

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-33807

(P2018-33807A)

(43) 公開日 平成30年3月8日(2018.3.8)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 R 4 C 3 1 6

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-171311 (P2016-171311)	(71) 出願人	000135184
(22) 出願日	平成28年9月1日(2016.9.1)		株式会社ニデック
		(72) 発明者	花木 美和子
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
			式会社ニデック拾石工場内
		(72) 発明者	遠藤 雅和
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
			式会社ニデック拾石工場内
		F ターム (参考)	4C316 AA01 AA03 AA08 AA13 AA24
			AA25 AB03 AB04 AB11 FA18
			FB21 FC21

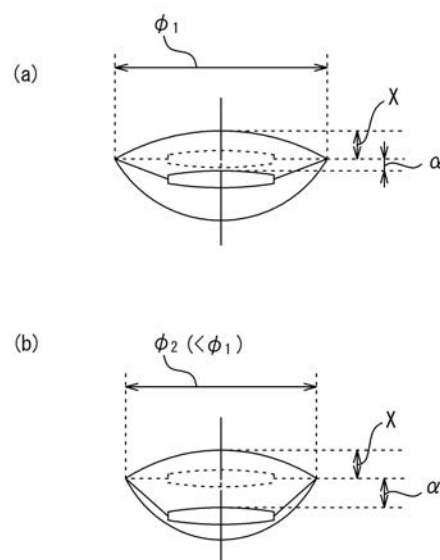
(54) 【発明の名称】 眼内レンズ度数決定装置、および眼内レンズ度数決定プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 適正な予想術後前房深度を推定できる眼内レンズ度数決定装置、および眼内レンズ度数決定プログラムを提供する。

【解決手段】 被検眼に挿入する眼内レンズの度数を決定する眼内レンズ度数決定装置であって、前記被検眼の前眼部断面画像を撮影する断面撮影手段と、前記眼内レンズの度数を算出する演算制御手段と、を備え、前記演算制御手段は、前記前眼部断面画像を解析することによって前記被検眼の水晶体の嚢径を取得し、前記嚢径を用いて前記眼内レンズの予想術後前房深度を推定し、前記予想術後前房深度に基づいて前記眼内レンズの度数を算出することを特徴とする。

【選択図】 図 6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検眼に挿入する眼内レンズの度数を決定する眼内レンズ度数決定装置であって、
前記被検眼の前眼部断面画像を撮影する断面撮影手段と、
前記眼内レンズの度数を算出する演算制御手段と、を備え、
前記演算制御手段は、前記前眼部断面画像を解析することによって前記被検眼の水晶体の囊径を取得し、前記囊径を用いて前記眼内レンズの予想術後前房深度を推定し、前記予想術後前房深度に基づいて前記眼内レンズの度数を算出することを特徴とする眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 2】

前記演算制御手段は、前記囊径と前記眼内レンズの特徴パラメータに基づいて、前記予想術後前房深度を推定することを特徴とする請求項 1 の眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 3】

前記特徴パラメータは、少なくとも前記眼内レンズの全長を含むことを特徴とする請求項 2 の眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 4】

前記特徴パラメータは、前記眼内レンズの全長、光学部の厚さ、光学部の弾性率、光学部径、ループの角度、ループの厚さ、ループの弾性率の少なくともいずれかを含むことを特徴とする請求項 2 の眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 5】

前記演算制御手段は、前記全長よりも前記囊径が小さいほど、前記予想術後前房深度の予測値をより後囊側に補正することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかの眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 6】

前記演算制御手段は、前記囊径と前記特徴パラメータに基づいて算出された補正量を前記予測値の算出に用いることを特徴とする請求項 5 の眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 7】

前記演算制御手段は、前記全長と前記囊径の大きさを比較し、比較結果に基づいて前記眼内レンズが前記被検眼に適しているか否か判定することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれかの眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 8】

前記演算制御手段は、被検眼の前房深度と、水晶体前面から水晶体赤道までのオフセット距離と、前記囊径を用いて算出される補正量と、に基づいて、前記予想術後前房深度を推定することを特徴とする請求項 1 ~ 7 の眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 9】

前記演算制御手段は、前記前眼部断面画像から水晶体前面に沿う曲線と水晶体後面に沿う曲線の交点を赤道位置と仮定して、前記水晶体の囊径を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれかの眼内レンズ度数決定装置。

【請求項 10】

被検眼に挿入する眼内レンズの度数を決定する眼内レンズ度数決定装置において実行される眼内レンズ度数決定プログラムであって、前記眼内レンズ度数決定装置のプロセッサによって実行されることで、

前記被検眼の前眼部断面画像を撮影する断面撮影ステップと、

前記断面撮影ステップにおいて撮影された前記前眼部断面画像を解析することによって前記被検眼の水晶体の囊径を取得する囊径取得ステップと、

前記囊径取得ステップにおいて取得された前記囊径を用いて前記眼内レンズの術後予測前房深度を推定する推定ステップと、

前記推定ステップにおいて推定された前記術後予測前房深度に基づいて前記眼内レンズの度数を算出する算出ステップを前記眼内レンズ度数決定装置に実行させることを特徴とする眼内レンズ度数決定プログラム。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、被検眼に挿入する眼内レンズの度数を決定するための眼内レンズ度数決定装置、および眼内レンズ度数決定プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

白内障手術において、水晶体核の除去後に被検眼の眼内に挿入される眼内レンズ（以下、IOL）のパワー（以下、度数）を決定する眼内レンズ度数決定装置が知られている（特許文献1参照）。このような装置では、眼内レンズ度数を決定するために予想術後前房深度（眼内レンズの位置）の推定が行われていた。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2013-94410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、従来の予想術後前房深度の推定において、眼内レンズのループのしなり具合の差については考慮されていなかった。

20

【0005】

本開示は、従来の問題点に鑑み、適正な予想術後前房深度を推定できる眼内レンズ度数決定装置、および眼内レンズ度数決定プログラムを提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、本開示は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【0007】

（1）被検眼に挿入する眼内レンズの度数を決定する眼内レンズ度数決定装置であって、前記被検眼の前眼部断面画像を撮影する断面撮影手段と、前記眼内レンズの度数を算出する演算制御手段と、を備え、前記演算制御手段は、前記前眼部断面画像を解析することによって前記被検眼の水晶体の囊径を取得し、前記囊径を用いて前記眼内レンズの予想術後前房深度を推定し、前記予想術後前房深度に基づいて前記眼内レンズの度数を算出することを特徴とする。

30

（2）被検眼に挿入する眼内レンズの度数を決定する眼内レンズ度数決定装置において実行される眼内レンズ度数決定プログラムであって、前記眼内レンズ度数決定装置のプロセッサによって実行されることで、前記被検眼の前眼部断面画像を撮影する断面撮影ステップと、前記断面撮影ステップにおいて撮影された前記前眼部断面画像を解析することによって前記被検眼の水晶体の囊径を取得する囊径取得ステップと、前記囊径取得ステップにおいて取得された前記囊径を用いて前記眼内レンズの術後予測前房深度を推定する推定ステップと、前記推定ステップにおいて推定された前記術後予測前房深度に基づいて前記眼内レンズの度数を算出する算出ステップを前記眼内レンズ度数決定装置に実行させることを特徴とする。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本実施例に係る眼科撮影装置の構成について説明する概略構成図である。

【図2】撮像された前眼部像が表示された前眼部観察画面を示す図である。

【図3】前眼部断面画像の一例を示す図である。

【図4】IOL度数の算出について説明するための図である。

【図5】オフセット量の算出方法を説明する図である。

【図6】補正量について説明する図である。

50

【図 7】 I O L のパラメータについて説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9 】

< 実施形態 >

以下、本開示に係る実施形態について説明する。本実施形態の眼科撮影装置（例えば、眼科撮影装置 2 0 0 ）は、例えば、断面撮影部（例えば、O C T デバイス 5 ）と、演算制御部（例えば、制御部 8 0 ）を備える。断面撮影部は、例えば、被検眼の前眼部断面画像を撮影する。断面撮影部は、例えば、光コヒーレンストモグラフィ装置（O C T ）、超音波診断装置、シャインブルーフカメラ等である。

【 0 0 1 0 】

10

演算制御部は、被検眼に挿入する眼内レンズ（I O L ともいう）の度数を算出する。まず、演算制御部は、前眼部断面画像を解析することによって水晶体の囊径を取得する。例えば、演算制御部は、前眼部断面画像から水晶体の最大径部である赤道位置を求め、その赤道位置における径（囊径）を取得する。なお、水晶体の赤道が虹彩に隠れて撮影できない場合、演算制御部は、水晶体前面と水晶体後面の各近似曲線が交差する 2 点を求め、その 2 点の距離を囊径として取得してもよい。

【 0 0 1 1 】

20

次いで、演算制御部は、取得された囊径を用いて眼内レンズの予想術後前房深度を推定する。予想術後前房深度とは、角膜から I O L の光学部までの距離を術前に予測した値である。予想術後前房深度は、I O L の度数算出に用いられ、その算出結果に影響を及ぼす。術後前房深度は、I O L の支持部（ループ）のしなり具合によって変化するため、予想術後前房深度はループのしなりを考慮して推定される。ループのしなりは、囊径によって変化する。例えば、囊径が大きい場合に比べ、囊径が小さい場合は囊内に I O L が納まるようにループのしなりが大きくなる。したがって、演算制御部は、ループのしなりによる予想術後前房深度のずれを囊径の大きさに応じて補正する。例えば、演算制御部は、囊径が大きい場合に比べ、囊径が小さい場合はループのしなりが大きくなるため、予想術後前房深度の後囊側または前囊側への補正量を大きくする。例えば、囊径の大きさに応じて経験的に設定された予想術後前房深度の補正量がメモリに記憶され、予想術後前房深度を算出する際に、演算制御部によって補正量がメモリから読み出されるようにしてもよい。例えば、演算制御部は、囊径が 1 0 m m のときは予想術後前房深度を 0 . 5 m m 後囊側に補正し、囊径が 9 m m のときは予想術後前房深度を 1 m m 後囊側に補正してもよい。

30

【 0 0 1 2 】

なお、演算制御部は、囊径だけでなく、I O L の特徴パラメータを用いて予想術後前房深度を推定してもよい。I O L の特徴パラメータ（モデル情報）は、例えば、I O L の全長、厚さ、弾性率、光学部径、ループ角度の少なくともいずれかによって決定されるパラメータである。これらのパラメータは、囊内でのループのしなり具合に影響を与える。演算制御部は、I O L がしなりやすい傾向の特徴パラメータを持つ場合は、予想術後前房深度を大きく推定する。つまり、ループがしなることによって、I O L の光学部が後囊側に移動する量を大きく推定する。例えば、I O L の全長が大きい場合は、水晶体囊に収まるためにループが大きくしなる必要があるため、演算制御部は、予想術後前房深度の後囊側への補正量を大きくする。また、I O L の厚さ、弾性率等が大きく、I O L の剛性が高い場合は、ループがしなりにくいため、演算制御部は、予想術後前房深度の後囊側への補正量を小さくする。なお、I O L デザインによっては前方にしなるモデルもあるため、この場合は予想術後前房深度を前囊側へ補正する。つまり、演算制御部は、I O L のモデルに応じて予想術後前房深度の補正の方向（前囊側または後囊側）を変更してもよい。

40

【 0 0 1 3 】

なお、演算制御部は、囊径と I O L 全長を比較してもよい。演算制御部は、この比較結果に基づいて、I O L が被検眼に適しているか否かを判定してもよい。例えば演算制御部は、囊径に対して I O L 全長が大きい場合、I O L が適していると判定し、囊径に対して I O L 全長が小さい場合、I O L が適していないと判定してもよい。例えば、演算制御部

50

は、IOLが被検眼に適している場合は、眼内レンズの度数を計算し、適していない場合は、他のモデルの眼内レンズに変更する旨を検者に報知してもよい。

【0014】

<実施例>

以下、本開示に係る眼科撮影装置200を図面に基づいて説明する。図1は本実施例に係る眼科撮影装置200の光学系について示す概略構成図である。なお、以下の光学系は、図示無き筐体に内蔵されている。また、その筐体は、周知のアライメント移動機構の駆動により、操作部材（例えば、ジョイスティック）を介して被検眼Eに対して3次元的に移動される。なお、以下の説明においては、被検者眼（眼E）の光軸方向をZ方向、水平方向をX方向、鉛直方向をY方向として説明する。眼底の表面方向をXY方向として考えても良い。

10

【0015】

以下の説明においては、光コヒーレンストモグラフィーデバイス（OCTデバイス）5と、角膜形状測定デバイス300と、を備えた眼科撮影装置200を例に挙げて説明する。

【0016】

OCTデバイス5は、被検眼Eの断面像を撮影するための前眼部撮像デバイスとして用いられる。OCTデバイス5は、眼Eの眼軸長を測定するために用いられてもよい。角膜形状測定デバイス300は、角膜形状を測定するために用いられる。なお、OCTデバイス5は、前眼部断層像（断面像）撮影用の光コヒーレンストモグラフィーデバイスを例にとって説明する。

20

【0017】

OCTデバイス5は、干渉光学系（OCT光学系）100を備えている。OCT光学系100は、眼Eに測定光を照射する。OCT光学系100は、前眼部上（例えば、角膜、水晶体など）から反射された測定光と、参照光との干渉状態を受光素子（検出器120）によって検出する。OCT光学系100は、前眼部上の撮像位置を変更するため、前眼部上における測定光の照射位置を変更する照射位置変更ユニット（例えば、光スキャナ108）を備える。制御部80は、設定された撮像位置情報に基づいて照射位置変更ユニットの動作を制御し、検出器120からの受光信号に基づいて断層画像を取得する。

【0018】

OCT光学系100は、いわゆる眼科用光断層干渉計（OCT：Optical coherence tomography）の装置構成を持つ。OCT光学系100は、測定光源102から出射された光をカップラー（光分割器）104によって測定光（試料光）と参照光に分割する。そして、OCT光学系100は、測定光学系106によって測定光を前眼部に導き、また、参照光を参照光学系110に導く。その後、前眼部によって反射された測定光と、参照光との合成による干渉光を検出器（受光素子）120に受光させる。

30

【0019】

光源102から出射された光は、カップラー104によって測定光束と参照光束に分割される。そして、測定光束は、光ファイバーを通過した後、空气中へ出射される。その光束は、光スキャナ108、及び測定光学系106の他の光学部材を介して前眼部に集光される。そして、前眼部で反射された光は、同様の光路を経て光ファイバーに戻される。

40

【0020】

光スキャナ108は、眼E上でXY方向（横断方向）に測定光を走査させる。光スキャナ108は、例えば、2つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構109によって任意に調整される。

【0021】

これにより、光源102から出射された光束はその反射（進行）方向が変化され、眼E上で任意の方向に走査される。これにより、前眼部上における撮像位置が変更される。光スキャナ108としては、光を偏向させる構成であればよい。例えば、反射ミラー（ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ）の他、光の進行（偏向）方向を変化

50

させる音響光学素子 (AOM) 等が用いられる。

【0022】

参照光学系 110 は、眼 E での測定光の反射によって取得される反射光と合成される参照光を生成する。参照光学系 110 は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであっても良い。参照光学系 110 は、例えば、反射光学系 (例えば、参照ミラー) によって形成され、カップラー 104 からの光を反射光学系により反射することにより再度カップラー 104 に戻し、検出器 120 に導く。他の例としては、参照光学系 110 は、透過光学系 (例えば、光ファイバー) によって形成され、カップラー 104 からの光を戻さず透過させることにより検出器 120 へと導く。

【0023】

参照光学系 110 は、参照光路中の光学部材を移動させることにより、測定光と参照光との光路長差を変更する構成を有する。例えば、参照ミラーが光軸方向に移動される。光路長差を変更するための構成は、測定光学系 106 の測定光路中に配置されてもよい。

【0024】

検出器 120 は、測定光と参照光との干渉状態を検出する。フーリエドメイン OCT の場合には、干渉光のスペクトル強度が検出器 120 によって検出され、スペクトル強度データに対するフーリエ変換によって所定範囲における深さプロファイル (A スキャン信号) が取得される。ここで、制御部 80 は、光スキャナ 108 により測定光を前眼部上で所定の横断方向に走査することにより断層像を取得できる。すなわち、被検眼の前眼部断層像を撮像する。例えば、X 方向もしくは Y 方向に走査することにより、被検眼前眼部の XZ 面もしくは YZ 面における断層像 (前眼部断層像) を取得できる (なお、本実施形態においては、このように測定光を前眼部に対して一次元走査し、断層像を得る方式を B スキャンとする)。なお、取得された前眼部断層像は、制御部 80 に接続されたメモリ 85 に記憶される。さらに、測定光を XY 方向に二次元的に走査することにより、被検眼前眼部の三次元画像を取得することも可能である。

【0025】

例えば、フーリエドメイン OCT としては、Spectral-domain OCT (SD-OCT)、Swept-source OCT (SS-OCT) が挙げられる。また、Time-domain OCT (TD-OCT) であってもよい。

【0026】

SD-OCT の場合、光源 102 として低コヒーレント光源 (広帯域光源) が用いられ、検出器 120 には、干渉光を各周波数成分 (各波長成分) に分光する分光光学系 (スペクトルメータ) が設けられる。スペクトルメータは、例えば、回折格子とラインセンサからなる。

【0027】

SS-OCT の場合、光源 102 として出射波長を時間的に高速で変化させる波長走査型光源 (波長可変光源) が用いられ、検出器 120 として、例えば、単一の受光素子が設けられる。光源 102 は、例えば、光源、ファイバーリング共振器、及び波長選択フィルタによって構成される。そして、波長選択フィルタとして、例えば、回折格子とポリゴンミラーの組み合わせ、ファブリー・ペローエタロンを用いたものが挙げられる。

【0028】

角膜形状測定デバイス 300 は、ケラト投影光学系 50、アライメント投影光学系 40、前眼部正面撮像光学系 30、に大別される。

【0029】

ケラト投影光学系 50 は、測定光軸 L1 を中心に配置されたリング状の光源 51 を有し、被検眼角膜にリング指標を投影して角膜形状 (曲率、乱視軸角度、等) を測定するために用いられる。なお、光源 51 には、例えば、赤外光または可視光を発する LED が使用される。なお、投影光学系 50 について、光軸 L1 を中心とする同一円周上に少なくとも 3 つ以上の点光源が配置されていればよく、間欠的なリング光源であってもよい。さらに、複数のリング指標を投影するブラチド指標投影光学系であってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

アライメント投影光学系 4 0 は、光源 5 1 の内側に配置され、赤外光を発する投影光源 4 1 (例えば、 $\lambda = 970 \text{ nm}$) を有し、被検眼角膜 E c にアライメント指標を投影するために用いられる。そして、角膜 E c に投影されたアライメント指標は、被検眼に対する位置合わせ (例えば、自動アライメント、アライメント検出、手動アライメント、等) に用いられる。本実施形態において、投影光学系 5 0 は、被検者眼角膜 E c に対してリング指標を投影する光学系であって、リング指標は、マイヤーリングも兼用する。また、投影光学系 4 0 の光源 4 1 は、前眼部を斜め方向から赤外光にて照明する前眼部照明を兼用する。なお、投影光学系 4 0 において、さらに、角膜 E c に平行光を投影する光学系を設け、投影光学系 4 0 による有限光との組合せにより前後のアライメントを行うようにしてもよい。

10

【 0 0 3 1 】

前眼部正面撮像光学系 3 0 は、前眼部正面像を撮像 (取得) するために用いられる。前眼部正面撮像光学系 3 0 は、ダイクロイックミラー 3 3、対物レンズ 4 7、ダイクロイックミラー 6 2、フィルタ 3 4、撮像レンズ 3 7、二次元撮像素子 3 5、を含み、被検眼の前眼部正面像を撮像するために用いられる。二次元撮像素子 3 5 は、被検眼前眼部と略共役な位置に配置されている。

【 0 0 3 2 】

前述の投影光学系 4 0、投影光学系 5 0 による前眼部反射光は、ダイクロイックミラー 3 3、対物レンズ 4 7、ダイクロイックミラー 6 2、フィルタ 3 4、及び撮像レンズ 3 7 を介して二次元撮像素子 3 5 に結像される。

20

【 0 0 3 3 】

光源 1 は、固視灯である。また、例えば、光源 1 から発せられた光の前眼部での反射により取得される前眼部反射光の一部は、ダイクロイックミラー 3 3 で反射され、前眼部正面撮像光学系 3 0 で結像される。

【 0 0 3 4 】

次に、制御系について説明する。制御部 8 0 は、装置全体の制御及び測定結果の算出を行う。制御部 8 0 は、OCT デバイス 5 の各部材、角膜形状測定デバイス 3 0 0 の各部材、モニタ 7 0、操作部 8 4、メモリ 8 5、等と接続されている。

【 0 0 3 5 】

また、操作部 8 4 には、操作入力部として、マウス等の汎用インターフェースが用いられてもよいし、その他、タッチパネルが用いられてもよい。

30

【 0 0 3 6 】

なお、メモリ 8 5 には、各種制御プログラムの他、制御部 8 0 が前眼部画像解析を行う解析プログラム等が記憶されている。

【 0 0 3 7 】

< 制御動作 >

以上のような構成を備える装置において、眼内レンズ度数を決定するときの操作と制御動作について説明する。検者は、モニタ 7 0 に表示される被検眼のアライメント状態を見ながら、図示なきジョイスティック等の操作手段を用いて、装置を上下左右及び前後方向に移動させ、装置を被検眼 E に対して所定の位置関係に置く。この場合、検者は、固視標を被検眼に固視させる。

40

【 0 0 3 8 】

アライメントの際には、光源 4 1 及び光源 5 1 が点灯される。ここで、検者は、図 2 に示すように、モニタ 7 0 に電子的に表示されたレチクル L T と、光源 4 1 によるリング指標と、が同心円状になるように上下左右のアライメントを行う。これによって、被検眼の角膜頂点に本装置の光軸 L 1 が通るように X Y 方向にアライメントされる。また、検者は、リング指標 Q 1 のピントが合うように、前後のアライメントを行う。なお、リング指標 Q 1 の外側には、光源 5 1 によるリング指標 Q 2 が表示されている。

【 0 0 3 9 】

50

前眼部に対するアライメントが完了されると、制御部 80 は、前眼部正面撮像光学系 30 によって被検眼の前眼部を撮影する。また、制御部 80 は、予め設定された走査パターンに基づき、OCT 光学系 100 によって被検眼の断面画像 500 を撮影する（図 3 参照）。取得された前眼部画像および断面画像は、メモリ 85 等に記憶される。

【0040】

制御部 80 は、メモリ 85 に記憶された前眼部画像 400 におけるリング指標像 Q1 及び Q2 に基づいて被検眼の角膜形状をそれぞれ算出する。角膜形状とは、例えば、強主経線方向及び弱主経線方向における角膜前面の角膜曲率半径、角膜の乱視軸角度等である。また、制御部 80 は、OCT デバイス 5 を用いて撮影された断面画像を解析する。例えば、制御部 80 は、断面画像のエッジ検出によって角膜、水晶体などの位置を検出し、その位置に基づいて角膜厚、前房深度、水晶体厚を測定する。また、制御部 80 は、検出された角膜および水晶体の前面または後面を円近似（または楕円近似、コニック曲線近似等）し、この近似曲線に基づいて角膜後面の曲率半径、水晶体前面曲率、水晶体後面曲率等を測定する。さらに OCT 光学系によって網膜まで撮影することができる場合は、眼軸長を測定する。

【0041】

測定および画像解析が完了すると、制御部 80 は、既知である SRK/T 式、Binkhorst 式等を一部流用して眼内レンズ度数を算出する。例えば、SRK/T 式、Binkhorst 式等に上記の測定データを代入する。SRK/T 式（下記の式（1））を用いる場合、角膜曲率半径、眼軸長、予想後前房深度（詳細は後述する）等を用いて眼内レンズ度数が計算される。

【0042】

【数 1】

$$IOL = \frac{1000 \times n_a \times (n_a \times R - n_{cml} \times LO - 0.001 \times DR}{(LO - AD') \times (n_a \times R - n_{cml} \times AD' - 0.001 \times DR) \times (V \times (n_a \times R - n_{cml} \times LO) + LO \times R)} \times \frac{1}{(V \times (n_a \times R - n_{cml} \times AD') + AD' \times R)} \quad (1)$$

ここで、R:角膜曲率半径[mm] ($R = (n_k - 1.000) \times 1000 / K$)、 n_k :検者によって選択された屈折率、LO:AL + RT[mm]、RT:網膜の厚み[mm] ($RT = 0.65696 - 0.02029 \times AL$)、AL:眼軸長[mm]、AD':予想術後前房深度の補正值[mm] ($AD' = H + OF, OF = AD - 3.336$)、AD:予想術後前房深度[mm] ($AD = 0.62467 \times A - 68.747$)、A:A定数、H:角膜高さ[mm] ($H = R - (R \times R - ((Cw \times Cw) / 4))^{1/2}$)（ただし、 $(R \times R - ((Cw \times Cw) / 4)) < 0$ の場合、 $H = R$ ）、Cw:角膜幅[mm]、 $Cw = -5.41 + 0.58412 \times LC + 0.098 \times K$ 、LC:眼軸長の補正值[mm]（AL ≤ 24.2 の場合 LC = AL、AL > 24.2 の場合 LC = $-3.446 + 1.716 \times AL - 0.0237 \times AL^2$ ）、DR:術後希望する矯正用レンズの屈折力[D]、LP:移植する IOL の度数[D]、V:頂点距離、 n_a :房水および硝子体の屈折率 (= 1.336)、 n_c :角膜の屈折率 (= 1.333)、 n_{cml} : $n_c - 1$ (= 0.333) である。

【0043】

次に、式（1）に用いられる予想術後前房深度の算出について、図 4 を用いて説明する。予想術後前房深度は、角膜高さ（角膜前面から水晶体前面までの高さ）に対し、オフセット量 X と補正量（例えば、A 定数の関数）とが足し合わせられることによって算出される。なお、角膜高さは、角膜厚 CCT と前房深度 ACD を足し合わせることで算出される。

【0044】

オフセット量 X は、水晶体前面の位置から赤道位置（水晶体の最大径部分）までの距離を示している。なお、オフセット量 X は、 IOL が水晶体嚢から圧力を受けることによって生じる水晶体後嚢側への IOL の移動量（上記で示す補正量）が考慮されておらず、除かれている（詳細は後述する）。 IOL の支持部（ループ）の先端の位置は、赤道位置とおおよそ同様となる。なお、赤道位置は、水晶体前面と水晶体後面とが交差する位置とされてもよい。

【0045】

以下、オフセット量 X を算出する方法について説明する。例えば、制御部 80 は、水晶体前面曲率半径 R_3 、水晶体後面曲率半径 R_4 、水晶体厚 LT を用いて赤道位置を算出し、この赤道位置を術後のループ先端の位置とする。術後のループ先端の位置は、おおよそ IOL の光学部の位置と同様と扱われるため、ループ先端の位置を光学部の位置としてオフセット量 X を算出する。

【0046】

また、図 5 において、距離 h は、光軸 L_1 から水晶体前面の近似円と水晶体後面の近似円との交点までの距離を示している。距離 X_1 は、光軸 L_1 における水晶体前面曲率中心 O_4 から水晶体後面までの距離を示している。距離 X_1' は、水晶体前面の近似円と水晶体後面の近似円との交点から水晶体後面までの距離を示している。距離 X_2 は、光軸 L_1 における水晶体後面曲率中心 O_3 から水晶体前面までの距離を示している。距離 X は、水晶体前面の近似円と水晶体後面の近似円との交点から水晶体前面までの距離を示しており、オフセット量である。ピタゴラスの定理により以下の式が成り立つ。

【0047】

【数 2】

$$\begin{aligned} h &= \sqrt{R_3^2 - (X_1 + X_1')^2} = \sqrt{R_3^2 - (R_3 - X)^2} \\ h &= \sqrt{R_4^2 - (X_2 + X)^2} = \sqrt{R_4^2 - (R_4 - LT - X)^2} \end{aligned} \quad (2)$$

そして、上記の式（2）において、距離 h が同様であるため、これらの式をオフセット量 X について解くと以下の式が成り立つ。

【0048】

【数 3】

$$X = \frac{2R_4LT - LT^2}{2(R_3 + R_4 - LT)} \quad (3)$$

【0049】

制御部 80 は、式（3）によって算出したオフセット量 X と、前房深度 ACD 、角膜厚 CCT 、補正量に基づいて予想術後前房深度を算出する。補正量は、図 6 に示すように、 IOL 挿入後に水晶体の嚢の圧力によって、 IOL が後嚢側に押し下げられた際に、 IOL が移動した量を補正するためのパラメータである。 IOL が後嚢側に押し下げられると、 IOL は若干、後嚢側に移動する。すなわち、 IOL の後嚢側への移動量を補正して、予想術後前房深度を算出する。予想術後前房深度 ELP は、以下の式（4）で求めることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

【 数 4 】

$$ELP = CCT + ACD + X + \alpha \quad (4)$$

予想術後前房深度としては、角膜裏面から定義される場合もあるが、ここでは、角膜前面から I O L 前面までの距離とした。

10

【 0 0 5 1 】

なお、補正量 は、I O L のモデルによって移動量が異なるため、臨床データに基づいてモデル毎に設定された A 定数を用いて算出されることがある。しかしながら、囊の大きさによってもループのしなり具合が変化する場合がある。例えば、図 6 (a) は囊径 r_1 の場合を示し、図 6 (b) は囊径 r_1 よりも小さい囊径 r_2 の場合を示す。囊径 r_2 の場合は、囊径 r_1 の場合に比べ、囊からループへ加わる圧力が大きいため、ループが後囊側に大きくしなり、補正量 は大きくなる。このように、このように、囊径の大小によってループのしなり具合が異なるため、本実施例では被検眼の囊径を考慮して補正量 を算出する。

20

【 0 0 5 2 】

< 補正量の算出 >

以下、補正量 の算出について説明する。まず、制御部 8 0 は、O C T デバイス 5 によって撮影された前眼部断面画像から水晶体の囊径を測定する。例えば、制御部 8 0 は、前眼部断面画像において、水晶体の前面および後面を円または楕円で近似し、これらの 2 つの交点の距離を囊径とする。なお、囊径は、図 5 における距離 h を 2 倍したものであるため、制御部 8 0 は、式 (2) によって囊径を算出してもよい。

【 0 0 5 3 】

囊径を測定すると、制御部 8 0 は、囊径を用いて補正量 を計算する。例えば、制御部 8 0 は、式 (5) によって補正量 を計算する。

30

【 0 0 5 4 】

【 数 5 】

$$\alpha = (L/\phi) \times B + C \quad (5)$$

ここで、 α : 補正量、 L : I O L 全長、 ϕ : 囊径、 B , C : I O L 毎の特徴パラメータである。

40

【 0 0 5 5 】

例えば、式 (5) では、囊径が小さくなるにつれて補正量 が大きくなる。補正量 が大きくなると、式 (4) で算出される予想術後前房深度も大きくなる。つまり、制御部 8 0 は、囊径が小さい場合に予想術後前房深度を大きく算出し、囊径が大きい場合に予想術後前房深度を小さく算出する。このように、制御部 8 0 は、囊径に応じて補正量 を変化させることによって、ループのしなり具合による予想術後前房深度のずれを補正する。

【 0 0 5 6 】

また、制御部 8 0 は、被検眼の囊径だけでなく、I O L の特徴パラメータを用いて補正量 を計算してもよい。I O L の特徴パラメータは、例えば、図 7 に示すように、全長 L

50

、光学部径U、ループ角度などが挙げられる。また、特徴パラメータは、IOLの厚さ、光学部材質、ループ材質、ループ形状等に基づいて決定されるパラメータであってもよい。これらの特徴パラメータは、囊径と同様にIOLのループのしなり具合に影響する。

【0057】

例えば、IOL全長が大きいほどループはしなりやすい。したがって、制御部80は、IOL全長が大きい場合、補正量を大きく算出する。このように、制御部80は、IOLのループがしなりやすいほど補正量を大きく算出する。例えば、IOLの剛性、材料の弾性率が小さいほどループはしなりやすいため、補正量は大きく算出される。なお、これらの特徴パラメータはモデル毎に測定され、メモリに記憶されてもよい。もちろん、カタログに記載された数値が用いられてもよい。

10

【0058】

上記のようにして推定された予想術後前房深度は、例えば、式(1)のAD'に代入され、眼内レンズ度数が計算される。

【0059】

以上のように、本実施例の眼科撮影装置は、囊径によるIOLのしなりの変化を考慮して精度よく予想術後前房深度を算出できる。これによって、標準的な眼球形状ではない特徴的な眼球に対しても精度よくIOLの度数を算出することができる。

【0060】

なお、制御部80は、IOL全長と囊径とを比較し、その比較結果に応じて装置の制御動作を切り換えてもよい。例えば、制御部80は、囊径がIOL全長よりも小さい場合、同じ場合、大きい場合の3つの場合で装置の制御動作を切り換えてもよい。

20

【0061】

例えば、IOL全長よりも囊径が大きい場合、IOLは囊の中で回旋し、IOLの位置は安定しない。この場合、予想術後前房深度にIOLが位置しない可能性があり、眼内レンズ度数の算出結果の誤差が大きくなる恐れがある。したがって、制御部80は、IOL全長よりも囊径が大きいと判定した場合、IOLのモデルが被検眼に適していない旨の報知を行ってもよい。例えば、制御部80は、より全長の大きいIOLに変更する旨の報知、術後に測定した屈折値と予測術後屈折値の乖離が大きくなる可能性がある旨の報知、またはIOL回旋の可能性がある旨の報知を行ってもよい。また、制御部80は、挿入時にチン小帯にかかる負荷が大きくなる可能性がある旨の報知を行い、水晶体囊拡張リング(capsular tension ring: CTR)を挿入する必要性を予測してもよい。例えば、制御部80は、その旨をモニタ70に表示させてもよいし、音声を出力してもよい。

30

【0062】

IOL全長と囊径が同じ場合、囊はIOLを保持し、IOLの位置は安定する。この場合、予想術後前房深度にIOLが位置する。したがって、制御部80は、ループがほとんどしならないと仮定し、 $\theta = 0$ のままで予想術後前房深度を計算してもよい。

【0063】

IOL全長よりも囊径が小さい場合、IOLは囊によって保持され、IOLの位置は安定する。ループはしなり、光学部は予測された位置よりも後囊または前囊に近い位置で安定する。したがって、制御部80は、IOLループのしなりを考慮して、上記の式(5)によって算出した補正量を用いて予想術後前房深度を算出する。

40

【0064】

このように、IOL全長と囊径の比較結果に応じて制御動作を切り換えることによって、適切な予想術後前房深度を推定することができる。

【0065】

なお、補正量は、上記のような計算式ではなく臨床的(実験的)に設定されてもよい。例えば、術前に測定された囊径と、術後に測定された前房深度と予想術後前房深度のずれ量との関係に基づいて、補正量が設定されてもよい。

【0066】

なお、水晶体囊径の代わりに、水晶体囊の全周長(前囊から後囊を通過して一周する長さ

50

）を用いてもよい。全周長は、水晶体前面の近似円と水晶体後面の近似円が互いに切り取る弧長の合計が用いられてもよい。この全周長を予想術後前房深度の算出に用いることによって、水晶体の大きさを考慮した予想術後前房深度を推定できる。

【0067】

なお、上記の実施例においては、IOLの特徴パラメータは設計値を用いたが、invivo（生体内）で測定された数値を用いてもよいし、invitro（試験管内）で測定された数値を用いてもよいし、空気中で測定された数値を用いてもよい。生体内で測定する場合は、超音波測定装置等を使用して測定する。

【0068】

なお、断層画像から囊径を取得する場合、制御部80は、IOLのループが囊内に接触する位置で囊径を計測してもよい。例えば、IOLのループが90°の方向になるように水晶体に挿入される場合、制御部80は、OCT光学系を制御してY方向（90°方向）のスキャンを行い、これによって取得された上下方向の断層画像を解析することによって、囊径を測定してもよい。IOLのループが接触する位置は、検者によって入力されてもよいし、OCT光学系100等によって取得された3次元の断層画像データから水晶体の長径または短径が分かる場合は、長径または短径の位置に基づいて制御部80が設定してもよい。

【0069】

なお、本発明は、前眼部断層像（断面像）撮影用の光コヒーレンストモグラフィデバイスにおいて、複数の走査位置にて前眼部断層像を取得することにより3次元形状画像を取得する場合においても適用可能である。OCTデバイス5は、前眼部の3次元断面像（3次元前眼部データ）を取得する前眼部撮像デバイスであって、制御部80は、前眼部撮像デバイスによって取得された3次元断面像に基づいて水晶体前面からチン小帯と水晶体の接点までのオフセット距離を3次元的に求める。この場合、3次元前眼部データにおける経線方向毎の水晶体前面曲率と水晶体後面曲率の平均を算出し、これに基づいてELPを算出する。そして、3次元形状画像より測定値を取得することによって、取得される測定値の精度が良くなる。

【0070】

なお、本実施形態においては、前眼部断面像を撮像する前眼部撮像デバイスとして、前眼部断層像（断面像）撮影用の光コヒーレンストモグラフィデバイスを例に挙げたがこれに限定されない。光源からの出射光を被検眼前眼部に向けて投光し、前眼部上に光切断面を形成させる投光光学系と、光切断面の前眼部での散乱により取得される前眼部散乱光を含む光を受光する検出器を有する受光光学系と、を有し、検出器からの検出信号に基づいて前眼部断面画像を形成する構成であればよい。すなわち、検眼の前眼部にスリット光を投影し、シャインブルークカメラにより前眼部断面画像を得る装置等にも適用可能である。

【0071】

さらに、シャインブルークカメラを回転させたり、水平または垂直方向に移動させたりすることにより前眼部の3次元形状画像を取得する装置にも適用可能である。この場合、所定の回転角度毎にずれ補正を行うことによって、精度よく前眼部の3次元形状画像を取得することが可能となり、3次元形状画像より取得される測定値の精度が良くなる。この場合、撮像面（スリット断面）に対して垂直な方向の位置ずれが検出され、その検出結果に基づいてずれ補正処理が行われる。

【0072】

また、上記構成においては、光学的に前眼部断面像を取得したが、これに限定されない。例えば、Bスキャン用の超音波プローブを用いて前眼部からの反射情報を検出することによって前眼部断面像を取得する構成であればよい。

【0073】

なお、本実施例においては、IOL度数の算出方法として、既知であるSRK/T式、Binkhous式等のIOL計算式を用いたがこれに限定されない。例えば、光線を用

10

20

30

40

50

いて、光の反射や屈折の様子を幾何学的に追いかけて、光の振る舞いをシミュレーションする光線追跡法によって、IOL度数を算出することもできる。この場合、予想術後前房深度ELP、角膜厚CCT、眼軸長測定結果AL、角膜前面の角膜曲率半径、角膜後面の角膜曲率半径、を用いて光線追跡法によって、IOL度数を算出する。光線追跡法は、光の反射や屈折をシミュレーションによってIOL度数を算出したものであるため、理論式であるIOL計算式によりも精度良くIOL度数を算出することができる。

【0074】

なお、本実施形態においては、角膜形状測定デバイス300を用いて、角膜前面における角膜曲率半径が算出され、OCTデバイス5を用いて、角膜後面における角膜曲率半径が算出される構成としたがこれに限定されない。OCTデバイス5によって、角膜前後面における角膜曲率半径を算出してもよい。また、角膜前後面の角膜曲率半径を同様の測定値で扱ってもよい。すなわち、角膜形状測定デバイス300で算出した角膜前面における角膜曲率半径が角膜前後面における角膜曲率半径として用いられる。

10

【0075】

なお、本実施形態において、角膜形状測定デバイス300として、角膜トポグラフィーを用いることもできる。この場合、角膜前面の曲率半径を算出する際に、角膜の全体の形状から角膜前面の曲率半径が算出されるため、角膜前面の曲率半径が精度良く算出される。このため、IOL度数を算出する際に、IOL度数算出の精度向上に繋がる。

【0076】

なお、OCTデバイス5が毛様体を含む前眼部断面像の画像化が可能な前眼部撮像デバイス（例えば、超音波Bプローブ、前眼部OCT）である場合、制御部80は、OCTデバイス5によって取得された前眼部断面像における毛様体の位置情報に基づいて、オフセット量Xを求めてもよい。例えば、取得された前眼部断層像（前眼部断面像）より、毛様体（毛様体先端部）を検出し、検出した毛様体位置からチン小帯位置を予測する。そして、予測したチン小帯位置からチン小帯と水晶体との接点部分の位置を検出すればよい。

20

【0077】

また、OCTデバイス5がチン小帯と水晶体の接点部分を含む前眼部断面像の画像化が可能な前眼部撮像デバイス（例えば、超音波Bプローブ、前眼部OCT）である場合、制御部80は、OCTデバイス5によって取得された前眼部断面像における接点部分を処理してオフセット量Xを求める。例えば、前眼部断層像（断面像）にチン小帯が撮影されていた場合には、取得された前眼部断層像より、チン小帯と水晶体との接点部分の位置を検出すればよい。

30

【0078】

なお、本発明においては、本実施形態に記載した装置に限定されない。例えば、上記実施例の機能を行うIOL度数計算プログラムをネットワークや各種記憶媒体を介して、システムあるいは装置に供給する。そして、システムあるいは装置のコンピュータ（例えば、CPU等）がプログラムを読み出し、実行することも可能である。

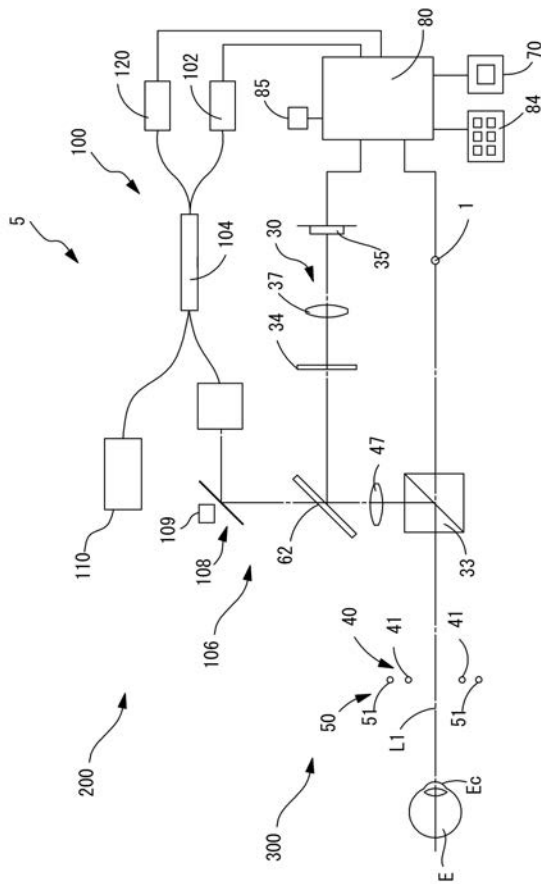
【符号の説明】

【0079】

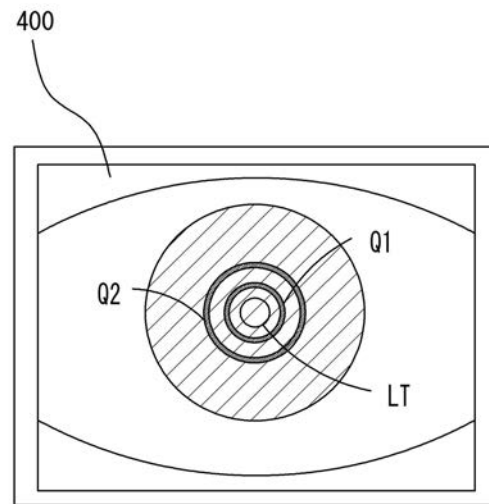
- 5 光コヒーレンストモグラフィーデバイス
- 30 前眼部正面撮像光学系
- 40 アライメント投影光学系
- 50 ケラト投影光学系
- 70 モニタ
- 80 制御部
- 85 メモリ
- 84 操作部

40

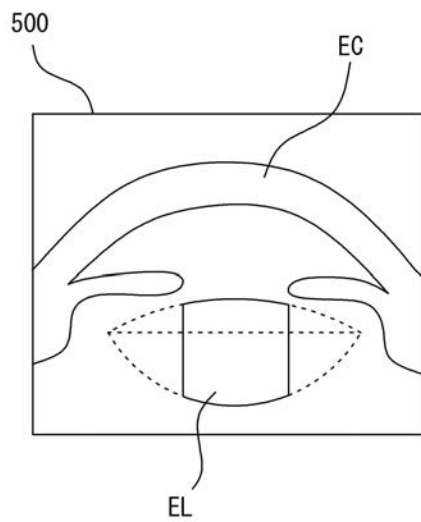
【図 1】



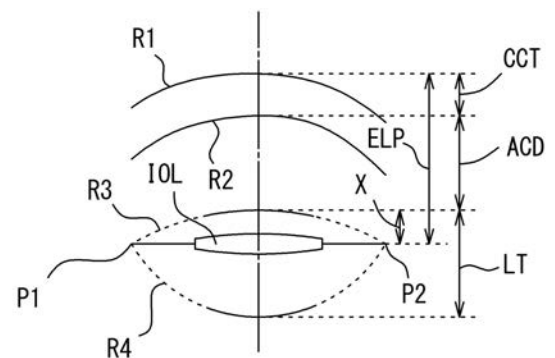
【図 2】



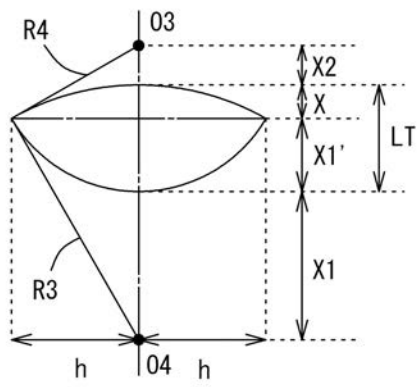
【図 3】



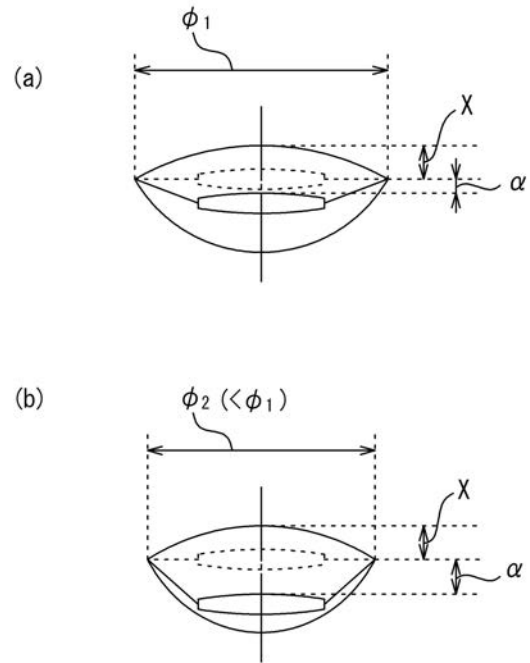
【図 4】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】

