

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6574559号
(P6574559)

(45) 発行日 令和1年9月11日(2019.9.11)

(24) 登録日 令和1年8月23日(2019.8.23)

(51) Int. Cl.	F I					
A 6 1 B	3/10	(2006.01)	A 6 1 B	3/10	1 0 0	
G 0 1 N	21/17	(2006.01)	A 6 1 B	3/10	Z D M	
			G 0 1 N	21/17	6 2 0	

請求項の数 15 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-216626 (P2014-216626)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成26年10月23日 (2014.10.23)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2015-80726 (P2015-80726A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成27年4月27日 (2015.4.27)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成29年10月23日 (2017.10.23)		弁理士 大塚 康德
(31) 優先権主張番号	13189854.6	(74) 代理人	100112508
(32) 優先日	平成25年10月23日 (2013.10.23)		弁理士 高柳 司郎
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175
			弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 方法、光干渉断層撮影装置、システム、プログラムおよび記憶媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の眼底画像を取得するために、第1のフレームレートで眼の眼底を撮影する工程と

、
OCTの複数のb-スキャンに基づく複数の断層画像を取得するために、前記第1のフレームレートよりも速い第2のフレームレートで前記眼底を撮影する工程であって、前記複数の眼底画像の取得と前記複数の断層画像の取得との共通開始により、前記第2のフレームレートで前記眼底を撮影する工程と、

前記複数の眼底画像に基づいて、前記眼の眼底の動きを決定する工程と、

前記決定された眼底の動きを追跡する工程と、

前記眼底の動きを追跡することができなかつた少なくとも1つの領域毎に、前記眼底の動きを追跡することができなかつた間に撮影された断層画像の数を決定する工程と、

前記決定された数の断層画像を前記少なくとも1つの領域毎に取得するために、前記共通開始により、前記眼底を再度撮影する工程と、

を有し、

前記第1のフレームレートで前記眼底を撮影する工程と、前記第2のフレームレートで前記眼底を撮影する工程とは、前記共通開始の後にそれぞれ独立な動作により前記眼底を撮影する工程であることを特徴とする方法。

【請求項2】

前記眼底の動きを追跡することができない間の時間は、断層画像において位置ずれがあ

るかどうかを決定するための時間を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記眼底の動きを追跡することができない間の時間は、前記追跡のためのフィードバックの遅れを含むことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記眼底の動きを決定する工程は、2つの眼底画像を比較する工程を有することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5】

前記間に撮影された前記断層画像を前記再度撮影された断層画像で置き換える工程を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

10

【請求項 6】

前記眼底の動きが追跡できない場合にフェイルフラグを出力する工程を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 7】

前記眼底画像は 2 次元の画像であることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 8】

前記眼底画像は、走査型レーザー検眼鏡により撮影された画像であることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 9】

前記複数の眼底画像の取得中において、前記複数の断層画像の取得の待機を実行する工程を更に有し、

20

前記待機の後に前記共通開始により前記第 2 のフレームレートで前記眼底が撮影されることにより、前記複数の断層画像が取得されることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 10】

前記間に撮影された断層画像の数を決定する工程では、前記眼底の動きが生じた断層画像と、前記追跡の際に前記眼底の動きを補正するオフセットが適用された断層画像との間の断層画像であって、前記補正のフィードバック遅れによる影響を受けた断層画像の数を、前記間に撮影された断層画像の数として決定することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の方法。

30

【請求項 11】

前記眼底の動きを決定する工程と、前記眼底の動きを追跡する工程と、前記間に撮影された断層画像の数を決定する工程と、前記眼底を再度撮影する工程との実行を制御する工程を更に有し、

前記制御する工程は、前記眼底を再度撮影する工程の実行中において、前記眼底の動きを決定する工程と、前記眼底の動きを追跡する工程と、前記間に撮影された断層画像の数を決定する工程とを、繰り返し実行することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 12】

前記眼底を再度撮影する工程を繰り返す制限に達したかどうかを決定する工程を更に有し、

40

前記制限に達した場合には前記眼底を再度撮影する指示が行われないことを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記眼底を再度撮影する工程では、全ての断層画像の撮影が終わった後に前記共通開始により前記眼底を再度撮影することを特徴とする請求項 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 14】

複数の眼底画像を取得するために、第 1 のフレームレートで眼の眼底を撮影する第 1 の

50

撮影手段と、

ＯＣＴの複数のｂ-スキャンに基づく複数の断層画像を取得するために、前記第１のフレームレートよりも速い第２のフレームレートで前記眼底を撮影する第２の撮影手段であって、前記複数の眼底画像の取得と前記複数の断層画像の取得との共通開始により、前記第２のフレームレートで前記眼底を撮影する第２の撮影手段と、

前記複数の眼底画像に基づいて決定された前記眼底の動きであって、前記眼底の動きを追跡することができなかつた少なくとも１つの領域毎に、前記眼底の動きを追跡することができなかつた間に撮影された断層画像の数を決定する決定手段と、を備え、

前記第２の撮影手段は、前記決定された数の断層画像を前記少なくとも１つの領域毎に取得するために、前記共通開始により、前記眼底を再度撮影し、

前記第１の撮影手段と、前記第２の撮影手段とは、前記共通開始の後にそれぞれ独立な動作により前記眼底を撮影することを特徴とする光干渉断層撮影装置。

10

【請求項 15】

コンピュータに、請求項 1 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の方法に記載された各工程を実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光干渉断層撮影（ＯＣＴ）における眼底の画像撮影に関する。特に、本発明は、撮影の間に眼底に動きが生じる場合、ＯＣＴ画像を補正することに関する。

20

【背景技術】

【0002】

光干渉断層撮影（ＯＣＴ）は、医用画像の撮影のために広く医学や生物学の分野で使用されているが、非侵襲であり、かつ、眼底（例えば、目の網膜など）の三次元画像を得るために眼の前眼部の構造を介して撮影を行うことができるため、特に、眼科の医用画像の撮影に適している。

【0003】

光学式装置を使用する種々の眼科装置は、眼の前眼部を撮影する前眼部撮影装置、眼の眼底画像を撮影する眼底カメラ、眼底の画像を撮影するための走査型レーザー検眼鏡（ＳＬＯ）等のような分野で知られている。ＯＣＴの眼科使用は公知であり、例えば、米国特許出願公開第 2012/0033181 号（ＫＫ トプコン）、および、D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito and J. G. Fujimoto, "Optical Coherence Tomography", Science 254, 1178-1181 (1991).、において開示されている。

30

【0004】

眼科での使用のために部分的コヒーレンス干渉法が、A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp, S. Y. El-Zaiat "Measurements of intraocular distances by backscattering spectral interferometry," Opt.Comm. 117, 43-48 (1995).、において議論されている。

【0005】

分光ＯＣＴの眼科使用が、M. Wojtkowski, A. Kowalczyk, R. Leitgeb, and A. F. Fercher, "Full range complex spectral optical coherence tomography", Opt.Lett. 27, 1415-1418 (2002).、において議論されている。

40

【0006】

他の画像撮影装置は眼底の表面だけを撮影するのに対して、眼底の（例えば、眼底構造の三次元画像を得るために）深さ方向において断層画像を取得することができるので、ＯＣＴは特に有用である。ＯＣＴは被検眼の眼底に照射する測定ビームとして、複数の波長を有する低コヒーレント光を使用する。種々の波長を有する測定ビームは、ＯＣＴの光学系へと反射する前に、波長により異なる量だけ眼底に深く入り込む。この反射したビームは測定ビームに対応する参照ビームと干渉し、結果として生じる干渉ビームは深さ方向に

50

において断層画像を構築するために検出される。異なる波長が眼底を異なる深さで浸透し、そして、異なる深さで浸透した波長の光が眼底から反射するため、波長の周波数帯域をより大きくして断層画像の解像度を大きくする。

【 0 0 0 7 】

被検眼の深さ方向の走査は「a-スキャン」として参照される。単一の走査線（OCT装置の走査方向によって定義された）における複数のa-スキャンは「b-スキャン」として参照される。複数のb-スキャンは3次元画像を構築するために結合される。「断層画像」は眼底の断面画像であり、断層画像は、b-スキャンラインに沿ったもの、あるいはb-スキャン方向に対して垂直をなしているもの、あるいは、OCTのb-スキャンを用いて眼底の3次元体積の補間によって断層画像が生成される場合、その断層画像は任意の角度におけるものである。本明細書の説明では、デカルト座標を使用して、b-スキャンはx方向に伸び、眼底の厚さはz方向であり、眼底平面であるy方向はb-スキャン方向に対して垂直であるものとする。

10

【 0 0 0 8 】

目の健康について確信がある診断を可能にするのに十分な情報を提供するために、OCTメーカーはOCT（深さ方向の断層撮影用）に、眼底撮影（眼底観察用）や前眼部撮影（前眼部観察用）等の撮影機能と結合したものを製造している。これらの撮影機能は同じ装置において結合されてもよい。

【 0 0 0 9 】

前眼部の画像を撮影する利点は、他の撮影における装置の光路を被検眼の虹彩(iris)に位置合わせするために使用することができることである。これに付言すると、眼底に影を起こすかもしれない、白内障、水晶体や虹彩上の不透明な部分のような前眼部の疾病は観察可能であり、OCT測定ビームは、不透明な部分以外の被検眼の水晶体あるいは虹彩上の位置に向けられる。

20

【 0 0 1 0 】

眼底の画像を撮影する利点は、断層画像の位置合わせに役立つことができることである。眼底画像上に重ねて示されるマークは、眼底画像の平面に対して垂直な断層画像の位置を示すものである。眼科医が調べたい断層画像の位置を示すため、あるいは、眼科医が調べたい眼底の断面を示すため眼底画像は、眼科医によってマーク付けがされる。

【 0 0 1 1 】

眼底画像を撮影することは、特定の断層画像を取得した眼底上の場所を眼科医が知ることができるように眼底を断層画像とを位置合わせすること、および、3次元画像が複数の断層画像から正しく組み立てられるように、断層画像と眼底とを互いに位置合わせすることに役立つという利点を更に有する。更に、眼底画像は、一致したb-スキャンを保証することを助けるためにb-スキャンの中のa-スキャンが一行に並べられることを保証するために使用される。

30

【 0 0 1 2 】

位置合せが関心事項であるという理由はOCT装置による走査の間、人の眼には動きが生じ得るためである。この動きは、瞬き、あるいは、衝動性の運動、あるいは、自発的または無意識の運動の形式である。

40

【 0 0 1 3 】

眼球運動を補正するため、あるいは眼球運動を補償するために異なった方法がある。補正の1つのタイプとしては、眼底画像を、例えば、追跡画像として使用して被検眼の動きを追跡し、追跡画像について、OCTで同じ走査位置を維持するようにリアルタイムでOCT測定ビームの位置を調整することを含むものである。このような補正は、キャノンのOCT HS 100、ニデックのRS-3000、トプコンのOCT-2000、ハイデルベルグのSpectralis、カール ツァイス メディテックのCirrus HD-OCTのような商業的に利用可能なOCT装置において利用されている。

【 0 0 1 4 】

トプコンのOCT-2000（米国特許出願公開第2012/0033181A1を参

50

照)においては、OCTのb-スキャン2000の位置は、図3A,図3Bおよび図3Cにおいて示されているように眼底画像1000に対応して観察される。眼底画像に対して動いているb-スキャン2000として画像が示されているが、動いているのは実際には眼底であり、3次元空間において定められる一定の位置でb-スキャンは走査している。眼底画像は眼底との位置合わせがしやすく、同じエリアを走査するOCTに比べて眼底画像の取得は、より高速である。それゆえ、眼底画像の位置は眼底の位置として考えられる。

眼底の動きは、b-スキャンの間(あるいは、b-スキャン中でさえ)、相対的な運動アーチファクト(movement artifacts)を引き起こす。しかしながら、この相対的な動きは、一定である眼底画像に対して位置がずれているb-スキャンとして、容易に示される。

10

【0015】

図3AはトプコンのOCT-2000によって撮影された位置ずれのない理想的な走査を示すものである。眼底画像1000は、y方向において均等に離間しており、位置合わせの方向を示すx方向において互いに全ての直線が位置合わせされたb-スキャン2000と位置合わせされている。トプコンのOCT-2000では、オフラインの後処理の間に、図3Bにおけるb-スキャン302および312で示されるように、ある閾値の範囲内でx方向に位置ずれが生じるとき、眼底画像1000におけるa-スキャンのみを使用してb-スキャンが調整できるように、b-スキャン2000は、それぞれの端部に余分なa-スキャン300を含んでいる。しかしながら、もしb-スキャンが図3Bでb-スキャン308のように、b-スキャンが閾値を超えてずれた場合、このb-スキャンは

20

【0016】

この公知の装置における1つの問題は、それぞれのb-スキャンが、断層画像を形成するために使用されるa-スキャンよりも多くのa-スキャンを有するため、必要以上に処理をしなければならないことである。この問題は余分な処理負担を起し、処理の速度を遅くする。

【0017】

図3Cは、x軸方向において位置合わせが修正され、y軸方向においては位置合わせが修正されていない公知を示すものである。y軸の補償は、得られたb-スキャンを眼底画像と比較して、そして、ライン304と306のように、密集した走査線の位置、およびライン318および320の間のように離れすぎた走査線の位置を決定することにより実行される。密集した走査線は必要に応じて細くすることが可能であり、間隔の空いた走査線は欠落した走査線を作るために補間することが可能である。もし走査線が閾値より大きい距離だけ離されている場合、その走査線は再度走査される。

30

【0018】

公知の装置における他の問題は、眼底画像とOCTのb-スキャンとの間の同期は絶えず監視されなければならないが、このことは、同期処理の間に走査が実行されないとき、あるいは、非同期性が見いだされてb-スキャンを修正しなければならないとき、断層画像を作るためにかけられる時間を増やすことだけでなく処理の負担を増やすことである。

【0019】

特に、眼底画像のフレームレートとOCTのb-スキャンレートとの間にトレードオフがある。OCTのb-スキャンが眼底画像と同期する。眼底画像の全体(図3Aの1000)がOCT画像(図3Aの400)よりずっと速いレートで走査されるとき、OCTのb-スキャン中において多くのa-スキャンを走査するために要する時間内で、1つの眼底画像が走査される。それぞれの眼底画像がOCT画像と同期し、そしてこの同期化が時間を要するとき、もし眼底画像の撮像レートが増加するならば、OCT画像毎にチェックされる同期性の回数は増加し、OCT画像の撮像レートは減少する。

40

【0020】

ハイデルベルグのSpectralis装置は2つのビームで同時に眼底を撮影するものである。第1のビームはが眼球運動を追跡するために眼底画像を撮影する。この画像

50

を基準として使用して、第2のビームは眼底上の所望の位置に向けられる。この2つのビームを用いた技術は、眼球運動アーチファクトを軽減し、その発生を抑制する。測度段階の間に、この装置は被検眼が固視標 (fixation target) に焦点が合っているかどうかを決定する。OCTのb-スキヤンの撮像は、被検眼の焦点が固視標に合っている場合に限り実行される。もし被検眼の焦点が固視標に合っていない場合、被検眼の焦点を固視標に合わせるため、OCTシステムは待機する。これは、得られたOCT画像でアーチファクトの数を減らすけれども、測定および撮像時間は際立って延長される。

【0021】

いかなる種類の眼底追跡でも、眼底追跡と、追跡中に見つかった位置ずれに対するOCT補正との間で発生するフィードバックループにおける「フィードバック」遅れ (“feed back” delay) の問題を有している。いくつかのb-スキヤンは、眼底画像とOCTのb-スキヤンとの間で位置ずれが生じたことを決定する測定システムのために要する時間内において完了する。従って、位置ずれが検出される前に、いくつかの位置がずれたb-スキヤン画像が撮影されるかもしれない。全てのb-スキヤンの位置合せの測定は、b-スキヤンの位置ずれを補償するために必要とされる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0022】

【特許文献1】米国特許出願公開第2012/0033181号

【非特許文献】

【0023】

【非特許文献1】D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito and J. G. Fujimoto, "Optical Coherence Tomography", Science 254, 1178-1181 (1991).

【非特許文献2】A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp, S. Y. El-Zaiat "Measurements of intraocular distances by backscattering spectral interferometry," Opt. Comm. 117, 43-48 (1995).

【非特許文献3】M. Wojtkowski, A. Kowalczyk, R. Leitgeb, and A. F. Fercher, "Full range complex spectral optical coherence tomography", Opt. Lett. 27, 1415-1418 (2002).

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0024】

以上のような問題を考慮して、断層画像内の眼球運動アーチファクトの補正において、OCTの走査速度を犠牲にすることなく、観察(あるいは、「プレビュー」)のために適した高品質で、高い走査速度で眼底画像を提供するOCT装置(光干渉断層撮影装置)を提供することが望まれる。OCT走査データの取得後に行なわれている位置合せ測定によって引き起こされるフィードバックループの影響を低減することは同じく望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0025】

本発明の一つによれば、複数の眼底画像を取得するために、第1のフレームレートで眼の眼底を撮影する工程と、

OCTの複数のb-スキヤンに基づく複数の断層画像を取得するために、前記第1のフレームレートよりも速い第2のフレームレートで前記眼底を撮影する工程であって、前記複数の眼底画像の取得と前記複数の断層画像の取得との共通開始により、前記第2のフレームレートで前記眼底を撮影する工程と、

前記複数の眼底画像に基づいて、前記眼の眼底の動きを決定する工程と、

前記決定された眼底の動きを追跡する工程と、

前記眼底の動きを追跡することができなかつた少なくとも1つの領域毎に、前記眼底の動きを追跡することができなかつた間に撮影された断層画像の数を決定する工程と、

10

20

30

40

50

前記決定された数の断層画像を前記少なくとも1つの領域毎に取得するために、前記共通開始により、前記眼底を再度撮影する工程と、

を有し、

前記第1のフレームレートで前記眼底を撮影する工程と、前記第2のフレームレートで前記眼底を撮影する工程とは、前記共通開始の後にそれぞれ独立な動作により前記眼底を撮影する工程であることを特徴とする方法が提供される。

【0027】

本発明の一つによれば、複数の眼底画像を取得するために、第1のフレームレートで眼の眼底を撮影する第1の撮影手段と、

OCTの複数のb-スキャンに基づく複数の断層画像を取得するために、前記第1のフレームレートよりも速い第2のフレームレートで前記眼底を撮影する第2の撮影手段であって、前記複数の眼底画像の取得と前記複数の断層画像の取得との共通開始により、前記第2のフレームレートで前記眼底を撮影する第2の撮影手段と、

前記複数の眼底画像に基づいて決定された前記眼底の動きであって、前記眼底の動きを追跡することができなかつた少なくとも1つの領域毎に、前記眼底の動きを追跡することができなかつた間に撮影された断層画像の数を決定する決定手段と、を備え、

前記第2の撮影手段は、前記決定された数の断層画像を前記少なくとも1つの領域毎に取得するために、前記共通開始により、前記眼底を再度撮影し、

前記第1の撮影手段と、前記第2の撮影手段とは、前記共通開始の後にそれぞれ独立な動作により前記眼底を撮影することを特徴とする光干渉断層撮影装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0031】

本発明は添付の図面の参照により例示的に説明される。

【図1】図1は、好ましい実施形態に係る、走査型レーザー検眼鏡を有する光干渉断層撮影装置の概略図を示す図である。

【図2】図2は、断層画像、眼底観察画像、および前眼部画像を含む画面表示の例を示す図である。

【図3A】図3Aは、眼球運動が周知の解法に従って起こるとき、SLO画像とOCT画像との間の位置合せの補正を示す図である。

【図3B】図3Bは、眼球運動が周知の解法に従って起こるとき、SLO画像とOCT画像との間の位置合せの補正を示す図である。

【図3C】図3Cは、眼球運動が周知の解法に従って起こるとき、SLO画像とOCT画像との間の位置合せの補正を示す図である。

【図4】図4は、眼球運動が起こるとき、SLO画像とOCT画像との関係を示す図である。

【図5】図5は、本発明の好ましい実施形態に係る、SLO画像とOCT画像との間の位置合せの補正を示す図である。

【図6】図6は、本発明の好ましい実施形態に係る、SLO画像とOCT画像との間の位置合せの補正を示す図である。

【図7】図7は、本発明の好ましい実施形態に係る、補正方法を示すフローチャートである。

【図8】図8は、本発明の実施形態に係る、OCTの走査中に眼球運動の補正を行うシステムのモジュール間の関係を示す図である。

【図9】図9は、眼球運動によって起こされる位置ずれがどのように眼底の表示に現われるかを示す図である。

【図10】図10は、眼球運動によって起こされる位置ずれがどのように眼底の表示に現われるかを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0032】

光干渉断層撮影装置(OCT装置)の配置は図1の参照とともに説明される。光干渉

10

20

30

40

50

断層撮影装置は光学ヘッド 900 および分光計 180 を含む。光干渉断層撮影装置は、測定光を照射した被検査物からの戻り光（例えば、反射光や散乱光）と、測定光に対応する参照光とを組み合わせることによって得られた光に基づいて、被検査物の断層画像を取得する。

【0033】

まず、最初に光学ヘッド 900 の内部の配置について説明する。光学ヘッド 900 は、2次元の画像および眼底の断層画像ばかりでなく、被検眼 100 の前眼画像を撮像する測定光学系を備える。対物レンズ 101-1 が被検眼 100 に面するように配置されている。このレンズの光軸上で、第1のダイクロイックミラー 102 および第2のダイクロイックミラー 103 は、光路分岐部として機能する。2つのダイクロイックミラー 102 および 103 は、それぞれの波長帯のために光路を、OCT 光学系の測定光路 L1、眼底観察/固視灯光路 L2 および前眼部観察光路 L3 へと分割する。

10

【0034】

レンズ 141 と前眼部観察のための赤外線 CCD 142 が光路 L3 上に配置される。赤外線 CCD 142 は、前眼部観察のための照明光（不図示）の波長の近くの検出感度、より具体的には、970 nm の波長の検出感度を有する。

【0035】

次に、光路 L2 について説明する。光路 L2 上には、3つのレンズ 101-2、111 および 112 が配置されている。そしてレンズ 111 は、固視灯に対するフォーカス調整および眼底観察のためのフォーカス調整を行うため、モーター（不図示）によって駆動される。光源 115 は 780 nm の波長を有する光を生成する。X走査部 117-1 および Y走査部 117-2 は、被検眼 100 の眼底に眼底観察のために光源 115 から照射された光を走査するように機能し、X走査部 117-1 および Y走査部 117-2 もまた、光路 L2 上に配置されている。レンズ 101-2 は、その焦点の位置が X走査部 117-1 と Y走査部 117-2 との間の中央位置の近くに配置される。X走査部 117-1 は高速で X方向に走査するための多面鏡から構成される。X走査部 117-1 は共振ミラーから構成されてもよい。一つの検出部 116 は、APD（アバランシュフォトダイオード（avalanche photodiode））から構成され、眼底によって散乱した光、あるいは、眼底から反射した光を検出する。プリズム 118 は孔あきミラーあるいは中空ミラーが蒸着されたプリズムであり、プリズム 118 は眼底からの戻り光から光源 115 によって照射された照明光を分離する。

20

30

【0036】

光路 L1 は OCT 光学系の光路であって、光路 L1 は被検眼 100 の眼底の断層画像を撮像するために用いられる。この光路は、断層画像を形成するために、干渉光を得るために用いられる。レンズ 101-3、ミラー 121、X走査部 122-1 および Y走査部 122-2 は、光路 L1 上に配置される。X走査部 122-1 および Y走査部 122-2 は、被検眼 100 の眼底に、X方向（主走査方向あるいは b-スキャン方向）および X方向に対して交差している Y方向（副走査方向）に、光を走査する。X走査部 122-1 および Y走査部 122-2 の間の光路は、図 1 において、描画面に対して平行な方向に動作するように図示されている。しかしながら、実際には、X走査部 122-1 および Y走査部 122-2 の間の光路は描画面に垂直な方向で動作する。

40

【0037】

測定光源 126 が測定光路に測定光を提供する。測定光源 126 はファイバー端に配置されており、測定光源 126 は被検眼 100 の眼底領域に対して光学的に共役位置に配置されている。フォーカス調整レンズ 123 およびレンズ 124 は同じ光路上にあり、フォーカス調整レンズ 123 はフォーカス調整を行なうために左右両方向の矢印によって示された方向にモータ（不図示）により駆動される。フォーカス調整レンズ 123 は、測定光源 126 と、X走査部 122-1 および Y走査部 122-2 との間に配置され、レンズ 101-3 より大きくないレンズを使うこと、あるいは、測定光源 126 に接続した光ファイバー 125-2 を動かさないようにすることを可能にする。

50

【 0 0 3 8 】

このフォーカス調整は被検眼 1 0 0 の眼底に測定光源 1 2 6 の画像を形成すること、そして被検眼 1 0 0 の眼底から光ファイバー 1 2 5 - 2 まで効率的に戻り光を伝達することを可能にする。

【 0 0 3 9 】

図 1 において示される、光源 1 3 0 から照射された光の光路の配置、参照光学系 (reference optical system)、および分光計 1 8 0 について、次に説明する。光源 1 3 0、ミラー 1 5 3、分散補償ガラス 1 5 2、光カプラー 1 2 5、光ファイバー 1 2 5 - 1 ~ 1 2 5 - 4、レンズ 1 5 1、および分光計 1 8 0 は、マイケルソン干渉系を構成している。例えば、マッハツェンダー干渉計のような、いかなる干渉計も適用可能である。光ファイバー 1 2 5 - 1 ~ 1 2 5 - 4 はシングルモードの光ファイバーであり、光ファイバー 1 2 5 - 1 ~ 1 2 5 - 4 は統合されるように光カプラー 1 2 5 に接続している。

10

【 0 0 4 0 】

光源 1 3 0 から照射された光は、光ファイバー 1 2 5 - 1 および光カプラー 1 2 5 を通り光ファイバー 1 2 5 - 2 に伝達される測定光 (measurement light) と、光ファイバー 1 2 5 - 3 に伝達される参照光 (reference light) とに分割される。測定光は、上記の OCT 光学系の光路を通過して被検眼 1 0 0 の眼底に入り、眼底により反射および散乱することにより、同じ光路を通過して光カプラー 1 2 5 に到達する。

【 0 0 4 1 】

参照光は、光ファイバー 1 2 5 - 3、レンズ 1 5 1、測定光と参照光との分散を合わせるために挿入された分散補償ガラス 1 5 2 を通過してミラー 1 5 3 に伝達され、ミラー 1 5 3 により反射される。参照光はそれから、同じ光路に沿って戻り、光カプラー 1 2 5 に到達する。

20

【 0 0 4 2 】

光カプラー 1 2 5 は干渉光を生成するために測定光と参照光とを合成する。この場合、測定光の光路長が参照光の光路長とほとんど等しいとき、干渉が生じる。モーターおよび駆動機構 (不図示) は光軸方向にミラー 1 5 3 の位置を調整し、ミラー 1 5 3 の位置の調整により、被検眼 1 0 0 によって変化する測定光の光路長を参照光の光路長に合わせることができる。干渉光は光ファイバー 1 2 5 - 4 を介して分光計 1 8 0 に導かれる。

【 0 0 4 3 】

分光計 1 8 0 は、レンズ 1 8 1 および 1 8 3、回折格子 1 8 2 とラインセンサ 1 8 4 を含む。光ファイバー 1 2 5 - 4 から射出している干渉光はレンズ 1 8 1 を通して略平行光とされた後、回折格子 1 8 2 およびイメージセンサによって分光分析される。

30

【 0 0 4 4 】

図 2 は、モニター 2 0 0 上に表示される、前眼部画像 2 1 0、2 次元の眼底画像 2 1 1、および断層画像として b-スキャン画像 2 1 2 の例を示す図である。前眼部画像 2 1 0 は、赤外線 CCD 1 4 2 から出力され、処理されて、そして表示される画像である。2 次元の眼底画像 2 1 1 は、CCD 1 1 6 (検出部) から出力され、処理されて、そして表示される画像である。b-スキャン画像 2 1 2 はラインセンサ 1 8 4 から出力され、上記の処理によって形成される画像である。

40

【 0 0 4 5 】

上記の内容から理解されるように、断層画像の取得および眼底観察画像の取得は、独立した光源、センサーおよび光路を使って実行される独立の処理である。断層画像の取得および眼底観察画像の取得は、同一の装置あるいは異なる装置を用いて行うことも可能である。しかしながら、処理装置および眼科医により相互に比較可能なものであるならば、同一の装置で断層画像の取得および眼底観察画像の取得を行うことが最も有用である。

【 0 0 4 6 】

本実施形態は、SLO (走査型レーザー検眼鏡) を用いて取得されるように、断層 b-スキャン画像と 2 次元の眼底画像との比較を含み、他の実施形態は、他の方法により断層画像の位置ずれを決定することを含む。眼底画像は、例えば、粗い OCT 走査によって

50

構成された投影画像である。あるいは、眼底画像は眼底カメラで取得される。

【0047】

一般に、眼球運動 (eye movement) が決定される方法は、2つの眼底画像を順次取得し、画像形成し、構築し、そして、それらと比較することにより行われるものである。2つの画像の間の位置の相違がアラインメントオフセット値を与え、位置の相違は、眼球運動速度ベクトルを得るために、2つの画像間の時間差で分割され、後続の画像に関するオフセット値を与える。

【0048】

撮影されている眼底上の被検査物 (object) に関して、2つの別の画像の位置を比較可能にするために、2つの画像の取得を同期させることは有益である。好ましい眼底観察画像形成装置 (眼底撮影装置) は、本実施形態に係る SLO であり、以下、その画像形成装置を「SLO装置」として参照する。

10

【0049】

SLO装置は、y軸方向において600画素およびx軸方向において800画素の眼底領域の眼底画像を走査する。SLO装置は、1秒あたり15個の画像 (すなわち、1秒あたりのフレーム数: fps) のレートで画像を生成し、もし、その画像が2つのインターレース画像であるなら、SLO装置は、実際に 30 fps のレートで画像を生成する。図4では、1つの画像 (眼底観察画像) は、破線の矩形 1100 のように表される。

【0050】

他方、図4の線 2100 のように示されている、一つの OCT の b-スキャンは、1024 (あるいは 512) の a-スキャンを含んでおり、64 fps のレートで走査される。600本の SLO ラインを包含する領域において、128本の OCT の b-スキャンラインがあり、1つの SLO 画像 (あるいは2つのインターレース画像) を走査するために要する時間で、2本の OCT の b-スキャンラインが走査され得る。

20

【0051】

もし、新しい SLO 画像が取得されるたびに位置合わせがチェックされることになっているならば、およそ 2000 の a-スキャンごと、あるいは2本の b-スキャンラインごとに、位置合わせのチェックが生じることになる。位置合わせのチェックが有限の時間を要し、位置合わせのチェックが完了するまで、次の a-スキャンは走査されない。従って、このように位置合わせのチェックを行うことは、OCT スキャンレートを低減させる

30

【0052】

本発明の好ましい実施形態によれば、眼底観察画像の走査レートと OCT の走査レートとの間における、このトレードオフを克服するために、両方のモダリティー (画像撮影装置) における単一点同期処理 (single-point synchronisation process) が実行される。これは「共通開始 (common start)」あるいは「同期化開始 (synchronised start)」として知られている。この処理によれば、SLOによる画像の取得およびOCTによる画像の取得は、時間において同期する。眼底観察画像およびOCTのb-スキャンは、それによって同時に開始される。両方の画像撮影装置の走査による画像取得の開始後に、両方の装置が独立して動作する。このようにして、最も高いb-スキャンレートおよび眼底の撮影レート (ハードウェアによって限定されたもの) が取得可能となる。眼底観察画像の取得の期間およびOCTのb-スキャンの取得期間は時間において明瞭に定められるため、両方のモダリティーにおいて、追加する物理的な同期の必要性はなく、眼底フレームをOCTのb-スキャンに関連づけることが可能である。それぞれの同期化開始処理のスタートで、SLOによって同じエリアが走査されるけれども、OCT装置の現在のb-スキャンに対応している異なったスタート位置はSLO画像と同期する。それにもかかわらず、b-スキャンのすべては、同期しているSLO眼底画像と同じ領域内にある。以下、この内容を具体的に説明する。

40

【0053】

本発明の実施形態に係る次のステップは、SLO眼底観察画像のそれぞれの画像に対し

50

て、参照画像（直近に取得された画像）と画像の一部とを関連付けることによって、追跡アルゴリズムが眼底の動きを決定することです。このような追跡アルゴリズムの詳細情報は、例えば、日本国特許出願番号（特願2012-190617）のような技術で知られている。追跡アルゴリズムは、オフセットとして、眼底の動きに対応しているx-y軸における座標と、追跡アルゴリズムが眼底の動きを追跡することが可能であるかどうかに関する情報を与えるフラグとを出力する。追跡アルゴリズムは、追跡アルゴリズムが眼底の動きを追跡することができなかつた場合、「fail（フェイル）」フラグを出力する。また、あるいは非常に大きい眼球運動の場合、追跡アルゴリズムは、眼底の動きのx-yオフセットを決定することができず、追跡アルゴリズムは、フェイルフラグを設定する。

【0054】

SLO眼底画像走査およびOCTのb-スキャン走査の共通開始の後に、一組のb-スキャンが第1の検査期間として知られる所定の時間内に集められる。

【0055】

第1の検査期間の間に、x軸におけるオフセット500と、y軸におけるオフセット502は追跡アルゴリズムによって決定され、決定の結果は、OCT走査ビームの位置を制御し補正するOCT光束制御部（OCT light beam control unit）に提供される。x軸およびy軸のオフセットは、それぞれの眼底観察画像1100の走査時点でOCT光束制御部に提供される。理想的には、OCT光束制御部は、b-スキャン2100毎に、新たに取得したx軸およびy軸のオフセットを考慮に入れてOCT走査ビームの位置を制御する。上記のように、複数（例えば2つ）のb-スキャンが、それぞれ一つの眼底観察画像が生成される間に集められる。これにより、x軸およびy軸のオフセットは、一般的には2番目のb-スキャン毎に新たに決定される。

【0056】

b-スキャンが正確に、対応するx軸およびy軸のオフセットと関連づけられることを保証するために、OCT光束制御部はシステム処理装置（例えば、パーソナルコンピュータ）にオフセットが適用されるb-スキャンのインデックス番号（ID）を通知する。そのようなインデックス番号（ID）のリストは、フィードバックリスト（feedback list）として参照される。フィードバックリストは、x軸およびy軸のオフセットと共に、第1の検査期間の間にシステム処理装置によって生成される。このフィードバックリストは、以前の「共通開始」、例えば、SLO眼底画像およびOCTのb-スキャンが同期していることが知られている直近の共通開始以降に完了したb-スキャンの数に基づいて生成される。あるいは、フィードバックリストは、オフセットが「共通開始」ポイントと異なる場合、オフセットが見つかった時以降に走査が完了したb-スキャンの数に基づいて生成される。

【0057】

第1の検査期間が終了すると、システム処理装置は第1の検査期間の間に取得されたx軸およびy軸のオフセットを解析する。眼底観察画像の取得は（例えば、SLOシステムが、FPGA（フィールドプログラマブルゲートアレイ）ドライバユニットによって制御されるために）正確に行うことが可能であり、また、OCT画像の取得についても、正確な走査の結果と、十分に制御された露光時間およびマイクロプロセッサによって制御されたラインレート（line rate）を有するCCD（電荷結合素子）ラインスキャンカメラを使用した測定技術と、により正確に行うことが可能である。このようにして、それぞれのb-スキャンは、x-yオフセットリスト（追跡アルゴリズムによって生成される）およびフィードバックリスト（OCTのマイクロプロセッサユニットによって生成される）を用いて、対応している眼底観察画像および対応しているオフセットの設定に割り当てられる。

【0058】

実際、x-yオフセットリストおよびフィードバックリストから決定されることは、位置がずれたb-スキャン（例えば、ID=5）と、フィードバック遅れ600の後に、x軸およびy軸のオフセットが実際に割り当てられたb-スキャン（例えば、ID=9）との間

10

20

30

40

50

の相違である。

【 0 0 5 9 】

例えば、与えられた x 軸および y 軸のオフセット 5 0 0 に関し、システム処理装置は、両方の撮影モダリティに関する既知の取得期間および共通開始時間のよう時間において既知の共通点を考慮することにより、b-スキャン ID (例えば、ID = 5) を割り当てる。次のステップで、その与えられた x 軸および y 軸のオフセットはフィードバックリスト上で検索される。フォードバックリストから、現在の x 軸および y 軸のオフセットは、他の b-スキャン ID (例えば、ID = 9) に割り当てられたことが判明する。b-スキャン ID (例えば、ID = 5 から ID = 9) の間の相違 6 0 0 は、上記のように b-スキャン補正システムのフィードバックループによって引き起こされる。従って、システム処理装置は、決定した眼球運動によって影響を受けた b-スキャンの範囲を容易に決定することができる。そして、この b-スキャンの範囲は OCT 装置に通信され、そして、影響を受けた b-スキャンは再度スキャンされるか、あるいは再度撮影される。

10

【 0 0 6 0 】

影響を受けた b-スキャンの範囲が決定されると、システム処理装置は、2 回目の検査を実行し、影響を受けた b-スキャンのリストの取得を繰り返す。同様の解析は 2 回目の検査に対して適用される。このようにして、システム処理装置は影響を受けた b-スキャンのすべての再走査を可能にするために検査を複数回繰り返すことが可能である。

【 0 0 6 1 】

影響を受けた b-スキャンの再走査が、全体の OCT 画像 (full OCT image) の終わり、あるいは、オフセットが計算され、オフセットが一組の b-スキャンに対して割り当てられた直後に生じたことにより、2 回目の検査が、影響を受けた組 (再走査前) に続く一組の b-スキャンに対して実行される。あるいは、2 回目の検査は、再走査が完了した b-スキャンの組に対して再び開始してもよい。

20

【 0 0 6 2 】

図 5 は、眼底観察画像 1 1 0 0 と OCT の b-スキャン 2 1 0 0 を示す図である。再度走査される、影響を受けた b-スキャンは矩形で囲まれ、7 0 0 の参照番号が付される。図 6 は、OCT 装置からの最終的な出力 (final product)、すなわち、影響を受けた b-スキャンを有するオリジナルの b-スキャン画像 2 1 0 0 が再走査 7 1 0 および 7 2 0 により置き換えられたことを示す図である。

30

【 0 0 6 3 】

図 7 は処理のフローチャートを示す図である。図 8 は、説明された処理を実行することに関与する種々のモジュールを示す図である。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 0 0 で、例えば、S L O 装置によつての眼底観察が開始する。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 1 1 0 で、追跡アルゴリズムは、S L O 装置を使って x-y 面 (網膜面) 内においてオフセットを探索するために、眼底追跡モジュール 8 1 0 によって実行される。眼底追跡モジュール 8 1 0 の追跡機構は自発的な眼球運動および無意識の眼球運動を追跡する。S L O モダリティから参照画像を撮像し、位置ずれの値を決定するために、走査された画像と参照画像とを関連付ける。この位置合ずれの値に基づいて、追跡機構は、オフセットベクトルを計算し、U S B 8 3 0 を介して OCT 光束制御部 8 0 0 にこのベクトルを送る。OCT 光束制御部 8 0 0 は、追跡された眼底画像の方向に OCT のビームを位置合わせするために、OCT の X 走査部 1 2 2 - 1 および Y 走査部 1 2 2 - 2 のオフセットを補正する。

40

【 0 0 6 6 】

ステップ S 1 2 0 で、OCT 光束制御部 8 0 0 は眼底観察フレームが走査され始めるのを待機する。これは「共通開始」プロセスが、OCT の b-スキャンと S L O 眼底画像とを関係づけできるようにするためである。OCT 光束制御部 8 0 0 は、特定の S L O 画像に特定の b-スキャンを割り当てることができ、あるいは、OCT 光束制御部 8 0 0 は

50

次の眼底画像の処理を開始するために単に待機することもできる。ステップ S 1 3 0 で、OCT 光束制御部 8 0 0 はその走査処理を始める。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 4 0 で、オフセットの収集が追跡アルゴリズムを用いて始まる。好ましい実施形態で、オフセットは SLO 画像の測定の間を集められる。これらのオフセットは参照画像と、SLO 装置によって走査されている現在の画像との間の相違を定める。これらのオフセットは、OCT ビームのリアルタイムの動きを引き起こすことにより、OCT 画像の撮像の間にリアルタイムで OCT 装置において使用される。しかしながら、上記のとおり、OCT ビームの動きは、完全にはリアルタイムではなく、オフセットを計算するため、そして、眼底追跡モジュールと OCT 走査系との間で通信するため、そして、OCT ビームを再構成するために要する時間により生じる遅れを有する。この遅れは、図 9 で示されるように、OCT 装置による眼底再構成画像上に変位を導入する。

10

【 0 0 6 8 】

図 9 は、図 2 の眼底画像 2 1 1 を示しており、ライン 2 3 0 および 2 4 0 の間で変位を有するものである。ラインは変位がどこにあるかを例示するものであり、これらは必ずしも表示部 2 0 0 に表示されるものではない。図 1 0 は、2 つの変位を伴った眼底画像 2 1 1 が表示部 2 0 0 上にどのように表示されるかを例示する図である。

【 0 0 6 9 】

OCT 装置は、ラスタプロトコルで測定の間を取得された OCT の b-スキャンを用いて眼底の再構成を実行する。例えば、瞬きの場合のように、比較的かなり長い時間に対する追跡の損出が生じる場合には、図 9 に示す変位に比べて、変位はより一層大きくなるかもしれない。OCT 画像に切れ目をもたらししているいくつかの「空白 (blank)」 b-スキャンがある。もし追跡モジュールが動きを追跡し損ねるなら、追跡モジュールはオフセットを計算することはできず、OCT 光束制御部 8 0 0 にオフセットを伝達することができない。それで、OCT 光束制御部はオフセットを X 走査部および Y 走査部に適用せず、b-スキャンは補正されない。追跡モジュールが被検眼の動きを追跡し損ねた間に生じた b-スキャンは、b-スキャンが位置合わせされたか否か決定できないため、再走査される。そして、フィードバックループのために要する時間により生じる遅れのために、b-スキャンがずれている場合には補正を適用することはできない。

20

【 0 0 7 0 】

ステップ S 1 5 0 で、眼底追跡モジュール 8 1 0 によって決定されたオフセット、および、OCT 光束制御部 8 0 0 によって受け取られたオフセットは集められ、そして、2 組の関連づけられたデータが計算される。関連づけられたデータは、次のとおりである。

- 眼底追跡システムによるオフセットの出力結果 (offsets produces)、および、
- これらのオフセットに関連付けられた b-スキャンのための b-スキャンインデックス、すなわち「フィードバックリスト」。

30

【 0 0 7 1 】

フィードバックリストは眼底再走査モジュール 8 2 0 に送られる。ここで、アルゴリズムは、実際の位置ずれ (図 4 の ID = 5 を参照) と、算出されたオフセットが実際に適用された OCT の b-スキャン (図 4 の ID = 9 を参照) との間で経過した時間を決定するために用いられる。この処理はフィードバックループの遅れ 6 0 0 により影響を受けた b-スキャンのリストを生成する。

40

【 0 0 7 2 】

眼底再走査モジュール 8 2 0 は b-スキャンが再度走査される必要があるかどうかを決定する。眼底追跡モジュール 8 1 0 がフェイルフラグを設定したエリア、例えば、大きい眼球運動あるいは瞬きが生じたエリアがあることを、眼底再走査モジュール 8 2 0 が見いだすと、眼底再走査モジュール 8 2 0 は OCT 光束制御部 8 0 0 に失敗した b-スキャンを再び走査するよう指示する。眼底再走査モジュール 8 2 0 は、また、b-スキャンを繰り返す制限に達したかどうかを決定し、もし、その制限に達したなら再走査の指示を行わない。更に、眼底追跡オフセット情報に対して、OCT 光束制御部 8 0 0 から、眼底追跡

50

モジュール 810 は、適用される特定のオフセットに設定された OCT の b-スキャンから b-スキャン番号を記述した、OCT 光束制御部からの戻り情報 (return information) を受け取る。

【0073】

b-スキャンの再走査が行われる前に、もう 1 つの条件がある。OCT 光束制御部 800 は、眼底追跡モジュールがオフセットを割り当てることができるかどうかを示している、眼底追跡モジュール 810 から出力される情報 (例えば、真 (true) に対して設定された「correct」フラグ) を待機する。OCT ビームコントローラは、潜在的なフィードバック遅れに追加して、タイムアウトになるまで、このフラグを待ち続ける。

【0074】

ステップ S160 で、眼底再走査モジュールは最終的に OCT 光束制御部にステップ S170 で適切な b-スキャンを再び走査するよう指示する。ステップ S130 から S160 までの処理は再度走査された b-スキャンのために繰り返され、もし必要なら上記の同じ処理に従って再度再度走査される。

【0075】

上記の処理は x-y 平面において、位置ずれを補正する。z-方向における位置ずれの補正はオフラインで行なわれる。

【0076】

b-スキャンが再走査のために割り当てられる眼底再走査モジュールによる決定が完了した直後に位置のずれた b-スキャンの再走査が行われるとしても、より小さい z-方向の位置ずれの補正は可能である。しかしながら、これは、全体の眼底エリアの OCT 走査を中断させる可能性が高い。特定のエリアがアーチファクトの影響を被る、または、検査されている患者が不安定であるならば、全体の OCT 画像の処理が完了する前に、同じエリアは何度か再走査されるかもしれません。そして、潜在的に、全部のエリアが走査される前に、再走査が最大値に達するならば、全体の眼底のエリアを走査するために要する時間を増加させるか、全部のエリアが走査されないようにする。例えば、第 2 の実施形態は、「全体の撮像」を保証するために、それぞれの眼底領域の検査の終わりに再走査を実行する。

【0077】

もう 1 つの実施形態によれば、眼底撮影装置 (例えば、SLO など) と OCT 装置の両方によって実行された走査の「多点同期 (multipoint synchronisation)」が行われる。このことは、「共通開始」が必ずしも信頼できる b-スキャンインデックス「フィードバックリスト」を与えるのに十分でないことを意味するなど、OCT 装置および/または SLO 装置の画像の取得タイミングが信頼できない場合に有利である可能性がある。この実施形態で、第 1 の共通開始の後に、もし画像走査の間に可変の時間間隔があるなら、b-スキャンと眼底画像の走査は非同期とすることができる。それにより、検査は多数の部分に分けられ、それぞれの部分は通常の同期点を得るための共通開始プロセスを有する。

【0078】

本発明の側面は、上記の実施形態の機能を実行するために記憶装置に記憶されたプログラムを読み出し、実行するシステムまたは装置 (あるいは、CPU や MPU のようなデバイス) のコンピュータにより実現され、また、本発明の側面は、上記の実施形態の機能を実現するために記憶装置に記憶されたプログラムを、システムあるいは装置のコンピュータが、例えば、読み出し、実行する方法のステップにより実現される。この目的のために、プログラムは、例えば、ネットワークを介してコンピュータに提供され、あるいは、記憶装置 (例えば、コンピュータにより読み出し可能な記憶媒体) として機能する種々のタイプの記憶媒体から提供される。処理装置は、図 8 のモジュールの全てを備え、あるいは、通信を行うためのモジュールに関する手段を備え、あるいは、その間の任意の構成を備える。特に、処理装置は、OCT 装置および SLO 装置から別々に提供され、あるいは、OCT 装置および SLO 装置の構成に依存するように提供される。このような可能な構成は、当業者により理解され得るものである。

10

20

30

40

50

【図1】

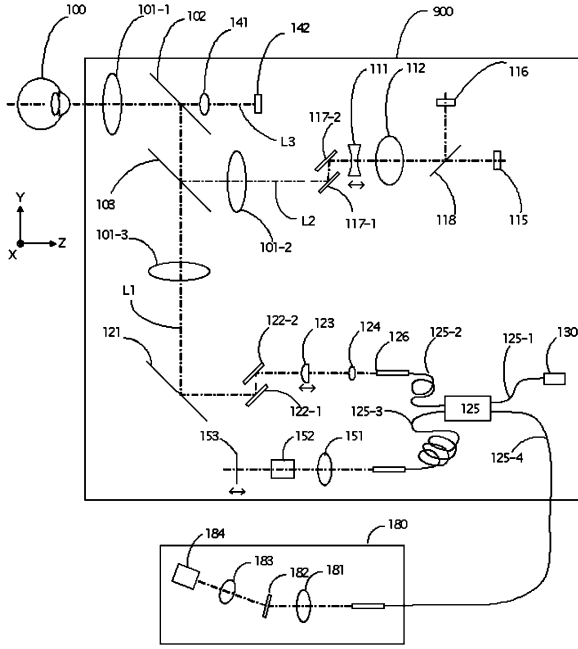


FIG. 1

【図2】

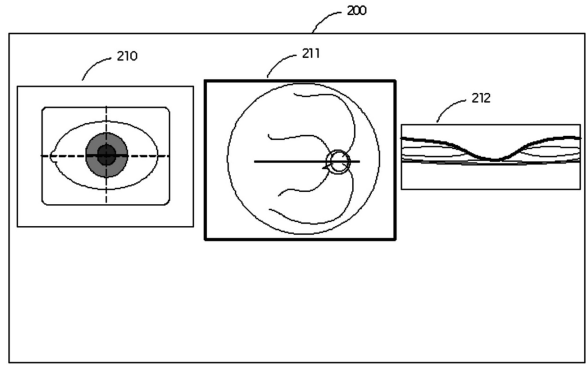


FIG. 2

【図3A】

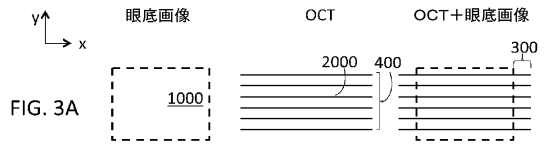
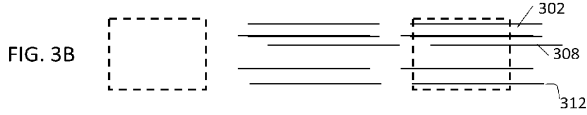
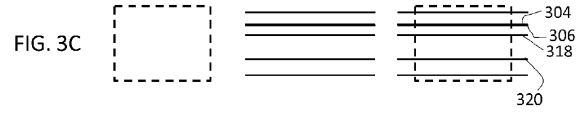


FIG. 3A

【図3B】



【図3C】



【図4】

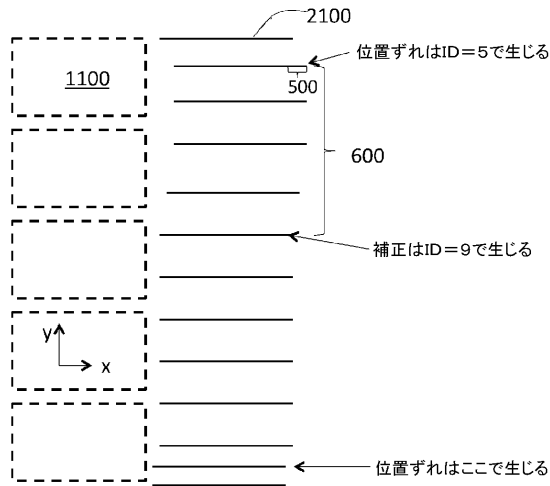


FIG. 4

【図5】

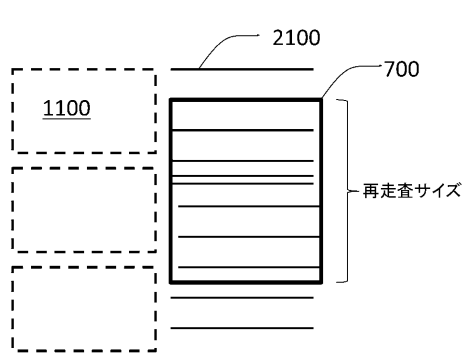


FIG. 5

【図6】

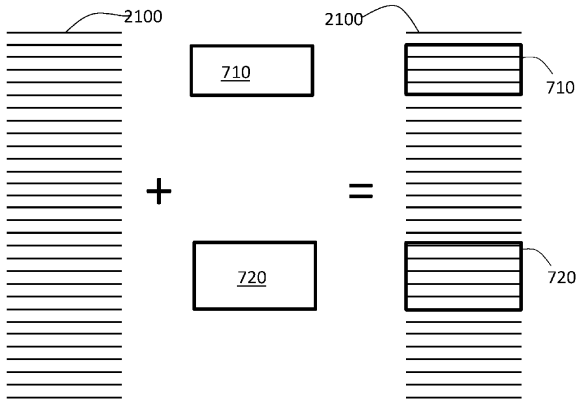


FIG. 6

【図7】

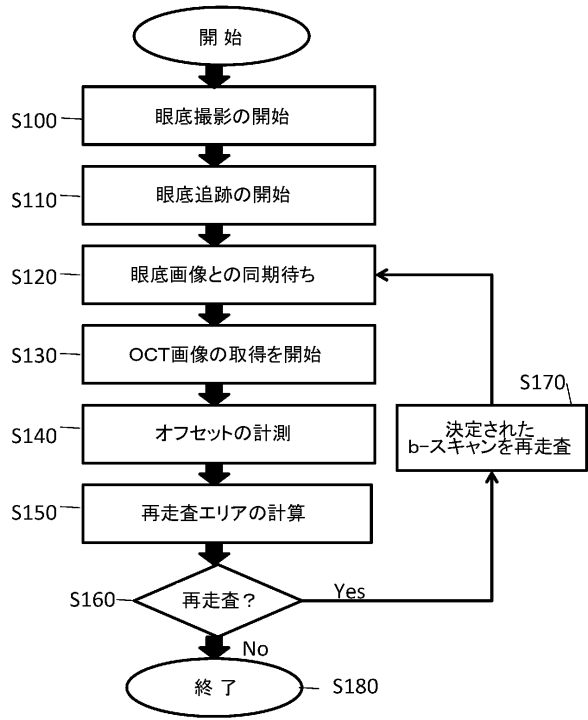


FIG. 7

【図8】

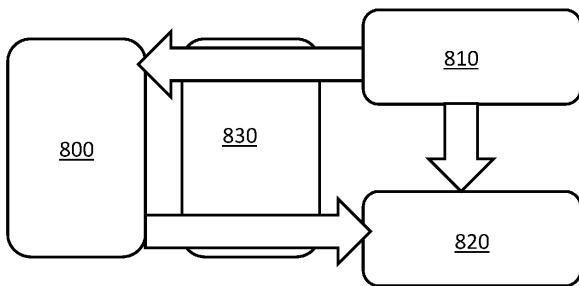


FIG. 8

【図9】

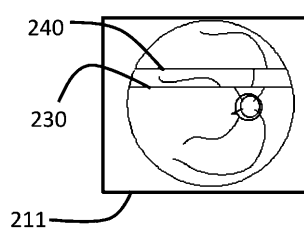


FIG. 9

【図10】

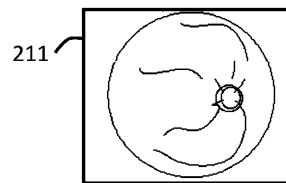


FIG. 10

フロントページの続き

- (72)発明者 オーロウスキー スラヴォミール
ポーランド ヴロツワフ 50 - 224 , プラッツ ストシェレツキ 25
- (72)発明者 ジィーバック トマッシュ
ポーランド ヴロツワフ 50 - 224 , プラッツ ストシェレツキ 25
- (72)発明者 ザットコウスキー ヤクブ
ポーランド トルン 87 - 100 , ウリツァ . コノパツキフ 6 / 2
- (72)発明者 グラシンスキ パーヴェル
ポーランド ヴロツワフ 50 - 224 , プラッツ ストシェレツキ 25
- (72)発明者 パンコウィック マチエイ
ポーランド ヴロツワフ 50 - 224 , プラッツ ストシェレツキ 25

審査官 佐藤 秀樹

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2012/0249956 (US, A1)
特開2010 - 249740 (JP, A)
特表2003 - 534050 (JP, A)
特開2010 - 181172 (JP, A)
特開2010 - 099146 (JP, A)
特開2012 - 187229 (JP, A)
特開2013 - 153793 (JP, A)
特表2014 - 509544 (JP, A)
特開2010 - 264225 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 3 / 00 - 3 / 12
3 / 13 - 3 / 16