

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7651908号
(P7651908)

(45)発行日 令和7年3月27日(2025.3.27)

(24)登録日 令和7年3月18日(2025.3.18)

(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

請求項の数 4 (全16頁)

(21)出願番号	特願2021-58799(P2021-58799)	(73)特許権者	000135184
(22)出願日	令和3年3月30日(2021.3.30)		株式会社ニデック
(65)公開番号	特開2022-155351(P2022-155351 A)	(72)発明者	愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 馬野 博之
(43)公開日	令和4年10月13日(2022.10.13)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
審査請求日	令和6年2月27日(2024.2.27)		株式会社ニデック拾石工場内
		審査官	渡戸 正義

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 O C T 装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼のO C T データを取得するためのO C T 光学系と、
前記O C T 光学系に設けられた分光光学系であって、被検眼に照射した測定光の戻り光と参照光との干渉光を導入する入射端、前記入射端から照射される干渉光をコリメートするコリメートレンズ、コリメートされた干渉光をスペクトル波長毎に分光する分散素子、2つの結像レンズを有し、スペクトル波長毎の干渉光を前記2つの結像レンズによって撮像面に結像させる結像系、および、撮像面に配置され、前記干渉光を分光検出する受光素子、を含む分光光学系と、

前記結像系に含まれる2つの結像レンズのうち一方を保持する第1部材、前記結像系に含まれる2つの結像レンズのうち他方を保持する第2部材、および、前記第1部材と前記第2部材との両方に固定される第3部材と、を有する光学マウントと、を備え、

前記光学マウントは、前記光学マウントの熱変形に起因する2つの前記結像レンズの保持間隔の変位を、前記第1部材、前記第2部材および前記第3部材の熱変形において前記第1部材、前記第2部材および前記第3部材の間で相殺させる、O C T 装置。

【請求項 2】

前記光学マウントとは別体に形成された第2光学マウントを備え、
前記第2光学マウントは、前記入射端を保持する第4部材、前記コリメートレンズを保持する第5部材、および、前記第4部材と前記第5部材との両方に固定される第6部材と、を有し、

10

前記第 2 光学マウントは、前記第 2 光学マウントの熱変形に起因する前記入射端および前記コリメートレンズの保持間隔の変位を、前記第 4 部材、前記第 5 部材および前記第 6 部材の熱変形において前記第 4 部材、前記第 5 部材および前記第 6 部材の間に相殺させる、請求項 1 記載の OCT 装置。

【請求項 3】

前記一方の結像レンズは前記他方の結像レンズよりも前記分光光学系における上流側に位置し、

前記第 1 部材と前記第 3 部材との固定位置が前記第 2 部材と前記第 3 部材との固定位置よりも前記分光光学系における下流側に位置するように、前記第 3 部材は、前記第 1 部材と前記第 2 部材とそれぞれに固定される、請求項 1 又は 2 記載の OCT 装置。

10

【請求項 4】

装置周囲の温度が温度 T から温度 T_a へと変化する場合は前記 2 つの結像レンズの距離の変化の許容誤差を E 、前記第 1 部材、前記第 2 部材、および、前記第 3 部材の光軸方向の熱膨張に影響する寸法を D_x 、 D_y 、 D_z とすると、熱膨張率の差を利用することによって、

$|D_x \cdot \beta_1 (T_a - T) + D_y \cdot \beta_2 (T_a - T) - D_z \cdot \beta_3 (T_a - T)| < |E|$ となるように前記第 1 部材、前記第 2 部材、および、前記第 3 部材の材料、および、前記寸法 D_x 、 D_y 、 D_z が決定されていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載の OCT 装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本開示は、OCT 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

眼科分野では、被検眼の組織の断層画像を撮影する装置である、光干渉断層計 (Optical Coherence Tomography: OCT) が知られている。

【0003】

OCT データを得る方式として、いくつかの方式が存在している。現状は、スペクトラルドメイン方式を採用した装置 (SD-OCT; Spectral-domain OCT) が、広く眼科施設に普及している。

30

【0004】

SD-OCT は、広帯域な OCT 光源と、スペクトロメータとしての分光光学系を備える。SD-OCT では、被検眼へ照射された測定光の戻り光と参照光との干渉光が、分光光学系によってスペクトル信号 (スペクトル干渉信号) として検出される。スペクトル干渉信号が処理された結果として、被検眼の深さ方向の情報として OCT データが取得される。

【0005】

このとき、分光光学系は、グレーティングと呼ばれる光学素子、および、リニアイメージセンサ等の受光素子の他に、干渉光をコリメートしてグレーティングに導くためのコリメート系、および、グレーティングからの干渉光を受光素子上で結像させる結像系、を備える。

40

【0006】

また、特許文献 1 には、分光光学系における光路長の熱による変化を抑制するための機構が開示されている。特許文献 1 に開示される分光光学系には、熱に応じて変形しても分光光学系の光路長の全長についての変化を抑制する、分光光学系の保持部が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

50

【文献】特開 2 0 1 0 - 0 3 5 9 4 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

depth rangeと呼ばれる深さ方向の撮影範囲を広げるために、より高画素な受光素子を用いる場合、分光光学系における光路長の全長の変化を抑制するだけでは、分光光学系の撮像面における干渉光のスポットサイズの温度変化を適正に抑制できず、温度変化による感度性能の低下が生じる。

【0009】

これに対し、本開示は従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、温度変化による感度性能の低下を適切に抑制できる、OCT装置を提供することを技術課題とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0010】

本開示の第1態様に係るOCT装置は、被検眼のOCTデータを取得するためのOCT光学系と、前記OCT光学系に設けられた分光光学系であって、被検眼に照射した測定光の戻り光と参照光との干渉光を導入する入射端、前記入射端から照射される干渉光をコリメートするコリメートレンズ、コリメートされた干渉光をスペクトル波長毎に分光する分散素子、2つの結像レンズを有し、スペクトル波長毎の干渉光を前記2つの結像レンズによって撮像面に結像させる結像系、および、撮像面に配置され、前記干渉光を分光検出する受光素子、を含む分光光学系と、前記結像系に含まれる2つの結像レンズのうち一方を保持する第1部材、前記結像系に含まれる2つの結像レンズのうち他方を保持する第2部材、および、前記第1部材と前記第2部材との両方に固定される第3部材と、を有する光学マウントと、を備え、前記光学マウントは、前記光学マウントの熱変形に起因する2つの前記結像レンズの保持間隔の変位を、前記第1部材、前記第2部材および前記第3部材の熱変形において前記第1部材、前記第2部材および前記第3部材の間で相殺させる。

20

【発明の効果】

【0011】

本開示によれば、温度変化による感度性能の低下を適切に抑制できるOCT装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

30

【0012】

【図1】OCT装置の全体構成を示す図である。

【図2】前眼部OCTを撮影する際の全体構成を示す図である。

【図3】分光光学系の詳細構成を示す図である。

【図4A】ソース帯域幅（光源由来のスペクトル分布の物理的な幅）に対し、撮像素子の受光幅が狭い場合を示した図である。

【図4B】ソース帯域幅（光源由来のスペクトル分布の物理的な幅）に対し、撮像素子の受光幅がバランスしている場合を示した図である。

【図5】FD-OCTにおける感度減衰 $R(z)$ とdepth rangeとの関係を示したグラフである。

40

【図6】depth range 3mm, 4.2mmとのそれぞれの場合における感度減衰曲線を示したグラフである。

【図7A】眼底OCT画像を示した図である。

【図7B】前眼部OCT画像を示した図である。

【図8】分光光学系を固定保持ユニットと共に示した図である。

【図9】第1, 第2光学マウントの構造を概略的に示した模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照しつつ、本開示に係るOCT装置の例示的な実施形態を説明する。実施形態に係るOCT装置1は、SD-OCT (Spectral-domain OCT) である。OCT

50

装置 1 は、被検眼の OCT データを取得する。本実施形態の OCT 装置 1 では、眼底の OCT データと、前眼部の OCT データとが、選択的に撮影される。図 1 に示すように、OCT 装置 1 は、制御部 70 を有してもよく、制御部 70 によって、眼底撮影モードと前眼部撮影モードとの間で撮影モードが切り換えられてもよい。眼底撮影モードでは眼底 OCT が撮影され、前眼部撮影モードでは前眼部 OCT が撮影される。

【0014】

はじめに、図 1 を参照し、本実施形態に係る OCT 装置 1 の光学系の概略構成を説明する。図 1 に示すように、OCT 装置 1 は、OCT 光学系（干渉光学系）100 を備える。追加的に、OCT 装置 1 は、導光光学系 200、および、光路長調整部、を備えてもよい。

【0015】

実施形態に係る OCT 光学系 100 は、少なくとも分光光学系 20 を備える。追加的に、OCT 光学系 100 は、OCT 光源 11、光分割器 15、および、参照光学系 30 を備えてもよい。図 1 に示すように、各部は導光路としての光ファイバ 17a ~ 17d によって接続される。

【0016】

OCT 光学系 100 は、被検眼へ照射された測定光の戻り光と参照光とのスペクトル干渉信号を、分光光学系 20 によって検出する。スペクトル干渉信号が画像処理器によって演算処理されることで、被検眼の OCT データが取得（生成）される。

【0017】

本実施形態の OCT 光源 11 は、低コヒーレントかつ広帯域な光を出射する。例えば、OCT 光源 11 は SLD 光源であって、OCT 光源 11 から発せられる光は、近赤外光であってもよい。一例として、中心波長 880 nm の光が OCT 光源 11 から照射されてもよい。

【0018】

光分割器 15 は、OCT 光源 11 からの光を、測定光と参照光とに分割する。図 1 において、光分割器 15 はファイバカップラとして示す。図 1 に示すように、測定光は、導光光学系 40 を介して被検眼に照射される。また、被検眼の戻り光が、導光光学系 40 を遡って、分光光学系 20 に導かれる。参照光は、参照光学系 30 を経て分光光学系 20 へ導かれる。なお、図 1 において、測定光の戻り光と参照光とは、カップラ（例えば、図 1 においては光分割器 15）で合波され、その後、分光光学系 20 へ導かれる。

【0019】

導光光学系 40 は、図 1 に示すように、光スキャナ 41 および対物光学系 45 等を備えてもよい。光スキャナ 41 は、被検眼の組織上で測定光を走査するために利用される。光スキャナ 41 によって走査される測定光が、対物光学系 45 を介して被検眼の組織上で走査される。

【0020】

眼底 OCT を取得する際には、図 1 に示すように、対物光学系 45 を介した測定光は 1 点（旋回点という）を中心に旋回されてもよい。アライメントによって旋回点が前眼部に配置されることで、眼底 OCT が取得される。

【0021】

前眼部 OCT を取得する際には、図 2 に示すように、対物光学系 45 と被検眼 E との間に前眼部アタッチメント 50（アタッチメントレンズ 50a）が挿入されてもよい。これにより、眼底 OCT を取得する場合と、前眼部 OCT を取得する場合との間で測定光の走査態様が変更されてもよい。アタッチメントレンズ 50a が挿入されることで、テレセントリックに測定光が照射されて前眼部 OCT が取得される。

【0022】

光路長調整部は、測定光と参照光との光路長差を調整する。眼底 OCT を撮影する場合は、被検眼毎の眼軸長の個人差に応じて光路長差が補正されてもよい。また、前眼部 OCT を撮影する場合は、予め定められた値に調整されてもよい。光路長調整部は、測定光路および参照光路のうち少なくともいずれかの光路長を変更する。図 1 では導光光学系 40

10

20

30

40

50

におけるファイバの出射端を光軸方向に移動させることによって、光路長が変更される。

【 0 0 2 3 】

< 分光光学系 >

本実施形態の分光光学系 2 0 はスペクトロメータとして利用される。分光光学系 2 0 は、測定光の戻り光と参照光との干渉光を分光検出する。つまり、分光光学系 2 0 は、干渉光を周波数成分に分光し、周波数毎の干渉信号を検出する。

【 0 0 2 4 】

図 3 に示すように、本実施形態において、分光光学系 2 0 は、コリメート系 2 2、グレーティング（分散素子）2 4、結像系 2 5、および、撮像素子（受光素子の一例）2 6 を備える。追加的に、本実施形態の分光光学系 2 0 は、折り曲げミラー 2 3 を備える。

10

【 0 0 2 5 】

但し、分光光学系は、光路を折り曲げるためのミラーは必ずしも配置されていなくてもよい。例えば、光軸と交差する方向に関する寸法は、光路が折り曲げられないほうが有利となる。

【 0 0 2 6 】

測定光の戻り光と参照光との合成光束は、入射端 2 1 を介して分光光学系 2 0 に導かれる。ここでいう、入射端 2 1 は分光光学系 2 0 における見かけ上の干渉光の点光源となる。例えば、ファイバ 1 7 b の端部が入射端 2 1 として利用され得る。

【 0 0 2 7 】

コリメート系 2 2 は、入射端 2 1 からの干渉光をコリメートする。図 3 において、コリメート系 2 2 の焦点位置（物体側焦点位置）には入射端 2 1 が配置される。図 3 において、コリメートされた干渉光は、ミラー 2 3 によって折り曲げられて、グレーティング 2 4 に照射される。図 3 では、コリメート系 2 2 が、レンズ 2 2 a（コリメートレンズ）によって形成されている。

20

【 0 0 2 8 】

ミラー 2 3 は、干渉光を 90° 以上の角度で折り曲げる。これにより、分光光学系 2 0 の収容寸法が小型化される。ミラー 2 3 は、コリメート系 2 2 とグレーディング 2 4 との間に配置される。つまり、干渉光がコリメートされた領域に配置される。

【 0 0 2 9 】

グレーディング 2 4 は、干渉光を分光する。図 3 に示すように、グレーディング 2 4 は透過型の光学素子（例えば、回折格子）であってもよい。但し、グレーディング 2 4 は、反射型の光学素子に置き換えられてもよい。干渉光は、撮像素子 2 6 において画素が並べられた方向と一致する方向に、グレーディング 2 4 によって分光される。

30

【 0 0 3 0 】

分光された干渉光は、結像系 2 5 に入射される。その結果、干渉光は、結像系 2 5 を介することで、撮像面において結像される。なお、図 3 においては、レンズ 2 5 a とレンズ 2 5 b との 2 つのレンズによって結像系 2 5 は構成されている。但し、これは一例であって、結像系 2 5 には種々の代替的な構成を採用できる。

【 0 0 3 1 】

撮像素子 2 6 は、画素（素子）が一次元方向に配列されたラインセンサ（一次元撮像素子）である。撮像素子 2 6 は撮像面上、換言すれば、結像系 2 5 の焦点距離（像側焦点距離）の位置に配置される。

40

【 0 0 3 2 】

分光光学系 2 0 の光路のうち、コリメート系 2 2 とグレーディング 2 4 との間隔は性能に関係無いため、任意の値とすることができる。よって、分光光学系 2 0 の全長は、実質的には、コリメート系 2 2 の焦点距離 f_1 および結像系 2 5 の焦点距離 f_2 が支配的である。なお、本実施形態において、コリメート系 2 2 の焦点距離 f_1 および結像系 2 5 の焦点距離 f_2 を能動的に変化させるための機構を装置は備えない。つまり、 f_1 および f_2 は、いずれも固定である。つまり、本実施形態において、眼底 OCT と前眼部 OCT とをそれぞれ取得するときにスペクトロメータの条件は変化しない。

50

【 0 0 3 3 】

ここで、SD-OCTにおける深さ方向分解能と、撮影される深さ範囲（depth range）との関係を説明する。なお、特に断りが無い限り、本実施形態におけるdepth rangeは、ゼロディレイを撮影範囲の一端としたときの他端までの深さである。つまり、本実施形態では、フルレンジ化技術に依らない光学系設計に基づく値を指す。

【 0 0 3 4 】

まず、OCTにおける深さ方向の分解能は、次の関係式で表すことができる。

【 0 0 3 5 】

【数 1】

$$\delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{n \Delta \lambda}$$

10

【 0 0 3 6 】

但し、 δz は深さ方向の分解能、 n は屈折率、 $\Delta \lambda$ は総受光幅（スペクトル分布における半値全幅）、をそれぞれ示している。

【 0 0 3 7 】

また、深さ方向の撮影範囲(depth range)は、数 2 ～ 数 3 示す関係式で表すことができる。

20

【 0 0 3 8 】

【数 2】

$$Z_{max} = \frac{N \lambda_0^2}{4 \delta \lambda}$$

【 0 0 3 9 】

【数 3】

$$\delta \lambda = a d \lambda$$

30

【 0 0 4 0 】

【数 4】

$$d \lambda = \frac{\Delta x \cos \theta}{m a f_2}$$

40

【 0 0 4 1 】

但し、 z_{max} はdepth range、 N は撮像素子における素子数、 λ_0 は測定光の中心波長、 a はグレーティングの格子定数、 $d \lambda$ はサンプリング波長幅、 Δx は撮像素子における一素子幅、 θ はグレーティングにおける回折角、 m は回折次数、 f_2 は結像系の焦点距離、をそれぞれ示している。数 2 ～ 数 4 からは、depth range z_{max} は、結像系の焦点距離 f_2 と比例することが見て取れる。また、depth range z_{max} は、画素数 N と比例し、一素子幅 Δx と反比例するから、撮像素子の高画素化によって、depth range z_{max} は増加することが見て取れる。

50

【 0 0 4 2 】

ここで、SD-OCTでは、結像系による結像面上では、干渉光のスペクトルが一方向に分布している。光源性能に由来した干渉光の分布の幅をソース帯域幅と称する。

【 0 0 4 3 】

図4Aに示すように、ソース帯域幅に対して、撮像素子によって検出される信号範囲が狭ければ、総受光幅 $\Delta\lambda$ は小さくなり、深さ方向の分解能は低下する（ δz が大きな値になる）。一方で、撮像素子は高密度に信号をサンプリングするため、サンプリング幅 $d\lambda$ は小さくなる。よって、depth range z_{max} は増大される。

【 0 0 4 4 】

図4Bでは、ソース帯域におけるスペクトル分布の幅に対して、撮像素子によって検出される信号範囲のバランスがとれている。従って、図4Aの場合に比べて、深さ方向の分解能は向上するものの、depth range z_{max} は狭くなる。

【 0 0 4 5 】

以上の検討の結果、従来設計と同様に眼底OCTに適した分解能（好ましくは、 $7\mu m$ 以下）を維持しつつも、前眼部OCTに適した従来設計よりも広いdepth rangeを実現するためには、撮像素子の高画素化と共に、結像系の焦点距離 f_2 を十分に長大化させることが必要となる。その際、角膜厚、および、前房深度は、それぞれ、 $0.5mm$ および $2\sim 3mm$ 程度であるから、角膜頂点から水晶体前囊までを撮影可能なdepth rangeとしては、好ましくは $4mm$ 以上である。

【 0 0 4 6 】

ところで、スペクトロメータにおいて、分光された状態の干渉光は撮像面上で有限のスポットサイズで結像するものと考えることができる。一素子幅 Δx に対してスポットサイズが大きい場合ほど、周波数毎の干渉信号を分解できずに、結果として、感度減衰が生じると考えられる。このとき、高周波領域側ほど（つまり、ゼロディレイから離れた位置ほど）、感度の低下は大きくなることが知られている。スポットサイズは、結像系の焦点距離 f_2 に対して、コリメート系の焦点距離 f_1 が同じか、それよりも長い場合に最小化される。

【 0 0 4 7 】

これに対し、本実施形態では、コリメート系22の焦点距離 f_1 が、結像系25の焦点距離 f_2 に対して短い。つまり、 $f_1 < f_2$ である。従って、スポットサイズは最小化されない。

【 0 0 4 8 】

ところで、感度減衰については、以下のように、depth range z_{max} を用いた関係式として表すことができる。

【 0 0 4 9 】

【数5】

$$R(z) = \frac{\pi \sin^2(\pi z / 2z_{max})}{(\frac{\pi z}{2z_{max}})^2} \exp \left[-\frac{\pi^2 \omega^2}{8 \ln 2} \left(\frac{z}{z_{max}} \right)^2 \right]$$

【 0 0 5 0 】

但し、 $R(z)$ は感度減衰、 z は深さ位置、 ω は角周波数、をそれぞれ示している。

【 0 0 5 1 】

図5に示すように、 z_{max} と $R(z)$ との関係に着目すると、区間毎に以下の1)～3)の特徴が見て取れる。

1) 原点付近の区間Aでは、 z_{max} に応じた変化はほぼ無い。

10

20

30

40

50

2) 区間 A に対して値の大きな区間 B では $z_{\max}$ と $R(z)$ との間に正の相関がある。但し、変極点を経て $R(z)$ の傾きは減少傾向に転じる。

3) 区間 C では、 $R(z)$ は有限の値へ漸近する。 $z_{\max}$ に応じた変化は、ほぼ無くなる。
【0052】

従って、一部の区間（区間 B）に限って、depth range $z_{\max}$ を拡張したときに感度減衰が抑制される。このため、当該区間であれば、depth range $z_{\max}$ のスポットサイズが最小されないことで生じる感度減衰への影響の少なくとも一部を、depth range $z_{\max}$ を拡張することによって相殺できると考えられる。

【0053】

次に、図 6 に、depth range 3 mm と 4.2 mm との 2 種類についての、当該式に基づくシミュレーション結果である感度減衰曲線を示す。但し、図 6 におけるそれぞれの感度減衰曲線は、いずれもスポットサイズが最小化された状態を前提とする。

10

【0054】

図 6 からは、depth range 3 mm と 4.2 mm との間では、depth range が大きくなるほど、感度減衰のスロープが緩やかになることが見て取れる。例えば、図 6 においては、depth range 3 mm のグラフにおける 3 mm での位置での性能と、depth range 4.2 mm のグラフにおける 4.2 mm での性能は同等である。

【0055】

シミュレーション結果から、depth range を、従来の SD-OCT の範囲から、角膜頂点から水晶体前嚢までをワンショットで撮影するために要求される範囲へと拡張する場合に、感度減衰の抑制効果を享受できる、ことが確認される。よって、ゼロディレイから離れた領域においても感度的な余裕が生まれるため、その分については、コリメート系 22 の焦点距離 f_1 を短縮可能となる。その結果、前眼部 OCT と眼底 OCT との両方を良好に撮影可能であり、且つ、コンパクトな OCT 装置が実現できる。

20

【0056】

但し、シミュレーション値だけで実際の装置の感度減衰を正確に予測できない。そこで、深さ方向の分解能 δz : 7 μm 以下、depth range $z_{\max}$: 4 mm 以上を実現するときの結像系 25 の焦点距離 f_2 に対し、コリメート系 22 の焦点距離 f_1 を f_2 よりも短くした光学系において、前眼部 OCT および眼底 OCT を撮影し、感度減衰の影響についての検証を行った。このとき、 f_1 は f_2 の半分以上である。より詳細には、 f_1 : f_2 の比は、およそ、1 : 3 である。この場合、スポットサイズが最小化された状態と比べてスペクトロメータ全長が、最大 6 割程度に短縮される。

30

【0057】

図 7 A, B に、眼底 OCT および前眼部 OCT をそれぞれ示す。

【0058】

図 7 A は、横断方向のスキャン長（画角）を 16 mm（約画角 50°）であるときの眼底の B スキャンを示している。眼底 OCT においては、眼底は湾曲しているため、B スキャンの中で描写される眼底組織には、横断方向に関して高低差が存在する。高低差は、被検眼毎の個体差があり、一般的には、強度近視眼等において高低差は顕著になる。また、B スキャンにおけるスキャン長（画角）が増大することで、高低差が表れやすくなる。よって、眼底 OCT では、高周波側の領域（ゼロディレイから離れた領域）に眼底組織の一部が描写されることは避けられず、感度減衰は問題視されやすい。例えば、図 7 A に示すように、中心固視で撮影した場合、眼底中心部が最も深い位置に描写されてしまう。特に、強度近視眼等の長眼軸長眼に対する影響が懸念される。しかしながら、検証結果としては、図 7 A に示すように、-14 D という強度近視であっても、眼底中心部における形状、および、同じく網膜表層から脈絡膜表層までの主だった層構造を目視で識別可能であり、感度減衰による問題は見られなかった。

40

【0059】

また、図 7 B に示すように、前眼部 OCT においては、角膜頂点から水晶体前嚢および隅角組織をワンショットで撮影可能である。

50

【 0 0 6 0 】

以上のように、本開示によれば、コリメート系 2 2 の焦点距離 f_1 が結像系 2 5 の焦点距離 f_2 よりも短縮されたコンパクトなスペクトロメータであっても、深さ方向の撮影範囲を前眼部において複数の部位をまとめて撮影可能な程度まで確保しつつ、眼底 OCT に必要な分解能を確保できる。

【 0 0 6 1 】

なお、図 7 A , B 等の撮影結果からの本発明者の見積りによれば、 $f_1 : f_2$ の比が、およそ、1 : 4 までの範囲であれば、必要な感度を享受しつつ、光学系を短縮できるものと考えられる。

【 0 0 6 2 】

< フルレンジ化技術の適用 >

更に、OCT データには、フルレンジ化技術が適用されてもよい。OCT データにおいて虚像を除去する種々の手法が、フルレンジ化技術と呼ばれる。本実施形態では、いずれかのフルレンジ化技術を適用してもよく、これによって、虚像が選択的に除去された更に広範囲の OCT データが取得可能であってもよい。フルレンジ化技術を用いた場合、ゼロディレイをまたいだ領域から OCT データを取得できるため、実質的な深さ方向の撮影範囲を増加させることができる。

【 0 0 6 3 】

なお、フルレンジ化技術の一例としては、追加のハードウェアにより虚像（鏡像ともいう）を除去する技術、追加のハードウェアを用いずにソフトウェアで補正する技術等を挙げることができる。また、スペクトル干渉信号を検出する際の光路長が異なる複数の OCT データに基づいて、OCT データにおける実像と虚像との重複領域に対して少なくとも補完処理を行い、補完処理が施された OCT データを生成する、更に別のフルレンジ化技術が提案されている。これらのいずれかが、本実施形態において適用されてもよい。

【 0 0 6 4 】

< 分光光学系における光学素子の固定方法 >

次に、図 8 および図 9 を参照して、分光光学系を固定保持する構成を説明する。図 8 に示すように、本実施形態において、OCT 装置 1 は、分光光学系 2 0 を、ベース 2 5 0 上に固定保持するための固定保持ユニット 2 0 0 を備えてもよい。

【 0 0 6 5 】

本実施形態において、固定保持ユニット 2 0 0 には、少なくとも、第 1 光学マウント 2 1 0、および、第 2 光学マウント 2 2 0 が含まれている。固定保持ユニット 2 0 0 は、追加的に、第 3 光学マウント 2 3 0、第 4 光学マウント 2 4 0 を備えてもよい。

【 0 0 6 6 】

第 1、第 2 光学マウント 2 1 0、2 2 0 は、分光光学系 2 0 に含まれる複数の光学素子（入射端 2 1、コリメートレンズ 2 2 a、グレーディング 2 4、結像レンズ 2 5 a、2 5 b、受光素子 2 6）のうち、少なくとも 2 つずつを保持する。詳細には、光軸方向に関して隣り合う 2 つの光学素子が、第 1、第 2 光学マウント 2 1 0、2 2 0 の 1 つによって保持される。第 1、第 2 光学マウント 2 1 0、2 2 0 は、温度に応じた自らの変形による光学素子の保持間隔の変化を抑制するための構成を備える。

【 0 0 6 7 】

ところで、撮像面における干渉光のスポットサイズは、各々の光学素子間の間隔が設計値からズレることによって拡大される。光学素子間の間隔が設計値からズレてしまうと、感度低下が生じ得る。そこで、分光光学系 2 0 における隣り合う光学素子の組合せ毎に、光学素子間の間隔の変化がスポットサイズに与える影響について検討したところ、1) ~ 5) の順（降順）でスポットサイズへの影響が大きくなることが実験的に確認された。

【 0 0 6 8 】

- 1) 入射端 2 1 とコリメートレンズ 2 2 a
- 2) 結像レンズ 2 5 a と結像レンズ 2 5 b
- 3) 結像レンズ 2 5 b と受光素子 2 6

10

20

30

40

50

4) コリメートレンズ 2 2 a とグレーディング 2 4

5) グレーディング 2 4 と第 1 の結像レンズ 2 5 a

より詳細には、1) と 2) とのズレがスポットサイズに対して支配的である。3) のズレでは、スポットサイズに対して多少の影響が見られた。4) と 5) のズレによるスポットサイズへの影響は、ほとんど見られなかった。

【0069】

そこで、図 8 に示すように、本実施形態では、第 1 光学マウント 2 1 0 によって、入射端 2 1 およびコリメートレンズ 2 2 a が保持される。また、第 2 光学マウント 2 2 0 によって、2 つの結像レンズ 2 5 a , 2 5 b が保持される。

【0070】

第 1 光学マウント 2 1 0 は、第 1 部材 2 1 1 (第 1 ホルダー)、第 2 部材 2 1 2 (第 2 ホルダー)、および、第 3 部材 2 1 3 (連結部材)を備える。第 1 部材 2 1 1 は、入射端 2 1 (ファイバ 1 7 b の端部)を保持する。第 2 部材 2 1 2 は、コリメートレンズ 2 2 a を保持する。第 3 部材 2 1 3 は、第 1 部材 2 1 1 と第 2 部材 2 1 2 との両方に固定される。

【0071】

同様に、第 2 光学マウント 2 2 0 は、第 1 部材 2 2 1 (第 1 ホルダー)、第 2 部材 2 2 2 (第 2 ホルダー)、および、第 3 部材 2 2 3 (連結部材)を備える。第 2 光学マウント 2 2 0 において、第 1 部材 2 2 1 は、結像系 2 5 に含まれる 2 つのレンズ 2 5 a , 2 5 b の一方を、第 2 部材 2 2 2 は他方を、それぞれ保持する。第 3 部材 2 2 3 は、第 1 部材 2 2 1 と第 2 部材 2 2 2 との両方に固定される。

【0072】

第 1 , 第 2 光学マウント 2 1 0 , 2 2 0 は、第 1 ~ 第 3 部材 2 1 1 ~ 2 1 3 , 2 2 1 ~ 2 2 3 によって、複数箇所(本実施形態では 2 か所)の折り返し部 B 1 , B 2 (図 9 参照)を有する入れ子構造が形成される。これにより、第 1 , 第 2 光学マウント 2 1 0 , 2 2 0 は、各々が保持する 2 つの光学素子の保持間隔の変位であって、第 1 , 第 2 光学マウント 2 1 0 , 2 2 0 の熱変形に起因する変位が、第 1 ~ 第 3 部材 2 1 1 ~ 2 1 3 , 2 2 1 ~ 2 2 3 の熱変形において第 1 ~ 第 3 部材 2 1 1 ~ 2 1 3 , 2 2 1 ~ 2 2 3 の間で相殺される。

【0073】

また、第 1 ~ 第 3 部材 2 1 1 ~ 2 1 3 , 2 2 1 ~ 2 2 3 において互いが隣接(接触)する面は、旋盤加工にて形成されてもよい。加工精度が高い旋盤加工が利用されることで、第 1 , 第 2 光学マウント 2 1 0 , 2 2 0 において、第 1 ~ 第 3 部材 2 1 1 ~ 2 1 3 , 2 2 1 ~ 2 2 3 を密接に配置でき、第 1 , 第 2 光学マウント 2 1 0 , 2 2 0 のそれぞれが保持する 2 つの光学素子の軸ズレが抑制される。

【0074】

図 9 を参照して、第 1 , 第 2 光学マウント 2 1 0 , 2 2 0 の構造を詳細に説明する。図 9 において、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 および第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 は、光学素子の保持位置から、光軸に沿って、互いに向かって延びるように形成される。第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 は、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 および第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 の両方と、少なくとも一部が光軸と交差する方向に重なるように配置される。

【0075】

図 9 において、符号 p 1 1 は、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 における光学素子の保持位置、p 2 2 は、第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 における光学素子の保持位置、をそれぞれ示す。また、符号 q 1 3 は、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 と第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 との固定位置、符号 q 2 3 は、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 と第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 との固定位置、をそれぞれ示す。

【0076】

図 9 に示すように、固定位置 q 1 3 は、固定位置 q 2 3 に対して第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 の保持位置 p 2 2 側(本実施形態では、分光光学系 2 0 の下流側)に配置される。固定位置 q 1 3 の周りで、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 と第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 とによる折り返

10

20

30

40

50

し部 B 1 が形成される。

【 0 0 7 7 】

固定位置 q 2 3 は、固定位置 q 1 3 に対して第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 の保持位置 p 1 1 側 (本実施形態では、分光光学系 2 0 の上流側) に配置される。固定位置 q 2 3 の周りで、第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 と第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 とによる折り返し部 B 2 が形成される。

【 0 0 7 8 】

折り返し部から該折り返し部を形成する 2 つの部材を見たときに、2 つの部材の熱変形方向が一致される。よって、本実施形態では、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1、および、第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 において、熱変形による寸法の変化が生じて、同等の寸法変化が第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 において生じれば、第 1 , 第 2 光学マウント 2 1 0 , 2 2 0 による 2 つの光学素子の保持間隔が、温度変化の前後で維持される。

10

【 0 0 7 9 】

ここで、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 における保持位置 p 1 1 から固定位置 q 1 3 までの距離を D x、第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 における保持位置 p 2 2 から固定位置 q 2 3 までの距離を D y、第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 における 2 つの固定位置 q 1 3 , q 2 3 の間の距離を D z として、それぞれ示す。本実施形態によって、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1、第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2、第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 の光軸方向の熱変形に影響する寸法が、D x , D y , D z となる。

【 0 0 8 0 】

20

また、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1、第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2、第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 のそれぞれにおける熱膨張率を、それぞれ、 β_1 , β_2 , β_3 とする。温度が温度 T から温度 T a へと変化する場合における光学素子の保持間隔の変化の許容誤差を E とすると、各部材の熱膨張の差を利用することによって、次の関係式を満たすように、各部材の材料および D x , D y , D z が決定される。

【 0 0 8 1 】

【 数 6 】

$$|Dx \cdot \beta_1(Ta - T) + Dy \cdot \beta_2(Ta - T) - Dz \cdot \beta_3(Ta - T)| < |E|$$

30

【 0 0 8 2 】

つまり、本実施形態では、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1、および、第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 における熱変形による寸法の変化量と、第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 における熱変形による寸法の変化量と、が略等しくなるように、各部材の材料および D x , D y , D z が決定される。

【 0 0 8 3 】

図 9 のように、D x , D y , D z が近しければ、 β_1 , $\beta_2 < \beta_3$ となるように、各部材の材料が選定される。例えば、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1、および、第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 とは、同一材料であってもよい (つまり、 $\beta_1 = \beta_2$)。一例として、第 1 部材 2 1 1 , 2 2 1 および第 2 部材 2 1 2 , 2 2 2 に鉄、第 3 部材 2 1 3 , 2 2 3 をアルミニウムが用いられてもよい。もちろん、各部材は熱膨張率が互いに異なる異種材料も組み合わせであってもよい。

40

【 0 0 8 4 】

以上のような第 1 , 第 2 光学マウント 2 1 0 , 2 2 0 を備えることで、分光光学系 2 0 の撮像面上における干渉光のスポットサイズに関して影響が大きな光学素子間の間隔の変化 (温度に応じた変化) を適正に抑制でき、各温度での感度性能を適切に維持できる。特に、上述のように、コリメート系 2 2 の焦点距離 f 1 が、結像系 2 5 の焦点距離 f 2 に対して短いという感度に関して不利な光学設計が採用されていても、温度変化による感度性能の低下を好適に抑制できる。

【 0 0 8 5 】

50

図 8 に戻って説明を続ける。図 8 の例において、第 1 光学マウント 2 1 0 および第 2 光学マウント 2 2 0 は、第 3 光学マウント 2 3 0 と連結される。また、第 2 光学マウント 2 2 0 は、下流側にて第 4 光学マウント 2 4 0 と連結される。第 3 光学マウント 2 3 0 は、ミラー 2 3、グレーディング 2 4 を固定保持する。第 4 光学マウント 2 4 0 は、受光素子 2 6 を固定保持する。

【 0 0 8 6 】

本実施例では、固定保持ユニット 2 0 0 の中で、第 3 光学マウント 2 3 0 および第 4 光学マウント 2 4 0 の各々がベース 2 5 0 と、ねじ等で直接的に連結されている。第 3 光学マウント 2 3 0 および第 4 光学マウント 2 4 0 のうち少なくともいずれかの連結箇所では、ワッシャー等によって、固定保持ユニット 2 0 0 が熱によって変形した場合の変形が吸収可能である。これにより、固定保持ユニット 2 0 0 に温度による変形が生じたときに機械的な負荷の集中を回避でき、光学系の劣化を抑制できる。

10

【 0 0 8 7 】

以上、実施形態に基づいて本開示を説明したが、本開示は上記実施形態に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 8 】

- 1 O C T 装置
- 2 0 分光光学系
- 2 2 コリメート系
- 2 4 分散素子 (グレーディング)
- 2 5 結像系
- 2 6 受光素子
- 2 1 0 第 1 光学マウント
- 2 2 0 第 2 光学マウント
- 2 1 1 , 2 2 1 第 1 部材
- 2 1 2 , 2 2 2 第 2 部材
- 2 1 3 , 2 2 3 第 3 部材

20

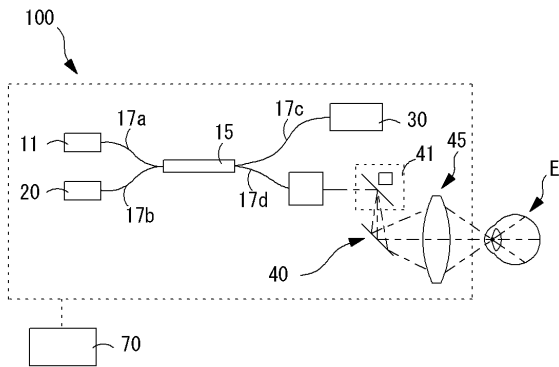
30

40

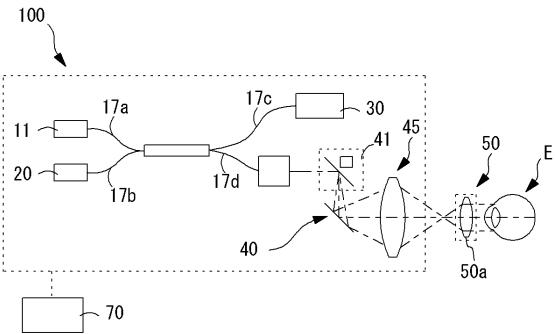
50

【図面】

【図 1】

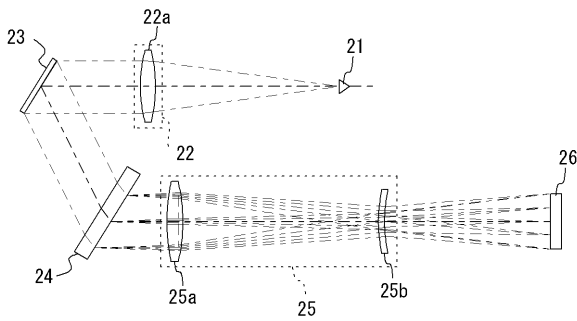


【図 2】

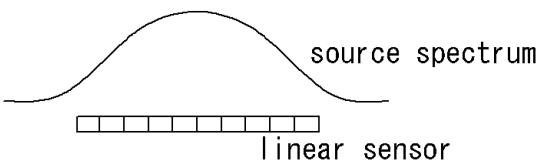


10

【図 3】

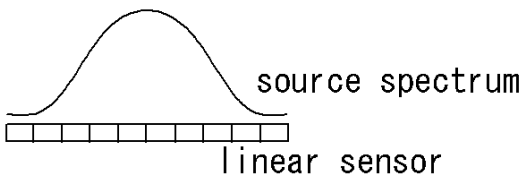


【図 4 A】

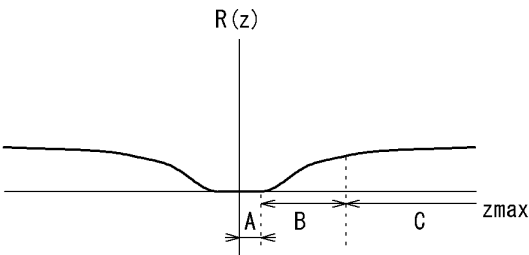


20

【図 4 B】



【図 5】

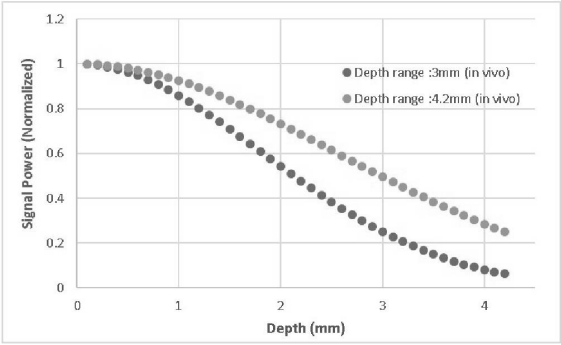


30

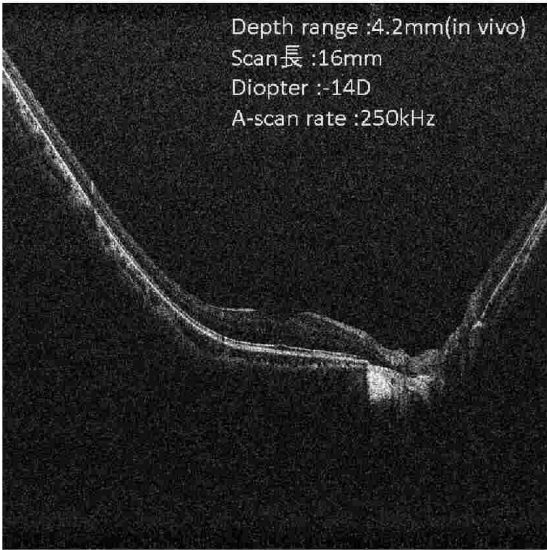
40

50

【 図 6 】

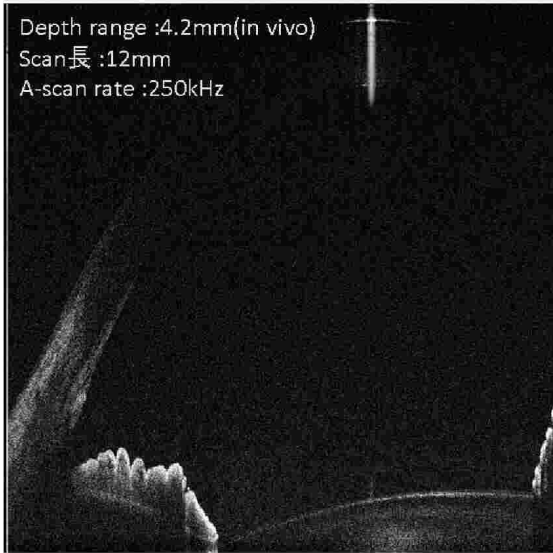


【 図 7 A 】

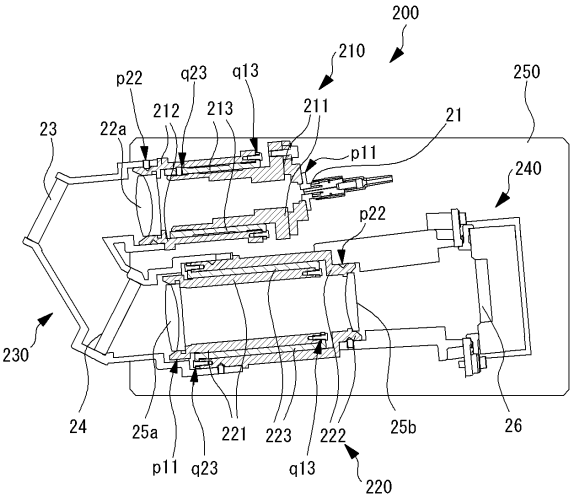


10

【 図 7 B 】



【 図 8 】



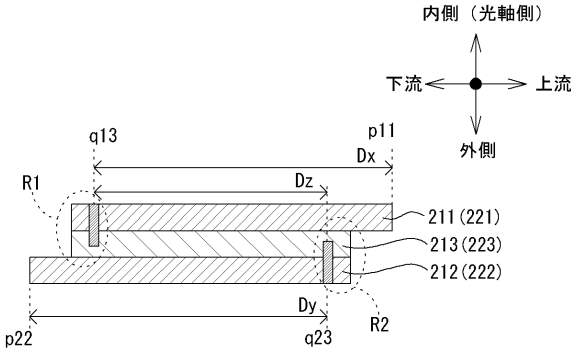
20

30

40

50

【図 9】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第 2 0 2 0 / 1 1 2 5 2 1 (W O , A 1)
 特開平 0 8 - 1 6 0 2 7 6 (J P , A)
 特開 2 0 1 0 - 0 3 5 9 4 9 (J P , A)
 特開 2 0 1 9 - 1 9 5 3 7 8 (J P , A)
 特表 2 0 0 8 - 5 2 8 9 5 3 (J P , A)
 米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 1 6 4 6 3 9 (U S , A 1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8