

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6039314号  
(P6039314)

(45) 発行日 平成28年12月7日(2016.12.7)

(24) 登録日 平成28年11月11日(2016.11.11)

(51) Int.Cl.

GO1N 21/17 (2006.01)

F1

GO1N 21/17 630

請求項の数 15 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-190597 (P2012-190597)  
 (22) 出願日 平成24年8月30日 (2012.8.30)  
 (65) 公開番号 特開2014-48126 (P2014-48126A)  
 (43) 公開日 平成26年3月17日 (2014.3.17)  
 審査請求日 平成27年8月31日 (2015.8.31)

(73) 特許権者 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 白井 伸一  
 (74) 代理人 100101498  
 弁理士 越智 隆夫  
 (74) 代理人 100107401  
 弁理士 高橋 誠一郎  
 (74) 代理人 100106183  
 弁理士 吉澤 弘司  
 (74) 代理人 100128668  
 弁理士 齋藤 正巳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】撮像装置および撮像方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

光源と、

前記光源からの光を測定光と参照光とに分割する光分割手段と、

前記測定光を照射した被検査物からの戻り光と前記参照光とを合波した合波光を検出する検出手段と、を有し、前記検出された合波光に基づいて前記被検査物の断層画像を取得する撮像装置であって、

前記参照光の光路に配置され、前記参照光の参照光量を変更する参照光量変更手段と、前記断層画像の画質と所定の画質評価範囲とを比較する比較手段と、

前記比較手段により前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲外であるとの比較結果を得た場合に、前記参照光量が所定の範囲内となり且つ前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲内となるように前記参照光量変更手段を制御することにより前記参照光量を高くする制御手段と、

を有することを特徴とする撮像装置。

## 【請求項 2】

前記比較手段は前記参照光量と前記所定の範囲とを比較し、

前記制御手段は、前記比較手段により前記参照光量が前記所定の範囲外であるとの比較結果を得た場合に、前記参照光量が前記所定の範囲内になるように、前記参照光量変更手段を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

## 【請求項 3】

10

20

前記比較手段は、検者が被検者を選択する、あるいは被検者の情報入力を行った後に、前記参照光量と前記所定の範囲とを比較することを特徴とする請求項2に記載の撮像装置。

【請求項4】

前記比較手段は、所定の時間間隔で、前記参照光量と前記所定の範囲とを比較することを特徴とする請求項2または3に記載の撮像装置。

【請求項5】

前記参照光量が前記所定の範囲より高い場合に、前記制御手段は前記参照光量を下げるよう前記参照光量変更手段を制御することを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の撮像装置。

10

【請求項6】

前記測定光の光路に配置され、前記被検査物に照射される測定光の光量を変更する測定光量変更手段を有し、

前記制御手段は、前記参照光量が前記所定の範囲内であり且つ前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲内である場合に、前記測定光が前記被検査物に照射されるように、前記測定光量変更手段を制御することを特徴とする請求項1乃至5のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項7】

前記測定光量変更手段は、開閉可能なシャッターであり、

前記制御手段は、前記シャッターが閉状態で前記参照光量が前記所定の範囲内である場合に、前記シャッターを開くことを特徴とする請求項6に記載の撮像装置。

20

【請求項8】

前記参照光量が前記所定の範囲内で且つ前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲内である場合に、前記断層画像を取得する断層画像取得手段を有することを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項9】

光源と、

前記光源からの光を測定光と参照光とに分割する光分割手段と、

前記測定光を照射した被検査物からの戻り光と前記参照光とを合波した合波光を検出する検出手段と、を有し、前記検出された合波光に基づいて前記被検査物の断層画像を取得する撮像装置であって、

30

前記参照光の光路に配置され、前記参照光の参照光量を変更する参照光量変更手段と、前記断層画像の画質と所定の画質評価範囲とを比較する比較手段と、

前記比較手段により前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲外であるとの比較結果を得た場合に、前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲内となるように前記参照光量変更手段を制御することにより前記参照光量を高くする制御手段と、  
を有することを特徴とする撮像装置。

【請求項10】

前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲内である場合に、前記断層画像を取得する断層画像取得手段を有することを特徴とする請求項9に記載の撮像装置。

40

【請求項11】

前記参照光量変更手段は、前記参照光の光路に所定の角度傾いて配置されていることを特徴とする請求項1乃至10のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項12】

前記参照光量変更手段は、前記参照光の偏光状態とは独立して前記参照光量を変更することを特徴とする請求項1乃至11のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項13】

光源からの光を測定光と参照光とに分割する工程と、

前記測定光を照射した被検査物からの戻り光と前記参照光とを合波した合波光を検出する工程と、を含み、前記検出された合波光に基づいて前記被検査物の断層画像を取得する

50

撮像方法であって、前記断層画像の画質と所定の画質評価範囲とを比較する工程と、前記比較する工程において前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲外であるとの比較結果を得た場合に、前記参照光の参照光量が所定の範囲内となり且つ前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲内となるように前記参照光量を高くする工程と、を含むことを特徴とする撮像方法。**【請求項 1 4】**光源からの光を測定光と参照光とに分割する工程と、前記測定光を照射した被検査物からの戻り光と前記参照光とを合波した合波光を検出する工程と、を含み、前記検出された合波光に基づいて前記被検査物の断層画像を取得する撮像方法であって、

10

前記断層画像の画質と所定の画質評価範囲とを比較する工程と、前記比較する工程において前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲外であるとの比較結果を得た場合に、前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲内となるように、前記参照光の参照光量を高くする工程と、を含むことを特徴とする撮像方法。**【請求項 1 5】**請求項 1 3 又は 1 4 に記載の撮像方法の各工程をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。**【発明の詳細な説明】**

20

**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、被検査物を撮像する撮像装置および撮像方法に関する。

**【背景技術】****【0 0 0 2】**

近年、低コヒーレンス光による干渉を利用して断層画像を取得する光干渉断層法 (OCT : Optical Coherence Tomography) を用いる装置 (以下、OCT 装置とも呼ぶ。) が実用化されている。これは、被検査物に入射する光の波長程度の分解能で断層画像を取得できるため、被検査物の断層画像を高分解能で得ることができる。OCT 装置は、特に、眼底に位置する網膜の断層画像を得るための眼底検査装置として有用である。

30

**【0 0 0 3】**

一方、一般的に、OCT 装置は二次元走査を基本としており、撮像時間が比較的長い。さらに、後述する測定光と参照光の干渉光から断層像を構築する。そこで光学系の透過率、被検査物の反射など装置の状態に応じて干渉光強度を調整するために、参照光路に調整可能な濃度フィルターを挿入し、干渉光強度などに応じて調整する必要がある場合がある。

さらに、装置を長期に渡り使用している場合には光源からの光量、光路上の微細なゴミ、レンズのコーティングの変化などで透過光量が変化する場合があり、装置を長期に渡って使用する場合にもこの参照光量調整が必要となる場合がある。ここで、参照光を調整する理由としては、干渉強度は参照光と測定光強度の両方で変更できるが、測定光強度を変化させることは被検査物への照射光量を変化させることであり、照射光量に対して安全上も画質上も規制がある場合に参照光量を調整することで干渉強度を調整する。

40

**【先行技術文献】****【非特許文献】****【0 0 0 4】**

【非特許文献 1】OPTICS EXPRESS 2003 Vol. 11, No. 23 P3113-3121 “Real-time assessment of retinal blood flow with ultrafast acquisition by color Doppler Fourier domain optical coherence tomography”

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】**

50

## 【0005】

しかし、このような調整は、実験的には装置の状態を確認しながら適宜可能である。しかしながら検者が装置の状態の確認と調整を行ってから撮像を行うと、全体的に長い時間が必要となり、被検者への負担となる。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

上記課題に鑑みて本発明に係る撮像装置の一つは、

光源と、

前記光源からの光を測定光と参照光とに分割する光分割手段と、

前記測定光を照射した被検査物からの戻り光と前記参照光とを合波した合波光を検出する検出手段と、を有し、前記検出された合波光に基づいて前記被検査物の断層画像を取得する撮像装置であって、

前記参照光の光路に配置され、前記参照光の参照光量を変更する参照光量変更手段と、前記断層画像の画質と所定の画質評価範囲とを比較する比較手段と、

前記比較手段により前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲外であるとの比較結果を得た場合に、前記参照光量が所定の範囲内となり且つ前記断層画像の画質が前記所定の画質評価範囲内となるように前記参照光量変更手段を制御することにより前記参照光量を高くする制御手段と、

を有することを特徴とする。

## 【発明の効果】

20

## 【0007】

本発明によれば、装置の状態に応じて自動的に参照光量を変更することで、測定前の調整時間を短縮することができる。これにより、被検者の負担を低減することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0008】

【図1】実施例1における撮像フローを説明する図である。

【図2】実施例1、2および3における眼底検査装置を説明する図である。

【図3】患者選択画面の一例を示す図である。

【図4】実施例3における断層画像の画質評価指標を説明する図である。

【図5】参照光強度を説明するための図である。

30

【図6】参照光路を説明するための図である。

【図7】実施例3における撮像フローを説明する図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0009】

## [実施例1]

本実施例における眼底検査装置（本発明における撮像装置の一例）は、検査ごとに参照光量を制御することで、検査ごとの画質が向上される。

## 【0010】

（装置の概略構成）

本実施例における眼底検査装置の概略構成について図2（a）を用いて説明する。

40

図2（a）は、眼底検査装置の側面図であり、200は眼底検査装置、900は前眼画像および眼底の2次元像および断層画像を撮像するための測定光学系である光学ヘッド、950は光学ヘッドを図中x y z方向に不図示のモータを用いて移動可能とした移動部であるステージ部である。951は後述の分光器を内蔵するベース部である。

## 【0011】

925はステージ部の制御部を兼ねるパソコンであり、ステージ部の制御とともに断層画像の構成等を行う。926は被検者情報記憶部を兼ね、断層撮像用のプログラムなどを記憶するハードディスクである。928は表示部であるモニタであり、929はパソコンへの指示を行う入力部であり、具体的にはキーボードとマウスから構成される。323はあご台であり、被検者のあごと額とを固定することで、被検者の眼（被検眼）の固定を促す

50

。

## 【0012】

(測定光学系および分光器の構成)

本実施例の測定光学系および分光器の構成について図2(b)を用いて説明する。

まず、光学ヘッド900部の内部について説明する。被検眼107に対向して対物レンズ135-1が設置され、その光軸上で第1ダイクロイックミラー132-1および第2ダイクロイックミラー132-2によってOCT光学系の光路351、眼底観察と固視灯用の光路352および前眼観察用の光路353とに波長帯域ごとに分岐される。

## 【0013】

光路352はさらに第3ダイクロイックミラー132-3によって眼底観察用のCCD172および固視灯191への光路へと上記と同じく波長帯域ごとに分岐される。ここで135-3, 135-4はレンズであり、135-3は固視灯および眼底観察用の焦点合わせのため不図示のモータによって駆動される。CCD172は不図示の眼底観察用照明光の波長、具体的には780nm付近に感度を持つものである。一方固視灯191は可視光を発生して被検者の固視を促すものである。

## 【0014】

光路353において135-2はレンズ、171は前眼観察用の赤外線CCDである。このCCD171は不図示の前眼観察用照明光の波長、具体的には970nm付近に感度を持つものである。

## 【0015】

光路351は前述の通りOCT光学系を成しており被検眼107の眼底の断層画像を撮像するためのものである。より具体的には断層画像を形成するための干渉信号を得るものである。117は被検眼への光照射を、撮像時に行うためのシャッター、134は光を眼底上で走査するためのXYスキャナである。XYスキャナ134は一枚のミラーとして図示してあるが、XY2軸方向の走査を行うものである。135-5, 135-6はレンズであり、そのうちのレンズ135-5は、光カプラー131に接続されているファイバー131-2から出射する光源101からの光を眼底107上に焦点合わせするために不図示のモータによって駆動される。この焦点合わせによって眼底107からの光は同時にファイバー131-2先端にスポット状に結像されて入射されることとなる。

## 【0016】

次に、光源101からの光路と参照光学系、分光器の構成について説明する。

101は光源、132-4はミラー、116は不図示のモータに接続され、回転することによって透過する光量を変化させる濃度フィルター、131は前述した光カプラー、131-1~4は光カプラーに接続されて一体化しているシングルモードの光ファイバー、135-7はレンズ、180は分光器である。

## 【0017】

これらの構成によってマイケルソン干渉系を構成している。光源101から出射された光は光ファイバー131-1を通じた後、光カプラー131を介して光ファイバー131-2側の測定光と光ファイバー131-3側の参照光とに分割される。

測定光は前述のOCT光学系光路を通じ、観察対象である被検眼107の眼底に照射され、網膜による反射や散乱により同じ光路を通じて光カプラー131に到達する。これら光路は、被検査物に測定光を照射して該被検査物からの反射光(戻り光)を得る測定光路の一例として機能する。

## 【0018】

一方、参照光は光ファイバー131-3、濃度フィルター116、レンズ135-7を介してミラー132-4に到達し反射される。そして同じ光路を戻り光カプラー131に到達する。これら光路は、参照物体であるミラー132-4に参照光(測定光に対応する参照光)を照射して該参照物体からの反射光を得る参照光路の一例として機能する。

## 【0019】

光カプラー131によって、測定光と参照光は合波され干渉光となる。ここで、測定光

10

20

30

40

50

の光路長と参照光の光路長がほぼ同一となったときに干渉を生じる。ミラー 114 は不図示のモータおよび駆動機構によって光軸方向に調整可能に保持され、被検眼 107 によって変わる測定光の光路長に参照光の光路長を合わせることが可能である。干渉光は光ファイバー 131-4 を介して分光器 180 に導かれる。

【0020】

また 139-1 は光ファイバー 131-2 中に設けられた測定光側の偏光調整部である。139-2 は光ファイバー 131-3 中に設けられた参照光側の偏光調整部である。これらの偏光調整部は光ファイバーをループ状に引き回した部分を幾つか持ち、このループ状の部分をファイバーの長手方向を中心として回動させることでファイバーに捩じりを加えることで測定光と参照光の偏光状態を各々調整して合わせることが可能なものである。本装置ではあらかじめ測定光と参照光の偏光状態が調整されて固定されている。

10

【0021】

分光器 180 はレンズ 135-8、135-9、回折格子 181、ラインセンサ 182 から構成される。

光ファイバー 131-4 から出射された干渉光はレンズ 135-8 を介して平行光となつた後、回折格子 181 で分光され、レンズ 135-9 によってラインセンサ 182 に結像される。

【0022】

次に、光源 101 の周辺について説明する。光源 101 は代表的な低コヒーレント光源である SLD ( Super Luminescent Diode ) である。中心波長は 855 nm、波長バンド幅は約 100 nm である。ここで、バンド幅は、得られる断層画像の光軸方向の分解能に影響するため、重要なパラメータである。

20

【0023】

また、光源の種類は、ここでは SLD を選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、ASE ( Amplified Spontaneous Emission ) 等も用いることができる。中心波長は眼底を測定することを鑑みると、近赤外光が適する。また、中心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い。双方の理由から中心波長を 855 nm とした。

【0024】

本実施例では干渉計としてマイケルソン干渉計を用いたが、マッハツエンダー干渉計を用いてもよい。測定光と参照光との光量差に応じて光量差が大きい場合にはマッハツエンダー干渉計を、光量差が比較的小さい場合にはマイケルソン干渉計を用いることが望ましい。

30

以上の構成によって、被検査物の断層画像を得る断層画像取得部の一例が構成される。

【0025】

ここで参照光路の説明を行う。図 6 ( a ) は本実施例の参照光路を説明する図、図 6 ( b ) は本実施例とは異なる例を説明する図である。

【0026】

濃度フィルター 116 はレンズ 135-7 の前に光軸に対して所定の角度、例えば、10° 程度傾いて配置される。この傾きは濃度フィルター 116 の各面からの反射がファイバー端 131-3a に戻らないように構成するためである。またこの濃度フィルター 116 は回転軸 116a を中心に角度位置に依って濃度が変更されるものであり、図 6 ( a ) と図 6 ( b ) において、回転軸 116a を中心に回転することで、図中で濃度フィルターを透過する光量を変更することができる。また、レンズ 135-7 とファイバー端 131-3a の間に濃度フィルター 116 を設けることで、断層画像におけるアーティファクトを発生させない。

40

【0027】

以下にこれを説明する。例えば、図 6 ( b ) の構成では、濃度フィルター厚みの分で多重反射された光もミラー 132-4 で反射され、この光も多重反射しない光と同様にファイバー端 131-3a に導かれる ( 図中 2 点鎖線 )。この多重反射された光は多重反射し

50

ない光と光路長が濃度フィルター 116 の厚み  $d$  のおおよそ 2 倍異なるため、測定光と干渉すると断層像上、本来の位置と異なる場所にアーティファクトが発生する。また、さらに多重反射を繰り返し、光路長が  $d$  の 2 倍よりも大きい、4 倍、6 倍・・・といった光もファイバー端 131-3a に導かれるため、これらを元としたアーティファクトも発生する可能性がある。

#### 【0028】

図 6 (a) の構成においては、2 点鎖線のように、濃度フィルター 116 で多重反射された光は光軸に対して傾きを持つため、ファイバー端 131-3a には結像せず、点 118 に結像する。よって断層像にアーティファクトを発生させない。

以上に述べた濃度フィルター 116 およびこれを回転軸 116a 回りに回転させる機構によって、参照光路に配置され、参照光の参照光量を変更する参照光量変更手段の一例が構成される。

#### 【0029】

##### (断層画像の撮像方法)

眼底検査装置 200 を用いた断層画像の撮像方法について説明する。眼底検査装置 200 は XY スキャナ 134 を制御することで、被検眼 107 の眼底における所望部位の断層画像を撮像することができる。

#### 【0030】

まず、図 2 (b) 中のシャッター 117 を開状態にして被検眼 107 に測定光を導く。図中  $x$  方向に測定光のスキャンを行い、眼底における  $x$  方向の撮像範囲から所定の撮像本数の情報をラインセンサ 182 で撮像する。 $x$  方向のある位置で得られるラインセンサ 182 上の輝度分布を FFT し、FFT で得られた線状の輝度分布をモニタ 928 に示すために濃度あるいはカラー情報を変換したものを A スキャン画像と呼ぶ。この複数の A スキャン画像を並べた 2 次元の画像を B スキャン画像と呼ぶ。1 つの B スキャン画像を構築するための複数の A スキャン画像を撮像した後、 $y$  方向のスキャン位置を移動させて再び  $x$  方向のスキャンを行うことにより、複数の B スキャン画像を得る。

複数の B スキャン画像、あるいは複数の B スキャン画像から構築した 3 次元断層画像をモニタ 928 に表示することで検者が被検眼の診断に用いることができる。

#### 【0031】

##### (断層画像の撮像フロー)

図 1 に示す撮像のフローチャートをステップ順に説明する。

ステップ 1001 で撮像を開始する。パソコン 925 により撮像用プログラムが実行されてモニタ 928 に撮像用画面を起動する。自動でステップ 1002 に移行する。

#### 【0032】

ステップ 1002 は、モニタ 928 に図 3 に示す患者選択および患者情報入力画面を表示し、検者は患者選択、あるいは初診であれば患者情報入力を行う。ここで患者選択あるいは患者情報入力に関して図 3 を用いて説明を行う。

#### 【0033】

5000 は患者選択および患者情報入力画面、5004 は患者選択タブ、5005 は撮像選択タブ、5006 はレポート画面選択タブである。これらのタブをマウスでクリックするなどして各画面を選択する。現在の画面状態は 5004 の患者選択タブが選択されており、患者選択画面 5000 が表示されている。また、5007 は患者情報入力部、5008 は患者が選択された状態で既存の検査を表示する検査表示部、5009 は患者リスト表示部である。

#### 【0034】

検者による操作によって患者リスト 5009 から該当の患者を選択し、検査表示部 5008 に表示される既存の検査結果などを確認した上で、撮像選択タブ 5004 をマウスでクリックする、もしくは初診の患者であれば必要情報を患者情報入力部 5007 に入力してから撮像選択タブ 5005 をマウスでクリックして、ステップ 1003 に移行する。

#### 【0035】

10

20

30

40

50

ステップ1003は濃度フィルター調整を開始する。自動でステップ1004に移行する。

ステップ1004はラインセンサ182から信号を取得する。測定光路に配置され、測定光の光量を変更する測定光量変更手段の一例である開閉可能なシャッター117は閉状態であり、測定光は対物レンズ135-1から披検眼107へ照射していない。そのため、ラインセンサ182から得られる信号は参照光の信号である。自動でステップ1005に移動する。

#### 【0036】

ステップ1005では上記で得られる信号強度と基準範囲の比較を行う。この比較について図5(a)～(c)を用いて説明する。図5(a)は得られる信号強度が、設定した基準範囲内に入っている場合、図5(b)は基準範囲より低い場合、図5(c)は基準範囲より高い場合である。各図中の参照光量評価範囲のラインセンサ上の各画素から得られる光強度が図中の参照光量基準範囲内かを判断する。なお、所定の範囲の一例である参照光量基準範囲は、記憶手段の一例として機能するハードディスク926に予め記憶されている。読み出された参照光量基準範囲より低い光強度を持つ画素がある場合には、参照光量が基準範囲より低い、逆に高い画素がある場合には参照光量が基準範囲より高いと判断する。ここで、基準範囲より低い場合には測定光と干渉した際に十分な強度を得られず、画質が十分でなくなってしまう。反対に基準範囲より高い場合には測定光と干渉した際にラインセンサ182の光強度取得範囲を超える、ラインセンサからの信号から干渉成分が十分に検知できなくなる。基準範囲内の場合には自動でステップ1009に移行する。基準範囲より高い場合にはステップ1006に移行する。基準範囲より低い場合にはステップ1007に移行する。なお、以上の参照光量と所定の範囲との比較は、パソコン925において当該比較を実行する比較手段の一例として機能するモジュール領域によって実行される。

#### 【0037】

ステップ1006では濃度フィルター116を、透過光量が低く、その結果として参照光量が小さくなるように不図示のモータをあらかじめ決定されている回転量で回転させる。ここでこの回転方向を負方向とする。そして自動でステップ1004に戻り、再度参照光量を確認する。

#### 【0038】

ステップ1007では濃度フィルター116を、透過光量が高く、その結果として参照光量が大きくなるように不図示のモータをあらかじめ決定されている回転量でステップ1006とは逆の正方向に回転させる。そして自動でステップ1004に戻り、再度参照光量を確認する。

即ち、上記した比較手段による参照光量と所定の範囲との比較結果に応じて、制御手段の一例であるパソコン925は、参照光量変更手段によって上記の参照光量の確認動作を繰り返し、最終的にはステップ1009に移行する。

#### 【0039】

ステップ1009では、まずXYスキャナ134を動作させる。その後光源101を点灯し、シャッター117を開状態にして、披検眼107へ測定光を照射する。このステップにおいて、シャッター開状態にするために画面上「測定開始」ボタンを明示して、検者に測定開始の操作を促す。そして、検者がボタンをマウスでダブルクリックした際に、測定開始が選択された際に、シャッター117を開くように構成してもよい。また、走査パターンなどの測定パラメータをこのステップで検者に操作させるよう構成してもよい。シャッター開動作を行った後、自動でステップ1010に移行する。

ステップ1010で断層像を取得する。自動でステップ1011に移行して検査を終了する。

#### 【0040】

以上が本実施例の眼底検査装置における撮像のフローである。本実施例では、検者が被検者を選択する、あるいは被検者の情報入力を行った後に、上記フローが実行される。

10

20

30

40

50

以上説明したように、本実施例においては、参照光量を検査ごとに調整することで画質を最適の状態にすることが、時間的な負担無くできる。

#### 【0041】

上記説明中では参照光量を変化させるための手段として、回転することによって透過光量を変化させることのできるモータに取り付けられた濃度フィルターとしたが、制御可能であり光量を変化させることのできるものであれば使用可能である。

#### 【0042】

例示すると、

1) ファイバー端とレンズの距離を変化させるためにファイバー、もしくはレンズを光軸方向に移動可能としたモータと送りねじの組み合わせた機構

10

2) ファイバー端を傾ける、もしくは光軸に垂直な方向に移動させて戻り光量を変化させるためのアクチュエータ

3) 開口数を変化できる絞り

4) 透過型の液晶フィルター

5) 2つの回転偏光板の組み合わせ、

などが挙げられる。

#### 【0043】

##### 【実施例2】

本実施例の眼底検査装置は、患者選択時その他、検査開始から一定時間のタイマーを設けて、あらかじめ決められた時間間隔ごとに（所定の時間間隔で）、参照光量の変更のタイミングを制御する。

20

#### 【0044】

具体的には被検者選択後の濃度フィルター調整終了後、同一被検者の検査を継続しており10分が経過したら自動で再度シャッター117を閉じてラインセンサ182からスペクトルを取得して、参照光量の確認と基準範囲外であれば濃度フィルターを回転して調整する。調整動作に関しては実施例1と同様である。

#### 【0045】

以上の構成により、本実施例の眼底検査装置においては、装置のより短時間の変化に対応できる。勿論装置によって、このタイマーで制御される調整間隔を変更させても効果は変わらない。

30

#### 【0046】

##### 【実施例3】

本実施例の眼底検査装置は、断層画像の画質を評価して、その結果に応じて参照光量を適宜変更する。これにより、被検者の眼の状態に関わらず良好な画質の断層像が取得できる。

実施例1とは撮像フローが異なるため、その部分の説明を行い、他は省略する。

#### 【0047】

図7を用いて本実施例の撮像フローを説明する。実施例1と同様のステップはその詳細の説明を省略する。

40

#### 【0048】

ステップ2001で撮像を開始する。自動でステップ2002に移行する。

ステップ2002は、検者は患者選択あるいは患者情報入力を行う。検者によって撮像画面を選択してステップ2003に移行する。

#### 【0049】

ステップ2003は濃度フィルター調整を開始する。自動でステップ2004に移行する。

ステップ2004はラインセンサ182から信号を取得する。自動でステップ2005に移動する。

#### 【0050】

ステップ2005では上記で得られる信号強度と基準範囲の比較を行う。基準範囲より

50

高い場合にはステップ 2006 に移行する。基準範囲より低い場合にはステップ 2007 に移行する。

【0051】

ステップ 2006 では濃度フィルター 116 を透過光量が低く、その結果として参照光量が小さくなるように不図示のモータをあらかじめ決定されている回転量で回転させる。ここでこの回転方向を負方向とする。そして自動でステップ 2004 に戻り、再度参照光量を確認する。

【0052】

ステップ 2007 では濃度フィルター 116 を透過光量が高く、その結果として参照光量が大きくなるように不図示のモータをあらかじめ決定されている回転量で、ステップ 2006 とは逆の正方向に回転させる。そして自動でステップ 2004 に戻り、再度参照光量を確認する。

上記の参照光量確認動作を繰り返し、最終的にはステップ 2009 に移行する。

【0053】

ステップ 2009 ではシャッター 117 を開状態にして、披検眼 107 へ測定光を照射する。自動でステップ 2010 に移行する。

ステップ 2010 で断層像のプレビュー画面を表示する。このプレビューに基づいて検者はフォーカス、ミラー位置などを調整する。自動でステップ 2011 に移行する。

【0054】

ステップ 2011 で、プレビューで表示されている画質を示す値の一例である画質評価指標が、所定の画質評価範囲に入っているか否かを自動で判断する。即ち、得られた断層画像と、あらかじめ記憶手段たるハードディスク 926 に記憶された所定の範囲との比較を行う。なお、画質評価指標については後述する。画質を示す値が所定の画質評価範囲に入っている場合は、ステップ 2012 に移行する。また、画質を示す値が所定の画質評価範囲に入っていない場合は、干渉強度が低い可能性が高いため、ステップ 2007 に移行して濃度フィルターを参照光量が高くなるように調整する。そしてステップ 2005 に移行する。これらステップ 2005 ~ 2011 を繰返し、最終的にはステップ 2012 へ移行する。

【0055】

ステップ 2012 で断層像取得を行う。自動的にステップ 2013 に移行して検査を完了する。

以上が本実施例の眼底検査装置における撮像のフローである。

【0056】

(判断に用いる画質評価指標の例)

Q インデックス：OCT 画像評価指標の一つであり、画像のヒストグラム中の診断に有効な画素の割合を示すものである。この Q インデックスを算出し、目標値あるいは他のアライメント位置での値と比較するプログラムが本実施例における画像比較手段である。このプログラムは前述の撮像用プログラムに一体化されており、装置制御部であるパソコン 925 で実行される。

【0057】

なお、Q インデックスの計算方法については以下の文献に記載されている。

[文献名] British Journal of Ophthalmology 2006;90:P186-190 “ A new quality assessment parameter for optical coherence tomography ”

【0058】

ここで画質のガイドとして Q インデックス値を用いたが、これは他に以下の画像評価指標も考えられる。

- ・ S N R : 従来よく用いられてきた指標であり、画像の輝度値の最大値と背景ノイズの輝度値の比を示す。
- ・ 局部的な画像コントラスト : 網膜内の局部領域の平均輝度値と背景の平均輝度値から求められるコントラストである。その例を図 4 により説明する。図 4 は 2202 に示される

10

20

30

40

50

断層画像のプレビュー画像を示す。A1は網膜層内で相対的に暗いONL(外顆粒層)の一部領域である。A2は背景部の一部領域である。この2つの領域の平均輝度値よりコントラストを計算する。

【0059】

この局部的なコントラストはONLと背景に限らず、診断に必要な層間、あるいは層と背景のコントラストでもよく、検者が選択できるように設定してもよい。

なお、この局部的な画像コントラスト計算にはONLなどを識別して領域を認識するセグメンテーションが必要である。

【0060】

以上説明したように本実施例の眼底検査装置においては、実施例1に加えて被検眼の撮像状態によって参照光量を変えることで、例えば透過光量の低い被検眼であっても高い画質の断層像が取得できる。

10

【0061】

(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。

【0062】

また、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲内において、種々の変形、変更して実施することができる。例えば、上記の実施形態では、被検査物が眼の場合について述べているが、眼以外の皮膚や臓器等の被検査物に本発明を適用することも可能である。この場合、本発明は眼科装置以外の、例えば内視鏡等の医療機器としての態様を有する。従って、本発明は眼科装置に例示される検査装置として把握され、被検眼は被検査物の一態様として把握されることが望ましい。

20

【符号の説明】

【0063】

107 被検眼

116 濃度フィルター

117 シャッター

30

200 眼底検査装置

900 光学ヘッド

925 パソコン

926 ハードディスク

928 モニタ

950 ステージ部

951 ベース部

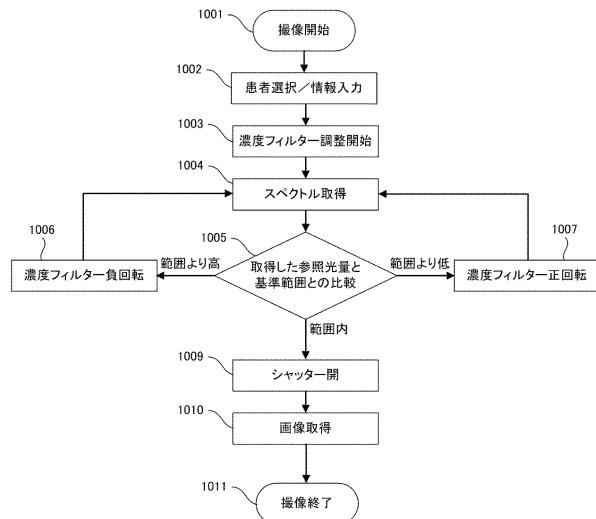
351 測定光路

354 参照光路

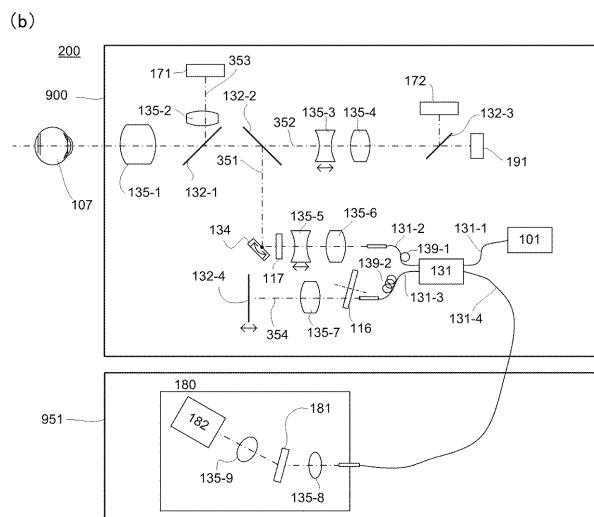
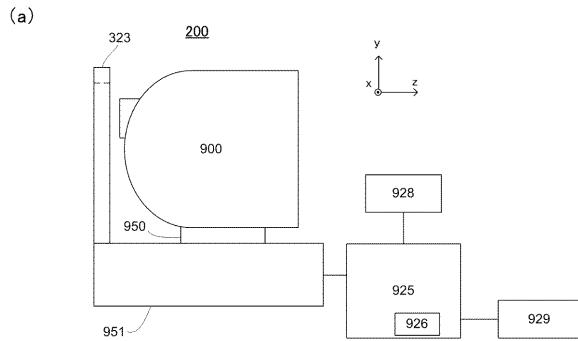
2202 断層画像表示

40

【図1】

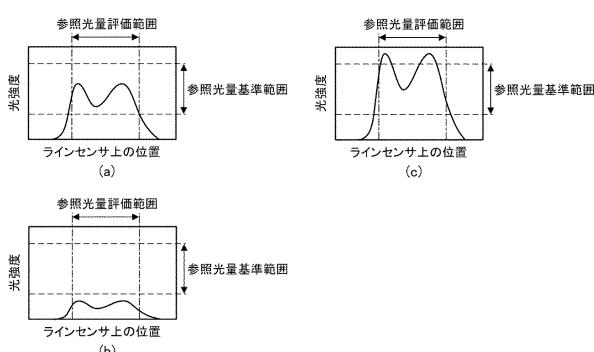


【 図 2 】

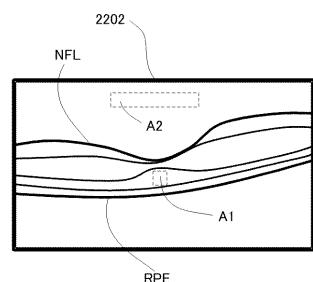


( 3 )

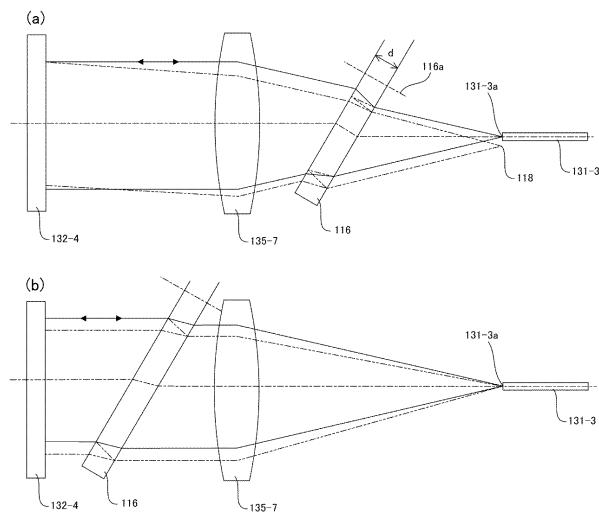
( 5 )



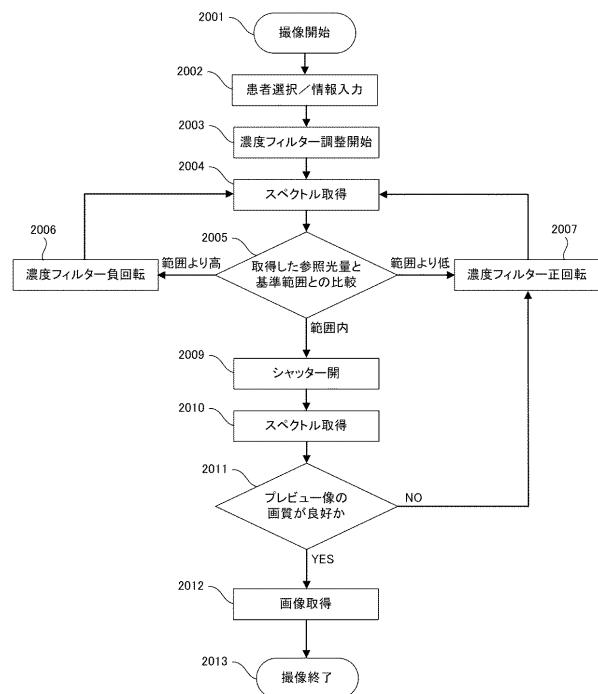
【図4】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100134393  
弁理士 木村 克彦  
(74)代理人 100174230  
弁理士 田中 尚文  
(72)発明者 マレック シュタナル  
ザルウィスシェ 42-400、ウルゼビア 42、ポーランド  
(72)発明者 クシシュトフ ウィニフスキ  
ザルウィスシェ 42-400、ウルゼビア 42、ポーランド  
(72)発明者 武藤 健二  
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

審査官 横井 亜矢子

(56)参考文献 特開2010-167253 (JP, A)  
特開2011-133388 (JP, A)  
特開2010-181172 (JP, A)  
米国特許出願公開第2012/0257211 (US, A1)  
米国特許出願公開第2011/0286003 (US, A1)  
特開2007-101262 (JP, A)  
米国特許出願公開第2007/0086012 (US, A1)  
特開2011-027715 (JP, A)  
国際公開第2010/150483 (WO, A2)  
特開2010-243280 (JP, A)  
米国特許出願公開第2012/0013915 (US, A1)  
特開2002-039942 (JP, A)  
米国特許出願公開第2005/0062963 (US, A1)  
特開2011-242177 (JP, A)  
特開平07-243965 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 21/00-21/01  
G01N 21/17-21/61  
A61B 10/00