

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4197953号
(P4197953)

(45) 発行日 平成20年12月17日(2008.12.17)

(24) 登録日 平成20年10月10日(2008.10.10)

| | | | | | |
|--------------|------|-----------|---------|------|---|
| (51) Int.Cl. | | F I | | | |
| A 6 1 B | 3/14 | (2006.01) | A 6 1 B | 3/14 | H |
| A 6 1 B | 3/10 | (2006.01) | A 6 1 B | 3/10 | R |
| A 6 1 B | 3/12 | (2006.01) | A 6 1 B | 3/12 | E |

請求項の数 36 (全 18 頁)

| | | | |
|---------------|-------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2002-578799 (P2002-578799) | (73) 特許権者 | 503368258 |
| (86) (22) 出願日 | 平成14年4月3日(2002.4.3) | | カー、パトリック |
| (65) 公表番号 | 特表2005-500870 (P2005-500870A) | | イギリス国、サリー アール・エイチ2 |
| (43) 公表日 | 平成17年1月13日(2005.1.13) | | 7ディー・ジェイ、レイゲイト、ザ チェ |
| (86) 国際出願番号 | PCT/GB2002/001538 | | イス 9 |
| (87) 国際公開番号 | W02002/080759 | (74) 代理人 | 110000198 |
| (87) 国際公開日 | 平成14年10月17日(2002.10.17) | | 特許業務法人湘洋内外特許事務所 |
| 審査請求日 | 平成17年2月9日(2005.2.9) | (72) 発明者 | カー、パトリック |
| (31) 優先権主張番号 | 0108885.5 | | イギリス国、サリー アール・エイチ2 |
| (32) 優先日 | 平成13年4月9日(2001.4.9) | | 7ディー・ジェイ、レイゲイト、ザ チェ |
| (33) 優先権主張国 | 英国 (GB) | | イス 9 |
| (31) 優先権主張番号 | 0111975.9 | | |
| (32) 優先日 | 平成13年5月16日(2001.5.16) | | |
| (33) 優先権主張国 | 英国 (GB) | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 網膜機能カメラ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第一波長帯域の第一光源と、

第二波長帯域の第二光源と、

前記第一光源および前記第二光源からの光を、眼の網膜の一部上に選択的に合焦させる合焦手段と、

前記第一波長帯域および前記第二波長帯域で照明された前記網膜の一部について、波長帯域ごとのイメージを作るためのイメージ手段と、

前記波長帯域ごとのイメージを処理するための処理手段と、

を備え、

酸素化血による前記第一波長帯域の吸光度は、前記第二波長帯域の吸光度よりも大きく

、
脱酸素化血による前記第一波長帯域の吸光度は、前記第二波長帯域の吸光度よりも小さく、

前記処理手段は、前記波長帯域ごとのイメージについて、

前記第一波長と前記第二波長とで吸光度の等しい領域を、同位反射点として定め、

前記第一の波長と前記第二の波長とで吸光度の異なる領域を、さらに決定して、

前記同位反射点および吸光度の異なる領域から、ヘモグロビンの酸化に基づく機能イメージを生成すること、

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の網膜機能カメラであって、
前記処理手段は、
前記波長帯域ごとのイメージを、前記第一波長と前記第二波長とで吸光度の異なる領域
がちらつくような所定の周波数で、交互に表示する表示手段を、さらに有すること
を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の網膜機能カメラであって、
前記周波数は、12 Hz であること
を特徴とする網膜機能カメラ。

10

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
前記第一波長帯域および前記第二波長帯域は、
488 nm から 1000 nm の間で選択されること
を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
前記第一波長帯域は、830 nm に中心を有し、かつ、前記第二波長帯域は、635 nm、
670 nm および 760 nm の何れかに中心を有し、
または、
前記第一波長帯域は、910 nm に中心を有し、かつ、前記第二波長帯域は、635 nm、
670 nm および 760 nm の 1 つに中心を有すること
を特徴とする網膜機能カメラ。

20

【請求項 6】

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
慣用イメージを生成するための、550 ~ 650 nm の波長帯域と、
前記機能イメージを生成するための、
700 ~ 805 nm の波長帯域と、
805 ~ 1000 nm の波長帯域と、の超ルミネッセンスダイオード配列を備えている
こと
を特徴とする網膜機能カメラ。

30

【請求項 7】

請求項 6 に記載の網膜機能カメラであって、
前記処理手段は、
前記波長帯域ごとのイメージと、前記慣用イメージと、にそれぞれ偽色を割当て、当該
3 つのイメージを組合せてカラーイメージを形成すること
を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の網膜機能カメラであって、
前記第一光源は、レーザであること
を特徴とする網膜機能カメラ。

40

【請求項 9】

請求項 1 に記載の網膜機能カメラであって、
前記第二光源は、レーザであること
を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の網膜機能カメラであって、
前記第一光源および前記第二光源は、放射される光の波長を制限するための狭帯域通過
フィルタが設けられた超ルミネッセンスダイオードであること
を特徴とする網膜機能カメラ。

50

【請求項 1 1】

請求項 1 に記載の網膜機能カメラであって、

近赤外光から可視光のスペクトルの波長を放射する広帯域スペクトル光源をさらに備え

、
前記第一光源および前記第二光源は、広帯域スペクトル光を狭帯域通過フィルタに通すことにより作られること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 1 2】

請求項 1 から 1 1 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

前記合焦手段は、

前記第一光源および前記第二光源からの光を合焦させ、かつ、前記第一光源および前記第二光源のスイッチを、連続的に交互にオン/オフを切り換えること

を特徴とする網膜機能カメラ。

10

【請求項 1 3】

請求項 1 から 1 1 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

前記合焦手段は、

前記第一光源および前記第二光源からの光を合焦させ、かつ、前記第一光源および前記第二光源からの光を、シャッタによって連続的に交互に遮断すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 1 4】

請求項 1 から 1 3 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

前記処理手段は、

前記イメージと、予め取得した基準となるイメージと、を比較すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

20

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の網膜機能カメラであって、

前記処理手段は、

前記イメージと、前期基準となるイメージと、を整合させてパターン認識すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 1 6】

請求項 1 から 1 3 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

前記処理手段は、

前記同位反射点よりも高酸化されている前記網膜の部分に対応する、前記第一の波長と前記第二の波長とで吸光度の異なる領域に、第一の偽色を割り当て、

前記同位反射点よりも低酸化されている前記網膜の部分に対応する、前記第一の波長と前記第二の波長とで吸光度の異なる領域に、第二の偽色を割り当て、

前記偽色の強度が、前記同位反射点との酸化の差と比例するように表示させること

を特徴とする網膜機能カメラ。

30

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載の網膜機能カメラであって、

前記第一光源および前記第二光源の波長または出力は、

前記同位反射点をチューニングすべく変化させることが可能であること

を特徴とする網膜機能カメラ。

40

【請求項 1 8】

請求項 1 から 1 7 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

前記処理手段は、

前記波長帯域ごとのイメージについて、

最大酸化の部分と、最大脱酸化の部分と、を識別することにより、酸化のキャリブレーションを行うこと

を特徴とする網膜機能カメラ。

50

【請求項 19】

請求項 1 または 16 に記載の網膜機能カメラであって、
前記合焦手段は、
網膜の少なくとも一部を横切る合焦光を走査する走査手段を、さらに有していること
を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の網膜機能カメラであって、
前記走査手段は、
前記網膜の少なくとも一部を水平方向に横切って合焦光を走査する第一走査手段と、
前記網膜の少なくとも一部を垂直方向に横切って合焦光を走査する第二走査手段と、を
有すること
を特徴とする網膜機能カメラ。 10

【請求項 21】

請求項 18 または 19 に記載の網膜機能カメラであって、
前記走査手段は、
回転可能な多面ミラーおよび振動可能な平面ミラーのうちの何れかを有していること
を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 22】

請求項 20 または 21 に記載の網膜機能カメラであって、
前記第二走査手段は、
ガルバノメータスキャナを有していること
を特徴とする網膜機能カメラ。 20

【請求項 23】

請求項 20 から 22 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
前記第一走査手段および前記第二走査手段と、
前記第一光源および前記第二光源と、を選択的に動作させる選択手段と、
を同期させる第一同期手段を、さらに有すること
を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 24】

請求項 20 から 23 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
前記第一走査手段および前記第二走査手段と、
前記イメージ手段および前記処理手段と、
を同期させる第二同期手段を、さらに有すること
を特徴とする網膜機能カメラ。 30

【請求項 25】

請求項 20 から 24 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
前記第一走査手段および第二走査手段は、
前記網膜から反射された光を再走査し、
該再走査された光を前記イメージ手段および前記処理手段に反射すること
を特徴とする網膜機能カメラ。 40

【請求項 26】

請求項 20 から 25 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
前記第一走査手段および第二走査手段は、
テレビジョンイメージの形成に前記イメージ手段および前記処理手段が使用可能となる
ように、テレビジョン走査周波数に一致する周波数で作動すること
を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 27】

請求項 1 から 26 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
網膜表面イメージを検出し、かつ深い脈絡網イメージを遮断するための、前記イメージ
手段および前記処理手段の上流側に配置できる共焦点フィルタと、 50

網膜表面イメージを遮断し、かつ深い脈絡網イメージを検出するための、前記イメージ手段および前記処理手段の上流側に配置できるアンチ共焦点フィルタと、を更に有すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 28】

請求項 1 から 27 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

第一直線偏光フィルタを、前記第一光源および前記第二光源と、眼と、の間に第一直線偏光フィルタを有し、

前記眼と、前記イメージ手段および前記処理手段と、の間に、前記第一直線偏光フィルタに直交する第二直線偏光フィルタを有し、

前記第二直交偏光フィルタが、前記眼の表面から反射される光を遮断すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 29】

請求項 8 または 9 に記載の網膜機能カメラであって、

前記第一光源からの第一レーザービームおよび前記第二光源からの第二レーザービームが網膜機能カメラの光軸にアクセスすることを可能にする、光ビーム加算器を、更に有すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 30】

請求項 1 から 29 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

前記処理手段は、

前記第一光源および前記第二光源により放射される光に感応する、イメージングデバイスを有していること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 31】

請求項 30 に記載の網膜機能カメラであって、

前記イメージングデバイスは、CMOS配列、CCD配列、光電検出器またはイメージセンサのうちの何れかであること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 32】

請求項 1 から 31 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

前記第一光源および前記第二光源からの光から、点光源を作るための光ファイバおよびレンズを、さらに有すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 33】

請求項 1 から 32 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

深い脈絡網のイメージを遮断している間に、網膜表面イメージを検出可能とする、前記イメージ手段および前記処理手段の上流側に配置できるアンチ共焦点フィルタをさらに有すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 34】

請求項 1 から 33 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

網膜表面イメージを遮断している間に、深い脈絡網を検出可能とする、前記イメージ手段および前記処理手段の上流側に配置できるアンチ共焦点フィルタを、さらに有することを特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 35】

請求項 1 から 34 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、

前記イメージ手段および前記処理手段と、

患者の心電図のR波と、を同期させ、

心周期の種々のフェーズでの網膜代謝を検査できるようにする同期化手段を、さらに有

10

20

30

40

50

すること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【請求項 36】

請求項 20 から 27 のいずれか一項に記載の網膜機能カメラであって、
前記処理手段は、

前記同位反射点よりも高酸素化されている前記網膜の部分に対応する、前記第一の波長
と前記第二の波長とで吸光度の異なる領域を、第一の領域として第一の偽色を割り当て、

前記同位反射点よりも低酸素化されている前記網膜の部分に対応する、前記第一の波長
と前記第二の波長とで吸光度の異なる領域を、第二の領域として第二の偽色を割り当て、

前記偽色の強度が、前記同位反射点との酸素化の差と比例するように表示させること

を特徴とする網膜機能カメラ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、網膜機能カメラ (retinal function camera) に関する。

【背景技術】

【0002】

年齢に係る黄斑変性により、光受容細胞および網膜色素上皮の死による眼の斑機能の喪失が引起こされることがある。この結果、視野中央付近の視力が、ゆっくりと失われていく。また、黄斑変性の早期段階においては、ドルーゼンとして知られている、網膜の中央の小さい黄色沈着が見られる。ドルーゼンをもつ 50 歳以上の人には、脈絡網の血管増殖が形成される危険がある。これは、組織の酸素欠乏に反応して形成されると考えられる新しい異常小血管をいう。このような年齢に係る血管増殖黄斑変性では、脈絡網層からの新しい異常血管が成長しかつドルーゼン物質内の繊維質組織と一緒に増殖する。この脈絡網の血管増殖により、漏出液または出血 (haemorrhage) が網膜内または網膜下に蓄積するので、視力の急激な低下を引起こす。漏出組織、出血組織または瘢痕組織は検眼鏡で見られるが、異常血管を視覚化するには、フルオレセイン血管造影法が必要されることがある。脈絡網の血管増殖の領域は、レーザ光凝固術により、または新しい血管が網膜の中央の下に存在するときはフォトダイナミック治療術により治療できる。

【0003】

しかしながら、新しい血管は見るのが困難である。脈絡網の新しい血管および短時間で生じるこれらの合併症のスクリーニングは、現在、視力の低下を識別することにより行なわれている。診断および評価は、新しい脈絡網の血管を見るのにフルオレセイン血管造影法の使用を必要とする眼科医による調査を要する。脈絡網の血管増殖についての現在のスクリーニングとして、グラフ用紙上の直線を観察しかつ該直線の歪みまたはブランクスポットの発生を報告する患者が含まれる。

【0004】

別の方法として、黄斑変性および糖尿病性網膜症等の網膜代謝のあらゆる変化は、網膜内の血液の酸素化の研究により評価できる。動脈血は高度に酸素化されているのに対し、静脈血は脱酸素化されている。網膜組織の低酸素症の領域は、新しい血管が形成される前に認識できる。

【0005】

網膜の血液の酸素化は、酸素化された血液と脱酸素化された血液とで異なる波長の吸収量が異なるため、異なる波長の赤外光で血液を照明することにより決定できる。760 nm で照明された、脱酸素化された血液は、1000 nm で照明された場合よりも暗く見え、逆に 760 nm で照明された血液は、1000 nm で照明された場合よりも明るく見える。760 nm および 1000 nm の両方で照明すると、一部が脱酸素化された血液はグレースケールで現われる。

【0006】

米国特許 (下記特許文献 1 参照) から、この特性を使用して眼底 (eye funds) の脈絡

10

20

30

40

50

網血液の相対酸素飽和量を測定すること、より詳しくは、緑内障および黄斑変性の研究のために眼底(eye grounds)の特別に選択された領域内でこのような測定を行なうことが知られている。この従来技術の開示では、網膜を、白色光、赤色光および赤外光により同時に照明し、赤色光および赤外光の相対吸収量を用いて、酸素化従って網膜の領域内の毛細管の密集度を決定している。しかしながら、網膜は全部で3つの波長により同時に照明されるので、網膜機能(retinal function)を詳細に見ることはできない。

【0007】

米国特許(下記特許文献2参照)から、網膜内の血管に700~1000nmの波長範囲をもつ近赤外光のビームを当て、血管からの700~800nmの範囲内の後方散乱光の強度を2nm等の規則的波長間隔で測定し、かつヘモグロビン酸素と近赤外スペクトル範囲内の光吸収量との相関関係を基準にしてヘモグロビン酸素化の度合いを決定することにより、暗順応および明順応の条件下での網膜の血管内のヘモグロビン酸素化の度合いを決定することが知られている。また、ヘモグロビン酸素飽和および近赤外スペクトルデータのキャリブレーションを行なうための人工眼モデルも開示されている。しかしながら、網膜機能のイメージ形成についての開示は存在しない。

10

【0008】

米国特許(下記特許文献3参照)には、血管造影に、795~815nmの赤外レーザー光を使用することが開示されている。

【0009】

米国特許(下記特許文献4参照)には、交替レーザーにより照明される連続走査線を用いて飛越しデータフレームを形成すること、および心電図のr波を用いて網膜のレーザー照明をトリガすることが開示されている。

20

【0010】

【特許文献1】米国特許第4 877 322号明細書

【0011】

【特許文献2】米国特許第5 219 400号明細書

【特許文献3】米国特許第5 400 791号明細書

【特許文献4】米国特許第6 244 712号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0012】

本発明の目的は、少なくとも上記困難を軽減することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明によれば、第一波長帯域の第一光源と、第二波長帯域の第二光源とを有し、酸素化血による前記第一波長帯域の吸光度は前記第二波長帯域の吸光度より大きくかつ脱酸素化血による前記第一波長帯域の吸光度は前記第二波長帯域の吸光度より小さく、前記第一光源および第二光源からの光を眼の網膜の一部上に選択的に合焦させる手段と、それぞれの波長帯域で照明された網膜の一部のそれぞれのイメージを作るためのイメージング手段と、該イメージング手段により得られたイメージを精査するための処理手段とを更に有することを特徴とする網膜機能カメラが提供される。

40

【0014】

処理手段には、第一波長および第二波長で異なる吸光度をもつイメージの領域がちらつくように所定周波数で交互にイメージを表示する手段を設けるのが便利である。

【0015】

所定周波数は12Hzであるのが好ましい。

【0016】

機能イメージを作るには、第一波長帯域および第二波長帯域は488nmと1000nmとの間で選択されるのが有利である。

【0017】

50

第一波長帯域は実質的に488nmに中心を有しかつ第二波長帯域は実質的に600nm、630nm、635nm、670nmおよび760nmの1つに中心を有し、または第一波長帯域は実質的に635nmに中心を有しかつ第二波長帯域は実質的に830nmおよび910nmの1つに中心を有し、または第一波長帯域は実質的に670nmに中心を有しかつ第二波長帯域は実質的に830nmおよび910nmの1つに中心を有し、または第一波長帯域は実質的に760nmに中心を有しかつ第二波長帯域は実質的に830nmおよび910nmの1つに中心を有するのが便利である。

【0018】

機能イメージ(functional image)を作るには、第一波長帯域および第二波長帯域は488nmと700nmとの間にあり、かつ好ましくは第一波長帯域は実質的に488nmに中心を有しかつ第二波長帯域は実質的に600nm、635nmおよび670nmの1つに中心を有することが有利である。

10

【0019】

慣用イメージ(conventional image)を作るには、550~650nmの波長帯域の光を発生する超ルミネッセンスダイオードの配列を設け、機能イメージを作るには、第一波長帯域は700~805nmでありかつ第二波長帯域は805~1000nmであるのが便利である。

【0020】

処理手段は、第一波長帯域および第二波長帯域により創成されるそれぞれのイメージと慣用イメージとにそれぞれ偽色を割当て、かつ3つのイメージを組合せて結合カラーイメージを形成する手段を有するのが有利である。

20

【0021】

第一および第二光源は、放射される光の波長を制限するための狭帯域通過フィルタが設けられた超ルミネッセンスダイオードであるのが有利である。

【0022】

或いは、近赤外光から可視光のスペクトルの波長を放射する広帯域スペクトル光源を設け、第一および第二光源は、広帯域スペクトル光を狭帯域通過フィルタに通すことにより作ることができる。

【0023】

第一光源および第二光源からの光を選択的に合焦させる手段は、第一および第二光源からの光を合焦させかつ第一および第二光源のスイッチを交互に連続的にオン/オフさせる手段を有していることが便利である。

30

【0024】

或いは、第一光源および第二光源からの光を選択的に合焦させる手段には、第一および第二光源からの光を合焦させる手段と、それぞれ第一および第二光源からの光を交互に遮断するシャッタ手段とを設けることができる。

【0025】

処理手段は、イメージと早期に形成された基準イメージとを比較する手段を有するのが便利である。

【0026】

処理手段は、イメージと基準イメージとを整合させるパターン認識手段を有することが好ましい。

40

【0027】

処理手段は、第一光源により形成されたイメージと、第二光源により形成されたイメージとを交互に表示して、第一光源からの光の吸収と第二光源からの光の吸収とが等しくなる、部分的酸素化に一致する同位反射点の部分を除いてちらつく複合イメージを形成する手段を有することが便利である。

【0028】

処理手段は、同位反射点よりも大きい酸素化を有する網膜の部分に一致するイメージの第一ちらつき部分に第一偽色を割当て、同位反射点よりも小さい酸素化を有する網膜の部

50

分に一致するイメージの第二ちらつき部分に第二偽色を割当て、かつ前記それぞれの点での酸素化と前記同位反射点での酸素化との差異に比例する偽色の強度を、前記イメージの各点に発生させる手段を有することが有利である。

【0029】

第一光源および/または第二光源の波長または出力は、同位反射点をチューニングすべく変化できることが好ましい。

【0030】

処理手段は、最大酸素化の網膜イメージの部分と最大脱酸素化の網膜イメージの部分とを識別することにより酸素化のキャリブレーションを行なう手段を有していることが便利である。

10

【0031】

光を合焦させる手段は、網膜の少なくとも一部を横切る合焦光を走査する走査手段を有することが有利である。

【0032】

走査手段は、網膜の少なくとも一部を水平方向に横切って合焦光を走査する第一走査手段と、網膜の少なくとも一部を垂直方向に横切って合焦光を走査する第二走査手段とを有することが便利である。

【0033】

第一走査手段は、回転可能な多面ミラーおよび振動可能な平面ミラーのうちの1つを有することが好ましい。

20

【0034】

第二走査手段はガルバノメータスキャナを有することが有利である。

【0035】

第一同期手段は、第一および第二走査手段と、第一光源および第二光源を選択的に作動させる選択手段とを同期させるべく設けられるのが便利である。

【0036】

第一および第二走査手段とイメージング/処理手段とを同期させるための第二同期手段を設けるのが有利である。

【0037】

第一および第二走査手段は、網膜から反射された光を再走査しかつ再走査された光をイメージング/処理手段に反射することが便利である。

30

【0038】

第一および第二走査手段は、テレビジョンイメージの形成にイメージング/処理手段を使用できるように、テレビジョン走査周波数に一致する周波数で作動することが有利である。

【0039】

網膜表面イメージを検出しかつ深い脈絡網イメージを遮断するための、イメージング/処理手段の上流側に配置できる共焦点フィルタと、網膜表面イメージを遮断しかつ深い脈絡網イメージを検出できる、イメージング/処理手段の上流側に配置できるアンチ共焦点フィルタとを更に有することが便利である。

40

【0040】

第一直線偏光フィルタが光源と眼との間に設けられ、かつ該第一直線偏光フィルタに直交する第二直線偏光フィルタが眼とイメージング/理手段との間に設けられており、第二直交偏光フィルタが、眼の表面から反射される光を遮断することが有利である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0041】

以下、添付図面を参照して、本発明の特定実施形態を例示として説明する。

【0042】

図面において、同じ部品は同じ参照番号で示されている。

<実施例1>

50

図1には、眼10の検査に使用する網膜カメラ (retinal camera) 101が示されている。カメラは光源1を有し、該光源1は、互いに約120°の間隔を隔てて配置されかつそれぞれ第一赤外波長帯域および第二赤外波長帯域を放射する第一源および第二源21、22を備えた積分球20と、可視光源23とを備えており、拡散照明を行なう。積分球20の主要な機能は、2つの赤外光源21、22により形成される網膜イメージが整合するように、同一の点光源から交替赤外光を発生させることである。600nmの可視光源23は、網膜イメージ内の静脈と動脈とを区別するのに有効である。本発明は、赤外光源により得られる機能イメージと、慣用イメージとを比較できるようにする。

【0043】

機能イメージは、可視スペクトル (450~700nm) および赤外スペクトル (700~1000nm) の両方から得られるイメージを対比することにより作ることにもできる。ヘモグロビン酸素飽和赤外光吸収は、700~805nmと805~1000nmとの間で明瞭に区別される。Van Assendelt OW. 著「ヘモグロビン派生物の分光測光法 (Spectrophotometry of haemoglobin derivative)」(Thomas, 1970, Royal Vangorcum Assen, オランダ)に記載されているように、可視スペクトルは、複雑なヘモグロビンの光吸収関係を有している。450~500nmの青色光と600~700nmの赤色光とを対比して、機能イメージを得ることができる。450~500nmの範囲の青色光と、700~805nmの近赤外光とを対比させることもできる。

【0044】

かくして、450~1000nmの光を使用できる。適当な波長対は、488nmと、600nmまたは635nmまたは670nmまたは760nmとの対；または635nmと、830nmまたは910nmの対；または670nmと、830nmまたは910nmとの対；または760nmと、830nmまたは910nmとの対である。

【0045】

可能な照明源として、慣用イメージを形成するための550~650nmの範囲内、好ましくは600nmの光を発生する超ルミネッセンスダイオードおよび機能イメージの照明を行なうための758nm (700~805nm) および910nm (805~1000nm) の領域内の赤外光で拡散反射積分球を連続的に照明する超ルミネッセンスダイオードの配列がある。ダイオードの帯域幅を制限するため、超ルミネッセンスダイオードには狭帯域通過フィルタを使用できる。光源用の他の光学配置として、近赤外超ルミネッセンスダイオード用のビームスプリッタ配置がある。超ルミネッセンスダイオードは、連続的にスイッチオン/オフさせるか、ダイオードの光をシャッタで連続的に遮断することができる。他の光源を使用することもできる。例えば狭帯域通過フィルタを用いて700~1000nmの近赤外スペクトルを得るため、他のガスでドーピングされたキセノン等の近赤外光から可視光のスペクトルの放射をする広スペクトル源を使用できる。或いは、赤外光としてレーザダイオードを使用でき、この場合は、積分球20は、レーザ光のスペックル効果を回避すべく、レーザダイオードからの平行干渉性狭帯域光を、非平行非干渉性狭帯域光に変換する。第一光源および第二光源から形成される点光源を形成する他の装置を使用でき、例えば光ファイバおよびレンズ装置を、積分球およびダイクロイックビーム結合器または銀被膜ハーフミラーに置換できる。

【0046】

光源からの光は、コンデンサレンズ30により平行化され、かつミラー50により反射されかつリレーレンズ60を通る前に、環状リングダイアフラム40に通される。図1Aは環状リングダイアフラムの断面図であり、不透明支持体42内の環状透明部分41が示されている。環状ダイアフラム40から出てミラー50により反射される光のコーンが、次に、中央透過孔81を備えた孔穿きミラー80により反射されかつ対物レンズ90を通過して眼10内に導かれ、眼10の焦点面に均一照明領域を形成する。リレーレンズ60と孔穿きミラー80との間で、これらの光軸上には内的固定ターゲット70が設けられている。内的固定ターゲット70は、十字線 (この上に眼10が合焦する) 等の小さい照明物体で構成できる。光は、網膜内で吸収された後、網膜で反射されて眼から出て、対物レン

10

20

30

40

50

ズ 90 を通って戻される。反射光の一部は、孔穿きミラー 80 の中央孔 81 を通り、更に連続的に閉塞ダイアフラム (occluding diaphragm) 110、焦点レンズ 120 および結像レンズ 130 を通って、イメージ記録器 / プロセッサ 140 内にイメージを形成する。環状リングダイアフラム 40 および眼 10 の瞳孔は照明光学系内の共役位置に配置され、ミラー 80 の透過孔 81 および閉塞ダイアフラム 110 の孔 111 は対物光学系の共役位置に配置される。

< 実施例 2 >

図 2 には本発明の他の実施形態が示されている。この実施形態では、図 1 に示した第一実施形態の積分球が銀被膜ハーフミラー 24 に置換され、かつ狭帯域通過フィルタを備えた 2 つの超ルミネッセンスダイオード 21、22 が配置されている。これにより、第一超ルミネッセンスダイオード 21 からの第一波帯域の赤外光が光軸 11 に沿って銀被膜ハーフミラー 24 を通り、超ルミネッセンスダイオード 22 からの第二波帯域の赤外光がミラー 24 により反射されて、光軸 11 に沿って進む。この実施形態の他の部分は、図 1 に示した第一実施形態で説明したものと同一である。

【 0047 】

本発明の上記 2 つの実施形態の作動は良く似ており、一例として図 2 の第二実施形態について作動を説明する。患者は、その検査すべき眼 10 の焦点が固定ターゲット 70 に合うように、眼の瞳孔を非球面検眼用対物レンズ 90 に隣接して位置決めする。これにより瞳孔と眼窩とが整合するため、光源が網膜を照明するように付勢されたときに、光が、虹彩から反射されるのではなく瞳孔を通して伝達されることが確保される。照明された目標が存在しないと、眼は、暗空間を見るようにまよってしまうであろう。目標は、瞳孔収縮を避けるため、非常に弱く照明される。一般的な照明目標は、低出力発光ダイオードの前方に置かれる不透明スクリーンに形成された細い線または同心円の切込みである。他の方法として、交差線を照明することもできる。

【 0048 】

慣用イメージを得るには、600 nm の可視光またはキセノン光源 (図示せず) が使用される。機能イメージを得るべく網膜上に赤外光ビームを投影するのに、超ルミネッセンスダイオード 21、22 により、758 nm および 910 nm の領域に交替赤外光照明が行なわれる。

【 0049 】

イメージ記録器 / プロセッサ 140 は、指定スペクトルも光に感応する結像デバイス、例えば CMOS 配列または CCD 配列、光電検出器、赤外光または可視光センサ、または赤外イメージセンサで構成される。

【 0050 】

イメージを分析するには、光学系内の残留内部反射を考慮に入れなくてはならない。これは、黒色吸収性内面およびリッジングおよびバッフルの使用により最小にできる。また、光源からの光出力は変えることができ、光は、ミラーおよびレンズの前面コーティングにより吸収される。また、光はアイシールの周囲から光学系内に漏れることがあり、これにより、光の拡がりが生じ、患者によっては薬および喫煙による血管収縮によって網膜の酸素化が変化することがある。これらの問題は、異なる波長の照明または異なる時点での照明により作られたイメージと比較することにより無くすることができる。

【 0051 】

変えられた網膜機能すなわち網膜構造の視覚化は、個々の網膜視野イメージ (retinal field images) と初期基準網膜視野イメージとを比較して何らかの変化を検出することにより得られる。これには、基準イメージと新しいイメージとの「最適」重畳を得るためのパターン認識ソフトウェアを使用することが含まれる。この基準イメージは、次に、変化したコンポーネントを残し、新しいイメージから取除かれる。変化したコンポーネントは次に、新しいイメージの上に重畳され、かつ例えば色の变化によりまたはイメージのフラッシングにより識別される。或いは、超ルミネッセンスダイオードによる連続的照明からの可視光および 2 つの赤外光波長により得られる 3 つのイメージは、各イメージに偽色 (

例えば、赤色、緑色および青色)を割当てた後に重畳され、カラーイメージを創出する。

【0052】

前述のように、760nmで照明された、脱酸素化された血液は、1000nmで照明される場合よりも暗く見える。逆に、760nmで照明された、酸素化された血液は、1000nmで照明される場合よりも明るく見える。両イメージにおいて、部分的に脱酸素化された血液はグレースケールで現われる。

【0053】

従って、例えば12Hzで別のイメージがスクリーン上に表示されると、血管の殆どのイメージがちらつくであろうが、光の強さがちらつかない血管の領域がある。等エネルギー照明を受ける同位反射点(isoreflective point)でのこれらの非ちらつき血管(non-fllickering blood vessels)は、基準脱酸素化点を形成する。非ちらつき同位反射領域は黄色で表示される。ちらつく領域は、同位反射点から大きい酸素化の差異がある。ちらつきのコントラストが大きいほど、多量の血液が酸素で飽和または脱飽和される。脱飽和血液は青色で表示され、色の強さはフリッカ(ちらつき)コントラストに関連するであろう。酸素化血液は赤色で表示され、色の強さはフリッカコントラストに関連するであろう。これにより、1つの同位反射点をもつ、網膜機能の主観イメージ(subjective image)が形成される。

【0054】

第一および第二光源により形成された複合イメージの同位反射点は、これらの光源の一方または両方の波長または出力を変えることにより調整できる。

【0055】

酸素化の絶対値を決定するには、イメージのキャリブレーションが必要である。900~1000nmの近赤外光で照明されたときに最大フリッカコントラストをもつ網膜動脈が試験される。吸気酸素濃度 F_iO_2 は、21%から例えば50%まで増大し、網膜動脈血が100%飽和されることを確保する。これは、網膜血の100%酸素飽和の基準を与える。760nmの領域の近赤外光で照明されるときに最高フリッカコントラストをもつ網膜出血が検査される。網膜出血は脱酸素化された血液からなる。吸気酸素濃度 F_iO_2 は、21%から10%へ減少して、フリッカコントラストの上昇がないことを確保する。吸気酸素濃度 F_iO_2 は50%に増大して、フリッカコントラストの低下が生じないことを確保する。これは、脱酸素化された網膜血の基準を与える。動物の眼または人工眼モデルのいずれかを既知の酸素飽和ヘモグロビンで灌流しかつ赤外イメージを記録することにより、他のキャリブレーションが得られる。この技術は、同位反射点のヘモグロビン酸素飽和レベルを得るのに使用できる。概説した網膜機能キャリブレーション技術は、更なる同位反射点および付加キャリブレーションを得るため、700~1300nmの範囲内の赤外光を用いてチトクローム a 、 a_3 について反復することができる。組織酸素化状態を評価するのに、ヘモグロビン酸素飽和に加えてチトクローム a 、 a_3 が使用される。しかしながら、使用する波長が長いほど組織貫入が大きくなり、イメージ品位が低下することがある。

【0056】

或いは、3つの血液チャネルをもつ人工眼のモデルを使用してヘモグロビン酸素キャリブレーションを行なうことができる。眼モデルは、50%酸素飽和血を収容する第一基準チャネルと、100%酸素飽和血を収容する第二基準チャネルと、可変ヘモグロビン酸素飽和血を収容する第三評価チャネルとを有している。

<実施例3>

図3には、本発明の第三実施形態による走査レーザ網膜機能カメラ(scanning laser retinal function camera)が示されている。この実施形態は、2つのレーザ26、27から眼底の連続イメージを創出する。

【0057】

走査レーザ網膜機能カメラ103は、機能イメージを形成するのに必要な眼底の連続近赤外イメージを形成する。カメラは、ミラー系を介して758nm(700~805nm

10

20

30

40

50

)の領域の赤外レーザー光の狭帯域ビームを眼底に向けて合焦させることができる複数の近赤外レーザを有する一つの光源を有している。眼底から反射される光は赤外光検出器に導かれ、該検出器は、検出された赤外光の強度に比例する電気出力を発生する。ラスタ態様での走査シーケンスに従ってミラー係合を移動させかつ検出器を走査シーケンスに同期させることにより、眼底のイメージを形成できる。赤外光検出器からの電気出力は、処理されて眼底の一部のイメージを表示する。次に、758nm(700~805nm)の領域内のレーザー光が切換えられ、910nm(805~1000nm)の領域内の赤外光の狭帯域ビームが、ミラー系を介して眼底上に合焦される。眼底から反射される910nmの領域の赤外光が赤外光検出器に導かれ、該検出器は、検出光の強度に比例する電気出力を発生する。

10

【0058】

得られた2つのイメージは記憶されかつ所定の周波数で交互に表示され、700~805nmおよび805~1000nmの波長で異なる吸収性をもつ領域を有する複合イメージを形成する。非ちらつき同位反射血管は部分的に酸素化されたヘモグロビンを収容しており、この血管では、700~805nmのレーザからの光の吸収は、805~1000nmのレーザからの光の吸収に等しい。非ちらつき同位反射領域は黄色で表示できる。ちらつく血管は、酸素化において、同位反射点とは、顕著な差異を有している。フリッカコントラストが大きいほど、血液が酸素で飽和または脱飽和される度合いは大きい。脱飽和血液は、青色およびフリッカコントラストに関係する色の明暗度で表示できる。酸素化された血液は、赤色およびフリッカコントラストに関係する色の明暗度で表示できる。これにより、1つの同位反射点をもつ網膜機能の主観的な走査レーザイメージが形成される。

20

【0059】

この第三実施形態を、以下に詳細に説明する。

【0060】

走査レーザ網膜機能カメラ103は2つの別々のレーザビーム源を有し、第一レーザ源26は758nm(700~805nm)の領域内の赤外レーザー光を発生し、第二レーザ源27は910nm(805~1000nm)の領域内の赤外レーザー光を発生する。第一および第二光源からの赤外レーザービームはそれぞれの光電変調器261、271を通り、該変調器261、271は、それぞれの赤外ビームの個々の強度制御を行なう。それぞれの光電変調器から出るレーザビームを受けるべく配置された光ビーム加算器(optical beam adder)28は、両赤外レーザービームが、走査レーザ網膜機能カメラの光軸にアクセスすることを可能にする。これにより、赤外レーザー光源は、眼10の焦点面で網膜を連続的に照明することができる。ビーム加算器28からのレーザビームは焦点レンズ31を通り、該焦点レンズは、レーザビームを網膜上に合焦させることができる。焦点レンズ31からの光はミラー50により反射され、かつ孔穿きミラー80の中央透過孔81を通過して、約52,100rpmで回転できる18面形回転多面ミラー150上に導かれる(ミラーは、明瞭化のため12面形多面ミラー150が示されている)。孔穿きミラー80の代わりに、銀被膜ハーフミラーを使用でき、このようなハーフミラーは、光の透過よりも大きい反射率をもつように構成されている。回転多面ミラー150は、眼10の水平軸線内で、閉回路テレビジョン規格に一致する15,625Hzの反復速度をもつ線形水平走査として、赤外レーザー光ビームを凹面鏡160上に反射する。凹面鏡160は、赤外レーザー光ビームを反射しかつ可動ガルバノメータミラー170上に合焦させる。ガルバノメータミラー170は電氣的に駆動され、これにより、反射角を変化させて眼10の垂直軸線内で50Hzの反復速度で垂直走査を行なう。赤外レーザー光は、ガルバノメータミラー170により凹面鏡180に向けて反射され、該凹面鏡180は、赤外レーザー光を直径10ミクロンのスポットとして眼10の焦点面上に合焦させる。

30

40

【0061】

走査ビームを発生する他の装置を使用でき、例えば多面ミラーおよびガルバノメータスキャナを、振動ミラーおよび2軸ガルバノメータスキャナに置換できることは理解されよう。

50

【 0 0 6 2 】

網膜から反射された光は、同じ経路に沿って戻りかつガルバノメータミラー 170 および回転多面ミラー 150 により再走査 (de-scanned) される。反射された光は、次に、孔突きミラー 80 または銀皮膜ハーフミラーにより焦点レンズ 120 に向けて反射され、更に閉塞ダイアフラム 110 を通り、アバランシェフォトダイオード/プロセッサ 141 等の赤外光検出器上に導かれる。戻り信号はピクセル毎に検出され、次に、フレーム・グラバカード (frame grabber card: 図示せず) に伝送されて同期データフレームを構成する。データフレームは、走査装置からの垂直フレーム信号、水平ライン信号およびピクセルクロック信号と同期される。走査装置から水平同期信号および垂直同期信号を受けるコントローラ (図示せず) が、レーザの連続的な付勢および除勢を行なう。

10

【 0 0 6 3 】

デジタルイメージ処理は、The MathWorks Inc. 社 (3 Apple Hill Drive, Natick, 01760-2089、マサチューセッツ州、米国) から入手できる MatlabTM および National Instruments Corporation 社 (Austin、テキサス州、米国) から入手できる LabviewTM のようなデジタルイメージ処理ソフトウェアを用いるコンピュータにより行なわれる。同意反射点が定められ、同位反射点に対する各ピクセルのフリッカコントラストが決定される。フリッカコントラストに関する各ピクセルおよび色の明暗度に、偽色 (赤色または青色) が割当てられる。同位反射点には黄色が割当てられる。複合イメージは、赤色、黄色および青色のイメージデータを組合せることにより構成される。

【 0 0 6 4 】

図 3 に示した走査レーザ網膜機能カメラは、Plesch 等の論文「応用光学 (Applied Optics)」(1987 年 4 月 15 日発行、第 26 巻、第 8 号、第 1480 ~ 1486 頁) に記載されたデジタル 35 レーザ走査眼底カメラ (Digital 35 Laser Scanning Fundus Camera) と同様である。この文献記載の眼底カメラは、網膜の単一点を照明するための、眼により直径 10 ~ 15 ミクロンのスポットに合焦される平行レーザビームを使用している。網膜から散乱して戻される光 (通常は、入射光の 3 ~ 5 %) は、瞳孔の外側の 95 % を通って収集される。照明レーザビームの角走査は、網膜を横切って掃引しかつ網膜の時間解像力のある連続イメージング (time resolved sequential imaging) を行なう。この眼底カメラは、デジタルイメージバッファと、イメージの記憶および処理を行なうマイクロコンピュータとに連結される。

20

30

【 0 0 6 5 】

図 3 に示された走査レーザ網膜機能カメラは、米国特許第 6099127 号明細書において使用されている光ビーム加算器を収容している。この光ビーム加算器は、670 nm の赤色レーザ光源、540 nm の緑色レーザ光源、および 488 nm の青色レーザ光源を光ビーム加算器に使用しており、該加算器は眼底を別々に照明する。得られる 3 つのイメージは、眼底の色表示を構成するのに使用される。

網膜機能イメージの最適化

理想的な網膜機能イメージは、網膜および脈絡網の色素および細胞から反射される光の安定した非ちらつき背景と、脱酸素化された血液および酸素化された血液からの光の最大コントラストと、同じ網膜コンポーネントおよび脈絡網コンポーネントをイメージングするための同程度の深さの赤外光の網膜貫入と、を有している。

40

【 0 0 6 6 】

網膜機能イメージは、患者の心電図の R 波と時間同期させて、網膜代謝を心周期の異なるフェーズで検査できるようにする。データフレーム (該データフレームから、網膜機能イメージがデジタルイメージプロセッサにより構成される) は、(この例では) 512 本の走査線からのデータからなり、各走査線は光の少なくとも 2 つの波長で走査される。データフレームは線 1 で「スタート」し、かつ線 512 で「終了」する。或いは、次の走査線 x を R 波同期データフレームのスタートとして定める際に、心電図の R 波を、時間信号として、利用することができる。次に、デジタルプロセッサにより、線 x から線 512 および次の線 1 から線 (x - 1) により定められたデータフレームから、網膜機能イメージ

50

が構成される。時間遅延は、R波心電図の時間信号と走査線xとの間でオペレータにより選択される。

【0067】

758nmおよび1000nmの領域の赤外光は、ヘモグロビン酸素化の場合に最大コントラストを与える。機能的網膜イメージを最適化するには、1000nm波長の照明を805nmに近付けるようにチューニングすることが必要であろう。網膜背景の同位反射非ちらつき点は、700~805nmおよび805nm~1000nm光源により網膜および脈絡網の色素細胞から反射された光エネルギーが等しくなるときに決定される。これにより、機能イメージとのコントラストを取る、安定した非ちらつき背景が得られる。光源の波長または出力を変えることにより、イメージのチューニングを行なうことができる。

10

【0068】

個々の光源強度は、電流制限技術を用いて供給電力を変えることにより制御できる。或いは、光出力は、可変孔ダイヤフラムまたは光電変調器を用いて制御できる。

交替光波長

機能イメージを創成するのに、オキシヘモグロビンおよびデオキシヘモグロビンの吸光度に大きい差異がある光スペクトルの交替波長を使用できる。488nmと1000nmとの間の光が使用される。適当な波長は、488nmおよび600nm、630nm、635nm、670nmまたは760nm；635nmおよび830nmまたは910nm；670nmおよび830nmまたは910nm；760nmおよび830nmまたは910nmである。488~700nmの可視光は、近赤外光よりも網膜組織貫入量が小さいであろう。

20

交替イメージング技術

機能的網膜イメージを発生させるのに必要な異波長網膜イメージおよび脈絡網イメージを創成するのに、交替イメージング構成を使用できる。走査レーザ網膜機能カメラには、検出器の上流側に共焦点フィルタを設けて、深い脈絡網イメージを遮断している間に網膜表面イメージが検出されるように構成できる。共焦点フィルタは光学的セクションを創成するのに使用される。検出器の上流側にアンチ共焦点フィルタを配置して、網膜表面イメージを遮断し、深い脈絡網イメージを検出するように構成できる。

【0069】

連続的な深さで得られる一連の共焦点光学セクションを集積することにより、三次元網膜代謝イメージを形成できる。

30

【0070】

走査レーザ網膜機能カメラには、検出器の上流側に、直交偏光フィルタを配置できる。直交偏光フィルタの機能は、レーザ照明光と同じ直線偏光を有する表面反射光を遮断することである。これにより、深い層から散乱されかつ反射された直交偏光を検出しかつイメージを形成することが可能になる。従って、偏光フィルタは、表面反射を遮断することによりコントラストを改善する。

【0071】

網膜機能カメラには、照明軸線上に直線偏光フィルタを配置しかつイメージング軸線上に直交偏光フィルタを配置することができる。直交偏光フィルタは、照明光と同じ直線偏光を有する網膜表面からの反射光を遮断する。これにより、ヘモグロビン酸素化情報を含んでいる深い層からの光を検出しかつイメージを形成できる。

40

【0072】

走査レーザ網膜機能カメラのコントローラは異なる波長のレーザを連続的に付勢し、これにより、スキャナは網膜の一部を横切って走査し、各レーザによる完全データフレームを形成する。好ましくは、各走査線(各フレームではない)は交替波長で2度走査され、2つの網膜イメージ間の移動アーチファクトを最小にするのが好ましい。交替波長で連続的に走査される網膜の部分は、ピクセルのように走査線より小さくなるか、フレームのように走査線より大きくなるであろう。すなわち、各交替波長で走査された網膜の部分は、走査により形成されたイメージのピクセル、線走査またはフレームに一致する。各線を2

50

度連続的に走査することにより、信号対雑音比（S/N比）を最小にすると同時に網膜光露出を最小にする。

【0073】

或いは、連続走査線のような網膜走査の部分を照明することができる。これにより、飛越しデータフレームが形成される。網膜機能イメージを形成する前に2つの別々のイメージを形成するには、データフレームを脱飛越し(deinterlaced)する必要がある。

【0074】

積分球またはダイクロイックビーム結合器を用いることにより、2つの異なる波長の光で網膜を同時照明することができる。ダイクロイックビームスプリッタおよび別のイメージング光学系を用いて、異なる波長のイメージを得ることができる。

10

【0075】

以上、本発明に記載の網膜機能カメラを説明したが、本発明は、例えば、共焦点顕微鏡またはイメージング用マルチスペクトルカメラの使用にも等しく適用できることを理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図1】本発明の第一実施形態を示す概略図である。図1Aは、双頭矢印1A-1Aに沿う断面図である。

【図2】本発明の第二実施形態を示す概略図である。図2Aは、双頭矢印2A-2Aに沿う断面図である。

20

【図3】本発明の第三実施形態を示す概略図である。

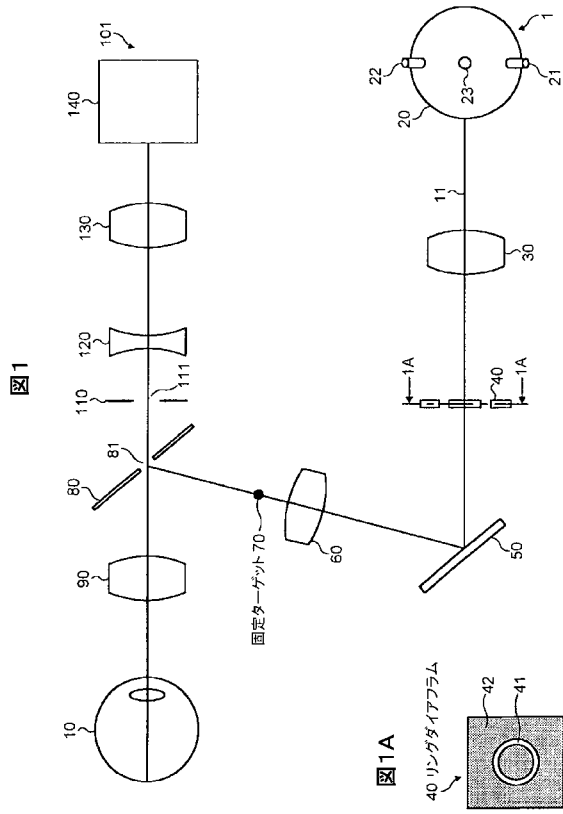
【符号の説明】

【0077】

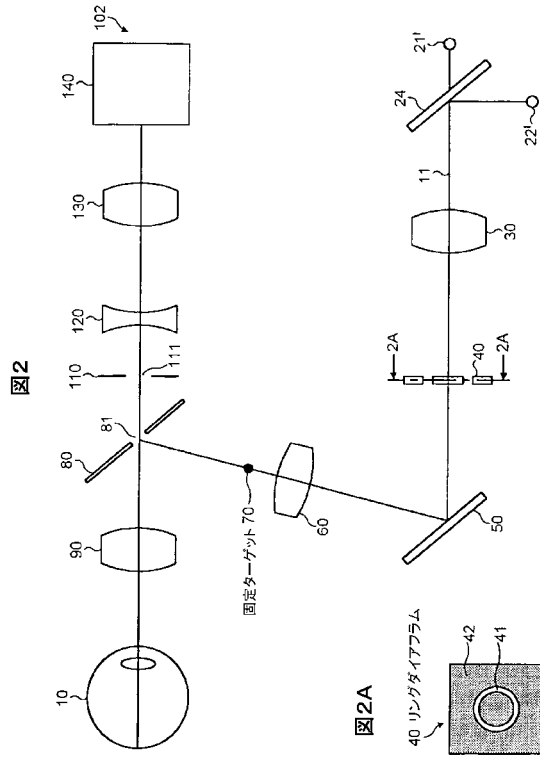
- 20 積分球
- 21 第一光源
- 22 第二光源
- 28 光ビーム加算器
- 40 リングダイアフラム
- 80 孔穿きミラー
- 101 網膜カメラ
- 140 イメージ記録器/プロセッサ
- 141 アバランシェフォトダイオード/プロセッサ
- 150 回転多面ミラー
- 261、271 光電変調器

30

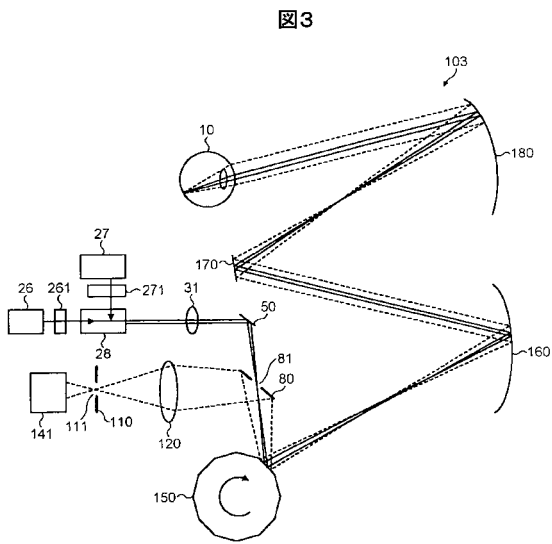
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 0119155.0

(32)優先日 平成13年8月6日(2001.8.6)

(33)優先権主張国 英国(GB)

(72)発明者 ワッツ、ジョナサン

イギリス国、デヴォン イー・エックス5 2ジェイ・ディー、エクセター、ファーリントン、ザ
オルード ワークショップス

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 国際公開第00/067635(WO,A1)

国際公開第99/016353(WO,A1)

特開2001-008899(JP,A)

国際公開第99/048418(WO,A1)

特開2000-008899(JP,A)

特開2000-287937(JP,A)

特開平08-154924(JP,A)

特開2000-287939(JP,A)

特開2002-238850(JP,A)

特開2001-258853(JP,A)

特開2001-145603(JP,A)

特表2002-543863(JP,A)

特表2001-517521(JP,A)

特表2002-507445(JP,A)

特表2003-532461(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 3/14

A61B 3/10

A61B 3/12

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 视网膜功能相机 | | |
| 公开(公告)号 | JP4197953B2 | 公开(公告)日 | 2008-12-17 |
| 申请号 | JP2002578799 | 申请日 | 2002-04-03 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 汽车帕特里克 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 汽车, 帕特里克 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 汽车, 帕特里克 | | |
| [标]发明人 | カーパトリック ワッツジョナサン | | |
| 发明人 | カー、パトリック ワッツ、ジョナサン | | |
| IPC分类号 | A61B3/14 A61B3/10 A61B3/12 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/14555 A61B3/1241 | | |
| FI分类号 | A61B3/14.H A61B3/10.R A61B3/12.E | | |
| 优先权 | 2001008885 2001-04-09 GB 2001011975 2001-05-16 GB 2001019155 2001-08-06 GB | | |
| 其他公开文献 | JP2005500870A JP2005500870A5 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题提供能够克服现有技术的缺点的眼底照相机。 解决方案：用于检查眼睛10的眼底照相机101具有配备有在第一和第二波段中发射光的第一和第二光源的光源1。作为由第二大于在波长带和脱氧阳离子的吸光度小于所述第二波长带的吸光度，第一和第二光源在由氧阳离子吸光度的第一波长带的吸收度的第一波长带安排在视网膜上交替发光。来自第一光源和第二光源的光被光学装置30,50,60,80,90选择性地聚焦，并且成像装置90,120,130被在相应波长带中照射的视网膜选择性地聚焦。制作每张图片的一部分。由成像装置获得的图像由成像/处理器装置140处理，以基于血红蛋白氧合确定视网膜代谢图像。

