(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2019-55106
(P2019-55106A)
(43)公開日　平成31年4月11日(2019.4.11)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 3/10	(2006.01)	A61B 3/10	R	4C316

審査請求 未請求　請求項の数 10　ＯＬ　（全 19 頁）

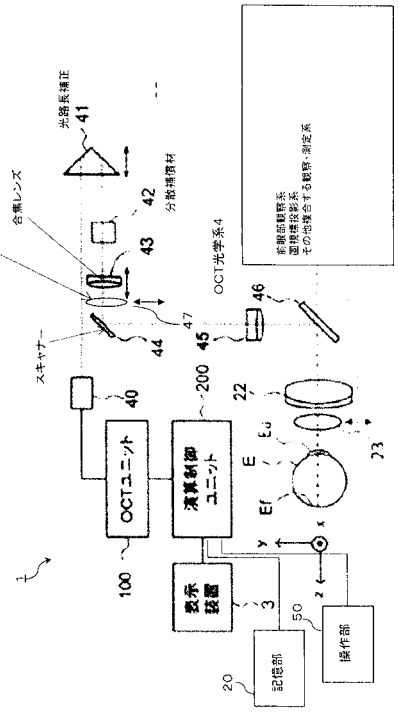
(21)出願番号　特願2017-182233 (P2017-182233)
(22)出願日　平成29年9月22日 (2017.9.22)

(71)出願人　000220343
株式会社トプコン
東京都板橋区蓮沼町７５番１号
(74)代理人　100107010
弁理士　橘爪　健
(72)発明者　藤野　誠
東京都板橋区蓮沼町７５番１号　株式会社トプコン内
(72)発明者　林　健史
東京都板橋区蓮沼町７５番１号　株式会社トプコン内
(72)発明者　木川　勉
東京都板橋区蓮沼町７５番１号　株式会社トプコン内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】眼科検査装置

(57)【要約】　（修正有）
【課題】眼底もしくは前眼部の断層画像が取得可能であり、かつ被検眼涙液層の厚み情報を取得可能な、眼科検査装置を提供する。
【解決手段】光源からの光はスキャナ４４により反射され、角膜に照射される。光源により、角膜からの反射光はスキャナ４４を経てフォトダイオード等の検出器で検出され、演算制御ユニット２００により、角膜上の涙液層厚みが測定される。ＯＣＴユニット１００は、例えば、角膜上の同一部位に対して複数の波長の光を照射し、その反射光量を検出することで波長ごとの反射率の分布を得ることができ、演算制御ユニット２００により照射部位の涙液層の厚みを計測可能である。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
光源と、検出器と、光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）により前記光源からの光を測定光と参照光とに分割して被検眼からの測定光の戻り光と参照光との干渉信号を得るための光学系と、前記光学系を介して前記検出器による検出結果に基づいて断層画像を形成する演算制御部と、前記演算制御部により光線方向が制御可能な偏向光学素子とを有し、被検眼を走査することにより、被検眼の断層画像得る眼科検査装置において、
被検眼の眼底又は前眼部の断層画像を取得する第１のモードと、被検眼の涙液層の厚み情報を取得する第２のモードとを有する、眼科検査装置。

【請求項２】
眼科検査装置であって、
光源と、検出器と、光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）により前記光源からの光を測定光と参照光とに分割して被検眼からの測定光の戻り光と参照光との干渉信号を得るためのＯＣＴユニットと、
前記光学系を介して前記ＯＣＴユニットによる検出結果に基づいて断層画像を形成する演算制御部と、
前記演算制御部により光線方向が制御可能な偏向光学素子を有し、前記ＯＣＴユニットから被検眼へ測定光を導き、被検眼からの測定光の戻り光を前記ＯＣＴユニットに導くための光学系と、
を備え、
前記演算制御部は、被検眼の眼底又は前眼部の断層画像を取得するための第１のモード、又は、被検眼の涙液層の厚み情報を取得するための第２のモードのモード設定に従い、前記ＯＣＴユニット及び前記光学系を制御し、
前記第１のモードの設定時、前記演算制御部は、前記偏向光学素子を制御し、前記ＯＣＴユニットにより被検眼の眼底又は前眼部を走査して、眼底又は前眼部の断層画像を取得し、
前記第２のモードの設定時、前記演算制御部は、前記偏向光学素子を制御し、前記ＯＣＴユニットにより被検眼の涙液層の厚み情報を取得する、
眼科検査装置。

【請求項３】
請求項又は２に記載の眼科検査装置であって、
前記第２のモードにおける涙液層の厚み情報の取得時に、
前記演算制御部は、前記光学系の参照光の光路を遮断し、
前記ＯＣＴユニットは、測定光の内、被検眼の涙液層の表面での反射光と裏面での反射光との干渉信号を取得することを特徴とする眼科検査装置。

【請求項４】
請求項１乃至３のいずれかに記載の眼科検査装置であって、
前記第２のモードにおける涙液層の厚み情報の取得時に、測定光の入射方向が被検眼の角膜表面に対して、Ｘ方向若しくはＹ方向のうち少なくとも一方向が垂直となるように、又は、Ｘ方向とＹ方向の中間方向が垂直となるように、前記偏向光学素子を配置することを特徴とする眼科検査装置。

【請求項５】
請求項１乃至４のいずれかに記載の眼科検査装置であって、
前記第２のモードにおける涙液層の厚み情報の取得時に、測定光束は角膜表面又は角膜表面近傍で集光するように集光されることを特徴とする眼科検査装置。

【請求項６】
請求項１乃至５のいずれかに記載の眼科検査装置であって、
前記偏向光学素子が２個のガルバノミラーで構成され、
前記第２のモードにおける涙液層の厚み情報の取得時に、前記２個のガルバノミラーの内の少なくとも一方が角膜曲率中心と共役になるように配置する、又は、双方のガルバノミラーの間の任意の点若しくは中間点が角膜曲率中心と共役となるように配置することを特徴とする眼科検査装置。

【請求項７】
請求項１乃至６のいずれかに記載の眼科検査装置であって、
前記光学系は、前記ＯＣＴユニットと前記偏向光学素子との間に補助合焦レンズを有し、
前記演算制御部は、
前記第１のモードでは前記補助合焦レンズを退避し、前記第２のモードでは前記補助合焦レンズを挿入するように制御する、
又は、
前記第１のモードでは前記補助合焦レンズを挿入し、前記第２のモードでは前記補助合焦レンズを退避するように制御する、
ことを特徴とする眼科検査装置。

【請求項８】
請求項１乃至７のいずれかに記載の眼科検査装置であって、
前記偏向光学素子と被検眼との間の光軸上に挿脱可能なレンズを、さらに備え、
前記演算制御部は、
前記第１のモードにおいて眼底の断層画像を取得する際と前眼部の断層画像を取得する際で、前記挿脱可能なレンズを退避又は取外し、と挿入又は取付けが可能に構成され、前記第２のモードで涙液層の厚み情報を取得する際は、眼底の断層画像を取得する際と同様に、前記挿脱可能なレンズを挿入または退避のいずれかとすることを特徴とする眼科検査装置。

【請求項９】
請求項１乃至８のいずれかに記載の眼科検査装置であって、
前記演算制御部は、前記偏向光学素子を用いて測定光束を角膜上で２次元にスキャンすることにより、涙液層の厚みの分布情報を取得し、表示部に表示させること及び／又は記憶部に記憶することを特徴とする眼科検査装置。

【請求項１０】
請求項９に記載の眼科検査装置であって、
前記角膜の正面画像を取得する正面画像取得部
をさらに備え、
前記演算制御部は、取得した涙液層の厚みの分布画像と、前記正面画像取得部により取得された正面画像との合成画像を表示部に表示させること及び／又は記憶部に記憶することを特徴とする眼科検査装置。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、眼科検査装置に係り、特に、涙液層の厚みを測定することができる眼科検査装置に関する。

【背景技術】
【０００２】
近年、レーザ光源等からの光ビームを用いて被測定物体の表面形態や内部形態を表す画像を形成する光コヒーレンストモグラフィ（Ｏｐｔｉｃａｌ Ｃｏｈｅｒｅｎｃｅ Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ：ＯＣＴ）が注目を集めている。たとえば眼科分野においては、眼底や角膜等の画像を形成する装置が実用化されている。
特許文献１には、「眼底カメラユニット、ＯＣＴユニット及び演算制御装置を有し、眼底画像と断層画像を取得できる」（要約）ようにした眼底観察装置が記載されている。
また、特許文献２には、「光コヒーレンストモグラフィ（Ｏｐｔｉｃａｌ Ｃｏｈｅｒｅｎｃｅ Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ：ＯＣＴ）を用いて被検眼の画像を取得するための眼科撮影装置およびこれに装着可能な光学ユニット」（段落０００１）が記載されている。
【０００３】
また、例えば、特許文献３には、「涙液層構造測定および蒸発速度測定を行うためのシステムおよび方法において、広帯域光源は、涙液層を照明し、分光計は、涙液層の少なくともひとつの点からの反射光のそれぞれのスペクトルを測定する。」（要約参照）ということが記載されている。

【先行技術文献】
【特許文献】
【０００４】
【特許文献１】特開２００８－７３０９９号公報
【特許文献２】特開２０１５－１６０１０３号公報
【特許文献３】国際公開第２０１５－１３２７８８号
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００５】
一般に、通常のＯＣＴ装置を用いて涙液層断層像を取得することは、困難とされる。原理的には取得は可能であるものの、生体眼の場合は測定中の被検眼の動きのために角膜などの組織に比べ薄い涙液層の検出は難しいと想定される。その理由としては、例えば、参照ミラーの位置(参照系の光路長)は変化しないにも拘わらず、試料(涙液)位置(サンプル系の光路長)が変化してしまうため、干渉信号が得られにくくなる(ウオッシュアウト)ためである。
【０００６】
また、従来技術では、涙液層の厚みは薄いため（例えば、１０μｍ足らず）、通常、角膜などの前眼部組織の断層画像を取得する場合と、涙液層厚を測定する場合では異なる装置を使用するか、これらが複合されている装置に於いても、異なる光学系を複合した測定器を用いる必要があり、構成が複雑になり、装置の大型化が課題になっている。
【０００７】
本発明は、以上の点に鑑み、眼底もしくは前眼部の断層画像が取得可能なＯＣＴ装置を用いて、被検眼涙液層の厚み情報を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】
【０００８】
本発明の解決手段によると、
光源と、検出器と、光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）により前記光源からの光を測定光と参照光とに分割して被検眼からの測定光の戻り光と参照光との干渉信号を得るための光学系と、前記光学系を介して前記検出器による検出結果に基づいて断層画像を形成する演算制御部と、前記演算制御部により光線方向が制御可能な偏向光学素子とを有し、被検眼を走査することにより、被検眼の断層画像得る眼科検査装置において、
被検眼の眼底又は前眼部の断層画像を取得する第１のモードと、被検眼の涙液層の厚み

情報を取得する第２のモードとを有する、眼科検査装置が提供される。

【発明の効果】
【０００９】
本発明によると、眼底もしくは前眼部の断層画像が取得可能なＯＣＴ装置を用いて、被検眼涙液層の厚み情報を得ることができる。

【図面の簡単な説明】
【００１０】
【図１】本実施形態の眼科検査装置の構成図。
【図２】ＯＣＴユニットの構成図。
【図３】各部の制御・調整についての説明図。
【図４】各モードにおける各部の制御・調整についての説明図（１）。
【図５】各モードにおける各部の制御・調整についての説明図（２）。
【図６】本例において実行される処理の流れ。
【図７】プラチド法による角膜形状測定器との複合の構成を説明するための概略図。
【発明を実施するための形態】
【００１１】
Ａ．概要

本発明及び／又は本実施形態によると、ＯＣＴ装置等の眼科測定装置に於いて、ＯＣＴモードを設定した場合は、眼底や角膜等の前眼部組織の断層画像取得に於いては公知の方法で実施し、一方、涙液断層モードを設定した場合は、参照光を遮断し、涙液層の表面反射と裏面反射光の干渉信号を解析することで涙液断層画像を得ることができる。この場合、涙液層は被検眼と一体で移動しているので、参照光路長との差(層厚)が変化しないため、被検眼の移動による影響を受けずに信号を得ることができる。なお、涙液層の光路長は短い(薄い)ため、可干渉距離の短い測定光であっても表裏面反射光は干渉可能となる。例えば、参照光の遮断は光減衰器(アッテーネータ)で行ったり、または参照光路中の他の部位に遮光板を挿脱するシャッターなどを追加する方法も用いることができる。この際、可干渉距離が涙液層厚に対して短い場合は涙液断層モード選択時には測定光の波長帯域を制限(可干渉距離を延ばす)するフィルタなどを挿入してもよい。
本発明及び／又は本実施形態によると、眼底部や前眼部の断層画像を得るＯＣＴ装置に於いて、新たな光学系を追加することなく従来の前眼部ＯＣＴ光学系を利用して、涙液層厚を得ることができる。
【００１２】
Ｂ．眼科検査装置

＜構成＞

この発明の例示的な実施形態について、図面を参照しながら説明する。なお、この明細書で引用する文献の記載内容や他の公知技術を実施形態に援用することができる。
本実施形態の眼科検査装置は、光コヒーレンストモグラフィ（ＯＣＴ）を用いて被検眼の涙液層をスキャンすることにより収集された、角膜上の涙液層表裏面での干渉信号に基づいて、涙液の厚みの分布情報（涙液厚分布情報）を作成することができる。実施形態の眼科検査装置は、更に、この涙液厚分布情報に基づいて、涙液の破壊領域を特定することができる（破壊領域分布情報）。なお、涙液厚分布情報として、涙液の厚みが所定閾値以下である箇所の分布が作成された場合、この涙液厚分布情報は破壊領域の分布情報と（実質的に）同じである。
１つの典型的な例において、実施形態の眼科検査装置は、涙液の動態を表す時系列涙液層厚分布情報に基づいて、涙液の厚み分布の経時変化を取得することができる。更に、こ

の涙液厚分布の経時変化から破壊領域の分布の経時変化を求めることもできる。
涙液の動態を表す時系列涙液層厚分布情報は、異なる時刻に取得された一連の分布情報を含み、典型的には、前眼部のＯＣＴスキャンを所定の反復間隔（所定の反復周波数）で繰り返すことによって収集される。このときのスキャンパターンは、例えば、互いに並行な複数のラインスキャンからなるラスタースキャンである。
【００１３】
本実施形態の眼科検査装置は、ＯＣＴを実行するための光学系や駆動系や制御系やデータ処理系を含み、例えばフーリエドメインＯＣＴを実行可能に構成される。
スウェプトソースＯＣＴは、波長掃引光源（波長可変光源）と光検出器（バランスドフォトダイオード等）とを用いて、干渉光のスペクトルを時分割で取得し、それをフーリエ変換することによって被検眼を画像化する手法である。ＯＣＴの手法はフーリエドメインＯＣＴには限定されず、タイムドメインＯＣＴやアンファスＯＣＴでもよい。
本実施形態の眼科検査装置は、眼及び／又は他の部位を画像化するためのモダリティ（例えば、ＯＣＴ以外のモダリティ）を含んでいてもよい。その典型例として、眼底カメラ、ＳＬＯ（Ｓｃａｎｎｉｎｇ　Ｌａｓｅｒ　Ｏｐｈｔｈａｌｍｏｓｃｏｐｅ）、スリットランプ顕微鏡、眼科手術用顕微鏡などがある。また、実施形態の眼科検査装置は、眼及び／又は他の部位の特性を測定するための構成や、検査を行うための構成を含んでいてもよい。
眼科検査装置の例示的な実施形態を説明する。本実施形態では、ＯＣＴ画像を取得する機能を備えた眼科検査装置について説明する。
【００１４】
図１に、本実施形態の眼科検査装置の構成図を示す。
眼科検査装置は、ＯＣＴユニット１００、演算制御ユニット２００、表示装置３、ＯＣＴ光学系４、記憶部２０、操作部５０、対物レンズ２２、前眼部レンズ２３を備える。眼科検査装置は、他にも、前眼部観察系、固視標投影系、その他複合する観察系・測定系を備える。
眼科検査装置１は、通常のＯＣＴモード（眼底モード、前眼部モード）を選択することにより、ＯＣＴスキャンにより眼底や前眼部の角膜や水晶体などの組織の断層画像を得ると共に、涙液層モードを選択することにより、角膜上の涙液層表裏面の干渉信号を取得し、涙液厚分布情報を取得する。また、涙液破壊領域の特定やドライアイの評価を行うこともできる。
眼科検査装置１は、２次元もしくは３次元の断層画像やそれから得られる情報を表示装置３に表示することができる。３次元画像から得られる情報の例として、通常のＯＣＴモードにおいては眼組織の形状や厚み(距離)の分布を表すマップを表示可能であり、かつ、涙液層の厚み情報を取得するモードにおいては涙液厚の分布を表すマップ、破壊領域の分布を表すマップ、ドライアイのタイプの評価結果などがある。表示装置３は眼科検査装置１の一部であってもよいし、眼科検査装置１に接続された外部装置であってもよい。
【００１５】
演算制御ユニット２００は、眼科検査装置１の各部を制御する。演算制御ユニット２００はプロセッサを含む。「プロセッサ」は、例えば、ＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ　Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ　Ｕｎｉｔ）、ＧＰＵ（Ｇｒａｐｈｉｃｓ　Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ　Ｕｎｉｔ）、ＡＳＩＣ（Ａｐｐｌｉｃａｔｉｏｎ　Ｓｐｅｃｉｆｉｃ　Ｉｎｔｅｇｒａｔｅｄ　Ｃｉｒｃｕｉｔ）、プログラマブル論理デバイス（例えば、ＳＰＬＤ（Ｓｉｍｐｌｅ　Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ　Ｌｏｇｉｃ　Ｄｅｖｉｃｅ）、ＣＰＬＤ（Ｃｏｍｐｌｅｘ　Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ　Ｌｏｇｉｃ　Ｄｅｖｉｃｅ）、ＦＰＧＡ（Ｆｉｅｌｄ　Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ　Ｇａｔｅ　Ａｒｒａｙ））等の回路を意味する。演算制御ユニット２００は、例えば、記憶回路や記憶装置（記憶部２０、外部装置等）に格納されているプログラムを読み出し実行することで、実施形態に係る機能を実現することができる。
また、演算制御ユニット２００は、ＬＡＮ、インターネット、専用線等の通信回線を介してデータの送受信を行うための通信デバイスを含んでよい。

演算制御ユニット２００は、表示装置３に情報を表示するための制御を実行する。演算制御ユニット２００は、表示装置３に表示される情報に関する処理（生成、加工、合成等）を行うことができる。また、演算制御ユニット２００は、測定者による操作部５０１からの指示に基づき、通常のＯＣＴモード（眼底モード、前眼部モード）と涙液層モードを切り替えて制御を行う。

【００１６】

ＯＣＴユニット１００は、ＯＣＴモードにおいて、被検眼の眼底の断層画像（眼底モード）、又は、前眼部の断層画像を収集する。

ＯＣＴユニット１００は、涙液層モードにおいて、ＯＣＴを用いて被検眼の角膜上をスキャンすることにより、角膜上における涙液層厚分布を収集する。典型的な例において、ＯＣＴユニット１００は、前眼部を繰り返しスキャンすることにより、涙液層の動態を表す層厚分布群（一連の涙液層厚分布画像、時系列画像）を収集することができる。

他の典型的な例において、ＯＣＴユニット１００は、１枚の涙液層厚分布画像を形成することができる。このとき、ＯＣＴユニット１００は、スキャンを１回行う。或いは、スキャンを所定回数反復して得られた複数の涙液層厚情報を加算平均するなどして１つの涙液層厚分布画像を形成することができる。なお、加算平均等の処理は、層厚分布群を収集する場合にも適用可能である。

【００１７】

ＯＣＴユニット１００は、例えばスウェプトソースＯＣＴを利用した計測を実行するための構成を含む。この構成には、従来と同様に、光学系、駆動系、データ収集システム（ＤＡＱ）、制御系、制御処理部（プロセッサ）などが含まれる。この光学系は、例えば、干渉光学系と光スキャナ（偏向光学素子）と光検出器とを含む。干渉光学系は、光源から出力された光を測定光と参照光とに分割し、この測定光を被検眼に投射し、被検眼からの測定光の戻り光を参照光と重ね合わせて干渉光を生成する。光スキャナは、ガルバノスキャナ等を含み、測定光を偏向する。光検出器は、干渉光学系により生成された干渉光（のスペクトル）を検出する。ＯＣＴユニット１００は、眼底もしくは前眼部の３次元領域をスキャンする（３次元スキャン）。

【００１８】

演算制御ユニット２００は、３次元スキャンによって収集された３次元データセットに基づいて３次元画像を形成する。この処理は、例えば従来のＯＣＴ技術と同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、ＦＦＴ（Ｆａｓｔ　Ｆｏｕｒｉｅｒ　Ｔｒａｎｓｆｏｒｍ）などを含む。各３次元画像は、例えば、スタックデータ又はボリュームデータとして構築される。前眼部の３次元領域が繰り返しスキャンされた場合、演算制御ユニット２００は、この反復スキャンにより収集された一連の３次元データセットのそれぞれに同様の処理を適用することで一連の３次元画像（３次元画像群、時系列画像）を形成する。

【００１９】

演算制御ユニット２００は、３次元画像にレンダリングを施すことで、Ｂモード画像（縦断面像、軸方向断面像）、Ｃモード画像（横断面像、水平断面像）、プロジェクション画像、シャドウグラムなどを形成することができる。Ｂモード画像やＣモード画像のような任意断面の画像は、指定された断面上の画素（ピクセル、ボクセル）を３次元画像から選択することにより形成される。プロジェクション画像は、３次元画像を所定方向（Ｚ方向、深さ方向、Ａスキャン方向）に投影することによって形成される。シャドウグラムは、３次元画像の一部（例えば特定層に相当する部分データ）を所定方向に投影することによって形成される。

演算制御ユニット２００は、ＯＣＴユニット１００により、被検眼角膜上の涙液層厚情報をひとつ又は複数収集する。さらに、２次元にスキャンして涙液層厚分布を収集してもよい。また、時系列層厚分布を収集してもよい。演算制御ユニット２００は、ＯＣＴユニット１００により、被検眼を繰り返し撮影することにより、角膜上の涙液の動態を表す（時系列）涙液層厚分布収集することができる。

【００２０】

記憶部２０には各種情報が記憶される。
操作部５０は、眼科検査装置１に対してユーザが指示を入力するために使用される。操作部５０は、眼科装置やコンピュータに用いられる公知の操作デバイスを含んでよい。例えば、操作部５０は、マウス、タッチパッド、トラックボール、キーボード、ペンタブレット、操作パネル、ジョイスティック、ボタン、スイッチ等を含んでよい。また、操作部５０は、タッチパネルを含んでよい。この場合、演算制御ユニット２００は、眼科検査装置１を操作するためのＧＵＩをタッチパネルに表示することができる。
【００２１】
＜ＯＣＴユニット＞

図２に、ＯＣＴユニットの構成図を示す。
ＯＣＴユニット１００は、撮影を実行するための光学系、駆動系、制御系、処理系を備える。例えば、ＯＣＴユニット１００は、波長掃引光源１０１、フォトダイオード１２５を含む。ＯＣＴ光学系４は、ガルバノミラー等で構成されるスキャナ４４、合焦レンズ４３、補助合焦レンズ４７等を含む。なお、フォトダイオード１２５は、適宜の検出器を用いることができる。
【００２２】
以下に、図を参照しつつＯＣＴユニット１００の構成の一例を説明する。ＯＣＴユニット１００には、被検眼ＥのＯＣＴ画像を取得するための光学系が設けられている。この光学系は、低コヒーレンス光を参照光ＬＳと測定光ＬＲに分割し、被検面で反射した測定光ＬＳと参照光路を経由した参照光ＬＲとを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル成分を検出するように構成されている。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット２００に送られる。
スウェプトソースタイプのＯＣＴ装置は、光源として波長掃引光源が用いられる。一般に、ＯＣＴユニット１００の構成については、光コヒーレンストモグラフィのタイプに応じた公知の技術を任意に適用することができる。
【００２３】
波長掃引光源１０１から出力されたコヒーレンス光Ｌ０は、光ファイバ１０２により偏波コントローラ１０３、光ファイバ１０４を経てファイバカプラ１０５に導かれて測定光ＬＳと参照光ＬＲに分割される。
参照光ＬＲは、光ファイバ１１０により射出し、コリメータ１１１により平行光束となり光路長補正部材１１２、分散補償部材１１３、光路長補正のためのコーナーキューブ１１４を透過後コリメータ１１６により光ファイバ１１７、偏波コントローラ１１８、光ファイバー１１９を経由して、光減衰器（アッテネータ）１２０に到達する。光減衰器１０５は、公知の技術を用いて、演算制御ユニット２００の制御の下、光ファイバ１０４に導かれる参照光ＬＲの光量を自動で調整もしくは遮光する。アッテネータ１２０により光量が調整された参照光ＬＲは、光ファイバ１２１により導かれてファイバカプラ１２２に到達する。
【００２４】
ファイバカプラ１０５により分岐された測定光ＬＳは、光ファイバ１２７により導かれ、コリメータレンズユニット４０により平行光束とされる。さらに、測定光ＬＳは、光路長変更部４１、分散補償部材４２、合焦レンズ４３、補償合焦レンズ４７、スキャナ４４、およびリレーレンズ４５を経由してダイクロイックミラー４６に到達する。そして、測定光ＬＳは、ダイクロイックミラー４６により反射され、対物レンズ２２により屈折されて例えば、眼底Ｅｆに照射される。測定光ＬＳは、眼底Ｅｆの様々な深さ位置において散乱（反射を含む）される。眼底Ｅｆによる測定光ＬＳの後方散乱光（戻り光）は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ１０５に導かれ、光ファイバ１２８を経由してファイバカプラ１２２に到達する。
【００２５】
ファイバカプラ１２２は、測定光ＬＳの後方散乱光と、光ファイバ１０４を経由した参

照光ＬＲとを干渉させる。これにより生成された干渉光ＬＣは、光ファイバ１２３、１２４により導かれて、フォトダイオード１２５の受光面に投影される。
フォトダイオード１２５は、この電荷を蓄積して検出信号を生成し、検出信号をＤＡＱ（Ｄａｔａ　Ａｃｑｕｉｓｉｔｉｏｎ　Ｓｙｓｔｅｍ）１３０に送る。ＤＡＱ１３０は光源ユニット１０１からのクロックＫＣに基づき検出信号をサンプリングし、その結果を演算制御ユニット２００に送る。
なお、この実施形態の他にも、干渉計としては、たとえば、マイケルソン型の干渉計マッハツェンダー型など任意のタイプの干渉計を適宜に採用することが可能である。
【００２６】
＜測定モード＞

図３に、各部の制御・調整についての説明図を示す。
また、図４及び図５に、各モードにおける各部の制御・調整についての説明図（１）及び（２）を示す。

測定モードは、次の通りである。
（１）ＯＣＴモード（眼底モード）
（２）ＯＣＴモード（前眼部モード）
（３）涙液層モード
【００２７】
演算制御ユニット２００は、測定者による操作部５０の指示に基づき、測定モードを切り替えて制御を行う。
演算制御ユニット２００は、各モードにおいて図３に示すように、前眼部レンズ２３の退避・取外し／挿入・取付け（脱／挿）、アッテネータ１２００の調光／遮光、補助合焦レンズ４７の退避／挿入（脱／挿）を制御する。また、各モードにおいて、図４、図５に示すように、マニュアル又は演算制御ユニット２００による自動で、合焦レンズ４３を移動（視度）／固定に制御・調整し、合焦位置（ファイバ１２７端と共役）を眼底／前眼部／角膜表面（涙液層）に制御・調整する。
【００２８】
演算制御ユニット２００は、合焦レンズ４３、補助合焦レンズ４７、波長掃引光源１０１、ガルバノミラー４４を制御し、フォトダイオード１２５から信号を検出し、断層情報を収集する。
ＯＣＴモードにおいて、ＯＣＴユニット１００では、波長掃引光源１０１から、例えば、近赤外の波長範囲で特定の波長の光が選択的に発光される。波長掃引光源１０１からの光はファイバカプラ１０５により測定光ＬＳと参照光ＬＲに分岐される。測定光ＬＳはガルバノミラー４４により偏向され、被検眼に照射される。一方、参照光ＬＲは参照光路に導かれる。被検眼からの反射した測定光ＬＳ光はガルバノミラー４４を経由しファイバカプラ１２２にて参照光路を経た参照光ＬＲと合波され得られる干渉信号をフォトダイオード１２５で検出し、演算制御ユニット２００が、フーリエ変換などの処理により走査組織の断層画像を得、測定光ＬＳをスキャナ４４により被検面上で２次元に走査することにより３次元の断層画層を得ることができる。
【００２９】
一方、涙液層モードにおいて、涙液層は薄いため、固視微動など被検眼の動きによる測定光路長の変化による影響が大きく、通常のＯＣＴ測定では、断面画像の取得が困難であることが想定される。このため、涙液表面で反射する測定光と裏面で反射する測定光の光路長差による干渉信号を検出、解析することで、涙液層断面像を取得することが可能となる。涙液層の表裏面は被検眼と一緒に動くので一方の光路長のみが変化することはない。
【００３０】
涙液層厚の測定を行う場合、前述の通りファイバカプラ１０５にて分岐した測定光ＬＳは被検眼Ｅの涙液層に至り、一部は涙液層表面で反射する。涙液層表面を透過した測定光

ＬＳの一部は涙液層の裏面で反射する。涙液層厚が測定光の可干渉距離に比べて短ければ、涙液層表裏面で反射した光は干渉してＯＣＴユニット１００に戻り、干渉信号としてフォトダイオード１２５にて検出する。涙液層モードでは、演算制御ユニット２００がアッテネータ１２０を遮光状態に制御しているので、この際、フォトカプラ１０５にて分岐した参照光ＬＲは参照光路中のアッテネータ１２０により遮光されフォトカプラ１２２には達しない。フォトダイオード１２５にて検出された干渉信号は演算制御ユニット２００にてフーリエ変換などの処理を経て、涙液層断層像を得る。また、ＯＣＴユニット１００は、スキャナ４４にて角膜上で光束をスキャンして、演算制御ユニット２００は、角膜上の複数部位における涙液層厚を得ることができる。

【００３１】

光源１０１からフォトダイオード１２５までの光学系は筐体内に収められ、一体として、対物レンズ２２の光軸に沿う前後方向(Ｚ方向)及びこれと直交する面内を上下方向(Ｙ方向)、左右方向(Ｘ方向)移動可能とされている。移動は測定者が手動で移動しても、モーターなどにより駆動しても良い。

涙液層厚を測定する場合、被検眼の角膜頂点が対物レンズ２２の光軸と一致(X,Y方向)し、かつ対物レンズ２２から角膜曲率中心までの距離が既定距離となる(Z方向)ようアライメントを行う。アライメントの状態を検出する方法は公知の方法が用いられる。X,Y及びZのアライメント状態が許容範囲内になると、アライメントは完了となる。さらに合焦レンズ４３を移動して光ファイバ１２７の射出側端面が被検眼角膜を共役に配置する。必要に応じて補助合焦レンズ４７を挿入しても良い。アッテネータ１２０は参照光ＬＲを遮光するよう、シャッターなどを挿入する。

【００３２】

なお、演算制御ユニット２００は、ＯＣＴモードでは補助合焦レンズ４７を退避し、涙液層モードでは前記補助合焦レンズ４７を挿入するように制御してもよいし、この逆に制御するようにしてもよい。

また、一般的なＯＣＴに於いては眼底タイプをベースに前眼部を撮影する際は前眼部レンズ２３を対物レンズ前に装着する。しかし構成としては前眼部ベースのＯＣＴ装置に対して眼底撮影の際に「眼底レンズ」を装着することも可能となる。

【００３３】

演算制御ユニット２００は測定を開始するトリガー信号を発する(オートスタート)。または操作者による測定スイッチ押下などをトリガーとして測定を開始しても良い(マニュアルスタート)。

測定が開始されると、波長掃引光源１０１は定められた掃引幅、周波数で掃引した測定光を照射し、涙液層表裏反射光による干渉信号をフォトダイオード１２５で検出し、演算制御ユニット２００がフーリエ変換などの演算により、涙液層断層像を得る。演算制御ユニット２００は、スキャナ４４により測定光ＬＳを角膜上で走査することで２次元の涙液層の厚み分布を得ることができる。

【００３４】

連続して涙液層の時系列の変化を観察する場合、初回(任意の一測定)の測定を上記方法にて行い、これを時間をおいて繰り返すことで涙液層の厚み分布の時間的な変化を観測することが可能となる。

角膜上の各部位での涙液層厚を測定し、厚さを色に変換した擬似カラー厚みマップを作成、画面上に表示することにより、涙液層の厚み分布を示すことができる。各時間における厚みマップを画面上に並べて表示することで、継時的な変化を確認することができる。時間ごとの画像を画面上の同一部位に切替えて表示することで擬似動画として呈示することができる。指定した厚みを下回った部分を強調して表示したり、前記部分の面積を求め表示しても良い。

【００３５】

（角膜曲率誤差の補正）
涙液層に入射した測定光の反射光を効率よく検出するためには光線を涙液層の各部位に対して垂直に入射することが望ましい。この場合はスキャナ４４が対物レンズ２２を介して被検眼の角膜曲率中心位置と共役になるようアライメントを行う必要がある。また、解像度の良い涙液層厚データを取得するためには涙液表面に集光する光束を照射する必要がある。平均的な角膜曲率半径(例えばr7.7㎜)として構成されている。前後方向(Ｚ方向)に対するアライメントは角膜の頂点もしくは投影するアライメント指標のプルキンエ像に対して行われる。プルキンエ像は角膜反射の焦点(角膜頂点から角膜曲率半径の１／２奥側)位置となる。したがって、角膜曲率半径がr7.7㎜の場合は角膜曲率中心位置は角膜頂点位置に対しては７．７ｍｍ奥、プルキンエ像に対しては３．８５ｍｍ奥にアライメントを行えばよい。モーターによる駆動により測定部を移動する装置であればステッピングモータのパルスをカウントすることで、手動の場合はエンコーダーなどを追加することで角膜頂点(もしくはプルキンエ像位置)からの移動量を制御することができる。

【００３６】
しかし、実際には角膜の曲率半径には個人差があり、およそr6㎜から9㎜の範囲で分布している。さらに角膜乱視眼や円錐角膜など球面からずれる場合もある。角膜が理想的なr7.7の球面として、Zアライメント信号により角膜頂点と絞りが共役になるようにアライメントが完了した場合、角膜の曲率半径が7.7㎜からずれている場合、測定光が涙液層に対して垂直に入射できなくなるため検出する信号強度が低下したり、測定値に誤差が含まれる。ここで下記の方法により角膜曲率半径を測定し、アライメントを最適化することが望ましい

【００３７】
なお、スキャナ４４は、例えば、ＸスキャナとＹスキャナは別もので構成することができる。この場合、ＸスキャナとＹスキャナとは物理的に異なる位置に配置されるため測定光束が双方において角膜に対して垂直に入射するように配置することは構造の複雑化が想定される。そこで、涙液層の厚み情報の取得時に、測定光の入射方向が被検眼の角膜に対して、Ｘスキャナが角膜曲率中心と共役になる(Ｙスキャナは共役ではない)、Ｙスキャナが角膜曲率中心と共役になる(Ｘスキャナは共役ではない)、又は、ＸスキャナとＹスキャナの中間位置が角膜曲率中心と共役(双方とも共役ではない)となる等とするようにアライメントを実施することが考えられる。

【００３８】
（プラチド法）
眼科検査装置に於いて、対物レンズ２２の周囲には遮光板上に複数の同心円状の透光部を有するプラチド板を配置する。プラチド板は裏面(被検眼とは反対の面)に配置した光源(近赤外LED等)により照明され、同心円状の光源となり被検眼角膜を照明する。角膜による反射によるリング像は対物レンズ２２を介してクロイックミラーで反射して前眼部観察カメラで撮像される。角膜反射リング像は、角膜形状の影響により変形するため、リング像の大きさ、形状の変化より公知の方法で角膜形状を得る。

【００３９】
（OCT法）
ＯＣＴによる前眼部スキャンにより得られた前眼部断層画像より、角膜表面の形状を得る。スキャン方法は放射線スキャン、ラスタースキャンなどがある。
これらの方法にて得られた角膜表面形状に基づき、角膜曲率半径を得ることが可能となる。

【００４０】
＜眼科検査装置の他の構成＞

さらに、図７に、プラチド法による角膜形状測定器との複合の構成を説明するための概略図を示す。
対物レンズの周囲には角膜形状測定のためのリングパターンを有するプラチド板が配置

され、裏面(被検眼とは反対の面)に配置された図示しない光源により照明される。リングパターンを透過した光束は角膜に照射され、角膜反射像を生じる。この反射像は対物レンズを介してダイクロイックミラーで反射され前眼部観察カメラで撮像される。撮像した角膜反射リング像の変形により、公知の方法で角膜形状(曲率)を求めることが可能となる。

【００４１】

一方、ＯＣＴユニット１００からの測定光はスキャナ４４に至る。スキャナ４４はガルバノミラー等で構成され測定光の角度を変更可能であり、紙面内(y軸)及び紙面と直交する面内(X軸)で偏向する2個のガルバノミラーを組み合わせることで2次元面内での走査を可能とする。スキャナ４４で任意の角度に偏向した測定光はダイクロイックミラーを透過し、対物レンズで屈折して被検眼角膜に照射される。前記、測定した角膜曲率に基づき、スキャナと被検眼角膜の曲率中心位置は略共役になるように配置されることで、スキャナで偏向した光線は角膜の法線に沿って入射する。

但し、前述のとおり、スキャナが２個のガルバノミラーで構成される場合、双方のガルバノミラーと角膜の曲率中心を同時に共役とするためには構造が複雑となるため、２個のガルバノミラーの内の一方が角膜曲率中心と共役になるように配置するか、双方のガルバノミラーの間の点、理想的には中間点が角膜曲率中心と共役となるように配置することになる。

角膜の法線に沿って(角膜表面に対して垂直に)入射した光線は涙液層の表裏面で各々正反射して対物レンズを介してスキャナに戻る。スキャナを経由した測定光はＯＣＴユニット１００内のフォトダイオードで検出される。ここで光ファイバ１２７の射出側端と被検眼Ｅの角膜表面は共役に配置される。

【００４２】

＜演算制御ユニットの追加構成＞

演算制御ユニット２００は、各種のデータ処理、画像処理や画像解析等を行うことができる。演算制御ユニット２００は、例えば、セグメンテーション処理部と、分布情報取得部と、破壊領域特定部を含むことができる。

【００４３】

セグメンテーション処理部は、ＯＣＴユニット１００により収集された３次元画像にセグメンテーションを適用する。セグメンテーションは、特定の組織や組織境界を求めるために用いられる。これにより、眼底や角膜組織が特定される。

時系列画像が得られた場合、セグメンテーション処理部は、この時系列画像に含まれる複数の３次元画像のそれぞれに対してセグメンテーションが適用される。ここで、セグメンテーションされる複数の画像は、時系列画像を構成する一連の３次元画像の一部でもよいし全てでもよい。画像群の一部のみを解析する場合の例として、瞬目中に取得された画像が予め特定されており、それ（それら）以外の画像のみをセグメンテーションする場合がある。

【００４４】

各測定点における厚みの算出は、例えば、涙液層に相当する画素の数を所定の測定方向に沿ってカウントする処理と、それにより得られた画素の数と画素ピッチに対応する距離（単位距離）とを乗算する処理とを含む。

ここで、画素数をカウントする方向（上記測定方向）は任意であり、例えば、ＯＣＴスキャンにおけるＡライン方向、又は、角膜表面の各位置における法線方向を測定方向として適用することができる。角膜表面の各位置における法線方向を特定する処理は、例えば、角膜表面の曲面近似と、各位置における接平面の特定と、各接平面の法線の特定とを含む。

【００４５】

分布情報取得部は、特定された所定領域（例えば角膜表面）を平面化する処理（フラットニング）を３次元画像に適用することも可能である。フラットニングを行うことで、厚みの算出が容易になる。また、フラットニングされた画像を表示することで、厚みの分布

を容易に把握することができる。
分布情報取得部は、取得し、涙液厚分布情報に基づいて、涙液の破壊領域を特定することもできる。破壊領域は、例えば、涙液層が破壊された領域（液層領域が検出されない領域もしくは著しく薄い領域）である。
典型的な例において、分布情報取得部は、涙液層領域の厚みが所定閾値以下である部分を液層が破壊された領域として特定することができる。
【００４６】
同一被検眼に関する２以上の種類の画像（画像群）から２以上の分布情報（涙液厚分布情報、破壊領域分布情報等）が得られた場合、これら分布情報を比較したり合成したりすることが可能である。例えば、ＯＣＴ画像から作成された第１分布情報の少なくとも一部と、正面画像から得られた第２分布情報の少なくとも一部との間の差分を求めることができる。また、第１分布情報の少なくとも一部と第２分布情報の少なくとも一部とを合成することができる。また、１つの分布情報の補間や精密化を行うために他の分布情報を利用することができる。
【００４７】
＜正面画像取得部＞

本実施形態の眼科検査装置は、さらに、正面画像取得部を備えるようにしてもよい。
正面画像取得部は、前眼部（角膜等）の正面画像を取得する。正面画像を取得するための処理は任意である。第１の例において、正面画像取得部は、前眼部を撮影するための構成を含んでよい。
第２の例において、正面画像取得部は、当該被検眼の前眼部の正面画像を外部装置から取得するための構成を含んでよい。例えば、正面画像取得部は、ＬＡＮ、インターネット、専用線等の通信回線を介してデータの送受信を行うための通信デバイスを含んでよい。この場合、正面画像取得部は、例えば電子カルテシステムや画像アーカイビングシステムに格納されている当該被検眼の前眼部の正面画像を、患者ＩＤやＤＩＣＯＭタグ等を検索クエリとして取得することができる。
【００４８】
第３の例において、正面画像取得部は、ＯＣＴユニット１００により収集された３次元画像から正面画像を形成することができる。このような正面画像としては、Ｃモード画像、プロジェクション画像、シャドウグラムなどがある。
ＯＣＴユニット１００により収集されたＯＣＴ画像と、正面画像取得部により取得された正面画像とのレジストレーションを行うことができる。レジストレーションは、例えば、双方の画像から特徴部位（角膜頂点、瞳孔、瞳孔中心、瞳孔重心、虹彩、虹彩中心、虹彩重心等）を検出する処理と、双方の特徴部位を基準として双方の画像を位置合わせする処理とを通じて行うことができる。
【００４９】
同様に、涙液厚の分布マップ、破壊領域の分布マップ、評価結果の分布マップ等の各種のマップと、正面画像取得部により取得された正面画像とのレジストレーションを行うこともできる。このレジストレーションは、例えば、マップの基になった３次元画像と正面画像とのレジストレーションの結果を利用して行われる。
【００５０】
Ｃ．フローチャート

例示的な眼科検査装置が実行可能な動作の幾つかの例を説明する。
図６に、本例において実行される処理の流れを示す。なお、患者ＩＤ等の入力や、被検眼に対する光学系のアライメントや、光学系のフォーカス調整や、ＯＣＴ光路長調整、ＯＣＴスキャン範囲の設定などの準備的処理は、既になされているものとする。
【００５１】
（Ｓ１：前眼部のＯＣＴスキャンを行う）

まず、涙液層厚を測定するための涙液層モードが選択された場合に於いては、上述のように各部が制御・調整されており、アッテネータ１２０により参照光ＬＲを遮断する。この状態でＯＣＴユニット１００が、被検眼の前眼部のＯＣＴスキャンを行うことにより、角膜上の涙液層厚分布を収集する。このとき、ＯＣＴユニット１００は、ＯＣＴスキャンを繰り返し行うことにより、角膜上の涙液の動態を表す分布情報群（時系列分布情報）を収集してもよい。

表示制御部１１は、収集された分布情報に基づく涙液層厚分布を表示装置３に表示することができる。

時系列分布情報が収集された場合、これに含まれる１以上の分布情報をそれぞれレンダリングし、それにより得られた１以上のレンダリング情報を表示装置３に表示することができる。複数のレンダリング情報を表示する場合、これらを時系列に応じて配列することが可能である。また、複数のレンダリング情報を時系列の順に切り替えて表示することも可能である。

【００５２】

また、時系列分布情報が収集された場合、時系列情報画像を構成する一連の情報のうちから瞬目情報を特定することができる。更に、一連の瞬目情報のうちの最後の瞬目情報又はその次の情報を、開瞼開始時の分布情報（前述の基準情報）に設定することができる。

【００５３】

（Ｓ３：涙液厚分布情報を作成する）

続いて、分布情報取得部４２が、得られた結果に基づいて、涙液厚分布情報を作成する。

時系列分布情報が収集された場合、分布情報取得部４２は、この時系列分布情報に含まれる複数の分布情報のそれぞれについて、涙液厚分布情報を作成する。それにより、時系列分布情報に含まれる複数の分布情報に対応する複数の涙液厚分布情報が得られる。複数の涙液厚分布情報は、涙液の厚み分布の経時変化、つまり涙液の動態を表す。

（Ｓ４：前眼部の正面画像を取得する）

次に、正面画像取得部６０が、例えば、前眼部を撮影することにより、電子カルテシステム等にアクセスすることにより、又は、ステップＳ１で収集された画像をレンダリングすることにより、前眼部の正面画像を取得する。

正面画像を取得するタイミングは任意であってよい。例えば、ステップＳ１よりも前又は後に、電子カルテシステム等にアクセスすることにより、又は、前眼部を撮影することにより、前眼部の正面画像を取得することができる。或いは、ステップＳ１よりも後の任意のタイミングにおいて、ステップＳ１で収集された３次元画像をレンダリングすることにより、前眼部の正面画像を取得することができる。

【００５４】

（Ｓ５：涙液厚分布画像と正面画像との合成画像を表示する）

続いて、表示制御部１１（及びデータ処理部４０）が、ステップＳ３で作成された涙液厚分布情報に基づいて画像（涙液厚分布画像）を形成し、この涙液厚分布画像とステップＳ４で取得された正面画像とを合成して表示装置３に表示する。涙液厚分布画像は、例えば、涙液厚分布情報が表す各点の厚み値を疑似カラーで表現した疑似カラーマップである。

一例において、涙液厚分布画像と正面画像との合成表示は、涙液厚分布画像と正面画像とを合成する画像処理と、それにより形成された合成画像を表示する制御とを含む。他の例にいて、合成表示は、レイヤー表示機能等を利用することにより涙液厚分布画像と正面画像とを重ねて表示する制御を含む。このように２つ（以上）の画像を表示制御で重ねて得られた表示画像も合成画像の例である。合成表示において、涙液厚分布画像と正面画像とのレジストレーションを行うことができる。このレジストレーションは、例えば、涙液厚分布画像の基になった画像と正面画像とのレジストレーションを介して実行される。

時系列画像が収集された場合、これに含まれる１以上の画像に基づく涙液厚分布画像と正面画像との合成画像を表示装置３に表示することができる。複数の合成画像を表示する

場合、これらを時系列に応じて配列することが可能である。また、複数の合成画像を時系列の順に切り替えて表示することも可能である。

【００５５】

Ｄ．付記

このような実施形態によれば、ＯＣＴという高分解能なモダリティを用いて涙液層の構造や動態を把握することができる。よって、蛍光造影画像利用した従来の検査よりも高精度、高確度でかつ非侵襲で検査を行うことが可能である。

実施形態において、眼科検査装置は、正面画像取得部と、表示制御部とを更に備えていてよい。正面画像取得部は、角膜の正面画像を取得することができる。表示制御部は、分布情報取得部により取得された分布情報に基づく涙液厚分布画像と正面画像との合成画像を表示手段に表示させることができる。

【００５６】

このような実施形態によれば、角膜上において涙液がどのように分布しているかを容易に把握することができる。

このような実施形態によれば、ＯＣＴという高分解能なモダリティを用いて涙液層の破壊領域を特定することができる。よって、従来よりも高精度、高確度で検査を行うことが可能である。

実施形態の作用及び効果はこれらに限定されず、実施形態として説明されたそれぞれの事項が提供する作用及び効果や、複数の事項の組み合わせが提供する作用及び効果も考慮されるべきである。

【００５７】

〈変形例〉

以上に説明した構成は、この発明を好適に実施するための一例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を適宜に施すことが可能である。

例えば、眼科検査装置１のようにＯＣＴ機能（ＯＣＴユニット１００等）を具備する実施形態において、被検眼の開瞼や瞬目に対応して前眼部の（３次元）ＯＣＴスキャンを開始するように構成することができる。

開瞼や瞬目の検知は、例えば、正面画像取得部６０等の前眼部撮影部と、これにより取得された前眼部像を解析して瞬目状態／開瞼状態を判定するプロセッサ（データ処理部４０等）とによって実現される。

【００５８】

或いは、第１方向から角膜に光束を投射する投射部と、この光束の角膜反射光を第２方向にて受光する受光部と、受光部による角膜の受光状態に基づき瞬目状態／開瞼状態を判定するプロセッサ（演算制御ユニット２００又はデータ処理部４０等）とによって実現される。

このような手法により得られた瞬目状態／開瞼状態に応じ、制御プロセッサ（演算制御ユニット２００等）は、ＯＣＴ収集部の制御を行う。第１の例において、瞬目状態から開瞼状態への移行が検知されたときに、制御プロセッサは、（３次元）ＯＣＴスキャンを開始し、所定時間又は所定反復回数だけ（３次元）ＯＣＴスキャンを行うことができる。

【００５９】

第２の例において、開瞼状態から瞬目状態に移行したとき、又は、瞬目状態に移行して所定時間が経過したときに、制御プロセッサは、（３次元）ＯＣＴスキャンを開始し、所定時間又は所定反復回数だけ（３次元）ＯＣＴスキャンを行うことができる。

第３の例において、制御プロセッサは、反復的な（３次元）ＯＣＴスキャンを開始させた後に、瞬目状態から開瞼状態への移行が検知されたとき、開瞼状態から瞬目状態に移行したとき、又は、瞬目状態に移行して所定時間が経過したとき、ＯＣＴにより繰り返し収集される（３次元）データセットのキャプチャを開始したりデータ処理を開始したりすることができる。

眼科検査装置１のようにＯＣＴ機能（ＯＣＴユニット１００等）及び前眼部撮影機能（正面画像取得部等）を具備する実施形態において、次のような構成を適用することができる。

まず、制御プロセッサ（演算制御ユニット２００等）は、前眼部像を（繰り返し）取得させる。解析プロセッサ（データ処理部４０等）は、取得された正面画像を（逐次に）解析することで、涙液の状態や動態を評価する。制御プロセッサは、この評価結果に基づいて（３次元）ＯＣＴスキャンを実行させる。

【００６０】

例えば、解析プロセッサは、正面画像の解析により、涙液の状態が特徴的である位置（破壊領域の位置、特徴的な破壊領域の位置、破壊が急速に進行している位置、破壊領域が密に存在する部位等）を特定することができる。制御プロセッサは、特定された位置を含むようにスキャン範囲を設定し、このスキャン範囲に対して（３次元）ＯＣＴスキャンを実行させることができる。

涙液の状態が特徴的である位置が経時的に変化する場合、制御プロセッサは、当該位置の変化に応じたスキャン範囲の設定と（３次元）ＯＣＴスキャンとを繰り返し実行することができる。

【００６１】

更に、光源に可視域のより広帯域な波長掃引が可能な光源を用いることによって、涙液層のより詳細な断層画像を得ることも可能となる。この場合は、涙液層を構成する油層と水層を区別して検出することも可能となる。

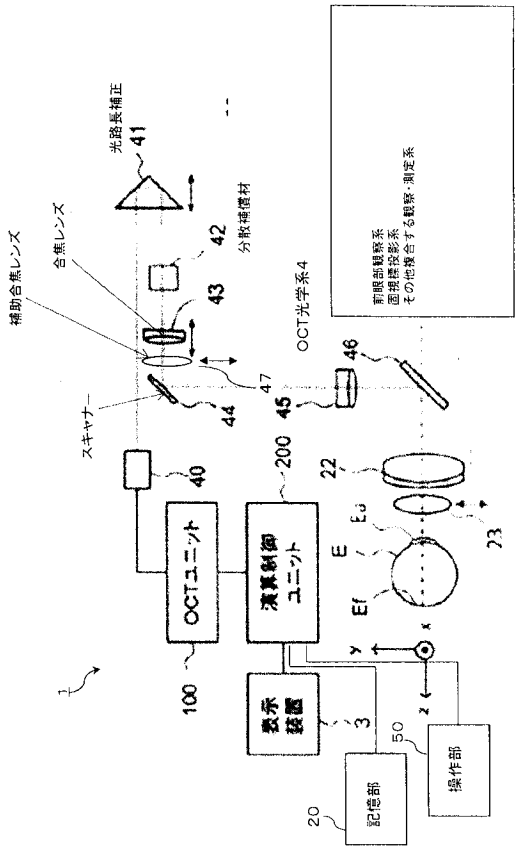
なお、ファイバー光学系以外にバルク（プリズムやミラーを用いた）光学系で構成するようにしてもよい。

【符号の説明】

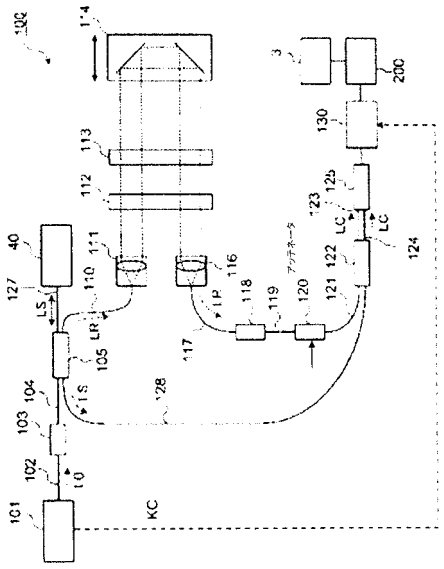
【００６２】

１　眼科検査装置
３　表示装置
２０　記憶部
１００　ＯＣＴユニット
２００　演算制御ユニット
５０　操作部

【図１】



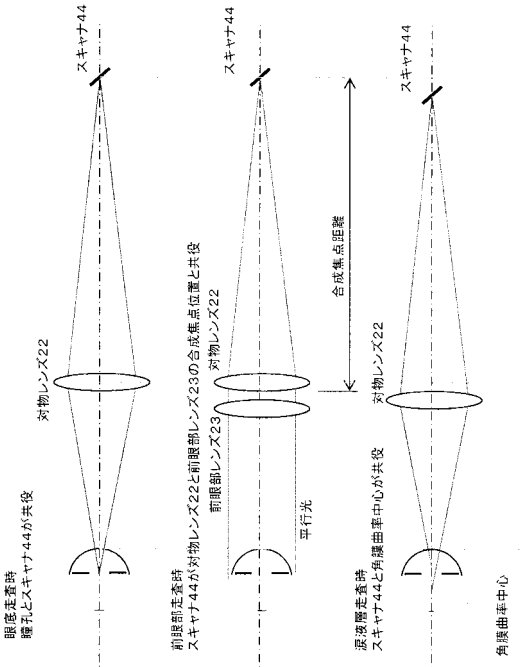
【図２】



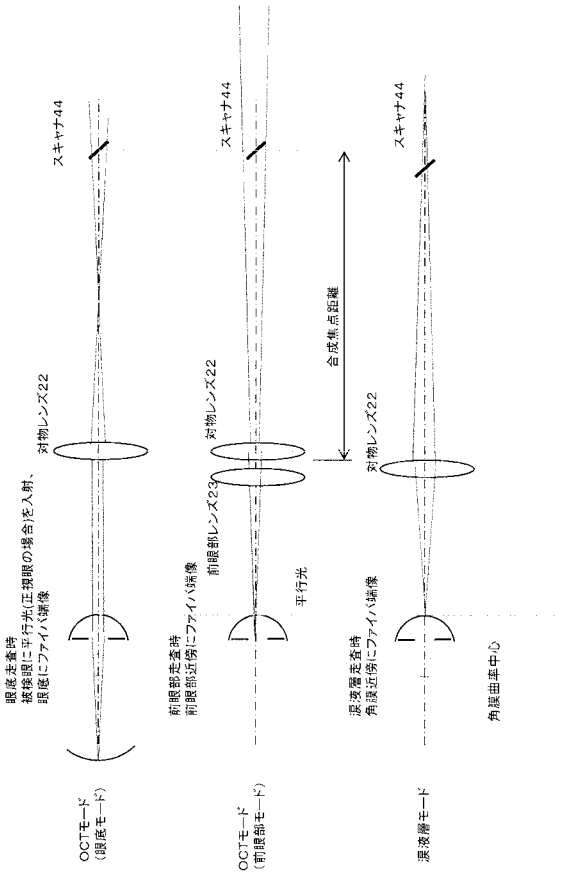
【図３】

	OCTモード（眼底モード）	OCTモード（前眼部モード）	涙液層モード
前眼部レンズ23	脱	挿	脱
アッテネータ120	調光	調光	遮光
合焦レンズ43	移動(視度)	固定	固定
補助合焦レンズ47	脱	脱	挿
合焦位置(ファイバ127端と共役)	眼底	前眼部	角膜表面(涙液層)
スキャナ44共役位置	瞳孔	対物レンズ22合成前側焦点位置	角膜曲率中心

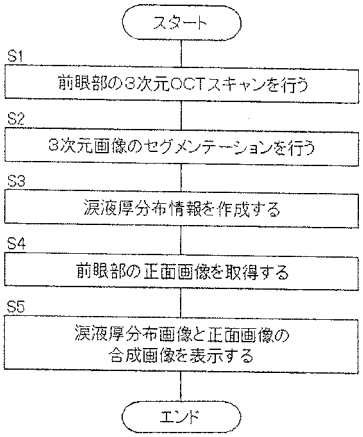
【図４】



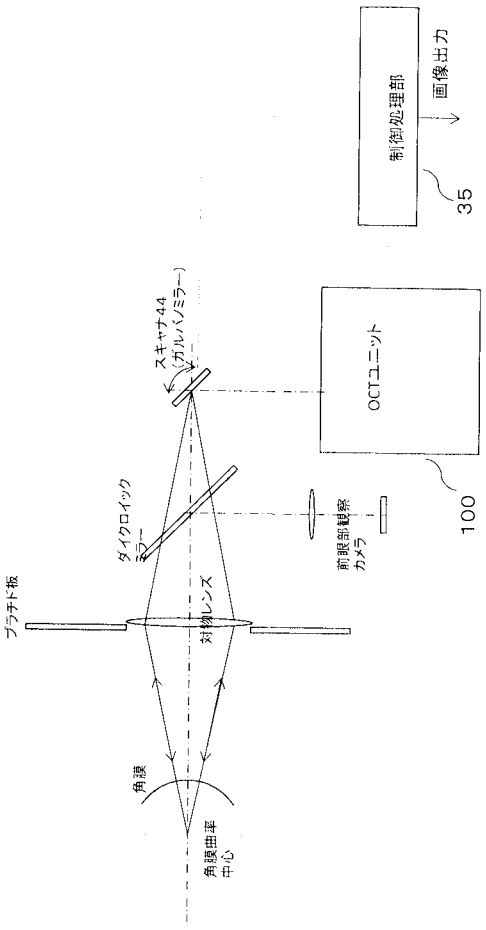
【図５】


スキャナ44
対物レンズ22
眼底走査時
被検眼に平行光(正視眼の場合)を入射、
眼底にファイバ端像
OCTモード
(眼底モード)
スキャナ44
対物レンズ22
前眼部走査時
前眼部近傍にファイバ端像
前眼部レンズ23
平行光
合成焦点距離
OCTモード
(前眼部モード)
スキャナ44
対物レンズ22
涙液層走査時
角膜近傍にファイバ端像
涙液層モード
角膜曲率中心

【図６】


スタート
S1
前眼部の3次元OCTスキャンを行う
S2
3次元画像のセグメンテーションを行う
S3
涙液厚分布情報を作成する
S4
前眼部の正面画像を取得する
S5
涙液厚分布画像と正面画像の
合成画像を表示する
エンド

【図７】


制御処理部
画像出力
35
スキャナ44
(ガルバノミラー)
OCTユニット
ダイクロイック
ミラー
前眼部観察
カメラ
100
プラチド板
対物レンズ
角膜
角膜曲率
中心

フロントページの続き

(72)発明者　柳　英一
東京都板橋区蓮沼町７５番１号　株式会社トプコン内

Ｆターム(参考) 4C316 AA01 AA02 AA03 AA09 AA25 AB04 AB11 AB16 FA08 FB12
FB13 FY02 FY04 FY05 FY06