

(11) 特許出願公開番号

特開2014-200679

(P2014-200679A)

(43) 公開日 平成26年10月27日(2014. 10. 27)

(51) Int.Cl.

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 W

A61B 3/00 (2006.01)

A 6 1 B 3/00 B

A 6 1 B 3/14 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 R

A61B 3/14 A

A 6 1 B 3/14 F

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 48 頁)

(21) 出願番号 特願2014-74092 (P2014-74092)

(22) 出願日 平成26年3月31日 (2014. 3. 31)

(31) 優先權主張番号 61/807,923

(32) 優先日 平成25年4月3日(2013.4.3)

(33) 優先權主張国 米国 (US)

(31) 優先權主張番号 14/226,290

(32) 優先日 平成26年3月26日 (2014. 3. 26)

(33) 優先權主張国 米国 (US)

(71) 出願人 000220343

株式会社トプコン

東京都板橋区蓮沼町75番1号

(74) 代理人 1100000866

特許業務法人三澤特許事務所

(72) 発明者 福間 康文

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 ▲徳▼田 寛一

東京都板橋区蕨沼町75番1号 株式会社

トプコン内

(72) 發明者 相見 太樹

東京都板橋区蕨沼町75番1号 株式会社

トプコン内

[最終頁に続く](#)

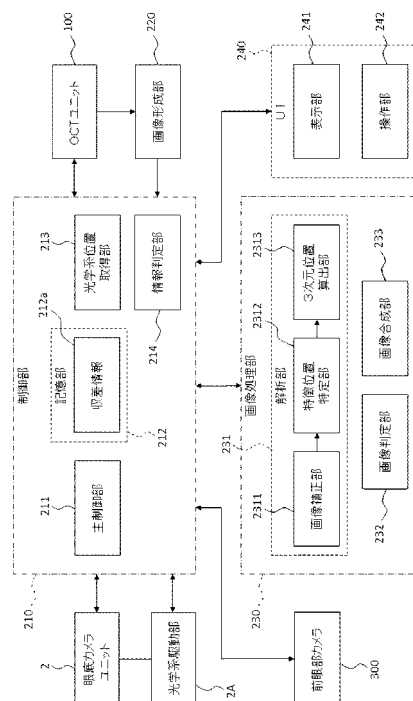
(54) 【発明の名称】 眼科装置

(57) 【要約】

【課題】眼内に光を攪乱する要因が存在する場合であっても検査の遂行を図ることが可能な眼科装置を提供する

【解決手段】実施形態の眼科装置は、検査部と、移動機構と、情報取得部と、制御部とを有する。検査部は、被検眼を光学的に検査するための光学系を含む。移動機構は、光学系を移動する。情報取得部は、被検眼に対する光学系の位置合わせを行うための情報を取得する。制御部は、情報取得部により取得された情報に基づいて移動機構に対する第1の制御を行うことにより光学系を移動させる。また、制御部は、第1の制御の後に光学系により光学的に取得された情報が検査において適当であるか否か判定する。さらに、制御部は、この情報が不適当であると判定された場合、所定の契機に対応して移動機構に対する第2の制御を行うことにより光学系を移動させる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検眼を光学的に検査するための光学系を含む検査部と、
前記光学系を移動する移動機構と、
被検眼に対する前記光学系の位置合わせを行うための情報を取得する情報取得部と、
前記情報取得部により取得された情報に基づいて前記移動機構に対する第 1 の制御を行うことにより前記光学系を移動させ、前記第 1 の制御の後に前記光学系により光学的に取得された情報が前記検査において適当であるか否か判定し、この情報が不適当であると判定された場合、所定の契機に対応して前記移動機構に対する第 2 の制御を行うことにより前記光学系を移動させる制御部と
を有する眼科装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、
前記第 2 の制御が行われた後に前記光学系により光学的に取得された情報が前記検査において適当であるか否か判定し、
この情報が不適当であると判定された場合、前記移動機構に対する第 3 の制御を行うことにより前記光学系を移動させる
ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼科装置。

【請求項 3】

前記制御部は、
前記第 2 の制御において、前記光学系を第 1 の方向に移動させ、
前記第 3 の制御において、前記第 1 の方向の反対方向である第 2 の方向に前記光学系を移動させる
ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼科装置。

20

【請求項 4】

前記制御部は、
前記第 2 の制御において、前記第 1 の制御による移動後の位置から前記第 1 の方向に所定距離だけ離れた位置に前記光学系を移動させ、
前記第 3 の制御において、前記第 1 の制御による移動後の位置から前記第 2 の方向に前記所定距離だけ離れた位置に前記光学系を移動させる
ことを特徴とする請求項 3 に記載の眼科装置。

30

【請求項 5】

前記第 1 の方向は、下方向または正中線方向である
ことを特徴とする請求項 3 または請求項 4 に記載の眼科装置。

【請求項 6】

前記光学系は、光源からの光を眼底に照射し、この光の眼底からの戻り光を検出し、
前記制御部は、前記戻り光の検出結果に基づいて前記判定を行う
ことを特徴とする請求項 1～請求項 5 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【請求項 7】

前記光学系は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、前記信号光で眼底をスキャンし、前記信号光の眼底からの戻り光と前記参照光とを合成して得られた干渉光を検出し、
前記検査部は、前記光学系による前記干渉光の検出結果に基づいて眼底の断面像を形成する断面像形成部を含み、
前記制御部は、前記干渉光の検出結果または前記断面像に基づいて前記判定を行う
ことを特徴とする請求項 6 に記載の眼科装置。

40

【請求項 8】

前記光学系は、前記信号光の光路長と前記参照光の光路長とを相対的に変更するための光路長変更部を含み、
前記制御部は、前記判定において、

50

眼底の同一部位を繰り返しスキャンするように前記光学系を制御しつつ、この制御により繰り返し得られる前記干渉光の検出結果または前記断面像に基づいて、フレーム内の所定の範囲に眼底が描画されるように前記光路長変更部を制御し、

前記所定の範囲に眼底が描画されない場合に、前記光学系により光学的に取得された情報は不適当であると判定する

ことを特徴とする請求項 7 に記載の眼科装置。

【請求項 9】

前記制御部は、前記第 1 の制御の後に前記光学系により光学的に取得された情報が不適当であると判定されたことに対応し、第 1 の操作要素を含むオブジェクトを表示手段に表示させ、

10

前記所定の契機は、操作手段を介して行われる前記第 1 の操作要素に対する操作であることを特徴とする請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【請求項 10】

前記オブジェクトは、第 2 の操作要素を含み、

前記制御部は、前記第 2 の操作要素に対する操作が前記操作手段を介して行われたことに対応し、前記光学系による情報の取得を再度実行させる

ことを特徴とする請求項 9 に記載の眼科装置。

【請求項 11】

被検眼の正面画像を取得する正面画像取得部を有し、

前記制御部は、前記光学系により光学的に取得された情報が不適当であると判定された場合、あらかじめ決定された前記光学系の移動先を示す情報を前記正面画像に重ねて表示手段に表示させる

20

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【請求項 12】

前記移動先を示す情報の表示位置が操作手段を介して変更された場合、前記制御部は、当該変更後の前記移動先に前記光学系を移動させるように前記移動機構の制御を行う

ことを特徴とする請求項 11 に記載の眼科装置。

【請求項 13】

被検眼の正面画像を取得する正面画像取得部を有し、

前記制御部は、

30

前記正面画像を表示手段に表示させ、

前記第 1 の制御の後に前記光学系により光学的に取得された情報が不適当であると判定された場合であって、前記表示手段に表示された前記正面画像中の位置が操作手段を介して指定された場合、前記指定された位置に前記光学系を移動させるように前記移動機構の制御を行う

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【請求項 14】

被検眼における注目部位を示す情報を取得する注目部位取得部を有し、

前記制御部は、前記注目部位の範囲を示す情報を前記正面画像に重ねて表示させる

ことを特徴とする請求項 11 ～請求項 13 のいずれか一項に記載の眼科装置。

40

【請求項 15】

前記注目部位取得部は、被検眼に対して過去に行われたレッドレフレックス撮影により得られた画像に基づいて前記注目部位を示す情報を取得する

ことを特徴とする請求項 14 に記載の眼科装置。

【請求項 16】

前記情報取得部は、被検眼の前眼部を動画撮影する 1 つ以上の撮影部を含み、

前記制御部は、前記動画撮影により得られた画像に基づいて前記第 1 の制御を行う

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 15 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【請求項 17】

前記情報取得部は、

50

前記光学系と非同軸に配置された２つの前記撮影部と、
前記２つの撮影部により実質的に同時に取得された２つの画像を解析することにより、
被検眼と前記光学系との間の変位を求める第１の変位算出部と
を含み、
前記制御部は、前記第１の変位算出部により求められた変位に基づいて前記第１の制御
を行う
ことを特徴とする請求項１６に記載の眼科装置。

【請求項１８】

前記撮影部は、前記光学系と同軸で前眼部を動画撮影し、
前記情報取得部は、
前眼部にアライメント指標を投影するアライメント光学系と、
前記アライメント指標が投影されている状態の前眼部を前記撮影部により動画撮影して
得られた画像を解析することにより、被検眼と前記光学系との間の変位を求める第２の変
位算出部と
を含み、
前記制御部は、前記第２の変位算出部により求められた変位に基づいて前記第１の制御
を行う
ことを特徴とする請求項１６に記載の眼科装置。

【請求項１９】

前記制御部は、前記第２の制御において、
前記光学系に光学的な情報の取得を繰り返し行わせる制御と、前記移動機構に前記光学
系を段階的に移動させる制御とを連動して行い、
この連動制御において前記光学系により逐次に得られる情報に基づいて、この連動制御
を継続させるか終了させるか判定する
ことを特徴とする請求項１～請求項１８のいずれか一項に記載の眼科装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

この発明は、被検眼を光学的に検査する眼科装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

眼科装置には、被検眼の画像を得るための眼科撮影装置と、被検眼の特性を測定するた
めの眼科測定装置が含まれる。

【０００３】

眼科撮影装置の例として、光コヒーレンストモグラフィ（Optical Coher
ence Tomography、OCT）を用いて断面像を得る光干渉断層計、眼底を
写真撮影する眼底カメラ、共焦点光学系を用いたレーザ走査により眼底の画像を得る走査
型レーザ検眼鏡（Scanning Laser Ophthalmoscope、SLO）、スリット光を用いて角膜の光切片を切り取ることにより画像を得るスリットランプ
などがある。

【０００４】

また、眼科測定装置の例として、被検眼の屈折特性を測定する眼屈折検査装置（レフラ
クトメータ、ケラトメータ）、眼圧計、角膜の特性（角膜厚、細胞分布等）を得るスペキ
ュラーマイクロスコプ、ハルトマン－シャックセンサを用いて被検眼の収差情報を得る
ウェーブフロントアナライザ、眼軸長測定装置などがある。

【０００５】

これら装置を用いた眼科検査においては、検査の精度や確度の観点から、装置光学系（
と被検眼との位置合わせが極めて重要である。この位置合わせにはアライメントやトラッ
キングがある。アライメントには、被検眼の軸に対して装置光学系の光軸を一致させる動
作（xyアライメント）と、被検眼と装置光学系との間の距離を合わせる動作（zアライ

10

20

30

40

50

メント)とが含まれる。トラッキングは、被検眼の動きを検出して装置光学系の位置を被検眼に追従させるものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第4896794号

【特許文献2】特開2013-5982号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

OCT、SLO、レフラクトメータのように眼内に光束を入射させて検査を行う場合、眼内に光を攪乱する要因が存在すると、検査を好適に行うことができない。たとえば白内障の眼底をOCTで画像化する場合において、光束の経路上に水晶体の混濁部位が存在すると、画質が劣化する、そもそも眼底が画像化されない、といった問題が生じる。なお、このような攪乱要因としては、白内障のほかにも、角膜の混濁、房水の混濁、硝子体の混濁などがある。

【0008】

そこで、この発明は、眼内に光を攪乱する要因が存在する場合であっても検査の遂行を図ることが可能な眼科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】

20

【0009】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検眼を光学的に検査するための光学系を含む検査部と、前記光学系を移動する移動機構と、被検眼に対する前記光学系の位置合わせを行うための情報を取得する情報取得部と、前記情報取得部により取得された情報に基づいて前記移動機構に対する第1の制御を行うことにより前記光学系を移動させ、前記第1の制御の後に前記光学系により光学的に取得された情報が前記検査において適当であるか否か判定し、この情報が不適当であると判定された場合、所定の契機に対応して前記移動機構に対する第2の制御を行うことにより前記光学系を移動させる制御部とを有する眼科装置である。

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の眼科装置であって、前記制御部は、前記第2の制御が行われた後に前記光学系により光学的に取得された情報が前記検査において適当であるか否か判定し、この情報が不適当であると判定された場合、前記移動機構に対する第3の制御を行うことにより前記光学系を移動させることを特徴とする。

30

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の眼科装置であって、前記制御部は、前記第2の制御において、前記光学系を第1の方向に移動させ、前記第3の制御において、前記第1の方向の反対方向である第2の方向に前記光学系を移動させることを特徴とする。

請求項4に記載の発明は、請求項3に記載の眼科装置であって、前記制御部は、前記第2の制御において、前記第1の制御による移動後の位置から前記第1の方向に所定距離だけ離れた位置に前記光学系を移動させ、前記第3の制御において、前記第1の制御による移動後の位置から前記第2の方向に前記所定距離だけ離れた位置に前記光学系を移動させることを特徴とする。

40

請求項5に記載の発明は、請求項3または請求項4に記載の眼科装置であって、前記第1の方向は、下方向または正中線方向であることを特徴とする。

請求項6に記載の発明は、請求項1～請求項5のいずれか一項に記載の眼科装置であって、前記光学系は、光源からの光を眼底に照射し、この光の眼底からの戻り光を検出し、前記制御部は、前記戻り光の検出結果に基づいて前記判定を行うことを特徴とする。

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の眼科装置であって、前記光学系は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、前記信号光で眼底をスキャンし、前記信号光の眼底からの戻り光と前記参照光とを合成して得られた干渉光を検出し、前記検査部は、前記光学系による前記干渉光の検出結果に基づいて眼底の断面像を形成する断面像形成部を含み

50

、前記制御部は、前記干渉光の検出結果または前記断面像に基づいて前記判定を行うことを特徴とする。

請求項 8 に記載の発明は、請求項 7 に記載の眼科装置であって、前記光学系は、前記信号光の光路長と前記参照光の光路長とを相対的に変更するための光路長変更部を含み、前記制御部は、前記判定において、眼底の同一部位を繰り返しスキャンするように前記光学系を制御しつつ、この制御により繰り返し得られる前記干渉光の検出結果または前記断面像に基づいて、フレーム内の所定の範囲に眼底が描画されるように前記光路長変更部を制御し、前記所定の範囲に眼底が描画されない場合に、前記光学系により光学的に取得された情報は不適当であると判定することを特徴とする。

請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼科装置であって、前記制御部は、前記第 1 の制御の後に前記光学系により光学的に取得された情報が不適当であると判定されたことに対応し、第 1 の操作要素を含むオブジェクトを表示手段に表示させ、前記所定の契機は、操作手段を介して行われる前記第 1 の操作要素に対する操作であることを特徴とする。

請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 に記載の眼科装置であって、前記オブジェクトは、第 2 の操作要素を含み、前記制御部は、前記第 2 の操作要素に対する操作が前記操作手段を介して行われたことに対応し、前記光学系による情報の取得を再度実行させることを特徴とする。

請求項 11 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼科装置であって、被検眼の正面画像を取得する正面画像取得部を有し、前記制御部は、前記光学系により光学的に取得された情報が不適当であると判定された場合、あらかじめ決定された前記光学系の移動先を示す情報を前記正面画像に重ねて表示手段に表示させることを特徴とする。

請求項 12 に記載の発明は、請求項 11 に記載の眼科装置であって、前記移動先を示す情報の表示位置が操作手段を介して変更された場合、前記制御部は、当該変更後の前記移動先に前記光学系を移動させるように前記移動機構の制御を行うことを特徴とする。

請求項 13 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼科装置であって、被検眼の正面画像を取得する正面画像取得部を有し、前記制御部は、前記正面画像を表示手段に表示させ、前記第 1 の制御の後に前記光学系により光学的に取得された情報が不適当であると判定された場合であって、前記表示手段に表示された前記正面画像中の位置が操作手段を介して指定された場合、前記指定された位置に前記光学系を移動させるように前記移動機構の制御を行うことを特徴とする。

請求項 14 に記載の発明は、請求項 11 ～請求項 13 のいずれか一項に記載の眼科装置であって、被検眼における注目部位を示す情報を取得する注目部位取得部を有し、前記制御部は、前記注目部位の範囲を示す情報を前記正面画像に重ねて表示させることを特徴とする。

請求項 15 に記載の発明は、請求項 14 に記載の眼科装置であって、前記注目部位取得部は、被検眼に対して過去に行われたレッドレフレックス撮影により得られた画像に基づいて前記注目部位を示す情報を取得することを特徴とする。

請求項 16 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 15 のいずれか一項に記載の眼科装置であって、前記情報取得部は、被検眼の前眼部を動画撮影する 1 つ以上の撮影部を含み、前記制御部は、前記動画撮影により得られた画像に基づいて前記第 1 の制御を行うことを特徴とする。

請求項 17 に記載の発明は、請求項 16 に記載の眼科装置であって、前記情報取得部は、前記光学系と非同軸に配置された 2 つの前記撮影部と、前記 2 つの撮影部により実質的に同時に取得された 2 つの画像を解析することにより、被検眼と前記光学系との間の変位を求める第 1 の変位算出部とを含み、前記制御部は、前記第 1 の変位算出部により求められた変位に基づいて前記第 1 の制御を行うことを特徴とする。

請求項 18 に記載の発明は、請求項 16 に記載の眼科装置であって、前記撮影部は、前記光学系と同軸で前眼部を動画撮影し、前記情報取得部は、前眼部にアライメント指標を

10

20

30

40

50

投影するアライメント光学系と、前記アライメント指標が投影されている状態の前眼部を前記撮影部により動画撮影して得られた画像を解析することにより、被検眼と前記光学系との間の変位を求める第2の変位算出部とを含み、前記制御部は、前記第2の変位算出部により求められた変位に基づいて前記第1の制御を行うことを特徴とする。

請求項19に記載の発明は、請求項1～請求項18のいずれか一項に記載の眼科装置であって、前記制御部は、前記第2の制御において、前記光学系に光学的な情報の取得を繰り返し行わせる制御と、前記移動機構に前記光学系を段階的に移動させる制御とを連動して行い、この連動制御において前記光学系により逐次に得られる情報に基づいて、この連動制御を継続させるか終了させるか判定することを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0010】

この発明によれば、眼内に光を攪乱する要因が存在する場合であっても検査の遂行を図ることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

【図2】実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

【図3】実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

【図4A】実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

【図4B】実施形態に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

20

【図5A】実施形態に係る眼科装置の動作例を説明するための概略図である。

【図5B】実施形態に係る眼科装置の動作例を説明するための概略図である。

【図6】実施形態に係る眼科装置の動作例を表すフローチャートである。

【図7A】実施形態に係る眼科装置の動作例を表すフローチャートである。

【図7B】実施形態に係る眼科装置の動作例を表すフローチャートである。

【図8A】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【図8B】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【図8C】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【図8D】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【図8E】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

30

【図8F】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【図8G】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【図8H】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【図8I】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【図9A】実施形態に係る眼科装置の動作例を説明するための概略図である。

【図9B】実施形態に係る眼科装置の動作例を説明するための概略図である。

【図10】実施形態に係る眼科装置の動作例を説明するための概略図である。

【図11】実施形態に係る眼科装置の動作例を説明するための概略図である。

【図12】実施形態に係る眼科装置により表示される画面の例を表す概略図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0012】

この発明に係る眼科装置の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。実施形態に係る眼科装置は被検眼の光学的な検査に用いられる。このような眼科装置には、前述のように、眼科撮影装置と眼科測定装置が含まれる。眼科撮影装置としては、光干渉断層計、眼底カメラ、走査型レーザ検眼鏡（SLO）、スリットランプなどがある。また、眼科測定装置としては、眼屈折検査装置、ウェーブフロントアナライザ、眼軸長測定装置などがある。以下の実施形態では、光干渉断層計にこの発明を適用した場合について詳述するが、それ以外の任意の眼科装置についても同様にしてこの発明を適用することが可能である。

【0013】

50

この明細書において、OCTによって取得される画像をOCT画像と総称することがある。また、OCT画像を形成するための計測動作をOCT計測と呼ぶことがある。なお、この明細書に記載された文献の記載内容を、以下の実施形態の内容として適宜援用することが可能である。

【0014】

また、以下の実施形態では、低コヒーレンス光源と分光器が搭載された、いわゆるスペクトラルドメイン (Spectral Domain) タイプのOCTを用いた光干渉断層計について説明するが、スペクトラルドメイン以外のタイプ、たとえばスウェプトソースタイプ、インファスタイプのOCTの手法を用いた光干渉断層計に対してこの発明を適用することも可能である。なお、スウェプトソース (Swept Source) OCTとは、被測定物体に照射される光の波長を走査 (波長掃引) し、各波長の光の反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光を順次に検出することでスペクトル強度分布を取得し、それに対してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の形態を画像化する手法である。また、インファス (en-face) OCTとは、所定のビーム径を有する光を被測定物体に照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光の成分を解析することにより、光の進行方向に直交する断面における被測定物体の画像を形成する手法であり、フルフィールド (full-field) タイプとも呼ばれる。

【0015】

また、以下の実施形態ではOCT装置と眼底カメラとを組み合わせた装置について説明するが、この発明の適用対象はこのような複合機には限定されない。たとえば、他の組み合わせからなる複合機や、単体機としての眼科装置 (たとえば眼底カメラ単体) に対して、この発明を適用することも可能である。

【0016】

〈第1の実施形態〉

〔構成〕

図1に示すように、眼科装置1は、眼底カメラユニット2、OCTユニット100および演算制御ユニット200を含んで構成される。眼底カメラユニット2は、従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を有する。OCTユニット100には、眼底のOCT画像を取得するための光学系が設けられている。演算制御ユニット200は、各種の演算処理や制御処理等を実行するコンピュータを具備している。

【0017】

〔眼底カメラユニット〕

図1に示す眼底カメラユニット2には、被検眼Eの眼底Efの表面形態を表す2次元画像 (眼底像) を取得するための光学系が設けられている。眼底像には、観察画像や撮影画像などが含まれる。観察画像は、たとえば、近赤外光を用いて所定のフレームレートで形成されるモノクロの動画画像である。なお、被検眼Eの前眼部Eaに光学系のピントが合っている場合、眼底カメラユニット2は前眼部Eaの観察画像を取得することができる。撮影画像は、たとえば、可視光をフラッシュ発光して得られるカラー画像、または近赤外光若しくは可視光を照明光として用いたモノクロの静止画像であってもよい。眼底カメラユニット2は、これら以外の画像、たとえばフルオレセイン蛍光画像やインドシアニンググリーン蛍光画像や自発蛍光画像などを取得可能に構成されていてもよい。

【0018】

眼底カメラユニット2には、被検者の顔を支持するための顎受けと額当てが設けられている。顎受けおよび額当ては、図4Aおよび図4Bに示す支持部440に相当する。なお、図4Aおよび図4Bにおいて、符号410は、光学系駆動部2A等の駆動系や、演算制御回路が格納されたベースを示す。また、符号420は、ベース410上に設けられた、光学系が格納された筐体を示す。また、符号430は、筐体420の前面に突出して設けられた、対物レンズ22が収容されたレンズ収容部を示す。

【0019】

眼底カメラユニット2には、照明光学系10と撮影光学系30が設けられている。照明

光学系 10 は眼底 E f に照明光を照射する。撮影光学系 30 は、この照明光の眼底反射光を撮像装置（CCD イメージセンサ（単に CCD と呼ぶことがある）35、38）に導く。また、撮影光学系 30 は、OCT ユニット 100 からの信号光を眼底 E f に導くとともに、眼底 E f を経由した信号光を OCT ユニット 100 に導く。

【0020】

照明光学系 10 の観察光源 11 は、たとえばハロゲンランプにより構成される。観察光源 11 から出力された光（観察照明光）は、曲面状の反射面を有する反射ミラー 12 により反射され、集光レンズ 13 を経由し、可視カットフィルタ 14 を透過して近赤外光となる。さらに、観察照明光は、撮影光源 15 の近傍にて一旦集束し、ミラー 16 により反射され、リレーレンズ 17、18、絞り 19 およびリレーレンズ 20 を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー 21 の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、ダイクロイックミラー 46 を透過し、対物レンズ 22 により屈折されて眼底 E f を照明する。なお、観察光源として LED（Light Emitting Diode）を用いることも可能である。

【0021】

観察照明光の眼底反射光は、対物レンズ 22 により屈折され、ダイクロイックミラー 46 を透過し、孔開きミラー 21 の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー 55 を透過し、合焦レンズ 31 を経由し、ミラー 32 により反射される。さらに、この眼底反射光は、ハーフミラー 39 A を透過し、ダイクロイックミラー 33 により反射され、集光レンズ 34 により CCD イメージセンサ 35 の受光面に結像される。CCD イメージセンサ 35 は、たとえば所定のフレームレートで眼底反射光を検出する。表示装置 3 には、CCD イメージセンサ 35 により検出された眼底反射光に基づく画像（観察画像）が表示される。なお、撮影光学系のピントが前眼部に合わせられている場合、被検眼 E の前眼部の観察画像が表示される。

【0022】

撮影光源 15 は、たとえばキセノンランプにより構成される。撮影光源 15 から出力された光（撮影照明光）は、観察照明光と同様の経路を通過して眼底 E f に照射される。撮影照明光の眼底反射光は、観察照明光のそれと同様の経路を通過してダイクロイックミラー 33 まで導かれ、ダイクロイックミラー 33 を透過し、ミラー 36 により反射され、集光レンズ 37 により CCD イメージセンサ 38 の受光面に結像される。表示装置 3 には、CCD イメージセンサ 38 により検出された眼底反射光に基づく画像（撮影画像）が表示される。なお、観察画像を表示する表示装置 3 と撮影画像を表示する表示装置 3 は、同一のものであってもよいし、異なるものであってもよい。また、被検眼 E を赤外光で照明して同様の撮影を行う場合には、赤外の撮影画像が表示される。また、撮影光源として LED を用いることも可能である。

【0023】

LCD（Liquid Crystal Display）39 は、固視標や視力測定用指標を表示する。固視標は被検眼 E を固視させるための指標であり、眼底撮影時や OCT 計測時などに使用される。

【0024】

LCD 39 から出力された光は、その一部がハーフミラー 39 A にて反射され、ミラー 32 に反射され、合焦レンズ 31 およびダイクロイックミラー 55 を経由し、孔開きミラー 21 の孔部を通過し、ダイクロイックミラー 46 を透過し、対物レンズ 22 により屈折されて眼底 E f に投影される。

【0025】

LCD 39 の画面上における固視標の表示位置を変更することにより、被検眼 E の固視位置を変更できる。被検眼 E の固視位置としては、たとえば従来の眼底カメラと同様に、眼底 E f の黄斑部を中心とする画像を取得するための位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための位置や、黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心を中心とする画像を取得するための位置などがある。また、固視標の表示位置を任意に変更することも可能であ

10

20

30

40

50

る。

【0026】

さらに、眼底カメラユニット2には、従来の眼底カメラと同様にアライメント光学系50とフォーカス光学系60が設けられている。アライメント光学系50は、被検眼Eに対する装置光学系（検査用光学系）の位置合わせ（アライメント）を行うための指標（アライメント指標）を生成する。フォーカス光学系60は、眼底Efに対してフォーカス（ピント）を合わせるための指標（スプリット指標）を生成する。

【0027】

アライメント光学系50のLED51から出力された光（アライメント光）は、絞り52、53およびリレーレンズ54を経由してダイクロイックミラー55により反射され、孔開きミラー21の孔部を通過し、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により被検眼Eの角膜に投影される。

【0028】

アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ22、ダイクロイックミラー46および上記孔部を経由し、その一部がダイクロイックミラー55を透過し、合焦レンズ31を通過し、ミラー32により反射され、ハーフミラー39Aを透過し、ダイクロイックミラー33に反射され、集光レンズ34によりCCDイメージセンサ35の受光面に投影される。CCDイメージセンサ35による受光像（アライメント指標）は、観察画像とともに表示装置3に表示される。ユーザは、従来の眼底カメラと同様の操作を行ってアライメントを実施する。また、演算制御ユニット200がアライメント指標の位置を解析して光学系を移動させることによりアライメントを行ってもよい（オートアライメント機能）。なお、この実施形態では、後述の前眼部カメラ300を用いてオートアライメントを実行することができるので、アライメント指標を用いたオートアライメントが可能なことは必須な事項ではない。ただし、前眼部カメラ300を用いたオートアライメントが成功しなかった場合などにアライメント指標を用いたオートアライメントを行えるように構成したり、前眼部カメラ300を用いたオートアライメントとアライメント指標を用いたオートアライメントとを選択的に使用できるように構成したりすることも可能である。

【0029】

フォーカス調整を行う際には、照明光学系10の光路上に反射棒67の反射面が斜設される。フォーカス光学系60のLED61から出力された光（フォーカス光）は、リレーレンズ62を通過し、スプリット指標板63により2つの光束に分離され、二孔絞り64を通過し、ミラー65に反射され、集光レンズ66により反射棒67の反射面に一旦結像されて反射される。さらに、フォーカス光は、リレーレンズ20を経由し、孔開きミラー21に反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて眼底Efに投影される。

【0030】

フォーカス光の眼底反射光は、アライメント光の角膜反射光と同様の経路を通過してCCDイメージセンサ35により検出される。CCDイメージセンサ35による受光像（スプリット指標）は、観察画像とともに表示装置3に表示される。演算制御ユニット200は、従来と同様に、スプリット指標の位置を解析して合焦レンズ31およびフォーカス光学系60を移動させてピント合わせを行う（オートフォーカス機能）。また、スプリット指標を視認しつつ手動でピント合わせを行ってもよい。

【0031】

ダイクロイックミラー46は、眼底撮影用の光路からOCT計測用の光路を分岐させている。ダイクロイックミラー46は、OCT計測に用いられる波長帯の光を反射し、眼底撮影用の光を透過させる。このOCT計測用の光路には、OCTユニット100側から順に、コリメータレンズユニット40と、光路長変更部41と、ガルバノスキャナ42と、合焦レンズ43と、ミラー44と、リレーレンズ45とが設けられている。

【0032】

光路長変更部41は、図1に示す矢印の方向に移動可能とされ、OCT計測用の光路の

光路長を変更する。この光路長の変更は、被検眼 E の眼軸長に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などに利用される。光路長変更部 41 は、たとえばコーナーキューブと、これを移動する機構とを含んで構成される。

【0033】

ガルバノスキャナ 42 は、OCT 計測用の光路を通過する光（信号光 L S）の進行方向を変更する。それにより、眼底 E f を信号光 L S で走査することができる。ガルバノスキャナ 42 は、たとえば、信号光 L S を x 方向に走査するガルバノミラーと、y 方向に走査するガルバノミラーと、これらを独立に駆動する機構とを含んで構成される。それにより、信号光 L S を x y 平面上の任意の方向に走査することができる。

【0034】

眼底カメラユニット 2 には前眼部カメラ 300 が設けられている。前眼部カメラ 300 は、前眼部 E a を異なる方向から実質的に同時に撮影する。この実施形態では、眼底カメラユニット 2 の被検者側の面に 2 台のカメラが設けられている（図 4 A に示す前眼部カメラ 300 A、300 B を参照）。また、前眼部カメラ 300 A および 300 B はそれぞれ、図 1 および図 4 A に示すように、照明光学系 10 の光路および撮影光学系 30 の光路から外れた位置に設けられている。つまり、前眼部カメラ 300 A および 300 B は、照明光学系 10 および撮影光学系 30 と非同軸に設けられている。以下、2 台の前眼部カメラ 300 A および 300 B をまとめて符号 300 で表すことがある。

【0035】

この実施形態では、2 台の前眼部カメラ 300 A および 300 B が設けられているが、実施形態に係る前眼部カメラの個数は 2 以上の任意の個数であってよい（ただし、アライメント指標を用いる場合には前眼部カメラを設ける必要はない）。しかし、後述の演算処理を考慮すると、異なる 2 方向から実質的に同時に前眼部を撮影可能な構成であれば十分である。また、この実施形態では、照明光学系 10 および撮影光学系 30 とは別個に前眼部カメラ 300 を設けているが、少なくとも撮影光学系 30 を用いて同様の前眼部撮影を行うことができる。つまり、2 以上の前眼部カメラのうちの 1 つを撮影光学系 30 を含む構成によって担うようにしてもよい。いずれにしても、この実施形態は、異なる 2（以上の）方向から実質的に同時に前眼部を撮影可能に構成されていればよい。

【0036】

なお、「実質的に同時」とは、2 以上の前眼部カメラによる撮影において、眼球運動を無視できる程度の撮影タイミングのズレを許容することを示す。それにより、被検眼 E が実質的に同じ位置（向き）にあるときの画像を 2 以上の前眼部カメラによって取得することができる。

【0037】

また、2 以上の前眼部カメラによる撮影は動画撮影でも静止画撮影でもよいが、この実施形態では動画撮影を行う場合について特に詳しく説明する。動画撮影の場合、撮影開始タイミングを合わせるよう制御したり、フレームレートや各フレームの撮影タイミングを制御したりすることにより、上記した実質的に同時の前眼部撮影を実現することができる。一方、静止画撮影の場合、撮影タイミングを合わせるよう制御することにより、これを実現することができる。

【0038】

〔OCT ユニット〕

図 2 を参照しつつ OCT ユニット 100 の構成の一例を説明する。OCT ユニット 100 には、眼底 E f の OCT 画像を取得するための光学系が設けられている。この光学系は、従来のスペクトラルドメインタイプの OCT 装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、光源からの光（低コヒーレンス光）を参照光と信号光に分割し、眼底 E f を経由した信号光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル成分を検出するように構成されている。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット 200 に送られる。

【0039】

10

20

30

40

50

なお、スウェプトソースタイプのOCT装置の場合には、低コヒーレンス光源を出力する光源の代わりに波長掃引光源が設けられるとともに、干渉光をスペクトル分解する光学部材が設けられない。一般に、OCTユニット100の構成については、OCTのタイプに応じた公知の技術を任意に適用することができる。

【0040】

光源ユニット101は広帯域の低コヒーレンス光L0を出力する。低コヒーレンス光L0は、たとえば、近赤外領域の波長帯（約800nm～900nm程度）を含み、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有する。なお、人眼では視認できない波長帯、たとえば1040～1060nm程度の中心波長を有する近赤外光を低コヒーレンス光L0として用いてもよい。

10

【0041】

光源ユニット101は、スーパーミネセントダイオード（Super Luminescent Diode：SLD）や、LEDや、SOA（Semiconductor Optical Amplifier）等の光出力デバイスを含んで構成される。

【0042】

光源ユニット101から出力された低コヒーレンス光L0は、光ファイバ102によりファイバカプラ103に導かれて信号光LSと参照光LRに分割される。

【0043】

参照光LRは、光ファイバ104により導かれて光減衰器（アッテネータ）105に到達する。光減衰器105は、公知の技術を用いて、演算制御ユニット200の制御の下、光ファイバ104に導かれる参照光LRの光量を自動で調整する。光減衰器105により光量が調整された参照光LRは、光ファイバ104により導かれて偏波調整器（偏波コントローラ）106に到達する。偏波調整器106は、たとえば、ループ状にされた光ファイバ104に対して外部から応力を与えることで、光ファイバ104内を導かれる参照光LRの偏光状態を調整する装置である。なお、偏波調整器106の構成はこれに限定されるものではなく、任意の公知技術を用いることが可能である。偏波調整器106により偏光状態が調整された参照光LRは、ファイバカプラ109に到達する。

20

【0044】

ファイバカプラ103により生成された信号光LSは、光ファイバ107により導かれ、コリメータレンズユニット40により平行光束とされる。さらに、信号光LSは、光路長変更部41、ガルバノスキャナ42、合焦レンズ43、ミラー44、およびリレーレンズ45を経由してダイクロイックミラー46に到達する。そして、信号光LSは、ダイクロイックミラー46により反射され、対物レンズ22により屈折されて眼底Efに照射される。信号光LSは、眼底Efの様々な深さ位置において散乱（反射を含む）される。眼底Efによる信号光LSの後方散乱光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ103に導かれ、光ファイバ108を経由してファイバカプラ109に到達する。

30

【0045】

ファイバカプラ109は、信号光LSの後方散乱光と、光ファイバ104を経由した参照光LRとを干渉させる。これにより生成された干渉光LCは、光ファイバ110により導かれて出射端111から出射される。さらに、干渉光LCは、コリメータレンズ112により平行光束とされ、回折格子113により分光（スペクトル分解）され、集光レンズ114により集光されてCCDイメージセンサ115の受光面に投影される。なお、図2に示す回折格子113は透過型であるが、たとえば反射型の回折格子など、他の形態の分光素子を用いることも可能である。

40

【0046】

CCDイメージセンサ115は、たとえばラインセンサであり、分光された干渉光LCの各スペクトル成分を検出して電荷に変換する。CCDイメージセンサ115は、この電荷を蓄積して検出信号を生成し、これを演算制御ユニット200に送る。

【0047】

この実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用しているが、たとえばマッハツェンダ

50

一型など任意のタイプの干渉計を適宜に採用することが可能である。また、CCDイメージセンサに代えて、他の形態のイメージセンサ、たとえばCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサなどを用いることが可能である。

【0048】

〔演算制御ユニット〕

演算制御ユニット200の構成について説明する。演算制御ユニット200は、CCDイメージセンサ115から入力される検出信号を解析して眼底EfのOCT画像を形成する。そのための演算処理は、従来のスペクトラルドメインタイプのOCT装置と同様である。

10

【0049】

また、演算制御ユニット200は、眼底カメラユニット2、表示装置3およびOCTユニット100の各部を制御する。たとえば演算制御ユニット200は、眼底EfのOCT画像を表示装置3に表示させる。

【0050】

また、眼底カメラユニット2の制御として、演算制御ユニット200は、観察光源11、撮影光源15およびLED51、61の動作制御、LCD39の動作制御、合焦レンズ31、43の移動制御、反射棒67の移動制御、フォーカス光学系60の移動制御、光路長変更部41の移動制御、ガルバノスキャナ42の動作制御、前眼部カメラ300の動作制御などを行う。

20

【0051】

また、OCTユニット100の制御として、演算制御ユニット200は、光源ユニット101の動作制御、光減衰器105の動作制御、偏波調整器106の動作制御、CCDイメージセンサ115の動作制御などを行う。

【0052】

演算制御ユニット200は、たとえば、従来のコンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、眼科装置1を制御するためのコンピュータプログラムが記憶されている。演算制御ユニット200は、各種の回路基板、たとえばOCT画像を形成するための回路基板を備えていてもよい。また、演算制御ユニット200は、キーボードやマウス等の操作デバイス（入力デバイス）や、LCD等の表示デバイスを備えていてもよい。

30

【0053】

眼底カメラユニット2、表示装置3、OCTユニット100および演算制御ユニット200は、一体的に（つまり単一の筐体内に）構成されていてもよいし、2つ以上の筐体に別れて構成されていてもよい。

【0054】

〔制御系〕

眼科装置1の制御系の構成について図3を参照しつつ説明する。

【0055】

（制御部）

眼科装置1の制御系は、制御部210を中心に構成される。制御部210は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含んで構成される。制御部210には、主制御部211と、記憶部212と、光学系位置取得部213と、情報判定部214とが設けられている。

【0056】

（主制御部）

主制御部211は前述した各種の動作制御を行う。なお、合焦レンズ31の移動制御は、図示しない合焦駆動部を制御して合焦レンズ31を光軸方向に移動させるものである。それにより、撮影光学系30の合焦位置が変更される。また、合焦レンズ43の移動制御

50

は、図示しない合焦駆動部を制御して合焦レンズ 4 3 を光軸方向に移動させるものである。それにより、信号光 L S の合焦位置が変更される。

【0057】

主制御部 2 1 1 は、光学系駆動部 2 A を制御して、眼底カメラユニット 2 に設けられた光学系を 3 次元的に移動させることができる。この制御は、オートアライメントやトラッキングにおいて実行される。ここで、トラッキングとは、被検眼 E の眼球運動に合わせて装置光学系を移動させるものである。トラッキングは、たとえばアライメントよりも後の段階で実行される（場合によってはピント合わせも事前に実行される）。トラッキングは、装置光学系の位置を眼球運動に追従させることにより、アライメント（およびピント）が合った好適な位置関係を維持する機能である。

10

【0058】

なお、この実施形態の光学系駆動部 2 A は眼底カメラユニット 2 に搭載された光学系を移動させるものであるが、光学系駆動部 2 A によって眼底カメラユニット 2 に搭載された光学系および O C T ユニット 1 0 0 に搭載された光学系を移動させるように構成されていてもよい。光学系駆動部 2 A は「移動機構」の一例である。

【0059】

また、この実施形態の前眼部カメラ 3 0 0 は眼底カメラユニット 2 の筐体に設けられているので、光学系駆動部 2 A（撮影移動部）を制御することにより前眼部カメラ 3 0 0 を移動させることができる。また、2 以上の前眼部カメラ 3 0 0 をそれぞれ独立に移動させることが可能な撮影移動部を設けることができる。具体的には、撮影移動部は、各前眼部カメラ 3 0 0 に対して設けた駆動機構（アクチュエータ、動力伝達機構等）を含む構成であってもよい。また、撮影移動部は、単一のアクチュエータにより発生された動力を前眼部カメラ 3 0 0 ごとに設けられた動力伝達機構によって伝達することにより、2 以上の前眼部カメラ 3 0 0 を移動させるように構成されていてもよい。

20

【0060】

また、主制御部 2 1 1 は、記憶部 2 1 2 にデータを書き込む処理や、記憶部 2 1 2 からデータを読み出す処理を行う。

【0061】

（記憶部）

記憶部 2 1 2 は、各種のデータを記憶する。記憶部 2 1 2 に記憶されるデータとしては、たとえば、O C T 画像の画像データ、眼底像の画像データ、被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者 I D や氏名などの被検者に関する情報や、左眼／右眼の識別情報などの被検眼に関する情報を含む。また、記憶部 2 1 2 には、眼科装置 1 を動作させるための各種プログラムやデータが記憶されている。

30

【0062】

記憶部 2 1 2 には収差情報 2 1 2 a があらかじめ記憶されている。収差情報 2 1 2 a には、各前眼部カメラ 3 0 0 について、それに搭載された光学系の影響により撮影画像に発生する歪曲収差に関する情報が記録されている。ここで、前眼部カメラ 3 0 0 に搭載された光学系には、たとえばレンズ等の歪曲収差を発生させる光学素子が含まれている。収差情報 2 1 2 a は、これらの光学素子が撮影画像に与える歪みを定量化したパラメータと言える。

40

【0063】

収差情報 2 1 2 a の生成方法の例を説明する。前眼部カメラ 3 0 0 の器差（歪曲収差の差異）を考慮して各前眼部カメラ 3 0 0 について次のような測定が行われる。作業者は、所定の基準点を準備する。基準点とは、歪曲収差の検出に用いられる撮影ターゲットである。作業者は、基準点と前眼部カメラ 3 0 0 との相対位置を変更しつつ複数回の撮影を行う。それにより、異なる方向から撮影された基準点の複数の撮影画像が得られる。作業者は、取得された複数の撮影画像をコンピュータで解析することにより、この前眼部カメラ 3 0 0 の収差情報 2 1 2 a を生成する。なお、この解析処理を行うコンピュータは、画像処理部 2 3 0 であってもよいし、それ以外の任意のコンピュータ（製品出荷前の検査用コ

50

ンピュータ、メンテナンス用コンピュータ等）であってもよい。

【0064】

収差情報212aを生成するための解析処理には、たとえば以下の工程が含まれる：

各撮影画像から基準点に相当する画像領域を抽出する抽出工程；

各撮影画像における基準点に相当する画像領域の分布状態（座標）を算出する分布状態算出工程；

得られた分布状態に基づいて歪曲収差を表すパラメータを算出する歪曲収差算出工程；

得られたパラメータに基づいて歪曲収差を補正するための係数を算出する補正係数算出工程。

【0065】

なお、光学系が画像に与える歪曲収差に関連するパラメータとしては、主点距離、主点位置（縦方向、横方向）、レンズのディストーション（放射方向、接線方向）などがある。収差情報212aは、各前眼部カメラ300の識別情報と、これに対応する補正係数とを関連付けた情報（たとえばテーブル情報）として構成される。このようにして生成された収差情報212aは、主制御部211によって記憶部212に格納される。このような収差情報212aの生成およびこれに基づく収差補正は、カメラのキャリブレーション（Calibration）などと呼ばれる。

【0066】

（光学系位置取得部）

光学系位置取得部213は、眼科装置1に搭載された検査用光学系の現在位置を取得する。検査用光学系とは、被検眼Eを光学的に検査するために用いられる光学系である。この実施形態の眼科装置1（眼底カメラとOCT装置の複合機）における検査用光学系は、被検眼の画像を得るための光学系である。

【0067】

光学系位置取得部213は、たとえば、主制御部211による光学系駆動部2Aの移動制御の内容を表す情報を受けて、光学系駆動部2Aにより移動される検査用光学系の現在位置を取得する。この処理の具体例を説明する。主制御部211は、所定のタイミング（装置起動時、患者情報入力時など）で光学系駆動部2Aを制御して、検査用光学系を所定の初期位置に移動させる。それ以降、主制御部211は、光学系駆動部2Aが制御される度に、その制御内容を記録する。それにより、制御内容の履歴が得られる。光学系位置取得部213は、この履歴を参照して現在までの制御内容を取得し、この制御内容に基づいて検査用光学系の現在位置を求める。

【0068】

また、主制御部211が光学系駆動部2Aを制御する度にその制御内容を光学系位置取得部213に送信し、光学系位置取得部213が当該制御内容を受ける度に検査用光学系の現在位置を逐次求めるようにしてもよい。

【0069】

他の構成例として、検査用光学系の位置を検知する位置センサを光学系位置取得部213に設けるようにしてもよい。

【0070】

以上のようにして光学系位置取得部213により検査用光学系の現在位置が取得された場合、主制御部211は、取得された現在位置と、後述の解析部231により求められた被検眼Eの3次元位置とに基づいて、光学系駆動部2Aに検査用光学系を移動させることができる。具体的には、主制御部211は、光学系位置取得部213による取得結果によって検査用光学系の現在位置を認識し、解析部231による解析結果によって被検眼Eの3次元位置を認識する。そして、主制御部211は、被検眼Eの3次元位置に対する検査用光学系の位置が所定の位置関係になるように、検査用光学系の現在位置を起点としてその位置を変更する。この所定の位置関係は、x方向およびy方向の位置がそれぞれ一致し、かつ、z方向の距離が所定の作動距離になるようなものである。

【0071】

（情報判定部）

情報判定部 214 は、OCT を行うことによって取得された情報が、OCT を実行するにあたり適当であるか否か判定する。OCT により取得される情報としては、OCT ユニット 100 の CCD イメージセンサ 115 からの検出信号や、この検出信号に対して所定の処理を施すことにより得られる情報がある。後者の例として次のような情報がある：検出信号に基づき画像形成部 220 により形成される断面像（A スキャン像、2 次元断面像）；この断面像形成処理の途中段階で得られる情報；画像形成部 220 により形成された 1 以上の断面像に基づき画像処理部 230 により形成される情報（画像等）；これら以外の処理を検出信号に施すことにより得られる情報。

【0072】

CCD イメージセンサ 115 からの検出信号に基づく判定処理の例を説明する。情報判定部 214 は、検出信号を解析してその特性を示す情報（特性情報）を求め、この特性情報が OCT を実行するにあたり適当であるか否か判定する。特性情報の種別は、たとえば、眼内に存在する光を攪乱する要因が信号光 LS に与える影響（つまり干渉光 LC に与える影響）に基づいて、あらかじめ決定される。

【0073】

特性情報の例として強度（振幅等）がある。たとえば被検眼 E 内の混濁部位を信号光 LS が通過する場合、信号光 LS の強度が低下し、その結果、干渉光 LC の強度が低下する。情報判定部 214 は、干渉光 LC を検出して得られる検出信号の強度を求め、この強度を閾値と比較する。強度が閾値以下である場合、情報判定部 214 は、この検出信号は不適当であると判定する。この閾値は、たとえば、光源ユニット 101 から出力される光の強度に基づいてあらかじめ決定される。なお、ファイバケーブル 103 による光の分割比率や、光学部材による光の減衰量、健康眼の内部を通過することによる標準的な光の減衰量など、各種のファクタを考慮することによって閾値を決定することもできる。また、信号強度以外の特性情報の例として、ノイズ量や SN 比などがある。

【0074】

断面像形成処理の途中段階で得られる情報や、画像形成処理以外の処理を検出信号に施すことにより得られる情報を考慮する場合においても、検出信号を考慮する場合と同様の処理を適用することが可能である。また、画像形成部 220 により形成された 1 以上の断面像に基づき画像処理部 230 によって形成される情報（たとえば画像以外の情報）を考慮する場合についても同様である。

【0075】

画像形成部 220 により形成される断面像（A スキャン像、2 次元断面像）や、画像処理部 230 により形成される断面像（3 次元断面像等）を考慮する場合における判定処理の例を説明する。2 次元または 3 次元の断面像は、眼底 Ef に対する信号光 LS の照射位置を変更することによって（つまりスキャンを行うことによって）取得される。スキャンの軌跡の少なくとも一部に混濁部位が存在すると、混濁部位を通過した信号光 LS に基づく A スキャン像（深さ方向に延びる 1 次元画像）の画質が劣化することや、眼底 Ef が画像化されないことがある。

【0076】

情報判定部 214 は、断面像に含まれる各 A スキャン像を解析して画質の評価値を算出し、この評価値を閾値と比較する。評価値が閾値以下である場合、情報判定部 214 は、この A スキャン像は不適当であると判定する。この処理を情報判定部 214 が全ての A スキャン像に対して行うことにより、適当と判定された A スキャン像（スキャン位置）と、不適当と判定された A スキャン像（スキャン位置）との分布が得られる。

【0077】

なお、この閾値は、あらかじめ決定されてもよいし、当該判定処理において設定してもよい。後者の例として、当該判定処理において算出された複数の評価値の分布（たとえばヒストグラム）を統計的に処理することによって、閾値を決定することができる。

【0078】

10

20

30

40

50

また、評価値は、A スキャン像の画質を表す任意の指標であってよい。たとえば、A スキャン像における輝度の分布に基づいて評価値を求めることができる。その具体例として、A スキャン像におけるコントラスト、たとえば高輝度の部分（反射率が高い組織に相当する画素）と低輝度の部分（反射率が低い組織に相当する画素）との差または比を、評価値として求めることができる。

【0079】

情報判定部 214 が実行する処理の他の例を説明する。この判定処理は、オート Z と呼ばれる処理が成功したか失敗したか判定するものである。オート Z とは、OCT 画像（断面像）のフレーム中の所定の範囲（ターゲット範囲）に眼底 E f の画像を描画させる機能である。

【0080】

オート Z では、眼底 E f の同じ位置が繰り返しスキャンされる。各スキャンの軌跡は、たとえば線分形状（ラインスキャン）である。情報判定部 214 は、この反復的なスキャンにより逐次に得られる断面像をそれぞれ解析することにより、眼底 E f の所定の組織（眼底表面、高輝度の層組織）の画像が描画されているフレーム中の深さ位置（z 方向（深さ方向）における位置）をリアルタイムで特定する。さらに、情報判定部 214 は、特定された深さ位置とターゲット範囲との間の変位を算出する。主制御部 211 は、算出された変位を打ち消すように、つまり所定の組織の画像がターゲット範囲に描画されるように、信号光 L S と参照光 L R との間の光路長差を調整する。

【0081】

光路長差の調整は、光路長変更部 41 を制御して信号光 L S の光路長を変更させることにより行われる。なお、参照光の光路長を変更する構成（たとえば後述する可動の参照ミラー）を適用することも可能である。また、信号光の光路長を変更する構成と、参照光の光路長を変更する構成の双方を適用してもよい。

【0082】

主制御部 211 と情報判定部 214 は、反復的なスキャンにより取得される各断面像について（または所定の間隔をおいて）上記の処理を実行する。情報判定部 214 は、所定のタイミングまでに上記変位が閾値以下となった場合、つまり所定のタイミングまでに所定の組織の画像がターゲット範囲に描画された場合、オート Z は成功したと判定する。

【0083】

逆に、所定のタイミングまでに上記変位が閾値以下とならなかった場合、つまり所定のタイミングまでに所定の組織の画像がターゲット範囲に描画されなかった場合、情報判定部 214 は、オート Z は失敗したと判定する。なお、この所定のタイミングは、たとえば、上記変位と閾値とを比較した回数として、または、オート Z の開始からの経過時間として、あらかじめ設定される。

【0084】

本例において、オート Z の成功（失敗）は、光学系により取得された情報が OCT を実行するにあたり適当（不適当）であることに相当する。なお、オート Z の失敗の要因として、被検眼 E の混濁部位による信号光 L S の散乱や吸収が考えられる。

【0085】

情報判定部 214 は、オート Z の成否の代わりに、断面像の画質に関する任意の評価値（たとえばノイズ量、S/N 比）に基づいて、判定処理を行うように構成されていてよい。

【0086】

（画像形成部）

画像形成部 220 は、CCD イメージセンサ 115 からの検出信号に基づいて、眼底 E f の断面像の画像データを形成する。この処理には、従来のスペクトラルドメインタイプの OCT と同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、FFT（Fast Fourier Transform）などの処理が含まれている。他のタイプの OCT が適用される場合、画像形成部 220 は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

【0087】

画像形成部 220 は、たとえば、前述の回路基板を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを同一視することがある。

【0088】

(画像処理部)

画像処理部 230 は、画像形成部 220 により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。たとえば、画像処理部 230 は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。また、画像処理部 230 は、眼底カメラユニット 2 により得られた画像（眼底像、前眼部像等）に対して各種の画像処理や解析処理を施す。

【0089】

画像処理部 230 は、断面像の間の画素を補間する補間処理などの公知の画像処理を実行して、眼底 E f の 3 次元画像データを形成する。なお、3 次元画像データとは、3 次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。3 次元画像データとしては、3 次元的に配列されたボクセルからなる画像データがある。この画像データは、ボリュームデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれる。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、画像処理部 230 は、このボリュームデータに対してレンダリング処理（ボリュームレンダリングや MIP (Maximum Intensity Projection: 最大値投影) など) を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な 3 次元画像の画像データを形成する。表示部 241 には、この擬似的な 3 次元画像が表示される。

【0090】

また、3 次元画像データとして、複数の断面像のスタックデータを形成することも可能である。スタックデータは、複数の走査線に沿って得られた複数の断面像を、走査線の位置関係に基づいて 3 次元的に配列させることで得られる画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の 2 次元座標系により定義されていた複数の断面像を、1 つの 3 次元座標系により表現する（つまり 1 つの 3 次元空間に埋め込む）ことにより得られる画像データである。

【0091】

また、画像処理部 230 は、3 次元画像データに基づいて、任意の断面における断面像を形成することができる。この処理は、断面変換または多断面再構成 (Multi-Planar Reconstruction) などと呼ばれ、指定された断面に位置する画素（ボクセル）を抽出する処理と、抽出された画素を配列する処理とを含む。

【0092】

さらに、画像処理部 230 には、解析部 231 と、画像判定部 232 と、画像合成部 233 とが設けられている。

【0093】

(解析部)

解析部 231 は、2 以上の前眼部カメラ 300 により実質的に同時に得られた 2 以上の撮影画像を解析することで、被検眼 E の 3 次元位置を求める。この処理を実行するための構成の一例として、解析部 231 には、画像補正部 2311 と、特徴位置特定部 2312 と、3 次元位置算出部 2313 が設けられている。

【0094】

(画像補正部)

画像補正部 2311 は、前眼部カメラ 300 により得られた各撮影画像の歪みを、記憶部 212 に記憶されている収差情報 212a に基づいて補正する。この処理は、たとえば、歪曲収差を補正するための補正係数に基づく公知の画像処理技術によって実行される。なお、前眼部カメラ 300 の光学系が撮影画像に与える歪曲収差が十分に小さい場合などには、収差情報 212a および画像補正部 2311 を設けなくてもよい。

【0095】

(特徴位置特定部)

特徴位置特定部 2312 は、(画像補正部 2311 により歪曲収差が補正された) 各撮影画像を解析することで、前眼部 E a の所定の特徴部位に相当する当該撮影画像中の位置

10

20

30

40

50

(特徴位置と呼ぶ)を特定する。所定の特徴部位としては、たとえば被検眼 E の瞳孔中心または角膜頂点が用いられる。以下、瞳孔中心を特定する処理の具体例を説明する。

【0096】

まず、特徴位置特定部 2312 は、撮影画像の画素値（輝度値など）の分布に基づいて、被検眼 E の瞳孔に相当する画像領域（瞳孔領域）を特定する。一般に瞳孔は他の部位よりも低い輝度で描画されるので、低輝度の画像領域を探索することによって瞳孔領域を特定することができる。このとき、瞳孔の形状を考慮して瞳孔領域を特定するようにしてもよい。つまり、略円形かつ低輝度の画像領域を探索することによって瞳孔領域を特定するように構成することができる。

【0097】

次に、特徴位置特定部 2312 は、特定された瞳孔領域の中心位置を特定する。上記のように瞳孔は略円形であるので、瞳孔領域の輪郭を特定し、この輪郭（の近似円または近似楕円）の中心位置を特定し、これを瞳孔中心とすることができる。また、瞳孔領域の重心を求め、この重心位置を瞳孔中心としてもよい。

【0098】

なお、他の特徴部位に対応する特徴位置を特定する場合であっても、上記と同様に撮影画像の画素値の分布に基づいて当該特徴位置を特定することが可能である。

【0099】

（3次元位置算出部）

3次元位置算出部 2313 は、2以上の前眼部カメラ 300 の位置と、特徴位置特定部 2312 により特定された2以上の撮影画像中の特徴位置とに基づいて、被検眼 E の特徴部位の3次元位置を算出する。この処理について図5Aおよび図5Bを参照しつつ説明する。

【0100】

図5Aは、被検眼 E と前眼部カメラ 300 A および 300 B との間の位置関係を示す上面図である。図5Bは、被検眼 E と前眼部カメラ 300 A および 300 B との間の位置関係を示す側面図である。2つの前眼部カメラ 300 A および 300 B の間の距離（基線長）を「B」で表す。2つの前眼部カメラ 300 A および 300 B の基線と、被検眼 E の特徴部位 P との間の距離（撮影距離）を「H」で表す。各前眼部カメラ 300 A および 300 B と、その画面平面との間の距離（画面距離）を「f」で表す。

【0101】

このような配置状態において、前眼部カメラ 300 A および 300 B による撮影画像の分解能は次式で表される。ここで、 Δp は画素分解能を表す。

【0102】

x y 方向の分解能（平面分解能）： $\Delta x y = H \times \Delta p / f$

z 方向の分解能（奥行き分解能）： $\Delta z = H \times H \times \Delta p / (B \times f)$

【0103】

3次元位置算出部 2313 は、2つの前眼部カメラ 300 A および 300 B の位置（既知である）と、2つの撮影画像において特徴部位 P に相当する特徴位置とに対して、図5Aおよび図5Bに示す配置関係を考慮した公知の三角法を適用することにより、特徴部位 P の3次元位置、つまり被検眼 E の3次元位置を算出する。

【0104】

3次元位置算出部 2313 により算出された被検眼 E の3次元位置は制御部 210 に送られる。制御部 210 は、この3次元位置の算出結果に基づいて、検査用光学系の光軸を被検眼 E の軸に合わせるように、かつ、被検眼 E に対する検査用光学系の距離が所定の作動距離になるように光学系駆動部 2A を制御する。ここで、作動距離とは、ワーキングディスタンスとも呼ばれる既定値であり、検査用光学系を用いた検査時における被検眼 E と検査用光学系との間の距離を意味する。

【0105】

また、前眼部カメラ 300 が前眼部 E a を異なる方向から並行して動画撮影する場合、

10

20

30

40

50

たとえば次のような処理（１）および（２）を行うことにより、被検眼 E の動きに対する検査用光学系のトラッキングを実行することが可能である。

（１）解析部 231 が、２以上の前眼部カメラ 300 による動画撮影において実質的に同時に得られた２以上のフレームを逐次に解析することで、被検眼 E の３次元位置を逐次に求める。

（２）制御部 210 が、解析部 231 により逐次に求められる被検眼 E の３次元位置に基づき光学系駆動部 2A を逐次に制御することにより、検査用光学系の位置を被検眼 E の動きに追従させる。

【0106】

解析部 231 は、３次元位置算出部 2313 により取得された被検眼 E の３次元位置に基づいて、被検眼 E と検査用光学系との間の変位を求めることができる。この処理は、前眼部カメラ 300 の位置および検査用光学系の位置が既知であることを利用して実行される。なお、検査用光学系の位置は、あらかじめ決められた所定位置であり、たとえば、対物レンズ 22 の前面（被検眼 E 側の面）と、検査用光学系の光軸とが交差する位置である。この処理を行う場合の解析部 231 は「第１の変位算出部」に相当する。

【0107】

被検眼 E と検査用光学系との間の変位を求めるための処理の他の例を説明する。本例では、被検眼 E の前眼部にアライメント指標が投影される。さらに、アライメント指標が投影されている状態の前眼部を眼底カメラユニット 2 によって動画撮影する。この動画撮影により取得される各フレームには、一般に、一对のアライメント指標が映り込んでいる。解析部 231 は、一对のアライメント指標の描画位置に基づいて、目的の変位を算出する。

【0108】

この処理についてより具体的に説明する。検査用光学系が被検眼 E に対して所定の検査可能位置に配置されると、一对のアライメント指標はフレームの所定位置（たとえばフレーム中心）に重なって描画される。検査可能位置とは、たとえば、被検眼 E の所定位置（角膜頂点、瞳孔中心など）の x 座標および y 座標と、検査用光学系の光軸の x 座標および y 座標とが実質的に等しく、かつ、被検眼 E と検査用光学系（たとえば対物レンズ 22）との間の距離が所定の作動距離に実質的に等しくなるような、被検眼 E と検査用光学系との位置関係を示す。また、２つのアライメント指標の間の描画位置のズレ（第１のズレ）は、z 方向における作動距離からの変位を反映し、フレームの所定位置に対するアライメント指標の描画位置のズレ（第２のズレ）は、x y 方向における被検眼 E の所定位置からの変位を反映する。解析部 231 は、この関係を利用することにより、第１のズレから z 方向の変位を求め、第２のズレから x y 方向の変位を求める。それにより、被検眼 E と検査用光学系との間の３次元的な変位が得られる。なお、このような変位算出処理は、公知のオートアライメントにおいて実行される処理である。この処理を行う場合の解析部 231 は「第２の変位算出部」に相当する。

【0109】

（画像判定部）

画像判定部 232 は、２以上の前眼部カメラ 300 のうちの少なくとも１つにより得られた撮影画像を解析することで、前眼部 E a の画像が当該撮影画像中の所定領域に含まれているか否かを判定する。

【0110】

この所定領域は、前眼部カメラ 300 による撮影範囲内においてあらかじめ設定され、たとえば当該撮影範囲の中心を含む領域として設定される。ここで、前眼部カメラ 300 による撮影条件（前眼部カメラ 300 の位置、撮影倍率等）に応じて当該所定領域の範囲を変化させることができる。また、後述の特徴点の設定に応じて当該所定領域の範囲を決定することができる。また、被検者の顔を支持する支持部 440（顎受け、額当て等。図 4A および図 4B を参照。）の位置またはその近傍位置に相当するように当該所定領域を設定することができる。

10

20

30

40

50

【0111】

画像判定部232が実行する処理の具体例を説明する。まず、画像判定部232は、前眼部Eaの所定の特徴点に相当する画像領域を撮影画像中から特定する。この特徴点としては、瞳孔中心、瞳孔輪郭、虹彩中心、虹彩輪郭、角膜頂点などがある。特徴点に相当する画像領域の特定処理は、たとえば特徴位置特定部2312が実行する処理と同様である。なお、特徴点と特徴部位とが同一の場合には、特徴位置特定部2312による特定結果を画像判定部232が行う処理に利用することができる。

【0112】

次に、画像判定部232は、特定された特徴点が撮影画像（のフレーム）中の所定領域に含まれているか否か判定する。この処理は、所定領域に相当する座標と特徴点の座標とを比較することによって行われる。

10

【0113】

画像判定部232は、この判定結果を制御部210に送る。制御部210は、前眼部Eaの画像が所定領域に含まれていないと判定された場合に、光学系駆動部2A（撮影移動部）を制御して前眼部カメラ300を支持部440（つまり被検者の顔）から離れる方向および／または支持部440の外側方向に移動させる。支持部440から離れる方向とは、図1等を示す座標系における $-z$ 方向である。また、支持部440の外側方向とは、前眼部カメラ300が検査用光学系の光軸から離れる方向である。検査用光学系から離れる方向については、水平方向（ $\pm x$ 方向）および／または垂直方向（ $\pm y$ 方向）において定義することが可能である。つまり、 xy 平面内の任意の方向において、検査用光学系から離れる方向を定義することが可能である。

20

【0114】

また、前眼部カメラ300の移動方向および／または移動距離については、たとえば、移動前における前眼部カメラ300と支持部440との位置関係に基づいて設定することができる。また、画像判定部232による判定処理と、前眼部カメラ300の移動処理とを交互に行うことにより、前眼部カメラ300を好適な位置に追い込んでいくように制御を行うことも可能である。また、特徴点に相当する画像領域と所定領域との間の距離（ピクセル数）に応じて前眼部カメラ300の移動方向および／または移動距離を決定するように構成してもよい。また、特徴点に相当する画像領域と所定領域内の所定位置（たとえば中心位置）との間の距離に応じて前眼部カメラ300の移動方向および／または移動距離を決定するように構成することも可能である。

30

【0115】

画像判定部232による判定結果に基づく他の動作例を説明する。制御部210は、前眼部Eaの画像が所定領域に含まれていないと判定された場合に、所定の警告情報を出力部に出力させる。この出力部としては、表示部241、図示しない音声出力部などがある。表示部241を出力部として用いる場合、制御部210は、所定の文字列情報、画像情報、ポップアップウィンドウ等からなる警告メッセージを表示部241に表示させる。音声出力部を出力部として用いる場合、制御部210は、所定の音声情報、警告音等を音声出力部に出力させる。

【0116】

40

このような警告情報によりユーザは前眼部Eaの画像が所定領域に含まれていないことを認識する。そして、ユーザは、操作部242を用いて前眼部カメラ300を3次元的に移動させる。なお、制御部210が、前眼部カメラ300の移動方向および／または移動距離を表す情報（移動情報）を警告情報とともに出力させるようにしてもよい。この移動情報は、たとえば、画像判定部232により得られる特徴点に相当する画像領域と所定領域との間の位置関係に基づいて生成される。ユーザによる手動での移動が完了したら、画像判定部232による判定処理を再度行うように構成してもよい。

【0117】

（画像合成部）

画像合成部233は、2以上の前眼部カメラ300により実質的に同時に得られた2以

50

上の撮影画像の合成画像を形成する。この合成画像の例として、2以上の撮影画像に基づく立体画像や視点変換により得られる画像（視点変換画像）がある。視点変換画像の視点は、たとえば検査用光学系の光軸上に設定される。これらの合成画像は公知の画像合成処理を用いることにより得られる。

【0118】

以上のように機能する画像処理部230は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、回路基板等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をマイクロプロセッサに実行させるコンピュータプログラムがあらかじめ格納されている。

【0119】

（ユーザインターフェイス）

ユーザインターフェイス240には、表示部241と操作部242とが含まれる。表示部241は、前述した演算制御ユニット200の表示デバイスや表示装置3を含んで構成される。操作部242は、前述した演算制御ユニット200の操作デバイスを含んで構成される。操作部242には、眼科装置1の筐体や外部に設けられた各種のボタンやキーが含まれていてもよい。たとえば眼底カメラユニット2が従来の眼底カメラと同様の筐体を有する場合、操作部242は、この筐体に設けられたジョイスティックや操作パネル等を含んでいてもよい。また、表示部241は、眼底カメラユニット2の筐体に設けられたタッチパネルなどの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

【0120】

なお、表示部241と操作部242は、それぞれ個別のデバイスとして構成される必要はない。たとえばタッチパネルのように、表示機能と操作機能とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。その場合、操作部242は、このタッチパネルとコンピュータプログラムとを含んで構成される。操作部242に対する操作内容は、電気信号として制御部210に入力される。また、表示部241に表示されたグラフィカルユーザインターフェイス（GUI）と、操作部242とを用いて、操作や情報入力を行うようにしてもよい。

【0121】

〔動作〕

眼科装置1の動作について説明する。

【0122】

〔動作例1〕

この動作例は、眼科装置1によるオートアライメントの基本的な流れと、前眼部Eaの特徴部位（ここでは瞳孔中心）の特定が不調であった場合や前眼部Eaの画像が撮影画像中の所定領域に含まれていない場合に実行される処理とを説明するものである。以下、図6に示すフローチャートを参照する。

【0123】

（S1：患者登録）

まず、ユーザは、ユーザインターフェイス240を用いて被検者の患者情報を入力する。患者情報としては、患者ID、患者氏名などがある。

【0124】

（S2：撮影種別の選択）

次に、ユーザは、ユーザインターフェイス240を用いて、被検者に対して実施される撮影の種別を選択入力する。この撮影種別の項目としては、撮影部位（視神経乳頭、黄斑、双方等）、撮影眼（左眼、右眼、両眼）、画像撮影パターン（眼底像のみ、OCT画像のみ、双方）、OCTスキャンパターン（ラインスキャン、十字スキャン、ラジアルスキャン、円スキャン、3次元スキャン等）などがある。

【0125】

（S3：オートアライメント開始）

撮影種別の選択が完了したらオートアライメントの開始指示がなされる。この開始指示

10

20

30

40

50

は、撮影種別の選択を受けて制御部 210 が自動で行うものであってもよいし、操作部 242 を用いてユーザが手動で行うものであってもよい。

【0126】

(S4：前眼部の撮影開始)

オートアライメントの開始指示がなされると、制御部 210 は前眼部カメラ 300A および 300B による前眼部 E a の撮影をそれぞれ開始させる。この撮影は、前眼部 E a を撮影対象とする動画撮影である。各前眼部カメラ 300A および 300B は所定のフレームレートで動画撮影を行う。ここで、前眼部カメラ 300A および 300B による撮影タイミングが制御部 210 によって同期されていてもよい。各前眼部カメラ 300A および 300B は、取得されたフレームをリアルタイムで順次に制御部 210 に送る。制御部 210 は、双方の前眼部カメラ 300A および 300B により得られたフレームを、撮影タイミングに応じて対応付ける。つまり、制御部 210 は、双方の前眼部カメラ 300A および 300B により実質的に同時に取得されたフレーム同士を対応付ける。この対応付けは、たとえば、上記の同期制御に基づいて、または、前眼部カメラ 300A および 300B からのフレームの入力タイミングに基づいて実行される。制御部 210 は、対応付けられた一対のフレームを解析部 231 に送る。

10

【0127】

(S5：瞳孔中心の特定)

画像補正部 2311 は、制御部 210 から送られた各フレームの歪みを、記憶部 212 に記憶されている収差情報 212a に基づいて補正する。この補正処理は前述の要領で実行される。歪みが補正された一対のフレームは、特徴位置特定部 2312 に送られる。

20

【0128】

特徴位置特定部 2312 は、画像補正部 2311 から送られた各フレームを解析することで、前眼部 E a の瞳孔中心に相当する当該フレーム中の特徴位置を特定するための処理を実行する。

【0129】

(S6：瞳孔中心の特定に成功したか?)

瞳孔中心に相当する特徴位置の特定に失敗した場合 (S6：NO)、特徴位置特定部 2312 は、その旨を示す情報を制御部 210 に送り、ステップ S7 の「前眼部カメラの移動」に移行する。一方、特徴位置の特定に成功した場合 (S6：YES)、ステップ S8 の「前眼部の画像がフレームの所定領域内に位置するか?」に移行する。

30

【0130】

(S7：前眼部カメラの移動)

特徴位置の特定に失敗した場合 (S6：NO) において、制御部 210 は、特徴位置特定部 2312 からの情報を受けたことに対応し、前述の撮影移動部を制御して、前眼部カメラ 300A および 300B を支持部 440 から離れる方向および／または支持部 440 の外側方向に移動させる。

【0131】

支持部 440 から離れる方向に前眼部カメラ 300A および 300B を移動させる場合、前眼部カメラ 300A および 300B と被検者 (被検眼 E) との間の距離が大きくなるので、被検者の顔面のより広い範囲を撮影することが可能となり、前眼部カメラ 300A および 300B による好適な撮影可能範囲に被検眼 E が配置される可能性が高まる。また、支持部 440 の外側方向に前眼部カメラ 300A および 300B を移動させる場合、被検者の耳側の方向に前眼部カメラ 300A および 300B が移動するので、好適な撮影可能範囲に被検眼 E が配置される可能性が高まる。また、これら 2 方向への移動を組み合わせることにより、好適な撮影可能範囲に被検眼 E が配置される可能性がさらに高まる。

40

【0132】

この動作例では、前眼部カメラ 300A および 300B の移動中および移動後においても前眼部 E a の動画撮影は継続されているものとする。これに対し、前眼部カメラ 300A および 300B の移動に際して動画撮影を停止し、移動の完了後に自動または手動で動

50

画撮影を再開するようにしてもよい。

【0133】

前眼部カメラ300Aおよび300Bの移動の完了後には、前眼部カメラ300Aおよび300Bによる動画撮影、瞳孔中心の特定、特定成功の判定が再度実行される。なお、このルーチンが所定回数繰り返された場合に、手動でのアライメントに移行するように構成することができる。

【0134】

(S8：前眼部の画像がフレームの所定領域内に位置するか?)

瞳孔中心に相当する特徴位置の特定に成功した場合(S6：YES)、画像判定部232は、前眼部Eaに相当する画像がフレームの所定領域内に位置しているか判定する。この動作例では、特徴位置特定部2312により特定された特徴位置を用いて当該判定処理を実行する。なお、他の情報を用いて判定処理を行う場合には、上記処理の順序は任意である。

【0135】

前眼部Eaの画像がフレームの所定領域内に位置していないと判定された場合(S8：NO)、前眼部カメラ300Aおよび300Bの移動が再度実行される(S7)。一方、前眼部Eaの画像がフレームの所定領域内に位置していると判定された場合(S8：YES)、次の「被検眼の3次元位置の算出」に移行する(S9)。

【0136】

(S9：被検眼の3次元位置の算出)

3次元位置算出部2313は、前眼部カメラ300Aおよび300Bの位置と、特徴位置特定部2312により一对のフレームについて特定された特徴位置とに基づいて、被検眼Eの瞳孔中心の3次元位置を算出する。この処理は前述の要領で実行される。

【0137】

(S10：検査用光学系の移動)

制御部210は、ステップS9において3次元位置算出部2313により算出された瞳孔中心の3次元位置に基づいて、検査用光学系の光軸を被検眼Eの軸に合わせるように、かつ、被検眼Eに対する検査用光学系の距離が所定の作動距離になるように光学系駆動部2Aを制御する。

【0138】

(S11：位置は収束?)

検査用光学系の移動がなされると、制御部210は、検査用光学系の位置が収束したか判定を行う。この判定処理は、たとえばアライメント指標を利用して行う。アライメント指標は、アライメントの状態に応じてその観察状態が変化する。具体的には、アライメントが好適な状態においてはアライメント指標の2つの像がほぼ同じ位置に観察され、アライメント状態が悪化するほど2つの像の位置が離れて観察される。制御部210は、CCDイメージセンサ35により撮影された2つの像の間の距離を求め、この距離が所定閾値以下であるか判断する。この距離が所定閾値以下であると判断された場合、検査用光学系の位置は収束したものと判定して処理は終了となる(S11：YES)。

【0139】

これに対し、この距離が所定閾値を超えると判断された場合、検査用光学系の位置は収束していないと判定してステップS9の「被検眼の3次元位置の算出」に戻る(S11：NO)。ステップS9の「被検眼の3次元位置の算出」からステップS11までの処理は、たとえばステップS11において所定回数「NO」と判定されるまで繰り返される。この「NO」の判定が所定回数繰り返された場合、制御部210は、たとえば所定の警告情報を出力させる。また、この「NO」の判定が所定回数繰り返されたことに対応して、手動でのアライメントを行う動作モード、またはアライメント指標を用いたオートアライメントを行う動作モードに移行するように制御部210が制御を行うことも可能である。

【0140】

なお、位置収束判定処理はこれに限定されるものではなく、検査用光学系の位置が適切

10

20

30

40

50

に収束しているか否かを判定可能な処理であればその手法は任意である。以上で、この動作例によるオートアライメントの説明は終了である。

【0141】

〔動作例2〕

この動作例は、たとえば被検眼が白内障眼である場合のように、眼底に照射される光に被検眼が悪影響を及ぼすおそれがある場合に適用可能な、眼科装置1の動作について説明する。また、この動作例では、眼科装置における新規なアライメント方法および新規なアライメント状態の提示方法、並びに、OCTを用いて眼底を画像化する眼科装置において、被検眼が小瞳孔眼である場合であっても、眼底の正面画像を好適に取得することが可能な技術について説明する。

10

【0142】

上記の動作例1で説明したオートアライメントは、被検眼の瞳孔中心に対して自動的にアライメントを行なっているが、たとえば白内障により水晶体に混濁が存在する場合には、信号光が混濁部位により散乱されてしまうため、有効なOCT画像を取得することができない。このような状況において、この動作例では、瞳孔中心から外れた位置に対してアライメントを行うことにより、混濁部位を避けてOCT計測を行う。

【0143】

この動作例の処理フローの例を図7Aおよび図7Bに示す。また、この動作例における表示画面の例を図8A～図8Iに示す。なお、動作例1における患者登録(S1)および撮影種別の選択(S2)は既に行われ、前眼部カメラ300による前眼部Eaの撮影は既に開始されているとする(S4)。

20

【0144】

(S21:撮影画面の表示)

制御部210は、図8Aに示す撮影画面1000を表示部241に表示させる。撮影画面1000内の左側の表示領域(第1の表示領域)1001には、眼底カメラユニット2により取得される赤外観察画像(前眼部Eaの正面画像)2000がリアルタイムで動画表示される。また、撮影画面1000内の右側の表示領域(第2の表示領域)1002には、前眼部カメラ300Aおよび300Bの一方により取得される前眼部像が動画表示される。第2の表示領域1002の下方には、「Capture START」ボタン1003が設けられている。

30

【0145】

(S22:オートアライメント)

「Capture START」ボタン1003が操作(クリック)されると、制御部210は、オートアライメントを行うためのアライメント画面1010(図8Bを参照)を表示部241に表示させる。アライメント画面1010には、少なくとも、オートアライメントを行うために用いられる画像が表示される。

【0146】

オートアライメントは、たとえば動作例1で説明した要領で実行される。或いは、以下に説明するように、前眼部カメラ300Aおよび300Bにより取得される2つの前眼部像に基づいてオートアライメントを実行することも可能である。

40

【0147】

前眼部カメラ300Aおよび300Bにより取得される2つの前眼部像を用いたオートアライメントについて説明する。本例では、2つの前眼部カメラ300Aおよび300Bにより取得される被検眼Eの2つの前眼部像が合成表示される。これら前眼部像はそれぞれリアルタイムで取得され、それらの合成画像はリアルタイムで動画表示される。つまり、この合成表示は、前眼部カメラ300Aおよび300Bにより実質的に同時に取得された2つの前眼部像(静止画像)に基づく合成画像(静止画像)を1フレームとする動画表示である。

【0148】

各フレーム(各合成画像)の作成方法を説明する。1つのフレームは、上記のように、

50

前眼部カメラ 300A および 300B により実質的に同時に取得された 2 つの前眼部像に基づく。

【0149】

フレームの作成方法の第 1 の例として、一方の前眼部像の部分画像と、他方の前眼部像の部分画像とを並列表示させることができる。これら部分画像としては、各々のフレームにおいて互いに異なる部分が用いられる。

【0150】

図 8B に示すアライメント画面 1010 には、第 1 の表示領域 1011 と第 2 の表示領域とが設けられている。第 1 の表示領域 1011 には、前眼部カメラ 300A により取得された前眼部像のうちフレームの上半分に相当する第 1 の部分画像 2110 が表示される。第 2 の表示領域 1012 には、前眼部カメラ 300B により取得された前眼部像のうちフレームの下半分に相当する第 2 の部分画像 2120 が表示される。第 1 の表示領域 1011 と第 2 の表示領域 1012 は、前者が上方に且つ後者が下方に位置するように配置されている。ここで、第 1 の表示領域 1011 の下端と第 2 の表示領域 1012 の上端とが接している。

10

【0151】

光学系駆動部 2A により眼底カメラユニット 2 が $\pm z$ 方向に移動されると、被検眼 E に対する前眼部カメラ 300A および 300B の位置の変化に伴い、2 つの部分画像 2110 および 2120 は、相対的に横方向に変位する。また、光学系駆動部 2A により眼底カメラユニット 2 が xy 方向に移動されると、被検眼 E に対する前眼部カメラ 300A および 300B の位置の変化に伴い、2 つの部分画像 2110 および 2120 は、一体的に、装置光学系の移動方向に応じた方向に、それぞれ表示領域 1011 および 1012 内において変位する。

20

【0152】

前述したように、解析部 231 は、第 1 の部分画像 2110（またはその元の画像の全体）を解析することにより、被検眼 E の特徴部位に相当する画像領域（第 1 の特徴領域）を特定する。同様に、解析部 231 は、第 2 の部分画像 2120（またはその元の画像の全体）を解析することにより、被検眼 E の特徴部位に相当する画像領域（第 2 の特徴領域）を特定する。各特徴領域は、たとえば瞳孔（瞳孔輪郭、瞳孔中心など）である。図 8B において、符号 2110a は、瞳孔輪郭に相当する第 1 の特徴領域を示し、符号 2120a は、瞳孔輪郭に相当する第 2 の特徴領域を示す。

30

【0153】

さらに、解析部 231 は、第 1 の特徴領域 2110a と第 2 の特徴領域 2120a との変位を算出する。この変位は、横方向における変位を含む。前述したように、横方向における変位は、 $\pm z$ 方向における検査用光学系の位置ズレに相当する。解析部 231 は、解析部 231 により算出された第 1 の特徴領域 2110a と第 2 の特徴領域 2120a との間の変位に相当する、検査用光学系の移動方向および移動距離を求める。この処理は、たとえば、特徴領域間の変位と、移動方向および移動距離とが関連付けられた情報を参照して実行される。この情報は、2 つの前眼部カメラ 300A および 300B が設置された位置や、作動距離などに基づいて、あらかじめ作成されて記憶部 212 または解析部 231 に格納される。

40

【0154】

制御部 210 は、解析部 231 により求められた移動距離および移動方向に基づいて光学系駆動部 2A を制御することにより、眼底カメラユニット 2 を $+z$ 方向または $-z$ 方向に移動させる。このような処理を実行することによって、第 1 の特徴部位 2110a と第 2 の特徴領域 2120a とが合致するように（つまり第 1 の特徴領域 2110a と第 2 の特徴領域 2120a とが組み合わせられて瞳孔を示す画像が形成されるように）、 z 方向のアライメントが実行される（図 8C を参照）。

【0155】

図 8C に示すアライメント画面 1010 のほぼ中央に提示されている括弧 2101 およ

50

びそれに囲まれた円 2 1 0 2 は、アライメントにおけるターゲット位置を示している。括弧 2 1 0 1 は瞳孔輪郭のターゲット位置であり、円 2 1 0 2 は瞳孔中心のターゲット位置である。

【0 1 5 6】

また、解析部 2 3 1 は、第 1 の特徴領域 2 1 1 0 a および第 2 の特徴領域 2 1 2 0 a のそれぞれの位置と、ターゲット位置（括弧 2 1 0 1、円 2 1 0 2）との間の変位を算出する。さらに、解析部 2 3 1 は、解析部 2 3 1 により算出された変位に相当する検査用光学系の移動方向および移動距離を求める。この処理は、たとえば、特徴領域とターゲット位置との間の変位と、移動方向および移動距離とが関連付けられた情報を参照して実行される。この情報は、2 つの前眼部カメラ 3 0 0 A および 3 0 0 B が設置された位置や、作動距離などに基づいて、あらかじめ作成されて記憶部 2 1 2 または解析部 2 3 1 に格納される。

10

【0 1 5 7】

制御部 2 1 0 は、解析部 2 3 1 により求められた移動距離および移動方向に基づいて光学系駆動部 2 A を制御することにより、+ x 方向若しくは - x 方向および / または + y 方向若しくは - y 方向に眼底カメラユニット 2 を移動させる。このような処理を実行することによって x y 方向のアライメントが行われる。x y 方向におけるアライメント状態と z 方向におけるアライメント状態とを両立させることで、検査用光学系は、被検眼 E に対して 3 次元的に好適な位置に配置される。このとき、アライメント画面 1 0 1 0 は、図 8 C に示すような表示状態となる。

20

【0 1 5 8】

フレームの作成方法の第 2 の例として、一方の前眼部像の少なくとも一部と、他方の前眼部像の少なくとも一部とを重畳表示させることができる。この重畳表示は、たとえばレイヤ機能を用いて行われる。前側のレイヤの不透明度は、後側のレイヤの画像を視認可能な所定の値にあらかじめ設定される。本例においても、図 8 B および図 8 C に示すようなアライメント画面 1 0 1 0 が表示され、第 1 の例と同様にして z 方向のアライメントおよび x y 方向のアライメントが実行される。

【0 1 5 9】

なお、図 8 B および図 8 C に示す「Capture STOP」ボタン 1 0 1 3 は、この動作例の処理を中止（または中断）するために操作（クリック）される。

30

【0 1 6 0】

（S 2 3：オートフォーカス）

オートアライメントの完了を受けて、制御部 2 1 0 は、スプリット指標を用いたオートフォーカスを前述した要領で実行する。

【0 1 6 1】

（S 2 4：オート Z）

オートフォーカスの完了を受けて、制御部 2 1 0 は、図 8 D に示すオート Z 画面 1 0 2 0 を表示部 2 4 1 に表示させ、オート Z を開始させる。なお、所定のトリガ（たとえばユーザによる指示）を受けてオート Z を開始するように構成することもできる。

【0 1 6 2】

40

オート Z 画面 1 0 2 0 には、図 8 C のアライメント画面 1 0 1 0 と同様の合成画像（2 つの前眼部像を合成して得られる画像）2 1 3 0 が表示される。この合成画像の表示態様は、たとえば動画表示であるが、静止画表示であってもよい。合成画像 2 1 3 0 は、たとえば、オート Z 画面 1 0 2 0 の右上の領域に表示される。

【0 1 6 3】

合成画像 2 1 3 0 の下方には、OCT 画像を表示するための OCT 画像表示部 1 0 2 1 が設けられている。さらに、OCT 画像表示部 1 0 2 1 の下方には、所定の評価値を示すインディケータ 1 0 2 2 が設けられている。この評価値としては、OCT 画像表示部 1 0 2 1 に表示されている画像の画質を表す値や、オート Z の成否の程度を表す値（眼底 E f の所定の組織の画像と、フレーム中のターゲット範囲との間の距離に基づき算出される値

50

）などがある。評価値は、たとえば、解析部 2 3 1 が OCT 画像（断面像）を解析することによって算出される。制御部 2 1 0 は、算出された評価値をインディケータ 1 0 2 2 に表示させる。

【0 1 6 4】

合成画像 2 1 3 0 および OCT 画像表示部 1 0 2 1 の左方には、眼底 E f の正面画像 3 0 0 0 が表示される。正面画像 3 0 0 0 としては、赤外観察画像や赤外撮影画像やカラー撮影画像が表示される。赤外観察画像は、眼底 E f をリアルタイムで撮影することにより得られる動画画像である。赤外撮影画像およびカラー撮影画像は、眼底 E f を過去に撮影して得られた静止画像である。なお、過去に取得された動画画像を正面画像 3 0 0 0 として表示することも可能である。正面画像 3 0 0 0 には、OCT 計測において適用されるスキヤンの位置を示す矢印形状のマークがオーバーレイ表示される。このマークの少なくとも一部は、オート Z において適用されるスキヤン位置を示してよい。ユーザは、このマークの位置を操作部 2 4 2 によって任意に変更することができる。制御部 2 1 0 は、変更後のマークの位置に基づきスキヤンを行うようにガルバノスキャナ 4 2 を制御することができる。

10

【0 1 6 5】

（S 2 5：成功？）

この段階においてオート Z に成功した場合（S 2 5：Y E S）、図 7 B のステップ S 3 8 に移行する。ステップ S 3 8 以降の処理については後述する。

【0 1 6 6】

20

（S 2 6：ダイアログボックスの表示）

一方、オート Z に失敗した場合（S 2 5：N O）、制御部 2 1 0 は、図 8 E に示すダイアログボックス 1 0 3 0 をポップアップ表示させる。ダイアログボックス 1 0 3 0 には、オート Z に失敗したことを示すメッセージ「C o u l d n o t d e t e c t i m a g e」と、ソフトウェアキー 1 0 3 1 および 1 0 3 2 が設けられている。ソフトウェアキー 1 0 3 1 は「R e t r y」ボタンであり、ソフトウェアキー 1 0 3 2 は「S e a r c h」ボタンである。

【0 1 6 7】

（S 2 7：R e t r y / S e a r c h？）

「R e t r y」ボタン 1 0 3 1 が操作（クリック）された場合（S 2 7：R e t r y）、ステップ S 2 4 に戻ってオート Z が再度開始される。

30

【0 1 6 8】

（S 2 8：光学系を下方（鼻側）に移動）

一方、「S e a r c h」ボタン 1 0 3 2 が操作（クリック）された場合（S 2 7：S e a r c h）、制御部 2 1 0 は、光学系駆動部 2 A を制御することにより、眼底カメラユニット 2 を所定方向に所定距離だけ移動させる。それにより、被検眼 E に対する検査用光学系の位置が、所定方向に所定距離だけ移動される。

【0 1 6 9】

また、制御部 2 1 0 は、検査用光学系の移動状態を示すダイアログボックスをポップアップ表示させる。図 8 F に示すダイアログボックス 1 0 4 0 は、検査用光学系が下方位置（l o w e r p o s i t i o n）に移動される場合に表示されるダイアログボックスの例である。

40

【0 1 7 0】

検査用光学系の移動方向は、たとえば、オート Z における OCT スキャンの方向に直交する方向に設定される。これは、検査用光学系をスキャン方向に移動させた場合、被検眼内における信号光の光路長が変わり、その結果としてフレームに描出される眼底の画像の位置が上下方向にズレてしまうことを考慮したものである。

【0 1 7 1】

検査用光学系の移動方向の例を図 9 A および図 9 B に示す。図 9 A に示すように、オート Z において横方向のラインスキャン（横スキャン）L 1 が適用される場合、ステップ S

50

28において、横スキャンL1に直交する方向（つまり上方M11または下方M12）に検査用光学系を移動させることができる。

【0172】

なお、高齢者においては上瞼が下垂して瞳孔の直前位置にかかっている場合がある。また、上瞼の睫毛が瞳孔の直前位置にかかっている場合がある。このような事情を考慮すると、オートZにおいて横スキャンL1が適用された場合には、検査用光学系を下方M12に移動させることが望ましい。

【0173】

また、図9Bに示すように、オートZにおいて縦方向のラインスキャン（縦スキャン）L2が適用される場合、ステップS28において、縦スキャンL2に直交する方向（つまり左方M21または右方M22）に検査用光学系を移動させることができる。

10

【0174】

なお、被検眼Eが左眼である場合、左方M21は耳側に相当し、右方M22は鼻側に相当する。一方、被検眼Eが右眼である場合、左方M21は鼻側に相当し、右方M22は耳側に相当する。一般に、眼底Efにおける方向は、上方（superior）、下方（inferior）、鼻側（nasal）、耳側（temporal）で表現される。ここで、上下方向は被検者の正中線に沿って設定され、「鼻側」は正中線に対してその直交方向に沿って近づく方向を示し、「耳側」は正中線に対してその直交方向に沿って遠ざかる方向を示す。つまり、上方－下方を示す直線と、鼻側－耳側を示す直線とは、互いに直交する。

20

【0175】

この動作例では、オートZにおいて縦スキャンL2が適用された場合、検査用光学系が鼻側に移動されるように制御される。なお、この段階における検査用光学系の移動方向は任意である（つまり上側や耳側、或いは斜め方向でもよい）。

【0176】

図10には、様々なスキャンパターンが適用される場合における検査用光学系の移動方向の例が示されている。ここで、「3D」は3次元スキャンを示し、「Radial」はラジアルスキャンを示し、「Line」はラインスキャンを示す。また、「5LineCross」は、平行な5本のラインスキャンを縦横に配列させたスキャンパターンを示す。さらに、「Macula」は撮像対象が黄斑であることを示し、「Disc」は撮像対象が視神経乳頭であることを示す。また、「Wide」は広範囲をスキャンすることを示し、「H」は水平方向を示し、「V」は垂直方向を示す。図10に示す情報は、記憶部212にあらかじめ格納される。制御部210は、適用されるスキャンパターンに対応する移動方向をこの情報から取得し、取得された移動方向に検査用光学系を移動させるように光学系駆動部2Aの制御を行うことができる。

30

【0177】

次に、検査用光学系の移動距離について説明する。この移動距離は、たとえば図11に示すように、OCT計測を実行可能な最小の瞳孔領域D0の径（最小瞳孔径）「 $2 \times r_0$ 」（たとえば2.5mm）と、信号光のビーム断面D1の径（ビーム径）「 $2 \times r_1$ 」（たとえば1.1mm）とに基づいて決定される。具体的には、移動距離の最大値は、最小瞳孔径とビーム径との差の半分の値となる： $r = r_0 - r_1$ 。なお、ステップS28における検査用光学系の移動距離は、このようにして算出される最大移動距離（たとえば0.7mm）でもよいし、これ未満の距離でもよい。つまり、検査用光学系の移動距離は、瞳孔を形成する虹彩に信号光が照射されない範囲において任意に設定される。たとえば、当該範囲においてアライメント位置を段階的に移動させることも可能である。

40

【0178】

（S29：オートZ）

検査用光学系の移動が完了したら、制御部210は、再度のオートZを実行させる。

【0179】

（S30：成功？）

50

この段階においてオート Z に成功した場合（S 3 0：Y E S）、図 7 B のステップ S 3 8 に移行する。ステップ S 3 8 以降の処理については後述する。一方、オート Z に失敗した場合（S 3 0：N O）、図 7 B のステップ S 3 1 に移行する。

【0180】

（S 3 1：光学系を上方（耳側）に移動）

ステップ S 3 0 でオート Z に失敗した場合（S 3 0：N O）、制御部 2 1 0 は、光学系駆動部 2 A を制御することにより、ステップ S 2 8 とは反対の方向に眼底カメラユニット 2 を移動させる。たとえば、ステップ S 2 8 において検査用光学系が下方（または鼻側）に移動された場合、ステップ S 3 1 において検査用光学系は上方（または耳側）に移動される。

10

【0181】

また、ステップ S 3 1 における移動距離は、たとえば、ステップ S 2 8 における移動距離の 2 倍に設定される。その場合、検査用光学系の光軸は、ステップ S 2 8 において初期位置（瞳孔中心）から下方（または鼻側）に所定距離（0.7 mm）だけ変位した位置に移動され、さらに、ステップ S 3 1 において初期位置から上方（または耳側）に所定距離（0.7 mm）だけ変位した位置に移動される。

【0182】

また、制御部 2 1 0 は、検査用光学系の移動状態を示すダイアログボックスをポップアップ表示させる。図 8 G に示すダイアログボックス 1 0 5 0 は、検査用光学系が上方位置（upper position）に移動される場合に表示されるダイアログボックスの例である。

20

【0183】

（S 3 2：オート Z）

検査用光学系の移動が完了したら、制御部 2 1 0 は、オート Z を再び実行させる。

【0184】

（S 3 3：成功？）

この段階においてオート Z に成功した場合（S 3 3：Y E S）、ステップ S 3 8 に移行する。ステップ S 3 8 以降の処理については後述する。

【0185】

（S 3 4：ダイアログボックスの表示）

ステップ S 3 3 においてオート Z に失敗した場合（S 3 3：N O）、制御部 2 1 0 は、図 8 H に示すダイアログボックス 1 0 6 0 をポップアップ表示させる。ダイアログボックス 1 0 6 0 には、（最終的な）オート Z に失敗したこと、さらに、手動調整への移行を促すことを示すメッセージ「C o u l d n o t d e t e c t i m a g e . S e a r c h i m a g e m a n u a l l y . 」が提示されている。さらに、ダイアログボックス 1 0 6 0 には、「O K」ボタン 1 0 6 1 が設けられている。

30

【0186】

（S 3 5：マニュアルモードへ移行）

「O K」ボタン 1 0 6 1 が操作されたことを受けて、制御部 2 1 0 は、図 8 I に示すマニュアルモード画面 1 1 0 0 を表示部 2 4 1 に表示させる。マニュアルモード画面 1 1 0 0 は、アライメントや、眼底 E f の画像をフレーム中のターゲット範囲に描画させる処理を、手動で行うために用いられる。

40

【0187】

マニュアルモード画面 1 1 0 0 には、上記の処理を行うための画像およびソフトウェアキーが提示される。具体的には、マニュアルモード画面 1 1 0 0 には、前眼部 E a の合成画像 2 1 3 0 と、眼底 E f の正面画像 3 0 0 0 が表示される。さらに、マニュアルモード画面 1 1 0 0 には O C T 画像表示部 1 1 0 1 が設けられている。O C T 画像表示部 1 1 0 1 には、リアルタイムで取得される O C T 画像や、過去に取得された O C T 画像が表示される。O C T 画像表示部 1 1 0 1 の右端部には計測深度マーカ 1 1 0 2 が設けられている。計測深度マーカ 1 1 0 2 については後述する。

50

【0188】

OCT画像表示部1101の下方には、所定の評価値を提示するためのインディケータ1103が設けられている。評価値は、たとえば、OCT画像表示部1101に表示されている画像の画質を表す値であり、解析部231がOCT画像（断面像）を解析することによって算出される。制御部210は、算出された評価値をインディケータ1103に表示させる。

【0189】

マニュアルモード画面1100を用いた操作態様の例を説明する。正面画像3000の上端部、下端部、左端部および右端部には、正面画像の取得位置を2次元的に移動させるための矢印ボタンがそれぞれ設けられている。いずれかの矢印ボタンが操作されると、制御部210は、光学系駆動部2Aを制御して、この矢印ボタンに対応する方向（x y 方向）に検査用光学系を移動させる。

10

【0190】

正面画像3000には、信号光のスキャン位置を示す矢印形状のマークがオーバーレイ表示されている。ユーザは、矢印ボタンを操作してマークを移動させることにより、スキャン位置を任意に変更することができる。このスキャン位置の移動は、ガルバノスキャナ42の制御に反映される。

【0191】

正面画像3000の右上位置には、一对の回転ボタン（弧状矢印のマーク）が設けられている。ユーザは、これら回転ボタンを操作することにより、スキャン位置を任意に回転させることができる。このスキャン位置の回転は、ガルバノスキャナ42の制御に反映される。

20

【0192】

OCT画像表示部1101の右端部に配置された計測深度マーカ1102は、たとえば操作部242を用いたクリック操作やドラッグ操作により、上下方向に移動される。制御部210は、計測深度マーカ1102の位置に応じて光路長変更部41の制御を行う。それにより、OCTによる計測深度が変更される。つまり、フレームにおける眼底Efの画像の描画位置がz方向に移動される。

【0193】

OCT画像表示部1101には、画質最適化処理を自動で行うための「Optimize」ボタンと、画質最適化処理を手動で行うための「Manual」ボタンとが設けられている。画質最適化処理は、たとえば、信号光の光路長と参照光の光路長との差を調整する処理を含む。

30

【0194】

正面画像3000の左下位置には、各種操作を行うためのソフトウェアキーが設けられている。このソフトウェアキーは、LCD39により眼底Efに投影される内部固視標をデフォルト位置に移動させるための操作や、内部固視標の投影位置を上下左右に移動させるための操作に用いられる。

【0195】

さらに、マニュアルモード画面1100には、たとえば次のようなソフトウェアキーが設けられる：検査用光学系を前後（z方向）、左右（x方向）、上下（y方向）に移動させるためのソフトウェアキー；フォーカス調整を行うためのソフトウェアキー；固視標の種別を切り替えるためのソフトウェアキー；図示しない外部固視灯を点灯／消灯させるためのソフトウェアキー；小瞳孔撮影モードに移行する（つまり小瞳孔絞りを光路に配置させる）ためのソフトウェアキー。

40

【0196】

（S36：光学系を初期位置に移動）

マニュアルモードに移行すると（S35）、制御部210は、光学系駆動部2Aを制御することにより、検査用光学系を初期位置に移動させる。初期位置とは、ステップS28よりも前の段階における検査用光学系の位置を示し、具体的には、オートアライメント（

50

S 2 2) により達成された瞳孔中心に合わせられた位置を示す。なお、このステップ S 3 6 の処理は、たとえば次のいずれかの処理を含む：(1) ステップ S 2 2 で取得された位置に検査用光学系を復帰させる；(2) 新たにオートアライメントを行う。

【0197】

(S 3 7：マニュアル調整)

ユーザは、マニュアルモード画面 1 1 0 0 を用いることにより、アライメント、フォーカシング、眼底 E f の画像をフレーム中のターゲット範囲に描画させる処理などを行う。マニュアル調整が完了したら、ユーザは、マニュアルモード画面 1 1 0 0 の右下部に設けられた「Capture OK」ボタンを操作（クリック）する。

【0198】

(S 3 8：オート Pola)

ステップ S 2 4 のオート Z に成功した場合 (S 2 5：YES)、ステップ S 2 9 のオート Z に成功した場合 (S 3 0：YES)、ステップ S 3 2 のオート Z に成功した場合 (S 3 3：YES)、または、ステップ S 3 7 で「Capture OK」ボタンが操作された場合、制御部 2 1 0 は、自動偏光調整（オート Pola）を実行する。オート Pola は、たとえば、反復的に取得される OCT 画像（断面像）の画質をリアルタイムで判定しつつ偏波調整器 1 0 6 を制御することによって実行される。

【0199】

(S 3 9：OCT オートフォーカス)

オート Pola が完了したら、制御部 2 1 0 は、OCT オートフォーカスを実行する。OCT オートフォーカスは、眼底 E f の所定部位（たとえば網膜の任意の層や、脈絡膜）に対応する信号の干渉感度が最適化されるように、光路長変更部 4 1 を制御して信号光の光路長を変更する処理である。

【0200】

(S 4 0：計測開始の指示)

OCT オートフォーカスが完了すると、制御部 2 1 0 は、その旨を示す情報（図示せず）を表示部 2 4 1 に表示させる。ユーザは、眼底 E f の計測を開始させるためのトリガ操作を、操作部 2 4 2 を用いて行う。

【0201】

OCT オートフォーカスの完了を計測開始のトリガとして用いる構成を適用することも可能である。その場合、ステップ S 4 0 は不要である。

【0202】

(S 4 1：OCT 計測)

計測開始のトリガを受けて、制御部 2 1 0 は、眼底 E f の OCT 計測を OCT ユニット 1 0 0 等に行わせる。画像形成部 2 2 0 は、OCT ユニット 1 0 0 からの検出信号に基づいて OCT 画像を形成する。制御部 2 1 0 は、形成された OCT 画像を記憶部 2 1 2 に記憶させる。3次元スキャンが適用される場合、画像処理部 2 3 0 は、画像形成部 2 2 0 により形成された複数の断面像に基づいて 3次元画像データを形成する。制御部 2 1 0 は、形成された 3次元画像データを記憶部 2 1 2 に記憶させる。

【0203】

(S 4 2：眼底撮影)

OCT 計測の完了を受けて、制御部 2 1 0 は、眼底カメラユニット 2 を制御して眼底 E f を撮影させる。眼底カメラユニット 2 により取得された画像データは、制御部 2 1 0 によって記憶部 2 1 2 に記憶される。以上で、この動作例の説明を終える。

【0204】

[効果]

この実施形態に係る眼科装置の効果について説明する。

【0205】

実施形態に係る眼科装置は、検査部と、移動機構と、情報取得部と、制御部とを有している。

10

20

30

40

50

【0206】

検査部は、被検眼を光学的に検査するための光学系を含む。この検査には、たとえばOCT計測が含まれる。検査部は、たとえば上記実施形態の眼底カメラユニット2およびOCTユニット100を含む。移動機構は、検査部の光学系を移動する。移動機構は、たとえば上記実施形態の光学系駆動部2Aを含む。

【0207】

情報取得部は、被検眼に対する光学系の位置合わせ（たとえばステップS22のオートアライメント）を行うための情報を取得する。情報取得部は、たとえば上記実施形態の前眼部カメラ300および眼底カメラユニット2のうち少なくとも一方を含む。

【0208】

10

制御部は、情報取得部により取得された情報に基づいて移動機構に対する第1の制御を行うことにより、光学系を移動させる（たとえばステップS22のオートアライメント）。さらに、制御部は、第1の制御の後に光学系により光学的に取得された情報が検査において適当であるか否か判定する（たとえばステップS24のオートZおよびステップS25の判定処理）。この情報が不適当であると判定された場合、制御部は、所定の契機（たとえばステップS27における「Search」の選択）に対応して、移動機構に対する第2の制御を行うことにより、光学系を移動させる（たとえばステップS28の移動処理）。制御部は、たとえば上記実施形態の制御部210、画像形成部220および画像処理部230を含む。

【0209】

20

このように構成された眼科装置によれば、次のような効果が奏される。すなわち、被検眼の内部に光を攪乱する要因（混濁等）が存在するか否かを、第1の制御の後に行われる判定処理によって判別することが可能である。攪乱要因が存在する場合、眼科装置は、この攪乱要因を避けるべく、第2の制御によって光学系を移動することができる。したがって、実施形態に係る眼科装置によれば、眼内に光を攪乱する要因が存在する場合であっても検査の遂行を図ることが可能である。

【0210】

実施形態において、制御部は、以下の処理（1）および（2）を実行するように構成されている。

（1）制御部は、第2の制御が行われた後に光学系により光学的に取得された情報が検査において適当であるか否か判定する（たとえばステップS29のオートZおよびステップS30の判定処理）。この判定処理は、たとえば、第1の制御の後の判定処理と同じ要領で行われる。

30

（2）この情報が不適当であると判定された場合、制御部は、移動機構に対する第3の制御を行うことにより、光学系を移動させる（たとえばステップS31の移動処理）。

【0211】

この構成によれば、第2の制御の後の光学系の位置においても攪乱要因が検査の妨げとなる場合に、光学系を再度移動させることが可能である。したがって、攪乱要因が存在する場合であっても検査の遂行を図ることが可能である。

【0212】

40

実施形態において、制御部は、第2の制御において光学系を第1の方向に移動させ、かつ、第3の制御において、第1の方向の反対方向である第2の方向に光学系を移動させることができる。さらに、制御部は、第1の制御による移動後の位置から第1の方向に所定距離だけ離れた位置に光学系を移動させるように第2の制御を実行し、かつ、第1の制御による移動後の位置から第2の方向に所定距離だけ離れた位置に光学系を移動させるように第3の制御を実行することが可能である。このような構成によれば、第1の方向に移動された後の光学系の位置が不適当である場合に、その逆方向である第2の方向に光学系が移動されるので、攪乱要因である混濁等を避けて検査を行える可能性を高めることが可能である。

【0213】

50

実施形態において、第2の制御による光学系の移動方向である第1の方向は、下方向または正中線方向（鼻側）であってよい。この場合、第3の制御による光学系の移動方向である第2の方向は、上方向、または、正中線から離れる方向（耳側）となる。このような構成によれば、上瞼が下垂している場合や、上瞼の睫毛が瞳孔にかかっている場合などにおいても、より円滑な検査の遂行を図ることが可能である。なお、代表的な攪乱要因として白内障による混濁がある。白内障による混濁は高齢者に多く、上瞼の下垂も高齢者に多い。したがって、この構成は、高齢者に対する検査にも有効である。

【0214】

実施形態において次の構成を適用することができる。まず、光学系は、光源（たとえば観察光源11または光源ユニット101）からの光を眼底に照射し、この光の眼底からの
10
戻り光を検出する。さらに、制御部は、この戻り光の検出結果に基づいて、上記の適否判定処理を実行する。

【0215】

この構成の具体例として次の構成がある。まず、光学系は、光源（たとえば光源ユニット101）からの光を信号光と参照光とに分割し、信号光で眼底をスキャンし、信号光の眼底からの戻り光と参照光とを合成して得られた干渉光を検出する。すなわち、この光学系は、OCT計測のための干渉光学系である。さらに、検査部は、光学系による干渉光の検出結果に基づいて眼底の断面像を形成する断面像形成部（たとえば画像形成部220（および画像処理部230））を含む。つまり、この眼科装置は、眼底を画像化するOCT装置として機能する。そして、制御部は、光学系による干渉光の検出結果に基づいて、
20
または断面像形成部により形成された断面像に基づいて、上記の適否判定処理を実行する。この構成は、OCT計測により得られた干渉信号に基づいて、或いはこの干渉信号から形成されたOCT画像に基づいて、上記の適否判定処理を実行するものである。

【0216】

このようなOCT計測に基づく適否判定処理は、オートZの成否判定を含んでいてよい。その場合、次のような構成を適用することが可能である。まず、光学系は、信号光の光路長と参照光の光路長とを相対的に変更するための光路長変更部（たとえば光路長変更部41）を含む。また、制御部は、適否判定処理において、次の処理を実行する。第1に、制御部は、眼底の同一部位を繰り返しスキャンするように光学系を制御しつつ、この制御により繰り返し得られる干渉光の検出結果または断面像に基づいて、フレーム内の所定の
30
範囲に眼底が描画されるように光路長変更部を制御する。この処理はオートZに相当する。このオートZにおいてフレーム内の所定の範囲に眼底が描画されない場合、制御部は、光学系により光学的に取得された情報は不適当であると判定する。

【0217】

なお、オートZ以外の処理に基づいて適否判定処理を実行してもよい。たとえば、干渉信号の強度若しくはノイズ量、または断面像の画質若しくはノイズ量に基づいて、適否判定処理を行うことが可能である。

【0218】

前述したように、適否判定処理において「不適当」との判定結果が得られた場合、制御部は、所定の契機に対応して、移動機構に対する第2の制御を行う。実施形態において、
40
「所定の契機」は、次のような操作であってよい。まず、制御部は、第1の制御の後の適否判定処理において「不適当」との判定結果が得られたことに対応し、第1の操作要素を含むオブジェクトを表示手段（たとえば表示部241）に表示させる。このオブジェクトは、たとえば、ステップS26で表示されるダイアログボックス1030である（図8Eを参照）。また、第1の操作要素は、たとえば「Search」ボタン1032である。ユーザは、操作手段（たとえば操作部242）を介して、第1の操作要素に対する操作（たとえばクリック操作）を行う。この操作が「所定の契機」に相当する。この構成によれば、ユーザの希望に応じて、第2の制御、つまりアライメント位置を移動する制御を行うことができる。

【0219】

10

20

30

40

50

このようなオブジェクトが表示される場合において、次の構成を適用することができる。まず、このオブジェクトは、第2の操作要素をさらに含む。第2の操作要素は、たとえば「R e t r y」ボタン1031である。第2の操作要素に対する操作が操作手段を介して行われると、制御部は、光学系による情報の取得（たとえばオートZ）を再度実行させる。この構成によれば、ユーザは、アライメント位置を移動させるか（つまり第1の操作要素を操作するか）、または情報の取得および適否判定処理を再度実行するかを選択することができる。

【0220】

実施形態において、第1の制御（たとえばステップS22のオートアライメント）を次のようにして行うことができる。まず、被検眼の前眼部を動画撮影する1つ以上の撮影部を情報取得部に設ける。撮影部は、たとえば前眼部カメラ300および／または眼底カメラユニット2を含む。さらに、制御部は、撮影部が動画撮影を行うことにより得られた画像に基づいて第1の制御を行う。

10

【0221】

この構成において、2つの撮影部を用いたステレオ撮影を行うことができる。たとえば、情報取得部は次の構成を有する。まず、情報取得部は、光学系と非同軸に配置された2つの撮影部を有する。2つの撮影部は、たとえば前眼部カメラ300Aおよび300Bからなる。なお、2つの撮影部は、前眼部カメラ300Aおよび300Bの一方と、眼底カメラユニット2であってもよい。情報取得部は、さらに、2つの撮影部により実質的に同時に取得された2つの画像を解析することにより、被検眼と光学系との間の変位を求める第1の変位算出部（たとえば解析部231）を含む。制御部は、第1の変位算出部により求められた変位に基づいて第1の制御を行う。この処理は、ステレオ撮影により得られた画像に基づくオートアライメントに相当する。

20

【0222】

他の形態のオートアライメントを適用することも可能である。たとえば、撮影部は、光学系と同軸で前眼部を動画撮影する。この動画撮影は、たとえば眼底カメラユニット2による赤外観察画像の取得である。さらに、情報取得部は、アライメント光学系と、第2の変位算出部とを含む。アライメント光学系は、前眼部にアライメント指標を投影する。第2の変位算出部は、アライメント指標が投影されている状態の前眼部を撮影部により動画撮影して得られた画像（たとえば赤外観察画像）を解析することにより、被検眼と光学系との間の変位を求める。制御部は、第2の変位算出部により求められた変位に基づいて第1の制御（オートアライメント）を行う。

30

【0223】

以下の実施形態で説明される構成のうちのいずれかを、この実施形態に係るいずれかの構成に付加することが可能である。

【0224】

〈第2の実施形態〉

第1の実施形態においてアライメント位置を移動させるとき（たとえばステップS28、ステップS31）、その移動先をユーザに提示することが可能である。それにより、ユーザは、アライメント位置がどこに移動されるかを認識することができる。また、あらかじめ設定された移動先の変更をユーザが望む場合もありうる。この実施形態では、そのような要請を満たすための例を説明する。

40

【0225】

この実施形態に係る眼科装置は、たとえば、第1の実施形態と同様の構成を有する。以下、第1の実施形態における図面を参照する。

【0226】

図7Aに示すフローチャートのステップS27において「S e a r c h」ボタン1032が操作されたことを受けて、制御部210は、あらかじめ決定された光学系の移動先を示す情報（移動先情報）を、眼底E fの正面画像に重ねて表示部241に表示させる。また、ステップS30において「N O」（つまりオートZに失敗した）と判定されたことを

50

受けて、制御部 210 は、同様の移動先情報を眼底 E f の正面画像に重ねて表示させる。

【0227】

ステップ S 28 における光学系の移動先は、第 1 の実施形態と同様に、ステップ S 22 のオートアライメントにより移動された後の初期位置から所定方向に所定距離だけ変位した位置であってよい。この所定方向は下方または鼻側であってよく、この所定距離は最大移動距離（たとえば 0.7 mm）またはこれ未満の距離であってよい。

【0228】

また、ステップ S 31 における光学系の移動先は、第 1 の実施形態と同様に、初期位置から所定方向に所定距離だけ変位した位置であってよい。この所定方向はステップ S 28 での移動方向の反対の方向（上方または耳側）であってよく、この所定距離はステップ S 28 での移動距離と同じであってよい。

10

【0229】

移動先情報の表示位置は、上記の所定方向および所定距離、正面画像の撮影倍率、その表示倍率などのあらかじめ設定されたファクタに基づいて、たとえば制御部 210 により決定される。

【0230】

眼底 E f の正面画像は、第 1 の実施形態と同様の正面画像 3000 であってよいし、他の正面画像であってもよい。他の正面画像の例として、OCT 計測により得られる正面画像（OCT 正面画像）がある。OCT 正面画像は、たとえば、3 次元スキャンによって得られたボリュームデータまたはスタックデータから形成される、x y 面に平行な断面における断面像（C 断面像、C スキャン像）である。また、ボリュームデータのボクセル値（またはスタックデータの画素値）を z 方向に投影することによって形成されるプロジェクション画像を、OCT 画像として用いてもよい。ここで、ボリュームデータ（またはスタックデータ）の一部のみを投影してもよい。また、眼底撮影と OCT 計測の双方を実行可能な眼科装置においては、眼底撮影により得られた眼底像に OCT 正面画像を重ねて表示させることができ、この合成画像を正面画像として用いることが可能である。

20

【0231】

移動先情報の表示態様について説明する。図 12 は、第 1 の実施形態と同様の正面画像 3000 に重ねて移動先情報を表示する場合の例を示す。図 12 に示す移動先情報 1200 は十字型の画像であるが、その形状は任意である。また、移動先情報の表示色は任意である。また、移動先情報を点滅させてもよい。

30

【0232】

ユーザは、眼底 E f の正面画像上に表示された移動先情報によって、後段の処理で光学系が移動される位置を確認することができる。その移動先を許容する場合、ユーザは、操作部 242 を介して所定の操作を行う。この操作を受けて、制御部 210 は、この移動先に向けて光学系を移動させる（ステップ S 28、ステップ S 31）。なお、移動先を許容するための操作は、たとえば、表示画面（ダイアログボックスでもよい）に設けられた所定のソフトウェアキーに対する操作である。

【0233】

一方、移動先情報が示す移動先を許容しない場合、ユーザは、操作部 242 を介して所定の操作を行うことにより、表示されている移動先情報を正面画像中の所望の位置に移動させることができる。制御部 210 は、ユーザにより位置が変更された移動先情報に対応する位置に向けて光学系を移動させる（ステップ S 28、ステップ S 31）。なお、移動先情報の位置を変更するための操作は、たとえば、表示画面に設けられた所定のソフトウェアキーに対する操作、または、ドラッグ操作である。

40

【0234】

この実施形態に係る眼科装置の効果について説明する。

【0235】

この実施形態に係る眼科装置は、被検眼の正面画像を取得する正面画像取得部を有する。正面画像取得部は、たとえば、眼底を撮影するための構成（眼底カメラユニット 2）お

50

よび／または眼底の OCT 画像を取得するための構成（OCT ユニット 100 および画像形成部 220）を含む。光学系により光学的に取得された情報が不适当であると判定された場合、制御部（制御部 210）は、あらかじめ決定された光学系の移動先を示す情報（移動先情報）を、正面画像取得部により取得された正面画像に重ねて表示手段（表示部 241）に表示させる。

【0236】

制御部による移動先情報の表示は、上記判定がなされた後の任意のタイミングで行われる。一例として、上記判定の結果が得られたことが表示のトリガであってよい。たとえば、ステップ S30 で「NO」との判定結果が得られたことを受けて、制御部は、移動先情報を表示させることができる。他の例として、上記判定の結果が得られた後にユーザにより所定の操作が行われたことが表示のトリガであってよい。たとえば、ステップ S27 で「Search」が選択されたことを受けて、制御部は、移動先情報を表示させることができる。

10

【0237】

このような実施形態によれば、光学系の移動先（つまりアライメント位置の移動先）をユーザに提示することが可能である。

【0238】

この実施形態において、移動先情報の表示位置が操作手段（操作部 242）を介して変更された場合に、制御部が、変更後の移動先に光学系を移動させるように移動機構（光学系駆動部 2A）の制御を行うように構成することができる。この構成によれば、ユーザが所望する位置にアライメント位置を移動させることが可能である。

20

【0239】

＜第 3 の実施形態＞

第 2 の実施形態では、光学系の移動先（アライメント位置の移動先）があらかじめ決定されている場合について説明した。この実施形態では、光学系の移動先があらかじめ決定されていない場合に適用可能な例を説明する。この実施形態に係る構成は、第 1 の実施形態および第 2 の実施形態に係る眼科装置に対して適用可能である。

【0240】

この実施形態に係る眼科装置は、たとえば、第 1 の実施形態と同様の構成を有する。以下、第 1 の実施形態における図面を参照する。

30

【0241】

図 7A に示すフローチャートのステップ S27 において「Search」ボタン 1032 が操作されたことを受けて、制御部 210 は、光学系の移動先を指定するための情報（移動先指定情報）を、眼底 Ef の正面画像に重ねて表示部 241 に表示させる。また、ステップ S30 において「NO」（つまりオート Z に失敗した）と判定されたことを受けて、制御部 210 は、同様の移動先指定情報を眼底 Ef の正面画像に重ねて表示させる。

【0242】

移動先指定情報は、たとえば、第 2 の実施形態における移動先情報 1200 と同様の画像であってよい。また、移動先指定情報が最初に表示される位置（初期表示位置）は任意であり、たとえば正面画像の中心位置である。ユーザは、操作部 242 を介して所定の操作を行うことにより、移動先指定情報の表示位置を所望の位置に移動することができる。この操作は、たとえば、表示画面に設けられたソフトウェアキーに対する操作、またはドラッグ操作である。それにより、アライメント位置の移動先が指定される。制御部 210 は、指定された移動先に光学系が移動されるように光学系駆動部 2A を制御する。

40

【0243】

移動先指定情報を初期表示位置に表示させる代わりに、制御部 210 は、アライメント位置の移動先を正面画像に対して指定するよう促す情報（たとえばダイアログボックス）を表示することができる。ユーザは、操作部 242 を介して所定の操作を行うことにより、正面画像中の所望の位置を指定する。この操作は、たとえばクリック操作である。制御部 210 は、指定された位置を示す情報（画像）を表示させることができる。ユーザは、

50

たとえばドラッグ操作を行うことにより、この画像の表示位置を移動することができる。それにより、移動先の調整が行われる。制御部 210 は、ユーザにより指定された移動先に光学系が移動されるように光学系駆動部 2A を制御する。

【0244】

この実施形態に係る眼科装置の効果について説明する。

【0245】

この実施形態に係る眼科装置は、被検眼の正面画像を取得する正面画像取得部を有する。正面画像取得部は、たとえば、眼底を撮影するための構成（眼底カメラユニット 2）および／または眼底の OCT 画像を取得するための構成（OCT ユニット 100 および画像形成部 220）を含む。制御部（制御部 210）は、取得された正面画像を表示手段（表示部 241）に表示させる。さらに、第 1 の制御の後に光学系により光学的に取得された情報が不適当であると判定された場合であって、表示手段に表示された正面画像中の位置が操作手段（操作部 242）を介して指定された場合、制御部は、この指定された位置に光学系を移動させるように移動機構（光学系駆動部 2A）の制御を行う。

10

【0246】

このような実施形態によれば、ユーザが所望する位置にアライメント位置を移動させることが可能である。

【0247】

〈第 4 の実施形態〉

この実施形態では、アライメント位置の移動を支援するために被検眼内の注目部位を提示する例を説明する。注目部位は、たとえば混濁部位のように、光を攪乱する要因に相当する。この実施形態に係る構成は、第 2 の実施形態および第 3 の実施形態に係る眼科装置に対して適用可能である。

20

【0248】

この実施形態に係る眼科装置は、たとえば、第 1 の実施形態と同様の構成を有する。以下、第 1 の実施形態における図面を参照する。

【0249】

この実施形態に係る眼科装置は、被検眼 E の注目部位を示す情報を取得するための機能（注目部位取得部）を有する。

【0250】

注目部位取得部の第 1 の例は、眼底カメラユニット 2 と、画像処理部 230 とを含む。眼底カメラユニット 2 は、被検眼 E の撮影を行う。この撮影において、注目部位を明瞭に描出するための手法が適用されてよい。たとえば注目部位が混濁部位である場合、レッドレフレクス撮影を適用することができる。レッドレフレクス撮影は、照明光を眼底 E f に反射させて得られる赤色反射をあたかもバックライトのように用いることによって、混濁部位を高コントラストで描出する手法である。

30

【0251】

画像処理部 230 は、眼底カメラユニット 2 により取得された被検眼 E の画像（被検眼画像）を解析することにより、注目部位に相当する画像領域（注目画像領域）を特定する。制御部 210 は、特定された注目画像領域を示す情報を記憶部 212 に記憶させる。この情報は、次の情報のいずれかを含んでいてよい：被検眼画像における注目画像領域の位置情報（座標）；被検眼 E の所定部位（たとえば瞳孔、虹彩、嚢、視神経乳頭、黄斑、血管、疾患部など）に相当する画像領域に対する注目画像領域の相対位置情報（方向情報、距離情報など）；被検眼画像自体。

40

【0252】

制御部 210 は、被検眼 E の正面画像（たとえば図 8D の正面画像 3000）を表示させるときに、注目画像領域を示す情報を記憶部 212 から読み出す。さらに、制御部 210 は、読み出された情報に基づいて、注目部位の範囲を示す情報（注目範囲情報）をこの正面画像に重ねて表示させる。注目範囲情報は、たとえば、注目部位（注目画像領域）の輪郭を示す画像である。

50

【0253】

被検眼画像が記憶部212に記憶される場合、注目範囲情報を表示させる処理は、被検眼画像と正面画像との画像マッチングを含んでいてよい。制御部210は、画像マッチングの結果に基づいて、正面画像に対する注目範囲情報の表示位置を決定する。

【0254】

被検眼Eの所定部位に相当する画像領域に対する注目画像領域の相対位置情報が記憶部212に記憶される場合、注目範囲情報を表示させる処理は、被検眼Eの所定部位に相当する正面画像中の画像領域を特定する処理を含んでいてよい。制御部210は、特定された画像領域と相対位置情報とに基づいて、正面画像に対する注目範囲情報の表示位置を決定する。

10

【0255】

被検眼画像における注目画像領域の位置情報が記憶部212に記憶される場合、制御部210は、当該位置情報（座標）が示す正面画像中の画像領域に重なるように注目範囲情報を表示させる。

【0256】

なお、被検眼画像の取得時および正面画像の取得時において、同じ固視位置を適用することができる。固視位置が異なる場合、固視位置の変位を画像における変位に変換し、この画像における変位に基づいて注目範囲情報の表示位置を変更することができる。また、被検眼画像と正面画像は、同じ撮影倍率および／または同じ表示倍率であってよい。撮影倍率および／または表示倍率が異なる場合、倍率の相違に基づいて注目範囲情報の表示サイズを変更することができる。

20

【0257】

注目部位取得部の第2の例は、外部から眼科装置にデータを入力するための構成（データ入力部）を含む。データ入力部は、たとえば、通信インターフェイスおよび／またはドライブ装置を含む。通信インターフェイスは、ネットワークを介して外部装置との間でデータ通信を行うために眼科装置に設けられる。この実施形態において、通信インターフェイスは、外部装置から送信された被検眼画像および／または注目画像領域を示す情報を受信する。ドライブ装置は、記録媒体に記録されているデータを読み取るために眼科装置に設けられる。この実施形態において、ドライブ装置は、記録媒体に記録されている被検眼画像および／または注目画像領域を示す情報を読み取る。

30

【0258】

データ入力部により入力された被検眼画像および／または注目画像領域を示す情報は、制御部210によって記憶部212に格納される。制御部210は、記憶部212に記憶されている注目画像領域を示す情報などに基づいて、被検眼Eの正面画像上に注目範囲情報を表示させる。この表示処理は、第1の例と同じ要領で行われる。

【0259】

この実施形態に係る眼科装置の効果について説明する。

【0260】

この実施形態に係る眼科装置は、被検眼における注目部位を示す情報を取得する注目部位取得部を有する。注目部位取得部は、たとえば、被検眼に対して過去に行われたレッドレフレクス撮影により得られた画像に基づいて、注目部位を示す情報を取得する。さらに、制御部は、取得された注目部位の範囲を示す情報を被検眼の正面画像に重ねて表示させる。

40

【0261】

この構成によれば、被検眼内の混濁部位などに相当する注目部位の位置を提示することが可能である。ユーザは、注目部位を避けるようにアライメント位置を設定することができる。

【0262】

なお、注目部位取得部により取得された注目部位を示す情報に基づいて、アライメント位置を自動設定するように構成することも可能である。この場合、制御部は、注目部位を

50

示す情報に基づいて、注目部位が存在しない位置に光学系を移動させるように移動機構を制御する。光学系の移動先としては、たとえば、注目部位が存在しない領域のうち、初期位置（たとえば瞳孔中心）に最も近い位置が適用される。このとき、注目部位の輪郭から所定距離だけ離れるように、移動先を設定することができる。この所定距離は、たとえば信号光のビーム径を考慮してあらかじめ設定される。

【0263】

〈第5の実施形態〉

この実施形態では、適当なアライメント位置を自動で探索する例を説明する。この実施形態に係る構成は、第1～第4の実施形態に係る眼科装置に対して適用可能である。

【0264】

この実施形態に係る眼科装置は、たとえば、第1の実施形態と同様の構成を有する。以下、第1の実施形態における図面を参照する。

【0265】

制御部210は、検査用光学系（眼底カメラユニット2および／またはOCTユニット100）に光学的な情報の取得を繰り返し行わせる制御（情報取得制御）と、光学系駆動部2Aに検査用光学系を段階的に移動させる制御（移動制御）とを連動して実行する。情報取得制御と移動制御との連動は、たとえば、これら2つの制御を交互に実行させるものである。

【0266】

情報取得制御は、オートZを含んでよい。移動制御においては、検査用光学系を所定の変位（変位方向および変位量）だけ移動させる制御が繰り返し実行される。変位方向は、たとえば、最初は下方（または鼻側）で、その後上方（または耳側）である。変位量は任意に設定される。

【0267】

制御部210（または画像処理部230）は、上記の連動制御において光学系により逐次に得られる情報に基づいて、この連動制御を継続させるか終了させるか判定する。この処理は、たとえば、段階的に移動される検査用光学系の各位置において（つまり検査用光学系の段階的な移動の各段階において）、オートZに成功したか否かを判定する処理を含む。この判定処理は、たとえば図7AのステップS25と同じ要領で実行される。オートZに失敗した場合、制御部210は、上記の連動制御を継続させる。一方、オートZに成功した場合、制御部210は、上記の連動制御を終了させる。すなわち、制御部210は、オートZに成功するまで上記の連動制御を実行させる。それにより、好適なアライメント位置に検査用光学系が配置される。

【0268】

なお、あらかじめ設定された一連の移動制御が完了した場合（たとえば、検査用光学系が下方に所定距離だけ移動された後、上方に所定距離だけ移動された場合）、制御部210は、上記連動制御を終了させることができる。このとき、制御部210は、アライメント位置の探索に失敗した旨の情報を表示部241に表示させることができる。さらに、制御部210は、引き続き行われる処理をユーザが選択するためのソフトウェアキーを表示部241に表示させることができる。選択肢は、たとえば、同じ探索処理の再実行、異なる移動制御を含む探索処理の実行、および手動アライメントの実行のうちのいずれかを含む。

【0269】

この実施形態に係る眼科装置の効果について説明する。

【0270】

この実施形態に係る眼科装置の制御部（たとえば制御部210、画像形成部220および画像処理部230）は、第2の制御（オートアライメントの後に行われる光学系の移動制御）において、光学系に光学的な情報の取得を繰り返し行わせる制御と、移動機構（光学系駆動部2A）に光学系を段階的に移動させる制御とを連動して行う。さらに、制御部は、この連動制御において光学系により逐次に得られる情報に基づいて、この連動制御を

10

20

30

40

50

継続させるか終了させるか判定する。

【0271】

このような眼科装置によれば、検査を好適に行える位置に光学系を自動で配置させることが可能である。

【0272】

〈変形例〉

以上に説明した実施形態は一例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を施すことが可能である。

【0273】

上記の実施形態においては、光路長変更部41の位置を変更することにより、信号光LSの光路と参照光LRの光路との光路長差を変更しているが、この光路長差を変更する手法はこれに限定されるものではない。たとえば、参照光の光路に反射ミラー（参照ミラー）を配置し、この参照ミラーを参照光の進行方向に移動させて参照光の光路長を変更することによって、当該光路長差を変更することが可能である。また、被検眼Eに対して眼底カメラユニット2やOCTユニット100を移動させて信号光LSの光路長を変更することにより当該光路長差を変更するようにしてもよい。また、特に被測定物体が生体部位でない場合などには、被測定物体を深度方向（Z方向）に移動させることにより光路長差を変更することも可能である。

【0274】

上記の実施形態を実現するためのコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク（CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/ZIP等）などを用いることが可能である。

【符号の説明】

【0275】

- 1 眼科装置
- 2 眼底カメラユニット
- 2A 光学系駆動部
- 10 照明光学系
- 30 撮影光学系
- 41 光路長変更部
- 42 ガルバノスキャナ
- 50 アライメント光学系
- 60 フォーカス光学系
- 100 OCTユニット
- 200 演算制御ユニット
- 210 制御部
- 220 画像形成部
- 230 画像処理部
- 241 表示部
- 242 操作部
- 300、300A、300B 前眼部カメラ
- 1000 撮影画面
- 1010 アライメント画面
- 1020 オートZ画面
- 1030 ダイアログボックス
- 1031 「Retry」ボタン
- 1032 「Search」ボタン
- 3000 正面画像

10

20

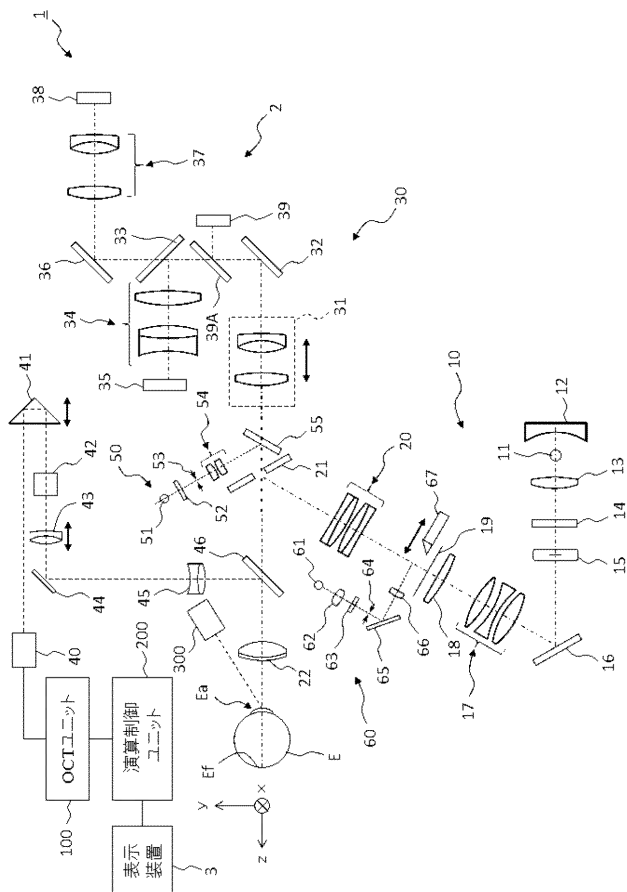
30

40

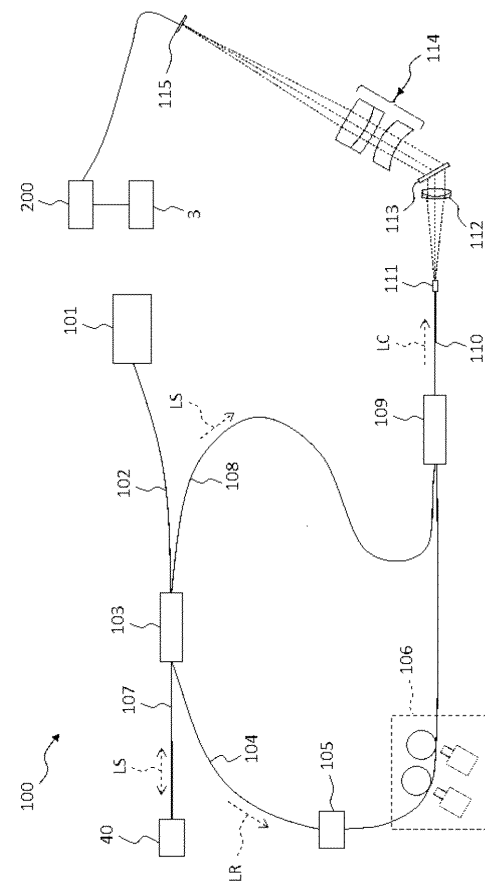
50

- 1040 ダイアログボックス
 1050 ダイアログボックス
 1060 ダイアログボックス
 1061 「OK」ボタン
 1100 マニュアルモード画面
 E 被検眼
 E f 眼底

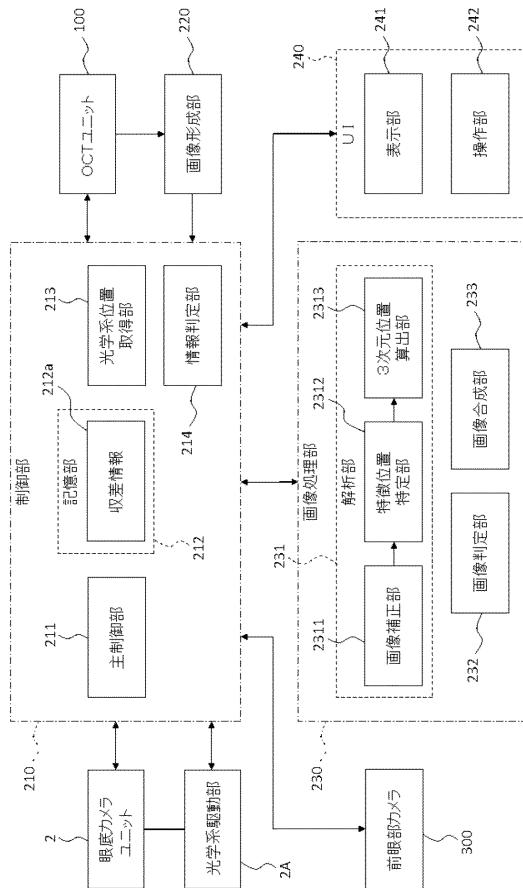
【図 1】



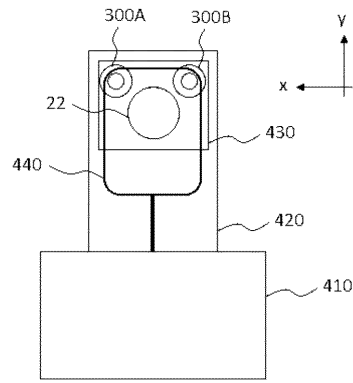
【図 2】



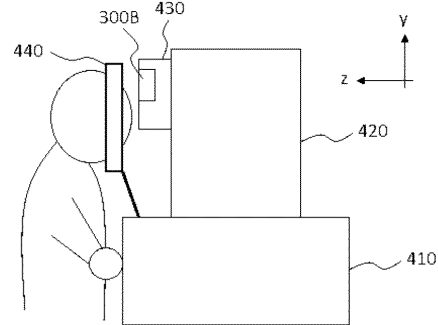
【図 3】



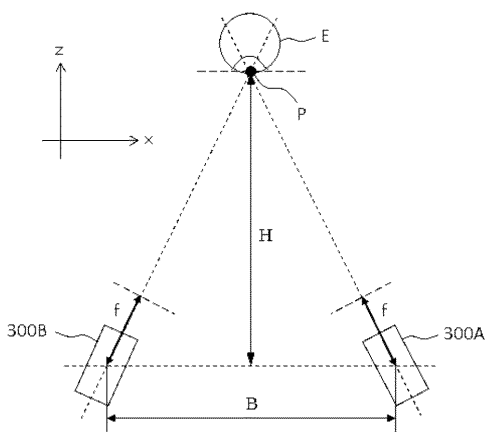
【図 4 A】



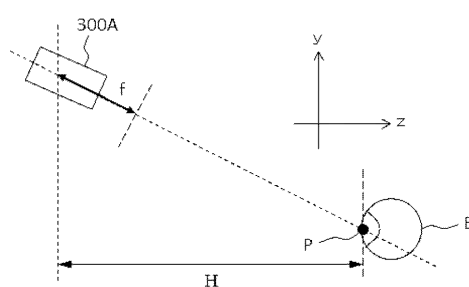
【図 4 B】



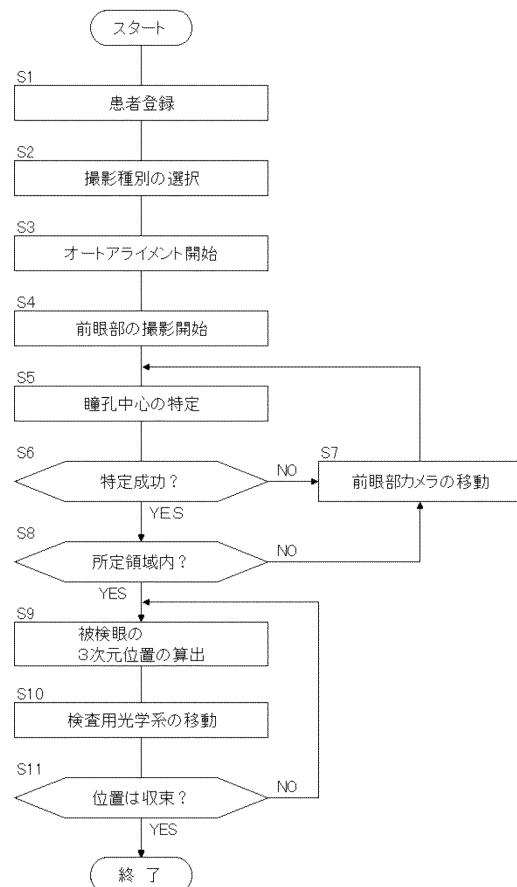
【図 5 A】



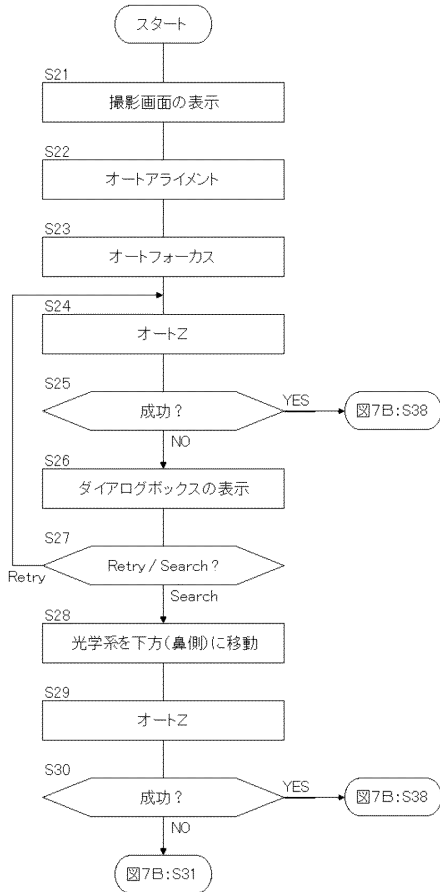
【図 5 B】



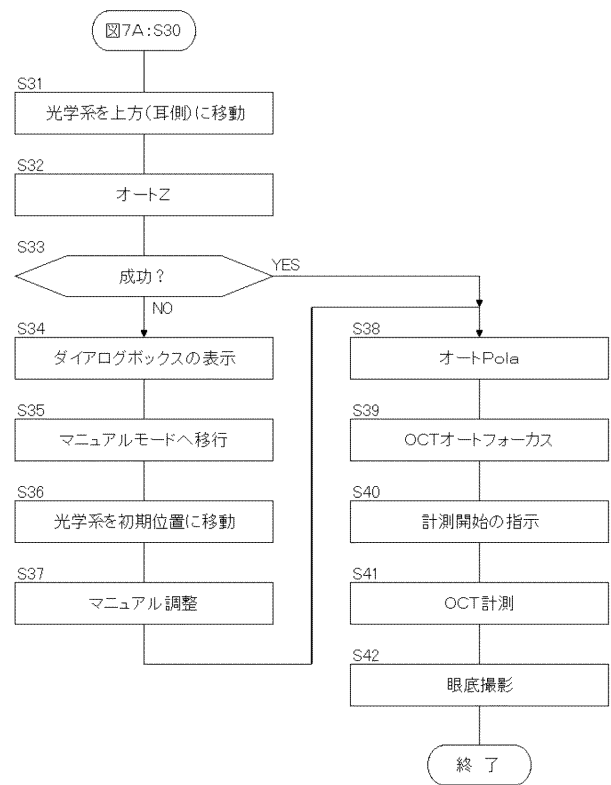
【図 6】



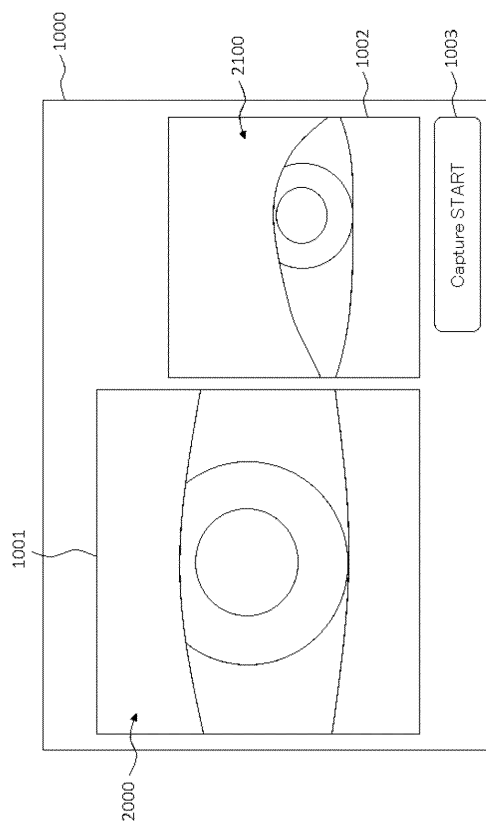
【図 7 A】



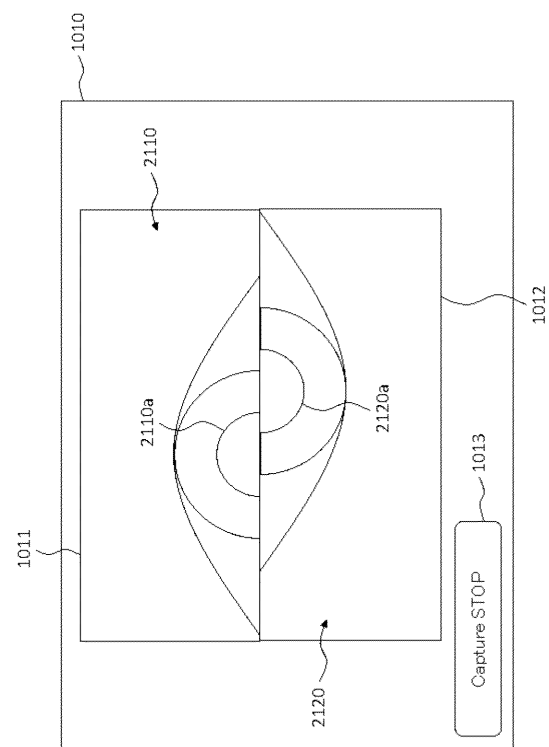
【図 7 B】



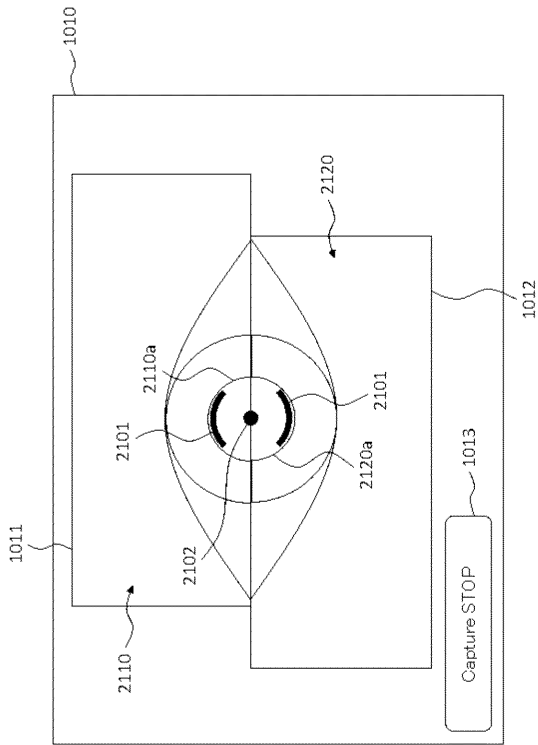
【図 8 A】



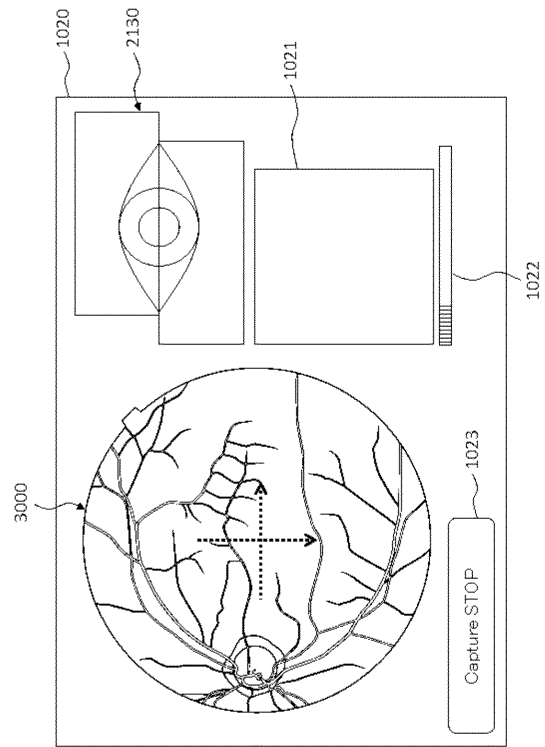
【図 8 B】



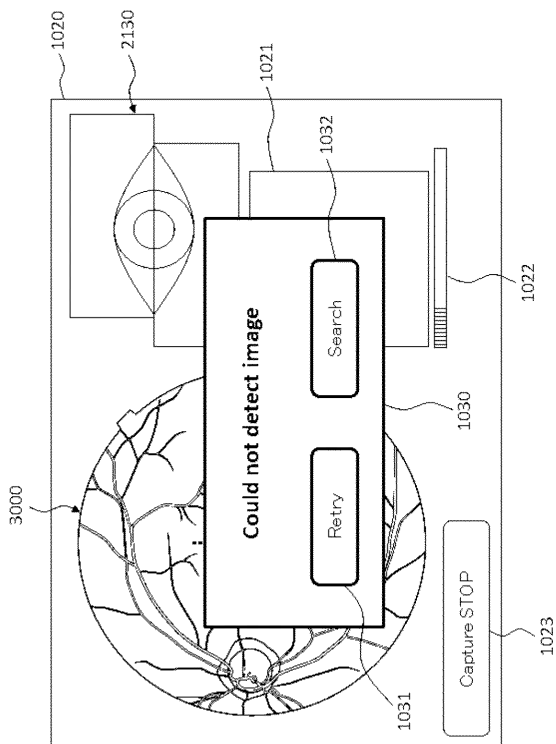
【図 8 C】



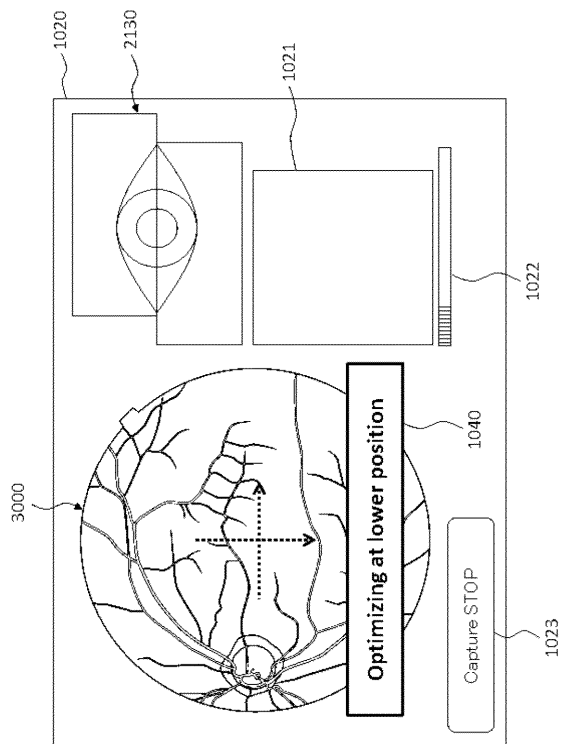
【図 8 D】



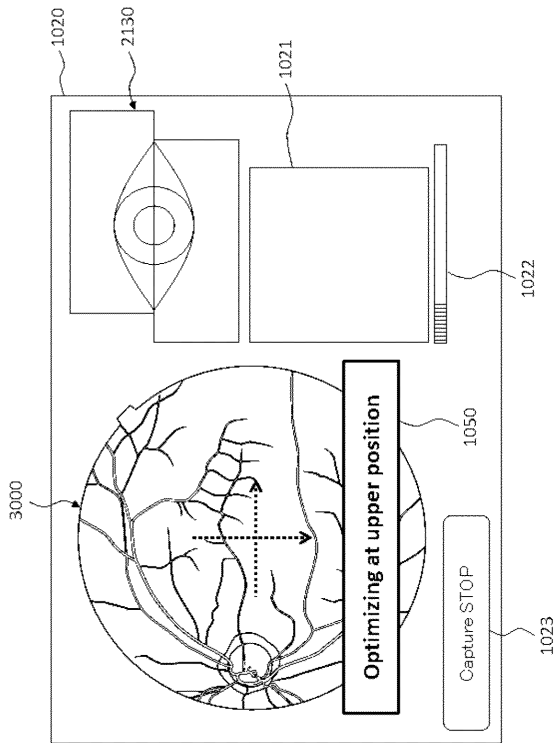
【図 8 E】



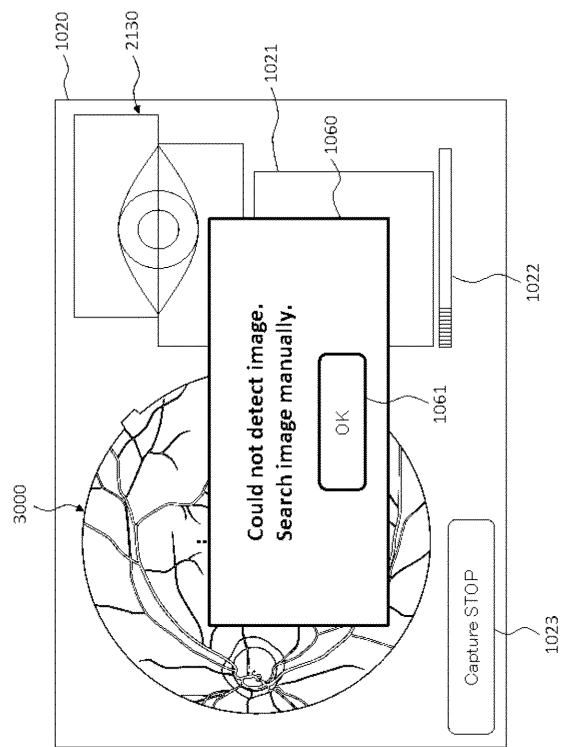
【図 8 F】



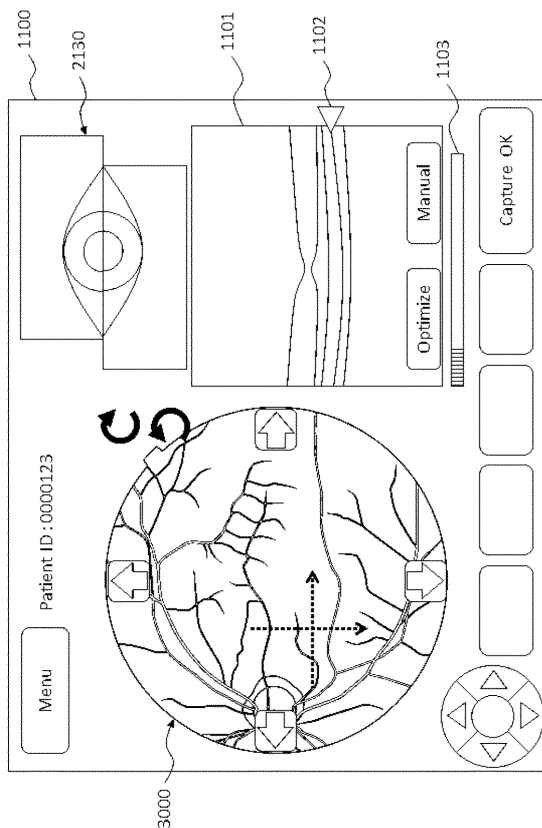
【図 8 G】



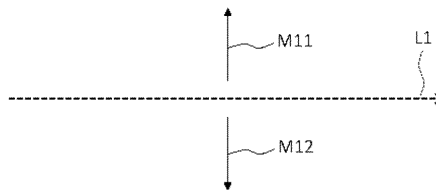
【図 8 H】



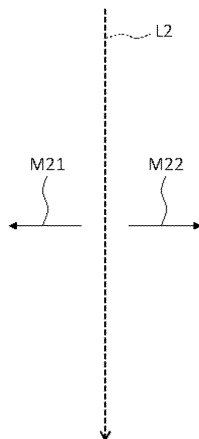
【図 8 I】



【図 9 A】



【図 9 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 窪田 篤司
東京都板橋区蓮沼町7 5 番1 号 株式会社トプコン内
- (72)発明者 小野 佑介
東京都板橋区蓮沼町7 5 番1 号 株式会社トプコン内