

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4783219号
(P4783219)

(45) 発行日 平成23年9月28日(2011.9.28)

(24) 登録日 平成23年7月15日(2011.7.15)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	3/12	(2006.01)	A 6 1 B	3/12	E
A 6 1 B	3/10	(2006.01)	A 6 1 B	3/10	Z
A 6 1 B	5/026	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 4 O D

請求項の数 13 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2006-167216 (P2006-167216)	(73) 特許権者	000220343
(22) 出願日	平成18年6月16日(2006.6.16)		株式会社トプコン
(65) 公開番号	特開2007-330582 (P2007-330582A)		東京都板橋区蓮沼町75番1号
(43) 公開日	平成19年12月27日(2007.12.27)	(74) 代理人	100107010
審査請求日	平成21年4月3日(2009.4.3)		弁理士 橋爪 健
		(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
		(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】

被測定眼の眼底を照明するための照明光を発光する光源部と、
 眼底からの反射光束を受光して被測定眼の収差を測定する収差測定部と、
 上記収差測定部で測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して収差を打ち消すような補正を行う波面補正素子を有する収差補正部と、
 上記光源部からの照明光束により眼底の一部を2次元方向にスキャンするためのスキャンニングミラーを有し、被測定眼眼底を照明する照明光学系と、
 上記スキャンニングミラーを介して照明され及び眼底で反射された反射光束に対して上記収差補正部により収差が補正され、該補正された反射光束を受光するための受光光学系と

10

、
 上記受光光学系からの光束を受光する光検出部と、
 上記スキャンニングミラーによるスキャン位置と、上記光検出部での受光信号とに従い眼底像を形成する画像形成部と
 を備え、

瞳と共役な位置又は略共役な位置に、上記スキャンニングミラーと、該スキャンニングミラーに対向して上記波面補正素子を配置した眼科撮影装置。

【請求項2】

上記照明光学系は、
 上記波面補正素子及び上記スキャンニングミラーが配置された上記位置とは異なる瞳と共

20

役な位置に、眼底を上記スキャニングミラーよりも広い範囲でスキャンするための第 2 のスキャニングミラーをさらに有する請求項 1 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 3】

上記第 2 のスキャニングミラーは、眼底の全体又は眼底の広い範囲を第 1 の精度でスキャンし、

上記スキャニングミラーは、眼底の一部又は眼底の狭い範囲を、第 1 の精度よりも高精度な第 2 の精度でスキャンする請求項 2 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 4】

上記第 2 のスキャニングミラーを回転してスキャンすることにより、上記画像形成部は低倍率又は広範囲の第 1 の眼底像を取得し、

取得された第 1 の眼底像に従い、所望の位置又は範囲を指定し、

上記第 2 のスキャニングミラーを、指定された位置の付近又は範囲を照明するような位置で固定し、

上記スキャニングミラーを回転して指定された位置の付近又は指定された範囲をスキャンすることにより、上記画像形成部は指定された位置の付近又は指定された範囲における高倍率の第 2 の眼底像を取得する請求項 2 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 5】

取得された第 1 の眼底像と、該第 1 の眼底像に従い指定された位置又は範囲と、該指定された位置又は範囲の第 2 の眼底像とを表示する表示部をさらに備えた請求項 4 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 6】

上記第 2 のスキャニングミラーは、X 方向にスキャンする第 1 のミラーと、Y 方向にスキャンする第 2 のミラーとを有し、

上記第 1 のミラーは、瞳と共役な第 1 の位置に配置され、

上記第 2 のミラーは、第 1 の位置と異なる瞳と共役な第 2 の位置に配置される請求項 2 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 7】

上記スキャニングミラーは、X 方向にスキャンする第 3 のミラーと、Y 方向にスキャンする第 4 のミラーとを有し、

上記波面補正素子は、瞳と共役な第 3 の位置に配置され、

上記第 3 のミラー及び上記第 4 のミラーは、第 3 の位置に近接して、瞳と略共役な位置に配置される請求項 1 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 8】

上記照明光学系は、上記光源部からの照明光束を瞳と共役位置において中心部に開口がある絞りを通して眼底に照明する請求項 1 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 9】

眼底上の血管の血流速度を推定する演算部をさらに備え、

上記スキャニングミラーは、円軌道又は回転軌道で複数回眼底をスキャンし、

上記光検出部は、円軌道又は回転軌道の半分の一方をスキャンする間に受光される光を蓄積して、蓄積された第 1 の光量を出力し、及び、円軌道又は回転軌道の半分の他方をスキャンする間に受光される光を蓄積して、蓄積された第 2 の光量を出力し、

上記演算部は、

第 1 の光量を時間に対応して記憶し、及び、第 2 の光量を時間に対応して記憶し、

第 1 の光量の時間変化と第 2 の光量の時間変化とに基づき、第 1 の光量のピークと第 2 の光量のピークとの時間差を求め、

円軌道の直径又は回転軌道の径を求められた時間差で割ることで、血流速度を推定する請求項 1 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 10】

上記波面補正素子及び上記スキャニングミラーが配置された上記位置とは異なる瞳と共

10

20

30

40

50

役な位置に、眼底を上記スキャニングミラーよりも広い範囲でスキャンするための第2のスキャニングミラーをさらに備え、

上記第2のスキャニングミラーでスキャンすることにより、上記画像形成部は低倍率又は広範囲の第1の眼底像を取得し、

上記演算部は、取得された第1の眼底像から、予め定められたパターン画像とマッチングする位置を指定し、

上記第2のスキャニングミラーを、指定された位置の付近を照明するような位置で固定し、

上記スキャニングミラーは、指定された位置の付近を円軌道又は回転軌道でスキャンする請求項9に記載の眼科撮影装置。

10

【請求項11】

上記波面補正素子及び上記スキャニングミラーが配置された上記位置とは異なる瞳と共役な位置に、眼底を上記スキャニングミラーよりも広い範囲でスキャンするための第2のスキャニングミラーをさらに備え、

上記第2のスキャニングミラーでスキャンすることにより、上記画像形成部は低倍率又は広範囲の第1の眼底像を取得し、

上記演算部は、取得された第1の眼底像を表示部に表示し、表示された第1の眼底像に従い指示される、スキャンするための位置を入力し、

上記第2のスキャニングミラーを、入力された位置の付近を照明するような位置で固定し、

20

上記スキャニングミラーは、入力された位置の付近を円軌道又は回転軌道でスキャンする請求項9に記載の眼科撮影装置。

【請求項12】

上記演算部は、第1の光量の時間変化に対する波形と第2の光量の時間変化に対する波形を、時間軸方向にシフトすることにより両波形が最も重なる時間シフト量を求め、該時間シフト量を、第1の光量のピークと第2の光量のピークとの時間差とする請求項9に記載の眼科撮影装置。

【請求項13】

上記演算部は、

第1の光量のうち予め定められた閾値を超えている該第1の光量について、対応する時間の第1の平均値を求め、

30

第2の光量のうち予め定められた閾値を超えている該第2の光量について、対応する時間の第2の平均値を求め、

求められた第1の平均値と第2の平均値との差を、第1の光量のピークと第2の光量のピークとの時間差とする請求項9に記載の眼科撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼科撮影装置に係り、特に、スキャニングミラーを4系統以上もった眼科撮影装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

眼球は、体内で唯一一切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 μ 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、血流の動画像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。

【0003】

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

50

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）。

【特許文献1】特開2004-113405号公報

【特許文献2】特開2004-159779号公報

【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

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来のスキャニング方式のアダプティブオプティクス眼底カメラでは、スキャニング系は、例えば、水平・鉛直の2方向（2系統）である。また、従来のスキャニング方式のアダプティブオプティクス眼底カメラは、スキャニング系を2系統より多くすると、一般に装置が巨大になってしまう。例えば、スキャニング系を瞳共役な位置に配置すると、瞳共役な位置を多数作らなければいけなくなるからである。

【0005】

本発明は、以上の点に鑑み、任意位置での高倍率眼底画像を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、瞳共役位置に置かれたディフォーダブルミラーの近傍にMEMS（Micro Electro Mechanical Systems）スキャニングミラーを設置することで、装置を巨大にすることなく、スキャニングミラーを4系統以上もったアダプティブオプティクス眼底カメラを提供することを目的とする。また、本発明は、大きな角度をスキャンするミラーで大まかな位置を特定し、その細部を小さな角度をスキャンするミラーで詳細に観測することができる眼科撮影装置を提供することを目的とする。さらに、本発明は、細部の一部分を高速にラインスキャンすることで血流速度を推定することができる眼科撮影装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

スキャニングミラーを4系統もたせ、大きな角度をスキャンする水平・鉛直方向のミラーと、小さな角度をスキャンする水平・鉛直方向のミラーを用意する。大きな角度をスキャンするミラーで大まかな位置を特定し、その細部を小さな角度をスキャンするミラーで詳細に観測することができる。また、細部の一部分を高速にラインスキャンすることも可能になるため血流速度を推定でき全身疾患の早期発見なども可能になる。

30

【0007】

本発明の第1の解決手段によると、
被測定眼の眼底を照明するための照明光を発光する光源部と、
眼底からの反射光束を受光して被測定眼の収差を測定する収差測定部と、
上記収差測定部で測定された収差に基づき、眼底からの反射光束に対して収差を打ち消すような補正を行う波面補正素子を有する収差補正部と、
上記光源部からの照明光束により眼底の一部を2次元方向にスキャンするためのスキャニングミラーを有し、被測定眼眼底を照明する照明光学系と、
上記スキャニングミラーを介して照明され及び眼底で反射された反射光束に対して上記収差補正部により収差が補正され、該補正された反射光束を受光するための受光光学系と、

40

上記受光光学系からの光束を受光する光検出部と、

上記スキャニングミラーによるスキャン位置と、上記光検出部での受光信号とに従い眼底像を形成する画像形成部と

を備え、

50

瞳と共役な位置又は略共役な位置に、上記スキャニングミラーと、該スキャニングミラーに対向して上記波面補正素子を配置した眼科撮影装置が提供される。

【発明の効果】

【0008】

本発明によると、任意位置での高倍率眼底画像を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、瞳共役位置に置かれたディフォーダブルミラーの近傍にMEMSスキャニングミラーを設置することで、装置を巨大にすることなく、スキャニングミラーを4系統以上もったアダプティブオプティクス眼底カメラを提供することができる。また、本発明によると、大きな角度をスキャンするミラーで大まかな位置を特定し、その細部を小さな角度をスキャンするミラーで詳細に観測することができる。さらに、本発明によると、細部の一部分を高速にラインスキャンすることで血流速度を推定することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

1. 概略

本実施の形態は、任意位置での高倍率眼底画像を取得できるMEMSスキャナーConfocal（共焦点）型AdaptiveOptics（アダプティブオプティクス）眼底カメラに関する。本実施の形態では、Confocal AdaptiveOptics眼底カメラの瞳共役位置に置かれた波面補正素子の近い位置にX、Yの2方向に対応した2枚のスキャニングミラーを設置することで、小型で被検者の眼球を動かすことなく、任意の位置を高倍率に撮影することができる眼底カメラを可能とする。また、スキャニングミラーの代わりにディフォーダブルミラー（Deformable Mirror）自身が回転しても良い。

20

また、応用アプリケーションとして、狙った位置のスキャニングができることから、スキャニングを一元的に高速スキャニングすることで強度の数値変化から血流の速度を大まかに測定できる。

【0010】

2. 光学配置

図1に、本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、アダプティブオプティクス眼底カメラ）は、波面補正系1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、制御PC（演算部）600とを備える。

30

【0011】

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、画像構築プロセッサ14-2と、制御PC600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、角膜（前眼部）62が示されている。

40

【0012】

第1照明光学系11は、例えば第1光源部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、複数のスキャニングミラーを備える。スキャニングミラーは、例えば、スキャニングミラーA81と、スキャニングミラーB82と、小型スキャニングミラーC83と、小型スキャニングミラーD84とを有する。第1照明光学系11は、例えば、絞りc及びdと、ビームスプリッタ18とを備える。ビームスプリッタ18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。

【0013】

50

第1光源部17は、点光源に近く指向性のあるSLDやレーザーが望ましい。被検者の負担を考えると、照明用の第1光源部17の第1波長は、赤～近赤外の波長（第1波長）が良い。また、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（スーパールミネセンスダイオード）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が高いものでも、画質は若干低下する場合もあるが利用できる。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。

【0014】

スキャンングミラーA81及びB82（第2のスキャンングミラー）、小型スキャンングミラーC83及びD84（スキャンングミラー）は、それぞれX方向・Y方向に対応させ2次元画像を得られるようにする。例えば、スキャンングミラーA81、B82を回転させることにより、眼底上の広い範囲又は眼底全体をスキャンできる。スキャンングミラーA81、B82は、例えば小型スキャンングミラーC83、D84よりも粗い精度（第1の精度）でスキャンすることができる。一方、小型スキャンングミラーC83、D84を回転させることにより、眼底上の狭い範囲又は眼底の一部をスキャンできる。例えば、眼底上の所望の位置をスキャンできる。小型スキャンングミラーC83、D84は、例えばスキャンングミラーA81、B82よりも高精度（第2の精度）でスキャンすることができる。なお、各スキャンングミラーは、眼底上の撮影位置とミラーの角度が予め対応付けられている。

【0015】

スキャンングミラーA81（第1のミラー）は、瞳と共役な第1の位置に配置され、スキャンングミラーB82（第2のミラー）は、第1の位置と異なる瞳と共役な第2の位置に配置される。また、波面補正素子71は、瞳と共役な第3の位置に配置され、小型スキャンングミラーC83、D84（第3、第4のミラー）は、第3の位置に近接して、瞳と略共役な位置に配置される。なお、小型スキャンングミラーC83及びD84が瞳共役位置からずれすぎると所望の光量が光検出器32に入らなくなる場合がある。また、本実施の形態では、X方向に回転するミラー、Y方向に回転するミラーをそれぞれ用いているが、X、Y両方向に回転可能なひとつのミラーを用いても良い。

【0016】

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、絞りdと、リレーレンズと、ハーフミラー16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。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。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。

【0017】

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ディオプター調節レンズユニット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。

【0018】

眼底観察系3は、第2受光光学系31と、第2受光部（例えば、光検出器）32と、画像構築プロセッサ14-2とを有する。第2受光光学系31は、例えば、フォーカスレンズ35と、アフォーカルレンズ81と、ビームスプリッタ82と集光レンズとを備える。

10

20

30

40

50

第2受光光学系31は、眼底61で反射した光を、補償光学部70を介して第2受光部32に導く。第2受光部32にはPD(Photodiode、フォトダイオード)や光電子増倍管(Photomultiplier Tube)等を用いることができる。また、第2受光部32は、第2受光光学系31で形成された光を受光し、信号を生成する。

【0019】

フォーカスレンズ35は、光源17と検出器32の両方の光学系に作用する。例えば、フォーカスレンズ35は、網膜の深さ方向の位置を変えることができる。具体的には、網膜は、100 μ m程度の厚みがあり、フォーカスレンズ35を移動することで、網膜の厚み(100 μ m程度)のうち、どの深さの像を取得するのか決定することができる。

【0020】

なお、上述の説明では、便宜上アフォーカルレンズ81と、ビームスプリッタ82は眼底観察系3に含まれ、スキャニングミラー、ビームスプリッタ18は第1照明光学系11に含まれるものとしているが、適宜の系に含まれても良い。

【0021】

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レンズ(ディオプター調整レンズ)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。

【0022】

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、図1の例は、波面補正素子71は反射させて使用するものを用いた例であるが、波面補正素子71は透過型の光学系を用いてもよい。なお、このとき小型スキャニングミラーC83、D84を適宜配置する。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。

【0023】

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。

【0024】

移動レンズ72は、制御PC600からの出力に基づき光軸方向に移動する。例えば、移動レンズ72は、適宜の駆動部により駆動される。移動レンズ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、移動レンズ72を移動させる以外にも球面レンズを挿入する、あるいは内部の光学系を光軸方向に移動する等して補償することもできる。

【0025】

なお、瞳の移動量を求め、求められた移動量に追従して、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(

10

20

30

40

50

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。

【0026】

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波長と異なると共に、長い波長を選択できる(例えば、940nm)。

【0027】

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。

10

【0028】

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。

20

【0029】

波面補正素子制御装置15は、制御PC600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。なお、これらの波面収差、補正量は制御PC600にて求められてもよい。

【0030】

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、補正量を制御PC600を介して波面補正素子制御装置15に出力する。なお、演算装置14-1は、補正量等を直接波面補正素子制御装置15に出力してもよい。

30

【0031】

(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、絞りa、絞りb、絞りd、光検出器32が共役である。また、被測定眼60の眼の瞳(虹彩)、第1受光光学系12の変換部材(ハルトマン板)、絞りc、波面補正素子(Deformable Mirror)71、スキャニングミラーA81及びB82が共役である。また、小型スキャニングミラーC83及びD84は、略瞳共役である。

40

【0032】

(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。

50

【 0 0 3 3 】

また、前眼部観察系 4 に集光レンズ、ビームスプリッタ 8 2、アフォーカルレンズ 8 1 を介して被測定眼 6 0 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 6 0 の角膜 6 2 で反射した反射光束は、あたかも角膜 6 2 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 8 1、ビームスプリッタ 8 2 及び集光レンズを介して、前眼部イメージセンサ 4 1 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 4 1 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。

【 0 0 3 4 】

3. 電気系構成

図 3 に、本実施の形態の電気系のブロック図を示す。図 2 に、本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 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、第 6 駆動部 9 1 5 と、第 7 駆動部 9 1 6 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 7 0 0 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。

【 0 0 3 5 】

また、演算部 6 0 0 には、例えば、前眼部観察系 4 からの信号 (3) と、演算装置 1 4 - 1 からの信号と、画像構築プロセッサ 1 4 - 2 からの信号が入力される。演算部 6 0 0 は、前眼部観察系 4 からの信号 (3) を入力し、例えば、アライメントの調整等を行う。演算部 6 0 0 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 6 1 0 と、表示部 7 0 0 と、メモリ 8 0 0 と、演算装置 1 4 - 1 とにそれぞれ適宜出力する。

【 0 0 3 6 】

制御部 6 1 0 は、演算部 6 0 0 からの制御信号に基づいて、第 1 光源部 1 7、第 3 光源部 5 1 及び前眼部照明用光源 4 5 の点灯、消灯を制御したり、第 3 駆動部 9 1 2 ~ 第 7 駆動部 9 1 6 等を制御するためのものである。制御部 6 1 0 は、例えば、演算部 6 0 0 での演算結果に応じた信号に基づいて、第 3 光源部 5 1 に対して信号 (1) を出力し、前眼部照明用光源 4 5 に対して信号 (2) を出力し、第 1 光源部 1 7 に対して信号 (4) を出力し、さらに、第 3 駆動部 9 1 2 ~ 第 7 駆動部 9 1 6 に対して信号を出力する。

【 0 0 3 7 】

収差測定補正量計算用演算装置 1 4 - 1 には、第 1 受光部 1 3 からの第 1 信号 (6) が入力される。演算装置 1 4 - 1 は、入力された信号に基づいて、被測定眼 6 0 の収差、収差等光学特性、波面補正素子 7 1 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 1 4 - 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 6 0 0 と、波面補正素子制御装置 1 5 と、第 1 駆動部 9 1 0 と、第 2 駆動部 9 1 1 とにそれぞれ適宜出力する。なお、演算装置 1 4 - 1 は、演算部 6 0 0 内に含むこともできる。また、第 1 駆動部 9 1 0、第 2 駆動部 9 1 1 は、制御部 6 1 0 を介して信号を入力することもできる。

【 0 0 3 8 】

画像構築プロセッサ (画像形成部) 1 4 - 2 には、第 2 受光部 3 2 からの信号 (1 4) が入力される。画像構築プロセッサ 1 4 - 2 は、スキャン位置と、入力された信号に基づいて、眼底像等を構築する。画像構築プロセッサ 1 4 - 2 は、構築した眼底像等に応じた信号又は他の信号・データを、例えば、演算部 6 0 0 に出力する。

【 0 0 3 9 】

波面補正素子制御装置 1 5 は、演算装置 1 4 - 1 から入力された信号に基づいて、信号 (5) を出力して、波面補正素子 7 1 を制御し、収差を補正させる。表示部 7 0 0 は、撮

10

20

30

40

50

影結果（眼底像等）を表示する。メモリ 800 は、測定された収差、取り込んだ光の蓄積量、構築した画像及び時刻等を必要に応じて適宜記憶する。演算部 600 は、メモリ 800 から適宜データを読み出し、及び、メモリ 800 にデータを書込む。

【0040】

第 1 駆動部 910 及び第 2 駆動部 911 は、例えば、信号（9）、（10）をそれぞれ出力して、移動レンズ 72 の移動手段をそれぞれ駆動することで、移動レンズ 72 を光軸方向に移動させるものである。第 3 駆動部 912 は、例えば、信号（7）を出力して、スキャニングミラー A 81 を回転させる。第 4 駆動部 913 は、例えば、信号（8）を出力して、スキャニングミラー B 82 を回転させる。第 5 駆動部 914 は、例えば、信号（11）を出力して、小型スキャニングミラー C 83 を回転させる。第 6 駆動部 915 は、例えば、信号（12）を出力して、小型スキャニングミラー D 84 を回転させる。第 7 駆動部 916 は、例えば、信号（13）を出力して、フォーカスレンズ 35 を光軸方向に移動させるものであり、フォーカスレンズ 35 の移動手段を駆動する。

10

【0041】

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 13 で得られた光束の傾き角に基づいて被測定眼 60 の光学特性を把握するための重要なパラメータである。

【0042】

被測定眼 60 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。

20

【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。

【0043】

また、波面収差 $W(X, Y)$ は、第 1 受光部 13 の縦横の座標を (x, y) 、ハルトマン板と第 1 受光部 13 の距離を f 、第 1 受光部 13 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

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 2002-209854 を参照）。

【数 3】

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

$$m > 0 \quad \sin$$

$$m \leq 0 \quad \cos$$

【数 4】

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

10

【0044】

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】

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

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。

【0045】

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。

30

【数 6】

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

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

【0046】

40

5. 動作

図4に、本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、眼のアライメントを行う(S101)。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41に入射させ、前眼部の中心が前眼部イメージセンサ41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。

【0047】

演算部600は、小型スキャニングミラーC83及びD84の両方を基準値0の角度に

50

回転させる（S103）。例えば、演算部600は、制御部610により第5駆動部914及び第6駆動部915を制御して、小型スキャニングミラーC83及びD84を予め定められた基準値0の角度にする。

【0048】

演算部600は、収差補正処理を行う（S105）。以下、収差補正処理について説明する。なお、収差補正処理は、後述するステップS200以降の処理に先立ち実行されても良いし、並行して又は処理の途中に実行されることもできる。

【0049】

例えば、演算装置14-1は、波面イメージセンサ13から画像を読み出し、読み出した画像より波面収差を計算する。また、演算装置14-1は、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800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。

【数7】

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

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

【0050】

例えば、演算装置14-1は、求めた収差量Rが予め定められた閾値以上の場合、第1駆動部910、第2駆動部911を介して移動レンズ72を移動させ、及び、波面補正素子制御装置15を介して波面補正素子71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。

【0051】

ステップS200では、演算部600は、被測定眼60の低倍率眼底像を撮影する（S200）。例えば、演算部600は、スキャニングミラーA81及びB82を回転させて眼底をスキャンし、光検出器32での光蓄積量を各スキャン位置に対応してメモリ800（ここではメモリIとする）に記憶する。なお、低倍率眼底像撮影の処理の詳細は、後述する。演算部600は、メモリIのデータを読み出し、読み出したデータを画像として表示部700に表示する（S107）。

【0052】

演算部600は、撮影位置（ C_x 、 C_y ）を指定する（S109）。撮影位置の指定としては、例えば、操作者の操作により所望の位置又は範囲を入力部から入力してもよい。例えば、表示部700に表示された低倍率眼底像に従い、入力部により画像上の1点又は領域をクリックされるようにしてもよい。なお、演算部600が、自動的に撮影位置を指定してもよい。

【0053】

演算部600は、スキャニングミラーA81及びB82を指定された撮影位置（ C_x 、 C_y ）に対応する角度にそれぞれ回転させる（S111）。次に、演算部600は、高倍率モードか血流速度測定モードかを判断する（S113）。例えば、演算部600は、表示部700にモードの指定を促す表示をし、操作者の操作により入力部から入力してもよいし、予めいずれのモードで測定するか設定されていてもよい。なお、高倍率モード、血流測定モードの双方を有していても良いし、いずれか一方のみを有していても良い。

【0054】

高倍率モードが指定されると（S113）、演算部600は、被測定眼60の高倍率眼

10

20

30

40

50

底像を撮影する (S 3 0 0)。例えば、演算部 6 0 0 は、小型スキャニングミラー C 8 3 及び D 8 4 を回転させて撮影位置 (C_x、C_y) の周辺をスキャンし、光検出器 3 2 での光蓄積量を各スキャン位置に対応してメモリ 8 0 0 (ここではメモリ M とする) に記憶する。なお、高倍率眼底像撮影の処理の詳細は後述する。演算部 6 0 0 は、メモリ M のデータを読み出し、画像として表示部 7 0 0 に表示する (S 1 1 5)。演算部 6 0 0 は、適宜のデータをメモリ 8 0 0 に保存する (S 1 1 7)。なお、ステップ S 1 1 7 は省略してもよい。

【0055】

一方、ステップ S 1 1 3 で血流速度測定モードが指定されると (S 1 1 3)、演算部 6 0 0 は、血流速度計算を行う (S 4 0 0)。例えば、演算部 6 0 0 は、小型スキャニングミラー C 8 3 及び D 8 4 を回転させて、眼底上を、例えば、撮影位置 (C_x、C_y) を中心とする円 (又は適宜の回転軌道) に沿ってスキャンし、光検出器 3 2 での光の蓄積量に基づき血流等の移動体の速度 V_{av} を算出する。なお、血流速度計算の詳細は後述する。

10

【0056】

演算部 6 0 0 は、血流速度計算により光検出器 3 2 の光蓄積量が記憶されたメモリ 8 0 0 (ここではメモリ G 及び H とする) からデータを読み出し、読み出したデータを、例えば、グラフとして表示部 7 0 0 に表示する (S 1 2 1)。また、演算部 6 0 0 は、求められた血流速度の数値 V_{av} を表示部 7 0 0 に表示する (S 1 2 1)。演算部 6 0 0 は、適宜のデータをメモリ 8 0 0 に保存する (S 1 2 3)。なお、ステップ S 1 2 3 は省略してもよい。

20

【0057】

(低倍率モード)

図 5 に、低倍率眼底像撮影の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。

演算部 6 0 0 は、スキャニングミラー A 8 1 及び B 8 2 の振り角度 d 、画像ピクセル数 (W_x 、 W_y) 及び 1 素子あたりの蓄積時間 t_e を設定する (S 2 0 1)。なお、振り角度 d 、画像ピクセル数 (W_x 、 W_y) 及び 1 素子あたりの蓄積時間 t_e は、適宜の入力装置等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よい。また、振り角度 d は、スキャニングミラー A 8 1 の振り角度と、スキャニングミラー B 8 2 の振り角度が別個設定されてもよい。

30

【0058】

演算部 6 0 0 は、設定された振り角度 d に従い、スキャニングミラー A 8 1、B 8 2 の両方を $-0.5d$ の角度に回転させる (S 2 0 3)。例えば、演算部 6 0 0 は、制御部 6 1 0 により第 3 駆動部 9 1 2 及び第 4 駆動部 9 1 3 を制御して、スキャニングミラー A 8 1 及びスキャニングミラー B 8 2 を回転させる。

【0059】

演算部 6 0 0 は、パラメータを初期設定する (S 2 0 5)。例えば、演算部 6 0 0 は、パラメータ i 及び j を $i = 1$ 、 $j = 1$ とする。ここで i は、例えば X 軸方向の光検出数を示し、 j は、例えば Y 軸方向の光検出数を示す。演算部 6 0 0 は、光検出器 3 2 の光の蓄積をクリアする (蓄積量 $E = 0$) (S 2 0 7)。

40

【0060】

演算部 6 0 0 は、光源 1 7 からの照明を適宜のタイミングで開始し、光検出器 3 2 による光の蓄積を開始する (S 2 0 9)。演算部 6 0 0 は、設定された 1 素子あたりの蓄積時間 t_e 秒間待つ (S 2 1 1)。演算部 6 0 0 は、 t_e 秒間経過後、光検出器 3 2 の光の蓄積を終了する (S 2 1 3)。演算部 6 0 0 は、光検出器 3 2 により蓄積された量 E をメモリ 8 0 0 に保存する (S 2 1 5)。例えば、演算部 6 0 0 は、光検出器 3 2 に蓄積された量 E を画像ピクセル (i 、 j) に対応してメモリ 8 0 0 に保存する ($I(i, j)$)。

【0061】

演算部 6 0 0 は、パラメータ i が設定されたピクセル数 W_x より小さいか否か ($i < W_x$)

50

x) の判断をする (S 2 1 7)。すなわち、予め設定した画像ピクセル数 (W_x 、 W_y) の X 方向のピクセル数 W_x を検出したか否かの判断を行う。

【 0 0 6 2 】

演算部 6 0 0 は、パラメータ i が W_x より小さい場合 (S 2 1 7)、 i の値を加算 (例えば、 $i = i + 1$) する (S 2 2 1)。演算部 6 0 0 は、スキャニングミラー A 8 1 を d / W_x 角度分回転させ (S 2 2 3)、ステップ S 2 0 7 に戻る。例えば、演算部 6 0 0 は、制御部 6 1 0 により、第 3 駆動部 9 1 2 を制御してスキャニングミラー A 8 1 を d / W_x 角度分回転させる (X 軸方向にスキャンする)。

一方、演算部 6 0 0 は、パラメータ i が W_x より小さくない場合 (S 2 1 7)、パラメータ j が W_y より小さいか否か ($j < W_y$) の判断をする。すなわち、予め設定した画像ピクセル数 (W_x 、 W_y) の Y 方向のピクセル数 W_y を検出したか否かの判断を行う。

【 0 0 6 3 】

演算部 6 0 0 は、パラメータ j が W_y より小さい場合 (S 2 1 9)、 i の値を初期状態 (例えば、 $i = 1$) に戻し、かつ、 j の値を加算 (例えば、 $j = j + 1$) する (S 2 3 1)。演算部 6 0 0 は、スキャニングミラー B 8 2 を d / W_y 角度分回転させる (S 2 3 3)。また、演算部 6 0 0 は、スキャニングミラー A 8 1 を $-0.5d$ の角度に戻し (S 2 3 5)、ステップ S 2 0 7 に戻る。なお、本フローチャートでは、スキャニングミラー A 8 1 の角度を戻して一方向にスキャンしているが、角度を戻さず反対方向にスキャンしても良い。このとき、ステップ S 2 1 5 では、例えば、パラメータ i 、 j が画像上の位置と対応するように修正して記憶する。

以上のように、演算部 6 0 0 は、ステップ S 2 0 7 ~ S 2 1 9 の処理を繰り返し行う。設定された画像ピクセル数 (W_x 、 W_y) 分の光を検出すると、低倍率眼底像撮影の処理を終了する (B)。

【 0 0 6 4 】

(高倍率モード)

図 6 に、高倍率眼底像撮影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。

演算部 6 0 0 は、小型スキャニングミラー C 8 3 及び D 8 4 の振り角度 d_m 、画像ピクセル数 (S_x 、 S_y) 及び 1 素子あたりの蓄積時間 t_m を設定する (S 3 0 1)。なお、振り角度 d_m 、画像ピクセル数 (S_x 、 S_y) 及び 1 素子あたりの蓄積時間 t_m は、適宜の入力装置等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。また、振り角度 d_m は、ステップ S 1 0 9 において撮影する領域が指定された場合には、その領域をスキャンできるように定められても良い。振り角度 d_m は、小型スキャニングミラー C 8 3 の振り角度と、小型スキャニングミラー D 8 4 の振り角度が別個設定されてもよい。

【 0 0 6 5 】

演算部 6 0 0 は、設定された振り角度 d_m に従い、小型スキャニングミラー C 8 3、D 8 4 の両方を $-0.5d_m$ の角度に回転させる (S 3 0 3)。例えば、演算部 6 0 0 は、制御部 6 1 0 により第 5 駆動部 9 1 4 及び第 6 駆動部 9 1 5 を制御して、小型スキャニングミラー C 8 3 及びスキャニングミラー D 8 4 を回転させる。

【 0 0 6 6 】

演算部 6 0 0 は、パラメータの初期設定をする (S 3 0 5)。例えば、演算部 6 0 0 は、パラメータ i 及び j を $i = 1$ 、 $j = 1$ とする。ここで i は、例えば、X 軸方向の光検出数を示し、 j は、例えば、Y 軸方向の光検出数を示す。演算部 6 0 0 は、光検出器 3 2 の光の蓄積をクリアする (蓄積量 $E = 0$) (S 3 0 7)。

演算部 6 0 0 は、光検出器 3 2 による光の蓄積を開始する (S 3 0 9)。演算部 6 0 0 は、設定された 1 素子あたりの蓄積時間 t_m 秒間待つ (S 3 1 1)。演算部 6 0 0 は、 t_m 秒間経過後、光検出器 3 2 の光の蓄積を終了する (S 3 1 3)。演算部 6 0 0 は、光検出器 3 2 により蓄積された量 E をメモリ 8 0 0 に保存する (S 3 1 5)。例えば、演算部 6 0 0 は、光検出器 3 2 に蓄積された量 E を画像ピクセル (i 、 j) に対応してメモリ 8

10

20

30

40

50

00に保存する($M(i, j)$)。

【0067】

演算部600は、パラメータ*i*が設定されたピクセル数 S_x より小さいか否か($i < S_x$)の判断をする(S317)。すなわち、予め設定した画像ピクセル数(S_x 、 S_y)のX方向のピクセル数 S_x を検出したか否かの判断を行う。

【0068】

演算部600は、パラメータ*i*が S_x より小さい場合(S317)、*i*の値を加算(例えば、 $i = i + 1$)する(S321)。演算部600は、小型スキャニングミラーC83を d_m / S_x 角度分回転させ(S323)、ステップS307に戻る。例えば、演算部600は、制御部610により、第5駆動部914を制御してスキャニングミラーC83を d_m / S_x 角度分回転させる(X軸方向にスキャンする)。

10

【0069】

一方、演算部600は、パラメータ*i*が S_x より小さくない場合(S317)、パラメータ*j*が S_y より小さいか否か($j < S_y$)の判断をする。すなわち、予め設定した画像ピクセル数(S_x 、 S_y)のY方向のピクセル数 S_y を検出したか否かの判断を行う。

【0070】

演算部600は、パラメータ*j*が S_y より小さい場合(S319)、*i*の値を初期状態(例えば、 $i = 1$)に戻し、かつ、*j*の値を加算(例えば、 $j = j + 1$)する(S331)。演算部600は、小型スキャニングミラーD84を d_m / S_y 角度分回転させる(S333)。また、演算部600は、小型スキャニングミラーC83を $-0.5 d_m$ の角度に戻し(S335)、ステップS307に戻る。なお、上述のフローチャートと同様に、角度を戻さず反対方向にスキャンしても良い。

20

以上のように、演算部600は、ステップS307～S319の処理を繰り返し行う。設定された画像ピクセル数(S_x 、 S_y)分の光を検出すると、高倍率眼底像撮影の処理を終了する(D)。

【0071】

図9は、低倍率及び高倍率眼底撮影の表示例を示す図である。

メモリIに記憶された低倍率の眼底像では、例えば、眼底全体など広範囲の像を表示できる。一方、メモリMに記憶された高倍率の眼底像では、例えば、所望の位置の像を高倍率で表示できる。低倍率の眼底像には、例えば指定された位置又は範囲を表示してもよい。

30

【0072】

(血流速度測定モード)

図7に、血流速度計算のフローチャートを示す。上述のステップS400の詳細フローチャートである。また、図8に、血流速度計算の説明図を示す。図10は、血流速度測定の表示例及び血流速度測定モードの結果例を示す図である。

【0073】

演算部600は、測定する血管の長さL、始点位置Q、終点位置Rを設定する(S401)。例えば、演算部600は、測定する血管の長さL、始点位置Q及び終点位置Rをパターンマッチング、あるいは、ユーザー入力にて決定する。

40

【0074】

パターンマッチングでは、例えば、血管を画像処理にて抽出し、その血管像から長さL、始点位置Q、終点位置Rを決める。元になるパターンとしては、典型的な血管のプロファイルやステップ関数を用い、これらとの相関を求めればよい。

【0075】

より具体的には、演算部600は、パターンマッチングにより、ステップS200で取得された低倍率眼底像の中から血管に当たる部分を抽出する。次に、演算部600は、血管の始点Qを決定する。始点としては、血管上で管の中心付近であればどこでも良い。例えば、画像の中心に近い位置等が挙げられる。次に、演算部600は、血管の終点Rを決定する。終点Rは、始点Qからある程度離れたところで、始点と同様に血管上の管の中

50

心付近であれば良い。実際には、あまり始点から遠いとスキャンスピードが足りないのと信号の強度が減るという理由から、あまり離れると誤差が増える場合がある。次に、演算部600は、始点Qと終点Rを、血管の中心を通るような曲線又は直線で結び、その長さLを求める。なお、始点からの長さを予め定めておき、始点とその長さから終点を定めても良い。本実施の形態では血管の始点・終点と称するが、これらは本実施の形態の血流速度測定においてスキャンする軌道を定める円、血管の距離等を定めるためのものであり、実際の血管の端点を表すものではない。

【0076】

一方、ユーザー入力では、例えば、表示部に表示された画像上の血管に沿うような形でマウスやタッチペン等を移動することで、その開始位置、移動距離、終了位置から始点位置Q、終点位置R、血管の長さLを指定することができる。さらに、画像上の血管は、高倍率なのでほぼ直線になる。そのため、開始位置、終了位置から距離を測定する方法でも誤差は少ないので、血管の長さLを入力された始点位置Q、終点位置Rから求めるようにしてもよい。

【0077】

次に、演算部600は、点U及びVの設定をする(S403)。一例として、図8に示すように、演算部600は、Q-Rの中間点を中心とし、直径をQRとする円上にあるQ、Rからこの円上で半分の距離にある点をU、Vとする。なお、回転させて光を投影するのではじめにQに到達する方をUとする。演算部600は、Q-R間を直径とする円上に光を回転させ測定する。

【0078】

演算部600は、操作者の操作により入力部から測定回数Nを入力する(S405)。なお、測定回数Nの設定としては、例えば、演算部600等が、予め定められた測定回数Nをメモリ800から読み出してもよい。また、表示部700に測定回数Nの入力を促す表示をしてもよい。演算部600は初期設定をする(S407)。例えば、演算部600は、パラメータiをi=1とする。ここでiは、測定回数を示す。

【0079】

演算部600は、小型スキヤニングミラーC83及びD84を、例えば、光束がUの位置になるように回転させる(S409)。例えば、演算部600は、制御部610により、第5駆動部914及び第6駆動部915を制御して、光束がステップS403で設定されたUの位置になるように小型スキヤニングミラーC83及び小型スキヤニングミラーD84を回転させる。演算部600は、光検出器32の光の蓄積をクリアする(蓄積量E=0)(S411)。演算部600は、適宜のタイミングで光源17からの照明を開始し、光検出器32による光の蓄積を開始する(S413)。

【0080】

演算部600は、小型スキヤニングミラーC83及びD84を、光束が円に沿ってVの位置になるまで回転させる(S415)。例えば、演算部600は、制御部610により、第5駆動部914及び第6駆動部915を制御して、光束が直径をQRとする円に沿いながら設定されたUからVの位置に到達するまで小型スキヤニングミラーC83及び小型スキヤニングミラーD84を回転させる。演算部600は、ステップS415で光束が点VからUへ回転後、光検出器32の光の蓄積を終了する(S417)。

【0081】

演算部600は、蓄積された量E(第1の光量)をメモリ800に保存する(S419)。例えば、演算部600は、光検出器32に蓄積された量Eを、測定回数iに対応してメモリ800(ここではメモリGとする)に保存する。演算部600は、光検出器32の光の蓄積量をクリアする(E=0)(S421)。

【0082】

演算部600は、光検出器32の光の蓄積を開始する(S423)。さらに、演算部600は、小型スキヤニングミラーC83及びD84を、光束が円に沿ってUの位置になるまで回転させる(S425)。例えば、演算部600は、ステップS415と同様に、光

10

20

30

40

50

束がQRを直径とする円に沿いながら設定された点VからUの位置に到達するようにする。演算部600は、光検出器32の光の蓄積を終了する(S427)。

【0083】

演算部600は、蓄積された光量E(第2の光量)をメモリ800に保存する(S429)。例えば、演算部600は、光検出器32に蓄積された量Eを、測定回数iに対応してメモリ800(ここではメモリHとする)に保存する。演算部600は、パラメータiがNより小さいか否かの判断をする(S431)。すなわち、N回測定したか否かの判断を行う。演算部600は、パラメータiがNより小さい場合(S431)、iの値を加算し(例えば、 $i = i + 1$)(S433)、ステップS409へ戻る。

【0084】

以上のように、演算部600は、ステップS409～S431を繰り返し行う。所定の測定回数Nの測定を終了すると、演算部600は、ステップS431でパラメータiがNより大きいと判断され(S431)、ステップS435へ移行する。

【0085】

演算部600は、G、Fの変化のシフト量を最小二乗法、あるいは、閾値を超えた量の平均値より算出し、変化のシフト量(時間)と血管の長さLを用いて血流速度 V_{ave} を算出し(S435)、血流速度計算処理を終了する(F)。以下、血流速度の算出について説明する。

【0086】

例えば、演算部600は、メモリG、Fから蓄積された光量を読み出して、その変化のシフト量を最小二乗法、あるいは閾値を超えた量の平均値より算出する。例えば、図10(b)に矢印で変化のシフト量が図示されているが、具体的には、白血球などが血管を通過したときに強度の変化が測定される。

【0087】

変化のシフト量を最小二乗法から求める方法としては、例えば、図10(b)の示す2つのグラフが、時間軸(X軸)を変化させたときに一番重なるような状態を最小二乗法によって求める。例えば、信号差の二乗が最小となる状態をX軸を変化させて探す。そのときの、QのグラフとRのグラフとの時間差を求める。実際には、信号の強度が異なるので、ある程度規格化してもよい。本実施の形態では、この時間差を変化のシフト量と称する。

【0088】

変化のシフト量を閾値を超えた量の平均値から求める方法としては、記憶された光量が予め定められた閾値を超えたときに白血球等が通過中であると考えて、通過するまでの1つの山の重心を白血球の中心がQ、R点にある状態として考える。Qを通過した白血球は、Rでも同様に観測されるのでこれを数回測定し、その平均から時間差を測定する。

【0089】

例えば、演算部600は、メモリGに記憶された第1の光量のうち予め定められた閾値を超えている第1の光量について、対応する時間の平均値(第1の平均値、第1の光量のピーク)を求める。また、演算部600は、メモリHに記憶された第2の光量のうち予め定められた閾値を超えている第2の光量について、対応する時間の平均値(第2の平均値、第2の光量のピーク)を求める。演算部600は、求められた第1の平均値と第2の平均値との差を、変化のシフト量とする。

【0090】

さらに、演算部600は、求められた変化のシフト量(時間)と血管の長さLを用いて血流速度 V_{ave} を算出する。例えば、演算部600は、次式により血流速度の数値 V_{ave} を求める。

速度(血流速度の数値 V_{ave}) = 距離(血管の長さL) ÷ 時間(変化のシフト量)
演算部600は、求められた血流速度 V_{ave} をメモリ800に記憶及び/又は表示部700に表示する。

【0091】

10

20

30

40

50

なお、上述の説明では円軌道でスキャンしたが、円に限らず、楕円など適宜の回転軌道であってもよい。楕円の場合、例えば、設定された血管の長さLが長径又は短径となるようにしてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0092】

本発明は、例えば、眼底像の撮影装置等に利用可能である。また、本発明は、スキャニングミラーにより低倍率と高倍率の像を得る装置に利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図1】本実施の形態の光学配置図。

10

【図2】本実施の形態の信号の説明図。

【図3】本実施の形態の電気系のブロック図。

【図4】本実施の形態の全体フローチャート。

【図5】低倍率眼底像撮影のフローチャート。

【図6】高倍率眼底像撮影のフローチャート。

【図7】血流速度計算のフローチャート。

【図8】血流速度計算の説明図。

【図9】低倍率及び高倍率眼底撮影の表示例を示す図。

【図10】血流速度測定を表示例及び血流速度測定モードの結果例を示す図。

【符号の説明】

20

【0094】

1 波面補正系

3 眼底観察系

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 画像構築プロセッサ

30

1 5 波面補正素子制御装置

1 6 ハーフミラー

1 7 第1光源部

3 1 第2受光光学系

3 2 第2受光部（光検出器）

3 5 フォーカスレンズ

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

40

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

7 1 可変形鏡（ディフォーダブルミラー）

7 2 移動レンズ

8 1、8 2 スキャニングミラー

8 3、8 4 小型スキャニングミラー

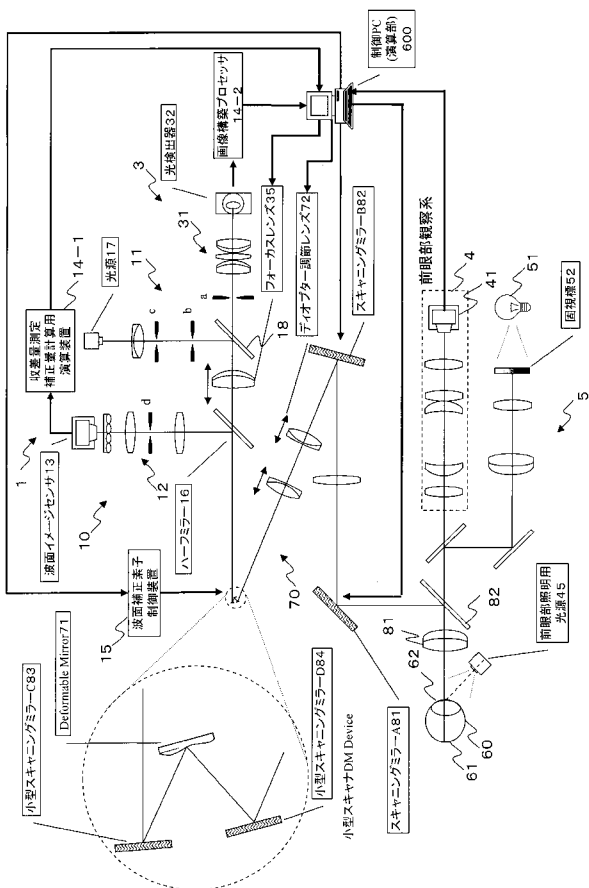
6 0 0 制御PC（演算部）

6 1 0 制御部

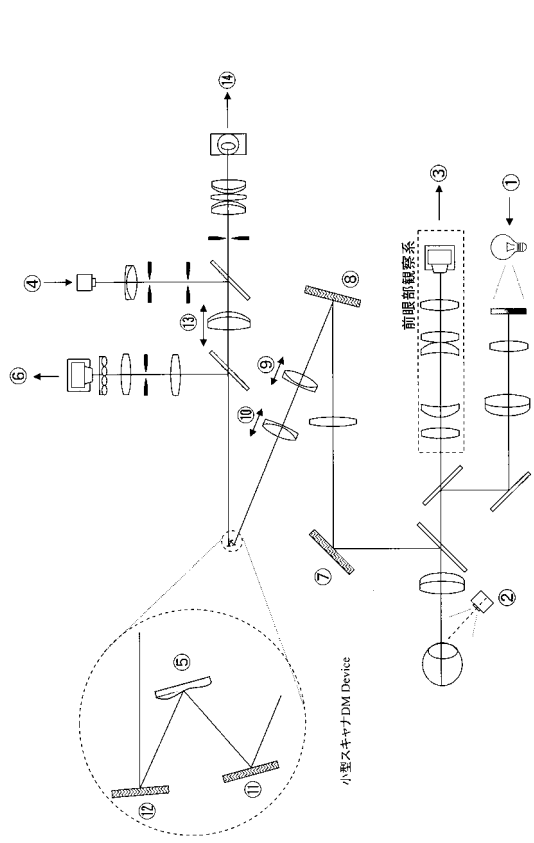
50

- 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
- 9 1 5 第 6 駆動部
- 9 1 6 第 7 駆動部

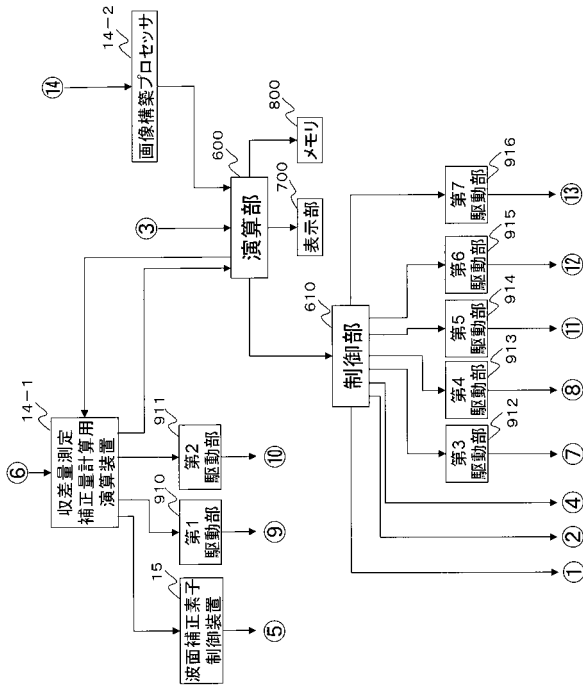
【 図 1 】



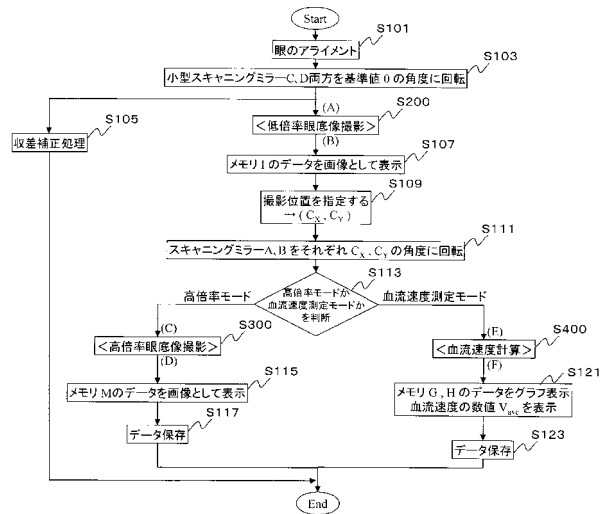
【 図 2 】



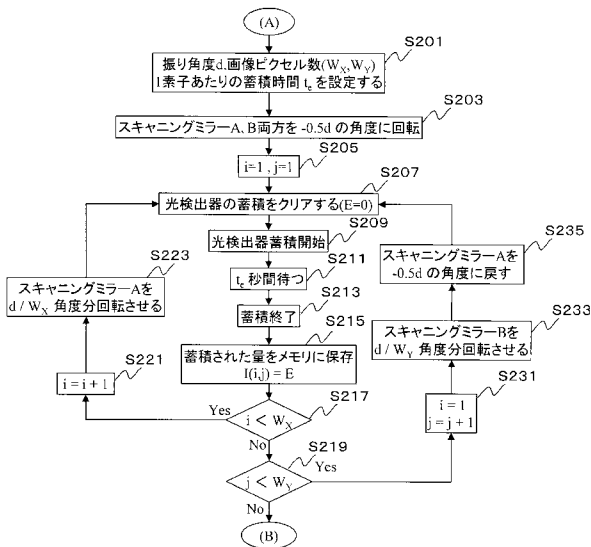
【図3】



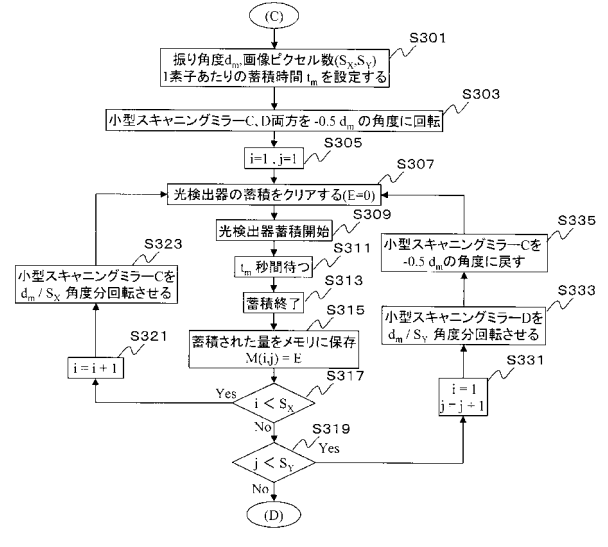
【図4】



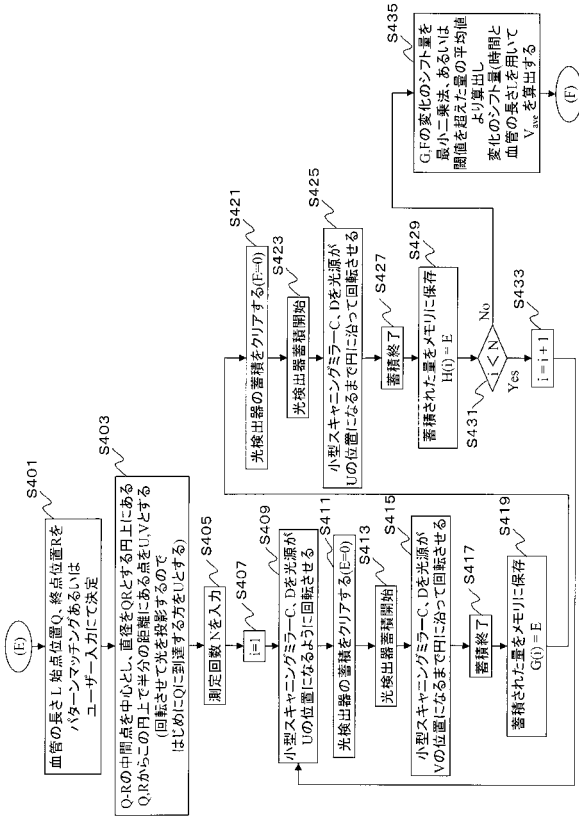
【図5】



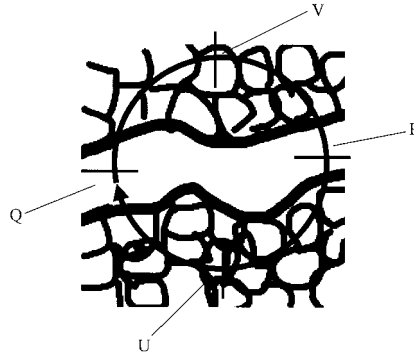
【図6】



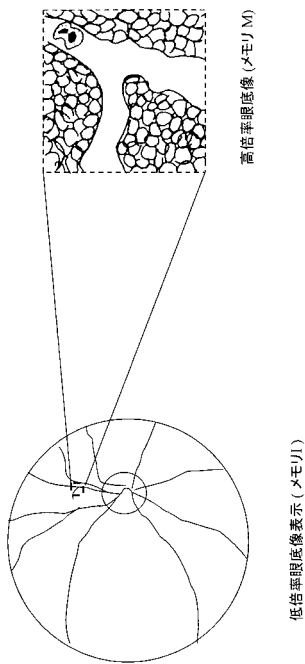
【図7】



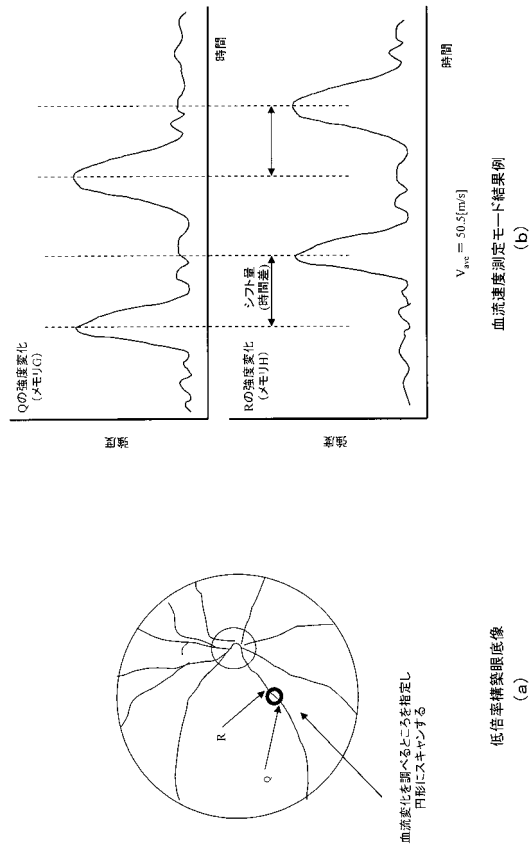
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-6362(JP,A)
特開2005-52370(JP,A)
特開平7-178053(JP,A)
特開平7-136141(JP,A)
特開平10-5196(JP,A)
特開平7-178056(JP,A)
特開2007-14569(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/15
A61B 5/026