

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3636553号
(P3636553)

(45) 発行日 平成17年4月6日(2005.4.6)

(24) 登録日 平成17年1月14日(2005.1.14)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B 3/14

A 6 1 B 3/14 A

A 6 1 B 3/10

A 6 1 B 3/10 R

A 6 1 B 5/0285

A 6 1 B 5/02 3 4 O H

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願平8-248803	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成8年8月30日(1996.8.30)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開平10-71126		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成10年3月17日(1998.3.17)	(74) 代理人	100075948
審査請求日	平成15年4月25日(2003.4.25)		弁理士 日比谷 征彦
		(72) 発明者	伊藤 宏
			東京都大田区下丸子3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3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
		(72) 発明者	田中 信也
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼底検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

眼底上に測定光を照射する測定光照射手段と、眼底からの信号光を受光する受光手段と、該受光手段からの出力信号を受けて測定結果を算出する演算部とを有する眼底検査装置において、複数の測定条件で測定光による信号光を受光した前記受光手段からの出力を受けて前記演算部で演算した複数の測定結果を表示する測定結果表示手段と、前記測定結果の可否を手動で選択する測定データ選択手段と、該測定データ選択手段により否が選択された場合に前記測定結果の測定条件で前記演算部により再測定を行う再測定手段と、前記測定データ選択手段により可が選択された場合に前記測定結果を記憶し、記憶した複数の測定結果から眼底血流速度を算出する血流速度算出部とを有することを特徴とする眼底検査装置。

10

【請求項 2】

前記複数の測定結果は眼底への測定光の異なる照射方向から測定する請求項 1 に記載の眼底検査装置。

【請求項 3】

前記複数の測定結果は測定光の異なる波長から測定する請求項 1 に記載の眼底検査装置。

【請求項 4】

前記複数の測定結果は受光手段の異なる受光方向から測定する請求項 1 に記載の眼底検査装置。

20

【請求項 5】

前記測定データ選択手段による測定結果の可否の選択は各測定結果の算出後毎に行う請求項 1 ~ 4 の何れか 1 つの請求項に記載の眼底検査装置。

【請求項 6】

前記測定データ選択手段による測定結果の可否の選択は全ての測定結果の算出終了後に行う請求項 1 ~ 4 の何れか 1 つの請求項に記載の眼底検査装置。

【請求項 7】

前記照射方向又は受光方向の光路の切換えを行う光路切換え手段を有する請求項 2 又は 4 に記載の眼底検査装置。

【請求項 8】

前記測定光照射手段は眼底血管に可干渉の測定光を照射し、前記複数の測定結果から前記血流速度算出部により血流速度を算出する請求項 1、2、4 ~ 7 の何れか 1 つの請求項に記載の眼底検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、眼科医院などにおいて眼底を検査する際に使用する眼底検査装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

ドップラ効果を利用した眼底血流計は、次式により眼底での血流速度（最大速度 V_{max} ）を求めている。

$$V_{max} = \{ \frac{1}{(n \cdot \cos \theta)} \} \cdot \frac{|f_{max1}| - |f_{max2}|}{\cos \theta} \quad \dots (1)$$

【0003】

ここで、2つの受光器で受光した受光信号から算出した周波数の最大シフトをそれぞれ f_{max1} 、 f_{max2} 、レーザーの波長を λ 、測定部位の屈折率を n 、眼内での2つの受光光軸のなす角度を θ 、眼内で2つの受光光軸がつくる平面と血流の速度ベクトルとのなす角度を ϕ としている。

【0004】

このように、2方向から計測を行うことによって測定光の入射方向の寄与が相殺され、眼底上の任意の部位の血流を計測することができる。また、2つの受光光軸がつくる平面と眼底の交線と、血流の速度ベクトルとのなす角 ϕ を一致させることにより、 $\phi = 0^\circ$ となつて真の最大血流速度を測定することができる。

【0005】

しかし、上式(1)のドップラシフトの最大値 f_{max} は、血流によりシフトした成分と静止している血管壁との干渉信号として検出を行うために、周波数解析により得られる最大周波数シフト f_{max} は、 $|f_{max}|$ という符号情報が欠如したものになる。

【0006】

このために、眼底において部位の異なる血管の血流を測定する場合には、最大周波数シフト f_{max1} 、 f_{max2} の符号が共に正、共に負、正負異符号を持つ場合が存在することになる。従つて、測定する領域によっては式(1)により最大血流速度 V_{max} を決定することが不可能になるという問題が生ずる。

【0007】

図5は眼内の光束配置の説明図を示し、測定光は瞳孔 E_p の中心 $h_i = 0$ から入射され、散乱光は瞳孔 E_p の所定部位 h_{s1} 、 h_{s2} から受光されるとすると、眼底 E_a からこの部位 h_{s1} 、 h_{s2} を見込む角度が受光光軸のなす角度 θ となる。

【0008】

ここで、眼底 E_a の中心にある血管 E_{v1} の測定を行う場合には、部位 h_{s1} の方向からの受光信号により得られる最大周波数シフト f_{max1} と、部位 h_{s2} の方向からの受光信号により得られる最大周波数シフト f_{max2} とは異符号となる。このとき、信号光は血管 E_{v1} 上に

10

20

30

40

50

垂直に入射するために、信号光の方向によって生ずる周波数シフトはなく、得られる周波数シフトは観察の方向によって生ずるものだけとなる。

【0009】

ここで、血管Ev1の血流の速度ベクトル v_1 と、部位hs1方向の波数ベクトル s_1 及び部位hs2方向の波数ベクトル s_2 を考えると、これらは速度ベクトル v_1 の垂線に対し異なる方向に存在するので、その内積は異符号となり異符号の周波数シフトが起きていることになる。

【0010】

一方、周辺部位の血管Ev2の測定を行う場合には、周波数シフトが0となる正反射光 i' に対し、同じ方向に部位hs1の方向と部位hs2の方向が存在するので、同符号の周波数シフトが起きていることになる。

【0011】

従来では、このような最大周波数シフト f_{max} の符号を考慮した血流速度の算出は行われていないが、最近ではこの問題に対処するために、入射光を2方向から連続的に切換えて入射して2方向から受光することによって、周波数シフトの符号情報を検出することが考えられている。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら上述の従来例においては、周波数シフトの符号情報を検出する際に、1方向から測定光を入射し、眼底Eaからの反射光を2つの受光器で受光して最大血流速度 V_{max} を求め、次に異なる方向から測定光を入射し、同様に眼底Eaからの反射光を2つの受光器で受光して最大血流速度 V_{max}' を求め、これら両最大血流速度 V_{max} 、 V_{max}' から真の最大血流速度を求めている。

【0013】

このとき、片方のパスの測定時に、例えば被検者の睫毛などによって光束が欠られたり、アライメントがずれたり、瞬きや固視不良が発生した場合には、そのパスにおいて正しい測定が行われないために、残りのパスが正しく測定されている場合でも、両方のパスが共に測定不良と判断され、正しく測定されたパスの測定が無駄になるという問題が生ずる。

【0014】

そして、再アライメント後に再び2方向のパスについて測定することになるので、被検者に長時間の固視を強いるし、測定時間も長くなるという問題が生ずる。

【0015】

本発明の目的は、上述の問題点を解消し、正しく測定されたパスの測定結果を無駄にすることがなく、測定時間を短縮し、同時に被検者に対して不必要なレーザー光を照射せずに済み、かつ長時間固視を強いることがない眼底検査装置を提供することにある。

【0016】

【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に係る眼底検査装置は、眼底上に測定光を照射する測定光照射手段と、眼底からの信号光を受光する受光手段と、該受光手段からの出力信号を受けて測定結果を算出する演算部とを有する眼底検査装置において、複数の測定条件で測定光による信号光を受光した前記受光手段からの出力を受けて前記演算部で演算した複数の測定結果を表示する測定結果表示手段と、前記測定結果の可否を手動で選択する測定データ選択手段と、該測定データ選択手段により否が選択された場合に前記測定結果の測定条件で前記演算部により再測定を行う再測定手段と、前記測定データ選択手段により可が選択された場合に前記測定結果を記憶し、記憶した複数の測定結果から眼底血流速度を算出する血流速度算出部とを有することを特徴とする。

【0017】

【発明の実施の形態】

本発明を図1～図4に図示の実施例に基づいて詳細に説明する。

図1は眼底血流計へ応用した第1の実施例の構成図を示し、白色光を発するタングステン

10

20

30

40

50

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 へ至る照明光路上には、コンデンサレンズ 3、例えば黄色域の波長光のみを透過するバンドパスフィルタ付のフィールドレンズ 4、被検眼 E の瞳孔 Ep とほぼ共役な位置に設けられたリングスリット 5、被検眼 E の水晶体とほぼ共役な位置に設けられた遮光部材 6、リレーレンズ 7、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 8、リレーレンズ 9、被検眼 E の角膜近傍と共役に設けられた遮光部材 10、孔あきミラー 11、黄色域の波長光を透過し他の光束を殆ど反射するバンドパスミラー 12 が順次に配列され、照明光学系が構成されている。

【0018】

孔あきミラー 11 の背後には眼底観察光学系が構成されており、光路に沿って移動自在なフォーカシングレンズ 13、リレーレンズ 14、スケール板 15、光路に挿脱自在な光路切換ミラー 16、接眼レンズ 17 が順次に配列され、検者眼 e に至っている。光路切換ミラー 16 が光路に挿入されているときの反射方向の光路上には、テレビリレーレンズ 18、CCD カメラ 19 が配置されており、CCD のカメラ 19 の出力は液晶モニタ 20 に接続されている。

10

【0019】

バンドパスミラー 12 の反射方向の光路上には、イメージローテータ 21、紙面に垂直な回転軸を有し両面が研磨されたガルバノメトリックミラー 22 が配置され、ガルバノメトリックミラー 22 の下側反射面 22 a の反射方向には光路に沿って移動自在なフォーカスレンズ 23 が配置され、上側反射面 22 b の反射方向にはレンズ 24、光路に沿って移動自在なフォーカスユニット 25 が配置されている。なお、レンズ 24 の前側焦点面は被検眼 E の瞳孔 Ep と共役関係にあり、その焦点面にガルバノメトリックミラー 22 が配置されている。

20

【0020】

また、ガルバノメトリックミラー 22 の図面上方には、光路長補償半月板 26、光路中に遮光部を有する黒点板 27、凹面ミラー 28 が順次に配列され、ガルバノメトリックミラー 22 の下側反射面 22 a により反射されることなく通過する光束を、ガルバノメトリックミラー 22 の上側反射面 22 b に戻るように導くりレー光学系が構成されている。なお、光路長補正用半月板 26 はガルバノメトリックミラー 22 の上側反射面 22 b、下側反射面 22 a の位置がそのミラー厚によって生ずる図面の上下方向へのずれを補正するためのものであり、イメージローテータ 21 へ向かう光路中にのみ作用するものである。

30

【0021】

フォーカスユニット 25 においては、レンズ 24 と同一光路上にダイクロイックミラー 29、集光レンズ 30 が順次に配列され、ダイクロイックミラー 29 の反射方向の光路上には、マスク 31、ミラー 32 が配置されており、このフォーカスユニット 25 は一体的に矢印で示す方向に移動ができるようになっている。

【0022】

レンズ 30 の入射方向の光路上には、固定ミラー 33、光路から退避可能な光路切換ミラー 34 が平行に配置され、光路切換ミラー 34 の入射方向の光路上には、コリメータレンズ 35、コヒーレントな例えば赤色光を発する測定用のレーザーダイオード 36 が配列されている。更に、ミラー 32 の入射方向の光路上には、シリンドリカルレンズ等から成るビームエキスパンダ 37、他の光源と異なる高輝度の例えば緑色光を発するトラッキング用光源 38 が配列されている。

40

【0023】

ガルバノメトリックミラー 22 の下側反射面 22 a の反射方向の光路上には、フォーカシングレンズ 23、ダイクロイックミラー 39、フィールドレンズ 40、拡大レンズ 41、イメージインテンシファイヤ付の一次元 CCD 42 が順次に配列され、血管検出系が構成されている。また、ダイクロイックミラー 39 の反射方向の光路上には、結像レンズ 43、共焦点絞り 44、被検眼 E の瞳孔 Ep とほぼ共役に設けられたミラー対 45 a、45 b が配置され、ミラー対 45 a、45 b の反射方向にはそれぞれフォトマルチプライヤ 46 a

50

、46b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、ミラー対45a、45bの反射光路、トラッキング用光源38の射出方向の測定光路、レーザーダイオード36からマスク31に至る光路はそれぞれ紙面に直交している。

【0024】

更に、装置全体を制御するためのシステム制御部47が設けられ、このシステム制御部47には、検者が操作する入力手段48、フォトマルチプライヤ46a、46bの出力がそれぞれ接続されており、システム制御部47の出力は、ガルバノメトリックミラー22を制御するガルバノメトリックミラー制御回路49、光路切換ミラー34にそれぞれ接続されている。また、ガルバノメトリックミラー制御回路49には、一次元CCD42の出力が血管位置検出回路50を介して接続されており、システム制御部47の出力は、測定結果表示手段51、測定データ選択手段52、光路切換入力手段53、記憶手段54に接続され、記憶手段54の出力は演算部55に接続され、演算部55の出力はシステム制御部47に接続されている。

10

【0025】

図2は被検眼Eの瞳孔Ep上の各光束の配置を示し、Iは黄色の照明光により照明される領域でリングスリット5の像、Oは眼底観察光束で孔あきミラー11の開口部の像、Vは測定/血管受光光束でガルバノメトリックミラー22の上下反射面22b、22aの有効部の像、Da、Dbは2つの測定受光光束でそれぞれミラー対45a、45bの像である。また、P2、P2'は測定光の入射位置で光路切換ミラー34を切換えることによって選択される測定光の位置を示し、鎖線で示す領域Mはガルバノメトリックミラー22の下側反射面22aの像である。

20

【0026】

測定に際して、観察用光源1から発した白色光は、コンデンサレンズ3を通り、バンドパスフィルタ付フィールドレンズ4により黄色の波長光のみが透過し、リングスリット5、遮光部材6、リレーレンズ7を通り、透過型液晶8を背後から照明する。更に、この光束はリレーレンズ9、遮光部材10を通過して孔あきミラー11で反射され、黄色域の波長光のみがバンドパスミラー12を透過し、対物レンズ2を通り、被検眼Eの瞳孔Ep上で眼底照明光光束像Iとして一旦結像した後に、眼底Eaをほぼ一様に照明する。

【0027】

このとき、透過型液晶板8には固視標が表示されており、照明光によって被検眼Eの眼底Eaに投影され、視標像として被検眼Eに呈示される。なお、リングスリット5、遮光部材6、10は被検眼Eの前眼部において眼底照明光と眼底観察光を分離するためのものであり、必要な遮光領域を形成するものであればその形状は問題とならない。

30

【0028】

眼底Eaからの反射光は、瞳孔Ep上から眼底観察光光束Oとして取り出されて同じ光路を戻り、孔あきミラー11の中心の開口部、フォーカシングレンズ13、リレーレンズ14を通り、スケール板15に眼底像Eaとして結像した後に、光路切換ミラー16に至る。ここで、光路切換ミラー16が光路から退避しているときは、検者眼eにより接眼レンズ17を介して眼底像Ea'が観察可能となり、一方で光路切換ミラー16が光路に挿入されているときは、スケール板15上に結像された眼底像Ea'はテレビリレーレンズ18によりCCDカメラ19上に再結像され、液晶モニタ20に映出される。

40

【0029】

検者はこの眼底像Ea'を観察しながら接眼レンズ17又は液晶モニタ20により装置のアライメントを行う。このとき、目的に応じて適切な観察方式を採用することが好適であり、接眼レンズ17による観察の場合は、一般的に液晶モニタ20等よりも高解像度かつ高感度なので、眼底Eaの微細な変化を読み取って診断する場合に適している。一方、液晶モニタ20による観察の場合は、視野を制限しないので検者の疲労を軽減することができ、更にCCDカメラ19の出力を外部のビデオテープレコーダやビデオプリンタ等に接続することにより、眼底Ea上の測定部位の変化を逐次に電子的に記録することが可能となるの

50

で、臨床上極めて有効である。

【0030】

次に、レーザーダイオード36を発した測定光はコリメータレンズ35によりコリメートされ、光路切換ミラー34が光路に挿入されている場合には、光路切換ミラー34、固定ミラー33でそれぞれ反射され、集光レンズ30の下方を通過し、光路切換ミラー34が光路から退避している場合には、直接集光レンズ30の上方を通過して、共にダイクロイックミラー29を透過する。

【0031】

一方、トラッキング用光源38から発したトラッキング光は、ビームエキスパンダ37により縦横異なる倍率でビーム径が拡大され、ミラー32で反射された後に、整形用マスク31で所望の形状に整形され、ダイクロイックミラー29で反射されて、集光レンズ30により、マスク31の開口部中心と共役な位置にスポット状に結像している測定光と重畳される。

10

【0032】

重畳された測定光とトラッキング光は、レンズ24を通り、ガルバノメトリックミラー22の上側反射面22bで一旦反射され、黒点板27を通った後に凹面鏡28で反射され、再び黒点板27、光路長補正用半月板26を通り、ガルバノメトリックミラー22の方へ戻される。ここで、ガルバノメトリックミラー22は被検眼Eの瞳孔Epと共役な位置に配置されているために、その像は被検眼Eの瞳孔Ep上において図2の破線Mで示された形状となっている。

20

【0033】

そして、凹面鏡28、黒点板27、光路長補正用半月板26は光路上に同心に配置されており、ガルバノメトリックミラー22の上側反射面22bと下側反射面22aとを-1倍で結像するリレー光学系の機能が与えられているので、光路切換ミラー34の光路中への挿入、退避によりガルバノメトリックミラー22の像Mの裏側の図2の位置P1、P1'で反射された光束は、それぞれガルバノメトリックミラー22の切欠き部に位置するP2、P2'の位置へ戻されることになり、ガルバノメトリックミラー22に反射されることなくイメージローテータ21へ向かう。そして、イメージローテータ21を経てバンドパスミラー12により対物レンズ2の方向へ偏向された光束は、対物レンズ2を介して被検眼Eの眼底Eaに照射される。

30

【0034】

このように、測定光とトラッキング光はガルバノメトリックミラー22の上側反射面22b内で反射され、再び戻されるときには対物レンズ2の光軸から偏心した状態でガルバノメトリックミラー22に入射するので、図2に示すように瞳孔Ep上でスポット像P2又はP2'として結像した後に眼底Eaを点状に照射する。

【0035】

眼底Eaでの散乱反射光は再び対物レンズ2で集光され、バンドパスミラー12に反射されてイメージローテータ21を通り、ガルバノメトリックミラー22の下側反射面22aに反射され、フォーカシングレンズ23を通り、ダイクロイックミラー39において測定光とトラッキング光が分離される。

40

【0036】

トラッキング光はダイクロイックミラー39を透過し、フィールドレンズ40、結像レンズ41により、一次元CCD42上に眼底観察光学系による眼底像Ea'よりも拡大された血管像として結像する。そして、一次元CCD42に撮像された血管像Ev'に基づいて、血管位置検出回路50において血管像Ev'の移動量を表すデータが作成されて、ガルバノメトリックミラー制御回路49に出力される。ガルバノメトリックミラー制御回路49は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22を駆動する。

【0037】

一方、測定光はダイクロイックミラー39により反射され、レンズ43、共焦点絞り44の開口部を経て、ミラー対45a、45bで反射され、それぞれフォトマルチプライヤ4

50

6 a、4 6 bに受光される。フォトマルチプライヤ4 6 a、4 6 bの出力はそれぞれシステム制御部4 7に出力され、この受光信号は従来例と同様に周波数解析されて眼底Eaの血流速度が求められる。

【0038】

このとき、バンドパスミラー1 2の分光特性のために、観察用光源1からの照明光は一次元CCD4 2には到達せず、更に撮像範囲が狭く設定されているために、有害なフレア光も混入し難くなっており、従って一次元CCD4 2にはトラッキング光による血管像Ev'だけが撮像されることになる。また、血中ヘモグロビンと色素上皮上メラニンとは、緑色の波長域においてその分光反射率が大きく異なるために、トラッキング光を緑色光にすることにより、血管像Ev'をコントラスト良く撮像することが可能となる。

10

【0039】

また、測定光とトラッキング光による眼底Eaでの散乱反射光の一部はバンドパスミラー1 2を透過し、孔あきミラー1 1の背後の眼底観察光学系に導かれ、トラッキング光はスケール板1 5上に棒状のインジケータとして結像し、測定光はこのインジケータの中心部にスポット像として結像する。これらの像は接眼レンズ1 7又は液晶モニタ2 0を介して眼底像Ea'、視標像と共に観察される。このとき、インジケータの中心には図示しないスポット像が重畳して観察されており、インジケータは入力手段4 8の操作桿等の操作部材により、眼底Ea上を一次元に移動させることができる。

【0040】

検者は先ず眼底像Ea'のピント合わせを行う。入力手段4 8の図示しないフォーカスノブを調整すると、図示しない駆動手段により透過型液晶板8、フォーカシングレンズ1 3、2 3、フォーカスユニット2 5が連動して光路に沿って移動する。眼底像Ea'のピントが合うと、透過型液晶板8、スケール板1 5、一次元CCD4 2、共焦点絞り4 4は同時に眼底Eaと共役になる。

20

【0041】

ピント合わせが終了した後に、入力手段4 8の図示しない操作桿によりイメージローテータ2 1を操作してインジケータを回転し、測定対象とする血管Evの走行方向に対してインジケータが垂直になるようにする。

【0042】

このとき、眼底観察光はイメージローテータ2 1を通過していないので、インジケータのみが回転するように認識され、従って図2に示した瞳孔Ep上の各光学部材の像も原点を中心に同じ方向に同じ角度だけ回転し、測定受光光束Da、Dbの中心を結んだ直線とスポット像P、P'の中心を結んだ直線、即ちx軸は血管Evの走行方向に一致する。

30

【0043】

この操作は従来例で述べた速度算出のための式(1)において、 $\theta = 0^\circ$ としたことに相当し、この $\theta = 0^\circ$ とすることにより、次の(a)~(c)の利点が生ずる。

【0044】

(a) 式(1)から $\theta = 90^\circ$ 即ち $\cos \theta = 0$ なった場合には、最大周波数シフト $f_{\max 1}$ と $f_{\max 2}$ だけからは最大血流速度 V_{\max} の絶対値を求めることができなくなるが、 $\theta = 0^\circ$ となるように眼底像E'を回転することにより、測定不能位置を回避することができる。

40

【0045】

(b) 角度 θ を測定する必要がなくなるために誤差要因が減り操作が簡略化される。

【0046】

(c) 従来例で述べたように、血流速度は血管壁からの散乱反射光と血液中の散乱反射光との干渉信号から求めているので、測定中にx軸方向に眼底Eaが移動しても、血管Evをx軸方向にほぼ平行にしておけば測定結果は影響されない。

【0047】

一方、x軸と直交するy軸方向に眼底Eaが移動した場合には、測定用のレーザーダイオード3 6からの光束が測定部位の血管Evから逸脱して測定値が不安定になるが、その場合はy軸方向についてのみ血管Evの移動量を検知すればよく、本実施例ではダイクロイックミ

50

ラー 39 の背後の血管検出系とガルバノメトリックミラー 22 によりこの一方向のみのトラッキングを行っている。

【 0048 】

このトラッキングを行って、全ての被検血管 E_v について精度良くかつ迅速に血流速度を測定するためには、血管像 E_v' の移動量を検知する一次元 CCD 42 を測定対象となる血管 E_v に垂直に配置するとよく、更に $\theta = 0^\circ$ とすることにより二次元センサを使用する必要がなくなるという利点も生ずる。

【 0049 】

本実施例では、トラッキング光の長手方向に一次元 CCD 42 の素子が配列されており、測定部位の角度合わせが終了している場合には、トラッキング光を示すインジケータの長手方向が測定血管 E_v の走行方向と直交しているため、血管検出系の一次元 CCD 42 にはインジケータで指示された眼底像 E_a' が拡大して撮像されている。

10

【 0050 】

角度合わせが終了した後に、入力手段 48 の操作桿を操作してトラッキング光に重畳しているスポット像を測定部位に合致させて測定部位を選択する。そして、測定部位を決定した後に再び入力手段 48 を操作してトラッキングの開始を入力する。

【 0051 】

入力手段 48 からシステム制御部 47 を介してトラッキング開始の指令がガルバノメトリックミラー制御回路 49 に入力されると、血管位置検出回路 50 において一次元 CCD 42 の受光信号に基づいて、血管像 E_v' の一次元基準位置からの移動量が算出される。そして、ガルバノメトリックミラー制御回路 49 によりこの移動量に基づいてガルバノメトリックミラー 22 が駆動され、一次元 CCD 42 上の血管像 E_v' の受像位置が一定になるように制御される。

20

【 0052 】

検者はトラッキング開始を確認した後に、入力手段 48 の図示しない測定スイッチを押して測定を開始する。システム制御部 47 により光路切換えミラー 34 が光路に挿入され、先ず被検眼 E の瞳孔 E_p 上のスポット像 P1、P2 の位置から入射した光束がフォトマルチプライヤ 46 a、46 b に受光され、この受光信号がシステム制御部 47 に取り込まれ、最大周波数シフト $|f_{\max 1}|$ 、 $|f_{\max 2}|$ が求められる。ここで、測定結果表示手段 51 には例えば計測時間に対する $|f_{\max 1}|$ 、 $|f_{\max 2}|$ の変化が示され、光束のけられ等が生じて測定が正しく行われなかった場合には、測定結果表示手段 51 には $|f_{\max 1}|$ 、 $|f_{\max 2}|$ の波形の乱れとなって表示される。

30

【 0053 】

検者は正しく測定されていると判断したら、測定データ選択手段 52 により記憶手段 54 に測定データを保存し、正しく測定されていない場合は、キャンセルしてアライメントや固視の状態や被検者の瞼の開き具合などを再調整して、確認を行ってから再度測定を行う。

【 0054 】

最初のパスで測定が終了すると、光路切換え入力手段 53 により光路切換えミラー 34 が光路から退避し、被検眼 E の瞳孔 E_p 上のスポット像 P1'、P2' の位置から光束を入射させて測定を行う。瞳孔 E_p 上のスポット像 P1'、P2' の位置は、図 2 に示したように他方のスポット像 P1、P2 の中心を通り、測定受光光束 Da、Db の中心を結んだ直線と平行な直線上に中心を持つように配置されている。

40

【 0055 】

次に、最初のパスでの測定時と同様に、再びシステム制御部 47 は 2 つのフォトマルチプライヤ 46 a、46 b から信号を取り込み、それぞれの最大周波数シフト $|f_{\max 1}'|$ 、 $|f_{\max 2}'|$ を算出し、測定結果表示手段 51 に計測時間に対する $|f_{\max 1}'|$ 、 $|f_{\max 2}'|$ の変化を表したグラフが表示される。

【 0056 】

検者は正しく測定されていると判断すれば、測定データ選択手段 52 によりデータを記憶

50

手段 5 4 に保存し、そうでなければデータをキャンセルして測定をし直す。

【 0 0 5 7 】

そして、両方のパスで正しく測定が行われると、演算部 5 5 は記憶手段 5 4 に記憶されている $| f_{\max 1} |$ 、 $| f_{\max 2} |$ と $| f_{\max 1'} |$ 、 $| f_{\max 2'} |$ 等の測定結果から符号情報を検出し、その結果をシステム制御部 4 7 に出力し、システム制御部 4 7 で最大眼底血流速度 V_{\max} 、 V_{\max}' が算出される。

【 0 0 5 8 】

入射光を上述のように選択することによって、演算部 5 5 は最大周波数シフト $| f_{\max 1} |$ と $| f_{\max 2} |$ との符号が切替わる図 5 に示す角 i の領域と、最大周波数シフト $| f_{\max 1'} |$ と $| f_{\max 2'} |$ との符号が切替わる領域とを分離することができ、かつ符号が切替わらない領域においては V_{\max} 、 V_{\max}' となる。 10

【 0 0 5 9 】

また、最大速度 V_{\max} が V_{\max}' の一方の符号が切替わる領域においては、(符号の切替えない側) > (符号の切替えがある側) という関係を作り出すことが可能となり、最大速度の大きい方を真の血流速度として最終的に表示する。

【 0 0 6 0 】

従来では、片方のパスの測定が正しく行われなかった場合には、両方のパス共に再測定を行わなければならないが、測定結果表示手段 5 1 及び測定データ選択手段 5 2 を設けることにより、正しく行われたパスの測定データが無駄にならずに済み、正しく測定されたパスを重複して測定しなくてよいので、測定部位を数多く測定することができる。 20

【 0 0 6 1 】

本実施例においては、測定結果表示手段 5 1 に表示する情報として時間経過に対する最大周波数シフト量を挙げたが、測定の良否が分かる場合は、時間経過に対してフォトマルチプライヤ 4 6 a、4 6 b からの受光信号を表示するようにしてもよいし、時間経過に対する最大血流速度の変化を表示するようにしてもよい。また、フォトマルチプライヤ 4 6 a、4 6 b からの受光信号から最大血流速度を算出する過程の何らかの情報でもよい。

【 0 0 6 2 】

更に、光路切替えミラー 3 4 が光路に挿入されているときのパスと、光路から退避しているときのパスの 2 つのパスで、測定結果の判断をそれぞれのパスの測定終了時に行うように構成したが、固視状態の良好な被検者の場合であれば、測定方式選択手段を設けて、片方のパスの測定が終了したら光路切替えミラー 3 4 が自動的に動作するようにして、両方のパスの測定を連続的に行って、測定終了後に測定結果表示手段 5 1 と測定データ選択手段 5 2 によって測定の可否を判断するようにしてもよい。 30

【 0 0 6 3 】

なお、測定データ選択手段 5 2 により測定が正しいと選択された場合に、自動的に光路が切り替わるように構成すれば、光路切替え入力手段 5 3 は不要である。

【 0 0 6 4 】

図 3 は第 2 の実施例の構成図を示し、第 1 の実施例では入射光を 2 方向から入射することにより、 $| f_{\max 1} |$ と $| f_{\max 2} |$ 、 $| f_{\max 1'} |$ と $| f_{\max 2'} |$ で符号の変わる領域の判別を行ったが、本実施例では受光側の位置を変えることにより判別を行っている。 40

【 0 0 6 5 】

測定用のレーザーダイオード 3 6 からの光束は、ガルバノメトリックミラー 2 2 の像 M の裏側の図 2 中の位置 P1 で反射されて、ガルバノメトリックミラー 2 2 の切欠き部に位置する位置 P2 へ戻されることになり、1 方向からの入射になっている。また、ミラー対 4 5 a、4 5 b とフォトマルチプライヤ 4 6 a、4 6 b は一体的にユニット化されており、システム制御部 4 7 により測定信号の受光光学系に対して垂直に移動可能とされている。

【 0 0 6 6 】

図 4 は被検眼 E の瞳孔 Ep 上の各光束の配置図を示し、I は黄色の照明光により照明される領域でリングスリット 5 の像、O は眼底観察光束で孔あきミラー 1 1 の開口部の像、V は測定 / 血管受光光束でガルバノメトリックミラー 2 2 の上下反射面 2 2 a、2 2 b の有効 50

部の像、Da、Dbは2つの測定受光光束でそれぞれミラー対45a、45bの像である。P1は測定光の入射位置で、鎖線で示す領域Mはガルバノメトリックミラー22の下側反射面22aの像である。Dcはフォトマルチプライヤ46a、46bが移動したときに選択される測定受光光束を示し、Da、Db、Dcは孔あきミラー11の開口部に一直線上に並んで配置されている。

【0067】

装置の操作手順は第1の実施例と同様であるが、1回目の測定が正しく行われると、検者は光路切換入力手段53により図中の点線で示したようにユニット化されたミラー対45a、45bとフォトマルチプライヤ46a、46bを動かす。このように動作された状態で、ミラー65aによりフォトマルチプライヤ66aが光束Dbを受光し、ミラー65bによりフォトマルチプライヤ66bは光束Dcを受光するようになる。

10

【0068】

そして、この状態で2回目の測定が開始され、正しく測定が行われると演算部55は記憶手段54に記憶されている $|f_{max1}|$ 、 $|f_{max2}|$ と $|f_{max1}'|$ 、 $|f_{max2}'|$ 等のような測定結果から符号情報を検出し、その結果をシステム制御部47に出力し、システム制御部47で最大眼底血流速度 V_{max} 、 V_{max}' を算出する。

【0069】

2回目の測定の際には光束Dcのみ測定するようにして、光束Dbの測定については1回目の測定結果を利用するように構成してもよく、この他にもフォトマルチプライヤを3個用意して、それぞれの光束Da、Db、Dcに対応するようにして測定光を受光することも可能である。

20

【0070】

【発明の効果】

以上説明したように本発明に係る眼底検査装置は、眼底血流の絶対値を算出する場合に、2回の測定データ毎に検者が測定の良い否を判断することができるので、片方のパスで測定が不良であった時でも、正しく測定されたパスの測定データが無駄になることがなく、正しい測定値を求めることができ、被検者への負担を軽減することができ測定時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施例の構成図である。

30

【図2】瞳孔上の光束配置の説明図である。

【図3】第2の実施例の構成図である。

【図4】瞳孔上の光束配置の説明図である。

【図5】眼内光束の配置の説明図である。

【符号の説明】

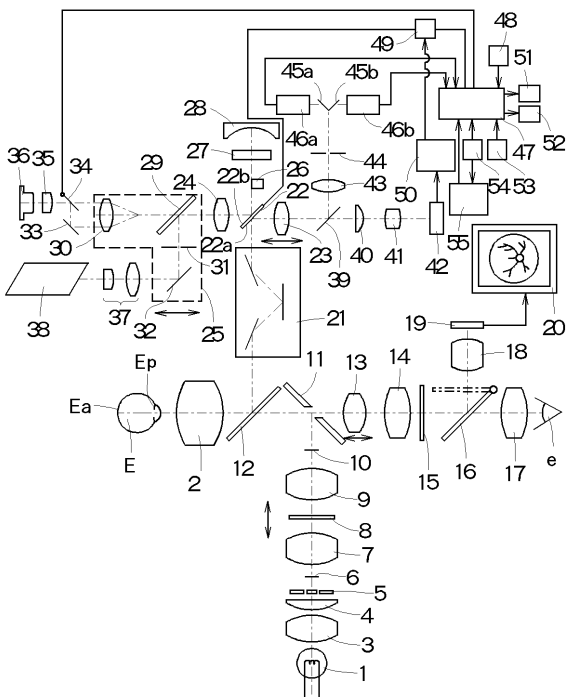
- 1 観察用光源
- 8 透過型液晶板
- 12 バンドパスミラー
- 19 CCDカメラ
- 20 液晶モニタ
- 21 イメージローテータ
- 22 ガルバノメトリックミラー
- 25 フォーカスユニット
- 36 レーザダイオード
- 37 ビームエキスパンダ
- 38 トラッキング用光源
- 42 一次元CCD
- 46a、46b フォトマルチプライヤ
- 47 システム制御部
- 48 入力手段

40

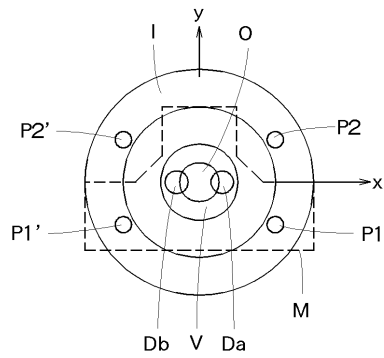
50

- 4 9 ガルバノメトリックミラー制御回路
- 5 0 血管位置検出回路
- 5 1 測定結果表示手段
- 5 2 測定データ選択手段
- 5 3 光路切換入力手段
- 5 4 記憶手段
- 5 5 演算部

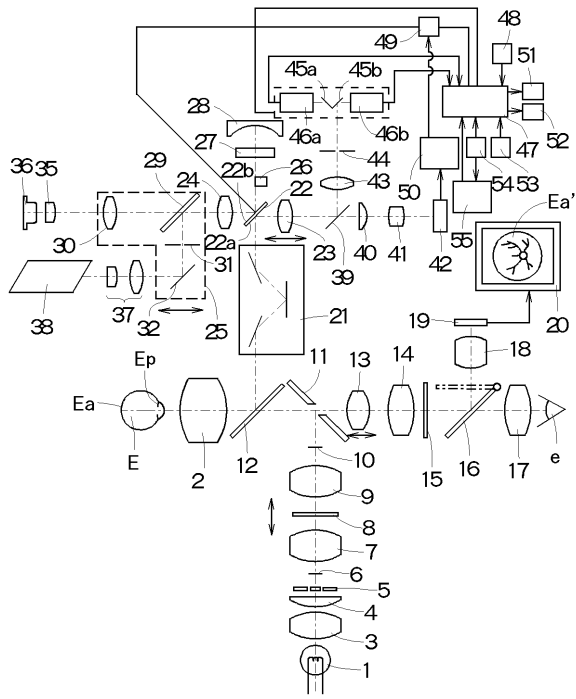
【 図 1 】



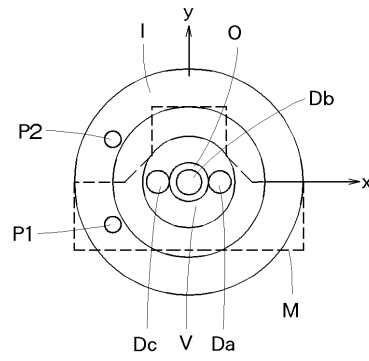
【 図 2 】



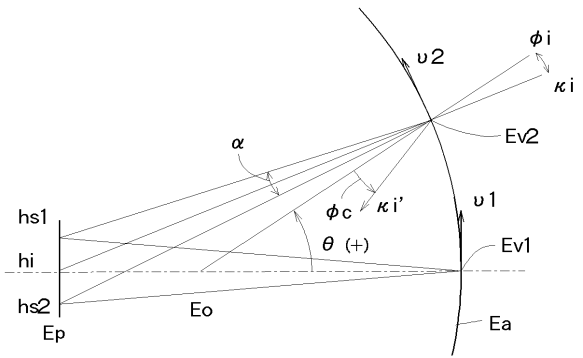
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (72)発明者 岩永 知行
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 沼尻 泰幸
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
- (72)発明者 奥村 淑明
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平08-215150(JP,A)
特開平07-031596(JP,A)
特開平08-154924(JP,A)
特開昭60-092732(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 3/00-3/16

A61B 5/0285