

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6060525号
(P6060525)

(45) 発行日 平成29年1月18日(2017.1.18)

(24) 登録日 平成28年12月22日(2016.12.22)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/14 A
A 6 1 B 3/024 (2006.01)	A 6 1 B 3/14 L
	A 6 1 B 3/02 F

請求項の数 2 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2012-123939 (P2012-123939)	(73) 特許権者	000135184
(22) 出願日	平成24年5月31日(2012.5.31)		株式会社ニデック
(65) 公開番号	特開2013-248075 (P2013-248075A)		愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
(43) 公開日	平成25年12月12日(2013.12.12)	(72) 発明者	小林 利哉
審査請求日	平成27年5月27日(2015.5.27)		愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株 株式会社ニデック拾石工場内
		(72) 発明者	南原 孝啓
			愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株 株式会社ニデック拾石工場内
		審査官	九鬼 一慶
		(56) 参考文献	特表2009-530062 (JP, A)

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】

被検眼眼底の検査位置に検査視標を投影して眼底の検査を行う眼底検査装置であって、
被検眼に呈示して誘導するための固視標を形成する固視標形成手段と、
被検眼眼底に対する検査視標による検査位置を設定する検査視標設定手段と、
 該検査視標設定手段にて設定された前記検査位置に対応する被検眼眼底の検査位置に前記検査視標を投影可能な視標投影手段と、
前記固視標形成手段によって形成される前記固視標の座標と前記検査視標設定手段により設定される前記検査視標の座標に基づいた前記固視標に対する前記検査視標のラジアル方向の距離に応じ、該ラジアル方向の距離が相対的に近い前記検査視標の投影径に対して相対的に遠い前記検査視標の投影径が大きくなるように前記視標投影手段を制御する制御手段と、

を備えることを特徴とする眼底検査装置。

【請求項2】

請求項1の眼底検査装置であって、
前記検査視標設定手段は更に、眼底上での検査位置及び視機能に関する細胞の種類に応じて前記検査視標の投影条件を設定する眼底検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼底に検査視標を投影して検査を行う眼底検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

眼底検査装置として、患者の眼底を撮影する撮影部を備え、撮影部で撮影された患者の眼底に視野検査用の視標を投影して、患者の応答に基づく視標の明度識別閾値を得る視野検査を行うものが知られている（例えば、特許文献1参照）。この種に眼底検査装置は、得られた眼底像から視神経乳頭や視神経線維束欠損が観察され、視野計の測定結果から患者の光感受性が定量化されることで視機能の評価でき、緑内障等の診断に役立てられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0003】

【特許文献1】特開2011-36273号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで患者の眼底（網膜）に含まれる視細胞は、一般的に眼底中心部（黄斑部）が密であり周辺部に到るに従い疎となるため、眼底中心部は刺激視標に対して検出される閾値が高いのに対し眼底周辺部は閾値が低くなる傾向にある。

このため、従来技術のように眼底中心部と周辺部に投影される検査視標のサイズが同じであると、刺激視標に対して含まれる視細胞の数が変わることになり、特に眼底中心部において視機能感度の低下を検出しづらくなる可能性がある。

20

【0005】

本発明は上記従来技術の問題点に鑑み、眼底の視野検査を精度良く行える眼底検査装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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。

【0007】

被検眼眼底の検査位置に検査視標を投影して眼底の検査を行う眼底検査装置であって、被検眼に呈示して誘導するための固視標を形成する固視標形成手段と、被検眼眼底に対する検査視標による検査位置を設定する検査視標設定手段と、該検査視標設定手段にて設定された前記検査位置に対応する被検眼眼底の検査位置に前記検査視標を投影可能な視標投影手段と、前記固視標形成手段によって形成される前記固視標の座標と前記検査視標設定手段により設定される前記検査視標の座標に基づいた前記固視標に対する前記検査視標のラジアル方向の距離に応じ、該ラジアル方向の距離が相対的に近い前記検査視標の投影径に対して相対的に遠い前記検査視標の投影径が大きくなるように前記視標投影手段を制御する制御手段と、を備えることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、眼底の視野検査を精度良く行うことができる。

40

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明の実施形態を図面に基づき説明する。なお以下では、眼底観察及び撮影と、眼底の視野検査を一台で行える眼底検査装置を例に挙げて説明する。図1は眼底検査装置の外観構成図である。図2は眼底検査装置の光学系及び制御系の説明図である。

【0010】

図1において、眼底検査装置1は、基台1aと、基台1aに対して左右方向（X方向）及び前後（作動距離）方向（Z方向）に移動可能に設けられた移動台2、移動台2に設けられた駆動部6によって患者眼（眼）Eに対して左右方向（X方向）、上下方向（Y方向）及び前後方向（X方向）に移動可能に設けられた撮影部（装置本体）3、患者の顔を支

50

持するために基台 1 a に固設された顔支持ユニット 5 を備える。なお、撮影部 3 の内部には後述する光学系及び制御系が収納される。

【 0 0 1 1 】

撮影部 3 の検者側には、ジョイスティック 4、コントロール部 7 a、モニタ 8 が設けられている。ジョイスティック 4 は眼 E に対して撮影部 3 を相対移動させるために用いられる。ジョイスティック 4 が傾倒されると摺動機構によって移動台 2 が基台 1 a 上を X Z 方向に摺動し、ジョイスティック 4 の側面に設けられた回転ノブ 4 a を回転すると撮影部 3 が Y 方向に移動する。なおジョイスティック 4 の頂部のスイッチ 4 b は眼底像の撮影動作のトリガ信号入力に用いられる。コントロール部 7 a は、各種撮影・検査条件等の設定に用いられる。コントロール部 7 a としてはマウス、キーボード、タッチパネル（モニタ 8 に取り付けられる）等の周知の入力手段が用いられる。モニタ 8 には眼 E の観察・撮影画像の他、各種検査結果が表示される。例えば、モニタ 8 には眼底観察画面、前眼部観察画面、視野検査画面等が表示される。

10

撮影部 3 の患者側には、患者に装置内部を覗き込ませる撮影窓 9、眼（網膜）の視機能検査時などに患者が応答信号を入力するための応答ボタン 7 b がある。

【 0 0 1 2 】

図 2 の光学系は、照明光学系 1 0、眼底や前眼部等の観察・撮影をする観察・撮影光学系 3 0、眼底にフォーカス指標（フォーカス指標）を投影するフォーカス指標投影光学系 4 0、患者眼 E の視線を誘導する固視標と各種検査視標を呈示する視標呈示光学系 7 0 から構成される。

20

【 0 0 1 3 】

< 照明光学系 > 照明光学系 1 0 は、撮影照明光学系と観察照明光学系を有する。撮影照明光学系は、可視光束を照射する撮影光源 1 4、コンデンサレンズ 1 5、リング状の開口を有するリングスリット 1 7、リレーレンズ 1 8、ミラー 1 9、中心部に黒点を有する黒点板 2 0、リレーレンズ 2 1、孔あきミラー 2 2、対物レンズ 2 5 を有する。

観察照明光学系は、近赤外光の光束を照射する照明光源 1 1、近赤外光を透過する赤外フィルター 1 2、コンデンサレンズ 1 3、コンデンサレンズ 1 3 とリングスリット 1 7 との間に配置されたダイクロイックミラー 1 6、リングスリット 1 7 から孔あきミラー 2 2 までの光学系と、対物レンズ 2 5 を有する。

【 0 0 1 4 】

< 観察・撮影光学系 > 観察・撮影光学系 3 0 は、眼底観察光学系、眼底撮影光学系、前眼部観察光学系を有する。眼底観察光学系は、対物レンズ 2 5、孔あきミラー 2 2 の開口近傍に位置する撮影絞り 3 1、光軸方向に移動可能なフォーカシングレンズ 3 2、結像レンズ 3 3、跳ね上げミラー 3 4 を備える。跳ね上げミラー 3 4 の反射方向の光路には、赤外光反射・可視光透過の特性を有するダイクロイックミラー 3 7、リレーレンズ 3 6、赤外域に感度を有する観察用の二次元撮像素子 3 8 が配置され、赤外光源で照明された眼底像が撮像素子 3 8 で撮影される。なお、跳ね上げミラー 3 4 は挿脱機構 3 9 によって眼底の観察時に光路に挿入され、眼底の撮影時に光路から外される。

30

眼底撮影光学系は、対物レンズ 2 5、撮影絞り 3 1 から結像レンズ 3 3 までの光学系を眼底観察光学系と共用する。また眼底撮影光学系は、可視域に感度を有する撮影用の二次元撮像素子 3 5 を備え、可視光源 1 4 で照明された眼底像が撮像素子 3 5 で撮影される。なお、撮影絞り 3 1 は眼 E の瞳孔と略共役な位置に置かれる。フォーカシングレンズ 3 2 はモータを備える移動機構 4 9 で光軸に沿って移動される。

40

【 0 0 1 5 】

以上の構成により眼底の観察時には、照明光源 1 1 を発した光束は対物レンズ 2 5 によって眼 E の瞳孔付近で一旦収束された後、拡散して眼底を照明する。眼底からの反射光は、対物レンズ 2 5、孔あきミラー 2 2 の開口部、撮影絞り 3 1、フォーカシングレンズ 3 2、結像レンズ 3 3、跳ね上げミラー 3 4、ダイクロイックミラー 3 7、リレーレンズ 3 6 を介して撮像素子 3 8 に結像する。眼底の撮影時、撮影光源 1 4 で照明された眼底からの反射光は対物レンズ 2 5、孔あきミラー 2 2 の開口部、撮影絞り 3 1、フォーカシング

50

レンズ 3 2、結像レンズ 3 3 を経て二次元撮像素子 3 5 に結像する。

【 0 0 1 6 】

前眼部観察光学系は、赤外光を発する光源 3 5 a、3 5 b、対物レンズ 2 5、前眼部観察補助レンズ 2 6（以下、補助レンズと記す）を有し、穴あきミラー 2 2 から撮像素子 3 8 までの光学系を眼底観察光学系と共用する。赤外光源 3 5 a、3 5 b は撮影光軸 L 1 を挟んで対称的配置された一对の矩形状の LED 光源であり、眼 E の角膜に向けて所定の投影角度で発散光束による有限遠の指標（患者眼に対して垂直方向に延びる矩形状の指標）を投影する。つまり光源 3 5 a、3 5 b によって前眼部全体が照明されると共に、眼 E と撮影部 3 の三次元方向のアライメント状態が示される。

【 0 0 1 7 】

なお、補助レンズ 2 6 は駆動手段 2 6 a の駆動で光路に挿脱される。補助レンズ 2 6 が光軸 L 1 に置かれたとき前眼部と撮像素子 3 8 が略共役関係になる。つまり前眼部の観察時には、補助レンズ 2 6 が光軸 L 1 上に置かれて撮像素子 3 8 で撮像された前眼部がモニター 8 に表示される。一方、眼底観察時には、補助レンズ 2 6 が駆動手段 2 6 a の駆動で光路から退避され、撮像素子 3 8 と眼底が略共役関係となり、撮影された眼底像がモニター 8 に表示される。

また、本実施形態では穴あきミラーの開口付近（眼底の略共役位置）に点光源 2 7 が設けられており、眼底観察時に点光源 2 7 が点灯されることで、眼底に形成されたワーキングドット W による作動距離方向のアライメントが行われるようになっている。

【 0 0 1 8 】

< フォーカス指標投影光学系 > フォーカス指標投影光学系 4 0 は、赤外光源 4 1、スリット指標板 4 2、スリット指標板 4 2 に取り付けられた 2 つの偏角プリズム 4 3、照明光学系 1 0 の光路に斜設されたレバー 4 5、レバー 4 5 に取り付けられ眼底の共役位置に置かれるスポットミラー 4 4、ロータリーソレノイド 4 6、投影レンズ 4 7 とを備える。レバー 4 5 は光軸上に置かれ、スポットミラー 4 4 は光軸上を避けた位置に置かれるようにレバー 4 5 の先端に取り付けられる。これにより眼底の観察時に、スポットミラー 4 4 からの反射光が眼底上の光軸 L 1 上を避けた位置に投影される。

【 0 0 1 9 】

スリット指標板 4 2 の光束は、偏角プリズム 4 3 で分離された後、投影レンズ 4 7 を介してスポットミラー 4 4 で反射され、リレーレンズ 2 1、孔あきミラー 2 2、対物レンズ 2 5 を経て眼底に投影される。眼底のフォーカスが合っていないとき、スリット指標板 4 2 の指標像（フォーカス指標 S 1、S 2）は眼底と共役関係になっていないため眼底に分離して投影される。この場合、フォーカス視標 S 1、S 2 の分離状態の検出結果に基づき、駆動機構 4 9 の駆動によってフォーカシングレンズ 3 2 及びフォーカス指標投影光学系 4 0 が連動して光軸方向に移動される。一方、眼底のフォーカスが合った状態では、フォーカス指標 S 1、S 2 は眼底と共役位置にあり合致する。なお、フォーカスが合った状態で眼底撮影が行われるときには、ロータリーソレノイド 4 6 の軸の回転によってレバー 4 5 が光路から退避される。

【 0 0 2 0 】

< 視標呈示光学系 > 視標呈示光学系 7 0 は、患者眼に固視標及び検査視標を呈示する視標呈示部 1 0 0 を持ち、観察・撮影光学系 3 0 の対物レンズ 2 5 から跳ね上げミラー 3 4 までを共用する。視標呈示部 1 0 0 には、例えば特開 2 0 0 3 1 7 2 9 7 4 号公報に記載の周知の構成が適用される。

図 3 に視標呈示部 1 0 0 の例を示す。視標呈示部 1 0 0 は、光源 1 0 1、分光手段としての波長選択ミラー 1 0 2、1 0 3、反射ミラー 1 0 4 ~ 1 0 6、液晶パネル 1 1 0 ~ 1 1 2、クロスダイクロプリズム 1 2 0、光路分岐用のビームスプリッター 1 3 0 を持つ。光源 1 0 1 には白色の LED 光源が使用される。これ以外にも光源 1 0 1 には、ハロゲンランプ等の周知の熱輻射光源や、レーザー光源などを使用できる。

【 0 0 2 1 】

波長選択ミラー 1 0 2 は、赤色の波長帯域の光束を反射して、その他の波長帯域の光束

10

20

30

40

50

を透過させる特性を持つ。波長ミラー 103 は、緑色の波長帯域の光束を反射して、その他の波長帯域の光束を透過させる特性を持つ。反射ミラー 104 は残りの（青色の）波長帯域の光束を反射させる。液晶パネル 110 はミラー 102 で反射された赤色の光束で照明される。液晶パネル 111 はミラー 103 で反射された緑色の光束で照明される。液晶パネル 112 はミラー 104 で反射された青色の光束で照明される。これにより各液晶パネル 110 ~ 112 によって RGB 毎の画像が形成される。つまり液晶パネル 110 の画素の駆動で赤色の映像が形成され、液晶パネル 111 の画素の駆動で緑色の映像が形成され、液晶パネル 112 の画素の駆動で青色の映像が形成される。

クロスダイクロプリズム 120 は、各液晶パネル 110 ~ 112 を透過した光束を同軸にする。これにより各液晶パネル 110 ~ 112 に形成された RGB 毎の画像が合成されて一つの画像が形成される。

【0022】

つまり各液晶パネル 110 ~ 112 の画素の駆動で異なる径の検査視標を形成でき、眼底には検査部位に応じた大きさ（サイズ）の検査視標が投影される。また各液晶パネル 110 ~ 112 の画素透過率等の調整で、眼底に任意の色の（波長帯域を持つ）検査視標を投影できる。これにより眼底には検査をする視細胞の種類（錐体、杆体）に応じた波長帯域の検査視標を投影できるようになる。

【0023】

<制御系> 制御部 80 は、上述の光学系及び制御系に接続されて各種動作制御を行う。また制御部 80 には記憶部であるメモリ 83 が接続され、各種プログラム等の情報が予め記憶されている。またメモリ 83 には予め取得された人眼の視機能に関する細胞密度の変化情報と検査視標の投影径（サイズ）の情報とが、検査視標の呈示位置に対応付けて記憶されている。例えば、固視標に対する検査視標のラジアル方向の距離に応じて検査視標の径が決定されるように検査視標の投影径に関する情報が記憶されている。

【0024】

これにより制御部 80 は、視標呈示部 100 から取得される固視標の座標（液晶パネル 110 ~ 112 の座標）と検査視標の座標（液晶パネル 110 ~ 112 の座標）から、固視標に対する検査視標のラジアル方向の距離を求める。そしてメモリ 83 に記憶された検査視標の投影径に関する情報に基づき、固視標と検査視標の接近状態に応じて検査視標の投影径を設定する。具体的には固視標と検査視標の距離が拡大するに従い、眼底に投影される検査視標の径を大きく設定する。

なお視機能に関する細胞には神経節細胞、視細胞等がある。以下では視細胞数（密度）に基づく視機能検査を行う例を説明する。

【0025】

図 4 に視細胞密度分布（変化情報）の例を示す。なお図 4 は文献（A Photo Accurate Model of the Human Eye OCT.2.2005 Micheal F.Deering）でモデル化されている式（1）に基づき算出した。

【0026】

【数 1】

$$R[\text{cones}/\text{mm}^2] = 50000 \cdot \frac{\theta}{300}^{\frac{2}{3}} \cdots \text{式 (1)}$$

式（1）において、 $R[\text{cones}/\text{mm}^2]$ は単位平方 mm に含まれる視細胞（錐体細胞）密度であり、 θ は黄斑部（原点）からの離心率 [rad] である。図 4 では $\theta = 0.1$ [rad] で規格化したグラフを示している。なお図中において縦軸が視細胞密度 $R[\text{cones}/\text{mm}^2]$ 、横軸が離心率 θ [rad] である。つまり図 4 から眼底中心部（黄斑部）からのラジアル方向の距離（離心率）が大きくなる（周辺部に到る）に伴い、視細胞（錐体細胞）密度が低下することが分かる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

制御部 80 は視細胞密度の変化情報に基づき眼底の検査部位に応じて検査視標のサイズを変える。例えば図 4 に示される視細胞密度の変化情報の減少率の逆数（変化率）を求め、減少率の逆数に比例させて検査視標の径を大きく設定する。このようにすると、眼底中心部と周辺部の視細胞密度の違いによる影響が取り除かれて、局所的な閾値変化の検出が好適に行われるようになる。特に、視細胞が密集する眼底中心部において神経節細胞の劣化に起因する視機能の低下が好適に検出されるようになる。

【 0 0 2 8 】

つまり従来技術では、図 4 に示されるような人眼の視細胞密度が網膜中心部で密であり周辺部で疎になるという特性に関わらず、眼底に同じサイズの検査視標を投影していた為、眼底の検査部位に応じて検査視標に対する視細胞の数が変わっていた。つまり周辺部ほど視細胞密度が減少して各視細胞の受容野同士の重なり合いが疎になり、同一サイズの検査視標が視細胞受容野を刺激できる確率が低下していた。一方、中心部ほど視細胞密度が高くなるため神経節細胞の劣化による視機能低下が発生していても検出し難い場合があった。

10

【 0 0 2 9 】

そこで本発明では視野検査用の視標サイズを視細胞分布密度の変化率に対応させて正規化させ、平坦化された条件にて、検査領域の網膜感度特性を測定して視機能特性を評価する。このようにすると眼底の局所部位の微細な感度変化の検出が容易になる。また本発明では、各検査位置での検査結果が定量化されているため、相対的に視機能の低下が見られる部位を一度の検査で抽出できるようになる。

20

【 0 0 3 0 】

次に以上のような構成を備える眼底撮影装置の動作を説明する。装置を起動させて患者の顔を装置 1 に近づけ、撮影眼（患者眼 E）を撮影窓 9 に合わせて装置内部を覗き込ませてから、前眼部像を用いた位置合わせ（アライメント）を開始する。制御部 80 によって駆動手段 26 a の駆動で光軸 L1 に前眼部観察補助レンズ 26 が置かれ、光源 35 a、35 b が点灯されると患者眼 E の前眼部が照明され、角膜上にアライメント視標が投影される。また制御部 80 は、視標呈示部 100 で患者眼 E に固視標を呈示させる。具体的には制御部 80 は光源 101 を点灯させた状態で、各液晶パネル 110 ~ 112 の画素を駆動させ、各液晶パネル 110 ~ 112 を透過した光束によって、光軸 L2 に対応する位置に固視標を形成する。

30

【 0 0 3 1 】

眼 E が固視標で誘導されるとモニター 8 に前眼部像が表示される。図 5 にモニター 8 に表示される前眼部像の例を示す。図 5 では撮像素子 38 で撮像された前眼部像 F1 に矩形状のアライメント視標 M1、M2 が現れている。制御部 80 は、アライメント視標 M1、M2 の受光結果に基づき撮影部 3 と患者眼 E を位置合わせ（アライメント）する。

【 0 0 3 2 】

制御部 80 は、撮像素子 38 で撮像されたアライメント指標像 M1、M2 から求められる中間位置と、撮像素子 38 で検出された前眼部像から求められる瞳孔中心を一致させるように、駆動部 6 で撮影部 3 全体を上下左右（XY）方向に移動させる。またアライメント視標 M1、M2 が所定間隔となるように、駆動部 6 で撮影部 3 を眼 E に対して前後（Z）方向に移動させる。なお本実施形態のアライメント動作の詳細な説明は国際公開 2008/062527 号公報を参照されたい。

40

【 0 0 3 3 】

三次元方向のアライメントが許容範囲に入ると、眼底のフォーカス合わせが開始される。制御部 80 は光源 35 a、35 b を消灯させ、駆動手段 22 a の駆動で前眼部観察補助レンズ 22 を光路上から退避させて、光源 11 を点灯させる。

図 6 はモニター 8 に表示される眼底像の例であり、図 6（a）に眼底のフォーカスが合っていない状態、図 6（b）に眼底のフォーカスが合っている状態が示されている。制御部 80 は、撮像素子 38 の撮像範囲の輝度分布に基づき、フォーカス指標 S1、S2 の位置を

50

特定し、検出されたフォーカス指標 S_1 , S_2 間の距離 (分離状態) を求め、検出結果に基づきフォーカス合わせを行う。

【0034】

図6(a)に示されるようにフォーカスが合っていないとき、制御部80はフォーカス指標 S_1 , S_2 が合致するように、フォーカシングレンズ32を光軸 L_1 上で移動させる。そして制御部80によってフォーカスが適切であると判断されるとフォーカス調節が完了する。

モニタ8に眼底像 F_2 が鮮明に映る状態となると、制御部80によって視野計測中に生じる眼Eの移動及び回旋により生じる眼Eと撮影部3(光軸 L_1)の位置ずれを補正するオートアライメント、呈示視標の位置ずれを補正するトラッキングが行われる。なおオートアライメント及びトラッキングについての詳細な説明は特開2011-255045号公報を参照されたい。

10

【0035】

次に、制御部80は、メモリ83に予め記憶されている視野計測プログラムに従い、眼Eに視野検査視標を呈示させる。例えば視野検査視標の呈示位置は検者の手動で設定される他、メモリ83に予め記憶されたプログラム(順番)に従い制御部80が自動的に切替える。

例えば検査視標の呈示位置が手動で設定される場合、制御部80はコントロール部7aからの入力信号に基づき、選択された検査視標の呈示位置(座標)を求める。そしてメモリ83に記憶されている視細胞密度の変化情報又は所定の演算を行うことで、選択された呈示位置(座標)に対する所定の投影径(サイズ)の検査視標を形成するよう視標呈示部100を駆動制御する。

20

【0036】

制御部80は上述の固視標の呈示方法と同じく、検査視標の呈示位置に対応させて各液晶パネル110~112の画素の駆動を制御し、その透過光によって視細胞密度に対応した所期のサイズの検査視標を呈示させる。また光源101の出力又は液晶パネル110~112の画素の制御で視野検査視標の輝度(言い換えれば、背景輝度に対するコントラスト)を所定のステップで変更させる(例えば1dBステップ)。

【0037】

ここでは図7の眼底に投影される検査視標の模式図に示されるように、視野検査視標の投影径 D は、例えば眼底中心部(黄斑部) M では $D = d_1$ であり、周辺部へとラジアル方向に遠ざかるにつれて、黄斑部 M から距離 w_2 にある位置 p_2 では直径 $D = d_2$ 、黄斑部 M から距離 w_3 にある位置 p_3 では直径 $D = d_3$ のように段階的に大きく設定されるようにメモリ83に記憶されているとする。なお距離 $w_2 \leq w_3$ 、直径 $d_1 \leq d_2 \leq d_3$ とする。

30

なお検者に検査視標の大きさを分かり易く示すために、モニタ8に検査視標のグラフィックを表示しても良い。

【0038】

以上のような視標呈示部100の駆動制御で、視野検査視標の呈示位置がランダムに切り換えられると共に、視野検査視標の輝度が変更される。このとき、患者は固視標による固視を維持しながら、視野検査視標を認識したら応答ボタン7bを押す。制御部80は、入力信号に基づきそのときの視野検査視標の輝度を、その計測点における患者の認識可能な感度の応答情報としてメモリ83に記憶させる。一方、視野検査視標に対する応答ボタン7bの入力が無い場合には、そのときの視野検査視標の輝度を、計測点における患者が認識できない感度の応答情報としてメモリ83に記憶させる。

40

【0039】

なお本実施形態では眼底の検査部位に応じて検査視標の投影径 D が変更されるため、視細胞密度の変化に対する依存性が取り除かれ、より正規化に近い状態(平坦化された状態)で視野検査結果が得られる。その為、検者は、眼底全体の検査結果と局所領域の検査結

50

果を比較することで、眼底の局所的な感度変化を求めることが容易となる。

【 0 0 4 0 】

すべての計測点での視野検査が終了すると、制御部 8 0 は眼底視野の感度閾値の分布状態をモニタ 8 に表示させる。図 8 に視野感度分布の検査結果の例を示す。検者はモニタ 8 に表示された視野感度の分布状態から網膜全体の検査結果を確認する。この時、本実施形態では眼底の検査部位に関わらず同じ判断基準で視機能が評価される。つまり従来技術では視野感度の閾値が同じであったとしても、検査結果には視細胞数による差が含まれていた為、各部位の真の感度ではなかった。一方、本発明では視細胞密度の変化による影響を取り除くことで、検者がモニタ 8 に表示された視野感度の測定結果（数値）によって、局所的な感度変化の差を捉えることができるようにしている。

10

【 0 0 4 1 】

なお上記では検者の手動で検査視標の呈示位置が選択される例を示した。一方、自動的に検査視標が切換え呈示される場合にも、制御部 8 0 は呈示視標の黄斑部からの距離（座標）に応じてメモリ 8 3 に記憶された検査視標の情報を呼び出すことによって、検査視標の呈示位置に応じて所期の大きさの検査視標を呈示できるようになる。

【 0 0 4 2 】

なお視細胞密度の変化情報は患者毎に入力されても良い。この場合、眼底検査装置に視機能密度分布を入力するための入力手段を設ける。例えば入力手段にはUSBやLAN等の周知の媒体が用いられる。一方、患者毎に取得される視細胞密度の情報は、例えば患者眼の収差を取り除くための波面補償部を持ち眼底を細胞レベルの高倍率で撮影できる眼底撮影装置で撮影された眼底撮影画像を用いて求められる。

20

【 0 0 4 3 】

以上の構成により、制御部 8 0 は入力手段から入力された患者毎の視細胞密度の変化情報（又は眼底の視細胞の減少率の逆数変化率を近似したもの）をメモリ 8 3 が記憶する。そして視野検査を行う際に、患者毎に入力された視細胞密度の変化情報に基づき、患者眼の眼底中心部と周辺部に投影する刺激視標のサイズを設定する。このようにすると患者毎により正確な検査結果を得ることができるようになる。

【 0 0 4 4 】

また視細胞の種類毎に視細胞密度の変化情報が保持されても良い。例えば錐体細胞と杆体細胞の夫々の視細胞密度の変化情報をメモリ 8 3 に記憶させる。そして錐体細胞の感度（網膜感度）を検査する際には、背景輝度が明順応環境となるように視標呈示部 1 0 0 の輝度を設定すると共に、検査視標のサイズを錐体細胞分布密度の変化率の逆数モデル曲線に従って変化させる。杆体細胞の網膜感度を検査する際には、背景輝度を暗順応環境となるように視標呈示部 1 0 0 の輝度を設定し、検査視標のサイズを杆体細胞密度分布の変化率の逆数モデル曲線に従って変化させる。このようにすると視細胞の種類に応じた視機能検査精度の向上が期待される。

30

【 0 0 4 5 】

なお視細胞密度の変化情報に基づき検査視標の投影径の変更は少なくとも 2 段階で変更されれば良い。例えば図 9 に示されるように、黄斑部 M からの距離が、距離の閾値 w_p よりも近い範囲 D_1 では直径 d_1 の検査視標を投影し、黄斑部 M からの距離が、距離の閾値 w_p よりも遠い範囲 D_2 では直径 d_2 の検査視標が呈示されるようにしても良い（直径 $d_1 < d_2$ ）。

40

【 0 0 4 6 】

また上記では視細胞密度の変化情報に基づき検査視標の直径を変更して、視細胞に対する検査視標の投影条件が一定となるようにしている。これ以外にも、検査視標の直径を変えずに、検査視標の密度を変えて、眼底の中央部と周辺部とで検査視標を投影条件が一定となるようにしても良い。例えば、本実施形態では各液晶パネル 1 1 0 ~ 1 1 2 の画素の ON と OFF とを切換えることで検査視標の密度を変更できる。例えば、図 1 0 の模式図に示されるように、黄斑部 M の付近では直径 d_1 の検査視標を形成する画素を所定のステップで OFF とすることで、検査視標で刺激される視細胞の数を制限する。一方、黄斑部

50

Mから離れた部位では、黄斑中央部に比べて各画素のうちONとするものを増やすことで、検査視標で刺激される視細胞の数を増加させるようにする。これにより眼底の中央部と周辺部とで視細胞に対する刺激条件を一定にできる。

【0047】

更には上記では視機能に関する細胞として視細胞の閾値を求める例を説明したが、神経節細胞の閾値を検査する場合にも上記と同様に黄斑部からのラジアル方向の距離に応じて眼底に投影する検査視標の投影径を変えることで、細胞数の違いによる影響を抑えた状態で、視機能特性を評価出来るようになる。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】眼底検査装置の外観構成図である。

【図2】眼底検査装置の光学系及び制御系の説明図である。

【図3】視標呈示部の例である。

【図4】視細胞密度分布（変化情報）の例である。

【図5】モニタに表示される前眼部像の例を示す。

【図6】モニタに表示される眼底像の例である。

【図7】眼底に投影される検査視標の模式図である。

【図8】視野感度分布の検査結果の例である。

【図9】検査視標の投影パターンの変用例である。

【図10】検査視標の投影パターンの変用例である。

【符号の説明】

【0049】

1 眼底検査装置

8 モニタ

10 照明光学系

30 観察・撮影光学系

40 フォーカス指標投影光学系

70 視標呈示光学系

80 制御部

83 メモリ

100 視標呈示部

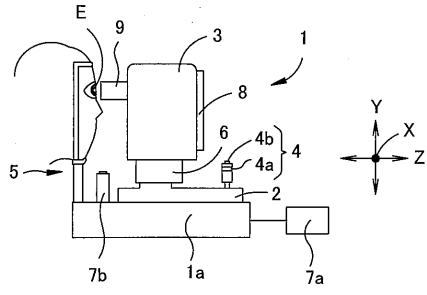
110、111、112 液晶パネル

10

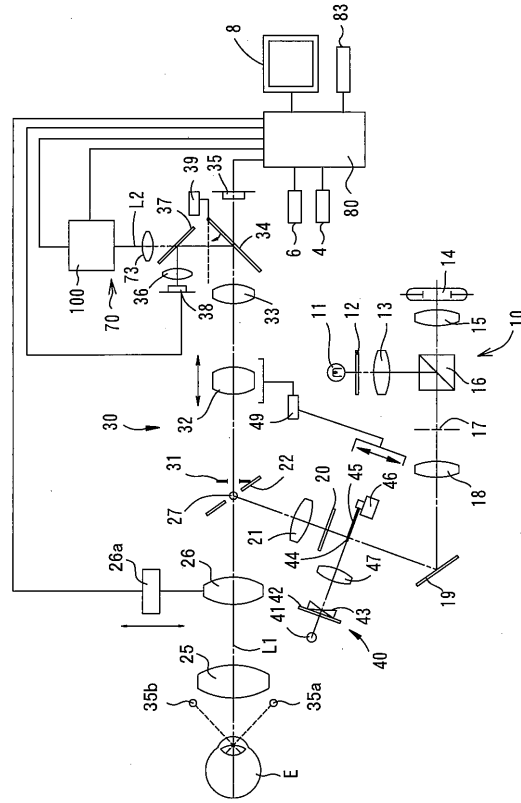
20

30

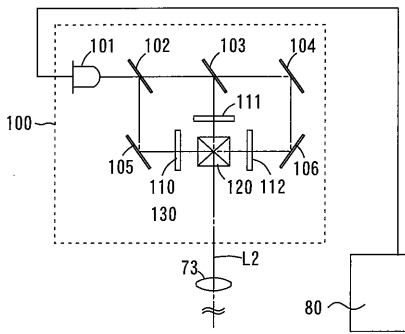
【図1】



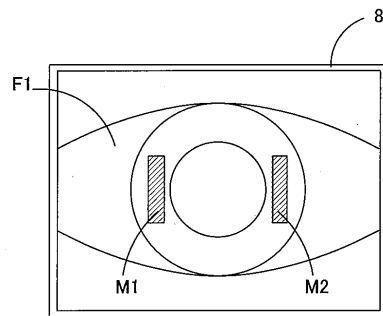
【図2】



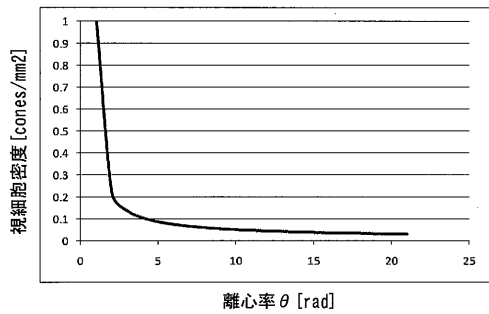
【図3】



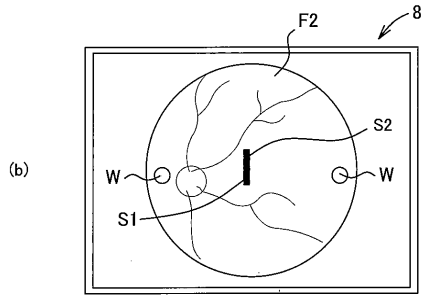
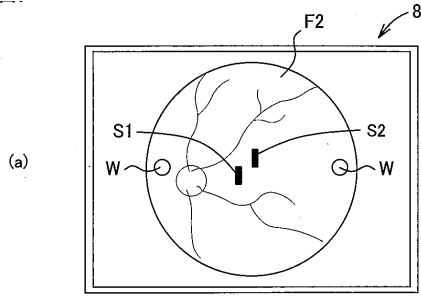
【図5】



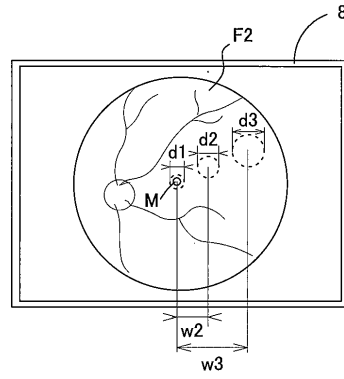
【図4】



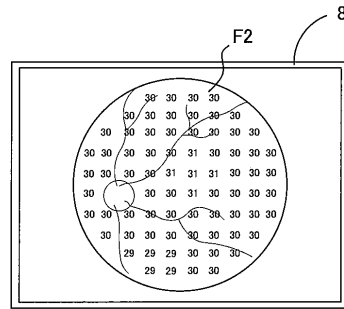
【図 6】



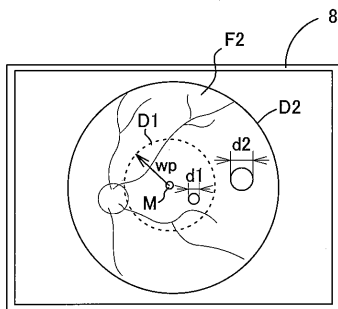
【図 7】



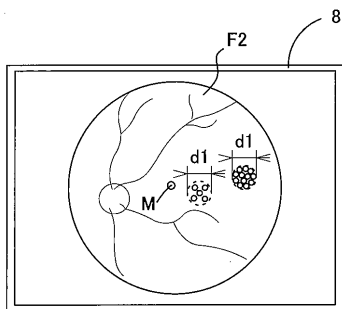
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8