

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年8月10日(10.08.2017)



(10) 国際公開番号

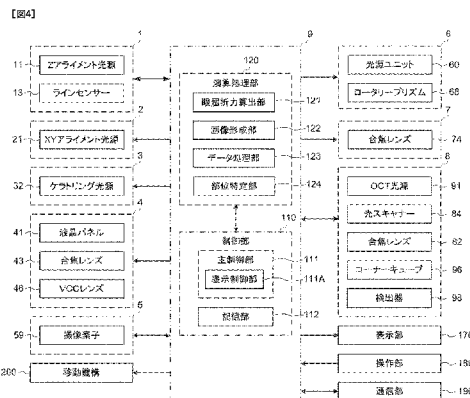
WO 2017/135016 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) A61B 3/103 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/001100
- (22) 国際出願日: 2017年1月13日(13.01.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-019389 2016年2月4日(04.02.2016) JP
- (71) 出願人: 株式会社トプコン(TOPCON CORPORATION) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 林 健史(HAYASHI Takefumi); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 藤井 宏太(FUJII Kouta); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 榎並 智和(ENAMI Tomokazu); 〒1600022 東京都新宿区新宿6-7-1 エルプリメント新宿618 ルークス国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー

[続葉有]

(54) Title: OPHTHALMOLOGICAL DEVICE AND OPHTHALMOLOGICAL INSPECTION SYSTEM

(54) 発明の名称: 眼科装置及び眼科検査システム



- 11... Z ALIGNMENT LIGHT SOURCE
13... LINE SENSOR
21... XY ALIGNMENT LIGHT SOURCE
32... KERATO-RING LIGHT SOURCE
41... LIQUID CRYSTAL PANEL
43, 74, 82... FOCUSING LENS
46... VCC LENS
58... IMAGING ELEMENT
60... LIGHT SOURCE UNIT
65... ROTARY PRISM
84... OPTICAL SCANNER
91... OCT LIGHT SOURCE
96... CORNER CUBE
98... DETECTOR
110... CONTROL UNIT
111... MAIN CONTROL UNIT
111A... DISPLAY CONTROL UNIT
112... STORAGE UNIT
120... ARITHMETIC PROCESSING UNIT
121... OCULAR REFRACTIVE POWER CALCULATION UNIT
122... IMAGE FORMATION UNIT
123... DATA PROCESSING UNIT
124... POSITION SPECIFYING UNIT
170... DISPLAY UNIT
180... OPERATION UNIT
190... COMMUNICATION UNIT
200... MOVEMENT MECHANISM

(57) Abstract: The ophthalmological device according to the embodiments includes an object lens, an objective measurement optical system, an interference optical system, and an image formation unit. The objective measurement optical system radiates light at an inspected eye via the object lens and detects returned light from the inspected eye. The interference optical system partitions light from a light source into reference light and measurement light, radiates the measurement light at the inspected eye via the object lens such that the measurement light overlaps at least one portion of the area of the light radiated at the inspected eye by the objective measurement optical system, generates interference light from the reference light and returned measurement light, and detects the generated interference light. The image formation unit forms a cross-sectional image of the inspected eye on the basis of detection results from the interference optical system for the interference light.

(57) 要約: 実施形態に係る眼科装置は、対物レンズと、他覚測定光学系と、干渉光学系と、画像形成部とを含む。他覚測定光学系は、対物レンズを介して被検眼に光を照射し、被検眼からの戻り光を検出する。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、他覚測定光学系による被検眼の光の照射領域の少なくとも一部に重なるように対物レンズを介して被検眼に測定光を照射し、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。画像形成部は、干渉光学系による干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する。

WO 2017/135016 A1



ロツパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：眼科装置及び眼科検査システム

技術分野

[0001] この発明は、眼科装置及び眼科検査システムに関する。

背景技術

[0002] 被検眼に対して他覚測定を実行可能な眼科装置が知られている。例えば、特許文献1には、被検眼の眼底に眼屈折力測定用のリング状の光束を投影し、その戻り光を検出することによって得られるリング像を解析することにより、被検眼の球面度数、乱視度数及び乱視軸角度を求める眼科装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2006-187482号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、被検眼の眼底に疾患部位が存在する場合、この疾患部位に測定用のリング状の光束が投影されると、眼底からの戻り光を検出することにより得られるリング像の形状の歪みや変形が大きくなる。それにより、求められる被検眼の球面度数、乱視度数及び乱視軸角度の精度が低下するという問題がある。このような他覚測定値のばらつきは、他覚測定値を反映させて実行される自覚検査の検査精度にも影響を与えることもある。

[0005] また、リング像の形状の歪み等は、眼底の疾患部位だけではなく、水晶体を含む中間透光体に原因がある場合がある。従って、リング像を解析するだけでは、求められた被検眼の球面度数等の精度が低下した原因を特定することができない場合がある。

[0006] 本発明は、上記の問題点を解決するためになされたものであり、他覚測定値の精度を向上させることが可能な眼科装置及び眼科検査システムを提供す

ることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 実施形態に係る眼科装置は、対物レンズと、他覚測定光学系と、干渉光学系と、画像形成部とを含む。他覚測定光学系は、対物レンズを介して被検眼に光を照射し、被検眼からの戻り光を検出する。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、他覚測定光学系による被検眼の光の照射領域の少なくとも一部に重なるように対物レンズを介して被検眼に測定光を照射し、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。画像形成部は、干渉光学系による干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する。

実施形態に係る眼科検査システムは、左被検眼を検査するための左検査ユニットと、右被検眼を検査するための右検査ユニットと、を含み、左検査ユニット及び右検査ユニットの少なくとも一方は、実施形態に係る眼科装置を含む。

発明の効果

[0008] この発明に係る眼科装置及び眼科検査システムによれば、他覚測定値の精度を向上させることが可能になる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]実施形態に係る眼科装置の光学系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光学系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光学系の構成例を示す概略図である。

[図4]実施形態に係る眼科装置の処理系の構成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のフロー図である。

[図6A]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[図6B]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[図7]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[図8]実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[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が適用された眼科検査システムの構成例を示す概略図である。

発明を実施するための形態

[0010] この発明に係る眼科装置及び眼科検査システム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。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。

[0011] <眼科装置>

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少なくとも一方を実行可能である。自覚検査では、被検者に情報（視標など）が呈示され、その情報に対する被検者の応答に基づいて結果が取得される。自覚検査には、遠用検査、近用検査、コントラスト検査、グレアー検査等の自覚屈折測定や、視野検査などがある。他覚測定では、被検眼に光を照射し、その戻り光の検出結果に基づいて被検眼に関する情報が取得される。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、光コヒーレンストモグラフィ（Optical Coherence Tomography：以下、OCT）を用いた断層像撮影（OCT撮影）、OCTを用いた計測等がある。

[0012] 以下、実施形態に係る眼科装置は、自覚検査として、遠用検査、近用検査などを実行可能であり、且つ、他覚測定として、他覚屈折測定、角膜形状測定、OCT撮影などを実行可能な装置であるものとする。しかしながら、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。

[0013] また、OCT撮影においてフーリエドメインタイプのOCTの手法を用いる場合について説明する。特に、以下の実施形態に係る眼科装置は、スウェプトソースOCTの手法を用いてOCT撮影を行うことが可能である。なお、OCT撮影は、スウェプトソース以外のタイプ、例えばスペクトラルドメ

インＯＣＴの手法を用いてもよい。また、以下の実施形態におけるＯＣＴ撮影は、タイムドメインタイプのＯＣＴの手法を用いることも可能である。

[0014] ＜構成＞

実施形態に係る眼科装置は、ベースに固定された顔受け部と、ベースに対して前後左右に移動可能な架台とを備えている。架台には、被検眼の検査（測定）を行うための光学系が収納されたヘッド部が設けられている。検者側の位置に配置された操作部に対して操作を行うことにより、顔受け部とヘッド部とを相対移動することができる。また、眼科装置は、後述のアライメントを実行することにより顔受け部とヘッド部とを自動で相対移動することができる。

[0015] 図１～図３に、実施形態に係る眼科装置の光学系の構成例を示す。眼科装置は、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ＯＣＴ光学系８を含む。また、眼科装置は処理部９を含む。

[0016] （処理部９）

処理部９は、眼科装置の各部を制御する。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。

[0017] (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 5 1 を通過し、ダイクロイックミラー 5 2 を透過し、絞り 5 3 の開口を通過する。絞り 5 3 の開口を通過した光は、ハーフミラー 2 2 を透過し、リレーレンズ 5 5 及び 5 6 を通過し、ハーフミラー 7 6 を透過する。ハーフミラー 7 6 を透過した光は、結像レンズ 5 8 により撮像素子 5 9（エリアセンサー）の撮像面に結像される。撮像素子 5 9 は、所定のレートで撮像及び信号出力を行う。撮像素子 5 9 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 1 0 の表示画面 1 0 a 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。

[0018] (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 1 1 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 1 2 によりラインセンサー 1 3 に結像される。角膜頂点の位置が前後方向に変化すると、ラインセンサー 1 3 に対する光の投影位置が変化する。処理部 9 は、ラインセンサー 1 3 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。

[0019] (X Y アライメント系 2)

X Y 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。X Y アライメント系 2 は、ハーフミラー 2 2 により観察系 5 から分岐された光路に設けられた X Y アライメント光源 2 1 を含む。X Y アライメント光源 2 1 から出力された光は、ハーフミラー 2 2 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。

[0020] 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Brを含む前眼部像E'とアライメントマークAL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、検者又は被検者等のユーザは、アライメントマークAL内に輝点像Br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ALに対する輝点像Br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。

[0021] （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。

[0022] （視標投影系4）

視標投影系4は、固視標や自覚検査用の視標等の各種視標を被検眼Eに呈示する。液晶パネル41は、処理部9からの制御を受け、視標を表すパターンを表示する。液晶パネル41から出力された光（可視光）は、リレーレンズ42及び合焦レンズ43を通過し、ダイクロイックミラー81を透過する。ダイクロイックミラー81を透過した光は、リレーレンズ44、瞳レンズ45及びVCCレンズ46を通過し、反射ミラー47により反射され、ダイクロイックミラー69を透過し、ダイクロイックミラー52により反射される。ダイクロイックミラー52により反射された光は、対物レンズ51を通過して眼底Efに投影される。

[0023] 合焦レンズ43は、視標投影系4の光軸に沿って移動可能である。液晶パ

ネル41と眼底Efとが光学的に共役となるように合焦レンズ43の位置が調整される。VCCレンズ46は、被検眼の非点収差を調整可能である（すなわち、被検眼の収差を補正可能である）。具体的には、VCCレンズ46は、処理部9からの制御を受け、被検眼Eに付加する乱視度数及び乱視軸角度を変更可能であり、被検眼の眼球収差のうち少なくとも乱視度数及び乱視軸角度を補正可能である。それにより、被検眼Eの乱視状態が矯正される。

[0024] 液晶パネル41は、処理部9からの制御を受け、被検眼Eを固視させるための固視標を表すパターンを表示することが可能である。液晶パネル41において固視標を表すパターンの表示位置を順次に変更することで固視位置を移動し、固視を誘導することができる。また、視標投影系4は、前述の視標とともにグレアー光を被検眼Eに投影するためのグレアー検査光学系を含んでもよい。

[0025] 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液晶パネル41、合焦レンズ43及びVCCレンズ46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液晶パネル41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。

[0026] 他覚測定（他覚屈折測定など）においては、風景チャートが眼底Efに投影される。この風景チャートを被検者に凝視させつつアライメントが行われ、雲霧視状態で眼屈折力が測定される。

[0027] （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Efに投影する。この明細書において、リング状光束はリングの一部が途切れた形状の光束も含む。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。

[0028] 光源ユニット60は、レフ測定光源61、コンデンサレンズ62、円錐プリズム63及びリング開口板64を含む。光源ユニット60は、レフ測定投影系6の光軸に沿って移動可能である。レフ測定光源61は、眼底Efと光学的に共役な位置に配置される。レフ測定光源61から出力された光は、コンデンサレンズ62を通過し、円錐プリズム63を透過し、リング開口板64のリング状開口部を通過してリング状光束となる。リング開口板64により形成されたリング状光束は、リレーレンズ65及び瞳レンズ66を通過し、穴開きプリズム67の反射面により反射され、ロータリープリズム68を通過し、ダイクロイックミラー69により反射される。ダイクロイックミラー69により反射された光は、ダイクロイックミラー52により反射され、対物レンズ51を通過して眼底Efに投影される。

[0029] ロータリープリズム68は、眼底Ef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。

[0030] 眼底Efに投影されたリング状光束の戻り光は、対物レンズ51を通過し、ダイクロイックミラー52及び69により反射される。ダイクロイックミラー69により反射された戻り光は、ロータリープリズム68を通過し、穴開きプリズム67の穴部を通過し、瞳レンズ71を通過し、反射ミラー72により反射される。反射ミラー72により反射された光は、リレーレンズ73及び合焦レンズ74を通過し、反射ミラー75により反射される。反射ミラー75により反射された光は、ハーフミラー76により反射され、結像レンズ58により撮像素子59の撮像面に結像される。処理部9は、撮像素子59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。

[0031] 処理部9は、算出された屈折値に基づいて、レフ測定光源61と眼底Efと撮像素子59とが共役となる位置に、光源ユニット60と合焦レンズ74とをそれぞれ光軸方向に移動させる。更に、処理部9は、光源ユニット60及び合焦レンズ74の移動に連動して合焦レンズ43をその光軸方向に移動

させる。また、処理部 9 は、光源ユニット 6 0 及び合焦レンズ 7 4 の移動に連動して OCT 光学系 8 の合焦レンズ 8 2 をその光軸方向に移動させてもよい。

[0032] (OCT 光学系 8)

OCT 光学系 8 は、OCT 撮影を行うための光学系である。OCT 撮影よりも前に実施されたレフ測定結果に基づいて、光ファイバー f 2 の端面が眼底 E f と光学系に共役となるように合焦レンズ 8 2 の位置が調整される。

[0033] OCT 光学系 8 の光路は、ダイクロイックミラー 8 1 により視標投影系 4 の光路に結合される。それにより、OCT 光学系 8 及び視標投影系 4 のそれぞれの光軸を同軸で結合することができる。

[0034] OCT 光学系 8 は、OCT ユニット 9 0 を含む。図 2 に示すように、OCT ユニット 9 0 において、OCT 光源 9 1 は、一般的なスウェプトソースタイプの OCT 装置と同様に、出射光の波長を掃引（走査）可能な波長掃引型（波長走査型）光源を含んで構成される。波長掃引型光源は、共振器を含むレーザー光源を含んで構成される。OCT 光源 9 1 は、人眼では視認できない近赤外の波長帯において、出力波長を時間的に変化させる。

[0035] OCT 光源 9 1 から出力された光（赤外光、広帯域光）L 0 は、光ファイバー f 1 を通じて導かれたファイバーカプラー 9 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、光ファイバー f 2 を通じてコリメートレンズ 8 6 に導かれる。一方、参照光 L R は、光ファイバー f 4 を通じて参照光路長変更部 9 4 に導かれる。

[0036] 参照光路長変更部 9 4 は、参照光 L R の光路長を変更する。参照光路長変更部 9 4 に導かれた参照光 L R は、コリメートレンズ 9 5 により平行光束とされてコーナーキューブ 9 6 に導かれる。コーナーキューブ 9 6 は、コリメートレンズ 9 5 により平行光束とされた参照光 L R の進行方向を逆方向に折り返す。コーナーキューブ 9 6 に入射する参照光 L R の光路と、コーナーキューブ 9 6 から出射する参照光 L R の光路とは平行である。また、コーナーキューブ 9 6 は、参照光 L R の入射光路及び出射光路に沿う方向に移動可能

とされている。この移動により参照光L Rの光路の長さが変更される。コーナーキューブ9 6から出射する参照光L Rは、コリメートレンズ9 7によって平行光束から集束光束に変換されて光ファイバーf 5に入射し、ファイバーカプラー9 3に導かれる。コリメートレンズ9 5とコーナーキューブ9 6との間やコーナーキューブ9 6とコリメートレンズ9 7との間に、遅延部材や分散補償部材が設けられていてもよい。遅延部材は、参照光L Rの光路長（光学距離）と測定光L Sの光路長とを合わせるための光学部材である。分散補償部材は、参照光L Rと測定光L Sとの間の分散特性を合わせるための光学部材である。

[0037] コリメートレンズ8 6により平行光束とされた測定光L Sは、光スキャナー8 4により1次元的又は2次元的に偏向される。光スキャナー8 4は、ガルバノミラー8 4 Xと、ガルバノミラー8 4 Yとを含む。ガルバノミラー8 4 Xは、眼底E fをX方向にスキャンするように測定光L Sを偏向する。ガルバノミラー8 4 Yは、眼底E fをY方向にスキャンするように、ガルバノミラー8 4 Xにより偏向された測定光L Sを偏向する。このような光スキャナー8 4による測定光L Sの走査態様としては、例えば、水平スキャン、垂直スキャン、十字スキャン、放射スキャン、円スキャン、同心円スキャン、螺旋スキャンなどがある。

[0038] 光スキャナー8 4により偏向された測定光L Sは、反射ミラー8 3及び合焦レンズ8 2を経由して、ダイクロイックミラー8 1により反射される。ダイクロイックミラー8 1により反射された測定光L Sは、視標投影系4を通じてダイクロイックミラー5 2に導かれ、ダイクロイックミラー5 2により反射される。ダイクロイックミラー5 2により反射された光は、対物レンズ5 1を通過して被検眼Eに照射される。測定光L Sは、被検眼Eの様々な深さ位置において散乱（反射を含む）される。このような後方散乱光を含む測定光L Sの戻り光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバーカプラー9 2に導かれ、光ファイバーf 3を経由してファイバーカプラー9 3に到達する。

[0039] ファイバーカプラー 93 は、光ファイバー f3 を介して入射された測定光 L S と、光ファイバー f5 を介して入射された参照光 L R とを合成して（干渉させて）干渉光を生成する。ファイバーカプラー 93 は、所定の分岐比（例えば 1 : 1）で、測定光 L S と参照光 L R との干渉光を分岐することにより、一对の干渉光 L C を生成する。ファイバーカプラー 93 から出射した一对の干渉光 L C は、それぞれ光ファイバー f6 及び f7 により検出器 98 に導かれる。

[0040] 検出器 98 は、例えば一对の干渉光 L C をそれぞれ検出する一对のフォトディテクタを有し、これらによる検出結果の差分を出力するバランスドフォトダイオード（Balanced Photo Diode : BPD）である。OCT 光源 91 により所定の波長範囲内で掃引（走査）される各波長の出力タイミングに同期して生成されたクロックに基づいて、検出器 98 から出力された検出結果の差分がサンプリングされる。このサンプリングデータは、処理部 9 の演算処理部 120 に送られる。演算処理部 120 は、例えば一連の波長走査毎に（A ライン毎に）、サンプリングデータに基づくスペクトル分布にフーリエ変換等を施すことにより、各 A ラインにおける反射強度プロファイルを形成する。更に、演算処理部 120 は、各 A ラインの反射強度プロファイルを画像化することにより画像データを形成する。

[0041] 以上のように、OCT 光学系 8 は、OCT 光源 91 からの光 L0 を参照光 L R と測定光 L S とに分割し、被検眼 E に測定光 L S を照射し、その戻り光と参照光 L R との干渉光 L C を生成し、生成された干渉光を検出する干渉光学系を含む。この干渉光学系は、対物レンズ 51 及び VCC レンズ 46 を介して被検眼 E に測定光 L S を照射する。

[0042] このような OCT 光学系 8 は、ダイクロイックミラー 81 により視標投影系 4 の光路に結合される。例えば穴開きプリズムを用いて OCT 光学系 8 の光路を他の光学系の光路に結合する場合、穴開きプリズムの穴部に測定光を通過させるように光学系が構成されるため、測定光やその戻り光のケラレ等を考慮する必要が生じる。また、OCT 光学系 8 を測定光の波長に近い波長

の光を用いる他の光学系（レフ測定投影系 6 及びレフ測定受光系 7）に結合する場合、互いに波長が近くなるため分離が難しくなり、効率が低下してしまう。これに対して、OCT 光学系 8 の光路をダイクロイックミラー 81 を用いて他の光学系の光路に結合するようにしたので、光学系の構成を簡素化でき、光学系の設計の自由度を向上させることができる。また、他の光学系を追加しやすくなり、拡張性を備えた構成とすることができる。

[0043] 更に、VCC レンズ 46 よりも光源側（上流側）で上記の 2 つの光路を結合するようにしたので、VCC レンズ 46 を通じて測定光 LS が眼底 Ef に照射され、測定部位においてより一点に収束されやすくなる。それにより、最適な横分解能で、干渉光の検出結果に基づく干渉信号を十分な強度で取得できるようになる。

[0044] 図 3 に示すように、VCC レンズ 46 と瞳レンズ 45 との中間位置は、被検眼 E の瞳と光学的に共役な位置（瞳共役位置 Q）に配置されている。同様に、ガルバノミラー 84 X とガルバノミラー 84 Y との中間位置は、被検眼 E の瞳と光学的に共役な位置に配置されている。更に、被検眼 E の眼底 Ef と光ファイバー f2 のファイバー端面とが光学的に共役な位置（眼底共役位置 P）となるように合焦レンズ 82 が光軸方向に移動される。瞳レンズ 45 よりも光源側で OCT 光学系 8 の光路と視標投影系 4 の光路とを結合するようにしたので、眼底共役位置 P を近くすることが可能になり、視標投影系 4 や OCT 光学系 8 を小さくすることができる。

[0045] （処理系の構成）

実施形態に係る眼科装置の処理系について説明する。眼科装置の処理系の機能的構成の例を図 4 に示す。図 4 は、実施形態に係る眼科装置の処理系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、実施形態に係る眼科装置は、表示部 170 と、操作部 180 と、通信部 190 と、移動機構 200 とを含む。

[0046] 移動機構 200 は、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OCT光学系8等の光学系が収納されたヘッド部を前後左右方向に移動させるための機構である。例えば、移動機構200には、移動機構200を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。アクチュエータは、例えばパルスモータにより構成される。伝達機構は、例えば歯車の組み合わせやラック・アンド・ピニオンなどによって構成される。制御部110（主制御部111）は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより移動機構200に対する制御を行う。

[0047] （制御部110）

制御部110は、プロセッサを含み、眼科装置の各部を制御する。制御部110は、主制御部111と、記憶部112とを含む。記憶部112には、眼科装置を制御するためのコンピュータプログラムがあらかじめ格納される。コンピュータプログラムには、光源制御用プログラム、検出器制御用プログラム、光スキャナー制御用プログラム、光学系制御用プログラム、演算処理用プログラム及びユーザインターフェイス用プログラムなどが含まれる。このようなコンピュータプログラムに従って主制御部111が動作することにより、制御部110は制御処理を実行する。

[0048] 主制御部111は、測定制御部として眼科装置の各種制御を行う。Zアライメント系1に対する制御には、Zアライメント光源11の制御、ラインセンサー13の制御などがある。Zアライメント光源11の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。ラインセンサー13の制御には、検出素子の露光調整やゲイン調整や検出レート調整などがある。それにより、Zアライメント光源11の点灯と非点灯とが切り替えられたり、光量に変更されたりする。主制御部111は、ラインセンサー13により検出された信号を取り込み、取り込まれた信号に基づいてラインセンサー13に対する光の投影位置を特定する。主制御部111は、特定された投影位置に基づいて被検眼Eの角膜頂点の位置を求め、これに基づき移動機構200を制御してヘッド部を前後方向に移動させる（Zアライメント）。

- [0049] X Yアライメント系2に対する制御には、X Yアライメント光源21の制御などがある。X Yアライメント光源21の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。それにより、X Yアライメント光源21の点灯と非点灯とが切り替えられたり、光量が変更されたりする。主制御部111は、撮像素子59により検出された信号を取り込み、取り込まれた信号に基づいてX Yアライメント光源21からの光の戻り光に基づく輝点像の位置を特定する。主制御部111は、所定の目標位置（例えば、アライメントマークの中心位置）に対する輝点像の位置との変位がキャンセルされるように移動機構200を制御してヘッド部を左右上下方向に移動させる（X Yアライメント）。
- [0050] ケラト測定系3に対する制御には、ケラトリング光源32の制御などがある。ケラトリング光源32の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。それにより、ケラトリング光源32の点灯と非点灯とが切り替えられたり、光量が変更されたりする。主制御部111は、撮像素子59により検出されたケラトリング像に対する公知の演算を演算処理部120に実行させる。それにより、被検眼Eの角膜形状パラメータが求められる。
- [0051] 視標投影系4に対する制御には、液晶パネル41の制御、合焦レンズ43の制御、VCCレンズ46の制御などがある。液晶パネル41の制御には、視標や固視標の表示のオン・オフや、固視標の表示位置の切り替えなどがある。それにより、被検眼Eの眼底Efに視標や固視標が投影される。合焦レンズ43の制御には、合焦レンズ43の光軸方向への移動制御などがある。例えば、視標投影系4は、合焦レンズ43を光軸方向に移動する移動機構を含む。この移動機構には、移動機構200と同様に、当該移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。主制御部111は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより移動機構に対する制御を行い、合焦レンズ43を光軸方向に移動させる。それにより、液晶パネル41と眼底Efとが光学的に共役となるように合焦レンズ43の位置が調整される。VCCレンズ46の制御には

、乱視度数及び乱視軸角度の変更制御などがある。VCCレンズ46は、その光軸を中心として相対的に回転可能に設けられた凹凸一对のシリンダーレンズを含む。主制御部111は、例えば後述のレフ測定など別途に得られた被検眼Eの乱視状態（乱視度数、乱視軸角度）を矯正するように一对のシリンダーレンズを相対的に回転させる。

[0052] 観察系5に対する制御には、撮像素子59の制御などがある。撮像素子59の制御には、撮像素子59の露光調整やゲイン調整や検出レート調整などがある。主制御部111は、撮像素子59により検出された信号を取り込み、取り込まれた信号に基づく画像の形成等の処理を演算処理部120に実行させる。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111は照明光源を制御することが可能である。

[0053] レフ測定投影系6に対する制御には、光源ユニット60の制御、ロータリープリズム68の制御などがある。光源ユニット60の制御には、レフ測定光源61の制御や光源ユニット60の制御などがある。レフ測定光源61の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。それにより、レフ測定光源61の点灯と非点灯とが切り替えられたり、光量が変更されたりする。光源ユニット60の制御には、光源ユニット60の光軸方向への移動制御などがある。例えば、レフ測定投影系6は、光源ユニット60を光軸方向に移動する移動機構を含む。この移動機構には、移動機構200と同様に、当該移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。主制御部111は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより移動機構に対する制御を行い、光源ユニット60を光軸方向に移動させる。ロータリープリズム68の制御には、ロータリープリズム68の回転制御などがある。例えば、ロータリープリズム68を回転させる回転機構が設けられており、主制御部111は、この回転機構を制御することによりロータリープリズム68を回転させる。

[0054] レフ測定受光系7に対する制御には、合焦レンズ74の制御などがある。合焦レンズ74の制御には、合焦レンズ74の光軸方向への移動制御などが

ある。例えば、レフ測定受光系 7 は、合焦レンズ 7 4 を光軸方向に移動する移動機構を含む。この移動機構には、移動機構 2 0 0 と同様に、当該移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。主制御部 1 1 1 は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより移動機構に対する制御を行い、合焦レンズ 7 4 を光軸方向に移動させる。主制御部 1 1 1 は、レフ測定光源 6 1 と眼底 E f と撮像素子 5 9 とが光学的に共役となるように、例えば被検眼 E の屈折力に応じて光源ユニット 6 0 及び合焦レンズ 7 4 をそれぞれ光軸方向に移動させることが可能となる。

[0055] O C T 光学系 8 に対する制御には、O C T 光源 9 1 の制御、光スキャナー 8 4 の制御、合焦レンズ 8 2 の制御、コーナーキューブ 9 6 の制御、検出器 9 8 の制御などがある。O C T 光源 9 1 の制御には、光源の点灯、消灯、光量調整、絞り調整などがある。光スキャナー 8 4 の制御には、ガルバノミラー 8 4 X による走査位置や走査範囲や走査速度の制御、ガルバノミラー 8 4 Y による走査位置や走査範囲や走査速度の制御などがある。合焦レンズ 8 2 の制御には、合焦レンズ 8 2 の光軸方向への移動制御などがある。例えば、O C T 光学系 8 は、合焦レンズ 8 2 を光軸方向に移動する移動機構を含む。この移動機構には、移動機構 2 0 0 と同様に、当該移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられる。主制御部 1 1 1 は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより移動機構に対する制御を行い、合焦レンズ 8 2 を光軸方向に移動させる。主制御部 1 1 1 は、例えば、合焦レンズ 4 3 の移動に連動して合焦レンズ 8 2 を移動させた後、干渉信号の強度に基づいて合焦レンズ 8 2 だけを移動させるようにしてもよい。コーナーキューブ 9 6 の制御には、コーナーキューブ 9 6 の光軸方向への移動制御などがある。例えば、O C T 光学系 8 は、コーナーキューブ 9 6 を光軸方向に移動する移動機構を含む。この移動機構には、移動機構 2 0 0 と同様に、当該移動機構を移動するための駆動力を発生するアクチュエータと、この駆動力を伝達する伝達機構とが設けられ

る。主制御部 111 は、アクチュエータに対して制御信号を送ることにより移動機構に対する制御を行い、コーナーキューブ 96 を光軸方向に移動させる。それにより、参照光 L R の光路の長さが変更される。検出器 98 の制御には、検出素子の露光調整やゲイン調整や検出レート調整などがある。主制御部 111 は、検出器 98 により検出された信号をサンプリングし、サンプリングされた信号に基づく画像の形成等の処理を演算処理部 120（画像形成部 122）に実行させる。

[0056] 主制御部 111 は、表示制御部 111 A を含む。表示制御部 111 A は、各種情報を表示部 170 に表示させる。表示部 170 に表示される情報には、上記の光学系を用いて取得された他覚測定結果や自覚検査結果、画像形成部 122 により形成された画像データに基づく画像（断層像など）、データ処理部 123 により画像処理やデータ処理が施された画像や情報などがある。表示制御部 111 A は、これらの各種情報を重畳して表示部 170 に表示させたり、その一部を識別表示させたりすることが可能である。

[0057] また、主制御部 111 は、記憶部 112 にデータを書き込む処理や、記憶部 112 からデータを読み出す処理を行う。

[0058]（記憶部 112）

記憶部 112 は、各種のデータを記憶する。記憶部 112 に記憶されるデータとしては、例えば自覚検査の検査結果、他覚測定の測定結果、断層像の画像データ、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 ID 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。また、記憶部 112 には、眼科装置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。

[0059]（演算処理部 120）

演算処理部 120 は、眼屈折力算出部 121 と、画像形成部 122 と、データ処理部 123 と、部位特定部 124 とを含む。

[0060] 眼屈折力算出部 121 は、レフ測定投影系 6 により眼底 E f に投影されたリング状光束（リング状の測定パターン）の戻り光を撮像素子 59 が受光す

ることにより得られたリング像（パターン像）を解析する。例えば、眼屈折力算出部 121 は、得られたリング像が描出さ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 121 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。

[0061] 眼屈折力算出部 121 は、上記のリング像を特定するために用いられたデータ群の一部を削除することにより得られた新たなデータ群からリング像を特定することが可能である。また、眼屈折力算出部 121 は、上記のリング像を特定するために用いられたデータ群の一部を補間データに置き換えることにより得られた新たなデータ群からリング像を特定してもよい。この場合、補間データは、データ群の一部以外のデータを用いた補間処理により取得される。眼屈折力算出部 121 は、特定された新たなリング像の近似楕円を求め、この近似楕円からの新たな球面度数 S 、乱視度数 C 及び乱視軸角度 A を求める。削除又は補間される「データ群の一部」は、後述の部位特定部 124 により特定された部位における測定結果（例えば、輝度分布）又は当該測定結果から得られたデータや、ユーザにより指定されたデータである。それにより、眼屈折力測定により得られた測定結果（例えば、所定の走査方向の輝度分布）から球面度数 S 等の精度を低下させるような測定結果を削除又は補間することができ、眼屈折力測定により得られる球面度数 S 等の精度の低下を抑えることができる。

[0062] 或いは、眼屈折力算出部 121 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。この場合、眼屈折力算出部 121 は、基準パターンに対するリング像の変形及び変位の一部を上記のように削除又は補間して新たなリング像の変形及び変位を特定し、特定された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。

- [0063] また、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。
- [0064] 画像形成部 1 2 2 は、検出器 9 8 により検出された信号に基づいて、眼底 E f の断層像の画像データを形成する。すなわち、画像形成部 1 2 2 は、干渉光学系による干渉光 L C の検出結果に基づいて被検眼 E の画像データを形成する。この処理には、従来のスウェプトソースタイプの OCT と同様に、フィルタ処理、FFT (Fast Fourier Transform) などの処理が含まれている。このようにして取得される画像データは、複数の A ライン (被検眼 E 内における各測定光 L S の経路) における反射強度プロファイルを画像化することにより形成された一群の画像データを含むデータセットである。
- [0065] 画質を向上させるために、同じパターンでのスキャンを複数回繰り返して収集された複数のデータセットを重ね合わせる (加算平均する) ことができる。
- [0066] データ処理部 1 2 3 は、画像形成部 1 2 2 により形成された断層像に対して各種のデータ処理 (画像処理) や解析処理を施す。例えば、データ処理部 1 2 3 は、画像の輝度補正や分散補正等の補正処理を実行する。また、データ処理部 1 2 3 は、観察系 5 を用い得られた画像 (前眼部像等) に対して各種の画像処理や解析処理を施す。
- [0067] データ処理部 1 2 3 は、断層像の間の画素を補間する補間処理などの公知の画像処理を実行することにより、被検眼 E のボリウムデータ (ボクセルデータ) を形成することができる。ボリウムデータに基づく画像を表示させる場合、データ処理部 1 2 3 は、このボリウムデータに対してレンダリング処理を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な 3 次元画像を形成する。

[0068] データ処理部 123 は、例えば、画像形成部 122 により形成された 3 次元のデータセットを解析することにより、被検眼の複数の組織に相当する複数の部分データセットを特定するセグメンテーション処理を実行することが可能である。セグメンテーション処理は、特定の組織や組織境界を特定するための画像処理である。データ処理部 123 は、例えば、3 次元のデータセットに含まれる各 A モード画像における画素値（輝度値）の勾配を求め、勾配が大きい位置を組織境界として特定する。なお、A モード画像は、眼底の深さ方向（Z 方向）に延びる 1 次元画像データである。

[0069] この実施形態では、データ処理部 123 は、眼底（網膜、脈絡膜等）及び硝子体を表す 3 次元のデータセットを解析することにより、眼底の複数の層組織に相当する複数の部分データセットを特定する。各部分データセットは、層組織の境界によって画成される。部分データセットとして特定される層組織の例として、網膜を構成する、内境界膜、神経線維層、神経節細胞層、内網状層、内顆粒層、外網状層、外顆粒層、外境界膜、視細胞層、網膜色素上皮層がある。他の例として、ブルッフ膜、脈絡膜、強膜、硝子体等に相当する部分データセットを特定することができる。また、病変部に相当する部分データセットを特定することも可能である。病変部の例として、剥離部、浮腫、出血、腫瘍、ドルーゼンなどがある。

[0070] 部位特定部 124 は、レフ測定受光系 7 を用いて検出された被検眼 E からの戻り光に基づいて、被検眼の注目部位を特定する。注目部位には、疾患部位や、ユーザにより指定された形態を有する指定部位などがある。例えば、部位特定部 124 は、眼屈折力算出部 121 により特定されたリング像の歪みや変形に応じて疾患部位を特定する。部位特定部 124 は、眼屈折力算出部 121 により特定されたリング像において近似楕円からの残差（ずれ量）を求め、求められた残差のうち所定の閾値以上の残差を外れ値として検出する。部位特定部 124 は、外れ値が検出された部分（又は当該部分を含む領域）を疾患部位として特定する。また、部位特定部 124 は、眼屈折力算出部 121 により特定されたリング像から反射光量が低下した部分を疾患部位

として特定することが可能である。この場合、部位特定部 124 は、画像形成部 122 により形成された画像を参照し、レフ測定投影系 6 により投影された部位の輝度変化が所定の閾値以上の部分を含む領域を疾患部位として特定する。また、部位特定部 124 は、特定されたリング像の光量分布（例えば、リング像の中心部を通る直線上の光量分布）や偏りに基づいて疾患部位を特定するようにしてもよい。例えば、部位特定部 124 は、リング像のコントラストに基づいて疾患部位を特定する。この場合、リング像の光量分布の最大値と最小値との差が所定の閾値以下の部分を疾患部位として特定することが可能である。このようなコントラストが低い被検眼は白内障の疑いがあり、OCT 撮影対象とすることができる。或いは、部位特定部 124 は、例えば、眼屈折力算出部 121 により特定されたリング像において、ユーザにより指定された形態で近似楕円からずれた部分を指定部位として特定することが可能である。また、部位特定部 124 は、OCT 光学系 8 による干渉光の検出結果に基づいて疾患部位を特定することが可能である。例えば、部位特定部 124 は、OCT 光学系 8 による干渉光の検出結果に基づいて形成された断層像に対して施されたセグメンテーション処理により検出された眼底 E f の複数の層組織と、健常眼の眼底における複数の層組織の標準値（標準厚）とを比較し、所定の閾値以上の差がある部分を疾患部位又は異常部位として特定する。

[0071] （表示部 170、操作部 180）

表示部 170 は、ユーザインターフェイス部として、制御部 110 による制御を受けて情報を表示する。表示部 170 は、図 1 などに示す表示部 10 を含む。

[0072] 操作部 180 は、ユーザインターフェイス部として、眼科装置を操作するために使用される。操作部 180 は、眼科装置に設けられた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）を含む。また、操作部 180 は、タッチパネル式の表示画面 10a に表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）を含んでもよい。

[0073] 表示部 170 及び操作部 180 の少なくとも一部が一体的に構成されていてもよい。その典型例として、タッチパネル式の表示画面 10a がある。

[0074] (通信部 190)

通信部 190 は、図示しない外部装置と通信するための機能を有する。通信部 190 は、例えば処理部 9 に設けられていてもよい。通信部 190 は、外部装置との通信の形態に応じた構成を有する。

[0075] 視標投影系 4 は、この実施形態に係る「自覚検査光学系」の一例である。OCT 光学系 8 は、この実施形態に係る「干渉光学系」の一例である。レフ測定投影系 6、レフ測定受光系 7 及び観察系 5 の一部（ハーフミラー 76、結像レンズ 58 及び撮像素子 59）は、この実施形態に係る「他覚測定光学系」の一例である。部位特定部 124 は、実施形態に係る「注目部位特定部」の一例である。

[0076] <動作例>

この実施形態に係る眼科装置の動作例について説明する。

[0077] 図 5 に、この実施形態に係る眼科装置の動作例のフロー図を示す。図 6A、図 6B、図 7～図 10 は、実施形態に係る眼科装置の動作説明図である。

[0078] (S1)

被検者の顔を顔受け部で固定した後、XY アライメント系 2 による XY アライメントと Z アライメント系 1 による Z アライメントとによりヘッド部が被検眼 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。例えば、処理部 9（制御部 110）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、上記の XY アライメントと Z アライメントとによりヘッド部が被検眼 E の検査位置に移動される。ヘッド部の移動は、制御部 110 による指示に従って、制御部 110 によって実行されるが、ユーザによる操作若しくは指示に従って制御部 110 によって実行されてもよい。

[0079] また、制御部 110 は、レフ測定光源 61、合焦レンズ 74 及び合焦レン

ズ43を連動させて、光軸に沿って原点、例えば、ODに相当する位置に移動させる。

[0080] (S2)

制御部110は、液晶パネル41に固視標を表示させる。それにより、所望の固視位置に被検眼Eを注視させる。

[0081] (S3)

次に、制御部110は、他覚測定を実行する。すなわち、制御部110は、レフ測定投影系6によりリング状光束を被検眼Eの眼底Efに投影させ、レフ測定受光系7を通じて撮像素子59により戻り光を検出させる。

[0082] (S4)

次に、制御部110は、S3において検出された戻り光に基づくリング像を眼屈折力算出部121に解析させる。眼屈折力算出部121は、上記のようにリング像を特定し、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。制御部110では、算出された球面度数Sなどが記憶部112に記憶される。

[0083] 被検眼Eが健常眼の場合(図6A)、眼底Efにリング状光束r1が投影されると、その戻り光に基づくリング像R1の形状は近似楕円からの残差がほとんどない形状になる。これに対して、被検眼Eが眼底Efに浮腫(疾患部位)が存在する疾患眼である場合(図6B)、眼底Efにリング状光束r2が投影されると、眼底Efからの戻り光に基づくリング像R2の形状は疾患部位の近傍に近似楕円からの大きな残差が存在する形状になる。そこで、部位特定部124は、上記のようにS3において検出された戻り光に基づくリング像において近似楕円からの残差(ずれ量)を求め、求められた残差のうち所定の閾値以上の残差を外れ値として検出する。部位特定部124は、外れ値が検出された部分を疾患部位として特定する。

[0084] 図7は、疾患眼の眼底Efに投影されたリング状光束からの戻り光に基づくリング像の形状の一例を表す。図7では、横軸が、所定方向の基準線を基

準として、重心位置とリング像のサンプル点とを結ぶ直線と基準線とのなす角度を表し、縦軸が、重心位置からリング像のサンプル点までの距離を表す。図7において、大きな残差が存在する部分R fが疾患部位として特定される。

[0085] また、レフ測定前又はレフ測定後に、制御部110は、ケラト測定を実行することが可能である。この場合、制御部110は、ケラトリング光源32を点灯させ、撮像素子59により検出されたケラトリング像を眼屈折力算出部121に解析させる。眼屈折力算出部121は、上記のようにケラトリング像を解析する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。

[0086] (S5)

表示制御部111Aは、S4において得られた他覚測定結果を表示部170に表示させる。表示部170に表示される他覚測定結果には、球面度数S、乱視度数C及び乱視軸角度A、角膜屈折力、角膜乱視度及び角膜乱視軸角度などがある。

[0087] また、表示制御部111Aは、S4において特定された疾患部位を表す情報S1を被検眼Eの前眼部像E'と共に表示させてもよい。例えば、表示制御部111Aは、S4において部位特定部124により特定された疾患部位を識別表示させる。疾患部位の識別表示の態様には、強調表示などがある。疾患部位の強調表示には、疾患部位の点滅表示、疾患部位の色とその他の部位の色とを異ならせる色分け表示、その両方などがある。また、表示制御部111Aは、S4において部位特定部124により疾患部位が特定されたときだけ疾患部位を表す情報を表示部170に表示させてもよい。或いは、前眼部像E'と共に描出されたリング状光束投影部分に対してタッチ操作を行うことにより、特定されたリング像や特定された疾患部位を表す情報を表示させてもよい。

[0088] (S6)

次に、制御部 110 は、断層像撮影を行うか否かを判定する。例えば、S5 において表示部 170 に表示された情報を参照したユーザによる操作部 180 に対する操作に基づいて、制御部 110 は、断層像撮影を行うか否かを判定する。断層像撮影を行うと判定されたとき（S6：Y）、眼科装置の動作は S7 に移行する。断層像撮影を行わないと判定されたとき（S6：N）、眼科装置の動作は終了する（エンド）。

[0089] また、制御部 110 が、S4 において得られた他覚測定結果に基づいて自動で断層像撮影を行うように眼科装置の制御を行うことが可能である。例えば、部位特定部 124 により疾患部位が特定された場合、制御部 110 は、自動で断層像撮影を行うように眼科装置の制御を行ってもよい。

[0090] （S7）

S6 において断層像撮影を行うと判定されたとき（S6：Y）、制御部 110 は、レフ測定投影系 6 により眼底 E f に照射されたリング状光束の照射領域の少なくとも一部に重なるように被検眼 E に測定光を照射するようにスキャン位置とスキャン方向とを求める。この実施形態では、制御部 110 は、図 9 に示すように、S4 において特定された疾患部位付近を横切るように複数の放射線状スキャンによるスキャン位置とスキャン方向とを求める。

[0091] なお、制御部 110 は、S4 において特定された疾患部位付近を横切るように 1 以上のサークルスキャンでスキャンするようにスキャン位置を求めてもよい。サークルスキャンの直径は、レフ測定投影系 6 により眼底 E f に投影されるリング状光束の幅の中心を通るリングの直径とすることができる。

[0092] （S8）

制御部 110 は、S7 において求められたスキャン位置とスキャン方向で眼底 E f を測定光 L S でスキャンするように光スキャナ 84 を制御する。

[0093] （S9）

制御部 110 は、S8 におけるスキャンにより得られた干渉光の検出結果に基づいて演算処理部 120 に疾患部位の断層像を形成させる。この実施形態では、特定された疾患部位に対するスキャンであるため、スキャン時間を

大幅に短縮することができる。また、OCT光学系8はレフ測定投影系6と共軸であるため、リング状光束の中心とスキャンの中心とは常に同じとなるため、リング状光束が投影された疾患部位を正確にスキャンすることができる。

[0094] (S10)

データ処理部123は、S9において形成されたデータセットを解析することにより断層像に対してセグメンテーション処理を行い、眼底Efにおける複数の層組織を検出する。記憶部112には、健常眼の眼底における複数の層組織の標準値（標準厚）が標準データ（Normative Data）としてあらかじめ記憶されている。部位特定部124（又はデータ処理部123）は、セグメンテーション処理により検出された複数の層組織の厚さと記憶部112に記憶された標準データとを比較し、所定の閾値以上の差がある部分を異常部位として特定する。表示制御部111Aは、図10に示すように、特定された異常部位をS9において形成された断層像と共に表示部170に識別表示させる。図10では、リング状光束r3が投影された眼底Efについて、正常部位T2と、異常部位としての厚み異常部位T1とが特定された様子が表されている。

[0095] なお、ユーザは、表示部170に表示された断層像を観察することにより被検眼Eの異常部位を特定し、操作部180を用いて当該部位を指定するようにしてもよい。

[0096] (S11)

眼屈折力算出部121は、S3において取得されたリング像を特定するためのデータ群から、S10において特定された異常部位におけるデータの削除又は補間を行うことにより、新たにリング像を特定する。眼屈折力算出部121は、新たに特定されたリング像の近似楕円を求め、この近似楕円からの新たな球面度数S、乱視度数C及び乱視軸角度Aを求める。

[0097] (S12)

表示制御部111Aは、S10において新たに求められた球面度数S、乱

視度数C及び乱視軸角度AをS 1 1における断層像及び異常部位と共に表示部 1 7 0に表示させる。以上で、眼科装置の動作は終了である（エンド）。

[0098] なお、S 6において断層像撮影行わないと判定されたとき（S 6 : N）、制御部 1 1 0は、自覚検査を実行してもよい。この場合、制御部 1 1 0は、S 4において求められた球面度数S、乱視度数C及び乱視軸角度Aが矯正されるように合焦レンズ4 3及びVCCレンズ4 6を制御する。次に、制御部 1 1 0は、例えば、操作部 1 8 0に対するユーザの指示に基づき、液晶パネル4 1を制御することにより所望の視標を表示させる。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。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）を決定する。

[0099] <<変形例>>

実施形態に係る眼科装置の光学系の構成は、図 1 及び図 2 において説明した構成に限定されるものではない。

[0100] 例えば、OCT光学系8における光スキャナー8 4において、ガルバノミラー8 4 Yとガルバノミラー8 4 Xとの間に反射ミラー及び2つのリレーレンズが配置されていてもよい。一方のリレーレンズの上流側の焦点位置にガルバノミラー8 4 Xが配置されている。他方のリレーレンズ8 7 Aの下流側の焦点位置にガルバノミラー8 4 Yが配置されている。反射ミラーは、ガルバノミラー8 4 Xにより偏向された測定光LSをガルバノミラー8 4 Yに導くように配置されている。ガルバノミラー8 4 Y及びガルバノミラー8 4 Xのそれぞれは、被検眼Eの瞳と光学的に共役な位置（瞳共役位置Q）に配置されている。この場合、ガルバノミラー8 4 X及び8 4 Yの双方が瞳共役位置Qに配位置されるため、実施形態よりも高い横分解能で干渉光の検出が可能になる。また、ガルバノミラー8 4 X及び8 4 Yが光学的に共役な位置に配置されているため、合焦レンズ8 2を移動しても共役関係を維持しつつ、

干渉信号の強度を高めてより高画質な断層像の取得が可能になる。

[0101] 実施形態又はその変形例に係る眼科装置は、両眼を検査可能な眼科検査システムに適用すること可能である。

[0102] <眼科検査システム>

図 1 1 に、実施形態又はその変形例に係る眼科装置が適用された眼科検査システムの構成例のブロック図である。

[0103] 眼科検査システムは、測定ヘッド 3 0 0 を含む。測定ヘッド 3 0 0 は、図示しない支持部材により支持された保持部 3 5 0 により上方から吊り下げられる。測定ヘッド 3 0 0 は、移動機構 3 1 0 と、左検査ユニット 3 2 0 L と、右検査ユニット 3 2 0 R とを含む。左検査ユニット 3 2 0 L 及び右検査ユニット 3 2 0 R のそれぞれには、図示しない検眼窓が形成されている。被検者の左眼（左被検眼）は、左検査ユニット 3 2 0 L に設けられた検眼窓を通じて検査が行われる。被検者の右眼（右被検眼）は、右検査ユニット 3 2 0 R に設けられた検眼窓を通じて検査が行われる。

[0104] 左検査ユニット 3 2 0 L 及び右検査ユニット 3 2 0 R は、移動機構 3 1 0 により独立に又は連動して 3 次元的に移動される。左検査ユニット 3 2 0 L 及び右検査ユニット 3 2 0 R の少なくとも一方には、実施形態又はその変形例に係る眼科装置が設けられる。

[0105] 移動機構 3 1 0 は、水平動機構 3 1 1 L、3 1 1 R と、回動機構 3 1 2 L、3 1 2 R と、上下動機構 3 1 3 L、3 1 3 R とを含む。

[0106] 水平動機構 3 1 1 L は、回動機構 3 1 2 L、上下動機構 3 1 3 L 及び左検査ユニット 3 2 0 L を水平方向（横方向（X 方向）、前後方向（Z 方向））に移動する。それにより、左被検眼の配置位置に応じて、検眼窓の水平方向の位置を調整することができる。水平動機構 3 1 1 L は、例えば、駆動手段や駆動手段により発生された駆動力を伝達する駆動力伝達手段などを用いた公知の構成を備え、図示しない制御装置からの制御信号を受けて回動機構 3 1 2 L 等を水平方向に移動する。水平動機構 3 1 1 L は、操作者による操作を受け、回動機構 3 1 2 L 等を水平方向に手動で移動することも可能である。

。

[0107] 水平動機構 3 1 1 R は、回動機構 3 1 2 R、上下動機構 3 1 3 R 及び右検査ユニット 3 2 0 R を水平方向に移動する。それにより、右被検眼の配置位置に応じて、検眼窓の水平方向の位置を調整することができる。水平動機構 3 1 1 R は、水平動機構 3 1 1 L と同様の構成を備え、図示しない制御装置からの制御信号を受けて回動機構 3 1 2 R 等を水平方向に移動する。水平動機構 3 1 1 R は、操作者による操作を受け、回動機構 3 1 2 R 等を水平方向に手動で移動することも可能である。

[0108] 回動機構 3 1 2 L は、鉛直方向（略鉛直方向）に延びる左眼用の回動軸（左回動軸）を中心に上下動機構 3 1 3 L 及び左検査ユニット 3 2 0 L を回動する。この回動軸と水平面とのなす角は、変更可能である。回動機構 3 1 2 L は、例えば、駆動手段や駆動手段により発生された駆動力を伝達する駆動力伝達手段などを用いた公知の構成を備え、図示しない制御装置からの制御信号を受けて当該回動軸を中心に左検査ユニット 3 2 0 L 等を回動する。回動機構 3 1 2 L は、操作者による操作を受け、当該回動軸を中心に左検査ユニット 3 2 0 L 等を手動で回動することも可能である。

[0109] 回動機構 3 1 2 R は、鉛直方向に延びる右眼用の回動軸（右回動軸）を中心に上下動機構 3 1 3 R 及び右検査ユニット 3 2 0 R を回動する。この回動軸と水平面とのなす角は、変更可能である。右眼用の回動軸は、左眼用の回動軸から所定の距離だけ離間した位置に配置された軸である。左眼用の回動軸と右眼用の回動軸との間の距離は、調整可能である。回動機構 3 1 2 R は、回動機構 3 1 2 L と同様の構成を備え、図示しない制御装置からの制御信号を受けて当該回動軸を中心に右検査ユニット 3 2 0 R 等を回動する。回動機構 3 1 2 R は、操作者による操作を受け、当該回動軸を中心に右検査ユニット 3 2 0 R 等を手動で回動することも可能である。

[0110] 回動機構 3 1 2 L、3 1 2 R により左検査ユニット 3 2 0 L 及び右検査ユニット 3 2 0 R を回動することにより、左検査ユニット 3 2 0 L と右検査ユニット 3 2 0 R との向きを相対的に変更することが可能である。例えば、左

検査ユニット３２０Ｌと右検査ユニット３２０Ｒとが、被検者の左右眼の眼球回旋点を中心にそれぞれ逆方向に回転される。それにより、被検眼を輻輳させることができる。

[0111] 上下動機構３１３Ｌは、左検査ユニット３２０Ｌを上下方向（鉛直方向、Ｙ方向）に移動する。それにより、被検眼の配置位置に応じて、検眼窓の高さ方向の位置を調整することができる。上下動機構３１３Ｌは、例えば、駆動手段や駆動手段により発生された駆動力を伝達する駆動力伝達手段などを用いた公知の構成を備え、図示しない制御装置からの制御信号を受けて左検査ユニット３２０Ｌを上下方向に移動する。上下動機構３１３Ｌは、操作者による操作を受け、左検査ユニット３２０Ｌを上下方向に手動で移動することも可能である。

[0112] 上下動機構３１３Ｒは、右検査ユニット３２０Ｒを上下方向に移動する。それにより、被検眼の配置位置に応じて、検眼窓の高さ方向の位置を調整することができる。上下動機構３１３Ｒは、上下動機構３１３Ｌによる移動に連動して右検査ユニット３２０Ｒを移動してもよいし、上下動機構３１３Ｌによる移動とは独立に右検査ユニット３２０Ｒを移動してもよい。上下動機構３１３Ｒは、上下動機構３１３Ｌと同様の構成を備え、図示しない制御装置からの制御信号を受けて右検査ユニット３２０Ｒを上下方向に移動する。上下動機構３１３Ｒは、操作者による操作を受け、右検査ユニット３２０Ｒを上下方向に手動で移動することも可能である。

[0113] 左検査ユニット３２０Ｌ及び右検査ユニット３２０Ｒは、個別に動作可能である。

[0114] このような眼科検査システムによれば、両眼について自覚検査や他覚測定を簡便に行うことができる。

[0115] （作用・効果）

実施形態に係る眼科装置及び眼科検査システムの作用及び効果について説明する。

[0116] 実施形態に係る眼科装置は、対物レンズ（対物レンズ５１）と、他覚測定

光学系（レフ測定投影系 6、レフ測定受光系 7 及び観察系 5 の一部）と、干渉光学系（OCT 光学系 8）と、画像形成部（画像形成部 122）とを含む。他覚測定光学系は、対物レンズを介して被検眼（被検眼 E）に光を照射し、被検眼からの戻り光を検出する。干渉光学系は、光源（OCT 光源 91）からの光（光 L0）を参照光（参照光 LR）と測定光（測定光 LS）とに分割し、他覚測定光学系による被検眼の光の照射領域の少なくとも一部に重なるように対物レンズを介して被検眼に測定光を照射し、その戻り光と参照光との干渉光（干渉光 LC）を生成し、生成された干渉光を検出する。画像形成部は、干渉光学系による干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する。

[0117] このような構成によれば、他覚測定を行うために対物レンズを介して被検眼に照射された光の照射領域の少なくとも一部に重なるように測定光を対物レンズを介して照射し、その戻り光との基づく干渉光を検出して被検眼の断層像を形成することができる。それにより、他覚測定を行うための光の照射領域の近傍の断層像を取得することができるので、他覚測定結果と断層像との関連性を観察して他覚測定により得られた他覚測定値の精度向上を図ることが可能になる。例えば、他覚測定結果に問題があると判断された場合、断層像を観察することで眼底の異常の有無を判断し、その原因が眼底にあるか、水晶体を含む中間透光体にあるか等の判断を補助することができる。

[0118] また、実施形態に係る眼科装置は、他覚測定光学系により検出された被検眼からの戻り光に基づいて、被検眼の注目部位を特定する注目部位特定部（部位特定部 124）を含み、干渉光学系は、注目部位特定部により特定された注目部位に対して測定光を照射してもよい。

[0119] このような構成によれば、他覚測定光学系により検出された被検眼からの戻り光から注目部位を特定し、特定された注目部位に対して測定光を照射するようにしたので、他覚測定により注目すべき部位における断層像を簡便に取得することができる。

[0120] また、実施形態に係る眼科装置では、他覚測定光学系は、被検眼の眼底（

眼底E f) にリング状の測定パターンを投影し、注目部位特定部は、眼底からの戻り光に基づくパターン像に基づいて注目部位を特定してもよい。

[0121] このような構成によれば、被検眼の眼底に投影されたリング状の測定パターンの戻り光に基づくパターン像に基づいて注目部位を特定するようにしたので、例えば他覚屈折力測定により注目すべき部位を容易に特定することが可能になる。

[0122] また、実施形態に係る眼科装置では、注目部位特定部は、干渉光の検出結果に基づいて注目部位をとくてもよい。

[0123] このような構成によれば、被検眼に照射された測定光の戻り光に基づく干渉光の検出結果に基づいて注目部位を特定するようにしたので、例えば他覚屈折力測定により注目すべき部位を容易に特定することが可能になる。

[0124] また、実施形態に係る眼科装置では、干渉光学系は、測定光を偏向する光スキャナー（光スキャナー84）を含み、注目部位特定部により特定された注目部位を測定光でスキャンするように光スキャナーを制御する制御部（制御部110）を含んでもよい。

[0125] このような構成によれば、他覚測定により注目すべき部位を測定光でスキャンするように光スキャナーを制御するようにしたので、他覚屈折力測定等の他覚測定により注目すべき部位の近傍における断層像の取得が容易になる。また、特定された注目部位に対するスキャンを行うため、スキャン時間を大幅に短縮することができる。

[0126] また、実施形態に係る眼科装置では、制御部は、注目部位を測定光で放射状又はサークル状にスキャンするように光スキャナーを制御してもよい。

[0127] このような構成によれば、放射状スキャン又はサークルスキャンにより注目部位の断層像を取得するようにしたので、他覚測定が行われた部位における断層像に基づいて他覚測定結果を判断することが可能になる。

[0128] また、実施形態に係る眼科装置は、他覚測定光学系により照射された光の戻り光に基づく画像を表示部に表示させる表示制御部（表示制御部111A）を含み、表示制御部は、注目部位特定部により特定された注目部位を識別

表示させてもよい。

[0129] このような構成によれば、注目部位を識別表示させるようにしたので、他覚測定精度向上を補助することができる。

[0130] また、実施形態に係る眼科装置は、他覚測定光学系により検出された被検眼からの戻り光に基づいて被検眼の屈折力を求める眼屈折力算出部（眼屈折力算出部121）を含み、眼屈折力算出部は、他覚測定光学系により取得された注目部位における測定結果を削除又は補間して被検眼の屈折力の算出を再度実行することにより新たな屈折力を求めてもよい。

[0131] ここで、他覚測定光学系により取得された測定結果は、他覚測定光学系により検出された被検眼からの戻り光の検出結果や、当該検出結果に基づいて生成された他覚測定値などの演算結果であってよい。このような構成によれば、注目部位における測定結果を削除又は補間して新たな屈折力の算出を行うようにしたので、疾患部位等の異常部位における測定結果に影響を受けない被検眼の屈折力を取得することが可能になり、他覚測定により得られた他覚測定値の精度向上が可能になる。

[0132] また、実施形態に係る眼科検査システムは、左被検眼を検査するための左検査ユニットと、右被検眼を検査するための右検査ユニットと、を含み、左検査ユニット及び右検査ユニットの少なくとも一方は、上記記載の眼科装置を含む。

[0133] このような構成によれば、簡素な構成で、両眼について他覚測定値の精度を向上させることが可能な眼科検査システムを提供することができる。

[0134] （その他の変形例）

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。

[0135] 上記の実施形態又はその変形例では、眼底Efに投影されたリング状光束の投影部位をスキャンするように光スキャナ84を制御する場合について説明したが、実施形態又はその変形例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の前眼部に測定用の光束を投影し、その投影部位をスキャンするように光スキャナー84を制御してもよい。

[0136] 上記の実施形態又はその変形例において、ガルバノミラー84Yに代えて、OCT光学系8の光軸を中心に回転可能なイメージローターが設けられていてもよい。

[0137] 上記の実施形態又はその変形例では、干渉光学系はOCT撮影を行うものとして説明したが、OCTにより計測を行うものであってもよい。例えば、干渉光学系は、OCTにより、眼軸長、角膜圧、前房深度、水晶体厚などを計測するものであってもよい。

[0138] 眼圧測定機能、眼底撮影機能、前眼部撮影機能、光干渉断層撮影（OCT）機能、超音波検査機能など、眼科分野において使用可能な任意の機能を有する装置に対して、上記の実施形態に係る発明を適用することが可能である。なお、眼圧測定機能は眼圧計等により実現され、眼底撮影機能は眼底カメラや走査型検眼鏡（SLO）等により実現され、前眼部撮影機能はスリットランプ等により実現され、OCT機能は光干渉断層計等により実現され、超音波検査機能は超音波診断装置等により実現される。また、このような機能のうち2つ以上を具備した装置（複合機）に対してこの発明を適用することも可能である。

符号の説明

- [0139] 4 視標投影系
5 観察系
6 レフ測定投影系
7 レフ測定受光系
8 OCT光学系
51 対物レンズ
122 画像形成部

請求の範囲

- [請求項1] 対物レンズと、
前記対物レンズを介して被検眼に光を照射し、前記被検眼からの戻り光を検出する他覚測定光学系と、
光源からの光を参照光と測定光とに分割し、前記他覚測定光学系による前記被検眼の前記光の照射領域の少なくとも一部に重なるように前記対物レンズを介して前記被検眼に前記測定光を照射し、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の断層像を形成する画像形成部と、
を含む眼科装置。
- [請求項2] 前記他覚測定光学系により検出された前記被検眼からの戻り光に基づいて、前記被検眼の注目部位を特定する注目部位特定部を含み、
前記干渉光学系は、前記注目部位特定部により特定された前記注目部位に対して前記測定光を照射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] 前記他覚測定光学系は、前記被検眼の眼底にリング状の測定パターンを投影し、
前記注目部位特定部は、前記眼底からの戻り光に基づくパターン像に基づいて前記注目部位を特定することを特徴とする請求項2に記載の眼科装置。
- [請求項4] 前記注目部位特定部は、前記干渉光の検出結果に基づいて前記注目部位を特定することを特徴とする請求項2に記載の眼科装置。
- [請求項5] 前記干渉光学系は、前記測定光を偏向する光スキャナーを含み、
前記注目部位特定部により特定された前記注目部位を前記測定光でスキャンするように前記光スキャナーを制御する制御部を含む

ことを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 に記載の眼科装置。

[請求項 6] 前記制御部は、前記注目部位を前記測定光で放射状又はサークル状にスキャンするように前記光スキャナーを制御する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼科装置。

[請求項 7] 前記他覚測定光学系により照射された光の戻り光に基づく画像を表示部に表示させる表示制御部を含み、

前記表示制御部は、前記注目部位特定部により特定された前記注目部位を識別表示させる

ことを特徴とする請求項 2 ～請求項 6 のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項 8] 前記他覚測定光学系により検出された前記被検眼からの戻り光に基づいて前記被検眼の屈折力を求める眼屈折力算出部を含み、

前記眼屈折力算出部は、前記他覚測定光学系により取得された前記注目部位における測定結果を削除又は補間して前記被検眼の屈折力の算出を再度実行することにより新たな屈折力を求める

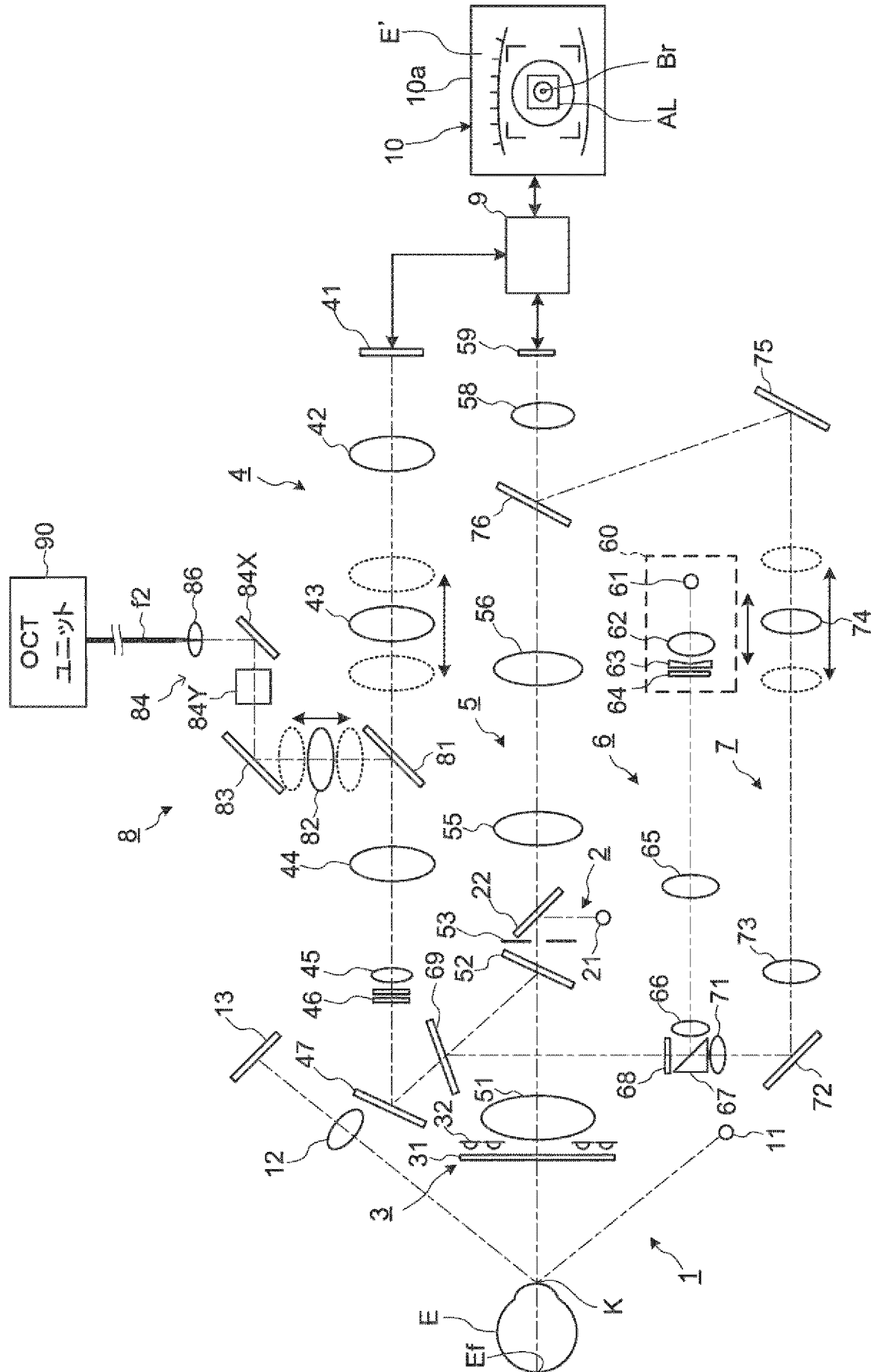
ことを特徴とする請求項 2 ～請求項 7 のいずれか一項に記載の眼科装置。

[請求項 9] 左被検眼を検査するための左検査ユニットと、
右被検眼を検査するための右検査ユニットと、
を含み、

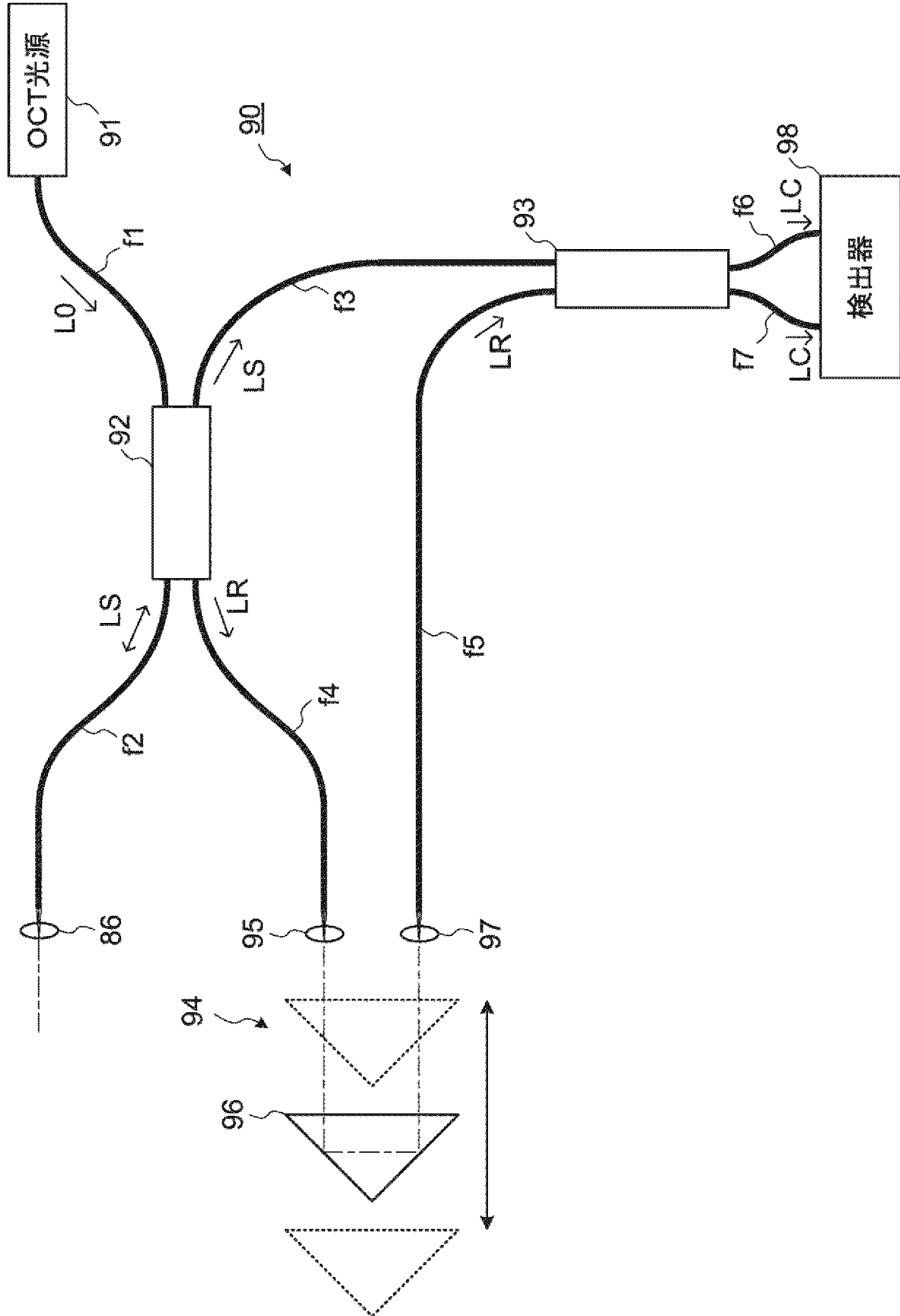
前記左検査ユニット及び前記右検査ユニットの少なくとも一方は、請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼科装置を含む

ことを特徴とする眼科検査システム。

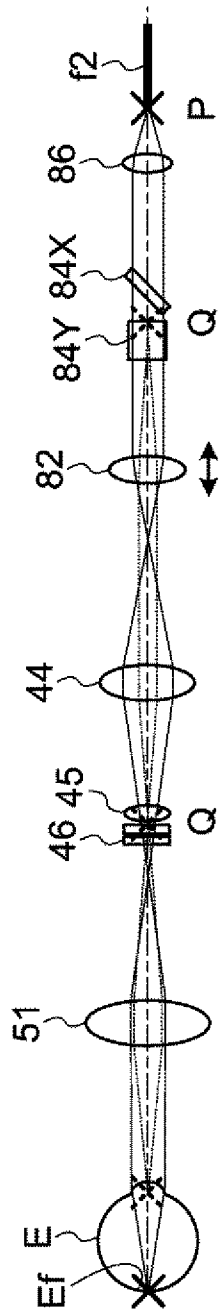
[図1]



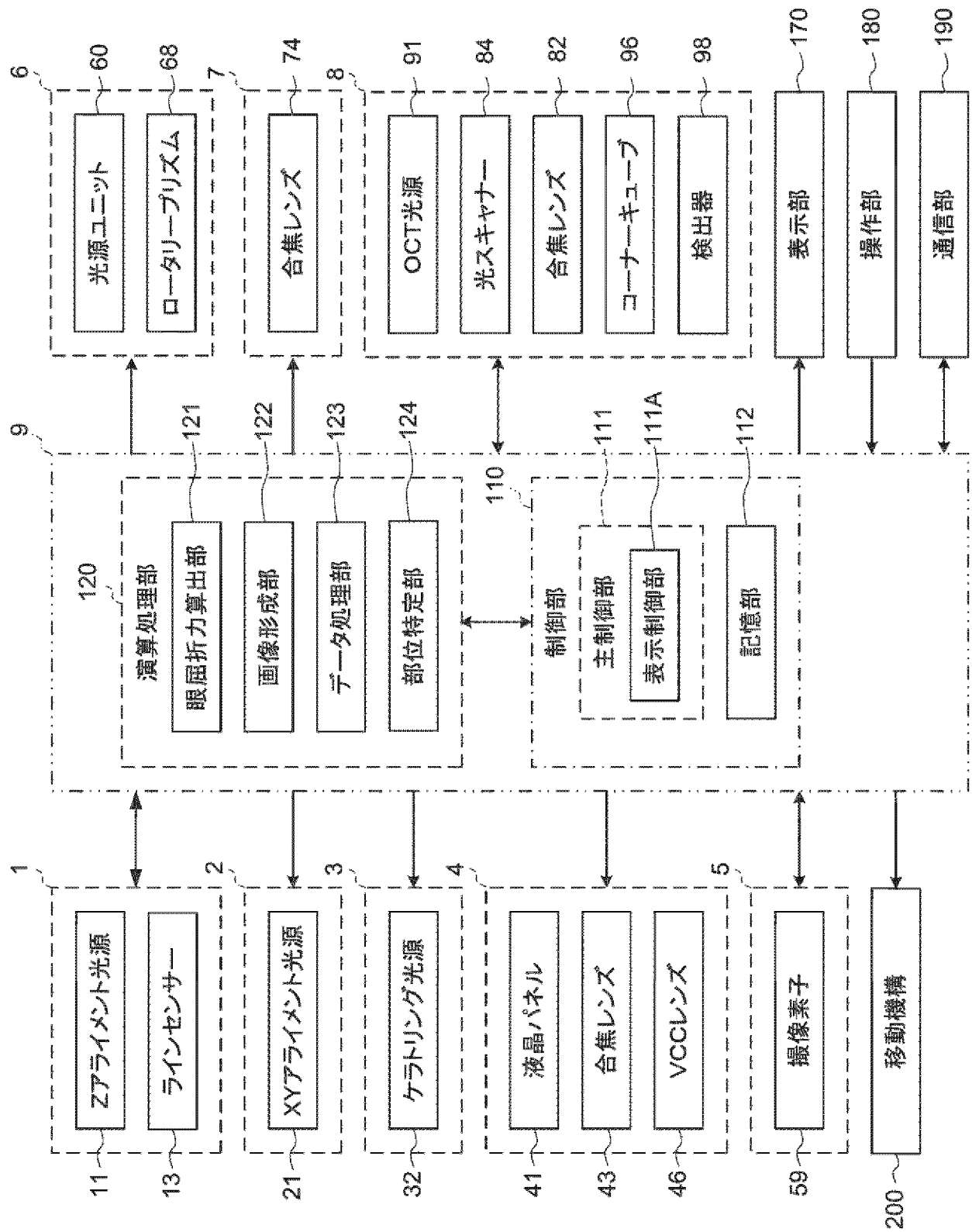
[図2]



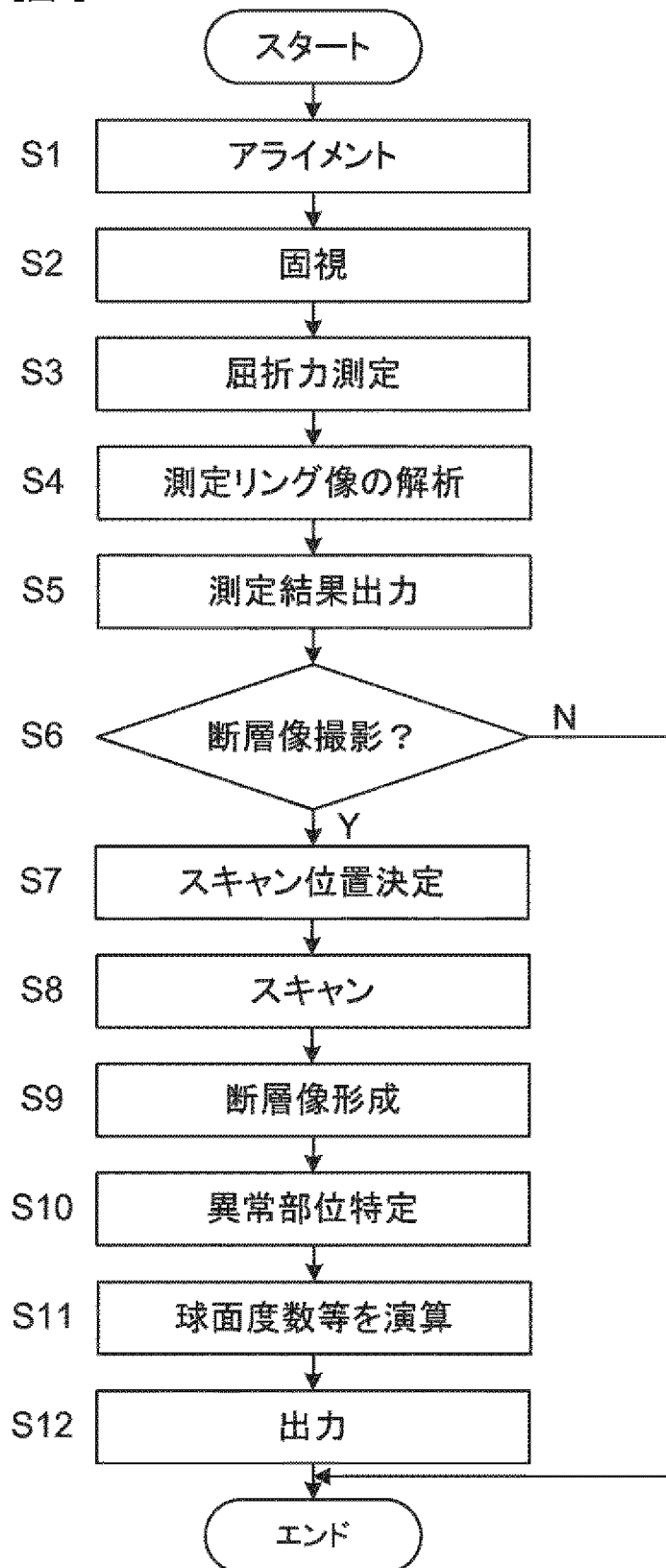
[図3]



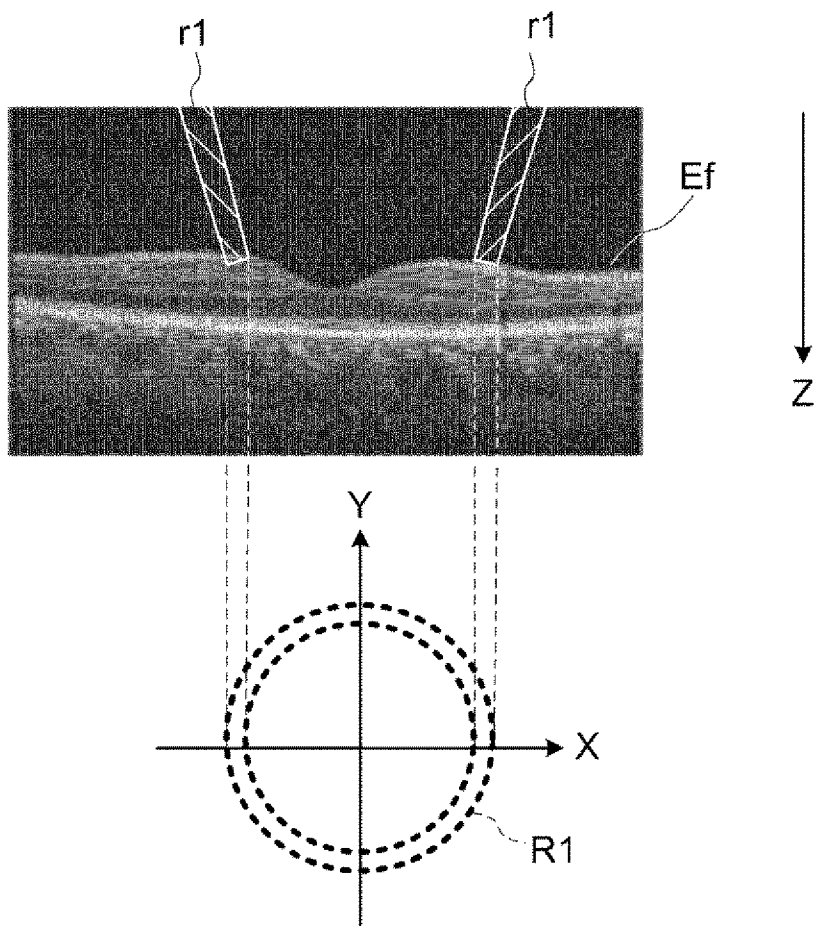
[図4]



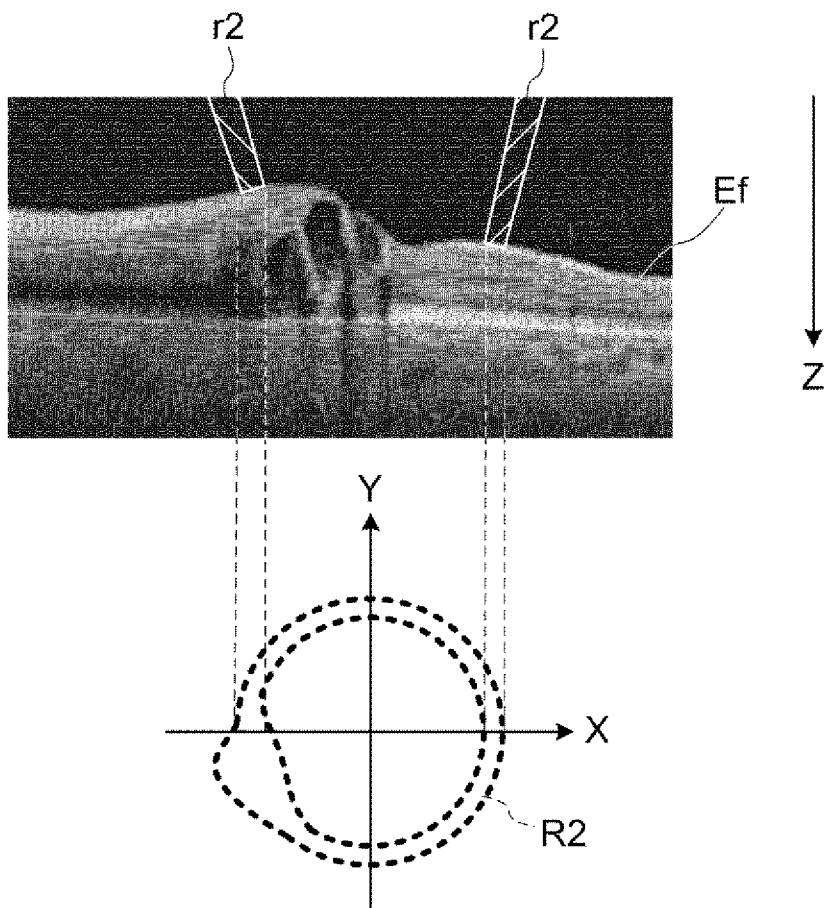
[図5]



[図6A]

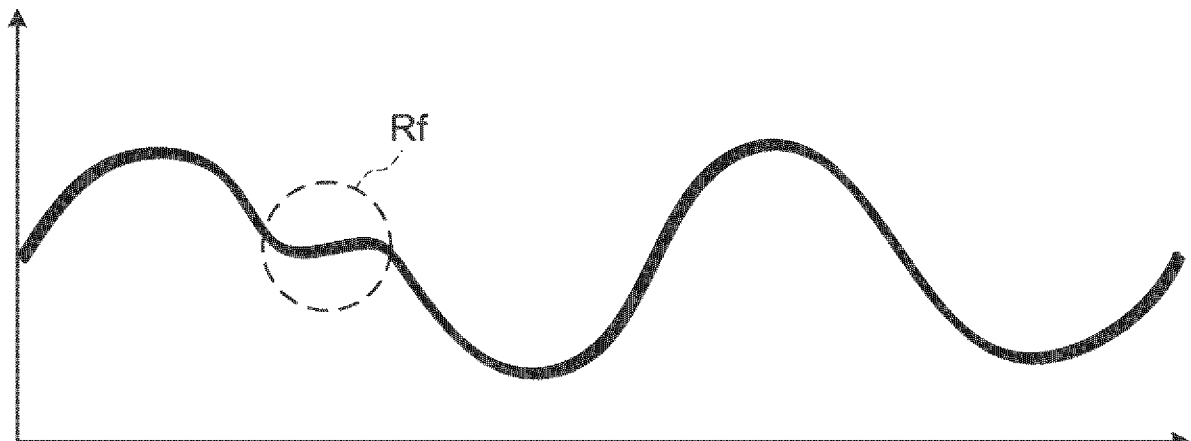


[図6B]



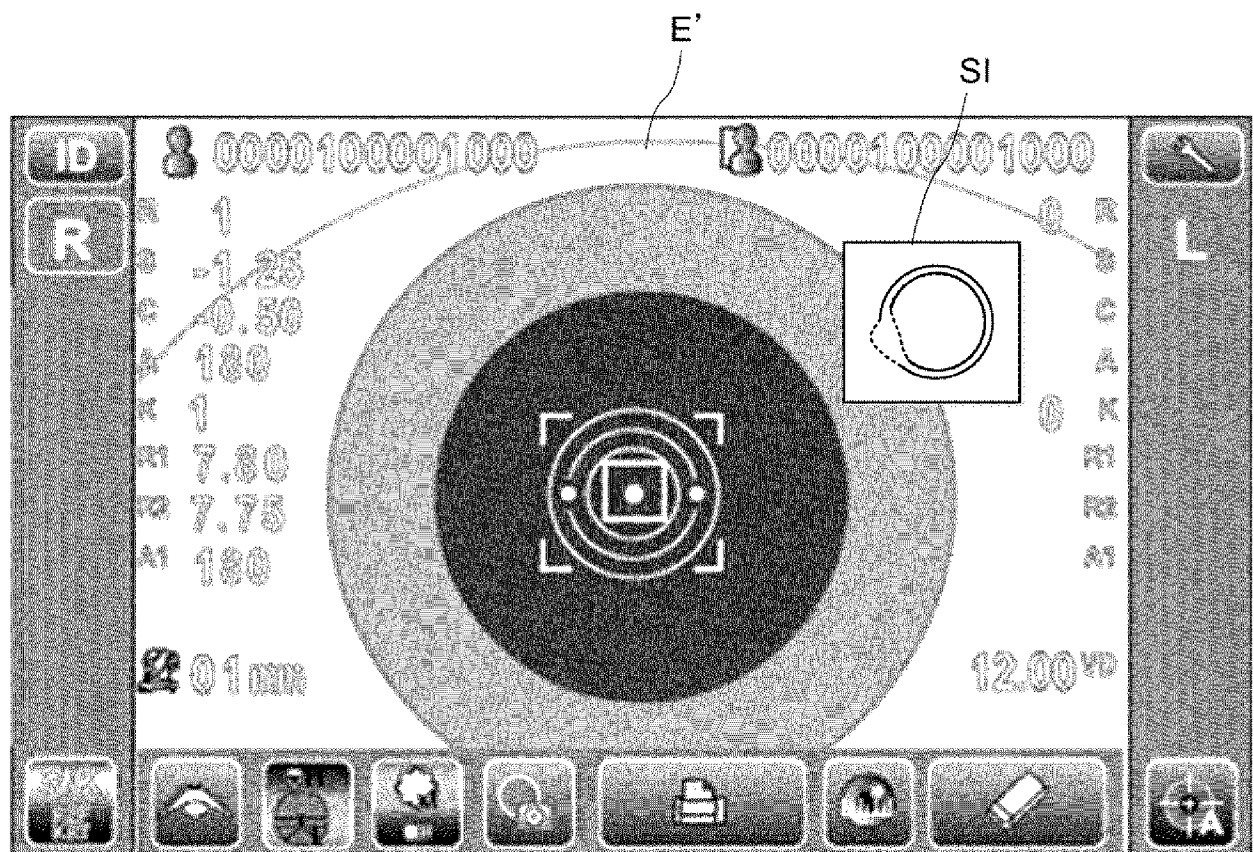
[図7]

距離

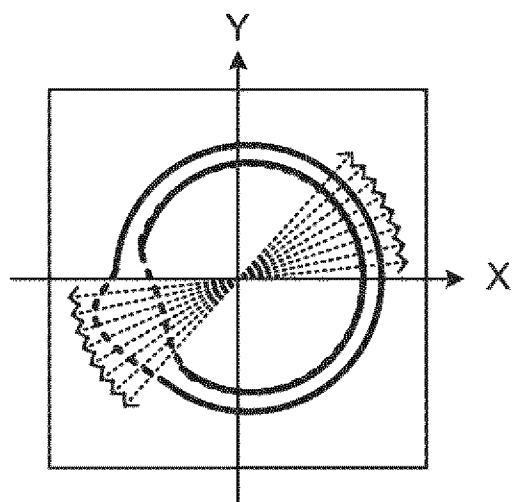


角度

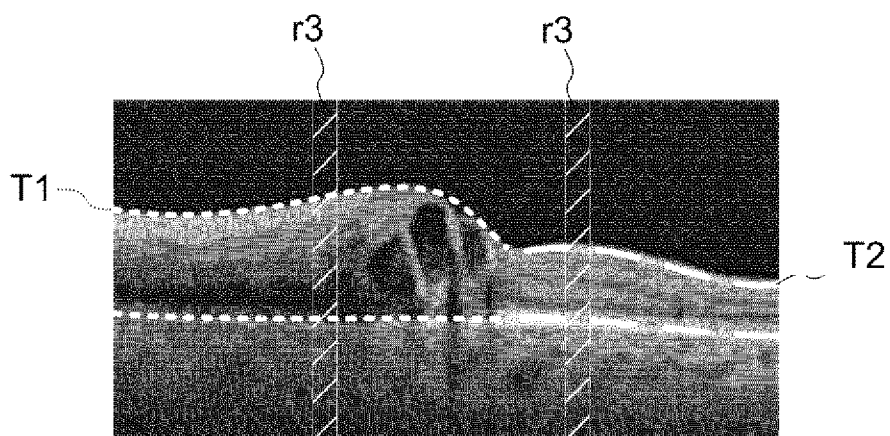
[図8]



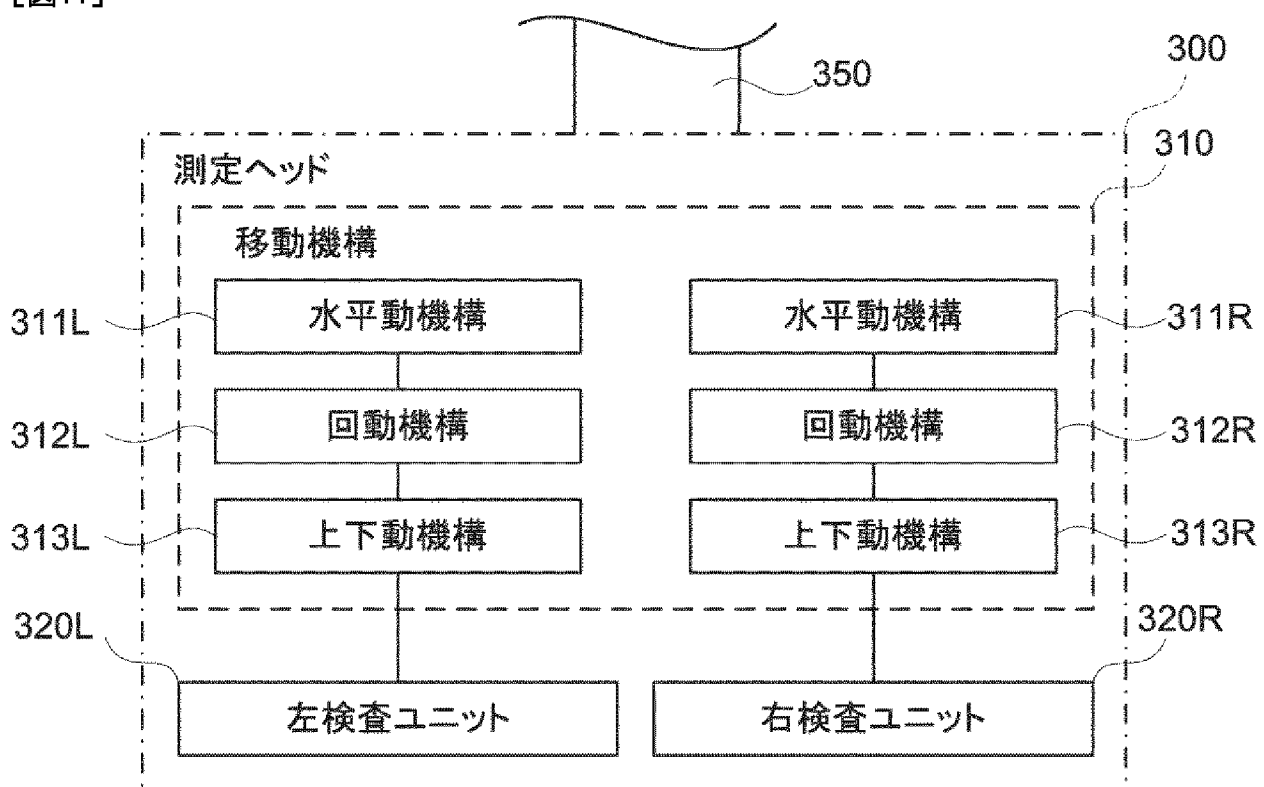
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/001100

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/10(2006.01)i, A61B3/103(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B3/10, A61B3/103

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2015-128630 A (Nidek Co., Ltd.), 16 July 2015 (16.07.2015), paragraph [0071] & US 2011/0170062 A1 paragraph [0083]	1, 2, 4-8 3, 9
Y	JP 2011-115300 A (Nidek Co., Ltd.), 16 June 2011 (16.06.2011), paragraph [0039] & US 2011/0128498 A1 paragraph [0057] & CN 102085089 A	3

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

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
06 February 2017 (06.02.17)

Date of mailing of the international search report
14 February 2017 (14.02.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/001100

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2014-128306 A (Topcon Corp.), 10 July 2014 (10.07.2014), fig. 7 & US 2015/0320308 A1 fig. 7	9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/103(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/10, A61B3/103

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	JP 2015-128630 A（株式会社ニデック）2015.07.16, 段落0071 & US 2011/0170062 A1, 段落0083	1, 2, 4-8 3, 9
Y	JP 2011-115300 A（株式会社ニデック）2011.06.16, 段落0039 & US 2011/0128498 A1, 段落0057 & CN 102085089 A	3
Y	JP 2014-128306 A（株式会社トプコン）2014.07.10, 図7 & US 2015/0320308 A1, 図7	9

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

06.02.2017

国際調査報告の発送日

14.02.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

九鬼 一慶

2Q

4404

電話番号 03-3581-1101 内線 3292