

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4837982号
(P4837982)

(45) 発行日 平成23年12月14日(2011.12.14)

(24) 登録日 平成23年10月7日(2011.10.7)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B	3/10	(2006.01)
G 0 1 B	11/24	(2006.01)
G 0 2 B	21/00	(2006.01)
A 6 1 F	9/007	(2006.01)

A 6 1 B	3/10	R
A 6 1 B	3/10	W
G 0 1 B	11/24	D
G 0 2 B	21/00	
A 6 1 F	9/00	5 7 O

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2005-347288 (P2005-347288)

(22) 出願日

平成17年11月30日 (2005.11.30)

(65) 公開番号

特開2007-151622 (P2007-151622A)

(43) 公開日

平成19年6月21日 (2007.6.21)

審査請求日

平成20年11月28日 (2008.11.28)

(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 上野 登輝夫

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 九鬼 一慶

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

低コヒーレント長の光の一部を測定光とともに前記低コヒーレント長の光の一部を参照光とし、該参照光と前記測定光の反射光とを合成し、干渉させる干渉光学系と、該干渉光学系によって得られた干渉光を各周波数成分に分光し、分光された干渉光を受光手段に受光させる分光光学系と、該受光手段からの受光信号に基づいて被検眼の画像情報を取得する眼科装置において、

前記受光手段と、前記分光光学系に設けられた該受光手段以外の他の光学部材との相対的な位置関係を調整するためのキャリブレーション用の光束を前記分光光学系に導光する導光手段と、前記分光光学系の各光学部材が所定の位置関係にある分光光学系に対して前記キャリブレーション用の光束を導光し、導光された該キャリブレーション用の光束を該分光光学系を介して前記受光手段に受光させることによって得られる分光情報を基準分光情報として記憶する記憶手段と、該記憶手段に前記基準分光情報が記憶された状態で前記キャリブレーション用の光束を前記受光手段に受光させることによって得られる分光情報と前記記憶手段に記憶された前記基準分光情報とに基づいて前記受光手段と前記他の光学部材との相対的な位置関係を調整する調整手段と、を備えることを特徴とする眼科装置。

【請求項 2】

請求項1の眼科装置において、前記キャリブレーション用の光束は前記参照光であり、前記導光手段は前記参照光を前記測定光の反射光とを合成させないための規制手段を有し、

該規制手段を用いて前記参照光のみを前記干渉光学系を介して前記受光手段に導くことを特徴とする眼科装置。

【請求項3】

請求項1の眼科装置において、前記分光光学系は、干渉光を各周波数成分に分光するための回折格子と、該回折格子によって分光された干渉光を集光する集光レンズと、前記受光手段として各周波数成分に分光された干渉光を受光する一次元受光素子とを含み、前記調整手段は、前記他の光学部材に対して前記一次元受光素子の位置を調整することを特徴とする眼科装置。

【請求項4】

請求項3の眼科装置において、前記調整手段は、少なくとも前記一次元受光素子を、該光軸に垂直な平面に対して移動させる駆動機構を備えることを特徴とする眼科装置。 10

【請求項5】

請求項1の眼科装置において、前記受光手段によって検出される分光情報が前記基準分光情報と一致しない場合、前記分光光学系で光学部材の位置ズレが生じている旨のメッセージを報知する報知手段を備えることを特徴とする眼科装置。

【請求項6】

低コヒーレント長の光の一部を測定光とともに前記低コヒーレント長の光の一部を参考光とし、該参考光と前記測定光の反射光とを合成し、干渉させる干渉光学系と、該干渉光学系によって得られた干渉光を各周波数成分に分光し、分光された干渉光を受光手段に受光させる分光光学系と、該受光手段からの受光信号に基づいて被検眼の画像情報を取得する眼科装置において、 20

前記受光手段と、前記分光光学系に設けられた該受光手段以外の他の光学部材と、の相対的な位置関係を調整するためのキャリブレーション用の光束を前記分光光学系に導光する導光手段であって、前記参考光を前記測定光の反射光とを合成させないための規制手段を有し、該規制手段を用いて前記参考光のみを前記キャリブレーション用の光束として前記干渉光学系を介して前記受光手段に導く導光手段と、

装置の電源が投入された後、前記規制手段を用いて前記参考光のみが前記受光手段に入射された状態とし、該参考光によって該受光手段から出力される受光信号に基づいて前記受光手段と前記他の光学部材との相対的な位置関係を調整する調整手段と、を備えることを特徴とする眼科装置。 30

【請求項7】

請求項6の眼科装置において、前記規制手段は、測定光が通過する光路中に挿入される遮光板であることを特徴とする眼科装置。

【請求項8】

請求項7の眼科装置において、前記分光光学系は、干渉光を各周波数成分に分光するための回折格子と、該回折格子によって分光された干渉光を集光する集光レンズと、前記受光手段として各周波数成分に分光された干渉光を受光する一次元受光素子とを含み、前記調整手段は、少なくとも前記一次元受光素子を、前記分光光学系の光軸に垂直な平面に対して移動させる駆動機構を備えることを特徴とする眼科装置。

【発明の詳細な説明】 40

【技術分野】

【0001】

本発明は光コヒーレンストモグラフィー(OCT : Optical coherence tomography)を用いて、被検眼の光学断層画像撮影や光学表面プロファイルを測定する眼科装置に関する。 。

【背景技術】

【0002】

従来、分光光学系によるスペクトル干渉を用いた光コヒーレンストモグラフィー(OCT : Optical coherence tomography)にて被検眼の光学断層画像撮影や光学表面プロファイルを測定する眼科装置が知られている。このような装置は、測定時に参照ミラーを駆動 50

させないため、スペクトル干渉を用いない通常のOCT装置に比べて高速測定が可能である。このような装置においては、例えば、被検眼に向けて近赤外域の低コヒーレント長の測定光（計測光）を照射し、その反射光を参照光と合成させて干渉させた後、回折格子等を用いて干渉光を各周波数成分に分光し、分けられた光束を受光素子に受光させ、その受光信号を解析することにより、被検眼の深さ方向の諸情報を得る眼科装置が知られている（特許文献1参照）。

【特許文献1】特開平11-325849号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

10

ところで、上記のようなスペクトル干渉を用いた眼科装置の場合、各周波数成分に分光された干渉光を受光するための受光素子において、受光素子の画素と各周波数成分との間には、所定の対応関係が定められている（例えば、受光素子の画素毎に受光する周波数成分が割り当てられている）。しかしながら、装置の輸送や装置の使用の間に分光光学系に設けられた受光素子や回折格子等に位置ずれが生じた場合、受光素子によって検出される分光情報（光強度分布）が当初のものから変化してしまい、誤った断層画像や光学表面プロファイルが得られてしまう可能性がある。

【0004】

本発明は、上記問題点を鑑み、分光光学系で光学部材の位置ずれが生じても、信頼性の高い断層画像や光学表面プロファイルを得ることができる眼科装置を提供することを技術課題とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

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

【0006】

(1) 低コヒーレント長の光の一部を測定光とともに前記低コヒーレント長の光の一部を参照光とし、該参照光と前記測定光の反射光とを合成し、干渉させる干渉光学系と、該干渉光学系によって得られた干渉光を各周波数成分に分光し、分光された干渉光を受光手段に受光させる分光光学系と、該受光手段からの受光信号に基づいて被検眼の画像情報を取得する眼科装置において、

30

前記受光手段と、前記分光光学系に設けられた該受光手段以外の他の光学部材との相対的な位置関係を調整するためのキャリブレーション用の光束を前記分光光学系に導光する導光手段と、前記分光光学系の各光学部材が所定の位置関係にある分光光学系に対して前記キャリブレーション用の光束を導光し、導光された該キャリブレーション用の光束を該分光光学系を介して前記受光手段に受光させることによって得られる分光情報を予め基準分光情報として記憶する記憶手段と、該記憶手段に前記基準分光情報が記憶された状態で前記キャリブレーション用の光束を前記受光手段に受光させることによって得られる分光情報と前記記憶手段に記憶された前記基準分光情報とに基づいて前記受光手段と前記他の光学部材との相対的な位置関係を調整する調整手段と、を備えることを特徴とする。

(2) (1)の眼科装置において、前記キャリブレーション用の光束は前記参照光であり、前記導光手段は前記参照光を前記測定光の反射光とを合成させないための規制手段を有し、該規制手段を用いて前記参照光のみを前記干渉光学系を介して前記受光手段に導くことを特徴とする。

40

(3) (1)の眼科装置において、前記分光光学系は、干渉光を各周波数成分に分光するための回折格子と、該回折格子によって分光された干渉光を集光する集光レンズと、前記受光手段として各周波数成分に分光された干渉光を受光する一次元受光素子とを含み、前記調整手段は、前記他の光学部材に対して前記一次元受光素子の位置を調整することを特徴とする。

(4) (3)の眼科装置において、前記調整手段は、少なくとも前記一次元受光素子を、該光軸に垂直な平面に対して移動させる駆動機構を備えることを特徴とする。

50

(5) (1) の眼科装置において、前記受光手段によって検出される分光情報が前記基準分光情報と一致しない場合、前記分光光学系で光学部材の位置ズレが生じている旨のメッセージを報知する報知手段を備えることを特徴とする。

(6) 低コヒーレント長の光の一部を測定光とするとともに前記低コヒーレント長の光の一部を参照光とし、該参照光と前記測定光の反射光とを合成し、干渉させる干渉光学系と、該干渉光学系によって得られた干渉光を各周波数成分に分光し、分光された干渉光を受光手段に受光させる分光光学系と、該受光手段からの受光信号に基づいて被検眼の画像情報を取得する眼科装置において、
10

前記受光手段と、前記分光光学系に設けられた該受光手段以外の他の光学部材との相対的な位置関係を調整するためのキャリブレーション用の光束を前記分光光学系に導光する導光手段であって、前記参照光を前記測定光の反射光とを合成させないための規制手段を有し、該規制手段を用いて前記参照光のみを前記キャリブレーション用の光束として前記干渉光学系を介して前記受光手段に導く導光手段と、

装置の電源が投入された後、前記規制手段を用いて前記参照光のみが前記受光手段に入射された状態とし、該参照光によって該受光手段から出力される受光信号に基づいて前記受光手段と前記他の光学部材との相対的な位置関係を調整する調整手段と、を備えることを特徴とする。

(7) (6) の眼科装置において、前記規制手段は、測定光が通過する光路中に挿入される遮光板であることを特徴とする。

(8) (7) の眼科装置において、前記分光光学系は、干渉光を各周波数成分に分光するための回折格子と、該回折格子によって分光された干渉光を集光する集光レンズと、前記受光手段として各周波数成分に分光された干渉光を受光する一次元受光素子とを含み、前記調整手段は、少なくとも前記一次元受光素子を、前記分光光学系の光軸に垂直な平面に対して移動させる駆動機構を備えることを特徴とする。
20

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、分光光学系で光学部材の位置ずれが生じても、信頼性の高い断層画像や光学表面プロファイルを得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は、本実施形態に係る眼科装置の光学系及び制御系を示す図である。なお、本実施形態においては、被検眼の奥行き方向をZ方向（光軸L1方向）、奥行き方向に垂直（被検者の顔面と同一平面）な平面上の水平方向成分をX方向、鉛直方向成分をY方向として説明する。

【0009】

図1において、その光学系は、低コヒーレント長の光の一部を測定光とするとともに低コヒーレント長の光の一部を参照光とし、参照光と測定光の反射光とを合成し、干渉させる干渉光学系（OCT光学系）100と、干渉光学系によって得られた干渉光を周波数（波長）毎に分光し、分光された干渉光を受光手段（本実施形態においては、1次元受光素子）に受光させる分光光学系200と、赤外光によって照明された被検眼眼底を二次元受光素子にて撮影することによって眼底観察用の眼底画像を取得することができる眼底観察光学系300と、を備える。干渉光学系100は、測定光学系100aと参照光光学系100bを含む。また、ダイクロイックミラー40は、OCT光学系100の測定光として用いられる波長成分の光を反射し、眼底観察光学系300の観察光として用いられる波長成分の光を透過する特性を有する。
40

【0010】

まず、OCT光学系100の構成について説明する。27はOCT光学系100の測定光及び参照光として用いられる低コヒーレントな光を発するOCT光源であり、例えばS-LD光源等が用いられる。OCT光源27には、例えば、中心波長840nmで50nm
50

の帯域を持つ光源が用いられる。28は、光源27に強い光量の光が入射することによって光源27が故障してしまうのを防止するために、後述する光ファイバ31からの光をカットするためのアイソレータである。26は光分割部材と光結合部材としての役割を兼用するファイバーカップラーである。光源27から発せられた光は、導光路としての光ファイバ30を通過して端部30aより出射され、二つのコリメータレンズの間に配置されたアイソレータ28を介して、光ファイバ31の端部31aに入射し、ファイバーカップラー26に達する。そして、ファイバーカップラー26によって参照光と測定光とに分割され、測定光は光ファイバ32を介して測定光学系100aに向かい、参照光は光ファイバ33を介して参照光学系100bに向かう。

【0011】

10

被検眼Eへ向けて測定光を出射しその反射光を得る測定光学系100aには、測定光を出射する光ファイバ32の端部32a、被検眼の屈折誤差に合わせて光軸方向に移動可能なリレーレンズ24、測定光の光路長を調整するための光路長補正ガラス41、ガルバノ駆動機構51の駆動により眼底上でXY方向に測定光を高速で走査させることができない一対のガルバノミラーからなる走査部23、リレーレンズ22、ダイクロイックミラー40、対物レンズ10が配置されている。なお、光ファイバ32の端部32aは、被検眼眼底と共に役となるように配置されている。また、走査部23のガルバノミラーの反射面は、眼底上でXY方向に走査される測定光が被検眼瞳孔によってけられないように、被検眼瞳孔と略共役な位置に配置される。本実施形態では、一対のガルバノミラーの中間位置と被検眼瞳孔とが共役関係になるようにガルバノミラーを配置することにより、被検眼瞳孔と略共役な位置に一対のガルバノミラーの両方の反射面が被検眼瞳孔と略共役な位置に配置されるようになっている。なお、一対のガルバノミラーの両方の反射面が被検眼瞳孔と共に役になるような光学配置としてもよい。

【0012】

20

光ファイバ32の端部32aから出射した測定光は、リレーレンズ24、光路長補正ガラス41を介して、走査部23のガルバノミラーに達し、一対のガルバノミラーの駆動により反射方向が変えられる。そして、ガルバノミラーで反射された測定光は、リレーレンズ22を介して、ダイクロイックミラー40で反射された後、対物レンズ10を介して、被検眼眼底に集光される。

【0013】

30

そして、眼底で反射した測定光は、対物レンズ10を介して、ダイクロイックミラー40で反射し、リレーレンズ22、走査部23のガルバノミラー、光路長補正ガラス41を介して、リレーレンズ24によって集光されたのち、光ファイバ32の端部32aに入射する。端部32aに入射した測定光は、光ファイバ32、ファイバーカップラー26、光ファイバ35を介して、ファイバーカップラー34に達する。

【0014】

一方、参照光の光路長を被検眼の深さ方向（光軸方向）に変化させることができる参照光学系100bには、参照光を出射する光ファイバ33の端部33a、コリメータレンズ60、参照光の光路長を調整するための光路長補正用ガラス61、ファイバーカップラー34に達する際の測定光の光強度と参照光全体の光強度の大きさをほぼ等しいレベルにするための減衰フィルタ62、フォーカシングレンズ63、光ファイバー36の端部36aが配置されている。光路長補正用ガラス61は、複数の周波数成分を持つ測定光が測定光学系100aの対物レンズ10、リレーレンズ22、リレーレンズ24を通過したことによる測定光の光路長の変化に合わせて、参照光の光路長を補正するために用いられる。なお、測定光学系100aに配置された光路長補正ガラス41は、参照光光学系100bに減衰フィルタ62を挿入することによる参照光の光路長の変化に合わせて、測定光の光路長を補正するために用いられる。

【0015】

フォーカシングレンズ63及び光ファイバー36の端部36aは、参照光の光路長を変化させるべく、駆動機構50により光軸方向に一体的に移動可能な構成となっている。こ

40

50

れにより、従来の参照ミラーを光軸方向に移動させる方と比べて、構成を簡略化させることができる。

【0016】

光ファイバー33の端部33aから出射した参照光は、コリメータレンズ60で平行光束とされ、光路長補正用ガラス61、減衰フィルタ62を介して、フォーカシングレンズ63によって集光され、光ファイバー36の端部36aに入射する。端部36aに入射した参照光は、光ファイバ36を介して、ファイバーカップラー34に達する。

【0017】

ここで、ファイバーカップラー34にて測定光の反射光と参照光とが合成されて干渉光となつたのち、光ファイバ39を介して、分光光学系200へと向かう。

10

【0018】

分光光学系200には、コリメータレンズ80、光ファイバ39の端部39aから発せられた干渉光を各周波数成分に分光する作用を果たす回折格子81（分散プリズム等を用いてもよい）、回折格子81によって分光された干渉光を集光する集光レンズ82、受光手段として各周波数成分に分光された干渉光を受光する受光素子83（本実施形態では、1次元受光素子）が配置されている。光ファイバ39の端部39aから発せられた干渉光（測定光と合成された参照光）は、コリメータレンズ80により平行光となり、回折格子81によって各周波数成分に分光され、集光レンズ82を経て、受光素子83に集光する。これにより、受光素子83上でスペクトル干渉縞（パワースペクトル）が記録される。そして、受光素子83からの受光信号は、制御部70へと入力される。ここで、受光素子83にて受光されたパワースペクトルと相關関数との間にはフーリエ変換の関係が存在する。従って、制御部70は、受光素子83で計測されるスペクトル干渉縞をフーリエ変換することで、測定光と参照光の相互相關関数が得られ、これがOCT信号となる。これにより、被検眼の深さ方向の形状が計測可能となる。

20

【0019】

次に、受光素子83の位置を分光光学系200の他の部材に対して調整する位置調整機構90の構成について説明する（図2参照）。位置調整機構90は、受光素子83が取り付けられるステージ面91を有し、このステージ面を直線方向の3軸（x y z）方向に移動させる直線駆動機構92と回転方向の2軸（）、方向に移動させる回転駆動機構93の駆動によって、受光素子83を各方向（5軸）に移動させることができる。なお、直線駆動機構92は、ステージ面を分光光学系200の光軸L2方向（z方向）及び該光軸に垂直な平面（xy平面）に対して移動させる。また、位置調整機構90には、受光素子83の1画素あたりの寸法に考慮して、数ミクロンもしくはナノオーダーで位置調整可能なものが好ましく、例えば、直線方向の移動量の最小単位が1μm、回転方向の移動量の最小単位が2分のものを用いる。また、位置調整機構90に用いる駆動機構としては、精密な位置調整ができるように、圧電（ピエゾ）素子やステッピングモータを利用したものが考えられる。

30

【0020】

次に、図1に戻って眼底観察光学系300について説明する。眼底観察光学系300には、対物レンズ10、撮像レンズ12、二次元撮像素子13が配置されている。ここで、図示なき眼底観察用照明光学系によって照明された眼底からの反射光は、対物レンズ10、ダイクロイックミラー40、撮像レンズ12を経て、二次元撮像素子13に結像する。そして、2次元撮像素子13から出力される撮像信号は、制御部70へと入力される。そして、制御部70は、撮像素子13によって撮像された眼底画像を表示モニタ75の画面上に表示する。撮像素子13によって撮像された眼底画像は、被検眼眼底の観察や断層画像を取得する際の被検眼に対するアライメントに利用される。72はメモリであり、取得された断層画像や、受光素子83の位置調整を行うためのキャリブレーション情報となる基準分光情報等を記憶する。

40

【0021】

また、制御部70には、スイッチ部74が接続されている。なお、スイッチ部74には

50

、例えば、測定開始スイッチ 74a、測定位置設定スイッチ 74b、オートコヒーレンススイッチ 74c 等が接続されている。

【0022】

以上のような構成を備える装置において、その動作について説明する。まず、位置調整機構 90 の駆動による受光素子 83 の位置調整（キャリブレーション）について説明する。なお、本実施形態においては、参照光をキャリブレーション用の光束として用い、受光素子 83 に参照光のみを入射させるようにした状態にて行う。この場合、参照光と測定光の反射光とを合成させないよう規制するための遮光板 99 を、測定光が通過する光路中（本実施形態では、検査窓の前）に設置することにより、測定光の反射光が光ファイバ 32 の端部に達しないようにする。この場合、制御部 70 による所定の駆動機構により遮光板 99 を移動させるようにしてもよい。10

【0023】

ここで、検者により装置の電源が投入されると、制御部 70 は、光源 27 を点灯する。このとき、光源 27 より発せられた測定光は、光ファイバ 32 の端部 32a より出射されるが、その反射光が光ファイバ 32 の端部に達しないように傾斜を持って配置された遮光板 99 の作用によって、反射光が端部 32a に入射しない。よって、結果的に参照光と測定光は合成されることなく、参照光のみが一次元受光素子 83 に受光される。

【0024】

制御部 70 は、上記のように参照光を受光素子 83 に受光させることによって得られる分光情報とメモリ 72 に予め記憶された基準分光情報とに基づいてキャリブレーションを行う。なお、本実施形態において、キャリブレーションの基準となる基準分光情報として、受光素子 83 の画素と各周波数成分との間の対応関係が所定の対応関係にある場合の分光情報であって、分光光学系 200 に設けられた各光学部材の配置が適正な位置に置かれた状態にある場合に受光素子 83 に受光された分光情報を用いる。より具体的には、受光素子 83 の各画素に予め割り当てられた周波数成分の光が検出される場合の分光情報であって、受光素子 83 の各画素毎に適正な光強度が得られる場合の分光情報を用いる。この場合、光源 27 が発するコヒーレント光の分光情報に等しいものを基準分光情報としても用いることも可能である。20

【0025】

以下に、受光素子 83 の位置を調整する際の基本的な考え方を記す。以下の説明では、図 4 に示すように、図 1 における光軸 L2 方向成分を z 方向、光軸 L2 方向に対して垂直な平面上にあって基準分光情報を検出することができる位置（キャリブレーション完了後の位置）に配置された受光素子 83 の長手方向と直交する方向成分を y（上下）方向、光軸 L2 方向に垂直な平面上にあって基準分光情報を検出することができる位置（キャリブレーション完了後の位置）に配置された受光素子 83 の長手方向成分を x（左右）方向、光軸 L2 を回転中心とする回転方向成分を θ 方向、y 軸を回転中心とする回転方向成分を ϕ 方向として説明する。なお、受光素子 83 は、その受光面が集光レンズ 82 に対して対向するように位置調整機構 90 のステージ面 91 上に取り付けられている。30

【0026】

ここで、メモリ 72 に記憶された基準分光情報（図 3 参照）に対して、受光素子 83 にて検出された分光情報の波形に変化がない状態であって分光情報の全体の光量レベルが減衰している場合には、制御部 70 は、直線駆動機構 92 を駆動させ、受光素子 83 を y 方向のいずれかに移動させる。受光素子 83 が y 方向に移動されると、分光情報全体の光量レベルが増加もしくは減衰するので、制御部 70 は受光素子 83 に検出された分光情報の変化に応じて、分光情報全体の光量レベルが基準分光情報の波形に近づくように受光素子 83 を y 方向に移動させる。この場合、例えば、分光情報のピークが所定の光量レベルになるようすればよい。40

【0027】

また、メモリ 72 に記憶された基準分光情報（図 3 参照）に対して、受光素子 83 にて検出された分光情報の波形がなだらかな状態であって分光情報において中央部の光量レベ50

ルが減衰し周辺部の光量レベルが増加しているような場合には、制御部70は、直線駆動機構92を駆動させ、受光素子83をz方向のいずれかに移動させる。受光素子83がz方向に移動されると、分光情報の波形が変化するので、制御部70は、受光素子83に検出された分光情報の変化に応じて、基準分光情報の波形に近づくように受光素子83をz方向に移動させる。

【0028】

また、メモリ72に記憶された基準分光情報（図3参照）に対して、受光素子83にて検出された分光情報のピークを検出する受光素子83の画素の位置がシフトしているような場合には、制御部70は、直線駆動機構92を駆動させ、受光素子83をx方向のいずれかに移動させる。受光素子83がx方向に移動されると、受光素子83における分光情報のピークの検出位置がシフトするので、制御部70は、受光素子83に検出された分光情報の変化に応じて、受光素子83におけるピークの検出位置が、基準分光情報におけるピークの検出位置に近づくように（受光素子83における予め設定された一画素にてピークが検出されるようにする）受光素子83をx方向に移動させる。10

【0029】

また、メモリ72に記憶された基準分光情報（図3参照）に対して、受光素子83にて検出された分光情報のある周波数域は減衰していないがその他の周波数域で減衰する場合には、制御部70は、回転駆動機構93を駆動させ、受光素子83をθ方向のいずれか、もしくはφ方向のいずれかに移動させる。受光素子83が回転されると、減衰していた周波数域の波形が変化するので、制御部70は、受光素子83に検出された分光情報の変化に応じて、基準分光情報の波形に近づくように受光素子83をθ方向もしくはφ方向に移動させる。20

【0030】

ここで、分光光学系200における光学部材（回折格子81や受光素子83等）の位置ズレは、一方向のみとは限らないので、本実施形態では、以下のようにして受光素子83の位置を調整する（図5のフローチャート参照）。例えば、まず、受光素子83にて現在の分光情報を検出し、メモリ72に記憶された基準分光情報と比較する。そして、制御部70は、はじめに、受光素子83に検出される分光情報に基づいて、受光素子83を直線移動させたり、受光素子83をθ方向もしくはφ方向に回転移動させることにより、受光素子83における分光情報のピークの検出位置を基準分光情報におけるピークの検出位置に近づくように受光素子83の位置を調整する。このようにして、受光素子83におけるピークの検出位置の調整を行ったら、制御部70は、受光素子83を直線移動させたり、受光素子83をθ方向もしくはφ方向に回転移動させることにより、受光素子83にて検出される分光情報の波形が基準分光情報の波形に近づくように受光素子83の位置を調整する。このようにして、波形の調整を行ったら、制御部70は、受光素子83を直線移動させることにより、受光素子83にて検出される分光情報のピークが所定の光量レベルに近づくように受光素子83の位置を調整する。なお、上記のように受光素子83の位置調整を行い、受光素子83にて検出される分光情報がメモリ72に記憶された基準分光情報に一致しない場合には、再度ピークの検出位置の調整に戻り、再度位置調整を行う。30

【0031】

このようにして、受光素子83の位置を調整することにより、受光素子83にて検出される分光情報が、メモリ72に記憶された基準分光情報に等しいものと判断された場合、制御部70は、受光素子83の画素と各周波数成分との間の対応関係が断層画像の取得に適正な状態となるように受光素子83が配置されたとみなし、被検眼の断層画像を取得するステップに移行する。このようにして、受光素子83に検出される分光情報とメモリ72に記憶された基準分光情報とに基づいて受光素子83の位置を分光光学系200の他の部材に対して移動させることにより、正確な断層画像を得ることができる。40

【0032】

以下に、被検眼の断層画像を取得する際の装置の動作について簡単に説明する。まず、検者は、図示なき前眼部観察用カメラで撮影された画面で瞳孔中心に測定光軸がくるよう50

にアライメントし、被検者に図示なき可動固視灯を注視させ、検者の所望する測定部位に誘導する。図6は、眼底観察光学系300によって取得された眼底観察画像が表示モニタ75の画面上に表示されたものである。検者は、表示モニタ75上の赤外眼底画像に基づいて眼底にフォーカスを合わせ、次にオートコヒーレンススイッチ74cを押されると、制御部70による駆動機構50の駆動により、OCT信号が検出されるまで自動でファイバ36の端部36a及びフォーカシングレンズ63が一体的に移動される。

【0033】

ここで、検者より測定開始スイッチ74aからの入力があると、制御部70は、走査部23をXY方向に駆動させることにより、測定光を二次元的に移動させる。この場合、制御部70は、測定光のXY方向の走査に同期して得られる受光素子83からの干渉(受光)信号に基づいて被検眼の深さ方向の情報を取得していくことにより、3次元OCT情報を取り得することができる。10

【0034】

制御部70は、取得された3次元OCT画像情報からOCT観察画像として用いる画像信号を取得し、取得された画像信号を検者が測定位置を設定するための測定位置設定ラインL1と共にOCT観察画像上に表示させる(図7参照)。これにより、検者は、OCT観察画像から測定位置を設定することができる。そして、測定位置が設定されたら、制御部70は、設定された測定位置に対応する断層画像を3次元OCT画像から取得し、これを表示モニタ75に表示する(図8参照)。これにより、検者は、断層画像から診断を行うことができる。20

【0035】

なお、以上の説明のように、受光素子83を他の分光光学系の光学部材に対して移動させないようにしたことにより、受光素子83のみの移動によって分光光学系に設けられた光学部材の位置ズレの問題を解消することができる。

【0036】

また、以上の説明においては、受光素子83を移動させるような構成としたが、これに限るものではなく、受光素子83と分光光学系100の他の光学部材(回折格子81や集光レンズ82)の相対的な位置関係が調整できるものであればよい。例えば、回折格子81や集光レンズ82を受光素子83に対して移動させるようにしてもよい。より具体的には、受光素子83にて検出された分光情報に基づいて、回折格子81をX方向に回転移動、集光レンズ82をx y z方向に直線移動及びZ方向に回転移動させるようにしてもよい。30

【0037】

なお、以上説明したようなキャリブレーション動作によっても、適正な分光情報が得られないような場合、制御部70は、分光光学系の光学部材に位置ズレが生じている旨のメッセージを検者に報知するようにしてもよい(例えば、表示モニタ75にその旨を表示する)。

【0038】

また、受光素子83によって検出された分光情報が基準分光情報と一致しない場合、制御部70は、分光光学系で光学部材の位置ずれが生じている旨のメッセージを検者に報知するようにしてもよい。40

【0039】

なお、上記のようなキャリブレーションを行うための専用のモードを設け、キャリブレーションモードに設定するための所定のモード設定スイッチ(スイッチ部74に設ければよい)の入力によって、上記キャリブレーションが行われるようにしてもよい。この場合、モード設定スイッチの入力に応じて、所定の駆動機構を駆動制御し、上記遮光板99を測定光の光路中に挿入させるようにしてもよい。また、上記のような分光光学系で光学部材の位置ずれが生じている旨のメッセージの報知に基づいて、上記設定スイッチを押すような手法も考えられる。

【0040】

10

20

30

40

50

なお、本実施形態において、基準分光情報は、眼科装置で使用される光学系が適正な位置に置かれた状態にて取得されるものとしているが、この適正位置とは、各光学部材の配置が必ずしも最良な状態を意味するものではなく、信頼性の高い画像情報をキャリブレーションによって再現することができる光学配置位置（状態）が確保されていればよい。

【0041】

また、以上の説明においては、光源27から発せられた参照光をキャリブレーション用の光束として用いるような構成としたが、これに限るものではない。すなわち、分光光学系200に対して所定の光源（専用の光源でもよい）からキャリブレーション用の光束を導光し、導光されたキャリブレーション用の光束を分光光学系200を介して受光素子83に受光させることにより、上記のようなキャリブレーションを行うような構成としてもよい。

10

【0042】

また、キャリブレーション用の光源の光源の経時変化によって光源自体が発する光の分光情報が変化する可能性があるため、スペクトロラジオメータ等を用いて光源そのものの分光情報を計測するようにするとよい。例えば、光源27から発せられた分光情報を計測し、計測された分光情報を受光素子83の位置調整を行う際の基準分光情報として用いるよう、予め設定された基準分光情報のデータを更新するようにすれば、より正確な断層画像の取得が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0043】

20

【図1】本実施形態に係る眼科装置の光学系及び制御系を示す図である。

【図2】受光素子の位置を分光光学系の他の部材に対して調整する位置調整機構の構成について説明するための図である。

【図3】予め設定された断層画像の取得に適正な分光情報の例を示す図である。

【図4】受光素子の位置を調整する際の基本的な考え方を示すための図である。

【図5】受光素子の位置を調整する際の例を示すフローチャートである。

【図6】眼底観察光学系によって取得された眼底観察画像が表示モニタの画面上に表示されたものである。

【図7】取得された画像信号を検者が測定位置を設定するための測定位置設定ラインL1と共にOCT観察画像上に表示させたものである。

30

【図8】設定された測定位置に対応する断層画像を3次元OCT画像から取得し表示モニタに表示した場合の例である。

【符号の説明】

【0044】

27 光源

34 ファイバーカップラー

36 光ファイバ

39 光ファイバ

70 制御部

72 メモリ

75 モニタ

80 コリメータレンズ

81 回折格子

82 集光レンズ

83 受光素子

90 位置調整機構

91 ステージ面

92 直線駆動機構

93 回転駆動機構

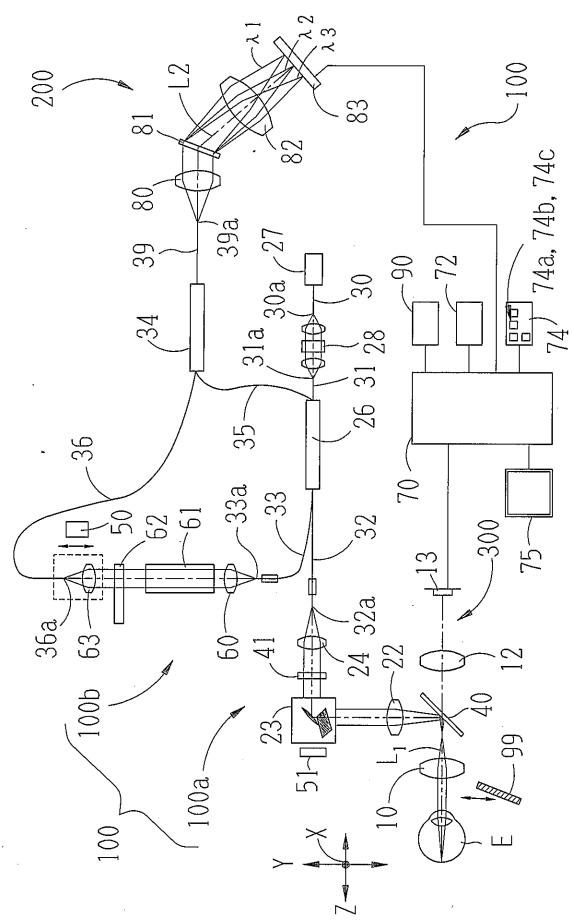
100 干渉光学系

40

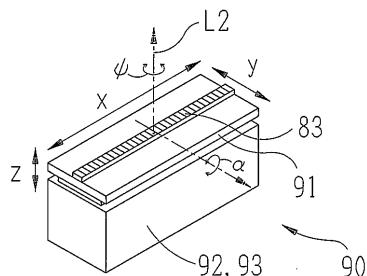
50

100a 測定光学系
 100b 参照光光学系
 200 分光光学系
 E 被検眼

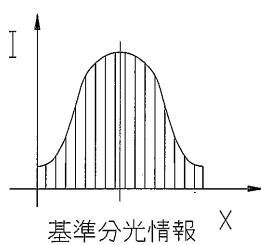
【図1】



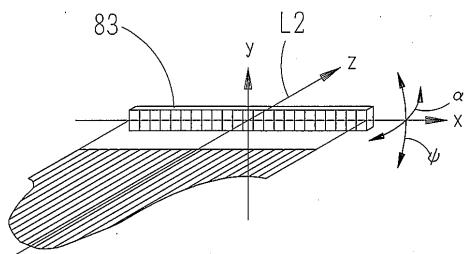
【図2】



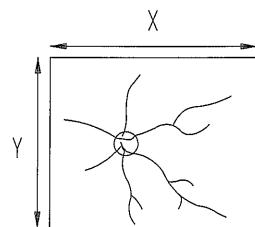
【図3】



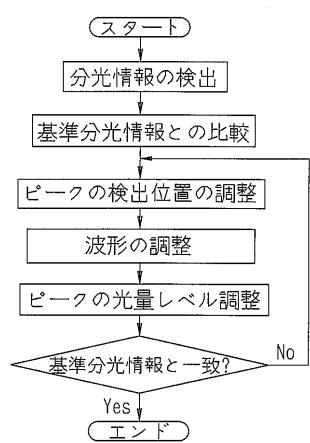
【図4】



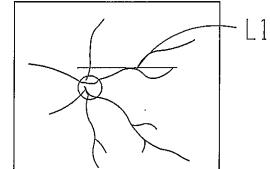
【図6】



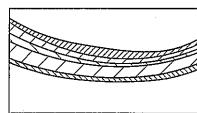
【図5】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-101365(JP,A)
特開平11-223747(JP,A)
特開平11-325849(JP,A)
特開2001-174404(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	3 / 1 0
A 6 1 F	9 / 0 0 7
G 0 1 B	1 1 / 2 4
G 0 2 B	2 1 / 0 0