

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7031205号
(P7031205)

(45)発行日 令和4年3月8日(2022.3.8)

(24)登録日 令和4年2月28日(2022.2.28)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

F I

A 6 1 B

3/10

1 0 0

請求項の数 4 (全36頁)

(21)出願番号 特願2017-191601(P2017-191601)
 (22)出願日 平成29年9月29日(2017.9.29)
 (65)公開番号 特開2019-63242(P2019-63242A)
 (43)公開日 平成31年4月25日(2019.4.25)
 審査請求日 令和2年8月25日(2020.8.25)

(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
 (72)発明者 村田 佳史
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
 株式会社ニデック拾石工場内
 審査官 増渕 俊仁

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に分割するための光分割器、および、前記測定光路を介して被検眼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する検出器、を有するOCT光学系と、前記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被検眼のOCTデータを取得する画像処理器と、を有するOCT装置であって、

前記光分割器からの前記測定光を偏向し、被検眼の組織上で走査する光スキャナと、前記測定光の集光面が眼底側に凸となって湾曲するように正の湾曲を有する対物光学系を持ち、測定光の集光面を前記被検眼の前眼部に形成する導光光学系と、を備えるOCT装置。

【請求項2】

前記対物光学系は、曲率半径(R)が、R 28.5となる範囲において、正の湾曲を持つ、請求項1記載のOCT装置。

【請求項3】

前記光スキャナは、前記対物光学系の焦点距離よりも、前記対物光学系から離間して配置されることにより、前記対物光学系から前記被検眼へ向けて出射する測定光の主光線が、前記導光光学系の光軸に近づく方向に傾斜している請求項1又は2記載のOCT装置。

【請求項4】

前記画像処理器によって取得される前記OCTデータにおける直流成分によるノイズを除

去するノイズ除去部を、更に有し、

前記画像処理部は、各走査位置での複数のスペクトルデータを、前記測定光の走査に基づいて取得し、

前記ノイズ除去部は、前記複数のスペクトルデータを、水晶体に照射された前記測定光に基づく第1スペクトルデータと、水晶体の周辺組織へ照射された前記測定光に基づく第2スペクトルデータとに分別し、前記複数のスペクトルデータにおいて前記虹彩よりも深い領域については、前記第1スペクトルデータと前記第2スペクトルデータとのうち、前記第2スペクトルデータにおける直流成分を第1スペクトルデータにおける前記虹彩よりも深い領域での直流成分とみなしてノイズ除去処理を行う、請求項1～3のいずれかに記載のOCT装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、被検物（例えば、眼）のOCTデータを得るOCT装置に関する。

【背景技術】

【0002】

眼科分野では、近年、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断層像を取得するOCT装置が注目されている。例えば、特許文献1には、光スキャナの光学的な位置を対物光学系の焦点位置に設定して、前眼部の断層像を取得する装置が開示されている。

20

【0003】

また、特許文献2には、スペクトル干渉信号のうち、干渉成分に関連しない信号成分をノイズとし、深さ毎のノイズの平均スペクトルを除去することで、ノイズを軽減する手法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開2016-209577号公報

特開2011-215134号公報

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明者は、深さ方向に関して広い範囲を撮影範囲とする前眼部の断層像の取得を試み、その結果、以下に例示する技術課題を見出した。

【0006】

例えば、測定光の集光位置がある深さで一定となる（つまり、集光面が平面となる）場合、角膜から水晶体までの広い範囲が良好に描写された断層像を得ることは難しかった。詳細には、水晶体を基準として深い位置に集光面を設定した場合は、虹彩および隅角などの周辺部へ照射する光は、これらの領域には集光しないため、相対的に感度が低くなる。その結果、明瞭な断層像を得ることができない。また集光するより前に虹彩によって光が遮られるため、光量が無駄となり、アーチファクトなどのノイズ信号を発生しやすくなる。また一方で、隅角等の浅い位置に集光面を設定した場合は、組織による散乱等の影響を受けて元々到達光量の少ない水晶体の写りが更に悪くなってしまう。

40

【0007】

また、干渉成分の信号強度がノイズの信号強度と比較的接近した領域においては、特許文献2に開示された処理が行われる結果、干渉成分が微弱になってしまう。なお、このような領域の典型例は、前述の通り光が到達しづらい水晶体が存在する深さ領域である。

【0008】

本開示は、従来技術の問題点の少なくとも1つを解決し、深さ方向に関して前眼部の広い範囲において良好な画質または解像度を持つ断層像を取得すること、を技術課題とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0009】

本開示の第1態様係るOCT装置は、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、および、前記測定光路を介して被検眼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する検出器、を有するOCT光学系と、前記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被検眼のOCTデータを取得する画像処理器と、を有するOCT装置であって、前記光分割器からの前記測定光を偏向し、被検眼の組織上で走査する光スキャナと、前記測定光の集光面が眼底側に凸となって湾曲するように正の湾曲を有する対物光学系を持ち、測定光の集光面を前記被検眼の前眼部に形成する導光光学系と、を備える。

10

【発明の効果】

【0011】

本開示によれば、従来技術の少なくとも一つの問題点を解決し、深さ方向に関して前眼部の広い範囲において良好な画質または解像度を持つ断層像を取得できる。

【発明を実施するための形態】

【0012】

「概要」

以下に、本開示の実施形態を説明する。以下、OCT装置、および、眼科画像処理プログラム、及び方法に関する実施形態を開示する。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。

20

【0013】

< OCT 装置の概略構成 >

図17に、本実施形態のOCT装置の概略構成を示す。本実施形態のOCT装置は、OCT光学系と、画像処理器と、を少なくとも備える。OCT光学系によって検出されたスペクトル干渉信号が、画像処理器で処理されることによって、被検眼のOCTデータが取得される。また、OCT装置は、光スキャナと、導光光学系と、を更に有していてもよい。光スキャナと、対物光学系とは、測定光路上に配置される。このとき、光スキャナは、導光光学系の一部であってもよい。

【0014】

< OCT 光学系 >

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）であってもよい。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、および、測定光路を介して被検眼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する検出器、を有してもよい。

30

【0015】

< 画像処理器 >

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被検眼のOCTデータを取得する。画像処理器は、OCT装置における装置全体の動作を司る制御部によって兼用されていてもよいし、制御部とは別体の画像処理装置であってもよい。画像処理器は、断層画像（Bスキャン画像）、3次元画像、および、OCTモーションコントラスト画像、等の各種画像を、OCTデータに基づいて生成してもよい。

40

【0016】

< 光スキャナ >

光スキャナは、光分割器からの測定光を偏向し、被検眼の組織上で走査するためのデバイスである。光スキャナによって測定光が組織上で2次元的に走査可能であることが好ましい。光スキャナは、複数個設けられていてもよい。この場合、1方向に測定光を走査する光スキャナを2つ以上組み合わせて設けてもよい。このような光スキャナの具体例としては、ガルバノミラー、レゾナントミラー、ポリゴンミラー、音響光学素子、MEMSスキャナ等が挙げられる。また、2自由度の光スキャナ（単体で2次元的な走査が可能なデバイス）が、本実施形態へ適用されてもよい。

50

【 0 0 1 7 】

< 導光光学系 >

導光光学系は、対物光学系を含み、光分割器から被検眼まで測定光を導く。また、測定光の散乱・反射光のうち、導光光学系へ入射するものを、戻り光としてOCT光学系の検出器へ導く。

【 0 0 1 8 】

対物光学系は、測定光路上において光スキャナと被検眼との間に配置される。本実施形態において、対物光学系を経由した測定光の集光面（図17において、符号Iで示す）は、被検眼の前眼部に形成される。このとき、対物光学系を経由した測定光は、測定光路の光軸と交差させることなく第1集光面まで導かれてもよい。導光光学系は、例えば、フォーカシングレンズ等の集光位置調整光学系を有していてもよく、測定光の集光面が被検眼の前眼部に設定されるように、集光位置調整光学系が調整されてもよい。

10

【 0 0 1 9 】

光スキャナおよび対物光学系によって実現される、前眼部での横断方向の走査範囲は、例えば、角膜の直径程度であってもよい。更に好ましくは、眼軸を挟んで対向する隅角領域にまで及んでいてもよい。

【 0 0 2 0 】

また、対物光学系は、正の湾曲を有していてもよい。即ち、対物光学系によって形成される測定光の集光面が、眼底側に凸となって湾曲される。図17に示すように、前眼部に形成される集光面が、眼底側に凸となって湾曲していることで、水晶体が、良好な解像度で撮影されやすくなる。更に、虹彩および隅角等の周辺部側では、集光位置が、水晶体領域に対して浅い位置に設定されるので、光量の無駄が抑制される。これによって、深さ方向に関して前眼部の広い範囲において良好な画質または解像度を持つ断層像が、取得されやすくなる。

20

【 0 0 2 1 】

対物光学系が持つ湾曲は、より好ましくは、前眼部に形成される集光面の曲率半径（R）がR 28.5 mmとなる範囲であってもよい。なお、集光面の曲率Rは、次の式（6）で表される。

【 0 0 2 2 】**【 数 1 】**

30

$$\frac{1}{R} = \sum_{k=1}^K \frac{1}{n_k f_k} \quad \cdots (6)$$

【 0 0 2 3 】

但し、 n_k は、対物光学系を構成する各要素（例えばレンズ）の屈折率であり、 f_k は、各要素の焦点距離である。右辺の値が正となる場合に、対物光学系は、正の湾曲を有する。添え字であるkは、各レンズに対応する。

40

【 0 0 2 4 】

R 28.5 mmであることで、角膜による湾曲が、更に加わることにより、水晶体像と隅角像とを感度良く得ることができる。角膜は、屈折率1.377程度、曲率半径7.8程度の曲面であるので、上記（6）としては、次の式（7）で表される曲率を、加えるような作用を持つ。

$$1/n_f = (n - 1)/n_r = 0.035 \dots (7)$$

ところで、従来の前眼部OCTは、導光光学系がテレセントリック光学系であり、且つ、集光面が平面となるものが知られているが、このような装置において一度に撮影される範

50

図は、角膜表面から水晶体前面までがせいぜいであり、角膜表面から水晶体後面までを撮影することはできなかった。集光面の集光面の曲率半径（R）を、R = 28.5 mmとした場合、角膜で生じる湾曲と同程度、および、それよりも大きな湾曲を、角膜以外で、更に生じさせることができる。その結果、角膜表面から水晶体後面までが一度に撮影されやすくなる。

【0025】

本実施形態において、対物光学系は、1つ以上のレンズによるレンズ系である。但し、必ずしもこれに限られるものではなく、対物光学系は、1つ以上のミラーによるミラー系であってもよいし、レンズ系とミラー系とを組み合わせたものであってもよい。

【0026】

<測定光のテレセン性>

光スキャナは、対物光学系の焦点（光源側に形成される焦点であり、図17において、符号 F_i で示す）に対して対物光学系から離れた位置に配置されてもよい。その結果、対物光学系から被検眼へ出射する測定光の主光線が、光軸に近づく方向に傾斜してもよい。対物光学系が正の湾曲を有することによって、角膜および強膜におけるスペクトル干渉信号は、周辺部側ほど感度が低下しやすくなってしまうことが考えられる。これに対し、対物光学系から被検眼へ出射する測定光の主光線が光軸に近づく方向に傾斜していることで、角膜、強膜、または、その両方、からの測定光の戻り光を、回収しやすくなる。換言すれば、角膜、強膜、または、その両方、からの戻り光のうち、測定光路外へ反射・散乱されるものの割合が低減される。結果、対物光学系が正の湾曲を有することのデメリットを克服し、角膜、強膜、または、その両方と、水晶体とが、良好に描写された断層像を取得できる。すなわち、前眼部の広範囲において良好な断層像を取得できる。

10

【0027】

また、このような光スキャナの配置は、深い領域になるほど画角が狭まることを意味するが、これは前眼部を水晶体後面のような深い領域まで撮影する場合においてはむしろ都合がよい。虹彩などによってケラれずに水晶体後面を含むAスキャンの数が相対的に大きくなり、精度を上げることにもつながる。

【0028】

但し、光スキャナは、必ずしも対物光学系の焦点距離よりも対物光学系から離間して配置される必要は無い。焦点に配置されていてもよいし、焦点よりも対物光学系の近くに配置されていてもよい。

30

【0029】

光スキャナは、対物光学系に関して瞳共役な位置と、対物光学系の像側焦点と、の間に配置されることが好ましい。より好ましくは、測定光の主光線が光軸となす角度の範囲は、次の第1角度以下であることが好ましい。第1角度は、適正作動距離に置かれた角膜相当半径を持つ球体を用いて定義される。即ち、球体の法線のうち1つと一致する主光線である第1主光線と光軸と、がなす角度が、第1角度である。更に好ましくは、測定光の主光線が光軸となす角度の範囲は、次の第2角度以上であることが好ましい。第2角度は、適正作動距離に置かれた強膜相当半径を持つ球体を用いて定義される。即ち、球体の法線のうち1つと一致する主光線である第2主光線と光軸と、がなす角度が、第2角度である。なお、角膜相当半径は、略8 mm（より詳細には、7.8 mm）であり、強膜相当半径は略14 mmであってもよい。なお、適正作動距離の位置は、例えば、OCT装置の集光面の位置、および、参照光路と測定光路とが一致するゼロディレイ位置等のいずれかに基づいて、適宜設定される。

40

【0030】

<前眼部／眼底切換え>

図16を参照し、後述するように、OCT装置は、更に、撮影する深さ位置を切換えるための切換機構を有していてもよい。上記のような前眼部のOCTデータを取得する構成において、更に、次のような切換機構を有してもよい。即ち、切換機構は、対物光学系に関して走査部が瞳共役な位置に配置されるように光学系を切換るものであってもよい。より

50

詳細には、切換機構は、対物光学系と走査部との位置関係を変更することで、対物光学系に対してレンズを挿脱することで、または、その両方を行うことで、対物光学系に関して走査部が瞳共役な位置に配置させてもよい。走査部が瞳共役な位置に配置されことで、測定光は、走査部の動作に伴って瞳上の一点を中心として旋回される。これにより、虹彩による測定光のケラレを抑制しつつ、眼底上で良好に測定光を走査することができる。

【0031】

眼底上で測定光を走査する場合において、眼底面のカーブに沿って、測定光の集光面が湾曲していることが好ましい。つまり、眼底撮影時においても、測定光の集光面の湾曲が眼底側に凸となるように、対物光学系が正の湾曲を有することが好ましい。これにより、中央部と周辺部とのそれれにおいて、解像度または画質の良好な眼底の断層像が取得されやすくなる。

10

【0032】

なお、切換機構が、対物光学系の焦点と走査部との位置関係を変更することで、撮影する深さ位置を切換えるものである場合、対物光学系における湾曲の曲率値（ペツバール和）は、切換の前後で変わらないので、眼底撮影時においても測定光の集光面の湾曲を、自ずと眼底側に凸とすることができる、有利である。

【0033】

現在、市販されている眼底用OCTの中で、画角が広いもの（例えば、カール・ツァイス社製商品名「PLEX Elite 9000」）でも、眼底は16mm程度の画角であって、深さは（空気換算で）3mm程度に収まる範囲である。

20

【0034】

この場合、眼底撮影に必要な湾曲の曲率半径は、サグ量の計算から式（8）の値として算出される。

$$(82 + 32) / (2 \times 3) = 12.167 \dots (8)$$

この値は、角膜によって発生する湾曲の影響を含むから、角膜による湾曲を、式（9）に示すように除くことで、前眼撮影と眼底撮影とを切替え可能なOCT装置において、望ましい集光面の曲率を求めることができる。

【0035】

$$1 / 12.167 = 1 / R + (1.337 - 1) / (1.377 \times 7.8) \dots (9)$$

その結果、R = 21.2354が、対物光学系による集光面の湾曲として、生じることが好ましい。即ち、R = 21の範囲であることが好ましい。

30

【0036】

<ノイズ除去処理>

OCT装置は、ノイズ除去部を更に有してもよい。ノイズ除去部は、画像処理器によって兼用されてもよい。ノイズ除去部は、OCTデータにおける直流成分によるノイズを除去する。直流成分は、干渉成分に関連しない信号成分に相当する。

【0037】

ノイズ除去処理の手法には、種々の手法がありうる。例えば、ノイズ除去処理として、いわゆるDCサブトラクションが利用されてもよい。DCサブトラクションでは、複数のAスキャンデータの生データであるスペクトルデータ（少なくともフーリエ変換前のデータ），の平均（平均スペクトルという）が算出され、その後、走査位置毎のスペクトルデータから上記の平均スペクトルを、差し引くことで、各スペクトルデータに共通する直流成分（ノイズ成分の一つ）が少なくとも除去される。残ったスペクトルデータをフーリエ変換等することで、直流成分が低減されたOCTデータを取得することができる。

40

【0038】

但し、上述のDCサブトラクションは、その処理上どうしても信号成分まで一緒に除去が行われてしまう。その際、角膜など、十分に感度の高い信号ならば多少の信号成分が失われても断層像の質は十分維持されるが、前眼部のOCTデータのうち、水晶体が位置する深さ領域（換言すれば、虹彩よりも深い領域）においては、水晶体での干渉信号の強度と、直流成分の強度とが、近接しており、当該深さ領域における平均スペクトルを、当該深さ

50

領域から一律に除去してしまうと、伴って失われる信号成分の影響が顕著である。即ち水晶体の領域におけるS/N比が改善されない場合があり得る。ところで、虹彩の直下の領域は、虹彩によって遮光され、測定光が到達していない領域であるので、当該領域に生じているのは信号成分の混入のない、直流成分そのものである。

【0039】

そこで、本実施形態において、ノイズ除去部は、少なくとも虹彩よりも深い領域については、虹彩の直下の領域における直流成分が、水晶体領域における直流成分でもあるものとみなして、ノイズ除去処理を行う。

【0040】

詳細には、画像処理器によって、走査位置毎の複数のスペクトルデータが、測定光の走査に基づく前眼部のOCTデータとして取得される(図18(a)参照)。ノイズ除去部は、複数のスペクトルデータを、第1スペクトルデータと、第2スペクトルデータとに分別する。第1スペクトルデータは、測定光が水晶体に照射された測定光に基づくデータであり、第2スペクトルデータは、水晶体の周辺組織(例えば、虹彩およびその外側)に照射された測定光に基づくデータである。第1スペクトルデータと、第2スペクトルデータとの間には、虹彩およびそれよりも深い領域において、明確な強度の違いが見られるので、例えば、強度分布に基づいて、第1スペクトルデータと、第2スペクトルデータとが分別され得る。これに限らず、例えば角膜から水晶体前面までと、水晶体後面とを2つの検出器でそれぞれ分けて撮影し断層像を合成する場合に、各検出器における検出信号の処理方法を変えることで、これを実現してもよい。そして、虹彩よりも深い領域については、第1スペクトルデータと第2スペクトルデータとのうち、第2スペクトルデータにおけるノイズ成分を第1スペクトルデータにおける前記虹彩よりも深い領域でのノイズ成分とみなしてノイズ除去処理が実行される(図18(b)参照)。DCサブトラクションでは、複数の第2スペクトルデータにおけるスペクトル干渉信号の平均(平均スペクトル)を、深さ毎に算出し、その平均を、第1スペクトルデータおよび第2スペクトルデータの各々から差し引く処理を、虹彩よりも深い領域において行う。

10

20

【0041】

これにより、水晶体領域において、良好にS/N比が改善される(図18(c)参照)。結果、例えば、水晶体内の混濁の分布が良好に描写された断層像を取得できる。

【0042】

なお、OCTデータにおける直流成分によるノイズを除去する手法は、上記のDCサブトラクションに必ずしも限定されない。例えば、複数の第1スペクトルデータの虹彩よりも深い領域における深さ毎の信号強度の平均値および分散値を用いて、複数のスペクトルデータに基づく各点がノイズであるか否かを推定する推定処理を行ってもよい。ノイズと推定された点については、強度を減じる処理を行うことで、直流成分によるノイズが除去される。

30

【0043】

このとき、平均値および分散値を求める第1スペクトルデータは、直流成分のみを含む既知の領域であってもよい。例えば、深さ方向および横断方向に近接した数画素分の平均値および分散値を、同じ深さで比較し、同様の分布を持つ点が、ノイズと推定される。

40

【0044】

ここで、既知の領域は、前述の虹彩の直下の領域であってもよい。また、それ以外の領域(例えば、角膜より上部の領域)であってもよい。更に、周辺画素との比較の例を示したが、複数枚撮影する場合は複数枚撮影した断層像間の平均や分散であっても、もちろんよい。

【0045】

<複数の参考光路>

また、上記実施形態におけるOCT装置は、以下のような構成を備えてよい。

【0046】

例えば、OCT光学系は、複数の参考光路を備えてよい。例えば、OCT光学系は、異

50

なる光路長に設定される第1の参照光路と第2の参照光路とを有してもよい。この場合、第1の参照光路と第2の参照光路の一方は、被検眼の角膜（例えば、角膜及び水晶体前面）を含むOCTデータを得るための光路長に設定され、第1の参照光路と第2の参照光路の他方は、被検眼の水晶体（例えば、水晶体後面）を含むOCTデータを得るための光路長に設定されてもよい。

【0047】

また、参照光路毎に、測定光の戻り光と参照光とを合波させるカップラーが更に設けられてもよく、これによって、互いに異なる深さ領域に対応する干渉信号を同時に取得し、結果として、前眼部の広範囲におけるOCTデータを、良好な強度で取得できる。

【0048】

<実施例>

本実施例では、OCT装置として、図1に示される光コヒーレンストモグラフィー(OCT)装置が用いられる。本実施例に係るOCT装置は、例えば、波長掃引式OCT(SS-OCT: Swept Source-OCT)を基本的構成とし、波長可変光源102、干渉光学系(OCT光学系)100、演算制御器(演算制御部)70と、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、波長可変光源102、干渉光学系100、メモリ72、表示部75に接続されている。

【0049】

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。さらに、本実施例の干渉光学系100は、FPN生成光学系200を備える(詳しくは後述する)。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。

【0050】

干渉光学系100には、SS-OCT方式が用いられ、光源102として出射波長を時間的に高速で変化させる波長可変光源(波長走査型光源)が用いられる。光源102は、例えば、レーザ媒体、共振器、及び波長選択フィルタによって構成される。そして、波長選択フィルタとして、例えば、回折格子とポリゴンミラーの組み合わせ、ファブリー・ペローエタロンを用いたフィルタが挙げられる。また、光源102として、VCSEL式波長可変光源が用いられてもよい。

【0051】

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105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。

【0052】

カップラ(スプリッタ)130は、第2の光分割器として用いられ、光ファイバー105からの光(測定光)を、導光光学系150の光路とFPN生成光学系200の光路に分割する。つまり、測定光路には、導光光学系150とFPN生成光学系200が設けられている。カップラ(スプリッタ)130は、ビームスプリッタであってもよいし、サーチュレータであってもよい。

【0053】

<導光光学系>

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、カップラー153、コリメータレンズ154、光スキャナ156、及び対物レンズ系158が順次設けられてもよい。この場合、測定光は、光ファイ

10

20

30

40

50

バー 152、カップラー 153 を介して、コリメータレンズ 154 によって平行ビームとなり、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。測定光は、前眼部及び後眼部の両方に照射され、各組織にて散乱・反射される。

【0054】

光スキャナ 156 は、眼 E 上で X Y 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つ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。10

【0055】

この場合、測定光による眼 E からの散乱光（反射光）は、対物レンズ系 158、光スキャナ 156、コリメータレンズ 154、カップラー 153、光ファイバー 152 を経た後、カップラ 130 に達する。カップラ 130 は、光ファイバー 152 からの光を、第 1 の検出器 120a に向かう光路（例えば、光ファイバー 115～カップラ 350a）と、第 2 の検出器 120b に向かう光路（例えば、光ファイバー 105～カップラ 104～光ファイバー 117～カップラ 350b）に分割する。

【0056】

カップラ 130 によって分割された測定光のうち、第 1 の検出器 120a に向かう光路を経由した測定光は、カップラ 350a にて、第 1 の参照光路 110a からの参照光と合波されて干渉する。また、第 2 の検出器 120b に向かう光路を経由した測定光は、カップラ 350b にて、第 2 の参照光路 110b からの参照光と合波されて干渉する。20

【0057】

< 参照光学系 >

参照光学系 110 は、眼 E での測定光の反射によって取得される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（例えば、カップラ 350a、350b）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、マッハツエンダタイプであってもよい。

【0058】

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 に導いてもよい。参照光学系 110 は、透過光学系によって形成されてもよい。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れることにより検出器 120 へと導く。30

【0059】

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。例えば、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。もちろん、参照光路に配置された光学部材が移動されることによって、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。40

【0060】

本実施例において、参照光学系 110 として、複数の参照光路が設けられてもよく、例えば、第 1 の参照光路 110a と、第 2 の参照光路 110b とが設けられてもよい。

【0061】

参照光学系 110 は、例えば、参照光路を第 1 の参照光路 110a と、第 2 の参照光路 110b に分割するための光分割器（例えば、カップラ 111）が設けられてもよい。第 1 の参照光路 110a と、第 2 の参照光路 110b の少なくともいずれかには、例えば、参照光の光路長を変更するために移動される光学部材 112 が設けられてもよい。光学部材 112 は、制御部 70 によって制御される図示なき駆動部によって移動されてもよい。50

【 0 0 6 2 】

例えば、カップラ 104 からの参照光は、カップラ 111 によって第 1 の参照光路 110 a と第 2 の参照光路 110 b に分割される。第 1 の参照光路 110 a を経由した参照光は、カップラ 350 a にて、光ファイバ 115 からの測定光と合波されて干渉する。第 2 の参照光路 110 b を経由した参照光は、カップラ 350 b にて、光ファイバ 117 からの測定光と合波されて干渉する。

【 0 0 6 3 】

第 1 の参照光路 110 a と、第 2 の参照光路 110 b は、互いに異なる光路長に設定されてもよい。これによって、例えば、互いに異なる深さ領域に対応する干渉信号を同時に取得でき、結果として、広範囲の OCT データを同時に取得できる。

10

【 0 0 6 4 】

例えば、第 1 の参照光路 110 a が、被検眼における第 1 の深さ領域（例えば、水晶体、眼底）に対応する干渉信号を得るために設けられ、第 2 の参照光路 110 b は、被検眼における第 2 の深さ領域（例えば、角膜）に対応する干渉信号を得るために設けられてもよい。この場合、第 2 の深さ領域は、第 1 の深さ領域に対して異なる領域に設定される（図面としては、第 2 の参照光路の方が長く、眼底用に見えますが、実際は異なる旨を説明しておけばよいですか？）。この場合、第 1 の深さ領域と第 2 の深さ領域は、互いに分離した領域であってもよいし、互いに隣接した領域であってもよいし、一部が重複した領域であってもよい。

【 0 0 6 5 】

なお、第 1 の参照光路 110 a と、第 2 の参照光路 110 b は、同じ光路長に設定されてもよい。これによって、例えば、同一の深さ領域に対応する干渉信号を同時に取得でき、結果として、同一領域に関する複数の OCT データを同時に取得できる。

20

【 0 0 6 6 】

< 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。なお、検出器 120 は、受光素子であってもよく、例えば、受光部が一つのみからなるポイントセンサであって、例えば、アバランシェ・フォト・ダイオードが用いられてもよい。

【 0 0 6 7 】

30

本実施例では、検出器 120 として、第 1 の検出器 120 a と、第 1 の検出器 120 a とは異なる第 2 の検出器 120 b と、が設けられてもよい。第 1 の検出器 120 a は、第 1 の参照光路 110 a からの参照光と光ファイバー 115 からの測定光との第 1 の干渉信号を検出するための検出器として設けられてもよい。第 2 の検出器 120 b は、第 2 の参照光路 110 b からの参照光と光ファイバ 117 からの測定光との第 2 の干渉信号を検出するための検出器として設けられてもよい。この場合、第 1 の検出器 120 a にて第 1 の干渉信号を検出すると同時に、第 2 の検出器 120 b にて第 2 の干渉信号を検出することによって、第 1 の干渉信号と第 2 の干渉信号を同時に検出可能である。

【 0 0 6 8 】

なお、第 1 の検出器 120 a、第 2 の検出器 120 b は、それぞれ平衡検出器であってもよい。この場合、第 1 の検出器 120 a、第 2 の検出器 120 b は、複数の受光素子をそれぞれ備え、第 1 受光素子からの干渉信号と第 2 受光素子からの干渉信号との差分を得て、干渉信号に含まれる不要なノイズを削減できる。

40

【 0 0 6 9 】

< FPN 生成光学系 >

FPN 生成光学系 200 は、FPN 信号を生成するために設けられてもよい。FPN 生成光学系 200 は、FPN を発生させる光学部材（例えば、第 1 の光学部材 204 又は第 2 の光学部材 206）を少なくとも一つ備えてもよい。本実施例において、FPN 生成光学系 200 は、測定光が被検眼に向かう光路から分岐された位置に配置されている。

【 0 0 7 0 】

50

F P N 生成光学系 2 0 0 としては、例えば、反射光学系であってもよく、F P N 発生用光学部材としては、例えば、光反射部材（例えば、ミラー）が用いられてもよい。なお、本実施例においては、F P N を発生させる光学部材を複数設けたが、これに限定されず、F P N 生成光学系 2 0 0 は、F P N を発生させる光学部材を一つ備える構成であってもよい。

【 0 0 7 1 】

第 1 の検出器 1 2 0 a には、第 1 の干渉信号と共に F P N 信号が検出され、第 2 の検出器 1 2 0 b には、第 2 の干渉信号と共に F P N 信号が検出される。F P N 信号は、例えば、第 1 の干渉信号に基づく第 1 の O C T データと、第 2 の干渉信号に基づく第 2 の O C T データとの合成（詳しくは後述する）、各干渉信号の波数マッピング補正、偏光調整等に用いられてもよい。

10

【 0 0 7 2 】

例えば、F P N 生成光学系 2 0 0 は、第 1 の F P N 信号と第 2 の F P N 信号を生成するために設けられてもよい。例えば、F P N 生成光学系 2 0 0 は、第 1 の F P N を発生させる第 1 の光学部材 2 0 4 と、第 2 の F P N を発生させる第 2 の光学部材 2 0 6 と、を少なくとも備えてもよい。第 2 の光学部材 2 0 6 は、第 2 の光学部材を経由した光が、第 1 の光学部材 2 0 4 を経由した光による光路長とは異なるように配置されてもよい。これによって、第 2 の F P N は、第 1 の F P N に対して異なる位置に発生される。なお、後述するゼロディレイ位置は、O C T データ上において、測定光の光路長と参照光の光路長とが一致する位置に対応する。

【 0 0 7 3 】

第 1 の光学部材 2 0 4 と第 2 の光学部材 2 0 6 とが同時に使用されることによって、2つのF P N 信号を同時に生成することが可能であり、これによって、2つのF P N 信号を処理する際の時間的なずれの影響を軽減できる。なお、F P N 光学系 2 0 0 は、3つ以上のF P N 発生用光学部材を備えてもよく、これらが同時に使用されることによって、3つ以上のF P N 信号を同時に生成することが可能である。

20

【 0 0 7 4 】

F P N 生成光学系 2 0 0 としては、例えば、反射光学系であってもよく、F P N 発生用光学部材としては、例えば、光反射部材（例えば、ミラー）が用いられてもよい。本実施例では、第 1 の F P N 発生用光学部材 2 0 4 、第 2 の F P N 発生用光学部材 2 0 6 としてミラーが用いられているが、これに限定されない。

30

【 0 0 7 5 】

この場合、カップラ 1 3 0 からの光は、第 1 の光学部材 2 0 4 又は第 2 の光学部材 2 0 6 を経由した後、カップラ 1 3 0 に戻され、導光光学系 1 5 0 からの光と同様の経路を経て、カップラ 3 5 0 a , カップラ 3 5 0 b に達する。F P N 生成光学系 2 0 0 からの光は、カップラ 3 5 0 a , 3 5 0 b にて参照光と合波されて干渉する。なお、光源 1 0 2 ~ F P N 生成光学系 2 0 0 ~ カップラ 3 5 0 a , 3 5 0 b の光路長と、光源 1 0 2 ~ 参照光学系 1 1 0 ~ カップラ 3 5 0 a , 3 5 0 b までの光路長は、ほぼ同じ長さに設定されてもよい。

【 0 0 7 6 】

例えば、第 1 の光学部材 2 0 4 を経由した光が参照光と干渉することによって、第 1 の F P N に対応する干渉信号光が生成され、検出器 1 2 0 には第 1 の F P N 信号が生成され、第 2 の光学部材 2 0 6 を経由した光が参照光と干渉することによって、第 2 の F P N に対応する干渉信号光が生成され、検出器 1 2 0 には第 2 の F P N 信号が生成される。結果として、例えば、検出器 1 2 0 には、第 1 の F P N 信号と第 2 の F P N 信号の両方が同時に検出される。

40

【 0 0 7 7 】

F P N 信号を所定の処理に用いる場合、検出器 1 2 0 a 、検出器 1 2 0 b のそれぞれにおいて、第 1 の F P N 信号と第 2 の F P N 信号の両方が同時に検出されてもよいし、検出器 1 2 0 a において一方の F P N 信号が検出され、検出器 1 2 0 b において他方の F P N 信号が検出されてもよい。また、検出器 1 2 0 a 、検出器 1 2 0 b の一方において、第 1 の F P N 信号と第 2 の F P N 信号の両方が同時に検出され、検出器 1 2 0 a 、検出器 1 2 0 b

50

b の他方において第 1 の F P N 信号と第 2 の F P N 信号の一方が検出されてもよい。また、検出器 120a、検出器 120b の一方において、少なくとも一つの F P N 信号が検出され、また、検出器 120a、検出器 120b の他方において、F P N 信号が検出されなくてよい。

【 0 0 7 8 】

なお、F P N 生成光学系 200 には、光量モニタ 210 が配置されてもよく、光源 102 からの光は、ビームスプリッタ 208 を介して光量モニタ 120 によって検出される。光量モニタ 120 からの出力信号は、光源 102 の出射光量が適正か否かを判定するために用いられてもよい。

【 0 0 7 9 】

< 光量分岐比 >

ここで、カップラー 130 は、カップラー 104 からの光を、導光光学系 150 の光路と F P N 生成光学系 200 の光路に分割すると共に、導光光学系 150 及び F P N 生成光学系 200 からの光を、第 1 の検出器 350a へと向かう光路（例えば、光ファイバー 115～カップラー 350a）と、カップラー 104 へと向かう光路（例えば、光ファイバー 105～カップラー 104～光ファイバー 117～カップラー 350b）と、に分割する。

【 0 0 8 0 】

ファイバー 105 からの光を分割する際のカップラー 130 の光量分割比 S1 は、導光光学系 150 よりも F P N 生成光学系 200 に多くの光が導かれるように設定されてもよい。この場合、ファイバー 105 からの光がカップラー 130 によって分割される光量比は、導光光学系 150 < F P N 生成光学系 200 となる。

【 0 0 8 1 】

導光光学系 150 からの光を分割する際のカップラー 130 の光量分割比 S2 は、光量分割比 S1 に依存する。この結果、導光光学系 150 からの光に関し、第 1 の検出器 120a に向かう光路よりも、第 2 の検出器 120a に向かう光路に、多くの光が導かれる。この場合、導光光学系 150 からの光がカップラー 130 によって分割される光量比は、第 1 の検出器 120a に向かう光路 < カップラー 104 に向かう光路となる。

【 0 0 8 2 】

第 1 の検出器 120a に向かう光路を経由した測定光は、第 1 の参照光路 110a からの光と干渉した後、第 1 の検出器 120a にて第 1 の干渉信号として検出される。一方、カップラー 104 に向かう測定光は、カップラー 104 によって、光源 102 に向かう光路と、第 2 の検出器 120b に向かう光路（例えば、光ファイバー 117～カップラー 350b）に分割される。カップラー 130 からの光を分割する際の光量分割比 S4 は、光源 102 からの光を測定光路と参照光路とに分割する際の光量分割比 S3 に依存する。光量分割比 S3 が、測定光路よりも参照光路に多くの光が導かれるように設定された場合、カップラー 130 からの光がカップラー 104 によって分割される光量比は、光源 102 に向かう光路 < 第 2 の検出器 120b に向かう光路となる。この結果、カップラー 130 からの光に関し、光源 102 に向かう光路よりも、第 2 の検出器 120b に向かう光路に多くの光が導かれる。第 2 の検出器 120b に向かう光路を経由した測定光は、第 2 の参照光路 110b からの光と干渉した後、第 2 の検出器 120b にて第 2 の干渉信号として検出される。

【 0 0 8 3 】

上記構成をまとめると、カップラー 130 の光量分割比 S2 に関して、第 1 の検出器 120a に向かう光路 < カップラー 104 に向かう光路であり、カップラー 104 の光量分割比 S4 に関して、光源 102 に向かう光路 < 第 2 の検出器 120b に向かう光路にて設定されている。

【 0 0 8 4 】

この結果として、第 1 の検出器 120a にて検出される第 1 の干渉信号と、第 2 の検出器 120b にて検出される第 2 の干渉信号と、を適度なバランスにて検出できる。つまり、カップラー 104 を経由して第 2 の検出器 120b に向かう光路の場合、導光光学系 150

10

20

30

40

50

0からの光は、複数の光分割器（例えば、カップラー130、カップラー104）を経由するので、光量減衰の回数が多いのに対し、第1の検出器120aに向かう光路の場合、導光光学系150からの光は、カップラー130を経由して第1の検出器120aに達するので、光量減衰の回数が相対的に少ない。

【0085】

そこで、カップラー130の光量分割比S2に関して、第1の検出器120aに向かう光路<カップラー104に向かう光路であり、カップラー104の光量分割比S4に関して、光源102に向かう光路<第2の検出器120bに向かう光路であることで、光量減衰が複数回行われたとしても、光量減衰を軽減でき、結果として、第1の検出器120aと第2の検出器120bとの間で信号強度の差異を少なくできる。したがって、第1の検出器120aによって得られるOCTデータと第2の検出器120bによって得られるOCTデータとの信号強度の差異が少なくなり、それぞれ適正なOCTデータを取得できる。

10

【0086】

なお、カップラー130の光量分割比S2と、カップラー104の光量分割比S4に関して、第1の検出器120aに向かう光路と第2の検出器120bに向かう光路との光量比が同一となるように設定されてもよい。その一例としては、カップラー130の光量分割比S2に関して、第1の検出器120aに向かう光路：カップラー104に向かう光路=6:4、カップラー102の光量分割比S4に関して、光源102に向かう光路：第2の検出器120bに向かう光路=1:2となるように設定されてもよい。

20

【0087】

上記限定されず、カップラー130の光量分割比S2と、カップラー104の光量分割比S4に関して、第1の検出器120aと第2の検出器120bによって検出されるOCTデータの撮影部位での反射光量の違いを考慮して、光量分割比が設定されてもよい。つまり、被検眼の角膜からの反射光は、反射光量が大きいが、水晶体及び眼底からの光は、反射光量が相対的に少ない。そこで、撮影部位による反射光量比を考慮して、結果として、第1の検出器120aと第2の検出器120bとの間でのOCTデータの信号強度が同一となるように、カップラー130の光量分割比S2と、カップラー104の光量分割比S4が設定されてもよい。

【0088】

なお、本実施例において、導光光学系150からの光を複数の検出器に導光させる際、1つの光分割器（例えば、カップラー130）を介して第1の検出器120aに向かう光と、複数のカップラー（例えば、カップラー130、カップラー104）を介して第2の検出器120bに向かう光に分けたのは、導光光学系150からの光をより多く効率的に各検出器に導かれるためである。このような光学配置は、光源120の出射光量が限られており、被検眼からの反射光が微弱であるような場合に、特に有利である。

30

【0089】

図2は、本実施例に係るFPN生成光学系の一例を示す図である。FPN生成光学系200は、例えば、第1の光学部材204を備える第1の光路203と、第2の光学部材206を備える第2の光路205とを少なくとも備えてもよい。ここで、第1の光路203と第2の光路205との間ににおいて、第1の光路203の光路長と第2の光路205の光路長が異なることによって、第2のFPNは、第1のFPNとは異なる位置に生成される。例えば、第2の光路205の光路長が第1の光路203の光路長よりも長いことによって、第1のFPNよりもゼロディレイから離れた位置に生成される。

40

【0090】

FPN生成光学系200は、光路分割部材202（例えば、ビームスプリッタ）を備えてよく、光路分割部材202は、光源側の光路を、第1の光路203と第2の光路205とに分割するために設けられてもよい。第1の光学部材204は、光路分割部材202によって分割された第1の光路203に配置されており、第2の光学部材206は、光路分割部材202によって分割された第2の光路に配置されている。

【0091】

50

第1の光路203と第2の光路205は、互いに異なる光路長を持つ。つまり、光路分割部材202の分岐位置から第1の光学部材204までの光路長と、光路分割部材202の分岐位置から第2の光学部材206までの光路長は異なる。この結果として、第1の光学部材204によって形成される第1のFPNと、第2の光学部材206によって形成される第2のFPNは、OCT画像上において深さ方向に異なる位置に形成される。なお、深さ方向における第1のFPNと第2のFPNとの間の距離は、第1の光路203と第2の光路205との間の光路長差に起因する。

【0092】

また、第1の光路203と第2の光路205は、互いに等しい光学的分散量に設定（構築）されている。この結果として、第1のFPNを用いて算出される各波数成分のマッピング情報（以下、第1の波数マッピング情報）と、第2のFPNを用いて算出される各波数成分のマッピング情報（以下、第2の波数マッピング情報）との間の差分に基づいて、各波数成分のマッピング状態を補正するための補正情報を演算により求める際、各マッピング情報に含まれる分散成分を適正にキャンセルできるので、補正情報を精度よく求めることができる（詳しくは、後述する）。この場合、互いに等しい分散量としては、厳密に同一である必要は必ずしもなく、一定の精度を確保し、分散成分を適正にキャンセルできればよい。

10

【0093】

<偏波調整機構>

本実施例のOCT光学系100において、複数の偏光調整部が設けられてもよく、例えば、OCT光学系100の光路には、第1の偏光調整部300、第2の偏光調整部302、第3の偏光調整部304が設けられてもよい（図1参照）。

20

【0094】

第1の偏光調整部300は、第1の参照光路110aの光路に配置され、第1の参照光路110aを経由する参照光の偏光状態を調整するために設けられてもよい。第2の偏光調整部302は、第2の参照光路110bの光路に配置され、第2の参照光路110bを経由する参照光の偏光状態を調整するために設けられてもよい。第3の偏光調整部304は、FPN生成光学系200の光路に配置され、FPN生成光学系200の光路を経由する光の偏光状態を調整するために設けられてもよい。

【0095】

30

<深さ情報の取得>

光源102により出射波長が変化されると、これに対応する干渉信号光が検出器120に受光され、結果的に、スペクトル信号として検出器120によって検出される。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。

【0096】

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 （= $\lambda / \Delta \lambda$ ）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。

40

【0097】

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めることによりOCTデータを得てもよい。

【0098】

本実施例では、制御部70は、第1の検出器120aによって検出された第1の干渉信号を処理して第1のOCTデータを得ると共に、第2の検出器120bによって検出された第2の干渉信号を処理して第2のOCTデータを得てもよい。ここで、第1の参照光路110aと第2の参照光路120bとが異なる光路長に設定される場合、第1のOCTデータを得てもよい。

50

タと第2のOCTデータは、深さ方向に関して少なくとも一部が異なる領域のOCTデータが取得され、第1の参照光路110aと第2の参照光路120bとが同じ光路長に設定される場合、第1のOCTデータと第2のOCTデータは、深さ方向に関して同じ領域のOCTデータが取得される。

【0099】

<制御系>

制御部70は、CPU(プロセッサ)、RAM、ROM等を備えてもよい(図1参照)。例えば、制御部70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70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。

10

【0100】

制御部70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)72、表示部75等が電気的に接続されてもよい。メモリ72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72として使用することができる。メモリ72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し、FPNを用いてOCT画像を合成するための演算処理プログラム、各波数成分のマッピング状態を補正するための補正情報を得る演算処理プログラム等が記憶されてもよい。また、メモリ72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75は、OCTデータから生成されるOCT画像を表示してもよい。

20

【0101】

<FPNを用いた画像合成>

制御部70は、第1の干渉信号に基づく第1のOCTデータと、第2の干渉信号に基づく第2のOCTデータとを、第1の検出器120aによって検出されたFPN信号と第2の検出器120bによって検出されたFPN信号とに基づいて合成することによって合成OCTデータを得てもよい(図3～図5参照)。つまり、FPN信号は、複数のOCTデータを合成するための基準信号として用いられてもよい。ここで、第2のOCTデータは、第1のOCTデータに対して被検眼上の深さ領域の少なくとも一部が異なってもよい。

30

【0102】

一例としては、FPN生成光学系200においてFPN発生用の光学部材(例えば、光学部材204、206)の配置位置は既知であるから、第1のOCTデータと第2のOCTデータとの位置関係をFPN信号を用いて設定してもよい。

【0103】

これによって、第1のOCTデータと第2のOCTデータとの位置関係を適正に設定できる。なお、本実施例では、第1のOCTデータが第1の検出器120aにて検出される同時に、第2のOCTデータが第2の検出器120bにて検出されるので、被検眼の移動などによる位置ズレも軽減できる。

【0104】

例えば、FPN生成光学系200は、第1のFPNを発生させる第1の光学部材(例えば、第1の光学部材204)と、第1のFPNとは異なる位置に第2のFPNを発生させる第2の光学部材(例えば、第2の光学部材206)と、を少なくとも備え、少なくとも2つのFPN信号を生成するためのFPN生成光学系であってもよい。

40

【0105】

制御部70は、第1の干渉信号に基づく第1のOCTデータと、第2の干渉信号に基づく第2のOCTデータとを、第1の検出器120aによって検出された第1の光学部材によるFPNと第2の検出器120bによって検出された第2の光学部材によるFPNとに基づいて合成することによって合成OCTデータを得てもよい。

【0106】

図3、4はFPN信号を用いて複数のOCTデータを合成する場合のデータの一例を示す

50

図であり、図3は合成前、図4は合成後のイメージ図である。FPN1は、第1の光学部材204によって生成されたFPN信号であり、FPN2は、第2の光学部材206によって生成されたFPN信号である（参照光路との関係で図面が正しいか確認願います）。

【0107】

図3においては、第1のOCTデータには、FPN1が形成され、第2のOCTデータには、FPN2が形成される。第1のOCTデータは、第1の参照光路110a及び第1の検出器110aを用いて取得され、第2のOCTデータは、第2の参照光路110b及び第2の検出器110bを用いて取得されてもよい。

【0108】

FPN信号を用いてOCTデータ間の位置関係を設定する場合、制御部70は、例えば、第1のOCTデータに含まれるFPN1と第2のOCTデータに含まれるFPN2を用いてOCTデータ間の位置関係を設定してもよい。ここで、制御部70は、深さ方向におけるFPNの位置を検出し、FPNの検出位置を基準として複数のOCTデータを合成してもよい（図4参照）。

10

【0109】

ここで、第1の光学部材204と第2の光学部材204との間の位置関係は既知であるから（例えば、光路長D）、制御部70は、第1のOCTデータと第2のOCTデータとを合成する場合、FPN1とFPN2の位置を検出し、FPN1の検出位置とFPN2の検出位置とが光路長D分離間するように合成してもよい。なお、複数のOCTデータ間の重複部分に関する合成について、いずれか一方のOCTデータを用いるようにしてもよいし、両方のOCTデータの平均を求めるようにしてもよい。

20

【0110】

制御部70は、上記のようにして合成された合成OCTデータに基づいて被検眼の寸法（例えば、前房深度、眼軸長等）を測定してもよく、さらに、得られた測定結果を表示部75上に表示してもよい。

【0111】

図5は、FPN信号を用いて複数のOCTデータを合成する場合のデータの変容例を示す図であり、第3のOCTデータには、FPN1とFPN2が形成されている。ここで、第3のOCTデータは、第1の参照光路110a及び第1の検出器110aを用いて取得されてもよく、第1の参照光路110aの光路長が調整されることで、第3のOCTデータが取得されてもよい。

30

【0112】

ここで、制御部70は、第3のOCTデータを利用して、第1のOCTデータと第2のOCTデータとの位置関係を設定してもよい。この場合、制御部70は、例えば、第1のOCTデータ上のFPN1の検出位置と、第3のOCTデータ上のFPN1の検出位置が、深さ方向に関して同じ位置となるように位置関係を設定してもよく、さらに、制御部70は、例えば、第2のOCTデータ上のFPN2の検出位置と、第3のOCTデータ上のFPN2の検出位置が、深さ方向に関して同じ位置となるように位置関係を設定してもよい。これによれば、仮に、FPN発生用の光学部材の位置が経年変化によって変動したとしても、実際の位置関係を利用できるので、第1のOCTデータと第2のOCTデータとの位置関係をより安定的に設定可能である。

40

【0113】

なお、深さ方向におけるFPNの位置を検出する場合、例えば、制御部70は、検出器120a、120bにて取得されたOCTデータを処理し、FPN発生用の光学部材（例えば、第1の光学部材204又は第2の光学部材206）によるFPN信号を抽出してもよい。FPN信号の信号強度は既知であるから、制御部70は、例えば、OCTデータの各輝度信号に対し、FPN信号を得るために設定された閾値を超えるか否を判定することによって、FPN発生用の光学部材に対応するFPN信号（基準信号）を抽出できる。なお、FPN1とFPN2は、既知の配置を利用して判別可能である。

【0114】

50

なお、上記手法に限定されず、図5の第3のOCTデータを第1のOCTデータとし、図5の第2のOCTデータとして、これらを合成するようにしてもよい(図6参照)。この場合、第1のOCTデータには、FPN1とFPN2が形成され、第2のOCTデータには、FPN2が形成される。第1のOCTデータは、第1の参照光路110a及び第1の検出器110aを用いて取得され、第2のOCTデータは、第2の参照光路110b及び第2の検出器110bを用いて取得されてもよい。

【0115】

この場合、制御部70は、FPN2の位置を検出し、その検出位置を利用してOCTデータ間の位置関係を設定してもよいし、第1のOCTデータのFPN2と、第2のOCTデータのFPN2とを画像処理によってマッチングさせることによって位置関係を設定してもよい。この場合、制御部70は、合成OCTデータにおいて、第1のOCTデータのFPN1と第2のOCTデータのFPN1とが深さ方向において一致するように合成を行ってもよい。

10

【0116】

なお、本実施例において、FPN生成光学系200について、第1の光学部材204が配置された第1の光路203と、第2の光学部材206が配置された第2の光路205は、互いに等しい光学的分散量に設定(構築)されている。この結果として、FPNの信号強度(SNR)の低下を軽減できるので、FPNを用いたOCTデータの合成を正確に行うことができる。

20

【0117】

図6は、一つのFPNを用いて画像合成を行う一例として考えることも可能である。FPN1の生成は必ずしも必須ではない。つまり、本実施例のFPN光学系200が、一つのFPN発生用の光学部材を備える場合であっても、画像合成は可能であり、装置の構成の簡略化が可能だが、複数のFPN信号を用いる場合と比較して深さ方向の撮像レンジが狭くなると共に、異なるOCTデータ間での重複領域が多くなる。一方、複数のFPN信号を用いることで、深さ方向の撮像レンジが広くできると共に、異なるOCTデータ間での重複領域を少なくできる。

【0118】

なお、本実施例に係るFPN生成光学系200について、OCTデータの合成に用いるFPN発生用の光学部材(例えば、第1の光学部材204、第2の光学部材206)は空気中に配置されており、その表面反射によって生成されたFPNが画像合成に利用されるので、この結果として、FPNの信号強度(SNR)の低下等を軽減できるので、FPNを用いたOCTデータの合成を正確に行うことができる。

30

【0119】

なお、FPN信号を得るタイミングとしては、例えば、電源投入時に実施されてもよいし、被検者が変更される毎に実施されてもよい。また、OCT光学系における撮影条件を最適化する最適化制御の際に実施されてもよい。もちろん、これに限定されず、常時実施されてもよい。例えば、制御部は、FPN信号を含むOCTデータを予め取得しておき、予め取得されたFPN信号を用いて、後に取得されたOCTデータの合成、マッピング状態の補正、偏光調整等を行うようにしてもよい。

40

【0120】

<遮光部材>

なお、FPN生成光学系200の光路に遮光部材又は減光部材が配置されることによって、被検眼の観察又は撮影に用いるOCTデータのFPN信号を軽減するようにしてもよい。この場合、第1の光路と第2の光路との少なくともいずれかが遮光又は減光されることで、OCTデータ上でのFPN信号を軽減するようにしてもよい。これらは、診断・観察等に用いるOCTデータを得る場合において有効である。また、これに限定されず、OCTデータに含まれるFPN信号を信号処理によって除去するようにしてもよい。

【0121】

<波数マッピングの補正>

50

図 7 は、本実施例に係る OCT 画像データの一例を示す図であり、OCT データ上には、第 1 の FPN 信号と第 2 の FPN 信号とが同時に形成されている。なお、OCT データ上には、被検眼の OCT 画像が含まれていてもよい。

【 0 1 2 2 】

この場合、制御部 70 は、第 1 の FPN と第 2 の FPN の両方を同時に含む信号を処理して、各波数成分のマッピング状態を補正するための補正情報を取得してもよい。つまり、制御部 70 は、例えば、補正情報を得る演算処理器として用いられてもよい。また、OCT 光学系を駆動させる制御部とは異なるプロセッサによって、補正情報が取得されてもよい。なお、制御部 70 は、例えば、OCT 画像の撮影中ないし撮影前に、光源 102 により波長が掃引されることに伴う少なくとも 2 つの FPN 信号の位相差情報をを利用して、補正情報を生成してもよい。10

【 0 1 2 3 】

より詳細には、制御部 70 は、サンプリングポイント p に対する各波長成分（波数成分）のマッピング状態（波数サンプリングマッピング）を、FPN 生成光学系 200 によって生成される少なくとも 2 つの FPN 信号に基づいて補正してもよい。

【 0 1 2 4 】

制御部 70 は、例えば、FPN の強度レベルを解析することによって、FPN に対応する位置でのスペクトル信号における (k) を求めてよい。 (k) は、掃引波長（波数）に応じたスペクトル信号の位相の変化を示す。 (k) は、横軸：波数 k、縦軸：位相である関数で表されてもよい。信号強度（振幅）の大きい波数 k 領域での (k) に関して多項式フィッティングを行い、信号強度が小さい波数 k 領域での (k) を外挿又は内挿によって求めてよい。例えば、 (k) は、FPN に対応する深さ位置におけるフーリエ変換値（強度値）F の実数部 Real F と虚数部 Imag F の比の Arc Tangent（逆正接）から求められてもよい。ここで、Arc Tangent 处理によってフーリエ変換値の実数部と虚数部の比の逆正接が算出され、 (k) が得られる。20

【 0 1 2 5 】

少なくとも 2 つの FPN 信号を同時に得た場合、制御部 70 は、第 1 の FPN を処理して第 1 の波数マッピング情報 $1(k)$ を求めると共に、第 2 の FPN を処理して第 2 の波数マッピング情報 $2(k)$ を求めてよい（図 8 参照）。この場合、各波数マッピング情報は、各波数成分の位相情報をとして求められてもよい。30

【 0 1 2 6 】

さらに、制御部 70 は、第 1 の波数マッピング情報 $1(k)$ と第 2 の波数マッピング情報 $2(k)$ との間の差分情報を (k) を求めてよい（図 5 参照）。なお、差分情報は、各波数成分の位相差情報をとして求められてもよい。差分情報 (k) を得る場合、第 2 の FPN の方が位相の進みが早いので、 $(k) = 2(k) - 1(k)$ にて差分情報が得られてもよい。なお、差分情報を求めてことで、各波数マッピング情報に含まれる分散成分をキャンセルできる。この場合、前述したように、第 1 の光路 203 と第 2 の光路 205 との間の分散量を等しくしておくことが好ましい。

【 0 1 2 7 】

ここで、第 1 の FPN と第 2 の FPN との間の光学的距離（光路長差）を Z とし、仮に、差分情報を (k) が理想的であれば、以下の式（1）40

【 0 1 2 8 】

【 数 2 】

$$\Delta \phi(k) = \Delta Zk \quad \dots \quad (1)$$

【 0 1 2 9 】

に示されるような直線となるはずである。

【 0 1 3 0 】

ここで Z は次のように求められる。干渉成分は $\exp(ikz)$ と一般化でき、 k と z には $kz = 2\pi \cdot i \cdot z / \Delta Z$ の関係がある。これから、 z は N をサンプリングポイント数、 k_{\max} と k_{\min} を各サンプリングポイントで検出される k 値の最大・最小値として、以下の式 (2)

【 0 1 3 1 】

【 数 3 】

$$z = \frac{2\pi \cdot i}{k_{\max} - k_{\min}} \quad \dots \quad (2)$$

【 0 1 3 2 】

として、表すことができる。なお、 $i = 0, 1, 2, \dots, N/2$

20

ここで、 Z に相当する干渉信号が、 $i (Z)$ に対応するサンプリングポイントで検出されるとすると、 Z は以下の式 (3)

【 0 1 3 3 】

【 数 4 】

$$\Delta Z = \frac{2\pi \cdot i (\Delta Z)}{k_{\max} - k_{\min}} \quad \dots \quad (3)$$

30

【 0 1 3 4 】

と表すことができる。

【 0 1 3 5 】

(k) は理想的には傾き Z 、切片 0 の直線になるはずなので、2 次、3 次の非線形項を k とすると、 k は以下の式 (4)

40

【 0 1 3 6 】

【 数 5 】

50

$$k' = k + \frac{\sigma}{\Delta Z} \quad \cdots \cdots (4)$$

10

【0137】

と補正される。これから補正された波長'が' = 2 / k' と決まる。ここで'は以下の式(5)

【0138】

【数6】

$$\phi(k) = \sum_{i=0}^3 b_i k^i \quad \cdots \cdots (5)$$

20

【0139】

と展開したときの非線形項 = b2k2 + b3k3である。なお、上記例では、非線形項が3次となっているが、これに限定されず、さらに多い非線形項であってもよい。例えば、9次程度であってもよい。あるいは、他のフィット方法(チャーブされた正弦波によるフィット方法)が用いられてもよい。

【0140】

なお、図9は、補正演算を行うことにより、補正されるスペクトル信号のマッピングを模式的に示した図である。また、補正された' (k min)、' (k max) の値が、理想値である z (peak) · k min、z (peak) · k maxから所定の許容範囲内(例えば、1 E -5程度)であれば収束したと判断し、この条件が満たされなければ、上述の補正された'を用いて再度同様の演算を繰り返す。

30

【0141】

上記のようにして、制御部70は、FPN生成光学系200を用いて生成される少なくとも2つのFPN信号から補正情報を演算により求め、得られた補正情報をメモリ72に記憶させてもよい。これにより、検出器120にて検出された各波長成分と、各サンプリングポイントとの対応関係がより正確に求められる。得られた補正情報は、OCTデータの取得に用いられてもよい。なお、FPNから' (k) を求める手法、波数マッピング情報を求める手法については、特開2013-156229号、特開2015-68775号公報等を参考になされたい。

40

【0142】

なお、上記説明においては、SS-OCTにおいて波数マッピング情報を補正する場合を示したが、これに限定されず、SD-OCTにおいて波数マッピング情報を補正する場合においても、本実施例の適用は可能である。この場合、例えば、制御部70は、スペクトロメータの各受光素子に対する各波長(波数)分のマッピング状態を、FPN生成光学系200によって生成される少なくとも2つのFPN信号に基づいて補正してもよい。この場合、特開2010-220774号公報が参考されてもよい。

50

【 0 1 4 3 】

なお、本実施例に係る波数マッピング補正については、特願 2017 - 017156 を参考されたい。

【 0 1 4 4 】

なお、各波数成分のマッピング状態を補正するための補正情報を取得するタイミングとしては、例えば、電源投入時に実施されてもよいし、被検者が変更される毎に実施されてもよい。また、OCT光学系における撮影条件を最適化する最適化制御の際に実施されてもよい。もちろん、これに限定されず、常時実施されてもよい。なお、マッピング状態の補正後、ノイズ除去処理によってOCT画像上のFPNが除去されてもよい。

【 0 1 4 5 】

また、上記説明においては、測定光路から分岐した位置にFPN生成光学系が設けられたが、これに限定されず、OCT光学系の光路中であれば、これに限定されない。例えば、OCT光学系の参照光路から分岐した位置にFPN生成光学系が配置されてもよい。この場合、例えば、FPN生成光学系からの光と参照光（又は測定光）との干渉によるFPN信号が得られてもよい。また、例えば、測定光路と参照光路とが合流した後の光路から分岐した位置にFPN生成光学系が配置されてもよい。この場合、例えば、干渉光の光路に直接向かう干渉光と、干渉光の光路から分岐された位置に設けられたFPN生成光学系からの干渉光との干渉によるFPN信号が得られ、検出器120によって検出されてもよい。なお、検出器120が第1の検出器120aと第2の検出器120bを備える場合、各検出器の光路に分割される前に、FPN生成光学系が配置されることで、各検出器に同様のFPN信号が検出されてもよい。

10

【 0 1 4 6 】

<被検眼への適用例>

本装置は、被検眼のOCTデータを取得するための眼科用OCT装置であってもよい。例えば、眼科用OCT装置としては、眼底のOCTデータと、角膜及び水晶体を含む前眼部のOCTデータと、を取得可能な構成であってもよく、さらに、角膜及び眼底のOCTデータに基づいて眼軸長を測定可能な構成であってもよい。

【 0 1 4 7 】

例えば、眼科用OCT装置は、自動又は手動によるモード切換信号に応じて、OCT光学系100の光学配置を切換可能な構成であってもよい。以下、眼底撮影モード、前眼部撮影モード、眼軸長測定モードとの間でモード切換を行う場合の一例について説明する。

30

【 0 1 4 8 】

<眼底撮影モード>

眼底撮影モードに設定された場合、制御部70は、導光光学系150を制御し、眼底のOCTデータを得るために光学配置に切り替えてよい。この場合、例えば、制御部70は、被検眼瞳孔上に測定光の旋回点が形成されると共に、測定光の集光位置が眼底上に形成されるように、導光光学系150の光学配置を切り換えてよい。なお、導光光学系150の光学配置の切替に係る構成については、後述の<導光光学系の光学配置の切替に係る構成>の他、例えば、特開2016 - 209577号公報を参照されたい。

【 0 1 4 9 】

眼底撮影モードに設定された場合、制御部70は、測定光と参照光の少なくともいずれかの光路長を調整し、OCTデータの取得領域を眼底に設定してもよい。この場合、例えば、制御部70は、複数の参照光路の少なくともいずれかを経由した参照光の光路長が、眼底を経由した測定光の光路長と一致するように、測定光と参照光との間の光路長差を調整してもよい。なお、光路長差が調整される場合、ゼロディレイ位置よりも網膜が奥側に形成された状態でOCTデータが取得されるように調整されてもよいし、ゼロディレイ位置よりも脈絡膜が前側に形成された状態でOCTデータが取得されるように調整されてもよい。

40

【 0 1 5 0 】

本実施例では、例えば、眼底からの測定光の光路長と、第1の参照光路110aからの参

50

照光とが一致するように、測定光路に配置された光学部材が移動されることによって、測定光の光路長が調整されてもよい。これによって、少なくとも、第1の検出器110aからの出力信号に基づいて得られる第1のOCTデータには、眼底のOCTデータが含まれる。

【0151】

図10は眼底撮影モードにおいて取得されるOCTデータの一例を示す図である。制御部70は、光学部材112を移動させ、第1の参照光路110aと同一の光路長となるように、第2の参照光路110bの光路長を調整してもよい。この結果、第1の検出器110aに基づく第1のOCTデータと、第2の検出器110bに基づく第2のOCTデータとが、眼底の同一領域となる。この場合、制御部70は、第1のOCTデータと第2のOCTデータとにに基づく合成OCTデータ（例えば、加算平均画像、超解像画像、等）を得てもよい。これによって、短時間で、所定の撮像領域に関する良好な眼底のOCTデータが得られる。

10

【0152】

<眼軸長測定モード>

眼軸長測定モードに設定された場合、制御部70は、導光光学系150を制御し、前述の眼底撮影モードと同一の光学配置に切り替えてよい。この場合、例えば、制御部70は、瞳孔上に測定光の旋回点が形成される共に、測定光の集光位置が眼底上に形成されるように、導光光学系150の光学配置を切り換えられてもよい。これによって、眼軸長測定の際に得られるOCTデータにおいて、眼底の形態情報（例えば、黄斑付近の情報）を詳細に取得でき、結果として、被検眼の眼軸長を精度よく測定可能となる。

20

【0153】

眼軸長測定モードに設定された場合、制御部70は、測定光と参照光の少なくともいずれかの光路長を調整し、第1の検出器120aと第2の検出器120bの一方によるOCTデータの取得領域を眼底に設定し、第1の検出器120aと第2の検出器120bの他方によるOCTデータの取得領域を角膜に設定してもよい。

【0154】

図11は眼軸長撮影モードにおいて取得されるOCTデータの一例を示す図である。本実施例では、例えば、眼底からの測定光の光路長と、第1の参照光路110aからの参照光とが一致するように、測定光路に配置された光学部材が移動されることによって、測定光の光路長が調整されてもよい。これによって、少なくとも、第1の検出器110aからの出力信号に基づいて得られる第1のOCTデータには、眼底のOCTデータが含まれる。

30

【0155】

第1のOCTデータに眼底のOCTデータが含まれるように、測定光路に配置された光学部材の位置が調整された状態において、例えば、制御部70は、角膜からの測定光の光路長と、第2の参照光路110bからの参照光とが一致するように、第2の参照光路110bに配置された光学部材112が移動されることによって、第2の参照光路110bの参照光の光路長が調整されてもよい。これによって、第2の検出器110bからの出力信号に基づいて得られる第2のOCTデータには、角膜のOCTデータが含まれる。

【0156】

眼底のOCTデータと角膜のOCTデータが取得されると、制御部70は、眼底のOCTデータに基づいて網膜位置を検出すると共に、角膜のOCTデータに基づいて角膜位置を検出してもよい。制御部70は、網膜位置の検出結果と、角膜位置の検出結果と、第1の参照光路110aと第2の参照光路110bとの光路長差を利用して眼軸長を測定してもよい。

40

【0157】

この場合、例えば、第1の参照光路110aと第2の参照光路110bとの光路長差は、光学部材112を移動させるための駆動部の駆動位置によって求められてもよいし、光学部材112の位置に基づいて検出されてもよい。なお、第1の参照光路110aと第2の参照光路110bとの光路長差が固定の場合、既知の光路長差が用いられてもよい。また

50

、これに限定されず、FPN生成光学系200において、角膜に対応するFPN信号を生成するためのFPN発生用光学部材と眼底に対応するFPN信号を生成するFPN発生用光学部材を備える構成とし、既知の光学部材の位置を利用して、光路長差を取得してもよい。この場合、光路長差に対応すべく、3つ以上のFPN発生用光学部材が用いられてもよい。

【0158】

<前眼部撮影モード>

前眼部撮影モードに設定された場合、制御部70は、導光光学系150を制御し、角膜及び水晶体を含む前眼部のOCTデータを得るために光学配置に切り替えてよい。この場合、被検眼瞳孔よりも装置側に測定光の旋回点が形成されると共に、測定光の集光位置が前眼部上に形成されるように、導光光学系150の光学配置を切り換えてよい。なお、導光光学系150の光学配置の切換に係る構成については、例えば、特開2016-209577号公報を参照されたい。10

【0159】

前眼部撮影モードに設定された場合、制御部70は、測定光と参照光の少なくともいずれかの光路長を調整し、第1の検出器120aと第2の検出器120bの一方によるOCTデータの取得領域を水晶体に設定し、第1の検出器120aと第2の検出器120bの他方によるOCTデータの取得領域を角膜に設定してもよい。ここで、第1の検出器120aによって取得されるOCTデータと、第2の検出器120bによって取得されるOCTデータとは、被検眼上の取得領域の少なくとも一部が深さ方向に関して異なる。これによって、角膜領域を含むOCTデータと、水晶体領域を含むOCTデータが取得されてもよい。この場合、角膜領域を含むOCTデータに、角膜及び水晶体前面が少なくとも含まれ、水晶体領域を含むOCTデータに、水晶体後面が少なくとも含まれてもよい。つまり、前眼部領域における前側領域のOCTデータと、前眼部領域における後側領域のOCTデータとが、それぞれ別々に取得されてもよい。20

【0160】

なお、制御部70は、例えば、水晶体領域を含むOCTデータと、角膜領域を含むOCTデータとを合成してもよい。この場合、前述のFPN信号を用いた合成処理が用いられてもよく、角膜及び水晶体からの測定光の光路長と、FPN生成光学系200を経由した測定光の光路長が一致するように、FPN生成光学系200の光路長が設定されてもよい。いいかえれば、角膜領域を含むOCTデータと水晶体領域を含むOCTデータとを取得できるように導光光学系150の測定光と参照光との光路長差が設定された状態において、各OCTデータにFPN信号が含まれるように、FPN生成光学系200が設定されてもよい。30

【0161】

なお、光路長差が調整される場合、ゼロディレイ位置よりも角膜前面が奥側に形成された状態で角膜領域を含むOCTデータが取得されるように調整され、ゼロディレイ位置よりも水晶体後面が前側に形成された状態で水晶体領域を含むOCTデータが取得されるように調整されてもよい。これにより、画像合成時のミラーメージによる影響を回避できる。また、第1のOCTデータと第2のOCTデータとの間ににおいて、深さ方向において被検眼上の取得領域の一部が重複するように、第1の参照光路110aと第2の参照光路110bの光路長差が設定されてもよい。これによって、画像合成における連結をスムーズに行うことができる。40

【0162】

図12は前眼部撮影モードにおいて取得されるOCTデータの一例を示す図である。本実施例では、例えば、水晶体からの測定光の光路長と、第1の参照光路110aからの参照光とが一致するように、測定光路に配置された光学部材が移動されることによって、測定光の光路長が調整されてもよい。これによって、少なくとも、第1の検出器110aからの出力信号に基づいて得られる第1のOCTデータには、水晶体領域のOCTデータが含まれる。50

【 0 1 6 3 】

第1のOCTデータに水晶体のOCTデータが含まれるように、測定光路に配置された光学部材の位置が調整された状態において、例えば、制御部70は、角膜からの測定光の光路長と、第2の参照光路110bからの参照光とが一致するように、第2の参照光路110bに配置された光学部材112が移動されることによって、第2の参照光路110bの参照光の光路長が調整されてもよい。これによって、第2の検出器110bからの出力信号に基づいて得られる第2のOCTデータには、角膜のOCTデータが含まれる。

【 0 1 6 4 】

水晶体のOCTデータと角膜のOCTデータが取得されると、例えば、制御部70は、水晶体のOCTデータと角膜のOCTデータを合成し、合成OCTデータを取得してもよい。さらに、制御部70は、合成OCTデータに基づいて角膜位置、水晶体位置等を検出し、被検眼の前房深度、水晶体厚等を測定してもよい。

10

【 0 1 6 5 】

<他のOCTデータに含まれるFPN信号を用いたOCTデータの補正>

制御部70は、第1のOCTデータと第2のOCTデータの一方にてFPN信号を含むOCTデータを取得し、第1のOCTデータと第2のOCTデータの他方においてFPN信号を含まないOCTデータを取得してもよい。また、制御部70は、FPN信号を含むOCTデータにおけるFPN信号に基づいて波数マッピング情報を得て、FPN信号を含まないOCTデータを補正するようにしてよい。当該構成によれば、複数の検出器を用いる場合において、各検出器に応じてFPN生成光学系を設ける必要が必ずしもなくなる。この場合、制御部70は、FPN信号を含まないOCTデータをリアルタイムで補正するようにしてもよく、これによれば、OCTデータの補正をさらに精度よく補正できる。

20

【 0 1 6 6 】

この場合、例えば、制御部70は、測定光と参照光の少なくともいずれかの光路長を調整し、第1の検出器120aと第2の検出器120bの一方によるOCTデータの取得領域を所定の撮影部位（例えば、眼底、角膜、水晶体）に設定してもよい。また、制御部70は、第1の検出器120aと第2の検出器120bの他方によるOCTデータの取得領域をFPN生成光学系200の光学部材（例えば、光学部材204、光学部材206）に設定する。

30

【 0 1 6 7 】

図13は眼底撮影モードにおいてリアルタイム補正を適用する場合の一例を示す図である。例えば、制御部70は、測定光と参照光の少なくともいずれかの光路長を調整し、第1の検出器120aと第2の検出器120bの一方によるOCTデータの取得領域を眼底に設定する（上記眼底撮影モード参照）。

【 0 1 6 8 】

また、制御部70は、第1の検出器120aと第2の検出器120bの他方によるOCTデータの取得領域をFPN生成光学系200の光学部材（例えば、光学部材204、光学部材206）に設定する。この場合、FPN生成光学系200の光路長は、眼底を経由して検出器120aに達した測定光の光路長とは異なる長さに設定される。例えば、制御部70は、複数の参照光路の少なくともいずれかを経由した参照光の光路長が、FPN生成光学系200を経由した測定光の光路長と一致するように、測定光と参照光との間の光路長差を調整してもよい。

40

【 0 1 6 9 】

本実施例では、例えば、眼底からの測定光の光路長と、第1の参照光路110aからの参照光とが一致するように、測定光路に配置された光学部材が移動されることによって、測定光の光路長が調整されてもよい。これによって、少なくとも、第1の検出器110aからの出力信号に基づいて得られる第1のOCTデータには、眼底のOCTデータが含まれる。

【 0 1 7 0 】

また、制御部70は、第1のOCTデータに眼底のOCTデータが含まれるように、測定

50

光路に配置された光学部材の位置が調整された状態において、例えば、制御部 70 は、FPN 生成光学系 200 の光学部材からの測定光の光路長と、第 2 の参照光路 110b からの参照光とが一致するように、第 2 の参照光路 110b に配置された光学部材 112 が移動されることによって、第 2 の参照光路 110b の参照光の光路長が調整されてもよい。これによって、第 2 の検出器 110b からの出力信号に基づいて得られる第 2 の OCT データには、FPN 信号を含む OCT データが含まれる。この場合、結果として、FPN 信号に加えて、角膜、水晶体等の信号が含まれてもよい。

【0171】

なお、上記説明においては、眼底撮影モードでの適用例を示したが、これに限定されず、他の撮影モードにおいて、上記構成が適用されてもよい。

10

【0172】

< OCT 信号を用いたアライメント検出 >

例えば、制御部 70 は、測定光と参照光の少なくともいずれかの光路長を調整し、第 1 の検出器 120a と第 2 の検出器 120b の一方による OCT データの取得領域を、角膜と瞳孔（又は虹彩）の少なくともいずれかを含む前眼部に設定すると共に、OCT データ上の特徴部位の位置に基づいて被検眼に対する装置本体の相対位置情報を検出してもよい。この場合、OCT 光学系 100 における測定光と参照光の光路長差は、予め取得可能であり（予めメモリに記憶されてもよいし、光学部材の位置等に基づいて検出されてもよい。）ゼロディレイ位置は既知であるから、ゼロディレイ位置に対する特徴部位の位置を検出することによって、被検眼に対する装置本体の相対位置情報を検出可能である。

20

【0173】

相対位置情報としては、例えば、被検眼に対する装置本体の作動距離が検出されてもよいし、被検眼に対する装置本体の上下左右方向に関する距離が検出されてもよいし、被検眼に対する装置本体の位置が 3 次元的に検出されてもよい。この場合、例えば、適正なアライメント位置からのずれ量が検出されてもよい。

【0174】

例えば、制御部 70 は、前眼部の OCT データを解析して被検眼の特徴部位（例えば、角膜頂点、瞳孔中心）の位置を検出し、検出された特徴部位に対して装置本体を自動的に移動させる自動アライメントを行うようにしてもよい。この場合、制御部 70 は、特徴部位の位置を 3 次元的に検出し、検出された特徴部位に対する 3 次元的な自動アライメントを行うようにしてもよい。これによれば、OCT データにて 3 次元的な位置を精度よく検出できるので、被検眼に対するアライメントを精度よく行うことができる。

30

【0175】

特徴部位を検出する場合、例えば、エッジ検出等の画像処理を行った上で、特徴部位に対応する画像領域を探索し、特徴部位に対応する画像領域が検出された位置を、特徴部位の位置として検出してもよい。なお、自動アライメント制御においては、装置本体を 3 次元的に移動させるための駆動機構が設けられてもよい。

【0176】

OCT 信号を用いたアライメント検出を行う場合、第 1 の検出器 120a と第 2 の検出器 120b の他方による OCT データの取得領域として、例えば、眼底が設定されてもよい。これによって、眼底に対するアライメントを精度よく行うことができる。その他、制御部 70 は、前述のように検出される前眼部に対する装置本体の相対位置情報と、第 1 の参照光路 110a と第 2 の参照光路 110b との光路長差を利用して、被検眼眼底に対する装置本体の相対位置情報を検出してもよい。この場合、OCT データ上で眼底の位置が検出されてもよい。また、眼底に限定されず、第 1 の検出器 120a と第 2 の検出器 120b の他方による OCT データの取得領域として、眼底とは異なる撮像部位が設定されてもよく、例えば、水晶体が設定されてもよい。

40

【0177】

< 偏光調整 >

制御部 70 は、偏光調整部（例えば、第 1 の偏光調整部 300、第 2 の偏光調整部 302

50

、第3の偏光調整部304)を制御し、OCTデータを得る際の偏光状態を調整するよう にしてもよい。なお、偏光状態を調整するタイミングとしては、例えば、電源投入時に実施されてもよいし、被検者が変更される毎に実施されてもよい。また、OCT光学系における撮影条件を最適化する最適化制御の際に実施されてもよい。

【0178】

以下、前眼部撮影モードにおける偏光状態の調整を例として説明する。図14は、前眼部撮影モードにおいて偏光調整を行う場合のOCTデータの一例を示す図である。まず、制御部70は、第2の偏光調整部302を制御し、第2のOCTデータにおける角膜像の信号強度が最大となるように偏光状態を調整する。これによって、第2のOCTデータにおける角膜像が良好な信号強度で取得される。

10

【0179】

図15はFPNの信号強度の一例を示す図である。次に、制御部70は、第3の偏光調整部304を制御し、第2のOCTデータにおけるFPN信号の信号強度が最大となるように偏光状態を調整する。これによって、第2のOCTデータにおけるFPN信号が良好な信号強度で取得される。この結果、第2のOCTデータにおける角膜像とFPN信号とが良好な信号強度で取得される。

【0180】

次に、制御部70は、第1の偏光調整部300を制御し、第2のOCTデータにおけるFPN信号と第1のOCTデータにおけるFPN信号との間の信号強度比が、所定の信号強度比(例えば、互いの信号強度比が等しい状態)となるように偏光状態を調整する。これによって、第1のOCTデータにおけるFPN信号が良好な信号強度で取得されると共に、第1のOCTデータにおける水晶体像が良好な信号強度で取得される。

20

【0181】

上記のような制御によれば、第1のOCTデータと第2のOCTデータとの間での信号強度のバランスを調整できる。さらに、水晶体を含むOCTデータに関する偏光状態の調整において、第2のOCTデータにおけるFPN信号と第1のOCTデータにおけるFPN信号との間の信号強度比を用いることで、水晶体像を用いて偏光状態を調整するよりも、精度よく偏光状態が調整される。つまり、この場合の水晶体像は、水晶体後面の情報のみに限定される可能性があり、画像としての情報量が比較的少ないため、信号評価値としての精度が低くなる可能性がある。その結果、良好な偏光状態に調整できない場合がある。これに対し、FPN信号が用いられることで、安定的な信号強度を確保できるので、信号評価値としての精度を確保でき、偏光状態を良好に調整できる。

30

【0182】

また、上記説明において、FPN生成光学系の偏光状態が調整されることで、FPN信号を精度よく検出できるので、FPN信号を用いた各種処理を適正に行うことができる。

【0183】

なお、上記説明においては、FPN信号を用いて水晶体を含むOCTデータに関する偏光状態を調整したが、これに限定されず、OCTデータにおける水晶体像の信号強度を用いて偏光状態を調整してもよい。

40

【0184】

なお、上記説明においては、第1の検出器120aと第2の検出器120bを用いる場合に、第1の検出器120aによって得られるOCTデータと、第2の検出器120bによって得られるOCTデータのそれぞれについて、偏光状態を調整することで、各OCTデータを良好な信号強度にて取得できる。もちろん、これに限定されず、一方のOCTデータに関してのみ、偏光状態が調整されてもよい。

【0185】

また、第1の検出器120aと第2の検出器120bのいずれか一方を用いる場合には、例えば、使用される検出器によって得られるOCTデータについて、偏光状態が調整されてもよい。

【0186】

50

<導光光学系に関する実施例>

ここで、導光光学系 150 に関する実施例を、図 16 を参照して説明する。

【0187】

図 16 に示す導光光学系 150 は、撮影する深さ位置に応じて、光学配置が切り替えられる。詳細には、眼底撮影モードと、前眼部撮影モードとのモード切替に応じて光学配置を切り替えるための切換機構として、第 1 切替部 410 と第 2 切替部 420 とが、設けられている。

【0188】

一例として、図 16 に示した第 1 切替部 410 は、ミラー 411, 412 を含み、ミラー 411, 412 を移動させることで、対物光学系 158 と光スキャナ 156 との間の光路長を変更する（図 16 A 図 16 B）。対物光学系 158 と光スキャナ 156 との間の光路長が変更された結果として、対物光学系 158 における焦点と、光スキャナ 156 との相対位置が切り替えられる。

10

【0189】

図 16 に示した第 1 切替部 410 におけるミラー 411, 412 は、ステージ 440 上に配置されており、駆動部 430 がステージ 440 を駆動することによって移動され、対物光学系 158 と光スキャナ 156 との間の光路長を変更する。なお、駆動部 430 は、制御部 70 によって駆動される。光路長の変更に伴って、相対位置は、第 1 位置（光スキャナ 156 が対物光学系 158 の焦点と略一致して配置される位置、図 16 A 参照）と、第 2 位置（対物光学系 158 に関して光スキャナ 156 と前眼部とが共役関係になる位置、図 16 B 参照）との 2 つの間で切替る。

20

【0190】

相対位置が第 1 位置の場合、光スキャナ 156 を経て、対物光学系 158 を通過した測定光は、物体側にテレセントリックな光またはテレセントリックに近い光として、被検眼 E へ照射される。結果、前眼部 E a の広範囲において、OCT データを取得可能になる。

【0191】

本実施例では、第 1 位置は、光スキャナ 156 が対物光学系 158 の焦点（光源側の焦点）の位置に対して、若干離れて配置されている。その結果、測定光は、主光線が光軸に近く方向に傾斜して対物光学系 156 から被検眼 E へ出射される。

30

【0192】

このとき、本実施例では、測定光の主光線が光軸となす角度の範囲は、次の第 1 角度と第 2 角度との間となっている。適正作動距離に置かれた角膜相当半径（例えば、7.8 mm）を持つ球体の法線のうち 1 つと一致する主光線である第 1 主光線と光軸と、がなす角度が、第 1 角度である。また、適正作動距離に置かれた強膜相当半径（例えば、14 mm）を持つ球体の法線のうち 1 つと一致する主光線である第 2 主光線と光軸と、がなす角度が、第 2 角度である。

【0193】

その結果、本実施例では、角膜、強膜、または、その両方、で反射・散乱された測定光のうち、より正反射に近い成分を（つまりは、より多くの光量を）、戻り光として回収し、検出器 120 a, 120 b に受光させることができる。結果、角膜、強膜、または、その両方において、強度が良好な前眼部の OCT データを、前眼部 E a の広範囲にわたって得ることができる。

40

【0194】

また、対物光学系 158 における焦点と光スキャナ 156 との相対位置が第 2 位置の場合、測定光は、前眼部の一点を通過し、瞳を通過して、眼底へ照射される。その結果、眼底の OCT データが良好に取得される。

【0195】

このように、対物光学系 158 における焦点位置と光スキャナ 156 との相対位置が、第 1 切替部 410 によって切り替えられることで、前眼部と眼底のそれぞれにおいて、OCT データを取得できる。

50

【 0 1 9 6 】

ここで、本実施例において、対物光学系 156 は、集光面が眼底側に凸となって湾曲させる正の湾曲を有する。対物光学系 158 における焦点と光スキャナ 156 との相対位置を切換えることで、眼底撮影モードと、前眼部撮影モードと、に応じた光学系に切り替える、本実施形態の方式では、前眼部 OCT と眼底 OCT の両方を、広範囲に得ることが容易となる。

【 0 1 9 7 】

例えば、集光面の曲率半径 (R) は、対物光学系 158 における焦点と光スキャナ 156 との相対位置が第 1 位置の場合において、R = 28.5 mm となる範囲で、異なる深さにある水晶体と隅角とのそれぞれに対して良好に集光位置が設定されるように、適宜選択してもよい。これにより、画質または解像度が良好な前眼部の OCT データを、深さ方向および横断方向の各方向に関して広範囲に得ることができる。10

【 0 1 9 8 】

また、集光面の曲率半径 (R) は、対物光学系 158 における焦点と光スキャナ 156 との相対位置が第 1 位置の場合において、眼底の湾曲に沿うように適宜選択されてもよい。この場合、良好な眼底 OCT データを、広範囲に得ることができる。

前眼部撮影時と眼底撮影時で集光面の曲率半径が変わらない場合は、前述のように R = 21 とすると、前眼部に加え眼底も好適な構成とすることができる、更によい。

【 0 1 9 9 】

なお、本実施例では、相対位置を第 1 位置と第 2 位置と切り替える際に、集光位置調整光学系を、連動して駆動される。本実施例において、集光位置調整光学系は、光スキャナ 156 と、OCT 光学系のカップラーとの間に設けられた、屈折力可変レンズ（例えば、液晶レンズ）155 である。相対位置が第 1 位置である場合、制御部 70 は、前眼部に集光面が形成されるように、屈折力可変レンズ 155 の屈折力を調整する。この場合の屈折力は、例えば、予め定められていてもよい。また、相対位置が第 2 位置である場合、制御部 70 は、眼底に集光面が形成されるように、屈折力可変レンズ 155 の屈折力を調整する。被検眼 E 毎の視度を考慮して、第 2 位置における屈折力は、被検眼 E ごとに個別に設定されてもよい。20

【 0 2 0 0 】

対物光学系 158 における焦点と光スキャナ 156 との相対位置が第 1 切替部 410 によって切り替えられる場合、測定光路と参照光路との光路長差が変化される。これに対し、図 16 では、この光路長差の変動の少なくとも一部が、第 2 切替部 420 によって相殺される。

【 0 2 0 1 】

図 16 において、第 2 切替部 420 は、ミラー 421 ~ 424 を有している。第 2 切替部 420 は、ミラー 421 ~ 424 が測定光路上から退避される退避状態と、測定光路上に配置される挿入状態と、に切替えられる。ミラー 421 ~ 424 のうち、ミラー 421, 422 は、ステージ 440 上に配置されており、駆動部 430 がステージ 440 を駆動することによって、測定光路に対して挿脱される。ミラー 421, 422 が測定光路に対して挿入されることにより、ミラー 421 ~ 424 は迂回光路を形成し、挿入前に対して、カップラー 153 と光スキャナ 156 との間における光路長を増大させる。このようにして、第 2 切替部 420 によって、光スキャナ 156 とカップラー 153 との間における測定光路の光路長が変更される。40

【 0 2 0 2 】

ここでは、第 1 切替部 410 のミラー 411, 414、および、第 2 切替部 420 のミラー 421, 422 が、1 つのステージ 440 の上に配置されており、各ミラー 411, 414, 421, 422 が一体的に変位することによって、第 1 切替部 410 と第 2 切替部 420 とが、連動される。即ち、第 1 切替部 410 によって光スキャナ 156 と被検眼 E との間の光路が短縮される場合に、第 2 切替部 420 において、ミラー 421 ~ 424 による迂回光路が形成され、その結果、光スキャナ 156 からカップラー 153 までの光路

10

20

30

40

50

は延長される(図16B 図16A)。このとき、測定光路と参照光路の光路長差は、ステージ440の駆動の前後で増大される。その結果として、駆動後において参照光学系の調整を省略、或いは、簡略化できる。反対に、第1切替部410によって光スキャナ156と被検眼Eとの間の光路が短縮される場合には、第2切替部420において、ミラー421, 422が測定光路から退避されることに伴って、測定光の迂回は解消され、その結果、光スキャナ156からカップラー153までの光路は短縮される(図16A 図16B)。このとき、測定光路と参照光路の光路調査は、ステージ440の駆動の前後で減少される。その結果として、駆動後において参照光学系の調整を省略、或いは、簡略化できる。また、第2切換部420は、折り返された2つの光路において、光路長が調整されるので、駆動量が少なく済み、装置のコンパクト化に貢献できる。

10

【0203】

このようにして、第1切替部410による旋回点の位置変更に伴う測定光路における光路長変化(換言すれば、測定光路と参照光路との光路長差の変化)が、第2切替部420によって軽減される。

【0204】

なお、図16において、第1切替部410におけるミラー411, 412および第2切替部420におけるミラー421～424は、例えば、プリズム等に置き換えられてもよい。

【0205】

<ノイズ除去処理>

以上のようにして取得された前眼部OCTデータに対し、ノイズ除去処理が施されてもよい。例えば、本実施例では、前眼部OCTデータのうち、水晶体領域を除く領域に対して、DCサブトラクションによるノイズ除去処理が実行される。

20

【0206】

水晶体が位置する深さ領域(虹彩よりも深い領域)においては、測定光が水晶体に照射され取得されたスペクトルデータと、それ以外(つまり、虹彩、隅角に照射された)スペクトルデータとが区別され、それ以外のスペクトルデータのみによって直流成分を特定し、DCサブトラクションによるノイズ除去が行われる。虹彩およびそれよりも浅い領域については、走査位置毎のすべてのスペクトルデータを用いてDCサブトラクションによるノイズ除去が行われてもよい。これにより、S/N比が良好に改善された前眼部OCTデータを得ることができる。

30

【0207】

<変形例>

上記実施形態のOCT装置は、PS-OCTの構成を備えていてもよい。PS-OCTとは、偏光感受OCT(polarization sensitive OCT)であり、被検物の内部の複屈折性(リタデーション)、偏光軸(アクシスオリエンテーション)、複減衰(ダイアッテネーション)等の少なくともいずれかを取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0208】

【図1】本実施例に係るOCT装置の一例を示す図である。

40

【図2】本実施例に係るFPN生成光学系の一例を示す図である。

【図3】FPN信号を用いて複数のOCTデータを合成する場合のデータの一例を示す図であり、合成前を示す図である。

【図4】FPN信号を用いて複数のOCTデータを合成する場合のデータの一例を示す図であり、合成後のイメージ図である。

【図5】FPN信号を用いて複数のOCTデータを合成する場合のデータの変容例を示す図である。

【図6】FPN信号を用いて複数のOCTデータを合成する場合のデータの変容例を示す図である。

【図7】波数マッピング補正に用いるOCTデータの一例を示す図である。

【図8】FPNを処理して得られる波数マッピング情報の一例を示す図である。

50

【図 9】第 1 の波数マッピング情報 1 (k) と第 2 の波数マッピング情報 2 (k) との間の差分情報 (k) を求める場合、マッピング状態を補正するための一例を示す図である。

【図 10】眼底撮影モードにおいて取得される O C T データの一例を示す図である。

【図 11】眼軸長撮影モードにおいて取得される O C T データの一例を示す図である。

【図 12】前眼部撮影モードにおいて取得される O C T データの一例を示す図である。

【図 13】眼底撮影モードにおいてリアルタイム補正を適用する場合の一例を示す図である。

【図 14】前眼部撮影モードにおいて偏光調整を行う場合の O C T データの一例を示す図である。

10

【図 15】F P N の信号強度の一例を示す図である。

【図 16】導光光学系における、光学配置の切替動作を説明するための図である。

【図 17】実施形態に係る O C T 装置の概略構成を示した図である。

【図 18】ノイズ除去処理の一例を説明するための図であり、(a) は、ノイズが除去される前ににおける前眼部 O C T 画像、(b) は、ノイズ成分を抽出する領域を示した図、(c) は、ノイズ除去後の前眼部 O C T 画像、をそれぞれ示している。

【符号の説明】

【 0 2 0 9 】

7 0 演算制御器

1 0 0 O C T 光学系

20

1 1 0 参照光学系

1 2 0 検出器

20

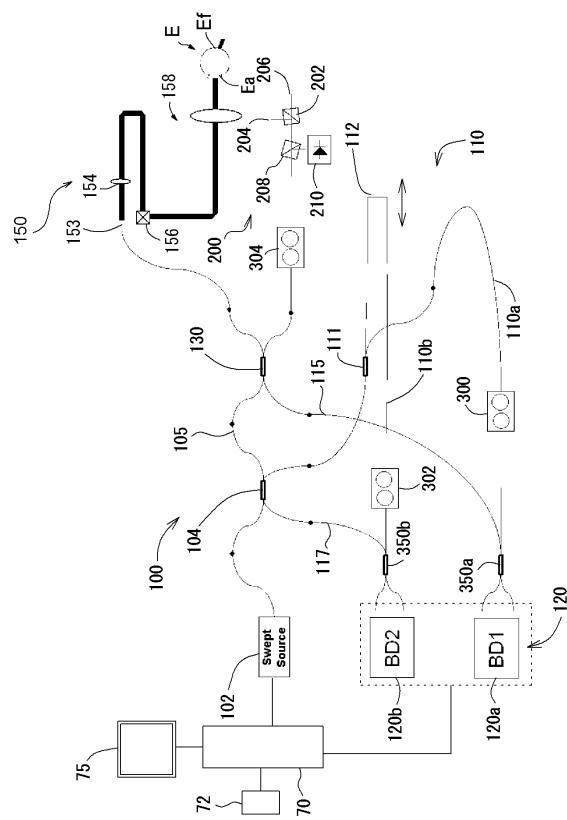
30

40

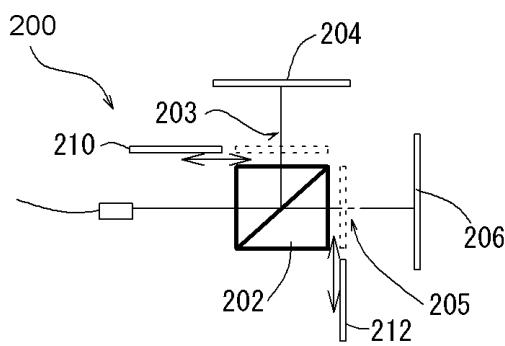
50

【図面】

【図 1】



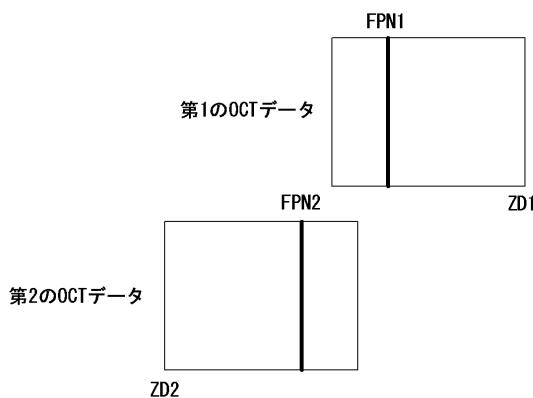
【図 2】



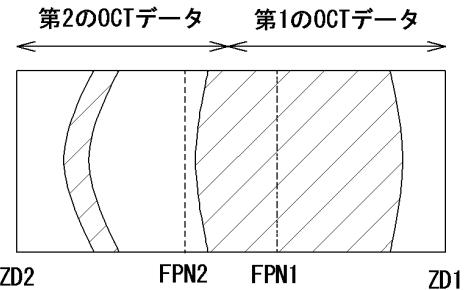
10

20

【図 3】



【図 4】

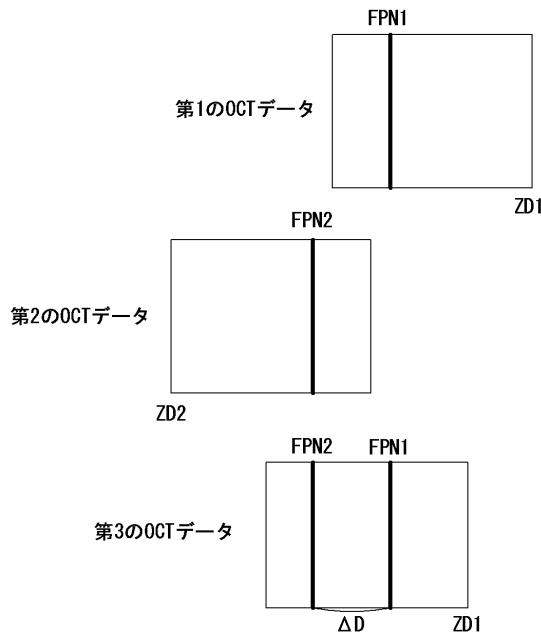


30

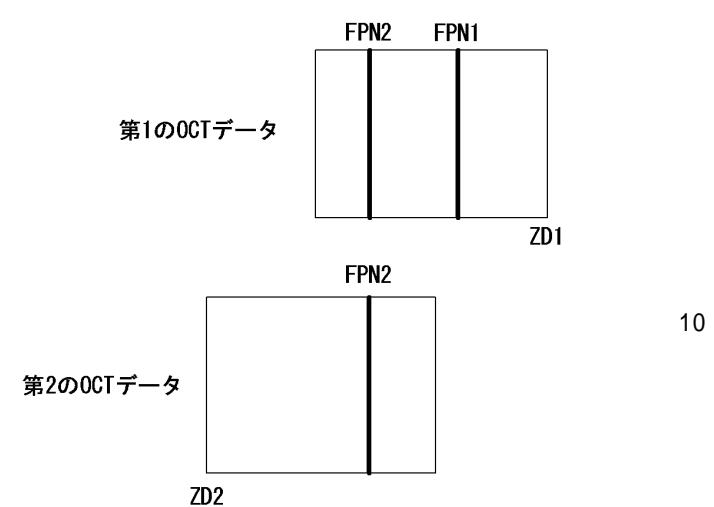
40

50

【図 5】

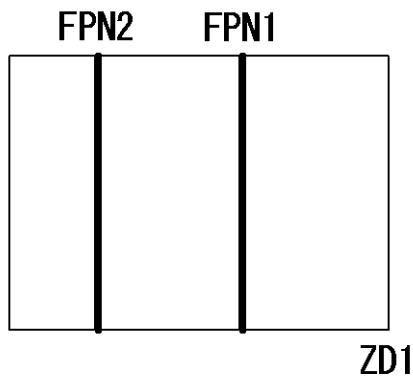


【図 6】

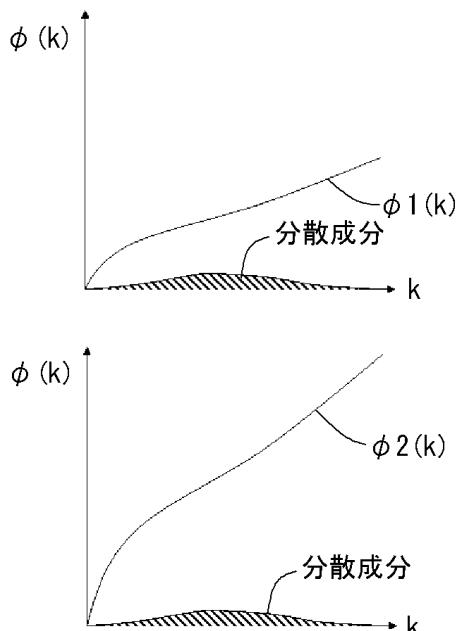


20

【図 7】



【図 8】

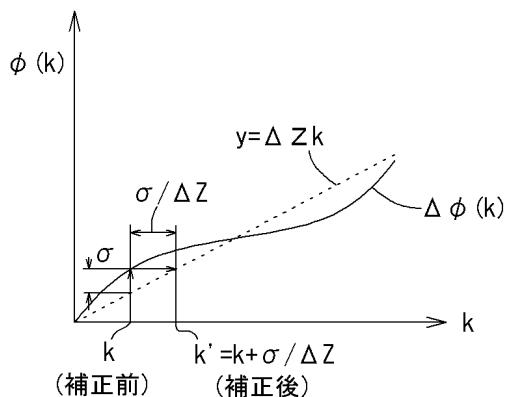


30

40

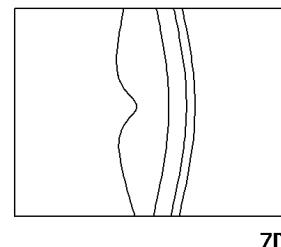
50

【図 9】



【図 10】

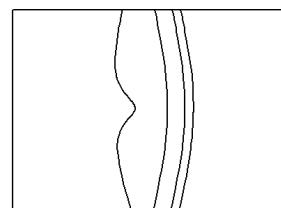
第1のOCTデータ



ZD1

10

第2のOCTデータ

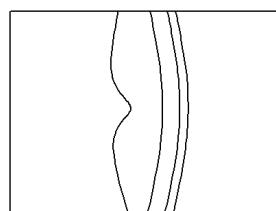


ZD2

20

【図 11】

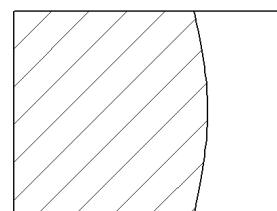
第1のOCTデータ



ZD1

【図 12】

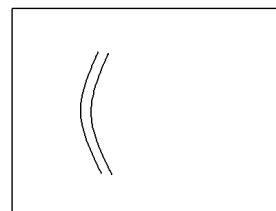
第1のOCTデータ



ZD1

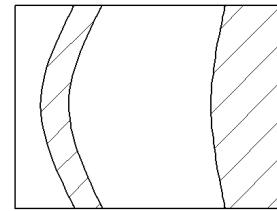
30

第2のOCTデータ



ZD2

第2のOCTデータ

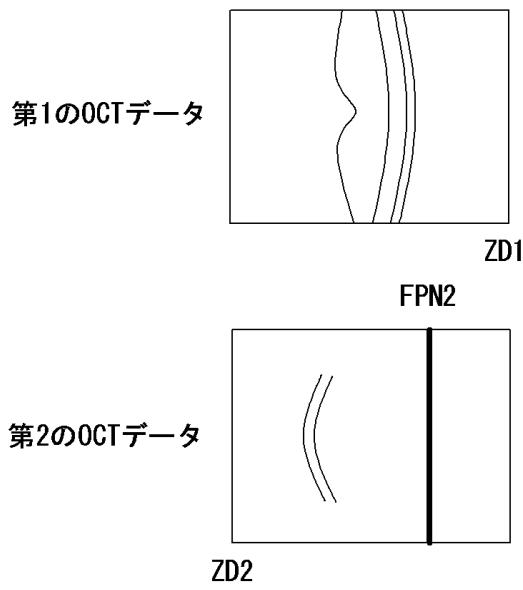


ZD2

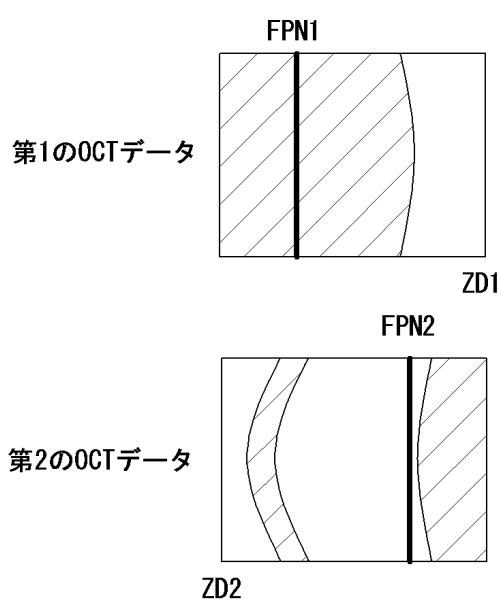
40

50

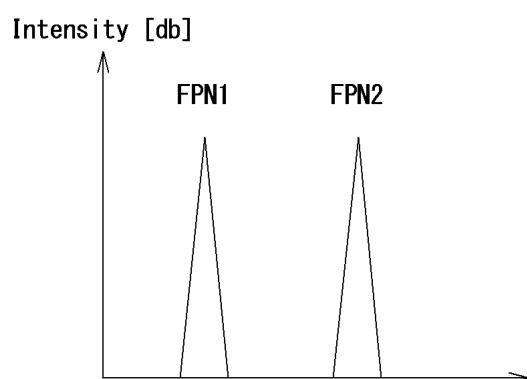
【図13】



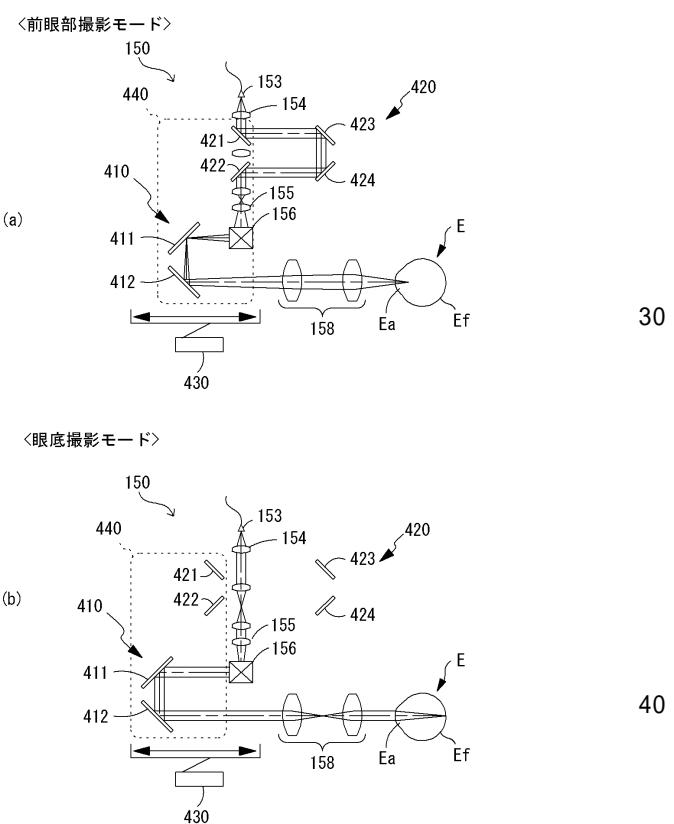
【図14】



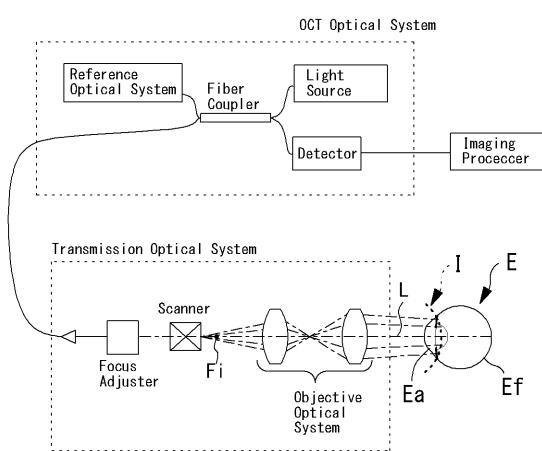
【図15】



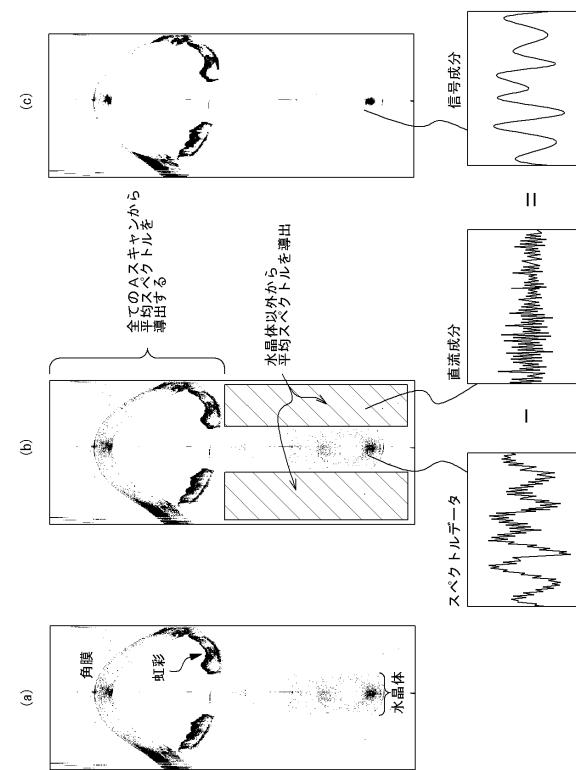
【図16】



【図 17】



【図 18】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2016-209577(JP,A)

特開平08-066421(JP,A)

特表2005-525893(JP,A)

特開2016-032578(JP,A)

特開2011-215134(JP,A)

国際公開第2008/000078(WO,A1)

米国特許出願公開第2010/0067020(US,A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 00 - 3 / 18