

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015年6月18日(18.06.2015)



(10) 国際公開番号

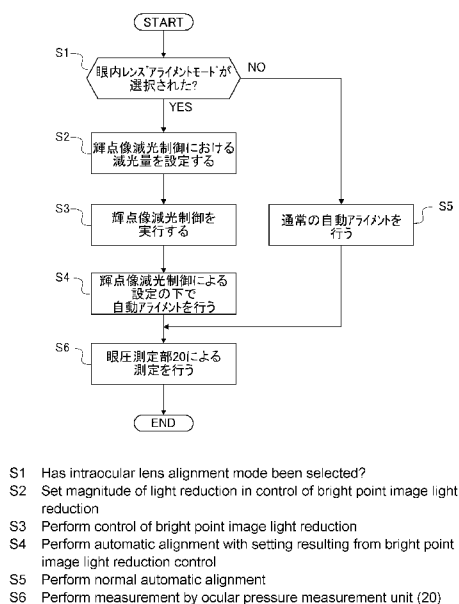
WO 2015/087785 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) A61B 3/16 (2006.01)
A61B 3/15 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/082161
- (22) 国際出願日: 2014年12月4日(04.12.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-258735 2013年12月13日(13.12.2013) JP
- (71) 出願人: 株式会社トプコン(KABUSHIKI KAISHA TOPCON) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 梅地 航(UMEJI, Wataru); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 西脇 民雄(NISHIWAKI, Tamio); 〒1030028 東京都中央区八重洲一丁目4番16号 東京建物八重洲ビル2階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: OPHTHALMOLOGIC APPARATUS

(54) 発明の名称: 眼科装置

[図17]



(57) Abstract: The purpose of the present invention is to provide an ophthalmologic apparatus with which appropriate alignment can be performed even for eyes to be tested in which an intraocular lens has been inserted. The ophthalmologic apparatus (10) with an eye characteristic-measuring unit (20) is provided with a driving unit (12) and a control unit (33). The eye characteristic-measuring unit has a bright point image-acquiring optical system (21, 22), which forms a corneal reflection bright point image (Sa) due to reflection from the cornea (Ec) of an eye being tested (E) by shining an alignment index light (Ra) on the eye being tested (E) and which acquires an image of the eye being tested (E) in which a corneal reflection bright point image (Sa) is formed. The control unit (33) has an intraocular lens alignment mode, which performs control for bright point image light reduction on the bright point image-acquiring optical system to reduce the brightness value in the image of the eye being tested (E) of an anterior bright point image (Sb) or a posterior bright point image (Sc) formed by shining the alignment index light while moving the eye characteristic-measuring unit to the target position of the corneal reflection bright point image (Sa) in the image of the eye being tested (E) acquired by the bright point image-acquiring optical system.

(57) 要約: 眼内レンズが挿入されている被検眼に対しても適切にアライメントを行うことのできる眼科装置を提供することを目的とする。眼特性測定部(20)を備える眼科装置(10)である。駆動部(12)と制御部(33)とを備え、眼特性測定部は、被検眼(E)にアライメント指標光(Ra)を照射することにより被検眼(E)の角膜(Ec)からの反射による角膜反射輝点像(Sa)を形成して、角膜反射輝点

像(Sa)が形成された被検眼(E)の画像を取得する輝点像取得光学系(21、22)を有し、制御部(33)は、輝点像取得光学系に対してアライメント指標光の照射により形成される前側輝点像(Sb)あるいは後側輝点像(Sc)の被検眼(E)の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行いつつ、輝点像取得光学系で取得した被検眼(E)の画像における角膜反射輝点像(Sa)の位置を目標として眼特性測定部を移動させる眼内レンズアライメントモードを有する。

WO 2015/087785 A1

明 細 書

発明の名称：眼科装置

技術分野

[0001] 本発明は、被検眼にアライメント指標光を投影して輝点像を形成することにより光軸に直交する方向でのアライメントを行う眼科装置に関する。

背景技術

[0002] 眼科装置では、搭載した測定部での測定を行う前に、被検眼に対するアライメントを自動で行う眼科装置が提案されている（例えば、特許文献1参照）。その自動でのアライメントでは、被検眼にアライメント指標光を照射して角膜からの反射による輝点像を形成するとともに、その輝点像が形成された被検眼の画像を取得し、被検眼における輝点像の位置を検出することにより被検眼の角膜頂点を検出し、その角膜頂点を光軸上に位置させるように光軸に直交する方向でのアライメントを行うものがある。このように自動でアライメントを行う機能を有する眼科装置では、検者の技量の差異に拘わらず高い精度でかつ容易にアライメントを行うことができる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2010-148589号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上記した従来の眼科装置では、眼内レンズが装着されている被検眼に対してアライメント指標光を照射すると、複数の輝点像が形成されてしまうことにより、被検眼の角膜頂点を適切に検出することが出来なくなる場合がある。このため、従来の眼科装置では、眼内レンズが挿入されている被検眼に対しても、適切に自動でアライメントを行う観点から改善の余地があった。

[0005] 本発明は、上記の事情に鑑みて為されたもので、眼内レンズが挿入されて

いる被検眼に対しても適切にアライメントを行うことのできる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

[0006] 上記した課題を解決するために、請求項 1 に記載の眼科装置は、被検眼の眼特性を測定する眼特性測定部を備える眼科装置であって、前記被検眼に対して前記眼特性測定部を移動させる駆動部と、前記眼特性測定部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、前記眼特性測定部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像あるいは前記角膜反射輝点像よりも後方側に形成される後側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行いつつ、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像における前記角膜反射輝点像の位置を目標として前記眼特性測定部を移動させる眼内レンズアライメントモードを有することを特徴とする。

発明の効果

[0007] 本発明の眼科装置によれば、眼内レンズが挿入されている被検眼に対しても適切にアライメントを行うことができる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]本発明に係る実施例の眼科装置 10 の構成を模式的に示す説明図である。

[図2]眼科装置 10 の眼圧測定部 20 の光学的な構成を説明するための説明図である。

[図3]眼科装置 10 の眼圧測定部 20 の光学的な構成を説明するための図 2 とは異なる方向から見た説明図である。

[図4]眼科装置 10 の眼特性測定部 40 の光学的な構成を説明するための説明図である。

[図5]装置本体部13を移動させて測定モードを切り替える様子を説明するための説明図である。

[図6]装置本体部13と額当部16との位置関係を用いて所定の高さ位置HLおよび所定の前方位置FLを説明するための説明図である。

[図7]XYアライメント指標光Raが被検眼Eを照射することにより、角膜反射輝点像Saが形成される様子を示す説明図である。

[図8]角膜反射輝点像Saが形成された被検眼Eの前眼部像の画像を示す説明図である。

[図9]被検眼Eの前眼部像の画像（そのデータ）における角膜反射輝点像Saの周辺の輝度分布を示すグラフであり、縦軸を輝度値で示し、横軸をX軸方向での位置で示している。

[図10]XYアライメント指標光Raが被検眼Eiを照射することにより、角膜反射輝点像Saと前側輝点像Sbと後側輝点像Scとが形成される様子を示す説明図である。

[図11]角膜反射輝点像Saと前側輝点像Sbと後側輝点像Scとが形成された被検眼Eiの前眼部像の画像を示す説明図である。

[図12]被検眼Eiの前眼部像の画像（そのデータ）における角膜反射輝点像Saと前側輝点像Sbと後側輝点像Scとの周辺の輝度分布を示すグラフであり、縦軸を輝度値で示し、横軸をX軸方向での位置で示している。

[図13]角膜反射輝点像Sa'と前側輝点像Sb'と後側輝点像Sc'とが形成された被検眼Eiの前眼部像の画像を示す説明図である。

[図14]被検眼Eiの前眼部像の画像（そのデータ）における角膜反射輝点像Sa'と前側輝点像Sb'と後側輝点像Sc'との周辺の輝度分布を示すグラフであり、縦軸を輝度値で示し、横軸をX軸方向での位置で示している。

[図15]図12に示した光量分布となる被検眼Eiに対して、XYアライメント用光源22aの光量を下げた状態を示すグラフであり、縦軸を輝度値で示し、横軸をX軸方向での位置で示している。

[図16]図12に示した光量分布となる被検眼Eiに対して、合焦位置を後側

輝点像 S c 側にずらした状態を示すグラフであり、縦軸を輝度値で示し、横軸を X 軸方向での位置で示している。

[図17]制御部 3 3 にて実行されるアライメントモード切替処理（アライメントモード切替方法）を示すフローチャートである。

[図18]プリントアウトされた出力結果 5 2 を示す説明図である。

発明を実施するための形態

[0009] 以下に、本願発明に係る眼科装置の発明の実施の形態について図面を参照しつつ説明する。

実施例

[0010] 本発明に係る眼科装置の一実施例としての眼科装置 1 0 を、図 1 から図 1 8 を用いて説明する。図 5 では、（a）に眼圧測定モードとされた状態を示し、（b）に眼特性測定モードとされた状態を示す。図 6 では、（a）に所定の高さ位置 H L を示し、（b）に所定の前方位置 F L を示す。

[0011] 眼科装置 1 0 は、図 1 に示すように、眼特性測定部の一例としての被検眼 E（図 2 等参照）の眼圧を測定する眼圧測定部 2 0 と、被検眼 E のその他の光学特性（眼特性）を測定する眼特性測定部 4 0 と、を備える複合型の眼科装置である。この被検眼 E については、図 2 および図 3 では、眼底（網膜）E f、角膜（前眼部）E c および角膜頂点 E a を示している。その眼科装置 1 0 は、ベース 1 1 に駆動部 1 2 を介して装置本体部 1 3 が設けられて構成されている。その装置本体部 1 3 には、内方に眼圧測定部 2 0 および眼特性測定部 4 0 が設けられ、外方に表示部 1 4、顎受部 1 5 および顎当部 1 6 が設けられている。

[0012] その表示部 1 4 は、液晶ディスプレイで形成されており、後述する制御部 3 3（図 2 参照）の制御下で、被検眼 E の前眼部像等の画像や検査結果等を表示させる。表示部 1 4 は、本実施例では、タッチパネルの機能を搭載しており、眼圧測定部 2 0 または眼特性測定部 4 0 を用いて測定を行うための操作や、手動により装置本体部 1 3 を移動するための操作を行うことが可能とされている。また、表示部 1 4 は、タッチパネルの機能を利用して、後述す

る各測定モードにおいて切替アイコンを表示し、当該切替アイコンに触れることによる各測定モードの切り替え操作を可能としている。なお、測定を行うための操作は、測定スイッチを設けて、当該測定スイッチの操作により行うものであってもよい。また、装置本体部 13 を移動するための操作は、コントロールレバーや移動操作スイッチを設けて、当該コントロールレバーや当該移動操作スイッチの操作により行うものであってもよい。

[0013] 顎受部 15 および額当部 16 は、測定時に装置本体部 13 に対して被検者（患者）の顔、すなわち被検眼 E の位置を固定するものであり、ベース 11 に固定されて設けられている。その顎受部 15 は、被検者が顎を載せる箇所となり、額当部 16 は、当該被検者が額を宛がう箇所となる。この眼科装置 10 では、表示部 14 と、顎受部 15 および額当部 16 と、が、装置本体部 13 を挟んだ両側に設けられており、通常の使用時において、表示部 14 が検者の側となり、顎受部 15 および額当部 16 が被検者の側となる。その表示部 14 は、装置本体部 13 に回転自在に支持されており、表示面の向きを変更すること、例えば、表示面を被検者側に向けることや、表示面を側方（X 軸方向）に向けることが可能とされている。その装置本体部 13 は、駆動部 12 により、ベース 11 に対して移動すること、すなわち顎受部 15 と額当部 16 とにより固定された被検眼 E（被検者の顔）に対して移動することが可能とされている。

[0014] その駆動部 12 は、装置本体部 13 をベース 11 に対して、上下方向（Y 軸方向）と、前後方向（Z 軸方向（図 1 を正面視して左右方向））と、それらに直交する左右方向（X 軸方向（図 1 の紙面に直交する方向））と、に移動させる。なお、この実施例では、上下方向の上側を Y 軸方向の正側とし、前後方向の被検者側（図 1 を正面視して右側）を Z 軸方向の正側とし、左右方向において図 1 を正面視して手前側を X 軸方向の正側とする（図 1 の矢印参照）。本実施例では、駆動部 12 は、Y 軸駆動部分 12 a と Z 軸駆動部分 12 b と X 軸駆動部分 12 c とを有する。

[0015] Y 軸駆動部分 12 a は、ベース 11 に設けられており、Z 軸駆動部分 12

bおよびX軸駆動部分12cを介して、ベース11に対して装置本体部13をY軸方向（上下方向）へと移動（変位）させる。換言すると、Y軸駆動部分12aは、駆動部12において、装置本体部13をY軸方向（上下方向）へと移動させるための箇所となる。このY軸駆動部分12aは、支持支柱12dとY軸移動枠12eとを有する。その支持支柱12dは、ベース11に固定されて設けられており、そのベース11からY軸方向へと伸びて設けられている。Y軸移動枠12eは、その支持支柱12dを取り囲むことが可能な枠形状とされており、図示を略すY軸ガイド部材を介してY軸方向への相対的な移動が可能に当該支持支柱12dに取り付けられている。そのY軸移動枠12eは、支持支柱12d（ベース11）に対するY軸方向での移動可能な範囲が、後述する眼圧測定モード（図5の（a）参照）において眼圧測定部20を最も下方（負側）に位置させることと、後述する眼特性測定モード（図5の（b）参照）において眼特性測定部40を最も上方（正側）に位置させることと、を可能とするように設定されている。

[0016] そのY軸移動枠12eでは、図示は略すが、支持支柱12dとの間に弾性部材が設けられており、その弾性部材から上方へ向けて押す力が付与されている。その弾性部材は、本実施例では、螺旋状とされた線材により構成され、無負荷状態において最も縮み、一端と他端とを離間させる動作に抗する弾性力を発揮する引張バネを用いている。すなわち、Y軸移動枠12eは、弾性部材により支持支柱12dに対して吊り下げる構成とされている。Y軸移動枠12eは、Y軸ガイド部材により支持支柱12d（ベース11）に対する相対的な移動方向がY軸方向に規定された状態で、弾性部材を介して支持支柱12d（ベース11）に支持されている。なお、弾性部材は、支持支柱12d（ベース11）に対してY軸方向へと押す力をY軸移動枠12eに付与して当該Y軸移動枠12eを支持するものであれば、圧縮バネを用いるものであってもよく、その他の構成であってもよく、本実施例に限定されるものではない。その圧縮バネは、螺旋状とされた線材により構成され、無負荷状態において最も伸びて、一端と他端とを接近させる動作に抗する弾性力を

発揮するものである。この圧縮バネを用いる場合、支持支柱 1 2 d もしくはベース 1 1 が当該圧縮バネを介して Y 軸移動枠 1 2 e を下から支える構成とすればよい。

[0017] Y 軸駆動部分 1 2 a には、支持支柱 1 2 d に対して Y 軸移動枠 1 2 e を Y 軸方向へと移動させる移動力を付与する駆動力伝達機構が設けられている。Y 軸駆動部分 1 2 a では、上方への移動力を駆動力伝達機構から Y 軸移動枠 1 2 e に付与することで当該 Y 軸移動枠 1 2 e を弾性部材が釣り合う位置から Y 軸方向正側へと移動させ、下方への移動力を駆動力伝達機構から Y 軸移動枠 1 2 e に付与することで当該 Y 軸移動枠 1 2 e を弾性部材が釣り合う位置から Y 軸方向負側へと移動させる。

[0018] Z 軸駆動部分 1 2 b は、Y 軸移動枠 1 2 e (Y 軸駆動部分 1 2 a) に設けられており、X 軸駆動部分 1 2 c を介して、Y 軸駆動部分 1 2 a すなわちベース 1 1 に対して装置本体部 1 3 を Z 軸方向 (前後方向) へと移動 (変位) させる。換言すると、Z 軸駆動部分 1 2 b は、駆動部 1 2 において、装置本体部 1 3 を Z 軸方向 (前後方向) へと移動させるための箇所となる。この Z 軸駆動部分 1 2 b は、Z 軸支持台 1 2 f と Z 軸移動台 1 2 g とを有する。Z 軸支持台 1 2 f は、Y 軸移動枠 1 2 e に固定されて設けられており、Y 軸移動枠 1 2 e と共に Y 軸方向へと移動される。この Z 軸支持台 1 2 f は、図示を略す Z 軸ガイド部材を介して Z 軸方向への相対的な移動が可能に Z 軸移動台 1 2 g を支持している。Z 軸駆動部分 1 2 b には、Z 軸支持台 1 2 f に対して Z 軸移動台 1 2 g を Z 軸方向へと移動させる移動力を付与する駆動力伝達機構が設けられている。Z 軸駆動部分 1 2 b では、Z 軸方向への移動力を駆動力伝達機構から Z 軸移動台 1 2 g に付与することで、当該 Z 軸移動台 1 2 g を適宜 Z 軸方向へと移動させる。

[0019] X 軸駆動部分 1 2 c は、Z 軸移動台 1 2 g (Z 軸駆動部分 1 2 b) に設けられており、Z 軸駆動部分 1 2 b すなわちベース 1 1 に対して装置本体部 1 3 を X 軸方向 (左右方向) へと移動 (変位) させる。換言すると、X 軸駆動部分 1 2 c は、駆動部 1 2 において、装置本体部 1 3 を X 軸方向 (左右方向

）へと移動させるための構成となる。このX軸駆動部分12cは、X軸支持台12hとX軸移動台12iとを有する。X軸支持台12hは、Z軸移動台12gに固定されて設けられており、Z軸移動台12gと共にZ軸方向へと移動される。このX軸支持台12hは、図示を略すX軸ガイド部材を介してX軸方向への相対的な移動が可能にX軸移動台12iを支持している。X軸駆動部分12cには、X軸支持台12hに対してX軸移動台12iをX軸方向へと移動させる移動力を付与する駆動力伝達機構が設けられている。X軸駆動部分12cでは、X軸方向への移動力を駆動力伝達機構からX軸移動台12iに付与することで、当該X軸移動台12iを適宜X軸方向へと移動させる。このX軸移動台12iには、装置本体部13の内方に設けられた眼圧測定部20と眼特性測定部40とが取り付けられた取付基板（図示せず）を介して装置本体部13が固定されている。

[0020] このため、駆動部12は、Y軸駆動部分12aとZ軸駆動部分12bとX軸駆動部分12cとを適宜駆動することにより、ベース11に対して装置本体部13を上下方向（Y軸方向）、前後方向（Z軸方向）、および左右方向（X軸方向）に適宜移動させることができる。なお、駆動部12では、明確な図示は略すがY軸駆動部分12aとZ軸駆動部分12bとX軸駆動部分12cとがそれぞれ制御部33（図2参照）に接続されており、各駆動部分が制御部33の制御下で駆動される。その制御部33は、眼科装置10における電気制御系を構成するものであり、内蔵する記憶部に格納されたプログラムにより眼科装置10の各部を統括的に制御する。

[0021] なお、図1では、理解容易とするために省略しているが、眼科装置10では、全体の外形形状を形作るカバー部材が設けられており、ベース11から駆動部12を経て装置本体部13までが当該カバー部材により覆われている。また、図1では、駆動部12において、Y軸駆動部分12aとZ軸駆動部分12bとX軸駆動部分12cとをY軸方向に積層して示しているが、完全にY軸方向に分割されて構成されているものではなく、Y軸方向に直交する方向で見ると各部が互いに重なり合うように構成されている。このため、駆

動部 12 すなわち眼科装置 10 では、高さ寸法（Y 軸方向で見た大きさ寸法）の増大を防止しつつ、装置本体部 13 をベース 11 に対して適宜移動することが可能とされている。

[0022] その装置本体部 13 には、内方に眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 とが設けられている。眼圧測定部 20 は、被検眼 E の眼圧を測定する際に用いる。眼特性測定部 40 は、被検眼 E の光学特性（眼特性）を測定するものであり、本実施例では、被検眼 E の角膜 E c の形状と被検眼 E の眼屈折力（球面度数、乱視度数、乱視軸角度等）とを測定する際に用いる。本実施例の眼科装置 10 では、装置本体部 13 において、眼圧測定部 20 において主光軸となる後述する眼圧測定部の主光軸の一例としての光軸 O1 を、眼特性測定部 40 における後述する主光軸 O1 よりも上方（Y 軸方向正側）に設けている（図 5 参照）。このため、この眼科装置 10 では、装置本体部 13 において、基本的に、眼特性測定部 40 の上方に眼圧測定部 20 が設けられている。ここで、眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 との位置関係において基本的にとったのは、眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 とを個別に分離して構成するものではなく、眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 とにおいて一方の光学系の一部を他方の光学系に交差させることで、眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 との一部を組み合わせて一体的な構成としていることによる。

[0023] 次に、図 2 および図 3 を用いて、眼圧測定部 20 の光学的な構成を説明する。その眼圧測定部 20 は、非接触式の眼圧計である。眼圧測定部 20 は、図 2 および図 3 に示すように、一例としての輝点像取得光学系の一部を構成する前眼部観察光学系 21 と一例としての輝点像取得光学系の一部を構成する XY アライメント指標投影光学系 22 と固視標投影光学系 23 と圧平検出光学系 24 と Z アライメント指標投影光学系 25 と Z アライメント検出光学系 26 とを備える。

[0024] その前眼部観察光学系 21 は、被検眼 E の前眼部の観察および XY アライメント（X-Y 平面に沿う方向におけるアライメント）をするために設けられている。この前眼部観察光学系 21 は、前眼部照明光源 21a（図 2 参照

）が設けられるとともに、光軸O 1 上に、気流吹付ノズル2 1 bと前眼部窓ガラス2 1 c（図3参照）とチャンバー窓ガラス2 1 dとハーフミラー2 1 eとハーフミラー2 1 gと対物レンズ2 1 fと撮像素子の一例としてのCCDカメラ2 1 iとが設けられて構成されている。前眼部照明光源2 1 aは、前眼部窓ガラス2 1 cの周囲に位置されており（図2参照）、その前眼部を直接照明すべく複数個（図2には2つのみ示す）設けられている。気流吹付ノズル2 1 bは、被検眼E（その前眼部）に気流を吹き付けるためのノズルであり、後述する気流吹付機構3 4の空気圧縮室3 4 a（図3参照）に設けられている。CCDカメラ2 1 iは、受光面に形成された画像（前眼部像等）に基づく画像信号を生成するものであり、生成した画像信号を制御部3 3（図2参照）へと出力する。このCCDカメラ2 1 iにより取得された画像は、制御部3 3の制御下で、表示部1 4（図1参照）に適宜表示されるとともに、図示を略す外部機器へと適宜出力される。

[0025] このCCDカメラ2 1 iは、図3に示すように、合焦駆動機構2 1 Dにより光軸O 1 に沿って移動可能とされている。合焦駆動機構2 1 Dは、制御部3 3（図2参照）の制御下で、被検眼Eの前眼部（角膜E c）にピントを合わせるべくCCDカメラ2 1 iを適宜移動させる。その合焦駆動機構2 1 Dでは、その駆動源を後述する固視標投影光学系4 1の固視標移動機構4 1 D（図4参照）と共用するものとしている。すなわち、当該駆動源は、後述する眼圧測定モード（図5の（a）参照）において合焦駆動機構2 1 Dを駆動させ、かつ後述する眼特性測定モード（図5の（b）参照）において固視標移動機構4 1 Dを駆動させる。制御部3 3は、合焦駆動機構2 1 Dを介して、眼圧測定部2 0すなわち装置本体部1 3の位置に応じて、CCDカメラ2 1 iの光軸O 1 上での位置を変化させることにより、被検眼Eの前眼部（角膜E c）にピントを合わせる。

[0026] この制御部3 3は、本実施例では、少なくとも光軸O 1 上における第1焦点位置f 1と第2焦点位置f 2との2つの位置で、合焦駆動機構2 1 Dを介してCCDカメラ2 1 iを変位させることが可能とされている。その第1焦

点位置 f_1 は、眼圧測定部 20（装置本体部 13）を、被検眼 E の眼圧の測定を実行することを可能とする位置とした際に、被検眼 E の前眼部（角膜 E c）近傍にピントが合う位置とされている。その被検眼 E の眼圧の測定を実行することを可能とする位置は、本実施例では、気流吹付ノズル 21 b の先端から被検眼 E までの距離（間隔 d_1 ）を 11 mm とする位置に設定されている（図 5 の（a）参照）。

[0027] 第 2 焦点位置 f_2 は、眼圧測定部 20（装置本体部 13）を、被検眼 E（被検者）から十分に離れた位置とした際に、被検眼 E の前眼部（角膜 E c）近傍にピントが合う位置とされている。これは、後述するように、眼特性測定モード（眼特性測定部 40 による測定モード）から、眼圧測定モード（眼圧測定部 20 による測定モード）へと切り替える際、眼圧測定部 20（装置本体部 13）を、先ず Y 軸方向へと移動して被検眼 E に対応する高さ位置としてから、Z 軸方向へと移動させて被検眼 E に近付けていくことによる。このような移動は、被検眼 E に極めて近付けられる気流吹付ノズル 21 b（その先端）が、誤って被検眼 E と接触することを防止するために行われる。または、眼圧測定モードにおいて、測定対象とする被検眼 E を被検者の左右眼で切り換える際、眼圧測定部 20（装置本体部 13）を、一方の眼圧を測定した位置から先ず後退（Z 軸方向負側）し、左右方向（X 軸方向）へと移動して、他方の被検眼 E に近付く方向へと移動させながらアライメントを行うことにもよる。このような動作は、眼圧測定部 20 の気流吹付ノズル 21 b の先端が、誤って被検者（その鼻等）に接触することを防止するために行われる。

[0028] そして、制御部 33 は、本実施例では、ベース 11 に対する装置本体部 13（眼圧測定部 20）の位置、すなわち駆動部 12（その Z 軸駆動部分 12 b）による Z 軸方向（前後方向）での制御位置に応じて、CCD カメラ 21 i の位置を第 1 焦点位置 f_1 と第 2 焦点位置 f_2 とで切り替える。これは、眼圧測定部 20 と被検眼 E との間隔が、ベース 11 に対する装置本体部 13（眼圧測定部 20）の位置によりおおまかに決定することによる。なお、合

焦駆動機構 2 1 D では、駆動源を後述する固視標投影光学系 4 1 の固視標移動機構 4 1 D (図 4 参照) と共用するものとしていたが、後述する眼屈折力測定用リング状指標投影光学系 4 3 (受光光学系 4 4) の指標移動機構 4 3 D (図 4 参照) と駆動源を共用するものとしてもよく、本実施例に限定されるものではない。

[0029] この前眼部観察光学系 2 1 では、前眼部照明光源 2 1 a (図 2 参照) で被検眼 E (その前眼部) を照明しつつ、その被検眼 E の前眼部像を CCD カメラ 2 1 i で取得する。その前眼部像 (その光束) は、気流吹付ノズル 2 1 b の外を通り、前眼部窓ガラス 2 1 c (後述するガラス板 3 4 b も含む)、チャンバー窓ガラス 2 1 d、ハーフミラー 2 1 g およびハーフミラー 2 1 e を透過し、対物レンズ 2 1 f により集束されて、CCD カメラ 2 1 i (その受光面) 上に形成される。この CCD カメラ 2 1 i (前眼部観察光学系 2 1) は、形成された前眼部像の受光に基づく信号を制御部 3 3 (図 2 参照) へと出力する。その制御部 3 3 は、CCD カメラ 2 1 i (前眼部観察光学系 2 1) で取得した前眼部像を表示部 1 4 (図 1 参照) に適宜表示させる。このため、CCD カメラ 2 1 i は、前眼部観察光学系 2 1 において、被検眼 E の前眼部像を取得する撮像素子として機能する。なお、この撮像素子は、被検眼 E の前眼部像を取得して、その信号を制御部 3 3 に出力するものであれば、CMOS を用いるものであってもよく、本実施例に限定されるものではない。

[0030] また、前眼部観察光学系 2 1 では、後述するように XY アライメント指標投影光学系 2 2 により被検眼 E に投影された XY アライメント指標光の角膜 E c による反射光を、CCD カメラ 2 1 i (その受光面) へと進行させる。詳細には、前眼部観察光学系 2 1 では、当該反射光束を、気流吹付ノズル 2 1 b の内部を通り、チャンバー窓ガラス 2 1 d、ハーフミラー 2 1 g およびハーフミラー 2 1 e を透過させて対物レンズ 2 1 f へと至らせる。そして、前眼部観察光学系 2 1 では、当該反射光束を対物レンズ 2 1 f で集束して、CCD カメラ 2 1 i へと進行させる。すると、その CCD カメラ 2 1 i (そ

の受光面) 上には、装置本体部 13 (眼圧測定部 20) と角膜 E c との X Y 方向の位置関係に応じた位置に輝点像が形成される。この CCD カメラ 21 i (前眼部観察光学系 21) は、形成された輝点像の受光に基づく信号を制御部 33 (図 2 参照) へと出力することができる。その X Y アライメント指標光の輝点像は、被検眼 E の角膜 E c 上に形成されるものである。このため、制御部 33 は、輝点像が形成された前眼部 (角膜 E c) の画像 (そのデータ) を取得することができ、表示部 14 に輝点像が形成された前眼部 (角膜 E c) の画像を適宜表示させることができる。なお、その表示部 14 には、図示を略す画像生成手段によって生成されたアライメント補助マークも重ねて表示される。

[0031] X Y アライメント指標投影光学系 22 は、指標光を被検眼 E の角膜 E c に正面から投影する。その指標光は、X-Y 平面に沿う方向 (以下では、X Y 方向ともいう) で見た被検眼 E (その前眼部 (角膜 E c)) の眼圧測定部 20 に対する位置の調節、いわゆる X Y 方向のアライメントを可能とする機能を有する。また、当該指標光は、被検眼 E の角膜 E c の変形量 (変形の度合 (圧平)) の検出を可能とする機能も有する。この X Y アライメント指標投影光学系 22 は、アライメント用光源の一例としての X Y アライメント用光源 22 a と集光レンズ 22 b と開口絞り 22 c とピンホール板 22 d とダイクロイックミラー 22 e と投影レンズ 22 f とを有し、前眼部観察光学系 21 とハーフミラー 21 e を共用している。X Y アライメント用光源 22 a は、赤外光を出射する光源とされている。投影レンズ 22 f は、ピンホール板 22 d に焦点を一致させるように、X Y アライメント指標投影光学系 22 の光路上に配置されている。この X Y アライメント指標投影光学系 22 では、X Y アライメント用光源 22 a から出射された赤外光が、集光レンズ 22 b により集束されつつ開口絞り 22 c を通過して、ピンホール板 22 d (その穴部) へと進行する。X Y アライメント指標投影光学系 22 では、ピンホール板 22 d (その穴部) を通過した光束を、ダイクロイックミラー 22 e で反射して投影レンズ 22 f へと進行させ、その進行した赤外光を投影レンズ

22 f で平行光束として、ハーフミラー 21 e へと進行させる。そして、X Y アライメント指標投影光学系 22 では、ハーフミラー 21 e で反射することで平行光束を前眼部観察光学系 21 の光軸 O 1 上に進行させる。その平行光束は、ハーフミラー 21 g およびチャンバー窓ガラス 21 d を透過して、気流吹付ノズル 21 b の内部へと進行し、当該気流吹付ノズル 21 b の内部を通過することで X Y アライメント指標光として被検眼 E に至る。その X Y アライメント指標光は、角膜 E c の角膜頂点 E a と当該角膜 E c の曲率中心との中間位置に輝点像（図 7 の符号 S a 参照）を形成するようにして角膜 E c の表面で反射される。なお、開口絞り 22 c は、投影レンズ 22 f に関して角膜 E c の角膜頂点 E a と共役な位置に設けられている。

[0032] 固視標投影光学系 23 は、被検眼 E に固視標を投影（提示）する。その固視標投影光学系 23 は、固視標用光源 23 a とピンホール板 23 b とを有し、X Y アライメント指標投影光学系 22 とダイクロイックミラー 22 e および投影レンズ 22 f を共用するとともに前眼部観察光学系 21 とハーフミラー 21 e を共用している。その固視標用光源 23 a は、可視光を出射する光源とされている。この固視標投影光学系 23 では、固視標用光源 23 a から出射した固視標光をピンホール板 23 b（その穴部）へと進行させ、そのピンホール板 23 b（その穴部）を通過しダイクロイックミラー 22 e を透過させて、投影レンズ 22 f へと進行させる。その固視標光（その光束）は、投影レンズ 22 f により略平行光とされてハーフミラー 21 e へと進行し、そのハーフミラー 21 e で反射されることで前眼部観察光学系 21 の光軸 O 1 上を進行する。その光束は、ハーフミラー 21 g およびチャンバー窓ガラス 21 d を透過して、気流吹付ノズル 21 b の内部へと進行し、当該気流吹付ノズル 21 b の内部を通過して被検眼 E に至る。固視標投影光学系 23 は、この被検眼 E に投影した固視標を、被検者に固視目標として注視させることにより、当該被検者の視線を固定する。

[0033] 圧平検出光学系 24 は、図 3 に示すように、X Y アライメント指標投影光学系 22 により被検眼 E に投影された X Y アライメント指標光の角膜 E c に

よる反射光を受光して、その角膜E cの表面の変形量（圧平）を検出する。この圧平検出光学系24は、レンズ24 a、ピンホール板24 bおよびセンサ24 cと、前眼部観察光学系21の光路上に設けられたハーフミラー21 gと、を有する。レンズ24 aは、角膜E cの表面が平らとされた際に、X Yアライメント指標光の角膜E cによる反射光を、ピンホール板24 bの中央の穴に集光させる。そのピンホール板24 bは、レンズ24 aによる上述した集光位置に、中央の穴を位置させて設けられている。センサ24 cは、光量検出の可能な受光センサであって、受光した光量に応じた信号を出力するものであり、本実施例ではフォトダイオードを用いる。このセンサ24 c（圧平検出光学系24）は、受光した光量に応じた信号を制御部33に出力する。

[0034] 上述したように、被検眼Eの角膜E cの表面（角膜表面）で反射されたX Yアライメント指標光の反射光束は、気流吹付ノズル21 bの内部を通り、チャンバー窓ガラス21 dを透過してハーフミラー21 gに至る。圧平検出光学系24では、その一部をハーフミラー21 gで反射してレンズ24 aへと進行させ、そのレンズ24 aで集束して、ピンホール板24 bへと進行させる。ここで、被検眼Eでは、後述する気流吹付機構34（図1等参照）により気流吹付ノズル21 bから角膜E cに向けて気流を吹き付けられることで、角膜E cの表面が変形して徐々に平らな状態とされていく。そのとき、圧平検出光学系24では、上述した設定により、角膜E cの表面が平らとされると進行してきた反射光束の全体がピンホール板24 bの穴を通してセンサ24 cに到達し、その他の状態ではピンホール板24 bで部分的に遮られつつセンサ24 cに到達する。このため、圧平検出光学系24では、センサ24 cで受光した光量が最大となった時点を検出することにより、角膜E cの表面が平らとされたこと（圧平）を検知することができる。これにより、圧平検出光学系24では、流体の吹き付けにより変形した角膜E cの表面の形状（圧平）を検出することができ、センサ24 cがその検出のために角膜E cからの反射光（反射光束）を受光する受光部として機能する。

[0035] Zアライメント指標投影光学系25は、図2に示すように、被検眼Eの角膜E cに、斜めからZ軸方向のアライメント指標光（アライメント用指標平行光束）を投影する。このZアライメント指標投影光学系25は、光軸O 2上に、Zアライメント用光源25 aと集光レンズ25 bと開口絞り25 cとピンホール板25 dと投影レンズ25 eとが設けられて構成されている。そのZアライメント用光源25 aは、赤外光（例えば波長860 nm）を出射する光源とされている。開口絞り25 cは、投影レンズ25 eに関して角膜E cの角膜頂点E aと共役な位置に設けられている。その投影レンズ25 eは、ピンホール板25 d（その穴部）に焦点を一致させて配置されている。Zアライメント指標投影光学系25では、Zアライメント用光源25 aから出射された赤外光（その光束）が、集光レンズ25 bにより集光されつつ開口絞り25 cを通過してピンホール板25 dへと進行する。このZアライメント指標投影光学系25では、ピンホール板25 d（その穴部）を通過した光束を投影レンズ25 eへと進行させ、投影レンズ25 eで平行光として角膜E cへと進行させる。その赤外光（その光束（Zアライメント指標光））は、被検眼Eの内方に位置する輝点像を形成するようにして、角膜E cの表面で反射される。

[0036] Zアライメント検出光学系26は、Zアライメント指標光の角膜E cによる反射光を、前眼部観察光学系21の光軸O 1に対して対称な方向から受光して、装置本体部13（眼圧測定部20）と角膜E cとのZ軸方向での位置関係を検出する。そのZアライメント検出光学系26は、光軸O 3上に、結像レンズ26 aとシリンドリカルレンズ26 bとセンサ26 cとが設けられて構成されている。シリンドリカルレンズ26 bは、Y軸方向にパワーを持つものとされている。センサ26 cは、受光面における受光位置を検出可能な受光センサであり、ラインセンサやPSD（Position Sensitive Detector）を用いて構成することができ、本実施例ではラインセンサを用いる。このセンサ26 cは、Zアライメント検出補正部32に接続されている。

[0037] このZアライメント検出光学系26では、Zアライメント指標投影光学系25によりアライメント指標光が投影されて角膜E cの表面で反射された反射光束が、結像レンズ26 aへと進行される。Zアライメント検出光学系26では、反射光束を結像レンズ26 aで集束し、シリンドリカルレンズ26 bへと進行させ、そのシリンドリカルレンズ26 bでY軸方向に集光してセンサ26 c上に輝点像を形成する。このセンサ26 cは、X-Z平面内において、Zアライメント指標投影光学系25により被検眼Eの内方に形成された上述した輝点像と結像レンズ26 aに関して共役な位置関係にあり、Y-Z平面内において、角膜頂点E aと結像レンズ26 aおよびシリンドリカルレンズ26 bに関して共役な位置関係にある。すなわち、センサ26 cは、開口絞り25 cと共役関係にあり（このときの倍率は開口絞り25 cの像がセンサ26 cの大きさより小さくなるように設定している）、Y軸方向に角膜E cがずれたとしても当該角膜E cの表面における反射光束は効率良くセンサ26 cに入射する。このセンサ26 c（Zアライメント検出光学系26）は、形成された輝点像の受光に基づく信号を、Zアライメント検出補正部32へと出力する。

[0038] 気流吹付機構34は、図3に示すように、空気圧縮室34 aを有し、そこに空気圧縮駆動部34 d（図1参照）が設けられて構成されている。その空気圧縮駆動部34 dは、空気圧縮室34 aの内方で移動可能なピストンと、そのピストンを移動させる駆動部と、を有し、本実施例では、装置本体部13において、眼圧測定部20（その光学系）の上方に設けられている。空気圧縮駆動部34 dは、制御部33（図2参照）の制御下で駆動されることで、空気圧縮室34 a内の空気を圧縮する。その空気圧縮室34 aには、透明なガラス板34 bを介して気流吹付ノズル21 bが取り付けられているとともに、そこと対向してチャンバー窓ガラス21 dが設けられている。このため、空気圧縮室34 aは、前眼部観察光学系21における上述した機能を妨げることが防止されている。また、空気圧縮室34 aには、当該空気圧縮室34 aの圧力を検出する圧力センサ34 cが設けられている。この圧力セン

サ 3 4 c は、図示は略すが制御部 3 3（図 2 参照）に接続されており、検出した圧力に応じた信号を制御部 3 3 に出力する。この気流吹付機構 3 4 では、制御部 3 3 の制御下で、空気圧縮駆動部 3 4 d が空気圧縮室 3 4 a 内の空気を圧縮することにより、気流吹付ノズル 2 1 b から被検眼 E の角膜 E c に向けて気流を吹き付けることができる。また、気流吹付機構 3 4 では、圧力センサ 3 4 c で空気圧縮室 3 4 a 内の圧力を検出することにより、気流吹付ノズル 2 1 b から気流を吹き付けた際の圧力を取得することが可能とされている。なお、気流吹付機構 3 4 では、圧力センサ 3 4 c を設けることに替えて、吹き付ける気流において、時間に対する圧力の変化が予め定められた特性とするものとしてもよい。

[0039] この眼圧測定部 2 0 は、前眼部照明光源 2 1 a と X Y アライメント用光源 2 2 a と固視標用光源 2 3 a と Z アライメント用光源 2 5 a との点灯制御を行うためのドライバ（駆動機構）を有し、当該ドライバに制御部 3 3（図 2 参照）が接続されている。このため、眼圧測定部 2 0 では、制御部 3 3 の制御下で、前眼部照明光源 2 1 a と X Y アライメント用光源 2 2 a と固視標用光源 2 3 a と Z アライメント用光源 2 5 a とを適宜点灯させる。また、眼圧測定部 2 0 では、上述したように、制御部 3 3 の制御下で、合焦駆動機構 2 1 D を介して C C D カメラ 2 1 i を光軸 O 1 上で適宜移動させ、かつ C C D カメラ 2 1 i から出力された画像信号に基づく画像の生成処理を行い、かつその生成した画像を表示部 1 4 に適宜表示させる。

[0040] 次に、上述した眼圧測定部 2 0 を用いて被検眼 E の眼圧を測定する際の概略的な動作について説明する。なお、眼圧測定部 2 0 における下記の動作は、制御部 3 3（図 2 参照）の制御下で実行される。まず、眼科装置 1 0 の電源スイッチを投入し、表示部 1 4 に眼圧測定部 2 0 を用いて測定を行う旨の操作を行う。すると、眼圧測定部 2 0 では、後述するように眼圧測定モード（図 5 の（a）参照）とした後、前眼部照明光源 2 1 a と X Y アライメント用光源 2 2 a と固視標用光源 2 3 a と Z アライメント用光源 2 5 a とを適宜点灯させる。このとき、眼圧測定部 2 0 では、各光源 2 1 a、2 3 a、2 5

aをそれぞれ異なる周期で点滅を繰り返させるものとし、いずれの光源からの光であるかの識別を可能としてもよい。

[0041] 眼圧測定部20では、図3に示すように、固視標投影光学系23の固視標用光源23aを点灯することで、固視標を被検眼Eに投影して、その被検眼Eを固視させるすなわち被検者の視線を固定する。また、眼圧測定部20では、XYアライメント指標投影光学系22のXYアライメント用光源22aを点灯することで、平行光束を角膜Ecに投影する。眼圧測定部20では、その角膜Ecで反射された反射光束を、前眼部観察光学系21のCCDカメラ21iと、圧平検出光学系24のセンサ24cと、により受光する。さらに、眼圧測定部20では、図2に示すように、Zアライメント指標投影光学系25のZアライメント用光源25aを点灯することで、Z軸方向のアライメント用の平行光束を角膜Ecに投影する。眼圧測定部20では、その角膜Ecで反射された反射光束を、Zアライメント検出光学系26のセンサ26cで受光する。

[0042] 眼圧測定部20では、前眼部観察光学系21の前眼部照明光源21aを点灯することで、被検眼Eの前眼部を照明し、その被検眼Eの前眼部像をCCDカメラ21i上に結像させる。そして、眼圧測定部20では、明確な図示は略すが、表示部14に、XYアライメント指標光の輝点像が形成された被検眼Eの前眼部像と、アライメント補助マークと、を表示させる。検者は、この表示部14を見ながら当該表示部14に表示された操作部を操作することにより、装置本体部13を上下左右に移動させて輝点像が表示部14の画面内に映るようにアライメントを行う。また、眼圧測定部20では、Zアライメント検出補正部32が、Zアライメント検出光学系26のセンサ26cの受光信号とXYアライメント検出部31の演算結果とに基づいて、装置本体部13と角膜EcのZ軸方向の位置関係を演算する。眼圧測定部20では、制御部33の制御下で、前眼部観察光学系21から得られるXY方向での位置およびZアライメント検出補正部32から出力される演算結果に基づいて、駆動部12すなわちY軸駆動部分12aとZ軸駆動部分12bとX軸駆

動部分 12c とを適宜駆動することにより、ベース 11 に対して装置本体部 13 を上下方向（Y 軸方向）、前後方向（Z 軸方向）、および左右方向（X 軸方向）に適宜移動させてオートアライメント（自動でのアライメントの調整）を行う。

[0043] 眼圧測定部 20 では、オートアライメントが完了すると、制御部 33 が気流吹付機構 34 を作動させて、気流吹付ノズル 21b から被検眼 E の角膜 Ec に向けて気流を吹き付ける。すると、被検眼 E では、角膜 Ec の表面が変形して徐々に平らな状態（圧平）とされていく。角膜 Ec が徐々に平らな状態（圧平）とされていく過程において、角膜 Ec の表面が平らと（圧平）されると圧平検出光学系 24 のセンサ 24c での受光量が最大となる。このため、眼圧測定部 20 では、センサ 24c の受光量の変化に基づいて、角膜 Ec の表面が平らと（圧平）されたことを制御部 33 が判断する。すなわち、圧平検出光学系 24（センサ 24c）では、角膜 Ec の圧平を検出することができる。そして、眼圧測定部 20 では、制御部 33 が、圧力センサ 34c からの出力（吹き付けた気流の圧力）に基づいて、被検眼 E の眼圧を求め（眼圧値を算出し）、その算出結果を表示部 14 に表示させる。なお、制御部 33 では、気流吹付ノズル 21b（気流吹付機構 34）による気流の吹き付けを開始時点から角膜 Ec の表面が平らと（圧平）されたことを検知した時点までの時間に基づいて、被検眼 E の眼圧を求める（眼圧値を算出する）ものであってもよい。

[0044] 次に、図 4 を用いて、眼特性測定部 40 の光学的な構成を説明する。その眼特性測定部 40 は、被検眼 E の角膜 Ec の形状と被検眼 E の眼屈折力（球面度数、乱視度数、乱視軸角度等）とを測定するものである。眼特性測定部 40 は、図 4 に示すように、固視標投影光学系 41 と観察光学系 42 と眼屈折力測定用リング状指標投影光学系 43 と受光光学系 44 とアライメント光投影系 45 とを備える。その固視標投影光学系 41 は、被検眼 E を固視・雲霧させるために、その被検眼 E の眼底 Ef（図 2、図 3 参照）に視標を投影する。観察光学系 42 は、被検眼 E の前眼部（角膜 Ec）を観察する。眼屈

折力測定用リング状指標投影光学系43は、被検眼Eの眼屈折力を測定するために、眼屈折力測定用リング状指標としてのパターン光束を、その被検眼Eの眼底E fに投影する。受光光学系44は、被検眼Eの眼底E fから反射された眼屈折力測定用リング状指標像を後述する撮像素子44 dに受光させる。この眼屈折力測定用リング状指標投影光学系43および受光光学系44は、観察光学系42および後述する角膜形状測定用リング状指標投影光源46 A、46 B、46 Cと共に、角膜形状・眼屈折力測定光学系を構成する。アライメント光投影系45は、X-Y方向でのアライメント状態を検出するために、指標光を被検眼Eに向けて投影する。また、眼特性測定部40の光学系には、図示は略すが、被検眼Eと装置本体部13との間の作動距離を検出するための作動距離検出光学系が設けられている。

[0045] 固視標投影光学系41は、光軸O11上に、固視標光源41 aとコリメータレンズ41 bと指標板41 cとリレーレンズ41 dとミラー41 eとダイクロイックミラー41 fとダイクロイックミラー41 gと対物レンズ41 hとを有する。指標板41 cには、被検眼Eを固視・雲霧させるためのターゲットが設けられている。その固視標光源41 a、コリメータレンズ41 bおよび指標板41 cは、固視標ユニット41 Uを構成し、被検眼Eを固視・雲霧させるべく、固視標移動機構41 Dにより固視標投影光学系41の光軸O11に沿って一体に移動可能とされている。なお、ダイクロイックミラー41 gと対物レンズ41 hとは、それらが設けられた位置が、後述する眼特性測定部40における主光軸O10上とされている。

[0046] この固視標投影光学系41では、固視標光源41 aから可視光を出射し、その可視光をコリメータレンズ41 bにより平行光束とした後、指標板41 cを透過させてターゲット光束とする。そして、固視標投影光学系41では、ターゲット光束を、リレーレンズ41 dを通した後にミラー41 eにより反射し、ダイクロイックミラー41 fを通過させてダイクロイックミラー41 gへと進行させる。固視標投影光学系41では、そのターゲット光束をダイクロイックミラー41 gで眼特性測定部40における主光軸O10上へと

反射して、対物レンズ41hを経て被検眼Eへと進行させる。固視標投影光学系41は、被検眼Eに投影したターゲット光束（固視標）を、被検者に固視目標として注視させることにより、当該被検者の視線を固定する。また、固視標投影光学系41は、被検者に固視目標として注視させた状態から、ピントが合わない位置まで固視標ユニット41Uを移動させることにより、被検眼Eを雲霧状態とする。

[0047] 観察光学系42は、図示を略す照明光源を有するとともに、主光軸O10上に、ハーフミラー42aとリレーレンズ42bと結像レンズ42cと撮像素子42dとを有し、固視標投影光学系41と対物レンズ41hおよびダイクロイックミラー41gを共用する。撮像素子42dは、二次元固体撮像素子であり、本実施例ではCMOSイメージセンサを用いている。

[0048] この観察光学系42では、照明光源から出射した照明光束で被検眼Eの前眼部（角膜Ec）を照明して、その前眼部で反射された照明光束を対物レンズ41hで取得する。観察光学系42では、反射された照明光束を、対物レンズ41hを経て、ダイクロイックミラー41gおよびハーフミラー42aを通して、リレーレンズ42bを経て結像レンズ42cにより撮像素子42d（その受光面）上に結像させる。その撮像素子42dは、取得した画像に基づく画像信号を制御部33（図2参照）に出力する。その制御部33は、入力された画像信号に基づいて、前眼部（角膜Ec）の画像を表示部14に表示させる。このため、観察光学系42では、撮像素子42d（その受光面）上に前眼部（角膜Ec）の像を形成することができ、表示部14に当該前眼部の画像を表示させることができる。なお、アライメント完了後の屈折力測定時には、観察光学系42の照明光源は消灯される。

[0049] 眼屈折力測定用リング状指標投影光学系43は、眼屈折力測定用光源43aとレンズ43bと円錐プリズム43cとリング指標板43dとレンズ43eとバンドパスフィルタ43fと瞳リング43gと穴空きプリズム43hとロータリープリズム43iとを有し、固視標投影光学系41とダイクロイックミラー41f、ダイクロイックミラー41gおよび対物レンズ41hを共

用する。その眼屈折力測定用光源43aと瞳リング43gとは光学的に共役な位置に配置し、リング指標板43dと被検眼Eの眼底Efとは光学的に共役な位置に配置している。また、眼屈折力測定用光源43a、レンズ43b、円錐プリズム43cおよびリング指標板43dは、指標ユニット43Uを構成し、この指標ユニット43Uは、指標移動機構43Dにより眼屈折力測定用リング状指標投影光学系43の光軸O13に沿って一体に移動可能とされている。

[0050] 眼屈折力測定用リング状指標投影光学系43では、眼屈折力測定用光源43aから出射した光束をレンズ43bで平行光束とし、円錐プリズム43cを経てリング指標板43dへと進行させる。その光束は、リング指標板43dに形成されたリング状のパターン部分を透過して眼屈折力測定用リング状指標としてのパターン光束とされる。この眼屈折力測定用リング状指標投影光学系43では、そのパターン光束をレンズ43e、バンドパスフィルタ43fおよび瞳リング43gを経て穴空きプリズム43hへと進行させ、その穴空きプリズム43hの反射面により反射して、ロータリープリズム43iを経てダイクロイックミラー41fへと進行させる。そして、眼屈折力測定用リング状指標投影光学系43では、パターン光束をダイクロイックミラー41fで反射した後にダイクロイックミラー41gで反射することで、眼特性測定部40における主光軸O10上に進行させる。そして、眼屈折力測定用リング状指標投影光学系43では、パターン光束を、対物レンズ41hにより被検眼Eの眼底Ef（図2、図3参照）に結像させる。

[0051] この眼屈折力測定用リング状指標投影光学系43には、対物レンズ41hの前方側に角膜形状測定用リング状指標投影光源46A、46B、46Cが設けられている。この角膜形状測定用リング状指標投影光源46A、46B、46Cは、リングパターン47上において被検眼E（角膜Ec）から所定の距離とされて主光軸O10に関して同心状に設けられており、被検眼E（角膜Ec）に角膜形状測定用リング状指標光を投影する。その角膜形状測定用リング状指標光は、被検眼Eの角膜Ecに投影されることで、その角膜E

cに角膜形状測定用リング状指標を形成する。その角膜形状測定用リング状指標（その光束）は、被検眼Eの角膜E cで反射されることで、上記した観察光学系4 2により撮像素子4 2 d上に結像される。このため、観察光学系4 2では、表示部1 4において、前眼部（角膜E c）の画像に重ねて角膜形状測定用リング状指標の像（画像）を表示させることができる。

[0052] 受光光学系4 4は、穴空きプリズム4 3 hの穴部4 4 aとミラー4 4 bとレンズ4 4 cと撮像素子4 4 dとを有し、固視標投影光学系4 1と対物レンズ4 1 h、ダイクロイックミラー4 1 gおよびダイクロイックミラー4 1 fを共用し、かつ眼屈折力測定用リング状指標投影光学系4 3とロータリープリズム4 3 iを共用する。撮像素子4 4 dは、二次元固体撮像素子であり、本実施例ではCCD（電荷結合素子）イメージセンサを用いている。この撮像素子4 4 dは、眼屈折力測定用リング状指標投影光学系4 3の指標移動機構4 3 Dにより、当該眼屈折力測定用リング状指標投影光学系4 3の指標ユニット4 3 Uと連動して、受光光学系4 4の光軸O 1 4に沿って移動可能とされている。

[0053] 受光光学系4 4では、眼屈折力測定用リング状指標投影光学系4 3によって眼底E f（図2、図3参照）に導かれ、かつ当該眼底E fで反射されたパターン反射光束を、対物レンズ4 1 hにより集光し、ダイクロイックミラー4 1 gで反射した後にダイクロイックミラー4 1 fで反射して、ロータリープリズム4 3 iへと進行させる。そして、受光光学系4 4では、反射されたパターン反射光束を、ロータリープリズム4 3 iを経て穴空きプリズム4 3 hの穴部4 4 aへと進行させて、この穴部4 4 aを通過させる。受光光学系4 4では、穴部4 4 aを通過したパターン反射光束を、ミラー4 4 bによって反射し、レンズ4 4 cにより撮像素子4 4 d（その受光面）上にパターン反射光束すなわち眼屈折力測定用リング状指標を結像させる。その撮像素子4 4 dは、取得した画像に基づく画像信号を制御部3 3（図2参照）に出力する。その制御部3 3は、入力された画像信号に基づいて、眼屈折力測定用リング状指標の画像を表示部1 4（図1参照）に表示させる。このため、受

光光学系44では、撮像素子44d（その受光面）上に眼屈折力測定用リング状指標の像を形成することができ、表示部14に当該眼屈折力測定用リング状指標の画像を表示させることができる。

[0054] アライメント光投影系45は、LED45aとピンホール45bとレンズ45cとを有し、観察光学系42とハーフミラー42aを共用し、固視標投影光学系41とダイクロイックミラー41gおよび対物レンズ41hを共用する。このアライメント光投影系45では、LED45aからの光束を、ピンホール45b（その穴部）を通してアライメント指標光束とし、レンズ45cを経てハーフミラー42aで反射することで、眼特性測定部40における主光軸O10上に進行させる。そして、アライメント光投影系45では、アライメント指標光束を、ダイクロイックミラー41gを通して対物レンズ41hへと進行させ、その対物レンズ41hを経て被検眼Eの角膜Ecに向けてアライメント指標光束として投影する。このアライメント光投影系45は、被検眼Eの角膜Ecに向けてアライメント指標光束を投影することにより、被検眼Eに対して装置本体部13を自動的にアライメントする機能を有する。その被検眼Eに向けて平行光として投影されたアライメント指標光束は、その被検眼Eの角膜Ecにおいて反射され、観察光学系42により撮像素子42d上にアライメント指標像としての輝点像が投影される。この輝点像が、図示を略す光学系により形成されたアライメントマーク内に位置すると、アライメント完了となる。

[0055] この眼特性測定部40は、固視標光源41aと観察光学系42の照明光源と眼屈折力測定用光源43aとLED45aと角膜形状測定用リング状指標投影光源46A、46B、46Cとの点灯制御を行うためのドライバ（駆動機構）を有し、当該ドライバに制御部33（図2参照）が接続されている。このため、眼特性測定部40では、制御部33の制御下で、固視標光源41aと観察光学系42の照明光源と眼屈折力測定用光源43aとLED45aと角膜形状測定用リング状指標投影光源46A、46B、46Cとが適宜点灯される。また、眼特性測定部40では、上述したように、制御部33の制

御下で、固視標移動機構 4 1 D を介して固視標ユニット 4 1 U を光軸 O 1 1 に沿って一体に移動させ、指標移動機構 4 3 D を介して指標ユニット 4 3 U を光軸 O 1 3 に沿って一体に移動させるとともに撮像素子 4 4 d を光軸 O 1 4 に沿って移動させる。さらに、眼特性測定部 4 0 では、上述したように、制御部 3 3 の制御下で、撮像素子 4 2 d および撮像素子 4 4 d から出力された画像信号に基づく画像の生成処理を行うとともに、その生成した画像を表示部 1 4 に適宜表示させる。

[0056] 次に、上述した眼特性測定部 4 0 を用いて被検眼 E の角膜 E c の形状と被検眼 E の眼屈折力（球面度数、乱視度数、乱視軸角度等）とを測定する際の概略的な動作について説明する。なお、眼特性測定部 4 0 における下記の動作は、制御部 3 3（図 2 参照）の制御下で実行される。まず、眼科装置 1 0 の電源スイッチを投入し、表示部 1 4 に眼特性測定部 4 0 を用いて測定を行う旨の操作を行う。すると、眼特性測定部 4 0 では、後述するように眼特性測定モード（図 5 の（b）参照）とした後、観察光学系 4 2 において、照明光源を点灯させて、表示部 1 4 に前眼部（角膜 E c）の画像を表示させる。そして、検者は、表示部 1 4 の画面内に被検眼 E の瞳孔が位置するように、表示部 1 4 に表示された操作部を操作することにより、装置本体部 1 3 を上下左右に移動させて被検眼 E に対する装置本体部 1 3 の概略アライメントを行う。また、眼特性測定部 4 0（制御部 3 3）では、撮像素子 4 2 d から出力された画像信号に基づく前眼部の画像から、瞳孔を検出することが可能とされている。この瞳孔の検出は、例えば、前眼部の画像において、瞳孔として認識すべき形状を予め記憶させておき、画像におけるコントラストに基づいて当該認識すべき形状を検出することにより行うことができる。このため、眼特性測定部 4 0 では、例えば、測定の対象とする被検眼 E を左右で切り換える場合には、その切り替えに応じて左右方向へと装置本体部 1 3 を移動させつつ画像に基づき瞳孔を検出することで、上記した概略アライメントを自動で行うことができる。

[0057] すると、眼特性測定部 4 0 では、観察光学系 4 2 によりアライメント指標

像としての輝点像を表示部 14 に表示させる。この後、眼特性測定部 40 では、アライメント光投影系 45、作動距離検出光学系（図示を略す）に基づくアライメント検出を開始する。すなわち、眼特性測定部 40 では、アライメント指標像としての輝点像をアライメントマーク内に位置させるように、ベース 11 に対して装置本体部 13 を上下方向（Y 軸方向）、前後方向（Z 軸方向）、および左右方向（X 軸方向）に適宜移動させてオートアライメント（自動でのアライメントの調整）を行う。これにより、眼特性測定部 40 では、装置本体部 13 の被検眼 E の角膜 E c の頂点に対する自動アライメントが完了する。

[0058] すると、眼特性測定部 40 では、眼屈折力測定用リング状指標投影光学系 43 の角膜形状測定用リング状指標投影光源 46 A、46 B、46 C を点灯して、角膜形状測定用リング状指標を角膜 E c に投影する。そして、制御部 33 では、表示部 14 に表示させた画像（撮像素子 42 d からの画像信号）に基づいて、角膜 E c に投影された角膜形状測定用リング状指標の像から角膜 E c の形状を測定する。この角膜 E c の形状の測定の詳細については、公知であるのでその説明は省略する。制御部 33 は、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測定することができる。なお、この眼屈折力測定部の構成は、特開 2002-253506 号公報に開示のものと同一であるが、この構成に限られるものではない。このように、制御部 33 は、角膜形状の測定を実行すると共に、眼屈折力（光学特性）の測定を実行する。なお、制御部 33 は、演算結果等を記憶部（図示を略す）に適宜格納する。

[0059] 眼科装置 10 では、本実施例では、装置本体部 13 において、基本的に眼特性測定部 40 の上方に眼圧測定部 20 を設けるとともに、その眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 とを取付基盤に取り付けて互いに固定して設けている。すなわち、眼科装置 10 では、装置本体部 13 において、眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 とを一体的な構成として、位置関係を変更させる必要をなくすものとしている。このため、取付基盤すなわちそこに取り付けられた眼

圧測定部 20 および眼特性測定部 40（装置本体部 13）は、駆動部 12 すなわち Y 軸駆動部分 12a と Z 軸駆動部分 12b と X 軸駆動部分 12c により、ベース 11 に対して上下方向（Y 軸方向）、前後方向（Z 軸方向）、および左右方向（X 軸方向）に適宜移動される。そして、眼科装置 10 では、駆動部 12（Y 軸駆動部分 12a、Z 軸駆動部分 12b および X 軸駆動部分 12c）により、装置本体部 13（取付基盤）をベース 11 に対して移動することで、眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 とのそれぞれを顎受部 15 と顎当部 16 とにより固定された被検眼 E（被検者の顔）に対応する位置へと移動することができる（図 5 参照）。

[0060] このため、眼科装置 10 では、装置本体部 13（取付基盤）をベース 11 に対して、駆動部 12 の Y 軸駆動部分 12a により上下方向（Y 軸方向）へと移動させることで、眼圧測定部 20 の前眼部観察光学系 21 の光軸 O1 の延長線上に被検眼 E を位置させて眼圧測定部 20 を当該被検眼 E の高さ位置に対応させることができる（図 5 の（a）参照）。そして、眼科装置 10 では、図 5 の（a）に示すように、駆動部 12 の Z 軸駆動部分 12b により前後方向（Z 軸方向）へと移動させることで、眼圧測定部 20 の前眼部観察光学系 21 の気流吹付ノズル 21b の先端を被検眼 E（その角膜頂点 E a）から所定の距離（間隔 d1）に位置するものとする。その間隔 d1 は、本実施例では、11 mm としている。この状態が、眼圧測定部 20 による測定モードすなわち眼圧測定モードとなる。

[0061] また、眼科装置 10 では、装置本体部 13（取付基盤）をベース 11 に対して、駆動部 12 の Y 軸駆動部分 12a により上下方向（Y 軸方向）へと移動させることで、眼特性測定部 40 の主光軸 O10 の延長線上に被検眼 E を位置させて眼特性測定部 40 を当該被検眼 E の高さ位置に対応させることができる（図 5 の（b）参照）。そして、眼科装置 10 では、図 5 の（b）に示すように、駆動部 12 の Z 軸駆動部分 12b により前後方向（Z 軸方向）へと移動させることで、眼特性測定部 40 の前端（本実施例ではリングパターン 47）を被検眼 E から所定の距離（間隔 d2）に位置するものとする。

なお、この眼特性測定部40の前端とは、当該眼特性測定部40において最も被検者に近づく構造物のことを言い、本実施例ではリングパターン47となる。その間隔d2は、本実施例では、約80mmとしている。この状態が、眼特性測定部40による測定モードすなわち眼特性測定モードとなる。

[0062] これに加えて、眼科装置10では、図6の(a)に示すように、所定の高さ位置HLに到達したことを検出する高さ位置検出部48を装置本体部13に設けている。その高さ位置HLは、眼圧測定部20の気流吹付ノズル21bが額当部16と干渉することを防止する観点から設定している。なお、図6の(a)に示す例では、高さ位置HLは、気流吹付ノズル21bと額当部16との間隔を十分な大きさとするものとしているが、その間隔は適宜設定すればよく、この実施例に限定されるものではない。高さ位置検出部48は、装置本体部13が高さ位置HLに到達すると、その旨を示す信号を制御部33(図2参照)へと出力する。その制御部33では、高さ位置検出部48からの当該信号を取得すると、眼圧測定モードである場合、あるいは眼圧測定部20が所定の前後位置よりもZ軸方向正側(被検者側)に存在している場合、装置本体部13を上方へと移動させることを止める。その所定の前後位置は、Z軸方向で見て、気流吹付ノズル21bが額当部16に干渉することを防止する観点から設定する。

[0063] さらに、眼科装置10では、図6の(b)に示すように、所定の前方位置FLに到達したことを検出する前方位置検出部49を装置本体部13に設けている。その前方位置FLは、眼特性測定モードである場合に、眼圧測定部20の気流吹付ノズル21bが額当部16と干渉することを防止する観点から設定している。この前方位置FLは、本実施例では、気流吹付ノズル21bの先端と額当部16との間隔を1mmとする位置とされている。なお、前方位置FLは、気流吹付ノズル21bと額当部16との間隔を適宜設定したものとするればよく、この実施例に限定されるものではない。前方位置検出部49は、装置本体部13が前方位置FLに到達すると、その旨を示す信号を制御部33(図2参照)へと出力する。その制御部33では、眼特性測定モ

ードである場合に前方位置検出部 49 からの当該信号を取得すると、装置本体部 13 を前方（Z 軸方向正側（被検者側））へと移動させることを止める。

[0064] この眼科装置 10 では、一般的に、眼特性測定部 40 により被検眼 E の角膜 E c の形状と被検眼 E の眼屈折力（球面度数、乱視度数、乱視軸角度等）とを測定した後に、眼圧測定部 20 により被検眼 E の眼圧を測定する。眼科装置 10 では、上述したように、表示部 14 に為された操作に基づいて、制御部 33（図 2 参照）が各部の動作を制御する。

[0065] 眼科装置 10 では、電源スイッチが投入されると、表示部 14 に、眼圧測定モードとする眼圧切替アイコンと、眼特性測定モードとする眼特性切替アイコンと、を表示する。なお、この表示部 14 では、眼圧測定モードと眼特性測定モードとの選択および切り替えを可能とするものであれば、眼圧切替アイコンと眼特性測定モードとを表示することに替えて単一の切替アイコンを表示させるものであってもよく、他の形式としたアイコンを表示させるものであってもよく、本実施例の構成に限定されるものではない。そして、先に眼特性測定部 40 により被検眼 E の角膜 E c の形状と被検眼 E の眼屈折力（球面度数、乱視度数、乱視軸角度等）とを測定すべく、表示部 14 の眼特性切替アイコンに触れられた（選択された）ものとする。

[0066] すると、眼科装置 10 では、駆動部 12 の Y 軸駆動部分 12 a と Z 軸駆動部分 12 b と X 軸駆動部分 12 c とを適宜駆動して、眼特性測定モードとする（図 5 の（b）参照）。すなわち、眼科装置 10 では、図 5 の（b）に示すように、眼特性測定部 40 の主光軸 O 10 の延長線上に被検眼 E を位置させるとともに、眼特性測定部 40 の固視標投影光学系 41 の対物レンズ 41 h を被検眼 E から所定の距離（間隔 d 2）に位置するものとして、眼特性測定部 40 を被検眼 E に対応させる。そして、眼科装置 10 では、眼特性測定部 40 の上述した動作により、被検眼 E の角膜 E c の形状と被検眼 E の眼屈折力（球面度数、乱視度数、乱視軸角度等）とを測定する。その後、被検眼 E の眼圧を測定すべく、表示部 14 の眼圧切替アイコンに触れられた（選択

された)ものとする。

[0067] すると、眼科装置10では、駆動部12のY軸駆動部分12aとZ軸駆動部分12bとX軸駆動部分12cとを適宜駆動して、眼圧測定モードとする(図5の(a)参照)。ここで、眼科装置10では、先ず装置本体部13をY軸方向負側へと移動して、眼圧測定部20を被検眼Eに対応する高さ位置とする。このとき、眼科装置10では、合焦駆動機構21Dを介して、CCDカメラ21iの光軸O1上での位置を第2焦点位置f2(図3参照)とする。これにより、眼科装置10では、被検眼E(その前眼部(角膜Ec))の画像を適切に表示部14に表示させることができる。その後、眼科装置10では、装置本体部13をZ軸方向正側へと移動して、眼圧測定部20を被検眼Eに近付けていき、図5の(a)に示すように、その気流吹付ノズル21bの先端を被検眼Eから所定の距離(間隔d1)に位置するものとして、眼圧測定部20を被検眼Eに対応させる。このとき、眼科装置10では、合焦駆動機構21Dを介して、CCDカメラ21iの光軸O1上での位置を第1焦点位置f1(図3参照)へと移動する。これにより、眼科装置10では、被検眼E(その前眼部(角膜Ec))の画像を適切に表示部14に表示させることができる。そして、眼科装置10では、眼圧測定部20の上述した動作により、被検眼Eの眼圧を測定する。

[0068] これにより、眼科装置10では、眼特性測定部40により被検眼Eの角膜Ecの形状と被検眼Eの眼屈折力(球面度数、乱視度数、乱視軸角度等)とを測定し、眼圧測定部20により被検眼Eの眼圧を測定することができる。

[0069] 次に、本発明に係る本実施例の眼科装置10の特徴的な構成について、図7から図18を用いて説明する。なお、図7および図10では、XYアライメント指標投影光学系22からのXYアライメント指標光Raが被検眼Eおよび被検眼Eiに至る様子を解り易く示したものであって、必ずしも実際の装置において照射した状態と合致するものではない。また、図11および図13では、説明の内容を簡易なものすべく被検眼Eの前眼部像に形成される各輝点が角膜頂点Eaを含む同一のX軸上に形成されたものとしているが、

必ずしも実際に被検眼Eの前眼部像に形成される態様と合致するものではない。さらに、図9、図12および図14では、図8、図10および図12に対応する輝度分布を解り易く示したものであって、必ずしも実際の輝度分布と合致するものではない。ついで、図9、図12、図14、図15および図16では、理解を容易なものとするために、角膜反射輝点像S_aに対する角膜反射輝点像位置P_aと同様に、前側輝点像S_bに対して前側輝点像位置P_bを示し、後側輝点像S_cに対して後側輝点像位置P_cを示している。

[0070] この眼科装置10では、眼圧測定部20を用いて測定を行う際、上述したようにXYアライメント指標投影光学系22のXYアライメント用光源22aから出射されて気流吹付ノズル21bの内部を通過したXYアライメント指標光を、被検眼Eに照射する。図7および図10に示す例では、そのアライメント指標光の一例としてのXYアライメント指標光に符号R_aを付して示しており、以下ではXYアライメント指標光R_aともいう。被検眼Eでは、このようにXYアライメント指標光R_aが照射されると、角膜E_cを経ることで当該XYアライメント指標光R_aにより虚像としての輝点像(S_a)を形成する。その輝点像(S_a)は、角膜E_cからの反射により形成されるものであって、その角膜E_cの角膜頂点E_aと当該角膜E_cの曲率中心との中間位置に形成される。このため、輝点像(S_a)は、角膜E_cの曲率半径をrとすると、角膜頂点E_aと角膜E_cの曲率中心とを通る軸線上において、角膜頂点E_aから $r/2$ の位置(曲率半径rが8mmとすると角膜頂点E_aから4mmの位置)に形成される。その輝点像を、以下では角膜反射輝点像S_aという。

[0071] その眼圧測定部20では、上述したように、前眼部観察光学系21において、被検眼Eの前眼部像をCCDカメラ21i上に結像させ、そのCCDカメラ21iが形成された前眼部像の受光に基づく信号を制御部33(図2参照)へと出力する。このため、眼圧測定部20では、角膜反射輝点像S_aが形成された前眼部像の画像(そのデータ)を取得することができる。そして、制御部33は、CCDカメラ21i(前眼部観察光学系21)で取得した

画像（そのデータ）を表示部 14（図 1 参照）に表示させることができることから、図 8 に示すように、角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像を表示部 14 に表示させることができる。このため、眼圧測定部 20 では、XY アライメント指標投影光学系 22 と前眼部観察光学系 21 とにより、角膜頂点 E_a と角膜 E_c の曲率中心とを通る軸線上に角膜反射輝点像 S_a を形成し、その角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する。このため、本実施例では、XY アライメント用光源 22a から出射した光（赤外光）を被検眼 E_i に XY アライメント指標光 R_a として照射する XY アライメント指標投影光学系 22 と、その XY アライメント指標光 R_a により角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する前眼部観察光学系 21 と、が輝点像取得光学系として機能している。制御部 33 は、この前眼部像の画像（そのデータ）に基づいて、前眼部像における角膜反射輝点像 S_a の位置を検出する。

[0072] その検出は、本実施例では、角膜反射輝点像 S_a として認識した箇所の重心位置を求めることにより、角膜反射輝点像 S_a の位置を検出する。その前眼部像の画像（そのデータ）では、角膜反射輝点像 S_a の周辺が、図 9 に示すような輝度分布とされていることとする。制御部 33 では、角膜反射輝点像 S_a を検出するための検出閾値 T_L が設定されており、その検出閾値 T_L を超えた輝度分布を角膜反射輝点像 S_a として検出する。その検出閾値 T_L は、個人差等に起因して角膜反射輝点像 S_a の検出漏れが生じることを防止するとともに、この角膜反射輝点像 S_a 以外の輝点を誤って検出することのないように設定されている。そして、その角膜反射輝点像 S_a としての輝度分布から重心位置を検出することで、角膜反射輝点像 S_a の位置を示す角膜反射輝点像位置 P_a を求めることができる。なお、この重心検出は、実際には X-Y 平面上で行うものである。この角膜反射輝点像 S_a は、上述したように角膜頂点 E_a と角膜 E_c の曲率中心とを通る軸線上に形成されるものであることから、当該角膜反射輝点像 S_a の X-Y 平面上での位置となる角膜反射輝点像位置 P_a を求めることにより、前眼部の角膜 E_c の角膜頂点 E_a

を検出することができる。制御部 33 では、その角膜頂点 E_a （角膜反射輝点像位置 P_a ）に眼圧測定部 20 の光軸 O_1 を一致させるように装置本体部 13（眼圧測定部 20）を XY 方向に適宜移動させることにより、 XY 方向でのアライメントを自動で行う。これが、後述する輝点像減光制御を行うことなく、輝点像取得光学系で取得した被検眼 E の画像における角膜反射輝点像 S_a の位置（角膜反射輝点像位置 P_a ）を目標として眼特性測定部の一例としての眼圧測定部 20（装置本体部 13）を移動させる通常アライメントモードとなる。

[0073] ここで、眼圧測定部 20（眼科装置 10）では、眼内レンズ（IOL（Intraocular lens））51 が装着されている被検眼（以下では被検眼 E_i （図 10 参照）ともいう）を測定対象とする場合がある（図 10 参照）。その眼内レンズ 51 は、白内障等の眼疾患に対する手術において摘出された水晶体の代わりに移植されるレンズである。このような被検眼 E_i に対して、上述したように XY アライメント指標光 R_a を照射すると、角膜反射輝点像 S_a とは別に前側輝点像 S_b と後側輝点像 S_c とが形成されてしまうことにより、角膜頂点 E_a （角膜反射輝点像位置 P_a ）を適切に検出することができなくなる場合がある。このことは、眼内レンズ 51 では、製造会社や種類によって屈折率が異なるものとされており、水晶体との屈折率の差異が大きい場合に生じ易いものと考えられる。以下では、このことについて、図 10 から図 15 を用いて説明する。

[0074] 被検眼 E_i では、図 10 に示すように、 XY アライメント指標光 R_a が照射されると、角膜反射輝点像 S_a が形成される。この角膜反射輝点像 S_a は、上述したように角膜 E_c からの反射により形成されるものなので、眼内レンズ 51 を装着していない被検眼 E と同様であって、角膜 E_c の角膜頂点 E_a と当該角膜 E_c の曲率中心との中間位置（角膜頂点 E_a から $r/2$ の位置）に形成される。

[0075] ところが、被検眼 E_i では、角膜反射輝点像 S_a よりも前方側（眼圧測定部 20（眼科装置 10）側）に前側輝点像 S_b が形成（結像）される。その

前側輝点像 S_b は、照射された XY アライメント指標光 R_a が、眼内レンズ 51 の奥面 51a（眼圧測定部 20（眼科装置 10）とは反対側（眼底 E_f 側）の面）で反射された反射光により形成される。この前側輝点像 S_b が形成される位置には、個人差すなわち被検眼 E_i （その眼内レンズ 51）により差異はあるが、多くの場合、角膜 E_c の手前側（眼圧測定部 20（眼科装置 10））に形成される。この前側輝点像 S_b は、比較的結像倍率が小さく、小さなスポットとして集光することから、比較的高い輝度を有する場合がある。

[0076] また、被検眼 E_i では、角膜反射輝点像 S_a よりも後方側（眼圧測定部 20（眼科装置 10）とは反対側（眼底 E_f 側））に後側輝点像 S_c が形成（結像）される。その後側輝点像 S_c は、照射された XY アライメント指標光 R_a が、眼内レンズ 51 の前面 51b（眼圧測定部 20（眼科装置 10）側）により反射された反射光により形成される。この後側輝点像 S_c が形成される位置にも、個人差すなわち被検眼 E_i （その眼内レンズ 51）により差異がある。この後側輝点像 S_c は、比較的結像倍率が大きく、大きなスポットに集光することから、前側輝点像 S_b よりも低い輝度となる。

[0077] この前側輝点像 S_b および後側輝点像 S_c は、角膜頂点 E_a と角膜 E_c の曲率中心とを通る軸線上に形成されていれば、前眼部観察光学系 21（その CCD カメラ 21i）で取得した前眼部像の画像（そのデータ）においては双方とも角膜反射輝点像 S_a と重なる。この場合には、上述したように重ねられた前側輝点像 S_b および後側輝点像 S_c を含む角膜反射輝点像 S_a の重心位置を検出することで、角膜反射輝点像位置 P_a を求めることができ、角膜頂点 E_a を検出することができる。

[0078] しかしながら、前側輝点像 S_b および後側輝点像 S_c は、角膜頂点 E_a と角膜 E_c の曲率中心とを通る軸線上に形成されるとは限らず、 X 軸方向または Y 軸方向にずれた位置に形成されることがある。この一例を図 11 に示す。この図 11 に示す例では、説明を簡易なものとすべく、前側輝点像 S_b および後側輝点像 S_c が角膜反射輝点像 S_a （角膜頂点 E_a ）を含む同一の X

軸上に形成されたものとしている。そして、前眼部像の画像（そのデータ）では、角膜反射輝点像 S a、前側輝点像 S b および後側輝点像 S c の周辺が、図 1 2 に示すような輝度分布とされていることとする。

[0079] この輝度分布では、角膜反射輝点像 S a が検出閾値 T L を超えているのは勿論であるが、前側輝点像 S b が角膜反射輝点像 S a よりも小さい値ではあるものの検出閾値 T L を超えており、後側輝点像 S c は前側輝点像 S b よりも小さい値であって検出閾値 T L を超えてはいない。これは、次のことによる。

[0080] 角膜反射輝点像 S a は、上述したように形成されるものであることから、前側輝点像 S b や後側輝点像 S c よりも大きな値であり、かつ前眼部観察光学系 2 1 のピントが合わせられていることから、画像（そのデータ）においても前側輝点像 S b や後側輝点像 S c よりも大きな値となり小さなスポットとなる（図 1 1 参照）。

[0081] これに対して、前側輝点像 S b は、前眼部観察光学系 2 1 のピントがずれたものであるので、角膜反射輝点像 S a よりも大きなスポットとなり、その角膜反射輝点像 S a よりも小さな輝度値となる。ところが、前側輝点像 S b は、上述したように比較的高い輝度を有するものであることから、ピントがずれた画像（そのデータ）においても検出閾値 T L を超えてしまっている。ここで、前側輝点像 S b が検出閾値 T L を超えるか否かは、個人差により変わるものであるが、特に水晶体との屈折率の差異が大きい眼内レンズ 5 1 である場合には、検出閾値 T L を超える可能性が増加する。これは、前側輝点像 S b が、眼内レンズ 5 1 の奥面 5 1 a で反射された反射光により形成されるものであることから、水晶体との屈折率の差異が大きいと眼内レンズ 5 1（奥面 5 1 a）での反射率の増大を招くことによる。

[0082] また、後側輝点像 S c は、前眼部観察光学系 2 1 の構成および被検眼 E i 内に形成される性質上、前眼部観察光学系 2 1 のピントが前側輝点像 S b よりも大きくずれたものとなって、前側輝点像 S b よりも大きくボケたスポットとなり、その前側輝点像 S b よりも小さな輝度値となる。そして、後側輝

点像 S_c は、上述したように前側輝点像 S_b よりも低い輝度を有するものであることから、ピントがずれた画像（そのデータ）においては検出閾値 TL を超えてはいない。この後側輝点像 S_c の輝度値も、個人差により変わるものであるが、上述した理由により前側輝点像 S_b よりも小さい値となるので、眼内レンズ 51 の屈折率に拘わらず画像（そのデータ）において検出閾値 TL を超えることは殆どない。

[0083] このため、制御部 33（図 2 参照）は、図 12 に示す例では、被検眼 E_i の前眼部像の画像（そのデータ）において、検出閾値 TL を超えている角膜反射輝点像 S_a と前側輝点像 S_b との双方を輝点像として検出してしまう。ここで、検出閾値 TL を超える関係のない輝点を輝点像として誤って検出してしまうことを防止するために、被検眼 E_i に照射する XY アライメント指標光 R_a の光源（ XY アライメント用光源 22a）を点滅制御させることが考えられる。ところが、前側輝点像 S_b も XY アライメント指標光 R_a により形成されるものであることから、角膜反射輝点像 S_a と前側輝点像 S_b との双方が XY アライメント指標光 R_a に同期して点滅することとなるので、前側輝点像 S_b を輝点像として誤って検出してしまうことを防止することはできない。これにより、制御部 33 は、角膜反射輝点像 S_a と前側輝点像 S_b とのどちらが正しい輝点像（角膜反射輝点像 S_a ）であるのかを判断することができなくなってしまう。すると、前眼部の角膜 E_c の角膜頂点 E_a を適切には検出することができないので、 XY 方向でのアライメントを適切に行うことができなくなってしまう。

[0084] また、前側輝点像 S_b' および後側輝点像 S_c' が X 軸方向または Y 軸方向にずれた位置に形成される他の例を、図 13 および図 14 に示す。この他の例では、図 11 と同様に前側輝点像 S_b' および後側輝点像 S_c' が角膜反射輝点像 S_a' （角膜頂点 E_a ）を含む同一の X 軸上に形成されたものとしているが、それらが互いに部分的に重なっている。そして、角膜反射輝点像 S_a' 、前側輝点像 S_b' および後側輝点像 S_c' は、位置が異なることを除くと、図 12（図 11）に示す例と同様の輝度値とされているものとす

る。

[0085] このため、その輝度分布では、角膜反射輝点像 $S a'$ が検出閾値 $T L$ を超え、前側輝点像 $S b'$ が角膜反射輝点像 $S a'$ よりも小さい値で検出閾値 $T L$ を超え、後側輝点像 $S c'$ が前側輝点像 $S b'$ よりも小さい値で検出閾値 $T L$ を超えてはいない。

[0086] このため、制御部 33（図 2 参照）は、図 12 に示す例では、被検眼 $E i$ の前眼部像の画像（そのデータ）において、検出閾値 $T L$ を超えている角膜反射輝点像 $S a'$ と前側輝点像 $S b'$ とを輝点像として検出してしまう。すなわち、被検眼 $E i$ の前眼部像の画像（そのデータ）においては、検出した輝点像すなわち角膜反射輝点像 $S a'$ と前側輝点像 $S b'$ とが部分的に重なっていることにより、円形状とは大きく異なるものとされている。これにより、制御部 33 は、例えば、重心位置を求めることにより角膜反射輝点像位置（ $P a$ ）を求めると、正しい角膜反射輝点像 $S a'$ の位置（角膜反射輝点像位置 $P a'$ ）よりも前側輝点像 $S b'$ （前側輝点像位置 $P b'$ ）側に変位した位置を、角膜反射輝点像 $S a'$ の位置として求めてしまい、正しい角膜反射輝点像位置 $P a'$ を求めることができない。すると、前眼部の角膜 $E c$ の角膜頂点 $E a$ を適切には検出することができないので、 $X Y$ 方向でのアライメントを適切に行うことができなくなってしまう。

[0087] このように、眼圧測定部 20（眼科装置 10）では、眼内レンズ 51 が装着されている被検眼 $E i$ の角膜頂点 $E a$ （角膜反射輝点像位置 $P a$ ）を適切に検出することができなくなる場合があり、その場合には $X Y$ 方向での自動でのアライメントを適切に行うことができなくなってしまう。なお、この前側輝点像 $S b$ および後側輝点像 $S c$ は、通常の水晶体でも形成されるものではあるが、角膜 $E c$ での反射率（角膜反射輝点像 $S a$ ）に比べて、通常の水晶体での反射率は小さいので、後側輝点像 $S c$ は勿論のこと前側輝点像 $S b$ であっても検出閾値 $T L$ を超えることはない。換言すると、通常の水晶体で形成された前側輝点像 $S b$ よりも大きな値に検出閾値 $T L$ を設定している。

[0088] 本発明に係る本実施例の眼科装置 10 では、眼圧測定部 20 において、被

検眼 E i に対する自動でのアライメントを可能とするために、上記した通常の自動アライメントモード（通常アライメントモード）に加えて、眼内レンズアライメントモードが設定されている。

[0089] その眼内レンズアライメントモードでは、角膜頂点 E a と角膜 E c の曲率中心とを通る軸線上に角膜 E c からの反射による角膜反射輝点像 S a を形成し、その角膜反射輝点像 S a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する輝点像取得光学系において、その画像（そのデータ）上における前側輝点像 S b の輝度値を低減させる輝点像減光制御を行う。その輝点像減光制御は、輝点像取得光学系としての前眼部観察光学系 2 1（その CCD カメラ 2 1 i）で取得した前眼部像の画像（そのデータ）上における前側輝点像 S b の輝度値を低減させるものである。この前側輝点像 S b の輝度値を低減させる方法としては、以下の 2 つの方法がある。

[0090] その 1 つ目は、輝点像取得光学系において、被検眼 E i に照射する X Y アライメント指標光 R a の光源となる X Y アライメント指標投影光学系 2 2 の X Y アライメント用光源 2 2 a（図 3 参照）の光量を下げることである。これは、前側輝点像 S b は、上述したように、被検眼 E i において、X Y アライメント指標光 R a が眼内レンズ 5 1 の奥面 5 1 a で反射されること（その反射光）により形成されるものであることによる。1 つ目の方法は、本実施例では、制御部 3 3（図 2 参照）の制御下で X Y アライメント用光源 2 2 a の光量を下げることにより行う。このように X Y アライメント用光源 2 2 a の光量を下げた際の光量分布の一例を図 1 5 に示す。この図 1 5 は、図 1 2 に示した光量分布となる被検眼 E i に対して、X Y アライメント用光源 2 2 a の光量を下げた状態を示している。このように、X Y アライメント用光源 2 2 a の光量を下げることにより、前側輝点像 S b を検出閾値 T L よりも小さな値とすることができる。ここで、この 1 つ目の方法では、X Y アライメント用光源 2 2 a の光量を下げていることから、角膜反射輝点像 S a および後側輝点像 S c の輝度値も略一様に下がることとなる。ところが、角膜反射輝点像 S a は、前眼部像の画像（そのデータ）上において、上述したように

前側輝点像 S_b よりも大きな値であることから、XYアライメント用光源 22a の光量の下げ幅を適宜設定することにより、検出閾値 T_L よりも大きな値とすることができる。その光量の下げ幅は、多くの被検眼 E_i に対する角膜反射輝点像 S_a と前側輝点像 S_b とのデータに基づいて設定すればよい。なお、この1つ目と同様の技術思想に基づいて、検出閾値 T_L を高くすることも考えられる。この場合、高くした検出閾値 T_L に対して、輝点像取得光学系としての前眼部観察光学系 21（そのCCDカメラ 21i）で取得した前眼部像の画像（そのデータ）上における前側輝点像 S_b の輝度値を、相対的に低減させることができる。この検出閾値 T_L の上げ幅は、光量の下げ幅と同様に設定することができる。

- [0091] 2つ目は、輝点像取得光学系において、角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する前眼部観察光学系 21 のピントの合う位置（合焦位置）を後側輝点像 S_c 側（被検眼 E_i における眼底 E_f 側）にずらすことである。これは、前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらすと、角膜反射輝点像 S_a に合焦位置が合わせられた通常の状態と比較して、相対的に前側輝点像 S_b が合焦位置から遠ざかることから、前眼部像の画像（そのデータ）においてより大きくボケることによる。2つ目の方法は、本実施例では、制御部 33（図2参照）の制御下で、合焦駆動機構 21D によりCCDカメラ 21i を、通常の測定位置である第1焦点位置 f_1 から、第2焦点位置 f_2 側へと光軸 O_1 に沿って移動させる（図3参照）。これにより、前眼部観察光学系 21 の合焦位置は、角膜反射輝点像 S_a が形成される位置（その近傍）から、後側輝点像 S_c 側にずらすことができる。なお、CCDカメラ 21i の第2焦点位置 f_2 側への移動量は、第2焦点位置 f_2 とするものであってもよく、第2焦点位置 f_2 より手前（第1焦点位置 f_1 側）であっても良く、第2焦点位置 f_2 より奥（第1焦点位置 f_1 とは反対側）であっても良く、適宜設定すればよい。また、CCDカメラ 21i の移動方向は、合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらすものであればよく、前眼部観察光学系 21 の構成に応じて適宜設定すればよい。なお

、本実施例では、上述したように前側輝点像 S_b が後側輝点像 S_c よりも明るくなることを前提としていることから、前眼部観察光学系 21 の合焦位置は、角膜反射輝点像 S_a が形成される位置（その近傍）から、後側輝点像 S_c 側にずらしている。しかしながら、後側輝点像 S_c がよりも前側輝点像 S_b が明るくなる場合には、前眼部観察光学系 21 の合焦位置は、角膜反射輝点像 S_a が形成される位置（その近傍）から、前側輝点像 S_b 側（被検眼 E_i における眼底 E_f とは反対側）にずらすものとすればよい。ここで、後側輝点像 S_c がよりも前側輝点像 S_b が明るくなる場合であっても、1つ目の方法に関しては作用に対して前側輝点像 S_b と後側輝点像 S_c とが入れ替わるのみであって、何ら変更することはない。

[0092] このように前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらした際の、すなわち CCD カメラ 21 i を第 2 焦点位置 f_2 側へと移動させた際の光量分布の一例を図 16 に示す。この図 16 は、図 12 に示した光量分布となる被検眼 E_i に対して、合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらした状態を示している。このように、合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらすことにより、前眼部像の画像（そのデータ）上において前側輝点像 S_b が大きくボケることとなるので、その前側輝点像 S_b を検出閾値 TL よりも小さな値とすることができる。ここで、この 2 つ目の方法では、合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらしていることから、前眼部像の画像（そのデータ）上において角膜反射輝点像 S_a も少しボケることとなる。ところが、角膜反射輝点像 S_a は、前眼部像の画像（そのデータ）上において、上述したように前側輝点像 S_b よりも大きな値であることから、合焦位置の後側輝点像 S_c 側へのずらし量（デフォーカス量）を適宜設定することにより、検出閾値 TL よりも大きな値とすることができる。なお、このように角膜反射輝点像 S_a がボケた場合であっても、検出閾値 TL を超えることで角膜反射輝点像 S_a を検出することができ、その重心位置を求めることで角膜反射輝点像位置 P_a を求めることができる。すなわち、角膜反射輝点像 S_a がボケた場合であっても、当該角膜反射輝点像 S_a の輝度分布における重心位置は変化しないことから

、通常アライメントモードの場合と同様に角膜反射輝点像位置 P_a を求めることができる。また、2つ目の方法では、合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらしていることから、後側輝点像 S_c が合焦位置に近付くこととなる。ところが、後側輝点像 S_c は、前眼部像の画像（そのデータ）上において、上述したように前側輝点像 S_b よりも小さな値であることから、合焦位置の後側輝点像 S_c 側へのずらし量を適宜設定することにより、検出閾値 T_L よりも小さな値とすることができる。その後側輝点像 S_c 側へのずらし量は、多くの被検眼 E_i に対する角膜反射輝点像 S_a と前側輝点像 S_b と後側輝点像 S_c とのデータに基づいて設定すればよい。

[0093] 本実施例の眼内レンズアライメントモードでは、輝点像減光制御において、上記した2つの方法を併せて行うものとしている。すなわち、輝点像減光制御では、XYアライメント用光源22aの光量を下げるとともに、前眼部観察光学系21における合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらす。

[0094] 次に、制御部33において実行される、眼圧測定部20での測定の際に行う一実施例としてのアライメントモード切替方法を実行するアライメントモード切替処理について、図17を用いて説明する。その図17は、本実施例における制御部33にて実行されるアライメントモード切替処理（アライメントモード切替方法）を示すフローチャートである。このアライメントモード切替処理（アライメントモード切替方法）は、制御部33の内蔵する記憶部もしくは当該制御部33の外部に設けられた記憶部に記憶されたプログラムに基づいて、制御部33が実行する。以下では、アライメントモード切替処理（アライメントモード切替方法）としての図17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。このフローチャートは、眼圧測定部20による測定を実行する旨の操作が行われることにより開始される。

[0095] ステップS1では、眼内レンズアライメントモードが選択されたか否かを判断し、YESの場合はステップS2へ進み、NOの場合はステップS5へ進む。このステップS1では、眼内レンズアライメントモードが選択された場合、測定対象が被検眼 E_i であることから、眼内レンズアライメントモー

ドすなわち輝点像減光制御を実行すべくステップS 2へ進む。また、ステップS 1では、眼内レンズアライメントモードが選択されていない場合、測定対象が通常の被検眼Eであることから、通常の自動アライメントモードを実行すべくステップS 5へ進む。この眼内レンズアライメントモードの選択は、眼内レンズアライメントモードと通常アライメントモードとのいずれか一方の選択のための選択操作部を設けて、制御部33がその選択操作部に為された操作を取得することにより可能とすることができる。その選択操作部は、例えば、表示部14に眼内レンズアライメントモードの選択のためのアイコンを表示させることで実現することができる。なお、選択操作部は、装置本体部13等に選択操作スイッチを設けるものであってもよい。

[0096] ステップS 2では、ステップS 1での眼内レンズアライメントモードが選択されたとの判断に続き、輝点像減光制御における減光量を設定して、ステップS 3へ進む。このステップS 2では、輝点像減光制御における減光量、すなわちXYアライメント用光源22aの光量の下げ幅と、合焦位置の後側輝点像Sc側へのずらし量と、を設定する。この下げ幅とずらし量との設定は、本実施例では、予め眼内レンズ51の製造会社や種類に応じた輝点像減光制御における減光量を設定しており、眼内レンズ51の製造会社や種類を選択することにより、その選択に応じた減光量に設定するものとされている。この選択は、例えば、表示部14に眼内レンズ51の製造会社や種類の選択のためのアイコンを表示させることにより行うことができる。なお、この輝点像減光制御における減光量の設定は、任意に設定することを可能とするものであってもよい。その場合、輝点像減光制御における減光量の設定を任意なものとしてもよい。この設定は、例えば、表示部14に、減光量の設定のためのアイコンを表示させることにより行うことができる。また、XYアライメント用光源22aの光量の下げ幅と、合焦位置の後側輝点像Sc側へのずらし量と、を個別に任意に設定することを可能とするものであってもよい。この設定は、例えば、表示部14に、下げ幅の設定のためのアイコンと、ずらし量の設定のためのアイコンと、を表示させることにより行うことが

できる。

[0097] ステップS 3では、ステップS 2での輝点像減光制御における減光量の設定に続き、輝点像減光制御を実行して、ステップS 4へ進む。このステップS 3では、ステップS 2で設定された減光量とするように、XYアライメント用光源2 2 aの光量を下げるとともに、CCDカメラ2 1 iを第2焦点位置f 2側へと移動させる。

[0098] ステップS 4では、ステップS 3での輝点像減光制御の実行に続き、輝点像減光制御による設定の下で自動アライメントを行って、ステップS 6へ進む。このステップS 4では、ステップS 3で実行されている輝点像減光制御による設定の下で自動アライメント、すなわち眼内レンズアライメントモードでの自動アライメントを行う。このステップS 4では、ステップS 3で下げられた光量でXYアライメント用光源2 2 aから出射されて気流吹付ノズル2 1 bの内部を通過したXYアライメント指標光R aを、被検眼E iに照射する。また、ステップS 4では、そのXYアライメント指標光R aにより角膜反射輝点像S a、前側輝点像S bおよび後側輝点像S cが形成された前眼部像を、ステップS 3で第2焦点位置f 2側へと移動されたCCDカメラ2 1 iで取得する。そして、ステップS 4では、このように取得した角膜反射輝点像S a、前側輝点像S bおよび後側輝点像S cが形成された前眼部像の画像（そのデータ）から、検出閾値TLにより角膜反射輝点像S aを検出し、その角膜反射輝点像位置P aを求めることで被検眼E iにおける角膜頂点E aを検出する。その後、ステップS 4では、角膜頂点E a（角膜反射輝点像位置P a）に眼圧測定部2 0の光軸O 1を一致させるように装置本体部1 3（眼圧測定部2 0）をXY方向に適宜移動させることで、XY方向でのアライメントを自動で行う。

[0099] ステップS 5では、ステップS 1での眼内レンズアライメントモードが選択されていないとの判断に続き、通常の自動アライメントを行って、ステップS 6へ進む。このステップS 5では、眼内レンズアライメントモードが選択されていないことから、通常の被検眼Eを測定の対象としているので、上

述したように通常の自動アライメント、すなわち通常アライメントモードでの自動アライメントを行う。

[0100] ステップS 6では、ステップS 4での輝点像減光制御による設定の下で自動アライメント、あるいは、ステップS 5での通常の自動アライメントに続き、眼圧測定部20による測定を行って、このアライメントモード切替処理（アライメントモード切替方法）を終了する。このステップS 6では、眼圧測定部20により上述したように被検眼E iあるいは被検眼Eの眼圧を測定する。

[0101] 次に、眼科装置10における、眼圧測定部20での測定の際の動作について説明する。眼圧測定部20で測定を行うべく眼圧測定モードとする際、検者は、表示部14に表示されたアイコン（選択操作部）により、眼内レンズアライメントモードとするか否かを選択する。ここで、被検眼E iを測定対象とすべく眼内レンズアライメントモードを選択したものとすると、図17のフローチャートにおいて、ステップS 1→ステップS 2へと進むことにより、表示部14に眼内レンズ51の製造会社や種類の選択のためのアイコンが表示される。検者は、被検眼E iに装着された眼内レンズ51に合致するアイコンを選択することにより、その被検眼E iに適合する輝点像減光制御における減光量を設定することができる。そして、図17のフローチャートにおいて、ステップS 3→ステップS 4へと進むことにより、輝点像減光制御により被検眼E iに適合した減光量とされ、その設定の下で自動アライメントを行う。これにより、いかなる眼内レンズ51が装着された被検眼E iであっても、適切に角膜頂点E aを検出することができ、適切に自動アライメントを行うことができる。その後、図17のフローチャートにおいて、ステップS 6へと進むことにより、眼圧測定部20で被検眼E iの眼圧を測定する。

[0102] また、眼圧測定モードとする際、被検眼Eを測定対象とすべく眼内レンズアライメントモードを選択しなかったものとすると、図17のフローチャートにおいて、ステップS 1→ステップS 5へと進むことにより、被検眼Eに

対して通常の自動アライメントを行う。その後、図 17 のフローチャートにおいて、ステップ S 6 へと進むことにより、眼圧測定部 20 で被検眼 E の眼圧を測定する。

[0103] このように、眼科装置 10 では、眼内レンズアライメントモードか否かを選択するだけで、眼内レンズ 51 が装着された被検眼 E i であっても、通常の被検眼 E であっても、適切に自動でアライメントを行うことができ、眼圧測定部 20 で当該被検眼 E (E i) の眼圧を測定することができる。

[0104] この眼科装置 10 では、上述したように被検眼 E (E i) に対して、眼圧測定部 20 で眼圧を測定するとともに、眼特性測定部 40 で角膜 E c の形状と眼屈折力（球面度数、乱視度数、乱視軸角度等）とを測定することができる。そして、図示は略すが、眼科装置 10 では、眼圧測定部 20 に角膜の厚さを測定（角膜厚測定）するパキメータが合わせて搭載されており、被検眼 E (E i) の角膜の厚さを測定することが可能とされている。

[0105] そして、眼科装置 10（制御部 33）では、上記した各種の測定結果（そのデータ）に、その測定を行った際の測定条件（そのデータ）を関連付けて記憶することが可能とされている。その記憶は、制御部 33 の制御下で、当該制御部 33 の内蔵する記憶部もしくは当該制御部 33 の外部に設けられた記憶部で行う。制御部 33 は、その記憶した測定結果およびその測定条件（そのデータ）を、眼科装置 10 とは別の外部機器へと送信することができる。

[0106] また、制御部 33 は、記憶した測定条件を読み出すことができ、読み出した測定条件を眼圧測定部 20 や眼特性測定部 40 に適用することが可能とされている。この読み出した測定条件の眼圧測定部 20 や眼特性測定部 40 への適用は、実行の有無を選択可能としている。この実行の有無の選択は、例えば、表示部 14 に測定条件の適用のためのアイコンを表示させることにより行うことができる。

[0107] そして、制御部 33 は、眼科装置 10 に設けられたプリンタや、あるいは外部機器としてのプリンタにより、測定結果およびその測定条件をプリント

アウトすることが可能とされている。また、制御部 33 は、測定結果およびその測定条件を、表示部 14 に表示させることや、有線もしくは無線で接続された外部機器において表示させることができる。

[0108] そして、制御部 33 は、記載（表示）させる内容を、適宜選択させることができる。すなわち、制御部 33 は、後述する各種の測定結果（眼屈折力測定値 53、角膜形状測定値 54、眼圧測定値 55、角膜厚測定値 56 等）と、各種の測定条件（眼特性測定部測定条件 57、眼圧測定部測定条件 58 等）と、バーコード 59 と、の中から、記載（表示）させるものを適宜選択させることを可能としている（図 18 参照）。また、制御部 33 は、後述する各種の測定結果における項目や、各種の測定条件における項目（CAT モード 57a、固視標明るさ 57b、雲霧条件 57c、測定モード 57d、IOL モード 58a、測定レンジ 58b、測定モード 58c 等）の中から、記載（表示）させるものを適宜選択させることを可能としている（図 18 参照）。

[0109] この制御部 33 が測定結果およびその測定条件をプリントアウトした一例としての出力結果 52 を図 18 に示す。この出力結果 52 では、測定結果として、眼屈折力測定値 53 と角膜形状測定値 54 と眼圧測定値 55 と角膜厚測定値 56 とが記載されている。また、出力結果 52 では、測定条件として、眼特性測定部測定条件 57 と眼圧測定部測定条件 58 とが記載されている。さらに、出力結果 52 では、バーコード 59 が記載されている。

[0110] 眼屈折力測定値 53 は、眼特性測定部 40 により測定された眼屈折力（球面度数、乱視度数、乱視軸角度等）の測定値を示す。角膜形状測定値 54 は、眼特性測定部 40 により測定された角膜 E c の形状の測定値を示す。

[0111] 眼圧測定値 55 は、眼圧測定部 20 により測定された被検眼 E の眼圧の測定値を示す。角膜厚測定値 56 は、眼圧測定部 20 により測定された角膜 E c の厚さの測定値を示す。

[0112] 眼特性測定部測定条件 57 は、眼特性測定部 40 により眼屈折力（眼屈折力測定値 53）や角膜 E c の形状（角膜形状測定値 54）を測定した際の当

該眼特性測定部 40 における各種の設定条件を示す。この眼特性測定部測定条件 57 は、図 18 に示す例では、設定条件として、CAT モード 57 a と固視標明るさ 57 b と雲霧条件 57 c と測定モード 57 d を有する。

[0113] その CAT モード 57 a は、CAT モードとされたか否かを示すものであり、図 18 に示す例では CAT モードとされていないことを示している。その CAT モードとは、白内障を発症している被検眼（白内障眼）に適応させて測定するものである。その白内障眼では、眼屈折力測定用リング状指標投影光学系 43（図 4 参照）により眼底 E f に形成された眼屈折力測定用リング状指標の一部に欠けが生じる等により、その眼屈折力測定用リング状指標が適切な状態とならない場合がある。その眼屈折力測定用リング状指標の適切な状態とは、適切な測定が行える状態であることを言う。そして、眼科装置 10（制御部 33）では、眼屈折力測定用リング状指標が適切な状態ではない場合、適切な測定が行えないものと判断して測定を行わない。この CAT モードでは、眼屈折力測定用リング状指標が適切な状態ではない場合であっても、当該眼屈折力測定用リング状指標を用いて測定をするものである。

[0114] 固視標明るさ 57 b は、被検者に固視目標として注視させる固視標の明るさ、すなわち固視標投影光学系 41 により被検眼 E（E i）に進行させるターゲット光束の明るさを示すものである。この固視標の明るさは、本実施例では、明るいものと暗いものとの 2 段階での切り換えが可能とされており、固視標光源 41 a の光量が切り換えられる。この固視標明るさ 57 b は、図 18 に示す例では暗いものとされたことを示している。

[0115] 雲霧条件 57 c は、複数回の測定を行う際に、固視標投影光学系 41 において固視標ユニット 41 U を移動させることにより被検眼 E を雲霧状態とすることを、測定を開始した最初だけ行う（初回の 1 回のみ行う）か、複数の測定毎に行うか、を示すものである。この雲霧条件 57 c は、図 18 に示す例では初回の 1 回のみとされたことを示している。

[0116] 測定モード 57 d は、眼特性測定部 40 による測定が、手動で行われたか、自動で行われたか、を示すものである。この測定モード 57 d は、自動で

行われたことを示している。

[0117] この眼特性測定部測定条件 5 7 における設定条件は、眼特性測定部 4 0 により眼屈折力（眼屈折力測定値 5 3）や角膜 E c の形状（角膜形状測定値 5 4）を測定した際の眼特性測定部 4 0 における各種の設定条件であればよく、上記したものに限定されるものではない。この設定条件としては、例えば、眼特性測定部 4 0 において設定可能とされた連続して測定を行う回数を示す測定回数があげられる。この測定回数は、設定された回数すなわち連続して測定した回数を、数字で示すこととすればよい。この他にも設定条件は、測定結果を用いて被検眼 E（E i）を診断する際に把握することができると便利なもの、次に測定する際に把握することができると便利なもの、等を記憶するものとすることができる。

[0118] 眼圧測定部測定条件 5 8 は、眼圧測定部 2 0 により被検眼 E の眼圧（眼圧測定値 5 5）や角膜 E c の厚さ（角膜厚測定値 5 6）を測定した際の当該眼圧測定部 2 0 における各種の設定条件を示す。この眼特性測定部測定条件 5 7 は、図 1 8 に示す例では、設定条件として、I O L モード 5 8 a と測定レンジ 5 8 b と測定モード 5 8 c を有する。

[0119] I O L モード 5 8 a は、上記した眼内レンズアライメントモードとされたか否かを示すものである。この I O L モード 5 8 a は、図 1 8 に示す例では眼内レンズアライメントモードとされていないことを示している。

[0120] 測定レンジ 5 8 b は、眼圧測定部 2 0 において測定することのできる被検眼 E の眼圧の範囲（レンジ）を示すものである。本実施例では、眼圧測定部 2 0 は、3 0（mmHg）までのモード（1～3 0（mmHg））と、6 0（mmHg）までのモード（1～6 0（mmHg））との 2 つが設定されている。この測定レンジの切り換えは、気流吹付機構 3 4 からの吹き付ける気流における圧力を変化させることにより行う。この測定レンジ 5 8 b は、図 1 8 に示す例では 3 0（mmHg）までのモードとされていることを示している。

[0121] 測定モード 5 8 c は、眼圧測定部 2 0 による測定が、手動で行われたか、

自動で行われたか、を示すものである。この測定モード５８ｃは、自動で行われたことを示している。

[0122] この眼圧測定部測定条件５８における設定条件は、眼圧測定部２０により被検眼Ｅの眼圧（眼圧測定値５５）や角膜Ｅｃの厚さ（角膜厚測定値５６）を測定した際の当該眼圧測定部２０における各種の設定条件であればよく、上記したものに限定されるものではない。この設定条件としては、例えば、眼圧測定部２０において設定可能とされた連続して測定を行う回数を示す測定回数があげられる。この測定回数は、設定された回数すなわち連続して測定した回数を、数字で示すこととすればよい。また、設定条件としては、例えば、眼圧測定部２０に角膜Ｅｃの厚さの測定に補正が入っているか否かをしめすパキ補正があげられる。この他にも設定条件は、測定結果を用いて被検眼Ｅ（Ｅｉ）を診断する際に把握することができると便利なもの、次に測定する際に把握することができると便利なもの、等を記憶するものとすることができる。

[0123] バーコード５９は、記載（表示）させた測定条件の情報、すなわち出力結果５２では眼特性測定部測定条件５７および眼圧測定部測定条件５８の情報を、読み出し可能に記憶している。すなわち、このバーコード５９は、これを読み込むことで、記載（表示）させた測定条件の情報すなわち眼特性測定部測定条件５７および眼圧測定部測定条件５８の情報を、読み出すことを可能としている。制御部３３は、眼科装置１０に搭載されたバーコードリーダーもしくは外部機器として設けられたバーコードリーダーを用いることで、バーコード５９から出力結果５２での測定条件を読み出すことができる。そして、制御部３３は、読み出した測定条件を眼圧測定部２０や眼特性測定部４０に適用することができる。

[0124] なお、この測定結果に、その測定を行った際の測定条件を関連付けて記憶する機能に関しては、被検眼Ｅ（Ｅｉ）の眼特性を測定するものであれば同様の効果を得ることができるものである。このため、この機能を有する眼科装置は、本実施例のように眼圧測定部２０と眼特性測定部４０とが設けられ

た眼科装置 10 に限定されるものではなく、眼圧測定部 20 のみで構成されているものであってもよく、眼特性測定部 40 のみで構成されているものであってもよく、他の眼特性を測定可能な測定部で構成されているものであってもよく、それらが適宜組み合わせられて構成されているものであってもよく、本実施例に限定されるものではない。

[0125] 本発明に係る眼科装置の一実施例としての眼科装置 10 では、眼圧測定部 20 の輝点像取得光学系において前眼部像の画像（そのデータ）上における前側輝点像 S b の輝度値を低減させる輝点像減光制御を行いつつ自動でアライメントを行う眼内レンズアライメントモードを有する。このため、眼科装置 10 では、眼内レンズ 51 が装着された被検眼 E i を測定対象とした場合であっても、前側輝点像 S b を輝点像として検出することを防止することができ、適切に自動でアライメントを行うことができる。

[0126] また、眼科装置 10 では、輝点像取得光学系で輝点像減光制御を行うことなく、自動でアライメントを行う通常アライメントモードを有しており、その通常アライメントモードと眼内レンズアライメントモードとの選択が可能とされている。このため、眼科装置 10 では、測定対象とする被検眼に応じて適切に自動でアライメントを行うことができる。

[0127] さらに、眼科装置 10 では、眼内レンズアライメントモードを選択することができるため、測定対象とする被検眼が予め眼内レンズ 51 が装着された被検眼 E i であることを認識している場合に当初から眼内レンズアライメントモードにて自動でアライメントを行うことができるので、アライメントに要する時間の低減を図ることができ、被検者の負担を軽減することができる。

[0128] 眼科装置 10 では、被検眼 E i に照射する X Y アライメント指標光 R a の光源となる X Y アライメント指標投影光学系 22 の X Y アライメント用光源 22 a の光量を下げることにより、輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行う。このため、眼科装置 10 では、X Y アライメント用光源 22 a の光量の下げ幅に応じて、前眼部像の画像（そのデータ）上における角膜反射

輝点像 S_a と前側輝点像 S_b と後側輝点像 S_c との輝度値を一様に下げることができる。このことから、眼科装置 10 では、角膜反射輝点像 S_a における輝度分布の態様の変化を招くことがないので、輝点像減光制御を行わない場合と同様に角膜反射輝点像 S_a の角膜反射輝点像位置 P_a を求めることができ、被検眼 E_i の角膜頂点 E_a を検出することができる。

[0129] 眼科装置 10 では、被検眼 E_i に照射する X Y アライメント指標光 R_a の光源となる X Y アライメント指標投影光学系 22 の X Y アライメント用光源 22 a の光量を下げることにより、輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行う。このため、眼科装置 10 では、構成の大きな変更を招くことなく輝点像取得光学系における輝点像減光制御の実行を可能とすることができる。

[0130] 眼科装置 10 では、角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらすことにより、輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行う。このため、眼科装置 10 では、前側輝点像 S_b を大きくぼかすことにより画像（そのデータ）上における当該前側輝点像 S_b の輝度値を低減させるので、角膜反射輝点像 S_a および後側輝点像 S_c の輝度値への影響を低減しつつ前側輝点像 S_b の輝度値を低減させることができる。このことから、眼科装置 10 では、角膜反射輝点像 S_a が検出閾値 T_L より検出できなくなることを防止しつつ、前側輝点像 S_b を検出閾値 T_L より検出してしまうことを防止することができる。よって、眼科装置 10 では、より確実に角膜反射輝点像 S_a を検出することができるので、より確実に角膜反射輝点像 S_a の角膜反射輝点像位置 P_a を求めることができ、被検眼 E_i の角膜頂点 E_a を検出することができる。

[0131] 眼科装置 10 では、角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらすことにより、輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行う。このため、眼科装置 10 では、構成の大きな変更を招くことなく輝点像取得光

学系における輝点像減光制御の実行を可能とすることができる。

[0132] 眼科装置 10 では、被検眼 E i に照射する X Y アライメント指標光 R a の光源となる X Y アライメント指標投影光学系 22 の X Y アライメント用光源 22 a の光量を下げるとともに、角膜反射輝点像 S a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S c 側にずらすことにより、輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行う。このため、眼科装置 10 では、角膜反射輝点像 S a の輝度値の低減を抑制しつつ、前側輝点像 S b の輝度値をより確実に低減させることができる。このことから、眼科装置 10 では、より確実に角膜反射輝点像 S a を検出することができるので、より確実に角膜反射輝点像 S a の角膜反射輝点像位置 P a を求めることができ、被検眼 E i の角膜頂点 E a を検出することができる。

[0133] 眼科装置 10 では、被検眼 E i に照射する X Y アライメント指標光 R a の光源となる X Y アライメント指標投影光学系 22 の X Y アライメント用光源 22 a の光量を下げるとともに、角膜反射輝点像 S a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S c 側にずらすことにより、輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行う。このため、眼科装置 10 では、角膜反射輝点像 S a における輝度分布の変化を抑制しつつ、前側輝点像 S b の輝度値をより低減させることができる。このことから、眼科装置 10 では、より確実にかつより適切に角膜反射輝点像 S a を検出することができるので、より確実にかつより適切に角膜反射輝点像 S a の角膜反射輝点像位置 P a を求めることができ、被検眼 E i の角膜頂点 E a を検出することができる。

[0134] 眼科装置 10 では、前眼部観察光学系 21 の CCD カメラ 21 i を、通常の測定位置である第 1 焦点位置 f 1 から第 2 焦点位置 f 2 側へと光軸 O 1 に沿って移動させることにより、前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S c 側にずらしている。このため、眼科装置 10 では、容易に前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S c 側にずらすことができるので、容易

に輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行うことができる。

[0135] 眼科装置 10 では、前眼部観察光学系 21 の CCD カメラ 21 i を、通常の測定位置である第 1 焦点位置 f_1 から第 2 焦点位置 f_2 側へと光軸 O_1 に沿って移動させることにより、前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S_c 側にずらしている。このため、眼科装置 10 では、CCD カメラ 21 i を光軸 O_1 に沿って移動させる合焦駆動機構 21 D が搭載されている眼科装置（眼圧測定部 20）であれば構成の変更を招くことなく輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行うことを可能とすることができる。また、搭載されていない場合であっても、合焦駆動機構 21 D を搭載するだけでよいので、容易に輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行うことを可能とすることができる。

[0136] 眼科装置 10 では、輝点像取得光学系での輝点像減光制御における減光量の任意の設定を可能とすることができる。このため、眼科装置 10 では、被検者が装着している眼内レンズ 51 の製造会社や種類を知らない場合であっても適切に対応することができる。また、眼科装置 10 では、どのような製造会社や種類の眼内レンズ 51 に対しても適切に対応することを可能としつつ、予め眼内レンズ 51 の製造会社や種類に応じて設定した輝点像減光制御における減光量の登録する必要を無くす、もしくはその登録量を減らすことができる。

[0137] 眼科装置 10 では、被検眼 E_i に照射する XY アライメント指標光 R_a の光源となる XY アライメント指標投影光学系 22 の XY アライメント用光源 22 a の光量の下げ幅を、任意に設定可能なものとすることができる。このため、眼科装置 10 では、より適切に被検眼 E_i （そこに装着された眼内レンズ 51）に対応することができる。

[0138] 眼科装置 10 では、角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する前眼部観察光学系 21 の合焦位置の後側輝点像 S_c 側へのずらし量、任意に設定可能なものとすることができる。このため、眼科装置 10 では、より適切に被検眼 E_i （そこに装着された眼内レンズ 51）

に対応することができる。

[0139] 眼科装置 10 では、眼内レンズ 51 の製造会社や種類を選択（被検眼 E i に装着された眼内レンズ 51 に合致するアイコンを選択）することにより、輝点像減光制御における減光量を当該眼内レンズ 51（それが装着された被検眼 E i）に適合するものに設定することができる。このため、眼科装置 10 では、被検眼 E i に適合する輝点像減光制御における減光量の設定を容易なものとすることができる。

[0140] 眼科装置 10 では、眼圧測定部 20 の輝点像取得光学系において前眼部像の画像（そのデータ）上における前側輝点像 S b の輝度値を低減させる輝点像減光制御を行うことができる。このため、眼科装置 10 では、眼内レンズ 51 が装着された被検眼 E i を測定対象とした場合であっても、前側輝点像 S b を輝点像として検出することを防止することができ、適切に自動でアラートを行うことを可能とすることができる。

[0141] 眼科装置 10 では、各種の測定結果（そのデータ）に、その測定を行った際の測定条件（そのデータ）を関連付けて記憶することができる。このため、眼科装置 10 では、前回の測定の際の測定条件に合わせて測定することを容易なものとすることができる。ここで、測定条件によって測定値が多少変化することから、継続的な経過観察をする際に、測定条件を合わせて測定することが重要である。また、測定条件は、種々の測定により定めていくことができるが、その測定による結果だけでは必ずしも前回と同様の測定条件が導かれるものではない。これらのことから、各種の測定結果（そのデータ）に、その測定を行った際の測定条件（そのデータ）を関連付けて記憶することで、前回の測定の際の測定条件に合わせて測定することを容易なものとすることはとても効果的である。

[0142] 眼科装置 10 では、各種の測定結果（上記した実施例では、眼屈折力測定値 53、角膜形状測定値 54、眼圧測定値 55、角膜厚測定値 56）を記載（表示）させる際、各種の測定条件（上記した実施例では、眼特性測定部測定条件 57、眼圧測定部測定条件 58）を併せて記載（表示）させることが

できる。このため、眼科装置 10 では、測定を行った際の測定条件の把握を容易なものとすることができる。

[0143] 眼科装置 10 では、出力結果 52 に、記載させた測定条件の情報（上記した実施例では、眼特性測定部測定条件 57 および眼圧測定部測定条件 58 の情報）を、読み出し可能に記憶するバーコード 59 を記載させることができる。このため、眼科装置 10 では、その後の測定において、バーコード 59 から、出力結果 52 として記載された測定結果を得た際の測定条件を読み出すことができ、読み出した測定条件を眼圧測定部 20 や眼特性測定部 40 に適用することを容易なものとすることができる。これにより、眼科装置 10 では、測定のための作業を容易なものとしことができ、被検者や検者への負担を軽減することができる。

[0144] したがって、本発明に係る眼科装置の一実施例としての眼科装置 10 では、眼内レンズ 51 が挿入されている被検眼 E i に対しても適切にアライメントを行うことができる。

[0145] 本願発明の眼科装置は、眼内レンズが装着されている被検眼に対してアライメント指標光を照射すると、複数の輝点像が形成されてしまうことにより、被検眼の角膜頂点を適切に検出することが出来なくなる場合があるため、眼内レンズが挿入されている被検眼に対しても、適切に自動でアライメントを行う観点から改善の余地があるという課題を解決するために、被検眼の眼特性を測定する眼特性測定部を備える眼科装置であって、前記被検眼に対して前記眼特性測定部を移動させる駆動部と、前記眼特性測定部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、前記眼特性測定部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像あるいは前記角膜反射輝点像よりも後方側に形成される後側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点

像減光制御を行いつつ、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像における前記角膜反射輝点像の位置を目標として前記眼特性測定部を移動させる眼内レンズアライメントモードを有する。これにより、眼内レンズが挿入されている被検眼に対しても適切にアライメントを行うことができる。

[0146] 上記した構成に加えて、前記制御部は、前記輝点像減光制御を行うことなく、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像における前記角膜反射輝点像の位置を目標として前記眼特性測定部を移動させる通常アライメントモードを有し、前記制御部では、前記眼内レンズアライメントモードと前記通常アライメントモードとの選択を可能とすることとすると、測定対象とする被検眼に応じて適切に自動でアライメントを行うことができる。

[0147] 上記した構成に加えて、さらに、前記眼内レンズアライメントモードと前記通常アライメントモードとのいずれか一方の選択のための選択操作部を備え、前記制御部では、前記選択操作部に為された操作にしたがって、前記眼内レンズアライメントモードと前記通常アライメントモードとのいずれか一方を選択することとすると、測定対象とする被検眼が予め眼内レンズが装着された被検眼であることを認識している場合に当初から眼内レンズアライメントモードにて自動でアライメントを行うことができるので、アライメントに要する時間の低減を図ることができ、被検者の負担を軽減することができる。

[0148] 上記した構成に加えて、前記制御部は、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像において前記角膜反射輝点像を検出すべく設定した検出閾値を超えることにより検出した輝点像の状態が正常であると前記通常アライメントモードを選択し、前記検出閾値を超えることにより検出した輝点像の状態が正常ではないと前記眼内レンズアライメントモードを選択することとすると、より使い勝手を向上させることができる。

[0149] 上記した構成に加えて、前記輝点像取得光学系は、前記被検眼に前記アライメント指標光を照射するアライメント指標投影光学系を有し、前記制御部は、前記アライメント指標投影光学系におけるアライメント用光源の光量を

下げることにより、前記輝点像減光制御を行うこととすると、構成の大きな変更を招くことなく輝点像取得光学系における輝点像減光制御の実行を可能とすることができる。

[0150] 上記した構成に加えて、前記輝点像取得光学系は、前記被検眼の画像を取得する観察光学系を有し、前記制御部は、前記観察光学系における合焦位置を、前記角膜反射輝点像の位置からずらすことにより、前記輝点像減光制御を行うこととすると、構成の大きな変更を招くことなく輝点像取得光学系における輝点像減光制御の実行を可能とすることができる。

[0151] 上記した構成に加えて、前記輝点像取得光学系は、前記被検眼に前記アライメント指標光を照射するアライメント指標投影光学系と、前記被検眼の画像を取得する観察光学系と、を有し、前記制御部は、前記アライメント指標投影光学系におけるアライメント用光源の光量を下げるとともに、前記観察光学系における合焦位置を前記角膜反射輝点像の位置からずらすことにより、前記輝点像減光制御を行うこととすると、角膜反射輝点像の輝度値の低減を抑制しつつ前側輝点像または後側輝点像の輝度値をより確実に低減させることができる。このため、より確実に角膜反射輝点像を検出することができ、より確実に角膜反射輝点像の位置を求めることができ、被検眼の角膜頂点を検出することができる。

[0152] 上記した構成に加えて、前記制御部は、前記観察光学系において前記被検眼の像を取得する撮像素子を、前記観察光学系の光軸上で移動させることにより、前記観察光学系における合焦位置を前記角膜反射輝点像の位置からずらすこととすると、容易に観察光学系の合焦位置をずらすことができ、容易に輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行うことができる。

[0153] 上記した構成に加えて、前記制御部は、前記輝点像減光制御における減光量の任意の設定を可能とすることとすると、どのような製造会社や種類の眼内レンズに対しても適切に対応することを可能とすることができる。

[0154] 上記した構成に加えて、前記制御部は、前記アライメント用光源の光量の下げ幅の任意の設定を可能とすることとすると、より適切に被検眼（そこに

装着された眼内レンズ）に対応することができる。

[0155] 上記した構成に加えて、前記制御部は、前記観察光学系における合焦位置の任意の設定を可能とすることとすると、より適切に被検眼（そこに装着された眼内レンズ）に対応することができる。

[0156] 被検眼の眼特性を測定する眼特性測定部を備える眼科装置であって、前記被検眼に対して前記眼特性測定部を移動させる駆動部と、前記眼特性測定部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、前記眼特性測定部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行うこととすると、眼内レンズが挿入されている被検眼に対しても適切にアライメントを行うことを可能とすることができる。

[0157] 被検眼を観察する観察光学部を備える眼科装置であって、前記被検眼に対して前記観察光学部を移動させる駆動部と、前記観察光学部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、前記観察光学部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像あるいは前記角膜反射輝点像よりも後方側に形成される後側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行いつつ、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像における前記角膜反射輝点像の位置を目標として前記観察光学部を移動させる眼内レンズアライメントモードを有することとすると、眼内レンズが挿入されている被検眼に対しても適切にアライメントを行うことができる。

[0158] 被検眼を観察する観察光学部を備える眼科装置であって、前記被検眼に対して前記観察光学部を移動させる駆動部と、前記観察光学部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、前記観察光学部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像あるいは前記角膜反射輝点像よりも後方側に形成される後側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行うこととすると、眼内レンズが挿入されている被検眼に対しても適切にアライメントを行うことを可能とすることができる。

[0159] なお、上記した実施例では、本発明に係る眼科装置の一実施例としての眼科装置 10 について説明したが、被検眼の眼特性を測定する眼特性測定部を備える眼科装置であって、前記被検眼に対して前記眼特性測定部を移動させる駆動部と、前記眼特性測定部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、前記眼特性測定部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼のからの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行いつつ、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像における前記角膜反射輝点像の位置を目標として前記眼特性測定部を移動させる眼内レンズアライメントモードを有する眼科装置であればよく、上記した実施例に限定されるものではない。

[0160] また、上記した実施例では、眼圧測定部 20 に設けられた輝点像取得光学系において眼内レンズアライメントモードが設定されていたが、被検眼 E (E i) にアライメント指標光を照射することにより角膜 E c からの反射によ

る角膜反射輝点像 S_a を形成し、その角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得するものであれば、眼特性測定部 40（その輝点像取得光学系）に眼内レンズアライメントモードを設定するものであってもよく、上記した実施例に限定されるものではない。

[0161] さらに、上記した実施例では、眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 とが設けられた眼科装置 10 を示していたが、被検眼 E (E_i) にアライメント指標光を照射することにより角膜 E_c からの反射による角膜反射輝点像 S_a を形成し、その角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する輝点像取得光学系を有し、被検眼 E (E_i) の眼特性を測定するものであれば、眼圧測定部 20 のみで構成されているものであってもよく、眼特性測定部 40 のみで構成されているものであってもよく、他の眼特性を測定可能な測定部で構成されているものであってもよく、それらが適宜組み合わせられて構成されているものであってもよく、本実施例に限定されるものではない。

[0162] 上記した実施例では、眼内レンズアライメントモードが選択された場合に眼内レンズアライメントモードを実行するすなわち輝点像取得光学系における輝点像減光制御を行いつつ自動アライメントを行うものとされていた。しかしながら、眼内レンズアライメントモードへと自動的に切り換えるものであってもよく、上記した実施例に限定されるものではない。この自動的な切り換えは、例えば、検出閾値 T_L を超えることにより検出した輝点像の状態が正常ではない場合や、予め記憶された被検者に関するデータを読み込むことで眼内レンズ 51 が装着された被検眼 E_i であることを認識した場合に行うことがあげられる。その状態が正常ではない場合としては、検出した輝点像が複数存在する場合こと、検出した輝点像が円形状とは大きく異なること、が挙げられる。この輝点像の状態が正常であるか否かを判断する場合は、先ず、眼圧測定部 20 による測定を実行する旨の操作が行われると、先ず通常の自動アライメントモード（通常アライメントモード）を実行すべく XY アライメント指標光 R_a を被検眼 E (E_i) に照射して角膜反射輝点像 S_a

(前側輝点像 S_b および後側輝点像 S_c) が形成された前眼部像の画像 (そのデータ) を取得し、検出閾値 TL を用いて輝点像を検出する。そして、その検出した輝点像の状態が正常であるか否かを判断し、正常ではない場合には眼内レンズアライメントモードとし、正常である場合には通常の自動アライメントモード (通常アライメントモード) とするものとすればよい。このような構成とすると、より使い勝手を向上させることができる。

[0163] 上記した実施例では、合焦駆動機構 21D により CCD カメラ 21i を通常の測定位置である第 1 焦点位置 f_1 から第 2 焦点位置 f_2 側へと移動させることにより、輝点像取得光学系における前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S_c (眼底 E_f) 側にずらしていた。しかしながら、前眼部観察光学系 21 の合焦位置を後側輝点像 S_c (眼底 E_f) 側にずらすものであれば、例えば、輝点像取得光学系の前眼部観察光学系 21 のいずれかの光学素子をその光軸上で移動させるものであってもよく、上記した実施例に限定されるものではない。

[0164] 上記した実施例では、眼圧測定部として眼圧測定部 20 を搭載していたが、被検者の被検眼 E の角膜 E_c に流体を吹き付けて当該角膜 E_c を変形させて当該被検眼 E の眼圧を測定するものであれば、光学的な構成、各光学部材の配置および測定原理が異なる眼圧測定部であってもよく、角膜の厚さを測定 (角膜厚測定) するパキメータであってもよく、上記した実施例に限定されるものではない。

[0165] 上記した実施例では、眼特性測定部として眼特性測定部 40 を搭載していたが、被検眼 E からの反射光を受光して当該被検眼 E の光学特性を測定するものであれば、光学的な構成、各光学部材の配置および測定原理が異なるものであってもよく、測定の内容 (種類) が異なるものであってもよく、上記した実施例に限定されるものではない。

[0166] 上記した実施例では、眼圧測定部 20 と眼特性測定部 40 とが設けられた眼科装置 10 を示していたが、被検眼 E (E_i) にアライメント指標光を照射することにより角膜 E_c からの反射による角膜反射輝点像 S_a を形成し、

その角膜反射輝点像 S_a が形成された前眼部像の画像（そのデータ）を取得する輝点像取得光学系を有し、角膜頂点 E_a に対してアライメントを行うことのできる被検眼 E (E_i) を観察する観察光学部（上記した実施例では眼圧測定部 20 または眼特性測定部 40 が相当する）を備えるものであれば、例えば、OCT (Optical Coherence Tomography) としての眼科装置であってもよく、眼底カメラとしての眼科装置であってもよく、SLO (レーザー走査型検眼鏡) としての眼科装置であってもよく、その他の網膜等を撮影する眼科撮影装置としての眼科装置であってもよく、上記した実施例に限定されるものではない。

[0167] 以上、本発明の眼科装置を実施例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に限られるものではなく、本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。

[関連出願への相互参照]

本出願は、2013年12月13日に日本国特許庁に出願された特願2013-258735に基づいて優先権を主張し、その全ての開示は完全に本明細書で参照により組み込まれる。

請求の範囲

[請求項1] 被検眼の眼特性を測定する眼特性測定部を備える眼科装置であって、

、

前記被検眼に対して前記眼特性測定部を移動させる駆動部と、

前記眼特性測定部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、

前記眼特性測定部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、

前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像あるいは前記角膜反射輝点像よりも後方側に形成される後側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行いつつ、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像における前記角膜反射輝点像の位置を目標として前記眼特性測定部を移動させる眼内レンズアライメントモードを有することを特徴とする眼科装置。

[請求項2] 前記制御部は、前記輝点像減光制御を行うことなく、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像における前記角膜反射輝点像の位置を目標として前記眼特性測定部を移動させる通常アライメントモードを有し、

前記制御部では、前記眼内レンズアライメントモードと前記通常アライメントモードとの選択を可能とすることを特徴とする請求項1に記載の眼科装置。

[請求項3] 請求項2に記載の眼科装置であって、

さらに、前記眼内レンズアライメントモードと前記通常アライメントモードとのいずれか一方の選択のための選択操作部を備え、

前記制御部では、前記選択操作部に為された操作にしたがって、前

記眼内レンズアライメントモードと前記通常アライメントモードとのいずれか一方を選択することを特徴とする眼科装置。

[請求項4] 前記制御部は、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像において前記角膜反射輝点像を検出すべく設定した検出閾値を超えることにより検出した輝点像の状態が正常であると前記通常アライメントモードを選択し、前記検出閾値を超えることにより検出した輝点像の状態が正常ではないと前記眼内レンズアライメントモードを選択することを特徴とする請求項2に記載の眼科装置。

[請求項5] 前記輝点像取得光学系は、前記被検眼に前記アライメント指標光を照射するアライメント指標投影光学系を有し、

前記制御部は、前記アライメント指標投影光学系におけるアライメント用光源の光量を下げることにより、前記輝点像減光制御を行うことを特徴とする請求項1から請求項4のいずれか1項に記載の眼科装置。

[請求項6] 前記輝点像取得光学系は、前記被検眼の画像を取得する観察光学系を有し、

前記制御部は、前記観察光学系における合焦位置を、前記角膜反射輝点像の位置からずらすことにより、前記輝点像減光制御を行うことを特徴とする請求項1から請求項4のいずれか1項に記載の眼科装置。

[請求項7] 前記輝点像取得光学系は、前記被検眼に前記アライメント指標光を照射するアライメント指標投影光学系と、前記被検眼の画像を取得する観察光学系と、を有し、

前記制御部は、前記アライメント指標投影光学系におけるアライメント用光源の光量を下げるとともに、前記観察光学系における合焦位置を前記角膜反射輝点像の位置からずらすことにより、前記輝点像減光制御を行うことを特徴とする請求項1から請求項4のいずれか1項に記載の眼科装置。

- [請求項8] 前記制御部は、前記観察光学系において前記被検眼の像を取得する撮像素子を、前記観察光学系の光軸上で移動させることにより、前記観察光学系における合焦位置を前記角膜反射輝点像の位置からずらすことを特徴とする請求項6または請求項7に記載の眼科装置。
- [請求項9] 前記制御部は、前記輝点像減光制御における減光量の任意の設定を可能とすることを特徴とする請求項1から請求項8のいずれか1項に記載の眼科装置。
- [請求項10] 前記制御部は、前記アライメント用光源の光量の下げ幅の任意の設定を可能とすることを特徴とする請求項5または請求項7に記載の眼科装置。
- [請求項11] 前記制御部は、前記観察光学系における合焦位置の任意の設定を可能とすることを特徴とする請求項6から請求項8のいずれか1項に記載の眼科装置。
- [請求項12] 被検眼の眼特性を測定する眼特性測定部を備える眼科装置であって、
前記被検眼に対して前記眼特性測定部を移動させる駆動部と、
前記眼特性測定部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、
前記眼特性測定部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、
前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像あるいは前記角膜反射輝点像よりも後方側に形成される後側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行うことを特徴とする眼科装置。
- [請求項13] 被検眼を観察する観察光学部を備える眼科装置であって、
前記被検眼に対して前記観察光学部を移動させる駆動部と、

前記観察光学部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、

前記観察光学部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、

前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像あるいは前記角膜反射輝点像よりも後方側に形成される後側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行いつつ、前記輝点像取得光学系で取得した前記被検眼の画像における前記角膜反射輝点像の位置を目標として前記観察光学部を移動させる眼内レンズアライメントモードを有することを特徴とする眼科装置。

[請求項14]

被検眼を観察する観察光学部を備える眼科装置であって、

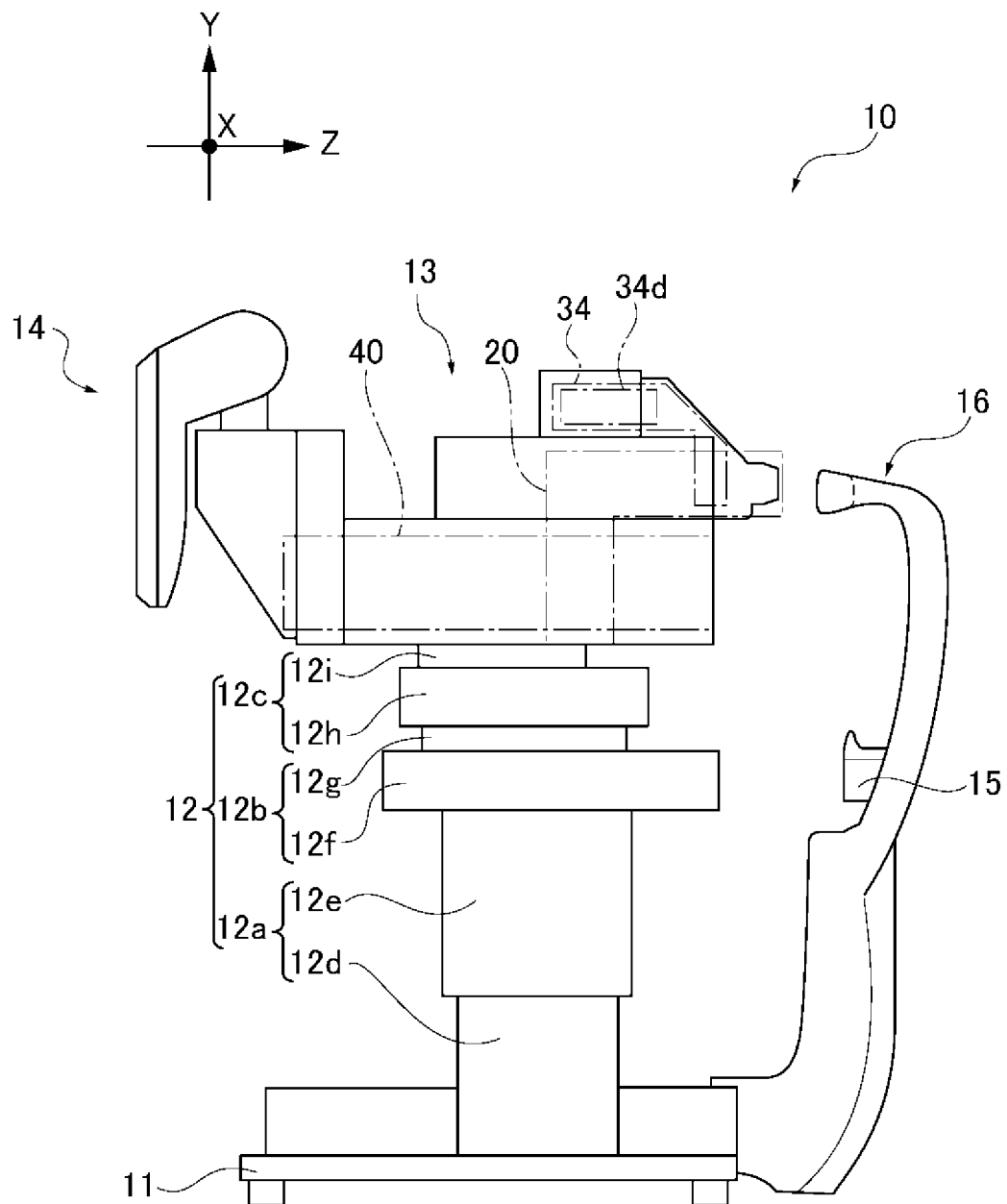
前記被検眼に対して前記観察光学部を移動させる駆動部と、

前記観察光学部および前記駆動部を制御する制御部と、を備え、

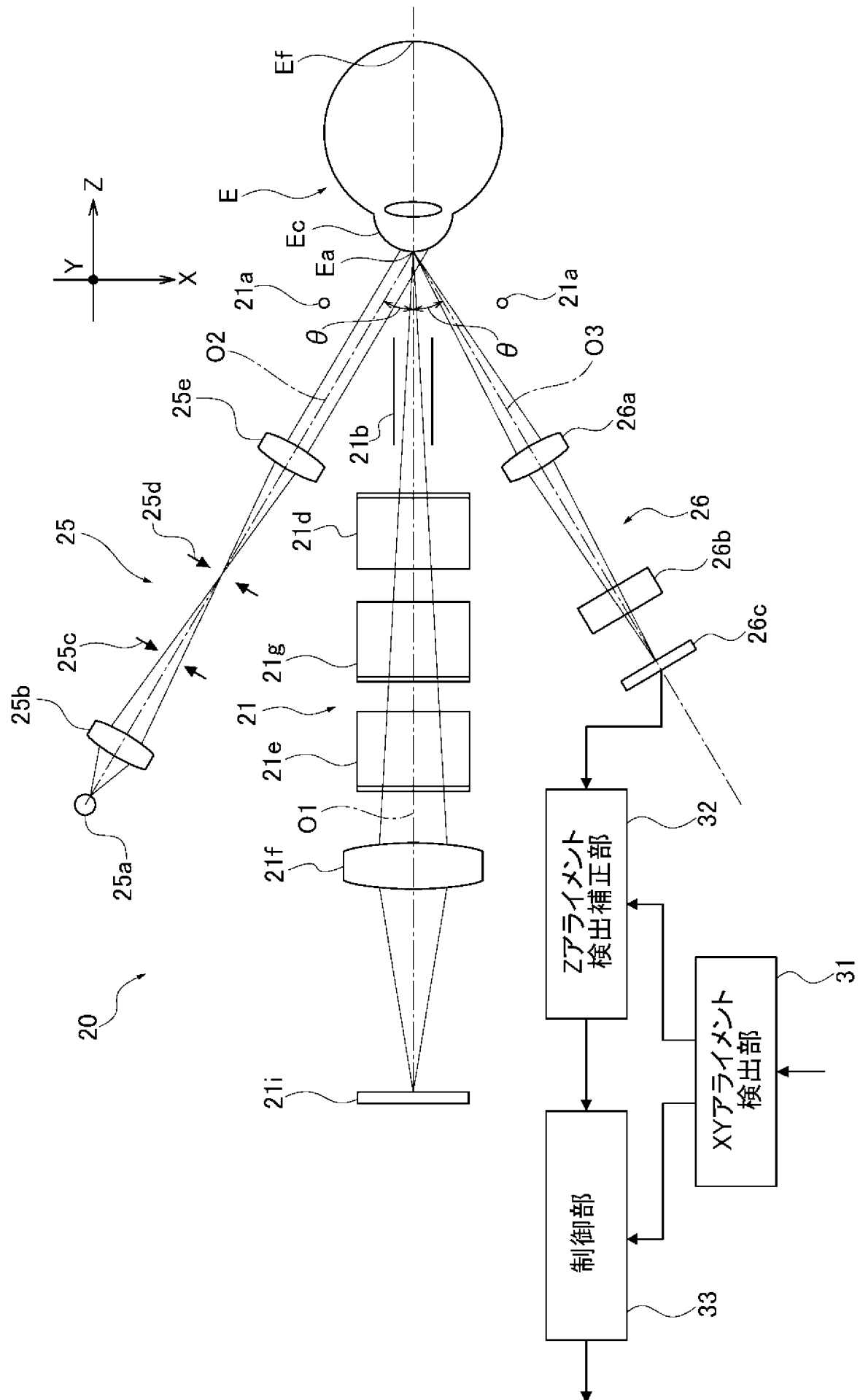
前記観察光学部は、前記被検眼にアライメント指標光を照射することにより前記被検眼の角膜からの反射による角膜反射輝点像を形成して、前記角膜反射輝点像が形成された前記被検眼の画像を取得する輝点像取得光学系を有し、

前記制御部は、前記輝点像取得光学系に対して前記アライメント指標光の照射により前記角膜反射輝点像よりも前方側に形成される前側輝点像あるいは前記角膜反射輝点像よりも後方側に形成される後側輝点像の前記被検眼の画像における輝度値を低減させる輝点像減光制御を行うことを特徴とする眼科装置。

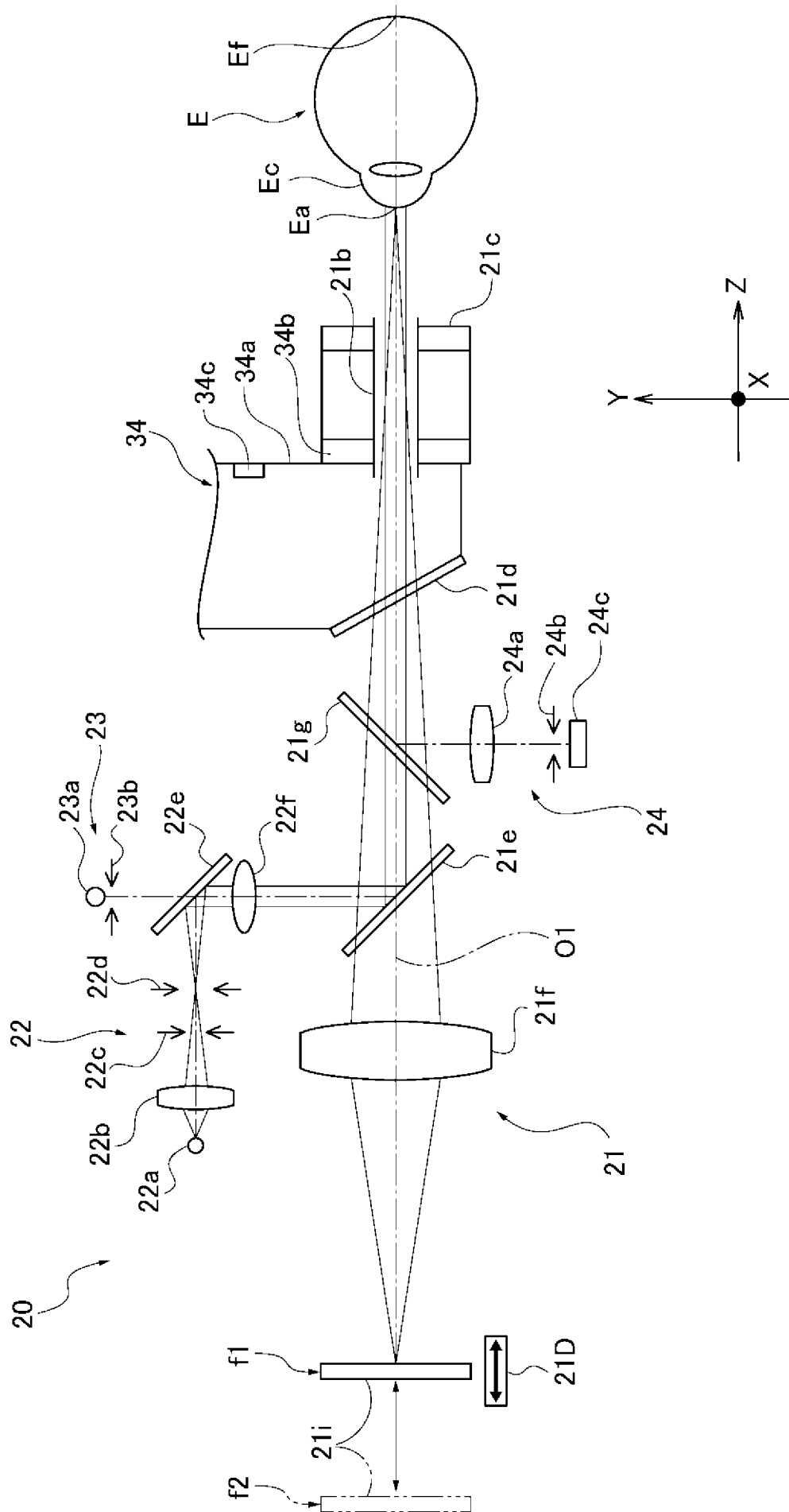
[図1]



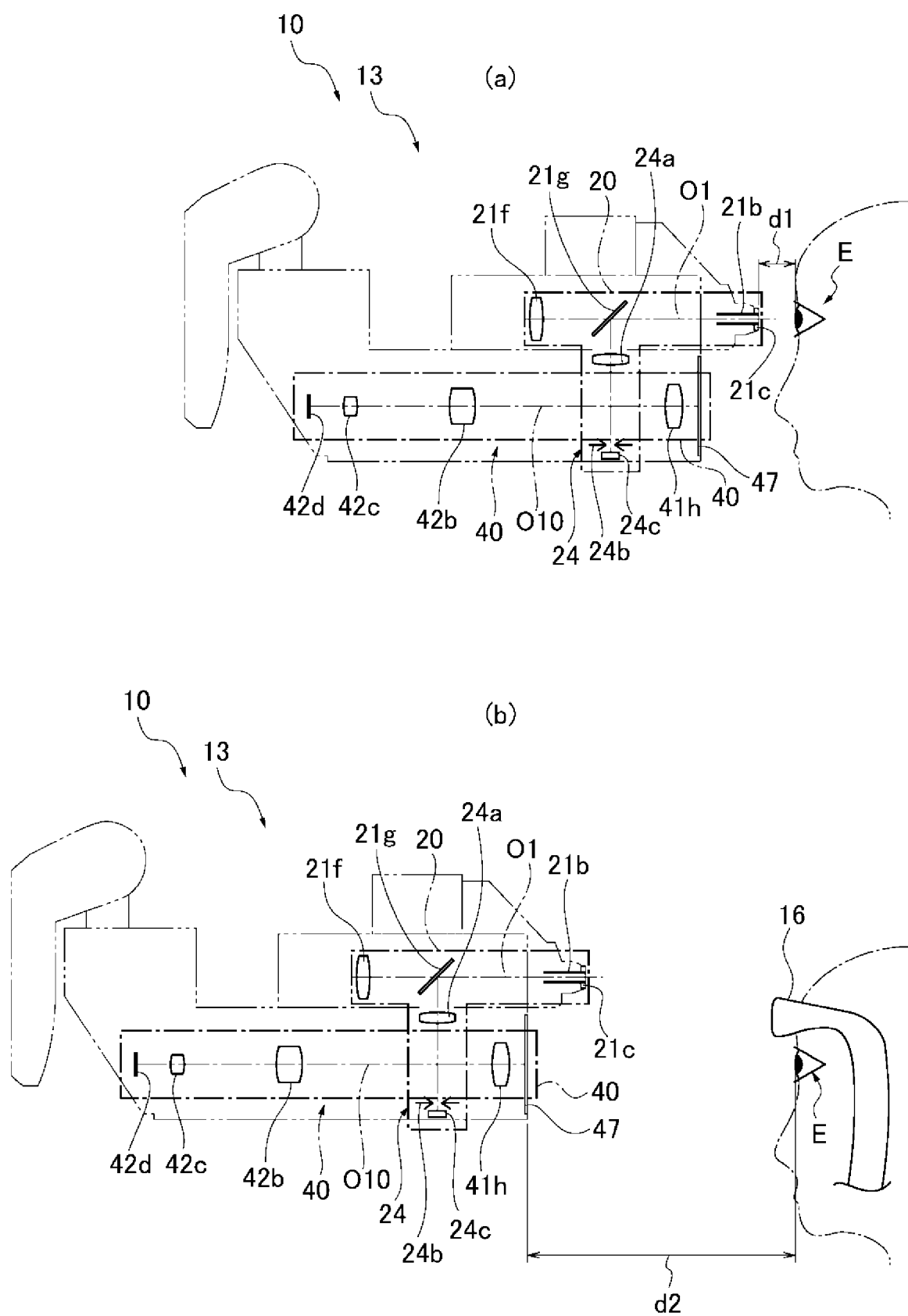
[図2]



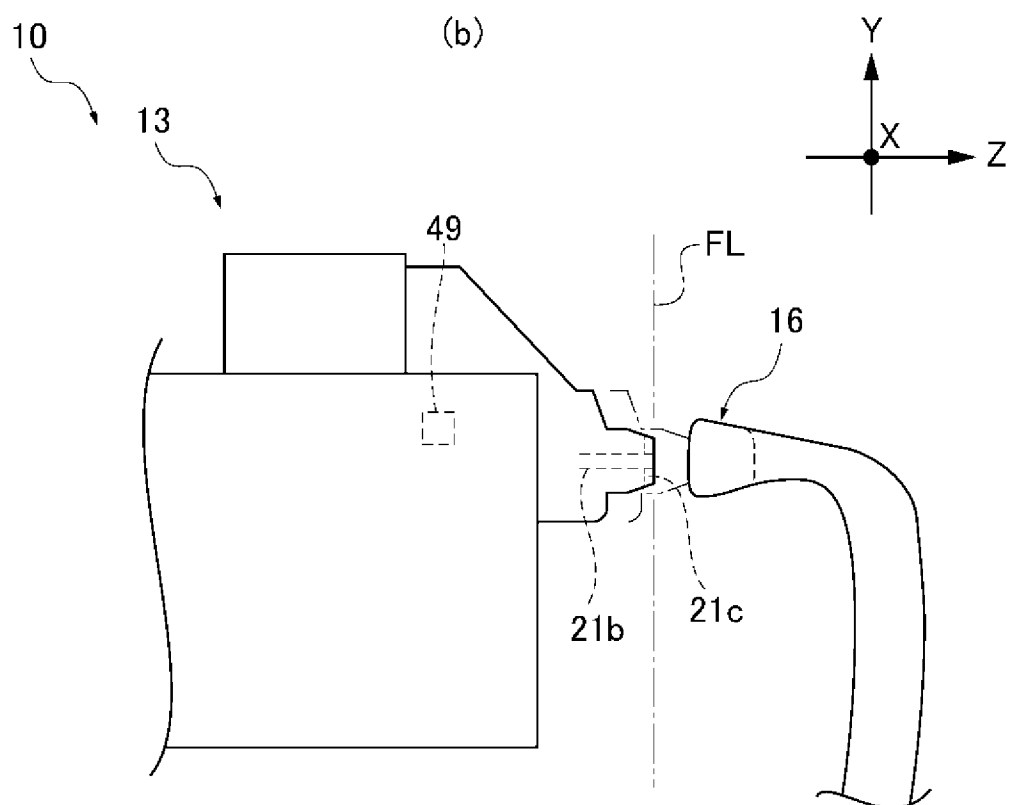
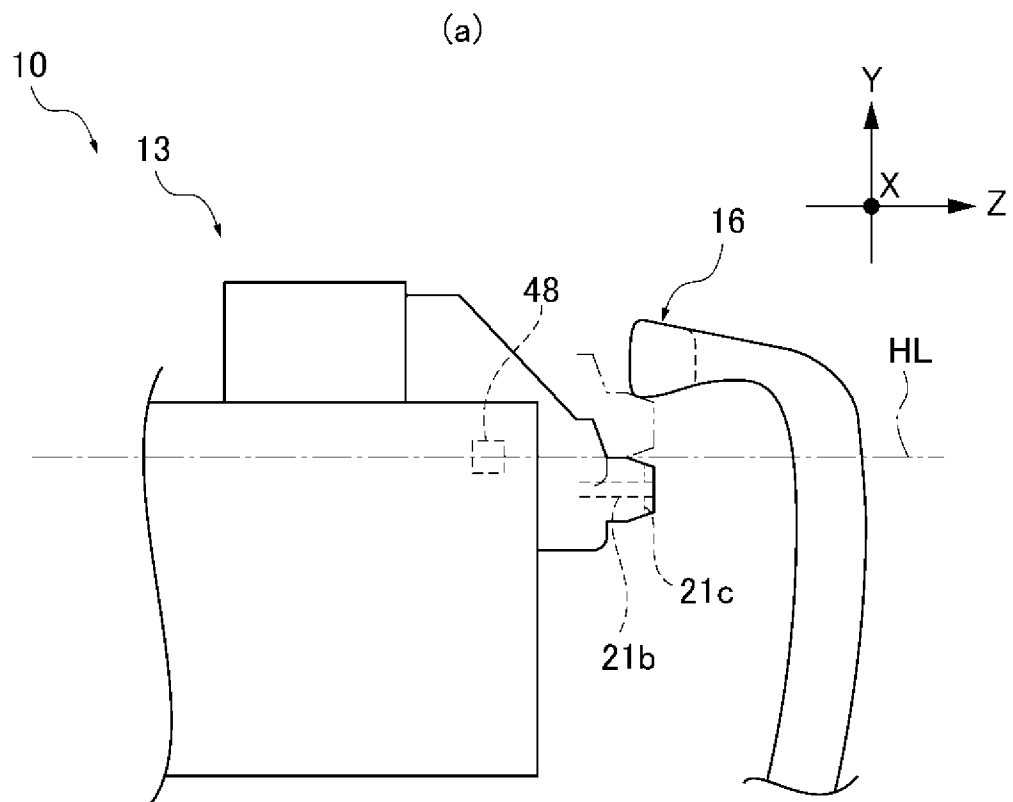
[図3]



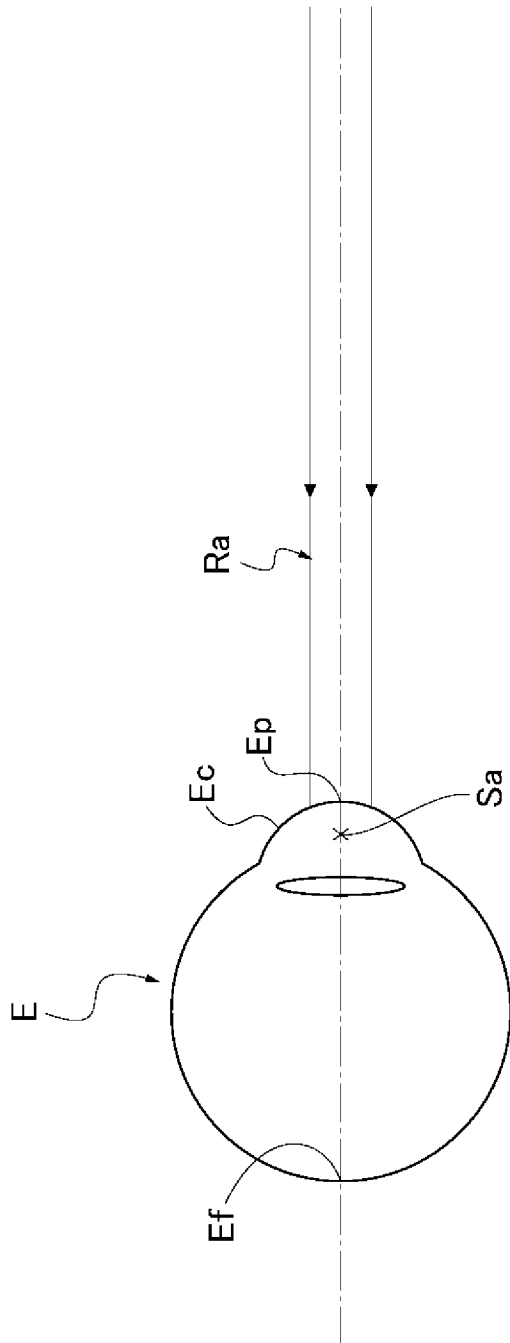
[図5]



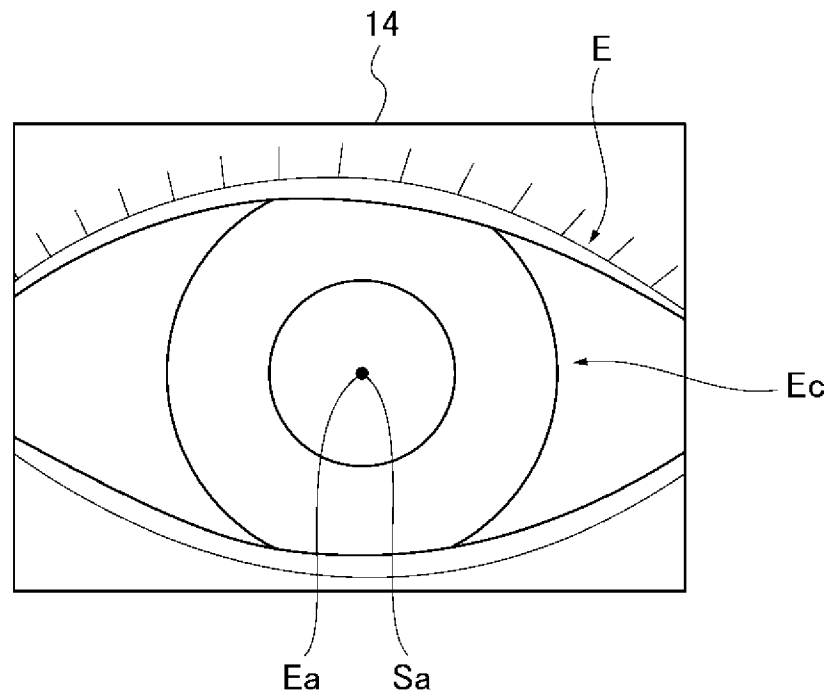
[図6]



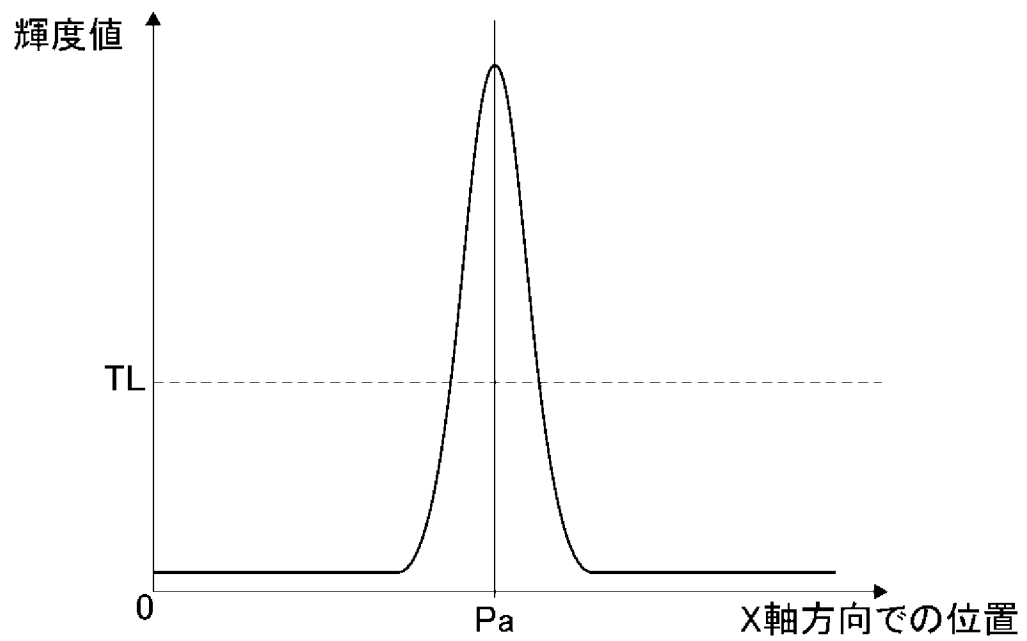
[図7]



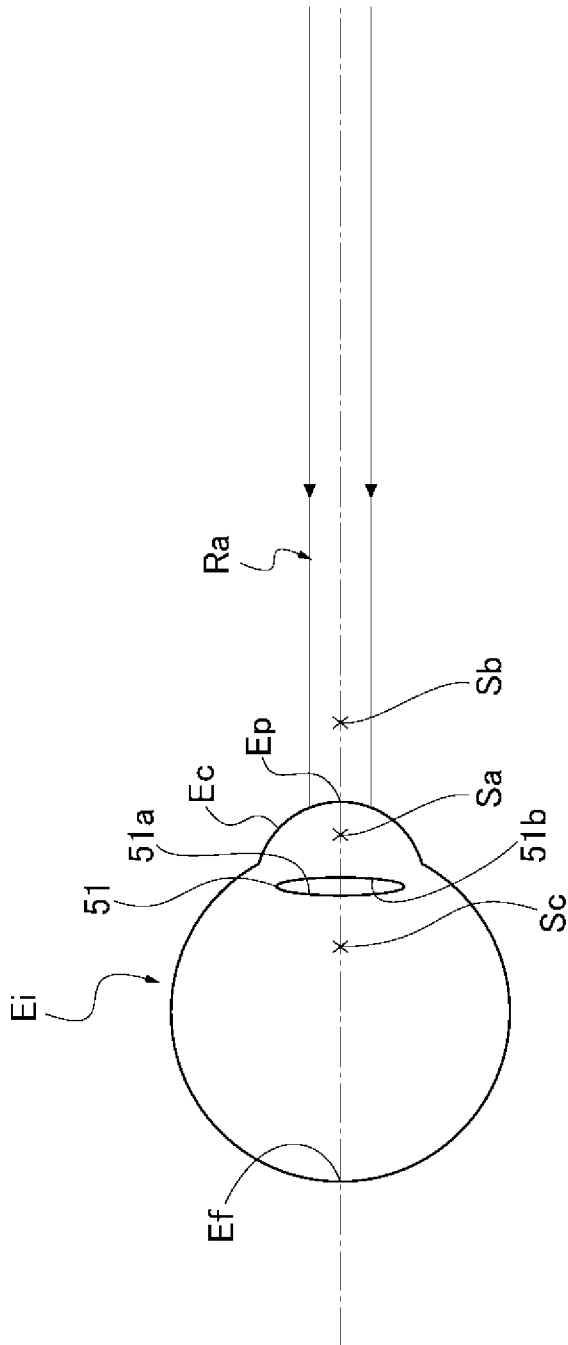
[図8]



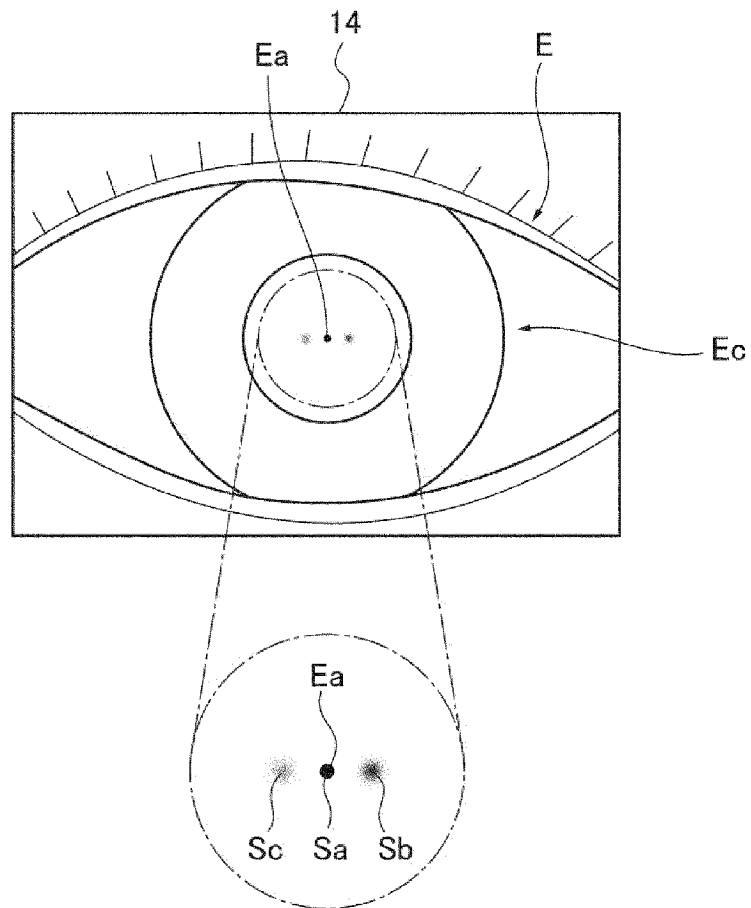
[図9]



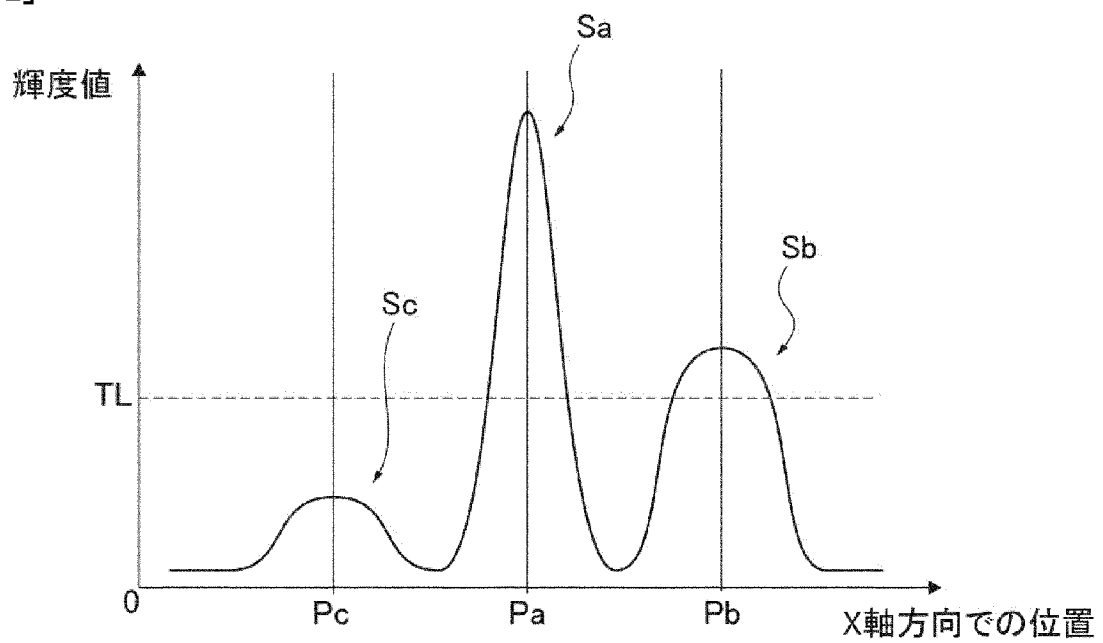
[図10]



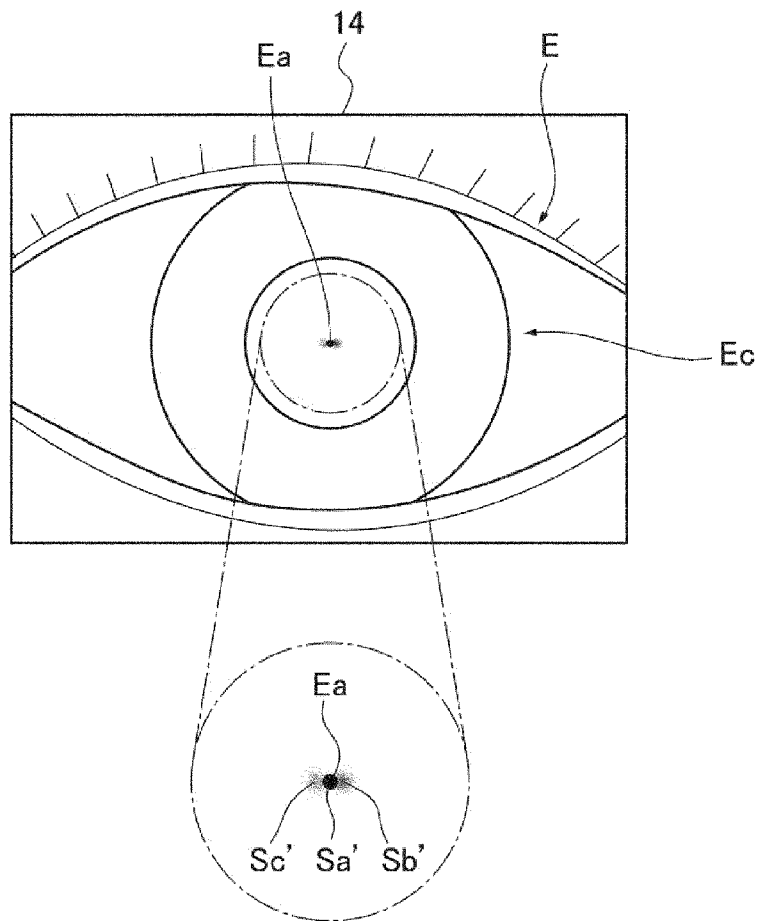
[図11]



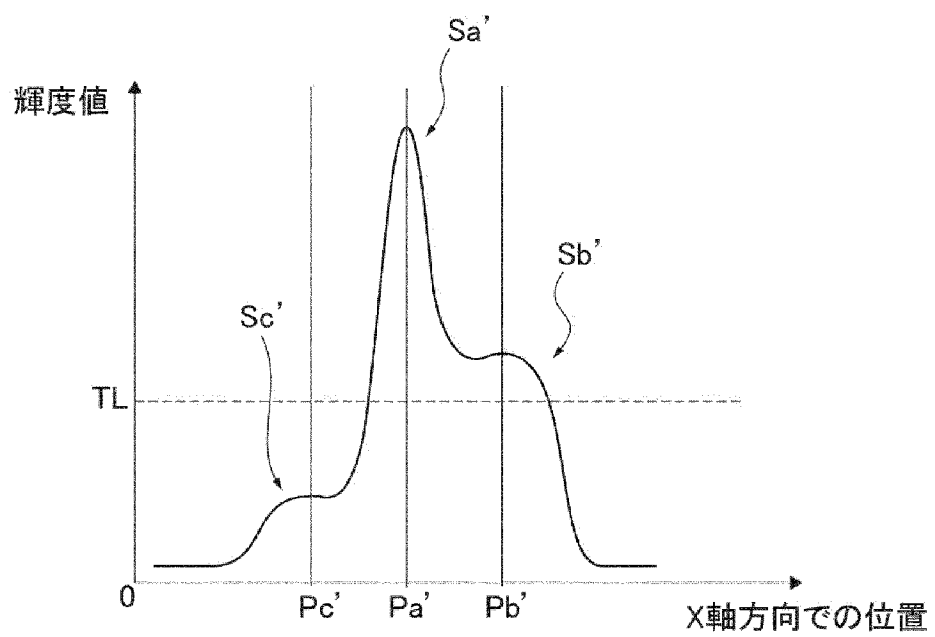
[図12]



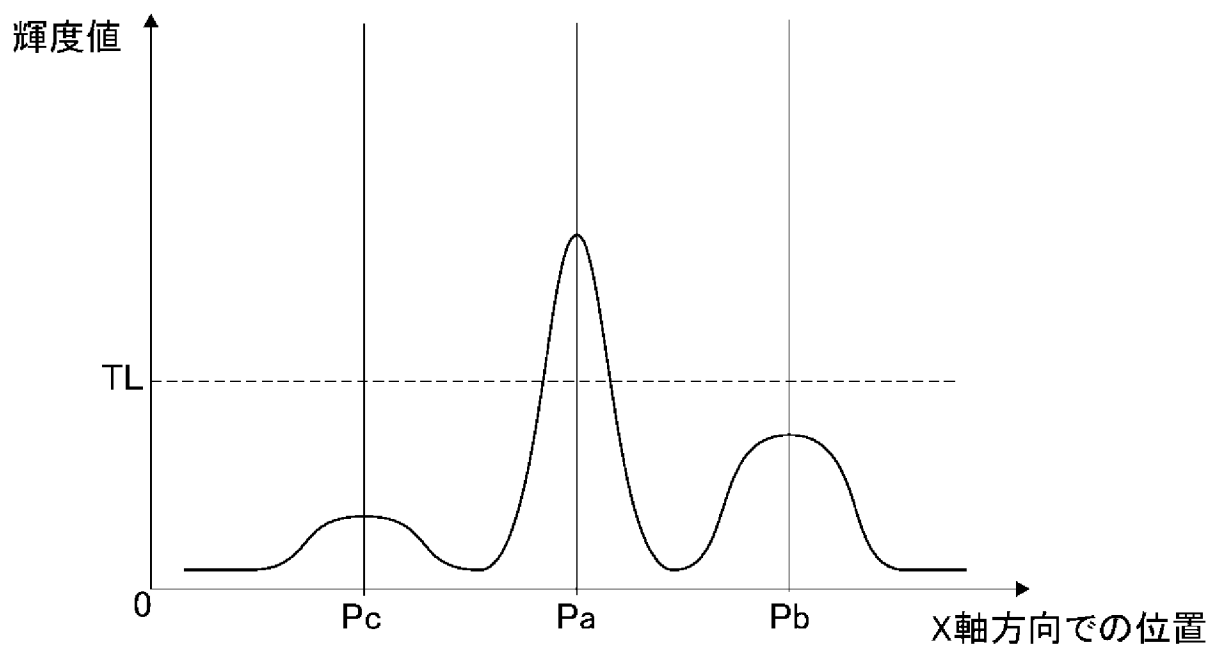
[図13]



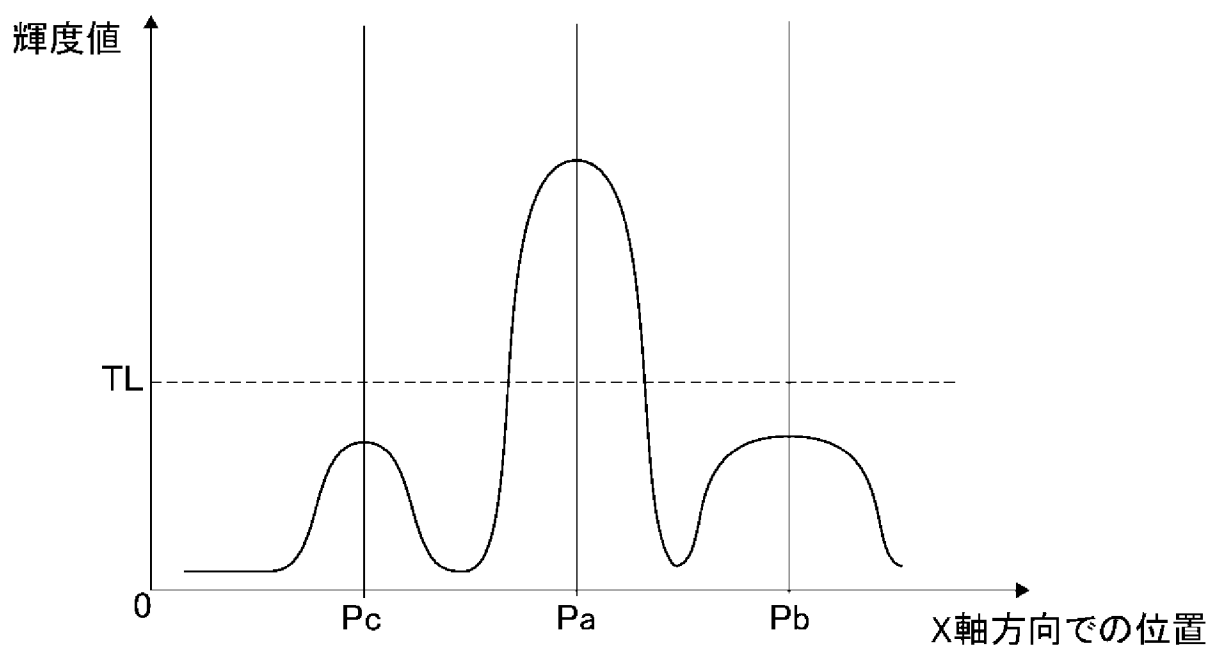
[図14]



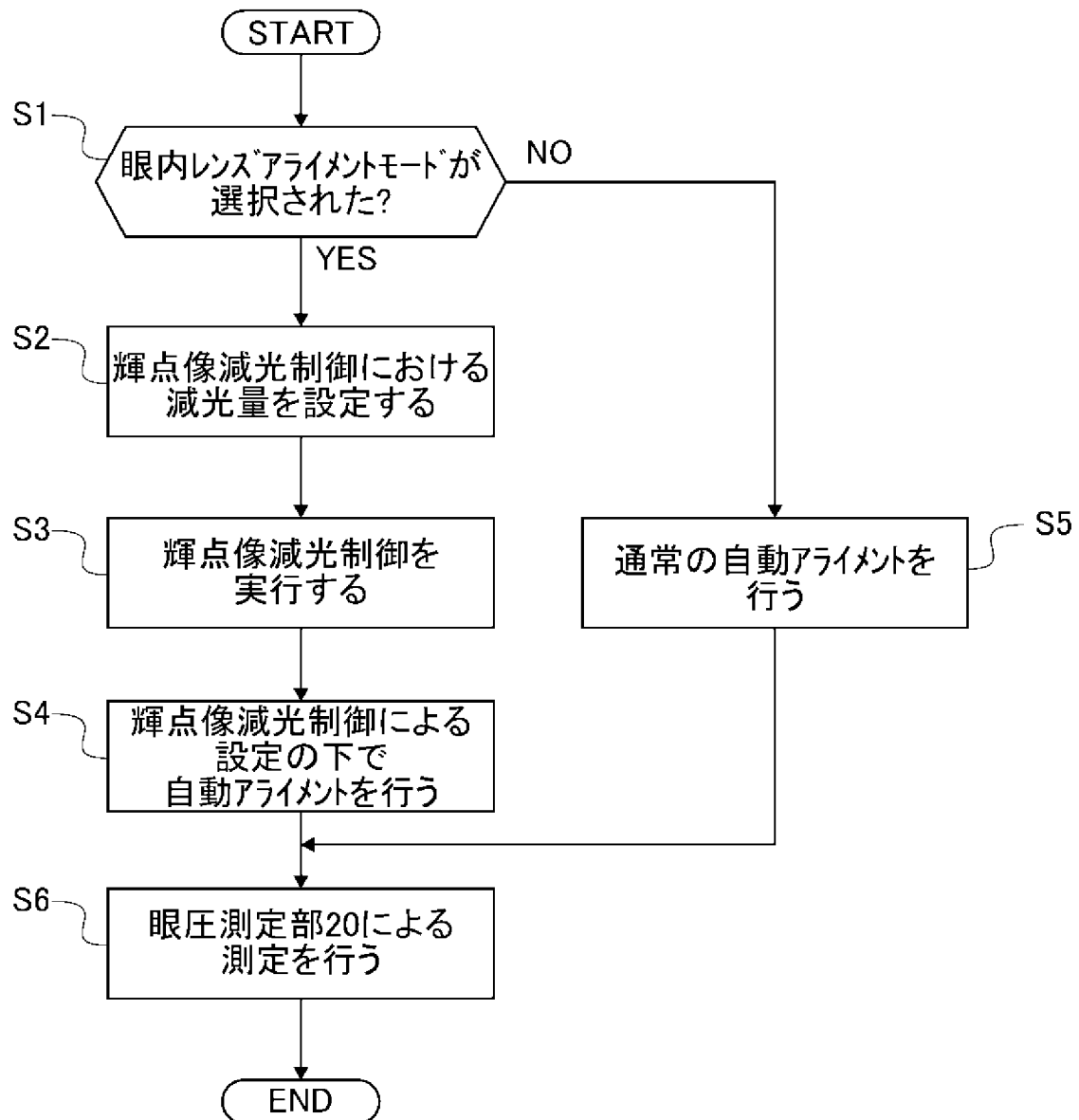
[図15]



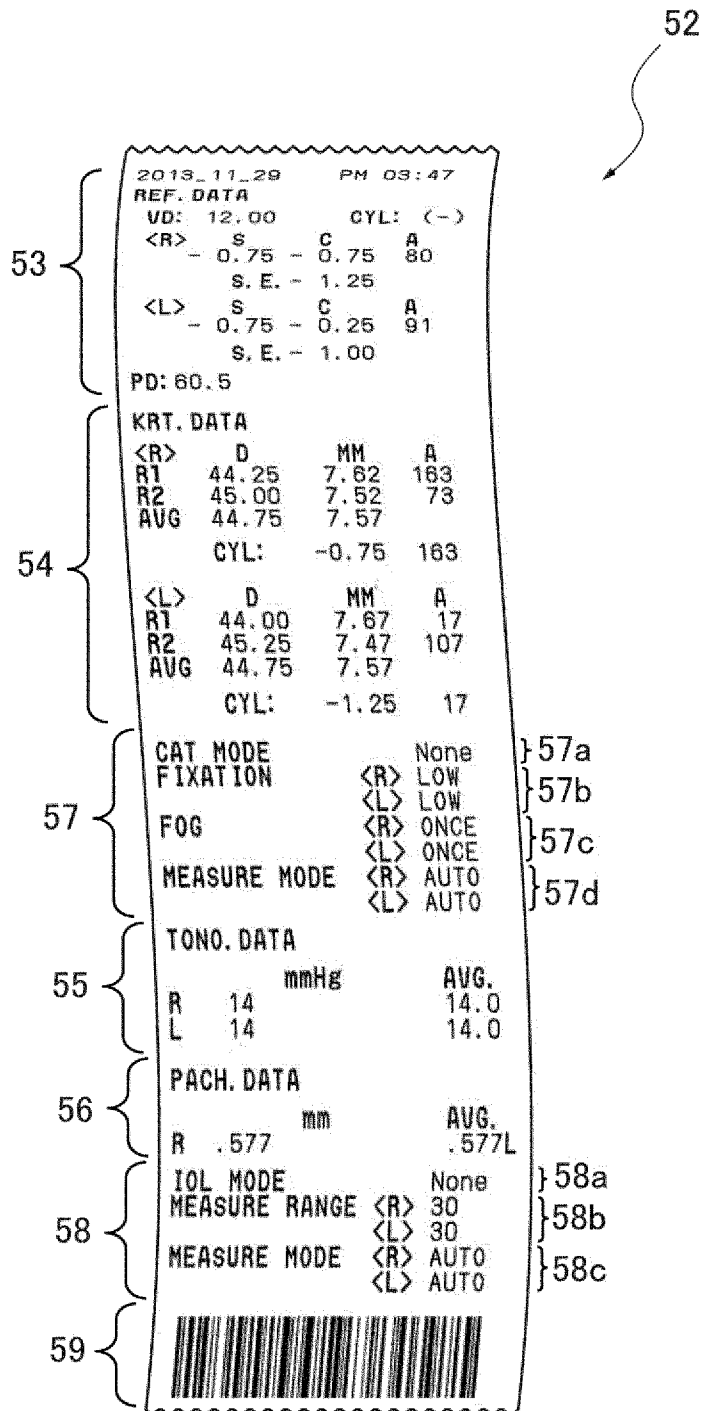
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/082161

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/10(2006.01)i, A61B3/15(2006.01)i, A61B3/16(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B3/10, A61B3/15, A61B3/16

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 10-071122 A (Nidek Co., Ltd.), 17 March 1998 (17.03.1998), paragraphs [0089] to [0093] & US 6022108 A & EP 820720 A1	1-5, 9-14 6-8
Y A	JP 2000-316810 A (Topcon Corp.), 21 November 2000 (21.11.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-5, 9-14 6-8
P, X	JP 2014-023806 A (Canon Inc.), 06 February 2014 (06.02.2014), entire text; all drawings & US 2014/0028978 A1 & EP 2692283 A1	1-5, 9-14

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
24 December 2014 (24.12.14)

Date of mailing of the international search report
13 January 2015 (13.01.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/15(2006.01)i, A61B3/16(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B3/10, A61B3/15, A61B3/16

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 10-071122 A（株式会社ニデック）1998.03.17, 【0089】 - 【0093】 & US 6022108 A & EP 820720 A1	1-5, 9-14 6-8
Y A	JP 2000-316810 A（株式会社トプコン）2000.11.21, 全文、全図（ファミリーなし）	1-5, 9-14 6-8
P, X	JP 2014-023806 A（キヤノン株式会社）2014.02.06, 全文、全図 & US 2014/0028978 A1 & EP 2692283 A1	1-5, 9-14

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 4 . 1 2 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 3 . 0 1 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

九鬼 一慶

2 Q

4 4 0 4

電話番号 03-3581-1101 内線 3292