

(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 2024/166330 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *A61B 1/045* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/004457
- (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).

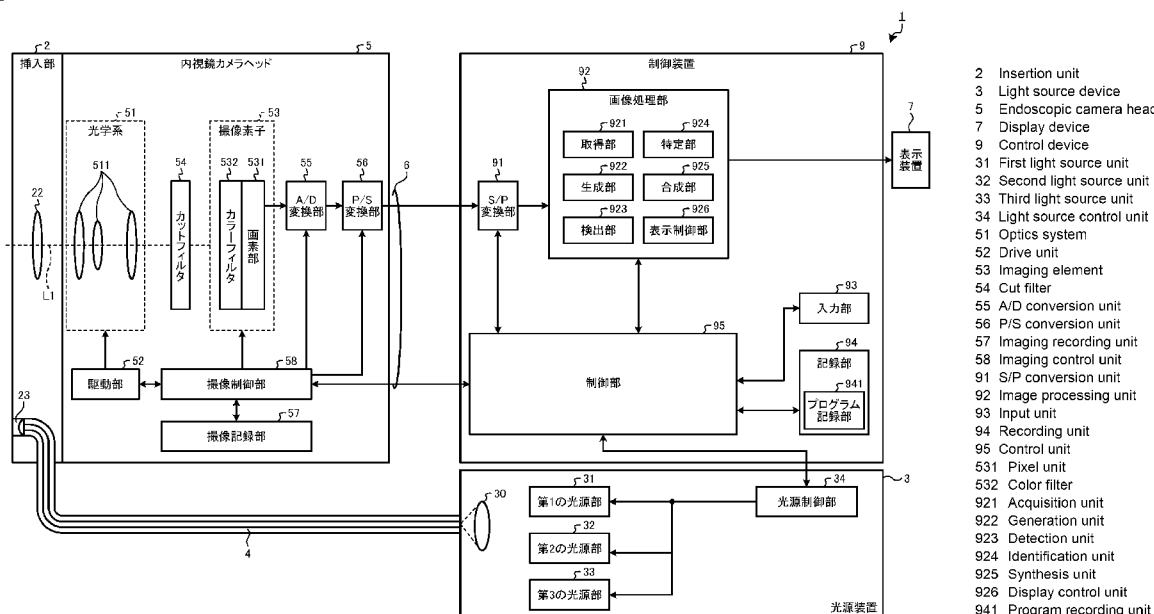
(74) 代理人: 弁理士法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎ノ門ダイビルイースト Tokyo (JP).

(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,

(54) Title: MEDICAL DEVICE, MEDICAL SYSTEM, METHOD FOR OPERATING MEDICAL DEVICE, 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 method for operating a medical device, and a program that make it possible to check the state of coagulation/denaturation with respect to blood vessels. This medical device is provided with a processor. The processor: acquires a display image in which a vascular area of blood vessels in a subject is identified, and a fluorescence image which overlaps with at least a portion of the viewing field in the display image; identifies heat denaturation information in the vascular area on the basis of the display image and the fluorescence image; and outputs said heat denaturation information.

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: 血管への凝固変性の状態を確認することができる、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、被検体における血管の血管領域が特定された表示用画像と、少なくとも表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍光画像と、を取得し、表示用画像と、蛍光画像と、に基づいて、血管領域における熱変性情報を特定し、熱変性情報を出力する。

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、早期胃癌の治療法として、内視鏡的粘膜下層剥離術（endoscopic submucosal dissection：ESD）が広く普及している。このESDによる粘膜下層の剥離の際に、術者は、剥離領域に存在する血管に対して、エネルギーデバイス、例えば止血鉗子によってPre-coagulationによる凝固変性により予防止血を行う。

[0005] しかしながら、術者は、Pre-coagulationの対象となる血管への凝固変性の状態を自身の経験則に従って判断していたため、血管への凝固変性の状態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、血管への凝固変性の状態

を確認することができる、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、プロセッサを備える医療用装置であって、前記プロセッサは、被検体における血管の血管領域が特定された表示用画像と、少なくとも前記表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍光画像と、を取得し、前記表示用画像と、前記蛍光画像と、に基づいて、前記血管領域における熱変性情報を特定し、前記熱変性情報を出力する。

[0008] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記プロセッサは、前記表示用画像の前記血管領域に、前記熱変性情報を合成した合成画像を生成し、前記合成画像を出力する。

[0009] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記プロセッサは、前記表示用画像の前記血管領域に、前記熱変性情報を重畳して出力する。

[0010] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記プロセッサは、熱変性領域から発せられる蛍光を撮像した撮像信号を取得し、前記撮像信号に基づいて、前記蛍光画像を生成する。

[0011] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記蛍光は、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から発せられる。

[0012] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記プロセッサは、前記蛍光画像を構成する各画素の信号値に基づいて、前記熱変性情報を特定する。

[0013] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記プロセッサは、前記蛍光画像を構成する各画素の信号値に基づいて、前記熱変性情報として熱凝固レベルが低い領域を特定する。

[0014] 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、前記蛍光画像を構成する画素毎に、前記信号値が所定値より小さいか否かを判定し、前記信号値が所定値より小さい画素の領域を、前記熱凝固レベル

が低い領域として特定する。

[0015] 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、前記血管領域における前記熱凝固レベルを特定する。

[0016] 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、前記熱凝固レベルが所定値より低い領域を、前記熱凝固レベルが所定値以上の高い領域と比して識別可能に出力する。

[0017] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記表示用画像は、白色光画像における特徴量から前記血管領域が特定された画像である。

[0018] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記表示用画像は、特殊光画像における特徴量から前記血管領域が特定された画像である。

[0019] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記表示用画像は、白色光画像における特徴量から前記血管領域が特定された画像である。

[0020] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記表示用画像は、特殊光画像における特徴量から前記血管領域が特定された画像である。

[0021] 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、白色光画像と、前記白色光画像と同じ視野領域の血管認識用画像と、に基づいて、前記表示用画像を生成する。

[0022] 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、血管認識用画像を取得し、前記血管認識用画像から特定された血管領域を、白色光画像に重畳して前記表示用画像を生成する。

[0023] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記血管認識用画像は、血液の吸光度に基づいて決定された狭帯域光により取得された画像である。

[0024] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記血管認識用画像は、狭帯域光観察画像である。

[0025] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記血管認識用画像は、赤色光観察画像である。

[0026] 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撮像信号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、前記撮像素子から、被検体における血管の血管領域が特定された表示用画像と、少なくとも前記表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍光画像と、を取得し、前記表示用画像と、前記蛍光画像と、に基づいて、前記血管領域における熱変性情報を特定し、前記熱変性情報を出力する。

[0027] また、本開示に係る医療用装置の作動方法は、プロセッサを備える医療用装置の作動方法であって、前記プロセッサが、被検体における血管の血管領域が特定された表示用画像と、少なくとも前記表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍光画像と、を取得し、前記表示用画像と、前記蛍光画像と、に基づいて、前記血管領域における熱変性情報を特定し、前記熱変性情報を出力する。

[0028] また、本開示に係るプログラムは、プロセッサを備え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、被検体における血管の血管領域が特定された表示用画像と、少なくとも前記表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍光画像と、を取得し、前記表示用画像と、前記蛍光画像と、に基づいて、前記血管領域における熱変性情報を特定し、前記熱変性情報を出力する、ことを実行させる。

発明の効果

[0029] 本開示によれば、血管への凝固変性の状態を確認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

[0030] [図1]図1は、一実施の形態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、一実施の形態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、一実施の形態に係る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、一実施の形態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、一実施の形態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、一実施の形態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7Aは、一実施の形態に係る撮像素子のR画素の信号値を模式的に示す図である。

[図7B]図7Bは、一実施の形態に係る撮像素子のG画素の信号値を模式的に示す図である。

[図7C]図7Cは、一実施の形態に係る撮像素子のB画素の信号値を模式的に示す図である。

[図8]図8は、一実施の形態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、一実施の形態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10は、一実施の形態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11は、一実施の形態に係る生成部が生成する白色光画像の一例を示す図である。

[図12]図12は、一実施の形態に係る検出部が白色光画像における血管領域を検出した検出結果を模式的に示す図である。

[図13]図13は、一実施の形態に係る蛍光画像の信号値、熱変性程度および血管の熱凝固レベルの対応関係を模式的に示す図である。

[図14]図14は、一実施の形態に係る合成部が生成する合成画像の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0031] 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。

[0032] 〔内視鏡システムの構成〕

図1は、一実施の形態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、一実施の形態では、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。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特徴領域（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。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、内視鏡的粘膜下層剥離術（ESD）に用いられる。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 内視鏡カメラヘッド 5 は、挿入部 2 の接眼部 2 1 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] [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。

[0044] [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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] [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3の光源部33と、光源制御部34と、を備える。

[0048] 集光レンズ30は、第1の光源部31および第3の光源部33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。

[0049] 第1の光源部31は、光源制御部34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 3 1 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。

[0050] 第 2 の光源部 3 2 は、光源制御部 3 4 による制御のもと、所定の波長帯域を有する第 1 の狭帯域光を発光することによってライトガイド 4 へ照明光として第 1 の狭帯域光を供給する。ここで、第 1 の狭帯域光は、波長帯域が 530 nm ~ 550 nm（中心波長が 540 nm）である。第 2 の光源部 3 2 は、緑色 LED ランプ、コリメートレンズ、530 nm ~ 550 nm の光を透過させる透過フィルタおよび駆動ドライバ等を用いて構成される。

[0051] 第 3 の光源部 3 3 は、光源制御部 3 4 による制御のもと、第 1 の狭帯域光と異なる波長帯域の第 2 の狭帯域光を発光することによってライトガイド 4 へ照明光として第 2 の狭帯域光を供給する。ここで、第 2 の狭帯域光は、波長帯域が 400 nm ~ 430 nm（中心波長が 415 nm）である。第 3 の光源部 3 3 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、一実施の形態では、第 2 の狭帯域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励起光として機能する。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、一実施の形態では、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、一実施の形態では、第 3 の光源部 3 3

から A G E s を励起させるための波長 4 1 5 n m m 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、一実施の形態は、A G E s 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 4 9 0 ~ 6 2 5 n m 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。

[0052] 光源制御部 3 4 は、F P G A または C P U 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 3 4 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 3 1 および第 3 の光源部 3 3 の各々の発光タイミングおよび発光時間等を制御する。

[0053] ここで、第 2 の光源部 3 2 および第 3 の光源部 3 3 の各々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 3 2 および第 3 の光源部 3 3 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 3 において、横軸が波長（n m）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_{NG} が第 2 の光源部 3 2 が発光する第 1 の狭帯域光の波長特性を示し、折れ線 L_V が第 3 の光源部 3 3 が発光する第 2 の狭帯域光（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。

[0054] 図 3 の折れ線 L_{NG} に示すように、第 2 の光源部 3 2 は、中心波長（ピーク波長）が 5 4 0 n m であり、波長帯域 5 3 0 n m ~ 5 5 0 n m である狭帯域光を発光する。また、第 3 の光源部 3 3 は、中心波長（ピーク波長）が 4 1 5 n m であり、波長帯域が 4 0 0 n m ~ 4 3 0 n m である励起光を発光する。

[0055] このように、第 2 の光源部 3 2 および第 3 の光源部 3 3 の各々は、互いに異なる波長帯域の第 1 の狭帯域光および第 2 の狭帯域光（励起光）を発光する。

[0056] また、第 1 の狭帯域光は、生体組織における層判別用の光となす。具体的には、第 1 の狭帯域光は、被写体である粘膜層の吸光度と被写体である筋層

の吸光度との差が、2つの被写体を識別可能な程度に大きくなる。このため、層判別用の第1の狭帯域光の照射により取得される層判別用の第2の画像のうち、粘膜層を撮像した領域は、筋層を撮像した領域に比べて画素値（輝度値）が小さく、暗くなる。即ち、一実施の形態1では、層判別用の第2の画像を表示画像の生成に用いることによって、粘膜層と筋層とを識別が容易な表示態様とすることが可能になる。

[0057] また、第2の狭帯域光（励起光）は、第1の狭帯域光と異なる生体組織における層判別用の光となす。具体的には、第2の狭帯域光は、被写体である筋層の吸光度と被写体である脂肪層の吸光度の差が、2つの被写体を識別可能な程度に大きくなる。このため、層判別用の第2の狭帯域光の照射により取得される層判別用の第2の光画像のうち、筋層を撮像した領域は、脂肪層を撮像した領域に比べて画素値（輝度値）が小さく、暗くなる。即ち、層判別用の第2の画像を表示画像の生成に用いることによって、筋層と脂肪層とを識別が容易な態様とすることが可能になる。

[0058] 粘膜層（生体粘膜）および筋層は、いずれもミオグロビンを多く含む被写体である。ただし、含まれるミオグロビンの濃度は、粘膜層が相対的に高く、筋層が相対的に低い。粘膜層と筋層との吸光特性に差異が生じる原因は、粘膜層（生体粘膜）および筋層の各々に含まれるミオグロビン濃度の差に起因する。そして、粘膜層と筋層との吸光度の差は、生体粘膜の吸光度が最大値となる波長の近傍において最大となる。即ち、層判別用の第1の狭帯域光とは、他の波長帯域にピーク波長を有する光に比べて、粘膜層と筋層との差が大きく現れる光となる。

[0059] また、第2の狭帯域光は、筋層の吸光度に比べて脂肪の吸光度が低いため、層判別用の第2の狭帯域光の照射によって撮像される第2の画像において、筋層が撮像される領域の画素値（輝度値）が、脂肪層が撮像される領域の画素値（輝度値）に比べて小さくなる。特に、層判別用の第2の狭帯域光は、筋層の吸光度が極大値となる波長に対応する光であるため、筋層と脂肪層との差が大きく現れる光となる。即ち、層判別用の第2の画像における筋層

領域の画素値（輝度値）と、脂肪層領域の画素値（輝度値）との差が、識別可能な程度に大きくなる。

[0060] このように光源装置 3 は、第 1 の狭帯域光および第 2 の狭帯域光の各々を生体組織に照射する。これにより、後述する内視鏡カメラヘッド 5 は、生体組織からの戻り光を撮像することによって生体組織を構成する粘膜層、筋層および脂肪層の各々を識別可能であり、血管領域を特定可能な画像を得ることができる。

[0061] 〔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 5 1 と、駆動部 5 2 と、撮像素子 5 3 と、カットフィルタ 5 4 と、A/D 変換部 5 5 と、P/S 変換部 5 6 と、撮像記録部 5 7 と、撮像制御部 5 8 と、を備える。

[0062] 光学系 5 1 は、挿入部 2 の光学系 2 2 が集光した被写体像を撮像素子 5 3 の受光面に結像する。光学系 5 1 は、焦点距離および焦点位置を変更可能である。光学系 5 1 は、複数のレンズ 5 1 1 を用いて構成される。光学系 5 1 は、駆動部 5 2 によって複数のレンズ 5 1 1 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。

[0063] 駆動部 5 2 は、撮像制御部 5 8 による制御のもと、光学系 5 1 の複数のレンズ 5 1 1 を光軸 L 1 上に沿って移動させる。駆動部 5 2 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 5 1 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。

[0064] 撮像素子 5 3 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 5 3 は、撮像制御部 5 8 による制御のもと、光学系 5 1 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 5 4 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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

。

[0070] 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L1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

。

[0071] 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F₁₁は、フィルタG₁₁（図5を参照）が配置された位置であって、フィルタG₁₁の直上の受光面側に配置されてなる。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 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

の平行／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、一実施の形態では、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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 〔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。

[0079] 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／平行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。

[0080] 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。具体的には、画像処理部 9 2 は、取得部 9 2 1 と、生成部 9 2 2 と、検出部 9 2 3 と、特定部 9 2 4 と、合成部 9 2 5 と、表示制御部 9 2 6 と、を有する。

[0081] 取得部 9 2 1 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。具体的には、取得部 9 2 1 は、光源装置 3 が白色光、狭帯域光および励起光のいずれかを生体組織に向けて照射した際に、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 5 3 が撮像することによって生成した撮像信号を、S/P 変換部 9 1 を経由して内視鏡カメラヘッド 5 から取得する。

[0082] 生成部 9 2 2 は、取得部 9 2 1 が取得した撮像信号に基づいて、白色光画像、特殊光画像の血管認識用画像および蛍光画像を生成する。具体的には、生成部 9 2 2 は、取得部 9 2 1 が取得した撮像信号に対して、デモザイク処理、ホワイトバランス処理、ゲイン調整処理および γ 補正処理等を行って白色画像を生成する。より具体的には、生成部 9 2 2 は、光源装置 3 が白色光を生体組織に向けて照射した場合、取得部 9 2 1 が取得した撮像信号に対して、デモザイク処理等を行うことによって白色光画像を生成する。また、生成部 9 2 2 は、光源装置 3 が狭帯域光を生体組織に向けて照射した場合、取得部 9 2 1 が取得した撮像信号に含まれる 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疑似カラー画像（特殊光画像の一つである狭帯域画像）である血管認識用画像を生成する。さらに、生成部 9 2 2 は、光源装置 3 が励起光を生体組織に向けて照射した場合、取得部 9 2 1 が取得した撮像信号に対して、デモザイク処理等を行うことによって蛍光画像を生成す

る。

[0083] 検出部 9 2 3 は、生成部 9 2 2 が生成した白色光画像と血管認識用画像と、に基づいて、白色光画像における血管領域を検出する。具体的には、検出部 9 2 3 は、生成部 9 2 2 が生成した血管認識用画像の特徴量に基づいて、白色光画像における血管領域を検出する。例えば、検出部 9 2 3 は、血管認識用画像に対して、周知技術の二値化処理またはエッジ抽出処理等を行って特徴量を抽出し、この抽出した特徴量に基づいて、白色光画像における血管領域を検出する。検出部 9 2 3 は、血管認識用画像の特徴量に基づいて、二値化処理等を行うことによって白色光画像における血管領域を検出しているが、これに限定されることなく、例えばディープラーニング (Deep Learning) 等の機械学習で複数の血管認識用画像を学習した学習済モデルを用いて白色画像における血管領域を検出してもよい。この場合、学習済モデルは、入力パラメータとして、複数の血管認識用画像と、この複数の血管認識用画像の各々に含まれる血管領域に対して画素アドレス等の位置指定を行ったアノテーション (Annotation) 等を施した訓練データ (学習データ) を学習し、出力パラメータ (学習結果) として、白色光画像における血管領域の位置を検出して出力する。即ち、検出部 9 2 3 は、上述した学習済モデルを用いて、入力パラメータとして、白色光画像および血管認識用画像を入力し、出力パラメータとして白色光画像における血管領域の位置を出力するように構成してもよい。

[0084] 特定部 9 2 4 は、検出部 9 2 3 が検出した白色光画像の血管領域と、生成部 9 2 2 が生成した蛍光画像と、に基づいて、白色光画像の血管領域における熱変性情報を特定する。具体的には、特定部 9 2 4 は、白色光画像の血管領域に対応する蛍光画像の領域の各画素の信号値に基づいて、熱変性情報を特定する。

[0085] 合成部 9 2 5 は、特定部 9 2 4 が特定した熱変性情報を、検出部 9 2 3 が検出した白色光画像の血管領域に合成した合成画像を生成する。

[0086] 表示制御部 9 2 6 は、制御部 9 6 の制御のもと、内視鏡システム 1 に関する

る各種の情報を表示装置 7 へ出力する。また、表示制御部 9 2 6 は、合成部 9 2 5 が生成した合成画像を表示装置 7 へ出力する。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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 9 5 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 9 5 は、プログラム記録部 9 4 1 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。

[0090] [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 1 0 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。

[0091] まず、図 1 0 に示すように、制御部 9 6 は、光源装置 3 の第 1 の光源部 3 1 を発光させて白色光を挿入部 2 に供給することによって生体組織に向けて白色光を照射させる（ステップ S 1 0 1）。

[0092] 続いて、制御部 9 6 は、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 5 3 に生体組織からの戻り光および生体組織からの反射光を撮像させる（ステップ S 1 0 2）。

- [0093] その後、取得部 921 は、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 53 が撮像して生成した撮像信号を取得する（ステップ S103）。
- [0094] 続いて、生成部 922 は、取得部 921 が取得した撮像信号に基づいて、被検体内の白色光画像を生成する（ステップ S104）。図 11 は、生成部 922 が生成する白色光画像の一例を示す図である。図 11 に示すように、生成部 922 は、取得部 921 が取得した撮像信号に対して、デモザイク処理、ホワイトバランス処理、ゲイン調整処理および γ 補正処理等を行って被検体内の生体組織における血管の血管領域 B1 を含む白色光画像 P1 を生成する。
- [0095] その後、制御部 96 は、光源装置 3 の第 2 の光源部 32 および第 3 の光源部 33 の各々を発光させて狭帯域光（第 1 の狭帯域光および第 2 の狭帯域光）を挿入部 2 に供給することによって生体組織における血管認識するための狭帯域光を照射させる（ステップ S105）。
- [0096] 続いて、制御部 96 は、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 53 に生体組織からの戻り光および生体組織からの反射光を撮像させる（ステップ S106）。
- [0097] その後、取得部 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（ステップ S107）。
- [0098] 続いて、生成部 922 は、取得部 921 が取得した撮像信号に基づいて、血管認識用画像を生成する（ステップ S108）。具体的には、生成部 922 は、取得部 921 が取得した撮像信号に含まれる 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疑似カラー画像（狭帯域画像）である血管認識用画像を生成する。この場合において、G 画素の信号値には、被検体の粘膜深層情報が含まれる。また、B 画素の信号値には、被検体の粘膜表層情報が含まれる。このため、生成部 922 は、撮像信号に含まれる 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疑似カラー画像である血管認識用画像を生成する。ここで、血管認識用画像とは、G 画素の信号値および

B画素の信号値のみを用いて生成した画像である。なお、生成部922は、取得部921が取得した撮像信号に含まれるR画素の信号値を、血管認識用画像の生成に用いることなく、削除する。

[0099] その後、検出部923は、生成部922が生成した白色光画像と血管認識用画像と、に基づいて、白色光画像における血管領域を検出する（ステップS109）。図12は、検出部923が白色光画像における血管領域を検出した検出結果を模式的に示す図である。図12に示すように、検出部923は、生成部922が生成した血管認識用画像の特徴量に基づいて、白色光画像P1における血管領域B1を検出する。例えば、検出部923は、血管認識用画像に対して、周知技術の二値化処理またはエッジ抽出処理等を行って特徴量を抽出し、この抽出した特徴量に基づいて、白色光画像P1における血管領域B1を検出する。この場合、検出部923は、血管認識用画像において検出した血管領域B1の画素アドレスに対応する白色光画像P1の画素アドレスの領域を、白色光画像P1の血管領域B1として検出する。

[0100] 続いて、制御部96は、光源装置3の第3の光源部33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に向けて熱変性領域を発光させるための励起光を照射させる（ステップS110）。

[0101] その後、制御部96は、内視鏡カメラヘッド5の撮像素子53に生体組織からの発光を撮像させる（ステップS111）。

[0102] 続いて、取得部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（ステップS112）。

[0103] その後、生成部922は、取得部921が取得した撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する（ステップS113）。

[0104] 続いて、特定部924は、検出部923が検出した白色光画像P1の血管領域B1と、生成部922が生成した蛍光画像と、に基づいて、白色光画像の血管領域における熱変性情報を特定する（ステップS114）。具体的には、特定部924は、白色光画像P1の血管領域B1に対応する蛍光画像の領域の各画素の信号値に基づいて、熱変性情報を特定する。

[0105] 図13は、蛍光画像の信号値、熱変性程度および血管の熱凝固レベルの対応関係を模式的に示す図である。図13に示すように、特定部924は、白色光画像P1の血管領域B1に対応する蛍光画像の領域の各画素の信号値に基づいて、熱変性情報として熱凝固レベルが低い領域を特定する。具体的には、特定部924は、白色光画像P1の血管領域B1に対応する蛍光画像の領域の画素毎に、信号値が所定値より小さいか否かを判定する。そして、特定部924は、白色光画像P1の血管領域B1に対応する蛍光画像の領域における信号値が所定値より小さい画素の領域を、熱凝固レベルが低い領域として特定する。これに対して、特定部924は、白色光画像P1の血管領域B1に対応する蛍光画像の領域における信号値が所定値より小さくない画素の領域、即ち、信号値が所定値以上の画素の領域を熱凝固レベルが高い領域として特定する。

[0106] その後、合成部925は、特定部924が特定した熱変性情報を、検出部923が検出した白色光画像P1の血管領域B1に合成した合成画像を生成する（ステップS115）。図14は、合成部925が生成する合成画像の一例を示す図である。図14に示すように、合成部925は、特定部924が特定した熱変性情報D1、D2を、検出部923が検出した白色光画像P1の血管領域B1に合成した合成画像P2を生成する。この場合、合成部925は、検出部923が検出した白色光画像P1の血管領域B1の輪郭を合成画像P2に合成する。ここで、熱変性情報D1は、特定部924によって熱凝固レベルが所定値以上の高い領域である。さらに、熱変性情報D2は、特定部924によって熱凝固レベルが所定値より低い領域である。なお、図14では、熱変性情報D1、D2を区別するため、異なるハッチングで表現している。即ち、合成部925は、熱変性情報D1および熱変性情報D2を互いに異なる色で検出部923が検出した白色光画像P1の血管領域B1に識別可能なように合成して合成画像P2を生成する。

[0107] 続いて、表示制御部926は、合成部925が生成した合成画像P2を表示装置7へ出力する（ステップS116）。これにより、術者は、血管領域

B 1 の熱凝固レベルを自身の経験則に頼ることなく、直感的に把握することができる。

[0108] その後、制御部 9 6 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（ステップ S 1 1 7）。制御部 9 6 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 7 : Y e s）、内視鏡システム 1 は、本処理を終了する。これに対して、制御部 9 6 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 7 : N o）、内視鏡システム 1 は、上述したステップ S 1 0 1 へ戻る。

[0109] 以上説明した一実施の形態によれば、表示制御部 9 2 6 が特定部 9 2 4 によって特定された白色光画像 P 1 の血管領域 B 1 における熱変性情報を表示装置 7 へ出力するため、術者が血管への凝固変性の状態を把握することができる。

[0110] また、一実施の形態によれば、表示制御部 9 2 6 が合成部 9 2 5 によって生成された合成画像 P 2 を表示装置 7 へ出力するため、術者が血管への凝固変性の状態を直感的に把握することができる。

[0111] また、一実施の形態によれば、特定部 9 2 4 が蛍光画像を構成する各画素の信号値に基づいて、熱変成情報を特定するため、熱変性が生じている領域を精度よく特定することができる。

[0112] また、一実施の形態によれば、特定部 9 2 4 が白色光画像 P 1 の血管領域 B 1 に対応する蛍光画像の領域における信号値が所定値より小さい画素の領域を、熱凝固レベルが低い領域として特定するため、熱凝固レベルが高い領域と熱凝固レベルが低い領域とを識別して特定することができる。

[0113] また、一実施の形態によれば、特定部 9 2 4 が白色光画像 P 1 の血管領域 B 1 における熱凝固レベルを特定するため、術者が最も所望する血管領域に対する熱変性の状態を提示することができる。

[0114] なお、一実施の形態では、表示制御部 9 2 6 が特定部 9 2 4 によって特定

された白色光画像 P 1 の血管領域 B 1 に、熱変性情報を重畳して表示装置 7 へ出力してもよい。

[0115] また、一実施の形態では、検出部 9 2 3 は、生成部 9 2 2 が生成した白色光画像の特徴量から血管領域を特定してもよい。例えば、検出部 9 2 3 は、白色光画像に対して、特定成分、例えば G 画素の信号値に対して、周知技術の二値化処理またはエッジ抽出処理等を行って特徴量を抽出し、この抽出した特徴量に基づいて、白色光画像における血管領域を検出してもよい。

[0116] また、一実施の形態では、特殊光観察として、第 1 の狭帯域光（530 nm～550 nm）と第 2 の狭帯域光（400 nm～430 nm）を含む狭帯域光を生体組織に照射する狭帯域光観察（NB I）を用いていたが、これに限定されることなく、例えば他の特殊光観察であっても適用することができる。例えば、特殊光観察として、緑色の波長帯域の光と、琥珀色の波長帯域の光および赤色の波長帯域の光を含む特殊光を生体組織に照射し、粘膜等の深い部分にある血管および出血部分を把握可能な赤色光観察（RDI：Red Dichromatic Imaging）であっても適用することができる。この場合、検出部 9 2 3 は、赤色光観察画像の血管認識用画像から血管領域を検出する。これにより、粘膜等の深い部分にある血管を容易に検出することができる。

[0117] （その他の実施の形態）

上述した本開示の一実施の形態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、上述した本開示の一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、上述した本開示の一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。

[0118] また、本開示の一実施の形態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。

[0119] また、本開示の一実施の形態では、内視鏡システムが備える画像処理部 9

2の機能、即ち、取得部921と、生成部922と、検出部923と、特定部924と、合成部925と、表示制御部926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。

[0120] また、本開示の一実施の形態では、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。

[0121] また、本開示の一実施の形態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。

[0122] 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。

[0123] 以上、本願の一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

- [0124] 1 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 制御装置
 - 10 第3の伝送ケーブル
 - 11 医療用装置
 - 12 第4の伝送ケーブル
 - 21 接眼部
 - 22 光学系
 - 23 照明光学系
 - 30 集光レンズ
 - 31 第1の光源部
 - 32 第2の光源部
 - 33 光源制御部
 - 51 光学系
 - 52 駆動部
 - 53 撮像素子
 - 54 カットフィルタ
 - 55 A／D変換部
 - 56 P／S変換部
 - 57 撮像記録部
 - 58 撮像制御部
 - 61 ビデオコネクタ
 - 62 カメラヘッドコネクタ
 - 91 S／P変換部
 - 92 画像処理部
 - 93 入力部
 - 94 記録部
 - 95 出力部
 - 96 制御部
 - 111 通信I／F

1 1 3 a 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 2 1 取得部

9 2 2 生成部

9 2 3 検出部

9 2 4 特定部

9 2 5 合成部

9 2 6 表示制御部

請求の範囲

- [請求項1] プロセッサを備える医療用装置であって、
 前記プロセッサは、
 被検体における血管の血管領域が特定された表示用画像と、少なくとも前記表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍光画像と、を取得し、
 前記表示用画像と、前記蛍光画像と、に基づいて、前記血管領域における熱変性情報を特定し、
 前記熱変性情報を出力する、
 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、
 前記プロセッサは、
 前記表示用画像の前記血管領域に、前記熱変性情報を合成した合成画像を生成し、
 前記合成画像を出力する、
 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、
 前記プロセッサは、
 前記表示用画像の前記血管領域に、前記熱変性情報を重畳して出力する、
 医療用装置。
- [請求項4] 請求項 1 に記載の医療用装置であって、
 前記プロセッサは、
 熱変性領域から発せられる蛍光を撮像した撮像信号を取得し、
 前記撮像信号に基づいて、前記蛍光画像を生成する、
 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、
 前記蛍光は、

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から発せられる、

医療用装置。

[請求項6]

請求項 1 に記載の医療用装置であって、

前記プロセッサは、

前記蛍光画像を構成する各画素の信号値に基づいて、前記熱変性情報を特定する、

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、

前記プロセッサは、

前記蛍光画像を構成する各画素の信号値に基づいて、前記熱変性情報として熱凝固レベルが低い領域を特定する、

医療用装置。

[請求項8]

請求項 7 に記載の医療用装置であって、

前記プロセッサは、

前記蛍光画像を構成する画素毎に、前記信号値が所定値より小さいか否かを判定し、

前記信号値が所定値より小さい画素の領域を、前記熱凝固レベルが低い領域として特定する、

医療用装置。

[請求項9]

請求項 8 に記載の医療用装置であって、

前記プロセッサは、

前記血管領域における前記熱凝固レベルを特定する、

医療用装置。

[請求項10]

請求項 9 に記載の医療用装置であって、

前記プロセッサは、

前記熱凝固レベルが所定値より低い領域を、前記熱凝固レベルが所定値以上の高い領域と比して識別可能に出力する、

医療用装置。

[請求項11]

請求項 1 に記載の医療用装置であって、

前記表示用画像は、

白色光画像における特徴量から前記血管領域が特定された画像である、

医療用装置。

[請求項12]

請求項 1 に記載の医療用装置であって、

前記表示用画像は、

特殊光画像における特徴量から前記血管領域が特定された画像である、

医療用装置。

[請求項13]

請求項 1 に記載の医療用装置であって、

前記プロセッサは、

白色光画像と、前記白色光画像と同じ視野領域の血管認識用画像と、に基づいて、前記表示用画像を生成する、

医療用装置。

[請求項14]

請求項 1 に記載の医療用装置であって、

前記プロセッサは、

血管認識用画像を取得し、

前記血管認識用画像から特定された血管領域を、白色光画像に重畳して前記表示用画像を生成する、

医療用装置。

[請求項15]

請求項 1 4 に記載の医療用装置であって、

前記血管認識用画像は、

血液の吸光度に基づいて決定された狭帯域光により取得された画像である、

医療用装置。

[請求項16]

請求項 1 5 に記載の医療用装置であって、

前記血管認識用画像は、
狭帯域光観察画像である、
医療用装置。

[請求項17] 請求項15に記載の医療用装置であって、
前記血管認識用画像は、
赤色光観察画像である、
医療用装置。

[請求項18] 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撮像信号
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、
前記撮像素子から、被検体における血管の血管領域が特定された表
示用画像と、少なくとも前記表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍
光画像と、を取得し、
前記表示用画像と、前記蛍光画像と、に基づいて、前記血管領域に
おける熱変性情報を特定し、
前記熱変性情報を出力する、
医療用システム。

[請求項19] プロセッサを備える医療用装置の作動方法であって、
前記プロセッサが、
被検体における血管の血管領域が特定された表示用画像と、少なく

とも前記表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍光画像と、を取得し、

前記表示用画像と、前記蛍光画像と、に基づいて、前記血管領域における熱変性情報を特定し、

前記熱変性情報を出力する、

医療用装置の作動方法。

[請求項20]

プロセッサを備え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、

被検体における血管の血管領域が特定された表示用画像と、少なくとも前記表示用画像の視野領域の一部と重なる蛍光画像と、を取得し、

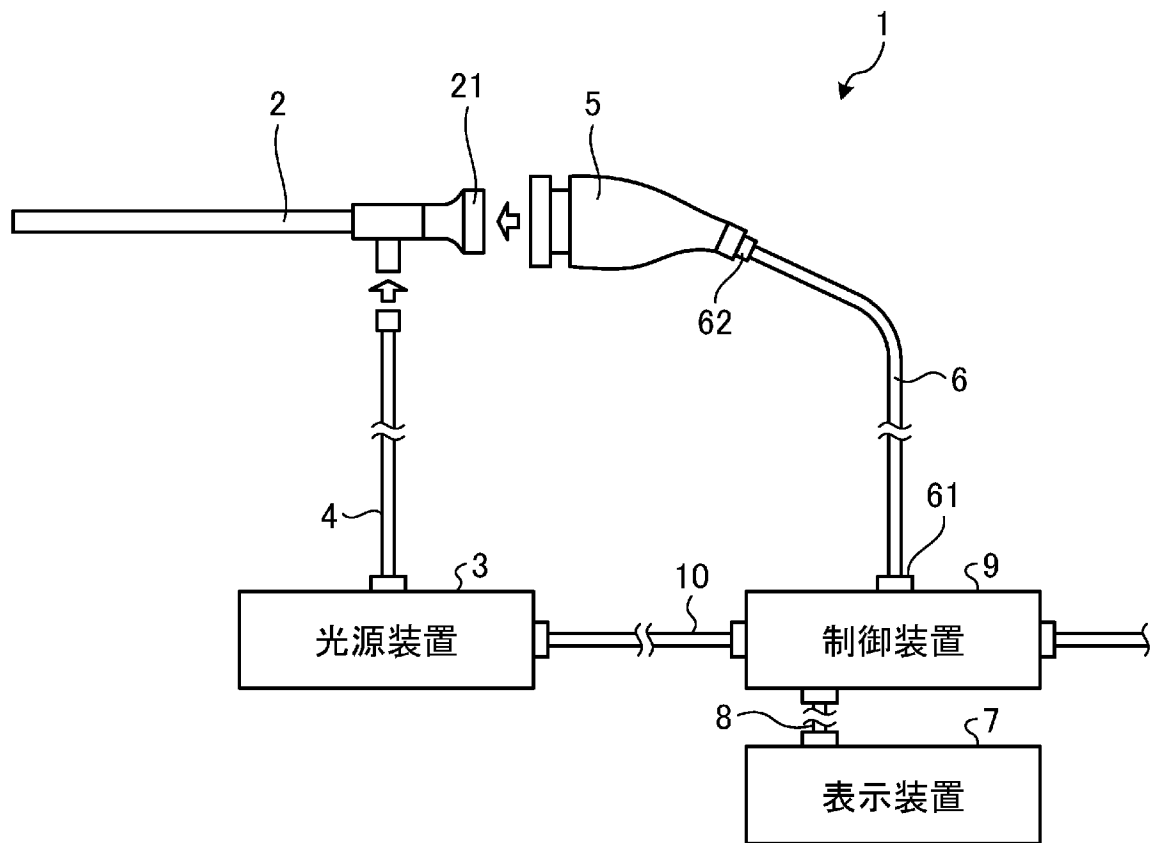
前記表示用画像と、前記蛍光画像と、に基づいて、前記血管領域における熱変性情報を特定し、

前記熱変性情報を出力する、

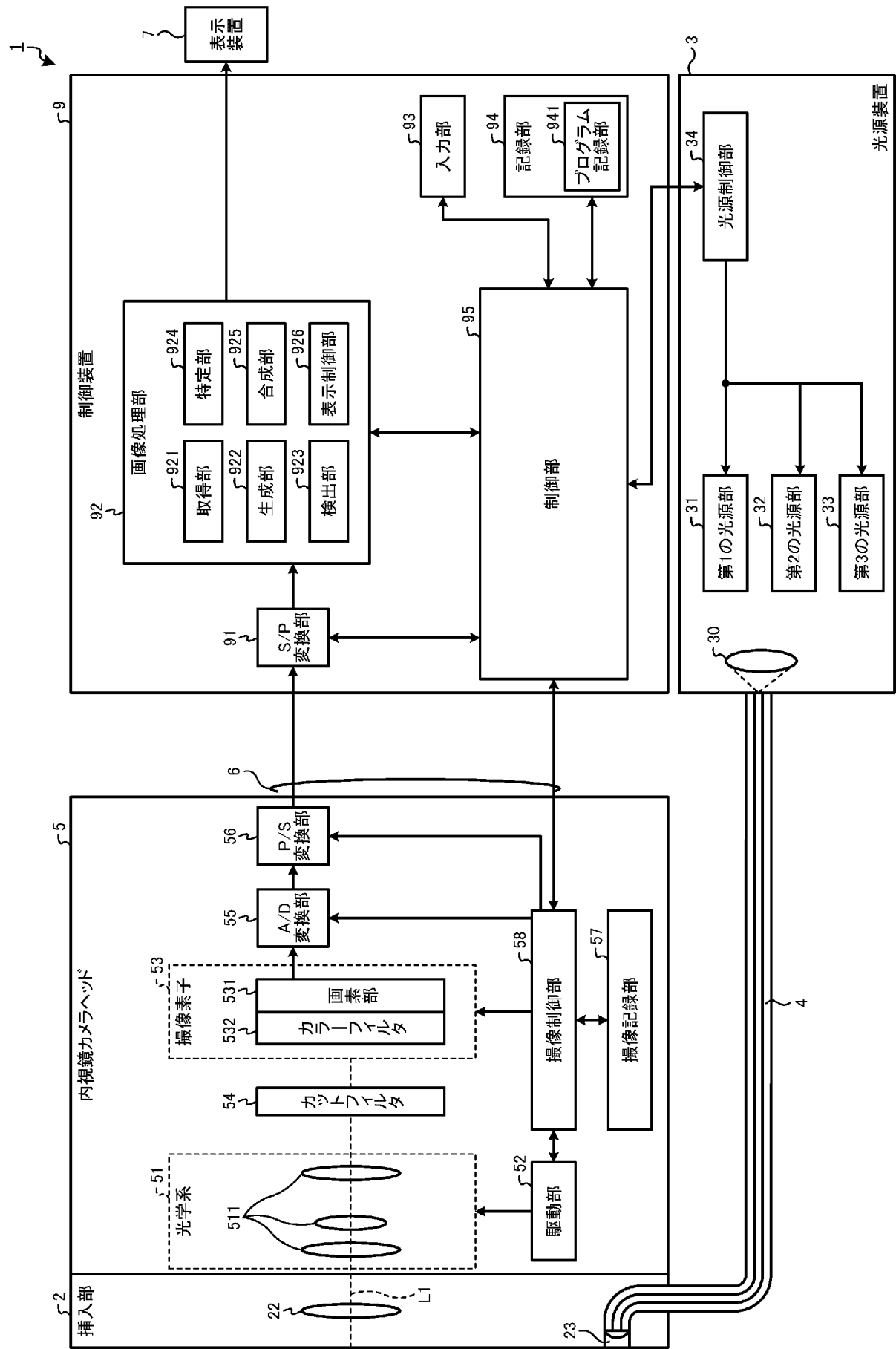
ことを実行させる、

プログラム。

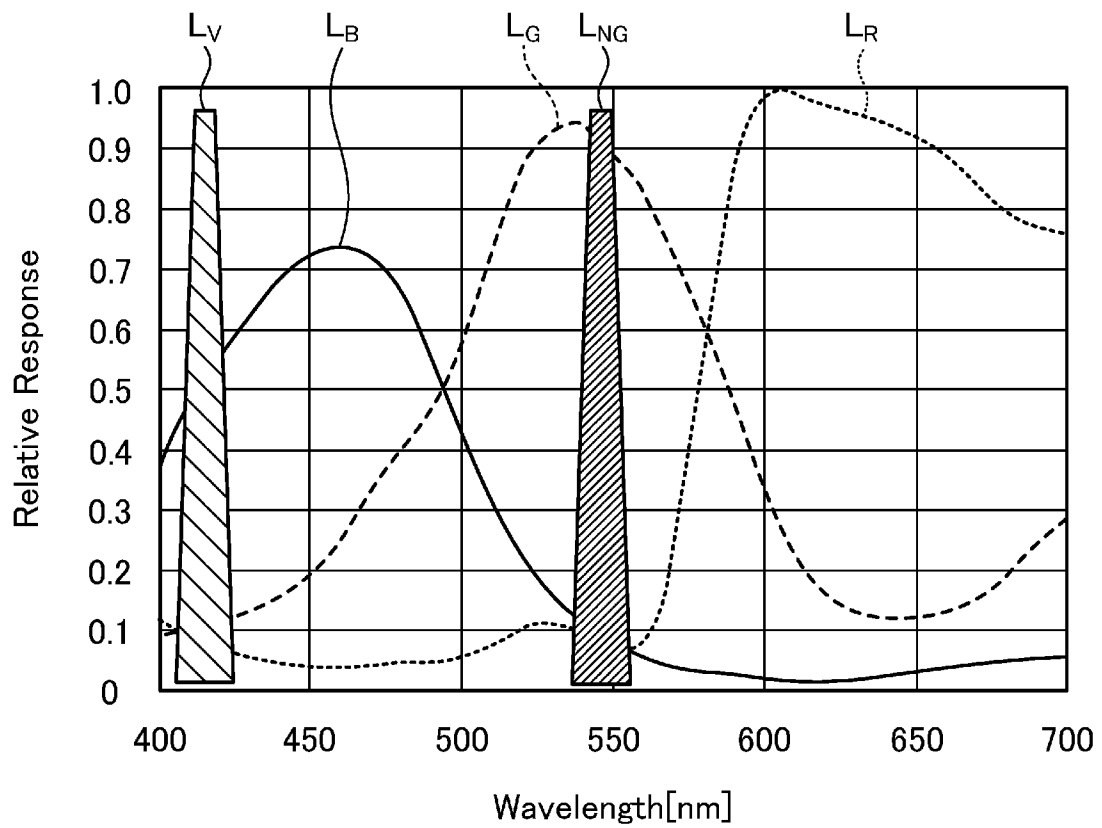
[図1]



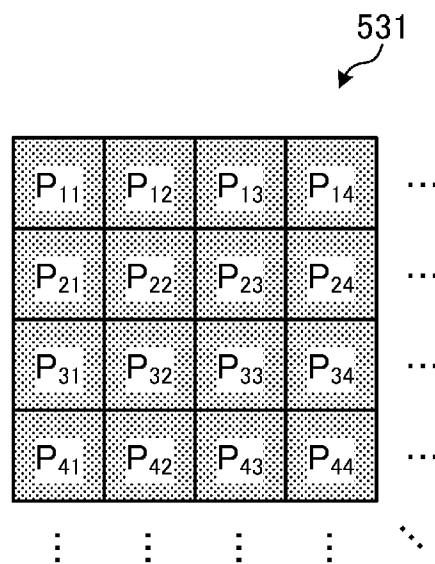
[図2]



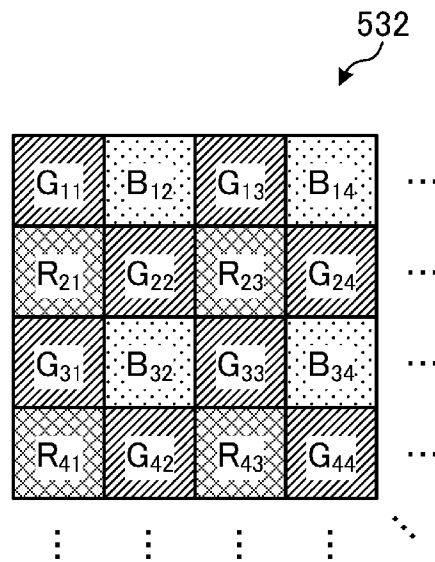
[図3]



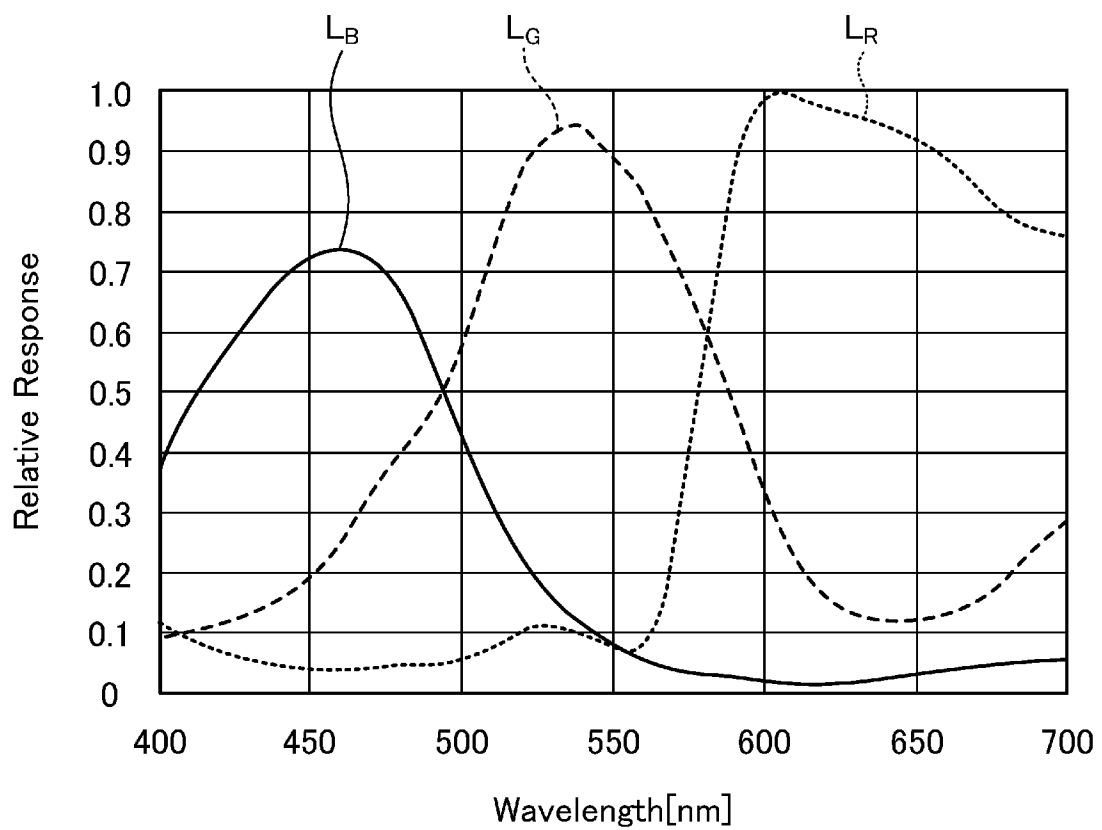
[図4]



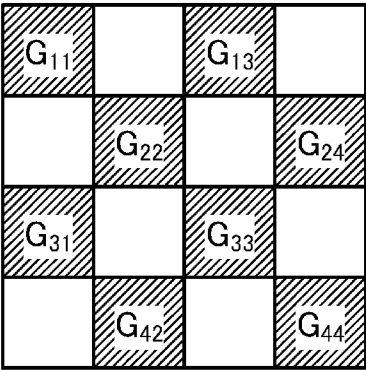
[図5]



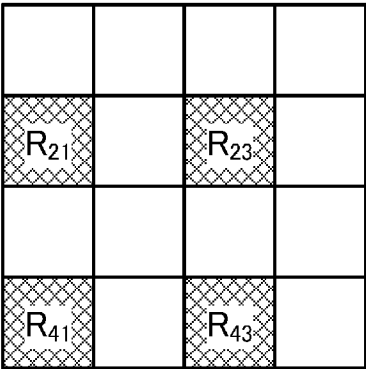
[図6]



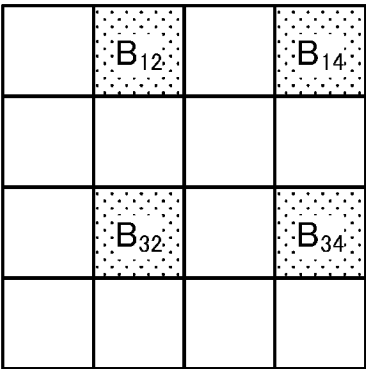
[図7A]



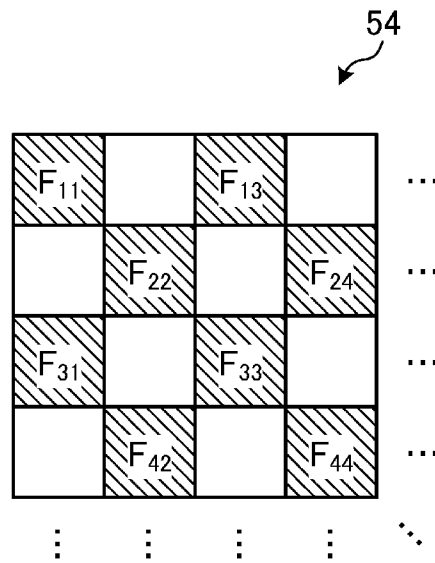
[図7B]



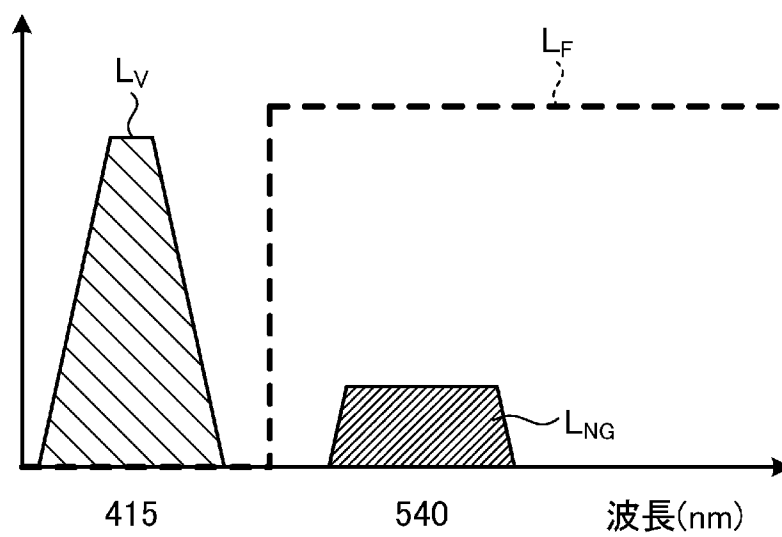
[図7C]



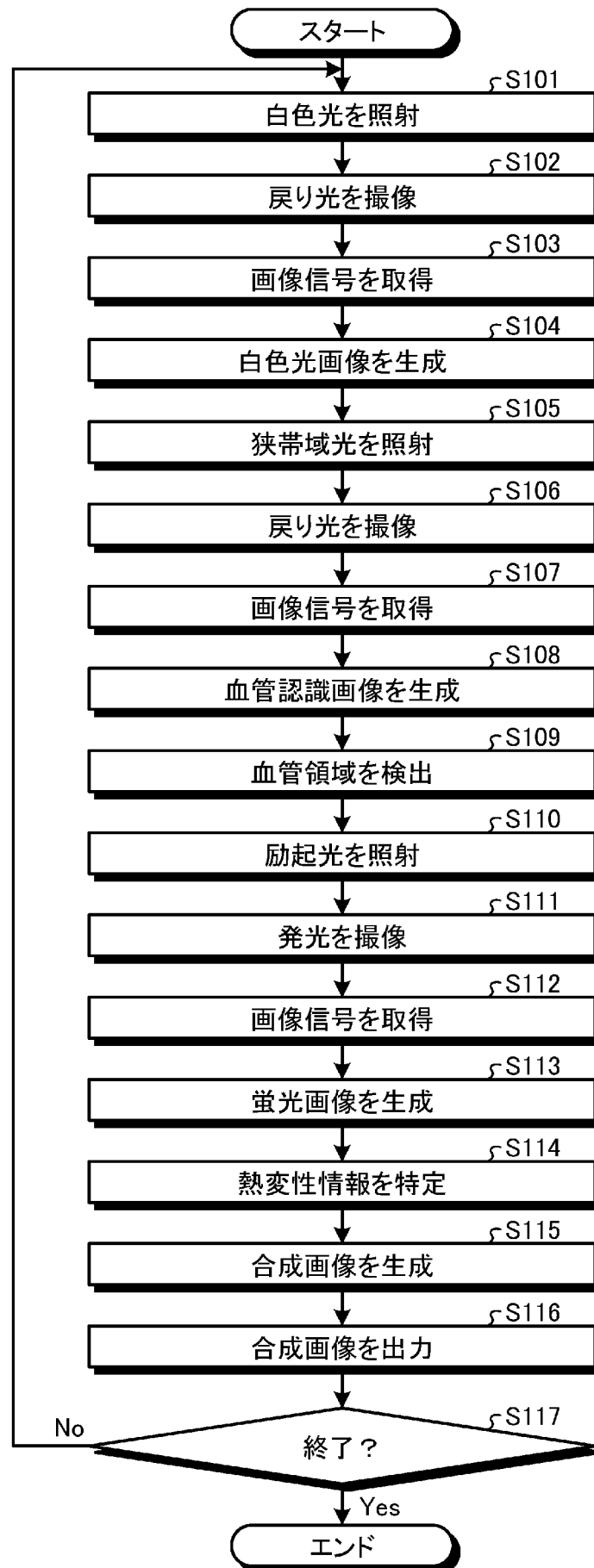
[図8]



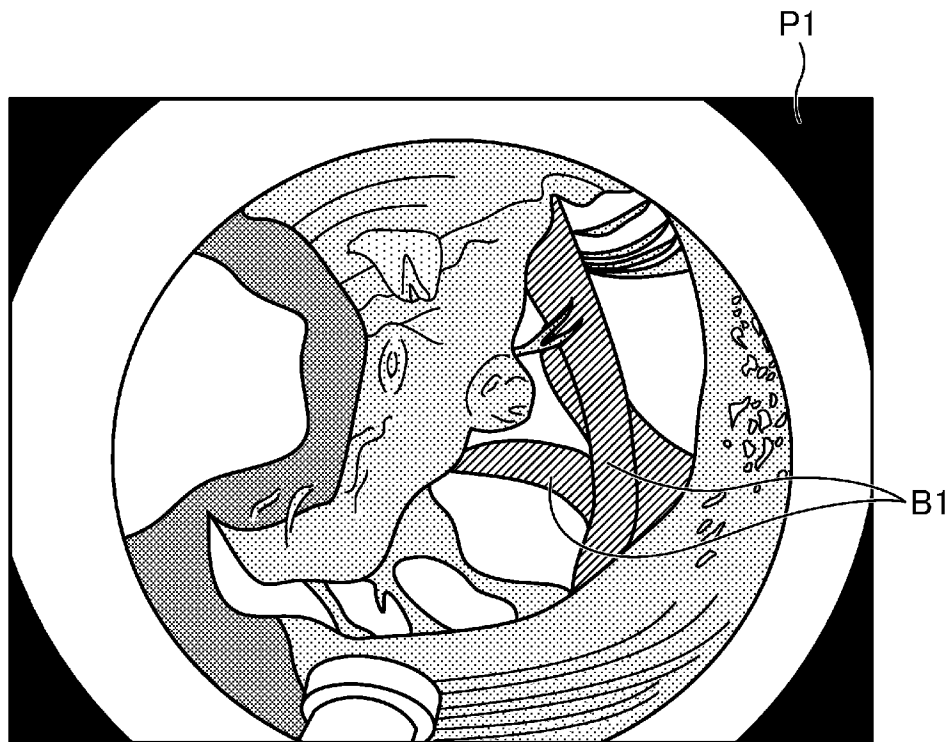
[図9]



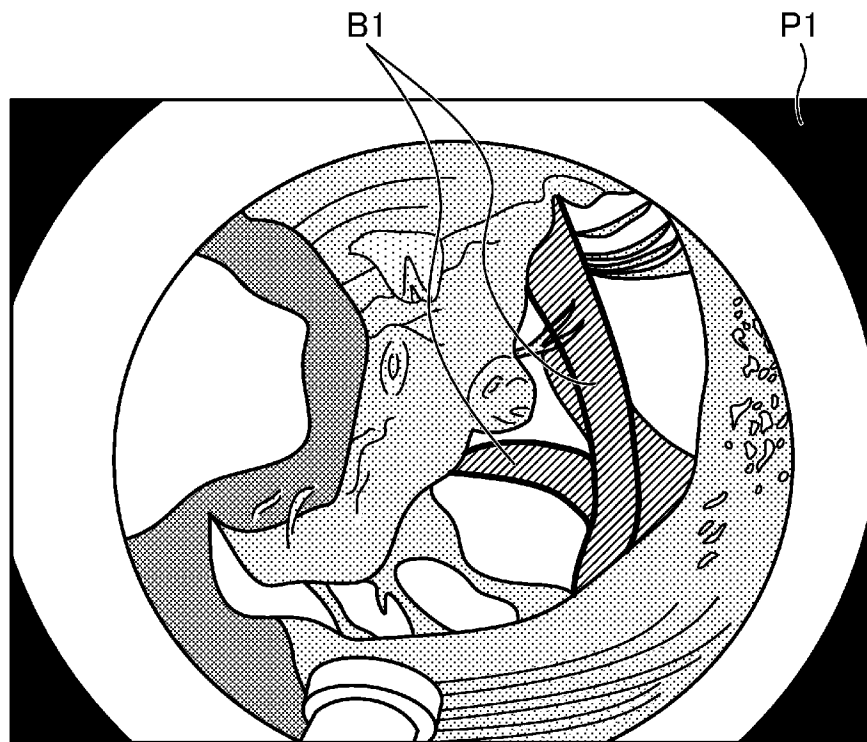
[図10]



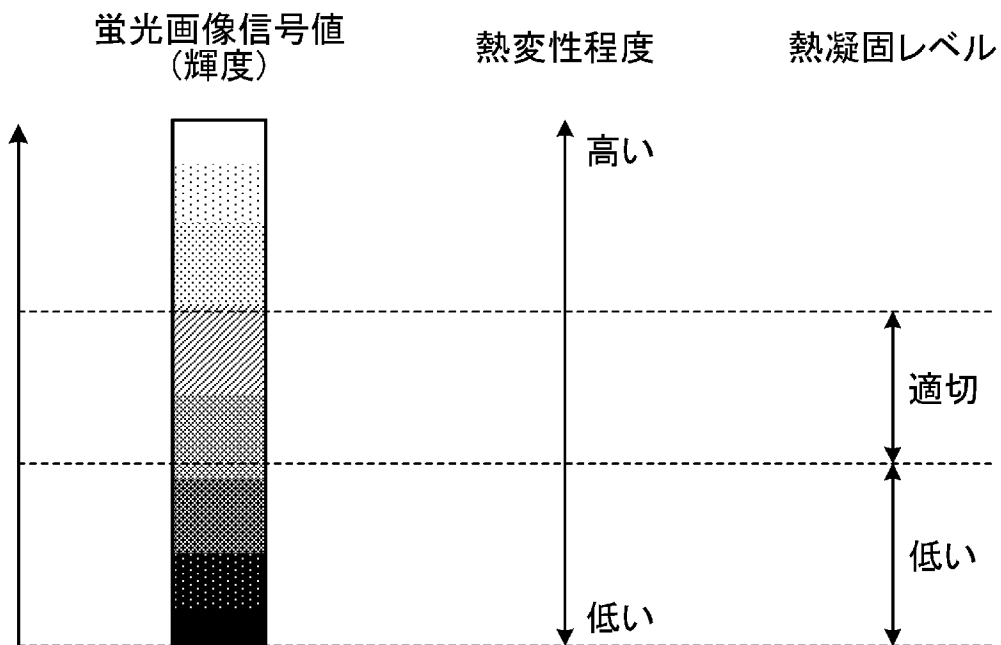
[図11]



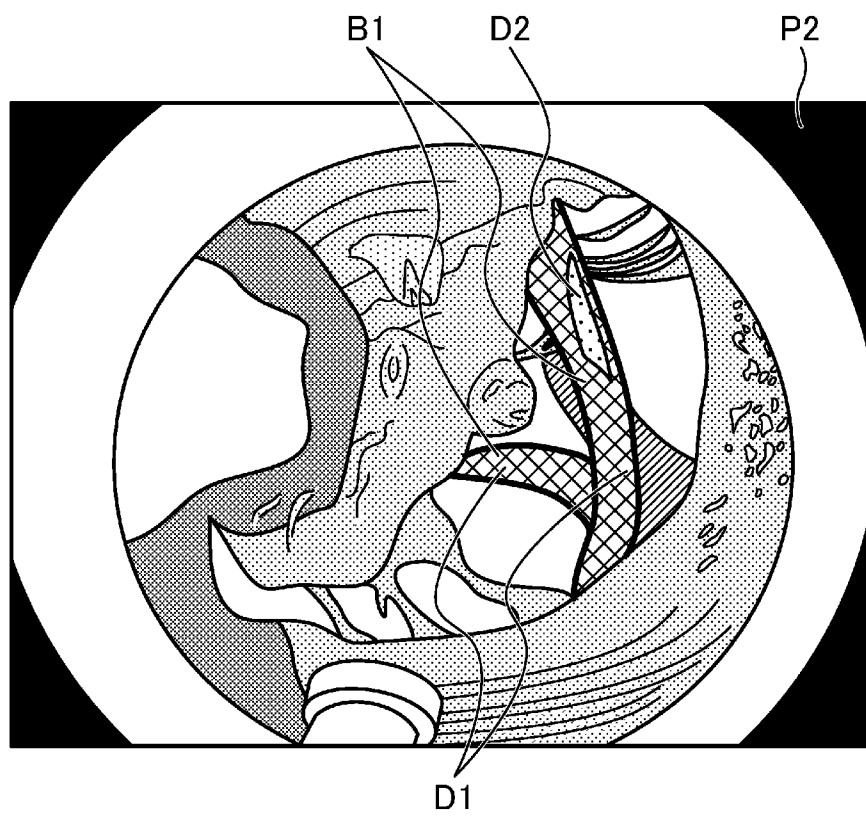
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/004457

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 1/00**(2006.01)i; **A61B 1/045**(2006.01)i

FI: A61B1/00 511; A61B1/00 513; A61B1/00 623; A61B1/045 618

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00; A61B1/045

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 2021/176737 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 10 September 2021 (2021-09-10) entire text, all drawings	1-20
A	WO 2020/054723 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 19 March 2020 (2020-03-19) entire text, all drawings	1-20
A	JP 2022-180108 A (FUJIFILM CORPORATION) 06 December 2022 (2022-12-06) entire text, all drawings	1-20

☐ 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

05 April 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/JP2023/004457

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2021/176737	A1	10 September 2021	CN	115243596	A	
				entire text, all drawings			
WO	2020/054723	A1	19 March 2020	US	2021/0186594	A1	
				entire text, all drawings			
				CN	112601484	A	
JP	2022-180108	A	06 December 2022	(Family: none)			

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 1/045(2006.01)i FI: A61B1/00 511; A61B1/00 513; A61B1/00 623; A61B1/045 618										
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; A61B1/045										
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2023年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2023年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2023年</td> </tr> </table>			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
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 2021/176737 A1（オリンパス株式会社）10.09.2021（2021 - 09 - 10） 全文、全図	1-20								
A	WO 2020/054723 A1（オリンパス株式会社）19.03.2020（2020 - 03 - 19） 全文、全図	1-20								
A	JP 2022-180108 A（富士フイルム株式会社）06.12.2022（2022 - 12 - 06） 全文、全図	1-20								
☐ 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。										
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> “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 </td> </tr> </table>			* 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						
* 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 05.04.2023		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） 亀澤 智博 2Q 4746 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/JP2023/004457

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
WO	2021/176737	A1	10.09.2021	CN	115243596	A	
				全文、全図			
WO	2020/054723	A1	19.03.2020	US	2021/0186594	A1	
				全文、全図			
				CN	112601484	A	
JP	2022-180108	A	06.12.2022	(ファミリーなし)			