

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5478840号
(P5478840)

(45) 発行日 平成26年4月23日 (2014. 4. 23)

(24) 登録日 平成26年2月21日 (2014. 2. 21)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 R

G O 1 N 21/17 (2006.01)

G O 1 N 21/17 6 3 0

請求項の数 22 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-130392 (P2008-130392)
 (22) 出願日 平成20年5月19日 (2008. 5. 19)
 (65) 公開番号 特開2009-273818 (P2009-273818A)
 (43) 公開日 平成21年11月26日 (2009. 11. 26)
 審査請求日 平成22年8月6日 (2010. 8. 6)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100126240
 弁理士 阿部 琢磨
 (74) 代理人 100124442
 弁理士 黒岩 創吾
 (72) 発明者 廣瀬 太
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ヤノン株式会社内
 (72) 発明者 宮田 和英
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ヤノン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光断層撮像装置および光断層撮像装置の制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する観察画像取得手段と、

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する情報取得手段と、

前記情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像の評価を行う評価手段と、

を有することを特徴とする光断層撮像装置。

【請求項 2】

前記情報取得手段が、前記重複に関する値を前記情報として取得し、

前記評価手段が、前記重複に関する値に基づいて前記断層画像の評価を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 3】

前記情報取得手段が、前記虹彩領域における前記測定光の照射面積の大きさを前記情報として取得し、

前記評価手段が、前記照射面積の大きさに基づいて前記断層画像の評価を行うことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 4】

前記情報取得手段が、前記虹彩領域における前記測定光の照射形状を前記情報として取得し、

前記評価手段が、前記照射形状に基づいて前記断層画像の評価を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 5】

前記評価手段の評価結果に基づいて前記被検眼を再撮像するか否かを判断する手段を有することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 6】

前記評価手段の評価結果を通知する通知手段を有することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

10

【請求項 7】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する観察画像取得手段と、

前記観察画像から得た前記前眼部の照射領域の情報に基づいて、該観察画像に関連付けられた前記断層画像を表示手段に表示させるか否かを判断する手段と、

を有することを特徴とする光断層撮像装置。

20

【請求項 8】

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する情報取得手段を有し、

前記判断する手段が、前記重複する領域の情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像を前記表示手段に表示させるか否かを判断することを特徴とする請求項 7 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 9】

前記判断する手段が、前記情報に基づいて該観察画像に関連付けられた前記断層画像の評価を行う評価手段を有し、該評価手段の評価結果に基づいて前記被検眼を再撮像するか否かを判断し、該再撮像が否の場合には前記評価手段で評価した断層画像を前記表示手段に表示することを特徴とする請求項 7 または請求項 8 に記載の光断層撮像装置。

30

【請求項 10】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する観察画像取得手段と、

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する情報取得手段と、

前記情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像を記録手段に記録するか否かを判断する手段と、

を有することを特徴とする光断層撮像装置。

40

【請求項 11】

前記判断する手段が、前記情報に基づいて該観察画像に関連付けられた前記断層画像の評価を行う評価手段を有し、該評価手段の評価結果に基づいて前記被検眼を再撮像するか否かを判断し、該再撮像が否の場合には前記評価手段で評価した断層画像を前記記録手段に記録することを特徴とする請求項 10 に記載の光断層撮像装置。

【請求項 12】

前記観察画像取得手段が、前記被検眼の眼底の複数の断層画像ごとに該断層画像に関連付けて前記観察画像を取得することを特徴とする請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置。

【請求項 13】

50

前記観察画像取得手段が、カメラ、エリアセンサ、共焦点顕微鏡のうちの少なくとも１つで構成されていることを特徴とする請求項１から１２のいずれか１項に記載の光断層撮像装置。

【請求項１４】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置の制御方法であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する工程と、

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する工程と、

前記情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像の評価を行う工程と

を含むことを特徴とする光断層撮像装置の制御方法。

【請求項１５】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置の制御方法であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する工程と、

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する工程と、

前記情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像を記録手段に記録するか否かを判断する工程と、

を含むことを特徴とする光断層撮像装置の制御方法。

【請求項１６】

前記情報を取得する工程では、前記重複に関する値を前記情報として取得し、

前記評価を行う工程では、前記重複に関する値に基づいて前記断層画像の評価を行うことを特徴とする請求項１４または請求項１５に記載の光断層撮像装置の制御方法。

【請求項１７】

前記情報を取得する工程では、前記虹彩領域における前記測定光の照射面積の大きさを前記情報として取得し、

前記評価を行う工程では、前記照射面積の大きさに基づいて前記断層画像の評価を行うことを特徴とする請求項１４から１６のいずれか１項に記載の光断層撮像装置の制御方法。

【請求項１８】

前記情報を取得する工程では、前記虹彩領域における前記測定光の照射形状を前記情報として取得し、

前記評価を行う工程では、前記照射形状に基づいて前記断層画像の評価を行うことを特徴とする請求項１４または請求項１５に記載の光断層撮像装置の制御方法。

【請求項１９】

前記評価を行う工程の評価結果に基づいて、前記被検眼を再撮像するか否かを判断する工程を含むことを特徴とする請求項１４から１８のいずれか１項に記載の光断層撮像装置の制御方法。

【請求項２０】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置の制御方法であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する工程と、

前記観察画像から得た前記前眼部の照射領域の情報に基づいて、該観察画像に関連付けられた前記断層画像を表示手段に表示させるか否かを判断する工程と、

を有することを特徴とする光断層撮像装置の制御方法。

【請求項 2 1】

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する工程を有し、

前記判断する工程では、前記重複する領域の情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像を前記表示手段に表示させるか否かを判断することを特徴とする請求項 2 0 に記載の光断層撮像装置の制御方法。

【請求項 2 2】

請求項 1 4 から 2 1 のいずれか 1 項に記載の光断層撮像装置の制御方法の各工程をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、光断層撮像装置および光断層撮像装置の制御方法に関し、特に眼科診療等に用いられる光断層撮像装置および光断層撮像装置の制御方法に関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

現在、光学機器を用いた眼科用機器として、様々なものが使用されている。
例えば、眼を観察する光学機器として、前眼部撮影機、眼底カメラ、共焦点レーザー走査検眼鏡 (Scanning Laser Ophthalmoscope: SLO)、等

20

様々な機器が使用されている。
中でも、多波長光波干渉を利用した光コヒーレンストモグラフィ (OCT: Optical Coherence Tomography) による光断層画像撮像装置は、試料の断層像を高解像度に得ることができる装置である。特に、眼科用機器として網膜の専門外来では必要不可欠な装置になりつつある。

以下、これを OCT 装置と記す。

【0 0 0 3】

上記 OCT 装置によると、低コヒーレント光を、サンプルに照射し、そのサンプルからの反射光を干渉系を用いることで、高感度に測定することができる。

また、OCT 装置は該低コヒーレント光を、該サンプル上にスキャンすることで、断層像を高解像度に得ることができる。

30

そのため、被検眼の眼底における網膜の断層像を高解像度に撮像することも可能であることから、網膜の眼科診断等において広く利用されている。

【0 0 0 4】

一方、近年においては、このような光断層画像撮像装置において、高解像度で断層像を取得することへの要望がより一層高まってきている。

そのため、従来から様々な装置が開発されてきているが、例えば、特許文献 1 では OCT と OCM (Optical Coherence Microscopy) とを使い分けようとした生体試料の内部を観察する光学装置が提案されている。

この装置では、生体試料内の大きな構造の確認等には OCT を用い、その中の注目領域を更に細かい分解能で観察する際には OCM に切り換え可能に構成されている。

40

その際、OCT と OCM とでは焦点深度が大きく異なることから、光束径変換光学系を用いて、小さい開口数を有する OCT と、大きい開口数を有する OCM とに対し、それぞれに応じた光束径が設定できるようにして、高 S/N 比での観察が可能に構成されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 7 4 7 6 9 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

OCT 装置によって網膜の眼科診断をする際、被検眼の静止が難しいこと等の被検眼の要因により、測定光が虹彩にけられることなく瞳孔を通過し、網膜の所望の位置に結像することが、難しい場合がある。

50

測定光が虹彩にけられる場合、OCT装置での測定光の網膜の所望の位置に到達する割合が減少し、網膜からの反射光もそれに従って減少することとなり、断層像の信頼性は比較的低下するため、これらの点にどのように対処するか等を考慮する必要がある。

しかしながら、上記した従来例の特許文献1のものにおいては、OCT装置での測定光が虹彩にけられる場合に生じる上記のような課題等については考慮されていない。

すなわち、特許文献1では、焦点深度が大きく異なるOCTとOCMとを、光束径変換光学系を用いて切り換え可能に構成し、広範囲観察の可能なOCTによるモードと高解像度観察の可能なOCMによるモードとの使い分けが可能とされている。しかし、上記した課題については全く考慮されていない。

【0006】

10

これらについて、更に説明すると、OCT装置によって網膜の眼科診断をする際、低コヒーレント光である測定光を網膜の所望の位置に結像させて、断層像を取得する。

しかし、視力低下等の被検眼の要因により、該測定光を網膜の所望の位置に結像することが、難しい場合がある。

すなわち、OCT装置では、各該測定光が虹彩にけられることにより、測定光の網膜の所望の位置に到達する割合が減少し、網膜からの反射光もそれに従って減少することがある。

その場合、測定光のパワーには安全性の確保のために上限があるため、結果的に得られる断層像のコントラストが低くなることになる。

また、このような場合、断層像の信頼性は比較的低下するため、断層像を用いた診断においては、これらの点を考慮する必要がある。

20

特に、光軸に垂直な方向に高解像度なOCT装置を目的として、該測定光のビーム径を大きく構成している場合、その傾向はより顕著である。

ここで、レイリーの理論を用いれば、OCT装置の光軸に垂直な方向の分解能は、

$$= (0.61 \times \lambda) / NA$$

で表される。

ここで、NAは対物レンズの開口数、 λ は測定光の波長をそれぞれ表している。例えば、測定光のビーム径を4mm、眼球の直径を23mm、眼球の屈折率を1.33、測定光の波長を830nmとすると、分解能は4.4 μ mとなる。

以上の説明から明かなように、OCT装置によって網膜の眼科診断をする際、測定光が虹彩にけられた場合にどのように対処するか等が問題となるが、上記した従来例等においてはこのような課題について考慮されていなかった。

30

【0007】

本発明は、上記課題に鑑み、OCT装置によって、特に被検眼の眼底における網膜の断層像を撮像するに際し、

測定光が虹彩にけられた場合の影響を抑制し、取得される断層像の信頼性を確保することが可能となる光断層撮像装置および光断層撮像装置の制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

40

本発明は、つぎのように構成した光断層撮像装置および光断層撮像装置の制御方法を提供するものである。

本発明の光断層撮像装置は、測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する観察画像取得手段と、

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する情報取得手段と、

前記情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像の評価を行う評価手

50

段と、

を有することを特徴とする。

また、測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する観察画像取得手段と、

前記観察画像から得た前記前眼部の照射領域の情報に基づいて、該観察画像に関連付けられた前記断層画像を表示手段に表示させるか否かを判断する手段と、

を有することを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像装置は、測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する観察画像取得手段と、

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する情報取得手段と、

前記情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像を記録手段に記録するか否かを判断する手段と、

を有することを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像装置の制御方法は、測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置の制御方法であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する工程と、

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する工程と、

前記情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像の評価を行う工程と、

を含むことを特徴とする。

また、本発明の光断層撮像装置の制御方法は、測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮る光断層撮像装置の制御方法であって、

前記測定光による前記被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を、前記断層画像に関連付けて取得する工程と、

前記観察画像に基づいて、前記測定光による前記前眼部の照射領域と前記前眼部の虹彩領域とが重複する領域の情報を取得する工程と、

前記情報に基づいて、前記観察画像に関連付けられた前記断層画像を記録手段に記録するか否かを判断する工程と、

を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、OCT装置によって、特に被検眼の眼底における網膜の断層像を撮像するに際し、

測定光が虹彩にけられた場合の影響を抑制し、取得される断層像の信頼性を確保することが可能となる光断層撮像装置および光断層撮像装置の制御方法を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

つぎに、本発明の実施形態におけるOCT装置について説明する。

本実施形態のOCT装置において、測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に

10

20

30

40

50

対応する参照光とを合成した合成光に基づいて該被検眼の断層画像を撮像する光断層画像撮像装置が、次のような観察画像の取得手段を備える。

この観察手段は、前記被検眼の眼底の断層画像を取得する間に、前記測定光による被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を取得するように構成されている。

また、上記ＯＣＴ装置は、前記観察画像から得た前記前眼部の照射領域の情報に基づいて、該観察画像に関連付けられた、光断層画像撮像装置により撮像される断層画像の評価を行う評価手段と、を備える。

これにより、上記観察手段によって測定光の被検査物に対する入射状態を把握し、前記観察画像と関連付けられた断層画像の信頼性を検討することが可能となる。

その際、前記評価手段の評価に基づいて、前記断層画像の撮像を中止し、または再撮像の開始を行うことができるように構成することで、断層画像の信頼性を確保することが可能になる。

また、上記ＯＣＴ装置は、前記評価手段として、つぎのうちの少なくとも１つの手段を有する構成とすることができる。

すなわち、前記被検眼の瞳孔以外への前記測定光の照射面積の大きさに基づいて前記評価を行う手段、

あるいは、前記被検眼の瞳孔と前記測定光の照射位置との距離に基づいて前記評価を行う手段、

あるいは、前記被検眼の瞳孔以外への前記測定光の照射形状に基づいて前記評価を行う手段、

のうちの少なくとも１つの手段を有する構成とすることができる。

これらにより、測定光が瞳孔以外の部分に照射されている程度を定量的に把握することが可能になる。

また、上記ＯＣＴ装置は、前記評価手段の評価結果を通知する通知手段を有する構成とすることができる。

前記評価を行う手段を用いて取得したランクが、所望のランクであった場合に、このような通知する手段を有することで、撮像終了或いは再撮像等の次の作業に迅速に移ることが可能となる。

また、上記ＯＣＴ装置は、前記観察手段をカメラ、エリアセンサ、共焦点顕微鏡のうちの少なくとも１つで構成することができる。

これらにより、測定光が瞳孔に入射する様子を容易に観察することができる。

また、本実施形態においては、上記ＯＣＴ装置を用いて光断層画像の撮像方法を実施するに際し、つぎのような工程により、光断層画像を撮像することができる。

まず、観察画像を取得する工程において、前記被検眼の眼底の断層画像を取得する間に、前記測定光による被検眼の前眼部の照射領域における観察画像を取得する。

次に、断層画像の評価を行う工程において、前記観察画像から得た前記前眼部の照射領域の情報に基づいて、該観察画像に関連付けられた前記光断層画像撮像装置により撮像される断層画像の評価を行う。

更に、前記評価を行う工程の評価結果に基づいて、撮像を中止しあるいは再撮像を開始する

これにより、断層画像の信頼性を確保することが可能になる。

その際、前記第１の工程から前記第３の工程のうち、少なくとも一つの工程について、制御ソフトウェアとしてコンピュータで実行するプログラム等を用いて自動的に行うように構成することで、断層画像の信頼性の確保が可能となる効率的な断層画像の撮像システムを実現することができる。

【実施例】

【００１１】

つぎに、本発明の実施例について説明する。

[実施例１]

実施例１においては、本発明を適用したＯＣＴ装置について説明する。

10

20

30

40

50

本実施例においては、特に眼の網膜の断層像を取得するTD-OCT(Time Domain OCT)について説明する。

但し、本発明はこのようなTD-OCTだけでなく、FD-OCT(Fourier Domain OCT)にも適用することができる。

まず、最初本実施例におけるOCT装置の光学系の全体の概略構成について説明する

図1に、本実施例におけるOCT装置の光学系全体の概略構成について説明する図を示す。

図1において、100はOCT装置、101は光源、103はビームスプリッタ、105は参照光、106は測定光、107は眼、108は戻り光、110はシングルモードファイバー、111、120はレンズ、114はミラーである。

115は分散補償用ガラス、116は音響光学変調素子、117は電動ステージ、119はXYスキャナ、122はバランスディテクタ、123はアンプ、124はフィルタ、125はパソコンである。

126は角膜、127は網膜、136は可変ビームエキスパンダー、138はディテクタ、139は観察カメラである。

【0012】

本実施例のOCT装置100は、図1に示されるように、全体としてマッハツェンダー干渉系を構成している。

図中、光源101から出射した光がビームスプリッタ103-1によって参照光105と測定光106とに分割される。

測定光106は、観察対象である眼107によって反射あるいは散乱された戻り光108となって戻され、ビームスプリッタ103-3によって戻り光(第1の戻り光)108-1と戻り光108-2(第2の戻り光)に分割される。そして、これらの戻り光のうち戻り光108-2はビームスプリッタ103-2によって、参照光105と合波される。

参照光105と戻り光108-2とは合波により合成した合成光とされた後、ビームスプリッタ103-2によって分割され、バランスディテクタ122に入射される。

バランスディテクタ122は光強度を電圧に変換し、その信号を用いて、眼107の断層像が構成される。

【0013】

つぎに、光源101の周辺について説明する。

光源101は代表的な低コヒーレント光源であるSLD(Super Luminescent Diode)である。

波長は830nm、バンド幅50nmである。ここで、バンド幅は、得られる断層像の光軸方向の分解能に影響するため、重要なパラメーターである。

また、光源の種類は、ここではSLDを選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、ASE(Amplified Spontaneous Emission)等も用いることができる。

また、波長は眼を測定することを鑑みると、近赤外光が適する。さらに波長は、得られる断層像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長であることが望ましく、ここでは830nmとする。

観察対象の測定部位によっては、他の波長を選んでも良い。

光源101から出射された光はシングルモードファイバー110-1を通して、レンズ111-1に導かれ、ビーム径4mmの平行光になるよう、調整される。

【0014】

つぎに、参照光105の光路について説明する。

ビームスプリッタ103-1によって分割された参照光105は参照ミラー114-1~114-5に連続して入射され、方向を変えることで、ビームスプリッタ103-2により、バランスディテクタ122に入射される。

ここで、115-1~115-2は分散補償用ガラスである。分散補償用ガラス115-1の長さはL1であり、一般的な眼の奥行き2倍と等しいことが望ましい。

10

20

30

40

50

分散補償用ガラス 115 - 1 は眼 107 に測定光 106 が往復した時の分散を、参照光 105 に対して補償するものである。

ここでは、日本人の平均的な眼球の直径とされる 23 mm の 2 倍の $L1 = 46 \text{ mm}$ とする。さらに、117 - 1 は電動ステージであり、矢印で図示している方向に移動することができ、参照光 105 の光路長を、調整・制御することができる。

【0015】

つぎに、参照光 105 の変調方法について説明する。

ここで、116 - 1、116 - 2 は音響光学変調素子、116 - 3 は音響光学変調素子のコントローラである。

また、2つの音響光学変調素子 116 - 1、116 - 2 を光の周波数のシフターとして用いている。

音響光学変調素子 116 - 1、116 - 2 のシフト周波数はそれぞれ $+41 \text{ MHz}$ 、 -40 MHz であり、結果として、参照光 105 の周波数は 1 MHz シフトされる。

また、分散補償用ガラス 115 - 2 は、眼 107 のスキャンに用いられるレンズ 120 - 1、120 - 2 の分散補償を行うためのものである。

【0016】

つぎに、測定光 106 の光路について説明する。

ビームスプリッタ 103 - 1 によって分割された測定光 106 は、分散補償ガラス 115 - 3 を通り、ビームスプリッタ 103 - 3 で反射され、可変ビームエキスパンダー 136 に入射される。

ここで、分散補償ガラス 115 - 3 は音響光学変調素子 116 - 1、116 - 2 の分散を補償するものである。

また、可変ビームエキスパンダー 136 は、測定光 106 の光束径を変化させる役割がある。例えば、4 mm の光束径を 1 mm ~ 4 mm の間で変化できる。

次に、XY スキャナ 119 のミラーに入射される。

ここでは、簡単のため、XY スキャナ 119 は一つのミラーとして記したが、実際には X スキャン用ミラーと Y スキャン用ミラーとの 2 枚のミラーが近接して配置され、網膜 127 上を光軸に垂直な方向にラスタースキャンするものである。また、測定光 106 の中心は XY スキャナ 119 のミラーの回転中心と一致するように調整されている。

レンズ 120 - 1、120 - 2 は網膜 127 を走査するための光学系であり、測定光 106 を角膜 126 の付近を支点として、網膜 127 をスキャンする役割がある。

ここでは、レンズ 120 - 1、120 - 2 の焦点距離はそれぞれ 50 mm、50 mm である。

測定光 106 は眼 107 に入射すると、網膜 127 からの反射や散乱により戻り光 108 となる。

さらに、戻り光 108 はビームスプリッタ 103 - 3 によって戻り光 (第 1 の戻り光) 108 - 1 と戻り光 (第 2 の戻り光) 108 - 2 とに分割され、その一方である戻り光 108 - 1 は、ビームスプリッタ 103 - 1 で透過され、ディテクタ 138 に導かれる。

ここで、ディテクター 138 は、例えば高速・高感度な光センサである APD (Avalanche Photodiode) が用いられる。

また、もう一方の戻り光 108 - 2 はバランスディテクタ 122 に導かれる。また、117 - 2 は電動ステージであり、矢印で図示している方向に移動することができ、付随するレンズ 120 - 2 の位置を、調整・制御することができる。ここで、レンズ 120 - 2 は、電動ステージ 117 - 2 を用いて、位置を調整することで、各被験者の眼 107 が屈折異常を有していても、測定光 106 を網膜 127 に集光し、OCT 装置 100 が OCT 像を取得することが可能になる。

【0017】

つぎに、本発明の特徴である測定光観察系の構成について、図 1 及び図 2 を用いて説明する。

OCT 装置 100 において、測定光 106 は上記説明したように、角膜 126 を通して、

10

20

30

40

50

網膜 1 2 7 に照射される。

観察カメラ 1 3 9 は測定光 1 0 6 が角膜 1 2 6 を通して、網膜 1 2 7 に入射する様子を観察する目的で設置されている。

ここでは、眼 1 0 7 の右側前方に設置されているが、角膜 1 2 6 付近を観察出来れば、観察カメラ 1 3 9 の位置は何処であってもよい。

観察カメラ 1 3 9 とパソコン 1 2 5 とは電氣的に接続され、観察カメラ 1 3 9 で取得した観察像をパソコン 1 2 5 に取り込み、観察像と OCT 像とを関連づけて、表示や保存等を行うことができる。

観察カメラ 1 3 9 は測定光 1 0 6 の波長 8 3 0 nm に対応して、ここでは近赤外カメラを用いる。また、近赤外カメラを近赤外のエリアセンサとレンズを組み合わせる構成してもよい。

10

【 0 0 1 8 】

次に、取得手段により被検眼における前眼部の瞳孔と虹彩による観察画像の具体例として、観察カメラ 1 3 9 を用いて取得される観察像 1 4 2 について説明する。図 2 に、本実施例における観察カメラを用いて取得される OCT 装置の測定光の観察像について説明する図を示す。

図 2 には、図 1 に示した構成と同一または対応する構成には同一の符号が付されているから、重複する構成についての説明は省略する。

図 2 において、1 4 0 は瞳孔、1 4 1 は虹彩である。

図 2 (a)、図 2 (b) は共に、左側が観察カメラ 1 3 9 を用いて取得された観察像 1 4 2、右側が観察対象である眼 1 0 7 の断面を模式的に表す模式図 1 4 3 である。

20

また、図 2 (a)、(b) それぞれの、測定光 1 0 6 は同一径、同一エネルギーである。

また、測定光 1 0 6 が複数描かれているのは、XY スキャナ 1 1 9 によって、測定光 1 0 6 が網膜 1 2 7 を走査している様子を示している。

ここで、一般に測定光 1 0 6 は瞳孔 1 4 0 を透過しやすいが、それに対して虹彩 1 4 1 を透過しにくい。

図 2 (a) は測定光 1 0 6 が虹彩 1 4 1 に照射されることなく、瞳孔 1 4 0 を透過し、網膜 1 2 7 に照射されている。

この状態は、測定光 1 0 6 が網膜 1 2 7 に結像し、撮像に適した状態である。

これに対して、図 2 (b) は測定光 1 0 6 の一部が虹彩 1 4 1 に照射され、測定光 1 0 6 が適切には網膜 1 2 7 に照射されてない状態が示されている。

30

図 2 (b) の状態は図 2 (a) の状態に比べて、網膜 1 2 7 に照射される測定光 1 0 6 のエネルギーが小さくなる。

【 0 0 1 9 】

一般に、網膜に照射できる測定光のエネルギーには上限がある。

そのため、図 2 (b) の状態は図 2 (a) の状態に比べて、戻り光 1 0 8 が小さくなり、結果として断層像を構成するための後述する干渉信号の S / N 比が低くなる。

そのため、診断に適する断層像を取得するには、測定光 1 0 6 を瞳孔 1 4 0 に適切に入射することが重要になる。

また、被検者の静止が難しい等の理由から、測定光 1 0 6 がやむを得ず虹彩 1 4 1 に照射された場合であっても、観察カメラ 1 3 9 を用いて取得された観察像 1 4 2 は、つぎのような手段として用いることができる。

40

すなわち、この観察像 1 4 2 は、取得した断層像の信頼性の評価を行う手段として、又は、断層像の撮像の中止あるいは再測定を行うか否かの判断の手段として用いることができる。

【 0 0 2 0 】

つぎに、本実施例の OCT 装置における測定系の構成について説明する。

OCT 装置 1 0 0 は、マッハツェンダー干渉系による干渉信号の強度から構成される断層像 (OCT 像) を取得することができる。

その測定系について説明すると、網膜 1 2 7 にて反射や散乱された光である戻り光 1 0 8

50

は、ビームスプリッタ 103 - 3 で戻り光 108 - 1 と戻り光 108 - 2 に、分割される。

この分割された戻り光のうちの戻り光 108 - 2 は、さらにビームスプリッタ 103 - 2 によって分割される。一方、参照光 105 もビームスプリッタ 103 - 2 によって分割される。

ここで、参照光 105 と戻り光 108 - 2 とはビームスプリッタ 103 - 2 の後方で合波されるように調整される。

そして、レンズ 111 - 2 ~ 111 - 3 で集光され、光ファイバー 110 - 2 と 110 - 3 とを介して、バランスドディテクタ 122 に導かれ、参照光 105 と戻り光 108 - 2 とが合波された光の強度が電圧に変換される。

得られた電圧信号はアンプ 123 にて増幅され、フィルタ 124 にて必要な周波数成分を取り出し、パソコン 125 にて復調及びデータ処理を行い断層像を形成する。

ここでは、上記説明したように参照光 105 は周波数 1 MHz のシフトを受けている。

そのため、上記得られる電圧信号は 1 MHz のビート信号となり、戻り光 108 - 2 は通常微弱であるが、参照光 105 は大きいので、検出感度を増大させることができる。

上記フィルタ 124 は、ここでは 1 MHz のバンドパスフィルタを用い、余計な周波数成分をカットすることで、ビート信号の高感度検出を図っている。

また、上記説明したビームスプリッタ 103 - 3 で分割されたもう一方の戻り光 108 - 1 は、ビームスプリッタ 103 - 1 を通り、レンズ 111 - 4 で集光され、光ファイバー 110 - 4 を通って、ディテクタ 138 に導かれる。

さらにディテクタ 138 はパソコン 125 に上記干渉信号と同様に、電氣的に接続され、戻り光 108 - 1 の強度を記録及び表示を行うことができる。

また、ディテクタ 138 で得られる信号は、網膜 127 での反射や散乱による戻り光 108 - 1 の強度信号であり、上記干渉信号と異なり、深さ分解能を持たない。

【0021】

つぎに、本発明の特徴である本実施例の OCT 装置を用いた断層像と観察像との取得方法について図 1、図 3、図 4 を用いて説明する。

図 3 に、本実施例における OCT 装置の断層像の取得方法を説明する模式図を示す。

また、図 4 に本実施例における OCT 装置の観察像の評価方法を説明する図を示す。

図 3 及び図 4 には、図 1 と図 2 に示した構成と同一または対応する構成には同一の符号が付されているから、重複する構成についての説明は省略する。

OCT 装置 100 は電動ステージ 117 - 1 と XY スキャナ 119 とを制御することで、網膜 127 の所望の部位の断層像を取得することができる（図 1）。

ここでは、網膜 127 の断層像（光軸に平行な面）の取得を例にして説明する。図 3（a）は眼 107 の模式図 143 であり、OCT 装置 100 によって観察されている様子を示している。また、観察カメラ 139 によって、測定光 106 が瞳孔 140 に向かって入射される様子も示している。

【0022】

まず、断層像の構成方法について説明する。

図 3（a）に示すように、測定光 106 は角膜 126 を通して、網膜 127 に入射すると様々な位置における反射や散乱により戻り光 108 となり、それぞれの位置での時間遅延を伴って、バランスドディテクタ 122（図 1）に到達する。ここでは、光源 101 のバンド幅が広く、コヒーレンス長が短いために、参照光路の光路長と測定光路の光路長とが等しい場合のみに、バランスドディテクタ 122 にて、干渉信号が検出できる。

上述のように、参照光 105 の周波数は測定光 106 に対して、1 MHz シフトされているので、干渉信号は 1 MHz のビート信号となる。

さらに、図 3（b）に示すように、XY スキャナ 119 の X 軸を駆動しながら、該干渉信号を検知すれば、該干渉信号は X 軸の位置情報を持った信号となる。

この信号の振幅を 2 乗し、復調することで、戻り光 108 の任意の XY 平面における X 軸方向の強度分布が得られる。

10

20

30

40

50

さらに、電動ステージ 117-1 を用いて、参照光路の光路長を動かしながら、同様の動作を繰り返せば、XZ 面での戻り光 108 の強度の 2 次元分布が得られ、図 3 (c) に示すような断層像 132 が得られる。

本来は、断層像 132 は上記説明したように、網膜 127 からの戻り光 108 の強度をアレイ状に並べたものであり、例えば、戻り光 108 の強度をグレースケールに当てはめて、表示されるものであるが、ここでは、その境界のみを表示している。

【0023】

つぎに、観察像の構成方法について説明する。

上記説明した断層像を取得すると同時に、観察カメラ 139 は、測定光 106 が角膜 126 に対して入射する様子を示す観察像を取得している。

10

上記で説明した断層像の取得には、1 枚当たり、0.01 ~ 1 秒程度の時間が必要になるが、その間、観察カメラ 139 は 1 枚或いは複数の観察像取得し、上記した断層像と関連付けて表示或いは保存される。

【0024】

つぎに、本発明の特徴である観察像の評価方法について具体的に図 4 (a) ~ (d) を用いて説明する。

図 4 (a) は、測定光 106 が瞳孔 140 を透過して網膜 (不図示) を観察する様子を示している。

一般に、眼底の網膜を観察する場合には、該測定光を角膜を支点として、該網膜上に走査して行う (図 3 (b))。

20

そのため、断層像取得中は測定光 106 は角膜 126 上では動いていないように観察される。しかし、被検者の静止が十分でない場合にはこの限りではない。

【0025】

本評価方法は以下の各工程を、例えば連続して行う。

或いは、適宜工程を戻って行うこともでき、また制御ソフトウェアとしてコンピュータで実行するプログラム等を用いて、以下の工程を自動的に行うように構成してもよい。

また、以下の工程はパソコンを用いた画像処理を行うことを前提に記載したが、作業者が観察像 142 を目視して、同様の作業を手動で行ってもよい。

【0026】

まず、第 1 の工程において、観察カメラ 139 を用いて、測定光による被検眼の前眼部である瞳孔と虹彩の照射領域における観察像 142 を取得する (図 4 (b))。

30

次に、第 2 の工程において、取得した観察像 142 をパソコン 125 に取り込み、表示や保存を行う。

そして、以下の各工程により、上記観察画像から得られた前眼部の照射領域における情報に基づいて該観察画像に関連付けられた、光断層画像撮像装置により撮像される断層画像の評価を行う。

すなわち、まず第 3 の工程において、パソコン 125 を用いて観察像 142 のセグメンテーションを行い、瞳孔 140 と虹彩 141 と測定光 106 とを画像認識する (図 4 (c))。

次に、第 4 の工程において、画像認識された測定光 106 と虹彩 141 との論理積をとり、その面積 S を計算する (図 4 (d))。

40

次に、第 5 の工程において、その面積 S の値の大小によって評価し、ランク付けを行い、該断層像と観察像 142 とランクとを関連付けて、表示或いは保存する。ランク付けは、例えば、以下のように設定する。

A : $S = 0 \text{ mm}^2$ 、B : $0 < S \leq 1 \text{ mm}^2$ 、C : $1 < S \leq 2 \text{ mm}^2$ 、D : $S > 2 \text{ mm}^2$

次に、第 6 の工程において、上記第 5 の工程において得られたランクが C あるいは D であった場合には、断層像の撮像の中止あるいは再撮像 (再測定) を行う。上記第 4 ~ 5 の工程において、評価の指標として、上記説明した面積 S としたが、他の指標を用いてもよい。

例えば、測定光 106 と虹彩 141 との中心間距離や、測定光 106 と虹彩 141 との論

50

理積の形状を用いることができる。

また、同様に、測定光 106 と瞳孔 140 との論理積の面積、形状や中心間距離を用いることもできる。その場合には、適宜ランク付けを設定する。

【0027】

[実施例 2]

実施例 2 においては、実施例 1 で示した光路のいずれかを光ファイバーによって構成した構成例について説明する。

図 5 に、本実施例における OCT 装置の光学系全体の概略構成について説明する図を示す。

図 5 には、図 1 に示した実施例 1 の構成と同一または対応する構成には同一の符号が付されているから、重複する構成についての説明は省略する。

図 5 において、200 は OCT 装置、130 はシングルモードファイバー、131 は光カプラーである。

【0028】

本実施例においては、OCT 装置 200 は、被検眼における眼 107 の網膜 127 の断層像を取得する装置として用いられている。

また、本実施例においては、光学系の一部に光ファイバーを用いて、構成することにより、装置の小型化が図られている。

光ファイバーを用いていることを除けば、実施例 1 と基本的構成において差異のない構成を備えている。

【0029】

本実施例の OCT 装置 200 は、図 5 に示されるように、全体として、マッハツェンダー干渉系を構成している。

図 5 において、測定光 106 は観察対象である眼 107 によって反射や散乱により戻り光 108 となって戻された後、光カプラー 131 - 2 によって、参照光 105 と合波される。

参照光 105 と戻り光 108 とは合波された後、分割され、バランスドディテクタ 122 に入射される。バランスドディテクタ 122 にて得られた光強度を用いて、眼 107 の断層像が構成される。

【0030】

つぎに、光源 101 の周辺について説明する。

光源 101 自体は実施例 1 と同様である。光源 101 から出射された光はシングルモードファイバー 130 - 1 を通して、光カプラー 131 - 1 に導かれ、強度比 90 : 10 で分割され、それぞれ測定光 106、参照光 105 となる。

【0031】

つぎに、参照光 105 の光路について説明する。

参照光 105 は光カプラー 131 - 1 にて分割された後、シングルモードファイバー 130 - 2 を通して、レンズ 135 - 1 に導かれ、ビーム径 4 mm の平行光になるよう、調整される。

電動ステージ 117 - 1 及びそれに付帯するミラー 114 - 1、114 - 2、分散補償用ガラス 115 - 1 は実施例 1 と同様なので説明は省略する。

参照光 105 は分散補償用ガラス 115 - 2 を通った後、レンズ 135 - 2 を用いてシングルモードファイバー 130 - 6 に導かれる。

さらに、音響光学変調素子 133 - 1、シングルモードファイバー 130 - 7 を通って、光カプラー 131 - 2 に入射される。

ここで、音響光学変調素子 133 - 1 は光ファイバー用のものであり、コントローラ 133 - 2 を用いて、1 MHz の周波数シフトを行うことができる。従って、ここで得られる参照光 105 は実施例 1 と同様である。

【 0 0 3 2 】

つぎに、測定光 1 0 6 の光路について説明する。

光カプラー 1 3 1 - 1 によって分割された測定光 1 0 6 はシングルモードファイバー 1 3 0 - 3 を通って光カプラー 1 3 1 - 3 に入射される。

その後、シングルモードファイバー 1 3 0 - 4 を通って、レンズ 1 3 5 - 3 に導かれ、ビーム径 4 mm の平行光になるよう、調整される。

さらに、分散補償ガラス 1 1 5 - 3 を通ったあと、X Y スキャナ 1 1 9 のミラーに入射される。X Y スキャナ 1 1 9 から眼 1 0 7 までの間の光学系は実施例 1 と同様であるため、説明は省略する。

ここで、分散補償ガラス 1 1 5 - 3 は音響光学変調素子 1 3 3 - 1 の分散を補償するものである。

ここでは、測定光 1 0 6 が分散補償ガラス 1 1 5 - 3 を往復するため、分散補償ガラス 1 1 5 - 3 の厚さは音響光学変調素子 1 3 3 - 1 のガラス部分の半分の厚みになっている。測定光 1 0 6 が眼 1 0 7 に入射すると、網膜 1 2 7 からの反射や散乱により戻り光 1 0 8 となる。

さらに、戻り光 1 0 8 は光カプラー 1 3 1 - 3 を通って、光カプラー 1 3 1 - 2 に導かれる。

【 0 0 3 3 】

つぎに、本発明の特徴である測定光観察系の構成について説明する。

OCT 装置 2 0 0 において、測定光 1 0 6 は上記説明したように、角膜 1 2 6 を通して、網膜 1 2 7 に照射される。

観察カメラ 1 3 9 は測定光 1 0 6 が角膜 1 2 6 を通して、網膜 1 2 7 に入射する様子を観察する目的で設置されている。測定光観察系の構成やその観察像、等の詳細は実施例 1 と同様であるため、説明を省略する。

【 0 0 3 4 】

つぎに、本実施例の OCT 装置における測定系の構成について説明する。

OCT 装置 2 0 0 はマッハツェンダー干渉系による干渉信号の強度から構成される断層像 (OCT 像) を取得することができる。

その測定系について説明する。網膜 1 2 7 にて反射や散乱された光である戻り光 1 0 8 の一方である戻り光 1 0 8 - 2 は、光カプラー 1 3 1 - 2 によって、参照光 1 0 5 と合波され、さらに 5 0 : 5 0 に分割される。

次に、シングルモードファイバー 1 3 0 - 8、1 3 0 - 9 を通って、バランスディテクタ 1 2 2 に導かれる。

参照光 1 0 5 と戻り光 1 0 8 とが合波された光の強度が電圧に変換される。

得られた電圧信号はアンプ 1 2 3 にて増幅され、フィルタ 1 2 4 にて必要な周波数成分を取り出し、パソコン 1 2 5 にて復調及びデータ処理を行い断層像を形成する。

また、上記説明した戻り光 1 0 8 のもう一方の戻り光 1 0 8 - 1 は、光カプラー 1 3 1 - 1 を通り、光ファイバー 1 3 0 - 1 0 を通って、ディテクター 1 3 8 に導かれる。

さらに、ディテクタ 1 3 8 はパソコン 1 2 5 に上記干渉信号と同様に、電氣的に接続され、戻り光 1 0 8 - 1 の強度を記録及び表示を行うことができる。

また、ディテクタ 1 3 8 で得られる信号は、網膜 1 2 7 での反射や散乱による戻り光 1 0 8 - 1 の強度信号であり、上記干渉信号と異なり、深さ分解能を持たない。

【 0 0 3 5 】

つぎに、本実施例の OCT 装置を用いた断層像の取得方法について説明する。OCT 装置 2 0 0 は、2 つの電動ステージ 1 1 7 - 1、1 1 7 - 2 と X Y スキャナ 1 1 9 とを制御することで、網膜 1 2 7 の所望の部位の断層像を取得することができる。

断層像と観察像の取得方法やその評価方法等の詳細は、実施例 1 と同様であるため、説明を省略する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

【図１】本発明の実施例１におけるＯＣＴ装置の光学系全体の概略構成について説明する図である。

【図２】本発明の実施例１における観察カメラを用いて取得されるＯＣＴ装置の測定光の観察像について説明する図である。

【図３】本発明の実施例１におけるＯＣＴ装置の断層像の取得方法を説明する模式図である。

【図４】本発明の実施例１におけるＯＣＴ装置の観察像の評価方法を説明する図である。

【図５】本発明の実施例２におけるＯＣＴ装置の光学系全体の概略構成について説明する図である。

【符号の説明】

10

【 0 0 3 7 】

1 0 0、2 0 0 : ＯＣＴ装置

1 0 1 : 光源

1 0 3 : ビームスプリッタ

1 0 5 : 参照光

1 0 6 : 測定光

1 0 7 : 眼

1 0 8 : 戻り光

1 1 0、1 3 0 : シングルモードファイバー

1 1 1、1 2 0、1 3 5 : レンズ

20

1 1 4 : ミラー

1 1 5 : 分散補償用ガラス

1 1 6、1 3 3 : 音響光学変調素子

1 1 7 : 電動ステージ

1 1 9 : ＸＹスキャナ

1 2 2 : バランスドディテクタ

1 2 3 : アンプ

1 2 4 : フィルタ

1 2 5 : パソコン

1 2 6 : 角膜

30

1 2 7 : 網膜

1 3 1 : 光カプラー

1 3 2 : 断層像

1 3 6 : 可変ビームエキスパンダー

1 3 8 : ディテクタ

1 3 9 : 観察カメラ

1 4 0 : 瞳孔

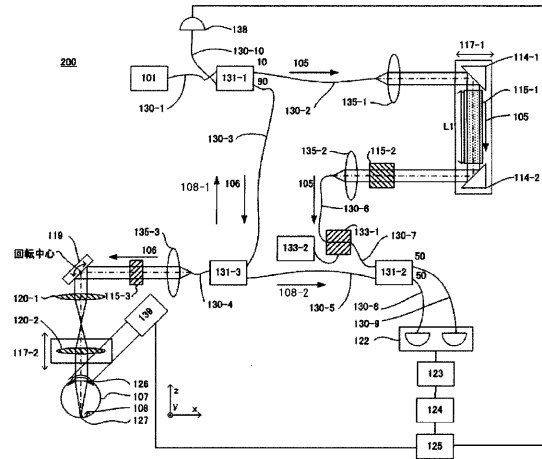
1 4 1 : 虹彩

1 4 2 : 観察像

1 4 3 : 模式図

40

【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 山田 和朗
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 島田 保

(56)参考文献 特開2006-212153(JP,A)
特開2008-006104(JP,A)
特開2006-174889(JP,A)
特開2002-174769(JP,A)
特開平09-182725(JP,A)
特開2006-051101(JP,A)
特開2008-029467(JP,A)
特開2001-275976(JP,A)
特開平11-276439(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/10