

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4855150号
(P4855150)

(45) 発行日 平成24年1月18日(2012.1.18)

(24) 登録日 平成23年11月4日(2011.11.4)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/14 J
A 6 1 B 3/12 (2006.01)	A 6 1 B 3/12 E
G O 1 N 21/17 (2006.01)	A 6 1 B 3/14 H
G O 1 N 21/64 (2006.01)	G O 1 N 21/17 6 2 O
	G O 1 N 21/64 F

請求項の数 10 (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2006-160896 (P2006-160896)
 (22) 出願日 平成18年6月9日(2006.6.9)
 (65) 公開番号 特開2007-325831 (P2007-325831A)
 (43) 公開日 平成19年12月20日(2007.12.20)
 審査請求日 平成21年5月20日(2009.5.20)

(73) 特許権者 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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (74) 代理人 100081411
 弁理士 三澤 正義
 (72) 発明者 青木 弘幸
 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 藤村 隆
 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】 眼底観察装置、眼科画像処理装置及び眼科画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光学的に取得されるデータに基づいて、被検眼の眼底の表面の2次元画像を形成する第1の画像形成手段と、

前記2次元画像の少なくとも一部に相当する前記眼底の表面の領域を光学的に走査して取得されるデータに基づいて、前記眼底の断層画像を形成する第2の画像形成手段と、

該形成された断層画像を深度方向に積算して積算画像を生成する積算画像生成手段と、前記第1の画像形成手段により形成された前記2次元画像から、眼底血管に相当する第1の血管領域を抽出するとともに、前記積算画像生成手段により生成された前記積算画像から、眼底血管に相当する第2の血管領域を抽出する抽出手段と、

該抽出された前記第1の血管領域及び前記第2の血管領域に基づいて、当該断層画像における眼底血管の断面に相当する血管断面領域の位置を特定する特定手段と、

を備える、

ことを特徴とする眼底観察装置。

【請求項2】

前記特定手段により特定された前記血管断面領域の位置に基づいて、当該断層画像における前記眼底に含まれる層の境界に相当する境界領域の補間を行う補間手段を更に備える、

、

ことを特徴とする請求項1に記載の眼底観察装置。

【請求項3】

前記特定手段により特定された前記血管断面領域の位置に基づいて、当該断層画像における前記眼底に含まれる層に相当する層領域の補間を行う補間手段を更に備える、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

【請求項 4】

前記補間手段による前記補間により得られた画像領域を、前記第 2 の画像形成手段により形成された断層画像に重ねて表示する表示手段を更に備える、
ことを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の眼底観察装置。

【請求項 5】

前記補間手段による前記補間の結果に基づいて、前記眼底に含まれる層の厚さを演算する演算手段を更に備える、

10

ことを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の眼底観察装置。

【請求項 6】

前記特定手段は、

前記抽出手段により抽出された前記第 1 の血管領域と前記第 2 の血管領域との位置合わせを行う位置合わせ手段を備え、

前記第 2 の血管領域に前記位置合わせがなされた前記第 1 の血管領域に対応する前記断層画像中の位置を前記血管断面領域の位置として特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

【請求項 7】

前記第 2 の画像形成手段は、

20

光源と、

該光源から出力された光を前記眼底に向かう信号光と参照物体に向かう参照光とに分割するとともに、前記眼底を経由した信号光と前記参照物体を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉光生成手段と、

該生成された干渉光を受光して検出信号を出力する検出手段と、

前記眼底に対する前記信号光の入射位置を所定の主走査方向及び該主走査方向に直交する副走査方向にそれぞれ走査する走査手段と、

を備え、

前記主走査方向に沿った複数の前記入射位置のそれぞれについて、当該入射位置を経由した信号光と前記参照光とから生成される干渉光に基づく前記検出信号に基づいて当該入射位置における前記眼底の深度方向の画像を形成し、前記複数の入射位置のそれぞれについて該形成された深度方向の画像に基づいて前記主走査方向に沿った断層画像を形成することにより、前記副走査方向に沿った 2 以上の位置のそれぞれにおける前記断層画像を形成し、

30

前記積算画像生成手段は、前記 2 以上の位置のそれぞれにおける前記断層画像を深度方向にそれぞれ積算することにより、前記積算画像を生成する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

【請求項 8】

前記第 1 の画像形成手段は、

40

前記眼底に照明光を照射する照明光学系と、

前記照射された照明光の眼底反射光を受光する撮影光学系と、

を備え、

前記受光された眼底反射光に基づいて前記眼底の表面の 2 次元画像を形成する眼底カメラである、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

【請求項 9】

被検眼の眼底の表面の 2 次元画像を形成する第 1 の画像形成手段と、前記 2 次元画像の少なくとも一部に相当する前記眼底の表面の領域における断層画像を形成する第 2 の画像形成手段とに接続された眼科画像処理装置であって、

前記第 2 の画像形成手段により形成された断層画像を深度方向に積算して積算画像を生

50

成する積算画像生成手段と、

前記第1の画像形成手段により形成された前記2次元画像から、眼底血管に相当する第1の血管領域を抽出するとともに、前記積算画像生成手段により生成された前記積算画像から、眼底血管に相当する第2の血管領域を抽出する抽出手段と、

該抽出された前記第1の血管領域及び前記第2の血管領域に基づいて、当該断層画像における眼底血管の断面に相当する血管断面領域の位置を特定する特定手段と、

を備える、

ことを特徴とする眼科画像処理装置。

【請求項10】

被検眼の眼底の表面の2次元画像を形成する第1の画像形成手段と、前記2次元画像の少なくとも一部に相当する前記眼底の表面の領域における断層画像を形成する第2の画像形成手段とに接続されたコンピュータを、

前記第2の画像形成手段により形成された断層画像を深度方向に積算して積算画像を生成する積算画像生成手段として機能させ、

前記第1の画像形成手段により形成された前記2次元画像から、眼底血管に相当する第1の血管領域を抽出するとともに、前記積算画像生成手段により生成された前記積算画像から、眼底血管に相当する第2の血管領域を抽出する抽出手段として機能させ、

該抽出された前記第1の血管領域及び前記第2の血管領域に基づいて、当該断層画像における眼底血管の断面に相当する血管断面領域の位置を特定する特定手段として機能させる、

ことを特徴とする眼科画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検眼の眼底を観察するために用いられる眼底観察装置、眼科画像処理装置及び眼科画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

眼底観察装置としては、従来から眼底カメラが広く用いられている。図19は、従来の一般的な眼底カメラの外観構成の一例を表し、図20は、眼底カメラに内蔵される光学系の構成の一例を表している（たとえば特許文献1参照。）。なお、「観察」とは、眼底の撮影画像を観察する場合を少なくとも含むものとする（その他、肉眼による眼底観察を含んでもよい。）。

【0003】

まず、図19を参照しつつ、従来の眼底カメラ1000の外観構成について説明する。この眼底カメラ1000は、ベース2上に前後左右方向（水平方向）にスライド可能に搭載された架台3を備えている。この架台3には、検者が各種操作を行うための操作パネル3aとジョイスティック4が設置されている。

【0004】

検者は、ジョイスティック4を操作することによって、架台3をベース2上において3次元的に移動させることができる。ジョイスティック4の頂部には、眼底を撮影するときに押下される操作ボタン4aが配置されている。

【0005】

ベース2上には支柱5が立設されている。この支柱5には、被検者の顎部を載置するための顎受け6と、被検眼Eを固視させるための光を発する外部固視灯7とが設けられている。

【0006】

架台3上には、眼底カメラ1000の各種の光学系や制御系を格納する本体部8が搭載されている。なお、制御系は、ベース2や架台3の内部等に設けられていることもあるし、眼底カメラ1000に接続されたコンピュータ等の外部装置に設けられていることもあ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 0 7 】

本体部 8 の被検眼 E 側 (図 1 9 の紙面左方向) には、被検眼 E に対峙して配置される対物レンズ部 8 a が設けられている。また、本体部 8 の検者側 (図 1 9 の紙面右方向) には、被検眼 E の眼底を肉眼観察するための接眼レンズ部 8 b が設けられている。

【 0 0 0 8 】

更に、本体部 8 には、被検眼 E の眼底の静止画像を撮影するためのスチルカメラ 9 と、眼底の静止画像や動画像を撮影するためのテレビカメラ等の撮像装置 1 0 とが設けられている。このスチルカメラ 9 と撮像装置 1 0 は、それぞれ本体部 8 に対して着脱可能に形成されている。

10

【 0 0 0 9 】

スチルカメラ 9 としては、検査の目的や撮影画像の保存方法などの各種条件に応じて、CCD (Charge Coupled Device) や CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子を搭載したデジタルカメラや、フィルムカメラや、インスタントカメラなどを適宜に装着して使用することができる。本体部 8 には、このような各種のスチルカメラ 9 を選択的に装着するための装着部 8 c が形成されている。

【 0 0 1 0 】

スチルカメラ 9 や撮像装置 1 0 がデジタル撮像方式のものである場合、これらにより撮影された眼底画像の画像データを、眼底カメラ 1 0 0 0 に接続されたコンピュータ等へ送信し、その眼底画像をディスプレイに表示させて観察することができる。また、眼底カメラ 1 0 0 0 に接続された画像記録装置に画像データを送信してデータベース化し、たとえば電子カルテ作成用の電子データとして用いることができる。

20

【 0 0 1 1 】

また、本体部 8 の検者側には、タッチパネルモニタ 1 1 が設けられている。このタッチパネルモニタ 1 1 には、(デジタル方式の) スチルカメラ 9 や撮像装置 1 0 から出力される映像信号に基づいて作成される被検眼 E の眼底画像が表示される。また、このタッチパネルモニタ 1 1 には、その画面中央を原点とする 2 次元座標系が眼底画像に重ねて表示されるようになっている。検者が画面上の所望の位置に触れると、その触れた位置に対応する座標値が表示されるようになっている。

30

【 0 0 1 2 】

次に、図 2 0 を参照しつつ、眼底カメラ 1 0 0 0 の光学系の構成について説明する。眼底カメラ 1 0 0 0 の光学系は、被検眼 E の眼底 E f の撮影を行う前に、眼底 E f に対してアライメントされる (つまり、図 2 0 に示す x 方向、y 方向、z 方向に光学系を移動させて、撮影に好適な位置に光学系を配置させる。) 。この眼底カメラ 1 0 0 0 の光学系には、被検眼 E の眼底 E f を照明する照明光学系 1 0 0 と、この照明光の眼底反射光を接眼レンズ部 8 b、スチルカメラ 9、撮像装置 1 0 に導く撮影光学系 1 2 0 とが設けられている。

【 0 0 1 3 】

照明光学系 1 0 0 は、観察光源 1 0 1、コンデンサレンズ 1 0 2、撮影光源 1 0 3、コンデンサレンズ 1 0 4、エキサイタフィルタ 1 0 5 及び 1 0 6、リング透光板 1 0 7、ミラー 1 0 8、LCD 1 0 9、照明絞り 1 1 0、リレーレンズ 1 1 1、孔開きミラー 1 1 2、対物レンズ 1 1 3 を含んで構成されている。

40

【 0 0 1 4 】

観察光源 1 0 1 は、たとえばハロゲンランプにより構成され、眼底観察用の定常光 (連続光) を出力する。コンデンサレンズ 1 0 2 は、観察光源 1 0 1 から発せられた定常光 (観察照明光) を集光して、観察照明光を眼底にほぼ均等に照明させるための光学素子である。

【 0 0 1 5 】

撮影光源 1 0 3 は、たとえばキセノンランプにより構成され、眼底 E f の撮影を行うと

50

きにフラッシュ発光される。コンデンサレンズ104は、撮影光源103から発せられたフラッシュ光（撮影照明光）を集光して、撮影照明光を眼底Efに均等に照射させるための光学素子である。

【0016】

エキサイタフィルタ105、106は、眼底Efの眼底画像の蛍光撮影を行うときに使用されるフィルタである。このエキサイタフィルタ105、106は、それぞれ、ソレノイド等の駆動機構（図示せず）によって光路上に挿脱可能とされている。エキサイタフィルタ105は、FAG（フルオレセイン蛍光造影）撮影時に光路上に配置される。一方、エキサイタフィルタ106は、ICG（インドシアニングリーン蛍光造影）撮影時に光路上に配置される。なお、カラー撮影時には、エキサイタフィルタ105、106はともに光路上から退避される。

10

【0017】

リング透光板107は、被検眼Eの瞳孔と共役な位置に配置されており、照明光学系100の光軸を中心としたリング透光部107aを備えている。ミラー108は、観察光源101や撮影光源103が発した照明光を撮影光学系120の光軸方向に反射させる。LCD109は、被検眼Eの固視を行うための固視標（図示せず）などを表示する。

【0018】

照明絞り110は、フレア防止等のために照明光の一部を遮断する絞り部材である。この照明絞り110は、照明光学系100の光軸方向に移動可能に構成されており、それにより眼底Efの照明領域を調整できるようになっている。

20

【0019】

孔開きミラー112は、照明光学系100の光軸と撮影光学系120の光軸とを合成する光学素子である。孔開きミラー112の中心領域には孔部112aが開口されている。照明光学系100の光軸と撮影光学系120の光軸は、この孔部112aの略中心位置にて交差するようになっている。対物レンズ113は、本体部8の対物レンズ部8a内に設けられている。

【0020】

このような構成を有する照明光学系100は、以下のような態様で眼底Efを照明する。まず、眼底観察時には観察光源101が点灯されて観察照明光が出力される。この観察照明光は、コンデンサレンズ102、104を介してリング透光板107を照射する（エキサイタフィルタ105、106は光路上から退避されている。）。リング透光板107のリング透光部107aを通過した光は、ミラー108により反射され、LCD109、照明絞り110及びリレーレンズ111を経由して孔開きミラー112により反射される。孔開きミラー112により反射された観察照明光は、撮影光学系120の光軸方向に進行し、対物レンズ113により集束されて被検眼Eに入射して眼底Efを照明する。

30

【0021】

このとき、リング透光板107が被検眼Eの瞳孔に共役な位置に配置されていることから、瞳孔上には、被検眼Eに入射する観察照明光のリング状の像が形成される。観察照明光の眼底反射光は、この瞳孔上のリング状の像の中心暗部を通じて被検眼Eから出射するようになっている。このようにして、観察照明光の眼底反射光に対する、被検眼Eに入射してくる観察照明光の影響を防止するようになっている。

40

【0022】

一方、眼底Efを撮影するときには、撮影光源103がフラッシュ発光され、撮影照明光が同様の経路を通じて眼底Efに照射される。なお、蛍光撮影の場合には、FAG撮影かICG撮影かに応じて、エキサイタフィルタ105又は106が選択的に光路上に配置される。

【0023】

次に、撮影光学系120について説明する。撮影光学系120は、対物レンズ113、孔開きミラー112（の孔部112a）、撮影絞り121、バリアフィルタ122及び123、変倍レンズ124、リレーレンズ125、撮影レンズ126、クイックリターンミ

50

ラー 1 2 7 及び撮影媒体 9 a を含んで構成される。ここで、撮影媒体 9 a は、スチルカメラ 9 に用いられる任意の撮影媒体 (C C D 等の撮像素子、カメラフィルム、インスタントフィルムなど) である。

【 0 0 2 4 】

瞳孔上のリング状の像の中心暗部を通じて被検眼 E から出射した照明光の眼底反射光は、孔開きミラー 1 1 2 の孔部 1 1 2 a を通じて撮影絞り 1 2 1 に入射する。孔開きミラー 1 1 2 は、照明光の角膜反射光を反射して、撮影絞り 1 2 1 に入射する眼底反射光に角膜反射光を混入させないように作用する。それにより、観察画像や撮影画像におけるフレアの発生を抑止するようになっている。

【 0 0 2 5 】

撮影絞り 1 2 1 は、大きさの異なる複数の円形の透光部が形成された板状の部材である。複数の透光部は、絞り値 (F 値) の異なる絞りを構成し、図示しない駆動機構によって、透光部が択一的に光路上に配置されるようになっている。

【 0 0 2 6 】

バリアフィルタ 1 2 2、1 2 3 は、それぞれ、ソレノイド等の駆動機構 (図示せず) によって光路上に挿脱可能とされている。F A G 撮影を行うときにはバリアフィルタ 1 2 2 が光路上に配置され、I C G 撮影を行うときにはバリアフィルタ 1 2 3 が光路上に配置される。また、カラー撮影を行うときには、バリアフィルタ 1 2 2、1 2 3 は、光路上からともに退避される。

【 0 0 2 7 】

変倍レンズ 1 2 4 は、図示しない駆動機構によって撮影光学系 1 2 0 の光軸方向に移動可能とされている。それにより、観察倍率や撮影倍率の変更、眼底画像のフォーカスなどを行うことができる。撮影レンズ 1 2 6 は、被検眼 E からの眼底反射光を撮影媒体 9 a 上に結像させるレンズである。

【 0 0 2 8 】

クイックリターンミラー 1 2 7 は、図示しない駆動機構によって回動軸 1 2 7 a 周りに回動可能に設けられている。スチルカメラ 9 で眼底 E f の撮影を行う場合には、光路上に斜設されているクイックリターンミラー 1 2 7 を上方に跳ね上げて、眼底反射光を撮影媒体 9 a に導くようになっている。一方、撮像装置 1 0 による眼底撮影時や、検者の肉眼による眼底観察時には、クイックリターンミラー 1 2 7 を光路上に斜設配置させた状態で、眼底反射光を上方に向けて反射するようになっている。

【 0 0 2 9 】

撮影光学系 1 2 0 には、更に、クイックリターンミラー 1 2 7 により反射された眼底反射光を案内するための、フィールドレンズ (視野レンズ) 1 2 8、切換ミラー 1 2 9、接眼レンズ 1 3 0、リレーレンズ 1 3 1、反射ミラー 1 3 2、撮影レンズ 1 3 3 及び撮像素子 1 0 a が設けられている。撮像素子 1 0 a は、撮像装置 1 0 に内蔵された C C D 等の撮像素子である。タッチパネルモニタ 1 1 には、撮像素子 1 0 a により撮影された眼底画像 E f が表示される。

【 0 0 3 0 】

切換ミラー 1 2 9 は、クイックリターンミラー 1 2 7 と同様に、回動軸 1 2 9 a 周りに回動可能とされている。この切換ミラー 1 2 9 は、肉眼による観察時には光路上に斜設された状態で眼底反射光を接眼レンズ 1 3 0 に向けて反射する。

【 0 0 3 1 】

また、撮像装置 1 0 を用いて眼底画像を撮影するときには、切換ミラー 1 2 9 を光路上から退避して、眼底反射光を撮像素子 1 0 a に向けて導く。その場合、眼底反射光は、リレーレンズ 1 3 1 を経由してミラー 1 3 2 により反射され、撮影レンズ 1 3 3 によって撮像素子 1 0 a に結像される。

【 0 0 3 2 】

このような眼底カメラ 1 0 0 0 は、眼底 E f の表面、すなわち網膜の状態を観察するために用いられる眼底観察装置である。換言すると、眼底カメラ 1 0 0 0 は、被検眼 E の角

10

20

30

40

50

膜の方向から眼底 E f を見たときの 2 次元的な眼底画像を得るための装置である。一方、網膜の深層には脈絡膜や強膜といった組織が存在し、これらの組織の状態を観察するための技術が望まれていたが、近年、これら深層組織を観察するための装置の実用化が進んでいる（たとえば特許文献 2、3 参照）。

【0033】

特許文献 2、3 に開示された眼底観察装置は、いわゆる OCT (Optical Coherence Tomography) 技術を応用した装置（光画像計測装置、光コヒーレンストポグラフィ装置などと呼ばれる。）である。この眼底観察装置は、低コヒーレンス光を二分して、その一方（信号光）を眼底に導き、他方（参照光）を所定の参照物体に導くとともに、眼底を経由した信号光と参照物体を経由した参照光とを重畳して得られる干渉光を検出して解析することにより、眼底の表面ないし深層組織の断層画像を形成する装置である。また、光画像計測装置は、複数の断層画像に基づいて、眼底の 3 次元画像を形成することが可能である。なお、特許文献 2 に記載の光画像計測装置は、一般に、フーリエドメイン (Fourier Domain) OCT などと呼ばれている。

10

【0034】

フーリエドメイン OCT は、信号光をスキャンして眼底に照射することにより、その走査線に沿った深度方向（図 20 に示す z 方向）の断面を有する断層画像を形成するようになっている。このような信号光のスキャンは、B スキャンなどと呼ばれている（たとえば非特許文献 1 参照）。

【0035】

3 次元画像を形成する場合、複数の走査線に沿って B スキャンを実行し、それにより得られる複数の断層画像に補間処理を施すなどして 3 次元画像データを生成する。この 3 次元画像データは、X 線 CT 装置等の医用画像診断装置と同様に、ボリュームデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれ、3 次元的に配列された各ボクセルに画素データ（明るさ、濃淡、色等のデータ。輝度値や RGB 値など）が割り当てられた形態の画像データである。3 次元画像は、ボリュームデータをレンダリングして得られる所定の視線方向から見た擬似的な 3 次元画像として表示される。

20

【0036】

【特許文献 1】特開 2004 - 350849 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 543 号公報

【特許文献 3】特開 2005 - 241464 号公報

【非特許文献 1】NEDO ワークショップ「人体の“窓”、眼底から体内を見る（診る）」 - 最新光学技術を駆使した生活習慣病の超早期診断機器開発 - （開催日：2005 年 4 月 25 日）、インターネット URL：http://www.nedo.go.jp/informations/koubou/170627_2/besshi3.pdf

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0037】

従来の光画像計測装置を用いて眼底の断層画像を取得したときに、眼底血管の直下（図 20 に示す + z 方向の位置）の画像領域が不明瞭になり、眼底（網膜等）の層の境界の状態が視認できなくなるという問題が生じていた。

40

【0038】

たとえば、図 21 に示すように、眼底の断層画像 G において、或る層（の画像内）L1 に眼底血管（の断面の画像）V が存在する場合、この眼底血管 V の影響により、その直下に位置する画像領域 V が不明瞭となり、層 L1 と層 L2 との境界 g2 の状態や、層 L2 と層 L3 との境界 g3 の状態や、層 L3 とその下層（図示せず）との境界 g4 の状態を把握できないことがあった。それにより、眼底血管 V の直下位置における層 L1、L2、L3 等の厚さを計測することができなかつた。そのため、当該位置における層の厚さは、「0」、「計測不能」などと記録されており、画像を取得した領域全体に亘って層の厚さを計測することができないという問題があった。

50

【 0 0 3 9 】

断層画像 G をユーザが視認してこのような画像領域 V を探索しようとする、相当の時間と労力が必要となり、運用上現実的とは言い難い。また、断層画像 G を解析して眼底血管 V を特定することは困難であることから、断層画像 G 内から画像領域 V を自動的に抽出することは難しかった(なお、図 2 1 においては、説明のために眼底血管 V を明示しているが、一般に、実際の眼底血管は、このように明瞭には特定できない。)。なお、図 2 1 中の符号 L S は、光画像計測装置から眼底 E f に照射される信号光(前述)を表している。

【 0 0 4 0 】

本発明は、このような問題を解決するためになされたものであって、眼底の断層画像における血管の断面に相当する画像領域(血管断面領域)の位置の把握を可能にする眼底観察装置、眼科画像処理装置及び眼科画像処理プログラムを提供することを目的とする。

10

【 0 0 4 1 】

また、本発明は、眼底の断層画像において血管断面領域の直下に位置する層の画像領域(層領域)や、層と層との境界の画像領域(境界領域)の取得を可能にする眼底観察装置、眼科画像処理装置及び眼科画像処理プログラムを提供することを更なる目的とする。

【 0 0 4 2 】

また、本発明は、血管断面領域の直下における層領域の厚さの計測を可能にする眼底観察装置、眼科画像処理装置及び眼科画像処理プログラムを提供することを更なる目的とするものである。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 4 3 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、光学的に取得されるデータに基づいて、被検眼の眼底の表面の 2 次元画像を形成する第 1 の画像形成手段と、前記 2 次元画像の少なくとも一部に相当する前記眼底の表面の領域を光学的に走査して取得されるデータに基づいて、前記眼底の断層画像を形成する第 2 の画像形成手段と、該形成された断層画像を深度方向に積算して積算画像を生成する積算画像生成手段と、前記第 1 の画像形成手段により形成された前記 2 次元画像から、眼底血管に相当する第 1 の血管領域を抽出するとともに、前記積算画像生成手段により生成された前記積算画像から、眼底血管に相当する第 2 の血管領域を抽出する抽出手段と、該抽出された前記第 1 の血管領域及び前記第 2 の血管領域に基づいて、当該断層画像における眼底血管の断面に相当する血管断面領域の位置を特定する特定手段と、を備える、ことを特徴とする眼底観察装置である。

30

【 0 0 4 4 】

また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記特定手段により特定された前記血管断面領域の位置に基づいて、当該断層画像における前記眼底に含まれる層の境界に相当する境界領域の補間を行う補間手段を更に備える、ことを特徴とする。

【 0 0 4 5 】

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記特定手段により特定された前記血管断面領域の位置に基づいて、当該断層画像における前記眼底に含まれる層に相当する層領域の補間を行う補間手段を更に備える、ことを特徴とする。

40

【 0 0 4 6 】

また、請求項 4 に記載の発明は、請求項 2 又は請求項 3 に記載の眼底観察装置であって、前記補間手段による前記補間により得られた画像領域を、前記第 2 の画像形成手段により形成された断層画像に重ねて表示する表示手段を更に備える、ことを特徴とする。

【 0 0 4 7 】

また、請求項 5 に記載の発明は、請求項 2 又は請求項 3 に記載の眼底観察装置であって、前記補間手段による前記補間の結果に基づいて、前記眼底に含まれる層の厚さを演算する演算手段を更に備える、ことを特徴とする。

【 0 0 4 8 】

50

また、請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記特定手段は、前記抽出手段により抽出された前記第 1 の血管領域と前記第 2 の血管領域との位置合わせを行う位置合わせ手段を備え、前記第 2 の血管領域に前記位置合わせがなされた前記第 1 の血管領域に対応する前記断層画像中の位置を前記血管断面領域の位置として特定する、ことを特徴とする。

【 0 0 4 9 】

また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記第 2 の画像形成手段は、光源と、該光源から出力された光を前記眼底に向かう信号光と参照物体に向かう参照光とに分割するとともに、前記眼底を経由した信号光と前記参照物体を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉光生成手段と、該生成された干渉光を受光して検出信号を出力する検出手段と、前記眼底に対する前記信号光の入射位置を所定の主走査方向及び該主走査方向に直交する副走査方向にそれぞれ走査する走査手段と、を備え、前記主走査方向に沿った複数の前記入射位置のそれぞれについて、当該入射位置を経由した信号光と前記参照光とから生成される干渉光に基づく前記検出信号に基づいて当該入射位置における前記眼底の深度方向の画像を形成し、前記複数の入射位置のそれぞれについて該形成された深度方向の画像に基づいて前記主走査方向に沿った断層画像を形成することにより、前記副走査方向に沿った 2 以上の位置のそれぞれにおける前記断層画像を形成し、前記積算画像生成手段は、前記 2 以上の位置のそれぞれにおける前記断層画像を深度方向にそれぞれ積算することにより、前記積算画像を生成する、ことを特徴とする。

【 0 0 5 0 】

また、請求項 8 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記第 1 の画像形成手段は、前記眼底に照明光を照射する照明光学系と、前記照射された照明光の眼底反射光を受光する撮影光学系と、を備え、前記受光された眼底反射光に基づいて前記眼底の表面の 2 次元画像を形成する眼底カメラである、ことを特徴とする。

【 0 0 5 1 】

また、請求項 9 に記載の発明は、被検眼の眼底の表面の 2 次元画像を形成する第 1 の画像形成手段と、前記 2 次元画像の少なくとも一部に相当する前記眼底の表面の領域における断層画像を形成する第 2 の画像形成手段とに接続された眼科画像処理装置であって、前記第 2 の画像形成手段により形成された断層画像を深度方向に積算して積算画像を生成する積算画像生成手段と、前記第 1 の画像形成手段により形成された前記 2 次元画像から、眼底血管に相当する第 1 の血管領域を抽出するとともに、前記積算画像生成手段により生成された前記積算画像から、眼底血管に相当する第 2 の血管領域を抽出する抽出手段と、該抽出された前記第 1 の血管領域及び前記第 2 の血管領域に基づいて、当該断層画像における眼底血管の断面に相当する血管断面領域の位置を特定する特定手段と、を備える、ことを特徴とする。

【 0 0 5 2 】

また、請求項 10 に記載の発明は、被検眼の眼底の表面の 2 次元画像を形成する第 1 の画像形成手段と、前記 2 次元画像の少なくとも一部に相当する前記眼底の表面の領域における断層画像を形成する第 2 の画像形成手段とに接続されたコンピュータを、前記第 2 の画像形成手段により形成された断層画像を深度方向に積算して積算画像を生成する積算画像生成手段として機能させ、前記第 1 の画像形成手段により形成された前記 2 次元画像から、眼底血管に相当する第 1 の血管領域を抽出するとともに、前記積算画像生成手段により生成された前記積算画像から、眼底血管に相当する第 2 の血管領域を抽出する抽出手段として機能させ、該抽出された前記第 1 の血管領域及び前記第 2 の血管領域に基づいて、当該断層画像における眼底血管の断面に相当する血管断面領域の位置を特定する特定手段として機能させる、ことを特徴とする眼科画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【 0 0 5 3 】

本発明によれば、光学的に取得されるデータに基づいて眼底表面の 2 次元画像を形成し、この 2 次元画像の少なくとも一部に相当する眼底の表面の領域を光学的に走査して取得

10

20

30

40

50

されるデータに基づいて眼底の断層画像を形成するとともに、断層画像を深度方向に積算して積算画像を生成し、この積算画像及び2次元画像からそれぞれ血管領域を抽出し、抽出された2つの血管領域に基づいて、断層画像における血管断面領域の位置を特定するように構成されているので、眼底の断層画像における血管の断面に相当する画像領域である血管断面領域の位置の把握が可能になる。

【0054】

また、本発明によれば、特定された血管断面領域の位置に基づき、断層画像において血管断面領域の直下に位置する層領域や境界領域を補間するように構成されているので、従来は取得できなかった血管断面領域の直下に位置する層領域や境界領域を取得することができる。

10

【0055】

更に、本発明によれば、層領域や境界領域の補間処理の結果に基づいて、従来は計測できなかった血管断面領域の直下における層領域の厚さを計測することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0056】

本発明に係る眼底観察装置、眼科画像処理装置及び眼科画像処理プログラムの好適な実施の形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、従来と同様の構成部分については、図19、図20と同じ符号を用いることにする。

【0057】

まず、図1～図7を参照して、本実施形態に係る眼底観察装置の構成について説明する。図1は、本実施形態に係る眼底観察装置1の全体構成の一例を表している。図2は、眼底カメラユニット1A内の走査ユニット141の構成の一例を表している。図3は、OCTユニット150の構成の一例を表している。図4は、演算制御装置200のハードウェア構成の一例を表している。図5は、眼底観察装置1の制御系の構成の一例を表している。図6は、眼底カメラユニット1Aに設けられた操作パネル3aの構成の一例を表している。図7は、演算制御装置200の制御系の構成の一例を表している。

20

【0058】

[全体構成]

図1に示すように、眼底観察装置1は、眼底カメラとして機能する眼底カメラユニット1Aと、光画像計測装置(OCT装置)の光学系を格納したOCTユニット150と、各種の演算処理や制御処理等を実行する演算制御装置200とを含んで構成されている。

30

【0059】

OCTユニット150には、接続線152の一端が取り付けられている。この接続線152の他端には、コネクタ部151が取り付けられている。このコネクタ部151は、図19に示した装着部8cに装着される。また、接続線152の内部には光ファイバが導通されている。OCTユニット150と眼底カメラユニット1Aは、接続線152を介して光学的に接続されている。OCTユニット150の詳細構成については、図3を参照しつつ後述することにする。

【0060】

[眼底カメラユニットの構成]

40

眼底カメラユニット1Aは、光学的に取得されるデータ(撮像装置10、12により検出されるデータ)に基づいて被検眼の眼底の表面の2次元画像を形成する装置であり、図19に示した従来の眼底カメラ1000とほぼ同様の外観構成を有している。また、眼底カメラユニット1Aは、図20に示した従来の光学系と同様に、被検眼Eの眼底Efを照明する照明光学系100と、この照明光の眼底反射光を撮像装置10に導く撮影光学系120とを備えている。

【0061】

なお、詳細は後述するが、本実施形態の撮影光学系120における撮像装置10は、近赤外領域の波長を有する照明光を検出するものである。また、この撮影光学系120には、可視領域の波長を有する照明光を検出する撮像装置12が別途設けられている。更に、

50

この撮影光学系120は、OCTユニット150からの信号光を眼底Efに導くとともに、眼底Efを経由した信号光をOCTユニット150に導くようになっている。

【0062】

さて、照明光学系100は、従来と同様に、観察光源101、コンデンサレンズ102、撮影光源103、コンデンサレンズ104、エキサイタフィルタ105及び106、リング透光板107、ミラー108、LCD109、照明絞り110、リレーレンズ111、孔開きミラー112、対物レンズ113を含んで構成される。

【0063】

観察光源101は、たとえば約400nm~700nmの範囲に含まれる可視領域の波長の照明光を出力する。また、撮影光源103は、たとえば約700nm~800nmの範囲に含まれる近赤外領域の波長の照明光を出力する。この撮影光源103から出力される近赤外光は、OCTユニット150で使用する光の波長よりも短く設定されている(後述)。

10

【0064】

また、撮影光学系120は、対物レンズ113、孔開きミラー112(の孔部112a)、撮影絞り121、バリアフィルタ122及び123、変倍レンズ124、リレーレンズ125、撮影レンズ126、ダイクロイックミラー134、フィールドレンズ(視野レンズ)128、ハーフミラー135、リレーレンズ131、ダイクロイックミラー136、撮影レンズ133、撮像装置10(撮像素子10a)、反射ミラー137、撮影レンズ138、撮影装置12(撮像素子12a)、レンズ139及びLCD(Liquid Crystal Display)140を含んで構成される。

20

【0065】

本実施形態に係る撮影光学系120においては、図20に示した従来の撮影光学系120と異なり、ダイクロイックミラー134、ハーフミラー135、ダイクロイックミラー136、反射ミラー137、撮影レンズ138、レンズ139及びLCD140が設けられている。

【0066】

ダイクロイックミラー134は、照明光学系100からの照明光の眼底反射光(約400nm~800nmの範囲に含まれる波長を有する)を反射するとともに、OCTユニット150からの信号光LS(たとえば約800nm~900nmの範囲に含まれる波長を有する;後述)を透過させるように構成されている。

30

【0067】

また、ダイクロイックミラー136は、照明光学系100からの可視領域の波長を有する照明光(観察光源101から出力される波長約400nm~700nmの可視光)を透過させるとともに、近赤外領域の波長を有する照明光(撮影光源103から出力される波長約700nm~800nmの近赤外光)を反射するように構成されている。

【0068】

LCD140には、内部固視標などが表示される。このLCD140からの光は、レンズ139により集光された後に、ハーフミラー135により反射され、フィールドレンズ128を経由してダイクロイックミラー136に反射される。そして、撮影レンズ126、リレーレンズ125、変倍レンズ124、孔開きミラー112(の孔部112a)、対物レンズ113等を経由して、被検眼Eに入射する。それにより、被検眼Eの眼底Efに内部固視標等が投影される。

40

【0069】

撮像素子10aは、テレビカメラ等の撮像装置10に内蔵されたCCDやCMOS等の撮像素子であり、特に、近赤外領域の波長の光を検出するものである(つまり、撮像装置10は、近赤外光を検出する赤外線テレビカメラである)。撮像装置10は、近赤外光を検出した結果として映像信号を出力する。タッチパネルモニタ11は、この映像信号に基づいて、眼底Efの表面の2次元画像(眼底画像Ef)を表示する。また、この映像信号は演算制御装置200に送られ、そのディスプレイ(後述)に眼底画像が表示される

50

ようになっている。なお、この撮像装置 10 による眼底撮影時には、たとえば照明光学系 100 の撮影光源 103 から出力される近赤外領域の波長を有する照明光が用いられる。

【0070】

一方、撮像素子 12a は、テレビカメラ等の撮像装置 12 に内蔵された CCD や CMOS 等の撮像素子であり、特に、可視領域の波長の光を検出するものである（つまり、撮像装置 12 は、可視光を検出するテレビカメラである。）。撮像装置 12 は、可視光を検出した結果として映像信号を出力する。タッチパネルモニタ 11 は、この映像信号に基づいて、眼底 Ef の表面の 2 次元画像（眼底画像 Ef）を表示する。また、この映像信号は演算制御装置 200 に送られ、そのディスプレイ（後述）に眼底画像が表示されるようになっている。なお、この撮像装置 12 による眼底撮影時には、たとえば照明光学系 100

10

【0071】

本実施形態の撮影光学系 120 には、走査ユニット 141 と、レンズ 142 とが設けられている。走査ユニット 141 は、OCT ユニット 150 から出力される光（信号光 LS；後述する。）を眼底 Ef 上において走査する構成を具備し、本発明の「走査手段」の一例として作用するものである。

【0072】

レンズ 142 は、OCT ユニット 150 から接続線 152 を通じて導光された信号光 LS を平行な光束にして走査ユニット 141 に入射させる。また、レンズ 142 は、走査ユニット 141 を経由してきた信号光 LS の眼底反射光を集束させるように作用する。

20

【0073】

図 2 に、走査ユニット 141 の具体的構成の一例を示す。走査ユニット 141 は、ガルバノミラー 141A、141B と、反射ミラー 141C、141D とを含んで構成されている。

【0074】

ガルバノミラー 141A、141B は、それぞれ回動軸 141a、141b を中心に回動可能とされている。回動軸 141a、141b は、互いに直交するように配設されている。図 2 においては、ガルバノミラー 141A の回動軸 141a は、同図の紙面に対して平行方向に配設されており、ガルバノミラー 141B の回動軸 141b は、同図の紙面に対して直交する方向に配設されている。すなわち、ガルバノミラー 141B は、図 2 中の

30

両側矢印に示す方向に回動可能に構成され、ガルバノミラー 141A は、当該両側矢印に対して直交する方向に回動可能に構成されている。それにより、この一对のガルバノミラー 141A、141B は、信号光 LS の反射方向を互いに直交する方向に変更するようにそれぞれ作用する。なお、ガルバノミラー 141A、141B のそれぞれの回動動作は、後述のミラー駆動機構（図 5 参照）によって駆動される。

【0075】

ガルバノミラー 141A、141B により反射された信号光 LS は、反射ミラー 141C、141D により反射され、ガルバノミラー 141A に入射したときと同一の向きに進行するようになっている。

40

【0076】

なお、前述のように、接続線 152 の内部には光ファイバ 152a が導通されており、この光ファイバ 152a の端面 152b は、レンズ 142 に対峙して配設される。この端面 152b から出射した信号光 LS は、レンズ 142 に向かってビーム径を拡大しつつ進行するが、このレンズ 142 によって平行な光束とされる。逆に、眼底 Ef を経由した信号光 LS は、このレンズ 142 により、端面 152b に向けて集束されるようになっている。

【0077】

〔OCT ユニットの構成〕

次に、図 3 を参照しつつ OCT ユニット 150 の構成について説明する。同図に示す OCT ユニット 150 は、光学的な走査により取得されるデータ（後述の CCD 184 によ

50

り検出されるデータ)に基づいて前記眼底の断層画像を形成するための装置であり、従来の光画像計測装置とほぼ同様の光学系、すなわち、光源から出力された光を参照光と信号光とに分割し、参照物体を経由した参照光と被測定物体(眼底Ef)を経由した信号光とを重畳して干渉光を生成する干渉計と、この干渉光を検出した結果としての信号を演算制御装置200に向けて出力する手段とを具備している。演算制御装置200は、この信号を解析して被測定物体(眼底Ef)の画像を形成する。

【0078】

低コヒーレンス光源160は、低コヒーレンス光L0を出力するスーパーluminescentダイオード(SLD)や発光ダイオード(LED)等の広帯域光源により構成されている。この低コヒーレンス光L0は、たとえば、近赤外領域の波長を有し、かつ、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有する光とされる。この低コヒーレンス光源160から出力される低コヒーレンス光L0は、眼底カメラユニット1Aの照明光(波長約400nm~800nm)よりも長い波長、たとえば約800nm~900nmの範囲に含まれる波長を有している。この低コヒーレンス光源160は、本発明の「光源」の一例に相当するものである。

10

【0079】

低コヒーレンス光源160から出力された低コヒーレンス光L0は、たとえばシングルモードファイバないしはPMファイバ(Polarization maintaining fiber; 偏波面保持ファイバ)からなる光ファイバ161を通じて光カプラ(coupler)162に導かれる。光カプラ162は、この低コヒーレンス光L0を参照光LRと信号光LSとに分割する。

20

【0080】

なお、光カプラ162は、光を分割する手段(スプリッタ; splitter)、及び、光を重畳する手段(カプラ)の双方の作用を有するが、ここでは慣用的に「光カプラ」と称することにする。

【0081】

光カプラ162により生成された参照光LRは、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ163により導光されてファイバ端面から出射される。出射された参照光LRは、コリメータレンズ171により平行光束とされた後、ガラスブロック172及び濃度フィルタ173を経由し、参照ミラー174(参照物体)によって反射される。

30

【0082】

参照ミラー174により反射された参照光LRは、再び濃度フィルタ173及びガラスブロック172を経由し、コリメータレンズ171によって光ファイバ163のファイバ端面に集光される。集光された参照光LRは、光ファイバ163を通じて光カプラ162に導かれる。

【0083】

なお、ガラスブロック172と濃度フィルタ173は、参照光LRと信号光LSの光路長(光学距離)を合わせるための遅延手段として、また参照光LRと信号光LSの分散特性を合わせるための手段として作用している。

【0084】

また、参照ミラー174は、参照光LRの進行方向(図3に示す矢印方向)に移動されるように構成されている。それにより、被検眼Eの眼軸長などに応じた参照光LRの光路長を確保するようになっている。なお、この参照ミラー174の移動は、モータ等の駆動装置を含んで構成される駆動機構(後述の参照ミラー駆動機構243; 図5参照)によって行われる。

40

【0085】

一方、光カプラ162により生成された信号光LSは、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ164により接続線152の端部まで導光される。接続線152の内部には光ファイバ152aが導通されている。ここで、光ファイバ164と光ファイバ152aとは、単一の光ファイバにより構成されていてもよいし、また、各々の端面同士を接合

50

するなどして一体的に形成されたものであってもよい。いずれにしても、光ファイバ164、152aは、眼底カメラユニット1AとOCTユニット150との間で、信号光LSを伝送可能に構成されていれば十分である。

【0086】

信号光LSは、接続線152内部を導光されて眼底カメラユニット1Aに案内される。そして、レンズ142、走査ユニット141、ダイクロミックミラー134、撮影レンズ126、リレーレンズ125、変倍レンズ124、撮影絞り121、孔開きミラー112の孔部112a、対物レンズ113を経由して、被検眼Eに入射する(このとき、バリアフィルタ122、123は、それぞれ光路から退避されている。)

【0087】

被検眼Eに入射した信号光LSは、眼底(網膜)Ef上にて結像し反射される。このとき、信号光LSは、眼底Efの表面で反射されるだけでなく、眼底Efの深部領域にも到達して屈折率境界において散乱される。したがって、眼底Efを経由した信号光LSは、眼底Efの表面形態を反映する情報と、眼底深部組織の屈折率境界における後方散乱の状態を反映する情報とを含んだ光となる。この光を単に「信号光LSの眼底反射光」と呼ぶことがある。

【0088】

信号光LSの眼底反射光は、上記経路を逆向きに進行して光ファイバ152aの端面152bに集光され、この光ファイバ152aを通じてOCTユニット150に入射し、光ファイバ164を通じて光カプラ162に戻ってくる。光カプラ162は、この信号光LSと、参照ミラー174にて反射された参照光LRとを重畳して干渉光LCを生成する。生成された干渉光LCは、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ165を通じてスペクトロメータ180に導光される。

【0089】

ここで、本発明の「干渉光生成手段」は、少なくとも、光カプラ162、光ファイバ163、164、参照ミラー174を含む干渉計によって構成される。なお、本実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用したが、たとえばマッハツェンダー型など任意のタイプの干渉計を適宜採用することが可能である。

【0090】

スペクトロメータ(分光計)180は、コリメータレンズ181、回折格子182、結像レンズ183、CCD184を含んで構成される。本実施形態の回折格子182は、透過型回折格子であるが、もちろん反射型回折格子を用いることも可能である。また、CCD184に代えて、その他の光検出素子を適用することももちろん可能である。このような光検出素子は、本発明の「検出手段」の一例に相当するものである。

【0091】

スペクトロメータ180に入射した干渉光LCは、コリメータレンズ181により平行光束とされた後、回折格子182によって分光(スペクトル分解)される。分光された干渉光LCは、結像レンズ183によってCCD184の撮像面上に結像される。CCD184は、この干渉光LCを受光して電気的な検出信号に変換し、この検出信号を演算制御装置200に出力する。

【0092】

〔演算制御装置の構成〕

次に、演算制御装置200の構成について説明する。この演算制御装置200は、本発明の「眼科画像処理装置」の一例として機能するものである。

【0093】

演算制御装置200は、OCTユニット150のスペクトロメータ180のCCD184から入力される検出信号を解析して、被検眼Eの眼底Efの断層画像を形成する処理を行う。このときの解析手法は、従来のフーリエドメインOCTの手法と同じである。

【0094】

また、演算制御装置200は、眼底カメラユニット1Aの撮像装置10、12から出力

10

20

30

40

50

される映像信号に基づいて眼底 E f の表面（網膜）の形態を示す 2 次元画像（の画像データ）を形成する処理を行う。

【 0 0 9 5 】

更に、演算制御装置 2 0 0 は、眼底カメラユニット 1 A 及び OCT ユニット 1 5 0 の各部の制御を実行する。

【 0 0 9 6 】

眼底カメラユニット 1 A の制御としては、たとえば、観察光源 1 0 1 や撮影光源 1 0 3 による照明光の出力制御、エキサイタフィルタ 1 0 5、1 0 6 やバリアフィルタ 1 2 2、1 2 3 の光路上への挿入 / 退避動作の制御、LCD 1 4 0 等の表示動作の制御、照明絞り 1 1 0 の移動制御（絞り値の制御）、撮影絞り 1 2 1 の絞り値の制御、変倍レンズ 1 2 4 1 1 0 の移動制御（倍率の制御）などを行う。また、演算制御装置 2 0 0 は、走査ユニット 1 4 1 内のガルバノミラー 1 4 1 A、1 4 1 B の回動動作の制御を行う。

10

【 0 0 9 7 】

一方、OCT ユニット 1 5 0 の制御としては、低コヒーレンス光源 1 6 0 による低コヒーレンス光の出力制御、参照ミラー 1 7 4 の移動制御、CCD 1 8 4 の蓄積時間の制御などを行う。

【 0 0 9 8 】

以上のように作用する演算制御装置 2 0 0 のハードウェア構成の一例について、図 4 を参照しつつ説明する。演算制御装置 2 0 0 は、従来のコンピュータと同様のハードウェア構成を備えている。具体的には、マイクロプロセッサ 2 0 1（CPU、MPU 等）、RAM 2 0 2、ROM 2 0 3、ハードディスクドライブ（HDD）2 0 4、キーボード 2 0 5、マウス 2 0 6、ディスプレイ 2 0 7、画像形成ボード 2 0 8 及び通信インターフェイス（I/F）2 0 9 を含んで構成されている。これら各部は、バス 2 0 0 a を介して接続されている。

20

【 0 0 9 9 】

マイクロプロセッサ 2 0 1 は、ハードディスクドライブ 2 0 4 に格納された制御プログラム 2 0 4 a を RAM 2 0 2 上に展開することにより、本実施形態に特徴的な動作を実行する。この制御プログラム 2 0 4 a は、本発明の「眼科画像処理プログラム」の一例に相当するものである。

【 0 1 0 0 】

また、マイクロプロセッサ 2 0 1 は、前述した装置各部の制御や、各種の演算処理などを実行する。また、キーボード 2 0 5 やマウス 2 0 6 からの操作信号に対応する装置各部の制御、ディスプレイ 2 0 7 による表示処理の制御、通信インターフェイス 2 0 9 による各種のデータや制御信号等の送受信処理の制御などを実行する。

30

【 0 1 0 1 】

キーボード 2 0 5、マウス 2 0 6 及びディスプレイ 2 0 7 は、眼底観察装置 1 のユーザインターフェイスとして使用される。キーボード 2 0 5 は、たとえば文字や数字等をタイピング入力するためのデバイスとして用いられる。マウス 2 0 6 は、ディスプレイ 2 0 7 の表示画面に対する各種入力操作を行うためのデバイスとして用いられる。

【 0 1 0 2 】

また、ディスプレイ 2 0 7 は、たとえば LCD や CRT（Cathode Ray Tube）等からなる任意の表示デバイスであり、眼底観察装置 1 により形成された眼底 E f の画像を表示したり、各種の操作画面や設定画面などを表示したりする。

40

【 0 1 0 3 】

なお、眼底観察装置 1 のユーザインターフェイスは、このような構成に限定されるものではなく、たとえばトラックボール、ジョイスティック、タッチパネル式の LCD、眼科検査用のコントロールパネルなど、各種情報を表示出力する機能と、各種情報を入力する機能とを具備する任意のユーザインターフェイス手段を用いて構成することが可能である。

【 0 1 0 4 】

50

画像形成ボード208は、被検眼Eの眼底Efの画像(画像データ)を形成する処理を行う専用の電子回路である。この画像形成ボード208には、眼底画像形成ボード208aとOCT画像形成ボード208bとが設けられている。眼底画像形成ボード208aは、眼底カメラユニット1Aの撮像装置10や撮像装置12からの映像信号に基づいて眼底画像の画像データを形成するように動作する、専用の電子回路である。また、OCT画像形成ボード208bは、OCTユニット150のスペクトロメータ180のCCD184からの検出信号に基づいて眼底Efの断層画像の画像データを形成するように動作する、専用の電子回路である。このような画像形成ボード208を設けることにより、眼底画像や断層画像の画像データを形成する処理の処理速度を向上させることができる。

【0105】

通信インターフェイス209は、マイクロプロセッサ201からの制御信号を、眼底カメラユニット1AやOCTユニット150に送信する処理を行う。また、通信インターフェイス209は、眼底カメラユニット1Aの撮像装置10、12からの映像信号や、OCTユニット150のCCD184からの検出信号を受信して、画像形成ボード208に入力する処理などを行う。このとき、通信インターフェイス209は、撮像装置10、12からの映像信号を眼底画像形成ボード208aに入力し、CCD184からの検出信号をOCT画像形成ボード208bに入力するように動作する。

【0106】

また、演算制御装置200がLAN(Local Area Network)やインターネット等のネットワークに接続されている場合には、通信インターフェイス209に、LANカード等のネットワークアダプタやモデム等の通信機器を具備させて、当該ネットワーク経由のデータ通信を行えるように構成することが可能である。その場合、制御プログラム204aを格納するサーバを当該ネットワーク上に設置するとともに、演算制御装置200を当該サーバのクライアント端末として構成することができる。

【0107】

〔制御系の構成〕

以上のような構成を有する眼底観察装置1の制御系の構成について、図5～図7を参照しつつ説明する。図5に示すブロック図には、眼底観察装置1が具備する構成のうち、本発明に係る動作や処理に関わる部分が特に記載されている。図6には、眼底カメラユニット1Aに設けられた操作パネル3aの構成の一例が記載されている。図7に示すブロック図には、演算制御装置200の詳細構成が記載されている。

【0108】

(制御部)

眼底観察装置1の制御系は、演算制御装置200の制御部210を中心に構成される。制御部210は、マイクロプロセッサ201、RAM202、ROM203、ハードディスクドライブ204(制御プログラム204a)、通信インターフェイス209等を含んで構成される。

【0109】

制御部210は、制御プログラム204aに基づいて動作するマイクロプロセッサ201により、前述の制御処理を実行する。特に、ガルバノミラー141A、141Bをそれぞれ独立に動作させるための眼底カメラユニット1Aのミラー駆動機構241、242の制御や、参照光LRの進行方向に参照ミラー174を移動させるための参照ミラー駆動機構243の制御などを実行する。

【0110】

また、制御部210は、眼底観察装置1により撮影される2種類の画像、すなわち眼底カメラユニット1Aによる眼底Efの表面の2次元画像(眼底画像Ef)と、OCTユニット150により得られた検出信号を基に形成される眼底Efの断層画像とを、ユーザインターフェイス240のディスプレイ207に表示させるための制御を行う。これらの画像は、それぞれ別々にディスプレイ207にさせることもできるし、それらを並べて同時に表示させることもできる。なお、制御部210の構成の詳細については、図7に基づ

10

20

30

40

50

いて後述する。

【0111】

(画像形成部)

画像形成部220は、眼底カメラユニット1Aの撮像装置10、12からの映像信号に基づいて眼底画像の画像データを形成する処理と、OCTユニット150のCCD184からの検出信号に基づいて眼底Efの断層画像の画像データを形成する処理とを行う。この画像形成部220は、画像形成ボード208や通信インターフェイス209等を含んで構成される。なお、本明細書において、「画像」と、それに対応する「画像データ」とを同一視することがある。

【0112】

ここで、眼底Efの表面の2次元画像を取得するための眼底カメラユニット1Aの各部と、画像形成部220(眼底画像形成ボード208a)とは、本発明の「第1の画像形成手段」の一例に相当している。また、眼底Efの断層画像を取得するための眼底カメラユニット1Aの各部と、OCTユニット150と、画像形成部220(OCT画像形成ボード208b)とは、本発明の「第2の画像形成手段」の一例に相当している。

【0113】

(画像処理部)

画像処理部230は、画像形成部220により形成された画像の画像データに対して各種の画像処理を施すものである。たとえば、OCTユニット150からの検出信号に基づく眼底Efの断層画像に基づいて眼底Efの3次元画像の画像データを形成する処理や、画像の輝度調整等の各種補正処理などを実行するものである。

【0114】

また、画像処理部230は、従来と同様に、眼底Efの断層画像に含まれる各種の層(網膜等)に相当する画像領域(後述の層領域)や、層と層との境界に相当する画像領域(後述の境界領域)を抽出する処理を実行する。更に、画像処理部230は、本発明に特徴的な後述の処理を実行するものである(図7参照)。

【0115】

なお、3次元画像の画像データとは、3次元的に配列された複数のボクセルのそれぞれに画素値を付与して成る画像データであり、ボリュームデータ、ボクセルデータ等と呼ばれるものである。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、画像処理部230は、このボリュームデータに対してレンダリング処理(ボリュームレンダリングやMIP(Maximum Intensity Projection: 最大値投影)など)を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な3次元画像の画像データを形成するように作用する。ディスプレイ207等の表示デバイスには、この画像データに基づく擬似的な3次元画像が表示されることになる。

【0116】

画像処理部230は、マイクロプロセッサ201、RAM202、ROM203、ハードディスクドライブ204(制御プログラム204a)等を含んで構成される。

【0117】

(ユーザインターフェイス)

ユーザインターフェイス(UI)240は、図7に示すように、ディスプレイ207等の表示デバイスからなる表示部240Aと、キーボード205やマウス206などの入力デバイスや操作デバイスからなる操作部240Bとを備えている。表示部240Aは、本発明の「表示手段」の一例として機能するものである。

【0118】

(操作パネル)

眼底カメラユニット1Aの操作パネル3aについて説明する。この撮影パネル3aは、たとえば、図19に示すように、眼底カメラユニット1Aの架台3上に配設されている。本実施形態における操作パネル3aは、[背景技術]の項で説明した従来の構成とは異なり、眼底Efの表面の2次元画像(眼底画像Ef)を取得するための操作要求の入力に

10

20

30

40

50

使用される操作部と、眼底 E f の断層画像を取得するための操作入力に使用される操作部とが設けられている（従来の構成では前者の操作部のみ設けられている。）。本実施形態では、このような操作パネル 3 a を設けることにより、従来の眼底カメラを操作するときと同じ要領で、眼底画像 E f の取得のための操作と断層画像の取得のための操作とを行えるようになっている。

【0119】

本実施形態における操作パネル 3 a には、図 6 に示すように、メニュースイッチ 3 0 1、スプリットスイッチ 3 0 2、撮影光量スイッチ 3 0 3、観察光量スイッチ 3 0 4、顎受けスイッチ 3 0 5、撮影スイッチ 3 0 6、ズームスイッチ 3 0 7、画像切替スイッチ 3 0 8、固視標切替スイッチ 3 0 9、固視標位置調整スイッチ 3 1 0、固視標サイズ切替スイッチ 3 1 1 及びモード切替ノブ 3 1 2 が設けられている。

10

【0120】

メニュースイッチ 3 0 1 は、各種のメニュー（眼底 E f の表面の 2 次元画像や断層画像等を撮影するときの撮影メニュー、各種の設定入力を行うための設定メニューなど）をユーザが選択指定するための所定のメニュー画面を表示させるために操作されるスイッチである。このメニュースイッチ 3 0 1 が操作されると、その操作信号が制御部 2 1 0 に入力される。制御部 2 1 0 は、この操作信号の入力に対応し、タッチパネルモニタ 1 1 或いは表示部 2 4 0 A にメニュー画面を表示させる。なお、眼底カメラユニット 1 A に制御部（図示せず）を設け、この制御部がメニュー画面をタッチパネルモニタ 1 1 に表示させるようにしてもよい。

20

【0121】

スプリットスイッチ 3 0 2 は、ピント合わせ用のスプリット輝線（たとえば特開平 9 - 6 6 0 3 1 等を参照。スプリット視標、スプリットマークなどとも呼ばれる。）の点灯と消灯とを切り替えるために操作されるスイッチである。なお、このスプリット輝線を被検眼 E に投影させるための構成（スプリット輝線投影部）は、たとえば眼底カメラユニット 1 A 内に格納されている（図 1 において省略されている。）。スプリットスイッチ 3 0 2 が操作されると、その操作信号が制御部 2 1 0（又は眼底カメラユニット 1 A 内の上記制御部；以下同様）に入力される。制御部 2 1 0 は、この操作信号の入力に対応し、スプリット輝線投影部を制御して被検眼 E にスプリット輝線を投影させる。

30

【0122】

撮影光量スイッチ 3 0 3 は、被検眼 E の状態（たとえば水晶体の濁り度合い等）などに応じて撮影光源 1 0 3 の出力光量（撮影光量）を調整するために操作されるスイッチである。この撮影光量スイッチ 3 0 3 には、たとえば、撮影光量を増大させるための撮影光量増大スイッチ「+」と、撮影光量を減少させるための撮影光量減少スイッチ「-」と、撮影光量を所定の初期値（デフォルト値）に設定するためのリセットスイッチ（中央のボタン）とが設けられている。撮影光量スイッチ 3 0 3 の一つが操作されると、その操作信号が制御部 2 1 0 に入力される。制御部 2 1 0 は、入力された操作信号に応じて撮影光源 1 0 3 を制御して撮影光量を調整する。

【0123】

観察光量スイッチ 3 0 4 は、観察光源 1 0 1 の出力光量（観察光量）を調整するために操作されるスイッチである。この観察光量スイッチ 3 0 4 には、たとえば、観察光量を増大させるための観察光量増大スイッチ「+」と、観察光量を減少させるための撮影光量減少スイッチ「-」とが設けられている。観察光量スイッチ 3 0 4 の一つが操作されると、その操作信号が制御部 2 1 0 に入力される。制御部 2 1 0 は、入力された操作信号に応じて観察光源 1 0 1 を制御して観察光量を調整する。

40

【0124】

顎受けスイッチ 3 0 5 は、図 1 9 に示す顎受け 6 の位置を移動させるためのスイッチである。この顎受けスイッチ 3 0 5 には、たとえば、顎受け 6 を上方に移動させるための上方移動スイッチ（上向き三角形）と、顎受け 6 を下方に移動させるための下方移動スイッチ（下向き三角形）とが設けられている。顎受けスイッチ 3 0 5 の一つが操作されると、

50

その操作信号が制御部 210 に入力される。制御部 210 は、入力された操作信号に応じて顎受け移動機構（図示せず）を制御して、顎受け 6 を上方又は下方に移動させる。

【0125】

撮影スイッチ 306 は、眼底 E f の表面の 2 次元画像或いは眼底 E f の断層画像を取得するためのトリガスイッチとして使用されるスイッチである。2 次元画像を撮影するメニューが選択されているときに撮影スイッチ 306 が操作されると、その操作信号を受けた制御部 210 は、撮影光源 103 を制御して撮影照明光を出力させるとともに、その眼底反射光を検出した撮像装置 10 から出力される映像信号に基づいて、表示部 240 A やタッチパネルモニタ 11 に眼底 E f の表面の 2 次元画像を表示させる。一方、断層画像を取得するメニューが選択されているときに撮影スイッチ 306 が操作されると、その操作信号を受けた制御部 210 は、低コヒーレンス光源 160 を制御して低コヒーレンス光 L0 を出力させ、ガルバノミラー 141 A、141 B を制御して信号光 L S を走査させるとともに、干渉光 L C を検出した C C D 184 から出力される検出信号に基づいて画像形成部 220（及び画像処理部 230）が形成した眼底 E f の断層画像を表示部 240 A 或いはタッチパネルモニタ 11 に表示させる。

10

【0126】

ズームスイッチ 307 は、眼底 E f の撮影時の画角（ズーム倍率）を変更するために操作されるスイッチである。このズームスイッチ 307 を操作する度毎に、たとえば撮影画角 45 度と 22.5 度とが交互に設定されるようになっている。このズームスイッチ 307 が操作されると、その操作信号を受けた制御部 210 は、図示しない変倍レンズ駆動機構を制御し、変倍レンズ 124 を光軸方向に移動させて撮影画角を変更する。

20

【0127】

画像切替スイッチ 308 は、表示画像を切り替えるために操作されるスイッチである。表示部 240 A 或いはタッチパネルモニタ 11 に眼底観察画像（撮像装置 12 からの映像信号に基づく眼底 E f の表面の 2 次元画像）が表示されているときに画像切替スイッチ 308 が操作されると、その操作信号を受けた制御部 210 は、眼底 E f の断層画像を表示部 240 A 或いはタッチパネルモニタ 11 に表示させる。一方、眼底の断層画像が表示部 240 A 或いはタッチパネルモニタ 11 に表示されているときに画像切替スイッチ 308 が操作されると、その操作信号を受けた制御部 210 は、眼底観察画像を表示部 240 A 或いはタッチパネルモニタ 11 に表示させる。

30

【0128】

固視標切替スイッチ 309 は、LCD 140 による内部固視標の表示位置（つまり眼底 E f における内部固視標の投影位置）を切り替えるために操作されるスイッチである。この固視標切替スイッチ 309 を操作することにより、内部固視標の表示位置が、たとえば、内部固視標の表示位置を「眼底中心の周辺領域の画像を取得するための固視位置」と、「黄斑の周辺領域の画像を取得するための固視位置」と、「視神経乳頭の周辺領域の画像を取得するための固視位置」との間で巡回的に切り替えられるようになっている。制御部 210 は、固視標切替スイッチ 309 からの操作信号に対応し、LCD 140 の表示面上の異なる位置に内部固視標を表示させる。なお、上記 3 つの固視位置に対応する内部固視標の表示位置は、たとえば臨床データに基づいてあらかじめ設定されているか、或いは、当該被検眼 E（眼底 E f の画像）ごとに事前に設定されている。

40

【0129】

固視標位置調整スイッチ 310 は、内部固視標の表示位置を調整するために操作されるスイッチである。この固視標位置調整スイッチ 310 には、たとえば、内部固視標の表示位置を上方に移動させるための上方移動スイッチと、下方に移動させるための下方移動スイッチと、左方に移動させるための左方移動スイッチと、右方に移動させるための右方移動スイッチと、所定の初期位置（デフォルト位置）に移動させるためのリセットスイッチとが設けられている。制御部 210 は、これらのいずれかのスイッチからの操作信号を受けると、この操作信号に応じて LCD 140 を制御することにより内部固視標の表示位置を移動させる。

50

【 0 1 3 0 】

固視標サイズ切替スイッチ 3 1 1 は、内部固視標のサイズを変更するために操作されるスイッチである。この固視標サイズ切替スイッチ 3 1 1 が操作されると、その操作信号を受けた制御部 2 1 0 は、LCD 1 4 0 に表示させる内部固視標の表示サイズを変更する。内部固視標の表示サイズは、たとえば「通常サイズ」と「拡大サイズ」とに交互に切り替えられるようになっている。それにより、眼底 E f に投影される固視標の投影像のサイズが変更される。制御部 2 1 0 は、固視標サイズ切替スイッチ 3 1 1 からの操作信号を受けると、この操作信号に応じて LCD 1 4 0 を制御することにより内部固視標の表示サイズを変更させる。

【 0 1 3 1 】

モード切替ノブ 3 1 2 は、各種の撮影モード（眼底 E f の 2 次元画像を撮影するための眼底撮影モード、信号光 L S の B スキャンを行うための B スキャンモード、信号光 L S を 3 次元的にスキャンさせるための 3 次元スキャンモードなど）を選択するために回転操作されるノブである。また、このモード切替ノブ 3 1 2 は、取得された眼底 E f の 2 次元画像や断層画像を再生表示させるための再生モードを選択できるようになっていてもよい。また、信号光 L S のスキャンの直後に眼底撮影を行うように制御する撮影モードを選択できるようにしてもよい。これらの各モードを行うための制御は、制御部 2 1 0 が実行する。

【 0 1 3 2 】

以下、制御部 2 1 0 による信号光 L S の走査の制御態様について説明するとともに、画像形成部 2 2 0 及び画像処理部 2 3 0 による OCT ユニット 1 5 0 からの検出信号に対する処理の態様について説明する。なお、眼底カメラユニット 1 A からの映像信号に対する画像形成部 2 2 0 等の処理については、従来と同様に実行されるので説明は省略することにする。

【 0 1 3 3 】

〔信号光の走査について〕

信号光 L S の走査は、前述のように、眼底カメラユニット 1 A の走査ユニット 1 4 1 のガルバノミラー 1 4 1 A、1 4 1 B の反射面の向きを変更することにより行われる。制御部 2 1 0 は、ミラー駆動機構 2 4 1、2 4 2 をそれぞれ制御することで、ガルバノミラー 1 4 1 A、1 4 1 B の反射面の向きをそれぞれ変更し、信号光 L S を眼底 E f 上において走査する。

【 0 1 3 4 】

ガルバノミラー 1 4 1 A の反射面の向きが変更されると、信号光 L S は、眼底 E f 上において水平方向（図 1 の x 方向）に走査される。一方、ガルバノミラー 1 4 1 A の反射面の向きが変更されると、信号光 L S は、眼底 E f 上において垂直方向（図 1 の y 方向）に走査される。また、ガルバノミラー 1 4 1 A、1 4 1 B の双方の反射面の向きを同時に変更させることにより、x 方向と y 方向とを合成した方向に信号光 L S を走査することができる。すなわち、これら 2 つのガルバノミラー 1 4 1 A、1 4 1 B を制御することにより、x y 平面上の任意の方向に信号光 L S を走査することができる。

【 0 1 3 5 】

図 8 は、眼底 E f の画像を形成するための信号光 L S の走査態様の一例を表している。図 8 (A) は、信号光 L S が被検眼 E に入射する方向から眼底 E f を見た（つまり図 1 の - z 方向から + z 方向を見た）ときの、信号光 L S の走査態様の一例を表す。また、図 8 (B) は、眼底 E f 上の各走査線における走査点（画像計測を行う位置）の配列態様の一例を表す。

【 0 1 3 6 】

図 8 (A) に示すように、信号光 L S は、あらかじめ設定された矩形の走査領域 R 内を走査される。この走査領域 R 内には、x 方向に複数（m 本）の走査線 R 1 ~ R m が設定されている。各走査線 R i (i = 1 ~ m) に沿って信号光 L S が走査されるときに、干渉光 L C の検出信号が生成されるようになっている。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 7 】

ここで、各走査線 R_i の方向を「主走査方向」と呼び、それに直交する方向を「副走査方向」と呼ぶことにする。したがって、信号光 LS の主走査方向への走査は、ガルバノミラー 141A の反射面の向きを変更することにより実行され、副走査方向への走査は、ガルバノミラー 141B の反射面の向きを変更することによって実行される。

【 0 1 3 8 】

各走査線 R_i 上には、図 8 (B) に示すように、複数 (n 個) の走査点 $R_{i1} \sim R_{in}$ があらかじめ設定されている。

【 0 1 3 9 】

図 8 に示す走査を実行するために、制御部 210 は、まず、ガルバノミラー 141A、141B を制御し、眼底 E_f に対する信号光 LS の入射目標を第 1 の走査線 R_1 上の走査開始位置 RS (走査点 R_{11}) に設定する。続いて、制御部 210 は、低コヒーレンス光源 160 を制御し、低コヒーレンス光 L_0 をフラッシュ発光させて、走査開始位置 RS に信号光 LS を入射させる。CCD 184 は、この信号光 LS の走査開始位置 RS における眼底反射光に基づく干渉光 LC を受光し、検出信号を制御部 210 に出力する。

10

【 0 1 4 0 】

次に、制御部 210 は、ガルバノミラー 141A を制御することにより、信号光 LS を主走査方向に走査して、その入射目標を走査点 R_{12} に設定し、低コヒーレンス光 L_0 をフラッシュ発光させて走査点 R_{12} に信号光 LS を入射させる。CCD 184 は、この信号光 LS の走査点 R_{12} における眼底反射光に基づく干渉光 LC を受光し、検出信号を制御部 210 に出力する。

20

【 0 1 4 1 】

制御部 210 は、同様にして、信号光 LS の入射目標を走査点 R_{13} 、 R_{14} 、 \dots 、 $R_{1(n-1)}$ 、 R_{1n} と順次移動させつつ、各走査点において低コヒーレンス光 L_0 をフラッシュ発光させることにより、各走査点ごとの干渉光 LC に対応して CCD 184 から出力される検出信号を取得する。

【 0 1 4 2 】

第 1 の走査線 R_1 の最後の走査点 R_{1n} における計測が終了したら、制御部 210 は、ガルバノミラー 141A、141B を同時に制御して、信号光 LS の入射目標を、線換え走査 r に沿って第 2 の走査線 R_2 の最初の走査点 R_{21} まで移動させる。そして、この第 2 の走査線 R_2 の各走査点 R_{2j} ($j = 1 \sim n$) について前述の計測を行うことで、各走査点 R_{2j} に対応する検出信号をそれぞれ取得する。

30

【 0 1 4 3 】

同様に、第 3 の走査線 R_3 、 \dots 、第 $m-1$ の走査線 $R_{(m-1)}$ 、第 m の走査線 R_m のそれぞれについて計測を行い、各走査点に対応する検出信号を取得する。なお、走査線 R_m 上の符号 RE は、走査点 R_{mn} に対応する走査終了位置である。

【 0 1 4 4 】

それにより、制御部 210 は、走査領域 R 内の $m \times n$ 個の走査点 R_{ij} ($i = 1 \sim m$ 、 $j = 1 \sim n$) に対応する $m \times n$ 個の検出信号を取得する。以下、走査点 R_{ij} に対応する検出信号を D_{ij} と表すことがある。

40

【 0 1 4 5 】

以上のような走査点の移動と低コヒーレンス光 L_0 の出力との連動制御は、たとえば、ミラー駆動機構 241、242 に対する制御信号の送信タイミングと、低コヒーレンス光源 160 に対する制御信号 (出力要求信号) の送信タイミングとを互いに同期させることによって実現することができる。

【 0 1 4 6 】

制御部 210 は、上述のように各ガルバノミラー 141A、141B を動作させるときに、その動作内容を示す情報として各走査線 R_i の位置や各走査点 R_{ij} の位置 (xy 座標系における座標) を記憶しておくようになっている。この記憶内容 (走査位置情報) は、従来と同様に画像形成処理において用いられる。

50

【 0 1 4 7 】

〔画像処理について〕

次に、画像形成部 2 2 0 及び画像処理部 2 3 0 による OCT 画像（眼底 E f の断層画像）に関する処理の一例を説明する。

【 0 1 4 8 】

画像形成部 2 2 0 は、各走査線 R i（主走査方向）に沿った眼底 E f の断層画像の形成処理を実行する。また、画像処理部 2 3 0 は、画像形成部 2 2 0 により形成された断層画像に基づく眼底 E f の 3 次元画像の形成処理などを実行する。

【 0 1 4 9 】

画像形成部 2 2 0 による断層画像の形成処理は、従来と同様に、2 段階の演算処理を含んで構成される。第 1 段階の演算処理においては、各走査点 R i j に対応する検出信号 D i j に基づいて、その走査点 R i j における眼底 E f の深度方向（図 1 に示す z 方向）の画像を形成する。

10

【 0 1 5 0 】

図 9 は、画像形成部 2 2 0 により形成される断層画像（群）の態様を表している。第 2 段階の演算処理においては、各走査線 R i について、その上の n 個の走査点 R i 1 ~ R i n における深度方向の画像に基づき、この走査線 R i に沿った眼底 E f の断層画像 G i を形成する。このとき、画像形成部 2 2 0 は、各走査点 R i 1 ~ R i n の位置情報（前述の走査位置情報）を参照して各走査点 R i 1 ~ R i n の配列及び間隔を決定して、この走査線 R i を形成するようになっている。

20

【 0 1 5 1 】

以上の処理により、副走査方向（y 方向）の異なる位置における m 個の断層画像（断層画像群）G 1 ~ G m が得られる。これら m 個の断層画像 G 1 ~ G m の画像データが、図 7 に示す断層画像の画像データ G a に相当する（後述）。

【 0 1 5 2 】

次に、画像処理部 2 3 0 による眼底 E f の 3 次元画像の形成処理について説明する。眼底 E f の 3 次元画像は、上記の演算処理により得られた m 個の断層画像に基づいて形成される。画像処理部 2 3 0 は、隣接する断層画像 G i、G (i + 1) の間の画像を補間する公知の補間処理を行うなどして、眼底 E f の 3 次元画像を形成するようになっている。

【 0 1 5 3 】

このとき、画像処理部 2 3 0 は、各走査線 R i の位置情報を参照して各走査線 R i の配列及び間隔を決定し、この 3 次元画像を形成するようになっている。この 3 次元画像には、各走査点 R i j の位置情報（前述の走査位置情報）と、深度方向の画像における z 座標とに基づいて、3 次元座標系（x、y、z）が設定される。

30

【 0 1 5 4 】

また、画像処理部 2 3 0 は、この 3 次元画像に基づいて、主走査方向（x 方向）以外の任意方向の断面における眼底 E f の断層画像を形成することができる。断面が指定されると、画像処理部 2 3 0 は、この指定断面上の各走査点（及び / 又は補間された深度方向の画像）の位置を特定し、各特定位置における深度方向の画像（及び / 又は補間された深度方向の画像）を 3 次元画像から抽出し、抽出された複数の深度方向の画像を配列させることにより当該指定断面における眼底 E f の断層画像を形成する。

40

【 0 1 5 5 】

なお、図 9 に示す画像 G m j は、走査線 R m 上の走査点 R m j における深度方向（z 方向）の画像を表している。同様に、前述の第 1 段階の演算処理において形成される、各走査線 R i 上の各走査点 R i j における深度方向の画像を、「画像 G i j」と表す。

【 0 1 5 6 】

〔演算制御装置の詳細構成〕

演算制御装置 2 0 0 の詳細な構成について、図 7 を参照しつつ説明する。ここでは、演算制御装置 2 0 0 の制御部 2 1 0 及び画像処理部 2 3 0 について特に詳しく説明する。

【 0 1 5 7 】

50

まず、制御部 210 には、主制御部 211 と画像記憶部 212 が設けられている。

【0158】

また、画像処理部 230 には、積算画像生成部 231、血管領域抽出部 232、血管領域位置合わせ部 233、血管断面領域特定部 234、画像補間部 235 及び層厚演算部 236 が設けられている。以下、制御部 210 及び画像処理部 230 を構成する各部についてそれぞれ説明する。

【0159】

(主制御部)

制御部 210 の主制御部 211 は、マイクロプロセッサ 201 等を含んで構成され、眼底観察装置 1 の各部の制御を行うものである(前述)。

10

【0160】

(画像記憶部)

画像記憶部 212 は、画像形成部 220 により形成された眼底 E f の表面の 2 次元画像(眼底画像 E f)の画像データ 212 a や、断層画像の画像データ G a を記憶する。画像記憶部 212 への画像データの記憶処理と、画像記憶部 212 からの画像データの読み出し処理は、主制御部 211 によって実行される。画像記憶部 212 は、ハードディスクドライブ 204 等の記憶装置を含んで構成される。

【0161】

ここで、眼底画像 E f の画像データ 212 a と断層画像の画像データ G a は、ほぼ同時に取得されたものとする。ここで、「ほぼ同時に取得された」とは、たとえば、双方の画像データが同時に取得された場合や、一方の画像データの取得の直後に他方が取得された場合や、一連の検査プロセスにおいて双方の画像データが取得された場合など、双方の画像データがほとんど時間差無く取得されたことを意味している。

20

【0162】

(積算画像生成部)

積算画像生成部 231 は、画像形成部 220 により形成された断層画像を深度方向(z 方向)に積算した画像(積算画像)を生成する処理を行うもので、本発明の「積算画像生成手段」の一例として機能するものである。より具体的には、その断層画像を構成する各深度方向の画像 G i j を深度方向に積算して点状の画像を形成する。

【0163】

ここで、「深度方向に積算する」とは、深度方向の画像 G i j の各深度位置における輝度値(画素値)を深度方向に足し合わせる(投影する)演算処理を意味している。したがって、深度方向の画像 G i j を積算して得られる点状の画像は、その深度方向の画像 G i j の各 z 位置における輝度値を深度方向に足し合わせた輝度値を有している。

30

【0164】

積算画像生成部 231 は、信号光 L S の一連の走査によって得られる m 個の断層画像 G 1 ~ G m (図 9 参照)のそれぞれについて、当該断層画像 G i を形成する各深度方向の画像 G i j を深度方向に積算することにより、これら m 個の断層画像 G 1 ~ G m を取得するときの信号光 L S の走査領域 R に 2 次元的に分布した m x n 個の点状の画像からなる積算画像を形成する。この積算画像は、当該走査領域 R における眼底画像 E f (眼底表面の 2 次元画像)と同様に、眼底 E f の表面の形態を表す画像となる。なお、積算画像については、本発明者らによる特願 2005 - 337628 に詳しく記載されている。

40

【0165】

(血管領域抽出部)

血管領域抽出部 232 は、画像形成部 220 (眼底画像形成ボード 208 a)によって形成された眼底画像 E f から、眼底血管に相当する画像領域(第 1 の血管領域)を抽出する処理を行う。また、血管領域抽出部 232 は、積算画像生成部 231 によって生成された積算画像から、眼底血管に相当する画像領域(第 2 の血管領域)を抽出する処理を行う。この血管領域抽出部 232 は、本発明の「抽出手段」の一例として機能するものである。

50

【 0 1 6 6 】

この血管領域抽出部 2 3 2 による血管領域の抽出処理は、公知の任意の手法を用いて行うことが可能である。たとえば、眼底画像 E f (又は積算画像)の画素値を解析して、隣接する画素の画素値の差を演算し、この差が所定値よりも大きい隣接する画素を探索することにより、血管領域とその他の領域との境界領域を検出する。それにより、眼底画像 E f (又は積算画像)から血管領域を抽出する。この抽出処理は、眼底画像 E f や積算画像における、血管領域とその他の領域との画素値(輝度値等)の差を利用するものである。

【 0 1 6 7 】

なお、眼底画像 E f は、血管領域も含めて比較的明瞭な画像であり、かなり細部に至るまで血管領域を抽出することができる。他方、積算画像は比較的不明瞭な画像であり、血管領域も不明瞭な状態で抽出され、血管領域の細部は抽出されないのが一般的である。

【 0 1 6 8 】

(血管領域位置合わせ部)

血管領域位置合わせ部 2 3 3 は、血管領域抽出部 2 3 2 によって眼底画像 E f から抽出された第 1 の血管領域と、積算画像から抽出された第 2 の血管領域との位置合わせ処理を行うもので、本発明の「位置合わせ手段」の一例として機能するものである。この位置合わせ処理は、第 1、第 2 の血管領域を前述の x y 方向に位置合わせするものであり、たとえば、公知のパターンマッチングの手法などを用いて行うことができる。

【 0 1 6 9 】

(血管断面領域特定部)

血管断面領域特定部 2 3 4 は、血管領域位置合わせ部 2 3 3 により位置合わせがなされた第 1、第 2 の血管領域に基づいて、当該積算画像の基になった各断層画像について、眼底血管の断面に相当する画像領域(血管断面領域)の位置を特定する処理を行う。

【 0 1 7 0 】

そのために、血管断面領域特定部 2 3 4 は、積算画像の血管領域に対して位置合わせがなされた眼底画像 E f の血管領域に対応する断層画像中の位置を血管断面領域の位置として特定するように動作する。

【 0 1 7 1 】

この処理についてより詳しく説明する。積算画像は、前述のように、m 個の断層画像 G 1 ~ G m を深度方向(z 方向)に積算して得られる画像であり、一般に不明瞭な状態の血管領域(第 2 の血管領域)を含んでいる。この積算画像は、断層画像 G 1 ~ G m を取得するときの走査領域 R に対応する x y 座標系によって各画素の位置が定義されている。

【 0 1 7 2 】

他方、撮像装置 1 0 (1 2)の撮像素子 1 0 a (1 2 a)の撮像面上には、2次元の X Y 座標系があらかじめ定義されている(図示せず)。撮像装置 1 0 により撮影された眼底画像 E f は、この X Y 座標系によって各画素の位置が定義されている。この X Y 座標系は、x y 座標系が成す x y 平面に平行な平面を定義している。

【 0 1 7 3 】

ここで、x y 座標系における座標のスケール(単位距離の長さ)と、X Y 座標系における座標のスケールは、等しくてもよいし異なってもよい。また、これら 2 つの座標系の座標軸の方向は、一致していてもよいし一致していなくてもよい。一般に、2 つの座標系の座標軸のスケールや方向が異なる場合において、平行移動と回転移動によって座標軸の方向を一致させることができ、座標軸の単位距離の長さを拡大/縮小することによってスケールを一致させることができる(すなわち、一意的かつ可逆な座標変換を行うことができる。)。

【 0 1 7 4 】

また、x y 平面(X Y 平面)に直交する方向には、前述のように、眼底 E f の深度方向を正方向とする z 座標(Z 座標; 図示せず)が定義されている。z 座標と Z 座標についても、スケールは等しくてもよいし異なってもよい(座標軸の単位距離の長さを拡大/

10

20

30

40

50

縮小することによりスケールを一致させることができる。)以下、XYZ座標系とxyz座標系とは、対応する各座標軸の方向が一致しており、各座標軸のスケールも等しいものとする(一意的で可逆な座標変換の存在により、このように仮定することができる。)

【0175】

前述の血管領域位置合わせ部233は、XY座標系で表現される眼底画像Ef中の血管領域(第1の血管領域)と、xy座標系で表現される積算画像中の血管領域(第2の気間領域)との位置合わせを行うもの、すなわち第1の血管領域上の位置と第2の血管領域上の位置との対応付けを行うものである。

【0176】

血管断面領域特定部234は、各断層画像Gi(i=1~m)について、たとえば次のような処理を実行することにより血管断面領域の位置を特定する。まず、この断層画像Giの断面位置に相当する積算画像中の領域を求めるとともに、上記位置合わせ結果を参照し、この断面位置に相当する領域に対応する眼底画像Ef中の領域(「対応断面領域」と呼ぶ。)を求める。

【0177】

次に、血管断面領域特定部234は、眼底画像Efにおいて、この対応断面領域と血管領域(第2の血管領域)との共通領域(「対応血管断面領域」と呼ぶ。)を求める。この処理は、たとえば、対応断面領域を形成する画素と、血管領域を形成する画素とを参照して、共通の座標値を有する画素を抽出することによって実行することができる。

【0178】

続いて、血管断面領域特定部234は、上記位置合わせ結果を参照し、この対応血管断面領域に対応する積算画像中の領域(第1の血管画像中の領域である。)を求めるとともに、この求めた領域に相当する断層画像Gi中の領域の位置を、目的の血管断面領域の位置として特定する。

【0179】

血管断面領域特定部234により特定された血管断面領域の位置は、図21と同様に、断層画像Gi中における眼底血管の断面に相当する画像領域の位置を表すものである。この眼底血管の画像領域の直下の位置(当該画像領域よりも眼底の深部の位置)には、眼底血管の存在に起因する不明瞭な画像領域(図21参照)が存在する。この眼底血管の直下に形成される不明瞭な画像領域を「血管直下領域」と呼ぶことにする。したがって、血管断面領域特定部234は、血管直下領域の位置を特定するものと考えることができる。

【0180】

なお、血管領域位置合わせ部233と血管断面領域特定部234は、本発明の「特定手段」の一例として機能するものである。

【0181】

(画像補間部)

画像補間部235は、血管断面領域特定部234により特定された血管断面領域の位置に基づいて、その断層画像Giにおける層領域を補間する処理と、層領域の境界領域を補間する処理のうちの少なくとも一方の補間処理を行うもので、本発明の「補間手段」の一例として機能するものである。

【0182】

ここで、「層領域」とは、眼底Efの網膜や脈絡膜や強膜に相当する画像領域、ないし、網膜色素上皮層、視細胞層神経繊維層、内境界膜等の各種の層や膜に相当する画像領域を意味している。これらの画像領域は、断層画像Gi中に層として表現されるものである。また、「境界領域」とは、隣接する層領域の境界に相当する画像領域を意味している。なお、補間処理の対象となる層領域や境界領域は、血管断面領域特定部234により位置が特定された血管直下領域に含まれるものである。

【0183】

画像補間部235による補間処理の一例について、図10、図11を参照しながら説明

10

20

30

40

50

する。図10に示す断層画像Giには、層領域L1、L2、L3と、境界領域g1、g2、g3、g4がそれぞれ示されている。また、同図中の符号Vは、眼底血管に相当する画像領域(血管断面領域)を表し、符号V'は、この血管断面領域Vの直下に位置する画像領域(血管直下領域)を表している。また、符号LSは、眼底Efに照射される信号光を表している。

【0184】

なお、断層画像Giにおける血管断面領域Vや血管直下領域V'の位置は、画像処理部230が自動的に検出するようにしてもよいし(たとえば画素値に関する閾値処理等を用いるなど)、ユーザが手入力で指示するようにしてもよい(たとえばマウス206を用いて画像中の領域を指定するなど)。

10

【0185】

画像補間部235は、まず、血管直下領域V'及びその周辺領域を含む画像領域N(「近傍領域」と呼ぶ。)を設定する。なお、ユーザが手入力で近傍領域Nを設定するようにしてもよい。

【0186】

次に、画像補間部235は、近傍領域Nに含まれる境界領域g2、g3、g4(の画像データ)を取得する。これにより、血管直下領域V'の周辺領域に位置する境界領域g2、g3、g4が取得される。ここで、境界領域g2、g3、g4は、前述のように画像処理部230によってあらかじめ抽出されており、画像補間部235は、抽出された境界領域g2、g3、g4のうち近傍領域Nに含まれる部分を取得するように作用する。なお、画像補間部235が近傍領域N内の画素値を解析するなどして境界領域g2、g3、g4を取得するようにしてもよい。

20

【0187】

続いて、画像補間部235は、周辺領域の各境界領域g2、g3、g4に基づいて、血管直下領域V'における境界領域を補間する。境界領域g2の補間処理について説明する。図11に示すように、近傍領域N内には、血管直下領域V'の周辺領域に位置する境界領域g2の一部g21(血管直下領域V'の+x側)、g22(血管直下領域V'の-x側)が存在する。

【0188】

画像補間部235は、境界領域g2の一部g21、g22の各点の傾き(特に、血管直下領域V'に接する点における傾き)を演算する。そして、演算された傾きにフィットさせるように、血管直下領域V'における境界領域g2の画像(の画像データ)g23を演算して求める。この画像g23は、境界領域g2の一部g21、g22のそれぞれと滑らかに接続されるように傾きが設定される。

30

【0189】

画像補間部235は、境界領域g3、g4についても同様の処理を行って、血管直下領域V'における境界領域g3の画像g33と境界領域g4の画像g43とを演算して求める(図11参照)。以上が、境界領域の補間処理の説明である。

【0190】

次に、層領域L1、L2、L3の補間処理について説明する。画像補間部235は、公知の任意の補間方法を適用することにより、近傍領域N内における層領域L1の画像データに基づいて、血管直下領域V'における層領域L1の画像(の画像データ)を求める。この補間処理としては、たとえば、画像処理部230がm個の断層画像から3次元画像を形成するときの補間方法と同じ方法を用いることができる。

40

【0191】

(層厚演算部)

層厚演算部236は、画像補間部235による境界領域や層領域の補間処理の結果に基づいて、層領域の厚さ(眼底Efに含まれる層の厚さ)を演算するもので、本発明の「演算手段」の一例として機能するものである。

【0192】

50

層厚演算部 236 が実行する処理の具体例について、図 12 を更に参照しつつ説明する。同図は、断層画像 G_i 中の位置 $P(x_P, y_P)$ における層領域の厚さを演算する場合を示している。この位置 P に対応する境界領域 g_1, g_2, g_3, g_4 上の位置を、それぞれ $P_1(x_P, y_P, z_1)$ 、 $P_2(x_P, y_P, z_2)$ 、 $P_3(x_P, y_P, z_3)$ 、 $P_4(x_P, y_P, z_4)$ で表す。

【0193】

位置 P_1 は、境界領域 g_1 において座標値 (x_P, y_P) に相当する位置に指定される。また、位置 $P_2 \sim P_4$ は、それぞれ、画像補間部 235 により得られた境界領域 g_2, g_3, g_4 の画像 g_{23}, g_{33}, g_{34} において座標値 (x_P, y_P) に相当する位置に指定される。位置 $P_2 \sim P_4$ は、血管直下領域 V 内に位置している。なお、従来においては、このような位置 P における層領域 L_1, L_2, L_3 の厚さを計測することはできなかった。

10

【0194】

層厚演算部 236 は、位置 P_1 と位置 P_2 との間の距離を演算することにより、位置 P における層領域 L_1 の厚さ $d_{12}(P) = |z_2 - z_1|$ を求める。同様に、層厚演算部 236 は、位置 P_2 と位置 P_3 との間の距離を演算することにより、位置 P における層領域 L_2 の厚さ $d_{23}(P) = |z_3 - z_2|$ を求め、位置 P_3 と位置 P_4 との間の距離を演算することにより、位置 P における層領域 L_3 の厚さ $d_{34}(P) = |z_4 - z_3|$ を求める。

【0195】

なお、位置 $P_k, P(k+1)$ ($k = 1, 2, 3$) 間の距離は、上記のように $d_k(k+1) = |z(k+1) - z_k|$ を演算（つまり z 座標値の差を演算）する代わりに、たとえば位置 P_k の画素と位置 $P(k+1)$ の画素との間の画素数をカウントし、そのカウント結果に画素間距離（既知）を乗算して距離を求めるなど、他の方法を適用して演算することも可能である。

20

【0196】

層厚演算部 236 は、以上のようにして、血管直下領域 V に対応する位置における層領域の厚さ（層の厚さ）を演算する。他方、血管直下領域 V 以外の位置における層領域の厚さについては、従来と同様に、当該位置における境界領域間の距離を演算することによって求めることができる。

30

【0197】

画像処理部 230 は、このような層の厚さの計測の他、たとえば、断層画像 G_i 中の任意の 2 点間の距離を計測したり、任意の画像領域の面積を計測したりできるように構成することも可能である。また、3次元画像中の任意の 2 点間の距離を計測したり、任意の画像領域の体積を計測したりできるように構成することもできる。

【0198】

[動作]

以上のような構成を有する眼底観察装置 1 の動作について、図 13 ~ 図 18 を参照しつつ説明する。図 13 は、眼底観察装置 1 の動作の一例を表すフローチャートである。また、図 14 ~ 図 18 は、眼底観察装置 1 により表示される各種の画像の一例を表している。なお、これらの画像は、主制御部 211 によって表示部 240A に適宜に表示されるようになっている。

40

【0199】

まず、被検眼 E の眼底 E_f の眼底画像 E_f を撮影するとともに (S_1)、眼底 E_f の断層画像 $G_1 \sim G_m$ を取得する (S_2)。ここで、断層画像 $G_1 \sim G_m$ を取得するための信号光 LS の走査領域 R は、眼底画像 E_f の撮影領域内に設定されるものとする。ただし、本発明においては、一般に、眼底画像 E_f の少なくとも一部に相当する眼底 E_f の表面の領域に走査領域 R が設定されていれば十分である。（それにより、眼底画像 E_f の撮影領域の少なくとも一部と共通領域を有するように走査領域 R が設定されるので、後述のステップ S_6 の位置合わせ処理が可能となる。）なお、眼底画像 E_f の撮影と断

50

層画像 G 1 ~ G m の取得は、どちらを先に実行してもよい。

【 0 2 0 0 】

図 1 4 は、ステップ S 1 にて撮影された眼底画像 E f の一例を表している。この眼底画像 E f は、従来の眼底カメラと同様にして撮影された画像であり、同図に示すように比較的明瞭な画像として得られるものである。

【 0 2 0 1 】

眼底画像 E f の画像データ 2 1 2 a と、断層画像 G 1 ~ G m の画像データ G a は、主制御部 2 1 1 によって画像記憶部 2 1 2 に保存される。また、主制御部 2 1 1 は、眼底画像 E f の画像データ 2 1 2 a と、断層画像 G 1 ~ G m の画像データ G a を、画像処理部 2 3 0 に送る。

10

【 0 2 0 2 】

画像処理部 2 3 0 の積算画像生成部 2 3 1 は、画像データ G a に基づいて、各断層画像 G 1 ~ G m を深度方向に積算した積算画像 (の画像データ) P r を生成する (S 3) 。

【 0 2 0 3 】

図 1 5 は、ステップ S 3 にて生成される積算画像 P r の一例を表している。この積算画像 P r は、前述のように、比較的不明瞭な画像として取得されるものである。前述のように、断層画像 G 1 ~ G m を取得するための走査領域 R が眼底画像 E f の撮影領域内に設定されているので、積算画像 P r は、眼底画像 E f の一部の領域 (走査領域 R) を描写する画像である。

【 0 2 0 4 】

20

血管領域抽出部 2 3 2 は、眼底画像 E f の画像データ 2 1 2 a に基づいて、眼底画像 E f に含まれる血管領域 W 1 を抽出する (S 4) 。更に、血管領域抽出部 2 3 2 は、ステップ S 3 で生成された積算画像 P r の画像データに基づいて、この積算画像 P r に含まれる血管領域 W 2 を抽出する (S 5) 。ここで、眼底画像 E f からの血管領域 W 1 の抽出処理と、積算画像 P r からの血管領域 W 2 の抽出処理は、どちらを先に実行してもよい。

【 0 2 0 5 】

図 1 6 は、ステップ S 4 にて抽出された眼底画像 E f の血管領域 W 1 の一例を表している。この血管領域 W 1 は、前述のように、眼底画像 E f 中の血管に相当する画像領域を比較的細部まで (細い血管の部分まで) 描写した画像となっている。

30

【 0 2 0 6 】

また、図 1 7 は、ステップ S 5 にて抽出された積算画像 P r の血管領域 W 2 の一例を表している。この血管領域 W 2 は、比較的不明瞭な積算画像 P r から抽出されたものであり、同図に示すように、(少なくとも血管領域 W 1 と比較して) 眼底血管に相当する画像領域を細部まで描写した画像ではない。また、積算画像 P r の血管領域 W 2 は、図 1 6、図 1 7 から分かるように、画像の所々で切断された形態の画像として取得されることがあり、眼底画像 E f の血管領域 W 1 と比較して、眼底血管の繋がり状態を明瞭に表現する画像ではないことが多々ある。

【 0 2 0 7 】

血管領域位置合わせ部 2 3 3 は、眼底画像 E f から抽出された血管領域 W 1 と、積算画像 P r から抽出された血管領域 W 2 との位置合わせを行う (S 6) 。このとき、眼底画像 E f の撮影領域 (の X Y 座標値) と、走査領域 R (の x y 座標値) との位置関係に基づいて、血管領域 W 1 と血管領域 W 2 との (おおよその) 位置関係を求めてから位置合わせ処理を行うことにより、処理時間の短縮を図るようにしてもよい。

40

【 0 2 0 8 】

図 1 8 は、ステップ S 6 にて実行された血管領域 W 1、W 2 の位置合わせ結果に基づいて眼底画像 E f と積算画像 P r とを重ねて表示させたときの画像の一例を表している。同図に示すように、血管領域 W 1、W 2 の位置合わせにより、眼底画像 E f と積算画像 P r とが好適に位置合わせされることが分かる。

【 0 2 0 9 】

50

血管断面領域特定部 234 は、位置合わせがなされた 2 つの血管領域 W1、W2 に基づいて、積算画像 Pr の基になった各断層画像 G1 ~ Gm について、その断層画像 Gi における血管断面領域の位置を特定する (S7)。

【0210】

画像補間部 235 は、特定された血管断面領域の位置に基づいて、その断層画像 Gi における層領域及び / 又は層領域の境界領域を補間する処理を行う (S8)。

【0211】

層厚演算部 236 は、補間された境界領域や層領域に基づいて、血管直下領域に対応する位置における層領域の厚さを演算するとともに、その他の位置における層領域の厚さを演算する (S9)。この演算結果は、主制御部 211 によって、たとえばハードディスクドライブ 204 に保管される。

10

【0212】

また、主制御部 211 は、層領域の厚さの演算結果のマップ、すなわち、眼底 Ef の各位置 (xy 座標位置) に対応する当該層領域の厚さの分布情報などを形成してもよい。形成された情報は、ハードディスクドライブ 204 に保管されたり、表示部 240A に表示されたりする。

【0213】

また、主制御部 211 は、ステップ S8 にて補間された画像領域 (層領域、境界領域) を、断層画像 Gi の血管直下領域に重ねて表示部 240A に表示させる (S10)。それにより、従来は図 21 に示すように不明瞭であった層や境界が、補間されて明瞭に表示される。

20

【0214】

[作用・効果]

以上のような眼底観察装置 1 の作用及び効果について説明する。この眼底観察装置 1 は、光学的に取得されるデータに基づいて、眼底 Ef の眼底画像 Ef を形成するとともに、眼底画像 Ef の少なくともにも相当する眼底 Ef の表面の領域 (走査領域 R) を光学的に走査して取得されるデータに基づいて、眼底 Ef の断層画像 G1 ~ Gm を形成するようになっている。更に、この断層画像 G1 ~ Gm をそれぞれ深度方向に積算して積算画像 Pr を生成するとともに、この積算画像 Pr 及び眼底画像 Ef からそれぞれ血管領域 W1、W2 を抽出する。そして、抽出された 2 つの血管領域 W1、W2 に基づいて、各断層画像 G1 ~ Gm における血管断面領域の位置を特定するように作用する。

30

【0215】

このような眼底観察装置 1 によれば、眼底 Ef の断層画像 G1 ~ Gm における血管の断面に相当する血管断面領域の位置の把握が可能になる。

【0216】

特に、各断層画像 G1 ~ Gm について、眼底画像 Ef 中の血管領域 W1 (眼底血管の比較的細部の状態まで描写している。) に基づいて血管断面領域の位置を特定するようになっているので、積算画像 Pr の血管領域 W2 (眼底血管の細部の状態や繋がり状態を描写できない。) では明瞭に表現されていない血管に相当する血管断面領域の位置まで好適に特定することが可能である。したがって、各断層画像 G1 ~ Gm に対応する眼底 Ef の断面位置に実際に存在する血管について、この血管が当該断層画像 G1 ~ Gm や積算画像 Pr に明瞭に描写されていない場合であっても、この血管に相当する血管断面領域の位置を特定することができる。

40

【0217】

また、本実施形態の眼底観察装置 1 は、特定された血管断面領域の位置に基づいて、各断層画像 G1 ~ Gm において、血管断面領域の直下に位置する眼底 Ef の層に相当する層領域や、層の境界に相当する境界領域を補間するように作用する。それにより、従来は取得できなかった血管断面領域の直下に位置する層領域や境界領域を取得することが可能である。

【0218】

50

更に、この眼底観察装置 1 によれば、層領域や境界領域の補間処理の結果に基づいて、従来は計測することができなかつた血管断面領域の直下における層領域の厚さを計測することが可能である。

【0219】

また、補間処理により得られた画像領域（層領域、境界領域）を断層画像 G 1 ~ G m に重ねて表示することができるので、血管断面領域の直下の画像を含む断層画像 G 1 ~ G m 全体の画像を観察することが可能になる。

【0220】

[変形例]

以上に詳述した構成は、本発明に係る眼底観察装置を好適に実施するための一例に過ぎないものである。したがって、本発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜に施すことが可能である。

【0221】

たとえば、本発明に係る眼底観察装置は、眼底表面の 2 次元画像の形成する装置として眼底カメラ（ユニット）を有しているが、たとえばスリットランプ（細隙灯顕微鏡装置）などの任意の眼科装置を用いて眼底表面の 2 次元画像を形成するように構成することも可能である。

【0222】

また、上記の実施形態では、画像形成部 220（画像形成ボード 208）によって眼底 E f の表面の 2 次元画像や断層画像の形成処理を行うとともに、制御部 210（マイクロプロセッサ 201 等）によって各種制御処理を行うようになっているが、これら双方の処理を 1 台若しくは複数台のコンピュータによって行うように構成することができる。

【0223】

また、本発明に係る眼科画像処理プログラム（制御プログラム 204 a）は、コンピュータによって読み取りが可能な任意の記憶媒体に記憶させることができる。このような記憶媒体としては、たとえば、光ディスク、光磁気ディスク（CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO 等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/ZIP 等）、半導体メモリなどがある。

【図面の簡単な説明】

【0224】

【図 1】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態の全体構成の一例を表す概略構成図である。

【図 2】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態における眼底カメラユニットに内蔵される走査ユニットの構成の一例を表す概略構成図である。

【図 3】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態における OCT ユニットの構成の一例を表す概略構成図である。

【図 4】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態における演算制御装置のハードウェア構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 5】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態の制御系の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 6】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態における操作パネルの外観構成の一例を表す概略図である。

【図 7】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態における演算制御装置の機能的な構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 8】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態による信号光の走査態様の一例を表す概略図である。図 8（A）は、被検眼に対する信号光の入射側から眼底を見たときの信号光の走査態様の一例を表している。また、図 8（B）は、各走査線上の走査点の配列態様の一例を表している。

【図 9】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態による信号光の走査態様、及び、各走査線に沿って形成される断層画像の態様の一例を表す概略図である。

10

20

30

40

50

【図10】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態による断層画像中の層領域及び境界領域の補間処理を説明するための概略説明図である。

【図11】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態による断層画像中の層領域及び境界領域の補間処理を説明するための概略説明図である。

【図12】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態による層領域の厚さの演算処理を説明するための概略説明図である。

【図13】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【図14】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態により取得された眼底画像の一例を表す図である。

10

【図15】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態により生成された積算画像の一例を表す図である。

【図16】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態により眼底画像から抽出された血管領域の一例を表す図である。

【図17】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態により積算画像から抽出された血管領域の一例を表す図である。

【図18】本発明に係る眼底観察装置の好適な実施形態による血管領域の位置合わせ結果に基づいて重ねて表示された眼底画像及び積算画像の一例を表す図である。

【図19】従来における眼底観察装置（眼底カメラ）の外観構成の一例を表す概略側面図である。

20

【図20】従来における眼底観察装置（眼底カメラ）の内部構成（光学系の構成）の一例を表す概略図である。

【図21】OCT画像における眼底血管の直下に位置する画像領域の形態の一例を説明するための概略説明図である。

【符号の説明】

【0225】

1 眼底観察装置

1A 眼底カメラユニット

3a 操作パネル

8c 装着部

30

10、12 撮像装置

100 照明光学系

101 観察光源

103 撮影光源

120 撮影光学系

134、136 ダイクロイックミラー

140 LCD

141 走査ユニット

141A、141B ガルバノミラー

142 レンズ

40

150 OCTユニット

151 コネクタ部

152 接続線

152a、161、163、164、165 光ファイバ

160 低コヒーレンス光源

162 光カプラ

174 参照ミラー

180 スペクトロメータ

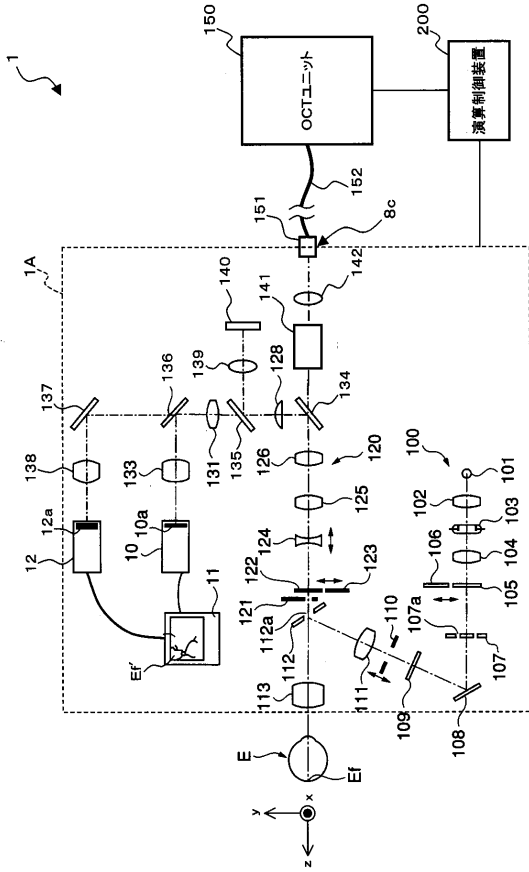
184 CCD

200 演算制御装置

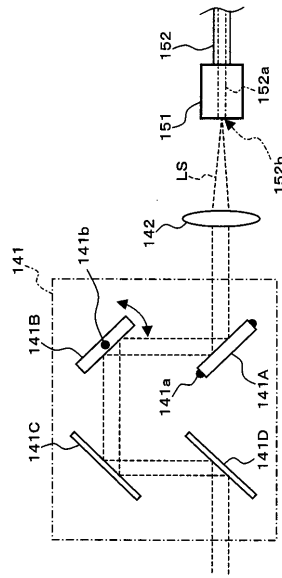
50

2 0 1	マイクロプロセッサ	
2 0 8	画像形成ボード	
2 0 8 a	眼底画像形成ボード	
2 0 8 b	OCT画像形成ボード	
2 1 0	制御部	
2 1 1	主制御部	
2 1 2	画像記憶部	
2 1 2 a	眼底画像の画像データ	
2 2 0	画像形成部	
2 3 0	画像処理部	10
2 3 1	積算画像生成部	
2 3 2	血管領域抽出部	
2 3 3	血管領域位置合わせ部	
2 3 4	血管断面領域特定部	
2 3 5	画像補間部	
2 3 6	層厚演算部	
2 4 0	ユーザインターフェイス	
2 4 0 A	表示部	
2 4 0 B	操作部	
2 4 1、2 4 2	ミラー駆動機構	20
2 4 3	参照ミラー駆動機構	
L 0	低コヒーレンス光	
L R	参照光	
L S	信号光	
L C	干渉光	
R	走査領域	
R 1 ~ R m	走査線	
R i j (i = 1 ~ m、 j = 1 ~ n)	走査点	
G、G 1 ~ G m、G a	断層画像 (の画像データ)	
L 1、L 2、L 3	層領域	30
g 1、g 2、g 3、g 4	境界領域	
V	血管断面領域	
V	血管直下領域	
G i j (i = 1 ~ m、 j = 1 ~ n)	深度方向の画像	
E	被検眼	
E f	眼底	
E f	眼底画像 (眼底の表面の2次元画像)	

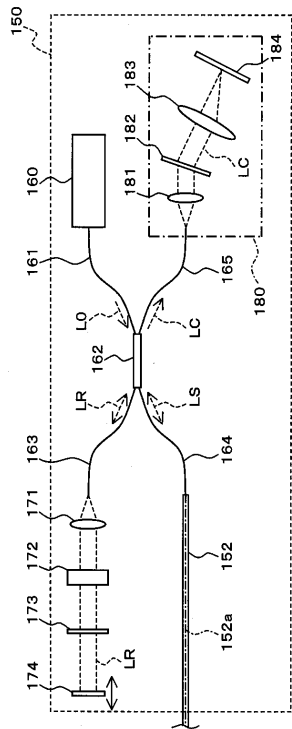
【図 1】



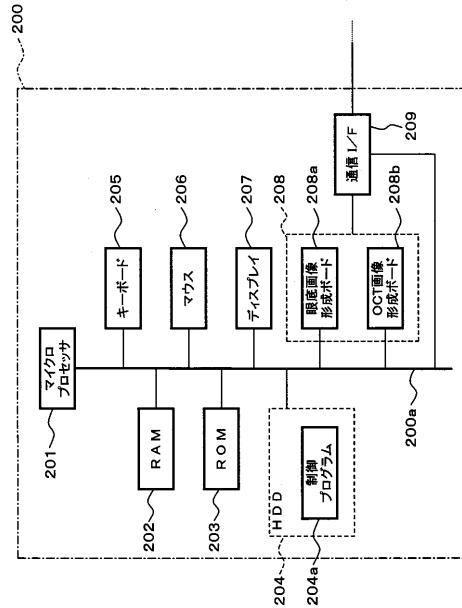
【図 2】



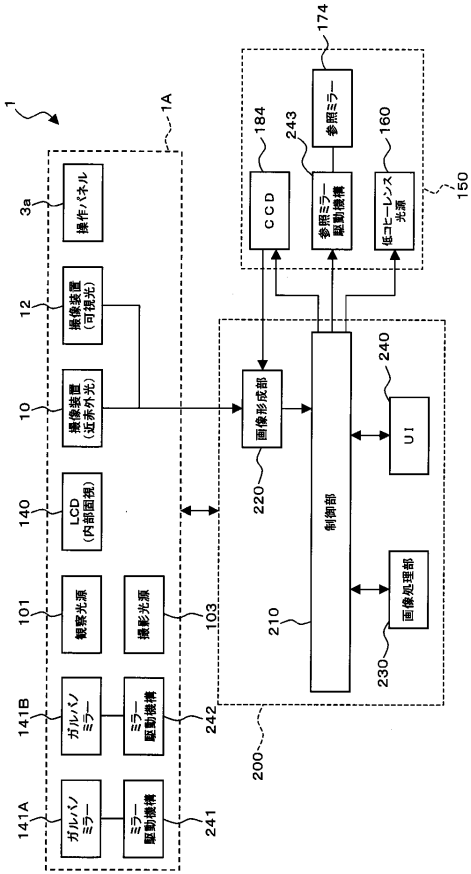
【図 3】



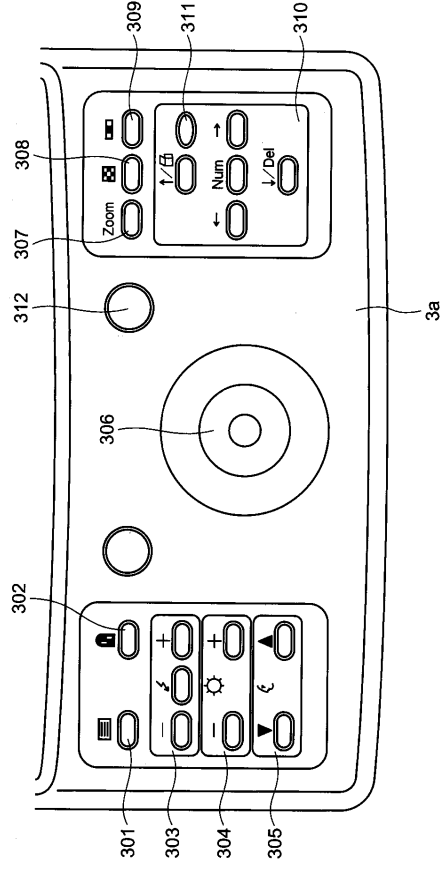
【図 4】



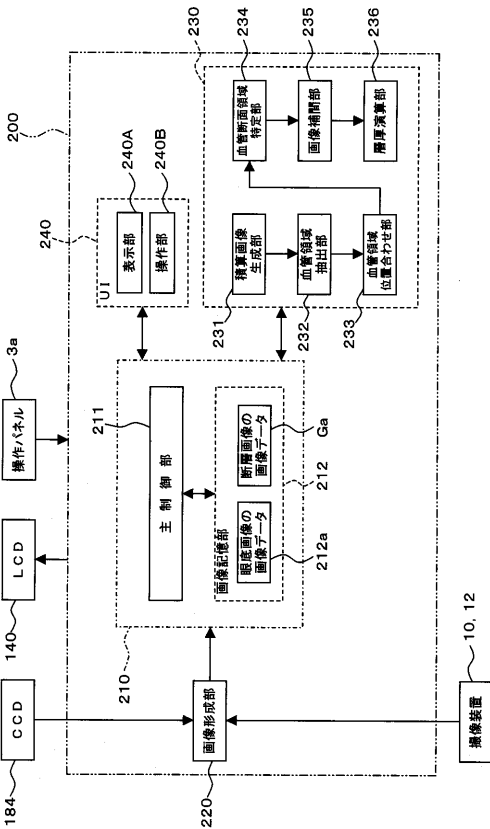
【図5】



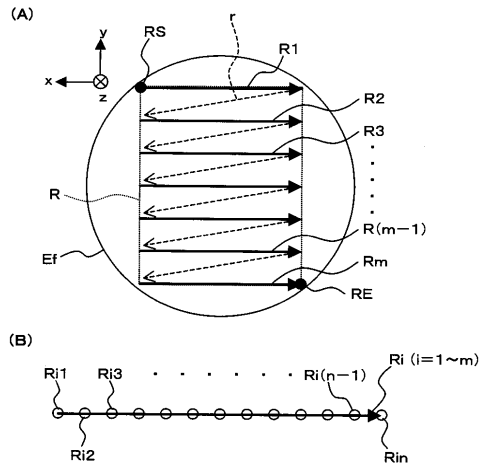
【図6】



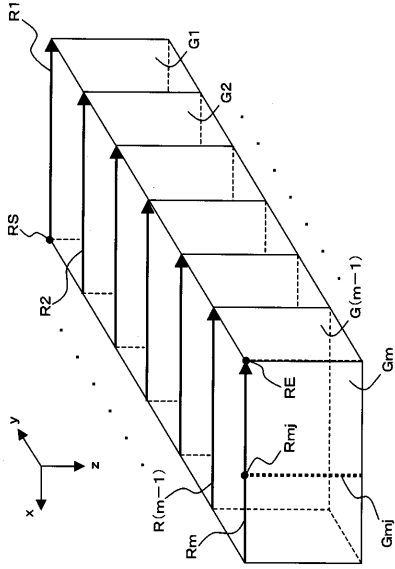
【図7】



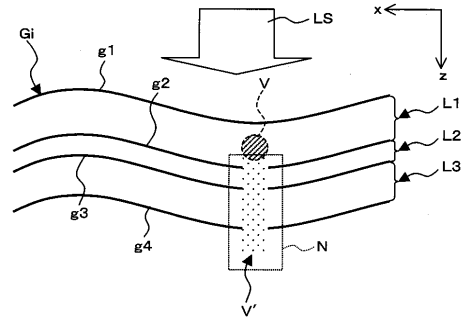
【図8】



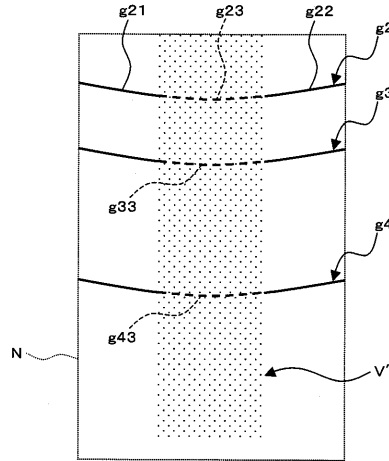
【図9】



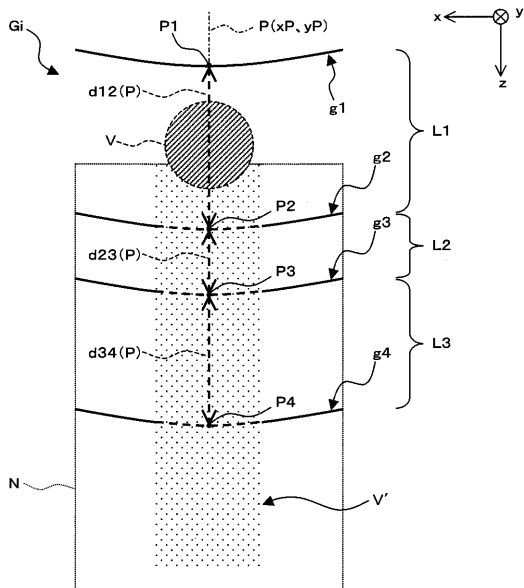
【図10】



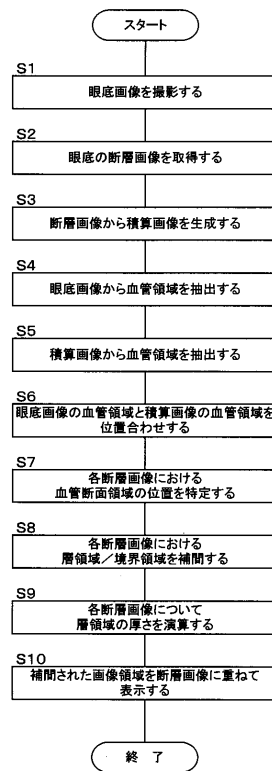
【図11】



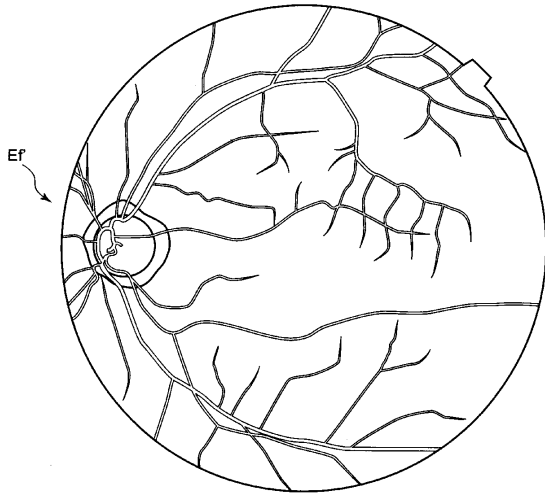
【図12】



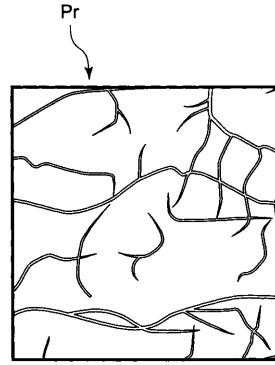
【図13】



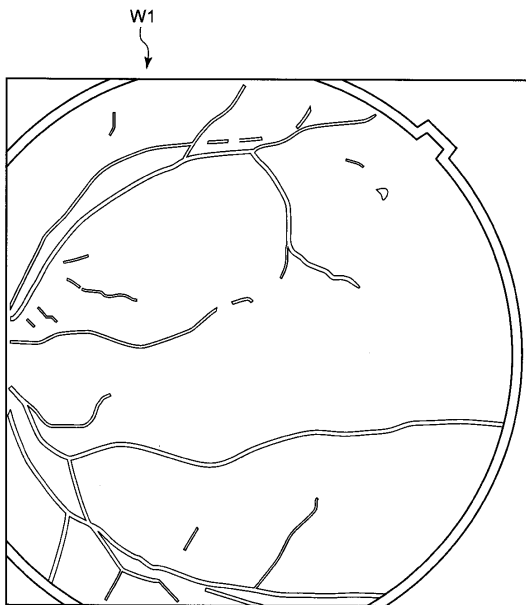
【図 14】



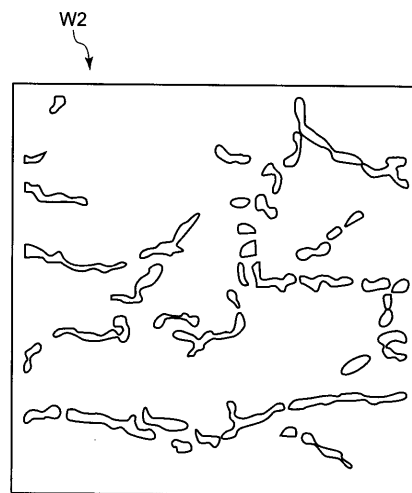
【図 15】



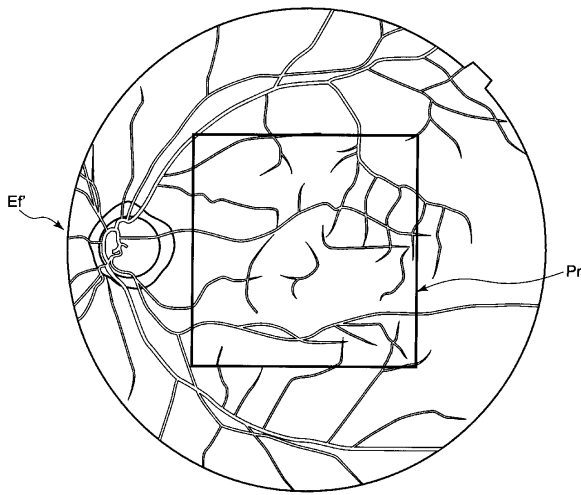
【図 16】



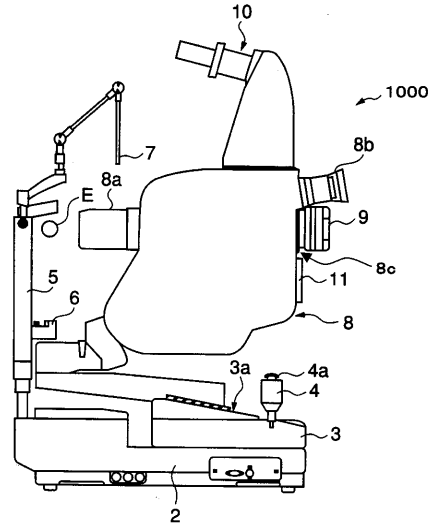
【図 17】



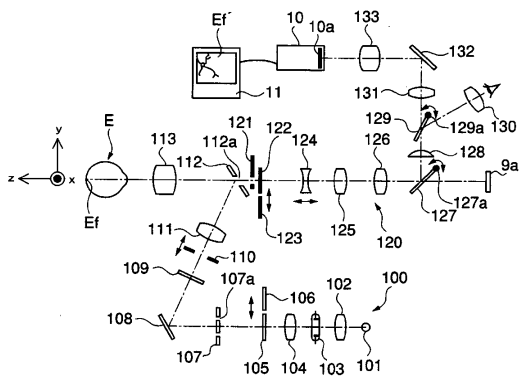
【 図 18 】



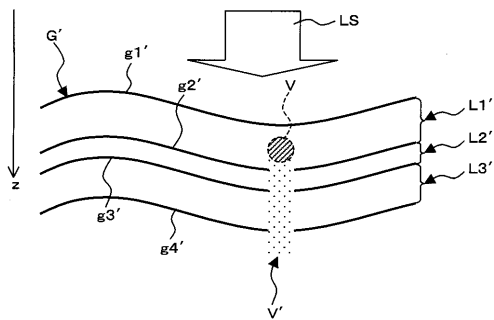
【 図 19 】



【 図 20 】



【 図 21 】



フロントページの続き

- (72)発明者 福間 康文
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 塚田 央
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

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平08-098813(JP,A)
特開2005-118076(JP,A)
特開平04-288124(JP,A)
特表2004-502483(JP,A)
国際公開第2006/052479(WO,A1)
特開2004-350849(JP,A)
特開2003-000543(JP,A)
特開2005-241464(JP,A)
特開2007-130403(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00-3/16
G01N 21/17
G01N 21/64