

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7143577号
(P7143577)

(45)発行日 令和4年9月29日(2022.9.29)

(24)登録日 令和4年9月20日(2022.9.20)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

F I

A 6 1 B

3/10

請求項の数 1 (全25頁)

(21)出願番号	特願2017-191478(P2017-191478)	(73)特許権者	000135184 株式会社ニデック 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
(22)出願日	平成29年9月29日(2017.9.29)	(74)代理人	100166785 弁理士 大川 智也
(65)公開番号	特開2019-63238(P2019-63238A)	(72)発明者	滝井 通浩 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
(43)公開日	平成31年4月25日(2019.4.25)	(72)発明者	株式会社ニデック拾石工場内 立花 献
審査請求日	令和2年8月25日(2020.8.25)	(72)発明者	愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社ニデック拾石工場内 田中 真樹
		(72)発明者	愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社ニデック拾石工場内 柄久保 裕司郎
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 眼科装置

(57)【特許請求の範囲】**【請求項1】**

被検者の視機能の検査を行う眼科装置であって、

前記被検者の左眼および右眼の少なくとも一方の前眼部画像を撮影する前眼部撮影部と、
 前記被検者の左眼および右眼の少なくとも一方に固視標を呈示する固視標呈示部と、
 前記眼科装置の制御を司る制御部と、

を備え、

前記制御部は、

前記前眼部撮影部によって撮影された前記前眼部画像を処理することで、前記被検者の左眼および右眼の少なくとも一方の眼位を測定すると共に、

前記被検者の左眼および右眼の少なくとも一方に対する前記固視標の呈示と非呈示が切り替えられる呈示切替時以前における複数の切替前タイミングの検査対象眼の眼位の測定結果と、前記呈示切替時よりも後における複数の切替後タイミングの眼位の測定結果から、前記呈示切替時以前において測定された頻度が最も高い第1最頻値と、前記呈示切替時よりも後において測定された頻度が最も高い第2最頻値を特定し、

前記第1最頻値と前記第2最頻値のずれ量を、前記検査対象眼の眼位の状態を示す眼位状態情報として生成することを特徴とする眼科装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本開示は、被検者の視機能の検査を行う眼科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被検者の視機能の検査を行うための種々の眼科装置が知られている。例えば、特許文献1に記載の自覚式検眼装置は、屈折度の矯正が可能な矯正光学系を被検者の眼前に個別に配置し、矯正光学系を介して検査視標を被検者の眼底へ投光する。検者は、被検者の応答を受けて、被検者が適正に視標を見るまで矯正光学系の調整を行うことで、被検者眼の屈折力を測定する。また、特許文献2に記載の自覚式検眼装置は、矯正光学系を介した検査視標画像を被検者の眼前に形成することで、矯正光学系を被検者の眼前に配置することなく屈折力を測定する。被検者の視機能には、屈折力以外にも、眼が向く方向である眼位に関する機能もある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開平5-176893号公報

米国特許第3874774号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来の技術では、眼位に関する状態を他覚的に（客観的に）検査することは困難であった。例えば、眼位に関する状態の一つに斜位がある。斜位の有無を検査する方法として、例えば、カバーアンカバーテストが知られている。カバーアンカバーテストでは、片方の眼の視界を覆っていたカバーを取り外し、その際の眼の動きを検者が目視で確認することで、斜位の有無が検査される。この方法では、検査に熟練を要するうえに、検査結果を定量的に示すことも困難である。また、検眼装置によってプリズムを附加することで斜位検査を行う方法も存在するが、自覚的な検査であるため、被検者の応答によっては、検査結果が安定しない場合や、検査に時間を要する場合もあり得る。

20

【0005】

本開示の典型的な目的は、眼位に関する状態の他覚的な検査を適切に行うことが可能な眼科装置を提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示における典型的な実施形態が提供する眼科装置は、被検者の視機能の検査を行う眼科装置であって、前記被検者の左眼および右眼の少なくとも一方の前眼部画像を撮影する前眼部撮影部と、前記被検者の左眼および右眼の少なくとも一方に固視標を呈示する固視標呈示部と、前記眼科装置の制御を司る制御部と、を備え、前記制御部は、前記前眼部撮影部によって撮影された前記前眼部画像を処理することで、前記被検者の左眼および右眼の少なくとも一方の眼位を測定すると共に、前記被検者の左眼および右眼の少なくとも一方に対する前記固視標の呈示と非呈示が切り替えられる呈示切替時以前における複数の切替前タイミングの検査対象眼の眼位の測定結果と、前記呈示切替時よりも後における複数の切替後タイミングの眼位の測定結果から、前記呈示切替時以前において測定された頻度が最も高い第1最頻値と、前記呈示切替時よりも後において測定された頻度が最も高い第2最頻値を特定し、前記第1最頻値と前記第2最頻値のずれ量を、前記検査対象眼の眼位の状態を示す眼位状態情報として生成する。

40

【0008】

本開示に係る眼科装置によると、眼位に関する状態の他覚的な検査が適切に行われる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】眼科装置1の外観斜視図である。

【図2】左眼用測定部7Lの構成を示す図である。

50

【図3】本実施形態の眼科装置1の内部を正面方向(図1のA方向)から見た概略構成図である。

【図4】本実施形態の眼科装置1の内部を右側面方向(図1のB方向)から見た概略構成図である。

【図5】本実施形態の眼科装置1の内部を上方(図1のC方向)から見た概略構成図である。

【図6】被検者の右眼の前眼部画像110の一例を示す図である。

【図7】斜位検査において、検査対象眼への固視標31Kの呈示が非呈示に切り替えられる前の眼位を示す模式図である。

【図8】斜位検査において、検査対象眼への固視標31Kの呈示が非呈示に切り替えられてから十分な時間が経過した後の眼位を示す模式図である。 10

【図9】眼位変化グラフの一例を示す図である。

【図10】同一の時間帯における眼位変化グラフと光学特性変化グラフを比較した図である。

【図11】眼位測定結果の値毎の測定頻度を示すヒストグラムである。

【発明を実施するための形態】

【0010】

<概要>

本開示で例示する眼科装置は、前眼部撮影部、固視標呈示部、および制御部を備える。前眼部撮影部は、被検者の左眼および右眼の少なくとも一方の前眼部画像を撮影する。固視標呈示部は、被検者の左眼および右眼の少なくとも一方に固視標を呈示することで、固視標を注視させる。制御部は、前眼部撮影部によって撮影された前眼部画像を処理することで、被検者の左眼および右眼の少なくとも一方の眼位を測定する。眼位とは、眼が向く方向である。制御部は、左眼および右眼の少なくとも一方に対する固視標の呈示と非呈示が切り替えられた呈示切替時よりも後のタイミング、および、呈示切替時以前のタイミングを含む少なくとも2つのタイミングにおける検査対象眼の眼位の測定結果に基づいて、検査対象眼の眼位の状態を示す眼位状態情報を生成する。 20

【0011】

本開示で例示する眼科装置によると、固視標の呈示切替の前後における眼位の状態を示す眼位状態情報が、前眼部画像に基づいて得られる。従って、眼位に関する状態の他覚的な検査が、適切に実行される。 30

【0012】

なお、前眼部画像から眼位を測定するための具体的な方法は、適宜選択できる。例えば、制御部は、前眼部画像を処理することで眼の瞳孔位置を検出し、検出した瞳孔位置に基づいて眼位を測定してもよい。この場合、瞳孔位置は、瞳孔のいずれの部位であってもよい。例えば、瞳孔の中心位置、および、瞳孔の外周端部の位置等の少なくともいずれかが、瞳孔位置として検出されてもよい。また、左眼および右眼の瞳孔間距離に基づいて眼位が測定されてもよい。

【0013】

また、制御部は、前眼部画像を処理することで眼の角膜頂点位置を検出し、検出した角膜頂点位置に基づいて眼位を測定してもよい。角膜頂点位置は、例えば、眼に投影された視標像を検出し、検出した視標像の位置に基づいて検出されてもよい。また、左眼および右眼の角膜頂点間の距離に基づいて眼位が測定されてもよい。 40

【0014】

また、制御部は、前眼部画像を処理することで眼の瞳孔位置と角膜頂点位置を共に検出し、検出した瞳孔位置および角膜頂点位置に基づいて眼位を測定してもよい。この場合、例えば、瞳孔中心位置と角膜頂点位置のいずれに基づいて眼位が測定されてもよい。なお、眼位の絶対的な値が測定される必要は必ずしも無く、少なくとも眼位の変化が測定結果に基づいて判別できればよい。

【0015】

10

20

30

40

50

制御部は、少なくとも呈示切替時以後における検査対象眼の眼位と時間の関係を示す眼位変化グラフのデータを、眼位状態情報として生成してもよい。この場合、固視標の呈示と非呈示を切り替えたことに起因する検査対象眼の眼位の時間変化が、眼位変化グラフによって適切に把握される。また、検者は、眼位変化グラフを見ることで、斜位の有無等の診断を行うことも可能である。ただし、眼科装置は、眼位変化グラフを生成せずに、眼位のずれ量（後述する）のみを生成してもよい。

【0016】

なお、制御部は、眼位変化グラフを表示部に表示させてもよい。この場合、制御部は、検査対象眼の眼位の検査中に連続して眼位を測定し、検査中にリアルタイムで眼位変化グラフを表示部に表示させてもよい。また、制御部は、検査中に連続して撮影された前眼部画像に基づいて、検査後に眼位変化グラフのデータを生成してもよい。10

【0017】

また、眼位変化グラフは、例えば、複数の眼位の測定結果を測定タイミング毎にプロットしたグラフであってもよいし、複数の眼位の測定結果に基づいて生成された近似曲線のグラフであってもよい。

【0018】

制御部は、固視標の呈示切替時以前における少なくとも1つの切替前タイミングの眼位の測定結果と、呈示切替時よりも後における少なくとも1つの切替後タイミングの眼位の測定結果のずれ量を、眼位状態情報として生成してもよい。

【0019】

この場合、固視標の呈示と非呈示を切り替えたことに起因する眼位のずれ量が、定量的に把握される。従って、例えば、斜位の有無等の眼位に関する診断が、より適切に行われる。ただし、眼科装置は、眼位のずれ量を生成せずに、眼位変化グラフのみを生成してもよい。20

【0020】

制御部は、固視標の呈示切替時から待機時間が経過した基準タイミング以後の、少なくとも1つの切替後タイミングにおける眼位の測定結果に基づいて、眼位のずれ量を生成してもよい。斜位がある場合の眼位は、固視標の呈示と非呈示が切り替えられてから徐々に変化した後、時間の経過と共に安定していく傾向がある。従って、固視標の呈示と非呈示が切り替えられた直後の眼位の測定結果が用いられると、生成される眼位のずれ量が不適切な値となり易い。これに対し、待機時間が経過した以後の眼位の測定結果が用いられることで、生成される眼位のずれ量の精度が向上する。なお、待機時間の長さは、固視標の呈示と非呈示が切り替えられてから、検査対象眼の眼位の変化が安定するまでに要する時間以上の長さに設定してもよい。この場合、安定した状態の眼位に基づいて、眼位ずれ量が算出される。眼科装置では、1つまたは複数の待機時間が予め設定されていてもよい。30

【0021】

制御部は、基準タイミングを指定する指示の入力を受け付けると共に、入力された指示に応じて基準タイミングを設定してもよい。この場合、検者は、種々の事情（例えば、自らの経験、被検者眼の状態等）に応じて、基準タイミングを望ましいタイミングに設定できる。40

【0022】

なお、基準タイミングの指定指示を受け付けるための具体的な方法は、適宜選択できる。例えば、制御部は、固視標の呈示切替時から基準タイミングまでの待機時間の長さをユーザ（例えば検者）に指定させることで、基準タイミングの指定指示を受け付けてもよい。また、基準タイミングの指定指示を検査中にリアルタイムで受け付ける場合、制御部は、指定指示が入力されたタイミングを基準タイミングに設定してもよい。

【0023】

また、制御部は、眼位変化グラフを表示部に表示させた状態で、基準タイミングの指定指示の入力を受け付けてもよい。この場合、検者は、眼位の変化の状態を眼位変化グラフによって把握したうえで、基準タイミングを適切なタイミングに指定することができる。50

なお、眼位変化グラフの表示と基準タイミングの設定は、検査中にリアルタイムで行われてもよいし、検査後に行われてもよい。眼位変化グラフの表示と基準タイミングの設定を検査後に行う場合、制御部は、眼位変化グラフ上の所望のタイミングをユーザに指定させることで、基準タイミングの指定指示の入力を受け付けてもよい。

【0024】

また、指定されたタイミングを基準タイミングに設定する場合、基準タイミングの設定を禁止する期間が設けられてもよい。例えば、固視標の表示と非表示が切り替えられてから、検査対象眼の眼位の変化が安定するまでに必要な最低の待機時間（例えば1秒以上）が経過するまでの間が、基準タイミングの設定を禁止する期間とされてもよい。この場合、検者は、眼位の変化の安定に必要な最低の待機時間が経過した後にのみ、基準タイミングを指定することができる。よって、安定した状態の眼位に基づいて、眼位ずれ量が算出され易い。10

【0025】

制御部は、複数の切替後タイミングにおける眼位の測定結果に基づいて、表示切替時よりも後における検査対象眼の眼位が安定したタイミングを検出し、検出したタイミングを基準タイミングとして設定してもよい。この場合、適切な基準タイミングが自動的に眼科装置によって設定される。

【0026】

なお、眼位が安定したタイミングを検出するための具体的な方法は、適宜選択できる。

【0027】

例えば、制御部は、複数の切替後タイミングにおける眼位の測定結果から、測定結果の揺らぎを検出してもよい。制御部は、検出した揺らぎが閾値以下となったタイミングを、眼位が安定したタイミングとして検出してもよい。測定結果の揺らぎには、例えば、単位時間内における複数の測定結果の標準偏差、単位時間内における複数の測定結果の最大値と最小値の差、変動する測定結果の周波数等の少なくともいずれかを用いてもよい。この場合、検出結果の揺らぎに基づいて、眼位が安定したタイミングが適切に検出される。なお、制御部は、検出した測定結果の揺らぎの情報を、眼位状態情報として出力してもよい。この場合、検者は、検査対象眼の眼位の状態をより適切に判断することができる。20

【0028】

また、制御部は、複数の切替後タイミングにおける眼位の測定結果から、眼位と時間の関係を示す近似曲線のデータを生成してもよい。制御部は、近似曲線の傾きが閾値以下となったタイミングを、眼位が安定したタイミングとして検出してもよい。この場合、眼位の変動を示す近似曲線に基づいて、眼位が安定したタイミングが適切に検出される。なお、前述したように、制御部は、生成した近似曲線のデータを眼位状態情報として出力してもよい。30

【0029】

眼科装置は、他覚式測定部を備えていてもよい。他覚式測定部は、検査対象眼に測定光を出射し、その反射光を受光することで、検査対象眼の光学特性を他覚的に測定する。制御部は、複数の切替後タイミングにおいて測定された検査対象眼の光学特性の測定結果に基づいて、表示切替後における検査対象眼の眼位が安定したタイミングを検出し、検出したタイミングを基準タイミングとして設定してもよい。眼位が安定すると、検査対象眼の光学特性も安定し易い。従って、検査対象眼の光学特性が安定したタイミングを基準タイミングとして設定することで、適切な基準タイミングが自動的に設定される。40

【0030】

なお、眼位が安定したタイミングを光学特性の測定結果に基づいて検出するための具体的な方法も、適宜選択できる。

【0031】

例えば、制御部は、複数の切替後タイミングにおける光学特性の測定結果から、測定結果の揺らぎ（例えば、単位時間内における複数の測定結果の標準偏差、単位時間内における複数の測定結果の最大値と最小値の差、変動する測定結果の周波数等の少なくともいず50

れか)を検出してもよい。制御部は、検出した揺らぎが閾値以下となったタイミングを、眼位が安定したタイミングとして検出してもよい。なお、制御部は、光学特性の測定結果の揺らぎの情報を出力してもよい。

【0032】

また、制御部は、複数の切替後タイミングにおける光学特性の測定結果から、光学特性と時間の関係を示す近似曲線のデータを生成してもよい。制御部は、近似曲線の傾きが閾値以下となったタイミングを、眼位が安定したタイミングとして検出してもよい。なお、制御部は、光学特性の測定結果の変動を示す近似曲線のデータを出力してもよい。

【0033】

眼位の安定を検出するために用いられる光学特性には、例えば、検査対象眼の屈折力等が用いられてもよい。屈折力以外の他覚的な測定結果(例えば、検査対象眼の瞳孔の大きさ等)によって、眼位の安定が検出されてもよい。また、眼位の測定結果と光学特性の測定結果の両方に基づいて、眼位の安定が検出されてもよい。

10

【0034】

制御部は、眼位および光学特性の少なくともいずれかの測定結果に基づいて、眼位が安定したタイミング(以下、「眼位安定タイミング」という)を検出する場合、固視標の呈示切替時から眼位安定タイミングまでの時間の情報を出力してもよい。この場合、検者は、検査対象眼の眼位の状態を、より適切に把握することができる。

【0035】

制御部は、基準タイミング以後における複数の切替後タイミングにおいて測定された複数の眼位測定結果から、平均値、最大値と最小値の中間値、または、測定頻度が最も多い最頻値を特定してもよい。制御部は、特定した値と、切替前タイミングにおける眼位測定結果のずれ量を、眼位状態情報として算出してもよい。この場合、眼位の変動の影響がさらに抑制されたうえで、眼位のずれ量が算出される。

20

【0036】

なお、固視標の呈示切替時以前の切替前タイミングの測定結果についても、複数の眼位測定結果の平均値、中間値、または最頻値が用いられてもよいことは言うまでもない。また、1つの切替後タイミングにおける眼位測定結果、および、1つの切替前タイミングにおける眼位測定結果の少なくともいずれかに基づいて、眼位のずれ量が算出されてもよい。

【0037】

制御部は、複数の切替前タイミングにおける複数の眼位測定結果と、複数の切替後タイミングにおける複数の眼位測定結果から、呈示切替時以前において測定された頻度が最も高い第1最頻値と、呈示切替時よりも後において測定された頻度が最も高い第2最頻値を特定してもよい。制御部は、第1最頻値と第2最頻値のずれ量を、眼位状態情報として算出してもよい。この場合、固視標の呈示切替時以前において安定した状態の眼位と、固視標の呈示切替時よりも後において安定した状態の眼位のずれ量が、適切に算出される。よって、生成(算出)される眼位のずれ量の精度が向上する。

30

【0038】

制御部は、固視標の呈示と非呈示が切り替えられた呈示切替時を取得し、取得した呈示切替時に基づいて眼位状態情報を生成してもよい。この場合、呈示切替時に基づいた精度の高い眼位状態情報が生成される。

40

【0039】

なお、呈示切替時を取得するための具体的な方法は適宜選択できる。例えば、制御部は、呈示切替時を指定するためのユーザからの指示の入力を受け付けることで、呈示切替時を取得してもよい。また、可視光遮断部材の挿脱によって固視標の呈示と非呈示が切り替えられる場合、制御部は、前眼部撮影部によって受光される不可視光の強度が可視光遮断部材の挿脱によって変化した時点を画像処理等によって検出することで、呈示切替時を取得してもよい。眼科装置は、可視光遮断部材が挿脱されたことを検出するセンサを備えていてもよい。また、固視標の呈示と非呈示を切り替える切替手段(例えば、固視標を呈示可能なディスプレイ、または、固視標を含む視標板を駆動するアクチュエータ等)が設け

50

られている場合、制御部は、切替手段によって固視標の呈示と非呈示を切り替えた時点を、呈示切替時として取得してもよい。

【0040】

前眼部撮影部は、不可視光を受光することで前眼部画像を撮影してもよい。また、可視光遮断部材が眼前に挿脱されることで、固視標の呈示と非呈示が切り替えられてもよい。可視光遮断部材は、前眼部撮影部が受光する不可視光の少なくとも一部を透過し、且つ、固視標の呈示する可視光を遮断する。

【0041】

この場合、前眼部撮影部は、可視光遮断部材を透過する不可視光を用いることで、固視標の呈示と非呈示を切り替える方の眼の眼位を測定する場合であっても、固視標の呈示切替時の前後を通じて適切に前眼部を撮影することができる。さらに、固視標の呈示を停止させる場合には、可視光遮断部材が眼前に挿入される。従って、眼科装置の内部で固視標の呈示を遮断する場合等とは異なり、呈示停止後に被検者眼が装置の一部を注視してしまう可能性が低い。従って、固視標の呈示停止後は、固視が適切に解除される。

10

【0042】

なお、固視標の呈示と非呈示を切り替える方法を変更することも可能である。例えば、眼科装置は、固視標を表示可能なディスプレイを制御し、ディスプレイにおける固視標の表示と消去を切り替えることで、固視標の呈示と非呈示を切り替えてよい。また、眼科装置は、固視標が設けられた視標板をアクチュエータ（例えばモータ等）によって駆動することで、固視標の呈示と非呈示を切り替えてよい。眼科装置は、固視標の呈示光路に設けられた偏光素子によって、固視標の呈示と非呈示を切り替えてよい。また、可視光遮断部材を眼前に挿脱させる代わりに、可視光の一部のみを透過する半透明部材を眼前に挿脱させることで、固視標の呈示と非呈示が切り替えられてもよい。半透明部材が眼前に挿入された場合でも、被検者眼から見た固視標がぼけるので、固視標の呈示と非呈示が適切に切り換える。

20

【0043】

制御部は、眼位の測定に用いられた前眼部画像のデータを記憶手段に記憶させてもよい。制御部は、過去に撮影された前眼部画像の撮影タイミングを指定する指示の入力を受け付けると共に、指定された撮影タイミングで撮影された前眼部画像を表示部に表示させてもよい。この場合、検者は、所望のタイミングにおける眼位の測定結果と、その眼位の測定に用いられた前眼部画像を容易に比較することができる。従って、検者は、例えば、眼位の測定結果に疑問がある場合等に、眼位の測定に用いられた前眼部画像を確認したうえで適切な判断を行うことができる。

30

【0044】

なお、眼科装置は、本開示において例示する複数の技術の一部のみを採用することも可能である。例えば、眼科装置は、固視標の呈示および非呈示に関わらず、眼位と時間の関係を示す眼位変化グラフのデータを作成してもよい。詳細には、眼科装置は、固視標の呈示中における眼位変化グラフを作成してもよいし、固視標の呈示停止時から所定時間経過した後の眼位変化グラフを作成してもよい。この場合でも、検者は、眼位の時間変化を眼位変化グラフによって適切に把握することができる。

40

【0045】

<実施形態>

以下、本開示における典型的な実施形態の1つについて、図面を参照して説明する。一例として、本実施形態では、被検者眼の眼位に関する状態の他覚的検査に加えて、被検者眼の光学特性（例えば屈折力等）の自覚的測定と他覚的測定も実施することが可能な眼科装置1を例示する。しかし、本開示で例示する技術の少なくとも一部は、例えば、眼位に関する状態の他覚的検査のみを実施する眼科装置にも適用できるし、光学特性の自覚的測定および他覚的測定の一方を実施するための構成を備えない眼科装置にも適用できる。また、眼科装置は、被検者の視機能のうち、眼位に関する機能および光学特性以外の視機能の検査も実施できてもよい。

50

【 0 0 4 6 】**(概略構成)**

図 1 を参照して、本実施形態の眼科装置 1 の概略構成について説明する。本実施形態の眼科装置 1 は、筐体 2 、呈示窓 3 、タッチパネル（操作部および表示部）4 、顎台 5 、基台 6 、および撮影光学系 100 等を備える。筐体 2 は、内部に各種部材を収納する。例えば、筐体 2 の内部には、後述する測定部 7（左眼用測定部 7L および右眼用測定部 7R ）が設けられている。呈示窓 3 は、被検者に視標を呈示するために用いられる。例えば、左眼用測定部 7L および右眼用測定部 7R から出射される視標光束が、呈示窓 3 を介して被検者眼に投影される。

【 0 0 4 7 】

タッチパネル 4 は、画像を表示すると共に、ユーザによって操作される。すなわち、本実施形態では、ユーザ（例えば検者等）が各種指示を入力するために操作する操作部と、画像を表示する表示部（ディスプレイ）が、タッチパネル 4 によって兼用される。ただし、操作部と表示部が別で設けられてもよいことは言うまでもない。操作部は、入力された操作指示に応じた信号を、後述する制御ユニット 70（図 2 参照）に出力する。操作部には、例えば、マウス、ジョイスティック、キーボード等の少なくともいずれかが用いられてもよい。表示部は、眼科装置 1 の本体に搭載されていてもよいし、眼科装置 1 とは別で設けられていてもよい。例えば、眼科装置 1 に接続されたパソコンコンピュータ（以下、「PC」という）のディスプレイに、各種データ（例えば、後述する眼位変化グラフ、および眼位ずれ量等）が表示されてもよい。複数の表示部が併用されてもよい。

【 0 0 4 8 】

顎台 5 には被検者の顎を支持する。顎台 5 に被検者の顎が乗せられることで、被検者眼と眼科装置 1 の距離が一定に保たれると共に、被検者の顔の動きが抑制される。顎台 5 の代わりに、額当てまたは顔当て等が用いられてもよい。基台 6 には、顎台 5 と筐体 2 が固定されている。撮影光学系 100 は、撮影素子およびレンズ（図示せず）を備えている。撮影光学系 100 は、被検者の顔を撮影することができる。

【 0 0 4 9 】**(測定部)**

図 2 を参照して、測定部 7 の構成について説明する。本実施形態では、左眼用測定部 7L の構成と右眼用測定部 7R の構成は略同一である。従って、以下では左眼用測定部 7L について説明を行い、右眼用測定部 7R の説明は省略する。左眼用測定部 7L は、自覚式測定部 25 、他覚式測定部 10 、第 1 指標投影光学系 45 、第 2 指標投影光学系 46 、および前眼部撮影部 50 を備える。

【 0 0 5 0 】**(自覚式測定部)**

自覚式測定部 25 は、被検者の応答に応じて被検者眼の光学特性を測定するために用いられる。つまり、自覚式測定部 25 によって、被検者眼の光学特性が自覚的に測定される。本実施形態では、一例として、被検者眼の光学特性（眼屈折力、コントラスト感度、両眼視機能等）のうち、眼屈折力が自覚式測定部 25 によって測定される。本実施形態の自覚式測定部 25 は、投光光学系（視標投光系）30 、矯正光学系 60 、および補正光学系 90 を備える。

【 0 0 5 1 】

投光光学系 30 は、視標光束を被検者眼に向けて投影する。本実施形態の投光光学系 30 は、ディスプレイ 31 、投光レンズ 33 、投光レンズ 34 、反射ミラー 36 、ダイクロイックミラー 35 、ダイクロイックミラー 29 、および対物レンズ 14 を備える。視標光束は、ディスプレイ 31 から出射された後、投光レンズ 33 、投光レンズ 34 、反射ミラー 36 、ダイクロイックミラー 35 、ダイクロイックミラー 29 、および対物レンズ 14 の順にそれぞれの光学部材を経由して、被検者眼に投影される。

【 0 0 5 2 】

ディスプレイ 31 には、例えば、ランドルト環視標等の検査視標、および、被検者眼を

10

20

30

40

50

固視させるための固視標（後述する眼位測定時および他覚測定時に用いられる）等が表示される。ディスプレイ31から出射された視標光束は、被検者眼に向けて投影される。つまり、本実施形態のディスプレイ31および投光光学系30は、被検者眼に固視標を呈示する固視標呈示部の一例である。ディスプレイ31には、例えばLCD等の各種表示機器を使用できる。なお、被検者眼に固視標を呈示するための構成および方法を変更することも可能である。例えば、本実施形態では、被検者の左眼および右眼に別々に固視標の光束が投影される。しかし、眼科装置1は、1つの固視標を左眼および右眼の両方に呈示してもよい。また、眼科装置1は、視標板に設けられた固視標を光路上に位置させることで、被検者眼に固視標を呈示してもよい。

【0053】

矯正光学系60は、乱視矯正光学系63および駆動機構39を備える。乱視矯正光学系63は、投光レンズ33と投光レンズ34の間に配置されている。本実施形態では、乱視矯正光学系63は、被検者眼の円柱度数および円柱軸等を矯正するために用いられる。例えば、乱視矯正光学系63は、焦点距離が等しい2つの正の円柱レンズ61a, 61bを備える。円柱レンズ61a, 61bは、回転機構62a, 62bの各々によって駆動されることで、光軸L2を中心として独立して回転される。なお、乱視矯正光学系63の構成を変更することも可能である。例えば、矯正レンズが投光光学系30の光路に挿脱されることで、円柱度数等が矯正されてもよい。

【0054】

駆動機構39は、モータおよびスライド機構を備え、ディスプレイ31を光軸L2の方向に移動させる。例えば、自覚測定時にディスプレイ31が移動されることで、被検者眼に対する視標の呈示位置（呈示距離）が光学的に変えられる。その結果、球面度数が矯正される。また、他覚測定時にディスプレイ31が移動されることで、被検者眼に雲霧が掛けられる。なお、球面度数を矯正するための構成を変更することも可能である。例えば、光路中に光学素子が挿脱されることで球面度数が矯正されてもよい。また、光路中に配置されたレンズが光軸方向に移動されることで、球面度数が矯正されてもよい。

【0055】

なお、本実施形態では、球面度数、円柱度数、および円柱軸を矯正する矯正光学系60が例示されている。しかし、矯正光学系は、他の光学特性（例えばプリズム値等）を矯正してもよい。プリズム値が矯正されることで、被検者眼が斜位眼であっても視標光束が被検者眼に適切に投影される。

【0056】

また、本実施形態では、円柱度数および円柱軸を矯正する乱視矯正光学系63と、球面度数を矯正する駆動機構39が別で設けられている。しかし、球面度数、円柱度数、および円柱軸が、同一の構成によって矯正されてもよい。例えば、波面を変調させる光学系によって、球面度数、円柱度数、および円柱軸が矯正されてもよい。また、複数の光学素子（例えば、球面レンズ、円柱レンズ、および分散プリズム等の少なくともいずれか）が同一円周上に配置されたレンズディスクと、レンズディスクを回転させるアクチュエータが、矯正光学系として用いられてもよい。この場合、レンズディスクが回転されて、光軸L2上に位置する光学素子が切り替えられることで、種々の光学特性が矯正される。また、光軸L2上に配置された光学素子（例えば、円柱レンズ、クロスシリンダレンズ、およびロータリープリズム等の少なくともいずれか）が、アクチュエータによって回転されてもよい。

【0057】

補正光学系90は、対物レンズ14と、後述する偏向ミラー81（図3等参照）の間に配置されている。補正光学系90は、例えば、自覚式測定部25において生じる光学収差を補正するために用いられてもよい。また、補正光学系90は、光学収差における非点収差を補正するために用いられてもよい。本実施形態の補正光学系90は、焦点距離が等しい2つの正の円柱レンズ91a, 91bを備える。円柱レンズ91a, 91bは、回転機構92a, 92bの各々によって駆動されることで、光軸L3を中心として独立して回転

10

20

30

40

50

される。補正光学系 9 0 は、円柱度数と円柱軸を調整することで、非点収差を補正することができる。なお、補正光学系 9 0 の構成を変更することも可能である。例えば、補正レンズが光路 L E に挿脱されることで、光学収差が補正されてもよい。また、矯正光学系 6 0 が補正光学系 9 0 を兼用してもよい。この場合、円柱度数と円柱軸に加えて非点収差量が考慮されることで、矯正光学系 6 0 が駆動される。

【 0 0 5 8 】

(他覚式測定部)

他覚式測定部 1 0 は、被検者眼の光学特性を他覚式に測定するために用いられる。他覚式測定部 1 0 は、被検者眼の光学特性として、例えば眼屈折力、眼軸長、および角膜形状等の少なくともいずれかを測定してもよい。一例として、本実施形態では、被検者眼の眼屈折力を測定するための他覚式測定部 1 0 を例示して説明を行う。

10

【 0 0 5 9 】

他覚式測定部 1 0 は、投影光学系（投光光学系）1 0 a、受光光学系 1 0 b、および補正光学系 9 0 を備える。一例として、本実施形態の投影光学系 1 0 a は、被検者眼の瞳孔中心部を介して、被検者眼の眼底にスポット状の測定光を投影する。また、本実施形態の受光光学系 1 0 b は、眼底から反射された測定光の反射光を、瞳孔周辺部を介してリング状に取り出し、二次元撮影素子 2 2 によってリング状の眼底反射像を撮影する。

【 0 0 6 0 】

本実施形態の投影光学系 1 0 a は、測定光源 1 1、リレーレンズ 1 2、ホールミラー 1 3、プリズム 1 5、駆動部（モータ）2 3、ダイクロイックミラー 3 5、ダイクロイックミラー 2 9、および対物レンズ 1 4 を備える。プリズム 1 5 は、光束偏向部材である。駆動部 2 3 は、プリズム 1 5 を光軸 L 1 を中心として回転駆動させる。光源 1 1 は、被検者眼の眼底と共に役な関係となる。ホールミラー 1 3 のホール部は、被検者眼の瞳孔と共に役な関係となる。プリズム 1 5 は、被検者眼の瞳孔と共に役となる位置から外れた位置に配置されており、通過する光束を光軸 L 1 に対して偏心させる。なお、光束偏向部材の構成を変更することも可能である。例えば、プリズム 1 5 に代えて、光軸 L 1 に対して斜めに配置される平行平面板が、光束偏向部材として用いられてもよい。

20

【 0 0 6 1 】

ダイクロイックミラー 3 5 は、自覚式測定部 2 5 の光軸 L 2 と、他覚式測定部 1 0 の光軸 L 1 を同軸にする。ビームスプリッタ 2 9 は、自覚式測定部 2 5 における光束と、他覚式測定部 1 0 における光束を反射し、被検者眼に導く。

30

【 0 0 6 2 】

受光光学系 1 0 b は、対物レンズ 1 4、ダイクロイックミラー 2 9、ダイクロイックミラー 3 5、プリズム 1 5、およびホールミラー 1 3 を、投影光学系 1 0 a との間で共用する。また、受光光学系 1 0 b は、ホールミラー 1 3 の反射方向の光路上に、リレーレンズ 1 6、ミラー 1 7、受光絞り 1 8、コリメータレンズ 1 9、レンズレンズ 2 0、および二次元撮影素子 2 2 を備える。受光絞り 1 8 および二次元撮影素子 2 2 は、被検者眼の眼底と共に役な関係となる。リングレンズ 2 0 は、リング状に形成されたレンズ部と、レンズ部以外の領域に設けられた遮光部を備える。リングレンズ 2 0 は、被検者眼の瞳孔と共に役な関係となる。二次元撮影素子 2 2 からの出力は、制御ユニット 7 0 に入力される。

40

【 0 0 6 3 】

投影光学系 1 0 a から出射されて被検者眼の眼底で反射された測定光の反射光は、ダイクロイックミラー 2 9 によって反射され、さらにダイクロイックミラー 3 5 によって反射されて、受光光学系 1 0 b へ導かれる。また、ダイクロイックミラー 2 9 は、後述する前眼部撮影光およびアライメント光を透過し、前眼部撮影部 5 0 へ導く。

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、投影光学系 1 0 a の測定光源 1 1 と、受光光学系 1 0 b の受光絞り 1 8、コリメータレンズ 1 9、リングレンズ 2 0、および二次元撮影素子 2 2 は、光軸方向に一体的に移動することができる。一例として、本実施形態では、ディスプレイ 3 1 と、投影光学系 1 0 a の測定光源 1 1 と、受光光学系 1 0 b の受光絞り 1 8、コリメータレン

50

ズ19、リングレンズ20、および二次元撮影素子22を含む駆動ユニット95が、駆動機構39によって、光軸L1の方向に一体的に移動される。ただし、上記の複数の構成の少なくとも一部が、駆動機構39とは別の構成によって移動されてもよい。駆動ユニット95は、外側のリング光束が各経線方向において二次元撮影素子22上に入射するよう、光軸方向に移動される。すなわち、被検者眼の球面屈折誤差（球面屈折力）に応じて、他覚式測定部10の一部が光軸L1方向に移動されることで、球面屈折誤差が補正されて、測定光源11、受光絞り18、および二次元撮影素子22が被検者眼の眼底と共に役な関係とされる。駆動ユニット95の移動位置は、ポテンショメータ（図示せず）によって検出される。ホールミラー13およびリングレンズ20は、駆動ユニット95の移動量に関わらず、被検者眼の瞳と一定の倍率で共役となるように配置されている。

10

【0065】

本実施形態では、測定光源11から出射された測定光は、リレーレンズ12、ホールミラー13、プリズム15、ダイクロイックミラー35、ダイクロイックミラー29、および対物レンズ14を経て、被検者眼の眼底上にスポット状の点光源像を形成する。この間、ホールミラー13のホール部の瞳投影像（瞳上での投影光束）は、光軸L1を中心として回転するプリズム15によって、高速で偏心回転される。眼底に投影された点光源像は、反射・散乱されて被検者眼から出射される。被検者眼からの出射光は、対物レンズ14によって集光され、ダイクロイックミラー29、ダイクロイックミラー35、プリズム15、ホールミラー13、リレーレンズ16、およびミラー17を介して、受光絞り18の位置に再び集光される。次いで、コリメータレンズ19とリングレンズ20によって、二次元撮影素子22にリング状の像が結像される。

20

【0066】

プリズム15は、投影光学系10aと受光光学系10bの共通光路に配置されている。従って、投影光学系10aから出射される投影光（測定光）と、眼底からの反射光は、共にプリズム15を通過する。その結果、眼底からの反射光は、あたかも瞳孔上における投影光と反射光の偏心が無かったかのように逆走査される。また、本実施形態では、他覚式測定部10と自覚式測定部25の間で補正光学系90が共用される。なお、他覚式測定部10で用いられる補正光学系と、自覚式測定部25で用いられる補正光学系が別で設けられてもよいことは言うまでもない。

30

【0067】

なお、本実施形態における他覚式測定部10の構成を変更することも可能である。例えば、他覚式測定部は、瞳孔周辺部から眼底にリング状の測定指標を投影し、瞳孔中心部から眼底反射光を取り出し、二次元撮影素子22にリング状の眼底反射像を受光させる構成を備えていてもよい。また、他覚式測定部はシャックハルトマンセンサを備えていてもよいし、スリットを投影する位相差方式の構成を備えていてもよい。

【0068】

（第1指標投影光学系・第2指標投影光学系）

第1指標投影光学系45および第2指標投影光学系46は、一例として、補正光学系90と偏向ミラー81（図3等参照）の間に配置される。ただし、第1指標投影光学系45および第2指標投影光学系46を変更することも可能である。第1指標投影光学系45は、光軸L3を中心としてリング状に配置された赤外光源を備える。第1指標投影光学系45は、被検者眼の角膜にアライメント指標を投影するための近赤外光を出射する。第2指標投影光学系46は、第1指標投影光学系45の赤外光源とは異なる位置に配置されたリング状の赤外光源を備える。（図2では、便宜上、第1指標投影光学系45と第2指標投影光学系46におけるリング状の赤外光源の一部（断面部分）のみが図示されている）本実施形態では、第1指標投影光学系45は、被検者眼の角膜に無限遠のアライメント指標を投影する。また、第2指標投影光学系46は、被検者眼の角膜に有限遠のアライメント指標を投影する。なお、第2指標投影光学系46から出射されるアライメント光は、前眼部撮影部50によって被検者眼の前眼部を撮影するための前眼部撮影光としても用いられる。また、第1指標投影光学系45および第2指標投影光学系46の光源は、リング状の

40

50

光源に限定されず、複数の点状の光源、またはライン状の光源等であってもよい。

【 0 0 6 9 】

(前眼部撮影部)

前眼部撮影部 5 0 は、対物レンズ 1 4 およびダイクロイックミラー 2 9 を、自覚式測定部 2 5 および他覚式測定部 1 0 との間で共用する。また、前眼部撮影部 5 0 は、撮影レンズ 5 1 および二次元撮影素子 5 2 を備える。二次元撮影素子 5 2 は、被検者眼の前眼部と略共役な関係となる位置に配置された撮影面を有する。二次元撮影素子 5 2 からの出力は、制御ユニット 7 0 に入力される。二次元撮影素子 5 2 は、不可視光（本実施形態では近赤外光）を受光することで、被検者眼の前眼部画像を撮影する。また、前眼部撮影部 5 0 は、第 1 指標投影光学系 4 5 および第 2 指標投影光学系 4 6 によって被検者眼の角膜に形成されるアライメント指標像も撮影する。アライメント指標像の位置は、制御ユニット 7 0 によって検出される。

【 0 0 7 0 】

なお、前眼部撮影部 5 0 の構成を変更することも可能である。例えば、本実施形態では、左眼用測定部 7 L の前眼部撮影部 5 0 で左眼の前眼部が撮影され、右眼用測定部 7 R の前眼部撮影部 5 0 で右眼の前眼部が撮影される。つまり、被検者の左眼と右眼は別々の前眼部撮影部 5 0 で撮影される。しかし、被検者の左眼と右眼が 1 つの前眼部撮影部によって撮影されてもよい。例えば、前述した撮影光学系 1 0 0 （図 1 参照）によって、被検者の左眼と右眼が共に撮影されてもよい。

【 0 0 7 1 】

(制御ユニット)

制御ユニット 7 0 は、C P U (プロセッサ) 7 1 、不揮発性メモリ 7 2 、R A M 、R O M 等を備える。C P U 7 1 は、眼科装置 1 の制御を司る。不揮発性メモリ 7 2 は、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体である。不揮発性メモリ 7 2 には、例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュR O M 、着脱可能なU S B メモリ等の少なくともいざれかが用いられてもよい。不揮発性メモリ 7 2 には、C P U 7 1 によって生成された各種データ（例えば、後述する眼位変化グラフのデータ、および眼位ずれ量のデータ等）が記憶される。また、不揮発性メモリ 7 2 には、眼科装置 1 の制御を司るための制御プログラムが記憶されている。R A M は、各種情報を一時的に記憶する。R O M には、各種プログラム、初期値等が記憶されている。なお、本実施形態では、眼科装置 1 の内部に設けられた 1 つのC P U 7 1 によって、眼科装置 1 の動作が制御される。しかし、眼科装置 1 の制御を司る制御部は、眼科装置 1 とは異なるデバイス（例えばP C 等）に設けられていてもよい。また、複数の制御部によって眼科装置 1 の動作が制御されてもよい。

【 0 0 7 2 】

(眼科装置の内部構成)

図 3 から図 5 を参照して、本実施形態の眼科装置 1 の内部構成について説明する。図 3 は、本実施形態の眼科装置 1 の内部を正面方向（図 1 の A 方向）から見た概略構成図である。図 4 は、本実施形態の眼科装置 1 の内部を右側面方向（図 1 の B 方向）から見た概略構成図である。図 5 は、本実施形態の眼科装置 1 の内部を上方（図 1 の C 方向）から見た概略構成図である。なお、図 3 では、便宜上、ハーフミラー 8 4 （図 4 および図 5 参照）の反射を示す光軸の図示が省略されている。図 4 および図 5 では、便宜上、左眼用測定手段 7 L の光軸のみが図示されている。

【 0 0 7 3 】

本実施形態の眼科装置 1 は、測定部 7 （左眼用測定部 7 L , 右眼用測定部 7 R ）、移動部 9 （左移動部 9 L , 右移動部 9 R ）、偏向ミラー 8 1 （左偏向ミラー 8 1 L , 右偏向ミラー 8 1 R ）、駆動部 8 2 （左駆動部 8 2 L , 右駆動部 8 2 R ）、駆動部 8 3 （左駆動部 8 3 L , 右駆動部 8 3 R ）、ハーフミラー 8 4 、および凹面ミラー 8 5 を備える。ただし、眼科装置 1 の構成を変更することも可能である。例えば、上記の構成の一部が省略されてもよい。

【 0 0 7 4 】

左移動部 9 L は、左眼用測定部 7 L を左右方向（X 方向）に移動させることができる。右移動部 9 R は、右眼用測定部 7 R を X 方向に移動させることができる。左眼用測定部 7 L および右眼用測定部 7 R が移動されることで、偏向ミラー 8 1 L, 8 1 R との間の距離が変更され、前後方向（Z 方向）における視標光束の呈示位置が変化する。従って、左眼用測定部 7 L および右眼用測定部 7 R を移動させることで、矯正光学系 6 0（図 2 参照）によって矯正された視標光束の像が被検者眼の眼底に形成されるように調整することができる。

【 0 0 7 5 】

左偏向ミラー 8 1 L は、右眼用測定部 7 L の矯正光学系 6 0 と、被検者の左眼の間の光路上に配置される。右偏向ミラー 8 1 R は、右眼用測定部 7 R の矯正光学系と、被検者の右眼の間の光路上に配置される。左偏向ミラー 8 1 L および左偏向ミラー 8 1 R は、被検者眼の瞳共役位置に配置されることが好ましい。左偏向ミラー 8 1 L は、左眼用測定部 7 L から出射される光束を反射して左眼 E L に導光すると共に、左眼 E L で反射された反射光を反射して左眼用測定部 7 L に導光する。同様に、右偏向ミラー 8 1 R は、右眼用測定部 7 R から出射される光束を反射して右眼 E R に導光すると共に、右眼 E R で反射された反射光を反射して右眼用測定部 7 R に導光する。なお、偏向ミラー 8 1 の代わりに、他の偏向部材（例えば、プリズムおよびレンズ等の少なくともいずれか）が用いられてもよい。

10

【 0 0 7 6 】

左駆動部 8 2 L は左偏向ミラー 8 1 L を駆動し、右駆動部 8 2 R は右偏向ミラー 8 1 R を駆動する。駆動部 8 2 は、偏向ミラー 8 1 を回転させる。詳細には、本実施形態の駆動部 8 2 は、水平方向（X 方向）に延びる回転軸を中心として偏向ミラー 8 1 を回転させることができ、且つ、鉛直方向（Y 方向）に延びる回転軸を中心として偏向ミラー 8 1 を回転させることができる。なお、偏向ミラー 8 1 の回転軸は 1 つであってもよい。また、左偏向ミラー 8 1 L および右偏向ミラー 8 1 R の各々は、回転軸の方向が異なる複数のミラーを備えていてもよい。偏向ミラー 8 1 が回転されることで、像を被検者眼の眼前に形成させるためのみかけの光束を偏向させることができる。その結果、像の形成位置が光学的に補正される。

20

【 0 0 7 7 】

左駆動部 8 3 L は左偏向ミラー 8 1 L を駆動し、右駆動部 8 3 R は右偏向ミラー 8 1 R を駆動する。駆動部 8 3 は、偏向ミラー 8 1 を X 方向に移動させることができる。左偏向ミラー 8 1 L および右偏向ミラー 8 1 R を移動させることで、左偏向ミラー 8 1 L と右偏向ミラー 8 1 R の間の距離が変化する。例えば、C P U 7 1 は、被検者の瞳孔間距離に応じて左偏向ミラー 8 1 L と右偏向ミラー 8 1 R の間の距離を変化させることで、左眼用の光路と右眼用の光路の間の X 方向における距離を調整することができる。

30

【 0 0 7 8 】

凹面ミラー 8 5 は、矯正光学系 6 0 を通過した視標光束を被検者眼に導光し、視標光束の像を被検者眼の眼前に形成する。また、他覚式測定部 1 0 から出射されて被検者眼で反射された反射光は、凹面ミラー 8 5 によって反射されて、他覚式測定部 1 0 の受光光学系 1 0 b に導光される。本実施形態では、凹面ミラー 8 5 は左眼用測定部 7 L と右眼用測定部 7 R によって共用される。しかし、左眼用の光路に配置される凹面ミラーと、右眼用の光路に配置される凹面ミラーが別で設けられていてもよい。なお、凹面ミラー 8 5 の代わりに、レンズ、平面ミラー等の少なくともいずれかの光学部材が用いられてもよい。また、他覚式測定部 1 0 による測定光の反射光が、凹面ミラー 8 5 を介さずに受光光学系 1 0 B に導光される構成が用いられてもよい。

40

【 0 0 7 9 】

以下、自覚式測定部 2 5 による自覚測定の光路について説明する。測定部 7 から出射された視標光束は、偏向ミラー 8 1 で反射されてハーフミラー 8 4 へ向かい、ハーフミラー 8 4 で反射されて凹面ミラー 8 5 へ向かう。凹面ミラー 8 5 で反射された視標光束は、ハーフミラー 8 4 を透過して被検者眼に到達する。凹面ミラー 8 5 は、自覚測定に用いられ

50

る視標光束を略平行光束として反射させる。従って、被検者眼では、被検者眼からディスプレイ 31までの実際の距離よりも遠方に視標像が存在するように見える。視標像は、被検者眼の眼鏡装用位置（例えば、角膜頂点から前方に約12mmの位置）を基準として、被検者眼の眼底上に形成される。被検者は、自然視の状態で視標を見ながら検者に対する応答を行う。被検者が視標を適正に見ることができまるまで、矯正光学系60による矯正が行われることで、被検者眼の光学特性が自覚的に測定される。

【0080】

次いで、他覚式測定部10による他覚測定の光路について説明する。測定部7から出射された測定光は、偏向ミラー81で反射されてハーフミラー84へ向かい、ハーフミラー84で反射されて凹面ミラー85へ向かう。凹面ミラー85で反射された測定光は、ハーフミラー84を透過して被検者眼に到達し、被検者眼の眼底上に像を形成する。このとき、ホールミラー13のホール部の瞳投影像（瞳上での投影光束）は、プリズム15によって偏心回転される。被検者眼の眼底上に形成された像の光は、反射・散乱されて被検者眼から出射され、測定光が通過してきた光路をホールミラー13まで遡る。反射光は、ホールミラー13で反射されて、受光絞り18の開口で再び集光され、コリメータレンズ19によって略平行光束（正視眼の場合）とされる。その後、反射光は、リングレンズ20によってリング状光束として取り出されて、二次元撮影素子22に受光される。二次元撮影素子22によって撮影されたリング像が解析されることで、被検眼の光学特性が他覚的に測定される。

【0081】

（眼位の測定）

図6を参照して、眼位（被検者眼が向く方向）の測定方法の一例について説明する。本実施形態の眼科装置1は、被検者眼の眼位を測定すると共に、眼位の状態を示す眼位状態情報を生成することができる。なお、本実施形態の眼科装置1は、被検者眼の眼位の測定と、被検者眼の光学特定の他覚的測定を並行して実行することも可能である。

【0082】

眼科装置1は、前眼部撮影部50（図2参照）によって撮影された前眼部画像110（図6参照）に基づいて、被検者眼の眼位を測定する。図6に示す右眼の前眼部画像110には、リング指標像R1、リング指標像R2、および瞳孔Pが表れている。リング指標像R1は、第1指標投影光学系45の赤外光源によって表れる。リング指標像R2は、第2指標投影光学系46の赤外光源によって表れる。図6に示す例では、リング指標像R2は、リング指標像R1よりも内側に位置している。

【0083】

一例として、本実施形態の眼科装置1のCPU71は、撮影された前眼部画像110に対して画像処理を行うことで、瞳孔Pおよび視標像（例えば、リング指標像R2）の位置を検出する。瞳孔Pの位置の検出は、例えば、輝度値の立ち上がり、立ち下がりを検出し、瞳孔Pのエッジ位置を検出することで実行されてもよい。視標像の位置の検出についても同様である。CPU71は、瞳孔Pの位置に基づいて、瞳孔中心位置PCを検出する。瞳孔中心位置PCは、例えば、略円形の瞳孔Pの中心の位置を求めて検出されてもよい。また、CPU71は、視標像の位置に基づいて、角膜頂点位置Cを検出する。角膜頂点位置Cは、例えば、リング指標像R2の中心の位置を求めて検出されてもよい。もちろん、角膜頂点位置Cは、リング指標像R1の位置に基づいて検出されてもよいし、リング指標像R1とリング指標像R2の両方の位置に基づいて検出されてもよい。また、リング状の光源の代わりに複数の点状の光源が用いられている場合等であっても、複数の指標像の中心の位置が求められることで、角膜頂点位置Cが検出される。

【0084】

本実施形態では、CPU71は、瞳孔中心位置PCと角膜頂点位置Cのずれ量Xおよびずれている方向を、被検者眼の眼位として測定する。前眼部撮影部50の撮影光軸に対する被検者眼の視線方向のずれが大きくなる程、ずれ量Xは大きくなり易い。従って、ずれ量Xを算出することで、眼位が適切に測定される。なお、測定された眼位は絶対的

10

20

30

40

50

な値ではない場合もあり得る。しかし、この場合でも、眼位が連続して測定されることで、眼位の変化は適切に把握される。

【 0 0 8 5 】

なお、眼位の測定方法を変更することも可能である。例えば、ずれ量 X およびずれている方向の一方のみが、眼位として測定されてもよい。また、瞳孔 P の位置と角膜頂点位置 C の一方のみに基づいて眼位が測定されてもよい。瞳孔中心位置 P C の代わりに、瞳孔 P のエッジ位置に基づいて眼位が測定されてもよい。他の情報（例えば、左眼と右眼の瞳孔間距離の情報等）に基づいて眼位が測定されてもよい。また、ずれている方向を考慮した眼位を測定する場合、考慮する方向は、二次元の方向（上下左右方向）であってもよいし、一次元の方向（例えば、上下方向、左右方向、または斜め方向）であってもよい。

10

【 0 0 8 6 】

(斜位の測定)

図 7 および図 8 を参照して、被検者の斜位の検査方法の一例について説明する。本実施形態の眼科装置 1 は、被検者の斜位検査を行うことができる。なお、図 7 および図 8 は、斜位検査時の固視標 31K の光束の光軸等を模式的に示す図であり、凹面鏡 85 による固視標 31K の光束の反射等は図に表していない。また、図 7 および図 8 は、被検者の左眼 E L および右眼 E R のうち、左眼 E L を検査対象眼とした場合の模式図である。

【 0 0 8 7 】

まず、図 7 に示すように、眼科装置 1 は、被検者の左眼 E L および右眼 E R の両方に固視標 31K を呈示する。図 7 に示す状態では、左眼 E L の視線および右眼 E R の視線は共に固視標 31K の光束の光軸に一致しており、眼位のずれは無い。

20

【 0 0 8 8 】

次いで、図 8 に示すように、検査対象眼である左眼 E L への固視標 31K の呈示が停止される（つまり、左眼 E L への固視標 31K の呈示が非呈示に切り替えられる）。左眼 E L に外斜位がある場合、固視標 31K の呈示切替時から十分な時間が経過すると、左眼 E L の視線は外側を向く。眼科装置 1 によると、固視標 31K の呈示切替時以前（図 7 の状態）に測定された検査対象眼（左眼 E L ）の眼位と、呈示切替時よりも後（図 8 の状態）に測定された検査対象眼の眼位に基づいて、検査対象眼の斜位検査が他覚的に実行される。

【 0 0 8 9 】

なお、眼科装置 1 は、固視標 31K が近方に見えるように固視標 31K を左眼および右眼に呈示した後、検査対象眼への固視標 31K の呈示を停止させることで、近方の斜位検査を行うことも可能である。

30

【 0 0 9 0 】

また、図 7 および図 8 では、検査対象眼に外斜位がある場合について例示した。しかし、内斜位、上斜位、下斜位等の検査も眼科装置 1 によって他覚的に実行できることは言うまでもない。

【 0 0 9 1 】

また、眼科装置 1 は、図 7 および図 8 に示した眼位検査以外の眼位検査も実行することができる。例えば、眼科装置 1 は、検査対象眼（左眼 E L および右眼 E R の一方）に対する固視標 31K の呈示状態を、非呈示から呈示に切り替えてよい。眼科装置 1 は、固視標 31K の呈示切替時以前（つまり、固視標 31K が呈示されていない間）に測定された検査対象眼の眼位と、呈示切替時よりも後（つまり、固視標 31K の呈示が開始された後）に測定された検査対象眼の眼位に基づいて、眼位状態情報を生成してもよい。また、眼科装置 1 は、左眼および右眼のうち、固視標 31K の呈示と非呈示を切り替える眼とは反対側の眼を検査対象眼として眼位状態情報を生成してもよい。なお、以下では、図 7 および図 8 に示した眼位検査が行われる際の眼科装置 1 の動作を例示して説明を行う。

40

【 0 0 9 2 】

(固視標の呈示切替方法)

被検者眼に対する固視標 31K の呈示と非呈示を切り替える方法の一例について説明する。例えば、図 8 に示す例では、可視光遮断部材（例えば IR フィルタ等） 111 が被検

50

患者眼の眼前（本実施形態では、筐体2の表示窓3（図1参照）と被検者眼の間）に挿脱されることで、被検者眼への固視標31Kの表示と非表示が切り替えられる。可視光遮断部材111は、前眼部撮影部50が前眼部を撮影するための前眼部撮影光（本実施形態では、不可視光である近赤外光）を透過し、且つ、固視標31Kを表示する可視光を遮断する。この場合、前眼部撮影部50は、固視標31Kの表示切替時の前後を通じて適切に被検者眼の前眼部を撮影することができる。また、固視標31Kの表示を停止させる場合には、可視光遮断部材111が被検者眼の眼前に挿入される。従って、表示停止後に被検者眼が眼科装置1の一部を注視してしまう可能性が低い。よって、固視標31Kの表示停止後は、被検者眼の固視が適切に解除される。

【0093】

10

可視光遮断部材111は、検者等によって手動で被検者眼の眼前に挿脱されてもよい。また、眼科装置1は、可視光遮断部材111を被検者眼と筐体2の間の固視標31Kの表示光路上で挿脱させる挿脱駆動部を備えていてもよい。挿脱駆動部は、例えば、筐体2または顎台5等に設けられてもよい。CPU71は、挿脱駆動部のアクチュエータ（例えば、モータまたはソレノイド等）の駆動を制御することで、被検者眼に対する固視標31Kの表示と非表示を切り替えることでもよい。また、可視光遮断部材111の代わりに、可視光の一部のみを透過する半透明部材が用いられてもよい。

【0094】

20

なお、固視標31Kの表示と非表示を切り替える方法を変更することも可能である。例えば、CPU71は、ディスプレイ31における固視標31Kの表示と消去を切り替えることで、固視標31Kの表示と非表示を切り替えることでもよい。また、CPU71は、固視標31Kが設けられた視標板をアクチュエータによって駆動することで、固視標の表示と非表示を切り替えることでもよい。また、CPU71は、固視標31Kの表示光束を眼科装置の内部で遮断することで、固視標31Kの表示を停止させてもよい。固視標31Kの表示光路に設けられた偏光部材によって、表示と非表示が切り替えられてもよい。

【0095】

30

（固視標の表示切替時の取得）

本実施形態では、CPU71は、被検者眼に対する固視標の表示と非表示が切り替えられた表示切替時を取得することができる。例えば、CPU71は、表示切替時を指定するためのユーザからの指示の入力を受け付けることで、表示切替時を取得してもよい。表示切替時の指定指示は、操作部（例えばタッチパネル4）が操作されることで入力されてもよいし、音声によって入力されてもよい。例えば、ユーザは、可視光遮断部材111を眼前に手動で挿脱して固視標の表示と非表示を切り替える場合、可視光遮断部材111を眼前に挿脱した時点で指定指示を入力してもよい。この場合、CPU71は、指示が入力された時点を表示切替時として取得してもよい。また、ユーザは、表示切替時よりも後に指定指示を入力してもよい。

【0096】

40

また、CPU71は、前眼部撮影部50によって受光される前眼部撮影光の強度が可視光遮断部材111の挿脱によって変化した時点を、前眼部画像130に対する画像処理等によって検出することで、表示切替時を取得してもよい。CPU71は、撮影光学系100によって撮影された画像に基づいて、可視光遮断部材111が眼前に挿脱された時点（つまり、表示切替時）を検出してもよい。また、眼科装置1は、可視光遮断部材111が固視標の表示光路上に挿脱されたことを検出するセンサを備えていてもよい。この場合、CPU71は、センサによる検出結果に基づいて表示切替時を取得してもよい。

【0097】

50

また、CPU71は、アクチュエータ（例えば、挿脱駆動部のアクチュエータ、または、視標板を駆動するアクチュエータ等）の駆動を制御して固視標の表示と非表示を切り替える場合、表示と非表示を切り替えるためにアクチュエータを駆動させた時点を、表示切替時として取得してもよい。また、CPU71は、ディスプレイ31における固視標の表示と消去を制御することで固視標の表示と非表示を切り替える場合、固視標の表示と消去

を切り替えた時点を、呈示切替時として取得してもよい。

【0098】

(眼位変化グラフのデータ生成)

図9を参照して、CPU71が生成することができる眼位変化グラフのデータについて説明する。本実施形態では、CPU71は、前眼部画像110に基づいて測定された複数のタイミングの眼位測定結果に基づいて、眼位変化グラフのデータを生成することができる。眼位変化グラフのデータは、検査対象眼の眼位の状態を示す眼位状態情報の1つである。CPU71は、一定時間毎(例えば、前眼部画像110の動画の1フレーム毎)のタイミングで断続的に測定された複数の眼位測定結果に基づいて、図9に例示する眼位変化グラフのデータを生成する。なお、眼位を測定する制御部と、測定結果に基づいて眼位変化グラフのデータを生成する制御部は、異なっていてもよい。

10

【0099】

CPU71は、眼位変化グラフを表示部(例えばタッチパネル4等)に表示させてもよい。また、CPU71は、生成した眼位変化グラフのデータを外部機器に出力してもよいし、データを記憶手段(例えば不揮発性メモリ等)に出力して保存してもよい。CPU71は、眼位の検査中にリアルタイムで眼位変化グラフを表示部に表示させてもよい。また、CPU71は、検査中に連続して撮影された複数の前眼部画像110に基づいて、検査後に眼位変化グラフのデータを生成してもよい。

20

【0100】

図9に例示する眼位変化グラフのデータには、複数の眼位測定結果が測定タイミング毎にプロットされた複数の点120のデータが含まれる。また、図9に例示する眼位変化グラフのデータには、プロットされた複数の点120に基づいて生成された近似曲線121のデータも含まれる。しかし、CPU71は、複数の点120のデータ、および近似曲線121のデータの一方のみを生成してもよい。また、他の形式のグラフ(例えば棒グラフ等)のデータが生成されてもよい。

20

【0101】

本実施形態では、CPU71は、固視標の呈示切替時以前のタイミングにおける眼位測定結果と、呈示切替時よりも後のタイミングにおける眼位測定結果に基づいて、眼位変化グラフのデータを生成する。換言すると、本実施形態のCPU71は、少なくとも固視標の呈示切替時以後における眼位変化グラフのデータを生成する。従って、固視標の呈示と非呈示の切替に起因する眼位の時間変化が、眼位変化グラフによって適切に把握される。また、斜位検査の検査対象眼の眼位変化グラフのデータが生成される場合には、検者は、検査対象眼の斜位の有無等の診断を、眼位変化グラフによってより適切に行うことができる。

30

【0102】

なお、CPU71は、前眼部撮影部50によって撮影された前眼部画像110を処理することで、検査対象眼がまばたきを行ったタイミングを検出してもよい。CPU71は、検査対象眼がまばたきを行ったタイミングの情報を、眼位変化グラフのデータに含めてもよい。CPU71は、検査対象眼がまばたきを行ったタイミングを、眼位変化グラフと共に表示部に表示させてもよい。まばたきが行われた直後の眼位は不安定となり易い。従って、検者は、まばたきが行われたタイミングを把握したうえで眼位変化グラフを見ることで、眼位に関する状態をより適切に把握することができる。

40

【0103】

(眼位測定タイミングの前眼部画像の表示)

CPU71は、眼位の測定に用いられた前眼部画像110のデータを記憶手段に記憶させることができる。CPU71は、過去に撮影された前眼部画像110の撮影タイミングを指定する指示の入力を受け付ける。CPU71は、指定された撮影タイミングで撮影された前眼部画像110を、表示部に表示させることができる。よって、ユーザは、所望のタイミングにおける眼位測定結果と、その測定に用いられた前眼部画像110を容易に比較することができる。撮影タイミングの指定指示の入力は、操作部の操作によって行われ

50

てもよいし、音声等によって行われてもよい。眼位変化グラフが表示部に表示されている場合、ユーザは、眼位変化グラフ上の所望のタイミングを指定することで、撮影タイミングの指定指示を入力してもよい。この場合、眼位測定結果と前眼部画像 110 をさらに容易に比較することができる。

【0104】

(眼位ずれ量の算出)

CPU71は、固視標の表示切替時以前のタイミング(以下、「切替前タイミング」という)における眼位測定結果と、表示切替時よりも後のタイミング(以下、「切替後タイミング」という)における眼位測定結果のずれ量を、眼位状態情報として生成(算出)することができる。従って、固視標の表示および非表示の切替に起因する眼位ずれ量が、適切に把握される。図9に、算出される眼位ずれ量の一例を示す。なお、眼位ずれ量は、眼位検査中に算出されてもよいし、眼位検査後に算出されてもよい。

10

【0105】

(基準タイミング)

図9に示すように、固視標の表示切替時から待機時間が経過したタイミングを、基準タイミングとする。本実施形態のCPU71は、切替後タイミングのうち、基準タイミング以後の切替後タイミングにおける眼位測定結果に基づいて、眼位ずれ量を算出する。図9で例示する眼位変化グラフに示すように、斜位がある場合の眼位は、固視標の表示切替時から徐々に変化した後、時間の経過と共に安定していく傾向がある。よって、基準タイミング以後の眼位測定結果が用いられることで、算出される眼位ずれ量の精度が向上する。

20

【0106】

固視標の表示切替時から基準タイミングまでの待機時間の長さは、予め設定されていてもよい。この場合、待機時間の長さは、表示切替時から検査対象眼の眼位が安定するまでに要する時間以上の長さ(例えば「5秒」等)に設定される。その結果、安定した状態の眼位に基づいて眼位ずれ量が算出される。

【0107】

(ユーザによる基準タイミングの指定)

CPU71は、ユーザによって入力された指示に応じて基準タイミングを設定することができる。従って、ユーザは、種々の事情(例えば、経験、検査対象眼の状態等)に応じて、基準タイミングを望ましいタイミングに設定できる。なお、CPU71は、固視標の表示切替時から基準タイミングまでの待機時間の長さをユーザに指定させることで、基準タイミングをユーザに指定させてもよい。また、眼位検査中には、CPU71は、指示が入力されたタイミングを基準タイミングに設定してもよい。

30

【0108】

また、CPU71は、眼位変化グラフ(図9参照)を表示部に表示させた状態で、基準タイミングをユーザに指定させてもよい。この場合、ユーザは、眼位の変化の状態を眼位変化グラフによって把握したうえで、基準タイミングを適切なタイミングに指定することができる。CPU71は、眼位変化グラフ上の所望のタイミングをユーザに指定させることで、基準タイミングを指定させてもよい。

【0109】

なお、ユーザによって指定されたタイミングを基準タイミングに設定する場合、基準タイミングの設定を禁止する期間が設けられていてもよい。例えば、固視標の表示切替時から、検査対象眼の眼位が安定するまでに必要な最低の待機時間が経過までの間(例えば、表示切替時から1秒間)が、基準タイミングの設定を禁止する期間とされてもよい。この場合、不安定な状態の眼位に基づいて眼位ずれ量が算出される可能性が低下する。

40

【0110】

(基準タイミングの自動設定)

CPU71は、基準タイミングを自動的に設定することも可能である。以下、基準タイミングを自動的に設定するための方法を例示する。

【0111】

50

まず、複数の眼位測定結果に基づいて基準タイミングを設定する方法について説明する。C P U 7 1は、固視標の呈示切替時よりも後の複数のタイミングにおける眼位測定結果に基づいて、呈示切替時よりも後の眼位が安定したタイミング（以下、「眼位安定タイミング」という）を検出することができる。C P U 7 1は、眼位安定タイミングを基準タイミングとして設定することができる。

【0112】

複数の眼位測定結果から眼位安定タイミングを検出するための具体的な方法も、適宜選択できる。例えば、C P U 7 1は、複数の切替後タイミングにおける眼位測定結果から、測定結果の揺らぎを検出することができる。C P U 7 1は、検出した揺らぎが閾値以下となったタイミングを、眼位安定タイミングとして検出することができる。測定結果の揺らぎには、例えば、単位時間内における複数の測定結果の標準偏差、単位時間内における複数の測定結果の最大値と最小値の差、変動する測定結果の周波数等の少なくともいずれかを採用することができる。なお、C P U 7 1は、眼位測定結果の揺らぎの情報を、眼位状態情報として出力してもよい。また、C P U 7 1は、複数の切替後タイミングにおける眼位測定結果から、眼位と時間の関係を示す近似曲線121（図9参照）のデータを生成することができる。C P U 7 1は、近似曲線121の傾きが閾値以下となったタイミングを、眼位安定タイミングとして検出することができる。

【0113】

次に、図10を参照して、検査対象眼の光学特性の他覚的測定結果に基づいて基準タイミングを設定する方法について説明する。図10では、同一の時間帯における検査対象眼の眼位変化グラフと光学特性変化グラフが比較されている。光学特性変化グラフとは、他覚式測定部10によって複数のタイミングで他覚的に測定された検査対象眼の光学特性と時間の関係を示すグラフである。一例として、図10では、他覚的に測定された光学特性として、検査対象眼の眼屈折力が用いられている。図10に例示する光学特性変化グラフのデータには、複数の光学特性の測定結果が測定タイミング毎にプロットされた複数の点220のデータが含まれる。また、図10に例示する光学特性変化グラフのデータには、プロットされた複数の点220に基づいて生成された近似曲線221のデータも含まれる。しかし、複数の点220のデータ、および近似曲線221のデータの一方のみが生成されてもよいし、他の形式のグラフのデータが生成されてもよい。C P U 7 1は、光学特性変化グラフのデータを出力してもよいし、光学特性変化グラフを表示部に表示させててもよい。

【0114】

図10に示すように、検査対象眼の眼位が安定すると、検査対象眼の光学特性も安定しやすい傾向がある。従って、検査対象眼の光学特性が安定したタイミングを、眼位安定タイミングとして検出することが可能である。C P U 7 1は、固視標の呈示切替時よりも後の複数のタイミングにおける光学特性の他覚的な測定結果に基づいて、眼位安定タイミングを検出することができる。C P U 7 1は、検出した眼位安定タイミングを基準タイミングとして設定することができる。

【0115】

複数の光学特性の測定結果から眼位安定タイミングを検出するための具体的な方法も、適宜選択できる。例えば、C P U 7 1は、複数の切替後タイミングにおける光学特性の測定結果から、測定結果の揺らぎを検出することができる。C P U 7 1は、検出した揺らぎが閾値以下となったタイミングを、眼位安定タイミングとして検出することができる。光学特性の測定結果の揺らぎには、眼位測定結果の揺らぎと同様に、標準偏差、最大値と最小値の差、および周波数等の少なくともいずれかを採用することができる。なお、C P U 7 1は、光学特性の測定結果の揺らぎの情報を出力してもよい。また、C P U 7 1は、近似曲線221の傾きが閾値以下となったタイミングを、眼位安定タイミングとして検出してもよい。

【0116】

なお、C P U 7 1は、眼位安定タイミングを検出した場合、固視標の呈示切替時から眼

10

20

30

40

50

位安定タイミングまでの時間の情報を出力してもよい。この場合、ユーザは、出力された時間を参照することで、検査対象眼の眼位の状態をより適切に把握することができる。

【0117】

(複数の眼位測定結果に基づく眼位ずれ量の算出)

CPU71は、基準タイミング以後の複数のタイミングにおける眼位測定結果から、測定結果の平均値、最大値と最小値の中間値、または、測定された頻度が最も多い最頻値を特定することができる。CPU71は、特定した値と、固視標の呈示切替時以前の眼位測定結果のずれ量を算出することができる。この場合、眼位の変動の影響がさらに抑制されたうえで、眼位ずれ量が算出される。

【0118】

なお、CPU71は、固視標の呈示切替時以前の眼位測定結果についても、複数の眼位測定結果の平均値、中間値、または最頻値を特定してもよい。この場合、固視標の呈示切替時以前における眼位の変動の影響も抑制される。

【0119】

(測定頻度に基づく眼位ずれ量の算出)

CPU71は、固視標の呈示切替時の前後に亘る期間中の複数の眼位測定結果から、呈示切替時以前において測定された頻度が最も高い眼位測定結果である第1最頻値と、呈示切替時よりも後において測定された頻度が最も高い眼位測定結果である第2最頻値を特定してもよい。CPU71は、第1最頻値と第2最頻値のずれ量を、眼位ずれ量として算出してもよい。

【0120】

図11は、眼位測定結果の値毎の測定頻度を示すヒストグラムの一例である。例えば、検査対象眼に斜位がある場合等には、図11に示すように、固視標の呈示切替時以前の眼位測定結果の最頻値と、呈示切替時よりも後の眼位測定結果の最頻値が別々に表れる。また、固視標呈示中の眼位は、呈示停止時よりも後の眼位よりも小さい値となる傾向がある。従って、図7および図8に示す眼位検査を行う場合には、2つの最頻値のうち、眼位が小さい方の最頻値を呈示切替時以前の第1最頻値と判断でき、眼位が大きい方の最頻値を呈示切替時よりも後の第2最頻値と判断できる。CPU71は、第1最頻値と第2最頻値のずれ量を眼位ずれ量として算出することで、眼位の変動の影響が抑制された眼位ずれ量を算出することができる。なお、この場合、CPU71は、前述した基準タイミングを取得しなくても、適切な眼位ずれ量を算出することができる。

【0121】

CPU71は、複数のタイミングにおける眼位測定結果から、眼位測定結果の値毎の測定頻度を示すヒストグラムのデータを作成してもよい。CPU71は、作成したヒストグラムのデータを出力してもよい。また、CPU71は、ヒストグラムを表示部に表示させてもよい。ヒストグラムを表示部に表示させる場合、CPU71は、眼位ずれ量を算出するために用いられる2つの値（固視標の呈示切替時以前の眼位の値と、呈示切替時よりも後の眼位の値）を、入力された指定指示に基づいて決定してもよい。この場合、ユーザは、ヒストグラムを見ることで、眼位ずれ量を算出するための2つの値を適切に指定することができる。

【0122】

以上説明したように、本実施形態の眼科装置1は、固視標の呈示切替時よりも後のタイミング、および、呈示切替時以前のタイミングを含む少なくとも2つのタイミングにおける眼位の測定結果に基づいて、眼位状態情報を生成する。従って、固視標の呈示と非呈示の切替に伴う眼位の状態の変化が、他覚的且つ適切に検査される。

【0123】

上記実施形態で開示された技術は一例に過ぎない。従って、上記実施形態で例示された技術の少なくとも一部を変更することも可能である。例えば、上記実施形態で生成される眼位変化グラフのデータは、固視標の呈示切替時以前から、呈示切替時よりも後までのデータである。しかし、CPU71は、固視標の呈示の切替に関わらず、眼位変化グラフの

10

20

30

40

50

データを作成してもよい。この場合でも、ユーザは、検査対象眼の眼位に関する状態を、眼位変化グラフによって適切に把握することができる。

【0124】

上記実施形態の眼科装置1では、被検者眼の眼前が開放された状態で種々の測定が行われる。つまり、上記実施形態の眼科装置1では、被検者眼から離間した位置に配置された筐体2内に、矯正光学系60等の構成が内蔵されている。しかし、上記実施形態の構成とは異なる構成の眼科装置にも、上記実施形態で例示された技術の少なくとも一部を適用できる。例えば、眼科装置は、被検者眼の眼前に配置される筐体内に、矯正光学系60等の構成を内蔵していてもよい。また、眼科装置は、被検者眼の前眼部を撮影する構成を備えた眼屈折力測定装置等であってもよい。

10

【符号の説明】

【0125】

1 眼科装置

7 L 左眼用測定部

7 R 右眼用測定部

1 0 他覚式測定部

3 1 ディスプレイ

3 1 K 固視標

5 0 前眼部撮影部

7 1 C P U

20

7 2 不揮発性メモリ

1 1 0 前眼部画像

1 1 1 可視光遮断部材

30

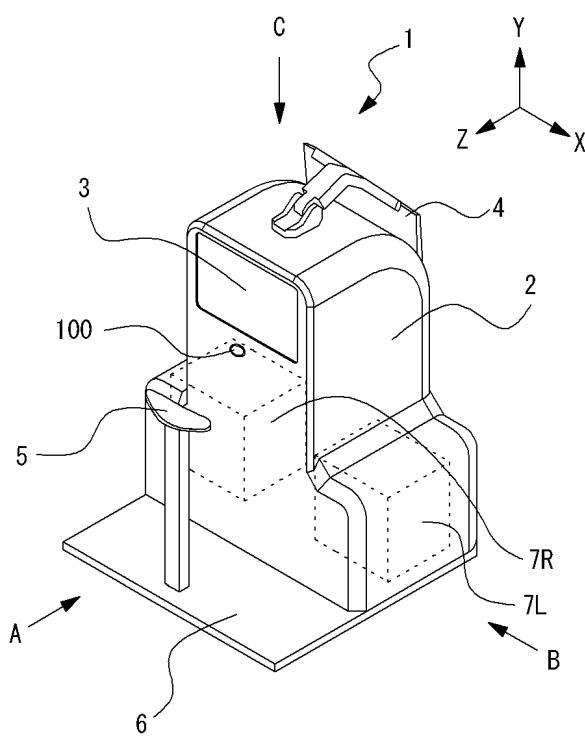
30

40

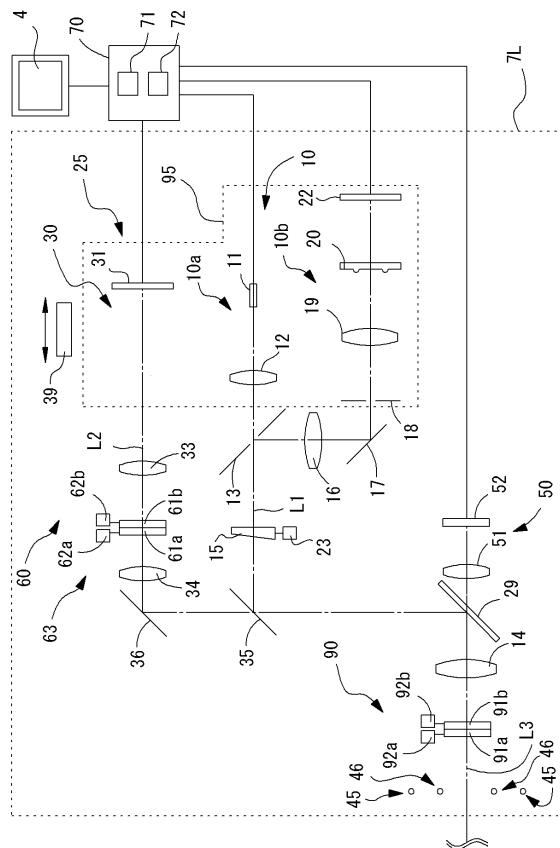
50

【図面】

【図1】



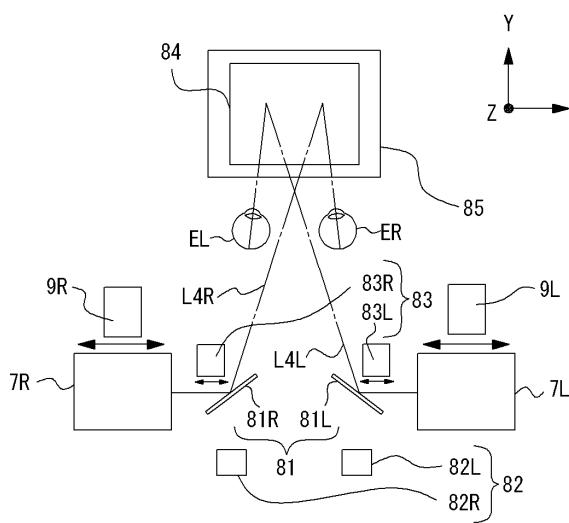
【図2】



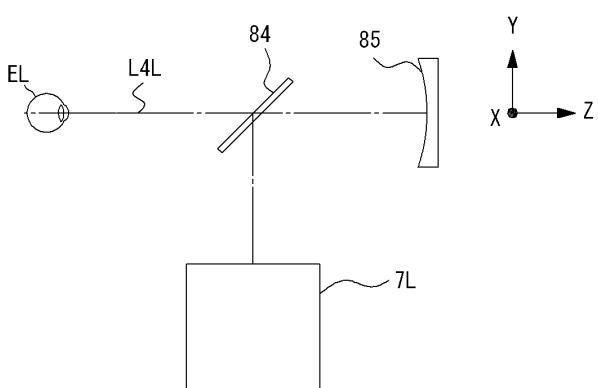
10

20

【図3】



【図4】

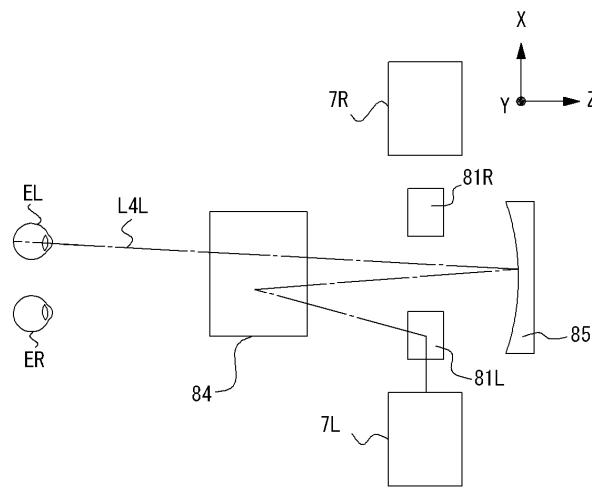


30

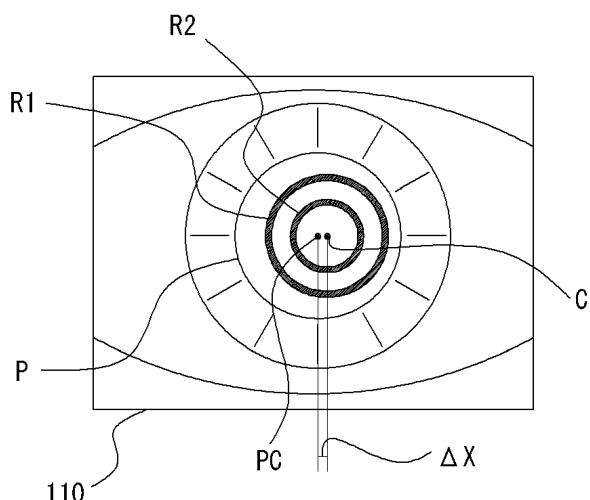
40

50

【図 5】

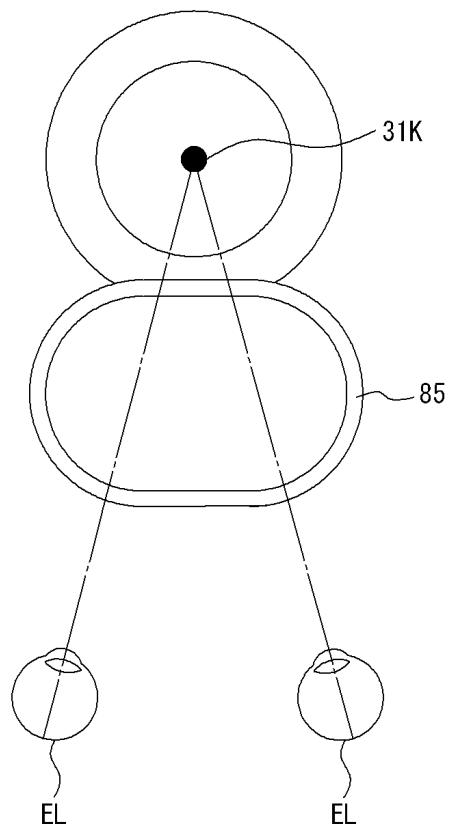


【図 6】

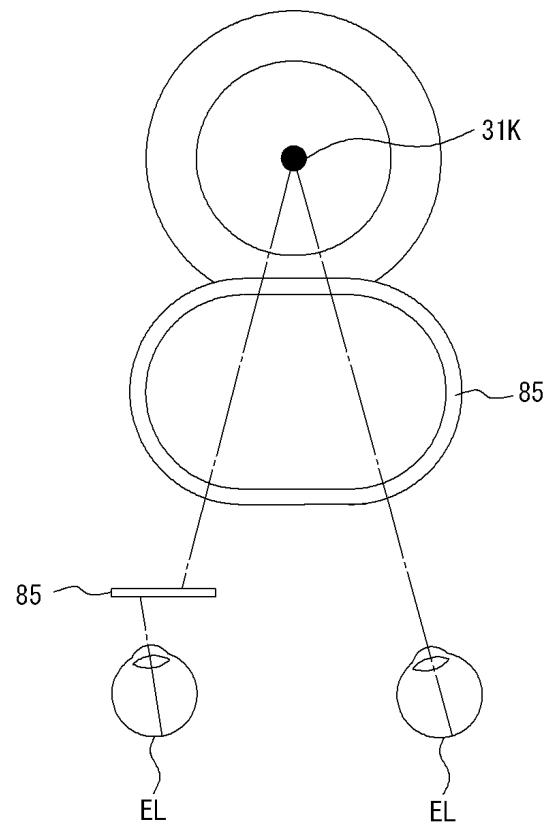


10

【図 7】



【図 8】



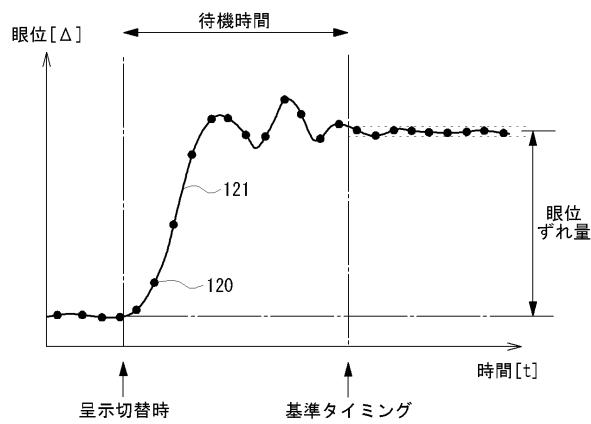
20

30

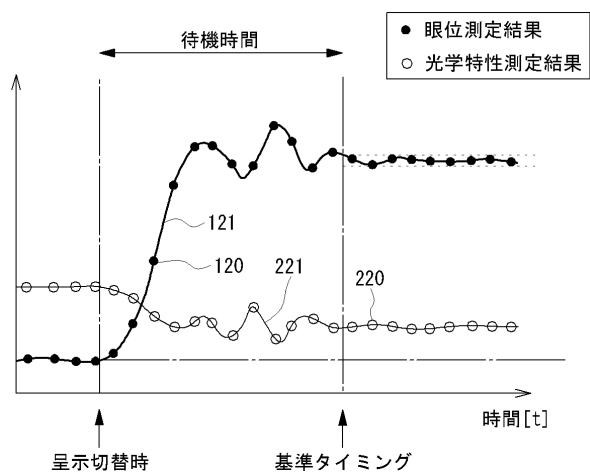
40

50

【図 9】

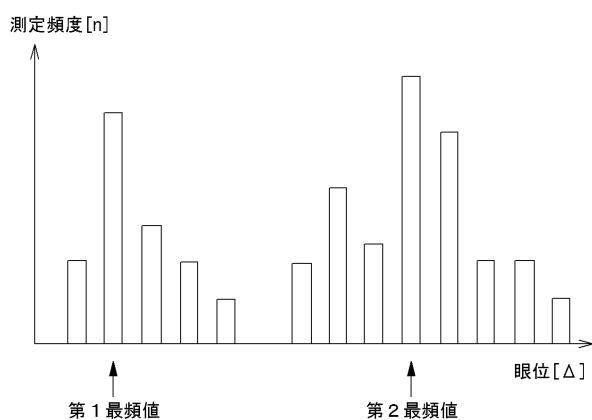


【図 10】



10

【図 11】



20

30

40

50

フロントページの続き

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社ニデック拾石工場内

審査官 北島 拓馬

(56)参考文献 特開2012-095997 (JP, A)

特開2008-246143 (JP, A)

特開2004-337348 (JP, A)

特開2003-319907 (JP, A)

特開2017-099532 (JP, A)

特開平06-046996 (JP, A)

特開平06-197868 (JP, A)

米国特許出願公開第2009/0153796 (US, A1)

国際公開第2007/026368 (WO, A2)

米国特許出願公開第2010/0277693 (US, A1)

米国特許出願公開第2009/0303435 (US, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 00 - 3 / 18