

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5275417号
(P5275417)

(45) 発行日 平成25年8月28日 (2013.8.28)

(24) 登録日 平成25年5月24日 (2013.5.24)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/14 Z
A 6 1 B 3/12 (2006.01)	A 6 1 B 3/14 J
A 6 1 F 9/008 (2006.01)	A 6 1 B 3/12 H
	A 6 1 B 3/14 G
	A 6 1 F 9/00 5 1 0

請求項の数 25 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2011-148057 (P2011-148057)	(73) 特許権者	502449370
(22) 出願日	平成23年7月4日 (2011.7.4)		クラリティ メディカル システムズ インク
(62) 分割の表示	特願2002-509980 (P2002-509980) の分割		アメリカ合衆国, 9 4 5 6 8 カルフォルニア州, ダブリン, シエラ コート 6 7 6 1, スイート イー
原出願日	平成13年6月8日 (2001.6.8)	(74) 代理人	100105647
(65) 公開番号	特開2011-235120 (P2011-235120A)		弁理士 小栗 昌平
(43) 公開日	平成23年11月24日 (2011.11.24)	(74) 代理人	100105474
審査請求日	平成23年8月3日 (2011.8.3)		弁理士 本多 弘徳
(31) 優先権主張番号	09/592, 899	(74) 代理人	100108589
(32) 優先日	平成12年6月13日 (2000.6.13)		弁理士 市川 利光
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための装置であって、
光軸を有する双眼顕微鏡と、
電子センサと、
前記電子センサにより捕捉された画像を表示するために接続された電子ディスプレイと

、
患者の眼の前方セグメントの顕微鏡画像を形成する際に患者の眼の前方セグメントを照明するため、光の狭い矩形として前方の構造へと投影される光源として構成された白色発光ダイオード (LED) を利用するスリットランプと、

ビーム案内要素と、を備え、

前記ビーム案内要素が、前記双眼顕微鏡の前記光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光の第 1 部分を伝達し、且つ、患者の眼の前方セグメントから戻る光の第 2 部分を前記電子センサへと案内するように構成されることにより、前記電子ディスプレイ上の画像の観察および前記双眼顕微鏡を介した患者の眼の前方セグメントの目視観測を可能とする装置。

【請求項 2】

前記 LED が脈動モードまたは連続モードで作動するように構成されている請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

前記電子センサが、トリガパルスを受信又は発生する画像センサを有し、
前記LEDは、前記脈動モードで作動しているとき、トリガパルスに同期して脈動するよう構成されている請求項1記載の装置。

【請求項4】

前記LEDの輝度が調整可能である請求項1記載の装置。

【請求項5】

前記LEDの輝度が光パルスの持続時間を変化させることにより調整可能である請求項4記載の装置。

【請求項6】

FAおよびICG血管造影を容易に行うため、異なる波長を有する複数のLEDをさらに備える請求項1記載の装置。

10

【請求項7】

前記ビーム案内要素が前記双眼顕微鏡の光軸上に配置され、患者の目の前方セグメントから戻る光の前記第2の部分を前記電子センサへと案内するように部分的に反射する請求項1記載の装置。

【請求項8】

患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための方法であって、

患者の眼の前方セグメントでスリットランプを用いて、患者の眼の前方セグメントの顕微鏡画像を生成する際に患者の眼の前方セグメントを照明するため、光の狭い矩形として前方の構造へと投影される前記スリットランプの光源として用いられる白色発光ダイオード(LED)により生成された照明を案内するステップと、

20

患者の眼の前方セグメントを目視観測できるように、双眼顕微鏡の光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光の第1部分を伝達するステップと、

患者の眼の前方セグメントのデジタル画像を作像できるように、患者の眼の前方セグメントから戻る光の第2部分を電子センサへと案内するステップと、

患者の眼の前方セグメントを電子ディスプレイ上で観察できるように、前記電子センサにより捕捉された患者の眼の前方セグメントの画像を前記電子ディスプレイ上に表示するステップと、を有する方法。

【請求項9】

前記LEDを脈動モードまたは連続モードで作動させるステップをさらに有する請求項8記載の方法。

30

【請求項10】

トリガの周波数が人間の眼で識別できるよりも高いとき、脈動する前記LEDからの照明が連続として認識される請求項9記載の方法。

【請求項11】

光パルスの持続時間を変化させることにより前記LEDの輝度を調整するステップをさらに有する請求項10記載の方法。

【請求項12】

患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための方法であって、

患者の眼の前方セグメントでスリットランプを用いて、患者の眼の前方セグメントの検査に用いられる患者の眼の前方セグメントの画像を生成する際に患者の眼の前方セグメントを照明するために前記スリットランプの光源として用いられる脈動する発光ダイオード(LED)により生成された照明を案内するステップと、

40

患者の眼の前方セグメントを目視観測できるように、双眼顕微鏡の光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光の第1部分を伝達するステップと、

患者の眼の前方セグメントのデジタル画像を作像できるように、患者の眼の前方セグメントから戻る光の第2部分を電子センサへと案内するステップと、

患者の眼の前方セグメントを電子ディスプレイ上で観察できるように、前記電子センサにより捕捉された患者の眼の前方セグメントの画像を前記電子ディスプレイ上に表示するステップと、

50

前記電子センサをトリガするために使用されるトリガパルスと同期して前記LEDを脈動させるステップと、を有する方法。

【請求項13】

前記トリガの周波数が前記電子センサのフレームレート以上であるとき、前記電子センサからの生画像が連続的に認識される請求項12記載の方法。

【請求項14】

光パルスの持続時間を変化させることにより画像の輝度を調整するステップをさらに有する請求項13記載の方法。

【請求項15】

患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための方法であって、

患者の眼の前方セグメントでスリットランプを用いて、患者の眼の前方セグメントの検査に用いられる患者の眼の前方セグメントの画像を形成する際に患者の眼を照明するために前記スリットランプの光源として用いられる発光ダイオード(LED)により生成された照明を案内するステップと、

患者の眼の前方セグメントを目視観測できるように、双眼顕微鏡の光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光の第1部分を伝達するステップと、

患者の眼の前方セグメントのデジタル画像を作像できるように、患者の眼の前方セグメントから戻る光の第2部分をCCD画像センサへと案内するステップと、

患者の眼の前方セグメントを電子ディスプレイ上で観察できるように、前記CCD画像センサにより捕捉された患者の眼の前方セグメントの画像を前記電子ディスプレイ上に表示するステップと、

前記CCD画像センサをトリガするために使用されるトリガパルスと同期して前記LEDを脈動させるステップと、を有する方法。

【請求項16】

前記トリガの周波数が人間の眼が識別できるよりも高いとき、前記双眼顕微鏡による観察中に前記脈動モードの前記LEDからの照明が連続として認識される請求項15記載の方法。

【請求項17】

前記トリガの周波数が前記CCD画像センサのフレームレート以上であるとき、前記CCD画像センサからの生画像が連続的に認識される請求項15記載の方法。

【請求項18】

光パルスの持続時間を変化させることにより前記LEDの輝度を調整するステップをさらに有する請求項15記載の方法。

【請求項19】

患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための装置であって、

光軸を有する双眼顕微鏡と、

電子センサと、

前記電子センサにより捕捉された画像を表示するために接続された電子ディスプレイと

患者の眼の前方セグメントの顕微鏡画像を形成するときに患者の眼の前方セグメントを照明するための、光の狭い矩形として前方の構造へと投影される光源として構成された白色発光ダイオード(LED)を利用するスリットランプと、

前記双眼顕微鏡の前記光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光ビーム内へ挿入されるよう構成されたビーム案内要素と、を備え、

前記ビーム案内要素が挿入されたとき、前記電子ディスプレイ上で画像を観察できるように、前記ビーム案内要素が前記双眼顕微鏡の前記光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光ビームを前記電子センサへと案内し、前記ビーム案内要素が挿入されないとき、前記双眼顕微鏡を介して患者の眼の前方セグメントを目視観測できる装置。

【請求項20】

前記LEDの輝度が調整可能である請求項19記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 2 1】

前記 L E D の輝度が光パルスの持続時間を変化させることにより調整可能である請求項 2 0 記載の装置。

【請求項 2 2】

F A および I C G 血管造影を容易に行うため、異なる波長を有する複数の L E D をさらに備える請求項 1 9 記載の装置。

【請求項 2 3】

患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための方法であって、
患者の眼の前方セグメントでスリットランプを用いて、患者の眼の前方セグメントの顕微鏡画像を生成する際に患者の眼の前方セグメントを照明するために、光の狭い矩形として前方の構造へと投影される前記スリットランプの光源として用いられる白色発光ダイオード (L E D)により生成された照明を案内するステップと、

患者の眼の前方セグメントを目視観測できるように、双眼顕微鏡の光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光ビームを伝達するステップと、

患者の眼の前方セグメントのデジタル画像を作像できるように、患者の眼の前方セグメントから戻る光ビーム内に、前記光ビームを電子センサへと案内するビーム案内要素を挿入するステップと、

患者の眼の前方セグメントの画像を電子ディスプレイ上で観察できるように、前記電子センサにより捕捉された患者の眼の前方セグメントの画像を前記電子ディスプレイ上に表示するステップと、を有する方法。

【請求項 2 4】

患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための方法であって、

患者の眼の前方セグメントでスリットランプを用いて、患者の眼の前方セグメントの検査に用いられる患者の眼の前方セグメントの画像を生成する際に患者の眼の前方セグメントを照明するために前記スリットランプの光源として用いられる脈動する発光ダイオード (L E D) により生成された照明を案内するステップと、

患者の眼の前方セグメントを目視観測できるように、双眼顕微鏡の前記光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光ビームを伝達するステップと、

患者の眼の前方セグメントのデジタル画像を作像できるように、患者の眼の前方セグメントから戻る光ビーム内に、前記光ビームを電子センサへと案内するビーム案内要素を挿入するステップと、

患者の眼の前方セグメントの画像を電子ディスプレイ上で観察できるように、前記電子センサにより捕捉された患者の眼の前方セグメントの画像を前記電子ディスプレイ上に表示するステップと、

前記電子センサをトリガするために使用されるトリガパルスと同期して前記 L E D を脈動させるステップと、を有する方法。

【請求項 2 5】

患者の眼の前方セグメントを照明して観察するための方法であって、

患者の眼の前方セグメントでスリットランプを用いて、患者の眼の前方セグメントの検査に用いられる患者の眼の前方セグメントの画像を生成する際に患者の眼を照明するために前記スリットランプの光源として用いられる脈動する発光ダイオード (L E D) により生成された照明を案内するステップと、

患者の眼の前方セグメントを目視観測できるように、双眼顕微鏡の光軸に沿って患者の眼の前方セグメントから戻る光ビームを伝達するステップと、

患者の眼の前方セグメントのデジタル画像を作像できるように、患者の眼の前方セグメントから戻る光ビーム内に、前記光ビームを C C D 画像センサへと案内するビーム案内要素を挿入するステップと、

患者の眼の前方セグメントを電子ディスプレイ上で観察できるように、前記 C C D 画像センサにより捕捉された患者の眼の前方セグメントの画像を前記電子ディスプレイ上に表示するステップと、

10

20

30

40

50

び光の狭い矩形を前方の構造に投射する小さいランプである。特殊なレンズおよびスリット - ランプライトを有する、顕微鏡は同様にもうまくの視覚化のために使用され得る。しかしながら、網膜画像に変更されるとき、その固有の制限が一般的に高い品質の網膜視覚化を設けるのを阻止する。検査は拡大した虹彩を有する患者でのみ行われ得る。レンズは、順次、レンズの配列の決定および調整を非常に困難にする、患者の眼に非常に近接するように位置決めされる。接触型のレンズは患者をきわめて不快にするかもしれない。レンズは、網膜画像の品質を非常に劣化する、その表面からの強い光反射を発生する。しかしながら、光のスリットのみにより、網膜の小さな部分のみが一度に観察されることができかつ患者は一般に非常に不快ならば光の強さを感じる。全般に、スリット - ランプ生体顕微鏡上の変更はきわめて実質的な網膜視覚化装置を発生する。

10

【 0 0 0 8 】

〔 拡張および眩しいライト 〕

現在、貫通検眼に関して、かつほとんど常に B I O が使用されるとき、患者の眼を拡大することが必要である。拡張は通常直径より大きく虹彩を開く点眼薬の滴下を含みかつ検査の屈折部分が完了されるまで滴下されることができない。効果を得るような滴下には十分な時間が必要とされる。この時間中患者はほとんど常に検査室内の限定された空間を占めている。さらに、拡張は通常に戻るような拡張に経過された時間のため患者に対して非常に反対を招き得る。研究は、これが、専ら検眼を引き延ばすような患者の主要な要因であることを示している。ほとんどの患者は、また、痛みの点に反対を招き得るか多数回の光の輝度を見出している。幾つかの B I O は頭に取り付けられたカメラを備えているが、

20

【 0 0 0 9 】

〔 従来の眼用カメラ 〕

〔 眼底カメラ 〕

正確な資料のために時折眼底カメラが手動の網膜検査用の追加または代替として使用される。これらのカメラは 1940 年代から使用されかつそれらの記録画像のほとんどはフィルム上の網膜についてである。フィルムは画像品質の評価が得られる前に処理を必要とする欠点を有しかつ画像を即座に電子的に転送する能力を有していない。デジタル作像によって、我々は、デジタル化およびデジタル記憶手段が追隨する C C D または C M O S の

30

【 0 0 1 0 】

現行では、これらのデジタルが現存するカメラに付加されかつ非常に嵩張りかつ高価である。結果として、眼底カメラ、デジタルまたはフィルムは通常別個の部屋に置かれかつ特殊化された技術者がそれらを運転するのに雇われる。デジタルカメラに関する高いレベルの獲得および運転コストが高い端部の臨床場所の領域にデジタル作像を残しかつそれらは日常の（ルーチン）検査に使用されない。デジタルカメラは、また、それらが作像に使用され得るようにスリット - ランプ生体顕微鏡に追加されるが、この単一の目的用途は一般にコスト的に有効でないことが分りかつ滅多に実行されない。

40

【 0 0 1 1 】

〔 角膜観察用の眼底カメラの使用 〕

網膜作像用に設計されるけれども、眼底カメラは角膜を作像するのに使用された。しかしながら、カメラは一般に空気通路により使用されるとき固有の色収差の補正および球面光学収差が高いため低品質の画像を発生しかつカメラは非常に限定の作用範囲のみを有している。角膜が焦点にあるとき、患者の眼はそれらの間にスリット - ランプを置くのが困難となるようにカメラに近接して配置されそして公知の市場に出ている製品は眼底カメラを備えたスリット - ランプを提供してない。スリット - ランプが追加されるならば、ランプはこれが対物レンズの前方に位置決めされるときカメラの視界を遮断または歪める。眼

50

底カメラの組み込んだ内部倍率調整は角膜作像の所定の倍率に関して適切に設計されない。かくして、実際問題として、角膜作像に眼底カメラを使用することは極めて最適ではない。

【 0 0 1 2 】

[走査レーザ検眼鏡]

さらに他の従来の網膜作像アプローチにおいて、機械的に駆動されるミラーが網膜の周りでレーザビームを走査するのに使用されかつ反射された強度が画像を発生するために測定される。通常走査レーザ検眼鏡またはSLOと呼ばれる、これらの作像システムは通常1つのレーザ波長のみを提供しかつこれはそれゆえカラー画像、顕著な臨床的欠点を発生しない。最近、2つのレーザカラーを有するシステムが市場に提供されたが、同様にこれは極めて、非常に貧相なカラー画像品質を発生する。同様により大きな制限が、フレーム時間なかの眼の動き、大きなサイズ、および高コストを許容する比較的長い露光時間にある。

10

【 0 0 1 3 】

[従来の眼のレーザ手術]

レーザは眼の前方および後方セグメントにおける種々の疾病の治療に広く使用されている。BIOまたは生体顕微鏡は網膜または角膜領域へレーザを供給するのに使用される1つの方法である。臨床家の眼を整列させるために、集光レンズおよび患者の眼は観察のために一直線にしなければならない、かつ同時にレーザスポットは意図された区域に向けられなければならない。これは非常に大変な課題である。追加のレーザ供給アタッチメントおよびレーザレンズ（接触または非接触）を備えた、スリット-ランプ生体顕微鏡は、最も普通に使用されるプラットフォームである。それはレーザ手順に関してより安定な状態を提供するけれども、外部のアタッチメントの使用はシステムを複雑にする。レーザレンズは極めて頻繁に臨床家の一方の手で保持されている。レンズのあらゆる動きが、とくに高い倍率のレンズの場合において、観察された網膜画像を移動させる。数分間にわたって持続し得る長いレーザ治療診療の間中レーザレンズを安定して保持するのは快適でない。網膜への規則的な照明はこの場合にスリット-ランプによって設けられる。レーザビームの遮断を回避するために、臨床家は同時に所定の区域へ光を投射しながらスリット-ランプにより一定の位置を維持しなければならない。加えて、レーザレンズから反射されたレーザ光は部屋内の多数の方向へ散乱し、他への危険な結果が存在する。生体顕微鏡およびレーザ

20

30

【 0 0 1 4 】

必要とされるのは、眼の網膜および角膜領域の状態を監視しかつ記録するための比較的低コストの、デジタル眼用カメラである。このシステムはレーザ治療および目視機能試験用の網膜刺激に追加的に使用され得るならば同様により大きな価値を有する。

40

[発明の概要]

【 0 0 1 5 】

本発明は、網膜カメラおよび角膜カメラの機能を1つの、単一の、小さい、使用し易い器具に結合するデジタルカメラを提供する。単一のカメラは眼の網膜領域のデジタル画像、および眼の角膜領域のデジタル画像を獲得することができる。カメラは前記眼用デジタルカメラが、前記網膜領域のデジタル画像を作るための光学要素の第1の組み合わせ、および前記角膜領域のデジタル画像を作るための光学要素の第2の組み合わせを含んでいる。これらの要素の1部分が対物レンズ組み合わせの第1対物要素、デジタル画像センサお

50

よび網膜または角膜のいずれかを観察するための接眼レンズを含んでいる割り当てられた要素である。前記網膜の組み合わせは、また、前記第1の対物要素と組み合わせ、共通画像平面でまたはほぼそこで前記網膜領域の部分またはすべてを焦点合わせするための前記対物レンズ系の第1の交換可能な要素を含んでいる。前記網膜の組み合わせは、また、網膜照明光源、有効な網膜開口位置を画成する眼の水晶体にまたはほぼそれに配置された有効な網膜開口を形成するために前記フレーム内にかつ前記第1の組み合わせ内に位置決めされた開口、眼の位置を決定するための赤外線カメラ、および前記赤外線カメラからの位置信号に基づいて前記有効な網膜開口を調整するための開口調整機構を含んでいる。要素の角膜の組み合わせは、前記第1の対物要素と組み合わせ、共通画像平面でまたはほぼそこで前記角膜領域の部分またはすべてを焦点合わせするための前記対物レンズ系の第2の交換可能な要素を含んでいる。

10

【0016】

その網膜モードにおいて、カメラは僅かなまたは拡張点眼薬なしで網膜領域の画像を得ることができる。その角膜モードにおいて、カメラは同様に種々の倍率の画像を得ることができる。最後に、設けられた双眼の接眼レンズを通して見ることによって、スリット-ランプ生体顕微鏡の典型的な視覚化機能のすべてが同様に設けられる。したがって、医師は、この1つの器具により、眼の前方および後方のセグメントの両方を作像するように要求されるような完全な1組の典型的な検査を実施することが可能となる。

【0017】

光学系および電子作像器はスリット-ランプの大きさおよび物理的展開についてコンパクトにされる。それゆえ、この光学系は伝統的なスリット-ランプに代えて検査椅子に取り付けられることができかつ網膜作像システム用の余分な部屋を必要としない。

20

【0018】

網膜、および角膜モード間の切り換えは内部でなされるが、一方光学系は前方レンズによって密封されている。光学系は、網膜モードにおける作動のために患者の眼のレンズに置かれる1つと角膜モードにおける作動のために前方対物レンズ近傍に置かれる他方の、2つの異なる入口瞳孔を有している。光学設計は両方の形状において球面および色収差を補正する。結果として、提案されたシステムは眼の網膜および角膜の両方の領域に関して高い分解能および高いコントラストの画像を発生する。

【0019】

好適な技術は異なる入口瞳孔一から自動的に第2の1/10以下の眼の前方または後方のセグメントの2つのデジタル画像を採り、次いで立体図を即座にかつデジタル的に表示することである。適切な工具により、立体画像はまた遠隔位置において臨床家によって再検討され得る。

30

【0020】

好ましくは、赤外線センサは角膜を連続してかつ光学系を介して作像し、一方もう巻く作像は僅かに動いているかもしれない患者の眼に対する整列を容易にするように行われている。これは熟練レベル要求をかなり低減しかつ高性能の焦点センサを含むようなオプションを設ける。非常に熟練した臨床家が利用できない遠隔の場所において、患者の眼は「デジタル的に捕捉され」、かつこの情報が評価のために読み取りセンターに送られることができる。

40

【0021】

システムは網膜に接合される器具において平面を設けかつこの平面は電子画像センサの表面上に横たわっている。幾つかの光学ビームスプリッタによれば、この平面は他の使用のために他の位置で器具内に接近可能にされる。システムは作像システムとして眼の性能を試験するのに使用され得る。この簡単な例は目視鋭さチャートおよびカラー受容情報を投射することである。プログラム可能なLCDは刺激を発生するのに使用され得る。

【0022】

規則的なカラー画像に加えて、提案されたシステムは、フルオレseinおよびインドシアニングリーン血管造影をリアルタイムでかつデジタル的に撮影しかつ表示することがで

50

きる。立体網膜血管造影は、また、他の臨床家によって記録されかつ観察されることができる。

【 0 0 2 3 】

このカメラによれば、検眼に要求される時間は実質的に減少される。画像は迅速かつむしろ低いレベルのフラッシュライトで得られる。好ましくは、画像はその場合に後で暇なときに検査されかつ患者に割り当てられる。異なるデータからの画像はデジタル記憶媒体から検索され得る。網膜について見る医者により費やされる時間量は数分から数秒に減少される。カメラは、眼の状態の検眼の間の変化を検出するのが容易なため早い段階における緑内障を診断するのにとくに有用である。

【 0 0 2 4 】

好ましくは、多数のLEDからなっている白LEDモジュールがシステムの網膜作像および角膜作像の両方における光源として使用される。LEDモジュールは連続してまたはパルスモードにおいて作動する。異なる波長を有するLEDモジュールはFAおよびICG血管造影用の光源として使用される。特殊なファイバ光学要素がリングの形状に光出力を伝達するために使用され、結果としてより高い光結合効率を生じる。

【 0 0 2 5 】

好適な実施の形態は内部に一体化されたレーザ投射システムを設けている。レーザ光は治療の目的で使用されるような作像平面に接合した平面から内部に投射されることができる。赤外線整列システムの助けによって、整列は容易でかつ簡単である。システムが網膜作像モードに切り換えられるとき、適切なビーム特性を有するレーザビームが網膜領域に供給される。網膜への照明は内部にかつレーザビームの位置から独立して供給される。システムが角膜作像モードに切り換えられるとき、レーザは角膜領域に供給される。

【 0 0 2 6 】

リアルタイムモードで作用している好適な実施の形態によれば、オペレータは網膜/角膜画像をそれらの上に照準を定めているレーザスポットによって観察し、次いで治療されるべき区域を指定(コンピュータによって示されるような画像上で)する。システムは、コンピュータ制御により、自動的にレーザ治療に応用され得る。さらに、トラッキングシステムが画像および/またはレーザビーム位置を安定化するために使用され得る。位置および位置の関数としての蓄積されたエネルギー供給が決定されかつ監視されることができ、それは幾つかの治療における重要なパラメータである。

【 0 0 2 7 】

システム整列、網膜/角膜画像および照準を定めているレーザスポットが監視されかつ遠隔でリアルタイムで単一のジョイスティックによって操作され得るため、臨床家は治療活動の間中制限された姿勢から自由にされる。患者は処置の間中より快適な位置に位置決めされ得る。それは患者および臨床家に課せられるストレスを非常に減少する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 8 】

【 図 1 】 本発明の好適な実施の形態を示す斜視図である。

【 図 2 】 好適な実施の形態の網膜作像部分の光学的レイアウトを示す図である。

【 図 3 】 好適なリング光源を示す図である。

【 図 4 】 好適な実施の形態の角膜作像部分の光学的特徴を示す図である。

【 図 5 】 好適な実施の形態の角膜作像部分の光学的特徴を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 9 】

[第 1 の好適な実施の形態の外部デザイン]

図 1 には本発明の第 1 の好適な実施の形態の外部デザインが示されている。代表的なヘッドレスト 1 および顎載せ台 2 が患者の頭を安定化するために設けられている。スリットランプ 3 は角膜の検査のための照明を設けかつ輝度、カラーおよびスリットの幅において調整可能である。

【 0 0 3 0 】

ベース4は角度的な、横方向のおよび長手方向の動きにおいて通常自由度を設けている。カメラの内部には、動力設備が付けられたシステムによって潜在的にカメラの高さを調整するための手段がある。ジョイスティック5は動きを制御するのを助けかつシステムの作動の制御スイッチを有している。図1において、ジョイスティック5はベース4上で示されている。代替的に、ジョイスティック5はポータブルベースに取り付けられかつベース4から離れた異なる位置に置かれることができる。

【0031】

小さいLCDディスプレイ6が画像、とくにリアルタイム赤外線角膜画像を表示するのに使用され得る。しかしながら、主画像ディスプレイはより大きなモニタでありかつ図示されない。接眼鏡7がスリット-ランプ生体顕微鏡と連係する代表的な目視機能のすべてを達成するために設けられる。第1の対物レンズ要素12は前方の対物レンズであり、光学システムをシールしている。倍率、光レベル当用の種々の制御装置8がカメラの側部に配置される。カメラの寸法は通常のスリット-ランプ生体顕微鏡の寸法と同じである。

10

【0032】

[網膜作像]

図2を参照して、網膜9は眼の後ろの部分でありかつ屈曲された物体平面である。硝子体11は眼を充填する色収差を補正しないゲルである。したがって光学系の1つのチャレンジは電子区域画像センサ、代表的にはCCDまたはCMOSの平らな平面上に色収差を補正しないゲルを通して網膜の屈曲された平面を作像し、かつ眼の色収差非補正を補償する光学系を通して高解像度色収差を補正画像を発生することにある。

20

【0033】

対物レンズは第1の対物レンズ要素12および網膜作像用の第2の対物レンズ要素13から構成されている。前方の第1の対物レンズ要素12は網膜および角膜作像間で変化されかつ光学系を密封する。網膜作像用の第2の対物レンズ要素13は内部で変化可能でありかつ角膜および網膜作像作用の間で切り換えるのに必要な光学系対物レンズ変化を供給する。これは、また、カメラ内にかつ安全のためにオペレータの指との接触から外れてレンズ変化機構を配置する。前方の第1の対物レンズ要素12と結合されるとき後方の網膜作像用の第2の対物レンズ要素13は網膜作像用の対物レンズセットを含んでいる。平面14は第1の実像の位置でありかつ視野を制限するようなマスクを含むこともできる。

30

【0034】

ミラー15は網膜作像課題のための位置に切り換えられ、かつ所定位置においてあるとき、35ないし37にある要素および接眼鏡7から構成されるスリットランプ生体顕微鏡の可視化セクションの観察を遮断する。所定位置にあるミラーにより、光は下方に向けられかつさらにミラー16および17によって反射されかつデジタルイメージセンサ18に向けられる。19に置かれるのは作像システム用の光学開口となる開口である。この開口は網膜作像モードにあるときカメラの入口虹彩を形成するために眼のレンズに中継される。レンズ20はほぼ無限大で符号14に画像を投射しそしてレンズ21は無限大に正確に画像を焦点合わせするように光軸に沿って動き得る。レンズセット22はシステムの倍率を変化するために挿入または除去され得る。

40

【0035】

最後に、レンズ23はデジタルイメージセンサ18上に画像を再び焦点合わせする。レンズ23を変化することによって種々の大きさまたはフォーマットのセンサは1つのレンズのみを変化することによって利用されることができる。これは、カラー作像用のセンサが血管造影に最適なセンサより異なる大きさを有するかもしれないので顕著な利点であり、それは単一カラーにおいて作動するより大きなフォーマットセンサであるかもしれない。

【0036】

ビームスプリッタ24および25は自動露光制御用のフォトセンサ26上に網膜9からの光を部分的に反射する。ビームスプリッタ24は、また、光源27が網膜9に光学的に結合する方法において光源27から光学系に光を反射する。光源27内部固定光およびノ

50

または自動焦点合わせ機構用の照明を設ける。または、例えば、可変固定点が設けられ得るかまたは私権観察用の光源が利用され得るようにプログラム可能なLCDにすることができる。

【0037】

マスクまたはLCDのごときプログラム可能な光源が観察機能試験を提供するために符号27で使用され得る。周辺、カラー感度、コントラスト感度試験等のごとき試験が容易に設けられ得る。

【0038】

光源28は網膜作像用の照明を設けかつ脈動または連続することができる。光源28は光のリングとして形成されかつ光は、光のリングが患者の眼のレンズ上にしかも入口虹彩の外側に投射されるようにレンズ29および30によって同軸的に導入される。照明光はミラー17の外側の空間を通過する。この方法によって高いコントラストの画像が得られることができる。平面31において、小さい直径の円板形状の光学直線分極子、紙の平面において、軸線上にある照明ビームの部分を分極化するように光軸上に配置される。第1の対物レンズ要素12および網膜作像用の第2の対物レンズ要素13から望ましくない反射がありかつこの反射は分極化される。しかしながら、網膜からの反射は減極している。この望ましくない反射は、これが表面が出て行く照明ビームに対して垂直であるレンズの部分であるためレンズの中心からのみ到来する。第1の対物レンズ要素12および網膜作像用の第2の対物レンズ要素13からの光の反射が電子カメラに入るのを遮断するために、分極しているビームスプリッタ24はsの分極された光を反射しかつpの分極された光を伝達する。平面31での直線分極子の分極方向はビームスプリッタ(24)でpの分極の方向に対して垂直であるように向けられる。

【0039】

患者の眼の虹彩に対して光学系を正確に整列させるために、ビームサンプラ32、レンズ33、および赤外線カメラ34からなっている赤外線作像システムが光路に挿入される。ビームサンプラ32は可視光に対して非常に透過性でありかつ赤外光に対して僅かに反射する。眼の角膜部分が第1の対物レンズ要素12の周辺の外側に取り付けられた赤外線源(図示せず)によって照明されるとき、赤外光は第1の対物レンズ要素12および網膜作像用の第2の対物レンズ要素13によって集光され、かつ次いでビームサンプラ32によってサンプリングされる。レンズ33は赤外線カメラ34上に角膜画像を形成する。赤外線カメラ34上に形成された画像は眼に対する横方向および長手方向整列(アライメント)を決定するのに使用され得る。

【0040】

図3に示されるように、多数の白色LEDからなる発光ダイオード(LED)モジュール42は、光源28用の光を供給する。代替的にフラッシュキセノンおよびハロゲンのごとき他の光源が使用され得る。光は光の色温度を適切に調整するように光学フィルタ41を通過した後レンズ40によって光ファイバケーブル39の入口に結合される。光ファイバケーブル39の入口はLEDモジュール42上のLEDマトリクスの形状と同じ形状を有している。光ファイバケーブル39の出口は光源28となるリングを形成する。LEDモジュール42は脈動または連続のいずれかで作動することができる。脈動モードで作動しているとき、光パルスがCCDカメラからのトリガ信号と同期される。光パルスの持続時間の変化は、自動露光機構によって自動的に行われる、画像の輝度を調整する。照明条件のさらに他の補償は必要ならば手で調整され得る。光パルスが作像器によって連続してトリガされるならば、その場合に連続照明は、パルスの周波数が人間の目が識別するより高いので臨床家によって認められる。組み合わせられたCCD作像器が使用されるとき、パルスモードの照明は高速および組み合わせられない作用によりコンピュータに単一の網膜を捕捉させる。捕捉された画像フレームの2つの視野の1つと同期された単一の光パルスをトリガすると、かつその光パルスの前および直後に光パルスを除去することは、組み合わせられた作用なしに全フレーム画像を提供する。

【0041】

10

20

30

40

50

脈動モードで作用しているとき、光パルスはCCDカメラからのトリガ信号と同期される。光パルスの持続時間の変化は画像の輝度を調整する。

【0042】

LEDモジュール42は移動されかつ多数の高いパワーの赤外線および青LEDからなっているモジュールと置き換えられる。これらのモジュールは、好ましくは、FAおよびICG活動用の光源を提供し、かつ白色LEDのモードと同様な連続およびパルスモードの両方において作動する。遮断光学フィルタが励起光を遮断するために作像通路に挿入される。

【0043】

ミラー15の後ろの電子制御のアクチュエータは、光学開口19および光学要素の位置を20ないし30およびデジタルイメージセンサ18から効果的に横方向に動かす、紙面内の軸線に沿って僅かにミラーを傾斜することができる。電子イメージセンサからのトリガ信号は光源28を閃光しかつコンピュータはデジタル画像を記録する。ミラー15が反対方向に傾斜されるとき、第2の画像が撮られる。2つの画像が臨床家の左右の眼に別個に表示されるとき、網膜の立体図が作られる。傾斜の量はより精密な立体図を発生するように反対方向にミラー16に対して導入され得る。

【0044】

追加の光学的要素がレーザー治療の特徴を可能にする。レーザー43Aは光ファイバ43Bによってポート43に案内されかつ種々の大きさのピンホールを有するピンホールアレイ上のピンホールの1つを通過する。追加の光学系はレーザー強度を均一にするようにポート43とピンホールアレイ44との間に導入される。レンズ45は、順次、平面14に対してかつ続いて網膜9に対して焦点合わせする、レンズ49に対してレーザービームをコリメートする。ミラー46の位置は患者の眼レンズに配置される光学系の入口瞳孔に結合する。ミラー46は網膜を横切るレーザービームを操縦するために2本の垂直軸線において回転させられ得る。入口瞳孔に結合する平面に置かれた操縦しているミラーにより虹彩が照射されない方法においてレーザー光が眼に入ることが保証される。狭い帯域の光学ビームスプリッタ(50)が可視光を網膜からイメージセンサに通過させながら光学系にレーザー光を入射させるために光学系に挿入される。狭い帯域の光学ビームスプリッタ50は、また、s分極された光のみを反射する、ブロードバンド分極ビームスプリッタにすることもできる。レーザー光サンプリング用の光学ビームスプリッタ47はレーザー光のパワーを決定するためにフォトセンサ48上の少量のレーザー光をサンプリングする。イメージセンサの助けによって網膜上のレーザーの放射照度が決定され得る。

【0045】

図2において、狭い帯域の光学ビームスプリッタ50はミラー17と光学開口19との間に配置される。しかしながら、狭い帯域の光学ビームスプリッタ50は実際にはミラー17と画像平面14との間の光軸に沿ってどこにでも配置され得る。狭い帯域の光学ビームスプリッタ50はレンズ30とミラー17との間にまたは光源28とレンズ29との間に配置されてもよい。43ないし49の要素はこれらの代替のオプションにおけると同様に作用することができる。

【0046】

他の変化において、レーザーは、リングとして形成される光源28と、二色性のビームスプリッタにすることができるミラー17との間の空間から光学系に投射され得る。この場合にレーザービームは照明ビームの中間に入射される。狭い帯域の光学ビームスプリッタ50は除去されるが、符号44なし49の投射系の光学要素は保持される。

【0047】

レーザー治療の過程の間中、デジタルイメージセンサ18または他の検出器が網膜の動きを検出することができる。網膜画像およびレーザースポットはその場合にミラー16および/または17の傾斜を制御している2つの電気作動のアクチュエータを備えたサーボ装置によって安定化され得る。また、レーザースポットはミラー46の傾斜を制御することによって網膜画像を追跡することができる。また、レーザー治療の間中、作像装置は同時に作動

10

20

30

40

50

され得る。したがって、血管造影は治療と同時に実施され得る。

【 0 0 4 8 】

表示されているリアルタイム画像により、臨床家が意図された治療の領域の場所を表示された画像上にマーク付けすることができる。コンピュータはその場合に手動または自動のトラッキング装置によりまたはそれなしでレーザ治療の実際の適用を制御することができる。

【 0 0 4 9 】

[角膜作像]

角膜作像に利用されるこの実施の形態を説明するために、図 4 および図 5 が参照される。図 5 には、角膜 10 を含んでいる光軸ライン上の平面において角膜作像システムの水平断面図が示されている。図 4 には角膜作像システム垂直断面図が単独でかつシステムの間を通過してかつ角膜 10 を含む平面において示されている。

10

これらの図において角膜作像にのみ使用される光学系は移動されかつ前方のセグメントの作像および可視化に使用される光学系と置き換えられる。角膜および網膜作像間で変化される要素は、ミラー 15 A とミラー 15 を置き換え、53, 55, 56、および 52 の要素を追加し、そして角膜作像用の第 2 の対物レンズ要素 51 と網膜作像用の第 2 の対物レンズ要素 13 を置き換えることを含んでいる。

【 0 0 5 0 】

第 1 の対物レンズ要素 12 および角膜作像用の第 2 の対物レンズ要素 51 は対物レンズの前方および後方要素を含んでいる。第 1 の対物レンズ要素 12 は所定位置に密封されかつ網膜作像に使用される網膜作像用の第 2 の対物レンズ要素 13 は移動されかつ角膜作像用の第 2 の対物レンズ要素 51 と置き換えられる。第 1 の対物レンズ要素 12 と角膜作像用の第 2 の対物レンズ要素 51 は角膜作像光学系用の対物レンズをともに形成しかつ画像平面 57 に角膜のバーチャル画像を設ける。

20

【 0 0 5 1 】

角膜を作像または可視化することが導かれるとき、対物レンズセットは物体を無限大に投射する。角膜の照明はスリット - ランプの共通手段によって設けられる。種々のレンズセット 52 は内部機構を介して光学系に挿入されかつ必要とされるときより高いまたはより低い倍率に変化され得る。レンズセット 52 中のレンズの個々の軸線は立体画像を発生するような対物レンズセットに対して水平にずれている。レンズセット 52 は無限焦点でありかつ各レンズセットに関して 2 つの倍率を発生するように方向を逆転され得る。対物レンズセットは眼の中心に集中するように角膜作像用の第 2 の対物レンズ要素 51 の個々の光軸を再び向ける。この手段によって角膜作像システムは立体視野に関する適正な注視角度を設ける。

30

【 0 0 5 2 】

レンズセット 52 に続いているのは対物レンズを出ている光線に向けるようにビーム内に動かされ得るミラー 15 A および角膜の可視化を許容するように垂直に下に配置されるかまたは除去されるデジタル作像システムに対して下方の倍率調整である。このミラーうへの反射皮膜レーザ光を非常に反射するように設計されるが、他の波長の光に対して部分的に透過する。実際に、このミラーは所望ならばデジタル作像およびレーザ治療と同時の作像による同時の目視観察を提供するように部分反射器にすることができる。

40

【 0 0 5 3 】

可視化システムに関して、共通の直立プリズム 36 が図 5 に示されるように画像中継レンズ 35 に続いている。逆転の実像が位置 37 において形成される。接眼鏡 7 は共通の接眼鏡または接眼レンズでありかつ直立画像が使用者の眼 38 の網膜に形成される。2 つの接眼通路の光軸は図 5 に平行して示される。しかしながら、軸は集中するように傾斜されることができる。

【 0 0 5 4 】

レンズセット 52 を変化することによって、種々の倍率が容易に達成されかつ接眼鏡 7 は広い範囲の倍率に関して同様に交換され得る。

50

【 0 0 5 5 】

角膜作像システムがデジタル作像に使用されるとき少なくとも幾つかの光はミラー 1 5 A によって下方にむかって反射される。光線は平面 5 7 で角膜のバーチャル画像（虚像）を形成するように中継レンズ 5 3 および 5 6 によって中継される。これは網膜作像システムによって発生されるような画像に関して同一の位置である。このバーチャル画像は次いでレンズ 2 0 , 2 1 および 2 3 によってデジタルイメージセンサ 1 8 に投射され得る。レンズ 2 0 は画像を無限大に投射しかつレンズ 2 1 はこれに対して小さな調整を行いかつそれゆえ焦点合わせを達成する。レンズ 2 3 はデジタルイメージセンサ 1 8 上に光を焦点合わせする。

【 0 0 5 6 】

中継レンズ 5 3 および 5 6 は第 1 の対物レンズ要素 1 2 および角膜作像用の第 2 の対物レンズ要素 5 1 およびデジタルイメージセンサ 1 8 の軸線からずれている単一のレンズセット 5 2 の光軸に対して整列される。プリズムセット 5 5 はその場合にずれた軸線から C C D 作像システムの中心に置かれた軸線への光ビームの軸線に並進するように使用される。中継レンズ 5 3 および 5 6 は平面 5 4 で角膜の実像だけでなくまた、レンズセット 5 2 の前方で作像システムの入口瞳孔を形成する。この入口瞳孔は可視化システムに形成される入口瞳孔と一致している。

【 0 0 5 7 】

他の単一のレンズセット 5 2 の光軸に整列されるように中継レンズ 5 3 を動かしかつ中継レンズ 5 6 およびプリズムセット 5 5 からなるモジュールを 1 8 0 ° だけ回転することによって、他の観察チャンネルからの画像が記録され得る。2 つの画像が臨床家の左右の眼に別個に表示されるとき、眼の前方のセグメントの立体図が作られる。立体の作用は双眼鏡から直接裸眼によって見られる作用と同一である。他の立体のアプローチは C C D 作像システムの中心に置かれた軸線に対して中継レンズ 5 3 および 5 6 を整列することでありかつプリズムセット 5 5 を除去する。ミラー 1 5 A の後ろの電子制御のアクチュエータはその場合に有効に画像位置を横方向に動かす紙面内の軸線に沿って僅かにミラーをかつ光学開口 1 9 およびその後ろの電子作像システムを傾斜することができる。2 つの反対に傾斜されたミラー位置から取られた 2 つの画像はコンピュータに記録されかつ立体作用を作るようにコンピュータによって表示される。直接の双眼の可視化と比較して、第 2 のアプローチはデジタル記録に 2 つの観察チャンネル間の傾斜を導く。結果として、立体作用は第 1 のアプローチの作用と僅かに異なることができる。第 3 のアプローチは望ましくない作用を無効にするようにミラー 1 5 A の傾斜から反対方向にミラー 1 6 を傾斜する。結果として生じる立体作用は第 1 のアプローチの作用と同じである。

【 0 0 5 8 】

網膜レーザ装置に使用されるレーザ投射装置と同一のレーザ投射装置が 4 3 ないし 4 9 の要素によって形成されかつレーザを角膜に投射する。レーザスポットはイメージセンサから単独でまたは C C D カメラおよび双眼鏡の両方から監視され得る。

【 0 0 5 9 】

スリットランプまたは他の公知の手段が眼の照明を行う。LED モジュールはスリットランプ用の光源として使用され得る多数の白色 LED からなっている。光源は連続またはパルス（脈動）モードのいずれかにおいて作動する。パルスモードで作動するとき、光パルスは C C D 作像器からのトリガ信号と同期させられる。連続の照明はその場合にパルスの周波数が人間の眼が識別し得るより高いので臨床家によって認められる。両眼または C C D 作像器を通して観察される、角膜画像の輝度は、光パルスの持続時間を変えることによって調整可能である。組み合わされた C C D 作像器が使用されるとき、パルスモードの照明は高速かつ組み合わされない作用によりコンピュータへの単一の角膜画像を捕捉を助ける。捕捉された画像フレームに関して 2 つの領域の 1 つと同期される単一の光パルスをトリガしかつその光パルスの前および直後に光パルスを除去することがそれを行う。

【 0 0 6 0 】

[2 つの非常に異なる光学形状]

角膜は僅かに実際に（ポジティブに）屈曲される平面でありかつ画像通路は空気である。網膜は非常に逆に（ネガティブに）屈曲される平面でありかつ光学通路はガラス質である。この流体はカメラが網膜用の媒体の非収色性を補償しなければならないが角膜用空気通路に関してはそうでないように非収色である。本発明はこれらの両方の機能を、眼科学で要求されならびに多数の倍率を提供する高解像度で達成する。

【 0 0 6 1 】

[I Rカメラによる整列]

システムは低い拡張で網膜を作像するように設計される。これを達成するために、第1の規準は入口瞳孔のまわりの小さいリングを通して眼に光を入射しかつこれを虹彩開口に整列させることである。これを達成すると網膜への均等な照明および高いコントラストの画像を供給する。しかし、横方向および長手方向の整列が重要である。眼が見ることができない波長で開口する赤外線カメラの使用は極めて重大である。赤外線照明は瞳孔を絞らせない。I Rカメラは常に角膜上にありかつ角膜上に焦点合わせされる一方網膜画像が得られておりかつ別個のディスプレイがこの画像を示す。この手段によってカメラの横方向および長手方向の整列が常に保証される。

10

【 0 0 6 2 】

[入口瞳孔]

光学系に関してのさらに大きなチャレンジについて角膜および網膜作像機能に関して異なるカメラ入口瞳孔位置を有するような要求がある。網膜を作像するために、接眼レンズにカメラの入口瞳孔を配置するような顕著な利点がある。これは眼の収差の作用を減少しかつ画像コントラストを改善する。しかしながら、角膜作像に関して、入口瞳孔は作像システムの対物レンズに横たわらねばならない。システムはかくして角膜を作像するとき「顕微鏡」としてかつ網膜を作像するとき「望遠鏡」として作動する。

20

【 0 0 6 3 】

[網膜上への投射画像]

さらに他の機能的利点については、システムが網膜に結合する器具内に平面を設けかつこの平面が電子イメージセンサの表面上に横たわるということである。幾つかの光学ビームスプリッタにより、この平面は他の使用のための他の位置で器具内で接近可能にされる。網膜から出る光はこの結合平面に戻りかつそれに焦点合わせしかつこれが作像のための様式であることが認められる。しかしながら、網膜に結合した平面から出てかつ眼に向けられる光は網膜上に投射される。かくして、我々はシステム内に網膜上に光パターンを投射するような能力を有している。システムは作像システムとして眼の性能を検査するのに使用され得る。この簡単な例は視力チャートおよびカラー知覚情報を投射することである。より複雑な用途は周辺測定を実施することである。実際に、プログラム可能なLCDが刺激を変更するのに使用され得る。

30

【 0 0 6 4 】

[LEDモジュール]

多数のLEDからなっている白色LEDモジュールはシステムの網膜作像および角膜作像部の両方において光源として使用される。LEDモジュールは連続的またはパルスモードいずれかで作動する。CW光源（しばしばハロゲンランプ）およびフラッシュ源（しばしばキセノンランプ）を単一の光源と置き換える。それはより少ないパワーを消費し、より少ない熱を発生し、より少ないハウジング空間を使用し、そしてより長く持続する。異なる波長を有するLEDモジュールはFAおよびICG血管造影用光源として使用される。

40

【 0 0 6 5 】

[立体画像]

視神経ヘッドの立体画像は緑内障のような病気の進展を評価するのに大きな臨床的値を示した。提案されたシステムは、1 / 10秒以下で自動的に2つの異なる入口瞳孔位置から視神経ヘッドの2つのデジタル画像を撮ることができる。2つの画像が左右の眼に別個に表示されるとき、臨床家はその場合に視神経ヘッドの立体図を見かつ認識する。立体角

50

膜画像が、また、撮られかつデジタル的に表示され得る。提案されたシステムは、また、非常に短い時間において自動的に眼の前方のセグメントの2つのデジタル画像を撮り、立体図をデジタル的に表示する。

【0066】

[レーザ治療]

眼の健康管理における主要な治療様式の1つは網膜または虹彩の部分を破壊するようにレーザーエネルギーを印加することであり、そして新規な光力学治療によれば、治療の効果を生じるように製薬を刺激することである。提案されたシステムは内部で一体にされたレーザー投射システムを備えている。レーザー光は作像平面に結合する平面から内部に投射され得る。外部の光学系またはアタッチメントは必要とされない。臨床家の提供はレーザーレンズを保持することから自由になる。外部の光学系からのレーザー光のより多くの散乱がない。赤外線整列装置の助けにより、整列は容易かつ簡単である。システムが網膜作像モードに切り換えられるとき、適切なビーム特性を有するレーザービームが網膜に達する。網膜に対する照明は内部でかつレーザービームの位置から独立して設けられる。光学系および角膜からのどんよりしている光反射から解放されて、網膜画像は非常に明瞭である。システムが角膜作像モードに切り換えられるとき、レーザーは角膜領域に供給される。実際に、リアルタイムモードで作用している作像システムによれば、オペレータは網膜/角膜画像にレーザースポットを向けることによってそれらを観察し、次いで治療されるべき区域を指定する(コンピュータによって示されるような画像上の)。システムは、コンピュータ制御下で、レーザー治療を利用することができる。幾つかのレーザー治療の場合において、1,000を超えるスポットが利用される。これを手動で実施するのは非常にゆっくりであるがそれをコンピュータ制御下で実施すると迅速にかつ正確に達成され得る。さらに、トラッキング装置が画像および/またはレーザービーム位置をさらに安定化するために使用され得る。位置および位置の関数としての蓄積されたエネルギー供給が決定されかつ監視され、それは幾つかの治療において重要なパラメータである。

【0067】

[他の利点]

システム整列、網膜/角膜画像および目途としているレーザースポットが監視されかつリアルタイムにおいて遠隔で操作されるため、臨床家は、現行のスリット-ランプ供給装置における場合である、治療活動の間中の制限された姿勢から解放される。それは患者および臨床家に課せられるストレスを多いに低減する。

【0068】

さらに、このシステムは普通のフルオレセインおよびインドシアニン緑色血管造影を実施することができる。同様に立体の血管造影が記録されかつデジタルに表示され得る。実際に、以下で議論されるように、システムはカラーまたは単色作像に好適であるかもしれない異なるフォーマットのセンサを利用するように設けられる。血管造影画像はレーザー治療区域の位置および大きさ決定するのを助けるために公知のスケールで表示されることができる。治療の間中、血管造影画像は1つのコンピュータモニタ上で同一のスケールの当面の画像で並んで表示され得る。それはレーザー治療前の時間および準備作業を非常に減少する。レーザー治療は血管造影と同時に達成されることができる。これは臨床家に治療の区域を識別しかつレーザー治療の効果をリアルタイムで監視する能力を付与する。

【0069】

留意されるように、デジタル作像は明らかに遅延およびフィルム処理のコストを除去しかつ画像品質の評価が即座に利用可能である。画像対直接可視化を検査する値の例として、糖尿病性網膜症の検査において、直接可視化よりむしろ画像を検査することによってより良好な結果が得られることを研究は示した。しかしながら、デジタル作像は他の実質的な利点をもたらす。最も顕著な利点の1つは、デジタル移動手段によって団体等と知見を分かち合うような能力である。すなわち、実際の臨床データは1つの場所で得られかつ遠隔評価のために電子手段によって他の場所に送られる。或る者がデジタル手段によって眼全体を検査することができるならば、遠隔場所での臨床アシスタントが眼の「デジタルコ

10

20

30

40

50

ピー」を獲得しかつそれを再検討のために適切な臨床専門家へ送ることができる。かかるシステムは明らかに眼の後方および前方セグメントの両方を高品質の画像で作像することが必要である。

【0070】

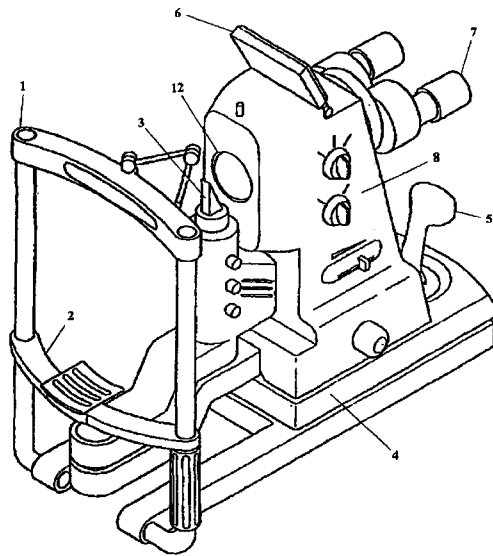
このシステムによれば、眼の離れた周部が検査されないならば、検眼鏡検査を行う必要がない。これはほとんどの眼の検査にごく普通には行われずかつ実質上増大される危険要因を有する集団に関してのみである。しかしながら、後方の極を立証することはすべての患者に関して多くの価値がある。したがって、検査のための時間が減少される。

【0071】

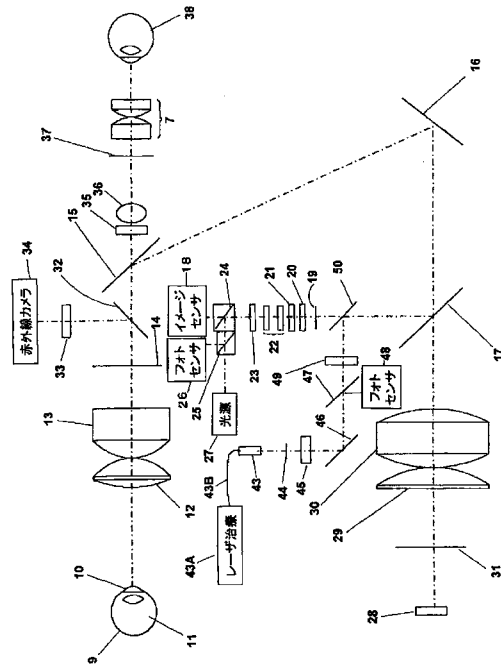
本発明は好適な実施の形態に関して説明されたけれども、読者は本発明がそれらの好適な実施の形態に限定されないことを理解すべきである。それゆえ本発明は添付の請求の範囲およびそれらの合法的な同等物によって決定され得る。

10

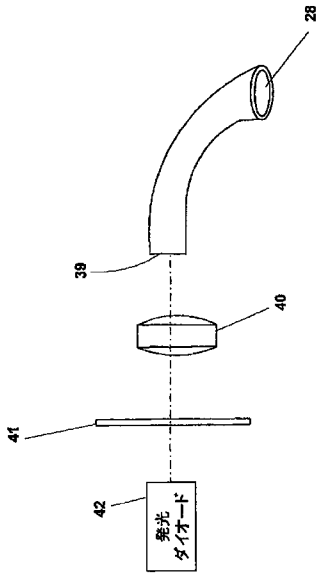
【図1】



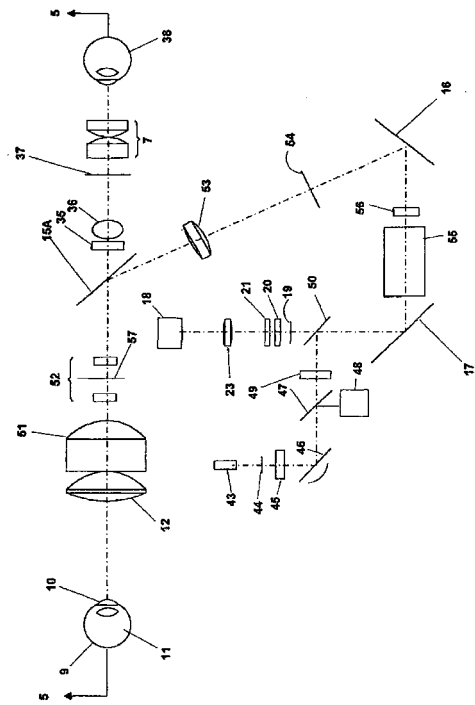
【図2】



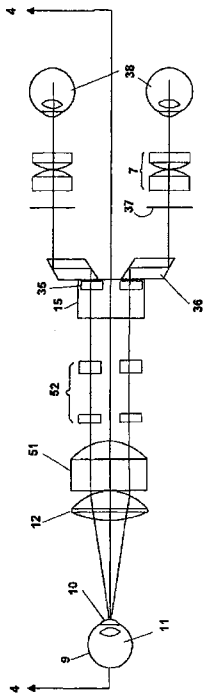
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

- (72)発明者 ス, ウェイ
アメリカ合衆国, 94067 カルフォルニア州, サニーヴィレ, セメドラ ストリート 156
7
- (72)発明者 マッシー, ノーバート, エイ
アメリカ合衆国, 94583 カルフォルニア州, サン ラモン, ダービー ドライブ 2674

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開平05 - 076498 (JP, A)
特開平11 - 076162 (JP, A)
特開平11 - 206709 (JP, A)
特開平06 - 205741 (JP, A)
特開昭63 - 255034 (JP, A)
特開昭57 - 001323 (JP, A)
特開平11 - 299739 (JP, A)
特開平05 - 317265 (JP, A)
特開2001 - 190499 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18
A61F 9/008

专利名称(译)	用于照射和观察患者眼睛的前段的装置和方法		
公开(公告)号	JP5275417B2	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	JP2011148057	申请日	2011-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	清晰医疗系统扫描油墨		
申请(专利权)人(译)	清晰医疗系统扫描油墨		
当前申请(专利权)人(译)	清晰医疗系统扫描油墨		
[标]发明人	スウェイ マッシーノーバートエイ		
发明人	ス,ウエイ マッシー,ノーバート,エイ		
IPC分类号	A61B3/14 A61B3/12 A61F9/008 A61B3/10 A61B3/107 A61B3/117 A61B3/135 A61B5/00 A61B18/18 A61F9/01		
CPC分类号	A61B3/107 A61B3/135 A61B3/14 A61B5/0002 A61F9/008 A61F2009/00846 A61F2009/00863 A61F2009/00872		
FI分类号	A61B3/14.Z A61B3/14.J A61B3/12.H A61B3/14.G A61F9/00.510 A61B3/135 A61B3/14 A61F9/007.200.C A61F9/008.110 A61F9/008.120.E A61F9/008.140		
F-TERM分类号	4C316/AA03 4C316/AA09 4C316/AB07 4C316/AB17 4C316/AB19 4C316/AB20 4C316/FB11 4C316/FY08 4C316/FY09		
优先权	09/592899 2000-06-13 US		
其他公开文献	JP2011235120A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供数码眼摄像头，用于监测和记录视网膜区域和眼睛角膜区域的状态。解决方案：相机可以获取眼睛的视网膜区域9的数字图像，以及眼睛的角膜区域10的数字图像。相机包括物镜系统12,13，以及用于观察视网膜或角膜的图像传感器18和目镜7。视网膜元件的组合由第一物镜透镜元件12和第二物镜透镜元件13组成，用于形成图像。此外，该组合包括视网膜照明光源28，用于确定眼睛位置的红外摄像机34和用于基于来自红外摄像机34的位置信号调节有效视网膜孔径的孔径调节机构。角膜元件的组合包括第二物镜系统12,13的可变元件用于在共同的图像平面14处与第一物镜12一起聚焦角膜区域10的一部分或全部。

