

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7009273号
(P7009273)

(45)発行日 令和4年1月25日(2022.1.25)

(24)登録日 令和4年1月14日(2022.1.14)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 3/107(2006.01) A 6 1 B 3/107 Z D M

請求項の数 8 (全22頁)

| | | | |
|----------|----------------------------------|----------|-----------------------------------------|
| (21)出願番号 | 特願2018-52733(P2018-52733) | (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30年3月20日(2018.3.20) | (74)代理人 | 100083116 弁理士 松浦 憲三 |
| (65)公開番号 | 特開2019-162334(P2019-162334 A) | (72)発明者 | 内藤 朋子 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1年9月26日(2019.9.26) | (72)発明者 | 柳 英一 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3年3月10日(2021.3.10) | 審査官 | 高松 大 |

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 眼科装置及びその角膜形状測定方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検眼の角膜に角膜形状測定用のパターン光を投影するパターン光投影光学系と、
前記パターン光投影光学系から前記パターン光が投影されている前記角膜を撮影して、前
記パターン光の反射像を含む角膜撮影像を取得する角膜撮影像取得部と、
前記被検眼の瞳孔径を少なくとも1回以上変化させる瞳孔径変化部と、
前記瞳孔径変化部により前記瞳孔径が変化されるごとに、前記パターン光投影光学系によ
る前記パターン光の投影と、前記角膜撮影像取得部による前記角膜撮影像の取得とを、再
実行させる再実行制御部と、
前記角膜撮影像取得部により取得された全ての前記角膜撮影像から、前記被検眼の瞳孔と
虹彩との境界を示す瞳孔縁像に重なる前記反射像である干渉反射像の検出を行う干渉反射
像検出部と、
前記干渉反射像検出部の検出結果に基づき、前記角膜撮影像取得部により取得された前記
角膜撮影像の少なくとも1つから、前記瞳孔縁像に重ならない前記反射像である正常反射
像を検出する正常反射像検出部と、
前記正常反射像検出部が検出した前記正常反射像に基づき、前記被検眼の角膜形状を演算
する角膜形状演算部と、
を備える眼科装置。

【請求項2】

前記干渉反射像検出部は、前記角膜撮影像取得部により前記角膜撮影像が取得されるごと

に、前記角膜撮影像からの前記干渉反射像の検出を行い、
前記干渉反射像検出部により前記干渉反射像が検出されなかった場合に、前記瞳孔径変化部による前記瞳孔径の変化と、前記再実行制御部による前記再実行とを中止させる中止制御部を備える請求項 1 に記載の眼科装置。

【請求項 3】

前記パターン光投影光学系が、前記角膜に対して複数の前記パターン光を同時に投影し、前記角膜撮影像取得部が、複数の前記パターン光に対応した複数の前記反射像を含む前記角膜撮影像を取得し、

前記干渉反射像検出部が、前記角膜撮影像取得部により取得された全ての前記角膜撮影像から、前記角膜撮影像内の複数の前記反射像の中に前記干渉反射像が含まれているか否かを検出し、

10

前記正常反射像検出部が、前記干渉反射像検出部の検出結果に基づき、全ての前記反射像にそれぞれ対応する前記正常反射像を、前記角膜撮影像取得部により取得された全ての前記角膜撮影像の中から個別に検出し、

前記角膜形状演算部が、前記正常反射像検出部により検出された全ての前記正常反射像に基づき、前記被検眼の角膜形状を演算する請求項 1 又は 2 に記載の眼科装置。

【請求項 4】

前記パターン光投影光学系が、複数の前記パターン光として、同心円状の複数のリング光を含むプラチドリング光を前記被検眼に投影する請求項 3 に記載の眼科装置。

【請求項 5】

20

前記パターン光投影光学系は、不可視光である前記パターン光を前記被検眼に投影する請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 6】

前記瞳孔径変化部が、前記被検眼に可視光を投影する可視光投影光学系であって、前記被検眼に投影する前記可視光の光量を変化させることで前記瞳孔径を変化させる可視光投影光学系である請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 7】

前記被検眼の眼底部に対して眼特性測定用の測定光を投影する測定光投影光学系と、前記眼底部で反射された前記測定光の反射光を受光して、反射像を取得する受光部と、前記受光部により取得された前記反射像に基づき、前記被検眼の眼特性を演算する眼特性演算部と、

30

を備え、
前記瞳孔径変化部が、前記受光部による前記反射像の取得後に前記瞳孔径を変化させる請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の眼科装置。

【請求項 8】

被検眼の角膜に角膜形状測定用のパターン光を投影するパターン光投影ステップと、前記パターン光投影ステップで前記パターン光が投影されている前記角膜を撮影して、前記パターン光の反射像を含む角膜撮影像を取得する角膜撮影像取得ステップと、

前記被検眼の瞳孔径を少なくとも 1 回以上変化させる瞳孔径変化ステップと、前記瞳孔径変化ステップで前記瞳孔径が変化されるごとに、前記パターン光投影ステップによる前記パターン光の投影と、前記角膜撮影像取得ステップによる前記角膜撮影像の取得とを、再実行させる再実行制御ステップと、

40

前記角膜撮影像取得ステップで取得された全ての前記角膜撮影像から、前記被検眼の瞳孔と虹彩との境界を示す瞳孔縁像に重なる前記反射像である干渉反射像の検出を行う干渉反射像検出ステップと、

前記干渉反射像検出ステップでの検出結果に基づき、前記角膜撮影像取得ステップで取得された前記角膜撮影像の少なくとも 1 つから、前記瞳孔縁像に重ならない前記反射像である正常反射像を検出する正常反射像検出ステップと、

前記正常反射像検出ステップで検出した前記正常反射像に基づき、前記被検眼の角膜形状を演算する角膜形状演算ステップと、

50

を有する眼科装置の角膜形状測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検眼の角膜形状を測定する眼科装置及びその角膜形状測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

被検眼の角膜の各種検査に用いられる眼科装置として、ケラトメータ及び角膜トポグラファー装置が良く知られている。ケラトメータは、被検眼の角膜に対して直径が3 (mm)前後の1重～3重のケラトリング光を投影すると共に、前眼部(角膜)を撮影して得られた被検眼の前眼部像を画像解析して、ケラトリング光の反射像を検出した結果に基づき、角膜曲率を測定する。また、角膜トポグラファー装置は、角膜に対してプラチドリリング光を投影すると共に、前眼部を撮影して得られた前眼部像を画像解析して、プラチドリリング光の反射像(プラチドリリング像)を検出した結果に基づき、角膜の角膜形状[角膜のほぼ全領域の角膜曲率(曲率分布)等]を測定する。

10

【0003】

このような眼科装置では、被検眼の角膜形状を精度良く測定するために様々な取り組みがなされている。

【0004】

例えば、特許文献1に記載の眼科装置では、プラチドリリング光の投影前に前眼部を撮影して得られた前眼部像を画像解析して、被検眼の瞳孔縁の形状及び位置等に関する境界情報を予め取得している。そして、この眼科装置では、前眼部像の画像解析を行う際に、先に取得した境界情報に基づき、プラチドリリング像の中で瞳孔縁像に重なるリング像の検出結果を補正した上で、角膜形状の演算を行う。

20

【0005】

また、特許文献2に記載の眼科装置では、光断層法を用いて取得した角膜の断面形状に基づき、前眼部像内でのプラチドリリング像の各リング像の仮想位置を求め、各リング像の仮想位置に基づき、前眼部像を画像解析して得られた各リング像の実測位置の採否を決定したり、或いは実測位置の補正を行ったりしている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0006】

【文献】特開2000-342536号公報

特開2011-167359号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

角膜トポグラファー装置で用いられるプラチドリリング光には前眼部の全体を照明する効果があるので、この角膜トポグラファー装置により得られる前眼部像には、プラチドリリング像の他に、瞳孔、虹彩、及び強膜等の像が含まれる。一方、被検眼の瞳孔の直径である瞳孔径は、個人差及び周囲の明るさなどに応じて2 から6 (mm)程度の範囲で変化する。このため、プラチドリリング像には、瞳孔像上に位置するリング像、及び虹彩像上に位置するリング像が含まれる。

40

【0008】

図11は、任意の径線方向に沿った前眼部像(瞳孔像及び虹彩像)の一部分の輝度変化を示したグラフである。なお、図中の符号「V」は、プラチドリリング像の各リング像に相当する輝度変化を示す。

【0009】

図11の符号XIAに示すように、瞳孔ではプラチドリリング光が反射されないで、瞳孔像上に位置するリング像は暗い背景上(瞳孔像)に位置する。一方、虹彩は瞳孔よりもプラ

50

チドリリング光の反射率が高いため、虹彩像上に位置するリング像は、瞳孔像よりも明るい背景（虹彩上）に位置する。

【 0 0 1 0 】

このため、前眼部像から被検眼の角膜形状を解析する場合には、瞳孔像上に位置するリング像と、虹彩像上に位置するリング像とに対してそれぞれ異なる輝度の閾値（スライズレベル）を設定した上で、前眼部像の複数の経線方向ごとに各リング像の位置 P_0 [ピーク位置（重心位置ともいう）] を検出する。そして、経線方向ごとの各リング像の位置検出結果に対して楕円近似等を行うことにより、各リング像の形状を検出し、各リング像の形状検出結果に基づき角膜形状を演算する。

【 0 0 1 1 】

図 11 の符号 XIB に示すように、被検眼の瞳孔径によっては、プラチドリリング像のいずれかのリング像が、被検眼の瞳孔と虹彩との境界を示す瞳孔縁の像（瞳孔縁像）に重なる場合がある。具体的には、リング像の全周が瞳孔縁像に重なったり、瞳孔縁の形状或いは偏心によってリング像が瞳孔縁像に部分的に重なったりするおそれがある。

【 0 0 1 2 】

この場合、リング像と瞳孔縁像との識別が困難になる。また、リング像の一部が瞳孔像に重なる場合、この部分の輝度が高くなるため、リング像の見かけ上の位置 P_1 が実際の位置 P_0 よりも虹彩像側に移動してしまう。その結果、正確なリング像の形状（リング径等）を測定することができなくなる。

【 0 0 1 3 】

さらに、リング像の全周が瞳孔縁像の全周に重なる場合、見かけ上のリング像が大きくなるので、前眼部像を画像解析して得られる角膜曲率が実際よりも緩く演算されてしまう。さらにまた、リング像が瞳孔縁像に部分的に重なる場合、このリング像の形状が歪になるので、乱視又は不正角膜と判断されるおそれがある。このため、瞳孔縁像と重なるリング像を無視して角膜形状を演算する方法も考えられるが、3 (mm) から 6 (mm) の角膜形状測定に最も重要な部分のデータが得られなくなるので、角膜形状の測定値の信頼性が低下するおそれがある。

【 0 0 1 4 】

そこで、上記特許文献 1 に記載されているように、予め取得した瞳孔と虹彩との境界情報に基づき、瞳孔縁像に重なるリング像の検出結果を補正する方法が考えられる。しかしながら、この方法では、境界情報取得時の前眼部の撮影と、角膜形状測定時の前眼部の撮影とにおいて、被検眼の位置あるいは瞳孔径等が変わった場合に、角膜形状の正確な測定結果が得られない。

【 0 0 1 5 】

また、上記特許文献 2 に記載されているように、瞳孔縁像に重なるリング像の仮想位置を求めることで、例えばこの仮想位置を実測位置の代わりに用いて角膜形状を演算する方法も考えられるが、この場合にも角膜形状の測定値の信頼性が低下するおそれがある。

【 0 0 1 6 】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、被検眼の角膜形状を高精度に測定することができる眼科装置及びその角膜形状測定方法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】

【 0 0 1 7 】

本発明の目的を達成するための眼科装置は、被検眼の角膜に角膜形状測定用のパターン光を投影するパターン光投影光学系と、パターン光投影光学系からパターン光が投影されている角膜を撮影して、パターン光の反射像を含む角膜撮影像を取得する角膜撮影像取得部と、被検眼の瞳孔径を少なくとも 1 回以上変化させる瞳孔径変化部と、瞳孔径変化部により瞳孔径が変化されるごとに、パターン光投影光学系によるパターン光の投影と、角膜撮影像取得部による角膜撮影像の取得とを、再実行させる再実行制御部と、角膜撮影像取得部により取得された全ての角膜撮影像から、被検眼の瞳孔と虹彩との境界を示す瞳孔縁像に重なる反射像である干渉反射像の検出を行う干渉反射像検出部と、干渉反射像検出部の

10

20

30

40

50

検出結果に基づき、角膜撮影像取得部により取得された角膜撮影像の少なくとも1つから、瞳孔縁像に重ならない反射像である正常反射像を検出する正常反射像検出部と、正常反射像検出部が検出した正常反射像に基づき、被検眼の角膜形状を演算する角膜形状演算部と、を備える。

【0018】

この眼科装置によれば、パターン光の反射像の位置検出誤差を軽減し、角膜形状を正確（高精度）に測定することができる。

【0019】

本発明の他の態様に係る眼科装置において、干渉反射像検出部は、角膜撮影像取得部により角膜撮影像が取得されるごとに、角膜撮影像からの干渉反射像の検出を行い、干渉反射像検出部により干渉反射像が検出されなかった場合に、瞳孔径変化部による瞳孔径の変化と、再実行制御部による再実行とを中止させる中止制御部を備える。これにより、干渉反射像検出部により干渉反射像が検出されなかった場合には、測定を短時間で終了させることができる。

10

【0020】

本発明の他の態様に係る眼科装置において、パターン光投影光学系が、角膜に対して複数のパターン光を同時に投影し、角膜撮影像取得部が、複数のパターン光に対応した複数の反射像を含む角膜撮影像を取得し、干渉反射像検出部が、角膜撮影像取得部により取得された全ての角膜撮影像から、角膜撮影像内の複数の反射像の中に干渉反射像が含まれているか否かを検出し、正常反射像検出部が、干渉反射像検出部の検出結果に基づき、全ての反射像にそれぞれ対応する正常反射像を、角膜撮影像取得部により取得された全ての角膜撮影像の中から個別に検出し、角膜形状演算部が、正常反射像検出部により検出された全ての正常反射像に基づき、被検眼の角膜形状を演算する。複数のパターン光の反射像の全ての位置及び形状を正確（高精度）に測定することができるので、被検眼の角膜形状を高精度に測定することができる。

20

【0021】

本発明の他の態様に係る眼科装置において、パターン光投影光学系が、複数のパターン光として、同心円状の複数のリング光を含むプラチドリング光を被検眼に投影する。

【0022】

本発明の他の態様に係る眼科装置において、パターン光投影光学系は、不可視光であるパターン光を被検眼に投影する。

30

【0023】

本発明の他の態様に係る眼科装置において、瞳孔径変化部が、被検眼に可視光を投影する可視光投影光学系であって、被検眼に投影する可視光の光量を変化させることで瞳孔径を変化させる可視光投影光学系である。

【0024】

本発明の他の態様に係る眼科装置において、被検眼の眼底部に対して眼特性測定用の測定光を投影する測定光投影光学系と、眼底部で反射された測定光の反射光を受光して、反射像を取得する受光部と、受光部により取得された反射像に基づき、被検眼の眼特性を演算する眼特性演算部と、を備え、瞳孔径変化部が、受光部による反射像の取得後に瞳孔径を変化させる。これにより、瞳孔径の変化の影響が、眼特性の測定結果に及ぶことが防止される。

40

【0025】

本発明の目的を達成するための眼科装置の角膜形状測定方法は、被検眼の角膜に角膜形状測定用のパターン光を投影するパターン光投影ステップと、パターン光投影ステップでパターン光が投影されている角膜を撮影して、パターン光の反射像を含む角膜撮影像を取得する角膜撮影像取得ステップと、被検眼の瞳孔径を少なくとも1回以上変化させる瞳孔径変化ステップと、瞳孔径変化ステップで瞳孔径が変化されるごとに、パターン光投影ステップによるパターン光の投影と、角膜撮影像取得ステップによる角膜撮影像の取得とを、再実行させる再実行制御ステップと、角膜撮影像取得ステップで取得された全ての角膜撮

50

影像から、被検眼の瞳孔と虹彩との境界を示す瞳孔縁像に重なる反射像である干渉反射像の検出を行う干渉反射像検出ステップと、干渉反射像検出ステップでの検出結果に基づき、角膜撮影像取得ステップで取得された角膜撮影像の少なくとも１つから、瞳孔縁像に重ならない反射像である正常反射像を検出する正常反射像検出ステップと、正常反射像検出ステップで検出した正常反射像に基づき、被検眼の角膜形状を演算する角膜形状演算ステップと、を有する。

【発明の効果】

【 0 0 2 6 】

本発明は、被検眼の角膜形状を高精度に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 7 】

【図 1】眼科装置の光学系の配置を示した光学配置図である。

【図 2】被検眼側から見たプラチドリングの正面図である。

【図 3】第 2 受光光学系のエリアセンサの受光面の正面図である。

【図 4】眼科装置の統括制御部の機能ブロック図である。

【図 5】干渉リング像検出部による撮影画像データ内の干渉リング像の検出を説明するための説明図である。

【図 6】正常リング像検出部による第 1 検出方法での各正常リング像の検出を説明するための説明図である。

【図 7】符号 7 A は、図 6 中の 1 回目の撮影画像データの一例を示した説明図であり、符号 7 B は、図 6 中の 2 回目の撮影画像データの一例を示した説明図である。

【図 8】正常リング像検出部による第 2 検出方法での各正常リング像の検出を説明するための説明図である。

【図 9】符号 9 A は、図 8 中の 1 回目の撮影画像データの一例を示した説明図であり、符号 9 B は、図 8 中の 2 回目の撮影画像データの一例を示した説明図である。

【図 10】眼科装置による被検眼の眼特性及び角膜形状の測定処理の流れを示すフローチャートである。

【図 11】任意の径線方向に沿った前眼部像の一部分の輝度変化を示したグラフである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 8 】

[眼科装置の構成]

図 1 は、本発明の眼科装置 10 の光学系の配置を示した光学配置図である。ここで、図中の X 軸方向は被検者を基準とした左右方向（被検眼 E の眼幅方向）であり、Y 軸方向は上下方向であり、Z 軸方向は被検者に近づく前方向と被検者から遠ざかる後方向とに平行な前後方向（作動距離方向ともいう）である。

【 0 0 2 9 】

図 1 に示すように、眼科装置 10 は、被検眼 E の眼特性と、被検眼 E の前眼部の角膜 E c の角膜形状との双方を測定する複合機である。なお、本実施形態では、被検眼 E の眼特性の測定として、被検眼 E の眼屈折力及び眼球波面収差の測定を例に挙げて説明する。また、本実施形態の角膜形状の測定には、角膜 E c のほぼ全領域又は一部の領域の角膜曲率及び曲率半径等の測定の他に、角膜形状から求められる角膜波面収差の測定も含まれるものとする。

【 0 0 3 0 】

眼科装置 10 は、眼特性測定光学系 12 と、角膜形状測定光学系 14 と、アライメント光学系 16 と、固視光学系 18 とを備える。

【 0 0 3 1 】

[眼特性測定光学系]

眼特性測定光学系 12 は、測定光投影光学系 20 と第 1 受光光学系 22（本発明の受光部に相当）とを有する。測定光投影光学系 20 は、被検眼 E の眼底部 E f に対して眼特性測定用の測定光 L 1 を投影する。第 1 受光光学系 22 は、眼底部 E f で反射された測定光 L

10

20

30

40

50

1の反射光を受光して、本発明の反射像に相当する眼特性測定データD1を出力する。

【0032】

<測定光投影光学系>

測定光投影光学系20は、測定光源26と、コリメータレンズ28と、偏光ビームスプリッタ30と、ダイクロイックミラー32と、ダイクロイックミラー34と、対物レンズ36と、光源移動部38と、を有する。

【0033】

測定光源26は、例えば近赤外の波長域の測定光L1をコリメータレンズ28に向けて出射する。この測定光源26としては、例えば、SLD(Super luminescent diode)、レーザ光源、及びLED(Light emitting diode)などが用いられる。また、測定光源26は、光源移動部38により測定光L1の出射方向に平行な方向に沿って移動自在に保持されている。

10

【0034】

コリメータレンズ28は、測定光源26から入射される測定光L1を平行光とした後、偏光ビームスプリッタ30へ出射する。

【0035】

偏光ビームスプリッタ30は、コリメータレンズ28から入射される測定光L1のP偏光成分をダイクロイックミラー32に向けて反射する。また、偏光ビームスプリッタ30は、ダイクロイックミラー32から入射される眼底部Efからの測定光L1の反射光のS偏光成分を透過して後述の反射鏡40に入射させる。

20

【0036】

ダイクロイックミラー32は、偏光ビームスプリッタ30から入射される測定光L1をダイクロイックミラー34に向けて反射し、ダイクロイックミラー34から入射される測定光L1の反射光を偏光ビームスプリッタ30に向けて反射し、さらに後述の反射鏡96から入射される固視標光L5を透過してダイクロイックミラー34に入射させる。

【0037】

ダイクロイックミラー34は、ダイクロイックミラー32から入射される測定光L1及び固視標光L5を対物レンズ36に向けて反射し、対物レンズ36から入射される測定光L1の反射光をダイクロイックミラー32に向けて反射する。また、ダイクロイックミラー34は、対物レンズ36から入射される後述のブラチドリング光L2の反射光を透過して後述のハーフミラー70に向けて出射し、ハーフミラー70から入射される後述のXYアライメント光L4を透過して対物レンズ36に向けて出射する。

30

【0038】

対物レンズ36は、後述のリング光投影光学系52を除く各光学系で共通に用いられ、測定光L1、XYアライメント光L4、及び固視標光L5を被検眼Eに入射させる。

【0039】

<第1受光光学系>

第1受光光学系22は、偏光ビームスプリッタ30、ダイクロイックミラー32,34、及び対物レンズ36を測定光投影光学系20と共有すると共に、反射鏡40と、レンズ42と、コリメータレンズ43と、ハルトマン板44と、エリアセンサ46と、センサ駆動部48と、を有する。

40

【0040】

反射鏡40は、偏光ビームスプリッタ30から入射される測定光L1の反射光を、レンズ42に向けて反射する。これにより、測定光L1の反射光が、レンズ42を経てコリメータレンズ43にて平行光に変換された後、ハルトマン板44に入射する。

【0041】

ハルトマン板44は、2次元配列された複数のマイクロレンズを有しており、レンズ42から入射する測定光L1の反射光を複数の分割光に分割してエリアセンサ46の受光面に入射させる。

【0042】

50

エリアセンサ 46 は、例えば CMOS (complementary metal oxide semiconductor) 型又は CCD (Charge Coupled Device) 型の撮像素子である。このエリアセンサ 46 は、ハルトマン板 44 から入射される複数の分割光を受光 (撮像) して、各分割光に対応した複数の点像からなるハルトマン像の画像データを、被検眼 E の眼底部 E f の眼特性測定データ D 1 (本発明の反射像に相当) として後述の統括制御部 100 (図 4 参照) へ出力する。

【0043】

センサ駆動部 48 は、コリメータレンズ 43、ハルトマン板 44、及びエリアセンサ 46 を、測定光 L 1 の反射光の入射方向に平行な方向に沿って移動自在に保持する。センサ駆動部 48 及び既述の光源移動部 38 は、被検眼 E の屈折度数に応じて、測定光源 26 と眼底部 E f とエリアセンサ 46 とが略共役な位置関係となるように駆動される。

10

【0044】

[角膜形状測定光学系]

角膜形状測定光学系 14 は、リング光投影光学系 52 と第 2 受光光学系 54 とを有する。リング光投影光学系 52 は、本発明のパターン光投影光学系に相当するものであり、被検眼 E の前眼部の角膜 E c に対してプラチドリング光 L 2 を投影する。また、第 2 受光光学系 54 は、本発明の角膜撮影像取得部に相当するものであり、プラチドリング光 L 2 が投影されている角膜 E c (前眼部) を撮影、すなわちプラチドリング光 L 2 の反射光を撮像して、角膜 E c を含む前眼部の撮影画像データ D 2 を出力する。

【0045】

<リング光投影光学系>

リング光投影光学系 52 は、プラチドリング 58 と、一对の光源 60 と、一对のコリメータレンズ 62 と、を有する。

20

【0046】

図 2 は、被検眼 E 側から見たプラチドリング 58 の正面図である。図 2 及び既述の図 1 に示すように、プラチドリング 58 は略円環状に形成されており、中心開口 66 と、複数のリングパターン 68 と、一对の開口 69 と、を有する。

【0047】

中心開口 66 は、プラチドリング 58 の中心部に形成された円状の開口穴であり、その中心が対物レンズ 36 の光軸と略一致している。この中心開口 66 を通して、測定光 L 1、XY アライメント光 L 4、及び固視標光 L 5 が被検眼 E に入射されると共に、被検眼 E にて反射された反射光が対物レンズ 36 に入射される。

30

【0048】

複数のリングパターン 68 は、対物レンズ 36 の光軸を中心として同心円状に形成されており、それぞれ光を透過させる。また、プラチドリング 58 の裏面側 (対物レンズ 36 側) には、各リングパターン 68 に沿って複数の LED 等 (図示せず) が配置されている。

【0049】

各リングパターン 68 は、上述の不図示の各 LED から出射される不可視光 (例えば近赤外光) により照明される。これにより、本発明の角膜形状測定用のパターン光として、各リングパターン 68 をそれぞれ透過した透過光からなるプラチドリング光 L 2 が被検眼 E の角膜 E c に投影されると共に、角膜 E c にて反射されたプラチドリング光 L 2 の反射光が、対物レンズ 36 に入射される。なお、不可視光であるプラチドリング光 L 2 の波長域は特に限定はされない。

40

【0050】

一对の開口 69 は、プラチドリング 58 の内側から外側に向かって例えば 3 番目 (3 番目以外でも可) のリングパターン 68 の円周上に形成されている。

【0051】

一对の光源 60 は、一对の開口 69 にそれぞれ対応してプラチドリング 58 の裏面側に設けられている。一对の光源 60 は、それぞれ一对のコリメータレンズ 62 に向けて Z アライメント光 L 3 を出射する。

50

【 0 0 5 2 】

一对のコリメータレンズ 6 2 は、一对の光源 6 0 から入射された Z アライメント光 L 3 を平行光にした後、一对の開口 6 9 に向けてそれぞれ出射する。これにより、一对の開口 6 9 をそれぞれ通過した一对の Z アライメント光 L 3 が被検眼 E の角膜 E c に投影される。そして、被検眼 E の角膜 E c にて反射された一对の Z アライメント光 L 3 の反射光が、既述のプラチドリング光 L 2 の反射光と共に、対物レンズ 3 6 に入射される。

【 0 0 5 3 】

[第 2 受光光学系]

図 1 に戻って、第 2 受光光学系 5 4 は、ダイクロイックミラー 3 4 及び対物レンズ 3 6 を測定光投影光学系 2 0 と共有すると共に、ハーフミラー 7 0 と、リレーレンズ 7 2 と、結像レンズ 7 4 と、エリアセンサ 7 6 と、を有する。

10

【 0 0 5 4 】

ハーフミラー 7 0 は、後述の反射鏡 8 4 から入射される X Y アライメント光 L 4 をダイクロイックミラー 3 4 に向けて反射させる。また、ハーフミラー 7 0 は、ダイクロイックミラー 3 4 から入射されるプラチドリング光 L 2、一对の Z アライメント光 L 3、及び X Y アライメント光 L 4 の各反射光を透過させてリレーレンズ 7 2 に入射させる。これにより、各反射光が、リレーレンズ 7 2 及び結像レンズ 7 4 を介して、エリアセンサ 7 6 の受光面に入射される。

【 0 0 5 5 】

[アライメント光学系]

アライメント光学系 1 6 は、ダイクロイックミラー 3 4、対物レンズ 3 6、及びハーフミラー 7 0 を第 2 受光光学系 5 4 と共有すると共に、アライメント光源 8 0 と、レンズ 8 2 と、反射鏡 8 4 と、を有する。

20

【 0 0 5 6 】

アライメント光源 8 0 は、X Y アライメント光 L 4 をレンズ 8 2 に向けて出射する。この X Y アライメント光 L 4 は、レンズ 8 2 を透過後、反射鏡 8 4、ハーフミラー 7 0、ダイクロイックミラー 3 4、及び対物レンズ 3 6 を経て平行光として被検眼 E の角膜 E c に投影される。そして、角膜 E c にて反射された X Y アライメント光 L 4 の反射光は、対物レンズ 3 6、ダイクロイックミラー 3 4、ハーフミラー 7 0、リレーレンズ 7 2、及び結像レンズ 7 4 を経て、エリアセンサ 7 6 の受光面に入射される。

30

【 0 0 5 7 】

図 3 は、第 2 受光光学系 5 4 のエリアセンサ 7 6 の受光面の正面図である。図 3 に示すように、エリアセンサ 7 6 は CCD 型又は CMOS 型の撮像素子である。エリアセンサ 7 6 の受光面には、結像レンズ 7 4 により、前眼部像に重畳してプラチドリング光 L 2 の反射光に基づく反射像であるプラチドリング像 8 6 と、一对の Z アライメント光 L 3 の反射光に基づく反射像である一对の輝点像 B 1 と、X Y アライメント光 L 4 の反射光に基づく反射像である輝点像 B 2 と、が結像される。

【 0 0 5 8 】

エリアセンサ 7 6 は、プラチドリング像 8 6、一对の輝点像 B 1、及び輝点像 B 2 を含む被検眼 E の前眼部の画像を撮像し、撮影画像データ D 2 を後述の統括制御部 1 0 0 (図 4 参照) へ出力する。なお、撮影画像データ D 2 は本発明の角膜撮影像に相当する。

40

【 0 0 5 9 】

プラチドリング像 8 6 は、本発明のパターン光の (角膜による) 反射像に相当するものであり、同心円状の複数 (本実施形態では 7 本) のリング像 8 7 により構成された多重リング像である。なお、本実施形態では、プラチドリング像 8 6 が 7 重のリング像 8 7 により構成されているが、2 重以上のリング像 8 7 で構成されていてもよい。以下、各リング像 8 7 を、プラチドリング像 8 6 の内側から外側に向かって第 1 リング像 8 7、第 2 リング像 8 7、... 第 7 リング像 8 7 とする。

【 0 0 6 0 】

第 3 リング像 8 7 (他のリング像 8 7 でも可) と一对の輝点像 B 1 との双方は、被検眼 E

50

に対する眼科装置 10 の Z 軸方向のアライメント状態を示す。さらに、輝点像 B 2 は、被検眼 E に対する眼科装置 10 の X 軸方向及び Y 軸方向のアライメント状態を示す（特開 2011-115387 号公報参照）。

【 0 0 6 1 】

[固視光学系]

図 1 に戻って、固視光学系 18 は、本発明の瞳孔径変化部及び可視光投影光学系に相当するものであり、被検眼 E に対して、被検眼 E の固視又は雲霧のための固視標光 L 5 を投影する。固視光学系 18 は、ダイクロイックミラー 32、ダイクロイックミラー 34、及び対物レンズ 36 を既述の測定光投影光学系 20 と共有すると共に、光源 88 と、レンズ 90 と、固視標 92 と、レンズ 94 と、反射鏡 96 と、視標移動部 98 と、を有する。

10

【 0 0 6 2 】

光源 88 は、レンズ 90 に向けて可視光の波長域の照明光を出射する。この照明光は、レンズ 90 にて平行光とされた後、固視標 92 に入射される。

【 0 0 6 3 】

固視標 92 は、例えば風景又は放射線のパターンであり、レンズ 90 から入射される照明光によって後方から照明される。これにより、固視標 92 からレンズ 94 に向けて固視標光 L 5 が出射される。この固視標光 L 5 は、レンズ 94、反射鏡 96、ダイクロイックミラー 32、ダイクロイックミラー 34、及び対物レンズ 36 を経て、被検眼 E に入射され、その眼底部 E f に投影される。

【 0 0 6 4 】

視標移動部 98 は、被検眼 E の屈折力に応じて、光源 88、レンズ 90、及び固視標 92 を一体に移動させる。これにより、被検眼 E を固視させることができる。さらに、視標移動部 98 は、被検眼 E の眼屈折力の測定時には、被検眼 E の調節の影響をなくするための雲霧を行う。

20

【 0 0 6 5 】

本実施形態の固視光学系 18 は、後述の統括制御部 100（図 4 参照）の制御の下、光源 88 から出射される照明光の光量、すなわち、被検眼 E に入射させる固視標光 L 5 の光量を変化させる。被検眼 E は、対光反射（対光反応）により入射する可視光（固視標光 L 5）の光量が増加するほど瞳孔径が小さくなるので、被検眼 E に入射させる固視標光 L 5 の光量を変化させることで、被検眼 E の瞳孔径を変化させることができる。

30

【 0 0 6 6 】

[統括制御部の構成]

図 4 は、眼科装置 10 の統括制御部 100 の機能ブロック図である。図 4 に示すように、統括制御部 100 は、例えば CPU（Central Processing Unit）又は FPGA（field-programmable gate array）等を含む各種の演算部及びメモリ等から構成された演算回路である。この統括制御部 100 には、既述の各光学系の他に、操作部 102、記憶部 104、表示部 106、及びアライメント駆動部 108 が接続されている。そして、統括制御部 100 は、検者による操作部 102 への入力操作に応じて、眼科装置 10 の各部の動作を統括制御する。

【 0 0 6 7 】

記憶部 104 には、被検眼 E の眼特性及び角膜形状の測定結果が記憶される他、眼科装置 10 による測定を実行させるための測定プログラム（不図示）などが記憶されている。表示部 106 には、被検眼 E の眼特性及び角膜形状の測定結果等が表示される。アライメント駆動部 108 は、統括制御部 100 による制御の下、被検眼 E に対して眼科装置 10 の各光学系を X Y Z 軸の各軸方向に相対移動させることにより、被検眼 E に対して眼科装置 10 をオートアライメントさせる。

40

【 0 0 6 8 】

統括制御部 100 は、記憶部 104 から読み出した不図示の測定プログラムを実行することにより、眼特性測定制御部 110、第 1 画像取得部 112、眼特性演算部 114、角膜形状測定制御部 116、第 2 画像取得部 118、アライメント検出部 120、干渉リング

50

像検出部 1 2 2、正常リング像検出部 1 2 4、及び角膜形状演算部 1 2 6 として機能する。

【 0 0 6 9 】

眼特性測定制御部 1 1 0 は、眼科装置 1 0 による被検眼 E の眼特性の測定を制御する。この眼特性測定制御部 1 1 0 は、固視光学系 1 8 を制御して被検眼 E を雲霧（眼屈折力の測定時）させると共に、眼特性測定光学系 1 2（測定光投影光学系 2 0 及び第 1 受光光学系 2 2）を制御して、被検眼 E の眼底部 E f に対する測定光 L 1 の投影と、測定光 L 1 の反射光の撮像及び眼特性測定データ D 1 の出力とを実行させる。

【 0 0 7 0 】

なお、被検眼 E の眼特性の測定は、詳しくは後述するが、角膜形状測定光学系 1 4 による被検眼 E の角膜形状測定用の 1 回目の撮影画像データ D 2 の取得後のタイミングであって、且つ固視光学系 1 8 により被検眼 E の瞳孔径を変化させる場合にはその変化前のタイミングで実行される。

10

【 0 0 7 1 】

また、被検眼 E の眼特性の測定は必須ではなく、不要であれば省略してもよい。この場合、操作部 1 0 2 に対して眼特性の測定の中止操作を入力することで、眼科装置 1 0 による被検眼 E の眼特性の測定が省略される。

【 0 0 7 2 】

第 1 画像取得部 1 1 2 は、既述の第 1 受光光学系 2 2 と共に本発明の眼底像取得部を構成する。この第 1 画像取得部 1 1 2 は、第 1 受光光学系 2 2 から出力される眼底部 E f の眼特性測定データ D 1 を取得して、この眼特性測定データ D 1 を眼特性演算部 1 1 4 へ出力する。

20

【 0 0 7 3 】

眼特性演算部 1 1 4 は、第 1 画像取得部 1 1 2 から入力された眼特性測定データ D 1 を解析して、被検眼 E の眼屈折力及び眼球波面収差等の眼特性を演算する。なお、眼特性の演算方法については公知技術（特開 2011-115387 号公報）であるので、ここでは具体的な説明は省略する。そして、眼特性演算部 1 1 4 は、被検眼 E の眼特性の演算結果を記憶部 1 0 4 に記憶させると共に表示部 1 0 6 に表示させる。

【 0 0 7 4 】

角膜形状測定制御部 1 1 6 は、眼科装置 1 0 による被検眼 E の角膜 E c の角膜形状の測定を制御する。この角膜形状測定制御部 1 1 6 は、最初に、固視光学系 1 8 を制御して被検眼 E を固視させると共に、リング光投影光学系 5 2 及びアライメント光学系 1 6 を制御して、被検眼 E の角膜 E c に対して、プラチドリング光 L 2、一对の Z アライメント光 L 3、及び X Y アライメント光 L 4 を投影する。また、角膜形状測定制御部 1 1 6 は、第 2 受光光学系 5 4 を制御して、各光の反射光、すなわち既述の図 3 に示したプラチドリング像 8 6、一对の輝点像 B 1、及び輝点像 B 2 の撮像と、アライメント検出用の撮影画像データ D 2 の出力とを実行させる。

30

【 0 0 7 5 】

また、角膜形状測定制御部 1 1 6 は、アライメント完了後、角膜形状測定光学系 1 4 を制御して、リング光投影光学系 5 2 による角膜 E c へのプラチドリング光 L 2 の投影と、第 2 受光光学系 5 4 によるプラチドリング像 8 6 の 1 回目の撮像（取得）及び 1 回目の撮影画像データ D 2 の出力と、を実行させる。なお、この 1 回目の撮影画像データ D 2 の出力後、必要に応じて、既述の眼特性測定制御部 1 1 0 によって被検眼 E の眼特性の測定が実行される。

40

【 0 0 7 6 】

さらに、角膜形状測定制御部 1 1 6 は、被検眼 E の眼特性の測定完了後、或いは被検眼 E の眼特性の測定が不要である場合には 1 回目の撮影画像データ D 2 の出力後に、後述の干渉リング像検出部 1 2 2 からその検出結果を取得する。次いで、角膜形状測定制御部 1 1 6 は、干渉リング像検出部 1 2 2 の検出結果に基づき、固視光学系 1 8 による被検眼 E の瞳孔径の変化と、この瞳孔径を変化させた状態での角膜形状測定光学系 1 4 による 2 回目の撮影画像データ D 2 の取得とを実行させる必要があるか否かを判定する。

50

【0077】

そして、角膜形状測定制御部116は、瞳孔径の変化及び2回目の撮影画像データD2の取得が必要と判定した場合、固視光学系18を制御して、被検眼Eに投影する固視標光L5の光量を増加させることにより、被検眼Eの瞳孔径を変化(縮小)させる。すなわち、被検眼Eを縮瞳させる。次いで、角膜形状測定制御部116は、角膜形状測定光学系14を制御して、角膜Ecに対するプラチドリリング光L2の投影と、2回目のプラチドリリング像86の撮像及び撮影画像データD2の出力とを再実行させる。

【0078】

第2画像取得部118は、既述の第2受光光学系54と共に本発明の角膜撮影画像取得部を構成するものであり、第2受光光学系54から出力される前眼部(角膜Ec)の撮影画像データD2を取得する。この第2画像取得部118は、前述のアライメント駆動部108によるアライメント前に第2受光光学系54からアライメント検出用の撮影画像データD2を取得した場合、この撮影画像データD2をアライメント検出部120へ出力する。また、第2画像取得部118は、アライメント駆動部108によるアライメント後に第2受光光学系54から撮影画像データD2を取得した場合、この撮影画像データD2を干渉リング像検出部122へ出力する。

10

【0079】

アライメント検出部120は、第2画像取得部118から入力されるアライメント検出用の撮影画像データD2を解析して、既述の図3に示したように、第3リング像87と一对の輝点像B1との位置関係に基づき、被検眼Eに対する眼科装置10のZ軸方向のアライメント状態を検出する。また、アライメント検出部120は、輝点像B2の位置に基づき、被検眼Eに対する眼科装置10のX軸方向及びY軸方向のアライメント状態を検出する。

20

【0080】

そして、アライメント検出部120は、XYZ軸の各軸方向のアライメント検出結果をアライメント駆動部108へ出力する。これにより、アライメント駆動部108によって、被検眼Eに対する眼科装置10のオートアライメントが実行される。なお、オートアライメントを実行する代わりに、アライメント検出部120によるアライメント検出結果を表示部106に表示させると共に、操作部102への入力操作に応じてアライメント駆動部108を駆動させる手動アライメントを行ってもよい。

【0081】

図5は、干渉リング像検出部122による撮影画像データD2内の干渉リング像87aの検出を説明するための説明図である。なお、被検眼Eの瞳孔Epと虹彩Eiとの境界を示す撮影画像データD2内の瞳孔縁像Edを明確化するため、図5の符号5Aに示す撮影画像データD2として、符号5Bに示す撮影画像データD2(前眼部像)からプラチドリリング像86を省略したものを図示している。また、以下の説明において「瞳孔Ep」には撮影画像データD2内の瞳孔像が含まれ、且つ「虹彩Ei」には撮影画像データD2内の虹彩像が含まれるものとする。

30

【0082】

図5及び既述の図4に示すように、干渉リング像検出部122は、本発明の干渉反射像検出部に相当するものであり、撮影画像データD2を解析して撮影画像データD2内の干渉リング像87aの検出を行う。干渉リング像87aは、本発明の干渉反射像に相当するものであり、プラチドリリング像86を構成する各リング像87の中で瞳孔縁像Edに対して少なくとも一部が重なる像である。

40

【0083】

撮影画像データD2内において瞳孔Epと虹彩Eiと各リング像87とはそれぞれ輝度値が大きく異なる。このため、干渉リング像検出部122は、撮影画像データD2の画素ごとの輝度値を検出する。そして、干渉リング像検出部122は、撮影画像データD2の画素ごとの輝度値に基づき、撮影画像データD2内から、瞳孔Epと虹彩Eiとの境界である瞳孔縁像Ed、瞳孔Epと各リング像87との境界、及び虹彩Eiと各リング像87との境界、をそれぞれ検出する。

50

【0084】

この際に、例えば第3リング像87が瞳孔縁像Edと完全に重なる場合には、干渉リング像検出部122により瞳孔縁像Edを検出することができない。この場合、干渉リング像検出部122は、瞳孔Ep及び虹彩Eiの双方との境界を有する第3リング像87を干渉リング像87aとして検出する。

【0085】

また、各リング像87の中のいずれかが瞳孔縁像Edの一部と重なる場合、干渉リング像検出部122により瞳孔縁像Edの一部のみが検出される。この場合、干渉リング像検出部122は、各リング像87の中で瞳孔縁像Edに交わる像を干渉リング像87aとして検出する。

10

【0086】

さらに、各リング像87の中で瞳孔縁像Edに重なる像、すなわち干渉リング像87aが存在しない場合、干渉リング像検出部122により瞳孔縁像Edの全周が検出される。この場合、干渉リング像検出部122は、各リング像87の中に干渉リング像87aが無い旨の検出を行う。

【0087】

このように干渉リング像検出部122は、撮影画像データD2の画素ごとの輝度値の検出結果に基づき、撮影画像データD2内から干渉リング像87aの検出を行う。なお、干渉リング像検出部122が、例えばパターンマッチング法等を用いて撮影画像データD2から瞳孔Ep、虹彩Ei、及び各リング像87を検出し、これらの検出結果に基づき、撮影画像データD2内の干渉リング像87aを検出してもよい。すなわち、干渉リング像検出部122による干渉リング像87aの検出方法は上記の方法に限定はされない。

20

【0088】

そして、干渉リング像検出部122は、既述の1回目の撮影画像データD2から干渉リング像87aの検出を行った場合、その1回目の検出結果を、正常リング像検出部124と既述の角膜形状測定制御部116とにそれぞれ出力する。

【0089】

角膜形状測定制御部116は、干渉リング像検出部122により1回目の撮影画像データD2から干渉リング像87aが検出されなかった場合、固視光学系18による被検眼Eの縮瞳と、角膜形状測定光学系14による2回目の撮影画像データD2の取得とを中止させる。この場合、角膜形状測定制御部116は、本発明の中止制御部として機能する。

30

【0090】

一方、角膜形状測定制御部116は、1回目の撮影画像データD2から干渉リング像87aが検出された場合、固視光学系18を制御して、被検眼Eに投影する固視標光L5の光量を増加させる。これにより、被検眼Eが対光反射により縮瞳されて瞳孔Epの瞳孔径が小さくなるので、1回目の撮影画像データD2内の干渉リング像87aと、瞳孔縁像Edとの重なり(干渉)が解消される。

【0091】

次いで、角膜形状測定制御部116は、本発明の再実行制御部として機能し、角膜形状測定光学系14を制御して、プラチドリング光L2の投影と、プラチドリング像86の撮像及び撮影画像データD2の出力とを再実行させる。これにより、第2画像取得部118による2回目の撮影画像データD2の取得と、干渉リング像検出部122による2回目の干渉リング像87aの検出とが繰り返し実行される。そして、干渉リング像検出部122は、その2回目の検出結果を正常リング像検出部124へ出力する。

40

【0092】

正常リング像検出部124は、本発明の正常反射像検出部に相当するものである。この正常リング像検出部124は、干渉リング像検出部122の検出結果に基づき、1回目及び2回目の撮影画像データD2の少なくとも一方から、瞳孔縁像Edに重ならない各リング像87(第1リング像87から第7リング像87)を、それぞれ第1正常リング像87bから第7正常リング像87bとして検出する(図6等参照)。

50

【 0 0 9 3 】

正常リング像検出部 1 2 4 は、1 回目の撮影画像データ D 2 から干渉リング像 8 7 a が検出されなかった場合、すなわち 2 回目の撮影画像データ D 2 の取得が行われなかった場合、1 回目の撮影画像データ D 2 から各リング像 8 7 の全てを各正常リング像 8 7 b (第 1 正常リング像 8 7 b から第 7 正常リング像 8 7 b) として検出する。

【 0 0 9 4 】

一方、正常リング像検出部 1 2 4 は、1 回目の撮影画像データ D 2 から干渉リング像 8 7 a が検出された場合、すなわち 2 回目の撮影画像データ D 2 の取得が行われた場合、1 回目及び 2 回目の撮影画像データ D 2 の少なくとも一方から、各正常リング像 8 7 b の検出を行う。具体的に正常リング像検出部 1 2 4 は、干渉リング像検出部 1 2 2 の 2 回目の検出結果に基づき、以下の第 1 検出方法又は第 2 検出方法を用いて、各正常リング像 8 7 b の検出を行う。

10

【 0 0 9 5 】

図 6 は、正常リング像検出部 1 2 4 による第 1 検出方法での各正常リング像 8 7 b の検出を説明するための説明図である。図 7 の符号 7 A は、図 6 中の 1 回目の撮影画像データ D 2 の一例を示した説明図であり、符号 7 B は、図 6 中の 2 回目の撮影画像データ D 2 の一例を示した説明図である。

【 0 0 9 6 】

図 6 及び図 7 に示すように、正常リング像検出部 1 2 4 は、干渉リング像検出部 1 2 2 により 2 回目の撮影画像データ D 2 から干渉リング像 8 7 a が検出されなかった場合、第 1 検出方法を用いて各正常リング像 8 7 b の検出を行う。具体的に、正常リング像検出部 1 2 4 は、2 回目の撮影画像データ D 2 から各リング像 8 7 の全てを、第 1 正常リング像 8 7 b から第 7 正常リング像 8 7 b として検出する。

20

【 0 0 9 7 】

図 8 は、正常リング像検出部 1 2 4 による第 2 検出方法での各正常リング像 8 7 b の検出を説明するための説明図である。図 9 の符号 9 A は、図 8 中の 1 回目の撮影画像データ D 2 の一例を示した説明図であり、符号 9 B は、図 8 中の 2 回目の撮影画像データ D 2 の一例を示した説明図である。

【 0 0 9 8 】

図 8 及び図 9 に示すように、正常リング像検出部 1 2 4 は、干渉リング像検出部 1 2 2 により 2 回目の撮影画像データ D 2 から干渉リング像 8 7 a が検出された場合、第 2 検出方法を用いて各正常リング像 8 7 b の検出を行う。具体的に、正常リング像検出部 1 2 4 は、干渉リング像検出部 1 2 2 による 1 回目及び 2 回目の検出結果に基づき、1 回目の撮影画像データ D 2 内の干渉リング像 8 7 a と、2 回目の撮影画像データ D 2 内の干渉リング像 8 7 a とをそれぞれ判別する。ここでは、1 回目の撮影画像データ D 2 内の第 3 リング像 8 7 と、2 回目の撮影画像データ D 2 内の第 2 リング像 8 7 とがそれぞれ干渉リング像 8 7 a であるものとする。

30

【 0 0 9 9 】

そして、正常リング像検出部 1 2 4 は、1 回目の撮影画像データ D 2 から第 2 リング像 8 7 を第 2 正常リング像 8 7 b として検出し、2 回目の撮影画像データ D 2 から第 3 リング像 8 7 を第 3 正常リング像 8 7 b として検出する。また、正常リング像検出部 1 2 4 は、残りの各正常リング像 8 7 b については 1 回目及び 2 回目のいずれか一方の撮影画像データ D 2 から検出する。

40

【 0 1 0 0 】

このように正常リング像検出部 1 2 4 は、第 1 検出方法及び第 2 検出方法のいずれの方法によっても、1 回目及び 2 回目の撮影画像データ D 2 の少なくとも一方から、瞳孔縁像 E d に重ならない各リング像 8 7、すなわち各正常リング像 8 7 b を検出することができる。そして、正常リング像検出部 1 2 4 は、各正常リング像 8 7 b の検出結果を角膜形状演算部 1 2 6 へ出力する。

【 0 1 0 1 】

50

角膜形状演算部 126 は、正常リング像検出部 124 から入力される各正常リング像 87b の検出結果に基づき、1 回目及び 2 回目の撮影画像データ D2 の少なくとも一方の各正常リング像 87b から、角膜形状及び角膜波面収差を演算する。なお、角膜形状及び角膜波面収差の具体的な演算方法は公知技術であるので、ここでは具体的な説明は省略する。そして、角膜形状演算部 126 は、被検眼 E の角膜形状等の演算結果を記憶部 104 に記憶させると共に表示部 106 に表示させる。

【0102】

[眼科装置の作用]

図 10 は、上記構成の眼科装置 10 による被検眼 E の眼特性及び角膜形状の測定処理（本発明の眼科装置の角膜形状測定方法に相当）の流れを示すフローチャートである。最初に、統括制御部 100 の角膜形状測定制御部 116 は、固視光学系 18 を制御して被検眼 E の眼底部 Ef に固視標光 L5 を通常の光量で投影させることにより、被検眼 E を固視させる（ステップ S1）。

10

【0103】

また、角膜形状測定制御部 116 は、アライメント光学系 16 及びリング光投影光学系 52 を制御して、被検眼 E の前眼部にプラチドリリング光 L2、一对の Z アライメント光 L3、及び XY アライメント光 L4 を投影させる。さらに、角膜形状測定制御部 116 は、第 2 受光光学系 54 を制御して、被検眼 E からの各反射光（反射像）の撮像とアライメント検出用の撮影画像データ D2 の出力とを実行させる。このアライメント検出用の撮影画像データ D2 は、第 2 受光光学系 54 から第 2 画像取得部 118 を経てアライメント検出部 120 に入力される。

20

【0104】

アライメント検出部 120 は、第 2 画像取得部 118 から入力されたアライメント検出用の撮影画像データ D2 を解析して、第 3 リング像 87 と一对の輝点像 B1 との位置関係、及び輝点像 B2 の位置に基づき、被検眼 E に対する眼科装置 10 の XYZ 軸方向のアライメント状態を検出する。そして、アライメント検出部 120 は、アライメント状態の検出結果をアライメント駆動部 108 へ出力する。これにより、アライメント駆動部 108 によって、被検眼 E に対する眼科装置 10 のオートアライメントが実行される（ステップ S2）。なお、既述のようにオートアライメントの代わりに手動アライメントを行ってもよい。

30

【0105】

上述のアライメントが完了すると、角膜形状測定制御部 116 は、角膜形状測定光学系 14 を制御して、リング光投影光学系 52 から角膜 E c へのプラチドリリング光 L2 の投影（ステップ S3）と、第 2 受光光学系 54 によるプラチドリリング像 86 の 1 回目の撮像（取得）及び 1 回目の撮影画像データ D2 の出力（ステップ S4）と、を実行させる。これにより、1 回目の撮影画像データ D2 が、第 2 受光光学系 54 から第 2 画像取得部 118 を経て干渉リング像検出部 122 に入力される。なお、ステップ S3 は本発明のパターン光投影ステップに相当し、且つステップ S4 は本発明の角膜撮影像取得ステップに相当する。

【0106】

1 回目の撮影画像データ D2 の取得後、被検眼 E の眼特性を測定する必要がある場合、眼特性測定制御部 110 は、被検眼 E の眼特性の測定を開始させる（ステップ S5 で Y E S）。なお、後述のステップ S11 以降では被検眼 E を縮瞳させるため、その前に被検眼 E の眼特性の測定を行うことにより、眼特性の測定結果に縮瞳の影響が及ぶことが防止される。

40

【0107】

眼特性測定制御部 110 は、既述の固視光学系 18 を制御して被検眼 E を雲霧させると共に、眼特性測定光学系 12 を制御して、測定光投影光学系 20 による被検眼 E の眼底部 Ef に対する測定光 L1 の投影（ステップ S6）と、第 1 受光光学系 22 による測定光 L1 の反射光の撮像及び眼特性測定データ D1 の出力（ステップ S7）と、を実行させる。これにより、眼特性測定データ D1 が、第 1 受光光学系 22 から第 1 画像取得部 112 を経

50

て眼特性演算部 114 に入力される。そして、眼特性演算部 114 は、第 1 画像取得部 112 から入力された眼特性測定データ D1 を解析して、被検眼 E の眼屈折力及び眼球波面収差等の眼特性を演算し、この眼特性の演算結果を記憶部 104 に記憶させると共に表示部 106 に表示させる（ステップ S8）。

【0108】

被検眼 E の眼特性の測定完了後、或いは被検眼 E の眼特性の測定を行わない場合には 1 回目の撮影画像データ D2 の取得後（ステップ S5 で NO）、干渉リング像検出部 122 は、既述の図 5 に示したように、1 回目の撮影画像データ D2 から干渉リング像 87a の検出を行う（ステップ S9）。なお、ステップ S9 は、本発明の干渉反射像検出ステップに相当する。そして、干渉リング像検出部 122 は、干渉リング像 87a の 1 回目の検出結果を正常リング像検出部 124 と角膜形状測定制御部 116 とにそれぞれ出力する。

10

【0109】

角膜形状測定制御部 116 は、干渉リング像検出部 122 により 1 回目の撮影画像データ D2 から干渉リング像 87a が検出されなかった場合、固視光学系 18 による被検眼 E の縮瞳と、角膜形状測定光学系 14 による 2 回目の撮影画像データ D2 の取得とを中止させる（ステップ S10 で YES）。この場合には、後述のステップ S15 に移行する。これにより、1 回目の撮影画像データ D2 から各正常リング像 87b の全てを検出可能な場合には、その後の新たな撮影画像データ D2 の取得を省略させることにより、測定を短時間で終了させることができる。

【0110】

一方、角膜形状測定制御部 116 は、干渉リング像検出部 122 により 1 回目の撮影画像データ D2 から干渉リング像 87a が検出された場合、固視光学系 18 による被検眼 E の縮瞳と、角膜形状測定光学系 14 による 2 回目の撮影画像データ D2 の取得とを開始させる（ステップ S10 で NO、本発明の再実行制御ステップに相当）。

20

【0111】

最初に、角膜形状測定制御部 116 は、固視光学系 18 を制御して被検眼 E の眼底部 Ef に固視標光 L5 を投影させると共にその光量を増加させる（ステップ S11、本発明の瞳孔径変化ステップに相当）。これにより、被検眼 E が固視されると共に対光反射によって縮瞳される。その結果、少なくとも 1 回目の撮影画像データ D2 内の干渉リング像 87a と、瞳孔縁像 Ed との重なりが解消される。なお、本実施形態では、既存の固視光学系 18 を利用することで、眼科装置 10 のハードウェア的な変更を行うことなく、被検眼 E を縮瞳させることができる。

30

【0112】

次いで、角膜形状測定制御部 116 は、角膜形状測定光学系 14 を制御して、リング光投影光学系 52 による角膜 Ec へのプラチドリング光 L2 の投影（ステップ S12）と、第 2 受光光学系 54 によるプラチドリング像 86 の 2 回目の撮像及び 2 回目の撮影画像データ D2 の出力（ステップ S13）と、を実行させる。これにより、1 回目と 2 回目とで互いに異なる瞳孔径での被検眼 E の角膜 Ec（前眼部）の撮影が実行される。

【0113】

そして、干渉リング像検出部 122 への 2 回目の撮影画像データ D2 の入力と、干渉リング像検出部 122 による 2 回目の干渉リング像 87a の検出及び正常リング像検出部 124 への検出結果の出力と、が実行される（ステップ S14）。なお、ステップ S12 は本発明のパターン光投影ステップに相当し、ステップ S13 は本発明の角膜撮影像取得ステップに相当し、さらにステップ S14 は本発明の干渉反射像検出ステップに相当する。

40

【0114】

正常リング像検出部 124 は、1 回目の撮影画像データ D2 から干渉リング像 87a が検出されなかった場合、1 回目の撮影画像データ D2 から各正常リング像 87b の全てを検出する。

【0115】

一方、正常リング像検出部 124 は、1 回目の撮影画像データ D2 から干渉リング像 87

50

aが検出された場合、干渉リング像検出部122の検出結果に基づき、既述の図6から図8に示した第1検出方法又は第2検出方法を用いて、1回目及び2回目の撮影画像データD2の少なくとも一方から各正常リング像87bを個別に検出する(ステップS15)。なお、ステップS15は、本発明の正常反射像検出ステップに相当する。そして、正常リング像検出部124は、各正常リング像87bの検出結果を角膜形状演算部126へ出力する。

【0116】

各正常リング像87bの検出結果の入力を受けた角膜形状演算部126は、1回目及び2回目の撮影画像データD2の少なくとも一方の各正常リング像87bに基づき、角膜形状及び角膜波面収差を演算する(ステップS16、本発明の角膜形状演算ステップに相当)。
この角膜形状演算部126による角膜形状等の演算結果は記憶部104に記憶されると共に表示部106に表示される(ステップS17)。

10

【0117】

[本実施形態の効果]

以上のように本実施形態の眼科装置10では、瞳孔径が異なる同一の被検眼Eの撮影画像データD2を2回取得し、瞳孔縁像Edに重ならない各リング像87(各正常リング像87b)を、1回目及び2回目の撮影画像データD2の中から個別に検出することにより、プラチドリリング像86の各リング像87の位置検出誤差を軽減することができる。また、各リング像87の中で3(mm)から6(mm)の範囲における角膜形状測定に最も重要な部分の形状を正確に測定することができる。その結果、被検眼Eの角膜形状を高精度に測定することができる。

20

【0118】

[その他]

上記実施形態では、本発明の角膜形状測定用のパターン光として7重のプラチドリリング光L2を例に挙げて説明したが、1重又は2重以上のプラチドリリング光L2(ケラトリリング光を含む)、及び所定パターンのドット光などの角膜形状の測定に利用可能なパターン光であれば特に限定はされない。また、1つ(1種類)のパターン光を被検眼Eに投影してもよいし、或いはプラチドリリング光L2のように複数のパターン光を被検眼Eに同時に投影してもよい。

【0119】

上記実施形態では、2回目の撮影画像データD2の取得を行う際に、被検眼Eに投影される固視標光L5の光量を増加させて被検眼Eを縮瞳(瞳孔径を減少)させているが、逆に被検眼Eに投影される固視標光L5の光量を減少させて被検眼Eを散瞳(瞳孔径を増加)させてもよい。

30

【0120】

上記実施形態では、本発明の瞳孔径変化部及び可視光投影光学系として固視光学系18を例に挙げて説明したが、例えばプラチドリリング58の近傍に可視光源を設けて、この可視光源から被検眼Eに可視光を投影させると共に、可視光の光量を変化させてもよい。また、この場合、可視光源は眼科装置10とは別体に設けられていてもよい。

【0121】

上記実施形態では、被検眼Eに投影される固視標光L5(可視光)の光量を変化させることで被検眼Eの瞳孔径を変化させているが、被検眼Eとは反対側の眼に入射させる可視光の光量を変化させることにより、間接対光反射を利用して被検眼Eの瞳孔径を変化させてもよい。また、被検者に対して何らかの刺激を与えることによりその瞳孔径を変化させてもよい。

40

【0122】

上記実施形態では、固視光学系18により被検眼Eの瞳孔径を1回変化させることで、角膜形状測定光学系14によるプラチドリリング光L2の投影及び撮影画像データD2の取得を1回再実行しているが、瞳孔径の変化の回数及び前述の再実行の回数は1回に限定されるものではない。すなわち、固視光学系18により被検眼Eの瞳孔径を複数回変化させる

50

ことで、角膜形状測定光学系 1 4 によるプラチドリング光 L 2 の投影及び撮影画像データ D 2 の取得を複数回再実行してもよい。

【 0 1 2 3 】

例えば、正常リング像検出部 1 2 4 が既述の図 6 及び図 7 に示した第 1 検出方法のみで各正常リング像 8 7 b の検出を行う場合には、干渉リング像検出部 1 2 2 により干渉リング像 8 7 a が検出されなくなるまで、固視光学系 1 8 による被検眼 E の瞳孔径の変化が繰り返される。また、固視光学系 1 8 により被検眼 E の瞳孔径が変化されるごとに、角膜形状測定光学系 1 4 によるプラチドリング光 L 2 の投影及び撮影画像データ D 2 の取得が再実行される。

【 0 1 2 4 】

上記実施形態では、角膜形状測定光学系 1 4 により新たな撮影画像データ D 2 が取得されるごとに、干渉リング像検出部 1 2 2 による干渉リング像 8 7 a の検出を実行しているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、固視光学系 1 8 により被検眼 E の瞳孔径を所定回数（少なくとも 1 回以上）だけ変化させると共に、角膜形状測定光学系 1 4 により所定回数分の撮影画像データ D 2 の取得が実行された後で、干渉リング像検出部 1 2 2 が全ての撮影画像データ D 2 からの干渉リング像 8 7 a の検出を実行してもよい。

【 0 1 2 5 】

上記実施形態では、角膜形状測定光学系 1 4 による 1 回目の撮影画像データ D 2 の取得と 2 回目の撮影画像データ D 2 の取得との間に、眼特性測定光学系 1 2 による被検眼 E の眼特性の測定を行っているが、この被検眼 E の眼特性の測定を、角膜形状測定光学系 1 4 による 1 回目の撮影画像データ D 2 の取得前に行ってもよい。

【 0 1 2 6 】

上記実施形態では、眼科装置 1 0 により被検眼 E の眼特性として眼屈折力等を測定する場合を例に挙げて説明を行ったが、眼屈折力以外の各種眼特性 [眼圧、眼底の光学断層画像、角膜内皮細胞、及び眼軸長等] の測定を行ってもよい。

【 0 1 2 7 】

上記実施形態では、眼科装置 1 0 として被検眼 E の眼特性と角膜 E c の角膜形状との双方を測定する複合機を例に挙げて説明したが、本発明の眼科装置には、角膜 E c の角膜形状の測定を行う角膜トポグラフィ装置等の角膜形状測定装置、及び角膜 E c の一部の領域の角膜曲率を測定するケラトメータ等も含まれる。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 8 】

- 1 0 ... 眼科装置 ,
- 1 2 ... 眼特性測定光学系 ,
- 1 4 ... 角膜形状測定光学系 ,
- 1 8 ... 固視光学系 ,
- 2 0 ... 測定光投影光学系 ,
- 2 2 ... 第 1 受光光学系 ,
- 5 2 ... リング光投影光学系 ,
- 5 4 ... 第 2 受光光学系 ,
- 5 8 ... プラチドリング ,
- 8 6 ... プラチドリング像 ,
- 8 7 ... リング像 ,
- 8 7 a ... 干渉リング像 ,
- 8 7 b ... 正常リング像 ,
- 1 0 0 ... 統括制御部 ,
- 1 1 6 ... 角膜形状測定制御部 ,
- 1 2 2 ... 干渉リング像検出部 ,
- 1 2 4 ... 正常リング像検出部 ,
- 1 2 6 ... 角膜形状演算部

10

20

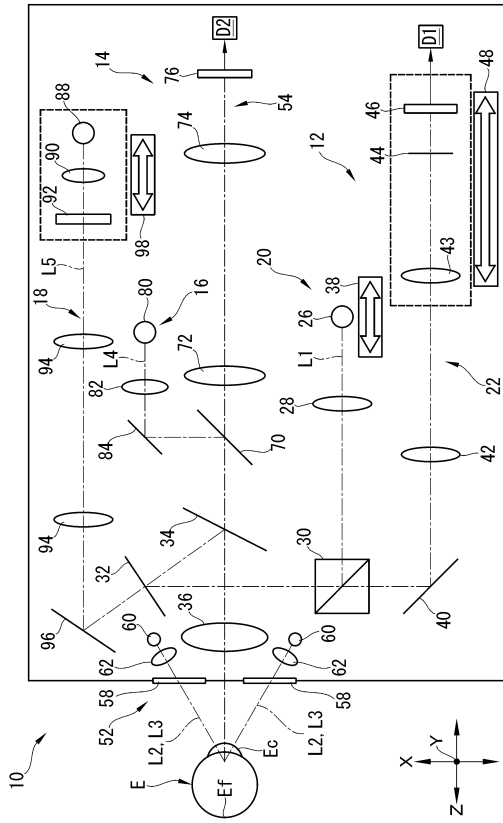
30

40

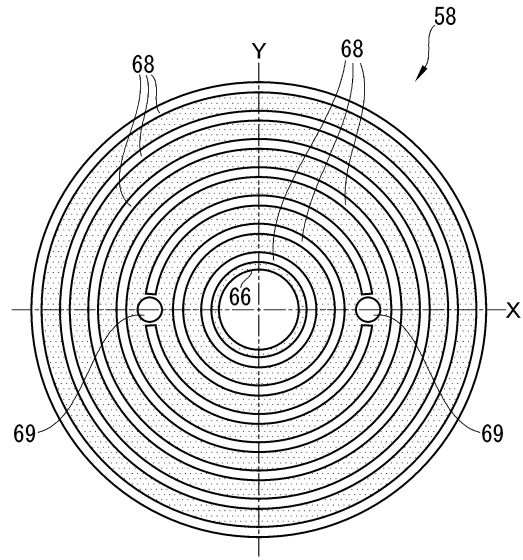
50

【図面】

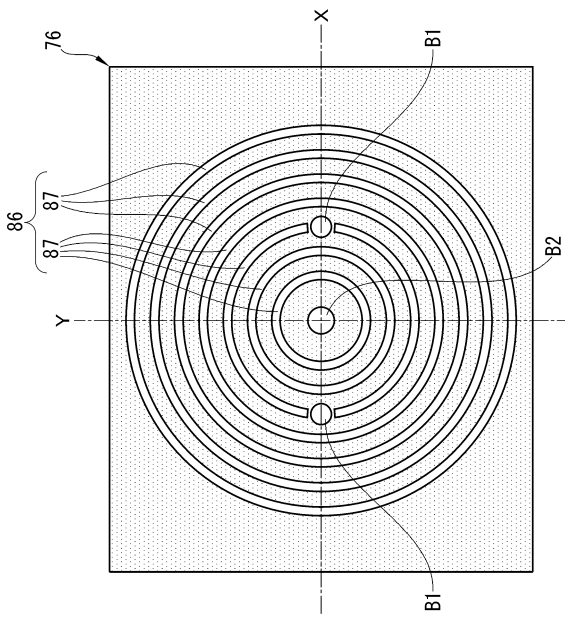
【図 1】



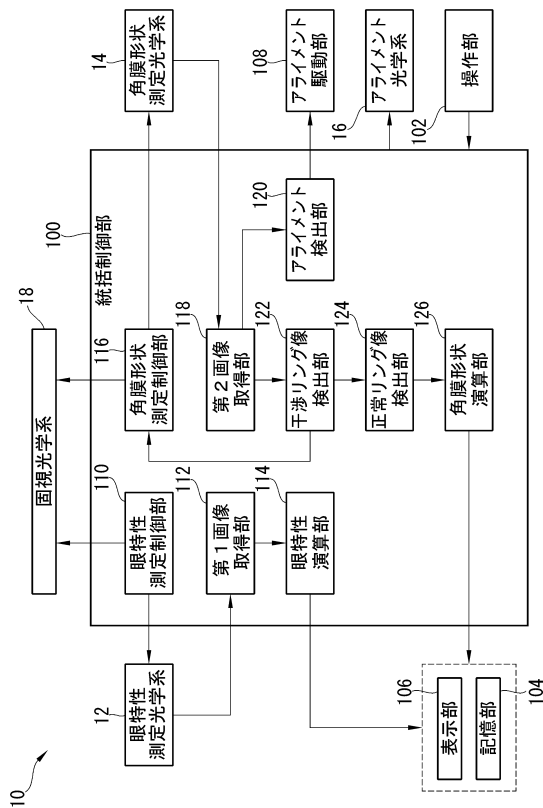
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

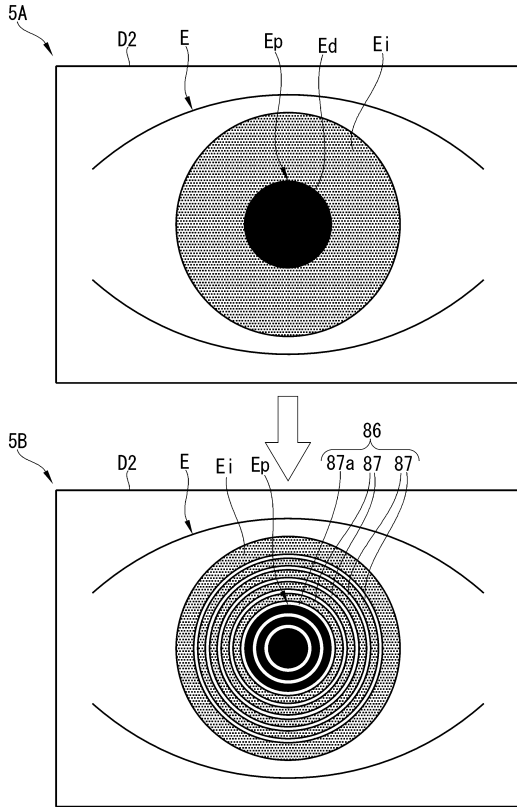
20

30

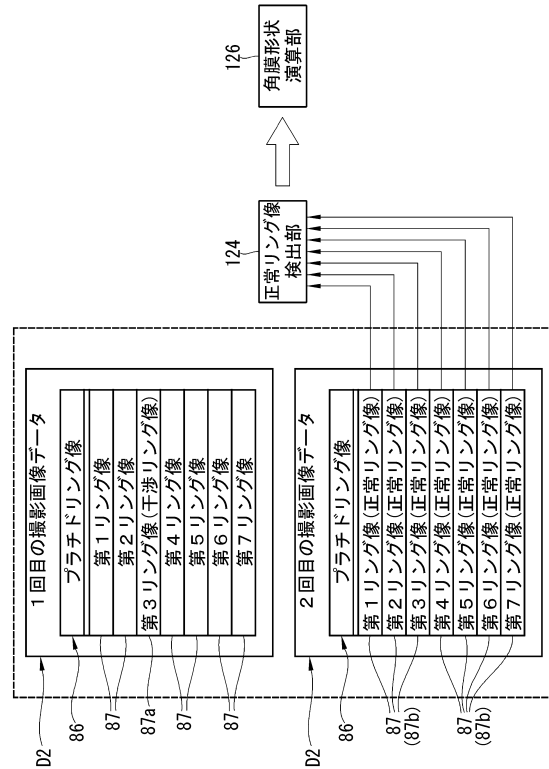
40

50

【 図 5 】



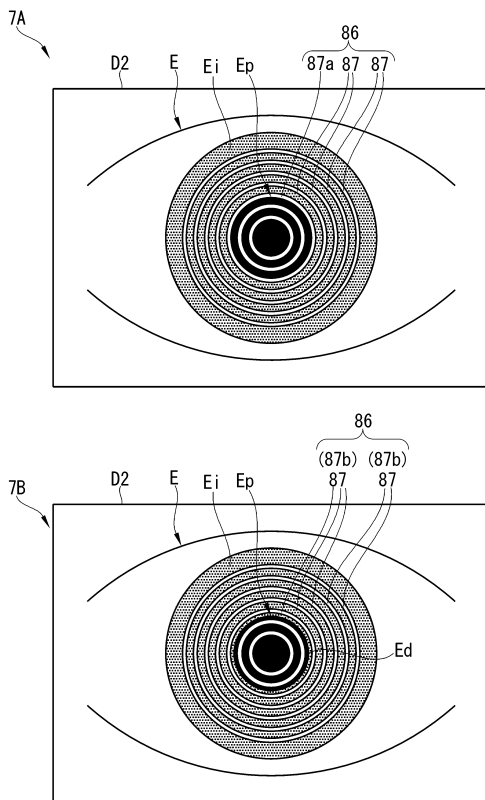
【 図 6 】



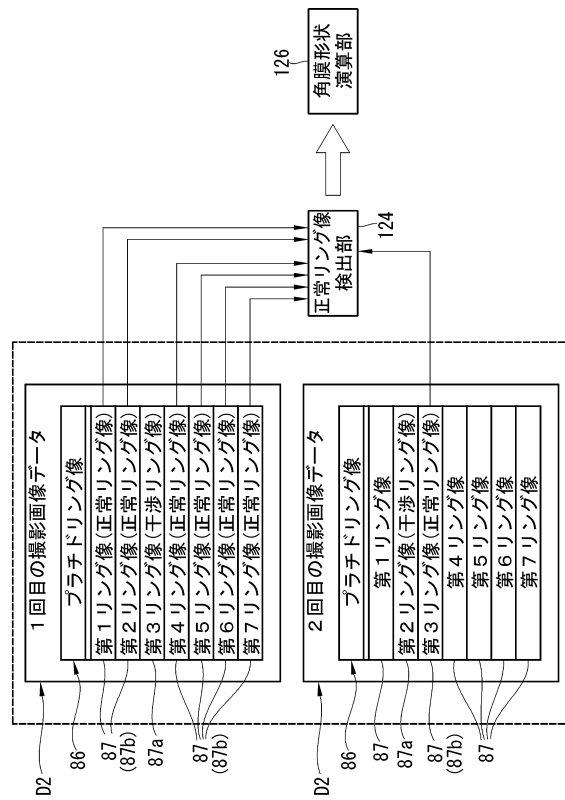
10

20

【 図 7 】



【 図 8 】

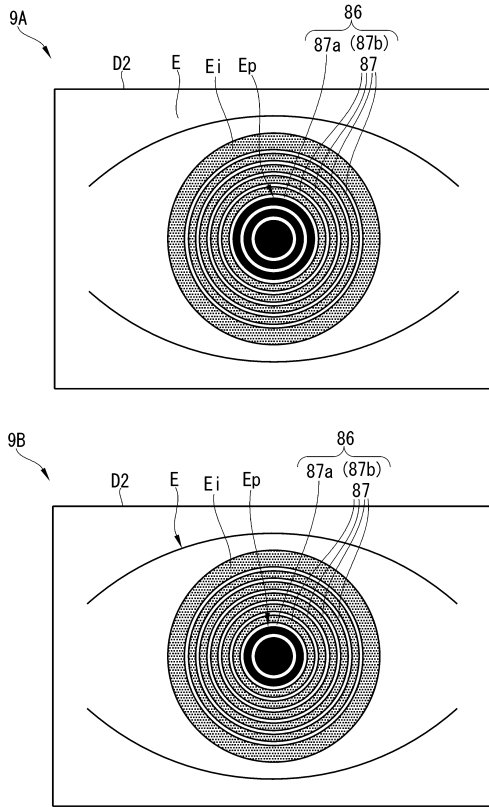


30

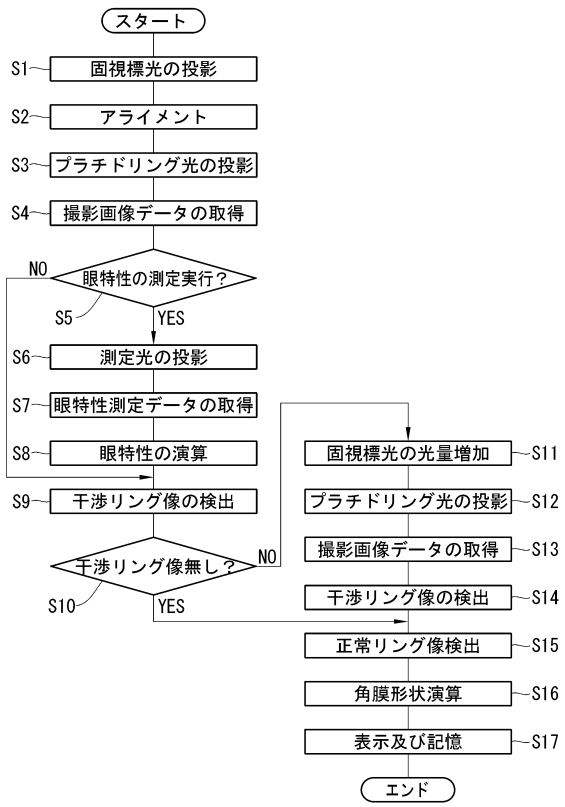
40

50

【図9】



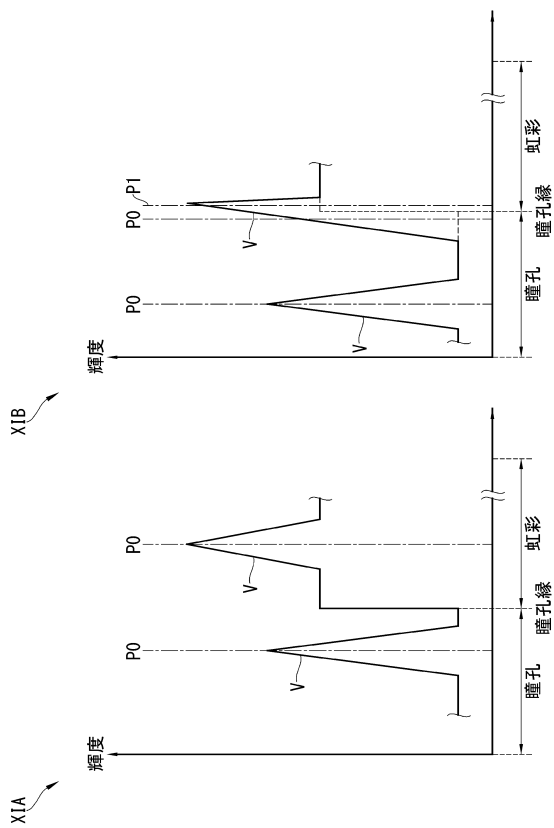
【図10】



10

20

【図11】



30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2014-223192(JP,A)
米国特許出願公開第2014/0340635(US,A1)
特開2015-104554(JP,A)
米国特許出願公開第2015/0150448(US,A1)
特開2006-034744(JP,A)
米国特許出願公開第2016/0270654(US,A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 3/107