼底撮像装置１０は、光学ヘッド部１００および制御ユニット部２００を有している。光学ヘッド部１００は、被検眼Eの前眼および眼底の２次元像を撮影するための光学系などを有している。制御ユニット部２００は、光学ヘッド部１００を制御する。

【００１２】

（光学ヘッド部の構成）

40

光学ヘッド部１００には、被検眼Eに対向する対物レンズ１０１が配置されている。対物レンズ１０１の光軸上では、光路を分離する第１ダイクロイックミラー１０２が配置されている。第１ダイクロイックミラー１０２は、波長帯域ごとに、前眼観察光路L１と眼底観察光路および固視灯光路L２とに分岐させている。

光路L１には、レンズ１４１、撮像部としての前眼観察用の赤外線CCD１４２が配置されている。赤外線CCD１４２は、不図示の前眼観察用の照明光の波長、具体的には970nm付近の感度を有している。

【００１３】

光路L２には、固視灯の光源１１３および眼底観察用（SLO用）の光源１１５を被検眼の眼底に照射させるためにミラー１０３、レンズ１０４、レンズ１１１、レンズ１１２

50

などが配置されている。ミラー１０３、レンズ１０４、レンズ１１１およびレンズ１１２などは光学手段の一例に対応する。

レンズ１０４は、後述するＸスキャナ１１７ａ、Ｙスキャナ１１７ｂの中心位置付近を焦点位置として配置されている。レンズ１１１は、固視灯の光源１１３および眼底観察用の光源１１５を合焦調整するための不図示のモータによって光軸方向に駆動される。

固視灯の光源１１３は、例えばＬＥＤが用いられ、被検眼Ｅを固視させるための光を発生させる。また、眼底観察用の光源１１５は、被検眼の眼底を観察するための光を発生させる観察光源である。

【００１４】

また、光路Ｌ２には、固視灯の光源１１３の光および眼底観察用の光源１１５の光を被検眼Ｅの眼底上で走査するためのＸスキャナ１１７ａ、Ｙスキャナ１１７ｂが配置されている。Ｘスキャナ１１７ａおよびＹスキャナ１１７ｂは、固視灯の光源１１３からの光および眼底観察用の光源１１５からの光を主走査および副走査する走査手段の一例に対応する。Ｘスキャナ１１７ａは、Ｘ方向に高速スキャンするために、例えばポリゴンミラーによって構成されている。このような構成により、固視灯の光源１１３の光および眼底観察用の光源１１５の光は、Ｘスキャナ１２２ａおよびＹスキャナ１２２ｂを介して、被検眼Ｅの眼底上の同じ位置に走査される。なお、上述したＸスキャナ１１７ａはポリゴンミラーに限られず、例えば共振型のミラーであってもよい。

【００１５】

また、光路Ｌ２には、穴あきミラーや中空のミラーが蒸着されたプリズム１１８が配置されている。プリズム１１８は、固視灯の光源１１３および眼底観察用の光源１１５からの光と、眼底からの戻り光とを分離する。プリズム１１８により分離された戻り光は、シングルディテクター１１６に照射される。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）で構成され、眼底からの戻り光を検出する検出手段の一例である。また、プリズム１１８に近接した位置には第２ダイクロイックミラー１０５が配置されている。第２ダイクロイックミラー１０５は、波長帯域ごとに分岐され、ＳＬＯの光源１１５の光および固視灯の光源１１３の光を被検眼Ｅに向かって照射させる。

【００１６】

（制御ユニット部の構成）

制御ユニット部２００は、制御部２０１、記憶部２０２などを有している。制御部２０１は、光学ヘッド部１００全体を制御する。具体的には、固視灯の光源１１３、眼底観察用の光源１１５、シングルディテクター１１６、レンズ１１１を駆動するモータなどを制御する。記憶部２０２は、制御部２０１が実行するためのプログラムなどが記憶している。

【００１７】

次に、固視灯の光源１１３の光を眼底上で走査させる場合について図２を参照して説明する。図２（ａ）は、固視灯の光源１１３を走査している状態を示す図である。図２（ｂ）は、光源１１３を点灯および消灯するタイミングを示す図である。

図２（ａ）に示すように、まずＸスキャナ１２２ａは眼底上の走査領域において固視灯の光源１１３をＸ方向、すなわち主走査の方向（主走査方向）に沿って走査する（破線を参照）。主走査方向の走査が終了すると順次、Ｙスキャナ１２２ｂが固視灯の光源１１３をＹ方向、すなわち副走査の方向（副走査方向）に走査ラインをずらし、再びＸスキャナ１２２ａが固視灯の光源１１３を主走査方向に走査することで、走査領域全体を走査する。

【００１８】

図２（ｂ）に示すように、固視灯の光源１１３が主走査方向に走査されているときに、光源１１３が所定の位置および所定の距離で点灯され、その以外では消灯される。光源１１３は制御部２０１によりオンおよびオフされることで点灯および消灯する。制御部２０１は、固視灯の光源１１３の点灯および消灯を制御することにより、光源１１３の光による所定のパターンの固視灯を被検眼Ｅの眼底上に照射させることができる。図２（ａ）で

10

20

30

40

50

は所定のパターンの固視灯として「×」を照射させている例を示している。

眼底撮像装置 10 は、被検者に固視灯を固視させた状態で、眼底観察用の光源 115 の光が眼底に照射され、反射された戻り光をシングルディテクター 116 により検出することにより眼底画像を取得することができる。

【0019】

ここで、固視させるための固視灯に、副走査の方向における主走査同士の間ギャップが生じた場合には、被検眼 E の固視を安定させることができない。そこで、本実施形態では、眼底に照射される光源 113 の光の副走査方向の長さが、副走査の方向における主走査同士の走査間隔以上に設定されている。以下、図 3 を参照して具体的に説明する。図 3 (a) は、主走査方向ごとの、眼底に照射される光源 113 の光、換言すると眼底に結像された光源 113 の光の像 (照射領域) を示した図である。図 3 (b) は、眼底に照射された固視灯のパターンの一例を示す図である。

10

【0020】

本実施形態では、図 3 (a) に示すように、眼底上の光源 113 の像 301 は直径 R の円状である。光源の像 301 は、中心点 302 が主走査方向の走査ライン S L 1 に沿って走査される。ここで、図 3 (a) に示すように、主走査方向の走査ライン S L 1 および主走査方向の走査ライン S L 2 同士の副走査方向における走査間隔は d である。したがって、光源の像 301 は、中心点 302 が走査間隔 d だけ離れて走査される。

【0021】

上述したように、本実施形態では眼底上の光源 113 の像 301 の副走査方向の長さ (ここでは直径 R) が、副走査の方向における主走査同士の走査間隔以上 (走査間隔 d 以上) に設定されている。

20

すなわち、

$$d \leq R \cdots (\text{式 } 1)$$

を満たすように光源の像 301 の大きさが設定されている。

R はレンズ 111 を駆動させることで変化するために、レンズ 111 を駆動させたときに R が最も小さくなるときの直径を用いることが好ましい。また、d は被検眼の眼軸長が変わることで変化するために、眼軸長が長いときを想定したときの走査間隔を用いることが好ましい。

【0022】

なお、光源 113 の発光体の直径を r とし、図 1 において光源 113 から被検眼 E の眼底までの倍率を M とすると、 $R = |M| \times r$ と表されることから、

$$d \leq |M| \times r \cdots (\text{式 } 2)$$

とすることができる。

以上のような関係を満たすように、光学系の設計と光源 113 の発光領域の大きさを定めることで、走査ライン S L 1 上に走査される光源の像 301 と、走査ライン S L 2 上に走査される光源の像 301 との間には副走査方向にギャップが発生しない。したがって、このような光源の像 301 を用いて眼底に固視灯を照射することで、図 3 (b) に示すように副走査の方向において主走査同士に生じるギャップを低減することができる。そのため、被検眼 E の固視を安定させることができ、良好な眼底画像を取得することができる。

30

40

【0023】

なお、眼底上での光源の像 301 の直径 R を大きくすることにより、固視灯の境界部では、眼底上での光の積分時間が低くなる。したがって、境界部では、結果として見かけの輝度が低くなるため、不明瞭になる傾向にある。そこで、本実施形態では、境界部において眼底に照射される光源 113 の光量を増やすことで見かけの光量を均一にし、境界部を明瞭にする処理を行う。

【0024】

以下、境界部を明瞭にする処理について図 4 を参照して具体的に説明する。

図 4 (a) は、主走査方向の走査ラインに沿って光源 113 を一定光量にして走査した

50

場合の眼底上の見かけの輝度を示す図である。ここでは、位置 S は光源 1 1 3 が消灯状態から点灯状態に移行する点灯位置であり、位置 E は光源 1 1 3 が点灯状態から消灯状態に移行する消灯位置であるものとする。

図 4 (a) に示すように、眼底上で光源 1 1 3 を位置 S から光源 1 1 3 の直径 R に相当する位置 P 1 までは見かけの輝度が単調に増加し、位置 P 1 を過ぎると一定となる。また、図 4 (a) に示すように、光源 1 1 3 を消灯させる位置 E から位置 S 側に光源 1 1 3 の直径 R に相当する位置 P 2 とすると、位置 P 2 から位置 E までは見かけの輝度が単調に減少する。この単調に増加および減少する領域が、境界部が不明瞭になる領域である。

【 0 0 2 5 】

図 4 (b) は、境界部を明瞭にするために光源 1 1 3 が照射する光量の変化を示す図である。図 4 (b) では、図 4 (a) に示す輝度の関係を逆数になっている。

10

図 4 (b) に示すように、光源 1 1 3 により照射される光量を制御することにより、眼底上の見かけの輝度を一定にすることができる。なお、図 4 (b) では、左端および右端が無限大に発散してしまう。そこで、実際には図 5 (a) に示すように位置 S から所定の距離 L だけ離れた位置 P L 1 までの間、位置 E から距離 L だけ離れた位置 P L 2 から位置 E までの間は、光量を一定に保つように制御する。

【 0 0 2 6 】

図 5 (a) に示すように、制御部 2 0 1 は、位置 S における光源 1 1 3 の光量を、位置 S から所定の距離だけ走査された点灯状態の光源 1 1 3 (例えば位置 P 1 の光源) の光量よりも大きくする。ここでは、所定の距離とは、光源 1 1 3 の主走査方向に長さ、すなわち光源 1 1 3 の像の直径 R である。また、制御部 2 0 1 は、光源 1 1 3 の光量を位置 P L 1 から位置 P 1 に向かって走査されるにしたがって徐々に小さくなるように制御する。

20

また、図 5 (a) に示すように、制御部 2 0 1 は、位置 E における光源 1 1 3 の光量を、位置 E から所定の距離だけ離れた点灯状態の光源 1 1 3 (例えば位置 P 2 の光源) の光量よりも大きくする。ここで、所定の距離とは、光源 1 1 3 の主走査方向の長さ、すなわち光源 1 1 3 の像の直径 R である。また、制御部 2 0 1 は、光源 1 1 3 の光量を位置 P 2 から位置 E に向かって走査されるにしたがって徐々に大きくなるように制御する。

【 0 0 2 7 】

図 5 (b) は、図 5 (a) により光源 1 1 3 が点灯してから消灯する直前までの眼底に照射された光源 1 1 3 の像を示している。図 5 (b) では、位置 S の像 5 0 1 は、光源 1 1 3 が消灯状態から点灯状態に移行したときの移行時の像である。位置 P L 1 の像 5 0 2 は、位置 S から距離 L だけ主走査方向に走査された像である。位置 P 1 の像 5 0 3 は、位置 S から距離 R だけ主走査方向に走査された像であり、点灯状態に移行した移行後の像である。ここでは、像 5 0 1 と像 5 0 2 の輝度は同一であり、像 5 0 3 の輝度よりも大きい。

30

また、位置 E の像 5 0 4 は、光源が点灯状態から消灯状態に移行する直前の像である。位置 P L 2 の像 5 0 5 は、位置 E から距離 L だけ離れた像である。位置 P 2 の像 5 0 6 は、位置 E から距離 R だけ離れた像である。ここで、像 5 0 4 と像 5 0 5 の輝度は同一であり、像 5 0 6 の輝度よりも大きい。

なお、位置 P 1 および位置 P 2 は、特定の位置に相当する。また、距離 L は、被検者が視認できない距離 (例えば 3 0 μ m 以下) となるように設定することが好ましい。

40

【 0 0 2 8 】

このように、光源 1 1 3 の光量を制御することによって、固視灯の境界部で見かけの輝度を略均一にすることができるため、固視灯の境界部を明瞭にすることができ、被検眼の固視を更に安定させることができる。

なお、本実施形態では、上述した構成に限られず、固視灯の光源 1 1 3 の光路側に不図示のピンホールを配置し、このピンホールの像を眼底上で走査させてもよい。その際には、図 3 (a) での「眼底における光源 1 1 3 の像」がピンホールの像となる。

【 0 0 2 9 】

また、本実施形態では光源 1 1 3 の形状を円形状とする場合について説明したが、四角

50

形状であってもよい。また、本実施形態のように固視灯のパターンが「×」印の場合には、光源 1 1 3 の形状は、×印のエッジに沿った斜めの四角形であってもよい。2つの四角形状のピンホールを2つの光源を構成し、「×」印のうち、「\」を照射する際と「/」を照射する際に、両者2つのピンホールの照明を切り替えて照射してもよい。

【0030】

また、本実施形態では、制御部 2 0 1 が光源 1 1 3 の光量を制御することにより、固視灯の境界部を明瞭にする場合について説明したが、この場合に限られない。例えば、図 1 に示す第 2 ダイクロイックミラー 1 0 5 と固視灯の光源 1 1 3 との間に、制御部 2 0 1 により制御される可変式の減光フィルター（ND フィルター）を配置してもよい。この場合、予め眼底に照射される光量と減光フィルターとの関連を測定しておく。そして、制御部 2 0 1 は、光源 1 1 3 の光量を一定にしたまま、測定した関係に基づいて減光フィルターを制御することにより、図 5（a）に示すように眼底に照射される光量を増減させることができ、固視灯の境界部を明瞭にすることができる。

【0031】

〔第 2 の実施形態〕

第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態の眼底撮像装置 1 0 に被検眼の断層画像を取得する断層画像取得手段としての OCT 装置を追加した眼科装置 2 0 である。

（装置の概略構成）

図 6 は、眼科装置 2 0 の一例を示す側面図である。

眼科装置 2 0 は、光学ヘッド部 3 0 0、制御ユニット部 2 0 0 および分光器 1 8 0 を有している。本実施形態では、光路 L 1 および光路 L 2 は第 1 の実施形態と同様であり、固視灯の光源 1 1 3 により眼底に照射される像の位置や光量の制御も第 1 の実施形態と同様であり、その説明を省略する。また、光学ヘッド部 3 0 0 および制御ユニット部 2 0 0 のうち、第 1 の実施形態と同様の構成は、同一符号を付してその説明を省略する。

【0032】

（光学ヘッド部と分光器の光学系）

第 1 の実施形態では、第 1 ダイクロイックミラー 1 0 2 とレンズ 1 0 4 との間にはミラー 1 0 3 が配置されていたが、本実施形態では、図 6 に示すように第 3 ダイクロイックミラー 1 0 6 が配置されている。第 3 ダイクロイックミラー 1 0 6 は、眼底の 2 次元像を取得する光路 L 2 と断層画像を取得する光路 L 3 とに波長領域ごとに分岐する。

光路 L 3 は、断層画像を取得するための光学系（OCT 光学系）を成しており、被検眼 E の眼底の断層画像を撮像するためのものである。より具体的には断層画像を形成するための干渉信号を得るものである。

【0033】

光路 L 3 には、レンズ 1 0 7、ミラー 1 2 1、光を被検眼 E の眼底上で走査するための測定光偏向手段としての X スキャナ 1 2 2 a、Y スキャナ 1 2 2 b が配置されている。また、測定光源 1 2 6 は、測定光の光源であり、測定光を測定光路に入射させる。ここでは、測定光源 1 2 6 はファイバー端であり、被検眼 E の眼底部と光学的な共役関係にある。測定光源 1 2 6 と、X スキャナ 1 2 2 a および Y スキャナ 1 2 2 b との間には、レンズ 1 2 3、レンズ 1 2 4 が配置されている。レンズ 1 2 3 は合焦調整手段の一例であり、合焦調整をするために不図示のモータによって駆動される。合焦調整は、ファイバー端である測定光源 1 2 6 から出射する光を眼底 E 上に結像するように行われる。合焦調整によって、被検眼 E 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 E の眼底からの戻り光を、測定光源 1 2 6 を通してファイバー 1 2 5 b に効率よく戻すことができる。

なお、図 6 では、X スキャナ 1 2 2 a、Y スキャナ 1 2 2 b の間の光路は紙面内において構成されているが、実際は紙面垂直方向に構成されている。

【0034】

次に、光源 1 3 0 からの光路と参照光学系、分光器の構成について説明する。

1 3 0 は光源、1 5 3 はミラー、1 5 2 は分散補償用ガラス、1 2 5 は光カプラー、1

10

20

30

40

50

25a～dは光カプラー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、151はレンズ、180は分光器である。

【0035】

これらの構成によってマイケルソン干渉系を構成している。光源130から出射された光は光ファイバー125aを通じ光カプラー125を介して、光ファイバー125b側の測定光と光ファイバー125c側の参照光とに分割される。測定光は上述したOCT光学系光路L3を通じ、観察対象である被検眼E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。

【0036】

一方、参照光は光ファイバー125c、レンズ151、測定光と参照光の分散を合わせるために挿入された分散補償ガラス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。

【0037】

光カプラー125によって、測定光と参照光は合波され干渉光（合波光）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調整可能に保持され、被検眼E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125dを介して分光器180に導かれる。

【0038】

分光器180はレンズ181、回折格子182、レンズ183、ラインセンサ184から構成される。光ファイバー125d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で分光され、レンズ183によってラインセンサ184に結像される。

【0039】

次に、光源130の周辺について説明する。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、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、低コヒーレント光が出射できればよく、ASE(Amplified Spontaneous Emission)なども用いることができる。中心波長は眼を測定することを鑑みると、近赤外光が適する。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とした。

【0040】

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たが、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、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。このように本実施形態によれば、被検眼の断層画像を取得することができる。

【0041】

以上、本発明を種々の実施形態と共に説明したが、本発明はこれらの実施形態にのみ限定されるものではなく、本発明の範囲内で変更などが可能である。

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。すなわち、上述した実施形態の機能を実現するプログラムを、各種記憶媒体を介して眼科装置に供給し、眼科装置のコンピュータ（または制御部201など）がプログラムを読み出して実行する処理である。

【符号の説明】

【0042】

10：眼底撮像装置 20：眼科装置 100：光学ヘッド部 113：固視灯の光源
115：眼底観察用の光源 117a：Xスキャナ 117b：Yスキャナ 200：
制御ユニット部 201：制御部 202：記憶部 300：光学ヘッド部

10

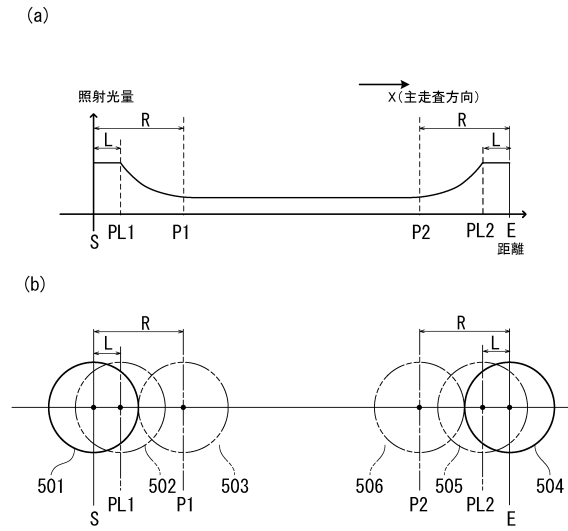
20

30

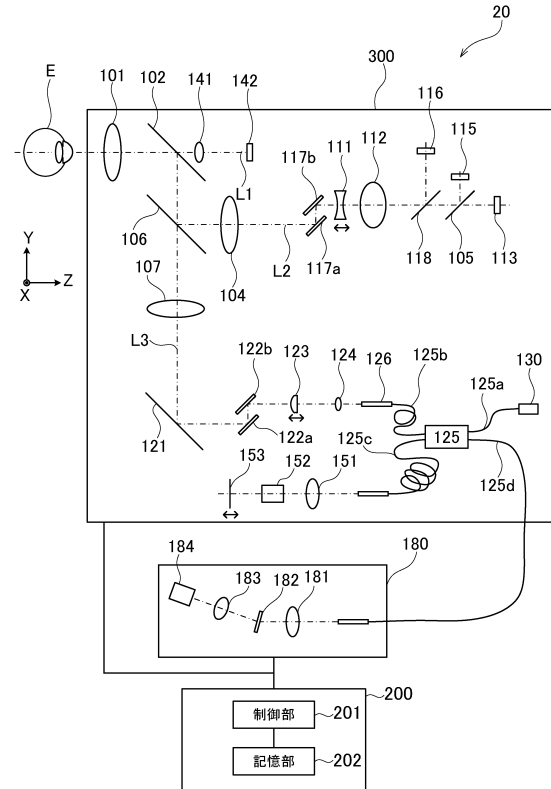
40

50

【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8