

(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2018-149449

(P2018-149449A)

(43) 公開日 平成30年9月27日(2018.9.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/00 (2006.01)	A 6 1 B 3/00	Z 4 C 3 1 6
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10	R

審査請求 有 請求項の数 7 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2018-130665 (P2018-130665)
 (22) 出願日 平成30年7月10日 (2018.7.10)
 (62) 分割の表示 特願2014-182666 (P2014-182666) の分割
 原出願日 平成26年9月8日 (2014.9.8)

(71) 出願人 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 田村 太一
 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内
 Fターム(参考) 4C316 AA01 AA03 AA06 AA08 AA09
 AA24 AA25 AA26 AA28 AB03
 AB04 AB07 AB11 AB16 FB21
 FC21

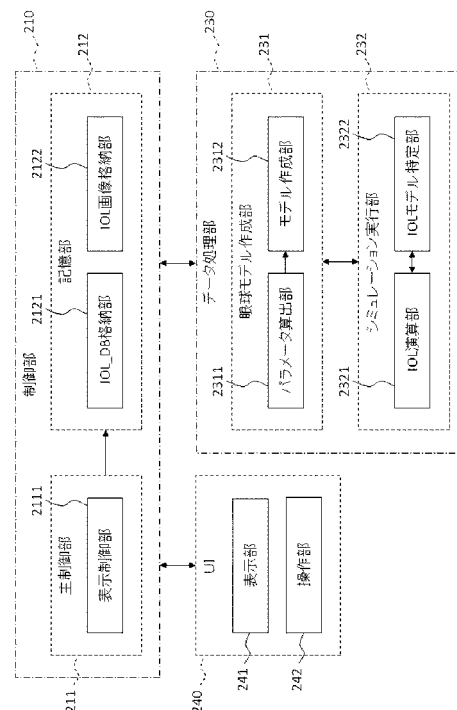
(54) 【発明の名称】 眼科撮影装置および眼科情報処理装置

(57) 【要約】

【課題】信頼度の高い眼球モデルを容易に取得でき、それを用いたシミュレーションを好適に行うことが可能な技術を提供する。

【解決手段】実施形態の眼科撮影装置は、計測部と、眼球モデル作成部と、シミュレーション実行部とを備える。計測部は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の3次元領域の光コヒーレンストモグラフィを実行してデータセットを取得する。眼球モデル作成部は、計測部により取得されたデータセットを解析することにより被検眼に関する1以上のパラメータの値を求め、求められた1以上のパラメータの値のそれぞれを当該データセットに基づく3次元画像における対応部位に関連付けることにより3次元眼球モデルを作成する。シミュレーション実行部は、眼球モデル作成部により作成された3次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行する。

【選択図】 図3B



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の 3 次元領域の光コヒーレンストモグラフィを実行してデータセットを取得する計測部と、

前記計測部により取得されたデータセットを解析することにより前記被検眼に関する 1 以上のパラメータの値を求め、求められた前記 1 以上のパラメータの値のそれぞれを前記データセットに基づく 3 次元画像における対応部位に関連付けることにより 3 次元眼球モデルを作成する眼球モデル作成部と、

前記眼球モデル作成部により作成された 3 次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行するシミュレーション実行部と

を備える眼科撮影装置。

10

【請求項 2】

前記パラメータは、眼の一部または全体のサイズを表すサイズパラメータ、眼の部位の形状を表す形状パラメータ、および眼の部位の光学的機能を表す光学的パラメータのうち少なくとも 1 つを含む

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 3】

前記シミュレーション実行部により実行されたシミュレーションの結果と、前記計測部により取得されたデータセットに基づく前記被検眼の画像とを表示手段に表示させる表示制御部をさらに備える

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の眼科撮影装置。

20

【請求項 4】

前記計測部は、

高深達光源から出力された第 1 の光を測定光と参照光とに分割し、前記被検眼からの前記測定光の戻り光と前記参照光とを干渉させて生成された干渉光を検出する光学系と、

前記光学系による前記干渉光の検出結果に基づいて、前記 3 次元領域の前面から後面にわたる複数の反射強度プロファイルを取得し、取得された複数の反射強度プロファイルに基づいて、前記データセットとしての前記 3 次元領域の画像データを生成する画像データ生成部と

を含む

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置。

30

【請求項 5】

前記計測部は、前記 3 次元領域の 2 以上の部分領域であって和が前記 3 次元領域となる 2 以上の部分領域に対して光コヒーレンストモグラフィを順次に行うことにより一群のデータセットを取得し、

前記眼球モデル作成部は、取得された前記一群のデータセットに基づいて前記 3 次元眼球モデルの作成を行う

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撮影装置。

【請求項 6】

前記計測部は、前記 3 次元領域に対する光コヒーレンストモグラフィを反復的に実行することにより、時系列に沿った複数のデータセットを取得する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置。

40

【請求項 7】

角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の 3 次元領域の光コヒーレンストモグラフィを実行することにより取得されたデータセットを受け付ける受付部と、

前記受付部により受け付けられたデータセットを解析することにより前記被検眼に関する 1 以上のパラメータの値を求め、求められた前記 1 以上のパラメータの値のそれぞれを前記データセットに基づく 3 次元画像における対応部位に関連付けることにより 3 次元眼球モデルを作成する眼球モデル作成部と、

前記眼球モデル作成部により作成された 3 次元眼球モデルに基づいてシミュレーション

50

を実行するシミュレーション実行部と
を備える眼科情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、眼科撮影装置および眼科情報処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

10

眼科分野において、被検眼のモデル（眼球モデル）を作成する技術が知られている。たとえば特許文献1には、患者にとって適切な眼内レンズ（IOL）を特定するために、角膜の前面および後面の形状と、眼軸長と、水晶体の厚みおよび位置と、角膜の厚みとを測定し、これら測定値とIOLモデルとに基づいて眼球モデルを作成する技術が開示されている。ここで、被検眼のパラメータの測定は、公知の装置によって行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特表2005-516641号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

このような従来技術を用いた場合、確度の良い眼球モデルを取得できないおそれがある。たとえば、対象が健常眼である場合には各パラメータを高い確度で測定できるが、疾患がある眼やLASIK手術を過去に受けた眼が対象である場合には無視できない程度の誤差が介在し、それに基づく眼球モデルも誤差を含むものとなる。このような眼球モデルを用いてシミュレーション（たとえば、IOLの選定や設計、その挿入位置の特定）を行うことは、言うまでもなく不適當である。なお、眼球モデルの作成の対象となる眼は、疾患を伴うことが多い。

【0005】

30

また、従来技術では、被検眼のパラメータの測定値を得るだけであり、被検眼の構造を得ることはできないため、その測定値が被検眼の特性を正確に表しているか判断することができないという問題がある。たとえば、角膜頂点から網膜表面（中心窩）までの距離である眼軸長の測定において、眼軸長を表す線分の一端が角膜頂点に位置し、他端が中心窩に位置しているか判断することができない。したがって、視線がずれた状態で測定が行われた場合などには、誤差を含む測定値が眼球モデルの作成に供されてしまう。また、その事実を事後的に知る余地もなく、眼球モデルを補正することもできない。

【0006】

さらに、従来技術では、パラメータの測定値のみに基づいて眼球モデルを作成するため、被検眼の実際の構造を可視化することができない。そのため、眼球モデルを用いたシミュレーションを行うにあたり、ユーザ自身の経験や能力に頼る部分が大きくなる。このことは、ユーザが負担すべき労力や時間が依然として大きいことを意味する。

40

【0007】

この発明の目的は、信頼度の高い眼球モデルを容易に取得でき、それを用いたシミュレーションを好適に行うことが可能な技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

請求項1に記載の発明は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の3次元領域の光コヒーレンストモグラフィを実行してデータセットを取得する計測部と、前記計測部により取得されたデータセットを解析することにより前記被検眼に関する1以上のパラ

50

メータの値を求め、求められた前記 1 以上のパラメータの値のそれぞれを前記データセットに基づく 3 次元画像における対応部位に関連付けることにより 3 次元眼球モデルを作成する眼球モデル作成部と、前記眼球モデル作成部により作成された 3 次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行するシミュレーション実行部とを備える眼科撮影装置である。

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼科撮影装置であって、前記パラメータは、眼の一部または全体のサイズを表すサイズパラメータ、眼の部位の形状を表す形状パラメータ、および眼の部位の光学的機能を表す光学的パラメータのうち少なくとも 1 つを含むことを特徴とする。

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は請求項 2 に記載の眼科撮影装置であって、前記シミュレーション実行部により実行されたシミュレーションの結果と、前記計測部により取得されたデータセットに基づく前記被検眼の画像とを表示手段に表示させる表示制御部をさらに備えることを特徴とする。

請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置であって、前記計測部は、高深達光源から出力された第 1 の光を測定光と参照光とに分割し、前記被検眼からの前記測定光の戻り光と前記参照光とを干渉させて生成された干渉光を検出する光学系と、前記光学系による前記干渉光の検出結果に基づいて、前記 3 次元領域の前面から後面にわたる複数の反射強度プロファイルを取得し、取得された複数の反射強度プロファイルに基づいて、前記データセットとしての前記 3 次元領域の画像データを生成する画像データ生成部とを含むことを特徴とする。

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置であって、前記計測部は、前記 3 次元領域の 2 以上の部分領域であって和が前記 3 次元領域となる 2 以上の部分領域に対して光コヒーレンストモグラフィを順次に行うことにより一群のデータセットを取得し、前記眼球モデル作成部は、取得された前記一群のデータセットに基づいて前記 3 次元眼球モデルの作成を行うことを特徴とする。

請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置であって、前記計測部は、前記 3 次元領域に対する光コヒーレンストモグラフィを反復的に実行することにより、時系列に沿った複数のデータセットを取得することを特徴とする。

請求項 7 に記載の発明は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の 3 次元領域の光コヒーレンストモグラフィを実行することにより取得されたデータセットを受け付ける受付部と、前記受付部により受け付けられたデータセットを解析することにより前記被検眼に関する 1 以上のパラメータの値を求め、求められた前記 1 以上のパラメータの値のそれぞれを前記データセットに基づく 3 次元画像における対応部位に関連付けることにより 3 次元眼球モデルを作成する眼球モデル作成部と、前記眼球モデル作成部により作成された 3 次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行するシミュレーション実行部とを備える眼科情報処理装置である。

【発明の効果】

【0009】

この発明によれば、信頼度の高い眼球モデルを容易に取得でき、それを用いたシミュレーションを好適に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図 1】実施形態に係る眼科撮影装置の構成の一例を表す概略図である。

【図 2】実施形態に係る眼科撮影装置の構成の一例を表す概略図である。

【図 3 A】実施形態に係る眼科撮影装置の構成の一例を表す概略図である。

【図 3 B】実施形態に係る眼科撮影装置の構成の一例を表す概略図である。

【図 4】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。

【図 5】実施形態に係る眼科撮影装置の動作の一例を表すフロー図である。

【図 6 A】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。

【図 6 B】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。

【図 6 C】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。
 【図 7 A】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。
 【図 7 B】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。
 【図 8 A】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。
 【図 8 B】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。
 【図 9】実施形態に係る眼科撮影装置の動作を説明するための概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

この発明の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。この発明に係る眼科撮影装置は、被検眼の光コヒーレンストモグラフィ（OCT）を実行する。この OCT は、少なくとも角膜前面から網膜表面にわたる 3 次元領域に対して実行される。なお、OCT による撮像範囲は、角膜前面と網膜表面との間の範囲を含んでいればよく、撮像範囲は、たとえば、角膜前面から網膜の内部位置までの範囲や、角膜前面から脈絡膜の任意の位置までの範囲や、角膜前面から眼底強膜の任意の位置までの範囲や、角膜前面から眼底鏡膜より奥の任意の位置までの範囲であってもよい。これらは、被検眼の深さ方向（図 1 に示す z 方向）における撮像範囲の典型的な例である。深さ方向に直交する方向（図 1 に示す x 方向および y 方向）における範囲は任意である。x y 方向における撮像範囲は、たとえば、眼球モデルの作成方法や用途（シミュレーションの内容等）に応じて設定されてよい。典型的な例として、眼軸長を考慮して眼球モデルを作成する場合、角膜頂点と網膜表面の所定部位（中心窩、網膜中心）とを含むように撮像範囲が設定される。他の例として、角膜形状（たとえば角膜前面の曲率（曲率半径））を考慮して眼球モデルを作成する場合、角膜頂点を含む角膜の所定範囲（たとえば、曲率の算出アルゴリズムにより要求される範囲）を含むように撮像範囲が設定される。

【0012】

この明細書では、OCT によって取得される画像を OCT 画像と総称することがある。また、この明細書において引用された文献の記載内容を、以下の実施形態の内容として援用することが可能である。

【0013】

以下の実施形態では、フーリエドメインタイプの OCT を実行可能な眼科撮影装置について説明する。特に、実施形態に係る眼科撮影装置は、スウェプトソースタイプの OCT の手法を適用可能である。なお、スウェプトソースタイプ以外のタイプ、たとえばスペクトラルドメインタイプの OCT を実行可能な眼科撮影装置に対して、この発明に係る構成を適用することも可能である。また、以下の実施形態では OCT 装置と眼底カメラとを組み合わせた装置について説明するが、眼底カメラ以外のモダリティ、たとえば SLO（Scanning Laser Ophthalmoscope）、スリットランプ、眼科手術用顕微鏡などに、実施形態に係る構成を有する OCT 装置を組み合わせることも可能である。また、実施形態に係る構成を、単体の OCT 装置に組み込むことも可能である。

【0014】

< 第 1 の実施形態 >

[構成]

図 1 に示すように、眼科撮影装置 1 は、眼底カメラユニット 2、OCT ユニット 100 および演算制御ユニット 200 を含んで構成される。眼底カメラユニット 2 は、従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を有する。OCT ユニット 100 には、OCT を実行するための光学系が設けられている。演算制御ユニット 200 は、各種の演算処理や制御処理等を実行するコンピュータを具備している。

【0015】

[眼底カメラユニット]

図 1 に示す眼底カメラユニット 2 には、被検眼 E の眼底 E f の表面形態を表す 2 次元画像（眼底像）を取得するための光学系が設けられている。眼底像には、観察画像や撮影画像などが含まれる。観察画像は、たとえば、近赤外光を用いて所定のフレームレートで形

成されるモノクロの動画像である。撮影画像は、たとえば、可視光をフラッシュ発光して得られるカラー画像、または近赤外光若しくは可視光を照明光として用いたモノクロの静止画像であってもよい。眼底カメラユニット2は、これら以外の画像、たとえばフルオレセイン蛍光画像やインドシアニンググリーン蛍光画像や自発蛍光画像などを取得可能に構成されていてもよい。

【0016】

眼底カメラユニット2には、被検者の顔を支持するための顎受けや額当てが設けられている。更に、眼底カメラユニット2には、照明光学系10と撮影光学系30が設けられている。照明光学系10は眼底Efに照明光を照射する。撮影光学系30は、この照明光の眼底反射光を撮像装置(CCDイメージセンサ(単にCCDと呼ぶことがある)35、38)に導く。また、撮影光学系30は、OCTユニット100からの測定光を被検眼Eに導くとともに、被検眼Eを経由した測定光をOCTユニット100に導く。

10

【0017】

照明光学系10の観察光源11は、たとえばハロゲンランプにより構成される。観察光源11から出力された光(観察照明光)は、曲面状の反射面を有する反射ミラー12により反射され、集光レンズ13を経由し、可視カットフィルタ14を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源15の近傍にて一旦集束し、ミラー16により反射され、リレーレンズ17、18、絞り19およびリレーレンズ20を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー21の周辺部(孔部の周囲の領域)にて反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて眼底Efを照明する。なお、観察光源としてLED(Light Emitting Diode)を用いることも可能である。

20

【0018】

観察照明光の眼底反射光は、対物レンズ22により屈折され、ダイクロイックミラー46を透過し、孔開きミラー21の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー55を透過し、合焦レンズ31を経由し、ミラー32により反射される。更に、この眼底反射光は、ハーフミラー33Aを透過し、ダイクロイックミラー33により反射され、集光レンズ34によりCCDイメージセンサ35の受光面に結像される。CCDイメージセンサ35は、たとえば所定のフレームレートで眼底反射光を検出する。表示装置3には、CCDイメージセンサ35により検出された眼底反射光に基づく画像(観察画像)が表示される。なお、撮影光学系30のピントが前眼部に合わせられている場合、被検眼Eの前眼部の観察画像が表示される。

30

【0019】

撮影光源15は、たとえばキセノンランプにより構成される。撮影光源15から出力された光(撮影照明光)は、観察照明光と同様の経路を通過して眼底Efに照射される。撮影照明光の眼底反射光は、観察照明光のそれと同様の経路を通過してダイクロイックミラー33まで導かれ、ダイクロイックミラー33を透過し、ミラー36により反射され、集光レンズ37によりCCDイメージセンサ38の受光面に結像される。表示装置3には、CCDイメージセンサ38により検出された眼底反射光に基づく画像(撮影画像)が表示される。なお、観察画像を表示する表示装置3と撮影画像を表示する表示装置3は、同一のものであってもよいし、異なるものであってもよい。また、被検眼Eを赤外光で照明して同様の撮影を行う場合には、赤外の撮影画像が表示される。また、撮影光源としてLEDを用いることも可能である。

40

【0020】

LCD(Liquid Crystal Display)39は、固視標や視力測定用指標を表示する。固視標は被検眼Eを固視させるための指標であり、眼底撮影時やOCT時などに使用される。

【0021】

LCD39から出力された光は、その一部がハーフミラー33Aにて反射され、ミラー32に反射され、合焦レンズ31およびダイクロイックミラー55を経由し、孔開きミラ

50

ー 2 1 の孔部を通過し、ダイクロイックミラー 4 6 を透過し、対物レンズ 2 2 により屈折されて眼底 E f に投影される。

【 0 0 2 2 】

L C D 3 9 の画面上における固視標の表示位置を変更することにより、被検眼 E の固視位置を変更できる。被検眼 E の固視位置としては、たとえば従来眼底カメラと同様に、眼底 E f の黄斑部を中心とする画像を取得するための位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための位置や、黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心を中心とする画像を取得するための位置などがある。また、固視標の表示位置を任意に変更することも可能である。

【 0 0 2 3 】

更に、眼底カメラユニット 2 には、従来眼底カメラと同様にアライメント光学系 5 0 とフォーカス光学系 6 0 が設けられている。アライメント光学系 5 0 は、被検眼 E に対する装置光学系の位置合わせ（アライメント）を行うための指標（アライメント指標）を生成する。フォーカス光学系 6 0 は、被検眼 E に対してフォーカス（ピント）を合わせるための指標（スプリット指標）を生成する。

【 0 0 2 4 】

アライメント光学系 5 0 の L E D 5 1 から出力された光（アライメント光）は、絞り 5 2、5 3 およびリレーレンズ 5 4 を経由してダイクロイックミラー 5 5 により反射され、孔開きミラー 2 1 の孔部を通過し、ダイクロイックミラー 4 6 を透過し、対物レンズ 2 2 により被検眼 E の角膜に投影される。

【 0 0 2 5 】

アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ 2 2、ダイクロイックミラー 4 6 および上記孔部を經由し、その一部がダイクロイックミラー 5 5 を透過し、合焦レンズ 3 1 を通過し、ミラー 3 2 により反射され、ハーフミラー 3 3 A を透過し、ダイクロイックミラー 3 3 に反射され、集光レンズ 3 4 により C C D イメージセンサ 3 5 の受光面に投影される。C C D イメージセンサ 3 5 による受光像（アライメント指標）は、観察画像とともに表示装置 3 に表示される。ユーザは、従来眼底カメラと同様の操作を行ってアライメントを実施する。また、演算制御ユニット 2 0 0 がアライメント指標の位置を解析して光学系を移動させることによりアライメントを行ってもよい（オートアライメント機能）。

【 0 0 2 6 】

フォーカス調整を行う際には、照明光学系 1 0 の光路上に反射棒 6 7 の反射面が斜設される。フォーカス光学系 6 0 の L E D 6 1 から出力された光（フォーカス光）は、リレーレンズ 6 2 を通過し、スプリット指標板 6 3 により 2 つの光束に分離され、二孔絞り 6 4 を通過し、ミラー 6 5 に反射され、集光レンズ 6 6 により反射棒 6 7 の反射面に一旦結像されて反射される。更に、フォーカス光は、リレーレンズ 2 0 を経由し、孔開きミラー 2 1 に反射され、ダイクロイックミラー 4 6 を透過し、対物レンズ 2 2 により屈折されて眼底 E f に投影される。

【 0 0 2 7 】

フォーカス光の眼底反射光は、アライメント光の角膜反射光と同様の経路を通過して C C D イメージセンサ 3 5 により検出される。C C D イメージセンサ 3 5 による受光像（スプリット指標）は、観察画像とともに表示装置 3 に表示される。演算制御ユニット 2 0 0 は、従来と同様に、スプリット指標の位置を解析して合焦レンズ 3 1 およびフォーカス光学系 6 0 を移動させてピント合わせを行う（オートフォーカス機能）。また、スプリット指標を視認しつつ手でピント合わせを行ってもよい。

【 0 0 2 8 】

ダイクロイックミラー 4 6 は、眼底撮影用の光路から O C T 用の光路を分岐させている。ダイクロイックミラー 4 6 は、O C T に用いられる波長帯の光を反射し、眼底撮影用の光を透過させる。この O C T 用の光路には、O C T ユニット 1 0 0 側から順に、コリメータレンズユニット 4 0 と、光路長変更部 4 1 と、パリアブルクロスシリンダーレンズ（以下、V C C レンズ）4 7 と、ガルバノスキャナ 4 2 と、合焦レンズ 4 3 と、ミラー 4 4 と

10

20

30

40

50

、リレーレンズ45とが設けられている。

【0029】

光路長変更部41は、図1に示す矢印の方向に移動可能とされ、OCT用の光路の光路長を変更する。この光路長の変更は、被検眼Eの眼軸長に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などに利用される。光路長変更部41は、たとえばコーナーキューブと、これを移動する機構とを含んで構成される。

【0030】

ガルバノスキャナ42は、被検眼Eの瞳孔と光学的に共役な位置に配置されている。ガルバノスキャナ42は、OCT用の光路を通過する光(測定光LS)の進行方向を変更する。それにより、被検眼Eを測定光LSで走査することができる。ガルバノスキャナ42は、たとえば、測定光LSをx方向に走査するガルバノミラーと、y方向に走査するガルバノミラーと、これらを独立に駆動する機構とを含んで構成される。それにより、測定光LSをxy平面上の任意の方向に走査することができる。

10

【0031】

{OCTユニット}

OCTユニット100の構成の一例を図2に示す。OCTユニット100には、被検眼EのOCT画像を取得するための光学系が設けられている。この光学系は、従来のスウェプトソースタイプのOCT装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、波長走査型(波長掃引型)光源からの光を測定光と参照光とに分割し、被検眼Eからの測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光を検出する干渉光学系である。干渉光学系による干渉光の検出結果(検出信号)は、干渉光のスペクトルを示す信号であり、演算制御ユニット200に送られる。

20

【0032】

光源ユニット101は、一般的なスウェプトソースタイプのOCT装置と同様に、出射光の波長を走査(掃引)可能な波長走査型(波長掃引型)光源を含んで構成される。光源ユニット101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。

【0033】

波長走査型光源は、たとえば高深達光源である。高深達光源は、被検眼Eに対する深達度が高い光を出力する光源であり、他の光源と比較して広い深さレンジを一度に計測することが可能である。この実施形態で適用される高深達光源は、たとえば、少なくとも角膜前面から網膜までの範囲を一度に計測可能な特性を有する。高深達光源の具体例として、垂直共振器面発光レーザー(VCSSEL)がある。

30

【0034】

光源ユニット101は、高深達光源(第1の光源)に加えて、それよりも深達度が低い波長走査型光源(第2の光源)を含んでいてもよい。高深達光源は、広い深さレンジを一度に計測できるという利点はあるが、計測レンジ全体にわたって高い解像度が得られるわけではない。そこで、第2の光源として、計測レンジは比較的狭いが高い解像度が得られる特性の波長走査型光源を設けることが可能である。光源ユニット101に2以上の光源が含まれている場合、これらを選択的に用いてOCTが実行される。なお、掃引波長帯が異なる2以上の光源から同時に光を出力するとともに、ダイクロイックミラーで光路を分けて別々に干渉光を検出するように構成することも可能である。なお、同様のOCTを高深達光源を用いて実行し、解像度が高い範囲を切り出すように構成することも可能である。

40

【0035】

光源ユニット101は、高深達光源の代わりに、それよりも深達度が低い波長走査型光源(第2の光源)を備えていてもよい。この場合、少なくとも角膜前面から網膜表面にわたる3次元領域を2以上の部分領域に分割し、これら部分領域に対して順次にOCTを行うように構成することが可能である。なお、2以上の部分領域は、重複領域を有していてもよいし、互いに重複していなくてもよい。すなわち、この場合においては、3次元領域の

50

2以上の部分領域であって和が3次元領域となる2以上の部分領域に対してOCTを順次に実行することにより一群のデータセットを取得する。

【0036】

光源ユニット101から出力された光L0は、光ファイバ102により偏波コントローラ103に導かれてその偏光状態が調整される。偏波コントローラ103は、たとえばループ状にされた光ファイバ102に対して外部から応力を与えることで、光ファイバ102内を導かれる光L0の偏光状態を調整する。

【0037】

偏波コントローラ103により偏光状態が調整された光L0は、光ファイバ104によりファイバカプラ105に導かれて測定光LSと参照光LRとに分割される。

10

【0038】

参照光LRは、光ファイバ110によりコリメータ111に導かれて平行光束となる。平行光束となった参照光LRは、光路長補正部材112および分散補償部材113を経由し、コーナーキューブ114に導かれる。光路長補正部材112は、参照光LRの光路長（光学距離）と測定光LSの光路長とを合わせるための遅延手段として作用する。分散補償部材113は、参照光LRと測定光LSとの間の分散特性を合わせるための分散補償手段として作用する。

【0039】

コーナーキューブ114は、コリメータ111により平行光束となった参照光LRの進行方向を逆方向に折り返す。コーナーキューブ114に入射する参照光LRの光路と、コーナーキューブ114から出射する参照光LRの光路とは平行である。また、コーナーキューブ114は、参照光LRの入射光路およ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LRの光路の長さを変更される。

20

【0040】

なお、図1および図2に示す構成においては、測定光LSの光路（測定光路、測定アーム）の長さを変更するための光路長変更部41と、参照光LRの光路（参照光路、参照アーム）の長さを変更するためのコーナーキューブ114の双方が設けられているが、これらのうちのいずれか一方が設けられていてもよい。また、これら以外の光学部材を用いて、測定光路長と参照光路長との差を変更することも可能である。

【0041】

コーナーキューブ114を経由した参照光LRは、分散補償部材113および光路長補正部材112を経由し、コリメータ116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117に入射し、偏波コントローラ118に導かれて参照光LRの偏光状態が調整される。

30

【0042】

偏波コントローラ118は、たとえば、偏波コントローラ103と同様の構成を有する。偏波コントローラ118により偏光状態が調整された参照光LRは、光ファイバ119によりアッテネータ120に導かれて、演算制御ユニット200の制御の下で光量が調整される。アッテネータ120により光量が調整された参照光LRは、光ファイバ121によりファイバカプラ122に導かれる。

40

【0043】

一方、ファイバカプラ105により生成された測定光LSは、光ファイバ127により導かれ、コリメータレンズユニット40により平行光束とされる。平行光束にされた測定光LSは、光路長変更部41、ガルバノスキャナ42、合焦レンズ43、ミラー44、およびリレーレンズ45を経由してダイクロイックミラー46に到達する。そして、測定光LSは、ダイクロイックミラー46により反射され、対物レンズ22により屈折されて被検眼Eに照射される。測定光LS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LS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カプラ105に導かれ、光ファイバ128を経由してファイバカプラ122に到達する。

50

【 0 0 4 4 】

ファイバカプラ 1 2 2 は、光ファイバ 1 2 8 を介して入射された測定光 L S と、光ファイバ 1 2 1 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。ファイバカプラ 1 2 2 は、所定の分岐比（たとえば 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。ファイバカプラ 1 2 2 から出射した一对の干渉光 L C は、それぞれ光ファイバ 1 2 3、1 2 4 により検出器 1 2 5 に導かれる。

【 0 0 4 5 】

検出器 1 2 5 は、たとえば一对の干渉光 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）である。検出器 1 2 5 は、その検出結果（検出信号）を演算制御ユニット 2 0 0 に送る。演算制御ユニット 2 0 0 は、たとえば一連の波長走査毎に（A ライン毎に）、検出器 1 2 5 により得られた検出結果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。さらに、演算制御ユニット 2 0 0 は、各 A ライン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。

【 0 0 4 6 】

この実施形態ではマイケルソン型の干渉光学系を採用しているが、たとえばマッハツェンダー型など任意のタイプの干渉光学系を採用することが可能である。

【 0 0 4 7 】

〔演算制御ユニット〕

演算制御ユニット 2 0 0 の構成について説明する。演算制御ユニット 2 0 0 は、検出器 1 2 5 から入力される検出信号を解析して被検眼 E の OCT 画像を形成する。そのための演算処理は、従来のスウェプトソースタイプの OCT 装置と同様である。

【 0 0 4 8 】

また、演算制御ユニット 2 0 0 は、眼底カメラユニット 2、表示装置 3 および OCT ユニット 1 0 0 の各部を制御する。たとえば演算制御ユニット 2 0 0 は、被検眼 E の OCT 画像を表示装置 3 に表示させる。

【 0 0 4 9 】

また、眼底カメラユニット 2 の制御として、演算制御ユニット 2 0 0 は、観察光源 1 1、撮影光源 1 5 および LED 5 1、6 1 の動作制御、LCD 3 9 の動作制御、合焦レンズ 3 1、4 3 の移動制御、反射棒 6 7 の移動制御、フォーカス光学系 6 0 の移動制御、光路長変更部 4 1 の移動制御、ガルバノスキャナ 4 2 の動作制御などを行う。

【 0 0 5 0 】

また、OCT ユニット 1 0 0 の制御として、演算制御ユニット 2 0 0 は、光源ユニット 1 0 1 の動作制御、コーナーキューブ 1 1 4 の移動制御、検出器 1 2 5 の動作制御、アッテネータ 1 2 0 の動作制御、偏波コントローラ 1 0 3、1 1 8 の動作制御などを行う。

【 0 0 5 1 】

演算制御ユニット 2 0 0 は、たとえば、従来コンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、RAM（Random Access Memory）、ROM（Read Only Memory）、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、眼科撮影装置 1 を制御するためのコンピュータプログラムが記憶されている。演算制御ユニット 2 0 0 は、各種の回路基板、たとえば OCT 画像を形成するための回路基板を備えていてもよい。また、演算制御ユニット 2 0 0 は、キーボードやマウス等の操作デバイス（入力デバイス）や、LCD 等の表示デバイスを備えていてもよい。

【 0 0 5 2 】

眼底カメラユニット 2、表示装置 3、OCT ユニット 1 0 0 および演算制御ユニット 2 0 0 は、一体的に（つまり単一の筐体内に）構成されていてもよいし、2 つ以上の筐体に別れて構成されていてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 3 】

〔 制御系 〕

眼科撮影装置 1 の制御系の構成について図 3 A および図 3 B を参照しつつ説明する。なお、図 3 A および図 3 B においては、眼科撮影装置 1 のいくつかの構成要素が省略されており、この実施形態を説明するために特に必要な構成要素が選択的に示されている。

【 0 0 5 4 】

(制御部)

眼科撮影装置 1 の制御系は、制御部 2 1 0 を中心に構成される。制御部 2 1 0 は、たとえば、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含んで構成される。制御部 2 1 0 には、主制御部 2 1 1 と記憶部 2 1 2 が設けられている。

10

【 0 0 5 5 】

(主制御部)

主制御部 2 1 1 は前述の各種制御を行う。特に、図 3 A に示すように、主制御部 2 1 1 は、眼底カメラユニット 2 の CCD イメージセンサ 3 5 および 3 8、撮影合焦駆動部 3 1 A、光路長変更部 4 1、ガルバノスキャナ 4 2 および OCT 合焦駆動部 4 3 A、並びに、OCT ユニット 1 0 0 の光源ユニット 1 0 1、参照駆動部 1 1 4 A および検出器 1 2 5 を制御する。

【 0 0 5 6 】

撮影合焦駆動部 3 1 A は、合焦レンズ 3 1 を光軸方向に移動させる。それにより、撮影光学系 3 0 の合焦位置が変更される。なお、主制御部 2 1 1 は、図示しない光学系駆動部を制御して、眼底カメラユニット 2 に設けられた光学系を 3 次元的に移動させることができる。この制御は、アライメントやトラッキングにおいて用いられる。トラッキングとは、被検眼 E の運動に合わせて装置光学系を移動させるものである。トラッキングを行う場合には、事前にアライメントとピント合わせが実行される。トラッキングは、被検眼 E を動画撮影して得られる画像に基づき被検眼 E の位置や向きに合わせて装置光学系をリアルタイムで移動させることにより、アライメントとピントが合った好適な位置関係を維持する機能である。

20

【 0 0 5 7 】

OCT 合焦駆動部 4 3 A は、測定光路の光軸に沿って合焦レンズ 4 3 を移動させる。それにより、測定光 L S の合焦位置が変更される。測定光 L S の合焦位置は、測定光 L S のビームウエストの深さ位置 (z 位置) に相当する。

30

【 0 0 5 8 】

参照駆動部 1 1 4 A は、参照光路に設けられたコーナーキューブ 1 1 4 を移動させる。それにより、参照光路の長さが変更される。なお、前述したように、光路長変更部 4 1 と、コーナーキューブ 1 1 4 および参照駆動部 1 1 4 A とのいずれか一方のみが設けられた構成であってもよい。

【 0 0 5 9 】

図 3 B に示すように、主制御部 2 1 1 には表示制御部 2 1 1 1 が設けられている。表示制御部 2 1 1 1 は、各種の情報を表示部 2 4 1 に表示させる。表示制御部 2 1 1 1 が実行する処理については後述する。

40

【 0 0 6 0 】

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

【 0 0 6 1 】

制御部 2 1 0 または主制御部 2 1 1 は、この実施形態に係る「制御部」の一例である。

【 0 0 6 2 】

(記憶部)

記憶部 2 1 2 は、各種のデータを記憶する。記憶部 2 1 2 に記憶されるデータとしては、たとえば、OCT 画像の画像データ、眼底像の画像データ、被検眼情報などがある。被

50

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212には、眼科撮影装置1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。

【0063】

図3Bに示すように、記憶部212には、眼内レンズデータベース格納部(IOL_DB格納部)2121と、眼内レンズ画像格納部(IOL画像格納部)2122とが設けられている。

【0064】

(眼内レンズデータベース格納部)

眼内レンズデータベース格納部2121には、複数の眼内レンズモデルに関するパラメータの値を含むデータベースがあらかじめ格納される。眼内レンズモデルは、たとえば、既存の眼内レンズの度数(球面度、乱視度(円柱度)乱視軸等)、サイズ、形状、色などの情報を含む。また、データベースに含まれる眼内レンズモデルの種別は任意であってよく、たとえば、単焦点眼内レンズ、多焦点眼内レンズ、トーリック眼内レンズ、屈折型眼内レンズ、回折型眼内レンズ、調節可能眼内レンズ、多焦点調節可能眼内レンズ、フェイクIOL(有水晶体眼内レンズ)、ホール眼内レンズなどがある。また、既存の眼内レンズだけでなく、後述するシミュレーションにより求められた度数を有する眼内レンズモデル(カスタムメイド眼内レンズ)を利用することも可能である。データベースは、たとえば、新たな種別の眼内レンズに関する情報で適宜に更新される。この更新処理は、たとえば、運用中の眼科撮影装置をインターネットや専用線を介して管理するサーバによって実行される。

10

20

【0065】

(眼内レンズ画像格納部)

眼内レンズ画像格納部2122には、眼内レンズを表す画像データがあらかじめ格納される。この画像データは、眼内レンズの典型的な形状を表すプレート画像データであってもよいし、既存の眼内レンズの種別ごとに設けられた個別の画像データであってもよいし、形状の特徴に応じた眼内レンズの2以上の分類のそれぞれについて設けられた画像データでもよい。また、眼内レンズの画像データは3次元画像データであってもよいが、所定の方向から見た場合の形状を表す2次元画像データであってもよい。3次元画像データである場合、これをレンダリングすることによって任意の方向からの形状を表す画像が得られる。眼内レンズの画像データについても、上記データベースと同様の更新処理を適用することが可能である。また、眼内レンズの種別または分類ごとに画像データが設けられる場合、眼内レンズデータベース格納部2121内の眼内レンズモデル(そのパラメータ値)と、眼内レンズ画像格納部2122内の画像データとをあらかじめ対応付けることが可能である。

30

【0066】

(画像形成部)

画像形成部220は、検出器125からの検出信号に基づいて、眼底Efの断層像の画像データを形成する。すなわち、画像形成部220は、干渉光学系による干渉光LC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光コヒーレンストモグラフィと同様に、ノイズ除去(ノイズ低減)、フィルタ処理、FFT(Fast Fourier Transform)などの処理が含まれている。

40

【0067】

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LS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。特に、この実施形態においては、後述の3次元スキャンにより収集されたデータセットが得られる。

【0068】

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

50

数のデータセットを重ね合わせる場合がある。この場合、これらデータセットをまとめて単一のデータセットとみなすことができる。或いは、これらデータセットを重ね合わせて形成された合成データセットを単一のデータセットとみなすこともできる。

【0069】

画像形成部220は、たとえば、前述の回路基板を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを同一視することがある。また、被検眼Eの部位とその画像とを同一視することもある。

【0070】

(データ処理部)

データ処理部230は、画像形成部220により形成されたOCT画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。たとえば、データ処理部230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230は、眼底カメラユニット2により得られた画像(眼底像、前眼部像等)に対して各種の画像処理や解析処理を施す。

10

【0071】

データ処理部230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のボリュームデータ(ボクセルデータ)を形成することができる。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、データ処理部230は、このボリュームデータに対してレンダリング処理(ボリュームレンダリングやMIP(Maximum Intensity Projection: 最大値投影)など)を施して、

20

【0072】

データ処理部230は、眼底像とOCT画像との位置合わせを行うことができる。眼底像とOCT画像とが並行して取得される場合には、双方の光学系が同軸であることから、(ほぼ)同時に取得された眼底像とOCT画像とを、撮影光学系30の光軸を基準として位置合わせすることができる。また、眼底像とOCT画像との取得タイミングに関わらず、OCT画像のうち眼底Efの相当する画像領域の少なくとも一部をxy平面に投影して得られる正面画像と、眼底像との位置合わせをすることにより、そのOCT画像とその眼底像とを位置合わせすることも可能である。この位置合わせ手法は、眼底像取得用の光学系とOCT用の光学系とが同軸でない場合においても適用可能である。また、双方の光学系が同軸でない場合であっても、双方の光学系の相対的な位置関係が既知であれば、この相対位置関係を参照して同軸の場合と同様の位置合わせを実行することが可能である。

30

【0073】

図3Aに示すように、データ処理部240には、眼球モデル作成部231と、シミュレーション実行部232とが設けられている。

【0074】

(眼球モデル作成部)

眼球モデル作成部231は、OCTにより取得されたデータセットを解析することにより被検眼Eに関するパラメータの値を求める。さらに、眼球モデル作成部231は、求められたパラメータの値に基づいて、被検眼Eの3次元眼球モデルを作成する。

40

【0075】

被検眼Eに関するパラメータの種別はあらかじめ設定されている。すなわち、パラメータの値を取得するための解析処理の内容はあらかじめ設定されている。パラメータの種別は、たとえば、後段のシミュレーションの内容に応じて設定される。この場合、たとえば、シミュレーション種別の複数の選択肢に対して1以上のパラメータ種別が対応付けられたテーブル情報を準備しておき、あらかじめ指定されたシミュレーション種別に対応するパラメータ種別をテーブル情報から取得し、取得されたパラメータ種別の値を求めるように構成することが可能である。他の例として、OCTにより取得されたデータセットの解析から求めることが可能な全てのパラメータの値を常に求めるように構成してもよい。

【0076】

50

パラメータ種別の典型的な例として、サイズパラメータ、形状パラメータおよび光学的パラメータがある。

【0077】

サイズパラメータは、眼の一部または全体のサイズを表す。眼の一部を表すサイズパラメータとしては、角膜厚、水晶体厚、前房深度（角膜後面と水晶体前面との間の距離）、網膜厚、瞳孔径などがある。眼の全体を表すサイズパラメータとして、たとえば眼軸長がある。

【0078】

形状パラメータは、眼の部位の形状を表す。眼の部位は、たとえば、角膜前面、角膜後面、水晶体前面、水晶体後面、網膜表面、網膜の所定層、脈絡膜、瞳孔（虹彩）などであってよい。また、形状を表すパラメータには、所定の一点における曲率や、所定の範囲における曲率分布や、傾斜角度などがある。

10

【0079】

光学的パラメータは、眼の部位の光学的機能を表す。光学的パラメータとしては、角膜（前面、後面）の屈折力（球面度、乱視度、乱視軸等）や、水晶体（前面、後面）の屈折力などがある。また、光学的パラメータは、色収差、球面収差、コマ収差、非点収差、像面湾曲、歪曲など、収差に関する任意のパラメータを含んでいてもよい。また、光学的パラメータは、眼の部位の屈折率や反射率や分散特性や偏光特性など、眼の部位の光学特性に関する任意のパラメータを含んでいてもよい。

【0080】

20

この実施形態においては、眼内レンズの選定や設計を行うために用いられるいくつかのパラメータ値がOCTデータセットから求められる。なお、パラメータ値のいくつかをOCTデータセット以外の測定データから求めてもよい。このようなパラメータ値は、当該眼科撮影装置により、あるいは外部の装置により取得される。このようなパラメータ種別の例として、ケラトメータまたは角膜トポグラフィにより測定される角膜形状や、レフラクトメータにより取得される屈折力や、眼軸長測定装置により取得される眼軸長などがある。また、パラメータ値のいくつかを模型眼（グルストランド模型眼等）データから取得してもよい。また、模型眼データにおける或るパラメータ値を、OCTデータセットや他の測定データに基づいて補正して適用することも可能である。

【0081】

30

OCTデータセットから眼球モデルを作成するための構成として、眼球モデル作成部231は、パラメータ算出部2311と、モデル作成部2312とを含む。

【0082】

（パラメータ算出部）

パラメータ算出部2311は、OCTデータセットを解析することにより被検眼Eに関する既定のパラメータ値を求める。OCTデータセットは、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼Eの3次元領域の形態を表す。すなわち、この3次元領域がOCTによる撮像領域に相当し、OCTデータセットとして得られる画像はこの3次元領域における被検眼Eの各部の形態を描出している。

【0083】

40

図4は3次元領域の一例の側面図である。z方向において、3次元領域Rは、被検眼Eの角膜前面Ecaから網膜表面（眼底表面）Efaにわたる範囲を含む。また、y方向において、3次元領域Rは所定の範囲にわたる。x方向については、たとえばy方向と等しい幅を有し、或いは、y方向と異なる所定の幅を有する。図4において、符号Ecaは角膜前面を示し、符号Ecbは角膜後面を示し、符号CAは角膜頂点を示し、符号Elaは水晶体前面を示し、符号Elbは水晶体後面を示し、符号Efaは網膜表面を示す。

【0084】

OCTデータセットからサイズパラメータを算出する処理の例を説明する。まず、パラメータ算出部2311は、対象となる被検眼Eの部位を特定する。この処理は、OCTデータセットの画素値を解析することによって実行され、たとえば、フィルタ処理、閾値処

50

理、エッジ検出等の公知の画像処理を含む。典型的な例として、角膜厚を求める場合には角膜前面と角膜後面とが特定され、水晶体厚を求める場合には水晶体前面と水晶体後面とが特定され、前房深度を求める場合には角膜後面と水晶体前面とが特定され、網膜厚が求められる場合には網膜表面と網膜裏面とが特定され、瞳孔径を求める場合には虹彩のエッジ（瞳孔の境界）が特定され、眼軸長を求める場合には角膜前面と網膜表面とが特定される。

【0085】

次に、パラメータ算出部2311は、特定された部位のうち、サイズの計測位置となる2以上の特徴点を特定する。この処理は、特定された部位の画素位置および/または画素値を解析することにより実行され、たとえば、パターンマッチング、微分演算（曲率演算）、フィルタ処理、閾値処理、エッジ検出等の公知の画像処理を含む。角膜厚を求める場合、角膜前面の頂点（角膜頂点）と角膜後面の頂点とが特定される。角膜前面の頂点は、たとえば、角膜前面の形状解析により特定され、或いは、角膜前面の画素のz座標値により特定される。角膜後面の頂点は、たとえば、角膜頂点を通過しz方向に延びる直線と角膜後面との交点として特定され、角膜後面の形状解析により特定され、或いは、角膜後面の画素のz座標値により特定される。他のパラメータについても同様の処理が実行される。

10

【0086】

さらに、パラメータ算出部2311は、特定された2以上の特徴点に基づいてサイズを求める。角膜厚を求める場合、特定された角膜前面の頂点と角膜後面の頂点との間の距離を求める。この距離は、たとえば、2つの頂点の間の画素数で表現されてもよいし、この画素数を撮影倍率に基づき実空間距離に換算した値でもよい。

20

【0087】

なお、瞳孔径を求める場合においては、たとえば、瞳孔中心を求める処理を含む。さらに、瞳孔中心を通過し所定方向（たとえばx方向）に延びる線分と、瞳孔境界との2つの交点を求める処理と、これら交点の間の距離を瞳孔径として求める処理とを実行することができる。他の例として、瞳孔中心を通過し異なる方向に延びる複数の線分を設定する処理と、これら線分のそれぞれと瞳孔境界との2つの交点を求める処理と、これら交点の間の距離を求める処理と、求められた複数の距離から瞳孔径を求める処理（最大値選択処理、平均値算出処理等の統計処理）とを実行するようにしてもよい。なお、他のパラメータを求める場合においても、同様の統計処理を実行することが可能である。

30

【0088】

OCTデータセットから形状パラメータを算出する処理の例を説明する。まず、パラメータ算出部2311は、対象となる被検眼Eの部位を特定する。この処理は、サイズパラメータの場合と同様であってよい。次に、パラメータ算出部2311は、特定された部位に基づいて形状パラメータを算出する。たとえば、特徴点における曲率を求める場合、サイズパラメータと同様にして特徴点を特定し、この特徴点の近傍の形状に基づいてこの特徴点における曲率を算出することができる。所定の範囲における曲率分布を求める場合には、当該範囲内の各点について同様の処理を実行すればよい。傾斜角度を求める場合、当該位置（点）およびその近傍の形状に基づく微分処理を実行することができる。

40

【0089】

OCTデータセットから光学的パラメータを算出する処理の例を説明する。OCTデータセットは、被検眼Eの部位の形態（形状、サイズ等）を表すものである。部位の形態のみから算出可能な光学的パラメータについては、部位の形状やサイズと光学的パラメータとを関連付ける公知の数式を利用して光学的パラメータを算出することが可能である。また、部位の形態のみから算出することができない光学的パラメータについては、必要な他の値（測定値、または模型眼データ等の標準値）を参照しつつ公知の数式を利用することが可能である。たとえば、水晶体の屈折力を求める場合、水晶体の屈折率と、それに隣接する部位の屈折率とを参照することができる。また、近軸近似を仮定して光線追跡を行うことによって屈折力を求めることも可能である。

50

【0090】

(モデル作成部)

モデル作成部2312は、パラメータ算出部2311により算出されたパラメータ値に基づいて、被検眼Eの3次元眼球モデルを作成する。この3次元眼球モデルは、OCTデータセットにより表現される画像(3次元OCT画像)と、パラメータ算出部2311により算出されたパラメータ値とを含む。

【0091】

たとえば図4に示すように3次元OCT画像が被検眼E全体を描出していない場合、描出されていない部位の画像を補完することができる。この画像は、模式的な画像でもよいし、他の撮影画像(OCT画像、SLO画像、前眼部像、眼底像、超音波画像、磁気共鳴画像(MRI画像)等)でもよい。

10

【0092】

モデル作成部2312は、パラメータ算出部2311により算出されたパラメータ値のそれぞれを、3次元OCT画像における対応部位に関連付ける。この処理は、たとえば、パラメータ値と、それを算出する処理において特定された部位や特徴点とを関連付けることにより実行される。たとえば、角膜前面の形状を表すパラメータ値(曲率、曲率分布等)と、3次元OCT画像における角膜前面とが関連付けられる。また、眼軸長を表すパラメータ値と、3次元OCT画像における角膜前面(角膜頂点等)および網膜表面(中心窩等)とが関連付けられる。他のパラメータ値についても同様である。

20

【0093】

(シミュレーション実行部)

シミュレーション実行部232は、眼球モデル作成部231により作成された3次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行する。この実施形態において、シミュレーションはIOLの度数および挿入位置を求めるために実行されるが、シミュレーションの目的はこれに限定されず、眼球モデルを利用可能なシミュレーションであればその目的およびそれに応じた内容は任意である。

【0094】

シミュレーション実行部232は、眼内レンズ演算部(IOL演算部)2321と、眼内レンズモデル特定部(IOLモデル特定部)2322とを備える。

【0095】

(眼内レンズ演算部)

眼内レンズ演算部2321は、3次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行することにより、被検眼Eに適用される眼内レンズの度数および挿入位置を求める。この場合、3次元眼球モデルの作成には、少なくとも被検眼Eの眼軸長の値と角膜前面の曲率の値とが用いられる。なお、シミュレーションの確度や精度の向上を目的として、或いはIOLの種別などに応じて、これら以外のパラメータ値(たとえば水晶体に関するパラメータ値)を加えて3次元眼球モデルを作成することができる。

30

【0096】

眼内レンズ演算部2321が実行するシミュレーションは、3次元眼球モデル内を通過する光に関する光線追跡を含んでよい。この実施形態において光線追跡に用いられる3次元眼球モデルは、眼球モデル作成部231により作成された被検眼Eの3次元眼球モデル、被検眼の部位(水晶体、角膜等)の特性(屈折力、形状等)を変更して得られる3次元眼球モデル、または、この3次元眼球モデルにおける水晶体を眼内レンズで置換して得られる3次元眼球モデルなどであってよい。なお、フェイクIOLのように水晶体を残した状態で挿入される眼内レンズが適用される場合、「水晶体を眼内レンズで置換する」は、「水晶体を残した状態で眼内レンズを挿入する」を含む概念であるとする。

40

【0097】

光線追跡(レイトレーシング)は、光線を用いて光の振る舞いをシミュレーションする手法である。この実施形態では、3次元眼球モデルの角膜や水晶体等が光線に与える影響を幾何光学的に追跡することにより、3次元眼球モデル内を通過する光の振る舞いを求め

50

る。典型的な例として、光の反射には正反射や乱反射が適用され、屈折はスネルの法則や行列演算によって求められる。また、光の散乱を加味して計算することも可能である。

【0098】

このような光線追跡を実行することにより、被検眼Eの網膜(眼底Ef)に投影される物体の像が受ける収差を推定することができる。この物体は、たとえば、ランドルト環等の視力測定用視標であってよく、或いは他のパターンであつてもよい。

【0099】

眼内レンズ演算部2321が実行するシミュレーションの典型的な例を説明する。まず、眼内レンズ演算部2321は、眼球モデル作成部231により作成された被検眼Eの3次元眼球モデルにランドルト環が呈示されていると仮定して光線追跡を実行する。それにより、3次元眼球モデルによる収差の影響を受けた、ランドルト環の網膜投影像が得られる。

10

【0100】

次に、眼内レンズ演算部2321は、取得された網膜投影像と、呈示された仮想物体であるランドルト環(または収差の影響を受けない状態で得られる既定の網膜投影像)とを比較することにより、これらの間の差異を表す評価値を算出する。さらに、眼内レンズ演算部2321は、算出された評価値が既定の閾値以下であるか判定する。評価値が閾値以下であると判定された場合、被検眼Eに眼内レンズを適用する必要はないと判断されるので、眼内レンズ演算部2321は、その旨を示す情報を制御部210に送る。

【0101】

一方、評価値が閾値を超えると判定された場合、眼内レンズ演算部2321は、この評価値(および閾値)、または網膜投影像と呈示された仮想物体との差異に基づいて、被検眼Eの水晶体の特性(屈折力、位置等)を変更し、その特性値を眼球モデル作成部231に送る。眼球モデル作成部231は、この特性値を用いて新たな3次元眼球モデルを作成し、これをシミュレーション実行部232に送る。

20

【0102】

眼内レンズ演算部2321は、この新たな3次元眼球モデルに基づいて、上記と同様のシミュレーションを再度実行する。それにより、新たな3次元眼球モデルによる収差の影響を受けたランドルト環の網膜投影像が得られる。さらに、眼内レンズ演算部2321は、上記と同様の判定処理を再度実行し、必要に応じ、水晶体の新たな特性値を求める。

30

【0103】

上記判定処理において評価値が閾値以下であると判定されるまで、以上の処理が繰り返し実行される。それにより、好適な網膜投影像が得られるように水晶体の屈折力(度数)および位置が調整された3次元眼球モデルが得られる。ここで、調整後の水晶体の度数は、水晶体に置換されるべき眼内レンズの度数に相当し、調整後の水晶体の位置は、この眼内レンズの挿入位置に相当する。

【0104】

(眼内レンズモデル特定部)

前述したように、眼内レンズデータベース格納部2121には、複数の眼内レンズモデルに関するパラメータの値を含むデータベースが格納されている。眼内レンズモデル特定部2322は、眼内レンズ演算部2321により求められた眼内レンズの度数(調整後の水晶体の度数)に対応する眼内レンズモデルを、データベースに格納されている眼内レンズモデルのうちから特定する。この処理は、眼内レンズ演算部2321により求められた眼内レンズの度数(調整後の水晶体の度数)と、データベースに格納されている眼内レンズモデルの度数とを照合することにより行われる。

40

【0105】

ここで、眼内レンズの度数(調整後の水晶体の度数)と等しい度数の眼内レンズモデルが検索された場合には、この眼内レンズモデルが選択される。また、眼内レンズの度数(調整後の水晶体の度数)と等しい度数の眼内レンズモデルが検索されない場合には、眼内レンズの度数(調整後の水晶体の度数)に最も近い度数を有する眼内レンズモデルが選択

50

される。なお、眼内レンズの度数（調整後の水晶体の度数）に対して遠視側（または近視側）の眼内レンズモデルを選択するように構成することも可能である。

【0106】

眼球モデル作成部231は、眼内レンズモデル特定部2322により特定された眼内レンズモデルにより水晶体が置換された3次元眼球モデルを作成することができる。この3次元眼球モデルにおいては、眼球モデル作成部231により調整された水晶体の位置に、特定された眼内レンズモデルが配置される。さらに、眼内レンズ演算部2321は、この3次元眼球モデルについて光線追跡を実行することができる。それにより、選択された眼内レンズモデル（それに対応する眼内レンズ）が被検眼Eにとって好適であるか確認することができる。この3次元眼球モデルを用いた光線追跡により得られる評価値が既定の閾値を超える場合、評価値が閾値以下になるまで上記の処理を再度実行することができる。

10

【0107】

以上のように機能するデータ処理部230は、たとえば、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、回路基板等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をマイクロプロセッサに実行させるコンピュータプログラムがあらかじめ格納されている。

【0108】

（ユーザインターフェイス）

ユーザインターフェイス240には、表示部241と操作部242とが含まれる。表示部241は、前述した演算制御ユニット200の表示デバイスや表示装置3を含んで構成される。操作部242は、前述した演算制御ユニット200の操作デバイスを含んで構成される。操作部242には、眼科撮影装置1の筐体や外部に設けられた各種のボタンやキーが含まれていてもよい。たとえば眼底カメラユニット2が従来の眼底カメラと同様の筐体を有する場合、操作部242は、この筐体に設けられたジョイスティックや操作パネル等を含んでいてもよい。また、表示部241は、眼底カメラユニット2の筐体に設けられたタッチパネルなどの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

20

【0109】

なお、表示部241と操作部242は、それぞれ個別のデバイスとして構成される必要はない。たとえばタッチパネルのように、表示機能と操作機能とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。その場合、操作部242は、このタッチパネルとコンピュータプログラムとを含んで構成される。操作部242に対する操作内容は、電気信号として制御部210に入力される。また、表示部241に表示されたグラフィカルユーザインターフェイス（GUI）と、操作部242とを用いて、操作や情報入力を行うようにしてもよい。

30

【0110】

〔測定光の走査およびOCT画像について〕

ここで、測定光LSの走査およびOCT画像について説明しておく。

【0111】

眼科撮影装置1による測定光LSの走査態様（スキャンパターン）としては、たとえば、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（渦巻）スキャンなどがある。これらスキャンパターンは、眼底の観察部位、解析対象（篩状板の形態など）、走査に要する時間、走査の精密さなどを考慮して適宜に選択的に使用される。

40

【0112】

水平スキャンは、測定光LSを水平方向（x方向）に走査させるものである。水平スキャンには、垂直方向（y方向）に配列された複数の水平方向に延びる走査線に沿って測定光LSを走査させる態様も含まれる（3次元スキャン）。換言すると、3次元スキャンによれば、被検眼Eの3次元領域がスキャンされる。3次元スキャンにおいては、走査線の間隔を任意に設定することが可能である。隣接する走査線の間隔を十分に狭くすることに

50

よりボリュームデータの形成が可能となる。垂直スキャンについても同様である。

【0113】

十字スキャンは、互いに直交する2本の直線状の軌跡（直線軌跡）からなる十字型の軌跡に沿って測定光LSを走査するものである。放射スキャンは、所定の角度を介して配列された複数の直線軌跡からなる放射状の軌跡に沿って測定光LSを走査するものである。なお、十字スキャンは放射スキャンの一例である。

【0114】

円スキャンは、円形状の軌跡に沿って測定光LSを走査させるものである。同心円スキャンは、所定の中心位置の周りに同心円状に配列された複数の円形状の軌跡に沿って測定光LSを走査させるものである。円スキャンは同心円スキャンの一例である。螺旋スキャンは、回転半径を次第に小さく（又は大きく）させながら螺旋状（渦巻状）の軌跡に沿って測定光LSを走査するものである。

10

【0115】

ガルバノスキャナ42は、互いに直交する方向に測定光LSを走査するように構成されているので、測定光LSをx方向およびy方向にそれぞれ独立に走査できる。更に、ガルバノスキャナ42に含まれる2つのガルバノミラーの向きを同時に制御することで、xy面上の任意の軌跡に沿って測定光LSを走査することが可能である。それにより、上記のような各種のスキャンパターンを実現できる。

【0116】

上記のような態様で測定光LSを走査することにより、走査線（走査軌跡）に沿う方向と深さ方向（z方向）とにより張られる面における断層像を取得することができる。

20

【0117】

上記のような測定光LSの走査対象となる被検眼Eの領域、つまりOCTの対象となる被検眼Eの領域を走査領域と呼ぶ。3次元スキャンにおける走査領域は、複数の水平スキャンが配列された矩形の領域である。また、同心円スキャンにおける走査領域は、最大径の円スキャンの軌跡により囲まれる円盤状の領域である。また、放射スキャンにおける走査領域は、各スキャンラインの両端位置を結んだ円盤状（或いは多角形状）の領域である。

【0118】

[動作例]

この実施形態に係る眼科撮影装置1の動作について説明する。眼科撮影装置1の動作の一例を図5に示す。

30

【0119】

(S1:被検眼のOCTを行う)

まず、被検眼EのOCTを行ってデータセットを取得する。

【0120】

OCTのための光源として高深達光源が用いられる場合、少なくとも角膜前面から網膜までの範囲にわたるAラインを一度に計測することができる。たとえば、図6Aに示す3次元領域R1に対してOCTを行う場合、3次元領域R1の+z側の端辺と-z側の端辺とを結びz方向に平行な線分A1で表されるAラインの計測が一度に行われる。

40

【0121】

この場合、高深達光源または他の光源を利用することにより、3次元領域の前面と後面との間の部分領域のOCTを行うことが可能である。たとえば、図6Bに示すように、図6Aと同じ3次元領域R1における2つの部分領域P1およびP2に対してOCTを行うことができる。ここで、部分領域P1は前眼部（角膜、虹彩、水晶体等）に相当し、部分領域P2は眼底Ef（網膜、脈絡膜、強膜等、および硝子体）に相当する。

【0122】

また、高深達光源が適用されない場合、少なくとも角膜前面から網膜表面にわたる3次元領域を2以上の部分領域に分割し、これら部分領域に対して順次にOCTを行うことが可能である。たとえば、図6Cに示すように、少なくとも角膜前面から網膜表面にわたる

50

3次元領域の4つの部分領域 $Q_1 \sim Q_4$ に対して順次にOCTを実行することができる。なお、隣接する部分領域 Q_i および $Q(i+1)$ は互いの一部が重複している($i=1, 2, 3$)。それにより、4つの部分領域 $Q_1 \sim Q_4$ に対応する4つのデータセット(画像)の貼り合わせが容易になる。

【0123】

(S2:OCTデータセットからパラメータ値を算出する)

パラメータ算出部2311は、ステップS1のOCTによって取得されたデータセットを解析することにより被検眼Eに関する既定のパラメータ値を求める。本例では、少なくとも眼軸長の値と角膜前面の曲率(曲率半径)が求められる。

【0124】

(S3:パラメータ値に基づいて眼球モデルを作成する)

モデル作成部2312は、ステップS2において算出されたパラメータ値に基づいて、被検眼Eの3次元眼球モデルを作成する。この3次元眼球モデルは、OCTデータセットにより表現される画像(3次元OCT画像)と、パラメータ算出部2311により算出されたパラメータ値とを含む。また、このパラメータ値以外の測定値や標準値が含まれていてもよい。

【0125】

(S4:シミュレーションにより眼内レンズの度数・挿入位置を求める)

眼内レンズ演算部2321は、ステップS3において作成された3次元眼球モデルに基づいてシミュレーション(光線追跡を含む)を実行することにより、被検眼Eに適用される眼内レンズの度数および挿入位置を求める。

【0126】

(S5:対応する眼内レンズモデルを特定する)

眼内レンズモデル特定部2322は、ステップS4において求められた眼内レンズの度数に対応する眼内レンズモデルを、眼内レンズデータベース格納部2121に格納されているデータベースから特定する。

【0127】

(S6:眼内レンズモデルが挿入された眼球モデルのシミュレーションを行う)

眼球モデル作成部231は、ステップS5において特定された眼内レンズモデルを3次元眼球モデルに挿入する。つまり、眼球モデル作成部231は、3次元眼球モデルにおける水晶体を眼内レンズモデルで置換する。このとき、眼内レンズモデルは、ステップS4において求められた挿入位置に配置される。さらに、シミュレーション実行部232は、眼内レンズモデルが挿入された3次元眼球モデルを用いてシミュレーション(光線追跡を含む)を実行することにより、ステップS5で特定された眼内レンズモデルが適当であるか判定する。ここでは、眼内レンズモデルは適当であると判定されたとする。なお、眼内レンズモデルが不適当であると判定された場合の処理については前述した。

【0128】

(S7:シミュレーション結果を表示する)

表示制御部2111は、以上のシミュレーションの結果を表示部241に表示させる。以下、シミュレーション結果の表示態様のいくつかの例を説明する。表示されるシミュレーション結果の典型的な例として、眼内レンズの度数、その挿入位置、仮想物体の網膜投影像、光線追跡で得られた仮想光線の軌跡などがある。また、シミュレーション結果は、シミュレーションのために算出されたパラメータ値を含んでいてよい。このようなシミュレーション結果を表示する機能は、アノテーション表示機能などと呼ばれる。アノテーションとは、撮影部位、計測項目、計測結果、コメント等の情報を表す文字列や画像である。以下の表示態様のいくつかを任意に組み合わせることが可能である。

【0129】

(第1の表示態様)

表示制御部2111は、シミュレーション実行部232により実行されたシミュレーションの結果と、OCTにより取得されたデータセットに基づく被検眼EのOCT画像とを

10

20

30

40

50

表示部 2 4 1 に表示させることができる。

【 0 1 3 0 】

なお、OCTデータセットは3次元画像データであり、任意断面再構成やボリュームレンダリング等のレンダリング処理をOCTデータセットに施すことによって所望の2次元断面像や擬似的3次元画像を表示させることが可能である。

【 0 1 3 1 】

また、表示されるOCT画像は、OCTの対象領域である3次元領域のみを表す画像でもよいし、模式的な画像や他の撮影画像により3次元領域を補完して形成された画像でもよい。

【 0 1 3 2 】

第1の表示態様の典型的な例を図7Aおよび図7Bに示す。図7Aに示す表示例では、被検眼Eの2次元断面像G1が表示されている。2次元断面像G1は、OCTの対象領域である3次元領域のみを表す画像である。さらに、眼軸長の測定位置を表す矢印画像V11と、OCTデータセットから算出された眼軸長の値「AL」V12が、2次元断面像G1上に表示されている。加えて、OCTデータセットから算出された角膜前面の曲率の値「 κ 」V2が、2次元断面像G1における角膜前面の近傍位置に表示されている。

10

【 0 1 3 3 】

図7Bに示す表示例では、図7Aにおける2次元断面像G1とともに、これを補完する補完画像H1およびH2が表示されている。これにより、被検眼Eの全体像を観察できる。さらに、図7Bに示す表示例では、図7Aと同様に、眼軸長の測定位置を表す矢印画像V11と、OCTデータセットから算出された眼軸長の値「AL」V12と、OCTデータセットから算出された角膜前面の曲率の値「 κ 」V2とが表示されている。

20

【 0 1 3 4 】

(第2の表示態様)

第2の表示態様では、OCTデータセットから算出されたパラメータ値や他の測定値や標準値を選択的に表示可能な場合について説明する。

【 0 1 3 5 】

ユーザは、操作部242を走査することにより、表示可能なパラメータのうちいずれかを指定する。表示可能なパラメータは、たとえば、OCTデータセットから作成された3次元眼球モデルに関連付けられた1以上のパラメータを含む。本例では、眼軸長と、角膜前面の曲率とが、表示可能なパラメータに含まれる。

30

【 0 1 3 6 】

パラメータを指定するための処理の例を説明する。表示制御部2111は、表示可能なパラメータのリストを表示部241に表示させる。このリストは、たとえば、表示可能なパラメータが選択肢として配列されたドロップダウンリストであってよい。或いは、このリストは、表示可能なパラメータの選択肢と、これら選択肢それぞれの近傍に配置されたチェックボックスを含んでいてよい。

【 0 1 3 7 】

パラメータの選択肢の少なくとも1つが指定されると、表示制御部2111は、指定されたパラメータの値を、被検眼EのOCT画像とともに表示させる。なお、いずれの選択肢も指定されない場合には、被検眼EのOCT画像のみが表示される。

40

【 0 1 3 8 】

第2の表示態様の典型的な例を図8Aおよび図8Bに示す。図8Aに示す表示例は、表示可能なパラメータのうちから眼軸長のみが指定された場合を示す。この場合、表示制御部2111は、図7Bと同様の2次元断面像Gとともに、眼軸長の測定位置を表す矢印画像V11と、OCTデータセットから算出された眼軸長の値「AL」V12とを表示させる。

【 0 1 3 9 】

図8Bに示す表示例は、表示可能なパラメータのうちから角膜前面の曲率のみが指定された場合を示す。この場合、表示制御部2111は、図7Bと同様の2次元断面像Gと

50

もに、角膜前面の曲率の値「 r 」V 2を表示させる。

【0140】

(第3の表示態様)

第3の表示態様では、被検眼EのOCT画像およびパラメータ値に加えて、眼内レンズの画像を表示可能な場合について説明する。

【0141】

眼内レンズ画像格納部2122には、眼内レンズを表す画像データがあらかじめ格納されている。表示制御部2111は、眼内レンズ画像格納部2122から画像データを取得し、この画像データに基づく眼内レンズ画像を被検眼EのOCT画像およびパラメータ値とともに表示させる。

【0142】

この処理において、表示制御部2111は、OCT画像と同じレンダリング処理を画像データに施すことにより、OCT画像(2次元断面像)と同じ断面の眼内レンズ画像、またはOCT画像(擬似的3次元画像)と同じ視線方向が適用された眼内レンズ画像を表示させることができる。

【0143】

また、表示制御部2111は、シミュレーションにより特定された眼内レンズの種別に対応する画像データを眼内レンズ画像格納部2122から取得し、選択的に取得された当該画像データに基づく眼内レンズ画像を表示させることができる。

【0144】

図9に示す表示例においては、図7Bと同様の2次元断面像Gと、眼軸長の測定位置を表す矢印画像V11と、OCTデータセットから算出された眼軸長の値「AL」V12と、角膜前面の曲率の値「 r 」V2とに加え、眼内レンズ画像Jが2次元断面像G上に表示される。ここで、眼内レンズ画像Jが表示される位置は、ステップS4において求められた眼内レンズの挿入位置に相当する。

【0145】

(第4の表示態様)

表示されているアノテーションを変更する操作を行えるように構成されてもよい。たとえば、眼軸長の測定位置を表す矢印画像V11の位置や長さが操作部242を用いて変更されたことに対応し、パラメータ算出部2311は、変更後の測定位置に基づく眼軸長の値を算出することができる。さらに、データ処理部230は、このようにして得られた新たなパラメータ値に基づいて新たな眼球モデルを作成したり、シミュレーションを再度実行したりすることが可能である。

【0146】

他の例として、眼内レンズ画像Jの位置や向きを変更したり、眼内レンズ画像を再選択したりすることが可能である。このような操作が実行されたことに対応し、データ処理部230は、光線追跡等のシミュレーションを再度実行することが可能である。

【0147】

[効果]

この実施形態に係る眼科撮影装置1の効果について説明する。

【0148】

この実施形態に係る眼科撮影装置1は、計測部(OCTのための光学系、画像形成部220、データ処理部230等)と、眼球モデル作成部(231)と、シミュレーション実行部(232)とを備える。計測部は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の3次元領域のOCTを実行してデータセットを取得する。眼球モデル作成部は、計測部により取得されたデータセットを解析することにより被検眼に関する1以上のパラメータの値を求め、求められたパラメータの値に基づいて3次元眼球モデルを作成する。シミュレーション実行部は、眼球モデル作成部により作成された3次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行する。

【0149】

10

20

30

40

50

このような実施形態によれば、分解能が高いOCTを利用して得られたデータセットに基づいて、従来よりも確度や精度が高い眼球モデルを求めることができる。特に、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の3次元領域のOCTを実行してデータセットを取得する構成であるため、被検眼の全深さ範囲にわたる3次元眼球モデルを作成できる点において有利である。そして、このような3次元眼球モデルを用いることで、シミュレーション結果に介在する誤差は従来よりも小さくなる。なお、疾患を伴う被検眼であっても、同様の効果が得られる点も有利である。

【0150】

また、従来の技術では、被検眼のパラメータ値を得るだけであり、被検眼の構造を得ることはできないが、この実施形態によれば双方を取得することが可能である。また、被検眼の構造を表すOCTデータセットに基づいてパラメータ値を求めるよう構成されているので、パラメータ値と構造との間の誤差が無い点において有利である。それにより、パラメータ値が被検眼の特性を正確に表しているか確認することが可能である。たとえば、眼軸長の測定において、眼軸長を表す線分の一端が角膜頂点に位置し、他端が中心窩に位置しているか確認することが可能である。したがって、視線がずれた状態で測定が行われた場合などにおいても、それにより発生した誤差を解消して眼球モデルを作成することができる。

10

【0151】

さらに、従来の技術では、パラメータ値のみに基づいて眼球モデルを作成するため、被検眼の実際の構造を可視化することができないが、この実施形態によれば、OCTにより取得されたデータセットから被検眼の画像を表示することが可能である。それにより、眼球モデルを用いたシミュレーションの容易化や省力化を図ることができる。また、従来のように経験が豊富な医師でなくても、比較的容易にシミュレーションを行うことが可能である。

20

【0152】

このように、この実施形態に係る眼科撮影装置1によれば、信頼度の高い眼球モデルを容易に取得でき、それを用いたシミュレーションを好適に行うことができる。

【0153】

実施形態において、OCTにより取得されたデータセットから求められるパラメータは、眼の一部または全体のサイズを表すサイズパラメータ、眼の部位の形状を表す形状パラメータ、および眼の部位の光学的機能を表す光学的パラメータのうち少なくとも1つを含んでいてよい。適用されるパラメータの種別は任意に選択することが可能である。

30

【0154】

実施形態において、シミュレーション実行部は、被検眼の3次元眼球モデル内を通過する光に関する光線追跡を実行可能である。

【0155】

それにより、3次元眼球モデルにおける光線の振る舞いに基づいて、高確度、高精度のシミュレーションを行うことが可能である。

【0156】

実施形態において、サイズパラメータは被検眼の眼軸長を少なくとも含んでいてよく、形状パラメータは被検眼の角膜前面の曲率を含んでいてよい。この場合、シミュレーション実行部は、被検眼の眼軸長の値および角膜前面の曲率の値が適用された3次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行することにより、眼内レンズの度数および挿入位置を求めることができる。

40

【0157】

この構成によれば、被検眼に対して適用されるべき眼内レンズの度数を取得できるとともに、その眼内レンズの挿入位置を取得することが可能である。このようにして得られる眼内レンズの度数および挿入位置は、従来と比較して高確度、高精度である。

【0158】

実施形態において、シミュレーション実行部は、シミュレーションにより求められた眼

50

内レンズの度数および挿入位置に基づいて、水晶体が眼内レンズに置換された3次元眼球モデル内を通過する光に関する光線追跡を実行することが可能である。

【0159】

この構成によれば、眼内レンズが挿入された被検眼（つまり白内障手術後の被検眼）の光学的な特性を把握することができる。それにより、適用される眼内レンズの度数やその挿入位置が適切であるか判断することが可能である。

【0160】

実施形態において、複数の眼内レンズモデルに関するパラメータの値を含むデータベースがあらかじめ格納されたデータベース格納部（眼内レンズデータベース格納部2121）が設けられていてよい。この場合、シミュレーション実行部は、シミュレーションにより求められた眼内レンズの度数に対応する眼内レンズモデルをデータベースから特定する眼内レンズモデル特定部（2322）を含んでいてよい。さらに、シミュレーション実行部は、眼内レンズモデル特定部により特定された眼内レンズモデルにより水晶体が置換された3次元眼球モデルについて光線追跡を実行することが可能である。

【0161】

この構成によれば、たとえば、既存の各種の眼内レンズが適用された被検眼の光学的な特性を把握することができる。それにより、既存の眼内レンズの度数やその挿入位置が被検眼にとって適切であるか判断することが可能である。また、被検眼にとって好適な既存の眼内レンズを選択することが可能である。

【0162】

実施形態において、シミュレーション実行部により実行されたシミュレーションの結果と、OCTにより取得されたデータセットに基づく被検眼の画像とを表示手段（表示部241）に表示させる表示制御部（2111）が設けられていてよい。

【0163】

この構成によれば、被検眼の実際の構造を可視化できるとともに、シミュレーションの結果も提示することが可能である。このように、被検眼の構造とシミュレーション結果とを併せて提示することにより、ユーザは、被検眼の状態をより詳しく把握することが可能である。これは、たとえば、診断の容易化や省力化、迅速化に寄与する。

【0164】

実施形態において、表示制御部は、眼球モデル作成部により求められたパラメータの値をシミュレーションの結果として表示させることが可能である。

【0165】

この構成によれば、眼の一部または全体のサイズや、眼の部位の形状や、眼の部位の光学的機能といった有用な診断材料を提示することが可能である。

【0166】

実施形態において、被検眼に関する1以上のパラメータのうちいずれかを指定するための操作部（242）が設けられていてよい。この場合、表示制御部は、操作部を用いたパラメータの指定結果に基づいて、パラメータの値を選択的に表示させることができる。

【0167】

この構成によれば、必要な情報のみを選択的に提示することができる。また、表示されている情報（アノテーション）によって被検眼の画像の一部（たとえば注目領域）が隠されることが無くなるという利点もある。

【0168】

なお、アノテーションの位置を任意に変更できるように構成することが可能である。アノテーションの表示位置の変更は、たとえば操作部を用いて行われる。或いは、注目領域が事前に設定された場合、この注目領域と異なる位置にアノテーションを表示させるよう構成することも可能である。

【0169】

実施形態において、眼内レンズを表す画像データをあらかじめ格納する画像データ格納部（眼内レンズ画像格納部2122）が設けられていてよい。この場合、表示制御部は、

10

20

30

40

50

眼内レンズを表す画像データに基づく眼内レンズ画像を、シミュレーションの結果および被検眼の画像とともに表示させることが可能である。

【0170】

この構成によれば、被検眼に眼内レンズが挿入された状態を可視化することが可能である。特に、シミュレーションにより求められた挿入位置に眼内レンズ画像を表示させることにより、被検眼に眼内レンズが挿入された状態を詳細に把握することが可能となる。

【0171】

計測部は、高深達光源から出力された光（第1の光）を利用してOCTを実行する光学系を備えていてよい。さらに、計測部は、この光学系による検出結果に基づいて、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む3次元領域の前面から後面にわたる複数の反射強度プロファイルを取得する処理と、取得された複数の反射強度プロファイルに基づいて3次元領域の画像データを生成する処理とを実行する画像データ生成部（画像形成部220、データ処理部230等）を備えていてよい。

10

【0172】

この構成によれば、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む3次元領域のOCTを、計測深度の変更を行うことなく一度に実行することが可能である。それにより、OCTに掛かる時間の短縮を図ることが可能である。

【0173】

実施形態において、上記の光学系は、光源から出力された第2の光を利用してOCTを実行するよう構成されていてよい。この場合、画像データ生成部は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む3次元領域の前面と後面との間の部分領域の画像データを生成することが可能である。

20

【0174】

この構成によれば、高深達光源を用いて広い深さレンジのOCTを一度に実行できるとともに、注目領域のように高い解像度が要される部位については、その要望を満足する画像を取得することが可能である。

【0175】

実施形態において、計測部は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む3次元領域の2以上の部分領域であって和が当該3次元領域となる2以上の部分領域に対してOCTを順次に行うことにより一群のデータセットを取得することができる。すなわち、計測部は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む3次元領域のOCTを、その部分領域ごとに順次に行うことができる。さらに、眼球モデル作成部は、このような一連のOCTにより取得された一群のデータセットに基づいて3次元眼球モデルの作成を行う事が可能である。

30

【0176】

この構成によれば、高深達光源を使用することなく、現状において一般的に使用されている光源を用いて、この実施形態に係る処理を実現することが可能である。

【0177】

<第2実施形態>

第1の実施形態における図面を適宜に参照する。特に言及しない限り、第1の実施形態と同じ要素には同じ符号を付して説明を行う。また、第1の実施形態で説明された任意の事項を第2の実施形態に適用することが可能である。

40

【0178】

第2の実施形態では、OCTによって時系列画像を取得する場合について説明する。時系列画像は、時系列に沿う複数のOCT画像（複数のデータセット）を含む。換言すると、時系列画像は、異なるタイミングで取得された複数のOCT画像を含む。時系列画像の例として、一定の時間間隔（フレームレート）で取得された複数の静止画像（フレーム）からなる動画がある。なお、複数の静止画像の取得間隔は一定である必要はない。

【0179】

OCT動画は、同じパターンでのスキャンを繰り返し実行することによって取得され

50

る。このスキヤンの繰り返しレートが、フレームレートに相当する。なお、各フレームの画質を向上するための重ね合わせ処理を実行する場合、スキヤンの繰り返しレートを重ね合わせ枚数で除算した値がフレームレートとなる。また、スキヤンパターンは3次元スキヤンであり、その対象領域は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む3次元領域である。このようなスキヤンにより取得されるOCT動画像によれば、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む3次元領域の経時的な変化を把握することが可能である。

【0180】

眼球モデル作成部231のパラメータ算出部2311は、上記のような3次元スキヤンの繰り返しにより取得された各フレームを解析することにより、既定のパラメータの値をフレームごとに算出する。各フレームについて実行される処理は、第1の実施形態と同様であってよい。この処理によれば、既定のパラメータの値の経時的な変化が得られる。

10

【0181】

続いて、モデル作成部2312は、各フレームについて求められたパラメータ値に基づいて3次元眼球モデルを作成する。作成された3次元眼球モデルには、対応するフレームの取得タイミングを表す情報が付与される。取得タイミング情報は、たとえば、フレームが取得された時間(時刻)を表す情報、或いは、フレームの順序を表す情報(何枚目のフレームかを表す情報)などであってよい。このような処理により、それぞれ異なる時間や順序を示す取得タイミング情報が付与された複数の3次元眼球モデルが得られる。すなわち、経時的に変化する3次元眼球モデル(4次元眼球モデル)が得られる。

20

【0182】

OCTを実行している間に被検眼Eが動くとき、フレームに描出されている3次元領域が変化してしまう。多くの場合には、描出される領域のずれは微小である。このようなずれを解消して動画表示を行うことが可能である。そのための処理の典型的な例は、各フレーム中の特徴点を特定する処理と、或るフレーム中の特徴点の位置に対する他のフレーム中の特徴点の変位を算出する処理と、算出された変位をキャンセルするように複数のフレームの位置合わせを行う処理とを含む。他の例においては、各フレーム中の特徴点を特定する処理と、連続するフレーム間における特徴点の変位を順次に算出する処理と、これにより累積的に算出された特徴点の変位をキャンセルするように複数のフレームを順次に位置合わせする処理とを含む。

30

【0183】

眼球モデル作成部231は、上記のような3次元スキヤンの繰り返しにより取得された複数のフレーム(または、これらに基づく4次元眼球モデル)に基づいて、被検眼Eの内部に存在する対象の経時的な変化を表す情報(経時変化情報)を取得する。この対象は、被検眼Eの部位(たとえば、水晶体、チン小帯、毛様筋等)でもよいし、被検眼Eの内部に存在する体液でもよいし、被検眼Eに挿入された部材(眼内レンズ等)でもよいし、被検眼Eに投与された薬剤でもよい。薬剤の例として、加齢黄斑変性症の治療において硝子体内に投与される薬剤がある。このような処理により、被検眼Eの部位の運動を表す運動情報や、被検眼Eの内部における液体の分布の変化を表す分布変化情報などが得られる。ここで、分布変化情報には、液体が存在する領域の変化や、各位置における液体の濃度の変化が含まれていてよい。

40

【0184】

経時変化情報を取得するための処理は、たとえば次のようにして実行される。まず、眼球モデル作成部231は、複数のフレーム(または複数の3次元眼球モデル)のそれぞれを解析することにより、対象に相当する画像領域を特定する。次に、眼球モデル作成部231は、複数のフレームから特定された複数の画像領域に基づいて、対象の形態(位置、向き、サイズ等)の経時的な変化を求める。

【0185】

第2の実施形態に係る眼科撮影装置の効果について説明する。

【0186】

この実施形態に係る眼科撮影装置は、計測部(OCTのための光学系、画像形成部22

50

0、データ処理部230等)と、眼球モデル作成部(231)と、シミュレーション実行部(232)とを備える。計測部は、角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の3次元領域に対するOCTを反復的に実行することにより、時系列に沿った複数のデータセット(複数のOCT画像、複数のフレーム)を取得する。眼球モデル作成部は、計測部により取得された複数のデータセットのそれぞれを解析することにより被検眼に関するパラメータの値を求め、求められたパラメータの値に基づいて経時的に変化する3次元眼球モデルを作成する。シミュレーション実行部は、眼球モデル作成部により作成された経時的に変化する3次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行する。

【0187】

このような実施形態によれば、第1の実施形態と同様に、信頼度の高い眼球モデルを容易に取得でき、それを用いたシミュレーションを好適に行うことができる。さらに、この実施形態によれば、被検眼の静的な形態に関するシミュレーションだけでなく、被検眼の動的なシミュレーションを実行することも可能である。

10

【0188】

実施形態において、計測部により取得された複数のデータセットに基づいて、被検眼の内部の対象の経時的な変化を表す情報を取得する。

【0189】

この構成によれば、被検眼の部位(水晶体、チン小帯、毛様筋等)の運動を表す運動情報や、被検眼の内部における液体(薬剤等)の分布の変化を表す分布変化情報を取得することが可能である。また、このようにして得られた情報をシミュレーションに利用することが可能である。また、このようにして得られた情報を、シミュレーションの結果とともに診断材料として用いることが可能である。

20

【0190】

眼科情報処理装置

この発明には、外部の装置により取得されたデータセットに基づいて、第1または第2の実施形態と同様の処理を実行する装置も含まれる。このような装置の典型的な例として、コンピュータ、携帯端末(タブレット、スマートフォン等)、LAN上のサーバ、WAN上のサーバ、OCT機能を有しない眼科装置、OCT機能を有する眼科装置、眼科以外の分野で使用可能な医用装置などがある。

【0191】

眼科情報処理装置は、受付部と、眼球モデル作成部と、シミュレーション実行部とを備える。受付部は、外部の装置が角膜前面から網膜表面にわたる範囲を含む被検眼の3次元領域のOCTを実行することにより取得されたデータセットを受け付ける。受付部は、たとえば、ネットワークや記録媒体を介してデータセットを受け付ける。ネットワークを介してデータセットを受け付けるための受付部は、ネットワークアダプタ(LANカード、モデム等)を含む。記録媒体を介してデータセットを受け付けるための受付部は、ドライブ装置や外部バスを含む。眼球モデル作成部は、受付部により受け付けられたデータセットを解析することにより被検眼に関する1以上のパラメータの値を求め、求められたパラメータの値に基づいて3次元眼球モデルを作成する。眼球モデル作成部が実行する処理は、第1または第2の実施形態におけるそれと同様であってよい。シミュレーション実行部は、眼球モデル作成部により作成された3次元眼球モデルに基づいてシミュレーションを実行する。シミュレーション実行部が実行する処理は、第1または第2の実施形態におけるそれと同様であってよい。

30

40

【0192】

このような眼科情報処理装置によれば、外部の装置によって取得されたOCTデータセットに基づいて信頼度の高い眼球モデルを容易に取得でき、それを用いたシミュレーションを好適に行うことができる。

【0193】

実施形態に係る眼科情報処理装置は、第1または第2の実施形態において説明された任意の構成を備えていてよい。

50

【 0 1 9 4 】

< その他 >

上記の実施形態では、水晶体（眼内レンズ）に関するシミュレーションを実行する場合について特に詳しく説明したが、対象は水晶体に限定されない。具体例として、角膜に関するシミュレーションを実行することができる。それにより、角膜屈折矯正のための情報を取得することが可能である。

【 0 1 9 5 】

たとえば、角膜屈折矯正手術の典型的な例である L A S I K に関し、フラップの位置の決定や、蒸散位置や蒸散量の決定のためにシミュレーションを行うことが可能である。また、P R K やラセックやエピレーシックについても同様のシミュレーションを行うことが可能である。

10

【 0 1 9 6 】

また、コンタクトレンズを処方するためのシミュレーションを実行することが可能である。

【 0 1 9 7 】

上記の実施形態またはその変形例を実現するためのコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク（C D - R O M / D V D - R A M / D V D - R O M / M O 等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/Z I P 等）などを用いることが可能である。また、インターネット

20

【 0 1 9 8 】

以上に説明した構成は、この発明を好適に実施するための一例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を適宜に施すことが可能である。

【 符号の説明 】

【 0 1 9 9 】

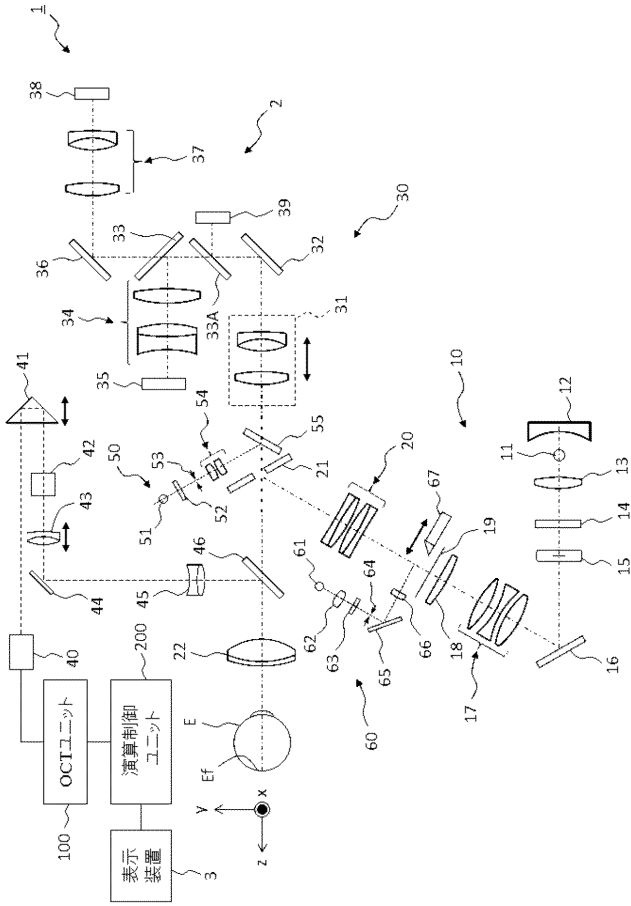
- 1 眼科撮影装置
- 2 眼底カメラユニット
- 1 0 0 O C T ユニット
- 2 0 0 演算制御ユニット
- 2 1 0 制御部
- 2 1 1 主制御部
- 2 1 1 1 表示制御部
- 2 1 2 記憶部
- 2 1 2 1 眼内レンズデータベース格納部
- 2 1 2 2 眼内レンズ画像格納部
- 2 2 0 画像形成部
- 2 3 0 データ処理部
- 2 3 1 眼球モデル作成部
- 2 3 1 1 パラメータ算出部
- 2 3 1 2 モデル作成部
- 2 3 2 シミュレーション実行部
- 2 3 2 1 眼内レンズ演算部
- 2 3 2 2 眼内レンズモデル特定部
- 2 4 1 表示部
- 2 4 2 操作部
- E 被検眼

30

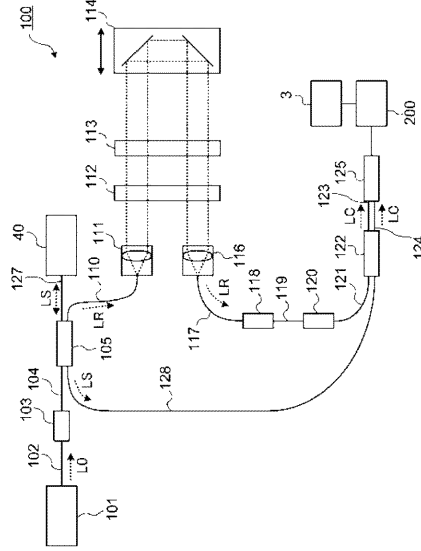
40

50

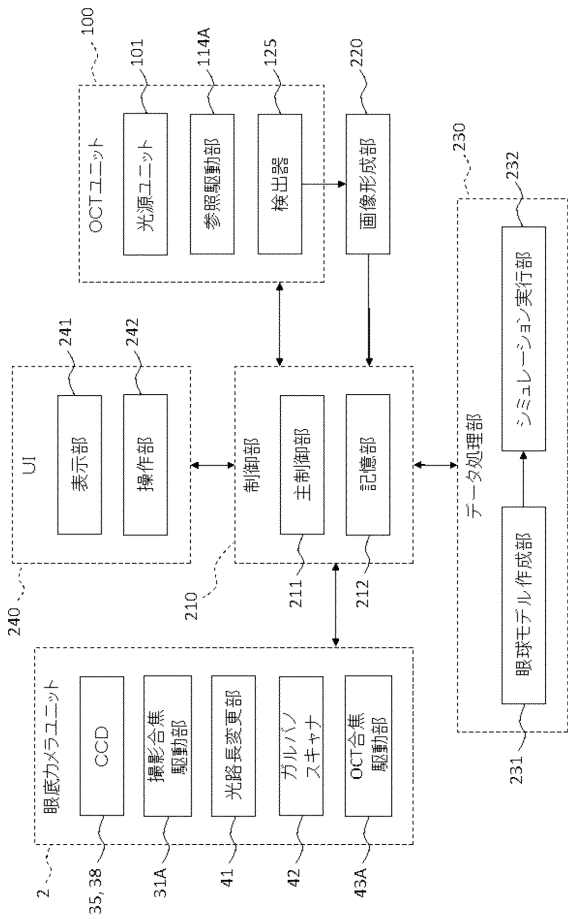
【図 1】



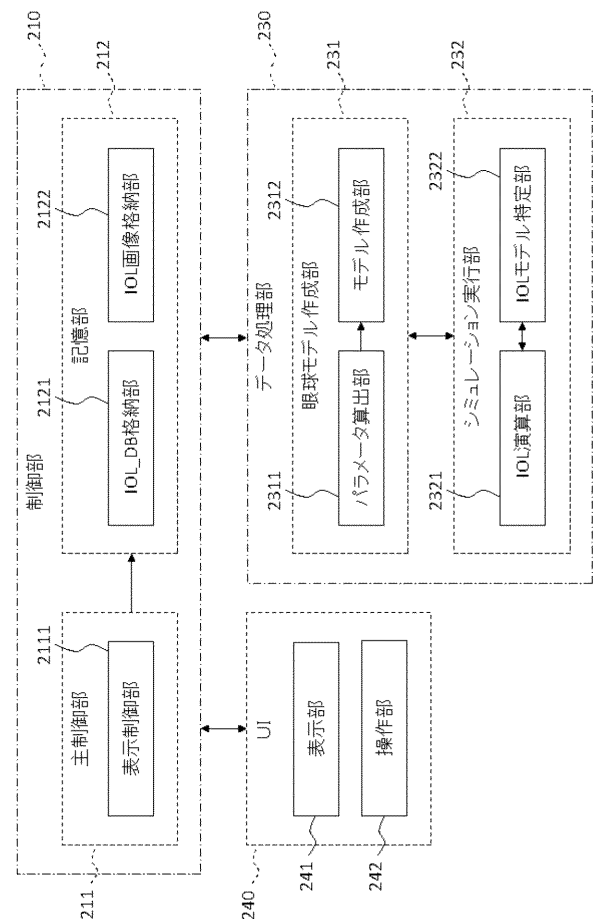
【図 2】



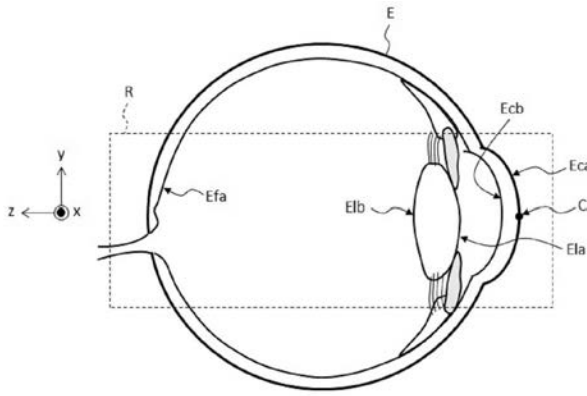
【図 3 A】



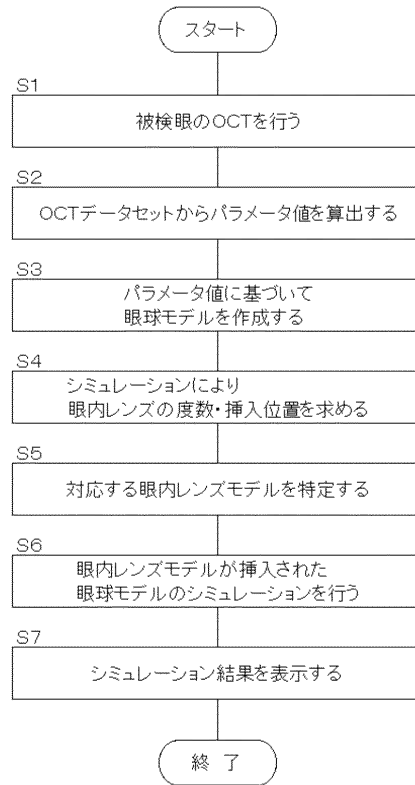
【図 3 B】



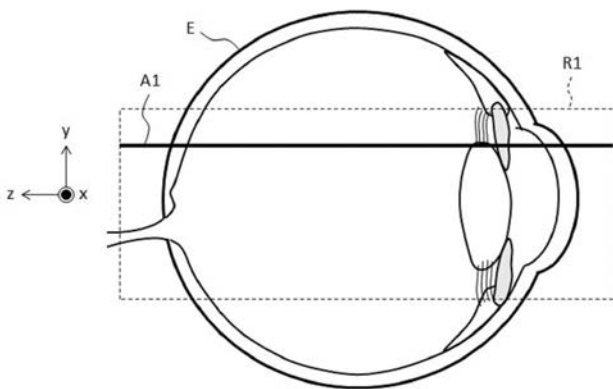
【 図 4 】



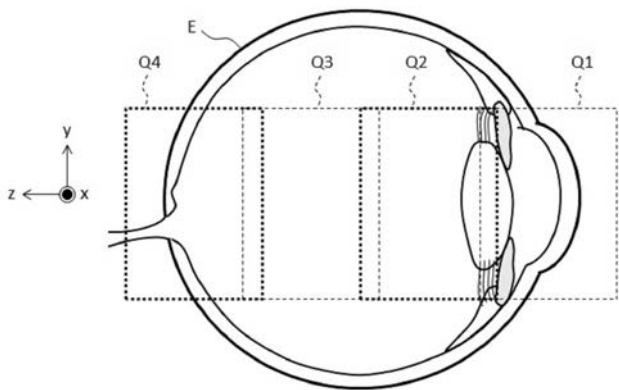
【 図 5 】



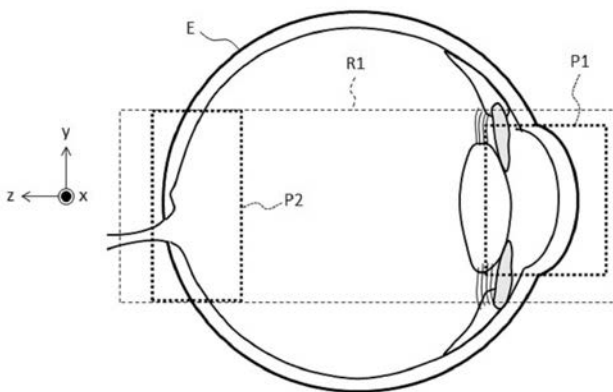
【 図 6 A 】



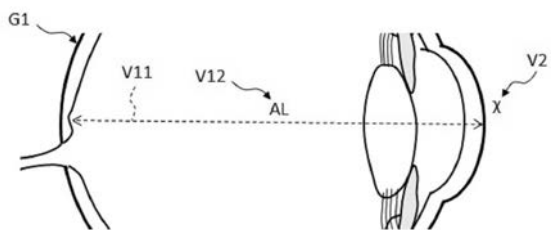
【 図 6 C 】



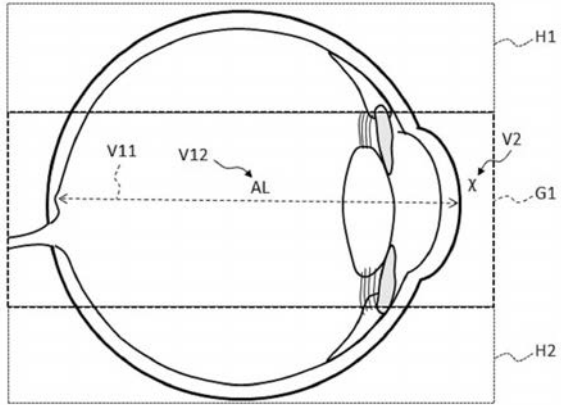
【 図 6 B 】



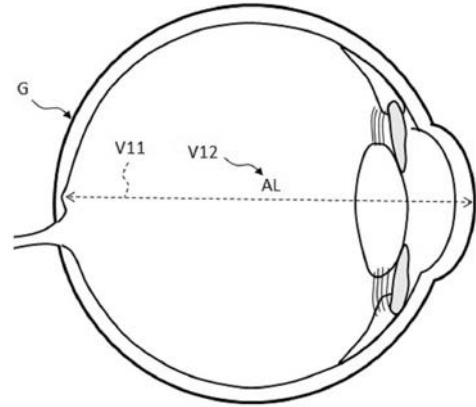
【 図 7 A 】



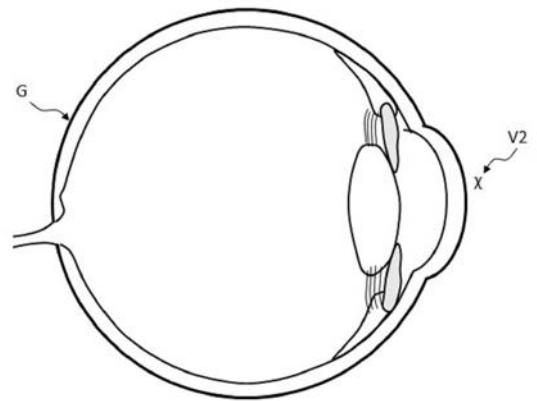
【 図 7 B 】



【 図 8 A 】



【 図 8 B 】



【 図 9 】

