

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 7 月 3 日(03.07.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/103647 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/09 (2006.01) A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/082646
- (22) 国際出願日: 2013 年 12 月 4 日(04.12.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-286377 2012 年 12 月 27 日(27.12.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社トプコン(KABUSHIKI KAISHA TOPCON) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 秋葉 正博(AKIBA, Masahiro); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 福間 康文(FUKUMA, Yasufumi); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 秋山 宏(AKIYAMA, Hiroshi); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).

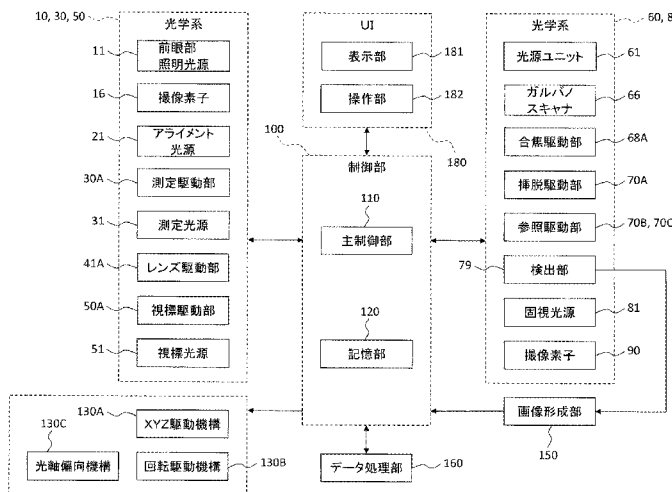
塚田 央(TSUKADA, Hisashi); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 柳 英一(YANAGI, Eiichi); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿 7 丁目 1 5 番 8 号 日販ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,

[続葉有]

(54) Title: OPHTHALMIC IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 眼科撮影装置



10, 30, 50, 80 Optical system
11 Front eye part illumination light source
16, 90 Imaging element
21 Alignment light source
30A Measurement drive unit
31 Measurement light source
41A Lens drive unit
50A Visual target drive unit
51 Visual target light source
61 Light source unit
66 Galvano scanner
68A Focusing drive unit

70A Inserting/removing drive unit
70B, 70C Reference drive unit
79 Detection unit
81 Vision fixation light source
100 Control unit
110 Main control unit
120 Storage unit
130A XYZ drive mechanism
130B Rotation drive mechanism
130C Light axis deflection mechanism
150 Image forming unit
160 Data processing unit
181 Display unit
182 Operation unit

(57) Abstract: The objective of the present invention is to favorably perform determination of the accommodation function of a subject's eye. An ophthalmic imaging device according to an embodiment comprises a first optical system, a tomographic image forming unit and an analysis unit. The first optical system provides accommodation stimulation to the subject's eye. The tomographic image forming unit comprises a second optical system which divides light from a light source into signal light and reference light and detects interference light between the signal light and the reference light that have passed through the subject's eye, and forms a tomographic image of the subject's eye on the basis of the detection results of the interference light. The analysis unit acquires change information which indicates change in a predetermined tissue of the subject's eye as the accommodation stimulation changes by comparing a first tomographic image, obtained by the tomographic image forming unit, of the subject's eye in a state where a first accommodation stimulation is provided by the first optical system and a second tomographic image, obtained by the tomographic image forming unit, of the subject's eye in a state where a second accommodation stimulation is provided.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/103647 A1



MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラ
シア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッ
パ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,
FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK,
MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR),

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM,
ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

被検眼の調節機能の判定を好適に行う。実施形態の眼科撮影装置は、第 1 の光学系と、断層像形成部と、解析部とを有する。第 1 の光学系は、被検眼に調節刺激を与える。断層像形成部は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼を経由した信号光と参照光との干渉光を検出する第 2 の光学系を含み、干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する。解析部は、第 1 の光学系により第 1 の調節刺激が与えられている状態の被検眼について断層像形成部により取得された第 1 の断層像と、第 2 の調節刺激が与えられている状態の被検眼について断層像形成部により取得された第 2 の断層像とを比較することにより、調節刺激の変化に伴う被検眼の所定組織の変化を示す変化情報を取得する。

明 細 書

発明の名称：眼科撮影装置

技術分野

[0001] この発明は眼科撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 眼科撮影装置は、被検眼の画像を取得するために用いられる。眼科撮影装置としては、スリットランプ（細隙灯顕微鏡）、眼底カメラ、走査型レーザ検眼鏡（scanning Laser Ophthalmoscope：SLO）などが知られている。

[0003] また、近年、光コヒーレンストモグラフィ（Optical Coherence Tomography：OCT）を用いて眼底や前眼部を画像化する装置も登場している（たとえば特許文献1を参照）。OCT装置は、高解像度の画像を取得できる点、更には断層像を取得できる点などにおいて優位性を持つ。被検眼の断層像は、様々な解析処理に供され、診断材料として用いられる（たとえば特許文献2を参照）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2011-212432号公報

特許文献2：特開2009-66325号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 視覚において調節機能は極めて重要である。調節機能とは、対象物の距離に応じて眼の屈折力を変化させてピントを合わせる機能である。眼の屈折力の変化には、水晶体、チン小帯および毛様体が寄与する。水晶体は、屈折力が可変な凸レンズである。チン小帯は、水晶体と毛様体とを結ぶ組織である。毛様体は筋組織である。近くを見るときには、毛様筋が収縮してチン小帯が弛緩することで水晶体が厚くなり、屈折力が大きくなる。一方、遠くを見

るときには、毛様筋が弛緩してチン小帯が緊張することで水晶体薄くなり、屈折力が小さくなる。

[0006] このようなメカニズムを有する調節機能であるが、従来の技術では、それに関わる組織が適正に機能しているか構造的に判定することは困難であった。たとえば、筋組織である毛様体が収縮・弛緩する能力を十分に備えているか把握することは困難であった。

[0007] また、毛様体が適正に機能している場合であっても、白内障等によって水晶体の柔軟性が低下していたり、移植された眼内レンズが適正位置に配置されていなかったりする場合には、ピント合わせを好適に行うことはできない。従来の技術では、このような調節の不具合が、毛様体によるものか、チン小帯によるものか、或いは水晶体や眼内レンズによるものかを見分けることは難しかった。たとえば、従来の技術では、調節機能不全の原因が、加齢等による毛様体筋の機能低下であるか、チン小帯の弛緩であるか、或いは水晶体の形状変化機能（柔軟性）の低下であるかを判別することは困難であった。

[0008] この発明の目的は、被検眼の調節機能を好適に判定することが可能な技術を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0009] 請求項 1 に記載の発明は、被検眼に調節刺激を与える第 1 の光学系と、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼を経由した信号光と参照光との干渉光を検出する第 2 の光学系を含み、干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する断層像形成部と、前記第 1 の光学系により第 1 の調節刺激が与えられている状態の被検眼について前記断層像形成部により取得された第 1 の断層像と、第 2 の調節刺激が与えられている状態の被検眼について前記断層像形成部により取得された第 2 の断層像とを比較することにより、調節刺激の変化に伴う被検眼の所定組織の変化を示す変化情報を取得する解析部とを有する眼科撮影装置である。

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼科撮影装置であって、前記

解析部は、前記第 1 の断層像および前記第 2 の断層像のそれぞれを解析し、前記所定組織に相当する画像領域を特定する画像領域特定部と、前記第 1 の断層像の前記画像領域と前記第 2 の断層像の前記画像領域とを比較することにより、前記所定組織の形態の変化を示す前記変化情報を取得する変化情報取得部とを有することを特徴とする。

請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の眼科撮影装置であって、前記変化情報取得部は、前記所定組織の形状の変化および／または前記所定組織を構成する組織の密度の変化を示す前記変化情報を取得することを特徴とする。

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の眼科撮影装置であって、前記所定組織は毛様体を含み、前記画像領域特定部は、前記画像領域として、毛様体に相当する毛様体領域を特定し、前記変化情報取得部は、前記第 1 の断層像の前記毛様体領域と前記第 2 の断層像の前記毛様体領域とを比較することにより、毛様体の形状の変化および／または毛様体の筋繊維の密度の変化を示す前記変化情報を取得することを特徴とする。

請求項 5 に記載の発明は、請求項 4 に記載の眼科撮影装置であって、前記第 1 の光学系の光軸と前記第 2 の光学系の光軸とが異なる方向に向けられた状態で、前記第 1 の光学系は被検眼に調節刺激を付与し、前記第 2 の光学系は干渉光の検出を行うことを特徴とする。

請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 に記載の眼科撮影装置であって、前記第 1 の光学系の光軸の方向と前記第 2 の光学系の光軸の方向とを相対的に変更する光学系移動機構を有することを特徴とする。

請求項 7 に記載の発明は、請求項 2 に記載の眼科撮影装置であって、前記所定組織は水晶体を含み、前記画像領域特定部は、前記画像領域として、水晶体に相当する水晶体領域を特定し、前記変化情報取得部は、前記第 1 の断層像の前記水晶体領域と前記第 2 の断層像の前記水晶体領域とを比較することにより、水晶体の形状の変化を示す前記変化情報を取得することを特徴とする。

請求項 8 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 7 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置であって、前記第 1 の光学系は、被検者の左眼および右眼に対して同時に調節刺激を与える左右一对の光学系を含むことを特徴とする。

請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置であって、前記第 1 の光学系は、被検眼の光学特性を光学的に測定する測定光学系を含むことを特徴とする。

請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 に記載の眼科撮影装置であって、前記測定光学系は、前記第 1 の調節刺激が与えられている状態の被検眼を測定して前記光学特性の第 1 の測定値を取得し、かつ、前記第 2 の調節刺激が与えられている状態の被検眼を測定して前記光学特性の第 2 の測定値を取得し、前記解析部は、前記第 1 の測定値および前記第 2 の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う前記光学特性の変化を示す光学特性情報を取得する光学特性情報取得部を含むことを特徴とする。

請求項 11 に記載の発明は、請求項 10 に記載の眼科撮影装置であって、前記測定光学系は、前記光学特性として、被検眼の屈折力を測定し、前記光学特性情報取得部は、屈折力の第 1 の測定値および第 2 の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の調節量の変化を示す前記光学特性情報を取得することを特徴とする。

請求項 12 に記載の発明は、請求項 10 に記載の眼科撮影装置であって、前記測定光学系は、前記光学特性として、被検眼の収差を測定し、前記光学特性情報取得部は、収差の第 1 の測定値および第 2 の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の収差の変化を示す前記光学特性情報を取得することを特徴とする。

請求項 13 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 12 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置であって、前記第 2 の光学系は、信号光および／または参照光の光路長を変更する光路長変更部を含み、前記断層像取得部は、被検眼の第 1 の部位および第 2 の部位の断層像をそれぞれ取得し、前記解析部は、前記第 1 の部位の断層像が取得されたときの前記光路長と、前記第 2 の部位の

断層像が取得されたときの前記光路長とに基づいて、前記第 1 の部位と前記第 2 の部位との間の距離を算出する眼内距離算出部を含むことを特徴とする。

請求項 1 4 に記載の発明は、請求項 1 3 に記載の眼科撮影装置であって、前記第 1 の部位は、角膜の前面であり、前記第 2 の部位は、眼底の表面であり、前記眼内距離算出部は、被検眼の眼軸長を算出することを特徴とする。

請求項 1 5 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 1 2 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置であって、前記解析部は、前記断層像取得部により取得された被検眼の一の断層像を解析することで、当該断層像に描出された第 1 の部位と第 2 の部位との間の距離を算出する眼内距離算出部を含むことを特徴とする。

請求項 1 6 に記載の発明は、請求項 1 3 または請求項 1 5 に記載の眼科撮影装置であって、前記第 1 の部位は、角膜の後面であり、前記第 2 の部位は、水晶体の前面であり、前記眼内距離算出部は、被検眼の前房深度を算出することを特徴とする。

請求項 1 7 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 1 6 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置であって、前記第 1 の光学系は、被検眼の前眼部を撮影する撮影光学系を含み、前記解析部は、前記第 1 の調節刺激が与えられている状態の被検眼について前記撮影光学系により取得された第 1 の前眼部像と、前記第 2 の調節刺激が与えられている状態の被検眼について前記撮影光学系により取得された第 2 の前眼部像とを比較することにより、調節刺激の変化に伴う前眼部の所定組織の変化を示す前眼部変化情報を取得することを特徴とする。

請求項 1 8 に記載の発明は、被検眼に刺激を与える刺激付与部と、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼を経由した信号光と参照光との干渉光を検出する光学系を含み、干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する断層像形成部と、前記刺激付与部により第 1 の刺激が与えられている状態の被検眼について前記断層像形成部により取得された第 1 の断層

像と、第2の刺激が与えられている状態の被検眼について前記断層像形成部により取得された第2の断層像とを比較することにより、刺激の変化に伴う被検眼の所定組織の変化を示す変化情報を取得する解析部とを有する眼科撮影装置である。

発明の効果

[0010] この発明によれば、被検眼の調節機能を好適に判定することが可能である。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]実施形態に係る眼科撮影装置の構成例を示す概略図である。
[図2]実施形態に係る眼科撮影装置の構成例を示す概略図である。
[図3]実施形態に係る眼科撮影装置の構成例を示す概略図である。
[図4]実施形態に係る眼科撮影装置の構成例を示す概略図である。
[図5]実施形態に係る眼科撮影装置の構成例を示す概略図である。
[図6]実施形態に係る眼科撮影装置の動作例を示すフローチャートである。
[図7]実施形態に係る眼科撮影装置の動作例を説明するための概略図である。
[図8]実施形態に係る眼科撮影装置の動作例を説明するための概略図である。
[図9]実施形態に係る眼科撮影装置の動作例を説明するための概略図である。
[図10]実施形態に係る眼科撮影装置の動作例を説明するための概略図である。

発明を実施するための形態

[0012] 実施形態に係る眼科撮影装置について図面を参照しながら説明する。

[0013] [外観構成]

実施形態に係る眼科撮影装置の外観の一例を図1および図2に示す。眼科撮影装置2は、高さの調節が可能な検眼テーブル1上に載置されている。検眼椅子3には被検者4が着座している。被検者4は、眼科撮影装置2の前面2Fに向かって配置される。眼科撮影装置2は、台座部5a、駆動機構部5b、左右一对の本体部5Lおよび5R、並びに顔受け部6を有する。本体部5Lおよび5Rは、それぞれ支柱5pおよび5qにより支持されている。

[0014] 顔受け部 6 は、左右一对の支柱 6 a および 6 b を有する。支柱 6 a および 6 b は、額当て 6 c を支持している。額当て 6 c は、前後方向に移動可能とされている。顔受け部 6 は、さらに顎受け 6 d を有する。顎受け 6 d は、ノブ 6 e により上下方向に移動される。

[0015] 駆動機構部 5 b には、X Y Z 駆動機構と、回転駆動機構とが設けられている。X Y Z 駆動機構は、水平方向（X 方向）、上下方向（Y 方向）および前後方向（Z 方向）に、支柱 5 p および 5 q をそれぞれ駆動する。X Y Z 駆動機構は、たとえば、パルスモータ等のアクチュエータと、送りネジ等の動力伝達機構とを含んで構成される。回転駆動機構は、スイング動作とチルト動作とを行う。スイング動作は、支柱 5 p および 5 q のそれぞれを、その軸周りに（つまり水平方向に）回転させるものである。チルト動作は、支柱 5 p および 5 q のそれぞれを傾けるものである。回転駆動機構は、たとえば、パルスモータ等のアクチュエータと、ギヤ等の動力伝達機構とを含んで構成される。このような駆動機構部 5 b により、本体部 5 L および 5 R が、X 方向、Y 方向、Z 方向および回転方向に移動される。

[0016] 台座部 5 a には、眼科撮影装置 2 に対する操作入力を行なうためのレバー 6 h が設けられている。レバー 6 h の頂部にはボタン 6 g が設けられている。また、図示は省略するが、眼科撮影装置 2 の背面側にも操作部が設けられていてもよい。

[0017] 台座部 5 a には、表示部 7 を支持する支柱 7 b が立設されている。表示部 7 の画面 7 a には各種情報が表示される。また、左右の本体部 5 L および 5 R の前面には、それぞれ表示部 7 L および 7 R が設けられている。左右の表示部 7 L および 7 R には、たとえば、被検者 4 の左眼および右眼の前眼部像がそれぞれ表示される。表示部 7、7 L および 7 R は、液晶ディスプレイ等のフラットパネルディスプレイである。また、図示は省略するが、眼科撮影装置 2 の背面側にも表示部が設けられていてもよい。

[0018] [光学系の構成]

左右の本体部 5 L および 5 R に設けられた光学系について説明する。図 3

は、右の本体部 5 R に設けられた光学系の例を示す上面図である。なお、左の本体部 5 L の光学系は、右の本体部 5 R の光学系と対称に構成されている。符号 E R は被検者 4 の右眼（右被検眼）を示す。

[0019] 本体部 5 R には、撮影光学系 10 と、測定光学系 30 と、視標投影光学系 50 と、干渉光学系 60 と、固視光学系 80 とが設けられている。図 3 に示す状態において、撮影光学系 10、測定光学系 30 および視標投影光学系 50 の光軸と、干渉光学系 60 および固視光学系 80 の光軸とは、異なる方向を向いている。これら光軸がなす角度を θ で示す。この角度 θ は、固定であっても可変であってもよい。

[0020] （撮影光学系 10）

撮影光学系 10 は、右被検眼 E R の前眼部を撮影するために用いられる。撮影光学系 10 は、プリズム P と、前眼部照明光源 11 と、対物レンズ 12 と、リレーレンズ 13 および 14 と、結像レンズ 15 と、撮像素子 16 とを有する。

[0021] 前眼部照明光源 11 は、撮影光学系 10 の光軸の周囲に複数配置されており、前眼部を照明するための光を出力する。前眼部照明光源 11 から出力された光は、プリズム P を介して右被検眼 E R に照射され、前眼部にて反射される。この反射光は、プリズム P、対物レンズ 12、リレーレンズ 13 および結像レンズ 15 を経由して撮像素子 16 に検出される。なお、前眼部による反射光は、後述のビームスプリッタ 38、24 および 43 を透過して撮像素子 16 に導かれる。撮像素子 16 により取得された前眼部像は、たとえば表示部 7 L に表示される。

[0022] 対物レンズ 12 とリレーレンズ 13 との間には、ビームスプリッタ 24 が斜設されている。アライメント光源 21 から出力された光は、アライメント視標絞り 22 およびレンズ 23 を経由し、ビームスプリッタ 24 により反射され、対物レンズ 12 およびプリズム P を介して右被検眼 E R の前眼部に投射される。従来と同様に、前眼部像に映り込んでいるアライメント視標像に基づいて、右被検眼 E R に対する撮影光学系 10 の位置合わせ（アライメン

ト) が実行される。

[0023] (測定光学系 30)

測定光学系 30 は、右被検眼 E R の光学特性を光学的に測定する。この実施形態の測定光学系 30 は、右被検眼 E R の屈折力測定を行う。測定光学系 30 は、測定光源 31 と、コリメートレンズ 32 と、リング透光板 33 と、リレーレンズ 34 と、リング状絞り 35 と、孔空きプリズム 36 と、ビームスプリッタ 37 および 38 と、対物レンズ 12 と、プリズム P と、反射ミラー 39 と、リレーレンズ 40 と、移動レンズ 41 と、反射ミラー 42 と、ビームスプリッタ 43 と、結像レンズ 15 と、撮像素子 16 とを有する。

[0024] 測定光源 31 から出力された光は、コリメートレンズ 32 により平行光束とされ、リング透光板 33 を経由して断面がリング状の光束とされ、リレーレンズ 34 およびリング状絞り 35 を経由し、孔空きプリズム 36 に反射され、ビームスプリッタ 37 に反射され、ビームスプリッタ 38 に反射され、対物レンズ 12 およびプリズム P を介して右被検眼 E R に照射される。

[0025] 右被検眼 E R に照射された断面リング状の測定光束は、眼底にて反射され、右被検眼 E R から出射する。このとき、眼球光学系（角膜、水晶体等）の影響により測定光束の断面形状が変形する。

[0026] 右被検眼 E R を出射した測定光束は、プリズム P、対物レンズ 12、ビームスプリッタ 38 および 37 を経由し、孔空きプリズム 36 の透光板 36 a を通過し、反射ミラー 39 に反射され、リレーレンズ 40 および移動レンズ 41 を経由し、反射ミラー 42 およびビームスプリッタ 43 に反射され、結像レンズ 15 を介して撮像素子 16 に検出される。検出された測定光束の断面のサイズや形状を解析することにより、右被検眼 E R の球面度、乱視度、乱視軸などが取得される。この処理は従来と同様にして実行される。すなわち、眼科撮影装置 2 は、レフラクトメータとして機能する。

[0027] (視標投影光学系 50)

視標投影光学系 50 は、各種の視標を右被検眼 E R に呈示する。視標投影光学系 50 は、視標光源 51 と、視標板 52 と、リレーレンズ 53 および 5

4と、反射ミラー55と、ビームスプリッタ38と、対物レンズ12と、プリズムPとを有する。視標板52は、たとえばターレット板や透過型液晶ディスプレイを含み、固視標や視力測定用視標などの様々な視標を光路に対して選択的に配置可能に構成されている。視標光源51から出力された光は、視標投影光学系50の上記構成要素を経由して、右被検眼ERの眼底に投射される。

[0028] 視標光源51および視標板52は、視標投影光学系50の光軸方向に移動可能に構成されている。それにより、右被検眼ERによる視標の視認距離が変更される。すなわち、視標投影光学系50は、右被検眼ERに対して調節刺激を与えるために使用可能である。

[0029] (干渉光学系60)

干渉光学系60は、右被検眼ERの光コヒーレンストモグラフィ(OCT)計測に用いられる。干渉光学系60は、光源ユニット61と、光ファイバ62と、ファイバカプラ63と、光ファイバ64と、コリメートレンズ65と、ガルバノスキャナ66と、ビームスプリッタ67と、合焦レンズ68と、リレーレンズ69と、集光レンズ70と、プリズムPと、光ファイバ71と、コリメートレンズ72と、ビームスプリッタ73と、レンズ74と、第1の参照ミラー75と、レンズ76と、第2の参照ミラー77と、光ファイバ78と、検出部79とを有する。

[0030] この実施形態で適用されるOCT計測の方式は任意である。スウェプトソース方式が適用される場合、出力波長を高速で変調可能な波長掃引光源が光源ユニット61として用いられ、バランスドフォトディテクタ等の光検出器が検出部79として用いられる。また、スペクトラルドメイン方式が適用される場合、広帯域光源(低コヒーレント光源)が光源ユニット61として用いられ、スペクトルを検出する分光器が検出部79として用いられる。

[0031] ガルバノスキャナ66は、たとえば2つの反射ミラーと、各反射ミラーの向きを変更するアクチュエータとを含んで構成される。それにより、ガルバノスキャナ66は、これを経由する光(信号光)で右被検眼ERをスキャン

する。

[0032] 集光レンズ70は、干渉光学系60の光路に対して挿脱可能とされている。集光レンズ70は、たとえば、右被検眼ERの画像を取得するときには光路に配置され、眼内距離（眼軸長など）を測定するときには光路から退避される。

[0033] 第1の参照ミラー75は、右被検眼ERの第1の部位に対して共役な位置に配置される。この第1の部位は、OCT計測の対象となる部位を示し、たとえば角膜、毛様体、水晶体などである。第1の参照ミラー75とレンズ74は、光軸方向に一体的に移動可能とされている。

[0034] 第2の参照ミラー77は、右被検眼ERの第2の部位に対して共役な位置に配置される。この第2の部位は、OCT計測の対象となる部位を示し、たとえば網膜、脈絡膜などである。第2の参照ミラー77とレンズ76は、光軸方向に一体的に移動可能とされている。

[0035] 光源ユニット61から出力された光は、光ファイバ62を通じてファイバカプラ63に導かれる。ファイバカプラ63は、この光を2分割する。

[0036] ファイバカプラ63により光ファイバ64に導かれた光（信号光）は、コリメートレンズ65により平行光束とされ、ガルバノスキャナ66により進行方向が変更され、ビームスプリッタ67に反射され、合焦レンズ68、リレーレンズ69、（集光レンズ70、）およびプリズムPを介して、右被検眼ERに照射される。右被検眼ERによる信号光の後方散乱光は、同じ経路を逆向きに導かれてファイバカプラ63に戻ってくる。

[0037] ファイバカプラ63により光ファイバ71に導かれた光（参照光）は、コリメートレンズ72により平行光束とされ、ビームスプリッタ73に導かれる。ビームスプリッタ73を透過した成分（第1の参照光）は、レンズ74により集光され、第1の参照ミラー75に反射され、レンズ74により平行光束とされてビームスプリッタ73に戻ってくる。一方、ビームスプリッタ73に反射された成分（第2の参照光）は、レンズ76により集光され、第2の参照ミラー77に反射され、レンズ76により平行光束とされてビーム

スプリッタ 73 に戻ってくる。ビームスプリッタ 73 により合成された第 1 の参照光と第 2 の参照光（まとめて参照光と呼ぶ）は、コリメートレンズ 72 および光ファイバ 71 を介してファイバカップラ 63 に戻ってくる。このような参照光の光路を参照光路と呼ぶ。

[0038] ファイバカップラ 63 は、右被検眼 E R を経由した信号光と、参照光路を経由した参照光とを干渉させる。この干渉光は、第 1 の参照ミラー 75 と共役な右被検眼 E R の部位（毛様体など）の情報と、第 2 の参照ミラー 77 と共役な右被検眼 E R の部位（網膜など）の情報とを含んでいる。干渉光は、光ファイバ 78 を介して検出部 79 に導かれる。スウェプトソース方式の場合、検出部 79 は干渉光の強度を検出する。スペクトラルドメイン方式の場合、検出部 79 は干渉光のスペクトル分布を検出する。

[0039] 図示は省略するが、干渉光学系 60 には、アッテネータや偏波コントローラが設けられている。アッテネータは、たとえば光ファイバ 71 に設けられており、光ファイバ 71 に導かれる参照光の光量を調整する。偏波コントローラは、たとえばループ状にされた光ファイバ 71 に対して外部から応力を与えることで、光ファイバ 71 に導かれる参照光の偏光状態を調整する。これら以外にも、OCT 計測に適用可能な各種の公知のデバイスを干渉光学系 60 に設けることが可能である。

[0040] （固視光学系 80）

固視光学系 80 は、右被検眼 E R に固視標を呈示する。固視光学系 80 は、固視光源 81 と、ビームスプリッタ 82 と、コリメートレンズ 83 と、合焦レンズ 68 と、リレーレンズ 69 と、プリズム P とを含む。固視光源 81 から出力された光は、ビームスプリッタ 82 により反射され、コリメートレンズ 83 により平行光束とされ、ビームスプリッタ 67 を透過し、合焦レンズ 68、リレーレンズ 69 およびプリズム P を介して、右被検眼 E R の眼底に投射される。

[0041] 固視光学系 80 のビームスプリッタ 82 の後方には、撮像素子 90 が設けられている。撮像素子 90 は、右被検眼 E R の前眼部の撮影に用いられる。

なお、撮影光学系１０の光軸と干渉光学系６０の光軸とが異なる方向を向いているので、撮影光学系１０と撮像素子９０は、右被検眼ＥＲの前眼部を異なる方向から撮影する。

[0042] [制御系の構成]

眼科撮影装置２の制御系の構成例を図４および図５に示す。

[0043] (制御部１００)

眼科撮影装置２の制御系は、制御部１００を中心に構成される。制御部１００は、たとえば、プロセッサ、記憶装置、通信インターフェイス等を含んで構成される。記憶装置には、制御用・演算用のコンピュータプログラムやデータが記憶されている。制御部１００には、主制御部１１０と記憶部１２０が設けられている。

[0044] (主制御部１１０)

主制御部１１０は、眼科撮影装置２の各部を制御する。たとえば、主制御部１１０は、図３に示す前眼部照明光源１１、撮像素子１６、アライメント光源２１、測定光源３１、視標光源５１、光源ユニット６１、ガルバノスキャナ６６、検出部７９、固視光源８１、撮像素子９０などの動作を制御する。なお、図示は省略するが、主制御部１１０は、前述のアッテネータや偏波コントローラの制御を行う。

[0045] 主制御部１１０は、光学素子の移動制御を行う。たとえば、主制御部１１０は、測定駆動部３０Ａを制御することで、測定光源３１、コリメートレンズ３２およびリング透光板３３を光軸方向に移動させる。測定駆動部３０Ａは、パルスモータ等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。また、主制御部１１０は、レンズ駆動部４１Ａを制御することで、移動レンズ４１を光軸方向に移動させる。レンズ駆動部４１Ａは、パルスモータ等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。また、主制御部１１０は、視標駆動部５０Ａを制御することで、視標光源５１および視標板５２を光軸方向に移動させる。視標駆動部５０Ａは、パルスモータ等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。また、主制御部１１０は、合焦駆動部６８Ａを制御すること

で、合焦レンズ68を光軸方向に移動させる。合焦駆動部68Aは、パルスモータ等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。また、主制御部110は、挿脱駆動部70Aを制御することで、光路に対して集光レンズ70を挿脱する。挿脱駆動部70Aは、ソレノイド等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。また、主制御部110は、参照駆動部70Bを制御することで、レンズ74および第1の参照ミラー75を光軸方向に移動させる。同様に、主制御部110は、参照駆動部70Cを制御することで、レンズ76および第2の参照ミラー77を光軸方向に移動させる。参照駆動部70Bおよび70Cのそれぞれは、パルスモータ等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。

[0046] 主制御部110は、光学系の移動制御を行う。たとえば、主制御部110は、駆動機構部5bに設けられたXYZ駆動機構130Aを制御することで、本体部5Lおよび5Rのそれぞれを3次元的に移動させる。XYZ駆動機構130Aは、パルスモータ等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。また、主制御部110は、回転駆動機構130Bを制御することで、支柱5pを中心に本体部5Lを回転移動させ、かつ、支柱5qを中心に本体部5Rを回転移動させる。また、主制御部110は、回転駆動機構130Bを制御することで、支柱5pおよび支柱5qを傾斜させることで、本体部5Lおよび5Rをチルトさせる。回転駆動機構130Bは、パルスモータ等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。また、主制御部110は、光軸偏向機構130Cを制御することで、撮影光学系10、測定光学系30および視標投影光学系50の光軸（第1の光軸）の方向と、干渉光学系60および固視光学系80の光軸（第2の光軸）の方向とを、相対的に変更する。光軸偏向機構130Cは、第1の光軸の方向および第2の光軸の方向の一方または双方を変更する。それにより、図3に示す角度 θ が変更される。光軸偏向機構130Cは、パルスモータ等のアクチュエータと、動力伝達機構とを含む。

[0047] また、主制御部110は、記憶部120にデータを書き込む処理と、記憶

部 1 2 0 からデータを読み出す処理とを行う。

[0048] (記憶部 1 2 0)

記憶部 1 2 0 は、各種のデータを記憶する。記憶部 1 2 0 に記憶されるデータとしては、たとえば、前眼部像の画像データ、OCT 画像の画像データ、被検眼の測定データ、被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者 ID や氏名などの被検者に関する情報や、左眼／右眼の識別情報などの被検眼に関する情報を含む。

[0049] (画像形成部 1 5 0)

検出部 7 9 は、OCT 計測における干渉光を検出して信号を出力する。この信号は、画像形成部 1 5 0 に入力される。画像形成部 1 5 0 は、検出部 7 9 からの信号に基づいて、右被検眼 E R の 2 次元断層像の画像データを形成する。この画像形成処理には、従来と同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、FFT (Fast Fourier Transform) などが含まれる。画像形成部 1 5 0 は、たとえば、ハードウェア回路や、画像形成用ソフトウェアを実行するプロセッサを含む。なお、この明細書において「画像データ」と「画像」とを同一視することがある。

[0050] (データ処理部 1 6 0)

データ処理部 1 6 0 は、各種のデータ処理を実行する。たとえば、データ処理部 1 6 0 は、OCT 画像や前眼部像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。その例として、輝度補正や分散補正などがある。また、データ処理部 1 6 0 は、画像形成部 1 5 0 により形成された 2 次元断層像に基づいて 3 次元画像を形成する。データ処理部 1 6 0 は、データ処理用ソフトウェアを実行するプロセッサを含む。データ処理部 1 6 0 は「解析部」の一例である。

[0051] データ処理部 1 6 0 には、画像領域特定部 1 6 1 と、変化情報取得部 1 6 2 と、光学特性情報取得部 1 6 3 と、眼内距離算出部 1 6 4 と、前眼部変化情報取得部 1 6 5 とが設けられている。

[0052] 眼科撮影装置 2 は被検眼に対して調節刺激を与える。調節刺激とは、任意

の調節力を発揮させるために被検眼に提供される視覚情報である。眼科撮影装置 2 は、視標投影光学系 50 によって調節刺激を与える。より詳しく説明すると、視標駆動部 50A により視標光源 51 および視標板 52 を移動させることで、被検眼の焦点を所定位置に誘導する。

[0053] この実施形態の検査は次のようにして行われる。まず、被検眼に第 1 の調節刺激を与えた状態で OCT 計測を行なって被検眼の第 1 の断層像を取得する。また、第 1 の調節刺激と異なる第 2 の調節刺激を与えた状態で OCT 計測を行なって被検眼の第 2 の断層像を取得する。第 1 の調節刺激と第 2 の調節刺激は、異なる焦点位置に相当する。たとえば、第 1 の調節刺激は遠方の焦点位置に相当し、第 2 の調節刺激は近方の焦点位置に相当する。データ処理部 160 は、以下に示す処理を実行することにより、調節刺激の変化に伴う被検眼の所定組織の変化を取得する。この変化を示す情報を変化情報と称する。変化の検出対象となる所定組織は、たとえば毛様体、水晶体、チン小帯など、調節機能に関する組織である。

[0054] (画像領域特定部 161)

画像領域特定部 161 は、第 1 の断層像を解析し、所定組織に相当する画像領域を特定する。また、画像領域特定部 161 は、第 2 の断層像を解析し、所定組織に相当する画像領域を特定する。この処理を自動で行う場合、画像領域特定部 161 は、第 1 の断層像の画素値（輝度値）に基づいて所定組織の画像領域とそれ以外の画像領域とを判別する。この処理には、たとえば閾値処理やパターンマッチングなどが含まれる。

[0055] なお、処理の一部を手動で行うことも可能である。その場合、主制御部 110 は、断層像を表示部 181 に表示させる。ユーザは、表示された断層像を観察し、所定組織に相当する画像領域を把握し、操作部 182 を用いてこれを指定する。指定方法の例として、マウス等のポインティングデバイスを用いて、所定組織に相当する画像領域の輪郭上に複数の点を入力する。画像領域特定部 161 は、入力された複数の点を結ぶ閉曲線を求める。この閉曲線はたとえばスプライン曲線やベジェ曲線である。この閉曲線で囲まれた領

域が目的の画像領域となる。他の指定方法として、ポインティングデバイスを用いて輪郭を入力することができる。

[0056] (変化情報取得部 162)

変化情報取得部 162 は、第 1 の断層像について特定された画像領域（第 1 の画像領域）と、第 2 の断層像について特定された画像領域（第 2 の画像領域）とを比較することにより、所定組織の形態の変化を示す変化情報を取得する。

[0057] 所定組織の形態変化の例として形状の変化がある。その場合、変化情報取得部 162 は、第 1 の画像領域および第 2 の画像領域のそれぞれに基づいて所定の評価値を算出し、これら評価値を比較することで変化情報を求める。この処理の具体例として、変化情報取得部 162 は、第 1 の画像領域および第 2 の画像領域のそれぞれの輪郭に基づいて、所定組織の厚み、サイズ（面積、体積など）、周囲長などの評価値を算出する。そして、変化情報取得部 162 は、第 1 の画像領域の評価値と第 2 の画像領域の評価値との相違を示す値（差、比など）を求め、これを変化情報とする。また、この相違を示す値を調節刺激の変化量（つまり想定される調節量）で除算することにより、想定される単位調節量あたりの評価値の変化を求めるようにしてもよい。また、上記検査を複数回実施して平均値やばらつき等の統計値を求めるようにしてもよい。この例は、毛様体や水晶体に有効である。なお、糸状組織のチン小帯が所定組織である場合、たとえば、チン小帯に相当する画像領域のワイヤモデルを求めて形状を比較することができる。また、所定組織の 2 つ（以上）の特徴点を検出し、特徴点間の距離に基づいて形状変化を求めることも可能である。

[0058] 所定組織の形態変化の他の例として、所定組織を構成する組織の密度の変化がある。この例は、たとえば毛様体に適用可能である。毛様体は多数の筋繊維からなる筋組織である。変化情報取得部 162 は、第 1 の画像領域および第 2 の画像領域のそれぞれを解析し、筋繊維に相当する多数の部分領域を特定する。そして、第 1 の画像領域内の所定の面積領域内に存在する部分領

域の個数と、第2の画像領域内の当該面積領域内に存在する部分領域の個数とを取得する。この処理はたとえばラベリングにより行われる。さらに、変化情報取得部162は、これら個数の相違を示す値（差、比など）を求め、これを変化情報とする。この変化情報は、筋組織の収縮または弛緩に伴う筋繊維の密度の変化を示すものである。なお、上記個数の相違を示す値を調節刺激の変化量（つまり想定される調節量）で除算することにより、想定される単位調節量あたりの密度変化を求めるようにしてもよい。また、上記検査を複数回実施して密度変化の平均値やばらつき等の統計値を求めるようにしてもよい。

[0059] （光学特性情報取得部163）

光学特性情報取得部163は、測定光学系30により取得された被検眼の光学特性を解析する。測定光学系30は、第1の調節刺激が与えられている状態の被検眼を測定して第1の測定値を取得し、かつ、第2の調節刺激が与えられている状態の被検眼を測定して第2の測定値を取得する。これら測定は、OCT計測と並行してまたは異なるタイミングで行われる。光学特性情報取得部163は、取得された第1の測定値および第2の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の光学特性の変化を示す情報を取得する。この情報を光学特性情報と称する。

[0060] この実施形態の測定光学系30は、被検眼の屈折力を測定するレフラクトメータとして機能する。光学特性情報取得部163は、被検眼の屈折力の第1の測定値および第2の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の調節量の変化を示す光学特性情報を取得する。この処理は、第1の測定値と第2の測定値との差を算出するものである。なお、2つの測定値の差を調節刺激の変化量（つまり想定される調節量）で除算することにより、想定される単位調節量あたりの実際の調節量を求めるようにしてもよい。また、上記検査を複数回実施して平均値やばらつき等の統計値を求めるようにしてもよい。

[0061] この実施形態では眼屈折力を測定しているが、被検眼の他の光学特性を測

定するようにしてもよい。たとえば、被検眼の収差を測定することができる。収差測定を行う構成の例として、本出願人による特開 2001-275972 号公報などに記載された波面センサがある。波面センサは、点光源からの光束を被検眼の眼底に照射し、その反射光をハルトマンプレートを介してエリアセンサで検出して得られる複数の点像の分布を解析することにより各種次数の収差を求める装置である。このような波面センサによれば、球面度や乱視度だけでなく、より高次の収差を測定することが可能である。光学特性情報取得部 163 は、各次数の収差について、第 1 の測定値および第 2 の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の収差の変化を示す光学特性情報を取得する。

[0062] (眼内距離算出部 164)

眼内距離算出部 164 は、OCT 計測により得られた情報に基づいて、被検眼の任意の部位の間の距離を算出する。この距離を眼内距離と称する。眼内距離の算出方法は任意であるが、この実施形態では次の 2 つの方法を説明する。

[0063] 第 1 の眼内距離算出方法は、第 1 の参照光と第 2 の参照光との光路長差に基づく。なお、第 1 の参照光は第 1 の参照ミラー 75 を経由する参照光であり、第 2 の参照光は第 2 の参照ミラー 77 を経由する参照光である。前述のように、第 1 の参照ミラー 75 は参照駆動部 70B によりレンズ 74 とともに光軸方向に移動され、第 2 の参照ミラー 77 は参照駆動部 70C によりレンズ 76 とともに光軸方向に移動される。それにより、第 1 の参照光の光路長と、第 2 の参照光の光路長とがそれぞれ変更される。

[0064] 参照駆動部 70B および 70C は主制御部 110 の制御を受けて動作するので、主制御部 110 は参照駆動部 70B および 70C のそれぞれによる光路長の変更量を認識可能である。たとえば、参照駆動部 70B および 70C のアクチュエータがパルスモータである場合、主制御部 110 は、1 パルスによるパルスモータの動作量（つまりパルスモータによる参照ミラーの単位移動量）と、パルスモータに送信されたパルス数とに基づいて、光路長の変

更量を算出することができる。また、参照駆動部 70B および 70C に対する制御履歴（パルスの送信履歴）に基づいて、第 1 の参照ミラー 75 および第 2 の参照ミラー 77 の位置、つまり第 1 の参照光の光路長および第 2 の参照光の光路長を取得することができる。

[0065] 参照駆動部 70B および 70C は「光路長変更部」の一例である。なお、この実施形態では参照光の光路長を変更しているが、信号光の光路長を変更するように構成することも可能である。信号光の光路長の変更は、たとえば移動可能なコーナーキューブを用いて行うことができる。また、参照光の光路長と信号光の光路長の双方を変更できるように構成することも可能である。

[0066] 本方法では、被検眼の第 1 の部位の断層像および第 2 の部位の断層像を、OCT 計測によって取得する。この 2 つの OCT 計測は、並行してまたは異なるタイミングで行われる。この実施形態では、2 つの参照ミラー 75 および 77 が設けられているので、被検眼の異なる部位の OCT 計測を並行して行うことができる。なお、3 つ以上の参照ミラーと、その個数に合わせて参照光の光路を分岐させる光学系とを設けることで、3 つ以上の部位の OCT 計測を同時に行えるように構成することも可能である。

[0067] 第 1 の部位の OCT 計測は、第 1 の部位からの信号光の後方散乱光と、第 1 の参照光とが効果的に干渉するようにして行われる。換言すると、第 1 の部位の OCT 計測は、ファイバケーブル 63 と第 1 の部位との間の光路長（信号光の光路長）と、ファイバケーブル 63 と第 1 の参照ミラー 75 との間の光路長（第 1 の参照光の光路長）とを一致させるようにして行われる。すなわち、第 1 の部位の OCT 計測では、第 1 の参照ミラー 75 は、第 1 の部位と実質的に共役な位置に配置される。

[0068] 同様に、第 2 の部位の OCT 計測は、第 2 の部位からの信号光の後方散乱光と、第 2 の参照光とが効果的に干渉するようにして行われる。換言すると、第 2 の部位の OCT 計測は、ファイバケーブル 63 と第 2 の部位との間の光路長（信号光の光路長）と、ファイバケーブル 63 と第 2 の参照ミラー 77 と

の間の光路長（第２の参照光の光路長）とを一致させるようにして行われる。すなわち、第２の部位のＯＣＴ計測では、第２の参照ミラー７７は、第２の部位と実質的に共役な位置に配置される。

[0069] 眼内距離算出部１６４は、第１の部位の断層像が取得されたときの第１の参照光の光路長と、第２の部位の断層像が取得されたときの第２の参照光の光路長とに基づいて、第１の部位と第２の部位との間の距離を算出する。この処理は、第１の参照光の光路長と第２の参照光の光路長との差を算出することにより行われる。

[0070] 本方法の例として、被検眼の眼軸長を取得することができる。その場合、第１の部位は角膜の前面に設定され、第２の部位は眼底の表面に設定される。すなわち、第１の参照ミラー７５は角膜の前面と共役な位置に配置され、第２の参照ミラー７７は眼底の表面と共役な位置に配置される。本例では、角膜を描出した角膜断層像と、眼底を描出した眼底断層像とが取得される。眼内距離算出部１６４は、角膜断層像を取得するためのＯＣＴ計測における第１の参照ミラー７５の位置（つまり第１の参照光の光路長）と、眼底断層像を取得するためのＯＣＴ計測における第２の参照ミラー７７の位置（つまり第２の参照光の光路長）とに基づいて、被検眼の眼軸長を算出する。このように、本方法では、比較的大きな眼内距離を測定することができる。

[0071] 本方法の他の例として、前房深度を取得することができる。その場合、第１の部位は角膜の後面に設定され、第２の部位は水晶体の前面に設定される。すなわち、第１の参照ミラー７５は角膜の後面と共役な位置に配置され、第２の参照ミラー７７は水晶体の前面と共役な位置に配置される。本例では、たとえば、角膜を描出した角膜断層像と、水晶体を描出した水晶体断層像とが取得される。眼内距離算出部１６４は、角膜断層像を取得するためのＯＣＴ計測における第１の参照ミラー７５の位置（つまり第１の参照光の光路長）と、水晶体断層像を取得するためのＯＣＴ計測における第２の参照ミラー７７の位置（つまり第２の参照光の光路長）とに基づいて、前房深度を算出する。

[0072] 第2の眼内距離算出方法は、1枚の断層像を解析して眼内距離を求めるものである。この解析処理では、まず、断層像に描出された第1の部位に相当する画像領域と、第2の部位に相当する画像領域とが特定される。この処理は、画像領域特定部161と同様に自動でまたは一部手動で行われる。眼内距離算出部164は、特定された2つの画像領域の間の距離を算出する。この処理は、断層像にあらかじめ設定されたスケールに基づいて行われる。また、この処理は、2つの画像領域の間に存在する画素数をカウントする処理を含んでいてもよい。

[0073] 本方法の例として、前房深度を取得することができる。本例では、第1の参照ミラー75および第2の参照ミラー77の一方のみがOCT計測に使用される（第1の参照ミラー75を用いることにする）。第1の参照ミラー75は、前眼部の任意の位置に共役に配置される。たとえば、第1の参照ミラー75は、角膜の後面と水晶体の前面との間の位置に共役に配置される。眼内距離算出部164は、このようにして取得された断層像において角膜の後面に相当する画像領域と、水晶体の前面に相当する画像領域との間の距離を算出することにより、被検眼の前房深度を求める。

[0074] （前眼部変化情報取得部165）

眼科撮影装置2は、前眼部を撮影する機能を有する。この前眼部撮影は、撮影光学系10または撮像素子90を用いて行われる。この実施形態では、第1の調節刺激が与えられている状態の被検眼を撮影して第1の前眼部像を取得し、かつ、第2の調節刺激が与えられている状態の被検眼を撮影して第2の前眼部像を取得する。これら前眼部撮影は、OCT計測と並行してまたは異なるタイミングで行われる。前眼部変化情報取得部165は、第1の前眼部像と第2の前眼部像とを比較することにより、調節刺激の変化に伴う前眼部の所定組織の変化を示す情報を取得する。この情報を前眼部変化情報と称する。

[0075] 解析対象となる前眼部の所定組織の例として虹彩がある。前眼部変化情報取得部165は、まず、第1の前眼部像に描出された所定組織に相当する画

像領域と、第2の前眼部像に描出された所定組織に相当する画像領域とを特定する。この処理は、画像領域特定部161と同様に自動でまたは一部手動で行われる。さらに、前眼部変化情報取得部165は、特定された2つの画像領域を比較することで、2つの画像領域の間における形態の変化（瞳孔径の変化、虹彩パターンの変化など）を求める。また、瞳孔の楕円形状（楕円率や向き）の変化に基づいて、被検眼の視線方向の変化（眼軸方向の変化）などを求めることも可能である。

[0076]（ユーザインターフェイス180）

ユーザインターフェイス180は、検者や被検者に情報を提供するために、そして検者や被検者が操作や情報入力を行うために使用される、マンマシンインターフェイスである。ユーザインターフェイス180には、表示部181と操作部182とが含まれる。

[0077]（表示部181）

表示部181には、前述した表示部7、7Lおよび7R、並びに眼科撮影装置2の背面側に設けられた表示部などが含まれる。また、眼科撮影装置2にコンピュータが接続されている場合、表示部181は、このコンピュータのディスプレイを含んでもよい。表示部181は、主制御部110の制御を受けて情報を表示する。

[0078]（操作部182）

操作部182は、眼科撮影装置2の操作や情報入力に用いられる。操作部182には、前述のレバー6hやボタン6g、眼科撮影装置2の背面側の操作部などが含まれる。また、眼科撮影装置2にコンピュータが接続されている場合、操作部182は、このコンピュータの操作デバイスや入力デバイスを含んでもよい。主制御部110は、操作部182からの信号を受けて制御を実行する。

[0079] なお、表示部181と操作部182は、それぞれ個別のデバイスとして構成される必要はない。たとえばタッチパネルのように、表示機能と操作機能とが一体化されたデバイスを用いることが可能である。

[0080] [動作]

眼科撮影装置 2 の動作について説明する。眼科撮影装置 2 の動作の一例を図 6 に示す。ここでは、右被検眼 E R の検査を行う場合について説明する。

[0081] (S 1 : アライメント)

まず、右被検眼 E R に対する光学系のアライメントを行う。具体的には、まず、主制御部 110 は、前眼部照明光源 11 およびアライメント光源 21 を点灯させるとともに、撮像素子 16 の動作を開始させる。それにより、アライメント視標像が投影された右被検眼 E R の前眼部像が得られる。主制御部 110 は、この前眼部像を表示部 181 に表示させる。ユーザは、従来と同様の要領で、前眼部像に映り込んでいるアライメント視標像の位置を参照しつつ光学系の位置を調整することにより、右被検眼 E R に対するアライメントを行う。なお、主制御部 110 がアライメント視標像の位置を解析して光学系の位置を調整することにより、アライメントを自動で行うことも可能である。

[0082] なお、左被検眼にも調節刺激を与える場合には、左被検眼に対する光学系のアライメントが同様にして実行される。

[0083] アライメントが完了した状態の例を図 7 に示す。符号 O 1 は、撮影光学系 10、測定光学系 30 および視標投影光学系 50 の光軸（第 1 の光軸）を示す。符号 O 2 は、干渉光学系 60 および固視光学系 80 の光軸（第 2 の光軸）を示す。右の本体部 5 R のアライメントは、主制御部 110 が、右被検眼 E R の軸に第 1 の光軸 O 1 を合わせるように、撮影光学系 10 により取得される前眼部像に基づき XYZ 駆動機構 130 A および回転駆動機構 130 B を制御することによって実行される。

[0084] 図 3 に示すように、第 2 の光軸 O 2 は、第 1 の光軸 O 1 に対して角度 θ をなしている。第 1 の光軸 O 1 の位置を固定した状態で、第 2 の光軸 O 2 のアライメントを行うこともできる。このアライメントは、主制御部 110 が、たとえば撮像素子 90 により取得される前眼部像および／または反復的な OCT 計測により得られるライブ OCT 画像に基づいて光軸偏向機構 130 C

を制御することによって実行される。

[0085] 左被検眼E Lにも調節刺激を与える場合、主制御部110は、左の本体部5 Lの第1の光軸O 1のアライメントを、右の本体部5 Rの場合と同様にして実行する。左被検眼E LのOCT計測も行う場合、左の本体部5 Lの第2の光軸（図示せず）のアライメントが、右の本体部5 Lの場合と同様にして実行される。

[0086] 主制御部110は、上記のようにして取得される前眼部像を表示部181に表示させる。アライメントが完了した状態の前眼部像の表示例を図8に示す。主制御部110は、撮影光学系10により取得される前眼部像G 1と、撮像素子90により取得される前眼部像G 2とを、それぞれ表示部181に動画表示させる。第1の光軸O 1は右被検眼E Rの軸に実質的に一致されているので、前眼部像G 1は右被検眼E Rを正面から撮影した画像となる。また、第2の光軸O 2は第1の光軸O 1に対して角度 θ だけ傾斜しているので、前眼部像G 2は右被検眼E Rを斜めから撮影した画像となる。

[0087] アライメントが完了したにおける第1の光軸O 1と第2の光軸O 2との位置関係の例を図9に示す。図9は、右被検眼E Rの断面を示す。符号E 1は角膜を示し、符号E 2は虹彩を示し、符号E 3は水晶体を示し、符号E 4は毛様体を示し、符号E 5はチン小帯を示す。第1の光軸O 1は、角膜E 1の頂点を通過し、虹彩E 2の間（瞳孔）を通過し、かつ水晶体E 3の頂点を通過する位置に配置される。また、第1の光軸O 1に対して角度 θ だけ傾斜している第2の光軸O 2は、毛様体を通過する位置に配置される。

[0088] (S 2：第1の調節刺激の付与)

アライメントが完了したら、主制御部110は、右被検眼E R（および左被検眼）に第1の調節刺激を付与する。具体的には、主制御部110は、視標光源5 1を点灯させるとともに、視標駆動部5 0 Aを制御して視標光源5 1および視標板5 2を第1の調節刺激に相当する位置に配置させる。なお、第1の調節刺激に相当する視標光源5 1等の位置は、あらかじめ設定されている。

[0089] (S 3 : OCT 計測、光学特性測定、前眼部撮影)

右被検眼 E R (および左被検眼) に第 1 の調節刺激が付与されている状態において、主制御部 110 は、OCT 計測、光学特性測定および前眼部撮影を実行させる。なお、これら 3 つの動作は、少なくとも 2 つを並行して行ってもよいし、全てを異なるタイミングで行なってもよい。なお、この段階では、干渉光学系 60 の光路に集光レンズ 70 が配置されている。

[0090] OCT 計測について説明する。主制御部 110 は、まず、参照駆動部 70 B を制御することで、第 1 の参照ミラー 75 およびレンズ 74 を毛様体 E 4 に相当する位置に配置させる。この処理は、たとえば、反復的な OCT 計測より得られるライブ OCT 画像を参照して実行される。第 1 の参照ミラー 75 の位置決めが完了したら、主制御部 110 は、光源ユニット 61 およびガルバノスキャナ 66 を制御して、毛様体を含む右被検眼 E R の領域の OCT 計測を実行させる。検出部 79 は、右被検眼 E R を経由した信号光と、第 1 の参照ミラー 75 を経由した参照光との干渉光を検出する。画像形成部 150 は、検出部 79 から出力される信号に基づいて断層像を形成する。この断層像には、第 1 の調節刺激が与えられている状態における毛様体 E 4 の形態が描出されている。主制御部 110 は、取得された断層像を記憶部 120 に記憶させる。この断層像は、第 1 の断層像として用いられる。

[0091] 光学特性測定について説明する。まず、主制御部 110 は、測定光源 31 を点灯させる。測定光源 31 から出力された測定光束は、右被検眼 E R の眼底で反射されて撮像素子 16 により検出する。主制御部 110 は、撮像素子 16 から出力された信号を光学特性情報取得部 163 に送る。この信号は、撮像素子 16 に検出された測定光束の断面のサイズや形状を示す情報を含む。光学特性情報取得部 163 は、この信号を解析することにより、右被検眼 E R の球面度、乱視度、乱視軸などを算出する。主制御部 110 は、算出された光学特性の測定値を記憶部 120 に記憶させる。この測定値は、第 1 の調節刺激が与えられている状態における右被検眼 E R の光学特性値を示し、第 1 の測定値として用いられる。

[0092] 前眼部撮影について説明する。前眼部照明光源 11 がステップ 1 から継続的に点灯している場合、撮像素子 16 は、所定の時間間隔（フレームレート）で制御部 100 に信号を入力する。主制御部 110 は、所定のタイミング（第 1 の調節刺激が付与されている間の任意のタイミングでよい）で入力された信号に基づく画像データを記憶部 120 に記憶させる。この画像データは、第 1 の調節刺激が与えられている状態における右被検眼 E R の前眼部の形態を示し、第 1 の前眼部像の画像データとして用いられる。

[0093] 少なくとも前眼部撮影を行う直前のタイミングにおいて前眼部照明光源 11 が点灯されていない場合、主制御部 110 は、前眼部照明光源 11 を点灯させて前眼部撮影を実行させ、それにより得られた第 1 の前眼部像の画像データを記憶部 120 に記憶させる。

[0094] （S 4：第 2 の調節刺激の付与）

OCT 計測、光学特性測定および前眼部撮影が完了したら、主制御部 110 は、右被検眼 E R（および左被検眼）に第 2 の調節刺激を付与する。具体的には、主制御部 110 は、視標駆動部 50A を制御することで、第 1 の調節刺激に相当する位置に配置されている視標光源 51 および視標板 52 を、第 2 の調節刺激に相当する位置に移動させる。なお、第 2 の調節刺激に相当する視標光源 51 等の位置は、あらかじめ設定されている。

[0095] （S 5：OCT 計測、光学特性測定、前眼部撮影）

右被検眼 E R（および左被検眼）に第 1 の調節刺激が付与されている状態において、主制御部 110 は、OCT 計測、光学特性測定および前眼部撮影を実行させる。この処理は、ステップ 3 と同様にして実行される。それにより、第 2 の調節刺激が与えられている状態における右被検眼 E R の第 2 の断層像、第 2 の測定値および第 2 の前眼部像が得られる。これら情報は、記憶部 120 に記憶される。

[0096] （S 6：光学系の移動）

ステップ 5 の OCT 計測、光学特性測定および前眼部撮影が完了したら、主制御部 110 は、眼内距離測定用の位置に光学系を移動させる。具体的に

は、主制御部 110 は、干渉光学系 60 の光軸（第 2 の光軸 O2）を右被検眼 E R の軸に一致させるように、回転駆動機構 130 B を制御する（図 10 を参照）。この光学系の回転移動は、右の本体部 5 R を角度 θ だけ回転させるものである。また、主制御部 110 は、XYZ 駆動機構 130 A を制御して、右被検眼 E R に対する干渉光学系 60 の距離を調整する。また、主制御部 110 は、挿脱駆動部 70 A を制御して、干渉光学系 60 の光路から集光レンズ 70 を退避させる。

[0097] （S7：眼内距離測定用の OCT 計測）

光学系の移動が完了したら、主制御部 110 は、参照駆動部 70 B を制御することで、第 1 の参照ミラー 75 およびレンズ 74 を右被検眼 E R の第 1 の部位（たとえば角膜 E1 の前面）に相当する位置に配置させ、かつ、参照駆動部 70 C を制御することで、第 2 の参照ミラー 77 およびレンズ 76 を右被検眼 E R の第 2 の部位（たとえば眼底の表面）に相当する位置に配置させる。この処理は、たとえば、反復的な OCT 計測により得られるライブ OCT 画像を参照して実行される。この OCT 計測においては、固視光源 81 によって右被検眼 E R の固視がなされる。

[0098] 第 1 の参照ミラー 75 および第 2 の参照ミラー 77 の位置決めが完了したら、主制御部 110 は、光源ユニット 61 およびガルバノスキャナ 66 を制御して右被検眼 E R の OCT 計測を実行させる。検出部 79 は、右被検眼 E R を経由した信号光と参照光との干渉光を検出する。この干渉光には、右被検眼 E R の第 1 の部位を經由した信号光と第 1 の参照ミラー 75 を經由した参照光との干渉成分（第 1 の干渉成分）と、第 2 の部位を經由した信号光と第 2 の参照ミラー 77 を經由した参照光との干渉成分（第 2 の干渉成分）とが含まれる。

[0099] 画像形成部 150 は、検出部 79 から出力される信号に基づいて断層像を形成する。この動作例では、画像形成部 150 は、第 1 の干渉成分に基づいて角膜 E1 の前面が描出された角膜断層像を形成し、第 2 の干渉成分に基づいて眼底の表面が描出された眼底断層像を形成する。主制御部 110 は、取

得された角膜断層像および眼底断層像を記憶部 120 に記憶させる。なお、第 1 の部位の OCT 計測と第 2 の部位の OCT 計測とを異なるタイミングで行うようにしてもよい。

[0100] 以上で、右被検眼 E R に対する光学的な計測は終了となり、データ処理に移行する。なお、以下のステップ 8 ～ステップ 11 に示す処理を実行する順序は任意である。また、これら処理の 2 つ以上を並行して実行することも可能である。

[0101] (S 8 : 変化情報の生成)

データ処理部 160 は、調節刺激の変化に伴う右被検眼 E R の所定組織（たとえば毛様体）の変化を示す変化情報を生成する。この動作例における変化情報は、第 1 の調節刺激が付与された状態における所定組織の形態と、第 2 の調節刺激が付与された状態における所定組織の形態との間の差異を示す。

[0102] ステップ 8 の処理は、次のように 2 段階の処理を含む。第 1 段階では、画像領域特定部 161 が、ステップ 3 で取得された第 1 の断層像を解析して毛様体領域を特定し、かつ、ステップ 5 で取得された第 2 の断層像を解析して毛様体領域を特定する。第 2 段階では、変化情報取得部 162 が、第 1 の断層像の毛様体領域と第 2 の断層像の毛様体領域とを比較することにより、毛様体 E 4 の形態（形状、筋繊維の密度など）の変化を示す変化情報を取得する。主制御部 110 は、取得された変化情報を記憶部 120 に記憶させる。

[0103] (S 9 : 光学特性情報の生成)

データ処理部 160 は、調節刺激の変化に伴う右被検眼 E R の光学特性の変化を示す光学特性情報を生成する。この動作例では、光学特性情報取得部 163 が、ステップ 3 で取得された眼屈折力の第 1 の測定値と、ステップ 5 で取得された第 2 の測定値とに基づいて、調節刺激の変化に伴う右被検眼 E R の調節量の変化を示す光学特性情報を取得する。主制御部 110 は、取得された光学特性情報を記憶部 120 に記憶させる。

[0104] (S 10 : 前眼部変化情報の生成)

データ処理部 160 は、調節刺激の変化に伴う右被検眼 E R の前眼部の所定組織の変化を示す前眼部変化情報を生成する。この動作例では、前眼部変化情報取得部 165 が、ステップ 3 で取得された第 1 の前眼部像と、ステップ 5 で取得された第 2 の前眼部像とに基づいて、右被検眼 E R の瞳孔径の変化、虹彩パターンの変化、視線方向の変化などを示す前眼部変化情報を取得する。主制御部 110 は、取得された前眼部変化情報を記憶部 120 に記憶させる。

[0105] (S 11 : 眼内距離の算出)

データ処理部 160 は、右被検眼 E R の眼内距離を算出する。この動作例では、眼内距離算出部 164 が、ステップ 7 で角膜断層像および眼底断層像を取得したときの第 1 の参照ミラー 75 の位置および第 2 の参照ミラー 77 の位置に基づいて、右被検眼 E R の眼軸長、つまり角膜の前面と眼底の表面との間の距離を算出する。主制御部 110 は、算出された眼内距離を記憶部 120 に記憶させる。

[0106] (S 12 : 情報の表示)

主制御部 110 は、ステップ 8 ～ステップ 11 で取得された情報を記憶部 120 から読み出して表示部 181 に表示させる。以上で、この動作例は終了である。

[0107] [作用・効果]

眼科撮影装置 2 の作用および効果について説明する。

[0108] 眼科撮影装置 2 は、第 1 の光学系と、断層像形成部と、解析部とを有する。第 1 の光学系は、被検眼に調節刺激を与える視標投影光学系 50 を含む。第 1 の光学系は、被検眼に刺激を与える刺激付与部の一例である。断層像形成部は、干渉光学系 60 を含む。干渉光学系 60 は、第 2 の光学系に相当し、光源（光源ユニット 61）からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼を経由した信号光と参照光との干渉光を検出する。断層像形成部は、干渉光学系 60 による干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する。解析部は、データ処理部 160 を含んで構成され、第 1 の調節刺激が与えられ

ている状態の被検眼についての第1の断層像と、第2の調節刺激が与えられている状態の被検眼についての第2の断層像とを比較することにより、調節刺激の変化に伴う被検眼の所定組織の変化を示す変化情報を取得する。

[0109] データ処理部160は、画像領域特定部161と変化情報取得部162とを含んでいてよい。画像領域特定部161は、第1の調節刺激に対応する第1の断層像および第2の調節刺激に対応する第2の断層像のそれぞれを解析し、被検眼の所定組織に相当する画像領域を特定する。変化情報取得部162は、第1の断層像から特定された画像領域と第2の断層像から特定された画像領域とを比較することにより、被検眼の所定組織の形態の変化を示す情報を上記変化情報として取得する。

[0110] 変化情報取得部162は、上記変化情報として、被検眼の所定組織の形状の変化および／または所定組織を構成する組織の密度の変化を示す情報を取得することができる。それにより、所定組織の形状や密度が調節刺激に応じてどのように変化するか把握することが可能である。

[0111] 所定組織として毛様体が適用される場合、次のような構成を用いることが可能である。画像領域特定部161は、上記画像領域として、毛様体に相当する毛様体領域を特定する。そして、変化情報取得部162は、第1の断層像の毛様体領域と第2の断層像の毛様体領域とを比較することにより、被検眼の毛様体の形状の変化および／または毛様体の筋繊維の密度の変化を示す情報を上記変化情報として取得する。それにより、毛様体の形状や筋繊維密度が調節刺激に応じてどのように変化するか把握することが可能である。

[0112] 所定組織として毛様体が適用される場合、第1の光学系の光軸（第1の光軸O1）と第2の光学系の光軸（第2の光軸O2）とが異なる方向に向けられた状態で、被検眼に対する調節刺激の付与と、毛様体のOCT計測とを行うことができる。それにより、調節刺激の付与と毛様体のOCT計測の並行的な実施を好適に行うことが可能である。つまり、被検眼の正面から調節刺激を与えつつ、眼軸に対して傾斜した方向からのOCT計測を好適に行うことが可能である。

- [0113] 所定組織として毛様体が適用される場合、第1の光軸O1の方向と第2の光軸O2の方向とを相対的に変更する光学系移動機構を設けることができる。この実施形態では、光軸偏向機構130Cが光学系移動機構に相当する。それにより、調節刺激の付与と毛様体のOCT計測とを好適に行うことが可能である。つまり、被検眼の正面から調節刺激を与えつつ、毛様体の画像化に適した方向からのOCT計測を好適に行うことが可能である。
- [0114] 所定組織は毛様体には限定されない。たとえば水晶体を所定組織として適用することができる。その場合、次のような構成を用いることが可能である。画像領域特定部161は、上記画像領域として、水晶体に相当する水晶体領域を特定する。そして、変化情報取得部162は、第1の断層像の水晶体領域と第2の断層像の水晶体領域とを比較することにより、水晶体の形状の変化を示す情報を変化情報として取得する。この変化情報には、水晶体の厚み、サイズ（面積、体積など）、周囲長などが含まれる。それにより、水晶体等の組織の形状が調節刺激に応じてどのように変化するか把握することが可能である。なお、この実施形態でいう水晶体には、生体水晶体だけでなく人工水晶体（つまり眼内レンズ）も含まれるものとする。
- [0115] 第1の光学系は、被検者の左被検眼ELおよび右被検眼ERに対して同時に調節刺激を与える左右一对の光学系を有してよい。それにより、一方の被検眼のみに調節刺激を与える場合と比較して、調節を好適に引き起こすことができる。なお、両眼に調節刺激を与える場合には、左右被検眼が輻輳するように左右一对の光学系の位置調整を行うことが可能である。その際、輻輳角を調節刺激に応じて変更するように構成できる。具体例として、第1の調節刺激に相当する視認距離に対応する第1の輻輳角と、第2の調節刺激に相当する視認距離に対応する第2の輻輳角とをあらかじめ取得し、調節刺激の変更に応じて第1の輻輳角と第2の輻輳角とを切り替えて適用することが可能である。
- [0116] 第1の光学系は、被検眼の光学特性を光学的に測定する測定光学系を含んでいてよい。この実施形態では、測定光学系30は、第1の調節刺激が与え

られている状態の被検眼を測定して光学特性の第1の測定値を取得する。さらに、測定光学系は、第2の調節刺激が与えられている状態の被検眼を測定して光学特性の第2の測定値を取得する。データ処理部160の光学特性情報取得部163は、第1の測定値および第2の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う光学特性の変化を示す光学特性情報を取得する。それにより、被検眼の光学特性が調節刺激に応じてどのように変化するか把握することが可能である。

[0117] 測定光学系は、上記光学特性として、被検眼の屈折力を測定することができる。その場合、光学特性情報取得部163は、屈折力の第1の測定値および第2の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の調節量の変化を示す光学特性情報を取得することができる。それにより、被検眼の屈折力が調節刺激に応じてどのように変化するか把握することが可能である。

[0118] 測定光学系は、上記光学特性として、被検眼の収差を測定することができる。その場合、光学特性情報取得部163は、収差の第1の測定値および第2の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の収差の変化を示す光学特性情報を取得することができる。それにより、被検眼の収差が調節刺激に応じてどのように変化するか把握することが可能である。

[0119] 第2の光学系は、信号光および／または参照光の光路長を変更する光路長変更部を含んでよい。この実施形態では、参照光の光路長を変更する参照駆動部70B（70C）が干渉光学系60に設けられている。断層像取得部は、被検眼の第1の部位および第2の部位の断層像をそれぞれ取得する。データ処理部160の眼内距離算出部164は、第1の部位の断層像が取得されたときの光路長と、第2の部位の断層像が取得されたときの光路長とに基づいて、第1の部位と第2の部位との間の距離を算出する。それにより、被検眼の第1の部位と第2の部位との間の距離を求めることができる。

[0120] 第1の部位として角膜の前面を適用し、第2の部位として眼底の表面を適用することができる。その場合、眼内距離算出部164により被検眼の眼軸長が得られる。

- [0121] 眼内距離算出部 164 は、断層像取得部により取得された被検眼の一の断層像を解析することで、その断層像に描出された第 1 の部位と第 2 の部位との間の距離を算出することができる。それにより、被検眼の第 1 の部位と第 2 の部位との間の距離を求めることができる。
- [0122] 第 1 の部位として角膜の後面を適用し、第 2 の部位として水晶体の前面を適用することができる。その場合、眼内距離算出部 164 により被検眼の前房深度が得られる。
- [0123] 第 1 の光学系は、被検眼の前眼部を撮影する撮影光学系を含んでいてよい。この実施形態では、撮影光学系 10 や、撮像素子 90 を含む光学系が、撮影光学系に相当する。撮影光学系は、第 1 の調節刺激が与えられている状態の被検眼についての第 1 の前眼部像と、第 2 の調節刺激が与えられている状態の被検眼についての第 2 の前眼部像とを取得する。データ処理部 160 は、第 1 の前眼部像と第 2 の前眼部像とを比較することにより、調節刺激の変化に伴う前眼部の所定組織の変化を示す前眼部変化情報を取得する。それにより、前眼部の所定組織が調節刺激に応じてどのように変化するか把握することが可能である。
- [0124] 上記のように構成された眼科撮影装置 2 によれば、被検眼の調節機能に関わる組織が適正に機能しているかを、被検眼の構造変化に基づいて判定することが可能である。たとえば、筋組織である毛様体が収縮・弛緩する能力を十分に備えているか把握することができる。また、毛様体が適正に機能しているか、白内障等によって水晶体の柔軟性が低下しているか、移植された眼内レンズが適正位置に配置されているかなどを総合的に判定することができるので、調節機能が好適に作用していない原因を特定することが可能である。
- [0125] 以上のように眼科撮影装置 2 によれば、被検眼の調節機能を好適に判定することが可能である。
- [0126] 実施形態に係る眼科撮影装置 2 の使用形態を説明する。調節機能に関する治療や手術の経過観察に眼科撮影装置 2 を用いることで、治療・手術・時間

経過による調節機能の変化を総合的に判断することができる。また、調節機能の時系列変化を取得することが可能である。

[0127] 眼科撮影装置 2 は、リハビリテーションやトレーニングの効果測定に用いられる。その場合、視標投影光学系 50 により、ランドルト環などの自覚検眼用の視標を被検眼に提示することができる。そして、自覚検眼の測定結果および調節機能の測定結果の時系列変化を取得することができる。

[0128] 眼科撮影装置 2 は、調節性眼内レンズの評価に用いられる。調節性眼内レンズは、調節機能を有する眼内レンズである。調節性眼内レンズの評価の例として、移植された調節性眼内レンズが毛様体等の動きに応じて適正に機能しているか評価することができる。また、眼内レンズの移植手術前に、被検眼の毛様体等が調節性眼内レンズを移植するのに十分な能力を有しているか判定することができる。

[0129] 以上に説明した構成は、この発明を実施するための一例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を適宜に施すことが可能である。以下に示す変形例は、この発明の要旨の範囲に含まれるものである。

[0130] 光源ユニット 61 が出力する光の波長は任意に設定される。たとえば、OCT を用いて眼軸長測定を行うことを考慮すると、 $1.1\ \mu\text{m}$ 以下の波長の光を出力可能な光源ユニット 61 を用いることができる。なお、断層像を取得するための OCT 計測用の光源と、眼内距離を測定するための OCT 計測用の光源とを別々に設けることが可能である。

[0131] 上記の実施形態では、視標を用いて被検眼に調節刺激を付与する構成を採用しているが、被検眼に対する刺激の付与方法や刺激の内容はこれに限定されるものではない。たとえば、電気刺激や超音波刺激や光刺激を被検眼に付与することができる。電気刺激は、たとえば、刺激部位に対して電極を当接させることによって付与される。超音波刺激は、たとえば、超音波振動子を用いて刺激部位に超音波を照射することによって付与される。光刺激は、光源を用いて付与される。

- [0132] 刺激が付与される被検眼の部位は、調節機能に関する部位（水晶体、チン小帯、毛様体）には限定されない。たとえば網膜に対して刺激を付与することができる。
- [0133] このような眼科撮影装置は、刺激付与部と、断層像形成部と、解析部とを有する。刺激付与部は、被検眼に対して刺激を与える。この刺激には、視標の呈示、電気刺激、超音波刺激、光刺激などが含まれる。また、刺激付与部としては、被検眼に視標を呈示する手段、被検眼に電気刺激を与える手段、被検眼に超音波刺激を与える手段、被検眼に光刺激を与える手段などが含まれる。断層像形成部は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼を経由した信号光と参照光との干渉光を検出する光学系を含む。さらに、断層像形成部は、干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する。解析部は、刺激付与部により第1の刺激が与えられている状態の被検眼について断層像形成部により取得された第1の断層像と、第2の刺激が与えられている状態の被検眼について断層像形成部により取得された第2の断層像とを比較することにより、刺激の変化に伴う被検眼の所定組織の変化を示す変化情報を取得する。このような眼科撮影装置によれば、刺激の変化に伴う被検眼の変化を判定することが可能である。
- [0134] 上記実施形態では、被検眼の断層像に基づいて変化情報を取得しているが、OCT計測において干渉光学系により検出されるデータや、この検出データから断層像に至るまでの情報、或いは断層像から得られる情報に基づいて変化情報を取得することが可能である。たとえば、上記実施形態において、干渉光学系60の検出部79から出力される信号から変化情報を取得すること、この信号を受けた画像形成部150により取得される情報（信号から断層像に至るまでの情報）から変化情報を取得すること、さらには、データ処理部160が断層像から生成する情報から変化情報を取得することが可能である。また、位相検出型OCTにより取得される位相情報に基づいて変化情報を取得する構成を適用することもできる。その場合、刺激の変化に伴う被検眼の僅かな変化（波長以下の変化）を把握することができる。

[0135] 上記実施形態では、2つの刺激付与状態に対応する2つの情報を比較する場合について特に詳しく説明したが、これに限定されるものではない。たとえば、3つ以上の刺激付与状態に対応する3つ以上の情報から変化情報を取得することができる。すなわち、第*i*の刺激（ $i = 1 \sim K$ ）が与えられている状態の被検眼に関する第*i*の情報（断層像等）を取得し、これら*K*個の情報に基づいて変化情報を取得することが可能である。また、2つ以上の刺激付与状態に対応する3つ以上の情報から変化情報を取得することができる。たとえば、第1の刺激付与状態から第2の刺激付与状態への移行を含む期間において反復取得された被検眼の情報に基づいて変化情報を取得することが可能である。たとえば、第1の刺激付与状態から第2の刺激付与状態への移行を含む期間において所定の反復周波数で断層像を反復取得し、それにより得られる動画像に基づいて変化情報を取得することが可能である。

符号の説明

- [0136] 2 眼科撮影装置
- 5 L、5 R 本体部
 - 1 0 撮影光学系
 - 3 0 測定光学系
 - 3 0 A 測定駆動部
 - 5 0 視標投影光学系
 - 5 0 A 視標駆動部
 - 6 0 干渉光学系
 - 6 1 光源ユニット
 - 6 6 ガルバノスキャナ
 - 7 0 B、7 0 C 参照駆動部
 - 7 5 第1の参照ミラー
 - 7 7 第2の参照ミラー
 - 7 9 検出部
 - 8 0 固視光学系

- 1 0 0 制御部
- 1 1 0 主制御部
- 1 2 0 記憶部
- 1 3 0 A X Y Z 駆動機構
- 1 3 0 B 回転駆動機構
- 1 3 0 C 光軸偏向機構
- 1 5 0 画像形成部
- 1 6 0 データ処理部
- 1 6 1 画像領域特定部
- 1 6 2 変化情報取得部
- 1 6 3 光学特性情報取得部
- 1 6 4 眼内距離算出部
- 1 6 5 前眼部変化情報取得部
- 1 8 1 表示部
- 1 8 2 操作部
- 1 第 1 の光軸
- 2 第 2 の光軸
- E L 左被検眼
- E R 右被検眼

請求の範囲

[請求項1]

被検眼に調節刺激を与える第1の光学系と、

光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼を経由した信号光と参照光との干渉光を検出する第2の光学系を含み、干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する断層像形成部と、

前記第1の光学系により第1の調節刺激が与えられている状態の被検眼について前記断層像形成部により取得された第1の断層像と、第2の調節刺激が与えられている状態の被検眼について前記断層像形成部により取得された第2の断層像とを比較することにより、調節刺激の変化に伴う被検眼の所定組織の変化を示す変化情報を取得する解析部と

を有する眼科撮影装置。

[請求項2]

前記解析部は、

前記第1の断層像および前記第2の断層像のそれぞれを解析し、前記所定組織に相当する画像領域を特定する画像領域特定部と、

前記第1の断層像の前記画像領域と前記第2の断層像の前記画像領域とを比較することにより、前記所定組織の形態の変化を示す前記変化情報を取得する変化情報取得部と

を有する

ことを特徴とする請求項1に記載の眼科撮影装置。

[請求項3]

前記変化情報取得部は、前記所定組織の形状の変化および／または前記所定組織を構成する組織の密度の変化を示す前記変化情報を取得する

ことを特徴とする請求項2に記載の眼科撮影装置。

[請求項4]

前記所定組織は毛様体を含み、

前記画像領域特定部は、前記画像領域として、毛様体に相当する毛様体領域を特定し、

前記変化情報取得部は、前記第1の断層像の前記毛様体領域と前記

第2の断層像の前記毛様体領域とを比較することにより、毛様体の形状の変化および／または毛様体の筋繊維の密度の変化を示す前記変化情報を取得する

ことを特徴とする請求項3に記載の眼科撮影装置。

[請求項5] 前記第1の光学系の光軸と前記第2の光学系の光軸とが異なる方向に向けられた状態で、前記第1の光学系は被検眼に調節刺激を付与し、前記第2の光学系は干渉光の検出を行う

ことを特徴とする請求項4に記載の眼科撮影装置。

[請求項6] 前記第1の光学系の光軸の方向と前記第2の光学系の光軸の方向とを相対的に変更する光学系移動機構を有する

ことを特徴とする請求項5に記載の眼科撮影装置。

[請求項7] 前記所定組織は水晶体を含み、

前記画像領域特定部は、前記画像領域として、水晶体に相当する水晶体領域を特定し、

前記変化情報取得部は、前記第1の断層像の前記水晶体領域と前記第2の断層像の前記水晶体領域とを比較することにより、水晶体の形状の変化を示す前記変化情報を取得する

ことを特徴とする請求項2に記載の眼科撮影装置。

[請求項8] 前記第1の光学系は、被検者の左眼および右眼に対して同時に調節刺激を与える左右一对の光学系を含む

ことを特徴とする請求項1～請求項7のいずれか一項に記載の眼科撮影装置。

[請求項9] 前記第1の光学系は、被検眼の光学特性を光学的に測定する測定光学系を含む

ことを特徴とする請求項1～請求項8のいずれか一項に記載の眼科撮影装置。

[請求項10] 前記測定光学系は、前記第1の調節刺激が与えられている状態の被検眼を測定して前記光学特性の第1の測定値を取得し、かつ、前記第

2の調節刺激が与えられている状態の被検眼を測定して前記光学特性の第2の測定値を取得し、

前記解析部は、前記第1の測定値および前記第2の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う前記光学特性の変化を示す光学特性情報を取得する光学特性情報取得部を含む

ことを特徴とする請求項9に記載の眼科撮影装置。

[請求項11] 前記測定光学系は、前記光学特性として、被検眼の屈折力を測定し、

前記光学特性情報取得部は、屈折力の第1の測定値および第2の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の調節量の変化を示す前記光学特性情報を取得する

ことを特徴とする請求項10に記載の眼科撮影装置。

[請求項12] 前記測定光学系は、前記光学特性として、被検眼の収差を測定し、
前記光学特性情報取得部は、収差の第1の測定値および第2の測定値に基づいて、調節刺激の変化に伴う被検眼の収差の変化を示す前記光学特性情報を取得する

ことを特徴とする請求項10に記載の眼科撮影装置。

[請求項13] 前記第2の光学系は、信号光および／または参照光の光路長を変更する光路長変更部を含み、

前記断層像取得部は、被検眼の第1の部位および第2の部位の断層像をそれぞれ取得し、

前記解析部は、前記第1の部位の断層像が取得されたときの前記光路長と、前記第2の部位の断層像が取得されたときの前記光路長とに基づいて、前記第1の部位と前記第2の部位との間の距離を算出する眼内距離算出部を含む

ことを特徴とする請求項1～請求項12のいずれか一項に記載の眼科撮影装置。

[請求項14] 前記第1の部位は、角膜の前面であり、

前記第 2 の部位は、眼底の表面であり、
前記眼内距離算出部は、被検眼の眼軸長を算出する
ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の眼科撮影装置。

[請求項15] 前記解析部は、前記断層像取得部により取得された被検眼の一の断層像を解析することで、当該断層像に描出された第 1 の部位と第 2 の部位との間の距離を算出する眼内距離算出部を含む
ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 1 2 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置。

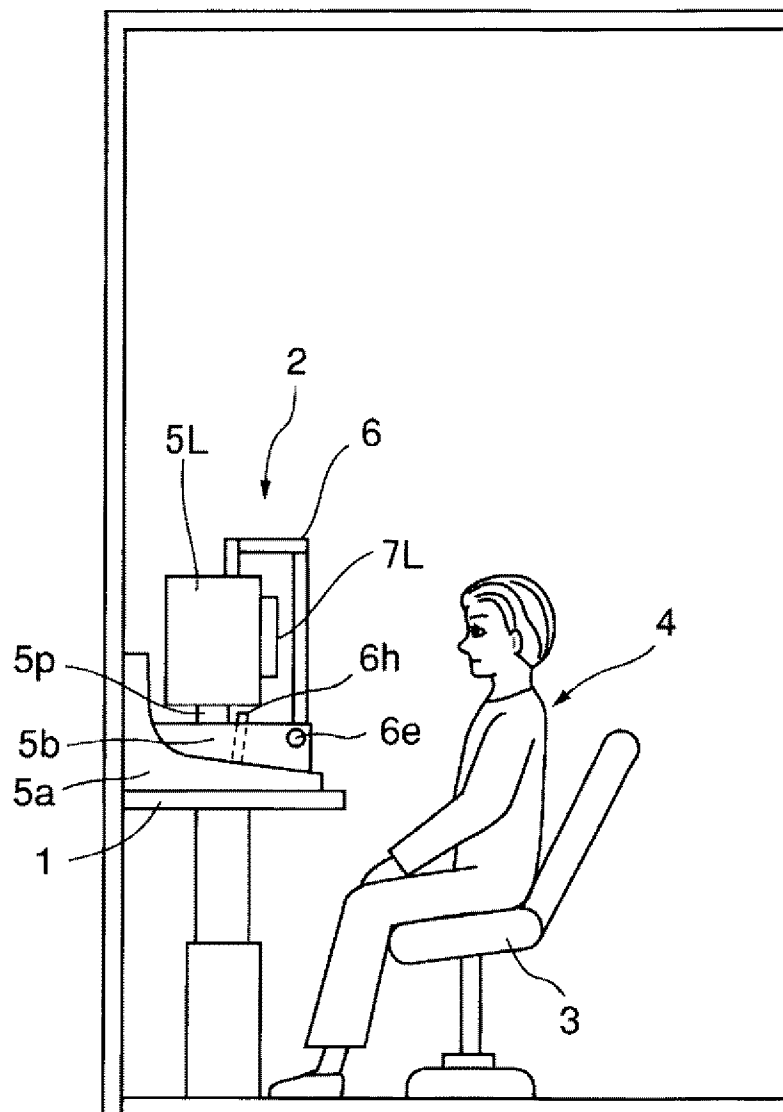
[請求項16] 前記第 1 の部位は、角膜の後面であり、
前記第 2 の部位は、水晶体の前面であり、
前記眼内距離算出部は、被検眼の前房深度を算出する
ことを特徴とする請求項 1 3 または請求項 1 5 に記載の眼科撮影装置。

[請求項17] 前記第 1 の光学系は、被検眼の前眼部を撮影する撮影光学系を含み、
前記解析部は、前記第 1 の調節刺激が与えられている状態の被検眼について前記撮影光学系により取得された第 1 の前眼部像と、前記第 2 の調節刺激が与えられている状態の被検眼について前記撮影光学系により取得された第 2 の前眼部像とを比較することにより、調節刺激の変化に伴う前眼部の所定組織の変化を示す前眼部変化情報を取得する
ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 1 6 のいずれか一項に記載の眼科撮影装置。

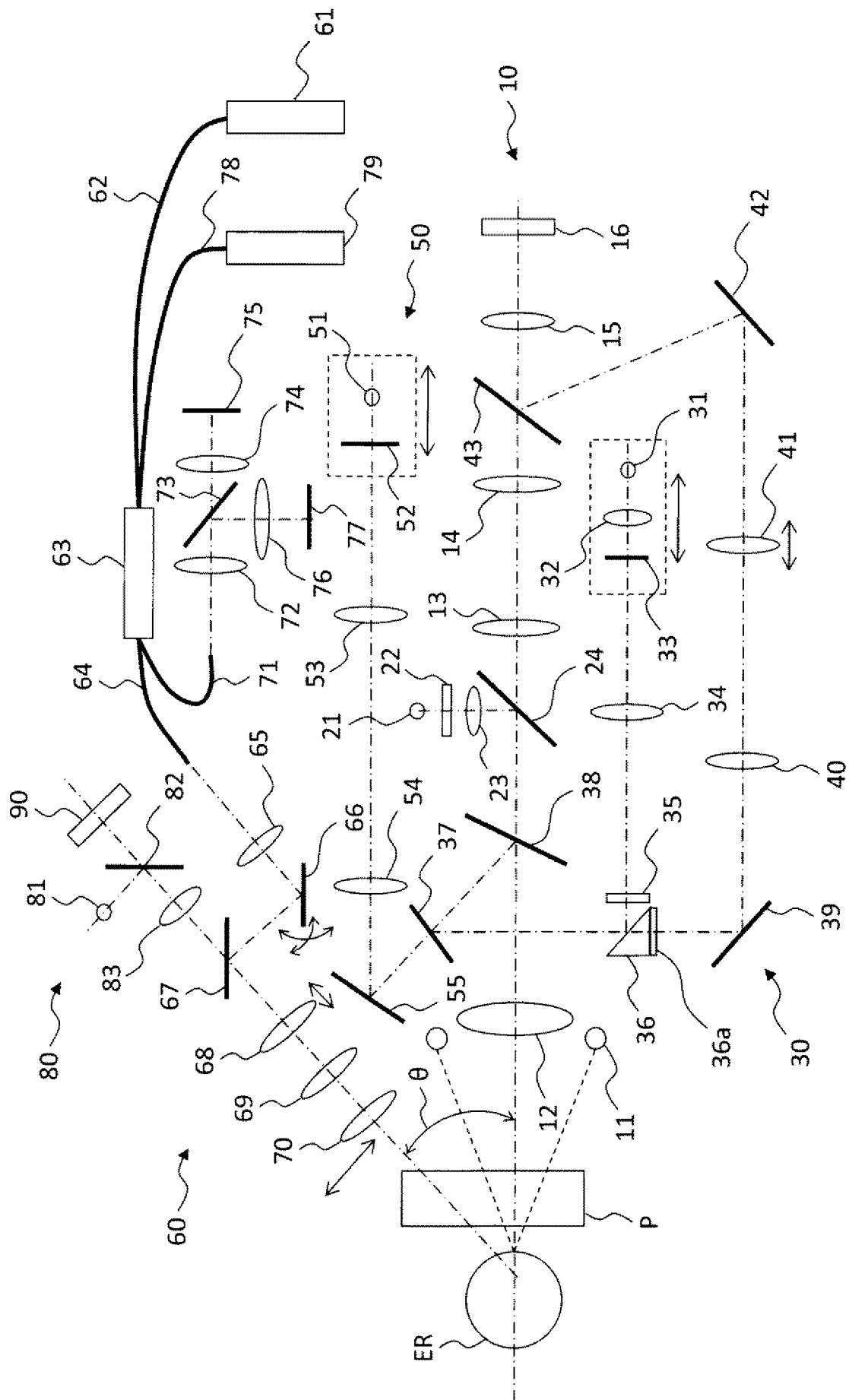
[請求項18] 被検眼に刺激を与える刺激付与部と、
光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼を経由した信号光と参照光との干渉光を検出する光学系を含み、干渉光の検出結果に基づいて被検眼の断層像を形成する断層像形成部と、
前記刺激付与部により第 1 の刺激が与えられている状態の被検眼に

ついて前記断層像形成部により取得された第 1 の断層像と、第 2 の刺激が与えられている状態の被検眼について前記断層像形成部により取得された第 2 の断層像とを比較することにより、刺激の変化に伴う被検眼の所定組織の変化を示す変化情報を取得する解析部とを有する眼科撮影装置。

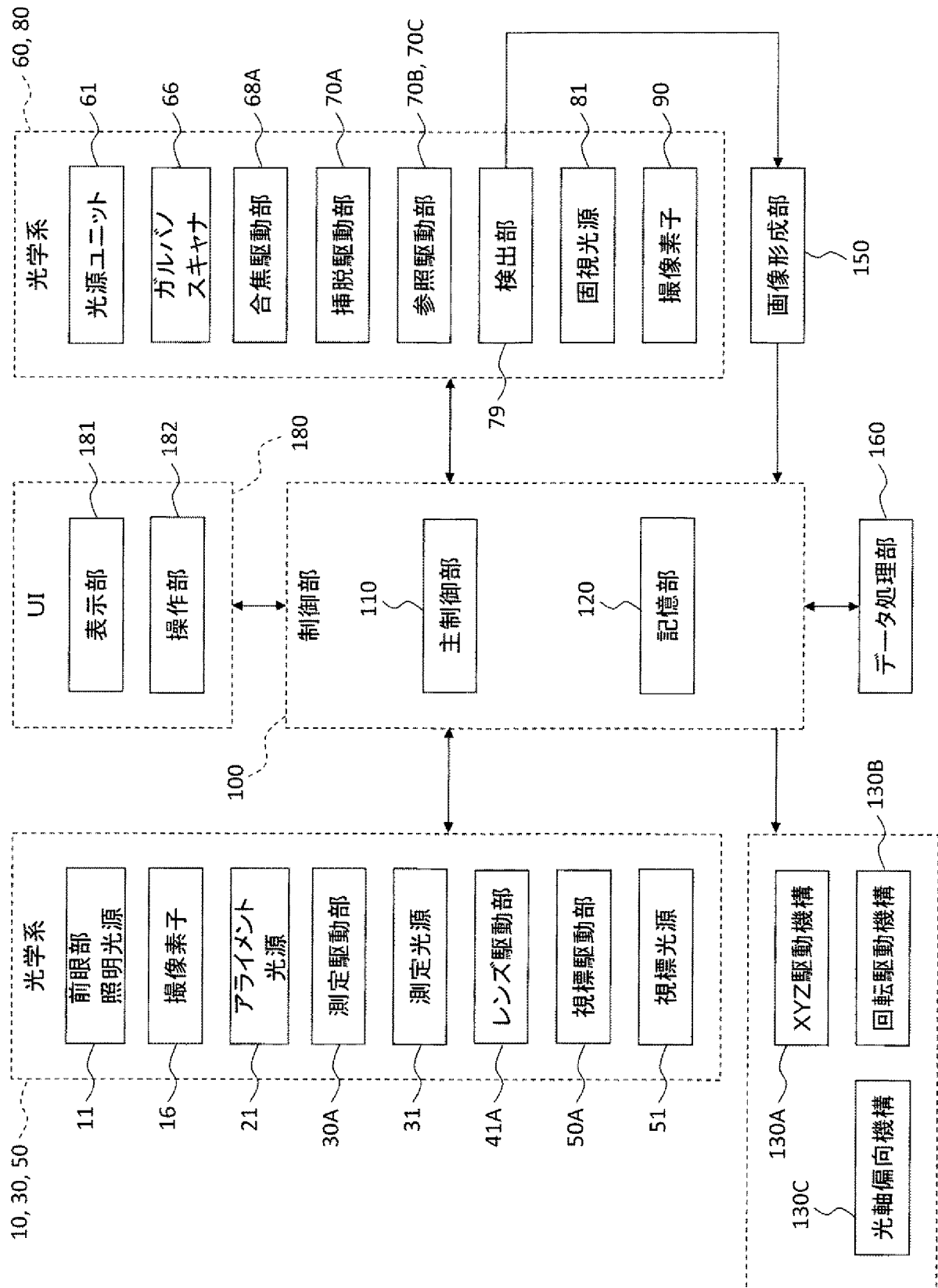
[図1]



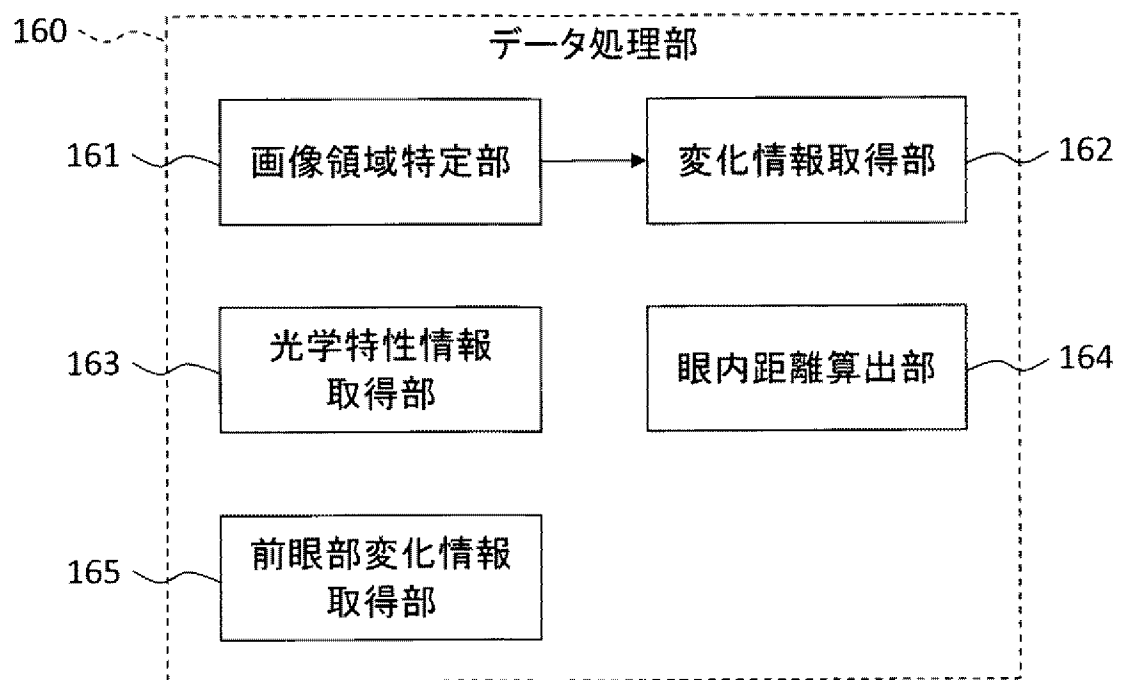
[図3]



[図4]



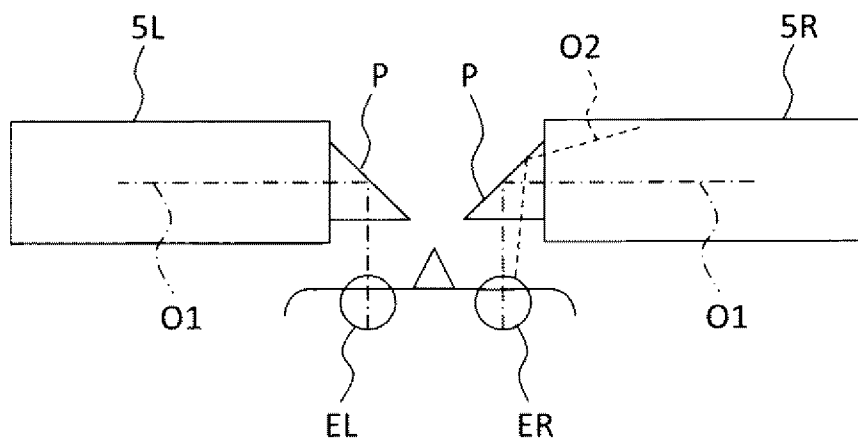
[図5]



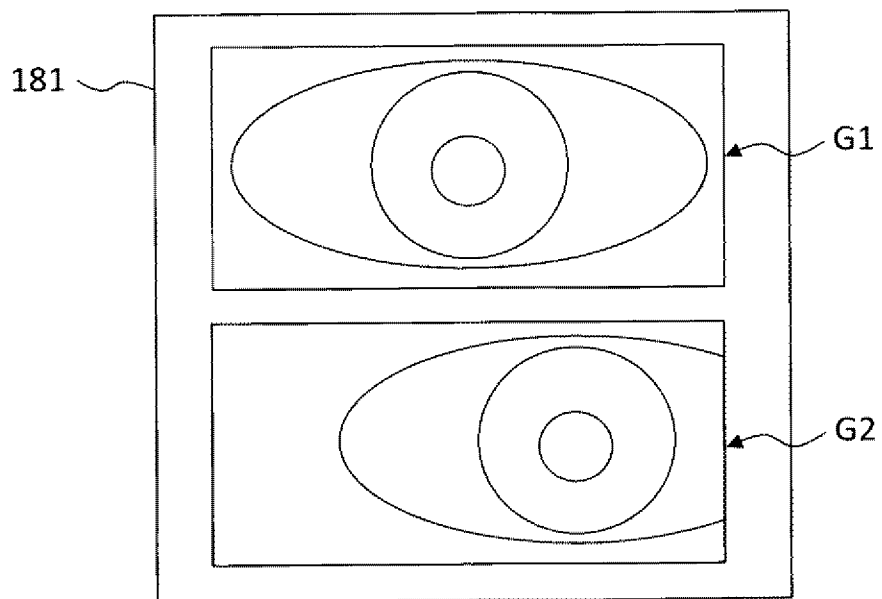
[図6]



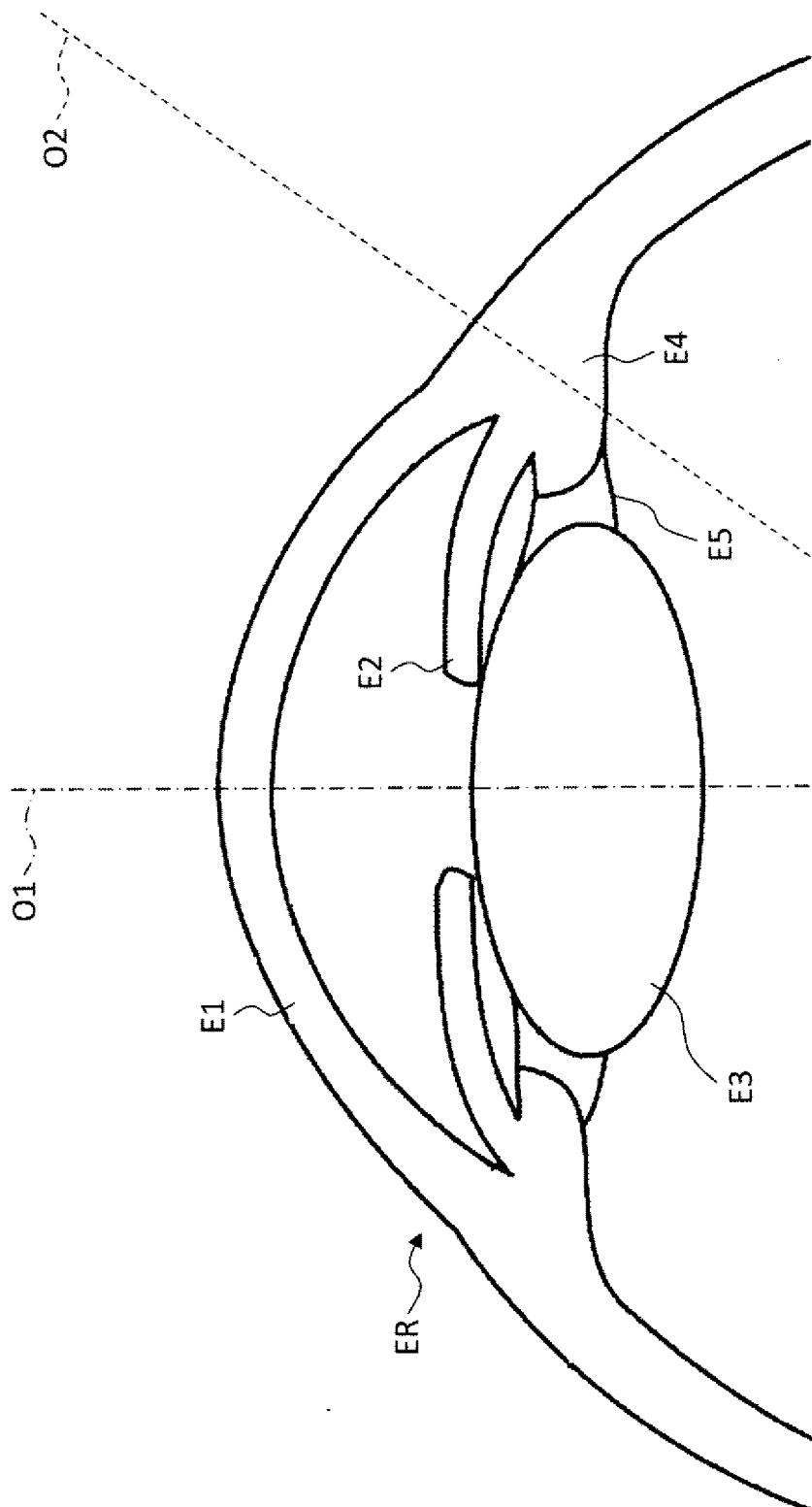
[図7]



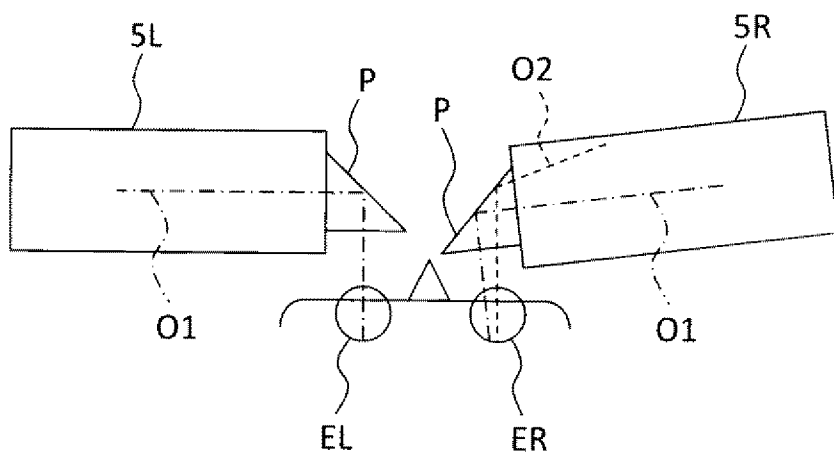
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/082646

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/09(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B3/09, A61B3/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus(JDreamIII), JMEDPlus(JDreamIII), JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	SATOH Nobuyuki, SHIMIZU Kimiya, IGARASHI Akihito, KAMIYA Kazutaka (Univ. Kitasato School of Medicine, Kanagawa, JPN), GOTO Atsushi (Canon Inc., Tokyo, JPN), OHBAYASHI Kohji (Univ. Kitasato, Kanagawa, JPN), Accommodative changes in human eye observed by Kitasato anterior segment optical coherence tomography, Jpn J Ophthalmol, Vol.57 No.1, 2012.11.21, Page.113-119 (http://rd.springer.com/article/10.1007/s10384-012-0208-6)	1-7, 13, 14, 18 8-12, 15-17



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 January, 2014 (17.01.14)

Date of mailing of the international search report

28 January, 2014 (28.01.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/082646

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-503271 A (Visx, Inc.), 07 February 2008 (07.02.2008), entire text; all drawings & JP 5142712 B & US 2005/0280777 A1 & US 2006/0017883 A1 & US 2008/0218693 A1 & US 2008/0297723 A1 & US 2009/0015789 A1 & US 2009/0122265 A1 & EP 1765147 A & WO 2006/009909 A1 & CA 2570724 A & BRA PI0512112 & AU 2005265171 A & MX PA06014767 A	8-10,12
Y	JP 2005-103069 A (Nidek Co., Ltd.), 21 April 2005 (21.04.2005), entire text; all drawings (Family: none)	8-11,17
Y	JP 2012-075640 A (Nidek Co., Ltd.), 19 April 2012 (19.04.2012), entire text; all drawings & US 2012/0083667 A1	15,16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/082646

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Invention 1: claims 1-17

Invention 2: claim 18

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B3/09(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B3/09, A61B3/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus(JDreamIII), JMEDPlus(JDreamIII), JST7580(JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	SATO H Nobuyuki, SHIMIZU Kimiya, IGARASHI Akihito, KAMIYA Kazutaka (Univ. Kitasato School of Medicine, Kanagawa, JPN), GOTO Atsushi (Canon Inc., Tokyo, JPN), OHBAYASHI Kohji (Univ. Kitasato, Kanagawa, JPN), Accommodative changes in human eye observed by Kitasato anterior segment optical coherence tomography, Jpn J Ophthalmol, Vol.57 No.1, 2012.11.21, Page.113-119 (http://rd.springer.com/article/10.1007/s10384-012-0208-6)	1-7, 13, 14, 18 8-12, 15-17

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 7 . 0 1 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

2 8 . 0 1 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

九鬼 一慶

2 Q

4 4 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2008-503271 A (ヴィスクス インコーポレイテッド) 2008.02.07, 全文、全図 & JP 5142712 B & US 2005/0280777 A1 & US 2006/0017883 A1 & US 2008/0218693 A1 & US 2008/0297723 A1 & US 2009/0015789 A1 & US 2009/0122265 A1 & EP 1765147 A & WO 2006/009909 A1 & CA 2570724 A & BRA PI0512112 & AU 2005265171 A & MX PA06014767 A	8-10, 12
Y	JP 2005-103069 A (株式会社ニデック) 2005.04.21, 全文、全図 (フ ァミリーなし)	8-11, 17
Y	JP 2012-075640 A (株式会社ニデック) 2012.04.19, 全文、全図 & US 2012/0083667 A1	15, 16

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってP C T 規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

発明1：請求項1－17

発明2：請求項18

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。