

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7243023号  
(P7243023)

(45)発行日 令和5年3月22日(2023.3.22)

(24)登録日 令和5年3月13日(2023.3.13)

(51)国際特許分類

F I  
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 1 0 0  
G 0 1 N 21/17 (2006.01) G 0 1 N 21/17 6 3 0

請求項の数 3 (全21頁)

(21)出願番号	特願2018-39178(P2018-39178)	(73)特許権者	000135184 株式会社ニデック 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
(22)出願日	平成30年3月6日(2018.3.6)	(72)発明者	伊藤 晃一 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
(65)公開番号	特開2019-150409(P2019-150409)		株式会社ニデック拾石工場内
	A)		藤生 賢士朗 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
(43)公開日	令和1年9月12日(2019.9.12)		株式会社ニデック拾石工場内
審査請求日	令和3年2月8日(2021.2.8)	審査官	佐藤 秀樹

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 OCT装置

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

OCT光源からの光を測定光路と参照光路とに光分割器によって分割し、前記測定光路を介して被検眼の眼底上に導かれた測定光と前記参照光路からの参照光とのスペクトル干渉信号を検出器によって検出するOCT光学系と、

前記スペクトル干渉信号に基づいて取得されるOCTデータを表示手段に出力可能な制御手段であって、眼底中心部でのOCTデータを得るための第1の撮影モードと、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域でのOCTデータを得るための第2の撮影モードとの間で表示手段の表示状態を眼底に対する撮影画角に応じて切り換える制御手段と、

を備えることを特徴とするOCT装置であって、

前記制御手段は、前記第1の撮影モードに設定された場合、眼底中心部でのOCTデータを得るため、眼底中心部における網膜表面がゼロディレイ位置より奥側に形成される、もしくは、眼底中心部における脈絡膜裏面がゼロディレイ位置より前側に形成されるよう前記測定光と前記参照光との光路長差が調整された状態にて、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後いずれか一方の画像領域を表示手段に出力し、

前記第2の撮影モードに設定された場合、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域でのOCTデータを得るため、眼底中心部における網膜表面がゼロディレイ位置より奥側に形成され、眼底周辺部における脈絡膜表面がゼロディレイ位置より前側に形成されるよう前記測定光と前記参照光との光路長差が調整された状態にて、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域を表示手段に出力することを特徴とするOCT装置。

**【請求項 2】**

OCTデータにおける分散を補正するための分散補正データを記憶する記憶部を備え、前記制御手段は、前記記憶部から取得される分散補正データを用いて前記スペクトル干渉信号を補正し、補正されたスペクトル干渉信号をフーリエ解析してOCTデータを取得することを特徴とする請求項1のOCT装置。

**【請求項 3】**

前記OCTデータを解析して解析結果を得る解析手段を備え、

前記解析手段は、

前記第1の撮影モードにて取得されたOCTデータを解析する場合、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後いずれか一方の画像領域を解析することによって解析結果を取得し、

前記第2の撮影モードにて取得されたOCTデータを解析する場合、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域を解析することによって解析結果を取得することを特徴とする請求項1～2のいずれかのOCT装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本開示は、被検眼眼底のOCTデータを得るOCT装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

被検眼眼底のOCTデータを得るOCT装置として、例えば、OCT光学系から出力されるスペクトル干渉信号を処理してOCTデータを取得可能な装置が知られている。近年では、広角の眼底OCTデータを得るための装置が提案されている。

**【0003】**

例えば、特許文献1には、装置本体が眼底を走査する光学系を持ち、装置本体と被検眼との間にアタッチメント光学系が挿入されることで、アタッチメント光学系の退避時（非挿入時）と比べて眼底上における測定光の走査範囲が拡大される装置が開示されている。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】****【文献】特開2016 123467号公報**

30

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

広角の眼底OCTデータを得る場合、例えば、深さ方向での撮影範囲が不足してしまうことによって、眼底の周辺部が観察できない可能性がある。

**【0006】**

本件発明は、上記問題点を鑑み、広角のOCTデータを容易に観察できるOCT装置を提供することを技術課題とする。

**【課題を解決するための手段】**

40

**【0007】**

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

**【0008】**

(1)

OCT光源からの光を測定光路と参照光路とに光分割器によって分割し、前記測定光路を介して被検眼の眼底上に導かれた測定光と前記参照光路からの参照光とのスペクトル干渉信号を検出器によって検出するOCT光学系と、

前記スペクトル干渉信号に基づいて取得されるOCTデータを表示手段に出力可能な制御手段であって、眼底中心部でのOCTデータを得るための第1の撮影モードと、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域でのOCTデータを得るための第2の撮影モードとの間

50

で表示手段の表示状態を眼底に対する撮影画角に応じて切り換える制御手段と、  
を備えることを特徴とするOCT装置であって、

前記制御手段は、前記第1の撮影モードに設定された場合、眼底中心部でのOCTデータを得るために、眼底中心部における網膜表面がゼロディレイ位置より奥側に形成される、  
もしくは、眼底中心部における脈絡膜裏面がゼロディレイ位置より前側に形成されるように前記測定光と前記参照光との光路長差が調整された状態にて、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後いずれか一方の画像領域を表示手段に出力し、

前記第2の撮影モードに設定された場合、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域でのOCTデータを得るために、眼底中心部における網膜表面がゼロディレイ位置より奥側に形成され、眼底周辺部における脈絡膜表面がゼロディレイ位置より前側に形成されるように前記測定光と前記参照光との光路長差が調整された状態にて、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域を表示手段に出力することを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

広角のOCTデータを容易に観察できる。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本開示の実施形態の一例について図面に基づいて説明する。図1～図4は本実施形態の実施例に係る図である。なお、以下の<>にて分類された項目は、独立又は関連して利用されうる。

【0012】

本実施形態に係るOCT装置は、OCT光学系を備え、OCT光学系の検出器から出力されるスペクトル干渉信号を処理してOCTデータを取得可能であってもよい。この場合、OCT光学系は、例えば、フーリエドメインOCT光学系（SS-OCT光学系、SD-OCT光学系）であってもよく、OCT光学系は、OCT光源からの光を測定光路と参照光路に分割するための光分割器を有し、測定光路を介して被検物に導かれた測定光と参照光路からの参照光とのスペクトル干渉信号を検出してもよい。

【0013】

また、OCT装置は、画像処理器を備えてもよく、画像処理器は、OCT光学系から出力されるスペクトル干渉信号を処理してOCTデータを取得可能であってもよい。

【0014】

<眼底広角撮影>

OCT光学系は、例えば、OCT光源からの光を、光分割器によって測定光路と参照光路に分割し、測定光路を介して被検眼眼底に導かれた測定光と参照光路からの参照光との干渉信号を、検出器によって検出するものであってもよい。

【0015】

OCT光学系は、測定光が眼底上を横断する一つの横断方向に関して眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域に測定光を導くことが可能なOCT光学系であってもよい。この場合、広角領域としては、例えば、特定の横断方向（例えば、水平方向）に関して測定光が眼底上で横断する場合、眼底中心部と眼底周辺部の両方に横断するように広い角度領域であってもよい。また、測定光が横断する横断領域に関して、例えば、眼底中心部での横断領域と眼底周辺部での横断領域は、横断方向に関して連続してもよい。広角領域としては、例えば、眼底上において18mm以上の領域であってもよい。もちろん、広角領域が18mmよりも狭い領域を得る場合に用いられてもよく、本実施形態の装置は、眼底の湾曲度が大きい被検眼の周辺領域を撮像する場合に特に有用である。

【0016】

眼底中心部としては、例えば、少なくとも眼底の黄斑部及び乳頭部を含む領域が設定され、眼底周辺部として、一つの横断方向に関して眼底中心部の両端部よりも外側の領域をそれぞれ含む領域が設定されてもよい。もちろんこれに限定されず、例えば、眼底中心部として、少なくとも眼底の黄斑部を含む領域が設定され、眼底周辺部として、一つの横断

10

20

30

40

50

方向に関して眼底中心部の両端部よりも外側の領域をそれぞれ含む領域が設定されてもよい。

【0017】

眼底の広角領域に測定光を導くことが可能なOCT光学系として、例えば、対物レンズ光学系が用いられてもよいし、凹面ミラーを用いた対物ミラー光学系が用いられてもよい。また、対物レンズ光学系に、アタッチメント光学系が取り付けられた（挿入された）構成であってもよい。

【0018】

<表示状態の切換>

OCT装置は、制御部を備えてもよい。制御部は、例えば、スペクトル干渉信号に基づいて取得されるOCTデータを表示部に出力可能な制御部であってもよい。また、制御部は、例えば、OCT光学系を制御し、OCTデータを取得してもよい。

10

【0019】

OCTデータを得るための撮影モードとしては、眼底中心部でのOCTデータを得るための第1の撮影モードと、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域でのOCTデータを得るための第2の撮影モードとが設定可能であってもよい。

【0020】

制御部は、眼底中心部でのOCTデータを得るための第1の撮影モードと、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域でのOCTデータを得るための第2の撮影モードとの間で表示部の表示状態を切り換えてよい。これによって、広角領域のOCTデータを容易に観察することができる。

20

【0021】

表示状態を切り換える場合、制御部は、表示部の画面上へのOCTデータの出力範囲を変更するようにしてもよい（例えば、図3、図4参照）。例えば、第1の撮影モードに設定された場合、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後いずれか一方の画像領域を表示部に出力し、第2の撮影モードに設定された場合、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域を表示部に出力するようにしてもよい。これによって、眼底中心部でのOCTデータと、広角領域のOCTデータとをそれぞれ好適に観察することができる。もちろん上記に限定されず、例えば、第1の撮影モードに設定された場合、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後いずれか一方の画像領域全体と、他方の画像領域の一部を表示部に出力し、第2の撮影モードに設定された場合、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域全体を表示部に出力するようにしてもよい。

30

【0022】

なお、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域を表示部に出力する場合、制御部は、実像と虚像の両方を含むOCTデータを表示部に表示してもよい。この場合、実像と虚像の一方が除去される処理が行われた後、一方の画像が表示部に表示されてもよい。

【0023】

制御部は、第1の撮影モードにて取得された眼底中心部でのOCTデータと、第2の撮影モードにて取得された眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域でのOCTデータとを合成し、合成OCTデータを表示部に表示してもよい。これによれば、広角領域でのOCTデータにおける眼底中心部のOCTデータの画質を向上できるので、より精度の高い観察が可能となる。

40

【0024】

なお、第1の撮影モードと第2の撮影モードとの間のモード切換は、検者の手動操作によって切り換えられてもよいし、自動的に切り換えられてもよい。さらに、制御部は、撮影モードの切換に応じて、表示部の表示状態を切り換えるようにしてもよい。

【0025】

例えば、制御部は、OCT光学系への広角アタッチメントの挿脱による撮影モードの切

50

換に応じて、表示部の表示状態を切り換えるてもよい。また、眼底上への測定光の走査範囲の変更による撮影モードの切換に応じて、表示部の表示状態を切り換えるてもよい。

#### 【0026】

例えば、制御部は、眼底上での測定光の走査範囲が所定範囲内であれば、第1の撮影モードに設定し、眼底上での測定光の走査範囲が所定範囲を超えた場合、第2の撮影モードに設定してもよい。なお、制御部は、撮影モードのモード切換信号をトリガとして、表示部の画面へのOCTデータの出力範囲を切り換えるようにしてもよい。

#### 【0027】

上記のようにすれば、撮影モードに応じた表示部の表示状態の切換をスムーズに行うことができる。各OCTデータの観察をよりスムーズに行うことが可能となる。

10

#### 【0028】

なお、上記説明においては、撮影モードに応じて表示部の表示状態を切り換えるものとしたが、これに限定されない。例えば、制御部は、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後いずれか一方の画像領域を表示部に出力する第1の表示モードと、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域を表示部に出力する第2の表示モードとを切り替え可能であってもよい。なお、第1の表示モードと第2の表示モードの切換において、前述の第1の撮影モードと第2の撮影モードとの間の切換手法と同様の手法が用いられてもよい。また、後述される実施例に記載された切換手法が用いられてもよい。

#### 【0029】

##### <ソフトウェア分散補正>

20

OCT装置は、記憶部を備えてもよい。記憶部は、例えば、OCTデータにおける分散を補正するための分散補正データを記憶する記憶部であってもよい。制御部は、記憶部から取得される分散補正データを用いてスペクトル干渉信号を補正し、補正されたスペクトル干渉信号をフーリエ解析してOCTデータを取得してもよい。これによって、実像と虚像とが判別可能となり、ゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域が表示部に出力する場合であっても、OCTデータを容易に観察することが可能となる。

#### 【0030】

##### <解析処理>

OCT装置は、解析処理部を備えてもよい。解析処理部は、例えば、OCTデータを解析処理して解析結果を得る解析処理部であってもよい。前述の制御部が解析処理部を兼用してもよいし、制御部とは別に解析処理部が設けられてもよい。

30

#### 【0031】

解析処理部は、第1の撮影モードにて取得されたOCTデータを解析する場合、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後いずれか一方の画像領域を解析することによって解析結果を取得してもよい。解析処理部は、第2の撮影モードにて取得されたOCTデータを解析する場合、OCTデータ上のゼロディレイ位置に対して前後両方の画像領域を解析することによって解析結果を取得してもよい。これによって、取得されるOCTデータの撮影モードに応じた解析処理を行うことが可能となる。

#### 【0032】

以下に、広角領域のOCTデータを得るためのOCT光学系の実施形態の一例を以下に説明する。もちろん、本実施形態に係るOCT光学系は、下記の構成に限定されない。

40

#### 【0033】

##### <画角切換光学系>

ここで、以下では、測定光路上に配置された導光光学系へ画角切換光学系が挿脱可能であり、挿入状態と退避状態との間で、眼底上における測定光の走査範囲を示す画角の大きさが異なる場合について説明する。このとき、本実施形態では、画角の大きさは、退避状態よりも挿入状態の方が増大される。勿論、これに限られるものではなく、上記画角の大きさが、退避状態よりも挿入状態の方が減少されてもよい。

#### 【0034】

導光光学系は、測定光路上に形成されている。導光光学系は、少なくとも光走査部（光

50

スキャナ)を含み、更には、対物光学系を含んでいてもよい。導光光学系は、光分割器からの測定光を光走査部によって偏向することで、光走査部の動作に基づいて測定光が旋回される旋回点を被検眼の前眼部に形成し、旋回点を経た測定光を眼底へ導く。光走査部の動作に伴って、測定光は旋回点を中心として眼底上で走査される。

#### 【0035】

対物光学系は、導光光学系のうち光走査部と被検眼との間に配置される光学系であって、旋回点を形成するために用いられる。対物光学系に関して光走査部と共に位置に旋回点は形成される。この旋回点を、「第1旋回点」ともいう。なお、対物光学系は、レンズを含む屈折系であってもよいし、ミラーを含む反射系であってもよいし、両者を組み合わせたものであってもよい。

10

#### 【0036】

導光光学系は、少なくとも1つのレンズを含む画角切換光学系が、測定光路上で挿脱される。ここでは、導光光学系に対して画角切換光学系が挿入された状態を、「挿入状態」と称し、退避された状態を、「退避状態」と称している。挿入状態では、眼底における測定光の走査範囲を示す画角の大きさが、退避状態とは異なっていてもよい。

#### 【0037】

以下では、画角切換光学系が導光光学系に挿入された挿入状態において、画角が増大される場合について説明する。この場合、画角切換光学系の挿入状態において、眼底の広角領域に測定光が導かれるように、画角が退避状態から増大される。

20

#### 【0038】

画角切換光学系は、導光光学系に含まれる対物光学系と、被検眼との間に挿脱されてもよい。このとき、より好ましい画角切換光学系のレンズ配置は、画角切換光学系において主要なパワーを持つレンズが、第1旋回点と被検眼との間に挿脱されるような配置である。このような配置の場合、対物光学系と第1旋回点との間に主要なパワーを持つレンズが配置される場合に比べて、より長い作動距離を確保しやすくなる。

#### 【0039】

画角切換光学系において主要なパワーを持つレンズが、第1旋回点と被検眼との間に挿入される場合、画角切換光学系は、挿入状態において、第1旋回点をリレーし、第2旋回点を形成する。詳細には、挿入状態において画角切換光学系が第1旋回点を経由した測定光を光軸に向けて折り曲げることによって、第2旋回点が形成される。挿入状態では、第2旋回点が前眼部に位置することで、測定光が眼底上で走査される。

30

#### 【0040】

なお、本開示において、眼底上における測定光の走査範囲の大きさを「画角」と表現している。ここでいう「画角」は、光スキャナよりも被検眼側に配置される光学系の性能に依存するものであり、光スキャナは最大の画角が実現されるように適宜動作するものと仮定した値である。

#### 【0041】

##### <光路長差の変動を補償>

導光光学系において画角切換光学系が挿脱されると、測定光路の光路長が変化し、参照光との光路長差の変動を生じ得る。例えば、対物光学系によって形成される旋回点をリレーする画角切換光学系は、大型化しやすく、光路長が長くなってしまい易いので、挿脱に伴う光路長差の変化も大きくなってしまうことが考えられる。ここで、例えば、従来より、眼底撮影用のOCTの検査窓に、アタッチメント光学系を装着して前眼部撮影を可能とするものが知られている(例えば、本出願人による「特開2011-147612号公報」等を参照されたい)。このような装置において、アタッチメント光学系の着脱の前後で測定光路の光路長が変化したが、アタッチメント光学系自体の光路長が短く、更に、撮影部位が前眼部へ切換わることで、眼球内における測定光路の光路長が短くなるので、眼軸長(32mm)程度のスケールの変化量を補償すれば足りるものであった。これに対し、本実施形態のような画角切換光学系の光路長は、眼軸長よりも長くなってしまう。本実施形態では、例えば、眼軸長相当量に対して3倍~8倍程度の変化量を補償することが必

40

50

要となる場合がありうる。例えば、60°程度の画角を実現するOCT装置に、100°程度の画角を実現する画角切換光学系の一設計例では、画角切換光学系は、170mm程度となった。このように、本実施形態における画角切換光学系の挿脱にともなう測定光路の光路長の変化は、従来の構成で対応できるものではなかった。

#### 【0042】

そこで、OCT光学系は、挿入状態と退避状態との間において、測定光路の光路長差の変化量を補償する補償部（本実施形態における補償手段）を備えてもよい。

#### 【0043】

補償部として、OCT光学系は複数の参照光路を備えてもよい。例えば、参照光路が第1分岐光路と第2分岐光路との少なくとも2つに分岐していてもよい。ここでいう第1分岐光路は、退避状態における測定光路の光路長と対応した第1光路長を持ち、第2分岐光路は、挿入状態における測定光路の光路長と対応した第2光路長を持つ。第1分岐光路と、第2分岐光路とにおける光路長差は、予め定められていてもよく、詳細には、画角切換光学系の光路長と略同一の長さであってもよい。

10

#### 【0044】

OCT光学系は、検出器によって、第1分岐光路からの参照光による干渉信号と、第2分岐光路からの参照光による干渉信号とを、同時に検出可能であってもよい。また、いずれか一方を、選択的に検出可能であってもよい。

#### 【0045】

光分割器からの参照光が第1分岐光路および第2分岐光路とに同時に導光されることによって、第1分岐光路および第2分岐光路のそれぞれの光路からの参照光による干渉信号が、検出器によって同時に検出可能となる。但し、この場合において、第1分岐光路を経た参照光と測定光との光路長差、および、第2分岐光路を経た参照光と測定光との光路長差は、画角切換光学系の挿脱に基づいて、略0と、略画角切換光学系の光路長分、との間で互いに入れ替わる。このため、参照光路の経路が互いに異なる2種類の干渉信号のうち、導光光学系の状態（挿入状態／退避状態）に対応した一方の干渉信号の強度が、残り一方に比べて明らかに強くなる。そして、画角切換光学系の光路長が十分長い場合において、残り一方の干渉信号の強度は、問題とならないレベルとなる。退避状態においては、第1分岐光路を経た参照光による干渉信号が、第2分岐光路を経た参照光による干渉信号に比べて信号強度の大きな信号であり、挿入状態においては、その逆になる。OCT光源からの光は、光分割器によって測定光と参照光とに分割されるが、被検眼のように光を大きく減衰させる要素は、参照光路側において必須とはならないので、第1分岐光路と第2分岐光路とに参照光をさらに分岐させたとしても、干渉信号を得るうえで十分な光量を確保できる。このため、測定光路および参照光路のいずれか一方の光路長を、画角切換光学系の挿脱に応じて切り替える構成を持たなくとも、検出器によって検出される干渉信号に基づいて、OCTデータを良好に得ることができる。

20

#### 【0046】

OCT光学系は、光分割器からの参照光が導かれる光路を、第1分岐光路と第2分岐光路との間で切り替えるスイッチ（駆動部の一例）を、補償部の一部として有してもよい。これにより、検出器において、第1分岐光路からの参照光による干渉信号と、第2分岐光路からの参照光による干渉信号と、のうち一方を選択的に検出できるようになる。スイッチは、例えば、OCT装置の制御部によって、導光光学系の状態（挿入状態／退避状態）に応じて切り替えられてもよい。すなわち、退避状態においては、光分割器からの参照光が第1分岐光路へ導かれ、挿入状態においては、光分割器からの参照光が第2分岐光路へ導かれるように、スイッチが駆動制御されてもよい。このような測定光路における光路長変化量の補償方法は、上記のスイッチを設けない方式に対し、画角切換光学系の光路長が比較的短い場合などにおいて、特に有利と考えられる。

30

#### 【0047】

また、上記のような分岐した参照光路は必ずしも必須ではない。この場合、例えば、補償部は、測定光路と参照光路とのうち、少なくとも一方の長さを調整するものであっても

40

50

よい。 例えば、補償部が参照光路の光路長を調整する場合、補償部は、光分割器からの参照光が導かれる参照光路の光路長を、退避状態における測定光路の光路長と対応した第1光路長と、挿入状態における測定光路の光路長と対応した第2光路長との間で切換えるてもよい。また、補償部が測定光路の光路長を調整する場合、補償部は、測定光路において、光分割器と光走査部との間における光路長を変更することで、上記の画角切換光学系の挿脱に伴う光路長の変化量を補償してもよい。

#### 【0048】

##### <分散補正>

また、本実施形態のOCT装置は、測定光路と参照光路との間における光学系の分散量を補正（補償）する分散補正部（分散補償部）を有することで、良好なOCTデータを得ることができる。分散補正部は、分散量を光学的に補正するものであってもよいし、信号処理的（信号処理および演算の少なくともいずれかを含む）に補正するものであってもよい。前者の場合、分散補正部は、OCT光学系の一要素であって、後者の場合、分散補正部は、検出器と接続される電子回路（専用回路でもよいし、画像処理器でもよい）である。

10

#### 【0049】

ところで、本実施形態では、導光光学系において画角切換光学系が挿脱されることにより、少なくとも測定光路と参照光路との間における光学系の分散量が変化してしまう。そこで、本実施形態のOCT装置は、分散補正部における分散量の補正值が、互いに異なる値で複数設定されていてもよい。少なくとも、退避状態における分散量を補正するための第1補正值と、挿入状態における分散量を補正するための第2補正值と、が設定されていることで、画角切換光学系が挿脱の前後いずれの場合においても、良好なOCTデータを取得できる。

20

#### 【0050】

また、分散補正部の補正值は、更に細分化されていてもよい。例えば、光走査部の走査角度毎に、測定光路と参照光路との間における光学系の分散量が異なり得るので、第1補正值、第2補正值、または、その両方は、光走査部の走査角度毎に異なる値が設定されていてもよい。特に、画角切換光学系の挿入状態において、走査範囲が広角化された場合に、眼底中心部へ照射される測定光に関する分散量と、眼底周辺部へ照射される測定光に関する分散量と、に有意な差が生じる場合が考えられる。そこで、分散補正部は、少なくとも眼底中心部と眼底周辺部との間において互いに異なる補正值が設定されていてもよい。

30

#### 【0051】

##### <光束径変更部>

また、本実施形態のOCT装置は、導光光学系において画角切換光学系が挿脱されると、測定光の光束径が大きくなることで眼底上における測定光のスポットサイズが大きくなり、画像解像力が退避状態に対して低減することが考えられる。これに対し、本実施形態のOCT装置は、光束径変更部を有していてもよい。ここでいう、光束径変更部は、被検眼へ照射される測定光の光束径を調整するものである。OCT装置の制御部等によって光束径変更部が導光光学系の状態（挿入状態/退避状態）に応じて切換えられることによって、光学アタッチメントの挿脱の前後における画像解像力の変化を抑制可能となる。より詳細には、制御部は、退避状態から挿入状態へ切り替えられる場合には、測定光の光束径が縮小されるように光束径変更部を駆動させる。また、挿入状態から退避状態へ切り替えられる場合には、測定光の光束径が拡大されるように光束径変更部を駆動させる。これによって、測定光のスポットサイズの変化が補正される。なお、スポットサイズは、画角に略比例するので、挿入状態と退避状態との間の画角（走査範囲）の比に応じた補正量分だけ、光束径変更部が駆動されることが好ましい。

40

#### 【0052】

##### <実施例>

以下、実施例として、図1、図2に示される光コヒーレンストモグラフィー（OCT）装置を説明する。本実施例に係るOCT装置は、例えば、スペクトルドメイン式OCT（SD-OCT）を基本的構成としている。

50

## 【0053】

OCT装置1は、光源102、干渉光学系(OCT光学系)100、および、演算制御器(演算制御部)70(図2参照)を含む。その他、OCT装置には、メモリ72、表示部75、図示無き正面像観察系及び固視標投影系が設けられてもよい。演算制御器(以下、制御部)70は、光源102、干渉光学系100、メモリ72、表示部75に接続されている。

## 【0054】

干渉光学系100は、導光光学系150によって測定光を眼Eに導く。干渉光学系100は、参照光学系110に参照光を導く。干渉光学系100は、眼Eによって反射された測定光と参照光との干渉、によって取得される干渉信号光を検出器(受光素子)120に受光させる。なお、干渉光学系100は、図示無き筐体(装置本体)内に搭載され、ジョイスティック等の操作部材を介して周知のアライメント移動機構により眼Eに対して筐体を3次元的に移動させることによって被検眼に対するアライメントが行われてもよい。

10

## 【0055】

干渉光学系100には、SD-OCT方式が用いられる。光源102としては低コヒーレント長の光束を出射するものが用いられ、検出器120として、スペクトル干渉信号を波長成分ごとに分光して検出する分光検出器が用いられる。

## 【0056】

カップラ(スプリッタ)104は、第1の光分割器として用いられ、光源102から出射された光を測定光路と参照光路に分割する。カップラ104は、例えば、光源102からの光を測定光路側の光ファイバー152に導光すると共に、参照光路側の参照光学系110に導光する。

20

## 【0057】

## &lt;導光光学系&gt;

導光光学系150は、測定光を眼Eに導くために設けられる。導光光学系150には、例えば、光ファイバー152、コリメータレンズ154、可変ビームエキスパンダ155、光スキャナ156、及び、対物レンズ系158(本実施例における対物光学系)が順次設けられてもよい。この場合、測定光は、光ファイバー152の出射端から出射され、コリメータレンズ154によって平行ビームとなる。その後、可変ビームエキスパンダ155によって所望の光束径となった状態で、光スキャナ156に向かう。光スキャナ156を通過した光は、対物レンズ系158を介して、眼Eに照射される。対物レンズ系158に関して光スキャナ156と共に位置に、第1の旋回点P1が形成される。この旋回点P1に前眼部が位置することで、測定光はケラレずに眼底に到達する。また、光スキャナ156の動作に応じて測定光が眼底上で走査される。このとき、測定光は、眼底の組織によって散乱・反射される。

30

## 【0058】

光スキャナ156は、眼E上でXY方向(横断方向)に測定光を走査させてもよい。光スキャナ156は、例えば、2つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構によって任意に調整される。光源102から出射された光束は、その反射(進行)方向が変化され、眼底上で任意の方向に走査される。光スキャナ156としては、例えば、反射ミラー(ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ)の他、光の進行(偏向)方向を変化させる音響光学素子(AOM)等が用いられてもよい。

40

## 【0059】

測定光による眼Eからの散乱光(反射光)は、投光時の経路を遡って、光ファイバー152へ入射され、カップラ104に達する。カップラ104は、光ファイバー152からの光を、検出器120に向かう光路へと導く。

## 【0060】

## &lt;アタッチメント光学系&gt;

実施例のOCT装置においてアタッチメント光学系160(「画角切換光学系」の一例)は、導光光学系150における対物光学系158と、被検眼Eとの間ににおいて挿脱され

50

る。アタッチメント光学系を含む鏡筒が、図示無き筐体面に対して着脱されることで、対物光学系 158 と被検眼 E との間において、アタッチメント光学系 160 の挿脱が行われる。

#### 【0061】

アタッチメント光学系 160 は複数のレンズ 161 ~ 164 を含んでいてもよい。ここで、図 1 に示したアタッチメント光学系 160 において主要な正のパワーを持つレンズは、被検眼の眼前に置かれたレンズ 164 である。少なくともレンズ 164 の挿脱は、対物光学系 158 によって形成される第 1 旋回点 P1 と被検眼 E との間となっている。第 1 旋回点 P1 を通過した測定光を少なくともレンズ 164 が光軸 L に向けて折り曲げることで、アタッチメント光学系 160 および対物光学系 158 に関して光スキャナ 156 と共に役な位置に第 2 旋回点 P2 が形成される。つまり、アタッチメント光学系 160 は、旋回点 P1 を旋回点 P2 へリレーする光学系である。

10

#### 【0062】

本実施例において、第 2 旋回点 P2 における測定光の立体角は、第 1 旋回点 P1 における立体角に比べて大きくなる。例えば、第 2 旋回点 P2 での立体角は、第 1 旋回点 P1 における立体角に対して 2 倍以上に増大される。本実施例では、退避状態において 60° 程度の画角で走査可能であり、挿入状態では、100° 程度の画角で走査可能となる。

#### 【0063】

可変ビームエキスパンダ 155 は、実施例における光束径調整部である。一例として、可変ビームエキスパンダ 155 は、両側テレセントリック光学系を形成する複数のレンズを有し、レンズ間隔がアクチュエータによって変化されることで、光束径を切換える構成であってもよい。可変ビームエキスパンダ 155 は、制御部 70 からの指示に基づいて測定光の光束径を調整する。

20

#### 【0064】

仮に、挿入状態と退避状態との間で、可変ビームエキスパンダ 155 から光スキャナ 156 へ導かれる測定光の光束径が一定であるとすると、眼底上での測定光のスポットサイズは画角と比例するので、挿入状態では退避状態に比べて解像力が低下してしまう。そこで、本実施例では、制御部 70 は、アタッチメント光学系の挿脱に応じて、可変ビームエキスパンダ 155 を駆動し、挿入状態での光束径を、退避状態に対して縮小する。挿入状態と退避状態における光束径（可変ビームエキスパンダ 155 における光束径）の比は、挿入状態と退避状態における画角の逆比であることで、アタッチメント光学系 160 の挿脱に基づく解像力の変化を抑制できる。

30

#### 【0065】

ところで、十分な作動距離を確保するために、アタッチメント光学系 160 は、十分な光線高さの位置から測定光が光軸 L に向けて折り曲げられる必要がある。また、アタッチメント光学系 160 で生じる収差を許容範囲に抑制するためには、アタッチメント光学系 160 に含まれる各々のレンズのパワーに制限がある。故に、アタッチメント光学系 160 の光路長を短くすることは困難である。

#### 【0066】

従来の OCT 装置において、参照光と測定光との光路長差を調整する構成は存在しているものの、アタッチメント光学系 160 の挿脱に適用できるような調整範囲を持つものは存在しなかった。例えば、従来、眼底撮影 OCT に、光学アダプタを装着して前眼部撮影を可能とするものが知られている（例えば、本出願人による「特開 2011-147612 号公報」等を参照されたい）。しかし、この光学アダプタは、装置本体の光学系によって形成された旋回点のリレーを行うものではなく、また、走査範囲を広角化する要請もない、比較的短い光路長で形成できる。更に、光学アダプタの挿入に伴い、像面の位置が眼底から前眼部へ変移する。それ故、光学アダプタの挿入に伴って、光路長差を大きく調整する必要が無かった。

40

#### 【0067】

< 参照光学系 >

50

参照光学系 110 は、測定光の眼底反射光と合成される参照光を生成する。参照光学系 110 を経由した参照光は、カップラ 148 にて測定光路からの光と合波されて干渉する。参照光学系 110 は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであってもよい。

#### 【0068】

図 1 に示す参照光学系 110 は、透過光学系によって形成されている。この場合、参照光学系 110 は、カップラ 104 からの光を戻さず透過させることにより検出器 120 へと導く。これに限らず、参照光学系 110 は、例えば、反射光学系によって形成され、カップラ 104 からの光を反射光学系により反射することにより検出器 120 に導いてよい。

10

#### 【0069】

本実施例において、参照光学系 110 は、複数の参照光路が設けられてもよい。例えば、図 1 では、カップラ 140 によって参照光路が、ファイバ 141 を通過する光路（本実施例における第 1 分岐光路）と、ファイバ 142 を通過する光路（本実施例における第 2 分岐光路）と、に分岐される。ファイバ 141 とファイバ 142 は、カップラ 143 に接続されており、これにより、2 つの分岐光路は結合され、光路長差調整部 145、偏波調整部 147、を介してカップラ 148 へ入射される。

#### 【0070】

本実施例において、カップラ 104 からの参照光は、カップラ 143 によってファイバ 141 とファイバ 142 との同時に導かれる。ファイバ 141 とファイバ 142 のいずれを経由した光も、カップラ 148 において測定光（眼底反射光）と合波される。

20

#### 【0071】

ファイバ 141 とファイバ 142 との間における光路長差、つまり、第 1 分岐光路と第 2 分岐光路との間の光路長差は、固定値であってもよい。本実施例では、アタッチメント光学系 160 の光路長と略同一となるような光路長差を有する。

#### 【0072】

なお、測定光路と参照光路の少なくともいずれかには、測定光と参照光との光路長差を調整するための光学部材が配置されてもよい。一例として、図 1 に示した光学系においては、参照光路調整部 145 が設けられており、当該箇所に、測定光と参照光との光路長差を調整するために、直交した 2 つの面を持つミラー 145a が設けられている。このミラー 145a がアクチュエータ 145b によって矢印方向に移動されることによって、参照光路の光路長を増減することができる。勿論、測定光と参照光との光路長差が調整する構成は、これに限られるものではない。例えば、導光光学系 150において、コリメータレンズ 154 とカップラ 153 とが一体的に移動されることで、測定光の光路長が調整され、結果として、測定光と参照光との光路長差が調整されてもよい。

30

#### 【0073】

ここで、本実施例では、カップラ 143 とカップラ 148 との間の光路上、つまりは、第 1 分岐光路と第 2 分岐光路との共通光路上に、参照光路調整部 145 が設けられているので、測定光路と参照光路との間の光路長差の調整であって、眼軸長の個人差に関する調整を、第 1 分岐光路および第 2 分岐光路の両方に対して、まとめて実行することが可能となる。

40

#### 【0074】

なお、参照光路調整部 145 における光路長の調整範囲は、ファイバ 141 とファイバ 142 との光路長差（換言すれば、第 1 分岐光路と第 2 分岐光路との間における光路長差）に対して十分短く設定されることが好ましい。

#### 【0075】

<ゼロディレイ位置の製造公差を補正>

ところで、アタッチメント光学系 160 と、ファイバ 142 との製造公差によって、アタッチメント光学系 160 の装置毎におけるゼロディレイ位置（測定光路と参照光路との光路長差がゼロになる位置）が異なってしまうことが考えられる。製造公差は、例えば、

50

導光光学系 150 におけるコリメートレンズ 154 と視度補正レンズとの間の距離の初期距離値を調整すること補正可能である。このような製造誤差を調整するための図示無き調整機構を OCT 装置 1 は有していてもよい。調整機構は、OCT 装置 1 の製品出荷後に調整可能な構成であってもよい。

【 0076 】

< 光検出器 >

検出器 120 は、測定光路からの光と参照光路からの光による干渉を検出するために設けられている。本実施例において、検出器 120 は、分光検出器であって、例えば、分光器と、ラインセンサとを含み、カップラ 148 によって合波された測定光と参照光とが、分光器で分光され、波長毎にラインセンサの異なる領域（画素）に受光される。これによつて画素毎の出力が、スペクトル干渉信号として取得される。

10

【 0077 】

眼底の湾曲と測定光の結像面とは必ずしも一致しておらず、アタッチメント光学系 150 の挿入状態では、眼底中心部または眼底周辺部の少なくとも一方において、両者の乖離が増大するので、光検出器においては、当該乖離を考慮した十分な Depth range が確保されていることが好ましい。例えば、SD-OCT では、所期する Depth range に対して十分な画素数のラインカメラが採用されることが好ましい。また、< 変形例 > として後述する構成が更に採用されてもよい。

【 0078 】

< 深さ情報の取得 >

制御部 70 は、検出器 120 によって検出されたスペクトル信号を処理（フーリエ解析）し、被検眼の OCT データを得る。

20

【 0079 】

スペクトル信号（スペクトルデータ）は、波長 の関数として書き換えられ、波数  $k$  ( $= 2 / \lambda$ ) に関して等間隔な関数  $I(k)$  に変換されてもよい。あるいは、初めから波数  $k$  に関して等間隔な関数  $I(k)$  として取得されてもよい（K CLOCK 技術）。演算制御器は、波数  $k$  空間でのスペクトル信号をフーリエ変換することにより深さ（Z）領域における OCT データを得てもよい。

【 0080 】

さらに、フーリエ変換後の情報は、Z 空間での実数成分と虚数成分を含む信号として表されてもよい。制御部 70 は、Z 空間での信号における実数成分と虚数成分の絶対値を求ることにより OCT データを得てもよい。

30

【 0081 】

ここで、カップラ 148 には、第 1 分岐光路を経由した参照光と、第 2 分岐光路を経由した参照光とが、同時に導かれており、各々が測定光と合波される。第 1 分岐光路と第 2 分岐光路との間には、アタッチメント光学系 160 の光路長と同程度という、大きな光路長差が存在していることから、第 1 分岐光路を経由した参照光と、第 2 分岐光路を経由した参照光とのうち、一方は、測定光との干渉が生じやすいものの、残り一方は、干渉が生じ難い。検出器 120 からのスペクトル干渉信号には、第 1 分岐光路を経由した参照光による成分と、第 2 分岐光路を経由した参照光による成分と、が含まれているものの、2 種類の成分のうち、導光光学系 150 の状態に応じた一方が、他方に比べて際立って強い信号として得られる。結果、導光光学系 150 の状態にかかわらず、良好な OCT データを得ることができる。つまり、アタッチメント光学系 160 に対応する光路長差を持つ、複数の参照光路を有することで、実施例に係る OCT 装置は、測定光路と参照光路との光路長差の変化量であって、アタッチメント光学系 160 の挿脱に伴う変化量が、導光光学系 150 の状態にかかわらず補償される。

40

【 0082 】

なお、参照光路調整部 145 を制御し、測定光路と参照光路との光路長差であって、被検眼 E の眼軸長に関する光路長差を、事前に調整しておく必要がある。本実施例では、例えば、予め定められた調整範囲でミラー 145a を移動させると共に、各位置での干渉信

50

号を取得し、干渉信号の強度が最も高くなる位置を基準として、ミラー 1 4 5 a の位置を定めるようにしてもよい。参照光路調整部 1 4 5 における光路長の調整範囲が、第 1 分岐光路と第 2 分岐光路との間における光路長差) に対して十分小さい場合は、参照光路調整部 1 4 5 の調整範囲において、干渉信号の強度ピークとなる位置は、一義的に特定される。

#### 【0083】

なお、挿入状態において、眼底周辺部からの測定光の眼底反射光は、眼底中心部からの反射光に対して微弱になるので、測定光路と参照光路とのゼロディレイ位置が、眼底周辺部において所期する眼底組織(例えば、網膜、脈絡膜、強膜等)と重なるように、測定光路と参照光路との光路長差が参照光路調整部 1 4 5 によって調整されてもよい。

10

#### 【0084】

##### <ソフトウェアによる分散補正>

なお、本実施例において、制御部 7 0 は、検出器 1 2 0 から出力されるスペクトルデータに対しソフトウェアによる分散補正処理を施してもよい。制御部 7 0 は、分散補正後のスペクトルデータに基づいて OCT データを得る。このため、実像と虚像との間で画質において差異が生じる。

#### 【0085】

つまり、本実施例において、測定光路と参照光路との間における光学系の分散量の違いは、信号処理的に補正される。詳細には、予めメモリ 7 2 に記憶された補正值を、上記のスペクトル信号の処理において適用することによって行われる。

20

#### 【0086】

制御部 7 0 は、検出器 1 2 0 から出力される受光信号に基づいて光のスペクトル強度を取得し、波長 の関数として書き換える。次に、スペクトル強度  $I(\lambda)$  を波数  $k$  ( $= 2 / \lambda$ ) に関して等間隔な関数  $I(k)$  に変換する。

#### 【0087】

測定光と参照光との分散 (dispersion) ミスマッチによる影響は、干渉成分の位相をシフトさせ、各波長の合波信号のピークを下げ、信号に拡がりを持たせる(解像度が下がる)。そこで、分散補正では、波長毎にシフトした位相を戻してやることで、干渉信号の低下による解像度の低下を補正する。この場合、波数  $k$  の関数としての位相ずれ量  $\phi(k)$  を求めておき、 $I(k) \cdot e^{j\phi(k)}$  によって  $k$  の値毎に位相のずれを戻す。ここで、分散補正すべき位相  $\phi(k)$  は、キャリブレーションによって予め求めることもできるし、取得された断層画像に対応する位相  $\phi(k)$  を求めるようにしてもよい。そして、メモリ 7 2 には、分散補正用のパラメータ(例えば、位相  $\phi(k)$ ) が記憶される。

30

#### 【0088】

その後、制御部 7 0 は、設定された分散補正データによって補正された分散補正後のスペクトル強度  $I(k)$  をフーリエ変換することにより、OCT データが得られる。

#### 【0089】

例えば、実像に対する分散の影響を補正するための分散補正值として第 1 の分散補正值(正像用)をメモリ 7 2 から取得し、検出器 1 2 0 から出力されるスペクトルデータを第 1 の分散補正值を用いて補正し、補正されたスペクトル強度データをフーリエ変換して OCT データを形成する。実像 R は、高感度・高解像度の画像にて取得され、虚像 M(ミラーアイメージ) は、分散補正值の違いにより低解像度のぼけた画像にて取得される。

40

#### 【0090】

これにより、第 1 の画像領域 G 1 において実像が取得されたとき、その実像は、高感度・高解像度の画像にて取得され、その虚像(ミラーアイメージ)は、第 2 画像領域 G 2 において、分散補正值の違いにより低解像度のぼけた画像にて取得される。一方、第 2 の画像領域 G 2 において実像が取得されたとき、その虚像は、第 1 画像領域 G 1 において、分散補正值の違いにより低解像度のぼけた画像にて取得される。

#### 【0091】

もちろん、これに限定されず、虚像 M に対するソフトウェア分散補正が行われても良い

50

。この場合、虚像 M が、高感度・高解像度の画像にて取得され、実像 R が低解像度のぼけた画像にて取得される。

【 0 0 9 2 】

なお、上記のようにソフトウェアによって分散補正を行う手法の詳細については、米国特許第 6 9 8 0 2 9 9 号公報、特表 2 0 0 8 - 5 0 1 1 1 8 号公報、等を参考にされたい。また、特開 2 0 1 0 - 2 9 6 4 8 号公報を参考にされたい。

【 0 0 9 3 】

ソフトウェアによる分散補正処理が行われる場合において、眼底中心部での OCT データを得る際、例えば、制御部 7 0 は、実像と虚像の画像データのうち、感度及び解像度が高い方の画像データを抽出すればよい。

10

【 0 0 9 4 】

なお、本実施例では、退避状態に対応する第 1 補正值と、第 1 補正值とは異なる値であつて挿入状態に対応する第 2 補正值とが予めメモリ 7 2 に記憶されており、導光光学系の状態に応じて適用する補正值が切換えられる。結果、実施例に係る OCT 装置は、測定光路と参照光路との間における分散量の変化量であつて、アタッチメント光学系 1 6 0 の挿脱に伴う変化量が、導光光学系 1 5 0 の各状態で補償される。

【 0 0 9 5 】

更に、本実施例では、挿入状態に対応する第 2 補正值が、測定光の走査位置に応じて複数設定されている。詳細には、眼底中心部用の補正值と、眼底周辺部用の補正值と、が第 2 補正值として、互いに異なる値で設定される。例えば、第 1 補正值は、眼底の 60° 以内の領域に適用され、第 2 補正值は、60° よりも離れた領域に適用される値として設定されていてもよい。アタッチメント光学系 1 6 0 は、全体として大きなパワーを持つので、眼底中心部を通過する光束と、眼底周辺部を通過する光束との間で、有意な分散量の違いが生じることが考えられる。これに対し、本実施例では、眼底における測定光の照射位置に応じて、分散量の補正值が変更されるので、眼底の広角領域において良好な OCT データを得ることができる。

20

【 0 0 9 6 】

勿論、第 2 補正值は、更に細分化されていてもよい。例えば、眼底全体が、眼底中心部と、眼底中心部よりも外側の第 1 の眼底周辺部と、第 1 の眼底周辺部よりも外側の第 2 の眼底周辺部と、に分割され、眼底中心部に対応する補正值と、第 1 の眼底周辺部に対応する補正值と、第 2 の眼底周辺部に対応する補正值と、が第 2 補正值として、異なる値で設定されていてもよい。

30

【 0 0 9 7 】

< 制御系 >

制御部 7 0 は、CPU ( プロセッサ ) 、RAM 、ROM 等を備えてもよい ( 図 2 参照 ) 。例えば、制御部 7 0 の CPU は、OCT 装置の制御を司ってもよい。RAM は、各種情報を一時的に記憶する。制御部 7 0 の ROM には、OCT 装置の動作を制御するための各種プログラム、初期値等が記憶されてもよい。

【 0 0 9 8 】

制御部 7 0 には、記憶部としての不揮発性メモリ ( 以下、メモリに省略する ) 7 2 、表示部 7 5 等が電気的に接続されてもよい。メモリ 7 2 には、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体が用いられてもよい。例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュ ROM 、および、OCT 装置に着脱可能に装着される USB メモリ等をメモリ 7 2 として使用することができる。メモリ 7 2 には、OCT データの取得及び OCT 画像の撮影を制御するための制御プログラムが記憶されてもよい。また、メモリ 7 2 には、OCT データから生成される OCT 画像の他、撮影に関する各種情報が記憶されてもよい。表示部 7 5 は、OCT データから生成される OCT 画像を表示してもよい。

40

【 0 0 9 9 】

なお、アタッチメント光学系 1 6 0 が導光光学系に挿入されているか否かを自動的に検出する挿脱検出部が設けられていてもよく、検出部からの検出信号に基づいて、制御部は

50

、OCT光学系100における各部の制御、処理を実行してもよい。例えば、上記した、可変ビームエキスパンダ155による光束径の切換制御、参照光路調整部145によるゼロディレイ位置の設定制御、測定光路と参照光との間における光学系の分散量の変更処理、等が適宜実行されてもよい。挿入検出部としては、対物光学系158の近傍に配置されたセンサであってもよい。

#### 【0100】

勿論、検者が、OCT装置のUI(ユーザインターフェース)に対して、導光光学系の状態(アタッチメント光学系の挿入状態/退避状態)を特定する情報を入力することで、当該情報に基づいて、制御部がOCT光学系100における各部の制御、処理を実行してもよい。

10

#### 【0101】

##### <撮影モードの設定>

本実施例に係るOCT装置において、眼底中心部でのOCTデータを得るための第1の撮影モードと、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域でのOCTデータを得るための第2の撮影モードと、が設定可能であってもよい。この場合、例えば、第1の撮影モードにおいては、眼底上での測定光の走査範囲が眼底中心部に設定され、第2の撮影モードにおいては、眼底上での測定光の走査範囲が眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域に設定されてもよい。

#### 【0102】

この場合、例えば、制御部70は、検者によって操作される操作部からの操作信号に基づいて、第1の撮影モードと第2の撮影モードとを切り換えてよい。また、制御部70は、第1の撮影モードと第2の撮影モードとを自動的に切換えてよい。また、制御部70は、第1の撮影モードと第2の撮影モードとの間での切換を促すガイド表示を行うようにしてもよい。

20

#### 【0103】

制御部70は、前述の挿脱検出部からの検出信号に基づいて、第1の撮影モードと第2の撮影モードとを自動的に切り換えてよい(ガイド表示を行ってもよい)。制御部70は、測定光の走査範囲が所定範囲内であれば、第1の撮影モードに設定し、測定光の走査範囲が所定範囲を超えた場合、第2の撮影モードに設定してもよい。モード切換は、自動的に行われてもよいし、ガイド表示を介して行われてもよい。

30

#### 【0104】

制御部70は、測定光と参照光との間の光路長差を自動的に調整した後、第1の画像領域G1におけるOCTデータの実像Rがゼロディレイに掛かる場合(又は第2の画像領域G2においてもOCTデータの実像Rが検出される場合)、第2の撮影モードに自動的に切り換える、又はガイド表示を行うようにしてもよい。光路長差が自動的に調整される場合、眼底中心部のOCTデータにおける網膜部分が第1の画像領域G1に形成されるように調整されてもよい。

#### 【0105】

##### <撮影モードに応じたOCTデータの表示状態の切換>

制御部70は、第1の撮影モードと第2の撮影モードとの間で、表示部75上でのOCTデータの表示状態を切り換えてよい(例えば、図3、図4参照)。この場合、例えば、制御部70は、撮影モードに応じて、表示部75の表示画面上のOCTデータの出力範囲を変更してもよい。制御部70は、第1の撮影モードに設定された場合、深さ方向に関するOCTデータの出力範囲を第1の出力範囲に設定し、第2の撮影モードに設定された場合、第2の撮影モードに設定された場合、深さ方向に関するOCTデータの出力範囲を第1の出力範囲よりも広い第2の出力範囲に設定してもよい。この場合、第2の出力範囲は、眼底中心部から眼底周辺部まで表示部75の表示画面に出力されるように出力範囲が設定されてもよい。

40

#### 【0106】

なお、制御部70は、撮影モードに応じて、表示部75の表示画面上のOCTデータの

50

表示倍率を変更してもよい。この場合、制御部 70 は、縦倍率を変更するようにしてもよいし、縦倍率と横倍率の少なくともいずれかを変更するようにしてもよい。また、制御部 70 は、表示部 75 の表示画面上の OCT データの表示範囲を変更してもよい。この場合、制御部 70 は、縦方向の表示範囲を変更するようにしてもよいし、縦方向と横方向の少なくともいずれかの表示範囲を変更するようにしてもよい。

#### 【 0 1 0 7 】

図 3、図 4 は OCT 光学系 200 によって取得される OCT データの一例と表示部での出力例を示す図である。ゼロディレイ位置 Z は、OCT データにおいて参照光の光路長に対応する位置であり、測定光と参照光の光路長が一致する位置に相当する。OCT データは、ゼロディレイ位置 S より奥側に対応する第 1 画像領域 G1 と、ゼロディレイ位置 Z より手前側に対応する第 2 画像領域 G2 と、から形成される。第 1 画像領域 G1 と第 2 画像領域 G2 は、例えば、ゼロディレイ位置 Z に関して互いに対称な関係となる。

10

#### 【 0 1 0 8 】

図 3 (a) は第 1 の撮影モードにて取得される OCT データの一例を示す図であり、図 3 (b) は第 1 の撮影モードにて取得される OCT データの表示部での出力例を示す図である。

#### 【 0 1 0 9 】

例えば、制御部 70 は、眼底中心部における網膜表面がゼロディレイ位置 Z より奥側に形成される、あるいは、眼底中心部における脈絡膜裏面がゼロディレイ位置 Z より前側に形成されるように、測定光と参照光との光路長差を調整してもよい。

20

#### 【 0 1 1 0 】

眼底中心部における網膜表面がゼロディレイ位置 Z より奥側に形成される場合（網膜モード）、第 1 画像領域と第 2 画像領域において形成される各断層像は、互いに向かい合った状態となる（図 3 (a) 参照）。第 1 画像領域 G1 において実像 R が取得され、第 2 画像領域 G2 において虚像 M（ミラーライド）が取得される。

#### 【 0 1 1 1 】

図示を略すが、眼底中心部における脈絡膜裏面がゼロディレイ位置 Z より前側に形成される場合（脈絡膜モード）、第 1 画像領域 G1 と第 2 画像領域 G2 において形成される各断層像は、互いに反対方向を向いた状態となる。第 1 画像領域 G1 において虚像 M が取得され、第 2 画像領域 G2 において実像 R が取得される。

30

#### 【 0 1 1 2 】

制御部 70 は、例えば、OCT データにおける第 1 画像領域 G1 又は第 2 画像領域 G2 のいずれか一方の画像データを抽出し、表示部 75 の画面上に表示してもよい（図 2 (b) 参照）。この結果として、例えば、表示部 75 上には、実像 R のみが表示され、虚像 M は表示されない。これにより、例えば、検者は、眼底中心部の断層像を単一の断層像として観察できる。なお、眼底中心部の OCT データとしては、例えば、黄斑と乳頭の少なくともいずれかを含む OCT データが取得されてもよい。

#### 【 0 1 1 3 】

なお、画像データを抽出して表示する場合、制御部 70 は、例えば、画像データを OCT データから切り出してもよいし、画像データに対応する情報から画像データを改めて作成してもよい。

40

#### 【 0 1 1 4 】

図 4 (a) は第 2 の撮影モードにて取得される OCT データの一例を示す図であり、図 4 (b) は、第 2 の撮影モードにて取得される OCT データの表示部での出力例を示す図である。この場合、例えば、制御部 70 は、眼底中心部における網膜表面がゼロディレイ位置 Z より奥側に形成され、さらに、眼底周辺部における脈絡膜裏面がゼロディレイ位置 Z より前側に形成されるように、測定光と参照光との光路長差を調整してもよい。

#### 【 0 1 1 5 】

眼底中心部での OCT データの少なくとも一部に関して、第 1 画像領域と第 2 画像領域において形成される各断層像は、互いに向かい合った状態となる。第 1 画像領域 G1 にお

50

いて実像 R が取得され、第 2 画像領域 G 2 において虚像 M (ミラーイメージ) が取得される。

【 0 1 1 6 】

眼底周辺部での OCT データの少なくとも一部に関して、第 1 画像領域と第 2 画像領域において形成される各断層像は、反対方向を向いた状態となる。第 1 画像領域 G 1 において虚像 M が取得され、第 2 画像領域 G 2 において実像 R が取得される。

【 0 1 1 7 】

なお、眼底中心部と眼底周辺部は相対的であり、境界が明確に規定されないが、少なくとも、眼底周辺部の OCT データにおける両端部を含んだ領域は、反対方向を向いた状態となる。この場合、眼底周辺部の OCT データの一部（眼底中心部側）は、互いに向かい合った状態となりえる。 10

【 0 1 1 8 】

制御部 7 0 は、例えば、OCT データにおける第 1 画像領域 G 1 及び第 2 画像領域 G 2 の両方の画像データを抽出し、表示部 7 5 の画面上に表示してもよい。この結果として、例えば、表示部 7 5 上には、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域の断層像が表示される。これにより、例えば、検者は、眼底の広角領域の断層像を観察できる。この場合、例えば、実像 R と虚像 M の両方が表示されるが、断層像が交わる部分は一部のみであり、網膜厚が薄い眼底周辺で交差されるので、観察への影響は軽微である。また、前述のソフトウェアによる分散補正によって一方の画像の画質を低感度・低解像度の画像とすることでの、他方の画像を観察しやすくなることができる。 20

【 0 1 1 9 】

なお、広角領域での OCT データに関して、眼底中心部の OCT データとしては、例えば、黄斑と乳頭を含む OCT データが取得され、眼底周辺部の OCT データとして、例えば、黄斑と乳頭よりも周辺側領域の OCT データが取得されてもよい。この場合、周辺側領域の OCT データの少なくとも一部が第 2 画像領域の画像データとして取得される。

【 0 1 2 0 】

なお、上記説明において、第 1 の撮影モードと第 2 の撮影モードとの間で、表示部上の表示状態を切り替える場合、制御部 7 0 は、OCT データをライブ画像として動画で表示する際に表示状態を切り換えてよい。この場合、OCT データは、眼底正面画像と共に表示されてもよいし、眼底正面画像上には走査範囲を示すグラフィック（例えば、ライン）が表示されてもよい。また、制御部 7 0 は、OCT データをキャプチャー画像として取得した後に静止画で OCT データを表示する際に表示状態を切り換えてよい。 30

【 0 1 2 1 】

キャプチャー画像として取得された OCT データをメモリ 7 2 に記憶する場合、制御部 7 0 は、撮影モードと対応付けて OCT データをメモリ 7 2 に記憶するようにしてもよい。これによって、ビューアソフトにて OCT データを閲覧する場合においても、制御部 7 0 は、撮影モードに応じた表示状態の切換が可能となる。なお、撮影モードに応じて表示部 7 5 の表示状態が切り換えられるので、制御部 7 0 は、キャプチャー動作が行われる際の表示部 7 5 の表示状態と対応付けて OCT データを記憶するようにしてもよい。

【 0 1 2 2 】

< 撮影モードに応じた OCT データの解析処理の切換 >

制御部 7 0 は、取得された OCT データを解析処理して、解析結果を取得してもよい。例えば、制御部 7 0 は、OCT データをセグメンテーション処理して、網膜又は脈絡膜の層厚又は曲率を解析結果として取得してもよい。また、OCT データが OCT モーションコントラストデータ（OCT アンジオデータ）の場合、OCT モーションコントラストデータを解析処理して、血管密度を解析結果として取得してもよい。解析結果は、表示部 7 5 に出力されてよく、例えば、数値として表示されてもよいし、解析マップ又は解析チャートとして表示されてもよい。

【 0 1 2 3 】

解析処理において、例えば、制御部 7 0 は、撮影モードに応じて、OCT データの解析

10

20

30

40

50

範囲を変更してもよい。制御部 70 は、第 1 の撮影モードに設定された場合、深さ方向に関する OCT データの解析範囲を第 1 の解析範囲に設定し、第 2 の撮影モードに設定された場合、深さ方向に関する OCT データの解析範囲を第 1 の解析範囲よりも広い第 2 の解析範囲に設定してもよい。この場合、第 2 の解析範囲は、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域において解析処理が行われるように解析範囲が設定されてもよい。

#### 【 0 1 2 4 】

制御部 70 は、第 1 の撮影モードにて取得された OCT データを解析する場合、OCT データにおける第 1 画像領域 G1 又は第 2 画像領域 G2 のいずれか一方の画像データを解析し、解析結果を取得してもよい。この結果として、例えば、眼底中心部の解析結果が得られる。なお、眼底中心部の解析結果としては、例えば、黄斑と乳頭の少なくともいずれかに関する解析結果が取得されてもよい。

10

#### 【 0 1 2 5 】

制御部 70 は、第 2 の撮影モードにて取得された OCT データを解析する場合、OCT データにおける第 1 画像領域 G1 及び第 2 画像領域 G2 の両方の画像データを解析し、解析結果を取得してもよい。この場合、少なくとも、第 1 画像領域 G1 にて得られた眼底中心部の画像データが解析され、第 2 画像領域 G2 にて得られた眼底周辺部の画像データが解析されてもよい。この結果として、例えば、眼底中心部と眼底周辺部を含む広角領域の解析結果が得られる。なお、広角領域の解析結果としては、例えば、黄斑及び乳頭に関する解析結果と、黄斑及び乳頭よりも周辺側の領域に関する解析結果とが、取得されてもよい。

20

#### 【 0 1 2 6 】

##### < OCT データ / 解析結果の合成 >

制御部 70 は、第 1 の撮影モードにて取得された眼底中心部での OCT データと、第 2 の撮影モードにて取得された広角領域での OCT データとを画像処理によって合成し、合成 OCT データを取得してもよい。取得された合成 OCT データは、表示部 75 上に表示されてもよい。なお、制御部 70 は、共通するデータ領域（例えば、眼底中心部の OCT データ）においてマッチング処理を行うことによってデータ間の位置合わせを行うようにしてもよい。また、データ間の撮影倍率のズレが調整されてもよい。なお、眼底中心部での OCT データに関し、第 1 の撮影モードにて取得された OCT データが用いられてもよいし、重み付け合成において優先されるように合成されてもよい。

30

#### 【 0 1 2 7 】

この場合、例えば、第 1 の撮影モードにて取得された眼底中心部での OCT データは、第 2 の撮影モードにて取得された広角領域での OCT データに含まれる眼底中心部の OCT データよりも高密度で取得されうる（例えば、撮影の際の時間が短くて済むため）。したがって、合成 OCT データは、解像度の優れた眼底中心部の OCT データを含めた広角領域の OCT データとして取得されるので、例えば、検者は、視覚神経系の黄斑又は乳頭を含めた領域を高精度で観察できると共に、眼底周辺部での眼底疾患を確実に観察することができる。

#### 【 0 1 2 8 】

制御部 70 は、第 1 の撮影モードにて取得された OCT データに基づく眼底中心部の解析結果と、第 2 の撮影モードにて取得された広角領域での OCT データに基づく眼底周辺部の解析結果とを統合し、統合解析結果を取得してもよい。取得された統合解析結果は、表示部 75 上に表示されてもよい。前述の統合解析結果を得る場合、制御部 70 は、前述の合成 OCT データを解析処理することによって統合解析結果を取得してもよい。また、制御部 70 は、第 1 の撮影モードにて取得された OCT データと、第 2 の撮影モードにて取得された OCT データとをそれぞれ別々に解析処理し、各解析結果を統合するようにしてもよい。

40

#### 【 0 1 2 9 】

なお、上記説明においては、被検眼を広角にて撮影するための OCT 装置を例としたが、これに限定されず、被検物の OCT データを広角にて撮影するための OCT 装置におい

50

て、本実施形態が適用されてもよい。また、被検物は、例えば、眼（前眼部、眼底等）、皮膚など生体のほか、生体以外の材料であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0130】

【図1】本実施例に係るOCT装置の光学系の一例を示す図である。

【図2】本実施例に係るOCT装置の制御系の一例を示す図である。

【図3】本実施例に係るOCTデータの一例と表示部での出力例を示す図である（通常撮影）。

【図4】本実施例に係るOCTデータの一例と表示部での出力例を示す図である（広角撮影）。

【符号の説明】

【0131】

70 制御部

100 OCT光学系

75 表示部

10

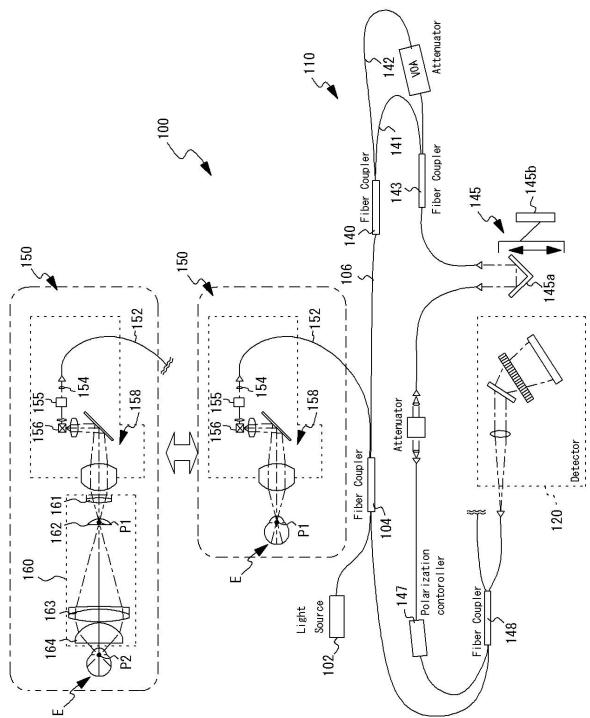
20

30

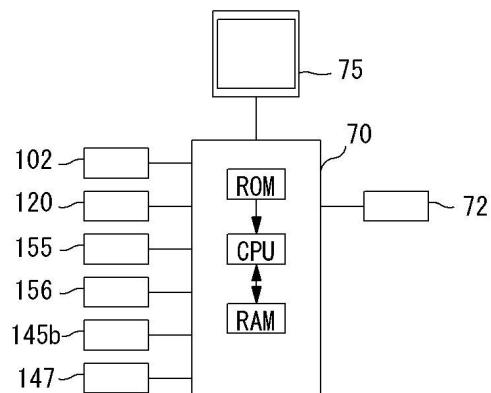
40

50

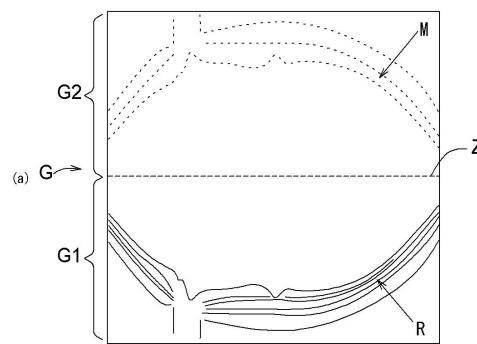
【図面】  
【図 1】



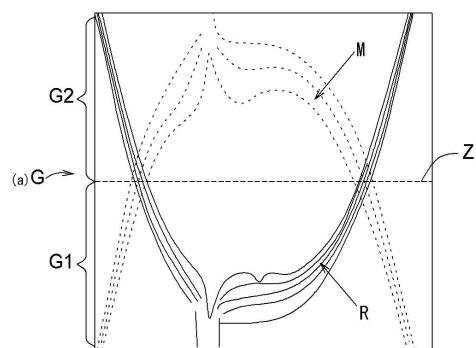
【 図 2 】



【 3 】



( 4 )



(b)

75

The figure shows a screenshot of an OCT software interface. The top left contains a menu with options: OCT設定 (OCT settings), ライン (Line), クロス (Cross), マップ (Map), マルチ (Multi), ラジアル (Radial), and サークル (Circle). The main window displays a 3D reconstruction of a tissue sample, likely a blood vessel, with a central vessel highlighted. The bottom right corner is labeled 'OCT data'.

---

フロントページの続き

(56)参考文献      特開2013-212176 (JP, A)  
                    特開2016-127900 (JP, A)  
                    特開2010-169660 (JP, A)  
                    特開2014-226514 (JP, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)  
                    A 61 B    3 / 00 - 3 / 12  
                    3 / 13 - 3 / 16