

(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
2018年8月2日(02.08.2018)



(10) 国際公開番号

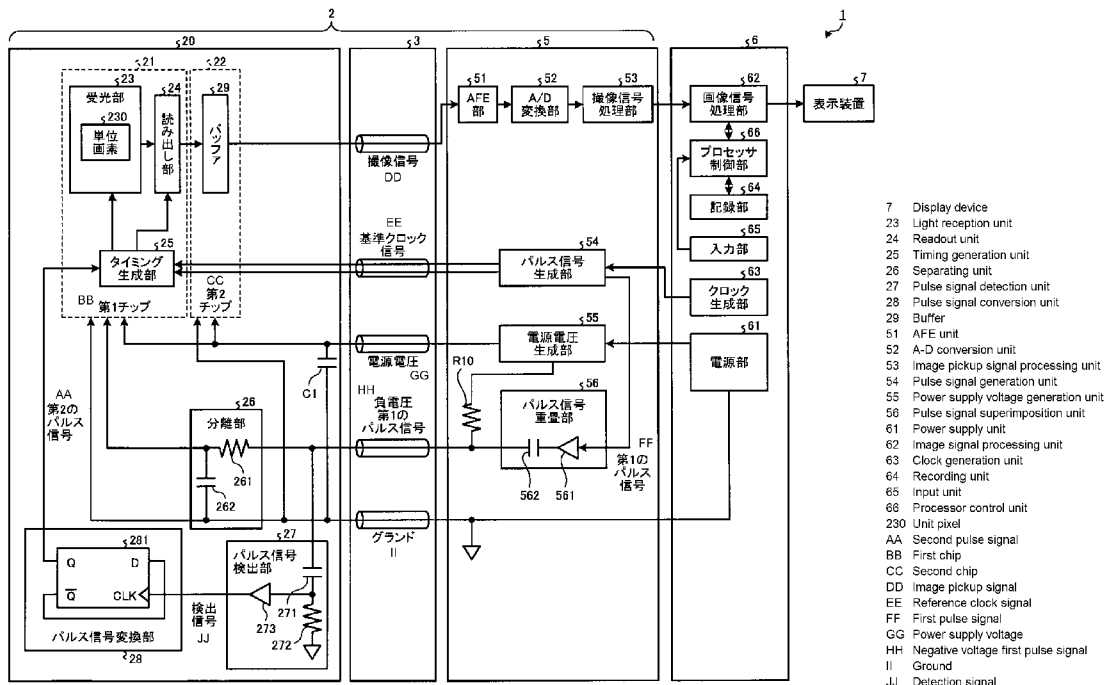
WO 2018/138951 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/030785
- (22) 国際出願日: 2017年8月28日(28.08.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-010117 2017年1月24日(24.01.2017) JP
- (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2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 山崎 晋 (YAMAZAKI, Susumu); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング 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,

(54) Title: IMAGE PICKUP DEVICE, ENDOSCOPE, AND ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 撮像装置、内視鏡および内視鏡システム

[図2]



(57) Abstract: Provided are an image pickup device whereby further size reduction can be achieved, an endoscope, and an endoscope system. An image pickup unit 20 is provided with: a pulse signal superimposition unit 56 that superimposes a first pulse signal on a voltage, said first pulse signal having been generated by a pulse signal generation unit 54; a separating unit 26, which is provided between the image pickup unit 20 and a transmission cable 3, separates a direct current component and an alternating current component from a voltage transmitted from the transmission cable 3, and

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)）

outputs the direct current component to the image pickup unit 20; a pulse signal detection unit 27 that detects the first pulse signal superimposed on the transmission cable 3; a pulse signal conversion unit 28, which converts the frequency of the first pulse signal detected by the pulse signal detection unit 27 into the frequency of a second pulse signal to be used for the purpose of generating a synchronization signal for driving the image pickup unit 20; and a timing generation unit 25 that generates the synchronization signal on the basis of the second pulse signal converted by the pulse signal conversion unit 28.

(57) 要約：さらなる小型化を実現することができる撮像装置、内視鏡および内視鏡システムを提供する。撮像部20は、パルス信号生成部54が生成した第1のパルス信号を電圧に重畳するパルス信号重畳部56と、撮像部20と伝送ケーブル3との間に設けられ、伝送ケーブル3から伝送された電圧から直流成分と交流成分とを分離し、この直流成分を撮像部20に出力する分離部26と、伝送ケーブル3に重畳された第1のパルス信号を検出するパルス信号検出部27と、パルス信号検出部27が検出した第1のパルス信号の周波数を、撮像部20を駆動する同期信号を生成するために用いられる第2のパルス信号の周波数に変換するパルス信号変換部28と、パルス信号変換部28が変換した第2のパルス信号に基づいて、同期信号を生成するタイミング生成部25と、を備える。

明 細 書

発明の名称：撮像装置、内視鏡および内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、被写体を撮像して該被写体の画像データを生成する撮像装置、内視鏡および内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、内視鏡は、先端に撮像装置が設けられた細長形状をなす可撓性の挿入部を患者等の被検体内に挿入することによって、被検体内の体内画像を取得する。このような内視鏡において使用される撮像ユニットは、撮像素子が形成された半導体チップと、この半導体チップの背面側に隣接して配置された回路基板と、を備える（特許文献 1，2 を参照）。この回路基板には、プロセッサから出力された撮像素子を駆動するための同期信号を検出するために、抵抗およびコンデンサによって構成されたローパスフィルタおよびハイパスフィルタ等が実装されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第4 5 7 5 6 9 8 号公報

特許文献2：特許第4 4 4 1 3 0 5 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上述した特許文献 1，2 では、ローパスフィルタおよびハイパスフィルタの時定数が大きいため、ローパスフィルタおよびハイパスフィルタを構成する抵抗およびコンデンサの値が大きくなることで、回路基板が大きくなってしまい、撮像素子の小型化の妨げとなっていた。

[0005] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、さらなる小型化を実現することができる撮像装置、内視鏡および内視鏡システム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] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る撮像装置は、二次元マトリクス状に配置され、外部から光を受光し、受光量に応じた撮像信号を生成する複数の画素を有する受光部と、前記受光部に電力を伝送する伝送ケーブルと、前記伝送ケーブルを介して前記受光部に電圧を供給する電源と、第1のパルス信号を生成するパルス信号生成部と、前記パルス信号生成部が生成した前記第1のパルス信号を前記電圧に重畳するパルス信号重畳部と、前記受光部と前記伝送ケーブルとの間に設けられ、前記伝送ケーブルから伝送された前記電圧から直流成分と交流成分とを分離し、該直流成分を前記受光部に出力する分離部と、前記伝送ケーブルに重畳された前記第1のパルス信号を検出するパルス信号検出部と、前記パルス信号検出部が検出した前記第1のパルス信号の周波数を、前記受光部を駆動する同期信号を生成するために用いられる第2のパルス信号の周波数に変換するパルス信号変換部と、前記パルス信号変換部が変換した前記第2のパルス信号に基づいて、前記同期信号を生成するタイミング生成部と、を備えたことを特徴とする。
- [0007] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記パルス信号変換部は、前記第1のパルス信号の周波数を1より大きい整数分の1に下げることによって、前記第2のパルス信号に変換する分周回路を有することを特徴とする。
- [0008] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記パルス信号変換部は、前記第1のパルス信号のパルス幅を1より大きい整数倍に伸張することによって、前記第2のパルス信号に変換する伸張回路を有することを特徴とする。
- [0009] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記電源および前記パルス信号重畳部は、前記伝送ケーブルの基端側に位置し、前記分離部、前記パルス信号検出部、前記パルス信号変換部および前記タイミング生成部は、前記伝送ケーブルの先端側に位置することを特徴とする。

[0010] また、本発明に係る内視鏡は、上記発明の撮像装置と、被検体内に挿入可能な挿入部と、前記撮像信号に対して画像処理を施す画像処理装置に対して、着脱自在なコネクタ部と、を備え、前記受光部、前記分離部、前記パルス信号検出部、前記パルス信号変換部および前記タイミング生成部は、前記挿入部の先端側に位置し、前記コネクタ部は、前記電源および前記パルス信号重畳部を有することを特徴とする。

[0011] また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明の内視鏡と、前記撮像信号に対して画像処理を施す画像処理装置と、を備えたことを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、さらなる小型化を実現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

[0013] [図1]図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの全体構成を模式的に示す概略図である。

[図2]図2は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの要部の機能を示すブロック図である。

[図3]図3は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡における各信号のタイミングを示すタイミングチャートである。

[図4]図4は、本発明の実施の形態1に係るパルス信号検出部のフィルタ特性と第1のパルス信号の周波数成分との関係を示す図である。

[図5]図5は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムの要部の機能を示すブロック図である。

[図6]図6は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡における各信号のタイミングを示すタイミングチャートである。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、撮像素子を被検体に挿入される挿入部の先端に設けた内視鏡を備えた内視鏡システムについて説明する。また、この実施の形態により、本発明が限

定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付して説明する。さらにまた、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

[0015] (実施の形態1)

〔内視鏡システムの構成〕

図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの全体構成を模式的に示す概略図である。図1に示す内視鏡システム1は、内視鏡2と、伝送ケーブル3と、コネクタ部5と、プロセッサ6と、表示装置7と、光源装置8と、を備える。

[0016] 内視鏡2は、伝送ケーブル3の一部である挿入部100を被検体の体腔内に挿入することによって被検体の体内を撮像して撮像信号をプロセッサ6へ出力する。また、内視鏡2は、伝送ケーブル3の一端側であり、被検体の体腔内に挿入される挿入部100の先端101側に、体内画像の撮像を行う撮像部20（撮像素子）が設けられており、挿入部100の基端102側に、内視鏡2に対する各種操作を受け付ける操作部4が設けられている。撮像部20が撮像した画像の撮像信号は、例えば、数mの長さを有する伝送ケーブル3を通り、コネクタ部5に出力される。

[0017] 伝送ケーブル3は、内視鏡2とコネクタ部5とを接続するとともに、内視鏡2と光源装置8とを接続する。また、伝送ケーブル3は、撮像部20が生成した撮像信号をコネクタ部5へ伝搬する。伝送ケーブル3は、ケーブルや光ファイバ等を用いて構成される。

[0018] コネクタ部5は、内視鏡2、プロセッサ6および光源装置8に接続され、接続された内視鏡2が出力する撮像信号に所定の信号処理を施すとともに、アナログの撮像信号をデジタルの撮像信号に変換（A/D変換）してプロセッサ6へ出力する。

[0019] プロセッサ6は、コネクタ部5から入力される撮像信号に所定の画像処理

を施して表示装置 7 へ出力する。また、プロセッサ 6 は、内視鏡システム 1 全体を統括的に制御する。例えば、プロセッサ 6 は、光源装置 8 が出射する照明光を切り替えたり、内視鏡 2 の撮像モードを切り替えたりする制御を行う。なお、本実施の形態 1 では、プロセッサ 6 が画像処理装置として機能する。

[0020] 表示装置 7 は、プロセッサ 6 が画像処理を施した撮像信号に対応する画像を表示する。また、表示装置 7 は、内視鏡システム 1 に関する各種情報を表示する。表示装置 7 は、液晶や有機 E L (Electro Luminescence) 等の表示パネル等を用いて構成される。

[0021] 光源装置 8 は、コネクタ部 5 および伝送ケーブル 3 を経由して内視鏡 2 の挿入部 1 0 0 の先端 1 0 1 側から被写体へ向けて照明光を照射する。光源装置 8 は、白色光を発する白色 L E D (Light Emitting Diode) および白色光の波長帯域より狭い波長帯域を有する狭帯域光の特殊光を発する L E D 等を用いて構成される。光源装置 8 は、プロセッサ 6 の制御のもと、内視鏡 2 を介して白色光または狭帯域光を被写体に向けて照射する。

[0022] 図 2 は、内視鏡システム 1 の要部の機能を示すブロック図である。図 2 を参照して、内視鏡システム 1 の各構成の詳細および内視鏡システム 1 内の電気信号の経路について説明する。

[0023] [内視鏡の構成]

まず、内視鏡 2 の構成について説明する。図 2 に示す内視鏡 2 は、撮像部 2 0 と、伝送ケーブル 3 と、コネクタ部 5 と、を備える。

[0024] 撮像部 2 0 は、第 1 チップ 2 1 (撮像基板) と、第 2 チップ 2 2 (回路基板) と、分離部 2 6 (A C 成分除去部) と、パルス信号検出部 2 7 と、パルス信号変換部 2 8 と、を備える。撮像部 2 0 に供給される電源電圧 V D D とグラウンド G N D との間には、電源安定用のコンデンサ C 1 が設けられている。

[0025] 第 1 チップ 2 1 は、二次元マトリクス状に配置されてなり、外部から光を受光し、受光量に応じた撮像信号を生成して出力する複数の単位画素 2 3 0

が配置されてなる受光部 2 3 と、受光部 2 3 における複数の単位画素 2 3 0 の各々で光電変換された撮像信号を読み出す読み出し部 2 4 と、コネクタ部 5 から入力される基準クロック信号および後述するパルス信号検出部 2 7 およびパルス信号変換部 2 8 を介して入力される第 2 のパルス信号に基づいて、受光部 2 3 を駆動するための受光部駆動信号および読み出し部 2 4 を駆動するための読み出し部駆動信号を含む同期信号を生成して受光部 2 3 および読み出し部 2 4 へ出力するタイミング生成部 2 5 と、を有する。

[0026] 第 2 チップ 2 2 は、第 1 チップ 2 1 における複数の単位画素 2 3 0 の各々から出力された撮像信号を増幅して伝送ケーブル 3 へ出力するバッファ 2 9 を有する。

[0027] 分離部 2 6 は、第 1 チップ 2 1 と伝送ケーブル 3 との間に接続され、伝送ケーブル 3 から伝送された負電圧から直流成分と交流成分とを分離し、分離した直流成分を第 1 チップ 2 1 へ出力する。分離部 2 6 は、後述する負電圧が伝送される伝送ケーブル 3（信号線）に直列に接続された抵抗 2 6 1（例えば 100Ω）と、後述する電源電圧生成部 5 5 とグラウンド GND との間に接続されたコンデンサ 2 6 2 と、を有し、RC 回路（ローパスフィルタ回路）を形成する。これにより、後述するコネクタ部 5 から入力された負電圧に重畳された交流成分のパルス信号がカットされて直流成分が単位画素 2 3 0 に出力される。

[0028] パルス信号検出部 2 7 は、分離部 2 6 と後述するコネクタ部 5 のパルス信号重畳部 5 6 との間に AC 結合によって接続され、負電圧に重畳された第 1 のパルス信号（交流成分）を検出し、検出した第 1 のパルス信号をパルス信号変換部 2 8 へ出力する。具体的には、パルス信号検出部 2 7 は、伝送ケーブル 3 の先端側であり、分離部 2 6 の抵抗 2 6 1 の基端側に接続される。パルス信号検出部 2 7 は、負電圧が伝送される伝送ケーブル 3（信号線）に接続されたコンデンサ 2 7 1 と、一端側がコンデンサ 2 7 1 に接続され、他端側がグラウンド GND に接続された抵抗 2 7 2 と、コンデンサ 2 7 1 および抵抗 2 7 2 によって抽出されたパルス信号を増幅する増幅アンプ 2 7 3 と、を

有する。コンデンサ 271 および抵抗 272 が RC 回路（ハイパスフィルタ）を形成する。

[0029] パルス信号変換部 28 は、パルス信号検出部 27 が検出した第 1 のパルス信号の周波数を、受光部 23 を駆動する同期信号を生成するために用いられる第 2 のパルス信号の周波数に変換してタイミング生成部 25 へ出力する。パルス信号変換部 28 は、第 1 のパルス信号の周波数を 1 より大きい整数分の 1 に下げて第 2 のパルス信号を変換（分周）する分周回路 281 を有する。具体的には、分周回路 281 は、第 1 のパルス信号の周波数を $1/2$ 倍に下げることによって、第 2 のパルス信号に変換する。

[0030] 伝送ケーブル 3 は、少なくとも、電源電圧生成部 55 によって生成された電源電圧を撮像部 20 に伝送する信号線、電源電圧生成部 55 によって生成された負電圧を撮像部 20 に伝送する信号線、パルス信号生成部 54 によって生成された基準クロック信号を撮像部 20 に伝送する信号線、撮像部 20 によって生成された撮像信号をコネクタ部 5 に伝送する信号線、および撮像部 20 にグランド GND を伝送する信号線の 5 本を用いて構成される。

[0031] コネクタ部 5 は、アナログ・フロント・エンド部 51（以下、「AFE 部 51」という）と、A/D 変換部 52 と、撮像信号処理部 53 と、パルス信号生成部 54 と、電源電圧生成部 55 と、パルス信号重畳部 56 と、を有する。

[0032] AFE 部 51 は、撮像部 20 から伝搬される撮像信号を受信し、抵抗等の受動素子を用いてインピーダンスマッチングを行った後、コンデンサを用いて交流成分を取り出し、分圧抵抗によって動作点を決定する。その後、AFE 部 51 は、撮像信号（アナログ信号）を増幅して A/D 変換部 52 へ出力する。

[0033] A/D 変換部 52 は、AFE 部 51 から入力されたアナログの撮像信号をデジタルの撮像信号に変換して撮像信号処理部 53 へ出力する。

[0034] 撮像信号処理部 53 は、例えば FPG A（Field Programmable Gate Array）により構成され、A/D 変換部 52 から入力されるデジタルの撮像信号

に対して、ノイズ除去およびフォーマット変換処理等の処理を行ってプロセッサ6へ出力する。

[0035] パルス信号生成部54は、プロセッサ6から供給され、内視鏡2の各構成部の動作の基準となるクロック信号（例えば、27MHzのクロック信号）に基づいて、撮像部20の各構成部の基準となる基準クロック信号を生成し、この基準クロック信号を、伝送ケーブル3を介して撮像部20のタイミング生成部25へ出力する。また、パルス信号生成部54は、プロセッサ6から供給され、内視鏡2の各構成部の動作の基準となるクロック信号に基づいて、撮像部20の駆動信号（同期信号）を生成するためのパルス信号のパルス幅より短い第1のパルス信号を生成してパルス信号重畳部56へ出力する。具体的には、パルス信号生成部54は、プロセッサ6から供給され、内視鏡2の各構成部の動作の基準となるクロック信号に基づいて、周波数が高い第1のパルス信号を生成してパルス信号重畳部56へ出力する。

[0036] 電源電圧生成部55は、伝送ケーブル3の基端側に設けられ、プロセッサ6から供給される電源から、第1チップ21と第2チップ22を駆動するのに必要な電源電圧を生成して第1チップ21および第2チップ22へ出力する。さらに、電源電圧生成部55は、プロセッサ6から供給される電源から、第1チップ21の単位画素230を駆動するのに必要な負電圧を生成し、伝送ケーブル3を介して負電圧を第1チップ21へ出力する。電源電圧生成部55は、レギュレーターなどを用いて第1チップ21と第2チップ22を駆動するのに必要な電源電圧および負電圧を生成する。なお、本実施の形態1では、電源電圧生成部55が電源（負電源）として機能する。

[0037] パルス信号重畳部56は、伝送ケーブル3の基端側に設けられ、パルス信号生成部54から供給される第1のパルス信号（例えばプラス側に0.5V）を増幅し、この第1のパルス信号を、抵抗R10を介して負電圧を伝送する伝送ケーブル3に重畳して撮像部20へ出力する。パルス信号重畳部56は、パルス信号生成部54から供給される第1のパルス信号を増幅する増幅アンプ561と、負電圧に第1のパルス信号を重畳するコンデンサ562と

、を有する。

[0038] 〔プロセッサの構成〕

次に、プロセッサ 6 の構成について説明する。

プロセッサ 6 は、内視鏡システム 1 の全体を統括的に制御する制御装置である。プロセッサ 6 は、電源部 6 1 と、画像信号処理部 6 2 と、クロック生成部 6 3 と、記録部 6 4 と、入力部 6 5 と、プロセッサ制御部 6 6 と、を備える。

[0039] 電源部 6 1 は、電源電圧を生成し、この生成した電源電圧をグランド GND とともに、コネクタ部 5 の電源電圧生成部 5 5 へ供給する。

[0040] 画像信号処理部 6 2 は、撮像信号処理部 5 3 で信号処理が施されたデジタルの撮像信号に対して、同時化処理、ホワイトバランス（WB）調整処理、ゲイン調整処理、ガンマ補正処理、デジタルアナログ（D/A）変換処理、フォーマット変換処理等の画像処理を行って画像信号に変換し、この画像信号を表示装置 7 へ出力する。

[0041] クロック生成部 6 3 は、内視鏡システム 1 の各構成部の動作の基準となるクロック信号を生成し、このクロック信号をパルス信号生成部 5 4 へ出力する。

[0042] 記録部 6 4 は、内視鏡システム 1 に関する各種情報や処理中のデータ等を記録する。記録部 6 4 は、Flash メモリや RAM（Random Access Memory）の記録媒体を用いて構成される。

[0043] 入力部 6 5 は、内視鏡システム 1 に関する各種操作の入力を受け付ける。例えば、入力部 6 5 は、光源装置 8 が出射する照明光の種別を切り替える指示信号の入力を受け付ける。入力部 6 5 は、例えば十字スイッチやプッシュボタン等を用いて構成される。

[0044] プロセッサ制御部 6 6 は、内視鏡システム 1 を構成する各部を統括的に制御する。プロセッサ制御部 6 6 は、CPU（Central Processing Unit）等を用いて構成される。プロセッサ制御部 6 6 は、入力部 6 5 から入力された指示信号に応じて、光源装置 8 が出射する照明光を切り替える。

[0045] このように撮像部20を構成することで、電源電圧生成部55から供給される負電圧は、単位画素230の駆動に用いられ、必要とされる電流が少ないため、短時間であれば分離部26のコンデンサ262からの電圧供給が可能となる。分離部26は、コンデンサ262と抵抗261とを用いて、RC回路（ローパスフィルタ回路）を形成することによって、パルス信号が単位画素230へ十分に低減されて伝送される。さらに、パルス信号検出部27は、AC結合により負電圧に重畳されたパルス信号を検出してタイミング生成部25へ出力する。

[0046] [内視鏡の動作]

次に、内視鏡2における各信号のタイミングについて説明する。図3は、内視鏡2における各信号のタイミングを示すタイミングチャートである。図3において、最上段から順に、(a)がパルス信号生成部54によって生成される基準クロック信号のタイミングを示し、(b)がパルス信号重畳部56によって負電圧に重畳される負電圧の第1のパルス信号のタイミングを示し、(c)がパルス信号検出部27によって検出される検出信号（第1のパルス信号）のタイミングを示し、(d)がパルス信号変換部28によって変換される第2のパルス信号のタイミングを示し、(e)がタイミング生成部25によって検出される水平同期信号のタイミングを示し、(f)がタイミング生成部25によって検出される垂直同期信号のタイミングを示す。

[0047] 図3に示すように、パルス信号生成部54は、負電圧パルス信号が立ち上がる期間（Highとなる期間）の周波数と、負電圧の第1のパルス信号が立ち上がる回数（Highとなる回数）とを2倍にしてパルス信号重畳部56に出力している。即ち、パルス信号生成部54は、第1のパルス信号の周波数を、撮像部20の同期信号の周波数に対して1よりも大きい整数倍、具体的には2倍に上げてパルス信号重畳部56に出力する。このため、パルス信号変換部28は、第1のパルス信号の周波数を1よりも大きい整数分の一、具体的には1/2倍に下げた第2のパルス信号に変換する。これにより、タイミング生成部25は、タイミングT1において、水平同期信号を生成す

ることができる。

[0048] 〔パルス信号検出部のフィルタ特性と周波数成分との関係〕

次に、パルス信号検出部 27 のフィルタ特性と第 1 のパルス信号の周波数成分との関係について説明する。図 4 は、パルス信号検出部 27 のフィルタ特性と第 1 のパルス信号の周波数成分との関係を示す図である。図 4 において、縦軸がパルス信号検出部 27 の出力（減衰）を示し、横軸が周波数を示す。また、図 4 において、折れ線 L1 がパルス信号検出部 27 のみのフィルタ特性と周波数成分との関係を示し、折れ線 L2 がパルス信号変換部 28 を後段に設けた際のパルス信号検出部 27 のフィルタ特性と周波数成分との関係を示す。

[0049] 図 4 に示すように、パルス信号検出部 27 のフィルタ特性と第 1 のパルス信号の周波数成分との関係は、折れ線 L1 に示すパルス信号検出部 27 のみのフィルタ特性に比べて、折れ線 L2 に示すパルス信号変換部 28 を後段に設けた際のパルス信号検出部 27 のフィルタ特性のカットオフ周波数を高くすることができる。具体的には、折れ線 L1 に示すパルス信号検出部 27 のみのフィルタ特性は、周波数 F_1 で減衰率である出力が 1.0 となる一方、折れ線 L2 に示すパルス信号変換部 28 を後段に設けた際のパルス信号検出部 27 のフィルタ特性は、周波数 F_2 ($F_1 < F_2$) で減衰率である出力が 1.0 となる。これにより、パルス信号検出部 27 のカットオフ周波数 ($f_c = 1 / 2\pi RC$) をより高周波側へ設定することができるので、分離部 26 およびパルス信号検出部 27 の各々を構成する抵抗 261, 272 の抵抗値およびコンデンサ 262, 271 の容量を小さくすることができる。この結果、第 1 チップ 21 または第 2 チップ 22 に集積した場合、撮像部 20 の面積の増加を抑制することができる。

[0050] 以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、パルス信号検出部 27 のカットオフ周波数をより高周波側へ設定することができるので、分離部 26 およびパルス信号検出部 27 の各々を構成する抵抗 261, 272 の抵抗値およびコンデンサ 262, 271 の容量を小さくすることができる。この結果

、第1チップ21または第2チップ22に集積した場合、撮像部20の面積の増加を抑制することができる。

[0051] また、本発明の実施の形態1によれば、パルス信号重畳部56が撮像部20を駆動するための同期信号を生成するためのパルス信号を負電圧が伝送される伝送ケーブル3に重畳して撮像部20に出力するので、撮像部20とコネクタ部5とを接続する伝送ケーブル3の数を削減することができる。

[0052] また、本発明の実施の形態1によれば、先端101側の撮像部20に設けたタイミング生成部25がパルス信号変換部28によって変換された第2のパルス信号および基準クロック信号に基づいて、水平同期信号および垂直同期信号を生成して第1チップ21へ送信するので、同期信号を伝送する信号線を削減することができる。

[0053] また、本発明の実施の形態1では、分離部26、パルス信号検出部27およびパルス信号変換部28を第2チップ22に集積してもよい。これにより、撮像部20をさらに小型化することができる。

[0054] (実施の形態2)

次に、本発明の実施の形態2について説明する。本実施の形態2に係る内視鏡システムは、上述した実施の形態1に係る内視鏡システム1と構成が異なる。以下においては、本実施の形態2に係る内視鏡システムの構成を説明する。なお、上述した実施の形態1に係る内視鏡システム1と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

[0055] [内視鏡システムの構成]

図5は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムの要部の機能を示すブロック図である。図5に示す内視鏡システム1aは、上述した実施の形態1に係る内視鏡2に換えて、内視鏡2aを備える。また、内視鏡2aは、上述した実施の形態1に係る撮像部20に換えて、撮像部20aを備える。また、撮像部20aは、パルス信号変換部28に換えて、パルス信号変換部28aを備える。

[0056] パルス信号変換部28aは、パルス信号検出部27が検出した第1のパル

ス信号の周波数を、受光部 2 3 を駆動する同期信号を生成するために用いられる第 2 のパルス信号の周波数に変換してタイミング生成部 2 5 へ出力する。パルス信号変換部 2 8 a は、パルス信号検出部 2 7 が検出した第 1 のパルス信号（検出信号）のパルス幅を、1 より大きい整数倍に伸張することによって、第 2 のパルス信号に変換する伸張回路 2 8 1 a を有する。具体的には、伸張回路 2 8 1 a は、第 1 のパルス信号のパルス幅を 2 倍に伸張することによって第 2 のパルス信号に変換する。

[0057] 〔内視鏡の動作〕

次に、内視鏡 2 a における各信号のタイミングについて説明する。図 6 は、内視鏡 2 a における各信号のタイミングを示すタイミングチャートである。図 6 において、最上段から順に、(a) がパルス信号生成部 5 4 によって生成される基準クロック信号のタイミングを示し、(b) がパルス信号重畳部 5 6 によって負電圧に重畳される負電圧の第 1 のパルス信号のタイミングを示し、(c) がパルス信号検出部 2 7 によって検出される検出信号（第 1 のパルス信号）のタイミングを示し、(d) がパルス信号変換部 2 8 a によって変換される第 2 のパルス信号のタイミングを示し、(e) がタイミング生成部 2 5 によって検出される水平同期信号のタイミングを示し、(f) がタイミング生成部 2 5 によって検出される垂直同期信号のタイミングを示す。

[0058] 図 6 に示すように、パルス信号生成部 5 4 は、負電圧第 1 のパルス信号の立ち上がりのパルス幅（High となる期間）を $1/2$ 倍にしてパルス信号重畳部 5 6 に出力している。即ち、パルス信号生成部 5 4 は、第 1 のパルス信号のパルス幅を、撮像部 2 0 の同期信号の周波数に対して 1 より大きい整数分の一、具体的には $1/2$ に下げた第 1 のパルス信号を生成してパルス信号重畳部 5 6 に出力する。このため、パルス信号変換部 2 8 a は、第 1 のパルス信号のパルス幅を 1 よりも大きい整数倍、具体的には 2 倍にパルス幅（図 6 の F 1 0 を参照）を伸張して第 2 のパルス信号を変換する。これにより、タイミング生成部 2 5 は、タイミング T 1 において、水平同期信号を生成

することができる。

[0059] このように、パルス信号検出部 27 のカットオフ周波数 ($f_c = 1 / 2 \pi RC$) をより高周波側へ設定することができるので、分離部 26 およびパルス信号検出部 27 の各々を構成する抵抗 261, 272 の抵抗値およびコンデンサ 262, 271 の容量を小さくすることができる。この結果、第 1 チップ 21 または第 2 チップ 22 に集積した場合、撮像部 20a の面積の増加を抑制することができる。

[0060] 以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果を奏するとともに、パルス信号検出部 27 のカットオフ周波数をより高周波側へ設定することができるので、分離部 26 およびパルス信号検出部 27 の各々を構成する抵抗 261, 272 の抵抗値およびコンデンサ 262, 271 の容量を小さくすることができる。この結果、第 1 チップ 21 または第 2 チップ 22 に集積した場合、撮像部 20a の面積の増加を抑制することができる。

[0061] また、本発明の実施の形態 2 では、分離部 26、パルス信号検出部 27 およびパルス信号変換部 28a を第 2 チップ 22 に集積してもよい。これにより、撮像部 20a をさらに小型化することができる。

[0062] (その他の実施の形態)

また、本発明の実施の形態では、プロセッサと光源装置とが別体であったがこれに限定されることなく、例えばプロセッサと光源装置とが一体的に形成されてもよい。

[0063] また、本発明の実施の形態では、分離部、パルス信号検出部およびパルス信号変換部の各々が挿入部の先端側に設けられていたが、第 2 チップに分離部、パルス信号検出部およびパルス信号変換部の各々を積層してもよい。具体的には、撮像素子（撮像部）は、複数の画素を有する受光部が積層された第 1 チップと、第 1 チップに積層された第 2 チップと、を備え、第 2 チップは、第 1 チップを駆動するための電力（電源電圧）を伝送する伝送ケーブルを介して第 1 のパルス信号が重畳された電圧から直流成分と交流成分とを分

離し、該直流成分を前記第1チップに出力する分離部と、伝送ケーブルに重畳された第1のパルス信号を検出するパルス信号検出部と、パルス信号検出部が検出した第1のパルス信号の周波数を、第1チップを駆動する同期信号を生成するために用いられる第2のパルス信号の周波数に変換するパルス信号変換部と、パルス信号変換部が変換した第2のパルス信号に基づいて、同期信号を生成するタイミング生成部と、を有するようにしてもよい。

[0064] また、本発明の実施の形態では、パルス信号重畳部が負電圧に対してパルス信号を負側（－側）に重畳してもよいし、正側（＋側）に重畳してもよい。

[0065] また、本発明の実施の形態では、電源電圧生成部が伝送ケーブルを介して負電圧を伝送していたが、これに限定されることなく、正電圧を伝送してもよい。

[0066] また、本発明の実施の形態では、分離部、パルス信号検出部およびパルス信号変換部の各々が挿入部の先端側に設けられていたが、内視鏡の操作部に分離部、パルス信号検出部およびパルス信号変換部を設けてもよい。

[0067] また、本発明の実施の形態では、同時方式の内視鏡を例に説明したが、面順次方式の内視鏡であっても適用することができる。

[0068] また、本発明の実施の形態では、軟性内視鏡（上下内視鏡スコープ）以外にも、硬性内視鏡、副鼻腔内視鏡および電気メスや検査プローブ等の内視鏡システムであっても適用することができる。

[0069] また、本明細書におけるタイミングチャートの説明では、「まず」、「その後」、「続いて」等の表現を用いて各間の処理の前後関係を明示していたが、本発明を実施するために必要な処理の順序は、それらの表現によって一意的に定められるわけではない。即ち、本明細書で記載したタイミングチャートにおける処理の順序は、矛盾のない範囲で変更することができる。

[0070] また、本発明は、上述した実施の形態そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上述した実施の形態に開示されている複数の構

成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、上述した実施の形態に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、各実施の形態および変形例で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。

[0071] また、明細書または図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語とともに記載された用語は、明細書または図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能である。

符号の説明

- [0072] 1, 1 a 内視鏡システム
- 2, 2 a 内視鏡
- 3 伝送ケーブル
- 4 操作部
- 5 コネクタ部
- 6 プロセッサ
- 7 表示装置
- 8 光源装置
- 20, 20 a 撮像部
- 21 第1チップ
- 22 第2チップ
- 23 受光部
- 24 読み出し部
- 25 タイミング生成部
- 26 分離部
- 27 パルス信号検出部
- 28, 28 a パルス信号変換部
- 29 バッファ
- 51 AFE部

- 5 2 A／D変換部
- 5 3 撮像信号処理部
- 5 4 パルス信号生成部
- 5 5 電源電圧生成部
- 5 6 パルス信号重畳部
- 6 1 電源部
- 6 2 画像信号処理部
- 6 3 クロック生成部
- 6 4 記録部
- 6 5 入力部
- 6 6 プロセッサ制御部
- 1 0 0 挿入部
- 1 0 1 先端
- 1 0 2 基端
- 2 3 0 単位画素
- 2 6 1, 2 7 2, R 1 0 抵抗
- 2 6 2, 2 7 1, 5 6 2, C 1 コンデンサ
- 2 7 3, 5 6 1 増幅アンプ
- 2 8 1 分周回路
- 2 8 1 a 伸張回路

請求の範囲

- [請求項1] 二次元マトリクス状に配置され、外部から光を受光し、受光量に応じた撮像信号を生成する複数の画素を有する受光部と、
 前記受光部に電力を伝送する伝送ケーブルと、
 前記伝送ケーブルを介して前記受光部に電圧を供給する電源と、
 第1のパルス信号を生成するパルス信号生成部と、
 前記パルス信号生成部が生成した前記第1のパルス信号を前記電圧に重畳するパルス信号重畳部と、
 前記受光部と前記伝送ケーブルとの間に設けられ、前記伝送ケーブルから伝送された前記電圧から直流成分と交流成分とを分離し、該直流成分を前記受光部に出力する分離部と、
 前記伝送ケーブルに重畳された前記第1のパルス信号を検出するパルス信号検出部と、
 前記パルス信号検出部が検出した前記第1のパルス信号の周波数を、前記受光部を駆動する同期信号を生成するために用いられる第2のパルス信号の周波数に変換するパルス信号変換部と、
 前記パルス信号変換部が変換した前記第2のパルス信号に基づいて、前記同期信号を生成するタイミング生成部と、
 を備えたことを特徴とする撮像装置。
- [請求項2] 前記パルス信号変換部は、前記第1のパルス信号の周波数を1より大きい整数分の一に下げることによって、前記第2のパルス信号に変換する分周回路を有することを特徴とする請求項1に記載の撮像装置。
- [請求項3] 前記パルス信号変換部は、前記第1のパルス信号のパルス幅を1より大きい整数倍に伸張することによって、前記第2のパルス信号に変換する伸張回路を有することを特徴とする請求項1に記載の撮像装置。
- [請求項4] 前記電源および前記パルス信号重畳部は、前記伝送ケーブルの基端

側に位置し、

前記分離部、前記パルス信号検出部、前記パルス信号変換部および前記タイミング生成部は、前記伝送ケーブルの先端側に位置することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

[請求項5]

請求項 1 に記載の撮像装置と、

被検体内に挿入可能な挿入部と、

前記撮像信号に対して画像処理を施す画像処理装置に対して、着脱自在なコネクタ部と、

を備え、

前記受光部、前記分離部、前記パルス信号検出部、前記パルス信号変換部および前記タイミング生成部は、前記挿入部の先端側に位置し、

前記コネクタ部は、前記電源および前記パルス信号重畳部を有することを特徴とする内視鏡。

[請求項6]

請求項 5 に記載の内視鏡と、

前記撮像信号に対して画像処理を施す画像処理装置と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

[図1]

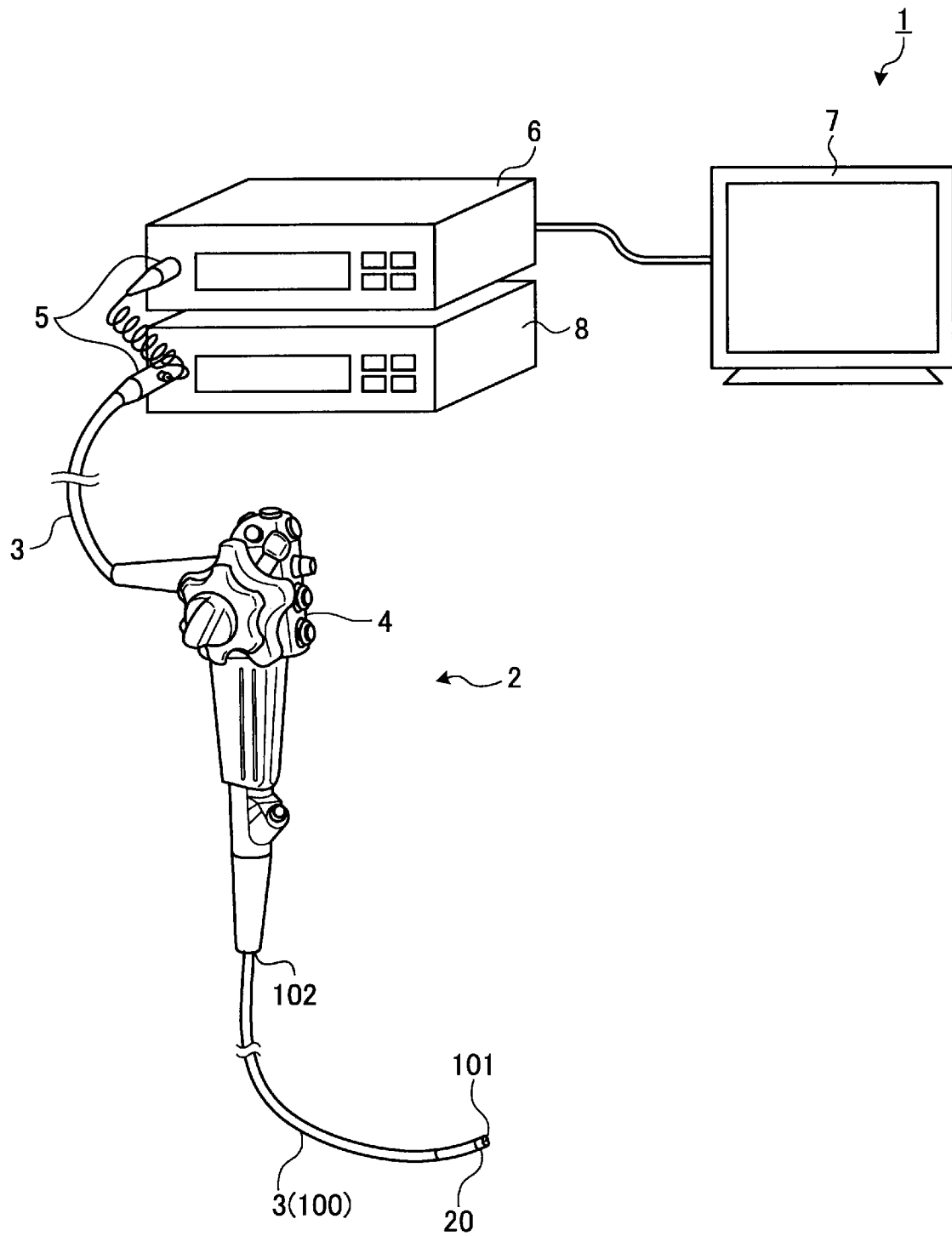


Figure 1 is a block diagram of a video camera system, divided into three main functional blocks: 2 (Camera Body), 3 (Lens Assembly), and 5 (Image Processing Unit).

Block 2 (Camera Body):

- 20 (Sensor Unit):** Contains a photodiode (230) and a readout unit (24). It is connected to a buffer (29) and a timing generator (25).
- 21 (Timing Generator):** Generates timing signals for the sensor unit and the pulse generator.
- 22 (Pulse Generator):** Generates a first pulse signal (261) and a second pulse signal (262).
- 23 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 24 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 25 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 26 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 27 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 28 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 29 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 30 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 31 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 32 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 33 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 34 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 35 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 36 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 37 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 38 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 39 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 40 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 41 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 42 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 43 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 44 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 45 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 46 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 47 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 48 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 49 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 50 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 51 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 52 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 53 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 54 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 55 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 56 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 57 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 58 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 59 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 60 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 61 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 62 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 63 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 64 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 65 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 66 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 67 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 68 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 69 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 70 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 71 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 72 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 73 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 74 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 75 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 76 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 77 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 78 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 79 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 80 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 81 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 82 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 83 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 84 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 85 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 86 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 87 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 88 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 89 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 90 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 91 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 92 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 93 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 94 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 95 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 96 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 97 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 98 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 99 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 100 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.

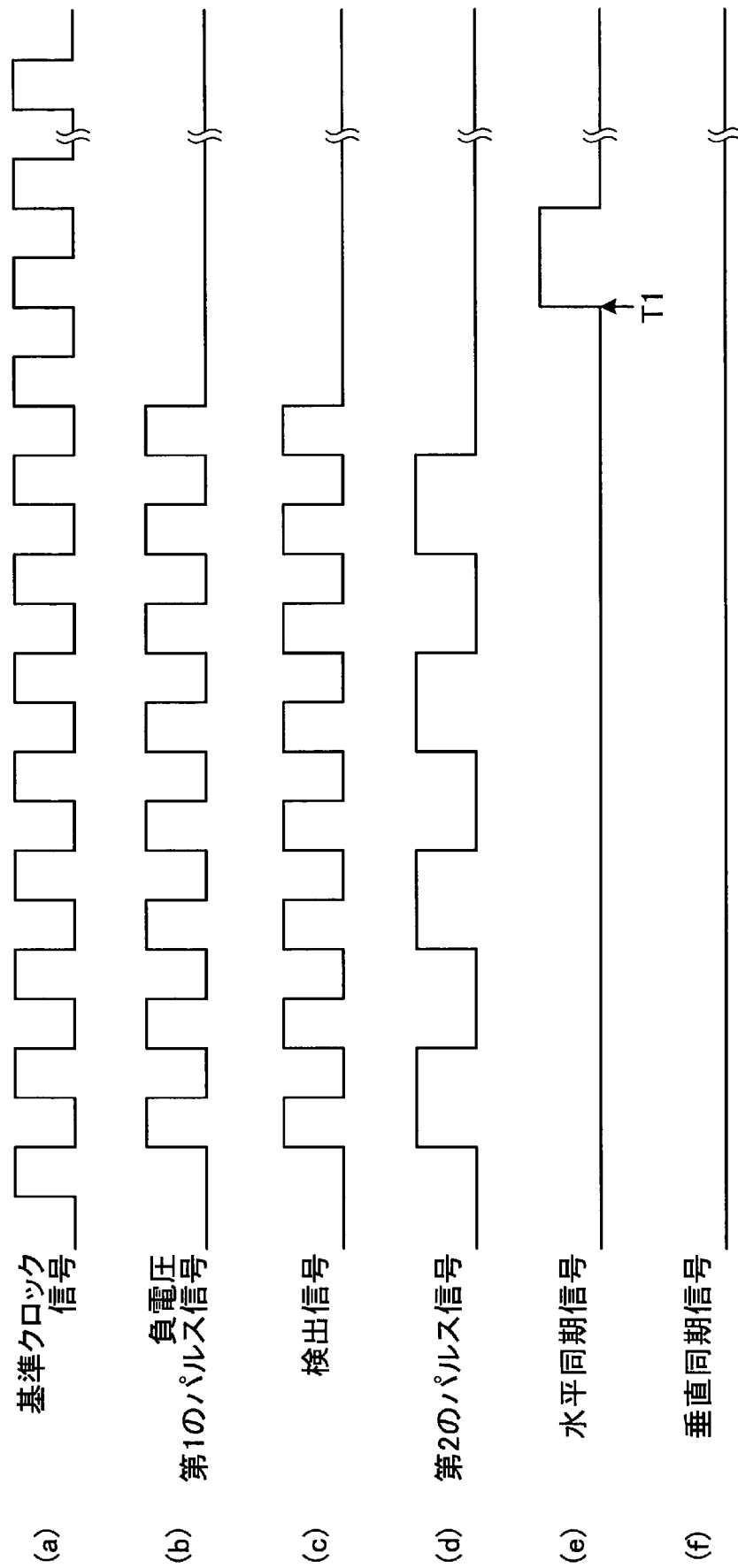
Block 3 (Lens Assembly):

- 30 (Video Signal Input):** Receives video signals from the camera body.
- 31 (Standard Clock Signal Input):** Receives standard clock signals from the camera body.
- 32 (Power Supply Input):** Receives power supply signals from the camera body.
- 33 (Negative Voltage Input):** Receives negative voltage signals from the camera body.
- 34 (Ground Input):** Receives ground signals from the camera body.

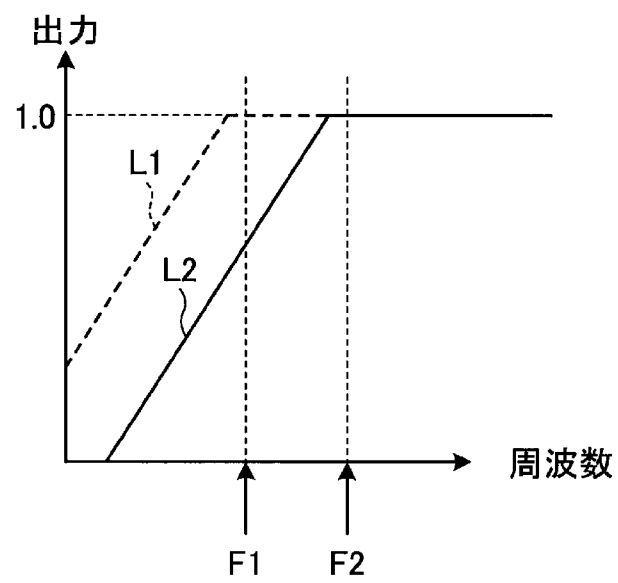
Block 5 (Image Processing Unit):

- 50 (AFE Unit):** Receives video signals from the lens assembly.
- 51 (A/D Converter):** Converts video signals to digital.
- 52 (Image Signal Processor):** Processes digital video signals.
- 53 (Pulse Generator):** Generates pulse signals for the camera body.
- 54 (Power Supply Generator):** Generates power supply signals for the camera body.
- 55 (Pulse Signal Weighter):** Weights pulse signals.
- 56 (First Pulse Signal Output):** Outputs the first pulse signal.
- 57 (Second Pulse Signal Output):** Outputs the second pulse signal.
- 58 (Pulse Signal Output):** Outputs the first and second pulse signals.
- 59 (Clock Generator):** Generates clock signals for the camera body.
- 60 (Input Unit):** Receives input signals from the camera body.
- 61 (Recording Unit):** Records video signals.
- 62 (Processing Unit):** Processes video signals.
- 63 (Display Unit):** Displays video signals.

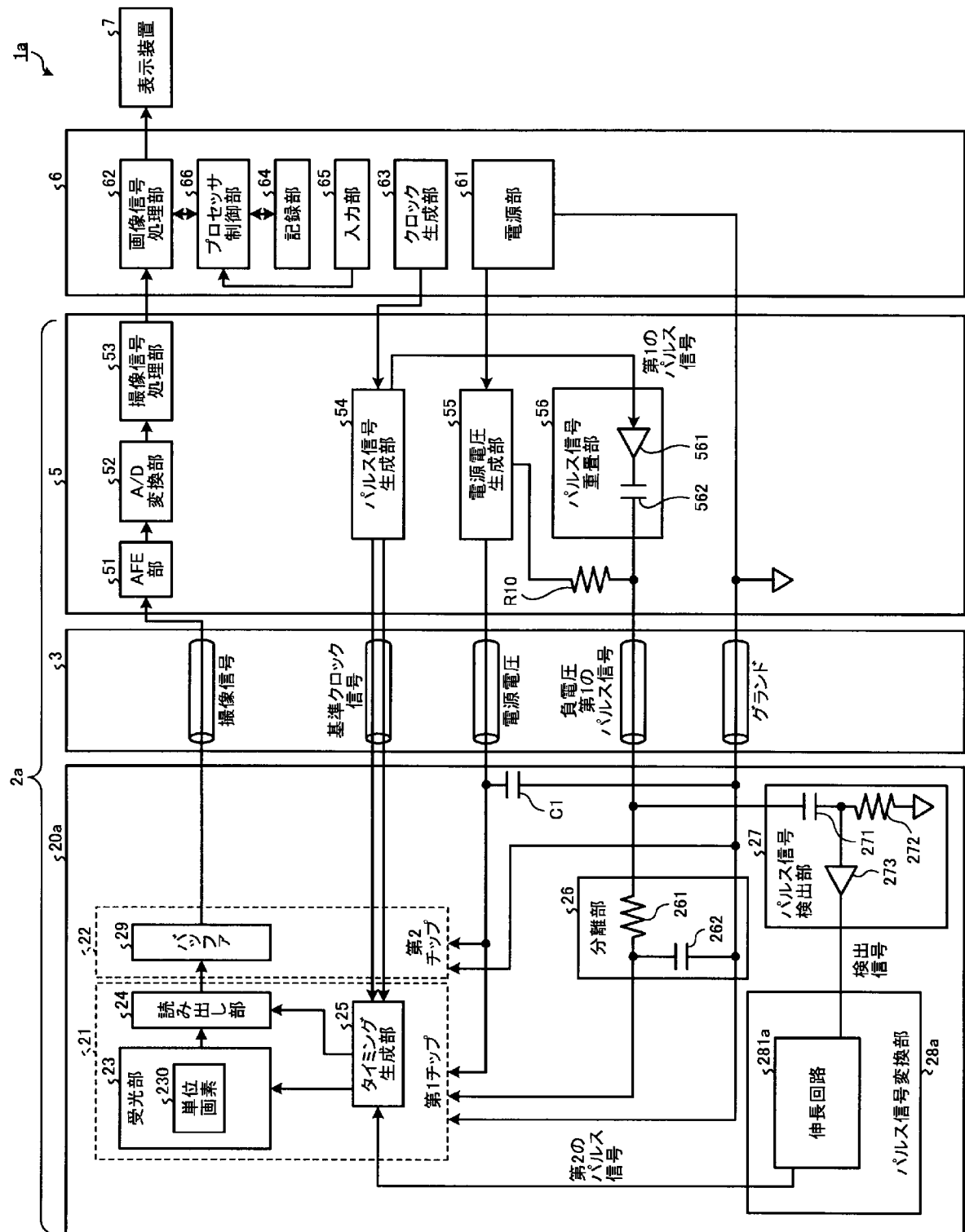
[図3]



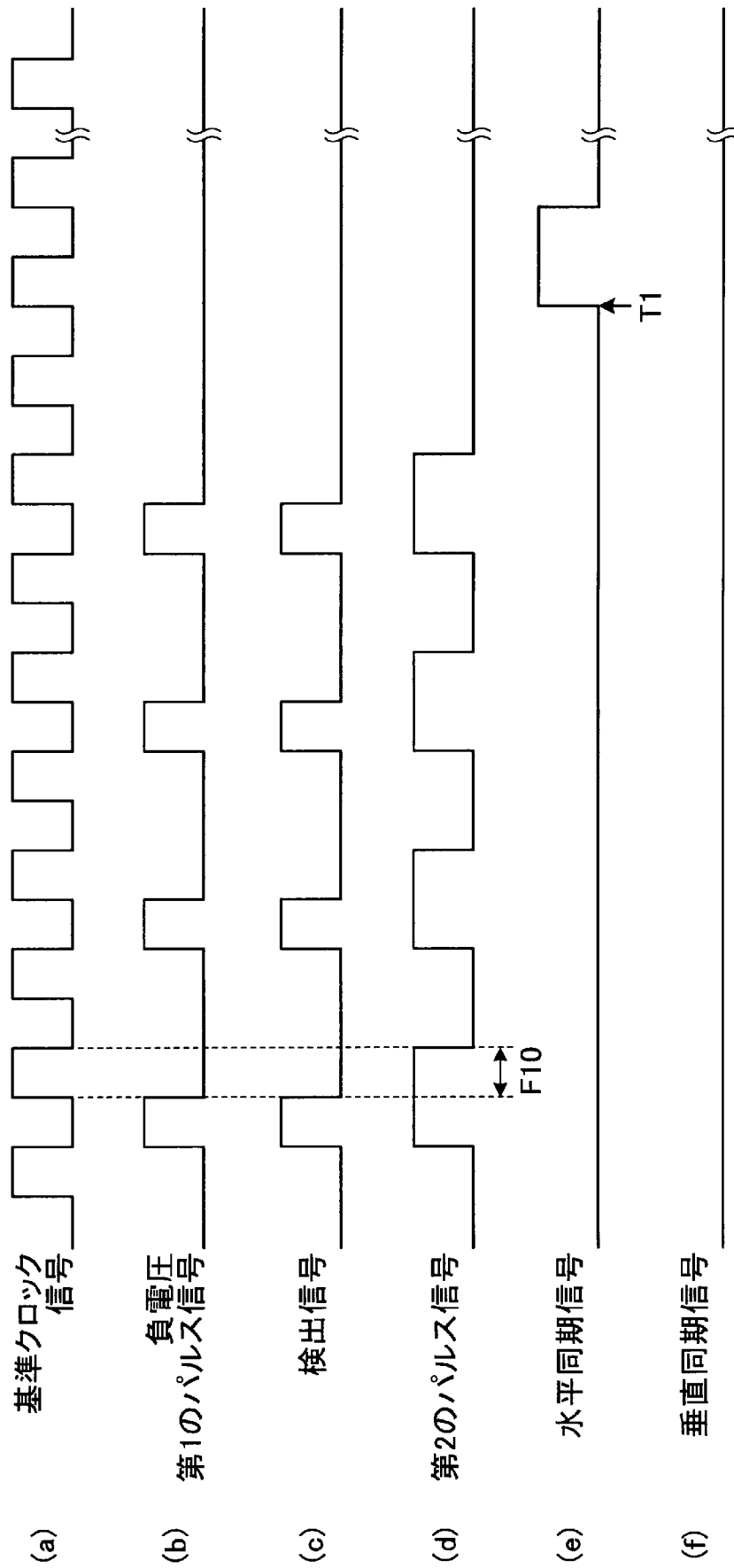
[図4]



[図5]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/030785

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/045(2006.01) i, G02B23/24(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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
A	JP 2009-45113 A (Olympus Medical Systems Corp.), 05 March 2009 (05.03.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2013-452 A (Olympus Corp.), 07 January 2013 (07.01.2013), entire text; all drawings & US 2012/0323073 A1 whole documents & EP 2537459 A1 & CN 102841442 A	1-6

☒ 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
07 November 2017 (07.11.17)

Date of mailing of the international search report
21 November 2017 (21.11.17)

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/JP2017/030785

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-450 A (Olympus Corp.), 07 January 2013 (07.01.2013), entire text; all drawings & US 2012/0320175 A1 whole documents & EP 2537453 A2 & CN 102841441 A	1-6
A	JP 2009-22579 A (Olympus Corp.), 05 February 2009 (05.02.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2008-301965 A (Olympus Corp.), 18 December 2008 (18.12.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2004-49249 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 19 February 2004 (19.02.2004), entire text; all drawings & US 2004/0070668 A1 whole documents	1-6
A	JP 2011-200482 A (Fujifilm Corp.), 13 October 2011 (13.10.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, G02B23/24(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, G02B23/24-23/26

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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
A	JP 2009-45113 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2009.03.05, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-6
A	JP 2013-452 A（オリンパス株式会社）2013.01.07, 全文, 全図 & US 2012/0323073 A1, whole documents & EP 2537459 A1 & CN 102841442 A	1-6
A	JP 2013-450 A（オリンパス株式会社）2013.01.07, 全文, 全図 & US 2012/0320175 A1, whole documents	1-6

☒ 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

07.11.2017

国際調査報告の発送日

21.11.2017

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）

安田 明央

2Q

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
	& EP 2537453 A2 & CN 102841441 A	
A	JP 2009-22579 A (オリンパス株式会社) 2009.02.05, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2008-301965 A (オリンパス株式会社) 2008.12.18, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2004-49249 A (富士写真光機株式会社) 2004.02.19, 全文, 全図 & US 2004/0070668 A1, whole documents	1-6
A	JP 2011-200482 A (富士フイルム株式会社) 2011.10.13, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6