

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5839600号  
(P5839600)

(45) 発行日 平成28年1月6日(2016.1.6)

(24) 登録日 平成27年11月20日(2015.11.20)

(51) Int.Cl.

A61F 9/008 (2006.01)  
A61B 3/12 (2006.01)

F 1

A 61 F 9/008 1 1 O  
A 61 F 9/008 1 3 O  
A 61 B 3/12 E

請求項の数 24 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-530178 (P2012-530178)  
 (86) (22) 出願日 平成22年9月29日 (2010.9.29)  
 (65) 公表番号 特表2013-505751 (P2013-505751A)  
 (43) 公表日 平成25年2月21日 (2013.2.21)  
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2010/006031  
 (87) 國際公開番号 WO2011/038935  
 (87) 國際公開日 平成23年4月7日 (2011.4.7)  
 審査請求日 平成25年9月24日 (2013.9.24)  
 (31) 優先権主張番号 09075449.0  
 (32) 優先日 平成21年9月29日 (2009.9.29)  
 (33) 優先権主張國 歐州特許庁 (EP)  
 (31) 優先権主張番号 61/246,757  
 (32) 優先日 平成21年9月29日 (2009.9.29)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 512043784  
 オーデー オーエス ゲーエムベーハー  
 ドイツ連邦共和国、テルト 1 4 5 1 3  
 、バルテストラッセ 2 1  
 (74) 代理人 110000877  
 龍華國際特許業務法人  
 (72) 発明者 リスフェルド、ベン  
 ドイツ連邦共和国、テルト 1 4 5 1 3  
 、バルテストラッセ 2 1 オーデー オ  
 エス ゲーエムベーハー内  
 (72) 発明者 タイウェス、ウインフライド  
 ドイツ連邦共和国、テルト 1 4 5 1 3  
 、バルテストラッセ 2 1 オーデー オ  
 エス ゲーエムベーハー内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】レーザー装置を備える検眼鏡

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

目の眼底上の複数の治療域のそれぞれに少なくとも 1 つのレーザパルスを当てることによる前記複数の治療域のレーザー治療のためのレーザー装置を備える検眼鏡であって、可視光の光パルスおよび不可視な赤外照明ビームを用いて、前記目の前記眼底を照明する照明装置と、

前記目の前記眼底の複数の画像を取得するために、赤外光および可視光を感知するカメラと、

前記照明装置および前記カメラに動作可能なように接続され、前記照明装置をトリガして前記赤外照明ビームを発生させて、前記赤外照明ビームを用いた照明の間に前記カメラによって取得することで前記目の前記眼底の一続きの複数の赤外画像を前記カメラから読み出し、かつ前記照明装置をトリガして可視光の前記光パルスを発生させ、可視光の前記光パルスの間に前記カメラにより取得される少なくとも 1 つの制御画像を前記カメラから読み出す制御ユニットと、

前記一続きの複数の赤外画像を前記目の前記眼底の赤外リアルタイム画像として表示するスクリーンを有する観察装置と

を備え、

前記制御ユニットは、前記複数の治療域のうちの 1 つの治療域に少なくとも 1 つのレーザパルスを当ててから予め定められた待機時間間隔の後、前記照明装置を自動的にトリガすることで、前記光パルスを発生させ、前記カメラから前記制御画像を読み出し、

10

20

前記予め定められた待機時間間隔は、1ミリ秒から5秒の間の長さを有する、検眼鏡。

【請求項2】

目の眼底上の複数の治療域のそれぞれに少なくとも1つのレーザパルスを当てることによる前記複数の治療域のレーザー治療のためのレーザー装置を備える検眼鏡であって、可視光の光パルスおよび不可視な赤外照明ビームを用いて、前記目の前記眼底を照明する照明装置と、

前記目の前記眼底の複数の画像を取得するために、赤外光および可視光を感知するカメラと、

前記照明装置および前記カメラに動作可能なように接続され、前記照明装置をトリガして前記赤外照明ビームを発生させて、前記赤外照明ビームを用いた照明の間に前記カメラによって取得することで前記目の前記眼底の一続きの複数の赤外画像を前記カメラから読み出し、かつ前記照明装置をトリガして可視光の前記光パルスを発生させ、可視光の前記光パルスの間に前記カメラにより取得される少なくとも1つの制御画像を前記カメラから読み出す制御ユニットと、

前記一続きの複数の赤外画像を前記目の前記眼底の赤外リアルタイム画像として表示するスクリーンを有する観察装置と

を備え、

前記制御ユニットは、前記複数の治療域のうちの1つの治療域に前記少なくとも1つのレーザパルスを当てている間、または前記複数の治療域のうちの1つの治療域に前記少なくとも1つのレーザパルスを当ててから予め定められた待機時間間隔の後、前記照明装置を自動的にトリガすることで、前記光パルスを発生させ、前記カメラから前記制御画像を読み出し、

前記制御ユニットは、前記制御画像に基づいて前記1つの治療域に当てられる前記少なくとも1つのレーザパルスの効果を制御し、前記1つの治療域へのレーザー照射の効果が予め定められた閾値に到達すると、前記1つの治療域へ前記少なくとも1つのレーザパルスを当てるのを自動的に中断する、検眼鏡。

【請求項3】

前記制御ユニットは、前記照明装置をトリガして、前記光パルスを自動的に生成し、前記複数の治療域のうちの1つの治療域に当てられる予め定められた回数の個別のレーザパルスの一続きが完了してから予め定められた待機時間間隔の後、前記カメラから前記制御画像を読み出す、請求項1または請求項2に記載の検眼鏡。

【請求項4】

前記制御ユニットは、前記照明装置を自動的にトリガして、前記1つの治療域に前記少なくとも1つのレーザパルスを当てる前の予め定められた時間間隔、更なる光パルスを生成し、可視光の前記更なる光パルスの間に、前記カメラによって取得された参照画像を前記カメラから読み出す、請求項3に記載の検眼鏡。

【請求項5】

目の眼底上の複数の治療域のそれぞれに少なくとも1つのレーザパルスを当てることによる前記複数の治療域のレーザー治療のためのレーザー装置を備える検眼鏡であって、

可視光の光パルスおよび不可視な赤外照明ビームを用いて、前記目の前記眼底を照明する照明装置と、

前記目の前記眼底の複数の画像を取得するために、赤外光および可視光を感知するカメラと、

前記照明装置および前記カメラに動作可能なように接続され、前記照明装置をトリガして前記赤外照明ビームを発生させて、前記赤外照明ビームを用いた照明の間に前記カメラによって取得することで前記目の前記眼底の一続きの複数の赤外画像を前記カメラから読み出し、かつ前記照明装置をトリガして可視光の前記光パルスを発生させ、可視光の前記光パルスの間に前記カメラにより取得される少なくとも1つの制御画像を前記カメラから読み出す制御ユニットと、

前記一続きの複数の赤外画像を前記目の前記眼底の赤外リアルタイム画像として表示す

10

20

30

40

50

るスクリーンを有する観察装置と  
を備え、

前記制御ユニットは、前記複数の治療域のうちの1つの治療域に前記少なくとも1つのレーザパルスを当てている間、または前記複数の治療域のうちの1つの治療域に前記少なくとも1つのレーザパルスを当ててから予め定められた待機時間間隔の後、前記照明装置を自動的にトリガすることで、前記光パルスを発生させ、前記カメラから前記制御画像を読み出し、

前記制御ユニットは、前記照明装置をトリガして、前記光パルスを自動的に生成し、前記複数の治療域のうちの1つの治療域に当てられる予め定められた回数の個別のレーザパルスの一続きが完了してから予め定められた待機時間間隔の後、前記カメラから前記制御画像を読み出し、 10

前記制御ユニットは、前記照明装置を自動的にトリガして、前記1つの治療域に前記少なくとも1つのレーザパルスを当てる前の予め定められた時間間隔、更なる光パルスを生成し、可視光の前記更なる光パルスの間に、前記カメラによって取得された参照画像を前記カメラから読み出し、

前記検眼鏡は、前記カメラに接続され、前記カメラによって取得された前記参照画像および前記制御画像から差分値画像を生成する画像処理ユニットを含み、

前記画像処理ユニットは、前記差分値画像の差分値についての複数の予め定められた値範囲にしたがって、前記差分値画像を分割し、

前記画像処理ユニットは、前記差分値画像を、第1のセグメント分類、第2のセグメント分類、および/または第3のセグメント分類の画像セグメントに分割し、 20

前記第1のセグメント分類の画像セグメントは、前記第1のセグメント分類の画像セグメント内では治療が成功したことを示し、前記第2のセグメント分類の画像セグメントは、前記第2のセグメント分類の画像セグメント内では治療を繰り返す必要があることを示し、前記第3のセグメント分類の画像セグメントは、前記第3のセグメント分類の画像セグメント内ではレーザー強度を弱める必要があることを示す、検眼鏡。

#### 【請求項6】

前記画像処理ユニットは、前記差分値画像の差分値についての複数の予め定められた値範囲にしたがって、前記差分値画像を分割する請求項5に記載の検眼鏡。

#### 【請求項7】

前記画像処理ユニットは、前記制御画像の画像細部を選択して拡大し、選択され拡大された前記画像細部を前記制御画像に部分的に重ね合わせ、

選択され拡大された前記画像細部は、前記目の治療領域を含む請求項5または請求項6に記載の検眼鏡。

#### 【請求項8】

前記レーザー装置は、前記レーザー装置により発生されたレーザービームを案内するビーム案内ユニットを有する請求項1から\_7のいずれか1項に記載の検眼鏡。

#### 【請求項9】

前記ビーム案内ユニットは、前記レーザー装置の前記レーザービームを、可視光の前記光パルスの期間において、観察範囲から案内する請求項8に記載の検眼鏡。 40

#### 【請求項10】

前記照明装置は、少なくとも1つの発光ダイオードを有する請求項1から\_9のいずれか1項に記載の検眼鏡。

#### 【請求項11】

前記レーザー治療は、前記目の前記眼底上の光凝固を含む、請求項1から請求項10のいずれか1つに記載の検眼鏡。

#### 【請求項12】

前記予め定められた待機時間間隔は、1ミリ秒から5秒の間の長さを有する、請求項2または請求項5に記載の検眼鏡。

#### 【請求項13】

10

20

30

40

50

前記予め定められた待機時間間隔は、40ミリ秒から1秒の間の長さを有する、請求項1から請求項12のいずれか1項に記載の検眼鏡。

**【請求項14】**

前記予め定められた時間間隔は、40ミリ秒から5秒の間の長さを有する、請求項4または請求項5に記載の検眼鏡。

**【請求項15】**

前記予め定められた時間間隔は、40ミリ秒から200ミリ秒の間の長さを有する、請求項4または請求項5に記載の検眼鏡。

**【請求項16】**

目の眼底の制御画像を取得する検眼鏡の制御方法であって、

10

照明装置が、不可視の赤外光を前記目の前記眼底に向けて出射する段階と、

制御ユニットが、赤外光および可視光を感知するカメラによって前記赤外光の下で取得された前記目の前記眼底の一続きの複数の赤外画像を読み出す段階と、

観察装置が、前記目の前記眼底の連続的な観察ができるように赤外リアルタイム画像としてスクリーン上に前記一続きの複数の赤外画像を表示する段階と、

前記一続きの前記複数の赤外画像の取得と同時に治療用レーザー装置により前記目の前記眼底の複数の治療域のうちの1つの治療域へ少なくとも1つのレーザパルスを当てられている間、または前記1つの治療域へ前記少なくとも1つのレーザパルスが当てられてから予め定められた待機時間間隔の後に、前記制御ユニットが、前記照明装置を自動的にトリガして、可視光の光パルスを用いて前記目の前記眼底を照射する前記光パルスを発生させる段階と、

20

前記制御ユニットが、前記光パルスの間に前記カメラから前記目の前記眼底の制御画像を読み出す段階と、

前記制御ユニットが、前記照明装置を自動的にトリガして、前記1つの治療域に前記少なくとも1つのレーザパルスが当てられる前の予め定められた時間間隔、更なる光パルスを生成し、可視光の前記更なる光パルスの間に、前記カメラによって取得された参照画像を前記カメラから読み出す段階と、

画像処理ユニットが、前記参照画像および前記制御画像の一対から差分値画像を生成する段階と、

30

前記画像処理ユニットが、前記差分値画像を、第1のセグメント分類、第2のセグメント分類、および/または第3のセグメント分類の画像セグメントに分割する段階とを含み、

前記第1のセグメント分類の画像セグメントは、前記第1のセグメント分類の画像セグメント内では治療が成功したことを示し、前記第2のセグメント分類の画像セグメントは、前記第2のセグメント分類の画像セグメント内では治療を繰り返す必要があることを示し、前記第3のセグメント分類の画像セグメントは、前記第3のセグメント分類の画像セグメント内ではレーザー強度を弱める必要があることを示す、を含む方法。

**【請求項17】**

前記複数の治療域のうちの1つの治療域に当てられる予め定められた回数の個別のレーザパルスの一続きが完了してから予め定められた待機時間間隔の後、前記照明装置がトリガされ、前記制御画像が取得される、請求項16に記載の方法。

40

**【請求項18】**

前記画像処理ユニットが、前記差分値画像の差分値についての複数の予め定められた値範囲にしたがって、前記差分値画像を分割する段階をさらに含む、請求項16または請求項17に記載の方法。

**【請求項19】**

前記画像処理ユニットが、前記制御画像の画像細部を選択して拡大する段階と、

前記画像処理ユニットが、選択され拡大された前記画像細部を前記制御画像の一部と重ね合わせる段階と

50

をさらに含み、

選択され拡大された前記画像細部は、前記目の治療領域を含む請求項1\_6から請求項1\_8のいずれか1項に記載の方法。

**【請求項20】**

ビーム案内ユニットが、前記レーザー装置によって発生されたレーザービームを、可視光の前記光パルスの期間において、観察範囲から案内する段階をさらに含む、請求項1\_6から請求項1\_9のいずれか1項に記載の方法。

**【請求項21】**

前記予め定められた待機時間間隔は、1ミリ秒から5秒の間の長さを有する、請求項1\_6から請求項2\_0のいずれか1項に記載の方法。

10

**【請求項22】**

前記予め定められた待機時間間隔は、40ミリ秒から1秒の間の長さを有する、請求項1\_6から請求項2\_0のいずれか1項に記載の方法。

**【請求項23】**

前記制御ユニットが、前記照明装置を自動的にトリガして、前記1つの治療域に前記少なくとも1つのレーザパルスを当てる前の予め定められた時間間隔である時間の1つのさらになるときに、更なる光パルスを用いた前記目の前記眼底を照射する可視光の前記更なる光パルスを生成する段階と、

前記制御ユニットが、前記更なる光パルスの間に、前記カメラにより取得された前記目の前記眼底の参照画像を読み出す段階と、

20

前記画像処理ユニットが、前記制御画像を前記参照画像と比較する段階とを含む、請求項1\_6から請求項2\_2のいずれか1項に記載の方法。

**【請求項24】**

目の眼底の制御画像を取得する検眼鏡の制御方法であって、

照明装置が、不可視の赤外光を前記目の前記眼底に向けて出射する段階と、

制御ユニットが、赤外光および可視光を感知するカメラによって前記赤外光の下で取得された前記目の前記眼底の一続きの複数の赤外画像を読み出す段階と、

観察装置が、前記目の前記眼底の連続的な観察ができるように赤外リアルタイム画像としてスクリーン上に前記一続きの複数の赤外画像を表示する段階と、

レーザー装置により前記目の前記眼底の1つの治療域に少なくとも1つのレーザパルスが当たられてから予め定められた待機時間の後、前記制御ユニットが、前記照明装置を自動的にトリガして、可視光の光パルスを用いて前記目の前記眼底を照明する前記可視光の前記光パルスを発生させる段階と、

30

前記制御ユニットが、前記光パルスの間に前記カメラから前記目の前記眼底の制御画像を読み出す段階と、

を含み、

前記予め定められた待機時間間隔は、1ミリ秒から5秒の間の長さを有する、方法。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0001】**

40

本発明は、目にレーザー照射するためのレーザー装置と、目の画像を取得するためのカメラとを備える検眼鏡に関する。本発明は、さらに、目の画像を取得する方法および目にレーザー治療を施療する方法に関する。

**【背景技術】**

**【0002】**

レーザー装置を備える検眼鏡は、目の観察および治療によく用いられる。この治療において、光凝固は、基底部とも呼ばれる眼底を凝固もしくは硬化させる重要な治療法である。この治療を成功させるには、治療領域に対して治療用レーザービームをぴったりと位置付けなければならない。さらに、目の治療組織に対するレーザー治療の効果は比較検証されなければならない。

50

**【0003】**

この目的で、治療対象の目は、通常、レーザー治療の間、可視光で照明される。この利点は、レーザー治療の生理学的な作用は、一般に、照射された組織が退色（bleach ining）することで現れるのであるが、可視（白色）光の下では、それが特にはっきりと目に見えるものとなることである。したがって、特に、レーザー治療の前にも、目に対する試験的なレーザー照射を、目の重要でない領域において実験的に行い、白色光の照明下で最適な照射継続時間、照射強度、およびその他のパラメータを決定する。

**【0004】**

しかし、たいていの患者にとって、目を可視光で照明されるとまぶしく、非常に不快であり、したがって、当該患者は照明に対して、しばしば衝動的に眼球運動で反応してしまう。この眼球運動によって、目の観察、画像取得が大幅に困難になる。眼球運動は、特に、所望の治療領域にレーザー照射する精度に対して悪影響を及ぼし、目の敏感な領域が意図せず照射される危険性が相当なものとなる。さらに、眼球運動が生じると、一般的に、レーザービームを新たに方向付けなおすことが必要となり、特に目の多くの領域に対して個別に照射する必要がある場合に、治療時間が大幅に延長されてしまうことも生じうる。

10

**【0005】**

その結果として、目の角膜にコンタクトレンズを載置することで、機械的に眼球運動を抑制することが一般的になっている。しかし、これによって目が刺激されてしまうので、一般的に、局所麻酔下でだけ実行可能である。

20

**【発明の概要】****【0006】**

したがって、本発明は、上記の問題を解消、もしくは少なくとも緩和させ、したがって、目をモニタリングする間、特に、目に対してレーザー治療を施療する間、意図せぬ眼球運動を減少させるのに適した検眼鏡を提案する目的に基づいている。さらなる目的は、目を観察して、特に目の領域の治療を制御するための各種の方法を提案し、最終的に、意図せぬ眼球運動が生じる問題を解消、もしくは少なくとも緩和させるレーザー治療を実施する方法を提案することである。

**【0007】**

本発明によると、この目的は、独立クレームに記載される検眼鏡および方法により、またクレーム13に記載される方法により達成される。発明のさらなる発展形態は、サブクレームの内容である。

30

**【0008】**

したがって、特に眼底を光凝固させるべく目にレーザー照射するレーザー装置を備える本発明に係る検眼鏡は、目を照明する照明装置と、目の画像を取得するカメラとを備える。照明装置は、可視光および赤外光を発生する。検眼鏡は、照明装置をトリガして可視光の光パルスを発生させ、当該光パルスの期間にカメラが取得した目の制御画像をカメラから読み出す制御ユニットを備える。

**【0009】**

レーザー装置を備える本発明に係る検眼鏡は、可視光の光パルスにより目を照明している間に、目、特に眼底の画像を取得するのに適している。光パルスを、好ましくは可能な限り短く持続させることにより、目はくらまされずに済み、もしくは僅かにくらまされるだけで済み、目を検査もしくはレーザー治療する間、目の瞳孔をまったく収縮させずに済み、もしくは僅かに収縮させるだけで済む。

40

**【0010】**

光パルスは、可能な限り精細化されたカラーの制御画像を可能にするべく、広い周波数スペクトルを有することが好ましい。または、眼組織の特定の層深度を検査するべく、光パルスは、可視周波数スペクトルの所定の狭領域だけを含んでよい。特に、このようにすることで、光パルスの波長にしたがって各層深度ごとに個別に、たとえば眼底に対するレーザー治療の生理学的效果を分析することができる。この目的で、照明装置は、1つもしくは複数の、それぞれ狭い周波数範囲で光を発生するのに適した、たとえば発光ダイオード

50

ド等の光源を備えることが好ましい。

【0011】

別の実施形態では、制御ユニットは、照明装置をトリガして赤外周波数範囲で光パルスを発生させ、その光パルスの期間にカメラにより取得される目の制御画像をカメラから読み出す。その結果、この実施形態は、可視光で可能な深度よりも深い眼組織内の深度の構造物の画像を結像させるのに適している。一般的に、組織構造を光で撮像可能な範囲は、ほぼ、当該光の組織への侵入深さの範囲である。侵入深さは光の波長に対応するので、特に赤外光の侵入深さは可視光よりも大きい。

【0012】

さらに、カメラは、たとえばCCDセンサーを備え、可能な限り解像度が高いカラー画像カメラであることが好ましい。別の実施形態では、検眼鏡は、カメラに接続され、検眼鏡により取得された目の画像を観察するための、好ましくはスクリーンを備えた観察装置を備える。

10

【0013】

カメラが、可視光だけでなく赤外光も感知可能であれば、特に有利である。赤外光は人間の目では識別できないので、検査の間、患者の目をくらませることなく赤外光で連続的に目を照射することができる。このようにして、目の検査もしくは治療の間に、以下ではリアルタイム画像とも呼ばれる目画像フレームの連続的な系列を検眼鏡により生成することができる。眼底の細部のいくつか、たとえばレーザー照射による網膜の損傷は、赤外光の照明によっては識別できないが、赤外光の照明により生成されたリアルタイム画像によって、目をくらませるという望ましくない作用を生じることなく目を連続的に観察することができるようになり、したがって、特に、標的レーザービームを眼底の治療対象領域に安全に方向付けることができるようになる。

20

【0014】

検眼鏡のさらなる発展形態では、制御ユニットは、目にレーザー照射してから所定の待機時間間隔後に照明装置をトリガして光パルスを発生させ、その光パルスの期間にカメラにより取得される制御画像をカメラから読み出す。待機時間間隔は、レーザー照射により引き起こされる、たとえば、照射組織内でのタンパク質の変性等の生理学的過程の大半が終了し、照射が成功したかについての最大限に信頼できる評価が制御画像に基づいて実行可能となるような長さに選択されるのが好ましい。待機時間間隔は、1ミリ秒から5秒の範囲であることが好ましく、40ミリ秒から1秒の範囲であることが最も好ましい。

30

【0015】

本発明の別の実施形態では、制御ユニットは、所定回数の個別のレーザー照射の一続きが完了してから所定の待機時間間隔後に照明装置をトリガして光パルスを発生させ、その光パルスの期間にカメラにより取得される制御画像をカメラから読み出す。このようにすると、特に、多数回の個別のレーザー照射（レーザーパルス）を当てなければならない場合に、レーザー治療を迅速に実施することができる。繰り返しになるが、この待機時間間隔は、上記した範囲にあることが好ましい。

【0016】

本発明に係る検眼鏡のさらなる発展形態では、制御ユニットは、レーザー照射の所定時間間隔前に照明装置をトリガして光パルスを発生させ、その光パルスの期間にカメラにより取得される制御画像を参照画像としてカメラから読み出す。この参照画像の利点は、各光パルス期間でのレーザー照射の直後にカメラにより取得される制御画像との比較に優れて適していることである。なぜ適しているかというと、最大限に短いタイムスパン（当該時間間隔と、レーザーパルスの持続期間と、上記の待機時間間隔との合計）内では、目はおそらく動いておらず、もしくは動いていたとしても僅かであったであろうから、これら両制御画像がそのようなタイムスパン内に生成されたものであることが好ましいからである。これにより、参照画像（レーザー治療前）を制御画像（レーザー治療後）と対応付けて、優れた画像登録（下記参照）を実行できる。当該時間間隔は、5秒から40ミリ秒の範囲であることが好ましく、200ミリ秒から40ミリ秒の範囲であることが最も好まし

40

50

い。

#### 【0017】

本発明のさらなる発展形態では、制御ユニットは、トリガ信号を入力するための入力インターフェースに接続されており、制御ユニットは、トリガ信号が入力された後に照明装置をトリガして光パルスを発生させ、その光パルス期間にカメラにより取得される制御画像をカメラから読み出す。このようにすると、患者を治療する医師は、検査もしくは治療の間、患者を無用にきつく目をくらませることなく、好ましくはカラー・スナップ写真的形態で、いつでも制御画像を生成することができる。

#### 【0018】

本発明に係る検眼鏡のさらなる発展形態では、検眼鏡は、カメラに接続され、一対の制御画像から差分値画像を生成するデジタル画像処理ユニットを備える。この目的で、画像処理ユニットは、制御画像を格納するメモリを備えており、好ましくは特徴に基づいて両制御画像を画像登録し、両制御画像を撮像する間隔で生じる眼球運動をなくす。簡単な実施形態では、画像処理ユニットは、このような画像登録をする代わりに、両制御画像において、間で眼球運動が生じず、したがって互いに一致するどうしの画像点だけを使用することで、差分値画像を生成する。

10

#### 【0019】

差分値画像は、両（画像登録された）制御画像の対応する画素値間の差分により規定される差分値をそれぞれ撮像した複数の画素値から構成される。この差分値画像の利点は、当該画像上では、両制御画像間の差異が、優れて認識可能であり、定量化可能であることである。ここでは、両制御画像のうち第1の画像は、レーザー照射の前に撮像され、メモリにバッファーリングされた上記の参照画像であることが好ましく、第2の参照画像は、当該レーザー照射の後に撮像された制御画像であることが好ましい。この差分値画像に基づいて、目に対するこれら各レーザー照射の生理学的効果と、したがってその治療的成功とを、特に信頼性のある方法で検証、定量化することができる。

20

#### 【0020】

さらなる発展形態では、画像処理ユニットは、差分値画像を特に明瞭かつ解釈容易に表示するべく、差分値画像の差分値についての所定の値範囲にしたがって差分値画像を分割する。画像処理ユニットは、差分値画像を、第1、第2、および第3のセグメント分類のセグメントに分割することが好ましい。第1のセグメント分類の画像セグメントは、当該画像セグメント内では治療が成功したことを示し、第2のセグメント分類の画像セグメントは、当該画像セグメント内では治療を繰り返す必要があることを示し、第3のセグメント分類の画像セグメントは、当該画像セグメント内ではレーザー強度を弱める必要があることを示す。このようにすると、患者を治療する医師は、差分値画像の一部を構成する両方の制御画像間で行われたレーザー照射が所望の程度成功したか、レーザー照射を繰り返さなければならないか、もしくは、各範囲に対するレーザー強度を調整しなければならないかを一目で決めることができる。

30

#### 【0021】

本発明のさらなる発展形態では、画像処理ユニットは、制御画像の画像細部を選択して拡大し、選択して拡大した画像細部を制御画像に部分的に重ね合わせる。選択して拡大した画像細部は、レーザー照射により治療した目の領域を含む。選択・拡大され、制御画像に重ね合わされるように組み込まれた画像細部によって、目の治療領域の細部を特に区別可能に表示して、当該領域へのレーザー照射の生理学的効果がより良く検証できるようになる。本発明の別の実施形態では、制御ユニットは、選択した画像細部について、好ましくは、上記のように光パルス期間におけるレーザー照射の直前にカメラにより取得された第2の制御画像における対応する画像細部との差分値画像を生成し、次にこの差分値画像を拡大し、制御画像に部分的にこの差分値画像を重ね合わせる。

40

#### 【0022】

本発明に係る検眼鏡のさらなる発展形態では、レーザー装置は、レーザー装置により発生されたレーザービームを案内するためのビーム案内ユニットを備える。この検眼鏡は、

50

レーザービームを目の所望の領域に方向付けるのに適している。この目的で、レーザー装置は、眼組織に対する生理学的效果がまったくないか有意でない、弱い強度の標的レーザービームを生成することが好ましい。ビーム案内ユニットは、可視光の光パルスの期間においては、カメラの観察範囲からレーザービームを偏向させることが好ましい。このようにすると、治療領域に対するレーザー照射の前後において制御画像を取得する間、標的レーザービームによって治療領域がそれ以降は照射されることはなく、したがって治療領域からの画像情報を不明瞭にすることがない。このように標的レーザービームを偏向させ、好ましくはその後元通りに案内しなおすことの利点は、非常に短期間に実行可能であることであり、レーザーを完全に消し、その後に再稼動させる場合には、それらの間に必然的に休止期間がともなわれることとは対照的である。

10

#### 【0023】

さらなる発展形態では、検眼鏡は、衝動的な眼球運動をさらに防止できるように目の焦点を合わさせる固視点を、目（検査もしくは治療対象の）の可視範囲で表示するための指示装置（indicating device）を備える。

#### 【0024】

本発明に係る目の制御画像を取得するため方法は、本明細書に記載するタイプの検眼鏡を用いて実施される。目の可視光による照明は、同時にカメラで制御画像を撮像するべく可能な限り短い期間実行され、それにより患者が目をくらまされて衝動的に患者が眼球運動を生じてしまうことを大幅に防止できる。目を赤外光で照明しながら目に対する継続的な観察を実行することが好ましく、カメラの画像信号は、観察装置、たとえば、スクリーンを備える観察装置に転送される。さらに、本発明に係る検眼鏡で目にレーザー治療するための、特に眼底の光凝固を実行するための方法では、検眼鏡のレーザー装置により目に対するレーザー照射が実行され、レーザーを照射してから所定の待機時間間隔後に、目は、検眼鏡の照明装置により可視光の光パルスで照明され、同時に検眼鏡のカメラによって目の制御画像が取得される。治療の間、赤外光による照明で目は継続的に観察されることが好ましい。これらの方法は、本明細書に提案するタイプの検眼鏡を用いて実施されることがさらに好ましい。

20

#### 【0025】

##### 網膜に対するレーザー照射の投与（dosing）

一般的に、網膜に対して所定の効果（変性）を得るために必要なエネルギー密度は、たとえば民族性（光色素形成による強度の色素沈着（strong pigmentation vs. light pigmentation））に大きく依存するが、しかし、網膜の周辺における色素沈着は中心領域よりずっと弱いので、1つの目の中でさえ開きがある。最先端技術では、外科医は、光凝固用光源（通常は、レーザー光源）の関連するパラメータを、白色光による照明下で外科医が主観的に判断する組織に対する効果にしたがって、手入力で調整する必要がある。多様な組織特性に対する治療を外科医が実際に調整する程度は、以下のものに依存する。

30

- 外科医の訓練の経験とレベル
- 患者のコンプライアンス
- 投入可能な時間およびその他の要素

40

#### 【0026】

組織特性を検査するべく、外科医は、一般的に、網膜の重要でない領域を損傷させて、主観的に適切なレーザー・パラメータを決定する。

#### 【0027】

数多くの患者について一貫した治療効果を得るには、多様な組織特性とは無関係に、組織に対して同じ効果を再現的にもたらすことが重要である。

#### 【0028】

提案する装置では、まさに以下の処理によりこれを提供することができる。

- 最適なレーザー・パラメータを決定するべく、各単一レーザーパルスについて、多様なパラメータを有する複数のレーザーパルスから構成される検査パターンを適用する。

50

- それにより装置は、レーザー・パラメータを様々に組み合わせて行った別々の測定から決定される結果どうしを補間して最適なレーザー・パラメータを取得する。

- (たとえば、組織の異なる複数の位置に試験的な損傷を設けたときに)記録された画像から決定される指標に関して、最適な効果が得られたときに使用されたレーザー・パラメータを記憶する。オペレーター自身が最適なパラメータを決定しそれらを選択して制御ユニットに記憶するか、もしくは、組織の変化に関する所定の閾値から最適なパラメータが自動的に決定されるかのいずれかである。その後、網膜の特定位置に対する治療の前に、当該最適なパラメータがオペレーターに提示される。

- 装置は、検査用の損傷どうしを空間的に補間することにより最適なレーザー・パラメータのマップを作成する。外科医が標的ビーム (aiming beam) を組織の別の位置に動かしたとき、装置は、記憶されたパラメータ・マップにしたがって最適化されたレーザー・パラメータを提示する。10

- 装置は、上記の方法を用いて外科医が設けた損傷ごとに最適レーザー・パラメータのマップを改良する。

#### 【0029】

##### レーザー発光期間における損傷の検証

カメラの露光時間は、治療のためのレーザー発光の存続時間よりもずっと短くてよく、たとえば、1ミリ秒から40ミリ秒の範囲であってよい。治療用レーザーから撮像カメラに到達する発光を適切なフィルタを使用して完全に遮断することも実行可能である。

#### 【0030】

本発明の有利な実施形態では、治療用光源の適用中、画像を記録する。このようにすることで、設定されたパルス持続期間の終了後だけでなく、レーザー発光期間中にも組織に対する効果を検証することができる。組織に対して所定の効果がもたらされ、過剰治療を回避する場合には、制御ユニットによってレーザー発光を中断させてよい。20

#### 【0031】

##### 短パルス列を用いる新規なレーザー治療法

新規なレーザー治療法の狙いは、組織の病状に対する最大限の好ましい効果を達成しつつ、可能な限り組織を破壊しないことである。これらの着想のいくつかは、組織を局所的かつ可逆に加熱することに基づいており、凝固は、タンパク質の永続的な変性に基づいている。通常、ピコ秒からミリ秒範囲の持続時間の短いレーザーパルスは、ミリ秒から秒範囲の持続時間の長いパルス列において照射される。従来の光凝固とは対照的に、視認できる損傷を作ることは望ましくない。従来の光凝固でもそうであるように、組織特性はアプリオリでは不明であるので、レーザー照射の投与 (dosing) は困難である。30

#### 【0032】

提案する装置は、以下の処理により、網膜を可能な限り損傷することなくパルス列を適用 (apply) するべく使用されることがある。

- レーザーパルスの列を適用する。
  - 当該パルス列を適用している間、画像を取得する。
  - レーザーを適用された所定位置において、組織に参照画像からの変化が生じているかを判断する。
- 40

- 所定の閾値にしたがって組織に変化が検出されてから可能な限り早くにパルス列を遮断する。

#### 【0033】

本発明の別の実施形態では、パルス列の適用は、組織における変化の判定に使用される画像を取得するとき一時的に中断される。この中断は、治療用レーザーにより発光された光が撮像センサーにぶつかる場合には、特に有益である。組織への効果を判定した後、網膜の同一位置に対するレーザー発光は継続される。組織に対する効果が判定されたならば、その位置に対する治療は成功であると記録される。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0034】

10

20

30

40

50

以下、図1から図5にしたがって、発明の特定の実施形態をより詳細に記載する。

【図1】本明細書に提案される検眼鏡の典型的な実施形態を概略的に示す。

【図2】眼底の時系列画像である。

【図3】参照画像を概略的に示す。

【図4】参照画像と、追加的に挿入された画像の細部とを概略的に示す。

【図5】差分画像を概略的に示す。

【発明を実施するための形態】

【0035】

図1は、本明細書で提案するタイプの検眼鏡1の特定の実施形態を概略的に示したものである。検眼鏡1は、目4をレーザー照射するビーム案内ユニット3を有するレーザー装置2を備える。検眼鏡は、発光ダイオード5'により選択的に赤外光および/または可視光で目4を照明する照明装置5と、赤外光および可視光を感知可能なCCDセンサー7を有するカメラ6と、カメラ6に接続された制御ユニット8をさらに備える。制御ユニット8は、目4を治療用レーザービームでレーザー照射してから200msの待機時間間隔の後、照明装置5をトリガして可視光の光パルスを発生させ、当該光パルスの期間にカメラ6により取得される目4の制御画像をカメラ6から読み出す。図2から図5を参照。  
10

【0036】

制御ユニット8は、さらに、目4を治療用レーザービームでレーザー照射する前にも、照明装置5をトリガして光パルスを発生させ、別の制御画像を参照画像としてカメラ6から読み出す。さらに、制御ユニット8は、トリガ信号を入力する入力インターフェース9に接続されており、制御ユニット8は、トリガ信号の入力後に照明装置5をトリガして光パルスを発生させ、当該光パルスの期間にカメラ6により取得される制御画像をカメラ6から読み出す。  
20

【0037】

画像処理ユニット10が制御ユニット8に組み込まれており、制御ユニットを介してカメラ6に接続され、カメラ6の画像信号をリアルタイムで処理する。

【0038】

画像処理ユニット10は、さらに、制御画像の画像細部を選択・拡大し、選択・拡大した画像細部を制御画像の一部に重ね合わせる。選択・拡大した画像細部は、レーザー照射治療された目の領域を含む。さらに、画像処理ユニット10は、一対の制御画像から差分値画像を生成する。この目的で、画像処理ユニット10は、制御画像を格納するメモリを備えており、これら両制御画像を特徴に基づいて画像登録する。  
30

【0039】

特に、ビーム案内ユニット3は、レーザー装置2のレーザービーム11を、可視光の光パルスの期間においては、カメラ(6)により取得する観察範囲から偏向させる。当該レーザービーム11は、選択的に、標的レーザービーム(target laser beam)、治療用レーザービーム、もしくはそれら両方が重ね合わされたものである。ビームスプリッター12は、レーザービーム11を光学システム13の内部に結合する。光学システム13は、照明システム5から発せられる照明ビーム14の像、および照明ビームが重ね合わされた標的レーザービーム11もしくは治療用レーザービーム11の像を目4に、本例では目4の眼底16に結像させる。さらに、光学システム13は、同時に、観察ビーム15の像をカメラ6のセンサー7に結像させる。観察ビームは、照明ビーム14(および、レーザービームが上記のようにビーム案内ユニットにより偏向されていない場合はレーザービーム11)が目4に反射したものである。  
40

【0040】

カメラ6により取得された眼底16の画像を光学的に表示するべく、スクリーン18を備える観察装置17が、制御ユニット8および制御ユニット8に組み込まれた画像処理ユニット10に接続されている。

【0041】

本明細書に記載される本発明の典型的な実施形態1で実施される眼底16の画像を取得  
50

する方法を、以下の図2から図5にしたがって記載する。さらに、実施形態1で眼底16に対して実施される光凝固の実行方法も記載する。したがって、実施形態1の要素に対する参照符号の割り振りは、維持される。

#### 【0042】

図2は、図1にしたがって記載された実施形態において撮像された画像19'の時系列19を概略図示したものである。文字tで示される矢印と、指標*i-m*、*i-1*、*i*、*i+o*、および*i+p*とは、画像19'の時系列19の方向および順序を示している。指標*i*、*m*、*o*、および*p*は、正の整数である。さらに、*p*は*o*以上である。

#### 【0043】

この画像系列19の生成においては、目4が照明装置5によって連続的に赤外不可視照明ビーム14で照明される。光学システム13により、この照明ビーム14は、目4の眼底16に結像し、それが眼底16に反射した観察ビーム15は、カメラ6のセンサー7に結像する。センサー7は、時系列に画像信号を発生し、これらはカメラ6により制御ユニット8に組み込まれた画像処理ユニット10に転送される。最後に、これらの画像信号は、画像処理ユニットから観察装置17に転送され、観察装置17は画像信号を、時系列19として(リアルタイム画像として)スクリーン18に表示する。本実施形態では、カメラ6の撮像レートは、約25Hzである。すなわち、各画像19'の相当露光時間は約40msである。

#### 【0044】

目4の制御画像を生成する方法において、制御ユニット9は、目をくらませないように持続時間を可能な限り短くした光パルスを照明装置に発生させる。したがって、原則として、光パルスの持続時間は、画像系列19の各画像19'の露光時間に制限して十分である。というのは、それぞれの画像19'が制御画像として十分であるからである。光パルスは、たとえば指標*i*の画像19'の露光期間に発生される。指標*i*の画像19'は、目4の制御画像としてカメラから読み出される。次に、制御画像は画像処理ユニット10により格納され、および/または、場合によっては処理され、観察装置17に転送され、スクリーン18に表示される。このような方法は、オペレーターが、たとえば入力インターフェース9を操作することにより、起動させることができる。

#### 【0045】

治療用レーザービーム3による目4の治療用レーザー照射は、通常、10msから1000msの範囲の時間継続され、したがって、各画像19'の露光時間よりも長時間となる場合もある。目4にレーザー治療を施療するための以下の典型的な方法では、指標*i*の画像19'の露光期間中に、パルス持続時間400msの治療用レーザービームによる眼底16の照射が開始されている。指標*i+o*は、照射完了後に撮像された最初の画像を示す。本実施形態では、照射は指標*i+10=i*の画像の露光期間に完了しているので、*o*の値は11である。上記したように、制御ユニット8、もしくは本実施形態では制御ユニットに組み込まれた画像処理ユニット10は、レーザー照射後、所定の待機時間間隔が経過してから制御画像をカメラから読み出すことになっている。本例では、その待機時間間隔は120msである。これは、本実施形態(撮像レートが40Hz)では、*o+3=14*の画像が読み出されるということである。本実施形態では、画像系列19から制御画像として読み出される画像19'の指標は、*i+p=i+14*である。制御画像である指標*i+p*の画像19'の露光期間においては、このとき標的レーザーとして設定されていたレーザービーム11は、レーザー案内装置2により、センサーの視野から、したがって特に、眼底の照射位置から逸れるよう偏向されるので、この位置の画像情報は標的レーザービームに重ね合わされない。さらに、制御画像を撮像する間は、目は自動的に可視光により照明され、レーザー照射により生じた眼底16の組織の損傷が、制御画像上で、照射位置において退色(bleaching)として視認できるようにされる。

#### 【0046】

さらに、制御ユニット8は、レーザー照射が開始される所定時間間隔前において、参照画像として用いられる別の制御画像をカメラから読み出す。この目的で、制御ユニット8

10

20

30

40

50

は、少なくとも上記の時間間隔までさかのぼって画像 19' を連続的に供給される循環バッファとして機能するメモリを備える。レーザー照射を開始させると、当該時間間隔に対応する指標を有する画像 19' が、参照画像として循環バッファから読み出される。本実施形態では、当該時間間隔は、160 ms であり、参照画像の指標は、 $i - m = i - 4$  となる。この画像 19' の露光期間においても、眼底は可視光により照明され、参照画像を制御画像と比較して眼底へのレーザー照射の生理学的な効果を検証できるようにされる。

#### 【 0 0 4 7 】

図 3 は、図 2 に基づいて記載された方法にしたがって撮像された典型的な制御画像 20 を概略的に示したものであり、本明細書で提案するタイプの検眼鏡、たとえば図 1 に基づいて記載された実施形態 1 のスクリーン 18 に表示される。この制御画像は、可視光の照明を用いて撮像されており、眼底 16 の色情報を含む。特に、損傷部 21 は、眼底 16 に対するレーザー照射により生じた退色として描き出されることができる。

#### 【 0 0 4 8 】

制御画像 20 は、上記の方法にしたがって目 4 を純粋に治療目的で制御・検査するべく生成されたものである場合もあり、その場合は、たとえば損傷部 21 は、すでに完了した治療セッションにおいて生じたものである。また、図 3 に示す制御画像 20 は、レーザー治療の間に生成されたものである場合もある。したがって、制御画像 20 は、生成直後にスクリーン 18 に表示されることが好ましい。検眼鏡の制御要素 9 を起動した後、または、その後、本実施形態では 5 秒間の制御期間の後、当該制御画像 20 は、ふたたび画面から消去される。制御画像 20 の前後においては、それに先行もしくは後続する、赤外光照明により生成された眼底 16 のリアルタイム画像が表示される。

#### 【 0 0 4 9 】

図 4 は、ふたたび制御画像 20 を概略的に示すが、これは、図 3 にしたがって記載された制御画像とは、追加的に重ね合わされた、制御画像 20 を部分的に重ね合わせたものである画像細部 22 だけが異なっている。この画像細部 22 の生成においては、画像処理ユニット 10 は、制御画像の損傷部 21 を含む画像領域 23 を選択し、この画像領域 23 を拡大し、制御画像に部分的に画像領域 23 を重ね合わせる。

#### 【 0 0 5 0 】

図 5 は、たとえば図 2 に基づいて記載された方法にしたがってそれぞれの順序で撮像された制御画像および参照画像から生成された、本明細書で提案するタイプの差分値画像 24 を概略的に示す。たとえば、図 1 に基づいて記載された本発明の実施形態 1 により差分値画像 24 を生成するには、参照画像と制御画像とを、特徴に基づいた画像登録により関連付ける。次に、参照画像と制御画像との画素値の差分値を算出する。これらの差分値から生成される中間画像（本明細書では不図示）を、3 つの所定の値範囲に基づいて画像セグメントに分割し、これらを、各値範囲に基づいて第 1、第 2、および第 3 のセグメント分類に割り振る。第 1 のセグメント分類の画像セグメントは、当該画像セグメント内では治療が成功したことを表し、第 2 のセグメント分類の画像セグメントは、当該画像セグメント内では治療を繰り返す必要があることを表し、第 3 の分類の画像セグメントは、当該画像セグメント内ではレーザー強度を弱める必要があることを表す。最後に、差分値画像を、モノクロ表示もしくは、疑似カラー表示で観察装置 17 のスクリーン 18 に表示する。

#### 【 0 0 5 1 】

たとえば図 1 に基づいて記載された検眼鏡により眼底 16 を施療するとき、レーザー案内装置 3 により、標的レーザービーム 11 を眼底 16 の治療対象領域に方向付ける。次に、目 4 を赤外光により照明することにより、眼底と、標的レーザービームとを観察装置 17 のスクリーン 18 上でリアルタイム画像として観察する。次に、治療用レーザービーム 11 による照射が制御ユニット 8 により開始される。目に対する治療用レーザービーム 11 の照射前後の所定の瞬間ににおいて、それぞれ、目 4 を可視光の光パルスにより短い時間照明する。さらに、これら両光パルス期間にカメラ 6 により取得された制御画像が、図 2

10

20

30

40

50

に基づいて記載したようにカメラ 6 から読み出される。次に、上記した差分値画像 5 が、適切に構成された画像処理ユニット 10 により両制御画像から生成され、観察装置のスクリーン 18 に表示される。

#### 【0052】

本実施形態では、図示された差分画像 24 は、3つの画像セグメント 25、26、および 27 を含み、第 1 の画像セグメント 25 は第 1 のセグメント分類に属し、第 2 の画像セグメント 26 は第 2 のセグメント分類に属し、第 3 の画像セグメント 27 は第 3 のセグメント分類に属する。患者を治療する医師は、この典型的な差分値画像から、損傷部 21 に関して、眼底 16 の治療領域への照射が画像セグメント 25 内では成功したのに対し、画像セグメント 26 内では不十分であり（場合によっては繰り返されるべきであり）、かつ第 3 の画像セグメントでは選択されたレーザー強度が強すぎたという情報を抽出する。  
10

#### 【0053】

差分値画像 24 のこのような解釈にしたがい、赤外光照明による眼底のリアルタイム画像が再び表示される。リアルタイム画像への切り替えは、入力インターフェース 9 を介して医師により、または本実施形態では 5 秒である所定の制御期間の後に自動的に、実行される。

#### 【0054】

直前に記載した方法の別の実施形態では、図 3 または図 4 に基づいて記載した制御画像 18 が、差分値画像 4 の代わりに表示される。当該方法の別の実施形態では、方法を加速させるべく、目 4 へのレーザー照射を所定回数実行した後にだけ、制御画像 18 もしくは差分値画像 24 を実施する。適切な差分値画像 24 もしくは制御画像 18 では、数個の損傷を同時に診断することができる。さらに有利な実施形態では、ユーザー・インターフェース 9 によって各コマンドを入力することにより、患者を治療する医師は、眼底 16 の記載した表示方法間の選択を、制御画像 18 について、または図 3 および図 4 に基づいて記載した差分値画像 24 について、行う。  
20

#### 【0055】

特に本明細書に提案されるタイプの検眼鏡による治療方法の利点は、レーザー照射による目の治療の各処理段階を、記載されたように、レーザー照射の適用直後に制御画像もしくは差分値画像を重ね合わせ、かつ消去することにより、優れて自動化できることである。このような自動化により、特に、汎網膜用途において個別に実行される多数回にわたるレーザー治療を含む治療の過程が加速され、同時に検眼鏡の操作・制御が円滑化される。  
30

#### 【符号の説明】

#### 【0056】

|            |           |                         |                         |                         |
|------------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| 1 検眼鏡      | 2 レーザー装置  | 3 ビーム案内ユニット             | 4 目                     | 5                       |
| 照明装置       | 光源        | カメラ                     | センサー                    | 制御ユニット                  |
| 9          | 6         | 7                       | 8                       |                         |
| 入力インターフェース | 10        | 画像処理ユニット                | 11                      | レーザービーム                 |
| 12         | ビームスプリッター | 13                      | 光学システム                  | 14 照明ビーム                |
| 観察ビーム      | 16 眼底     | 17 観察装置                 | 18 スクリーン                | 19 画像                   |
| 系列         | 19 画像     | 20 制御画像                 | 21 損傷部                  | 22 画像細部                 |
| 画像領域       | 24 差分値画像  | 25 第 1 のセグメント分類の画像セグメント | 26 第 2 のセグメント分類の画像セグメント | 40 第 3 のセグメント分類の画像セグメント |

【図1】

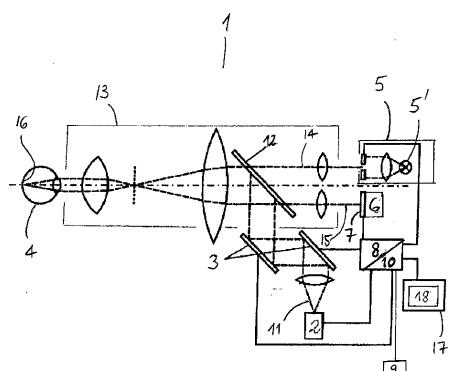


Fig. 1

【図2】

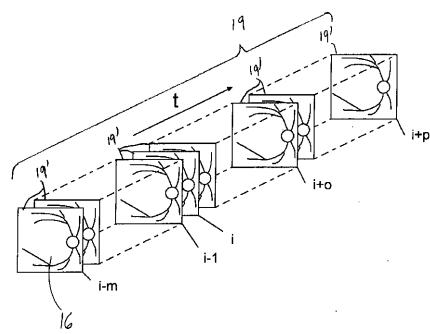


Fig. 2

【図3】

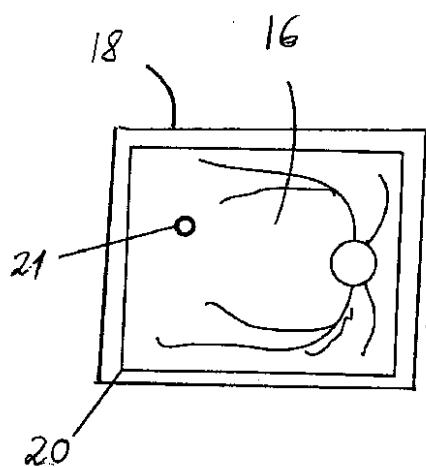


Fig. 3

【図4】

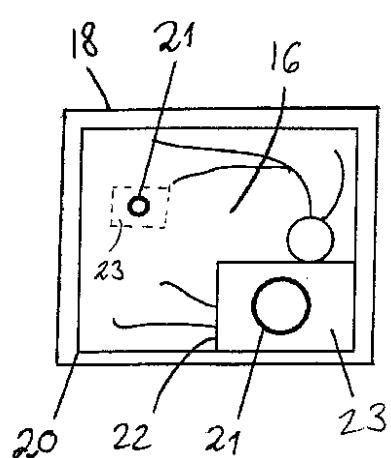


Fig. 4

【図5】

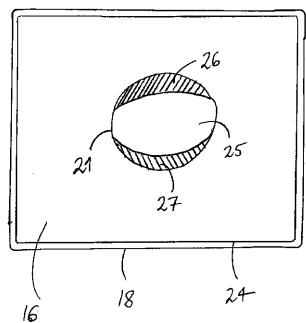


Fig. 5

---

フロントページの続き

- (72)発明者 ウィーバー、ウルライク  
　　ドイツ連邦共和国、テルト－ 14513、バルテストラッセ 21 オーデー - オーエス ゲー  
　　エムベーハー内
- (72)発明者 アムサー、ケイ - ウェ  
　　ドイツ連邦共和国、テルト－ 14513、バルテストラッセ 21 オーデー - オーエス ゲー  
　　エムベーハー内
- (72)発明者 キルシュ、ステファン  
　　ドイツ連邦共和国、テルト－ 14513、バルテストラッセ 21 オーデー - オーエス ゲー  
　　エムベーハー内

審査官 寺澤 忠司

- (56)参考文献 特表2004-503278(JP,A)  
特開平09-224971(JP,A)  
Richard S.KAISER, et al., "Laser Burn Intensity and the Risk for Choroidal Neovascularization in the CNVPT Fellow Eye Study", Arch Ophthalmol, 米国, American Medical Association, 2001年 6月, Vol 119, P.826-832  
YANNUZZI L A, OPHTHALMIC FUNDUS IMAGING: TODAY AND BEYOND, AMERICAN JOURNAL OF OPHTHALMOLOGY, 米国, OPHTHALMIC PUBL, 2004年 3月 1日, V137 N3, P511-524

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 F 9 / 008  
A 61 B 3 / 12, 3 / 14