

(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2010-191
(P2010-191A)

(43) 公開日 平成22年1月7日(2010.1.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 Z	2 F 0 6 4
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 3 O	2 F 0 6 5
A 6 1 B 3/12 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 H	2 G 0 5 9
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/12 E	
G 0 1 B 11/24 (2006.01)	A 6 1 B 3/14 F	
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 32 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2008-160548 (P2008-160548)	(71) 出願人	000220343
(22) 出願日	平成20年6月19日 (2008. 6. 19)		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	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	林 健史
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社
			トプコン内
		(72) 発明者	清水 仁
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社
			トプコン内
		最終頁に続く	

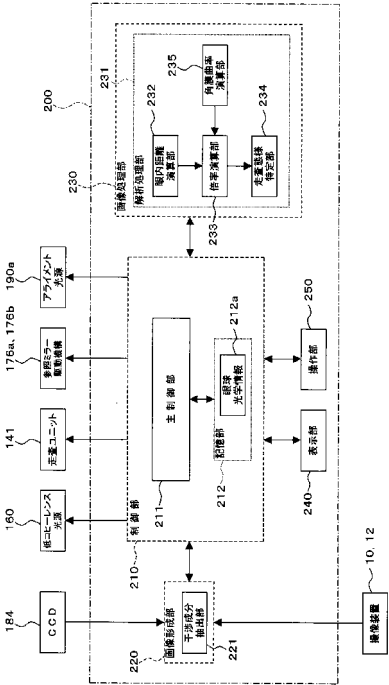
(54) 【発明の名称】 光画像計測装置

(57) 【要約】

【課題】被測定物体の異なる部位を描写する複数のOCT画像を基に被測定物体の物理量を高い確度で計測可能な技術を提供する。

【解決手段】光画像計測装置1は、低コヒーレンス光L0を信号光LSと参照光LRとに分割し、参照光LRの光路を光路長の異なる二つの光路に分割することで参照光LRを二つの参照光LRa、LRbに分割する。更に、光画像計測装置1は、これら二つの光路をそれぞれ経由した参照光LRa、LRbと被検眼Eを経由した信号光LSとを干渉させて、被検眼Eの二つの深度位置（眼底Ef、角膜Ec）のそれぞれにおける形態を反映した干渉光LCを生成し、この干渉光LCを検出して検出信号を生成する。そして、光画像計測装置1は、この検出信号に基づいて眼底断層画像と角膜断層画像を形成し、これら断層画像を解析して被検眼Eの角膜網膜間距離を求める。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記参照光の光路を光路長の異なる複数の光路に分割することで前記参照光を複数の参照光に分割し、前記複数の光路をそれぞれ経由した前記複数の参照光と被測定物体を経由した前記信号光とを干渉させて、前記被測定物体の複数の深度位置のそれぞれにおける形態を反映した干渉光を生成する光学系と、

前記生成された干渉光を検出して検出信号を生成する検出手段と、

前記生成された検出信号に基づいて、前記複数の深度位置における前記被測定物体の形態を表す複数の断層画像をそれぞれ形成する画像形成手段と、

前記複数の断層画像を解析して前記被測定物体の所定の物理量を求める解析手段と、
を備えることを特徴とする光画像計測装置。

【請求項 2】

前記光学系は、前記低コヒーレンス光から分割された参照光を前記複数の参照光に分割するビームスプリッタと、前記複数の参照光のそれぞれの光路に設けられた参照ミラーとを含み、

前記ビームスプリッタは、前記参照ミラーによりそれぞれ反射された前記複数の参照光を合成し、

前記光学系は、前記合成された前記複数の参照光を前記信号光に干渉させて前記干渉光を生成する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の光画像計測装置。

【請求項 3】

前記光学系は、前記低コヒーレンス光から分割された参照光の一部分の光路長を延長する光学部材と、前記光学部材により光路長が延長された前記参照光の一部分と、前記参照光の他の部分とを反射する参照ミラーとを含み、前記参照ミラーにより反射された前記参照光を前記信号光に干渉させて前記干渉光を生成する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の光画像計測装置。

【請求項 4】

前記解析手段は、前記所定の物理量として、前記複数の断層画像のうちの一の断層画像中の位置と他の断層画像中の位置との間の距離を求める、

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光画像計測装置。

【請求項 5】

前記被測定物体は生体眼であり、

前記複数の参照光は、前記生体眼の網膜に対応する光路長を有する第 1 の光路を経由する第 1 の参照光と、前記生体眼の角膜に対応する光路長を有する第 2 の光路を経由する第 2 の参照光とを含み、

前記画像形成手段は、前記第 1 の参照光と前記網膜で反射された前記信号光との干渉成分に相当する第 1 の信号成分を前記検出信号から抽出して前記網膜の形態を表す第 1 の断層画像を前記一の断層画像として形成し、かつ、前記第 2 の参照光と前記角膜で反射された前記信号光との干渉成分に相当する第 2 の信号成分を前記検出信号から抽出して前記角膜の形態を表す第 2 の断層画像を前記他の断層画像として形成し、

前記解析手段は、前記第 1 及び前記第 2 の断層画像を解析して、前記生体眼の角膜網膜間距離を求める、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の光画像計測装置。

【請求項 6】

前記第 1 の光路と前記第 2 の光路とは、角膜網膜間距離の標準値に略等しい光路長差を有し、

前記解析手段は、予め記憶された眼球光学情報に含まれる眼球光学系の屈折率の値で前記標準値を除算し、その商の値と前記第 1 及び前記第 2 の断層画像とに基づいて前記角膜網膜間距離を求める、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 5 に記載の光画像計測装置。

【請求項 7】

前記解析手段は、前記所定の物理量として、前記求められた角膜網膜間距離に基づいて前記生体眼の眼球光学系の倍率を求める倍率演算手段を含む、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の光画像計測装置。

【請求項 8】

前記倍率演算手段は、予め記憶された眼球光学情報に含まれる眼球光学系の光学情報と、前記求められた角膜網膜間距離とに基づいて前記倍率を求める、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の光画像計測装置。

【請求項 9】

前記眼球光学情報は、角膜の前後面のそれぞれの曲率半径、角膜の厚さ、角膜の屈折率、水晶体の前後面のそれぞれの曲率半径、水晶体の厚さ、水晶体の屈折率、硝子体の屈折率、及び、角膜前面と水晶体後面との間の距離を表す前眼部距離のそれぞれの値を含み、

前記倍率演算手段は、前記角膜網膜間距離から前記前眼部距離の値を減算して水晶体後面と網膜表面との間の距離を表す後眼部距離を算出し、前記眼球光学情報及び前記後眼部距離とに基づいて眼球モデルを形成し、前記眼球モデルに基づいて前記倍率を求める、

ことを特徴とする請求項 8 に記載の光画像計測装置。

【請求項 10】

前記生体眼に対して前記光学系を位置合わせするアライメント手段を更に備え、

前記解析手段は、前記位置合わせが行われた後に前記光学系により生成された干渉光に基づく前記第 2 の断層画像のフレーム内における位置を特定し、該特定された位置に基づいて前記生体眼の角膜曲率半径を求める角膜曲率半径演算手段を含み、

前記倍率演算手段は、前記眼球光学情報に含まれる角膜の曲率半径の値の代わりに、前記求められた角膜曲率半径に基づいて前記眼球モデルを形成する、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の光画像計測装置。

【請求項 11】

前記生体眼に対して前記光学系を位置合わせするアライメント手段を更に備え、

前記解析手段は、前記位置合わせが行われた後に前記光学系により干渉光が生成されたときの前記第 2 の光路の光路長に基づいて前記生体眼の角膜曲率半径を求める角膜曲率半径演算手段を含み、

前記倍率演算手段は、前記眼球光学情報に含まれる角膜の曲率半径の値の代わりに、前記求められた角膜曲率半径に基づいて前記眼球モデルを形成する、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の光画像計測装置。

【請求項 12】

前記光学系は、前記生体眼に対する前記信号光の照射位置を走査する走査手段を含み、

前記解析手段は、前記眼球モデル及び前記求められた倍率に基づいて、前記網膜の所定位置に前記信号光を照射させるような前記走査手段による前記信号光の走査態様を特定する特定手段を含み、

前記光学系は、新たな低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記特定された走査態様に基づき前記走査手段により当該新たな信号光を走査しつつ、前記第 1 の光路を経由した当該新たな参照光と前記網膜を経由した当該新たな信号光とを干渉させて新たな干渉光を生成し、

前記検出手段は、前記新たな干渉光を検出して新たな検出信号を生成し、

前記画像形成手段は、前記新たな検出信号に基づいて、前記網膜の新たな断層画像を形成する、

ことを特徴とする請求項 9 ~ 請求項 11 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

【請求項 13】

前記特定手段は、前記眼球モデル及び前記求められた倍率に基づく光線追跡演算を行うことにより、前記眼球モデルの網膜の前記所定位置に信号光が照射されるような前記走査態様を特定する、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の光画像計測装置。

【請求項 1 4】

前記特定手段は、前記網膜の視神経乳頭中心を中心とし所定半径を有する円形の軌跡に沿って前記信号光の照射位置を走査させるための前記走査態様を特定する、

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の光画像計測装置。

【請求項 1 5】

前記解析手段は、前記新たな断層画像に基づいて前記生体眼の網膜厚を求める、

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の光画像計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

この発明は、光ビームを用いて被測定物体の表面形態や内部形態を表す画像を形成する光画像計測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、レーザ光源等からの光ビームを用いて被測定物体の表面形態や内部形態を表す画像を形成する光画像計測技術が注目を集めている。光画像計測技術は、X線CT装置のような人体に対する侵襲性を持たないことから、医療分野や生物学分野における応用の展開が特に期待されている。

【0003】

20

特許文献 1 には、光画像計測技術を適用した装置が開示されている。この装置は、測定腕が回転式轉向鏡（ガルバノミラー）により物体を走査し、参照腕に参照ミラーが設置されており、その出口に計測腕及び参照腕からの光束の干渉光の強度を分光器で分析する干渉器が設けられている。更に、参照腕は、参照光光束位相を不連続な値で段階的に変えるように構成されている。

【0004】

特許文献 1 の装置は、いわゆる「フーリエドメイン OCT (Fourier Domain Optical Coherence Tomography)」の手法を用いるものである。すなわち、被測定物体に対して低コヒーレンス光のビームを照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル強度分布を取得してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の深度方向（z 方向）の形態を画像化するものである。

30

【0005】

更に、特許文献 1 に記載の装置は、光ビーム（信号光）を走査するガルバノミラーを備え、それにより被測定物体の所望の測定対象領域の画像を形成するようになっている。この装置においては、z 方向に直交する 1 方向（x 方向）にのみ光ビームを走査するように構成されているので、この装置により形成される画像は、光ビームの走査方向（x 方向）に沿った深度方向（z 方向）の 2 次元断層画像となる。

【0006】

特許文献 2 には、信号光を水平方向及び垂直方向に走査することにより水平方向の 2 次元断層画像を複数形成し、これら複数の断層画像に基づいて測定範囲の 3 次元の断層情報を取得して画像化する技術が開示されている。この 3 次元画像化としては、たとえば、複数の断層画像を垂直方向に並べて表示させる方法や（スタックデータなどと呼ばれる）、複数の断層画像にレンダリング処理を施して 3 次元画像を形成する方法などが考えられる。

40

【0007】

特許文献 3、4 には、他のタイプの光画像計測装置が開示されている。特許文献 3 には、被測定物体に照射される光の波長を走査し、各波長の光の反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光に基づいてスペクトル強度分布を取得し、それに対してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の形態を画像化する光画像計測装置が記載されている。この

50

ような光画像計測装置は、スウェプトソース (S w e p t S o u r c e) タイプなどと呼ばれる。

【 0 0 0 8 】

また、特許文献 4 には、所定のビーム径を有する光を被測定物体に照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光の成分を解析することにより、光の進行方向に直交する断面における被測定物体の画像を形成する光画像計測装置が記載されている。このような光画像計測装置は、フルフィールド (f u l l - f i e l d) タイプ、或いはエンフェイス (e n - f a c e) タイプなどと呼ばれる。

【 0 0 0 9 】

特許文献 5 には、OCT 技術を眼科分野に適用した構成が開示されている。なお、光画像計測装置が眼科分野に応用される以前には、眼底カメラ等の眼科撮影装置が利用されていた (たとえば特許文献 6 を参照)。

10

【 0 0 1 0 】

OCT 技術を用いた眼底撮影装置は、眼底を前方から撮影するだけの眼底カメラと比較して、眼底の断層画像や 3 次元画像を取得できるという利点がある。そのため、診断精度の向上や病変の早期発見への寄与が期待されている。

【 0 0 1 1 】

【特許文献 1】特開平 1 1 - 3 2 5 8 4 9 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 1 3 9 4 2 1 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 7 - 2 4 6 7 7 号公報

20

【特許文献 4】特開 2 0 0 6 - 1 5 3 8 3 8 号公報

【特許文献 5】特開 2 0 0 8 - 7 3 0 9 9 号公報

【特許文献 6】特開平 9 - 2 7 6 2 3 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

光画像計測装置により取得される画像 (OCT 画像 : 断層画像、3 次元画像等) は、被測定物体 (又はその一部) の各種物理量の計測に用いられる。たとえば眼科分野においては、病変部のサイズや隅角などの物理量の計測に利用されている。

【 0 0 1 3 】

30

しかしながら、従来の光画像計測装置では、一枚の OCT 画像に描写された対象物の物理量を計測することはできるが、複数の OCT 画像に亘って描写された対象物の物理量を高い確度で計測することは困難である。

【 0 0 1 4 】

たとえば、従来の光画像計測装置によれば、一枚の OCT 画像中の二点間の距離については計測できたが、第 1 の OCT 画像中の一点と第 2 の OCT 画像中の一点との間の距離を高い確度で計測することは難しかった。特に、生体眼のように静止状態にない被測定物体については、第 1 の OCT 画像と第 2 の OCT 画像の取得タイミングにズレが生じるので、計測確度が低下する可能性が高かった。

【 0 0 1 5 】

40

このように、従来の光画像計測装置では、一枚の OCT 画像で描写可能な比較的狭い範囲における物理量の計測は容易であったが、これを超える比較的広い範囲における物理量を高い確度で計測することは困難であった。

【 0 0 1 6 】

この発明は、このような問題を解決するためになされたもので、その目的は、被測定物体の異なる部位を描写する複数の OCT 画像を基に被測定物体の物理量を高い確度で計測可能な光画像計測装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 7 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、低コヒーレンス光を信号光と参

50

照光とに分割し、前記参照光の光路を光路長の異なる複数の光路に分割することで前記参照光を複数の参照光に分割し、前記複数の光路をそれぞれ経由した前記複数の参照光と被測定物体を經由した前記信号光とを干渉させて、前記被測定物体の複数の深度位置のそれぞれにおける形態を反映した干渉光を生成する光学系と、前記生成された干渉光を検出して検出信号を生成する検出手段と、前記生成された検出信号に基づいて、前記複数の深度位置における前記被測定物体の形態を表す複数の断層画像をそれぞれ形成する画像形成手段と、前記複数の断層画像を解析して前記被測定物体の所定の物理量を求める解析手段と、を備えることを特徴とする光画像計測装置である。

【 0 0 1 8 】

また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の光画像計測装置であって、前記光学系は、前記低コヒーレンス光から分割された参照光を前記複数の参照光に分割するビームスプリッタと、前記複数の参照光のそれぞれの光路に設けられた参照ミラーとを含み、前記ビームスプリッタは、前記参照ミラーによりそれぞれ反射された前記複数の参照光を合成し、前記光学系は、前記合成された前記複数の参照光を前記信号光に干渉させて前記干渉光を生成する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 に記載の光画像計測装置であって、前記光学系は、前記低コヒーレンス光から分割された参照光の一部分の光路長を延長する光学部材と、前記光学部材により光路長が延長された前記参照光の一部分と、前記参照光の他の部分とを反射する参照ミラーとを含み、前記参照ミラーにより反射された前記参照光を前記信号光に干渉させて前記干渉光を生成する、ことを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

また、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光画像計測装置であって、前記解析手段は、前記所定の物理量として、前記複数の断層画像のうちの一の断層画像中の位置と他の断層画像中の位置との間の距離を求める、ことを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

また、請求項 5 に記載の発明は、請求項 4 に記載の光画像計測装置であって、前記被測定物体は生体眼であり、前記複数の参照光は、前記生体眼の網膜に対応する光路長を有する第 1 の光路を經由する第 1 の参照光と、前記生体眼の角膜に対応する光路長を有する第 2 の光路を經由する第 2 の参照光とを含み、前記画像形成手段は、前記第 1 の参照光と前記網膜で反射された前記信号光との干渉成分に相当する第 1 の信号成分を前記検出信号から抽出して前記網膜の形態を表す第 1 の断層画像を前記一の断層画像として形成し、かつ、前記第 2 の参照光と前記角膜で反射された前記信号光との干渉成分に相当する第 2 の信号成分を前記検出信号から抽出して前記角膜の形態を表す第 2 の断層画像を前記他の断層画像として形成し、前記解析手段は、前記第 1 及び前記第 2 の断層画像を解析して、前記生体眼の角膜網膜間距離を求める、ことを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

また、請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 に記載の光画像計測装置であって、前記第 1 の光路と前記第 2 の光路とは、角膜網膜間距離の標準値に略等しい光路長差を有し、前記解析手段は、予め記憶された眼球光学情報に含まれる眼球光学系の屈折率の値で前記標準値を除算し、その商の値と前記第 1 及び前記第 2 の断層画像とに基づいて前記角膜網膜間距離を求める、ことを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 5 に記載の光画像計測装置であって、前記解析手段は、前記所定の物理量として、前記求められた角膜網膜間距離に基づいて前記生体眼の眼球光学系の倍率を求める倍率演算手段を含む、ことを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

また、請求項 8 に記載の発明は、請求項 7 に記載の光画像計測装置であって、前記倍率演算手段は、予め記憶された眼球光学情報に含まれる眼球光学系の光学情報と、前記求め

10

20

30

40

50

られた角膜網膜間距離とに基づいて前記倍率を求める、ことを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

また、請求項 9 に記載の発明は、請求項 8 に記載の光画像計測装置であって、前記眼球光学情報は、角膜の前後面のそれぞれの曲率半径、角膜の厚さ、角膜の屈折率、水晶体の前後面のそれぞれの曲率半径、水晶体の厚さ、水晶体の屈折率、硝子体の屈折率、及び、角膜前面と水晶体後面との間の距離を表す前眼部距離のそれぞれの値を含み、前記倍率演算手段は、前記角膜網膜間距離から前記前眼部距離の値を減算して水晶体後面と網膜表面との間の距離を表す後眼部距離を算出し、前記眼球光学情報及び前記後眼部距離とに基づいて眼球モデルを形成し、前記眼球モデルに基づいて前記倍率を求める、ことを特徴とする。

10

【 0 0 2 6 】

また、請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 に記載の光画像計測装置であって、前記生体眼に対して前記光学系を位置合わせするアライメント手段を更に備え、前記解析手段は、前記位置合わせが行われた後に前記光学系により生成された干渉光に基づく前記第 2 の断層画像のフレーム内における位置を特定し、該特定された位置に基づいて前記生体眼の角膜曲率半径を求める角膜曲率半径演算手段を含み、前記倍率演算手段は、前記眼球光学情報に含まれる角膜の曲率半径の値の代わりに、前記求められた角膜曲率半径に基づいて前記眼球モデルを形成する、ことを特徴とする。

【 0 0 2 7 】

また、請求項 11 に記載の発明は、請求項 9 に記載の光画像計測装置であって、前記生体眼に対して前記光学系を位置合わせするアライメント手段を更に備え、前記解析手段は、前記位置合わせが行われた後に前記光学系により干渉光が生成されたときの前記第 2 の光路の光路長に基づいて前記生体眼の角膜曲率半径を求める角膜曲率半径演算手段を含み、前記倍率演算手段は、前記眼球光学情報に含まれる角膜の曲率半径の値の代わりに、前記求められた角膜曲率半径に基づいて前記眼球モデルを形成する、ことを特徴とする。

20

【 0 0 2 8 】

また、請求項 12 に記載の発明は、請求項 9 ~ 請求項 11 のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、前記光学系は、前記生体眼に対する前記信号光の照射位置を走査する走査手段を含み、前記解析手段は、前記眼球モデル及び前記求められた倍率に基づいて、前記網膜の所定位置に前記信号光を照射させるような前記走査手段による前記信号光の走査態様を特定する特定手段を含み、前記光学系は、新たな低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記特定された走査態様に基づき前記走査手段により当該新たな信号光を走査しつつ、前記第 1 の光路を経由した当該新たな参照光と前記網膜を経由した当該新たな信号光とを干渉させて新たな干渉光を生成し、前記検出手段は、前記新たな干渉光を検出して新たな検出信号を生成し、前記画像形成手段は、前記新たな検出信号に基づいて、前記網膜の新たな断層画像を形成する、ことを特徴とする。

30

【 0 0 2 9 】

また、請求項 13 に記載の発明は、請求項 12 に記載の光画像計測装置であって、前記特定手段は、前記眼球モデル及び前記求められた倍率に基づく光線追跡演算を行うことにより、前記眼球モデルの網膜の前記所定位置に信号光が照射されるような前記走査態様を特定する、ことを特徴とする。

40

【 0 0 3 0 】

また、請求項 14 に記載の発明は、請求項 12 に記載の光画像計測装置であって、前記特定手段は、前記網膜の視神経乳頭中心を中心とし所定半径を有する円形の軌跡に沿って前記信号光の照射位置を走査させるための前記走査態様を特定する、ことを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

また、請求項 15 に記載の発明は、請求項 12 に記載の光画像計測装置であって、前記解析手段は、前記新たな断層画像に基づいて前記生体眼の網膜厚を求める、ことを特徴とする。

【 発明の効果 】

50

【 0 0 3 2 】

この発明に係る光画像計測装置は、低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、更に、この参照光を複数の参照光に分割する。更に、この発明に係る光画像計測装置は、これら複数の光路をそれぞれ経由した参照光と被測定物体を経由した信号光とを干渉させて、被測定物体の複数の深度位置のそれぞれにおける形態を反映した干渉光を生成し、この干渉光の検出結果に基づいて被測定物体の複数の断層画像を形成する。そして、この発明に係る光画像計測装置は、これら複数の断層画像を解析して被測定物体の所定の物理量を求める。

【 0 0 3 3 】

このように作用する光画像計測装置によれば、被測定物体の複数の部位の計測を同時に実行できるので、これら複数の部位の断層画像（OCT画像）に描写された被測定物体の物理量を高い確度で計測することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 3 4 】

この発明に係る光画像計測装置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。この実施形態では、眼科分野において使用され、生体眼のOCT画像を取得する装置について説明する。生体眼は、固視微動等の眼球運動や心臓の拍動などにより常時動いている。なお、生体眼以外の被測定物体（特に動きを伴うもの）のOCT画像を取得する場合についても、同様の構成により同様の効果を得ることが可能である。

【 0 0 3 5 】

この実施形態では、フーリエドメインタイプの手法を適用する構成について詳しく説明する。特に、この実施形態では、特許文献5に開示された装置とほぼ同様の構成を具備する光画像計測装置を取り上げる。なお、他の構成を適用する場合においても、この実施形態と同様の構成を適用することで同様の作用及び効果が得られる。たとえば、スウェプトソースタイプのように信号光を走査（スキャン）して計測を行う任意のタイプのOCT技術に対して、この実施形態に係る構成を適用することが可能である。また、フルフィールドタイプのように信号光をスキャンしないタイプのOCT技術に対して、この実施形態に係る構成を適用することも可能である。

【 0 0 3 6 】

〔構成〕

光画像計測装置1は、図1に示すように、眼底カメラユニット1A、OCTユニット150及び演算制御装置200を含んで構成される。眼底カメラユニット1Aは、従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を有する。眼底カメラは、眼底を撮影して2次元画像を取得する装置である。また、眼底カメラは、眼底血管の形態の撮影に利用される。OCTユニット150は、被検眼のOCT画像を取得するための光学系を格納している。演算制御装置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。

【 0 0 3 7 】

OCTユニット150には、接続線152の一端が取り付けられている。接続線152の他端には、接続線152を眼底カメラユニット1Aに接続するコネクタ部151が取り付けられている。接続線152の内部には光ファイバ152aが導通されている（図4を参照）。OCTユニット150と眼底カメラユニット1Aは、接続線152を介して光学的に接続されている。演算制御装置200は、眼底カメラユニット1A及びOCTユニット150のそれぞれと、電気信号を伝達する通信線を介して接続されている。

【 0 0 3 8 】

〔眼底カメラユニット〕

眼底カメラユニット1Aは、眼底表面の形態を表す2次元画像を形成するための光学系を有する。ここで、眼底表面の2次元画像には、眼底表面を撮影したカラー画像やモノクロ画像、更には蛍光画像（フルオレセイン蛍光画像、インドシアニングリーン蛍光画像等）などが含まれる。

【 0 0 3 9 】

眼底カメラユニット 1 A には、従来の眼底カメラと同様に、照明光学系 1 0 0 と撮影光学系 1 2 0 が設けられている。照明光学系 1 0 0 は眼底 E f に照明光を照射する。撮影光学系 1 2 0 は、この照明光の眼底反射光を撮像装置 1 0、1 2 に導く。また、撮影光学系 1 2 0 は、O C T ユニット 1 5 0 からの信号光を被検眼 E に導くとともに、被検眼 E を経由した信号光を O C T ユニット 1 5 0 に導く。

【 0 0 4 0 】

照明光学系 1 0 0 は、従来の眼底カメラと同様に、観察光源 1 0 1、コンデンサレンズ 1 0 2、撮影光源 1 0 3、コンデンサレンズ 1 0 4、エキサイタフィルタ 1 0 5 及び 1 0 6、リング透光板 1 0 7 (リングスリット 1 0 7 a)、ミラー 1 0 8、L C D (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) 1 0 9、照明絞り 1 1 0、リレーレンズ 1 1 1、孔開きミラー 1 1 2、対物レンズ 1 1 3 を含んで構成される。

10

【 0 0 4 1 】

観察光源 1 0 1 は、たとえば約 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m の範囲の可視領域の波長を含む照明光を出力する。撮影光源 1 0 3 は、たとえば約 7 0 0 n m ~ 8 0 0 n m の範囲の近赤外領域の波長を含む照明光を出力する。この近赤外光は、O C T ユニット 1 5 0 で使用する光の波長よりも短く設定されている。

【 0 0 4 2 】

観察光源 1 0 1 から出力された照明光は、コンデンサレンズ 1 0 2、1 0 4、(エキサイタフィルタ 1 0 5 又は 1 0 6、) リング透光板 1 0 7、ミラー 1 0 8、L C D 1 0 9、照明絞り 1 1 0、リレーレンズ 1 1 1 を介して孔開きミラー 1 1 2 に到達する。更に、この照明光は、孔開きミラー 1 1 2 により反射され、対物レンズ 1 1 3 を介して被検眼 E に入射して眼底 E f を照明する。一方、撮影光源 1 0 3 から出力された照明光は、コンデンサレンズ 1 0 4 から対物レンズ 1 1 3 までを経由して被検眼 E に入射して眼底 E f を照明する。

20

【 0 0 4 3 】

撮影光学系 1 2 0 は、対物レンズ 1 1 3、孔開きミラー 1 1 2 (の孔部 1 1 2 a)、撮影絞り 1 2 1、バリアフィルタ 1 2 2 及び 1 2 3、変倍レンズ 1 2 4、リレーレンズ 1 2 5、撮影レンズ 1 2 6、ダイクロイックミラー 1 3 4、フィールドレンズ (視野レンズ) 1 2 8、ハーフミラー 1 3 5、リレーレンズ 1 3 1、ダイクロイックミラー 1 3 6、撮影レンズ 1 3 3、撮像装置 1 0、反射ミラー 1 3 7、撮影レンズ 1 3 8、撮像装置 1 2、レンズ 1 3 9 及び L C D 1 4 0 を含んで構成される。撮影光学系 1 2 0 は、従来の眼底カメラとほぼ同様の構成を有する。

30

【 0 0 4 4 】

ダイクロイックミラー 1 3 4 は、照明光学系 1 0 0 からの照明光の眼底反射光 (約 4 0 0 n m ~ 8 0 0 n m の範囲に含まれる波長を有する) を反射する。また、ダイクロイックミラー 1 3 4 は、O C T ユニット 1 5 0 からの信号光 L S (たとえば約 8 0 0 n m ~ 9 0 0 n m の範囲に含まれる波長を有する; 図 4 を参照) を透過させる。

【 0 0 4 5 】

ダイクロイックミラー 1 3 6 は、観察光源 1 0 1 からの照明光の眼底反射光を透過させる。また、ダイクロイックミラー 1 3 6 は、撮影光源 1 0 3 からの照明光の眼底反射光を反射する。

40

【 0 0 4 6 】

L C D 1 4 0 は、被検眼 E を固視させるための固視標 (内部固視標) を表示する。L C D 1 4 0 からの光は、レンズ 1 3 9 により集光され、ハーフミラー 1 3 5 により反射され、フィールドレンズ 1 2 8 を経由してダイクロイックミラー 1 3 6 に反射される。更に、この光は、撮影レンズ 1 2 6、リレーレンズ 1 2 5、変倍レンズ 1 2 4、孔開きミラー 1 1 2 (の孔部 1 1 2 a)、対物レンズ 1 1 3 等を経由して被検眼 E に入射する。それにより、眼底 E f に内部固視標が投影される。

【 0 0 4 7 】

L C D 1 4 0 による内部固視標の表示位置を変更することにより、被検眼 E の固視方向

50

を変更することができる。被検眼 E の固視方向としては、たとえば従来の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固視方向や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための固視方向や、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固視方向などがある。

【 0 0 4 8 】

撮像装置 1 0 には、撮像素子 1 0 a が内蔵されている。撮像装置 1 0 は、特に近赤外領域の波長の光を検出可能である。つまり、撮像装置 1 0 は、近赤外光を検出する赤外線テレビカメラとして機能する。撮像装置 1 0 は、近赤外光を検出して映像信号を出力する。撮像素子 1 0 a は、たとえば、CCD (Charge Coupled Devices) や CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の任意の撮像素子 (エリアセンサ) である。

10

【 0 0 4 9 】

撮像装置 1 2 には、撮像素子 1 2 a が内蔵されている。撮像装置 1 2 は、特に可視領域の波長の光を検出可能である。つまり、撮像装置 1 2 は、可視光を検出するテレビカメラとして機能する。撮像装置 1 2 は、可視光を検出して映像信号を出力する。撮像素子 1 2 a は、撮像素子 1 0 a と同様に、任意の撮像素子 (エリアセンサ) により構成される。

【 0 0 5 0 】

タッチパネルモニタ 1 1 は、各撮像素子 1 0 a 、 1 2 a からの映像信号に基づいて眼底画像 E f ' を表示する。また、この映像信号は演算制御装置 2 0 0 に送られる。

【 0 0 5 1 】

20

眼底カメラユニット 1 A には、走査ユニット 1 4 1 とレンズ 1 4 2 とが設けられている。走査ユニット 1 4 1 は、OCT ユニット 1 5 0 から出力される信号光 L S の被検眼 E (たとえば眼底 E f) に対する照射位置を走査する。走査ユニット 1 4 1 は、この発明の「走査手段」の一例である。

【 0 0 5 2 】

走査ユニット 1 4 1 は、図 1 に示す x y 平面上において信号光 L S を走査する。そのために、走査ユニット 1 4 1 には、たとえば、x 方向への走査用のガルバノミラーと、y 方向への走査用のガルバノミラーとが設けられている。

【 0 0 5 3 】

変倍レンズ 1 2 4 とリレーレンズ 1 2 5 との間の光路上には、ハーフミラー 1 9 0 が斜設されている。ハーフミラー 1 9 0 は、図 2 (A) に示すアライメント光学系 1 9 0 A の光路と撮影光学系 1 2 0 の光路 (撮影光路) とを合成するように作用する。アライメント光学系 1 9 0 A は、被検眼 E に対する光学系の位置合わせに用いられるアライメント輝点を被検眼 E に投影するための光学系である。

30

【 0 0 5 4 】

このアライメント輝点は、被検眼 E の角膜 E c の頂点位置 (角膜頂点) を光学系 1 0 0 、 1 2 0 の光軸に一致させるアライメント (図 1 に示す x y 方向のアライメント) と、被検眼 E と光学系 1 0 0 、 1 2 0 との間の距離 (図 1 の z 方向 ; ワーキングディスタンス (working distance) ; 被検眼 E の角膜 E c (角膜頂点) と対物レンズ 1 1 3 との間の距離) のアライメントとの双方に用いられる (たとえば特開平 1 1 - 4 8 0 8 号公報を参照) 。

40

【 0 0 5 5 】

アライメント光学系 1 9 0 A は、図 2 (A) に示すように、ハーフミラー 1 9 0 とともに、アライメント光源 1 9 0 a 、ライトガイド 1 9 0 b 、反射ミラー 1 9 0 c 、2 孔絞り 1 9 0 d 及びリレーレンズ 1 9 0 e を含んで構成されている。アライメント光源 1 9 0 a は、たとえば、近赤外領域の光 (アライメント光) を出力する L E D 等の光源を含んで構成される。

【 0 0 5 6 】

2 孔絞り 1 9 0 d は、図 2 (B) に示すように、二つの孔部 1 9 0 d 1 、 1 9 0 d 2 を有している。孔部 1 9 0 d 1 、 1 9 0 d 2 は、たとえば円盤状の 2 孔絞り 1 9 0 d の中心

50

位置 190 d 3 に対して対称な位置に形成されている。2 孔絞り 190 d は、その中心位置 190 d 3 がアライメント光学系 190 A の光軸上に位置するようにして配設される。

【0057】

ライトガイド 190 b の射出端 190 β から出射したアライメント光は、反射ミラー 190 c により反射されて 2 孔絞り 190 d に導かれる。2 孔絞り 190 d の孔部 190 d 1、190 d 2 を通過したアライメント光（の一部）は、リレーレンズ 190 e を経由し、ハーフミラー 190 により反射されて孔空きミラー 112 に導かれる。このとき、リレーレンズ 190 e は、ライトガイド 190 b の射出端 190 β の像を孔空きミラー 112 の孔部 112 a の中央位置（撮影光学系 120 の光軸上の位置）に中間結像させる。孔空きミラー 112 の孔部 112 a を通過したアライメント光は、対物レンズ 113 を介して被検眼 E の角膜 E c に投影される。

10

【0058】

ここで、被検眼 E と眼底カメラユニット 1 A（対物レンズ 113）との位置関係が適正である場合、すなわち、被検眼 E と眼底カメラユニット 1 A との間の距離（ワーキングディスタンス）が適正であり、かつ、眼底カメラユニット 1 A の光学系の光軸と被検眼 E の眼軸とが（ほぼ）一致している場合、2 孔絞り 190 d により形成される二つの光束（アライメント光束）は、角膜頂点と角膜曲率中心との中間位置においてそれぞれ結像するようにして被検眼 E に投影される。

【0059】

二つのアライメント光束（アライメント光）の角膜反射光は、撮影光学系 120 を介して、たとえば撮像素子 10 a により受光される。撮像素子 10 a による撮影画像は、タッチパネルモニタ 11 や演算制御装置 200 のディスプレイ（後述）等の表示デバイスに表示される。このときのアライメント光の表示態様を図 3 に示す。

20

【0060】

図 3 中の符号 S は括弧形状を有するスケールを表し、符号 P 1、P 2 は二つのアライメント光束の受光像（アライメント輝点）を表す。なお、スケール S は、その中心位置が撮影光学系 120 の光軸に一致するようにしてディスプレイ等に表示される。

【0061】

被検眼 E の位置と眼底カメラユニット 1 A の位置とが上下方向（y 方向）や左右方向（x 方向）にずれている場合、図 3（A）に示すように、アライメント輝点 P 1、P 2 は、スケール S に対して上下方向や左右方向にずれた位置に表示される。また、ワーキングディスタンスが適正でない場合には、アライメント輝点 P 1、P 2 は、それぞれ別々の位置に表示される。

30

【0062】

一方、被検眼 E と眼底カメラユニット 1 A との x y 方向の位置が一致しており、かつ、ワーキングディスタンスが適正である場合、アライメント輝点 P 1、P 2 は、図 3（B）に示すように、互いに重なった状態でスケール S 内に表示される。検者は、アライメント輝点 P 1、P 2 が互いに重なるように、かつ、それらがスケール S 内に表示されるように、被検眼 E と眼底カメラユニット 1 A との位置関係を調整することにより、アライメントを実施する。ここで、被検眼 E と眼底カメラユニット 1 A との位置関係の調整は、たとえば従来の眼底カメラと同様に、眼底カメラユニット 1 A の光学系を可動テーブル上にて移動させることにより行われる。

40

【0063】

アライメント光学系 190 A、及び、アライメント光を被検眼 E に導くため撮影光学系 120 の光学素子は、この発明の「アライメント手段」の一例を構成するものである。

【0064】

〔OCTユニット〕

OCTユニット 150 の構成について図 4 を参照しつつ説明する。OCTユニット 150 は、従来のフーリエドメインタイプの光画像計測装置と同様の光学系を備えている。すなわち、OCTユニット 150 は、低コヒーレンス光を参照光と信号光に分割し、被検眼

50

を經由した信号光と参照物体を經由した参照光とを干渉させて干渉光を生成する光学系と、この干渉光を検出する検出手段とを備えている。干渉光の検出結果（検出信号）は演算制御装置200に送られる。

【0065】

低コヒーレンス光源160は、広帯域の低コヒーレンス光L0を出力する広帯域光源である。この広帯域光源としては、たとえば、スーパーluminescentダイオード（Super Luminescent Diode：SLD）や、発光ダイオード（Light Emitting Diode：LED）などを用いることができる。

【0066】

低コヒーレンス光L0は、たとえば、近赤外領域の波長の光を含み、かつ、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有する。低コヒーレンス光L0は、眼底カメラユニット1Aの照明光（波長約400nm～800nm）よりも長い波長、たとえば約800nm～900nmの範囲の波長を含んでいる。

【0067】

低コヒーレンス光源160から出力された低コヒーレンス光L0は、光ファイバ161を通じて光カプラ162に導かれる。光ファイバ161は、たとえばシングルモードファイバやPMファイバ（Polarization maintaining fiber；偏波面保持ファイバ）等により構成される。

【0068】

光カプラ162は、低コヒーレンス光L0を参照光LRと信号光LSとに分割する。なお、光カプラ162は、光を分割する手段（スプリッタ；splitter）、及び、光を重ねる手段（カプラ；coupler）の双方の作用を有するが、ここでは慣用的に「光カプラ」と称する。

【0069】

光カプラ162により生成された参照光LRは、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ163により導光されてそのファイバ端面から出射される。更に、参照光LRは、コリメータレンズ171により平行光束とされ、ガラスブロック172及び濃度フィルタ173を經由する。

【0070】

単一の参照物体（参照ミラー）を具備する従来の光画像計測装置と異なり、この実施形態に係る光画像計測装置1には複数（二つ）の参照ミラー174a、174bが設けられている。

【0071】

各参照ミラー174a、174bは、後述の駆動機構（図5を参照）により、それぞれ第1、第2の参照光LRa、LRbの進行方向（図4に示す両側矢印方向）に移動される。それにより、被検眼Eの眼軸長やワーキングディスタンスなどに応じて、第1、第2の参照光LRa、LRbの光路長を確保できる。また、各参照ミラー174a、174bを移動させることにより、被検眼Eの様々な深度位置の計測が可能になる。

【0072】

参照ミラー174aを介する光路を第1の光路と呼び、参照ミラー174bを介する光路を第2の光路と呼ぶ。参照ミラー174a、174bは、第1の光路の光路長と第2の光路の光路長とが異なるように配置される。すなわち、参照ミラー174a、174bは、ビームスプリッタ175に対する距離が互いに異なるように配置される。たとえば、第1の光路と第2の光路との光路長差は、角膜と網膜との間の距離（角膜網膜間距離）にほぼ等しくなるように配置される。この角膜網膜間距離としては、たとえば、Gullstrand模型眼から得られる眼軸長の値や、多数の被検眼の検査結果を統計的に処理して得られた値（平均値等）など、角膜と網膜との間の距離の標準値を用いることが可能である。なお、角膜網膜間距離は、深度方向（z方向）に沿った距離である必要はなく、深度方向に対して傾斜した方向に沿った距離であってもよい（たとえば信号光LSの進行方向に沿った距離であってもよい）。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 3 】

濃度フィルタ 1 7 3 を透過した参照光 L R は、ビームスプリッタ 1 7 5 により第 1 の参照光 L R a と第 2 の参照光 L R b に分割される。ビームスプリッタ 1 7 5 は、たとえばハーフミラーにより構成される。ビームスプリッタ 1 7 5 により生成された第 1 の参照光 L R a は、(第 1 の) 参照ミラー 1 7 4 a により反射されてビームスプリッタ 1 7 5 に戻ってくる。他方、ビームスプリッタ 1 7 5 により生成された第 2 の参照光 L R b は、(第 2 の) 参照ミラー 1 7 4 b により反射されてビームスプリッタ 1 7 5 に戻ってくる。ビームスプリッタ 1 7 5 は、それぞれ戻ってきた参照光 L R a 、 L R b を合成する。

【 0 0 7 4 】

ビームスプリッタ 1 7 5 により生成された参照光 L R a 、 L R b の合成光 (これも参照光 L R と呼ぶことにする) は、再び濃度フィルタ 1 7 3 及びガラスブロック 1 7 2 を経由し、コリメータレンズ 1 7 1 によって光ファイバ 1 6 3 のファイバ端面に集光され、光ファイバ 1 6 3 を通じて光カプラ 1 6 2 に導かれる。

【 0 0 7 5 】

なお、ガラスブロック 1 7 2 と濃度フィルタ 1 7 3 は、参照光 L R と信号光 L S の光路長 (光学的距離) を合わせるための遅延手段として作用する。また、ガラスブロック 1 7 2 と濃度フィルタ 1 7 3 は、参照光 L R と信号光 L S 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。

【 0 0 7 6 】

また、濃度フィルタ 1 7 3 は、参照光 L R の光量を減少させる減光フィルタとして作用する。濃度フィルタ 1 7 3 は、たとえば、回転型の ND (N e u t r a l D e n s i t y) フィルタにより構成される。濃度フィルタ 1 7 3 は、図示しない駆動機構によって回転駆動されて、干渉光 L C の生成に寄与する参照光 L R の光量を変更する。

【 0 0 7 7 】

他方、光カプラ 1 6 2 により生成された信号光 L S は、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ 1 6 4 により接続線 1 5 2 の端部まで導光される。ここで、光ファイバ 1 6 4 と光ファイバ 1 5 2 a は、単一の光ファイバから形成されていてよいし、各々の端面同士を接合するなどして一体的に形成されていてよい。

【 0 0 7 8 】

信号光 L S は、光ファイバ 1 5 2 a により導光されて眼底カメラユニット 1 A に案内される。更に、信号光 L S は、レンズ 1 4 2 、走査ユニット 1 4 1 、ダイクロイックミラー 1 3 4 、撮影レンズ 1 2 6 、リレーレンズ 1 2 5 、ハーフミラー 1 9 0 、変倍レンズ 1 2 4 、撮影絞り 1 2 1 、孔開きミラー 1 1 2 の孔部 1 1 2 a 、対物レンズ 1 1 3 を経由して被検眼 E に照射される。なお、信号光 L S を被検眼 E に照射させる際には、バリアフィルタ 1 2 2 、 1 2 3 は事前に光路から退避される。このとき、ハーフミラー 1 9 0 も光路から退避させてもよい。

【 0 0 7 9 】

被検眼 E に入射した信号光 L S は、被検眼 E の様々な部位にて反射される。たとえば、信号光 L S は、角膜 E c 、水晶体、眼底 E f などにおいて反射される。このとき、信号光 L S は、角膜 E c や眼底 E f の前面で反射されるだけでなく、その深部の屈折率境界において散乱される。たとえば、信号光 L S は、角膜 E c の前面だけでなく、角膜 E c の後面や角膜細胞の層の境界などにおいても反射される。また、信号光 L S は、眼底 E f の前面 (網膜表面) だけでなく、網膜を構成する細胞層の境界や、網膜と脈絡膜との境界などにおいても反射される。また、信号光 L S は、水晶体の前面だけでなく後面においても反射される。したがって、被検眼 E を経由した信号光 L S は、被検眼 E の様々な部位の前面や後面の形態を反映する情報と、その深層組織の屈折率境界における後方散乱の状態を反映する情報とを含んでいる。

【 0 0 8 0 】

被検眼 E を経由した信号光 L S は、被検眼 E に向かう信号光 L S と同じ経路を逆方向に案内されて光ファイバ 1 5 2 a の端面に集光される。更に、この信号光 L S は、光ファイ

10

20

30

40

50

バ 1 5 2 a を通じて O C T ユニット 1 5 0 に入射し、光ファイバ 1 6 4 を通じて光カプラ 1 6 2 に戻ってくる。

【 0 0 8 1 】

光カプラ 1 6 2 は、被検眼 E を経由して戻ってきた信号光 L S と、参照ミラー 1 7 4 a 、 1 7 4 b により反射されて戻ってきた参照光 L R とを干渉させて干渉光 L C を生成する。干渉光 L C は、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ 1 6 5 を通じてスペクトロメータ 1 8 0 に導かれる。

【 0 0 8 2 】

スペクトロメータ（分光計） 1 8 0 は、干渉光 L C のスペクトル成分を検出する。スペクトロメータ 1 8 0 は、コリメータレンズ 1 8 1、回折格子 1 8 2、結像レンズ 1 8 3、 C C D 1 8 4 を含んで構成される。回折格子 1 8 2 は、透過型でも反射型でもよい。また、 C C D 1 8 4 に代えて、 C M O S 等の他の光検出素子（ラインセンサやエリアセンサ）を用いることも可能である。

【 0 0 8 3 】

スペクトロメータ 1 8 0 に入射した干渉光 L C は、コリメータレンズ 1 8 1 により平行光束とされ、回折格子 1 8 2 によって分光（スペクトル分解）される。分光された干渉光 L C は、結像レンズ 1 8 3 によって C C D 1 8 4 の撮像面上に結像される。 C C D 1 8 4 は、分光された干渉光 L C の各スペクトル成分を検出して電荷に変換する。 C C D 1 8 4 は、この電荷を蓄積して検出信号を生成する。更に、 C C D 1 8 4 は、この検出信号を演算制御装置 2 0 0 に送る。スペクトロメータ 1 8 0 （特に C C D 1 8 4 ）は、この発明の「検出手段」の一例である。

【 0 0 8 4 】

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

【 0 0 8 5 】

〔演算制御装置〕

演算制御装置 2 0 0 の構成について説明する。演算制御装置 2 0 0 は、 C C D 1 8 4 から入力される検出信号を解析して被検眼 E の O C T 画像を形成する。 O C T 画像の形成対象部位としては、眼底 E f、角膜 E c、水晶体などがある。 O C T 画像を形成するための演算処理は、従来のフーリエドメインタイプの光画像計測装置と同様である。

【 0 0 8 6 】

また、演算制御装置 2 0 0 は、眼底カメラユニット 1 A 及び O C T ユニット 1 5 0 の各部を制御する。

【 0 0 8 7 】

眼底カメラユニット 1 A の制御として、演算制御装置 2 0 0 は、観察光源 1 0 1 や撮影光源 1 0 3 による照明光の出力制御、エキサイタフィルタ 1 0 5、1 0 6 やバリアフィルタ 1 2 2、1 2 3 の光路上への挿入 / 退避動作の制御、 L C D 1 4 0 等の表示装置の動作制御、アライメント光源 1 9 0 a の点灯 / 消灯の制御、照明絞り 1 1 0 の移動制御（絞り値の制御）、撮影絞り 1 2 1 の絞り値の制御、変倍レンズ 1 2 4 の移動制御（倍率の制御）などを行う。更に、演算制御装置 2 0 0 は、走査ユニット 1 4 1 を制御して信号光 L S を走査させる。

【 0 0 8 8 】

また、 O C T ユニット 1 5 0 の制御として、演算制御装置 2 0 0 は、低コヒーレンス光源 1 6 0 による低コヒーレンス光 L 0 の出力制御、各参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b の移動制御、濃度フィルタ 1 7 3 の回転動作（参照光 L R の光量の減少量の変更動作）の制御、 C C D 1 8 4 による電荷蓄積時間や電荷蓄積タイミングや信号送信タイミングの制御などを行う。

【 0 0 8 9 】

演算制御装置 2 0 0 は、従来のコンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、 R A M、 R O M、ハードディスクドライブ、キーボード、マウス、ディスプレイ、通信インターフ

10

20

30

40

50

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には、光画像計測装置 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。また、演算制御装置 200 は、C D 184 からの検出信号に基づいて O C T 画像を形成する専用の回路基板を備えていてもよい。

【0090】

〔制御系〕

光画像計測装置 1 の制御系の構成について図 5 を参照しつつ説明する。

【0091】

光画像計測装置 1 には参照ミラー駆動機構 176 a、176 b が設けられている。参照ミラー駆動機構 176 a は、参照光 L R a の進行方向に沿って参照ミラー 174 a を移動させる。参照ミラー駆動機構 176 b は、参照光 L R b の進行方向に沿って参照ミラー 174 b を移動させる。

10

【0092】

各参照ミラー駆動機構 176 a、176 b は、アクチュエータと伝達機構とを含んで構成される。アクチュエータは、たとえばパルスモータにより構成され、演算制御装置 200 (主制御部 211) からのパルス信号を受けて、そのパルス数に応じた駆動力を発生する。伝達機構は、たとえばギア等を含んで構成され、アクチュエータにより発生された駆動力を参照ミラー 174 a、174 b に伝達する。このように、各参照ミラー 174 a、174 b は、演算制御装置 200 の制御の下に動作する。

20

【0093】

〔制御部〕

光画像計測装置 1 の制御系は、演算制御装置 200 の制御部 210 を中心に構成される。制御部 210 は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、R A M、R O M、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。

【0094】

制御部 210 には、主制御部 211 と記憶部 212 が設けられている。主制御部 211 は、前述した各種の制御を行う。また、主制御部 211 は、記憶部 212 にデータを書き込む処理や、記憶部 212 からデータを読み出す処理を行う。

【0095】

また、主制御部 211 は、各参照ミラー駆動機構 176 a、176 b を制御して、参照ミラー 174 a、174 b を移動させる。なお、主制御部 211 は、参照ミラー駆動機構 176 a、176 b をそれぞれ独立に制御してもよいし、双方を連動して制御してもよい。この連動制御は、たとえば参照光 L R a、L R b の光路長差が常に等しくされる場合などに適用可能である。連動制御のみを行う場合には、単一の参照ミラー駆動機構によって双方の参照ミラー 174 a、174 b を移動させるように構成できる。

30

【0096】

記憶部 212 は、各種のデータを記憶する。記憶部 212 に記憶されるデータとしては、たとえば、O C T 画像の画像データ、眼底画像 E f ' の画像データ、被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者 I D や氏名などの被検者に関する情報や、左眼 / 右眼の識別情報などの被検眼に関する情報を含む。

40

【0097】

記憶部 212 には眼球光学情報 212 a が予め記憶される。眼球光学情報 212 a は、眼球光学系に関する情報を含んでいる。たとえば、眼球光学情報 212 a には、眼球光学系の光学情報が含まれる。

【0098】

眼球光学系は、角膜、水晶体、硝子体などを含んで構成される。眼球光学情報 212 a には、角膜に関する情報として、角膜の前面 (表面) 及び後面のそれぞれの曲率半径、角膜の厚さ、角膜の屈折率などが含まれる。また、眼球光学情報 212 a には、水晶体に関する情報として、水晶体の前面及び後面のそれぞれの曲率半径、水晶体の厚さ、水晶体の屈折率などの情報が含まれる。また、眼球光学情報 212 a には、硝子体の屈折率など、

50

水晶体に関する情報も含まれる。また、眼球光学情報 2 1 2 a には、眼球光学系の構造に関する情報も含まれる。眼球光学系の構造に関する情報としては、眼軸長、前眼部距離などの距離に関する情報がある。前眼部距離とは、角膜前面と水晶体後面との間の距離を表すものとする。また、眼球光学系の構造に関する情報としては、眼球光学系の構成要素の位置情報や、光学的な特徴点（主点、焦点等）の位置情報や、眼球光学系の屈折力情報などが含まれていてもよい。

【 0 0 9 9 】

眼球光学情報 2 1 2 a に含まれる各種の値は、標準的な値（標準値）であってもよいし、被検眼を実際に検査して得られた値（測定値）であってもよい。標準値としては、たとえば、グルストランド（Gullstrand）模型眼の値などを用いることが可能である。また、複数の被検眼の検査結果に基づいて統計的に算出された値を標準値として用いることも可能である。一方、測定値としては、各被検眼の検査結果を個別に用いることができる。この場合、各検査結果は、被検眼（被検者）の識別情報に関連付けて記憶、管理される。

10

【 0 1 0 0 】

（画像形成部）

画像形成部 2 2 0 は、撮像装置 1 0、1 2 からの映像信号を受けて眼底画像 E f ' の画像データを形成する。

【 0 1 0 1 】

また、画像形成部 2 2 0 は、CCD 1 8 4 からの検出信号に基づいて眼底 E f の断層画像の画像データを形成する。この処理には、従来のフーリエドメインタイプの OCT 技術と同様に、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。

20

【 0 1 0 2 】

画像形成部 2 2 0 は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、回路基板、通信インターフェイス等を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づいて呈示される「画像」とを同一視することがある。

【 0 1 0 3 】

（干渉成分抽出部）

画像形成部 2 2 0 には干渉成分抽出部 2 2 1 が設けられている。干渉成分抽出部 2 2 1 は、深度位置（z 方向の位置）が異なる被検眼 E の複数の部位を同時に計測するときに動作する。

30

【 0 1 0 4 】

被検眼 E の複数部位の同時計測について説明する。光画像計測装置 1 は二つの参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b を備えている。これら参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b は、前述のように、所定の光路長差を形成するように配置される。したがって、干渉光 L C は、この光路長差に対応する距離だけ深度方向に離れた、被検眼 E の二つの部位のそれぞれの形態を表す情報（干渉成分）を含んでいる。よって、CCD 1 8 4 から出力される検出信号には、これら二つの部位のそれぞれに相当する信号成分が含まれている。

【 0 1 0 5 】

たとえば、参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b がそれぞれ眼底 E f、角膜 E c に対応する位置に配置されている場合、つまり光路長差が角膜網膜間距離にほぼ等しい場合、CCD 1 8 4 から出力される検出信号には、眼底 E f（網膜）に相当する信号成分と、角膜 E c に相当する信号成分とが含まれている。

40

【 0 1 0 6 】

なお、「参照ミラー 1 7 4 a が眼底 E f に対応する位置に配置されている」とは、光カプラ 1 6 2 から参照ミラー 1 7 4 a までの光学的距離と、光カプラ 1 6 2 から眼底 E f までの距離とが（ほぼ）等しいことを意味する。参照ミラー 1 7 4 b と角膜 E c についても同様である。光画像計測装置 1 は、低コヒーレンス光 L 0 を用いた干渉光 L C を生成するので、各参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b に対応する被検眼 E の部位の画像を選択的に形成

50

するように機能するものである。

【0107】

干渉成分抽出部221は、CCD184から出力された検出信号から二つの信号成分を抽出する。この処理の例を説明する。検出信号は、眼底Efに相当する信号成分（眼底成分）と、角膜Ecに相当する信号成分（角膜成分）とを含んでいる。眼底成分と角膜成分は、検出信号において、互いに異なる周波数成分（周波数帯）を成している。すなわち、検出信号は、眼底成分を構成する周波数成分と、角膜成分を構成する周波数成分とを重ね合わせた信号である（その他、ノイズも含まれる）。

【0108】

干渉成分抽出部221は、（必要に応じてノイズを除去した後、）検出信号に含まれる様々な周波数成分を抽出する。この処理は、たとえば任意の周波数分解処理により行われる。更に、干渉成分抽出部221は、抽出された複数の周波数成分のうちから、眼底成分と角膜成分を選択する。この処理は、たとえば、事前に計測を行って決定した周波数成分を選択することにより実行できる。また、眼底成分と角膜成分以外はノイズに起因する周波数成分であることを考慮し、抽出された複数の周波数成分のうちから、信号強度の強い周波数成分を選択するようにしてもよい。

10

【0109】

眼底成分と角膜成分が抽出されると、画像形成部220は、眼底成分に基づいて眼底Efの断層画像を形成するとともに、角膜成分に基づいて角膜Ecの断層画像を形成する。

【0110】

20

（画像処理部）

画像処理部230は、画像形成部220により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。たとえば、画像処理部230は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理などを実行する。

【0111】

また、画像処理部230は、画像形成部220により形成された断層画像の間の画素を補間する補間処理等を実行することにより、眼底Efの3次元画像の画像データを形成する。

【0112】

なお、3次元画像の画像データとは、3次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。3次元画像の画像データとしては、3次元的に配列されたボクセルからなる画像データがある。この画像データは、ポリウムデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれる。ポリウムデータに基づく画像を表示させる場合、画像処理部230は、このポリウムデータに対してレンダリング処理（ポリウムレンダリングやMIP（Maximum Intensity Projection：最大値投影）など）を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な3次元画像の画像データを形成する。表示部240等の表示デバイスには、この擬似的な3次元画像が表示される。

30

【0113】

また、3次元画像の画像データとして、複数の断層画像のスタックデータを形成することも可能である。スタックデータは、複数の走査線に沿って得られた複数の断層画像を、走査線の位置関係に基づいて3次元的に配列させることで得られる画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の2次元座標系により定義されていた複数の断層画像を、一つの3次元座標系により表現する（つまり一つの3次元空間に埋め込む）ことにより得られる画像データである。

40

【0114】

画像処理部230は、たとえば、前述の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。

【0115】

（解析処理部）

画像処理部230には解析処理部231が設けられている。解析処理部231は、被検

50

眼 E の複数部位の同時計測により取得された複数の断層画像を解析することにより、被検眼 E の所定の物理量を求める。また、解析処理部 231 は、求められた被検眼 E の物理量に基づいて、信号光 L S の走査態様を特定する。

【0116】

なお、物理量 (physical quantity) とは、一般に、物理系の性質を表現し、その測定法や大きさの単位が規定された量を意味する。物理量の例としては、質量、長さ、体積、圧力、時間、エネルギーなどがある。特にこの実施形態において物理量とは、物体 (被検眼 E) に固有であり、かつ、客観的に測定可能な量、及びその量を用いて算出できる量を意味する。この実施形態では、所定の物理量として、被検眼 E の眼内距離、倍率、角膜曲率半径 (角膜曲率)、網膜厚などを取り扱う場合について特に詳しく説明する。

10

【0117】

解析処理部 231 には、眼内距離演算部 232、倍率演算部 233、走査態様特定部 234 及び角膜曲率演算部 235 が設けられている。なお、眼球光学情報 212a に含まれている角膜曲率半径の値を利用する場合や、当該被検眼 E の角膜曲率半径の実測値を利用する場合などには、角膜曲率演算部 235 を設ける必要はない。

【0118】

(眼内距離演算部)

眼内距離演算部 232 は、被検眼 E の複数の断層画像のうちの一の断層画像中の位置と他の断層画像中の位置との間の距離を求める。特に、この実施形態では、眼内距離演算部 232 は、眼底 E f の断層画像 (眼底断層画像) と角膜 E c の断層画像 (角膜断層画像) を解析して、被検眼 E の角膜網膜間距離を求める。以下、眼内距離演算部 232 が実行する処理の例を説明する。

20

【0119】

なお、眼内距離演算部 232 は、角膜網膜間距離以外にも、被検眼 E の任意の眼内距離を求めることが可能である。ここで、眼内距離には、被検眼 E の内部の二点間の距離、被検眼 E の表面の一点と内部の一点との間の距離、及び、被検眼 E の表面の二点間の距離が含まれるものとする。

【0120】

さて、眼内距離演算部 232 は、まず、眼底断層画像と角膜断層画像とを取得するための同時計測が実行されたときの、参照光 L R a と参照光 L R b との光路長差を取得する。この光路長差は、たとえば、二つの参照ミラー 174a、174b の位置から取得することができる。

30

【0121】

なお、前述したように、同時計測時には、参照ミラー 174a、174b の光路長差は、角膜網膜間距離 (眼軸長等) の標準値にほぼ等しくなるように設定することができる。この場合、眼内距離演算部 232 により取得される光路長差は角膜網膜間距離の標準値となる。

【0122】

光路長差の他の取得方法として、同時計測時における各参照ミラー 174a、174b の位置に基づいて光路長差を求めることもできる。各参照ミラー 174a、176b の位置は、たとえば、主制御部 211 から各参照ミラー駆動機構 176a、176b に送られたパルス信号のパルス数を基に取得することができる。また、各参照ミラー 174a、174b の位置を位置センサで検出するようにしてもよい。

40

【0123】

参照光 L R a、L R b の光路長差を取得した眼内距離演算部 232 は、この光路長差の値を、眼球光学系の屈折率で除算する。この屈折率としては、たとえば眼球光学情報 212a に記録された値 (標準値、測定値) を用いることが可能である。この演算により、光路長差で表現された光学的距離が、空間的な距離に変換される。

【0124】

50

続いて、眼内距離演算部 2 3 2 は、求められた空間的な距離と、眼底断層画像及び角膜断層画像とに基づいて、被検眼 E の角膜網膜間距離を求める。この演算処理について以下に説明する。

【0 1 2 5】

上記の空間的な距離は、眼底断層画像と角膜断層画像との間の距離にほぼ等しい。すなわち、上記の空間的な距離は、眼底断層画像が描写されるフレーム中の所定位置（たとえばフレームの上端）と、角膜断層画像が描写されるフレーム中の所定位置（前者と同じ位置）との深度方向における間隔にほぼ等しい。この関係を考慮することにより、双方の断層画像を同じ座標系（特に z 座標）で表現することが可能となる。

【0 1 2 6】

眼内距離演算部 2 3 2 は、眼底断層画像を解析して内境界膜（網膜表面）に相当する画像領域（内境界膜領域）を特定するとともに、角膜断層画像を解析して角膜表面に相当する画像領域（角膜表面領域）を特定する。この処理は、従来と同様に、断層画像を構成する画素の画素値（輝度値）に基づく閾値処理やフィルタ処理を行うことにより実行できる。なお、眼底断層画像や角膜断層画像を表示させ、この表示画像上にオペレータが手作業で内境界膜領域や角膜表面領域を指定するようにしてもよい（以下の処理についても同様である）。

【0 1 2 7】

次に、眼内距離演算部 2 3 2 は、たとえば、内境界膜領域中の一点（たとえば視神経乳頭中心や黄斑中心等の特徴点）を特定する。この処理は、内境界膜領域の形状を解析して特徴点（窪みの中心位置等）を特定することにより実行できる。

【0 1 2 8】

続いて、眼内距離演算部 2 3 2 は、内境界膜領域中の上記の一点と同じ x 座標値（及び / 又は y 座標値）を有する、角膜表面領域中の一点を特定する。なお、内境界膜領域中の上記一点に照射された信号光 L S の軌跡が、眼底カメラユニット 1 A の光学系の光軸に対して傾斜している場合（信号光 L S の走査によりこのような場合がある）、当該軌跡と交差する角膜表面領域中の一点を特定するようにしてもよい。

【0 1 2 9】

そして、眼内距離演算部 2 3 2 は、双方の断層画像を表現する上記座標系を参照し、内境界膜領域中の上記一点の座標値と、角膜表面領域中の上記一点の座標値とに基づいて、これら二点間の距離を演算する。一例として、眼内距離演算部 2 3 2 は、これら二点の z 座標値の差を演算することにより、これら二点の間の距離を求める。なお、二点が z 方向に延びる直線上に配置されない場合には、x y z 座標系における距離を求める一般的な演算式（三つの座標軸のそれぞれの座標値の差の二乗和の平方根）を用いて二点間距離を算出することができる。以上の処理により、被検眼 E の二つの断層画像から角膜網膜間距離が得られる。取得された角膜網膜間距離（眼内距離）は、倍率演算部 2 3 3 に送られる。

【0 1 3 0】

なお、上記処理例では、内境界膜領域中の一点を特定した後に、角膜表面領域中の一点を特定するようになっているが、これとは逆のプロセスを実行することも可能である。たとえば、まず、角膜頂点に相当する一点を角膜表面領域中から特定し、それから、この一点に対応する内境界膜領域中の一点を特定するようにしてもよい。

【0 1 3 1】

（倍率演算部）

倍率演算部 2 3 3 は、眼内距離演算部 2 3 2 により求められた角膜網膜間距離に基づいて、被検眼 E の眼球光学系の倍率を求める。倍率演算部 2 3 3 は、この発明の「倍率演算手段」の一例である。以下、倍率演算部 2 3 3 が実行する処理の例を説明する。

【0 1 3 2】

倍率演算部 2 3 3 は、たとえば、記憶部 2 1 2 に記憶された眼球光学情報 2 1 2 a に含まれる眼球光学系の光学情報と、眼内距離演算部 2 3 2 により得られた角膜網膜間距離とに基づいて、被検眼 E の眼球光学系の倍率を求めることができる。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 3 】

眼球光学情報 2 1 2 a には、前述のように、角膜の前後面のそれぞれの曲率半径、角膜の厚さ、角膜の屈折率、水晶体の前後面のそれぞれの曲率半径、水晶体の厚さ、水晶体の屈折率、硝子体の屈折率、前眼部距離（角膜前面と水晶体後面との間の距離）など、眼球光学系の各種の光学情報が含まれている。

【 0 1 3 4 】

倍率演算部 2 3 3 は、まず、眼内距離演算部 2 3 2 により得られた角膜網膜間距離から前眼部距離の値を減算して、水晶体後面と網膜表面との間の距離（後眼部距離）算出する。

【 0 1 3 5 】

次に、倍率演算部 2 3 3 は、算出された後眼部距離と、眼球光学情報 2 1 2 a とに基づいて眼球モデルを形成する。ここで、眼球光学情報 2 1 2 a が標準値（Gullstrand 模型眼などの値）を含んでいても、少なくとも後眼部距離は当該被検眼 E を反映した値である。したがって、形成される眼球モデルは、当該被検眼 E を反映したものとなる。なお、眼球光学情報 2 1 2 a に多くの測定値が含まれる方が、当該被検眼 E を反映する度合いが高まることは言うまでもない。

【 0 1 3 6 】

眼球モデルとは、たとえば模型眼のように、眼球やその構成部位の形態や性質を表す一連の物理量の集合である。眼球モデルは、このような物理量の単なる集合（リスト等）であってもよいし、これら物理量に基づいて眼球を画像化したものであってもよい。

【 0 1 3 7 】

倍率演算部 2 3 3 は、形成された眼球モデルに基づいて眼球光学系の倍率を求める。求められた倍率の値は、当該被検眼 E の眼球光学系の倍率として用いられる。倍率を求める処理は、たとえば、一般的な光線追跡演算により、被検眼 E に入射する単位長さの像を眼底 E f（網膜表面）に投影したときの当該像の投影像の長さを求め、更に、この投影像の長さで単位長さとの比を演算することにより行われる。なお、光線追跡演算

【 0 1 3 8 】

（走査態様特定部）

走査態様特定部 2 3 4 は、求められた倍率と上記眼球モデルとに基づいて、被検眼 E の網膜の所定位置に信号光 L S を照射させるような、走査ユニット 1 4 1 による信号光 L S の走査態様を特定する。走査態様特定部 2 3 4 は、この発明の「特定手段」の一例である。

【 0 1 3 9 】

走査態様特定部 2 3 4 が実行する処理の例を説明する。以下の処理例では、視神経乳頭中心を中心とし所定半径を有する円形の軌跡に沿って信号光 L S の照射位置を走査させる場合について特に詳しく説明する。この場合、眼内距離演算部 2 3 2 は、内境界膜領域中の視神経乳頭中心に相当する一点と、角膜断層画像中の一点との間の角膜網膜間距離を求めることが望ましい（前述）。

【 0 1 4 0 】

走査態様特定部 2 3 4 は、たとえば光線追跡演算を行うことにより、信号光 L S の目的の走査態様を求める。この光線追跡演算では、たとえば、眼球モデルと倍率に基づいて、眼球モデルの網膜における上記円形の軌跡上の各位置について、当該位置に信号光 L S が照射されるような、眼球モデルに対する信号光 L S の入射軌跡（眼軸や光学系光軸に対する入射角度など）が求められる。すなわち、この光線追跡演算は、眼球モデルの網膜の所定位置をターゲットとし、このターゲット位置に信号光 L S が照射されるような信号光 L S の入射軌跡を逆算するものである。

【 0 1 4 1 】

更に、走査態様特定部 2 3 4 は、特定された走査態様を実現するような走査ユニット 1 4 1 の動作態様を求める。この処理では、たとえば、特定された入射軌跡に沿って信号光 L S を伝播させるような、走査ユニット 1 4 1 内のガルバノミラーの向きが求められる。

なお、ガルバノミラーの向きと信号光 L S の伝播軌跡との関係は、予め求められたものを記憶しておいてもよい。また、上記と同様の光線追跡演算（眼底カメラユニット 1 A の光学系を加味して行う）により、目的の軌跡に沿って信号光 L S が伝播するようなガルバノミラーの向きを逆算するようにしてもよい。

【 0 1 4 2 】

（角膜曲率演算部）

角膜曲率演算部 2 3 5 は、被検眼 E の角膜曲率半径（又は角膜曲率）を求める。なお、角膜曲率半径と角膜曲率は、それぞれ他方の逆数であるので、一方が求めれば他方も求まる。角膜曲率演算部 2 3 5 は、この発明の「角膜曲率半径演算手段」の一例である。以下、角膜曲率演算部 2 3 5 が実行する処理の例を説明する。

10

【 0 1 4 3 】

前述のように、光画像計測装置 1 は、アライメント輝点 P 1、P 2 を用いて、被検眼 E に対する光学系の位置合わせを行うことができる（図 2、図 3 を参照）。ワーキングディスタンス）が適正であり、かつ、光学系の光軸と被検眼 E の眼軸とが一致された状態において、アライメント輝点 P 1、P 2 を形成する二つのアライメント光束は、角膜頂点と角膜曲率中心との中間位置においてそれぞれ結像する。なお、ワーキングディスタンスは、角膜頂点と光学系との間の距離である。

【 0 1 4 4 】

角膜曲率演算部 2 3 5 は、このようなアライメントの特徴を利用して角膜曲率半径を求める。そのために、アライメントが適正な状態、つまり、二つのアライメント輝点 P 1、P 2 が重なった状態で同時計測を行って眼底断層画像と角膜断層画像を形成する。

20

【 0 1 4 5 】

角膜曲率演算部 2 3 5 は、角膜断層画像のフレーム内における、たとえば角膜表面に相当する画像の位置（特に角膜頂点に相当する位置）を求める。なお、眼内距離演算部 2 3 2 により角膜表面領域（角膜頂点に相当する位置）が特定されている場合には、この特定結果を利用することができる。そして、角膜曲率演算部 2 3 5 は、求められた角膜表面の画像位置の所定位置（後述）からの変位に基づいて被検眼 E の角膜曲率半径を演算する。

【 0 1 4 6 】

角膜曲率演算部 2 3 5 の他の動作例を説明する。上記と同様に適正なアライメント状態において実施された同時計測における参照ミラー 1 7 4 b（角膜用）の位置を求める。眼内距離演算部 2 3 2 が実行する処理において既に参照ミラー 1 7 4 b が取得されている場合には、これを利用することができる。そして、角膜曲率演算部 2 3 5 は、求められた参照ミラー 1 7 4 b の位置の所定位置（後述）からの変位に基づいて被検眼 E の角膜曲率半径を演算する。

30

【 0 1 4 7 】

角膜曲率演算部 2 3 5 が実行する処理の具体例を説明する。この処理例では、事前に模型眼の計測を行い、その結果を利用して角膜曲率半径を求める。模型眼の角膜曲率半径（角膜前面の曲率半径）を 8 mm とする。

【 0 1 4 8 】

事前計測では、まず、眼底カメラユニット 1 A の光学系を、この模型眼にアライメントする。次に、模型眼の角膜を計測するための位置に参照ミラー 1 7 4 b を配置させ、OCT ユニット 1 5 0 を動作させて模型眼の角膜の計測を行う。更に、この計測結果に基づいて、模型眼の角膜の断層画像を形成する。そして、この断層画像のフレーム内における角膜表面に相当する画像の位置（基準位置と呼ぶ）を求める。この基準位置は、模型眼の角膜曲率半径の値とともに、たとえば記憶部 2 1 2 に記憶される。以上で、事前計測は終了となる。

40

【 0 1 4 9 】

実際の計測（眼底 E f と角膜 E c の同時計測）では、前述のように、被検眼 E に対して光学系をアライメントし、眼底 E f を計測するための位置に参照ミラー 1 7 4 a を配置させるとともに、角膜 E c を計測するための位置に参照ミラー 1 7 4 b を配置させる。そし

50

て、OCTユニット150を動作させ、眼底Efと角膜Ecの同時計測を行う。更に、この計測結果に基づいて、眼底断層画像と角膜断層画像を形成する。

【0150】

角膜曲率演算部235は、この角膜断層画像のフレーム内における、角膜表面に相当する画像の位置を求める。更に、角膜曲率演算部235は、事前計測で得られた基準位置に対する、求められた角膜表面の画像位置の変位を求める。そして、角膜曲率演算部235は、この変位の値を2倍し、その積に8mm（模型眼の角膜曲率半径）を加算することにより、被検眼Eの角膜曲率半径を求める。なお、被検眼Eの屈折力を考慮する場合には、測定値を利用してもよいし、光学系のレンズ位置（変倍レンズ124等の位置）に基づいて求めるようにしてもよい。参照ミラー174bの位置に基づいて角膜曲率半径を求める処理も同様に実行できる。

10

【0151】

（表示部、操作部）

表示部240は、ディスプレイを含んで構成される。操作部250は、キーボードやマウス等の入力デバイスや操作デバイスを含んで構成される。又、操作部250には、光画像計測装置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。

【0152】

なお、表示部240と操作部250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方式のLCDのように、表示部240と操作部250とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。

20

【0153】

〔信号光の走査及びOCT画像について〕

ここで、信号光LSの走査及びOCT画像について説明しておく。

【0154】

光画像計測装置1による信号光LSの走査態様としては、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、螺旋スキャンなどがある。これらの走査態様は、眼底の観察部位、解析対象（網膜厚など）、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。

【0155】

水平スキャンは、信号光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信号光LSを走査させる態様も含まれる。この態様においては、走査線の間隔を任意に設定することが可能である。走査線の間隔を十分に狭くすることにより、前述の3次元画像を形成することができる（3次元スキャン）。垂直スキャンについても同様である。

30

【0156】

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信号光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信号光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。

【0157】

円スキャンは、円形状の軌跡に沿って信号光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信号光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特殊例と考えられる。螺旋スキャンは、螺旋状の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。

40

【0158】

走査ユニット141は、前述のような構成により、信号光LSをx方向及びy方向にそれぞれ独立に走査できるので、xy面上の任意の軌跡に沿って信号光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走査態様を実現できる。

【0159】

上記のような態様で信号光LSを走査することにより、走査線（走査軌跡）に沿った深

50

度方向の断層画像を形成することができる。また、特に走査線の間隔が狭い場合には、前述の３次元画像を形成することができる。

【０１６０】

[動作]

光画像計測装置１の動作について説明する。図６に示すフローチャートは、光画像計測装置１の動作の一例を表す。なお、眼球光学情報２１２ａは既に記憶部２１２に記憶されているものとする。また、前述の事前計測における模型眼の角膜曲率半径の値と、角膜表面の画像の基準位置とは、既に記憶部２１２に記憶されているものとする。

【０１６１】

まず、被検眼Ｅに対する光学系のアライメントを行う（Ｓ１）。アライメントは、図３に示すように、アライメント輝点Ｐ１、Ｐ２を被検眼Ｅに投影してその状態を観察しつつ眼底カメラユニット１Ａの位置を調整することにより行う。

【０１６２】

次に、参照ミラー１７４ａを眼底Ｅｆに対応する位置に配置させるとともに、参照ミラー１７４ｂを角膜Ｅｃに対応する位置に配置させる（Ｓ２）。前述のように、参照ミラー１７４ａ、１７４ｂは、角膜網膜間距離の標準値に等しい光路長差を参照光ＬＲａ、ＬＲｂに与えるような位置に配置される。特に、参照ミラー１７４ａは、眼底Ｅｆの所定部位（たとえば網膜表面）の画像が明瞭になる位置に配置され、参照ミラー１７４ｂは、角膜Ｅｃの所定部位（たとえば角膜表面）の画像が明瞭になる位置に配置される。参照ミラー１７４ａ、１７４ｂの移動動作は、操作部２５０を用いて手作業で行うようにしてもよいし、検出信号やそれを加工した信号に基づいて主制御部２１１が制御するようにしてもよい。

【０１６３】

参照ミラー１７４ａ、１７４ｂが目的の位置に配置されたら、主制御部２１１は、低コヒーレンス光源１６０、走査ユニット１４１、ＣＣＤ１８４等を制御し、眼底Ｅｆと角膜Ｅｃの同時計測を実行させる（Ｓ３）。この同時計測は、たとえば操作部２５０を用いた開始要求に対応して開始される。また、参照ミラー１７４ａ、１７４ｂの移動動作の完了に対応して自動的に同時計測を開始するようにしてもよい。なお、同時計測の際には、必要に応じて、内部固視標により被検眼Ｅを固視させる。

【０１６４】

干渉成分抽出部２２１は、検出信号から眼底成分と角膜成分を抽出する（Ｓ４）。画像形成部２２０は、この眼底成分に基づいて眼底Ｅｆの断層画像を形成するとともに、この角膜成分に基づいて角膜Ｅｃの断層画像を形成する（Ｓ５）。これら断層画像を形成する順序は任意である。また、双方の画像の形成処理を並行して行ってもよい。

【０１６５】

画像形成部２２０は、眼底断層画像と角膜断層画像を制御部２１０に送る。主制御部２１１は、眼底断層画像と角膜断層画像を画像処理部２３０に送る。また、主制御部２１１は、記憶部２１２から読み出して眼球光学情報２１２ａを画像処理部２３０に送る。また、記憶部２１２は、画像処理部２３０により参照される各種情報（前述）を記憶部２１２から読み出して画像処理部２３０に送る。

【０１６６】

また、主制御部２１１は、眼底断層画像と角膜断層画像を表示部２４０に表示させてもよい。このときの表示態様の例を図７に示す。主制御部２１１は、眼底断層画像Ｇｆと角膜断層画像Ｇｃを表示部２４０の表示画面（の一部領域）２４０Ａに表示させる。

【０１６７】

この標示態様では、眼底断層画像Ｇｆと角膜断層画像Ｇｃは深度方向に並べて配置される。このとき、断層画像Ｇｆ、Ｇｃを同じ倍率で表示させてもよいし、異なる倍率で表示させてもよい。また、断層画像Ｇｆ、Ｇｃの表示間隔は、実際の間隔（たとえば角膜網膜間距離の標準値）に合わせてもよいし、そうでなくてもよい。

【０１６８】

10

20

30

40

50

断層画像 G f、G c を取得するための同時計測は、視神経乳頭の画像を取得するための固視方向に被検眼 E を固視させて実施される。眼底断層画像 G f は、眼底 E f の視神経乳頭 D の近傍を描写している。符号 M s は、網膜表面（内境界膜）に相当する画像領域を表している（内境界膜領域）。符号 C f は、角膜表面（角膜前面）に相当する画像領域を表している（角膜表面領域）。符号 C b は、角膜後面に相当する画像領域を表している。

【0169】

眼内距離演算部 232 は、眼底断層画像と角膜断層画像を解析し、被検眼 E の角膜網膜間距離を求める（S6）。図7に示す断層画像 G f、G c においては、眼内距離演算部 232 は、角膜表面領域 C f 上の点 P c（角膜頂点の位置など）と、内境界膜領域 M s 上の点 P m との間の距離 D i s t を算出する。

10

【0170】

次に、倍率演算部 233 は、ステップ6で求められた角膜網膜間距離と眼球光学情報 212a に基づいて、被検眼 E の眼球光学系の倍率を求める（S7）。この処理は、前述のように眼球モデルを用いて行われる。

【0171】

続いて、走査態様特定部 234 は、ステップ7で求められた倍率と上記眼球モデルとに基づいて、被検眼 E の網膜の所定位置に信号光 L S を照射させるような信号光 L S の走査態様を特定する（S8）。この処理は、前述のように光線追跡演算を用いて行われる。また、図7に示す断層画像 G f、G c が取得された場合、走査態様特定部 234 は、たとえば、視神経乳頭 D の中心位置を中心とし、かつ所定半径を有する円形の軌跡に沿って信号光 L S の照射位置を走査させるための走査態様を特定する。特定された走査態様は、制御部 210 に送られる。

20

【0172】

主制御部 211 は、低コヒーレンス光源 160、走査ユニット 141、CCD 184 等を制御することにより、次のような本計測を実行させる（S9）。すなわち、新たな低コヒーレンス光を出力させるとともに、この新たな低コヒーレンス光に基づく新たな信号光を、ステップ8で特定された走査態様に基づいて走査させつつ、第1の光路を経由した新たな参照光と、網膜を経由した新たな信号光とを干渉させて新たな干渉光を生成させる。

【0173】

CCD 184 は、この新たな干渉光を検出して新たな検出信号を出力する。更に、画像形成部 220 は、この新たな検出信号に基づいて、網膜（眼底 E f）の新たな断層画像を形成する（S10）。この新たな断層画像は、たとえば、眼底 E f の視神経乳頭中心を中心とし、かつ所定半径を有する円形の軌跡に沿った断層画像である。ステップ10で形成された眼底 E f の断層画像は、たとえば記憶部 212 に記憶される。

30

【0174】

ところで、緑内障等の眼科疾患の診断においては、網膜厚を評価対象とすることがある。その場合、視神経乳頭中心を中心とする半径 m1、m2、m3 の3つの円形の軌跡に沿って計測を行うことがある。半径 m1、m2、m3 は、それぞれ、たとえば 1.2 mm、1.6 mm、2.0 mm に設定される。

【0175】

このような同心円状の軌跡を適用する場合、ステップ8において当該同心円状の軌跡を設定し、これに基づいて新たな信号光を走査する。そして、画像形成部 220 は、これら3つの円形の軌跡のそれぞれに沿った断層画像を形成し、更に、画像処理部 230 は、各断層画像に基づいて網膜厚を計測する。

40

【0176】

網膜厚の正常範囲の情報を予め記憶している場合、画像処理部 230 は、計測された網膜厚が正常範囲に含まれるか否かを判定する。主制御部 211 は、この判定結果を表示部 240 に表示させる。なお、このような網膜厚に関する処理については、たとえば特願 2007-45831 号に記載されている。以上で、図7に示す動作の説明を終了する。

【0177】

50

図 8 に示すフローチャートを参照し、光画像計測装置 1 の動作例を説明する。図 6 に示す動作例は、角膜曲率半径の標準値を被検眼 E の角膜曲率半径とみなして眼球光学系の倍率を求めている。一方、図 8 に示す動作例では、被検眼 E の角膜曲率半径を求めて倍率の演算を行う。

【 0 1 7 8 】

まず、図 6 の動作例と同様に、被検眼 E に対する光学系のアライメントを行い (S 2 1)、参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b を移動し (S 2 2)、眼底 E f と角膜 E c の同時計測を実行する (S 2 3)。干渉成分抽出部 2 2 1 は、検出信号から眼底成分と角膜成分を抽出する (S 2 4)。画像形成部 2 2 0 は、抽出された二つの信号成分に基づいて眼底断層画像と角膜断層画像を形成する (S 2 5)。

10

【 0 1 7 9 】

眼内距離演算部 2 3 2 は、眼底断層画像と角膜断層画像を解析し、被検眼 E の角膜網膜間距離を求める (S 2 6)。

【 0 1 8 0 】

また、角膜曲率演算部 2 3 5 は、角膜断層画像に基づいて、被検眼 E の角膜曲率半径を求める (S 2 7)。前述のように、角膜断層画像の代わりに、同時計測時の参照ミラー 1 7 4 b の位置、つまり第 2 の参照光 L R b の光路長に基づいて角膜曲率半径を求めてもよい。

【 0 1 8 1 】

ステップ 2 6 の処理とステップ 2 7 の処理を実行する順序は任意である。また、これらの処理を並行して実行することも可能である。

20

【 0 1 8 2 】

倍率演算部 2 3 3 は、ステップ 2 6 で求められた角膜網膜間距離と、ステップ 2 7 で求められた角膜曲率半径と、眼球光学情報 2 1 2 a とに基づいて、被検眼 E の眼球光学系の倍率を求める (S 2 8)。

【 0 1 8 3 】

走査態様特定部 2 3 4 は、ステップ 2 8 で求められた倍率と眼球モデルとに基づいて、被検眼 E の網膜の所定位置に信号光 L S を照射させるような信号光 L S の走査態様を特定する (S 2 9)。

主制御部 2 1 1 は、ステップ 2 9 で特定された走査態様に基づいて信号光を走査させつつ、本計測を実行させる (S 3 0)。画像形成部 2 2 0 は、本計測で得られた検出信号に基づいて、網膜 (眼底 E f) の新たな断層画像を形成する (S 3 1)。以上で、図 8 に示す動作の説明を終了する。

30

【 0 1 8 4 】

[作用・効果]

以上のような光画像計測装置 1 の作用及び効果について説明する。

【 0 1 8 5 】

光画像計測装置 1 は、次のように作用する。まず、光画像計測装置 1 は、低コヒーレンス光 L 0 を信号光 L S と参照光 L R とに分割し、参照光 L R の光路を光路長の異なる二つの光路に分割することで参照光 L R を二つの参照光 L R a、L R b に分割する。更に、光画像計測装置 1 は、これら二つの光路をそれぞれ経由した参照光 L R a、L R b と被検眼 E を経由した信号光 L S とを干渉させて、被検眼 E の二つの深度位置 (眼底 E f、角膜 E c) のそれぞれにおける形態を反映した干渉光 L C を生成し、この干渉光 L C を検出して検出信号を生成する。そして、光画像計測装置 1 は、この検出信号に基づいて眼底断層画像と角膜断層画像を形成し、これら断層画像を解析して被検眼 E の所定の物理量 (角膜網膜間距離) を求める。

40

【 0 1 8 6 】

このように作用する光画像計測装置 1 によれば、被検眼 E の二つの部位 (眼底 E f、角膜 E c) の計測を同時に実行することができるので、これら二つの部位の断層画像に描写された被検眼 E の物理量を高い確度で計測することが可能である。

50

【 0 1 8 7 】

また、光画像計測装置 1 は、被検眼 E の所定の物理量として求められた角膜網膜間距離に基づいて、被検眼 E の眼球光学系の倍率を求めるように作用する。この処理においては、角膜曲率半径の標準値や、被検眼 E の角膜曲率半径の測定値が使用される。また、この処理は、角膜網膜間距離や眼球光学情報 2 1 2 a に基づいて眼球モデルを形成し、この眼球モデルに基づいて実行される。

【 0 1 8 8 】

また、光画像計測装置 1 は、被検眼 E に対する信号光 L S の照射位置を走査する走査ユニット 1 4 1 を備えている。更に、光画像計測装置 1 は、上記の眼球モデルと倍率に基づいて、網膜の所定位置に信号光を照射させるような信号光の走査態様を特定し、この走査態様に応じて信号光を走査して新たな眼底断層画像を形成するように作用する。

10

【 0 1 8 9 】

このような光画像計測装置 1 によれば、先に取得された眼底断層画像と角膜断層画像に基づいて被検眼 E の眼球光学系の倍率を推定し、この推定値や眼球モデルに基づいて網膜の所定位置の断層画像を取得することが可能である。

【 0 1 9 0 】

更に、光画像計測装置 1 は、この新たな断層画像に基づいて被検眼 E の網膜厚を求めることが可能である。それにより、網膜の所定位置における網膜厚を測定でき、たとえば網膜厚の評価を高い確度で行うことが可能となる。

【 0 1 9 1 】

20

すなわち、従来では、眼球光学系の倍率等の影響により、網膜の所定位置（たとえば、視神経乳頭中心を中心とし所定半径を有する円形の軌跡）に信号光を正確に照射することは困難であった。一方、この実施形態によれば、取得された倍率や眼球モデルに基づいて、信号光を目的の位置に高い確度で照射することができ、それにより、網膜厚を高い確度で評価することが可能である。

【 0 1 9 2 】

〔 変形例 〕

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。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ける任意の変形を適宜に施すことが可能である。

30

【 0 1 9 3 】

所定の物理量は、角膜網膜間距離に限定されるものではない。たとえば、病変部のサイズ（面積、体積等）などを所定の物理量として求めることが可能である。

【 0 1 9 4 】

上記の実施形態では、被検眼 E の複数の断層画像を解析することにより、被検眼 E の所定の物理量を求めているが、断層画像の代わりに、CCD 1 8 4 からの検出信号や、この検出信号を加工して得られる信号を解析することにより所定の物理量を求めることも可能である。

【 0 1 9 5 】

40

たとえば、検出信号から抽出された眼底成分と角膜成分をそれぞれ F F T して得られた信号に基づいて網膜表面と角膜前面の各位置（各座標値）を特定することにより、角膜網膜間距離を求めることが可能である。検出信号から断層画像を形成する処理が変わらない限り、検出信号と断層画像とを同一視できる。よって、この発明にいう「複数の断層画像を解析して被測定物体の所定の物理量を求める」には、当該変形例で説明した処理も含まれるものとする。

【 0 1 9 6 】

上記実施形態では、参照光 L R の光路を二つに分割し、被検眼 E の二つの部位を同時に計測しているが、参照光の光路を三つ以上に分割することにより被測定物体の三つ以上の部位を同時に計測するように構成することも可能である。

【 0 1 9 7 】

50

参照光 L R の光路を三つに分割する光学系の構成例を図 9 に示す。なお、図 9 は、図 4 に示す構成の一部を置換するものであり、この一部とは、参照光 L R の光路の濃度フィルタ 1 7 3 以降の構成である。

【 0 1 9 8 】

この構成例には、三つの参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b、1 7 4 c が設けられている。参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b、1 7 4 c は、参照ミラー駆動機構により、それぞれ図 9 に示す両側矢印方向に沿って移動される。

【 0 1 9 9 】

濃度フィルタ 1 7 3 を透過した参照光 L R は、ビームスプリッタ 1 7 5 a により二分割される。ビームスプリッタ 1 7 5 a による反射光 (参照光 L R b) は、参照ミラー 1 7 4 b に導かれる。

10

【 0 2 0 0 】

ビームスプリッタ 1 7 5 a を透過した光は、ビームスプリッタ 1 7 5 b により二分割される。ビームスプリッタ 1 7 5 b による反射光 (参照光 L R c) は、参照ミラー 1 7 4 c に導かれる。ビームスプリッタ 1 7 5 b を透過した光 (参照光 L R a) は、参照ミラー 1 7 4 a に導かれる。

【 0 2 0 1 】

参照光 L R a、L R b、L R c は、それぞれ、参照ミラー 1 7 4 a、1 7 4 b、1 7 4 c により反射される。そして、これら参照光 L R a、L R b、L R c は、ビームスプリッタ 1 7 5 a、1 7 5 b により合成される (同じく参照光 L R と呼ぶ)。この参照光 L R は、光カプラ 1 6 2 (図 4 を参照) により信号光 L S と重畳されて干渉光 L C を生成する。この干渉光 L C は、これら三つの光路の光路長に対応する被検眼 E の三つの部位の形態を表す情報を含んでいる。

20

【 0 2 0 2 】

スペクトロメータ 1 8 0 は、この干渉光 L C のスペクトル成分を検出して検出信号を生成する。画像形成部 2 2 0 は、この検出信号から三つの信号成分を抽出し、各信号成分に基づいて被検眼 E の三つの部位の断層画像を形成する。解析処理部 2 3 1 は、このような同時計測に基づく三つの断層画像 (のうちの少なくとも二つ) を解析して所定の物理量を求める。参照光 L R を四つ以上に分割する場合についても同様である。

【 0 2 0 3 】

30

参照光を分割するための構成は、上記実施形態のもの、つまりビームスプリッタを用いたものには限定されない。たとえば、参照光の一部分の光路長を延長する光学部材を用いて参照光を分割することが可能である。

【 0 2 0 4 】

このような構成の例を図 1 0 に示す。光学部材 1 7 7 は、O C T ユニット 1 5 0 の内部の雰囲気 (空気等) とは異なる屈折率を有する透光材料により形成されている。光学部材 1 7 7 は、たとえばガラスブロックにより構成される。光学部材 1 7 7 は、参照光 L R の光路の一部、つまり参照光 L R のビーム断面の一部領域のみを透過させる位置に配置される。

【 0 2 0 5 】

40

光学部材 1 7 7 を透過する参照光 L R の一部 (参照光 L R 1) は、光学部材 1 7 7 の影響により、光学部材 1 7 7 を透過しない一部 (参照光 L R 2) よりも光路長が長くなる。

【 0 2 0 6 】

このような構成によっても、被検眼 E の複数 (二つ) の部位を同時計測することが可能である。

【 0 2 0 7 】

なお、光路長の延長距離の異なる複数の光学部材を設けることにより、被検眼 E の三つ以上の部位を同時計測することも可能である。また、光路長の延長距離の異なる複数の光学部材を選択的に光路上に配置させることにより、被検眼 E の様々な深度位置を選択的に同時計測することが可能である。また、光路長の延長距離を連続的に変更可能な光学部材

50

を設けることも可能である。

【 0 2 0 8 】

上記の実施形態においては、参照ミラー 1 7 4 の位置を変更して信号光 L S の光路と参照光 L R の光路との光路長差を変更しているが、光路長差を変更する手法はこれに限定されるものではない。たとえば、被検眼 E に対して眼底カメラユニット 1 A や OCT ユニット 1 5 0 を移動させて信号光 L S の光路長を変更することにより光路長差を変更することができる。また、特に被測定物体が生体部位でない場合などには、被測定物体を深度方向に移動させることにより光路長差を変更することも有効である。

【 0 2 0 9 】

上記の実施形態におけるコンピュータプログラムを、コンピュータのドライブ装置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、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、ハードディスクドライブやメモリ等の記憶装置に記憶させることも可能である。更に、インターネットや L A N 等のネットワークを通じてこのプログラムを送受信することも可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 2 1 0 】

【 図 1 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態の全体構成の一例を表す概略構成図である。

【 図 2 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態のアライメント光学系の構成の一例を表す概略構成図である。

【 図 3 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態によるアライメント動作の一例を説明するための概略図である。

【 図 4 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態における OCT ユニットの構成の一例を表す概略構成図である。

【 図 5 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態の制御系の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【 図 6 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【 図 7 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態による眼底断層画像及び角膜断層画像の表示態様の一例を表す概略図である。

【 図 8 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【 図 9 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態の変形例の光学系の構成の一例を表す概略図である。

【 図 1 0 】 この発明に係る光画像計測装置の実施形態の変形例の光学系の構成の一例を表す概略図である。

【 符号の説明 】

【 0 2 1 1 】

- 1 光画像計測装置
- 1 A 眼底カメラユニット
- 1 4 1 走査ユニット
- 1 5 0 OCT ユニット
- 1 6 0 低コヒーレンス光源
- 1 7 4 a、1 7 4 b 参照ミラー
- 1 7 6 a、1 7 6 b 参照ミラー駆動機構
- 1 8 0 スペクトロメータ
- 1 8 4 C C D
- 1 9 0 A アライメント光学系

10

20

30

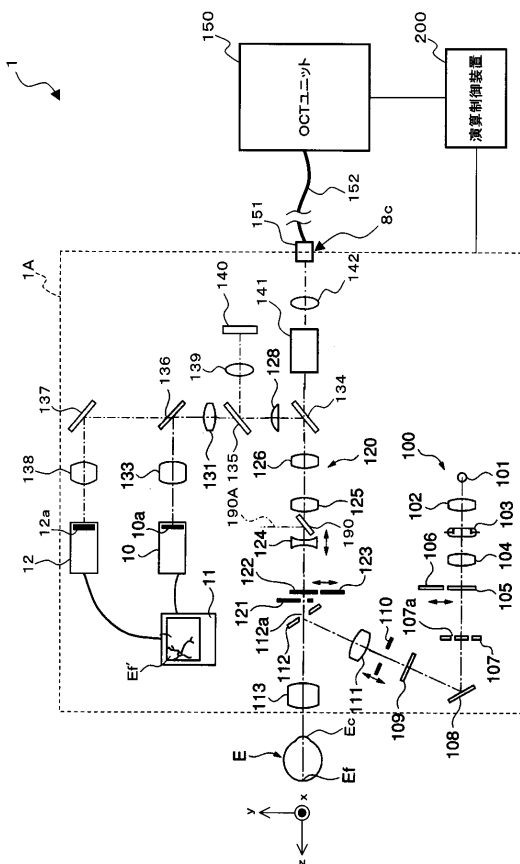
40

50

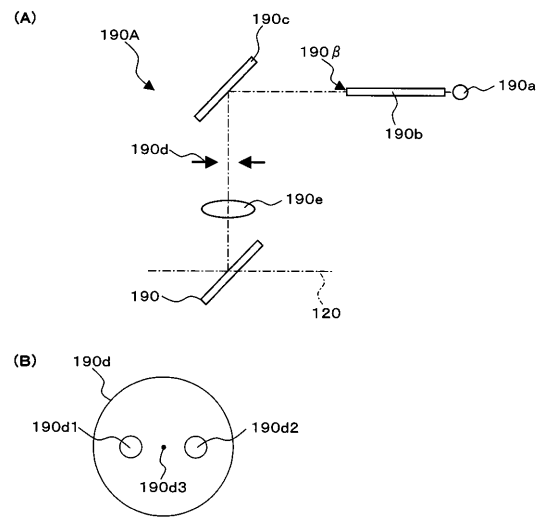
2 0 0 演算制御装置
 2 1 0 制御部
 2 1 1 主制御部
 2 1 2 記憶部
 2 1 2 a 眼球光学情報
 2 2 0 画像形成部
 2 2 1 干渉成分抽出部
 2 3 0 画像処理部
 2 3 1 解析処理部
 2 3 2 眼内距離演算部
 2 3 3 倍率演算部
 2 3 4 走査態様特定部
 2 3 5 角膜曲率演算部
 2 4 0 表示部
 2 5 0 操作部

10

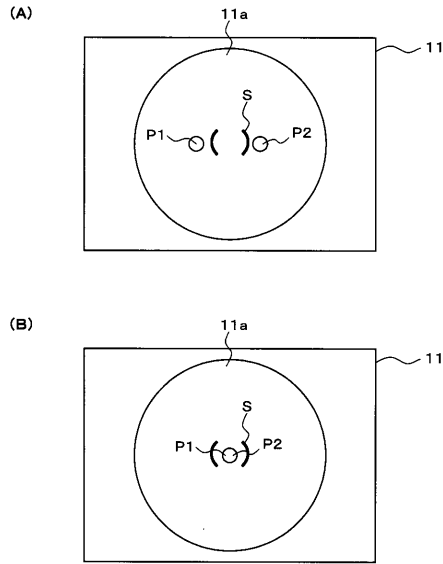
【図 1】



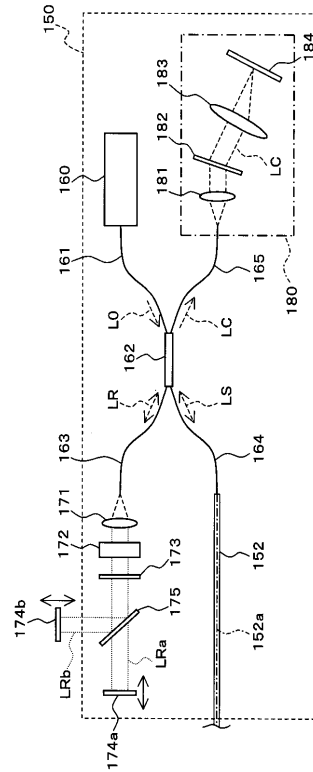
【図 2】



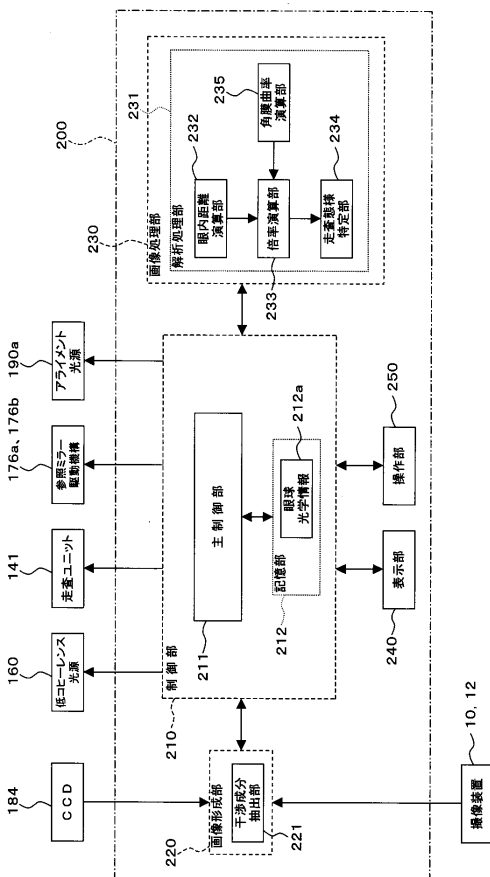
【 図 3 】



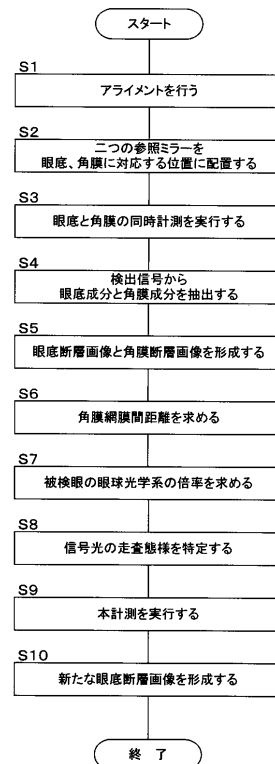
【 図 4 】



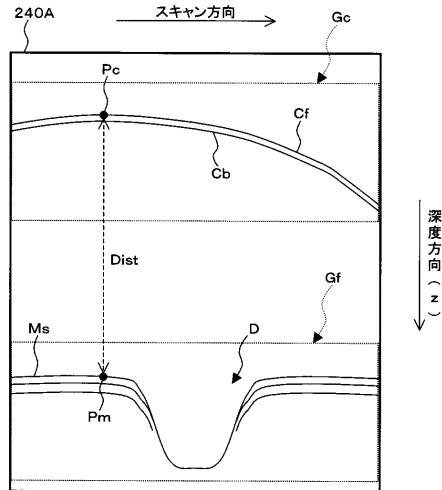
【 図 5 】



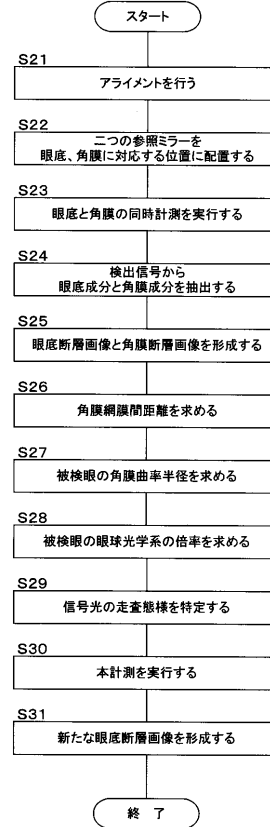
【 図 6 】



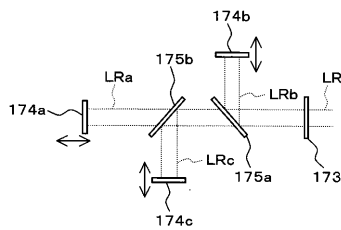
【図 7】



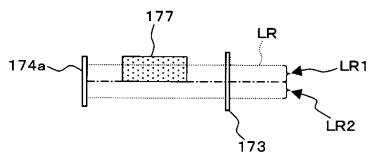
【図 8】



【図 9】



【図 10】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
G 0 1 B	9/02		(2006.01)	
		G 0 1 B	11/24	D
		G 0 1 B	9/02	

F ターム(参考)	2F064	AA01	AA09	EE01	EE04	FF00	GG03	GG12	GG22	GG44	GG49
		GG52	HH03	HH08	JJ01						
	2F065	AA46	AA52	AA53	CC16	FF04	FF52	GG07	JJ03	JJ26	LL02
		LL04	LL12	LL24	LL42	LL67	QQ24	QQ31	SS13		
	2G059	AA06	BB12	CC16	EE02	EE09	EE11	FF02	GG01	HH02	JJ07
		JJ15	JJ17	KK04							