

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号

特開2024-7762  
(P2024-7762A)

(43)公開日 令和6年1月19日(2024.1.19)

(51)国際特許分類	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10	4 C 3 1 6
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/14	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全23頁)

(21)出願番号	特願2022-109067(P2022-109067)	(71)出願人	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
(22)出願日	令和4年7月6日(2022.7.6)	(74)代理人	100090273 弁理士 國分 孝悦
		(72)発明者	坂川 航 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
		(72)発明者	谷島 和義 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
		(72)発明者	徳元 宏展 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
		Fターム(参考)	4C316 AA01 AA06 AA09 AB16 最終頁に続く

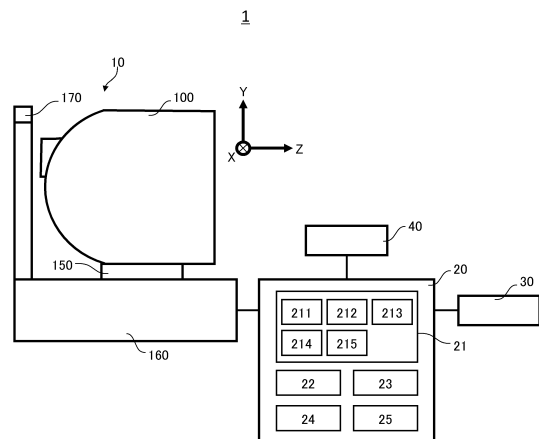
(54)【発明の名称】 眼科装置及びその制御方法、並びに、プログラム

(57)【要約】

【課題】被検眼に対して眼科装置を精度良くアライメントできる仕組みを提供する。

【解決手段】被検眼の瞳孔を含む前眼部を撮影することによって得られた前眼部画像を取得する画像取得手段211と、画像取得手段211によって取得された少なくとも1つの前眼部画像における第1の部分領域と第2の部分領域から瞳孔を抽出する瞳孔抽出手段212と、第2の部分領域から抽出された瞳孔に基づいて第1の部分領域から抽出された瞳孔における第1の瞳孔中心を算出する瞳孔中心算出手段213を備える。

【選択図】図1



10

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検眼の瞳孔を含む前眼部を撮影することによって得られた前眼部画像を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された少なくとも 1 つの前記前眼部画像における第 1 の部分領域と第 2 の部分領域とから、前記瞳孔を抽出する抽出手段と、

前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 1 の瞳孔中心を算出する中心算出手段と、

を有することを特徴とする眼科装置。

**【請求項 2】**

前記中心算出手段は、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 1 の瞳孔中心を検出し、当該検出した第 1 の瞳孔中心を前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて補正することによって、前記第 1 の瞳孔中心を算出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】**

前記中心算出手段は、さらに、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 2 の瞳孔中心を算出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 4】**

前記中心算出手段は、前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 2 の瞳孔中心を検出し、当該検出した第 2 の瞳孔中心を前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて補正することによって、前記第 2 の瞳孔中心を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の眼科装置。

**【請求項 5】**

前記第 1 の部分領域および前記第 2 の部分領域は、前記瞳孔を異なる光路で撮影した領域であることを特徴とする請求項 1 に記載の眼科装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 の部分領域および前記第 2 の部分領域は、前記前眼部画像において上下に分離された領域であることを特徴とする請求項 1 に記載の眼科装置。

**【請求項 7】**

前記第 1 の部分領域および前記第 2 の部分領域は、前記前眼部画像において左右に分離された領域であることを特徴とする請求項 1 に記載の眼科装置。

**【請求項 8】**

前記第 1 の部分領域は、前記取得手段によって取得された第 1 の前眼部画像における領域であり、

前記第 2 の部分領域は、前記取得手段によって取得された、前記第 1 の前眼部画像とは異なる第 2 の前眼部画像における領域であることを特徴とする請求項 1 に記載の眼科装置。

**【請求項 9】**

前記第 1 の部分領域および前記第 2 の部分領域は、前記第 1 の前眼部画像および前記第 2 の前眼部画像の同じ位置を示す領域であることを特徴とする請求項 8 に記載の眼科装置。

**【請求項 10】**

前記第 1 の部分領域は、前記第 1 の前眼部画像の全体であり、

前記第 2 の部分領域は、前記第 2 の前眼部画像の全体であることを特徴とする請求項 8 に記載の眼科装置。

**【請求項 11】**

前記中心算出手段は、さらに、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 2 の瞳孔中心を算出し、

前記中心算出手段によって算出された前記第 1 の瞳孔中心と前記第 2 の瞳孔中心とに基

10

20

30

40

50

づいて、前記被検眼を撮影する撮影部に対する前記被検眼の前記瞳孔における相対位置を算出する位置算出手段を更に有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 1 2】

前記位置算出手段によって算出された前記相対位置に基づいて、前記撮影部を移動させる移動手段を更に有することを特徴とする請求項 1 1 に記載の眼科装置。

【請求項 1 3】

前記中心算出手段は、さらに、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 2 の瞳孔中心を算出し、

前記中心算出手段は、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔を第 1 の楕円で近似することによって前記第 1 の瞳孔中心を算出し、前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔を第 2 の楕円で近似することによって前記第 2 の瞳孔中心を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の眼科装置。

10

【請求項 1 4】

前記第 1 の楕円および前記第 2 の楕円は、一部のパラメータを共有することを特徴とする請求項 1 3 に記載の眼科装置。

【請求項 1 5】

被検眼の瞳孔を含む前眼部を撮影することによって得られた前眼部画像を取得する取得ステップと、

前記取得ステップによって取得された少なくとも 1 つの前記前眼部画像における第 1 の部分領域と第 2 の部分領域とから、前記瞳孔を抽出する抽出ステップと、

20

前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 1 の瞳孔中心を算出する中心算出ステップと、

を有することを特徴とする眼科装置の制御方法。

【請求項 1 6】

コンピュータを、請求項 1 乃至 1 4 のいずれか 1 項に記載の眼科装置の各手段として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼科装置及びその制御方法、並びに、プログラムに関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

例えば、被検眼の眼底を撮影する眼科装置として、眼底カメラ装置が広く用いられている。眼底カメラ装置は、被検眼の眼底を撮影した画像が得られるため、眼科の診断において有用な装置である。眼底カメラ装置以外にも、光干渉断層計（OCT）、眼屈折力計、眼圧計などの様々な眼科装置が用いられている。このような眼科装置においては、検査すべき被検眼を撮影するために眼科装置の撮影部（主には測定光学系）を被検眼へ精度良くアライメント（位置合わせ）することが重要である。

【0003】

特許文献 1 には、スプリットプリズムを通して観察した瞳孔の画像によって、被検眼と眼科装置の撮影部との位置関係を検出して、被検眼に対して自動で眼科装置をアライメントする技術が記載されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2013 - 150696 号公報

【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、被検眼には個人差があるため、瞳孔径や瞳孔の形状、瞼の下がり具合、

50

照明光の散乱分布などの様々な要因で瞳孔の検出精度が低下し、その結果、アライメントの精度が低下してしまうという問題がある。特に、眼底カメラ装置においては、アライメントの精度が低下すると、被検眼の角膜や水晶体による反射光が撮影画像（眼底画像）に写り込むアーチファクト（フレア）が発生する。そのため、被検眼に対して眼科装置を精度良くアライメントできるようにすることは非常に重要である。

【0006】

本発明は、このような問題点を鑑みてなされたものであり、被検眼に対して眼科装置を精度良くアライメントできる仕組み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】

【0007】

本発明の眼科装置は、被検眼の瞳孔を含む前眼部を撮影することによって得られた前眼部画像を取得する取得手段と、前記取得手段によって取得された少なくとも1つの前記前眼部画像における第1の部分領域と第2の部分領域とから、前記瞳孔を抽出する抽出手段と、前記第2の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第1の部分領域から抽出された前記瞳孔における第1の瞳孔中心を算出する中心算出手段と、を有する。

また、本発明は、上述した眼科装置の制御方法、及び、上述した眼科装置の各手段としてコンピュータを機能させるためのプログラムを含む。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、被検眼に対して眼科装置を精度良くアライメントすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態に係る眼科装置の概略構成の一例を示す図である。

【図2】図1に示す光学ヘッド部の内部構成の一例を示す図である。

【図3】図1に示す表示部の表示例を示す図である。

【図4】本発明の実施形態に係る眼科装置の制御方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図5】本発明の実施形態において、前眼部観察用画像を説明するための図である。

【図6】図4のステップS401における前眼部アライメント処理に含まれる瞳孔位置ずれ量の算出処理の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図7】図6のステップS604における楕円モデルへの近似を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下に、図面を参照しながら、本発明を実施するための形態（実施形態）について説明する。ただし、以下に記載する構成要素の形状や構成要素の相対的な位置等は、本発明の実施形態に限定されるものではなく任意であり、本発明が適用される眼科装置の構成または様々な条件に応じて変更することができる。また、図面において、同一又は機能的に類似している構成要素については、図面間で同じ符号を用いている。

【0011】

<眼科装置の概略構成>

図1は、本発明の実施形態に係る眼科装置1の概略構成の一例を示す図である。図1に示す眼科装置1としては、例えば、被検眼の眼底を撮影する眼底カメラ装置を適用することが好適であるが、本発明においては、眼底カメラ装置以外の他の眼科装置も含まれる。

【0012】

眼科装置1は、図1に示すように、撮影部10、制御部20、入力部30、及び、表示部40を有して構成されている。また、撮影部10は、図1に示すように、光学ヘッド部100、ステージ部150、ベース部160、及び、顔受け部170を有して構成されている。

【0013】

10

20

30

40

50

光学ヘッド部 100 は、被検眼に対して光を照射し且つ被検眼からの戻り光を検出して、前眼部観察用画像、並びに、眼底観察用画像及び眼底撮影画像を含む眼底画像を撮影するための光学系を含み構成されている。

【0014】

ステージ部 150 は、例えば制御部 20 の制御に基づいて不図示のモータが駆動することによって、光学ヘッド部 100 を図 1 の X 方向、Y 方向及び Z 方向に移動可能に構成されている。

【0015】

ベース部 160 は、ステージ部 150 及び光学ヘッド部 100 と、顔受け部 170 を載置している。

【0016】

顔受け部 170 は、被検者の顎と額を固定することで、被検者の眼（被検眼）の固定を促すことができる顎台である。この顔受け部 170 は、例えば制御部 20 の制御に基づいて不図示のモータ等の駆動部材が駆動することによって、図 1 の Y 方向に移動可能に構成されている。

【0017】

制御部 20 は、撮影部 10、入力部 30 及び表示部 40 に電氣的に接続されており、これらの構成部を制御することができるように構成されている。制御部 20 は、例えば、ステージ部 150 の移動を制御することによって、被検眼に対して眼科装置 1 の光学ヘッド部 100 をアライメント（位置合わせ）することができる。また、制御部 20 は、撮影部 10 によって得られた各種の画像信号に基づいて、前眼部観察用画像、並びに、眼底観察用画像及び眼底撮影画像を含む眼底画像を生成して取得することもできる。

【0018】

制御部 20 は、プロセッサやメモリを含む一般的なコンピュータを用いて構成することができるが、眼科装置 1 に専用のコンピュータを用いて構成されていてもよい。なお、制御部 20 は、撮影部 10 が通信可能に接続された別体（外部）のコンピュータだけでなく、撮影部 10 に内蔵（内部）のコンピュータを用いて構成されていてもよい。また、制御部 20 は、例えば、パーソナルコンピュータを用いて構成されていてもよく、デスクトップ PC やノート型 PC、タブレット型 PC（携帯型の情報端末）等を用いて構成されていてもよい。

【0019】

制御部 20 は、図 1 に示すように、アライメント部 21、フォーカス調整部 22、光量調整部 23、眼底撮影処理部 24、及び、記憶部 25 を有して構成されている。上述したように、制御部 20 がコンピュータを用いて構成されている場合、コンピュータのメモリに相当する記憶部 25 に記憶されているプログラムをコンピュータのプロセッサが実行することによって、制御部 20 の各構成部 21～24 が実現される。また、記憶部 25 は、上述したプログラムに加えて、制御部 20 の処理に必要な各種のデータ（画像を含む）を記憶しているとともに、制御部 20 の処理によって得られた各種のデータ（画像を含む）を記憶する。制御部 20 の各構成部 21～24 については、図 4 を用いた説明で後述する。また、アライメント部 21 は、図 1 に示すように、画像取得手段 211、瞳孔抽出手段 212、瞳孔中心算出手段 213、相対位置算出手段 214、及び、移動手段 215 を有して構成されている。アライメント部 21 の各手段 211～215 については、図 6 を用いた説明で後述する。

【0020】

入力部 30 は、制御部 20 に対して指示を入力する構成部である。具体的に、入力部 30 は、例えばキーボードやマウスを含み構成されている。

【0021】

表示部 40 は、例えば任意のモニタにより構成されている。表示部 40 は、制御部 20 の制御に従って、被検者情報などの各種の情報や、各種の画像、入力部 30 の操作に従ったマウスカーソル等を表示する。なお、表示部 40 は、タッチパネル式のディスプレイで

10

20

30

40

50

構成されていてもよく、この場合には、表示部 40 が入力部 30 として兼用される。

【0022】

なお、図 1 に示す眼科装置 1 では、撮影部 10、制御部 20、入力部 30 及び表示部 40 がそれぞれ別個に構成されているが、これらの構成部の一部又は全部が一体として構成されていてもよい。また、制御部 20 には、不図示の他の撮影装置や記憶装置等が電氣的に接続されていてもよい。

【0023】

< 光学ヘッド部の内部構成 >

図 2 は、図 1 に示す光学ヘッド部 100 の内部構成の一例を示す図である。この図 2 には、図 1 に示す X Y Z 座標系に対応する X Y Z 座標系を図示している。

10

【0024】

光学ヘッド部 100 には、被検眼 E の前眼部 E a や被検眼 E の眼底 E f を撮影するための光学系が設けられている。以下、光学ヘッド部 100 の内部に配置される各種の光学系について、図 2 を用いて説明する。

【0025】

光学ヘッド部 100 では、被検眼 E に対向して対物レンズ 111 が配置される。対物レンズ 111 の光軸 L 1 上には、光路分岐部として機能する第 1 のダイクロイックミラー 112 が配置される。この第 1 のダイクロイックミラー 112 によって、前眼部測定光学系 120 の光路（光軸 L 2）と眼底撮影光学系 130 の光路（光軸 L 3）とに、光が波長帯域ごとに分岐される。

20

【0026】

第 1 のダイクロイックミラー 112 の反射方向の光軸 L 2 上には、被検眼 E の前眼部 E a を観察するための前眼部測定光学系 120 として、レンズ 121、プリズム 122、絞り 123、レンズ 124、及び、イメージセンサ 125 が配置される。また、対物レンズ 111 の近くには、前眼部測定光学系 120 として、被検眼 E の前眼部 E a を照明する前眼部観察用光源 126 が配置される。イメージセンサ 125 は、赤外域の感度を持つモノクロのセンサである。イメージセンサ 125 は、制御部 20 に電氣的に接続されており、検出した光に応じた画像信号を制御部 20 に送信する。制御部 20 は、イメージセンサ 125 から受信した画像信号に基づいて前眼部観察用画像を生成して取得し、前眼部観察用画像を表示部 40 に表示させることができる。

30

【0027】

第 1 のダイクロイックミラー 112 の透過方向の光軸 L 3 上には、被検眼 E の眼底 E f を撮影するための眼底撮影光学系 130 が配置されている。具体的に、眼底撮影光学系 130 として、穴あきミラー 131、撮影絞り 132、フォーカスレンズ 133、結像レンズ 134、第 2 のダイクロイックミラー 135、及び、イメージセンサ 136 が配置される。穴あきミラー 131 は、中央部に開口を有する。フォーカスレンズ 133 は、制御部 20 によって制御される不図示のモータ等の駆動部により、図 2 の矢印で示される光軸 L 3 の方向に移動可能に保持されている。フォーカスレンズ 133 を光軸 L 3 上で移動させることにより、眼底撮影光学系 130 のフォーカスを調整することができる。光軸 L 3 上の光路は、第 2 のダイクロイックミラー 135 によって、イメージセンサ 136 に至る光路と固視灯 137 に至る光路とに、波長帯域ごとに分岐される。イメージセンサ 136 は、可視光と赤外光とに感度を有するセンサであって、動画観察と静止画撮影を兼ねた眼底画像用のセンサである。イメージセンサ 136 は、制御部 20 に電氣的に接続されており、検出した光に応じた画像信号を制御部 20 に送信する。制御部 20 は、イメージセンサ 136 から受信した画像信号に基づいて、眼底観察用画像や眼底撮影画像等の眼底画像を生成して取得し、眼底画像を表示部 40 に表示させることができる。固視灯 137 は、可視光を発して被検者の固視を促すための光源である。なお、固視灯 137 には、その他、眼底撮影に必要な光束をカットするための不図示の絞りが設けられていてもよい。

40

【0028】

穴あきミラー 131 の反射方向の光軸 L 4 上には、被検眼 E の眼底 E f を照明するため

50

の眼底照明光学系 140 が配置されている。具体的に、眼底照明光学系 140 として、角膜バツフル 141、リレーレンズ 142、フォーカス視標ユニット 143、レンズ 144、リングスリット 145、水晶体バツフル 146、及び、第 3 のダイクロイックミラー 147 が配置される。角膜バツフル 141 は、中心に遮光点を有する。リングスリット 145 は、リング状のスリット開口を有する。水晶体バツフル 146 は、遮光点を有する遮光部材としての機能を備える。第 3 のダイクロイックミラー 147 は、赤外光を透過し可視光を反射する特性を有する。また、第 3 のダイクロイックミラー 147 の反射方向には、コンデンサレンズ 148 a 及び白色 LED 光源 148 b が配置される。白色 LED 光源 148 b は、可視のパルス光を発する白色 LED が複数個配置された撮影用光源である。第 3 のダイクロイックミラー 147 の透過方向には、コンデンサレンズ 149 a 及び赤外 LED 光源 149 b が配置される。赤外 LED 光源 149 b は、赤外の定常光を発する赤外 LED が複数個配置された観察用光源である。なお、白色 LED 光源 148 b 及び赤外 LED 光源 149 b は、制御部 20 によって駆動が制御される。白色 LED 光源 148 b 及び / 又は赤外 LED 光源 149 b の光により、被検眼 E の眼底 E f を照明することができる。

10

#### 【0029】

フォーカス視標ユニット 143 は、フォーカスレンズ 133 を用いたフォーカス合わせの視標を提供する光学部材であり、本実施形態では、視標の一例として、スプリット輝線を照射する。本実施形態に係るフォーカス視標ユニット 143 は、フォーカスレンズ 133 と連動して光軸 L4 に沿って移動可能なスプリット視標部材を有する。このスプリット視標部材は、制御部 20 により制御される不図示のモータ等の駆動部によって、光軸 L4 の光路に対して挿抜できるように構成されている。また、フォーカス視標ユニット 143 によって照射されたスプリット輝線は、リレーレンズ 142 を通って、穴あきミラー 131 で第 1 のダイクロイックミラー 112 の側に反射される。そして、穴あきミラー 131 で反射されたスプリット輝線は、第 1 のダイクロイックミラー 112 及び対物レンズ 111 を介して、被検眼 E の眼底 E f に投影される。制御部 20 は、眼底観察用画像からスプリット輝線の位置を検出することによって、フォーカスのずれ量を算出することができる。

20

#### 【0030】

また、光軸 L3 上に配置される眼底撮影光学系 130、及び、光軸 L4 上に配置される眼底照明光学系 140 によって、眼底測定光学系が構成される。

30

#### 【0031】

< 表示部の表示例 >

図 3 は、図 1 に示す表示部 40 の表示例を示す図である。具体的に、図 3 に示す表示部 40 には、前眼部観察用画像 310、眼底観察用画像 320、及び、眼底撮影画像 330 の一例が表示されている。前眼部観察用画像 310 は、イメージセンサ 125 の出力を制御部 20 が処理することによって生成された画像である。眼底観察用画像 320 は、イメージセンサ 136 の出力を制御部 20 が処理することによって生成されたモノクロ画像である。眼底撮影画像 330 は、イメージセンサ 136 の出力を制御部 20 が処理することによって生成されたカラー画像である。

40

#### 【0032】

< 眼科装置の制御方法における処理手順 >

図 4 は、本発明の実施形態に係る眼科装置 1 の制御方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。具体的に、図 4 は、被検眼 E の眼底 E f の撮影方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。

#### 【0033】

まず、ステップ S401 において、制御部 20 のアライメント部 21 は、被検眼 E の前眼部画像である前眼部観察用画像を用いて、被検眼 E に対して眼科装置 1 の撮影部 10 に含まれる光学ヘッド部 100 をアライメント（位置合わせ）する。具体的に、アライメント部 21 は、まず、イメージセンサ 125 から受信した画像信号に基づいて生成した前眼

50

部観察用画像を用いて、後述する図6に示すフローチャートの処理によって光学ヘッド部100と被検眼EとのXYZ方向の位置ずれ量を算出する。より詳細に、ここでは、アライメント部21は、被検眼Eの前眼部Eaにおける瞳孔の位置ずれ量を算出する。次いで、アライメント部21は、算出した位置ずれ量に応じて、ステージ部150を駆動し、光学ヘッド部100を移動させる。この処理を繰り返し行って、算出した位置ずれ量が既定の値未満になったときに前眼部アライメントを完了する。

【0034】

続いて、ステップS402において、制御部20のフォーカス調整部22は、フォーカス調整を行う。具体的に、制御部20のフォーカス調整部22は、眼底観察用画像からスプリット輝線の位置を検出することによってフォーカスのずれ量を算出し、算出したずれ量に応じてフォーカスレンズ133を駆動して、フォーカス調整を行う。

10

【0035】

続いて、ステップS403において、制御部20の光量調整部23は、光量調整を行う。被検眼Eの眼底Efの反射率には個人差があるため、制御部20の光量調整部23は、具体的に、眼底観察用画像の輝度が既定の範囲になるように赤外LED光源149bの光量を調整する。

【0036】

続いて、ステップS404において、制御部20の眼底撮影処理部24は、被検眼Eの眼底Efを撮影する処理を行う。具体的に、制御部20の眼底撮影処理部24は、白色LED光源148bを点灯し、イメージセンサ136によって眼底撮影画像を取得する。このときの白色LED光源148bの点灯時間及び光量は、制御部20の光量調整部23がステップS403において調整した赤外LED光源149bの光量に基づいて決定される。

20

【0037】

ステップS404の処理が終了すると、図4に示すフローチャートの処理が終了する。

【0038】

なお、ここで説明した図4に示すフローチャートの処理は、飽くまでも一例である。本実施形態においては、処理の順番が異なってもよいし、処理の具体的な内容が異なってもよい。また、ここで説明した図4に示すフローチャートの処理以外の追加の処理があってもよい。例えば、図4に示すフローチャートの処理では、前眼部アライメントをステップS401のみで実行しているが、他のステップで実行してもよい。具体的に、例えば、ステップS404における眼底撮影処理の直前に、再度、前眼部アライメントを実行してもよい。ステップS402のフォーカス調整やステップS403の光量調整の間に、被検眼Eへのアライメントがずれてしまうことがあるため、再度、ステップS404の直前に前眼部アライメントを実行することによって、より好適な眼底撮影画像が得られることがある。また、ステップS401で前眼部アライメントが完了した後においても、被検眼Eへアライメントをし続ける前眼部トラッキングを行ってもよい。その場合、ステップS402以降の処理と前眼部トラッキングとを並行して実施することが望ましい。

30

【0039】

<前眼部観察用画像(前眼部画像)>

40

図5は、本発明の実施形態において、前眼部観察用画像を説明するための図である。この図5において、図1及び図2に示す構成要素と同様の構成要素については同じ符号を付しており、その詳細な説明は省略する。また、図5(a)、図5(c)及び図5(e)には、図1及び図2に示すXYZ座標系に対応するXYZ座標系を図示している。

【0040】

図5(a)は、光学ヘッド部100と被検眼Eとのアライメントが合った状態を眼科装置1の上方から(+Y方向から)見た図である。被検眼Eの前眼部Eaの瞳孔Epは、対物レンズ111を通して観察される。図5(a)に示す視角501及び視角502は、それぞれ、図2に示すプリズム122のプリズム効果による仮想的な視点から瞳孔Epを観察したときの見かけの角度を示したものである。被検眼Eの前眼部Eaからの反射・散乱

50



光の光束は、プリズム 1 2 2 上に一度結像し、イメージセンサ 1 2 5 上に再度結像する。図 5 ( b ) は、図 5 ( a ) に示す状態のときにイメージセンサ 1 2 5 の出力から得られる前眼部観察用画像 5 0 3 の一例を示す図である。前眼部観察用画像 5 0 3 は、プリズム 1 2 2 によって上半分の部分領域 5 0 4 と下半分の部分領域 5 0 5 に分割されている。上半分の部分領域 5 0 4 及び下半分の部分領域 5 0 5 における瞳孔（中央に位置する黒色の部分）は、それぞれ、図 5 ( a ) の視角 5 0 1 及び視角 5 0 2 で観察された瞳孔 E p を示している。本実施形態においては、図 5 ( a ) に示すように、光学ヘッド部 1 0 0 と被検眼 E とのアライメントが合った状態のときに瞳孔が中央に見えるように、図 2 に示すプリズム 1 2 2 とイメージセンサ 1 2 5 が配置されている。

#### 【 0 0 4 1 】

図 5 ( c ) は、光学ヘッド部 1 0 0 と被検眼 E とのアライメントが合っておらず、作動距離が理想的な距離よりも長い状態を眼科装置 1 の上方から見た図である。このとき、図 5 ( c ) に示す視角 5 1 1 は、図 5 ( a ) に示す視角 5 0 1 (図 5 ( c ) において点線で示す) よりも右側に移動し、また、図 5 ( c ) に示す視角 5 1 2 は、図 5 ( a ) に示す視角 5 0 2 (図 5 ( c ) において点線で示す) よりも左側に移動する。図 5 ( d ) は、図 5 ( c ) に示す状態のときにイメージセンサ 1 2 5 の出力から得られる前眼部観察用画像 5 1 3 の一例を示す図である。前眼部観察用画像 5 1 3 は、プリズム 1 2 2 によって上半分の部分領域 5 1 4 と下半分の部分領域 5 1 5 に分割されている。上半分の部分領域 5 1 4 及び下半分の部分領域 5 1 5 における瞳孔（中央に位置する黒色の部分）は、それぞれ、図 5 ( c ) の視角 5 1 1 及び視角 5 1 2 で観察された瞳孔 E p を示している。上半分の部分領域 5 1 4 における瞳孔は、図 5 ( c ) に示す視角 5 1 1 に対応して右側に移動し、また、下半分の部分領域 5 1 5 における瞳孔は、図 5 ( c ) に示す視角 5 1 2 に対応して左側に移動する。したがって、図 5 ( d ) に示す前眼部観察用画像 5 1 3 を見れば、光学ヘッド部 1 0 0 と被検眼 E との距離が長く、アライメントが合っていないことが分かる。逆に、光学ヘッド部 1 0 0 と被検眼 E との距離が短すぎる場合、イメージセンサ 1 2 5 の出力から得られる前眼部観察用画像は、図 5 ( d ) とは逆方向にスプリットする。そのため、光学ヘッド部 1 0 0 と被検眼 E とのアライメントがどの方向にどの程度ずれているのかを、イメージセンサ 1 2 5 の出力から得られる前眼部観察用画像から判断することができる。

#### 【 0 0 4 2 】

図 5 ( e ) は、被検眼 E の視線が傾いた状態を眼科装置 1 の上方から見た図である。被検眼 E の黄斑部以外が眼底撮影画像の中央に写るように撮影するためには、図 5 ( e ) に示すように被検眼 E の視線が傾いた状態で撮影する必要がある。例えば、被検眼 E の視神経乳頭に着目した撮影を行う場合に、図 5 ( e ) に示す状態で撮影するが発生する。この場合、検者は、入力部 3 0 から固視灯 1 3 7 の点灯位置を切り替えることによって、被検眼 E に視線の移動を促すことができる。また、図 5 ( e ) は、アライメント状態については、図 5 ( a ) と同様に光学ヘッド部 1 0 0 と被検眼 E とのアライメントが合った状態を示している。図 5 ( e ) の状態では、被検眼 E が傾いているため、視角 5 2 1 の幅が視角 5 2 2 の幅よりも小さい角度になる。図 5 ( f ) は、図 5 ( e ) に示す状態のときにイメージセンサ 1 2 5 の出力から得られる前眼部観察用画像 5 2 3 の一例を示す図である。前眼部観察用画像 5 2 3 は、プリズム 1 2 2 によって上半分の部分領域 5 2 4 と下半分の部分領域 5 2 5 に分割されている。図 5 ( f ) に示す前眼部観察用画像 5 2 3 は、図 5 ( e ) に示すように視角 5 2 1 の幅と視角 5 2 2 の幅が異なるため、上半分の部分領域 5 2 4 と下半分の部分領域 5 2 5 とで瞳孔の幅が異なるような画像となる。具体的に、上半分の部分領域 5 2 4 における瞳孔は、図 5 ( e ) に示す視角 5 2 1 に対応して幅が狭く、また、下半分の部分領域 5 2 5 における瞳孔は、図 5 ( e ) に示す視角 5 2 2 に対応して幅が広い。

#### 【 0 0 4 3 】

したがって、光学ヘッド部 1 0 0 と被検眼 E とのアライメントが合った状態であっても、常に図 5 ( b ) に示す前眼部観察用画像 5 0 3 のように瞳孔が上下で合致した画像にな

10

20

30

40

50

るわけではない。被検眼 E の傾きによって、図 5 ( f ) に示す前眼部観察用画像 5 2 3 のように瞳孔が上下で幅の異なる画像になることがある。

【 0 0 4 4 】

< 瞳孔位置ずれ量の算出処理 >

図 6 は、図 4 のステップ S 4 0 1 における前眼部アライメント処理に含まれる瞳孔位置ずれ量の算出処理の処理手順の一例を示すフローチャートである。具体的に、図 6 は、瞳孔中心の算出処理を含む瞳孔位置ずれ量の算出処理の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【 0 0 4 5 】

まず、ステップ S 6 0 1 において、アライメント部 2 1 の画像取得手段 2 1 1 は、イメージセンサ 1 2 5 からの画像信号に基づいて、被検眼 E の瞳孔 E p を含む前眼部 E a を撮影することによって得られた前眼部観察用画像（前眼部画像）を生成して取得する。なお、画像取得手段 2 1 1 は、前眼部観察用画像のみならず、眼底観察用画像や眼底撮影画像等の眼底画像を生成して取得することもできる。

10

【 0 0 4 6 】

続いて、ステップ S 6 0 2 において、アライメント部 2 1 の瞳孔抽出手段 2 1 2 は、ステップ S 6 0 1 で取得された前眼部観察用画像から、被検眼 E の瞳孔 E p を抽出する。図 5 ( d ) に示す例では、上半分の部分領域 5 1 4（例えば「第 1 の部分領域」に相当）と下半分の部分領域 5 1 5（例えば「第 2 の部分領域」に相当）とからなる前眼部観察用画像 5 1 3 から、被検眼 E の瞳孔 E p（中央に位置する黒色の部分）を抽出する。具体的に、本実施形態では、ステップ S 6 0 2 において、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、前眼部観察用画像から被検眼 E の瞳孔 E p の輪郭を抽出する。この場合、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、以下の処理を行うことにより、被検眼 E の瞳孔 E p の輪郭を抽出する。

20

【 0 0 4 7 】

まず、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、ステップ S 6 0 1 で取得された前眼部観察用画像を二値化する。この際の二値化の閾値は、瞳孔 E p を精度良く検出できるように、例えば事前に決められた値である。或いは、二値化の閾値は、画像から求めた閾値を用いてもよく、この場合、例えば画像全体または画像の一部の平均輝度やヒストグラムに基づいて当該二値化の閾値を求めてもよい。また、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、二値化の前に、前眼部観察用画像に対して前処理を行ってもよい。前処理として、例えば、平滑化フィルタ等の処理によってノイズを低減する処理を行うことや、コントラスト強調処理によって瞳孔を強調する処理を行ってもよい。

30

【 0 0 4 8 】

次いで、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、二値化した前眼部観察用画像の輝度が 0 の画素が連結している連結領域をラベル付けし、最も大きい連結領域を瞳孔 E p の領域として抽出する。なお、瞳孔 E p の領域の抽出方法は、ここで説明した方法に限定されるものではなく、例えば、大きさが所定の範囲内の連結領域を瞳孔 E p の領域として抽出してもよいし、連結領域の縦方向と横方向の大きさから瞳孔 E p の領域を抽出してもよい。

【 0 0 4 9 】

次いで、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、抽出した瞳孔 E p の領域において輪郭を抽出する。具体的に、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、前眼部観察用画像の各 Y 座標において、瞳孔 E p の領域の左端と右端を瞳孔 E p の領域の輪郭候補とする。ここで、輪郭の誤検出を防止するため、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、いくつかの条件に基づいて輪郭候補を除外する処理を追加してもよい。例えば、瞼の誤検出を防止するため、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、輪郭候補を結んだ線が水平に近い場合にはその点を輪郭候補から除外する処理を追加してもよい。また、例えば、照明の反射による輝点の誤検出を防止するため、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、輝度が高い輝点領域の近傍を輪郭候補から除外する処理を追加してもよい。また、例えば、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、瞳孔 E p が略円形であるという事実に基づき、点の位置関係に基づいて輪郭候補を除外してもよい。例えば、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、前眼部観察用画像の各 Y 座標において瞳孔 E p の領域の左端と右端との中点を算出し、外れ値となった点を輪郭候補

40

50

から除外する処理を追加してもよく、また、瞳孔 E p の領域の重心からの距離を求めて外れ値を除外してもよい。以上のようにして、瞳孔抽出手段 2 1 2 は、前眼部観察用画像から瞳孔 E p の輪郭を抽出する。なお、ここでは、二値化した前眼部観察用画像に基づいて瞳孔 E p の輪郭を抽出する例を示したが、それ以外の方法を用いて瞳孔 E p の輪郭を抽出してもよい。例えば、エッジ検出処理によって検出されたエッジを瞳孔 E p の輪郭として抽出してもよいし、何らかの手法で虹彩の模様を検出してその内側を瞳孔 E p の輪郭として出してもよい。

#### 【 0 0 5 0 】

続いて、ステップ S 6 0 3 において、アライメント部 2 1 の瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、例えば図 5 ( d ) に示す例では前眼部観察用画像 5 1 3 の上半分の部分領域 5 1 4 と下半分の部分領域 5 1 5 とでスプリットした瞳孔領域から、スプリット量を算出する。具体的には、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、まず、例えば図 5 ( d ) に示す例では上半分の部分領域 5 1 4 と下半分の部分領域 5 1 5 とで、それぞれ、瞳孔の輪郭の左右における中点の平均値を算出する。ここでは、前眼部観察用画像の上半分の部分領域において瞳孔の輪郭の左右における中点の平均値を上側中心 X 座標とし、前眼部観察用画像の下半分の部分領域において瞳孔の輪郭の左右における中点の平均値を下側中心 X 座標とする。この場合、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、上側中心 X 座標と下側中心 X 座標との差を、スプリット量として算出する。Y 方向についても同様に、上半分及び下半分の部分領域でそれぞれ中点（瞳孔の輪郭の上下における中点）の平均値を中心 Y 座標とする。

#### 【 0 0 5 1 】

続いて、ステップ S 6 0 4 において、アライメント部 2 1 の瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、前眼部観察用画像の上半分の部分領域及び下半分の部分領域のそれぞれから抽出された瞳孔 E p の輪郭を楕円モデルで近似する。本実施形態で用いる楕円モデルでは、図 7 を用いて後述するように楕円の中心の X 座標をゼロと仮定しているため、事前に瞳孔 E p の輪郭点の X 座標を相対値に変換する。具体的には、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、ステップ S 6 0 3 で算出した上側中心 X 座標または下側中心 X 座標を瞳孔 E p の輪郭点の X 座標から減算する。これにより、瞳孔 E p の輪郭点の X 座標が上側中心座標または下側中心 X 座標からの相対値となる。この処理を行った上で、図 7 を用いて後述する方法で楕円モデルへの近似を行う。

#### 【 0 0 5 2 】

具体的に、本実施形態では、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、ステップ S 6 0 3 及びステップ S 6 0 4 の処理を経ることにより、例えば図 5 ( d ) に示す前眼部観察用画像 5 1 3 の例では以下の処理を行う。

瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、下半分の部分領域 5 1 5 ( 例えば「第 2 の部分領域」に相当 ) から抽出された瞳孔 E p に基づいて、上半分の部分領域 5 1 4 ( 例えば「第 1 の部分領域」に相当 ) から抽出された瞳孔 E p における第 1 の瞳孔中心を算出する。具体的に、図 6 に示す例では、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、ステップ S 6 0 3 において、上半分の部分領域 5 1 4 から抽出された瞳孔 E p における第 1 の瞳孔中心を検出する。そして、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、ステップ S 6 0 4 において、ステップ S 6 0 3 で検出した第 1 の瞳孔中心を、下半分の部分領域 5 1 5 から抽出された瞳孔 E p に基づいて補正することによって、第 1 の瞳孔中心を算出する。なお、図 6 に示す例では、ステップ S 6 0 3 及びステップ S 6 0 4 の処理を経ることにより、第 1 の瞳孔中心を算出するようにしているが、ステップ S 6 0 3 及びステップ S 6 0 4 の処理を 1 つの処理としてまとめて行う態様であってもよい。

また、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、上半分の部分領域 5 1 4 ( 例えば「第 1 の部分領域」に相当 ) から抽出された瞳孔 E p に基づいて、下半分の部分領域 5 1 5 ( 例えば「第 2 の部分領域」に相当 ) から抽出された瞳孔 E p における第 2 の瞳孔中心を算出する。具体的に、図 6 に示す例では、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、ステップ S 6 0 3 において、下半分の部分領域 5 1 5 から抽出された瞳孔 E p における第 2 の瞳孔中心を検出する。そして、瞳孔中心算出手段 2 1 3 は、ステップ S 6 0 4 において、ステップ S 6 0 3 で検出した

第 2 の瞳孔中心を、上半分の部分領域 5 1 4 から抽出された瞳孔 E p に基づいて補正することによって、第 2 の瞳孔中心を算出する。なお、図 6 に示す例では、ステップ S 6 0 3 及びステップ S 6 0 4 の処理を経ることにより、第 2 の瞳孔中心を算出するようにしているが、ステップ S 6 0 3 及びステップ S 6 0 4 の処理を 1 つの処理としてまとめて行う態様であってもよい。

#### 【 0 0 5 3 】

続いて、ステップ S 6 0 5 において、アライメント部 2 1 の相対位置算出手段 2 1 4 は、ステップ S 6 0 3 及び S 6 0 4 において瞳孔中心算出手段 2 1 3 で算出された第 1 の瞳孔中心と第 2 の瞳孔中心とに基づいて、X Y Z 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量を算出する。具体的に、相対位置算出手段 2 1 4 は、撮影部 1 0 の光学ヘッド部 1 0 0 に対する被検眼 E の瞳孔 E p における相対位置を示す情報として、X Y Z 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量を算出する。

10

#### 【 0 0 5 4 】

ここで、まず、X 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量の算出について説明する。

ステップ S 6 0 3 で算出した上側中心 X 座標と下側中心 X 座標との中点を瞳孔中心 X 座標とする。この場合、瞳孔中心 X 座標と前眼部観察用画像の中心の X 座標との差が、瞳孔位置ずれ X 座標である。ここでは、前眼部観察用画像の中心を基準座標、即ちアライメントが合った状態の座標としたが、前眼部観察用画像の中心以外を基準座標としてもよい。次に、相対位置算出手段 2 1 4 は、前眼部測定光学系 1 2 0 の倍率及びイメージセンサ 1 2 5 の画素サイズに基づいて、瞳孔位置ずれ X 座標を画素数から実際の距離に変換して、X 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量を算出する。例えば、前眼部測定光学系 1 2 0 の倍率を、イメージセンサ 1 2 5 の 1 画素の横方向の長さを  $s$ 、瞳孔位置ずれ X 座標の画素数を  $n$  とすると、X 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量（距離）は、 $ns /$  となる。

20

#### 【 0 0 5 5 】

次いで、Y 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量の算出について説明する。

ステップ S 6 0 4 で近似した楕円モデルの中心 Y 座標と前眼部観察用画像の中心の Y 座標との差が、瞳孔位置ずれ Y 座標である。なお、画素数から実際の距離への変換は、上述した X 方向の場合と同様であるため、説明は省略する。

#### 【 0 0 5 6 】

次いで、Z 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量の算出について説明する。

30

ステップ S 6 0 3 で算出したスプリット量を  $d$ 、プリズム 1 2 2 及び前眼部測定光学系 1 2 0 の設計によって決まるスプリット 1 画素当たりの Z 方向ずれ量の設計値を とすると、Z 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量（距離）は、 $d$  となる。

#### 【 0 0 5 7 】

以上の処理によって、相対位置算出手段 2 1 4 は、撮影部 1 0 の光学ヘッド部 1 0 0 に対する被検眼 E の瞳孔 E p における相対位置を示す情報として、X Y Z 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量を算出することができる。なお、X Y Z 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量における算出は、別の方法で行ってもよい。例えば、X 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量の算出に楕円モデルを用いてもよい。或いは、ステップ S 6 0 4 で近似した楕円モデルに基づいて、例えば図 5 ( a ) に示す視角 5 0 1 及び視角 5 0 2 を算出し、ステレオカメラの原理によって X Z 平面上において X 方向及び Z 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量を算出してもよい。

40

#### 【 0 0 5 8 】

ステップ S 6 0 5 の処理が終了すると、図 6 に示すフローチャートの処理が終了する。図 6 に示すフローチャートの処理が終了すると、アライメント部 2 1 の移動手段 2 1 5 は、ステップ S 6 0 5 で算出された X Y Z 方向の瞳孔 E p の位置ずれ量（瞳孔 E p における相対位置を示す情報）に基づいて、撮影部 1 0 の光学ヘッド部 1 0 0 を移動させる。

#### 【 0 0 5 9 】

< 楕円モデルの説明 >

次に、図 6 のステップ S 6 0 4 における楕円モデルへの近似について説明する。

図 7 は、図 6 のステップ S 6 0 4 における楕円モデルへの近似を説明するための図であ

50

る。

#### 【0060】

図7(a)は、図5(f)と同様の図である。即ち、図7(a)に示す前眼部観察用画像710は、図5(f)に示す前眼部観察用画像523と同様である。また、図7(a)に示す前眼部観察用画像710の上半分の部分領域711は、図5(f)に示す前眼部観察用画像523の上半分の部分領域524と同様である。図7(a)に示す前眼部観察用画像710の下半分の部分領域712は、図5(f)に示す前眼部観察用画像523の下半分の部分領域525と同様である。

#### 【0061】

この図7(a)に示す前眼部観察用画像710の瞳孔を楕円モデルへ近似するのに当たり、上述したように瞳孔の幅が上半分の部分領域711と下半分の部分領域712とで異なっていることから、1つの楕円では精度良く近似できないという課題がある。一方で、上半分の部分領域711と下半分の部分領域712とで、それぞれ別の楕円に近似すると、それぞれの部分領域のデータのみで近似を行うため、本来の瞳孔の形状から外れやすくなるという課題がある。特に、瞳孔が前眼部観察用画像710の上側や下側に寄っている場合や、瞼などの原因で瞳孔が欠けている場合、被検眼Eの個人差により瞳孔が理想的な楕円形状から外れている場合などにおいては、片側のみで楕円近似すると近似結果が不安定になる傾向がある。そこで、本実施形態では、前眼部観察用画像710の縦方向のパラメータを共有する2つの楕円からなるモデルへの近似を行う。以下に、この楕円モデルについて説明する。

#### 【0062】

図7(b)は、図7(a)に示す前眼部観察用画像710において、上半分の部分領域711の瞳孔領域(中央に位置する黒色の部分)を第1の楕円701で近似した様子を示す図である。具体的に、第1の楕円701は、上半分の部分領域711の瞳孔の輪郭に近似されている。一方、図7(c)は、図7(a)に示す前眼部観察用画像710において、下半分の部分領域712の瞳孔領域(中央に位置する黒色の部分)を第2の楕円702で近似した様子を示す図である。第2の楕円702は、下半分の部分領域712の瞳孔の輪郭に近似されている。図7(d)は、図7(a)に示す前眼部観察用画像710において、第1の楕円701と第2の楕円702を重畳して図示した図である。図7(d)に示すように、第1の楕円701と第2の楕円702は、前眼部観察用画像710において横幅が異なるが、縦方向のパラメータ(一部のパラメータ)、即ち縦幅と中心のY座標は共通であることが分かる。即ち、上半分の部分領域711の瞳孔に係る第1の楕円701には、下半分の部分領域712の瞳孔のパラメータが反映されており、下半分の部分領域712の瞳孔に係る第2の楕円702には、上半分の部分領域711の瞳孔のパラメータが反映されている。

#### 【0063】

図7(e)は、図7(a)に示す前眼部観察用画像710の状態とは異なる状態の前眼部観察用画像720を示す図である。図7(e)の状態の場合、瞳孔が上半分の部分領域721の側にずれているため、下半分の部分領域722の瞳孔領域が小さい。また、瞼によって瞳孔が欠けている。このよう状態では、上半分の部分領域721または下半分の部分領域722の片方のみでは、楕円の近似結果が不安定になる傾向がある。この点、本実施形態の楕円モデルでは、図7(e)の状態の場合でも、上半分の部分領域721の瞳孔の輪郭に近似されている第1の楕円703と、下半分の部分領域722の瞳孔の輪郭に近似されている第2の楕円704は、縦方向のパラメータを共有している。このため、本実施形態の楕円モデルでは、十分なデータを用いて近似されており、上半分の部分領域721の瞳孔及び下半分の部分領域722の瞳孔にそれぞれ良く近似されている。

#### 【0064】

本実施形態の楕円モデルでは、前眼部観察用画像の上半分の部分領域(例えば「第1の部分領域」に相当)の瞳孔領域を近似する第1の楕円が、下半分の部分領域(例えば「第2の部分領域」に相当)の瞳孔領域の情報も用いて導出されている。また、同様に、前眼

10

20

30

40

50

部観察用画像の下半分の部分領域の瞳孔領域を近似する第2の楕円が、上半分の部分領域の瞳孔領域の情報も用いて導出されている。即ち、或る部分領域から検出した瞳孔の瞳孔中心を算出する際に、異なる部分領域から検出した瞳孔の情報を用いて補正している。このような楕円モデルを用いれば、片側のみの部分領域の瞳孔領域を用いて楕円近似するよりも、広い範囲の情報に基づいて楕円近似が行われるため、より高精度で瞳孔中心を算出することができる。

【0065】

<楕円モデルの導出方法>

次に、本実施形態の楕円モデルの具体的な導出方法について説明する。ここでは、最小二乗法により楕円モデルを導出する。

10

【0066】

前眼部観察用画像の上半分の部分領域（「第1の部分領域」に相当）の瞳孔領域を近似する第1の楕円を以下の（1）式で定義し、前眼部観察用画像の下半分の部分領域（「第2の部分領域」に相当）の瞳孔領域を近似する第2の楕円を以下の（2）式で定義する。

【数1】

$$\left(\frac{x}{a_1}\right)^2 + \left(\frac{y-c_y}{b}\right)^2 = 1 \quad \cdot \cdot \cdot \quad (1)$$

$$\left(\frac{x}{a_2}\right)^2 + \left(\frac{y-c_y}{b}\right)^2 = 1 \quad \cdot \cdot \cdot \quad (2)$$

20

【0067】

（1）式の $a_1$ と（2）式の $a_2$ は、それぞれ、第1の楕円の横半径と、第2の楕円の横半径である。また、（1）式及び（2）式の $b$ は、第1の楕円及び第2の楕円の縦半径である。また、（1）式及び（2）式の $c_y$ は、第1の楕円及び第2の楕円の中心のY座標である。即ち、（1）式及び（2）式の $b$ と $c_y$ は、第1の楕円及び第2の楕円における2つの楕円で共有するパラメータである。

【0068】

30

第1の楕円を示す（1）式及び第2の楕円を示す（2）式をそれぞれ展開して、定数項を1とすると、それぞれ、以下の（3）式及び（4）式のようになる。

【数2】

$$A_1x^2 + By^2 + Cy = 1 \quad \cdot \cdot \cdot \quad (3)$$

$$A_2x^2 + By^2 + Cy = 1 \quad \cdot \cdot \cdot \quad (4)$$

ただし、

40

$$A_1 = \frac{b^2}{a_1^2(b^2 - c_y^2)}, \quad A_2 = \frac{b^2}{a_2^2(b^2 - c_y^2)}, \quad B = \frac{1}{b^2 - c_y^2}, \quad C = -\frac{2c_y}{b^2 - c_y^2}$$

である。

【0069】

次に、図6のステップS602で検出した瞳孔の輪郭と、これらの楕円との誤差を求める。ここで、誤差Eを以下の（5）式に示すように定義する。

【数3】

50

$$E = E_1 + E_2 \quad \cdot \cdot \cdot \quad (5)$$

ただし、 $E_1$ と $E_2$ は、それぞれ、以下の(6)式及び(7)式のように定義する。

$$E_1 = \sum_{i \in U_1} (A_1 x_i^2 + B y_i^2 + C y_i - 1)^2 \quad \cdot \cdot \cdot \quad (6)$$

10

$$E_2 = \sum_{j \in U_2} (A_2 x_j^2 + B y_j^2 + C y_j - 1)^2 \quad \cdot \cdot \cdot \quad (7)$$

【0070】

(6)式の $U_1$ は、前眼部観察用画像の上半分の部分領域の瞳孔輪郭点のインデックスからなる集合であり、(7)式の $U_2$ は、前眼部観察用画像の下半分の部分領域の瞳孔輪郭点のインデックスからなる集合である。

20

【0071】

次に、最小二乗法の考え方に従って、(5)式に示す誤差 $E$ が最小となる条件を求める。  $A_1$ 、 $A_2$ 、 $B$ 、 $C$ の各パラメータで誤差 $E$ を偏微分し、結果がゼロになるときが求める条件である。これを連立方程式の形で表現すると、以下の(8)式ようになる。

【数4】

$$\begin{pmatrix} \sum_{i \in U_1} x_i^4 & 0 & \sum_{i \in U_1} x_i^2 y_i^2 & \sum_{i \in U_1} x_i^2 y_i \\ 0 & \sum_{j \in U_2} x_j^4 & \sum_{j \in U_2} x_j^2 y_j^2 & \sum_{j \in U_2} x_j^2 y_j \\ \sum_{i \in U_1} x_i^2 y_i^2 & \sum_{j \in U_2} x_j^2 y_j^2 & \sum_{k \in U} y_k^4 & \sum_{k \in U} y_k^3 \\ \sum_{i \in U_1} x_i^2 y_i & \sum_{j \in U_2} x_j^2 y_j & \sum_{k \in U} y_k^3 & \sum_{k \in U} y_k^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A_1 \\ A_2 \\ B \\ C \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{i \in U_1} x_i^2 \\ \sum_{j \in U_2} x_j^2 \\ \sum_{k \in U} y_k^2 \\ \sum_{k \in U} y_k \end{pmatrix} \quad \cdot \cdot \cdot \quad (8)$$

30

【0072】

【数5】

40

50

ここで、 $U = U_1 \cup U_2$ である。

この連立方程式を、

$$PX = Q$$

と置くと、

$$X = P^{-1}Q$$

を解けば、 $X$ が求まる。

最後に変数の定義に従って、以下のように楕円のパラメータを求めることができる。

$$a_1 = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{4B + C^2}{A_1B}}, \quad a_2 = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{4B + C^2}{A_2B}}, \quad b = \frac{\sqrt{4B + C^2}}{2B}, \quad c_y = -\frac{C}{2B}$$

#### 【0073】

この楕円モデルの導出過程の中で、連立方程式を導出する部分までは設計段階で行うため、実際の瞳孔検出処理の中では行わない。

#### 【0074】

図6のステップS604では、前眼部観察用画像の各部分領域の瞳孔輪郭点を連立方程式へ代入する部分以降の処理を行い、楕円のパラメータを算出する。

#### 【0075】

上述した楕円モデルでは、楕円の横半径を個別パラメータとし、楕円の縦半径と中心 $Y$ 座標を共有パラメータとしたが、これ以外の楕円モデルを用いてもよい。例えば、第1の楕円及び第2の楕円の中心 $X$ 座標をそれぞれ個別パラメータとして追加してもよい。或いは、楕円の角度パラメータを個別パラメータまたは共有パラメータとして追加してもよい。また、プリズム122の角度が異なる場合には、共有パラメータと個別パラメータの分け方を変えてもよい。特に、前眼部観察用画像が左右方向にスプリットする光学系であれば、横方向のパラメータを共有パラメータとし、縦方向のパラメータを個別パラメータとすることが望ましい。

#### 【0076】

また、本実施形態では、最小二乗法により楕円モデルを導出しているが、他の方法を用いて導出してもよい。例えば、ハフ変換でも本実施形態と同じようにパラメータを共有するモデルを導出可能である。また、本実施形態では、前眼部観察用画像上で楕円モデルに近似しているが、他の方法を用いてもよい。例えば、図5(a)に示すような視角501及び視角502に基づき、瞳孔輪郭点を $XYZ$ 空間上に配置して $XYZ$ 空間上で楕円モデルに近似してもよい。

#### 【0077】

以上説明した本発明の実施形態に係る眼科装置1では、以下の処理を行っている。制御部20のアライメント部21の画像取得手段211は、被検眼Eの瞳孔Epを含む前眼部Eaを撮影することによって得られた前眼部観察用画像(前眼部画像)を取得している。制御部20のアライメント部21の瞳孔抽出手段212は、画像取得手段211によって取得された前眼部観察用画像における上半分の部分領域(「第1の部分領域」に相当)と下半分の部分領域(「第2の部分領域」に相当)とから、瞳孔を抽出している。制御部20のアライメント部21の瞳孔中心算出手段213は、前眼部観察用画像における下半分の部分領域から抽出された瞳孔に基づいて、前眼部観察用画像における上半分の部分領域から抽出された瞳孔における第1の瞳孔中心を算出している。また、制御部20のアライメント部21の瞳孔中心算出手段213は、前眼部観察用画像における上半分の部分領域から抽出された瞳孔に基づいて、前眼部観察用画像における下半分の部分領域から抽出さ

10

20

30

40

50



れた瞳孔における第2の瞳孔中心を算出している。

かかる構成によれば、被検眼Eの瞳孔E<sub>p</sub>の中心を高精度に算出することができるため、被検眼Eに対して眼科装置1の撮影部10（光学ヘッド部100）を精度良くアライメントすることができる。その結果、好適な撮影画像（本実施形態では、眼底撮影画像）を取得することが可能となる。

【0078】

上述した本発明の実施形態では、前眼部観察用画像における第1の部分領域として上半分の部分領域を適用し、前眼部観察用画像における第2の部分領域として下半分の部分領域を適用した例を説明した。即ち、前眼部観察用画像における第1の部分領域及び第2の部分領域は、前眼部観察用画像において上下に分離された領域である。この場合、前眼部観察用画像における第1の部分領域である上半分の部分領域及び第2の部分領域である下半分の部分領域は、例えば図5（a）に示すように、被検眼Eの瞳孔E<sub>p</sub>を異なる光路で撮影した領域である。なお、本発明においては、この形態に限定されるものではない。例えば、プリズム122の配置を変更して、前眼部観察用画像における第1の部分領域及び第2の部分領域として、前眼部観察用画像において左右に分離された領域を適用した形態も、本発明に含まれる。更に、例えば、プリズム122の配置を変更して、前眼部観察用画像における第1の部分領域及び第2の部分領域として、前眼部観察用画像において斜め方向に分離された領域を適用した形態も、本発明に含まれる。また、上述した本発明の実施形態では、プリズム効果により2方向から観察した前眼部観察用画像を用いているが、例えば、観察方向を3方向以上としてもよく、この場合には、前眼部観察用画像における部分領域が3つ以上となる。

10

20

【0079】

また、上述した本発明の実施形態では、1つの前眼部観察用画像において第1の部分領域と第2の部分領域を設定する例を示したが、本発明においては、この形態に限定されるものではない。被検眼Eの前眼部E<sub>a</sub>を複数回撮影することによって取得された第1の前眼部観察用画像に対して第1の部分領域を設定するとともに第2の前眼部観察用画像に対して第2の部分領域を設定する形態も、本発明に適用可能である。例えば、プリズム122を用いるのではなく、イメージセンサ125を複数設け、異なる角度から被検眼Eの前眼部E<sub>a</sub>を観察した複数の前眼部観察用画像を用いる場合が考えられる。このとき、第1の前眼部観察用画像及び第2の前眼部観察用画像の同じ位置を示す領域を、第1の部分領域及び第2の部分領域として設定する形態も、本発明に適用可能である。また、第1の前眼部観察用画像の全体を第1の部分領域として設定し、第2の前眼部観察用画像の全体を第2の部分領域として設定する形態も、本発明に適用可能である。

30

【0080】

また、上述した本発明の実施形態では、第1の部分領域から抽出した瞳孔の第1の瞳孔中心及び第2の部分領域から抽出した瞳孔の第2の瞳孔中心の両方を、他の部分領域から抽出した瞳孔に基づいて算出する例を示した。しなしながら、本発明においては、この形態に限定されるものではない。例えば、第1の部分領域から抽出した瞳孔の第1の瞳孔中心のみを、第2の部分領域から抽出した瞳孔に基づいて算出する形態も、本発明に適用可能である。特に、上述した本発明の実施形態の構成では、被検眼Eの瞼が下がることにより瞳孔の上側が特に欠けやすいという特徴がある。即ち、前眼部観察用画像における上半分の部分領域の瞳孔を楕円で近似する場合に特に近似結果が不安定になりやすい。したがって、例えば、前眼部観察用画像における上半分の部分領域の瞳孔を楕円で近似するときには下半分の部分領域の瞳孔の情報を用いる一方、下半分の部分領域の瞳孔を楕円で近似するときには下半分の部分領域の瞳孔の情報のみとしてもよい。

40

【0081】

また、上述した本発明の実施形態では、楕円モデルへ近似しているが、他のモデルを用いてもよい。例えば、円のモデルを用いてもよいし、予め瞼や輝点の影響を考慮して楕円を発展させたモデルを用いてもよい。或いは、円や楕円のモデルではなく、瞳孔の重心を算出する中心検出方法を用いてもよい。どのような形態であっても、抽出した瞳孔の中心

50

を算出する際に別に抽出した瞳孔の情報を用いるような手法であれば、本発明に含まれる。

【0082】

また、上述した本発明の実施形態では、図5に示すように、プリズム122によってスプリットした前眼部観察用画像に基づいて瞳孔中心を算出しているが、異なるハードウェア構成であっても、本発明を適用可能である。例えば、複数のカメラを備え、それぞれのカメラで異なる角度から被検眼Eを撮影するような構成の眼科装置であってもよい。この場合、それぞれのカメラで取得した前眼部観察用画像から被検眼Eの瞳孔E<sub>p</sub>を検出する際に、本発明を適用可能である。即ち、或るカメラで取得した前眼部観察用画像から被検眼Eの瞳孔E<sub>p</sub>の中心を算出する際に、別のカメラで取得した前眼部観察用画像における瞳孔の情報を用いて補正してもよい。特に、或るカメラで取得した前眼部観察用画像の瞳孔に欠けがある場合などに有用である。眼科装置の光軸とは異なる角度で被検眼Eを観察すると、角度によっては鼻や睫毛などの影響で瞳孔領域が部分的に欠けることがある。そのような場合に、本発明を適用すると、別のカメラで取得した前眼部観察用画像における欠けのない瞳孔領域を用いて補正を行えるため、精度良く瞳孔中心を算出することができる。

10

【0083】

(その他の実施形態)

本発明は、上述の実施形態の1以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける1つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。また、1以上の機能を実現する回路(例えば、ASIC)によっても実現可能である。

20

このプログラム及び当該プログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、本発明に含まれる。

【0084】

なお、上述した本発明の実施形態は、いずれも本発明を実施するにあたっての具体化の例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。即ち、本発明はその技術思想、又はその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

【0085】

30

本発明の実施形態の開示は、以下の構成、方法及びプログラムを含む。

[構成1]

被検眼の瞳孔を含む前眼部を撮影することによって得られた前眼部画像を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された少なくとも1つの前記前眼部画像における第1の部分領域と第2の部分領域とから、前記瞳孔を抽出する抽出手段と、

前記第2の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第1の部分領域から抽出された前記瞳孔における第1の瞳孔中心を算出する中心算出手段と、

を有することを特徴とする眼科装置。

[構成2]

40

前記中心算出手段は、前記第1の部分領域から抽出された前記瞳孔における第1の瞳孔中心を検出し、当該検出した第1の瞳孔中心を前記第2の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて補正することによって、前記第1の瞳孔中心を算出することを特徴とする構成1に記載の眼科装置。

[構成3]

前記中心算出手段は、さらに、前記第1の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第2の部分領域から抽出された前記瞳孔における第2の瞳孔中心を算出することを特徴とする構成1または2に記載の眼科装置。

[構成4]

前記中心算出手段は、前記第2の部分領域から抽出された前記瞳孔における第2の瞳孔

50

中心を検出し、当該検出した第 2 の瞳孔中心を前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて補正することによって、前記第 2 の瞳孔中心を算出することを特徴とする構成 3 に記載の眼科装置。

[ 構成 5 ]

前記第 1 の部分領域および前記第 2 の部分領域は、前記瞳孔を異なる光路で撮影した領域であることを特徴とする構成 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

[ 構成 6 ]

前記第 1 の部分領域および前記第 2 の部分領域は、前記前眼部画像において上下に分離された領域であることを特徴とする構成 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

[ 構成 7 ]

前記第 1 の部分領域および前記第 2 の部分領域は、前記前眼部画像において左右に分離された領域であることを特徴とする構成 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

[ 構成 8 ]

前記第 1 の部分領域は、前記取得手段によって取得された第 1 の前眼部画像における領域であり、

前記第 2 の部分領域は、前記取得手段によって取得された、前記第 1 の前眼部画像とは異なる第 2 の前眼部画像における領域であることを特徴とする構成 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

[ 構成 9 ]

前記第 1 の部分領域および前記第 2 の部分領域は、前記第 1 の前眼部画像および前記第 2 の前眼部画像の同じ位置を示す領域であることを特徴とする構成 8 に記載の眼科装置。

[ 構成 10 ]

前記第 1 の部分領域は、前記第 1 の前眼部画像の全体であり、

前記第 2 の部分領域は、前記第 2 の前眼部画像の全体であることを特徴とする構成 8 に記載の眼科装置。

[ 構成 11 ]

前記中心算出手段は、さらに、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 2 の瞳孔中心を算出し、

前記中心算出手段によって算出された前記第 1 の瞳孔中心と前記第 2 の瞳孔中心とに基づいて、前記被検眼を撮影する撮影部に対する前記被検眼の前記瞳孔における相対位置を算出する位置算出手段を更に有することを特徴とする構成 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

[ 構成 12 ]

前記位置算出手段によって算出された前記相対位置に基づいて、前記撮影部を移動させる移動手段を更に有することを特徴とする構成 11 に記載の眼科装置。

[ 構成 13 ]

前記中心算出手段は、さらに、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 2 の瞳孔中心を算出し、

前記中心算出手段は、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔を第 1 の楕円で近似することによって前記第 1 の瞳孔中心を算出し、前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔を第 2 の楕円で近似することによって前記第 2 の瞳孔中心を算出することを特徴とする構成 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

[ 構成 14 ]

前記第 1 の楕円および前記第 2 の楕円は、一部のパラメータを共有することを特徴とする構成 13 に記載の眼科装置。

[ 方法 1 ]

被検眼の瞳孔を含む前眼部を撮影することによって得られた前眼部画像を取得する取得ステップと、

前記取得ステップによって取得された少なくとも 1 つの前記前眼部画像における第 1 の部分領域と第 2 の部分領域とから、前記瞳孔を抽出する抽出ステップと、

10

20

30

40

50

前記第 2 の部分領域から抽出された前記瞳孔に基づいて、前記第 1 の部分領域から抽出された前記瞳孔における第 1 の瞳孔中心を算出する中心算出ステップと、  
 を有することを特徴とする眼科装置の制御方法。

【プログラム 1】

コンピュータを、構成 1 乃至 1 4 のいずれか 1 項に記載の眼科装置の各手段として機能させるためのプログラム。

【符号の説明】

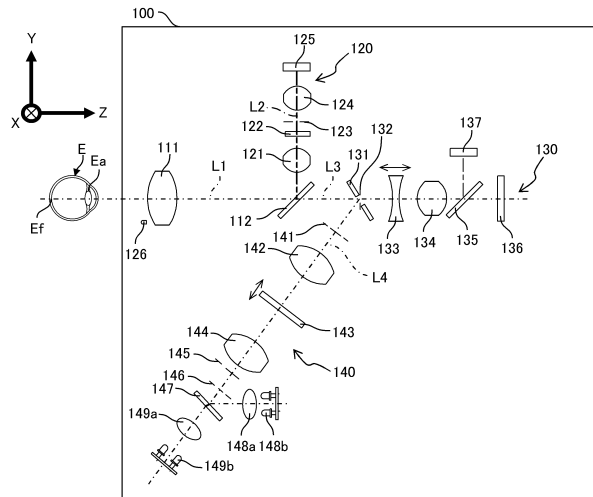
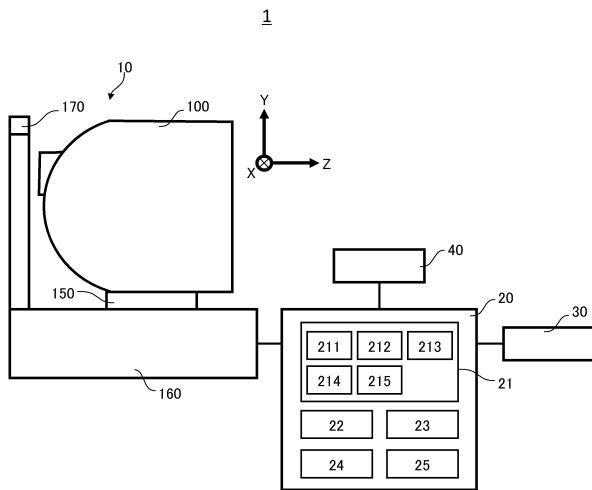
【0086】

1：眼科装置、10：撮影部、20：制御部、21：アライメント部、22：フォーカス調整部、23：光量調整部、24：眼底撮影処理部、25：記憶部、30：入力部、40：表示部、100：光学ヘッド部、150：ステージ部、160：ベース部、170：顔受け部、211：画像取得手段、212：瞳孔抽出手段、213：瞳孔中心算出手段、214：相対位置算出手段、215：移動手段

【図面】

【図 1】

【図 2】



10

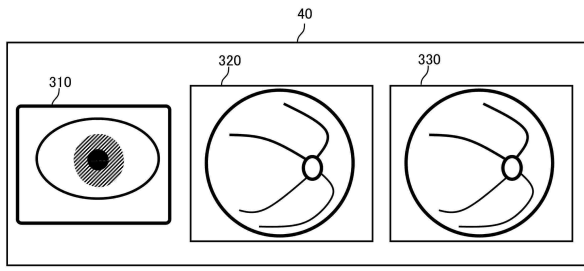
20

30

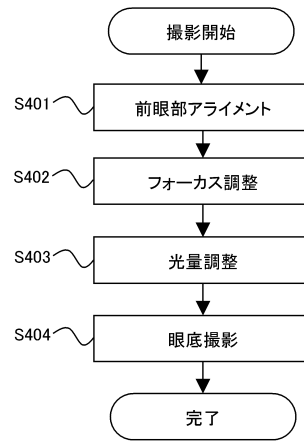
40

50

【図3】

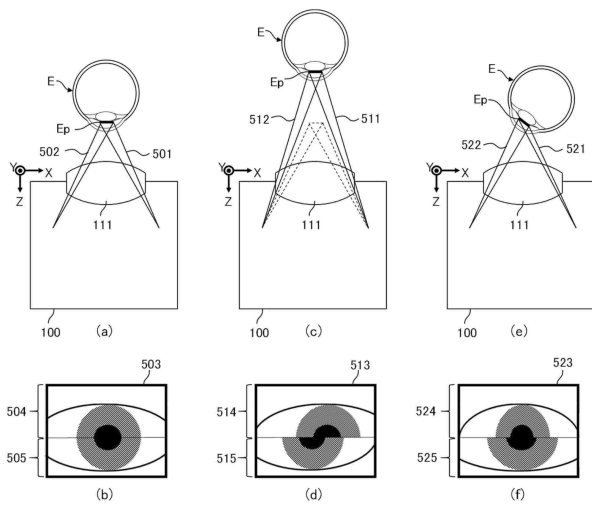


【図4】

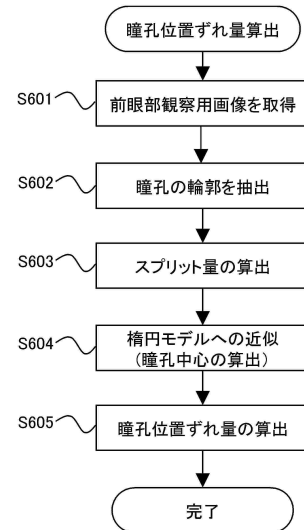


10

【図5】



【図6】



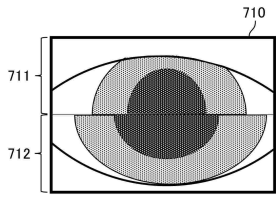
20

30

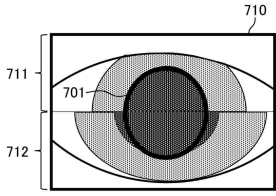
40

50

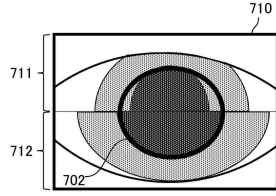
【 図 7 】



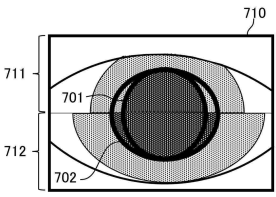
(a)



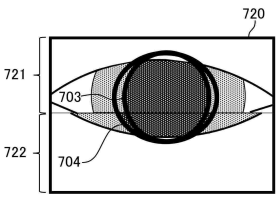
(b)



(c)



(d)



(e)

10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

Fターム(参考)

FA06 FB21 FB26 FY01