

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6603545号  
(P6603545)

(45) 発行日 令和1年11月6日(2019.11.6)

(24) 登録日 令和1年10月18日(2019.10.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 1 0 0

請求項の数 9 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2015-212696 (P2015-212696)  
 (22) 出願日 平成27年10月29日 (2015.10.29)  
 (65) 公開番号 特開2017-80135 (P2017-80135A)  
 (43) 公開日 平成29年5月18日 (2017.5.18)  
 審査請求日 平成30年10月2日 (2018.10.2)

(73) 特許権者 000220343  
 株式会社トプコン  
 東京都板橋区蓮沼町75番1号  
 (74) 代理人 100124626  
 弁理士 榎並 智和  
 (72) 発明者 坂上 兼一  
 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社  
 トプコン内  
 審査官 富永 昌彦

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】

光源からの光を参照光と測定光とに分割し、前記測定光を被検眼に照射し、その戻り光と前記参照光との干渉光を生成し、生成された前記干渉光を検出する干渉光学系と、  
 前記被検眼の複数の位置に前記測定光を照射するための照射位置変更部と、  
 前記複数の位置について前記干渉光学系により得られた干渉光の検出結果に対応した干渉信号の強度分布に基づいて白内障の種別を判定する解析部と、  
 前記解析部による判定結果に基づいて前記被検眼の測定モードを選択する制御部と、  
 を含む眼科装置。

【請求項 2】

前記解析部は、水晶体の中央部における干渉信号の強度分布、及び水晶体の周縁部における干渉信号の強度分布の少なくとも一方に基づいて、白内障の種別を判定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】

前記制御部は、前記解析部による判定結果に基づいて白内障であると判定されたとき白内障モードを選択する

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の眼科装置。

【請求項 4】

グレアテストを行うためのグレア光源と、  
 前記被検眼に視標を投影する視標投影系と、

10

20

を含み、

前記白内障モードが選択された場合に、前記制御部は、少なくとも前記グレアテストを実行させる

ことを特徴とする請求項 3 に記載の眼科装置。

【請求項 5】

前記照射位置変更部は、前記測定光を偏向する偏向部を含む

ことを特徴とする請求項 1 ～ 請求項 4 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【請求項 6】

前記偏向部は、前記被検眼の眼底と光学的に共役な位置に配置された光スキャナを含む

ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼科装置。

10

【請求項 7】

前記照射位置変更部は、前記被検眼に向かう前記測定光の光路を平行移動させる移動機構を含む

ことを特徴とする請求項 1 ～ 請求項 4 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【請求項 8】

前記干渉光学系による前記干渉光の検出結果に基づいて前記被検眼における眼内距離を求める眼内距離算出部を含む

ことを特徴とする請求項 1 ～ 請求項 7 のいずれか一項に記載の眼科装置。

【請求項 9】

前記眼内距離算出部は、眼軸長、前房深度、水晶体厚及び角膜厚のうち少なくとも 1 つを求める

20

ことを特徴とする請求項 8 に記載の眼科装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、眼科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

白内障は、レンズの役目を担う水晶体が混濁することにより徐々に視力が低下していく眼疾患である。白内障が進行した被検眼に対しては、一般的に、白内障手術が行われる。例えば、白内障手術では、混濁した水晶体を取り除き、代わりに眼内レンズ ( I n t r a o c u l a r L e n s : 以下、I O L ) が挿入される。

30

【0003】

このような白内障の検査として、グレア検査が知られている。グレア検査は、グレア光源を用いる自覚検査である。当該検査の実施により実生活への影響度を把握することが可能になるため、グレア検査は、白内障手術の時期の決定に有効な検査となり得る。

【0004】

一方、グレア検査は、被検者の応答を要する検査であるため検査時間が長くなる。また、グレア検査は、グレア光を被検眼に入射するため被検者にとって負担がかかる。従って、例えば、被検眼が白内障眼であるか否かを他覚的に検査し、必要な場合にだけグレア検査を実施することにより無駄な検査を省き、被検者の負担を最小限に抑えることが望ましい。

40

【0005】

特許文献 1 には、レフラクトメータにより取得された像の状態などから被検眼が白内障眼であるか否かを他覚的に検査する手法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2 0 1 2 - 1 3 5 5 2 8 号公報

【発明の概要】

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

しかしながら、レフラクトメータは瞳孔における既定の輪帯を透過する光束だけを撮影するものであるため、輪帯以外の領域（例えば、水晶体中央部や外周部）の混濁を検出することは困難である。また、一般的に、小瞳孔の被検眼でも測定が可能になるように輪帯径が小さく設定されているため、比較的初期に外周部に生じる混濁を検出することは難しい。

## 【0008】

更に、瞳孔から眼底に光束を入射し、眼底での反射光を光源として水晶体の混濁状態を観察するための徹照像を撮影することにより白内障の判定を行うものもあるが、角膜表面や対物レンズの反射光により水晶体全域にわたる混濁状態を確認することは困難である。このように、従来の手法では、被検眼が白内障眼であるか否かを他覚的に正確に検査することが困難である。

## 【0009】

また、前述のグレア検査だけではなく、測定時間が長く、被検者に負担がかかる測定（検査）前に被検眼を他覚的に正確に測定し、必要な場合だけ当該測定を実施することで、無駄な測定を省き、被検者の負担を最小限に抑えることが望ましい。

## 【0010】

本発明は、このような問題を解決するためになされたものであり、その目的は、より正確に他覚的に測定した結果に基づいて被検眼の測定モードを選択することが可能な眼科装置を提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0011】

実施形態に係る眼科装置は、干渉光学系と、照射位置変更部と、解析部と、制御部とを含む。干渉光学系は、光源からの光を参照光と測定光とに分割し、測定光を被検眼に照射し、その戻り光と参照光との干渉光を生成し、生成された干渉光を検出する。照射位置変更部は、被検眼の複数の位置に測定光を照射するために用いられる。解析部は、複数の位置について干渉光学系により得られた干渉光の検出結果に対応した干渉信号の強度分布に基づいて白内障の種別を判定する。制御部は、解析部による判定結果に基づいて被検眼の測定モードを選択する。

## 【発明の効果】

## 【0012】

実施形態によれば、より正確に他覚的に測定した結果に基づいて被検眼の測定モードを選択することが可能な眼科装置を提供することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0013】

【図1】実施形態に係る眼科装置の構成例を示す概略図である。

【図2】実施形態に係る眼科装置の構成例を示す概略図である。

【図3】実施形態に係る眼科装置の動作例を示す概略図である。

【図4】実施形態に係る眼科装置の動作例を示す概略図である。

【図5】実施形態に係る眼科装置の動作例を示す概略図である。

【図6】実施形態に係る眼科装置の動作例を示す概略図である。

【図7】実施形態に係る眼科装置の構成例を示す概略図である。

【図8】実施形態に係る眼科装置の構成例を示す概略図である。

【図9】実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

【図10】実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

【図11】実施形態に係る眼科装置の動作例を示すフロー図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0014】

この発明に係る眼科装置の実施形態の例について、図面を参照しながら詳細に説明する

10

20

30

40

50

。なお、この明細書において引用された文献の記載内容や任意の公知技術を、以下の実施形態に援用することが可能である。

【0015】

実施形態に係る眼科装置は、他覚測定と自覚検査とを実行可能である。他覚測定は、被検者からの応答を参照することなく、主に物理的な手法を用いて被検眼に関する情報を取得する測定手法である。他覚測定には、被検眼の特性を取得するための測定と、被検眼の画像を取得するための撮影とが含まれる。他覚測定には、他覚屈折測定、角膜形状測定、眼圧測定、眼底撮影、光干渉計測等がある。

【0016】

一方、自覚検査は、被検者からの応答を利用して情報を取得する測定手法である。自覚検査には、遠用検査、近用検査、コントラスト検査、グレア検査等の自覚屈折測定や、視野検査などがある。

【0017】

実施形態に係る眼科装置は、任意の自覚検査及び任意の他覚測定の少なくとも一方を実行可能である。光干渉計測は、眼軸長、角膜厚、前房深度、水晶体厚など、被検眼の構造を表す眼球情報を取得するために用いられる。また、被検眼の画像や解析データを取得するために光干渉計測を利用することもできる。

【0018】

<構成>

図1及び図2に、実施形態に係る眼科装置の構成例を示す。眼科装置1000は、被検眼Eの検査を行うための光学系として、Zアライメント系1、XYアライメント系2、ケラト測定系3、視標投影系4、観察系5、レフ測定投影系6、レフ測定受光系7、及び眼内距離測定系8を含む。また、眼科装置1000は処理部9を含む。

【0019】

(処理部9)

処理部9は、眼科装置1000の各部を制御する。また、処理部9は、各種演算処理を実行可能である。処理部9はプロセッサを含む。プロセッサの機能は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、プログラマブル論理デバイス (例えば、SPLD (Simple Programmable Logic Device)、CPLD (Complex Programmable Logic Device)、FPGA (Field Programmable Gate Array)) 等の回路により実現される。処理部9は、例えば、記憶回路や記憶装置に格納されているプログラムを読み出し実行することで、実施形態に係る機能を実現する。

【0020】

(観察系5)

観察系5は、被検眼Eの前眼部を動画撮影する。被検眼Eの前眼部からの光(赤外光)は、対物レンズ51を通過し、ダイクロイックミラー52及び53を透過し、絞り54の開口を通過する。絞り54の開口を通過した光は、ハーフミラー55を透過し、リレーレンズ56及び57を通過し、結像レンズ58により撮像素子59(エリアセンサ)の撮像面に結像される。撮像素子59は、所定のレートで撮像及び信号出力を行う。撮像素子59の出力(映像信号)は処理部9に入力される。処理部9は、この映像信号に基づく前眼部像E'を表示部10の表示画面10aに表示させる。前眼部像E'は、例えば赤外動画である。観察系5は、前眼部を照明するための照明光源を含んでいてもよい。

【0021】

(Zアライメント系1)

Zアライメント系1は、観察系5の光軸方向(前後方向、Z方向)におけるアライメントを行うための光(赤外光)を被検眼Eに照射する。Zアライメント光源11から出力された光は、被検眼Eの角膜Kに照射され、角膜Kにより反射され、結像レンズ12により

10

20

30

40

50

ラインセンサ 13 に結像される。角膜頂点の位置が前後方向に変化すると、ラインセンサ 13 に対する光の投影位置が変化する。処理部 9 は、ラインセンサ 13 に対する光の投影位置に基づいて被検眼 E の角膜頂点の位置を求め、これに基づき Z アライメントを実行する。

#### 【0022】

(XY アライメント系 2)

XY アライメント系 2 は、観察系 5 の光軸に直交する方向（左右方向（X 方向）、上下方向（Y 方向））のアライメントを行うための光（赤外光）を被検眼 E に照射する。XY アライメント系 2 は、ハーフミラー 55 により観察系 5 から分岐された光路に設けられた XY アライメント光源 21 を含む。XY アライメント光源 21 から出力された光は、ハーフミラー 55 により反射され、観察系 5 を通じて被検眼 E に照射される。その角膜 K による反射光は、観察系 5 を通じて撮像素子 59 に導かれる。

10

#### 【0023】

この反射光の像（輝点像）は前眼部像 E' に含まれる。処理部 9 は、図 1 に示すように、輝点像 B<sub>r</sub> を含む前眼部像 E' とアライメントマーク A<sub>L</sub> とを表示画面 10a に表示させる。手動で XY アライメントを行う場合、ユーザは、アライメントマーク A<sub>L</sub> 内に輝点像 B<sub>r</sub> を誘導するように光学系の移動操作を行う。自動でアライメントを行う場合、処理部 9 は、アライメントマーク A<sub>L</sub> に対する輝点像 B<sub>r</sub> の変位がキャンセルされるように、光学系を移動させるための機構を制御する。

20

#### 【0024】

(ケラト測定系 3)

ケラト測定系 3 は、角膜 K の形状を測定するためのリング状光束（赤外光）を角膜 K に投影する。ケラト板 31 は、対物レンズ 51 と被検眼 E との間に配置されている。ケラト板 31 の背面側（対物レンズ 51 側）にはケラトリング光源 32 が設けられている。ケラトリング光源 32 からの光でケラト板 31 を照明することにより、角膜 K にリング状光束が投影される。その反射光（ケラトリング像）は撮像素子 59 により前眼部像とともに検出される。処理部 9 は、このケラトリング像を基に公知の演算を行うことで角膜形状パラメータを算出する。

#### 【0025】

(視標投影系 4)

視標投影系 4 は、固視標や自覚検査用視標等の各種視標を被検眼 E に呈示する。視標投影系 4 は、前述の視標とともにグレア光を被検眼 E に投影するためのグレア検査光学系を含む。グレア検査光学系の光路は、ハーフミラー 46 により視標投影系 4 の光路に結合される。

30

#### 【0026】

光源 41 から出力された光（可視光）は視標チャート 42 に照射される。視標チャート 42 は、例えば透過型の液晶パネルを含み、視標を表すパターンを表示する。視標チャート 42 を透過した光は、ハーフミラー 46 を透過し、結像レンズ 43 及び VCC レンズ 44 を通過し、反射ミラー 45 により反射され、ダイクロイックミラー 53 により反射され、ダイクロイックミラー 52 を透過し、対物レンズ 51 を通過して眼底 E<sub>f</sub> に投影される。

40

#### 【0027】

グレア光源 47 は、白色 LED (Light Emitting Diode) 等の 1 以上の可視光源を含む。グレア光源 47 から出力されたグレア光は、ハーフミラー 46 により反射され、光源 41 から出力された光と同様の経路で被検眼 E に照射される。それにより、視標投影系 4 により各種の視標が投影された被検眼 E に対してグレア光を照射することができる。光源 41、視標チャート 42、ハーフミラー 46 及びグレア光源 47 は、一体となって視標投影系 4 の光軸方向に移動可能である。

#### 【0028】

自覚検査を行う場合、処理部 9 は、他覚測定の結果に基づき視標チャート 42、光源 4

50

1 及び V C C レンズ 4 4 を制御する。処理部 9 は、検者又は処理部 9 により選択された視標を視標チャート 4 2 に表示させる。それにより、当該視標が被検者に呈示される。被検者は視標に対する応答を行う。応答内容の入力を受けて、処理部 9 は、更なる制御や、自覚検査値の算出を行う。例えば、視力測定において、処理部 9 は、ランドルト環等に対する応答に基づいて、次の視標を選択して呈示し、これを繰り返し行うことで視力値を決定する。

【 0 0 2 9 】

グレア検査を行う場合、処理部 9 は、光源 4 1 及び視標チャート 4 2 による視標とともにグレア光源 4 7 からのグレア光を被検眼 E に投影させる。被検者はグレア光が照射された状態で視標に対する応答を行う。応答内容の入力を受けて、処理部 9 は、更なる制御や、自覚検査値の算出を行う。例えば、処理部 9 は、被検者の応答に基づいて、次の視標を選択して呈示し、これを繰り返し行う。それにより、どの程度まで視標の判別が可能かが検査される。

【 0 0 3 0 】

( レフ測定投影系 6 及びレフ測定受光系 7 )

レフ測定投影系 6 及びレフ測定受光系 7 は他覚屈折測定 ( レフ測定 ) に用いられる。レフ測定投影系 6 は、他覚測定用のリング状光束 ( 赤外光 ) を眼底 E f に投影する。レフ測定受光系 7 は、このリング状光束の被検眼 E からの戻り光を受光する。

【 0 0 3 1 】

レフ測定光源 6 1 は光軸方向に移動可能であり、眼底 E f と光学的に共役な位置に配置される。レフ測定光源 6 1 から出力された光は、コンデンサレンズ 6 2 を通過し、反射ミラー 6 3 により反射され、円錐プリズム 6 4 A 及びリレーレンズ 6 4 B を透過し、リング絞り 6 4 C のリング状透光部を通過してリング状光束となる。リング絞り 6 4 C により形成されたリング状光束は、孔開きプリズム 6 5 の反射面により反射され、ロータリープリズム 6 6 を通過し、クイックリターンミラー 6 7 に導かれる。

【 0 0 3 2 】

ロータリープリズム 6 6 は、眼底 E f の血管や疾患部位に対するリング状光束の光量分布を平均化させるために用いられる。また、クイックリターンミラー 6 7 は、他覚屈折測定と眼内距離測定との切り替えに用いられる。他覚屈折測定を行う場合、クイックリターンミラー 6 7 の反射面は、ダイクロイックミラー 5 2 により観察系 5 の光路から分岐された光路 ( 分岐光路 ) に配置される。それにより、レフ測定投影系 6 の光路及びレフ測定受光系 7 の光路の双方が観察系 5 の光路に結合される。一方、眼内距離測定を行う場合、クイックリターンミラー 6 7 は、この分岐光路から退避される。それにより、眼内距離測定系 8 の光路が観察系 5 の光路に結合される。

【 0 0 3 3 】

他覚屈折測定では、ロータリープリズム 6 6 を通過したリング状光束は、クイックリターンミラー 6 7 により反射され、ダイクロイックミラー 5 2 に反射され、対物レンズ 5 1 を通過して眼底 E f に投影される。

【 0 0 3 4 】

眼底 E f に投影されたリング状光束の戻り光は、対物レンズ 5 1 を通過し、ダイクロイックミラー 5 2 及びクイックリターンミラー 6 7 により反射される。クイックリターンミラー 6 7 により反射された戻り光は、ロータリープリズム 6 6 を通過し、孔開きプリズム 6 5 の穴部を通過し、リレーレンズ 7 1 及び合焦レンズ 7 2 を透過し、結像レンズ 7 3 により撮像素子 7 4 の撮像面に結像される。撮像素子 7 4 の出力は処理部 9 に入力される。処理部 9 は、撮像素子 7 4 からの出力を基に公知の演算を行うことで被検眼 E の球面度数 S、乱視度数 C 及び乱視軸角度 A を算出する。

【 0 0 3 5 】

処理部 9 は、算出された屈折値に基づいて、レフ測定光源 6 1 と眼底 E f と撮像素子 7 4 とが共役となる位置に、レフ測定光源 6 1 と合焦レンズ 7 2 とをそれぞれ光軸方向に移動させる。更に、処理部 9 は、合焦レンズ 7 2 及びレフ測定光源 6 1 の移動に連動して眼

10

20

30

40

50

内距離測定系 8 の合焦レンズ 8 5 (合焦レンズ 8 5 を含む光スキャナ 8 7 b) をその光軸方向に移動させる。処理部 9 は、レフ測定光源 6 1、合焦レンズ 7 2 及び合焦レンズ 8 5 (光スキャナ 8 7 b)、光源 4 1 及び視標チャート 4 2 を一体的に移動させることも可能である。

#### 【 0 0 3 6 】

( 眼内距離測定系 8 )

眼内距離測定系 8 は、眼球情報としての眼内距離を取得するための光干渉計測を行う。光干渉計測が行われるとき、クイックリターンミラー 6 7 が上記分岐光路から退避される。また、光干渉計測よりも前にレフ測定が実施され、光ファイバ 8 0 a の端面が眼底 E f と共役となるように合焦レンズ 8 5 の位置が調整される。

10

#### 【 0 0 3 7 】

図 2 に示すように、干渉計ユニット 8 0 において、干渉計光源 8 1 から出力された光 (赤外光、広帯域光) L 0 は、光ファイバ 8 0 b を通じて導かれたファイバカプラ 8 2 により測定光 L S と参照光 L R とに分割される。測定光 L S は、光ファイバ 8 0 a を通じてコリメータレンズ 8 4 に導かれる。一方、参照光 L R は、光ファイバ 8 0 c を通じて参照光路長変更ユニット 9 0 に導かれる。

#### 【 0 0 3 8 】

参照光路長変更ユニット 9 0 は、参照光 L R の光路長を変更する。参照光路長変更ユニット 9 0 に導かれた参照光 L R は、コリメータレンズ 9 1 により平行光束とされてビームスプリッタ 9 2 に入射する。ビームスプリッタ 9 2 は、5 0 : 5 0 の分割比で参照光 L R を 2 つの光束 (網膜・前房深度用光束、角膜用光束) に分割する。なお、ビームスプリッタ 9 2 の分割比は必ずしも等分割でなくてもよく、光学系の構成などに応じた分割比であってよい。

20

#### 【 0 0 3 9 】

ビームスプリッタ 9 2 の透過方向には網膜・前房深度用シャッター 9 3 と網膜・前房深度用参照ミラーユニット 9 4 とが設けられ、反射方向には角膜用シャッター 9 5 と角膜用参照ミラーユニット 9 6 とが設けられている。網膜・前房深度用参照ミラーユニット 9 4 は、結像レンズ 9 4 A と網膜・前房深度用参照ミラー 9 4 B とを含む。角膜用参照ミラーユニット 9 6 は、結像レンズ 9 6 A と角膜用参照ミラー 9 6 B とを含む。

#### 【 0 0 4 0 】

網膜・前房深度用シャッター 9 3 は、ビームスプリッタ 9 2 と網膜・前房深度用参照ミラー 9 4 B との間の網膜・前房深度用光束の光路 (網膜・前房深度用参照光路) に対して挿脱可能である。角膜用シャッター 9 5 は、ビームスプリッタ 9 2 と角膜用参照ミラー 9 6 B との間の角膜用光束の光路 (角膜用参照光路) に対して挿脱可能である。網膜・前房深度用シャッター 9 3 が光路から退避されている場合、網膜・前房深度用光束は、結像レンズ 9 4 A により網膜・前房深度用参照ミラー 9 4 B の反射面に結像され、網膜・前房深度用参照ミラー 9 4 B により反射され、結像レンズ 9 4 A を通過してビームスプリッタ 9 2 に戻る。角膜用シャッター 9 5 が光路から退避されている場合、角膜用光束は結像レンズ 9 6 A により角膜用参照ミラー 9 6 B の反射面に結像され、角膜用参照ミラー 9 6 B により反射され、結像レンズ 9 6 A を通過してビームスプリッタ 9 2 に戻る。

30

40

#### 【 0 0 4 1 】

一方、干渉計ユニット 8 0 から出力された測定光 L S は、コリメータレンズ 8 4 により平行光束とされる。平行光束とされた測定光 L S の光路に対して、水晶体レンズ 8 9 が挿脱される。当該光路に水晶体レンズ 8 9 が挿入されている場合、平行光束とされた測定光 L S は、光スキャナ 8 7 c 及び 8 7 b によりそれぞれ偏向され、リレーレンズ 8 6 及び水晶体レンズ 8 9 を通過し、ミラー 8 7 a により偏向される。当該光路から水晶体レンズ 8 9 が退避されている場合、平行光束とされた測定光 L S は、光スキャナ 8 7 c 及び 8 7 b によりそれぞれ偏向され、リレーレンズ 8 6 を通過し、ミラー 8 7 a により偏向される。

#### 【 0 0 4 2 】

50

ミラー 87a により偏向された測定光 LS は、瞳レンズ 88 を通過し、ダイクロイックミラー 52 により反射され、対物レンズ 51 を通過して被検眼 E に照射される。被検眼 E からの測定光 LS の戻り光は、対物レンズ 51 を通過し、往路と同じ経路を通じて干渉計ユニット 80 に導かれる。

【0043】

光スキャナ 87c は、被検眼 E の瞳孔と光学的に共役な位置に配置された偏向ユニットである。光スキャナ 87c は、被検眼 E の眼底 Ef のスキャンに用いられる。光スキャナ 87c は、例えば 1 以上のガルバノミラーを含み、処理部 9 による制御を受けて測定光 LS の偏向方向を変化させる。図 1 では、光スキャナ 87c は、互いに直交する方向に回動可能なミラー 874、873 を含み、例えば、測定光 LS の光路におけるミラー 874、873 の間の中間位置が被検眼 E の瞳孔と光学的に共役な位置となるように配置されている。

10

【0044】

光スキャナ 87b は、被検眼 E の眼底 Ef と光学的に共役な位置に配置された偏向ユニットである。光スキャナ 87b は、被検眼 E の水晶体のスキャン（瞳孔内スキャン）に用いられる。光スキャナ 87b は、例えば 1 以上のガルバノミラーを含み、処理部 9 による制御を受けて測定光 LS の偏向方向を変化させる。図 1 では、光スキャナ 87b は、互いに直交する方向に回動可能なミラー 872、871 と、合焦レンズ 85 とを含み、例えば、測定光 LS の光路におけるミラー 872、871 の間の中間位置が被検眼 E の眼底 Ef と光学的に共役な位置となるように配置されている。光スキャナ 87b は、眼内距離測定系 8 の光軸方向に移動可能である。例えば、眼内距離測定系 8 は、光スキャナ 87b を光軸方向に移動させる移動機構を含み、処理部 9 からの制御を受けた駆動部が当該移動機構を駆動する。

20

【0045】

ファイバカプラ 82 は、参照光路長変更ユニット 90 を経由した参照光と、測定光 LS の戻り光とを干渉させる。それにより生成された干渉光 LC は、光ファイバ 80d により分光器 83 に導かれる。分光器 83 は、干渉光 LC を空間的に波長分離し、これら波長成分をラインセンサで検出する。処理部 9 は、分光器 83 から出力された信号に FFT (Fast Fourier Transform) 等の公知の信号処理を施すことにより、深さ方向の情報を取り出す。

30

【0046】

本例ではスペクトラルドメイン OCT (Optical Coherence Tomography) が適用されているが、他のタイプの OCT を適用することも可能である。例えばスウェプトソース OCT が適用される場合、低コヒーレンス光源（干渉計光源 81）の代わりに波長掃引光源（波長可変光源）が設けられ、且つ、分光器 83 の代わりにバランスドフォトダイオード等の光検出器が設けられる。

【0047】

処理部 9 は、深さ方向の所定位置に干渉信号が配置されるように、網膜・前房深度用参照ミラーユニット 94 と角膜用参照ミラーユニット 96 とを移動させることが可能である。FFT により得られる干渉信号の強度の深さ方向における変化の例を図 3 に示す。点線で示す干渉信号 SC0 が得られた状態において、図 4 に示すように網膜・前房深度用参照ミラーユニット 94 をビームスプリッタ 92 に近接させることにより、図 3 に示す所定範囲内に干渉信号 SC0（網膜に相当）を移動させることができる。つまり、結像レンズ 94A 及び網膜・前房深度用参照ミラー 94B を点線で示す位置から実線で示す位置に移動させることにより、所望の範囲内に干渉信号 SC0 を移動させることができる。

40

【0048】

Z アライメント系 1 を用いて検出される角膜頂点の位置を利用することで、被検眼 E に対する対物レンズ 51 の距離（作動距離）を一定に保つことができる。ここで、角膜用シャッター 95 が光路から退避されると、角膜 K に相当する干渉信号も分光器 83 により同時に検出される。角膜用参照ミラー 96B は、網膜に相当する干渉信号 SC1 に重ならな

50

いように、角膜Kから所定距離dだけ離れた位置に配置される(図5)。これにより、図6に示すように、網膜に相当する干渉信号SC1と角膜に相当する干渉信号SC2の双方を、深さ方向における計測範囲Rにおいて同時に取得できる。

#### 【0049】

図6に示すように計測範囲Rにおいて信号感度SCが変化する場合、比較的信号が弱い干渉信号SC1を比較的高感度の計測範囲R1で検出し、比較的信号が強い干渉信号SC2を比較的低感度の計測範囲R2で検出することができる。それにより、双方の干渉信号の検出精度が向上される。

#### 【0050】

この実施形態では、被検眼Eの眼内距離を測定するとき、処理部9は、角膜用参照ミラーユニット96を固定した状態で網膜・前房深度用参照ミラーユニット94を移動させる。それにより、基準部位としての角膜頂点を基準に被検眼Eの各種の眼内距離を測定することが可能になる。図5に示すように、眼軸長を測定する場合、網膜に相当する干渉信号を検出できるように網膜・前房深度用参照ミラーユニット94を移動させて角膜頂点と眼底(網膜)との距離D1を求める。前房深度を測定する場合、水晶体前面に相当する干渉信号を検出できるように網膜・前房深度用参照ミラーユニット94を移動させて角膜頂点と水晶体前面との距離D2を求める。水晶体厚を測定する場合、水晶体後面に相当する干渉信号を検出できるように網膜・前房深度用参照ミラーユニット94を移動させて角膜頂点と水晶体後面との距離(D2 + D3)を求め、距離(D2 + D3)から前述の距離D2を差し引いて距離D3を求める。角膜厚を測定する場合、角膜後面に相当する干渉信号を検出して角膜頂点と角膜後面との距離を求める。

#### 【0051】

##### (情報処理系の構成)

眼科装置1000の情報処理系について説明する。眼科装置1000の情報処理系の機能的構成の例を図7及び図8に示す。図7は、眼科装置1000の情報処理系の機能ブロック図の一例を表したものである。図8は、図7の演算処理部120の機能ブロック図の一例を表したものである。処理部9は、制御部110と演算処理部120とを含む。また、眼科装置1000は、表示部170と、操作部180と、通信部190とを含む。

#### 【0052】

##### (制御部110)

制御部110は、プロセッサを含み、眼科装置1000の各部を制御する。制御部110は、主制御部111と、記憶部112とを含む。

#### 【0053】

主制御部111は、後述の解析部130による解析結果に基づいて、あらかじめ決められた複数の測定モードのいずれかを選択し、選択された測定モードに応じて眼科装置1000の各部を測定制御部として制御する。主制御部111が選択可能な複数の測定モードには、少なくともグレア検査が実行される白内障モードと、グレア検査が実行されない通常モードとが含まれる。具体的には、主制御部111は、解析部130による解析結果が上記の所定条件を満たすとき被検眼Eが白内障眼である可能性があると判定し、白内障モードを選択する。

#### 【0054】

主制御部111は、測定制御部として眼科装置1000の各種制御を行う。主制御部111は、Zアライメント系1のZアライメント光源11やラインセンサ13、XYアライメント系2のXYアライメント光源21、ケラト測定系3のケラトリング光源32を制御する。それにより、Zアライメント光源11やXYアライメント光源21やケラトリング光源32から出力される光の光量に変更されたり、点灯や非点灯が切り替えられたりする。また、ラインセンサ13により検出された信号が取り込まれ、取り込まれた信号に基づくアライメント制御等が行われる。

#### 【0055】

主制御部111は、視標投影系4の光源41、視標チャート42、VCCレンズ44、

10

20

30

40

50

及びグレア光源 4 7 を制御する。それにより、光源 4 1 やグレア光源 4 7 から出力される光の光量に変更されたり、点灯や非点灯が切り替えられたりする。また、視標チャート 4 2 における視標や固視標の表示のオン・オフや、視標や固視標が切り替えられる。例えば、図 1 0 に示すように、視標 T 1 に対して水平方向に所定距離だけ離れた位置でグレア光 G 1、G 2 が発光される。光源 4 1、視標チャート 4 2 及びグレア光源 4 7 は、光軸方向の位置が変更される。更に、V C C レンズ 4 4 により被検眼 E の乱視状態が矯正されたりする。

【 0 0 5 6 】

主制御部 1 1 1 は、観察系 5 の撮像素子 5 9 を制御する。それにより、撮像素子 5 9 により取得された信号が取り込まれ、演算処理部 1 2 0 により画像の形成等が行われたりする。なお、観察系 5 が照明光源を含んで構成されている場合、主制御部 1 1 1 は照明光源を制御することが可能である。

10

【 0 0 5 7 】

主制御部 1 1 1 は、レフ測定投影系 6 のレフ測定光源 6 1、ロータリープリズム 6 6、クイックリターンミラー 6 7 を制御する。それにより、レフ測定光源 6 1 がレフ測定投影系 6 の光軸に沿って移動されたり、レフ測定光源 6 1 から出力される光の光量に変更されたり、点灯や非点灯が切り替えられたりする。また、ロータリープリズム 6 6 が回転されたり、クイックリターンミラー 6 7 により光路が切り替えられたりする。

【 0 0 5 8 】

主制御部 1 1 1 は、レフ測定受光系 7 の合焦レンズ 7 2 や撮像素子 7 4 を制御する。それにより、合焦レンズ 7 2 の光軸方向の位置が変更されたり、撮像素子 7 4 により取得された信号が取り込まれ、演算処理部 1 2 0 により画像の形成等が行われたりする。

20

【 0 0 5 9 】

主制御部 1 1 1 は、レフ測定光源 6 1 から出力される光の光量、撮像素子 7 4 の検出感度、露光時間、及び撮像素子 7 4 により検出された光に基づく像の重ね合わせ枚数のうち少なくとも 1 つを変更することが可能である。それにより、レフ測定投影系 6 及びレフ測定受光系 7 の測定条件が変更される。

【 0 0 6 0 】

主制御部 1 1 1 は、干渉計光源 8 1、分光器 8 3、合焦レンズ 8 5、光スキャナ 8 7 b 及び 8 7 c、水晶体レンズ 8 9、網膜・前房深度用シャッター 9 3、角膜用シャッター 9 5、網膜・前房深度用参照ミラーユニット 9 4、及び角膜用参照ミラーユニット 9 6 を制御する。それにより、干渉計光源 8 1 から出力される光の光量に変更されたり、点灯や非点灯が切り替えられたり、分光器 8 3 により取得された信号が取り込まれ、演算処理部 1 2 0 により画像の形成等が行われたり、合焦レンズ 8 5 の光軸方向の位置が変更されたりする。また、被検眼 E に対する測定光 L S の入射位置が変更されたり、参照ミラーの位置が変更されたりする。主制御部 1 1 1 は、合焦レンズ 8 5 をレフ測定光源 6 1 及び合焦レンズ 7 2 に連動して眼内距離測定系 8 の光軸に沿って移動させてもよい。また、主制御部 1 1 1 は、更に合焦レンズ 8 5 に連動して光源 4 1 及び視標チャート 4 2 を光軸に沿って移動させてもよい。主制御部 1 1 1 は、合焦レンズ 8 5 を光スキャナ 8 7 b と独立に光軸方向に移動させてもよいし、合焦レンズ 8 5 と光スキャナ 8 7 b とを一体的に光軸方向に移動させてもよい。

30

40

【 0 0 6 1 】

主制御部 1 1 1 は、光スキャナ 8 7 b 及び 8 7 c を排他的に制御する。それにより、被検眼 E の眼底 E f の所望の部位に向けて偏向された測定光で水晶体をスキャンし、被検眼 E における複数の位置の情報を取得することが可能になる。また、主制御部 1 1 1 は、光スキャナ 8 7 b 及び 8 7 c を並列に制御することも可能である。

【 0 0 6 2 】

主制御部 1 1 1 は、干渉計光源 8 1 から出力される光の光量、分光器 8 3 の検出感度、露光時間及び分光器 8 3 により検出された光に基づく像の重ね合わせ枚数のうち少なくとも 1 つを変更することが可能である。それにより、眼内距離測定系 8 の測定条件が変更さ

50

れる。

【 0 0 6 3 】

水晶体レンズ 8 9 は、測定対象に対応して設けられた「合焦調整範囲変更手段」の一例である。「合焦調整範囲変更手段」は、測定対象に対して高精度な合焦を行うために測定対象近傍に合焦レンズによる合焦調整範囲を移動させる。具体的には、合焦レンズ 8 5 (光スキャナ 8 7 b) の移動だけでは移動量が足りず、眼内距離測定系 8 の焦点を水晶体前面や水晶体後面に合わせることができない。そこで、水晶体前面や水晶体後面等の水晶体に関する眼内距離を測定する場合に、主制御部 1 1 1 は、測定光 L S の光路に水晶体レンズ 8 9 を挿入させる。それにより、合焦レンズ 8 5 の合焦調整範囲を水晶体近傍に移動させることができ、水晶体前面や水晶体後面に合焦させた状態で水晶体に関する眼内距離を高精度に測定することが可能になる。

10

【 0 0 6 4 】

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

【 0 0 6 5 】

記憶部 1 1 2 は、各種のデータを記憶する。記憶部 1 1 2 に記憶されるデータとしては、例えば、光干渉計測結果、光干渉計測により取得された画像データ、眼底像の画像データ、被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者 I D や氏名などの被検者に関する情報や、左眼 / 右眼の識別情報などの被検眼に関する情報を含む。測定情報は、眼科装置 1 0 0 0 の内部又は外部にて被検眼 E の眼屈折力測定が行われたときに記憶部 1 1 2 に記憶される。また、記憶部 1 1 2 には、眼科装置 1 0 0 0 を動作させるための各種プログラムやデータが記憶されている。

20

【 0 0 6 6 】

( 演算処理部 1 2 0 )

演算処理部 1 2 0 は、例えば、干渉光の検出結果の解析、眼屈折力の算出、眼内距離 (眼軸長、前房深度、水晶体厚、角膜厚等) の算出、I O L 度数の算出、光干渉計測画像 (O C T 画像) の生成、光干渉計測画像の解析など、各種の演算を実行する。演算処理部 1 2 0 は、解析部 1 3 0 と、眼屈折力算出部 1 2 1 と、眼内距離算出部 1 2 2 と、I O L 度数算出部 1 2 3 とを含む。眼内距離算出部 1 2 2 は、眼軸長算出部 1 2 2 A と、前房深度算出部 1 2 2 B と、水晶体厚算出部 1 2 2 C と、角膜厚算出部 1 2 2 D とを含む。

30

【 0 0 6 7 】

解析部 1 3 0 は、眼内距離測定系 8 により検出された干渉光に基づく干渉信号の強度又はその分布を解析する。白内障では、被検眼 E の瞳孔に入射した測定光の眼底 E f からの戻り光と参照光との干渉光に基づく信号強度又はその分布が変化する。解析部 1 3 0 は、被検眼 E の複数の位置に照射した測定光の戻り光に基づく複数の干渉光を検出することにより取得された複数の干渉信号の強度又はその分布の変化を解析する。

【 0 0 6 8 】

白内障の種類は、水晶体の混濁部位に応じて「核白内障」、「囊下白内障」及び「皮質白内障」の 3 つに大別される。「核白内障」では、水晶体の中央部に混濁が生じる。「囊下白内障」には、水晶体の中央部の後端側に混濁が生じる「後囊下白内障」と、前端側に混濁が生じる「前囊下白内障」とがある。「皮質白内障」では、水晶体の外周部に混濁が生じる。「核白内障」又は「囊下白内障」の場合、健常眼と比較すると、水晶体の中央部を通過した測定光の戻り光に基づく信号強度は極めて小さくなる。

40

【 0 0 6 9 】

解析部 1 3 0 は、水晶体の中央部を通過するように光スキャナ 8 7 b により偏向された測定光の戻り光に基づく干渉光の検出結果から取得された干渉信号の強度と第 1 閾値とを比較する。それにより、主制御部 1 1 1 は、当該強度が第 1 閾値以下のとき (所定条件を満たすとき)、被検眼 E が「核白内障」又は「囊下白内障」の可能性があると判定することができる。

【 0 0 7 0 】

50

「皮質白内障」の場合、健常眼と比較すると、水晶体の中央部を通過した測定光の戻り光に基づく信号強度が低下したか否かを判別しにくくなるが、水晶体の外周部を通過した測定光の戻り光に基づく信号強度は小さくなる。

【 0 0 7 1 】

図 9 に、「皮質白内障」の被検眼に対する干渉信号の強度分布の一例を模式的に示す。図 9 は、ラインスキャンが行われた被検眼の水晶体における所定のスキャンラインの干渉信号の強度分布の一例を表す。縦軸は当該スキャンラインにおいて検出された干渉信号の信号強度を示し、横軸は当該スキャンラインにおけるスキャン位置を示す。スキャン位置の両端付近は水晶体の外周部に相当する。図 9 に示すように、健常眼における干渉信号の強度分布 W 1 に対して、「皮質白内障」の被検眼における干渉信号の強度分布 W 2 は、水晶体の中央部より外周部において強度が低下する。

10

【 0 0 7 2 】

解析部 1 3 0 は、水晶体の外周部を通過するように光スキャナ 8 7 b により偏向された測定光の戻り光に基づく干渉光の検出結果から取得された干渉信号の強度分布を解析する。例えば、解析部 1 3 0 は、水晶体の外周部における干渉信号を特定し、水晶体の中央部において強度分布 W 1 と強度分布 W 2 との差分と第 2 閾値とを比較し、水晶体の外周部において強度分布 W 2 の干渉信号の強度と第 3 閾値とを比較する。それにより、主制御部 1 1 1 は、当該差分が第 2 閾値以下であり、且つ、当該強度が第 3 閾値以下であるとき（所定条件を満たすとき）、被検眼 E が「皮質白内障」の可能性があると判定することができる。

20

【 0 0 7 3 】

前述のように、主制御部 1 1 1 は、このような解析部 1 3 0 による解析結果に基づいて測定モードを選択し、選択された測定モードに応じて眼科装置 1 0 0 0 の各部を制御する。

【 0 0 7 4 】

眼屈折力の算出において、眼屈折力算出部 1 2 1 は、レフ測定受光系 7 からの出力（リング像）の形状を解析する。例えば、眼屈折力算出部 1 2 1 は、得られた画像における輝度分布からリング像の重心位置を求め、この重心位置から放射状に延びる複数の走査方向に沿った輝度分布を求め、この輝度分布からリング像を特定する。続いて、眼屈折力算出部 1 2 1 は、特定されたリング像の近似楕円を求め、この近似楕円の長径及び短径を公知の式に代入することによって球面度数 S、乱視度数 C 及び乱視軸角度 A を求める。或いは、眼屈折力算出部 1 2 1 は、基準パターンに対するリング像の変形及び変位に基づいて眼屈折力のパラメータを求めることができる。

30

【 0 0 7 5 】

眼屈折力算出部 1 2 1 は、眼内距離測定系 8 を用いた光干渉計測の結果から、少なくとも球面度数を求めることができる。例えば、眼屈折力算出部 1 2 1 は、合焦レンズ 8 5 の移動により干渉光 L C の検出信号がピークになる合焦レンズ 8 5 の位置を特定し、0 D に相当する合焦レンズの位置と、特定されたピークになる合焦レンズ 8 5 の位置とに基づいて等価球面度数を求める。

【 0 0 7 6 】

眼屈折力算出部 1 2 1 は、観察系 5 により取得されたケラトリング像に基づいて、角膜屈折力、角膜乱視度及び角膜乱視軸角度を算出する。例えば、眼屈折力算出部 1 2 1 は、ケラトリング像を解析することにより角膜前面の強主経線や弱主経線の角膜曲率半径を算出し、角膜曲率半径に基づいて上記パラメータを算出する。

40

【 0 0 7 7 】

眼内距離算出部 1 2 2 は、眼内距離測定系 8 により取得された 2 つの干渉光の検出データに基づいて被検眼 E の 1 以上の眼内距離を算出する。眼内距離算出部 1 2 2 は、検出データに含まれる当該 2 つの干渉光に基づく 2 つの干渉信号（例えば図 6 参照）の位置の間隔に基づいて被検眼 E の眼内距離を算出する。眼内距離算出部 1 2 2 は、水晶体レンズ 8 9 の挿脱を行いつつ被検眼 E の複数の眼内距離を算出することが可能である。眼内距離算

50

出部 1 2 2 は、光路から水晶体レンズ 8 9 が退避されている状態で取得された検出データに基づいて眼軸長や角膜厚（第 1 眼内距離）を算出する。また、眼内距離算出部 1 2 2 は、当該光路に水晶体レンズ 8 9 が挿入されている状態で取得された検出データに基づいて前房深度や水晶体厚（第 2 眼内距離）を算出する。水晶体レンズは既存のレンズ（例えばリレーレンズ 8 6）と組み合わせた焦点距離を有し、これをリレーレンズ 8 6 と差し替え可能であってもよい。

#### 【 0 0 7 8 】

眼内距離算出部 1 2 2 は、被検眼 E の基準部位を基準に複数の眼内距離を算出することが可能である。基準部位として、被検眼 E からの測定光 L S の戻り光の強度が強い部位が挙げられる。基準部位には、被検眼 E の角膜頂点（角膜前面）や網膜や内境界膜等がある。それにより、被検眼 E が動いてしまい、干渉信号の位置が変わってしまった場合でも、基準部位の干渉信号を基準にすることによって、常に高い精度で複数の眼内距離を算出することができる。

10

#### 【 0 0 7 9 】

眼軸長算出部 1 2 2 A は、角膜頂点に相当する干渉信号の位置と網膜に相当する干渉信号の位置との間隔及び参照ミラーユニットの移動量に基づいて眼軸長（眼内距離 D 1）を求める。前房深度算出部 1 2 2 B は、角膜頂点に相当する干渉信号の位置と水晶体前面に相当する干渉信号の位置との間隔及び参照ミラーユニットの移動量に基づいて前房深度（眼内距離 D 2）を求める。水晶体厚算出部 1 2 2 C は、角膜頂点に相当する干渉信号の位置と水晶体後面に相当する干渉信号の位置との間隔に基づいて距離（D 2 + D 3）を求め、求められた距離（D 2 + D 3）から距離 D 2 を差し引くことにより水晶体厚（距離 D 3）を求める。角膜厚算出部 1 2 2 D は、角膜頂点（角膜前面）に相当する干渉信号の位置と角膜後面に相当する干渉信号の位置との間隔に基づいて角膜厚を求める。

20

#### 【 0 0 8 0 】

IOL 度数の算出において、IOL 度数算出部 1 2 3 は、ケラトの測定結果と眼内距離算出部 1 2 2 において求められた眼軸長、前房深度、水晶体厚及び角膜厚の少なくとも 1 つを公知の計算式に代入することにより IOL 度数を求める。なお、IOL 度数算出部 1 2 3 は、眼屈折力の算出結果と眼軸長の算出結果とを公知の計算式に代入することにより IOL 度数を求めてもよい。

#### 【 0 0 8 1 】

30

（表示部 1 7 0、操作部 1 8 0）

表示部 1 7 0 は、制御部 1 1 0 による制御を受けて情報を表示する。表示部 1 7 0 は表示部 1 0 を含む。操作部 1 8 0 は、眼科装置 1 0 0 0 の操作や情報入力に使用される。操作部 1 8 0 は、各種のハードウェアキー（ジョイスティック、ボタン、スイッチなど）、及び / または、表示部 1 7 0 に提示される各種のソフトウェアキー（ボタン、アイコン、メニューなど）を含む。

#### 【 0 0 8 2 】

（通信部 1 9 0）

通信部 1 9 0 は、外部装置と通信する機能を持つ。通信部 1 9 0 は、外部装置との接続形態に応じた通信インターフェイスを備える。外部装置の例として、レンズの光学特性を測定するための眼鏡レンズ測定装置がある。眼鏡レンズ測定装置は、被検者が装用する眼鏡レンズの度数などを測定し、この測定データを眼科装置 1 0 0 0 に入力する。また、外部装置は、任意の眼科装置、記録媒体から情報を読み取る装置（リーダ）や、記録媒体に情報を書き込む装置（ライタ）などでもよい。更に、外部装置は、病院情報システム（HIS）サーバ、DICOM（Digital Imaging and Communication in Medicine）サーバ、医師端末、モバイル端末、個人端末、クラウドサーバなどでもよい。

40

#### 【 0 0 8 3 】

干渉計ユニット 8 0 は、実施形態に係る「干渉光学系」の一例である。干渉計光源 8 1 は、実施形態に係る「光源」の一例である。光スキャナ 8 7 b は、実施形態に係る「照射

50

位置変更部」、「偏向部」の一例である。

【0084】

<動作例>

実施形態に係る眼科装置1000の動作について説明する。眼科装置1000の動作の一例を図11に示す。図11は、眼科装置1000の動作例のフロー図を表したものである。

【0085】

(S1)

検者が操作部180に対して所定の操作を行うことで、眼科装置1000による測定項目が設定される。S1において設定された測定項目に応じて眼科装置1000の測定モードが決定される。

【0086】

(S2)

図示しない顔受け部に被検者の顔が固定された状態で、検者が操作部180に対して所定の操作を行うことで、眼科装置1000は、光源41及び視標チャート42により固視標を被検眼Eに投影し、アライメントを実行する。具体的には、主制御部111は、Zアライメント光源11やXYアライメント光源21や光源41を点灯させる。処理部9は、撮像素子59の撮像面上に結像された前眼部像の撮像信号を取得し、表示部170(表示部10の表示画面10a)に前眼部像E'を表示させる。その後、図1に示す光学系が被検眼Eの検査位置に移動される。検査位置とは、被検眼Eの検査を行うことが可能な位置である。前述のアライメント(Zアライメント系1及びXYアライメント系2と観察系5とによるアライメント)を介して被検眼Eが検査位置に配置される。光学系の移動は、ユーザによる操作若しくは指示又は主制御部111による指示に従って、主制御部111によって実行される。すなわち、被検眼Eの検査位置への光学系の移動と、他覚測定を行うための準備とが行われる。

【0087】

また、主制御部111は、レフ測定光源61と合焦レンズ72、合焦レンズ85、光源41及び視標チャート42を連動させて、光軸に沿って原点、例えば、0Dの位置に移動させる。

【0088】

主制御部111は、光源41及び視標チャート42により固視標を被検眼Eに投影させ、ケラト測定を実行させる。すなわち、主制御部111は、ケラトリング光源32を点灯させる。ケラトリング光源32から光が出力されると、角膜Kに角膜形状測定用のリング状光束が投影される。眼屈折力算出部121は、撮像素子59によって取得された像に対して演算処理を施すことにより、角膜曲率半径を算出し、算出された角膜曲率半径から角膜屈折力、角膜乱視度及び角膜乱視軸角度を算出する。制御部110では、算出された角膜屈折力などが記憶部112に記憶される。主制御部111からの指示、又は操作部180に対するユーザの操作若しくは指示により、眼科装置1000の動作はS3に移行する。

【0089】

(S3)

主制御部111は、ダイクロイックミラー52により観察系5の光路から分岐された光路にクイックリターンミラー67の反射面を配置させる。主制御部111は、光源41及び視標チャート42により固視標を被検眼Eに投影させ、レフ測定を実行させる。すなわち、主制御部111は、前述のようにレフ測定のためのリング状の測定パターン光束を被検眼Eに投影させる。被検眼Eからの測定パターン光束の戻り光に基づくリング像が撮像素子74の結像面に結像される。主制御部111は、撮像素子74により検出された眼底Efからの戻り光に基づくリング像を取得できたか否かを判定する。例えば、主制御部111は、撮像素子74により検出された戻り光に基づく像のエッジの位置(画素)を検出し、像の幅(外径と内径との差)が所定値以上であるか否かを判定する、或いは強度が所

10

20

30

40

50

定の高さ以上の点（像）に基づいてリングを形成できるか否かを判定することにより、リング像を取得できたか否かを判定する。

【 0 0 9 0 】

リング像を取得できたと判定されたとき、眼屈折力算出部 1 2 1 は、被検眼 E に投影された測定パターン光束の戻り光に基づくリング像を公知の手法で解析し、仮の球面度数 S 及び乱視度数 C を取得する。仮の球面度数 S 及び乱視度数 C に基づき、レフ測定光源 6 1、合焦レンズ 7 2（合焦レンズ 8 5）、光源 4 1 及び視標チャート 4 2 を等価球面度数（ $S + C / 2$ ）の位置（仮の遠点位置）へ移動させる。その位置から、風景チャートを雲霧視させた（すなわち、雲霧位置に移動させた）後、再度本測定としてリング像を取得し、前述と同様に得られたリング像の解析結果と合焦レンズの移動量から球面度数 S、乱視度数 C 及び乱視軸角度 A を求める。眼屈折力算出部 1 2 1 は、求められた球面度数 S 及び乱視度数 C から被検眼 E の遠点位置（本測定により得られた遠点位置）を求め、求められた遠点位置に光源 4 1 及び視標チャート 4 2 を移動させる。制御部 1 1 0 では、合焦レンズ 7 2（合焦レンズ 8 5）の位置や算出された球面度数などが記憶部 1 1 2 に記憶される。主制御部 1 1 1 からの指示、又は操作部 1 8 0 に対するユーザの操作若しくは指示により、眼科装置 1 0 0 0 の動作は S 4 に移行する。

10

【 0 0 9 1 】

リング像を取得できないと判定されたとき、まずは強度屈折異常眼である可能性を考慮してレフ測定光源 6 1、合焦レンズ 7 2 をあらかじめ設定したステップでマイナス度数側（例えば - 1 0 D）、プラス度数側（例えば + 1 0 D）へ移動し各位置でリング像の検出を実施する。それでもリング像を取得できないと判定されたとき、眼科装置 1 0 0 0 の動作は S 4 に移行する。制御部 1 1 0 では、レフ測定結果が得られなかったことを示す情報が記憶部 1 1 2 に記憶される。

20

【 0 0 9 2 】

（ S 4 ）

主制御部 1 1 1 は、白内障チェックを実行させるか否かを判定する。白内障チェックでは、前述のように被検眼 E が白内障眼であるか否かが判定される。主制御部 1 1 1 は、事前に設定された被検者の年齢（例えば、5 0 歳以上であるか否か）、又は S 1 において設定された情報に基づいて白内障チェックの実行の可否を決定することが可能である。白内障チェックを実行させると判定されたとき（S 4 : Y）、眼科装置 1 0 0 0 の動作は S 5 に移行する。白内障チェックを実行させないと判定されたとき（S 4 : N）、眼科装置 1 0 0 0 の動作は S 1 0 に移行する。

30

【 0 0 9 3 】

（ S 5 ）

白内障チェックを実行させると判定されたとき（S 4 : Y）、主制御部 1 1 1 は、水晶体スキャンを実行する。主制御部 1 1 1 は、ダイクロイックミラー 5 2 により観察系 5 の光路から分岐された光路からクイックリターンミラー 6 7 の反射面を退避させて、光干渉計測経路（眼内距離測定系 8 の光路）を開放する。

【 0 0 9 4 】

続いて、主制御部 1 1 1 は、例えば、光スキャナ 8 7 c を制御することにより被検眼 E の眼底 E f における所定の領域内で測定光の照射位置を変更しつつ、各照射位置において光スキャナ 8 7 b を制御することにより被検眼 E の水晶体をスキャンする。それにより、被検眼 E の複数の位置について眼内距離測定系 8 により得られた複数の干渉光の検出結果が取得される。解析部 1 3 0 は、これら複数の位置のそれぞれについて前述のように解析を行う。主制御部 1 1 1 は、これら複数の位置についての解析部 1 3 0 による解析結果に基づいて、被検眼 E が白内障眼である可能性があるか否かを判定する。

40

【 0 0 9 5 】

或いは、主制御部 1 1 1 は、被検眼 E の水晶体の中央部について被検眼 E が白内障眼であるか否かを判定し、白内障眼ではないと判定された場合に被検眼 E の外周部について被検眼 E が白内障眼であるか否かを判定するようにしてもよい。すなわち、前述のように被

50

検眼 E が「核白内障」又は「嚢下白内障」の可能性があるか否か判定し、いずれの可能性もないと判定されたとき被検眼 E が「皮質白内障」の可能性があるか否か判定するようにしてもよい。それにより、解析部 130 は、被検眼 E の複数の位置について眼内距離測定系 8 により得られた複数の干渉光の検出結果に基づいて、被検眼 E が白内障眼である可能性があるか否かを判定することが可能である。

【0096】

(S6)

被検眼 E が白内障である可能性があるとして判定されたとき (S6:Y)、主制御部 111 は、眼科装置 1000 の測定モードとして白内障モードを選択する。眼科装置 1000 の動作は、S7 に移行する。被検眼 E が白内障である可能性がないと判定されたとき (S6:N)、眼科装置 1000 の動作は終了する (エンド)。

10

【0097】

なお、S5 と S6 の間において、S1 において設定された情報に基づいて自覚検査を実行するか否かを判定し、自覚検査を実行すると判定されたときに眼科装置 1000 に自覚検査を実行させた後に S6 に移行させてもよい。このとき、自覚検査を実行しないと判定された場合に、IOL 処方を行うときに眼科装置 1000 の動作を S8 に移行させ、IOL 処方を行わないときに眼科装置 1000 の動作を終了させる。

【0098】

(S7)

被検眼 E が白内障である可能性があるとして判定されたとき (S6:Y)、主制御部 111 は、グレア検査を実行させる。主制御部 111 は、光源 41 及び視標チャート 42 による視標とともにグレア光源 47 からのグレア光を被検眼 E に投影させる (図 10 参照)。被検者は被検眼にグレア光が照射された状態で視標に対する応答を行う。応答内容の入力を受けて、処理部 9 は、更なる制御や、自覚検査値の算出を行う。例えば、処理部 9 は、被検者の応答に基づいて、次の視標を選択して呈示し、これを繰り返し行う。それにより、どの程度まで視標の判別が可能かが検査される。

20

【0099】

(S8)

次に、主制御部 111 は、ダイクロイックミラー 52 により観察系 5 の光路から分岐された光路からクイックリターンミラー 67 の反射面を退避させて、眼内距離測定を実行させる。眼内距離測定では、眼軸長測定、前房深度測定、水晶体厚測定及び角膜厚測定の少なくとも 1 つが行われる。

30

【0100】

< 眼軸長測定 >

主制御部 111 は、干渉計光源 81 を点灯させ、光源 41 及び視標チャート 42 により固視標として輝点を被検眼 E に投影させる。次に、主制御部 111 は、角膜用参照光路に対し角膜用シャッター 95 を挿入させ、網膜・前房深度用参照光路から網膜・前房深度用シャッター 93 を退避させる。その後、主制御部 111 は、ダイクロイックミラー 52 により観察系 5 の光路から分岐された光路からクイックリターンミラー 67 の反射面を退避させる。それにより、干渉計ユニット 80 と被検眼 E との間に測定光 LS の光路が形成され、光干渉計測経路が開放される。

40

【0101】

主制御部 111 は、S3 において記憶部 112 に記憶された情報に基づいて、レフ測定結果があるか否かを判定する。

【0102】

レフ測定結果があると判定されたとき、主制御部 111 は、S3 において記憶部 112 に記憶された合焦レンズ 72 (合焦レンズ 85) の位置から眼軸長測定時の合焦レンズ 85 の位置を決定し、決定された位置に合焦レンズ 85 を移動する。具体的には、レフ測定は雲霧視させた状態で実行されるため、レフ測定時は、被検眼 E に対する合焦において求められた合焦レンズ 72 の位置から所定の距離 D だけ移動される。レフ測定系の移動部

50

(レフ測定光源 6 1、合焦レンズ 7 2) と眼内距離測定系 8 の合焦レンズ 8 5 は一体で移動可能な場合、S 3 のレフ測定時には合焦レンズ 8 5 は既に雲霧位置にあるので雲霧分のみ戻せばよい。

【0103】

次に、主制御部 1 1 1 は、網膜に相当する干渉信号の位置が所定の位置となるように網膜・前房深度用参照ミラーユニット 9 4 を移動する。

【0104】

一方、レフ測定結果がないと判定されたとき、主制御部 1 1 1 は、網膜に相当する干渉信号の位置が所定の位置となるように網膜・前房深度用参照ミラーユニット 9 4 を移動する。次に、主制御部 1 1 1 は、網膜に相当する干渉信号の強度が最も高くなるように合焦

10

【0105】

以上のように、レフ測定結果があるとき(すなわち、合焦レンズ 8 5 の位置がわかっているとき)、最初に合焦状態に設定することにより、網膜に相当する干渉信号の検出が容易になる。これに対して、レフ測定結果がないとき(すなわち、合焦レンズ 8 5 の位置が不明であるとき)、最初に、網膜に相当する干渉信号を検出することにより、網膜に対する合焦を可能にする。

【0106】

次に、主制御部 1 1 1 は、角膜用参照光路から角膜用シャッター 9 5 を退避させる。それにより、角膜頂点に相当する干渉信号と網膜に相当する干渉信号とを同時に検出することが可能になる(図 6 参照)。

20

【0107】

眼軸長算出部 1 2 2 A は、同時に検出可能になった角膜頂点に相当する干渉信号の位置と網膜に相当する干渉信号の位置との間隔に基づいて眼軸長を算出する。以上のように、測定光 L S の戻り光の反射強度が強い角膜頂点ではなく網膜に合焦させた状態で取得された検出データに含まれる 2 つの干渉信号の位置の間隔を用いて眼軸長が求められる。それにより、眼軸長を高精度に求めることが可能になる。

【0108】

< 前房深度測定 >

前房深度測定も、眼軸長測定と同様のフローに従って行われる。

30

【0109】

前房深度測定では、まず、ダイクロイックミラー 5 2 により観察系 5 の光路から分岐された光路からクイックリターンミラー 6 7 の反射面を退避させて光干渉計測経路が開放される。その後、主制御部 1 1 1 は、測定光 L S の光路(光干渉計測経路)に対し水晶体レンズ 8 9 を挿入させる。水晶体レンズ 8 9 の挿入時、合焦レンズの位置は既定の位置に移動する。それにより、合焦レンズ 8 5 の合焦調整範囲が網膜(眼底)近傍から水晶体近傍に移動する。次に、主制御部 1 1 1 は、水晶体前面に相当する干渉信号の位置が所定の位置となるように網膜・前房深度用参照ミラーユニット 9 4 を移動し、水晶体前面に相当する干渉信号の強度が最も高くなるように合焦レンズ 8 5 を移動する。

【0110】

40

その後、主制御部 1 1 1 は、網膜・前房深度用シャッター 9 3 及び角膜用シャッター 9 5 の双方をそれぞれの光路から退避させる。それにより、角膜頂点に相当する干渉信号と水晶体前面に相当する干渉信号とを同時に検出することが可能になる。前房深度算出部 1 2 2 B は、同時に検出可能になった角膜頂点に相当する干渉信号の位置と水晶体前面に相当する干渉信号の位置との間隔に基づいて前房深度を算出する。

【0111】

以上のように、合焦レンズ 8 5 の移動による合焦調整範囲を水晶体近傍に移動させ、角膜頂点ではなく水晶体前面に合焦させた状態で取得された検出データに含まれる 2 つの干渉信号の位置の間隔を用いて前房深度が求められる。

【0112】

50

## &lt; 水晶体厚測定 &gt;

水晶体厚測定も、眼軸長測定と同様のフローに従って行われる。

## 【 0 1 1 3 】

水晶体厚測定では、まず、ダイクロイックミラー 5 2 により観察系 5 の光路から分岐された光路からクイックリターンミラー 6 7 の反射面を退避させて光干渉計測経路が開放される。その後、主制御部 1 1 1 は、測定光 L S の光路（光干渉計測経路）に対し水晶体レンズ 8 9 を挿入させる。次に、主制御部 1 1 1 は、水晶体後面に相当する干渉信号の位置が所定の位置となるように網膜・前房深度用参照ミラーユニット 9 4 を移動し、水晶体後面に相当する干渉信号の強度が最も高くなるように合焦レンズ 8 5 を移動する。

## 【 0 1 1 4 】

その後、主制御部 1 1 1 は、網膜・前房深度用シャッター 9 3 及び角膜用シャッター 9 5 の双方をそれぞれの光路から退避させる。それにより、角膜頂点に相当する干渉信号と水晶体後面に相当する干渉信号とを同時に検出することが可能になる。水晶体厚算出部 1 2 2 C は、同時に検出可能になった角膜頂点に相当する干渉信号の位置と水晶体後面に相当する干渉信号の位置との間隔に基づいて、角膜頂点と水晶体後面との距離を求める。水晶体厚算出部 1 2 2 C は、求められた角膜頂点と水晶体後面との距離から前述のように求められた前房深度を差し引くことにより、水晶体厚を算出する。

## 【 0 1 1 5 】

以上のように、合焦レンズ 8 5 の移動による合焦調整範囲を水晶体近傍に移動させ、角膜頂点ではなく水晶体後面に合焦させた状態で取得された検出データに含まれる 2 つの干渉信号の位置の間隔を用いて水晶体厚が求められる。

## 【 0 1 1 6 】

## &lt; 角膜厚測定 &gt;

角膜厚測定では、主制御部 1 1 1 は、干渉計光源 8 1 を点灯させ、光源 4 1 及び視標チャート 4 2 により固視標として輝点を被検眼 E に投影させる。次に、主制御部 1 1 1 は、角膜用参照光路から角膜用シャッター 9 5 を退避させ、網膜・前房深度用参照光路に対し網膜・前房深度用シャッター 9 3 を挿入させる。その後、主制御部 1 1 1 は、ダイクロイックミラー 5 2 により観察系 5 の光路から分岐された光路からクイックリターンミラー 6 7 の反射面を退避させる。それにより、光干渉計測経路が開放される。

## 【 0 1 1 7 】

主制御部 1 1 1 は、測定光 L S の光路から水晶体レンズ 8 9 を退避させ、角膜後面に相当する干渉信号の強度が最も高くなるように合焦レンズ 8 5 を移動する。角膜頂点に相当する干渉信号と角膜後面に相当する干渉信号とが同時に検出することが可能であるため、角膜厚算出部 1 2 2 D は、角膜頂点に相当する干渉信号の位置と角膜後面に相当する干渉信号の位置との間隔に基づいて角膜厚を算出する。以上のように、角膜頂点ではなく角膜後面に合焦させた状態で取得された検出データに含まれる 2 つの干渉信号の位置の間隔を用いて角膜厚が求められる。

## 【 0 1 1 8 】

## ( S 9 )

I O L 度数算出部 1 2 3 は、S 2 で求められた角膜屈折力(ケラト値)、眼軸長測定、前房深度、水晶体厚及び角膜厚の少なくとも 1 つを用いて I O L の度数を求める。制御部 1 1 0 では、求められた I O L 度数が記憶部 1 1 2 に記憶される。その後、眼科装置 1 0 0 0 の動作は終了する(エンド)。

## 【 0 1 1 9 】

## ( S 1 0 )

白内障チェックを実行させないと判定されたとき(S 4 : N)、主制御部 1 1 1 は、S 1 において設定された情報に基づいて自覚検査を実行するか否かを判定する。自覚検査を実行すると判定されたとき(S 1 0 : Y)、眼科装置 1 0 0 0 の動作は S 1 1 に移行する。自覚検査を実行しないと判定されたとき(S 1 0 : N)、眼科装置 1 0 0 0 の動作は終了する(エンド)。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 2 0 】

## ( S 1 1 )

自覚検査を実行すると判定されたとき ( S 1 0 : Y )、主制御部 1 1 1 は、自覚検査を実行させる。自覚検査では、主制御部 1 1 1 は、例えば、操作部 1 8 0 に対するユーザの指示に基づき、視標チャート 4 2 を制御することにより所望の視標を表示させる。また、主制御部 1 1 1 は、他覚測定の結果に応じた位置に光源 4 1 及び視標チャート 4 2 を移動する。被検者は、眼底 E f に投影された視標に対する応答を行う。例えば、視力測定用の視標の場合には、被検者の応答により被検眼の視力値が決定される。視標の選択とそれに対する被検者の応答が、検者又は制御部 1 1 0 の判断により繰り返し行われる。

## 【 0 1 2 1 】

或いは、主制御部 1 1 1 は、他覚測定で得られた被検眼 E の乱視状態 ( 乱視度数、乱視軸角度 ) に基づいて、この乱視状態が矯正されるように V C C レンズ 4 4 を制御する。被検者は、眼底 E f に投影された視標に対する応答を行う。被検者の応答に基づき V C C レンズを制御することも可能である。例えば、視力測定用の視標の場合には、被検者の応答により被検眼の視力値が決定される。視標の選択とそれに対する被検者の応答が、検者又は制御部 1 1 0 の判断により繰り返し行われる。検者又は制御部 1 1 0 は、被検者からの応答に基づいて視力値或いは処方値 ( S、C、A ) を決定し、眼科装置 1 0 0 0 の動作は終了する ( エンド ) 。

## 【 0 1 2 2 】

## &lt; 実施形態の変形例 &gt;

前述の実施形態では、光スキャナ 8 7 b を制御することにより被検眼 E の水晶体におけるスキャン位置を変更する場合について説明したが、実施形態に係る眼科装置の構成はこれに限定されるものではない。例えば、被検眼 E に向かう測定光の光路を平行移動させることにより被検眼 E の水晶体におけるスキャン位置を変更するようにしてもよい。

## 【 0 1 2 3 】

この場合、眼科装置 1 0 0 0 は、測定ヘッドと、測定ヘッドを観察系 5 の光軸方向及び当該光軸に直交する方向に移動する移動機構とを含む。測定ヘッドには、図 1 に示す Z アライメント系 1、X Y アライメント系 2、ケラト測定系 3、視標投影系 4、観察系 5、レフ測定投影系 6、レフ測定受光系 7、及び眼内距離測定系 8 が収容される。移動機構は、主制御部 1 1 1 からの制御を受け測定ヘッドを移動させる。それにより、被検眼 E の水晶体の任意の部位を通過する測定光の戻り光に基づく干渉光を検出することが可能になり、実施形態と同様に被検眼 E が白内障である可能性があるか否かを判定することが可能になる。

## 【 0 1 2 4 】

また、前述の実施形態では、被検眼の瞳孔と光学的に共役な位置に配置された光スキャナ 8 7 c とは別途に光スキャナ 8 7 b を設ける場合について説明したが、実施形態に係る眼科装置の構成はこれに限定されるものではない。例えば、光スキャナ 8 7 b に代えて合焦レンズ 8 5 を設け、その他の光学部材の移動や光学素子の挿脱により、光スキャナ 8 7 c により被検眼 E の水晶体のスキャンが可能になるようにしてもよい。

## 【 0 1 2 5 】

## [ 作用・効果 ]

実施形態に係る眼科装置 1 0 0 0 の作用及び効果について説明する。

## 【 0 1 2 6 】

実施形態に係る眼科装置 ( 眼科装置 1 0 0 0 ) は、干渉光学系 ( 干渉計ユニット 8 0 ) と、照射位置変更部 ( 光スキャナ 8 7 b 又は移動機構 ) と、制御部 ( 制御部 1 1 0 又は主制御部 1 1 1 ) とを含む。干渉光学系は、光源 ( 干渉計光源 8 1 ) からの光 ( 光 L 0 ) を参照光 ( 参照光 L R ) と測定光 ( 測定光 L S ) とに分割し、測定光を被検眼 ( 被検眼 E ) に照射し、その戻り光と参照光との干渉光 ( 干渉光 L C ) を生成し、生成された干渉光を検出する。照射位置変更部は、被検眼の複数の位置に測定光を照射するために用いられる。制御部は、複数の位置について干渉光学系により得られた複数の干渉光の検出結果に基

10

20

30

40

50

づいて被検眼の測定モードを選択する。

【0127】

このような構成によれば、被検眼の複数の位置について干渉光学系により得られた複数の干渉光の検出結果に基づいて被検眼の状態を他覚的に正確に測定（検査）することができる。それにより、他覚的に正確に測定した結果に基づいて被検眼の測定モードを選択することが可能になる。従って、測定時間が長く、被検者に負担がかかる測定（検査）前に被検眼を他覚的に正確に測定し、必要な場合だけ当該測定を実施することで、無駄な測定を省き、被検者の負担を最小限に抑えることが可能になる。

【0128】

また、実施形態に係る眼科装置では、制御部は、検出結果が所定条件を満たしたときに白内障モードを選択してもよい。

10

【0129】

このような構成によれば、被検眼の複数の位置について干渉光学系により得られた複数の干渉光の検出結果に基づいて被検眼が白内障眼であるか否かを判定し、その判定結果に基づいて白内障モードを選択することができる。それにより、白内障の検査前に被検眼を他覚的に正確に測定し、必要な場合だけ当該検査を実施することで、無駄な検査の実施を省き、被検者の負担を最小限に抑えることが可能になる。

【0130】

また、実施形態に係る眼科装置では、制御部は、被検眼の眼底（眼底 E f）に相当する干渉光の成分の強度が所定の閾値以下の場合に白内障モードを選択してもよい。

20

【0131】

このような構成によれば、被検眼が「核白内障」又は「囊下白内障」である可能性がある場合に白内障モードを選択することが可能になる。また、被検眼の所定の位置（例えば、水晶体の外周部）について干渉光の成分の強度が所定の閾値以下であるか否かを判定することにより、被検眼が「皮質白内障」である可能性がある場合に白内障モードを選択することが可能になる。

【0132】

また、実施形態に係る眼科装置は、グレアテストを行うためのグレア光源（グレア光源 47）と、被検眼に視標を投影する視標投影系（視標投影系 4）と、を含み、白内障モードが選択された場合に、制御部は、少なくともグレアテストを実行させてもよい。

30

【0133】

このような構成によれば、被検眼の複数の位置について干渉光学系により得られた複数の干渉光の検出結果に基づいて被検眼が白内障眼であるか否かを判定し、その判定結果に基づいて白内障モードを選択することができる。それにより、グレア検査前に被検眼を他覚的に正確に測定し、必要な場合だけ当該グレア検査を実施することで、無駄なグレア検査の実施を省き、被検者の負担を最小限に抑えることが可能になる。

【0134】

また、実施形態に係る眼科装置では、照射位置変更部は、測定光を偏向する偏向部（光スキャナ 87b）を含んでもよい。

【0135】

40

このような構成によれば、装置を小型化し、簡素な構成及び制御で、被検眼における複数の位置について干渉光学系により複数の干渉光の検出結果を取得することが可能になる。

【0136】

また、実施形態に係る眼科装置では、偏向部は、被検眼の眼底と光学的に共役な位置に配置された光スキャナ（光スキャナ 87b）を含んでもよい。

【0137】

このような構成によれば、装置を小型化し、簡素な構成及び制御で、被検眼の水晶体（瞳孔）における複数の位置について干渉光学系により複数の干渉光の検出結果を取得することが可能になる。

50

## 【 0 1 3 8 】

また、実施形態に係る眼科装置では、照射位置変更部は、被検眼に向かう測定光の光路を平行移動させる移動機構を含んでもよい。

## 【 0 1 3 9 】

このような構成によれば、簡素な構成及び制御で、被検眼における複数の位置について干渉光学系により複数の干渉光の検出結果を取得することが可能になる。

## 【 0 1 4 0 】

また、実施形態に係る眼科装置は、干渉光学系による干渉光の検出結果に基づいて被検眼における眼内距離を求める眼内距離算出部（眼内距離算出部 1 2 2）を含んでもよい。

## 【 0 1 4 1 】

このような構成によれば、眼内距離を求めることが可能な干渉光学系を用いて被検眼の状態を他覚的に正確に測定することができ、他覚的に正確に測定した結果に基づいて被検眼の測定モードを選択することが可能になる。

## 【 0 1 4 2 】

また、実施形態に係る眼科装置では、眼内距離算出部は、眼軸長、前房深度、水晶体厚及び角膜厚のうち少なくとも１つを求めてもよい。

## 【 0 1 4 3 】

このような構成によれば、遠点に調節させた状態で被検眼の視軸を安定させて眼内距離を求めることができるため、より精度の高い眼軸長、前房深度、水晶体厚及び角膜厚の少なくとも１つの測定が可能になる。

## 【 0 1 4 4 】

< 其他変形例 >

以上に示された実施形態は、この発明を実施するための一例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内において任意の変形、省略、追加等を施すことが可能である。

## 【 0 1 4 5 】

前述の実施形態又はその変形例では、主に、被検眼 E の眼底 E f や水晶体をラインスキャンする場合について説明したが、ラスタースキャンやサークルスキャンやスパイラルスキャン等の他のスキャン方法であってもよい。

## 【 0 1 4 6 】

前述の実施形態又はその変形例では、リレーレンズ 8 6 及びミラー 8 7 a の間で水晶体レンズ 8 9 が挿脱される場合について説明したが、実施形態に係る眼科装置の構成はこれに限定されるものではない。水晶体レンズ 8 9 は、測定光の光路の任意の位置で挿脱可能である。

## 【 0 1 4 7 】

前述の実施形態又はその変形例では、視標チャート 4 2 として透過型の液晶パネルを用いた場合について説明したが、実施形態に係る眼科装置の構成はこれに限定されるものではない。視標チャート 4 2 は、光学式チャートであってもよい。

## 【 0 1 4 8 】

前述の実施形態又はその変形例では、光干渉計測の測定結果に基づいてグレア検査を行う測定モードを選択する場合について説明したが、例えば、コントラスト検査や視野検査等の自覚検査を行う測定モードを選択するものに適用可能である。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 4 9 】

- 1    Z アライメント系
- 2    X Y アライメント系
- 3    ケラト測定系
- 4    視標投影系
- 5    観察系
- 6    レフ測定投影系

10

20

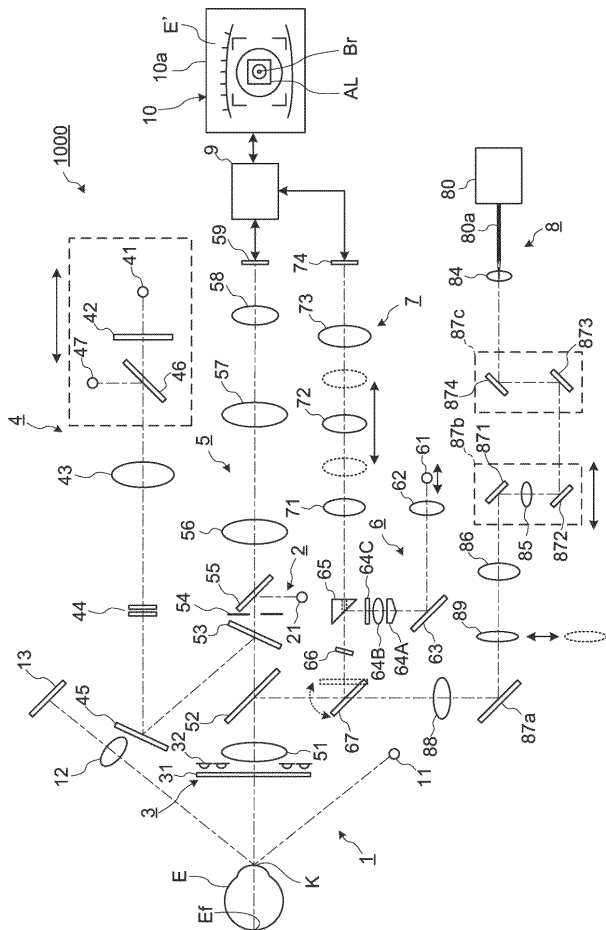
30

40

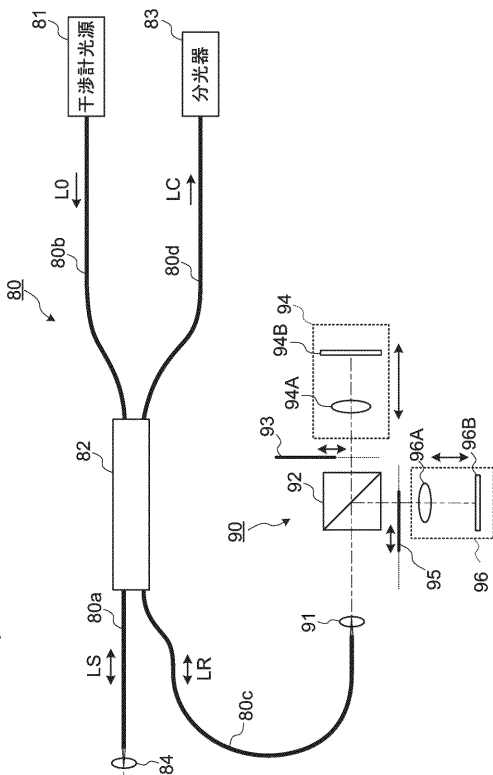
50

- 7 レフ測定受光系
- 8 眼内距離測定系
- 9 処理部
- 80 干渉計ユニット
- 87b、87c 光スキャナ
- 110 制御部
- 111 主制御部
- 130 解析部
- 1000 眼科装置

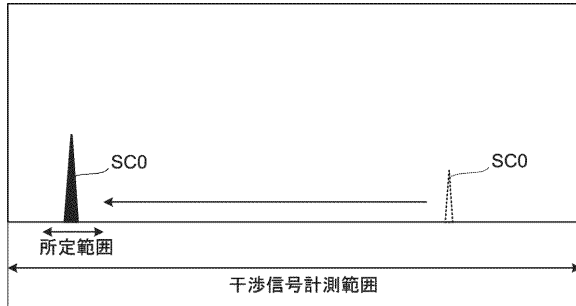
【図1】



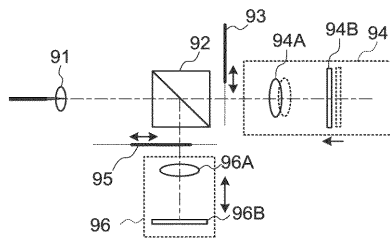
【図2】



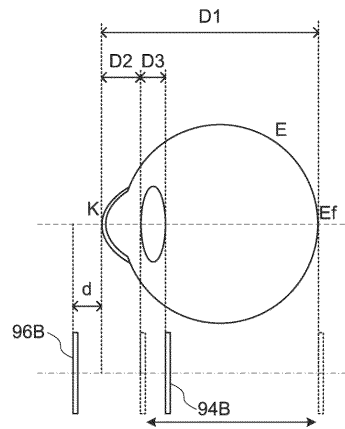
【図 3】



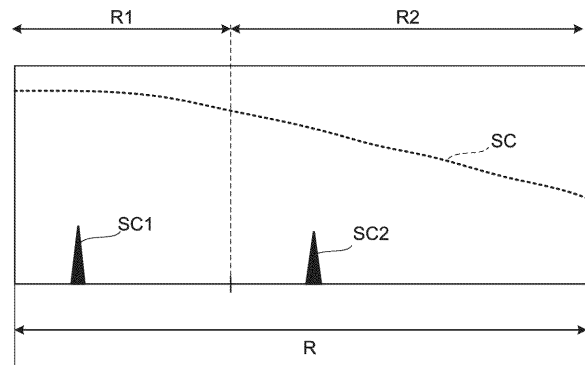
【図 4】



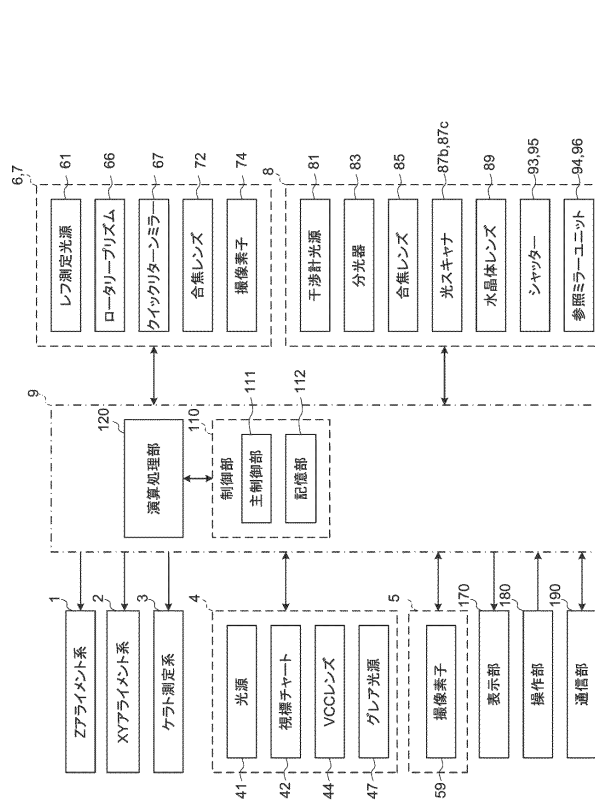
【図 5】



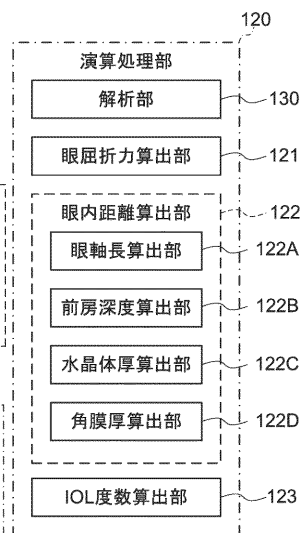
【図 6】



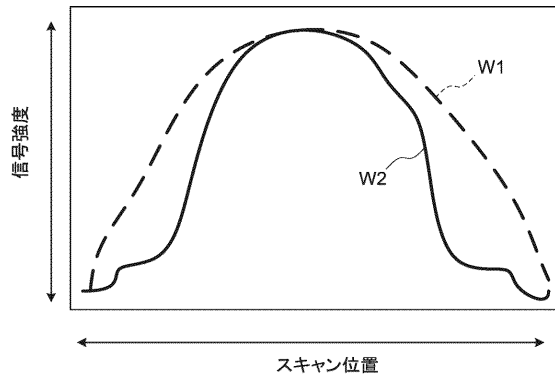
【図 7】



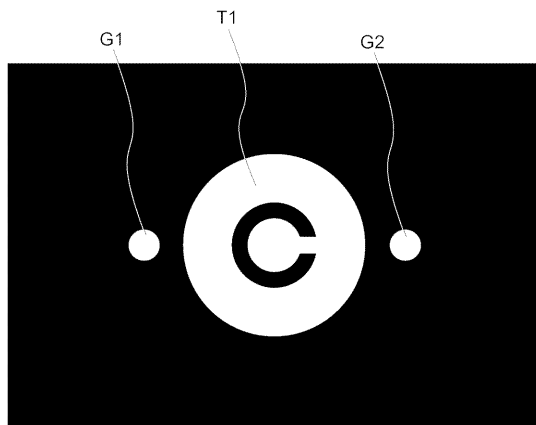
【図 8】



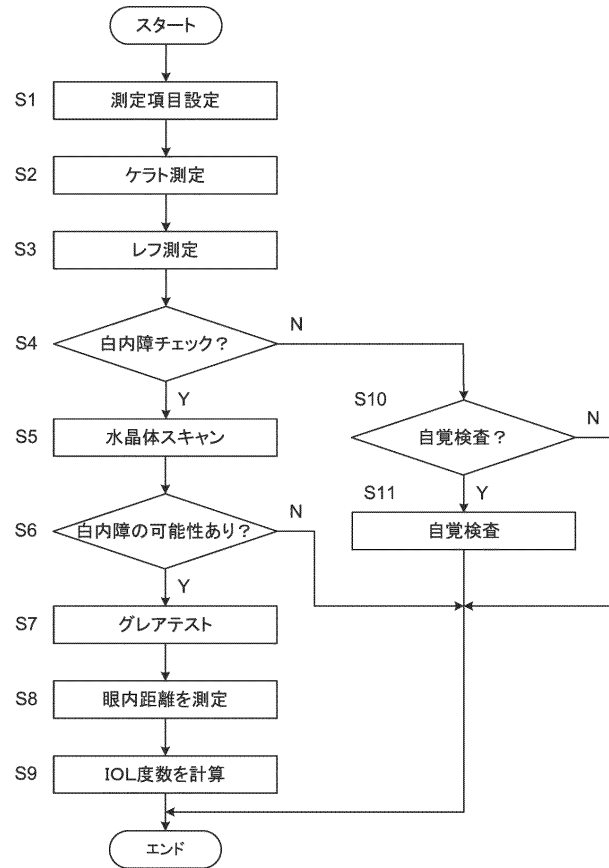
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2014-200679(JP,A)  
特開2012-135528(JP,A)  
特開2008-161218(JP,A)  
米国特許出願公開第2014/0320809(US,A1)  
米国特許出願公開第2008/0151188(US,A1)  
特開2015-154802(JP,A)  
米国特許出願公開第2015/0230705(US,A1)  
特開2012-075640(JP,A)  
米国特許出願公開第2012/0083667(US,A1)  
米国特許出願公開第2012/0162606(US,A1)  
中国特許出願公開第102525399(CN,A)  
韓国公開特許第10-2012-0074232(KR,A)  
特開平07-222716(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18