(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3623999号
(P3623999)
(45)発行日　平成17年2月23日(2005.2.23)　(24)登録日　平成16年12月3日(2004.12.3)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 3/10　A61B 3/10 R
A61B 5/0285　A61B 5/02 340H

請求項の数 5　(全 13 頁)

(21)出願番号　特願平7-35984
(22)出願日　平成7年1月31日(1995.1.31)
(65)公開番号　特開平8-206077
(43)公開日　平成8年8月13日(1996.8.13)
審査請求日　平成14年1月30日(2002.1.30)

(73)特許権者　000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号
(74)代理人　100075948
弁理士　日比谷　征彦
(72)発明者　田中　信也
神奈川県川崎市中原区今井上町５３番地
キヤノン株式会社　小杉事業所内

審査官　安田　明央

(56)参考文献　特開平０２－２７４２２０（ＪＰ，Ａ）
特開昭５８－１１８７３０（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 3/00-3/16

(54)【発明の名称】眼科診断装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検眼に対向する対物レンズと、該対物レンズを介して被検眼の眼底を照明する照明手段と、該照明光により眼底像を観察する観察手段と、被検眼の所定領域を測定するための測定光を被検眼の眼底に照射する照射手段と、眼底からの反射光を受光する受光手段とを有する眼科診断装置において、前記測定光を反射し被検眼の眼底に導く第１の反射面と前記測定光の被検眼からの反射光を反射し前記受光手段に導く第２の反射面から成る光束反射部材と、該光束反射部材を回転することにより前記測定光の被検眼の眼底上の位置を一方向に移動するエイミング手段と、前記測定光の被検眼瞳と共役な平面上における通過位置を前記対物レンズの光軸を基準に前記測定光の移動方向への変位をｙとし、該移動方向に垂直方向への前記測定光の変位をｘとした場合に、ｘ＞ｙかつｙ≠０となるように前記測定光の通過位置を規制する規制手段とを有することを特徴とする眼科診断装置。
【請求項２】
前記照明手段内の被検眼の前眼部とほぼ共役な位置に遮光部材を設け、前記エイミング手段により眼底上の測定位置が変化した場合に、前記遮光部材が前眼部に形成する遮光領域を前記測定光が通過しないように、前記測定光の変位ｘ、ｙ及び移動範囲を規定する請求項１に記載の眼科診断装置。
【請求項３】
前記測定光は眼底上の血管に照射する可干渉光とし、前記受光手段で得られた前記測定光による散乱光を受光し、前記受光手段の出力から眼底上の血管内の血流速度を算出する演

算手段を有する請求項１に記載の眼科診断装置。
【請求項４】
前記照明手段の照明光は少なくとも前記照射手段の測定光と異なる波長域を含み、前記受光手段の受光瞳が前記観察手段の受光瞳と少なくとも一部で重畳するようにした請求項１に記載の眼科診断装置。
【請求項５】
前記受光手段は被検眼の眼底上の血管内粒子により散乱される信号光と血管壁から散乱される参照光とを被検眼瞳上の異なる２領域から受光可能とし、前記受光手段の出力信号を周波数解析してドップラシフトを検出する信号処理手段と、該信号処理手段の出力に基づいて血管内の血流速度を算出する演算手段と、前記被検眼瞳上における２つの受光領域に対し、前記測定光の通過位置を異なる位置に切換える光束切換手段とを有する請求項１に記載の眼科診断装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は、眼底上を検査する眼科診断装置に関するものである。
【０００２】
【従来の技術】
図７は本発明で対象とする眼科診断装置である眼底血流計の従来例の構成図であり、眼科診療に一般的に用いられているスリットランプを改造したものである。光路Ｋ１上には照明光学系が配置されており、照明用光源１からの白色光は孔あきミラー２で反射され、スリット３、レンズ４、被検眼Ｅの角膜の屈折力を相殺して眼底Ｅａを観察可能とするコンタクトレンズ５を介して、眼底Ｅａ上の血管Ｅｖを照明する。また、孔あきミラー２の背後の光路上には、Ｈｅ－Ｎｅレーザー光を発する測定用レーザー光源６が配置されており、測定用レーザー光源６からの光束は孔あきミラー２の中央の開口部を通り、照明用光源１からの光束と同軸にされて眼底Ｅａを点状に照射する。
【０００３】
血管Ｅｖ内を流れる血球及び血管壁により散乱反射された光束は、角度α’を成す光路Ｋ２、Ｋ３上に配置された立体観察用の受光光学系の対物レンズ７ａ、７ｂを通り、ミラー８ａ、８ｂ、ミラー９ａ、９ｂで反射され、接眼レンズ１０ａ、１０ｂを介して検者により眼底像として観察され、検者は接眼レンズ１０ａ、１０ｂを覗いて眼底Ｅａを観察しながら測定部位を選択する。
【０００４】
図８は検者により観察される眼底像であり、照明光により照明されている領域Ｉ０内において、測定対象となる血管Ｅｖと接眼レンズ１０ａ、１０ｂの焦点面に予め用意されているスケールＳＣとを合軸にすると、測定用レーザー光源６による測定光と血管Ｅｖが合軸となり、測定用レーザー光源６によるスポット光ＰＳによって測定部位が決定される。このとき、眼底Ｅａからの反射光は光ファイバ１１ａ、１１ｂを介してフォトマルチプライヤ１２ａ、１２ｂに受光される。
【０００５】
この受光信号は、血管Ｅｖ内を流れる血流によりドップラシフトした成分と、静止している血管壁で反射された成分とが、それぞれ干渉することによって生ずる所定のビート信号成分を含んでおり、このビート信号を周波数解析して血管Ｅｖ内の血流速度を求めることができる。
【０００６】
図９はフォトマルチプライヤ１２ａ、１２ｂで測定された受光信号を周波数解析した結果の一例であり、横軸は周波数Δｆ　、縦軸はその出力ΔＳを示している。周波数の最大シフトΔｆｍａｘと、入射光の波数ベクトルκｉ　及び受光光の波数ベクトルκｓ　と、血流の速度ベクトルυとの関係は、
Δｆｍａｘ＝（κｓ　－κｉ）・υ　…（１）

と表すことができる。
【０００７】
従って、フォトマルチプライヤ１２ａ、１２ｂのそれぞれの受光信号から算出された周波数の最大シフトΔｆｍａｘ１　、Δｆｍａｘ２　、レーザー光の波長λ、測定部位の屈折率ｎ、眼内での受光光軸Ｋ２、Ｋ３のなす角度α、眼内で受光光軸Ｋ２、Ｋ３の作る平面と血流の速度ベクトルυとのなす角度βを用いて式（１）　を変形すると、血流の最大速度Ｖｍａｘは、
Ｖｍａｘ＝｛λ／（ｎ・α）｝・｜Δｆｍａｘ１　－Δｆｍａｘ２　｜／　ｃｏｓβ　…（２）
と表すことができる。
【０００８】
このように、２方向から計測を行うことにより測定光の入射方向の寄与が相殺され、眼底Ｅａ上の任意の部位の血流を計測することができる。
【０００９】
また、２本の受光光路Ｋ２、Ｋ３が作る平面と眼底Ｅａとの交線Ａと、この交線Ａと血流の速度ベクトルυとのなす角βとの関係から、真の血流速度を測定するためには、式（２）　においてβ＝０°として、交線Ａを速度ベクトルυに一致させる必要がある。このため従来例では、受光光学系全体を回転させるか又は受光光学系中にイメージローテータを配置して、光学的に一致させるような構成となっている。
【００１０】
【発明が解決しようとする課題】
（１）　しかしながら、上述の従来例はスリットランプを使用しているので、眼底Ｅａを観察するために被検眼Ｅにコンタクトレンズを装着する必要があり、麻酔薬を点眼しなければならない。従って、コンタクトレンズによる被検眼Ｅの圧迫のみでなく、薬物による眼底Ｅａ上の血流に対する影響も無視できなくなる。更に、このような眼底観察の手法は眼科診療特有の手法であり、他科の医師などの未習熟者には取扱いが難しく、その結果眼底血流測定の普及が阻まれている。
【００１１】
上記の問題点を解決するために、特開昭６３－２８１３３号公報には独自の光学系を用いることにより、コンタクトレンズを装着しない測定を可能にし、コンタクトレンズによる弊害を除去する方式が開示されている。しかし、この方式の場合は被検眼Ｅが自在に動けるようになるために、測定光を常時測定部位に照射し続けることが困難になるという新たな問題が生ずる。
【００１２】
この問題を解決するために、常に測定光を測定部位に保持することを可能とした眼底追跡手段が付加されている。この眼底追跡手段には、回転軸が互いに直交した２枚のガルバノメトリックミラーが被検眼Ｅの回転中心と共役な位置に設けられており、血管Ｅｖにトラッキング光を照射して血管像を撮像し、その血管像の位置信号を用いて２枚のガルバノメトリックミラーの回転角度を制御して測定光の照射位置を保持している。
【００１３】
しかしながら、従来の眼底追跡手段は測定光、トラッキング光を二次元的に移動しているので、眼底観察光学系に種々のフレア光が発生して良好な眼底観察が行えない。更に、ガルバノメトリックミラーの初期設定を二次元的に行わなくてはならないので、操作が複雑になるという問題がある。
【００１４】
また、フレア光の発生を防止するために、測定光、トラッキング光と観察光とをそれぞれ被検眼Ｅの瞳上で分離して入射させるという方式が採用されているが、これら３本の光束を入射するためには、測定可能な瞳孔径の下限を大きくしなければならなくなり、例えば糖尿病患者のように十分に散瞳しない被検者を測定することが困難になる。更に、光源に高価なレーザー光源が３種類必要となるため、装置が大型かつ高価になるという問題も生

ずる。
【００１５】
（２）　また、上述したようにドップラシフトの最大値Δｆｍａｘ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、周波数解析により得られる最大周波数シフトΔｆｍａｘは、｜Δｆｍａｘ｜という符号情報の欠如したものとなる。
【００１６】
このため、眼底Ｅａにおいての部位の異なる血管Ｅｖの血流を測定する場合は、最大周波数シフトΔｆｍａｘ１　及びΔｆｍａｘ２　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。従って、測定する領域によっては、（２）　式により最大血流速度Ｖｍａｘを決定することが不可能になるという問題が生ずる。
【００１７】
この問題を図１０を使って説明すると、信号光は瞳Ｅｐの中心ｈｉ＝０から入射され、散乱光は瞳Ｅｐの所定部位ｈｓ１　、ｈｓ２　から受光されるとすると、眼底Ｅａからこの部位ｈｓ１　、ｈｓ２　を見込む角度が従来例の受光光軸のなす角αとなる。
【００１８】
いま、眼底Ｅａの中心にある血管Ｅｖ１　と周辺にある血管Ｅｖ２　を測定する場合を考えると、血管Ｅｖ１　の測定を行う場合には、部位ｈｓ１　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Δｆｍａｘ１　と、部位ｈｓ２　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Δｆｍａｘ２　とは異符号となる。この場合は、信号光は血管Ｅｖ１　上に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。ここで、血管Ｅｖ１　の血流の速度ベクトルυ１　と、部位ｈｓ１　方向の波数ベクトルκｓ１及び部位ｈｓ２　方向の波数ベクトルκｓ２を考えると、これらは速度ベクトルυ１　の垂線に対し異なる方向に存在するために、その内積は異符号となり異符号の周波数シフトが起こっていることになる。
【００１９】
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κｉ’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。ここで、眼底Ｅａの中心Ｅｏと血管Ｅｖ２　とを結んだ直線、即ち眼底Ｅａの血管Ｅｖ２　における垂線と信号光の波数ベクトルκｉ　の方向とのなす角がφｉ　で、この垂線に対し角φｃ　をなし、ベクトルκｉ　と逆方向に向いたベクトルκｉ　の正反射光を示す波数ベクトルがκｉ’である。しかしながら従来例においては、上述のような最大周波数シフトΔｆｍａｘの符号を考慮して血流速度の算出を行ってはいない。
【００２０】
本発明の目的は、上述の問題点（１）　を解消し、簡素な構成の眼底追跡手段を備え、フレア光の発生を防止し、小瞳孔径の被検眼も測定可能とした眼科診断装置を提供することにある。
【００２１】
本発明の他の目的は、上述の問題点（２）　を解消し、周波数シフトの符号情報を考慮して正確に眼底上の血流速度を測定する眼科診断装置を提供することにある。
【００２２】
【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科診断装置は、被検眼に対向する対物レンズと、該対物レンズを介して被検眼の眼底を照明する照明手段と、該照明光により眼底像を観察する観察手段と、被検眼の所定領域を測定するための測定光を被検眼の眼底に照射する照射手段と、眼底からの反射光を受光する受光手段とを有する眼科診断装置において、前記測定光を反射し被検眼の眼底に導く第１の反射面と前記測定光の被検眼からの反射光を反射し前記受光手段に導く第２の反射面から成る光束反射部材と、該光束反射部材を回転

することにより前記測定光の被検眼の眼底上の位置を一方向に移動するエイミング手段と、前記測定光の被検眼瞳と共役な平面上における通過位置を前記対物レンズの光軸を基準に前記測定光の移動方向への変位をｙとし、該移動方向に垂直方向への前記測定光の変位をｘとした場合に、ｘ＞ｙかつｙ≠０となるように前記測定光の通過位置を規制する規制手段とを有することを特徴とする。

【００２３】

【作用】

上述の構成を有する本発明の眼科診断装置は、被検眼の眼底上の測定部位を選択するためのエイミング手段により、測定光の眼底上の照射位置を一次元方向にのみ移動して照射位置のずれを補償する。更に、被検眼の瞳上の測定光の通過位置を所定範囲内に規定し、瞳上で測定光の入射光と反射光とを分離すると共に、測定光を照明手段からの照明光とも分離する。

【００２４】

また、入射方向切換手段、受光手段を設けた場合には、入射方向切換手段において、測定光の入射方向を２方向に切換え、受光手段においてそれぞれの眼底散乱光を受光し、入射方向の異なる信号光のドップラシフトを検出して周波数シフトの符号情報を検出する。

【００２５】

【実施例】

本発明を図１～図６に図示の実施例に基づいて詳細に説明する。

図１は本発明を眼底血流計へ応用した実施例の構成図であり、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２１から被検眼Ｅと対向する対物レンズ２２へ至る照明光路上には、コンデンサレンズ２３、黄色域の波長光のみを透過するバンドパスフィルタ２４、被検眼Ｅの瞳孔とほぼ共役な位置に設けられたリングスリット２５、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２６、リレーレンズ２７、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２８、リレーレンズ２９、被検眼Ｅの角膜近傍と共役に設けられた遮光部材３０、孔あきミラー３１、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３２が順次に配列されている。

【００２６】

孔あきミラー３１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３３、リレーレンズ３４、スケール板３５、光路中に挿脱自在な光路切換えミラー３６、接眼レンズ３７が順次に配列され、検者眼ｅに至っている。光路切換えミラー３６が光路中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３８、ＣＣＤカメラ３９が配置されており、ＣＣＤカメラ３９の出力は液晶モニタ４０に接続されている。

【００２７】

バンドパスミラー３２の反射方向の光路上には、イメージローテータ４１、紙面に垂直な回転軸を有する回転プリズム４２が配置され、回転プリズム４２の左側反射面の反射方向には固定ミラー４３が配置され、右側反射面の反射方向にはレンズ４４、光路に沿って移動自在なフォーカスユニット４５が配置されている。なお、レンズ４４の前側焦点面は被検眼Ｅの瞳孔と共役関係にあり、この焦点面に回転プリズム４２が配置されている。

【００２８】

フォーカスユニット４５においては、レンズ４４と同一光路上に、マスク４６、ダイクロイックミラー４７、集光レンズ４８が順次に配列され、ダイクロイックミラー４７の入射方向の光路上にはミラー４９が配置されており、このフォーカスユニット４５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。

【００２９】

レンズ４８の入射方向の光路上には、固定ミラー５０、光路から退避可能な光路切換えミラー５１が平行に配置され、光路切換えミラー５１の入射方向の光路上には、コリメータレンズ５２、コヒーレントな赤色光を発する測定用のレーザーダイオード５３が配列されている。更に、ミラー４９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

ームエクスパンダ５４、高輝度の緑色光を発するトラッキング用光源５５が配列されている。

【００３０】

回転プリズム４２の左側反射面の反射方向の光路上には、固定ミラー４３、５６、光路に沿って移動自在なフォーカシングレンズ５７、ダイクロイックミラー５８、レンズ５９、イメージインテンシファイヤ付の一次元ＣＣＤ６０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５８の反射方向の光路上には、共焦点絞り６１、被検眼Ｅの瞳孔とほぼ共役に設けられたミラー対６２ａ、６２ｂが配置され、ミラー対６２ａ、６２ｂの反射方向にはそれぞれフォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂ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６２ａ、６２ｂの反射光路、トラッキング用光源５５の出射方向の測定光路、レーザーダイオード５３からマスク４６に至る光路はそれぞれ紙面に直交している。

【００３１】

更に、装置全体を制御するためのシステム制御部６４が設けられ、システム制御部６４には検者が操作する入力手段６５、フォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂの出力がそれぞれ接続されており、システム制御部６４の出力は回転プリズム４２を制御するプリズム制御回路６６、光路切換えミラー５１にそれぞれ接続されている。また、プリズム制御回路６６には一次元ＣＣＤ６０の出力が血管位置検出回路６７を介して接続されている。

【００３２】

観察用光源２１から発した白色光はコンデンサレンズ２３を通り、バンドパスフィルタ２４により黄色の波長光のみが透過され、リングスリット２５、遮光部材２６、リレーレンズ２７を通り、透過型液晶板２８を背後から照明し、リレーレンズ２９、遮光部材３０を通って孔あきミラー３１で反射され、黄色域の波長光のみがバンドパスミラー３２を透過し、対物レンズ２２を通り、被検眼Ｅの瞳孔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。このとき、透過型液晶板２８には固視標が表示されており、照明光により被検眼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２５、遮光部材２６、３０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。

【００３３】

眼底Ｅａからの反射光は同じ光路を戻り、瞳孔上から眼底観察光光束Ｏとして取り出され、孔あきミラー３１の中心の開口部、フォーカシングレンズ３３、リレーレンズ３４を通り、スケール板３５で眼底像Ｅａ’として結像した後に、光路切換えミラー３６に至る。ここで、光路切換えミラー３６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３７を介して眼底像Ｅａ’が観察可能となり、一方光路切換えミラー３６が光路に挿入されているときは、スケール板３５上に結像された眼底像Ｅａ’がテレビリレーレンズ３８によりＣＣＤカメラ３９上に再結像され、液晶モニタ４０に映出される。

【００３４】

この眼底像Ｅａ’を観察しながら接眼レンズ３７又は液晶モニタ４０により装置のアライメントを行う。このとき、適切な目的に応じて観察方式を採用することが好適であり、接眼レンズ３７による観察の場合は、一般的に液晶モニタ４０等よりも高解像かつ高感度なので、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４０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３９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、眼底像Ｅａ’上の測定部位の変化を遂次電子的に記録することが可能となるので、臨床上極めて有効である。

【００３５】

レーザーダイオード５３を発した測定光はコリメータレンズ５２によりコリメートされ、光路切換えミラー５１が光路に挿入されている場合には、光路切換えミラー５１、固定ミ

ラー５０でそれぞれ反射され、集光レンズ４８の下方を通過し、光路切換えミラー５１が光路から退避している場合には、直接集光レンズ４８の上方を通過し、ダイクロイックミラー４７を透過する。

【００３６】

一方、トラッキング用光源５５から発したトラッキング光は、ビームエクスパンダ５４により縦横異なる倍率でビーム径が拡大され、ミラー４９で反射された後に、ダイクロイックミラー４７において反射されて上述の測定光と重畳される。この両光束は整形用のマスク４６に至り、測定光は集光レンズ４８によりマスク４６の開口部にスポット状に結像され、トラッキング光は不要な部分が遮光されて適切な形状に整形される。

【００３７】

更に、測定光とトラッキング光はレンズ４４を通って回転プリズム４２の右側反射面で反射され、イメージローテータ４１を経てバンドパスミラー３２により対物レンズ２２の光軸に結合され、対物レンズ２２を介して被検眼Ｅの眼底Ｅａに照射される。このように、測定光とトラッキング光は、回転プリズム４２の右側反射面内で反射されて対物レンズ２２の光軸から偏心した状態で眼底Ｅａに投影されており、特に測定光は図２に示すように瞳孔上でスポット像Ｐ又はＰ’として結像した後に眼底Ｅａを点状に照射している。

【００３８】

眼底Ｅａでの散乱反射光は再び対物レンズ２２で集光され、バンドパスミラー３２で反射されてイメージローテータ４１を通り、回転プリズム４２の左側反射面で反射され、固定ミラー４３、５６で屈曲されてフォーカシングレンズ５７を通り、ダイクロイックミラー５８において測定光とトラッキング光とが分離される。

【００３９】

トラッキング光はダイクロイックミラー５８を透過し、レンズ５９により一次元ＣＣＤ６０上で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Ｅｖ’　として結像する。そして、一次元ＣＣＤ６０で撮像された血管像Ｅｖ’　に基づいて、血管位置検出回路６７において血管像Ｅｖ’　の移動量を表すデータが作成され、プリズム制御回路６６に出力される。プリズム制御回路６６はこの移動量を補償するように回転プリズム４２を駆動する。

【００４０】

一方、測定光はダイクロイックミラー５８により反射され、共焦点絞り６１の開口部を経てミラー対６２ａ、６２ｂで反射され、それぞれフォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂに受光される。フォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂの出力はそれぞれシステム制御部６４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。

【００４１】

このとき、バンドパスミラー３２の分光特性のため観察用光源２１からの照明光は一次元ＣＣＤ６０には到達せず、その上、撮像範囲が狭く設定されているので有害なフレア光も混入し難くなっている。この結果、一次元ＣＣＤ６０にはトラッキング光による血管像Ｅｖ’　のみ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、トラッキング光を緑色光にすることにより、血管像Ｅｖ’　をコントラス良く撮像することが可能となる。

【００４２】

図２は被検眼Ｅの瞳孔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２５の像、Ｏは眼底観察光束で孔あきミラー３１の開口部の像、Ｖは測定／血管受光光束で、回転プリズム４２の左右反射面の有効部の像、Ｄａ、Ｄｂは２つの測定受光光束で、それぞれミラー対６２ａ、６２ｂの像Ｐ、Ｐ’は測定光の入射位置で、光路切換ミラー５１を切換えることによって選択される測定光の位置を示す。また、鎖線で示す領域Ｍは回転プリズム４２の右側反射面の像である。

【００４３】

一次元ＣＣＤ６０に受光される光束は、被検眼Ｅの瞳孔上で測定／血管受光光束Ｖから取

り出された光束であり、この光束からミラー対６２ａ、６２ｂにより測定受光光束Ｄａ、Ｄｂを通る光束を取り出してフォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂで受光する。眼底観察光光束Ｏに比べ測定／血管受光光束Ｖを大きくしているのは、一次元ＣＣＤ６０の方が眼底観察光学系のＣＣＤカメラ３９よりも眼底の結像倍率が大きいので、一次元ＣＣＤ６０上での像面照度が確保し難いためである。一方、光束を大きくしたことによる被検眼Ｅの前眼部で発生するフレア光の影響は、その受像範囲が血管受像光学系の方が小さいために問題とならない。また、測定受光光束Ｄａ、Ｄｂの瞳孔上の間隔は血流速度計測の分解能に直接影響するが、測定／血管受光光束Ｖを大きくすることにより、測定受光光束Ｄａ、Ｄｂの間隔を十分に確保することが可能である。

【００４４】

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３２を透過し、孔あきミラー３１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光３５上に棒状のインジケータＴとして結像し、測定光はこのインジケータＴの中心部にスポット像として結像する。図３に示すように、これらの像は接眼レンズ３７又は液晶モニタ４０を介して眼底像Ea’、視標像Ｆと共に観察される。このとき、インジケータＴの中心には図示しないスポット像Ｐ又はＰ’が重畳して観察されており、インジケータＴは入力手段６５の操作桿等の操作部材により、眼底Ea上を矢印で示すように一方向に移動させることができる。また、視野の中心の正円はスケール板３５に予め用意されているスケールＳであり、インジケータＴを移動できる範囲を示している。

【００４５】

測定に際して検者は先ず眼底像Ｅａ’のピント合わせを行う。入力手段６５のフォークカスノブを調節すると、図示しない駆動手段により透過型液晶板２８、フォーカシングレンズ３３、５７、フォーカスユニット４５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２８、スケール板３５、一次元ＣＣＤ６０、共焦点絞り６１は同時に眼底Ｅａと共役になる。

【００４６】

このときの共焦点絞り６１は、所望の血管Ｅｖにピントを合わせるためのもので、その作用を図４により説明する。測定対象となる眼底Ｅａ上の血管Ｅｖの位置を測定部位Ｐ１で表し、この血管Ｅｖの後方にある脈絡膜Ｓｃ内の血管Ｅｖの位置を測定部位Ｐ２で表す。測定用のレーザーダイオード５３からの光束はミラー７１に下方から入射し、左右方向へ反射されて測定部位Ｐ１を照射する。測定部位Ｐ１での反射光は、ミラー対６２ａ、６２ｂと同等の受光方向を決定する機能を有する開口７２を通過して、レンズ７３により測定部位Ｐ１に共役とされ、小孔７４を通過した後に図示しないフォトマルチプライヤへ受光される。上述の光学系では、点線で示す測定部位Ｐ２での反射光は、実線で示す測定部位Ｐ１で反射された光束と同様にレンズ７３により結像されるが、小孔７４を通ることができないためフォトマルチプライヤに受光されることはない。

【００４７】

このように本実施例では、上述の小孔７４と同様の機能を有する共焦点絞り６１を設け、特定の深さにある血管Ｅｖでの反射光のみをフォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂに受光させることにより、所望の血管Ｅｖの血流速度を計測することが可能となる。実際の検査においては、検者は図３に示す眼底像Ｅａ’上のフォーカス状態を見ながら測定対象となる血管Ｅｖの深さを設定し、眼底像Ｅａ’のピントを合わせる。

【００４８】

ピント合わせが終了した後に、検者は入力手段６５を操作して視標像Ｆを移動し、被検眼Ｅの視線を誘導して観察領域を変更し、測定対象とする血管Ｅｖをスケール板３５のサークルＳ内へ移動する。そして図５に示すように、入力手段６５の操作桿によりイメージローテータ４１を操作してインジケータＴ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Ｔが垂直になるようする。このとき、眼底観察光はイメージローテータ４１を通過していないために、インジケータＴのみが回転するように認識される。この結果、図２に示した瞳孔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。

【００４９】

この操作は従来例で述べた速度算出のための（２）　式において、β＝０°としたことに相当し、このβ＝０°とすることにより次の（ａ）　～（ｃ）　の利点が生ずる。（ａ）　（２）　式からβ＝９０°即ち　ｃｏｓβ＝０となった場合には、最大周波数シフトΔｆｍａｘ１　とΔｆｍａｘ２　だけから最大血流速度Ｖｍａｘの絶対値を求めることができなくなるが、β＝０°となるように眼底像Ｅａ’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。（ｂ）　角度β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。（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。

【００５０】

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５３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ックミラー５８の背後の血管検出系と回転プリズム４２によりこの一方向のみのトラッキングを行っている。

【００５１】

このトラッキングを行って全ての被検血管Ｅｖ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Ｅｖ’の移動量を検知する一次元ＣＣＤ６０を測定対象となる血管Ｅｖに垂直に配置するとよく、更にβ＝０°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。

【００５２】

本実施例では、トラッキング光の長手方向に一次元ＣＣＤ６０の素子が配列されており、図５に示すように測定部位の角度合せが終了している場合は、トラッキング光を示すインジケータＴの長手方向は測定血管Ｅｖの走行方向と直交しているので、血管検出系の一次元ＣＣＤ６０にはインジケータＴで指示された眼底像Ｅａ’が拡大して撮像されている。

【００５３】

角度合わせが終了した後に、入力手段６５の操作桿を操作して図６に示すようにインジケータＴを矢印で示す方向に移動し、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６５を操作して、トラッキングの開始を入力する。

【００５４】

入力手段６５からシステム制御部６０を介してトラッキング開始の指令がプリズム制御回路６６に入力され、このとき血管位置検出回路６７に検出された血管像Ｅｖ’　の位置が回転プリズム４２の基準位置となる。スポット像Ｐ又はＰ’によって測定部位が選択されている間に、血管位置検出回路６７において、一次元ＣＣＤ６０の受光信号に基づいて血管像Ｅｖ’の一次元基準位置からの移動量が算出される。プリズム制御回路６６によりこの移動量に基づいて回転プリズム４２が駆動され、一次元ＣＣＤ６０上の血管像Ｅｖ’の受像位置が一定になるように制御される。

【００５５】

測定光とトラッキング光が被検眼Ｅの前眼部を通過する際に、前眼部において散乱光が発生するが、このとき入射側と受光側それぞれの光束が被検眼Ｅの前眼部で重畳すると受光側にフレア光が生ずることは、一般の眼底カメラでよく知られていることである。従って、本実施例においては、測定光及びトラッキング光の入射光と受光光との重畳がフレア光が発生する原因の１つになる。

【００５６】

しかし、図２に示すように、被検眼Ｅの瞳孔上において、入射光は回転プリズム４２によ

り原点から偏心している右側反射面像Ｍ内を通過して眼底Ｅａを照射しており、一方受光光は原点を中心とする測定／血管受光光束Ｖを通過し、回転プリズム４２の左側反射面で反射されて受光される。このように、回転プリズム４２により瞳孔上で入射光と反射光とが完全に分離されているので、本実施例においてはフレア光の発生を回避することができる。

【００５７】

このように、１個の回転プリズム４２の左右の反射面を使って、被検眼Ｅの眼底Ｅａへの入射光の入射位置と、眼底Ｅａから反射される受光光の受光位置の制御を行うことにより、単一の制御信号により両光束を完全に分離した状態で位置制御を行って、光束が照射されている眼底Ｅａ上の部位を確実に受光／受像することができる。この結果、トラッキングの制御機構が簡素化され、装置を小型かつ安価に構成することが可能となり、更に入射光と受光光間のクロストークを大幅に軽減できるので、測定精度を向上させることが可能となる。

【００５８】

また、測定光、トラッキング光による入射光と眼底観察光との重畳もフレア光の発生する原因となる。本実施例においては、測定光は被検眼Ｅの瞳孔上で原点から偏心しているスポット像Ｐ、Ｐ’を通過するようにし、トラッキング光はスポット像Ｐ、Ｐ’を含むｙ軸方向に長手方向を有する棒状の領域から入射してｙ軸方向に移動するようにしている。いま、両光束による瞳孔上のスポット像Ｐ、Ｐ’の原点からのｘ軸、ｙ軸方向の変位をそれぞれｘ、ｙとしたときに、ｘ＞＞ｙとなるようにスポット像Ｐ、Ｐ’の位置をｙ軸方向に比べてｘ軸方向に大きく偏心させることにより、両光束がｙ軸方向に移動しても眼底観察光光束Ｏに重ならないようにしている。

【００５９】

ここでｙ軸方向への変位ｙは、回転プリズム４２の左右の反射面で光束が別々に反射させるために生ずるものであり、そのフレア光が発生しない最小値をｙｍｉｎ　とする。そして、ｙｍｉｎ　が決定された後に、測定光、トラッキング光が可動範囲の全ての位置において、眼底照明光学系に設けられたリングスリット２５、遮光部材２６、３０が形成する遮光領域と重ならないようなｘ軸方向の変位ｘをｘｍｉｎ　とする。

【００６０】

$R^2 = xmin^2 + ymin^2$ で定義される測定に必要な被検眼Ｅの瞳孔径Ｒは、できる限り小さいことが望ましく、本実施例においては、瞳孔径Ｒを最小とするためにトラッキングの方向は一次元のみに限定し、測定光、トラッキング光の入射位置ｘ、ｙを被検眼Ｅの瞳上においてｙｍｉｎ　ｙ＜＜ｘｍｉｎ　ｘとなるように設定した。従来例の場合はトラッキングを二次元で行っているために、ｙｍｉｎ　＜＜ｘｍｉｎ　ｘ　ｙとしなければならず、必然的に測定可能な瞳孔径Ｒの下限は大きくなる。これに対し本実施例では、上述のように十分に小さな瞳孔径Ｒの被検眼Ｅにおいても測定が可能であり、眼底観察光学系、測定光学系、血管検出系において、測定光、トラッキング光により被検眼Ｅの前眼部に生ずるフレア光の発生も回避することができる。

【００６１】

検者はトラッキング開始を確認した後で、入力手段６５の測定スイッチを押して測定を開始する。システム制御部６４により光路切換えミラー５１が光路に挿入され、先ず被検眼Ｅの瞳孔上のスポット像Ｐの位置から入射した光束がフォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂに受光され、この受光信号がシステム制御部６４に取り込まれ、最大周波数シフト｜Δｆｍａｘ１　｜、｜Δｆｍａｘ２　｜が求められる。ここで、｜Δｆｍａｘ１　｜、｜Δｆｍａｘ２　｜はそれぞれフォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂからの出力信号の処理結果である。

【００６２】

このとき、入射される光束はスポット像Ｐに位置し、測定受光光束Ｄａ、Ｄｂに対し十分に変位した位置に設けられているため、通常であれば最大速度Ｖｍａｘは従来例の（２）式において　ｃｏｓβ＝１とし、$Vmax = \{\lambda / (n \cdot \alpha)\} \cdot ||\Delta fmax1$

｜－｜Δｆｍａｘ２　｜｜によって求められるが、眼底Ｅａ上の血管Ｅｖの位置によっては、真の流速はＶｍａｘ＝｛λ／（ｎ・α）｝・｜｜Δｆｍａｘ１　｜＋｜Δｆｍａｘ２　｜｜としなくてはならない場合も存在する。本実施例では、初めに仮測定として、この状態で先の（２）　式による最大速度Ｖｍａｘを算出した後に、システム制御部６４により光路切換えミラー５１を光路中から退避し、被検眼Ｅの瞳孔上のスポット像Ｐ’の位置から光束を入射させて測定を行う。

【００６３】

瞳孔上のスポット像Ｐ’の位置は、図２に示したように他方のスポット像Ｐ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るが、特に本実施例ではスポット像ＰとＰ’の間隔は測定受光光束Ｄａ、Ｄｂの中心間の距離よりも大きく、かつ２つの直線の中点を結ぶ直線がそれぞれの中心を結んだ直線と直交するように選択されている。

【００６４】

入射光位置をスポット像Ｐから、このように選択したスポット像Ｐ’に切換えた後に、再びシステム制御部６４は２つのフォトマルチプライヤ６３ａ、６３ｂから信号を取り込み、それぞれの最大周波数シフト｜Δｆｍａｘ１’｜、｜Δｆｍａｘ２’｜を算出し、（２）　式に従って最大速度Ｖｍａｘを算出する。このときの最大速度ＶｍａｘをＶｍａｘ’とおくと、入射光を上述のように選択することによって、最大周波数シフト｜Δｆｍａｘ１　｜と｜Δｆｍａｘ２　｜との符号が切換わる図１０に示す角φｉ　の領域と、最大周波数シフト｜Δｆｍａｘ１’｜と｜Δｆｍａｘ２’｜との符号が切換わる領域を分離することができ、かつ符号が切換わらない領域においてはＶｍａｘ　Ｖｍａｘ’となる。また、最大速度ＶｍａｘかＶｍａｘ’の一方の符号が切換わる領域においては、（符号の切換えがない側）＞（符号の切換えがある側）という関係を作り出すことが可能となる。

【００６５】

従って、システム制御部６４は、この２つの最大速度ＶｍａｘとＶｍａｘ’を比較することにより、真の最大流速を求めるための適切な光束の入射方向を決定し、この情報により光路切換えを適切な状態にして本測定を行うように制御する。本測定は適当な時間間隔で最大速度Ｖｍａｘ又はＶｍａｘ’の算出を繰り返して継続的に行う。

【００６６】

本実施例においては、最大速度ＶｍａｘとＶｍａｘ’を本測定前に判断する方式を示したが、本測定前に最大速度Ｖｍａｘ、Ｖｍａｘ’を測定算出して符号の反転の有無をチェックし、これによって自動的に（２）　式の演算の符号を逆転するといったソフトウェアによる対応も可能である。

【００６７】

以上においては、本発明を眼底Ｅａ上の血流を測定する眼底血流計について説明したが、血流速度の他に、血管位置や血管径も同時に計測をするような眼科装置に応用することも可能である。

【００６８】

【発明の効果】

以上説明したように本発明に係る眼科診断装置は、被検眼の瞳孔上において他の光束と分離するようにして測定光の入射位置を最適化しているので、受光光学系に有害なフレア光が発生することはない。また、エイミング手段により測定光の照射位置を一次元方向にのみ移動するようにしたので、照射位置の設定操作が容易になり、測定可能な瞳孔径の下限を小さくすることができる。更に、入射方向切換手段を設けた場合には、被検眼への入射方向の異なる２つの光束からのドップラシフトを検出することができるので、符号情報を加味した正確かつ容易に眼底血流速度を求めることができる。

【図面の簡単な説明】

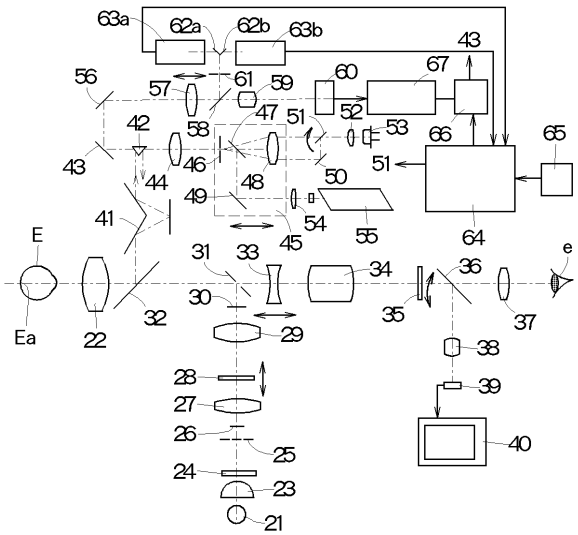
【図１】本実施例の構成図である。

【図２】瞳孔上の光束配置の説明図である。

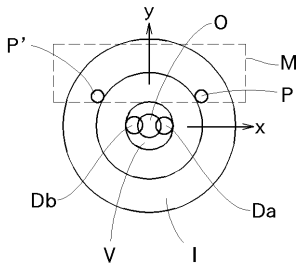
【図３】ピント合わせ終了後の観察眼底像の説明図である。

【図４】共焦点絞りの作用の説明図である。
【図５】角度合わせ終了後の観察眼底像の説明図である。
【図６】測定部位選択終了後の観察眼底像の説明図である。
【図７】従来例の構成図である。
【図８】観察眼底像の説明図である。
【図９】受光信号の周波数分布のグラフ図である。
【図１０】最大周波数シフトの符号の反転の説明図である。
【符号の説明】
２１　観察用光源
２８　透過型液晶版
３６、５１　光路切換えミラー
３９　ＣＣＤカメラ
４０　液晶モニタ
４１　イメージローテータ
４３　ガルバノメトリックミラー
４５　フォーカスユニット
５３　レーザーダイオード
５５　トラッキング用光源
６０　一次元ＣＣＤ
６１　共焦点絞り
６３ａ、６３ｂ　フォトマルチプライヤ
６４　システム制御部
６６　プリズム制御回路
６７　血管位置検出回路

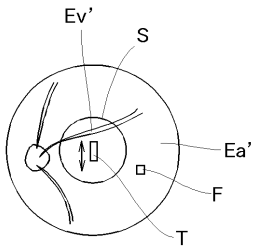
【図１】



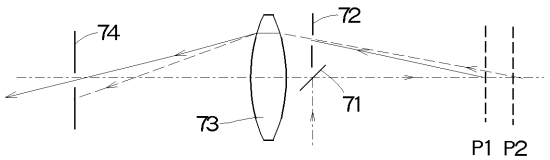
【図２】



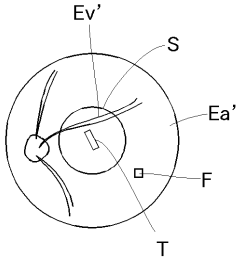
【図３】



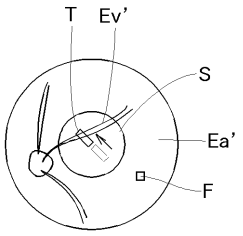
【図４】



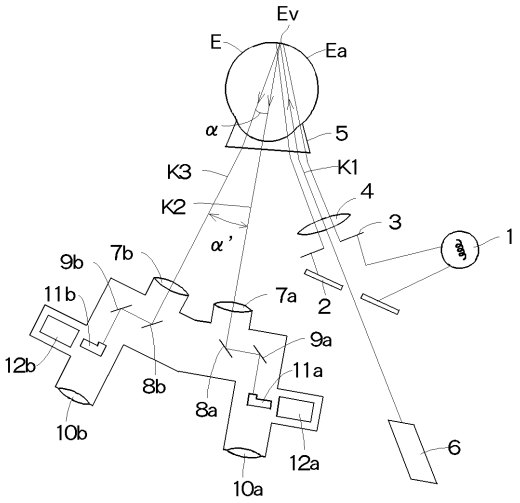
【図５】



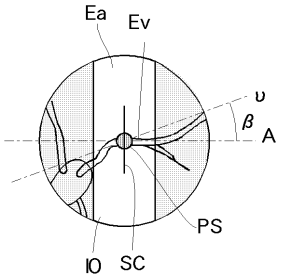
【図６】



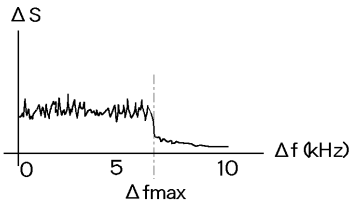
【図７】



【図８】



【図９】



【図１０】

