

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6255662号
(P6255662)

(45) 発行日 平成30年1月10日(2018.1.10)

(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/14 A
	A 6 1 B 3/14 M

請求項の数 2 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-252295 (P2012-252295)	(73) 特許権者	000135184
(22) 出願日	平成24年11月16日(2012.11.16)		株式会社ニデック
(65) 公開番号	特開2014-100175 (P2014-100175A)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
(43) 公開日	平成26年6月5日(2014.6.5)	(72) 発明者	秋田 純一
審査請求日	平成27年11月12日(2015.11.12)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株 株式会社ニデック拾石工場内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼底撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の波長を含んだ励起光を被検眼に向けて照射する第1照射手段と、
前記第1波長の照射に基づく第1の自発蛍光画像を、第1バリアフィルタを用いて取得する第1画像取得手段と、
前記第1波長とは異なる第2の波長を含んだ励起光を被検眼に向けて照射する第2照射手段と、
前記第2波長の照射に基づいて前記第1の自発蛍光画像における蛍光物質と同一物質による第2の自発蛍光画像を、第2バリアフィルタを用いて取得する第2画像取得手段と、
前記第1自発蛍光画像と前記第2自発蛍光画像の略同一となる眼底部位の画像データを比較演算し、該比較演算を行った演算結果画像を生成する演算手段と、
を備えたことを特徴とする眼底撮影装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の眼底撮影装置であって、
前記演算手段による比較演算は減算または加算であることを特徴とする眼底撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼底を撮影して眼底観察・検査を行うための眼底撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被検眼に異なる波長の光を交互に投光し、被検眼の眼底で生じた反射光または蛍光を取得して眼底画像を生成する眼底撮影装置が知られている（特許文献1参照）。このような装置では異なる波長条件で交互に撮影し、取得した複数の波長条件の眼底像を合成してモニタに表示する。また、被検者の血管に造影剤を注入してFAG蛍光撮影とICG蛍光撮影を交互に繰り返すことで、動画として診断できる眼底撮影装置が知られている（特許文献2参照）。更には、被検者の血管に造影剤を注入せずとも励起光とフィルタとによって自然蛍光（自発蛍光）を撮影する眼底撮影装置が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0003】

【特許文献1】特開2009-219644号公報

【特許文献2】特開2006-239196号公報

【特許文献3】特開2006-247076号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら特許文献1の装置は、1つの波長条件で撮影した画像や、複数の波長条件で撮影した合成画像をモニタに表示することができるが、検者は診断する際にこれら波長条件の異なる各々の画像をモニタに交互に表示しながら、撮影画像の同一部位に着目し比較して診断する必要があった。このため検者の手間が発生していた。特許文献2および特許文献3の装置においても各々の蛍光撮影で得た画像をモニタに交互に、または並べて表示して診断する必要があった。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

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) 第1の波長を含んだ励起光を被検眼に向けて照射する第1照射手段と、前記第1波長の照射に基づく第1の自発蛍光画像を、第1バリアフィルタを用いて取得する第1画像取得手段と、前記第1波長とは異なる第2の波長を含んだ励起光を被検眼に向けて照射する第2照射手段と、前記第2波長の照射に基づいて前記第1の自発蛍光画像における蛍光物質と同一物質による第2の自発蛍光画像を、第2バリアフィルタを用いて取得する第2画像取得手段と、前記第1自発蛍光画像と前記第2自発蛍光画像の略同一となる眼底部位の画像データを比較演算し、該比較演算を行った演算結果画像を生成する演算手段と、

30

を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、複雑な操作を要することなく、異なる波長条件で取得し演算した画像を効率よく取得することができる。

【発明を実施するための形態】

【0007】

40

本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。図1は実施形態を示す眼底撮影装置の光学系を示した図である。

【0008】

青色および緑色の波長を有するレーザー光を出射する光源ユニット（レーザー光出射部）1は、青色（波長490nm程度）のレーザー光を発する第1レーザー光源1aと、緑色（波長530nm程度）のレーザー光を発する第2レーザー光源1b、の2色の光源を含み、制御部30（図2参照）によって各光源が駆動制御される。また、光源ユニット1には、各光源から出射される光を光軸L1上にて同軸とする（合成する）ための光路合成部材として、緑色光を反射して青色光を透過する特性を有するダイクロイックミラー17が配置されている。

50

【0009】

レーザー光出射部1から出射したレーザー光は、中央に開口部を有する穴開きミラー2の開口部を通り、レンズ3を介した後、ミラー4、ミラー5、凹面ミラー6にて反射し、ポリゴンミラー7に向かう。ポリゴンミラー7にて反射された光束は、凹面ミラー8(8a, 8b)、ガルバノミラー9、ミラー15、凹面ミラー10にて反射した後、被検眼Eの眼底にて集光し、眼底を2次的に(図示するXY軸方向に)走査する。なお、本実施形態ではポリゴンミラー7はレーザー光を被検眼Eの眼底にて水平方向に走査するための走査手段となり、ガルバノミラー9はポリゴンミラー7による走査方向に対して直角方向にレーザー光を走査するための走査手段となる。これらの光学部材によってレーザー光を眼底上で走査して眼底を照明する投光光学系(照射光学系)を形成する。なお、第1レーザー光源1aを用いた照射光学系は第1照射手段となり、第2レーザー光源1bを用いた照射光学系は第2照射手段となる。

10

【0010】

被検眼Eの眼底Erに走査されたレーザー光の反射光(拡散光)は、凹面ミラー10、ミラー15で反射し、ガルバノミラー9へ向かう。ガルバノミラー9で反射した光は、凹面ミラー8(8a, 8b)、ポリゴンミラー7、凹面ミラー6、ミラー5、ミラー4、レンズ3を辿り穴開きミラー2に向かう。穴開きミラー2にて反射し、下方に折り曲げられる。なお、被検眼Eの瞳位置と穴開きミラー2の開口部とは、レンズ3により共役となっている。穴開きミラー2にて反射した反射光は、レンズ11、回転板20を経てピンホール板12のピンホールに焦点(被検眼Eの眼底と共役)を結ぶ。ピンホール板12で焦点を結んだ反射光は、ピンホール板12を通過後はダイクロイックミラー18に達する。ダイクロイックミラー18は光路分岐部材(光路分岐手段)として第1レーザー光源1aに基づき被検眼の眼底で生じた青色光を透過し、第2レーザー光源1bに基づき被検眼の眼底で生じた緑色光を反射させる。ダイクロイックミラー18で透過した青色光はレンズ13aを経て受光素子14aに受光される。ダイクロイックミラー18で反射した緑色光はレンズ13bを経て受光素子14bに受光される。レンズ13(13a, 13b)はピンホール板12で焦点を結んだ光を受光素子14(14a, 14b)に導光している。これらの光学部材により受光光学系(撮影光学系)を形成する。

20

【0011】

なおピンホール板12の開口径は変更可能である。検者がコントロール部32に配置された絞り切り替えダイヤルを操作し、制御部30がピンホール板12に結合された図示なきアクチュエータを制御することでピンホール板12の開口径が変化する。ピンホール板12の開口径を変更することで撮影画像の深度(受光深度幅)が変化する。被検眼Eの眼底Erの観察点とピンホール板12とはレンズ11によって共役な位置関係となる。また、受光素子14aと受光素子14bは同じ特性をもつ受光素子であり、本実施形態では可視域及び赤外域に感度を持つAPD(アバランシェフォトダイオード)を用いている。

30

【0012】

なお、本実施形態では後述するように、撮影された画像を補償(強度化)するための補償手段として標準試料40を装置内の光学系光路上(レーザーの走査範囲内)に配置するものとしている。本実施形態ではミラー15と凹面ミラー10との間で、0ディオプターの屈折力をもつ被検眼Eを視度補正手段で視度補正したときの眼底Erと共役となる光路上の所定位置に、標準試料40を配置するものとしている。標準試料40は図示なき標準部材40aと黒標準部材40bとを並べて配置する。標準部材40aは各レーザー光源(第1, 第2)の照射光量に基づいた反応量(反射光量)を生じる部材を選択する。黒標準部材40bは各レーザー光源(第1, 第2)の照射光量に対しても十分に低い反応量となる部材を選択する。

40

【0013】

また、本実施形態では照射光によって標準部材40aで生じる反射光を取得するが、後述する第2の実施形態のように被検眼の眼底での蛍光反応を撮影する場合は、標準部材40aは蛍光反応を生じる部材を選べばよい。また、標準試料40には通常撮影用(非蛍光

50

撮影)の標準部材および黒標準部材と、蛍光撮影用の標準部材および黒標準部材とを並べて配置してもよい。レーザー光の走査範囲に標準試料40が挿入されたときの各部材(標準部材,黒標準部材)が配置位置を予め記憶しておくことで、制御部30は各部材(標準部材,黒標準部材)の照射光に対する反応情報を取得することができる。

【0014】

なお、制御部30が制御するアクチュエータなど図示なき駆動手段36によって、標準試料40をレーザー光の走査範囲に挿脱可能である。被検眼の眼底の撮影を行っている最中の標準試料40はレーザー光の走査範囲の外へ退避している。該眼底の撮影が完了すると標準試料40が光路内の挿入されて標準部材40aおよび黒標準部材40bの撮影が行われる。

10

【0015】

図2は本実施形態における眼底撮影装置の制御系を示したブロック図である。装置全体の制御を行う制御部30はCPUを有し、レーザー光源1a,1b、ポリゴンミラー7及びガルバノミラー9を駆動させるための駆動手段36、受光素子14、パルスモータ21、センサ23、ミラー4,5を駆動させるための駆動手段31、コントロール部32、受光素子14aおよび受光素子14bにて受光した信号を基に被検眼Eの眼底の画像(正面像)を形成するための画像処理部33等が接続される。なお、受光素子14aを用いた撮影光学系と画像処理部33との組合せで第1画像取得手段となり、受光素子14bを用いた撮影光学系と画像処理部33との組合せで第2画像取得手段となる。画像処理部33は2つの受光素子(14a,14b)から出力される信号に基づいて同時(並列信号処理)

20

【0016】

表示手段(モニタ34)には画像処理部33にて形成した眼底画像や後述する演算結果画像等が表示される。記憶手段35には制御部30のCPUが制御および撮影画像の演算を行うために使用するプログラムが格納される。なお、記憶手段35と制御部30と画像処理部33とは撮影画像の演算手段ともなり、後述する強度の演算や画像同士の演算が行われる。コントロール部32には、視度補正のために被検眼Eの屈折力や、その他の被検眼Eの眼情報(角膜曲率半径,眼軸長)を入力するための入力部、撮影モードを切り替えるための切り替えダイヤル、蛍光撮影を開始するための撮影スイッチ、撮影画像の深度調節をするための絞り切り替えダイヤル、回転板20を回転させて光軸L2上に所望するフィルタまたは開口部を位置させるための切り替えスイッチ等、装置を操作するための各種スイッチが用意されている。

30

【0017】

以上のような構成を有する眼底撮影装置において、その動作について図3(a)のフローチャートで説明する。ここでは第1レーザー光源1aによる青色光による撮影と第2レーザー光源1bによる緑色光の撮影を同時に行い、続けて演算手段によって2種類の撮影画像を演算して演算結果画像を表示および記憶する方法について説明する。

【0018】

装置の電源を投入すると、検者は被検眼Eへの位置合わせを行うため、コントロール部32に設けられた図示なきモード切り替えダイヤルを操作して演算撮影モードを選択する。撮影モードが選択されると制御部30は第1レーザー光源1a(青色)と第2レーザー光源1b(緑色)とを出射させる。検者は予め被検眼Eの屈折力を眼屈折力測定装置等にて予め測定しておき、得られた被検眼Eの屈折力値をコントロール部32を用いて入力する。制御部30は入力された屈折力データを記憶部35に記憶させるとともに、駆動手段31を用いてミラー4,5を駆動させて視度補正を行う。視度補正が行われた状態にて、検者は図示なきジョイスティック等を用いて装置を駆動させて、被検眼Eの眼底にレーザー光が照射される。検者は所望する画像がモニタ34に表示されるように、被検眼Eへの位置合わせを行う。

40

【0019】

ここで、制御部30は、駆動手段36を駆動制御してポリゴンミラー7及びガルバノミ

50

ラー 9 を動作させることにより、被検眼 E の眼底上でレーザー光を二次元的に走査させる。これにより、受光素子 14 (14 a , 14 b) には、被検眼 E の眼底上におけるレーザー光の走査位置に対応する眼底反射光が逐次受光される。ここで、画像処理部 33 は、受光素子 14 (14 a , 14 b) から逐次出力される受光信号に基づいて一枚の眼底画像 (1 フレーム分の画像) を構築する。モニタ 34 には受光素子 14 a が受光した画像を表示させる。そして、以上のような動作を繰り返すことにより、モニタ 34 の画面上において、被検眼 E の眼底 E r を動画にてリアルタイムで観察可能となる。

【 0020 】

なお、本実施形態では被検眼へのアライメント手段として第 1 レーザー光源 1 a (青色) をアライメントする際の光源として使用したがこれに限らない。アライメントする際の光源として赤外光 (非可視) を使用してもよい。例えば、レーザー光出射部 1 に赤外光を出射するレーザー光源を追加し、ダイクロイックミラー 18 (光路分岐部材) を青色光と赤外光を透過する特性とし、レーザー光出射部 1 から赤外光を出射して受光素子 14 a で受光するようにすればよい。

10

【 0021 】

このような制御により、モニタ 34 には第 1 レーザー光源 1 a (青色) にて撮影した眼底像 (動画) が表示されることとなる。検者はこの像を見て撮影部位、アライメントやピントの状態を確認するとともに、被検眼への照射光量調節手段としてコントロール部 32 に設けられた Blue レーザー光輝度調節ダイヤルを操作して眼底画像 (動画) がはっきりみえるようにする。検者がコントロール部 32 に設けられた Blue レーザー光輝度調節ダイヤル (第 1 レーザー光源 1 a 用) を操作すると、制御部 30 は第 1 レーザー光源 1 a から出射するレーザー光量を調節する。被検眼 E と装置とが適正な位置関係となり、適切な眼底像を観察できたところで、検者は撮影を開始するための撮影開始指示としてコントロール部 32 に配置された撮影スイッチを押す。

20

【 0022 】

なお、本実施形態では第 2 レーザー光源 1 b のレーザー光量は Blue レーザー光輝度調節ダイヤル (第 1 レーザー光源 1 a 用) で設定した光量に連動する。例えば、検者が調節した Blue レーザー光輝度調節ダイヤルでの設定値が所定値 (例えば調節可能な光量範囲の中間光量値) よりも大きい場合、制御部 30 は第 2 レーザー光源 1 b の光量も所定値より大きくなるように光量を調節する。

30

【 0023 】

なお、第 1 レーザー光源 1 a の光量と第 2 レーザー光源 1 b の光量を連携させず、第 2 レーザー光源 1 b の光量を図示なきコントロール部に設けられた Green 光輝度調節ダイヤルで検者が調節するようにしてもよい。例えば、制御部 30 が Green 光調節ダイヤルの操作を検出し、検者が操作している間は受光素子 14 b で受光した画像をモニタ 34 に表示させればよい。この場合、Green 光調節ダイヤルの操作変化を検出してから所定時間 (例えば 5 秒) の間は Green 光調節ダイヤルの操作継続の如何を問わずモニタ 34 に表示し続け、該ダイヤルの操作変化が完了してから所定時間が経ったらモニタ 34 へは第 1 レーザー光源 1 a に基づく画像へと自動で切り換える。このようにすることで第 2 レーザー光源 1 b の光量の調節と該レーザー光に基づく画像の確認を簡単な操作で行うことができる。

40

【 0024 】

コントロール部 32 に配置された撮影スイッチは画像の取得を開始するためのトリガ信号入力手段となる。制御部 30 は検者が撮影スイッチを押したことに基づくトリガ信号の入力を検知すると、ポリゴンミラー 7 及びガルバノミラー 9 の駆動制御に連動して受光素子 14 (14 a , 14 b) の各々から逐次出力される受光信号に基づいて二枚の眼底画像 (1 フレーム分の眼底の正面像) を構築する。制御部 30 は構築した 2 次元座標と階調情報を有する第 1 撮影画像 (静止画) と第 2 撮影画像 (静止画) とを記憶部 35 に区分けして記憶する。また、制御部 30 は撮影時の視度補正手段 (ミラー 4 , 5) の位置を視度補正情報として撮影画像 (第 1 撮影画像 , 第 2 撮影画像) に対応付けて記憶部 35 に記憶さ

50

せる。

【 0 0 2 5 】

なお、制御部 3 0 は前述したレーザー光の走査範囲の光路上に挿脱可能な標準試料 4 0 は 1 フレーム分の眼底像を取得し終えたところで光路の中に挿入する。続けて制御部 3 0 は、眼底に照射したときと同じレーザー光量で標準試料 4 0 (標準部材 4 0 a , 及び黒標準部材 4 0 b) を撮影し、反応光 (反射光) を得て記憶部 3 5 に記憶する。このようにして制御部 3 0 は第 1 レーザー光源 1 a に基づく第 1 撮影画像 (第 1 画像) と、第 2 レーザー光源 1 b に基づく第 2 撮影画像 (第 2 画像) とを同時または略同時に取得する。なお、本実施形態では異なる 2 つの波長を被検眼に同時に投光して 2 つの受光素子で同時に受光するため、2 つの撮影画像は同一の眼底部位を撮影することになる。よって後述する第 2 の実施形態のように、被検眼の固視微動が理由による 2 つの撮影画像の位置あわせを行う必要がない。2 つの受光素子による同時撮影は演算結果画像の信頼性 (精度) が向上することから好適である。

10

【 0 0 2 6 】

被検眼 E に対する一連の撮影動作が完了すると、制御部 3 0 は続けて取得した 2 つの撮影画像の比較演算を行う。先ず第 1 撮影画像および第 2 撮影画像を構成する全ての画素に対して定量化 (補償) を行う。算出する画像を構成する任意座標の強度値 (眼底で生じる反射光または蛍光反応の強度) を qV 、画像の任意座標 (x, y) の階調値を V_e 、標準試料を撮影した際の黒標準部材の階調値を V_b 、蛍光標準部材の階調値を V_r 、視度補正情報に対応した係数を C_d 、検者がコントロール部 3 2 を用いて入力する被検眼の眼特性 (例えば角膜の曲率半径や眼軸長) に基づいた係数を C_s とすると、任意座標の強度値 qV は式 1 で算出することができる。

20

【 0 0 2 7 】

【 数 1 】

$$qV = \frac{V_e - V_b}{(V_r - V_b) * C_d} * C_s \quad \dots \text{式 1}$$

制御部 3 0 は式 1 の計算を第 1 撮影画像と第 2 撮影画像の各々の座標に対して行う。このように被検眼の眼底を撮影した際に標準試料 4 0 をも撮影しておくことで、照明光量や受光素子の感度など撮影条件による階調値の変化を補償した画像を生成することができる。なお、本実施形態では撮影画像を補償するための補償手段として被検眼の眼底だけでなく標準試料 4 0 も撮影することとしたが、標準試料 4 0 を使用せず、各画素の補償 (強度値化) はコントロール部 3 2 に設けられたレーザー光輝度調節ダイヤル (照射光量調節手段) の設定値に基づいて係数を生成させてもよい。該係数は、予め実験もしくはシミュレーションにより求めておくことが考えられる。また、撮影画像を補償するための補償手段として標準試料 4 0 を使用せずに、ビームスプリッターなどの光路分岐部材で照射光 (第 1 レーザー光源 1 a , 第 2 レーザー光源 1 b) の少なくとも 1 部の光量をモニタすることを補償手段し、各画素を補償 (強度値化) する際に使用してもよい。本実施形態では撮影画像を補償手段で補償することとしている。撮影画像の演算に補償手段で補償した撮影画像を用いることで撮影条件 (照射光量や受光素子の感度バラツキ) に依存し難くなり、演算結果精度や撮影再現性が好適な演算結果画像を取得することができる。

30

40

【 0 0 2 8 】

続けて制御部 3 0 は補償した撮影画像 (第 1 撮影画像 , 第 2 撮影画像) の各部位 (座標位置) に対して演算を行う。本実施形態では第 2 撮影画像の各部位の強度値から第 1 撮影画像の同部位の強度値を減算する演算と、第 2 撮影画像の各画素の強度値から第 1 撮影画像の同部位の強度値を減算する演算を行う。ここで、減算した強度値が負の値をとるときは演算結果を 0 (ゼロ) とする。座標位置 (x, y) における第 1 撮影画像の強度値を $qV_1(x, y)$ 、第 2 撮影画像の強度値を $qV_2(x, y)$ とすると、第 1 撮影画像から第 2 撮影画像を減算した強度値 $qD_a(x, y)$ および第 2 撮影画像から第 1 撮影画像を減算した強度値 $qD_b(x, y)$ は式 2 および式 3 のようになる。

50

【 0 0 2 9 】

【 数 2 】

$$qDa = \begin{cases} qV1(x,y) - qV2(x,y) & (qDa > 0 \text{ のとき}) \\ 0 & (qDa \leq 0 \text{ のとき}) \end{cases} \quad \dots \text{式 2}$$

【 0 0 3 0 】

【 数 3 】

$$qDb = \begin{cases} qV2(x,y) - qV1(x,y) & (qDb > 0 \text{ のとき}) \\ 0 & (qDb \leq 0 \text{ のとき}) \end{cases} \quad \dots \text{式 3}$$

10

制御部 30 は第 1 撮影画像（図 4 参照）と第 2 撮影画像（図 5 参照）に対して式 2 の比較演算（ここでは減算処理）を行った演算結果画像（図 6 参照）と式 3 の比較演算を行った演算結果画像（図 7 参照）の生成を行う。なお、演算結果である強度値は階調値に変換して演算結果画像として形成させ、演算結果画像は 2 次元座標と階調情報（強度値）を関連付けた画像情報となる。2 種類の演算結果画像の生成が完了すると、制御部 30 は 2 種類の演算結果画像をモニタ 34 に並べて表示し、記憶手段 35 に演算結果画像を記憶する。このようにして撮影スイッチが押されると第 1 画像取得手段による第 1 撮影画像の取得と、第 2 画像取得手段による第 2 撮影画像の取得と、演算手段による第 1 撮影画像と第 1 撮影画像との演算と、表示手段（モニタ 34）による演算結果画像の表示と、記憶手段による演算結果画像の記憶とを、一連の流れとして自動で行う。

20

【 0 0 3 1 】

なお、本実施形態では一連の流れとして演算結果画像をモニタ 34 に表示させるとともに記憶手段 35 に自動で記憶することとしたが、記憶手段 35 への記憶はコントロール部 32 に設けられた図示なき記憶スイッチの操作によって開始することとしてもよい。このようにすることで検者がモニタ 34 に表示された演算結果画像を確認し、撮影した眼底部位を確認してから記憶することができる。また、記憶手段 35 への記憶は演算結果画像のみでなく、演算に使用した撮影画像（第 1 撮影画像、第 2 撮影画像）も関連付けて記憶してもよい。このとき、撮影時に取得した画像だけでなく撮影時の視度補正手段の位置や標準試料 40 の反応情報も演算結果画像に関連付けて記憶してもよい。このように演算に

30

【 0 0 3 2 】

なお、演算結果画像をモニタ 34 に表示するとき、または記憶するとき、演算結果画像に対して更なる演算を行ってもよい。例えば演算（画像処理）として、演算結果画像に対してコントラストを変化（明暗を強調）させること、シャープネス（輪郭を強調）を行わないモニタ 34 に表示することが考えられる。なお、図 6 と図 7 は演算結果画像に対してコントラストを変化させた画像である。また、本実施形態では減算を行ったがこれに限るものではない。2 つの撮影画像の比較演算処理を行うことができればよい。例えば除算でもよい。また、本実施形態では減算した強度値が負の値をとる部位（座標位置）は演算結果を 0（ゼロ）としたがこれに限るものではない。演算結果画像に任意の色で着色し、例えば減算した結果が正の値をとる部位（座標位置）は減算した結果の強度値を青色の濃淡階調（強度値）とし、減算した結果が負の値をとる部位（座標位置）は減算した結果の強度値を緑色の濃淡階調（強度値）としてもよい。

40

【 0 0 3 3 】

次に、本実施形態（第 1 実施形態）の変容例となる第 2 の実施形態を図 8 を使用して説明する。なお、図 1 と同じ符号の箇所は同じ意味をなす。

【 0 0 3 4 】

前述した第 1 実施形態では、2 種類のレーザー光（第 1 レーザー光源 1 a、第 2 レーザー光源 1 b）を被検眼に同時に照射し、2 つの受光素子によって 2 種類の撮影画像を同時

50

に取得することとした。第2実施形態では受光素子は1とし、波長が異なる2種類のレーザー光（第1レーザー光源1a、第2レーザー光源1b）を被検眼に交互に照射し、時間を分けて撮影画像を一枚（1フレーム分）ごと取得する。また、第2実施形態では受光光学系の分光透過率変更手段として、分光透過率が異なる2種類のフィルタを切り替えて2種類の自発蛍光撮影を行う。

【0035】

なお、自発蛍光（fundus - auto - fluorescence）撮影は網膜色素上皮のリポフスチンが励起光（第1レーザー光源1aまたは第2レーザー光源1b）に対して自然蛍光を示す原理を利用した蛍光撮影である。本実施形態では第1レーザー光源1a（波長490nm程度）を照射し第1フィルタ24（500～780nmの波長域のみを透過）を介して蛍光を撮影する撮影方式と、第2レーザー光源1b（波長530nm程度）を照射し第2フィルタ25（540nm以上の波長のみを透過）を介して蛍光を撮影する撮影方式の、2種類の自発蛍光撮影を行う。例えば、黄斑部に含まれるキサントフィルは緑色光（波長530nm程度）は通過するが青色光（波長490nm程度）は吸収する。このように、励起光に用いる波長を変えることで異なる自発蛍光反応の現象を撮影することができることが考えられる。

【0036】

第2実施形態は受光素子の数が1つ（受光素子14）であり、第1実施形態の構成にあるダイクロミックミラー18に置き換え、穴開きミラー2と受光素子14との間に分光透過率を変更（選択）する回転板20を配置させる。なお、受光素子14の特性は第1実施例の構成の受光素子（14a、14b）と同じものである。また、回転板20には図示なき開口部27と、500～780nmの波長域のみを透過する特性を有する図示なき第1フィルタ24と、540nm以上の波長のみを透過する特性を有する図示なき第2フィルタ25とを備える。光軸L2上に開口部27、第1フィルタ24、第2フィルタ25の何れかが配置されるように、制御部30はパルスモータ21を制御して回転板20を回転させる。

【0037】

これら2種類のレーザー光源（第1レーザー光源1a、第2レーザー光源1b）と、回転板20に配置された開口部27および2種類のフィルタとによって、2種類の通常撮影と2種類の自発蛍光撮影を行うことができる。なお、通常撮影は開口部20と2種類のレーザー光源の何れかを組合せた撮影方法である。また、自発蛍光撮影は第1レーザー光源1a（波長490nm程度）と第1フィルタ24（500～780nmの波長域のみを透過）とを組合せる自発蛍光撮影と、第2レーザー光源1b（波長530nm程度）と第2フィルタ25（540nm以上の波長のみを透過）とを組合せる自発蛍光撮影の2種類になる。

【0038】

このような構成において2種類の自発蛍光撮影を連続して行った後、撮影画像の比較演算を行い、演算結果画像の表示と記憶を行う方法について図3（b）のフローチャートで示す。

【0039】

第1実施形態と同様にして装置の初期設定および被検眼へのアライメントを行う。ただし、制御部30が回転板20の第1フィルタ24を光軸L2上に配置させ、レーザー光源は第1レーザー光源1aのみを点灯させる制御部30の制御が第1実施形態と異なる。制御部30は駆動手段36を駆動制御してポリゴンミラー7及びガルバノミラー9を動作させ、受光素子14から逐次出力される受光信号に基づいて眼底画像（1フレーム分の画像）を構築し、該構築を繰り返すことでモニタ34の画面上に動画で表示する。なお、第1レーザー光源1aの光量調節は第1実施例と同様にして行い、後述する第2レーザー光源1bを点灯する際にも相対的な光量が第1レーザー光源1aと連携するように制御させる。

【0040】

検者がアライメントを行い撮影スイッチを押すと、制御部30は、ポリゴンミラー7及びガルバノミラー9の駆動制御に連動して受光素子14から逐次出力される受光信号に基づいて一枚の眼底画像(1フレーム分の眼底の正面像)を構築し、視度補正情報と標準試料40の撮影情報と共に第1の撮影画像として記憶部35に記憶する。続けて制御部30は、第1レーザー光源1aを消灯させ、回転板20の図示なき第2フィルタ25が光軸L2上に配置するようにパルスモータ21の制御を行う。制御部30は回転板20の制御が完了すると第2レーザー光源1bを点灯する。

【0041】

制御部30は、第1撮影画像の構築と同様にして、ポリゴンミラー7及びガルバノミラー9の駆動制御に連動して受光素子14から逐次出力される受光信号に基づいて一枚の眼底画像(1フレーム分の眼底の正面像)を構築し、視度補正情報と標準試料40の撮影情報と共に第2の撮影画像として記憶部35に記憶する。なお、本実施形態では第1レーザー光源1aと第1フィルタ24の組合せで第1撮影画像を取得し、第2レーザー光源1bと第2フィルタ25の組合せで第2撮影画像を取得することとしたが撮影する順番が逆であっても構わない。

10

【0042】

被検眼Eに対する一連の撮影動作(第1撮影画像と第2撮影画像の取得)が完了すると、制御部30は第1撮影画像と第2撮影画像の位置合せを行う。位置合せは撮影画像から被検眼の眼底の特徴点(例えば、眼底血管、乳頭、等)を検出する方法が考えられる。各々の撮影画像から特徴点を検出し、各々の撮影画像の特頂点が合致するようにさせる既知の位置合せ方法が考えられる。位置合せが完了すると、第1撮影画像と第2撮影画像との偏位量(ズレ量)を記憶する。

20

【0043】

続けて、制御部30は第1実施形態と同様にして撮影画像の定量化を行う。ここでは撮影時に取得した蛍光撮影用の蛍光標準試料および黒標準試料が組み込まれた標準試料40の撮影情報を使用して撮影画像の補償(強度値化)を行う。制御部30は前述した位置合せで求めた偏位量と撮影画像の補償とから、撮影画像の演算を行う。位置合せで求めた偏位量から第1撮影画像と第2撮影画像の同一部位を演算するように補償して、第1実施形態に式2および式3で記した比較演算を行う。式2および式3による演算を行った2種類の演算結果画像の生成が完了すると、制御部30は2種類の演算結果画像をモニタ34に並べて表示し、記憶手段35に演算結果画像を記憶する。

30

【0044】

以上のように、照射光の波長が異なる2つの眼底画像の取得と、取得した眼底画像同士の比較演算と、演算結果画像の表示および記憶を自動的に行うことで、複雑な操作を要することなく異なる波長条件で取得し演算した画像を効率よく取得することができる。

【0045】

なお、本実施形態では撮影画像同士の演算を減算(式2,式3)としたがこれに限るものではない。第1撮影画像と第2撮影画像とを加算させてもよい。自発蛍光は励起光の波長によって蛍光反応の度合いが異なるため、異なる励起波長で撮影した撮影画像同士を加算することで、1つの励起波長の撮影画像では取得できない幅広い自発蛍光反応を取得した1枚の撮影画像を記憶することができる。

40

【0046】

また、本実施形態では、第1の実施形態で通常撮影(非蛍光撮影)での青色光と緑色光で撮影した2つの撮影画像の演算、第2の実施形態で励起光が異なる2種類の自発蛍光撮影の演算としたが、演算に用いる撮影画像は異なる撮影条件(照射光種類や受光光学系の分光特性受光系種類)で撮影した画像であればよい。例えば本実施形態に記した撮影方法(撮影画像)のほかにも、撮影方法(撮影画像)として照射光原に赤色光を用いた通常撮影、FAG蛍光撮影、IGC蛍光撮影、赤外光を用いた自発蛍光撮影が考えられる。これら少なくとも2種類以上の撮影方法が行える装置において、異なる撮影条件(撮影方法)の撮影と、取得した撮影画像に対する演算および表示を自動で行えば、本実施形態と同様

50

の効果を得ることができる。

【 0 0 4 7 】

なお、本実施形態の説明においては検者によって操作される撮影スイッチの信号を撮影を開始するためのトリガ信号としたが、これに限るものではない。自動的にトリガ信号が入力されるようにしてもよい。例えば、照射光学系および受光光学系が設けられた装置本体と被検眼との相対位置を検出するアライメント検出手段を設け、そのアライメント検出結果が適正と判断されたときに自動的に入力されるアライメント完了信号をトリガ信号とするようにしてもよい。

【 0 0 4 8 】

また、本実施形態では光源にレーザー光源（第1レーザー光源1a、第2レーザー光源1b）を使用し、ポリゴンミラー7とガルバノミラー9により眼底上でレーザー光を走査して撮影する眼底撮影装置をあげたが、照明光学系と撮影光学系の少なくとも何れか一方に分光波長透過特性をもつフィルタを光路に挿脱可能な眼底カメラにも適用することができる。分光波長透過特性をもつフィルタを挿脱して撮影することで2種類の撮影画像を取得することができる。対物レンズとホールミラーの間に標準試料を配置することで強度画像を生成することができ、本実施形態と同様な撮影画像同士の比較演算を行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 9 】

【 図 1 】 第1の実施形態を示す眼底撮影装置の光学系図である。

【 図 2 】 眼底撮影装置の制御系を示したブロック図である。

【 図 3 】 本実施形態の動作を示すフローチャートである。

【 図 4 】 第1撮影画像である。

【 図 5 】 第2撮影画像である。

【 図 6 】 第1撮影画像から第2撮影画像を減算した演算結果画像である。

【 図 7 】 第2撮影画像から第1撮影画像を減算した演算結果画像である。

【 図 8 】 第2の実施形態を示す眼底撮影装置の光学系図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 0 】

1 レーザ光出射部

1 a 第1レーザー光源

1 b 第2レーザー光源

2 穴開きミラー

3 レンズ

4 ミラー

5 ミラー

6 凹面ミラー

7 ポリゴンミラー

8 a 凹面ミラー

8 b 凹面ミラー

9 ガルバノミラー

1 0 凹面ミラー

1 1 レンズ

1 2 ピンホール板

1 3 a 集光レンズ

1 3 b 集光レンズ

1 4 a 受光素子

1 4 b 受光素子

1 8 ダイクロイックミラー

4 0 標準試料

10

20

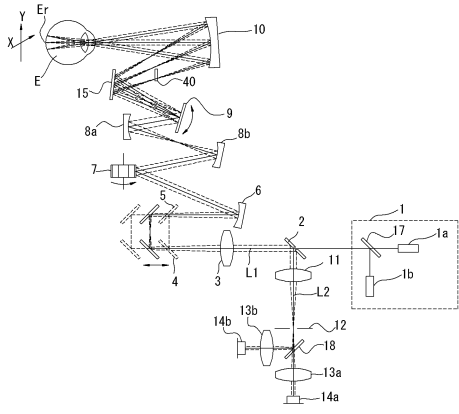
30

40

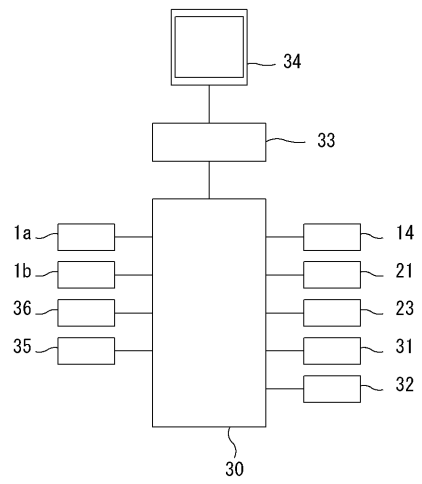
50

E 被検眼
L 1 光軸
L 2 光軸

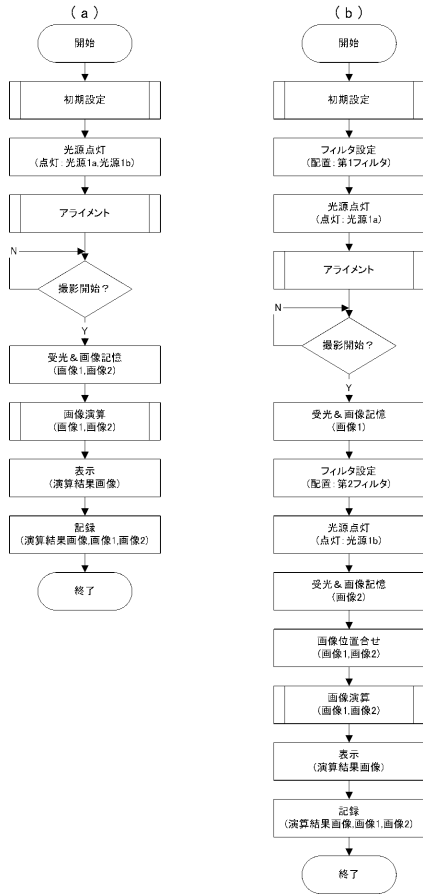
【図 1】



【図 2】



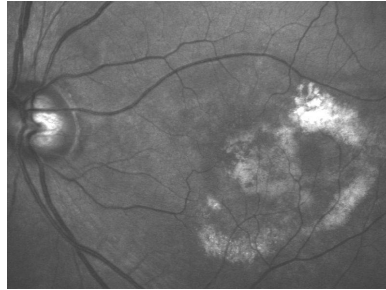
【図3】



【図4】



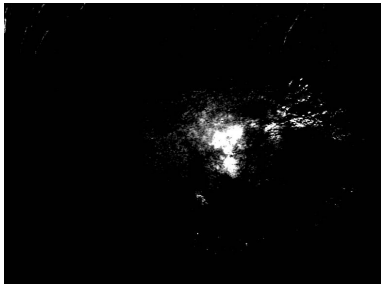
【図5】



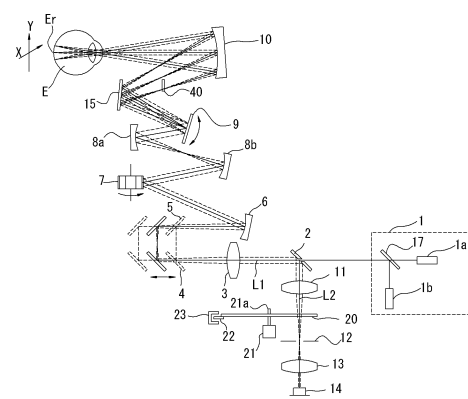
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-172615(JP,A)
特表2000-506982(JP,A)
特開2009-264787(JP,A)
特開平08-154924(JP,A)
米国特許第06088099(US,A)
特表2002-521115(JP,A)
特開2012-143284(JP,A)
特開2010-119448(JP,A)
特開2007-068699(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18