

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5079240号
(P5079240)

(45) 発行日 平成24年11月21日(2012.11.21)

(24) 登録日 平成24年9月7日(2012.9.7)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 R
A 6 1 B 3/12 (2006.01) A 6 1 B 3/12 E

請求項の数 2 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-28303 (P2006-28303) (22) 出願日 平成18年2月6日(2006.2.6) (65) 公開番号 特開2007-202952 (P2007-202952A) (43) 公開日 平成19年8月16日(2007.8.16) 審査請求日 平成21年2月4日(2009.2.4)</p>	<p>(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 楠城 紹生 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</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 網膜機能計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検眼眼底の断層画像を光干渉の技術を用いて非侵襲で得るため、測定光による眼底反射光と参照光との合成により得られる干渉光を受光するOCT光学系を有し、該OCT光学系にて受光される干渉光に基づいて、各深さ位置における反射強度分布から形成される前記被検眼の眼底断層画像を得る眼底断層画像取得手段と、被検眼眼底に刺激光を照射する刺激光照射手段と、前記眼底断層画像取得手段を用いて前記刺激光照射手段による刺激光の照射前及び照射後における前記眼底断層画像を取得し、前記刺激光の照射前及び照射後の前記眼底断層画像を演算処理して各深さ位置における網膜機能の変化情報を取得する演算処理手段と、該演算処理手段により得られた前記網膜機能の変化情報を表示する表示手段と、被検眼の眼底に赤外光を二次元的に照射し、その眼底反射光を受光することにより被検眼眼底の観察画像を得る観察画像取得手段と、を有し、前記演算処理手段は前記眼底断層画像取得手段及び観察画像取得手段を用いて、前記刺激光照射手段による前記刺激光の照射前及び照射後における前記観察画像、及び該観察画像に対応付けられた前記眼底断層画像を取得し、網膜機能の変化情報を取得する際に前記刺激光の照射前及び照射後の前記観察画像の特徴点を一致させることにより、前記刺激光の照射前及び照射後の前記眼底断層画像の相対的な位置ズレを相殺した状態で演算処理を行うことを特徴とする網膜機能計測装置。

10

【請求項2】

被検眼眼底の断層画像を光干渉の技術を用いて非侵襲で得るため、測定光による眼底反射

20

光と参照光との合成により得られる干渉光を受光するOCT光学系を有し、該OCT光学系にて受光される干渉光に基づいて、各深さ位置における反射強度分布から形成される前記被検眼の眼底断層画像を得る眼底断層画像取得手段と、被検眼眼底に刺激光を照射する刺激光照射手段と、前記眼底断層画像取得手段を用いて前記刺激光照射手段による刺激光の照射前及び照射後における前記眼底断層画像を取得し、前記刺激光の照射前及び照射後の前記眼底断層画像を演算処理して各深さ位置における網膜機能の変化情報を取得する演算処理手段と、該演算処理手段により得られた前記網膜機能の変化情報を表示する表示手段と、被検眼の眼底に赤外光を二次元的に照射し、その眼底反射光を受光することにより被検眼眼底の観察画像を得る観察画像取得手段と、該観察画像取得手段により得られた前記観察画像上に眼底の深さ方向に対する断層画像の取得位置を設定する設定手段と、前記観察画像上に設定された前記断層画像の取得位置情報を記憶する記憶手段と、を有し、前記眼底断層画像取得手段は、前記記憶手段に記憶された前記取得位置情報に基づいて前記刺激光の照射前及び照射後の前記断層画像を取得することを特徴とする網膜機能計測装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼底を撮影して網膜の機能を計測する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、網膜機能を非侵襲的に画像化する装置が知られている。この装置は網膜を照明する照明手段と、網膜の機能応答を誘導する刺激光を照射する網膜刺激照明手段とを有し、刺激光を網膜に照射する前後の網膜画像の状態に基づいて網膜機能を計測し、画像化して評価しようとするものである（特許文献1参照）。

20

【特許文献1】特表2002-521115号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上述したような網膜の機能を計測する装置は、刺激光を照射する前の網膜画像の明るさに対する照射後の網膜画像の明るさの変化を読み取るものであるが、刺激光に対する網膜の変化（刺激光による神経組織の活動変化）は微小であるため、その変化を精度よく検出することが重要となる。また、より詳細な網膜機能の計測を行うためには、網膜の深さ方向に渡って計測を行うことが必要となる。

30

本発明は、上記問題点に鑑み、精度よく詳細な網膜機能の計測を行うことができる網膜機能計測装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0004】

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。

(1) 被検眼眼底の断層画像を光干渉の技術を用いて非侵襲で得るため、測定光による眼底反射光と参照光との合成により得られる干渉光を受光するOCT光学系を有し、該OCT光学系にて受光される干渉光に基づいて、各深さ位置における反射強度分布から形成される前記被検眼の眼底断層画像を得る眼底断層画像取得手段と、被検眼眼底に刺激光を照射する刺激光照射手段と、前記眼底断層画像取得手段を用いて前記刺激光照射手段による刺激光の照射前及び照射後における前記眼底断層画像を取得し、前記刺激光の照射前及び照射後の前記眼底断層画像を演算処理して各深さ位置における網膜機能の変化情報を取得する演算処理手段と、該演算処理手段により得られた前記網膜機能の変化情報を表示する表示手段と、被検眼の眼底に赤外光を二次元的に照射し、その眼底反射光を受光することにより被検眼眼底の観察画像を得る観察画像取得手段と、を有し、前記演算処理手段は前記眼底断層画像取得手段及び観察画像取得手段を用いて、前記刺激光照射手段による前記刺激光の照射前及び照射後における前記観察画像、及び該観察画像に対応付けられた

40

50

前記眼底断層画像を取得し、網膜機能の変化情報を取得する際に前記刺激光の照射前及び照射後の前記観察画像の特徴点を一致させることにより、前記刺激光の照射前及び照射後の前記眼底断層画像の相対的な位置ズレを相殺した状態で演算処理を行うことを特徴とする。

(2) 被検眼眼底の断層画像を光干渉の技術を用いて非侵襲で得るため、測定光による眼底反射光と参照光との合成により得られる干渉光を受光するOCT光学系を有し、該OCT光学系にて受光される干渉光に基づいて、各深さ位置における反射強度分布から形成される前記被検眼の眼底断層画像を得る眼底断層画像取得手段と、被検眼眼底に刺激光を照射する刺激光照射手段と、前記眼底断層画像取得手段を用いて前記刺激光照射手段による刺激光の照射前及び照射後における前記眼底断層画像を取得し、前記刺激光の照射前及び照射後の前記眼底断層画像を演算処理して各深さ位置における網膜機能の変化情報を取得する演算処理手段と、該演算処理手段により得られた前記網膜機能の変化情報を表示する表示手段と、被検眼の眼底に赤外光を二次元的に照射し、その眼底反射光を受光することにより被検眼眼底の観察画像を得る観察画像取得手段と、該観察画像取得手段により得られた前記観察画像上に眼底の深さ方向に対する断層画像の取得位置を設定する設定手段と、前記観察画像上に設定された前記断層画像の取得位置情報を記憶する記憶手段と、を有し、前記眼底断層画像取得手段は、前記記憶手段に記憶された前記取得位置情報に基づいて前記刺激光の照射前及び照射後の前記断層画像を取得することを特徴とする。

10

20

【発明の効果】

【0005】

本発明によれば、精度よく詳細な網膜機能の計測を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は、本実施形態の眼科撮影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。

【0007】

図1において、その光学系は、被検眼眼底の画像を光干渉の技術を用いて非侵襲で得るための干渉光学系(以下、OCT光学系とする)100と、赤外光を用いて被検眼の眼底を照明し観察するための眼底SLO画像を取得するスキャニングレーザオフサルモスコープ光学系200(以下、SLO光学系とする)と、網膜を刺激するための刺激光を被検眼の眼底に向けて照射するための刺激光照射光学系300に大別される。本実施形態において、OCT光学系100は、測定光を眼底上にて二次元的に走査する走査ユニットと、被検眼の深さ方向に対する干渉信号を得るために走査ユニットによる測定光の走査に同期させて参照光の光路長を変化させる光路長変化ユニットを有する。

30

【0008】

以下にOCT光学系100の構成について説明する。10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SLD光源等が用いられる。OCT光源10には、例えば、中心波長840nmで50nmの帯域を持つ光源が用いられる。11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カップラーである。OCT光源10から発せられた光は、導光路としての光ファイバ30aを介して、ファイバカップラー11によって参照光と測定光とに分割される。したがって、測定光は光ファイバ30bを介して被検眼Eへと向かい、参照光は光ファイバ30cを介して、後述する参照ミラーユニット40へと向かう。

40

【0009】

測定光を被検眼Eへ向けて出射する光路には、測定光を出射する光ファイバ30bの端部31b、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12、ガルバ

50

ノミラー駆動機構 5 1 の駆動により眼底上で X Y 方向に測定光を高速で走査させることが可能な一対のガルバノミラーからなる走査部 2 0 と、被検眼 E の眼底と共役位置に集光させるためのリレーレンズ 2 1 が配置されている。また、1 3 はダイクロイックミラー、1 4 は対物レンズである。ダイクロイックミラー 1 3 は、OCT 光源 1 0 からの光（赤外光）を反射し、後述する刺激光及び固視灯の光（可視光）を透過する特性を持つ。また、光ファイバ 3 0 b の端部 3 1 b は、被検眼眼底と共役となるように配置される。また、走査部 2 0 のガルバノミラーの反射面は、被検眼瞳孔と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配置されている）。

【 0 0 1 0 】

光ファイバ 3 0 b の端部 3 1 b から出射した測定光は、リレーレンズ 1 2 を介して、走査部 2 0 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光軸 L 2 上を通り、リレーレンズ 2 1 を介して、ダイクロイックミラー 1 3 で反射され光軸 L 1 上を通り、対物レンズ 1 4 を介して、被検眼眼底に集光される。

眼底で反射した測定光は、対物レンズ 1 4 を介して、ダイクロイックミラー 1 3 で反射し、OCT 光学系 1 0 0 に向かい、リレーレンズ 2 1、走査部 2 0 のガルバノミラー、リレーレンズ 1 2 を介して、光ファイバ 3 0 b の端部 3 1 b に入射する。端部 3 1 b に入射した測定光は、光ファイバ 3 0 b、ファイバーカップラー 1 1、光ファイバ 3 0 d を介して、ファイバーカップラー 1 5 に達する。

【 0 0 1 1 】

一方、ファイバーカップラー 1 1 から参照光を参照ミラーユニット 4 0 に向けて出射する光路には、参照光を出射する光ファイバ 3 0 c の端部 3 1 c、コリメータレンズ 1 6、参照ミラーユニット 4 0、集光レンズ 1 7、参照光が入射する光ファイバ 3 0 e の端部 3 1 e が配置されている。参照ミラーユニット 4 0 は、参照光の光路長を変化させるべく、参照ミラー駆動機構 5 0 により光軸方向に移動可能な構成となっている。なお、参照ミラーユニット 4 0 は、ミラー 4 0 a とミラー 4 0 b により構成される。

光ファイバ 3 0 c の端部 3 1 c から出射した参照光は、コリメータレンズ 1 6 で平行光束とされ、参照ミラーユニット 4 0 を構成するミラー 4 0 a とミラー 4 0 b で反射された後、集光レンズ 1 7 により集光されて光ファイバ 3 0 e の端部 3 1 e に入射する。端部 3 1 e に入射した参照光は、光ファイバ 3 0 e を介して、ファイバーカップラー 1 5 に達する。

【 0 0 1 2 】

ここで、測定光は眼底の各層で反射し、それぞれ時間的な遅れと、異なる強度を持つ反射測定光となって、ファイバカップラー 1 5 にて参照光と合流する。この 2 つの光の光路長が等しくなったときに生じる干渉現象を利用して反射測定光の強度を受光素子 1 8 により検出し、さらに参照ミラーユニット 4 0 を光軸方向に移動（走査）させることにより、光軸方向（被検眼の深さ方向）の反射強度分布を得ることができる。なお、本実施形態においては、ある眼底上の一点で参照ミラーユニットの光路長を変化させて光軸方向の反射強度分布を得る方式を A スキャンとする。さらに、走査部 2 0 により測定光を眼底上で X 方向もしくは Y 方向に走査することにより、被検眼眼底の X Z 面もしくは Y Z 面における断層画像を取得できる。なお、本実施形態においては、このように測定光を眼底に対して 1 次元走査し、参照ミラーユニットの光軸方向の移動による光路長を変化によって、網膜断層画像を得る方式を B スキャンとする。さらに、参照ミラーユニット 4 0 を固定したまま、走査部 2 0 により測定光を X Y 方向に 2 次元的に走査することにより、2 次元的に眼底画像（X Y 面）を得ることも可能である。なお、本実施形態においては、測定光を眼底に対して 2 次元的に走査させ、参照ミラーの光路とコヒーレンス長内で一致した場合に得られる干渉信号により 2 次元的な平面の OCT 画像を得る方式を C スキャンとする。さらに、これらを利用して、走査ユニット 2 0 による測定光の走査及び参照ミラーユニット 4 0 に同期して得られる干渉信号に基づいて 3 次元 OCT 画像情報を取得できる。この場合

10

20

30

40

50

、参照ミラーユニット40を光軸方向に移動させつつ、走査部20により測定光を眼底に対して2次元に走査することにより、眼底の3次元OCT画像情報を取得できる。

【0013】

なお、Aスキャン信号を光軸方向手前から測定し、全く信号のない位置から、最初に強い信号を得ることができる位置が眼底表層（網膜表面）の情報となる。したがって、測定光を2軸で走査した際の眼底上の各測定位置（撮影位置）でのAスキャン信号についてそれぞれ最初に強い信号の反射強度をつなぎ合わせていくことにより、眼底表層を2次元的に表現する眼底平面のOCT画像（en-face画像）を取得することができる。また、Bスキャンによって取得された断層画像は、Aスキャン信号の1軸スキャンによって構築されるものであるため、眼底表層OCT画像の一部の画像信号と、取得された断層画像の眼底表層部分の画像信号とが照合する位置を求めることにより、眼底表層OCT画像上のどの位置の断層画像であるかを正確に検出することができる。

10

【0014】

次に、SLO光学系200について説明する。本実施形態では、SLO光学系の光源としてOCT光源（光源10）を兼用するとともに、リレーレンズ12と光ファイバ30bの端部31bの間にハーフミラー60を設け、ハーフミラー60の反射方向に共焦点光学系を構成するための集光レンズ61と、眼底に共役な共焦点開口62と、SLO用受光素子63とが設けられている。SLO光学系200において、ハーフミラー60～被検眼Eまでの光路は、OCT光学系100と共用する。ガルバノミラー（走査部20）は、SLO光学系に用いる光を眼底上でXY方向に走査するために、OCT光学系100と兼用される。この場合、走査部20により測定光をXY方向に2次元的に走査することにより、眼底SLO画像を取得することができる。

20

【0015】

次に、刺激光照射光学系について説明する。刺激光照射光学系300は、フラッシュランプ等の光源22、波長選択フィルタ23、投光レンズ24、ハーフミラー25、対物レンズ14からなる。波長選択フィルタ23は、網膜を刺激することが可能な波長を選択的に透過させる特性を有する。なお、波長選択フィルタ23は、錐体刺激用フィルタ、桿体刺激用フィルタ、赤色、緑色、青色のみを各々透過させる色フィルタ等の複数の波長選択フィルタを用意して、適宜取り替えるようにすることもできる。

光源22は投光レンズ24、対物レンズ14を介して被検眼Eの瞳孔付近と共役な位置に配置されている。光源22から発せられた光（刺激光）は、波長選択フィルタ、投光レンズ24を介した後、ハーフミラー25により反射される。ハーフミラー25により反射した刺激光は、ダイクロイックミラー13を透過した後、対物レンズ14を経て被検眼Eの瞳孔付近にて一旦集光した後、被検眼眼底を一様に照明する。

30

【0016】

なお、1はLED等からなる固視用の光源、2は絞り、3はコリメータレンズ、4はリレーレンズである。なお、絞り2はコリメータレンズ3、リレーレンズ4、対物レンズ14を介して被検眼Eの眼底と共役な位置に置かれる。固視用の光源1を発した光束は、絞り2を照明する。絞り2を透過した光は、コリメータレンズ3、リレーレンズ4、ハーフミラー25を介した後、ダイクロイックミラー13付近（眼底共役位置）にて一旦収束し、対物レンズ14を経て被検眼E眼底に収束する。

40

【0017】

70は装置全体の制御を行うためのCPU等からなる制御部である。制御部70には光源1, 10, 22、参照ミラー駆動機構50、ガルバノミラー駆動機構51、受光素子18, 63、画像処理部71、記憶部72、種々の操作を行うためのスイッチ類が設けられたコントロール部73、モニター74等が接続される。画像処理部71は、受光素子18や受光素子63にて受光した信号を基に被検眼眼底の画像形成や網膜機能を画像化する役目を持つ。また、モニター74には画像処理部71にて形成した眼底画像や網膜機能情報が表示される。なお、コントロール部73には、OCT画像における撮影条件を設定するための条件設定スイッチ群73a、SLO画像やOCT画像を取得するための撮影スイッチ7

50

3 b、刺激光照射スイッチ73 c、刺激光照射前と照射後における網膜の状態変化を解析するための解析用のスイッチ73 d等が用意される。条件設定スイッチ群73 aでは、Bスキャン画像（網膜断層像）やCスキャン画像（眼底平面の画像）、または3次元的な画像（Bスキャン+Cスキャン）の選択、Cスキャン画像における深さ方向（奥行方向）の撮像ステップ間隔の設定等を行うことができる。

【0018】

以上のような構成を備える装置において、その動作を説明する。なお、ここではOCT画像としてCスキャン画像を得て網膜の機能測定を行う方法を説明する。まず、検者は、コントロール部73の条件設定スイッチ群73 aを用いて、Cスキャン画像の取り込み、及び奥行方向における撮像ステップの間隔（例えば、1mmの奥行を50μmステップで撮影）を設定しておく。

10

【0019】

光源10からは測定光（低コヒーレント光）がOCT光学系100を介して被検眼Eの眼底上を2次元的に走査しており、眼底からの反射光はSLO光学系200によって受光されている。画像処理部71は得られた受光信号に基づいて図2に示すような眼底観察画像（SLO画像）をモニタ74の画面上にリアルタイムで表示する。また、検者は、表示モニタ75に表示されるSLO画像に基づいて眼底にフォーカスを合わせた後、固視用光源1を点灯させ、被検眼Eを固視させておく。

【0020】

被検眼Eと装置とのアライメントが完了したら、次に検者は撮影スイッチ73 bを使用し、刺激光照射前のOCT画像の撮影を行う。撮影スイッチ73 bが使用されると、制御部70は、参照ミラー駆動機構50を駆動させ、所定の走査ステップ数での画像が得られるよう走査部20の駆動に対応させて参照ミラーユニット40を光軸方向に移動させていく。受光素子18では、参照光と眼底からの反射測定光との合成による干渉光が逐次検出され、画像処理71は、測定光のXY方向の反射強度分布を取得する。なお、参照ミラーユニット31が光軸方向に移動しているため、奥行方向における所定間隔毎の反射強度分布を取得することができる。そして、画像処理部71は、得られた奥行方向における各深さ毎のXZ方向の反射強度分布に基づいて眼底のOCT画像（Cスキャン画像）を得る。また、画像処理部71は同時に眼底表面のSLO画像（静止画像）も取得しておき、このSLO画像と共にOCT画像をSLO画像に対応付けた状態で記憶部72に記憶させておく。

20

30

【0021】

次に検者は、刺激光照射スイッチ73 cを使用して、被検眼眼底に刺激光を照射させる。刺激光照射スイッチ73 cが押されると、制御部70は光源22を用いてフラッシュ光を発生し、被検眼Eの網膜を刺激する。被検眼Eの眼底に刺激光が照射されることより、網膜を構成する細胞が刺激され、これに基づく神経細胞の活動が起こる。

刺激光の照射後、制御部70は、OCT光学系100、SLO光学系200及び画像処理部71を用いて、刺激光の照射後の眼底画像を前述同様に撮影し、SLO画像及び対応するOCT画像を取得し記憶部72に記憶させる。刺激光照射後に行う撮影は1回だけでなく、網膜機能の変化が判るように、刺激光照射後、所定の間隔（例えば照射1秒後、2秒後...）にて経時的に眼底画像を撮影、記憶させてもよい。なお、本実施形態では、刺激光照射から照射後の眼底画像取得まで、自動的に行われるものとしているが、これに限るものではなく、個々の動作を手動にて行うようにすることもできる。

40

【0022】

所定の眼底画像を記憶部72に記憶した後、コントロール部73の解析スイッチ73 dを押す。解析スイッチ73 dが押されると、画像処理部71は、記憶部72に記憶された刺激光照射前のOCT画像と照射後のOCT画像とに基づいて、その輝度の差から網膜機能を計測し、その結果をモニタ74に表示する。被検眼Eの眼底に網膜を刺激する刺激光が照射され、網膜を構成する細胞が刺激を受けると、この刺激に伴って神経細胞の活動に変化が起こり、この神経活動が起こった部位の反射光の強度（反射率）が変化する。この

50

ため、刺激光照射前後における眼底画像の明るさの変化を読み取ることにより、この神経細胞の活動の変化に起因する内因性の信号変化が得られることとなり、これによって網膜機能を計測できることとなる。

【 0 0 2 3 】

次に、この網膜機能を計測するための方法を図 3 のフローチャートを用いて以下に説明する。

画像処理部 7 1 は、網膜機能を計測するにあたって最初に記憶部 7 2 に記憶させた刺激光照射前の S L O 画像と照射後の S L O 画像との位置合せを行う。位置合せは、照射前の S L O 画像及び照射後の S L O 画像から画像処理により特徴点（例えば、血管形状、乳頭、黄斑部等）を抽出し、両画像を相対的に移動、拡大、縮小等行うようにして両画像の特徴点が最も一致する位置を演算処理により求める。なお、位置合せの方法はこれに限るものではなく、周知の画像処理技術を用いてもよい。

10

【 0 0 2 4 】

このような照射前と照射後の S L O 画像の位置合わせにより、両 S L O 画像の相対的な位置ズレ量が求まることとなる。次に画像処理部 7 1 は得られた両 S L O 画像の相対的な位置ズレ量（位置ズレ情報）に基づいて、両 S L O 画像の各々に対応して記憶されている O C T 画像同士の相対的な位置ズレがなくなるように演算処理しておく。画像処理部 7 1 は照射前及び照射後の O C T 画像同士の位置ズレが相殺された状態で、照射前の O C T 画像に対する照射後の O C T 画像の明るさの変化を各画素毎に求める。明るさの変化は差分や比等求めることによって得られる。画像処理部 7 1 は、得られた明るさの変化情報を各画素に対応させてモニタ 7 4 に表示する。明るさの変化情報としては、濃淡の画像として表示する方法や、差分や比の数値情報、この数値情報を網膜機能を評価するための所定の解析プログラムにより演算処理した情報等によってグラフィックや数値情報として表すことができる。なお、網膜機能の計測のために比較をする O C T 画像は、共に同じ深さ（奥行）で得られた O C T 画像同士を用いる。したがって、本実施形態では奥行方向に対して所定間隔毎に O C T 画像を得ているため、照射前及び照射後における同じ深さの O C T 画像同士を順次比較して、その変化情報をモニタ 7 4 に表示することにより、網膜機能の変化を眼底の深さ方向に対して詳細に計測することができる。また、取得した O C T 画像を全て比較しなくとも、コントロール部 7 3 により深さ位置を選択して、対応する照射前及び照射後の O C T 画像同士を比較することも可能である。

20

30

【 0 0 2 5 】

このように O C T 画像は奥行方向に対して非常に分解能がよく網膜の機能を計測するのに適している反面、横方向に対しては分解能がよくないため特徴点を抽出し難く、時間をおいて撮影した画像同士の位置ズレを補正するには不向きである。一方、S L O 画像は O C T 画像に比べ奥行方向の分解能は劣るものの、横方向に対して非常に分解能が良く、得られた画像における特徴点の抽出が行い。したがって、時間をおいて撮影した画像同士の位置ズレを補正するには大変有効である。

なお、上述では C スキャンの O C T 画像を用いた網膜機能の計測を例に挙げ、説明したが、これに限るものではない。B スキャンの網膜断面画像を用いて網膜機能の計測を行うこともできる。以下に B スキャン画像（網膜断面画像）を用いて網膜機能を計測する場合

40

【 0 0 2 6 】

まず、検者はコントロール部 7 3 の条件設定スイッチ群 7 3 a を用いて、B スキャン画像を取得する条件設定を行うとともに、リアルタイムで観察される表示モニタ 7 4 上の S L O 画像から検者の撮影したい網膜断層画像の位置を設定する。検者は、図示なき測定位置設定スイッチを操作して、図 4 に示すように画面上の S L O 画像上に電子的に表示される測定位置（取得位置）を表すライン 2 0 0 を S L O 画像に対して移動させていき、コントロール部 7 3 を用いて測定位置を決定する。

【 0 0 2 7 】

測定位置が決定されると、画像処理部 7 1 は、モニタ 7 4 上に表示されている S L O 画

50

像（観察画像）に対するライン 200 の形成位置情報を記憶部 72 に記憶させておく。SLO 画像に対するライン 200 の形成位置情報は、例えば SLO 画像の特徴点（血管、乳頭等）に対するライン 200 の形成位置情報として取得しておけばよい。

その後、検者により撮影スイッチ 74b の入力があると、制御部 70 は、モニタ 74 に表示されている SLO 画像を B スキャン画像取得時における観察画像として記憶部 72 に記憶させると共に、画面上の SLO 画像上に設定されたライン 200 の表示位置に基づいて、このライン 200 の位置における眼底の断層画像が得られるように、走査部 20 を駆動させて測定光を走査させる。なお、ライン 200 の表示位置（モニタ上における座標位置）と走査部 20 による測定光の走査位置との関係は、予め定まっているので、制御部 70 は設定したライン 20 の表示位置に対応する走査範囲に対して測定光が走査されるように、走査部 20 の一対のガルバノミラーを適宜駆動制御する。また、制御部 70 は参照ミラー駆動機構 50 を駆動させ、所定の走査ステップ数での画像が得られるよう参照ミラーユニット 40 を光軸方向に移動させていき、B スキャン画像を取得する。得られた B スキャン画像は先に取得した SLO 画像に対応付けられて記憶部 72 に記憶される。

【0028】

次に検者は、刺激光照射スイッチ 73c を使用して、被検眼眼底に刺激光を照射させる。刺激光照射スイッチ 73c が押されると、制御部 70 は光源 22 を用いてフラッシュ光を発生し、被検眼 E の網膜を刺激する。刺激光の照射後、制御部 70 は、OCT 光学系 100、SLO 光学系 200 及び画像処理部 71 を用いて、刺激光の照射後の B スキャン画像を前述同様に撮影し、SLO 画像及び対応する B スキャン画像を取得し記憶部 72 に記憶させる。なお、照射後の被検眼 E の B スキャン画像は、記憶部 72 に記憶された SLO 画像に対するライン 200 の形成位置情報に基づいて取得される。得られた照射後の B スキャン画像は記憶部 72 に記憶される。

【0029】

所定の眼底画像を記憶部 72 に記憶した後、コントロール部 73 の解析スイッチ 73d を押す。解析スイッチ 73d が押されると、画像処理部 71 は、記憶部 72 に記憶された刺激光照射前の B スキャン画像と照射後の B スキャン画像とに基づいて、その輝度の差から網膜機能を計測し、その結果をモニタ 74 に表示する。このような B スキャンの OCT 画像では、眼底の深さ方向に対しての網膜機能の評価を行うことができる。

【0030】

なお、B スキャンと C スキャンの OCT 画像を走査範囲全体に渡って取得することにより、3 次元的な眼底の OCT 画像を取得することも可能である。このように一度に 3 次元的な OCT 画像を取得する際においても、刺激光照射前、照射後の SLO 画像と対応させて OCT 画像を記憶させておき、位置ズレ補正は SLO 画像によって行っておけばよい。このように予め 3 次元的に OCT 画像を取得しておけば、適宜 B スキャン画像、C スキャン画像を取り出して、網膜機能を計測することが可能となる。

【0031】

また、以上の説明においては、参照ミラーユニット 40 を光軸上に移動させて光路長を変化させることにより、光干渉画像を取得する構成を持つ TD - OCT (time domain OCT) を用いたが、これに限るものではなく、他の測定原理によって干渉画像を取得するものであってもよい。例えば、測定光と参照光の合成により得られる干渉光を回折格子を介して周波数成分に分光して受光させ、得られた受光信号をフーリエ変換を用いて演算することにより干渉画像を取得する SD - OCT (spectral domain OCT) であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図 1】本実施形態の光学系及び制御系を示した図である。

【図 2】モニタに表示される観察画像の一例を示した図である。

【図 3】刺激光照射前及び照射後の OCT 画像を比較方法の流れを示したフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図4】網膜断面画像の取得位置の設定を示した図である。

【符号の説明】

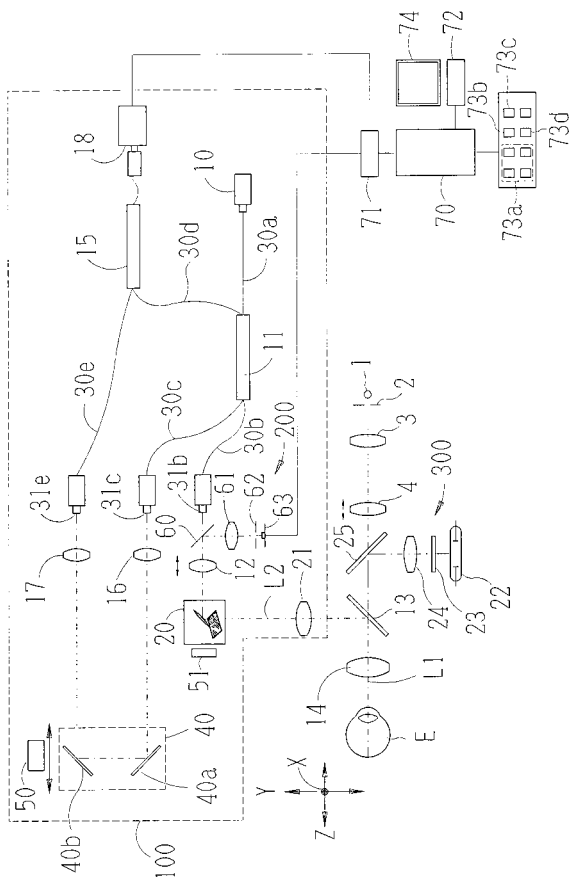
【0033】

- 1 固視用光源
- 2 絞り
- 10 OCT光源
- 20 走査ユニット
- 22 光源
- 23 波長選択フィルタ
- 40 参照ミラーユニット
- 70 制御部
- 71 画像処理部
- 72 記憶部
- 73 コントロール部
- 74 モニタ
- 100 OCT光学系
- 200 SLO光学系
- 300 刺激光照射光学系

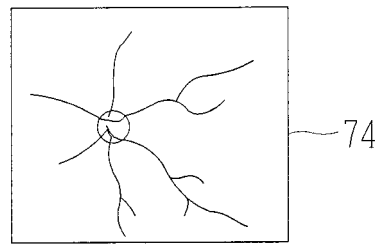
10

20

【図1】



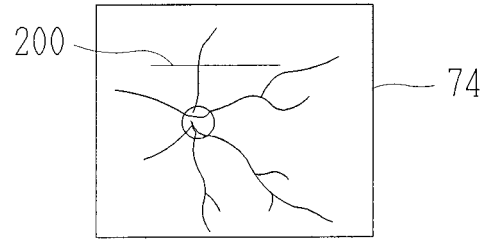
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 1 - 2 5 3 4 0 3 (J P , A)

特表 2 0 0 2 - 5 2 1 1 1 5 (J P , A)

BIZHEVA K., PFLUG R., HERMANN B., POVAZAY B., SATTMANN H., QIU P., ANGER E., REITSAMER H., UNTERHUBER A., AHNELT P., DREXLER W. (Medical Univ. Vienna, Vienna, AUT), POPOV S., TAYLOR J. R. (Imperial Coll., London, GBR) , Optophysiology: Depth-resolved probing of retinal physiology with functional ultrahigh-resolution optical coherence tomography , Proc Natl Acad Sci USA , 米国 , 2 0 0 6 年 3 月 2 8 日 , Vol.103 No.13 , Page.5066-5071

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 3 / 1 0

A 6 1 B 3 / 1 2