

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4536884号
(P4536884)

(45) 発行日 平成22年9月1日(2010.9.1)

(24) 登録日 平成22年6月25日(2010.6.25)

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

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2000-245777 (P2000-245777)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成12年8月14日 (2000.8.14)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2002-58645 (P2002-58645A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成14年2月26日 (2002.2.26)	(74) 代理人	100096965
審査請求日	平成19年7月6日 (2007.7.6)		弁理士 内尾 裕一
		(72) 発明者	伊藤 宏
			東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キ
			ヤノン株式会社内
		(72) 発明者	小野 重秋
			東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キ
			ヤノン株式会社内
		審査官	宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ターゲットとなる血管を含む眼底領域を照明する照明手段と、前記領域の像を撮像して映像信号を出力する第1の撮像手段と、前記領域の像を撮像して映像信号を出力する第2の撮像手段と、前記第1の撮像手段の出力結果から血管位置を検出し血管を自動追尾する自動追尾手段と、前記第2の撮像手段の出力結果から血管径を計測する血管径計測手段とを有することを特徴とする眼科検査装置。

【請求項 2】

前記第1の撮像手段と前記第2の撮像手段は、特性、設定の少なくとも一方が異なっていることを特徴とする請求項1に記載の眼科検査装置。

【請求項 3】

前記第1の撮像手段よりも前記第2の撮像手段の蓄積時間を長く設定したことを特徴とする請求項1に記載の眼科検査装置。

【請求項 4】

前記第1の撮像手段よりも前記第2の撮像手段の分解能を高くしたことを特徴とする請求項1に記載の眼科検査装置。

【請求項 5】

前記第1の撮像手段、前記第2の撮像手段の少なくとも一方は二次元像を得るものとしたことを特徴とする請求項1に記載の眼科検査装置。

【請求項 6】

10

20

前記撮像手段の前段に配置した光増幅手段を有し、該光増幅手段は前記領域の像を光増幅し、前記第１の撮像手段及び前記第２の撮像手段の少なくとも一方に対して出力することを特徴とする請求項１に記載の眼科検査装置。

【請求項７】

前記第１の撮像手段の出力結果から血管位置を検出できない場合には、前記自動追尾手段は前記第２の撮像手段の出力結果から血管位置を検出し、血管を自動追尾することを特徴とする請求項１に記載の眼科検査装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

10

本発明は、被検眼の血管を検査する眼科検査装置に関するものである。

【０００２】

【従来の技術】

従来、被検眼の眼底の血管径を計測する方法として、眼底カメラにより眼底像を撮影して、そのフィルムを濃度計などで測定して、得られた結果から撮影倍率を勘案して血管径を求める方法、或いは特開平１０－０７９０３４号公報に開示されているように、眼底画像を電子画像として画像装置に取り込み、検者が所望する血管の位置を指定し、その間の距離をデータ処理して求める方法が広く知られている。

【０００３】

一方、特開平１０－２３４６７０号公報に開示されているように、最近では眼底カメラをベースにして眼底上の血管を流れる血流速度を測定すると同時に、被測定血管の血管径を同時に計測する眼底血流計が開発されている。

20

【０００４】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら前者の方法では、血管径を算出するまでに眼底撮影、フィルムの現像、濃度計による測定、撮影倍率を考慮して数値の換算というように多くの段階を踏む必要があり、手間と時間がかかってしまうという問題点がある。

【０００５】

更に、画像装置上で検者が血管を指定するものでは、上記の方法ほど煩雑ではないが検者の手間は依然として残るし、検者の主観などが位置指定の正確さに影響するので、確実な計測を行うことが困難であるという問題点がある。

30

【０００６】

後者の装置では、血管径算出までに検者に手を煩わせることがなく、かつ所望の部位を容易に測定することが可能であるので、優れた計測法であると云えるが、１つの二次元ＣＣＤをトラッキングと血管径計測で共用しているために、次のような問題点がある。

【０００７】

具体的には、高速な眼球運動に追従し、血管をトラッキングするために二次元ＣＣＤの蓄積時間を十分に取ることができない。そこで、トラッキング、血管径算出の信号処理に必要な振幅の血管像を得るために、イメージインテンシファイアにより光増幅を行っているが、その増幅率をあまり高くすると、二次元ＣＣＤからの血管像信号のＳ／Ｎが悪くなり、血管径の測定精度が低下するという問題がある。

40

【０００８】

そこで、フィルタ処理を行い不必要な高周波ノイズ成分を除去することも考えられるが、様々な太さの血管を計測するため、フィルタのカットオフ周波数の設定によっては、血管径算出のための特徴点を共に除去してしまう虞れがある。更には、高速な眼球運動に追従し、血管をトラッキングするために、その処理時間の関係から眼底面における単位長さ当たりの撮像手段の画素数に制限があるため、血管径計測に対して高精度に計測をすることが困難である。

【０００９】

本発明の目的は、上述の問題点を解消し、安定した測定結果を得るために被検眼の固視微

50

動に追従するトラッキング機能を有し、トラッキングのために撮像手段によって被血管像を撮像し、その撮像信号を利用して血管径の計測を行う眼科検査装置を提供することにある。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するための本発明は、ターゲットとなる血管を含む眼底領域を照明する照明手段と、前記領域の像を撮像して映像信号を出力する第 1 の撮像手段と、前記領域の像を撮像して映像信号を出力する第 2 の撮像手段と、前記第 1 の撮像手段の出力結果から血管位置を検出し血管を自動追尾する自動追尾手段と、前記第 2 の撮像手段の出力結果から血管径を計測する血管径計測手段とを有することを特徴とする眼科検査装置である。

10

【 0 0 1 1 】

請求項 2 に係る発明は、前記第 1 の撮像手段と前記第 2 の撮像手段は、特性、設定の少なくとも一方が異なっていることを特徴とする請求項 1 に記載の眼科検査装置である。

【 0 0 1 2 】

請求項 3 に係る発明は、前記第 1 の撮像手段よりも前記第 2 の撮像手段の蓄積時間を長く設定したことを特徴とする請求項 1 に記載の眼科検査装置である。

【 0 0 1 3 】

請求項 4 に係る発明は、前記第 1 の撮像手段よりも前記第 2 の撮像手段の分解能を高くしたことを特徴とする請求項 1 に記載の眼科検査装置である。

【 0 0 1 4 】

請求項 5 に係る発明は、前記第 1 の撮像手段、前記第 2 の撮像手段の少なくとも一方は二次元像を得るものとしたことを特徴とする請求項 1 に記載の眼科検査装置である。

20

【 0 0 1 5 】

請求項 6 に係る発明は、前記撮像手段の前段に配置した光増幅手段を有し、該光増幅手段は前記領域の像を光増幅し、前記第 1 の撮像手段及び前記第 2 の撮像手段の少なくとも一方に対して出力することを特徴とする請求項 1 に記載の眼科検査装置である。

【 0 0 1 6 】

請求項 7 に係る発明は、前記第 1 の撮像手段の出力結果から血管位置を検出できない場合には、前記自動追尾手段は前記第 2 の撮像手段の出力結果から血管位置を検出し、血管を自動追尾することを特徴とする請求項 1 に記載の眼科検査装置である。

30

【 0 0 1 7 】

【発明の実施の形態】

本発明を図示の実施の形態に基づいて詳細に説明する。

図 1 は本発明を血流速度測定する眼底血流計に適用した実施の形態の構成図である。眼底血流計は白色光を発するタングステンランプ等から成る観察用光源 1 から被検眼 E と対向する対物レンズ 2 に至る照明光学系上には、光路に沿って移動自在な固視標表示用素子である透過型液晶板 3、リレーレンズ 4、孔あきミラー 5、バンドパスミラー 6 が順次配置されている。透過型液晶板 3 に表示される固視標の位置は、固視標操作レバー 7 を動かすことによって操作することができるようになっている。

【 0 0 1 8 】

孔あきミラー 5 の背後には眼底観察光学系が構成されており、合焦レンズ 8、結像レンズ 9、ハーフミラー 10、接眼レンズ 11 が配列され、検者眼 e に至っている。ハーフミラー 10 の反射方向には、リレーレンズ 12、二次元 CCD カメラ 13 が設けられている。

40

【 0 0 1 9 】

バンドパスミラー 6 の反射方向の光路上には、イメージローテータ 14、紙面に垂直な回転軸を有し両面研磨されたガルバノメトリックミラー 15 が配置されている。ガルバノメトリックミラー 15 の下側反射面 15 a の反射方向には、光路に沿って移動自在なリレーレンズ 16 が配置され、上側反射面 15 b の反射方向には、レンズ 17、光路に沿って移動自在なフォーカスユニット 18 が配置されている。なお、ガルバノメトリックミラー 15 は前述の回転軸の下方に切欠部を有しており、またレンズ 17 の前側焦点面は被検眼 E

50

の瞳孔と共役関係にあり、この焦点面にガルバノメトリックミラー 15 が配置されている。

【0020】

また、ガルバノメトリックミラー 15 の後方には、レンズ 19 及び凹面ミラー 20 が配され、ガルバノメトリックミラー 15 の下側反射面 15 a で反射されずに切欠部を通過する光束を、ガルバノメトリックミラー 15 の上側反射面 15 b に導くりレー光学系が構成されている。

【0021】

フォーカスユニット 18 においては、レンズ 17 と同一光路上にダイクロイックミラー 21 が配列され、ダイクロイックミラー 21 の反射方向の光路上には、フォーカス合わせ用プリズムを有する矩形の絞りマスク板 22、ミラー 23 が配置され、ダイクロイックミラー 21 の透過方向の光路上にはレンズ 24 が配置されており、このフォーカスユニット 18 は一体的に移動ができるようになっている。

【0022】

また、レンズ 24 の入射方向の光路上には、コリメートされたコヒーレントな例えば赤色光を発するレーザーダイオードなどの測定用光源 25 が配列されている。更に、ミラー 23 の入射方向の光路上には、高輝度の緑色光を発するヘリウムネオンレーザーなどのトラッキング用光源 26 が配列され、照射光学系が構成されている。

【0023】

ガルバノメトリックミラー 15 の下側反射面 15 a の反射方向の光路上には、リレーレンズ 16、ダイクロイックミラー 27、拡大レンズ 28、イメージインテンシファイア 29 が配列され、その後面にはトラッキング用一次元 CCD 30 a、血管径計測用一次元 CCD 30 b が並列して配置され、血管検出光学系が構成されている。

【0024】

また、ダイクロイックミラー 27 の反射方向には、受光器としてフォトマルチプライヤ 31、32 が配置され、測定用受光光学系が構成されている。なお、図示の都合上、全ての光路を同一平面上に示したが、ダイクロイックミラー 27 の反射方向などは紙面に直交している。

【0025】

結像レンズ 9、フォーカスユニット 18 及びリレーレンズ 16 は、図示しないフォーカシングノブを操作することにより、被検眼 E の眼底 E a と二次元 CCD カメラ 13、マスク板 22 及びイメージインテンシファイア 29 の受光面とが常に光学的に共役になるように、共に連動して光軸方向に移動するようになっている。

【0026】

更に、装置全体を制御するためのシステム制御部 41 が設けられ、システム制御部 41 には検者が操作する入力手段 42、フォトマルチプライヤ 31、32 の出力、イメージインテンシファイア 29 及びトラッキング用一次元 CCD 30 a、血管径計測用一次元 CCD 30 b、二次元 CCD カメラ 13 の出力がそれぞれ接続されており、システム制御部 41 の出力はガルバノメトリックミラー 15 を制御する制御回路 43、解析を行うための信号処理部 44、モニタ 45、記憶手段 46 に接続され表示されている。

【0027】

マスク板 22 の被検眼 E の眼底 E a による反射光は、イメージインテンシファイア 29 に結像し、図 2 に示すようにその後方の 2 つの一次元 CCD 30 a、30 b に伝達される。図中、一次元 CCD 30 の画素の配列方向を X、それに直角方向を Y とすると、Y 方向についてはフォーカスの僅かなずれによって一次元 CCD 30 に入射する光量が変わらないように、マスク像 S の短辺はトラッキング用一次元 CCD 30 a、血管径計測用一次元 CCD 30 b よりも若干大きくなって結像するように設計されている。

【0028】

トラッキング制御は固視微動に追従するため、トラッキング用一次元 CCD 30 a の蓄積時間は長くとれない。また、眼底 E a における単位長さに対応する画素数を多

10

20

30

40

50

くすることは、処理時間が長くなるので難しい。しかし、血管径計測では血管像信号を一旦記憶媒体に取り込んでから処理を行うため、トラッキング制御のようにリアルタイムに制御を行う場合と比べて、血管径計測用一次元CCD30bの蓄積時間を長くとること、眼底Eaにおける単位長さに対応する画素数を増加することが可能で、解像度を高めてより正確に血管を検出することが可能になっている。

【0029】

本実施の形態においては、図2に示すように血管径計測用一次元CCD30bの眼底における単位長さに対応する画素数、蓄積時間はトラッキング用一次元CCD30aのそれらの2倍に設定し、イメージインテンシファイア29は同じ増幅率で、トラッキング用、血管径算出用の血管像が良好に撮像できるようになっている。

10

【0030】

図3はシステム制御部41による制御フローチャート図を示す。まず、検者は操作桿である入力手段42を操作して、被検眼Eの光軸と対物レンズ2の光軸が一致するように位置合わせを行う。次に、接眼レンズ11又はモニタ45で眼底像Ea'を観察しながら、フォーカスノブを操作して眼底Eaにフォーカスを合わせる。すると、モニタ45によって検者は図4に示すような眼底像Ea'を観察できる。検者は被測定部位が観察視野の略中央付近にくるように、固視標操作レバー7を操作して被検眼Eを誘導する。

【0031】

次に入力手段42を操作して、トラッキング光を眼底Eaに照射し、更にトラッキング指標像Tが被測定血管に垂直になるように図示しないローテータ操作ノブを操作し、被測定血管上に測定光が照射されるようにガルバノメトリックミラー15の角度を制御する。

20

【0032】

トラッキング光で照射された血管Evは、前述のように血管像Ev'としてイメージインテンシファイア29の光電面に結像し、光増幅された後にトラッキング用一次元CCD30a上に撮像され、トラッキング制御用の血管像信号としてシステム制御部41に出力される。また、トラッキング光により照射された血管Evは、前述のように血管像Ev'としてイメージインテンシファイア29の光電面に結像し、光増幅された後に血管径計測用一次元CCD30b上に撮像され、血管径算出用の血管像信号としてシステム制御部41に出力される。

【0033】

検者は測定部位を決定した後に再び入力手段42を操作して、トラッキングの開始を入力する。システム制御部41では、ステップS1でトラッキングの開始の入力を検出すると、ステップS2でトラッキング用一次元CCD30aで撮像された血管像Ev'の信号を読み出す間隔、即ち蓄積時間を計数するタイマを起動し、更にトラッキング用一次元CCD30aで最適な血管像Ev'を撮像できるように、ステップS3でイメージインテンシファイア29の増幅率を設定する。

30

【0034】

そして、ステップS4において、トラッキング用一次元CCD30aで撮像された血管像Ev'を読み出すタイミングかどうか判断し、読み出しのタイミングであれば、ステップS5においてトラッキング用一次元CCD30aで撮像された血管像Ev'を読み出す。更に、ステップS6でこの血管像信号に基づいて血管像Ev'の移動量を表すデータが作成され、ガルバノメトリックミラー制御回路43に出力される。そして、ガルバノメトリックミラー制御回路43がこの移動量を補償するように、ガルバノメトリックミラー15を駆動することにより、被測定部血管Evのトラッキングが行われる。

40

【0035】

なお、本実施の形態では、トラッキング用一次元CCD30aの蓄積時間は4m秒に設定され、システム制御部は4m秒毎にトラッキング用一次元CCD30aの出力信号を読み出すことになる。

【0036】

更に、検者はトラッキング動作が安定したところで、再び入力手段42を操作して測定開

50

始を入力する。システム制御部 4 1 はステップ S 8 で測定開始の入力を検出すると、ステップ S 9 において現在測定中であることを設定し、ステップ S 1 0 で血管径計測用一次元 C C D 3 0 b で撮像された血管像 E v " の信号を読み出す間隔、即ち蓄積時間を計数するタイマを起動する。ステップ S 1 1 において、血管径計測用一次元 C C D 3 0 b で撮像された血管像 E v " を読み出すタイミングかどうかを判断し、読み出しのタイミングであれば、ステップ S 1 2 で血管径計測用一次元 C C D 3 0 b で撮像された血管像 E v " を、血管径算出用の血管像として読み出す。

【 0 0 3 7 】

なお本実施の形態では、血管径計測用一次元 C C D 3 0 b の蓄積時間は、トラッキング用一次元 C C D 3 0 a の 2 倍の 8 m 秒に設定され、システム制御部 4 1 は 8 m 秒毎に血管径計測用一次元 C C D 3 0 b の出力信号を読み出すことになる。

10

【 0 0 3 8 】

更に、本実施の形態では血管像 E v " を血管径計測用一次元 C C D 3 0 b により 1 5 回取り込み、ステップ S 1 5 ではそれぞれに対して血管径を算出し、平均、標準偏差を求めて、信頼性の低い計測値を除外するという統計処理を行った後に血管径を算出し、その信頼性を向上させている。そして、ステップ S 1 4 では、血管径計測用一次元 C C D 3 0 b で撮像された血管像 E v " の読み出しが 1 5 回に達したかどうかを判断し、達していればステップ S 1 5 でこの血管像信号に基づいて血管径を算出する。1 5 回に達していなければステップ S 4 に戻り、トラッキング制御と血管径算出のための血管像 E v ' の取り込みを繰り返す。このとき、ステップ S 9 ~ S 1 0 のステップは省略する。

20

【 0 0 3 9 】

ここで、一次元 C C D 3 0 a 、 3 0 b の蓄積時間を変更した場合の血管トラッキング制御、血管径算出への影響を説明する。図 5 (a)、(c) はトラッキング用一次元 C C D 3 0 a の蓄積時間をそれぞれ 8 m 秒、4 m 秒に設定した場合の血管像信号を示している。蓄積時間が 8 m 秒の場合に比べて、4 m 秒の方がトラッキング用一次元 C C D 3 0 a からは S / N の悪い血管像信号が出力される。

【 0 0 4 0 】

トラッキング用一次元 C C D 3 0 a の蓄積時間を短くすると、撮像できるトラッキング光の眼底 E a からの反射光量が減少するため、信号処理に必要なダイナミックレンジを確保するためには、イメージインテンシファイア 2 9 で補わなければならない。ところが、イメージインテンシファイア 2 9 の増幅率を高くすると、トラッキング用一次元 C C D 3 0 a で撮像する血管像の S / N が悪くなることになる。また、血管径計測用一次元 C C D 3 0 b についても同様である。

30

【 0 0 4 1 】

始めに、血管 E v のトラッキングを行うために、システム制御部 4 1 が血管 E v の移動量を表すデータを作成する方法について説明すると、図 5 (a)、(c) に示す血管像信号に対して、図 5 (b)、(d) は血管の情報を損わない範囲でフィルタ処理を行った信号である。この信号波形から最も暗い点 Min1 を検出し、これを血管中心位置情報として算出する。この血管中心位置と測定光が照射されるトラッキングの中心位置との差 D を算出して、これを血管 E v の移動量として算出する。

40

【 0 0 4 2 】

血管トラッキング制御では、血管像信号から血管中心位置情報のみを検出すればよいので、図 5 (b)、(d) から一次元 C C D の蓄積時間、イメージインテンシファイア 2 9 の増幅率に殆ど影響されることなく、移動量 D、D ' はほぼ同じ値になることが分かる。

【 0 0 4 3 】

次に、血管 E v の血管径をトラッキングを行うために、システム制御部 4 1 が血管 E v の移動量を表すデータを作成する方法について図 6 により説明する。血管径を算出する場合には、上述した血管中心の位置情報の他に、血管と周辺組織との境界点 Max1、Max2 を検出し、この 3 点から (Min1 - Max1)、(Min1 - Max2) の半値幅を算出し、これに装置の倍率、眼球屈折度、眼軸長で補正して血管径を算出している。

50

【 0 0 4 4 】

図 6 (a)、(c) は、それぞれ血管径計測用一次元 C C D 3 0 b の蓄積時間を 8 m 秒、4 m 秒に設定した場合に、血管径計測用一次元 C C D 3 0 b から出力される血管像信号を示し、前述の理由から蓄積時間が 4 m 秒の方が、8 m 秒の場合に比べて S / N の悪い血管像信号が出力されている。

【 0 0 4 5 】

これらの血管像に対して、トラッキング制御の場合と同様にフィルタ処理を行ったものを、それぞれ図 6 (b)、(d) に示す。これらの信号波形から血管径算出に必要な情報である半値幅 Dia、Dia' を前述の方法で算出すると、ノイズの影響を受けて Dia' > Dia となってしまうことが、図 6 (b)、(d) から分かる。つまり、血管径計測用一次元 C C D 3 0 b の蓄積時間、イメージインテンシファイア 2 9 又は増幅器の増幅率の影響で血管径、血流量の測定値が異なってしまうことがある。

10

【 0 0 4 6 】

この第 1 の実施の形態では、トラッキング光で照射された眼底 E a からの反射光をイメージインテンシファイア 2 9 の光電面に一旦結像し、光増幅を行った後に血管径計測用一次元 C C D 3 0 b 上に撮像して、血管径算出用の血管像を得ているが、血管径計測用一次元 C C D 3 0 b の蓄積時間を長くすることにより、イメージインテンシファイア 2 9 を使用しない構成にすることも可能である。

【 0 0 4 7 】

図 7 は血流速度測定する眼底血流計へ適用した第 2 の実施の形態の構成図である。なお、図 1 と同一の符号は同一部材を示している。眼底血流計は白色光を発するタングステンランプ等から成る観察用光源 1 から、被検眼 E と対向する対物レンズ 2 に至る照明光学系上には、可視光を透過せず近赤外光のみを透過する可視カットフィルタ 5 0、リレーレンズ 4、孔あきミラー 5、バンドパスミラー 6 が順次に配置されている。

20

【 0 0 4 8 】

孔あきミラー 5 の背後には眼底観察光学系が構成されており、合焦レンズ 8、結像レンズ 5 1、可視光と近赤外光に感度を持つ二次元 C C D カメラ 1 3 が順次に配列されている。ミラー 2 3 とトラッキング用光源 2 6 との間の光路上にはダイクロイックミラー 5 2 が配置され、このダイクロイックミラー 5 2 の入射方向には他と異なる例えば黄色のヘリウムネオンレーザーなどの血管径計測用光源 5 3 が配置されている。

30

【 0 0 4 9 】

ガルバノメトリックミラー 1 5 の下側反射面 1 5 a の反射方向の光路上には、光路に沿って移動自在なリレーレンズ 1 6、赤色を反射し黄色と緑色を透過する特性のダイクロイックミラー 2 7、拡大レンズ 2 8、黄色を反射し緑色を透過する特性のダイクロイックミラー 5 4、イメージインテンシファイア 2 9 が配列され、その後面にはトラッキング用一次元 C C D 5 5 が順次に配列されてトラッキング光学系が構成されており、ダイクロイックミラー 5 4 の反射方向には、被検眼 E の眼底 E a と共役位置に血管径計測用一次元 C C D 5 6 が配置され、血管径計測光学系が構成されている。

【 0 0 5 0 】

更に、図 1 以外にシステム制御部 4 1 には、トラッキング用一次元 C C D 5 5、血管径計測用一次元 C C D 5 6 の出力がそれぞれ接続されている。更に、システム制御部 4 1 の出力は、血管径計測用光源 5 3 に接続されている。

40

【 0 0 5 1 】

先ず、検者は図示しない操作桿を操作して、被検眼 E の光軸と対物レンズ 2 の光軸が一致するように位置合わせを行う。次に、眼底像 E a' を観察しながら前述のフォーカスノブを操作して眼底 E a にフォーカスを合わせる。すると、モニタ 4 5 によって検者は図 4 に示すような眼底像 E a' を観察し、検者は被測定部位が観察視野の略中央付近にくるように外部固視標を操作して、被検眼 E を誘導する。

【 0 0 5 2 】

次に、入力手段 4 2 を操作してトラッキング光を眼底 E a に照射し、更にトラッキング指

50

標像 T が被測定血管に垂直になるように、ローテータ操作ノブを操作し、被測定血管上に測定光が照射されるようにガルバノメトリックミラー 15 の角度を制御する。トラッキング光で照射された血管 E v は、前述と同様に血管像 E v ' としてイメージインテンシファイア 29 の光電面に結像し、光増幅された後にトラッキング用一次元 C C D 55 上に撮像され、トラッキング制御用の血管像信号としてシステム制御部 41 に出力される。

【 0 0 5 3 】

検者は測定部位を決定した後に、再び入力手段 42 を操作してトラッキングの開始を入力する。図 8 はシステム制御部 41 の制御フローチャート図であり、システム制御部 41 では、ステップ S 1 でトラッキングの開始の入力を検出すると、ステップ S 2 でトラッキング用一次元 C C D 55 で撮像された血管像 E v ' の信号を読み出す間隔、即ち蓄積時間を計数するタイマを起動し、更にトラッキング用一次元 C C D 55 で最適な血管像 E v ' を撮像できるように、ステップ S 3 でイメージインテンシファイア 29 の増幅率を設定する。

10

【 0 0 5 4 】

そして、ステップ S 4 においてトラッキング用一次元 C C D 55 で撮像された血管像 E v ' を読み出すタイミングかどうかを判断する。読み出しのタイミングであれば、ステップ S 5 においてトラッキング用一次元 C C D 55 で撮像された血管像 E v ' を読み出す。更に、ステップ S 6 でこの血管像信号に基づいて血管像 E v ' の移動量を表すデータが作成され、ガルバノメトリックミラー制御回路 43 に出力される。そして、ガルバノメトリックミラー制御回路 43 がこの移動量を補償するようにガルバノメトリックミラー 15 を駆動することにより、被測定部血管 E v のトラッキングが行われる。

20

【 0 0 5 5 】

なお、本実施の形態では、トラッキング用一次元 C C D 55 の蓄積時間は 4 m 秒に設定され、システム制御部 41 は 4 m 秒毎にトラッキング用一次元 C C D 55 の出力信号を読み出すことになる。

【 0 0 5 6 】

更に、検者はトラッキング動作が安定したところで、再び入力手段 42 を操作して測定開始を入力する。システム制御部 41 はステップ S 8 で測定開始の入力を検出すると、ステップ S 9 において現在測定中であることを設定し、ステップ S 10 で血管径計測用光源 53 を点灯する。トラッキング光で照射された血管 E v は、前述のように血管像 E v " として血管径計測用一次元 C C D 56 上に撮像され、血管径算出用の血管像信号としてシステム制御部 41 に出力される。

30

【 0 0 5 7 】

ステップ S 11 で、血管径計測用一次元 C C D 56 で撮像された血管像 E v " の信号を読み出す間隔、即ち蓄積時間を計数するタイマを起動する。そして、ステップ S 12 において血管径計測用一次元 C C D 56 で撮像された血管像 E v " を読み出すタイミングかどうかを判断し、読み出しのタイミングであれば、ステップ S 13 で血管径計測用一次元 C C D 56 で撮像された血管像 E v " を、血管径算出用の血管像として読み出す。

【 0 0 5 8 】

なお、本実施の形態では血管径計測用一次元 C C D 56 の蓄積時間はトラッキング用一次元 C C D 55 の約 8 倍の 33 m 秒に設定され、システム制御部 41 は 33 m 秒毎に血管径計測用一次元 C C D 56 の出力信号を読み出すことになる。

40

【 0 0 5 9 】

以下、第 1 の実施の形態と同様であるが、ステップ 16 で血管径計測用光源 53、トラッキング用光源 26 を消灯し、測定動作を終了する。

【 0 0 6 0 】

本実施の形態では、トラッキング用、血管径計測用に別々の一次元 C C D を設け、それぞれのセンサで撮像した血管像を用いて、独立に制御を行っている。血管径計測用一次元 C C D 56 で撮像される血管像は、トラッキング制御によって常に同じ位置に保持されるため、トラッキング用一次元 C C D 55 の約 8 倍の 33 m 秒に設定されている血管径計測用

50

一次元CCD56の蓄積時間を、例えば400m秒と更に長くすることも可能である。

【0061】

図9は第3の実施の形態を示し、トラッキング制御用の血管像はトラッキング用一次元CCD30aで撮像し、血管径計測用の血管像はCCDカメラ13の出力信号を利用している。つまり、血管径計測は二次元のCCDカメラ13で撮像された血管像から血管径を算出する。被検眼Eの眼底EaはCCDカメラ13で二次元の眼底像Ea"として撮像され、図示しないA/Dコンバータによりデジタルデータに変換されてシステム制御部41に入力され、眼底像データとして図示しないフレームメモリに記憶される。

【0062】

この眼底像データから、トラッキング指標像Tの位置と角度を特定する。トラッキング指標像Tは緑色であり、眼底は赤の成分が強いため、RGB信号のうち、緑色の信号のみを用いて、トラッキング指標像Tを抽出することが可能である。更に、トラッキング指標像Tの位置と角度は、ガルバノメトリックミラー15、イメージローテータ14の角度で決定されるため、これらの情報をシステム制御部41が検出することによって、トラッキング指標像Tの位置と角度は更に特定し易くなる。

10

【0063】

フレームメモリに記憶された眼底像データを用いて、トラッキング指標像Tに平行、つまり測定血管像Ev'に垂直な方向で、トラッキング指標像T上の図9に示すL1、L2、L3、...に沿ったデータから像情報を求める。更に、各ライン毎の映像データを図10に示すように平均化処理を行い、バックグラウンドの補正を行った後に、ローパスフィルタによりノイズの軽減が図られる。このデータを用いて、第1の実施の形態と同様な方法で血管径を算出する。

20

【0064】

以上、各ライン毎に存在するノイズや血管走行方向の局所的な模様による映像データの変化は、血管走行方向における平均化処理によって取り除かれ、所望の血管のみを鮮明に抽出することが可能である。

【0065】

第1、第3の実施の形態ではトラッキング用一次元CCD30a、第2の実施の形態ではトラッキング用一次元CCD55で撮像した血管像の出力信号のS/Nが悪く、トラッキング制御において血管を見失ってしまった場合には、第1の実施の形態では血管径計測用一次元CCD30bで撮影し、第2の実施の形態では血管径計測用一次元CCD56で撮影し、第3の実施の形態ではCCDカメラ13で撮像した血管像の出力信号を用いて、トラッキング制御を行うような本来の設定の戻すことも可能である。この際に、血管径を計測していない場合には、トラッキング制御用の蓄積時間に設定することも可能である。

30

【0066】

更に、第2の実施の形態では血流速度測定用光源、トラッキング用光源、血管径計測用光源をそれぞれ異なった波長の3種類のレーザー光を使用する構成を採用したが、トラッキング用光源と血管径計測用光源を1つの光源を共用するようにして、眼底からの反射光をハーフミラーでトラッキング光学系と血管径計測光学系に分割して受光するようにすれば、照明光を近赤外光でなく可視光、例えば黄色にすることができるので、モニタ45で観

40

【0067】

このように、本発明の実施の形態においては次のような利点がある。

【0068】

(1) 血管径計測用の撮像手段を設け、血管径を算出する装置とすることによって所望の血管の血管径を容易に、かつ短時間に得ることができるようになるので、血管径を求めるのに検者に複雑で多大な負担と時間をかけることがなくなり、かつ検者の主観が血管径算出時に入り込むこともなくなる。更に、自動追尾手段用の撮像手段を設けることによって、血管径計測時に固視微動による影響をなくすることができる。

【0069】

50

(2) 血管径計測用撮像手段と自動追尾用撮像手段の2つの撮像手段を有し、かつそれぞれの目的に合わせた特性、設定ができるようにすることによって、最適な撮像の方法を採ることができる。

【0070】

(3) 自動追尾用撮像手段は高速な固視微動に追従するために、撮像手段への蓄積時間を長く設定することができないが、血管径計測用撮像手段は固視微動については自動追尾手段によってキャンセルされているので、蓄積時間を長く採ることができる。そして、蓄積時間を長く採ることによって、イメージングインテンシファイアの光増幅率を高くする必要がなくなるので、血管径計測用撮像手段からの血管像信号に含まれる不必要な高周波ノイズ成分を除去することができる。その結果として、S/Nを悪化させることがなくなり、血管径の測定精度が工場うる。また、蓄積時間を長く設定することによって、複雑なフィルタ処理を行う必要がなくなるので、血管径算出のための特徴点を除去してしまうことをなくすことが可能になる。

10

【0071】

(4) 血管径の算出においては、処理時間はあまり問題にならないため、血管径計測用撮像手段の蓄積時間を長く設定することができ、また眼底面上における単位長さ当りの血管径計測用撮像手段の画素数を増やして分解能を高めることができるので、血管径計測の精度をより高精度にすることができる。

【0072】

(5) 血管径計測用CCDセンサを二次元センサにすることにより、局所的な模様による映像データの変化やノイズの影響が取り除かれ、血管径計測の精度を向上することができる。

20

【0073】

(6) 血管径計測用CCDセンサの前段にイメージングインテンシファイアを設ける必要がないので、ノイズの少ない血管像から血管径を算出することができ、血管径計測の精度を向上することができる。

【0074】

(7) 蓄積時間を長く取れないトラッキング用撮像手段において、ノイズが混入して血管位置を見失ったときに、蓄積時間を長くとることが可能な血管径計測用撮像手段で撮像されている血管像信号から血管位置を検出してトラッキングを行うことにより、トラッキングがかからなくなったり、不安定になるといった問題を解消でき、結果として測定精度の低下を防ぐことができる。。

30

【0075】

【発明の効果】

以上説明したように本発明に係る眼科検査装置は、トラッキング用、血管径計測用で別々の撮像手段を用意し、トラッキング光束の眼底からの反射光をそれぞれの撮像手段で受光するため、撮像手段の蓄積時間、眼底における単位長さに対応する画素数等のパラメータを個別に設定することができる。

【0076】

その結果として、血管径計測用撮像手段に比べて、トラッキング用撮像手段の蓄積時間を長くすることにより、S/Nの良い血管像を得ることができ、血管径計測の精度の向上が可能となる。

40

【0077】

また、血管径計測用撮像手段に比べて、トラッキング用撮像手段の眼底における単位長さに対応する画素数を多くして情報量を増やすことにより、より細かい精度での血管径計測が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施の形態の構成図である。

【図2】一次元CCDの配置図である。

【図3】血管径算出のフローチャート図である。

50

【図４】観察眼底像の説明図である。

【図５】血管像信号波形の説明図である。

【図６】血管像信号波形の説明図である。

【図７】第２の実施の形態の構成図である。

【図８】血管径算出のフローチャート図である。

【図９】第３の実施の形態の血管径算出の説明図である。

【図１０】各ラインの出力の平均化処理の説明図である。

【符号の説明】

１ 観察用光源

６ バンドパスミラー

１３ 二次元ＣＣＤ

１４ イメージローテータ

１５ ガルバノメトリックミラー

１８ フォーカスユニット

２５ 測定用光源

２６ トラッキング用光源

２９ イメージインテンシファイア

３０ａ、５５ トラッキング用一次元ＣＣＤ

３０ｂ、５６ 血管径計測用一次元ＣＣＤ

３１、３２ フォトマルチプライヤ

４２ 入力手段

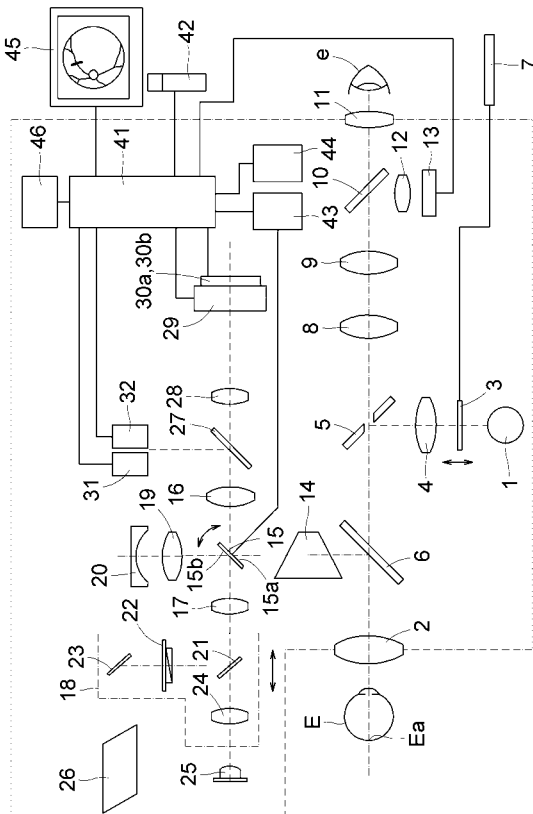
４１ システム制御部

４５ モニタ

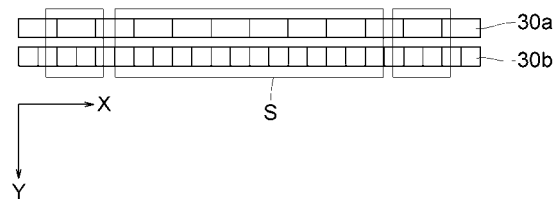
４６ 記憶手段

５３ 血管径計測用光源

【図１】



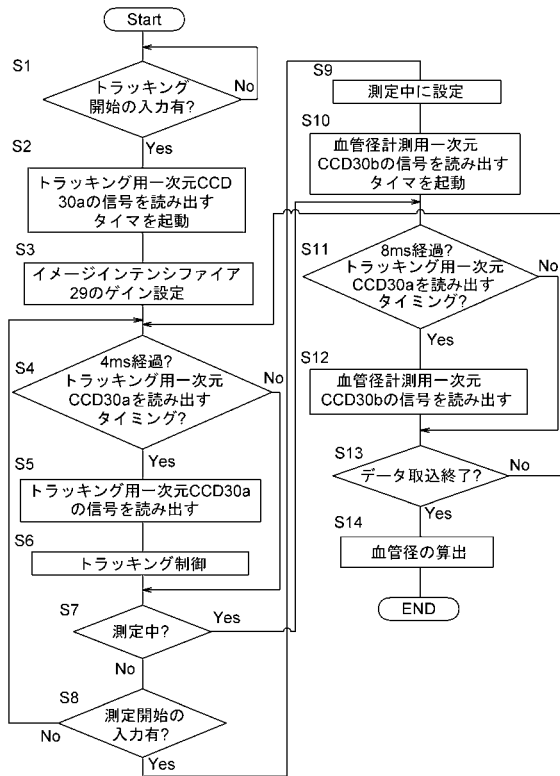
【図２】



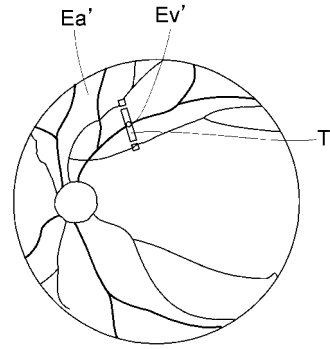
10

20

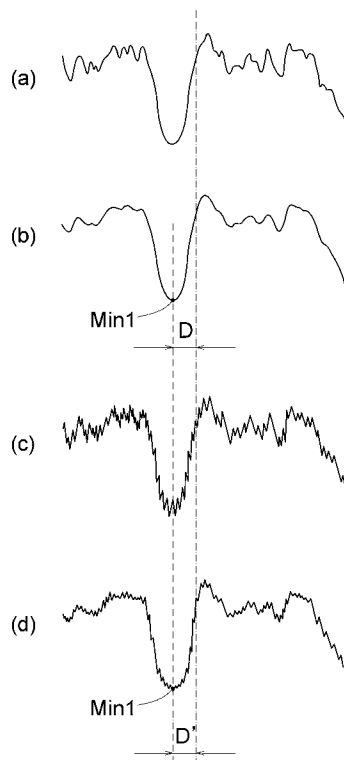
【図 3】



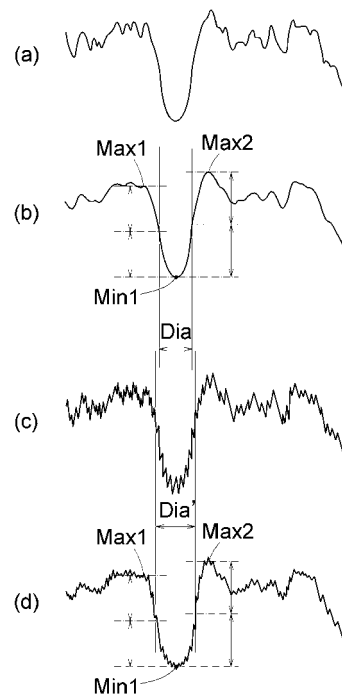
【図 4】



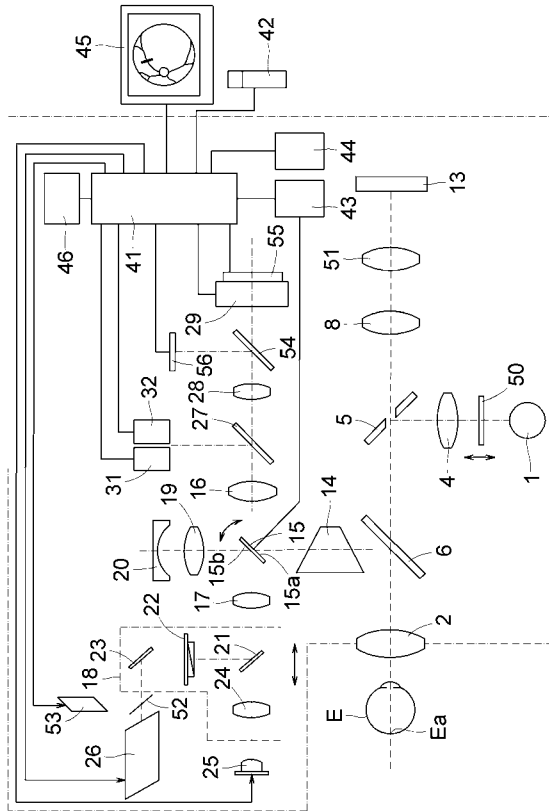
【図 5】



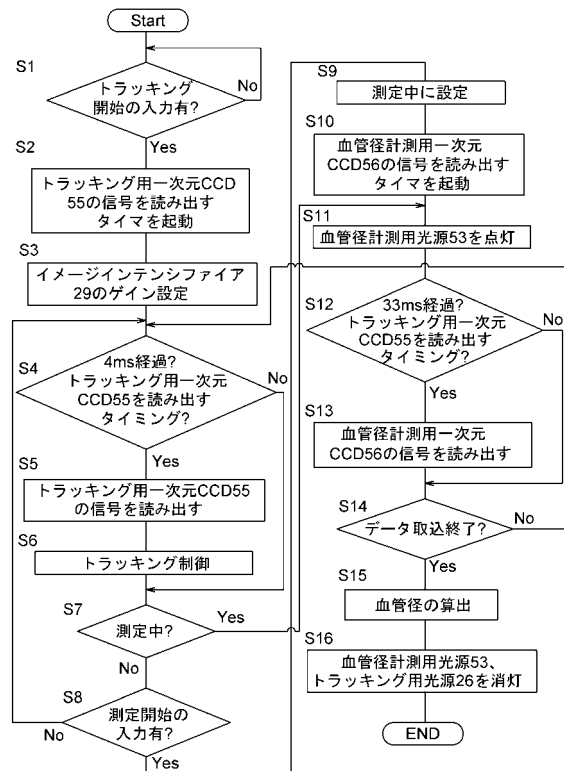
【図 6】



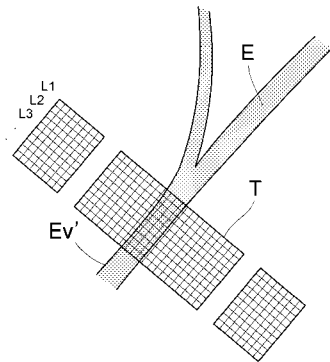
【図7】



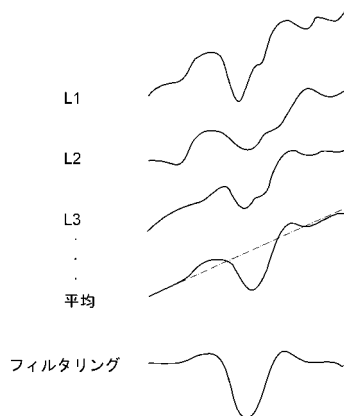
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-197614(JP,A)
特開2000-37351(JP,A)
特開2000-33074(JP,A)
特開2000-23919(JP,A)
特開平11-9565(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/12

A61B 3/10