

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7216562号  
(P7216562)

(45)発行日 令和5年2月1日(2023.2.1)

(24)登録日 令和5年1月24日(2023.1.24)

(51)国際特許分類 F I  
A 6 1 B 3/113(2006.01) A 6 1 B 3/113  
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10

請求項の数 6 (全24頁)

(21)出願番号	特願2019-21003(P2019-21003)	(73)特許権者	000220343 株式会社トブコン 東京都板橋区蓮沼町75番1号
(22)出願日	平成31年2月7日(2019.2.7)	(74)代理人	240000327 弁護士 弁護士法人クレオ国際法律特許事務所
(65)公開番号	特開2020-127587(P2020-127587 A)	(72)発明者	行森 隆史 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トブコン内
(43)公開日	令和2年8月27日(2020.8.27)	(72)発明者	沖川 滋 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トブコン内
審査請求日	令和4年1月21日(2022.1.21)	審査官	鷺崎 亮

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 眼科装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検眼の情報を取得する眼情報取得部と、  
前記被検眼の前眼部を異なる方向から撮影する2つ以上の撮影部と、  
基準位置を形成するための光を前記前眼部に投光する基準投光部と、  
2つ以上の前記撮影部により撮影された被検眼画像における瞳孔中心位置を求める中心算出部と、  
前記基準投光部により形成された前記基準位置を求める基準算出部と、  
前記瞳孔中心位置と前記基準位置とから視線方向を求める視線算出部と、を備え、  
前記基準算出部は、2つ以上の前記撮影部により撮影された前記被検眼画像に基づいて  
前記基準投光部により形成された輝点像の位置を求め、前記輝点像の位置を前記被検眼の  
角膜上に変位させることで前記基準位置を求めることを特徴とする眼科装置。

10

【請求項2】

請求項1に記載の眼科装置であって、  
さらに、投影像を形成するための光を前記前眼部に投光する前眼部投光部と、  
前記投影像に基づいて前記角膜の形状を求める形状算出部と、を備え、  
前記基準算出部は、前記形状算出部が求めた前記角膜の形状に基づいて、求めた前記輝  
点像の位置を前記被検眼の前記角膜上に変位させることを特徴とする眼科装置。

【請求項3】

前記撮影部は、前記眼情報取得部の光軸上とは異なる位置で対を為して設けられているこ

20

とを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の眼科装置。

【請求項 4】

前記基準投光部は、前記眼情報取得部の光軸上で前記前眼部に投光して前記基準位置を形成することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 までのいずれか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 5】

被検眼の情報を取得する眼情報取得部と、

前記被検眼の前眼部を異なる方向から撮影する 2 つ以上の撮影部と、

基準位置を形成するための光を前記前眼部に投光する基準投光部と、

2 つ以上の前記撮影部により撮影された被検眼画像における瞳孔中心位置を求める中心算出部と、

前記基準投光部により形成された前記基準位置を求める基準算出部と、

前記瞳孔中心位置と前記基準位置とから視線方向を求める視線算出部と、を備え、

前記撮影部は、前記眼情報取得部の光軸上とは異なる位置で対を為して設けられていることを特徴とする眼科装置。

【請求項 6】

被検眼の情報を取得する眼情報取得部と、

前記被検眼の前眼部を異なる方向から撮影する 2 つ以上の撮影部と、

基準位置を形成するための光を前記前眼部に投光する基準投光部と、

2 つ以上の前記撮影部により撮影された被検眼画像における瞳孔中心位置を求める中心算出部と、

前記基準投光部により形成された前記基準位置を求める基準算出部と、

前記瞳孔中心位置と前記基準位置とから視線方向を求める視線算出部と、を備え、

前記基準投光部は、前記眼情報取得部の光軸上で前記前眼部に投光して前記基準位置を形成することを特徴とする眼科装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、眼科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

眼科装置は、眼情報取得部を用いて、眼特性等の被検眼の情報を求めるものがある（例えば、特許文献 1 参照）。

【0003】

この眼科装置は、眼情報取得部が、被検眼の眼底に測定光束を投影し、眼底で反射された測定光束（反射光束）を測定パターン像として取得し、その測定パターン像（その画像データ）を解析し、その解析し結果に基づいて被検眼の眼特性としての屈折特性を求める。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開 2007 - 89715 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、上記した眼科装置は、良好な眼特性が得られていないとき、それが正確な被検眼の眼特性である場合もあるが、被検眼の視線が適切な方向を向いていないことが原因の場合もある。このため、眼科装置は、被検眼の視線の方向を正確に把握できることが望ましい。

【0006】

本開示は、上記の事情に鑑みて為されたもので、被検眼の視線の方向を正確に取得できる眼科装置を提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

上記した課題を解決するために、本開示の眼科装置は、被検眼の情報を取得する眼情報取得部と、前記被検眼の前眼部を異なる方向から撮影する2つ以上の撮影部と、基準位置を形成するための光を前記前眼部に投光する基準投光部と、2つ以上の前記撮影部により撮影された被検眼画像における瞳孔中心位置を求める中心算出部と、前記基準投光部により形成された前記基準位置を求める基準算出部と、前記瞳孔中心位置と前記基準位置とから視線方向を求める視線算出部と、を備える。

## 【発明の効果】

## 【0008】

本開示の眼科装置によれば、被検眼の視線の方向を正確に取得できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0009】

【図1】本開示に係る眼科装置の一例としての実施例1の眼科装置の全体構成を示す説明図である。

【図2】眼科装置において駆動機構を介して一对の測定ヘッドが移動可能とされた構成を模式的に示す説明図である。

【図3】眼科装置の眼情報取得部の概略的な構成を示す説明図である。

【図4】眼科装置の制御系の構成を示すブロック図である。

【図5】眼情報取得部の光学系の構成を示す説明図である。

【図6】一对のカメラで被検眼の特徴位置の3次元位置を求める様子を示す説明図である。

【図7】瞳孔中心位置と基準位置と視線方向との関係を示す説明図である。

【図8】眼科装置の表示部に表示する視線方向画面の一例を示す図である。

【図9】眼科装置の制御部で実行される眼情報取得処理（眼情報取得方法）を示すフローチャートである。

【図10】複数の前眼部投光部が設けられた例の測定ヘッドを示す説明図である。

【図11】4つの投影像が検出された一对の被検眼画像を示す説明図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0010】

以下に、本開示に係る眼科装置の一実施形態としての眼科装置10の実施例1について図1から図11を参照しつつ説明する。なお、図5、図6は、それぞれが示す構成や内容の理解を容易とするために、偏向部材26を省略して示している。

## 【実施例1】

## 【0011】

本開示に係る眼科装置は、被検眼の情報を取得する眼情報取得部を備えるもので、被検眼の情報の取得として、被検眼（前眼部や眼底等）を撮影することや被検眼の眼特性を求めることの少なくとも一方が可能とされている。本開示に係る眼科装置は、被検眼の眼特性を求めることとして、任意の自覚検査および任意の他覚検査の少なくとも一方を行う。自覚検査は、被検者に視標等を提示し、この視標等に対する被検者の応答に基づいて検査結果を取得するものである。この自覚検査には、遠用検査、近用検査、コントラスト検査、グレア検査等の自覚屈折測定や、視野検査等がある。また、他覚検査は、被検眼に光を照射し、その戻り光の検出結果に基づいて被検眼に関する情報（特性）を測定するものである。この他覚検査には、被検眼の特性を取得するための測定と、被検眼の画像を取得するための撮影とが含まれる。さらに、他覚検査には、他覚屈折測定（レフ測定）、角膜形状測定（ケラト測定）、眼圧測定、眼底撮影、光コヒーレンストモグラフィ（Optical Coherence Tomography：以下、「OCT」という）を用いた断層像撮影（OCT撮影）、OCTを用いた計測等がある。

## 【0012】

実施例1の眼科装置10は、被検者が左右の両眼を開放した状態で、被検眼Eの特性測定を両眼同時に実行可能な両眼開放タイプの眼科装置である。なお、眼科装置10は、片

10

20

30

40

50

眼を遮蔽したり、固視標を消灯したりすることで、片眼ずつ検査等することも可能である。また、本開示に係る眼科装置は、両眼開放タイプに限定されるものではなく、片眼ずつ特性測定するタイプにも適用できる。

#### 【0013】

眼科装置10は、図1に示すように、床面に設置された基台11と、検眼用テーブル12と、支柱13と、支持部としてのアーム14と、駆動機構15と、一对の測定ヘッド16と、を備える。この眼科装置10は、検眼用テーブル12と正対する被検者が、両測定ヘッド16の間に設けられた額当部17に額を当てた状態で、被検者の被検眼E（図3等参照）の情報の取得を行う。以下では、被検者から見て、左右方向をX方向とし、上下方向（鉛直方向）をY方向とし、X方向およびY方向と直交する方向（測定ヘッド16の前後方向（被検者側を手前側とする））をZ方向とする。

10

#### 【0014】

検眼用テーブル12は、後述する検者用コントローラ31や被検者用コントローラ32（図4参照）を置いたり検眼に用いるものを置いたりするための机であり、基台11により支持されている。検眼用テーブル12は、Y方向での位置（高さ位置）を調節可能に基台11に支持されていてもよい。

#### 【0015】

支柱13は、検眼用テーブル12の後端部でY方向に伸びて基台11に支持されており、上部にアーム14が設けられる。アーム14は、検眼用テーブル12上で駆動機構15を介して一对の測定ヘッド16を吊り下げるもので、支柱13から手前側へとZ方向に伸びている。アーム14は、支柱13に対してY方向に移動可能とされ、後述するアーム駆動機構34（図4参照）によりY方向での位置（高さ位置）が調節される。なお、アーム14は、支柱13に対してX方向およびZ方向に移動可能とされており、このアーム14の先端には、駆動機構15により吊り下げられて両測定ヘッド16が支持されている。

20

#### 【0016】

測定ヘッド16は、被検者の左右の被検眼Eに個別に対応すべく対を為して設けられ、以下では個別に述べる際には左眼用測定ヘッド16Lおよび右眼用測定ヘッド16Rとする。左眼用測定ヘッド16Lは、被験者の左側の被検眼Eの情報を取得し、右眼用測定ヘッド16Rは、被験者の右側の被検眼Eの情報を取得する。左眼用測定ヘッド16Lと右眼用測定ヘッド16Rとは、X方向で双方の中間に位置する鉛直面に関して面対称な構成とされている。

30

#### 【0017】

各測定ヘッド16には、被検眼Eの眼情報を取得する眼情報取得部21（個別に述べる際には右眼情報取得部21Rおよび左眼情報取得部21Lとする（図2参照））が収容されている。その眼情報は、被検眼Eの屈折力や、被検眼Eの画像や、被検眼Eの眼底Ef（図5参照）の画像や、被検眼Eの網膜の断層画像や、被検眼Eの角膜内皮画像や、被検眼Eの角膜形状や、被検眼Eの眼圧等が適宜組み合わせられる。各眼情報取得部21は、屈折力を測定する屈折力測定機構（実施例1ではレフラクトメータ）、それと同じ光軸上で視標を呈示する視標呈示機構、呈示する視標を切り替えつつ視力検査を行う視力検査装置、矯正用レンズを切り換えて配置させて被検眼Eの適切な矯正屈折力を取得するフォロプタ、屈折力を測定する波面センサ、眼底の画像を撮影する眼底カメラ、網膜の断層画像を撮影する断層撮影装置(OCCT)、角膜内皮画像を撮影するスペキュラマイクروسコープ、角膜形状を測定するケラトメータ、眼圧を測定するトノメータ等が適宜組み合わせられて構成される。

40

#### 【0018】

両測定ヘッド16は、図2に示すように、アーム14の先端に設けられた取付ベース部18を介して駆動機構15により移動可能に吊り下げられている。取付ベース部18は、アーム14の先端に固定され、X方向に延びるとともに、一方の端部に後述する左眼用駆動機構15Lが吊り下げられ、他方の端部に後述する右眼用駆動機構15Rが吊り下げられ

50

ている。また、この取付ベース部 18 の中央部に、額当部 17 が設けられている。

【0019】

駆動機構 15 は、実施例 1 では、左眼用測定ヘッド 16 L に対応する左眼用駆動機構 15 L (左鉛直駆動部 22 L、左水平駆動部 23 L、左 Y 軸回旋駆動部 24 L、左 X 軸回旋駆動部 25 L) と、右眼用測定ヘッド 16 R に対応する右眼用駆動機構 15 R (右鉛直駆動部 22 R、右水平駆動部 23 R、右 Y 軸回旋駆動部 24 R、右 X 軸回旋駆動部 25 R) と、を有する。この左眼用駆動機構 15 L と右眼用駆動機構 15 R と (双方の各駆動部の構成) は、X 方向で双方の中間に位置する鉛直面に関して面对称な構成とされており、個別に述べる時を除くと単に鉛直駆動部 22 と水平駆動部 23 と Y 軸回旋駆動部 24 と X 軸回旋駆動部 25 と記す。駆動機構 15 は、アーム 14 側から鉛直駆動部 22、水平駆動部 23、Y 軸回旋駆動部 24、X 軸回旋駆動部 25 の順に設けられている。

10

【0020】

鉛直駆動部 22 は、取付ベース部 18 と水平駆動部 23 との間に設けられ、取付ベース部 18 に対して水平駆動部 23 を Y 方向 (鉛直方向) に移動させる。水平駆動部 23 は、鉛直駆動部 22 と Y 軸回旋駆動部 24 との間に設けられ、鉛直駆動部 22 に対して Y 軸回旋駆動部 24 を X 方向および Z 方向 (水平方向) に移動させる。この鉛直駆動部 22 および水平駆動部 23 は、例えばパルスモータのような駆動力を発生するアクチュエータと、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオン等のような駆動力を伝達する伝達機構と、を設けて構成する。水平駆動部 23 は、例えば、X 方向と Z 方向とで個別にアクチュエータおよび伝達機構の組み合わせを設けることで、容易に構成できるとともに水平方向の移動の制御を容易なものにできる。

20

【0021】

Y 軸回旋駆動部 24 は、水平駆動部 23 と X 軸回旋駆動部 25 との間に設けられ、水平駆動部 23 に対して X 軸回旋駆動部 25 を、対応する被検眼 E の眼球回旋点 O を通り Y 方向に延びる眼球回旋 Y 軸を中心に回転させる。X 軸回旋駆動部 25 は、Y 軸回旋駆動部 24 と対応する測定ヘッド 16 との間に設けられ、Y 軸回旋駆動部 24 に対して対応する測定ヘッド 16 を、対応する被検眼 E の眼球回旋点 O を通り X 方向に延びる眼球回旋 X 軸を中心に回転させる。

【0022】

この Y 軸回旋駆動部 24 および X 軸回旋駆動部 25 は、例えば、鉛直駆動部 22 や水平駆動部 23 と同様にアクチュエータと伝達機構とを有するものとし、アクチュエータからの駆動力を受けた伝達機構が円弧状の案内溝に沿って移動する構成とする。Y 軸回旋駆動部 24 は、案内溝の中心位置が眼球回旋 Y 軸と一致されることで、被検眼 E の眼球回旋 Y 軸を中心に測定ヘッド 16 を回転させることができる。また、X 軸回旋駆動部 25 は、案内溝の中心位置が眼球回旋 X 軸と一致されることで、被検眼 E の眼球回旋 X 軸を中心に測定ヘッド 16 を回転させることができる。すなわち、測定ヘッド 16 は、Y 軸回旋駆動部 24 および X 軸回旋駆動部 25 の各々の案内溝の中心位置が被検眼 E の眼球回旋点 O と一致されることで、眼球回旋点 O を中心に左右方向 (Y 方向を中心とする回転方向) および上下方向 (X 方向を中心とする回転方向) に回転可能とされている。

30

【0023】

なお、Y 軸回旋駆動部 24 は、自らに設けた Y 軸回転軸線回りに回転可能に測定ヘッド 16 を支持するとともに水平駆動部 23 と協働して X 軸回旋駆動部 25 を介して測定ヘッド 16 を支持する位置を変更しつつ回転させることで、被検眼 E の眼球回旋 Y 軸を中心に測定ヘッド 16 を回転させるものでもよい。また、X 軸回旋駆動部 25 は、自らに設けた X 軸回転軸線回りに回転可能に測定ヘッド 16 を支持するとともに鉛直駆動部 22 と協働して測定ヘッド 16 を支持する位置を変更しつつ回転させることで、被検眼 E の眼球回旋 X 軸を中心に測定ヘッド 16 を回転させるものでもよい。

40

【0024】

以上の構成により、駆動機構 15 は、各測定ヘッド 16 を個別にまたは連動させて、X 方向、Y 方向および Z 方向に移動させることができるとともに、それぞれが対応する被検

50

眼 E の眼球回旋点 O を中心に上下左右に回転させることができ、各測定ヘッド 16 を対応する被検眼 E の回旋に対応する位置（姿勢）に移動させることができる。駆動機構 15 は、各測定ヘッド 16 の位置を調整することで、対応する被検眼 E を開散（開散運動）させたり輻輳（輻輳運動）させたりすることができる。これにより、眼科装置 10 では、開散運動および輻輳運動のテストを行うことや、両眼視の状態では遠用検査や近用検査を行って両被検眼 E の各種特性を測定できる。

#### 【0025】

各測定ヘッド 16 では、偏向部材 26 が設けられ、偏向部材 26 を通じて眼情報取得部 21 により対応する被検眼 E の情報が取得される。眼科装置 10 は、図 3 に示すように、各偏向部材 26 が被験者の左右の被検眼 E にそれぞれ対応する位置となるように各測定ヘッド 16 の位置を調整することで、被検者が左右の両眼を開放した状態（両眼視の状態）で、被検眼 E の情報を両眼同時に取得できる。また、眼科装置 10 は、X 軸回旋駆動部 25 により眼球回旋 X 軸を中心に各測定ヘッド 16 の回転姿勢を変化させることで、対応する被検眼 E を下方視や上方視させた状態で被検眼 E の情報を取得できる。そして、眼科装置 10 は、Y 軸回旋駆動部 24 により眼球回旋 Y 軸を中心に各測定ヘッド 16 の回転姿勢を変化させることで、対応する被検眼 E を左右視させた状態で被検眼 E の情報を取得できる。

10

#### 【0026】

各測定ヘッド 16 は、偏向部材 26 に近接して、各被検眼 E に対して異なる方向から撮影する 2 つ以上の撮影部としての複数のカメラ 27 を有する。カメラ 27 は、実施例 1 では、各被検眼 E に対して眼情報取得部 21 の光軸 L を前後（Z 方向）に挟んで 2 台設けられており、ステレオカメラを構成している。各カメラ 27 は、対応する被検眼 E からの光が偏向部材 26 を介して進行方向が屈曲されて入射されて、それぞれが異なる方向であって斜め（正面（後述する観察系 41 の光軸 L）に対して傾斜する位置）から被検眼 E を見た画像となる被検眼画像 I<sub>e</sub>（図 6 等参照）を取得する。このため、各カメラ 27 は、対応する被検眼 E に対して前後（Z 方向）で対を為しているが、偏向部材 26 を介することで実質的に被検眼 E に対して左右（X 方向）の斜めから被検眼画像 I<sub>e</sub> を取得している。これにより、各カメラ 27 は、一方が被験者の外側（被検眼 E に対して鼻とは反対側）から被検眼画像 I<sub>e</sub> を取得する外側カメラ 27<sub>o</sub> となり、他方が被験者の内側から被検眼画像 I<sub>e</sub> を取得する内側カメラ 27<sub>i</sub> となる。

20

30

#### 【0027】

ここで、2 つのカメラ 27 は、被検眼 E に対して実質的に、上下（Y 方向）で対を為して設けてもよいが、瞼が少し閉じられると上下の斜めからの被検眼画像 I<sub>e</sub> では被検眼 E に対して瞼に隠される領域が大きくなるので、同じ状況でも影響の少ない左右（X 方向）から被検眼画像 I<sub>e</sub> を取得する構成とすることが望ましい。加えて、年配の被検者は、瞼が下がる傾向があるので、左右（X 方向）の斜め下方から被検眼画像 I<sub>e</sub> を取得する位置関係で両カメラ 27 を設けることが望ましい。

#### 【0028】

両カメラ 27 は、実質的に同時に被検眼 E を撮影することで、同時点での 2 つの異なる被検眼画像 I<sub>e</sub> を取得する。ここで、実質的に同時とは、両カメラ 27 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意味する。両カメラ 27 は、被検眼 E を異なる方向から実質的に同時に撮影することで、被検眼 E が同じ位置（向き）にあるときの 2 以上の被検眼画像 I<sub>e</sub> を取得することが可能になる。これにより、両カメラ 27 は、後述するように被検眼 E の 3 次元位置の算出に用いることができる。

40

#### 【0029】

なお、実施例 1 では、各被検眼 E に対して 2 つのカメラ 27（撮影部）を設けているが、各被検眼 E に対して 2 つ以上の撮影部を設ければよく、実施例 1 の構成に限定されない。しかしながら、後述の 3 次元位置を求める際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被検眼 E（その前眼部）を撮影可能な構成であれば十分である。また、

50

実施例 1 では、眼情報取得部 2 1 ( その後述する観察系 4 1 ) とは別個に 2 つのカメラ 2 7 を設けているが、異なる 2 つ以上の方向から実質的に同時に被検眼 E を撮影可能であれば、一方のカメラ 2 7 に替えて観察系 4 1 を用いるものとしてもよく、実施例 1 の構成に限定されない。

#### 【 0 0 3 0 】

基台 1 1 には、眼科装置 1 0 の各部を統括的に制御する制御部 2 8 が、制御ボックスに収納されて設けられる ( 図 1 参照 ) 。制御部 2 8 は、図 4 に示すように、上記した各眼情報取得部 2 1 、駆動機構 1 5 としての各鉛直駆動部 2 2 、各水平駆動部 2 3 、各 Y 軸回旋駆動部 2 4 、各 X 軸回旋駆動部 2 5 および各カメラ 2 7 ( 外側カメラ 2 7 o 、内側カメラ 2 7 i ) に加えて、検者用コントローラ 3 1 と被検者用コントローラ 3 2 と記憶部 3 3 とアーム駆動機構 3 4 と、が接続されている。眼科装置 1 0 は、ケーブル 2 9 ( 図 1 、図 2 参照 ) を介して商用電源から制御部 2 8 に電力が供給され、制御部 2 8 が駆動機構 1 5 および両測定ヘッド 1 6 ( 両眼情報取得部 2 1 ) に電力を供給する。制御部 2 8 は、駆動機構 1 5 や両測定ヘッド 1 6 ( 両眼情報取得部 2 1 ) と情報の遣り取りが可能とされ、それらの動作を制御するとともにそれらから適宜情報を取得する。

10

#### 【 0 0 3 1 】

検者用コントローラ 3 1 は、検者が眼科装置 1 0 を操作するために用いられ、制御部 2 8 と近距離無線通信によって、互いに通信可能に接続されている。なお、検者用コントローラ 3 1 は、制御部 2 8 と有線または無線の通信路を介して接続されていればよく、実施例 1 の構成に限定されない。実施例 1 の検者用コントローラ 3 1 は、タブレット端末、スマートフォンなどの携帯端末 ( 情報処理装置 ) が用いられている。なお、検者用コントローラ 3 1 は、携帯端末に限定されることはなく、ノート型パーソナルコンピュータ、デスクトップ型パーソナルコンピュータ等でもよく、眼科装置 1 0 に固定されて構成されていてもよく、実施例 1 の構成に限定されない。

20

#### 【 0 0 3 2 】

検者用コントローラ 3 1 は、液晶モニタからなる表示部 3 5 を備える。この表示部 3 5 は、画像等が表示される表示面 3 5 a ( 図 1 等参照 ) と、そこに重畳して配置されたタッチパネル式の入力部 3 5 b と、を有する。検者用コントローラ 3 1 は、制御部 2 8 の制御下で、後述する観察系 4 1 に設けられた撮像素子 4 1 g からの画像信号に基づく前眼部画像 I ( 図 5 参照 ) や各カメラ 2 7 からの被検眼画像 I e ( 図 6 等参照 ) や後述する測定リング像 R i ( 図 8 参照 ) や眼底画像等を、適宜表示面 3 5 a に表示させる。また、検者用コントローラ 3 1 は、制御部 2 8 の制御下で入力部 3 5 b が表示され、そこに入力されたアライメントの指示や測定の指示等の操作情報を制御部 2 8 に出力する。

30

#### 【 0 0 3 3 】

被検者用コントローラ 3 2 は、被検眼 E の各種の眼情報の取得の際に、被検者が応答するために用いられ、有線または無線の通信路を介して制御部 2 8 と接続されている。被検者用コントローラ 3 2 は、例えばキーボード、マウス、ジョイスティック等の入力装置とされる。

#### 【 0 0 3 4 】

制御部 2 8 は、接続された記憶部 3 3 または内蔵する内部メモリ 2 8 a に記憶したプログラムを例えば R A M ( Random Access Memory ) 上に展開することにより、適宜検者用コントローラ 3 1 や被検者用コントローラ 3 2 に対する操作に応じて、眼科装置 1 0 の動作を統括的に制御する。実施例 1 では、内部メモリ 2 8 a は、R A M 等で構成され、記憶部 3 3 は、R O M ( Read Only Memory ) や E E P R O M ( Electrically Erasable Programmable ROM ) 等で構成される。眼科装置 1 0 では、上記した構成の他に、測定完了信号や測定者からの指示に応じて測定結果を印字するプリンタや、測定結果を外部メモリやサーバーに出力する出力部が適宜設けられる。

40

#### 【 0 0 3 5 】

次に、眼情報取得部 2 1 の一例としての光学的な構成を、図 5 を用いて説明する。上述したように、右眼情報取得部 2 1 R および左眼情報取得部 2 1 L の構成は、基本的に同一

50

であるので、単に眼情報取得部 2 1 として説明する。

【 0 0 3 6 】

眼情報取得部 2 1 の光学系は、図 5 に示すように、観察系 4 1 と視標投影系 4 2 と眼屈折力測定系 4 3 と Z アライメント系 4 4 と X Y アライメント系 4 5 とケラト系 4 6 とを有する。観察系 4 1 は、被検眼 E の前眼部を観察し、視標投影系 4 2 は、被検眼 E に視標を呈示し、眼屈折力測定系 4 3 は、被検眼 E の眼屈折力（屈折特性）の測定を行う。Z アライメント系 4 4 および X Y アライメント系 4 5 は、被検眼 E に対する光学系の位置合わせ（アライメント）を行うために設けられている。Z アライメント系 4 4 は、観察系 4 1 の光軸 L に沿う前後方向（Z 方向）のアライメント情報を生成し、X Y アライメント系 4 5 は、光軸 L に直交する上下左右方向（Y 方向、X 方向）のアライメント情報を生成する。ケラト系 4 6 は、角膜形状の測定を行う。

10

【 0 0 3 7 】

観察系 4 1 は、対物レンズ 4 1 a とダイクロイックフィルタ 4 1 b とハーフミラー 4 1 c とリレーレンズ 4 1 d とダイクロイックフィルタ 4 1 e と結像レンズ 4 1 f と撮像素子 4 1 g とを有する。観察系 4 1 は、被検眼 E（前眼部）で反射された光束を、対物レンズ 4 1 a を経て結像レンズ 4 1 f により撮像素子 4 1 g（その受光面）上に結像する。このため、撮像素子 4 1 g は、後述するケラトリング光束やアライメント光源 4 4 a の光束やアライメント光源 4 5 a の光束（輝点像 B r）が投光（投影）された前眼部画像 I を検出（受像）する。制御部 2 8 は、撮像素子 4 1 g から出力される画像信号に基づく前眼部画像 I 等を表示部 3 5 の表示面 3 5 a に表示させる。この対物レンズ 4 1 a の前方にケラト系 4 6 を設けている。

20

【 0 0 3 8 】

ケラト系 4 6 は、ケラト板 4 6 a とケラトリング光源 4 6 b とを有する。ケラト板 4 6 a は、観察系 4 1 の光軸 L に関して同心状のスリットが設けられた板状とされ、対物レンズ 4 1 a の近傍に設けられる。ケラトリング光源 4 6 b は、ケラト板 4 6 a のスリットに合わせて設けられる。このケラト系 4 6 は、点灯したケラトリング光源 4 6 b からの光束がケラト板 4 6 a のスリットを経ることで、被検眼 E（その角膜 E c）に角膜形状の測定のためのケラトリング光束（角膜曲率測定用リング状視標）を投光（投影）する。ケラトリング光束は、被検眼 E の角膜 E c で反射されることで、観察系 4 1 により撮像素子 4 1 g 上に結像され、撮像素子 4 1 g がリング状のケラトリング光束の像（画像）を検出（受像）する。制御部 2 8 は、撮像素子 4 1 g からの画像信号に基づいて、その測定パターンの像を表示面 3 5 a に表示させるとともに、角膜形状（曲率半径）を周知の手法により測定するケラト測定を行う。なお、実施例 1 では、角膜形状を測定する角膜形状測定系として、リングスリットが 1 重から 3 重程度で角膜の中心付近の曲率測定を行うケラト板 4 6 a を用いる例（ケラト系 4 6）を示しているが、多重のリングを有し角膜全面の形状を測定可能なプラチド板を用いるものでもよく、他の構成でもよく、実施例 1 の構成に限定されない。このケラト系 4 6（ケラト板 4 6 a）の後方に Z アライメント系 4 4 を設けている。

30

【 0 0 3 9 】

Z アライメント系 4 4 は、一対のアライメント光源 4 4 a と投影レンズ 4 4 b とを有し、各アライメント光源 4 4 a からの光束を各投影レンズ 4 4 b で平行光束とし、ケラト板 4 6 a に設けたアライメント用孔を通して被検眼 E の角膜 E c に当該平行光束を投光（投影）する。この平行光束は、角膜 E c に投影された輝点（輝点像）のアライメント情報として検出される。これにより、Z 方向のアライメントのための視標が被検眼 E の角膜 E c に投影される。この視標は、角膜表面反射による虚像（プルキンエ像）として検出される。制御部 2 8 は、撮像素子 4 1 g 上のアライメント光源 4 4 a による 2 個の輝点像の間隔とケラトリング像の直径との比が所定範囲内となるように、水平駆動部 2 3 により測定ヘッド 1 6 を前後方向（Z 方向）に移動させることで、眼情報取得部 2 1 の光学系の光軸 L に沿う前後方向（Z 方向）のアライメントを行う。ここで、制御部 2 8 は、その比率からアライメントのずれ量を求めて、このアライメントのずれ量を表示面 3 5 a に表示させて

40

50

もよい。なお、前後方向のアライメントは、後述するアライメント光源 4 5 a による輝点像のピントが合うように右眼用測定ヘッド 1 6 R の位置を調整することで行ってもよい。また、Z アライメント系 4 4 による視標を用いたアライメントは、X 方向および Y 方向へのアライメントを含んでもよい。さらに、前後方向のアライメントは、一对のカメラ 2 7 からの 2 つの被検眼画像 I e を用いて行ってもよい。

#### 【 0 0 4 0 】

観察系 4 1 には、XY アライメント系 4 5 が設けられている。XY アライメント系 4 5 は、アライメント光源 4 5 a と投影レンズ 4 5 b とを有し、ハーフミラー 4 1 c、ダイクロイックフィルタ 4 1 b および対物レンズ 4 1 a を観察系 4 1 と共用する。XY アライメント系 4 5 は、アライメント光源 4 5 a からの光束を、対物レンズ 4 1 a を経て平行光束として光軸 L 上で角膜 E c に投光する。この平行光束は、角膜表面反射による虚像（プルキンエ像）を描出し、この虚像である輝点像 B r が観察系 4 1（その撮像素子 4 1 g）により検出される。この輝点（輝点像 B r）は、角膜頂点 E t と、角膜 E c の曲率中心と、の略中間位置に形成される。制御部 2 8 は、輝点（輝点像 B r）に基づき、鉛直駆動部 2 2 および水平駆動部 2 3 を駆動して、測定ヘッド 1 6 を左右方向（X 方向）、上下方向（Y 方向）に移動させることで、上下左右方向（光軸 L に直交する方向）のアライメントを行う。このとき、制御部 2 8 は、輝点像が形成された前眼部画像 I に加えて、アライメントの目安となるアライメントマーク A L を表示面 3 5 a に表示させる。また、制御部 2 8 は、アライメントが完了すると測定を開始するように制御する構成としてもよい。アライメント光源 4 5 a は、XY アライメント系 4 5 によるアライメント動作中に、このアライメント光源 4 5 a を被検者が視認することを抑止するために、赤外光（例えば 9 4 0 n m）を発光する発光ダイオードとしている。

#### 【 0 0 4 1 】

視標投影系 4 2 は、被検眼 E を固視、雲霧させる為に視標を投影して、その視標を眼底 E f に呈示する。視標投影系 4 2 は、ディスプレイ 4 2 a とロータリープリズム 4 2 b、4 2 c と結像レンズ 4 2 d と移動レンズ 4 2 e とリレーレンズ 4 2 f とフィールドレンズ 4 2 g とミラー 4 2 h とダイクロイックフィルタ 4 2 i とを有し、ダイクロイックフィルタ 4 1 b および対物レンズ 4 1 a を観察系 4 1 と共用する。ディスプレイ 4 2 a は、被検眼 E の視線を固定する視標としての固視標や点状視標を呈示したり、被検眼 E の特性（視力値や矯正度数（遠用度数、近用度数）等）を自覚的に検査するための自覚検査視標を呈示したりする。ディスプレイ 4 2 a は、E L（エレクトロルミネッセンス）や液晶ディスプレイ（Liquid Crystal Display（LCD））を用いることができ、制御部 2 8 の制御下で任意の画像を表示する。ディスプレイ 4 2 a は、視標投影系 4 2 の光路上において被検眼 E の眼底 E f と共役となる位置に光軸に沿って移動可能に設けられる。

#### 【 0 0 4 2 】

ロータリープリズム 4 2 b、4 2 c は、斜位検査においてプリズム度数およびプリズム基底方向を調整するために用いられ、パルスモータ等の駆動によってそれぞれ独立に回転される。ロータリープリズム 4 2 b、4 2 c は、互いに逆方向に回転されるとプリズム度数が連続的に変更され、同じ方向に一体的に回転されるとプリズム基底方向が連続的に変更される。移動レンズ 4 2 e は、駆動モータにより光軸に沿って進退駆動される。視標投影系 4 2 は、移動レンズ 4 2 e を被検眼 E 側に移動させることで、屈折力をマイナス側に変位させることができるとともに、移動レンズ 4 2 e を被検眼 E から離反する方向に移動させることで、屈折力をプラス側に変位させることができる。これにより、視標投影系 4 2 は、移動レンズ 4 2 e の進退駆動により、ディスプレイ 4 2 a に表示された視標の呈示距離を変更可能、すなわち視標像の呈示位置を変更可能であるとともに、被検眼 E を固視、雲霧させることができる。このため、視標投影系 4 2 は、被検眼 E に対して、固視のための指標や自覚検査のための指標を、任意の呈示距離で呈示できる。

#### 【 0 0 4 3 】

眼屈折力測定系 4 3 は、被検眼 E の眼底 E f に測定光束を投影し、眼底 E f で反射された測定光束（その反射光束）を後述する測定リング像 R i（図 8 参照）として取得するこ

10

20

30

40

50

とで、被検眼 E の眼屈折力の測定を可能とする。実施例 1 の眼屈折力測定系 4 3 は、被検眼 E の眼底 E f にリング状の測定パターンを投影するリング状光束投影系 4 3 A と、眼底 E f からのリング状の測定パターンの反射光を検出（受像）するリング状光束受光系 4 3 B と、を有する。なお、眼屈折力測定系 4 3 は、上記した構成としているが、被検眼 E の眼底 E f に測定光束を投影し、眼底 E f で反射された測定光束を測定リング像 R i として取得するものであれば、他の構成でもよく、実施例 1 の構成に限定されない。この他の構成の一例としては、測定光束として点状のスポット光を眼底 E f に投影し、眼底 E f で反射された測定光束（その反射光束）をリング状のスリットやレンズを通すことでリング状の光束として、測定リング像 R i を取得するものがあげられる。

【 0 0 4 4 】

リング状光束投影系 4 3 A は、レフ光源ユニット部 4 3 a とリレーレンズ 4 3 b と瞳リング絞り 4 3 c とフィールドレンズ 4 3 d と穴開きプリズム 4 3 e とロータリープリズム 4 3 f とを有し、ダイクロイックフィルタ 4 2 i を視標投影系 4 2 と共用し、ダイクロイックフィルタ 4 1 b および対物レンズ 4 1 a を観察系 4 1 と共用する。レフ光源ユニット部 4 3 a は、例えば L E D を用いたレフ測定用のレフ測定光源 4 3 g とコリメータレンズ 4 3 h と円錐プリズム 4 3 i とリングパターン形成板 4 3 j とを有し、それらが制御部 2 8 の制御下で眼屈折力測定系 4 3 の光軸上を一体的に移動可能となっている。

【 0 0 4 5 】

リング状光束受光系 4 3 B は、穴開きプリズム 4 3 e の穴部 4 3 p とフィールドレンズ 4 3 q と反射ミラー 4 3 r とリレーレンズ 4 3 s と合焦レンズ 4 3 t と反射ミラー 4 3 u とを有し、対物レンズ 4 1 a、ダイクロイックフィルタ 4 1 b、ダイクロイックフィルタ 4 1 e、結像レンズ 4 1 f および撮像素子 4 1 g を観察系 4 1 と共用し、ダイクロイックフィルタ 4 2 i を視標投影系 4 2 と共用し、ロータリープリズム 4 3 f および穴開きプリズム 4 3 e をリング状光束投影系 4 3 A と共用する。

【 0 0 4 6 】

眼屈折力測定系 4 3 は、眼屈折力測定モードにおいて、制御部 2 8 の制御下で、次のように動作されて被検眼 E の眼屈折力を測定する。まず、リング状光束投影系 4 3 A のレフ測定光源 4 3 g が点灯され、かつリング状光束投影系 4 3 A のレフ光源ユニット部 4 3 a とリング状光束受光系 4 3 B の合焦レンズ 4 3 t とが光軸方向に移動される。リング状光束投影系 4 3 A では、レフ光源ユニット部 4 3 a がリング状の測定パターンを出射し、その測定パターンをリレーレンズ 4 3 b、瞳リング絞り 4 3 c およびフィールドレンズ 4 3 d を経て穴開きプリズム 4 3 e に進行させ、その反射面 4 3 v で反射し、ロータリープリズム 4 3 f を経てダイクロイックフィルタ 4 2 i に導く。リング状光束投影系 4 3 A では、その測定パターンをダイクロイックフィルタ 4 2 i およびダイクロイックフィルタ 4 1 b を経て対物レンズ 4 1 a に導くことで、被検眼 E の眼底 E f にリング状の測定パターンを投影する。

【 0 0 4 7 】

リング状光束受光系 4 3 B では、眼底 E f に形成されたリング状の測定パターンを対物レンズ 4 1 a で集光し、ダイクロイックフィルタ 4 1 b、ダイクロイックフィルタ 4 2 i およびロータリープリズム 4 3 f を経て穴開きプリズム 4 3 e の穴部 4 3 p に進行させる。リング状光束受光系 4 3 B では、その測定パターンをフィールドレンズ 4 3 q、反射ミラー 4 3 r、リレーレンズ 4 3 s、合焦レンズ 4 3 t、反射ミラー 4 3 u、ダイクロイックフィルタ 4 1 e および結像レンズ 4 1 f を経ることで、撮像素子 4 1 g に結像させる。これにより、撮像素子 4 1 g がリング状の測定パターンの像（以下では測定リング像 R i ともいう）を検出し、その測定リング像 R i が表示部 3 5 の表示面 3 5 a に適宜表示される（図 8 参照）。制御部 2 8 は、その測定リング像 R i（撮像素子 4 1 g からの画像信号）に基づいて、眼屈折力としての球面度数 S、円柱度数 C（乱視度数）、軸角度 A x（乱視軸角度）を周知の手法により算出する。制御部 2 8 は、算出した眼屈折力を適宜表示面 3 5 a に表示させる。

【 0 0 4 8 】

10

20

30

40

50

また、眼屈折力測定モードでは、制御部 28 は、視標投影系 42 においてディスプレイ 42 a に固定固視標を表示させる。ディスプレイ 42 a からの光束は、ロータリープリズム 42 b、42 c、結像レンズ 42 d、移動レンズ 42 e、リレーレンズ 42 f、フィールドレンズ 42 g、ミラー 42 h、ダイクロイックフィルタ 42 i、ダイクロイックフィルタ 41 b、対物レンズ 41 a を経て、被検眼 E の眼底 E f に投光（投影）する。検者または制御部 28 は、呈示した固定固視標を被検者に固視させた状態でアライメントを行い、眼屈折力（レフ）の仮測定の結果に基づいて被検眼 E の遠点に移動レンズ 42 e を移動させた後に、ピントが合わない位置に移動レンズ 42 e を移動させて雲霧状態とする。これにより、被検眼 E は、調節休止状態（水晶体の調整除去状態）となり、その調節休止状態で眼屈折力が測定される。

10

【0049】

なお、眼屈折力測定系 43、Zアライメント系 44、XYアライメント系 45 およびケラト系 46 等の構成や、眼屈折力（レフ）、自覚検査および角膜形状（ケラト）の測定原理等は、公知であるので、詳細な説明は省略する。

【0050】

眼科装置 10 は、制御部 28 の制御下で、オートアライメント（自動による位置合わせ）を行いつつ眼情報取得部 21 を用いて被検眼 E の眼情報を取得する。詳細には、制御部 28 は、Zアライメント系 44、XYアライメント系 45 からのアライメント情報に基づいて、眼情報取得部 21（その光学系）の光軸 L を被検眼 E の軸に合わせつつ被検眼 E に対する眼情報取得部 21 の距離が所定の作動距離になる移動量（アライメント情報）を算出する。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、眼情報取得部 21 を用いて特性を適切に測定するための眼情報取得部 21 と被検眼 E との間の距離である。制御部 28 は、移動量に応じて駆動機構 15 を駆動して被検眼 E に対して眼情報取得部 21 を移動させることで、対応する被検眼 E に対する眼情報取得部 21（測定ヘッド 16）の XYZ 方向のアライメントを行う。

20

【0051】

その後、制御部 28 は、適宜眼情報取得部 21 を駆動して、被検眼 E の各種の眼情報を取得させる。眼科装置 10 では、手動すなわち検者が検者用コントローラ 31 を操作することで、被検眼 E に対して眼情報取得部 21 をアライメントし、眼屈折力測定系 43 を駆動して被検眼 E の各種の眼情報を取得することもできる。眼科装置 10 では、被検眼 E の各種の眼情報を取得する際、被検者が被検者用コントローラ 32 を操作することで応答することができ、被検眼 E の各種の眼情報の取得を補助する。この XYZ 方向のアライメントにより、各測定ヘッド 16 は、Y 軸回旋駆動部 24 および X 軸回旋駆動部 25 の各々の案内溝の中心位置が被検眼 E の眼球回旋点 O と一致され、眼球回旋点 O を中心に左右方向（Y 方向を中心とする回転方向）および上下方向（X 方向を中心とする回転方向）に回転可能とされる。そして、制御部 28 は、XYZ 方向のアライメントが行われた各測定ヘッド 16 の位置に基づいて、各被検眼 E の眼球回旋点 O の 3 次元位置を取得できる。

30

【0052】

眼科装置 10 は、眼情報取得部 21 のオートアライメントを、両カメラ 27（そこからの被検眼画像 I e（そのデータ））を用いて行うことができる。このとき、制御部 28 は、まず、対を為すカメラ 27 からの各被検眼画像 I e において共通の特徴位置を検出する。制御部 28 は、例えば前眼部の瞳孔中心に相当する位置を特徴位置とすると、後述するように被検眼画像 I e における瞳孔中心の座標を求め、それらと既知である両カメラ 27 の位置や角度や光学的特性等を用いて公知の三角法を適用することにより、瞳孔中心すなわち被検眼 E の 3 次元位置を算出する。そして、制御部 28 は、算出した被検眼 E の 3 次元位置に基づいて、眼情報取得部 21（その光学系）の光軸 L を被検眼 E の軸に合わせつつ被検眼 E に対する眼情報取得部 21 の距離が所定の作動距離になる移動量（アライメント情報）を算出し、その移動量に応じて駆動機構 15 を制御する。制御部 28 は、移動量に応じて駆動機構 15 を駆動して被検眼 E に対して眼情報取得部 21 を移動させることで、両カメラ 27 を用いて眼情報取得部 21 のオートアライメントを行うことができる。

40

50

## 【 0 0 5 3 】

眼科装置 10 では、制御部 28 が中心算出部 28 b と基準算出部 28 c と視線算出部 28 d とを有する。中心算出部 28 b は、各被検眼 E に対して、対応する一対のカメラ 27 が取得した 2 つの被検眼画像 I e に基づいて、瞳孔中心位置 P c ( 図 6 等参照 ) の 3 次元位置を求める。基準算出部 28 c は、各被検眼 E に対して、対応する一対のカメラ 27 が取得した 2 つの被検眼画像 I e に基づいて、X Y アライメント系 45 が描出した輝点としてのプルキンエ像の虚像である輝点像 B r の 3 次元位置 ( 基準位置 P b ) を求める。視線算出部 28 d は、中心算出部 28 b で求めた瞳孔中心位置 P c と、基準算出部 28 c で求めた基準位置 P b と、に基づいて、各被検眼 E の視線の方向を示す視線方向 E d ( 図 7 参照 ) を求める。

10

## 【 0 0 5 4 】

中心算出部 28 b は、まず、各被検眼画像 I e における瞳孔中心位置 P c の位置 ( 座標 ) を求める。この各被検眼画像 I e における瞳孔中心位置 P c の位置を求める手法は周知のものから適宜選定すればよい。一例として、中心算出部 28 b は、単一の被検眼 E を異なる 2 つの方向から撮影した 2 つの被検眼画像 I e において、画素値 ( 輝度値等 ) 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 ) を求める。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求めることができる。このとき、瞳孔の形状が略円形であることを考慮して、略円形で低輝度の画像領域を探索することにより、瞳孔領域を求めるものとしてもよい。

20

## 【 0 0 5 5 】

次に、中心算出部 28 b は、求めた瞳孔領域の中心位置を求める。中心算出部 28 b は、上記のように瞳孔は略円形であるので、瞳孔領域の境界座標を楕円近似して、瞳孔近似楕円の中心を算出する。まず、中心算出部 28 b は、瞳孔領域の境界座標から、最小自乗法により、次式 ( 1 ) に示す楕円の一般式における係数 a、b、c、d および h を求める。

## 【 数 1 】

$$ax^2 + by^2 + cx + dy + 1 + hxy = 0 \quad \dots(1)$$

## 【 0 0 5 6 】

そして、中心算出部 28 b は、楕円の一般式 ( 1 ) における各係数から、瞳孔近似楕円の中心座標を次式 ( 2 ) により求める。下記式 ( 2 ) により求められた瞳孔近似楕円の中心座標が各被検眼画像 I e における瞳孔中心位置 P c の座標となる。

30

## 【 数 2 】

$$\begin{aligned} \text{(中心座標)} &= (\overline{X}, \overline{Y}) \\ \overline{X} &= \frac{hd - 2bc}{4ab - h^2}, \overline{Y} = \frac{hc - 2ad}{4ab - h^2} \quad \dots(2) \end{aligned}$$

40

なお、中心算出部 28 b は、瞳孔領域の重心を求め、この重心位置を各被検眼画像 I e における瞳孔中心位置 P c の座標としてもよい。

## 【 0 0 5 7 】

その後、中心算出部 28 b は、2 つの被検眼画像 I e を取得した一対のカメラ 27 の位置と、求めた 2 つの被検眼画像 I e における瞳孔中心位置 P c の座標と、に基づいて、被検眼 E の瞳孔中心位置 P c の 3 次元位置を算出する。この処理について図 6 を用いて説明する。

## 【 0 0 5 8 】

図 6 は、被検眼 E と外側カメラ 27 o と内側カメラ 27 i との間の位置関係を示してい

50

るとともに、各カメラ 27 の下方にそれぞれが撮影した被検眼画像  $I_e$  を示している。なお、図 6 では、Y 方向（鉛直方向）での被検眼 E と各カメラ 27 との位置関係を省略しているが、被検眼 E と各カメラ 27 との Y 方向の位置は変位していても等しくてもよい。ここで、外側カメラ 27 o と内側カメラ 27 i との間の距離を基線長 B とし、基線長 B と瞳孔中心位置 P c との間の距離を撮影距離 H とする。また、各外側カメラ 27 o と内側カメラ 27 i とが互いに等しい構成であるものとし、それぞれにおけるレンズ中心と撮像素子（画面平面）との間の距離を画面距離  $f$ （焦点距離と略等しい）とする。

【0059】

すると、外側カメラ 27 o および内側カメラ 27 i による被検眼画像  $I_e$  の分解能は次式で表すことができる。ここで、 $p$  は、両カメラ 27 における画素分解能とする。

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

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

このように、両カメラ 27 からの被検眼画像  $I_e$  では、Z 方向のズレを画素位置のズレとして検出することができるので、両カメラ 27 の画素分解能に応じて Z 方向の位置を検出できる。

【0060】

中心算出部 28 b は、2 つの外側カメラ 27 o、内側カメラ 27 i の位置（既知である）と、2 つの被検眼画像  $I_e$  における瞳孔中心位置 P c の座標とに対して、図 6 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、瞳孔中心位置 P c の 3 次元位置を求める。

【0061】

ここで、中心算出部 28 b は、算出した瞳孔中心位置 P c の 3 次元位置に対して、所定変位量だけ前後方向（Z 方向）の手前側へと変位させて瞳孔中心位置 P c の 3 次元位置としてもよい。これは、瞳孔中心位置 P c すなわち瞳孔は、所定変位量だけ角膜 E c の内方に位置することによる。中心算出部 28 b は、求めた瞳孔中心位置 P c から所定変位量だけ手前側へと変位させることで、瞳孔中心位置 P c が形成された位置を上下左右方向に変化させることなく角膜 E c 上に変位させることができる。この所定変位量は、適宜設定すればよく、例えば、平均的な値として 3 . 6 mm を用いることができる。

【0062】

基準算出部 28 c は、輝点像 B r の 3 次元位置に基づいて基準位置 P b の 3 次元位置を求める。各被検眼 E では、アライメント光源 45 a からの平行光束が入射すると、図 7 に示すように、角膜 E c 内部の位置 Q（角膜頂点 E t から内方へと角膜の曲率半径  $r$  の半分（ $r / 2$ ）の位置）にスポット状の虚像（ブルキンエ像）が描出される。このブルキンエ像は、両カメラ 27 による各被検眼画像  $I_e$  において輝点像 B r として取得（撮影）される。ここで、実施例 1 では、アライメント光源 45 a を赤外光としているので、両カメラ 27 の出力信号から赤外光領域の信号のみを取り出すことで、アライメント光源 45 a からの反射光に基づく輝点像 B r の位置を簡易にかつ正確に求めることができる。基準算出部 28 c は、中心算出部 28 b が瞳孔中心位置 P c を求めることと同様に、各被検眼画像  $I_e$  における輝点像 B r の位置を求め、その両輝点像 B r の位置および一対のカメラ 27 の位置に基づいて、輝点像 B r の 3 次元位置を算出する。

【0063】

そして、基準算出部 28 c は、算出した輝点像 B r の 3 次元位置に対して、角膜の曲率半径  $r$  の半分（ $r / 2$ ）だけ前後方向（Z 方向）の手前側へと変位させて基準位置 P b の 3 次元位置とする。これは、上記したように、ブルキンエ像が角膜 E c の曲率半径  $r$  の半分の値だけ角膜 E c の内方に形成されるので、輝点像 B r から半分の値だけ手前側へと変位させることで、輝点像 B r が形成された位置を上下左右方向に変化させることなく角膜 E c 上に変位させた位置を基準位置 P b とすることによる。このため、XY アライメント系 45（アライメント光源 45 a）は、基準位置 P b を形成するための光を前眼部に投光する基準投光部として機能する。なお、角膜の曲率半径  $r$  は、ケラト測定により取得された角膜の曲率 R を用いて求めること（ $r = 1 / R$ ）ができるとともに、平均的な値を用い

10

20

30

40

50

ることできる。ここで、曲率半径  $r$  は、ケラト測定での測定結果を用いることで、実際の被検眼  $E$  により適切に対応したものとなるので、視線方向  $E d$  をより正確に取得できることとなる。

【0064】

視線算出部 28 d は、視線方向  $E d$  として、被検眼  $E$  における基準点から瞳孔中心位置  $P c$  へ向かう方向を求める。実施例 1 の視線算出部 28 d は、被検眼  $E$  における基準点を眼球回旋点  $O$  とする。ここで、輝点像  $B r$  は、被検眼  $E$  に対して眼情報取得部 21 が適切にアライメントされた状態では、眼情報取得部 21 (視標投影系 42) の光軸  $L$  上に形成されるとともに、その光軸  $L$  上に眼球回旋点  $O$  も存在する。そして、輝点像  $B r$  は、上記したように角膜頂点  $E t$  から内方へと角膜の曲率半径  $r$  の半分の位置に形成される。視線算出部 28 d は、角膜頂点  $E t$  から眼球回旋点  $O$  までの距離  $D l$  として予め決められた値 (例えば、平均的な値である 13 mm) を用いることで、眼球回旋点  $O$  の 3 次元位置を求めることができる。なお、距離  $D l$  は、別の機器による測定において、実距離が既知である場合にはこの値を用いてもよい。

10

【0065】

視線算出部 28 d は、例えば、眼球回旋点  $O$  から基準位置  $P b$  (輝点像  $B r$ ) へ向かう方向 (光軸  $L$  の方向) を基準線  $B l$  として、視線方向  $E d$  (眼球回旋点  $O$  から瞳孔中心位置  $P c$  へ向かう方向) を報知することで、視線方向  $E d$  の把握を容易なものにできる。この方法としては、視線方向  $E d$  は、基準線  $B l$  に対して、水平方向 ( $X$  方向) および上下方向 ( $Y$  方向) で為す角度 (回旋角度) や被検眼画像  $I e$  上での距離等で表すことがあげられる。なお、光軸  $L$  の方向 (基準線  $B l$ ) は、両被検眼  $E$  の間隔となる瞳孔間距離  $P D$  と、両被検眼  $E$  から固視画像の呈示位置までの間隔となる呈示距離  $D p$  と、から求めることができる。ここで、眼情報取得部 21 (視標投影系 42) において、無限遠に固視画像  $S f$  を表示する状態における光軸  $L$  の方向 (被検眼  $E$  から各偏向部材 26 に至るまでの光軸  $L$  の方向) が互いに平行な状態を基準とした角度を回旋角 とする。すると、回旋角 は、 $\tan^{-1}(P D / 2 D p)$  で求めることができ、この回旋角 が光軸  $L$  の方向 (基準線  $B l$ ) となる。その瞳孔間距離  $P D$  は、前眼部画像  $I$  やアライメントの位置から求めてもよく、一般的な値を用いてもよい。

20

【0066】

ここで、基準位置  $P b$  (輝点像  $B r$ ) から光軸  $L$  の方向に伸ばした線上に眼球回旋点  $O$  が存在しない場合が考えられる。この場合、視線算出部 28 d は、輝点像  $B r$  が角膜頂点  $E t$  から内方へと角膜の曲率半径  $r$  の半分の位置に形成されることに基づいて、基準位置  $P b$  (輝点像  $B r$ ) から角膜の曲率中心の 3 次元位置を求め、曲率中心と瞳孔中心位置  $P c$  とを結ぶ方向を求めることで、距離  $D l$  を用いて眼球回旋点  $O$  の 3 次元位置を求めることができる。そして、視線算出部 28 d は、瞳孔中心位置  $P c$  と眼球回旋点  $O$  (曲率中心) とを結ぶ方向および光軸  $L$  の方向から、視線方向  $E d$  を求めることができる。

30

【0067】

また、制御部 28 は、適切な視線方向  $E d$  ではない場合に、所定の警告情報を出力部に出力させるものとしてもよい。この出力部としては、表示部 35 や図示しない音声出力部などがある。表示部 35 を出力部として用いる場合、制御部 28 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 35 (その表示面 35 a) 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 28 は、所定の音声情報、警告音等を音声出力部に出力させる。

40

【0068】

実施例 1 の眼科装置 10 では、例えば、三角測量に基づいて瞳孔中心位置  $P c$  や輝点像  $B r$  の 3 次元位置を求めるものとしている。しかしながら、瞳孔中心位置  $P c$  と輝点像  $B r$  との 3 次元位置を求めるものであればよく、この手法に限定されるものではない。

【0069】

図 8 は、一例として視線方向  $E d$  を表示面 35 a に表示させた様子を示す。図 8 の例では、表示面 35 a において、右上に左眼の正面被検眼画像  $I f$  を、左上に右眼の正面被検

50

眼画像 I f を、表示させているとともに、右下に左眼の測定リング像 R i を、左下に右眼の測定リング像 R i を、表示させている。その正面被検眼画像 I f は、カメラ 2 7 が取得した被検眼画像 I e を、被検眼 E の正面に設定した仮想視点から見たものに変換したものである。制御部 2 8 は、周知の技術を用いて、一方のカメラ 2 7 から入力された被検眼画像 I e の各画素の座標値に当該カメラ 2 7 の角度等に基づく種々の係数を乗じて出力画素の全ての座標値を形成する変換処理を行うことで、仮想視点から見た正面被検眼画像 I f を生成する。

#### 【 0 0 7 0 】

そして、図 8 の例では、表示面 3 5 a において、各正面被検眼画像 I f の下方に、視線方向 E d を示す視線方向表示 I d を表示させている。図 8 の例の視線方向表示 I d は、水平方向（X 方向）での回旋角度 I d 1 と、上下方向（Y 方向）での回旋角度 I d 2 と、を表示させている。なお、この視線方向表示 I d は、被検眼画像 I e 上での基準位置 P b と瞳孔中心位置 P c との距離で示してもよく、基準線 B l と視線方向 E d とを模式的に示す図であってもよく、実施例 1 の構成に限定されない。

10

#### 【 0 0 7 1 】

両測定リング像 R i は、上記したように、眼屈折力測定系 4 3 による被検眼 E の眼屈折力の測定の際に取得される。表示面 3 5 a では、例えば、眼屈折力測定系 4 3 で被検眼 E の眼屈折力の測定を行っていて、両測定リング像 R i を表示させている場合であっても、その測定には使用しないカメラ 2 7 からの被検眼画像 I e に基づく正面被検眼画像 I f を表示させることができる。また、表示面 3 5 a では、眼屈折力測定系 4 3 での測定を行っている場合でも、両カメラ 2 7 からの 2 つの被検眼画像 I e に基づいて視線方向 E d（眼球回旋点 O から瞳孔中心位置 P c への方向）を求めることができるので、視線方向 E d（それを示す視線方向表示 I d）を併せて表示させることができる。このため、眼科装置 1 0 は、カメラ 2 7 を有効利用しつつ表示面 3 5 a を見るだけで測定リング像 R i と正面被検眼画像 I f と視線方向表示 I d とを視認可能とすることができ、測定リング像 R i の状態とともに被検眼 E の状態や視線方向 E d を容易に確認させることができる。

20

#### 【 0 0 7 2 】

次に、眼科装置 1 0 を用いて、被検眼 E の情報を取得する際に視線方向 E d を測定して表示する一例としての眼情報取得処理（眼情報取得方法）について、図 9 を用いて説明する。この眼情報取得処理は、記憶部 3 3 または内蔵する内部メモリ 2 8 a に記憶されたプログラムに基づいて、制御部 2 8 が実行する。以下では、この図 9 のフローチャートの各ステップ（各工程）について説明する。この図 9 のフローチャートは、眼科装置 1 0 が起動されて、検者用コントローラ 3 1 のブラウザまたはアプリが立ち上がって表示面 3 5 a が表示され、その入力部 3 5 b で眼情報取得が開始されることにより開始される。このとき、被検者は椅子等に座っており、額当部 1 7 に額が当てられている。なお、実施例 1 の図 9 のフローチャートは、各ステップ（各工程）が一对の測定ヘッド 1 6（両眼情報取得部 2 1）で同時に行われるものであり、両眼視の状態ですべて同時に測定されるものとしている。加えて、実施例 1 の図 9 のフローチャートは、後述するように正面被検眼画像 I f の動画を表示面 3 5 a に表示させているが、静止画やコマ送りの画像でもよく、実施例 1 の構成に限定されない。実施例 1 の図 9 のフローチャートは、一例として、眼屈折力を被検眼 E の情報としており、眼屈折力測定系 4 3 による測定を行うものとしている。

30

40

#### 【 0 0 7 3 】

ステップ S 1 では、被検眼 E の前眼部画像の表示部 3 5 の表示面 3 5 a での表示を開始して、ステップ S 2 へ進む。ステップ S 1 では、前眼部画像として、一方のカメラ 2 7 からの正面被検眼画像 I f の動画を表示面 3 5 a に表示させる。なお、ステップ S 1 では、観察系 4 1 で取得した前眼部画像 I（動画）を表示面 3 5 a に表示させてもよい。

#### 【 0 0 7 4 】

ステップ S 2 では、オートアライメントを実行して、ステップ S 3 へ進む。ステップ S 2 では、上述したように、両カメラ 2 7（そこからの被検眼画像 I e（そのデータ））を用いて、眼情報取得部 2 1 のオートアライメントを行う。このとき、ステップ S 2 では、

50

両カメラ 27 を用いたオートアライメントに伴う被検眼 E の被検眼画像 I e の動画を表示面 35 a に表示させている。なお、ステップ S 2 は、後述するステップ S 6 とともに、Z アライメント系 44 および XY アライメント系 45 を用いてオートアライメントを行ってもよい。

【0075】

ステップ S 3 では、視線方向 E d の測定を開始して、ステップ S 4 へ進む。ステップ S 3 では、上述したように、両カメラ 27 からの被検眼画像 I e (そのデータ) を用いて、視線方向 E d の測定を開始する。このため、このステップ S 3 以降は、リアルタイムで視線方向 E d を検出することとなる。

【0076】

ステップ S 4 では、視線方向 E d の表示を開始して、ステップ S 5 へ進む。ステップ S 4 では、ステップ S 3 で開始して測定した視線方向 E d の表示を開始するもので、実施例 1 では表示面 35 a において両被検眼 E の視線方向表示 I d の表示を開始する。このため、このステップ S 4 以降は、リアルタイムで視線方向 E d を表示することとなる。

【0077】

ステップ S 5 では、眼屈折力測定系 43 を用いてラフ測定を実行して、ステップ S 6 へ進む。ラフ測定とは、視標投影系 42 の移動レンズ 42 e やリング状光束投影系 43 A のレフ光源ユニット部 43 a やリング状光束受光系 43 B の合焦レンズ 43 t の移動量を決定するために、予備的に被検眼 E の概略の眼屈折力を測定することをいう。ステップ S 5 では、移動レンズ 42 e、レフ光源ユニット部 43 a および合焦レンズ 43 t を 0 D (ディオプタ) 位置に配置し、視標投影系 42 で固視標を固視させて、眼屈折力測定系 43 を用いてリング状光束投影系 43 A により被検眼 E の眼底 E f にリング状の測定パターンを投影する。そして、ステップ S 5 では、リング状光束受光系 43 B により撮像素子 41 g でリング状の測定パターンの測定リング像 R i を検出し、その測定リング像 R i を表示部 35 の表示面 35 a に表示させつつ、測定リング像 R i に基づき眼屈折力を測定する。また、ステップ S 5 では、視線方向表示 I d および測定リング像 R i とともに、一方のカメラ 27 からの正面被検眼画像 I f (動画) を表示面 35 a に表示させる (図 8 参照)。

【0078】

ステップ S 6 では、オートアライメント (再アライメント) を実行して、ステップ S 7 へ進む。ステップ S 6 では、ステップ S 2 と同様にオートアライメントを実行する。

【0079】

ステップ S 7 では、視標投影系 42 を用いて雲霧を行い、ステップ S 8 へ進む。ステップ S 7 では、視標投影系 42 を用いてステップ S 5 でのラフ測定による眼屈折力に基づいて合焦レンズ 43 t を移動させた後に雲霧状態とし、被検眼 E を調節休止状態とする。このとき、ステップ S 7 では、表示面 35 a には視線方向表示 I d および正面被検眼画像 I f を表示させる。

【0080】

ステップ S 8 では、眼屈折力測定系 43 を用いた被検眼 E の特性の測定を実行して、ステップ S 9 へ進む。ステップ S 8 では、ステップ S 5 でのラフ測定による眼屈折力に基づいて眼屈折力測定系 43 のレフ光源ユニット部 43 a および合焦レンズ 43 t を移動させ、雲霧状態 (調節休止の状態) の被検眼 E に対して、眼屈折力測定系 43 を用いて測定リング像 R i を検出する。また、ステップ S 8 では、眼屈折力測定系 43 が取得した測定リング像 R i に基づいて、眼屈折力としての球面度数、円柱度数、軸角度を周知の手法により算出する。このとき、ステップ S 8 では、ステップ S 5 と同様に、表示面 35 a に、視線方向表示 I d および正面被検眼画像 I f とともに測定リング像 R i を表示させる。

【0081】

ステップ S 9 では、測定値を表示させて、ステップ S 10 へ進む。このステップ S 9 では、ステップ S 8 で測定した両被検眼 E の眼屈折力 (球面度数、円柱度数、軸角度) を、表示面 35 a に表示させる。

【0082】

10

20

30

40

50

ステップ S 1 0 では、視線方向 E d の表示を終了して、この眼情報取得処理を終了する。このステップ S 1 0 では、ステップ S 4 で開始した視線方向 E d の表示を終了する。また、ステップ S 1 0 では、ステップ S 3 で開始した視線方向 E d の測定も併せて終了する。

【 0 0 8 3 】

これにより、眼科装置 1 0 は、被検眼 E の眼屈折力を測定することができる。このとき、眼科装置 1 0 は、両眼視の状態では双方の被検眼 E の眼屈折力を測定しているため、より自然に近い状態の眼屈折力を得ることができるとともに、一方ずつ測定することと比較して短時間で両被検眼 E の眼屈折力を測定することができる。

【 0 0 8 4 】

本開示の眼科装置 1 0 は、上記した眼情報取得処理により被検眼 E の情報を取得できる。このとき、眼科装置 1 0 は、眼情報取得部 2 1 とは別に設けた一対のカメラ 2 7 からの被検眼画像 I e に基づいて視線方向 E d ( 眼球回旋点 O から瞳孔中心位置 P c への方向 ) を求めることができるので、視線方向表示 I d を併せて表示させることができる。このため、検者は、視線方向 E d をリアルタイムで把握しつつ被検眼 E の情報を取得できるので、取得した情報が良好ではない場合に、被検眼 E の視線が適切な方向を向いていないことが原因であるか否かの判断が容易となる。

【 0 0 8 5 】

ここで、眼科装置 1 0 は、一対のカメラ 2 7 から被検眼画像 I e に基づいて視線方向 E d を求めているので、正確な視線方向 E d を求めることができる。これは、眼科装置 1 0 が、一対のカメラ 2 7 からの被検眼画像 I e に基づいて瞳孔中心位置 P c や基準位置 P b ( 輝点像 B r ) の 3 次元位置を求めているので、Z 方向 ( 前後方向 ) での変位を被検眼画像 I e における X 方向での変位とすることができ、両カメラ 2 7 における画素分解能で Z 方向 ( 前後方向 ) での変位を検出することによる。ここで、ケラトリング像の直径との比を用いることで、瞳孔中心位置 P c や輝点像 B r の Z 方向の位置を求めることも考えられるが、両カメラ 2 7 の画素分解能で変位を検出することと比較すると、精度が低下してしまう。また、瞳孔中心位置 P c や輝点像 B r のピント状態から瞳孔中心位置 P c や輝点像 B r の Z 方向の位置を求めることも考えられるが、両カメラ 2 7 の画素分解能で変位を検出することと比較すると、精度が大きく低下してしまう。このため、眼科装置 1 0 は、瞳孔中心位置 P c や基準位置 P b ( 輝点像 B r ) の 3 次元位置を極めて高い精度で求めることができるので、その 3 次元位置に基づいて求めた視線方向 E d の精度を向上させることができ、視線方向 E d を正確に取得できる。

【 0 0 8 6 】

本開示に係る眼科装置の実施例 1 の眼科装置 1 0 は、以下の各作用効果を得ることができる。

【 0 0 8 7 】

眼科装置 1 0 は、被検眼 E の情報を取得する眼情報取得部 2 1 と、被検眼 E の前眼部を異なる方向から撮影する 2 つ以上の撮影部としてのカメラ 2 7 と、基準位置 P b を形成するための光を前眼部に投光する基準投光部としての X Y アライメント系 4 5 と、を備える。そして、眼科装置 1 0 は、2 つ以上のカメラ 2 7 により撮影された被検眼画像 I e における瞳孔中心位置 P c を求める中心算出部 2 8 b と、X Y アライメント系 4 5 により形成された基準位置 P b を求める基準算出部 2 8 c と、瞳孔中心位置 P c と基準位置 P b とから視線方向 E d を求める視線算出部 2 8 d と、を備える。このため、眼科装置 1 0 は、2 つ以上のカメラ 2 7 からの被検眼画像 I e に基づいて瞳孔中心位置 P c や基準位置 P b の 3 次元位置を求めて、それらから視線方向 E d を求めているので、正確な視線方向 E d を求めることができる。

【 0 0 8 8 】

眼科装置 1 0 は、基準算出部 2 8 c は、2 つ以上のカメラ 2 7 により撮影された被検眼画像 I e に基づいて X Y アライメント系 4 5 により形成された輝点像 B r の位置を求め、輝点像 B r を被検眼 E の角膜 E c 上に変位させることで基準位置 P b を求める。このため、眼科装置 1 0 は、X Y アライメント系 4 5 からの光が描出させた角膜表面反射による虚

10

20

30

40

50

像（プルキンエ像）を用いて、より正確に視線方向  $E d$  を求めることができる。また、眼科装置 10 は、輝点像  $B r$  が左右の被検眼  $E$  の外觀形状等の差異に拘わらず等しい条件下で形成されるので、その 3 次元位置を基準位置  $P b$  とすることで、より適切な視線方向  $E d$  を求めることができる。

【0089】

眼科装置 10 は、眼情報取得部 21 が被検眼  $E$  の情報を取得する光軸  $L$  上とは異なる位置で、対を為してカメラ 27 を設けている。このため、眼科装置 10 は、眼情報取得部 21 が被検眼  $E$  の情報の取得を行っている最中でも、正確な視線方向  $E d$  を求めることができる。

【0090】

眼科装置 10 は、眼情報取得部 21 が被検眼  $E$  の情報を取得する光軸  $L$  上で、 $X Y$  アライメント系 45 が被検眼  $E$  の前眼部に投光して基準位置  $P b$  を形成する。このため、眼科装置 10 は、 $X Y$  アライメント系 45 の光が光軸  $L$  上に描出させた角膜表面反射による虚像（プルキンエ像）を用いて、より正確に視線方向  $E d$  を求めることができる。

【0091】

したがって、本開示に係る眼科装置の一実施例としての眼科装置 10 では、被検眼  $E$  の視線の方向（視線方向  $E d$ ）を正確に取得できる。

【0092】

以上、本開示の眼科装置を実施例 1 に基づき説明してきたが、具体的な構成については実施例 1 に限られるものではなく、特許請求の範囲の各請求項に係る発明の要旨を逸脱しない限り、設計の変更や追加等は許容される。

【0093】

例えば、実施例 1 では、ケラト系 46 を用いることで、角膜形状を測定できるものとしている。しかしながら、他の構成を用いて角膜形状を測定できるものとしてもよい。この一例を図 10、図 11 を用いて説明する。図 10 に示す例では、各測定ヘッド 16 の筐体表面に複数の前眼部投光部 51 を設けている。各前眼部投光部 51 は、被検眼  $E$  の角膜曲率情報を取得するために、互いに異なる方向から前眼部に光を投光するもので、この例では発光ダイオード（ $L E D$ ）が用いられ、非平行光（発散光、収束光等）を前眼部に投光する。前眼部投光部 51 は、2 つ以上の任意の個数とされ、この例では各カメラ 27 の上方（ $+ Y$  方向）および下方（ $- Y$  方向）となる位置で合計 4 つ設けられている。各前眼部投光部 51 は、非平行光を前眼部の角膜  $E c$  に投光することで、角膜表面反射による虚像（プルキンエ像）を描出し、この虚像である投影像  $B p$  が各カメラ 27 により被検眼画像  $I e$  として検出される（図 11 参照）。

【0094】

また、この例では、制御部 28 に形状算出部 28 e（図 5 参照）が設けられている。この形状算出部 28 e は、各前眼部投光部 51 により描出される投影像  $B p$ （図 11 参照）を用いて被検眼  $E$  の角膜  $E c$  の形状（角膜形状）を求める。図 11 において、被検眼画像  $I e 1$  は、被検眼  $E$  の右側斜め方向のカメラ 27 が撮影したものであり、被検眼画像  $I e 2$  は、被検眼  $E$  の左側斜め方向のカメラ 27 が撮影したものである。図 11 の両被検眼画像  $I e$  では、4 つの投影像  $B p$  に加えて、輝点像  $B r$  も合わせて検出されている。形状算出部 28 e は、まず、両被検眼画像  $I e$  を解析することで、周囲と比較して高輝度の画素を抽出する等により、それぞれにおける 4 つの投影像  $B p$  を探索し、各投影像  $B p$  がいずれの前眼部投光部 51 に対応するものであるかを特定するラベリング処理を、周知の方法を用いて行う。そして、形状算出部 28 e は、各被検眼画像  $I e$  における各投影像  $B p$  の描出位置と、両カメラ 27 の見込角および撮影倍率と、に基づいて、眼科装置 10 に対する各投影像  $B p$  の相対位置（3 次元位置）を求めることで、角膜曲率（角膜曲率半径）を求める。

【0095】

このような構成とすると、眼科装置 10 は、被検眼  $E$  の情報を取得している最中、例えば、実施例 1 のように眼屈折力測定系 43 で眼屈折力を求めている最中であっても、角膜

10

20

30

40

50

E c の形状を求めることができ、視線方向 E d をより正確に取得できる。また、この例の眼科装置 1 0 は、先にケラト系 4 6 による測定を行うことなく視線方向 E d をより正確に取得できるので、使い勝手を向上させることができる。さらに、この例の眼科装置 1 0 は、ケラト系 4 6 が設けられていない場合であっても、被検眼 E の情報の取得する際に視線方向 E d をより正確に取得して、それを報知することができる。

【 0 0 9 6 】

また、実施例 1 では、上記した構成の眼情報取得部 2 1 を用いている。しかしながら、本開示の眼情報取得部は、被検眼 E の情報を取得できるものであれば、適用することができ、実施例 1 の構成に限定されない。

【 0 0 9 7 】

さらに、実施例 1 では、測定ヘッド 1 6 ( 眼情報取得部 2 1 ) が対を為して設けられて、両眼視の状態では被検眼 E の特性の測定を行うことができるものとされている。しかしながら、本開示の眼科装置は、片眼視の状態では被検眼 E の眼屈折力を測定する構成でもよく、実施例 1 の構成に限定されない。

【 0 0 9 8 】

実施例 1 では、上記したように視線方向 E d を求めている。しかしながら、視線方向 E d は、被検眼 E がどこを見ているかを示す視軸と被検眼 E が向いている方向を示す瞳孔軸とが為す角度であるラムダ角 ( 平均値は 5 度 ) を考慮して補正したものとしてもよく、実施例 1 の構成に限定されない。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 9 】

- 1 0 眼科装置            2 1 眼情報取得部            2 7 ( 撮影部の一例としての ) カメラ
- 2 8 b 中心算出部        2 8 c 基準算出部            2 8 d 視線算出部            2 8 e 形状算出部
- 3 5 表示部            4 5 ( 基準投光部の一例としての ) X Y アライメント系
- 5 1 前眼部投光部        B p 投影像            B r 輝点像            E 被検眼            E c 角膜
- E d 視線方向        I e 被検眼画像            L 光軸            P b 基準位置            P c 瞳孔中心位置

10

20

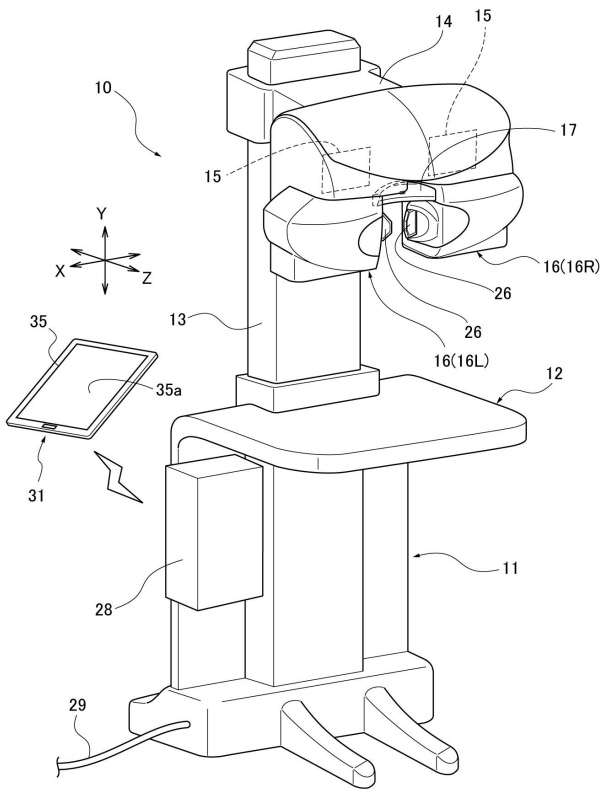
30

40

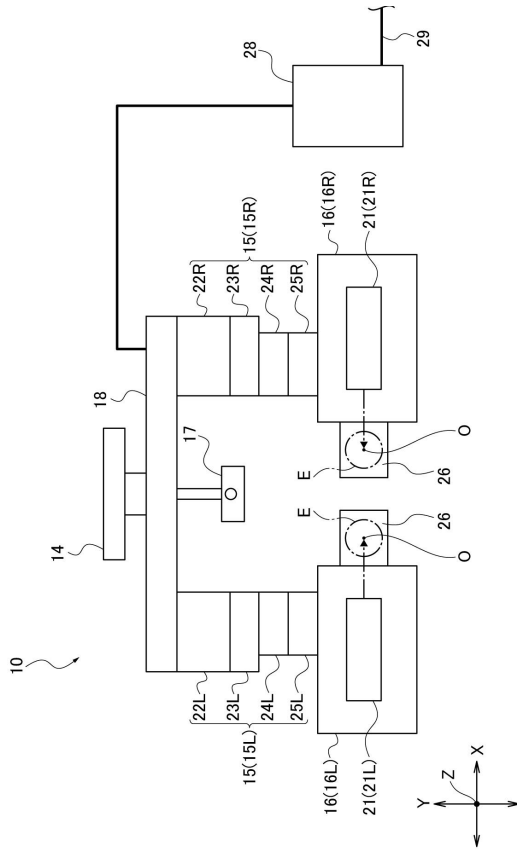
50

【図面】

【図 1】



【図 2】



10

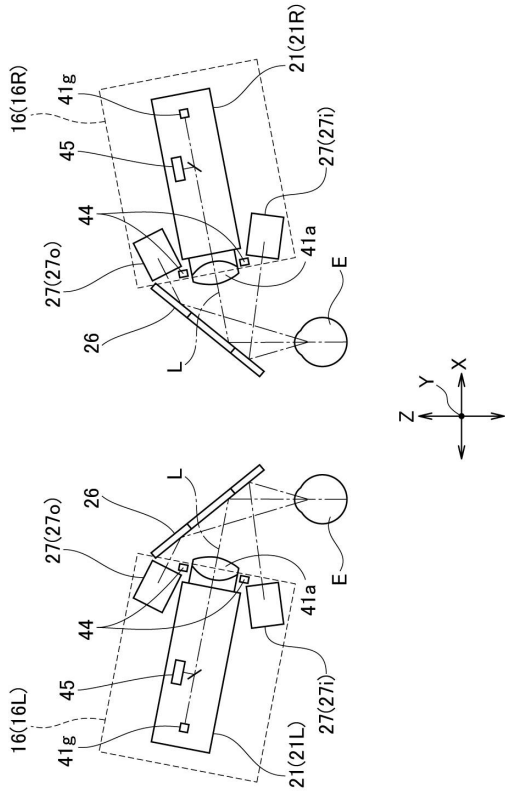
20

30

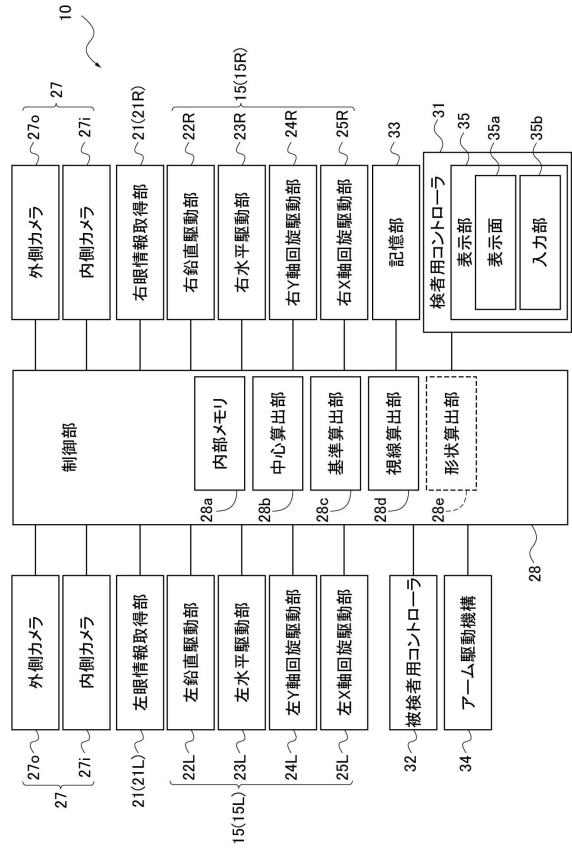
40

50

【図3】



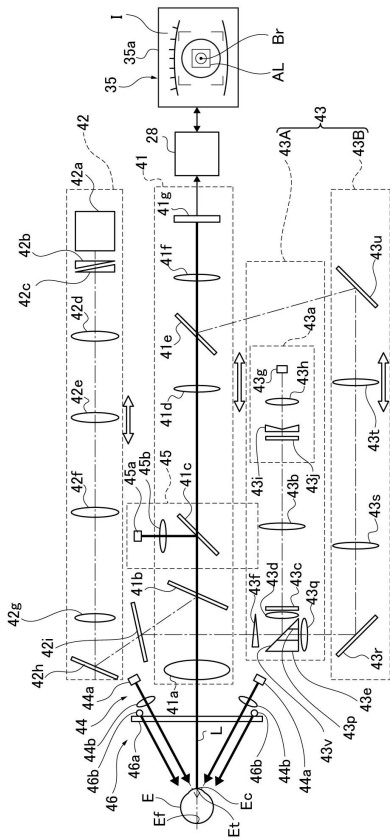
【図4】



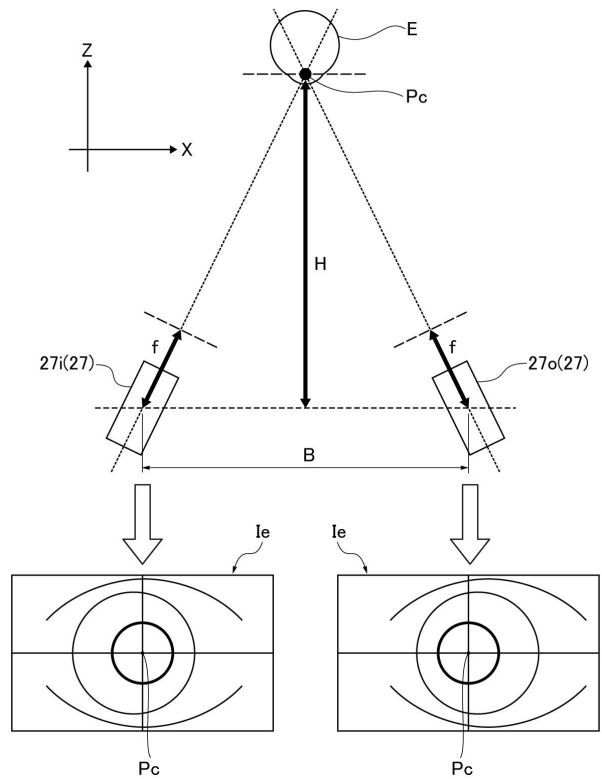
10

20

【図5】



【図6】

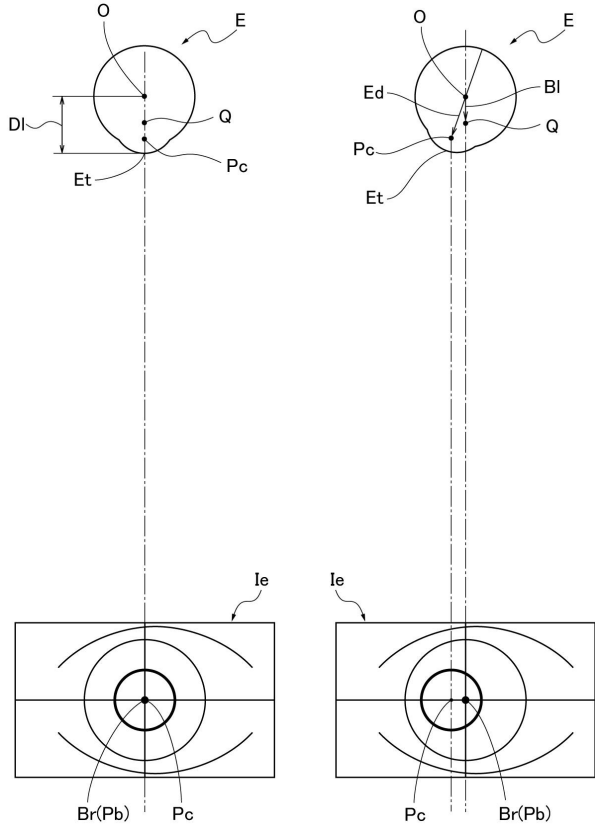


30

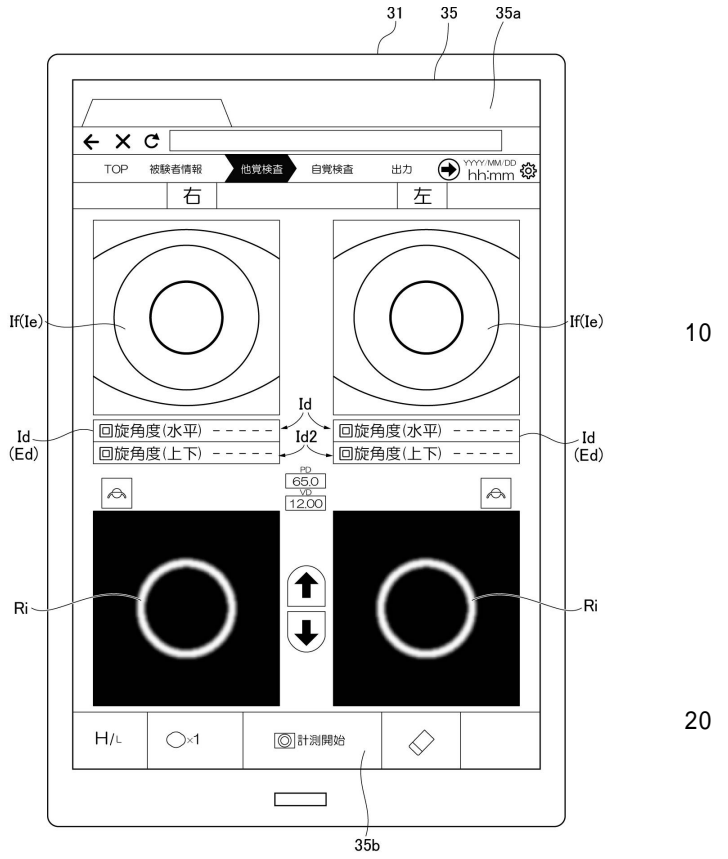
40

50

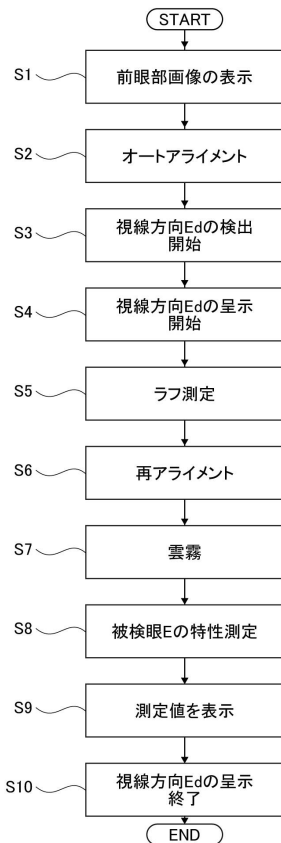
【図7】



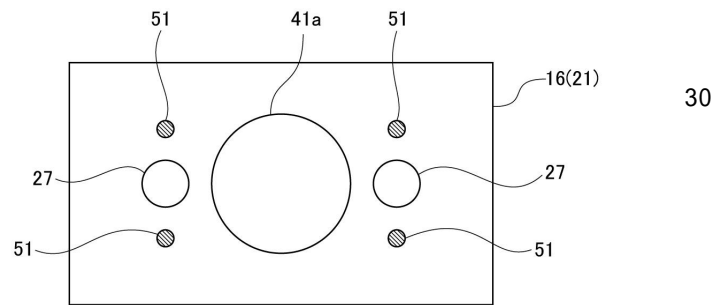
【図8】



【図9】



【図10】




10

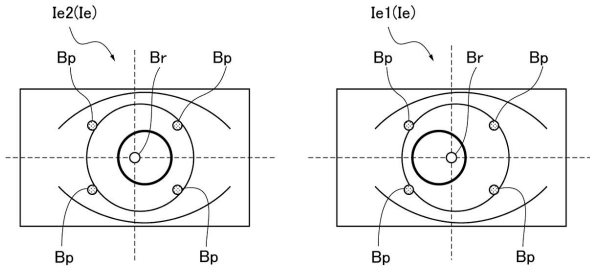
20

30

40

50

【 1 1】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2016 - 051317 (JP, A)  
特開 2016 - 106668 (JP, A)  
国際公開第 2017 / 013913 (WO, A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)  
A61B 3/00 - 3/18