

(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
2019年4月11日(11.04.2019)



(10) 国際公開番号
WO 2019/069648 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) A61B 3/024 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2018/033824

(22) 国際出願日: 2018年9月12日(12.09.2018)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

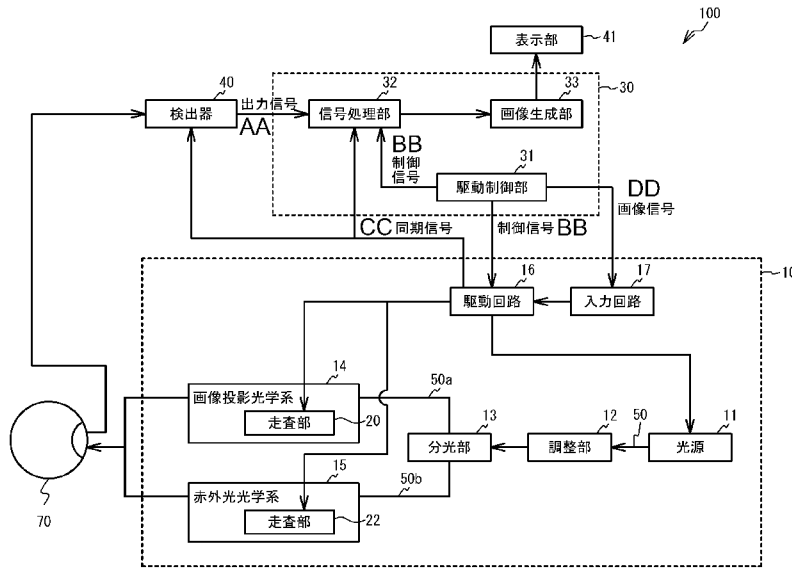
(30) 優先権データ:
特願 2017-195447 2017年10月5日(05.10.2017) JP

(71) 出願人:株式会社Q D レーザ(QD LASER, INC.)
[JP/JP]; 〒2100855 神奈川県川崎市川崎区南渡田町1番1号京浜ビル1階 Kanagawa (JP).

(72) 発明者:安井賢治(YASUI, Kenji); 〒2100855 神奈川県川崎市川崎区南渡田町1番1号京浜ビル1階 株式会社Q D レーザ内 Kanagawa (JP). 鈴木誠(SUZUKI, Makoto); 〒2100855 神奈川県川崎市川崎区南渡田町1番1号京浜ビル1階 株式会社Q D レーザ内 Kanagawa (JP). 菅原充(SUGAWARA, Mitsuru); 〒2100855 神奈川県川崎市川崎区南渡田町1番1号京浜ビル1階 株式会社Q D レーザ内 Kanagawa (JP). 長谷川欣也(HASEGAWA, Kinya); 〒2100855 神奈川県川崎市川崎区南渡田町1番1号京浜ビル1階 株式会社Q D レーザ内 Kanagawa (JP).

(54) Title: VISION EXAMINATION DEVICE

(54) 発明の名称: 視覚検査装置



- 11 Light source
- 12 Adjustment unit
- 13 Spectroscopy unit
- 14 Image projection optical system
- 15 Infrared light optical system
- 16 Drive circuit
- 17 Input circuit
- 20, 22 Scanning unit
- 31 Drive control unit
- 32 Signal processing unit
- 33 Image generation unit
- 40 Detector
- 41 Display unit
- AA Output signal
- BB Control signal
- CC Synchronization signal
- DD Image signal

(57) Abstract: A vision examination device comprising: a light source 11 that emits a visible laser light 50a and an infrared laser light 50b; an image projection optical system 14 that has a scanning unit 20 oscillating at a first frequency to scan the visible laser light 50a in two dimensions, and that shines the visible laser light 50a onto a subject's retina 74 to project an image onto the subject's retina 74; an infrared light optical system 15 that has a scanning unit 22 oscillating at a second frequency, which differs from the first frequency, to scan the infrared laser light 50b in two dimensions, and that shines the infrared laser light 50b onto the subject's retina 74; a detector 40 that detects the infrared laser light 50b reflected by the subject's retina 74; and a control unit 30 that controls the emission of the visible laser light 50a and the infrared laser light 50b from the light source 11, and detects a condition of the subject's ocular fundus from an output signal of the detector 40.



WO 2019/069648 A1

(74) 代理人: 片山修平 (KATAYAMA, Shuhei);
〒1040031 東京都中央区京橋 1 - 6 - 1 三
井住友海上テプコビル 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, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 可視レーザー光50aと赤外レーザー光50bとを出射する光源11と、第1周波数で振動すること
で可視レーザー光50aを2次元に走査する走査部20を有し、被検者の網膜74に可視レーザー光50aを
照射して被検者の網膜74に画像を投影する画像投影光学系14と、第1周波数と異なる第2周波数で振
動することで赤外レーザー光50bを2次元に走査する走査部22を有し、被検者の網膜74に赤外レーザ
光50bを照射する赤外光光学系15と、被検者の網膜74で反射した赤外レーザー光50bを検出する検
出器40と、光源11からの可視レーザー光50a及び赤外レーザー光50bの出射を制御するとともに、検
出器40の出力信号から被検者の眼底の状態の検出を行う制御部30と、を備える視覚検査装置。

明 細 書

発明の名称：視覚検査装置

技術分野

[0001] 本発明は、視覚検査装置に関する。

背景技術

[0002] 走査型レーザ検眼鏡（SLO：Scanning Laser Ophthalmoscope）による眼底検査が知られている。また、走査型レーザ検眼鏡の機能と視野計測の機能とが設けられた眼科装置が知られている（例えば、特許文献1）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2007-181537号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 眼の検査のための不可視光線を被検者の網膜に照射することに加え、網膜に画像を投影することが可能な検査装置において、特許文献1のように液晶ディスプレイを用いて画像を表示する場合には高解像度の画像を投影することが難しい。

[0005] 本発明は、上記課題に鑑みなされたものであり、高解像度の画像を投影することが可能な視覚検査装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明は、可視光線と不可視光線とを出射する光源と、第1周波数で振動することで前記可視光線を2次元に走査する第1走査部を有し、被検者の網膜に前記可視光線を照射して前記被検者の網膜に画像を投影する画像投影光学系と、前記第1周波数と異なる第2周波数で振動することで前記不可視光線を2次元に走査する第2走査部を有し、前記被検者の網膜に前記不可視光線を照射する不可視光光学系と、前記被検者の網膜で反射した前記不可視光線を検出する検出器と、前記光源からの前記可視光線及び前記不可視光線の

出射を制御するとともに、前記検出器の出力信号から前記被検者の眼底の状態の検出を行う制御部と、を備える視覚検査装置である。

[0007] 上記構成において、前記光源から出射された前記可視光線を第1方向に射出し、前記不可視光線を前記第1方向と異なる第2方向に射出する分光部を備え、前記画像投影光学系と前記不可視光光学系との光軸は一致しており、前記画像投影光学系は、前記第1方向に射出された前記可視光線を2次元に走査して前記被検者の網膜に照射し、前記不可視光光学系は、前記第2方向に射出された前記不可視光線を2次元に走査して前記被検者の網膜に照射する構成とすることができる。

[0008] 上記構成において、前記分光部は、前記可視光線及び前記不可視光線の一方を透過し他方を反射するダイクロイックミラーである構成とすることができる。

[0009] 上記構成において、前記第1走査部で走査された前記可視光線と前記第2走査部で走査された前記不可視光線を合成する合成部を備える構成とすることができる。

[0010] 上記構成において、前記不可視光線は赤外光線であり、前記制御部は、前記検出器の出力信号に基づき前記被検者の眼の眼底画像を生成する構成とすることができる。

[0011] 上記構成において、前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の視線を向けさせるための固視視標を投影し、前記光源から前記不可視光線を出射させて前記被検者の網膜に前記不可視光線を照射させる構成とすることができる。

[0012] 上記構成において、前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の眼を検査するための検査視標を投影する構成とすることができる。

[0013] 上記構成において、前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜への前記被検者の眼を検査するための検査視標の投影と、前記光源から前記不可視光線を出射させて前記被検者の網膜への前

記不可視光線の照射と、を並行して行う構成とすることができる。

[0014] 上記構成において、前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の眼を検査するための検査視標を投影し、前記検出器の出力信号に基づき生成した第1検査画像と前記被検者の前記検査視標に応じて入力された応答に基づき生成した第2検査画像とを重ね合わせた第3検査画像を生成する構成とすることができる。

[0015] 上記構成において、前記第1検査画像は眼底画像であり、前記第2検査画像は視野欠損に関する画像である構成とすることができる。

[0016] 本発明は、可視光線と不可視光線とを出射する光源と、第1周波数で振動することで前記可視光線を2次元に走査する第1走査部を有し、被検者の網膜に前記可視光線を照射して前記被検者の網膜に画像を投影する画像投影光学系と、前記第1周波数と異なる第2周波数で振動することで前記不可視光線を2次元に走査する第2走査部を有し、前記被検者の網膜に前記不可視光線を照射する不可視光光学系と、前記被検者の網膜で反射した前記可視光線と前記不可視光線とを検出する検出器と、前記光源からの前記可視光線及び前記不可視光線の出射を制御するとともに、前記検出器の前記可視光線に基づく出力信号から前記被検者の第1の眼底の状態の検出と前記検出器の前記不可視光線に基づく出力信号から前記被検者の第2の眼底の状態の検出とを行なう制御部と、を備える視覚検査装置である。

[0017] 上記構成において、前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して、前記被検者の網膜に前記被検者の視線を向けさせるための固視視標及び前記被検者の眼を検査するための検査視標の少なくとも一方を投影する構成とすることができる。

[0018] 上記構成において、前記制御部は、前記第1の眼底の状態の検出及び第2の眼底の状態の検出として前記被検者の眼の眼底画像を生成する構成とすることができる。

[0019] 本発明は、可視光線を出射する可視光光源と、不可視光線を出射する不可視光光源と、前記可視光線と前記不可視光線とを合成して合成光を生成する

光源光合成部と、前記可視光線と前記不可視光線とを2次元に走査する走査部と、被検者の網膜に前記可視光線を照射して前記被検者の網膜に画像を投影するとともに、前記不可視光線を被検者の網膜に照射する照射光学系と、前記被検者の網膜で反射した前記不可視光線を検出する検出器と、前記可視光光源からの前記可視光線及び前記不可視光光源からの前記不可視光線の出射を制御するとともに、前記検出器の出力信号から前記被検者の眼底の状態の検出を行う制御部と、を備える視覚検査装置である。

[0020] 上記構成において、前記不可視光線は赤外光線であり、前記制御部は、前記検出器の出力信号に基づき前記被検者の眼の眼底画像を生成する構成とすることができる。

[0021] 上記構成において、前記制御部は、前記可視光光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の視線を向けさせるための固視視標を投影し、前記不可視光光源から前記不可視光線を出射させて前記被検者の網膜に前記不可視光線を照射させる構成とすることができる。

[0022] 上記構成において、前記制御部は、前記可視光光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の眼を検査するための検査視標を投影する構成とすることができる。

[0023] 上記構成において、前記制御部は、前記可視光光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の眼を検査するための検査視標を投影し、前記検出器の出力信号に基づき生成した第1検査画像と前記被検者の前記検査視標に応じて入力された応答に基づき生成した第2検査画像とを重ね合わせた第3検査画像を生成する構成とすることができる。

[0024] 上記構成において、前記第1検査画像は眼底画像であり、前記第2検査画像は視野欠損に関する画像である構成とすることができる。

発明の効果

[0025] 本発明によれば、高解像度の画像を投影することができる。

図面の簡単な説明

[0026] [図1]図1は、実施例1に係る視覚検査装置のブロック図である。

[図2]図2は、実施例1に係る視覚検査装置の光学系を示す図である。

[図3]図3(a)及び図3(b)は、可視レーザ光及び赤外レーザ光の走査を説明する図である。

[図4]図4は、実施例1における処理を示すフローチャートである。

[図5]図5は、画像生成部が生成した眼底画像の一例である。

[図6]図6は、実施例2に係る視覚検査装置のブロック図である。

[図7]図7は、実施例2において網膜に投影される画像の一例である。

[図8]図8は、実施例2における処理を示すフローチャートである。

[図9]図9は、実施例2における検査視標を用いた検査の方法を示すフローチャートである。

[図10]図10(a)から図10(d)は、検査視標を用いた検査を説明するための図である。

[図11]図11(a)から図11(c)は、画像生成部が生成した眼底画像、視野欠損画像、及び重畳画像の一例である。

[図12]図12(a)及び図12(b)は、実施例2において網膜に投影される画像の他の例である。

[図13]図13は、実施例3における処理を示すフローチャートである。

[図14]図14は、実施例4に係る視覚検査装置のブロック図である。

[図15]図15は、実施例4に係る視覚検査装置の光学系を示す図である。

発明を実施するための形態

[0027] 以下、図面を参照しつつ、本発明の実施例について説明する。

実施例 1

[0028] 図1は、実施例1に係る視覚検査装置のブロック図である。図1のように、実施例1の視覚検査装置100は、投影部10、制御部30、検出器40、及び表示部41を備える。投影部10は、光源11、調整部12、分光部13、画像投影光学系14、赤外光光学系15、駆動回路16、及び入力回路17を備える。画像投影光学系14は走査部20を有し、赤外光光学系15は走査部22を有する。走査部20及び22(スキャナ)は、例えばME

MS (Micro Electro Mechanical System) ミラーなどの走査ミラー又は透過型のスキャナである。制御部 30 は、駆動制御部 31、信号処理部 32、及び画像生成部 33 を備える。

[0029] 駆動制御部 31 は、網膜に投影する画像の生成などを行う。入力回路 17 には、駆動制御部 31 から画像信号が入力する。駆動回路 16 は、入力回路 17 が取得した画像信号及び駆動制御部 31 の制御信号に基づき光源 11 と走査部 20 及び 22 を駆動する。

[0030] 光源 11 は、例えば赤色レーザ光（波長：610nm～660nm程度）、緑色レーザ光（波長：515nm～540nm程度）、及び青色レーザ光（波長：440nm～480nm程度）の可視光線と、赤外レーザ光（波長：850nm程度）である不可視光線と、を出射する。すなわち、光源 11 は、1つのモジュール内に、赤色レーザ光、緑色レーザ光、青色レーザ光、及び赤外レーザ光それぞれのレーザダイオードチップを有する。なお、光源 11 は、可視光線として単一の波長のレーザ光を出射してもよい。

[0031] 調整部 12 は、コリメートレンズ、トーリックレンズ、及び／又はアパーチャなどを有しており、光源 11 が出射したレーザ光 50 を成型する。レーザ光 50 は、赤色レーザ光、緑色レーザ光、青色レーザ光、及び／又は赤外レーザ光が合成された光線であり、それぞれのレーザ光の光軸が一致している。分光部 13 は、例えばダイクロイックミラーであり、レーザ光 50 を、赤色レーザ光、緑色レーザ光、及び青色レーザ光の可視レーザ光 50a と、赤外レーザ光 50b と、に分光する。画像投影光学系 14 は、分光部 13 で分光された可視レーザ光 50a を走査部 20 によって 2次元に走査して被検者の眼 70 に照射する。赤外光光学系 15 は、分光部 13 で分光された赤外レーザ光 50b を走査部 22 によって 2次元に走査して被検者の眼 70 に照射するもので、一例として、従来の走査型レーザ検眼鏡（SLO）の機能の一部を実現するものである。

[0032] 検出器 40 は、例えばアバランシェフォトダイオードなどのフォトディテクターであり、被検者の眼 70 で反射した赤外レーザ光 50b を検出する。

信号処理部 3 2 は、駆動制御部 3 1 からの制御信号に基づき検出器 4 0 の出力信号を処理する。画像生成部 3 3 は、信号処理部 3 2 が処理した信号に基づき 2 次元の画像を生成する。表示部 4 1 は、例えば液晶ディスプレイであり、画像生成部 3 3 が生成した画像を表示する。検出器 4 0 及び信号処理部 3 2 は、駆動回路 1 6 からの同期信号に基づき、光源 1 1 が赤外レーザ光 5 0 b を出射したタイミングで検出を開始する。

[0033] 駆動制御部 3 1、信号処理部 3 2、及び画像生成部 3 3 は、例えば CPU (Central Processing Unit) などのプロセッサがプログラムと協働し処理を行ってもよい。駆動制御部 3 1、信号処理部 3 2、及び画像生成部 3 3 は、専用に設計された回路でもよい。駆動制御部 3 1、信号処理部 3 2、及び画像生成部 3 3 は、1 つの回路でもよいし、異なる回路でもよい。

[0034] 図 2 は、実施例 1 に係る視覚検査装置の光学系を示す図である。図 2 のように、実施例 1 の視覚検査装置 1 0 0 は、マクスウェル視を利用して、被検者の網膜 7 4 にレーザ光を照射する。光源 1 1 が出射したレーザ光 5 0 は、調整部 1 2 において開口数 (NA) 及び/又はビーム径が調整される。レーザ光 5 0 は、分光部 1 3 において赤色レーザ光、緑色レーザ光、及び青色レーザ光の可視レーザ光 5 0 a と、赤外レーザ光 5 0 b と、に分光される。分光部 1 3 は、例えば可視レーザ光 5 0 a を透過し、赤外レーザ光 5 0 b を反射するダイクロイックミラーである。なお、分光部 1 3 は、ダイクロイックミラーに限らず、ダイクロイックプリズムなど、その他の光学素子であってもよい。

[0035] 可視レーザ光 5 0 a は、平面ミラー 2 1 で反射し、走査部 2 0 により 2 次元に走査される。走査された可視レーザ光 5 0 a は、レンズ 2 5、合成部 2 6、及びレンズ 2 7 を介し、被検者の眼 7 0 に照射する。可視レーザ光 5 0 a は、水晶体 7 2 近傍で収束し、硝子体 7 6 を通過し網膜 7 4 に照射する。これにより、網膜 7 4 に画像が投影される。走査部 2 0 は、例えば、1 秒間に 6 0 フレームの画像が投影されるような 2 8 k H z などの比較的高い周波数で振動する。

[0036] 赤外レーザ光50bは、平面ミラー23で反射し、走査部22により2次元に走査される。走査された赤外レーザ光50bは、レンズ24、合成部26、及びレンズ27を介し、被検者の眼70に照射する。赤外レーザ光50bは、水晶体72近傍で収束し、硝子体76を通過し網膜74に照射する。赤外レーザ光50bは網膜74で反射する。反射した赤外レーザ光50bは、赤外レーザ光50bが網膜74に向かって進んできた光路を戻す。すなわち、反射した赤外レーザ光50bは、レンズ27、合成部26、レンズ24、走査部22、平面ミラー23、及び分光部13の順に赤外レーザ光50bが網膜74に向かって進んできた光路を戻り、ハーフミラー43及びレンズ44を介して検出器40に入射する。これにより、検出器40は、網膜74で反射した赤外レーザ光50bを検出する。検出器40による赤外レーザ光50bの輝度変化などの検出結果によって、眼70の眼底の状態の検出（眼底の状態情報の取得）を行うことができ、その検出対象の一例として眼底画像を取得することができる。走査部22は、赤外レーザ光50bによる眼70の眼底の状態の検出が実現できるように、例えば1秒間に25フレームの画像が投影される場合に相当するような12.5kHzなどの比較的低い周波数で振動する。

[0037] 図3(a)及び図3(b)は、可視レーザ光50a及び赤外レーザ光50bの走査を説明する図である。図3(a)のように、可視レーザ光50aによって網膜74に画像60が投影される。画像投影光学系14の走査部20は、可視レーザ光50aを矢印61のように左上から右下までラスタースキャンする。走査部20が振動しても光源11が可視レーザ光50aを出射しないと、可視レーザ光50aは網膜74に照射されない。図3(a)の破線矢印61では可視レーザ光50aは出射されない。駆動回路16は、光源11からの可視レーザ光50aの出射と走査部20の振動とを同期させる。これにより、光源11は、太実線62において可視レーザ光50aを出射する。これにより、例えば網膜74の中央領域に、被検者の視線を向けさせるための固視視標63が投影される。なお、固視視標63は、十字パターンの場

合に限られず、ドットパターン、星状パターン、円形状パターン、又は多角形状パターンなど、被検者の視線を向けさせることができればその他の図形でもよい。また、固視視標 63 の表示位置は、網膜 74 の中央領域に限られず、必要に応じて適宜変更してもよい。

[0038] 図 3 (b) のように、赤外光光学系 15 の走査部 22 は、赤外レーザ光 50b を矢印 64 のように左上から右下までラスタースキャンする。走査部 22 が振動しても光源 11 が赤外レーザ光 50b を出射しないと、赤外レーザ光 50b は網膜 74 に照射されない。駆動回路 16 は、光源 11 からの赤外レーザ光 50b の出射と走査部 22 の振動とを同期させる。赤外レーザ光 50b が網膜 74 に照射されても、赤外レーザ光 50b は不可視光線であることから、被検者は赤外レーザ光 50b が照射されたことを認識できない。光源 11 は、例えば走査部 22 の振動のうちの画像 60 と略同じ範囲において赤外レーザ光 50b を出射する。

[0039] 図 2 に戻り、走査部 20 による可視レーザ光 50a の走査角度と走査部 22 による赤外レーザ光 50b の走査角度は例えば略同じ大きさである。合成部 26 は、例えばダイクロイックミラーであり、走査部 20 で走査された可視レーザ光 50a と走査部 22 で走査された赤外レーザ光 50b とを合成する。可視レーザ光 50a と赤外レーザ光 50b は、合成部 26 で合成された後において光軸が一致している。なお、合成部 26 は、ダイクロイックミラーに限らず、ダイクロイックプリズムなど、その他の光学素子であってもよい。

[0040] 画像投影光学系 14 は、走査部 20、平面ミラー 21、レンズ 25、合成部 26、及びレンズ 27 を含んで構成されている。赤外光光学系 15 は、走査部 22、平面ミラー 23、レンズ 24、合成部 26、及びレンズ 27 を含んで構成されている。合成部 26 及びレンズ 27 は、画像投影光学系 14 及び赤外光光学系 15 で共通の部品である。

[0041] 図 4 は、実施例 1 における処理を示すフローチャートである。図 4 のように、駆動制御部 31 は、図 3 (a) のような画像 60 を生成し、投影部 10

に生成した画像60を投影させて、網膜74に固視視標63を投影させる（ステップS10）。次いで、駆動制御部31は、図3（b）のように、投影部10に赤外レーザ光50bを網膜74に照射させる（ステップS12）。

[0042] 次いで、信号処理部32は、検出器40の出力信号を取得する（ステップS14）。例えば、検出器40は、駆動回路16からの同期信号に同期して赤外レーザ光50bを検出している。すなわち、検出器40は、光源11からの赤外レーザ光50bの出射に同期して赤外レーザ光50bを検出している。信号処理部32は、赤外レーザ光50bの出射に同期して、検出器40の出力信号の取得を開始する。

[0043] 次いで、駆動制御部31は、所定のフレーム数において赤外レーザ光50bの照射が終了したか否かを判定する（ステップS16）。所定のフレーム数は、1フレームの場合でもよいし、5フレーム又は10フレームなどの複数フレームの場合でもよい。網膜74に赤外レーザ光50bを照射して眼70の眼底の状態を検出するのに適したフレーム数を適宜選択すればよい。

[0044] 所定フレーム数の赤外レーザ光50bの照射が終了していない場合（ステップS16：No）、ステップS12及びS14を繰り返し行う。所定フレーム数の赤外レーザ光50bの照射が終了した場合（ステップS16：Yes）、駆動制御部31は、投影部10に固視視標63の投影を終了させる（ステップS18）。

[0045] 次いで、画像生成部33は、信号処理部32が取得した検出器40の出力信号に基づき、眼70の検査画像（例えば眼底画像）を生成する（ステップS20）。複数フレームで赤外レーザ光50bが照射されている場合、画像生成部33は複数フレームそれぞれでの検出器40の出力信号の平均値を求めて検査画像を生成してもよいし、出力信号の最大値によって検査画像を生成してもよい。表示部41は、検査画像を表示する（ステップS22）。表示部41に表示された眼底の状態を示す検査画像を医師が精査することによって被検者の視覚の検査を行う。また、眼底の状態の検出として、起伏のある腫瘍、位相差を利用した疑似三次元画像、又は硝子体の混濁などを検出し

てもよい。

[0046] 図5は、画像生成部が生成した眼底画像の一例である。図5において、符号80は中心窩であり、符号81は視神経乳頭であり、符号82は網膜動脈又は網膜静脈である。クロスハッチで病変部83を示している。

[0047] 実施例1では、図4のように、被検者の網膜74に固視視標63を投影している間に、網膜74に赤外レーザー光50bを照射している。これにより、被検者が固視視標63に視線を向けた状態での眼底の状態を示す検査画像の取得が可能となるため、安定した再現性の良い検査画像の取得が可能となる。このように、眼70の眼底の状態を示す検査画像の取得のための赤外レーザー光50bを網膜74に照射することに加え、網膜74に画像を投影できることが好ましいが、画像の投影に液晶ディスプレイを用いた場合では網膜74の所定の位置に高解像度の画像を投影することが難しい。

[0048] そこで、実施例1では、図1及び図2のように、走査部20が2次元に走査した可視レーザー光50aを網膜74に照射して網膜74に画像を投影している。これにより、高解像度の画像を投影することができる。このときに、可視レーザー光50aを走査する走査部20は、例えば1秒間に60フレームの画像が投影されるような28kHz程度で振動することが望まれている。一方で、走査部22が2次元に走査した赤外レーザー光50bを網膜74に照射し、網膜74での反射光を検出する検出器40の出力信号から被検者の眼底の状態を検出を行う場合、走査部22は、例えば1秒間に25フレームの画像が投影される場合に相当するような12.5kHz程度で振動することが望まれている。これは、赤外レーザー光50bを用いたときの精度など、処理の都合上によるものである。実施例1では、可視レーザー光50aを走査する走査部20と赤外レーザー光50bを走査する走査部22とを別々に設けているため、異なる周波数で振動させることができ、上述の要望を実現できる。また、走査部20で2次元に走査された可視レーザー光50aを網膜74に照射して画像を投影することで、液晶ディスプレイを用いて画像を投影する場合に比べて、検査装置の小型化ができる。検査装置の小型化、軽量化、及

び低コスト化の点から、走査部 20 及び 22 は、2 軸の MEMS ミラーである場合が好ましい。

[0049] また、実施例 1 によれば、図 2 のように、光源 11 から出射された可視レーザー光 50 a を第 1 方向に放射し、赤外レーザー光 50 b を第 1 方向と異なる第 2 方向に放射する分光部 13 を備える。画像投影光学系 14 と赤外光光学系 15 は光軸が一致していて、画像投影光学系 14 は分光部 13 で第 1 方向に放射された可視レーザー光 50 a を 2 次元に走査して網膜 74 に照射し、赤外光光学系 15 は分光部 13 で第 2 方向に放射された赤外レーザー光 50 b を 2 次元に走査して網膜 74 に照射する。これにより、光源 11 から分光部 13 までの光学系を可視レーザー光 50 a と赤外レーザー光 50 b で共用できるため、部品点数の削減及び検査装置の小型化を図ることができる。

[0050] 検査装置の小型化の点から、分光部 13 は、可視レーザー光 50 a を透過し、赤外レーザー光 50 b を反射するダイクロイックミラーが好ましい。なお、分光部 13 は、可視レーザー光 50 a を反射し、赤外レーザー光 50 b を透過するダイクロイックミラーであってもよい。この場合でも、検査装置の小型化が図れる。

[0051] また、実施例 1 によれば、図 2 のように、走査部 20 で走査された可視レーザー光 50 a と走査部 22 で走査された赤外レーザー光 50 b を合成する合成部 26 を備える。これにより、可視レーザー光 50 a と赤外レーザー光 50 b の光軸を一致させて網膜 74 に投影することを容易に実現できる。

実施例 2

[0052] 図 6 は、実施例 2 に係る視覚検査装置のブロック図である。図 6 のように、実施例 2 の視覚検査装置 200 は、実施例 1 の視覚検査装置 100 と比べて、入力部 42 を更に備える。入力部 42 は、被検者が結果などを入力する機器であり、例えばボタン、タッチパネル、キーボード、及び／又はマウスなどである。信号処理部 32 は、駆動制御部 31 からの制御信号に基づき、検出器 40 の出力信号及び入力部 42 の出力信号を処理する。検出器 40 及び信号処理部 32 は、駆動回路 16 からの同期信号に基づき、光源 11 が可

視レーザ光50a及び赤外レーザ光50bを出射したタイミングで検出を開始する。その他の構成は、実施例1の図1と同じであるため説明を省略する。また、実施例2の視覚検査装置200の光学系は、実施例1の図1と同じであるため図示及び説明を省略する。

[0053] 図7は、実施例2において網膜に投影される画像の一例である。実施例2では、図7のような画像60aが網膜74に投影される。すなわち、網膜74の中央領域に投影される固視視標63に加えて、眼70を検査するための検査視標65が投影される。検査視標65は、網膜74の異なる複数の領域に異なる時間で投影されるが、図7では便宜上、網膜74に投影される検査視標65の全てを図示している。検査視標65は、例えば所定の大きさの領域に照射される刺激光である。検査視標65の形状として円形状の場合を例に説明するが、楕円形状又は四角形状などの多角形状でもよい。検査視標65は、赤色、緑色、及び青色レーザ光を含む白色光でもよいし、単一の波長のレーザ光を含む単色光でもよい。検査視標65の直径は、例えば数 μm 程度である。

[0054] 図8は、実施例2における処理を示すフローチャートである。図8のように、制御部30は、図7のような画像60aを網膜74に投影させ、検査視標65を用いた検査を行う（ステップS30）。

[0055] 図9は、実施例2における検査視標を用いた検査（図8のステップS30）の方法を示すフローチャートである。図10(a)から図10(d)は、検査視標を用いた検査を説明するための図である。図9のように、駆動制御部31は、図7のような画像60aを生成し、投影部10に生成した画像60aを投影させて、網膜74に固視視標63と検査視標65を投影させる（ステップS50）。図7で説明したように、検査視標65は、網膜74の異なる複数の領域に異なる時間で投影される。したがって、図10(a)のように、網膜74の異なる複数の領域に投影される検査視標のうちの検査視標65aが投影される。

[0056] 図9に戻り、信号処理部32は、入力部42の出力信号を取得する（ステ

ップS 5 2)。被検者は、網膜 7 4 に検査視標 6 5 a が投影されたことを認識したときに入力部 4 2 を操作する。被検者が入力部 4 2 を操作したときに入力部 4 2 から信号処理部 3 2 に出力信号が出力される。信号処理部 3 2 は、可視レーザ光 5 0 a の出射に同期して、入力部 4 2 の出力信号の取得を開始する。

[0057] 次いで、駆動制御部 3 1 は、網膜 7 4 に全ての検査視標 6 5 の投影が終了したか否かを判定する（ステップS 5 4）。投影すべき検査視標 6 5 がまだ残っている場合は、ステップS 5 4 の判定が否定され（ステップS 5 4 : N o）、ステップS 5 0 及びS 5 2 を繰り返し行う。ステップS 5 0 及びS 5 2 を繰り返し行うことで、図 1 0 (a) の検査視標 6 5 a を投影してから例えば数秒経過した後に、図 1 0 (b) のように、網膜 7 4 の別の領域に検査視標 6 5 b が投影され、さらに数秒経過した後に、図 1 0 (c) のように、網膜 7 4 の更に別の領域に検査視標 6 5 c が投影される。これが繰り返し行われ、図 1 0 (d) のように、網膜 7 4 に最後の検査視標 6 5 z が投影される。全ての検査視標 6 5 の投影が終了した場合（ステップS 5 4 : Y e s）、検査視標 6 5 を用いた検査を終了する。これにより、例えば視野欠損の検査を行うことができる。

[0058] 図 8 に戻り、制御部 3 0 は、赤外レーザ光 5 0 b を用いた眼底の状態の検出を行う（ステップS 3 2）。赤外レーザ光 5 0 b を用いた眼底の状態の検出は、図 4 のステップS 1 0 からS 1 8 の処理を行う。

[0059] 次いで、画像生成部 3 3 は、検査視標 6 5 を用いた検査において信号処理部 3 2 が取得した入力部 4 2 の出力信号に基づき視野欠損画像を生成する。画像生成部 3 3 は、赤外レーザ光 5 0 b が照射されることで（赤外レーザ光 5 0 b を用いた検査において）信号処理部 3 2 が取得した検出器 4 0 の出力信号に基づき眼底画像を生成する。そして、画像生成部 3 3 は、視野欠損画像と眼底画像とを重ね合わせた重畳画像を生成する（ステップS 3 4）。表示部 4 1 は、重畳画像を表示する（ステップS 3 6）。表示部 4 1 に重畳表示された検査画像を医師が精査することによって被検者の視覚の検査を行う

。

[0060] 図11(a)から図11(c)は、画像生成部が生成した眼底画像、視野欠損画像、及び重畳画像の一例である。図11(a)は、眼底画像である。図5と同様に、符号80は中心窩であり、符号81は視神経乳頭であり、符号82は網膜動脈又は網膜静脈である。また、クロスハッチで病変部83を示している。図11(b)は、視野欠損画像である。網膜74に検査視標65を投影したにも関わらず被検者から入力部42に応答がなかった部位66を点線で示している。図11(c)は、眼底画像と視野欠損画像を重ね合わせた重畳画像である。眼底画像と視野欠損画像を重ね合わせることで、眼底画像での病変部83と視野欠損画像での視野欠損の部位66との関係を評価することができる。

[0061] 実施例2によれば、制御部30は、光源11からの可視レーザー光50aの出射を制御して被検者の網膜74に眼70を検査するための検査視標65を投影する。これにより、赤外レーザー光50bを用いた眼70の眼底の状態の検出に加えて、可視レーザー光50aを用いた眼70の検査も行うことができる。

[0062] 図8では、検査視標65を用いた検査を行った後に赤外レーザー光50bを用いた検査を行うとして説明したが、赤外レーザー光50bを用いた検査を行った後に検査視標65を用いた検査を行ってもよい。この場合、検査視標65を用いた検査を行っているときは、光源11から可視レーザー光50aを出射させ且つ走査部20を駆動させるとともに、光源11から赤外レーザー光50bを出射させず且つ走査部22を駆動させないようにしてもよい。赤外レーザー光50bを用いた検査を行っているときは、光源11から赤外レーザー光50bを出射させ且つ走査部22を駆動させるとともに、光源11から可視レーザー光50aを出射させず且つ走査部20を駆動させないようにしてもよい。また、検査視標65を用いた検査と赤外レーザー光50bを用いた検査とを並行して行ってもよい。すなわち、制御部30は、検査視標65の投影と赤外レーザー光50bの照射とを並行して同時に行ってもよい。これにより、

検査時間の短縮を図ることができる。

[0063] また、実施例2によれば、図11(c)のように、制御部30は、検出器40の出力信号に基づき生成した検査画像（眼底画像）と入力部42の出力信号に基づき生成した検査画像（視野欠損に関する画像）とを重ね合わせた重畳画像を生成する。これにより、可視レーザ光50aによる検査の検査画像の病変部と赤外レーザ光50bによる検査の検査画像の病変部との関係性を評価することができる。また、糖尿病発症の早期発見、緑内障の早期発見、及び／又は加齢黄斑変性の早期発見にも貢献できる。なお、視野欠損に関する画像を生成することで、PRL（Preferred Retinal Locus：網膜中心窩の感度が低下したために、その代わりとして視対象を捉えるようになった他の網膜領域）を特定することもできる。

[0064] 実施例2では、検出器40の出力信号に基づき生成した検査画像が眼底画像で、入力部42の出力信号に基づき生成した検査画像が視野欠損に関する画像である場合を例に示したが、その他の場合でもよい。図12(a)及び図12(b)は、実施例2において網膜に投影される画像の他の例である。図12(a)及び図12(b)のように、網膜視力を検査するための検査視標67を有する画像60bが網膜74に投影されてもよい。すなわち、入力部42の出力信号に基づき網膜視力の検査結果の画像が生成されてもよい。図12(a)のように、画像60bの中心に検査視標67を投影し、検査視標67を囲むように固視視標63として複数のドットパターンを投影する。これにより、被検者が複数の固視視標63を一様に見ることにより、検査視標67は網膜74の中心に投影される。図12(b)のように、画像60bの中心に固視視標63を投影するとともに周囲に検査視標67を投影する。なお、図7で説明したのと同様に、検査視標67は、網膜74の異なる複数の領域に異なる時間で投影されるが、ここでは便宜上、網膜74に投影される検査視標67の全てを図示している。これにより、被検者が固視視標63を見ることにより、検査視標67は網膜74の所望の位置に投影される。このように、検査視標67を投影するときに固視視標63を投影して被検者に

固視視標 63 を固視させることで、検査視標 67 を網膜 74 の所望の位置に投影できる。なお、検査視標 67 は、ランドルト環の場合に限られず、文字などのその他の場合でもよい。

[0065] 実施例 1 及び実施例 2 において、画像投影光学系 14 が固視視標 63 を投影するとともに赤外光光学系 15 が赤外レーザ光 50b を網膜 74 に照射することで、制御部 30 は赤外レーザ光 50b による眼 70 の検査画像に固視視標 63 を表示した画像を取得することができる。これにより、複数フレームの検査画像を取得したときに、検査画像上の固視視標 63 によって画像の位置合わせを容易に行うことができ、固視視標を投影しているにも関わらず被検者の視線が動いた場合でも、複数フレームの検査画像の重ね合わせや病変部の位置の特定などをより正確に行うことができる。

実施例 3

[0066] 実施例 1 及び実施例 2 では、画像投影光学系 14 が視標などの画像を投影し、赤外光光学系 15 が網膜 74 に照射した赤外レーザ光 50b によって被検者の眼 70 の眼底の状態を検出する場合の例を示した。実施例 3 では、画像投影光学系 14 が網膜 74 に照射した可視レーザ光 50a によっても被検者の眼 70 の眼底の状態を検出する場合について説明する。

[0067] 実施例 3 に係る視覚検査装置のブロック図及び光学系は、実施例 1 の図 1 及び図 2 と同様であるため、実施例 1 の図 1 及び図 2 を用いて説明する。実施例 3 の視覚検査装置では、検出器 40 が可視光から赤外光まで検出できるフォトディテクターである点が実施例 1 と異なる。このため、実施例 3 では、画像投影光学系 14 が網膜 74 に照射して網膜 74 で反射された可視レーザ光 50a を検出器 40 で検出できる。網膜 74 で反射した可視レーザ光 50a は、レンズ 27、合成部 26、レンズ 25、走査部 20、平面ミラー 21、分光部 13 の順に可視レーザ光 50a が網膜 74 に向かって進んできた光路を戻り、ハーフミラー 43 及びレンズ 44 を介して検出器 40 に入射する。

[0068] 図 13 は、実施例 3 における処理を示すフローチャートである。図 13 の

ように、駆動制御部31は、投影部10に可視レーザー光50aを網膜74に照射させる(ステップS60)。次いで、信号処理部32は、検出器40の出力信号を取得する(ステップS62)。例えば、検出器40は、駆動回路16からの同期信号に同期して可視レーザー光50aを検出している。すなわち、検出器40は、光源11からの可視レーザー光50aの出射に同期して可視レーザー光50aを検出している。信号処理部32は、可視レーザー光50aの出射に同期して、検出器40の出力信号の取得を開始する。

[0069] 次いで、駆動制御部31は、投影部10に可視レーザー光50aに代えて赤外レーザー光50bを網膜74に照射させる(ステップS64)。次いで、信号処理部32は、検出器40の出力信号を取得する(ステップS66)。例えば、検出器40は、駆動回路16からの同期信号に同期して赤外レーザー光50bを検出している。すなわち、検出器40は、光源11からの赤外レーザー光50bの出射に同期して赤外レーザー光50bを検出している。信号処理部32は、赤外レーザー光50bの出射に同期して、検出器40の出力信号の取得を開始する。

[0070] 次いで、駆動制御部31は、所定のフレーム数において可視レーザー光50a及び赤外レーザー光50bの照射が終了したか否かを判定する(ステップS68)。所定のフレーム数は、1フレームの場合でもよいし、5フレーム又は10フレームなどの複数フレームの場合でもよい。

[0071] 所定フレーム数の照射が終了していない場合(ステップS68:No)、ステップS60からS66を繰り返し行う。所定フレーム数の照射が終了した場合(ステップS68:Yes)、画像生成部33は、信号処理部32が取得した検出器40の出力信号に基づき、眼70の検査画像を生成する(ステップS70)。例えば、画像生成部33は、網膜74で反射した可視レーザー光50aによる検出器40の出力信号に基づき第1検査画像(第1眼底画像)を生成し、網膜74で反射した赤外レーザー光50bによる検出器40の出力信号に基づき第2検査画像(第2眼底画像)を生成する。表示部41は、検査画像を表示する(ステップS72)。表示部41に表示された検査画

像を医師が精査することによって被検者の視覚の検査を行う。

[0072] 実施例3によれば、制御部30は、検出器40の赤外レーザ光50bに基づく出力信号から眼70の眼底の状態を検出することに加え、検出器40の可視レーザ光50aに基づく出力信号から眼70の眼底の状態を検出している。検出した2つの眼底の状態は、周波数の異なるレーザ光に基づくものであるため、特性が異なる眼底の状態を検出することができる。これにより、異なった眼底の状態の評価を行うことができ、視覚検査の精度を向上させることができる。

[0073] 実施例3において、検出器40の可視レーザ光50a及び赤外レーザ光50bに基づく出力信号から眼70の眼底の状態を検出する例として眼70の眼底画像を取得する場合を例に示したがその他の場合でもよい。

[0074] 実施例3においても、制御部30は、実施例1のように被検者の網膜74に被検者の視線を向けさせるための固視視標を投影してもよいし、及び／又は、実施例2のように被検者の網膜74に被検者の眼70を検査するための検査視標を投影してもよい。

実施例 4

[0075] 実施例1から実施例3では、可視レーザ光50aと赤外レーザ光50bとを別々の走査部20及び22で2次元に走査する場合、すなわち、可視レーザ光50aを走査する走査部20と赤外レーザ光50bを走査する走査部22との2種の走査部を有する場合を例に示したが、実施例4では、1つの走査部で2次元に走査する場合について説明する。すなわち、実施例1から実施例3では、可視光の可視レーザ光50aを走査する走査部20を有する画像投影光学系14と不可視光の赤外レーザ光50bを走査する走査部22を有する赤外光学系15とを備える場合を例に説明した。これに対し、実施例4では、可視光及び不可視光の光学系を共通化し、可視光のレーザ光及び不可視光のレーザ光とともに1つの走査部で走査する場合について説明する。

[0076] 図14は、実施例4に係る視覚検査装置のブロック図である。図14のように、実施例4の視覚検査装置300では、投影部10aは、可視光光源9

0、可視光調整部 9 1、不可視光光源 9 2、不可視光調整部 9 3、光源光合成部 9 4、走査部 2 0、駆動回路 1 6、及び入力回路 1 7 を備える。駆動回路 1 6 は、入力回路 1 7 が取得した画像信号及び駆動制御部 3 1 の制御信号に基づき可視光光源 9 0、不可視光光源 9 2、及び走査部 2 0 を駆動する。その他の構成は、実施例 1 の図 1 と同じであるため説明を省略する。なお、実施例 4 の視覚検査装置 3 0 0 においても、実施例 2 の図 6 と同様に、入力部 4 2 を備える構成であってもよい。

[0077] 図 1 5 は、実施例 4 に係る視覚検査装置の光学系を示す図である。図 1 5 のように、実施例 4 の視覚検査装置 3 0 0 は、可視光光源 9 0、可視光調整部 9 1、不可視光光源 9 2、不可視光調整部 9 3、及び光源光合成部 9 4 を備える。実施例 4 では、実施例 1 と同様に、マクスウェル視を利用して、被検者の網膜 7 4 にレーザ光を照射する。可視光光源 9 0 は、赤色レーザ光、緑色レーザ光、及び青色レーザ光の可視レーザ光 5 1 a を出射し、それぞれの波長のレーザ光の光軸は一致している。可視光調整部 9 1 は、可視光に敵した特性を有するコリメートレンズ、トーリックレンズ、及び／又はアパーチャなどを有しており、可視レーザ光 5 1 a が、適した開口数 (NA) 及び／又はビーム径に調整される。可視レーザ光 5 1 a は、赤色レーザ光、緑色レーザ光、及び青色レーザ光が合成された光線であり、それぞれのレーザ光の光軸が一致している。

[0078] 不可視光光源 9 2 は、赤外線などの不可視レーザ光 5 1 b を出射する。不可視光調整部 9 3 は、赤外線などの不可視光に適した特性を有するコリメートレンズ、トーリックレンズ、及び／又はアパーチャなどを有しており、不可視レーザ光 5 1 b が、適した開口数 (NA) 及び／又はビーム径に調整される。

[0079] 光源光合成部 9 4 は、可視光調整部 9 1 で調整された可視レーザ光 5 1 a を反射し、不可視光調整部 9 3 で調整された不可視レーザ光 5 1 b を透過させることによって、調整された可視レーザ光 5 1 a と調整された不可視レーザ光 5 1 b とが合成された合成レーザ光 5 3 を生成するダイクロックミラー

である。光源光合成部 94 はダイクロイックミラーに限らず、ダイクロイックプリズムなど、その他の光学素子であってもよい。

[0080] 合成レーザ光 53 は、ハーフミラー 43 を透過した後、平面ミラー 21 で反射し、走査部 20 により 2 次元に走査される。ここで、走査部 20 は、実施例 1 と同様に、1 秒間に 60 フレームの画像が投影されるような 28 kHz などの比較的高い周波数で振動する。走査部 20 で走査された合成レーザ光 53 は、レンズ 25 及びレンズ 27 を介して水晶体 72 近傍で収束し、硝子体 76 を通過し網膜 74 に照射する。レンズ 25 及びレンズ 27 が、被験者の網膜 74 の可視レーザ光 51 a を照射して被験者の網膜 74 に画像を投影するとともに、不可視レーザ光 51 b を被験者の網膜 74 に照射する照射光学系 95 となる。

合成レーザ光 53 は、可視レーザ光 51 a と不可視レーザ光 51 b とが混合したレーザ光であるため、実施例 4 では、可視レーザ光 51 a と不可視レーザ光 51 b とが、同じ走査周波数で、網膜 74 に同時に同じ位置に照射される。

[0081] 網膜 74 に照射された合成レーザ光 53 は網膜 74 で反射する。反射した合成レーザ光 53 は、合成レーザ光 53 が網膜 74 に向かって進んできた光路を戻す。すなわち、反射した合成レーザ光 53 は、レンズ 27、レンズ 25、走査部 20 及び平面ミラー 21 の順に合成レーザ光 53 が網膜 74 に向かって進んできた光路を戻す。戻ってきた合成レーザ光 53 は、ハーフミラー 43 で、レンズ 44 の方向に反射して、レンズ 44 を介して検出器 40 に入射する。検出器 40 は、不可視光を検出して、可視光を検出しない特性を有しているので、反射した不可視レーザ光 51 b のみを検出する。検出器 40 による不可視レーザ光 51 b の輝度変化などの検出結果によって、眼 70 の眼底の状態の検出（眼底の状態情報の取得）を行うことができ、その検出対象の一例として眼底画像を取得することができる。ここで、検出器 40 が可視光及び不可視光の両方を検出できる特性を有していれば、可視レーザ光 51 a と不可視レーザ光 51 b の照射タイミングに合わせて、検出器 40 で

検出した検出結果を参照すれば、可視レーザ光 5 1 a 及び不可視レーザ光 5 1 b 両方の検出も可能となる。

[0082] 実施例 1 から実施例 3 において、図 3、図 7、図 10、及び図 12 で説明した可視レーザ光と不可視レーザ光の走査及び投影の方法、並びに図 4、図 8、図 9、及び図 13 で説明した処理制御フローについては、可視レーザ光 5 0 a 及び赤外レーザ光 5 0 b を、可視レーザ光 5 1 a 及び不可視レーザ光 5 1 b に読み替えることによって、実施例 4 での走査及び投影の方法、並びに、制御フローの説明となる。

[0083] 実施例 4 によれば、光源光合成部 9 4 で可視レーザ光 5 1 a と不可視レーザ光 5 1 b が合成された合成レーザ光 5 3 は、1 つの走査部 2 0 で走査されて、被験者の網膜 7 4 に照射される。このように、可視レーザ光 5 1 a と不可視レーザ光 5 1 b とを走査する走査部 2 0 が共通化されていることによって、走査部 2 0 の制御が簡略化されるとともに、装置の簡略化も実現することができる。

[0084] 実施例 1 から実施例 4 では、不可視光線として赤外光線の場合を例に示したが、紫外光線などのその他の場合でもよい。また、赤外光線の波長が 8 5 0 n m 程度である場合を例に示したがその他の波長の近赤外光線の場合でもよく、また、中赤外光線又は遠赤外光線の場合でもよい。

[0085] 以上、本発明の実施例について詳述したが、本発明はかかる特定の実施例に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載された本発明の要旨の範囲内において、種々の変形・変更が可能である。

符号の説明

- [0086] 1 0、1 0 a 投影部
1 1 光源
1 2 調整部
1 3 分光部
1 4 画像投影光学系
1 5 赤外光光学系

- 1 6 駆動回路
- 1 7 入力回路
- 2 0、2 2 走査部
- 2 1、2 3 平面ミラー
- 2 4、2 5、2 7 レンズ
- 2 6 合成部
- 3 0 制御部
- 3 1 駆動制御部
- 3 2 信号処理部
- 3 3 画像生成部
- 4 0 検出器
- 4 1 表示部
- 4 2 入力部
- 4 3 ハーフミラー
- 4 4 レンズ
- 5 0 レーザ光
- 5 0 a 可視レーザー光
- 5 0 b 赤外レーザー光
- 5 1 a 可視レーザー光
- 5 1 b 不可視レーザー光
- 5 3 合成レーザー光
- 6 0～6 0 b 画像
- 6 3 固視視標
- 6 5～6 5 z 検査視標
- 6 6 部位
- 6 7 検査視標
- 7 0 眼
- 7 2 水晶体

- 7 4 網膜
- 7 6 硝子体
- 8 0 中心窩
- 8 1 視神経乳頭
- 8 2 網膜動脈又は網膜静脈
- 8 3 病変部
- 9 0 可視光光源
- 9 1 可視光調整部
- 9 2 不可視光光源
- 9 3 不可視光調整部
- 9 4 光源光合成部
- 9 5 照射光学系
- 1 0 0、2 0 0、3 0 0 視覚検査装置

請求の範囲

- [請求項1] 可視光線と不可視光線とを出射する光源と、
第1周波数で振動することで前記可視光線を2次元に走査する第1走査部を有し、被検者の網膜に前記可視光線を照射して前記被検者の網膜に画像を投影する画像投影光学系と、
前記第1周波数と異なる第2周波数で振動することで前記不可視光線を2次元に走査する第2走査部を有し、前記被検者の網膜に前記不可視光線を照射する不可視光光学系と、
前記被検者の網膜で反射した前記不可視光線を検出する検出器と、
前記光源からの前記可視光線及び前記不可視光線の出射を制御するとともに、前記検出器の出力信号から前記被検者の眼底の状態の検出を行う制御部と、を備える視覚検査装置。
- [請求項2] 前記光源から出射された前記可視光線を第1方向に射出し、前記不可視光線を前記第1方向と異なる第2方向に射出する分光部を備え、
前記画像投影光学系と前記不可視光光学系との光軸は一致しており、
前記画像投影光学系は、前記第1方向に射出された前記可視光線を2次元に走査して前記被検者の網膜に照射し、
前記不可視光光学系は、前記第2方向に射出された前記不可視光線を2次元に走査して前記被検者の網膜に照射する、請求項1記載の視覚検査装置。
- [請求項3] 前記分光部は、前記可視光線及び前記不可視光線の一方を透過し他方を反射するダイクロイックミラーである、請求項2記載の視覚検査装置。
- [請求項4] 前記第1走査部で走査された前記可視光線と前記第2走査部で走査された前記不可視光線を合成する合成部を備える、請求項1から3のいずれか一項記載の視覚検査装置。
- [請求項5] 前記不可視光線は赤外光線であり、

前記制御部は、前記検出器の出力信号に基づき前記被検者の眼の眼底画像を生成する、請求項 1 から 4 のいずれか一項記載の視覚検査装置。

[請求項6] 前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の視線を向けさせるための固視視標を投影し、前記光源から前記不可視光線を出射させて前記被検者の網膜に前記不可視光線を照射させる、請求項 1 から 5 のいずれか一項記載の視覚検査装置。

[請求項7] 前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の眼を検査するための検査視標を投影する、請求項 1 から 6 のいずれか一項記載の視覚検査装置。

[請求項8] 前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜への前記被検者の眼を検査するための検査視標の投影と、前記光源から前記不可視光線を出射させて前記被検者の網膜への前記不可視光線の照射と、を並行して行う、請求項 1 から 7 のいずれか一項記載の視覚検査装置。

[請求項9] 前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の眼を検査するための検査視標を投影し、前記検出器の出力信号に基づき生成した第 1 検査画像と前記被検者の前記検査視標に応じて入力された応答に基づき生成した第 2 検査画像とを重ね合わせた第 3 検査画像を生成する、請求項 1 から 8 のいずれか一項記載の視覚検査装置。

[請求項10] 前記第 1 検査画像は眼底画像であり、前記第 2 検査画像は視野欠損に関する画像である、請求項 9 記載の視覚検査装置。

[請求項11] 可視光線と不可視光線とを出射する光源と、

第 1 周波数で振動することで前記可視光線を 2 次元に走査する第 1 走査部を有し、被検者の網膜に前記可視光線を照射して前記被検者の網膜に画像を投影する画像投影光学系と、

前記第1周波数と異なる第2周波数で振動することで前記不可視光線を2次元に走査する第2走査部を有し、前記被検者の網膜に前記不可視光線を照射する不可視光光学系と、

前記被検者の網膜で反射した前記可視光線と前記不可視光線とを検出する検出器と、

前記光源からの前記可視光線及び前記不可視光線の出射を制御するとともに、前記検出器の前記可視光線に基づく出力信号から前記被検者の第1の眼底の状態の検出と前記検出器の前記不可視光線に基づく出力信号から前記被検者の第2の眼底の状態の検出とを行なう制御部と、を備える視覚検査装置。

[請求項12] 前記制御部は、前記光源からの前記可視光線の出射を制御して、前記被検者の網膜に前記被検者の視線を向けさせるための固視視標及び前記被検者の眼を検査するための検査視標の少なくとも一方を投影する、請求項11記載の視覚検査装置。

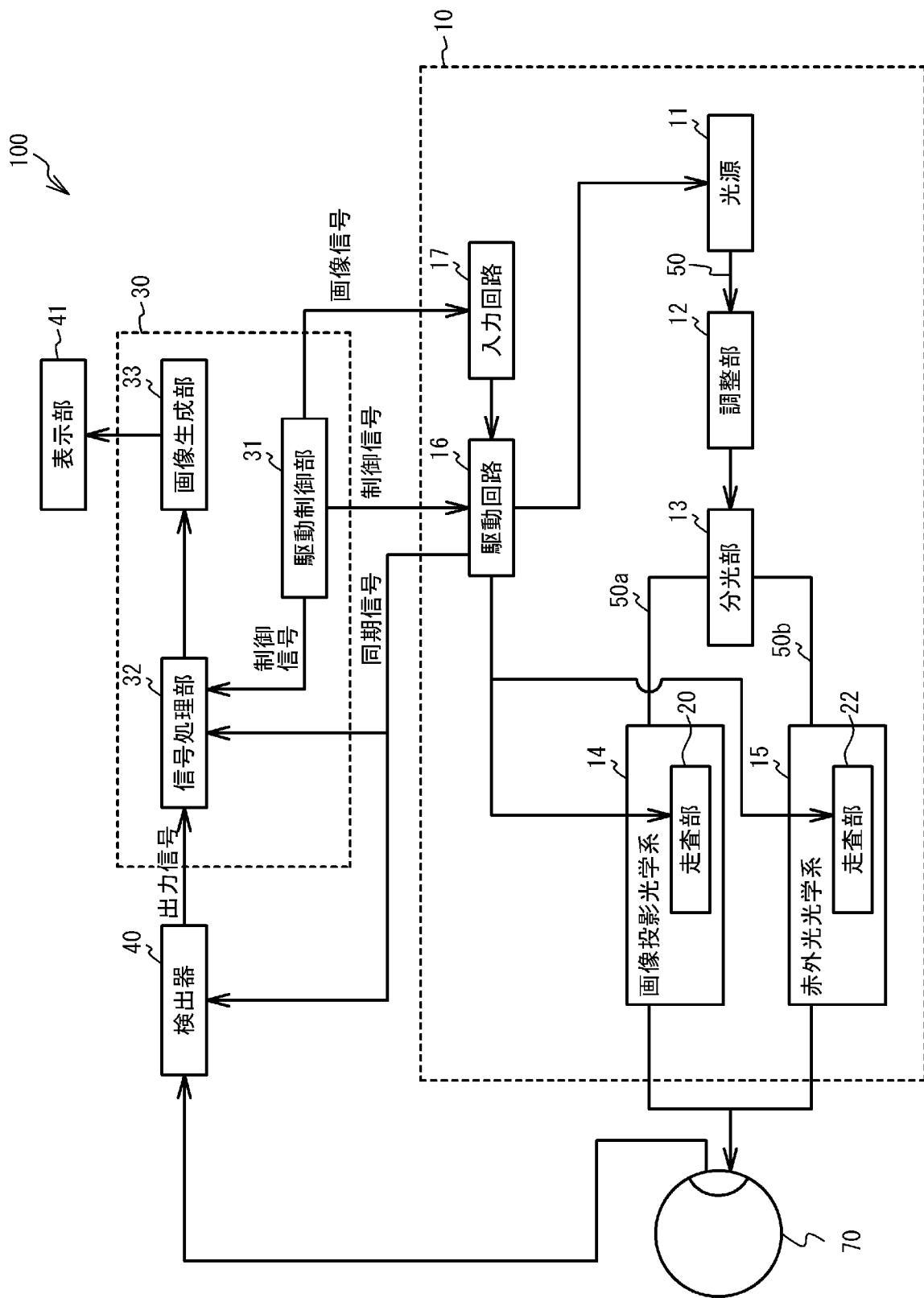
[請求項13] 前記制御部は、前記第1の眼底の状態の検出及び第2の眼底の状態の検出として前記被検者の眼の眼底画像を取得する、請求項11または12記載の視覚検査装置。

[請求項14] 可視光線を出射する可視光光源と、
不可視光線を出射する不可視光光源と、
前記可視光線と前記不可視光線とを合成して合成光を生成する光源光合成部と、
前記可視光線と前記不可視光線とを2次元に走査する走査部と、
被検者の網膜に前記可視光線を照射して前記被検者の網膜に画像を投影するとともに、前記不可視光線を被検者の網膜に照射する照射光学系と、
前記被検者の網膜で反射した前記不可視光線を検出する検出器と、
前記可視光光源からの前記可視光線及び前記不可視光光源からの前記不可視光線の出射を制御するとともに、前記検出器の出力信号から

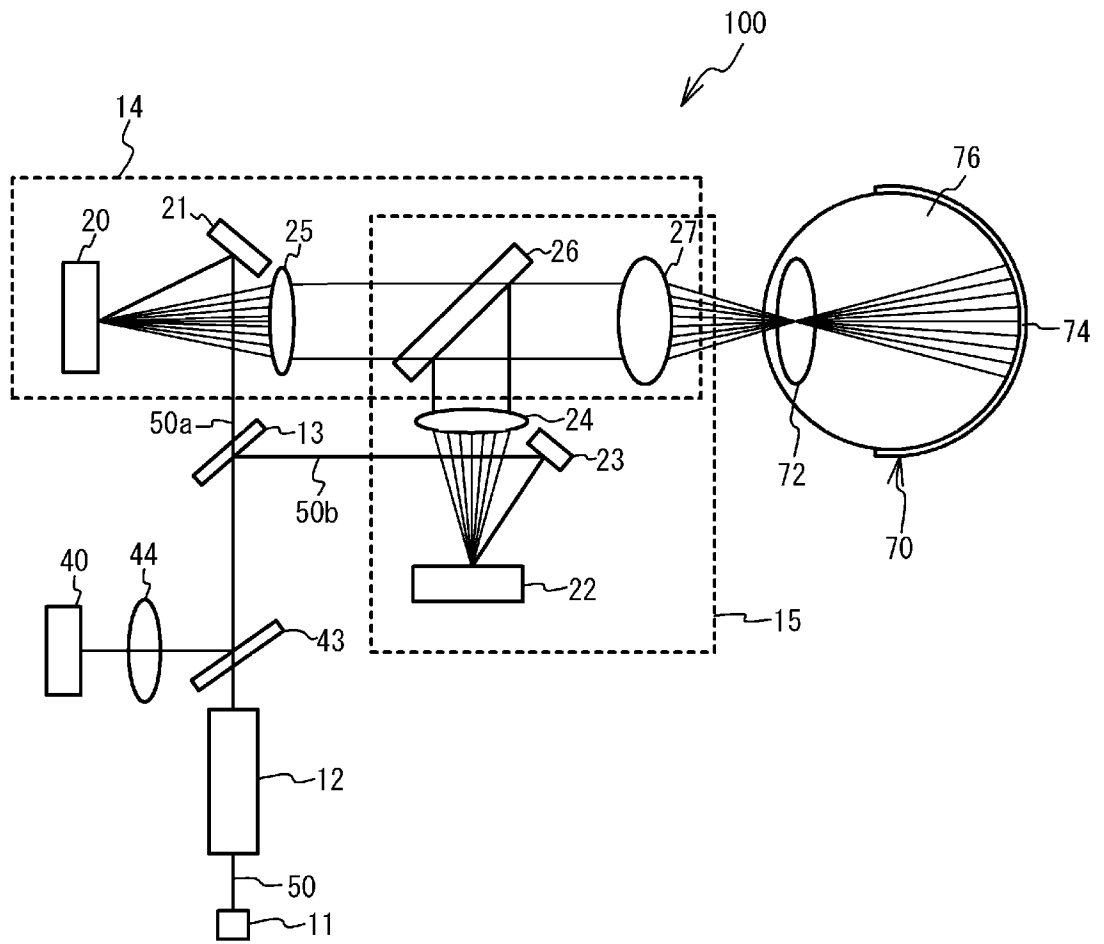
前記被検者の眼底の状態の検出を行う制御部と、を備える視覚検査装置。

- [請求項15] 前記不可視光線は赤外光線であり、
前記制御部は、前記検出器の出力信号に基づき前記被検者の眼の眼底画像を生成する、請求項14記載の視覚検査装置。
- [請求項16] 前記制御部は、前記可視光光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の視線を向けさせるための固視視標を投影し、前記不可視光光源から前記不可視光線を出射させて前記被検者の網膜に前記不可視光線を照射させる、請求項14または15記載の視覚検査装置。
- [請求項17] 前記制御部は、前記可視光光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の眼を検査するための検査視標を投影する、請求項14から16のいずれか一項記載の視覚検査装置。
- [請求項18] 前記制御部は、前記可視光光源からの前記可視光線の出射を制御して前記被検者の網膜に前記被検者の眼を検査するための検査視標を投影し、前記検出器の出力信号に基づき生成した第1検査画像と前記被検者の前記検査視標に応じて入力された応答に基づき生成した第2検査画像とを重ね合わせた第3検査画像を生成する、請求項14から17のいずれか一項記載の視覚検査装置。
- [請求項19] 前記第1検査画像は眼底画像であり、前記第2検査画像は視野欠損に関する画像である、請求項18記載の視覚検査装置。

[図1]

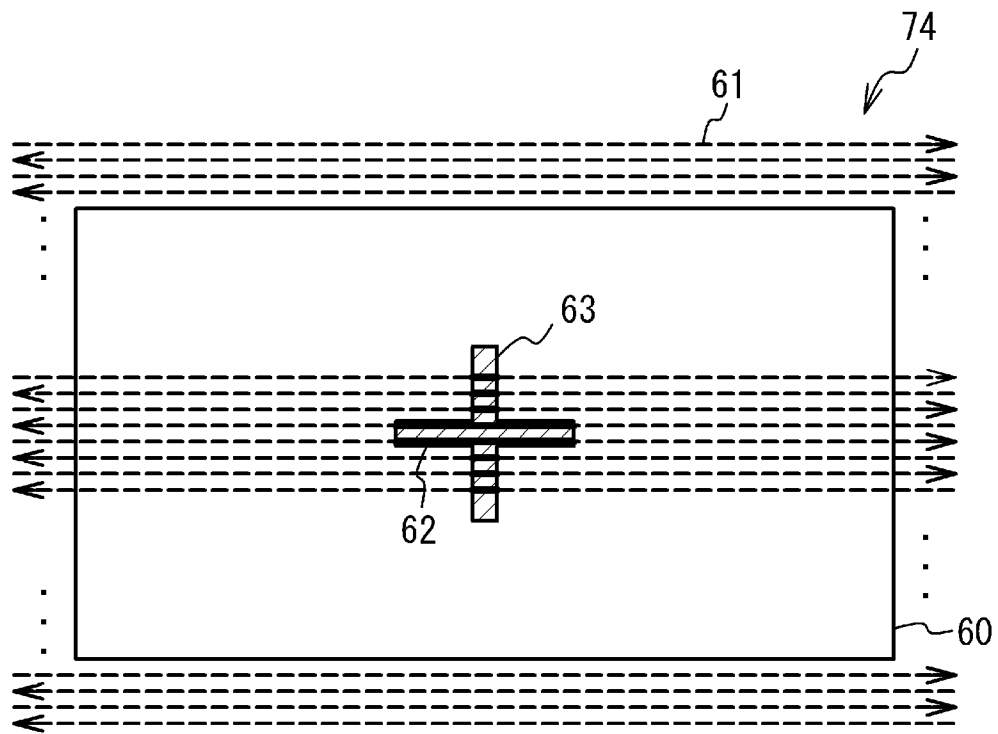


[図2]

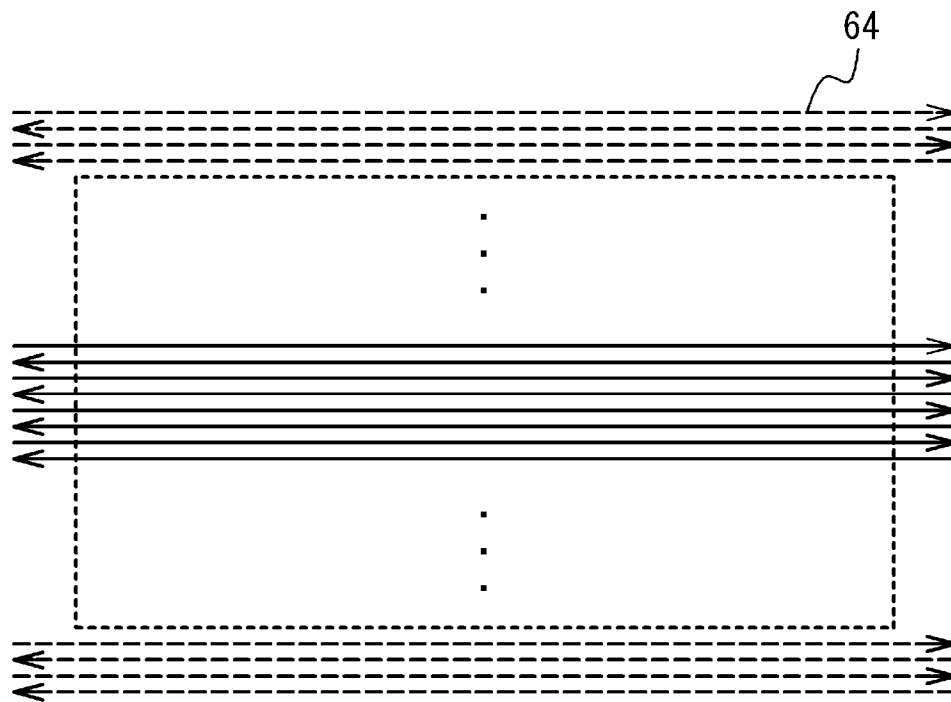


[図3]

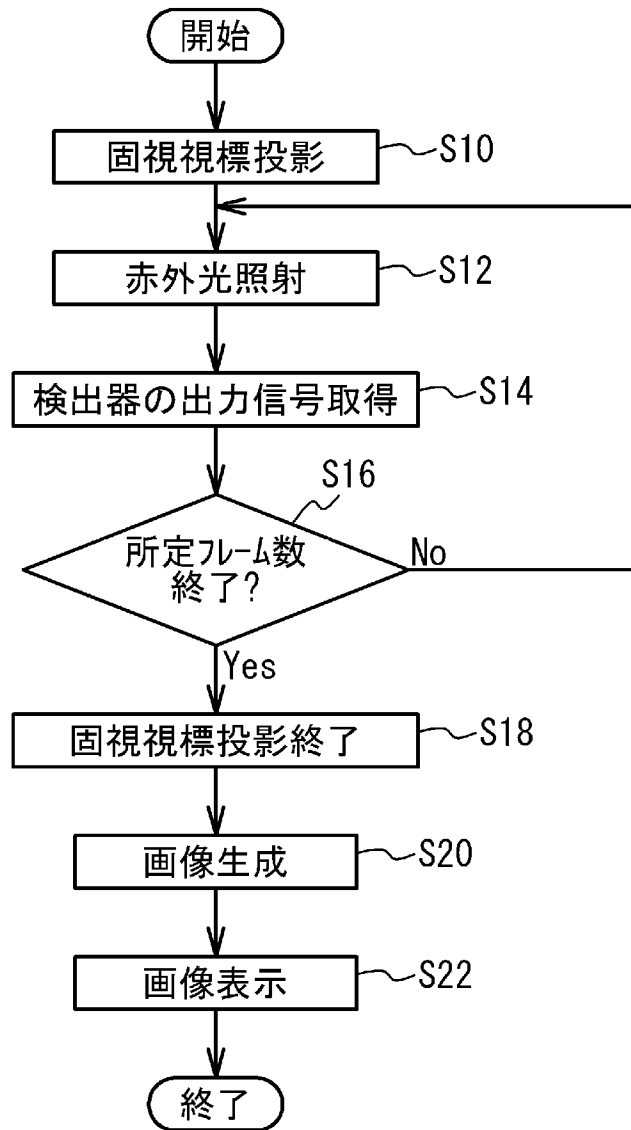
(a)



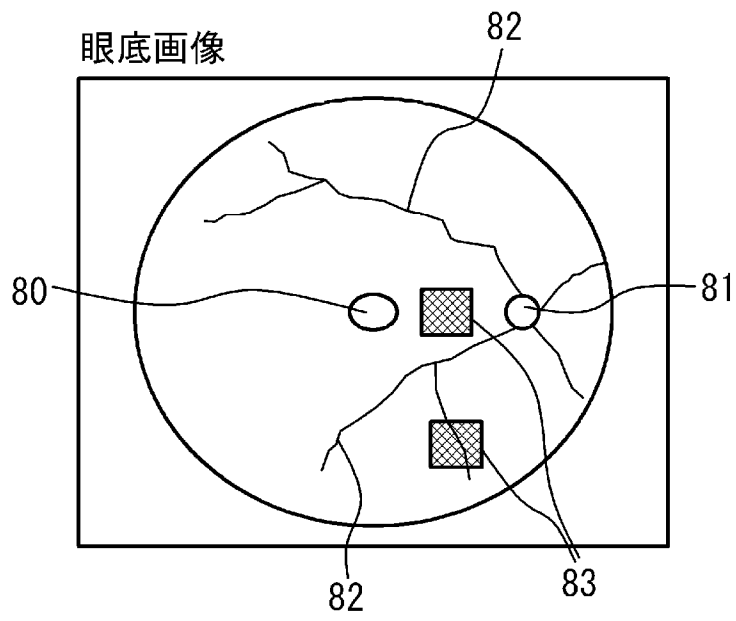
(b)



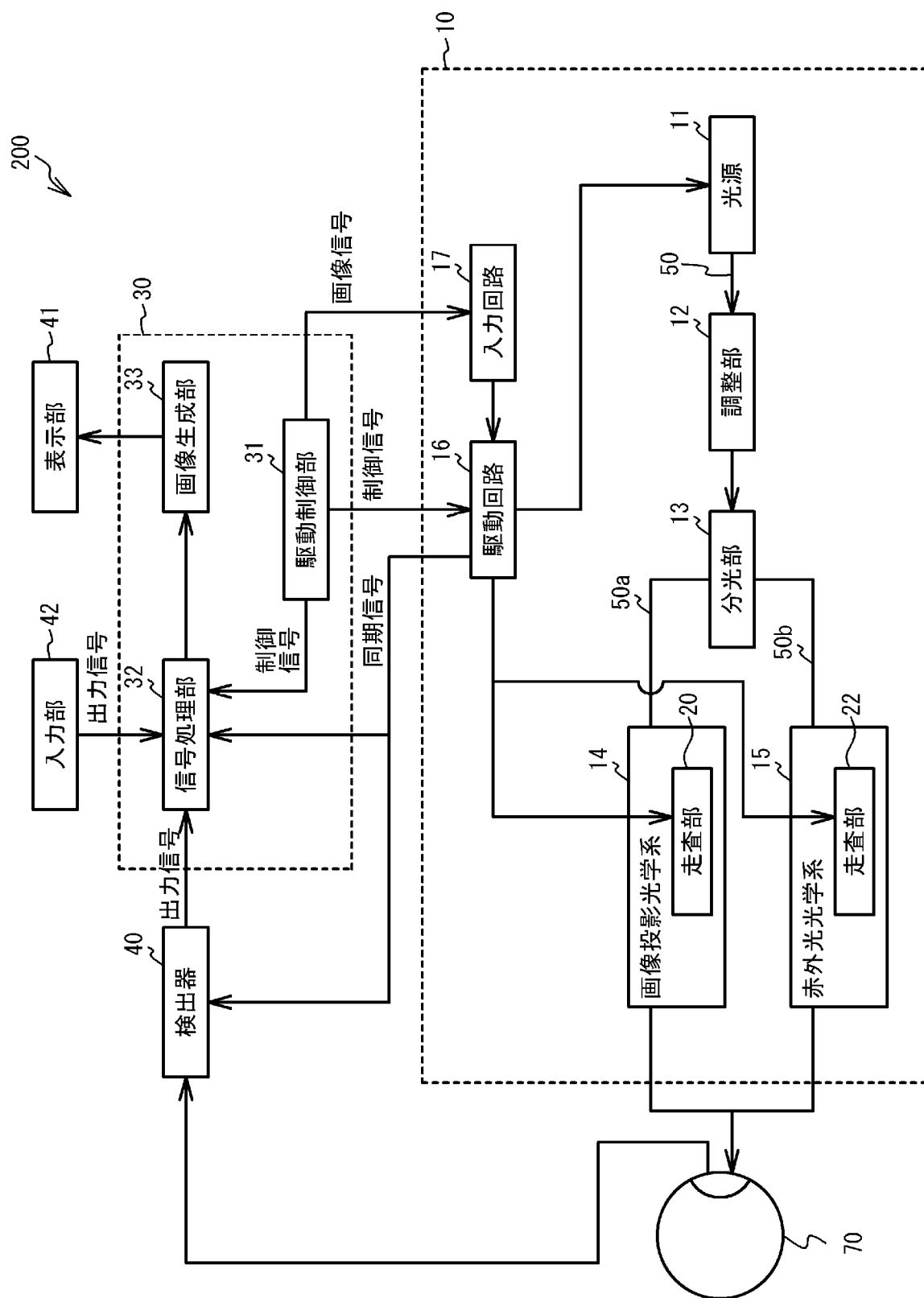
[図4]



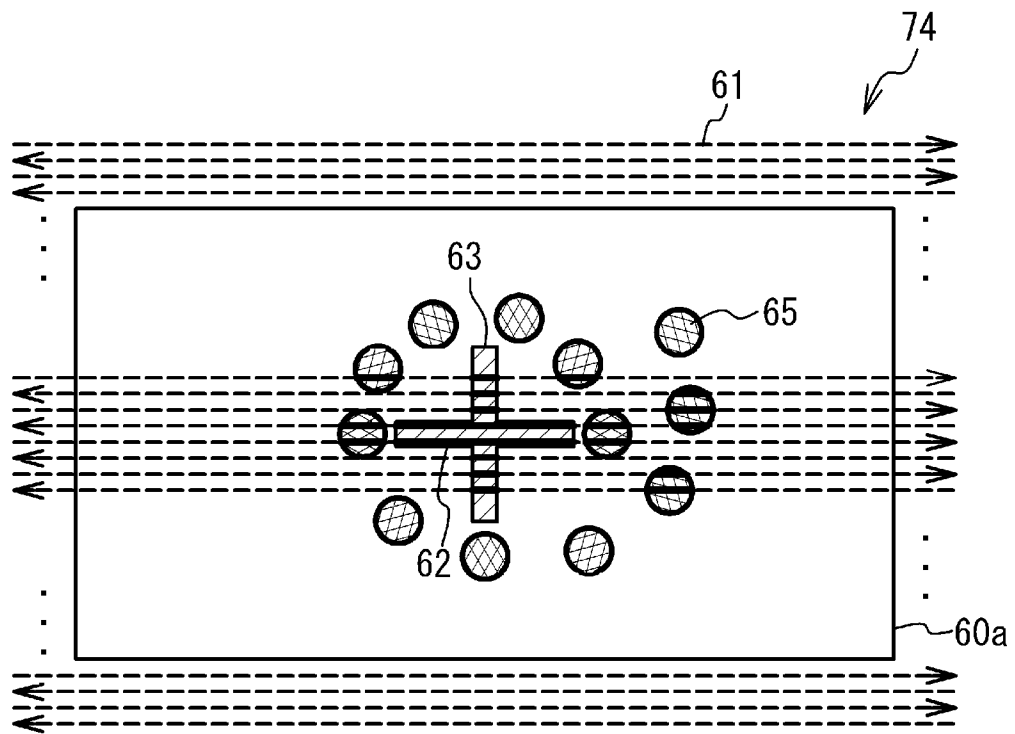
[図5]



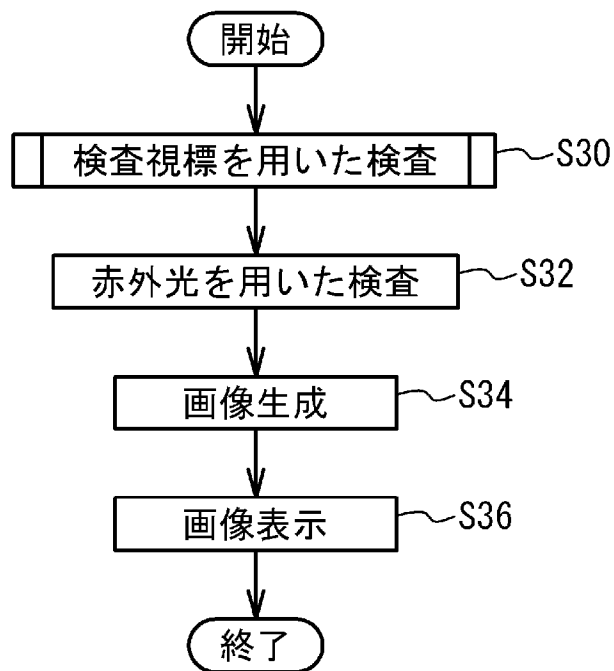
[図6]



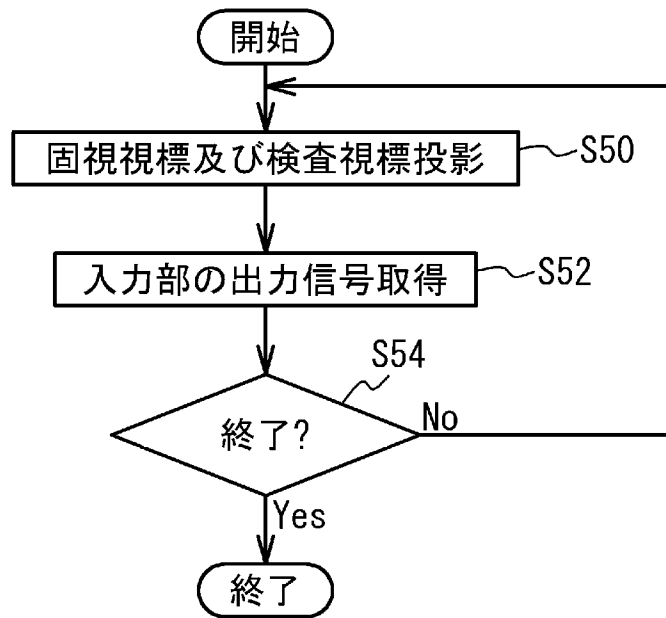
[図7]



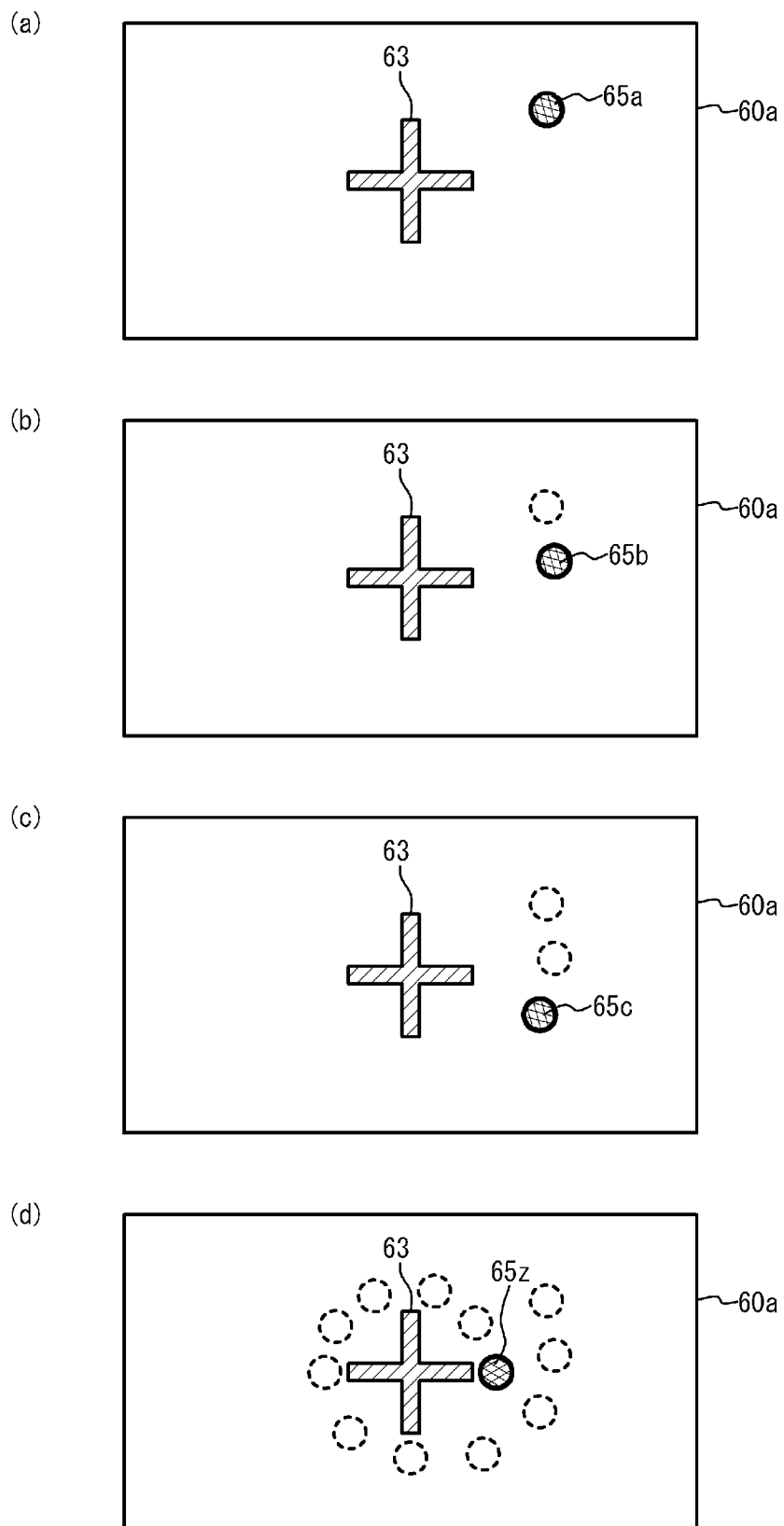
[図8]



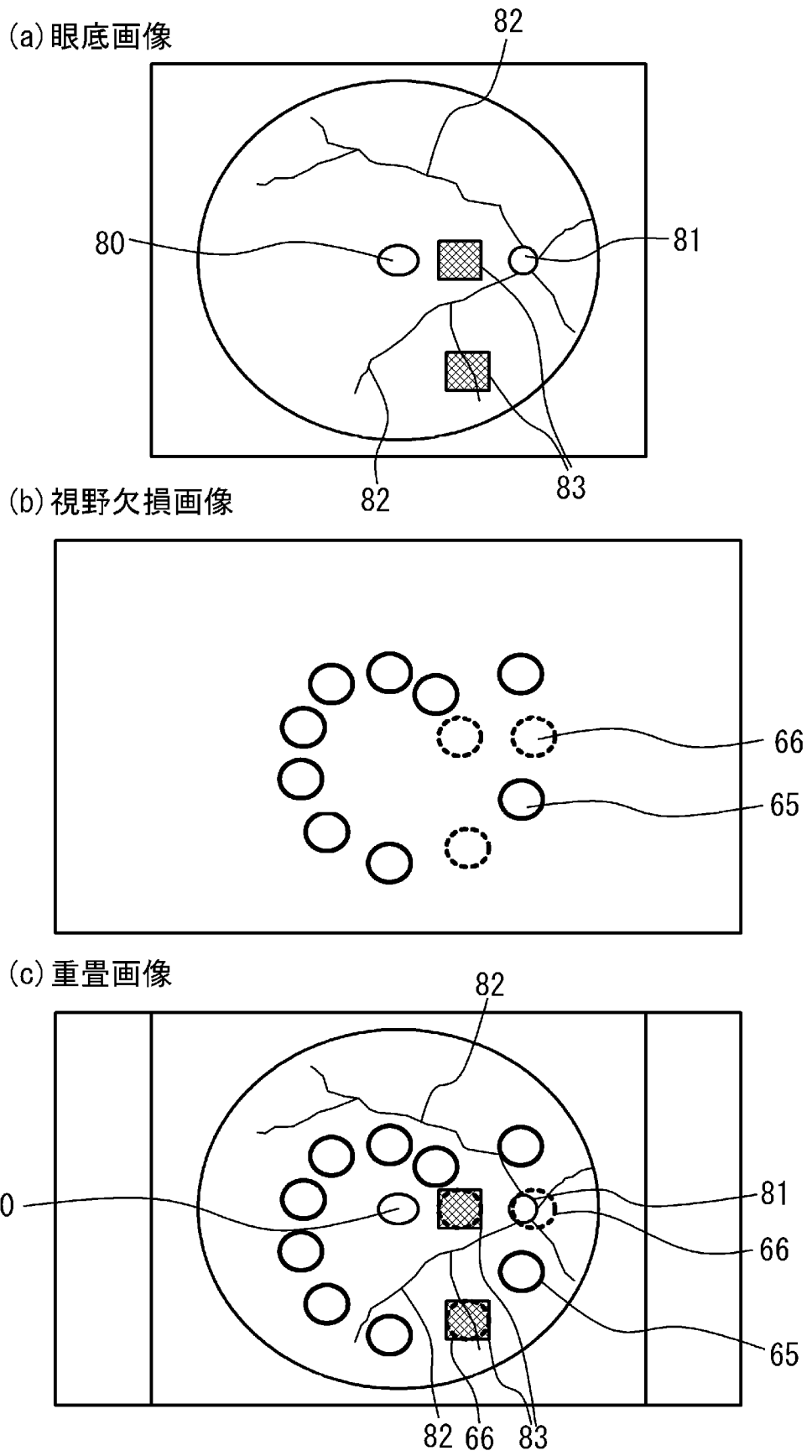
[図9]



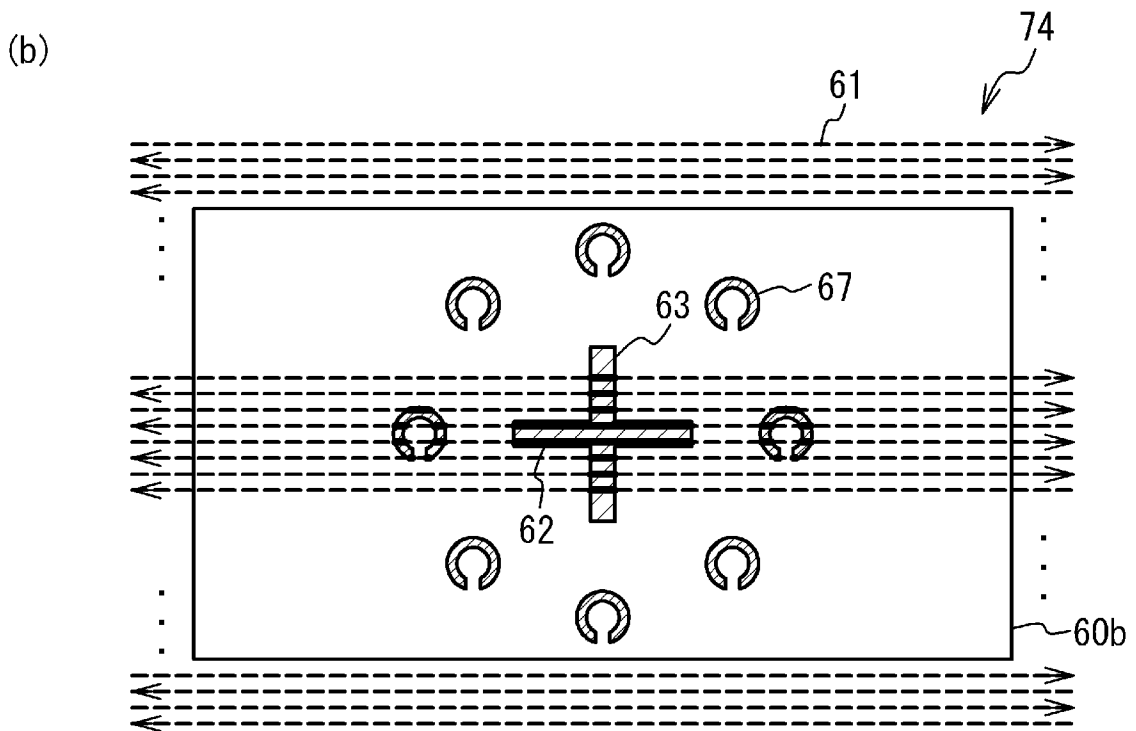
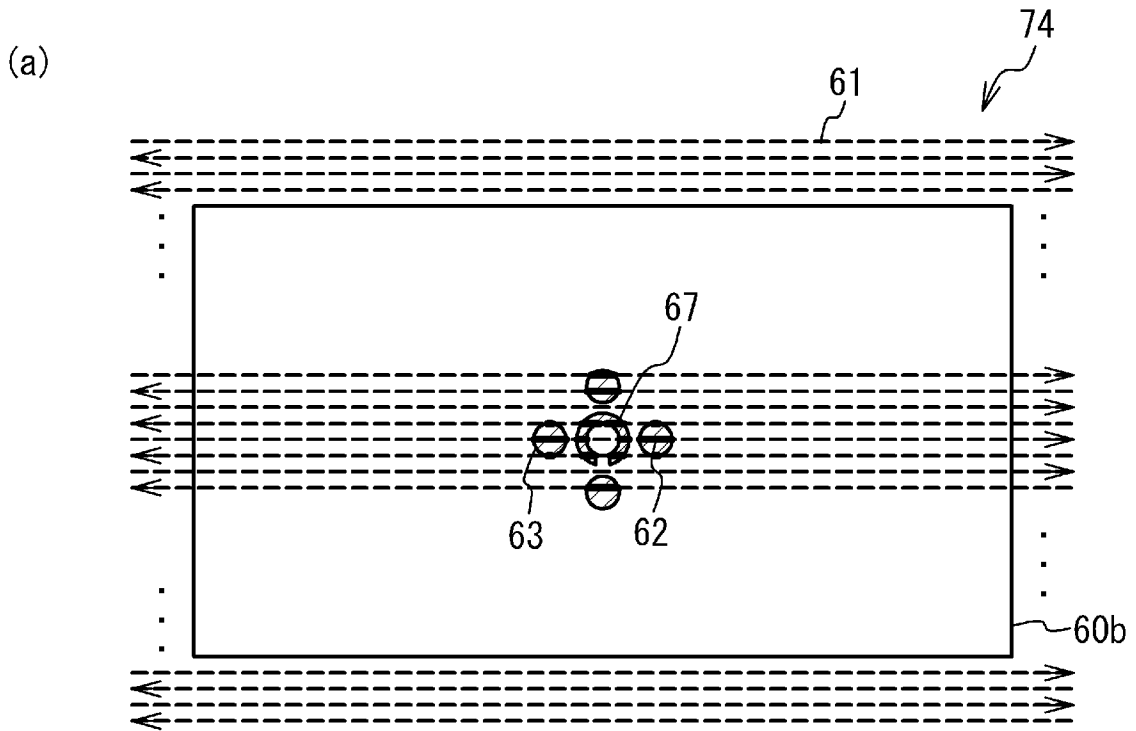
[図10]



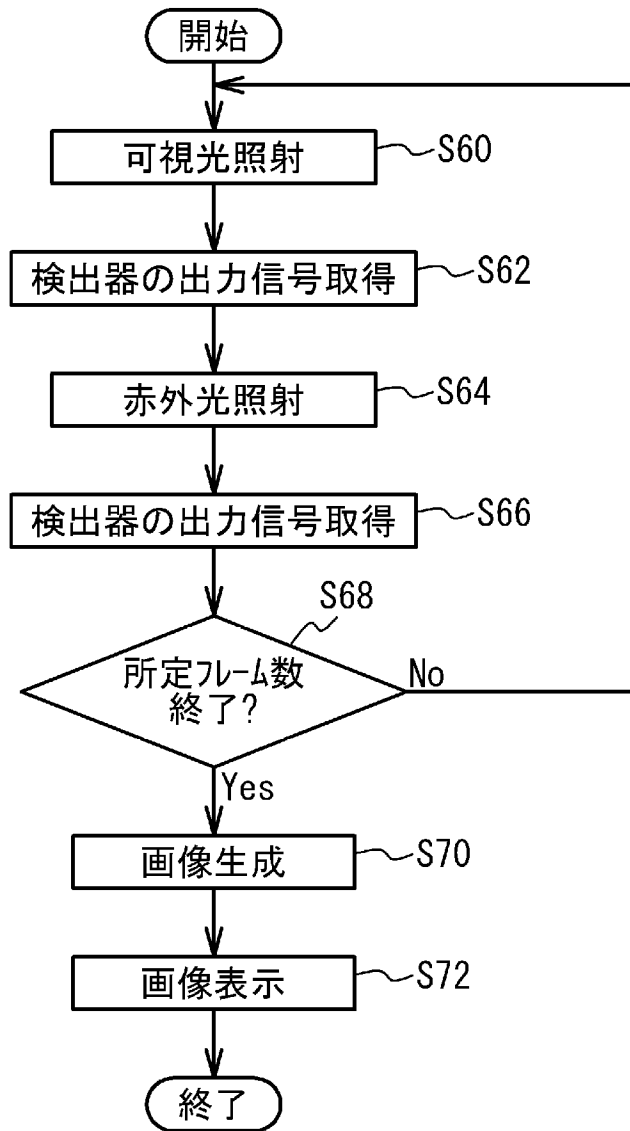
[図11]



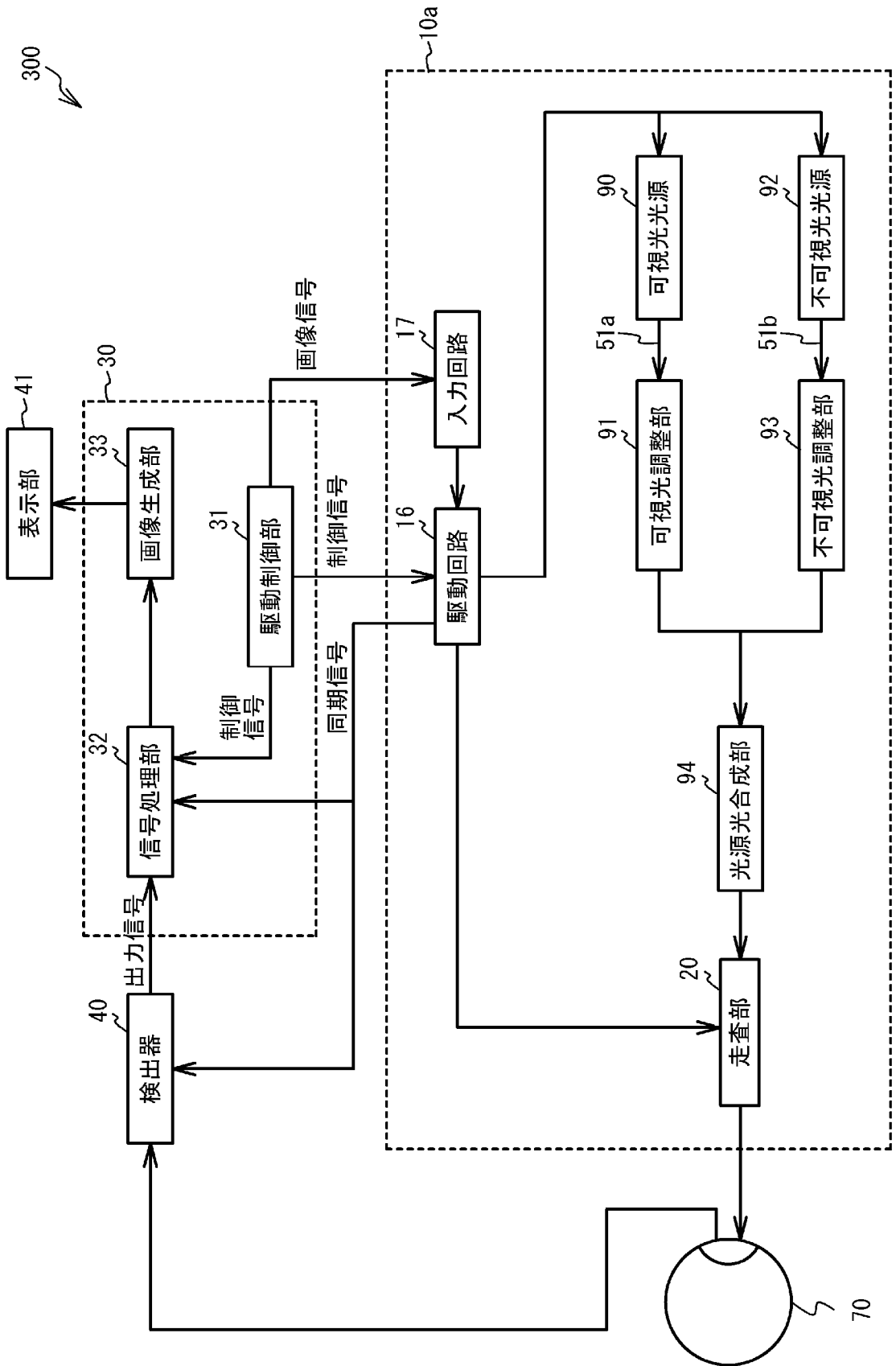
[図12]



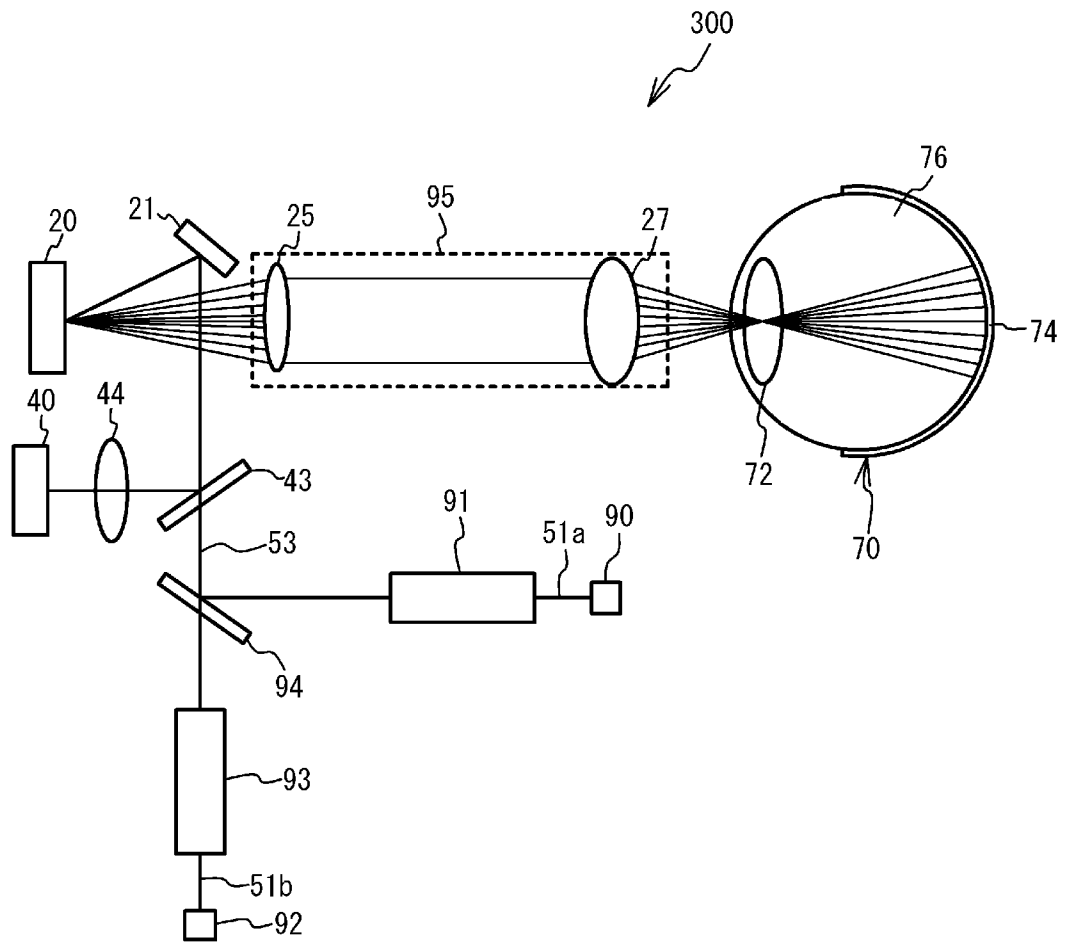
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/033824

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B3/10 (2006.01) i, A61B3/024 (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)

Int.Cl. A61B3/10, A61B3/024

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 2005/0286019 A1 (WILTBERGER, W. M.) 29 December 2005, paragraphs [0032]-[0054], fig. 1-16 & WO 2005/122872 A2	1 1-13
X Y	JP 2012-11146 A (NIDEK KK) 19 January 2012, paragraphs [0010]-[0054], fig. 1-8 & US 2012/0002167 A1, paragraphs [0015]-[0067], fig. 1-8	1 1-13

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” 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
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“&” document member of the same patent family
“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	

Date of the actual completion of the international search 08.11.2018	Date of mailing of the international search report 20.11.2018
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/033824

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 103750814 A (SUZHOU MICROCLEAR MEDICAL INSTRUMENTS CO., LTD.) 30 April 2014, paragraph [0036] (Family: none)	1-10
Y	JP 59-200628 A (EYE-D DEVELOPMENT II LTD.) 14 November 1984, page 2, upper right column, line 18 to page 5, lower left column, line 1, fig. 1-3 & US 4620318 A, column 2, line 36 to column 5, line 25, fig. 1-3 & EP 126549 A2	2-10
Y	WO 2014/084231 A1 (TOPCON CORPORATION) 05 June 2014, paragraphs [0014]-[0103], fig. 7 & US 2015/0313467 A1, paragraphs [0060]-[0155], fig. 7 & EP 2926722 A1	11-13
Y	JP 2013-119019 A (NIDEK KK) 17 June 2013, paragraphs [0011]-[0083], fig. 1-8 (Family: none)	11-13
X	JP 1-113025 A (TOPCON CORP.) 01 May 1989, page 2, upper right column, line 4 to page 4, lower right column, line 8, fig. 1-7 & US 4968130 A, column 2, line 29 to column 6, line 28, fig. 1-6 & DE 3836860 A1 & FR 2622426 A1	14-19
X	JP 2007-181537 A (NIDEK KK) 19 July 2007, paragraphs [0008]-[0045], fig. 1-9 (Family: none)	14-19

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/024(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 (IPC))

Int.Cl. A61B3/10, A61B3/024

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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)

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	US 2005/0286019 A1 (WILTBERGER W. Michael) 2005.12.29, [0032] ~ [0054]、図1~16 & WO 2005/122872 A2	1 1-13
X Y	JP 2012-11146 A (株式会社ニデック) 2012.01.19, 【0010】 ~ 【0054】、図1~8 & US 2012/0002167 A1 [0015]-[0067], 図1~8	1 1-13

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 08.11.2018	国際調査報告の発送日 20.11.2018
--------------------------	--------------------------

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 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) 山口 裕之 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q	2913
---	--	----	------

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	CN 103750814 A (蘇州微清医療器械有限公司) 2014.04.30, [0036] (ファミリーなし)	1-10
Y	JP 59-200628 A (アイディー・デベロップメント・セカンド・リミテッド) 1984.11.14, 第2頁右上欄第18行～第5頁左下欄第1行、 第1～3図 & US 4620318 A 第2欄第36行～第5欄第25行、図1～3 & EP 126549 A2	2-10
Y	WO 2014/084231 A1 (株式会社トプコン) 2014.06.05, [0014]～[0103]、図7 & US 2015/0313467 A1 [0060]-[0155]、図7 & EP 2926722 A1	11-13
Y	JP 2013-119019 A (株式会社ニデック) 2013.06.17, 【0011】～【0083】、図1～8 (ファミリーなし)	11-13
X	JP 1-113025 A (東京光学機械株式会社) 1989.05.01, 第2頁右上欄第4行～第4頁右下欄第8行、 第1～7図 & US 4968130 A 第2欄第29行～第6欄第28行、図1～6 & DE 3836860 A1 & FR 2622426 A1	14-19
X	JP 2007-181537 A (株式会社ニデック) 2007.07.19, 【0008】～【0045】、図1～9 (ファミリーなし)	14-19