

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5231409号
(P5231409)

(45) 発行日 平成25年7月10日 (2013. 7. 10)

(24) 登録日 平成25年3月29日 (2013. 3. 29)

(51) Int. Cl.	F I
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 29 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2009-517289 (P2009-517289)	(73) 特許権者	508374081
(86) (22) 出願日	平成19年7月9日 (2007. 7. 9)		オーダーーオーエス ゲゼルシャフト ミ
(65) 公表番号	特表2009-542271 (P2009-542271A)		ット ベシュレンクテル ハフツング
(43) 公表日	平成21年12月3日 (2009. 12. 3)		ドイツ連邦共和国, 1 4 5 1 3 テルトブ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2007/056967		, バルテシュトラーセ 2 1
(87) 国際公開番号	W02008/003788	(74) 代理人	100114775
(87) 国際公開日	平成20年1月10日 (2008. 1. 10)		弁理士 高岡 亮一
審査請求日	平成22年7月8日 (2010. 7. 8)	(72) 発明者	レスフェル, ベン
(31) 優先権主張番号	06116853.0		ドイツ連邦共和国, 1 4 4 6 9 ポツダム
(32) 優先日	平成18年7月7日 (2006. 7. 7)		, グレゴールーメンデルーシュトラーセ
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		3 6
		(72) 発明者	タイベス, ビンフリート
			ドイツ連邦共和国, 1 4 5 3 2 クライン
			マッハノウ, アム キービッツベルク 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 検眼鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の眼球（12）を検査するための検眼鏡（10）であって、
 照射ビーム（19）を生成するための照射装置（14）と、
 前記照射ビーム（19）を前記眼球（12）に結像するための照射結像光学系と、
 前記照射ビーム（19）を前記眼球（12）上に走査するための走査手段（18）と、
 感光画素（36）の配列を備えた電子センサ（34）を含み、それぞれを列状にアクテ
 ィブ化する及び／又は読み出すことができる観察装置（30）と、
 前記眼球（12）からの前記照射ビーム（19）の反射により生じた観察ビームを前記
 観察装置（30）に結像するための観察結像光学系と、
 前記観察ビームから迷光を除去するための除去手段（32）と、を含み、
前記除去手段（32）は、前記電子センサ（34）の少なくとも1つの画素列を読み出
すための電子駆動回路を含み、前記検眼鏡（10）は、前記走査手段（18）と前記電子
駆動回路を制御するように構成されている電子制御ユニット（38）を含むことにより、
前記眼球（12）上の前記照射ビーム（19）の走査は、現在読み出される前記画素列の
変更と同期であり、かつ、前記照射ビーム（19）は線状の横断面を有することを特徴と
する、検眼鏡（10）。

【請求項 2】

前記電子駆動回路が、それぞれ、単列を読み出すように構成されていることを特徴とす
 る、請求項 1 に記載の検眼鏡（10）。

【請求項 3】

前記電子駆動回路が、調整可能な遅延時間 (Δt) が経過した後、特に、ある画素列から隣接する画素列まで、それぞれ、読み出される前記現在の画素列を変更するように構成されていることを特徴とする、請求項 2 に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 4】

前記電子駆動回路が、読み出す前に、調整可能な露光時間 (t_{INT}) の間、各画素列をアクティブ化するようにさらに構成されていることを特徴とする、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 5】

前記電子駆動回路が、外部トリガ信号に応答して読み出し処理を開始するように構成されていることを特徴とする、請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡 (10)。

10

【請求項 6】

前記走査手段 (18) が、走査装置を備える傾斜可能に装着された鏡 (44) をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 7】

線形照射ビーム (19) を取り出すための固定スリットシャッタをさらに含むことを特徴とする、請求項 6 に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 8】

前記照射ビーム (19) を一列に合焦させるためのライン焦点光学系 (40、42) をさらに含むことを特徴とする、請求項 6 に記載の検眼鏡 (10)。

20

【請求項 9】

前記ライン焦点光学系 (40、42) が、シリンダレンズ (42) をさらに含むことを特徴とする、請求項 8 に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 10】

前記電子制御ユニット (38) が、前記電子センサ (34) の電子制御回路と、前記傾斜可能な鏡 (44) の走査装置とを制御するように構成されていることを特徴とする、請求項 6 ～ 9 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 11】

前記合焦した照射ビーム (19) のラインの厚さが、前記電子センサ (34) の画素列の高さに対応することを特徴とする、請求項 10 に記載の検眼鏡 (10)。

30

【請求項 12】

前記照射装置 (14) が、レーザであることを特徴とする、請求項 8 ～ 11 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 13】

前記観察装置 (30) が、前記眼球 (12) の立体検査用に 2 台の電子センサ (34) をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 ～ 12 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 14】

前記眼球 (12) の検査用に別の光源と、別の画像センサ (50) とをさらに含むことを特徴とする、請求項 1 ～ 13 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡 (10)。

40

【請求項 15】

別のビーム経路で、前記眼球 (12) の眼底にさらに結像を行うための手段をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 ～ 14 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 16】

前記別のビーム経路における追加ビームのカップリングが、前記観察ビーム (26) と同軸上に起こらないように配置されている鏡をさらに含むことを特徴とする、請求項 15 に記載の検眼鏡 (10)。

【請求項 17】

前記鏡が、追加ビームが前記照射ビーム (19) と同軸上にさらにカップリングしないように配置されていることを特徴とする、請求項 16 に記載の検眼鏡 (10)。

50

【請求項 18】

前記別のビーム経路が、前記検眼鏡（10）の主軸と同軸であることを特徴とする、請求項 14～17 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡（10）。

【請求項 19】

追加ビームにおけるカップリング用に波長依存型ビームスプリッタ（64）をさらに含むことを特徴とする、請求項 15～18 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡（10）。

【請求項 20】

追加ビームにおけるカップリング用の波長依存型ビームスプリッタ（64）のみならず、前記観察ビーム（26）における遮断フィルタを含むことを特徴とする、請求項 15～18 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡（10）。 10

【請求項 21】

追加の光ビームを生成する偏光源（60）のみならず、前記追加の光ビームのカップリング用の偏光依存型ビームスプリッタ（64）を含むことを特徴とする、請求項 15～20 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡（10）。

【請求項 22】

前記偏光源（60）と前記偏光依存型ビームスプリッタ（64）との間に配置される 1 つ以上の傾斜可能な鏡（61）をさらに含み、これにより、前記眼球（12）の眼底上の画像変換が、1 つ以上の軸を中心として、1 つ以上の前記鏡（61）をそれぞれ傾斜させることで達成できることを特徴とする、請求項 21 に記載の検眼鏡（10）。 20

【請求項 23】

前記鏡（61）を駆動するための駆動ユニット（38）をさらに含むことを特徴とする、請求項 22 に記載の検眼鏡（10）。 20

【請求項 24】

前記駆動ユニット（38）が、画像フィールドで追加光ビームによって生成されたスポットの位置と直接相関関係にある量と、シャッタ移動の開始時間（ T_1 ）から、前記追加の光ビームをオンに切り替える時間窓（ T_p ）を決定するように構成されていることを特徴とする、請求項 23 に記載の検眼鏡（10）。

【請求項 25】

前記駆動ユニット（38）に連結された、ユーザにより前記画像の位置を手動で制御するインタフェース（63）をさらに含むことを特徴とする、請求項 22～24 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡（10）。 30

【請求項 26】

前記照射ビーム経路（19）の適当な光源とともに、前記電子センサ（34）の前に配置される遮断フィルタをさらに含み、前記眼球（12）の眼底からの蛍光発光を観察することが可能となることを特徴とする、請求項 1～25 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡（10）。

【請求項 27】

前記照射ビーム経路（19）の適当な光源とともに、二色性ビームスプリッタ（65）と、追加の電子センサ（68）をさらに含み、前記眼球（12）の眼底からの蛍光発光を観察することが可能となることを特徴とする、請求項 1～25 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡（10）。 40

【請求項 28】

前記照射装置（14）に加えて、別の光源（72）をさらに含み、前記別の光源（72）の光は、前記眼球（12）の眼底からの蛍光発光を励起するために、前記観察ビーム経路（19）にカップリングされることを特徴とする、請求項 27 に記載の検眼鏡（10）。 50

【請求項 29】

前記電子制御ユニット（38）が、前記電子センサ（34、68）により記録された一連の画像から個々の画像間の変換を計算し、前記電子センサ（34、68）により記録された前記画像にこれらの変換を適用し、前記画像を平均化するように構成されていること 50

を特徴とする、請求項 26～28 のいずれか 1 項に記載の検眼鏡（10）。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者の眼球を検査するための検眼鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

そのような光学機器は、例えば、網膜検査用に患者の眼底を観察するのに特に用いられる。検眼鏡は、高解像度のカラー或いは白黒画像を連続的に提供しなければならない、これにより眼球を診断するだけでなく、治療的介入を行い、かつ、文書化するのに使用することができる。眼底、例えば、網膜の結像は、眼底の照射と観察の両方を比較的小さな入口である眼球の瞳孔を通して行わなければならないので、この点が光学的な課題となる。さらに、眼底は、一般的に、赤色成分を占める弱い反射率しか有しておらず、眼底のハイコントラストカラー画像は、一般に、強い青色及び緑色成分を有する光源によってしか生成することができない。

10

【0003】

例えば、網膜からの反射後に観察ビームとして検査する、照射ビームの助けを借りた眼底の光学検査は、角膜の界面からの望ましくない別の反射のみならず、例えば、硝子体の濁度からの望ましくない光散乱によってさらに困難となる。観察ビーム中に含まれ得るが、検査される眼球の一部からの照射ビームの所望の反射に起因しないこれら全ての攪乱光ビームは、合わせて以下では「迷光」と呼ぶ。

20

【0004】

この迷光の課題を解決するために、欧州特許公開第 1 3 8 9 9 4 3（B1）号には、照射ビームを生成する照射装置と、照射ビームを眼球に結像する照射結像光学系と、照射ビームを眼球上に走査する手段と、感光画素の配列を備えた電子センサを含み、それぞれを列状にアクティブ化する及び／又は読み出すことができる観察装置と、

眼球からの照射ビームの反射により生じた観察ビームを観察装置に結像する観察結像光学系と、

30

観察ビームから迷光を除去する手段と、

を含む患者の眼球を検査する検眼鏡が開示されている。

【0005】

この場合に使用される照射装置は、特に、ハロゲンランプであり、このランプの光は、集光レンズによりコリメートされ、照射結像光学系により患者の眼底に合焦される。眼底によって反射した観察ビームは、観察結像光学系により結像面に結像し、観察装置として CCD センサが存在する。

【0006】

各構成要素に従うこの検眼鏡において、照射ビームを眼球上に走査する手段は、スリットシャッタにより形成され、これは、集光レンズによりコリメートされた照射ビームでハロゲンランプの前で振動する。このシャッタは、不透明材料、例えば、平坦金属材料からなり、スリットシャッタの大きさにより画定される照射ビームの線形セグメントのみを伝達し、この振動周波数で患者の眼球上を往復して同様に走査する。

40

【0007】

各構成要素に従うこの検眼鏡において、観察ビームから迷光を除去する手段は、機械的に振動するスリットシャッタによっても形成される。特に、欧州特許公開第 1 3 8 9 9 4 3（B1）号には、ハロゲンランプの前で振動するスリットシャッタと、CCD センサの前で振動するスリットシャッタは、結像の理由によりいずれの場合においても互いに同期化されなければならない、一般的な金属薄板でシャッタスリットペアとして形成すべきであ

50

ることが提案されている。

【0008】

しかしながら、実際には、特に、スリットシャッタを有し、かつ、センサの前で往復振動する金属薄板の選択により、問題を引き起こすことが分かっている。これは、一方で、金属薄板のための機械的振動子の振動は、機器のハウジングから不十分に切り離すことし

かできないためであり、これは、各構成要素に従う検眼鏡の取扱いの困難さ、特に、センサの共振動による画像鮮明度の劣化を一般的に伴う。

【0009】

他方で、最大限にコンパクトな構成の検眼鏡を達成するために、観察ビームのシャッタは、観察装置の結像面に可能な限り正確に位置しなければならない、そのため、センサ上に位置しなければならない。それでもなお、往復振動する金属薄板をセンサから一定の最小距離に保つことが必須であり、これは、攪乱する迷光の抑制の劣化を必然的にもたらす。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

そのため、本発明の目的は、特に、観察装置の近傍で、機械的に振動する構成要素の数を低減するように各構成要素に従う検眼鏡を改善することである。

【0011】

本発明によれば、各構成要素に従う検眼鏡において、この目的は、観察ビームから迷光を除去する手段が、センサの少なくとも1つの画素列を読み出す電子駆動回路を含み、検眼鏡が、走査手段と電子駆動回路を制御するようになっている電子制御ユニットを含むことで、照射ビームの眼球上の走査を現在読み出される画素列の変更と同期することで達成される。

【0012】

そのような電子センサ、特に、CMOSセンサは、例えば、国際公開第99/05853号パンフレットの参照により、従来技術においてそれ自体が公知となっている。ここで初めて、検眼鏡におけるそのような電子センサの使用により、従来技術で用いる機械シャッタを、いわば、電子シャッタ（「ローリングシャッタ」）に交換することが可能になる。これは、電子駆動回路の助けを借りて、そのようなセンサの全ての画素列を制御式にアクティブ化し、非アクティブ化し、かつ、同時に読み出すことができるからである。画素がアクティブ状態である場合、光の入射により電荷を連続的に生成し、各画素に割り当てた電子増幅器によってCMOSセンサ内で電圧信号に変換される。しかしながら、そのような電圧の蓄積は、非アクティブ状態では妨げられ、画素、或いは画素列全体さえも、いわば「スイッチオフ」となる。

【0013】

意図的に感光画素の配列の特定の領域で少なくとも1つの画素列をアクティブ化し、他の全ての画素列を同時に非アクティブ化することで、機械的スリットシャッタの助けを借りることと同一の結果を、これにより電子的に得ることができる。従って、本発明による検眼鏡では、観察装置の前にスリットシャッタを備える機械的に振動する金属薄板を要せずに観察ビームから迷光を除去することができる。さらに、各構成要素に従う検眼鏡における機械シャッタとは異なり、本発明により提供される電子シャッタは、観察装置の前ではなく、観察装置の結像面に位置することで、迷光の抑制を改善する。

【0014】

便宜上、電子駆動回路は、単一系列をそれぞれ読み出すようになっている。極めて高解像度の電子センサはこのようにして達成することができ、一般的なCMOSセンサでは約5 μm の高さに相当する。それでもなお、原理上、電子駆動回路の助けを借りて複数の画素列、特に、隣接する画素列を組み合わせること、即ち、常にアクティブ化し、非アクティブ化し、或いは一緒に読み出すことが考えられ、それにより、解像度を犠牲にして視感度効率を改善する。

【0015】

便宜上、電子駆動回路は、調整可能な遅延時間 (Δt) が経過した後、特に、ある画素列から隣接する画素列まで、それぞれ、読み出される現在の画素列を変更するようになっている。直ちに隣接する画素列を順次読み出す、好適な別の実施形態では、電子駆動回路は、そのため、全サイクル、即ち、 N 画素列による電子センサの全読み出しに総時間 $T = N \times \Delta T$ を要する。パラメータ N は、センサの画素列の数を表しており、この場合、隣接する画素列の上記の電子的な組合せを用いることでセンサの設計により指示される上限から低減することができると同時に、遅延時間パラメータ ΔT は、本発明による検眼鏡のオペレータにより自由に調整することができる。全読み出しサイクルに要する総時間は、このようにして、各構成要素に従う検眼鏡に設けられた機械的スリットシャッタの振動周期、或いは振動周波数の設定に従って調整することができる。

10

【0016】

本発明の好適な実施形態では、電子駆動回路はさらに、読み出す前に、調整可能な露光時間 (t_{INT}) に各画素列をアクティブ化しようになっている。従って、遅延時間 ΔT の倍数としてこの露光時間 t_{INT} を設定することで達成可能な効果は、各画素列が現在読み出される画素列に接近する間、各画素列をより長い時間にわたって露光することである。このようにして、電子スリットシャッタの有効幅を柔軟に調整することができる。

【0017】

便宜上、電子駆動回路は、外部トリガ信号に応答して読み出し処理を開始するようになっている。このようにして、本発明による検眼鏡においても必要な、照射ビームを走査する手段を備える観察装置のシャッタの同期化を保証することが可能である。例えば、本発明による検眼鏡の中央制御コンピュータは、一方で、このトリガ信号の助けを借りて電子センサの電子駆動回路を、他方で、照射ビームにおける機械的スリットシャッタ用の駆動器を制御することができる。

20

【0018】

原理上、観察ビームにおける電子シャッタと照射ビームにおける機械シャッタとの同期化は、そのような中央制御コンピュータの助けを借りて容易に達成することができる。中央制御コンピュータは、電子センサの一部であっても、或いは照射装置の一部であってもよいことは言うまでもない。

【0019】

さらに、照射ビームにおいても機械的に振動するスリットシャッタを解消するために、本発明による検眼鏡の有利な改善によれば、照射ビームを眼球上に走査する手段は、走査装置を有する傾斜可能に装着された鏡を含むことができる。傾斜可能に装着された鏡に当たる照射ビームが既に所望の線形を有することを保証するために、本発明による検眼鏡は、線形照射ビームを取り出す固定スリットシャッタをさらに含んでもよく、或いは、照射ビームを一行に合焦させるライン焦点光学系をさらに含んでもよく、後者の場合には、ライン焦点光学系は、便宜上、シリンダレンズを含む。検流計駆動の助けを借りて駆動し、かつ、ライン焦点光学系から送り出された照射ビームを走査するために検眼鏡に用いられるそのような傾斜可能に装着された鏡の使用も、米国特許第 6, 758, 564 (B2) 号から原理として知られており、この点において参照する。

30

【0020】

本発明による検眼鏡の基本構成要素の中央制御において、電子制御ユニットは、電子センサの電子駆動回路と、傾斜可能な鏡の走査装置を制御するようになっていることが得策である。上記のトリガ信号を電子センサの電子駆動回路に伝達することで、電子制御ユニットは、例えば、正弦波的に振動する鏡により、例えば、振動鏡がその上位転換点に到達するとすぐに電子センサの上位画素列を読み出すことで、電子センサにおける読み出し処理を適当な時間で開始することを保証することができる。

40

【0021】

本発明による検眼鏡のこの改善では、電子制御ユニットは、照射ビームが現在読み出される画素列の変更と同期して眼球上を走査するように、走査装置と電子駆動回路とを制御するようになっている。例えば、電子制御ユニットは、走査装置に鋸歯状の軌跡を与えて

50

もよく、これは、電子センサにおける電子スリットの移動に正確に対応する。

【0022】

特に高空間分解能による患者の眼球の特に正確な検査において、合焦した照射ビームのラインの厚さは、電子センサの画素列の高さに相当すべきであることが提案されている。それにより、眼球の共焦点画像が達成され、観察対象についての三次元情報が得られる。

【0023】

前記ライン焦点光学系を用いる場合、照射装置は、便宜上、レーザとすることができる。別の形態として、実質的に点状の照射装置となる他のどんな形態も使用することができ、例えば、照射光導波路の一端である。

【0024】

本発明の1つの改善によれば、観察装置は、眼球の立体検査用に2台の電子センサを備える。従来技術における2台の観察装置による立体観察には、実際には、往復振動する全部で3台のスリットシャッタを必要とするので、ライン焦点光学系を用いることで本発明により実質的に、或いは完全にこれを取り除くことができる本発明の利点は、そのような実施形態では特に重大となる。

【0025】

さらに、本発明の別の実施形態によれば、観察装置は、眼球検査用に別の光源と、別の画像センサとを備える。特に、照射装置、照射結像光学系、観察結像光学系、及び観察装置の助けを借りて、この場合、眼底、例えば、眼球の網膜を検査することができるが、眼球表面を検査するのに追加の結像ユニットを用いる。これは、眼球表面自体の診察用、及び患者の眼球の自動位置決め用の両方に利用できるのみならず、例えば、眼球表面からの光ビームの反射により得られる情報の助けを借りて眼球全体の眼球運動の追跡用にも利用できる。特に、血管造影用に眼底画像を集計する場合には、眼底の個々の画像間で生じた眼球運動を眼球表面のそのような同時観察により確認できるので有利である。

【0026】

本発明による検眼鏡は、以下に説明するように、治療機能を補完することで有利な場合もある。

【0027】

糖尿病性網膜症又は加齢性黄斑変性症などの疾患の治療用の眼科医療における重要な治療形態は、治療される組織領域上に光による熱作用であり、例えば、光線力学療法（PDT）、組織の光凝固、或いは、選択的網膜治療（SRP）及び凝固閾値以下の治療（副閾値治療、STP）などの近代的方法がある。これら全ての治療形態において、強い光パルスで網膜の特定領域に合焦させる。治療を行う場合、眼底（例えば、斑点）の重要な領域を不用意に損傷しないことを保証する必要がある。

【0028】

この種の治療的介入では、従って、眼底のライブ画像に加え、治療医もまた、治療光ビームの位置に対し非常に正確な制御を必要とする。ターゲットビームは、通常、治療光ビームの位置決めを助けるものとして治療光ビーム上に同軸上に重ね合わせられる。これは常に医師に見えるが、異なる波長を有し、治療光ビームよりもはるかに低い強度を有しているため、眼底の変形にはつながらない。しかしながら、眼底照射用光源のみならずターゲットビームによって生成される、眼球の種々の界面からの反射は、制御をはるかに困難にする。

【0029】

眼底の無反射ライブ画像を生成し、かつ、異なる波長を有するターゲットビームを眼底に一般的に重ね合わせる治療ビームを同時に投影する検眼鏡は、眼科医療用の重要な機器を構成している。例えば、光凝固点を位置決めするために、眼底にわたるナビゲート用に、コンピュータによって医師を支援することができる。そのようなコンピュータ支援は、他の医療分野（例えば、低侵襲手術、或いは神経外科）においてはすでに従来技術である。眼科医療では、観察及び治療機器の欠如によりその実施はこれまで妨げられていた。本発明では、これらの技術的欠陥に対処することができる。

【0030】

治療的介入はさらに、コンピュータ支援により客観的に文書化できる。今日までのところ、これは、例えば、永久的、かつ、明確に視認できる変形を組織に施させるように光凝固中に光パルスにより網膜を加熱することでやっと可能であった。この効果は、破損した組織領域、及びそれによる治療後の失明が、通常、医学上必要である以上にはるかに大きいことである。PDT、SRT、及びSTTなどの当今の治療は、網膜へのそのような可視損傷を回避するよう特に意図している。本発明により可能となった文書化方法が無くては、これらの治療における品質保証は不可能である。

【0031】

対応する入力光学系により光凝固レーザを適用するスリットランプは、通常、強い光パルスによる網膜の治療に用いられる。スリットランプは、可変スリット照射を備える立体顕微鏡であり、顕微鏡のみならず照射は、面内に共通軸を中心として回転可能に取り付けられる。

【0032】

眼底を観察するために、ユーザは、患者の眼球の前或いは患者の眼球上に手で検眼鏡レンズ或いはコンタクトレンズを保持する。治療レーザシステムは、通常、ターゲットビームと治療ビームの同軸組み合わせからなり、これらのビームは、区別しやすくするために、便宜上、異なる波長を有する。治療ビームは、一般的に、顕微鏡と検眼鏡レンズの間で観察ビーム経路と同軸上に入力される。

【0033】

そのため、特に、ターゲットビームがスリットランプと眼底との間の種々の界面で強反射を生成することは避けられず、観察者は干渉として見なすであろう。これらの反射は、眼底によって反射された光よりもはるかに明るく、観察者は、ただ顕微鏡と検眼鏡レンズの熟練した動き／調整により苦心してこれらの反射を画像フィールドの縁部に移動させるか、或いは、観察者は、これらの反射を単に容認しなければならない。原理上、人間の眼球の界面からの反射は、技術的手段（即ち、表面をブルーミングすることで）では避けられない。

【0034】

しかしながら、ターゲットビームの前記反射は、顕微鏡の接眼レンズを覗き込んでいるオペレータの作業を妨げるだけでなく、電子センサの助けを借りて眼底の画像を記録し、かつ、コンピュータ支援評価により治療中にユーザを支援するものであるシステムの使用に欠陥を生じさせるか或いはシステムの使用を妨げる場合もある。

【0035】

別の実施形態では、本発明は、ターゲットビーム及び治療ビームを投影する装置を提供することで、既存の従来技術の制限／欠点を軽減するものであり、これにより、眼底に投影されたターゲットビームにより眼底の無反射観察も可能になる。偏光させる必要がないターゲットビームを用いることで、光源及び光学系のコストを削減する。ターゲットビームによって引き起こされ得る反射は、完全に抑制される。この場合、対象上でのターゲットビームの追跡には、単一の検出器のみが必要となる。

【0036】

本発明では、治療ビームは、それにターゲットビーム重ね合わせて、ビームスプリッタの助けを借りて本発明による機器のビーム経路に結合する。これは、種々の方法で行うことができ、欧州特許公開第1389943（B1）号（図3～図5）に部分的に開示されている。治療ビームは、この場合、照射ビーム経路と同軸上、或いは、機器の主軸と同軸上に配置することができる。しかしながら、眼球の瞳孔面におけるビーム経路の分離に基づく反射の抑制原理と矛盾するので、観察ビーム経路と同軸であってはならない。ビーム経路を分離する効果は、センサ面と対象面との間の光学界面でターゲットビームによる反射像が、対象（ここでは眼底）上で生成されたターゲットビームスポットの画像としてセンサ上で同一位置に形成されないことである。

【0037】

ビームスプリッタは、便宜上、治療ビームの波長に対して高反射性にすることができるが、ターゲットビームの波長には部分的に透過性がある。このようにして、ターゲットビーム光のみが検出器に到達し、治療ビームの光は検出器に到達しない。別形態として、ビームスプリッタは、波長に依存せずに構成することができ、追加の選択フィルタを観察ビーム経路に使用してもよく、これにより、治療ビームの光を抑制する。ターゲットビームによる望ましくない反射及び迷光は、後述する方法で、ターゲットビームをパルス状に作動することで本発明により抑制される。

【0038】

ターゲットビームが向けられる対象上の固定点についてみれば、ターゲットビームは、共焦点結像システムの観察シャッタがこの対象点上を正確に通過する瞬間 T_2 で正確に時間 T_p の間のみ、本発明により切換えられる。本発明によれば、ターゲットビームの起動は、駆動ユニットによって共焦点シャッタ配置と同期化される。この駆動ユニットは、対象上のターゲットビームスポットのそれぞれの位置、及びシャッタ移動の開始時刻についての情報を有する。この駆動ユニットは、照射及び観察シャッタ移動を同期する駆動ユニットと同一であることが好ましい。

【0039】

これは、例えば、ターゲットビームの制御鏡のアナログ又はデジタル位置信号、及びシャッタ移動の同期化パルスを受信する駆動ユニットにより達成できる。対象上のターゲットビームスポットの位置は、例えば、ターゲットビームの角度偏位を決定する1つ以上の偏位鏡の位置から推測的に知ることができる。ターゲットビームの位置 (x , y) とシャッタ移動の速度 v から、シャッタ移動の開始時刻とターゲットビームの起動との間の遅延時間 $\tau = y/v$ (y 方向におけるシャッタ移動に対して) を計算し、これを、対応する、便宜上、矩形波のパルスシーケンスに変換することができる。ターゲットビームが対象上を動く場合、遅延時間は、位置に従って適用される。

【0040】

本発明による装置は、用いる治療及びターゲットビーム源に課す要件は最小限である。ビーム源は、必ずしも偏光する必要はなく、 $100\ \mu s \sim 10\ ms$ の時間スケールで本発明により行われるパルス操作は、それ自体公知である。

【0041】

本発明の別の有利な実施態様では、センサを備える本発明による機器により記録された画像を評価する駆動ユニットを特にリアルタイムで用いる。この駆動ユニットは、1つ以上の以下の機能を行う：

- ・本発明による装置によって記録された画像における対象上の構造の助けを借りて、対象上で静止状態である座標系、即ち、対象参照座標系、或いは他の装置によって記録されていた同一対象の画像上で静止状態である座標系を検出又は定めること。

- ・この対象参照座標系におけるターゲットビームの位置を定めること。

- ・駆動ユニットが調整できる1つ以上の適当な偏位鏡を用いて、適当なインタフェース（例えば、ジョイスティック）を介してユーザによる命令に従って眼底上にターゲットビームスポットを位置決めすること。

- ・駆動ユニットが調整できる1つ以上の適当な偏位鏡を用いて、ユーザによる直接介入無しでターゲットビームスポットを位置決めすること。

- ・治療ビームパルスのトリガリングを可能にする、又は防止すること。

- ・治療ビームパルスのパラメータ（例えば、光凝固の場合、パルス持続時間、パルス繰り返し率、光力など）を制御すること。

- ・治療光パルスの持続時間、強度、及び周波数を測定すること。

- ・治療光パルスの制御パラメータを保存し、測定値を保存すること。

【0042】

これらの機能を行うことにより、適当なディスプレイ（例えば、モニタ画面）と組み合わせ以下の方法が可能になる：

- ・ユーザは、対象上の対象参照座標系で領域（ゾーン）を画定し、治療光パルスの適用

10

20

30

40

50

は、駆動ユニットによって概して許可されるか或いは概して防止される。これは、本発明による機器によって前もって記録された単一画像の助けを借りて行ってもよいし、或いは、従来技術による他の機器からの画像の助けを借りて行われてもよい。このために、駆動ユニットは、対象参照座標系でターゲットビームの位置をリアルタイムで決定し、位置を所定の領域と比較し、必要に応じて、治療光パルスのトリガリングを可能にする、又は防止する。別の実施形態では、駆動ユニットは、画像を分析することにより上記ゾーンの画定を自動的に行う。

【0043】

・駆動ユニットは、情報をライブ画像のディスプレイに重ね合わせ、重ね合わせた情報の位置の変換は、ライブ画像に対して補正される、即ち、重ね合わせた情報の位置とライブ画像の両者は、同一の対象参照座標系に基づく。重ね合わせは、迅速な画像変更、或いはコントラスト・ベースのオーバーレイによって行うこともできる。情報は、例えば、以前或いは、別の機器による異なる結像方法を用いることで記録されていた対象の画像、或いは異なる時間で対象座標系にユーザにより編集されたグラフィック表示からなる。

10

【0044】

・ユーザは、参照画像（目標位置）上の対象参照座標系に、治療光パルスを適用するようにした1つ以上の位置を確立する。駆動ユニットは、その後、対象の対象参照座標系における所定の位置に治療光パルスの適用を支援する。

・ユーザがターゲットビームの位置を手動で調整している間、駆動ユニットは、ライブ画像に重ね合わせた情報として対象参照座標系で目標位置を表示する。

20

・駆動ユニットは、事前に設定した精度でユーザが目標位置にターゲットビームを向けた場合は常に治療光パルスのトリガリングを可能にする。

・駆動ユニットは、光パルスがターゲットビームに向けられた場合は常に、対象参照座標系の目標位置に光パルスを自動的にトリガする。

【0045】

・駆動ユニットは、観察シャッタ移動と同期化させた適当な方法で目標を動かし、起動することで眼底上に2つ以上のターゲットビームスポットのパターンを生成する。眼底上のパターンの位置は、インタフェースを介してユーザにより決定されるか或いは、ユーザを介さずに駆動ユニットによって自動的に設定される。治療光パルスのトリガリングは、その後、ターゲットビームによって生成されたパターンの位置で行われる。そのようなパターンによる治療光パルスの適用により、眼底上のパルス配置の規則性が向上し、それにより、治療結果の再現性が向上する。本発明の別の実施形態では、パターンは、眼底上に物理的に生成されないが、表示されたライブ画像上に仮想的に単に重ね合わせられる。仮想パターンの移動は、この場合、眼底上のターゲットビームスポットの移動と連結する。

30

【0046】

駆動ユニットは、対象とディスプレイの座標系に対してライブ画像の安定化を行う、即ち、対象座標系は、ディスプレイの座標系を基準にして固定される。

【0047】

駆動ユニットは、対象座標系でターゲットビームスポットの安定化を行う、即ち、駆動ユニットは、対象と同じ相対運動を実行するように適当な方法でターゲットビームを動かす。

40

【0048】

駆動ユニットは、ディスプレイの座標系によるライブ画像の安定化と、対象座標系におけるターゲットビームスポットの安定化を同時に行う。

【0049】

治療的処置は、治療光ビームにより行われるが、駆動ユニットは、介入部位（光パルスを適用した対象参照座標系の座標）及び治療光パルスのパラメータ（パルス持続時間、光力など）を保存し、これにより、対象上の光の作用の形跡が目に見えない場合でも、ライブ又は静止画像に保存情報をもう一度重ね合わせることでこの情報をいつでも表示することができる。

50

【0050】

治療光パルスの適用後、駆動ユニットは、画像処理により治療光が作用する位置での組織の反射性、又は治療光パルスの作用中の組織の温度と相関関係にある別の測定値のいずれかを評価し、それにより、治療効果を評価し、次の治療光パルスに対して適当な方法で治療光源のパラメータを修正する。別の実施形態では、評価は、画像処理、或いは治療光パルスの適用中の適当な測定値の評価により行われ、組織が所望の状態に到達するとすぐに治療光パルスの作用を終了する。

【0051】

前述した治療機能に加えて或いは別形態として、以下に説明するように、本発明による検眼鏡は、蛍光測定を行うことを視野に入れてさらに拡張することができる。

10

【0052】

網膜の単一カラー画像を生成することに加え、検眼鏡は、より複雑な結像方法、例えば、患者の血流に取り込んだ蛍光色素の、網膜の血管内の定性的検出にも用いられる。この分野で特に難しい課題は、幾何学的光束が眼底を観察する際に特殊な条件によって制限される光学系によって弱蛍光を検出することである。特に困難なことは、人間の眼球内に自然に存在する蛍光色素（例えば、リポフスチン）及びそれらの空間分布を検出することであり、濃度と、これによる、蛍光励起後の蛍光色素の光度は、一般的に、非常に低いことである。

【0053】

一般に、広帯域光源による蛍光測定には、2つのフィルタ、照射用の励起フィルタ及び観察用の遮断フィルタが用いられる。狭帯域光源（例えば、レーザ、LED）を用いる場合、励起フィルタを除くことができる。フィルタの透過曲線は、最大透過率が色素の吸収又は発光曲線の極大値と一致するように構成されている。しかしながら、これと同時に、遮断フィルタは、高い信号対雑音比を得るために全ての励起光を効率的に抑制しなければならない。

20

【0054】

対象の蛍光信号は、一般に、例えば、ランベルトの法則に従って対象によって散乱した励起光よりも数桁小さい。弱い測定信号には、高価で高感度のセンサを要し、それにより、必然的に低解像度になってしまう。他方で、特に眼科医療の分野では、対象への光の入射は、任意に増加させることはできず、より短い可視波長で正確な非常に低い限界値が存在する。そのため、測定結果は、この方法では改善できない。

30

【0055】

複数の画像（測定値）を平均化することで、画像処理における信号対雑音比を増加させる従来の方法は、対象、即ち、人間の眼球は観察中に動くので、眼科医療において一般に用いることができない。複数の画像を連続して登録すること、即ち、一連の画像の個々の画像間で起こった変換を求めることで平均化することができる。しかしながら、人間の眼球における蛍光測定の特定用途において、弱信号により蛍光画像はあまりはっきりとしていなく、かつ、ノイズが大きいため、そのような技術の使用は可能ではない。

【0056】

ここで提案している本発明の改善は、便宜上、動く対象の非常にノイズが多い画像を平均化できるので、眼底の蛍光測定値を編集するのに特に適している。従来技術による蛍光測定装置では、観察される対象からの光の大部分は、遮断フィルタによって吸収されるか又は反射される。

40

【0057】

本発明の有利な実施形態では、励起光源の光は、測定信号を改善するのに用いられる。このために、対象からの光を短波長成分の励起光と長波長成分の蛍光発光に分割する二色性ビームスプリッタが、観察ビーム経路に嵌め込まれる。反射光は、この場合、追加センサ上に結像される。

【0058】

センサは、経時的に同期化して作動する、即ち、センサは、同一画像繰り返し周波数で

50

機能し、同時に画像の積分時間を開始する。それにより、経時的に同期化した画像ペアを記録することができる。蛍光画像は、この場合、一般的にあまりはっきりとはしていないが、散乱励起光の画像は、実質的により顕著である。それにより、一連の画像における個々の画像間の対象の移動から得られた幾何学変換を励起光の画像から計算することが比較的簡単になる。その後、逆変換を蛍光画像に適用し、これにより、これらは、加算により平均化することができる。理想的には、信号対雑音比は、この方法により各画像ペアに対して2の平方根倍に向上することができる。

【0059】

本発明の別の有利な実施形態では、追加光源の光を使用する。これは、蛍光対象の吸収及び発光帯の外にある波長帯で光を放つ。この追加光源は、便宜上、照射ビーム経路に連結される。対象からの光を、一方で励起光と追加光源の光の短波長成分に、他方で蛍光発光の長波長成分に分割する二色性ビームスプリッタは、ここで、観察ビーム経路に嵌め込まれる。

【0060】

追加光源に使用により、蛍光測定の要件に関係なく、波長は、吸収及び発光帯外で自由に選択することができ、便宜上、眼球のより強い露光を可能にする波長帯を選択することができるという利点を提供される。幾何学変換を決定するのに用いられる画像は、高い光強度によってより顕著になり、蛍光測定値の平均化をより正確に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】従来技術の検眼鏡の概略図を示す。

【図2】本発明による検眼鏡の第一の実施形態を図1と同様の図で示す。

【図3a】読み出し処理中の3つの異なる時間で電子センサの感光画素配列の3つの簡素化した図を示す。

【図3b】読み出し処理中の3つの異なる時間で電子センサの感光画素配列の3つの簡素化した図を示す。

【図3c】読み出し処理中の3つの異なる時間で電子センサの感光画素配列の3つの簡素化した図を示す。

【図4a】画素列の露光時間 t_{INT} の意味を説明するために簡素化した時間線図を示す。

【図4b】電子センサの読み出し処理開始時のトリガ信号の簡素化した時間線図を示す。

【図5】ライン焦点光学系と、照射ビームの傾斜可能に装着された鏡とを備えた本発明による検眼鏡の別の実施形態の概略図を示す。

【図6】立体画像用に2つの観察ビームを備えた本発明による検眼鏡の別の実施形態の概略図を示す。

【図7】眼球表面の同時検査用の本発明による検眼鏡の別の実施形態の概略図を示す。

【図8】治療機能を補完した本発明による検眼鏡の実施形態を示す。

【図9a】図8の検眼鏡を用いた場合のヒト眼球の瞳孔面の2つの断面図を示す。

【図9b】図8の検眼鏡を用いた場合のヒト眼球の瞳孔面の2つの断面図を示す。

【図10】図8の検眼鏡で、時間の関数としてターゲットビームの起動の機能性を説明する時間線図を示す。

【図11】画像フィールドにおいて、図10の時間線図で説明したシーケンスを表す概略図を示す。

【図12】蛍光発光の同時測定用の本発明による検眼鏡の実施形態を示す。

【図13】蛍光測定結果を改善させるために追加光源を使用する図12の実施形態の拡大図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0062】

純粋に例示的であり、かつ、一切限定しない図面の助けを借りて本発明の好適な実施形態を以下に説明する。

【0063】

図1は、患者の眼球12を調べるための従来技術の検眼鏡10の概略図を示す。

【0064】

照射装置14から発せられた光は、集光レンズ16によりコリメートされ、図1の概略図の図面の平面に対し、特に、検眼鏡10の光軸Aに直交する方向で、往復振動するスリットシャッタ18に当たる。このスリットシャッタ18は、図面の平面に垂直に方向付けられる。

【0065】

光のライン、長さ、及び厚さは、スリットシャッタ18の形によって画定され、この位置は、振動スリットシャッタの現在位置に依存し、これにより、集光レンズ16が照射装置14の光をコリメートした平面光点から取り出される。

10

【0066】

別のレンズ20、22を用いて、照射ビーム19を、中間画像平面Bに合焦し、ここから、検眼鏡レンズ24を通して眼球12上で結像される。図1の概略図は、この場合、例えば、網膜検査用の眼底上の結像を示す。

【0067】

眼底による照射ビーム19の反射の結果として生じる観察ビームは、検眼鏡レンズ24を通して中間画像平面Bに眼底を結像する。この中間画像は、別のレンズ22、28によりCCDセンサ30に合焦される。CCDセンサ30に到達する直前に、観察ビーム26は、この場合、照射ビーム19のビーム経路でスリットシャッタ18と同期して、CCDセンサの前で振動する別のスリットシャッタ32を通過しなければならない。

20

【0068】

スリットシャッタ32の助けを借りて、基本的に所望の観察ビーム26のみがCCDセンサ30に到達し、迷光は除去されることを保証する。そのような迷光は、例えば、眼球の前面からの反射、或いは眼球12の硝子体の濁度による散乱に起因する場合がある。

【0069】

図1から、振動スリットシャッタ32は、CCDセンサ30に比較的近接して配置されているのが分かる。攪乱する散乱光の抑制は、スリットシャッタ32とCCDセンサ30間の距離が増加するほど損なわれるので、これは重要である。この近接の効果は、しかしながら、振動が、例えば検眼鏡10のハウジング（図には示していない）を介して、振動スリットシャッタ32からCCDセンサ30に伝達する場合がある。これは、検眼鏡10の取り扱いにおける基本的な問題につながり、特に、CCDセンサ30から送り出される眼球12の画像の鮮明度を低下させる。

30

【0070】

図2は、本発明による検眼鏡10を図1と同様の概略図で示し、ここでは、これらの問題が回避されている。図2に示した実施形態によれば、本発明による検眼鏡10は、従来技術のそれと異なり、それぞれを列状にアクティブ化する及び／又は読み出すことができ、かつ、電子駆動回路により個々に駆動することができる感光画素の配列を含む電子センサ34が、CCDセンサ30及びその前で往復振動するスリットシャッタ32の代わりに観察ビーム経路26に設けられている。電子駆動回路は、電子センサ34に配置されており、図には示していない。

40

【0071】

図3a～図3cの助けを借りて電子駆動回路により制御される電子センサ34の機能性について以下に説明する。

【0072】

図3a～図3cは、簡略に示した、電子センサ34の感光画素の配列の概略正面図を示す。示した簡素な実施形態では、この感光画素の配列は、1、2、・・・、10の番号が付されている全部で10個の画素列を含む。図3a～図3cの各画素列は、24個の画素を含み、入射光量の関数として感光部材により電荷を生成する。各画素36は、各自の電子増幅器に割り当てられており、これは、画素36で生成された電荷を各電圧信号に変換

50

する。いわゆる「アクティブ画素」を有するそのような電子センサ、特に、CMOSセンサの機能性は、それ自体が公知となっており、詳細な説明はここでは省略する。

【0073】

電子センサ34に設けられた電子駆動回路の助けを借りて、各画素列は、3つの作動状態のうちの1つに切換可能である。

【0074】

a) 画素列は光の入射にもかかわらずどの電荷をも統合していないため、電圧信号を生成しない非アクティブモード。画素列2、3、・・・、7は、図3aでこの非アクティブモードであり、これらの画素列においてブランク画素36を示している。

【0075】

b) 光の入射により連続的に上昇する電圧信号を生成するアクティブモード。画素列8、9、及び10は、図3aでこの作動状態であり、これらの画素列を簡単な斜線で示している。

【0076】

c) 画素列を読み出す、即ち、一定の前露光時間で蓄積された電圧信号を電子駆動回路により呼掛ける読み出しモード。画素列はその後削除され、即ち、電圧信号は値0にリセットされる。画素列1のみが、図3aでこの読み出しモードであり、密な斜線で示している。

【0077】

図3a～図3c、図4a及び図4bの助けを借りて電子駆動回路により制御される電子センサ34の読み出し処理を以下に説明する。

【0078】

図4a及び図4bの時間線図で示した開始時刻 t_1 で、電子駆動回路は、電子制御ユニット38、例えば、中央制御コンピュータからトリガ信号、例えば、TTL信号を受信する。図4bに示されるトリガ信号の前縁は、画素列番号1により電子センサ34の全読み出しサイクルを開始する。画素列番号1は、最初、非アクティブ状態から読み出し状態に、その後アクティブ状態に切り替えられる。即ち、光の入射により第1画素列の各画素の電圧信号が蓄積される。第1画素列は、露光時間 t_{INT} の間このアクティブ状態のままであり、次の読み出しサイクルの対応する瞬間 t_1 で電子駆動回路により読み出される。

【0079】

開始時刻 t_1 の後に調整可能な遅延時間 Δt が経過した後、第2画素列も読み出され、アクティブ状態に切換えられ、さらなる遅延時間 Δt の後に第3画素列も同様に読み出され、アクティブ状態に切換えられる。図4aに示した場合は、 $t_{INT} = 3 \times \Delta t$ は、第4画素列を読み出し、起動する場合に、瞬間 $t_4 = t_1 + t_{INT} = t_1 + 3 \times \Delta t$ で第2及び第3画素列も、現在、アクティブモードであるように選択するが、第1画素列はすでに非アクティブである。

【0080】

第1画素列が瞬間 t_1 で読み出された後、第1画素列をアクティブ化し、直前のサイクルの瞬間 t_1 から開始する時間 t_{INT} をかけて露光された第2画素列は、さらなる遅延時間 Δt の後、即ち、瞬間 $t_2 = t_1 + \Delta t$ で読み出される。このようにして、読み出し処理は、遅延時間 Δt に対応する時間間隔で電子センサ34の1画素列ずつ、すなわち、図3a～図3cに示される例では画素列番号1から画素列番号10まで1つずつ漸進する。 $t_{INT} = 3 \times \Delta t$ を選択する効果とは、3つの隣接する画素列、すなわち画素列 $n-1$ 、 $n-2$ 、及び $n-3$ が、 n 列目の画素列を読み出す時はアクティブなことである。これにより、いわば、図3a～図3cにおける感光画素36の配列にわたって上から下に動く電子スリットシャッタの有効幅を画定する。時間 t_{INT} 間に画素列に蓄積された電圧は、この画素列が読み出しモードに切換えられる場合に、次の電子読み出しサイクルまで呼掛けを行わないこと保証するために必要である。

【0081】

全サイクルに必要な総時間 T は、画素列の数 N （図3a～図3cの例では、 $N = 10$ ）

10

20

30

40

50

と遅延時間 Δt の積、即ち、 $T = N \times \Delta t$ に対応する。3つのパラメータ、 Δt 、 $t_{1/N}$ 、及び N を選択することで、画像繰返し率 $1/T$ 、及び電子スリットシャッタの有効幅は、それにより、図1による従来技術の機械的に振動するスリットシャッタ32の対応パラメータよりもより柔軟に調整することができる。

【0082】

電子制御ユニット38は、それぞれのアクティブ画素列を照射ビームにおけるスリットシャッタ18の移動と同期させるために、図4bに示されるトリガ信号を使用するようになっている。例えば、瞬間 t_1 (図3a参照) で、画素列8、9、及び10はアクティブである。そのため、瞬間 t_1 は、スリットシャッタ18がその振動運動の下位転換点に位置する時間に対応するように選択しなければならない。最上位(図3aでは、画素列番号1を読み出した直後にアクティブ化する)から最下位(図3cでは、画素列10を読み出した直後にアクティブ化する)までの図3a~図3c及び図4aに示される画素列のアクティブ化プロセスのシーケンスは、その後、図2におけるスリットシャッタ18の上から下の移動と同期して起こる。

10

【0083】

図3a~図3c及び図4aに示すように、電子シャッタは、この「ローリングシャッタ」原理に従って画素配列にわたり上から下まで常に動くので、処理される電子センサ34の画像のみが、電子センサ34と同期している照射ビーム19の下降移動に対応するものである。図2のスリットシャッタ18が上方に動くこれらの振動位相は使用ではない。このため、直前のサイクルで個々の画素列に蓄積された電圧信号を読み出す、電子センサ34の全読み出しサイクル後、電子制御ユニット38による次のトリガ信号の放出は、スリットシャッタ18がその上位転換点に再び到達するまで遅延される。

20

【0084】

電子センサ38により送り出された眼球12の画像のさらなる改善は、読み出し開始時刻 t_1 を振動スリットシャッタ18の上位転換点と同期化させるだけでなく、図3a~図3cにおける電子シャッタの下降移動を照射ビーム19におけるスリットシャッタ18の対応する下降移動と一致させることによって達成することができる。例えば、スリットシャッタ18が照射ビーム19で正弦波的に往復振動すれば、スリットシャッタ18が照射ビーム19を通過する速度は、振動の上位及び下位転換点でそれぞれ0に等しいが、2つの転換点間の中央では最高速度に到達する。これは、図4aと異なり、遅延時間 Δt を一定に選択するのではなく、代わりに、中央の画素配列(画素列5及び6の近傍)よりも画素配列の上端及び下端(例えば、画素列1及び10の領域)で各画素列の関数としてより大きな遅延時間 Δt を選択することによって、電子センサ34で考慮することができる。

30

【0085】

電子センサ34の「ローリングシャッタ」の移動を機械的スリットシャッタ18の移動に適用したい場合に伴うこの追加の電子的経費は、反対に、図3a~図3c、図4a及び図4bに示されるように電子シャッタの時間シーケンスを保持し、機械的スリットシャッタの移動をそれに適用すれば回避することができる。例えば、電子制御ユニット38は、スリットシャッタ18が一種の「鋸歯」状の軌跡を実行する、即ち、上位転換点から下位転換点に一定速度で移動し、その後、上位転換点にはるかに迅速に戻るようにスリットシャッタ18の駆動機構(図には示していない)を制御することができる。

40

【0086】

所望の画像繰返し周波数によっては、スリットシャッタ18が設けられる延長した金属薄板のそのような鋸歯状の移動は、しかしながら、困難であることが判明している。

【0087】

図5に示される本発明による検眼鏡10の好適な実施形態では、照射ビーム19の生成は、従って、電子センサ34の電子シャッタとの同期化を容易にするために、ライン焦点光学系の形態で、図1による従来技術に対しても変更される。

【0088】

50

図5において、図2に示される実施形態のものに対応する構成要素には、同一の参照符号を付している。特に、前述した特性を有する電子センサ34も、図5による好適な実施形態で観察ビームを記録するのに用いられる。

【0089】

この実施形態では、しかしながら、点状の光源は、照射装置14、例えば、レーザ或いは光導波路の端部として用いられる。光源から出てくる光は、集光レンズ40によって平行ビーム光線に変換され、シリンダレンズ42に向けられる。傾斜可能に装着された鏡44は、ビーム方向におけるシリンダレンズ42の後ろに配置され、これは、図5における光軸Aに略平行の照射ビーム19を、シリンダレンズ42の合焦面に位置するレンズ22の方向の左側に反射する。シリンダレンズ42は、この場合、それによって生成されたライン焦点が、図5の図面の平面に垂直に方向付けられるように位置決めされる。

10

【0090】

鏡44は、走査装置46上に傾斜可能に装着され、電子センサ34の電子駆動回路を同時に制御する電子制御ユニット38によって駆動される。電子制御ユニット38は、電子センサ34の電子シャッタ移動と同期して図5の図面の平面に鏡44を回転させることで、照射ビーム19を眼球12上に走査させるように走査装置46を制御するようになっている。図3a～図3cに示すような電子シャッタの連続的な直線状の下方移動により、鏡44は、例えば、図5に示す位置から始まるステップで反時計方向に回転し、最後に、電子センサ34の電子シャッタが、下位画素列、例えば、図3cの画素列番号10に到達するとすぐに、図5による開始位置まで時計方向に速やかに戻すことにより鋸歯状の軌跡を実行することができる。

20

【0091】

実際には、そのような傾斜可能に装着された鏡は、非常に小さな慣性モーメントを有しているため、高周波数だけでなく、一般的に広い周波数域で用いることができる。そのような鏡を図5による「ローリングシャッタ」と組み合わせることにより、電子制御ユニット38の助けを借りて画像繰返し率及び外部同期化を自由に選択することができ、これにより、それぞれの所望の観察に眼球12の最適な照射の適用が可能になる。鏡44の慣性が低いことにより、振動は、本発明による検眼鏡10においてほぼ完全に回避される。

【0092】

コヒーレント光源、例えば、レーザの使用により、非常に狭い照射スリットを生成することが可能である。約5 μ mの画素36の高さに対応する、単一画素列の最小の電子スリット幅を同時に選択すると、スリットの範囲に垂直に共焦点像を達成することができ、これにより、眼球の三次元検査を行うことができる。

30

【0093】

図6は、立体画像用の2つの観察ビーム26を備えた本発明による検眼鏡10の別の実施形態の概略図を示す。照射ビーム経路は、この場合、図面の平面の外に位置し、図6には示されていない。眼球12の立体記録を行うために、2つの隣接電子センサ34が、この実施形態に設けられている。照射ビーム経路は、図2のように、即ち、照射装置14の前で往復振動するスリットシャッタ18付き、或いは、図5に示すように、即ち、照射ビーム19のライン焦点光学系付きのどちらかで選択することができる。本発明の利点、すなわち、機械的に往復振動する機械的スリットシャッタを回避することは、立体観察の設備を有する従来技術の対応する検眼鏡10では、往復振動する全部で3つのスリットシャッタ、すなわち、照射ビーム19の1つのスリットシャッタと、実質的に互いに平行な2つの観察ビームにおける2つのスリットシャッタ32を必要とするため、図6の実施形態では特に重要となる。特に、従来技術の立体検眼鏡10では、これは、本発明により回避される深刻な振動の問題につながる。

40

【0094】

図7は、追加の結像ユニットを備えた本発明による検眼鏡10の別の実施形態を示し、これは、検眼鏡レンズ24と別のレンズ48を通して別の画像センサ50に眼球表面を結像する。別の画像センサ50も、アクティブ画素を備えた電子センサ、例えば、CMOS

50

センサであることが好ましく、先に詳しく説明した通りである。

【0095】

眼底及び眼球表面への照射のビーム経路は、この実施形態ではビームスプリッタ52によって分離されるが、薄膜ビームスプリッタを用いるのが好ましい。

【0096】

この実施形態では、眼球表面を別の光源（図7には示していない）によって照射し、これは、眼球の前に直接位置決めされ、赤外線を発するのが理想的である。

【0097】

他に関して、図7の実施形態は、図2のもの、即ち、照射ビーム19に機械的に振動するスリットシャッタ18を備えたものに対応している。当然のことながら、図5の助けを借りて説明したライン焦点光学系は、それにもかかわらず図7の実施形態においても用いることができる。

10

【0098】

図8は、図2の実施形態に基づいて、治療機能を補完している本発明による検眼鏡の別の実施形態を示す。この目的のため、レンズ62によりコリメートされ、かつ、ビームスプリッタ64を通してビーム経路に連結される治療光ビームを生成する別の光源60を、検眼鏡の主軸と同軸上に設ける。治療光ビームは、この場合、図8の図面の平面に垂直な軸と図面の平面にある軸とを中心にそれぞれに傾斜可能に装着される2枚の鏡61によって偏向される。電子制御ユニット38も駆動ユニットを含み、これは、ユーザがインタフェース63、例えば、ジョイスティックにより入力できる設定値に基づいて鏡61の傾斜移動を制御する。

20

【0099】

図9aは、図8の検眼鏡を用いた場合における患者の眼球の瞳孔面の概略断面図を示す。ここで、参照符号53は、眼球12の瞳孔を示し、参照符号54は、照射ビーム経路の瞳孔を示し、参照符号56は、観察ビーム経路の瞳孔を示す。ビームスプリッタ64の助けを借りてさらに連結される治療光ビームの位置は、図9aに破線で示しており、参照符号55で示している。図8の治療光ビームの入力に従って、治療光ビーム55は、図9aで中央に、即ち、本発明による検眼鏡10の主軸上に位置する。

【0100】

別形態として、治療光ビームは、鏡61及びビームスプリッタ64の助けを借りて分散して結合する、例えば、照射ビーム経路と同軸上に結合することもできる。患者の瞳孔面の対応する断面図を図9bに示す。

30

【0101】

図10は、時間の関数としてターゲットビームの起動についての機能性を説明する時間線図を示す。瞬間 T_1 は、画像フィールドの一端でのシャッタ移動の出発点を表す。便宜上、上述した瞬間 t_1 に対応し、電子センサ34の第1瞳孔列を読み出す。従って、瞬間 T_1 は、図4bに示される、矩形波パルスの前縁によっても画定される。前述したように、画像フィールドにおけるターゲットビームスポットの位置から（又は、それと関連した値によって）計算することができる遅延時間 τ の後、ターゲットビームは、その後、時間 T_p 間の瞬間 T_2 で起動され、これは、次いで、矩形波パルスによって図10に示される。

40

【0102】

図11は、画像フィールドにおける、図10の時間線図で説明したシーケンスを表す。瞬間 T_1 で、シャッタは、移動の出発点にある。図11では、出発点は、画像フィールドの上端に横たわるものとして表す。シャッタ移動は、瞬間 T_1 から開始する画像フィールド上で下方向に起こり、これは、移動方向の矢印で示している。瞬間 T_2 で、本発明による検眼鏡10のシャッタの下端は、ターゲットビームスポットが位置する画像フィールドにおける位置（x、y）に到達する。この瞬間で、ターゲットビームは、その後、時間 T_p の間起動する。別の方法で表現すれば、ターゲットビームの輝きは、検眼鏡10のシャッタにより眼球の所望の領域を実際に観察できる短時間に限定される。ターゲットビーム

50

は、これらの短時間外ではオフに切換えられ、これにより、攪乱反射は最小限になる。このパルスターゲットビームは、次いで、電子制御ユニット 38 の助けを借りてシャッタと同期化される。

【0103】

図 12 は、蛍光発光を測定する本発明による検眼鏡の別の実施形態を示す。対象からくる光の一部をレンズ 66 経由で第 2 センサ 68 に波長に依存して反射するビームスプリッタ 65 は、この場合、観察ビーム経路に嵌め込まれる。ビームスプリッタ 65 は、蛍光測定用の遮断フィルタとして同時に機能する。ビームスプリッタのフィルタ効果は、伝送装置 67 及び 69 の追加フィルタにより向上させることができる。電子制御ユニット 38 は、この場合、駆動ユニットを含み、それにより、センサ 68 及び 34 を同期して読み出すことを保証し、従って、2 つの画像が同時に記録される。

10

【0104】

図 13 は、図 12 の実施形態の改善を表し、追加光源 72 は、蛍光測定結果を向上させるのに用いる。この追加光源 72 の光は、集光レンズ 71 を介してコリメートされ、ビームスプリッタ 70 を通して照射ビーム経路に結合する。光源 72 は、蛍光色素の吸収及び発光帯の外にある波長帯で光を発する。

【0105】

本発明は、非限定例として示した実施形態に限定されるものではない。例えば、図 3a 及び図 3c の助けを借りて説明した電子センサ 34 は、簡単にするために示した 10 個の画素列だけではなく、むしろ 1000 個以上の画素列を実際には含むことを理解されたい。

20

【0106】

さらに、照射ビーム 19 及び観察ビーム 26、或いは立体画像の場合には観察ビーム 26 のビーム経路の具体的な配置は、公知の光学素子によって変更することができることを理解されたい。同様に、従来技術から公知の原理として知られるように、例えば、治療目的又は診断目的で、別の光ビームを提案しているビーム経路に結合することができることを理解されたい。

【0107】

これら全ての変形された実施形態において、本発明は、往復振動するスリットシャッタによる機械的振動を著しく減少させるか或いは完全に排除するという上述の利点だけではなく、多くの他の利点も提供するものである。

30

【0108】

a) すでに強調したように、電子センサ 34 の電子シャッタは、結像面に位置しており、これにより、迷光の除去を最適化する。

【0109】

b) 連続結像方法では、観察者にとって滑らかな印象の移動を生成するために、10 Hz 以上の十分に高画像の繰り返し周波数を要する。そのため、従来技術で用いるスリットシャッタは、高周波数で振動する必要がある、これは、実際には、共振状態の機械的振動子によってのみ達成できる。これは、次いで、CCD センサ 30 の画像繰り返し周波数と振動子の固有周波数を僅かな範囲内で正確かつ超高感度にチューニングすることを要する。そのため、画像繰り返し周波数は、所与の振動子に固定される。しかしながら、本発明による検眼鏡 10 では、特に、往復振動する機械的スリットシャッタが全くない状態で機能する図 5 による実施形態では、共振状態によるそのような制限はない。

40

【0110】

c) 従来技術の検眼鏡では、所与の機械的に振動するシャッタのスリット幅は変更できない。しかしながら、多くの適用においては、スリット幅を微細段階的に変更することを要し、それによる、効果的な露光時間を要する。例えば、スリット幅又は画像繰り返し周波数の変更、及びそれによる効果的な露光時間は、広範囲の応用に対応することが望ましい。眼底の血管造影では、色素の弱い蛍光発光を検出する必要がある、これは、できるだけ長い露光時間を必要とする。これは、電子センサ 34 のパラメータ、特に、パラメータ

50

N、 Δt 、及び t_{INT} を調整することで容易に可能である。

【0111】

d) 従来技術の検眼鏡では、低周波数を有する機械的振動子は、一方で、振動周波数を正確にチューニングできず、他方で、機器全体に特に不都合な振動をもたらすので、スリットシャッタを駆動する振動子の周波数は、実際には、CCDセンサの画像繰返し周波数の倍数である。これは、CCDセンサ30上での二重露光、それによる画像ぶれ、及び、検査する眼球12又は他の対象の急速運動による動きアーチファクトの原因となる。異なる瞬間に記録される2つのハーフサイズの画像を組み合わせて、従来のビデオ規格(PAL、NTSC)の1つに従って完全なフレーム画像(インターレーシング)を形成する画像センサの使用は、特に不利であることが判明している。画像の別のコンピュータ支援処理及び評価(例えば、眼球12の血管の位置、大きさ、形状などを定めること)は、そのような動きアーチファクト或いはインターレーシングアーチファクトにより困難になる。センサの前の機械的スリットシャッタの本発明による回避により、これら全ての問題を解消する。

10

【0112】

e) 従来技術による検眼鏡のスリットシャッタを駆動するため共振状態で振動する機械的振動子は、一般的に、正弦波運動を行う。そのため、ある期間中に振動シャッタを通して眼球12に総体で当たる光量は、眼球12上に不均一に分散し、これにより、画像の不均一なコントラスト及び輝度分布をもたらす。これにもかかわらず画像部分の均一照射を得るために、シャッタ軌跡のほぼ線形成分のみが視界にあるように振動振幅を増幅する場合が多い。そのため、眼球12上に入射する光の一部のみが結像に用いられるが、これは、検眼鏡10の感度の低下につながる。本発明による検眼鏡10では、反対に、利用可能な光をはるかにうまく利用する。

20

【0113】

f) 照射ビーム経路の結像面を均一に照射する従来の光バルブ又はハロゲンランプを用いる場合、照射装置14の利用可能な輝度は、不十分にしか利用されない。照射装置14の熱放射により、機器の取り扱いを一層困難にする。この問題は、レーザ及びライン焦点光学系によって図5に示す実施形態で回避できる。

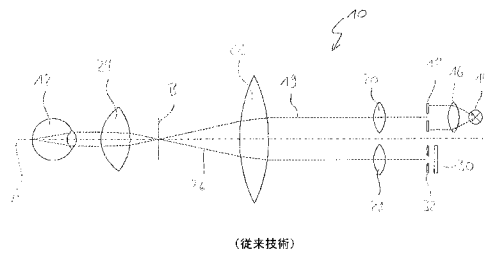
【0114】

g) 従来技術で用いられるハロゲンランプは、最大値が赤外線領域にある広域の熱周波数スペクトルを発し、より短い波長で減衰する。眼底は赤色スペクトル域で主に反射するので、そのような光源は、従って、眼底のハイコントラストカラー画像の生成には不适当である。さらに、半導体ベースの画像センサは、より短い波長よりも赤色及び赤外スペクトル域でより高感度である。このため、ハロゲン照射で記録された眼底のカラー画像は、主に赤色チャンネルと、顕著に弱い緑色及び青色チャンネルを有する。従って、画像は、ノイズが多く、コントラストが低い。照射スペクトルに影響を及ぼすフィルタの使用によりカラー印象は向上するが、それでも、光源の輝度を大幅に減少させる。上記の蛍光発光の観察においては、しかしながら、狭スペクトル域における色素の強い励起が必要である。これは、当今の光源、例えば、LED又はレーザによって図5による実施形態で達成できる。

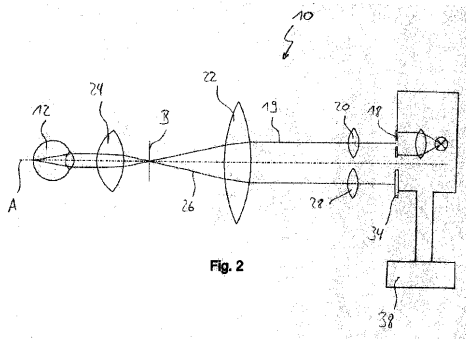
30

40

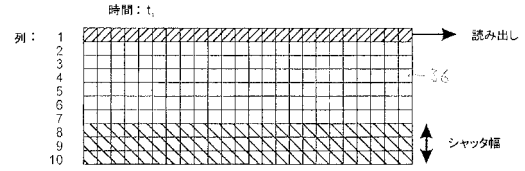
【図 1】



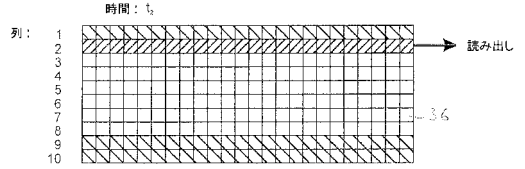
【図 2】



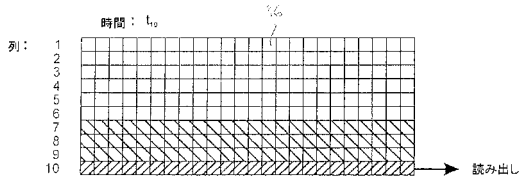
【図 3 a】



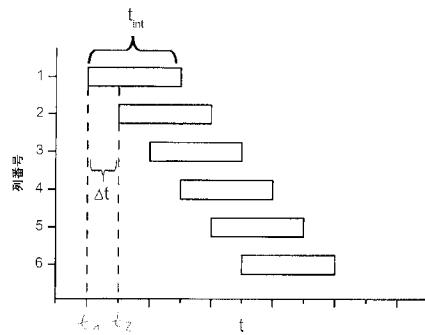
【図 3 b】



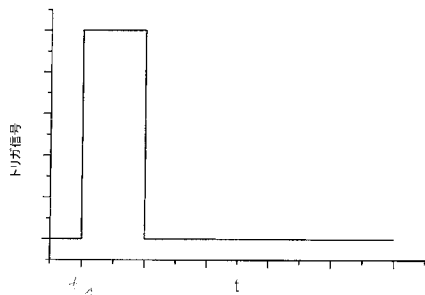
【図 3 c】



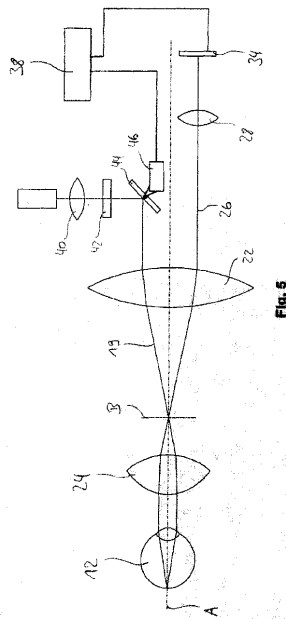
【図 4 a】



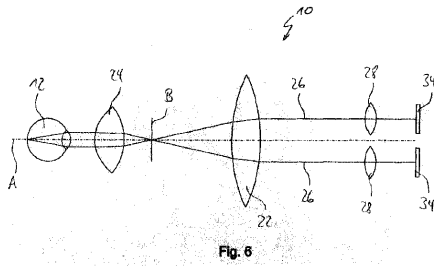
【図 4 b】



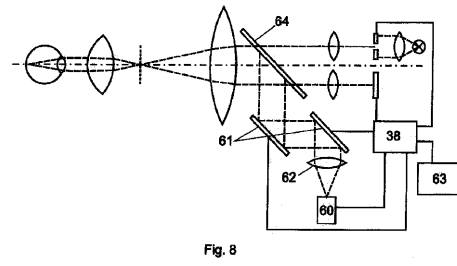
【図 5】



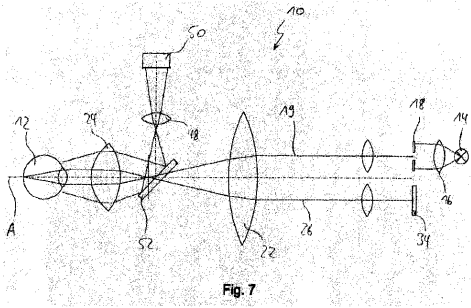
【図 6】



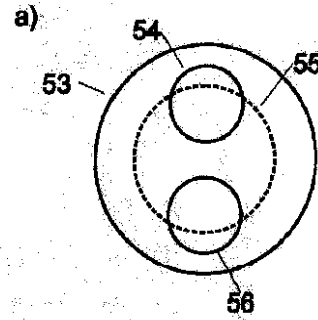
【図 8】



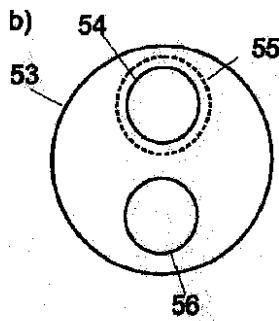
【図 7】



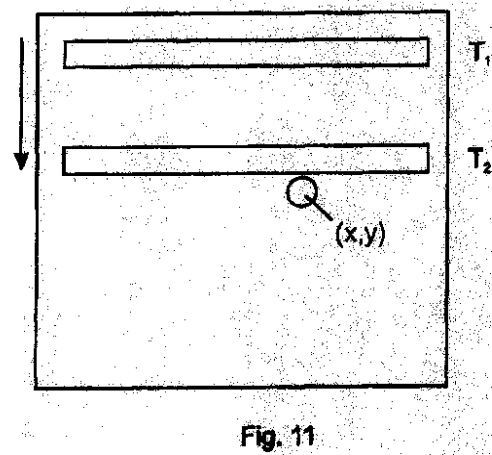
【図 9 a)】



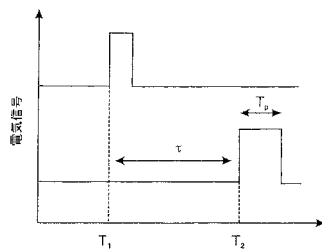
【図 9 b)】



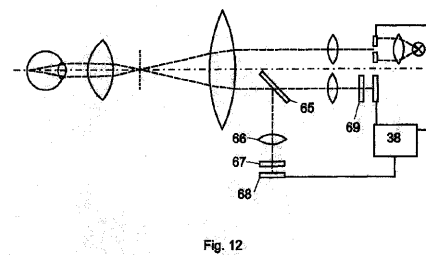
【図 11】



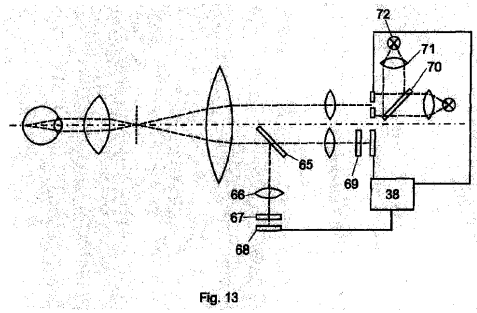
【図 10】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 フッペルツ, ミヒャエル

ドイツ連邦共和国, 1 4 1 6 3 ベルリン, ブリュッケ シュトラーセ 1 2

(72)発明者 アムサー, カイーウーベ

ドイツ連邦共和国, 1 4 4 6 9 ポツダム, グレゴールーメンデルーシュトラーセ 9

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平06-261862 (JP, A)

特表2005-529669 (JP, A)

特表2004-526543 (JP, A)

特表2001-512994 (JP, A)

特開平06-300974 (JP, A)

欧州特許出願公開第00615721 (EP, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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