

(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)



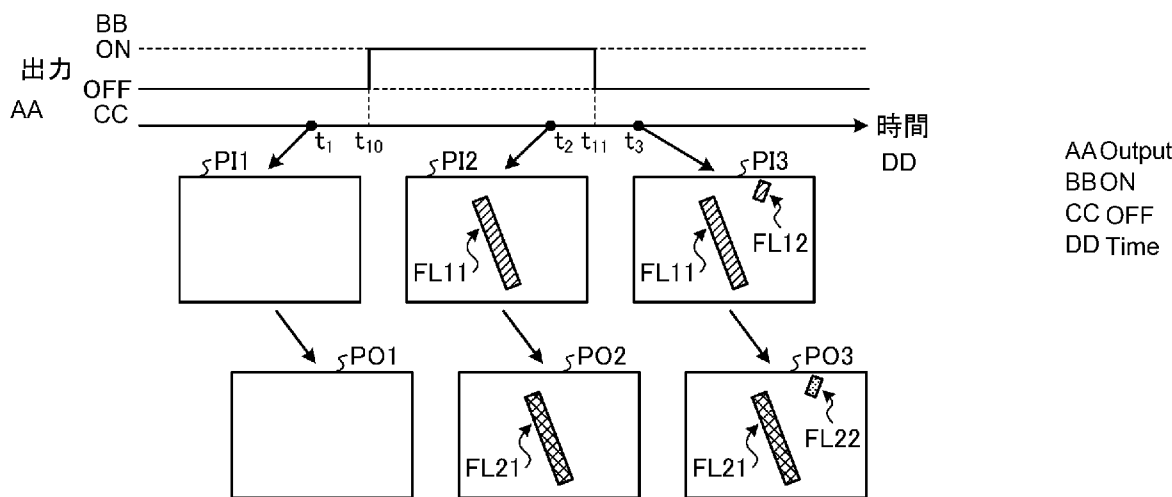
(10) 国際公開番号
WO 2024/166326 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/004453
- (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). 西山 真穂(NISHIYAMA, Maho); 〒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);

(54) Title: MEDICAL APPARATUS, MEDICAL SYSTEM, METHOD FOR OPERATING MEDICAL APPARATUS, AND PROGRAM FOR OPERATING MEDICAL APPARATUS

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

[図14]



(57) Abstract: A medical apparatus according to the present disclosure comprises: a generation unit that generates a fluorescence image based on fluorescence resulting from excitation light that excites advanced glycation end products produced through cauterization using an energy device; a fluorescence area determination unit that determines an off-state



WO 2024/166326 A1

〒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).

- (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))

generated fluorescence area generated while the output of the energy device is in an off state, on the basis of output information of the energy device and the fluorescence image; and a control unit that executes a notification process to notify that a fluorescence area has been generated while the output of the energy device is in the off state, if the fluorescence area determination unit determines the presence of an off-state generated fluorescence area.

(57) 要約: 本開示に係る医療用装置は、エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる終末糖化産物を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成部と、エネルギーデバイスの出力情報、および、蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定部と、蛍光領域判定部によってオフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知処理を実行する制御部と、を備える。

明 細 書

発明の名称：

医療用装置、医療システム、医療用装置の作動方法、および、医療用装置の作動プログラム

技術分野

[0001] 本開示は、被検体を撮像した撮像信号に対して画像処理を施して出力する医療用装置、医療システム、医療用装置の作動方法、および、医療用装置の作動プログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来、被検体へ手術用内視鏡を挿入し、術者が処置部を観察しながら、エネルギーデバイス等の処置具によって生体組織を焼灼して処置を施す技術が知られている（例えば特許文献1を参照）。

[0003] ところで、生体組織を焼灼すると、熱変性によって終末糖化産物（Advanced Glycation End-products：AGEs）、所謂「焦げ」が発生する。このAGEsは、特定の波長の光によって蛍光を発する。術者は、AGEsが発する蛍光の画像を観察することによって、処置部の熱変性領域を確認することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：国際公開第2020/174666号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 処置後、処置具の出力をオフにしても、オフにした直後は高温状態となっているため、生体組織に触れると熱変性する場合がある。処置を適切に実施するという観点で、出力オフ時に発生したAGEsを把握できることが望まれていた。

[0006] 本開示は、上記に鑑みてなされたものであって、処置具の出力がオフの際に発生した熱変性を術者に把握させることができる医療用装置、医療システム、医療用装置の作動方法、および、医療用装置の作動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、エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成部と、前記エネルギーデバイスの出力情報、および、前記蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定部と、前記蛍光領域判定部によって前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知処理を実行する制御部と、を備える。

[0008] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記生成部は、第1 蛍光画像、および、前記第1 蛍光画像とは撮像時刻が後の第2 蛍光画像を生成し、蛍光領域判定部は、前記第1 蛍光画像および前記第2 蛍光画像に基づいて、前記第2 蛍光画像のみに存在する新規蛍光領域の有無を判定し、前記新規蛍光領域が存在する場合に、前記エネルギーデバイスの出力情報に基づいて、当該新規蛍光領域が前記オフ時生成蛍光領域に該当するか否かを判定する。

[0009] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記第1 蛍光画像は、前記エネルギーデバイスの出力がオン状態において撮像された画像であり、前記第2 蛍光画像は、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態において撮像された画像である。

[0010] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記第1 および第2 蛍光画像における蛍光領域を抽出する抽出部、をさらに備え、前記蛍光領域判定部は、前記抽出部が抽出した蛍光領域を比較して、前記新規蛍光領

域の有無を判定する。

- [0011] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記蛍光は、前記物質が励起されて発生した光である。
- [0012] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記物質は、熱変性によって生じた終末糖化産物である。
- [0013] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記蛍光領域判定部は、前記エネルギーデバイスがオフに切り替えられた時刻から、予め設定された時間が経過した後に撮像された第2の蛍光画像の蛍光領域について前記オフ時生成蛍光領域の有無を判定する。
- [0014] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記生成部は、前記オフ時生成蛍光領域、および、該オフ時生成蛍光領域以外の蛍光領域を互いに異なる態様で表示する表示画像を生成する。
- [0015] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記生成部は、前記第2蛍光画像上に、前記オフ時生成蛍光領域、および、該オフ時生成蛍光領域以外の蛍光領域を互いに異なる態様で表示する前記表示画像を生成する。
- [0016] また、本開示に係る医療用装置は、上記の開示において、前記生成部は、生体組織に対して白色光を照射した際の反射光および生体組織からの戻り光に基づく白色光画像を生成し、前記白色光画像上に、前記オフ時生成蛍光領域、および、該オフ時生成蛍光領域以外の蛍光領域を互いに異なる態様で表示する前記表示画像を生成する。
- [0017] また、本開示に係る医療用装置は、エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像、および、前記エネルギーデバイスの出力情報に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定部と、前記蛍光領域判定部によって前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知処理を実行する制御部と、を備える。

[0018] また、本開示に係る医療システムは、被検体を撮像する撮像装置と、生体組織に熱処置を施すことによって生じる物質を励起させる励起光を照射可能な光源装置と、前記撮像装置が着脱自在であり、処置対象を焼灼するエネルギーデバイスを制御する制御装置と通信可能な制御装置と、を備え、前記制御装置は、エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成部と、前記エネルギーデバイスの出力情報、および、前記蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定部と、前記蛍光領域判定部によって前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知処理を実行する制御部と、を有する。

[0019] また、本開示に係る医療用装置の作動方法は、医療用装置が実行する医療用装置の作動方法であって、生成部が、エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成ステップと、蛍光領域判定部が、前記エネルギーデバイスの出力情報、および、前記蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定ステップと、制御部が、前記蛍光領域判定部によって前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知ステップと、を含む。

[0020] また、本開示に係る医療用装置の作動プログラムは、医療用装置が実行する医療用装置の作動プログラムであって、エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成ステップと、前記エネルギーデバイスの出力情報、および、前記蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定ステップと、前記蛍光領域判定ステップで前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に

、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知ステップと、を実行させる。

発明の効果

[0021] 本開示によれば、処置具の出力がオフの際に発生した熱変性を術者に把握させることができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0022] [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に接続する処置システムの概略構成を示す図である。

[図3]図3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4]図4は、実施の形態1に係る第1および第2の光源部が発光する光の波長特性を模式的に示す図である。

[図5]図5は、実施の形態1に係る画素部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に係るカラーフィルタの構成を模式的に示す図である。

[図7]図7は、各フィルタの感度特性を模式的に示す図である。

[図8A]図8A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8B]図8B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8C]図8C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9]図9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10]図10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11]図 1 1 は、実施の形態 1 に係る通常光観察モード時における観察原理を模式的に示す図である。

[図12]図 1 2 は、実施の形態 1 に係る熱処置観察モード時における観察原理を模式的に示す図である。

[図13]図 1 3 は、実施の形態 1 に係る内視鏡システムを用いた熱変性領域判定処理を説明するためのフローチャートである。

[図14]図 1 4 は、蛍光観察モード時における蛍光像について説明するための図である。

[図15]図 1 5 は、実施の形態 1 の変形例に係る内視鏡システムを用いた熱変性領域判定処理を説明するためのフローチャートである。

[図16]図 1 6 は、実施の形態 2 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。

[図17]図 1 7 は、実施の形態 2 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18]図 1 8 は、実施の形態 3 に係る手術用顕微鏡システムの概略構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0023] 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。

[0024] (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するシステムである。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や処置を行う際に用いられる。術者は、医療用撮像装置によって撮像された画像データに基づき観察画像が表示された表示装置を観察しながら手術や処置等を行う。

[0025] 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（医療用撮像装置）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、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。

[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（RAW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 6 1 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 6 2 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 E L (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] [処置システムの機能構成]

次に、上述した内視鏡システム 1 に接続する処置システム 100 の構成に

ついて説明する。図2は、実施の形態1に係る内視鏡システムに接続する処置システムの概略構成を示す図である。なお、図2では、処置具の中心軸Axに沿う一方側を先端側Ar1と記載し、他方側を基端側Ar2と記載する。

[0036] 処置システム100は、生体組織における処置の対象となる部位（以下、対象部位と記載）に対して超音波エネルギー及び高周波エネルギーを付与することによって、当該対象部位を処置する。なお、本実施の形態に係る処置システムによって実行可能とする処置は、対象部位を凝固させて封止する処置、対象部位を切開する処置、または、凝固と切開とを同時に行う処置等である。そして、処置システム100は、処置具110と、処置具制御装置120とを備える。

[0037] 処置具110は、対象部位に対して超音波エネルギーと高周波エネルギーとを付与することによって、当該対象部位を処置する超音波処置具であり、本発明に係る外科手術用装置に相当する。この処置具110は、ハンドピース111と、超音波トランスデューサ112とを備える。

ハンドピース111は、保持ケース113と、可動ハンドル114と、スイッチ115と、回転ノブ116と、パイプ117と、ジョー118と、振動伝達部材119とを備える。

[0038] 超音波トランスデューサ112は、TD（トランスデューサ）ケース112aと、超音波振動子112bとを備える。

TDケース112aは、超音波振動子112bを支持するとともに、保持ケース本体113aに対して着脱自在に接続する。

超音波振動子112bは、処置具制御装置120による制御のもと、超音波振動を発生させる。本実施の形態では、超音波振動子112bは、BLT（ボルト締めランジュバン型振動子）によって構成されている。

[0039] 保持ケース113は、処置具110の外観を構成するとともに、処置具110全体を支持する。そして、保持ケース113は、中心軸Axと同軸となる略円筒状の保持ケース本体113aと、当該保持ケース113の本体から

図2の下方に延在し、術者等の操作者によって把持される固定ハンドル113bとを備える。

可動ハンドル114は、術者等の操作者による開閉操作を受け付ける。当該開閉操作は、ジョー118を振動伝達部材119における先端側Ar1の端部119aに対して開閉させる操作である。

スイッチ115は、固定ハンドル113bにおける先端側Ar1の側面から外部に露出した状態で設けられている。そして、スイッチ115は、術者等の操作者による処置操作を受け付ける。当該処置操作は、対象部位に対して超音波エネルギーや高周波エネルギーを付与させる操作である。スイッチ115は、複数のボタンを有する場合、各ボタンに操作指示がそれぞれ割り当てられる。

[0040] 回転ノブ116は、中心軸Axと同軸となる略円筒形状を有し、保持ケース本体113aの先端側Ar1に設けられている。そして、回転ノブ116は、術者等の操作者による回転操作を受け付ける。当該回転操作によって、回転ノブ116は、保持ケース本体113aに対して、中心軸Axを中心として回転する。また、回転ノブ116の回転によって、パイプ117、ジョー118および振動伝達部材119が中心軸Axを中心として回転する。

[0041] パイプ117は、円筒状のパイプである。このパイプ117における先端側Ar1の端部には、ジョー118を回転可能に軸支するピン（図示略）が固定される。

[0042] ジョー118は、少なくとも一部が導電性材料によって構成されている。そして、このジョー118は、術者等の操作者による可動ハンドル114への把持操作に応じて、振動伝達部材119における先端側Ar1の端部119aに対して開閉し、当該端部119aとの間で対象部位を把持する。

[0043] 振動伝達部材119は、導電性材料によって構成され、中心軸Axに沿って直線状に延在する長尺形状を有する。また、振動伝達部材119は、先端側Ar1の端部119aが外部に突出した状態でパイプ117内に挿通される。この際、振動伝達部材119における基端側Ar2の端部は、具体的な

図示は省略したが、超音波トランスデューサ 112 に対して機械的に接続する。すなわち、振動伝達部材 12 は、超音波トランスデューサ 112 が発生させた超音波振動を基端側 Ar2 の端部から先端側 Ar1 の端部 119a まで伝達する。本実施の形態では、当該超音波振動は、中心軸 Ax に沿う方向に振動する縦振動である。

[0044] 処置具制御装置 120 は、電気ケーブル 130 を経由することによって、処置具 110 の動作を統括的に制御する。

具体的に、処置具制御装置 120 は、電気ケーブル 130 を経由することによって、術者等の操作者によるスイッチ 115 への処置操作を検知する。そして、処置具制御装置 120 は、当該処置操作を検知した場合には、電気ケーブル 130 を経由することによって、ジョー 118 と振動伝達部材 119 における先端側 Ar1 の端部 119a との間に把持された対象部位に対して超音波エネルギーや高周波エネルギーを付与する。すなわち、処置具制御装置 120 は、当該対象部位を処置する。

[0045] 例えば、対象部位に対して超音波エネルギーを付与する際、処置具制御装置 120 は、電気ケーブル 130 を経由することによって、超音波振動子 112b に対して駆動電力を供給する。これによって、超音波振動子 112b は、中心軸 Ax に沿う方向に振動する縦振動（超音波振動）を発生させる。また、振動伝達部材 119 における先端側 Ar1 の端部 119a は、当該縦振動によって、所望の振幅で振動する。そして、ジョー 118 と端部 119a との間に把持された対象部位には、当該端部 119a から超音波振動が付与される。言い換えれば、当該端部 119a から対象部位に対して超音波エネルギーが付与される。

[0046] また、例えば、対象部位に対して高周波エネルギーを付与する際には、処置具制御装置 120 は、電気ケーブル 130 を経由することによって、ジョー 118 と振動伝達部材 119 との間に高周波電力を供給する。これによって、ジョー 118 と振動伝達部材 119 における先端側 Ar1 の端部 119a との間に把持された対象部位には、高周波電流が流れる。言い換えれば、当

該対象部位には、高周波エネルギーが付与される。

[0047] また、処置具制御装置 120 は、制御装置 9 と通信可能に接続しており、スイッチ 115 が押下された際に、スイッチの押下を示す信号を制御装置 3 へ出力する。

[0048] [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 3 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。

[0049] [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。

[0050] 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被写体が発光した発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。

[0051] 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。

[0052] [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。

[0053] 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。

[0054] 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 へ白色光を照明光として供給する。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。

[0055] 第2の光源部32は、光源制御部33による制御のもと、白色光とは異なる波長帯域、かつ、この波長帯域よりも狭い波長帯域の狭帯域光を発光することによってライトガイド4へ狭帯域光を照明光として供給する。ここで、狭帯域光は、例えば、中心波長を415nmとする400nm~430nmの波長帯域の光である。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、実施の形態では、狭帯域光が、生体組織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として機能する。

[0056] 光源制御部33は、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。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。

[0057] ここで、第1の光源部31および第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4は、第1の光源部31および第2の光源部32の各々が発光する光の波長特性を模式的に示す図である。図4において、横軸が波長(nm)を示し、縦軸が相対強度を示す。また、図4において、曲線 L_{WL} が第1の光源部31が発光する白色光の波長特性を示し、曲線 L_V が第2の光源部32が発光する狭帯域光(励起光)の波長特性を示す。第2の光源部32は、中心波長(ピーク波長)を415nmとし、400nm~430nmの波長帯域を含む光を発する。なお、図4における曲線 L_{WL} が示す波長特性は、白色LEDを第1の光源部31として採用した場合の特性を示す。

[0058] [内視鏡カメラヘッドの構成]

図3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

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。

[0059] 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L1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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 図5は、画素部531の構成を模式的に示す図である。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 、 m は1以上の整数）が二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。

[0063] 図6は、カラーフィルタ532の構成を模式的に示す図である。カラーフィルタ532は、 2×2 を1つのユニットとするベ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。なお、図5において、各フィルタに付されている符号（例えば G_{11} ）は、画素 P_{nm} に対応しており、対応する画素位置に配置されることを示している。

[0064] 図7は、各フィルタの感度特性を模式的に示す図である。図7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7において、曲線 L_B はフィルタBの透過特性を示し、曲線 L_G はフィルタGの透過特性を示し、曲線 L_R はフィルタRの透過特性を示す。

[0065] フィルタBは、青色の波長帯域の光を透過する（図7の曲線 L_B 参照）。また、フィルタGは、緑色の波長帯域の光を透過する（図7の曲線 L_G 参照）。また、フィルタRは、赤色の波長帯域の光を透過する（図7の曲線 L_R 参照）。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。

[0066] 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、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（図8A～図8C参照）。

[0067] 図3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、励起光の波長帯域の光を遮光し、該励起光の波長帯域よりも長波長側の波長帯域を透過する。

[0068] 図9は、カットフィルタ54の構成を模式的に示す図である。図9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6参照）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。

[0069] 図10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10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10において、曲線L_Fがカットフィルタ54の透過特性を示し、曲線L_Vが励起光の波長特性を示す。

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、励起光の波長帯域以下の波長帯域の光を遮光し、かつ、該励起光よりも長波長側の波長帯域の光を透過する。

[0070] 図3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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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、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。

[0074] 〔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91と、画像処理部92と、入力部93と、記録部94と、制御部95と、を備える。

[0075] S/P変換部91は、制御部95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92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91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91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。

[0076] 画像処理部92は、制御部95による制御のもと、S/P変換部91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92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。画像処理部92は、生成部921と、抽出部922と、蛍光領域判定部923と、出力状態判定部924と、出力部925とを有する。

[0077] 生成部921は、術者による切除が必要な1つ以上の特徴領域を含む第1の画像と、エネルギーデバイス(処置具110)により焼灼された1つ以上の焼灼領域を含む第2の画像と、を生成する。具体的には、生成部921は

、生体組織に対して白色光を照射した際の反射光および生体組織からの戻り光を撮像することによって生成した撮像信号に基づいて、第1の画像である白色光画像を生成する。また、生成部921は、後述する蛍光観察モードにおいて、生体組織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ために照射された励起光によって発生した蛍光を撮像することによって生成した撮像信号に基づいて、第2の画像である蛍光画像を生成する。ここで、生成部921は、後述する内視鏡システム1の蛍光観察モードで生体組織に対して、励起光を照射した際の反射光および生体組織からの戻り光を撮像した撮像信号に基づいて、術者による切除が必要な1つ以上の特徴領域（病変領域）を含む疑似カラー画像である疑似カラー画像を生成してもよい。

[0078] 抽出部922は、生成部921が生成する蛍光画像から蛍光像の領域である蛍光領域を抽出する。

[0079] 蛍光領域判定部923は、撮像時間が異なる蛍光画像間における蛍光領域の変化の有無を判定する。

[0080] 出力状態判定部924は、制御装置3が処置具制御装置120から受信した信号に基づいて、処置具110の出力状態を判定する。具体的には、出力状態判定部924は、処置具110の出力がオン状態であるか、オフ状態であるかのいずれかを判定する。

制御部95は、蛍光領域判定部923および出力状態判定部924の判定結果に基づいて、該当する蛍光領域に対し、エネルギーデバイス（処置具110）の出力がオフのときに発生した熱変性領域（オフ時生成蛍光領域）に設定する。

[0081] 出力部925は、白色光画像や、蛍光画像、蛍光領域判定部923の判定結果、制御部95によって設定された設定情報等を出力する。

[0082] 入力部93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95へ出力する。入力部93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。

[0083] 記録部94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94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94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941を有する。

[0084] 制御部95は、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。また、制御部95は、処置具制御装置120から、スイッチ115の押下（処置具110の出力）に関する信号を受信する。

[0085] [各観察モードの概要]

次に、内視鏡システム1が実行可能な各観察モードの概要について説明する。なお、以下においては、通常光観察モード、蛍光観察モードの順に説明する。

[0086] [通常光観察モードの概要]

まず、通常光観察モードについて説明する。図11は、通常光観察モード時における観察原理を模式的に示す図である。

[0087] 光源装置3は、制御装置9による制御のもと、第1の光源部31を発光させることによって、グラフG11に示す強度分布の白色光W1を、被検体の生体組織T1に照射する。この場合、生体組織で反射された反射光および戻り光（以下、単に「反射光WR10、反射光WG10、反射光WB10」という）は、一部がカットフィルタ54に遮光され、残りが撮像素子53に入射する。例えば、具体的には、カットフィルタ54は、G画素に入射する反射光（反射光WG10）であって、励起光（後述する励起光W2）の波長帯域の反射光を遮光する。すなわち、フィルタRおよびフィルタBには、白色光の照射に基づく反射光や戻り光が入射し、フィルタGには、励起光の波長帯域よりも長い波長帯域の光が入射する。このため、画素に入射する青色の

波長帯域の光の成分が、カットフィルタ54を配置していない状態と比べて小さくなる。各フィルタに入射した光は、グラフG12に示すフィルタ特性によって選択的に光が透過する。

[0088] 続いて、画像処理部92は、内視鏡カメラヘッド5の撮像素子53から画像データ（RAWデータ）を取得し、取得した画像データに含まれるR画素、G画素およびB画素の各々の信号値に対して画像処理を行って白色光画像を生成する。この場合において、画像処理部92は、画像データに含まれる青色成分が従来の白色光観察と比べて小さいため、赤色成分、緑色成分および青色成分の比率が一定となるようにホワイトバランスを調整するホワイトバランス調整処理を行う。

[0089] 通常光観察モードは、G画素の受光面側にカットフィルタ54を配置している場合であっても、自然な白色光画像（観察画像）を観察することができる。

[0090] 〔蛍光観察モードの概要〕

次に、蛍光観察モードについて説明する。図12は、蛍光観察モード時における観察原理を模式的に示す図である。

[0091] 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-bt：transurethral resection of the bladder tumor）等が広く行われている。

[0092] これらの低侵襲治療では、処置を行う場合、例えば、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器具を用いて熱処置を施し、前処置として手術対象領域のマーキングをしたり、処置として病変部を切除したり、切開部を封止したり、凝固させたりする

。

[0093] ところで、アミノ化合物と還元糖とを加熱した場合、アミノ酸と還元糖とが反応する糖化反応（メイラード反応）が生じる。このメイラード反応によって生じる最終産物は、総じて終末糖化産物（AGEs: Advanced glycation end products）と呼ばれる。このAGEsの特徴として、蛍光特性を有する物質が含まれることが知られている。AGEsは、生体組織内に元来存在する自家蛍光物質よりも高強度の蛍光を発することが知られている。このため、AGEsの発生によって、AGEsが産出される前と比して、その蛍光強度が大きく増大する。

[0094] 処置時の焼灼によって生成されたAGEsは、蛍光の観察によって可視化でき、その蛍光強度が熱処置の状態の指標となる。

すなわち、蛍光観察モードは、エネルギーデバイス等によって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、熱処置領域を可視化する観察モードである。このため、蛍光観察モードは、光源装置3からAGEsを励起させるための励起光、例えば415nmを中心波長とする青色の狭帯域光を生体組織に照射する。これにより、蛍光観察モードは、AGEsから発生する蛍光（例えば、波長490～625nmの緑色光）を撮像した熱処置画像（蛍光画像）を観察することができる。

[0095] 具体的には、まず、光源装置3は、制御装置9の制御のもと、第2の光源部32を発光させることによって、励起光W2（中心波長415nm: グラフG13参照）を、エネルギーデバイス等により被検体に対して熱処置が施された生体組織T2（熱処置領域）に照射する。この場合、少なくとも生体組織T2（熱処置領域）で反射された励起光W2の成分および戻り光を含む反射光（以下、単に「反射光WR20、反射光WG20、反射光WB20」という）は、カットフィルタ54に遮光され、長波長側の成分の一部が撮像素子53に入射する（グラフG14参照）。なお、図11では、各線の成分（光量または信号値）の強さを矢印の太さで表現している。

[0096] より具体的には、図11のグラフG2に示すように、カットフィルタ54

は、G画素に入射する反射光WG20であって、励起光W2の波長帯域を含む波長帯域の反射光WG20を遮光する。さらに、カットフィルタ54は、生体組織T2（熱処理領域）におけるAGESが自家発光した蛍光WF1を透過する（グラフG14参照）。このため、G画素には、反射光WG20が入射せず、蛍光WF1が入射する。G画素は、カットフィルタ54が受光面側（入射面側）に配置されているため、蛍光WF1に励起光W2の反射光WG20が混在して蛍光成分が埋もれることを防止することができる。

また、R画素およびB画素には、反射光（反射光WR20、WB20）および蛍光WF1がそれぞれ入射する。

[0097] その後、画像処理部92は、内視鏡カメラヘッド5の撮像素子53から画像データ（RAWデータ）を取得し、取得した画像データに含まれるG画素およびB画素の各々の信号値に対して画像処理を行って蛍光画像を生成する。この場合において、G画素の信号値には、熱処理領域から発せられた蛍光像を示す蛍光情報が含まれる。また、B画素には、熱処理領域の周囲の生体組織であり、該熱処理領域の背景をなす背景情報が含まれる。画像処理部92は、画像データに含まれるG画素およびB画素の各々の信号値に対して、ゲインコントロール処理、画素補完処理および粘膜強調処理等の画像処理を行って蛍光画像を生成する。この際、ゲインコントロール処理において、画像処理部92は、G画素の信号値に対するゲインを通常光観察時のG画素の信号値に対するゲインより大きくする一方、B画素の信号値に対するゲインを通常光観察時のB画素の信号値に対するゲインより小さくする処理を行う。さらに、画像処理部92は、G画素の信号値およびB画素の信号値の各々が同じ（1：1）となる処理を行う。なお、画像処理部92は、蛍光強度に応じて色相を変化させた色情報を蛍光像上に重畳した疑似カラー画像を生成してもよい。

[0098] [内視鏡システムを用いた処置]

次に、本開示の内視鏡システム1を用いた処置について説明する。この際、術者は、被検体に挿入部2を挿入し、光源装置3に白色光を被検体内に照

射させ、処置対象を含む領域に白色光を照射する。術者は、表示装置 7 が表示する観察画像を観察しながら処置対象を確認する。

[0099] その後、術者は、表示装置 7 で表示される白色光画像を確認しつつ、被検体の処置対象に処置を施す。例えば、術者は、挿入部 2 を経由して被検体内に挿入したエネルギーデバイス（処置具 110）等によって処置対象を焼灼して切除する。

[0100] その後、術者は、励起光を処置対象に照射し、表示装置 7 が表示する蛍光画像を観察する。術者は、表示装置 7 が表示する蛍光画像を観察することによって、処置位置における処置（例えば切除）が完了したか否かを判断する。術者は、処置が完了したと判断した場合、本手技を終了する。具体的には、術者は、表示装置 7 が表示する蛍光画像を観察し、処置具 110 によって焼灼することによって切除した焼灼領域を観察することによって、処置対象の切除が完了したか否かを判断する。この際、術者は、処置対象の切除が完了していないと判断した場合、内視鏡システム 1 の観察モードを切り替えながら、白色光の照射による白色光画像の観察と、励起光の照射による蛍光画像の観察とを繰り返し、処置を継続する。

[0101] [内視鏡システムの処理]

次に、内視鏡システム 1 が実行する処理について説明する。図 13 は、一実施の形態に係る内視鏡システムを用いた熱変性領域判定処理を説明するためのフローチャートである。熱変性領域判定処理は、蛍光観察モード時に実行される処理である。

[0102] 制御部 95 は、第 1 蛍光画像を生成する（ステップ S101）。この際、制御部 95 は、光源制御部 33 を制御して第 2 の光源部 32 を発光させ、被検体に向けて励起光を照射する。生成部 921 は、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 53 から撮像信号を取得することによって第 1 蛍光画像を生成する。これによって、第 1 蛍光画像が取得される。この場合、出力部 925 は、生成部 921 が生成した第 1 蛍光画像を表示装置 7 に表示させてもよい。

[0103] 続いて、制御部 95 は、第 2 蛍光画像を生成する（ステップ S102）。

この際、制御部 95 は、光源制御部 33 を制御して第 2 の光源部 32 を発光させ、被検体に向けて励起光を照射する。生成部 921 は、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 53 から撮像信号を取得することによって第 2 蛍光画像を生成する。これによって、第 2 蛍光画像が取得される。この場合、出力部 925 は、生成部 921 が生成した第 2 蛍光画像を表示装置 7 に表示させてもよい。

第 2 蛍光画像は、第 1 蛍光画像よりも後の時刻に取得された画像データに基づく蛍光画像である。画像データの取得時刻（撮像タイミング）については、例えば、第 1 蛍光画像取得後、予め設定した時間経過後に実行される。

[0104] その後、制御部 95 は、第 1 蛍光画像と、第 2 蛍光画像との間で、蛍光領域に変化があるか否かを判断する（ステップ S103）。本ステップでは、抽出部 922 が、各蛍光画像から、蛍光像が描写される領域（蛍光領域）をそれぞれ抽出する。抽出部 922 は、例えば、輝度値等に基づいて輪郭抽出を実行して画像中に含まれる一つまたは複数の蛍光領域を抽出する。そして、蛍光領域判定部 923 が、抽出された第 1 蛍光画像の蛍光領域に対し、第 2 蛍光画像の蛍光領域に変化があるか否かを判定する。この際、蛍光領域判定部 923 は、第 2 蛍光画像に存在し、かつ第 1 蛍光画像には存在しない新規蛍光領域の有無を判定することによって、蛍光領域の変化を検出する。制御部 95 は、蛍光領域判定部 923 によって蛍光領域に変化がないと判定された場合（ステップ S103：No）、処理を終了する。これに対し、制御部 95 は、蛍光領域判定部 923 によって蛍光領域に変化があると判定された場合（ステップ S103：Yes）、ステップ S104 に移行する。

[0105] ステップ S104 において、制御部 95 は、処置具の出力状態がオフ状態であるか否かを判断する。本ステップでは、出力状態判定部 924 が、第 2 蛍光画像を撮像した時の処置具 110 がオフ状態であるかオン状態であるかを判定する。出力状態判定部 924 は、例えば、制御装置 3 が受信した処置具制御装置 120 からの信号に基づいて、第 2 蛍光画像の撮像時刻における処置具 110 の出力のオン／オフを判定する。また、出力状態判定部 924

は、各蛍光画像に処置具 110 の出力のオン／オフの情報が付与されていれば、その情報を参照してオン状態／オフ状態を判定する。制御部 95 は、出力状態判定部 924 によって処置具の出力状態がオン状態である、すなわちオフ状態でないと判定された場合（ステップ S104：No）、処理を終了する。これに対し、制御部 95 は、出力状態判定部 924 によって処置具の出力状態がオフ状態であると判定された場合（ステップ S104：Yes）、ステップ S105 に移行する。

[0106] ステップ S105 において、制御部 95 は、第 2 蛍光画像において追加された熱変性領域（新規蛍光領域）を、出力オフ時に発生した熱変性領域（オフ時生成蛍光領域）に設定する。この際、制御部 95 は、第 2 蛍光画像において抽出部 922 が抽出した蛍光領域のうち、第 1 蛍光画像には存在しない蛍光領域を、出力オフ時に発生した熱変性領域に設定する。

[0107] ここで、蛍光画像の時間変化について、図 14 を参照して説明する。図 14 は、蛍光観察モード時における蛍光像について説明するための図である。図 14 では、時刻 t_{10} において処置具 110 の出力がオンにされ、時刻 t_{11} において処置具 110 の出力がオフにされる例を示している。

[0108] 図 14 において、例えば、時刻 t_{10} よりも前の時刻 t_1 では、処置領域に励起光を照射しても、AGEs は存在せず、蛍光像も描出されない（画像 P11 参照）。このため、この際の蛍光画像を表示装置 7 に表示しても、蛍光像は表示されない（画像 P01 参照）。

[0109] その後、例えば、時刻 t_{10} よりも後、かつ時刻 t_{11} よりも前の時刻 t_2 では、処置領域に励起光を照射すると、AGEs に応じた蛍光像 FL11 が描出される（画像 P12 参照）。このため、この際の蛍光画像を表示装置 7 に表示すると、蛍光像 FL21 が表示される（画像 P02 参照）。この蛍光像 FL11（FL21）は、例えば処置具 110 から付与されたエネルギーによって生じた AGEs に相当するものである。

なお、蛍光像 FL11 と、蛍光像 FL21 とは、互いに同じ色相で表示してもよいし、例えば蛍光像 FL21 に疑似カラーを重畳して表示してもよい

。

[0110] その後、例えば、時刻 t_{11} よりも後の時刻 t_3 において、出力がオフ状態の処置具 110 が生体組織に接触することによって新たな AGEs が発生し、この AGEs に応じた蛍光像 FL12 が描出される（画像 P13 参照）。このため、この際の蛍光画像を表示装置 7 に表示すると、蛍光像 FL22 が表示される（画像 P03 参照）。この蛍光像 FL12（FL21）は、例えば処置具 110 の余熱によって生じた AGEs に相当するものである。

この新たに発生した蛍光像 FL12 が、蛍光領域判定部 923 によって蛍光領域の変化として検出され、出力オフ時に発生した熱変性領域に設定される。表示装置 7 に表示される蛍光像 FL22 は、出力オフ時に発生した旨の情報が付与されたり、出力オフ時に発生したことを示す色相が重畳されたりする。また、出力オフ後に発生した熱変性領域（図 14 では蛍光像 FL22）のみを表示して、当該熱変性領域を把握させる表示態様としてもよい。

[0111] 図 13 に戻り、熱変性領域の設定後、制御部 95 は、出力オフ時に発生した熱変性領域について報知処理を実行する（ステップ S106）。この際、制御部 95 は、表示装置 7 に、処置具 110 の出力がオフの時に熱変性領域が発生した旨の情報を表示する。例えば、比較対象の蛍光画像を並べて、出力オフ時に熱変性領域が新たに発生している旨の文字情報等を表示させたり、第 2 蛍光画像上の対象の蛍光領域に、出力オフ時に熱変性領域である旨の文字情報、または、出力オン時／オフ時に応じて付与される疑似カラー等を重畳表示させたりする。生成部 921 は、報知処理に対して設定されている条件にしたがって、上述した表示用の画像を生成する。なお、白色光画像上に、蛍光領域に応じた情報を表示させたり、音や光によって、出力オフ時に熱変性領域が発生している旨を報知したりしてもよい。

[0112] 熱変性領域判定処理は、例えば予め設定された時間間隔、または、術者等から検出処理の実行指示が入力されたタイミングで実行される。この際、前回の処理時に取得した第 2 蛍光画像を第 1 蛍光画像とすることができ、その場合、ステップ S102 から処理を開始することができる。

[0113] 以上説明した実施の形態 1 では、蛍光画像における蛍光領域に変化が生じた場合に、変化が生じた蛍光画像を撮像した時刻における処置具の出力状態を判断し、この新たに発生した蛍光領域が、エネルギーデバイスの出力がオフのときに発生した熱変性領域に相当する蛍光領域（オフ時生成蛍光領域）として設定し、術者に報知する。本実施の形態 1 によれば、処置具の出力がオフの際に発生した熱変性を術者に把握させることができる。

[0114] (変形例)

次に、実施の形態 1 の変形例について、図 15 を参照して説明する。変形例に係る内視鏡システムは、実施の形態にかかる内視鏡システム 1 と同様であるため、説明を省略する。熱変性領域は、処置具 110 が離れた後でも、余熱によって領域が拡大することがある。この余熱によって拡大した領域は、術者が把握している熱変性領域であることがほとんどであるため、新たな熱変性領域に設定する必要がない。変形例では、この余熱によって拡大した領域を、出力オフ後に発生した新たな熱変性領域から除外する例について説明する。

[0115] [内視鏡システムの処理]

次に、変形例に係る内視鏡システムが実行する処理について説明する。図 17 は、変形例に係る内視鏡システムを用いた熱変性領域判定処理を説明するためのフローチャートである。

[0116] 制御部 95 は、実施の形態と同様にして、第 1 および第 2 蛍光画像の生成、ならびに、蛍光領域の変化検出を実行する（ステップ S201～S203）。

[0117] 制御部 95 は、蛍光領域に変化がある場合（ステップ S203：Yes）、ステップ S104 と同様にして、処置具の出力状態がオフ状態であるか否かを判断する（ステップ S204）。この際、第 2 蛍光画像の撮像時刻において、処置具 110 の出力がオフ状態であると判定された場合（ステップ S204：Yes）、ステップ S205 に移行する。

[0118] ステップ S205 において、制御部 95 は、処置具 110 のオフ切替時刻

から所定時間が経過しているか否かを判断する。具体的には、制御部95は、第2蛍光画像の撮像時刻が、スイッチ115の押下によって処置具110がオフとなった時刻から、予め設定されている時間が経過した時刻であるか否かを判断する。制御部95は、第2蛍光画像の撮像時刻が、オフ切替時刻から所定時間経過していないと判断した場合（ステップS205：No）、処理を終了する。これに対し、制御部95は、第2蛍光画像の撮像時刻が、オフ切替時刻から所定時間経過していると判断した場合（ステップS205：No）、ステップS206に移行する。

[0119] ステップS206において、制御部95は、第2蛍光画像において追加された熱変性領域を、出力オフ時に発生した熱変性領域に設定する。

[0120] 熱変性領域の設定後、制御部95は、出力オフ時に発生した熱変性領域について報知処理を実行する（ステップS207）。この際、制御部95は、ステップS106と同様にして、表示装置7に、処置具110の出力がオフの時に熱変性領域が発生した旨の情報を表示する。

[0121] 以上説明した変形例では、実施の形態1と同様に、蛍光画像における蛍光領域に変化が生じた場合に、変化が生じた蛍光画像を撮像した時刻における処置具の出力状態を判断し、出力オフである場合に、新たに発生した蛍光領域が、エネルギーデバイスの出力がオフのときに発生した熱変性領域であると設定し、術者に報知する。本変形例によれば、処置具の出力がオフの際に発生した熱変性を術者に把握させることができる。

[0122] また、変形例では、処置具110の出力がオフになっていた時刻であっても、オフに切り替えられた時刻から所定時間内であれば、変化した蛍光領域は新たな熱変性領域として設定されないため、処置直後の余熱によって拡大した領域が、出力オフ後に発生した新たな熱変性領域から除外される。本変形例によれば、術者が把握していると考えられる熱変性領域が、出力オフ後の熱変性領域の設定から除外され、所定時間経過後の熱変性領域が、報知対象の熱変性領域となるため、術者は自身が把握していない熱変性領域のみを確認することができ、処置を効率的に行うことができる。

[0123] なお、上述した変形例では、処置具 110 をオフにした時刻から所定時間経過後の新規蛍光領域が、出力オフ時に発生した熱変性領域の判定対象となる例について説明したが、経過時間ではなく、蛍光領域の拡大率によって、判定対象を設定してもよい。この際、余熱によって拡大する蛍光領域の大きさ（広がり方）をもとに、領域の拡大率の閾値や、領域の重心位置から外縁までの距離の変化（差）の閾値を設定し、該閾値に基づいて判定対象とするか否かが判断される。

[0124] （実施の形態 2）

次に、実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、硬性鏡を備える内視鏡システムであったが、実施の形態 2 では、軟性の内視鏡を備える内視鏡システムについて説明する。以下においては、実施の形態 2 に係る内視鏡システムについて説明する。なお、実施の形態 2 では、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 と同一の構成には同一の符号を付しており、詳細な説明は省略する。

[0125] 〔内視鏡システムの構成〕

図 18 は、実施の形態 2 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 19 は、実施の形態 2 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。

[0126] 内視鏡システム 101 は、患者等の被検体内に挿入することによって被検体の体内を撮像し、この撮像した画像データに基づく表示画像を表示装置 7 が表示する。医者等の術者は、表示装置 7 が表示する表示画像の観察を行うことによって、検査対象部位である出血部位、腫瘍部位および異常部位が写る異常領域の各々の有無や状態を検査する。さらに、医者等の術者は、内視鏡の処置具チャンネルを経由してエネルギーデバイス等の処置具を被検体の体内に挿入して被検体の処置を行う。内視鏡システム 101 は、上述した光源装置 3、表示装置 7 および制御装置 9 に加えて、内視鏡 102 を備える。

[0127] 〔内視鏡の構成〕

内視鏡 102 の構成について説明する。内視鏡 102 は、被検体の体内を

撮像することによって画像データを生成し、この生成した画像データを制御装置 9 へ出力する。内視鏡 102 は、操作部 122 と、ユニバーサルコード 123 とを備える。

[0128] 挿入部 121 は、可撓性を有する細長形状をなす。挿入部 121 は、後述する撮像装置を内蔵した先端部 124 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 125 と、湾曲部 125 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 126 と、を有する。

[0129] 先端部 124 は、グラスファイバ等を用いて構成される。先端部 124 は、光源装置 3 から供給された光の導光路をなすライトガイド 241 と、ライトガイド 241 の先端に設けられた照明レンズ 242 と、撮像装置 243 とを有する。

[0130] 撮像装置 243 は、集光用の光学系 244 と、上述した実施の形態 1 の撮像素子 53 と、カットフィルタ 54、A/D 変換部 55、P/S 変換部 56、撮像記録部 57、撮像制御部 58 とを備える。

[0131] ユニバーサルコード 123 は、ライトガイド 241 と、1 または複数のケーブルをまとめた集合ケーブルと、を少なくとも内蔵している。集合ケーブルは、内視鏡 102 および光源装置 3 と制御装置 9 との間で信号を送受信する信号線であって、設定データを送受信するための信号線、撮像画像（画像データ）を送受信するための信号線、撮像素子 53 を駆動するための駆動用のタイミング信号を送受信するための信号線等を含む。ユニバーサルコード 123 は、光源装置 3 に着脱自在なコネクタ部 127 を有する。コネクタ部 127 は、コイル状のコイルケーブル 127a が延設し、コイルケーブル 127a の延出端に制御装置 9 に着脱自在なコネクタ部 128 を有する。

[0132] このように構成された内視鏡システム 101 は、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 と同様の処理を行う。

[0133] 以上説明した実施の形態 2 では、上述した実施の形態 1 と同様に、蛍光画像における蛍光領域に変化が生じた場合に、変化が生じた蛍光画像を撮像した時刻における処置具の出力状態を判断し、出力オフである場合に、新たに

発生した蛍光領域が、エネルギーデバイスの出力がオフのときに発生した熱変性領域であると設定し、術者に報知する。本実施の形態2によれば、処置具の出力がオフの際に発生した熱変性を術者に把握させることができる。

[0134] (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、2では、内視鏡システムであったが、実施の形態3では、手術用顕微鏡システムに適用した場合について説明する。なお、実施の形態3では、上述した実施の形態1に係る内視鏡システム1と同一の構成には同一の符号を付しており、詳細な説明は省略する。

[0135] [手術用顕微鏡システムの構成]

図20は、実施の形態3に係る手術用顕微鏡システムの概略構成を示す図である。手術用顕微鏡システム300は、被写体を観察するための画像を撮像することによって取得する医療用撮像装置である顕微鏡装置310と、表示装置7と、を備える。なお、表示装置7と顕微鏡装置310とを一体に構成することも可能である。

[0136] 顕微鏡装置310は、被写体の微小部位を拡大して撮像する顕微鏡部312と、顕微鏡部312の基端部に接続し、顕微鏡部312を回動可能に支持するアームを含む支持部313と、支持部313の基端部を回動可能に保持し、床面上を移動可能なベース部314と、を有する。ベース部314は、顕微鏡装置310から被写体に照射する白色光、第1の狭帯域光および第2の狭帯域光等を生成する光源装置3と、手術用顕微鏡システム300の動作を制御する制御装置9と、を有する。なお、光源装置3および制御装置9の各々は、少なくとも上述した実施の形態1と同様の構成を有する。具体的には、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。また、制御装置9は、S/P変換部91と、画像処理部92と、入力部93と、記録部94と、制御部95と、を備える。ベース部314は、床面上に移動可能に設けるのではなく、天井や壁面等に固定して支持部313を支持する構成としてもよい。

[0137] 顕微鏡部 312 は、例えば、円柱状をなして、その内部に上述した医用用撮像装置を有する。具体的には、医療用撮像装置は、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡カメラヘッド 5 と同様の構成を有する。例えば、顕微鏡部 312 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。また、顕微鏡部 312 の側面には、顕微鏡装置 310 の動作指示の入力を受け付けるスイッチが設けられている。顕微鏡部 312 の下端部の開口面には、内部を保護するカバーガラスが設けられている（図示せず）。

[0138] このように構成された手術用顕微鏡システム 300 は、術者等のユーザが顕微鏡部 312 を把持した状態で各種スイッチを操作しながら、顕微鏡部 312 を移動させたり、ズーム操作を行ったり、照明光を切り替えたりする。なお、顕微鏡部 312 の形状は、ユーザが把持して視野方向を変更しやすいように、観察方向に細長く伸びる形状であれば好ましい。このため、顕微鏡部 312 の形状は、円柱状以外の形状であってもよく、例えば多角柱状であってもよい。

[0139] 以上説明した実施の形態 3 では、手術用顕微鏡システム 300 においても、上述した実施の形態 1 と同様に、蛍光画像における蛍光領域に変化が生じた場合に、変化が生じた蛍光画像を撮像した時刻における処置具の出力状態を判断し、出力オフである場合に、新たに発生した蛍光領域が、エネルギーデバイスの出力がオフのときに発生した熱変性領域であると設定し、術者に報知する。本実施の形態 3 によれば、処置具の出力がオフの際に発生した熱変性を術者に把握させることができる。

[0140] （その他の実施の形態）

上述した本開示の実施の形態 1、2 に係る内視鏡システムまたは実施の形態 3 に係る手術用顕微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または手術用顕微鏡システ

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または手術用顕微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。さらに、本実施の形態は、焼灼等によって発生した物質が発する蛍光に基づいて処理するものであれば適用できる。

[0141] また、実施の形態および変形例では、第1および第2蛍光画像が、同一の画角の画像であることを前提にして処理例を説明したが、画角が異なり、一部に同一の被写体が写る画像を用いる場合は、パターンマッチング等の公知の方法を用いて蛍光領域（熱変性領域）の対応付けを行い、蛍光領域の変化検出、および、出力オフ後に発生した熱変性領域の設定処理を実行する。

[0142] また、本開示の実施の形態に係る内視鏡システムまたは手術用顕微鏡システムでは、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。

[0143] また、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、本明細書に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。

[0144] また、実施の形態1～3に係る各装置に実行させるプログラムは、インストール可能な形式または実行可能な形式のファイルデータでCD-ROM、フレキシブルディスク（FD）、CD-R、DVD（Digital Versatile Disk）、USB媒体、フラッシュメモリ等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録されて提供される。

[0145] また、実施の形態1～3に係る各装置に実行させるプログラムは、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせることにより提供するように構成してもよい。さらに、実施の形態1～3に係る情報処理装置に実行させるプログラムをイ

ンターネット等のネットワーク経由で提供または配布するようにしてもよい。

[0146] なお、実施の形態 1、2 では、光源装置 3 が、制御装置 9 とは別体である例を説明したが、光源装置 3 および制御装置 9 を一体とした構成としてもよい。また、実施の形態 3 では、光源装置 3 が、制御装置 9 とは一体である例を説明したが、光源装置 3 および制御装置 9 を別体とした構成としてもよい。

[0147] 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。

産業上の利用可能性

[0148] 以上のように、本発明にかかる医療用装置、医療システム、医療用装置の作動方法、および、医療用装置の作動プログラムは、処置具の出力がオフの際に発生した熱変性を術者に把握させるのに有用である。

符号の説明

- [0149] 1、101 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
 - 21 接眼部
 - 22 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 入力部
- 9 4 記録部
- 9 5 制御部
- 1 0 0 処置システム
- 1 0 2 内視鏡
- 1 1 0 処置具
- 1 1 5 スイッチ
- 1 2 0 処置具制御装置
- 1 2 1 挿入部
- 1 2 2 操作部
- 1 2 3 ユニバーサルコード

- 1 2 4 先端部
- 1 2 5 湾曲部
- 1 2 6 可撓管部
- 1 2 7、1 2 8 コネクタ部
- 1 2 7 a コイルケーブル
- 1 3 0 電気ケーブル
- 2 4 1 ライトガイド
- 2 4 2 照明レンズ
- 2 4 3 撮像装置
- 2 4 4 光学系
- 3 0 0 手術用顕微鏡システム
- 3 1 0 顕微鏡装置
- 3 1 2 顕微鏡部
- 3 1 3 支持部
- 3 1 4 ベース部
- 5 1 1 レンズ
- 5 3 1 画素部
- 5 3 2 カラーフィルタ
- 9 2 1 生成部
- 9 2 2 抽出部
- 9 2 3 蛍光領域判定部
- 9 2 4 出力状態判定部
- 9 2 5 出力部
- 9 4 1 プログラム記録部

請求の範囲

- [請求項1] エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成部と、
前記エネルギーデバイスの出力情報、および、前記蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定部と、
前記蛍光領域判定部によって前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知処理を実行する制御部と、
を備える医療用装置。
- [請求項2] 前記生成部は、第1 蛍光画像、および、前記第1 蛍光画像とは撮像時刻が後の第2 蛍光画像を生成し、
蛍光領域判定部は、前記第1 蛍光画像および前記第2 蛍光画像に基づいて、前記第2 蛍光画像のみに存在する新規蛍光領域の有無を判定し、前記新規蛍光領域が存在する場合に、前記エネルギーデバイスの出力情報に基づいて、当該新規蛍光領域が前記オフ時生成蛍光領域に該当するか否かを判定する、
請求項1 に記載の医療用装置。
- [請求項3] 前記第1 蛍光画像は、前記エネルギーデバイスの出力がオン状態において撮像された画像であり、
前記第2 蛍光画像は、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態において撮像された画像である、
請求項2 に記載の医療用装置。
- [請求項4] 前記第1 および第2 蛍光画像における蛍光領域を抽出する抽出部、
をさらに備え、
前記蛍光領域判定部は、前記抽出部が抽出した蛍光領域を比較して、前記新規蛍光領域の有無を判定する、
請求項2 に記載の医療用装置。

- [請求項5] 前記蛍光は、前記物質が励起されて発生した光である、
請求項1に記載の医療用装置。
- [請求項6] 前記物質は、熱変性によって生じた終末糖化産物である、
請求項5に記載の医療用装置。
- [請求項7] 前記蛍光領域判定部は、前記エネルギーデバイスがオフに切り替えられた時刻から、予め設定された時間が経過した後に撮像された第2の蛍光画像の蛍光領域について前記オフ時生成蛍光領域の有無を判定する、
請求項1に記載の医療用装置。
- [請求項8] 前記生成部は、前記オフ時生成蛍光領域、および、該オフ時生成蛍光領域以外の蛍光領域を互いに異なる態様で表示する表示画像を生成する、
請求項1に記載の医療用装置。
- [請求項9] 前記生成部は、
前記第2蛍光画像上に、前記オフ時生成蛍光領域、および、該オフ時生成蛍光領域以外の蛍光領域を互いに異なる態様で表示する前記表示画像を生成する、
請求項8に記載の医療用装置。
- [請求項10] 前記生成部は、
生体組織に対して白色光を照射した際の反射光および生体組織からの戻り光に基づく白色光画像を生成し、
前記白色光画像上に、前記オフ時生成蛍光領域、および、該オフ時生成蛍光領域以外の蛍光領域を互いに異なる態様で表示する前記表示画像を生成する、
請求項8に記載の医療用装置。
- [請求項11] エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像、および、前記エネルギーデバイスの出力情報に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力が

オフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定部と、

前記蛍光領域判定部によって前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知処理を実行する制御部と、

を備える医療用装置。

[請求項12]

被検体を撮像する撮像装置と、

生体組織に熱処置を施すことによって生じる物質を励起させる励起光を照射可能な光源装置と、

前記撮像装置が着脱自在であり、処置対象を焼灼するエネルギーデバイスを制御する制御装置と通信可能な制御装置と、

を備え、

前記制御装置は、

エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成部と、

前記エネルギーデバイスの出力情報、および、前記蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定部と、

前記蛍光領域判定部によって前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知処理を実行する制御部と、

を有する医療システム。

[請求項13]

医療用装置が実行する医療用装置の作動方法であって、

生成部が、エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成ステップと、

蛍光領域判定部が、前記エネルギーデバイスの出力情報、および、前記蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態

の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定ステップと、

制御部が、前記蛍光領域判定部によって前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知ステップと、

を含む医療用装置の作動方法。

[請求項14]

医療用装置が実行する医療用装置の作動プログラムであって、

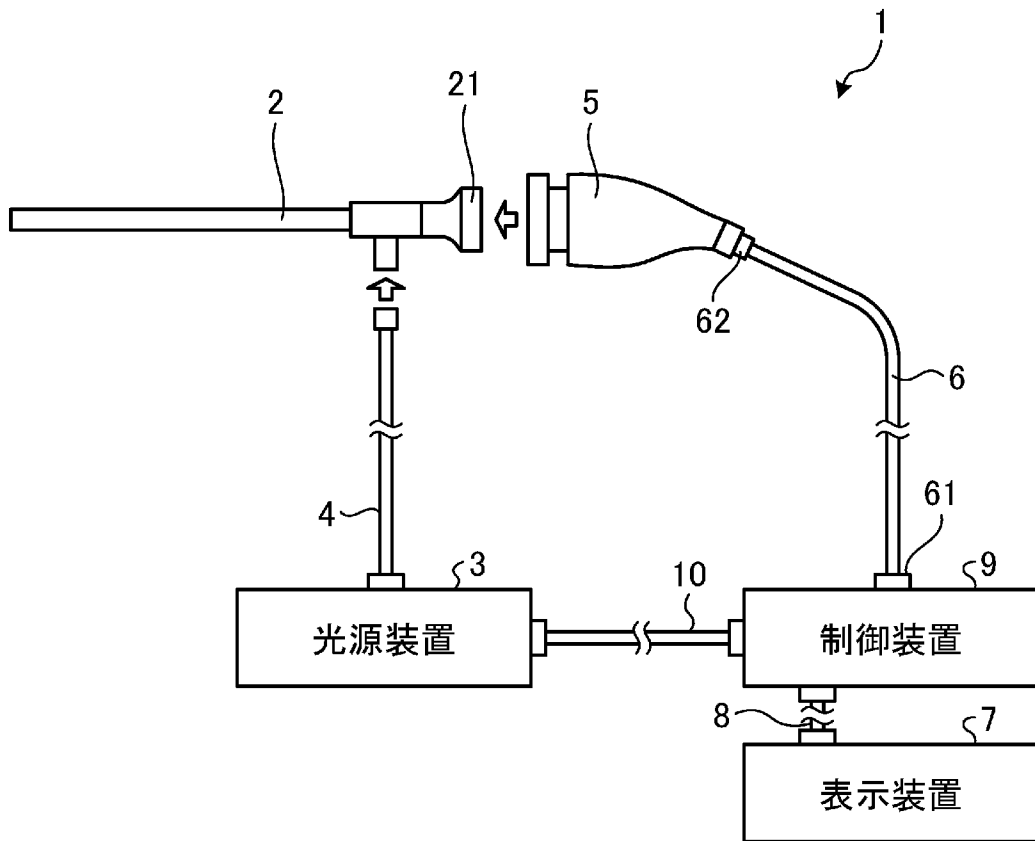
エネルギーデバイスを用いた焼灼によって生じる物質を励起する励起光によって発生する蛍光に基づく蛍光画像を生成する生成ステップと、

前記エネルギーデバイスの出力情報、および、前記蛍光画像に基づいて、当該エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間に発生したオフ時生成蛍光領域を判定する蛍光領域判定ステップと、

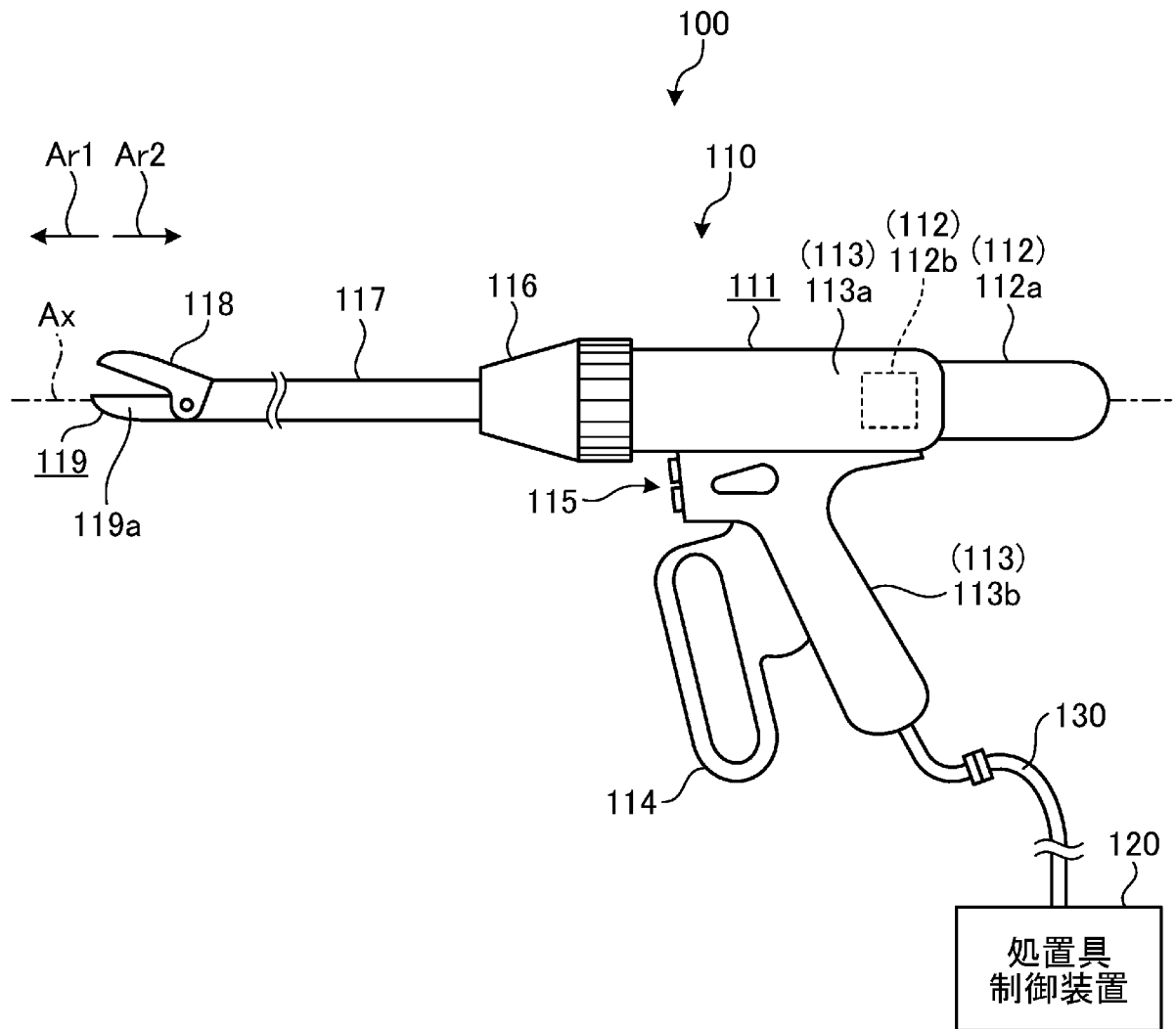
前記蛍光領域判定ステップで前記オフ時生成蛍光領域であると判定された場合に、前記エネルギーデバイスの出力がオフ状態の期間における蛍光領域の発生を報知する報知ステップと、

を実行させる医療用装置の作動プログラム。

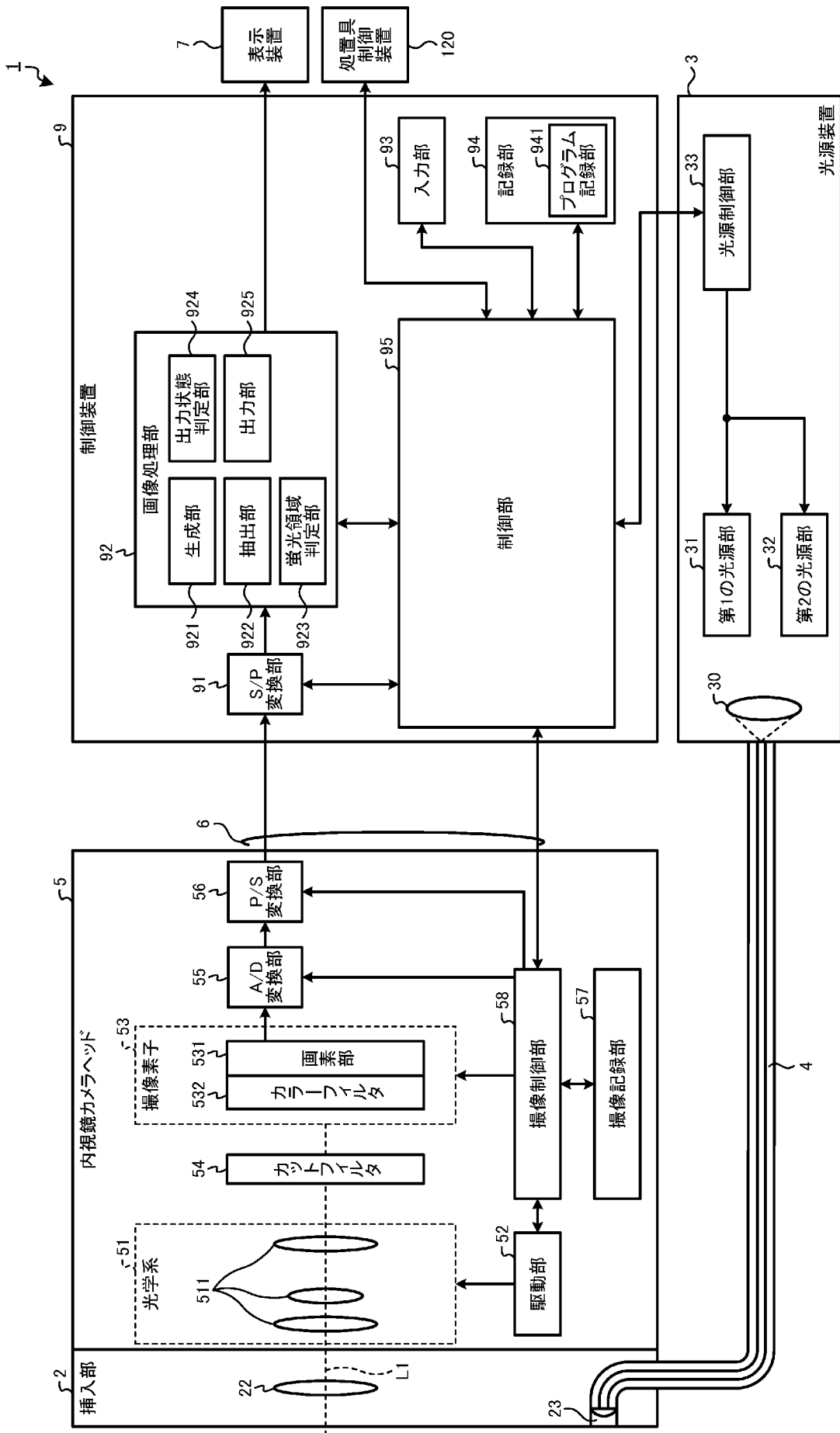
[図1]



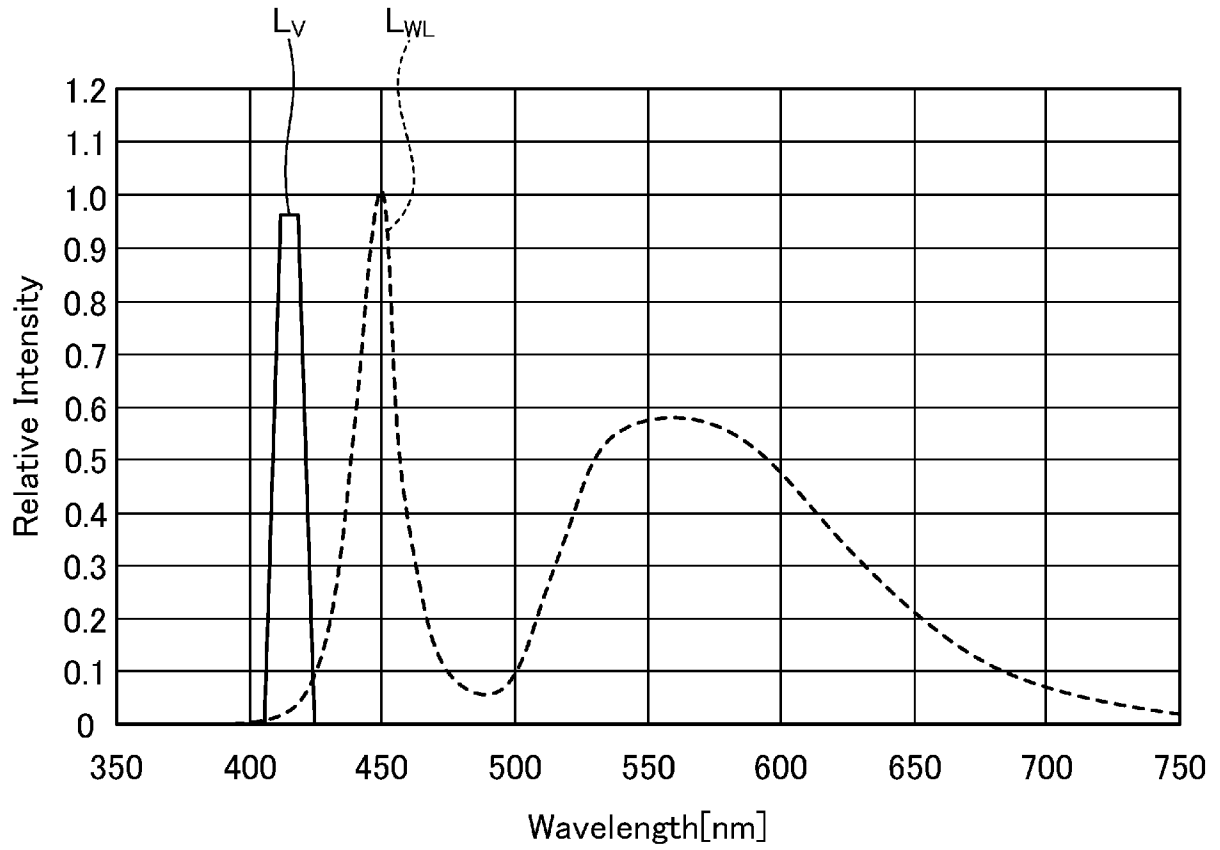
[図2]



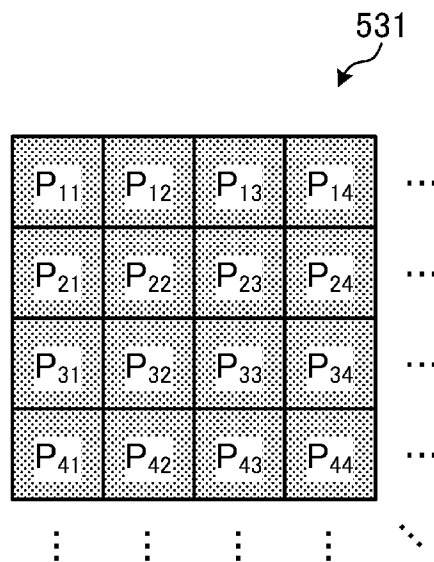
[図3]



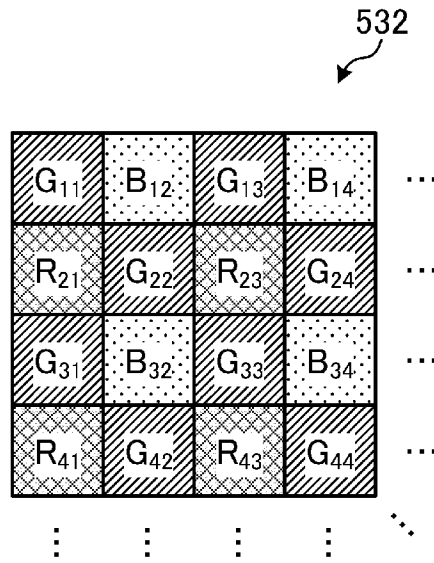
[図4]



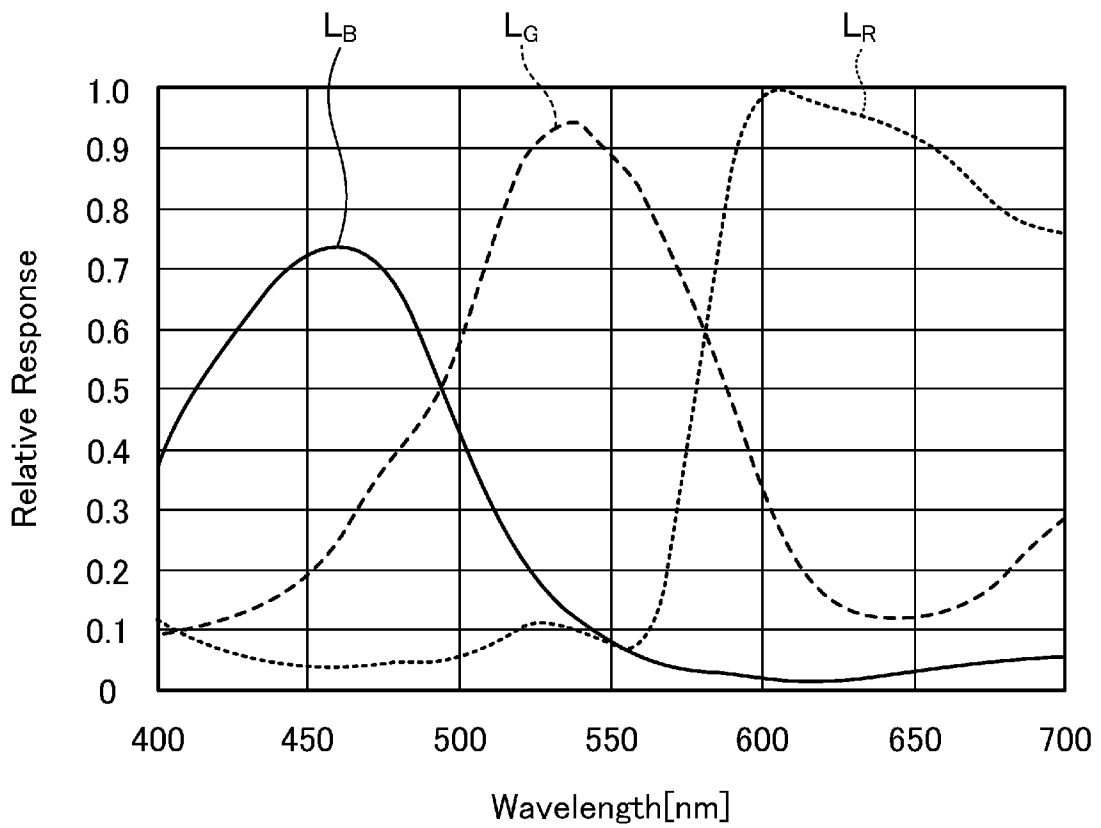
[図5]



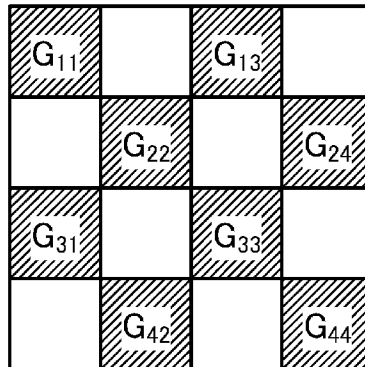
[図6]



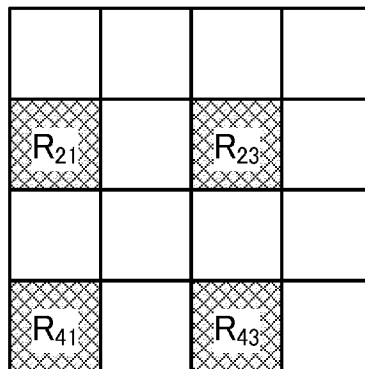
[図7]



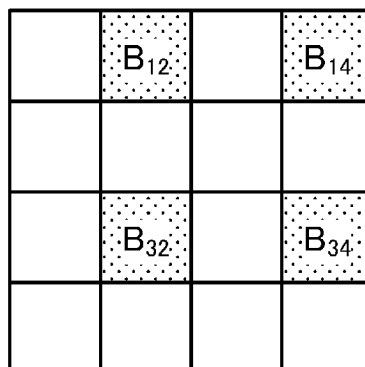
[図8A]



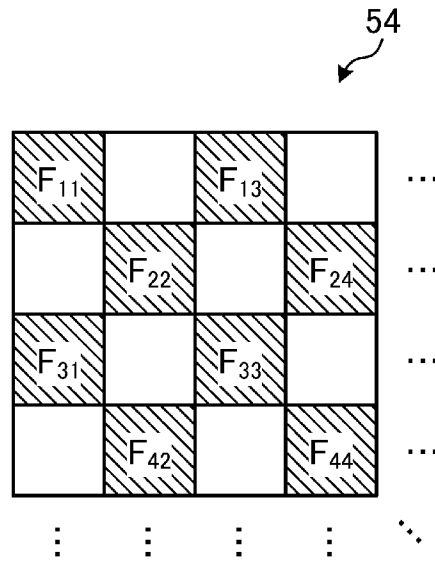
[図8B]



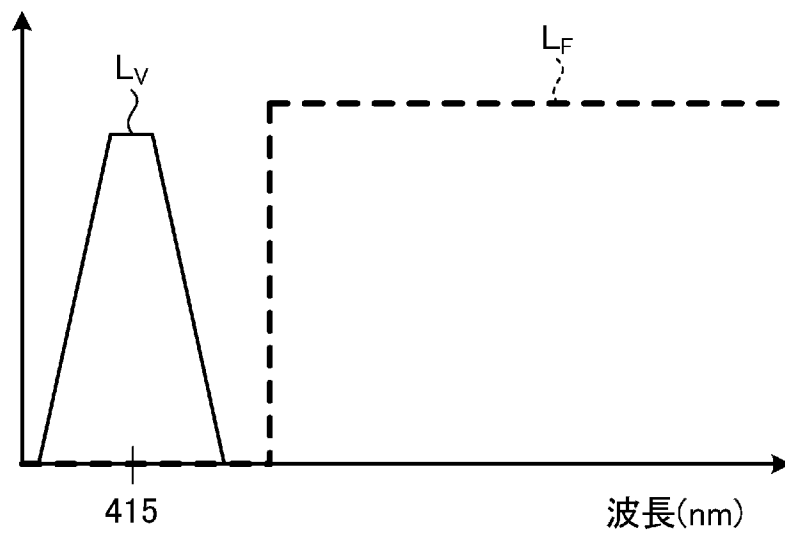
[図8C]



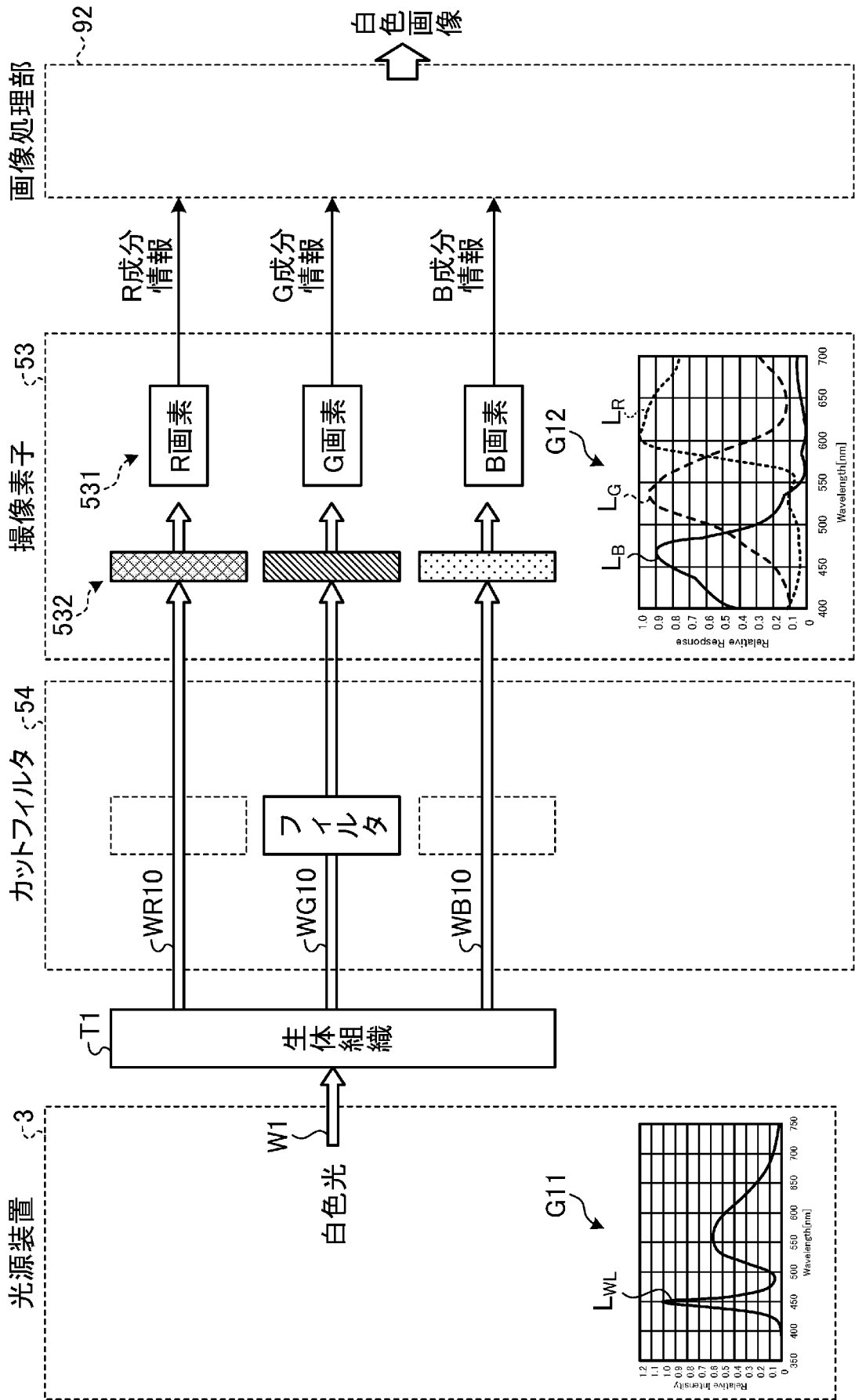
[図9]



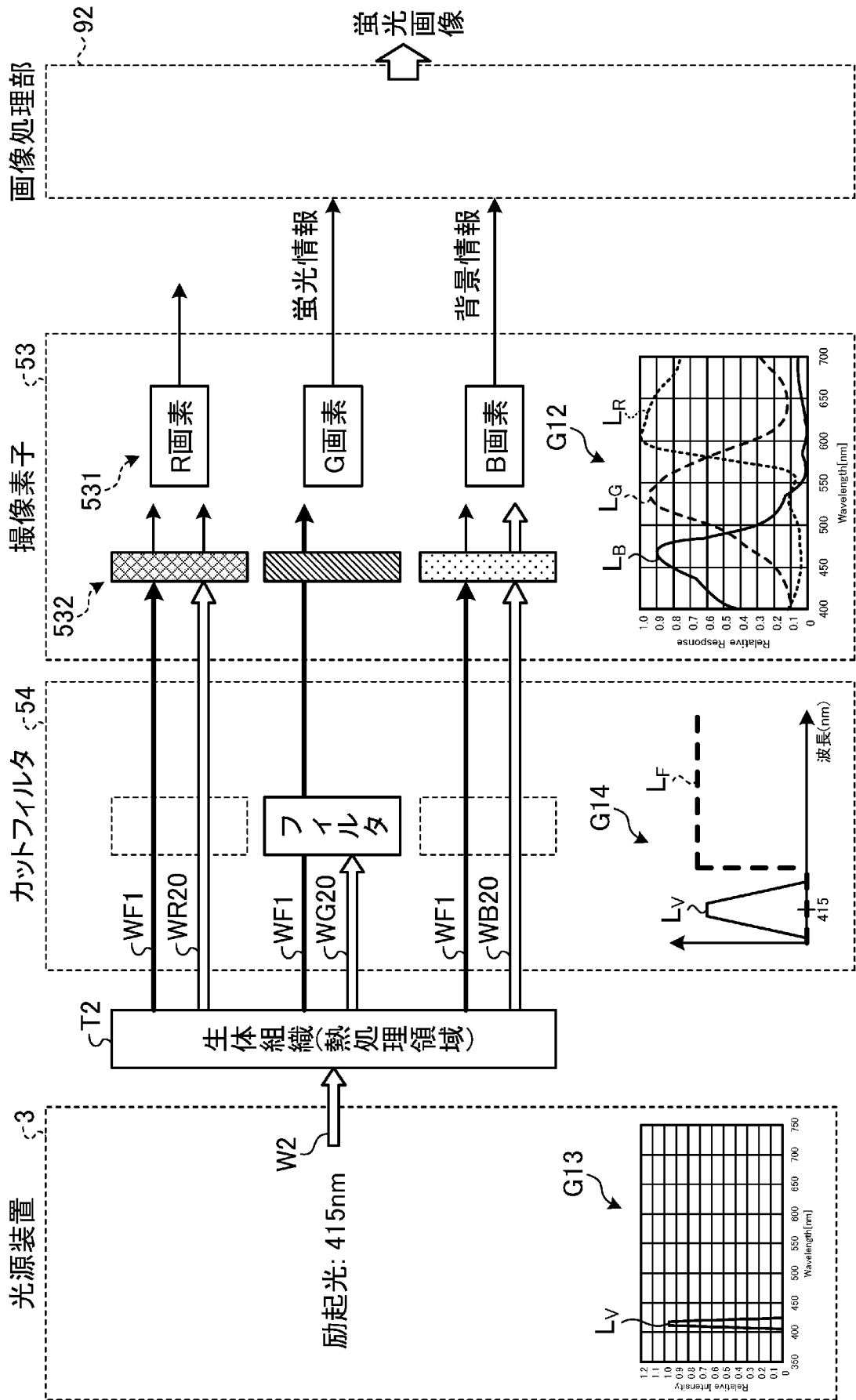
[図10]



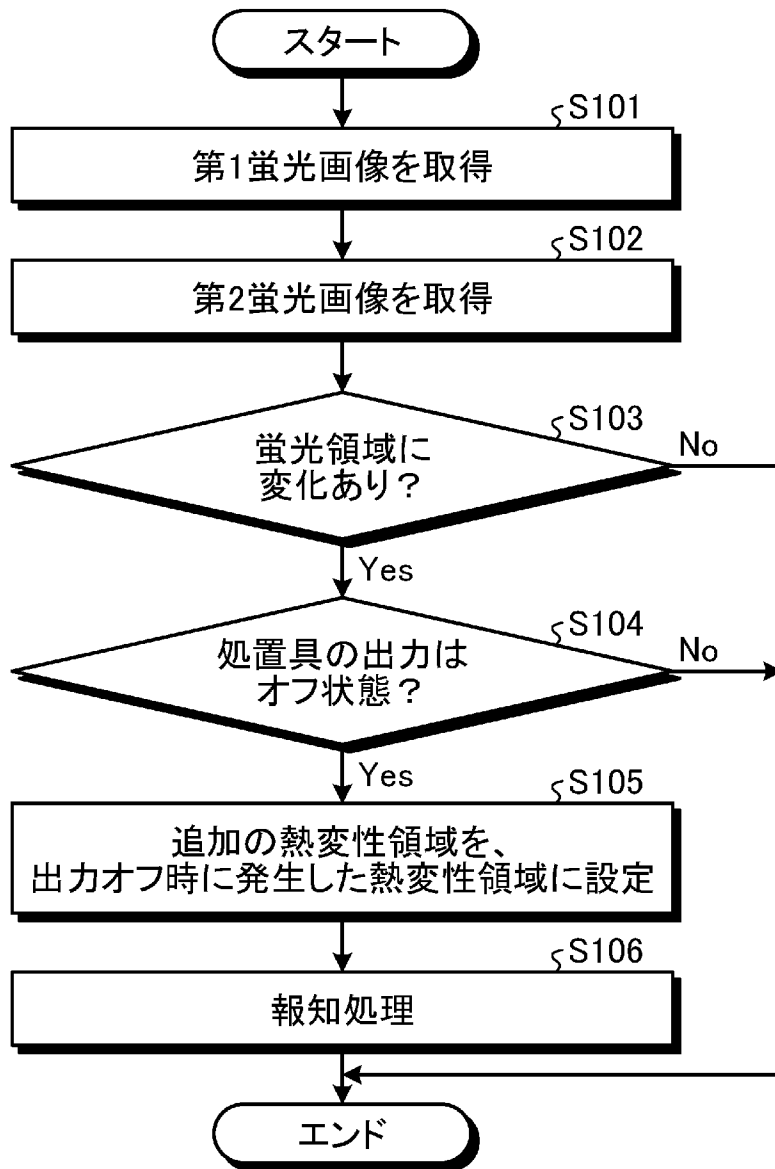
[図11]



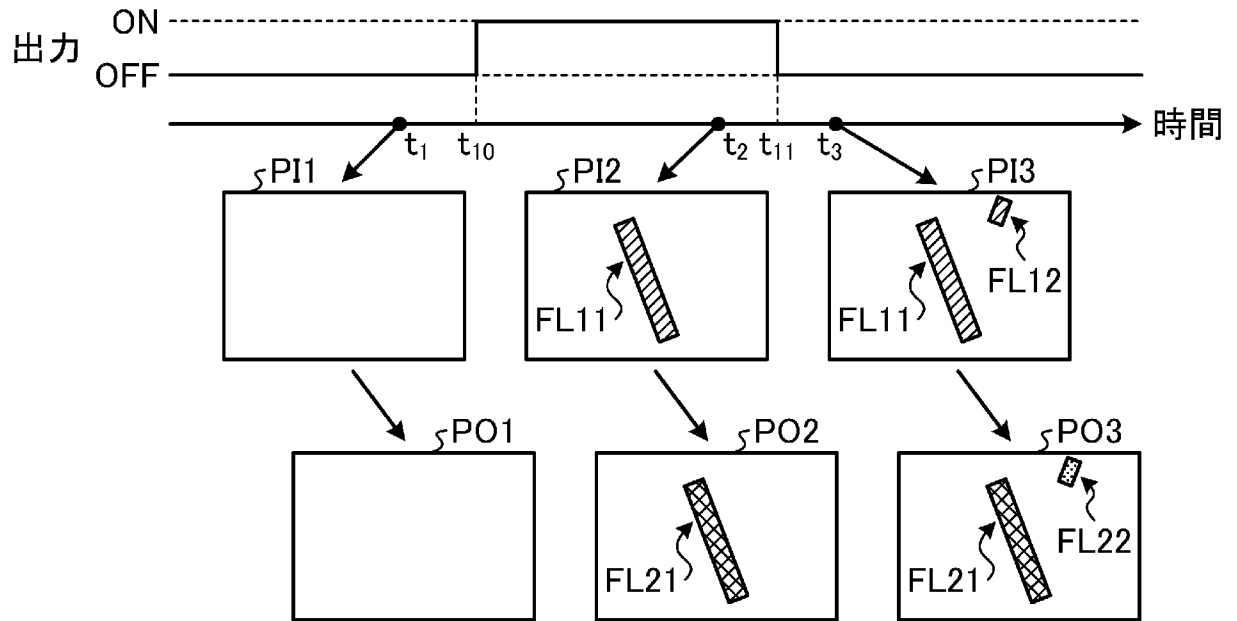
[図12]



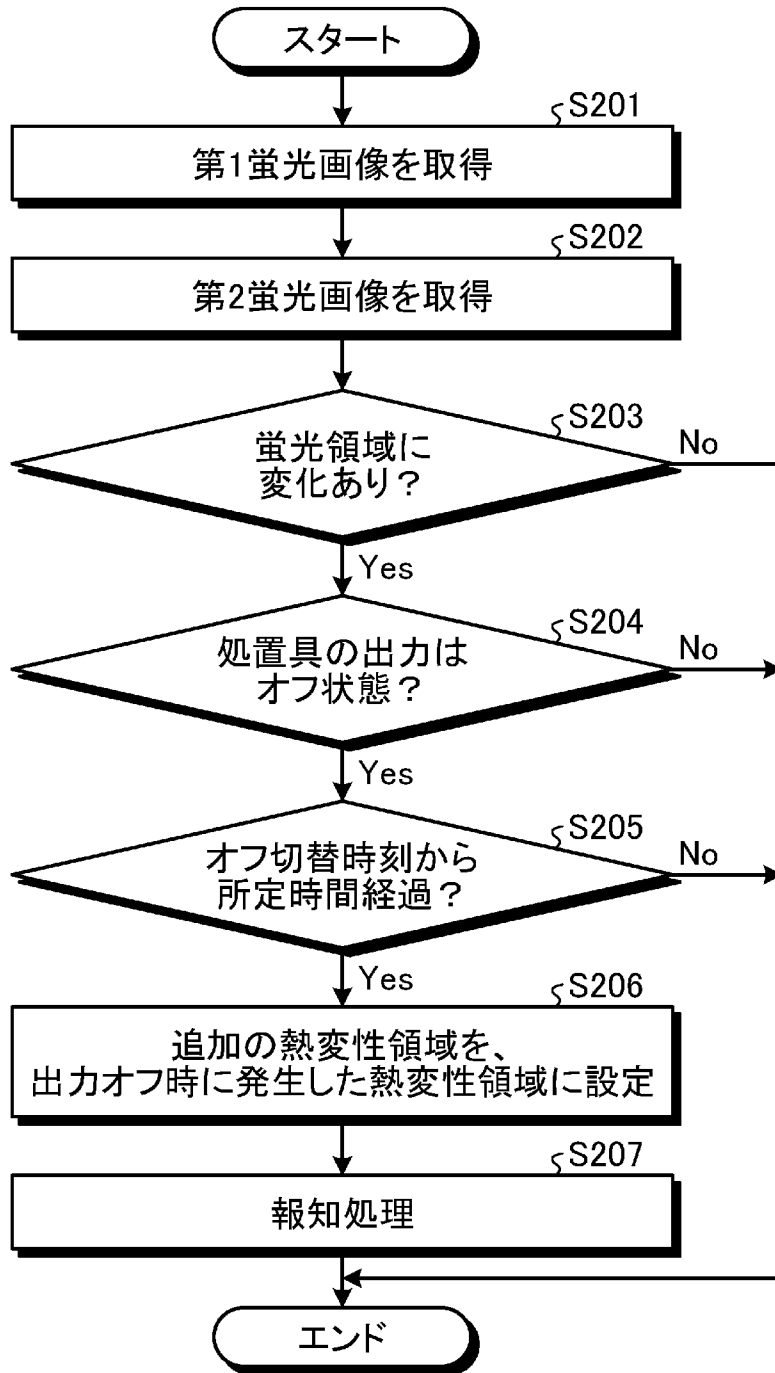
[図13]



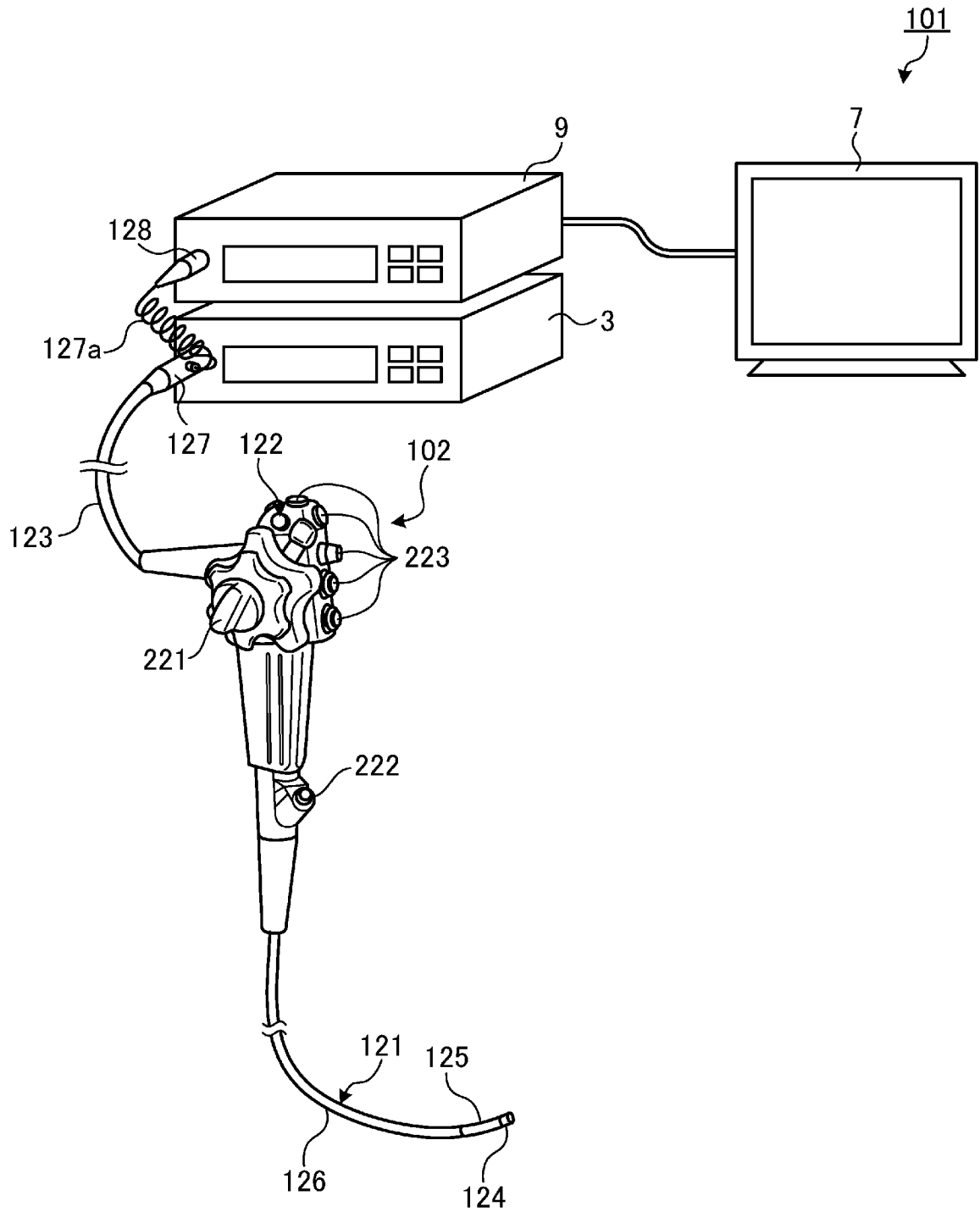
[図14]



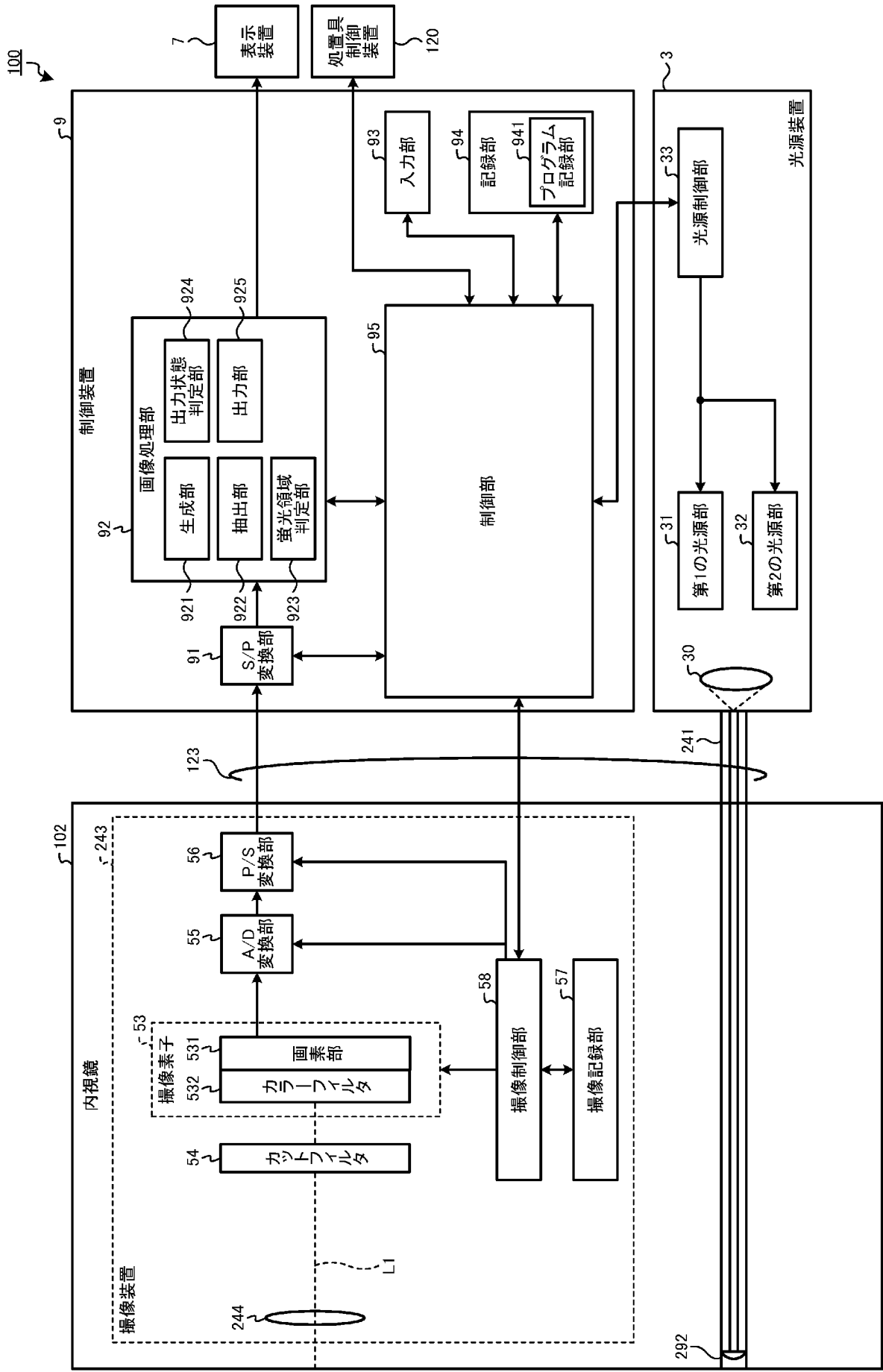
[図15]



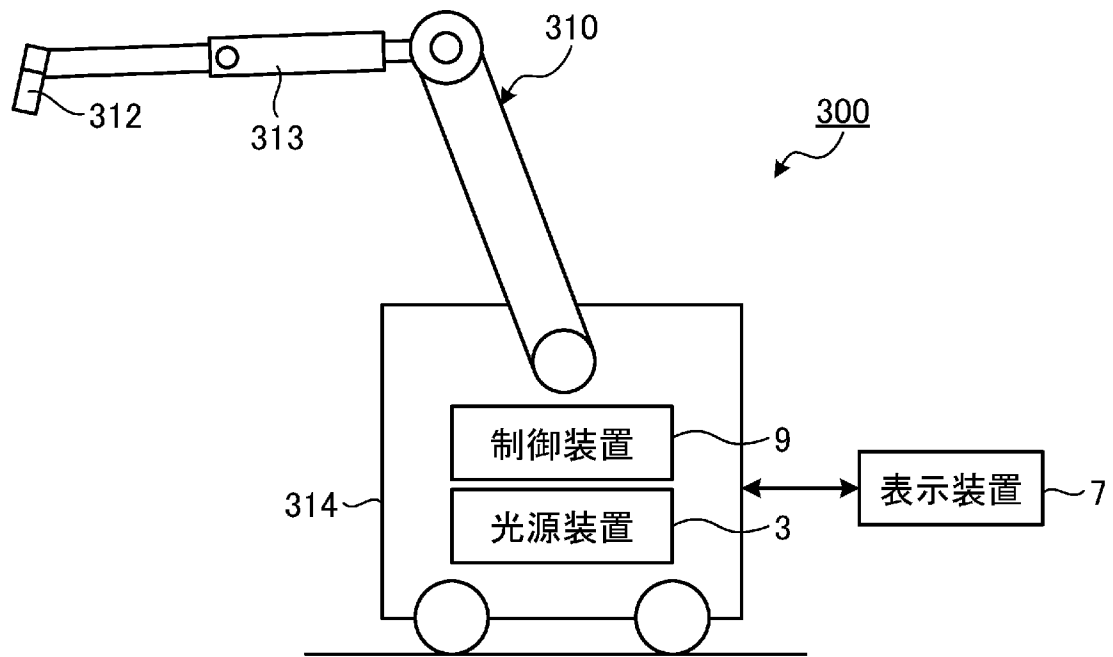
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/004453

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 1/00(2006.01)i FI: A61B1/00 511		
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		
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.
A	WO 2020/054723 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 19 March 2020 (2020-03-19) paragraphs [0026]-[0197], fig. 1-15	1-14
A	US 2019/0110838 A1 (MEDTRONIC, INC.) 18 April 2019 (2019-04-18) paragraph [0067]	1-14
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 01 March 2023		Date of mailing of the international search report 18 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/JP2023/004453

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2020/054723	A1	19 March 2020	US	2021/0186594	A1	
					paragraphs [0032]-[0201], fig. 1-15		
				CN	112601484	A	

US	2019/0110838	A1	18 April 2019	WO	2019/079036	A1	
				CN	111225628	A	

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 FI: A61B1/00 511		
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 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
A	WO 2020/054723 A1 (オリンパス株式会社) 19.03.2020 (2020-03-19) [0026] ~ [0197]、図1~15	1-14
A	US 2019/0110838 A1 (MEDTRONIC, INC.) 18.04.2019 (2019-04-18) [0067]	1-14
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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	01.03.2023	国際調査報告の発送日 18.04.2023
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） 山口 裕之 2Q 2913 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/JP2023/004453

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO 2020/054723 A1	19.03.2020	US 2021/0186594 A1 [0032] ~ [0201] 1]、 <input checked="" type="checkbox"/> 1 ~ 15 CN 112601484 A	
US 2019/0110838 A1	18.04.2019	WO 2019/079036 A1 CN 111225628 A	