

(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2012-147976

(P2012-147976A)

(43) 公開日 平成24年8月9日(2012.8.9)

(51) Int.Cl.

A61B 3/10 (2006.01)

F1

A61B 3/10

R

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2011-9345 (P2011-9345)
 (22) 出願日 平成23年1月20日 (2011.1.20)

(71) 出願人 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100094112
 弁理士 岡部 譲
 (74) 代理人 100096943
 弁理士 臼井 伸一
 (74) 代理人 100101498
 弁理士 越智 隆夫
 (74) 代理人 100096688
 弁理士 本宮 照久
 (74) 代理人 100104352
 弁理士 朝日 伸光
 (74) 代理人 100107401
 弁理士 高橋 誠一郎

最終頁に続く

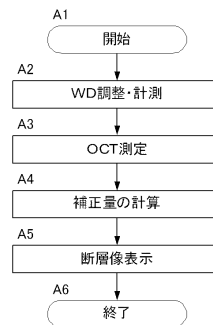
(54) 【発明の名称】 光断層画像撮像方法および光断層画像撮像装置

(57) 【要約】

【課題】眼科で使われるOCT装置は被検眼と対物レンズのワーキングディスタンスが変わると得られた断層画像の形状が変わる。これは眼球の形状の変化などを調査する用途に使えないことを意味する。

【解決手段】本発明の光断層撮像方法は、被検眼と対物レンズの距離を調整および計測し、複数のライン状データからなる被検眼の断層画像を取得し、断層画像における複数のライン状データの各々における補正量を計算し、基準のワーキングディスタンスにおける断層画像を生成する。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検眼と対物レンズとの第一の距離を調整し、測定光を前記被検眼に照射することで得られる前記被検眼の網膜からの戻り光と参照光との合波光により、前記被検眼の断層画像を取得する光断層画像撮像方法であって、

前記被検眼と対物レンズとの前記第一の距離を計測する第 1 の工程と、

複数のライン状のデータからなる前記被検眼の断層画像を生成するための情報を取得する第 2 の工程と、

計測した前記第一の距離に基づき、前記断層画像の前記複数のライン状データの各々における補正量を計算する第 3 の工程と、

前記補正量を用いて、取得した前記情報から基準となる前記被検眼と前記対物レンズとの第二の距離で得られる断層画像を生成する第 4 の工程と、

を有することを特徴とする光断層画像撮像方法。

【請求項 2】

前記補正量が、前記被検眼と前記対物レンズとの前記第一の距離、前記測定光を前記網膜の上で走査する際に前記網膜から見た前記走査の回転中心から前記網膜までの距離、前記網膜から見た前記測定光を走査する際の走査角、および前記参照光の光路長により決まるコヒーレンスゲート位置、を用いて行われることを特徴とする請求項 1 記載の光断層画像撮像方法。

【請求項 3】

前記測定光を走査するための異なる回転中心を各々有する 2 つのスキヤナを更に有し、前記第 4 の工程は、前記断層画像を生成するときに、各々の前記スキヤナの前記回転中心の位置の違いを補正する工程を更に有することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の光断層画像撮像方法。

【請求項 4】

前記第 2 の工程において、前記被検眼における前記網膜の湾曲を測定し且つ前記湾曲が所定の値よりも大きい場合に、前記被検眼と前記対物レンズとの前記第一の距離を短くして、前記断層画像を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項記載の光断層画像撮像方法。

【請求項 5】

対物レンズを介して測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した合波光に基づいて該被検眼の断層画像を取得する光断層画像撮像装置であって、

前記断層画像に対応する前記被検眼と前記対物レンズとの第一の距離を取得する取得手段と、

前記断層画像を、前記第一の距離とは異なる前記被検眼と対物レンズとの第二の距離に対応する断層画像に補正する補正手段と、

を有することを特徴とする光断層画像撮像装置。

【請求項 6】

前記断層画像を生成するための複数のライン状のデータを取得して前記補正手段に前記ライン状データを送る分光器を更に有することを特徴とする請求項 5 に記載の光断層画像撮像装置。

【請求項 7】

前記対物レンズを移動させて前記第一の距離を調整する手段を更に有することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の光断層画像撮像装置。

【請求項 8】

前記測定光を走査するための異なる回転中心を各々有する 2 つのスキヤナを更に有し、前記補正手段は、前記断層画像を生成するときに、各々の前記スキヤナの前記回転中心の位置の違いを補正することを特徴とする請求項 5 乃至 7 の何れか 1 項記載の光断層画像撮像装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記補正手段は、前記被検眼における前記網膜の湾曲を測定し且つ前記湾曲が所定の値よりも大きい場合に、前記被検眼と前記対物レンズとの前記第一の距離を短くして、前記断層画像を取得することを特徴とする請求項 5 乃至 8 のいずれか 1 項記載の光断層画像撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光断層画像撮像方法及び光断層画像撮像装置に関し、特に、眼科診療等に用いられる光断層画像撮像方法及び光断層画像撮像装置に関する。

10

【背景技術】**【0002】**

現在、光学機器を用いた眼科用機器として、様々なものが使用されている。例えば、前眼部撮影機、眼底カメラ、共焦点レーザー走査検眼鏡 (SLO: Scanning Laser Ophthalmoscope) 等である。中でも、低コヒーレンス光を利用した光コヒーレンストモグラフィ (OCT: Optical Coherence Tomography) による光断層画像撮像装置は、被検眼の断層画像を高解像度に得ることができる装置であり、眼科用機器として網膜の専門外来では必要不可欠な装置になりつつある。以下、これを OCT 装置と記す。

【0003】

20

特許文献 1 の眼底観察装置は、眼底カメラユニット、OCT ユニット、演算制御装置を含んで構成されている。眼底カメラは眼底の 2 次元画像を取得し、OCT ユニットは眼底の断層画像を取得する。さらに、眼底の特徴部位を特定し、測定光の照射位置を変更して測定することができる。そして、眼底の断層画像や 3 次元画像を形成することができる。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2009 - 279031

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】**

30

【0005】

眼科で使われる OCT 装置は被検眼と対物レンズの間隔であるワーキングディスタンスが変わると得られた断層画像の形状が変わる。これは眼球の形状の変化などを調査する用途に使えないことを意味する。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上記課題を解決してワーキングディスタンスの変化に依存しない断層画像を得るために、本発明に係る断層画像撮像方法は、被検眼と対物レンズとの第一の距離を調整し、測定光を被検眼に照射することで得られる被検眼の網膜からの戻り光と参照光との合波光により、被検眼の断層画像を取得する光断層画像撮像方法であって、被検眼と対物レンズとの第一の距離を計測する第 1 の工程と、複数のライン状のデータからなる被検眼の断層画像を生成するための情報を取得する第 2 の工程と、計測した第一の距離に基づき、断層画像の複数のライン状データの各々における補正量を計算する第 3 の工程と、補正量を用いて、取得した情報から基準となる被検眼と対物レンズとの第二の距離で得られる断層画像を生成する第 4 の工程と、を有することを特徴とする。

40

【発明の効果】**【0007】**

本発明によれば、ワーキングディスタンスの違いによる形状の違いを小さくすることができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 0 8 】

【 図 1 】 O C T 装置を説明する図

【 図 2 】 ワーキングディスタンスと走査半径を説明する図

【 図 3 】 ワーキングディスタンスと回転中心 - 網膜距離の関係を示す図

【 図 4 】 ワーキングディスタンスの変化による断層画像と 2 次元像の変化を示す図

【 図 5 】 ワーキングディスタンスの変化による前眼部観察の変化を示す図

【 図 6 】 実施例 1 における信号処理の手順を示す図

【 図 7 】 補正量の概念図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 0 9 】

以下、本発明の一実施例について、図面を用いて詳細に説明する。

【 0 0 1 0 】

[実施例 1]

図 1 は、実施例 1 における光断層画像撮像装置の構成を示す図である。

【 0 0 1 1 】

(光学系)

光断層画像撮像装置は、マイケルソン干渉系で構成されている。光源 1 0 1 の出射光 1 0 2 はシングルモードファイバ 1 0 7 に導かれて光カプラ 1 0 8 に入射し、光カプラ 1 0 8 にて参照光 1 0 3 と測定光 1 0 4 とに分割される。そして測定光 1 0 4 は、観察対象の網膜 1 2 5 の測定箇所によって反射あるいは散乱され、戻り光 1 0 5 となって光カプラ 1 0 8 に戻る。そして光カプラ 1 0 8 によって、参照光路を經由してきた参照光 1 0 3 と合波され合波光 1 0 6 となり、分光器 1 1 9 に到達する。

【 0 0 1 2 】

光源 1 0 1 は代表的な低コヒーレント光源である S L D 光源 (S u p e r L u m i n e s c e n t D i o d e) である。波長は眼を測定することを鑑みると、近赤外光が適する。さらに波長は、得られる断層画像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長であることが望ましく、ここでは中心波長 8 4 0 n m 、波長幅 5 0 n m とする。当然観察対象の測定部位によっては、他の波長を選んでも良い。なお光源の種類は、ここでは S L D 光源を選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、A S E 光源 (A m p l i f i e d S p o n t a n e o u s E m i s s i o n) 等も用いることができる。

【 0 0 1 3 】

次に、参照光 1 0 3 の参照光路について説明する。光カプラ 1 0 8 によって分割された参照光 1 0 3 は、レンズ 1 0 9 - 1 にて略平行光となって出射される。その後参照光 1 0 3 は分散補償用ガラス 1 1 0 を通過してミラー 1 1 1 にて方向を変える。そして再び光カプラ 1 0 8 を介して分光器 1 1 9 に導かれる。なお、分散補償用ガラス 1 1 0 は被検眼 1 2 4 および走査光学系を測定光 1 0 4 が往復した時の分散を、参照光 1 0 3 に対して補償するものである。ここでは、その長さは、日本人の平均的な眼球の直径として代表的な値を想定し 2 4 m m とする。参照光の光路長は電動ステージ 1 1 2 で矢印の方向に移動することによってコヒーレンスゲートの位置を調整することができる。コヒーレンスゲートとは、測定光の光路上において、参照光の光路の長さと同距離になる位置のことである。電動ステージ 1 1 2 の制御はコンピュータ 1 2 0 によって行われる。

【 0 0 1 4 】

次に、測定光 1 0 4 の測定光路について説明する。光カプラ 1 0 8 によって分割された測定光 1 0 4 は、レンズ 1 0 9 - 2 にて、略平行光となって出射され、走査光学系を構成する X Y スキャナ 1 1 3 のミラーに入射される。図 1 において X Y スキャナ 1 1 3 は一つのミラーとしているが、実際には X スキャン用ミラーと Y スキャン用ミラーとの 2 枚のミラーが近接して配置されている。測定光はレンズ 1 1 4 、ダイクロイックミラー 1 1 5 、対物レンズ 1 2 8 を介して被検眼 1 2 4 に到達する。

【 0 0 1 5 】

ここで、前眼部すなわち角膜 1 2 2 の観察について説明する。前眼部の観察のための証

10

20

30

40

50

明光は対物レンズの外側のリング状の光源（不図示）が使われる。この照明光が角膜 1 2 2 で反射し、その反射光が対物レンズ 1 2 8 を再度通過し、ダイクロミックミラー 1 1 5 で反射され、スプリットプリズム 1 1 6、光学系 1 1 7 を介し、観察システム 1 1 8 に到達する。なお、スプリットプリズム 1 1 6 は、角膜 1 2 2 と共役の位置に配置されている。

【 0 0 1 6 】

また、対物レンズ 1 2 8 は被検眼 1 2 4 に向かい合って配置され、被検眼 1 2 4 に測定光を導く際にその形状を整形する。

【 0 0 1 7 】

（ワーキングディスタンス）

次にワーキングディスタンスについて説明する。ここでは、ワーキングディスタンス 1 2 6 を角膜 1 2 2 表面と対物レンズ 1 2 8 表面との長さ（距離）とする。この長さは、本発明における第一の距離に対応する。まず、一般的な OCT 装置の光学系は、被検眼 1 2 4 の瞳孔 1 2 9 が、測定光 1 0 4 の走査の回転中心となるように設計されている。そのためワーキングディスタンスを設計値になるように、対物レンズ 1 2 8 と被検眼 1 2 3 の距離を調整して OCT 測定を行うことが望ましい。ただし、OCT 装置は光学系の NA が小さいため焦点深度が深く、その結果、ワーキングディスタンスが設計値からはずれても問題なく撮像できる。なお、設計値から大きくはずれると光彩 1 2 7 によって光がブロックされたり、焦点がぼけたりすることになる。

【 0 0 1 8 】

ここで図 2 の眼の模式図を用いてワーキングディスタンスと測定光の走査の回転中心 2 0 2 およびコヒーレンスゲートの軌跡 2 0 5 の関係について説明する。これらにおいて横軸がファストスキャンの x 軸、縦軸が深さ方向の z 軸とする。そして回転中心の原点を設計値である瞳孔の位置とする。なおこの図において回転中心 2 0 2 は、網膜 2 0 1 に入射する光線をそのまま延長したものが結んだ点であって、角膜や水晶体 1 2 3 で屈折した光が結ぶ点ではない。

【 0 0 1 9 】

測定光の走査の回転中心 2 0 2 はワーキングディスタンス 1 2 6 の変化に伴って移動する。さらに測定光 1 0 4 を走査するときの走査半径 2 0 4、走査角 2 0 6 もワーキングディスタンス 1 2 6 の変化に伴って変わる。また、x y スキャナ 1 1 3 は 2 枚のミラーからなることが多い。例えば y 軸の回転中心は例えば 1 mm 対物レンズ側にあるとする。このような場合、3D 測定による y 軸方向の移動は別途補正をする必要がある。ここでは x 軸と y 軸の回転中心が同じとして話を進める。

【 0 0 2 0 】

図 2 (a) は、ワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値より短いため、回転中心 2 0 2 が瞳孔 1 2 9 に対して網膜 2 0 1 の方にある場合である。当然回転中心 2 0 2 と網膜 2 0 1 の距離は設計値より短くなる。なお、OCT 測定において、コヒーレンスゲートは網膜 2 0 1 を観察できるように硝子体側に配置する。コヒーレンスゲートの軌跡 2 0 5 の位置はリファレンスミラー 1 1 1 によって変えることができる。図 2 (b) は、ワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値とほぼ一致する時である。回転中心 2 0 2 と網膜 2 0 1 の距離は設計値である。図 2 (c) は、ワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値より長く、回転中心 2 0 2 が瞳孔 1 2 9 に対して対物レンズ 1 2 8 側にある場合である。

【 0 0 2 1 】

これら図 2 (a) ~ (c) のように走査半径 2 0 4 が長くなるほどその軌跡は平坦になる。つまり OCT 装置では網膜 2 0 1 とコヒーレンスゲートの軌跡 2 0 5 の差が像となって表示される。そのため、走査半径 2 0 4 が長くなるほど見かけ上の湾曲が大きくなる。ただし、ワーキングディスタンス 1 2 6 が変化しても、光軸に対して同じ角度で入射する光同士は眼球の同じところに結像するという特性があるため、走査範囲 2 0 7 は大きく変わらない。

【 0 0 2 2 】

10

20

30

40

50

ここでさらに、ワーキングディスタンス 1 2 6 の距離変化と回転中心 2 0 2 の位置の関係について説明する。なお、ワーキングディスタンス 1 2 6 の設計値からの差 2 1 0 を空間距離で変数 g として表す。原点を瞳孔 1 2 9 にしているので、変数 g の値は z 軸の値である。また、基準のワーキングディスタンスは、本発明の第二の距離に相当し、例えば設計値 ($g = 0$) である。ここで回転中心 2 0 2 から網膜 2 0 1 までの空間距離は、変数 g を用いて $f(g)$ と表す。またコヒーレンスゲートは標準的な眼の網膜位置を基準とし、具体的には瞳孔から 2 4 mm の位置となる。その基準から z 軸上の差 2 0 3 を空間距離で変数 s として表す。これらを用いて走査半径 2 0 4 $L(g)$ は数式 1 のように表わされる。

【数 1】

$$L(g) = f(g) - s \quad \text{数式 1}$$

10

【0 0 2 3】

コヒーレンスゲートの移動は、リファレンスマラー 1 1 1 の移動量 M に換算すると被検眼の屈折率 n_h を用いて数式 2 のように表わされる。

【数 2】

$$\Delta M = n_h s \quad \text{数式 2}$$

【0 0 2 4】

ところで、回転中心 2 0 2 から網膜 2 0 1 までの空間距離 $f(g)$ の変化は、ワーキングディスタンス 1 2 6 の変化に比例していない。その理由は角膜 1 2 2 や水晶体 1 2 3 で屈折するためである。図 3 に回転中心 2 0 2 から網膜 2 0 1 までの空間距離 $f(g)$ のシミュレーション結果を示す。横軸はワーキングディスタンス 1 2 6 の設計値からの変化 g である。縦軸は回転中心 2 0 2 から網膜 2 0 1 までの空間距離である。ワーキングディスタンス 1 2 6 がマイナス側の時は、ワーキングディスタンス 1 2 6 の変化量より回転中心の移動が小さいことがわかる。逆にプラス側の時は、ワーキングディスタンス 1 2 6 の変化量より回転中心の移動が大きいことがわかる。このシミュレーションは眼軸長が 2 4 mm のモデルを使ったが、眼軸長が変わる場合は $f(g)$ も当然変わる。この場合、それぞれの眼軸長のモデルに対してシミュレーションが必要となる。また x 軸と y 軸で回転中心が異なる場合はさらにシミュレーションが必要になる。

20

30

【0 0 2 5】

ここで、OCT 装置によって模型眼を撮像した例について図 4 を用いて説明する。この模型眼は、網膜に相当する部分に放射状および円の模様配置されている。網膜に相当する部分とはガラスの表面である。これらの撮像は、ワーキングディスタンス 1 2 6 を変化させ、断層画像において模型眼の網膜位置の頂点がコヒーレンスゲートから等距離になるように調整して測定した。図 4 (a) はワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値より 4 mm 短い場合の断層画像、図 4 (b) はその 2 次元投影像、図 4 (c) はワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値の場合の断層画像、図 4 (d) はその 2 次元投影像、図 4 (e) はワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値より 4 mm 長い場合の断層画像、図 4 (f) はその 2 次元投影像である。なお、各断層画像には、模型眼の網膜が異なる曲率の円弧として撮像されている。また、投影像の同心円及び放射線は、模型眼の網膜位置に記された同心円及び放射線が撮像されそれが投影されている。円と直線の交点 4 0 4 に着目して、その補助線 4 0 5 を対応する断層画像に引くと図 4 (a) では補助線の下側、図 4 (e) では上側に、網膜の像が移動していることがわかる。ただし、図 4 (b)、(d)、(f) のように測定範囲はほぼ変化がない。

40

【0 0 2 6】

次に、ワーキングディスタンスの計測について図 5 を用いて説明する。図 5 は前眼部の観察システム 1 1 8 による角膜の像であり、瞳孔 5 0 1、光彩 5 0 2 が観察されている状況である。瞳孔 5 0 1 の像はビームスプリットプリズムで x 軸を境に y 方向の正の領域と負の領域がそれぞれ分離されて観察システム 1 1 8 に結像するように設計されている。図

50

5 (a) はワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値より短い場合、図 5 (b) はワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値とほぼ一致する場合、図 5 (c) はワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値より長い場合である。ワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値とほぼ一致する場合には、瞳孔 5 0 1 は分離されていない像となる。一方ワーキングディスタンス 1 2 6 が設計値より短い場合には瞳孔の上の像は右側、長い場合には瞳孔の上の像は左側に移動する。この上下の瞳孔 5 0 1 の像の差 5 0 3 を計測することによってワーキングディスタンス 1 2 6 の長さを知ることができる。

【 0 0 2 7 】

ワーキングディスタンス 1 2 6 は上述した本発明における第一の距離に対応し、以上に述べたワーキングディスタンス 1 2 6 の長さを知る構成は、不図示の対物レンズ 1 2 8 の位置を調整する構成を加えて、本発明における第一の距離を調整及び計測する手段に対応する。或いは、このワーキングディスタンス 1 2 6 の長さを知る構成は、本発明における断層画像に対応する被検眼と対物レンズとの間の第一の距離を取得する取得手段に対応する。

10

【 0 0 2 8 】

ちなみに、ワーキングディスタンス 1 2 6 とミラー 1 1 1 の移動量を測定すれば、回転中心から網膜までの距離を知ることができる。すなわち、コヒーレンスゲートを設計値に配置し、網膜と一致すれば設計通り 2 4 m m の眼軸長であることがわかる。一致していなければコヒーレンスゲートを移動し、網膜と一致するところを探す。この移動量から真の眼軸長を知ることができる。なお、網膜は厚みがあるが、例えば硝子体と神経線維層の境を設計値と考える。

20

【 0 0 2 9 】

(信号処理)

ここで、OCT測定 of 信号処理について図 6 を用いて説明する。

【 0 0 3 0 】

A 1 工程で、測定を開始する。この状態はOCT装置が起動されていて、被検眼が測定位置に配置されている。

【 0 0 3 1 】

本発明における第 1 の工程に対応する A 2 工程で、ワーキングディスタンス (W D) 1 2 6 調整と計測を行う。ここでは瞳孔の位置を座標系の原点とする。アライメントは前眼部観察システム 1 1 8 によって角膜 1 2 2 を観察しながら行う。ワーキングディスタンス 1 2 6 は設計値に対して ± 5 m m 程度に入ること为目标に調整を行う。特に湾曲が大きい場合、具体的には湾曲の値が所定値よりも大きい場合には、測定光が光彩などでブロックされない範囲でさらに対物レンズを被検眼に近づけてもよい。これは、湾曲を測定する手段を設けて、その測定値に応じて被検眼に近づける操作となる。当該操作を加えることにより、網膜の湾曲が大きな被検眼に対しても、好適に断層画像を得て後述する A 3 工程及びそれ以降の工程を実行することが可能となる。なお、マイナスとは対物レンズが角膜に近づく方向である。当然ワーキングディスタンスの調整とともにコヒーレンスゲートおよびフォーカスの位置を調整する。

30

【 0 0 3 2 】

本発明における第 2 の工程に対応する A 3 工程で、OCT測定を行う。走査範囲 2 0 7 は例えば黄斑を撮像する 6 m m 、黄斑と乳頭を撮像する 1 0 m m などである。ここでは、6 m m の範囲を撮像するものとして、x 方向には 5 1 2 ライン、y 方向には 5 1 2 ラインのデータを取得する。分光器 1 1 9 からはライン毎に一次元配列のライン状データ (1 0 2 4 画素) が取得され、コンピュータ 1 2 0 に順次送られる。そして x 方向の連続する 5 1 2 ライン分を、2 次元配列のデータを単位として保存する。そのデータサイズは 1 0 2 4 x 5 1 2 x 1 2 ビットである。これが y 方向に 5 1 2 枚できることになる。

40

【 0 0 3 3 】

測定した 2 次元配列のデータから、固定ノイズの除去、波長波数変換、フーリエ変換などを行って断層画像 (B - S c a n 像) を得ることができる。この断層画像を確認し、所

50

望の測定ができたと判断すれば、被検眼を測定位置から外す。以上のOCT測定を行う構成は、本発明における複数のライン状データからなる被検眼の断層画像を生成するための情報を取得する手段に対応する。

【0034】

次に、本発明における第3の工程に対応するA4工程で、補正量を計算する。まず、一般的な断層画像は、コヒーレンスゲートの位置を基準に相対的に表示されている。しかし、図7(a)に示すようにコヒーレンスゲートの軌跡205は扇形の弧を描く。点Bをjライン目のスキャンであるとした時に、z軸上に投影したところを点Cとする。コヒーレンスゲートがz軸上の点Aに対してどれだけ変化するかの変化量 $d_j(g)$ を数式4で表わす。ここではワーキングディスタンスが設計値と g 異なる場合の走査角 (g) 206を用いて、スキャナが $(g)/(N-1)$ ずつ回転するものとする。また、 j は $0 \sim N-1$ を満たす整数で、 N はx方向のライン数512である。

10

【数3】

$$d_j(g) = L(g) \left(1 - \cos \left(\frac{\theta(g)}{N-1} \left(\frac{N-1}{2} - j \right) \right) \right) \quad \text{数式4}$$

【0035】

なお、ワーキングディスタンス126の変化によって網膜201から見た回転中心202から網膜201の距離 $f(g)$ 、走査角206は変化するが、走査範囲207(W)はほぼ変わらないので、網膜201から見た走査角 (g) は数式5のような関係がある。当然シミュレーションによって (g) を求めてもよい。

20

【数4】

$$f(g) \sin \left(\frac{\theta(g)}{2} \right) = \frac{W}{2} \quad \text{数式5}$$

【0036】

$f(g)$ は図3に示すようにあらかじめシミュレーションしておけばよいので、 $d_j(g)$ を求めることができる。この変化量 $d_j(g)$ を求める数式を用いることで、前述したライン状データ各々の補正が可能となる。また、A4工程は、コンピュータ120により行われ、該コンピュータ120は本発明における複数のライン状データの各々における補正量を計算する手段に対応する。以上述べたように、A3工程では、被検眼と対物レンズとの第一の距離 (g) 、測定光を網膜の上で走査する際に網膜から見た走査の回転中心から網膜までの距離 $(f(g))$ 、網膜から見た測定光を走査する際の走査角 (g) 、および参照光の光路長により決まるコヒーレンスゲート位置 (s) 、に基づいてライン状データ各々の補正量が求められる。

30

【0037】

更に、本発明の第4の工程に対応するA5工程で、断層画像を生成する。数式3は空間距離なので、屈折率 n_n をかけたのち、ピクセル分解能で除算を行い、シフトするピクセル数を計算する。図7(b)に、求めた補正量で各ライン701を補正した概念図を示す。この例は、ワーキングディスタンスの設計値に対して短い場合を示している。点線で示される全体の撮像範囲が、中心部分のラインを基準として画像を切り出されることを示している。データがない部分702はノイズレベルのデータを追加する。深さ方向にデータを余分に計算している場合にはそれを使って埋める。当然、基準となるワーキングディスタンスは設計値でなく、別の値であってもよい。

40

【0038】

A6工程で終了する。所望のデータが得られたことを確認して終了する。なお、以上の断層画像を生成する工程は、前述した第一の距離とは異なる被検眼と対物レンズとの基準のワーキングディスタンスである第二の距離に対応する断層画像に取得した断層画像を補正するコンピュータ120によって実施される。当該構成は、本発明における補正手段に対応する。

50

【 0 0 3 9 】

この結果、ワーキングディスタンスが設計値から異なるような場合であっても基準のワーキングディスタンスの画像を作ることができる。すなわち、湾曲の大きい人であっても湾曲を考慮した測定を行い、相対的に同じワーキングディスタンスの画像となる。

【 0 0 4 0 】

なお、前述したように、測定光は異なる回転軸すなわち回転中心をそれぞれ有する2つのxスキャナ及びyスキャナによって網膜上を操作される。従って、これらスキャナの回転中心の位置の相違を考慮して、断層画像の補正を行う必要がある。本発明では、第4の工程において、このような回転中心の違いをワーキングディスタンスに反映させた断層画像を生成することとしても良い。これにより、実際のOCT装置において、より適正な断層画像を得ることが可能となる。

10

【 0 0 4 1 】

以上説明のように本実施例によれば、被検眼と対物レンズのワーキングディスタンスの調整と計測を行い、画像を補正することによって、ワーキングディスタンスの違いによる形状の違いを小さくすることができる。また、湾曲が大きい被検眼の場合であっても、得られた断層画像を形状の解析に使うことができる。また、撮像時に、ワーキングディスタンスを設計値に合わせる必要がなくなるため測定時間の短縮が可能になる。

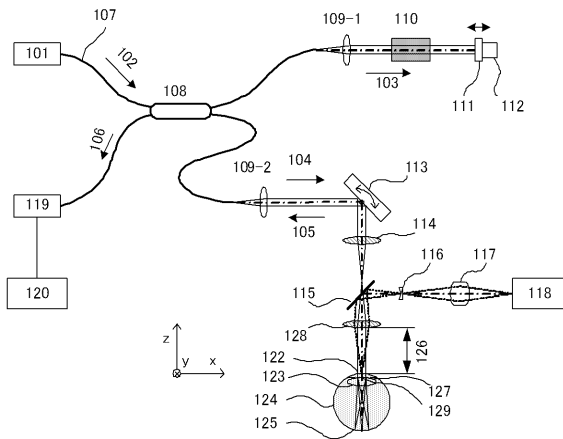
【 0 0 4 2 】

(その他の実施例)

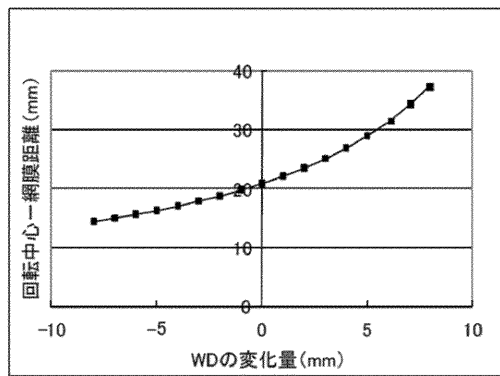
また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(またはCPUやMPU等)がプログラムを読み出して実行する処理である。

20

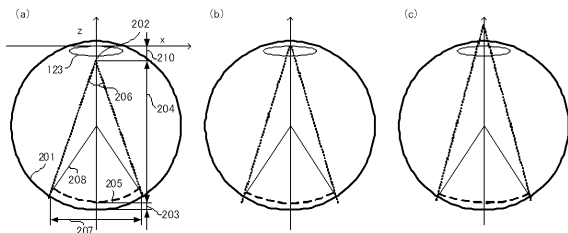
【 図 1 】



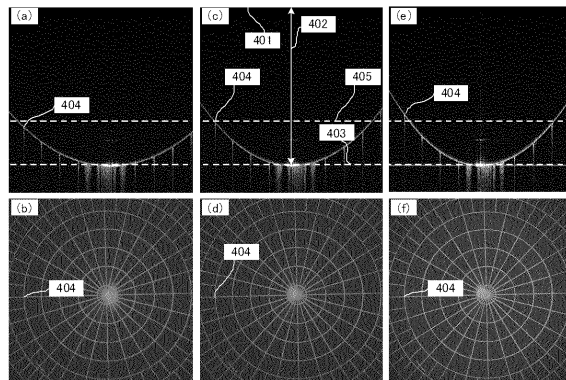
【 図 3 】



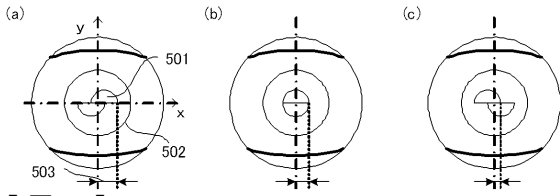
【 図 2 】



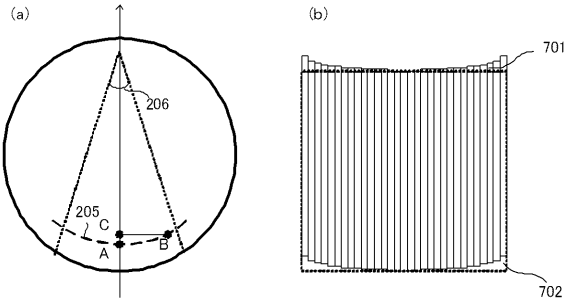
【 図 4 】



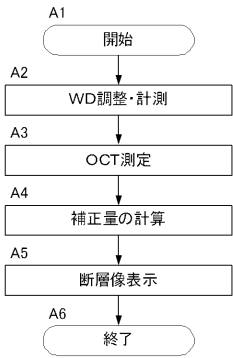
【図5】



【図7】



【図6】



フロントページの続き

- (74)代理人 100128668
弁理士 齋藤 正巳
- (74)代理人 100134393
弁理士 木村 克彦
- (74)代理人 100160967
弁理士 濱 口 岳久
- (72)発明者 未平 信人
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 松本 和浩
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 戸松 宣博
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内