

(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
2020年6月18日(18.06.2020)



(10) 国際公開番号

WO 2020/121457 A1

(51) 国際特許分類:

G02B 21/22 (2006.01) H04N 7/18 (2006.01)
G02B 7/28 (2006.01) H04N 13/239 (2018.01)
G02B 21/36 (2006.01) H04N 13/359 (2018.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2018/045775

(22) 国際出願日: 2018年12月12日(12.12.2018)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

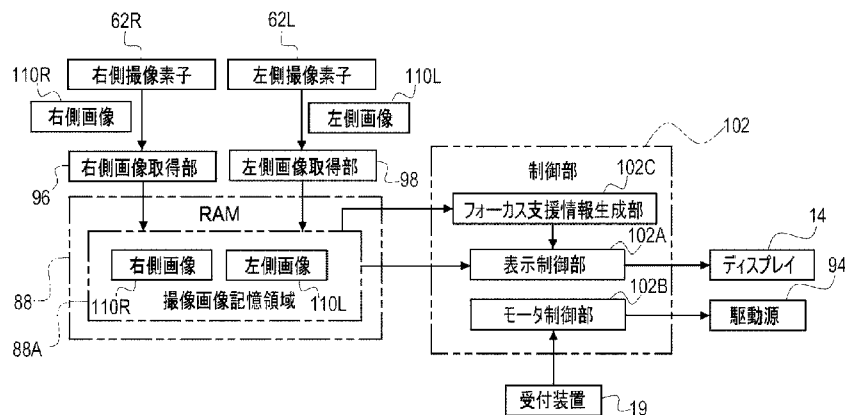
(71) 出願人: 株式会社ニコン (NIKON CORPORATION) [JP/JP]; 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 畑口 剛之 (HATAGUCHI, Takeshi); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3

号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 石川 浩紀 (ISHIKAWA, Hiroki); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 須田 晃徳 (SUDA, Akinori); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 伊藤 啓 (ITO, Kei); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 上田 武彦 (UEDA, Takehiko); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 藤次 陽介 (TOJI, Yosuke); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP).

(54) Title: MICROSCOPE, MICROSCOPE ADJUSTMENT DEVICE, MICROSCOPE SYSTEM AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 顕微鏡、顕微鏡用調節装置、顕微鏡システム、及びプログラム



14 Display
19 Receiving device
62L Left-side imaging element
62R Right-side imaging element
88 RAM
88A Captured image storage region
94 Drive source
96 Right-side image acquisition unit
98 Left-side image acquisition unit
102 Control unit
102A Display control unit
102B Motor control unit
102C Focus support information generation unit
110L Left-side image
110R Right-side image

(57) Abstract: A microscope which includes: an optical system which causes a right-side imaging element for obtaining a right-side image to form an image of right-side observation target light on the basis of the right-side observation target light which is obtained from an observation target, and causes a left-side imaging element for obtaining a left-side image to form an image of left-side observation target light on the basis of the left-side observation target light showing the observation target; an adjustment unit for adjusting the focal position of the optical system relative to the observation

(74) 代理人: 特許業務法人太陽国際特許事務所
(TAIYO, NAKAJIMA & KATO); 〒1600022 東
京都新宿区新宿4丁目3番17号 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))

target on the basis of an inputted instruction; and a control unit for displaying, on a display unit, suggestion information which suggests the instruction content required for a focal position adjustment by the adjustment unit in order to align the focal position with a specified region of the observation target.

(57) 要約: 顕微鏡は、観察対象から得られる右側観察対象光に基づいて右側画像を得る右側撮像素子に対して前記右側観察対象光を結像させ、前記観察対象を示す左側観察対象光に基づいて左側画像を得る左側撮像素子に対して前記左側観察対象光を結像させる光学系と、前記光学系の前記観察対象に対する合焦位置を、入力される指示に基づいて調節する調節部と、前記合焦位置を前記観察対象の指定領域に合わせるために、前記調節部による前記合焦位置の調節に要する前記指示の内容を示唆する示唆情報を表示部に表示させる制御部と、を含む。

明 細 書

発明の名称：

顕微鏡、顕微鏡用調節装置、顕微鏡システム、及びプログラム

技術分野

[0001] 本開示の技術は、顕微鏡、顕微鏡用調節装置、顕微鏡システム、及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 特許第5886827号には、右目画像内及び左目画像内の対応する特徴を識別し、識別した右目画像内の特徴と左目画像内の特徴とから規定された変位ベクトルの方向及び／又は大きさに基づいて焦点位置を調整する光学ステレオデバイスが開示されている。一般的に、従来から、顕微鏡の合焦位置を精度良く調節することが望まれている。

発明の概要

[0003] 本開示の技術の第1態様に係る顕微鏡は、観察対象から得られる右側観察対象光に基づいて右側画像を得る右側撮像素子に対して前記右側観察対象光を結像させ、前記観察対象を示す左側観察対象光に基づいて左側画像を得る左側撮像素子に対して前記左側観察対象光を結像させる光学系と、前記光学系の前記観察対象に対する合焦位置を、入力される指示に基づいて調節する調節部と、前記合焦位置を前記観察対象の指定領域に合わせるために、前記調節部による前記合焦位置の調節に要する前記指示の内容を示唆する示唆情報を表示部に表示させる制御部と、を含む。

[0004] 本開示の技術の第2態様に係る顕微鏡用調節装置は、観察対象から得られる右側観察対象光に基づいて右側画像を得る右側撮像素子に対して前記右側観察対象光を結像させ、前記観察対象から得られる左側観察対象光に基づいて左側画像を得る左側撮像素子に対して前記左側観察対象光を結像させる光学系の前記観察対象に対する合焦位置を、入力される指示に基づいて調節する調節部と、前記合焦位置を前記観察対象の指定領域に合わせるために、前

記調節部による前記合焦位置の調節に要する前記指示の内容を示唆する示唆情報を生成して出力する制御部と、を含む。

[0005] 本開示の技術の第3態様に係る顕微鏡システムは、本開示の技術の第2態様に係る顕微鏡用調節装置と、前記光学系と、を含む。

[0006] 本開示の技術の第4態様に係るプログラムは、コンピュータを、第1の態様に係る顕微鏡に含まれる前記制御部として機能させるためのプログラムである。また、本開示の技術の第5態様に係るプログラムは、第1の態様に係る顕微鏡用調節装置に含まれる前記制御部として機能させるためのプログラムである。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]本実施形態における手術支援システムの構成を示す概略構成図である。

[図2]本実施形態における手術支援システムの一部の側面視概略構成図である。

[図3]本実施形態におけるユーザによって装着される偏光眼鏡を示す概略斜視図である。

[図4]本実施形態における手術用顕微鏡の構成を示す概略端面図である。

[図5]本実施形態における手術支援システムの電気系のハードウェア構成を示すブロック図である。

[図6]本実施形態におけるフォーカス調節画面を示す画面図である。

[図7A]本実施形態における術野画像の1つである右側画像を示す概略画像図である。

[図7B]本実施形態における術野画像の1つである左側画像を示す概略画像図である。

[図8]本実施形態における観察用画面を示す画面図である。

[図9]本実施形態におけるユーザによって知覚される立体視画像の位置を示す概念図である。

[図10]本実施形態においてAFモードが設定された場合の観察用画面を示す画面図である。

[図11]本実施形態においてA Fモードが設定された場合の手術用顕微鏡の機能を示す機能ブロック図である。

[図12A]本実施形態において右側画像に対して二次元離散フーリエ変換が行われることで得られる画像を示す概略画像図である。

[図12B]本実施形態において左側画像に対して二次元離散フーリエ変換が行われることで得られる画像を示す概略画像図である。

[図13]本実施形態において位相限定相関関数を3次元状に表示した態様を示す態様図である。

[図14]本実施形態における逆フーリエ変換画像を示す概略画像図である。

[図15]本実施形態におけるピーク座標の特定方法の説明に供する説明図である。

[図16]本実施形態における現時点の合焦位置から合焦面迄のずれ量の説明に供する説明図である。

[図17]本実施形態における右側術野像と左側術野像とのずれ量、及び右側画像と左側画像とのずれ量の説明に供する説明図である。

[図18]本実施形態における観察用画面内に合焦位置指定案内情報が表示された状態を示す画面図である。

[図19]本実施形態における観察用画面内に表示されたサンプル術野画像が複数の領域に分割された態様を示す画面図である。

[図20]本実施形態においてM Fモードが設定された場合の観察用画面を示す画面図である。

[図21]本実施形態においてM Fモードが設定された場合の手術用顕微鏡の機能を示す機能ブロック図である。

[図22]本実施形態における観察用画面内に第1フォーカス支援情報が表示された状態を示す画面図である。

[図23]本実施形態における観察用画面内にアルファブレンド画像が表示された状態を示す画面図である。

[図24A]本実施形態における非合焦状態のアルファブレンド画像を示す概略画

像図である。

[図24B]本実施形態における虹彩の外縁が合焦状態の場合のアルファブレンド画像を示す概略画像図である。

[図24C]本実施形態における瞳孔の外縁が合焦状態の場合のアルファブレンド画像を示す概略画像図である。

[図25]本実施形態における観察用画面内にスプリットイメージが表示された状態を示す画面図である。

[図26A]本実施形態における非合焦状態のスプリットイメージを示す概略画像図である。

[図26B]本実施形態における虹彩の外縁が合焦状態の場合のスプリットイメージを示す概略画像図である。

[図26C]本実施形態における瞳孔の外縁が合焦状態の場合のスプリットイメージを示す概略画像図である。

[図27]本実施形態における観察用画面内にスプリットイメージ及び案内メッセージが表示された状態を示す画面図である。

[図28]本実施形態における観察用画面内にスプリットイメージ及び上方向要移動量情報が表示された状態を示す画面図である。

[図29]本実施形態における観察用画面内にスプリットイメージ及び下方向要移動量情報が表示された状態を示す画面図である。

[図30]本実施形態における観察用画面内に差分画像が表示された状態を示す画面図である。

[図31A]本実施形態における非合焦状態の差分画像を示す概略画像図である。

[図31B]本実施形態における虹彩の外縁が合焦状態の場合の差分画像を示す概略画像図である。

[図31C]本実施形態における瞳孔の外縁が合焦状態の場合の差分画像を示す概略画像図である。

[図32]本実施形態における観察用画面内に右側画像、左側画像、右側コントラスト値インジケータ、及び左側コントラスト値インジケータがライブビュ

ー表示された状態を示す画面図である。

[図33A]本実施形態における右眼用レンズを透過した右側画像及び右側コントラスト値インジケータを示す概略画像図である。

[図33B]本実施形態における左眼用レンズを透過した左側画像及び左側コントラスト値インジケータを示す概略画像図である。

[図34]本実施形態における観察用画面内に右側画像、左側画像、及びコントラスト値インジケータがライブビュー表示された状態を示す画面図である。

[図35]本実施形態における右側画像及び右側コントラスト値インジケータが表示されたコントラスト確認用画面と立体視画像表示用画面とを含む観察用画面を示す画面図である。

[図36]本実施形態における左側画像及び左側コントラスト値インジケータが表示されたコントラスト確認用画面と立体視画像表示用画面とを含む観察用画面を示す画面図である。

[図37]本実施形態における右側画像、右側コントラスト値インジケータ、左側画像、及び左側コントラスト値インジケータが表示されたコントラスト確認用画面と立体視画像表示用画面とを含む観察用画面を示す画面図である。

[図38]本実施形態における右側画像、右側コントラスト値グラフ、左側画像、及び左側コントラスト値グラフがライブビュー表示された状態を示す画面図である。

[図39A]本実施形態における右眼用レンズを透過した右側画像及び右側コントラスト値グラフを示す概略画像図である。

[図39B]本実施形態における左眼用レンズを透過した左側画像及び左側コントラスト値グラフを示す概略画像図である。

[図40]本実施形態における右側画像、左側画像、及びコントラスト値グラフがライブビュー表示された状態を示す画面図である。

[図41]本実施形態における右側画像及び右側コントラスト値グラフが表示されたコントラスト変化確認用画面と立体視画像表示用画面とを観察用画面を示す画面図である。

[図42]本実施形態における左側画像及び左側コントラスト値グラフが表示されたコントラスト変化確認用画面と立体視画像表示用画面とを観察用画面を示す画面図である。

[図43]本実施形態における右側画像、右側コントラスト値グラフ、左側画像、及び左側コントラスト値グラフが表示されたコントラスト変化確認用画面と立体視画像表示用画面とを観察用画面を示す画面図である。

[図44]本実施形態における観察用画面内にて右側コントラスト値グラフ上のコントラスト値が矢印ポインタで指定された状態を示す画面図である。

[図45]本実施形態における観察用画面内に第1～第6フォーカス支援情報と、右側画像及び左側画像のライブビュー画像とが表示された状態を示す画面図である。

[図46]本実施形態におけるフォーカスモード設定処理の流れを示すフローチャートである。

[図47]本実施形態におけるAFモード処理の流れを示すフローチャートである。

[図48]本実施形態におけるピーク座標特定処理の流れを示すフローチャートである。

[図49]本実施形態におけるMFモード処理の流れを示すフローチャートである。

[図50]第2実施形態に係る手術用顕微鏡の構成を示す概略端面図である。

[図51]本実施形態における変更部を作動させた場合の光線の光路を示す概念図である。

[図52]第2実施形態に係るフォーカス調節画面を示す画面図である。

[図53]第2実施形態に係る観察用画面においてAFモードが設定された状態の画面図である。

[図54]第2実施形態に係る観察用画面においてMFモードが設定された状態の画面図である。

[図55]本実施形態における現時点の合焦位置から合焦面迄のずれ量の説明に

供する説明図である。

[図56]本実施形態におけるフォーカス系プログラムが記憶された記憶媒体からフォーカス系プログラム本がコンピュータにインストールされる態様の一例を示す概念図である。

[図57]本実施形態における角膜に合わせられた合焦位置を角膜の頂点にオフセットする方法の説明に供する説明図である。

発明を実施するための形態

[0008] 以下、添付図面に従って本開示の技術に係る実施形態の一例について説明する。

[0009] 先ず、本実施形態において以下の説明で使用される用語の意味について説明する。

[0010] また、以下の説明において、CPUとは、“Central Processing Unit”の略称を指す。また、以下の説明において、RAMとは、“Random Access Memory”の略称を指す。また、以下の説明において、ROMとは、“Read Only Memory”の略称を指す。

[0011] また、以下の説明において、ASICとは、“Application Specific Integrated Circuit”の略称を指す。また、以下の説明において、PLDとは、“Programmable Logic Device”の略称を指す。また、以下の説明において、FPGAとは、“Field-Programmable Gate Array”の略称を指す。

[0012] また、以下の説明において、SSDとは、“Solid State Drive”の略称を指す。また、以下の説明において、DVD-ROMとは、“Digital Versatile Disc Read Only Memory”の略称を指す。また、以下の説明において、USBとは、“Universal Serial Bus”の略称を指す。また、以下の説明において、HDDとは、“Hard Disk Drive”の略称

を指す。また、以下の説明において、EEPROMとは、“Electrically Erasable and Programmable Read Only Memory”の略称を指す。また、以下の説明において、DRAMとは、“Dynamic Random Access Memory”の略称を指す。また、以下の説明において、SRAMとは、“Static Random Access Memory”の略称を指す。また、以下の説明において、LSIとは、“Large-Scale Integration”の略称を指す。

[0013] また、以下の説明において、CCDとは、“Charge Coupled Device”の略称を指す。また、以下の説明において、CMOSとは、“Complementary Metal Oxide Semiconductor”の略称を指す。

[0014] また、以下の説明において、AFとは、“Auto Focus”の略称を指す。また、以下の説明において、MFとは、“Manual Focus”の略称を指す。

[0015] また、以下の説明で使用する「水平」には、完全な水平のみならず、設計上及び製造上許容される誤差を含む略水平の意味も含まれる。また、以下の説明で使用する「鉛直」には、完全な鉛直のみならず、設計上及び製造上許容される誤差を含む略鉛直の意味も含まれる。また、以下の説明において、「直角」とは、水平線と鉛直線とが交差して得られる角を含む。また、ここで言う「直角」には、完全な「直角」のみならず、設計上及び製造上許容される誤差を含む略直角の意味も含まれる。

[0016] [第1実施形態]

図1には、手術支援システム10が示されている。手術支援システム10は、本開示の技術に係る顕微鏡システムの一例である。

[0017] 手術支援システム10は、手術用顕微鏡12及びディスプレイ14を備えている。手術用顕微鏡12は、本開示の技術に係る顕微鏡の一例であり、ディスプレイ14は、本開示の技術に係る表示部の一例である。手術用顕微鏡

１２は、手術用顕微鏡本体１６、調節装置１８、及び受付装置１９を備えている。調節装置１８は、本開示の技術に係る調節部及び顕微鏡用調節装置の一例である。

[0018] 手術用顕微鏡１２は、患者２０の眼部２０Ａの手術若しくは観察に対して適用される眼科用の顕微鏡、又は、患者２０の患部の手術若しくは観察に対して適用される外科用の顕微鏡を含む。手術用顕微鏡１２による観察対象である患者２０は、手術可能な姿勢で手術台２２に載せられている。手術可能な姿勢とは、例えば仰向けの状態で横たわった状態を指す。手術支援システム１０のユーザ２４は、手術可能な姿勢で手術台２２に載せられている患者２０及び手術用顕微鏡本体１６に対して、患者２０の頭頂部側から患者２０及び手術用顕微鏡本体１６を見下ろす姿勢で向かい合っている。

[0019] ここで、ユーザ２４とは、例えば、執刀医を指すが、本開示の技術はこれに限らない。例えば、ユーザ２４は、執刀医の側方又は後方から執刀医の作業を補助する助手であってもよい。

[0020] 手術用顕微鏡本体１６は、対物レンズ２６を備えている。対物レンズ２６の光軸方向は鉛直方向に一致している。ここで言う「一致」には、設計上及び製造上、許容される誤差を含む意味での略一致も含まれる。

[0021] 対物レンズ２６は、手術用顕微鏡本体１６の外側に向けられた対物面２６Ａを有する。対物面２６Ａとは、対物レンズ２６のレンズ面のうち、術野２８側に最も近いレンズ面を含む。また、対物面２６Ａは、患者２０の所定部位で反射される観察光が入射する入射面であり、かつ、術野２８からの反射光が入射されるレンズ面でもある。

[0022] 調節装置１８は、調節装置本体３０、制御装置３２、支持台３４、キャスト３６、及び支持アーム３８を備えている。

[0023] 支持台３４は、柱状に形成されており、支持台３４の下端部には、複数のキャスト３６が設けられている。支持台３４には、Ｚ方向に沿ってスライド可能に調節装置本体３０を支持している。ここで言う「Ｚ方向」とは、鉛直方向を指す。なお、図１に示す例において、「Ｘ方向」とは、水平方向を指

し、「Y方向」とは、X方向及びZ方向の2つの方向に対して直角を成す方向を指す。

[0024] 調節装置本体30は、直方体状の筐体30Aを備えている。筐体30Aには、制御装置32が収容されている。制御装置32は、手術支援システム10を統括的に制御する装置である。

[0025] 筐体30Aの側面には、円柱状の支持アーム38が取り付けられている。筐体30Aの側面から水平方向に沿って突出している。支持アーム38の一端は、調節装置本体30に固定されている。支持アーム38の他端は、手術用顕微鏡本体16の筐体16Aの側面に固定されている。これにより、手術用顕微鏡本体16は、手術用顕微鏡本体16の側方から、支持アーム38を介して調節装置本体30によって支持されている。

[0026] 手術用顕微鏡本体16は、対物面26Aが術野28の正面に位置するように、かつ、患者20の頭頂部側に位置するユーザ24の目線よりも下側に位置するように配置される。すなわち、ユーザ24の視線は、支持アーム38によって支持されている手術用顕微鏡本体16よりもZ軸の正方向の領域にある。

[0027] このように配置された手術用顕微鏡本体16は、術野28に対する反射光である術野光（観察光）を対物レンズ26から取り込み、取り込んだ術野光に基づく術野画像（観察画像、左側画像、及び右側画像）を生成する。ここでは術野28として、手術対象とされた眼部20Aと眼部20Aの周辺部とを含む領域を例示しているが、これに限らず、術野28は、例えば、眼部20Aのみであってもよいし、眼部20A内の病変部としてユーザ24によって認定された領域のみであってもよい。例えば、術野28は、ユーザ24が観察対象として定めた領域であればよい。

[0028] ディスプレイ14は、各種情報が表示される。ディスプレイ14としては、液晶ディスプレイ又は有機ELディスプレイが挙げられる。ディスプレイ14は、ユーザ24の側から見て正面視門状のキャスタ台39の上面に設置されている。キャスタ台39は、天板39A及び脚部39B、39Cを備え

ている。脚部３９Ｂの底面にはキャスト３９Ｄが設けられており、脚部３９Ｃの底面にはキャスト３９Ｅが設けられている。天板３９Ａは、水平面に沿って形成されている。天板３９Ａは、一端側から脚部３９Ｂによって支持されており、他端側から脚部３９Ｃによって支持されている。よって、キャスト台３９の概略輪郭の形状は、天板３９Ａ及び脚部３９Ｂ、３９Ｃによってユーザ２４の側から見て正面視門状である。

[0029] キャスタ台３９は、ユーザ正面位置Ｐに配置されている。ここで、ユーザ正面位置Ｐとは、ユーザ２４の前面に位置し、かつ、手術台２２と、手術可能な姿勢で手術台２２に載せられた患者２０とを跨ぐ位置を指す。例えば、キャスト台３９は、天板３９Ａの真下に患者２０の腹部が位置し、患者２０の腹部の一側方に脚部３９Ｂが位置し、患者２０の腹部の他側方に脚部３９Ｃが位置するように配置されている。

[0030] ディスプレイ１４の横長矩形状の画面１４Ａには、手術用顕微鏡１２から得られた患者２０の術野画像が表示される他に、各種メニュー画面等も表示される。

[0031] 手術用顕微鏡１２は、画面１４Ａをユーザ２４が手術用顕微鏡本体１６の正面側から視認している状態で術野画像を対象とした視野領域ＦＶから外れた位置に配置される。ここで、視野領域ＦＶとは、ユーザ２４が手術用顕微鏡本体１６の正面側から画面１４Ａを見ている状態でのユーザ２４の視野のうち、画面１４Ａを対象とした空間領域を指す。視野領域ＦＶは、ユーザ２４の瞳孔と画面１４Ａとの位置関係に基づいて定まる。

[0032] 受付装置１９は、タッチパッド４０、左クリック用ボタン４２、右クリック用ボタン４４、上方向移動用フットスイッチ４６、及び下方向移動用フットスイッチ４８を備えている。タッチパッド４０、左クリック用ボタン４２、及び右クリック用ボタン４４は、プレート５０に設けられている。プレート５０は、支持部材（図示省略）によって床面Ｆに立てかけられている。プレート５０の中央部には、タッチパッド４０が配置されている。

[0033] タッチパッド４０は、例えば、ユーザ２４の足のつま先が接触している位

置を検知することでユーザ 24 の指示を受け付ける。プレート 50 内のタッチパッド 40 の下方には、左クリック用ボタン 42 及び右クリック用ボタン 44 が配置されている。左クリック用ボタン 42 は、一般的なマウスに搭載されている左クリック用のボタンと同様の機能を有している。右クリック用ボタン 44 は、一般的なマウスに搭載されている右クリック用のボタンと同様の機能を有している。左クリック用ボタン 42 及び右クリック用ボタン 44 は、例えば、ユーザ 24 の足のつま先で操作される。

[0034] 上方向移動用フットスイッチ 46 は、ペダル式のスイッチであり、手術用顕微鏡本体 16 を上方向、すなわち、Z 軸の正方向に移動させる場合にユーザ 24 の足で踏み込まれる。下方向移動用フットスイッチ 48 は、ペダル式のスイッチであり、手術用顕微鏡本体 16 を下方向、すなわち、Z 軸の負方向に移動させる場合にユーザ 24 の足で踏み込まれる。以下では、説明の便宜上、上方向移動用フットスイッチ 46 及び下方向移動用フットスイッチ 48 を区別して説明する必要がない場合、符号を付さずに「フットスイッチ」と称する。

[0035] 上述した術野光は、術野 28 を示す右側術野光と、術野 28 を示す左側術野光とに大別される。右側術野光は、本開示の技術に係る右側観察対象光の一例であり、左側術野光は、本開示の技術に係る左側観察対象光の一例である。

[0036] 本実施形態において、「右側」とは、ユーザ 24 から手術用顕微鏡本体 16 を見て右側、換言すると、X 軸の正方向を指す。また、本実施形態において、「左側」とは、ユーザ 24 から手術用顕微鏡本体 16 を見て左側、換言すると、X 軸の負方向を指す。

[0037] 手術用顕微鏡 12 では、右側術野光（右側観察対象光）と左側術野光（左側観察対象光）とにより、術野 28 を示す術野画像が視差画像として生成される。視差画像は、視差を有する一対の画像である。右側術野光は、視差を有する一対の画像のうちの一方の画像を生成するための術野光であり、左側術野光は、視差を有する一対の画像のうちの他方の画像を生成するための術

野光である。視差を有する一対の画像のうち的一方の画像は、ユーザ 24 の一方の眼用の画像である。ここで言う「ユーザ 24 の一方の眼用の画像」とは、右側画像の一例であり、例えば、ユーザ 24 の右眼用の画像である右眼用画像を指す。これに対し、視差を有する一対の画像のうちの他方の画像は、ユーザ 24 の他方の眼用の画像である。ここで言う「ユーザ 24 の他方の眼用の画像」とは、左側画像の一例であり、例えば、ユーザ 24 の左眼用の画像である左眼用画像を指す。

[0038] 本実施形態では、上述したように、視差画像が右側視差画像（この場合、右側画像）と左側視差画像（この場合、左側画像）とに大別される。右側視差画像は、右側術野光に基づいて生成される画像であり、左側視差画像は、左側術野光に基づいて生成される画像である。右側視差画像及び左側視差画像は視差を有する画像であるため、手術用顕微鏡 12 では、右側視差画像と左側視差画像とが立体視方式でディスプレイ 14 に表示されることで、術野画像がユーザ 24 によって立体視画像（視差画像）として視覚的に知覚される。

[0039] ここで言う「立体視方式」としては、例えば、裸眼方式、ヘッドマウントディスプレイ方式、及び眼鏡方式が挙げられる。裸眼方式としては、例えば、パララックスバリア方式及びレンチキュラーレンズ方式が挙げられる。ヘッドマウントディスプレイ方式では、ユーザ 24 にヘッドマウントディスプレイを装着させる。そして、ヘッドマウントディスプレイの右眼用ディスプレイに表示された右側視差画像をユーザ 24 の右眼で視認させ、ヘッドマウントディスプレイの左眼用ディスプレイに表示された左側視差画像をユーザ 24 の左眼で視認させる。

[0040] 眼鏡方式としては、例えば、アナグリフ方式、液晶シャッタ方式、及び偏光方式が挙げられる。本実施形態の手術支援システム 10 では、偏光方式が採用されている。

[0041] 図 2 に示すように、偏光方式では、ユーザ 24 が偏光眼鏡 52 をかけてディスプレイ 14 を視認している。すなわち、偏光方式は、ディスプレイ 14

に表示される右眼視差画像及び左眼視差画像をユーザ 24 に視認させることで術野画像を立体視させている。

[0042] そして、右側視差画像及び左側視差画像は、互いに直交する直線偏光がかけられた状態で重ねてディスプレイ 14 に表示される。なお、ここでは、直線偏光を例示しているが、これに限らず、円偏光を用いてもよい。

[0043] 図 3 に示すように、偏光眼鏡 52 は、右眼用レンズ 52 R と左眼用レンズ 52 L とを有しており、右眼用レンズ 52 R 及び左眼用レンズ 52 L により、左側視差画像と右側視差画像とを分離する。

[0044] ユーザ 24 は、偏光眼鏡 52 を装着すると、ユーザ 24 の右眼の正面側が右眼用レンズ 52 R で覆われ、ユーザ 24 の左眼の正面側が左眼用レンズ 52 L で覆われる。右眼用レンズ 52 R には、右眼用の偏光フィルタ（図示省略）が付けられており、右眼用レンズ 52 R は、右側視差画像光 54 R 及び左側視差画像光 54 L のうちの右側視差画像光 54 R を透過させ、かつ、通常画像光 58 も透過させる。左眼用レンズ 52 L には、左眼用の偏光フィルタ（図示省略）が付けられており、右側視差画像光 54 R 及び左側視差画像光 54 L のうちの左側視差画像光 54 L を透過させ、かつ、通常画像光 58 も透過させる。

[0045] ここで、右側視差画像光 54 R とは、右側観察対象光の一例であり、ディスプレイ 14 に表示されている右側視差画像を示す光を指す。また、左側視差画像光 54 L とは、左側観察対象光の一例であり、ディスプレイ 14 に表示されている左側視差画像を示す光を指す。更に、通常画像光 58 とは、偏光がかけられていない可視光を指す。すなわち、可視光には、ディスプレイ 14 に表示されている画像のうちの右側視差画像及び左側視差画像以外の画像を示す可視光も含まれる。

[0046] 図 4 に示すように、手術用顕微鏡本体 16 は、光学系 60 を備えている。光学系 60 は、対物レンズ 26、右側照明光学系 60 R、及び左側照明光学系 60 L を備えている。光学系 60 は、ガリレオ式の観察光学系である。よって、光学系 60 では、対物レンズ 26 は、右側照明光学系 60 R、及び左

側照明光学系 60L によって共用される。なお、本実施形態では、ガリレオ式の観察光学系を例示しているが、本開示の技術はこれに限定されず、例えば、グリノー式の観察光学系又は瞳分割方式の観察光学系を用いることも可能である。

[0047] 右側照明光学系 60R は、右側撮像素子 62R、右側結像光学系 64R、右側変倍光学系 66R、右側偏向素子 68R、右側光源 70R、右側照明光学系 72R、及び右側絞り 74R を備えている。

[0048] 右側絞り 74R は、可動式の絞りであり、右側絞り駆動用モータ 78R の駆動軸に対して機械的に接続されている。右側絞り駆動用モータ 78R は、制御装置 32 に電氣的に接続されており、制御装置 32 の制御で動作する。右側絞り 74R は、制御装置 32 の指示に従って右側絞り駆動用モータ 78R の動力が付与されることで開閉する。すなわち、右側絞り 74R の開度は、制御装置 32 によって制御される。

[0049] 右側変倍光学系 66R には、少なくとも 1 枚の変倍レンズを含む複数のレンズが含まれており、変倍レンズは、右側変倍用モータ 76R の駆動軸に対して機械的に接続されている。右側変倍用モータ 76R は、制御装置 32 に電氣的に接続されており、制御装置 32 の制御で動作する。右側変倍光学系 66R の変倍レンズは、制御装置 32 の指示に従って右側変倍用モータ 76R の動力が付与されることで、右側変倍光学系 66R の光軸方向に沿って移動する。すなわち、右側変倍光学系 66R の変倍レンズの位置は、制御装置 32 によって制御される。

[0050] 右側光源 70R は、右側観察用の光である右側照明光を右側照明光学系 72R に向けて出射する。右側照明光学系 72R は、少なくとも 1 枚のレンズを含む光学系であり、右側光源 70R から照明光として出射された右側照明光を透過させて右側偏向素子 68R に導く。右側偏向素子 68R は、右側照明光学系 72R によって導かれた右側照明光を右側可動絞り 74R に向けて反射する。

[0051] なお、右側偏向素子 68R としては、例えば、右側照明光を透過させ、か

つ、右側術野光を反射する透過反射素子が挙げられる。透過反射素子としては、例えば、ハーフミラー、ビームスプリッタ、又はダイクロイックミラー等が挙げられる。

[0052] 右側照明光は、右側絞り 7 4 R を透過し、対物レンズ 2 6 で屈折して眼部 2 0 A に入射する。図 4 に示す例では、右側照明光は、眼部 2 0 A の角膜 2 0 A 1 に対して、X 軸の正方向の側から X 軸の負方向の側にかけて斜めに入射している。右側照明光が眼部 2 0 A で反射して得られた光は、上述した右側術野光として右側照明光と同軸上の光路を遡って右側偏向素子 6 8 R に入射する。右側偏向素子 6 8 R には、右側術野光を含む複数の波長光が入射される。右側偏向素子 6 8 R は、入射された複数の波長光のうちの右側術野光を透過させることで、右側術野光を右側変倍光学系 6 6 R に偏向する。

[0053] 右側変倍光学系 6 6 R には、右側偏向素子 6 8 R によって偏向された右側術野光が入射する。右側変倍光学系 6 6 R は、入射された右側術野光により示される右側術野像を変倍する。右側変倍光学系 6 6 R は、入射された右側術野光を透過させ、右側結像光学系 6 2 R に導く。

[0054] 右側結像光学系 6 4 R は、少なくとも 1 枚のレンズを含む光学系であり、右側変倍光学系 6 6 R によって導かれた右側術野光を取り込み、取り込んだ右側術野光を右側撮像素子 6 2 R の受光面に結像させる。

[0055] 本実施形態では、右側撮像素子 6 2 R として、CMOS イメージセンサが採用されている。右側撮像素子 6 2 R は、光電変換素子、信号処理回路（例えば、LSI）、及びメモリ（例えば、DRAM 又は SRAM）が 1 チップ化された撮像素子である。光電変換素子、信号処理回路、及びメモリが 1 チップ化された撮像素子としては、例えば、積層型のイメージセンサが挙げられる。積層型のイメージセンサは、光電変換素子に対して信号処理回路及びメモリが積層されている。右側撮像素子 6 2 R は、CMOS イメージセンサに限らず、例えば、CCD イメージセンサであってもよい。

[0056] 右側撮像素子 6 2 R は、受光面で結像された右側術野光に基づいて術野 2 8（図 1 参照）を特定のフレームレート（例えば、60 fps（frame

s p e r s e c o n d)) で撮像する。これにより、術野 28 を示す右側画像 110R (図 7 参照) が右側撮像素子 62R によって生成され、生成された右側画像 110R は、右側撮像素子 62R によって動画像として制御装置 32 に出力される。

[0057] 一方、左側照明光学系 60L は、左側撮像素子 62L、左側結像光学系 64L、左側変倍光学系 66L、左側偏向素子 68L、左側光源 70L、左側照明光学系 72L、及び左側絞り 74L を備えている。左側絞り 74L は、可動式の絞りであり、左側絞り駆動用モータ 78L の駆動軸に対して機械的に接続されている。左側絞り駆動用モータ 78L は、制御装置 32 に電氣的に接続されており、制御装置 32 の制御で動作する。左側絞り 74L は、制御装置 32 の指示に従って左側絞り駆動用モータ 78L の動力が付与されることで開閉する。すなわち、左側絞り 74L の開度は、制御装置 32 によって制御される。

[0058] 左側変倍光学系 66L には、少なくとも 1 枚の変倍レンズを含む複数のレンズが含まれており、変倍レンズは、左側変倍用モータ 76L の駆動軸に対して機械的に接続されている。左側変倍用モータ 76L は、制御装置 32 に電氣的に接続されており、制御装置 32 の制御で動作する。左側変倍光学系 66L の変倍レンズは、制御装置 32 の指示に従って左側変倍用モータ 76L の動力が付与されることで、左側変倍光学系 66L の光軸方向に沿って移動する。すなわち、左側変倍光学系 66L の変倍レンズの位置は、制御装置 32 によって制御される。

[0059] 左側光源 70L は、左側観察用の光である左側照明光を左側照明光学系 72L に向けて出射する。左側照明光学系 72L は、少なくとも 1 枚のレンズを含む光学系であり、左側光源 70L から照明光として出射された左側照明光を透過させて左側偏向素子 68L に導く。左側偏向素子 68L は、左側照明光学系 72L によって導かれた左側照明光を左側可動絞り 74L に向けて反射する。

[0060] なお、左側偏向素子 68L としては、例えば、左側照明光を透過させ、か

つ、左側術野光を反射する透過反射素子が挙げられる。透過反射素子としては、例えば、ハーフミラー、ビームスプリッタ、又はダイクロイックミラー等が挙げられる。

[0061] 左側照明光は、左側絞り 7 4 L を透過し、対物レンズ 2 6 で屈折して眼部 2 0 A に入射する。図 4 に示す例では、左側照明光は、眼部 2 0 A の角膜 2 0 A 1 に対して、X 軸の負方向の側から X 軸の正方向の側にかけて斜めに入射している。左側照明光が眼部 2 0 A で反射して得られた光は、上述した左側術野光として観察光と同軸上の光路を遡って左側偏向素子 6 8 R に入射する。左側偏向素子 6 8 L には、左側術野光を含む複数の波長光が入射される。左側偏向素子 6 8 L は、入射された複数の波長光のうちの左側術野光を透過させることで、左側術野光を左側変倍光学系 6 6 L に偏向する。

[0062] 左側変倍光学系 6 6 L には、左側偏向素子 6 8 L によって偏向された左側術野光が入射する。左側変倍光学系 6 6 L は、入射された左側術野光により示される左側術野像を変倍する。左側変倍光学系 6 6 L は、入射された左側術野光を透過させ、左側結像光学系 6 4 L に導く。

[0063] 左側結像光学系 6 4 L は、少なくとも 1 枚のレンズを含む光学系であり、左側変倍光学系 6 6 L によって導かれた左側術野光を取り込み、取り込んだ左側術野光を左側撮像素子 6 2 L の受光面に結像させる。

[0064] 左側撮像素子 6 2 L は、右側撮像素子 6 2 R と同様の構造を有する撮像素子である。左側撮像素子 6 2 L は、受光面で結像された左側術野光に基づいて術野 2 8 (図 1 参照) を、右側撮像素子 6 2 R と同じフレームレートで撮像する。これにより、術野 2 8 を示す左側画像 1 1 0 L (図 7 参照) が左側撮像素子 6 2 L によって生成され、生成された左側画像 1 1 0 L は、左側撮像素子 6 2 L によって動画像として制御装置 3 2 に出力される。

[0065] 図 4 に示すように、調節装置本体 3 0 は、筐体 3 0 A 内にスライド機構 7 8 を備えている。スライド機構 7 8 には、支持アーム 3 8 の一端が固定されている。スライド機構 7 8 は、合焦位置調節用モータ 8 0 の駆動軸に機械的に接続されている。合焦位置調節用モータ 8 0 は、制御装置 3 2 に電氣的に

接続されており、制御装置 32 によって制御される。スライド機構 78 としては、例えば、ラックアンドピニオン、クランク機構、及び／又はボールねじ機構が挙げられる。

[0066] スライド機構 78 は、制御装置 32 の指示に従って合焦位置調節用モータ 80 の動力が付与されることで、支持アーム 38 を介して手術用顕微鏡本体 16 を鉛直方向に沿って移動させる。つまり、スライド機構 78 は、制御装置 32 の制御で、合焦位置調節用モータ 80 から動力を受けることにより、筐体 16A と共に光学系 60 の全体を鉛直上方向 UP と鉛直下方向 DW とに選択的に移動させる。

[0067] 図 4 に示す例では、光学系 60 の物点側の合焦位置 GP（以下、単に「合焦位置 GP」と称する）が角膜 20A1 よりも対物レンズ 26 側に位置している。この場合、制御装置 32 は、スライド機構 78 を作動させて手術用顕微鏡本体 16 を所定の移動方向（例えば、鉛直下方向 DW、一方向、及び直線方向）に移動させることで、合焦位置 GP を角膜 20A1 に合わせることができる。なお、本実施形態では、手術用顕微鏡本体 16 を移動させることで合焦位置を調節しているが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、光学系 60 にフォーカスレンズを組み込み、フォーカスレンズを移動させることによって合焦位置が調節されるようにしてもよい。なお、本実施形態において、合焦位置 FP とは、フォーカスが合う位置を指す。

[0068] 図 5 には、手術支援システム 10 の電気系の構成を示すブロック図が示されている。図 5 に示すように、制御装置 32 は、コンピュータ 82 及び二次記憶装置 83 を備えている。コンピュータ 82 は、CPU 84、ROM 86、RAM 88、及び I/O（インプット・アウトプット・インタフェース）90 を備えている。CPU 84、ROM 86、RAM 88 は、バスライン 92 に接続されている。バスライン 92 は、I/O 90 に接続されている。また、二次記憶装置 83 も I/O 90 に接続されている。CPU 84 は、ROM 86、RAM 88、及び二次記憶装置 83 との間で情報の授受を行う。

[0069] CPU 90 は、手術支援システム 10 の全体を統括的に制御する。ROM

８６は、手術支援システム１０の基本的な動作を制御するプログラム及び各種パラメータ等を記憶するメモリである。ＲＡＭ８８は、各種プログラムの実行時のワークエリア等として用いられる揮発性のメモリである。二次記憶装置８３は、ＲＯＭ８６に記憶されているプログラムとは異なるプログラム、及び／又は、各種パラメータＲＯＭ８６に記憶されている各種パラメータとは異なる各種パラメータ等を記憶する不揮発性のメモリである。二次記憶装置８３としては、例えば、ＨＤＤ、ＥＥＰＲＯＭ、及び／又はフラッシュメモリ等が挙げられる。

[0070] １／０９０には、複数の外部デバイスが接続されている。図５に示す例では、１／０９０に接続されている複数の外部デバイスとして、右側撮像素子６２Ｒ、左側撮像素子６２Ｌ、右側光源７０Ｒ、左側光源７０Ｌ、受付装置１９、駆動源９４、及びディスプレイ１４が示されている。

[0071] 受付装置１９は、ユーザ２４の指示を受け付ける装置であり、上方向移動用フットスイッチ４６、下方向移動用フットスイッチ４８、タッチパッド４０、左クリック用ボタン４２、及び右クリック用ボタン４４等を有する。

[0072] 駆動源９４は、機械的部品の移動に供する動力を生成する複数の駆動装置であり、右側絞り駆動用モータ７８Ｒ、左側絞り駆動用モータ７８Ｌ、右側変倍用モータ７６Ｒ、左側変倍用モータ７６Ｌ、及び合焦位置調節用モータ８０等を有する。

[0073] 右側撮像素子６２Ｒ、左側撮像素子６２Ｌ、右側光源７０Ｒ、左側光源７０Ｌ、受付装置１９、駆動源９４、及びディスプレイ１４は、ＣＰＵ８４によって各々制御される。

[0074] ＲＯＭ８６は、フォーカス系プログラムを記憶している。ここで言う「フォーカス系プログラム」とは、フォーカスモード設定プログラム１０４、ＡＦモードプログラム１０６、及びＭＦモードプログラム１０８を指す。

[0075] ＣＰＵ８４は、ＲＯＭ８６からフォーカス系プログラムを読み出し、読み出したフォーカス系プログラムをＲＡＭ８８に展開する。そして、ＣＰＵ８４は、ＲＡＭ８８に展開したフォーカス系プログラムを実行することで右側

画像取得部 96、左側画像取得部 98、導出部 100、及び制御部 102 として動作する。

[0076] 手術用顕微鏡 12 は、合焦位置を調節する動作モードとして、AF モード及び MF モードを有する。CPU 84 によってフォーカスモード設定プログラム 104 が実行されることで、手術用顕微鏡 12 には AF モード及び MF モードが選択的に設定される。

[0077] 図 6 には、CPU 84 によってフォーカスモード設定プログラム 104 が実行されることでディスプレイ 14 に表示されるフォーカス調節画面 14B の態様が示されている。フォーカス調節画面 14B には、観察開始ボタン 14C、メニューウィンドウ 14D、及び矢印ポインタ 14E が表示される。観察開始ボタン 14C、メニューウィンドウ 14D、及び矢印ポインタ 14E の表示態様は、受付装置 19 によって受け付けられた指示に基づいて変化する。

[0078] 矢印ポインタ 14E は、タッチパッド 40 によって受け付けられた指示に基づいてフォーカス調節画面 14B 内を移動する。矢印ポインタ 14E を観察開始ボタン 14C 上に位置させた状態で、左クリック用ボタン 42 がオンされると、観察開始ボタン 14C がオンされる。観察開始ボタン 14C がオンされると、CPU 84 の制御で、右側撮像素子 62R 及び左側撮像素子 62L による観察対象（例えば、術野 28）の撮像が開始される。右側撮像素子 62R により術野 28（図 1 参照）が撮像されると、図 7 に示すように、右側画像 110R が得られて生成される。また、左側撮像素子 62L により術野 28（図 1 参照）が撮像されると、図 7 に示すように、左側画像 110L が得られて生成される。

[0079] 右側撮像素子 62R 及び左側撮像素子 62L により術野 28 が撮像されると、CPU 84 の制御で、図 8 に示すように、ディスプレイ 14 の画面がフォーカス調節画面 14B から観察用画面 14G に切り替わる。

[0080] 観察用画面 14G は、フォーカス調節画面 14B に比べ、観察開始ボタン 14C に代えて観察終了ボタン 14F が表示される点と、右側画像 110R

及び左側画像 110L が表示される点とが異なっている。

[0081] 観察終了ボタン 14F は、術野 28 の観察を終了する場合にオンされる。観察終了ボタン 14F をオンする方法は、観察開始ボタン 14C をオンする方法と同じである。

[0082] 図 8 に示す例では、観察用画面 14G 内のうちの観察終了ボタン 14F 及びメニューウィンドウ 14D と重ならない領域に右側画像 110R と左側画像 110L とが重ねられた状態で表示されている。

[0083] ここで、ユーザ 24 が偏光眼鏡 52 を装着した状態でディスプレイ 14 のフォーカス調節画面 14B を視認すると、図 9 に示すように、右側画像 110R 及び左側画像 110L に基づく立体視画像 112 が観察用画面 14G から飛び出た位置でユーザ 24 によって知覚される。これは、右側画像 110R を示す光が上述した右側視差画像光 54R として偏光眼鏡 52 の右眼用レンズ 52R を透過し、左側画像 110L を示す光が上述した左側視差画像光 54L として偏光眼鏡 52 の左眼用レンズ 52L を透過するからである（図 3 参照）。

[0084] 観察用画面 14G 内のうちの右側画像 110R 及び左側画像 110L 以外の画像から得られる光は、上述した通常画像光 58 として偏光眼鏡 52 の右眼用レンズ 52R 及び左眼用レンズ 52L を透過する（図 3 参照）。よって、観察用画面 14G 内のうちの右側画像 110R 及び左側画像 110L 以外の画像（例えば、メニューウィンドウ 14D、矢印ポインタ 14E、及び観察終了ボタン 14F）は、観察用画面 14G 上で 2 次元画像としてユーザ 24 によって知覚される。

[0085] また、図 8 に示すように、メニューウィンドウ 14D 内には、AF モードボタン 14D1、MF モードボタン 14D2、絞り開度変更ボタン 14D3、ズーム倍率変更ボタン 14D4、最小化ボタン 14D5、及び最大化ボタン 14D6 が表示されている。メニューウィンドウ 14D 内の各種ボタンをオンする方法は、観察開始ボタン 14C をオンする方法と同じである。すなわち、矢印ポインタ 14E がユーザ 24 によって操作されることでメニュー

ウィンドウ 1 4 D 内の各種ボタンがオンされる。

[0086] そして、手術用顕微鏡 1 2 の動作モードを A F モードにする場合に A F モードボタン 1 4 D 1 がオンされ、手術用顕微鏡 1 2 の動作モードを M F モードにする場合に M F モードボタン 1 4 D 2 がオンされる。

[0087] 例えば、A F モードボタン 1 4 D 1 がオンされると、C P U 8 4 の制御で、図 1 0 に示すように、A F モードボタン 1 4 D 1 が強調表示され、M F モードボタン 1 4 D 2 が反転表示される。

[0088] 絞り開度変更ボタン 1 4 D 3 は、右側絞り 7 4 R 及び左側絞り 7 4 L の双方の開度（以下、単に「絞り開度」と称する）を変更する場合に操作されるボタンである。絞り開度変更ボタン 1 4 D 3 は、開度「小」ボタン 1 4 D 3 a、開度「大」ボタン 1 4 D 3 b、及び開度表示欄 1 4 D 3 c を有する。開度表示欄 1 4 D 3 c には、C P U 8 4 の制御で、現時点での絞り開度を示す数値が表示される。開度「小」ボタン 1 4 D 3 a がオンされると、C P U 8 4 の制御で、絞り開度が小さくなり、開度「大」ボタン 1 4 D 3 b がオンされると、C P U 8 4 の制御で、絞り開度が大きくなる。このようにして絞り開度を変更されると、C P U 8 4 の制御で、絞り開度の変更に応じて開度表示欄 1 4 D 3 c の数値が更新される。

[0089] ズーム倍率変更ボタン 1 4 D 4 は、右側変倍光学系 6 6 R 及び左側変倍光学系 6 6 L の双方によるズーム倍率（以下、単に「ズーム倍率」と称する）を変更する場合に操作されるボタンである。ズーム倍率変更ボタン 1 4 D 4 は、ズーム倍率「小」ボタン 1 4 D 4 a、ズーム倍率「大」ボタン 1 4 D 4 b、及びズーム倍率表示欄 1 4 D 4 c を有する。ズーム倍率表示欄 1 4 D 4 c には、C P U 8 4 の制御で、現時点でのズーム倍率を示す数値が表示される。ズーム倍率「小」ボタン 1 4 D 4 a がオンされると、C P U 8 4 の制御で、ズーム倍率が小さくなり、ズーム倍率「大」ボタン 1 4 D 4 b がオンされると、C P U 8 4 の制御で、ズーム倍率が大きくなる。このようにしてズーム倍率を変更されると、C P U 8 4 の制御で、ズーム倍率の変更に応じてズーム倍率表示欄 1 4 D 4 c の数値が更新される。

[0090] 最小化ボタン 14D5 は、メニューウィンドウ 14D を最小化する場合に操作されるボタンである。最小化ボタン 14D5 がオンされると、メニューウィンドウ 14D が最小化される（図 18 参照）。最大化ボタン 14D6 は、メニューウィンドウ 14D を最大化する場合に操作されるボタンである。図 8 に示す例では、メニューウィンドウ 14D が最大化されている。メニューウィンドウ 14D が最大化されている状態で、最大化ボタン 14D6 がオンされると、矢印ポインタ 14E を用いてメニューウィンドウ 14D の大きさを変更することが可能となる。

[0091] 図 11 には、手術用顕微鏡 12 の動作モードが AF モードの場合の手術用顕微鏡 12 の機能を示す機能ブロック図が示されている。図 11 に示すように、右側画像取得部 96 は、右側撮像素子 62R により術野 28（図 1 参照）が撮像されることで得られた右側画像 110R を右側撮像素子 62R から取得する。そして、右側画像取得部 96 は、右側撮像素子 62R から取得した右側画像 110R を RAM 88 の撮像画像記憶領域 88A に記憶する。

[0092] 左側画像取得部 98 は、左側撮像素子 62L により術野 28（図 1 参照）が撮像されることで得られた左側画像 110L を左側撮像素子 62L から取得する。そして、左側画像取得部 98 は、左側撮像素子 62L から取得した左側画像 110L を RAM 88 の撮像画像記憶領域 88A に記憶する。

[0093] 導出部 100 は、所定のタイミング（例えば、AF モード）において、位相限定相関法により、右側画像 110R と左側画像 110L との相関の導出を行う。導出部 100 は、二次元離散フーリエ変換部 100A、パワースペクトル算出部 100B、二次元逆離散フーリエ変換部 100C、ピーク座標特定部 100D、変位ベクトル算出部 100E、合焦位置算出部 100F、及びコントラスト値算出部 100G を有する。

[0094] 二次元離散フーリエ変換部 100A は、右側画像 110R に対して下記の数式（1）に従って離散フーリエ変換を行う。また、二次元離散フーリエ変換部 100A は、左側画像 110L に対して下記の数式（2）に従って離散フーリエ変換を行う。右側画像 110R に対して二次元離散フーリエ変換が

行われることで、図 1 2 A に示すように、関数 $F(k_1, k_2)$ により画像 1 1 0 F R が得られる。左側画像 1 1 0 L に対して二次元離散フーリエ変換が行われることで、図 1 2 B に示すように、関数 $G(k_1, k_2)$ により画像 1 1 0 F L が得られる。

[0095] [数1]

$$\begin{aligned} F(k_1, k_2) &= \sum_{n_1, n_2} f(n_1, n_2) W_{N_1}^{k_1 n_1} W_{N_2}^{k_2 n_2} \\ &= A_F(k_1, k_2) e^{j\theta_F(k_1, k_2)} \cdot \cdot \cdot \cdot (1) \end{aligned}$$

[0096] [数2]

$$\begin{aligned} G(k_1, k_2) &= \sum_{n_1, n_2} g(n_1, n_2) W_{N_1}^{k_1 n_1} W_{N_2}^{k_2 n_2} \\ &= A_G(k_1, k_2) e^{j\theta_G(k_1, k_2)} \cdot \cdot \cdot \cdot (2) \end{aligned}$$

[0097] 数式 (1) において、 $f(n_1, n_2)$ は、 $N_1 \times N_2$ ピクセルの右側画像 1 1 0 R を示す関数であり、数式 (2) において、 $g(n_1, n_2)$ は、 $N_1 \times N_2$ ピクセルの左側画像 1 1 0 L を示す関数である。数式 (1) 及び数式 (2) においては、2次元画像信号の離散空間インデックス（整数）を、 $n_1 = -M_1, \cdot \cdot \cdot, M_1$ 及び $n_2 = -M_2, \cdot \cdot \cdot, M_2$ とする。また、離散周波数インデックス（整数）を、 $k_1 = -M_1, \cdot \cdot \cdot, M_1$ 及び $k_2 = -M_2, \cdot \cdot \cdot, M_2$ とする。但し、 M_1 及び M_2 は正の整数であり、 $N_1 = 2M_1 + 1$ 及び $N_2 = 2M_2 + 1$ である。

[0098] また、数式 (1) 及び数式 (2) に含まれる回転因子は次のように定義される。

[0099]

[数3]

$$\text{回転因子} \Rightarrow W_{N_1} = e^{-j\frac{2\pi}{N_1}}$$

$$\text{回転因子} \Rightarrow W_{N_2} = e^{-j\frac{2\pi}{N_2}}$$

[0100] また、数式（１）及び数式（２）において、 $A_F(k_1, k_2)$ 及び $A_G(k_1, k_2)$ は振幅スペクトルであり、 $\theta_F(k_1, k_2)$ 及び $\theta_G(k_1, k_2)$ は振幅スペクトルである。また、数式（１）及び数式（２）に含まれる $\sum_{n_1, n_2}$ は、以下のように定義されている。

[0101] [数4]

$$\sum_{n_1, n_2} \text{は、インデックス全域にわたる} \\ \text{加算} \sum_{n_1=-M_1}^{M_1} \sum_{n_2=-M_2}^{M_2} \text{を表す。}$$

[0102] パワースペクトル算出部 100B は、二次元離散フーリエ変換部 100A での変換結果に基づいて、下記の数式（３）を用いて正規化相互パワースペクトル $R(k_1, k_2)$ を算出する。

[0103] [数5]

$$R(k_1, k_2) = \frac{F(k_1, k_2) \overline{G(k_1, k_2)}}{|F(k_1, k_2) G(k_1, k_2)|} \\ = e^{j\{\theta_F(k_1, k_2) - \theta_G(k_1, k_2)\}} \cdot \cdot \cdot \cdot (3)$$

[0104] 数式（３）に含まれる関数の意味は以下の通りである。

[0105]

[数6]

$\overline{G(k_1, k_2)}$ は、 $G(k_1, k_2)$ の複素共役を表す。

$\theta_F(k_1, k_2) - \theta_G(k_1, k_2)$ は、

2つの画像の位相差スペクトルである。

[0106] 二次元逆離散フーリエ変換部100Cは、位相限定相関関数 $r(n_1, n_2)$ を、正規化相互パワースペクトルの二次元逆フーリエ変換として下記の数式(4)を用いて算出する。

[0107] [数7]

$$r(n_1, n_2) = \frac{1}{N_1 N_2} \sum_{k_1, k_2} R(k_1, k_2) W_{N_1}^{-k_1 n_1} W_{N_2}^{-k_2 n_2} \dots (4)$$

[0108] 数式(4)に含まれる $\sum_{k_1, k_2}$ は、以下のように定義されている。

[0109] [数8]

$$\sum_{k_1, k_2} \text{ は、 } \sum_{k_1, k_2 = -M_1}^{M_1} \sum_{k_2 = -M_2}^{M_2} \text{ を表す。}$$

[0110] 右側画像110R及び左側画像110Lが類似している場合、位相限定相関関数 $r(n_1, n_2)$ は、図13に示すように、デルタ関数に近い極めて鋭いピーク(相関ピーク) r_p を有する。相関ピーク r_p の高さは右側画像110R及び左側画像110Lの位相差スペクトルの線形性を表しており、位相差スペクトルが周波数に対して線形であれば、相関ピークの高さは1になる。相関ピークの高さは右側画像110Rと左側画像110Lとの類似度の尺度として有用である。また、相関ピークの座標は右側画像110Rと左側画像110Lとの相対的な位置ずれに対応している。

[0111] なお、2つの画像に対して二次元離散フーリエ変換が行われ、二次元離散フーリエ変換の結果に基づいて正規化相互パワースペクトルが算出され、正

規格化相互パワースペクトルが二次元逆フーリエ変換されて位相限定相関関数が算出される。算出された正規化相互パワースペクトルが二次元逆フーリエ変換される詳細な算出方法については、“http://www.aoki.ecei.tohoku.ac.jp/~ito/vol1_030.pdf”等を開示されている。

[0112] 図14には、二次元逆離散フーリエ変換部100Cにより算出された位相限定相関関数 $r(n_1, n_2)$ により示される2次元画像である逆フーリエ変換画像111が示されている。すなわち、逆フーリエ変換画像111は、正規化相互パワースペクトルの逆フーリエ変換画像である。逆フーリエ変換画像111内には、図13に示す相関ピーク r_p の位置に対応する位置に相関ピーク111Pが表れている。逆フーリエ変換画像111は、二次元逆離散フーリエ変換部100CによってRAM88の逆フーリエ変換画像記憶領域88Bに記憶される。

[0113] ピーク座標特定部100Dは、逆フーリエ変換画像111内から相関ピーク111Pの座標（以下、「ピーク座標」と称する）を特定する。ピーク座標は、逆フーリエ変換画像111内の最大の画素値の位置を示す座標である。従って、ピーク座標特定部100Dは、図15に示すように、原点 (X_0, Y_0) から終点座標 (X_n, Y_n) にかけて、破線矢印の方向に沿って、逆フーリエ変換画像111の1画素毎の画素値を取得し、最大の画素値の位置を示す座標を特定する。図15に示す例では、ピーク座標特定部100Dは、逆フーリエ変換画像111の最上行から最下行にかけて、1行単位で1画素ずつ画素値を取得し、最大の画素値を更新すると共に、最大の画素値の位置を示す座標も更新することで、ピーク座標を特定している。

[0114] 変位ベクトル算出部100Eは、ピーク座標特定部100Dにより特定されたピーク座標に基づいて変位ベクトルを算出する。ここで言う「変位ベクトル」とは、右側画像110R及び左側画像110Lのうちの一方に対する他方の変位ベクトルを含む。本実施形態では、変位ベクトル算出部110Eにより、右側画像110Rに対する左側画像110Lの変位ベクトルが算出

される。

[0115] ここで、ピーク座標を (P_x, P_y) とすると、変位ベクトル (d_x, d_y) は、数式 (1) に示す $f(n_1, n_2)$ に対する数式 (2) の移動量であり、 $(p_x - \alpha 1, P_y - \alpha 2)$ で求められる。“ $\alpha 1$ ” とは、“ $(width - 1) / 2$ ” を指し、“ $\alpha 2$ ” とは、“ $(height - 1) / 2$ ” を指す。“ $width$ ” は、図 15 に示す「幅」であり、“ $height$ ” とは、図 15 に示す「高さ」である。

[0116] 合焦位置算出部 100F は、変位ベクトル算出部 100E によって算出された変位ベクトルに基づいて、下記の数式 (5) を用いて合焦位置 GP を所定の位置に合わせるのに要する調節量 d_z を算出する。ここで言う「所定の位置」とは、後述の観察位置（例えば、角膜 20A1 の頂点の位置）を指す。また、ここで言う「調節量」とは、観察している位置である観察位置（例えば、ボケている現位置（非合焦状態の位置））から図 16 に示す合焦面 GG 迄のずれ量に相当し、手術用顕微鏡本体 16 の移動方向及び移動量を含む。ここで、合焦面 GG とは、フォーカスの合っている面を意味する。合焦面 GG は、オートフォーカスする面であるという観点で、「目的面」とも言える。図 16 に示す例では、観察位置が角膜 20A1 上にあり、眼部 20A の瞳孔に合焦面 GG が形成されている。合焦面 GG は、術野 28 の全体について被写界深度が最も深くなる合焦面（目的面）である。合焦面 GG の位置、すなわち、眼部 20A の瞳孔の位置は、右側画像 110R 及び／又は左側画像 110L が合焦位置算出部 100F によって画像解析されることによって特定される。

[0117] 下記の数式 (5) は、独立変数として d_{x_g} , d_e , g を有し、従属変数として調節量 d_z を有する数式である。図 16 に示すように、 g は、対物レンズ 26 から合焦面 GG までの合焦距離であり、 d_e は、右側偏向素子 68R と左側偏向素子 68L との距離である。また、 d_{x_g} は、合焦面 GG での視差発生方向のずれ量である。なお、一例として図 17 に示すように、 d_{x_p} は、右側術野像 109R に基づいて生成された右側画像 110R と左側術野像 1

０９Ｌに基づいて生成された左側画像とのずれ量である。

[0118] [数9]

$$dz = \frac{dx_g}{de + dx_g} \times g \cdots (5)$$

[0119] dx_g は、下記の数式（６）によって規定されている。下記の数式（６）は、独立変数として β 、 dx_i を有し、従属変数として dx_g を有する。また、下記の数式（６）に示すように、 dx_i は、 w_p に対する dx_p の割合として規定されている。

[0120] 一例として図１７に示すように、 dx_i は、右側撮像素子６２Ｒの受光面（像面）に結像された観察像である右側術野像１０９Ｒと左側撮像素子６２Ｌの受光面（像面）に結像された観察像である左側術野像１０９Ｌとのずれ量である。また、 β は、光学系総合ズーム倍率である。光学系総合ズーム倍率とは、現時点で設定されているズーム倍率に基づいて算出される値である。更に、数式（６）において、 w_p は、右側撮像素子６２Ｒ及び左側撮像素子６２Ｌに含まれる画素間の幅、すなわち、画素間のピッチである。

[0121] [数10]

$$dx_g = \frac{dx_i}{\beta} = \frac{1}{\beta} \times \frac{dx_p}{w_p} \cdots (6)$$

[0122] コントラスト値算出部１００Ｇは、右側画像１１０Ｒ及び左側画像１１０Ｌの各々のコントラスト値を算出する。また、コントラスト値算出部１００Ｇは、右側画像１１０Ｒのコントラスト値と左側画像１１０Ｌのコントラスト値との加算平均値を算出する。

[0123] なお、コントラスト値算出部１００Ｇによって算出されるコントラスト値は、いわゆるコントラストＡＦに供するコントラスト値として主にモータ制御部１０２Ｂによって用いられる。すなわち、合焦位置調節用モータ８０は、コントラスト値算出部１００Ｇで算出されたコントラスト値に基づいて、

モータ制御部 102B によって制御される。

[0124] 制御部 102 は、表示制御部 102A 及びモータ制御部 102B を有する。表示制御部 102A は、フォーカス調節画面 14B (図 6 参照) 及び観察用画面 14G (図 8 参照) を選択的にディスプレイ 14 に表示させる。表示制御部 102A は、受付装置 19 によって受け付けられた指示に応じてフォーカス調節画面 14B 及び観察用画面 14G の表示態様を変更する制御をディスプレイ 14 に対して行う。

[0125] 表示制御部 102A は、ディスプレイ 14 に観察用画面 14G を表示させる場合、撮像画像記憶領域 88A から右側画像 110R 及び左側画像 110L を表示用フレームレート (例えば、60fps) で取得する。表示制御部 102A は、取得した右側画像 110R 及び左側画像 110L に対して、互いに直交する直線偏光をかける。そして、表示制御部 102A は、直線偏光をかけた右側画像 110R と左側画像 110L とを重ねてディスプレイ 14 に表示用フレームレートに従って表示させる。これにより、図 9 に示すように、立体視画像 112 がライブビュー画像或いはリアルタイム画像として観察用画面 14G から飛び出た位置でユーザ 24 によって視認される。

[0126] 合焦位置算出部 100F によって調節量 d_z は、表示用フレームレートに基づいて定められた出力タイミングでモータ制御部 102B に出力される。ここで言う「出力タイミング」とは、例えば、表示用フレームレートの偶数倍のフレームレートで規定されたタイミングを含む。

[0127] モータ制御部 102B は、合焦位置算出部 100F から入力された調節量 d_z に基づいて合焦位置 GP が調節されるように駆動源 94 の合焦位置調節用モータ 80 (図 4 参照) を制御する。これにより、スライド機構 78 は、合焦位置調節用モータ 80 の動力を受けることで、合焦位置 GP を合焦面 GG (図 16 参照) に合わせるように手術用顕微鏡本体 16 を鉛直下方向 DW に移動させる。

[0128] モータ制御部 102B は、合焦位置算出部 100F から調節量 d_z が入力されると、リアルタイム (即時的) に合焦位置 GP が調節されるように駆動

源 94 の合焦位置調節用モータ 80（図 4 参照）を制御する。従って、合焦位置 GP を合焦面 GG に追従させつつ右側画像 110R 及び左側画像 110L が生成され、生成された右側画像 110R 及び左側画像 110L がライブビュー方式で重ねて表示される（図 10 参照）。これにより、合焦面 GG について合焦された状態の立体視画像 112（図 9 参照）がライブビュー画像或いはリアルタイム画像としてユーザ 24 によって視認される。

[0129] モータ制御部 102B は、絞り開度を変更されるように右側絞り駆動用モータ 78R（図 4 参照）及び左側絞り駆動用モータ 78L（図 4 参照）を制御する。例えば、開度「小」ボタン 14D3a がオンされることで、絞り開度が現時点の絞り開度よりも小さくなるように右側絞り駆動用モータ 78R（図 4 参照）及び左側絞り駆動用モータ 78L が制御される。また、開度「大」ボタン 14D3b がオンされることで、絞り開度が現時点の絞り開度よりも大きくなるように右側絞り駆動用モータ 78R 及び左側絞り駆動用モータ 78L が制御される。

[0130] モータ制御部 102B は、ズーム倍率を変更されるように右側変倍用モータ 76R（図 4 参照）及び左側変倍用モータ 76L（図 4 参照）を制御する。例えば、ズーム倍率「小」ボタン 14D4a がオンされることで、ズーム倍率が現時点のズーム倍率よりも小さくなるように右側変倍用モータ 76R 及び左側変倍用モータ 76L が制御される。また、ズーム倍率「大」ボタン 14D4b がオンされることで、ズーム倍率が現時点のズーム倍率よりも大きくなるように右側変倍用モータ 76R 及び左側変倍用モータ 76L が制御される。

[0131] 一方、モータ制御部 102B の制御で、合焦位置算出部 100F から入力された調節量 dz に基づいて合焦位置 GP が一旦調節されると、観察用画面 14G には、図 18 に示すように、表示制御部 102A によって、合焦位置指定案内情報 14G1 が表示される。

[0132] 図 18 に示すように、合焦位置指定案内情報 14G1 は、案内メッセージ 14G1a 及びサンプル術野画像 14G1b を有する情報である。図 18 に

示す例では、案内メッセージ 14 G 1 a とサンプル術野画像 14 G 1 b とが隣接した状態で表示されている。また、図 18 に示す例では、案内メッセージ 14 G 1 a として、「ピントを合わせたい領域があれば指定して下さい。」のメッセージと、サンプル術野画像 14 G 1 b の側を指し示す矢印とが表示されている。更に、図 18 に示す例では、サンプル術野画像 14 G 1 b として、右側画像 110 R が加工された静止画像が表示されている。サンプル術野画像 14 G 1 b は、右側画像 110 R が加工された静止画像である。サンプル術野画像 14 G 1 b では、眼部 20 A の虹彩を示す虹彩画像領域 15 A、眼部 20 A の瞳孔の周辺部を示す瞳孔周辺画像領域 15 B、及び眼部 20 A の瞳孔の中心部を示す瞳孔中心画像領域 15 C が区別可能に強調表示されている。

[0133] 表示制御部 102 A は、サンプル術野画像 14 G 1 b を生成する場合、先ず、撮像画像記憶領域 88 A から右側画像 110 R を取得する。次に、表示制御部 102 A は、取得した右側画像 110 R に対して画像解析を行い、画像解析の結果に基づいて虹彩画像領域 15 A、瞳孔周辺画像領域 15 B、及び瞳孔中心画像領域 15 C を特定する。そして、表示制御部 102 A は、特定した虹彩画像領域 15 A、瞳孔周辺画像領域 15 B、及び瞳孔中心画像領域 15 C の各々を他の画像領域と区別可能に右側画像 110 R を加工して観察用画面 14 G に表示する。

[0134] 表示制御部 102 A は、例えば、ユーザが操作する矢印ポインタ 14 E がサンプル術野画像 14 G 1 b の表示領域に入り込むと、図 19 に示すように、サンプル術野画像 14 G 1 b に対して格子枠 15 を重ねて表示させる。図 19 に示す例では、サンプル術野画像 14 G 1 b が、格子枠 15 によって 15 個の領域に分割された状態で表示されている。サンプル術野画像 14 G 1 b が格子枠 15 で分割されることで複数の分割領域 17 が得られる。複数の分割領域 17 のうちの何れか 1 つが矢印ポインタ 14 E によって指定されると、指定された分割領域 17 のサンプル術野画像 14 G 1 b 上での位置を特定する位置特定情報が表示制御部 102 A によってコントラスト値算出部 1

00Gに出力される。ユーザ24が複数の分割領域17のうちの何れか1つを指定するには、ユーザ24が、タッチパッド40を操作することによって複数の分割領域17のうちの何れか1つに対して矢印ポインタ14Eを位置させ、左クリック用ボタン42をオンすればよい。位置特定情報とは、例えば、複数の分割領域17の各々に対して個別に付与されている固有の識別子を指す。図19に示す例では、サンプル術野画像14G1bが15分割されているので、各分割領域17に対して「001~015」の番号（識別子）が付与されている。複数の分割領域17のうちの何れか1つが矢印ポインタ14Eによって指定されることで、指定された分割領域17に付与されている番号から、指定された分割領域17が特定される。

[0135] なお、矢印ポインタ14Eがサンプル術野画像14G1bの表示領域から離れると、格子枠15は表示制御部102Aによってサンプル術野画像14G1bの表示領域から消去される。

[0136] 分割領域17が指定されると、撮像画像記憶領域88Aには、右側画像110R及び左側画像110Lが記憶される。コントラスト値算出部100Gは、撮像画像記憶領域88Aに右側画像110R及び左側画像110Lが記憶されると、撮像画像記憶領域88Aからリアルタイム（即時的）に右側画像110R及び左側画像110Lを取得する。コントラスト値算出部100Gは、位置特定情報を受信し、受信した位置特定情報から、ユーザ24によって指定された分割領域17を特定する。そして、コントラスト値算出部100Gは、取得した右側画像110R及び左側画像110Lの各々の右側指定画像領域及び左側指定画像領域のコントラスト値を算出する。ここで言う「右側指定画像領域」とは、右側画像110Rのうち、矢印ポインタ14Eによって指定された分割領域17（図19参照）に対応する画像領域を指す。また、「左側指定画像領域」とは、左側画像110Lのうち、矢印ポインタ14Eによって指定された分割領域17（図19参照）に対応する画像領域を指す。コントラスト値算出部100Gは、右側指定画像領域のコントラスト値と左側指定画像領域のコントラスト値との加算平均値を算出する。コ

ントラスト値算出部 100G は、算出した加算平均値をモータ制御部 102B に出力する。

[0137] モータ制御部 102B は、コントラスト値算出部 100G から入力された加算平均値に基づいて、AF 処理のコントラスト AF を実行することで、指定された分割領域 17 に対応する実空間領域が合焦状態となるように合焦位置を調節する。例えば、コントラスト値算出部 100G により算出される加算平均値が最大となる位置に合焦位置を合わせるように合焦位置調節用モータ 80（又は、スライド機構 78）がモータ制御部 102B によって制御されることで、手術用顕微鏡本体 16 の位置が鉛直方向（図 1～図 4 及び図 16 に示す Z 方向）に沿って調節される。

[0138] 次に、手術用顕微鏡 12 に対して MF モードが設定される場合について説明する。

[0139] フォーカス調節画面 14B（図 6 参照）又は観察用画面 14G（図 8 参照）がディスプレイ 14 に表示されている状態において、MF モードボタン 14D2 がオンされると、CPU 84 によって手術用顕微鏡 12 に対して MF モードが設定される。

[0140] 手術用顕微鏡 12 に対して MF モードが設定されると、図 20 に示すように、MF モードボタン 14D2 が強調表示され、AF モードボタン 14D1 が反転表示される。

[0141] 図 20 に示すように、MF モード時のメニューウィンドウ 14D は、AF モード時に比べ、フォーカス支援指示受付部 21 を更に備える点異なる。フォーカス支援指示受付部 21 は、ソフトキーの集合であり、表示制御部 102A に対してフォーカス支援情報を観察用画面 14G 内に表示させる指示を受け付ける。フォーカス支援情報は、ユーザ 24 による MF（Manual Focus）の調節作業を支援する情報であり、後述の第 1～第 6 フォーカス支援情報に大別される。フォーカス支援情報は、本開示の技術に係る「示唆情報」の一例であり、示唆情報とは、合焦位置を術野 28 の指定領域に合わせるために、調節装置 18 による合焦位置の調節に要する指示の内容

を示唆する情報を含む。例えば、示唆情報は、合焦位置の調節状態を視覚的に認識させる情報を含む。具体的には、示唆情報は、合焦位置の調節状態（例えば、フォーカスが合っている合焦状態、フォーカスが合っていない非合焦状態、及び／又は該非合焦状態においてどの程度フォーカスがずれているか等）を視覚的に認識させて、合焦位置の調節を視覚的に支援する情報を含む。また、例えば、示唆情報は、ユーザ 24 による合焦位置の調節を視覚的に誘導する情報を含む。なお、上記指示の内容は、例えば、本実施形態における上記調節量に相当する情報を含む。

[0142] フォーカス支援指示受付部 21 は、第 1 フォーカス支援情報ボタン 21 A、第 2 フォーカス支援情報ボタン 21 B、第 3 フォーカス支援情報ボタン 21 C、第 4 フォーカス支援情報ボタン 21 D、第 5 フォーカス支援情報ボタン 21 E、及び第 6 フォーカス支援情報ボタン 21 F を有する。なお、以下、説明の便宜上、第 1 フォーカス支援情報ボタン 21 A、第 2 フォーカス支援情報ボタン 21 B、第 3 フォーカス支援情報ボタン 21 C、第 4 フォーカス支援情報ボタン 21 D、第 5 フォーカス支援情報ボタン 21 E、及び第 6 フォーカス支援情報ボタン 21 F を区別して説明する必要がない場合、符号付せずに「フォーカス支援情報ボタン」と称する。なお、フォーカス支援情報ボタンをオンする方法は、観察開始ボタン 14 C をオンする方法と同じである。

[0143] 手術用顕微鏡 12 の動作モードが MF モードの場合、図 21 に示すように、制御部 102 は、表示制御部 102 A、モータ制御部 102 B、及びフォーカス支援情報制御部 102 C を有する。

[0144] 第 1 フォーカス支援情報ボタン 21 A がオンされると、フォーカス支援情報生成部 102 C は、撮像画像記憶領域 88 A から右側画像 110 R を取得し、右側画像 110 R に基づいて、第 1 フォーカス支援情報 120（図 22 参照）を生成する。

[0145] フォーカス支援情報生成部 102 C は、生成した第 1 フォーカス支援情報 120 を表示制御部 102 A に出力する。表示制御部 102 A は、フォーカ

ス支援情報生成部 102C から入力された第 1 フォーカス支援情報 120 をディスプレイ 14 に出力し、図 22 に示すように、観察用画面 14G の上半分の表示領域に表示させる。また、表示制御部 102A は、図 22 に示すように、観察用画面 14G の下半分の表示領域に右側画像 110R と左側画像 110L とを重ねてライブビュー方式で表示する。

[0146] 図 22 に示すように、第 1 フォーカス支援情報 120 は、サンプル術野画像 120A と案内メッセージ 120B とを含む情報である。サンプル術野画像 120A は、サンプル術野画像 14G1b (図 18 参照) を拡大した画像に相当する画像である。サンプル術野画像 120A は、右側画像 110R が加工された静止画像である。

[0147] なお、ここでは、サンプル術野画像 120A として、右側画像 110R が加工された静止画像を例示しているが、本開示の技術はこれに限定されず、例えば、左側画像 110L が加工された静止画像が用いられるようにしてもよい。また、右側画像 110R が加工された静止画像と左側画像 110L が加工された静止画像とが併用されるように構成してもよい。

[0148] サンプル術野画像 120A は、虹彩画像領域 120A1、瞳孔周辺画像領域 120A2、及び瞳孔中心画像領域 120A3 を区別して認識できるように、それぞれ強調表示されている。虹彩画像領域 120A1 は、図 18 に示す虹彩画像領域 15A に相当する画像領域である。瞳孔周辺画像領域 120A2 は、図 18 に示す瞳孔周辺画像領域 15B に相当する画像領域である。瞳孔中心画像領域 120A3 は、図 18 に示す瞳孔中心画像領域 15C に相当する画像領域である。

[0149] 案内メッセージ 120B は、サンプル術野画像 120A 内の強調表示された領域が合焦領域の候補であることをユーザ 24 に示唆するメッセージ (本開示の技術に係る「示唆情報」の一例) である。図 22 に示す例では、「強調表示された領域が合焦領域の候補です。」のメッセージが、虹彩画像領域 120A1、瞳孔周辺画像領域 120A2、及び瞳孔中心画像領域 120A3 と重ならない領域に表示されている。

[0150] そして、ユーザ24は、リアルタイムに表示されている第1フォーカス支援情報120、及び図9に示す立体視画像112を視認しながら、フットスイッチ（図1及び図5に示す符号46，48参照）などが含まれる受付装置19（フォーカス操作部）を操作することでMFの調節作業を実施する。MFの調節作業とは、例えば、フットスイッチの操作を行い、ユーザ24によるMF操作の入力を含む。例えば、モータ制御部102Bは、ユーザ24によるフットスイッチの操作に応じて、合焦位置調節用モータ80を制御する。すなわち、モータ制御部102Bは、上方向移動用フットスイッチ46に対する踏み込みのストローク量に応じた移動量だけ手術用顕微鏡本体16を鉛直上方向UP（図4参照）に移動させる。また、モータ制御部102Bは、下方向移動用フットスイッチ48に対する踏み込みのストローク量に応じた移動量だけ手術用顕微鏡本体16を鉛直下方向DW（図4参照）に移動させる。なお、ここで言う「ストローク量に応じた移動量」とは、例えば、ストローク量が多くなるに従って手術用顕微鏡本体16の移動量も多くなることを意味する。

[0151] また、第2フォーカス支援情報ボタン21Bがオンされると、フォーカス支援情報生成部102Cは、第2フォーカス支援情報としてアルファブレンド画像122（図23参照）を生成する。アルファブレンドとは、2つの画像を係数（ α 値）により合成する処理を指す。アルファブレンドの具体例としては、透過される部分が定義されたマスク画像を表示させ、かつ、マスク画像で定義された透過される部分に対して、透過させる画像として指定された画像を透過させる処理が挙げられる。フォーカス支援情報生成部102Cは、撮像画像記憶領域88Aからリアルタイム（即時的）に右側画像110R及び左側画像110Lを取得する。フォーカス支援情報生成部102Cは、右側画像110R及び左側画像110Lを取得すると、右側画像110Rの半透明画像である右側半透明画像122A（図23参照）と、左側画像110Lの半透明画像である左側半透明画像122B（図23参照）とをリアルタイム（即時的）に生成する。そして、フォーカス支援情報生成部102

Cは、右側半透明画像122Aと左側半透明画像122Bとを重ねたアルファブレンド画像122を生成し、生成したアルファブレンド画像122を表示制御部102Aに出力する。

[0152] 表示制御部102Aは、フォーカス支援情報生成部102Cから入力されたアルファブレンド画像122をディスプレイ14に出力し、図23に示すように、観察用画面14Gの上半分の表示領域にライブビュー方式で表示させる。すなわち、表示制御部102Aは、調節装置18による調節に連動してアルファブレンド画像122をリアルタイムに更新する制御を行う。また、表示制御部102Aは、図23に示すように、観察用画面14Gの下半分の表示領域に右側画像110Rと左側画像110Lとを重ねてライブビュー方式で表示する。

[0153] ユーザ24は、第1フォーカス支援情報120が観察用画面14Gに表示されている場合と同様に、アルファブレンド画像122、及び図9に示す立体視画像112を視認しながら、フットスイッチ（図1及び図5に示す符号46，48参照）を操作することでMFの調節作業を実施する。MFの調節作業が実施されることで、図23及び図24A～図24Cに示すように、右側半透明画像122Aと左側半透明画像122Bとが視差発生方向PR1に沿って徐々に移動する。視差発生方向PR1は、右側半透明画像122Aと左側半透明画像122Bとの間の視差の発生方向を含む方向である。

[0154] 図23に示すように、右側半透明画像122Aは、虹彩を示す虹彩画像領域の外縁である虹彩外縁122A1と、瞳孔を示す瞳孔画像領域の外縁である瞳孔外縁122A2とを有する。また、左側半透明画像122Bは、虹彩を示す虹彩画像領域の外縁である虹彩外縁122B1と、瞳孔を示す瞳孔画像領域の外縁である瞳孔外縁122B2とを有する。

[0155] 図23及び図24Aに示す例では、虹彩外縁122A1と虹彩外縁122B1とは重なっていない。また、瞳孔外縁122A2と瞳孔外縁122B2とも重なっていない。これは、眼部20Aの虹彩の外縁が非合焦状態であり、眼部20Aの瞳孔の外縁も非合焦状態であることを意味する。

- [0156] 図24Bに示す例では、瞳孔外縁122A2と瞳孔外縁122B2とは重なっていないが、虹彩外縁122A1と虹彩外縁122B1とは重なっている。これは、眼部20Aの瞳孔の外縁が非合焦状態であり、眼部20Aの虹彩の外縁が合焦状態であることを意味する。
- [0157] 図24Cに示す例では、虹彩外縁122A1と虹彩外縁122B1とは重なっていないが、瞳孔外縁122A2と瞳孔外縁122B2とは重なっている。これは、眼部20Aの虹彩の外縁が非合焦状態であり、眼部20Aの瞳孔の外縁が合焦状態であることを意味する。
- [0158] 次に、第3フォーカス支援情報ボタン21Cがオンされると、フォーカス支援情報生成部102Cは、第3フォーカス支援情報としてスプリットイメージ124（図25参照）を生成する。
- [0159] スプリットイメージ124は、表示領域が複数に分割された分割画像（例えば上下方向に分割された各画像）であって、ピントのずれに応じて視差発生方向（例えば左右方向）にずれ、ピントが合った状態だと視差発生方向のずれがなくなる分割画像を指す。図25に示す例では、スプリットイメージ124は、右側分割画像110R1と、左側分割画像110L1とを視差発生方向PR2と交差する方向（図25に示す例では図中正面視上下方向）に交互に組み合わせた複数分割（図25に示す例では13分割）の画像である。ここで、視差発生方向PR2と交差する方向は、本開示の技術に係る「特定方向」の一例である。右側分割画像110R1は、右側画像110Rが視差発生方向PR2と交差する方向に分割されることで得られる画像である。左側分割画像110L1は、左側画像110Lが視差発生方向PR2と交差する方向に分割されることで得られる画像である。スプリットイメージ124に含まれる右側分割画像110R1は、合焦状態に応じて所定方向（図24に示す例では視差発生方向PR2（図中正面視左右方向））にずれる。
- [0160] 図25に示すように、スプリットイメージ124は、虹彩を示す虹彩画像領域の外縁である虹彩外縁124Bと、瞳孔を示す瞳孔画像領域の外縁である瞳孔外縁124Cと、眼部20Aを示す眼部領域の外縁である眼部外縁1

24Dと、を有する。

[0161] スプリットイメージ124の視差発生方向PR2側の外輪郭124Aは、強調表示されている。ここで言う「外輪郭124A」とは、スプリットイメージ124に含まれる特徴的な領域の外輪郭を指す。特徴的な領域の外輪郭としては、虹彩外縁124B、瞳孔外縁124C、及び眼部外縁124D等が挙げられる。また、ここで言う「強調表示」とは、外輪郭124Aを縁取った態様での表示を指す。外輪郭124Aの強調表示は、本開示の技術に係る「第1強調表示」の一例である。

[0162] フォーカス支援情報生成部102Cは、撮像画像記憶領域88Aに右側画像110R及び左側画像110Lが記憶されると、撮像画像記憶領域88Aからリアルタイム（即時的）に右側画像110R及び左側画像110Lを取得する。フォーカス支援情報生成部102Cは、右側画像110R及び左側画像110Lを取得すると、取得した右側画像110R及び左側画像110Lに基づいてスプリットイメージ124をリアルタイム（即時的）に生成する。そして、フォーカス支援情報生成部102Cは、生成したスプリットイメージ124を表示制御部102Aに出力する。

[0163] 表示制御部102Aは、フォーカス支援情報生成部102Cから入力されたスプリットイメージ124をディスプレイ14に出力し、図25に示すように、観察用画面14Gの上半分の表示領域にライブビュー方式で表示させる。すなわち、表示制御部102Aは、調節装置18による調節に連動してスプリットイメージ124をリアルタイムに更新する制御を行う。また、表示制御部102Aは、図25に示すように、観察用画面14Gの下半分の表示領域に右側画像110Rと左側画像110Lとを重ねてライブビュー方式で表示する。

[0164] ユーザ24は、第1フォーカス支援情報120が観察用画面14Gに表示されている場合と同様に、スプリットイメージ124、及び図9に示す立体視画像112を視認しながら、フットスイッチ（図1及び図5に示す符号46、48参照）を操作することでMFの調節作業を実施する。MFの調節作

業が実施されることで、図25及び図26A～図26Cに示すように、スプリットイメージ124に含まれる右側分割画像110R1と左側分割画像110L1とが視差発生方向PR2に沿って相対的に徐々に移動する。

[0165] 図25及び図26Aに示す例では、虹彩外縁124Bは、視差発生方向PR2にずれている。また、瞳孔外縁124Cも、視差発生方向PR2にずれている。これは、眼部20Aの虹彩の外縁が非合焦状態であり、眼部20Aの瞳孔の外縁も非合焦状態であることを意味する。

[0166] 図26Bに示す例では、瞳孔外縁124Cは、視差発生方向PR2にずれているが、虹彩外縁124Bは連続した線になっており、虹彩外縁124Bの視差発生方向PR2のずれが解消されている。これは、眼部20Aの瞳孔の外縁が非合焦状態であり、眼部20Aの虹彩の外縁が合焦状態であることを意味する。

[0167] 図26Cに示す例では、虹彩外縁124Bは、視差発生方向PR2にずれているが、瞳孔外縁124Cは連続した線になっており、瞳孔外縁124Cの視差発生方向PR2のずれが解消されている。これは、眼部20Aの虹彩の外縁が非合焦状態であり、眼部20Aの瞳孔の外縁が合焦状態であることを意味する。

[0168] 図25に示す観察用画面14Gが表示されている状態で、受付装置19によって要移動量情報表示指示（例、入力信号）が受け付けられた場合に、表示制御部102Aは、図27に示すように、空き表示領域14G0に案内メッセージ126を表示する。空き表示領域14G0は、観察用画面14Gの上半分の表示領域のうちのスプリットイメージ124及び観察終了ボタン14Fとは異なる表示領域である。

[0169] ここで、要移動量情報表示指示とは、要移動量情報の表示の指示を指す。要移動量情報は、眼部20Aのうちの指定領域を合焦状態にするために手術用顕微鏡本体16の鉛直方向（例えば、図16に示すZ方向）への移動に要する移動量（例えば、上述の調整量 d_z ）を示す情報である。要移動量情報により示される移動量は、位相限定相関法と上述した数式（5）、数式（6

）とを用いることによって算出される。要移動量情報としては、図 28 に示す上方向要移動量情報 128 と、図 29 に示す下方向要移動量情報 130 とが挙げられる。なお、本実施形態では、要移動量情報表示指示として、空き表示領域 14G0 に矢印ポインタ 14E を位置させた状態での左クリック用ボタン 42 のダブルクリックが採用されている。

[0170] 図 27 に示すように、案内メッセージ 126 は、スプリットイメージ 124 内の一部領域を指定することでピントを合わせたい領域を指定することをユーザ 24 に促すメッセージである。図 27 には、案内メッセージ 126 として、「ピントを合わせたい領域があれば指定して下さい。」とのメッセージと、スプリットイメージ 124 の側を指し示す矢印とが例示されている。

[0171] 図 27 に示すように、ユーザ 24 は、スプリットイメージ 124 内のうち、ピントを合わせたい領域に矢印ポインタ 14E を位置させ、左クリック用ボタン 42 をクリックする。例えば、図 28 に示すように、虹彩外縁 124B にかかる位置に矢印ポインタ 14E を位置させた状態で左クリック用ボタン 42 がクリックされると、表示制御部 102A は、空き領域 14G0 のうちの所定箇所を上方向要移動量情報 128 を表示する。ここで言う「所定箇所」とは、空き領域 14G0 のうち、スプリットイメージ 124 を介して案内メッセージ 126 と反対側の領域を含む。

[0172] 図 28 に示す上方向要移動量情報 128 は、例えば、眼部 20A のうちの指定領域に合焦位置を合わせるために手術用顕微鏡本体 16 を鉛直上方向 UP（図 4 参照）に移動させる移動量を示す情報である。ここで言う「眼部 20A のうちの指定領域」とは、眼部 20A のうち、フォーカスを合わせたい領域として矢印ポインタ 14E によって指定された領域（図 28 に示す例では、虹彩外縁 124B）に対応する領域（眼部 20A の虹彩の外縁）を含む。

[0173] 上方向要移動量情報 128 は、インジケータ 128A 及び矢印 128B を有する。インジケータ 128A は、スプリットイメージ 124 の表示が開始されてから現時点までの鉛直上方向 UP への手術用顕微鏡本体 16 の移動量

を表している。矢印 128B は、インジケータ 128A 内に表示されており、眼部 20A のうちの指定領域に合焦位置を合わせる上で必要な鉛直上方向 UP への移動量を指し示している。

[0174] 図 29 に示す下方向要移動量情報 130 は、眼部 20A のうちの指定領域に合焦位置を合わせるために手術用顕微鏡本体 16 を鉛直下方向 DW（図 4 参照）に移動させる移動量を示す情報である。図 29 に示す例では、矢印ポインタ 14E によって瞳孔外縁 124C が指定されている。従って、図 29 に示す例において、「眼部 20A のうちの指定領域」とは、眼部 20A の瞳孔の外縁を指す。

[0175] 下方向要移動量情報 130 は、インジケータ 130A 及び矢印 130B を有する。インジケータ 130A は、スプリットイメージ 124 の表示が開始されてから現時点までの鉛直下方向 DW への手術用顕微鏡本体 16 の移動量を表している。矢印 130B は、インジケータ 130A 内に表示されており、眼部 20A のうちの指定領域に合焦位置を合わせる上で必要な鉛直下方向 DW への移動量を指し示している。

[0176] 更に、第 4 フォーカス支援情報ボタン 21D がオンされると、フォーカス支援情報生成部 102C は、第 4 フォーカス支援情報として差分画像 132（図 30 参照）を生成する。

[0177] 差分画像 132 は、本開示の技術に係る「相違度画像」の一例である。ここで言う「相違度画像」とは、右側画像 110R と左側画像 110L との対応する画素位置の画素値の相違度を表した画像を指す。相違度としては、減算値、除算値、減算値の絶対値、減算値と除算値との組み合わせ、減算値の絶対値と除算値との組み合わせ、又はこれらに対する加算及び／又は乗算の組み合わせ等が挙げられる。

[0178] 減算値とは、例えば、右側画像 110R 及び左側画像 110L のうちの一方の各画素位置の画素値から他方に含まれる対応する画素位置の画素値を減じて得た減算値を指す。除算値とは、右側画像 110R 及び左側画像 110L のうちの一方の各画素位置の画素値に対して他方に含まれる対応する画素

位置の画素値を除して得た除算値を指す。

- [0179] フォーカス支援情報生成部 102C は、撮像画像記憶領域 88A に右側画像 110R 及び左側画像 110L が記憶されると、撮像画像記憶領域 88A からリアルタイム（即時的）に右側画像 110R 及び左側画像 110L を取得する。フォーカス支援情報生成部 102C は、右側画像 110R 及び左側画像 110L を取得すると、右側画像 110R と左側画像 110L との間で対応する画素位置間での差分値をリアルタイム（即時的）に算出する。フォーカス支援情報生成部 102C は、算出した差分値を、右側画像 110R と左側画像 110L との間で対応する画素位置毎にマッピングすることで、差分画像 132（図 30 参照）を生成する。そして、フォーカス支援情報生成部 102C は、生成した差分画像 132 を表示制御部 102A に出力する。
- [0180] 表示制御部 102A は、フォーカス支援情報生成部 102C から入力された差分画像 132 をディスプレイ 14 に出力し、図 30 に示すように、観察用画面 14G の上半分の表示領域にライブビュー方式で表示させる。すなわち、表示制御部 102A は、調節装置 18 による調節に連動して差分画像 132 をリアルタイムに更新する制御を行う。また、表示制御部 102A は、図 30 に示すように、観察用画面 14G の下半分の表示領域に右側画像 110R と左側画像 110L とを重ねてライブビュー方式で表示する。
- [0181] ユーザ 24 は、第 1 フォーカス支援情報 120 が観察用画面 14G に表示されている場合と同様に、差分画像 132、及び図 9 に示す立体視画像 112 を視認しながら、フットスイッチ（図 1 及び図 5 に示す符号 46、48 参照）を操作することで MF の調節作業を実施する。MF の調節作業が実施されることで、図 30 及び図 31A～図 31C に示すように、差分画像 132 に含まれる差分値の分布が視差発生方向 PR3 に沿って徐々に変位する。視差発生方向 PR3 とは、右側輪郭画像 110R2 と左側輪郭画像 110L2 との間の視差の発生方向を指す。
- [0182] 右側輪郭画像 110R2 は、右側画像 110R の特徴的な領域の外輪郭で形成された画像である。右側輪郭画像 110R2 は、虹彩を示す虹彩画像領

域の外縁である右側虹彩外縁 110R2a と、瞳孔を示す瞳孔画像領域の外縁である右側瞳孔外縁 110R2b と、眼部 20A を示す眼部領域の外縁である右側眼部外縁 110R2c と、を有する。

[0183] 左側輪郭画像 110L2 は、左側画像 110L の特徴的な領域の外輪郭で形成された画像である。左側輪郭画像 110L2 は、虹彩を示す虹彩画像領域の外縁である左側虹彩外縁 110L2a と、瞳孔を示す瞳孔画像領域の外縁である左側瞳孔外縁 110L2b と、眼部 20A を示す眼部領域の外縁である左側眼部外縁 110L2c と、を有する。

[0184] 図 30 及び図 31A に示す例では、右側虹彩外縁 110R2a と左側虹彩外縁 110L2a は重なっていない。また、右側瞳孔外縁 110R2b と左側瞳孔外縁 110L2b も重なっていない。更に、右側眼部外縁 110R2c と左側眼部外縁 110L2c も重なっていない。これは、眼部 20A の虹彩の外縁が非合焦状態であり、眼部 20A の瞳孔の外縁も非合焦状態であり、眼部 20A の外縁も非合焦状態であることを意味する。

[0185] 図 31B に示す例では、右側瞳孔外縁 110R2b と左側瞳孔外縁 110L2b は重なっていない。右側眼部外縁 110R2c と左側眼部外縁 110L2c も重なっていない。しかし、右側虹彩外縁 110R2a と左側虹彩外縁 110L2a は重なっている。これは、眼部 20A の瞳孔の外縁及び眼部 20A の外縁が非合焦状態であり、眼部 20A の虹彩の外縁が合焦状態であることを意味する。

[0186] 図 31C に示す例では、右側虹彩外縁 110R2a と左側虹彩外縁 110L2a は重なっていない。右側眼部外縁 110R2c と左側眼部外縁 110L2c も重なっていない。しかし、右側瞳孔外縁 110R2b と左側瞳孔外縁 110L2b は重なっている。これは、眼部 20A の虹彩の外縁及び眼部 20A の外縁が非合焦状態であり、眼部 20A の瞳孔の外縁が合焦状態であることを意味する。

[0187] 図 31B に示す例において、右側虹彩外縁 110R2a と左側虹彩外縁 110L2a とが重なっている部分は、表示制御部 102A によって強調表示

される。この場合、右側虹彩外縁 110R2a 及び左側虹彩外縁 110L2a のうちの少なくとも一方が縁取られた態様で表示される。これにより、眼部 20A のうち、合焦状態に達している領域が虹彩の外縁であることをユーザ 24 に対して容易に知覚させることができる。

[0188] また、図 31C に示す例において、右側瞳孔外縁 110R2b と左側瞳孔外縁 110L2b が重なっている部分は、表示制御部 102A によって強調表示される。この場合、右側瞳孔外縁 110R2b 及び左側瞳孔外縁 110L2b のうちの少なくとも一方が縁取られた態様で表示される。これにより、眼部 20A のうち、合焦状態に達している領域が瞳孔の外縁であることをユーザ 24 に対して容易に知覚させることができる。

[0189] なお、図 31B に示す例において、右側虹彩外縁 110R2a と左側虹彩外縁 110L2a とが重なっている部分の強調表示は、本開示の技術に係る第 2 強調表示の一例である。また、図 31C に示す例において、右側瞳孔外縁 110R2b と左側瞳孔外縁 110L2b が重なっている部分の強調表示も、本開示の技術に係る第 2 強調表示の一例である。

[0190] 第 5 フォーカス支援情報ボタン 21E がオンされると、フォーカス支援情報生成部 102C は、第 5 フォーカス支援情報として右側コントラスト値インジケータ 134R 及び左側コントラスト値インジケータ 134L (図 32 参照) を生成する。右側コントラスト値インジケータ 134R は、右側画像 110R のコントラスト値を示すインジケータであり、左側コントラスト値インジケータ 134L は、左側画像 110L のコントラスト値を示すインジケータである。

[0191] フォーカス支援情報生成部 102C は、撮像画像記憶領域 88A に右側画像 110R 及び左側画像 110L が記憶されると、撮像画像記憶領域 88A からリアルタイム (即時的) に右側画像 110R 及び左側画像 110L を取得する。フォーカス支援情報生成部 102C は、右側画像 110R 及び左側画像 110L を取得すると、取得した右側画像 110R 及び左側画像 110L の各々のコントラスト値をリアルタイム (即時的) に算出する。フォーカ

ス支援情報生成部 102C は、右側画像 110R のコントラスト値に基づいて右側コントラスト値インジケータ 134R を生成し、左側画像 110L のコントラスト値に基づいて左側コントラスト値インジケータ 134L を生成する。そして、フォーカス支援情報生成部 102C は、生成した右側コントラスト値インジケータ 134R 及び左側コントラスト値インジケータ 134L を表示制御部 102A に出力する。

[0192] 表示制御部 102A は、撮像画像記憶領域 88A に右側画像 110R 及び左側画像 110L が記憶されると、撮像画像記憶領域 88A からリアルタイム（即時的）に右側画像 110R 及び左側画像 110L を取得する。表示制御部 102A は、取得した右側画像 110R 及び左側画像 110L に対して、互いに直交する直線偏光をかける。そして、表示制御部 102A は、図 32 に示すように、直線偏光をかけた右側画像 110R と左側画像 110L とを重ねて観察用画面 14G 内に表示用フレームレートに従って表示させる。

[0193] また、表示制御部 102A は、フォーカス支援情報生成部 102C から入力された右側コントラスト値インジケータ 134R に対して右側画像 110R と同様の直線偏光をかける。表示制御部 102A は、直線偏光をかけた右側コントラスト値インジケータ 134R を、図 32 に示すように、右側画像 110R と共に表示用フレームレートに従ってライブビュー方式でディスプレイ 14 に表示させる。すなわち、表示制御部 102A は、右側コントラスト値インジケータ 134R と右側画像 110R とを対応付けた状態で観察用画面 14G に表示させる。

[0194] 更に、表示制御部 102A は、フォーカス支援情報生成部 102C から入力された左側コントラスト値インジケータ 134L に対して左側画像 110L と同様の直線偏光をかける。表示制御部 102A は、直線偏光をかけた左側コントラスト値インジケータ 134L を、図 32 に示すように、左側画像 110L と共に表示用フレームレートに従ってライブビュー方式でディスプレイ 14 に表示させる。すなわち、表示制御部 102A は、左側コントラスト値インジケータ 134L と左側画像 110L とを対応付けた状態で観察用

画面 1 4 G に表示させる。

- [0195] このように、右側画像 1 1 0 R と共に右側コントラスト値インジケータ 1 3 4 R がライブビュー方式で表示されると、右側画像 1 1 0 R 及び右側コントラスト値インジケータ 1 3 4 R が右眼用レンズ 5 2 R（図 3 参照）を透過する。これにより、図 3 3 A に示すように、右側画像 1 1 0 R 及び右側コントラスト値インジケータ 1 3 4 R がユーザ 2 4 の右眼で視認される。
- [0196] 一方、左側画像 1 1 0 L と共に左側コントラスト値インジケータ 1 3 4 L がライブビュー方式で表示されると、左側画像 1 1 0 L 及び左側コントラスト値インジケータ 1 3 4 L が左眼用レンズ 5 2 L（図 3 参照）を透過する。これにより、図 3 3 B に示すように、左側画像 1 1 0 L 及び左側コントラスト値インジケータ 1 3 4 L がユーザ 2 4 の左眼で視認される。
- [0197] なお、ここでは、右側コントラスト値インジケータ 1 3 4 R に対して右側画像 1 1 0 R と同様の直線偏光をかけ、左側コントラスト値インジケータ 1 3 4 L に対して左側画像 1 1 0 L と同様の直線偏光をかけたが、本開示の技術はこれに限定されない。すなわち、右側コントラスト値インジケータ 1 3 4 R 及び左側コントラスト値インジケータ 1 3 4 L を通常画像光 5 8（図 3 参照）として右眼用レンズ 5 2 R 及び左眼用レンズ 5 2 L を透過させるようにしてもよい。
- [0198] また、図 3 4 に示すように、コントラスト値インジケータ 1 3 6 が表示制御部 1 0 2 A によって観察用画面 1 4 G に表示されるようにしてもよい。コントラスト値インジケータ 1 3 6 は、右側画像 1 1 0 R のコントラスト値と左側画像 1 1 0 L のコントラスト値との加算平均値を示すインジケータであり、フォーカス支援情報生成部 1 0 2 C によって生成される。コントラスト値インジケータ 1 3 6 は、通常画像光 5 8 として右眼用レンズ 5 2 R 及び左眼用レンズ 5 2 L を透過する。
- [0199] なお、本開示の技術はこれに限定されるものではなく、加算平均値に代えて、右側画像 1 1 0 R のコントラスト値、又は左側画像 1 1 0 L のコントラスト値を適用してもよい。

[0200] また、本開示の技術はこれに限定されるものではなく、図35に示すように、観察用画面14Gの上半分の表示領域をコントラスト確認用画面14G2とし、観察用画面14Gの下半分の表示領域を立体視画像表示用画面14G3としてもよい。コントラスト確認用画面14G2には、表示制御部102Aによって通常画像光58（図3参照）で画像が表示される。コントラスト確認用画面14G2には、表示制御部102Aによって右側画像110R及び右側コントラスト値インジケータ134Rがライブビュー方式で表示される。立体視画像表示用画面14G3には、直線偏光がかけられた右側画像110Rと左側画像110Lとが重ねられて表示用フレームレートに従って表示される。

[0201] また、本開示の技術はこれに限定されるものではなく、図36に示すように、コントラスト確認用画面14G2には、表示制御部102Aによって左側画像110R及び左側コントラスト値インジケータ134Lがライブビュー方式で表示されるようにしてもよい。この場合も、立体視画像表示用画面14G3には、直線偏光がかけられた右側画像110Rと左側画像110Lとが重ねられて表示用フレームレートに従って表示される。

[0202] また、本開示の技術はこれに限定されるものではなく、図37に示すように、コントラスト確認用画面14G2には、表示制御部102Aによって右側参照画像138R及び左画像参照画像138Lがライブビュー方式で表示されるようにしてもよい。右側参照画像138Rは、右側画像110Rと右側コントラスト値インジケータ134Rとが対応付けられた状態の画像である。左画像参照画像138Lは、左側画像110Lと左側コントラスト値インジケータ134Lとが対応付けられた状態の画像である。

[0203] 第6フォーカス支援情報ボタン21Fがオンされると、フォーカス支援情報生成部102Cは、第6フォーカス支援情報として右側コントラスト値グラフ140R及び左側コントラスト値グラフ140L（図38参照）を生成する。右側コントラスト値グラフ140Rは、右側画像110Rのコントラスト値の時間変化を示すグラフであり、左側コントラスト値グラフ140L

は、左側画像 110L のコントラスト値の時間変化を示すグラフである。

[0204] フォーカス支援情報生成部 102C は、撮像画像記憶領域 88A に右側画像 110R 及び左側画像 110L が記憶されると、撮像画像記憶領域 88A からリアルタイム（即時的）に右側画像 110R 及び左側画像 110L を取得する。フォーカス支援情報生成部 102C は、右側画像 110R 及び左側画像 110L を取得すると、取得した右側画像 110R 及び左側画像 110L の各々のコントラスト値をリアルタイム（即時的）に算出する。フォーカス支援情報生成部 102C は、右側画像 110R のコントラスト値の時系列に基づいて右側コントラスト値グラフ 140R を生成し、左側画像 110L のコントラスト値の時系列に基づいて左側コントラスト値グラフ 140L を生成する。そして、フォーカス支援情報生成部 102C は、生成した右側コントラスト値グラフ 140R 及び左側コントラスト値グラフ 140L を表示制御部 102A に出力する。

[0205] 表示制御部 102A は、撮像画像記憶領域 88A に右側画像 110R 及び左側画像 110L が記憶されると、撮像画像記憶領域 88A からリアルタイム（即時的）に右側画像 110R 及び左側画像 110L を取得する。表示制御部 102A は、取得した右側画像 110R 及び左側画像 110L に対して、互いに直交する直線偏光をかける。そして、表示制御部 102A は、図 38 に示すように、直線偏光をかけた右側画像 110R と左側画像 110L とを重ねて観察用画面 14G 内に表示用フレームレートに従って表示させる。

[0206] また、表示制御部 102A は、フォーカス支援情報生成部 102C から入力された右側コントラスト値グラフ 140R に対して右側画像 110R と同様の直線偏光をかける。表示制御部 102A は、直線偏光をかけた右側コントラスト値グラフ 140R を、図 38 に示すように、右側画像 110R と共に表示用フレームレートに従ってライブビュー方式で表示させる。すなわち、表示制御部 102A は、右側コントラスト値グラフ 140R と右側画像 110R とを対応付けた状態で観察用画面 14G に表示する。

[0207] 更に、表示制御部 102A は、フォーカス支援情報生成部 102C から入

力された左側コントラスト値グラフ140Lに対して左側画像110Lと同様の直線偏光をかける。表示制御部102Aは、直線偏光をかけた左側コントラスト値グラフ140Lを、図38に示すように、左側画像110Lと共に表示用フレームレートに従ってライブビュー方式で表示させる。すなわち、表示制御部102Aは、左側コントラスト値グラフ140Lと左側画像110Lとを対応付けた状態で観察用画面14Gに表示する。

[0208] このように、右側画像110Rと共に右側コントラスト値グラフ140Rがライブビュー方式で表示されると、右側画像110R及び右側コントラスト値グラフ140Rが右眼用レンズ52R（図3参照）を透過する。これにより、図39Aに示すように、右側画像110R及び右側コントラスト値グラフ140Rがユーザ24の右眼で視認される。

[0209] 一方、左側画像110Lと共に左側コントラスト値グラフ140Lがライブビュー方式で表示されると、左側画像110L及び左側コントラスト値グラフ140Lが左眼用レンズ52L（図3参照）を透過する。これにより、図39Bに示すように、左側画像110L及び左側コントラスト値グラフ140Lがユーザ24の左眼で視認される。

[0210] なお、ここでは、右側コントラスト値グラフ140Rに対して右側画像110Rと同様の直線偏光をかけ、左側コントラスト値グラフ140Lに対して左側画像110Lと同様の直線偏光をかけたが、本開示の技術はこれに限定されない。すなわち、右側コントラスト値グラフ140R及び左側コントラスト値グラフ140Lを通常画像光58（図3参照）として右眼用レンズ52R及び左眼用レンズ52Lを透過させるようにしてもよい。

[0211] また、図40に示すように、コントラスト値グラフ142が表示制御部102Aによって観察用画面14Gに表示されるようにしてもよい。コントラスト値グラフ142は、右側コントラスト値グラフ140Rと左側コントラスト値グラフ140Lとの加算平均値を示すグラフであり、フォーカス支援情報生成部102Cによって生成される。コントラスト値グラフ142は、通常画像光58として右眼用レンズ52R及び左眼用レンズ52Lを透過す

る。

[0212] なお、本開示の技術はこれに限定されるものではなく、コントラスト値グラフ142に代えて、右側コントラスト値グラフ140R又は左側コントラスト値グラフ140Lを適用してもよい。

[0213] また、本開示の技術はこれに限定されるものではなく、図41に示すように、観察用画面14Gの上半分の表示領域をコントラスト変化確認用画面14G4とし、観察用画面14Gの下半分の表示領域を立体視画像表示用画面14G5としてもよい。コントラスト変化確認用画面14G4には、表示制御部102Aによって通常画像光58（図3参照）で画像が表示される。コントラスト変化確認用画面14G4には、表示制御部102Aによって右側画像110R及び右側コントラスト値グラフ140Rがライブビュー方式で表示される。立体視画像表示用画面14G5には、直線偏光がかけられた右側画像110Rと左側画像110Lとが重ねられて表示用フレームレートに従って表示される。

[0214] また、本開示の技術はこれに限定されるものではなく、図42に示すように、コントラスト変化確認用画面14G4には、表示制御部102Aによって左側画像110R及び左側コントラスト値グラフ140Lがライブビュー方式で表示されるようにしてもよい。この場合も、立体視画像表示用画面14G3には、直線偏光がかけられた右側画像110Rと左側画像110Lとが重ねられて表示用フレームレートに従って表示される。

[0215] また、本開示の技術はこれに限定されるものではなく、図43に示すように、コントラスト変化確認用画面14G4には、表示制御部102Aによって右側参照画像144R及び左画像参照画像144Lがライブビュー方式で表示されるようにしてもよい。右側参照画像144Rは、右側画像110Rと右側コントラスト値グラフ140Rとが対応付けられた状態の画像である。左画像参照画像144Lは、左側画像110Lと左側コントラスト値グラフ140Lとが対応付けられた状態の画像である。

[0216] また、本開示の技術はこれに限定されるものではない。例えば、右側コン

トラスト値グラフ 140R、左側コントラスト値グラフ 140L、又はコントラスト値グラフ 142 上でコントラスト値が指定された場合に、指定されたコントラスト値が得られた時点での合焦位置が再現されるようにしてもよい。

[0217] 例えば、図 44 に示すように、右側コントラスト値グラフ 140R が表示されている状態で、右側コントラスト値グラフ 140R 上でコントラスト値が指定された場合に、指定されたコントラスト値が得られた時点での合焦位置が再現される。この場合、前提として、右側コントラスト値グラフ 140R 上のコントラスト値と、これに対応する合焦位置を示す合焦位置情報とが対応付けられた状態で RAM 88 に記憶される。ユーザ 24 は、タッチパッド 40 を操作することで矢印ポインタ 14E を右側コントラスト値グラフ 140R 上に位置させる。そして、ユーザ 24 によって左クリック用ボタン 42 がクリックされると、モータ制御部 102B は、右側コントラスト値グラフ 140R のうちの矢印ポインタ 14E が位置している箇所のコントラスト値に対応する合焦位置情報を RAM 88 から取得する。そして、モータ制御部 102B は、RAM 88 から取得した合焦位置情報により示される合焦位置が再現されるように合焦位置調節用モータ 80 を制御する。

[0218] また、本開示の技術はこれに限定されるものではない。例えば、図 45 に示すように、上述した第 1～第 6 フォーカス支援情報が観察用画面 14G の上半分の表示領域に並べた状態で表示されるようにしてもよい。また、第 1～第 6 フォーカス支援情報のうちの指定された複数のフォーカス支援情報が観察用画面 14G の上半分の表示領域に並べて表示されるようにしてもよい。

[0219] 次に、手術用顕微鏡 12 の作用について図 46～図 49 を参照して説明する。

[0220] 図 46 には、CPU 84 によってフォーカスモード設定プログラム 104 に従って実行されるフォーカスモード設定処理の流れの一例が示されている。

- [0221] 図46に示すフォーカスモード設定処理では、まず、ステップST200で、CPU84は、フォーカスモード指示があったか否かを判定する。フォーカスモード指示があったか否かは、AFモードボタン14D1又はMFモードボタン14D2（図6参照）がオンされた否かによって判定される。ステップST200において、フォーカスモード指示がなかった場合は、判定が否定されて、フォーカス設定処理はステップST208へ移行する。ステップST200において、フォーカスモード指示があった場合は、判定が肯定されて、フォーカスモード設定処理はステップST202へ移行する。
- [0222] ステップST202で、CPU84は、フォーカスモード指示がAFモード指示か否かを判定する。すなわち、ステップST202では、AFモードボタン14D1がオンされたか否かが判定される。ステップST202において、フォーカスモード指示がAFモード指示の場合は、判定が肯定されて、フォーカスモード設定処理はステップST204へ移行する。ステップST202において、フォーカスモード指示がMFモード指示の場合は、判定が否定されて、フォーカスモード設定処理はステップST210へ移行する。なお、フォーカスモード指示がMFモード指示の場合とは、MFモードボタン14D2がオンされた場合を指す。
- [0223] ステップST204で、CPU84は、手術用顕微鏡12の動作モードがMFモードか否かを判定する。ステップST204において、手術用顕微鏡12の動作モードがMFモードの場合は、判定が肯定されて、フォーカスモード設定処理はステップST206へ移行する。ステップST204において、手術用顕微鏡12の動作モードがAFモードの場合は、判定否定されて、フォーカスモード設定処理はステップST208へ移行する。
- [0224] ステップST206で、CPU84は、手術用顕微鏡12の動作モードをMFモードからAFモードに移行し、その後、フォーカスモード設定処理はステップST208へ移行する。
- [0225] ステップST210で、CPU84は、手術用顕微鏡12の動作モードがAFモードか否かを判定する。ステップST210において、手術用顕微鏡

12の動作モードがAFモードの場合は、判定が肯定されて、フォーカスモード設定処理はステップST212へ移行する。ステップST210において、手術用顕微鏡12の動作モードがMFモードの場合は、判定否定されて、フォーカスモード設定処理はステップST208へ移行する。

[0226] ステップST212で、CPU84は、手術用顕微鏡12の動作モードをAFモードからMFモードに移行し、その後、フォーカスモード設定処理はステップST208へ移行する。

[0227] ステップST208で、CPU84は、フォーカスモード設定処理を終了する条件（フォーカスモード設定処理終了条件）を満足したか否かを判定する。フォーカスモード設定処理終了条件としては、例えば、フォーカスモード設定処理の終了の指示が受付装置19によって受け付けられたとの条件が挙げられる。

[0228] ステップST208において、フォーカスモード設定処理終了条件を満足していない場合は、判定が否定されて、フォーカスモード設定処理はステップST200へ移行する。ステップST208において、フォーカスモード設定処理終了条件を満足した場合は、判定が肯定されて、フォーカスモード設定処理が終了する。

[0229] 図47には、手術用顕微鏡12の動作モードがAFモードの場合にCPU84によってAFモードプログラム106に従って実行されるAFモード処理の流れの一例が示されている。

[0230] 図47に示すAFモード処理では、先ず、ステップST250で、CPU84は、右側撮像素子62R及び左側撮像素子62Lに対して術野28を撮像させ、その後、AFモード処理はステップST252へ移行する。右側撮像素子62Rは、術野28を撮像することで右側画像110Rを生成し、左側撮像素子62Lは、術野28を撮像することで左側画像110Lを生成する。

[0231] ステップST252で、CPU84は、右側撮像素子62Rから右側画像110Rを取得し、左側撮像素子62Lから左側画像110Lを取得し、そ

の後、AFモード処理はステップST254へ移行する。

[0232] ステップST254で、CPU84は、右側画像110R及び左側画像110Lの各々に対して二次元離散フーリエ変換を実行し、その後、AFモード処理はステップST256へ移行する。

[0233] 右側画像110R及び左側画像110Lの各々に対して二次元離散フーリエ変換が実行されると、画像110FR（図12A参照）及び画像110FL（図12B参照）が得られる。なお、画像110FR及び画像110FLに対して高周波成分を除去する信号処理が行われるようにしてもよい。高周波成分の除去は、例えば、ローパスフィルタを用いることによって実現される。これにより、ノイズ成分が除去されるので、高周波成分を除去する信号処理を行わない場合に比べ、演算精度を高めることができる。

[0234] ステップST256で、CPU84は、画像110FR及び画像110FLについて、正規化相互パワースペクトルを算出し、その後、AFモード処理はステップST258へ移行する。

[0235] ステップST258で、CPU84は、正規化相互パワースペクトルの二次元逆フーリエ変換を実行することで逆フーリエ変換画像111を生成し、その後、AFモード処理はステップST260へ移行する。

[0236] ステップST260で、CPU84は、一例として図48に示すピーク座標特定処理を実行し、その後、AFモード処理はステップST262へ移行する。

[0237] 図48に示すピーク座標特定処理では、先ず、ステップST260Aで、CPU84は、逆フーリエ変換画像111から注目画素の画素値を取得する。

[0238] 次のステップST260Bで、CPU84は、ピーク座標特定処理が開始されてから現時点までの間にステップST260Aで取得した画素値のうち、ステップST260Aで取得した最新の画素値が最大画素値に該当するかどうかを判定する。ステップST260Bにおいて、最新の画素値が最大画素値に該当しない場合は、判定が否定されて、ピーク座標特定処理はステップ

ST260Dへ移行する。ステップST260Bにおいて、最新の画素値が最大画素値に該当する場合は、判定が肯定されて、ピーク座標特定処理はステップST260Cへ移行する。

[0239] ステップST260Cで、CPU84は、最大画素値及びピーク座標を更新する。すなわち、ステップST260Aで取得した最新の画素値が最大画素値としてRAM88に上書き保存され、ステップST260Aで取得した最新の画素値に対応する画素の座標がピーク座標としてRAM88に上書き保存される。

[0240] ステップST260Dで、CPU84は、逆フーリエ変換画像111に含まれる全画素の画素値がステップST260Aで取得されたか否かを判定する。ステップST260Dにおいて、逆フーリエ変換画像111に含まれる全画素の画素値がステップST260Aで取得されていない場合は、判定が否定されて、ピーク座標特定処理はステップST260Eへ移行する。

[0241] ステップST260Eで、CPU84は、注目画素を未処理の画素に変更し、その後、ピーク座標特定処理はステップST260Aへ移行する。ここで、「未処理の画素」とは、ステップST260Aの処理対象とされていない画素を指す。

[0242] ステップST260Dにおいて、逆フーリエ変換画像111に含まれる全画素の画素値がステップST260Aで取得された場合は、判定が肯定されて、ピーク座標特定処理が終了する。

[0243] 図47に示すAFモード処理では、ステップST262で、CPU84は、ピーク座標特定処理が実行されることで得られたピーク座標から変位ベクトルを算出し、その後、AFモード処理はステップST264へ移行する。

[0244] ステップST264で、CPU84は、ステップST262で算出した変位ベクトル等に基づいて合焦位置を算出し、その後、AFモード処理はステップST266へ移行する。ここで、変位ベクトル等とは、変位ベクトルに加え、上述した数式(5)に含まれる各種パラメータを指す。

[0245] ステップST266で、CPU84は、ステップST264で算出した合

焦位置となるように合焦位置調節用モータ 80 を制御することで手術用顕微鏡本体 16 の位置を調節し、その後、AF モード処理はステップ S T 2 6 8 へ移行する。本ステップ S T 2 6 6 では、位相限定相関法を用いた AF が実行されることで合焦位置が自動的に調節される。すなわち、本ステップ S T 2 6 6 において、CPU 84 は、上述した変位ベクトル等に基づいて合焦位置を自動的に調節する。

[0246] ステップ S T 2 6 8 で、CPU 84 は、コントラスト AF 実行条件を満足したか否かを判定する。コントラスト AF 実行条件とは、例えば、図 19 に示す分割領域 17 が矢印ポインタ 14 E によって指定された、との条件を指す。

[0247] ステップ S T 2 6 8 において、コントラスト AF 実行条件を満足していない場合は、判定が否定されて、AF モード処理はステップ S T 2 6 0 へ移行する。ステップ S T 2 6 8 において、コントラスト AF 実行条件を満足した場合は、判定が肯定されて、AF モード処理はステップ S T 2 7 0 へ移行する。

[0248] ステップ S T 2 7 0 で、CPU 84 は、術野 28 の所定領域を対象としてコントラスト AF を実行する。ここで言う「所定領域」とは、術野 28 のうち、指定された分割領域 17（図 19 参照）に対応する実空間領域を指す。本ステップ S T 2 6 6 では、コントラスト AF が実行されることで合焦位置が自動的に調節される。すなわち、本ステップ S T 2 6 6 において、CPU 84 は、コントラスト値に基づいて合焦位置を自動的に調節する。

[0249] 次のステップ S T 2 7 2 で、CPU 84 は、AF モード処理を終了する条件（AF モード処理終了条件）を満足したか否かを判定する。AF モード処理終了条件としては、例えば、MF モードボタン 14 D 2 がオンされた、との条件が挙げられる。

[0250] ステップ S T 2 7 2 において、AF モード処理終了条件を満足していない場合は、判定が否定されて、AF モード処理はステップ S T 2 5 0 へ移行する。ステップ S T 2 7 2 において、AF モード処理終了条件を満足した場合

は、判定が肯定されて、A F モード処理が終了する。

[0251] 図 4 9 には、手術用顕微鏡 1 2 の動作モードが M F モードの場合に C P U 8 4 によって M F モードプログラム 1 0 8 に従って実行される M F モード処理の流れの一例が示されている。

[0252] 図 4 9 に示す M F モード処理では、先ず、ステップ S T 3 0 0 で、C P U 8 4 は、ディスプレイ 1 4 を制御することで、観察用画面 1 4 G の表示を開始し、かつ、立体視ライブビュー画像の表示を開始する。ここで言う「立体視ライブビュー画像」とは、偏光眼鏡 5 2 を介してユーザ 2 4 によってライブビュー方式で立体視される右側画像 1 1 0 R 及び左側画像 1 1 0 L (図 1 8 参照) を指す。すなわち、互いに直交する直線偏光をかけて表示用フレームレートに従って重ねられた右側画像 1 1 0 R 及び左側画像 1 1 0 L が立体視ライブビュー画像である。

[0253] 次のステップ S T 3 0 2 で、C P U 8 4 は、ディスプレイ 1 4 を制御することで、上述したフォーカス支援情報の表示を開始する。

[0254] 次のステップ S T 3 0 4 で、C P U 8 4 は、フットスイッチがオンされたか否かを判定する。ステップ S T 3 0 4 において、フットスイッチがオンされていない場合は、判定が否定されて、M F モード処理はステップ S T 3 1 4 へ移行する。ステップ S T 3 0 4 において、フットスイッチがオンされた場合は、判定が肯定されて、M F モード処理はステップ S T 3 0 6 へ移行する。

[0255] ステップ S T 3 0 6 で、C P U 8 4 は、合焦位置調節用モータ 8 0 を制御することで手術用顕微鏡本体 1 6 の移動を開始させ、その後、M F モード処理はステップ S T 3 0 8 へ移行する。

[0256] ステップ S T 3 0 8 で、C P U 8 4 は、フォーカス支援情報を更新し、その後、M F モード処理はステップ S T 3 1 0 へ移行する。

[0257] ステップ S T 3 1 0 で、C P U 8 4 は、フットスイッチがオフされたか否かを判定する。ステップ 3 1 0 において、フットスイッチがオフされていない場合は、判定が否定されて、M F モード処理はステップ S T 3 0 8 へ移行

する。ステップ 310 において、フットスイッチがオフされた場合は、判定が肯定されて、MF モード処理はステップ ST 312 へ移行する。

[0258] ステップ ST 312 で、CPU 84 は、合焦位置調節用モータ 80 を制御することで手術用顕微鏡本体 16 の移動を停止させ、その後、MF モード処理はステップ ST 314 へ移行する。

[0259] ステップ ST 314 で、CPU 84 は、MF モード処理を終了する条件（MF モード処理終了条件）を満足したか否かを判定する。MF モード処理終了条件としては、例えば、AF モードボタン 14D1 がオンされた、との条件が挙げられる。

[0260] ステップ ST 314 において、MF モード処理終了条件を満足していない場合は、判定が否定されて、MF モード処理はステップ ST 304 へ移行する。ステップ ST 314 において、MF モード処理終了条件を満足した場合は、判定が肯定されて、MF モード処理はステップ ST 316 へ移行する。

[0261] ステップ ST 316 で、CPU 84 は、ディスプレイ 14 を制御することで、上述したフォーカス支援情報の表示を終了する。

[0262] 次のステップ ST 318 で、CPU 84 は、立体視ライブビュー画像の表示を終了する。

[0263] 次のステップ ST 320 で、CPU 84 は、ディスプレイ 14 を制御することで、フォーカス調節画面 14B をディスプレイ 14 に表示する。すなわち、CPU 84 は、観察用画面 14G からフォーカス調節画面 14B に切り替え、その後、MF モード処理が終了する。

[0264] 以上説明したように、手術用顕微鏡 12 では、AF モードが設定された場合に、導出部 100 により右側画像 110R と左側画像 110L との相関が位相限定相関法により導出される。そして、導出された相関に基づいて制御部 102 により合焦位置が調節されるように調節装置 18 が制御される。これにより、手術用顕微鏡 12 の合焦位置を精度良く調節することができる。

[0265] また、手術用顕微鏡 12 では、AF モードが設定された場合に、導出部 100 により位相限定相関法で右側画像 110R と左側画像 110L との相関

が導出される。また、導出部 100 により相関に基づいて変位ベクトルが導出される。また、導出部 100 により変位ベクトルを用いて、合焦位置の調節量が導出される。そして、導出された調節量に従って合焦位置が調節されるように制御部により調節装置 18 が制御される。これにより、手術用顕微鏡 12 の合焦位置を精度良く調節することができる。

[0266] また、手術用顕微鏡 12 では、MF モードが設定された場合に、フォーカス支援情報がディスプレイ 14 に表示される。フォーカス支援情報は、合焦位置を眼部 20A の指定領域に合わせるために、調節装置 18 による合焦位置の調節に要する指示の内容を示唆する情報である。これにより、MF モードにおいて、手術用顕微鏡 12 の合焦位置を精度良く調節することができる。

[0267] また、手術用顕微鏡 12 では、調節装置 18 による調節に連動してフォーカス支援情報がリアルタイムに更新される。例えば、アルファブレンド画像 122 (図 23) 及びスプリットイメージ 124 (図 25 参照) 等がライブビュー方式で表示される。これにより、MF モードにおいて、手術用顕微鏡 12 の合焦位置を精度良く調節することができる。

[0268] [第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、右側術野光の光軸と左側術野光の光軸とが眼部 20A の位置で成す実体角が固定化されている形態例を挙げて説明したが、本第 2 実施形態では、実体角が変更される場合について説明する。なお、本第 2 実施形態では、上記第 1 実施形態で説明した構成部材と同一の構成部材については同一の符号を付し、その説明を省略する。

[0269] 本第 2 実施形態に係る手術支援システム 10 は、上記第 1 実施形態に比べ、手術用顕微鏡本体 16 に代えて手術用顕微鏡本体 400 (図 50 参照) を有する点異なる。

[0270] 図 50 に示すように、手術用顕微鏡本体 400 は、手術用顕微鏡本体 16 に比べ、光学系 60 に代えて光学系 402 を有する点、並びに、右側実体角調節用モータ 410R 及び左側実体角調節用モータ 410L を有する点が異

なる。

[0271] 光学系402は、光学系60に比べ、変更部408を有する点、右側照明光学系60Rに代えて右側照明光学系402Rを有する点、及び、左側照明光学系60Lに代えて左側照明光学系402Lを有する点が異なる。

[0272] 変更部408は、右側術野光の光軸と左側術野光の光軸とが眼部20Aの位置で成す実体角（以下、単に「実体角」と称する）を変更させる。

[0273] 変更部408は、可動式右側偏向素子408R及び可動式左側偏向素子408Lを有する。可動式右側偏向素子408Rは、X軸方向に沿って移動可能な偏向素子であり、右側偏向素子用モータ410Rの駆動軸に対して機械的に接続されている。右側偏向素子用モータ410Rは、制御装置32に電氣的に接続されており、制御装置32の制御で動作する。なお、本第2実施形態では、可動式右側偏向素子408Rとして、全反射ミラーが採用されている。

[0274] 可動式左側偏向素子408Lは、X軸方向に沿って移動可能な偏向素子であり、左側偏向素子用モータ410Lの駆動軸に対して機械的に接続されている。左側偏向素子用モータ410Lは、制御装置32に電氣的に接続されており、制御装置32の制御で動作する。なお、本第2実施形態では、可動式左側偏向素子408Lとして、全反射ミラーが採用されている。

[0275] 変更部408では、可動式右側偏向素子408RのX軸方向の位置と可動式左側偏向素子408LのX軸方向の位置とが変更されることで実体角が変更される。図50に示す例では、実体角 θ_1 と実体角 θ_2 ($>\theta_1$) とが示されている。

[0276] 右側照明光学系402Rは、右側照明光学系60Rに比べ、右側偏向素子68Rに代えて右側偏向素子404Rを有する点、及び、右側絞り74Rに代えて右側絞り406Rを有する点が異なる。

[0277] 右側照明光学系402Rは、右側光源70Rから照明光として出射された右側照明光を透過させて右側偏向素子404Rに導く。右側偏向素子404Rは、右側照明光学系72Rによって導かれた右側照明光を透過させて右側

可動絞り 406R に導く。なお、右側偏向素子 404R としては、例えば、右側照明光を透過させ、かつ、右側術野光を反射する透過反射素子が挙げられる。透過反射素子としては、例えば、ハーフミラー、ビームスプリッタ、又はダイクロイックミラー等が挙げられる。

[0278] 右側絞り 406R は、可動式の絞りであり、右側絞り駆動用モータ 78R の駆動軸に対して機械的に接続されている。右側絞り駆動用モータ 78R は、制御装置 32 に電氣的に接続されており、制御装置 32 の制御で動作する。右側絞り 406R は、制御装置 32 の指示に従って右側絞り駆動用モータ 78R の動力が付与されることで開閉する。すなわち、右側絞り 406R の開度は、制御装置 32 によって制御される。

[0279] 右側照明光は、右側絞り 406R を透過し、可動式右側偏向素子 408R で反射する。可動式右側偏向素子 408R は、右側照明光を反射することで、右側照明光を対物レンズ 26 に偏向する。可動式右側偏向素子 408R によって偏向された右側照明光は、上記第 1 実施形態と同様に、対物レンズ 26 で屈折して眼部 20A に入射する。

[0280] 右側照明光が眼部 20A で反射して得られた光は、上述した右側術野光として右側照明光と同軸上の光路を遡って可動式右側偏向素子 408R で反射する。可動式右側偏向素子 408R は、右側術野光を反射することで、右側術野光を右側絞り 406R に偏向する。可動式右側偏向素子 408R によって偏向された右側術野光は、右側絞り 406R を透過する。

[0281] 右側偏向素子 404R には、右側絞り 406R から右側術野光を含む複数の波長光が入射される。右側偏向素子 404R は、入射された複数の波長光のうちの右側術野光を反射することで、右側術野光を右側変倍光学系 66R に偏向する。

[0282] 左側照明光学系 402L は、左側照明光学系 60L に比べ、左側偏向素子 68L に代えて左側偏向素子 404L を有する点、及び、左側絞り 74L に代えて左側絞り 406L を有する点が異なる。

[0283] 左側照明光学系 402L は、左側光源 70L から照明光として出射された

左側照明光を透過させて左側偏向素子404Lに導く。左側偏向素子404Lは、左側照明光学系72Lによって導かれた左側照明光を透過させて左側可動絞り406Lに導く。なお、左側偏向素子404Lとしては、例えば、左側照明光を透過させ、かつ、左側術野光を反射する透過反射素子が挙げられる。透過反射素子としては、例えば、ハーフミラー、ビームスプリッタ、又はダイクロイックミラー等が挙げられる。

[0284] 左側絞り406Lは、可動式の絞りであり、左側絞り駆動用モータ78Lの駆動軸に対して機械的に接続されている。左側絞り駆動用モータ78Lは、制御装置32に電氣的に接続されており、制御装置32の制御で動作する。左側絞り406Lは、制御装置32の指示に従って左側絞り駆動用モータ78Lの動力が付与されることで開閉する。すなわち、左側絞り406Lの開度は、制御装置32によって制御される。

[0285] 左側照明光は、左側絞り406Lを透過し、可動式左側偏向素子408Lで反射する。可動式左側偏向素子408Lは、左側照明光を反射することで、左側照明光を対物レンズ26に偏向する。可動式左側偏向素子408Lによって偏向された左側照明光は、上記第1実施形態と同様に、対物レンズ26で屈折して眼部20Aに入射する。

[0286] 左側照明光が眼部20Aで反射して得られた光は、上述した左側術野光として左側照明光と同軸上の光路を遡って可動式左側偏向素子408Lで反射する。可動式左側偏向素子408Lは、左側術野光を反射することで、左側術野光を左側絞り406Lに偏向する。可動式左側偏向素子408Lによって偏向された左側術野光は、左側絞り406Lを透過する。

[0287] 左側偏向素子404Lには、左側絞り406Lから左側術野光を含む複数の波長光が入射される。左側偏向素子404Lは、入射された複数の波長光のうちの左側術野光を反射することで、左側術野光を左側変倍光学系66Lに偏向する。

[0288] このように構成された光学系402では、図51に示すように、可動式右側偏向素子408RのX軸方向の位置と可動式左側偏向素子408LのX軸

方向の位置とが変更されることで実体角が変更される。

[0289] 図52には、本第2実施形態に係るフォーカス調節画面14Bが示されている。図52に示すように、メニューウィンドウ14D内には、上記第1実施形態で説明した各種ボタンが表示されている他に、実体角変更ボタン14D7が表示されている。

[0290] 実体角変更ボタン14D7は、実体角を変更する場合に操作されるボタンである。実体角変更ボタン14D7は、実体角「小」ボタン14D7a、実体角「大」ボタン14D7b、及び実体角表示欄14D7cを有する。

[0291] 実体角変更ボタン14D7cには、CPU84の制御で、現時点での実体角を示す数値が表示される。実体角「小」ボタン14D7aがオンされると、CPU84の制御で、実体角が小さくなり、実体角「大」ボタン14D7bがオンされると、CPU84の制御で、実体角が大きくなる。このようにして実体角が変更されると、CPU84の制御で、実体角の変更に応じて実体角表示欄14D7cの数値が更新される。

[0292] 図53には、手術用顕微鏡12の動作モードがAFモードの場合の本第2実施形態に係る観察用画面14Gが示されている。図53に示す観察用画面14Gは、上記第1実施形態に比べ、メニューウィンドウ14D内に実体角変更ボタン14D7が表示されている点が異なる。

[0293] 手術用顕微鏡12の動作モードがAFモードの場合、合焦位置算出部100Fは、変位ベクトル算出部100Eによって算出された変位ベクトルに基づいて、上述した数式(5)を用いて合焦位置GPを所定の位置に合わせるのに要する調節量 d_z (図54参照)を算出する。ここで、上述した数式(5)において、 d_e は、図54に示すように、可動式右側偏向素子408Rと可動式左側偏向素子408Lとの距離であり、実体角に依存するパラメータである。すなわち、“ d_e ”と実体角とは、“ d_e ”が長くなるに従って実体角は大きくなる、という関係にある。

[0294] 本第2実施形態では、術野28を手術用顕微鏡12で観察する第1状態から撮像条件を変化させた後述の第2～第8状態の何れかの状態で導出部10

0によって各種の導出（以下、単に「各種の導出」と称する）が行われる。ここで言う「各種の導出」とは、例えば、二次元離散フーリエ変換部100A、パワースペクトル算出部100B、二次元逆離散フーリエ変換部100C、ピーク座標特定部100D、変位ベクトル算出部100E、合焦位置算出部100F、及びコントラスト値算出部100Gの各々によるアウトプットを指す。

[0295] 第2状態は、下記の表1に示すように、第2A状態、第2B状態、第2C状態、及び第2D状態に大別される。第3状態は、下記の表1に示すように、第3A状態、第3B状態、第3C状態、及び第3D状態に大別される。第4状態は、下記の表1に示すように、第4A状態及び第4B状態に大別される。第5状態は、下記の表1に示すように、第5A状態及び第5B状態に大別される。第7状態は、下記の表1に示すように、第7A状態、第7B状態、及び第7C状態に大別される。第8状態は、下記の表1に示すように、第8A状態、第8B状態、及び第8C状態に大別される。なお、下記の表1において、「開口数」とは、光学系402の開口数を指す。また、以下の説明において、実体角、ズーム倍率、及び開口数を区別して説明する必要がない場合、「撮像条件」と総称する。また、下記の表1において、「大」とは、撮像条件が第1状態よりも大きいことを意味し、「小」とは、撮像条件が第1状態よりも小さいことを意味し、「－」とは、撮像条件が第1状態と同じことを意味する。

[0296]

[表1]

		実体角	ズーム倍率	開口数
第2状態	第2 A状態	大	—	—
	第2 B状態	大	大	—
	第2 C状態	大	大	小
	第2 D状態	大	—	小
第3状態	第3 A状態	小	—	—
	第3 B状態	小	小	—
	第3 C状態	小	小	小
	第3 D状態	小	—	小
第4状態	第4 A状態	—	大	—
	第4 B状態	—	大	小
第5状態	第5 A状態	—	小	—
	第5 B状態	—	小	小
第6状態		—	—	小
第7状態	第7 A状態	小	—	—
	第7 B状態	小	小	—
	第7 C状態	小	小	小
第8状態	第8 A状態	大	—	—
	第8 B状態	大	大	—
	第8 C状態	大	大	小

[0297] 表1に示すように、第2状態とは、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの少なくとも実体角を第1状態よりも大きくした状態を指す。第2 A状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの実体角を第1状態よりも大きくした状態である。第2 B状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの実体角及びズーム倍率を第1状態よりも大きくした状態である。第2 C状態は、第1状態よりも実体角及びズーム倍率を大きくし、かつ、第1状態よりも光学系402の開口数を小さくした状態である。第2 D状態は、第1状態よりも実体角を大きくし、かつ、第1状態よりも光学系402の開口数を小さくした状態である。

[0298] 表1に示すように、第3状態とは、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの少なくとも実体角を第1状態よりも小さくした状態を指す。第3 A状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの実体角を第1状態よりも小さくした状態である。第3 B状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの実体角及びズーム倍率を第1状態よりも小さくした状態である。第3 C状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数を第1状態よりも小さくした状態を

指す。第3 D状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの実体角及び開口数を第1状態よりも小さくした状態である。

[0299] 表1に示すように、第4状態とは、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの少なくともズーム倍率を第1状態よりも大きくした状態を指す。第4 A状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちのズーム倍率を第1状態よりも大きくした状態である。第4 B状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちのズーム倍率を第1状態よりも大きくし、かつ、開口数を第1状態よりも小さくした状態である。

[0300] 表1に示すように、第5状態とは、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの少なくともズーム倍率を第1状態よりも小さくした状態を指す。第5 A状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちのズーム倍率を第1状態よりも小さくした状態である。第5 B状態は、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちのズーム倍率及び開口数を第1状態よりも小さくした状態である。

[0301] 表1に示すように、第6状態とは、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの開口数を第1状態よりも小さくした状態を指す。

[0302] 表1に示すように、第7状態とは、第3状態と同様に、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの少なくとも実体角を第1状態よりも小さくした状態を指す。第7 A状態は、第3 A状態と同じ状態である。第7 B状態は、第3 B状態と同じ状態である。第7 C状態は、第3 C状態と同じ状態である。

[0303] 表1に示すように、第8状態とは、第2状態と同様に、実体角、ズーム倍率、及び開口数のうちの少なくとも実体角を第1状態よりも大きくした状態を指す。第8 A状態は、第2 A状態と同じ状態である。第8 B状態は、第2 B状態と同じ状態である。第8 C状態は、第2 C状態と同じ状態である。

[0304] 実体角が第1状態よりも大きくなると視差量の変化が第1状態よりも大きくなるので、導出部100によって第2 A状態で数式(6)の $d \times f$ (以下、「視差量」と称する)が算出されると、視差量の算出精度が高まる。

[0305] また、ズーム倍率が第1状態よりも大きくなると合焦位置のずれに対応する視差量の変化が大きくなるので、導出部100によって第2 B状態で視差

量が算出されると、視差量の算出精度が高まる。

- [0306] また、導出部100によって第2C状態で視差量が算出されると、第2A状態及び第2B状態と同様の理由で視差量の算出精度が高まる。また、開口数が第1状態よりも小さいと被写界深度が深くなるので、導出部100によって第2C状態で視差量が算出されると、画像がボケにくくなり、視差量の算出の失敗が抑制される。
- [0307] また、導出部100によって第2D状態で視差量が算出されると、第2A状態と同様の理由で視差量の算出精度が高まり、第2C状態と同様の理由で、画像がボケにくくなり、視差量の算出の失敗が抑制される。
- [0308] 実体角が第1状態よりも小さくなると観察光が虹彩でケラれる可能性が低くなるので、導出部100によって第3A状態で視差量が算出されると、術野光の光量不足が抑制される。
- [0309] また、ズーム倍率が第1状態よりも大きくなると視差量の変化が大きくなり、位相限定相関法で視差量が求められなくなる可能性が高くなるので、導出部100によって第3B状態で視差量が算出されると、視差量が求められなくなるという事態の発生が抑制される。
- [0310] また、導出部100によって第3C状態で視差量が算出されると、第2C状態と同様の理由で、画像がボケにくくなり、視差量の算出の失敗が抑制される。更に、導出部100によって第3D状態で視差量が算出されると、第3A状態と同様の理由で術野光の光量不足が抑制され、かつ、第3C状態と同様の理由で、画像がボケにくくなり、視差量の算出の失敗が抑制される。
- [0311] また、導出部100によって第4A状態で視差量が算出されると、第2B状態と同様の理由で視差量の算出精度が高まる。また、導出部100によって第4B状態で視差量が算出されると、第2B状態と同様の理由で視差量の算出精度が高まり、かつ、第2C状態と同様の理由で、画像がボケにくくなり、視差量の算出の失敗が抑制される。
- [0312] また、導出部100によって第5A状態で視差量が算出されると、第3B状態と同様の理由で、視差量が求められなくなるという事態の発生が抑制さ

れる。また、導出部100によって第5B状態で視差量が算出されると、第3B状態と同様の理由で、視差量が求められなくなるという事態の発生が抑制され、かつ、第2C状態と同様の理由で、画像がボケにくくなり、視差量の算出の失敗が抑制される。

[0313] また、導出部100によって第6状態で視差量が算出されると、第2C状態と同様の理由で、画像がボケにくくなり、視差量の算出の失敗が抑制される。

[0314] また、導出部100によって第7A状態で視差量が算出され、第7A状態で算出された視差量に基づいて合焦位置が調節された後、第8A状態で視差量が算出され、第8A状態で算出された視差量に基づいて合焦位置が調節されるようにしてもよい。この場合、先ず、実体角が第1状態よりも小さい状態で視差量が算出され、次に、実体角が第1状態よりも大きい状態で視差量が算出されるので、視差量の算出精度を確保しつつ術野光の光量を増やしていくことが可能となる。

[0315] また、導出部100によって第7B状態で視差量が算出され、第7B状態で算出された視差量に基づいて合焦位置が調節された後、第8B状態で視差量が算出され、第8B状態で算出された視差量に基づいて合焦位置が調節されるようにしてもよい。この場合、第7A状態で視差量が算出された後に第8A状態で視差量が算出される場合と同様の効果が得られると共に、ズーム倍率が大き過ぎることに起因して視差量が求められないという事態の発生が抑制される。

[0316] また、導出部100によって第7C状態で視差量が算出され、第7C状態で算出された視差量に基づいて合焦位置が調節された後、第8C状態で視差量が算出され、第8C状態で算出された視差量に基づいて合焦位置が調節されるようにしてもよい。この場合、第7B状態で視差量が算出された後に第8B状態で視差量が算出される場合と同様の効果が得られると共に、第6状態で視差量が算出される場合と同様の効果も得られる。

[0317] なお、第1～第8状態のうち、第4～第6状態には実体角の変化の要素が

含まれていないので、第４～第６状態での導出部１００による導出は、上記第１実施形態で説明した手術用顕微鏡１２での導出部１００による導出に対しても適用することが可能である。

[0318] 図５４には、手術用顕微鏡１２の動作モードがMFモードの場合の本第２実施形態に係る観察用画面１４Ｇが示されている。図５４に示す観察用画面１４Ｇは、上記第１実施形態に比べ、メニューウィンドウ１４Ｄ内に実体角変更ボタン１４Ｄ７が表示されている点異なる。

[0319] 手術用顕微鏡１２の動作モードがMFモードの場合、モータ制御部１０２Ｂは、ズーム倍率、実体角、及び絞り開度に応じて手術用顕微鏡本体４００の鉛直方向への移動速度を変更するように合焦位置調節用モータ８０を制御する。なお、以下では、説明の便宜上、手術用顕微鏡本体４００の鉛直方向への移動速度を、単に「移動速度」と称する。

[0320] 表２には、ズーム倍率と移動速度との対応関係が示されている。表３には、実体角と移動速度との対応関係が示されている。表４には、絞り開度と移動速度との対応関係が示されている。なお、ズーム倍率は、大きくなると、小さいときに比べ、視差量が多くなり、かつ、被写界深度が深くなる。また、ズーム倍率は、小さくなると、大きいときに比べ、視差量が少なくなり、被写界深度が浅くなる。また、実体角は、大きくなると、小さいときに比べ、視差量が多くなる。また、実体角は、小さくなると、大きいときに比べ、視差量が少なくなる。また、絞り開度は、大きくなると、小さいときに比べ、被写界深度が浅くなる。更に、絞り開度は、小さくなると、大きいときに比べ、被写界深度が深くなる。

[0321] [表２]

ズーム倍率	移動速度
大	遅い
小	速い

[0322]

[表3]

実体角	移動速度
大	遅い
小	速い

[0323] [表4]

絞り開度	移動速度
大	遅い
小	速い

[0324] 表2に示すように、モータ制御部102Bは、ズーム倍率が大きくなる場合、ズーム倍率が小さいときに比べ、移動速度を遅くするように合焦位置調節用モータ80を制御する。また、モータ制御部102Bは、ズーム倍率が小さくなる場合、ズーム倍率が大きいときに比べ、移動速度を速くするように合焦位置調節用モータ80を制御する。

[0325] 表3に示すように、モータ制御部102Bは、実体角が大きくなる場合、実体角が小さいときに比べ、移動速度を遅くするように合焦位置調節用モータ80を制御する。また、モータ制御部102Bは、実体角が小さくなる場合、実体角が大きいときに比べ、移動速度を速くするように合焦位置調節用モータ80を制御する。

[0326] 表4に示すように、モータ制御部102Bは、絞り開度が大きくなる場合、絞り開度が小さいときに比べ、移動速度を遅くするように合焦位置調節用モータ80を制御する。また、モータ制御部102Bは、絞り開度が小さくなる場合、絞り開度が大きいときに比べ、移動速度を速くするように合焦位置調節用モータ80を制御する。

[0327] なお、上記各実施形態では、フットスイッチが踏み込まれた場合に手術用顕微鏡本体16, 400が移動する形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、フットスイッチの踏み込み量が所定の踏み込み量に達した場合に、導出部100での導出結果に基づいて合焦位置の調節が行われるようにしてもよい。これにより、意図せずにフットスイッチが踏み込まれた場合に手術用顕微鏡本体16, 400が移動するという事態

の発生を回避することができる。

[0328] また、上記各実施形態では、フットスイッチを例示したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、フットスイッチに代えて、或いは、フットスイッチと併用して、ロータリスイッチ、スライドスイッチ、及び／又はクリックホイール等のハードキー又はソフトキーを適用してもよい。

[0329] また、上記各実施形態では、手術用顕微鏡本体 16, 400 のスライド機構 78 の可動範囲内で移動させているが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、制御部 102 は、右側画像 110R 及び左側画像 110L のうちの少なくとも一方に基づいて、眼部 20A に対する手術用顕微鏡本体 16, 400 の位置を検出し、検出結果に基づいて手術用顕微鏡本体 16, 400 の移動を強制停止させるようにしてもよい。これにより、手術用顕微鏡本体 16, 400 が患者に接触するという事態の発生が抑制される。

[0330] また、手術用顕微鏡本体 16, 400 の移動を強制停止させるだけでなく、上記の検出結果に基づく制御処理が制御部 102 によって実行されるようにしてもよい。制御処理は、例えば、手術用顕微鏡本体 16, 400 の位置が患者に接触する位置でないことをディスプレイ 14 等を介して報知する処理を含む処理である。また、制御処理は、上記の検出結果に基づいて、手術用顕微鏡本体 16, 400 の位置が所定範囲内にあるか否かを示す信号を出力する処理を含む処理であってもよい。ここで言う「所定範囲」とは、例えば、スライド機構 78 の可動範囲内のうちの手術用顕微鏡本体 16, 400 が患者に接触しない範囲を指す。また、制御処理は、手術用顕微鏡本体 16, 400 の位置が所定範囲外の場合に合焦位置を調節させないように制御する処理を含む処理であってもよい。合焦位置を調節させないように制御する処理とは、例えば、合焦位置の調節を停止する処理を指す。

[0331] 上記各実施形態では、右側画像 110R 及び左側画像 110L から位相限定相関法により相関が導出される形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、右側画像 110R の圧縮画像及び左側画像 110L の圧縮画像から位相限定相関法により相関が導出されるようにして

もよい。ここで言う「圧縮画像」とは、例えば、右側画像 110R 及び左側画像 110L の各々が 16 ビットの画像である場合、上位 8 ビットの画像を指す。また、圧縮画像の他の例としては、右側画像 110R 及び左側画像 110L の各々を行方向及び／又は列方向に 1 ライン以上のライン数で間引いた画像が挙げられる。このように圧縮画像に対して位相限定相関法を適用することで、相関の導出に要する演算負荷を軽減することができる。

[0332] 上記第 2 実施形態では、第 1 状態を、術野 28 を手術用顕微鏡 12 で観察する状態とし、第 2 ～ 第 8 状態を第 1 状態以外の状態として定義したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、第 2 ～ 第 8 状態は、立体視画像 112 がユーザ 24 によって視覚的に知覚されている期間（以下、単に「期間」と称する）外に、期間内の撮像条件と異なる撮像条件にした状態であってもよい。期間外とは、例えば、術中以外、又は、手術の実施以外を指す。

[0333] また、上記第 2 実施形態では、AF モードにおいて、位相限定相関法により右側画像 110R と左側画像 110L との相関（以下、単に「相関」と称する）が導出される場合について説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。

[0334] 例えば、位相限定相関法及び／又はその他の方法で手術用顕微鏡本体 16，400 の移動量及び／又は移動方向が導出されるようにしてもよい。この場合、例えば、右側画像 110R 及び左側画像 110L のうちの少なくとも一方に対して合焦の度合いを示す評価値（以下、単に「評価値」と称する）が導出部 100 によって導出され、導出された評価値に基づいて合焦位置が制御部 102 によって調節されるようにしてもよい。ここで、評価値とは、例えば、コントラスト値及び／又は視差量を指す。また、位相差 AF センサでの検出結果から得られる評価値に基づいて合焦位置が制御部 102 によって調節されるようにしてもよい。位相差 AF センサでの検出結果から得られる評価値の一例としては、右側画像 110R と左側画像 110L との位相差が挙げられる。

[0335] また、上記各実施形態では、AF モードにおいて、相関又は評価値から直

接的に合焦位置が定められる形態例を挙げて説明したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、相関又は評価値に基づいて調節された合焦位置を、指定したオフセット量だけZ方向にオフセットするように調節装置本体30が制御装置32によって制御されるようにしてもよい。オフセット量は、例えば、受付装置19によって受け付けられた指示に従って定められる。

[0336] 図57には、オフセットにより合焦位置GPを角膜20A1の頂点に合わせる例が示されている。相関又は評価値は、右側画像110Rと左側画像110Lに基づいて導出される数値であるため、角膜20A1等の透明な部位については、虹彩等のように画像で解析可能な部位に比べ、右側画像110R及び左側画像110Lから相関又は評価値を求めることは難しい。そこで、まず、導出部100は、相関又は評価値に基づいて合焦位置GPを虹彩の位置に合わせるのに要する調節量を導出する。次に、導出部100は、導出した調節量に対して、オフセット量D1を加算することで、調節量を修正する。そして、制御部102は、導出部100によって修正された調節量で合焦位置GPを調節する。この場合、合焦位置GPの最終的な微調整は、MFモードにおいて手動で行われるようにすればよい。ここでは一例として虹彩から角膜の頂点までのオフセットを例示しているが、虹彩等のように画像に基づいて位相限定相関法により合焦位置GPを合わせることが可能な部位から鉛直方向上の特定部位（観察対象部位（目的の部位））までの方向及び距離が特定可能であれば、上記と同様の方法（オフセット量を用いて調節量を修正する方法）で、特定部位に合焦位置GPを合わせることが可能となる。

[0337] なお、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、相関又は評価値に基づいて合焦位置GPを一旦虹彩の位置に合わせ、その後、受付装置19によって受け付けられた指示に従って定められたオフセット量に従って合焦位置GPが調節されるようにしてもよい。この場合、例えば、まず、導出部100は、相関又は評価値に基づいて合焦位置GPを角膜に合わせるのに要する調節量を導出する。次に、制御部102は、導出部100により導出された調節量に従って、合焦位置GPを虹彩の位置に合わせるように手術用顕微鏡

本体 16 を鉛直方向に沿って移動させる。そして、制御部 102 は、受付装置 19 によって受け付けられた指示に従って定められたオフセット量に従って、合焦位置 GP を虹彩の位置に合わせるように手術用顕微鏡本体 16 を鉛直上方向 UP に移動させる。

[0338] なお、図 57 に示す例では、手術用顕微鏡本体 16 が示されているが、本開示の技術はこれに限定されず、手術用顕微鏡本体 16 に代えて手術用顕微鏡本体 400（図 50 参照）を適用してもよい。

[0339] また、上記各実施形態では、演算式を用いて解を導き出すことを意味する「算出」を例示したが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、「算出」に代えて、ルックアップテーブルを用いた「導出」を適用してもよいし、演算式及びルックアップテーブルを併用してもよい。ルックアップテーブルを用いた「導出」は、例えば、演算式の独立変数を入力値と演算式の従属変数（解）を出力値とを有するルックアップテーブルを用いて出力値としての解を導き出す処理を含む。

[0340] また、上記各実施形態では、フォーカス系プログラムを ROM86 から読み出す場合を例示したが、必ずしも最初から ROM86 に記憶させておく必要はない。例えば、図 56 に示すように、SSD、USBメモリ、又は DVD-ROM等の任意の可搬型の記憶媒体 450 に先ずはフォーカス系プログラムを記憶させておいてもよい。この場合、記憶媒体 450 のフォーカス系プログラムがコンピュータ 82 にインストールされ、インストールされたフォーカス系プログラムが CPU84（図 5 参照）によって実行される。

[0341] また、通信網（図示省略）を介してコンピュータ 82 に接続される他のコンピュータ又はサーバ装置等の記憶部にフォーカス系プログラムを記憶させておき、フォーカス系プログラムがコンピュータ 82 の要求に応じてインストールされるようにしてもよい。この場合、インストールされたフォーカス系プログラムは CPU84 によって実行される。

[0342] また、上記第 1 実施形態で説明したフォーカスモード設定処理（図 46 参照）、AF モード処理（図 47 及び図 48 参照）、及び MF モード処理（図

4 9 参照) はあくまでも一例である。従って、主旨を逸脱しない範囲内において不要なステップを削除したり、新たなステップを追加したり、処理順序を入れ替えたりしてもよいことは言うまでもない。

[0343] また、上記各実施形態では、コンピュータを利用したソフトウェア構成によりフォーカスモード設定処理 (図 4 6 参照)、A F モード処理 (図 4 7 及び図 4 8 参照)、及び M F モード処理 (図 4 9 参照) が実現される場合を例示したが、本開示の技術はこれに限定されるものではない。例えば、コンピュータを利用したソフトウェア構成に代えて、F P G A 又は A S I C 等のハードウェア構成のみによって、フォーカスモード設定処理、A F モード処理、及び M F モード処理のうちの少なくとも 1 つの処理が実行されるようにしてもよい。フォーカスモード設定処理、A F モード処理、及び M F モード処理のうちの少なくとも 1 つの処理がソフトウェア構成とハードウェア構成との組み合わせた構成によって実行されるようにしてもよい。

[0344] つまり、フォーカスモード設定処理、A F モード処理、及び M F モード処理等の各種処理を実行するハードウェア資源としては、例えば、プログラムを実行することで各種処理を実行するハードウェア資源として機能する汎用的なプロセッサである C P U が挙げられる。また、他のハードウェア資源としては、例えば、専用に設計された F P G A、P L D、又は A S I C などの回路構成を有するプロセッサである専用電気回路が挙げられる。また、これらのプロセッサのハードウェア的な構造としては、半導体素子などの回路素子を組み合わせた電気回路を用いることができる。各種処理を実行するハードウェア資源は、上述した複数種類のプロセッサのうちの 1 つであってもよいし、同種または異種の 2 つ以上のプロセッサの組み合わせであってもよい。

[0345] 以上に示した記載内容及び図示内容は、本開示の技術に係る部分についての詳細な説明であり、本開示の技術の一例に過ぎない。例えば、上記の構成、機能、作用、及び効果に関する説明は、本開示の技術に係る部分の構成、機能、作用、及び効果の一例に関する説明である。よって、本開示の技術の

主旨を逸脱しない範囲内において、以上に示した記載内容及び図示内容に対して、不要な部分を削除したり、新たな要素を追加したり、置き換えたりしてもよいことは言うまでもない。また、錯綜を回避し、本開示の技術に係る部分の理解を容易にするために、以上に示した記載内容及び図示内容では、本開示の技術の実施を可能にする上で特に説明を要しない技術常識等に関する説明は省略されている。

[0346] 本明細書において、「A及び／又はB」は、「A及びBのうちの少なくとも1つ」と同義である。つまり、「A及び／又はB」は、Aだけであってもよいし、Bだけであってもよいし、A及びBの組み合わせであってもよい、という意味である。また、本明細書において、3つ以上の事柄を「及び／又は」で結び付けて表現する場合も、「A及び／又はB」と同様の考え方が適用される。

[0347] 本明細書に記載された全ての文献、特許出願及び技術規格は、個々の文献、特許出願及び技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

請求の範囲

- [請求項1] 観察対象から得られる右側観察対象光に基づいて右側画像を得る右側撮像素子に対して前記右側観察対象光を結像させ、前記観察対象を示す左側観察対象光に基づいて左側画像を得る左側撮像素子に対して前記左側観察対象光を結像させる光学系と、
- 前記光学系の前記観察対象に対する合焦位置を、入力される指示に基づいて調節する調節部と、
- 前記合焦位置を前記観察対象の指定領域に合わせるために、前記調節部による前記合焦位置の調節に要する前記指示の内容を示唆する示唆情報を表示部に表示させる制御部と、
- を含む顕微鏡。
- [請求項2] 前記制御部は、前記調節部による調節に連動して前記示唆情報をリアルタイムに更新する制御を行う請求項1に記載の顕微鏡。
- [請求項3] 前記示唆情報は、前記合焦位置の調節状態を視覚的に認識させる情報を含む、請求項1又は請求項2に記載の顕微鏡。
- [請求項4] 前記示唆情報は、前記右側画像及び前記左側画像のうちの前記指定領域に対応する画像領域として指定された画像領域を他の画像領域とは区別可能にマーキングされた画像を含む情報である請求項1から請求項3の何れか1項に記載の顕微鏡。
- [請求項5] 前記示唆情報は、前記右側画像と前記左側画像とがアルファブレンドされることで得られた画像を含む情報である請求項1から請求項4の何れか1項に記載の顕微鏡。
- [請求項6] 前記示唆情報は、前記右側画像と前記左側画像とに基づくスプリットイメージを含む情報である請求項1から請求項5の何れか1項に記載の顕微鏡。
- [請求項7] 前記スプリットイメージは、前記右側画像が特定方向に分割されることで得られた複数の右側分割画像と、前記左側画像が前記特定方向に分割されることで得られた複数の左側分割画像とを有し、

前記制御部は、前記複数の右側分割画像のうちの前記指定領域に対応する画像領域として指定された右側画像領域の少なくとも一部の外輪郭、及び前記複数の左側分割画像のうちの前記指定領域に対応する画像領域として指定された左側画像領域の少なくとも一部の外輪郭に対して第1強調表示が行われるように前記表示部を制御する請求項6に記載の顕微鏡。

[請求項8] 前記第1強調表示は、前記複数の右側分割画像のうちの前記指定領域に対応する画像領域として指定された右側画像領域の少なくとも一部の外輪郭、及び前記複数の左側分割画像のうちの前記指定領域に対応する画像領域として指定された左側画像領域の少なくとも一部の外輪郭を縁取った態様での表示である請求項7に記載の顕微鏡。

[請求項9] 前記示唆情報は、前記右側画像と前記左側画像との対応する画素位置の画素値の相違度を表した相違度画像を含む情報である請求項1から請求項6の何れか1項に記載の顕微鏡。

[請求項10] 前記制御部は、前記相違度画像に含まれる画像領域のうちの合焦状態に達した画像領域の外輪郭に対して第2強調表示が行われるように前記表示部を制御する請求項9に記載の顕微鏡。

[請求項11] 前記第2強調表示は、前記相違度画像に含まれる画像領域のうちの合焦状態に達した画像領域の外輪郭を縁取った態様での表示である請求項10に記載の顕微鏡。

[請求項12] 前記示唆情報は、前記右側画像及び前記左側画像のうちの少なくとも一方についての前記指定領域に対応する画像領域のコントラスト値を含む情報である請求項1から請求項11の何れか1項に記載の顕微鏡。

[請求項13] 前記コントラスト値は、前記右側画像についての前記指定領域に対応する領域の右側コントラスト値と、前記左側画像についての前記指定領域に対応する領域の左側コントラスト値とに大別され、

前記制御部は、前記示唆情報が前記右側コントラスト値を含む情報

の場合に、前記右側コントラスト値を前記右側画像に対応付けた状態で前記表示部に表示させ、前記示唆情報が前記左側コントラスト値を含む情報の場合に、前記左側コントラスト値を前記左側画像に対応付けた状態で前記表示部に表示させる請求項 1 2 に記載の顕微鏡。

[請求項14] 前記制御部は、前記コントラスト値をインジケータで前記表示部に表示させる請求項 1 2 又は請求項 1 3 に記載の顕微鏡。

[請求項15] 前記制御部は、前記コントラスト値の時間変化を示すグラフを前記表示部に表示させる請求項 1 2 から請求項 1 4 の何れか 1 項に記載の顕微鏡。

[請求項16] 前記制御部は、前記グラフ上で前記コントラスト値が指定された場合に、指定された前記コントラスト値が得られた時点での前記合焦位置が再現されるように前記調節部を制御する請求項 1 5 に記載の顕微鏡。

[請求項17] 前記光学系は、対物レンズを有し、
前記調節部は、前記指示に応じて前記対物レンズの光軸方向に前記光学系を移動させることで前記合焦位置を調節する請求項 1 から請求項 1 6 の何れか 1 項に記載の顕微鏡。

[請求項18] ズーム倍率の変更可能であり、
前記制御部は、前記ズーム倍率が高くなる場合、前記ズーム倍率が低いときに比べ、前記光学系の移動速度を遅くするように前記調節部を制御する請求項 1 7 に記載の顕微鏡。

[請求項19] 前記光学系は、前記右側観察対象光を前記右側撮像素子に結像させる右側観察光学系と、前記左側観察対象光を前記左側撮像素子に結像させる左側観察光学系と、前記右側観察対象光の光軸と前記左側観察対象光の光軸とが前記観察対象の位置で成す実体角を変更させる変更部と、を有し、

前記制御部は、前記実体角が大きくなる場合に、前記実体角が小さいときに比べ、前記光学系の移動速度を遅くするように前記調節部を

制御する請求項 17 又は請求項 18 に記載の顕微鏡。

[請求項20]

前記光学系は、絞りを有し、

前記制御部は、前記絞りの開度が大きくなる場合に、前記絞りの開度が小さいときに比べ、前記光学系の移動速度を遅くするように前記調節部を制御する請求項 17 から請求項 19 の何れか 1 項に記載の顕微鏡。

[請求項21]

前記示唆情報は、前記右側画像及び前記左側画像に基づいて定められた移動関連情報であって、前記合焦位置を前記指定領域に合わせるために前記光学系を移動させる方向及び移動量のうちの少なくとも一方を示す移動関連情報を含む情報である請求項 17 から請求項 20 の何れか 1 項に記載の顕微鏡。

[請求項22]

前記制御部は、前記右側画像及び前記左側画像が立体視可能に表示された立体視画面を前記表示部に表示させている状態で、前記立体視画面からフォーカス調節画面へ切り替える条件を満足した場合に、前記立体視画面から前記フォーカス調節画面に切り替えるように前記表示部を制御する請求項 1 から請求項 21 の何れか 1 項に記載の顕微鏡。

[請求項23]

観察対象から得られる右側観察対象光に基づいて右側画像を得る右側撮像素子に対して前記右側観察対象光を結像させ、前記観察対象から得られる左側観察対象光に基づいて左側画像を得る左側撮像素子に対して前記左側観察対象光を結像させる光学系の前記観察対象に対する合焦位置を、入力される指示に基づいて調節する調節部と、

前記合焦位置を前記観察対象の指定領域に合わせるために、前記調節部による前記合焦位置の調節に要する前記指示の内容を示唆する示唆情報を生成して出力する制御部と、

を含む顕微鏡用調節装置。

[請求項24]

前記制御部は、前記調節部による調節に連動して前記示唆情報をリアルタイムに更新する制御を行う請求項 23 に記載の顕微鏡用調節装

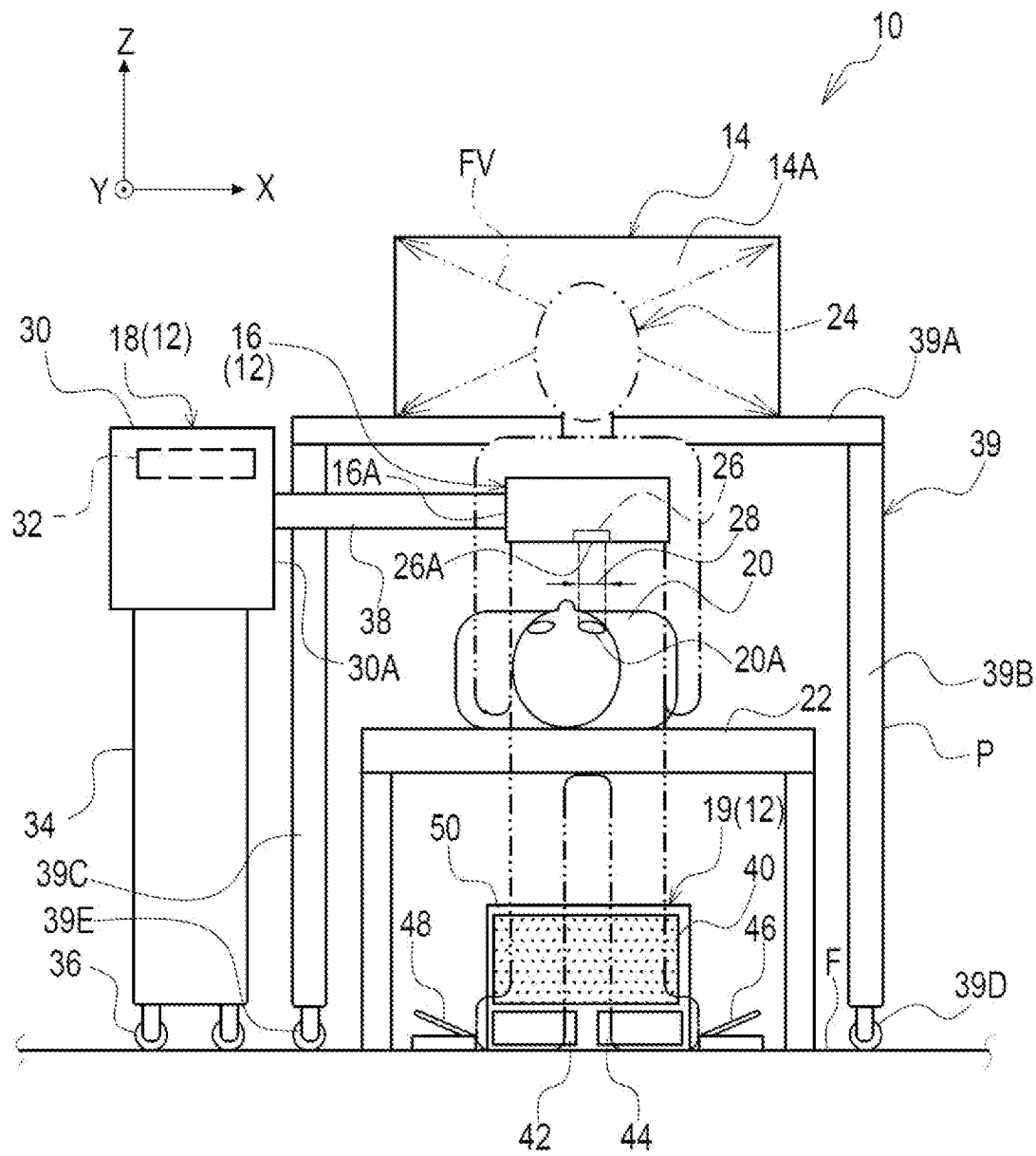
置。

[請求項25] 請求項 2 3 又は請求項 2 4 に記載の顕微鏡用調節装置と、
前記光学系と、
を含む顕微鏡システム。

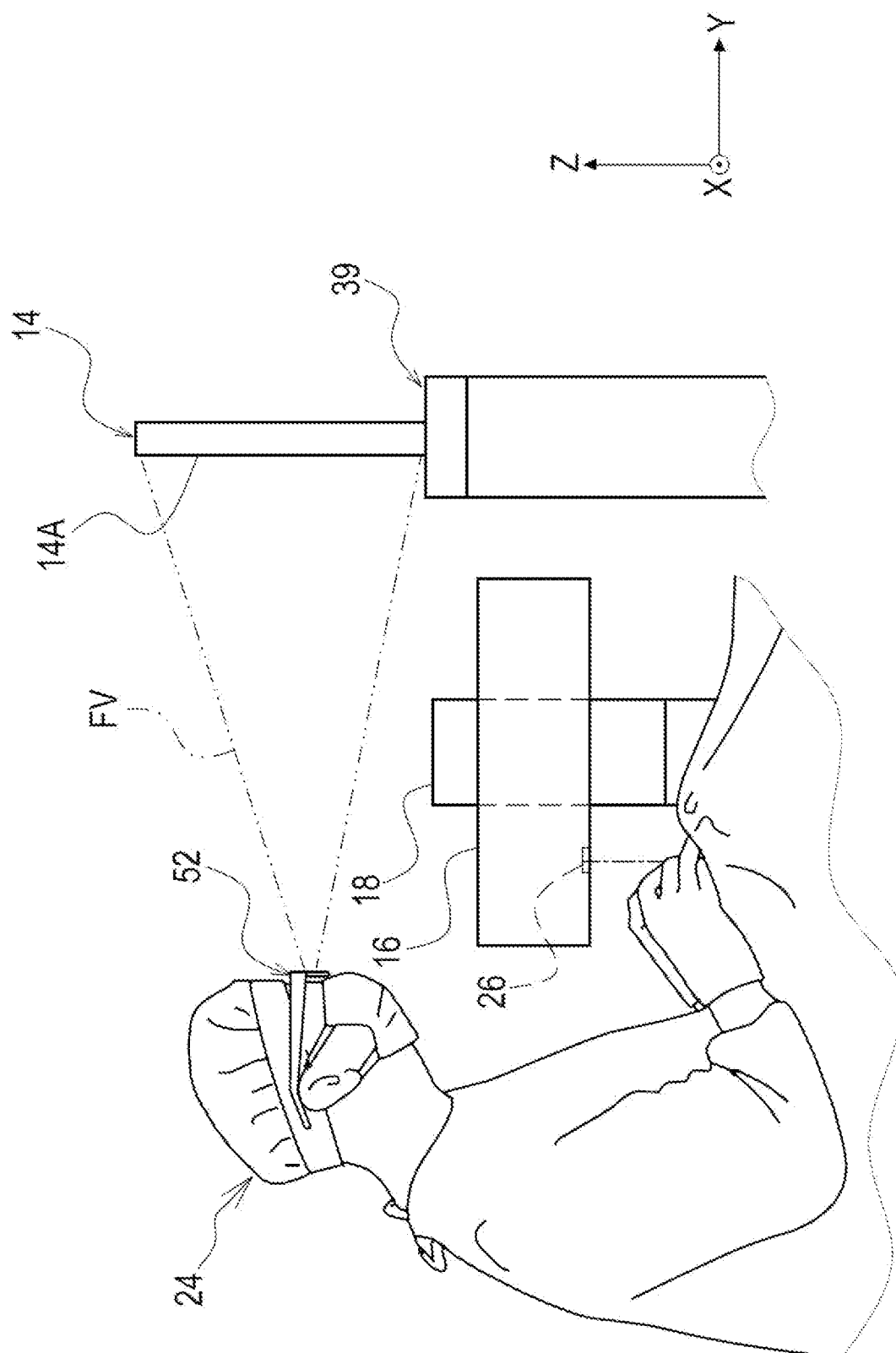
[請求項26] コンピュータを、
請求項 1 から請求項 2 2 の何れか 1 項に記載の顕微鏡用調節装置に
含まれる前記制御部として機能させるためのプログラム。

[請求項27] コンピュータを、
請求項 2 3 又は請求項 2 4 に記載の顕微鏡用調節装置に含まれる前
記制御部として機能させるためのプログラム。

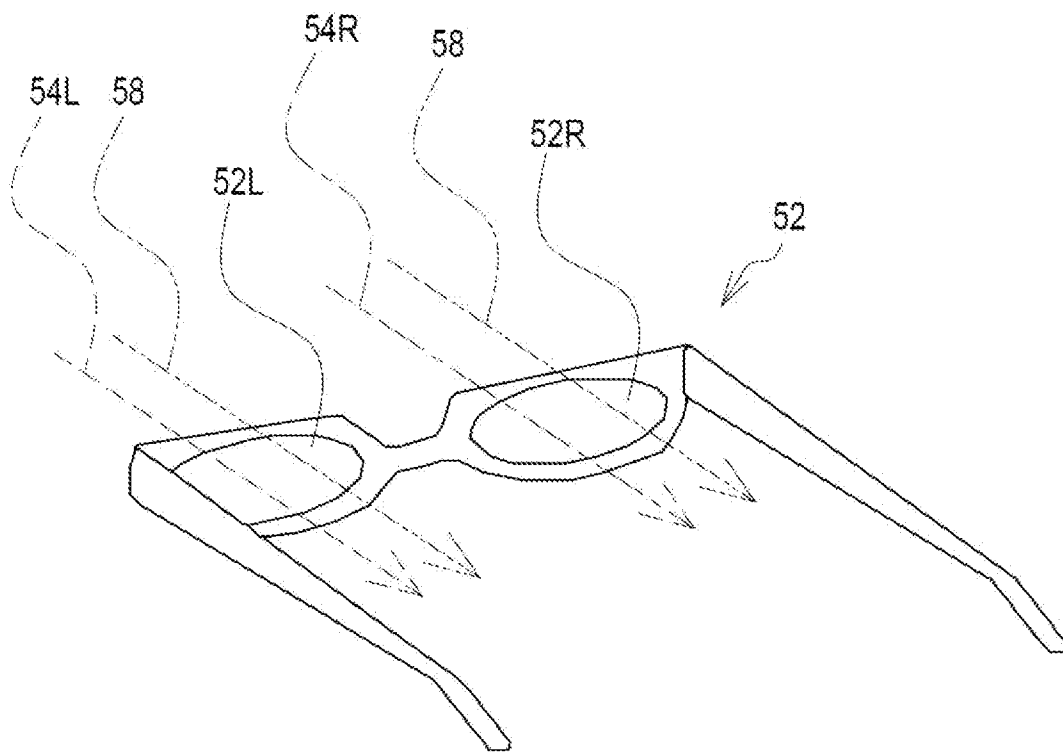
[図1]



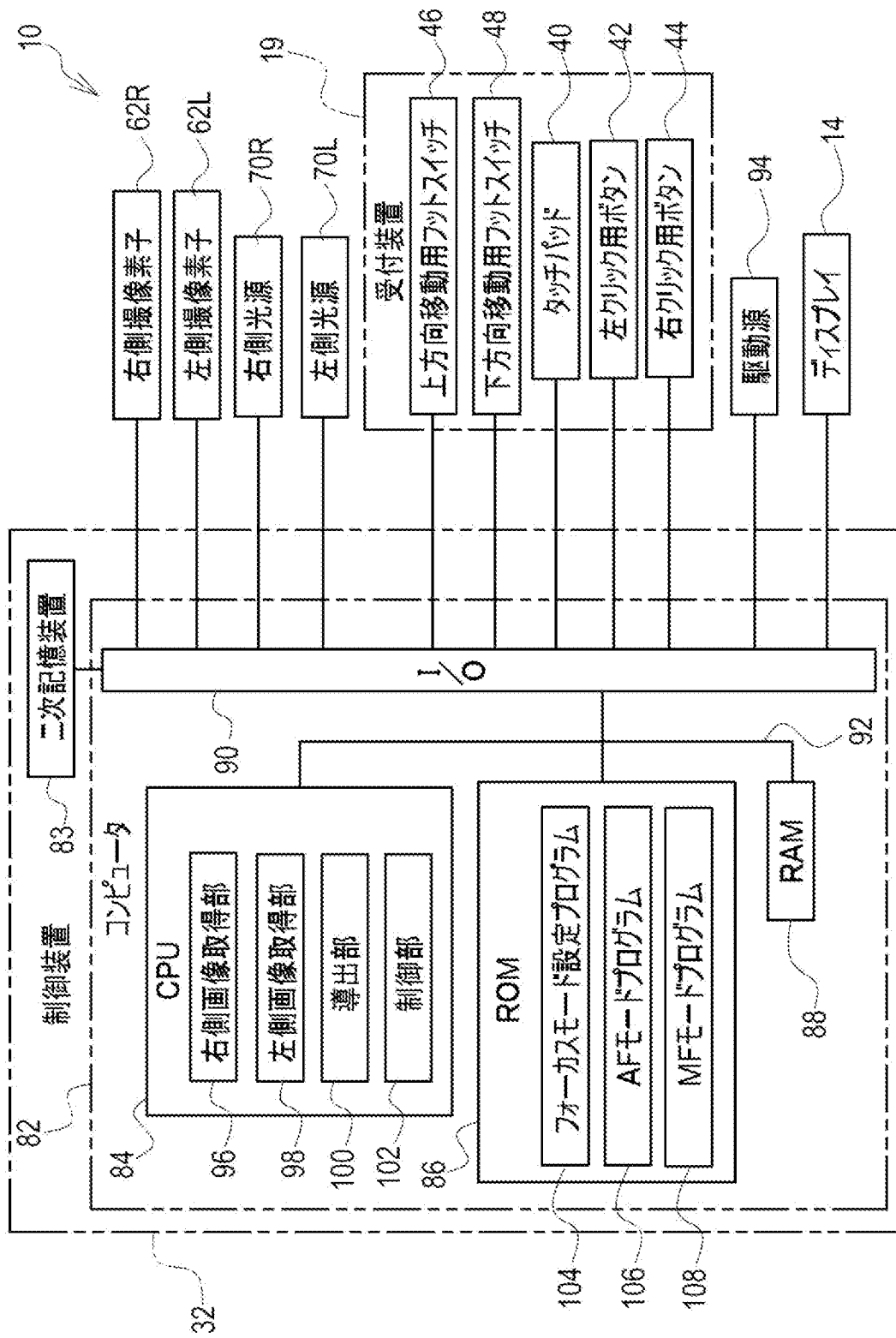
[図2]



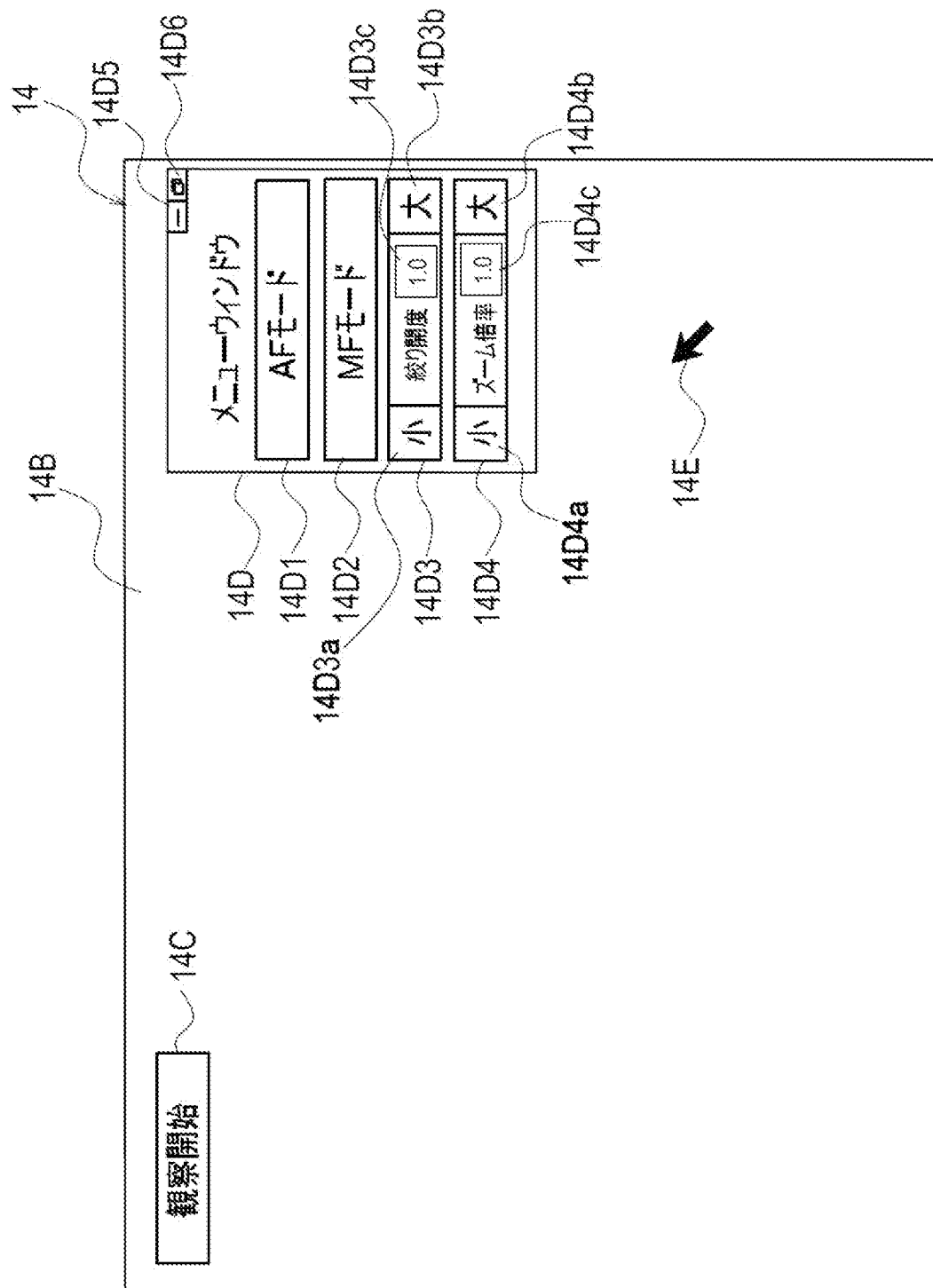
[図3]



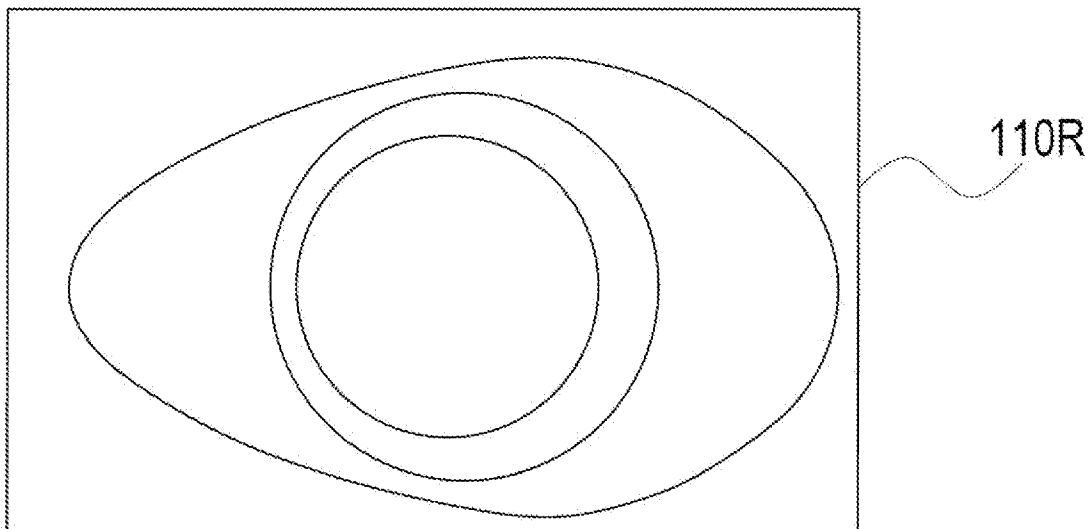
[図5]



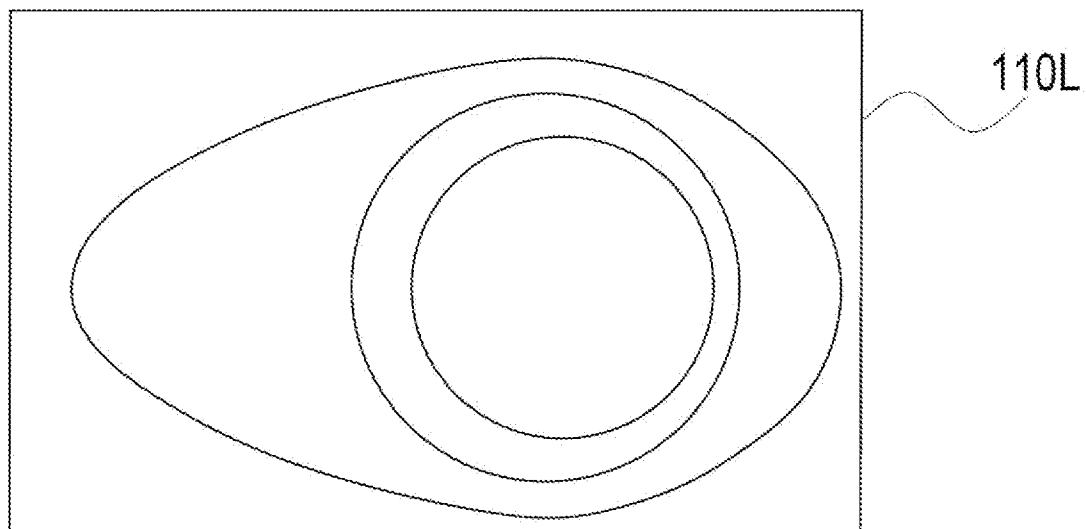
[図6]



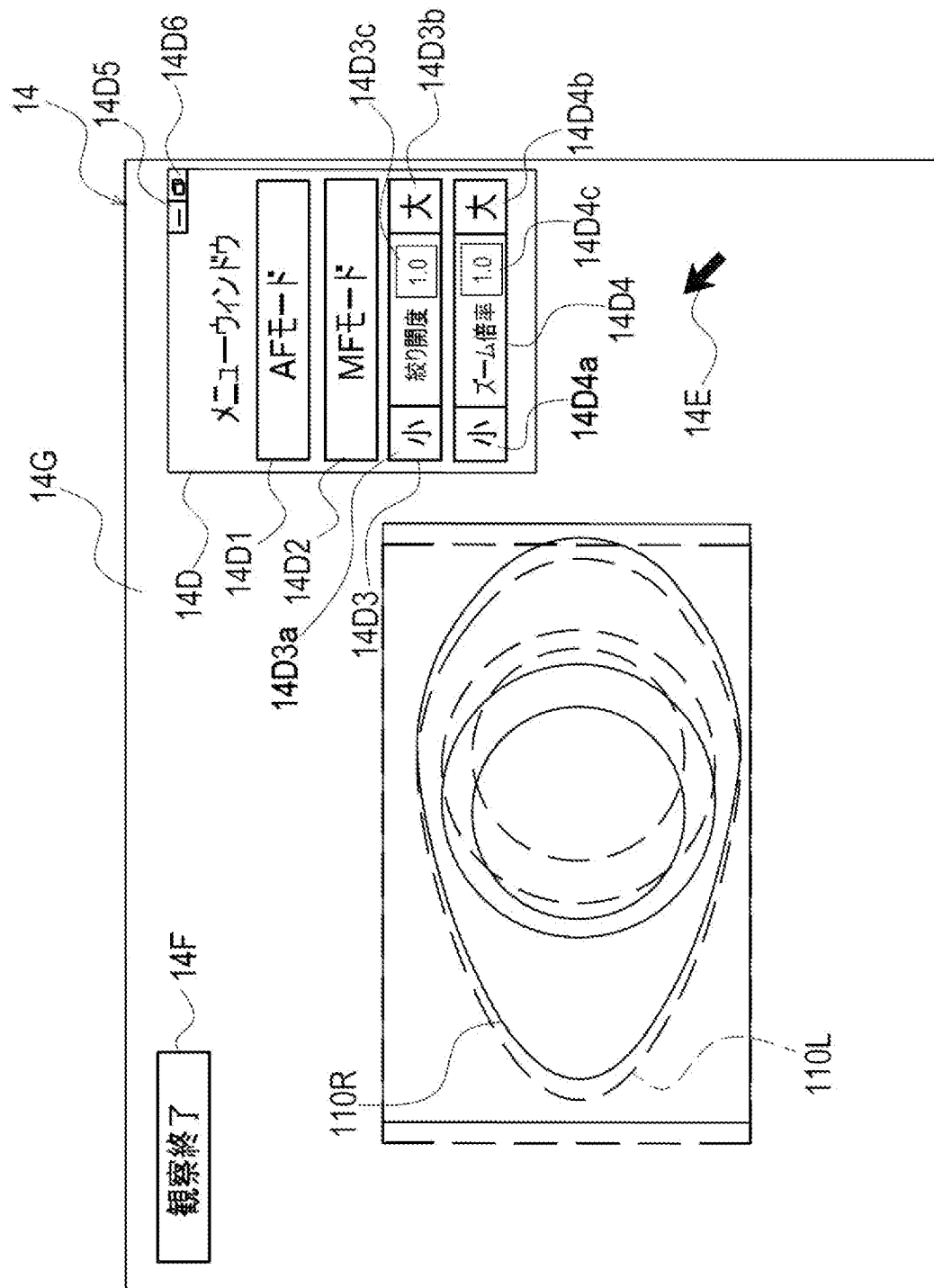
[図7A]



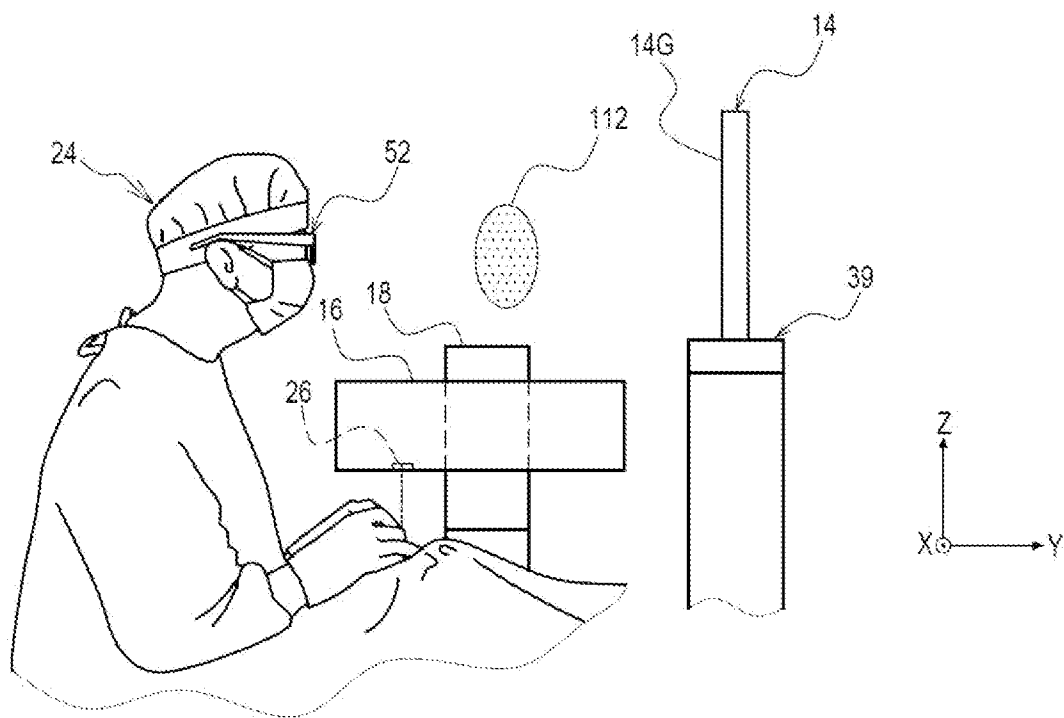
[図7B]



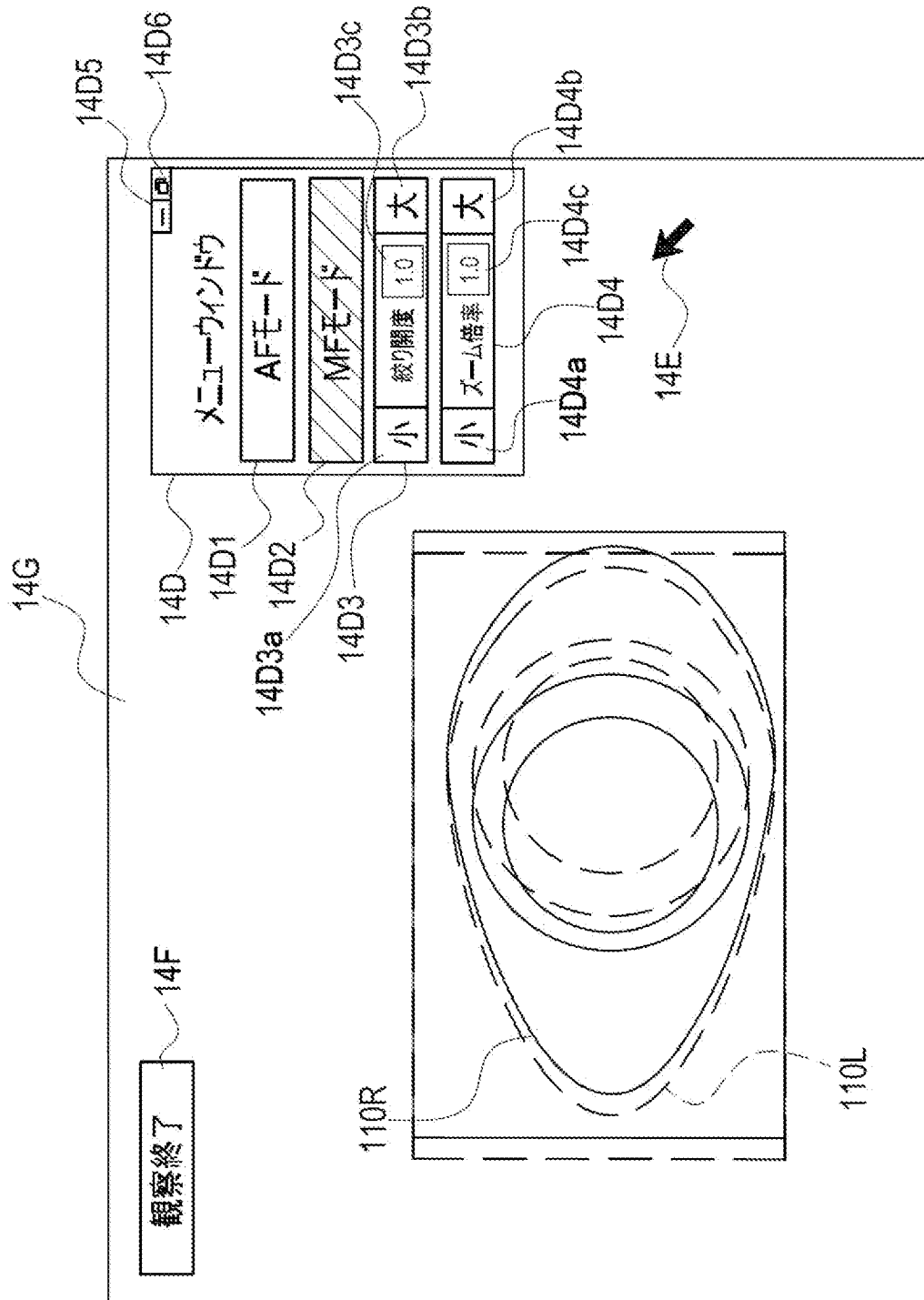
[図8]



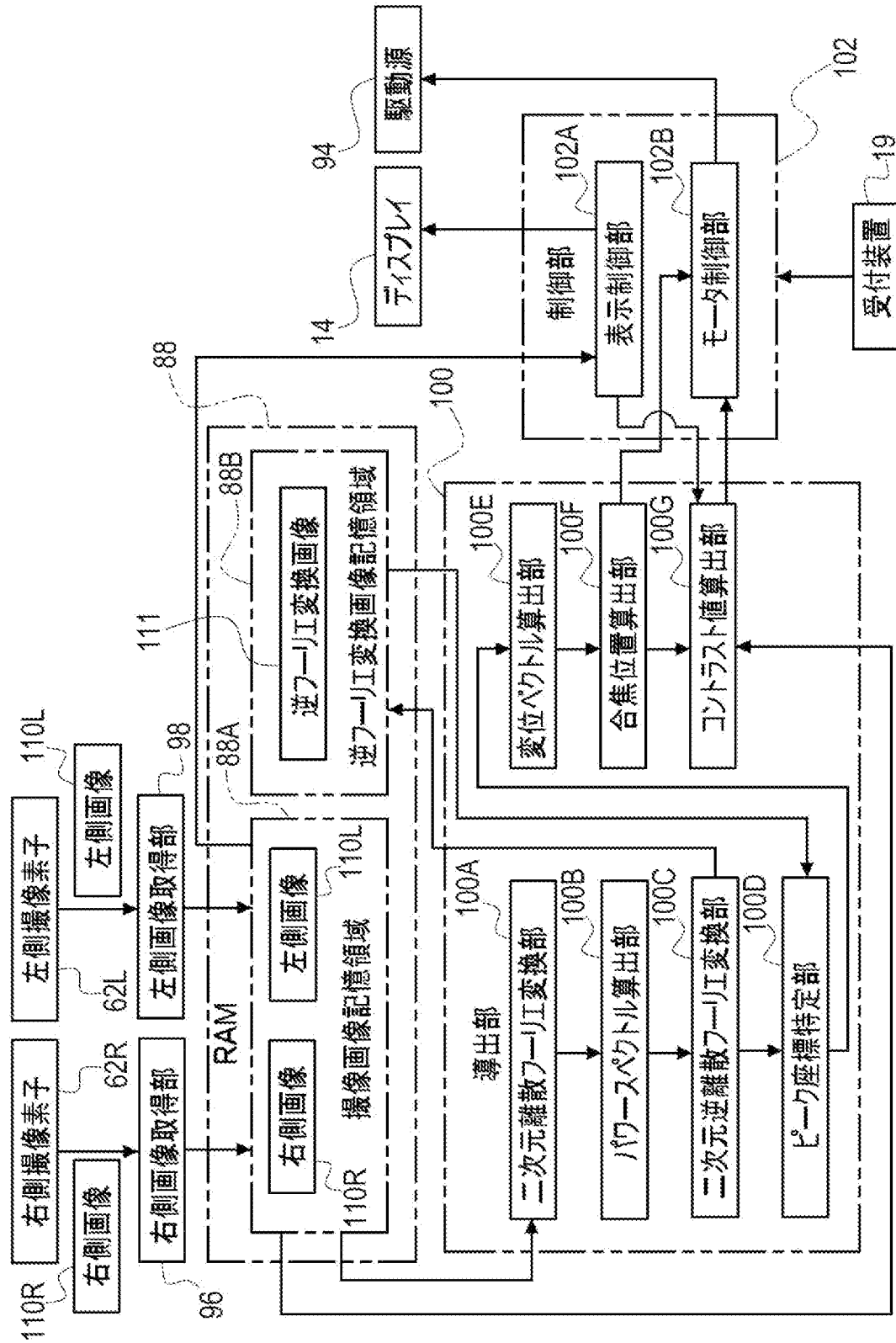
[図9]



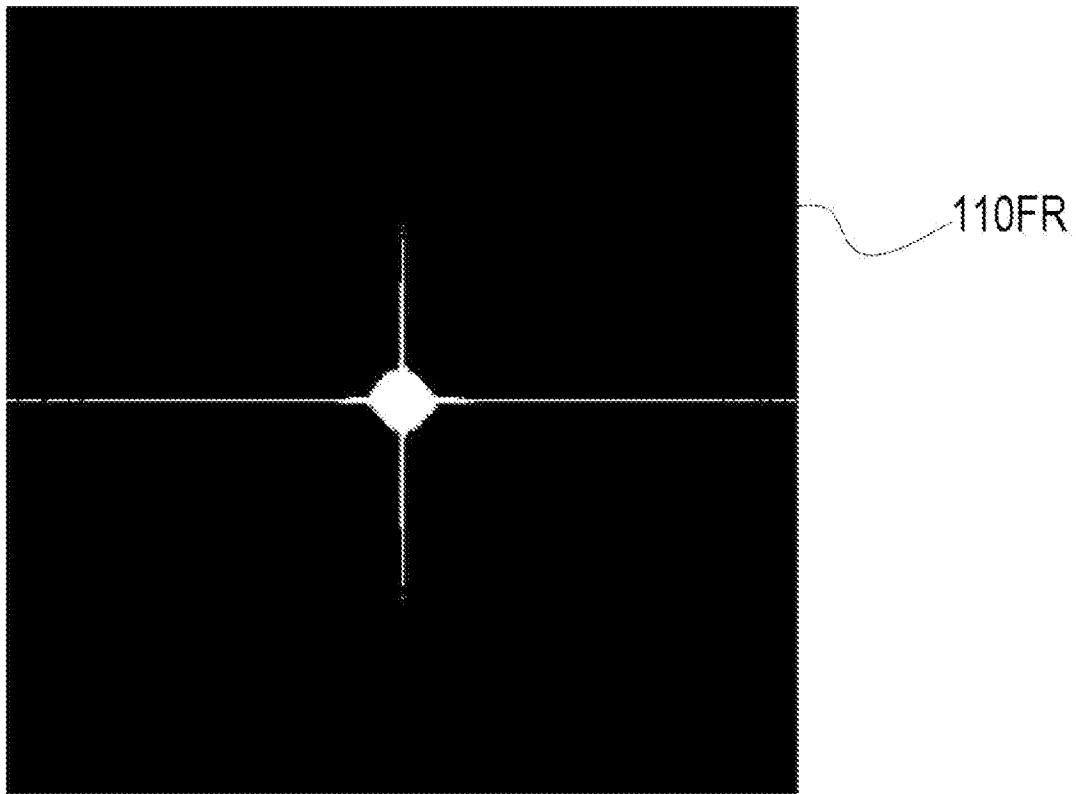
[図10]



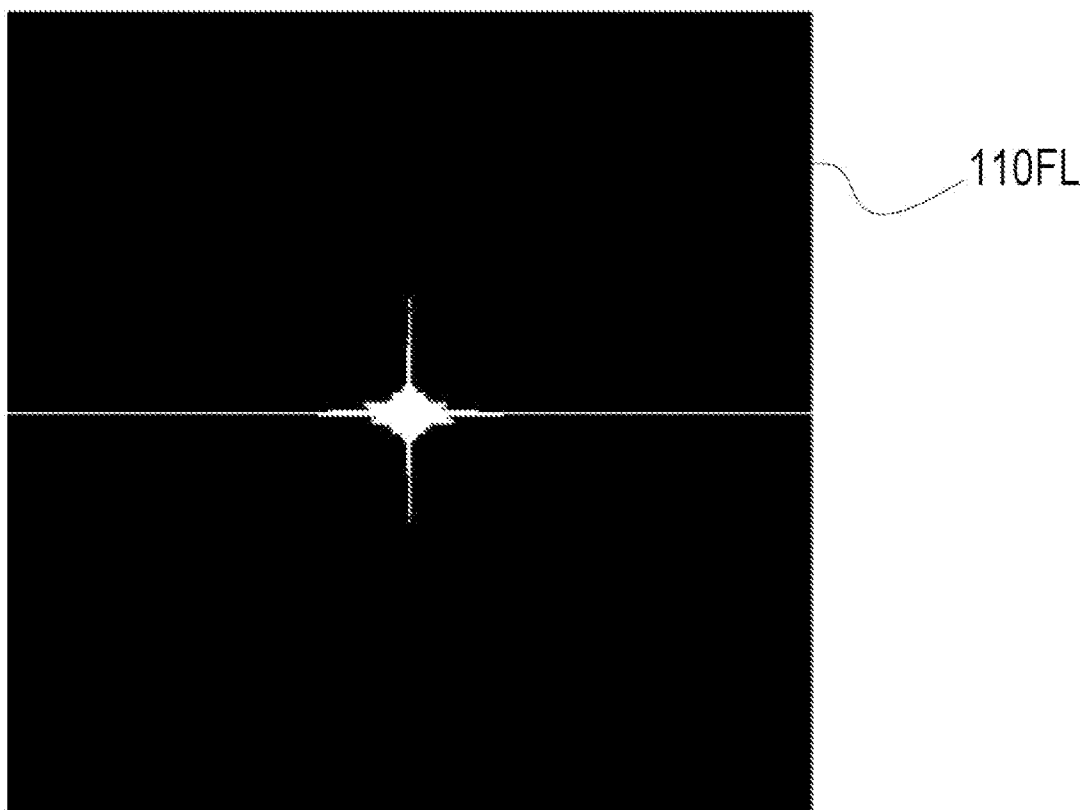
[図11]



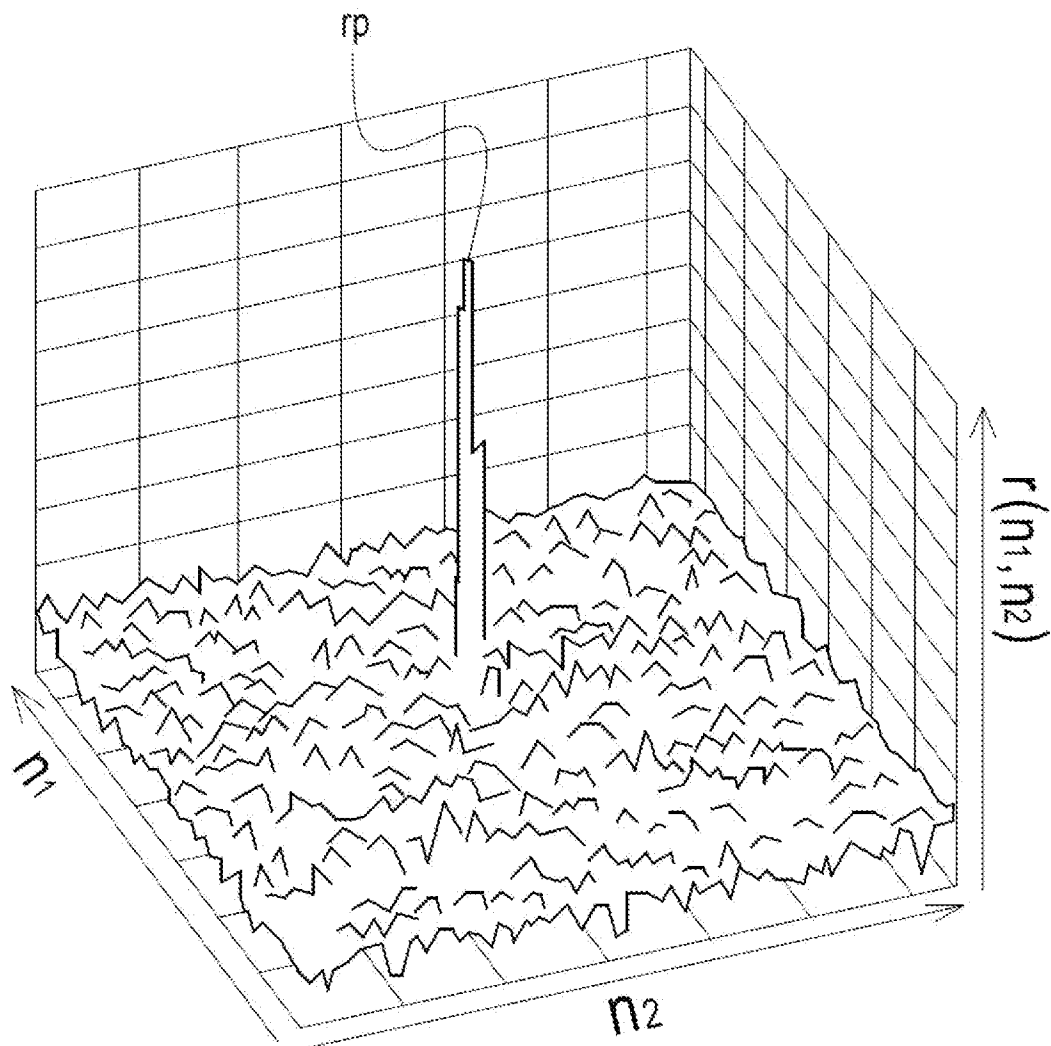
[図12A]



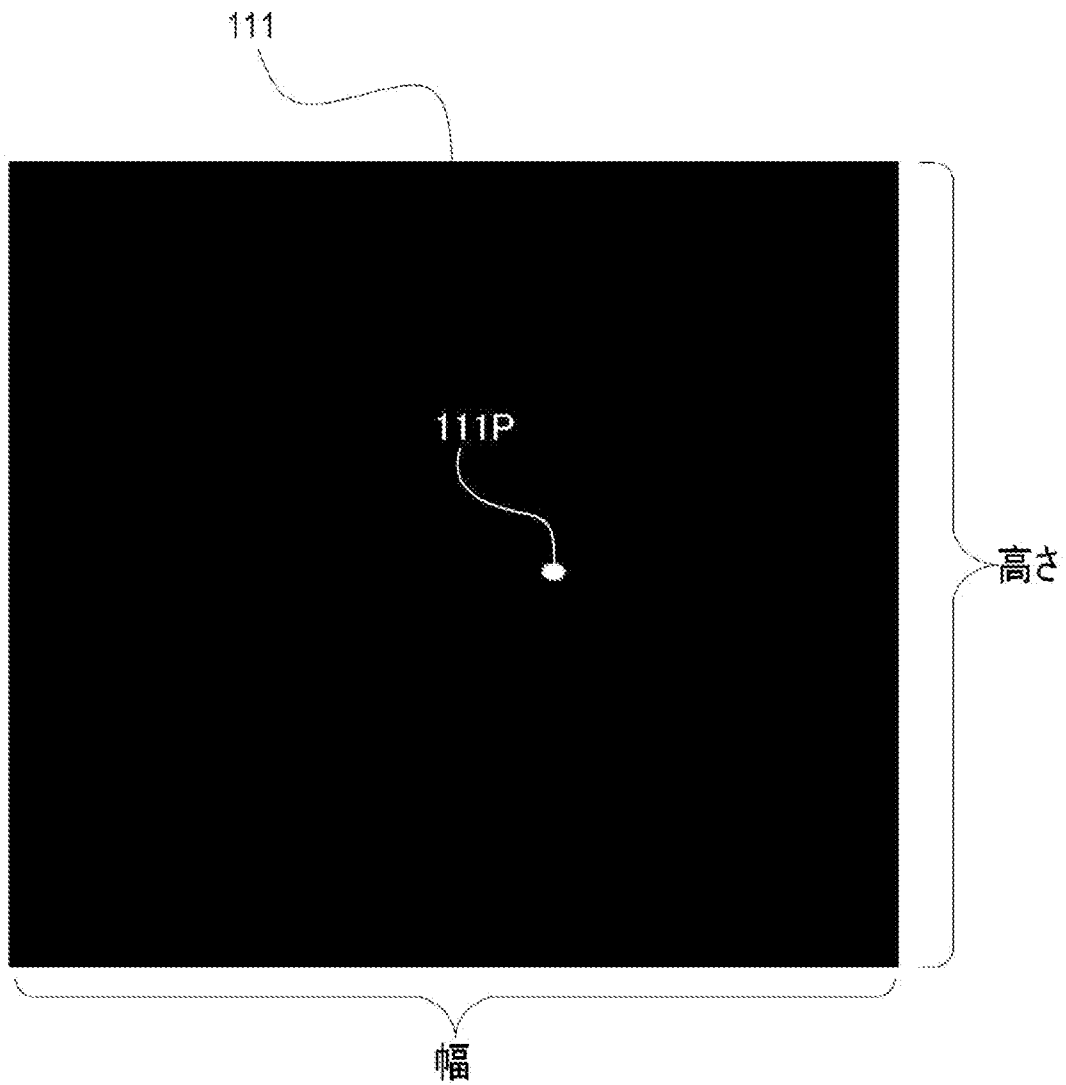
[図12B]



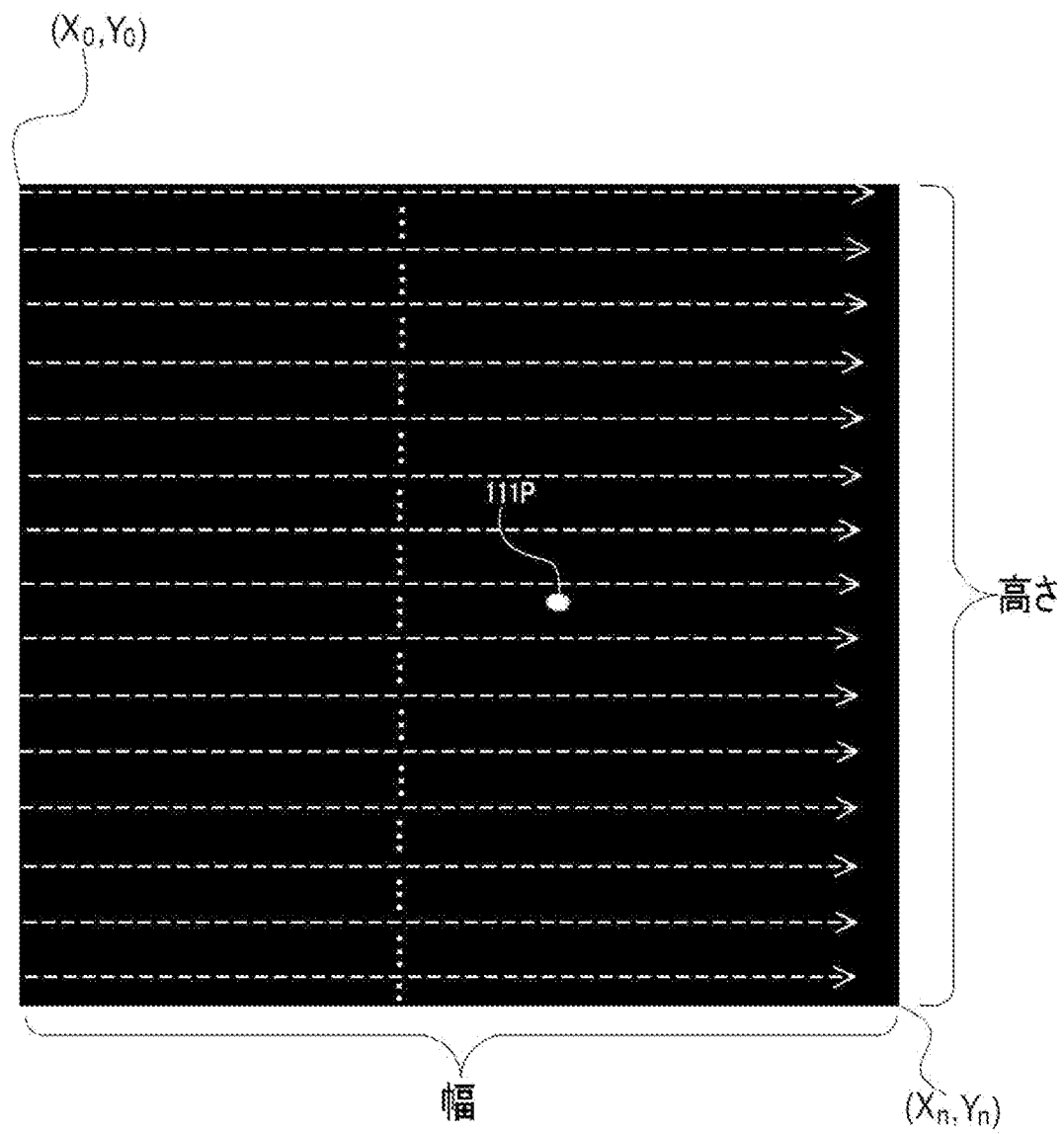
[図13]



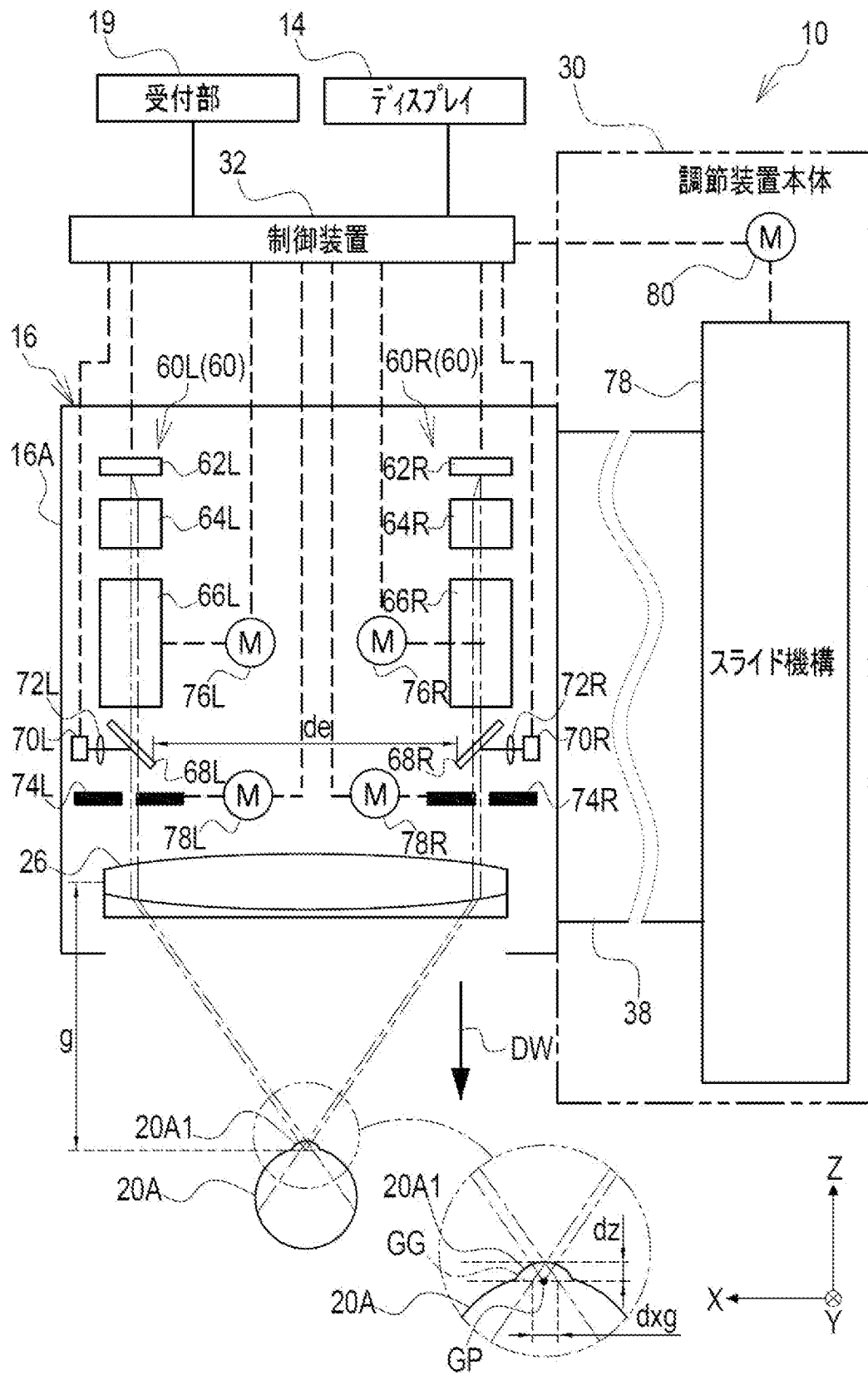
[図14]

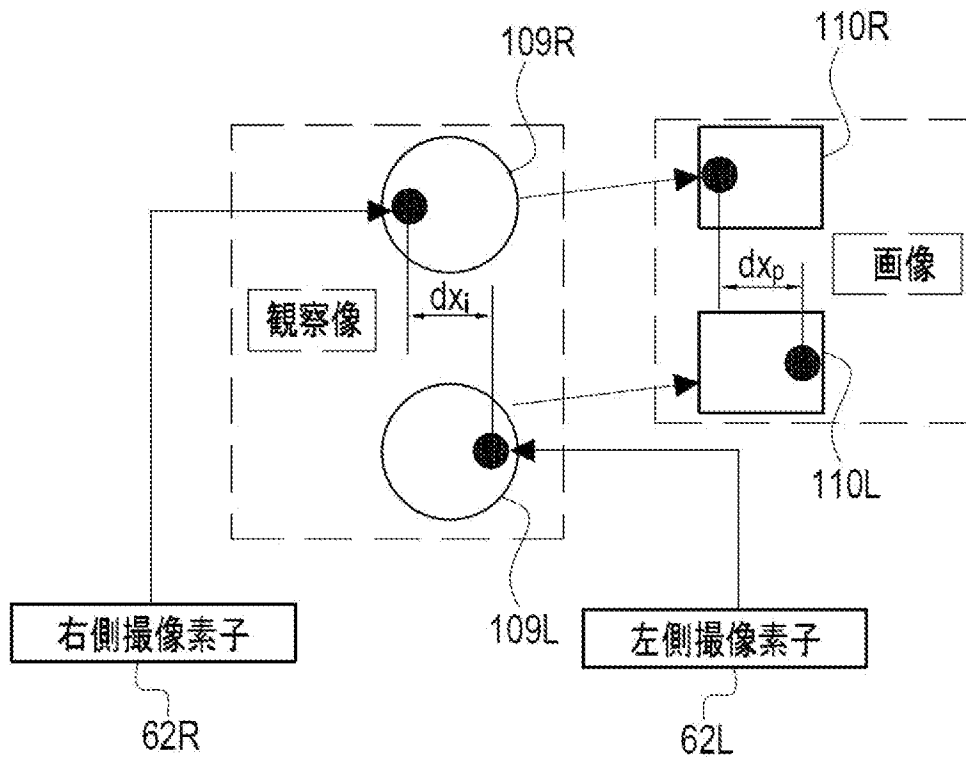


[図15]

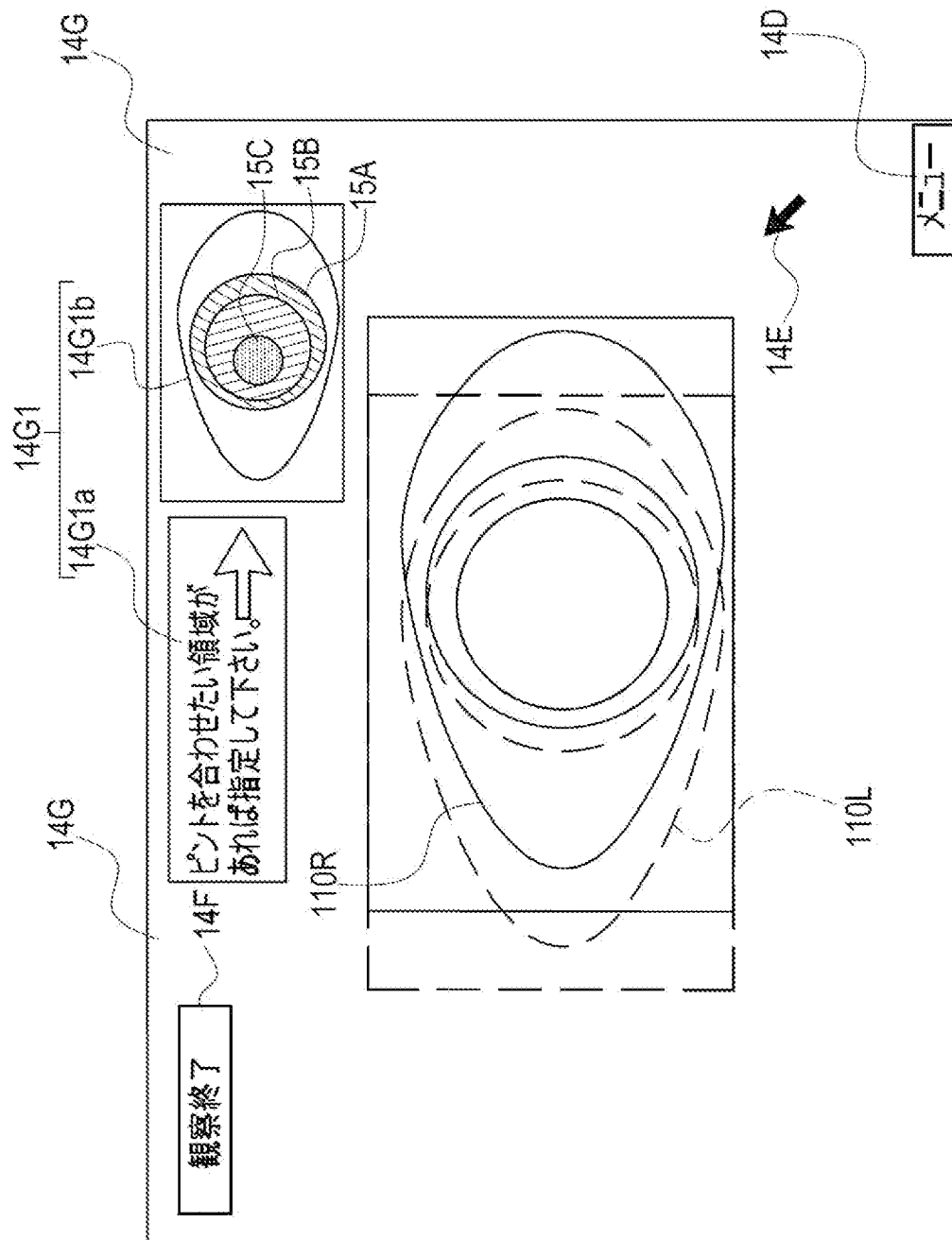


[図16]

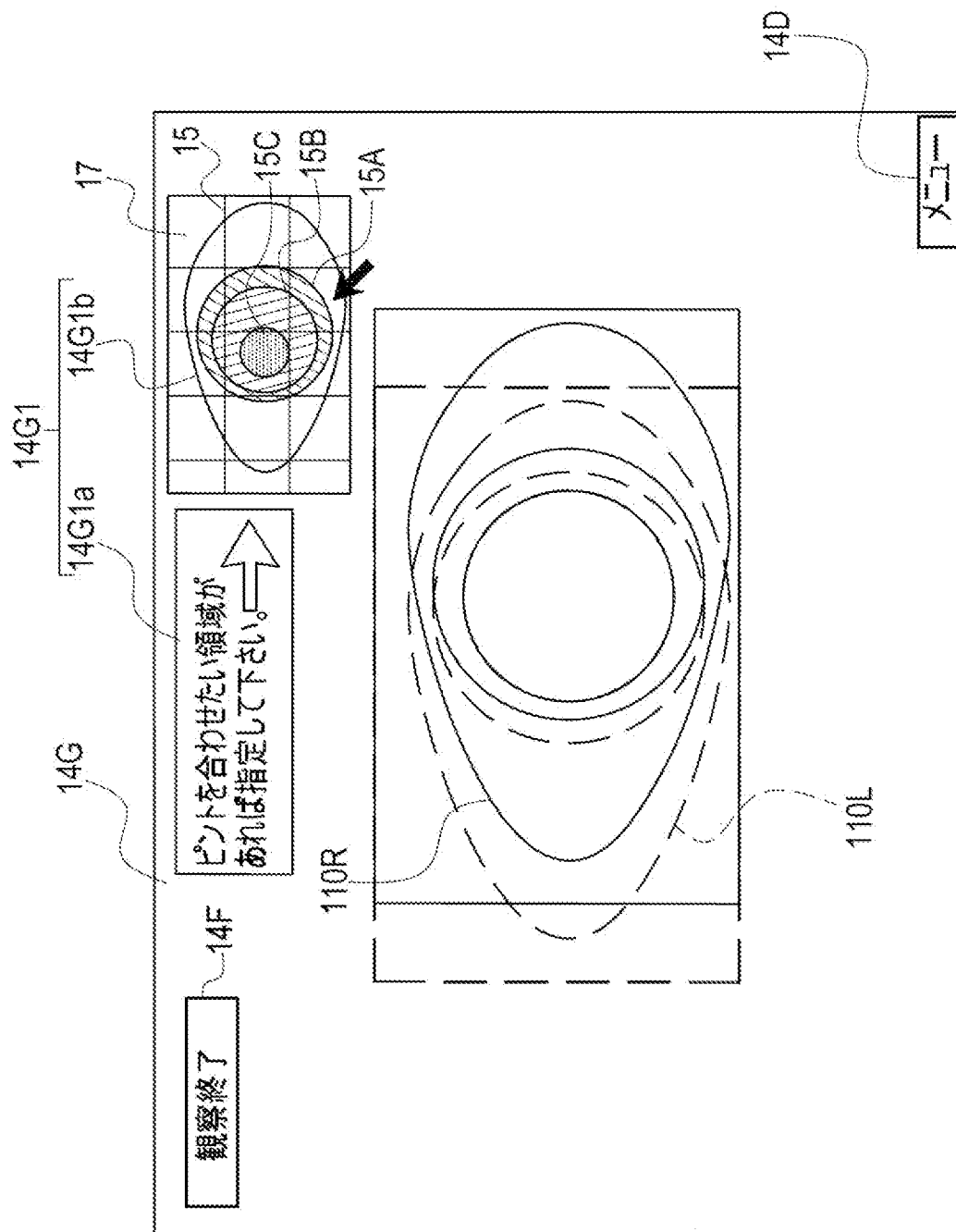




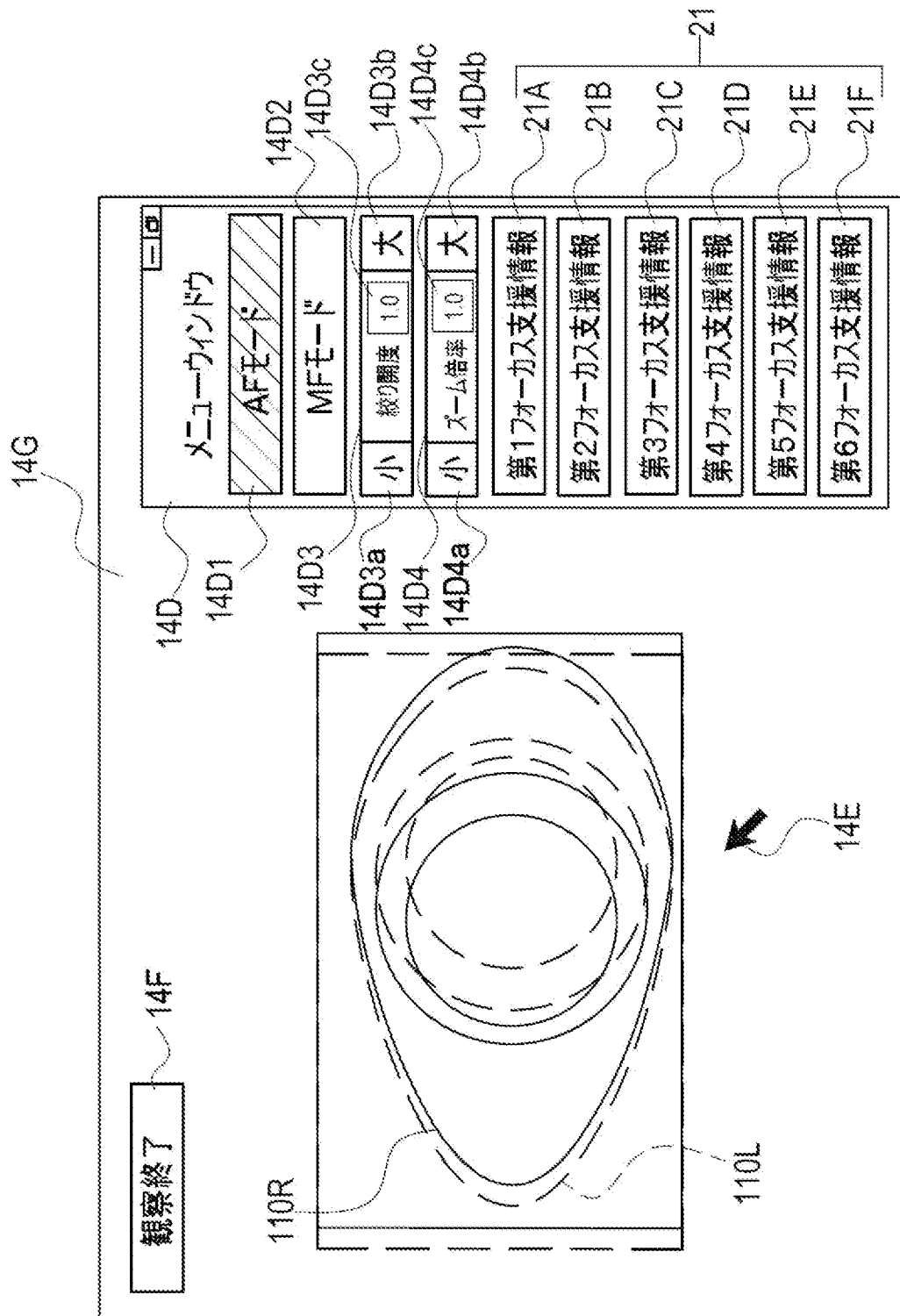
[図18]



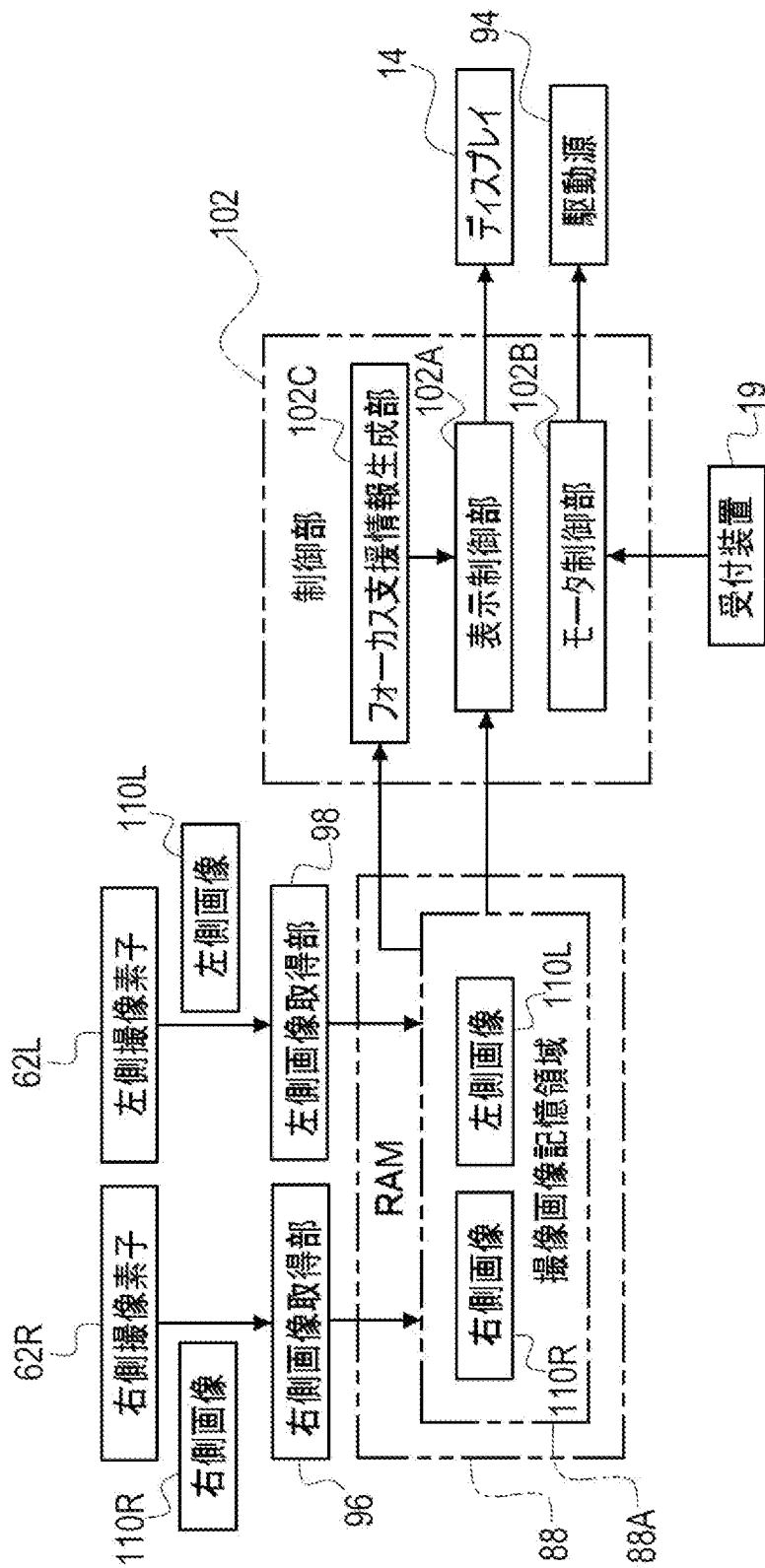
[図19]



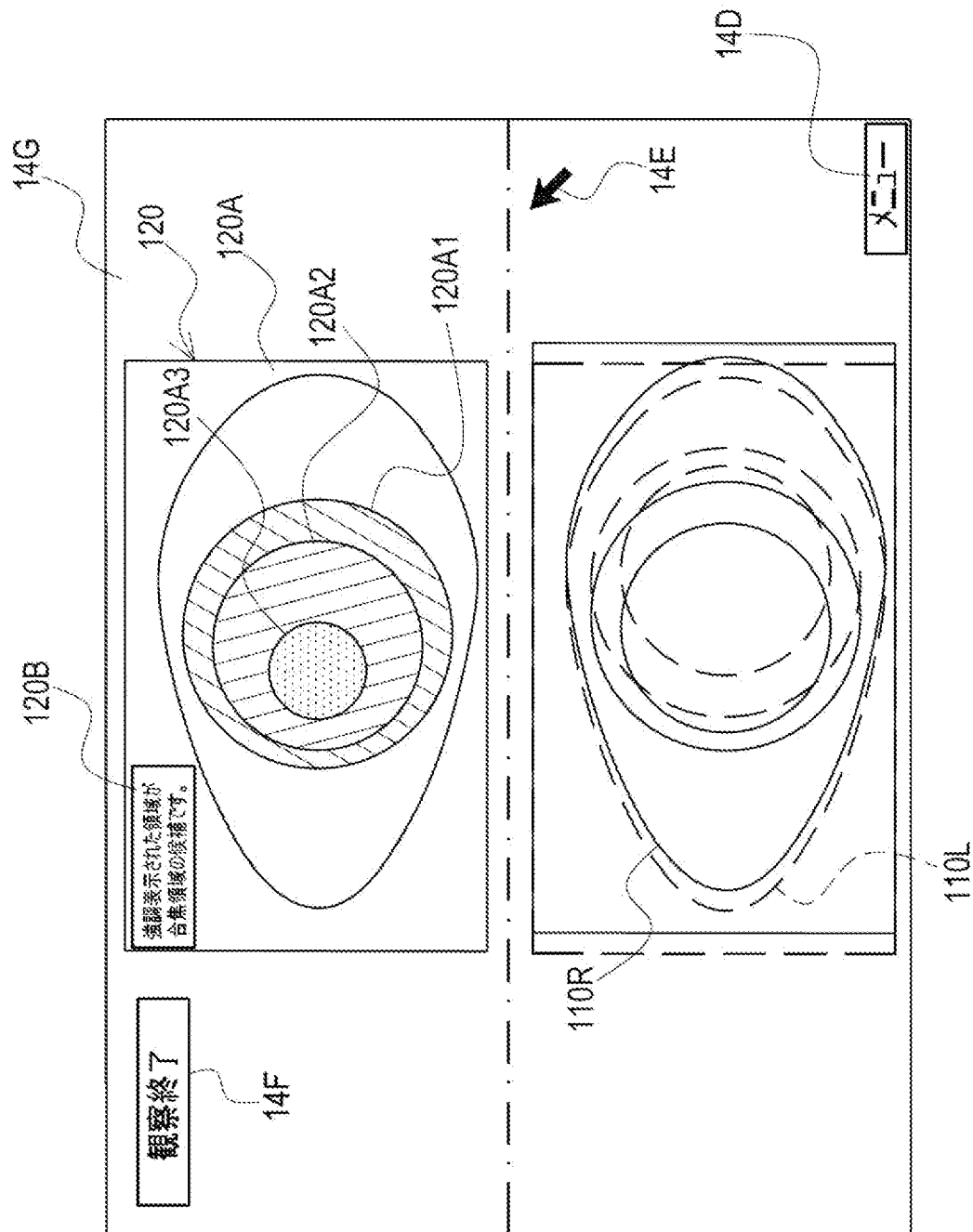
[図20]



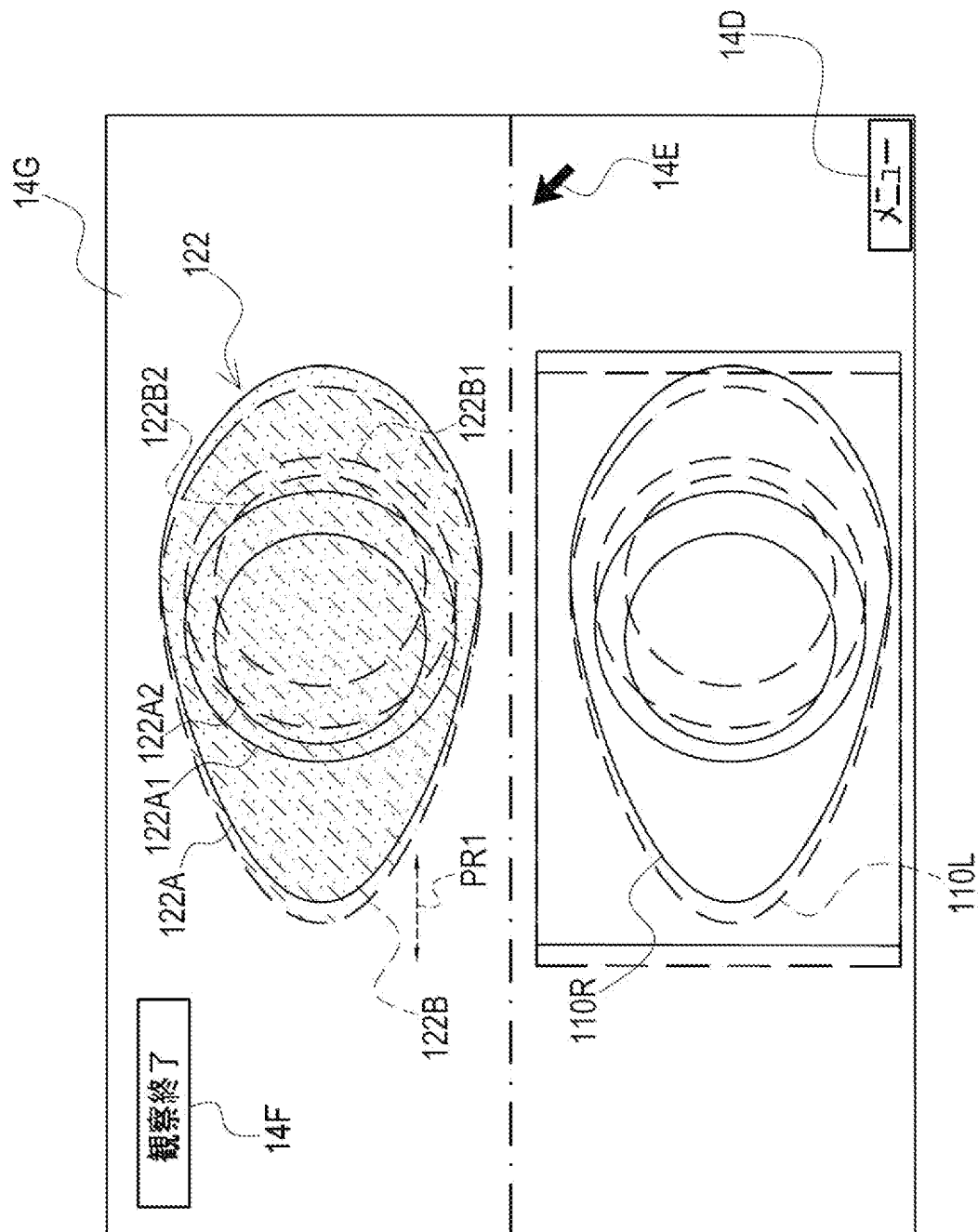
[図21]



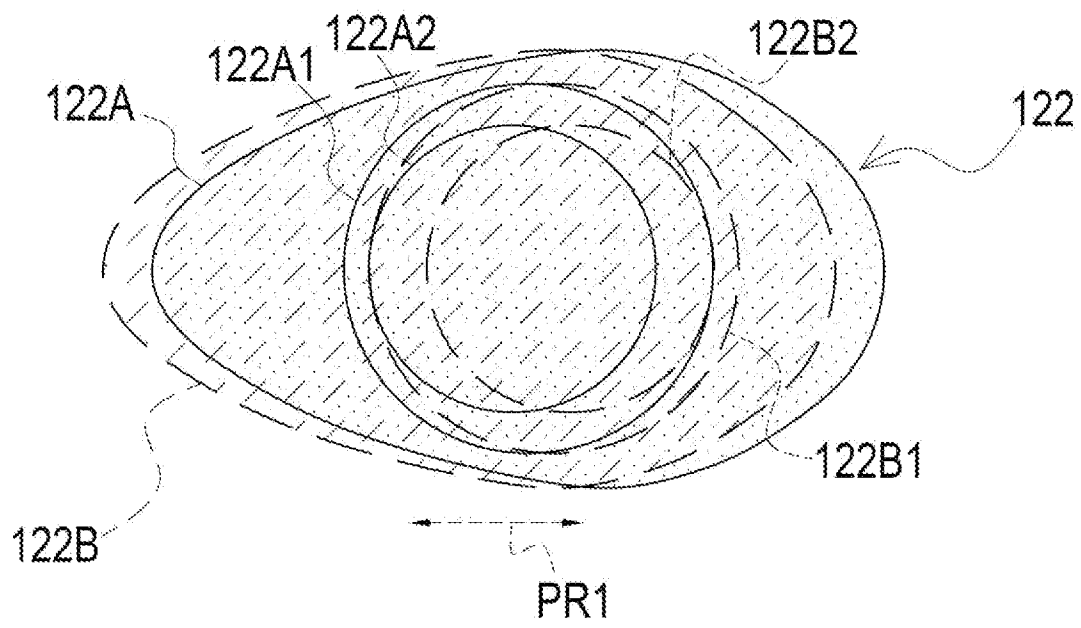
[図22]



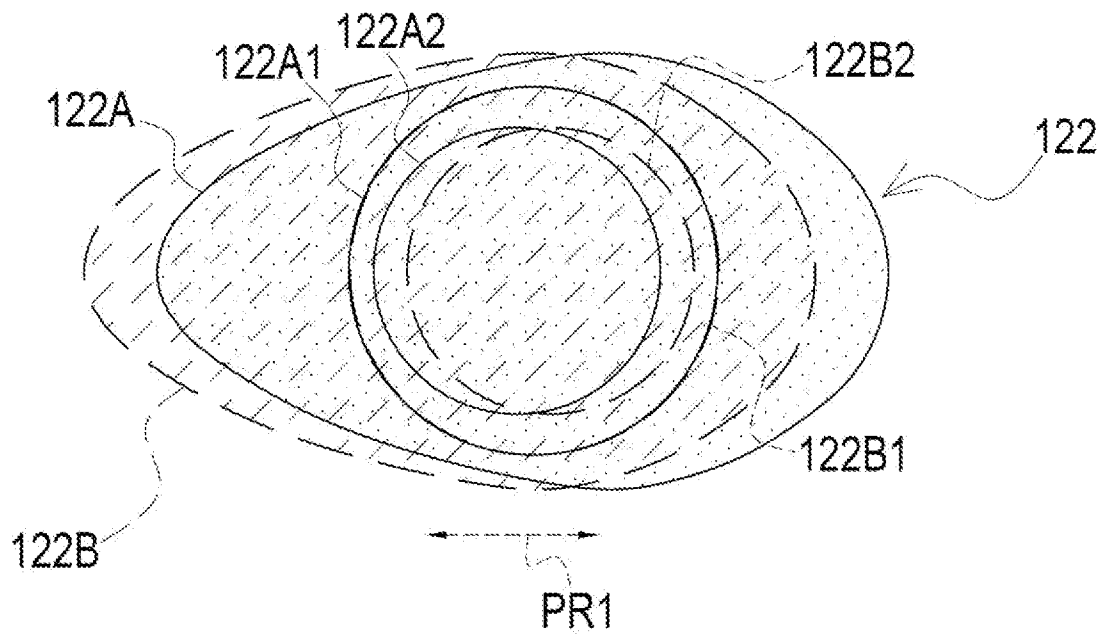
[図23]



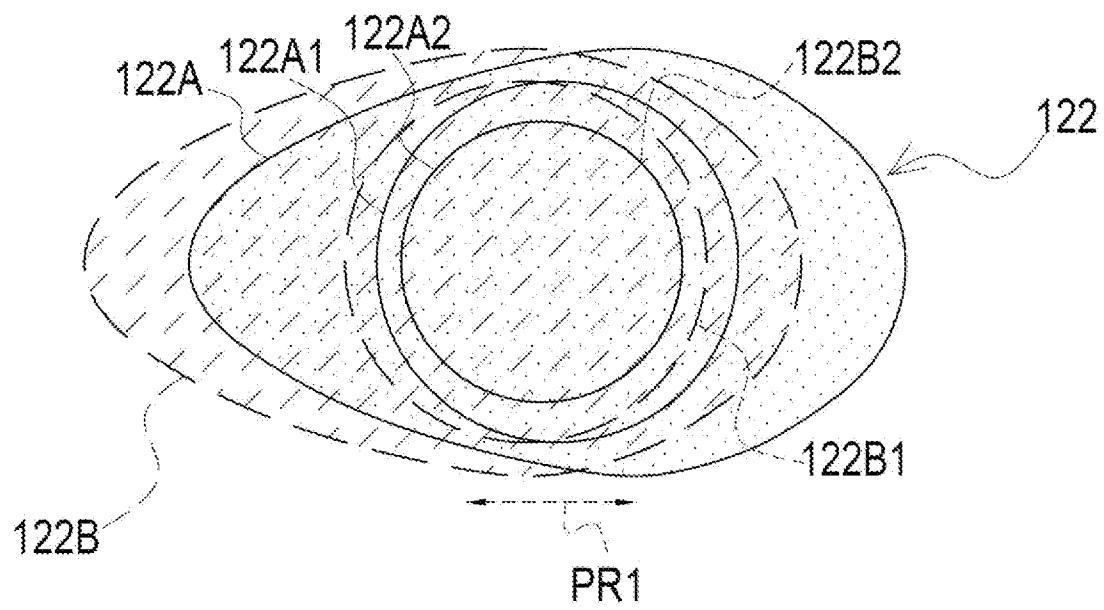
[図24A]



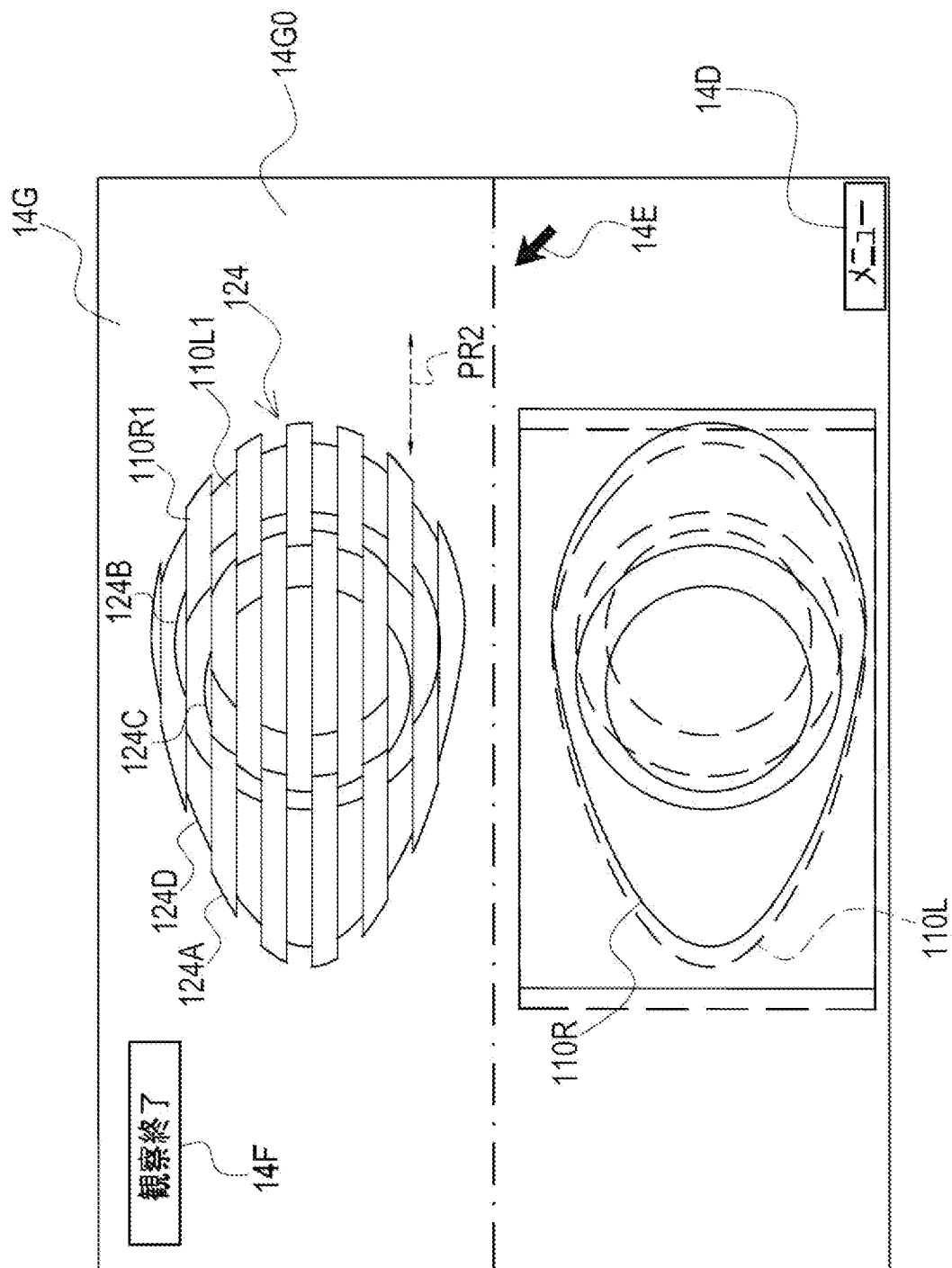
[図24B]



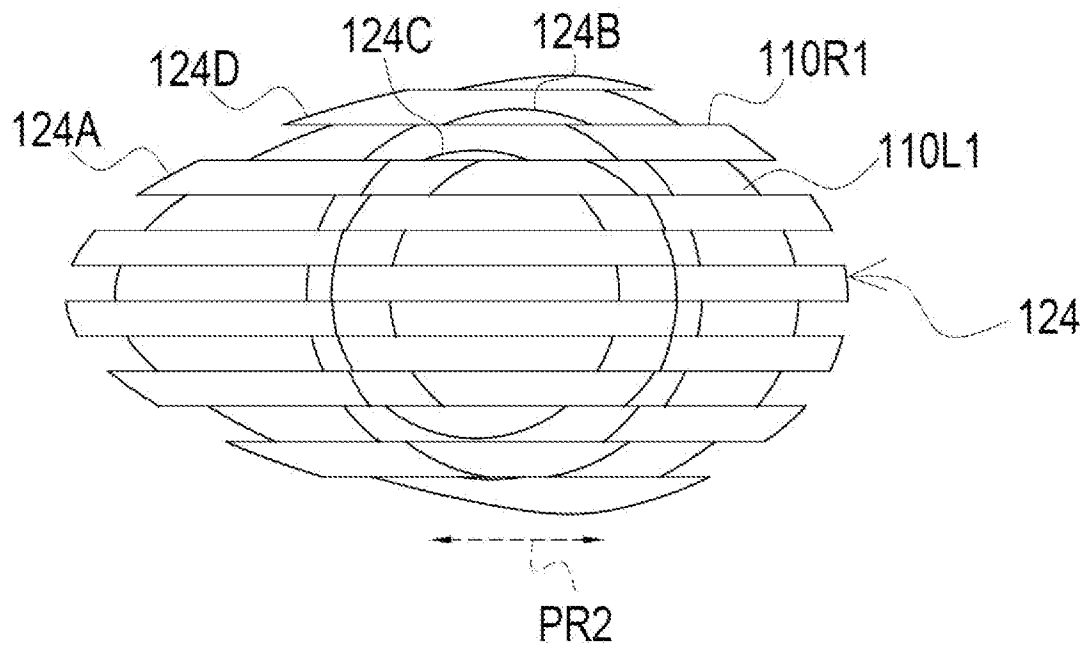
[図24C]



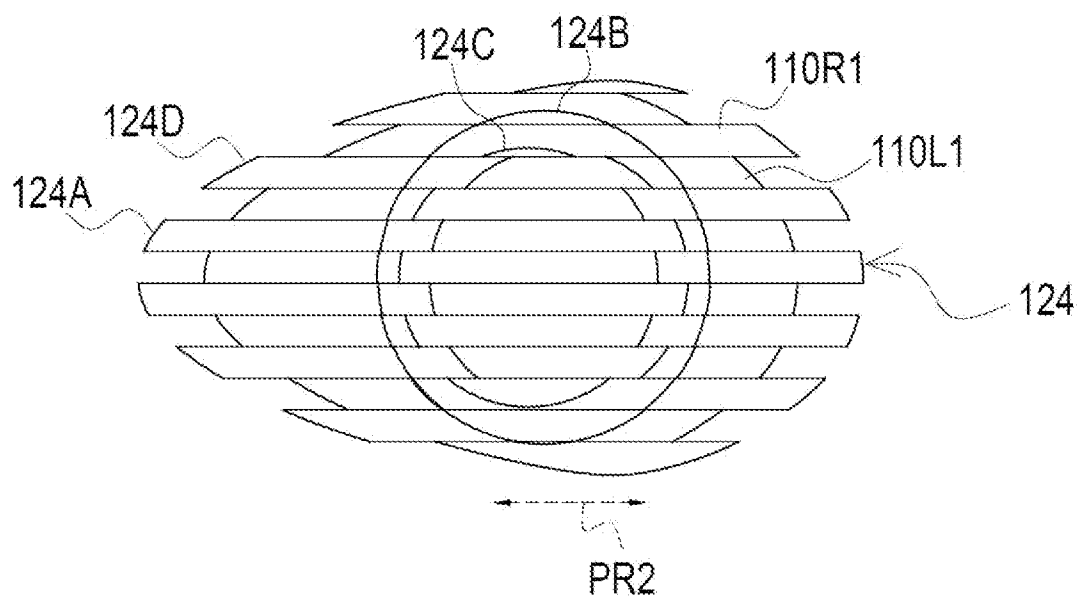
[図25]



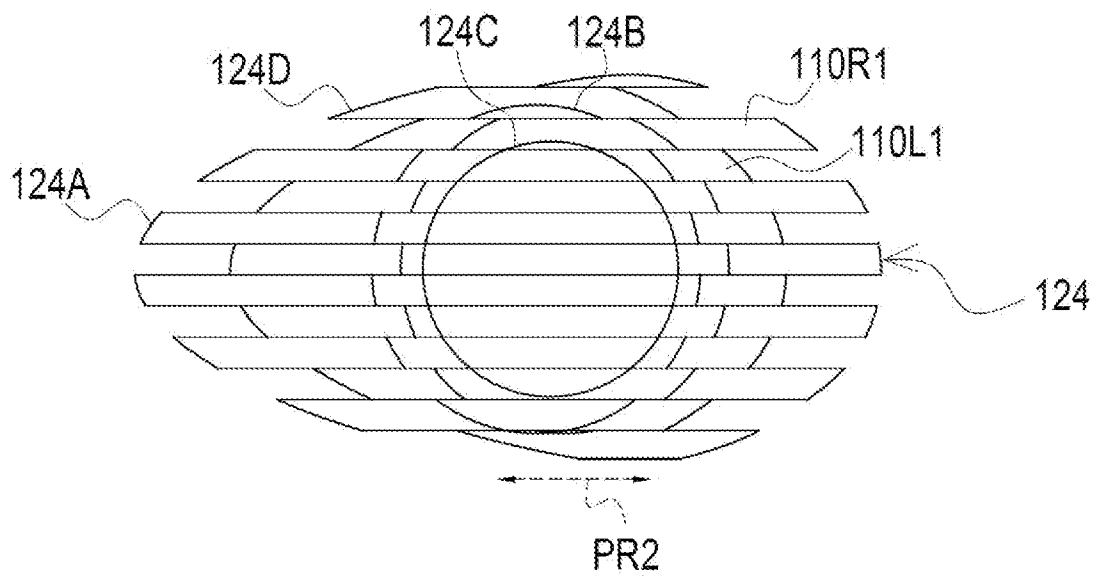
[図26A]



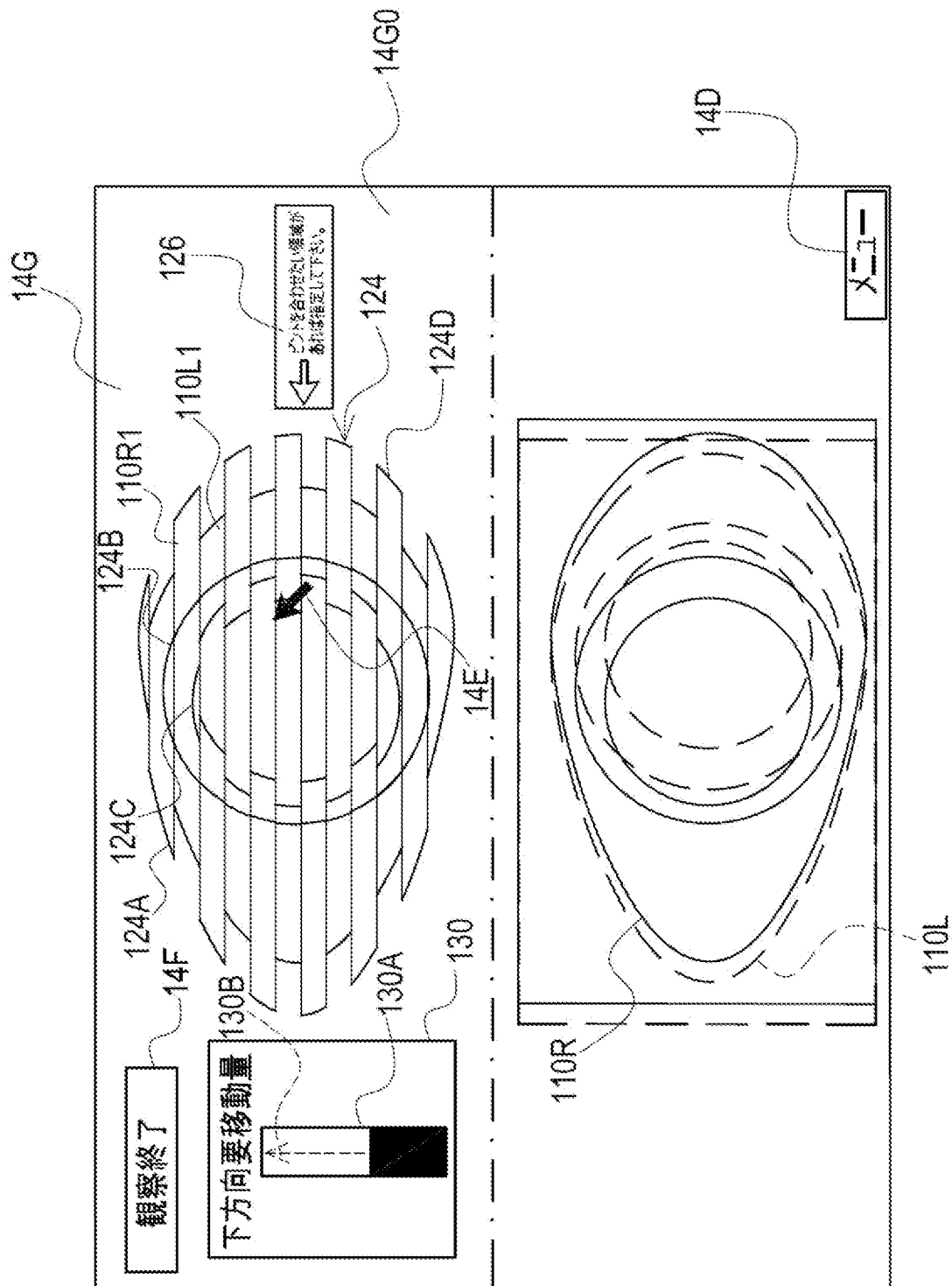
[図26B]



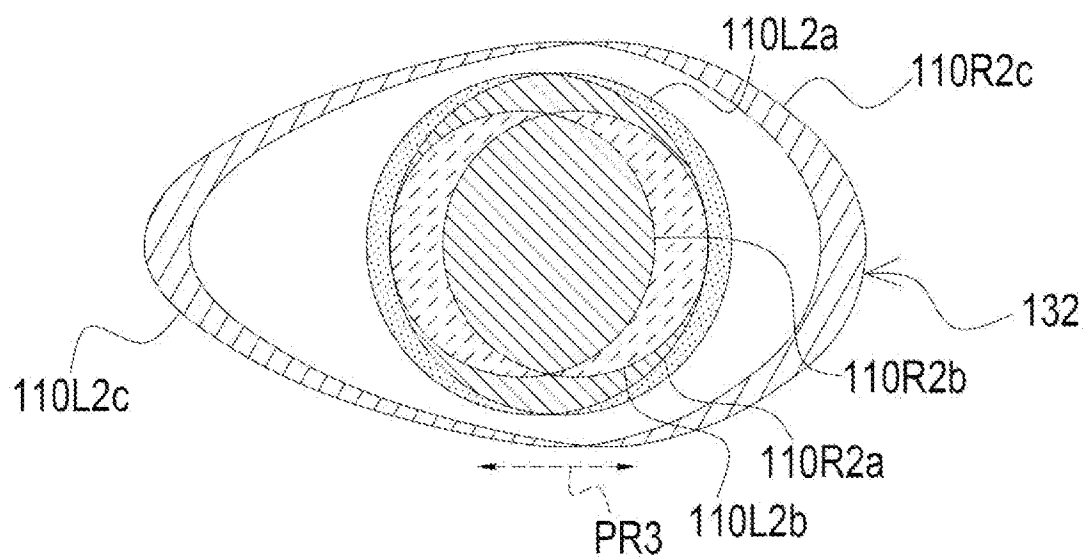
[図26C]



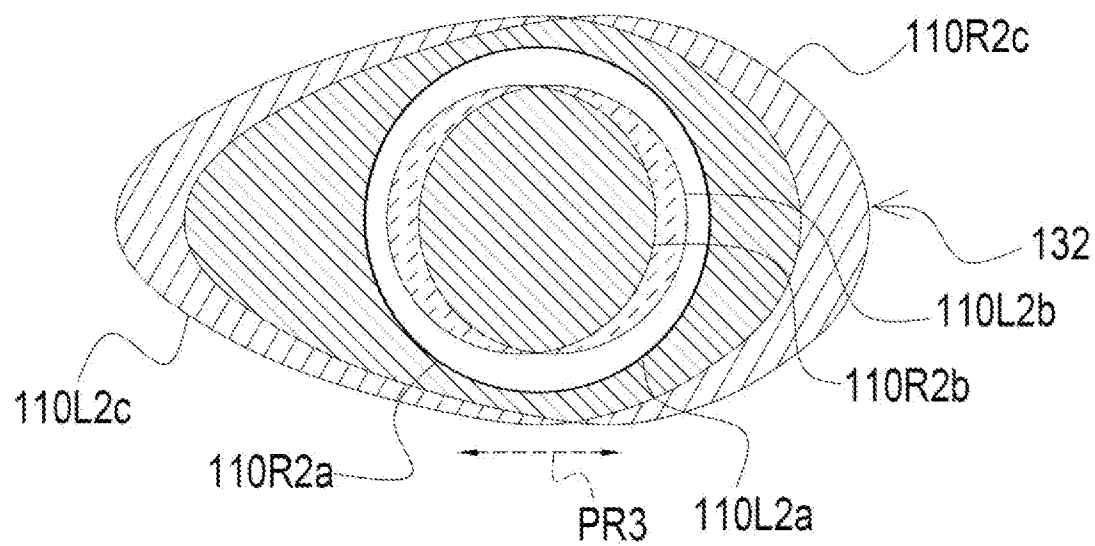
[図29]



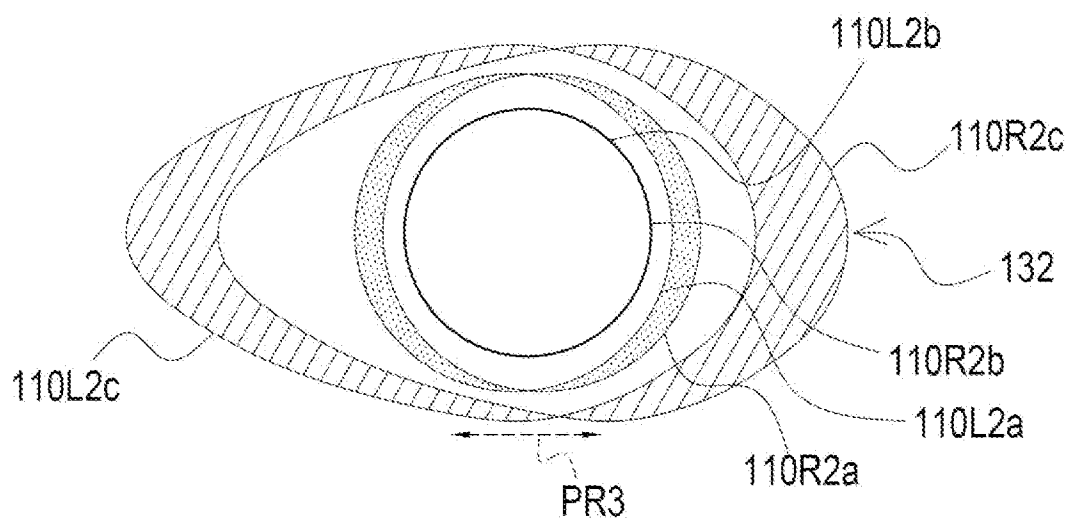
[図31A]



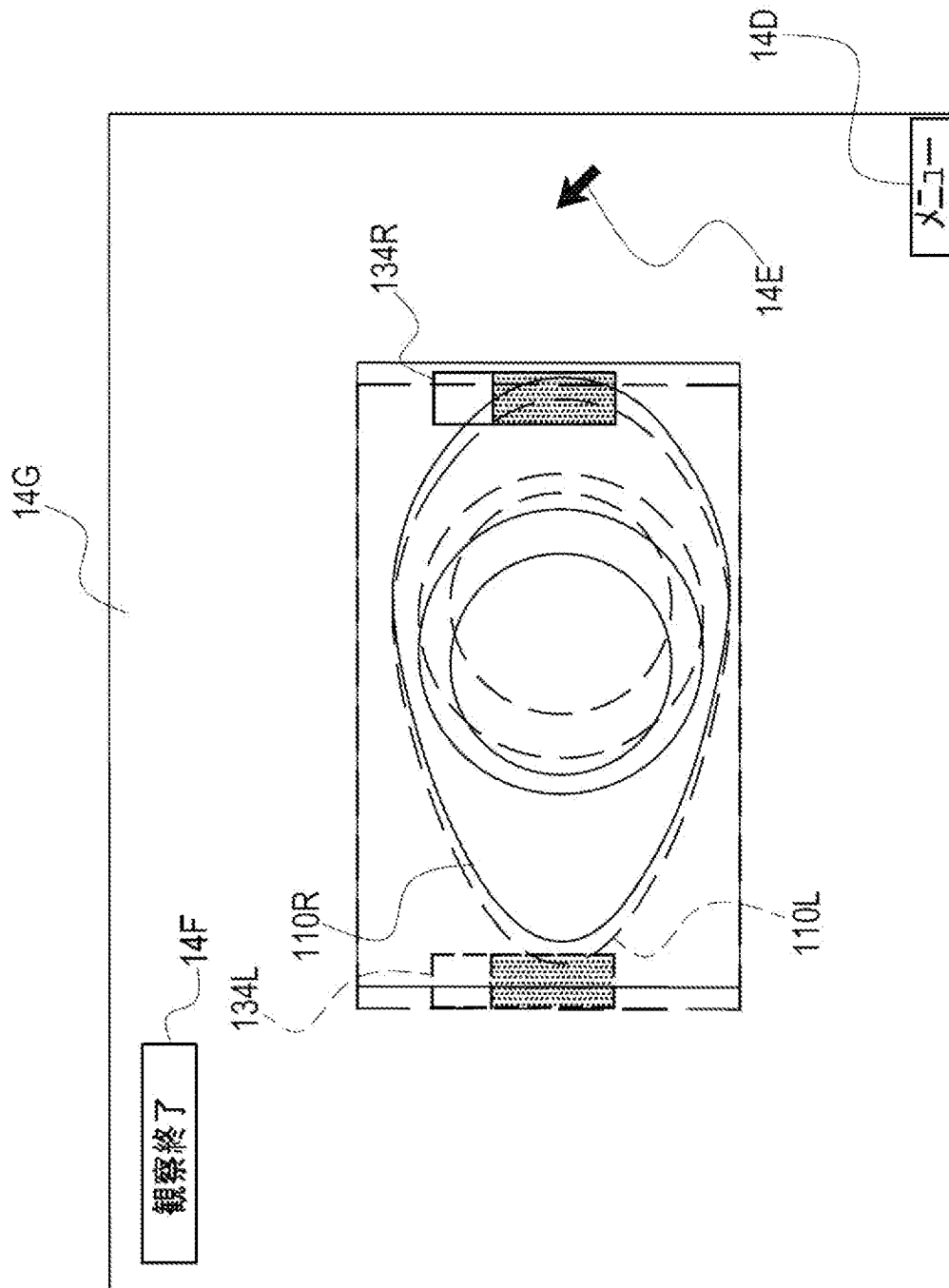
[図31B]



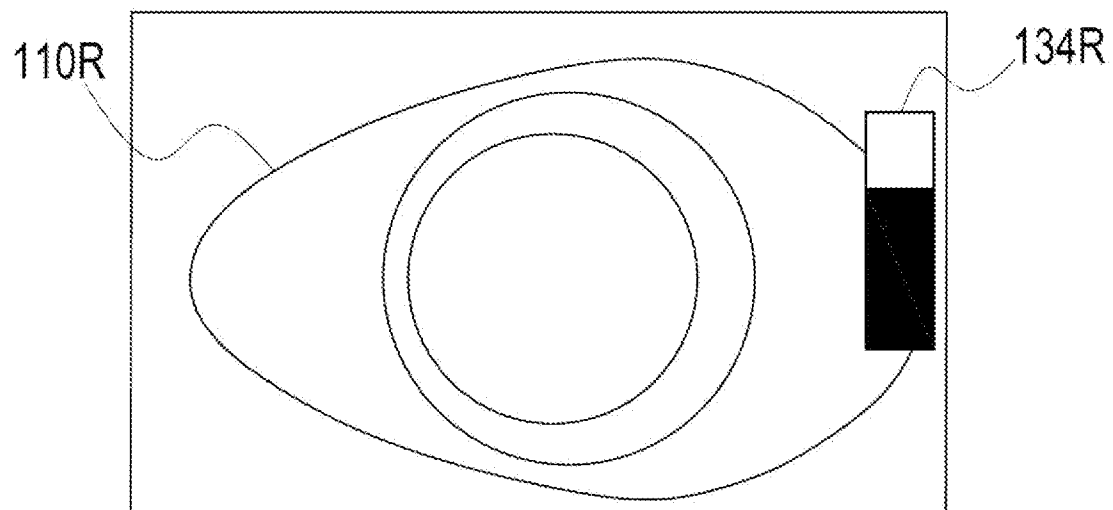
[図31C]



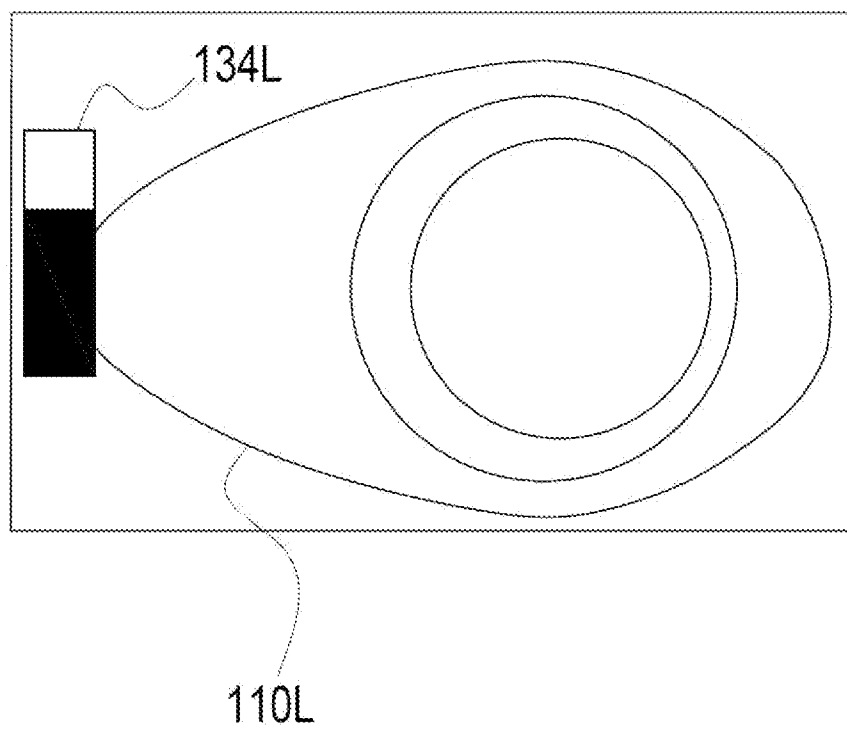
[図32]



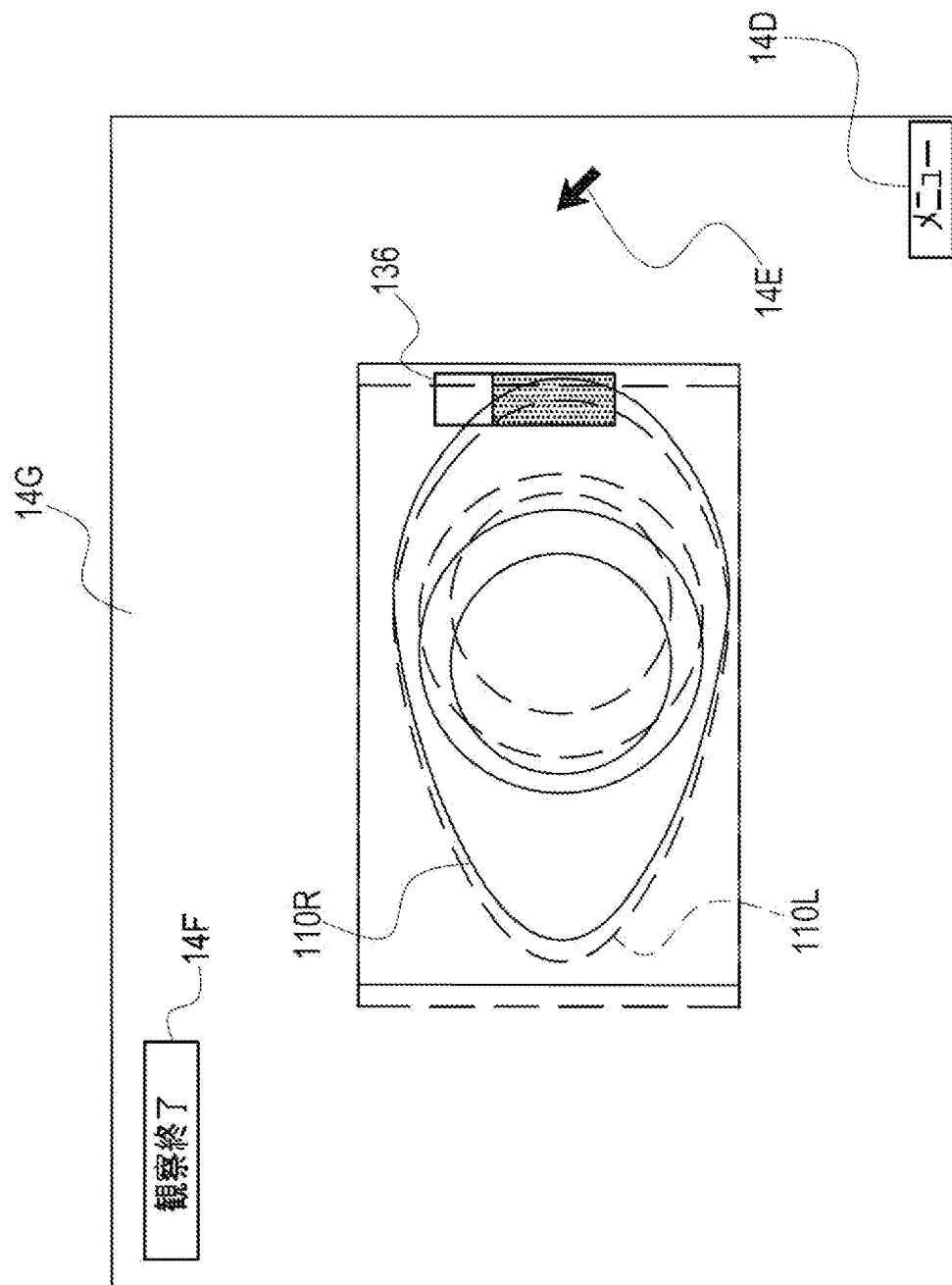
[図33A]



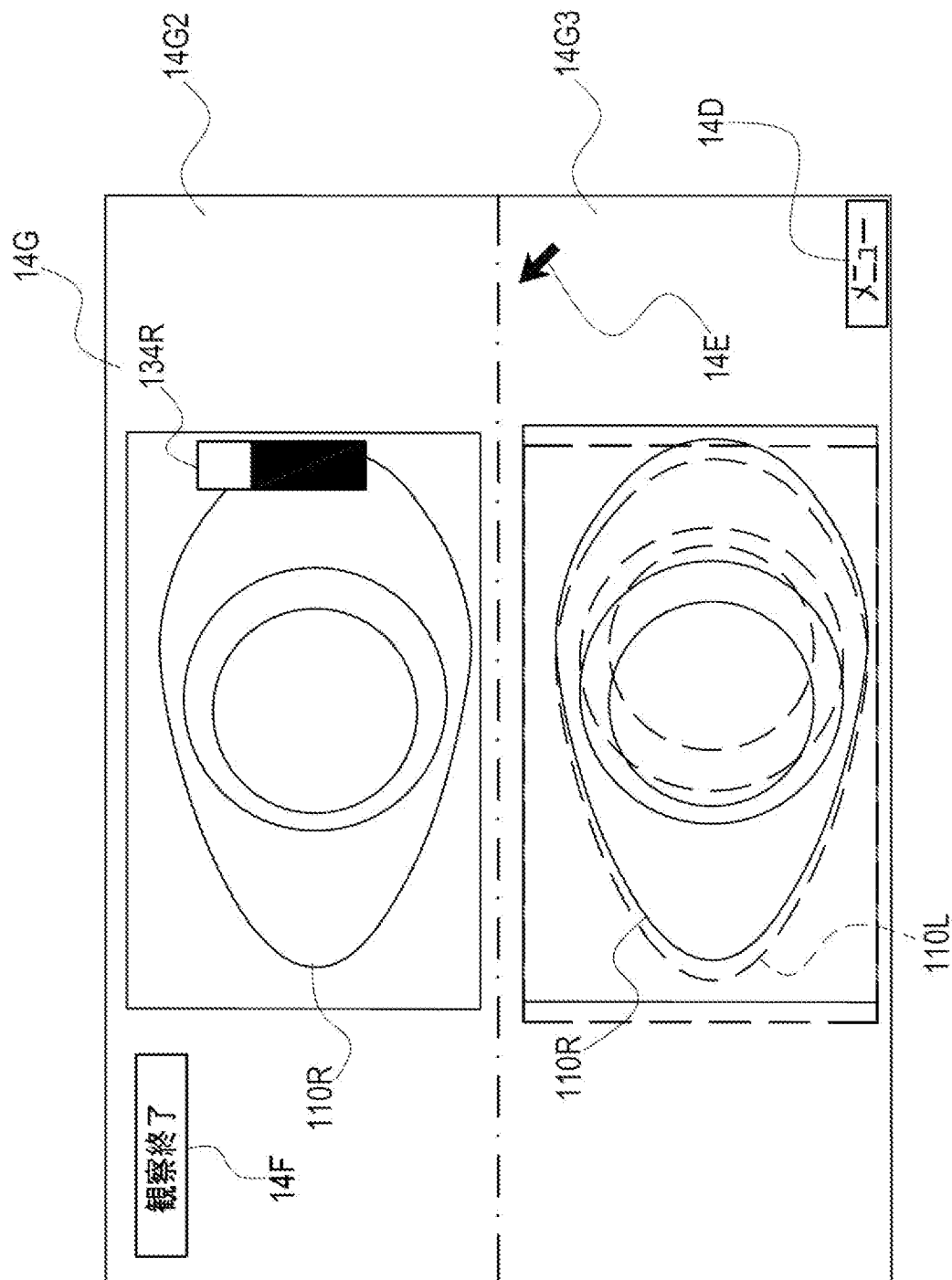
[図33B]



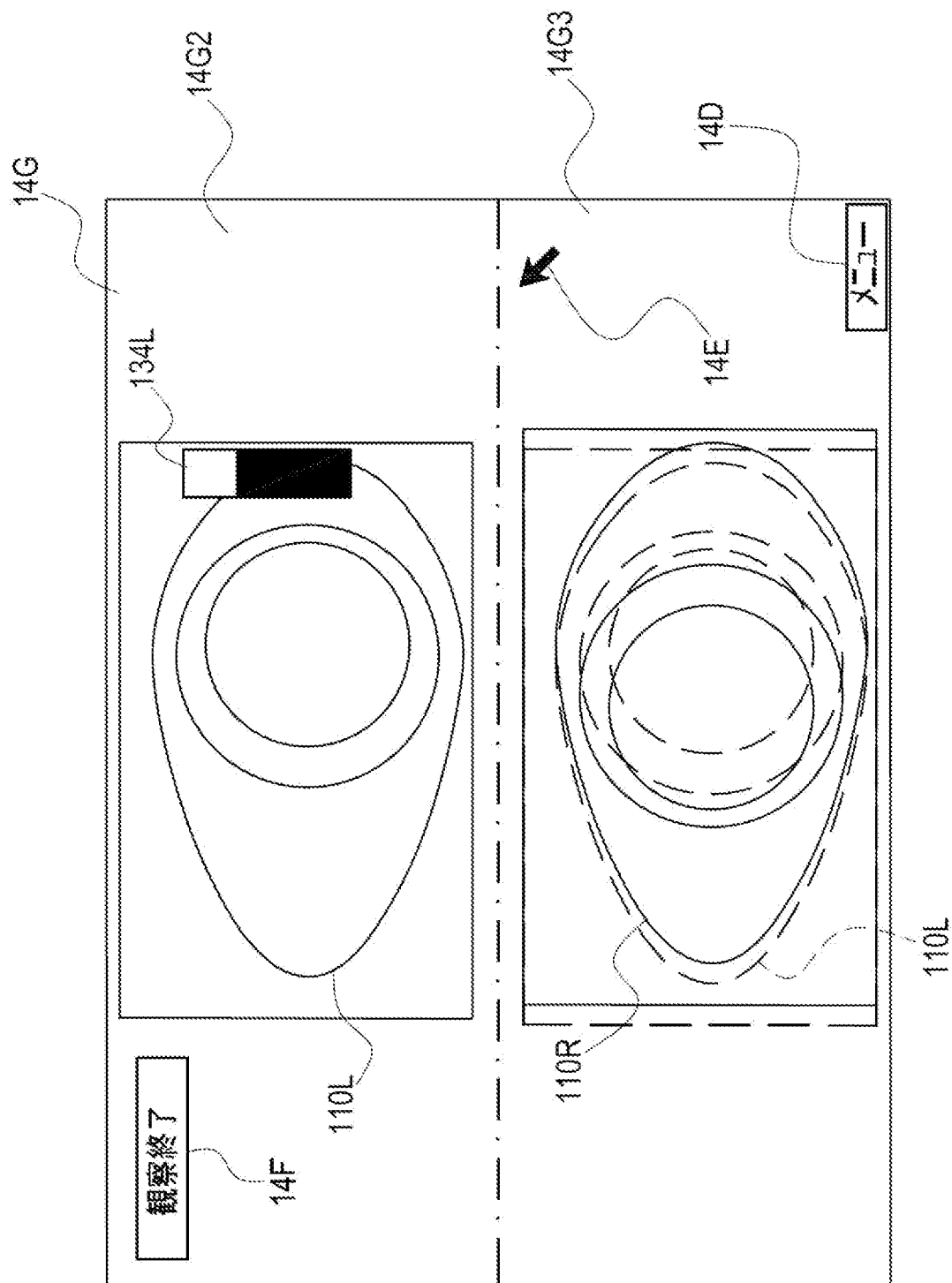
[図34]



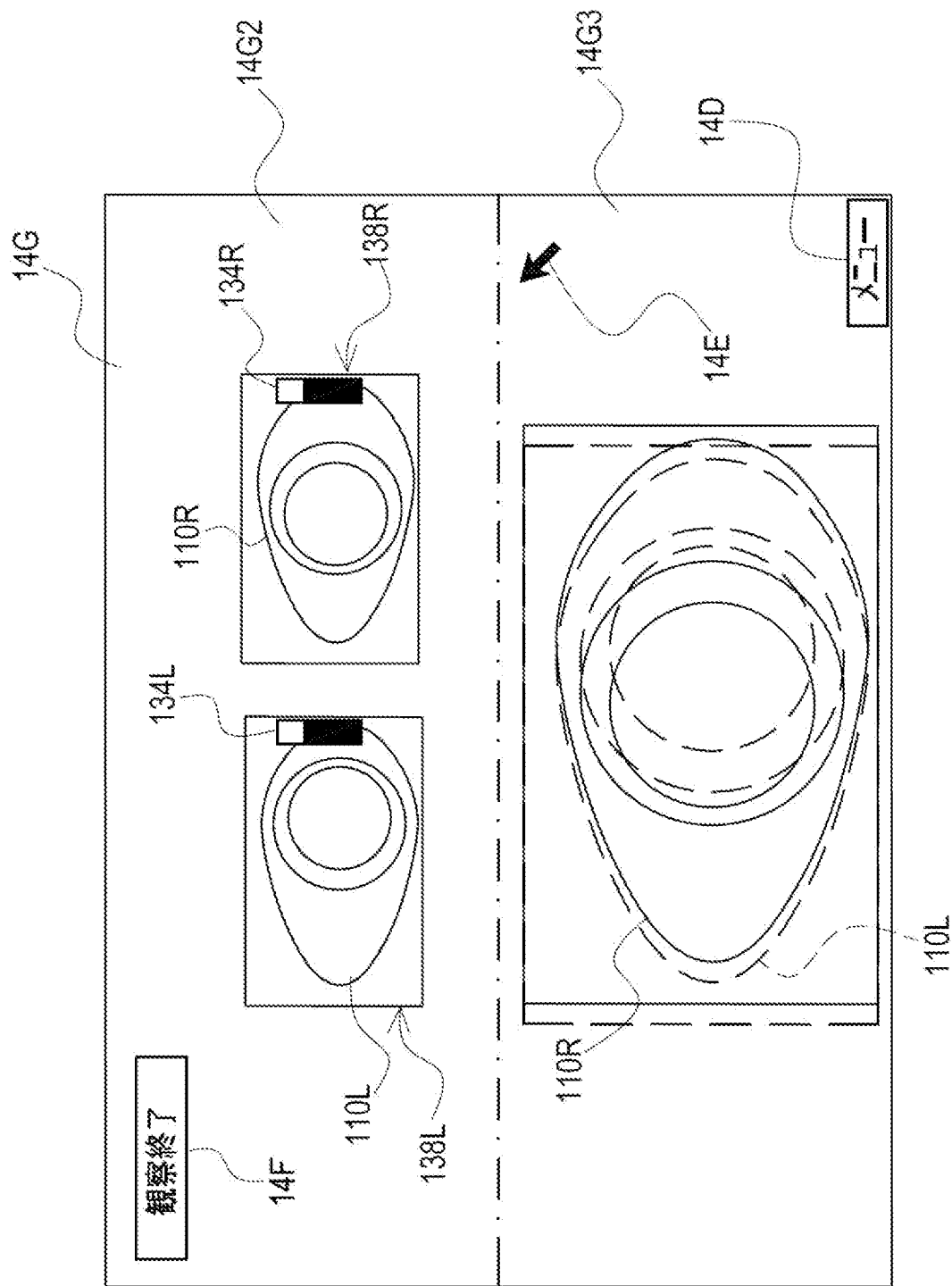
[図35]



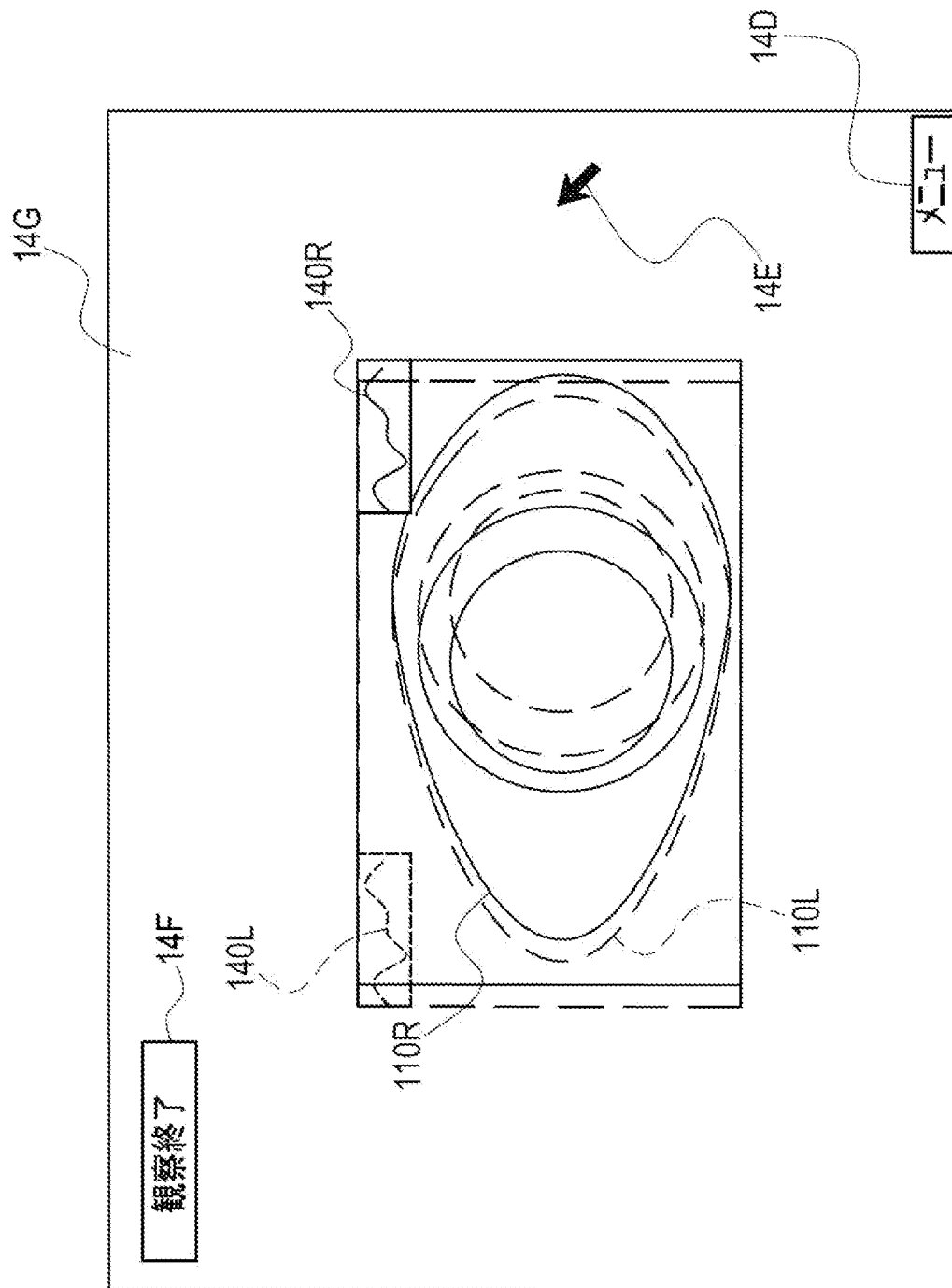
[図36]



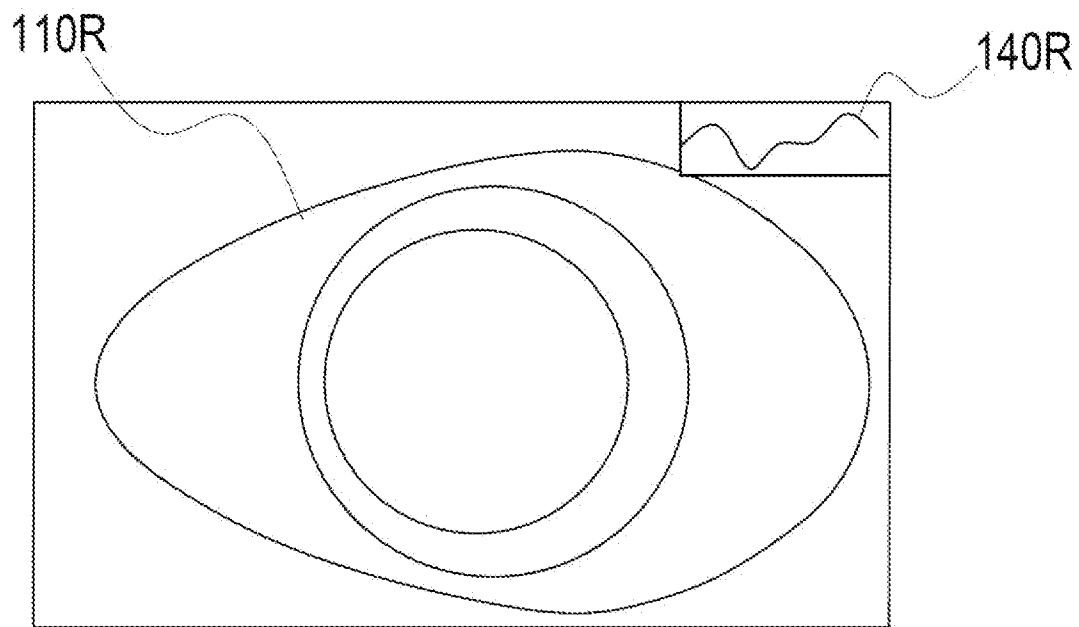
[図37]



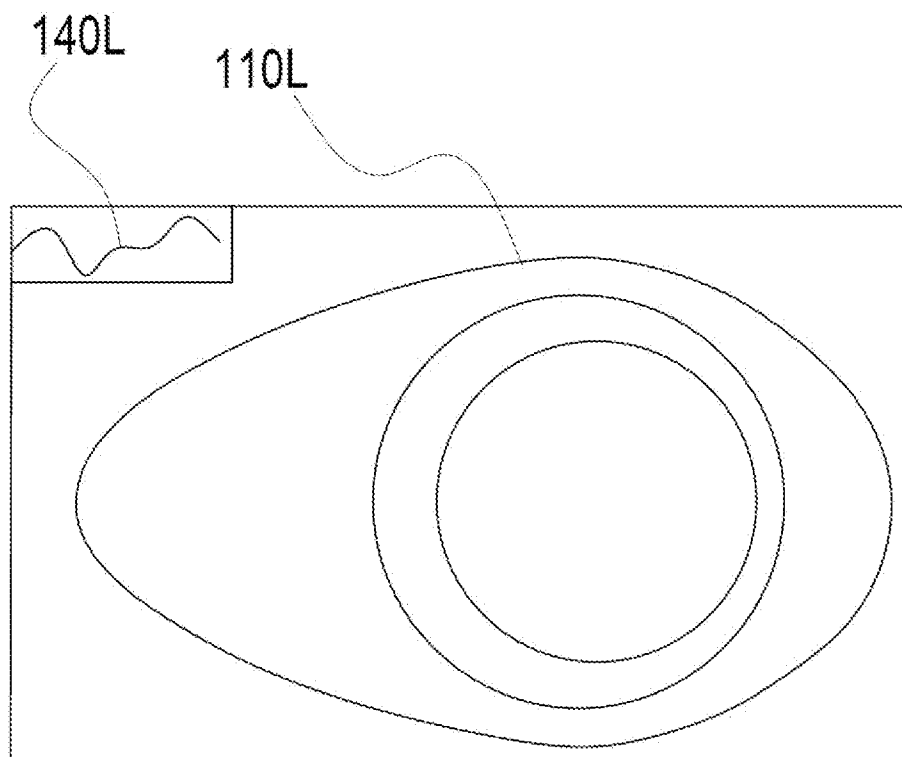
[図38]



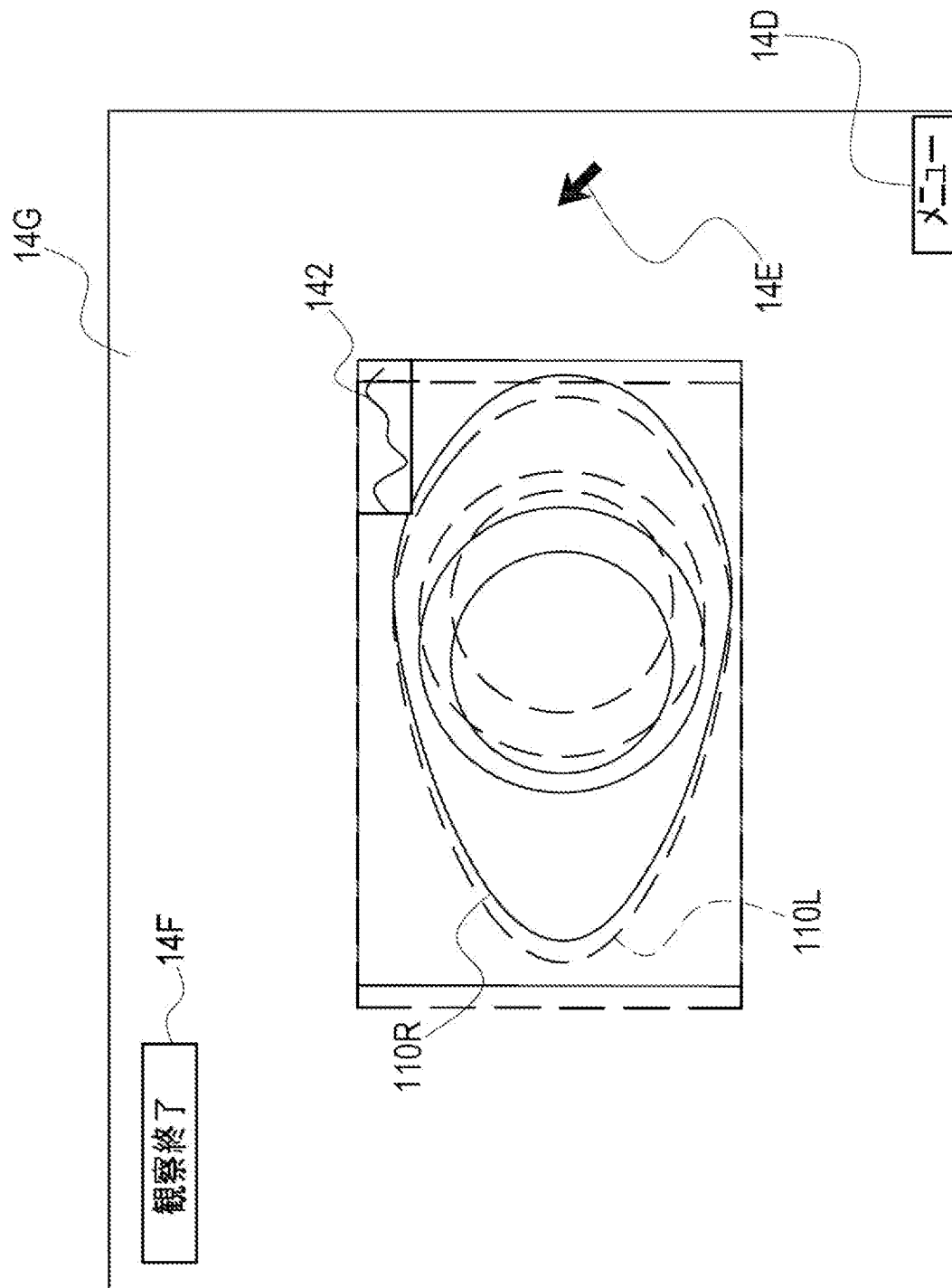
[図39A]



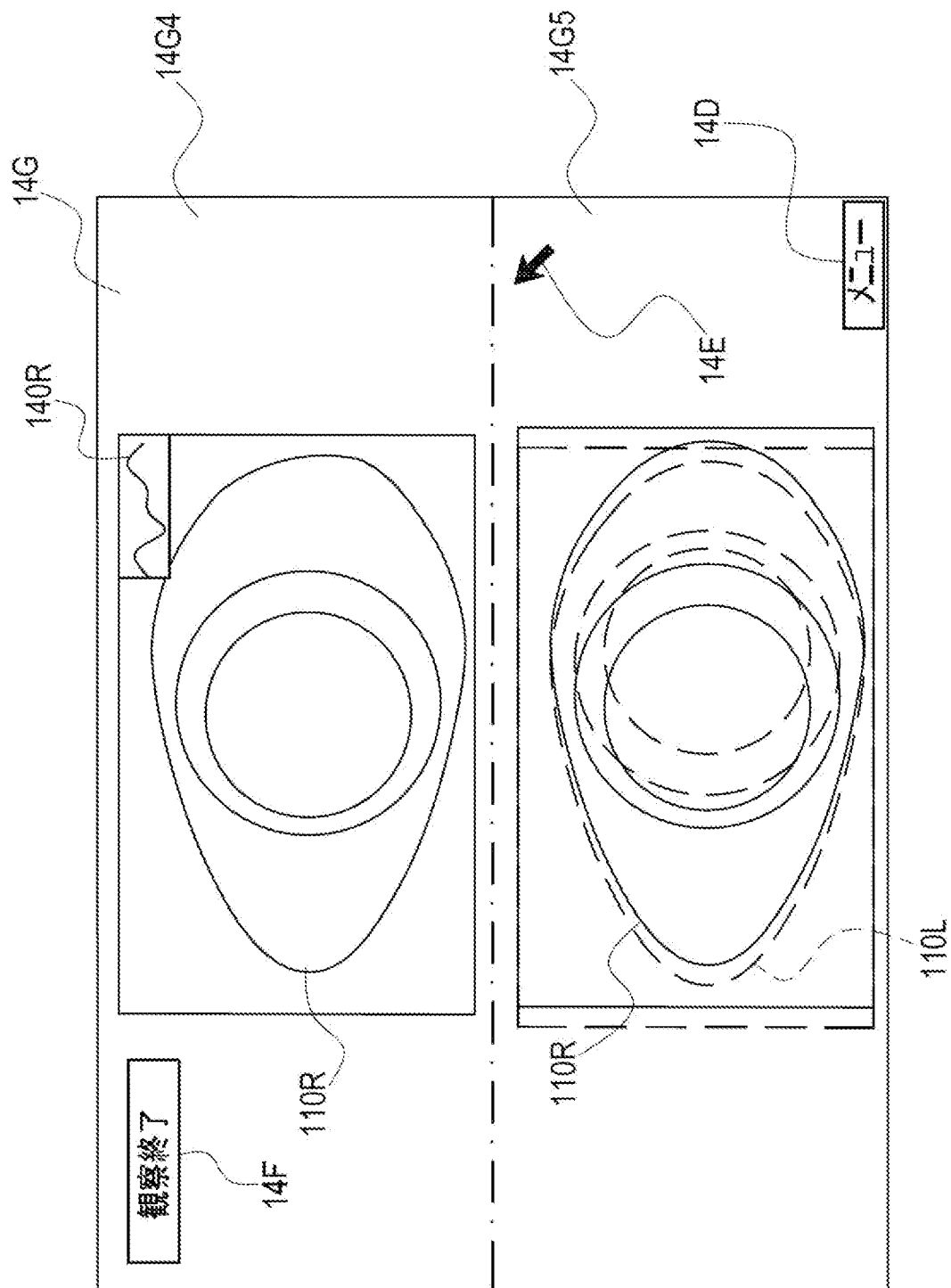
[図39B]



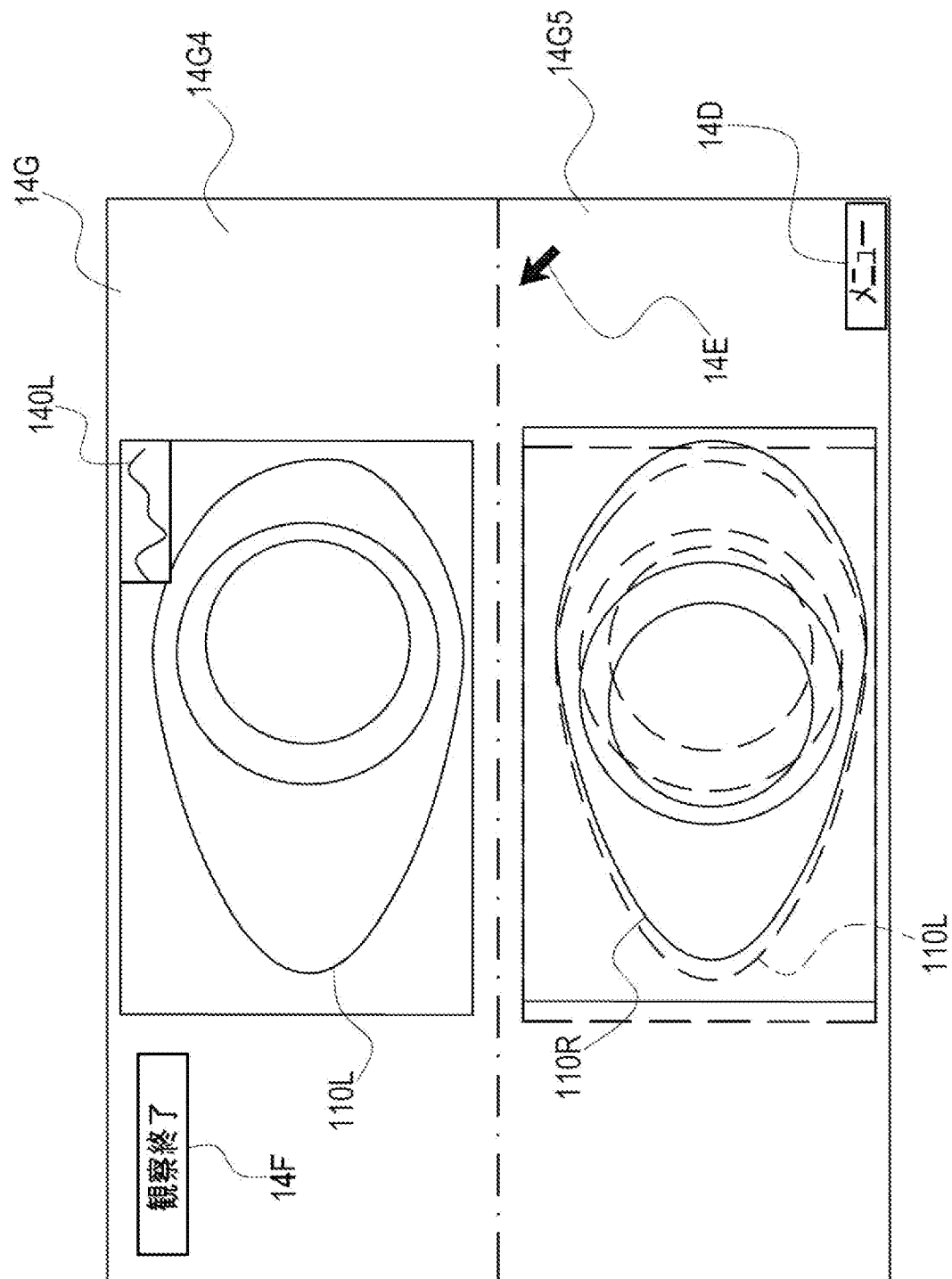
[図40]



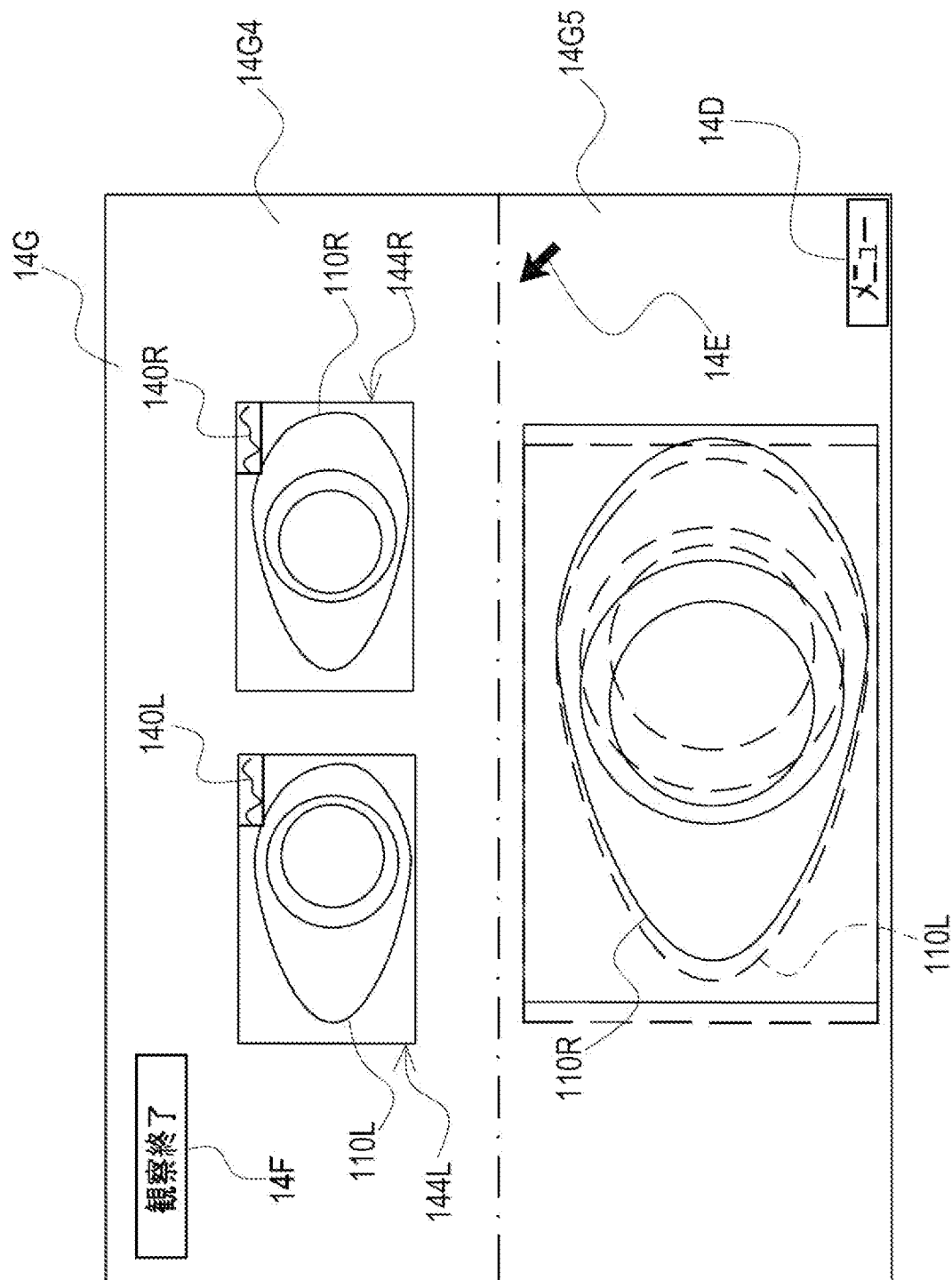
[図41]



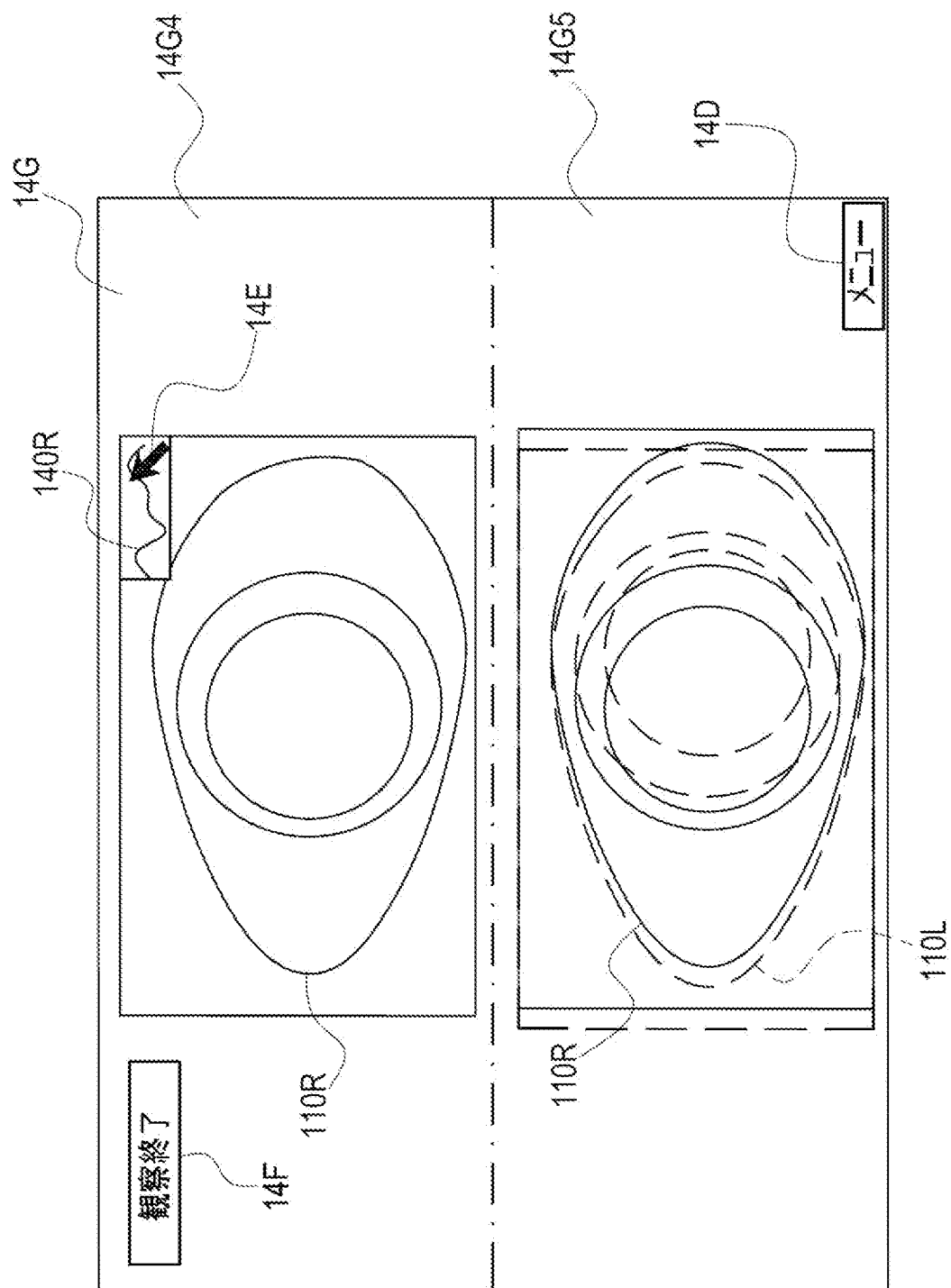
[図42]



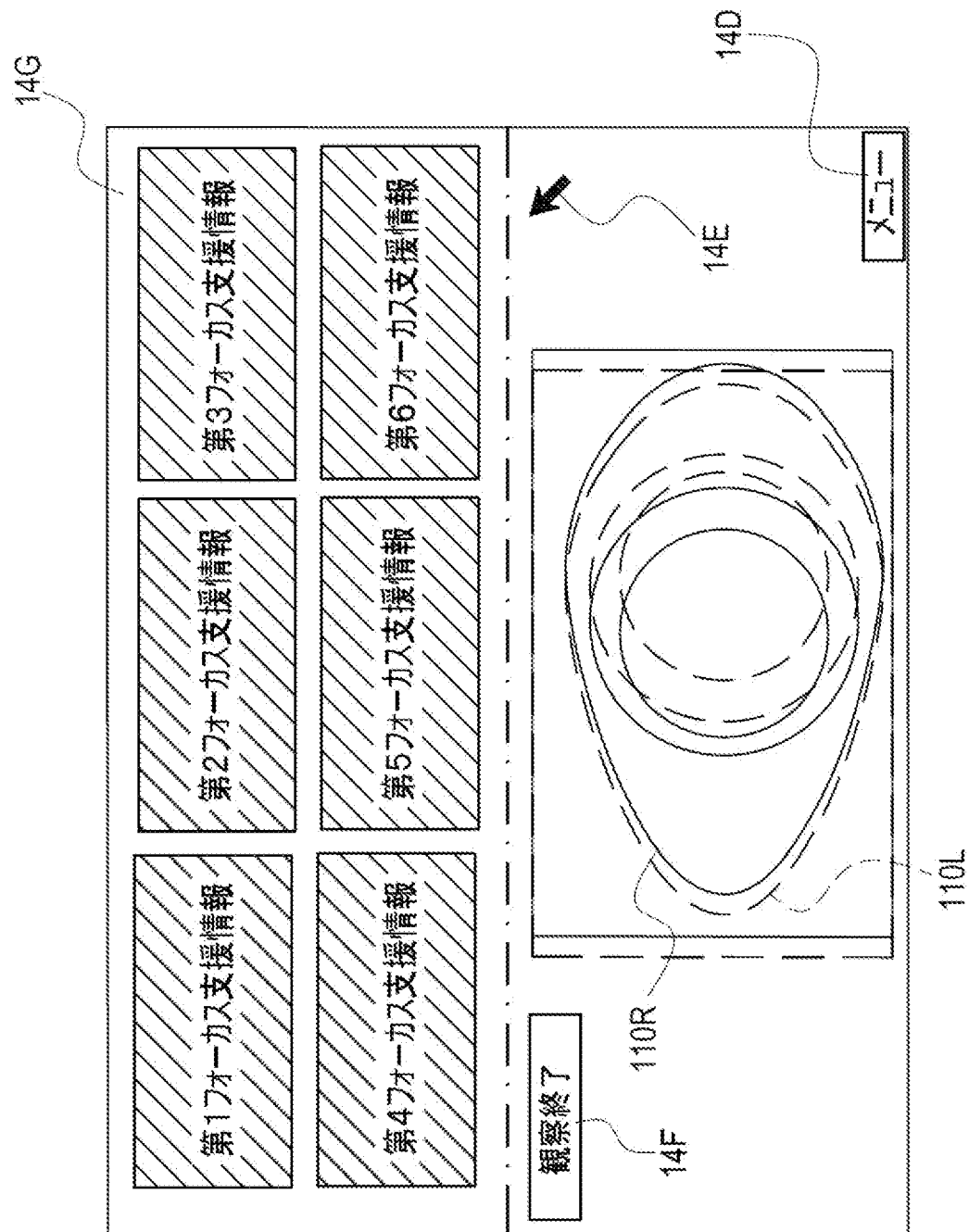
[図43]



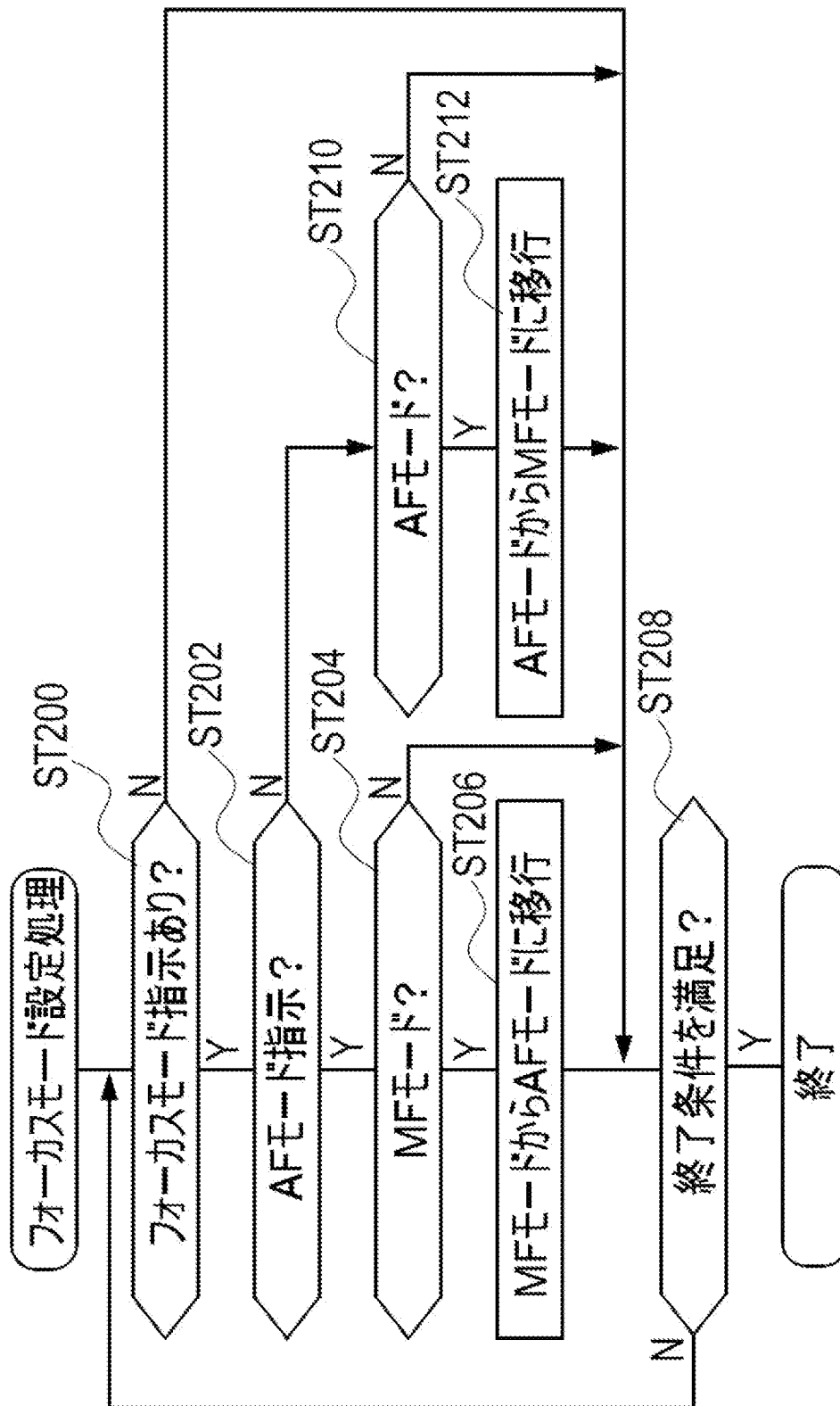
[図44]



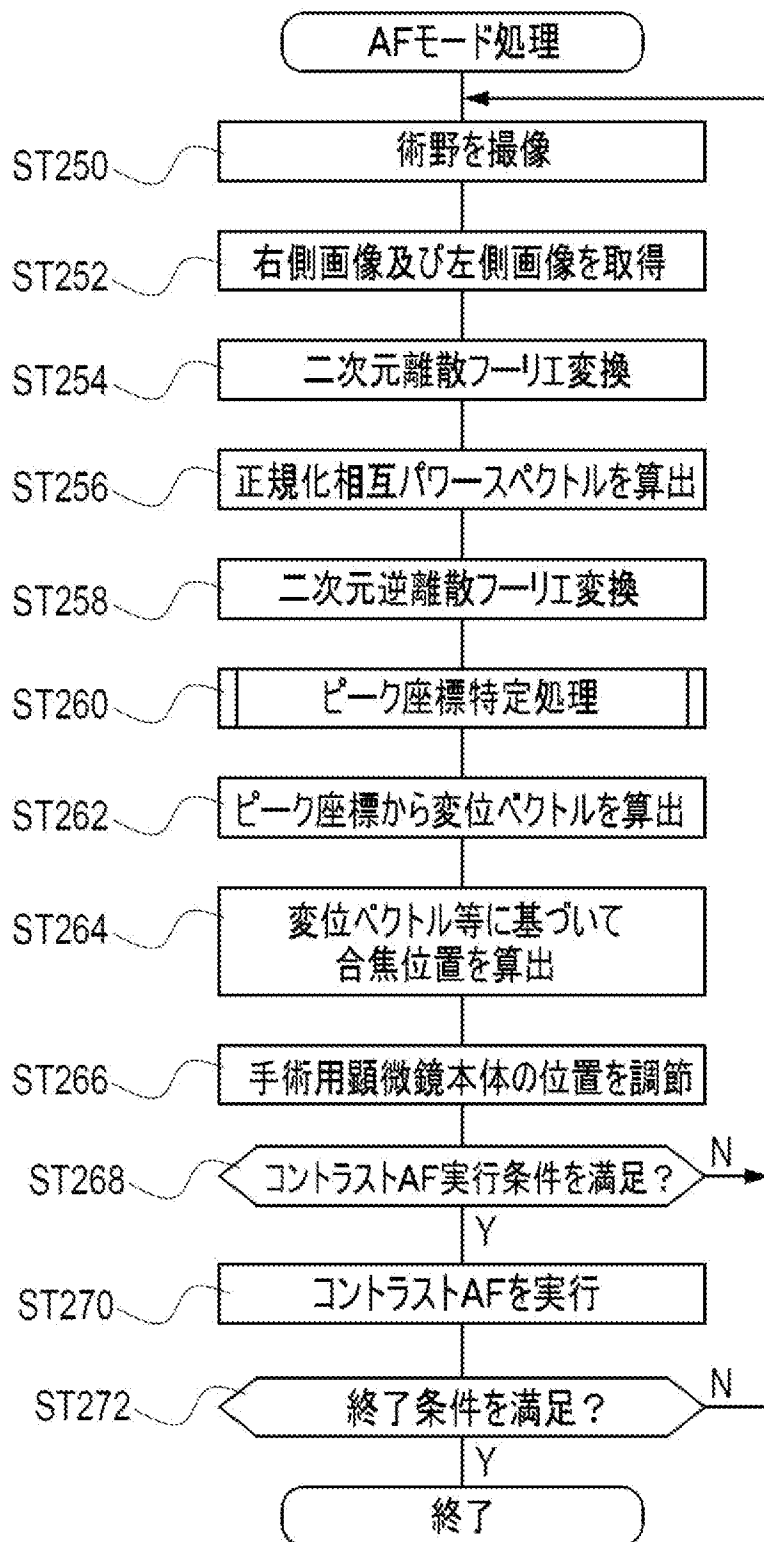
[図45]



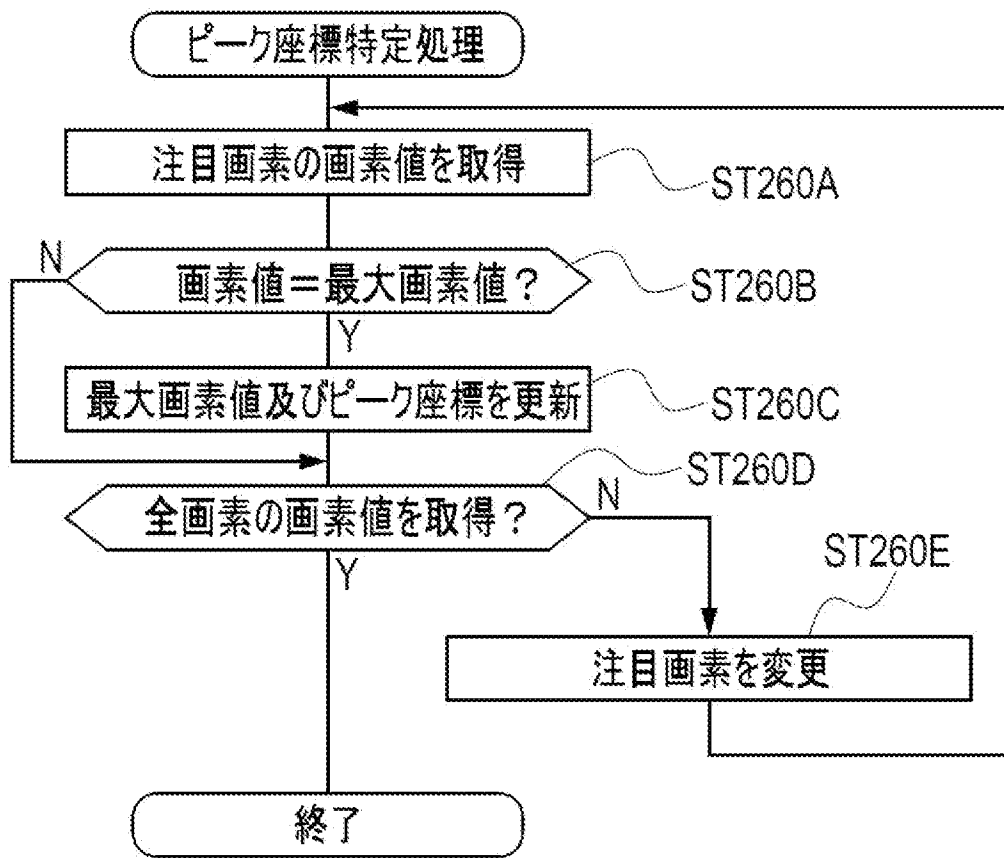
[図46]



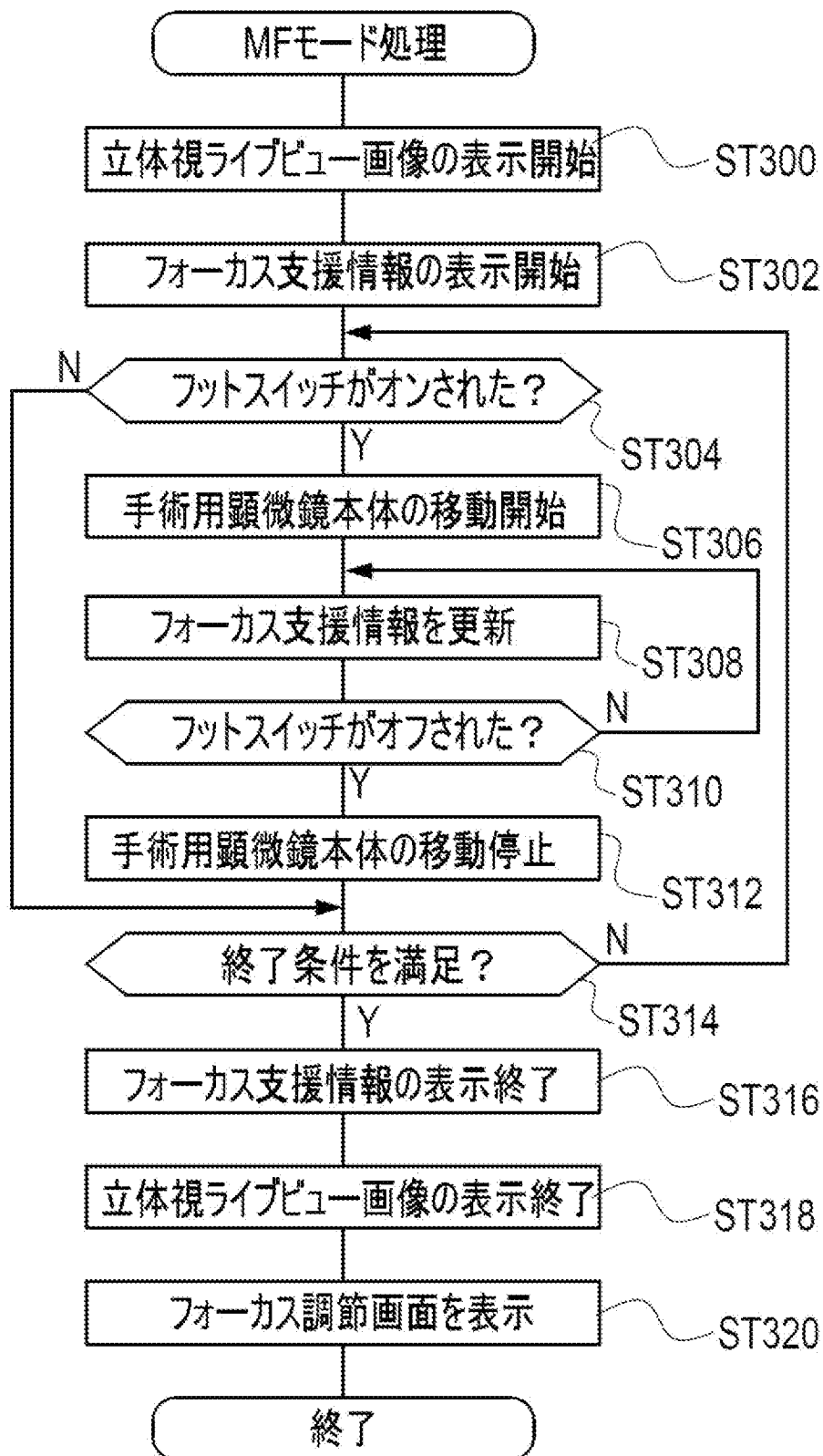
[図47]



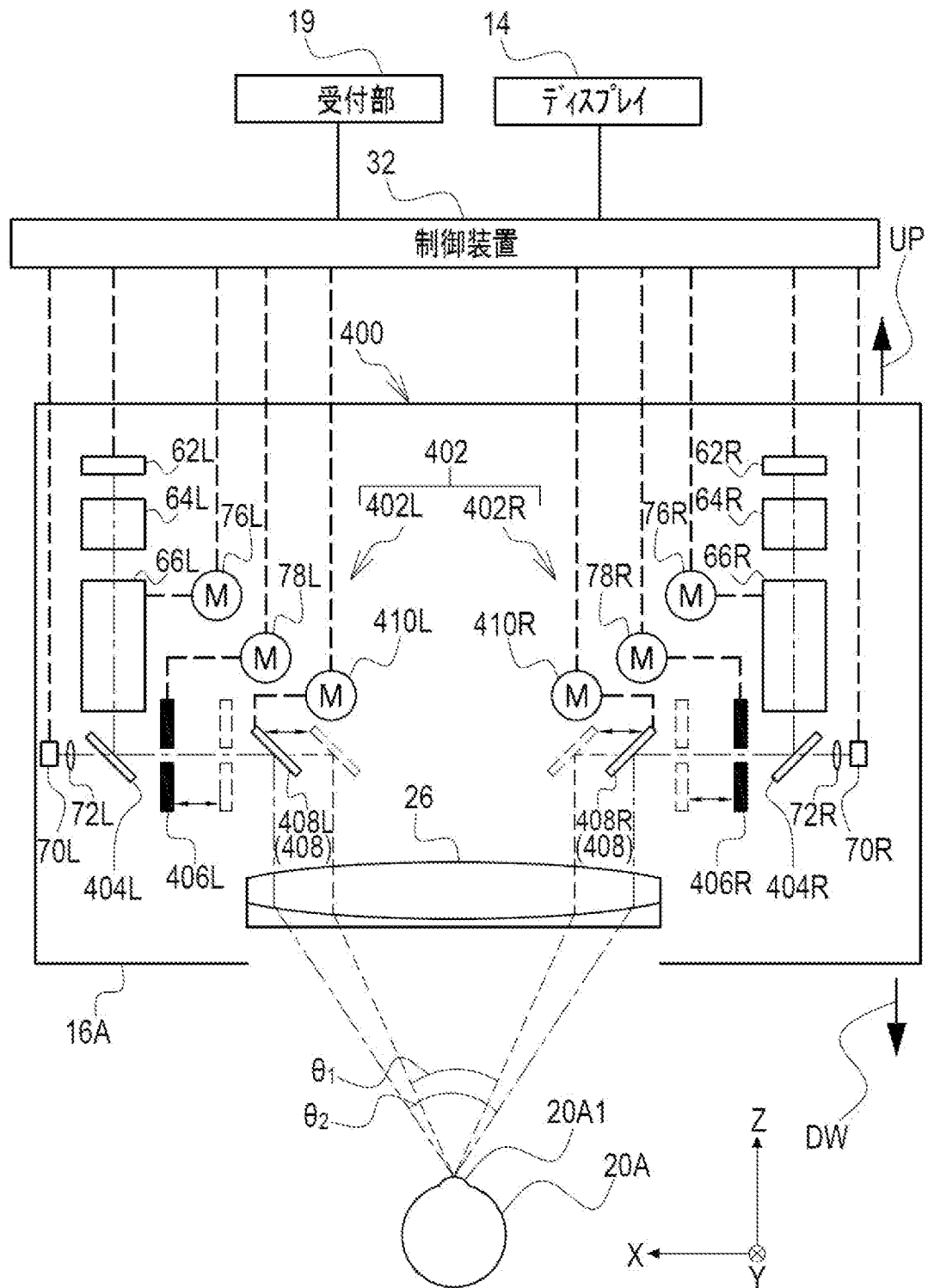
[図48]



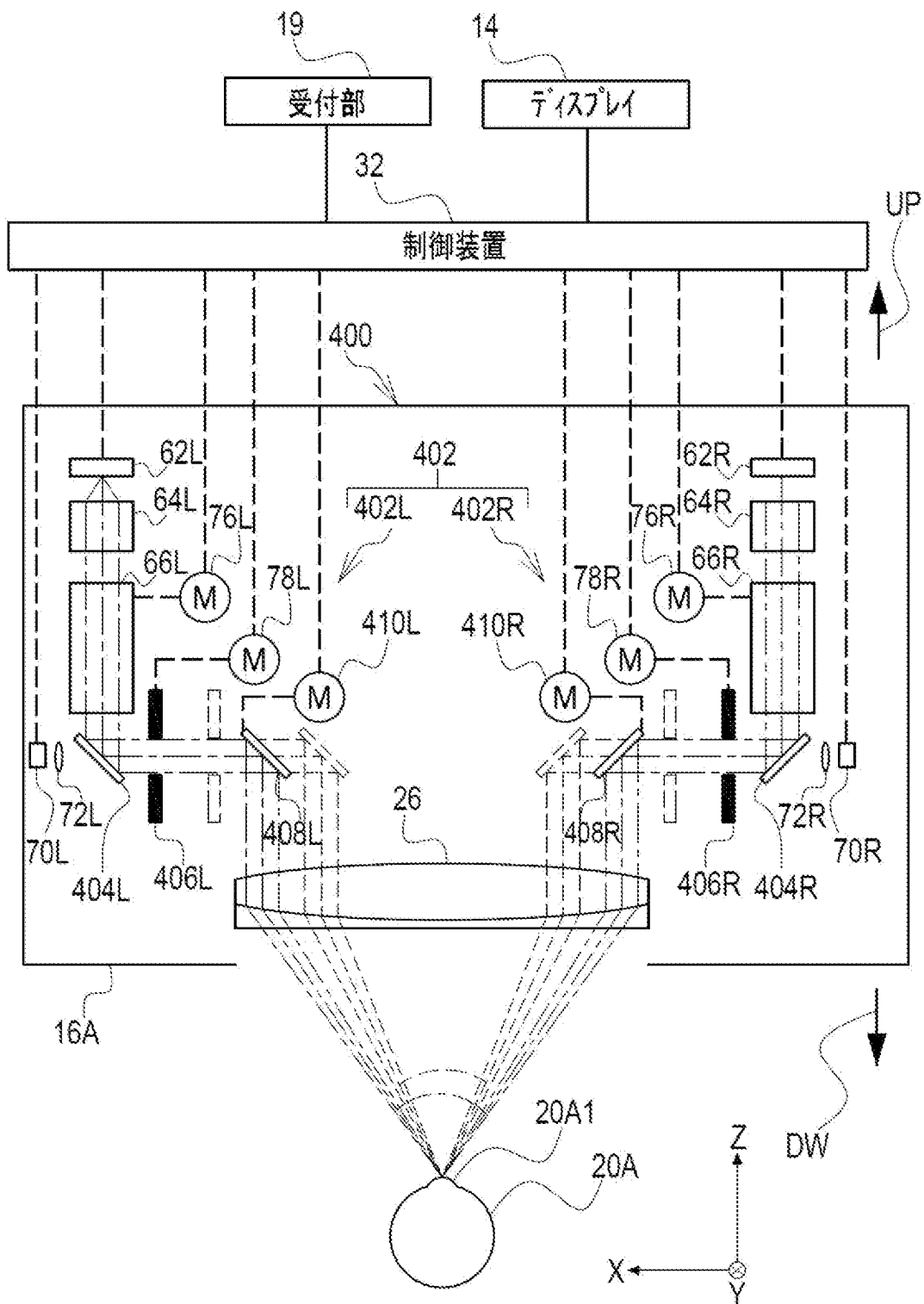
[図49]



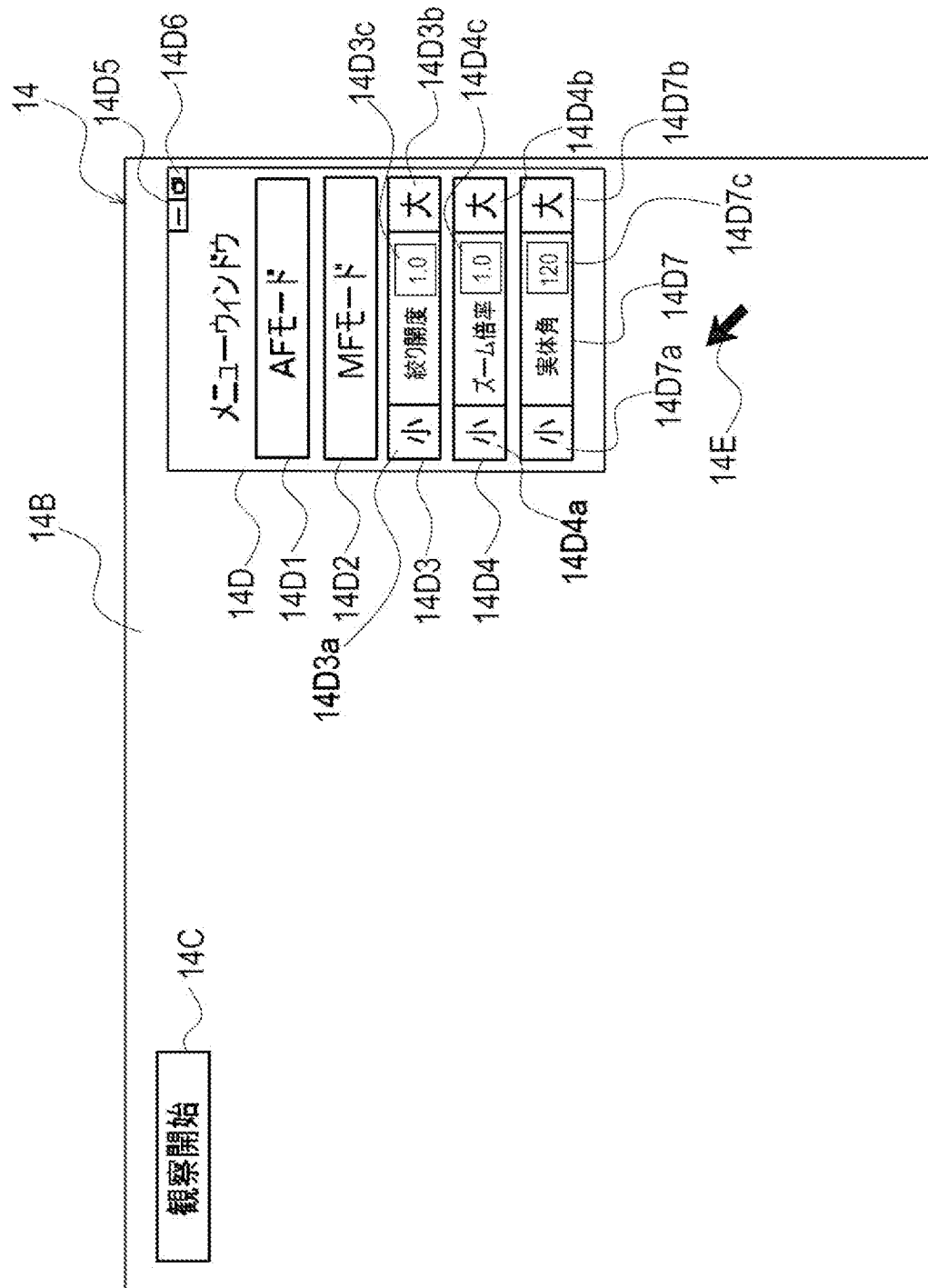
[図50]



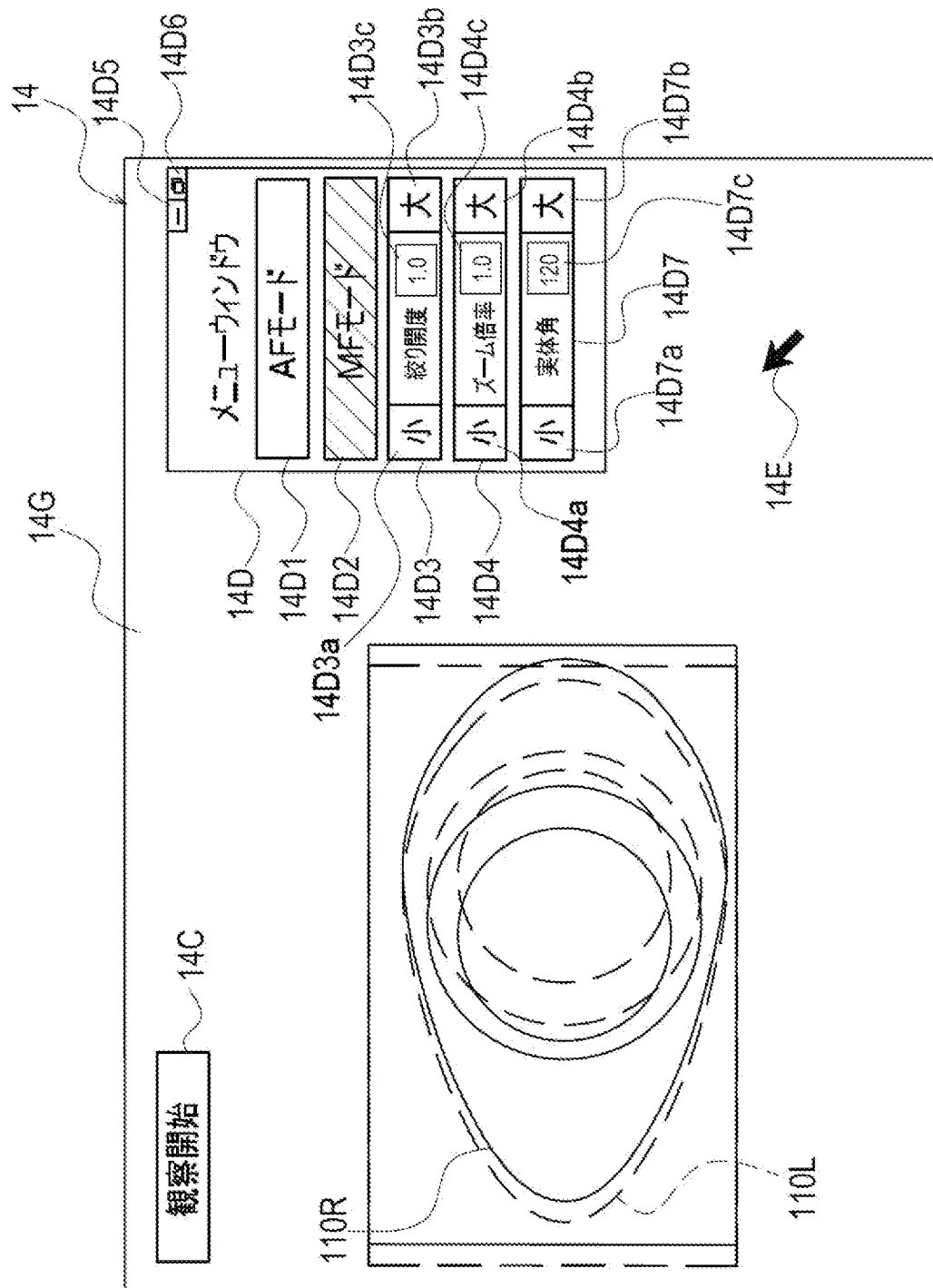
[図51]



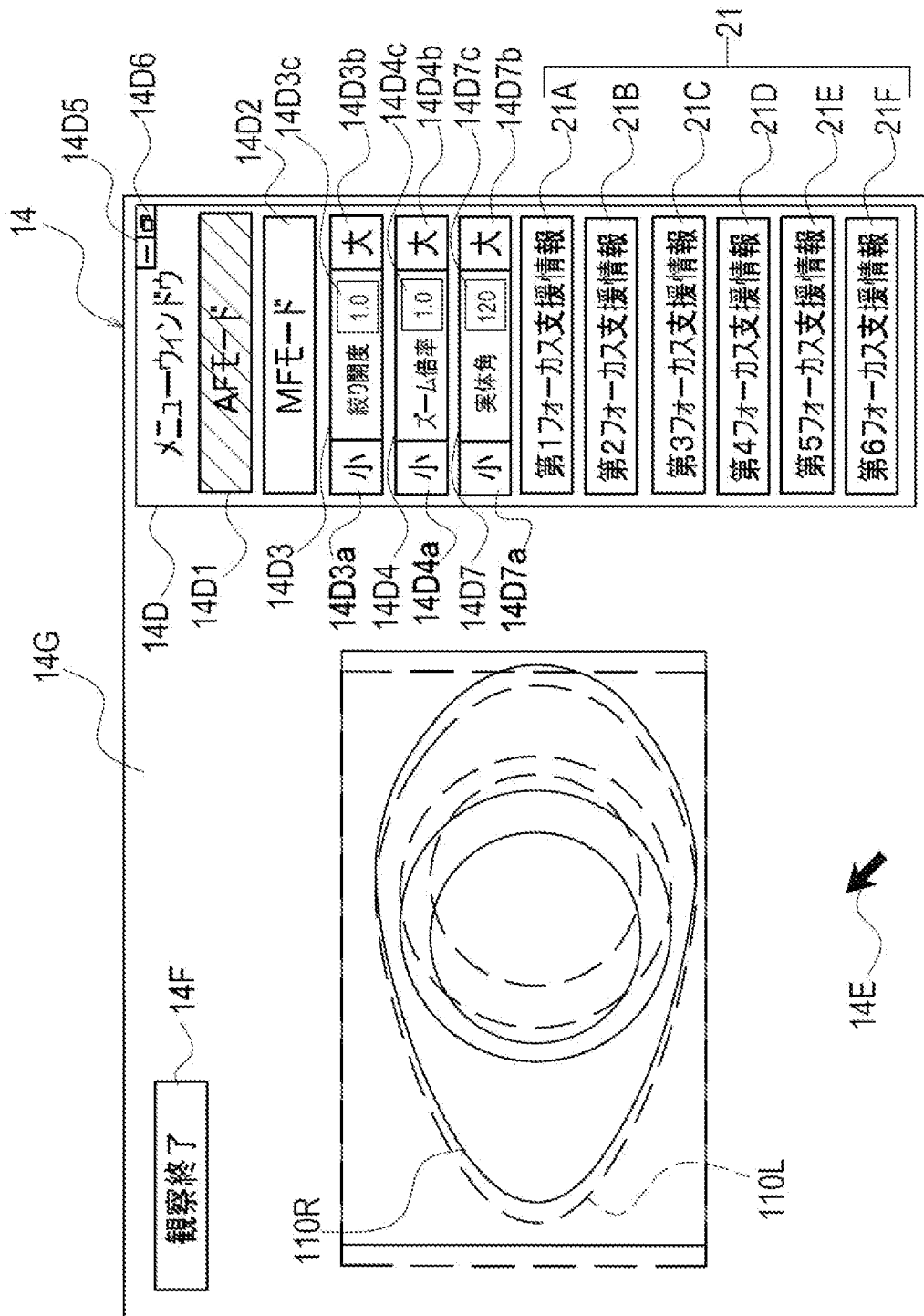
[図52]



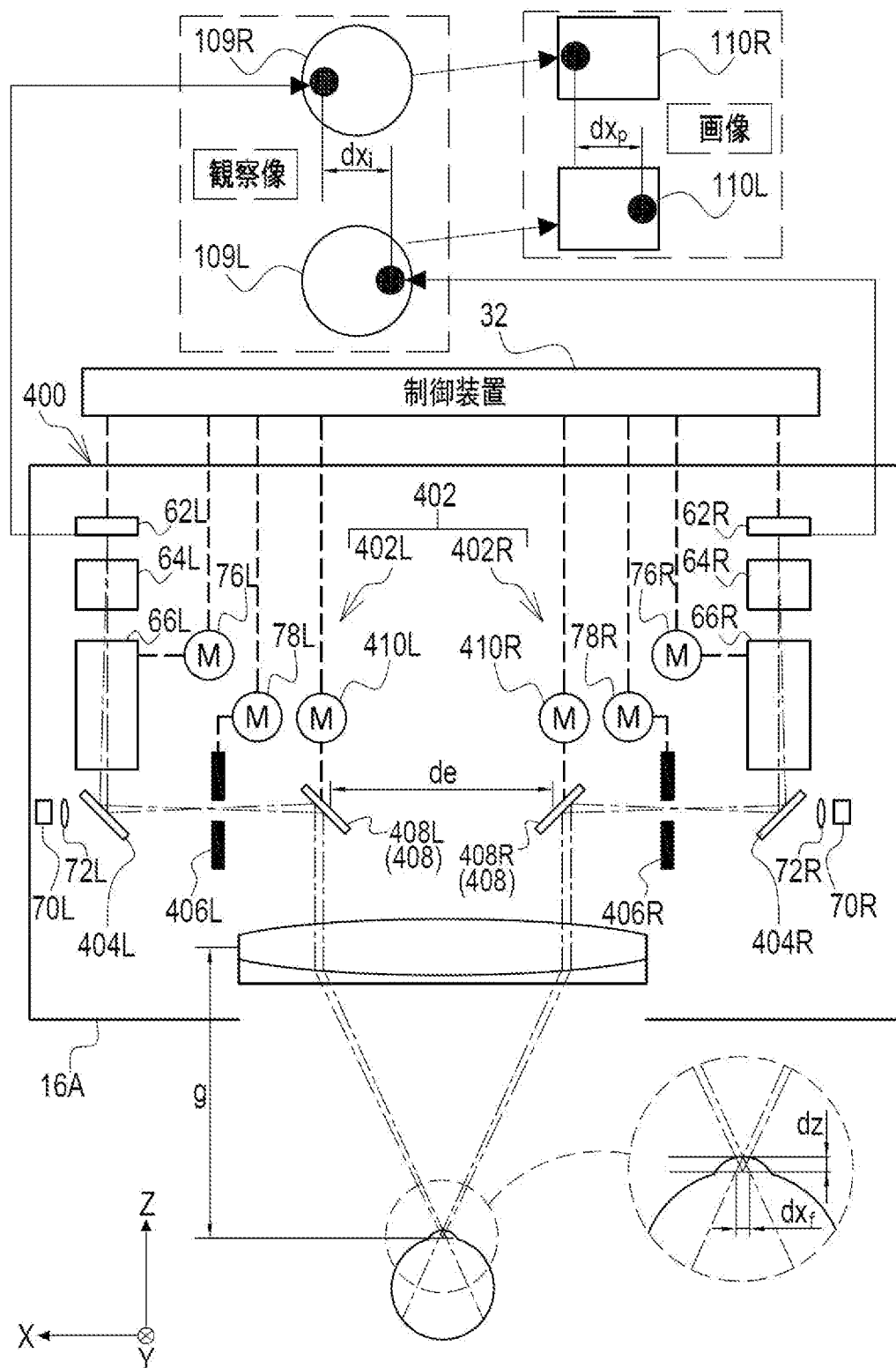
[図53]



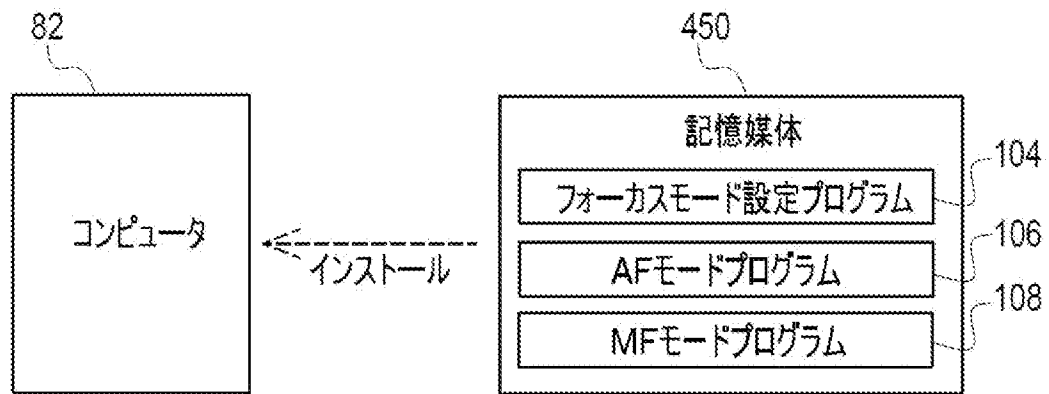
[図54]



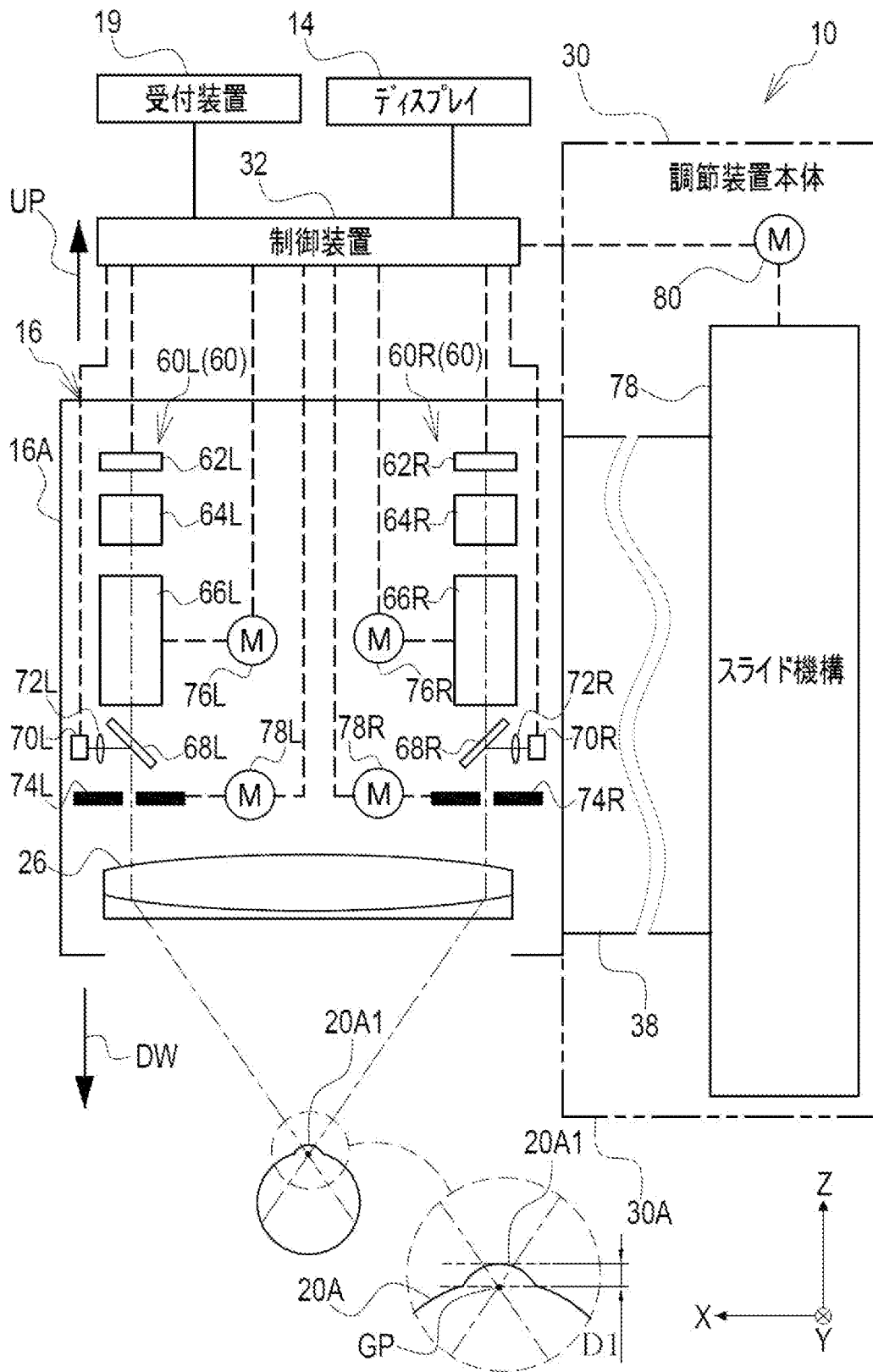
[図55]



[図56]



[図57]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/045775

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. G02B21/22 (2006.01) i, G02B7/28 (2006.01) i, G02B21/36 (2006.01) i, H04N7/18 (2006.01) i, H04N13/239 (2018.01) i, H04N13/359 (2018.01) 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. G02B21/22, G02B7/28, G02B21/36, H04N7/18, H04N13/239, H04N13/359

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 1971-2019

Registered utility model specifications of Japan 1996-2019

Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

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.
Y	JP 2010-207460 A (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 24 September 2010, paragraphs [0009]-[0012], [0018], fig. 1, 2 (Family: none)	1-27
Y	WO 2017/049381 A1 (SYNAPTIVE MEDICAL (BARBADOS) INC.) 30 March 2017, paragraphs [0002], [0003], [0072]-[0075], [0082], [0088], fig. 5 & JP 3220165 U & US 2018/0289428 A1 & CA 2985221 A	1-27
Y	JP 2018-066966 A (KEYENCE CORP.) 26 April 2018, paragraphs [0069]-[0076], fig. 10 (Family: none)	1-27



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

“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

“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
08.03.2019

Date of mailing of the international search report
19.03.2019

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/JP2018/045775

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2013/183406 A1 (FUJIFILM CORP.) 12 December 2013, paragraphs [0005], [0047]-[0050], [0149], fig. 5, 18 & US 2015/0070539 A1, paragraphs [0008], [0076]-[0079], [0177], fig. 5, 18 & CN 104365089 A	1-27
Y	JP 2009-163220 A (CANON INC.) 23 July 2009, paragraphs [0022]-[0026], [0102]-[0104], fig. 5, 10-13 & US 2009/0153720 A1, paragraphs [0059]-[0063], [0140]-[0142], fig. 5, 10-13	1-27
Y	JP 2011-049980 A (OMRON CORP.) 10 March 2011, paragraphs [0106]-[0127], fig. 9-11 & US 2011/0050914 A1, paragraphs [0131]-[0154], fig. 9-11	1-27
Y	JP 2000-278558 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 06 October 2000, paragraphs [0025], [0028], fig. 4 (Family: none)	1-27
Y	JP 2006-208700 A (OLYMPUS CORP.) 10 August 2006, claim 1 & US 2006/0164722 A1, claim 1 & EP 1686406 A2	18-20
Y	JP 2012-047797 A (NIKON CORP.) 08 March 2012, paragraphs [0051]-[0073], fig. 6-8 (Family: none)	18-20
Y	JP 61-061118 A (CANON INC.) 28 March 1986, fig. 1 & US 4674845 A, fig. 1 & DE 3530928 A1	18-20

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. G02B21/22(2006.01)i, G02B7/28(2006.01)i, G02B21/36(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i, H04N13/239(2018.01)i, H04N13/359(2018.01)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. G02B21/22, G02B7/28, G02B21/36, H04N7/18, H04N13/239, H04N13/359

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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
Y	JP 2010-207460 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.09.24, 段落[0009]-[0012], [0018], 図1-2等 (ファミリーなし)	1-27
Y	WO 2017/049381 A1 (SYNAPTIVE MEDICAL (BARBADOS) INC.) 2017.03.30, 段落[0002]-[0003], [0072]-[0075], [0082], [0088], 図5等 & JP 3220165 U & US 2018/0289428 A1 & CA 2985221 A	1-27

☑ 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	「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

08.03.2019

国際調査報告の発送日

19.03.2019

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)

殿岡 雅仁

2 V

4748

電話番号 03-3581-1101 内線 3271

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 2018-066966 A (株式会社キーエンス) 2018. 04. 26, 段落[0069]-[0076], 図 10 等 (ファミリーなし)	1-27
Y	WO 2013/183406 A1 (富士フイルム株式会社) 2013. 12. 12, 段落[0005], [0047]-[0050], [0149], 図 5, 18 等 & US 2015/0070539 A1, 段落[0008], [0076]-[0079], [0177], 図 5, 18 等 & CN 104365089 A	1-27
Y	JP 2009-163220 A (キヤノン株式会社) 2009. 07. 23, 段落[0022]-[0026], [0102]-[0104], 図 5, 10-13 等 & US 2009/0153720 A1, 段落[0059]-[0063], [0140]-[0142], 図 5, 10-13 等	1-27
Y	JP 2011-049980 A (オムロン株式会社) 2011. 03. 10, 段落[0106]-[0127], 図 9-11 等 & US 2011/0050914 A1, 段落 [0131]-[0154], 図 9-11 等	1-27
Y	JP 2000-278558 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000. 10. 06, 段 落[0025], [0028], 図 4 等 (ファミリーなし)	1-27
Y	JP 2006-208700 A (オリンパス株式会社) 2006. 08. 10, 請求項 1 等 & US 2006/0164722 A1, 請求項 1 等 & EP 1686406 A2	18-20
Y	JP 2012-047797 A (株式会社ニコン) 2012. 03. 08, 段落 [0051]-[0073], 図 6-8 等 (ファミリーなし)	18-20
Y	JP 61-061118 A (キヤノン株式会社) 1986. 03. 28, 図 1 等 & US 4674845 A, 図 1 等 & DE 3530928 A1	18-20