

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6627071号
(P6627071)

(45) 発行日 令和2年1月8日 (2020. 1. 8)

(24) 登録日 令和1年12月13日 (2019. 12. 13)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 3/13 (2006. 01)

A 6 1 B 3/14 (2006. 01)

A 6 1 B 3/13

A 6 1 B 3/14

請求項の数 13 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2019-505537 (P2019-505537)	(73) 特許権者	518148319
(86) (22) 出願日	平成31年1月28日 (2019. 1. 28)		株式会社 O U I
(86) 国際出願番号	PCT/JP2019/002824		東京都新宿区新宿 1-36-2 新宿第七
(87) 国際公開番号	W02019/146792		葉山ビル3階
(87) 国際公開日	令和1年8月1日 (2019. 8. 1)	(74) 代理人	100117226
審査請求日	令和1年6月14日 (2019. 6. 14)		弁理士 吉村 俊一
(31) 優先権主張番号	特願2018-11632 (P2018-11632)	(72) 発明者	清水 映輔
(32) 優先日	平成30年1月26日 (2018. 1. 26)		東京都新宿区新宿 1-36-2 新宿第七
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		葉山ビル3階株式会社 O U I 内
早期審査対象出願		(72) 発明者	矢津 啓之
			東京都新宿区新宿 1-36-2 新宿第七
			葉山ビル3階株式会社 O U I 内
		(72) 発明者	明田 直彦
			東京都新宿区新宿 1-36-2 新宿第七
			葉山ビル3階株式会社 O U I 内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 近接撮影用装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源と撮影用カメラレンズとを備える移動体端末に着脱可能に装着される近接撮影用装置であって、

前記光源の上に着脱可能に設けられる板状のカラーフィルター部材と、前記撮影用カメラレンズの上に着脱可能に設けられる板状の凸レンズ部材とが、前記近接撮影用装置が備えるレールにスライド可能に嵌め込まれ、

前記板状のカラーフィルター部材と前記板状の凸レンズ部材とを前記嵌め込まれた状態で左右方向にスライドさせることで、前記カラーフィルター部材を前記光源の上から着脱させ、又は、前記凸レンズ部材を前記撮影用カメラレンズの上から着脱させ、

前眼部の撮影は、前記カラーフィルター部材を前記レールでスライドさせて取り外し、前記凸レンズ部材を前記レールでスライドさせて取り付けを行い、前眼部の傷の観察は、前記カラーフィルター部材を前記レールでスライドさせて取り付け、前記凸レンズ部材を前記レールでスライドさせて取り付けを行う、ことを特徴とする近接撮影用装置。

【請求項 2】

前記レールは、前記近接撮影用装置を構成する前壁と、該前壁の凸状周縁部に装着され、該凸状周縁部の内方にはみ出した前面プレートとで構成されている、請求項 1 に記載の近接撮影用装置。

【請求項 3】

先端に凸レンズを有する筒状部材を着脱可能にさらに備える、請求項 1 又は 2 に記載の

近接撮影用装置。

【請求項 4】

前記筒状部材は、前記光源から発した往路光の光路にカラーフィルター部材及び偏光フィルターを備え、眼底で反射した復路光の光路に他の偏光フィルターを備える、請求項 3 に記載の近接撮影用装置。

【請求項 5】

前記光源からの光を円柱レンズでスリット光とするスリット光形成部材を着脱可能にさらに備える、請求項 1 又は 2 に記載の近接撮影用装置。

【請求項 6】

前記スリット光形成部材は、前記光源からの光を反射する第 1 反射ミラー及び第 2 反射ミラーと、該各反射ミラーで反射した光を通過させるスリット部とを有し、前記スリット部を通過した光が前記円柱レンズでスリット光となる、請求項 5 に記載の近接撮影用装置

。

【請求項 7】

光源と撮影用カメラレンズとを備える移動体端末に着脱可能に装着される近接撮影用装置であって、

前記光源の上に着脱可能に設けられるカラーフィルター部材と、前記撮影用カメラレンズの上に着脱可能に設けられる凸レンズ部材とを備え、前眼部の撮影は、前記カラーフィルター部材を取り外し、前記凸レンズ部材を取り付けて行い、前眼部の傷の観察は、前記カラーフィルター部材を取り付け、前記凸レンズ部材を取り付けて行い、

前記光源からの光を円柱レンズでスリット光とするスリット光形成部材を着脱可能にさらに備え、前記スリット光形成部材は、前記光源からの光を反射する第 1 反射ミラー及び第 2 反射ミラーと、該各反射ミラーで反射した光を通過させるスリット部とを有し、

前記スリット部を通過した光が前記円柱レンズでスリット光となって前記前眼部に照射される光は、前記前眼部で反射した光のうちの前記撮影用カメラレンズに向かう光に対して斜めから照射して前記前眼部の内部構造を観察又は撮影する、ことを特徴とする近接撮影用装置。

【請求項 8】

先端に凸レンズを有する筒状部材を着脱可能にさらに備える、請求項 7 に記載の近接撮影用装置。

【請求項 9】

光源と撮影用カメラレンズとを備える移動体端末に着脱可能に装着される近接撮影用装置であって、

前記光源からの光が通過する第 1 出光用開口を有した第 1 の光路を形成する第 1 光路形成部と、前記光源からの光が通過する第 2 出光用開口を有した、前記第 1 の光路とは異なる第 2 の光路を形成する第 2 光路形成部と、前記光源からの光による、前記第 1 の光路と前記第 2 の光路との切換えを行う光路切換え部とを備え、

前記第 1 の光路は、前記第 1 出光用開口を通して眼の略正面から眼底に対して前記光源から光の照射が行われ、前記眼底において反射した光のうちの前記撮影用カメラレンズに向かう光によって前記眼底の観察又は撮影を行い、

前記第 2 の光路は、前記第 2 出光用開口を通して眼の正面に対して斜めから前眼部に対して前記光源から光の照射が行われ、前記前眼部において反射した光のうちの前記撮影用カメラレンズに向かう光によって前記前眼部の観察又は撮影を行う、ことを特徴とする近接撮影用装置。

【請求項 10】

前記光路切換え部は、前記光源からの光を反射可能な反射部材を有し、前記反射部材により前記光源からの光が反射されないことにより前記第 1 の光路が形成され、前記反射部材により前記光源からの光が反射されることにより前記第 2 の光路が形成される、請求項 9 に記載の近接撮影用装置。

【請求項 1 1】

前記第 2 の光路には、前記第 2 の光路からの前記光源からの光の焦点を、前記光が照射される照射対象物に対して合わせるための焦点調節部が設けられている、請求項 9 又は 10 に記載の近接撮影用装置。

【請求項 1 2】

前記第 2 の光路には、前記光が照射される照射対象物に対する照射位置を調整可能な照射位置調整部が設けられている、請求項 9 ～ 1 1 のいずれか 1 項に記載の近接撮影用装置。

10

【請求項 1 3】

前記第 2 の光路には、前記光源からの光を直線状の光とするスリット形成部が設けられている、請求項 9 ～ 1 2 のいずれか 1 項に記載の近接撮影用装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、前眼部又は眼底部の病変の診断等に利用され、スマートフォン等の携帯型の移動体端末に装着されて用いられる近接撮影用装置に関する。

20

【背景技術】

【0 0 0 2】

眼の診察を行うには専用の拡大鏡が必要である。医師は拡大鏡で診察を行い、所見を得て評価を行い、診断して治療にあたる、というプロセスを踏む。眼科専門外来では、細隙灯顕微鏡が使用される。しかし、細隙灯顕微鏡は大きく重く高価なため、簡便さが求められる際やベッドサイド等の外来以外の眼科診療現場では、従来より手持ち細隙灯顕微鏡が広く使用されている。

【0 0 0 3】

しかし、手持ち細隙灯顕微鏡では、操作が難しいために得られる情報が少なく、前眼部の観察しかできず、眼底観察は不可能であり、画像の記録ができない。さらに、手持ち細隙灯顕微鏡では、所見を得るようになるまでに時間がかかり、また、一度に診察できる患者等の人数は 1 人のみである。また、手持ち細隙灯顕微鏡は、光源を含むため重い等の課題が多い。

30

【0 0 0 4】

上記課題を解決しようとする先行技術としては、例えば、スマートフォンを光源付きの台に固定して撮影する、照明機能を備えた近接撮影装置、超近接撮影装置が提案されている（例えば、特許文献 1、特許文献 2 を参照）。また、例えば、画像取得技術から得られた画像を保存するシステムあるいはアプリケーションまで包括している検眼鏡が提案されている（例えば、特許文献 3 を参照）。また、例えば、スマートフォンで網膜を撮影して解析する広視野網膜画像取得システム及び方法が提案されている（例えば、特許文献 4 を参照）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 5】

【特許文献 1】特開 2 0 1 7 - 1 2 1 3 2 0 号公報

【特許文献 2】実用新案登録第 3 1 9 7 4 1 8 号公報

【特許文献 3】特表 2 0 1 6 - 5 2 4 4 8 3 号公報

【特許文献 4】特表 2 0 1 7 - 5 0 1 0 0 5 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0006】

しかし、上記特許文献1、特許文献2に記載の装置は、光源を含むため重く、また、光源からの光の照射角度から、前眼部と眼底両方の観察が不可能である等の課題が残っている。また、上記特許文献3に記載の装置には、前眼部撮影時に接写機能がなく、また、光源の詳細が記載されていないので、実際には画像取得できない等の課題がある。また、上記特許文献4に記載の装置においては、網膜の画像のみに焦点をあてており、前眼部撮影は行わない等の課題がある。

【0007】

また、上記した各特許文献に記載されている従来の装置においては、診察は熟練者が行わなければ所見を得られない、また、評価を診察現場で行わなければならない等のマクロ的な課題や、研究としての使用ができない等の課題が残る。また、上記した各特許文献に記載の装置は、いずれも製品化されていない。

10

【0008】

本発明は、上記課題を解決するためになされたものであり、その目的は、スマートフォン等の移動体端末に取り付けることにより、容易に前眼部の撮影と眼底の撮影との両方の撮影を可能とする近接撮影用装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る近接撮影用装置は、前眼部と眼底を観察して撮影する装置であり、異なる経路で前眼部と眼底を観察・撮影する第一実施形態の近接撮影用装置と、着脱可能な部材を組み合わせて前眼部と眼底を観察・撮影する第二実施形態の近接撮影用装置とを含む。

20

【0010】

(1) 本発明の第一実施形態に係る近接撮影用装置は、光源と撮影用カメラレンズとを備える移動体端末に着脱可能に装着される近接撮影用装置であって、前記光源からの光による第1光路を形成する第1光路形成部と、前記光源からの光による、前記第1光路とは異なる第2光路を形成する第2光路形成部と、前記光源からの光による、前記第1光路と前記第2光路との切換えを行う光路切換え部とを備える、ことを特徴とする。この発明によれば、第1光路で眼底を観察して撮影でき、第2光路で前眼部を観察して撮影できる。

【0011】

本発明の第一実施形態に係る近接撮影用装置において、前記光路切換え部は、前記光源からの光を反射可能な反射部材を有し、前記反射部材により前記光源からの光が反射されないことにより前記第1光路が形成され、前記反射部材により前記光源からの光が反射されることにより前記第2光路が形成される。

30

【0012】

本発明の第一実施形態に係る近接撮影用装置において、前記第2光路には、(a) 前記第2光路における前記光源からの光の焦点を前記光が照射される照射対象物に対して合わせるための焦点調節部、(b) 前記光が照射される照射対象物に対する照射位置を調整可能な照射位置調整部、及び、(c) 前記第2光路には、前記光源からの光を直線状の光とするスリット形成部、から選択される1又は2以上設けられている。これらの発明によれば、第2光路を利用して行う前眼部の観察と撮影をより精度良く行うことができる。

40

【0013】

(2) 本発明の第二実施形態に係る近接撮影用装置は、光源と撮影用カメラレンズとを備える移動体端末に着脱可能に装着される近接撮影用装置であって、前記光源の上に着脱可能に設けられるカラーフィルター部材と、前記カメラレンズの上に着脱可能に設けられる凸レンズ部材とを備え、前眼部の撮影は、前記カラーフィルター部材を取り外し、前記凸レンズ部材を取り付けて行い、前眼部の傷の観察は、前記カラーフィルター部材を取り付け、前記凸レンズ部材を取り付けて行う、ことを特徴とする。この発明によれば、前眼部の撮影と傷の観察は、凸レンズ部材を取り付けた状態でカラーフィルター部材の着脱により行うことができる。

【0014】

50

本発明の第二実施形態に係る近接撮影用装置において、前記カラーフィルター部材及び前記凸レンズ部材が板状部材であり、該板状部材をスライドさせることで、前記カラーフィルター部材を前記光源の上から着脱させる、又は、前記凸レンズ部材を前記撮影用カメラレンズの上から着脱させる。

【0015】

本発明の第二実施形態に係る近接撮影用装置において、前記光源からの光を円柱レンズでスリット光とするスリット光形成部材を着脱可能にさらに備える。この発明によれば、円柱レンズで形成されたスリット光により、前眼部の内部構造をより詳細に観察・撮影することができる。

【0016】

本発明の第二実施形態に係る近接撮影用装置において、前記スリット光形成部材は、前記光源からの光を反射する第1反射ミラー及び第2反射ミラーと、該各反射ミラーで反射した光を通過させるスリット部とを有し、前記スリット部を通過した光が前記円柱レンズでスリット光となる。

【0017】

本発明の第二実施形態に係る近接撮影用装置において、先端に凸レンズを有する筒状部材を着脱可能にさらに備える。この発明によれば、筒状部材により、眼底との焦点距離を適切な状態に調整して保つことができる。その結果、眼底の観察・撮影を行うことができる。

【0018】

本発明の第二実施形態に係る近接撮影用装置において、前記筒状部材は、前記光源から発した往路光の光路にカラーフィルター部材及び偏光フィルターを備え、眼底で反射した復路光の光路に他の偏光フィルターを備える。この発明によれば、筒状部材の内部で往路光と復路光とが干渉することを防ぐことができる。その結果、復路光による眼底の観察・撮影をきれいにを行うことができる。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、スマートフォン等の移動体端末に取り付けることにより、容易に前眼部の撮影と眼底の撮影との両方の撮影を可能とする近接撮影用装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明に係る近接撮影用装置の第一実施形態を示す斜視図である。

【図2】本発明に係る近接撮影用装置の第一実施形態において、第2の光路Bが形成されている前眼部Aを撮影時の状態を示す断面図である。

【図3】本発明に係る近接撮影用装置の第一実施形態において、第1の光路Aが形成されている眼底Eを撮影時の状態を示す断面図である。

【図4】本発明に係る近接撮影用装置の第一実施形態において、フィルターを装着した様子を示す断面図である。

【図5】本発明に係る近接撮影用装置の第二実施形態を示す斜視図である。

【図6】凸レンズ部材とカラーフィルター部材をスライドさせた形態例を示す説明図である。

【図7】図5に示す近接撮影用装置の第二実施形態の分解構成図である。

【図8】スリット部材を取り付けた形態を示す正面図である。

【図9】図8に示す形態の斜視図である。

【図10】図8に示す形態の説明図である。

【図11】筒状レンズ部材を備えた形態を示す斜視図である。

【図12】図11に示す形態の正面図である。

【図13】図11に示す形態の分解構成図である。

【図14】凸レンズ部材とカラーフィルター部材を備えた簡易型近接撮影用装置である。

10

20

30

40

50

【図 1 5】図 1 4 に示す簡易型近接撮影用装置を装着した態様の説明図である。

【図 1 6】上段は白色光を当てた目の代表的な写真であり、下段はフルオレセイン染色像を示す代表的な写真である。左列の画像は、既存装置で撮影した例であり、右列の画像は、スマートアイカメラを使用して撮影した例である。

【図 1 7】(A) は、マウスの週齢と体重の関係を測定したグラフであり、(B) は、グループ別の体重の経過についての表である。

【図 1 8】(A) は、マウスの週齢と涙液分泌量 (T S : T e a r S e c r e t i o n) の関係を測定したグラフであり、(B) は、グループ別の連続涙液分泌 (T S) の経過についての表である。

【図 1 9】(A) は、マウスの週齢と液層破壊時間 (T F B U T) の関係を測定したグラフであり、(B) は、グループ別の涙液層破壊時間の経過についての表である。

10

【図 2 0】フルオレセイン溶液によって染色された連続的な涙液膜写真であり、上段は、涙液層が 3 秒で割れた G V H D 群の例であり、下段は、涙液膜が 3 秒で安定化し、6 秒で崩壊した正常群の例である。

【図 2 1】(A) は、マウスの週齢と連続角膜フルオレセインスコア (C F S) の関係を測定したグラフであり、(B) は、グループ別の C F S の経過についての表である。

【図 2 2】本発明に係る近接撮影用装置と既存装置について、T F B U T と C F S を比較した結果であり、(A) は T F B U T についてのグラフであり、(B) は C F S についてのグラフである。

【図 2 3】本発明に係る近接撮影用装置と既存装置との相関関係を示すグラフであり、(A) は T F B U T についてのグラフであり、(B) は C F S についてのグラフである。

20

【図 2 4】体重減少、T S の短縮、及び角膜上皮炎の悪化について整理したグラフである

【図 2 5】(A) は角膜混濁、(B) は白内障手術後、(C) は流行性結膜炎、(D) は白内障なし、(E) は中等度白内障、(F) は重傷白内障の撮影画像である。

【図 2 6】スマートアイカメラによる核硬化症 (白内障) の評価の結果である。

【図 2 7】各眼科専門家によるスマートアイカメラと既存装置との相関の結果である。

【図 2 8】眼底の撮像結果であり、(A) は正常眼底、(B) は高血圧性眼底、(C) は網膜菲薄化、(D) は視神経乳頭陥凹拡大 (緑内障疑い) の画像である。

【図 2 9】スマートアイカメラで評価した高血圧性眼底の医師間での相関である。

【図 3 0】ドライアイ患者とドライアイのない正常患者の合計 4 2 人に対して、ドライアイの診断基準である T F B U T 測定結果である。

30

【発明を実施するための形態】

【0 0 2 1】

本発明に係る近接撮影用装置について、図面を参照しつつ説明する。本発明は、以下で説明する各実施形態に限定されるものではなく、その変形例や応用例を包含する。本発明に係る近接撮影用装置 1 は、以下の第一実施形態と第二実施形態を含む。以下、各実施形態について詳しく説明する。

【0 0 2 2】

[第一実施形態]

本発明の第一実施形態による近接撮影用装置 1 について、図 1 ~ 図 4 を参照しながら説明する。図 1 は、近接撮影用装置 1 を示す斜視図である。図 2 は、近接撮影用装置 1 において第 2 の光路 B が形成されている様子を示す断面図である。

40

【0 0 2 3】

以下の説明においては、後述の奥壁 1 3 から前壁 1 2 へと向かう方向を前方向と定義し、その反対の方向を後方向と定義して説明する。また、後述の右側壁 1 5 から左側壁 1 4 へと向かう方向を左方向と定義し、その反対の方向を右方向と定義して説明する。また、後述の下壁 1 7 から上壁 1 6 へと向かう方向を上方向と定義し、その反対の方向を下方向と定義して説明する。主要な図面には、これらの方向を示す矢印を図示している。

【0 0 2 4】

<装置構成>

50

図1に示すように、近接撮影用装置1は、撮影用カメラレンズ91と光源92とを備える移動体端末としてのスマートフォン9に固定されて装着される近接撮影用装置1であり、第1光路形成部と、第2光路形成部と、光路切換え部とを備えているが、光源やカメラレンズ等の撮影するための構成を備えていない。この近接撮影用装置1は、スマートフォン9に着脱可能に装着される。具体的には、スマートフォン9は、光源92と、撮影用カメラレンズ91と、を備えている。撮影用カメラレンズ91は、図2等に示すように、スマートフォン9の上端部の左端部に設けられている。また、光源92は、スマートフォン9の上端部であって、撮影用カメラレンズ91に隣接して撮影用カメラレンズ91よりも右側の部分に設けられている。

【0025】

10

近接撮影用装置1は、ハウジング10と、第1板状鏡30と、第2板状鏡40と、レンズ部50と、蛇腹部60と、スリット形成部70を備えている。

【0026】

(ハウジング)

ハウジング10は、図1に示すように、内部中空であり、外形が直方体形状を有している。ハウジング10は、外壁部11と、第1仕切り壁部21と、第2仕切り壁部22とを有している。外壁部11は、ハウジング10の外郭を構成している。

【0027】

外壁部11は、前壁12と奥壁13と、左側壁14と、右側壁15と、上壁16と、下壁17とを有している。下壁17には、端末挿入開口171(図2等参照)が形成されている。端末挿入開口171は、下壁17の後部において奥壁13に沿って左側壁14から右側壁15に至るまで形成された貫通孔により構成されている。端末挿入開口171は、スマートフォン9の上端部を挿入可能に、前後方向における端末挿入開口171の幅は、スマートフォン9の厚さよりも僅かに広く、また、左右方向における端末挿入開口171の幅は、スマートフォン9の幅よりも僅かに広く構成されている。

20

【0028】

左側壁14、奥壁13、右側壁15の下端部は、下壁17の左辺、後辺、右辺からそれぞれ上方向へ延びており、それぞれ上壁16の左辺、後辺、右辺に接続されている。また、前壁12の下端部は、下壁17の前辺よりも僅かに後側の部分から上方向へ延びており、上壁16の前辺よりも僅かに後側の部分に接続されている。

30

【0029】

前壁12は、図2に示すように、ハウジング10の中央部分に設けられており、前壁12の左端部と左側壁14との間、前壁12の右端部と右側壁15との間には、それぞれ開口が形成されている。左右方向における左側の開口の幅は、同方向における右側の開口の幅の2倍程度である。左側の開口は、第2仕切り壁部22によって左右方向に2分されている。

【0030】

2分されたうちの左側の開口は、前後方向においてスマートフォン9の撮影用カメラレンズ91に対向する位置関係を有しており、入光用開口101を構成する。2分されたうちの右側の開口は、前後方向においてスマートフォン9の光源92に対向する位置関係を有しており、第1出光用開口102を構成する。また、前壁12の右端部と右側壁15との間の開口は、前後方向において第2板状鏡40に対向する位置関係を有しており、第2出光用開口103を構成する。

40

【0031】

前壁12よりも前側の下壁17の部分と上壁16の部分とには、それぞれ図示しない溝が形成されている。図示しない溝には、例えば、図示しないスマートフォン9からの白色光を青色に変換する図示しないフィルター等の上下方向に突出する端部が係合可能であり、この係合により、図示しないフィルター等を、第1出光用開口102、第2出光用開口103に配置可能である。

【0032】

50

左側壁 1 4 は、図 1 等に示すように、長形状を有している。前後方向における左側壁 1 4 の中央部には、所定の間隔でそれぞれ貫通孔により構成されるフィルター挿入スリット 1 4 1 が形成されている。フィルター挿入スリット 1 4 1 は、長形状を有しており、長手方向が上下方向に指向する位置関係で形成されている。

【0033】

右側壁 1 5 は、外形が左側壁 1 4 と同様の長形状を有している。右側壁 1 5 には、左側壁 1 4 に形成されていたようなフィルター挿入スリット 1 4 1 は形成されていないが、右側壁 1 5 の内面には、図 2 に示すように、第 2 板状鏡 4 0 の右端部をガイドするための右壁ガイド凹部 1 5 1 が形成されている。右壁ガイド凹部 1 5 1 は、右側壁 1 5 の上端部から下端部に至るまで延びるとともに、図 2 等に示すように、右側壁 1 5 の前端部近傍の位置から、右側壁 1 5 の後方向へ向かって、右側壁 1 5 の前後方向における長さの 3 分の 1 程度の位置に至るまで、延びて形成されている。

10

【0034】

左側壁 1 4 に対向するハウジング 1 0 の内部であって、左右方向におけるハウジング 1 0 の長さの略 6 分の 1 程度、左側壁 1 4 から右側壁 1 5 へと向かった位置には、第 2 仕切り壁部 2 2 が設けられている。第 2 仕切り壁部 2 2 は、左右方向においてハウジング 1 0 の内部の空間を、光路の往路側の空間と、光路の復路側の空間とに仕切っている。第 2 仕切り壁部 2 2 の左側の側面には、フィルター挿入溝 1 4 2 が形成されている。フィルター挿入溝 1 4 2 は、左右方向において左側壁 1 4 のフィルター挿入スリット 1 4 1 に対向する位置に形成されており、フィルター挿入溝 1 4 2 には、図 4 に示すように、フィルター挿入スリット 1 4 1 から挿入された長形状の板状のフィルター 8 の右側の端部が挿入されて、ハウジング 1 0 に固定されるように構成されている。図 4 は、近接撮影用装置 1 にフィルターを装着した様子を示す断面図である。

20

【0035】

このように挿入されるものとしては、例えば、フルオレセインで角結膜上皮障害や眼の傷を診察する際に用いられる生体染色検査用ブルーフリーフィルターや、接写レンズ等が挙げられる。生体染色検査用ブルーフリーフィルターは、スマートフォン 9 からの白色光を青色に変換するフィルターが第 2 出光用開口 1 0 3 に装着されたときに、フィルター挿入スリット 1 4 1 及びフィルター挿入溝 1 4 2 に挿入されて用いられ、目に青い光を当てて、目の表面の傷を緑に変えて、その緑の光を、撮影用カメラレンズ 9 1 を通して撮影して観察する。

30

【0036】

(第 1 板状鏡、蛇腹部)

また、第 2 仕切り壁部 2 2 には、蛇腹部 6 0 の左端部が固定されている。蛇腹部 6 0 の右端部は、第 1 板状鏡 3 0 の前端部に固定されている。第 1 板状鏡 3 0 の前端部には、図示しない凸部が上下方向にそれぞれ突出して設けられており、図示しない凸部は、第 1 出光用開口 1 0 2 の近傍における上壁 1 6 と下壁 1 7 に形成された左右方向に延びる図示しない溝に案内されて、左右方向に移動可能である。また、第 1 板状鏡 3 0 の後端部は、蝶番 3 1 の一端部に固定されている。蝶番 3 1 の他端部は、第 2 仕切り壁部 2 2 の後端部に固定されている。蝶番 3 1 が回転することにより、第 1 板状鏡 3 0 は、蝶番 3 1 の回転軸を中心として回転可能に構成されている。

40

【0037】

従って、第 1 板状鏡 3 0 の前端部が、図 2 に示すように、前壁 1 2 の左端部に当接し蛇腹部 6 0 が伸びている状態から、蛇腹部 6 0 を縮めてゆくことにより、第 1 板状鏡 3 0 の第 1 板状鏡 3 0 が、蝶番 3 1 の回転軸を中心として回転することにより、第 1 板状鏡 3 0 の前端部の図示しない凸部が、第 1 出光用開口 1 0 2 の近傍における上壁 1 6 と下壁 1 7 に形成された左右方向に延びる図示しない溝に案内されて略左方向へ移動する。そして、図 3 に示すように、第 1 板状鏡 3 0 が第 2 仕切り壁部 2 2 に平行の位置関係となることにより、スマートフォン 9 の光源 9 2 からの光が、第 1 出光用開口 1 0 2 から近接撮影用装置 1 の前方向における外部へ出光するように構成されている。図 3 は、近接撮影用装置 1

50

において第１の光路Ａが形成されている様子を示す断面図である。

【００３８】

端末挿入開口１７１の前部の縁部を形成している下壁１７の部分には、第１仕切り壁部２１が設けられている。第１仕切り壁部２１は、当該下壁１７の部分から上方向へ上壁１６に至るまで延びており、右側壁１５から左方向へ、同方向におけるハウジング１０の中央部に至るまで延びている。第１仕切り壁部２１は、前後方向においてハウジング１０の内部の空間を、前側の空間と後側の空間とに仕切っている。後側の空間には、端末挿入開口１７１からハウジング１０の内部の空間に挿入されたスマートフォン９の上端部が配置される。

【００３９】

第１仕切り壁部２１の内面には、左右方向に延びる図示しないレンズガイド溝が形成されている。また、第１仕切り壁部２１の内面には、図２に示すように、第２板状鏡４０の左端部をガイドするための第１仕切りガイド凹部２１１が形成されている。第１仕切りガイド凹部２１１は、第１仕切り壁部２１の上端部から下端部に至るまで延びるとともに、図２等に示すように、右側壁１５近傍の第１仕切り壁部２１の位置から、後述の前壁１２の第２出光用開口１０３の中央よりも左寄りの位置に至るまで延びて形成されている。

【００４０】

（第２板状鏡）

第２板状鏡４０の左端部には、凸部が上方向に突出して設けられており、上方向に突出する凸部は、上壁１６よりも外側に突出して左側摘み４２（図１参照）を構成し、上壁１６に形成され左右方向に３ｍｍ程度の長さで延びる溝１６２に係合する。左側摘み４２は、当該溝１６２に案内されて、左右方向に移動するように構成されている。左側摘み４２を溝１６２に沿って移動させることにより、第２板状鏡４０の左端部は、第１仕切り壁部２１に形成された第１仕切りガイド凹部２１１に案内されて、左右方向に移動するように構成されている。

【００４１】

また、第２板状鏡４０の右端部には、凸部が上方向に突出して設けられており、上方向に突出する凸部は、上壁１６よりも外側に突出して右側摘み４１を構成し、上壁１６に形成され前後方向に延びる溝１６１に係合する。右側摘み４１は、当該溝１６１に案内されて、前後方向に移動するように構成されている。右側摘み４１を溝１６１に沿って移動させることにより、第２板状鏡４０の右端部は、右側壁１５に形成された右壁ガイド凹部１５１に案内されて、前後方向に移動可能である。

【００４２】

（レンズ部）

レンズ部５０は、ハウジング１０内部であって、第２の光路Ｂを形成する第２光路形成部に配置されて設けられている。具体的には、レンズ部５０は、ハウジング１０内部であって、第１仕切り壁部２１と前壁１２との間の位置に配置されて設けられている。レンズ部５０は、凸レンズ５１（プラスレンズ）と、凸レンズ５１を保持する凸レンズフォルダ５２と、を有している。凸レンズフォルダ５２の前端部及び後端部には、図示しない凸部が前後方向にそれぞれ突出して設けられており、図示しない凸部は、第１仕切り壁部２１の内面、前壁１２の内面にそれぞれ形成され図示しない溝に案内されて、左右方向に移動可能である。凸レンズフォルダ５２の上端部には、上方向へ突出する凸部が設けられており、凸部は、上壁１６よりも外側に突出してレンズ部摘み５３を構成する。レンズ部摘み５３は、上壁１６に形成され左右方向に延びる溝１６３に係合し、レンズ部摘み５３が溝１６３に沿って移動させることにより、レンズ部５０は、当該溝１６３に案内されて左右方向に移動するように構成されている。

【００４３】

（スリット形成部）

スリット形成部７０は、ハウジング１０内部であって、第２の光路Ｂを形成する第２光路形成部に配置されて設けられている。具体的には、スリット形成部７０は、ハウジング

10

20

30

40

50

10 内部であって、第1仕切り壁部21の左端部の近傍のスマートフォン9の前面と、前壁12との間の位置に配置されて設けられている。

【0044】

スリット形成部70は、スリット板71と、可動板72とを有している。図2に示す様に、スリット板71は、ハウジング10内部における第2の光路Bを左側と右側に仕切るように設けられており、前後方向における中央部に、上下方向に延びるスリットが形成されている。可動板72は、前後方向に移動可能な一对の板により構成されており、回転摘み721に連結されている。可動板72は、回転摘み721を回転させることにより、互いに接近したり、また、互いに離間したりするように構成されている。

【0045】

(第1光路形成部、第2光路形成部)

第2仕切り壁部22及び前壁12の左端部は、第1の光路Aを形成する第1光路形成部を構成する。スリット形成部70、レンズ部50、第1板状鏡30、第2板状鏡40、前壁12の内面及び右端部、第1仕切り壁部21の前面は、第2の光路Bを形成する第2光路形成部を構成する。また、蛇腹部60及び第1板状鏡30は、光源92からの光による、第1の光路Aの形成と第2の光路Bの形成との切換えを行う反射部材、光路切換え部を構成する。また、レンズ部50は、光源92からの光の焦点を、光が照射される照射対象物である眼に対して合わせるための焦点調節部を構成する。また、第2板状鏡40は、光が照射される照射対象物である眼に対する照射位置を調整可能な照射位置調整部を構成する。

【0046】

<前眼部の撮影と眼底の撮影>

以上のような構成による近接撮影用装置1を用いた、前眼部AE (anterior eye) の撮影と眼底EG (eye ground) の撮影とについて説明する。

【0047】

(眼底の撮影)

先ず、眼底EGの撮影について説明する。眼底EGを撮影する際には、第1板状鏡30の前端部が、図2に示すように、前壁12の左端部に当接し蛇腹部60が伸びている状態から、蛇腹部60を縮めてゆくことにより、第1出光用開口102が開き始める。

【0048】

そして、更に蛇腹部60を縮めてゆくことにより、図3に示すように、第1板状鏡30が第2仕切り壁部22と平行の位置関係となり、第1出光用開口102が完全に開いた状態となり、撮影用カメラレンズ91から眼までの距離を4cm程度として、光源92から光の照射が行われることにより、第1の光路Aが形成される。即ち、第1出光用開口102を通して、眼の略正面から眼底EGに対して光源92から光の照射が行われ、眼底EGにおいて反射した光のうちの撮影用カメラレンズ91に向かう光が、入光用開口101を通して撮影用カメラレンズ91に入る。撮影用カメラレンズ91に入った光は、スマートフォン9におけるアプリケーションソフトが実行されることにより、スマートフォン9に備える記憶媒体に記憶され撮影される。第1の光路Aにおける、光源92と、眼底EGと、撮影用カメラレンズ91とを結ぶ角度 α は、 5° 以上 15° 以下である。

【0049】

(眼底の撮影)

次に、前眼部AEの撮影について説明する。前眼部AEを撮影する際には、第1板状鏡30が第2仕切り壁部22と平行の位置関係となっている状態から、蛇腹部60を伸ばしてゆくことにより、第1出光用開口102が閉じ始める。そして、更に蛇腹部60を伸ばしてゆくことにより、図2に示すように、第1出光用開口102が閉じた状態となる。この状態で、撮影用カメラレンズ91から眼までの距離を4cm程度として、光源92から光の照射が行われることにより、第2の光路Bが形成される。即ち、第2出光用開口103を通して、眼の正面に対して斜めから前眼部AEに対して光源92から光の照射が行われ、前眼部AEにおいて反射した光のうちの撮影用カメラレンズ91に向かう光が、入光

10

20

30

40

50

用開口 101 を通して撮影用カメラレンズ 91 において入光する。第 2 の光路 B における、第 2 出光用開口 103 と、前眼部 A E と、撮影用カメラレンズ 91 とを結ぶ角度 θ は、 30° 以上 60° 以下である。

【0050】

この際、回転摘み 721 (図 1 参照) を回転させることにより、スリット形成部 70 におけるスリットの幅を調整して、前眼部 A E に照射される直線状の光の幅を所望の幅とする。また、レンズ部摘み 53 を左右方向に適宜移動させて、前眼部 A E に照射される直線状の光のピントを合わせる。また、左側摘み 42 及び右側摘み 41 を溝 161 に沿って移動させることにより、第 2 板状鏡 40 の角度を変化させて、前眼部 A E における直線状の光の照射位置を調整する。そして、これらの調整により、第 2 の光路 B をとおして、光源 92 から前眼部 A E に照射され、前眼部 A E で反射された光が最適な光とされ、撮影用カメラレンズ 91 に入り、スマートフォン 9 におけるアプリケーションソフトが実行されることにより、スマートフォン 9 に備える記憶媒体に記憶され撮影される。

10

【0051】

<効果>

上記構成の実施形態による近接撮影用装置 1 によれば、以下のような効果を得ることができる。上述のように、光源 92 と撮影用カメラレンズ 91 とを備える移動体端末としてのスマートフォン 9 に装着される近接撮影用装置 1 は、光源 92 からの光による第 1 の光路 A を形成する第 1 光路形成部と、光源 92 からの光による、第 1 の光路 A とは異なる第 2 の光路 B を形成する第 2 光路形成部と、光源 92 からの光による、第 1 の光路 A の形成と第 2 の光路 B の形成との切換えを行う光路切換え部と、を備える。

20

【0052】

この構成により、世界中で広く普及しているスマートフォン 9 に、外付けするアタッチメントとして近接撮影用装置 1 を容易に装着して、患者に対する眼科的診察で得られる全ての静止画像及び動画、即ち、前眼部 A E と眼底 E G との両方の静止画像及び動画を撮影することが可能である。さらに、近接撮影用装置 1 は、細隙灯顕微鏡や手持ち細隙灯顕微鏡と比べはるかに安価なので複数用意することが容易であり、ヒト臨床用とは別に動物専用を用意したものをを用いて実験動物 (動物モデル) やペット等の愛玩動物、動物園での飼育動物の眼の静止画像及び動画を撮影することが可能であり、上記動物の眼科的所見を取得することもできる。

30

【0053】

また、臨床利用が可能となる。具体的には、眼科の診察においては、備え付けの台に患者が固定された状態で行われる。そのため、小児や寝たきりの高齢者に対する診察には、熟練的技術を要する。しかし、本実施形態にかかる近接撮影用装置 1 においては、ポータブルの診療用具に「記録」という要素が加わっており、記録した静止画像や動画を医療者間でシェアすることが可能となる。シェアされたデータは、地方の遠隔診療や、途上国支援に利用されることが期待でき、さらにはビッグデータとして AI により解析を行い、眼科医の診断精度を向上させることが期待できる。そして最終的には、近接撮影用装置 1 は、全てのスマートフォンユーザーに自己診断ツールとして使用され、眼科診療自体をより発展させることが可能となる。

40

【0054】

また、本実施形態にかかる近接撮影用装置 1 により、研究利用が可能となる。具体的には、研究用動物の眼の所見は、様々な技術的な問題 (熟練した技術が必要、撮影時に対象動物を殺さなければいけない、撮影器具が高価等) により、今までほとんど記録されることができなかった。しかし、本実施形態にかかる近接撮影用装置 1 を用いることにより、容易に研究動物の眼所見が得られるようになるので、眼の研究分野において、新しい表現型が誕生することが期待可能である。

【0055】

また、光路切換え部は、光源 92 からの光を反射可能な反射部材としての第 1 板状鏡 30 を有し、第 1 板状鏡 30 により光源 92 からの光が反射されないことにより第 1 の光路

50

Aが形成され、第1板状鏡30により光源92からの光が反射されることにより第2の光路Bが形成される。この構成により、第1板状鏡30を駆動させることにより、容易に第1の光路Aと第2の光路Bとの切換えを行うことができる。

【0056】

また、第2の光路Bには、第2の光路Bからの光源92からの光の焦点を、光が照射される照射対象物に対して合わせるための焦点調節部としてのレンズ部50が設けられている。この構成により、レンズ部50の凸レンズ51を移動させることにより、光が照射される照射対象物である眼底EGや前眼部AEに、容易に光の焦点を合わせることができる。

【0057】

また、第2の光路Bには、光が照射される照射対象物である眼（眼底EGや前眼部AE）に対する照射位置を調整可能な照射位置調整部としての第2板状鏡40が設けられている。この構成により、スマートフォン9及びハウジング10を眼に対して動かさずに、眼に対する光の照射位置を変えることが可能となり、観察対象である眼に適切な角度・光量で光を照射することができる。

【0058】

また、第2の光路Bには、光源92からの光を直線状の光とするスリット形成部70が設けられている。この構成により、スマートフォン9の光源92からの光を、直線状の光とすることが可能となり、直線状の光を眼に対して照射することができ、観察対象である眼に適切な角度・光量で光を照射することができる。

【0059】

<応用、変形>

本発明は、上述した実施形態に限定されることはなく、特許請求の範囲に記載された技術的範囲において変形が可能である。例えば、本実施形態においては、スマートフォン9が用いられたが、スマートフォン9に限定されない。近接撮影用装置を装着する被装着物としては、光源と撮影用カメラレンズとを備える移動体端末であればよく、例えば、タブレット端末等であってもよい。

【0060】

また、第1光路形成部、第2光路形成部、光路切換え部、反射部材、焦点調節部、照射位置調整部、スリット形成部、等の構成は、本実施形態における第2仕切り壁部22及び前壁12の左端部、スリット形成部70、レンズ部50、第1板状鏡30、第2板状鏡40、前壁12の内面及び右端部、及び第1仕切り壁部21の前面に限定されない。

【0061】

また、本実施形態にかかる近接撮影用装置1においては、眼科の診察において用いられることが考えられるが、眼科の診察において用いられることに限定されない。例えば、眼科外来のみならず、健康診断の会場、お年寄りの老人保健施設や救急車内、理科・保健・医学部の授業等、眼科のクリニック以外のところにおいて用いられてもよい。他にも、動物病院・動物園保健所・研究所等動物関連施設でも使用できる。

【0062】

[第二実施形態]

本発明の第二実施形態に係る近接撮影用装置1Bは、図5～図15に示すように、光源92と撮影用カメラレンズ91とを備える移動体端末（スマートフォン9）に着脱可能に装着される近接撮影用装置1Bであって、光源92の上に着脱可能に設けられるカラーフィルター部材97と、カメラレンズ91の上に着脱可能に設けられる凸レンズ部材93とを備えている。この近接撮影用装置1Bでは、前眼部の撮影は、カラーフィルター部材97を取り外し且つ凸レンズ部材93を取り付けて行い、前眼部の傷の観察は、カラーフィルター部材97を取り付け且つ凸レンズ部材93を取り付けて行う。こうすることにより、前眼部の撮影と傷の観察は、凸レンズ部材93を取り付けた状態でカラーフィルター部材97の着脱により行うことができる。なお、光源92からの光を円柱レンズ62でスリット光とするスリット光形成部材61（図8～図10）や、先端に凸レンズ183を有す

10

20

30

40

50

る筒状部材 180（図 11～図 13）を着脱可能にさらに備えていてもよい。

【0063】

＜装置構成＞

第二実施形態の装置構成では、第一実施形態で言う外壁部 11、前壁 12、奥壁 13、左側壁 14、右側壁 15、上壁 16 及び下壁 17 は、第二実施形態ではそれぞれ、外壁部 81、前壁 82、奥壁 83、左側壁 84、右側壁 85、上壁 86 及び下壁 87 で表している。したがって、それらについては第一実施形態で既述したものと同様であり、ここでは特に断らない限り説明を省略する。また、方向についても同様、奥壁 83 から前壁 82 へと向かう方向を前方向と定義し、その反対の方向を後方向と定義して説明する。また、右側壁 85 から左側壁 84 へと向かう方向を左方向と定義し、その反対の方向を右方向と定義して説明する。また、下壁 87 から上壁 86 へと向かう方向を上方向と定義し、その反対の方向を下方向と定義して説明する。

10

【0064】

（ハウジング）

ハウジング 80 は、内部が中空であり、外形が直方体形状を有している。ハウジング 80 は、図 7 に示すように、外壁部 81 と、前面プレート 90 とで構成されている。外壁部 81 は、前壁 82 と奥壁 83 と左側壁 84 と右側壁 85 と上壁 86 と下壁 87 とを有している。下壁 87 には、スマートフォン 9 が挿入される開口（図示しない）が形成されている。その開口は、左側壁 84 の側から右側壁 85 の側に至るまで形成された貫通孔により構成されている。その開口には、スマートフォン 9 の上端部が挿入され、前後方向における開口幅は、スマートフォン 9 の厚さよりも僅かに広く、また、左右方向における開口幅は、スマートフォン 9 の幅よりも僅かに広く構成されている。

20

【0065】

前壁 82 は、上縁、下縁及び右縁が前方向に枠状に凸になっている周縁部を有している。その周縁部には、その周縁部の幅よりも広い幅の前面プレート 90 が装着されている。前面プレート 90 は、開口した左縁部 90a、右縁部 90b、上縁部 90c、下縁部 90d で構成されて、中央部が開いた枠状体である。前面プレート 90 の幅は、前壁 82 の周縁部よりも幅が広い。そのため、周縁部の内方には、前面プレート 90 がはみ出すように設けられている。はみ出した部分は、上下レールとして機能し、板状のカラーフィルター部材 97 と板状の凸レンズ部材 93 とがその上下レールにスライド可能に嵌め込まれている。前壁 82 と、前面プレート 90 のはみ出し部分との間の隙間は、板状のカラーフィルター部材 97 と板状の凸レンズ部材 93 の厚さよりも少しだけ大きく、スライド可能な寸法で形成されている。なお、図 5 の例では、開口は、左縁部 90a であるが、右縁部 90b であってもよい。

30

【0066】

前壁 82 には、2つの穴が設けられている。1つの穴 89 は、スマートフォン 9 の撮影用カメラレンズ 91 に対応する位置に設けられたものであり、もう1つの穴 88 は、スマートフォン 9 の光源 92 に対応する位置に設けられたものである。この2つの穴 88、89 により、スマートフォン 9 の光源 92 から光を前方向に発することができるとともに、スマートフォン 9 の撮影用カメラレンズ 91 で復路光を受け取って前眼部や眼底の画像を撮影することができる。

40

【0067】

（カラーフィルター部材）

カラーフィルター部材 97 は、光源 92 の上に着脱可能に設けられている。このカラーフィルター部材 97 は板状部材であり、カラーフィルター部材 97 をスライドさせて光源 92 上での着脱が行われる。このカラーフィルター部材 97 は、スマートフォン 9 の光源 92 から発する白色光を青色光にする青色フィルターであることが好ましい。例えば、白色光を波長 488 nm の青色光に変換する青色フィルターであることが好ましい。青色フィルターは、アクリル樹脂を着色したものを採用できる。

【0068】

50

カラーフィルター部材９７に設けられた穴９８は、カラーフィルター部材９７をスライドさせる際に指を掛ける穴である。指を掛けてスライドさせるためのものであれば、必ずしも穴でなくてもよく、突起であってもよい。

【００６９】

カラーフィルター部材９７を左右方向にスライドさせることにより、光源９２を覆ったり覆わなかったりすることができる。すなわち、カラーフィルター部材９７及び凸レンズ部材９３をスライドさせることで、カラーフィルター部材９７を光源９２の上から着脱させる、又は、凸レンズ部材９３を撮影用カメラレンズ９１の上から着脱させる。本発明では、カラーフィルター部材９７を光源９２から取り外することにより、前眼部の観察・撮影を行うことができる。また、カラーフィルター部材９７で光源９２を覆うことにより、前眼部の傷の観察・撮影を行うことができる。例えば眼にフルオレセインを点眼し、カラーフィルター部材９７として生体染色検査用ブルーフリーフィルターを採用することにより、眼に青い光を当てて、目の表面の傷を緑に変えて、その緑の光を撮影用カメラレンズ９１を通して観察・撮影することができる。その結果、角結膜上皮障害や眼の傷を診察し易くなり、前眼部の傷等を観察・撮影することができる。

10

【００７０】

（凸レンズ部材）

凸レンズ部材９３は、カメラレンズ９１の上に着脱可能に設けられている。この凸レンズ部材９３は板状部材であり、凸レンズ部材９３をスライドさせて撮影用カメラレンズ９１上での着脱が行われる。この凸レンズ部材９３は、スマートフォン９の撮影用カメラレンズ９１に光を集光させる凸レンズ９６を備えている。その凸レンズ９６は、焦点距離を考慮して任意に選択される。凸レンズ９６は、凸レンズ部材９３に設けられた穴９４に装着されている。凸レンズ９６により、マウスやヒトの眼の焦点を調節することができ、画像のぼやけを修正して、鮮明な観察・撮影を行うことができる。

20

【００７１】

凸レンズ部材９３に設けられた穴９５は、凸レンズ部材９３をスライドさせる際に指を掛ける穴であるとともに、凸レンズ部材９３をスライドさせてその穴９５を光源９２上に配置することにより、光源９２から発する光の指向性を向上させるようにも作用する。

【００７２】

図６は、カラーフィルター部材９７と凸レンズ部材９３とをスライドさせた形態を示している。図６（Ａ）は、凸レンズ部材９３の凸レンズ９６を撮影用カメラレンズ９１上に装着し、カラーフィルター部材９７を左方向にスライドさせて光源９２上から取り外している形態である。図６（Ｂ）は、凸レンズ部材９３の凸レンズ９６を撮影用カメラレンズ９１上に装着し、カラーフィルター部材９７を右方向にスライドさせて光源９２上に装着させている形態である。図６（Ｃ）は、カラーフィルター部材９７を左方向にスライドさせて光源９２上から取り外し、凸レンズ部材９３の凸レンズ９６を撮影用カメラレンズ９１上から取り外している形態である。なお、この図６（Ｃ）では、凸レンズ部材９３が有する穴９５を光源９２の上に配置しており、光源９２から発する光の指向性を向上させることができる。

30

【００７３】

（スリット光形成部材）

スリット光形成部材６１は、図８～図１０に示すように、光源９２からの光を円柱レンズ６２でスリット光とする部材である。スリット光形成部材６１の着脱手段は特に限定されないが、カラーフィルター部材９７及び凸レンズ部材９３をスライドさせる上下レールに着脱可能に設けられることが好ましい。こうしたスリット光形成部材６１により、円柱レンズ６２で形成されたスリット光により、前眼部の内部構造をより詳細に観察・撮影することができる。

40

【００７４】

スリット光形成部材６１は、図８に示すように、円柱レンズ６２を上から保持する上部保持部材６３と、円柱レンズ６２を下から保持する下部保持部材６４とを有している。図９

50

は、スリット光形成部材 6 1 がカラーフィルター部材 9 7 及び凸レンズ部材 9 3 とともに、ハウジング 8 0 の前面に装着されている例であり、上下レールに取り付けられる装着部 6 8 と段差部 6 9 とを有している。符号 6 1 ' は、後述する第 1 反射ミラー 6 5 及び第 2 反射ミラー 6 6 を備える本体部である。

【0075】

スリット光形成部材 6 1 の本体部 6 1 ' は、図 1 0 に示すように、光源 9 2 からの光を反射する第 1 反射ミラー 6 5 と、その第 1 反射ミラー 6 5 で反射した光を反射する第 2 反射ミラー 6 6 と、その第 2 反射ミラー 6 6 で反射した光を通過させるスリット部 6 7 とを有している。スリット部 6 7 を通過した光は、円柱レンズ 6 2 でスリット光となる。このスリット光が、眼に到達することにより、前眼部の内部構造をより詳細に観察。撮影する
10

【0076】

この円柱レンズ 6 2 は特に限定されないが、各種の円柱レンズ 6 2 から選択して採用することができる。スリット部 6 7 の幅は、約 1 mm 前後の狭小のスリットであることが好ましく、範囲としては 0.7 ~ 1.5 mm 程度の幅で形成されていることが好ましい。

【0077】

(筒状部材)

筒状部材 1 8 0 は、図 1 2 ~ 図 1 5 に示すように、その先端に凸レンズ 1 8 3 を有する部材である。この筒状部材 1 8 0 も着脱可能にスマートフォン 9 に設けられている。筒状部材 1 8 0 は、スマートフォン 9 に装着するための装着部 1 8 1 と、筒部 1 8 2 (1 8 2 a, 1 8 2 b) と、凸レンズ 1 8 3 と、開口部 1 8 4 と、凸レンズ保持部 1 8 5 と、装着部 1 8 6 とで少なくとも構成されている。こうした筒状部材 1 8 0 により、眼底との焦点距離を適切な状態に調整して保つことができる。その結果、眼底の観察・撮影を行うこと
20

【0078】

この筒状部材 1 8 0 の開口部 1 8 4 において、光源 9 2 から発した往路光の光路位置には、カラーフィルター (オレンジ) 4 と、偏光フィルター (水平偏光) 3 とがその順に配置されている。また、眼底で反射した復路光が撮影用カメラレンズ 9 1 に到達する直前の光路位置には、偏光フィルター (垂直偏光) 2 が設けられている。各偏光フィルター 2, 3 は、一方が垂直偏光で他方が水平偏光であれば、いずれが垂直偏光でも水平偏光でもよい。このように往路と復路で光の角度を変えることにより、筒状部材 1 8 0 の内部で往路光と復路光とが干渉することを防ぐことができる。その結果、復路光による眼底の観察・撮影をきれいにすることができる。
30

【0079】

オレンジのカラーフィルター 4 は、往路の光をできるだけ網膜に到達しやすい光に変換するためである。

【0080】

スマートフォン 9 に装着するための装着部 1 8 6 は、図 1 3 に示すように、左側壁 8 4 の側からスマートフォン 9 にスライドさせて装着できるように構成されている。装着後の筒状部材 1 8 0 は、カラーフィルター (オレンジ) 4 と偏光フィルター 3 とが光源 9 2 の前方に設けられ、他の偏光フィルター 2 が撮影用カメラレンズ 9 1 の前方に設けられている。筒部 1 8 2 は、図の例では、2 つの筒部 1 8 2 a, 1 8 2 b を組み合わせて構成されているが、特に限定されない。凸レンズ 1 8 3 は、筒状部材 1 8 0 の前方の凸レンズ保持部 1 8 5 に装着されている。
40

【0081】

[簡易型近接撮影用装置]

本発明に係る近接撮影用装置 1 C は、簡易型近接撮影用装置 1 9 1 としてもよい。この簡易型近接撮影用装置 1 9 1 は、図 1 4 に示すように、凸レンズ部材 1 9 6 と、カラーフィルター部材 1 9 7 とを備えている。符号 1 9 9 は開口部であり、この開口部 1 9 9 は、図 1 5 に示すように、光源 9 2 を覆ったり覆わなかったりするように設けられる。符号 1
50

98は粘着部材であり、この粘着部材198が、スマートフォン9に粘着した態様でスライドするように設けられている。こうした簡易型近接撮影用装置191によっても、本発明の効果を実現できる。

【0082】

以上説明したように、スマートフォン9に外付けアタッチメントとして本発明に係る近接撮影用装置1B、1Cを容易に装着して「スマートアイカメラ」とすることができる。こうしたスマートアイカメラは、患者に対する眼科的診察で得られる全ての静止画像及び動画を撮影することができる。さらに、スマートアイカメラは、細隙灯顕微鏡や手持ち細隙灯顕微鏡と比べてはるかに安価なので、複数用意することが容易であり、ヒト臨床用とは別に動物専用に用意したものをを用いて実験動物（動物モデル）やペット等の愛玩動物、動物園での飼育動物の目の静止画像及び動画を撮影することができ、動物の眼科的所見を取得することもできる。

10

【0083】

さらに、スマートアイカメラは、ヒトに対する臨床利用が可能となる。具体的には、今までの眼科の診察においては、備え付けの台に患者が固定された状態で行われる。そのため、小児や寝たきりの高齢者に対する診察には、熟練の技術を要する。しかし、スマートアイカメラにおいては、ポータブルの診療用具に「記録」という要素が加わっており、記録した静止画像や動画を医療者間でシェアすることが可能となる。さらには、ビッグデータとしてAIにより解析を行い、眼科医の診断精度を向上させることが期待できる。そして、最終的には、スマートアイカメラは、全てのスマートフォンユーザーに自己診断ツールとして使用され、眼科診療自体をより発展させることが可能となる。

20

【0084】

スマートアイカメラは、眼科の診察において用いられることが考えられるが、それに限定されない。例えば、眼科外来のみならず、健康診断の会場、お年寄りの老人保健施設や救急車内、理科・保健・医学部の授業等、眼科のクリニック以外のところにおいて用いられてもよい。他にも、動物病院・動物園保健所・研究所等動物関連施設でも使用できる。

【実施例】

【0085】

以下、実証例により本発明をさらに詳しく説明する。涙液層破壊時間（Tear film break-up time、TFBUT）は、ドライアイ疾患（dry eye disease、DED）の診断に使用される必須パラメーターであるが、マウスモデルでTFBUTを調べるための方法はまだ確立されていない。本発明に係る近接撮影用装置1は、「スマートアイカメラ」という革新的な装置であり、このスマートアイカメラにより、従来のいくつかの問題を解決し、DEDマウスモデルにおいてTFBUTを評価した。以下の実証例1では、移植片対宿主病関連のDEDマウスモデルにおいて、既存装置と本発明に係るスマートアイカメラ（近接撮影用装置）とでそれぞれ撮影した画像を比較し、マウスモデルのTFBUTを含む目の検査を行った。また、実証例2では、ヒトについての前眼部の撮影と眼底の撮影についての検査を行った。また、実証例3では、ドライアイ患者とドライアイのない正常患者の合計42人に対して、ドライアイの診断基準であるTFBUT測定を行った。

30

【0086】

〔実証例1〕

DEDは、涙液量の減少、涙液膜の急速な崩壊、及び涙液の蒸発増加が原因であり、TFBUTはDEDの核となるメカニズムの1つである。過去のDEDの研究としては、DEDマウスモデルが検討されているが、ヒトのTFBUTを測定するための方法は、そのDEDマウスモデルでは確立されていない。マウスモデルでのTFBUT評価をそのままヒトに適用できない理由はいくつかある。第一に、マウスの角膜の幅はわずか2～3mmであり、そのサイズが小さく、ヒトに適用するには焦点調節が困難であること。第二に、臨床用の細隙灯顕微鏡（Slit lamp biomicroscope）は前眼部（角膜・水晶体）の検査であるが、その装置は大きく、容易に移動できないとともに、それ自体が画像の記録機能を持っていないこと。第三に、既存の細隙灯顕微鏡は高価であり、費用対効果が低いこと

40

50

。これらの問題を回避するために、DEDマウスモデルにおける診断のための涙液分泌（TS）及び角膜フルオレセインスコア（CFS）の使用法が増加している。しかし、そうしたDEDマウスモデルにおいても、ヒトにも容易に適用可能な装置はまだ確立されていない。

【0087】

本発明に係る近接撮影用装置は、携帯用アタッチメントとしてスマートフォンに装着して「スマートアイカメラ」とすることができるものである。本発明に係る近接撮影用装置は、スマートフォンに接続して目の画像やビデオを撮ることができ、焦点調節が可能で、携帯可能で、記録装置を備え、低コスト、及び高い費用対効果を有する。以下では、この新しいDEDマウスモデルに実証した。

10

【0088】

（近接撮影用装置の構成）

近接撮影用装置1には、焦点調整のため、スマートフォン9のカメラレンズ91の上に着脱可能な凸レンズ96（焦点距離：10～30mm、倍率：20倍）を備えている。この凸レンズ96は特に限定されないが、この実証例では、TK-12P（株式会社ティ・エス・ケイ製）を使用した。また、スマートフォン9の光源92の上には、白色光を波長488nmの青色光に変換するために、着脱可能な青色のカラーフィルター部材97を備えている。この青色のカラーフィルター部材97は、特に限定されないが、この実証例では、アクリル樹脂製青色フィルター（PGZ 302K 302、クラレ株式会社製）を採用した。さらに、凸レンズ96の上には、着脱可能に設けられた525～550nmの波長帯域通過フィルター（商品名：CC-G50、富士フイルム株式会社製）を備えている。このフィルターを設けることにより、眼に滴下させたフルオレセイン溶液によって励起される反射を強調するために利用できる。なお、今回使用したスマートフォン9のデジタルルクス照明器（型名：LX-1010B、Zhangzhou Weihua Electronic Co., Ltd. 製）の照度は、青色フィルターなしで8000ルクスであり、青色フィルター付きで2000ルクスであった。使用したスマートアイカメラは、iPhone 7用に設計されたモデルであり、図5～図13に示したものである。

20

【0089】

図16の上段は、白色光を当てた目の代表的な写真であり、下段はフルオレセイン染色像を示す代表的な写真である。図16の左列の画像は、既存装置で撮影した例であり、右列の画像は、スマートアイカメラを使用して撮影した例である。なお、既存装置として、EDマウスモデルの眼を評価するために広く使用されているものを使用し、具体的には、オリンパス株式会社製の顕微鏡（製品名：SZ61）、カメラ（製品名：DP70）、光源（製品名：LG-PS2）で構成されたもの、及び、携帯型細隙灯顕微鏡（製品名：SL-15、Kowa Company Limited）を使用した。

30

【0090】

（マウスGVHD群関連DEDモデル）

DEDマウスモデルについては、臨床例と同様にGVHD群関連DEDの表現型を再現するZhangの方法を選択した。使用したB10.D2及びBALB/cCrSlc（BALB/c）マウス（7週齢）は、三共研究所（日本国東京）から購入した。1週間SPF環境に順応した後、マウスを3つの群に分けた（1群あたり5匹のマウス）。DED（GVHD群モデル）群については、同種骨髄移植（BMT）をドナー及びレシピエントのために8週齢のオスのB10.D2及びメスのBALB/cマウスを用いて行った。陰性対照（非GVHD群）については、同系BMTを、オスのBALB/cマウスからメスのBALB/cマウスにドナー細胞を移植することによって実施した。BMTの6時間前にGammaCel 137 Cs線源（Hitachi Medico Ltd.）を用いて、これらのレシピエントマウスに700cGyを照射し、次いでドナー細胞に尾静脈注射を介して注射した。健康な対照（正常群対照）については、同齢の雌BALB/cマウスを選択した。

40

【0091】

50

3つのマウスモデル（GVHD群、非GVHD群、及び正常群対照）を比較のために使用した。このDEDマウスモデルにおけるDED表現型は、BMTの3週間後に現れるので、体重、TFBUT、角膜フルオレセインスコア（CFS）、TS等の眼球表現型を週1回、BMT前（8週齢）から12週齢まで収集した。なお、スマートアイカメラで記録されたすべての撮影データは、ブルートゥースを介してiMac（米国アップル社）に手動で転送され、安全な保存のためにmp4ビデオデータに変換された。

【0092】

（涙液層破壊時間の評価）

安定性は、涙液層破壊時間（TFBUT）を用いて測定した。観察者は片手でマウスを握り、次にマイクロピペットを使用して1 μ Lの0.5%フルオレセインナトリウムを結膜嚢に注入した。3回点眼した後、観察者は、図5に示すスマートアイカメラを右手で使用し、最初のカメラアプリケーションによって眼の画像を記録した。新しい手法と既存の手法とを比較するために、既存装置で取得したTFBUTを以前の方法で評価した。

【0093】

（角膜フルオレセインスコアの評価）

角膜上皮損傷は、フルオレセイン点眼後90秒で評価された角膜フルオレセインスコア（CFS）を用いて評価した。各角膜を4つの象限に分割し、そして個々に記録した。CFSは、4段階評価を用いて計算した。評価1は、「<30スポット」でわずかに点状の染色を示した場合とし、評価2は、「>30スポット」で点状染色して拡散しない場合とし、評価3は、重度のびまん性染色があるが陽性プラークはない場合とし、評価4は、フルオレセイン陽性プラークの場合とした。

【0094】

（涙液分泌の評価）

涙液の分泌（TS）は、修正シルマー試験を用いて測定した。フェノールレッドスレッドを15秒間上眼瞼縁の側頭側に置いた。端からの湿った部分の長さは0.5mm以内であった。

【0095】

（データ分析）

データ分析は、Prismソフトウェア（バージョン6.04のマック；GraphPad Software、Inc。米国）で行った。データが正規分布を示しているかどうかを評価するために、D'Agostino-Pearson omnibus正規性検定を使用した。体重とTFBUT、CFS、及びTSを含むいくつかのパラメーターの正常と目的（GVHD群と非GVHD群）の違いを比較するために、マン-ホイットニーU検定を使用した。既存の手法とスマートアイカメラによって評価された結果の違いを比較するために、ウィルコクソンの符号付き順位検定を使用した。スマートアイカメラによって撮影された3人の異なる眼科専門家によるTFBUT評価の違いを比較するために、フリードマン検定を使用した。Linの一致相関係数は、既存の技術とスマートアイカメラを使用して、TFBUTとCFSの間の可能な相関関係を評価するために使用した。データは、平均±標準偏差（SD）として表し、0.05未満のP値を統計的に有意と見なした。

【0096】

〔結果〕

（体重）

図17（A）は、マウスの週齢と体重の関係を測定したグラフであり、図17（B）は、グループ別の体重の経過（緑：正常群、青：非GVHD群、赤：GVHD群）についての表である。マウスのマウスモデルにおけるスマートアイカメラの適用性を実証するために、最初に骨髄移植（BMT）について評価した。図17の結果より、マウスの体重は、初めに各群について調整されたため、BMT（8週齢）前の正常群、非GVHD群、及びGVHD群の間に体重の差はない。しかし、9週齢及び10週齢の非GVHD群及びGVHD群では、正常群と比較して体重が有意に減少した。その結果として、9週齢ではP＝

0.016及び0.016であり、10週齢では P = 正常群対非GVHD群及び正常群対GVHD群についてそれぞれ=0.016及び0.032であった。体重は、11週齢及び12週齢の正常群における体重と比較した場合、GVHD群の11週齢及び12週齢においてそれぞれ P = 0.032及び0.032であり、GVHD群においてのみ減少した。

【0097】

(涙液分泌量)

図18(A)は、マウスの週齢と涙液分泌量(TS: Tear Secretion)の関係を測定したグラフであり、図18(B)は、グループ別の連続涙液分泌(TS)の経過(緑: 正常群、青: 非GVHD群、赤: GVHD群)についての表である。TSの有意差は、9~12週齢で、正常群と非GVHD群、正常群とGVHD群の間で観察した。さらに、12週齢で、TSはGVHD群では非GVHD群と比較して有意に短かった。1群あたり N = 5とし、有意(P < 0.05)の評価は、マン-ホイットニーU検定で行った。

【0098】

図18の結果より、TSは、体重としてBMT前には何の差もなかったが、9~12週齢の正常群と比較して非GVHD群とGVHD群ではこれらの値が有意に減少した。正常群対非GVHD群、及び、正常群対GVHD群は、それぞれ、9週齢では P = 0.008及び0.016であり、10週齢では P = 0.008及び0.008であり、11週齢では P = 0.016及び0.024であり、12週齢では P = 0.008及び0.008であった。さらに、12週齢でのGVHD群のTS量は 1.65 ± 1.01 であり、非GVHD群の 3.70 ± 0.33 と比較して有意に低かった。また、その際非GVHD群対GVHD群は、 P = 0.008であった。

【0099】

(涙液層破壊時間)

図19(A)は、マウスの週齢と涙液層破壊時間(TFBUT)の関係を測定したグラフであり、図19(B)は、グループ別の涙液層破壊時間の経過(緑: 正常群、青: 非GVHD群、赤: GVHD群)についての表である。有意差は、1群あたり n = 5とし、 P < 0.05を有意とするマン-ホイットニーU検定で行った。TFBUTは、右眼で評価した。

【0100】

TFBUTは、BMT(8週齢)前の正常群、非GVHD群、及びGVHD群の間での差は観察されなかった。しかし、TFBUTは、10~12週齢の正常群と比較した場合、GVHD群では有意に減少した(10週齢、11週齢、及び12週齢で、それぞれ P = 0.024、0.008、及び0.008)。TFBUTは、11週齢の正常群と比較した場合、非GVHD群でも減少した(正常群対非GVHD群は、 5.80 ± 0.84 対 4.00 ± 0.71 であり、 P = 0.024)。さらに、BMT後群と比較した場合、GVHD群は、11週齢及び12週齢で非GVHD群よりも有意に短いTFBUTを有した(11週齢及び12週齢でそれぞれ P = 0.040及び0.008)。

【0101】

図20は、フルオレセイン溶液によって染色された連続的な涙液膜写真を示す。このように、涙液層の破壊が観察された。図20の上段は、涙液層が3秒で割れた(TFBUT = 3秒)GVHD群の例であり、図20の下段は、涙液膜が3秒で安定化し、6秒で崩壊(TFBUT = 6秒)した正常群の例である。写真は12週齢の雌BALB/cマウスの右眼である。これらの結果は、スマートアイカメラがGVHD群DEDマウスモデルの連続TFBUTを評価できることを示している。

【0102】

(連続角膜フルオレセインスコア)

図21(A)は、マウスの週齢と連続角膜フルオレセインスコア(CFS)の関係を測定したグラフであり、図21(B)は、グループ別のCFSの経過(緑: 正常群、青: 非

10

20

30

40

50

G V H D 群、赤：G V H D 群）についての表である。有意差は、1 群あたり $n = 5$ とし、 $P < 0.05$ を有意とするマン・ホイットニー U 検定で行った。C F S は、右眼で評価した。

【0103】

9 週齢、11 週齢及び 12 週齢の正常群と比較した場合、図 21 (B) に示すように、G V H D 群において有意差が観察された（それぞれ $P = 0.008$ 、 0.008 、及び 0.032 ）。非 G V H D 群は正常群より C F S の高い傾向を示し、G V H D 群は非 G V H D 群より高い傾向を示したが、これは統計的有意性に達しなかった（全て $P > 0.05$ ）。この結果から、G V H D 群の D E D マウスモデルでは、連続 C F S もスマートアイカメラで評価できることがわかった。

10

【0104】

（既存装置との比較）

図 22 は、本発明に係る近接撮影用装置の新技術（スマートアイカメラ）と既存技術について、T F B U T と C F S を比較した結果であり、(A) は T F B U T についてのグラフであり、(B) は C F S についてのグラフであり、緑：正常群、青：非 G V H D 群、赤：G V H D 群である。図 22 (C) は表である。有意差は、1 群あたり $n = 5$ とし、 $P < 0.05$ を有意とするマン・ホイットニー U 検定で行っている。

【0105】

各グラフで、2 本の棒が並んでいる。このことにより、通常の非 G V H D 群と G V H D 群では、既存装置とスマートアイカメラの使用に大きな違いがないことがわかる。そして、T F B U T について、スマートアイカメラで得られた結果と携帯型細隙灯顕微鏡（既存装置）で得られた結果より、正常群対照、非 G V H D 群、及び G V H D 群の間に有意差はなかった（それぞれ、 0.50 、 0.99 、 0.99 であり、すべて $P > 0.05$ であった）。同様に、C F S について、スマートアイカメラと既存装置で得られた結果より、正常群対照、非 G V H D 群及び G V H D 群の間に有意差は認められなかった（それぞれ、 $P = 0.99$ 、 0.75 、 0.50 であり、すべて $P > 0.05$ であった）。

20

【0106】

図 23 は、本発明に係るスマートアイカメラと既存装置との相関関係を示すグラフであり、(A) は T F B U T についてのグラフであり、(B) は C F S についてのグラフである。各グラフで、Y 軸は、スマートアイカメラによって評価された数値を示し、X 軸は、既存装置による評価を示している。 $n = 15$ である。T F B U T ($R = 0.868$ 、 $95\% \text{ CI} : 0.656 \sim 0.953$) 及び C F S ($R = 0.934$ 、 $95\% \text{ CI} : 0.823 \sim 0.976$) において、高い相関が観察された。

30

【0107】

図 23 (A) の結果より、スマートアイカメラと既存装置の T F B U T は、 $P < 0.001$ で $r = 0.871$ であり、有意な相関を示していた。また、図 23 (B) の結果より、スマートアイカメラと既存装置の C F S も、 $P < 0.001$ 、 $r = 0.941$ であり、有意な相関を示していた。これらの結果は、スマートアイカメラが既存装置と比較してマウスモデルの眼球表現型をとるのと同等の品質を有することを示している。

【0108】

（まとめ）

以上の実証例より、D E D マウスモデルにおける本発明の適用性を実証することできた。このモデルは、体重減少、T S の短縮、及び角膜上皮炎の悪化を特徴としており、これは C F S に反映されていた。図 24 はそれらを整理したグラフである。その結果より、D E D マウスモデルにおける G V H D 群の T F B U T は、正常群及び非 G V H D 群と比較して減少していた。図 24 に示すように、これは T F B U T の傾向が、T S の傾向と類似し、C F S の傾向とは反対であることを示している。

40

【0109】

スマートアイカメラと既存装置とは、図 22 に示すように違いはなかった。また、図 23 に示す相関分析からわかるように、スマートアイカメラと既存装置による結果は、T F

50

BUTとCFSの両方において有意に高い相関を示した。これらは、スマートアイカメラで撮影した結果が、既存装置で撮影した結果と同等の品質を持つことを意味する。さらに、図示しないが、異なる観察者でも同様の結果が得られている。

【0110】

[実証例2]

本発明者は、2018年12月にスマートアイカメラを用いた観察を行なった。症例は、前眼部：58眼（男性21名、女性37名）、眼底：41眼（男性19名、女性22名）である。検討項目は、前眼部として、眼瞼・前眼部疾患の有無、白内障重症度等とし、眼底として、視神経異常の有無、眼底疾患の有無等とし、その他として、左右差、撮影秒数等とした。

【0111】

（前眼部の観察）

前眼部の評価は、図8～図10に示すスマートアイカメラで撮影して行った。図25に示すように、翼状片、角膜混濁、流行性角結膜炎、眼内レンズ眼等、様々な前眼部疾患の評価が全症例で評価可能であった。図25中、(A)は角膜混濁、(B)は白内障手術後、(C)は流行性結膜炎、(D)は白内障なし、(E)は中等度白内障、(F)は重傷白内障の撮影画像である。白内障の重症度評価は、既存の医療機器での評価とスマートアイカメラの評価は同等であった。このように、本発明に係る近接撮影用装置であるスマートアイカメラにより、前眼部の各種の症状を観察できる。

【0112】

図26及び図27は、図8～図10に示すスマートアイカメラによる核硬化症（白内障）の評価と相関を評価した。図26において、縦軸は、白内障の硬化の程度を示すNSグレードであり、横軸は、EXは既存装置での評価結果であり、SEC1～3はスマートアイカメラで評価した3名の眼科専門家の結果である。どの観測者の間にも、また、左右の眼についても大きな差異はなかった。また、図27は、各眼科専門家によるスマートアイカメラと既存装置との相関の結果である。スマートアイカメラと既存装置との相関が認められ、左右の眼に対しても高い相関が観察された。これらの結果は、図8～図10に示すスマートアイカメラが眼の表現型をとるのに十分な客観性と再現性を持っていることを示している。

【0113】

（眼底の観察）

図28は、眼底の撮像結果であり、(A)は正常眼底、(B)は高血圧性眼底、(C)は網膜菲薄化、(D)は視神経乳頭陥凹拡大（緑内障疑い）の画像である。図28の例を含め、スマートアイカメラは、85%以上の症例で眼底の評価が可能であった。なお、評価不可能な症例は、重症白内障等の中間透光体の混濁であったが、これは既存装置でも評価できないものである。ここで用いたスマートアイカメラは、図11～図13に示す筒状部材180を装着したスマートアイカメラであり、眼底の観察・撮影を好ましく行うことができる。

【0114】

図29は、スマートアイカメラで評価した高血圧性眼底についての医師間の相関である。医師間での大きな相違はなかった。また、緑内障診断率も医師間では、25.7%と18.9%であり、これについても大きな相違はなかった。ここで用いたスマートアイカメラも、図11～図13に示す筒状部材180を装着したスマートアイカメラであり、眼底の観察・撮影を好ましく行うことができる。

【0115】

この実証例2では、スマートアイカメラを用いた眼科的診察を行った。前眼部と眼底ともに、既存装置との比較や、医師間の評価において有用であると考えられた。平均撮影時間は、前眼部で16.5±5.1秒、眼底で27.5±12.8秒であり、既存装置の約240秒と比較しても診察時間短い。また、左右差は認められず、両眼ともに同程度に評価可能であった。

【0116】

本発明に係る近接撮影用装置は、結膜、眼球、まぶた、及び涙腺等の眼関連組織の検査を再現性良く行うことが可能である。さらに、このスマートアイカメラを人間の使用に変換することが可能である。

【0117】

〔実証例3〕

この実証例3では、図5～図13に記載の近接撮影用装置1Bを用いてドライアイ患者とドライアイのない正常患者の合計42人に対して、ドライアイの診断基準であるTFBUT測定を行った。その結果を図30に示した。ドライアイ患者群（「DED+」で表す。）のTFBUTは、 3.64 ± 1.81 秒であり、ドライアイのない正常患者（「DED-」で表す。）のTFBUTは、 6.50 ± 0.71 秒であった。統計学的に有意に、ドライアイ群の方がTFBUTが短い結果となった。有意差は、 $P < 0.05$ を有意とするマン・ホイットニーU検定で行っている。このことより、スマートアイカメラは、TFBUT等の眼所見を評価することが可能といえる。

【0118】

以上説明したように、本発明に係る近接撮影用装置であるスマートアイカメラは、TFBUTやCFS等の連続した眼の表現型を評価することができることがわかった。この新しい技術は、ヒトの臨床用途への応用が期待できる。そして、このスマートアイカメラは、スマートフォンの使用によるメリットを活かし、ヘルスケア業界への貢献が期待できる。

【符号の説明】

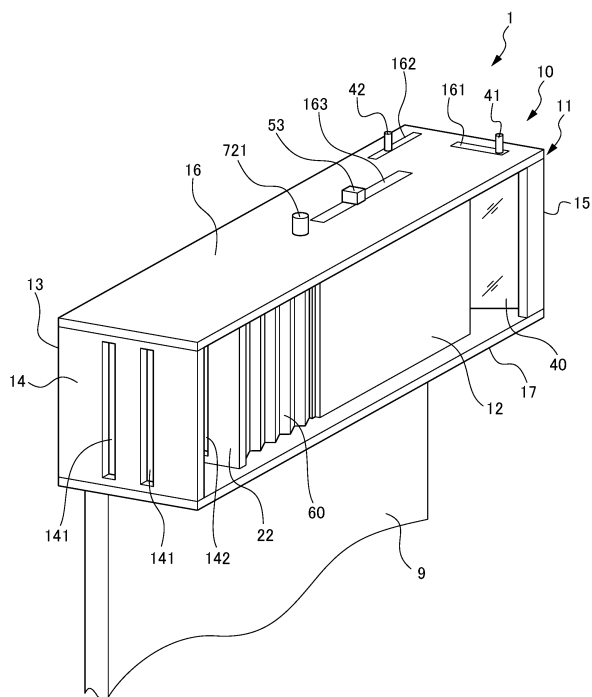
【0119】

- 1, 1B, 1C 近接撮影用装置
- 2 偏光フィルター（垂直偏光）
- 3 偏光フィルター（水平偏光）
- 4 カラーフィルター（オレンジ）
- 8 板状フィルター
- 9 スマートフォン
- 10ハウジング
- 11 外壁部
- 12 前壁（第1光路形成部、第2光路形成部）
- 13 奥壁
- 14 左側壁
- 15 右側壁
- 16 上壁
- 17 下壁
- 21 第1仕切り壁部（第2光路形成部）
- 22 第2仕切り壁部（第1光路形成部）
- 30 第1板状鏡（第2光路形成部、反射部材、光路切換え部）
- 31 蝶番
- 40 第2板状鏡（第2光路形成部、照射位置調整部）
- 41 右側摘まみ
- 42 左側摘まみ
- 50 レンズ部（第2光路形成部、焦点調節部）
- 51 凸レンズ
- 52 凸レンズフォルダ
- 53 レンズ部摘まみ
- 60 蛇腹部（光路切換え部）
- 70 スリット形成部（第2光路形成部）
- 71 スリット板

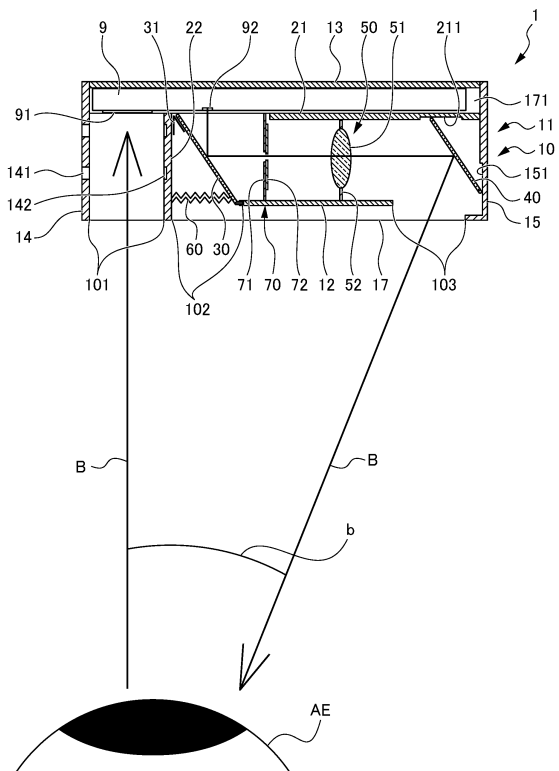
7 2	可動板	
1 0 1	入光用開口	
1 0 2	第 1 出光開口	
1 0 3	第 2 出光開口	
1 4 1	フィルター挿入スリット	
1 4 2	フィルター挿入溝	
1 5 1	右壁ガイド凹部	
1 6 1	前後方向に延びる溝	
1 6 2	左右方向に延びる溝	
1 6 3	左右方向に延びる溝	10
1 7 1	端末挿入開口	
2 1 1	第 1 仕切りガイド凹部	
7 2 1	回転摘み	
A	第 1 の光路	
B	第 2 の光路	
【 0 1 2 0 】		
6 1	スリット光形成部材	
6 1 '	本体部	
6 2	円柱レンズ	
6 3	上部保持部材	20
6 4	下部保持部材	
6 5	第 1 反射ミラー	
6 6	第 2 反射ミラー	
6 7	スリット	
6 8	装着部	
6 9	段差部	
8 0	ハウジング	
8 1	外壁部	
8 2	前壁	
8 3	奥壁	30
8 4	左壁	
8 5	右壁	
8 6	上壁	
8 7	下壁	
8 8	前壁の穴	
9 0	前面プレート	
9 0 a	開口した左縁部	
9 0 b	右縁部	
9 0 c	上縁部	
9 0 d	下縁部	40
9 1	カメラレンズ	
9 2	光源	
9 3	凸レンズ部材	
9 4	凸レンズ装着穴	
9 5	穴	
9 6	凸レンズ	
9 7	カラーフィルター部材	
9 8	穴	
1 8 0	筒状部材	
1 8 1	装着部	50

- 182, 182a, 182b 筒部
- 183 凸レンズ
- 184 開口部
- 185 凸レンズ保持部
- 186 装着部
- 191 簡易型近接撮影用装置
- 196 凸レンズ
- 197 カラーフィルター部
- 198 粘着部材
- 199 開口部

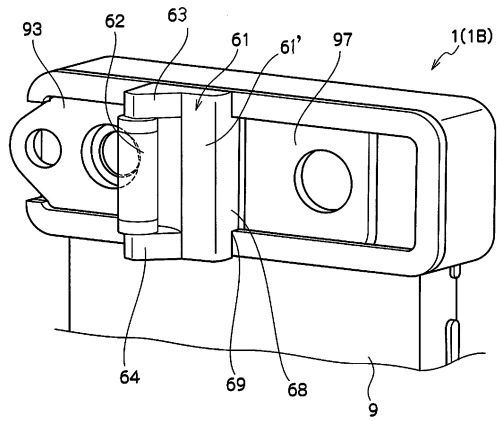
【図 1】



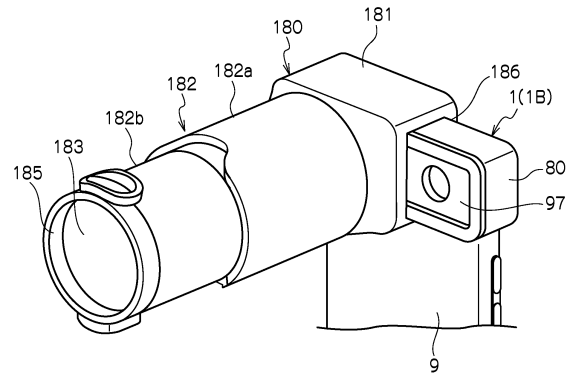
【図 2】



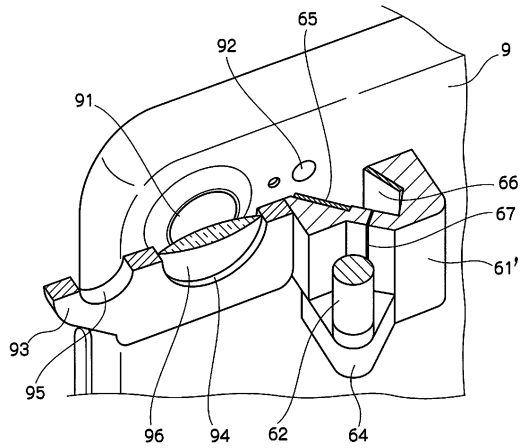
【図 9】



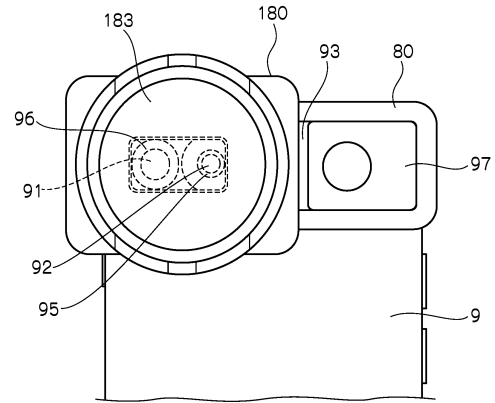
【図 11】



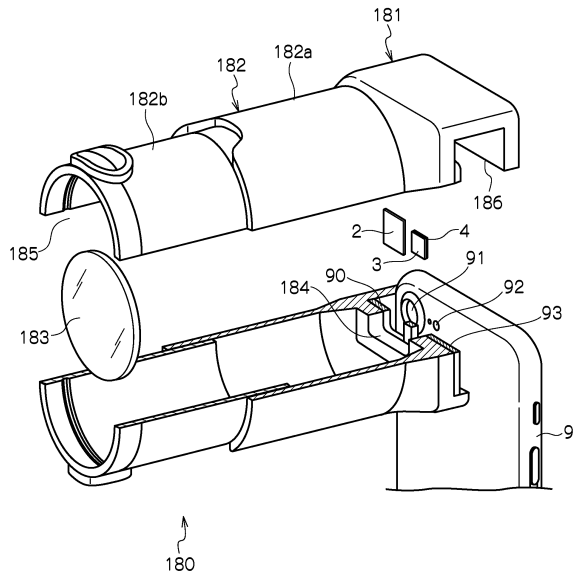
【図 10】



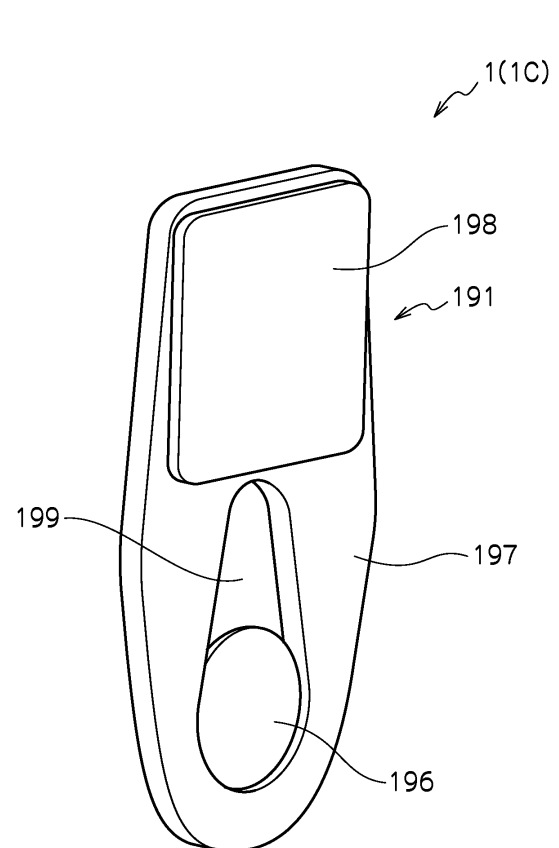
【図 12】



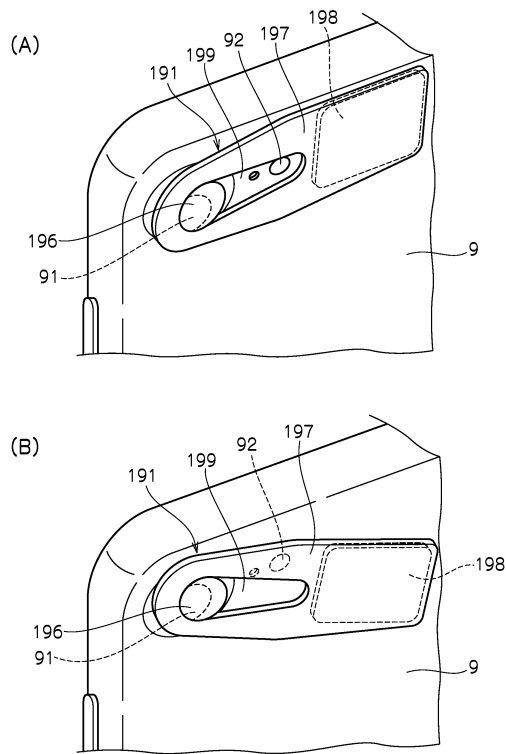
【図 13】



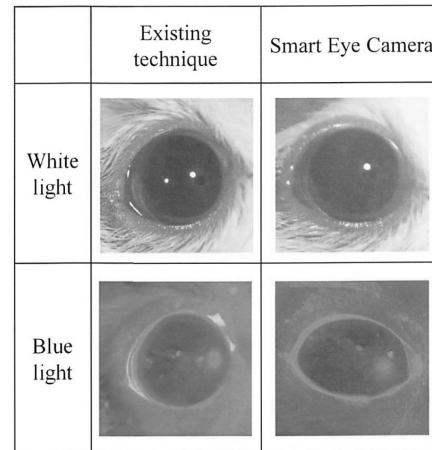
【図 14】



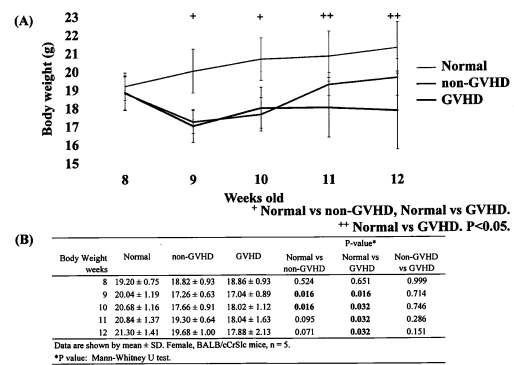
【図 15】



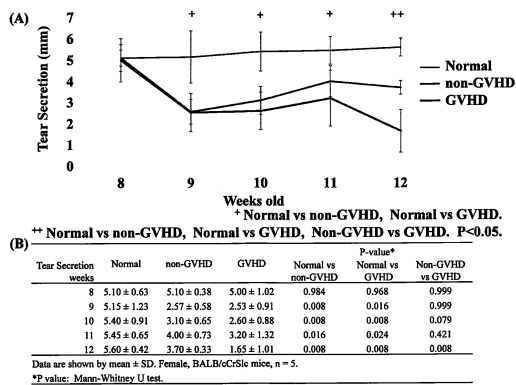
【図 16】



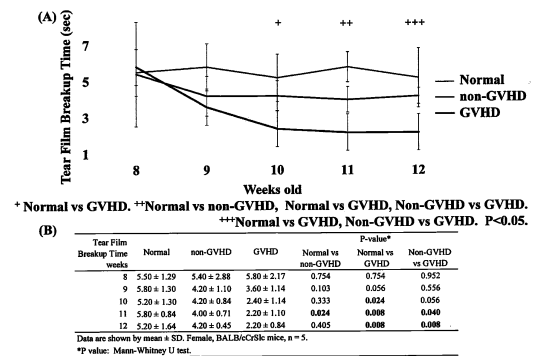
【図 17】



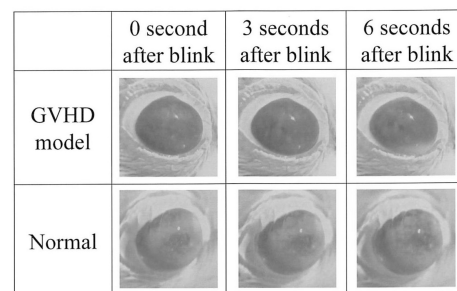
【図 18】



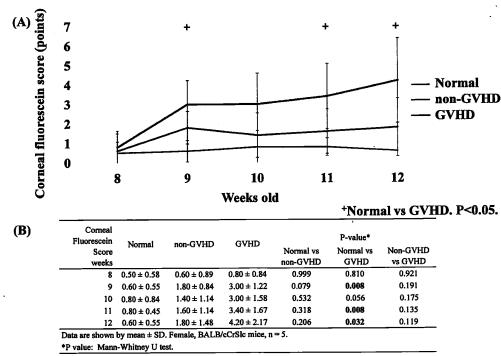
【図 19】



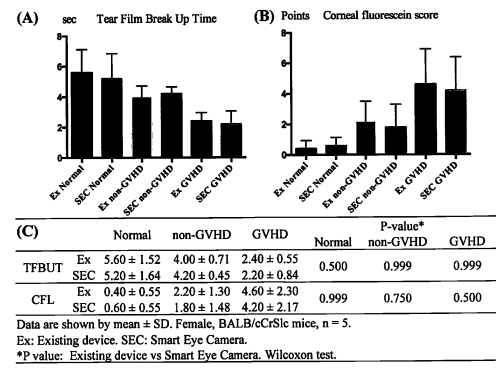
【図 20】



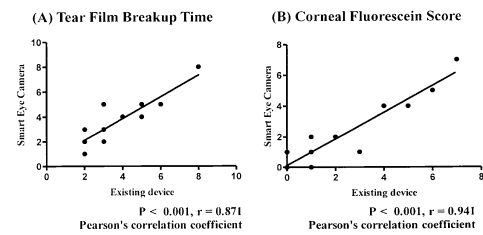
【図 2 1】



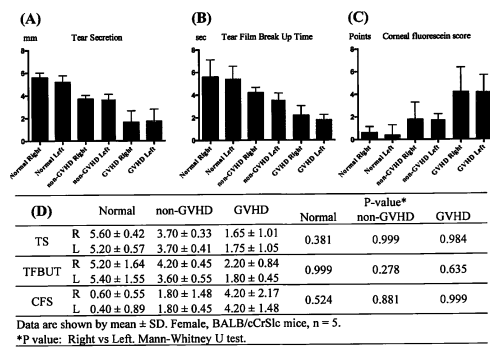
【図 2 2】



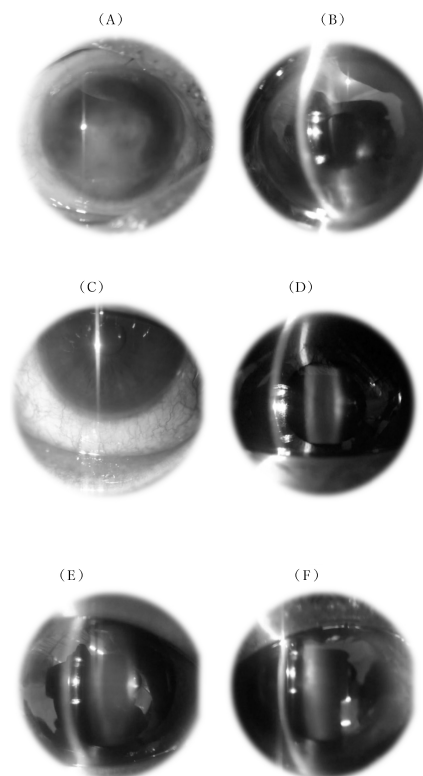
【図 2 3】



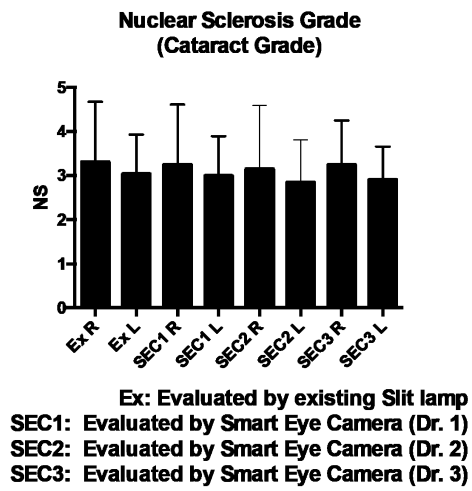
【図 2 4】



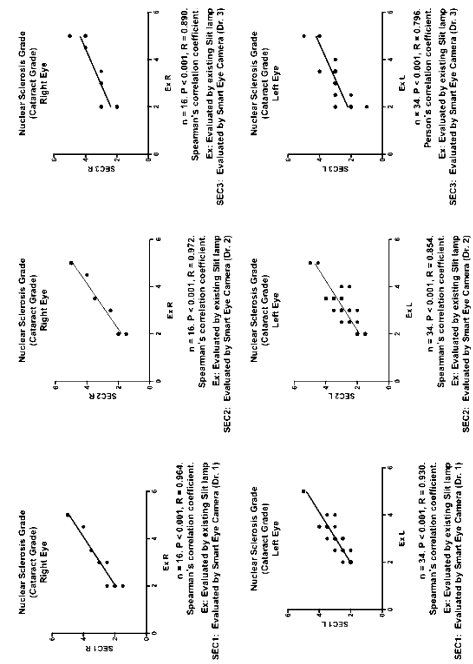
【図 2 5】



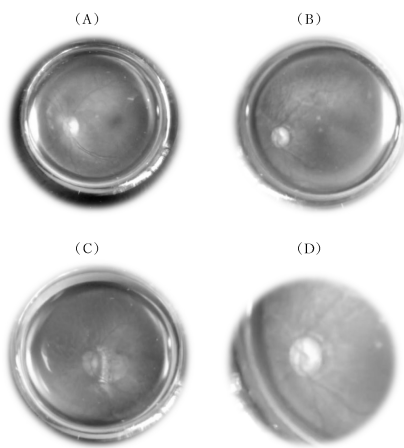
【図 26】



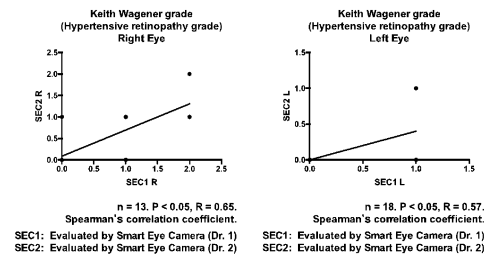
【図 27】



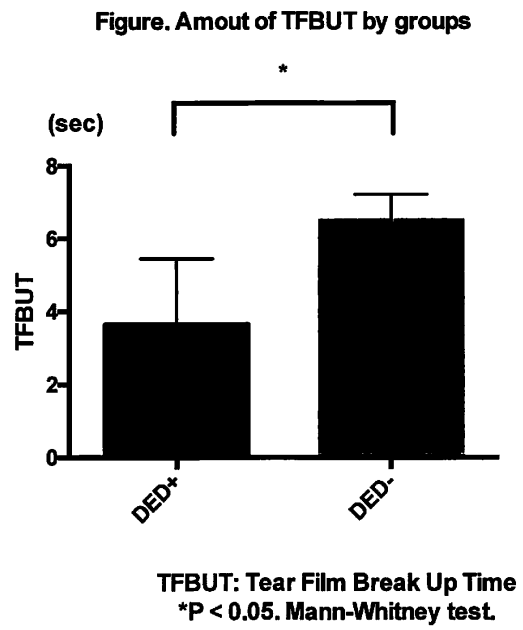
【図 28】



【図 29】



【図 30】



フロントページの続き

審査官 牧尾 尚能

- (56)参考文献 特表2016-523122 (JP, A)
特表2005-524462 (JP, A)
特許第6118477 (JP, B1)
米国特許出願公開第2014/0009737 (US, A1)
特開2014-192876 (JP, A)
特開2004-081387 (JP, A)
米国特許出願公開第2016/0367135 (US, A1)
米国特許出願公開第2005/0110949 (US, A1)
米国特許出願公開第2013/0083185 (US, A1)
特表2018-501936 (JP, A)
特開2017-121320 (JP, A)
特開2003-47595 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/00 - 3/18