

(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1月30日(30.01.2020)



(10) 国際公開番号

WO 2020/021590 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/045 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/027467
- (22) 国際出願日: 2018年7月23日(23.07.2018)
- (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: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 福島 郁俊 (FUKUSHIMA, Ikutoshi); 〒1928507 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 西村 淳

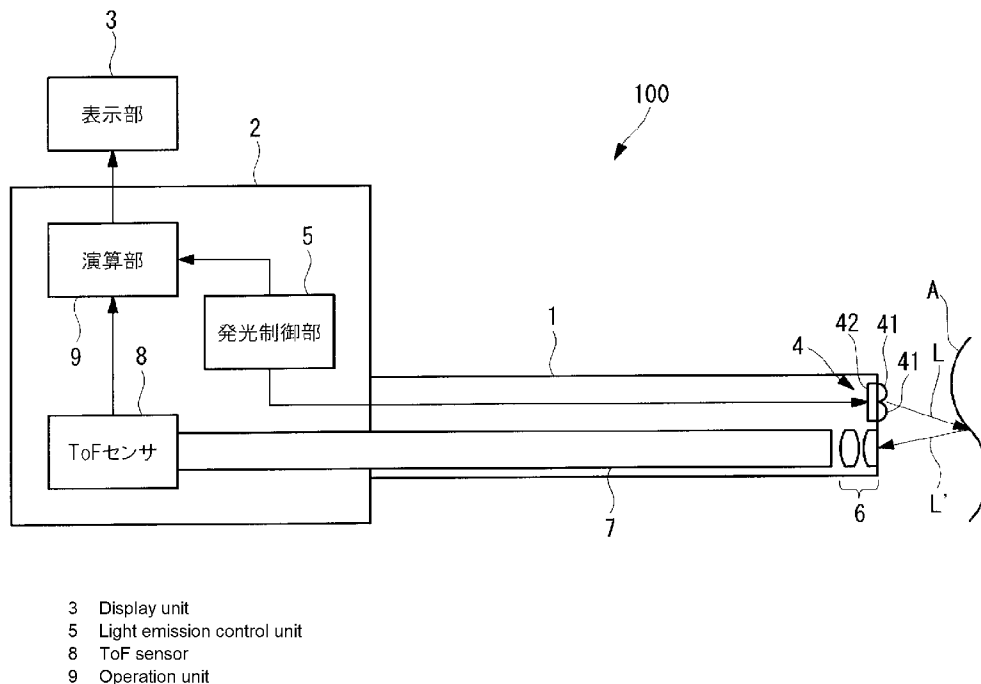
一(NISHIMURA, Junichi); 〒1928507 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 嶋本 篤義(SHIMAMOTO, Atsuyoshi); 〒1928507 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 雙木 満(NAMIKI, Mitsuru); 〒1928507 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田 邦生, 外 (UEDA, Kunio et al.); 〒2208139 神奈川県横浜市西区みなとみらい 2-2-1 横浜ランドマークタワー 3 9 階 オリーブ国際特許事務所 Kanagawa (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,

(54) Title: ENDOSCOPE DEVICE

(54) 発明の名称: 内視鏡装置



(57) Abstract: An endoscope device (100) comprises: an irradiation unit (4) that irradiates a subject (A) with pulse light (L) from the tip end of an insertion unit (1); an image-forming optical system (6) that is arranged in a tip-end portion of the insertion unit (1) and forms an image of reflected light (L') of the pulse light (L); an image transmission unit (7) that is arranged along a longitudinal direction in the insertion unit (1) and transmits an image of the subject (A) to a base-end side of the insertion unit (1); an optical sensor (8) that detects, by a plurality of pixels, the quantity of light of the image

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))

transmitted by the image transmission unit (7) to a light reception surface; and an operation unit (9) that calculates an observation distance on the basis of the quantity of light detected by the plurality of pixels. The optical sensor (8) obtains the first quantity of light and the second quantity of light by detecting the reflected light (L') in each pixel in time division. The operation unit (9) calculates the observation distance to each position of the subject (A) on the basis of the first quantity of light and the second quantity of light in each pixel.

(57) 要約: 内視鏡装置 (100) は、挿入部 (1) の先端から被写体 (A) にパルス光 (L) を照射する照射部 (4) と、挿入部 (1) の先端部に配置されパルス光 (L) の反射光 (L') を結像する結像光学系 (6) と、挿入部 (1) 内に長手方向に沿って配置され被写体 (A) の像を挿入部 (1) の基端側へ伝送する像伝送部 (7) と、像伝送部 (7) によって受光面に伝送された像の光量を複数の画素によって検出する光センサ (8) と、複数の画素によって検出された光量に基づいて観察距離を算出する演算部 (9) とを備え、光センサ (8) は、各画素において反射光 (L') を時分割で検出することによって第1光量および第2光量を得て、演算部 (9) は各画素における第1光量および第2光量に基づいて被写体 (A) の各位置までの観察距離を算出する。

明 細 書

発明の名称：内視鏡装置

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡装置に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、被写体までの距離を測定する機能を有する内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献1参照。）。特許文献1の内視鏡装置は、レーザ光源と、タイムオブフライト（T o F）方式の測距センサとを備える。T o F方式の測距センサは、レーザ光の点灯開始から、レーザ光の反射光が検出されるまでの時間 Δt に基づいて、距離を測定する。また、特許文献1の内視鏡装置は、レンズによって拡散されたレーザ光を被写体表面に照射し、被写体表面の各位置からの反射光を検出することによって、レーザ光を走査することなく被写体表面上の各位置の距離情報を取得している。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2014-144034号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 特許文献1の内視鏡装置において、測距センサは挿入部の先端に配置されている。したがって、被写体までの距離が小さい場合、時間 Δt が極めて小さくなる。極めて小さい時間 Δt を高精度に測定するためには、処理速度が極めて高い測距センサが必要であり、時間 Δt および短い距離の高精度な測定が難しいという問題がある。

[0005] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、被写体の複数の位置までの距離をレーザ光を走査することなく測定することができ、かつ、短い距離を高い精度で測定することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明の一態様は、挿入部の先端から被写体にパルス光を照射する照射部と、前記挿入部の先端部に配置され、前記被写体からの前記パルス光の反射光を結像し前記被写体の像を形成する結像光学系と、前記挿入部内に長手方向に沿って配置され、前記被写体の像を前記挿入部の基端側へ伝送する像伝送部と、複数の画素が配列された受光面を有し、前記像伝送部によって前記受光面に伝送された前記像の光量を前記複数の画素によって検出する光センサと、前記複数の画素によって検出された光量に基づいて前記結像光学系から前記被写体までの観察距離を算出する演算部とを備え、前記光センサは、各前記画素において前記反射光を時分割で検出することによって第1光量および第2光量を得て、前記第1光量は第1期間中に積算された前記反射光の光量であり、前記第2光量は第2期間中に積算された前記反射光の光量であり、前記演算部は、前記光センサによって検出された各前記画素における前記第1光量および前記第2光量に基づいて、前記結像光学系から前記被写体の各位置までの観察距離を算出する内視鏡装置である。

発明の効果

[0007] 本発明によれば、被写体の複数の位置までの距離をレーザ光を走査することなく測定することができ、かつ、短い観察距離を高い精度で測定することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成図である。

[図2]図1の内視鏡装置の光源およびT o Fセンサの動作を示すタイミングチャートである。

[図3]図1の内視鏡装置の像伝送部に光ファイババンドルを用いた場合のモード分散および光量の減衰による反射光 L' への影響を示す図である。

[図4]図1の内視鏡装置の変形例の全体構成図である。

[図5]本発明の第2の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成図である。

[図6]図5の内視鏡装置の動作を示すフローチャートである。

[図7]図5の内視鏡装置の動作の変形例を示すフローチャートである。

[図8]本発明の第3の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成図である。

[図9]本発明の第4の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成図である。

[図10]図9の内視鏡装置の変形例の全体構成図である。

[図11]図9の内視鏡装置の他の変形例の全体構成図である。

[図12]図9の内視鏡装置の他の変形例の全体構成図である。

[図13]図9の内視鏡装置の他の変形例の全体構成図である。

[図14]図13の内視鏡装置の色フィルタアレイ付きToFセンサの一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0009] (第1の実施形態)

本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置について図面を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置100は、図1に示されるように、被写体Aを有する観察対象内に挿入される長尺の挿入部1と、挿入部1の基端に接続された本体部2と、本体部2に接続された表示部3とを備えている。また、内視鏡装置100は、照射部4と、発光制御部5と、結像光学系6と、像伝送部7と、光センサ8と、演算部9とを備えている。照射部4、結像光学系6および像伝送部7は、挿入部1内に配置されている。発光制御部5、光センサ8および演算部9は、本体部2内に配置されている。

[0010] 照射部4は、LEDのような小型の光源41と、光源41と一体に設けられ光源41を制御する制御回路42とを備えている。光源41は、挿入部1の先端に配置されている。光源41の数は、1個のみであってもよく、複数個であってもよい。制御回路42は、発光制御部5と接続され、発光制御部5からの制御信号に応答して光源41にパルス光Lを発生させる。光源41が発生させたパルス光Lは、挿入部1の先端と対向する被写体Aに照射される。パルス光Lは、発散光であり、被写体Aの表面上の2次元領域に照射される。

- [0011] 発光制御部 5 は、パルス光 L のパルス幅 ΔW および光量等を制御する制御信号を生成し、制御信号を制御回路 4 2 に送信する。発光制御部 5 は、一定の時間周期で制御信号を制御回路 4 2 に送信することによって、光源 4 1 に一定の時間周期でパルス光 L を発生させる。
- [0012] 結像光学系 6 は、単一または複数のレンズを備え、挿入部 1 の先端部に設けられている。結像光学系 6 は、パルス光 L が照射される被写体 A の測定領域を含む視野を有する。結像光学系 6 は、被写体 A からのパルス光 L の反射光 L' を受光し、反射光 L' を結像させ、被写体 A の像を形成する。反射光 L' は、パルス幅 ΔW に対応する時間幅を有するパルス形態の光である。内視鏡観察において、挿入部 1 の先端を被写体 A に接触させた状態で、または被写体 A に近接させた状態で、被写体 A を観察することがある。結像光学系 6 は、近点および遠点の両方の像を観察可能であり、例えば 0 mm ~ 100 mm の観察距離を有する。
- [0013] 像伝送部 7 は、光学像を伝送する光学系であり、例えば、光ファイババンドルまたはリレー光学系である。像伝送部 7 は、挿入部 1 内に該挿入部 1 の略全長にわたって配置され、結像光学系 6 と本体部 2 内の光センサ 8 とを光学的に接続している。像伝送部 7 は、結像光学系 6 によって形成された被写体 A の像を光センサ 8 の受光面上まで伝送し、受光面上に像を再結像する。T o F センサ 8 の受光面には、パルス光 L のパルス幅に相当する期間にわたって被写体 A の像が形成される。像伝送部 7 は、結像光学系 6 の最大観察距離以上の光路長を有していることが好ましい。例えば、挿入部 1 および像伝送部 7 の各々の長さは、2 m である。
- [0014] 光センサ 8 は、複数の画素の 2 次元アレイを有する 2 次元の間接 T o F (Time Of Flight) センサである。2 次元アレイは受光面に設けられている。図 2 は、T o F センサ 8 の各画素の動作を示している。T o F センサ 8 には、パルス光 L の時間周期と同一の時間周期で反射光 L' が到達する。T o F センサ 8 は、照射部 4 からのパルス光 L の射出の周期と同期して、受光面上の被写体 A の像の光量を 2 次元アレイの各画素によって検出

する。

[0015] 各画素は、1回の検出期間中に1つの反射光 L' の光量を検出する。1回の検出期間の長さは、パルス幅 ΔW に基づいて、1つの反射光 L' の全部を含む長さに設定されている。また、1回の検出期間は、2つの期間（第1ゲート G_1 および第2ゲート G_2 ）に等分割されている。第1ゲート G_1 および第2ゲート G_2 は、本発明に係る第1期間および第2期間にそれぞれ相当する。各画素は、1つの反射光 L' の光量を第1ゲート G_1 および第2ゲート G_2 に時分割して検出することによって、第1ゲート G_1 中の反射光 L' の積算光量 S_1 と第2ゲート G_2 中の反射光 L' の積算光量 S_2 を得る。

[0016] 第1ゲート G_1 は、時刻 t_0 から時刻 t_1 までの期間であり、第2ゲート G_2 は、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの期間である。時刻 t_0 は、光源41がパルス光 L を発生させる時刻である。時刻 t_2 は、反射光 L' の終端と次の反射光 L' の始端との間の時刻である。各画素は、第1シャッタによる制御に従って時刻 t_0 から時刻 t_1 まで反射光 L' の光量を積算し、積算された反射光 L' の光量を第1光量 S_1 として得る。続いて、各画素は、第2シャッタによる制御に従って時刻 t_1 から時刻 t_2 まで反射光 L' の光量を積算し、積算された反射光 L' の光量を第2光量 S_2 として得る。

[0017] ここで、時刻 t_0 に光源41がパルス光 L を発生させてから反射光 L' の始端がToFセンサ8に到達するまでの間に遅延時間 Δt が発生する。遅延時間 Δt は、結像光学系6の先端から被写体Aの各位置までの観察距離 D に依存する。したがって、第1光量 S_1 および第2光量 S_2 は、観察距離 D に応じて変化する。すなわち、観察距離 D が大きい程、遅延時間 Δt が長くなり、その結果、第1光量 S_1 が小さくなり第2光量 S_2 が大きくなる。反対に、観察距離 D が小さい程、遅延時間 Δt が短くなり、その結果、第1光量 S_1 が大きくなり第2光量 S_2 が小さくなる。

[0018] 演算部9は、各画素によって検出された第1光量 S_1 および第2光量 S_2 から、第2光量 S_2 に対する第1光量の比率 S_1/S_2 を算出する。続いて、演算部9は、比率 S_1/S_2 から遅延時間 Δt を算出し、遅延時間 Δt か

ら観察距離Dを算出する。

演算部9は、全ての画素によって検出された光量 S_1 、 S_2 から観察距離Dを算出する。演算部9は、各画素が観察距離Dに相当する値を有する2次元の距離マップを作成し、距離マップを表示部3に表示させる。例えば、距離マップの各画素は、観察距離Dに応じた色を有する。

表示部3は、任意の種類の表示デバイスであり、例えば、液晶ディスプレイである。

[0019] 発光制御部5および演算部9は、本体部2内に設けられたプロセッサおよび記憶装置によって実現される。すなわち、記憶装置には、制御プログラムおよび計算プログラムが記憶されている。プロセッサは、制御プログラムに従って発光制御部5による上記制御処理を実行し、計算プログラムに従って演算部9による上記計算処理を実行する。

[0020] 次に、このように構成された内視鏡装置100の作用について説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置100によれば、照射部4が発生したパルス光Lが挿入部1の先端から被写体Aに照射され、反射光L'に基づく被写体Aの像が結像光学系6によって形成される。像は、挿入部1の先端の結像光学系6から本体部2内のTofセンサ8まで像伝送部7によって伝送され、Tofセンサ8の受光面上に被写体Aの像が再結像される。

[0021] Tofセンサ8および演算部9は、結像光学系6と被写体Aの各位置との間の観察距離Dを間接Tof方式で測定する。

具体的には、Tofセンサ8の各画素は、被写体Aの像の光量を2つの時間ゲートG1、G2に時分割して検出する。すなわち、各画素は、第1ゲートG1中に反射光L'の光量を積算することによって第1光量 S_1 を検出し、続いて第2ゲートG2中に反射光L'の光量を積算することによって第2光量 S_2 を検出する。

次に、演算部9において、各画素によって検出された比率 S_1/S_2 から、各画素に対応する被写体Aの表面上の各位置までの観察距離Dが算出される。次に、演算部9において、全画素の観察距離Dから2次元の距離マップ

が作成され、距離マップが表示部3に表示される。

[0022] ここで、観察距離Dの測定精度について説明する。

凹凸を有する被写体Aの場合、観察距離D間にばらつきが生じる。観察距離Dの大小に関わらず被写体Aの測定領域全体において観察距離Dを正確に測定するためには、観察距離Dの変化に関わらず光量 S_1 、 S_2 が大きく変化しないことが重要である。光量 S_1 、 S_2 はゲート幅 ΔG_1 、 ΔG_2 に比例する。ゲート幅 ΔG_1 は、第1ゲートG1の時間幅($=t_1 - t_2$)であり、ゲート幅 ΔG_2 は、第2ゲートG2の時間幅($=t_2 - t_1 = \Delta G_1$)である。

[0023] 近点に最適なゲート幅 ΔG_1 、 ΔG_2 は、 $\Delta W/2 + \Delta t_{min}$ であり、遠点に最適なゲート幅 ΔG_1 、 ΔG_2 は、 $\Delta W/2 + \Delta t_{max}$ である。 Δt_{min} は、最近点での遅延時間であり、 Δt_{max} は最遠点での遅延時間である。光量 S_1 、 S_2 の変化を抑えるためには、近点と遠点とでの最適なゲート幅の比率($\Delta W/2 + \Delta t_{min}$) / ($\Delta W/2 + \Delta t_{max}$)を小さくする必要がある。内視鏡装置100による距離測定において、観察距離Dが0mm~300mm程度であり、近点では Δt_{min} はゼロに近づく。したがって、上記比率を小さくすることは原理的に難しい。

[0024] 本実施形態によれば、ToFセンサ8は、挿入部1の先端の結像光学系6から挿入部1の長手方向に離れた位置に配置されている。そして、挿入部1の先端の結像光学系6から挿入部1の基端側のToFセンサ8まで、長い像伝送部7によって反射光 L' が導光される。これにより、挿入部1の長さに相当する反射光 L' の光路長が確保され、観察距離Dがゼロまたは略ゼロであっても一定の大きさの遅延時間 Δt が確保される。さらに、比率 S_1/S_2 から遅延時間 Δt を算出する間接ToF方式は、遅延時間 Δt を直接計測する直接ToF方式に比べて、小さな遅延時間 Δt を高い精度で測定することができる。このように、挿入部1内に反射光 L' の光路長を確保し、かつ、間接ToF方式を用いることによって、ゼロまたはゼロに近い観察距離Dを高精度に測定することができるという利点がある。

[0025] また、被写体Aの2次元の像がToFセンサ8の受光面上に形成され、各画素によって被写体Aの表面上の各位置までの観察距離Dが測定される。このように、レーザ光を2次元的に走査せずとも被写体Aの2次元の距離情報を得ることができるという利点がある。そして、距離マップに基づいて、例えば、医療分野においては腫瘍の形状の情報を得ることができ、工業分野においては構造物の亀裂の形状および深さの情報を得ることができる。

[0026] 挿入部1および本体部2内においてパルス光Lおよび反射光L'が通る像伝送部7の長さP0は、最大の観察距離Dよりも大きいこと($P0 > D$)が好ましい。例えば、0mm~300mmの観察距離Dの測定を対象としている場合、 $P0 > 300\text{mm}$ を満たすことが好ましい。この条件を満たすことによって、観察距離Dがゼロまたはゼロに近い状態においても、 $\Delta t_{\min}$ と $\Delta t_{\max}$ との比率が小さくなる。これにより、被写体Aの測定領域全体において適切な範囲内の比率 $S1/S2$ を得ることでき、観察距離Dの測定精度を安定させることができる。

[0027] パルス光Lのパルス幅 ΔW は、下式を満たすことが好ましい。

$$\Delta W [\text{sec}] > n \times P0 [\text{m}] / c [\text{m/sec}]$$

nは、挿入部1および本体部2内においてパルス光Lおよび反射光L'が通る光路の屈折率であり、例えば、像伝送部7の屈折率である。cは、パルス光Lの光速である。

[0028] 像伝送部7として光ファイババンドルを用いた場合、図3に示されるように、光ファイババンドルが有するモード分散および光量の減衰によって、検出される反射光L'の遅延および光量の低下が生じる。図3において、実線は、光ファイババンドルによるモード分散および光量減衰の影響が無い場合の反射光L'を示し、破線が、光ファイババンドルによるモード分散および光量減衰の影響が有る場合の反射光L'を示している。モード分散および光量減衰の影響を低減し反射光L'の第1光量S1および第2光量S2を高い精度で計測するためには、像伝送部7の光路長に対応してパルス幅 ΔW も長くする必要があり、特にパルス幅 ΔW が上記条件を満たすことが好ましい。

上記条件式を満足することによって、検出精度が低下することなく、観察距離 D の大小に関わらず比率 S_1 / S_2 が適切な値となり、被写体 A の測定領域全体において観察距離 D をより高い精度で測定することができる。

[0029] 演算部 9 は、観察距離 D の算出に加えて、光量 S_1 、 S_2 の和を算出してもよい。和 $S_1 + S_2$ は、反射光 L' の強度に基づく被写体 A の画像の信号値である。演算部 9 は、信号値に基づいて被写体 A の 2 次元の画像を作成し、画像を距離マップと同時に表示部 3 に表示させてもよい。距離マップおよび画像は、本体部 2 内の記憶装置に保存されてもよい。

[0030] 生体組織のように光透過性を有する被写体 A の場合、パルス光 L が被写体 A の表面から内部に浸透し、被写体 A の内部で反射され、被写体 A の表面から射出される。このような場合、反射光 L' には、被写体 A 内の浸透深さに相当する遅延が生じ、比率 S_1 / S_2 から算出される距離には浸透深さも含まれる。パルス光 L の被写体 A 内での浸透深さは、パルス光 L の波長に依存し、例えば、数ミリ程度である。

[0031] 演算部 9 は、被写体 A 内へのパルス光 L の浸透に基づく遅延時間を考慮した観察距離 D を算出してもよい。具体的には、演算部 9 は、補正値を保持している。補正値は、実験的にまたは理論的に算出されたパルス光 L の浸透深さ（例えば、2 mm）であり、例えば、ユーザによって本体部 2 に設定される。演算部 9 は、比率 S_1 / S_2 から算出された距離から補正値を差し引いた値を、観察距離 D として算出する。これにより、より正確な観察距離 D を算出することができる。

[0032] 本実施形態においては、光源 41 が挿入部 1 の先端部に配置されていることとしたが、これに代えて、図 4 に示されるように、光源 41 が本体部 2 内に配置され、照射部 4 が、導光部 10 をさらに備えていてもよい。

導光部 10 は、パルス光 L を導光する光学部材であり、例えば、光ファイバまたは光ファイババンドルである。導光部 10 は、挿入部 1 内に長手方向に沿って配置され、光源 41 から挿入部 1 の先端までパルス光 L を導光する。光源 41 および制御回路 42 を挿入部 1 の先端部から除去することによ

て、挿入部 1 の先端部をより細くすることができる。

導光部 10 が設けられている場合、導光部 10 の光路長の分だけ遅延時間 Δt を長くすることができる。

[0033] 本実施形態においては、図 4 に示されるように、像伝送部 7 と T o F センサ 8 との間に、再結像光学系 11 が設けられていてもよい。

再結像光学系 11 は、像伝送部 7 によって伝送された像を T o F センサ 8 の受光面に再結像させる。再結像光学系 11 を用いることによって、像伝送部 7 の基端と T o F センサ 8 とを直接接続する必要がなくなる。したがって、T o F センサ 8 の配置や種類の選択等の設計の自由度を向上することができる。また、像伝送部 7 と T o F センサ 8 との間に光路長が確保され、遅延時間 Δt がより長くなる。

[0034] (第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡装置について図面を参照して説明する。

本実施形態においては、第 1 の実施形態と異なる構成について説明し、第 1 の実施形態と共通する構成については同一の符号を付して説明を省略する。

[0035] 本実施形態に係る内視鏡装置 200 は、図 5 に示されるように、挿入部 1 と、本体部 2 と、表示部 3 とを備えている。また、内視鏡装置 200 は、照射部 4 と、発光制御部 5 と、結像光学系 6 と、像伝送部 7 と、光センサ 8 と、演算部 9 と、調整部 12 とを備えている。

調整部 12 は、演算部 9 から比率 $S1/S2$ を受け取り、比率 $S1/S2$ に基づいて、パルス幅 ΔW およびゲート幅 $\Delta G1$ 、 $\Delta G2$ の調整を発光制御部 5 および T o F センサ 8 に実行させる。

[0036] 図 6 は、パルス幅 ΔW およびゲート幅 $\Delta G1$ 、 $\Delta G2$ の調整に係る内視鏡装置 200 の動作を示している。

図 6 に示されるように、光源 41 からパルス光 L が発せられ (ステップ S1)、T o F センサ 8 によって第 1 光量 $S1$ および第 2 光量 $S2$ が検出され

(ステップS2)、演算部9によって比率 $R = S1 / S2$ が算出される(ステップS3)。調整部12は、比率 $S1 / S2$ を所定の下限值 R_{min} および所定の上限値 R_{max} ($R_{max} > R_{min}$)と比較する(ステップS4)。

比率 $S1 / S2$ が下限値 R_{min} よりも大きく上限値 R_{max} 未満である場合(ステップS4のYES)、調整部12によるパルス幅 ΔW およびゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ の調整は実行されず、演算部9によって比率 $S1 / S2$ から観察距離Dが算出される(ステップS5)。

[0037] 一方、比率 $S1 / S2$ が下限値 R_{min} 以下または上限値 R_{max} 以上である場合(ステップS4のNO)、調整部12によるパルス幅 ΔW およびゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ の調整が実行される(ステップS6~S8)。具体的には、比率 $S1 / S2$ が上限値 R_{max} 以上である場合(ステップS6のNO)、調整部12は、パルス幅 ΔW を短縮させ、かつ、ゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ を拡大させる(ステップS7)。比率 $S1 / S2$ が下限値 R_{min} 以下である場合(ステップS6のYES)、調整部12は、パルス幅 ΔW を拡大させ、かつ、ゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ を短縮させる(ステップS8)。パルス幅 ΔW およびゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ の調整は、調整部12から発光制御部5およびToFセンサ8の各々に送信される調整信号に従って実行される。

[0038] パルス幅 ΔW およびゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ の調整後、ステップS1~S4が再び実行され、比率 $S1 / S2$ が下限値 R_{min} よりも大きく上限値 R_{max} 未満になるまでパルス幅 ΔW およびゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ の調整が繰り返される。ステップS7, S8において、パルス幅 ΔW およびゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ のいずれか一方のみが調整されてもよい。

[0039] 調整部12は、発光制御部5および演算部9と同様に、本体部2内に設けられたプロセッサおよび記憶装置によって実現される。プロセッサは、記憶装置に記憶された調整プログラムに従って調整部12の上記調整処理を実行する。

[0040] 比率 S_1 / S_2 が過度に大きい、または過度に小さい場合、観察距離 D の算出精度が低下する。本実施形態によれば、比率 S_1 / S_2 が上限値 R_{max} 以上または下限値 R_{min} 以下である場合に、比率 S_1 / S_2 が下限値 R_{min} よりも大きく上限値 R_{max} 未満である適正範囲内になるようにパルス幅 ΔW およびゲート幅 ΔG_1 、 ΔG_2 の少なくとも一方が調整され、調整された比率 S_1 / S_2 から観察距離 D が算出される。これにより、被写体 A の測定領域全体において観察距離 D をより高い精度で測定することができる。

[0041] 本実施形態においては、調整部 12 が、比率 S_1 / S_2 に基づいてパルス幅 ΔW およびゲート幅 ΔG_1 、 ΔG_2 を調整することとしたが、これに代えて、図 7 に示されるように、和 $S = S_1 + S_2$ に基づいてパルス光 L の光量を調整してもよい。

[0042] 演算部 9 は、和 $S_1 + S_2$ を算出する（ステップ S_{31} ）。調整部 12 は、和 $S_1 + S_2$ を所定の下限值 S_{min} および所定の上限値 S_{max} （ $S_{max} > S_{min}$ ）と比較する（ステップ S_{41} ）。和 $S_1 + S_2$ が上限値 S_{max} 以上である場合（ステップ S_{61} の NO ）、調整部 12 は、パルス光 L の光量を減少させる（ステップ S_{71} ）。一方、和 $S_1 + S_2$ が下限値 S_{min} 以下である場合（ステップ S_{61} の YES ）、調整部 12 は、パルス光 L の光量を増大させる（ステップ S_{81} ）。パルス光 L の光量の調整は、調整部 12 から発光制御部 5 に送信される調整信号に従って実行される。

[0043] 和 $S_1 + S_2$ が過度に大きい、または過度に小さい場合、観察距離 D の算出精度が低下する。本変形例によれば、和 $S_1 + S_2$ が上限値 S_{max} 以上または下限値 S_{min} 以下である場合に、パルス光 L の光量が調整部 12 によって調整されることで、和 $S_1 + S_2$ が下限値 S_{min} よりも大きく上限値 S_{max} よりも小さい適正範囲内に調整される。このように、和 $S_1 + S_2$ に基づくパルス光 L の光量の調整によっても、被写体 A の測定領域全体において観察距離 D をより高い精度で測定することができる。

光量 S_1 、 S_2 は、ゲート幅 ΔG_1 、 ΔG_2 に依存する。したがって、調

整部 12 は、ステップ S71, S81 において、パルス光 L の光量に代えて、ゲート幅 $\Delta G1$, $\Delta G2$ を調整してもよい。

[0044] (第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態に係る内視鏡装置について図面を参照して説明する。

本実施形態においては、第1および第2の実施形態と異なる構成について説明し、第1および第2の実施形態と共通する構成については同一の符号を付して説明を省略する。

[0045] 本実施形態に係る内視鏡装置 300 は、図8に示されるように、挿入部1と、本体部2と、表示部3とを備えている。また、内視鏡装置 300 は、照射部4と、発光制御部5と、結像光学系6と、像伝送部7と、光センサ8と、演算部9とを備えている。

照射部4は、導光部10を備え、光源41は本体部2内に配置されている。また、照射部4は、参照光生成部13と、参照光導光部14とを備えている。

[0046] 参照光生成部13は、導光部(第1の導光部)10の先端に配置されたハーフミラーである。ハーフミラーは、例えば、導光部10の先端面を部分的に金属でコートすることによって形成される。参照光生成部13は、導光部10によって導光されたパルス光Lの一部を反射する。導光部10によって導光されたパルス光Lの他部は、挿入部1の先端から射出される。参照光生成部13によって反射されたパルス光Lは、参照光Lsとして導光部10を基端に向かって導光する。

[0047] 参照光導光部(第2の導光部)14は、例えば、光ファイバまたは光ファイババンドルであり、導光部10の長手方向の途中位置から分岐している。参照光Lsは、導光部10から参照光導光部14に進み、参照光導光部14によってToFセンサ8へ導光される。

[0048] ToFセンサ8の受光面は、第1検出領域と第2検出領域に分割されている。第1検出領域には、像伝送部7によって伝送された反射光L'が入射し

、被写体 A の像が形成される。第 2 検出領域には、参照光導光部 14 によって導光された参照光 L_s が入射する。第 1 検出領域の各画素は、反射光 L' の第 1 光量 S_1 および第 2 光量 S_2 を検出し、第 2 検出領域の各画素は、参照光 L_s の第 1 光量（第 1 参照光量） S_1 および第 2 光量（第 2 参照光量） S_2 を検出する。

[0049] 演算部 9 は、第 1 検出領域の画素によって検出された光量 S_1 、 S_2 の比率 S_1 / S_2 から、遅延時間 Δt および観察距離 D を算出する。

また、演算部 9 は、第 2 検出領域の画素によって検出された参照光量 S_1 、 S_2 の比率 S_1 / S_2 から参照遅延時間 Δt_s を算出し、挿入部 1 および本体部 2 内での光源 41 から T o F センサ 8 までのパルス光 L および参照光 L_s の参照光路長を算出する。参照遅延時間 Δt_s は、光源 41 がパルス光 L を発生させてから参照光 L_s が T o F センサ 8 に到達するまでの時間である。

[0050] 内視鏡装置 300 の周囲環境（例えば、温度および湿度）の変化に応じて、内視鏡装置 300 内でのパルス光 L および反射光 L' の光路長が変化し得る。パルス光 L および反射光 L' の光路長の変化は、演算部 9 によって算出される観察距離 D に影響を与え観察距離 D の誤差を引き起こす。

本実施形態によれば、内視鏡装置 300 内のパルス光 L および反射光 L' の光路長の変化と同様に、内視鏡装置 300 内を導光する参照光 L_s の光路長も周囲環境の変化に応じて変化する。内視鏡装置 300 内の光路長の変化は、第 1 参照光量 S_1 と第 2 参照光量 S_2 との比率から算出される参照遅延時間 Δt_s の変化として表れる。したがって、内視鏡装置 300 内での光 L 、 L' の光路長の変化に起因する観察距離 D の誤差を第 1 参照光量 S_1 および第 2 参照光量 S_2 に基づいて、より具体的には参照光路長の変化に基づいて、補正することができる。例えば、演算部 9 は、参照光量 S_1 、 S_2 から算出された参照光路長を、標準的な周囲環境での参照光路長と比較することによって内視鏡装置 300 内の光路長の変化量を見積もり、光路長の変化量に基づいて観察距離 D を補正する。これにより、周囲環境の変化に関わらず

正確な観察距離Dを安定して測定することができる。

[0051] (第4の実施形態)

次に、本発明の第4の実施形態に係る内視鏡装置について図面を参照して説明する。

本実施形態においては、第1から第3の実施形態と異なる構成について説明し、第1から第3の実施形態と共通する構成については同一の符号を付して説明を省略する。

[0052] 本実施形態に係る内視鏡装置400は、図9に示されるように、挿入部1と、本体部2と、表示部3とを備えている。また、内視鏡装置400は、照射部4と、発光制御部5と、結像光学系6と、像伝送部7と、光センサ8と、演算部9と、再結像光学系11と、色分離素子15と、撮像素子16と、カラー画像生成部17とを備えている。

[0053] 照射部4は、導光部10を備え、光源41は本体部2内に配置されている。光源41は、赤(R)、緑(G)および青(B)の光 L_r , L_g , L_b を発生させる。R光 L_r は、観察距離Dの測定用のパルス光である。G光 L_g およびB光 L_b は、被写体Aの画像取得用の連続光である。被写体Aにおいて、パルス状のR反射光 $L_{r'}$ と、連続光であるG反射光 $L_{g'}$ およびB反射光 $L_{b'}$ が発生する。

[0054] 色分離素子15は、像伝送部7とTofセンサ8との間に配置されている。色分離素子15は、R反射光 $L_{r'}$ とGおよびB反射光 $L_{g'}$, $L_{b'}$ とを波長によって相互に分離する。色分離素子15は、例えば、赤の光を透過させ、緑および青の光を反射するダイクロイックミラーである。R反射光 $L_{r'}$ は色分離素子15からTofセンサ8に入射し、G反射光 $L_{g'}$ およびB反射光 $L_{b'}$ は色分離素子15から撮像素子16に入射する。

[0055] 再結像光学系11は、R反射光 $L_{r'}$ をTofセンサ8の受光面に再結像させ、G反射光 $L_{g'}$ およびB反射光 $L_{b'}$ を撮像素子16の受光面に再結像させる。

撮像素子16は、CMOSイメージセンサのようなRGB方式の2次元イ

メージセンサである。撮像素子16は、被写体Aの像を撮像し、画像信号を生成する。画像信号は、撮像素子16からカラー画像生成部17に送信される。

[0056] カラー画像生成部17は、画像信号から被写体Aの2次元のカラー画像を生成する。カラー画像は、距離マップと共に表示部3に表示される。カラー画像および距離マップは、本体部2内で相互に関連付けられてから表示部3に送信されてもよい。

カラー画像生成部17は、発光制御部5および演算部9と同様に、本体部2内に設けられたプロセッサおよび記憶装置によって実現される。すなわち、プロセッサは、記憶装置に記憶された画像生成プログラムに従ってカラー画像生成部17による画像生成処理を実行する。

[0057] このように、本実施形態によれば、パルス光 L_r とは異なる色の連続光 L_g , L_b をパルス光 L_r と同時に被写体Aに照射し、反射光 L_r' と反射光 L_g' , L_r' とを色によって相互に分離することによって、観察距離Dの測定と同時に被写体Aのカラー画像を取得することができるという利点がある。

本実施形態においては、観察距離Dの測定にR光 L_r を用いることとしたが、観察距離Dの測定用のパルス光の波長はこれに限定されず、画像取得用の連続光の波長とは異なる任意の波長のパルス光を用いることができる。

[0058] 本実施形態においては、図10に示されるように、照射部4が、白色光 L_w を発生させる白色光源43をさらに備えていてもよい。白色光 L_w は、連続光である。パルス光 L は、可視域以外の波長の光であり、例えば、赤外光である。2つの光源41, 43と導光部10との間には、色合成素子18が配置されている。色合成素子18は、光源41からのパルス光 L と白色光源43からの白色光 L_w とを合成する。色合成素子18は、例えば、ダイクロイックミラーである。

[0059] 色分離素子15は、パルス光 L の反射光 L' と白色光 L_w の反射光 L_w' とを、波長によって相互に分離する。反射光 L' は色分離素子15からT o

F センサ 8 に入射し、反射光 L_w' は色分離素子 15 から撮像素子 16 に入射する。

図 10 の変形例によれば、白色光 L_w を用いることによって、被写体 A の色の情報をより多く含む白色光画像を撮像素子 16 によって取得することができる。

[0060] 本実施形態においては、図 11 および図 12 に示されるように、色分離素子 15 および撮像素子 16 が、挿入部 1 の先端部において結像光学系 6 と像伝送部 7 との間に配置され、色分離素子 15 から像伝送部 7 にパルス光 L の反射光 L' のみが入射するように構成されていてもよい。

[0061] 本実施形態においては、図 13 に示されるように、色分離素子 15 および撮像素子 16 を備えることに代えて、色分離機能を有する T o F センサ 8 1 を用いてもよい。

色分離機能を有する T o F センサ 8 1 は、図 14 に示されるように、画素の 2 次元アレイ 8 1 b を覆う色フィルタアレイ 8 1 a を備えている。

[0062] 色フィルタアレイ 8 1 a は、R フィルタ、G フィルタおよび B フィルタの 2 次元アレイである。R フィルタ、G フィルタおよび B フィルタは、赤、緑および青の光をそれぞれ選択的に透過させる。すなわち、T o F センサ 8 1 は、R G B 方式の 2 次元イメージセンサとしても機能する。T o F センサ 8 1 には、全ての色の反射光 L_r' , L_g' , L_b' が入射する。

[0063] 図 13 の変形例において、R 光 L_r 、G 光 L_g および B 光 L_b のうち、少なくとも 1 つがパルス光である。例えば、R 光 L_r がパルス光である場合、演算部 9 は、R の画素の比率 S_1 / S_2 から観察距離 D を算出する。また、演算部 9 は、各画素の和 $S_1 + S_2$ を信号値として算出し、信号値に基づいて R G B のカラー画像を生成し、カラー画像を表示部 3 に表示させる。

[0064] R 光 L_r 、G 光 L_g および B 光 L_b の全てがパルス光であり、演算部 9 が、R、G、B の全ての画素の比率 S_1 / S_2 から観察距離 D を算出してもよい。

R 反射光 L_r' 、G 反射光 L_g' および B 反射光 L_b' の光量は相互に異

なり得る。R反射光 L_r' 、G反射光 L_g' およびB反射光 L_b' の中から、最適な光量 S_1 、 S_2 が得られる1つを選択し、選択された反射光の比率 S_1/S_2 から観察距離 D を算出する。これにより、観察距離 D をより高い精度で測定することができる。

[0065] また、被写体Aが生体組織のように光透過性を有する場合、被写体A内への浸透深さがパルス光 L_r 、 L_g 、 L_b 間で異なることに起因して、観察距離 D もR、G、B間で異なる。観察距離 D をR、G、B間で比較することによって、被写体Aの光学特性を評価することができる。これにより、例えば、がん組織のように光学特性が周辺とは異なる領域を特定することができる。特定された領域は、表示部3上の距離マップまたはカラー画像上に表示されてもよい。

符号の説明

- [0066]
- 1 挿入部
 - 2 本体部
 - 3 表示部
 - 4 照射部
 - 4 1 光源（照射部）
 - 4 2 制御回路（照射部）
 - 4 3 白色光源（照射部）
 - 5 発光制御部
 - 6 結像光学系
 - 7 像伝送部
 - 8 光センサ、ToFセンサ
 - 9 演算部
 - 1 0 導光部（照射部、第1導光部）
 - 1 1 再結像光学系
 - 1 2 調整部
 - 1 3 参照光生成部

1 4 参照光導光部（照射部、第 2 導光部）

1 5 色分離素子

1 6 撮像素子

1 7 カラー画像生成部

1 8 色合成素子

1 0 0, 2 0 0, 3 0 0, 4 0 0 内視鏡装置

A 被写体

請求の範囲

[請求項1]

挿入部の先端から被写体にパルス光を照射する照射部と、
前記挿入部の先端部に配置され、前記被写体からの前記パルス光の反射光を結像し前記被写体の像を形成する結像光学系と、
前記挿入部内に長手方向に沿って配置され、前記被写体の像を前記挿入部の基端側へ伝送する像伝送部と、
複数の画素が配列された受光面を有し、前記像伝送部によって前記受光面に伝送された前記像の光量を前記複数の画素によって検出する光センサと、
前記複数の画素によって検出された光量に基づいて前記結像光学系から前記被写体までの観察距離を算出する演算部とを備え、
前記光センサは、
各前記画素において前記反射光を時分割で検出することによって第1光量および第2光量を得て、
前記第1光量は第1期間中に積算された前記反射光の光量であり、
前記第2光量は第2期間中に積算された前記反射光の光量であり、
前記演算部は、
前記光センサによって検出された各前記画素における前記第1光量および前記第2光量に基づいて、前記結像光学系から前記被写体の各位置までの観察距離を算出する内視鏡装置。

[請求項2]

前記パルス光のパルス幅は、前記像伝送部の屈折率と前記像伝送部の長さとの積を前記パルス光の光速で除算した値よりも大きい請求項1に記載の内視鏡装置。

[請求項3]

前記演算部は、
前記第1光量および前記第2光量から距離を算出し、算出された距離から補正値を差し引くことによって前記観察距離を算出し、
前記補正値は、
前記被写体内への前記パルス光の浸透深さに基づいて設定される請

求項 1 に記載の内視鏡装置。

[請求項4] 前記第 1 期間および前記第 2 期間の長さ、ならびに、前記パルス光のパルス幅のうちの少なくとも一方を、前記第 1 光量および前記第 2 光量に基づいて調整する調整部を備え、

前記第 2 光量に対する前記第 1 光量の比率が所定の上限值以上であるときに、前記調整部は、前記第 1 および第 2 期間の長さを増大させ、または／かつ、前記パルス光のパルス幅を減少させ、

前記第 2 光量に対する前記第 1 光量の比率が所定の下限值以下であるときに、前記調整部は、前記第 1 および第 2 期間の長さを減少させ、または／かつ、前記パルス光のパルス幅を増大させる請求項 1 に記載の内視鏡装置。

[請求項5] 前記パルス光の光量を前記第 1 光量および前記第 2 光量に基づいて調整する調整部を備え、

該調整部は、

前記第 1 光量と前記第 2 光量との和が所定の上限值以上であるときに、前記パルス光の光量を減少させ、

前記第 1 光量と前記第 2 光量との和が所定の下限值以下であるときに、前記パルス光の光量を増大させる請求項 1 に記載の内視鏡装置。

[請求項6] 前記照射部は、

前記挿入部の基端側に配置され前記パルス光を発する光源と、

前記挿入部内に長手方向に沿って配置され、前記パルス光を前記挿入部の先端まで導光する第 1 導光部と、

前記挿入部の先端部に設けられ、前記パルス光の一部を反射することによって参照光を生成する参照光生成部と、

前記参照光を前記第 1 導光部から前記光センサまで導光する第 2 導光部とを備え、

前記光センサの前記受光面は、

前記被写体の像の光量を検出する第 1 検出領域と、前記参照光の光

量を検出し前記第 1 検出領域とは異なる第 2 検出領域とを有し、

前記第 2 検出領域の各画素は、

前記第 1 期間中に前記参照光の光量を積算することによって第 1 参照光量を検出し、前記第 2 期間中に前記参照光の光量を積算することによって第 2 参照光量を検出し、

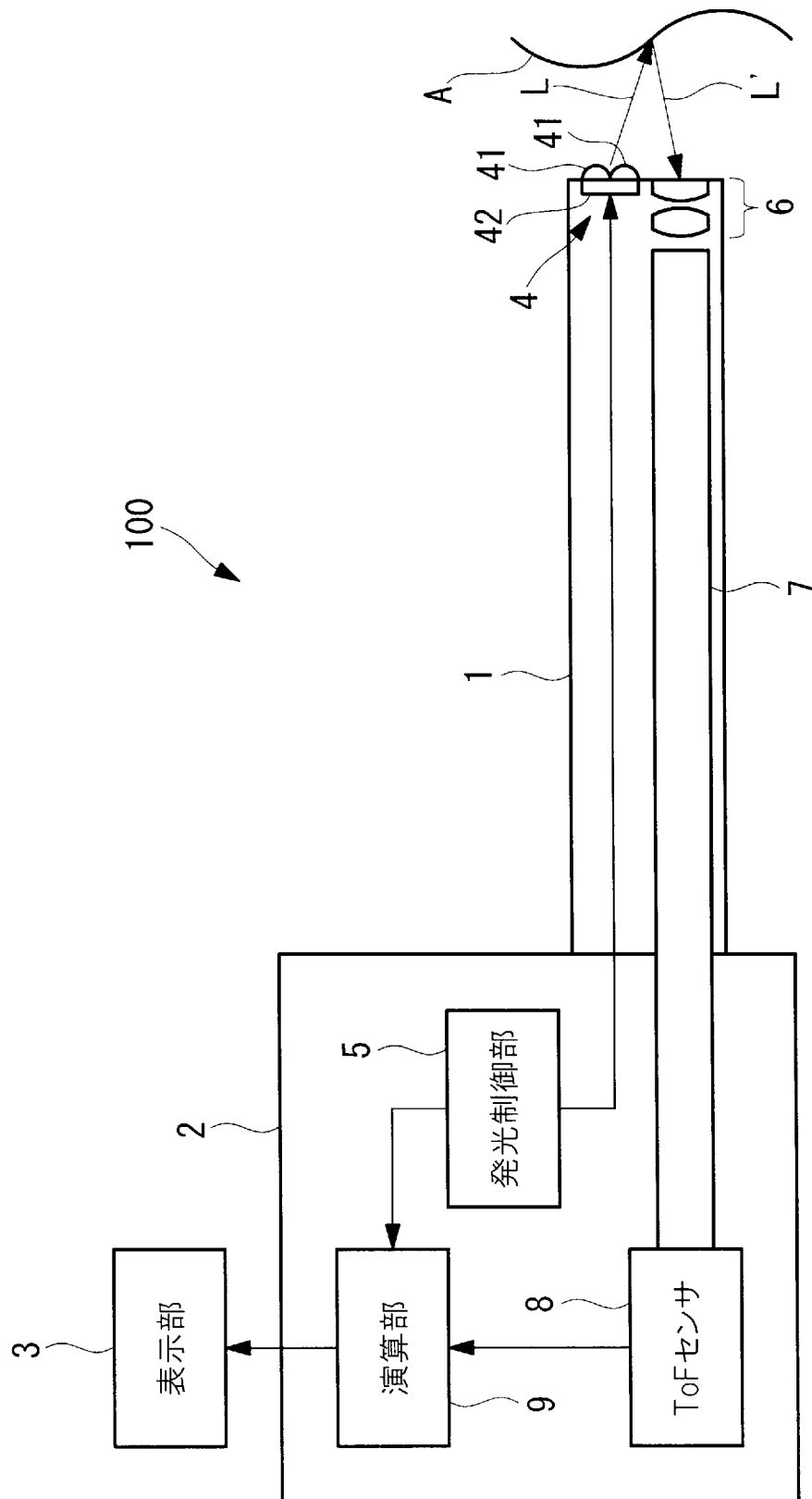
前記演算部は、

前記第 1 参照光量および前記第 2 参照光量に基づいて前記観察距離を補正する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

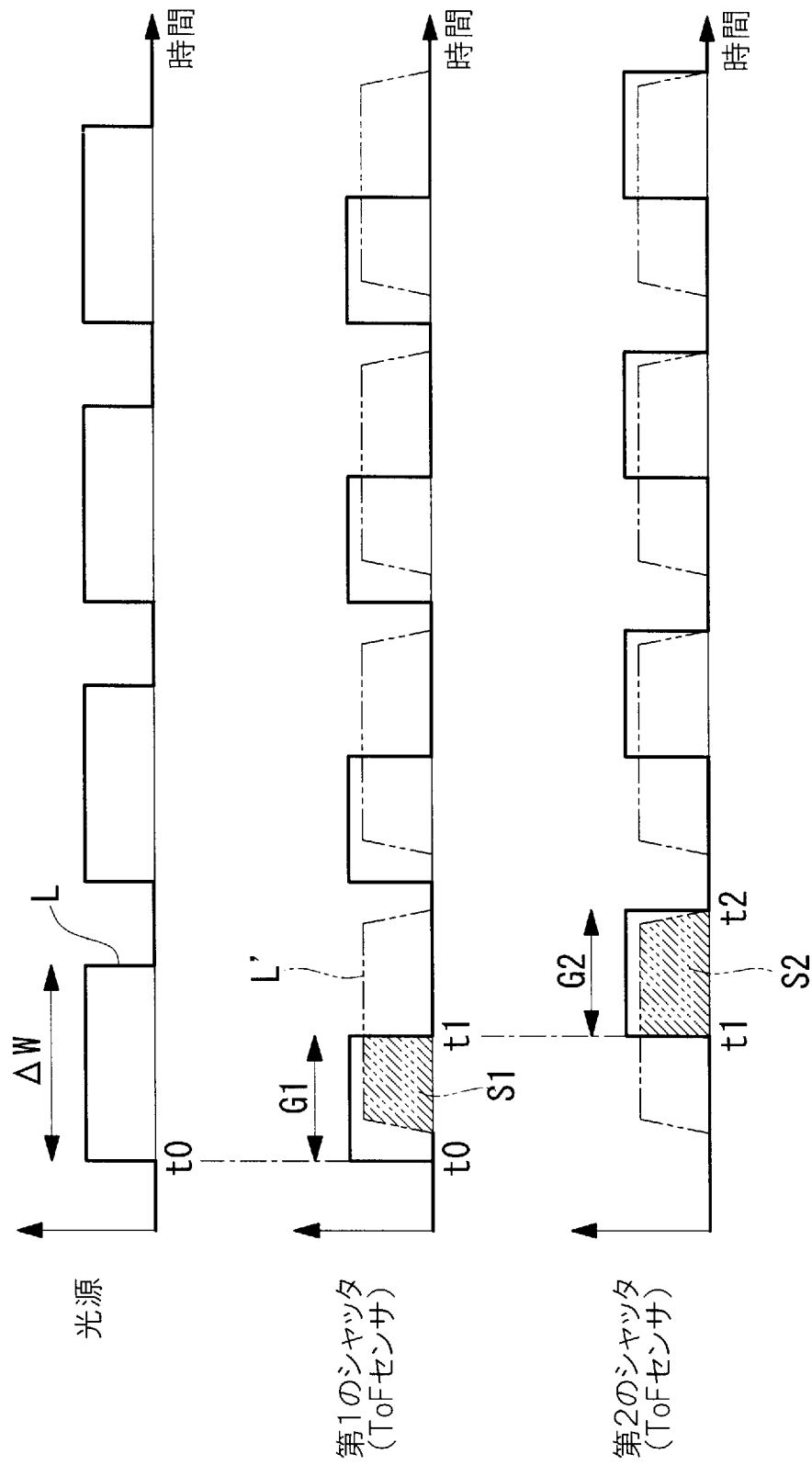
[請求項 7]

前記像伝送部と前記光センサとの間に配置され、前記像伝送部によって伝送された前記像を前記光センサに伝送する再結像光学系を備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

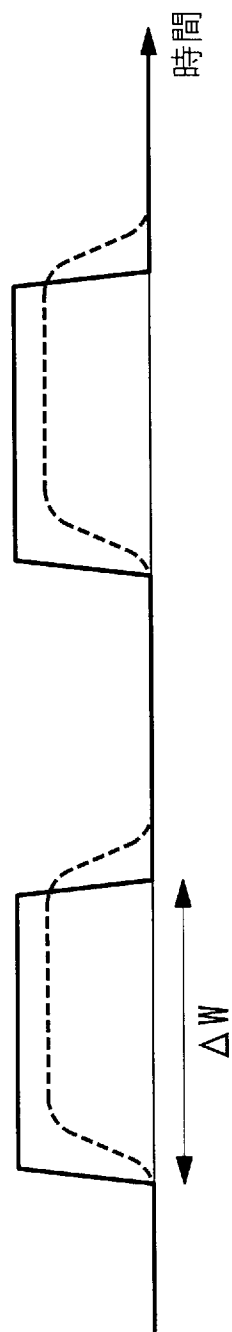
[図1]



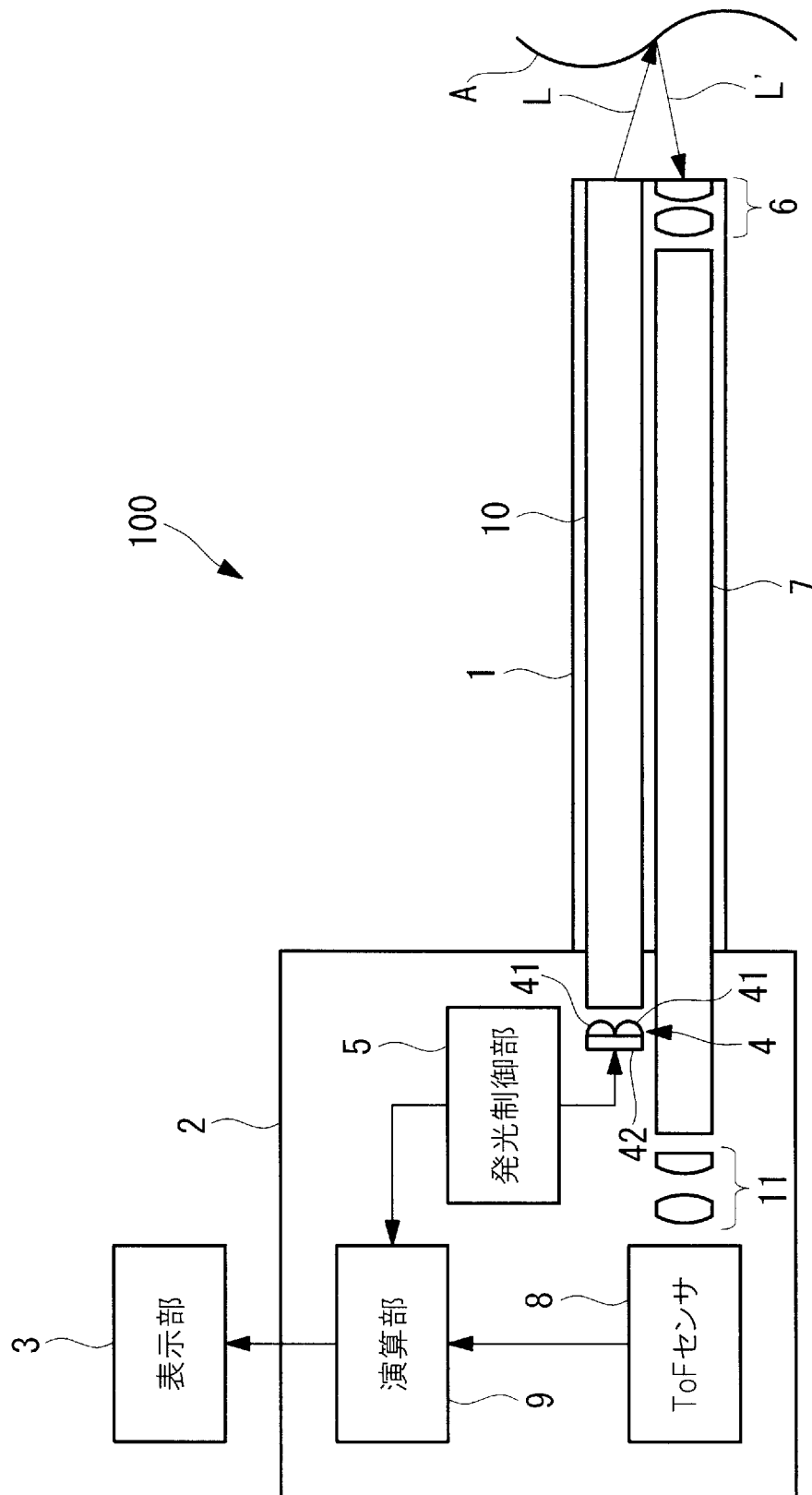
[図2]



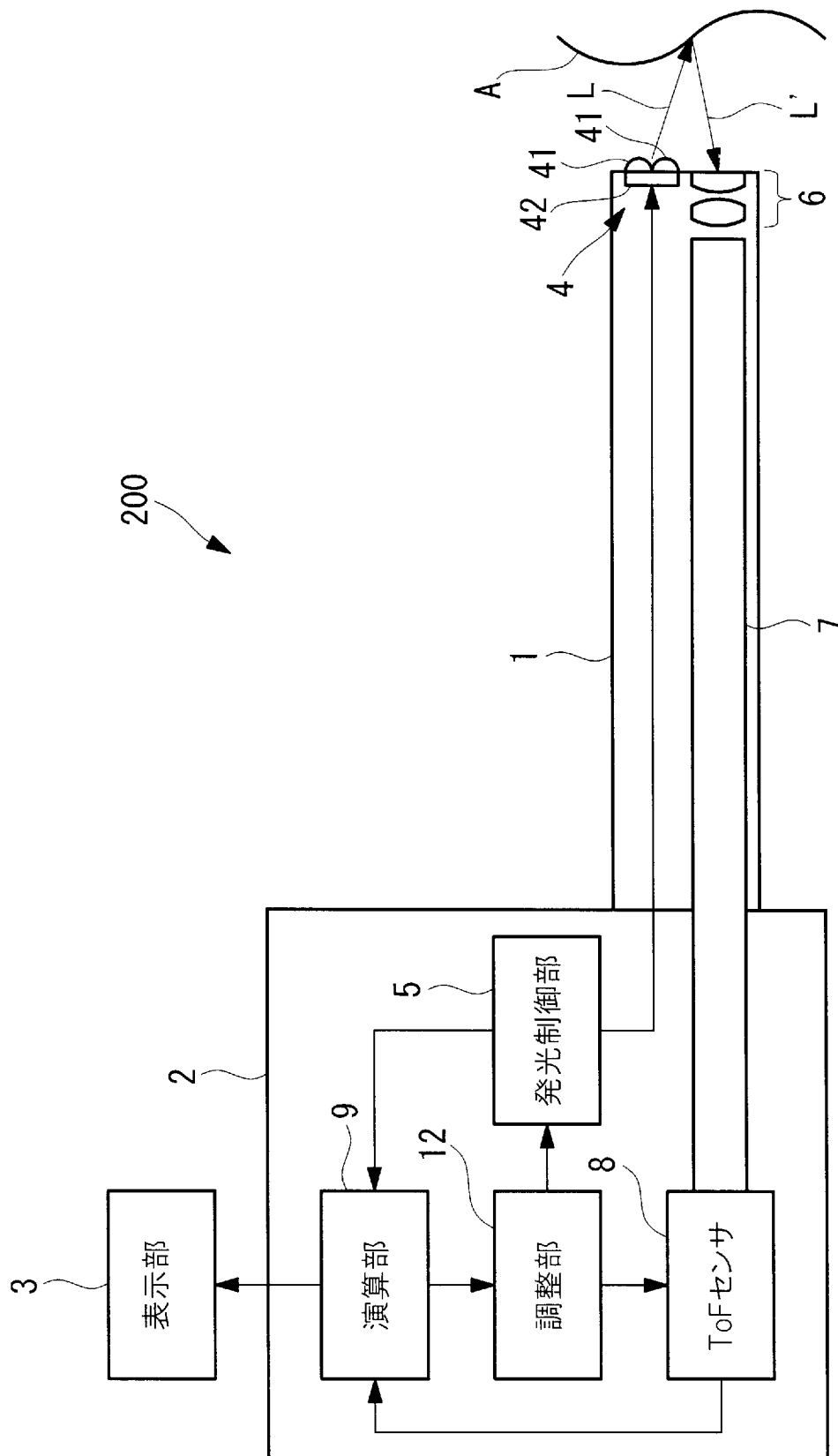
[図3]



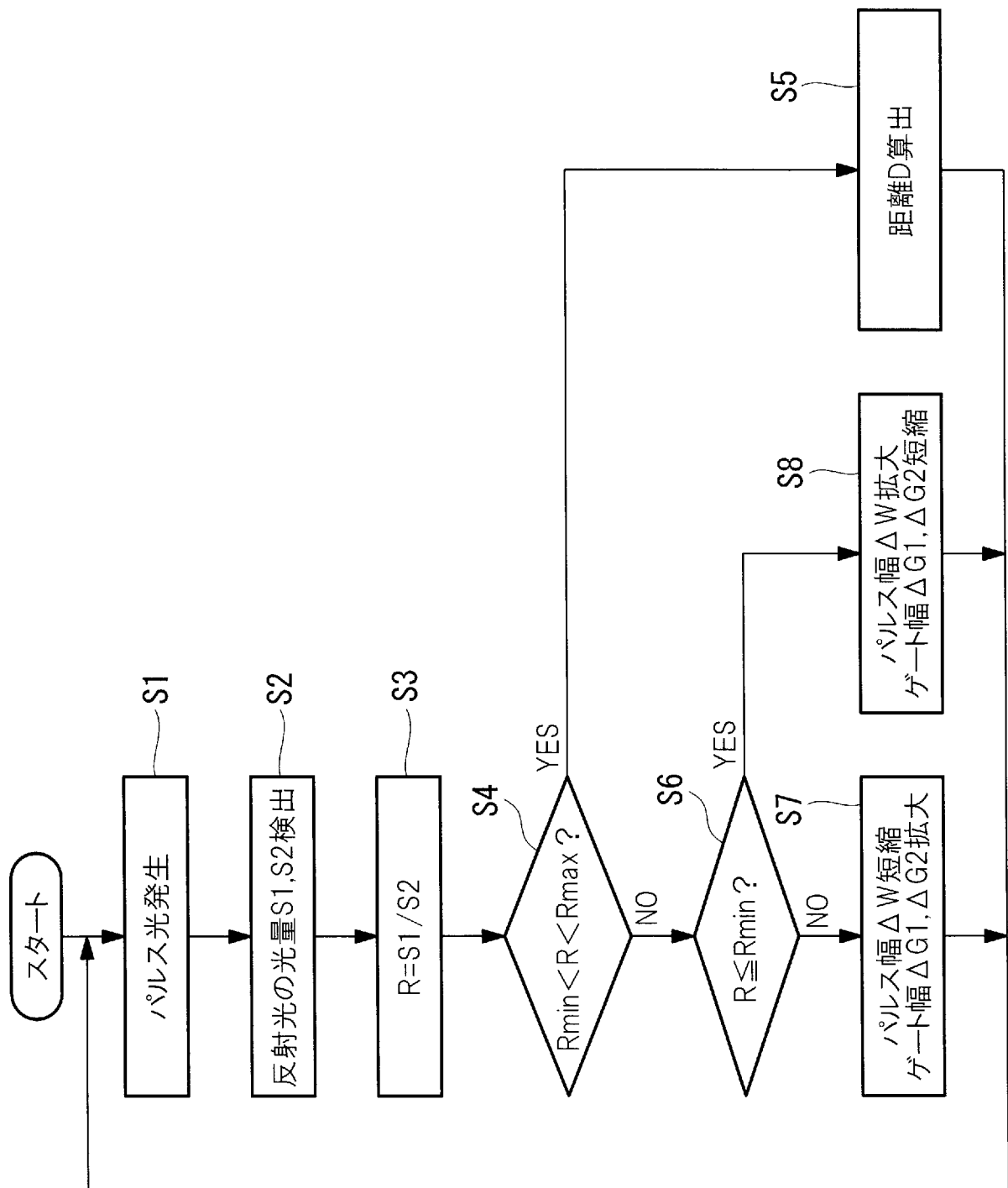
[図4]



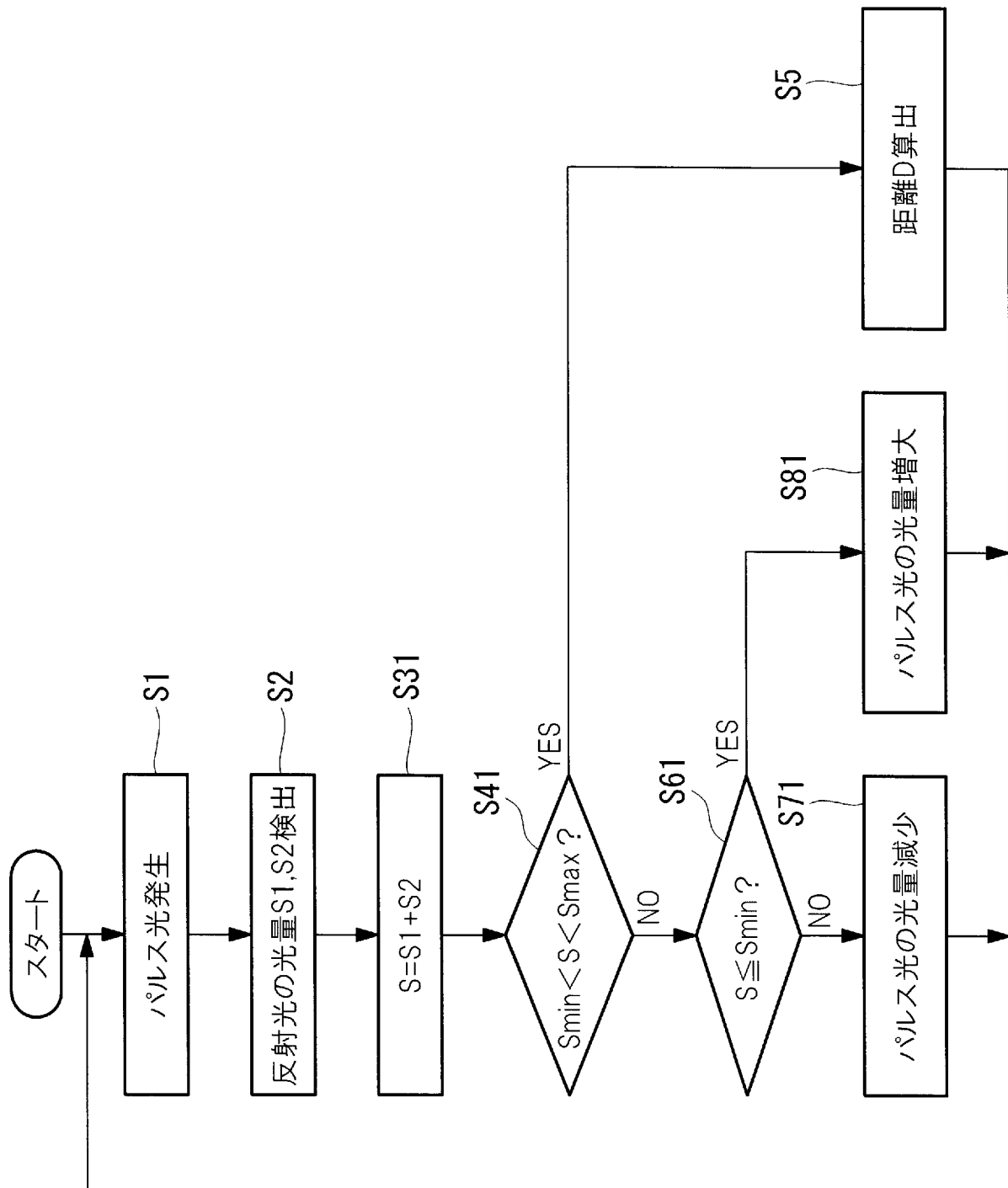
[図5]



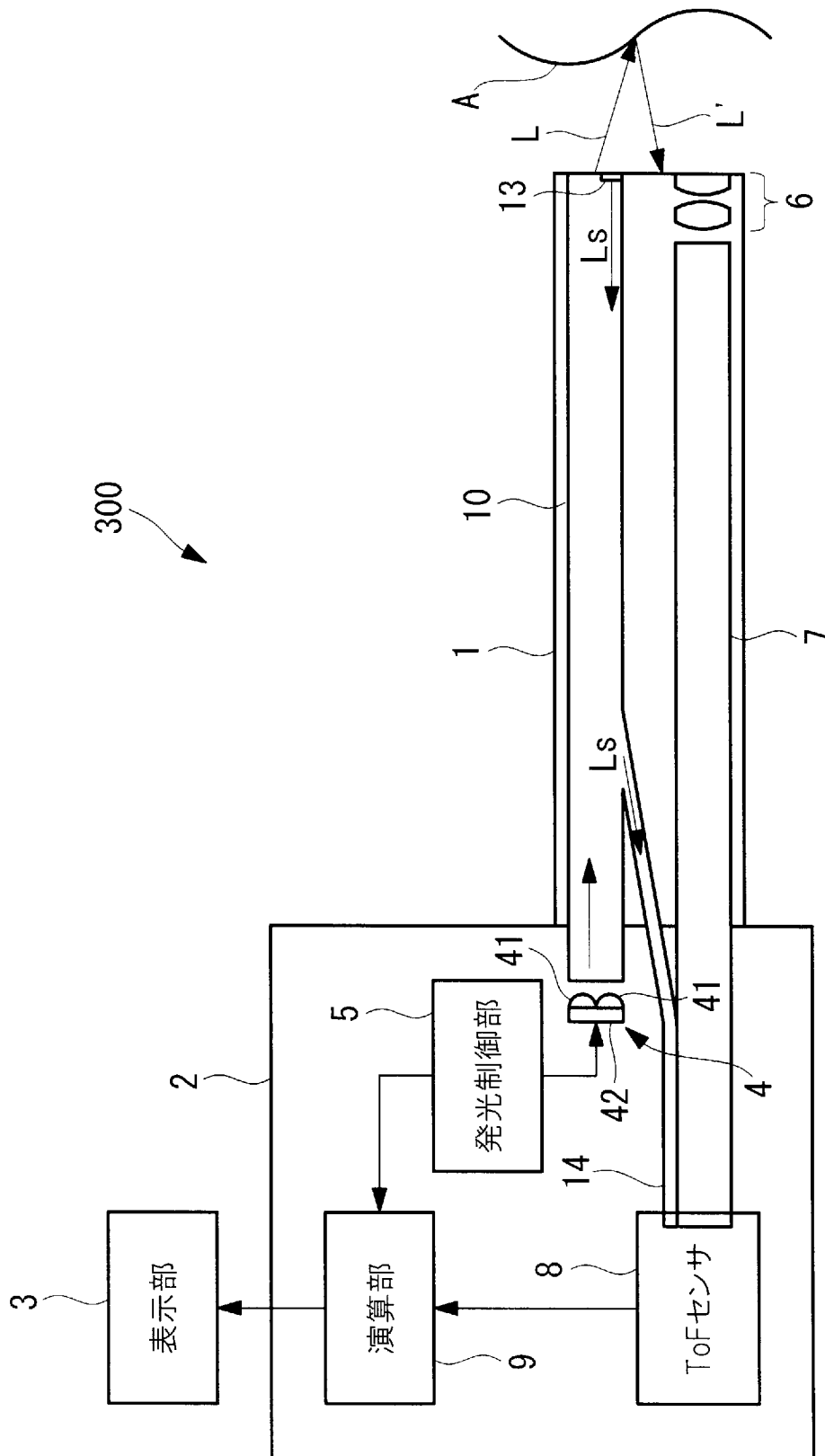
[図6]



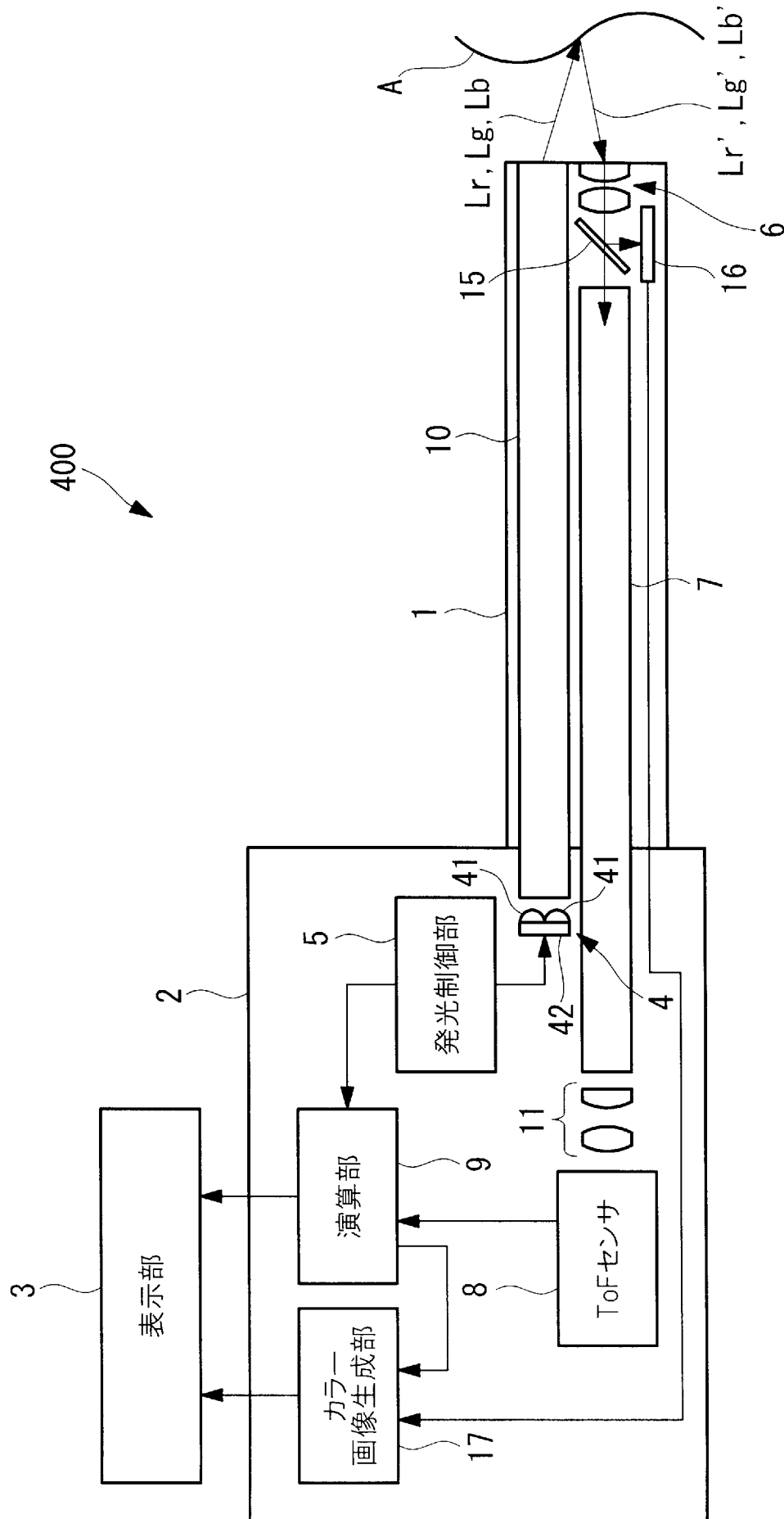
[図7]



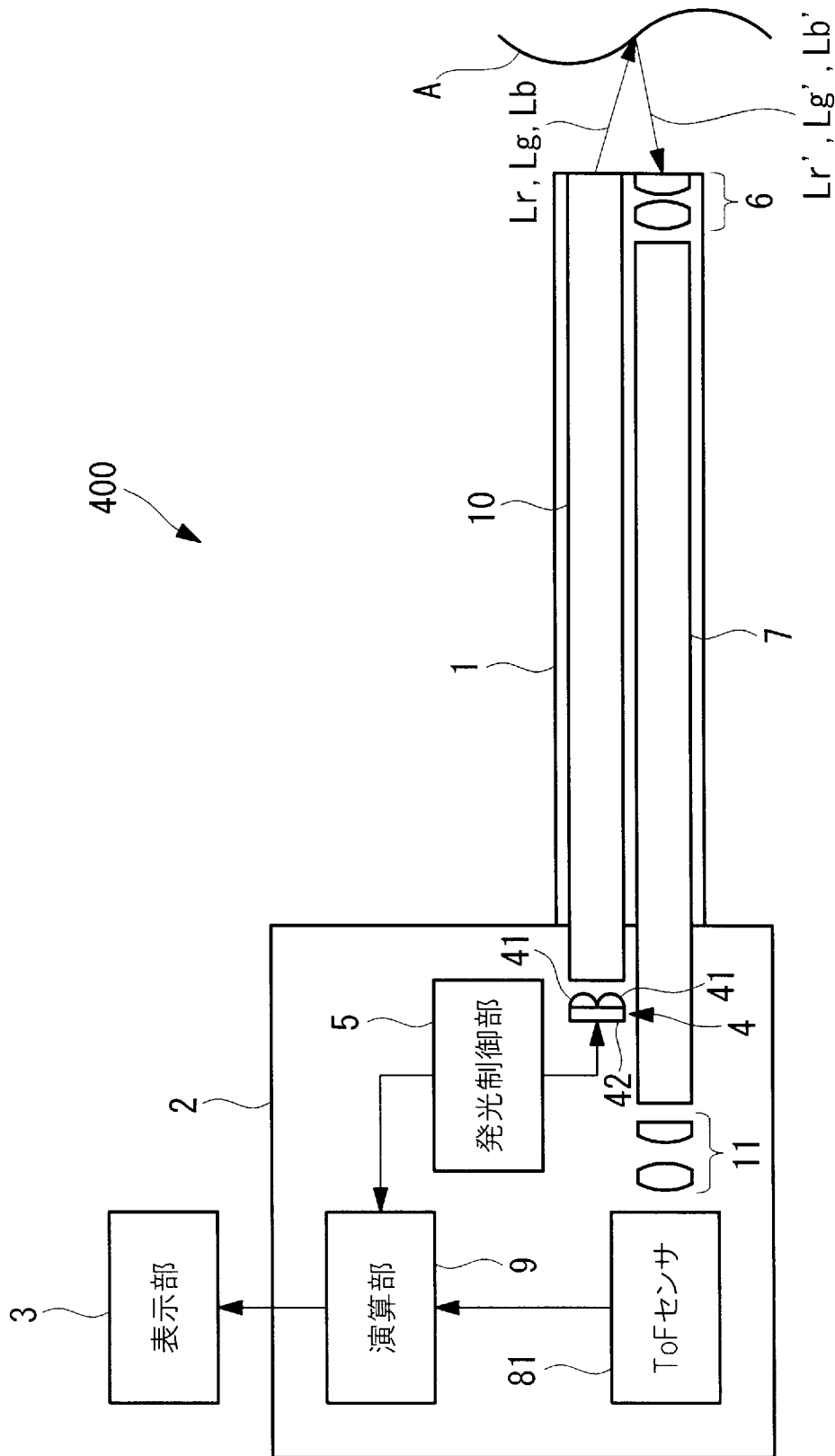
[図8]



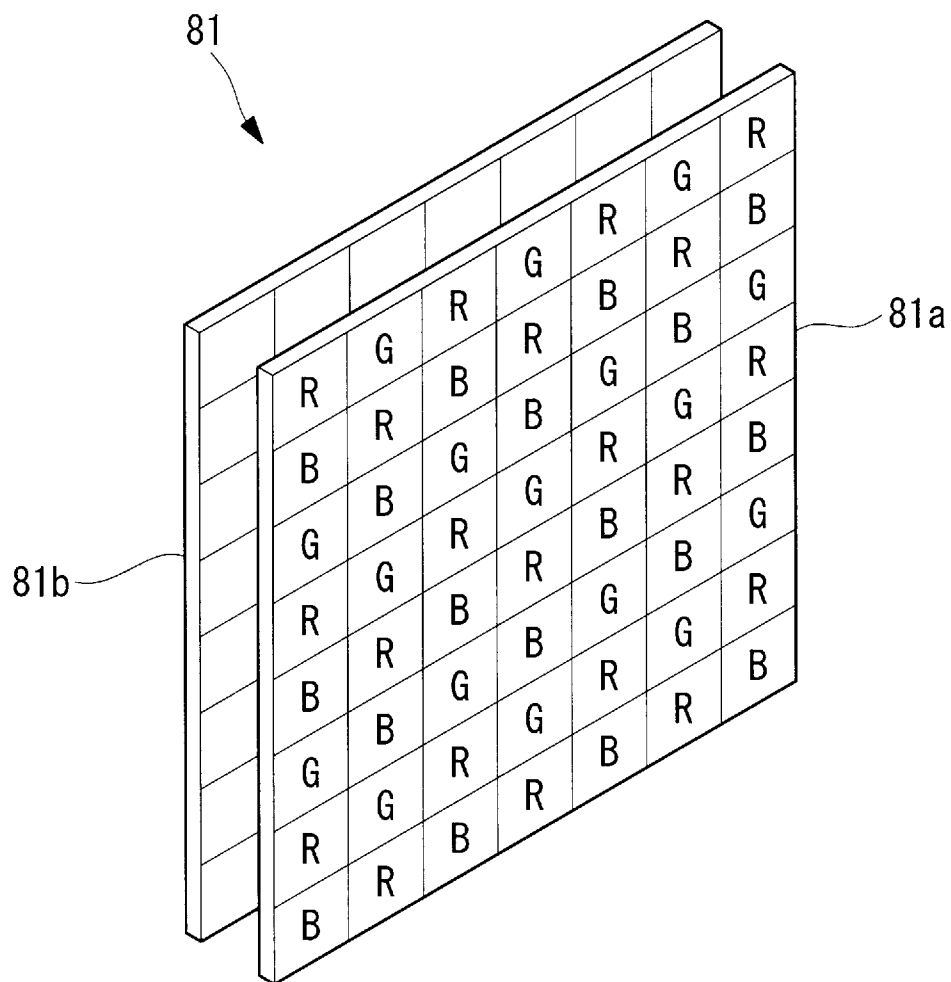
[図11]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/027467

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/00 (2006.01) i, A61B1/04 (2006.01) i, A61B1/045 (2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B1/00-1/32

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

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	US 2013/0162775 A1 (BAUMANN, H.) 27 June 2013, paragraphs [0054]-[0070], fig. 1-5a & DE 102011119608 A1	1-2, 4-5, 7 3, 6
Y	JP 2010-169405 A (STANLEY ELECTRIC CO., LTD.) 05 August 2010, paragraphs [0002]-[0009], fig. 12-16 (Family: none)	1-2, 4-5, 7
Y	JP 2010-32425 A (NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION SHIZUOKA UNIVERSITY) 12 February 2010, paragraphs [0035]-[0041], fig. 4-7 & US 2011/0157354 A1, paragraphs [0059]-[0065], fig. 4-7	1-2, 4-5, 7



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
08.08.2018

Date of mailing of the international search report
21.08.2018

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00-1/32

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

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

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	US 2013/0162775 A1 (BAUMANN, Harald) 2013.06.27, [0054]-[0070], Figs.1-5a & DE 102011119608 A1	1-2, 4-5, 7 3, 6
Y	JP 2010-169405 A (スタンレー電気株式会社) 2010.08.05, [0002]-[0009], 図 12-16 (ファミリーなし)	1-2, 4-5, 7
Y	JP 2010-32425 A (国立大学法人静岡大学) 2010.02.12, [0035]-[0041], 図 4-7 & US 2011/0157354 A1, [0059]-[0065], Figs.4-7	1-2, 4-5, 7

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

08.08.2018

国際調査報告の発送日

21.08.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

永田 浩司

2 Q

6 0 0 4

電話番号 03-3581-1101 内線 3292