

(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
2015 年 7 月 2 日(02.07.2015)



(10) 国際公開番号

WO 2015/098114 A1

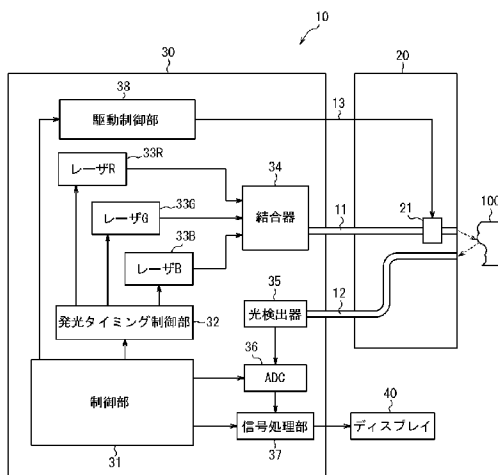
- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/06 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/006461
- (22) 国際出願日: 2014 年 12 月 25 日(25.12.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-266932 2013 年 12 月 25 日(25.12.2013) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 森 健(MORI, Takeshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 藤沼 賢(FUJINUMA, Ken); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 杉村 憲司(SUGIMURA, Kenji); 〒1000013 東京都千代田区霞が関三丁目 2 番 1 号 霞が関コモンゲート西館 3 6 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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,

[続葉有]

(54) Title: OPTICAL-SCANNING-TYPE OBSERVATION DEVICE

(54) 発明の名称: 光走査型観察装置

FIG. 1



- 31 Control unit
32 Light-emission-timing control unit
33B Laser (B)
33G Laser (G)
33R Laser (R)
34 Coupler
35 Photodetector
36 ADC
37 Signal processing unit
38 Drive control unit
40 Display

(57) Abstract: The present invention makes it possible to reduce electric-current consumption while suppressing a decline in image resolution. This optical-scanning-type observation device (10) is equipped with: a light source for selectively emitting light of a plurality of different colors; a light-emission-timing control unit (32) for controlling light-emission timing on the basis of a prescribed light-emission frequency ratio for each color of light from the light source; a fiber (11) for optically guiding the light from the light source; a drive unit (21) for oscillating and driving the tip of the fiber; optical systems (25a, 25b) for radiating the light emitted by the optical fiber; a photodetection unit (35); and a signal processing unit (37).

(57) 要約: 画像の解像度の低下を抑制しつつ、消費電流の低減を可能にする。本発明の光走査型観察装置 10 は、複数の異なる色の光を選択的に射出する光源と、光源からの光の色ごとの所定の発光回数比率に基づいて発光タイミングを制御する発光タイミング制御部 32 と、光源からの光を導光するファイバ 11 と、ファイバの先端部を振動駆動する駆動部 21 と、光ファイバから射出された光を照射するための光学系 25a、25b と、光検出部 35 と、信号処理部 37 とを備える。



MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, 添付公開書類:
TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：光走査型観察装置

技術分野

[0001] 本発明は、光ファイバの振動により対象物を光走査する光走査型観察装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、光源から照射された複数種類の波長のパルス光を利用して対象物を観察するための医療用プローブであって、光源から入射されたパルス光を導光して対象物に射出する導光手段と、射出されたパルス光により照明された対象物の反射パルス光に対して波長毎に異なる所定の遅延時間を与える光遅延手段と、を有し、遅延時間を付与されたパルス光を所定の光検出手段に出力するものが、知られている（例えば、特許文献１）。このような構成により、光検出部の個数を１個に削減できる、とされている。

[0003] また、光検出部の個数を１個に削減できる他の手法としては、例えば図１０に示すように、サンプリングレートに合わせて、赤色、緑色、青色のレーザを順次切り替えて、対象物にそれぞれの色のパルス光を順次照射することが想定される。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献１：特開２０１０－４２１２８号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、一般的に、画像の輝度に関して関与が少ない色は、他の色よりも発光を間引いても、画像の解像度（鮮明度）に対する影響は少ないことが予想されるところ、図１０の例では、赤、緑、青の各色の発光が同等の比率で行われるため、発光の消費電流を低減できる余地があると考えられる。

[0006] したがって、この点に着目してなされた本発明の目的は、画像の解像度の低下を抑制しつつ、消費電流の低減を可能にする、光走査型観察装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 上記目的を達成する光走査型観察装置の発明は、
複数の異なる色の光を選択的に射出する光源と、
前記光源からの光の色ごとの所定の発光回数比率に基づいて発光タイミングを制御する発光タイミング制御部と、
前記光源からの光を導光して揺動可能に支持された先端部から射出するファイバと、
前記ファイバの前記先端部を振動駆動する駆動部と、
前記光ファイバから射出された光を対象物に向けて照射するための光学系と、
前記光の照射により前記対象物から得られる光を検出して電気信号に変換する光検出部と、
前記光検出部からの電気信号に基づいて画像信号を生成する信号処理部とを備える。

[0008] 前記発光タイミング制御部は、画質への関与が高い色の発光回数比率を、他の色の発光回数比率よりも多くすることが好ましい。
ここで、画質とは、画像の明るさまたはコントラストまたは帯域またはそのいずれかの組み合わせとすることができる。

[0009] 前記信号処理部により生成される前記画像信号に基づいて、該画像信号による画像の明るさへの関与が高い色を抽出する対象物色検出部をさらに備え、
前記発光タイミング制御部は、前記対象物色検出部からの出力に基づいて、前記光源からの光の色ごとの発光回数比率を制御するようにしてもよい。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、画像の解像度の低下を抑制しつつ、消費電流の低減を可

能にする、光走査型観察装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]第1実施の形態に係る光走査型観察装置の一例である光走査型内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

[図2]図1のスコープを概略的に示す概観図である。

[図3]図2のスコープの先端部の断面図である。

[図4]図3の駆動部および照明用光ファイバの揺動部を示す図であり、図4（a）は側面図、図4（b）は図4（a）のA-A線断面図である。

[図5]光源の発光タイミングの一例を説明するための図である。

[図6]光源の発光タイミングの他の例を説明するための図である。

[図7]第2実施の形態に係る光走査型観察装置の一例である光走査型内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。

[図8]図7の対象物色検出部の処理を示すフローチャートである。

[図9]図4の駆動部の変形例を説明するための図であり、図9（a）はスコープの先端部の断面図、図9（b）は図9（a）の駆動部を拡大して示す斜視図であり、図9（c）は、図9（b）の偏向磁場発生用コイルおよび永久磁石を含む部分の光ファイバの軸に垂直な面による断面図である。

[図10]従来の発光タイミングの例を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

[0013] （第1実施の形態）

図1～図6を参照して、本発明の第1実施の形態を説明する。図1は、第1実施の形態に係る光走査型観察装置の一例である光走査型内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。図1において、光走査型内視鏡装置10は、スコープ20と、制御装置本体30と、ディスプレイ40とを、備えている。

[0014] まず、制御装置本体30の構成を説明する。制御装置本体30は、光走査型内視鏡装置10全体を制御する制御部31と、発光タイミング制御部32

と、レーザ 33 R、33 G、33 B と、結合器 34 と、駆動制御部 38 と、光検出器 35（光検出部）と、ADC（アナログーデジタル変換器）36 と、信号処理部 37 とを、備えている。

[0015] 発光タイミング制御部 32 は、制御部 31 からの制御信号に応じて、赤（R）、緑（G）および青（B）のレーザ光をそれぞれ射出するレーザ 33 R、33 G、33 B の発光タイミングを制御する。ここで、発光タイミングは、光の色ごとの発光回数比率が設定値となるように制御される。本実施の形態では、光の色ごとの発光回数比率の値が、任意のタイミングでユーザにより入力手段（図示せず）を介して設定されるか、あるいは光走査型内視鏡装置 10 の出荷時等で予め設定される等して、制御部 31 により読み書き可能なメモリ（図示せず）に記憶されている。発光タイミングは、各色の光が、発光回数比率の設定値（例えば、R、G、B の順に 1 : 2 : 1）に基づいて決定される発光順序（例えば、R、G、B、G の順序）で、一定の時間間隔（発光周期 T_E ）毎に発光されるように設定される。

[0016] レーザ 33 R、33 G、33 B は、複数の異なる色（本実施の形態では、R、G 及び B の 3 色）の光を選択的に射出する光源を構成している。ここで、「複数の異なる色の光を選択的に射出する」とは、すなわち、発光タイミング制御部 32 により選択されたいずれか 1 色の光を、発光タイミング制御部 32 により選択されたタイミングで射出することを意味する。レーザ 33 R、33 G、33 B としては、例えば DPSS レーザ（半導体励起固体レーザ）やレーザダイオードを使用することができる。

なお、本明細書において、「発光周期 T_E 」とは、光源を構成するレーザ 33 R、33 G、33 B のそれぞれの発光周期を意味するのではなく、光源から順次射出される光の発光周期を意味している。

[0017] レーザ 33 R、33 G、33 B から射出されるレーザ光は、結合器 34 により同軸に合成された光路を経て、照明光としてシングルモードファイバである照明用光ファイバ 11（ファイバ）に入射される。結合器 34 は、例えばダイクロイックプリズム等を用いて構成される。

レーザ 33R、33G、33B および結合器 34 は、制御装置本体 30 と信号線で結ばれた、制御装置本体 30 とは別の筐体に収納されていても良い。

[0018] 結合器 34 から照明用光ファイバ 11 に入射した光は、スコープ 20 の先端部まで導光され、対象物 100 に向けて照射される。その際、制御装置本体 30 の駆動制御部 38 は、スコープ 20 の駆動部 21 を振動駆動することによって、照明用光ファイバ 11 の先端部を振動駆動する。これにより、照明用光ファイバ 11 から射出された照明光は、対象物 100 の観察表面上を、例えばらせん状に、2次元走査する。照明光の照射により対象物 100 から得られる反射光や散乱光などの光は、マルチモードファイバにより構成される検出用光ファイババンドル 12 の先端で受光して、スコープ 20 内を通り制御装置本体 30 まで導光される。

[0019] 光検出器 35 は、光源の発光周期 T_E 毎に、R、G 又は B のいずれかの色の光の照射により対象物 100 から検出用光ファイババンドル 12 を介して得た光を検出して、当該色に帯域制限されたアナログ信号（電気信号）を出力する。

[0020] ADC 36 は、光検出器 35 からのアナログ信号をデジタル信号（電気信号）に変換し、信号処理部 37 に出力する。

[0021] 信号処理部 37 は、発光周期 T_E 毎に ADC 36 から入力された、各色に対応するデジタル信号を、それぞれ発光タイミングと走査位置とに対応付けて、順次メモリ（図示せず）に記憶する。この発光タイミングと走査位置との情報は、制御部 31 から得る。制御部 31 では、駆動制御部 38 により印加した振動電圧の振幅および位相などの情報から、走査経路上の走査位置の情報が算出される。そして、信号処理部 37 は、走査終了後または走査中に、ADC 36 から入力された各デジタル信号に基づいて、強調処理、 γ 処理、補間処理等の必要な画像処理を行って画像信号を生成して、対象物 100 の画像をディスプレイ 40 に表示する。

[0022] 次に、スコープ 20 の構成を説明する。図 2 は、スコープ 20 を概略的に

示す概観図である。スコープ２０は、操作部２２および挿入部２３を備える。操作部２２には、制御装置本体３０からの照明用光ファイバ１１、検出用光ファイババンドル１２、及び配線ケーブル１３が、それぞれ接続されている。これら照明用光ファイバ１１、検出用光ファイババンドル１２および配線ケーブル１３は挿入部２３内部を通り、挿入部２３の先端部２４（図２における破線部内の部分）まで延在している。

[0023] 図３は、図２のスコープ２０の挿入部２３の先端部２４を拡大して示す断面図である。スコープ２０の挿入部２３の先端部２４は、駆動部２１、投影用レンズ２５ａ、２５ｂ（光学系）、中心部を通る照明用光ファイバ１１および外周部を通る検出用光ファイババンドル１２を含んで構成される。

[0024] 駆動部２１は、照明用光ファイバ１１の先端部１１ｃを振動駆動する。駆動部２１は、取付環２６によりスコープ２０の挿入部２３の内部に固定されたアクチュエータ管２７、並びに、アクチュエータ管２７内に配置されるファイバ保持部材２９および圧電素子２８ａ～２８ｄ（図４（ａ）および（ｂ）参照）を含んで構成される。照明用光ファイバ１１は、ファイバ保持部材２９で支持されるとともにファイバ保持部材２９で支持された固定端１１ａから先端部１１ｃまでが、揺動可能に支持された揺動部１１ｂとなっている。一方、検出用光ファイババンドル１２は挿入部２３の外周部を通るように配置され、先端部２４の先端まで延在している。さらに、検出用光ファイババンドル１２の各ファイバの先端部には図示しない検出用レンズを備える。

[0025] さらに、投影用レンズ２５ａ、２５ｂおよび検出用レンズは、スコープ２０の挿入部２３の先端部２４の最先端に配置される。投影用レンズ２５ａ、２５ｂは、照明用光ファイバ１１の先端部１１ｃから射出されたレーザ光が、対象物１００上に照射されて略集光するように構成されている。また、検出用レンズは、対象物１００上に集光されたレーザ光が、対象物１００により反射、散乱、屈折等をした光（対象物１００と相互作用した光）等を取り込み、検出用レンズの後に配置された検出用光ファイババンドル１２に集光、結合させるように配置される。なお、投影用レンズは、二枚構成に限られ

ず、一枚や他の複数枚のレンズにより構成しても良い。

[0026] 図4 (a) は、光走査型内視鏡装置10の駆動部21の振動駆動機構および照明用光ファイバ11の揺動部11bを示す図であり、図4 (b) は図4 (a) のA-A線断面図である。照明用光ファイバ11は角柱状の形状を有するファイバ保持部材29の中央を貫通して、ファイバ保持部材29に固定保持される。ファイバ保持部材29の4つの側面は、それぞれ±Y方向および±X方向に向いている。そして、ファイバ保持部材29の±Y方向の両側面にはY方向駆動用の一对の圧電素子28a、28cが固定され、±X方向の両側面にはX方向駆動用の一对の圧電素子28b、28dが固定される。

[0027] 各圧電素子28a～28dは、制御装置本体30の駆動制御部38からの配線ケーブル13が接続されており、駆動制御部38によって電圧が印加されることによって駆動される。

[0028] X方向の圧電素子28bと28dとの間には常に正負が反対で大きさの等しい電圧が印加され、同様に、Y方向の圧電素子28aと28cとの間にも常に反対方向で大きさの等しい電圧が印加される。ファイバ保持部材29を挟んで対向配置された圧電素子28b、28dが、互いに一方が伸びるとき他方が縮むことによって、ファイバ保持部材29に撓みを生じさせ、これを繰り返すことによりX方向の振動を生ぜしめる。Y方向の振動についても同様である。

[0029] 駆動制御部38は、X方向駆動用の圧電素子28b、28dとY方向駆動用の圧電素子28a、28cとに、同一の周波数の振動電圧を印加し、あるいは、異なる周波数の振動電圧を印加し、振動駆動させることができる。Y方向駆動用の圧電素子28a、28cとX方向駆動用の圧電素子28b、28dとをそれぞれ振動駆動させると、図3、図4に示した照明用光ファイバ11の揺動部11bが振動し、先端部11cが偏向するので、先端部11cから出射されるレーザ光は対象物100の表面を順次（例えばらせん状に）走査する。

[0030] 次に、光走査型内視鏡装置10の動作について、発光タイミング制御部3

2 および信号処理部 37 の処理を中心に、図 5 を参照して説明する。図 5 は、光源の発光タイミングの一例を説明するための図であり、図の左側から右側に進むにつれて時間が進む。図 5 の例では、R、G、B の光の発光回数比率が 1 : 2 : 1 と設定されており、発光順序は R、G、B、G の順となる。発光タイミング制御部 32 は、制御部 31 からの制御信号に応じて、発光周期 T_E 毎に R、G、B、G の順序でレーザ 33 R、33 G、33 B の発光タイミングを制御する。このときのレーザ 33 R、33 G、33 B の発光タイミングを図 5 (a) ~ (c) に、結合器 34 の出力を図 5 (d) に、光検出器 35 の出力を図 5 (e) に示す。

[0031] 信号処理部 37 は、図 5 (f) に示すように、光検出器 35 から ADC 36 を介して順次に入力された 2 色 (R 及び G の 2 色、または、B 及び G の 2 色) 分の電気信号に基づいて画像信号を生成して、ディスプレイ 40 に出力する。このとき、画素毎に足りない色については周辺画素から補間処理することが好ましい。例えば、図 5 (f) の画素 5 に対しては、R 及び G にそれぞれ対応する各電気信号が入力されるので、不足している B については、周辺画素から公知の方法で補間処理する。このような補間処理により、1 画素当たり RGB の 3 色分の画像信号成分を含めることができ、画像の鮮明度を良好にすることができる。なお、ここでいう「周辺画素」とは、照明用光ファイバ 11 の先端部 11c の走査軌跡に従う周辺画素、又は、ディスプレイ 40 に出力する画像信号を生成するときに存在する周辺画素を指す。

[0032] このように、図 5 に示す発光タイミングの例では、1 画素当たりの発光回数 (発光パルス数) が 2 回であり、図 10 に示す従来例 (3 回) の $2/3$ 倍である。これにより、仮にパルス幅を図 10 の従来例と同じとした場合、レーザ発光による消費電流を $2/3$ 倍にまで低減することができる。一方、一般的に、G は、画像の明るさ (輝度) への関与が他の色 (R、B) よりも高く、また、B は、画像の明るさへの関与が他の色 (R、G) より低いことが知られている。よって、R や B の成分がとりわけ多くはない対象物の場合、本例のように、G の発光回数比率を、他の色の発光回数比率よりも多くする

ことにより、消費電流を低減しつつ、十分に良好な画像の解像度（鮮明度）を得ることができる。

[0033] また、図5の例では、発光周期 T_E が、1画素分の電気信号が入力される周期（画素周期） T_P の $1/2$ 倍であるのに対し、図10の従来例では、発光周期 T_E' が画素周期 T_P' の $1/3$ 倍である。よって、仮に画素周期 T_P 、 T_P' を同じとした場合、図5の例の発光周期 T_E が図10の従来例の発光周期 T_E' よりも長くなるので、光検出器35において信号帯域を狭めることができ、リング現象等による異なる色信号の重畳に基づく画像のノイズを小さくすることができる。一方、仮に発光周期 T_E 、 T_E' を同じとした場合、図5の例の画素周期 T_P が図10の従来例の画素周期 T_P' よりも短くなるので、画像の解像度を向上させることができる。

[0034] なお、R成分がとりわけ多い対象物（例えば、血管の内部等）を写す画像の場合には、画像の明るさへの関与の高い色がRであることから、図6に示す別の例のように、Rの発光回数比率を他の色（G、B）の発光回数比率よりも多くすることが好ましい。図6の例では、R、G、Bの光の発光回数比率が2：1：1と設定され、発光順序はG、R、B、Rの順となる。これにより、消費電流を従来の $2/3$ 倍にまで低減しつつ、十分に良好な画像の解像度を得ることができる。

同様に、B成分がとりわけ多い対象物（例えば、炎症部位を認識し易くするために青色Bの色素で染色された部位等）を写す画像の場合には、画像の明るさへの関与の高い色がBであることから、Bの発光回数比率を他の色（R、G）の発光回数比率よりも多くすることが好ましい。

また前記では明るさに関与の高い色の発光比率を多くしているが、撮像した画像のコントラストが高い色や、周波数成分が広帯域になっている色や、または前記の画質の組み合わせによって判断して発光比率を多くする色を決定して発光する構成にしてもよい。

以上のように、消費電流の低減と画像の解像度の低下の抑制との観点から、画像の明るさへの関与が最も高い色の発光回数比率を、他の色の発光回数

比率よりも多くなるように、各色の発光回数比率を設定することが好ましい。
。

[0035] 第1実施の形態によれば、画像の解像度の低下を抑制しつつ、消費電流の低減が可能である。

[0036] (第2実施の形態)

図7～図8を参照して、本発明の第2実施の形態を説明する。図7は、第2実施の形態に係る光走査型観察装置の一例である光走査型内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。本実施の形態は、制御装置本体30が対象物色検出部70をさらに備える点のみで第1実施の形態と異なるので、その他の構成についての詳述を省略する。

[0037] 第1実施の形態では、光源からの光の色ごとの発光回数比率が、任意のタイミングでユーザにより入力手段を介して設定されるか、又は、光走査型内視鏡装置の出荷時等で予め設定されるが、本実施の形態では、この発光回数比率が、対象物に応じて対象物色検出部70によって自動的に最適化される。これにより、異なる対象物を観察する度に、ユーザが発光回数比率を再設定する必要がないので、第1実施の形態に比べて、ユーザの利便性が向上される。

[0038] 図7に示すように、対象物色検出部70は、信号処理部37と制御部31とに接続されている。対象物色検出部70は、信号処理部37により生成される画像信号に基づいて、画像の明るさ（輝度）への関与が高い色を抽出し、抽出した色の発光回数比率が、他の色の回数比率よりも多くなるように、各色の発光回数比率を決定し、決定した発光回数比率を制御部31に通知する。

[0039] 次に、光走査型内視鏡装置10の動作について、発光タイミング制御部32、信号処理部37および対象物色検出部70の処理を中心に、図8を参照して説明する。図8は、対象物色検出部70の処理を示すフローチャートである。本例では、初期設定として、図5の発光タイミングが設定されており、すなわちR、G、Bの光の発光回数比率が1：2：1と設定されている。

初期設定は、ユーザからの入力によって、又は光走査型内視鏡装置 10 の出荷時に入力される等して、予め設定される。

[0040] 対象物色検出部 70 は、信号処理部 37 から任意の 1 画像の画像信号が入力されると（ステップ S 1、Y e s）、R、G、B の色毎に画像信号値の平均レベルを算出する（ステップ S 2）。なお、ステップ S 1～S 2 の処理は、1 画像の全体に関わる各画像信号について実施してもよいし、1 画像の一部（例えば中央部分等の関心領域）に関わる各画像信号のみについて実施してもよい。

[0041] 次に、対象物色検出部 70 は、ステップ S 2 で算出した各色の画像信号値の平均レベルに、それぞれの色の輝度に関与する係数を乗算する（ステップ S 3）。この係数は、予めメモリ（図示せず）に記憶されており、その一例として、一般的にディスプレイの輝度信号の算出に使用される係数（R の係数が 0.3、G の係数が 0.59、B の係数が 0.11）を使用可能である。

[0042] 次に、対象物色検出部 70 は、ステップ S 3 で乗算した値どうしを比較して（ステップ S 4）、最も大きな値に対応する色を、画像の明るさ（輝度）への関与が最も高い色として抽出し（ステップ S 5～S 7）、その色の発光回数比率を、他の色の発光回数比率の 2 倍に設定する（ステップ S 8～S 10）。対象物色検出部 70 が設定した発光回数比率は、制御部 31 に伝えられ、制御部 31 内で保持される発光回数比率の設定値が更新される。そして、発光タイミング制御部 32 は、制御部 31 からの制御信号に応じて、対象物色検出部 70 により決定された発光回数比率に従って、光源からの光の色ごとの発光回数比率を制御する。したがって、例えば、対象物色検出部 70 は、画像の明るさへの関与が最も高い色として G を抽出した場合（ステップ S 5、Y e s）、R、G、B の光の発光回数比率を 1 : 2 : 1 に維持し（ステップ S 8）、発光タイミング制御部 32 は、引き続き図 5 の発光タイミングに沿って光源を制御する。一方、対象物色検出部 70 は、画像の明るさへの関与が最も高い色として R を抽出した場合（ステップ S 6、Y e s）、R

、G、Bの光の発光回数比率を2 : 1 : 1に変更し、発光タイミング制御部32は、図6の発光タイミングに沿って光源を制御するようになる。

[0043] 第2実施の形態によれば、第1実施の形態の効果に加えて、異なる対象物を観察する度に、ユーザが発光回数比率を再設定することなく、発光回数比率が自動的に最適化されるので、ユーザの利便性が向上される。

[0044] なお、図8の処理は、対象物の観察（走査）中に任意のタイミングで実施可能であり、例えば、観察開始時のみに実施してもよいし、観察中に定期的に実施してもよい。図8の処理を観察中に実施する場合、ステップS1は、ユーザから入力手段（図示せず）を介して処理開始指示が入力されるまで待機するステップとしてもよく、その場合、ステップS1でユーザから処理開始指示が入力されると、対象物色検出部70がステップS2以降の処理を行う。

[0045] 図8の処理の初期設定としては、例えば図10の例のようにR、G、Bの発光回数比率が1 : 1 : 1である発光タイミング等、任意の発光タイミングを設定することができる。

[0046] 図8のステップS5～S10では、画像の明るさへの関与が最も高い色の発光回数比率が他の色の発光回数比率よりも大きくなるように、各色の発光回数比率を任意の値に設定できる。例えば、ステップS3で算出した各色の乗算値に比例するように、又は、各色の乗算値の大きさ順に発光回数比率の大きさ順が従うように、各色の発光回数比率（例えば3 : 2 : 1）を設定してもよい。また第1の実施の形態と同様に、前記では明るさに関与の高い色の発光比率を多くしているが、撮像した画像のコントラストが高い色や、周波数成分が広帯域になっている色や、または前記の画質の組み合わせによって判断して発光比率を多くする色を決定して発光する構成にしてもよい。

[0047] 第1及び第2実施の形態において、光走査型内視鏡装置10の光源の構成は、複数の異なる色の光を選択的に射出するものである限り、レーザ33R、33G、33Bを備えたものに限られず、例えば白色光源から複数の異なる色の光を分光して選択的に射出するように構成された光源を用いてもよい。

。

[0048] また、第1及び第2実施の形態において、照明用光ファイバ11の駆動部21は、圧電素子を用いたものに限られず、例えば、照明用光ファイバ11に固定した永久磁石とこれを駆動する偏向磁場発生用コイル（電磁コイル）とを用いたものでもよい。以下、この駆動部21の変形例について、図9を参照して説明する。図9（a）はスコープ20の先端部24の断面図、図9（b）は図9（a）の駆動部21を拡大して示す斜視図であり、図9（c）は、図9（b）の偏向磁場発生用コイル62a～62dおよび永久磁石63を含む部分の照明用光ファイバ11の軸に垂直な面による断面図である。

[0049] 照明用光ファイバ11の揺動部11bの一部には、照明用光ファイバ11の軸方向に着磁され貫通孔を有する永久磁石63が、照明用光ファイバ11が貫通孔を通った状態で結合されている。また、揺動部11bを囲むように、一端部を取付環26に固定された角型チューブ61が設けられ、永久磁石63の一方の極と対向する部分の角型チューブ61の各側面には、平型の偏向磁場発生用コイル62a～62dが設けられている。

[0050] Y方向の偏向磁場発生用コイル62aと62cのペアおよびX方向の偏向磁場発生用コイル62bと62dのペアは、角型チューブ61のそれぞれ対向する面に配置され、偏向磁場発生用コイル62aの中心と偏向磁場発生用コイル62cの中心を結ぶ線と、偏向磁場発生用コイル62bの中心と偏向磁場発生用コイル62dの中心を結ぶ線とは、静止時の照明用光ファイバ11の配置される角型チューブ61の中心軸線付近で直交する。これらのコイルは、配線ケーブル13を介して制御装置本体30の駆動部38に接続され、駆動制御部38からの駆動電流によって駆動される。

[0051] 本発明の光走査型観察装置は、光走査型内視鏡装置のみならず、光走査型顕微鏡等の他の光走査型観察装置にも適用することができる。

符号の説明

[0052] 10 光走査型内視鏡装置
11 照明用光ファイバ

- 1 1 a 固定端
- 1 1 b 揺動部
- 1 1 c 先端部
- 1 2 検出用光ファイババンドル
- 1 3 配線ケーブル
- 2 0 スコープ
- 2 1 駆動部
- 2 2 操作部
- 2 3 挿入部
- 2 4 先端部
- 2 5 a、2 5 b 投影用レンズ
- 2 6 取付環
- 2 7 アクチュエータ管
- 2 8 a～2 8 d 圧電素子
- 2 9 ファイバ保持部材
- 3 0 制御装置本体
- 3 1 制御部
- 3 2 発光タイミング制御部
- 3 3 R、3 3 G、3 3 B レーザ
- 3 4 結合器
- 3 5 光検出器
- 3 6 A D C
- 3 7 信号処理部
- 3 8 駆動制御部
- 4 0 ディスプレイ
- 6 1 角型チューブ
- 6 2 a～6 2 d 偏向磁場発生用コイル
- 6 3 永久磁石

7 0 対象物色検出部

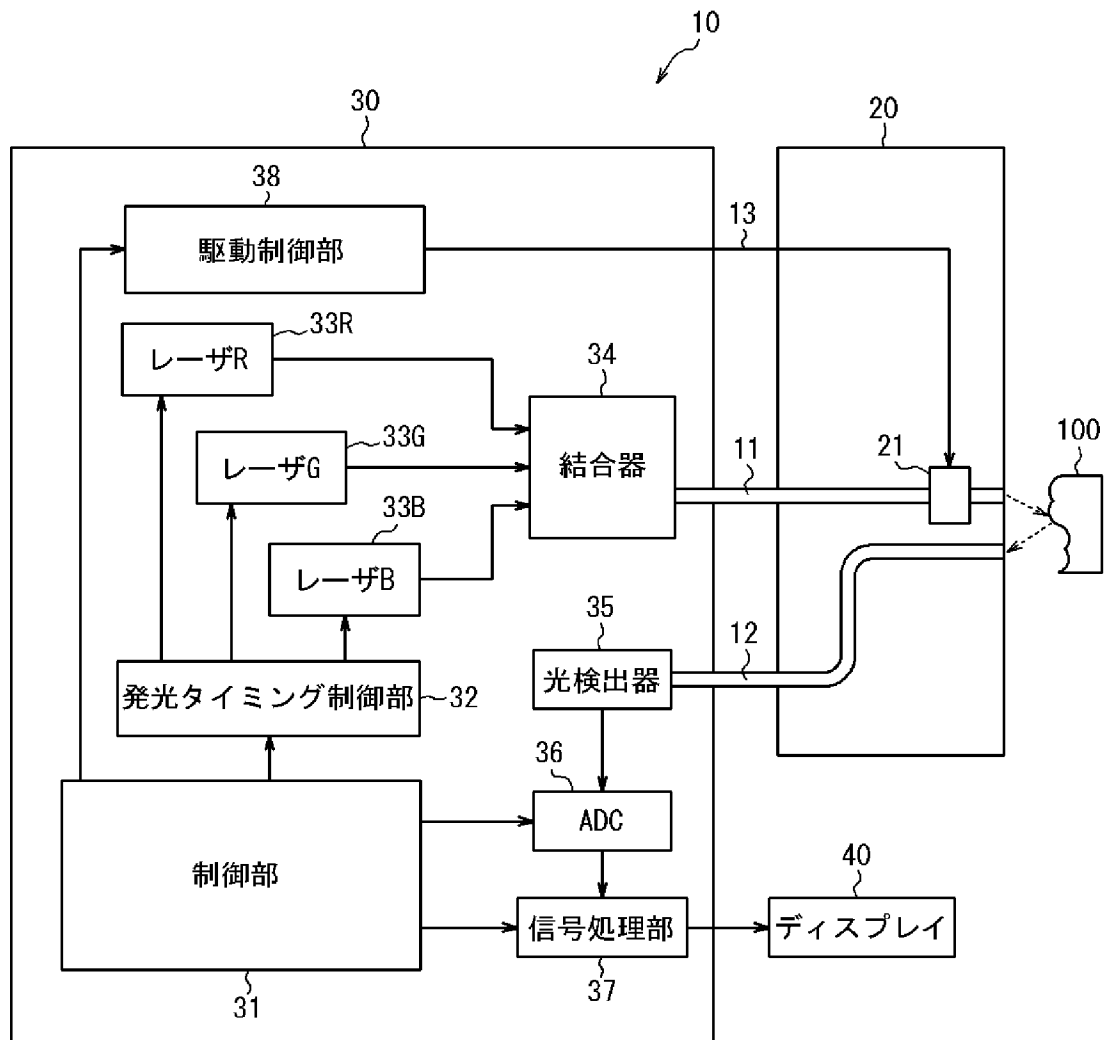
1 0 0 対象物

請求の範囲

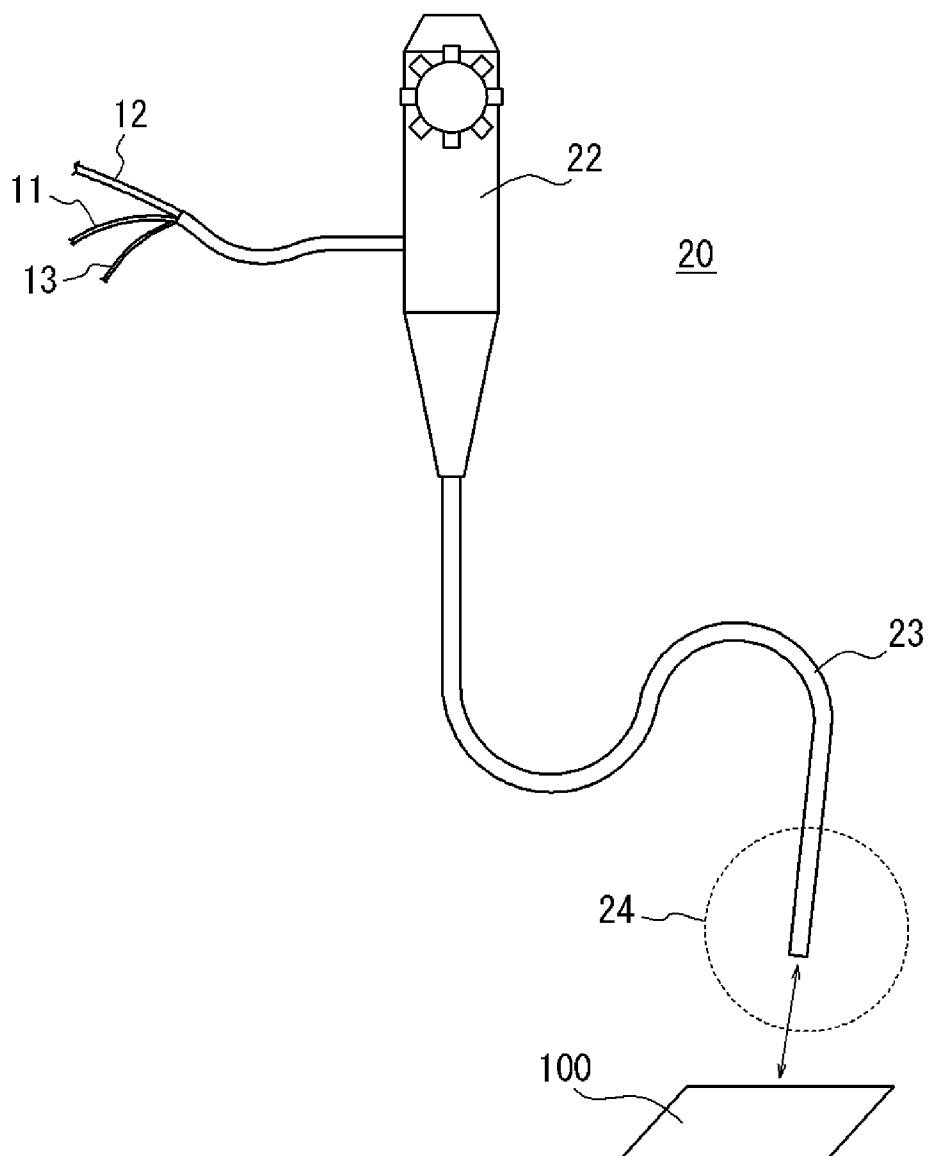
- [請求項1] 複数の異なる色の光を選択的に射出する光源と、
 前記光源からの光の色ごとの所定の発光回数比率に基づいて発光タイミングを制御する発光タイミング制御部と、
 前記光源からの光を導光して揺動可能に支持された先端部から射出するファイバと、
 前記ファイバの前記先端部を振動駆動する駆動部と、
 前記光ファイバから射出された光を対象物に向けて照射するための光学系と、
 前記光の照射により前記対象物から得られる光を検出して電気信号に変換する光検出部と、
 前記光検出部からの電気信号に基づいて画像信号を生成する信号処理部と
 を備える光走査型観察装置。
- [請求項2] 前記発光タイミング制御部は、画質への関与が高い色の発光回数比率を、他の色の発光回数比率よりも多くすることを特徴とする、請求項1に記載の光走査型観察装置。
- [請求項3] 前記請求項2に記載の画質とは、画像の明るさまたはコントラストまたは帯域またはそのいずれかの組み合わせであることを特徴とする、請求項2に記載の光走査型観察装置。
- [請求項4] 前記信号処理部により生成される前記画像信号に基づいて、該画像信号による画像の明るさへの関与が高い色を抽出する対象物色検出部をさらに備え、
 前記発光タイミング制御部は、前記対象物色検出部からの出力に基づいて、前記光源からの光の色ごとの発光回数比率を制御することを特徴とする、請求項1又は2に記載の光走査型観察装置。

[図1]

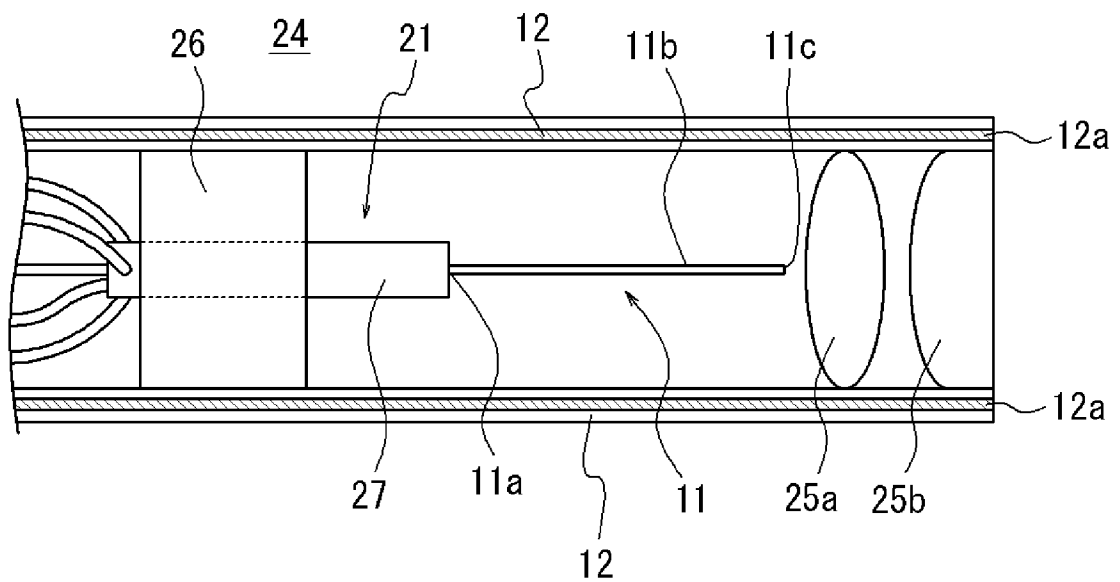
FIG. 1



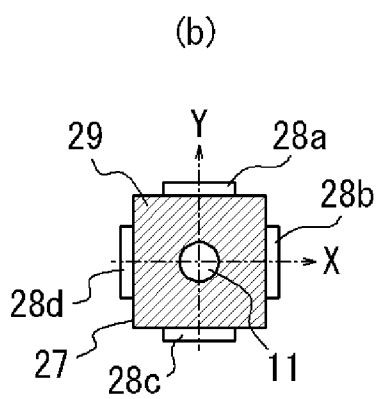
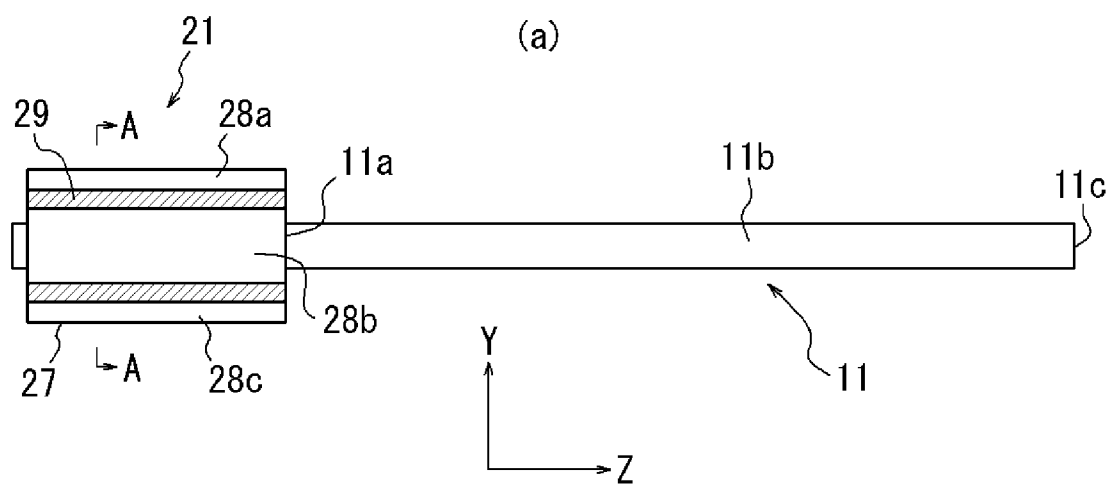
[図2]

FIG. 2

[図3]

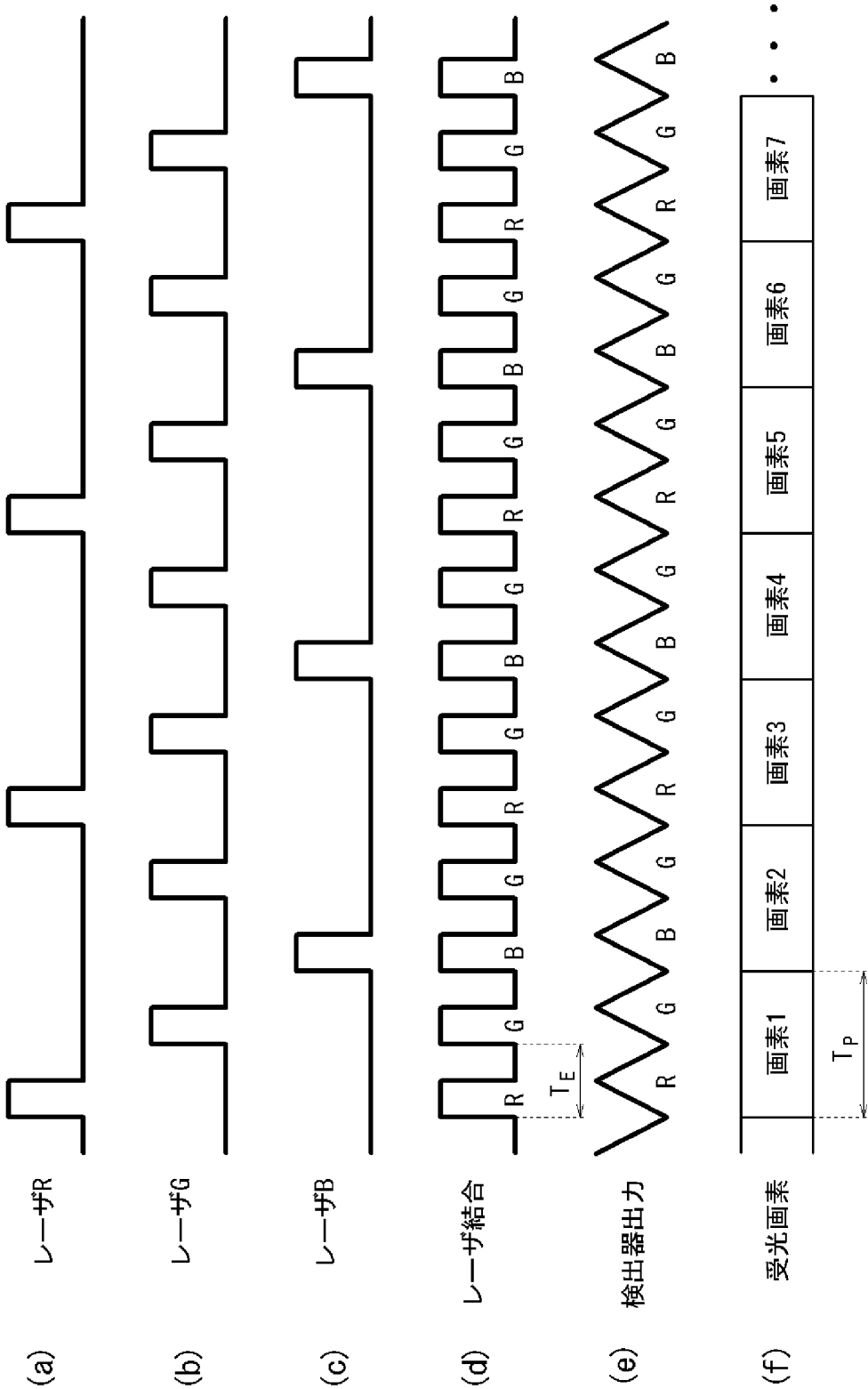
FIG. 3

[図4]

FIG. 4

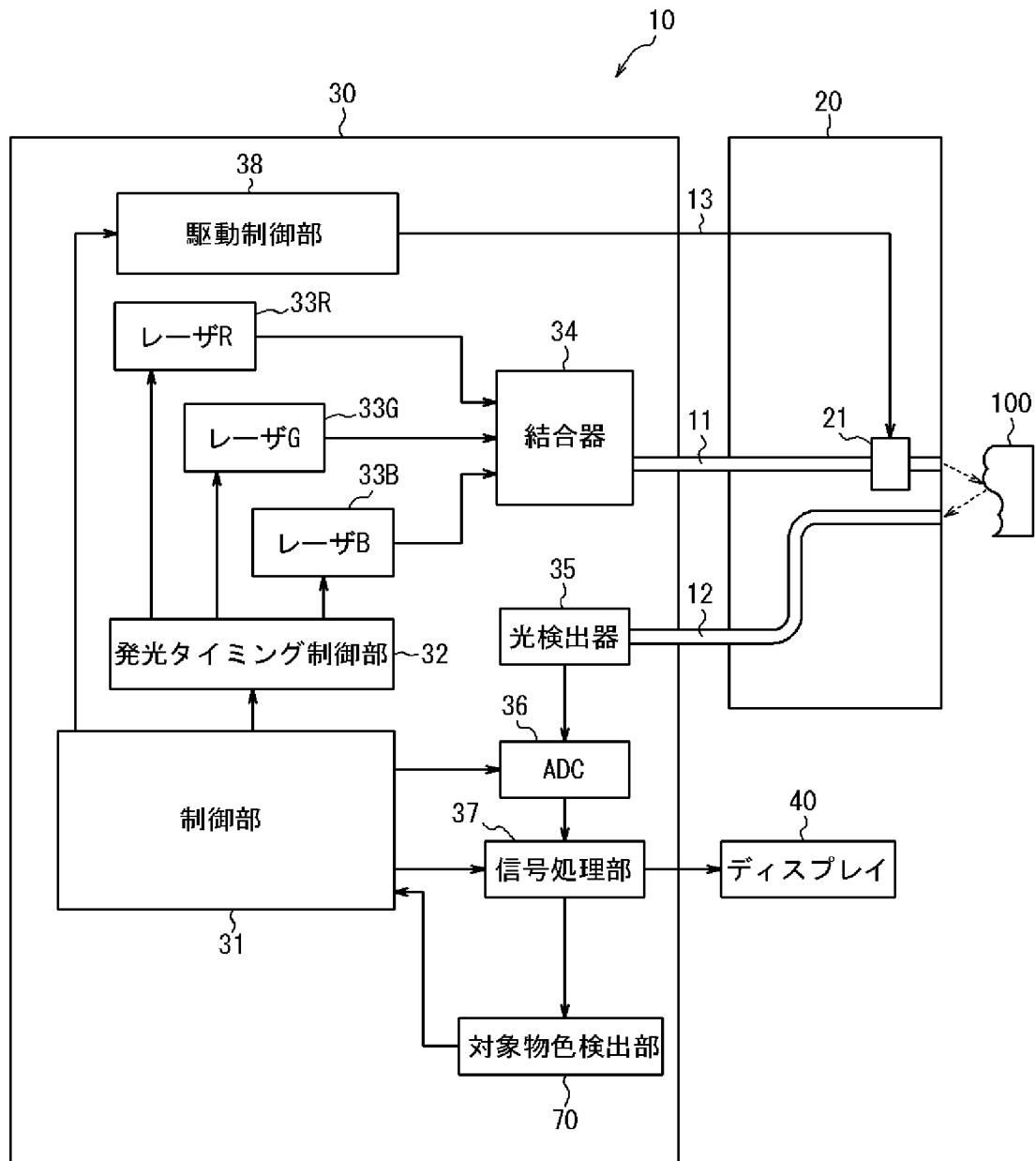
[図5]

FIG. 5



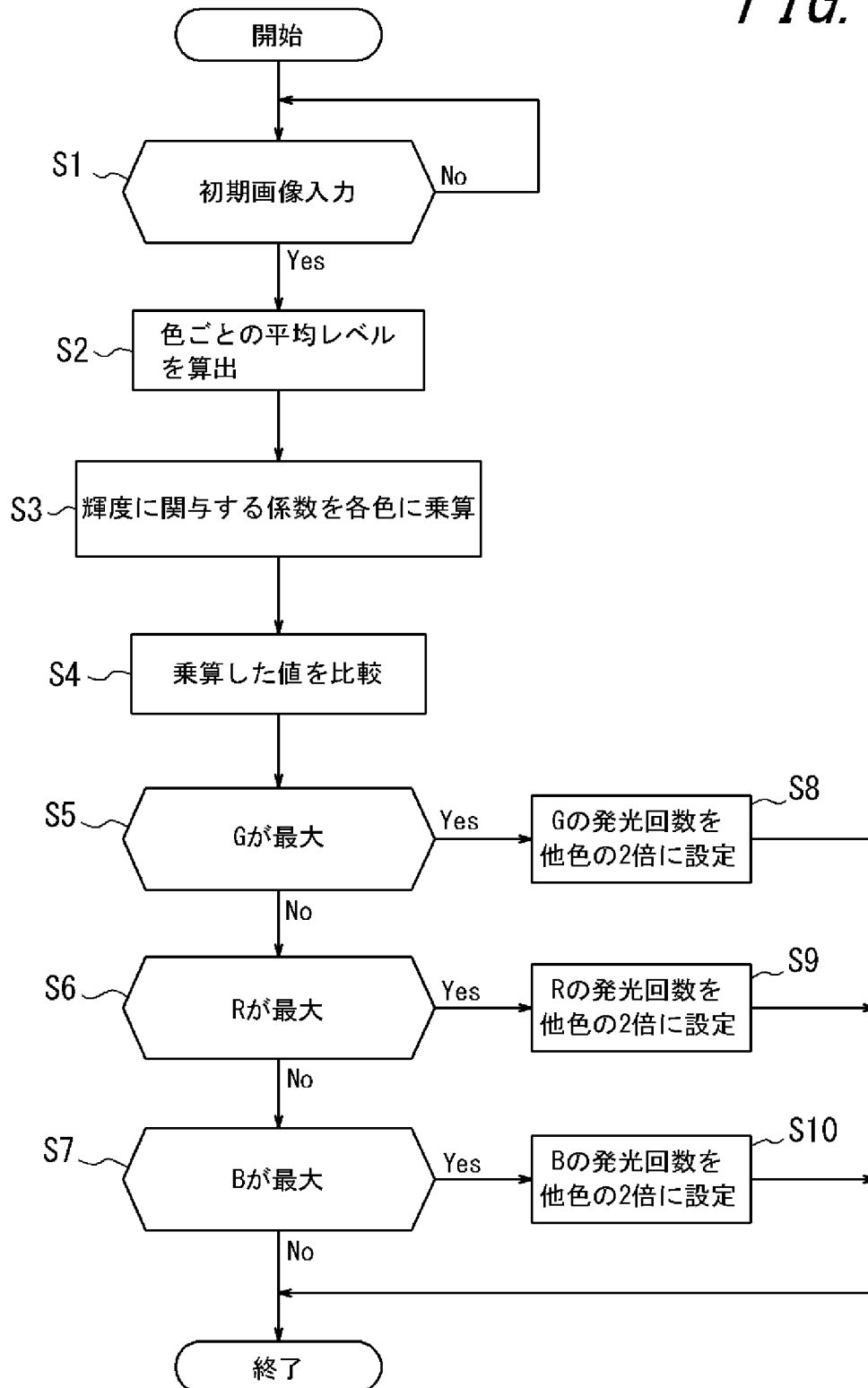
[図7]

FIG. 7



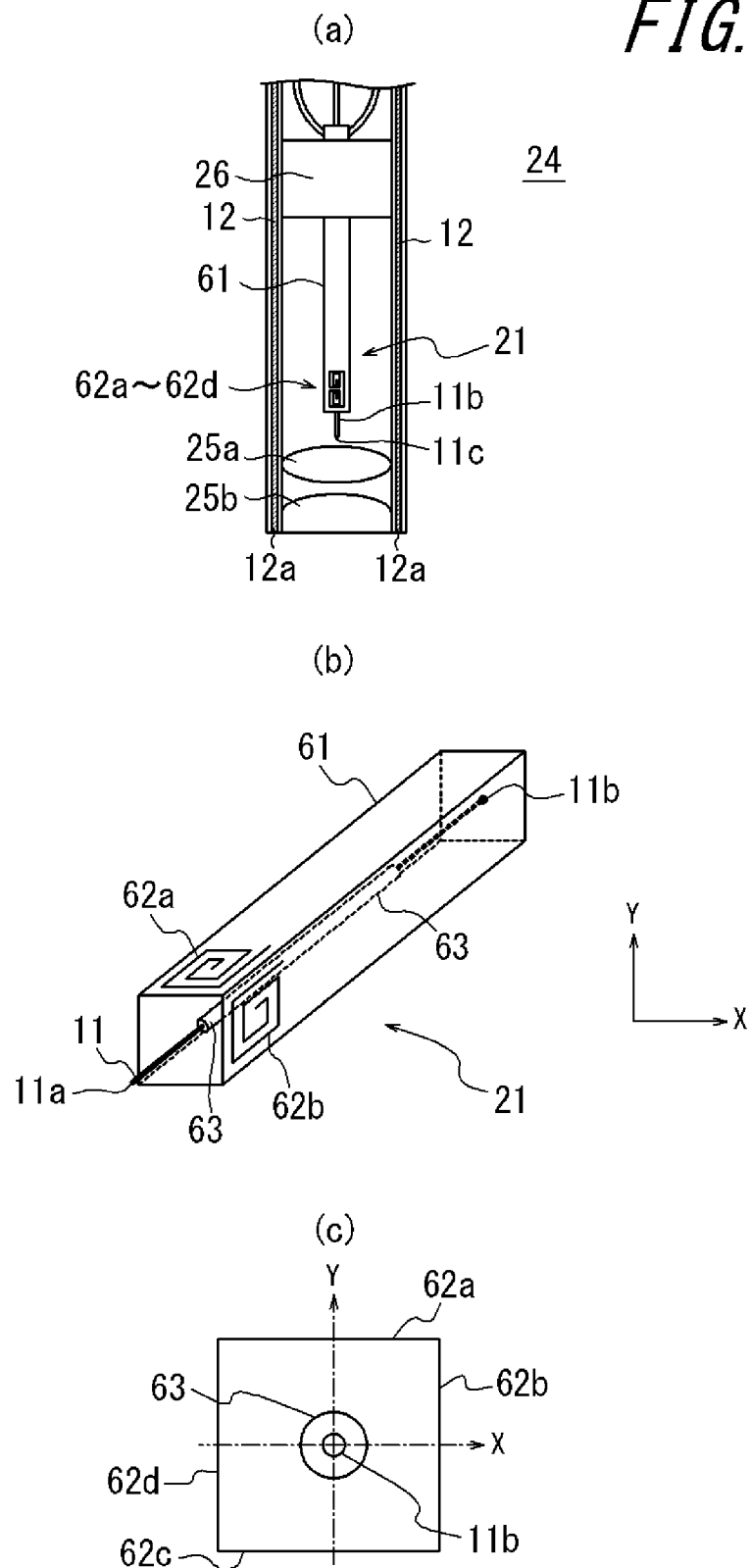
[図8]

FIG. 8



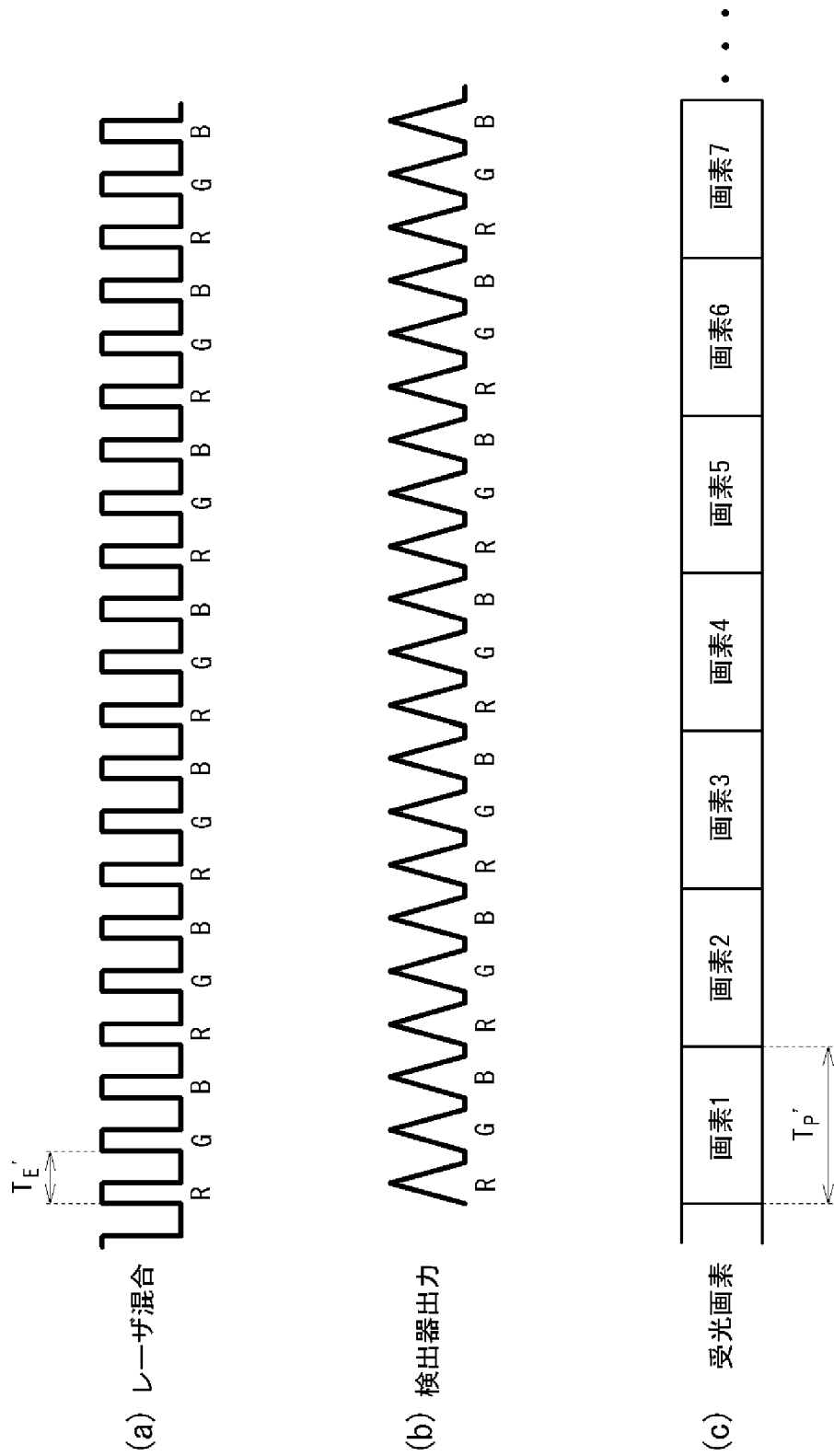
[図9]

FIG. 9



[図10]

FIG. 10



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/006461

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(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)

A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06, G02B23/26

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2011-125598 A (Hoya Corp.), 30 June 2011 (30.06.2011), paragraphs [0014], [0023], [0024], [0028], [0035] to [0038], [0047], [0049]; fig. 3 (Family: none)	1 2-4
X A	WO 2012/132754 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 04 October 2012 (04.10.2012), paragraphs [0013], [0014], [0016], [0017], [0020], [0021] & US 2013/0155215 A1 & CN 103347432 A	1 2-4

☐ 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
18 March 2015 (18.03.15)

Date of mailing of the international search report
31 March 2015 (31.03.15)

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（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06, G02B23/26

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2011-125598 A (H O Y A株式会社) 2011.06.30, [0014], [0023], [0024], [0028], [0035]-[0038], [0047], [0049], 図3（ファミリーなし）	1 2-4
X A	WO 2012/132754 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.10.04, [0013], [0014], [0016], [0017], [0020], [0021] & US 2013/0155215 A1 & CN 103347432 A	1 2-4

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

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

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

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

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

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

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

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 8 . 0 3 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

3 1 . 0 3 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号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）

増淵 俊仁

2 Q

4 7 4 7

電話番号 03-3581-1101 内線 3292