

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4917824号  
(P4917824)

(45) 発行日 平成24年4月18日(2012.4.18)

(24) 登録日 平成24年2月3日(2012.2.3)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 3/14 (2006.01) A 6 1 B 3/14 A

請求項の数 9 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2006-105934 (P2006-105934)	(73) 特許権者	000220343 株式会社トプコン 東京都板橋区蓮沼町75番1号
(22) 出願日	平成18年4月7日(2006.4.7)	(74) 代理人	100107010 弁理士 橋爪 健
(65) 公開番号	特開2007-275323 (P2007-275323A)	(72) 発明者	山口 達夫 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内
(43) 公開日	平成19年10月25日(2007.10.25)	(72) 発明者	三橋 俊文 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内
審査請求日	平成21年3月31日(2009.3.31)	審査官	宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】眼科撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、  
上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、  
測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、  
被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、  
眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、  
眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、  
上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と  
を備え、  
上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、  
上記収差測定部は、周期的に収差を測定し、  
上記収差補正部は、測定された収差に基づき周期的に収差を補正し、  
上記光源部は、上記収差測定部で測定された収差が予め定められた収差よりも小さい場合に、上記受光部の露光のタイミングに応じて発光する眼科撮影装置。

10

【請求項2】

20

所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、  
上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、  
測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、  
被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、  
眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、  
眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と  
を備え、  
上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、  
上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有し、  
上記受光光学系は、上記変倍部により、少なくとも高倍率モードと、低倍率モードに切り替え可能とされ、  
上記収差測定部により測定された収差が、予め定められた収差以下と判断した場合に高倍率モードに切り替え、予め定められた収差を越える場合に低倍率モードに切り替えるように構成されていること特徴とする眼科撮影装置。

10

## 【請求項 3】

所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、  
上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、  
測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、  
被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、  
眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、  
眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と  
を備え、  
上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、  
上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有し、  
上記変倍部は、  
第 1 の倍率で眼底像を上記受光部に形成するための低倍率光路と、  
第 1 の倍率よりも高い第 2 の倍率で、眼底像を上記受光部に形成するための高倍率光路と、  
眼底で反射されたパルス光の光路を、上記低倍率光路及び上記高倍率光路のいずれかに切り替える光スイッチと  
を有する眼科撮影装置。

20

30

40

## 【請求項 4】

所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、  
上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、  
測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、  
被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、  
眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、  
眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、

50

上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系とを備え、

上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、

上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有し、上記変倍部を第1の倍率に切り替えて眼底像を取得し、

取得された眼底像上の所望の位置又は範囲を選択し、

所望の位置又は範囲が眼底像の中心付近にくるように、被測定眼が観察する固視標を光軸と垂直な2次元方向に移動させ、

上記変倍部を第1の倍率よりも高い第2の倍率に切り替えて、前記所望の位置又は範囲の第2の倍率の眼底像を取得する眼科撮影装置。

10

【請求項5】

所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、

上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、

測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、

被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、

眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、

20

眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と

を備え、

上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、

上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有し、高倍率の眼底像を得るための第1のパルス光の光量と、低倍率の眼底像を得るための第2のパルス光の光量は、得られる各眼底像の明るさを同じ又はほぼ同じにするように調整

される眼科撮影装置。

30

【請求項6】

所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、

上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、

測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、

被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、

眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、

眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と

40

を備え、

上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、

上記光源部は、露光タイミングに応じた、眼底像を取得するためのパルス光の間に、パルス光をさらに発光する眼科撮影装置。

【請求項7】

上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有する請求項1又は6に記載の眼科撮影装置。

50

## 【請求項 8】

上記受光光学系は、上記変倍部により、高倍率と低倍率を周期的に切り替えること特徴とする請求項 7 に記載の眼科撮影装置。

## 【請求項 9】

上記受光部で受光された複数の眼底像を表示する表示部をさらに備えた請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の眼科撮影装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

10

## 【0001】

本発明は、眼科撮影装置に係り、特に、パルス発光により収差の少ない連続静止画を得る眼科撮影装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

眼球は、体内で唯一開無しに直接見ることができる血管であり、仮に血流内の白血球を観測できれば糖尿病の早期発見など、全身病の発見に役立つ。しかし、白血球の大きさは  $10\ \mu\text{m}$  程度であり、現行の眼底カメラでは測定が困難である。また、血流の動画を撮影するためには、眼へ入射可能な光量が制限されていることや、視線が安定しないということから非常に困難である。

20

なお、本出願人により次のような技術が開示されている。例えば、被測定眼の収差を補償光学部によって補償し、補償された後の微小な収差を精密に測定する眼特性測定装置が開示されている（例えば、特許文献 1～3 参照）。また、眼底画像の質を向上させるように被測定眼から反射された光束を補正し、最適な画像を取得する眼底観察装置が開示されている（例えば、特許文献 4 参照）。さらに、被測定眼の変位を検出し、検出したずれ位置に基づき、波面補正素子を移動して波面を補正させる眼底像観察装置が開示されている（例えば、特許文献 5 参照）。

## 【0003】

【特許文献 1】特開 2004 - 113405 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 159779 号公報

30

【特許文献 3】特開 2004 - 159784 号公報

【特許文献 4】特開 2004 - 329282 号公報

【特許文献 5】特開 2006 - 006362 号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

従来の光学装置は、例えば、眼底を照明するために CW (Continuous Wave) 発振の光源を用い連続照明をしていた。その結果、露光期間中以外も照明することになるため、患者に負担がかかり長時間撮影は不可能な場合があるだけでなく、Adaptive Optics をもちいた装置は一般に露光時間が長いために動体などはぶれた像となっていた。さらに、収差が補正されていない場合の像も取得してしまうために、良好な画像を得るためには後に分別するための別処理が必要になる。

40

本発明は、以上の点に鑑み、長時間で良好な眼底画像が取得できる眼科撮影装置を提供することを目的とする。本発明は、例えば、白血球など動きの速い細胞の静止画を連続撮影できる眼科撮影装置を提供することを目的とする。本発明は、光源の発光を撮像素子の露光信号と同期し、さらに、収差量をリアルタイムで測定及び補正し、収差量の少ない場合に被測定眼を照明するように光源の発光を制御する眼科撮影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】

## 【0005】

50

本発明の第1の解決手段によると、  
所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、  
上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、  
測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、  
被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、  
眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、  
眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と  
を備え、  
上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、  
上記収差測定部は、周期的に収差を測定し、  
上記収差補正部は、測定された収差に基づき周期的に収差を補正し、  
上記光源部は、上記収差測定部で測定された収差が予め定められた収差よりも小さい場合に、上記受光部の露光のタイミングに応じて発光する眼科撮影装置  
が提供される。

10

本発明の第2の解決手段によると、  
所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、  
上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、  
測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、  
被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、  
眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、  
眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と  
を備え、  
上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、  
上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有し、  
上記受光光学系は、上記変倍部により、少なくとも高倍率モードと、低倍率モードに切り替え可能とされ、  
上記収差測定部により測定された収差が、予め定められた収差以下と判断した場合に高倍率モードに切り替え、予め定められた収差を越える場合に低倍率モードに切り替えるように構成されていること特徴とする眼科撮影装置  
が提供される。

20

30

40

本発明の第3の解決手段によると、  
所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、  
上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、  
測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、  
被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、  
眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、  
眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と

50

を備え、

上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、

上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有し、上記変倍部は、

第1の倍率で眼底像を上記受光部に形成するための低倍率光路と、

第1の倍率よりも高い第2の倍率で、眼底像を上記受光部に形成するための高倍率光路と、

眼底で反射されたパルス光の光路を、上記低倍率光路及び上記高倍率光路のいずれかに切り替える光スイッチと

を有する眼科撮影装置

が提供される。

10

本発明の第4の解決手段によると、

所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、

上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、

測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、

被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、

眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、

眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と

を備え、

上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、

上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有し、

上記変倍部を第1の倍率に切り替えて眼底像を取得し、

取得された眼底像上の所望の位置又は範囲を選択し、

所望の位置又は範囲が眼底像の中心付近にくるように、被測定眼が観察する固視標を光軸と垂直な2次元方向に移動させ、

上記変倍部を第1の倍率よりも高い第2の倍率に切り替えて、前記所望の位置又は範囲の第2の倍率の眼底像を取得する眼科撮影装置

が提供される。

20

30

本発明の第5の解決手段によると、

所定のタイミングでパルス光を発光する光源部と、

上記光源部からのパルス光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、

測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、

被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、

眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、

眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系と

を備え、

上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数のパルス光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、

上記受光光学系は、上記受光部に形成される眼底像の倍率を変化させる変倍部を有し、高倍率の眼底像を得るための第1のパルス光の光量と、低倍率の眼底像を得るための第

40

50

2の Puls 光の光量は、得られる各眼底像の明るさを同じ又はほぼ同じにするように調整される眼科撮影装置が提供される。

本発明の第6の解決手段によると、  
 所定のタイミングで Puls 光を発光する光源部と、  
 上記光源部からの Puls 光を被測定眼の眼底に照明する照明光学系と、  
 測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して、少なくとも高次収差を打ち消すような補正を行う収差補正部と、  
 被測定眼を照明し、該照明による被測定眼からの反射光束を上記収差補正部を介して受光して、該反射光束の収差を測定する収差測定部と、  
 眼底からの光束を受光して像を形成する受光部と、  
 眼底で反射され及び上記収差補正部で収差が補正された上記光源部からの光束により、上記受光部に眼底像を形成するための受光光学系とを備え、

10

上記受光部の複数回の露光の各タイミングに応じて、複数の Puls 光を上記光源部から発光し、上記受光部で連続的な眼底像を得る眼科撮影装置であって、  
 上記光源部は、露光タイミングに応じた、眼底像を取得するための Puls 光の間に、Puls をさらに発光する眼科撮影装置が提供される。

20

【発明の効果】

【0006】

本発明によると、長時間で良好な眼底画像が取得できる眼科撮影装置を提供することができる。本発明によると、例えば、白血球など動きの速い細胞の静止画を連続撮影できる眼科撮影装置を提供することができる。本発明によると、光源の発光を撮像素子の露光信号と同期し、さらに、収差量をリアルタイムで測定及び補正し、収差量の少ない場合に被測定眼を照明するように光源の発光を制御することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

1. 第1の実施の形態

30

1.1 概略

本実施の形態は、Puls 光源と撮像素子のシャッターを同期し、例えば、白血球の動き等を観察するための、連続的な静止画を取得可能な Adaptive Optics (アダプティブ オプティクス) 装置に関する。Adaptive Optics を搭載した眼底カメラを使用し、光源を 500  $\mu$ s 程度以下の Puls 発振にし、それを撮像素子 (一般に CCD) の露光時間やシャッターと同期させることで良質な白血球の動きを示す画像を得ることが可能となるものである。また、収差補正を並行して行い、収差補正の状況により光源の発光を制御し、良好な画像を得ることができる。

【0008】

1.2 光学配置

40

図1に、第1の実施の形態の光学配置図を示す。

眼底観察装置 (眼科撮影装置) は、波面補正系1と、眼底照明系 (第2照明光学系) 2と、眼底観察系3と、前眼部観察系4と、前眼部照明用光源45と、固視系5と、補償光学部70と、瞳移動量演算部14-2と、眼底撮像素子制御装置 (眼底像形成部) 14-3と、Puls 発生装置25と、Puls 光源駆動回路26とを備える。

波面補正系 (収差測定部) 1は、第1照明光学系11、第1受光光学系12、第1受光部13を備える波面測定系10と、収差量測定補正量計算用演算装置 (収差演算部、以下演算装置と記す) 14-1と、波面補正素子制御装置15とを有する。なお、演算装置14-1と、瞳移動量演算部14-2と、眼底像形成部14-3は、例えばひとつ又は複数の演算部に備えることができる。被測定眼60については、図中、網膜 (眼底) 61、角

50

膜（前眼部）62が示されている。

第1照明光学系（点像投影光学系）11は、例えば第1光源部（例えば、波面測定用光源）17を備え、第1光源部17からの光束で被測定眼眼底上で微小な領域（又はターゲット）を照明するためのものである。また、第1照明光学系11は、例えば、集光レンズ、リレーレンズを備える。

【0009】

第1光源部17は、空間コヒーレンスが高く、時間コヒーレンスは高くないものが望ましい。ここでは、一例として、第1光源部17には、SLD（スーパーluminescenceダイオード）が採用されており、輝度が高い点光源を得ることができる。なお、第1光源部17は、SLDに限られるものではなく、レーザー光源の様に空間、時間ともコヒーレンス  
10  
が高いものでも、回転拡散板などを挿入することにより、適度に時間コヒーレンスを下げることで利用できる。そして、LEDの様に、空間、時間ともコヒーレンスが高くないものでも、光量さえ充分であれば、ピンホール等を光路の光源の位置に挿入することで、使用可能になる。また、照明用の第1光源部17の第1波長は、例えば、赤外域の波長、例えば860nm又は780nmを使用することができる。

第1受光光学系（点像受光光学系）12は、例えば、被測定眼網膜から反射して戻ってきた光束を受光し、第1受光部（例えば、波面イメージセンサ）13に導くためのものである。第1受光光学系12は、リレーレンズと、ビームスプリッタと、反射光束を少なくとも17本のビームに変換するための変換部材（分割素子、例えばハルトマン板）とを備える。ビームスプリッタは、第1光源部17からの光束を反射し、被測定眼60の網膜で  
20  
反射しアフォーカルレンズ81を介して戻ってくる反射光束を透過するミラー（例えば、偏光ビームスプリッタ）で構成されている。変換部材は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。なお、変換部材には、光軸と直交する面内に配置された複数のマイクロフレネルレンズを用いることができる。眼底61からの反射光は、変換部材を介して第1受光部13上に集光する。

【0010】

第1受光部13は、変換部材を通過した第1受光光学系12からの光を受光し、第1信号を生成するためのものである。

第1照明光学系11と第1受光光学系12とは、第1光源部17からの光束が集光する点で反射されたとして、その反射光による第1受光部13での信号ピークが最大となる関係  
30  
を維持して、第1受光部13での信号ピークが強くなる方向にプリズム72が移動し、強度が最大となる位置で停止することができる。この結果、第1光源部17からの光束が、被測定眼上で集光することとなる。

第2照明光学系（照明光学系）2は、例えば、第2光源部（パルス光源、レーザー光源部）21と、視野絞り22と、開口絞り23と、回転拡散板24と、集光レンズと、ビームスプリッタとを備え、第2光源部21からの第2光束で被測定眼網膜（眼底）上の所定の領域を照明するためのものである。

第2光源部21は、例えば第2波長（例えば、635nm）のレーザーダイオードや近赤外のチタン・サファイアレーザーなどを用いることができる。パルス幅は、数ピコ秒～数100マイクロ秒程度が良い。また、撮像素子のフレームが遅い場合（10Hz程度）  
40  
は、光過敏性でんかんを防ぐためにデータ転送中に短パルスを出力すると良い。また、例えば、ハルトマン測定用の第1光源部17の波長が840nm、前眼部照明用光源45の波長が赤外又は近赤外光である850～930nm（現状では、例えば、860～880nm）等の適宜の波長を選択することができる。ビームスプリッタは、例えば、第2光源部21からの光束を反射し、被測定眼60で反射して戻ってくる光束を透過するようなビームスプリッタを用いることができる。

【0011】

図1のように、瞳の内側から入射光を入れ、角膜及び水晶体の共役点に光を遮る板（例えば、図では穴あきミラーを使用）等を挿入し、角膜等のノイズ（有害反射）をカットできる。また、第2照明光学系2の開口絞り23は、瞳との共役点付近に配置し、ノイズ光  
50

を後述する角膜反射除去ミラーで除去できるような光学系にすることができる。視野絞り 22 は、眼底の共役点に配置する。これにより細胞等を観察する場合でも範囲を限定して光を当てることができ、被検者への負担が少なくできる。

なお、穴あきミラーを用いる場合は、角膜頂点での反射を防ぐため、穴あきミラーと瞳を共役関係、もしくはその付近に配置する。その他にも、リング状絞りの中心を 100% 透過とし、その周辺の透過率を例えば 10% 程度とし、周辺が眼底 61 の全体を照明してもよい。

回転拡散板 24 は、拡散板を高速に回転することでパルスレーザーのスペックルを軽減する。露光時間にもよるが、一例として概ね 10000rpm 以上の回転数で回転させるのが望ましい。パルス発生装置 25 は、眼底イメージセンサ 32 の露光信号に合わせパルスを作成する。なお、ピコ秒レーザーのように非常に高速なパルスレーザーの場合は、露光時間中にパルスが発生するようにする。パルス発生装置 25 は、発生した信号（パルス）をパルス光源駆動回路 26 に送る。パルス光源駆動回路 26 は、パルス発生装置 25 から入力された信号に従い第 2 光源部 21 を駆動し、パルスに応じて発光させる。

#### 【0012】

眼底観察系 3 は、第 2 受光光学系 31 と、第 2 受光部（例えば、眼底撮像素子、眼底イメージセンサ）32 とを有する。第 2 受光光学系（眼底画像形成用光学系）31 は、例えば、アフォーカルレンズ 81 と、ビームスプリッタと、集光レンズと、角膜反射除去ミラー 33 とを備える。第 2 受光光学系 31 は、眼底 61 で反射した第 2 波長の光を、補償光学部 70 を介して第 2 受光部 32 に導く。ビームスプリッタは、例えば、第 1 波長の光束を反射し、第 2 波長の光束を通過するダイクロイックミラーで構成されている。第 2 受光部 32 は、第 2 受光光学系 31 で形成された眼底像を受光し、第 2 信号を生成する。また、第 2 受光部 32 は、第 2 波長（赤色光）に感度を有する受光素子で形成することができる。

角膜反射除去ミラー 33 は、瞳を共役にするため浅い角度で使用するのが望ましい。また、本実施の形態において、アフォーカルレンズ 81、ビームスプリッタ等は、便宜上第 2 受光光学系 31 に備えられるものとしているが、第 1 受光光学系 12 に備えられるものとしても同様である。

補償光学部（収差補正部）70 は、測定光の収差を補償する適応光学系（アダプティブオプティクス、Adaptive Optics）などの波面補正素子 71 と、光軸方向に移動して球面成分を補正する移動プリズム（ディオプター調整用プリズム）72 及び/又は球面レンズとを有する。補償光学部 70 は、第 1 及び第 2 受光光学系 12 及び 31 中に配置され、例えば、被測定眼 60 から反射して戻ってくる反射光束の収差を補償する。また、補償光学部 70 は、第 1 光源部 17 から発した光束に対して収差を補償し、収差補償された光束で被測定眼眼底上の微小な領域を照明するようにしてもよい。

#### 【0013】

波面補正素子 71 としては、例えば、可変形鏡（ディフォーダブルミラー、可変鏡）や液晶等の空間光変調器を用いることができる。なお、その他、測定光の収差を補償可能な適宜の光学系を用いてもよい。可変形鏡は、鏡の内部に備えられたアクチュエーターによって鏡を変形させることで、光束の反射方向を変化させる。また、静電容量によって変形させる方法や、ピエゾを用いて変形させる方法等もあるが、これ以外にも適宜の方法を用いることができる。液晶空間光変調器は、液晶の配光性を利用して位相を変調させるもので、鏡と同様に反射させて使用する場合が多い。なお、液晶空間光変調器を用いる場合、光路の途中で偏光子が必要な場合がある。また、波面補正素子 71 は、反射させて使用するもの以外に、透過型の光学系を用いてもよい。波面補正素子 71 は、波面補正素子制御装置 15 からの出力に従い、例えば変形等することで収差を補償する。

なお、これら波面補正素子 71 には、それに限られるわけではないが、平行光束を入射させるようにしたほうがよい。例えば、被測定眼 60 が無収差の場合、波面補正素子 71 には被測定眼 60 の網膜からの反射光束が平行光として入射する。また、例えば、第 1 光源部 17 からの光束は平行光として波面補正素子 71 に入射するようになっている。

移動プリズム 72 は、演算装置 14 - 1 からの出力に基づき光軸方向に移動する。例えば、移動プリズム 72 は、適宜の駆動部により駆動される。移動プリズム 72 が移動することで球面成分の補償を行うことができる。なお、移動プリズム 72 を移動させる以外にも球面レンズを用いて補償することもできる。

#### 【0014】

なお、瞳移動量演算部 14 - 2 で求められる瞳の移動量に追従して、モーター制御回路の出力に応じて波面補正素子 71 を移動させるモーター付きステージをさらに備えることができる。例えば、波面補正素子 71 を光軸に対して横切る方向、又は、法線に垂直な平面方向に移動させる。これにより、波面補正素子 71 のある一点（例えば中心）が、瞳のある一点（例えば瞳中心）と常に共役となり、安定した波面補正を行うことができる。

10

前眼部照明用光源 45 は、被測定眼 60 の前眼部を照明する。例えば、プラチドリング又はケラトリング等を用いて前眼部を所定パターンで照射してもよい。ケラトリングの場合、ケラト像により角膜の曲率中心付近だけのパターンを得ることができる。なお、前眼部照明用光源 45 から発せられる光束の波長は、例えば、第 1 波長（ここでは、860 nm 又は 780 nm）と異なると共に、長い波長を選択できる（例えば、940 nm）。

#### 【0015】

前眼部観察系 4 は、集光レンズと、前眼部イメージセンサ 41 とを備える。前眼部観察系 4 は、前眼部照明用光源 45 から発せられ被測定眼 60 の角膜 62 から反射して戻ってくる光束を前眼部イメージセンサ 41 に導く。なお、光源部としては、前眼部照明用光源 45 以外にも被測定眼 60 を照明する適宜の光源を用いても良い。また、前眼部観察系 4 は、被測定眼 60 に照明された適宜のパターン（例えば、プラチドリング）が、被測定眼 60 の前眼部又は角膜 62 から反射して戻ってくる光束を、前眼部イメージセンサ 41 に導くこともできる。この時、前眼部イメージセンサ 41 は、前眼部像を得ることができる。なお、前眼部観察系 4 は、アライメントに用いることもできる。アライメントに使用する光束の波長は、例えば、第 1 波長（ここでは、780 nm）と異なる長い波長を選択できる（例えば、940 nm）。

20

第 3 照明用光学系（固視系）5 は、例えば、被測定眼 60 の固視や雲霧をさせる為の視標を投影する光路を含むものであって、第 3 光源部（例えば、ランプ）51、固視標 52、リレーレンズを備える。第 3 光源部 51 からの光束で固視標 52 を眼底 61 に照射することができ、被測定眼 60 にその像を観察させる。

30

波面補正素子制御装置 15 は、演算装置 14 - 1 からの出力に基づいて波面補正素子 71 を変形させる。波面補正素子制御装置 15 は、例えば、演算装置 14 - 1 により測定された波面収差に基づき、又は、演算装置 14 - 1 により求められた補正量に基づき、波面補正素子 71 の各素子を変形させるための制御信号（例えば、電圧値など）を形成し、形成された制御信号を波面補正素子 71 に出力して波面を補正させる。

#### 【0016】

演算装置 14 - 1 は、第 1 受光部 13 からの出力に基づき、被測定眼 60 の、又は、被測定眼 60 で反射され補償光学部 70 で収差が補正された光束の、高次収差を含む光学特性を求める。なお、演算装置 14 - 1 は、第 1 受光部 13 からの出力以外にも、少なくとも被測定眼 60 の波面収差を示す波面測定データを受け取り、光学特性を求めても良い。また、演算装置 14 - 1 は、求められた光学特性に基づき、波面補正素子の補正量を決定して、補正量を波面補正素子制御装置 15 に出力する。

40

瞳移動量演算部 14 - 2 は、前眼部イメージセンサ 41 で形成された前眼像から被測定眼の変位（例えば、瞳の移動量）を測定する。なお、瞳移動量演算部 14 - 2 は、被測定眼の変位として瞳中心の移動量を求めることができるが、これに限らず、例えば角膜頂点等の被測定眼の適宜の位置の移動量を求めてもよい。眼底像形成部 14 - 3 は、第 2 受光部 32 で形成された眼底像を取得し、眼底像を表示又は出力する。

#### 【0017】

（共役関係）

被測定眼 60 の眼底 61、固視系 5 の固視標 52、第 1 光源部 17、第 1 受光部 13 が

50

共役である。また、被測定眼 60 の目の瞳（虹彩）、第 1 受光光学系 12 の変換部材（ハルトマン板）が共役である。回転拡散板 24 は、瞳と共役であり（瞳で結像）、眼底 61 の大部分を全体的に一様に照明可能である。

#### 【0018】

（アライメント調整）

次に、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、例えば、前眼部観察系 4 により実施されることができる。

アライメント調整は、被測定眼 60 の角膜 62 を照明する前眼部照明用光源 45（光源部）による被測定眼 60 の像が前眼部イメージセンサ 41 上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにするとよい。

また、前眼部観察系 4 に集光レンズ、ビームスプリッタ、アフォーカルレンズ 81 を介して被測定眼 60 を平行な光束で照明するような光源を追加すれば、被測定眼 60 の角膜 62 で反射した反射光束は、あたかも角膜 62 の曲率半径の  $1/2$  の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ 81、ビームスプリッタ及び集光レンズを介して、前眼部イメージセンサ 41 にスポット像として受光される。ここで、この前眼部イメージセンサ 41 上のスポット像が光軸上から外れている場合、眼底観察装置本体を、上下左右に移動調整し、スポット像を光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。

#### 【0019】

##### 1.3 電気系構成

図 3 に、眼科撮影装置の電気系のブロック図を示す。図 2 に、第 1 の実施の形態の信号の説明図を示す。

眼科撮影装置の電気系の構成は、演算部 600 と、制御部 610 と、表示部 700 と、メモリ 800 と、第 1 駆動部 910 と、第 2 駆動部 911 と、第 3 駆動部 912 とを備える。なお、眼科撮影装置は、入力部をさらに備えてもよい。入力部としては、表示部 700 に表示された適宜のボタン、アイコン、位置、領域等を指示するためのポインティングデバイス、各種データを入力するためのキーボード等を備えることができる。

また、演算部 600 には、第 2 受光部 32 からの第 2 信号（10）と、前眼部観察系 4 からの信号（7）と、演算装置 14-1 からの信号とが入力される。

演算部 600 は、前眼部観察系 4 からの信号（7）を入力し、例えば、アライメントの調整等を行う。演算部 600 は、これらの処理に応じた信号又は他の信号・データを、電気駆動系の制御を行う制御部 610 と、表示部 700 と、メモリ 800 と、演算装置 14-1 と、パルス発生装置 25 とにそれぞれ適宜出力する。

#### 【0020】

制御部 610 は、演算部 600 からの制御信号に基づいて、第 1 光源部 17、第 3 光源部 51 及び前眼部照明用光源 45 の点灯、消灯を制御したり、第 1 駆動部 910、第 3 駆動部 912 等を制御するためのものである。制御部 610 は、例えば、演算部 600 での演算結果に応じた信号に基づいて、第 1 光源部 17 に対して信号（1）を出力し、前眼部照明用光源 45 に対して信号（6）を出力し、第 2 受光部 32 に対して信号（10）を出力し、第 3 光源部 51 に対して信号（11）を出力し、さらに、第 1 駆動部 910、第 3 駆動部 912 に対して信号を出力する。

収差測定補正量計算用演算装置 14-1 には、第 1 受光部 13 からの第 1 信号（2）が入力される。演算装置 14-1 は、入力された信号に基づいて、被測定眼 60 の収差、収差等光学特性、波面補正素子 71 により補正させるための補正量等の演算を行う。演算装置 14-1 は、これら演算結果に応じた信号又は他の信号・データを、演算部 600 と、波面補正素子制御装置 15 と、第 2 駆動部 911 にそれぞれ適宜出力する。なお、演算装置 14-1 は、演算部 600 内に含むこともできる。また、第 2 駆動部 911 は、制御部 610 を介して信号を入力することもできる。

波面補正素子制御装置 15 は、演算装置 14-1 から入力された信号に基づいて、信号（3）を出力して、波面補正素子 71 を制御し、収差を補正させる。

## 【 0 0 2 1 】

パルス発生装置 2 5 には、演算部 6 0 0 からの信号及び第 2 受光部 3 2 からの信号 ( 1 0 ) が入力される。パルス発生装置 2 5 は、入力された信号に基づいて、パルスを作成する。パルス発生装置 2 5 は、作成したパルスに応じた信号又は他の信号・データを、パルス光源駆動回路 2 6 に出力する。また、パルス光源駆動回路 2 6 は、パルス発生装置 2 5 から入力された信号に基づいて、第 2 光源部 2 1 に信号 ( 8 ) を出力する。

表示部 7 0 0 は、撮影結果 ( 眼底像等 ) を表示する。メモリ 8 0 0 は、測定された収差、取り込んだ画像及び時刻等、予め設定された露光時間  $t$ 、パルス数  $P$  等の設定値を必要に応じて適宜記憶する。演算部 6 0 0 は、メモリ 8 0 0 から適宜データを読み出し、及び、メモリ 8 0 0 にデータを書込みする。

10

第 1 駆動部 9 1 0 は、少なくとも眼底イメージセンサ 3 2 の動作中に信号 ( 5 ) を出力し、ロータリープリズム 1 6 を回転させる。第 2 駆動部 9 1 1 は、例えば、信号 ( 4 ) を出力して、移動プリズム 7 2 の移動手段を駆動することで、移動プリズム 7 2 を光軸方向に移動させるものである。第 3 駆動部 9 1 2 は、例えば、信号 ( 9 ) を出力して、回転拡散板 2 4 を高速に回転させる。

## 【 0 0 2 2 】

## 1 . 4 収差測定

次に、収差測定 ( ゼルニケ解析 ) について説明する。一般に知られているゼルニケ多項式からゼルニケ係数  $c_i^{2j-i}$  を算出する方法について説明する。ゼルニケ係数  $c_i^{2j-i}$  は、例えば、ハルトマン板などの変化部材を介して第 1 受光部 1 3 で得られた光束の傾き角に基づいて被測定眼 6 0 の光学特性を把握するための重要なパラメータである。

20

被測定眼 6 0 の波面収差  $W(X, Y)$  は、ゼルニケ係数  $c_i^{2j-i}$ 、ゼルニケ多項式  $Z_i^{2j-i}$  を用いて次式で表される。

## 【 数 1 】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_i^{2j-i} Z_i^{2j-i}(X, Y)$$

ただし、 $(X, Y)$  はハルトマン板の縦横の座標である。

## 【 0 0 2 3 】

また、波面収差  $W(X, Y)$  は、第 1 受光部 1 3 の縦横の座標を  $(x, y)$ 、ハルトマン板と第 1 受光部 1 3 の距離を  $f$ 、第 1 受光部 1 3 で受光される点像の移動距離を  $(x, y)$  とすると、次式の関係が成り立つ。

30

## 【 数 2 】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f},$$

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f}$$

40

## 【 0 0 2 4 】

ここで、ゼルニケ多項式  $Z_i^{2j-i}$  は、以下の数式で表される ( より具体的な式は、例えば特開 2 0 0 2 - 2 0 9 8 5 4 を参照 ) 。

## 【 数 3 】

$$Z_n^m = R_n^m(r) \left\{ \frac{\sin}{\cos} \right\} \{ m\theta \}$$

50

$$\begin{aligned} m > 0 & \sin \\ m = 0 & \cos \end{aligned}$$

【数4】

$$R_n^m(r) = \sum_{S=0}^{(n-m)/2} (-1)^S \frac{(n-S)!}{S! \left\{ \frac{1}{2}(n-m) - S \right\}! \left\{ \frac{1}{2}(n+m) - S \right\}!} r^m$$

【0025】

10

なお、ゼルニケ係数  $c_i^{2j-i}$  は、以下の数式で表される自乗誤差を最小にすることにより具体的な値を得ることができる。

【数5】

$$S(x) = \sum_{i=1}^{data\ number} \left[ \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial X} - \frac{\Delta x_i}{f} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial Y} - \frac{\Delta y_i}{f} \right\}^2 \right]$$

【0026】

20

ただし、 $W(X, Y)$  : 波面収差、 $(X, Y)$  : ハルトマン板座標、 $(x, y)$  : 第1受光部13で受光される点像の移動距離、 $f$  : ハルトマン板と第1受光部13との距離。

演算装置14-1は、ゼルニケ係数  $c_i^{2j-i}$  を算出し、これを用いて球面収差、コマ収差、非点収差等の眼光学特性を求める。また、演算装置14-1は、ゼルニケ係数  $c_i^{2j-i}$  を用いて次式により収差量  $RMS_i^{2j-i}$  を算出する。

【数6】

$$RMS_i^{2j-i} = \sqrt{\frac{\varepsilon_i^{2j-i}}{2(i+1)}} c_i^{2j-i}$$

30

$$(\varepsilon_i^{2j-i} = 2 (2j=i), \varepsilon_i^{2j-i} = 1 (2j \neq i))$$

【0027】

1.5 動作

図4に、第1の実施の形態の全体フローチャートを示す。

まず、演算部600は、初期設定をする(S101)。例えば、演算部600は、フラグ  $F_p$  を  $F_p = 0$ 、フラグ  $F_s$  を  $F_s = 0$ 、フラグ  $F_{end}$  を  $F_{end} = 0$  とする。なお、本実施の形態のフラグ  $F_s$  は、例えば、撮影指示の有無を判断するためのフラグであり、1 : 指示あり、0 : 指示無しとする。また、フラグ  $F_p$  は、例えば、収差が予め定められた閾値よりも小さいか否かを判断するためのフラグであり、1 : 小さい、0 : 小さくないとする。さらに、フラグ  $F_{end}$  は、撮影を終了するか否かを判断するためのフラグであり、1 : 終了する、0 : 終了しないとする。なお、これら以外にも適宜用いてもよい。

40

【0028】

次に、演算部600は、露光時間  $t$ 、パルス数  $P$  を設定する(S103)。なお、露光時間  $t$  及びパルス数  $P$  は、適宜の入力装置等から入力してもよいし、予めメモリ800に記憶された値を読み出してもよい。演算部600は、眼のアライメントをする(S105)。眼のアライメントには、別光源でアライメント用のスポットを用いても良い。本実施

50

の形態では、例えば、前眼部に投影した光束の反射光束を前眼部イメージセンサ 4 1 に入射させ、前眼部の中心が前眼部イメージセンサ 4 1 の原点となるように、操作者により装置全体又は眼を移動させ、眼のアライメントを行うことができる。なお、眼のアライメントは、適宜のタイミングで行ってもよい。

次に、演算装置 1 4 - 1 は、被測定眼の収差補正処理を行う ( S 2 0 0 )。なお、収差補正処理の詳細は、収差補正フローチャートを参照して後述する。演算部 6 0 0 は、ステップ S 2 0 0 と並行して、以下の処理を実行する。

演算部 6 0 0 は、撮影指示をまつ ( S 1 0 7 )。撮影指示としては、例えば、操作者の操作により入力部から入力してもよいし、演算部 6 0 0 等が、自動的に撮影開始を定めてもよい。また、表示部 7 0 0 に開始の指示の入力を促す表示をしてもよい。次に、演算部 6 0 0 は、撮影指示を入力すると、例えば、フラグ  $F_s$  を  $F_s = 1$  とする ( S 1 0 9 )。

次に、演算部 6 0 0 は、パルス発振処理を行う ( S 3 0 0 )。なお、演算部 6 0 0 は、パルス発振処理の詳細は、パルス発振フローチャートを参照して後述する。次に、演算部 6 0 0 は、パルス発振処理で得られた複数の眼底像等のデータを表示部 7 0 0 に表示する ( S 1 1 1 )。なお、演算部 6 0 0 は、適宜のデータをメモリ 8 0 0 に保存してもよい。

【 0 0 2 9 】

図 5 に、収差補正フローチャートを示す。上述のステップ S 2 0 0 の詳細フローチャートである。

まず、演算装置 1 4 - 1 は、被測定眼 ( 眼球 ) の収差測定を行う ( S 2 0 1 )。次に、演算装置 1 4 - 1 は、眼球の収差量  $R$  を計算する ( S 2 0 3 )。例えば、演算装置 1 4 - 1 は、ステップ S 2 0 1 で得た収差測定の測定結果 ( 例えば、ゼルニケ係数  $c_i^{2j-i}$  ) を基に眼球の収差量  $R$  を計算し、計算結果をメモリ 8 0 0 に記憶する。収差量  $R$  は測定結果の理想波面 ( 無収差 ) との標準偏差として計算できるが、例えば、ゼルニケ係数を用いれば、次式で簡易的に求めることができる。式中の  $order$  はゼルニケ係数の次数を表しており、例えば  $order = 4$  や  $order = 6$  などと設定する。

【 0 0 3 0 】

【 数 7 】

$$R = \sqrt{\sum_{i=0}^{order} \sum_{j=0}^i \frac{\varepsilon_i^{2j-i}}{2(i+1)} (c_i^{2j-i})^2}$$

$$(\varepsilon_i^{2j-i} = 2 (2j = i), \varepsilon_i^{2j-i} = 1 (2j \neq i))$$

次に、演算装置 1 4 - 1 は、収差量  $R$  が十分に小さいか否かの判断をする ( S 2 0 5 )。例えば、収差量  $R$  が予め定められた閾値よりも小さいか否かを判断する。収差量  $R$  が十分に小さくない場合 ( S 2 0 5 )、演算装置 1 4 - 1 は、収差補正処理を行う ( S 2 0 7 )。例えば、演算装置 1 4 - 1 により第 2 駆動部 9 1 1 を介して移動プリズム 7 2 を移動させ、及び、波面補正素子制御装置 1 5 を介して波面補正素子 7 1 を制御することで、測定された収差を打ち消すように収差を補正する。その後、ステップ S 2 0 1 へ戻る。一方、収差量  $R$  が十分に小さい場合 ( S 2 0 5 )、演算装置 1 4 - 1 は、撮影指示を受けている ( この例では、 $F_s = 1$  ) か否かの判断をする ( S 2 0 9 )。撮影指示を受けていない場合 ( S 2 0 9 )、演算装置 1 4 - 1 は、ステップ S 2 0 1 へ戻る。

【 0 0 3 1 】

一方、撮影指示を受けている場合 ( S 2 0 9 )、演算装置 1 4 - 1 は、ステップ S 2 1 1 ~ S 2 1 6 の処理を実行する。なお、ステップ S 2 1 1 ~ S 2 1 6 の各処理は、上述のステップ S 2 0 1 ~ S 2 0 7 の各処理と同様であるので説明を省略する。なお、ステップ S 2 1 1 ~ S 2 1 6 の処理は、省略することもできる。

ステップ S 2 1 5 で収差量  $R$  が十分に小さい場合 ( S 2 1 5 )、演算装置 1 4 - 1 は、フラグ  $F_p$  を  $F_p = 1$  とする ( S 2 1 7 )。  $F_p = 1$  となることで、後述するようにパル

10

20

30

40

50

ス発振と撮像素子( CCD ) 3 2 の露光が開始される。

次に、演算装置 1 4 - 1 は、 $F_{E n d} = 1$  が否かの判断をする( S 2 1 9 )。  $F_{E n d} = 1$  とは、例えば、パルス発振が終了したことを示す。パルス発振が終了していない場合( S 2 1 9 )、演算装置 1 4 - 1 は、ステップ S 2 2 1 ~ S 2 2 5 の処理を実行する。なお、S 2 2 1 ~ S 2 2 5 の各処理は、S 2 0 1 ~ S 2 0 7 の各処理と同様であるので説明を省略する。なお、ステップ S 2 2 1 ~ S 2 2 5 の処理は、パルス発振と並行して実行される。

なお、演算装置 1 4 - 1 は、ステップ S 2 2 5 の後に、フラグ  $F_p$  を例えば、 $F_p = 0$  にし( S 2 2 7 )、ステップ S 2 1 9 に戻る。また、収差量 R が十分に小さい場合( S 2 2 3 )、演算装置 1 4 - 1 は、フラグ  $F_p$  を例えば、 $F_p = 1$  にし( S 2 2 9 )、ステップ S 2 1 9 へ戻る。

10

#### 【 0 0 3 2 】

以上のように、演算装置 1 4 - 1 は、ステップ S 2 1 9 ~ S 2 2 9 の処理を繰り返し行い、ステップ S 2 1 9 で、 $F_{E n d} = 1$  と判断されると収差補正フローチャートの処理を終了する( ( B ) )。

図 6 に、パルス発振のフローチャートを示す。上述のステップ S 3 0 0 の詳細フローチャートである。

まず、演算部 6 0 0 は、初期設定をする( S 3 0 1 )。例えば、演算部 6 0 0 は、パラメータ  $i$  を  $i = 1$  とする。ここで  $i$  は、例えばパルス発振回数又は撮像回数を示す。次に、演算部 6 0 0 は、フラグ  $F_p$  が  $F_p = 1$  が否かの判断を行う( S 3 0 3 )。  $F_p = 1$  でない場合、演算部 6 0 0 は、ステップ S 3 0 3 を繰り返す。一方、 $F_p = 1$  (すなわち、収差が小さい) 場合、演算部 6 0 0 は、制御部 6 1 0 により眼底撮像素子 3 2 の動作を開始させる( S 3 0 5 )。演算部 6 0 0 は、眼底撮像素子 3 2 から出力される露光開始信号の受信を待つ( S 3 0 7 )。

20

#### 【 0 0 3 3 】

眼底撮像素子 3 2 は、ステップ S 3 0 5 により動作を開始し、露光を開始するタイミングで露光開始信号を出力する。また、例えば、眼底撮像素子 3 2 は、露光開始から  $t$  秒後に露光を終了し、得られた受光画像を出力する。受光画像を出力後、再度露光を開始し、露光開始信号を出力することを繰り返す。

次に、演算部 6 0 0 は、眼底撮像素子 3 2 から露光開始信号を受信すると、 $F_p = 1$  が否かの判断を行う( S 3 0 9 )。なお、ステップ S 3 0 9 の処理は、省略してもよい。  $F_p = 1$  でない場合( S 3 0 9 )、ステップ S 3 0 7 へ戻り、次の露光開始信号の受信を待つ。一方、 $F_p = 1$  の場合( S 3 0 9 )、パルス発生装置 2 5 は、予め設定してある露光時間  $t$  秒間のパルスを作成する( S 3 1 1 )。なお、露光時間  $t$  よりも短いパルスであってもよい。次に、パルス発生装置 2 5 は、パルス光源駆動回路 2 6 に作成したパルスを出力する( S 3 1 3 )。パルス光源 2 1 は、パルス光源駆動回路 2 6 により制御されて、ステップ S 3 1 1 で作成されたパルスに応じたパルス光を発する。

30

#### 【 0 0 3 4 】

次に、演算部 6 0 0 は、所定の露光時間  $t$  秒間の露光が終了すると、眼底撮像素子 3 2 から画像等のデータを読み出して、メモリ 8 0 0 にパラメータ  $i$  に対応したデータ  $I M_i$  として保存する( S 3 1 5 )。なお、時刻等をさらに記憶してもよい。次に、演算部 6 0 0 は、パラメータ  $i$  が  $P$  より小さいか判断する( S 3 1 7 )。すなわち、 $P$  回パルス発振したか否かの判断を行う。演算部 6 0 0 は、パラメータ  $i$  が  $P$  より小さい場合( S 3 1 7 )、 $i$  の値を加算し(例えば、 $i = i + 1$ ) ( S 3 1 9 )、ステップ S 3 0 7 へ戻る。

40

以上のように、演算部 6 0 0 は、ステップ S 3 0 7 ~ S 3 1 9 の処理を繰り返し行う。所定のパルス数  $P$  のパルス発振を終了すると、ステップ S 3 1 7 でパラメータ  $i$  が  $P$  より小さいと判断され( S 3 1 7 )、演算部 6 0 0 は、フラグ  $F_{E n d}$  を  $F_{E n d} = 1$  とし( S 3 2 1 )、パルス発振処理を終了する( ( D ) )。  $F_{E n d} = 1$  となることで、上述の通り、収差補正処理を終了する。

#### 【 0 0 3 5 】

50

図7は、取得される眼底像の説明図である。

図7(a)に、Adaptive Opticsを用いない通常撮影で得られた眼底像を示す。眼球の収差により詳細な観測は困難である。図7(b)に、従来のAdaptive Opticsにより得られた眼底像を示す。この場合、移動している被写体を観測することは困難である。図7(c)に、本実施の形態のようにAdaptive Opticsとパルス光源とシャッター同期とを含む装置により得られた複数の眼底像を示す。移動している被写体も詳細に、かつ、連続で観測可能である。さらに、パルス光を用いて、CCDの露光時間以外は眼底像取得のための光を被測定眼60に入射していないため、被測定眼60への負担が少なく、長時間の観測も可能である。なお、図7(c)は、表示部700への表示例でもある。

10

#### 【0036】

図8に、本実施の形態のように、良好な画像が取得できるタイミングチャートを示す。

撮影指示があることを示すフラグ $F_s$ と、収差補正により収差が小さくなっていることを示すフラグ $F_p$ の双方が設定されている(1である)と、眼底撮像素子(CCD)32の露光にあわせてパルス光源21からパルスを出力する。収差補正は、パルス発振及び眼底像の取得と並行して行っており、途中でフラグ $F_p$ が0になると(収差が大きくなると)、レーザ光源21からの出力を止める。なお、このとき、眼底撮像素子(CCD)32の露光を行わないように制御してもよいし、露光を行うがデータの取得、保存はしないようにしてもよい。

眼の収差は、例えば眼球運動、角膜上の涙液の時間変化、近くや遠くを見るときの水晶体の調節等により変動し、収差を補正することで測定される収差が閾値より小さくなった後に、再度閾値よりも大きくなることがある。これを、並行して実行される波面補正処理により逐次補正する。再度、フラグ $F_p$ が1に設定されると、眼底撮像素子(CCD)32の露光にあわせてパルス光源21からパルスを出力する。このように、パルスを設定されたP回(図の例では5回)出力し、複数の眼底像を得ることができる。パルスをP回出力すると、撮影を終了するためのフラグ $F_{end}$ を設定し、撮影を終了する。

20

#### 【0037】

図9は、レーザー出力とCCD露光のタイミングチャートである。図9(a)に、フレームが十分に早いときのタイミングチャートを示す。フレームが早いときには、例えば、CCD露光とレーザー出力を同期させる。図9(b)に、フレームが遅いときのタイミングチャートを示す。例えば、フレーム間隔が閾値以上の場合、CCD露光と同期したレーザー出力の間に短パルスを出力してもよい。図9(c)に、ピコ秒パルスレーザーのタイミングチャートを示す。ピコ秒パルスレーザーを用いる場合、レーザーの出力をCCD露光の間(例として、中心付近)にすることができる。

30

#### 【0038】

### 2. 第2の実施の形態

#### 2.1 概略

第2の実施の形態では、パルス光間に異なるパルスをませ(観察光を割り込ませ)、高倍率、低倍率画像を1光源、1受光素子で取得する。本実施の形態は、例えば広範囲(低倍率)な像を得て、任意の部位を高倍率で取得することを、より容易にするというものである。さらに、高倍率で得られた像が、全体のどの部位か判断し易くするものである。従来、低倍率の像を高倍率の像と同時に得るためには撮像素子や光源が別に必要になる。さらに、アライメントのずれも生じやすかった。低倍率の像と高倍率の像を近い時間で得ることができればこれらの課題は解消する。本実施の形態では、パルス光源へのパルス変調を操作し、光路を光スイッチで変化させることで高倍率・低倍率の眼底像をコンパクトな系で取得する。

40

#### 【0039】

#### 2.2 光学配置

図10に、第2の実施の形態の光学配置図を示す。

眼底観察装置は、波面補正系1と、眼底照明系2と、眼底観察系3と、前眼部観察系4

50

と、前眼部照明用光源 4 5 と、固視系 5 と、補償光学部 7 0 と、瞳移動量演算部 1 4 - 2 と、画像取得制御用 P C 1 4 - 4 と、パルス発生装置 2 5 と、パルス光源駆動回路 2 6 とを備える。ここで、第 1 の実施の形態と同様のものは、同じ符号を付し、説明を省略する。

眼底観察系 3 は、変倍部とフォーカシングレンズ 3 5 とをさらに有する。変倍部は、例えば、光スイッチ 3 4 と、高倍率の光学系による光路 と、低倍率の光学系による光路を有する。眼底観察系 3 は、外部（例えば、画像取得制御用 P C 1 4 - 4 ）から光スイッチ 3 4 を切り替えることにより光路を変更することができる。本実施の形態では、 は高倍率系、 は低倍率系とする。例えば、光スイッチ 3 4 が O N の場合には光路 を通り第 2 受光部（眼底撮像素子） 3 2 に結像し、 O F F の場合には光路 を通って第 2 受光部（眼底撮像素子） 3 2 に結像するものとする。また、任意の部位を高倍率に取得したい場合には眼底のアライメントを行い、光スイッチ 3 4 を O N にして眼底像を取得し、任意の部位が中心となるように固視標 5 2 を光軸に対して垂直な方向に動かす（シフトさせる）。また、本実施の形態における画像取得制御用 P C（演算部） 1 4 - 4 は、第 1 の実施の形態の眼底撮像素子制御装置（眼底像形成部） 1 4 - 3 と同様の機能を有しており、さらに、光スイッチ 3 4 を制御する等の機能を有する。

光スイッチ 3 4 は、第 2 受光部（眼底撮像素子） 3 2 の転送速度よりも高速に動作するもの（100 Hz 以上の速度）であることが望ましい。例えば、ガルバノミラーやポツケルス効果を利用した光スイッチなどを用いることができる。

【 0 0 4 0 】

### 2 . 3 電気系構成

図 1 1 に、第 2 の実施の形態の信号の説明図を示す。図 1 2 に、第 2 の実施の形態の電気系のブロック図を示す。

本実施の形態の電気系の構成は、演算部 6 0 0 と、制御部 6 1 0 と、表示部 7 0 0 と、メモリ 8 0 0 と、第 1 駆動部 9 1 0 と、第 2 駆動部 9 1 1 と、第 3 駆動部 9 1 2 と、第 4 駆動部 9 1 3 と、第 5 駆動部 9 1 4 とを備える。なお、眼科撮影装置は、入力部をさらに備えてもよい。なお、上述の第 1 の実施の形態と同様のものは、同じ符号を付し説明を省略する。

制御部 6 1 0 は、さらに、光スイッチ 3 4 に対して、信号（ 1 2 ）及び（ 1 3 ）を出力する。第 4 駆動部 9 1 3 は、例えば、信号（ 1 4 ）を出力して、フォーカシングレンズ 3 5 を光軸方向に移動させるものであり、フォーカシングレンズの移動手段を駆動する。第 5 駆動部 9 1 4 は、例えば信号（ 1 5 ）を出力して、固視標 5 2 を光軸に対して垂直な方向に動かすものであり、固視標 5 2 の移動手段を駆動する。固視標 5 2 を光軸に対して垂直な方向に移動させることにより、眼底の任意の部位が画像上の中心となるようにすることができる。

【 0 0 4 1 】

### 2 . 4 動作

図 1 3 に、第 2 の実施の形態の全体フローチャートを示す。なお、上述の第 1 の実施の形態と同様の処理については、同じ符号を付し説明を省略する。

まず、演算部 6 0 0 は、初期設定をする（ S 1 0 1 ）。例えば、演算部 6 0 0 は、各フラグを  $F_p = 0$ 、 $F_s = 0$ 、 $F_{end} = 0$  とする。演算部 6 0 0 は、眼底アライメント用露光時間  $t_a$ 、光量  $I_a$  を設定する（ S 4 0 3 ）。なお、眼底アライメント用露光時間  $t_a$  及び光量  $I_a$  は、適宜の入力装置等により入力してもよいし、予めメモリ 8 0 0 に記憶された値を読み出してもよい。なお、露光時間  $t_a$  及び光量  $I_a$  は、低倍率撮影用の露光時間及び光量でもある。演算部 6 0 0 は、高倍率撮影用露光時間  $t$  と、光量  $I$  と、全体パルス数  $P$  と、高倍率像の取得割合  $N_M$  とを設定する（ S 4 0 5 ）。なお、高倍率撮影用露光時間  $t$ 、光量  $I$ 、全体パルス数  $P$  及び高倍率像の取得割合  $N_M$  は、適宜の入力装置等により入力してもよいし、予めメモリ 8 0 0 に記憶された値を読み出してもよい。

ここで、全体パルス数  $P$  は、例えば、パルス光源 2 1 から出力する全体パルス数を示す。これは、例えば高倍率の眼底像と低倍率の眼底像とをあわせて何枚とるかを示す。高倍

10

20

30

40

50

率像の取得割合  $N_M$  は、例えば、高倍率像を 2 枚、低倍率像を 1 枚の割合で取得する場合には、 $N_M = 2$  と設定する。次に、演算部 600 は、眼のアライメントをする (S105)。

演算部 600 は、眼底のアライメントを行う (S500)。なお、眼底のアライメントの詳細は、眼底アライメントフローチャートを参照して後述する。次に、演算装置 14-1 は、収差補正処理を行う (S200)。なお、収差補正処理の詳細は、上述の通りである。演算部 600 は、ステップ S200 に並行して、以下の処理を実行する。

演算部 600 は、撮影指示をまつ (S107)。次に、演算部 600 は、撮影指示に従い、フラグ  $F_s$  を  $F_s = 1$  とする (S109)。次に、演算部 600 は、パルス変調発振処理を行う (S600)。なお、処理の詳細は、パルス変調発振フローチャートを参照して後述する。演算部 600 は、パルス変調発振処理で得られた複数の眼底像等のデータを表示部 700 に表示等する (S111)。

#### 【0042】

図 14 に、眼底アライメントのフローチャートを示す。上述のステップ S500 の詳細フローチャートである。また、図 18 に、眼底アライメントの説明図を示す。

まず、演算部 600 は、制御部 610 により第 5 駆動部 914 を制御して固視標 52 を指定位置 ( $C_x$ 、 $C_y$ ) に移動する (S501)。このとき、被測定眼 (眼底・網膜等) の撮影中心が ( $C_x /$ 、 $C_y /$ ) となる。は、固視標 52 と被測定眼 (眼底・網膜等) との倍率である。 $C_x$ 、 $C_y$  は、それぞれ予め設定された値を用いることができる。また、演算部 600 は、制御部 610 により光スイッチ 34 を ON ( $F_s = 1$ ) にする (S503)。なお、本実施の形態の説明では、一例として、光スイッチ 34 の状態を識別するフラグを  $F_s$  として、1: スイッチ ON、0: スイッチ OFF とする。光スイッチを ON にすることで、被測定眼からの反射光束は、低倍率側の光路 を通る。

次に、演算部 600 は、眼底撮像素子 32 の動作を制御部 610 により開始させる (S505)。演算部 600 は、眼底撮像素子 32 からの露光開始信号の受信を待つ (S507)。露光開始信号を受信すると、パルス発生装置 25 は、設定された眼底アライメント露光時間  $t_a$  秒間、光量  $I_a$  となるパルスを作成する (S509)。次に、パルス発生装置 25 は、パルス光源駆動回路 26 に作成したパルスを出力する (S511)。パルス光源 21 は、パルス光源駆動回路 26 により制御されて、ステップ S509 で作成されたパルスに応じたパルス光を発する。

#### 【0043】

次に、演算部 600 は、所定の眼底アライメント露光時間  $t_a$  秒間の露光が終了すると、眼底撮像素子 32 から眼底像等のデータを読み出して、表示部 700 に表示する (S513)。図 18 (a) に表示例を示す。次に、演算部 600 は、所望のアライメント位置か否かを判断する (S515)。例えば、表示部 700 に表示された眼底像を見た操作者により、所望のアライメント位置か否かが適宜の入力装置より入力され、入力された信号に従い演算部 600 が判断することができる。

所望のアライメント位置でない場合 (S515)、演算部 600 は、固視標 52 を動かすための動作量を適宜の入力装置等から入力する (S517)。例えば、固視標の移動量を入力してもよいし、表示部 700 に表示された画像上をマウス等でクリックされることにより、クリックされた位置が画像中心にくるように移動量を求めてもよい。ここでは、例えば、血管等の変位部位が中心に写るようにアライメントすることができる。演算部 600 は、制御部 610 により第 5 駆動部 914 を制御して固視標 52 をステップ S517 で入力した動作量分移動する (S519)。

#### 【0044】

次に、演算部 600 は、フォーカシングレンズ 35 を動かすための動作量を適宜の入力装置等から入力する (S521)。固視標が移動することによるピント位置の変化の修正や、眼底の光軸方向へのアライメントの設定などをフォーカシングレンズ 35 を動かすことで任意に行うことができる。また、この動作量は取得された画像の所望の部位付近のコントラストが最大となるように設定するなど、画像より決定してもよい。次に、演算部 6

10

20

30

40

50

00は、制御部610により第5駆動部914を制御してフォーカシングレンズ35をステップS521で入力した動作量分移動して(S523)、ステップS505へ移り、ステップS505~S515の処理を繰り返す。固視標52及びフォーカシングレンズ35を移動させることにより、眼球が動き、所望の部位が中心となりピント位置は任意の位置となる。図18(b)に所望の部位が中心にきたときの眼底像を示す。高倍率で眼底像を観察する場合に、中心部分が高倍率で撮影され、所望の位置の高倍率眼底画像を詳細に観測することができる。

一方、所望のアライメント位置である場合(S515)、演算部600は、眼底アライメント処理を終了する((F))。

#### 【0045】

図15に、パルス変調発振のフローチャート(1)を示す。上述のステップS600の詳細フローチャートである。本フローでは、高倍率と低倍率の眼底像を、予め定められた割合で取得する。なお、上述のフローチャートと同様の処理については、同じ符号を付し詳細な説明を省略する。

まず、演算部600は、ステップS301~S307の処理を実行する。次に、演算部600は、高倍率眼底像の取得及び低倍率眼底像の取得を切り替えるための判断を行う(S609、S611)。本実施の形態では、一例として、パラメータ*i*と、高倍率像の取得割合 $N_M$ を基に、 $i / (N_M + 1)$ を計算し、計算結果の商をA、余りをBとする(S609)。演算部600は、ステップS609の計算結果の余りが0( $B = 0$ )の場合に、ステップS613へ移り、 $B = 0$ でない場合にステップS617へ移る。すなわち、 $B = 0$ の場合に(S611:Yes)低倍率の眼底像を取得するための処理へ移り、 $B = 0$ でない場合に(S611:No)高倍率の眼底像を取得するための処理へ移る。なお、低倍率、高倍率のいずれを取得するか判断処理は、上述の処理以外にも適宜の手法を用いてもよい。

ステップS613では、パルス発生装置25は、設定された露光時間 $t_a$ 秒間、光量 $I_a$ となるパルスを作成する(S613)。次に、演算部600(画像取得制御用PC14-4)は、制御部610により光スイッチ34をON( $F_{sw} = 1$ )にする(S615)。本実施の形態では、光スイッチ34をONにすることにより、被測定眼からの光束は、低倍率の光路を介して眼底撮像素子32で受光される。

#### 【0046】

一方、ステップS617では、パルス発生装置25は、設定された露光時間 $t$ 秒間、光量 $I$ となるパルスを作成する(S617)。次に、演算部600(画像取得制御用PC14-4)は、制御部610により光スイッチ34をOFF( $F_{sw} = 0$ )にする(S619)。本実施の形態では、光スイッチ34をOFFにすることにより、被測定眼からの光束は、高倍率の光路を介して眼底撮像素子32で受光される。

光スイッチ34切り替え後、パルス発生装置25は、パルス光源駆動回路26に作成したパルスを出力する(S313)。なお、光スイッチ34を切り替えたことを示す信号を画像取得制御用PC14-4がパルス発生装置25に出力し、その信号に従い、ステップS313の処理を実行するようにしてもよい。パルス光源21は、パルス光源駆動回路26により駆動されて、ステップS613又はS617で作成されたパルスに応じたパルス光を発する。次に、演算部600は、所定の露光時間 $t$ 又は $t_a$ 秒間の露光が終了すると、眼底撮像素子32から眼底像等のデータを読み出して、メモリ800にパラメータ*i*に対応したデータ $IM_i$ として保存する(S315)。ここで、時刻、フラグ $F_{sw}$ の値をさらに記憶してもよい。次に、演算部600は、ステップS317、S319、S321の各処理を実行する。ステップS321の後に、演算部600は、メモリ800に記憶したパラメータ*i*に対応したデータ $IM_i$ を低倍率眼底像IAと高倍率眼底像IBに分けて(S631)、パルス変調発振のフローチャートの処理を終了する((H))。なお、ステップS315において、低倍率と高倍率の画像を、例えば、フラグ $F_{sw}$ の値に従い分けて保存し、ステップS631を省略してもよい。

#### 【0047】

図16に、パルス変調発振のフローチャート(2)を示す。上述のステップS600の詳細フローの他の例である。本フローでは、収差量に応じて倍率を変える。例えば、収差の量に応じて、収差が大きい場合には低倍率像を取得し、収差が小さい場合には高倍率像を取得するようにする。これにより、フレームに無駄がなくなり、良質な像を得られる。さらに、測定時間短縮も行うことができる。上述のパルス変調発振フローチャート(1)等と同様の処理は同じ符号を付し、説明を省略する。

まず、演算部600は、ステップS301~S307の処理を実行する。次に、演算部600は、パルス変調発振処理と並行して行われている収差測定の結果を基に、高倍率眼底像の取得及び低倍率眼底像の取得を切り替えるための判断を行う(S651)。本実施の形態では、一例として、収差が閾値より大きい場合には低倍率眼底像を取得し、収差が十分に小さい場合は、高倍率眼底像を取得する。例えば、演算部600は、フラグ $F_p$ が $F_p = 1$ か否かを判断し、 $F_p = 1$ であれば(S651:Yes)ステップS617へ移り、一方、 $F_p = 1$ でなければ(S651:No)ステップS613へ移る。演算部は、ステップS613、S617以降の各処理を実行する。

【0048】

図17は、第2の実施の形態のタイミングチャートの説明図である。

図17(a)に、眼底アライメント時のタイミングチャートを示す。また、図17(b)に、 $N_M = 2$ のときの連続取得タイミングチャートを示す。光スイッチ31がON( $F_{sw} = 1$ )のときに、低倍率用のパルスが発せられる。本実施の形態では、眼底照明系2の光学系が同じなので、高倍率系と低倍率系で同じ程度の明るさを得るには高倍率撮影時にレーザー出力を大きくする。理論的には倍率が $k$ 倍なら $k^2$ の光量が必要である。

【0049】

### 3. 第2の実施の形態の変形例

第2の実施の形態は、眼底像を得るための光源を2個使い、それぞれ高倍率用、低倍率用と分けてもよい。以下、タイミングチャートと光学系を示す

図19に、光源を2個用いたパターンの光学配置図を示す。

第2の実施の形態と同様の構成については、同じ符号を付し、説明を省略する。眼底照明系2は、高倍率用の照明系と、低倍率用の照明系とを有する。例えば図中2-1を高倍率用、2-2を低倍率用とすることができる。この構成であれば高倍率用の照明と低倍率用の照明を別々に持つことができ、それぞれ異なる開口絞りと視野絞りをを用いることができるので、照明領域に無駄が無くなり、被検者への負担を少なくすることができる。さらに光源の光量を一定にできるので温度変化による光源の波長や出力のゆらぎも少なくなる。パルス光源駆動回路26は、高倍率用のパルスをパルス発生装置25から入力すると、高倍率用のパルス光源を駆動し、低倍率用のパルスをパルス発生装置25から入力すると、低倍率用のパルス光源を駆動する。パルス光源駆動回路26は、例えば、演算部600(画像取得制御用PC14-4)から光スイッチのON/OFFを示すフラグ $F_{sw}$ を入力し、フラグに従い高倍率と低倍率を切り替えてもよい。

図20に、光源を2個用いた場合のタイミングチャートの説明図を示す。例えば、高倍率用のレーザーと、低倍率用のレーザーとにより、高倍率用のパルスと、低倍率用のパルスが別々に出力される。

【産業上の利用可能性】

【0050】

本発明は、例えば、眼科用の眼底像の撮影装置等に利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】第1の実施の形態の光学配置図。

【図2】第1の実施の形態の信号の説明図。

【図3】第1の実施の形態の電気系のブロック図。

【図4】第1の実施の全体フローチャート。

【図5】収差補正のフローチャート。

10

20

30

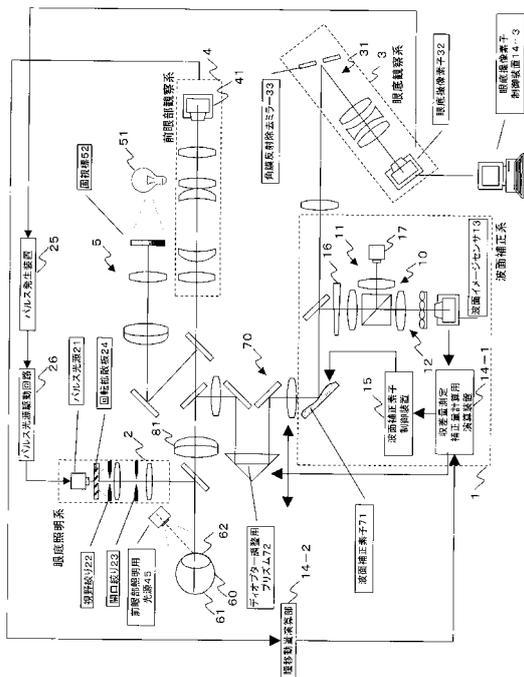
40

50

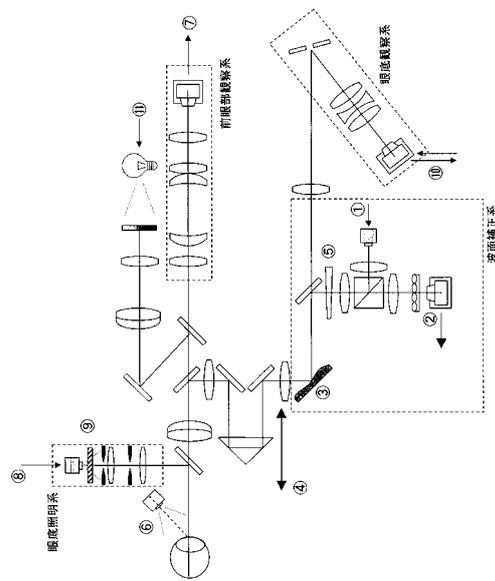
【図 6】	パルス発振のフローチャート。	
【図 7】	第 1 の実施の形態で取得される眼底像の説明図。	
【図 8】	良好な画像が取得できるタイミングチャートの説明図。	
【図 9】	第 1 の実施の形態のタイミングチャートの説明図。	
【図 10】	第 2 の実施の形態の光学配置図。	
【図 11】	第 2 の実施の形態の信号の説明図。	
【図 12】	第 2 の実施の形態の電気系のブロック図。	
【図 13】	第 2 の実施の形態の全体フローチャート。	
【図 14】	眼底アライメントのフローチャート。	
【図 15】	パルス変調発振のフローチャート ( 1 )。	10
【図 16】	収差量に応じて倍率を変える場合のパルス変調発振のフローチャート ( 2 )。	
【図 17】	第 2 の実施の形態のタイミングチャートの説明図。	
【図 18】	眼底アライメントの説明図。	
【図 19】	第 3 の実施の形態の光学配置図。	
【図 20】	第 3 の実施の形態のタイミングチャートの説明図。	
【符号の説明】		
【 0 0 5 2 】		
1	波面補正系	
2	眼底照明系 ( 第 2 照明光学系 )	
3	眼底観察系	20
4	前眼部観察系	
5	固視系	
1 1	第 1 照明光学系	
1 2	第 1 受光光学系	
1 3	第 1 受光部 ( 波面イメージセンサ )	
1 4 - 1	収差量測定補正量計算用演算装置 ( 演算装置 )	
1 4 - 2	瞳移動量演算部	
1 4 - 3	眼底撮像素子制御装置 ( 眼底像形成部 )	
1 4 - 4	画像取得制御用 P C ( 演算部 )	
1 5	波面補正素子制御装置	30
1 6	ロータリープリズム	
2 1	第 2 光源部 ( パルス光源 )	
2 2	視野絞り	
2 3	開口絞り	
2 4	回転拡散板	
2 5	パルス発生装置	
2 6	パルス光源駆動回路	
3 1	第 2 受光光学系	
3 2	第 2 受光部 ( 眼底撮像素子、眼底イメージセンサ )	
3 3	角膜反射除去ミラー	40
3 4	光スイッチ	
3 5	フォーカシングレンズ	
4 1	前眼部イメージセンサ	
4 5	前眼部照明用光源	
5 1	第 3 光源部 ( ランプ )	
5 2	固視標	
6 0	被測定眼	
6 1	網膜 ( 眼底 )	
6 2	角膜 ( 前眼部 )	
7 0	補償光学部	50

- 7 1 可変形鏡（波面補正素子）
- 7 2 移動プリズム
- 6 0 0 演算部
- 6 1 0 制御部
- 7 0 0 表示部
- 8 0 0 メモリ
- 9 1 0 第1駆動部
- 9 1 1 第2駆動部
- 9 1 2 第3駆動部
- 9 1 3 第4駆動部
- 9 1 4 第5駆動部

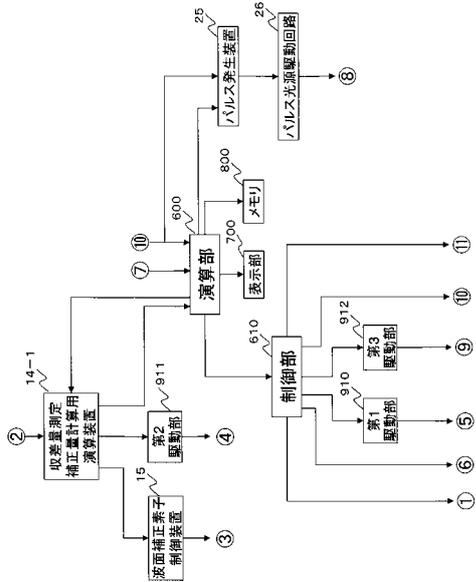
【図1】



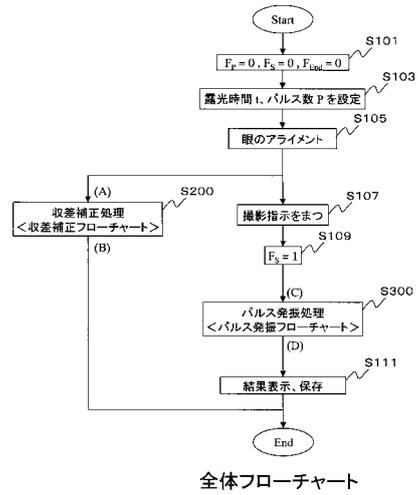
【図2】



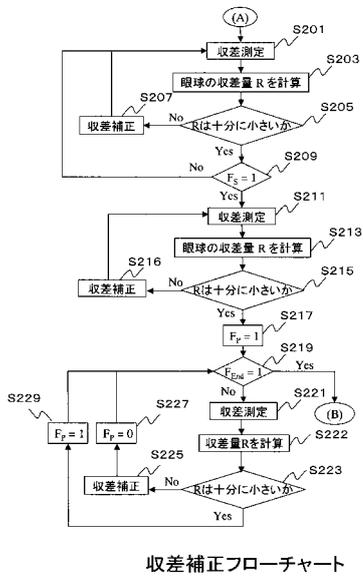
【図3】



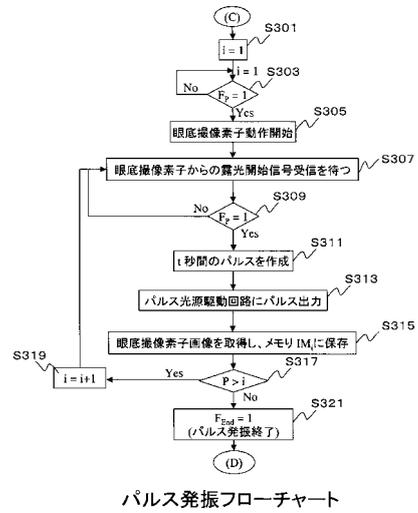
【図4】



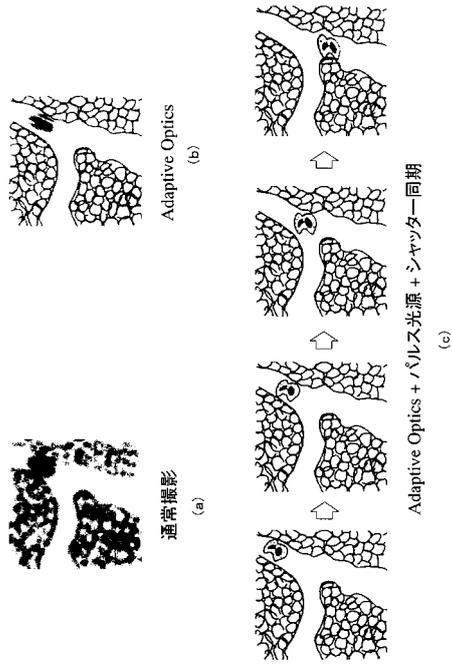
【図5】



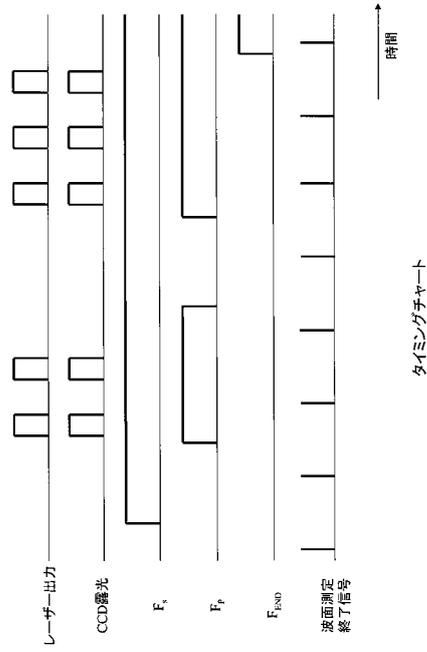
【図6】



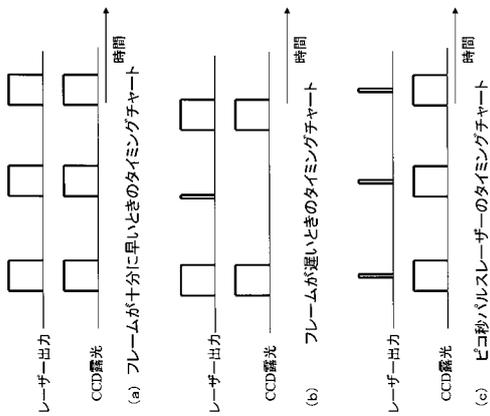
【図7】



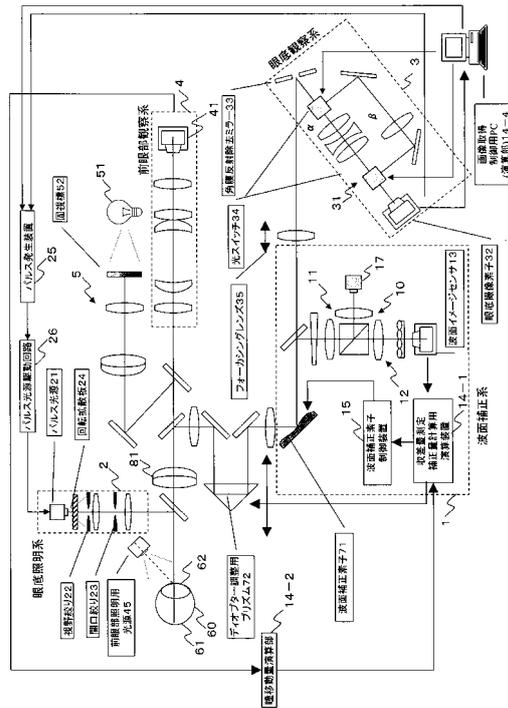
【図8】



【図9】

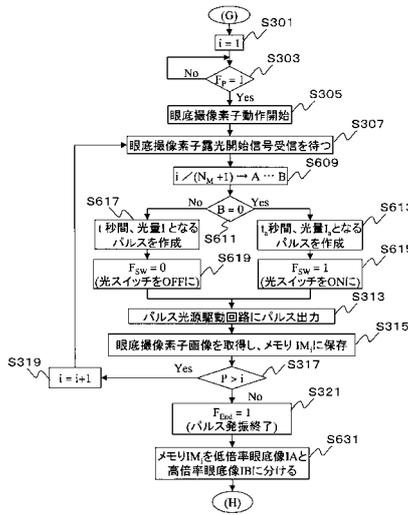


【図10】



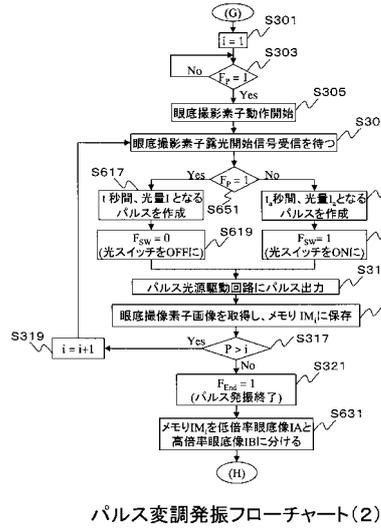


【図15】



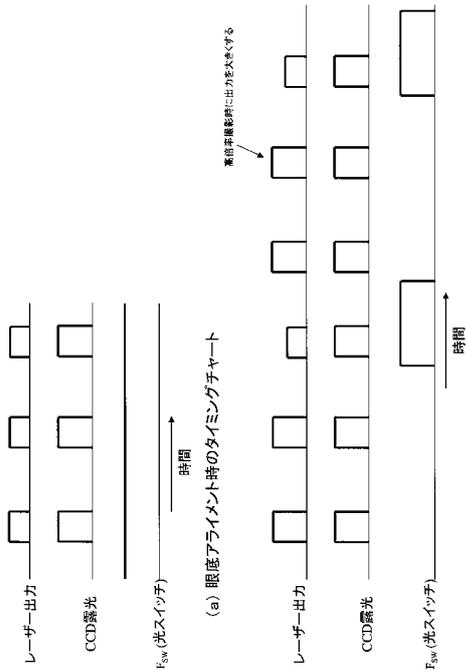
パルス変調発振フローチャート(1)

【図16】



パルス変調発振フローチャート(2)

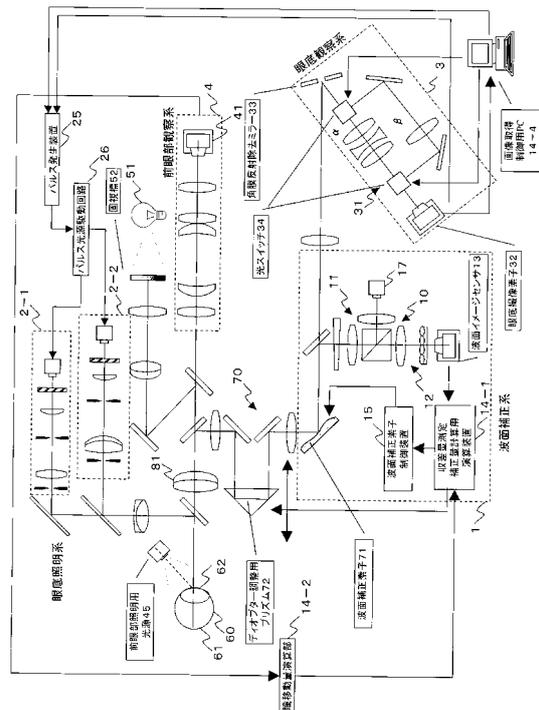
【図17】



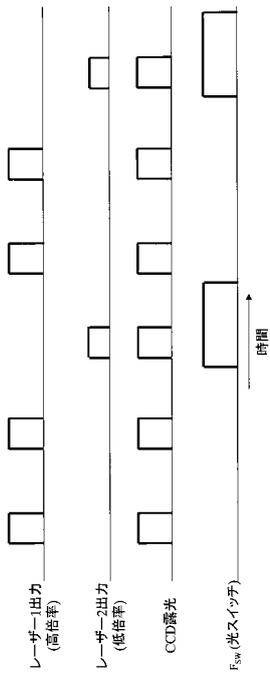
(a)

【図19】

(b)連続取得タイミングチャート(Nm=2のとき)

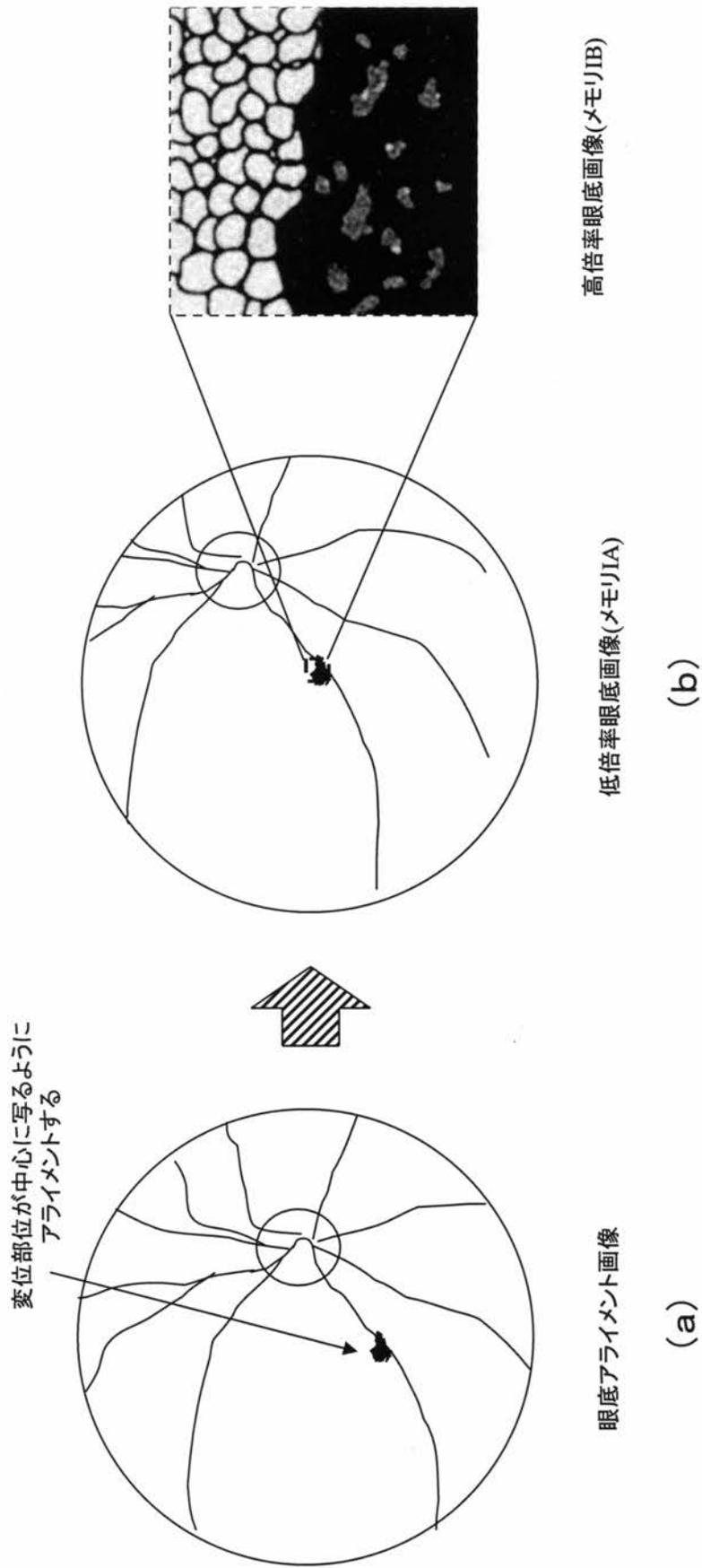


【図20】



光源を2個用いた場合のタイミングチャート

【図18】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005 - 224328 (JP, A)  
特開2006 - 006362 (JP, A)  
特開平08 - 112262 (JP, A)  
特開2005 - 137584 (JP, A)  
特開2007 - 252402 (JP, A)  
特開2005 - 323815 (JP, A)  
特開2005 - 185304 (JP, A)  
特開平08 - 266478 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18