

(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
2024年8月15日(15.08.2024)



(10) 国際公開番号
WO 2024/166327 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *A61B 1/12* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/004454
- (22) 国際出願日: 2023年2月9日(09.02.2023)
- (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: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 谷上 恭央 (TANIGAMI, Yasuo); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 大塚 裕介 (OTSUKA, Yusuke);

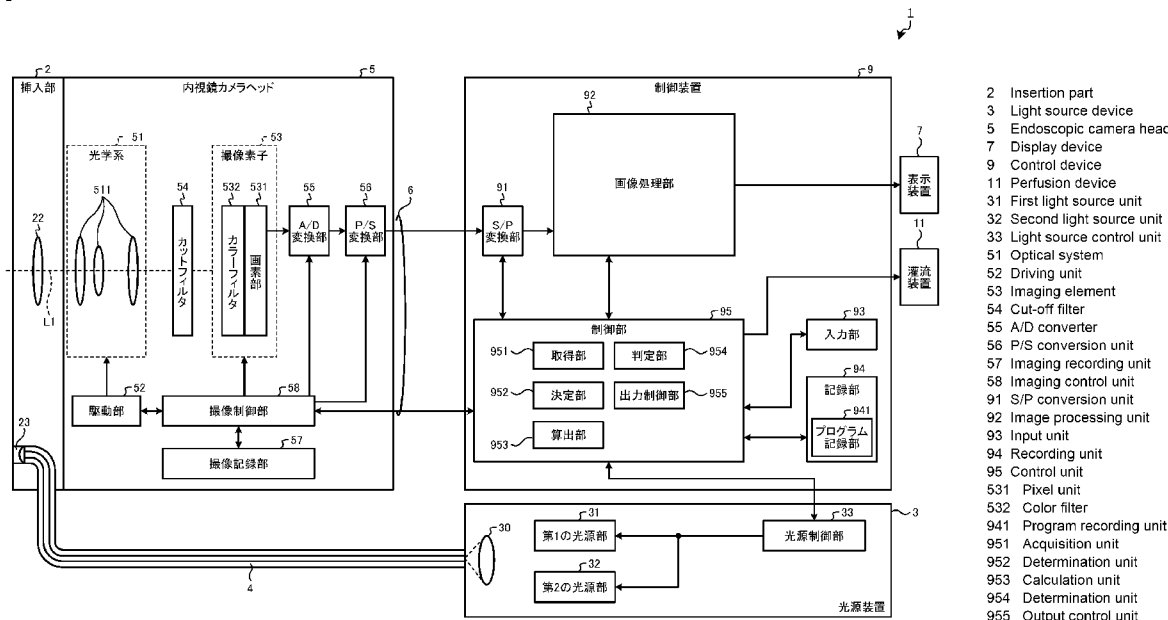
〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 黒田 典子 (KURODA, Noriko); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 五十嵐 隆昭 (IGARASHI, Takaaki); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 佐藤 奈々子 (SATO, Nanako); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 弁理士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 虎ノ門ダイビルイースト Tokyo (JP).

(54) Title: MEDICAL DEVICE, MEDICAL SYSTEM, MEDICAL DEVICE OPERATION METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 医療用装置、医療用システム、医療用装置の作動方法およびプログラム

[図2]



(57) Abstract: Provided are a medical device, a medical system, a medical device operation method, and a program, which make it possible to ascertain the condition of an excised fragment in a perfusate that has been supplied into an organ. A medical device according to the present invention comprises a processor. The processor: acquires a first fluorescence image of a target region and a second fluorescence image of the target region, which has been captured after the first fluorescence image; generates a driving signal for a prescribed operation with respect to the target region on the basis of first information included in the first fluorescence image and second information included in the second fluorescence image; and outputs the driving signal.



(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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約: 臓器内に供給した灌流液中の切除片の状況を把握することができる、医療用装置、医療用システム、医療用装置の作動方法、プログラムを提供する。医療用装置は、プロセッサを備え、プロセッサは、対象領域を撮像した第1の蛍光画像と、第1の蛍光画像を撮像した時刻より後に対象領域を撮像した第2の蛍光画像と、を取得し、第1の蛍光画像に含まれる第1の情報と、第2の蛍光画像に含まれる第2の情報と、に基づいて、対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、この駆動信号を出力する。

明 細 書

発明の名称：

医療用装置、医療用システム、医療用装置の作動方法およびプログラム
技術分野

[0001] 本開示は、医療用装置、医療用システム、医療用装置の作動方法およびプログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来、医療分野では、エネルギーデバイス等を用いた生体組織等の被検体への焼灼状態を可視化する技術が知られている（例えば特許文献1を参照）。この技術では、被検体に励起光を照射し、この励起光を受けて被写体の熱侵襲領域から発生した蛍光を撮像して取得された撮像信号に基づいて生成された蛍光画像データを含む画像および情報を表示することによって焼灼状態を術者等のユーザに可視化させる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：国際公開第2020/054723号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、経尿道的膀胱腫瘍切除術（TUR-Bt）では、被検体の尿道から手術用内視鏡（レゼクトスコープ）を挿入し、術者が手術用内視鏡の接眼部で病巣部を観察しながら、エネルギーデバイス等の切除用処置具によって病巣部または所定臓器を含む特定領域の切除を行う。さらに、経尿道的膀胱腫瘍切除術では、切除後、灌流液を体外に排出することで、同時に切除片を膀胱外へ排除する。

[0005] しかしながら、上述した特許文献1では、切除用処置具によって切除を行った際における膀胱内等の臓器内における目に見えないレベルの小さい切除片の破片の確認方法について何ら考慮されていない。この結果、術者は、灌

流液を臓器内に一定時間供給することで、臓器内から目に見えないレベルの小さい切除片の破片が排出されたものとみなしていた。このため、術者は、臓器内に供給した灌流液中における目に見えないレベルの小さい切除片の破片を確認することができる技術を所望していた。

[0006] 本開示は、上記に鑑みてなされたものであって、臓器内に供給した灌流液中の切除片の状況を把握することができる、医療用装置、医療用システム、医療用装置の作動方法、プログラ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

[0007] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本開示に係る医療用装置は、プロセッサを備え、対象領域の洗浄状態に応じて駆動する医療用装置であって、前記プロセッサは、前記対象領域を撮像した第1の蛍光画像と、前記第1の蛍光画像を撮像した時刻より後に前記対象領域を撮像した第2の蛍光画像と、を取得し、前記第1の蛍光画像に含まれる第1の情報と、前記第2の蛍光画像に含まれる第2の情報と、に基づいて、前記対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、前記駆動信号を出力する。

[0008] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記駆動信号は、前記対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報を表示装置に表示させるための信号である。

[0009] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記駆動信号は、前記対象領域に向けて灌流液を供給する灌流装置を制御するための信号である。

[0010] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記第1の情報および前記第2の情報の各々は、蛍光量であり、前記プロセッサは、前記第1の蛍光画像に含まれる蛍光量と、前記第2の蛍光画像に含まれる蛍光量と、の差分を算出し、前記差分が所定値未満であるか否かを判定し、前記所定値未満であると判定した場合、前記排出情報として前記切除片の排出が完了したことを示す情報を前記表示装置に表示させる前記駆動信号を出力する。

[0011] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記プロセッサは

、前記所定値未満でないとは判定した場合、前記排出情報として前記切除片を排出中であることを示す情報を前記表示装置に表示させる前記駆動信号を出力する。

[0012] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記第 1 の情報および前記第 2 の情報の各々は、蛍光量であり、前記プロセッサは、前記第 1 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、前記第 2 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、の差分を算出し、前記差分が所定値未満であるか否かを判定し、前記所定値未満であると判定した場合、前記信号として前記灌流装置に前記灌流液の供給を停止させるための前記駆動信号を出力する。

[0013] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記差分が前記所定値未満でないとは判定した場合、前記信号として前記灌流装置に前記灌流液を供給させるための前記駆動信号を出力する。

[0014] また、本開示に係る医療用システムは、光源装置と、撮像装置と、医療用装置と、を備える医療用システムであって、前記光源装置は、生体組織の対象領域に熱処置を施すことによって生じる終末糖化産物を励起させる励起光を発光する光源を有し、前記撮像装置は、前記励起光によって発光する蛍光を撮像することによって前記対象領域を撮像した第 1 の蛍光画像と、前記第 1 の蛍光画像を撮像した時刻より後に前記対象領域を撮像した第 2 の蛍光画像を生成する撮像素子を有し、前記医療用装置は、プロセッサを有し、前記プロセッサは、前記第 1 の蛍光画像と、前記第 2 の蛍光画像と、を取得し、前記第 1 の蛍光画像に含まれる第 1 の情報と、前記第 2 の蛍光画像に含まれる第 2 の情報と、に基づいて、前記対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、前記駆動信号を出力する。

[0015] また、本開示に係る医療用システムは、上記開示において、表示装置をさらに備え、前記駆動信号は、前記対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報を前記表示装置に表示させるための信号である。

[0016] また、本開示に係る医療用システムは、上記開示において、前記対象領域

に向けて灌流液を供給する灌流装置をさらに備え、前記駆動信号は、前記灌流装置を制御するための信号である。

[0017] また、本開示に係る医療用装置の作動方法は、プロセッサを備え、対象領域の洗浄状態に応じて駆動する医療用装置の作動方法であって、前記プロセッサが、前記対象領域を撮像した第１の蛍光画像と、前記第１の蛍光画像を撮像した時刻より後に前記対象領域を撮像した第２の蛍光画像と、を取得し、前記第１の蛍光画像に含まれる第１の情報と、前記第２の蛍光画像に含まれる第２の情報と、に基づいて、前記対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、前記駆動信号を出力する、ことを実行する。

[0018] また、本開示に係るプログラムは、プロセッサを備え、対象領域の洗浄状態に応じて駆動する医療用装置が実行するプログラムであって、前記プロセッサに、前記対象領域を撮像した第１の蛍光画像と、前記第１の蛍光画像を撮像した時刻より後に前記対象領域を撮像した第２の蛍光画像と、を取得し、前記第１の蛍光画像に含まれる第１の情報と、前記第２の蛍光画像に含まれる第２の情報と、に基づいて、前記対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、前記駆動信号を出力する、ことを実行させる。

発明の効果

[0019] 本開示によれば、灌流液中の切除片の状況を把握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

[0020] [図1]図１は、実施の形態１に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。

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

[図3]図３は、実施の形態１に係る２の光源部が発光する励起光の波長特性を模式的に示す図である。

[図4]図４は、実施の形態１に係る画素部の構成を模式的に示す図である。

[図5]図５は、実施の形態１に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図で

ある。

[図6]図 6 は、実施の形態 1 に係る各フィルタの感度と波長帯域を模式的に示す図である。

[図7A]図 7 A は、実施の形態 1 に係る撮像素子の R 画素の信号値を模式的に示す図である。

[図7B]図 7 B は、実施の形態 1 に係る撮像素子の G 画素の信号値を模式的に示す図である。

[図7C]図 7 C は、実施の形態 1 に係る撮像素子の B 画素の信号値を模式的に示す図である。

[図8]図 8 は、実施の形態 1 に係るカットフィルタの構成を模式的に示す図である。

[図9]図 9 は、実施の形態 1 に係るカットフィルタの透過特性を模式的に示す図である。

[図10]図 1 0 は、実施の形態 1 に係る制御装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

[図11]図 1 1 は、実施の形態 2 に係る制御装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

[図12]図 1 2 は、実施の形態 3 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。

[図13]図 1 3 は、実施の形態 3 に係る医療用装置の機能構成を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0021] 以下、本開示を実施するための形態を図面とともに詳細に説明する。なお、以下の実施の形態により本開示が限定されるものでない。また、以下の説明において参照する各図は、本開示の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。即ち、本開示は、各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものでない。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、本開示に係る内視鏡システムの一例として、硬性鏡および医療用撮像装置を備える内視鏡システムについて説明する。

[0022] (実施の形態1)

〔内視鏡システムの構成〕

図1は、実施の形態1に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図1に示す内視鏡システム1は、医療分野に用いられ、生体等の被検体内の生体組織を観察および処置するシステムである。なお、実施の形態1では、内視鏡システム1として、図1に示す硬性鏡（挿入部2）を用いた硬性内視鏡システムについて説明するが、これに限定されることなく、例えば軟性の内視鏡を備えた内視鏡システムであってもよい。さらに、内視鏡システム1として、被検体を撮像する医療用撮像装置を備え、この医療用撮像装置によって撮像された撮像信号（画像データ）に基づく観察画像を表示装置に表示させながら手術や処理等を行う医療用顕微鏡または医療用手術ロボットシステム等のものであっても適用することができる。

[0023] また、近年、医療分野では、内視鏡および腹腔鏡等を用いた低侵襲治療が広く行われるようになってきている。例えば、内視鏡および腹腔鏡等を用いた低侵襲治療としては、内視鏡的粘膜下層剥離術（ESD: Endoscopic Submucosal Dissection）、腹腔鏡内視鏡合同胃局所切除術（LECS: Laparoscopy and Endoscopy Cooperative Surgery）、非穿孔式内視鏡的胃壁内反切除術（NEWS: Non-exposed Endoscopic Wall-inversion Surgery）、経尿道的膀胱腫瘍切除術（TUR—b t: transurethral resection of the bladder tumor）等が広く行われている。これらの低侵襲治療では、処置を行う場合、例えば、前処置として手術対象領域のマーキング等のために、医者等の術者が高周波、超音波、マイクロ波等のエネルギーを発するエネルギーデバイスの処置具を用いて生体組織に対して病変部を有する関心領域（病原領域）に対して焼灼による切除や熱処置によるマーキング処置等を行う。また、術者は、実際の処置の場合にも、エネルギーデバイス等を用いて被検体の生体組織の切除および凝固等の処置を行う。

[0024] このため、図 1 に示す内視鏡システム 1 は、熱処置が可能なエネルギーデバイス等の処置具（図示せず）を用いて被検体の手術または処理を行う際に用いられる。具体的には、図 1 に示す内視鏡システム 1 は、経尿道的膀胱腫瘍切除術（TUR-Bt）に用いられ、膀胱の腫瘍（膀胱がん）や病原領域に対して処置を行う際に用いられる。

[0025] 図 1 に示す内視鏡システム 1 は、挿入部 2 と、光源装置 3 と、ライトガイド 4 と、内視鏡カメラヘッド 5（内視鏡用撮像装置）と、第 1 の伝送ケーブル 6 と、表示装置 7 と、第 2 の伝送ケーブル 8 と、制御装置 9 と、第 3 の伝送ケーブル 10 と、灌流装置 11 と、第 4 の伝送ケーブル 12 と、を備える。

[0026] 挿入部 2 は、硬質または少なくとも一部が軟性で細長形状を有する。挿入部 2 は、トロッカーを経由して患者等の被検体内に挿入される。挿入部 2 は、内部に観察像を結像するレンズ等の光学系が設けられている。

[0027] 光源装置 3 は、ライトガイド 4 の一端が接続され、制御装置 9 による制御のもと、ライトガイド 4 の一端に被検体内に照射する照明光を供給する。光源装置 3 は、LED（Light Emitting Diode）光源、キセノンランプおよび LD（laser Diode）等の半導体レーザ素子のいずれかの 1 つ以上の光源と、FPGA（Field Programmable Gate Array）や CPU（Central Processing Unit）等のハードウェアを有する処理装置であるプロセッサと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリを用いて実現される。なお、光源装置 3 および制御装置 9 は、図 1 に示すように個別に通信する構成をしてもよいし、一体化した構成であってもよい。

[0028] ライトガイド 4 は、一端が光源装置 3 に着脱自在に接続され、かつ、他端が挿入部 2 に着脱自在に接続される。ライトガイド 4 は、光源装置 3 から供給された照明光を一端から端に導光し、挿入部 2 へ供給する。

[0029] 内視鏡カメラヘッド 5 は、挿入部 2 の接眼部 21 が着脱自在に接続される。内視鏡カメラヘッド 5 は、制御装置 9 による制御のもと、挿入部 2 によって結像された観察像を受光して光電変換を行うことによって撮像信号（RA

Wデータ）を生成し、この撮像信号を第１の伝送ケーブル６を経由して制御装置９へ出力する。

[0030] 第１の伝送ケーブル６は、一端がビデオコネクタ６１を経由して制御装置９に着脱自在に接続され、他端がカメラヘッドコネクタ６２を経由して内視鏡カメラヘッド５に着脱自在に接続される。第１の伝送ケーブル６は、内視鏡カメラヘッド５から出力される撮像信号を制御装置９へ伝送し、かつ、制御装置９から出力される設定データおよび電力等を内視鏡カメラヘッド５へ伝送する。ここで、設定データとは、内視鏡カメラヘッド５を制御する制御信号、同期信号およびクロック信号等である。

[0031] 表示装置７は、制御装置９による制御のもと、制御装置９において画像処理が施された撮像信号に基づく観察画像および内視鏡システム１に関する各種情報を表示する。表示装置７は、液晶または有機ＥＬ（Electro Luminescence）等の表示モニタを用いて実現される。

[0032] 第２の伝送ケーブル８は、一端が表示装置７に着脱自在に接続され、他端が制御装置９に着脱自在に接続される。第２の伝送ケーブル８は、制御装置９において画像処理が施された撮像信号を表示装置７へ伝送する。

[0033] 制御装置９は、ＧＰＵ（Graphics Processing Unit）、ＦＰＧＡまたはＣＰＵ等のハードウェアを有する処理装置であるプロセッサと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリと、を用いて実現される。制御装置９は、メモリに記録されたプログラムに従って、第１の伝送ケーブル６、第２の伝送ケーブル８および第３の伝送ケーブル１０の各々を経由して、光源装置３、内視鏡カメラヘッド５および表示装置７の動作を統括的に制御する。また、制御装置９は、第１の伝送ケーブル６を経由して入力された撮像信号に対して各種の画像処理を行って第２の伝送ケーブル８へ出力する。

[0034] 第３の伝送ケーブル１０は、一端が光源装置３に着脱自在に接続され、他端が制御装置９に着脱自在に接続される。第３の伝送ケーブル１０は、制御装置９からの制御データを光源装置３へ伝送する。

[0035] 灌流装置１１は、制御装置９による制御のもと、滅菌した生理食塩水等の

灌流液を、図示しない送液チューブを経由して挿入部２の送液孔（図示せず）から被検体の膀胱内へ供給する。灌流装置１１は、送液ポンプ、排液ポンプ、灌流液を貯蔵する貯蔵タンク、排出された灌流液を貯蔵する廃液タンク等を用いて構成される。

[0036] 第４の伝送ケーブル１２は、一端が灌流装置１１に着脱自在に接続され、他端が制御装置９に着脱自在に接続される。第４の伝送ケーブル１２は、制御装置９からの制御データを灌流装置１１へ伝送する。

[0037] 〔内視鏡システムの要部の機能構成〕

次に、上述した内視鏡システム１の要部の機能構成について説明する。図２は、内視鏡システム１の要部の機能構成を示すブロック図である。

[0038] 〔挿入部の構成〕

まず、挿入部２の構成について説明する。挿入部２は、光学系２２と、照明光学系２３と、を有する。

[0039] 光学系２２は、被写体から反射された反射光、被写体からの戻り光、被写体からの励起光およびエネルギーデバイス等の熱処置によって熱変性した熱変性領域から発せられた蛍光等の光を集光することによって被写体像を結像する。光学系２２は、１または複数のレンズ等を用いて実現される。

[0040] 照明光学系２３は、ライトガイド４から供給されて照明光を被写体に向けて照射する。照明光学系２３は、１または複数のレンズ等を用いて実現される。

[0041] 〔光源装置の構成〕

次に、光源装置３の構成について説明する。光源装置３は、集光レンズ３０と、第１の光源部３１と、第２の光源部３２と、光源制御部３３と、を備える。

[0042] 集光レンズ３０は、第１の光源部３１および第２の光源部３２の各々が発光した光を集光してライトガイド４へ出射する。

[0043] 第１の光源部３１は、光源制御部３３による制御のもと、可視光である白色光（通常光）を発光することによってライトガイド４へ照明光としての白

色光を供給する。第1の光源部31は、コリメートレンズ、白色LEDランプおよび駆動ドライバ等を用いて構成される。なお、第1の光源部31は、赤色LEDランプ、緑色LEDランプおよび青色LEDランプを用いて同時に発光することによって可視光の白色光を供給してもよい。もちろん、第1の光源部31は、ハロゲンランプやキセノンランプ等を用いて構成されてもよい。

[0044] 第2の光源部32は、光源制御部33による制御のもと、所定の波長帯域を有する励起光を発光することによってライトガイド4へ照明光として供給する。ここで、励起光は、波長帯域が400nm～430nm（中心波長が415nm）である。第2の光源部32は、コリメートレンズ、紫色LD（Laser Diode）等の半導体レーザおよび駆動ドライバ等を用いて実現される。なお、実施の形態1では、励起光がエネルギーデバイス等によって生体組織に熱処置が施されることによって生じる終末糖化産物を励起させる。ところで、アミノ酸と、還元糖と、を加熱した場合、糖化反応（メイラード反応）が生じる。このメイラード反応の結果生じる最終産物は、総じて終末糖化産物（AGEs：Advanced glycation end products）と呼ばれる。AGEsの特徴としては、蛍光特性を有する物質が含まれることが知られている。つまり、AGEsは、生体組織をエネルギーデバイスで熱処置した場合、生体組織中のアミノ酸と還元糖が加熱されて、メイラード反応が生じることによって生成される。この加熱により生成されたAGEsは、蛍光観察することにより熱処置の状態の可視化が可能となる。さらに、AGEsは、生体組織内に元来存在する自家蛍光物質よりも、強い蛍光を発するが知られている。即ち、実施の形態1では、エネルギーデバイス等により熱処置されることで生体組織中に発生したAGEsの蛍光特性を利用して、熱処置による熱変性領域を可視化する。このため、実施の形態1では、第2の光源部32からAGEsを励起させるための波長415nm近傍の青色光の励起光を生体組織に照射する。これにより、実施の形態1は、AGEsから発生する熱変性領域から発せられる蛍光（例えば、波長490～625nmの緑色光）を

撮像した撮像信号に基づいて、蛍光画像（熱変性画像）を観察することができる。

[0045] 光源制御部33は、FPGAまたはCPU等のハードウェアを有するプロセッサと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリと、を用いて実現される。光源制御部33は、制御装置9から入力される制御データに基づいて、第1の光源部31および第2の光源部32の各々の発光タイミングおよび発光時間等を制御する。

[0046] ここで、第2の光源部32が発光する光の波長特性について説明する。図3は、第2の光源部32が発光する励起光の波長特性を模式的に示す図である。図3において、横軸が波長（nm）を示し、縦軸が波長特性を示す。また、図3において、折れ線 L_v が第2の光源部32が発光する励起光の波長特性を示す。また、図3において、曲線 L_B が青色の波長帯域を示し、曲線 L_G が緑色の波長帯域を示し、曲線 L_R が赤色の波長帯域を示す。

[0047] 図3の折れ線 L_v に示すように、第2の光源部32は、中心波長（ピーク波長）が415nmであり、波長帯域が400nm～430nmである励起光を発光する。

[0048] [内視鏡カメラヘッドの構成]

図2に戻り、内視鏡システム1の構成の説明を続ける。

次に、内視鏡カメラヘッド5の構成について説明する。内視鏡カメラヘッド5は、光学系51と、駆動部52と、撮像素子53と、カットフィルタ54と、A/D変換部55と、P/S変換部56と、撮像記録部57と、撮像制御部58と、を備える。

[0049] 光学系51は、挿入部2の光学系22が集光した被写体像を撮像素子53の受光面に結像する。光学系51は、焦点距離および焦点位置を変更可能である。光学系51は、複数のレンズ511を用いて構成される。光学系51は、駆動部52によって複数のレンズ511の各々が光軸 L_1 上を移動することによって、焦点距離および焦点位置を変更する。

[0050] 駆動部52は、撮像制御部58による制御のもと、光学系51の複数のレ

ンズ511を光軸L1上に沿って移動させる。駆動部52は、ステッピングモータ、DCモータおよびボイスコイルモータ等のモータと、光学系51にモータの回転を伝達するギア等の伝達機構と、を用いて構成される。

[0051] 撮像素子53は、2次元マトリクス状に配置されてなる複数の画素を有するCCD (Charge Coupled Device) またはCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) のイメージセンサを用いて実現される。撮像素子53は、撮像制御部58による制御のもと、光学系51によって結像された被写体像（光線）であって、カットフィルタ54を経由した被写体像を受光し、光電変換を行って撮像信号（RAWデータ）を生成してA/D変換部55へ出力する。撮像素子53は、画素部531と、カラーフィルタ532と、を有する。

[0052] 図4は、画素部531の構成を模式的に示す図である。図4に示すように、画素部531は、光量に応じた電荷を蓄積するフォトダイオード等の複数の画素 P_{nm} （ $n=1$ 以上の整数、 $m=1$ 以上の整数）が2次元マトリクス状に配置されてなる。画素部531は、撮像制御部58による制御のもと、複数の画素 P_{nm} のうち読み出し対象として任意に設定された読み出し領域の画素 P_{nm} から画像信号を画像データとして読み出してA/D変換部55へ出力する。

[0053] 図5は、カラーフィルタ532の構成を模式的に示す図である。図5に示すように、カラーフィルタ532は、 2×2 を1つのユニットとするペイヤー配列で構成される。カラーフィルタ532は、赤色の波長帯域の光を透過するフィルタRと、緑色の波長帯域の光を透過する2つのフィルタGと、青色の波長帯域の光を透過するフィルタBと、を用いて構成される。

[0054] 図6は、各フィルタの感度と波長帯域を模式的に示す図である。図6において、横軸が波長（nm）を示し、縦軸が透過特性（感度特性）を示す。また、図6において、曲線 L_B がフィルタBの透過特性を示し、曲線 L_G がフィルタGの透過特性を示し、曲線 L_R がフィルタRの透過特性を示す。

[0055] 図6の曲線 L_B に示すように、フィルタBは、青色の波長帯域の光を透過す

る。また、図6の曲線 L_G が示すように、フィルタGは、緑色の波長帯域の光を透過する。さらに、図6の曲線 L_R が示すように、フィルタRは、赤色の波長帯域の光を透過する。なお、以下においては、フィルタRが受光面に配置されてなる画素 P_{nm} をR画素、フィルタGが受光面に配置されてなる画素 P_{nm} をG画素、フィルタBが受光面に配置されてなる画素 P_{nm} をB画素として表記して説明する。

[0056] このように構成された撮像素子53によれば、光学系51によって結像された被写体像を受光した場合、図7A～図7Cに示すように、R画素、G画素およびB画素の各々の色信号（R信号、G信号およびB信号）を生成する。

[0057] 図2に戻り、内視鏡システム1の構成の説明を続ける。

カットフィルタ54は、光学系51と撮像素子53との光軸 L_1 上に配置される。カットフィルタ54は、少なくともカラーフィルタ532の緑色の波長帯域を透過するフィルタGが設けられたG画素の受光面側（入射面側）に設けられる。カットフィルタ54は、励起光の波長帯域を含む短波長の波長帯域の光を遮光し、励起光の波長帯域より長波長側の波長帯域を透過する。

[0058] 図8は、カットフィルタ54の構成を模式的に示す図である。図8に示すように、カットフィルタ54を構成するフィルタ F_{11} は、フィルタ G_{11} （図5を参照）が配置された位置であって、フィルタ G_{11} の直上の受光面側に配置されてなる。

[0059] 図9は、カットフィルタ54の透過特性を模式的に示す図である。図8において、横軸は波長（nm）を示す、縦軸が透過特性を示す。また、図8において、折れ線 L_F がカットフィルタ54の透過特性を示し、折れ線 L_{NG} が蛍光の波長特性を示し、折れ線 L_V が励起光の波長特性を示す。

[0060] 図9に示すように、カットフィルタ54は、励起光の波長帯域を遮光し、励起光の波長帯域から長波長側の波長帯域を透過する。具体的には、カットフィルタ54は、励起光の波長帯域を含む400nm～430nm未満の短

波長側の波長帯域の光を遮光し、かつ、励起光を含む400nm～430nmより長波長側の波長帯域の光を透過する。

[0061] 図2に戻り、内視鏡カメラヘッド5の構成の説明を続ける。

A/D変換部55は、撮像制御部58による制御のもと、撮像素子53から入力されたアナログの撮像信号に対してA/D変換処理を行ってP/S変換部56へ出力する。A/D変換部55は、A/D変換回路等を用いて実現される。

[0062] P/S変換部56は、撮像制御部58による制御のもと、A/D変換部55から入力されたデジタルの撮像信号をパラレル/シリアル変換を行い、このパラレル/シリアル変換を行った撮像信号を、第1の伝送ケーブル6を経由して制御装置9へ出力する。P/S変換部56は、P/S変換回路等を用いて実現される。なお、実施の形態1では、P/S変換部56に換えて、撮像信号を光信号に変換するE/O変換部を設け、光信号によって制御装置9へ撮像信号を出力するようにしてもよいし、例えばWi-Fi (Wireless Fidelity) (登録商標) 等の無線通信によって撮像信号を制御装置9へ送信するようにしてもよい。

[0063] 撮像記録部57は、内視鏡カメラヘッド5に関する各種情報（例えば撮像素子53の画素情報、カットフィルタ54の特性）を記録する。また、撮像記録部57は、第1の伝送ケーブル6を経由して制御装置9から伝送されてくる各種設定データおよび制御用のパラメータを記録する。撮像記録部57は、不揮発性メモリや揮発性メモリを用いて構成される。

[0064] 撮像制御部58は、第1の伝送ケーブル6を経由して制御装置9から受信した設定データに基づいて、駆動部52、撮像素子53、A/D変換部55およびP/S変換部56の各々の動作を制御する。撮像制御部58は、TG (Timing Generator) と、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) またはCPU等のハードウェアを有するプロセッサと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリと、を用いて実現される。

[0065] [制御装置の構成]

次に、制御装置 9 の構成について説明する。

制御装置 9 は、S/P 変換部 9 1 と、画像処理部 9 2 と、入力部 9 3 と、記録部 9 4 と、制御部 9 5 と、を備える。

- [0066] S/P 変換部 9 1 は、制御部 9 5 による制御のもと、第 1 の伝送ケーブル 6 を経由して内視鏡カメラヘッド 5 から受信した画像データに対してシリアル/パラレル変換を行って画像処理部 9 2 へ出力する。なお、内視鏡カメラヘッド 5 が光信号で撮像信号を出力する場合、S/P 変換部 9 1 に換えて、光信号を電気信号に変換する O/E 変換部を設けてもよい。また、内視鏡カメラヘッド 5 が無線通信によって撮像信号を送信する場合、S/P 変換部 9 1 に換えて、無線信号を受信可能な通信モジュールを設けてもよい。
- [0067] 画像処理部 9 2 は、制御部 9 5 による制御のもと、S/P 変換部 9 1 から入力されたパラレルデータの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。ここで、所定の画像処理とは、デモザイク処理、ホワイトバランス処理、ゲイン調整処理、 γ 補正処理およびフォーマット変換処理等である。画像処理部 9 2 は、GPU または FPGA 等のハードウェアを有する処理装置であるプロセッサと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリを用いて実現される。
- [0068] 入力部 9 3 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、受け付けた操作を制御部 9 5 へ出力する。入力部 9 3 は、マウス、フットスイッチ、キーボード、ボタン、スイッチおよびタッチパネル等を用いて構成される。
- [0069] 記録部 9 4 は、揮発性メモリ、不揮発性メモリ、SSD (Solid State Drive) および HDD (Hard Disk Drive) 等やメモリカード等の記録媒体を用いて実現される。記録部 9 4 は、内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記録する。また、記録部 9 4 は、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラムを記録するプログラム記録部 9 4 1 を有する。
- [0070] 制御部 9 5 は、FPGA または CPU 等のハードウェアを有するプロセッ

サと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリと、を用いて実現される。制御部 95 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。具体的には、制御部 95 は、プログラム記録部 941 に記録されたプログラムをメモリの作業領域に読み出して実行し、プロセッサによるプログラムの実行を通じて各構成部等を制御することによって、ハードウェアとソフトウェアとが協働し、所定の目的に合致した機能モジュールを実現する。具体的には、制御部 95 は、取得部 951 と、決定部 952 と、算出部 953 と、判定部 954 と、出力制御部 955 と、を有する。

[0071] 取得部 951 は、内視鏡カメラヘッド 5 が挿入部 2 を介して撮像して生成した撮像信号を取得する。

[0072] 決定部 952 は、第 1 の蛍光画像に含まれる第 1 の情報を決定する。具体的には、決定部 952 は、第 1 の蛍光画像に含まれる画素値に基づいて、第 1 の蛍光画像の蛍光量を第 1 の情報として決定する。また、決定部 952 は、第 2 の蛍光画像に含まれる第 2 の情報を決定する。具体的には、決定部 952 は、第 1 の蛍光画像に含まれる画素値に基づいて、第 2 の蛍光画像の蛍光量を第 2 の情報として決定する。

[0073] 算出部 953 は、決定部 952 が決定した第 1 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、決定部 952 が決定した第 2 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、の差分を算出する。具体的には、算出部 953 は、決定部 952 が決定した第 1 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、決定部 952 が決定した第 2 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、に基づいて、時間的な蛍光量の変化量を差分として算出する。

[0074] 判定部 954 は、算出部 953 が算出した第 1 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、第 2 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、の差分が所定値未満であるか否かを判定する。具体的には、判定部 954 は、算出部 953 が算出した蛍光量の差分として蛍光量の変化量が所定値未満であるか否かを判定する。

[0075] 出力制御部 955 は、対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報として切除片の排出が完了したことを示

す情報を表示装置 7 に表示させる駆動信号を表示装置 7 に出力する。また、出力制御部 955 は、対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報として切除片を排出中であることを示す情報を表示装置 7 に表示させる駆動信号を表示装置 7 に出力する。

[0076] 〔制御装置の処理〕

次に、制御装置 9 が実行する処理について説明する。図 10 は、制御装置 9 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

[0077] 図 10 に示すように、まず、制御部 95 は、光源装置 3 の第 2 の光源部 32 を発光させて励起光を挿入部 2 に供給することによって生体組織の対象領域に向けて励起光を照射させる（ステップ S101）。

[0078] 続いて、取得部 951 は、内視鏡カメラヘッド 5 が挿入部 2 を経由して撮像して生成した第 1 の蛍光画像を取得する（ステップ S102）。

[0079] その後、決定部 952 は、第 1 の蛍光画像に含まれる第 1 の情報を決定する（ステップ S103）。具体的には、決定部 952 は、第 1 の蛍光画像に含まれる画素値に基づいて、第 1 の蛍光画像の蛍光量を第 1 の情報として決定する。

[0080] 続いて、制御部 95 は、光源装置 3 の第 2 の光源部 32 を発光させて励起光を挿入部 2 に供給することによって生体組織の対象領域に向けて励起光を照射させる（ステップ S104）。

[0081] その後、取得部 951 は、内視鏡カメラヘッド 5 が挿入部 2 を経由して、第 1 の蛍光画像を撮像した時刻より後に対象領域を撮像して生成した第 2 の蛍光画像を取得する（ステップ S105）。

[0082] 続いて、決定部 952 は、第 2 の蛍光画像に含まれる第 2 の情報を決定する（ステップ S106）。具体的には、決定部 952 は、第 1 の蛍光画像および第 2 の蛍光画像の各々の画素値を平均した値を蛍光量として決定する。

[0083] 算出部 953 は、決定部 952 が決定した第 1 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、決定部 952 が決定した第 2 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、の差分を算出する（ステップ S107）。具体的には、算出部 953 は、決定部 9

52が決定した第1の蛍光画像に含まれる蛍光量と、決定部952が決定した第2の蛍光画像に含まれる蛍光量と、に基づいて、時間的な蛍光量の変化量を差分として算出する。なお、算出部953は、第1の蛍光画像および第2の蛍光画像の各々を複数の領域毎に分割し、この複数の領域毎に含まれる画素の画素値（蛍光量）の平均値を算出した後、第1の蛍光画像および第2の蛍光画像の各々の同じ領域の平均値を用いて時間的な蛍光量の変化量を算出してもよい。さらに、算出部953は、第1の蛍光画像および第2の蛍光画像の各々の蛍光量の分布から時間的な蛍光量の変化量を算出してもよい。

[0084] 判定部954は、算出部953が算出した蛍光量の変化量が所定値未満であるか否かを判定する（ステップS108）。判定部954によって算出部953が算出した蛍光量の変化量が所定値未満であると判定された場合（ステップS108：Yes）、制御装置9は、後述するステップS109へ移行する。これに対して、判定部954によって算出部953が算出した蛍光量の変化量が所定値未満でないと判定された場合（ステップS108：No）、制御装置9は、後述するステップS110へ移行する。

[0085] ステップS109において、出力制御部955は、対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報として切除片の排出が完了したことを示す情報を表示装置7に表示させる駆動信号を表示装置7に出力する。この場合、表示装置7は、制御部95から入力された駆動信号に従って、画像処理部92から入力された表示画像上に、切除片の排出が完了したことを示す情報、例えば「排出完了」等の文字、図形および記号等によって重畳して表示する。これにより、ユーザは、対象領域内から切除片が排除されたことを把握することができる。ステップS109の後、制御装置9は、後述するステップS111へ移行する。

[0086] ステップS110において、出力制御部955は、対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報として切除片を排出中であることを示す情報を表示装置7に表示させる駆動信号を表示装置7に出力する。この場合、表示装置7は、制御部95から入力された駆

動信号に従って、画像処理部 9 2 から入力された表示画像上に、切除片を排出中であることを示す、例えば「排出中」等の文字、図形および記号等によって重畳して表示する。これにより、ユーザは、対象領域内から切除片が排除されたことを把握することができる。ステップ S 1 0 9 の後、制御装置 9 は、後述するステップ S 1 1 1 へ移行する。

[0087] ステップ S 1 1 1 において、判定部 9 5 4 は、入力部 9 3 から内視鏡システム 1 による被検体の観察を終了する終了信号が入力されたか否かを判定する。判定部 9 5 4 によって入力部 9 3 から内視鏡システム 1 による被検体の観察を終了する終了信号が入力されたと判定された場合（ステップ S 1 1 1 : Y e s）、制御装置 9 は、本処理を終了する。これに対して、判定部 9 5 4 によって入力部 9 3 から内視鏡システム 1 による被検体の観察を終了する終了信号が入力されていないと判定された場合（ステップ S 1 1 1 : N o）、制御装置 9 は、上述したステップ S 1 0 1 へ戻る。

[0088] 以上説明した実施の形態 1 によれば、出力制御部 9 5 5 が対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報として切除片の排出が完了したことを示す情報を表示装置 7 に表示させる駆動信号を表示装置 7 に出力するため、臓器内に供給した灌流液中の切除片の状況を把握することができる。

[0089] また、実施の形態 1 によれば、出力制御部 9 5 5 が対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報として切除片を排出中であることを示す情報を表示装置 7 に表示させる駆動信号を表示装置 7 に出力するため、灌流液中の切除片の状況を把握することができる。

[0090] なお、算出部 9 5 3 は、決定部 9 5 2 が決定した第 1 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、決定部 9 5 2 が決定した第 2 の蛍光画像に含まれる蛍光量と、の変化量を差分として算出していたが、第 1 の蛍光画像と第 2 の蛍光画像に基づいて、動きベクトルを算出してもよい。この場合、算出部 9 5 3 は、第 1 の蛍光画像と第 2 の蛍光画像の画像間の差分情報に基づいて、動きベクトルを算出する。算出部 9 5 3 は、周知のオプティカルフローを算出（推定）

する技術、例えばLucasKanade法またはHorn-Schunck法を参照し、動きベクトルを算出する。このとき、判定部954は、算出部953が算出した動きベクトルの大きい被写体を切除片とし、この動きベクトルが対象領域内において所定値未満となったか否かを判定する。即ち、判定部954は、動きベクトルが所定値未満となった場合、対象領域内から切除片が排出されたと判定する一方、動きベクトルが所定値未満でない場合、対象領域内から切除片が排出中であると判定する。

[0091] (実施の形態2)

次に、実施の形態2について説明する。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と同一の構成を有し、制御装置9が実行する処理が異なる。具体的には、上述した実施の形態1では、表示装置7に駆動信号を出力していたが、実施の形態2では、灌流装置11に駆動信号を出力する。このため、以下においては、実施の形態2に係る内視鏡システムが備える制御装置が実行する処理について説明する。

[0092] [制御装置の処理]

図11は、実施の形態2に係る制御装置9が実行する処理の概要を示すフローチャートである。図11において、制御装置9は、上述した図10のステップS109およびステップS110に代えて、ステップS109AおよびステップS110Aを実行し、それ以外は上述した各ステップと同様のため、ステップS109AおよびステップS110Aについて説明する。

[0093] ステップS109Aにおいて、出力制御部955は、対象領域に向けて灌流液を供給する灌流装置11を制御するための信号として灌流装置11に灌流液の供給を停止させるための駆動信号を出力する。これにより、ユーザは、灌流液の状態を経験則で判断することないため、被検体の施術に集中して行うことができる。ステップS109Aの後、制御装置9は、ステップS111へ移行する。

[0094] ステップS110Aにおいて、出力制御部955は、対象領域に向けて灌流液を供給する灌流装置11を制御するための信号として灌流装置11に灌

流液を供給させるための駆動信号を出力する。これにより、灌流装置 11 は、対象領域に向けて灌流液を供給するため、術者が切除用処置具によって切除した切除片を外部へ排出することができる。ステップ S 110 A の後、制御装置 9 は、ステップ S 111 へ移行する。

[0095] 以上説明した実施の形態 2 によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果を奏し、即ち、灌流液中の切除片の状況を把握することができる。

[0096] (実施の形態 3)

次に、実施の形態 3 について説明する。上述した実施の形態 1 では、制御装置 9 の制御部 95 が、表示装置 7 に駆動信号を出力していたが、実施の形態 3 では、表示装置 7 を駆動するための駆動信号を出力する医療用装置を別途設けている。以下においては、実施の形態 3 に係る内視鏡システムの構成について説明する。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詳細な説明を省略する。

[0097] [内視鏡システムの構成]

図 12 は、実施の形態 3 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 12 に示す内視鏡システム 1 A は、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 の制御装置 9 に代えて制御装置 9 A を備える。さらに、内視鏡システム 1 A は、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 の構成に加えて、医療用装置 13 と、第 5 の伝送ケーブル 14 と、をさらに備える。

[0098] 制御装置 9 A は、GPU、FPGA または CPU 等のハードウェアを有する処理装置であるプロセッサと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリを用いて実現される。制御装置 9 A は、メモリに記録されたプログラムに従って、第 1 の伝送ケーブル 6、第 2 の伝送ケーブル 8、第 3 の伝送ケーブル 10 および第 4 の伝送ケーブル 12 の各々を経由して、光源装置 3、内視鏡カメラヘッド 5、表示装置 7 および医療用装置 13 の動作を統括的に制御する。制御装置 9 A は、上述した実施の形態 1 に係る制御部 95 から、取得部 951、決定部 952、算出部 953、判定部 954 および出力制御部 955 の機能を省略している。

[0099] 医療用装置 13 は、GPU、FPGA または CPU 等のハードウェアを有する処理装置であるプロセッサと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリを用いて実現される。医療用装置 13 は、第 5 の伝送ケーブル 14 を経由して、制御装置 9A から各種の情報を取得し、取得した各種の情報を制御装置 9A へ出力する。なお、医療用装置 13 の詳細な機能構成は、後述する。

[0100] 第 5 の伝送ケーブル 14 は、一端が制御装置 9A に着脱自在に接続され、他端が医療用装置 13 に着脱自在に接続される。第 5 の伝送ケーブル 14 は、制御装置 9A からの各種情報を医療用装置 13 へ伝送し、医療用装置 13 からの各種情報を制御装置 9A へ伝送する。

[0101] [医療用装置の機能構成]

図 13 は、医療用装置 13 の機能構成を示すブロック図である。図 16 に示す医療用装置 13 は、通信 I/F 131 と、入力部 132 と、記録部 133 と、制御部 134 と、を備える。

[0102] 通信 I/F 131 は、第 5 の伝送ケーブル 14 を経由して、制御装置 9A との通信を行うためのインターフェースである。通信 I/F 131 は、所定の通信規格に従って、制御装置 9A からの各種情報を受信し、受信した各種情報を制御部 134 へ出力する。

[0103] 入力部 132 は、内視鏡システム 1A に関する各種操作の入力を受け付け、受け付けた操作を制御部 134 へ出力する。入力部 132 は、マウス、フットスイッチ、キーボード、ボタン、スイッチおよびタッチパネル等を用いて構成される。

[0104] 記録部 133 は、揮発性メモリ、不揮発性メモリ、SSD および HDD 等やメモリカード等の記録媒体を用いて実現される。記録部 133 は、医療用装置 13 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記録する。また、記録部 133 は、医療用装置 13 を動作させるための各種プログラムを記録するプログラム記録部 133a を有する。

[0105] 制御部 134 は、FPGA または CPU 等のハードウェアを有するプロセ

ッサと、プロセッサが使用する一時的な記憶域であるメモリと、を用いて実現される。制御部 134 は、医療用装置 13 を構成する各部を統括的に制御する。制御部 134 は、上述した実施の形態 1 に係る制御部 95 と同一の機能を有する。具体的には、制御部 134 は、取得部 951 と、決定部 952 と、算出部 953 と、判定部 954 と、出力制御部 955 と、を有する。

[0106] このように構成された医療用装置 13 は、上述した実施の形態 1 に係る制御装置 9 と同様の処理を実行し、この処理結果を制御装置 9A へ出力する。この場合、制御装置 9A は、医療用装置 13 の処理結果に基づいて、画像処理部 92 が生成する白色画像の検出範囲 R1 内における発光領域の有無に応じた表示画像を画像処理部 92 に出力させて表示装置 7 に表示させる。

[0107] 以上説明した実施の形態 2 によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果を奏し、ユーザは、特定領域内における熱変性の状態を確認することができる。

[0108] (その他の実施の形態)

上述した本開示の実施の形態 1～3 に係る内視鏡システム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、上述した本開示の実施の形態に係る内視鏡システム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、上述した本開示の実施の形態に係る内視鏡システムで説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。

[0109] また、本開示の実施の形態 1～3 に係る内視鏡システムでは、互いに有線によって接続されていたが、ネットワークを経由して無線によって接続してもよい。

[0110] また、本開示の実施の形態 1～3 では、内視鏡システムが備える制御部の機能、取得部 951、決定部 952、算出部 953、判定部 954 および出力制御部 955 の機能モジュールを、ネットワークで接続可能なサーバ等に設けてもよい。もちろん、機能モジュール毎にサーバを設けてもよい。

[0111] また、本開示の実施の形態 1～3 では、経尿道的膀胱腫瘍切除術に用いら

れる例について説明したが、これに限定されることなく、例えばエネルギーデバイス等により病変を切除する種々の施術に適用することができる。

[0112] また、本開示の実施の形態１～３に係る内視鏡システムでは、上述してきた「部」は、「手段」や「回路」などに読み替えることができる。例えば、制御部は、制御手段や制御回路に読み替えることができる。

[0113] なお、本明細書におけるフローチャートの説明では、「まず」、「その後」、「続いて」等の表現を用いてステップ間の処理の前後関係を明示しているが、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フロー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。

[0114] 以上、本願の実施の形態のいくつかを図面に基づいて詳細に説明したが、これらは例示であり、本開示の欄に記載の態様を始めとして、当業者の知識に基づいて種々の変形、改良を施した他の形態で本発明を実施することが可能である。

符号の説明

- [0115] １， １Ａ 内視鏡システム
- ２ 挿入部
 - ３ 光源装置
 - ４ ライトガイド
 - ５ 内視鏡カメラヘッド
 - ６ 第１の伝送ケーブル
 - ７ 表示装置
 - ８ 第２の伝送ケーブル
 - ９， ９Ａ 制御装置
 - １０ 第３の伝送ケーブル
 - １１ 灌流装置
 - １２ 第４の伝送ケーブル
 - １３ 医療用装置。

- 1 4 第5の伝送ケーブル
- 2 1 接眼部
- 2 2 光学系
- 2 3 照明光学系
- 3 0 集光レンズ
- 3 1 第1の光源部
- 3 2 第2の光源部
- 3 3 光源制御部
- 5 1 光学系
- 5 2 駆動部
- 5 3 撮像素子
- 5 4 カットフィルタ
- 5 5 A／D変換部
- 5 6 P／S変換部
- 5 7 撮像記録部
- 5 8 撮像制御部
- 6 1 ビデオコネクタ
- 6 2 カメラヘッドコネクタ
- 9 1 S／P変換部
- 9 2 画像処理部
- 9 3, 1 1 2 入力部
- 9 4, 1 1 3 記録部
- 9 5 出力部
- 9 6, 1 1 4 制御部
- 1 1 1 通信 I／F
- 1 1 3 a, 9 4 1 プログラム記録部
- 5 1 1 レンズ
- 5 3 1 画素部

5 3 2 カラーフィルタ

9 5 1 取得部

9 5 2 決定部

9 5 3 算出部

9 5 4 判定部

9 5 5 出力制御部

請求の範囲

- [請求項1] プロセッサを備え、対象領域の洗浄状態に応じて駆動する医療用装置であって、
- 前記プロセッサは、
- 前記対象領域を撮像した第1の蛍光画像と、前記第1の蛍光画像を撮像した時刻より後に前記対象領域を撮像した第2の蛍光画像と、を取得し、
- 前記第1の蛍光画像に含まれる第1の情報と、前記第2の蛍光画像に含まれる第2の情報と、に基づいて、前記対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、
- 前記駆動信号を出力する、
- 医療用装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の医療用装置であって、
- 前記駆動信号は、
- 前記対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報を表示装置に表示させるための信号である、
- 医療用装置。
- [請求項3] 請求項1に記載の医療用装置であって、
- 前記駆動信号は、
- 前記対象領域に向けて灌流液を供給する灌流装置を制御するための信号である、
- 医療用装置。
- [請求項4] 請求項2に記載の医療用装置であって、
- 前記第1の情報および前記第2の情報の各々は、
- 蛍光量であり、
- 前記プロセッサは、
- 前記第1の蛍光画像に含まれる蛍光量と、前記第2の蛍光画像に含まれる蛍光量と、の差分を算出し、

前記差分が所定値未満であるか否かを判定し、

前記所定値未満であると判定した場合、前記排出情報として前記切除片の排出が完了したことを示す情報を前記表示装置に表示させる前記駆動信号を出力する、

医療用装置。

[請求項5] 請求項4に記載の医療用装置であって、

前記プロセッサは、

前記所定値未満でないと判定した場合、前記排出情報として前記切除片を排出中であることを示す情報を前記表示装置に表示させる前記駆動信号を出力する、

医療用装置。

[請求項6] 請求項3に記載の医療用装置であって、

前記第1の情報および前記第2の情報の各々は、

蛍光量であり、

前記プロセッサは、

前記第1の蛍光画像に含まれる蛍光量と、前記第2の蛍光画像に含まれる蛍光量と、の差分を算出し、

前記差分が所定値未満であるか否かを判定し、

前記所定値未満であると判定した場合、前記信号として前記灌流装置に前記灌流液の供給を停止させるための前記駆動信号を出力する、

医療用装置。

[請求項7] 請求項6に記載の医療用装置であって、

前記差分が前記所定値未満でないと判定した場合、前記信号として前記灌流装置に前記灌流液を供給させるための前記駆動信号を出力する、

医療用装置。

[請求項8] 光源装置と、撮像装置と、医療用装置と、を備える医療用システムであって、

前記光源装置は、

生体組織の対象領域に熱処置を施すことによって生じる終末糖化産物を励起させる励起光を発光する光源を有し、

前記撮像装置は、

前記励起光によって発光する蛍光を撮像することによって前記対象領域を撮像した第1の蛍光画像と、前記第1の蛍光画像を撮像した時刻より後に前記対象領域を撮像した第2の蛍光画像を生成する撮像素子を有し、

前記医療用装置は、

プロセッサを有し、

前記プロセッサは、

前記第1の蛍光画像と、前記第2の蛍光画像と、を取得し、

前記第1の蛍光画像に含まれる第1の情報と、前記第2の蛍光画像に含まれる第2の情報と、に基づいて、前記対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、

前記駆動信号を出力する、

医療用システム。

[請求項9]

請求項8に記載の医療用システムであって、

表示装置をさらに備え、

前記駆動信号は、

前記対象領域内における切除用処置具によって切除された切除片の排出状況を示す排出情報を前記表示装置に表示させるための信号である、

医療用システム。

[請求項10]

請求項8に記載の医療用システムであって、

前記対象領域に向けて灌流液を供給する灌流装置をさらに備え、

前記駆動信号は、

前記灌流装置を制御するための信号である、

医療用システム。

[請求項11]

プロセッサを備え、対象領域の洗浄状態に応じて駆動する医療用装置の作動方法であって、

前記プロセッサが、

前記対象領域を撮像した第1の蛍光画像と、前記第1の蛍光画像を撮像した時刻より後に前記対象領域を撮像した第2の蛍光画像と、を取得し、

前記第1の蛍光画像に含まれる第1の情報と、前記第2の蛍光画像に含まれる第2の情報と、に基づいて、前記対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、

前記駆動信号を出力する、

ことを実行する、

医療用装置の作動方法。

[請求項12]

プロセッサを備え、対象領域の洗浄状態に応じて駆動する医療用装置が実行するプログラムであって、

前記プロセッサに、

前記対象領域を撮像した第1の蛍光画像と、前記第1の蛍光画像を撮像した時刻より後に前記対象領域を撮像した第2の蛍光画像と、を取得し、

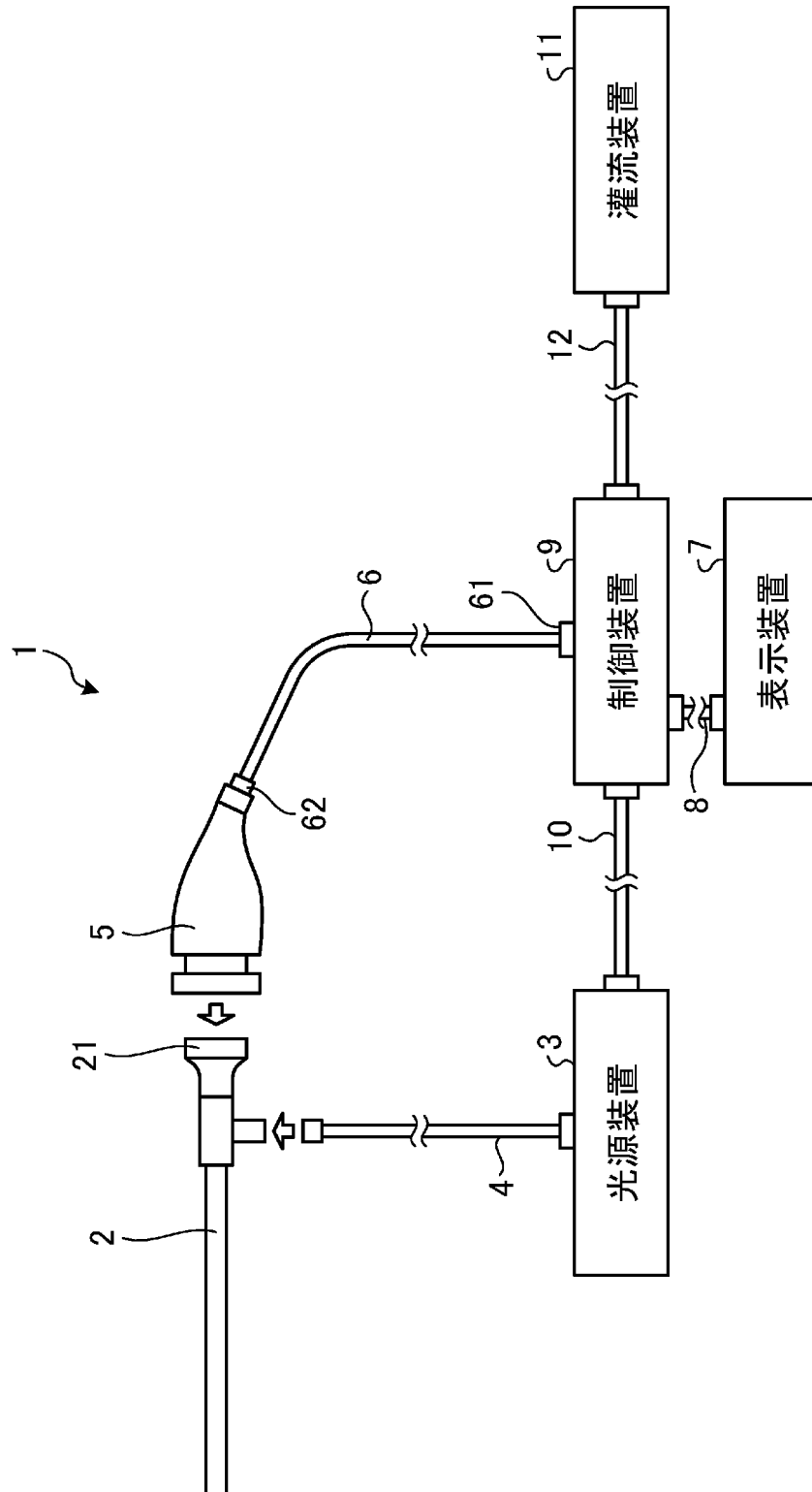
前記第1の蛍光画像に含まれる第1の情報と、前記第2の蛍光画像に含まれる第2の情報と、に基づいて、前記対象領域に対する所定動作のための駆動信号を生成し、

前記駆動信号を出力する、

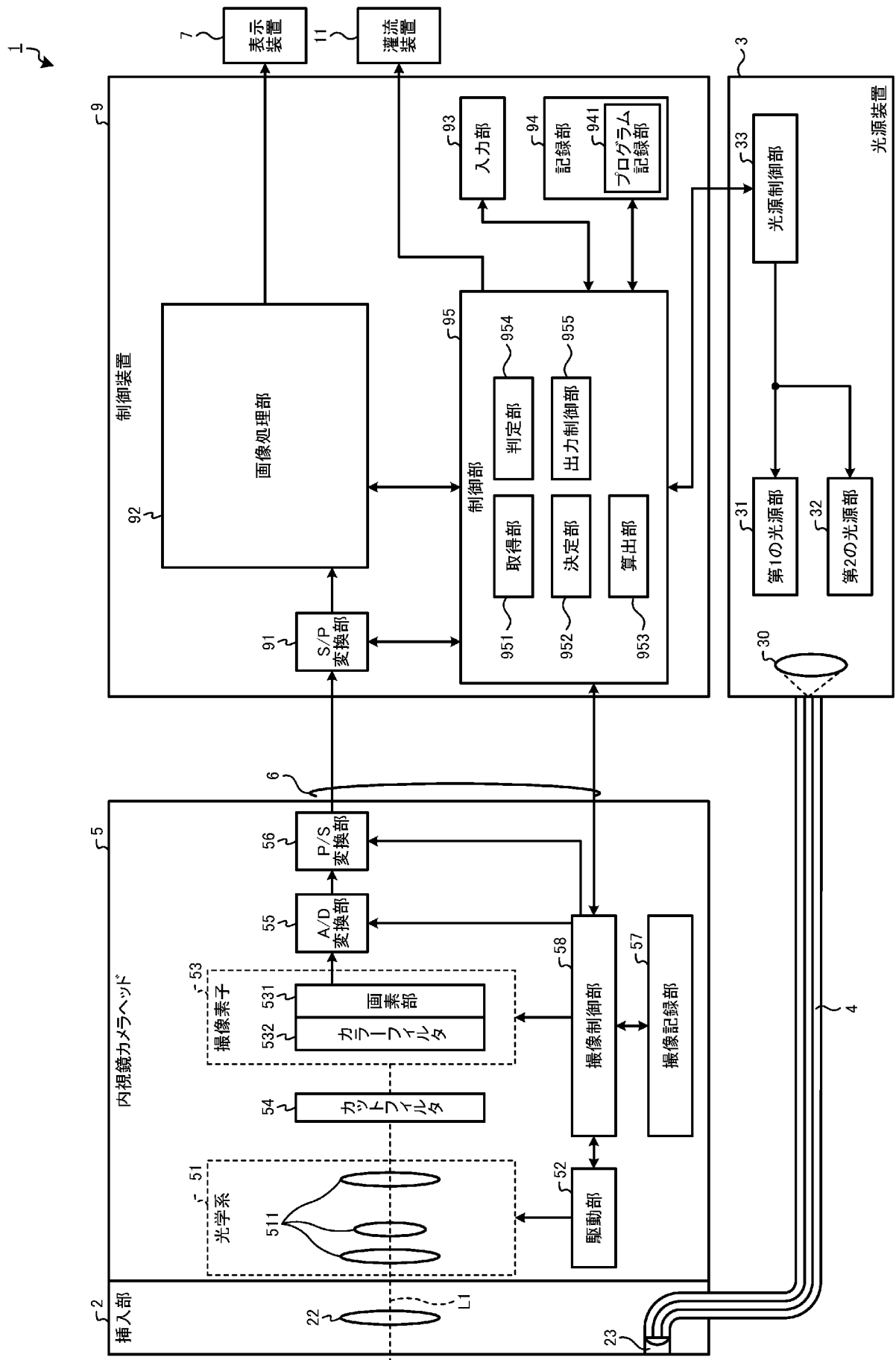
ことを実行させる、

プログラム。

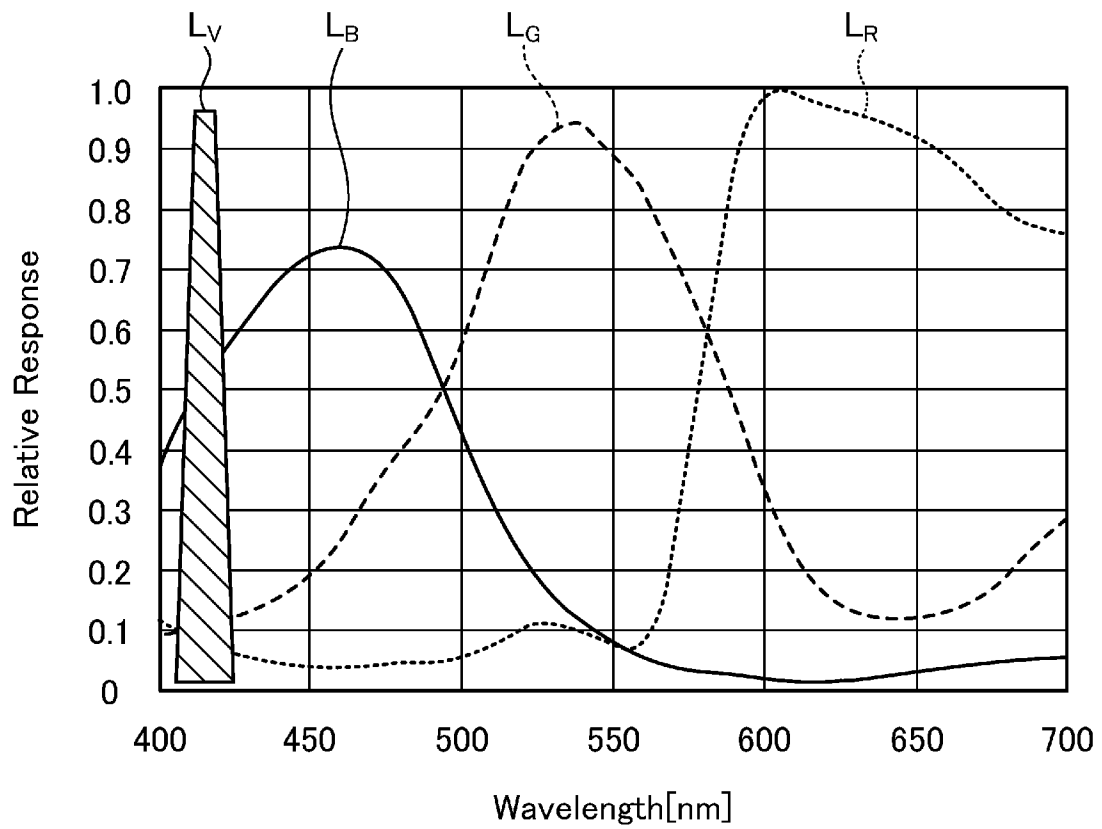
[図1]



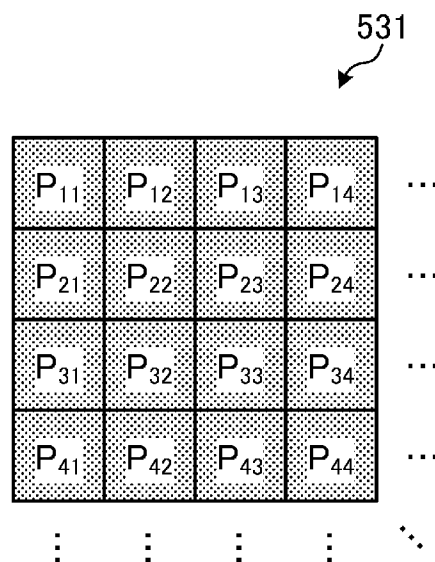
[図2]



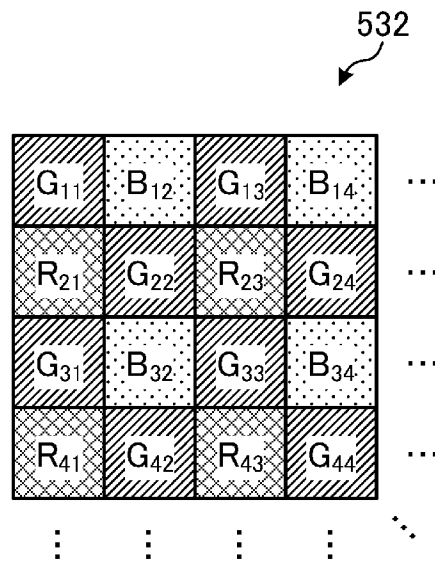
[図3]



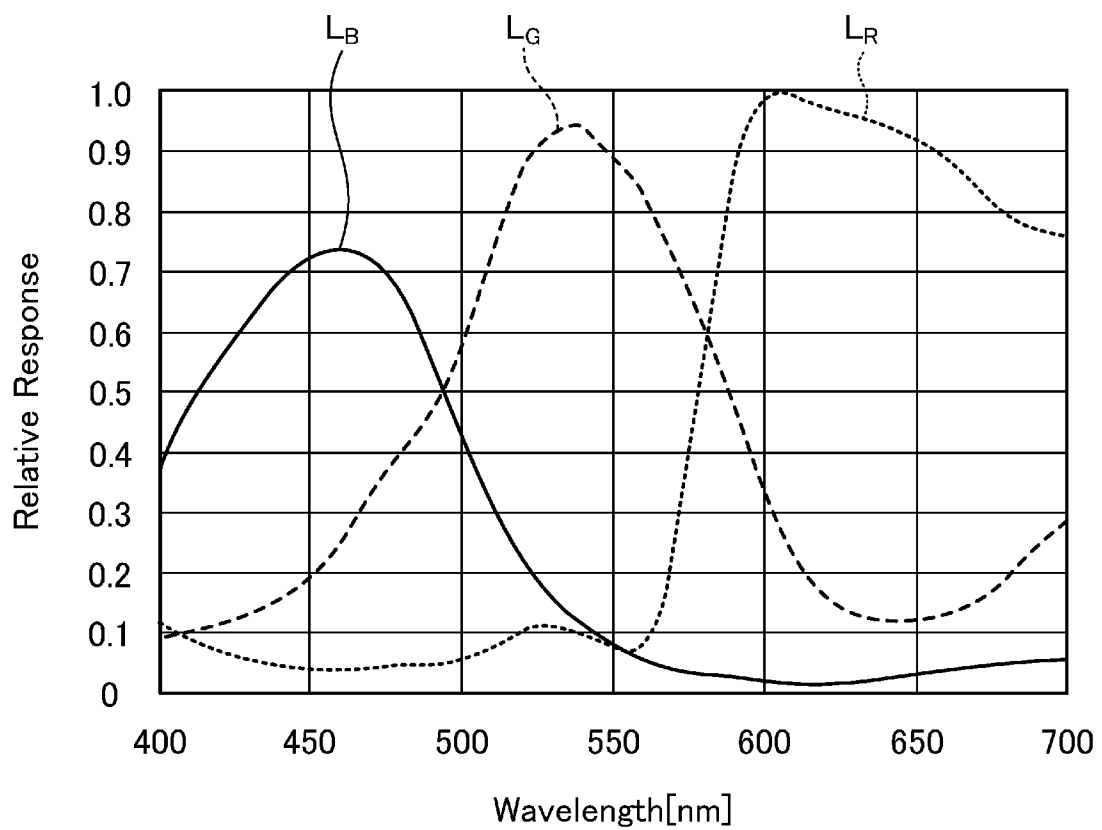
[図4]



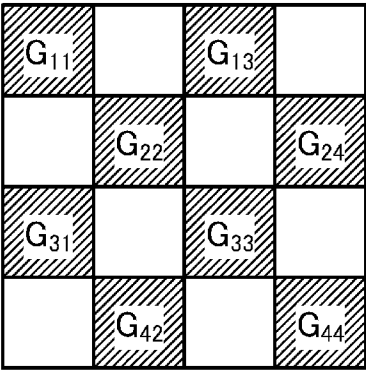
[図5]



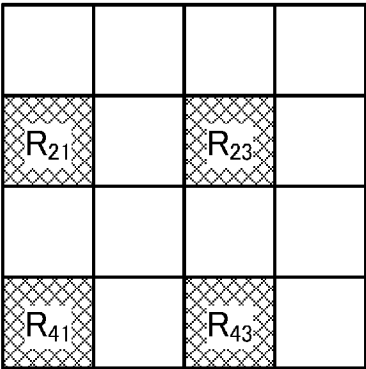
[図6]



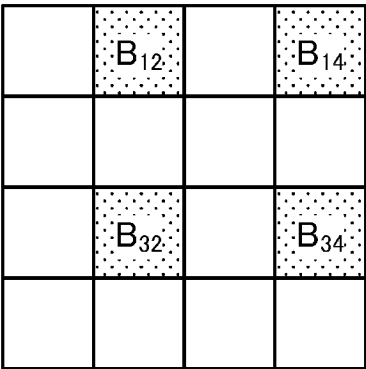
[図7A]



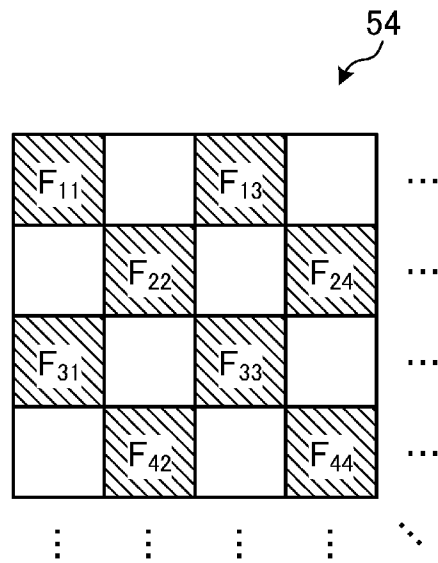
[図7B]



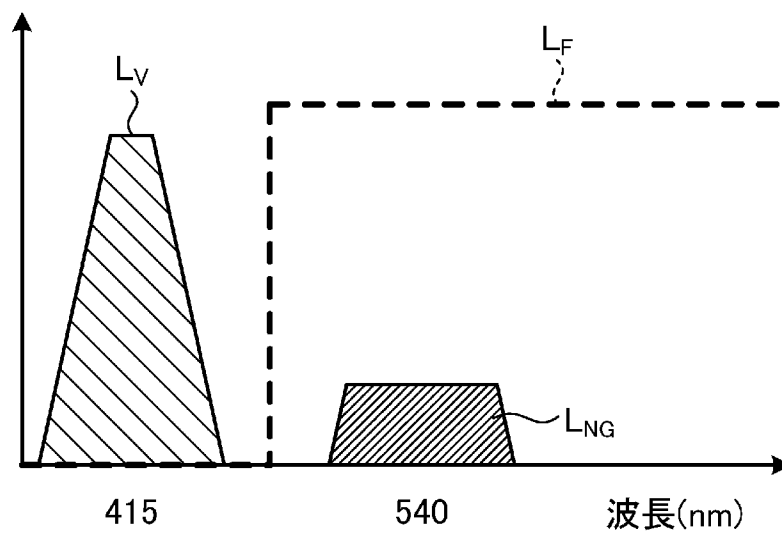
[図7C]



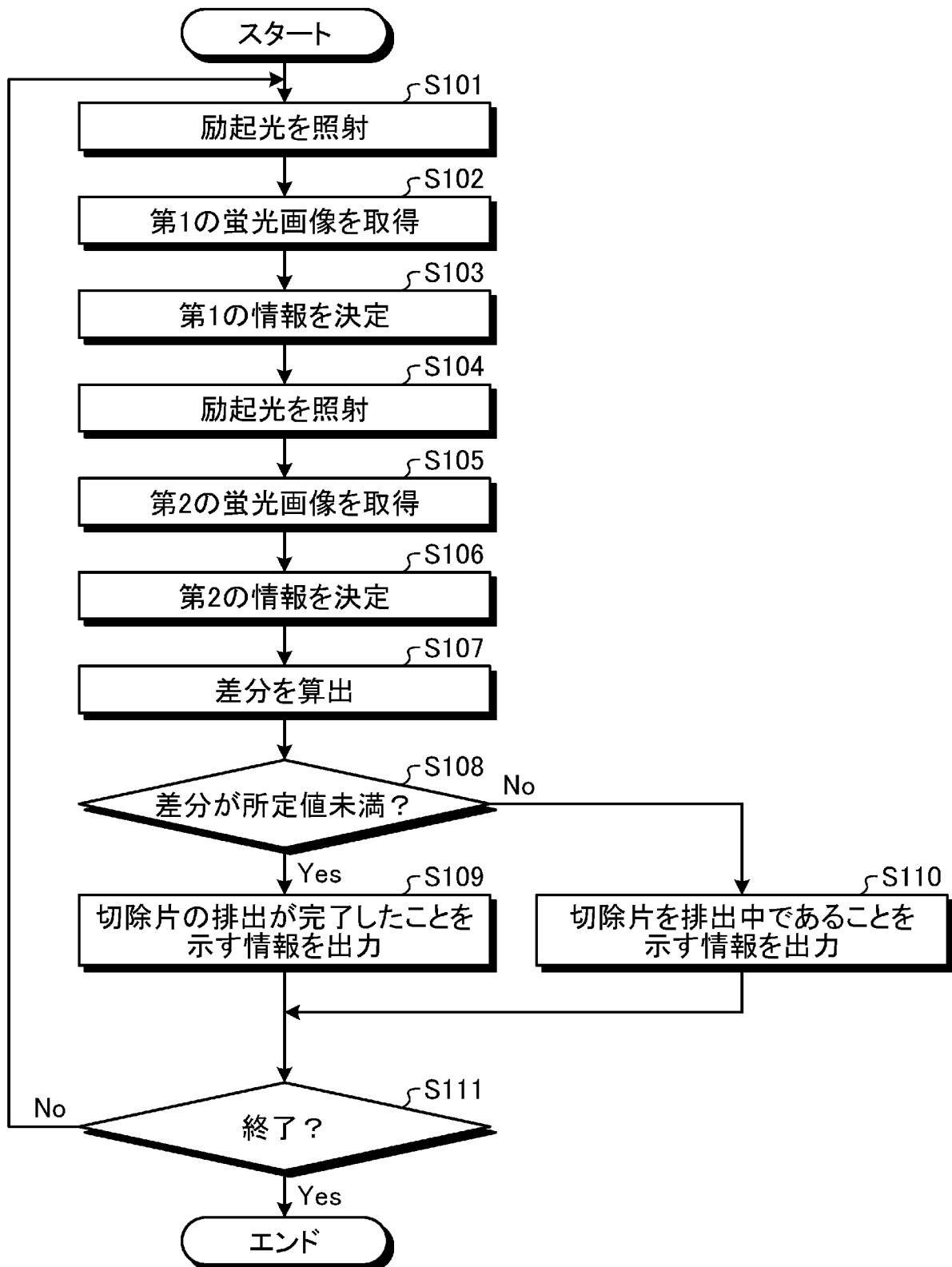
[図8]



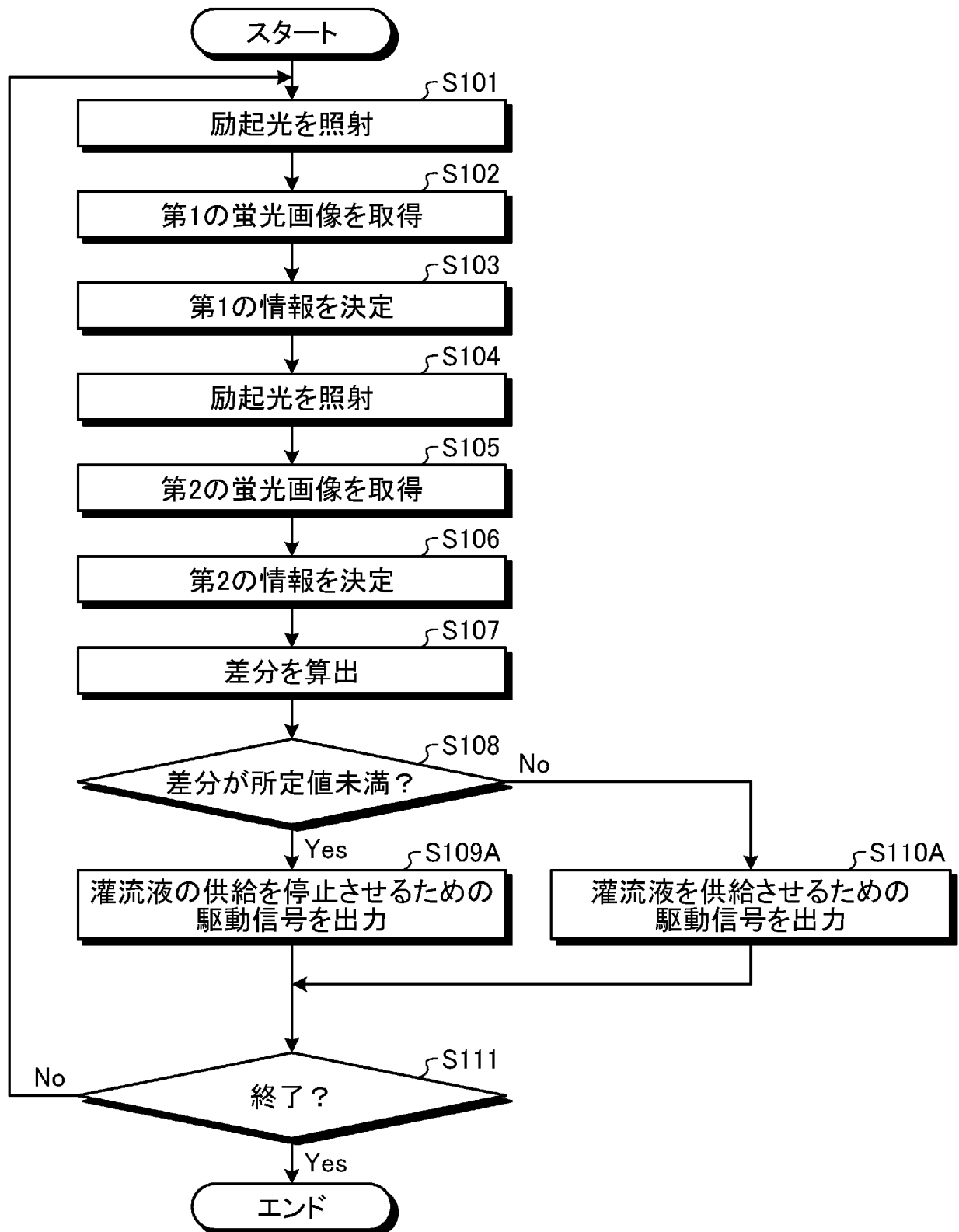
[図9]



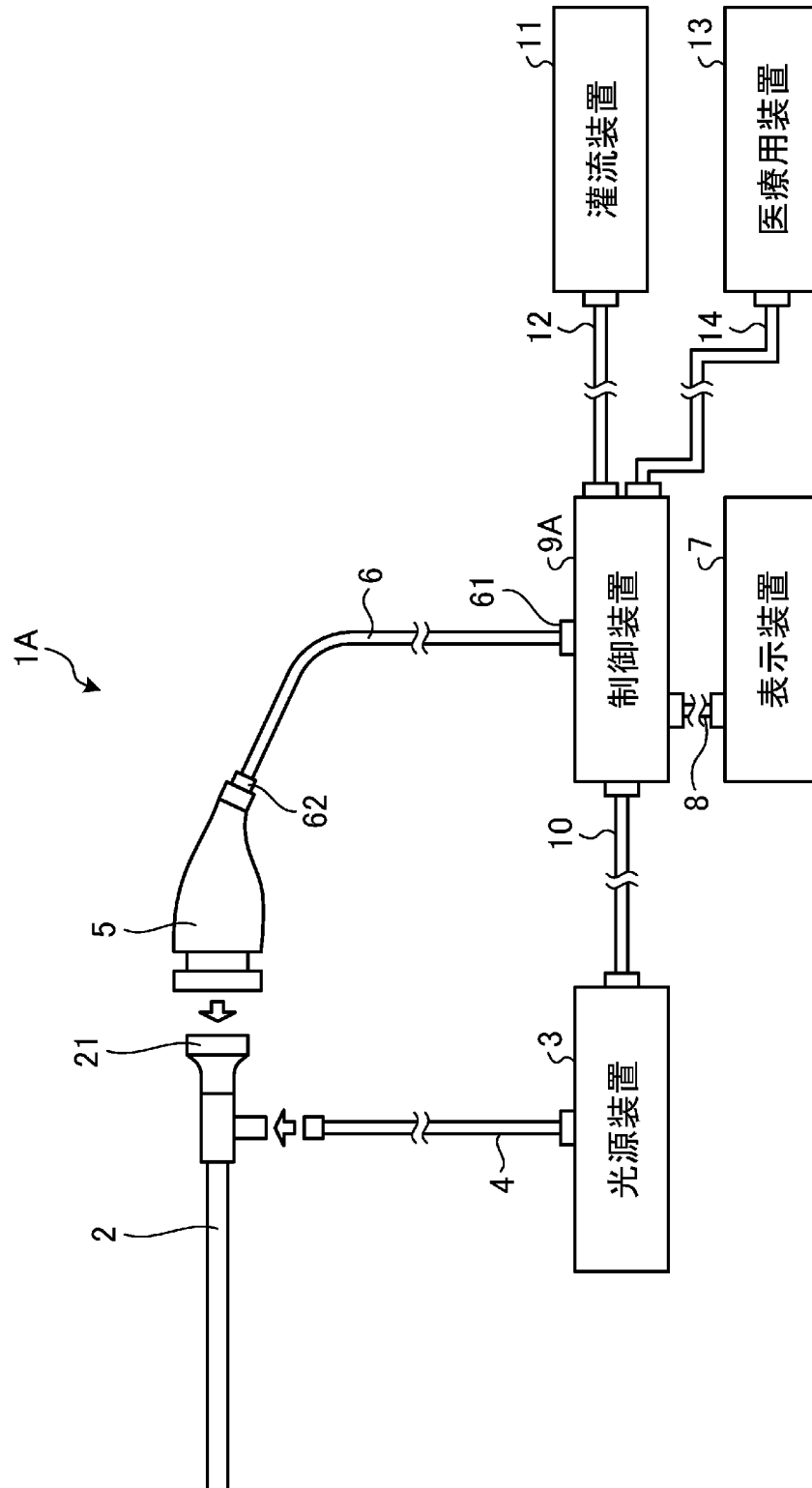
[図10]



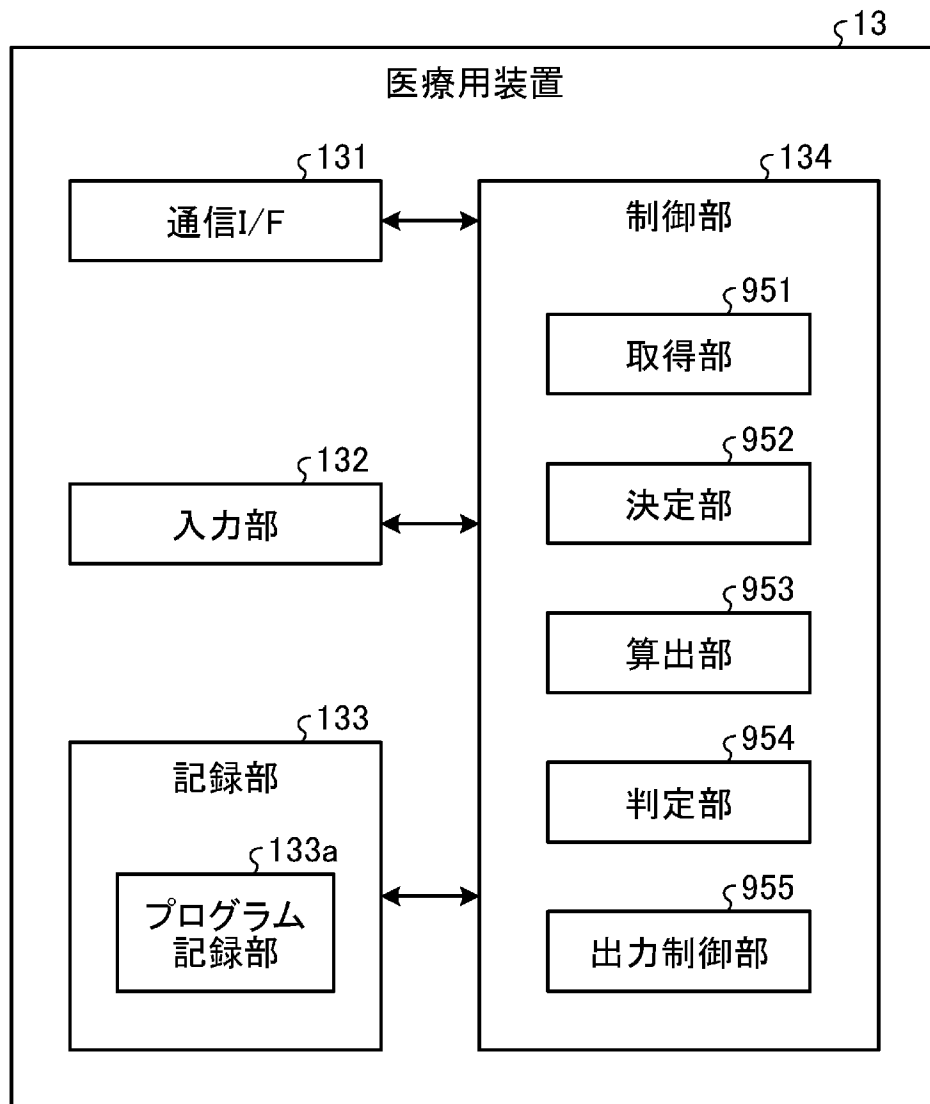
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/004454

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 1/00**(2006.01)i; **A61B 1/12**(2006.01)i

FI: A61B1/00 511; A61B1/00 620; A61B1/12 521

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; A61B5/00; A61B10/00; A61B18/00-18/28

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 1971-2023

Registered utility model specifications of Japan 1996-2023

Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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	WO 2020/174666 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 03 September 2020 (2020-09-03)	1, 8, 11-12
A	abstract, paragraphs [0011]-[0013], [0058]-[0062], [0084]-[0118]	2-7, 9-10
Y	JP 2021-528210 A (PERFUSION TECH APS) 21 October 2021 (2021-10-21)	1, 8, 11-12
A	paragraph [0096]	2-7, 9-10
Y	US 2016/0038027 A1 (BRZOZOWSKI, Lukasz) 11 February 2016 (2016-02-11)	1, 8, 11-12
A	paragraph [0068]	2-7, 9-10

☐ 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

23 March 2023

Date of mailing of the international search report

04 April 2023

Name and mailing address of the ISA/JP

Japan Patent Office (ISA/JP)

3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915

Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2023/004454

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO	2020/174666	A1	03 September 2020	US 2021/0386270 A1 abstract, paragraphs [0021]- [0023], [0072]-[0076], [0107]- [0156] CN 113423354 A	
JP	2021-528210	A	21 October 2021	US 2020/0146564 A1 paragraphs [0134]-[0140] WO 2019/238912 A1 CN 112566543 A KR 10-2021-0044767 A	
US	2016/0038027	A1	11 February 2016	WO 2008/070269 A2	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/00(2006.01)i; A61B 1/12(2006.01)i FI: A61B1/00 511; A61B1/00 620; A61B1/12 521		
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）） A61B1/00-1/32; A61B5/00; A61B10/00; A61B18/00-18/28		
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 1971-2023年 日本国実用新案登録公報 1996-2023年 日本国登録実用新案公報 1994-2023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	WO 2020/174666 A1（オリンパス株式会社）03.09.2020（2020-09-03） 要約、段落[0011]-[0013], [0058]-[0062], [0084]-[0118]	1, 8, 11-12 2-7, 9-10
Y A	JP 2021-528210 A（パーフェクション テック アーペーエス）21.10.2021（2021-10-21） 段落[0096]	1, 8, 11-12 2-7, 9-10
Y A	US 2016/0038027 A1（BRZOZOWSKI, Lukasz）11.02.2016（2016-02-11） 段落[0068]	1, 8, 11-12 2-7, 9-10
☐ 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、一般的技术水準を示すもの “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抵触するものではなく、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 23.03.2023		国際調査報告の発送日 04.04.2023
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		権限のある職員（特許庁審査官） 磯野 光司 2Q 3411 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2023/004454

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO	2020/174666	A1	03.09.2020	US 2021/0386270 A1 要約、段落[0021]-[0023], [0072]-[0076], [0107]- [0156] CN 113423354 A	
JP	2021-528210	A	21.10.2021	US 2020/0146564 A1 段落[0134]-[0140] WO 2019/238912 A1 CN 112566543 A KR 10-2021-0044767 A	
US	2016/0038027	A1	11.02.2016	WO 2008/070269 A2	