

(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 2024/166328 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *A61B 1/307* (2006.01)
A61B 1/045 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/004455
- (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

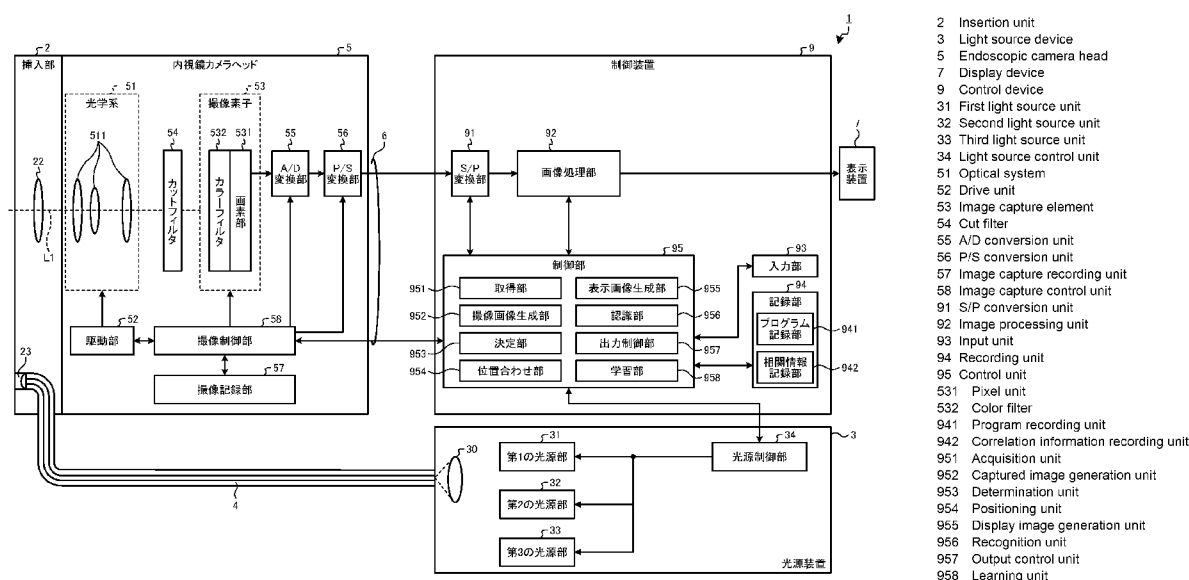
地 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 大塚 裕介(OTSUKA, Yusuke); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 黒田 典子(KURODA, Noriko); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 五十嵐 隆昭(IGARASHI, Takaaki); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(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).

(54) Title: MEDICAL DEVICE, MEDICAL SYSTEM, LEARNING DEVICE, 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、学習装置、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 learning device, a method for operating a medical device, and a program that allow for confirmation of the depth in biological tissue to which thermal denaturation has reached. This medical device comprises a processor. The processor: acquires a first image that contains layer information of biological tissue including a plurality of layers and a second image that contains thermal denaturation information regarding thermal denaturation due to thermal treatment on the biological tissue; determines the presence or absence of thermal denaturation reaching a predetermined layer of the biological tissue on the basis of the first image and the second image; and outputs assistance information indicating thermal denaturation reaching the predetermined layer on the basis



(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))

of the result of the determination for determining the presence or absence of thermal denaturation.

(57) 要約: 熱変性による生体組織の深達度を確認することができる、医療用装置、医療用システム、学習装置、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、複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第1の画像と、生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像と、を取得し、第1の画像と、第2の画像と、に基づいて、生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する。

明 細 書

発明の名称：

医療用装置、医療用システム、学習装置、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、学習装置、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、経尿道的に膀胱腫瘍を切除する手技（経尿道的膀胱腫瘍切除術：TUR-Bt）が広く知られている。この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、膀胱の中に灌流液を満たした状態で、術者が手術用内視鏡の接眼部で膀胱壁の腫瘍部を観察しながら、エネルギーデバイス等の切除用処置具を用いて、腫瘍部の表面から削るように腫瘍部を切除する。膀胱壁は、内側から粘膜層、筋層および脂肪層の3層で構成されている。このため、医師や術者等のユーザは、経尿道的膀胱腫瘍切除術において、粘膜層、筋層および脂肪層を識別しながら施術する。

[0003] 例えば、特許文献1では、生体粘膜の吸光度が最大値となる波長を含む第1の波長範囲にピーク波長を有する第1の光と、筋層の吸光度が極大値となる波長を含む第2の波長範囲にピーク波長を有し、かつ、筋層の吸光度に比べて脂肪の吸光度が低い第2の光と、を生体組織に照射し、この生体組織からの戻り光を撮像した第1の画像および第2の画像を用いて、粘膜層、筋層および脂肪層の各々を識別可能な画像を生成する。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：国際公開第2019／244248号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、上述した特許文献 1 では、ユーザが切除後に、どの層が露出しているか否かを画像から判別することができるが、切除用処置具を用いた熱変性による生体組織の深達度について何らか考慮されていなかった。このため、ユーザは、熱変性による生体組織の深達度を確認することができる技術が望まれていた。

[0006] 本開示は、上記に鑑みてなされたものであって、熱変性による生体組織の深達度を確認することができる、医療用装置、医療用システム、学習装置、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、複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第 1 の画像と、前記生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第 2 の画像と、を取得し、前記第 1 の画像と、前記第 2 の画像と、に基づいて、前記生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、前記熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、前記所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する。

[0008] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記層情報は、前記生体組織における脂肪層の情報を含む。

[0009] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記層情報は、前記生体組織における層の情報を含む。

[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 2 の画像は、蛍光画像である。

[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、予め設定された発光強度と熱変性による表層からの深度との関係を示す相関情報を取得し、前記蛍光画像の発光強度と、前記相関情報と、に基づいて、前記生体組織における表層からの深度を決定し、前記生体組織における表層からの深度に関する深度情報を、支援情報として出力する。

- [0012] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記プロセッサは、前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織における脂肪層への熱変性の有無を判定する。
- [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、前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、熱変性が生じている前記生体組織の層毎に表示態様を異ならせた表示画像を生成し、前記表示画像を出力する。
- [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、白色光が照射された前記生体組織を撮像した白色光画像を取得し、前記熱変性が生じている前記生体組織の層毎に異なる表示態様で前記白色光画像上に重畳することで前記表示画像を生成し、前記表示画像を出力する。
- [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、前記生体組織における筋層の情報を含む第3の画像を生成する。
- [0016] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記第3の画像は、前記生体組織における粘膜層の情報を含む。
- [0017] また、本開示に係る医療用装置は、上記開示において、前記プロセッサは、前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、熱変性が生じている前記生体組織の層のうち、ユーザにより選択された層への熱変性を強調した表示画像を生成し、前記表示画像を出力する。
- [0018] 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、複数の層で構成される生体組織の層情報を取得可能な光を発生させる第1の光源と、前記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生させる第2の光源と、を有し、前記撮像装置は、前記光または前記励起光が照射された前記生体組織からの戻り光または発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、前記撮像素子が前記戻り光を撮像することによって生成した前記撮像信号に基づいて、複数の層で構成される前記生体組織

の層情報を含む第1の画像を生成し、前記撮像素子が発光を撮像することによって生成した前記撮像信号に基づいて、前記生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像を生成し、前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、前記熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、前記所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する。

[0019] また、本開示に係る学習装置は、プロセッサを備える学習装置であって、複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第1の画像と、前記生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像と、を入力データとし、前記生体組織における所定の層への熱変性を示す支援情報を出力データとする教師データを用いて機械学習することにより学習済みモデルを生成する。

[0020] 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、複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第1の画像と、前記生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像と、を取得し、前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、前記熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、前記所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する。

[0021] 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、複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第1の画像と、前記生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像と、を取得し、前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、前記熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、前記所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する、ことを実行させる。

発明の効果

[0022] 本開示によれば、熱変性による生体組織の深達度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

[0023] [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 に係る第 2 の光源部および第 3 の光源部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]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 に係る相関情報記録部が記録する相関情報の一例を示す図である。

[図11]図 1 1 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12]図 1 2 は、階層別画像と、生体組織の断面と、の関係を模式的に説明

する図である。

[図13]図13は、熱変性画像と、生体組織の断面と、の関係を模式的に説明する図である。

[図14]図14は、表示画像と、生体組織の断面と、の関係を模式的に説明する図である。

[図15]図15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16]図16は、実施の形態2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

[0024] 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、本開示に係る医療用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。

[0025] (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。また、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）や病変領域に対して処置を行う際に用いられる。

[0026] 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、を備える。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。なお、実施の形態1では、制御装置9が医療用装置として機能する。

[0035] 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。

[0036] 〔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。

[0037] 〔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 2 2 と、照明光学系 2 3 と、を有する。

[0038] 光学系 2 2 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成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 2 2 は、1 または複数のレンズ等を用いて実現される。

[0039] 照明光学系 2 3 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 2 3 は、1 または複数のレンズ等を用いて実現される。

[0040] 〔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 3 0 と、第 1 の光源部 3 1 と、第 2 の光源部 3 2 と、第 3 の光源部 3 3 と、光源制御部 3 4 と、を備える。

[0041] 集光レンズ 3 0 は、第 1 の光源部 3 1、第 2 の光源部 3 2 および第 3 の光源部 3 3 の各々が発光した光を集光してライトガイド 4 へ出射する。

[0042] 第 1 の光源部 3 1 は、光源制御部 3 4 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 へ照明光として白色光を供給する。第 1 の光源部 3 1 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 3 1 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。

[0043] 第2の光源部32は、光源制御部34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530nm～550nm（中心波長が540nm）である。第2の光源部32は、緑色LEDランプ、コリメートレンズ、530nm～550nm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。

[0044] 第3の光源部33は、光源制御部34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400nm～430nm（中心波長が415nm）である。第3の光源部33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、第2の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。

[0045] 光源制御部34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。光源制御部34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、第2の光源部32および第3の光源部33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および第3の光源部33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32および第3の光源部33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（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_{NG} が第2の光源部32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33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。

[0047] 図3の折れ線 L_{NG} に示すように、第2の光源部32は、中心波長（ピーク

波長)が540nmであり、波長帯域530nm～550nmである狭帯域光を発光する。また、第3の光源部33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] このように、第2の光源部32および第3の光源部33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。

[0049] 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、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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] また、層判別用の第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。

[0053] 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な画像を得ることができる。

[0054] また、実施の形態1では、第2の狭帯域光（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（励起光）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。

[0055] 〔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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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}が第1の狭帯域光の波長特性を示し、折れ線L_Vが第2の狭帯域光（励起光）の波長特性を示す。

[0067] 図9に示すように、カットフィルタ54は、第2の狭帯域光（励起光）の波長帯域を遮光し、第2の狭帯域光（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、第2の狭帯域光（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、第2の狭帯域光（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。

[0068] 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。

[0069] 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5

5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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] [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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] また、画像処理部92は、光源装置3が生体組織に向けて白色光を照射した場合、S/P変換部91を経由して内視鏡カメラヘッド5から入力された撮像信号に対して画像処理を行って白色光画像を生成する。また、画像処理部92は、光源装置3が第1の狭帯域光および第2の狭帯域光を照射した場合、S/P変換部91を経由して内視鏡カメラヘッド5から入力され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）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、画像処理部92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を生成し、この疑似カラー画像を表示装置7へ出力する。ここで、疑似カラー画像とは、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、画像処理部92は、R画素の信号値を取得するが、疑似カラー画像の生成に用いず、削除する。

[0076] また、画像処理部92は、光源装置3が第2の狭帯域光（励起光）を照射した場合、S/P変換部91を経由して内視鏡カメラヘッド5から入力され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蛍光画像（疑似カラー画像）を生成する。この場合において、G

画素の信号値には、熱処置領域から発せられた蛍光情報が含まれる。また、B画素には、熱処置領域の周囲の生体組織である背景情報が含まれる。このため、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（疑似カラー画像）を生成し、この蛍光画像（疑似カラー画像）を表示装置7へ出力する。この場合、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ゲインコントロール処理を行う。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）となるようにゲインコントロール処理を行う。

[0077] 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。

[0078] 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と、熱処置による生体組織への侵襲度（深度）と発光強度との相関関係を示す相関情報を記録する相関情報記録部942と、を有する。なお、相関情報の詳細は、後述する。

[0079] 制御部95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、撮像画像生成部 952 と、決定部 953 と、位置合わせ部 954 と、表示画像生成部 955 と、認識部 956 と、出力制御部 957 と、学習部 958 と、を有する。

[0080] 取得部 951 は、S/P 変換部 91 および画像処理部 92 を経由して内視鏡カメラヘッド 5 が生成した撮像信号を取得する。具体的には、取得部 951 は、光源装置 3 が生体組織に向けて白色光を照射した際に内視鏡カメラヘッド 5 が生成した白色光の撮像信号、光源装置 3 が第 1 の狭帯域光および第 2 の狭帯域光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 が生成した第 1 の画像信号および光源装置 3 が第 2 の狭帯域光（励起光）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 が生成した第 2 の画像信号を取得する。

[0081] 撮像画像生成部 952 は、取得部 951 が取得した第 1 の画像信号と、第 2 の画像信号と、に基づいて、生成組織における粘膜層、筋層および脂肪層を層毎に識別可能な階層別画像を生成する。また、撮像画像生成部 952 は、取得部 951 が取得した第 3 の画像信号に基づいて、熱変性画像を生成する。また、撮像画像生成部 952 は、取得部 951 が取得した白色光の画像信号に基づいて、白色光画像を生成する。

[0082] 決定部 953 は、相関情報記録部 942 が記録する相関情報と、熱変性画像 P2 に含まれる熱変性領域からの蛍光度と、に基づいて、熱変性の深度を決定する。ここで、深度とは、生体組織の表面（表層）から脂肪層へ向けての長さである。

[0083] 位置合わせ部 954 は、撮像画像生成部 952 が生成した階層別画像と熱変性画像との位置合わせ処理を実行する。

[0084] 表示画像生成部 955 は、位置合わせ部 954 が位置合わせ処置を行った階層別画像と熱変性画像とを合成することによって表示画像を生成する。具体的には、位置合わせ部 954 は、階層別画像を構成する各画素の特徴量と

、熱変性画像を構成する各画素の特徴量とが一致する位置を基準に階層別画像および熱変性画像の位置合わせ処理を実行する。ここで、特徴量とは、例えば画素値、輝度値、エッジおよびコントラスト等である。なお、表示画像生成部 955 は、第 1 の画像である階層別画像と、第 2 の画像である熱変性画像と、に基づいて、熱変性が生じている生体組織の層毎に異なる表示態様で、撮像画像生成部 952 が生成した白色光画像上に重畳することで表示画像を生成してもよい。さらに、表示画像生成部 955 は、第 1 の画像である階層別画像と、第 2 の画像である熱変性画像と、に基づいて、熱変性が生じている生体組織の層のうち、入力部 93 から入力される指示信号に従ってユーザにより選択された層への熱変性を強調した表示画像を生成してもよい。

[0085] 認識部 956 は、第 1 の画像である階層別画像と、第 2 の画像である熱変性画像と、に基づいて、生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定する。具体的には、認識部 956 は、決定部 953 が決定した熱変性の深度に基づいて、表示画像生成部 955 が生成した表示画像に含まれる生体組織を構成する粘膜層、筋層および脂肪層における各層への熱変性を個別に認識する。

[0086] 出力制御部 957 は、認識部 956 が熱変性の有無を判定した判定結果（認識結果）に基づいて、所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する。具体的には、出力制御部 957 は、表示画像生成部 955 が生成した表示画像と、認識部 956 が認識した各層への熱変性の認識結果と、に基づいて、熱変性を各層で異なる表示態様で表示装置 7 へ出力する。さらに、出力制御部 957 は、入力部 93 から入力される指示信号に基づいて、表示画像生成部 955 が生成する表示画像の種類を変更して表示装置 7 へ出力してもよい。例えば、出力制御部 957 は、入力部 93 から入力される指示信号に基づいて、熱変性が生じている生体組織の層毎に異なる表示態様で、撮像画像生成部 952 が生成した白色光画像上に重畳することで表示画像、ユーザにより選択された層への熱変性を強調した表示画像を表示装置 7 へ出力する。

[0087] 学習部 958 は、複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第 1 の画

像である階層別画像と、生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像である熱変性画像と、を入力データとし、生体組織における所定の層への熱変性を示す支援情報を出力データとする教師データを用いて機械学習することにより学習済みモデルを生成する。具体的には、学習部958は、励起光を生体組織に照射して蛍光を撮像した蛍光画像と、白色光を生体組織に照射して撮像した白色光画像と、を入力データとし、生体組織における所定の層への熱変性を示す支援情報を出力データとする教師データを用いて機械学習することにより学習済みモデルを生成してもよい。ここで、学習済みモデルは、各層が一または複数のノードを有するニューラルネットワークからなる。

[0088] また、機械学習の種類は、特に限定されないが、例えば複数の階層別画像および複数の熱変性画像と、この階層別画像および複数の熱変性画像から認識またはアノテーション (Annotation) を施した熱処置による熱変性に関する熱変性の深度または熱変性の認識結果と、を対応付けた教師データおよび学習用データを用意し、この教師用データ及び学習用データを多層ニューラルネットワークに基づいた計算モデルに入力して学習されるものであればよい。

[0089] さらに、機械学習の手法としては、例えばCNN (Convolutional Neural Network)、3D-CNN等の多層のニューラルネットワークのDNN (Deep Neural Network) に基づく手法が用いられる。

[0090] さらにまた、機械学習の手法としては、再帰型ニューラルネットワーク (RNN: Recurrent Neural Network) やRNNを拡張したLSTM (Long Short-Term Memory units) 等に基づく手法が用いられてもよい。なお、制御装置4とは異なる学習装置の制御部がこれらの機能を実行し、学習済みモデルを生成してもよい。もちろん、学習部958の機能を、画像処理部92に設けてもよい。

[0091] [関連情報の詳細]

次に、上述した関連情報記録部942が記録する関連情報の一例について

説明する。

図 10 は、相関情報記録部 942 が記録する相関情報の一例を示す図である。図 10 において、縦軸が発光強度を示し、横軸が熱処置による生体組織への侵襲度（深度および領域）を示す。また、図 10 において、直線 L_y は、発光強度と熱処置による生体組織への侵襲度（深度および領域）との相関関係を示す。

[0092] 図 10 の直線 L_y に示すように、発光強度は、熱処置による生体組織への侵襲度が大きいほど強くなる。

[0093] 〔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 11 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。

[0094] 図 11 に示すように、まず、制御部 95 は、光源装置 3 の光源制御部 34 を制御し、第 2 の光源部 32 を発光させて第 1 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向けて第 1 の狭帯域光を照射させる（ステップ S101）。

[0095] 続いて、制御部 95 は、撮像制御部 58 を制御し、撮像素子 53 に生体組織からの第 1 の戻り光を撮像させる（ステップ S102）。

[0096] その後、取得部 951 は、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 53 が撮像することによって生成した第 1 の撮像信号を取得する（ステップ S103）。

[0097] 続いて、制御部 95 は、光源装置 3 の光源制御部 34 を制御し、第 2 の光源部 32 を発光させて第 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向けて第 2 の狭帯域光を照射させる（ステップ S104）。

[0098] 続いて、制御部 95 は、撮像制御部 58 を制御し、撮像素子 53 に生体組織からの第 2 の戻り光を撮像させる（ステップ S105）。

[0099] その後、取得部 951 は、内視鏡カメラヘッド 5 の撮像素子 53 が撮像することによって生成した第 2 の撮像信号を取得する（ステップ S106）。

[0100] 続いて、制御部 95 は、光源装置 3 の光源制御部 34 を制御し、第 3 の光源部 33 を発光させて励起光である第 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向けて励起光を照射させる（ステップS107）。

[0101] 続いて、制御部95は、撮像制御部58を制御し、撮像素子53に生体組織の熱変性領域からの蛍光を撮像させる（ステップS108）。

[0102] その後、取得部951は、内視鏡カメラヘッド5の撮像素子53が撮像することによって生成した第3の撮像信号を取得する（ステップS109）。

[0103] 続いて、撮像画像生成部952は、取得部951が取得した第1の画像信号と、第2の画像信号と、に基づいて、生成組織における粘膜層、筋層および脂肪層を層毎に識別可能な階層別画像を生成する（ステップS110）。ステップS110の後、制御装置9は、後述するステップS111へ移行する。

[0104] 図12は、階層別画像と、生体組織の断面と、の関係を模式的に説明する図である。図12では、上段が階層別画像P1を示し、下段が生体組織の各層を示す。図12に示すように、階層別画像P1には、エネルギーデバイス等による熱処置によって粘膜層M1および筋層M2まで露出した筋層露出領域W1が含まれる。即ち、階層別画像P1は、エネルギーデバイス等による熱処置によって脂肪層M3まで到達していない状態である。

[0105] 図11に戻り、ステップS111以降の説明を続ける。

ステップS111において、撮像画像生成部952は、取得部951が取得した第3の画像信号に基づいて、熱変性画像を生成する。ステップS112の後、制御装置9は、後述するステップS112へ移行する。

[0106] 図13は、熱変性画像と、生体組織の断面と、の関係を模式的に説明する図である。図13では、上段が熱変性画像P2を示し、下段を生体組織の各層を示す。図13に示すように、熱変性画像P2には、エネルギーデバイス等による熱処置によって生じた熱変性領域W2が含まれる。

[0107] 図11に戻り、ステップS112以降の説明を続ける。

ステップS112において、決定部953は、相関情報記録部942が記録する相関情報と、熱変性画像P2に含まれる熱変性領域からの蛍光度と、に基づいて、熱変性の深度を決定する。ここで、深度とは、生体組織の表面

から脂肪層へ向けての長さである。

[0108] その後、位置合わせ部 954 は、階層別画像 P1 と熱変性画像 P2 との位置合わせ処理を実行する（ステップ S113）。具体的には、位置合わせ部 954 は、周知の技術を用いて、階層別画像 P1 に含まれる特徴量の位置と、熱変性画像 P2 に含まれる特徴量の位置とが一致するように位置合わせ処理を実行する。例えば、位置合わせ部 954 は、階層別画像 P1 を構成する各画素の特徴量と、熱変性画像 P2 を構成する各画素の特徴量とが一致する位置を基準に階層別画像 P1 および熱変性画像 P2 の位置合わせ処理を実行する。ここで、特徴量とは、例えば画素値、輝度値、エッジおよびコントラスト等である。

[0109] 続いて、表示画像生成部 955 は、位置合わせ部 954 が位置合わせ処理を行った階層別画像 P1 と熱変性画像 P2 とを合成することによって表示画像を生成する（ステップ S114）。

[0110] その後、認識部 956 は、決定部 953 が決定した熱変性の深度に基づいて、位置合わせ部 954 が位置合わせ処理を行って生成した表示画像に含まれる生体組織を構成する粘膜層、筋層および脂肪層における各層への熱変性を個別に認識する（ステップ S115）。具体的には、認識部 956 は、決定部 953 が決定した熱変性の深度に基づいて、表示画像 P3 に含まれる粘膜層 M1、筋層 M2 および脂肪層 M3 における各層への熱変性を個別に認識する。この場合、認識部 956 は、決定部 953 が決定した熱変性による深度に基づいて、表示画像 P3 に含まれる粘膜層 M1、筋層 M2 および脂肪層 M3 における各層への熱変性を個別に認識する。

[0111] 続いて、出力制御部 957 は、表示画像生成部 955 が生成した表示画像と、認識部 956 が認識した各層への熱変性の認識結果と、に基づいて、熱変性を各層で異なる表示態様で表示装置 7 へ出力する（ステップ S116）。

[0112] 図 14 は、表示画像と、生体組織の断面と、の関係を模式的に説明する図である。図 14 では、上段が表示画像 P3 を示し、下段を生体組織の各層を

示す。図 1 4 に示すように、出力制御部 9 5 7 は、表示画像生成部 9 5 5 が生成した表示画像と、認識部 9 5 6 が認識した各層への熱変性の認識結果と、に基づいて、熱変性を各層で異なる表示態様で表示画像 P 3 を支援情報として表示装置 7 へ出力する。具体的には、出力制御部 9 5 7 は、粘膜層 M 1、筋層 M 2 および脂肪層 M 3 の各々に対応する表示領域を「黄色」、「緑色」および「青色」で表示する。例えば、図 1 4 に示す場合、出力制御部 9 5 7 は、表示画像 P 3 における筋層の熱変性領域 M R 2 と、脂肪層への熱変性領域 M R 3 との識別可能な色、例えば筋層の熱変性領域を「緑色」で表示し、脂肪層への熱変性領域を「青色」にして表示装置 7 へ出力する。これにより、ユーザは、表面に露出していない層への熱変性の有無を直感的に把握することができる。なお、図 1 4 では、出力制御部 9 5 7 は、粘膜層 M 1、筋層 M 2 および脂肪層 M 3 の各々に対応する表示領域を互いに異なる色によって識別可能としていたが、これに限定されることなく、例えば、熱変性の深度毎に粘膜層、筋層および脂肪層の各々に対応する表示領域の輪郭を強調するようにして表示装置 7 へ出力してもよい。もちろん、出力制御部 9 5 7 は、支援情報として、決定部 9 5 3 が決定した熱変性の深度を表示画像 P 3 に重畳して表示装置 7 へ出力してもよい。

[0113] 続いて、制御部 9 5 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 5 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）、制御装置 9 は、本処理を終了する。これに対して、制御部 9 5 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）、制御装置 9 は、上述したステップ S 1 0 1 へ戻る。

[0114] 以上説明した実施の形態 1 によれば、出力制御部 9 5 7 が認識部 9 5 6 によって認識された生体組織の各層への熱変性の有無に基づいて、熱変性を各層で異なる表示態様で表示画像 P 3 を支援情報として表示装置 7 へ出力する

。この結果、ユーザは、熱変性による生体組織の深達度を確認することができる。

[0115] また、実施の形態１によれば、出力制御部９５７が表示画像生成部９５５によって生成された表示画像Ｐ３と、認識部９５６によって認識された各層への熱変性の認識結果と、に基づいて、各層を熱変性の深度で異なる表示態様で表示装置７へ出力してもよい。

[0116] また、実施の形態１によれば、認識部９５６は、決定部９５３が決定した熱変性の深度に基づいて、位置合わせ部９５４が位置合わせ処理を行って生成した表示画像に含まれる生体組織を構成する粘膜層、筋層および脂肪層における各層への熱変性を個別に認識（判定）し、出力制御部９５７が認識部９５６によって認識された各層への熱変性の認識結果に応じて表示態様の表示画像Ｐ３を表示装置７へ出力する。これにより、ユーザは、粘膜層、筋層および脂肪層の各々の熱変性の有無について把握することができる。

[0117] なお、実施の形態１では、出力制御部９５７は、決定部９５３が決定した熱変性の深度に関する深度情報を支援情報として出力してもよい。

[0118] また、実施の形態１では、制御装置４に学習部９５８が設けられていたが、これに限定されることなく、制御装置４と異なる装置、例えば学習装置やネットワーク上を経由して接続可能なサーバに学習済みモデルを生成する学習部９５８を設けてもよい。

[0119] また、実施の形態１では、出力制御部９５７が表示画像生成部９５５によって熱変性が生じている生体組織の層毎に異なる表示態様で、撮像画像生成部９５２が生成した白色光画像上に重畳することで生成された表示画像を表示装置７へ出力してもよい。これにより、ユーザは、粘膜層、筋層および脂肪層の各々の熱変性の有無について把握することができる。

[0120] また、実施の形態１では、表示画像生成部９５５が第１の画像である階層別画像と、第２の画像である熱変性画像と、に基づいて、熱変性が生じている生体組織の層のうち、入力部９３から入力される指示信号に従ってユーザにより選択された層への熱変性を強調した表示画像を生成し、出力制御部９

５７が表示画像生成部９５５によって生成された表示画像を表示装置７へ出力してもよい。これにより、ユーザは、所望の層への熱変性を確認することができる。

[0121] （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、制御装置９の制御部９５が複数の層を有する生体組織の層情報を含む第１の画像である層識別画像と、熱変性情報を含む第２の画像である熱変性画像と、に基づいて、生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、所定の層への熱変性を示す支援情報を表示装置７へ出力していたが、実施の形態２では、支援情報を出力する医療用装置を別途設ける。以下においては、実施の形態２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。

[0122] 〔内視鏡システムの構成〕

図１５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１５に示す内視鏡システム１Ａは、上述した実施の形態１に係る内視鏡システム１の制御装置９に代えて制御装置９Ａを備える。さらに、内視鏡システム１Ａは、上述した実施の形態１に係る内視鏡システム１の構成に加えて、医療用装置１１と、第４の伝送ケーブル１２と、をさらに備える。

[0123] 制御装置９Ａ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９Ａ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１１の動作を統括的に制御する。制御装置９Ａは、上述した実施の形態１に係る制御部９５から、取得部９５１、撮像画像生成部９５２、決定部９５３、位置合わせ部９５４、表示画像生成部９５５、認識部９５６、出力制御部９５７および学習部

９５８の機能を省略している。

[0124] 医療用装置１１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１１は、第４の伝送ケーブル１２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１１の詳細な機能構成は、後述する。

[0125] 第４の伝送ケーブル１２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１１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９Ａからの各種情報を医療用装置１１へ伝送し、医療用装置１１からの各種情報を制御装置９Ａへ伝送する。

[0126] 〔医療用装置の機能構成〕

図１６は、医療用装置１１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１１は、通信Ｉ／Ｆ１１１と、入力部１１２と、記録部１１３と、制御部１１４と、を備える。

[0127] 通信Ｉ／Ｆ１１１は、第４の伝送ケーブル１２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／Ｆ１１１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１１４へ出力する。

[0128] 入力部１１２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１１４へ出力する。入力部１１２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。

[0129] 記録部１１３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１１３は、医療用装置１１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１１３は、医療用装置１１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１１３ａと、熱処置による生体組織への侵襲度（深度

）と発光強度との相関関係を示す相関情報を記録する相関情報記録部 113b と、を有する。

[0130] 制御部 114 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 114 は、医療用装置 11 を構成する各部を統括的に制御する。制御部 114 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 114 は、取得部 951 と、撮像画像生成部 952 と、決定部 953 と、位置合わせ部 954 と、表示画像生成部 955 と、認識部 956 と、出力制御部 957 と、学習部 958 と、を有する。

[0131] このように構成された医療用装置 11 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 11 の処理結果に基づいて、画像処理部 92 が生成する表示画像に、認識部 956 によって認識された各層への熱変性の認識結果に基づいて、各層を熱変性の深度で異なる表示態様で表示装置 7 へ出力させて表示させる。

[0132] 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、即ち、ユーザは、熱変性による生体組織の深達度を確認することができる。

[0133] （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。

[0134] また、本開示の実施の形態 1，2 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。

- [0135] また、本開示の実施の形態 1, 2 では、内視鏡システムが備える制御部の機能、取得部 9 5 1、撮像画像生成部 9 5 2、決定部 9 5 3、位置合わせ部 9 5 4、表示画像生成部 9 5 5、認識部 9 5 6 および出力制御部 9 5 7 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。
- [0136] また、本開示の実施の形態 1, 2 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。
- [0137] また、本開示の実施の形態 1, 2 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。
- [0138] 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。
- [0139] 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

- [0140] 1, 1 A 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 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 第3の光源部
- 34 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, 112 入力部
- 94, 113 記録部
- 95, 114 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
1 1 3 b, 9 4 2 相関情報記録部
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 撮像画像生成部
9 5 3 決定部
9 5 4 位置合わせ部
9 5 5 表示画像生成部
9 5 6 認識部
9 5 7 出力制御部
9 5 8 学習部
P 1 階層別画像
P 2 熱変性画像
P 3 表示画像

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、
 複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第1の画像と、前記
 生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2
 の画像と、を取得し、
 前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織
 における所定の層への熱変性の有無を判定し、
 前記熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、前記所定の層へ
 の熱変性を示す支援情報を出力する、
 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、
 前記層情報は、
 前記生体組織における脂肪層の情報を含む、
 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、
 前記層情報は、
 前記生体組織における層の情報を含む、
 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、
 前記第2の画像は、
 蛍光画像である、
 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、
 予め設定された発光強度と熱変性による表層からの深度との関係を
 示す相関情報を取得し、
 前記蛍光画像の発光強度と、前記相関情報と、に基づいて、前記生

体組織における表層からの深度を決定し、

前記生体組織における表層からの深度に関する深度情報を、支援情報として出力する、

医療用装置。

[請求項6]

請求項5に記載の医療用装置であって、

前記プロセッサは、

前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織における脂肪層への熱変性の有無を判定する、

医療用装置。

[請求項7]

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、

前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、熱変性が生じている前記生体組織の層毎に表示態様を異ならせた表示画像を生成し、

前記表示画像を出力する、

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、

白色光が照射された前記生体組織を撮像した白色光画像を取得し、

前記熱変性が生じている前記生体組織の層毎に異なる表示態様で前記白色光画像上に重畳することで前記表示画像を生成し、

前記表示画像を出力する、

医療用装置。

[請求項9]

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、

前記生体組織における筋層の情報を含む第3の画像を生成する、

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、

前記第3の画像は、
前記生体組織における粘膜層の情報を含む、
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、
前記プロセッサは、

前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、熱変性が生じている前記生体組織の層のうち、ユーザにより選択された層への熱変性を強調した表示画像を生成し、

前記表示画像を出力する、
医療用装置。

[請求項12]

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、

複数の層で構成される生体組織の層情報を取得可能な光を発生させる第1の光源と、

前記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生させる第2の光源と、

を有し、

前記撮像装置は、

前記光または前記励起光が照射された前記生体組織からの戻り光または発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、

前記撮像素子が前記戻り光を撮像することによって生成した前記撮像信号に基づいて、複数の層で構成される前記生体組織の層情報を含む第1の画像を生成し、

前記撮像素子が発光を撮像することによって生成した前記撮像信号に基づいて、前記生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像を生成し、

前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、

前記熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、前記所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する、

医療用システム。

[請求項13]

プロセッサを備える学習装置であって、

複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第1の画像と、前記生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像と、を入力データとし、前記生体組織における所定の層への熱変性を示す支援情報を出力データとする教師データを用いて機械学習することにより学習済みモデルを生成する、

学習装置。

[請求項14]

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、

複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第1の画像と、前記生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像と、を取得し、

前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、

前記熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、前記所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する、

医療用装置の作動方法。

[請求項15]

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、

複数の層で構成される生体組織の層情報を含む第1の画像と、前記

生体組織に対する熱処置による熱変性に関する熱変性情報を含む第2の画像と、を取得し、

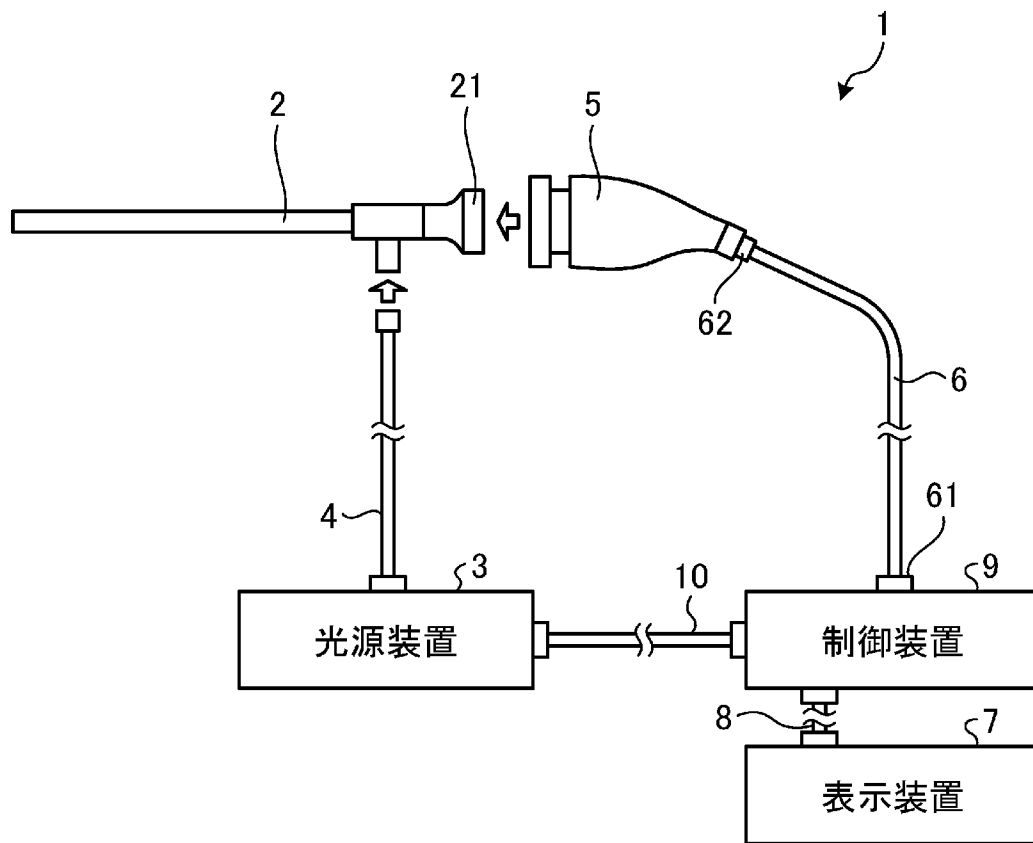
前記第1の画像と、前記第2の画像と、に基づいて、前記生体組織における所定の層への熱変性の有無を判定し、

前記熱変性の有無を判定した判定結果に基づいて、前記所定の層への熱変性を示す支援情報を出力する、

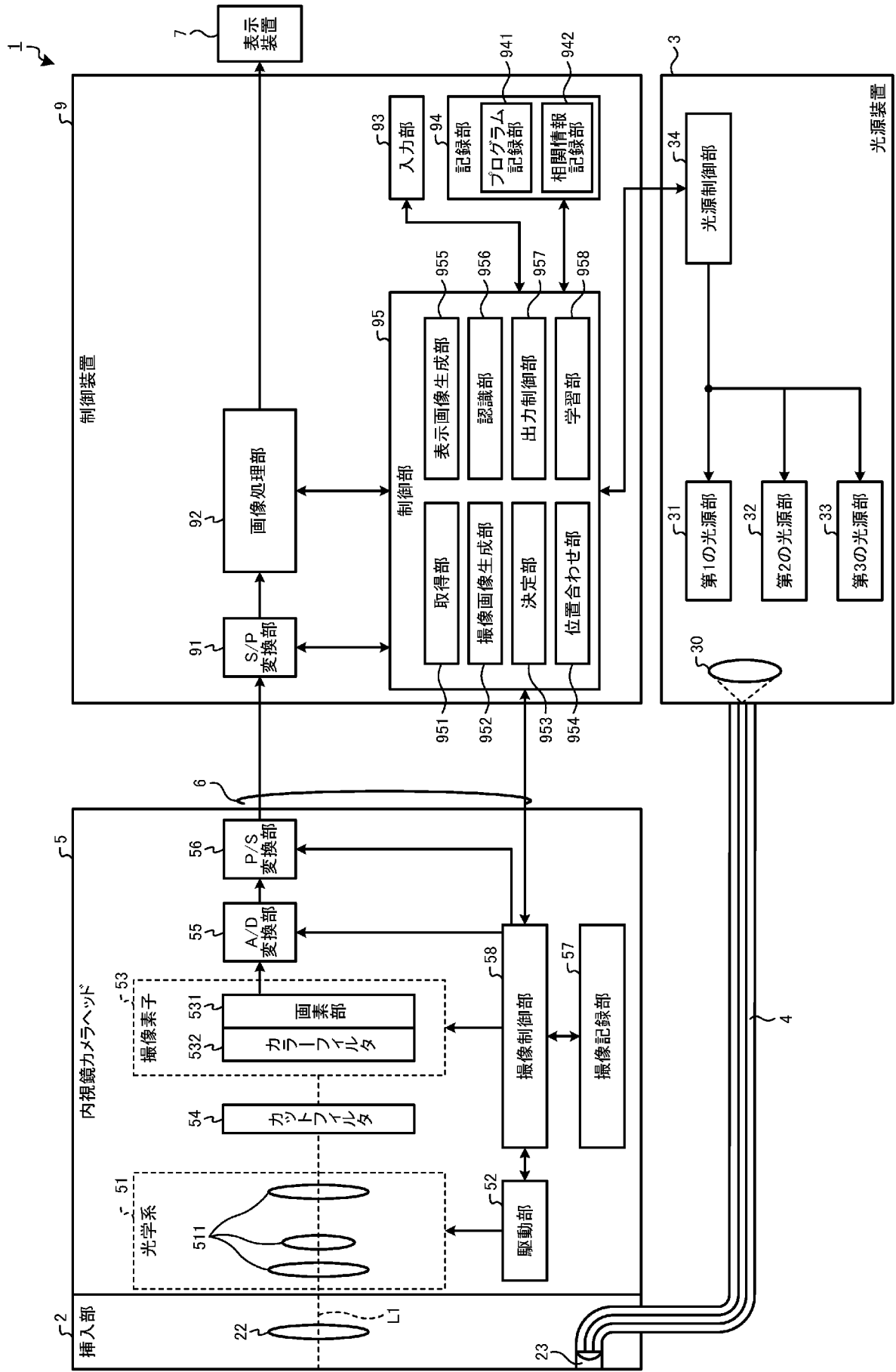
ことを実行させる、

プログラム。

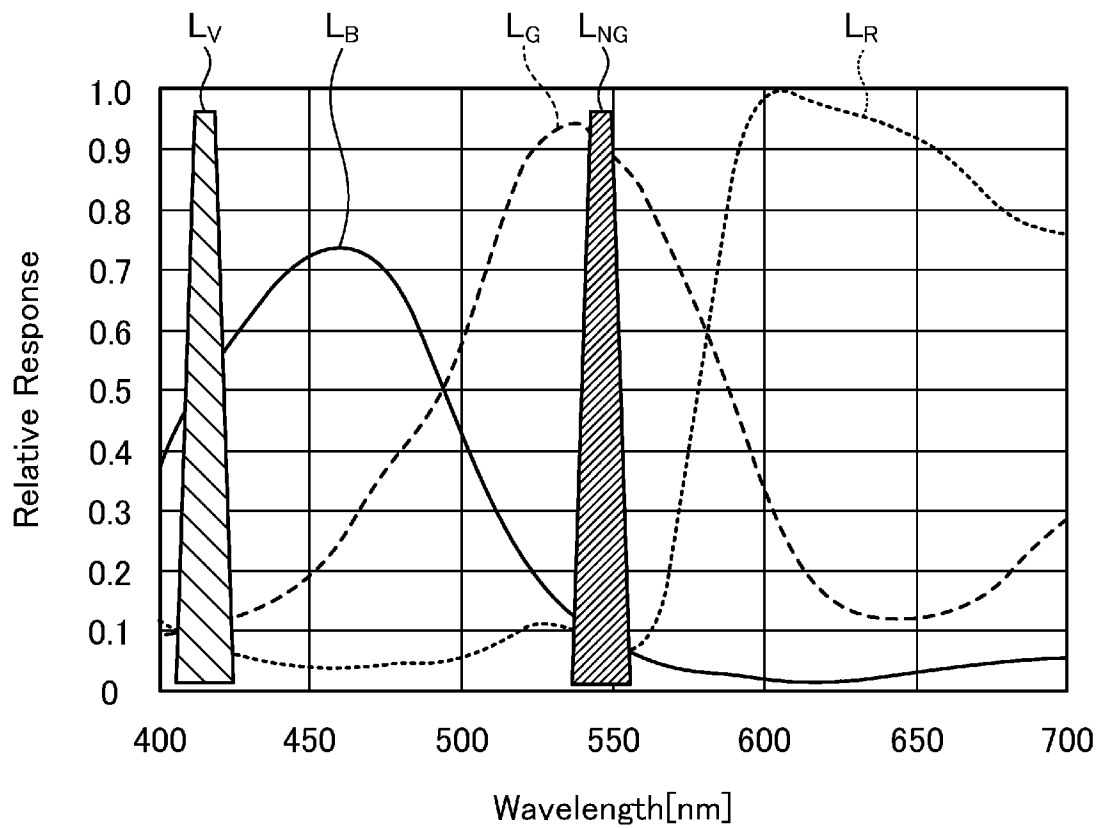
[図1]



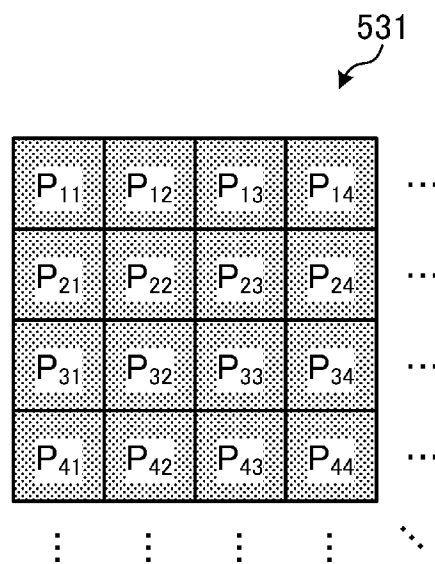
[図2]



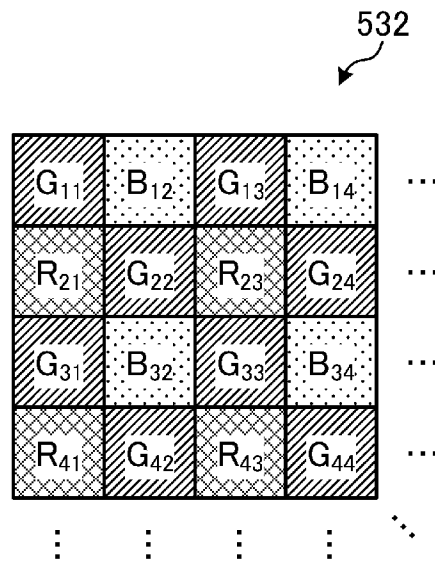
[図3]



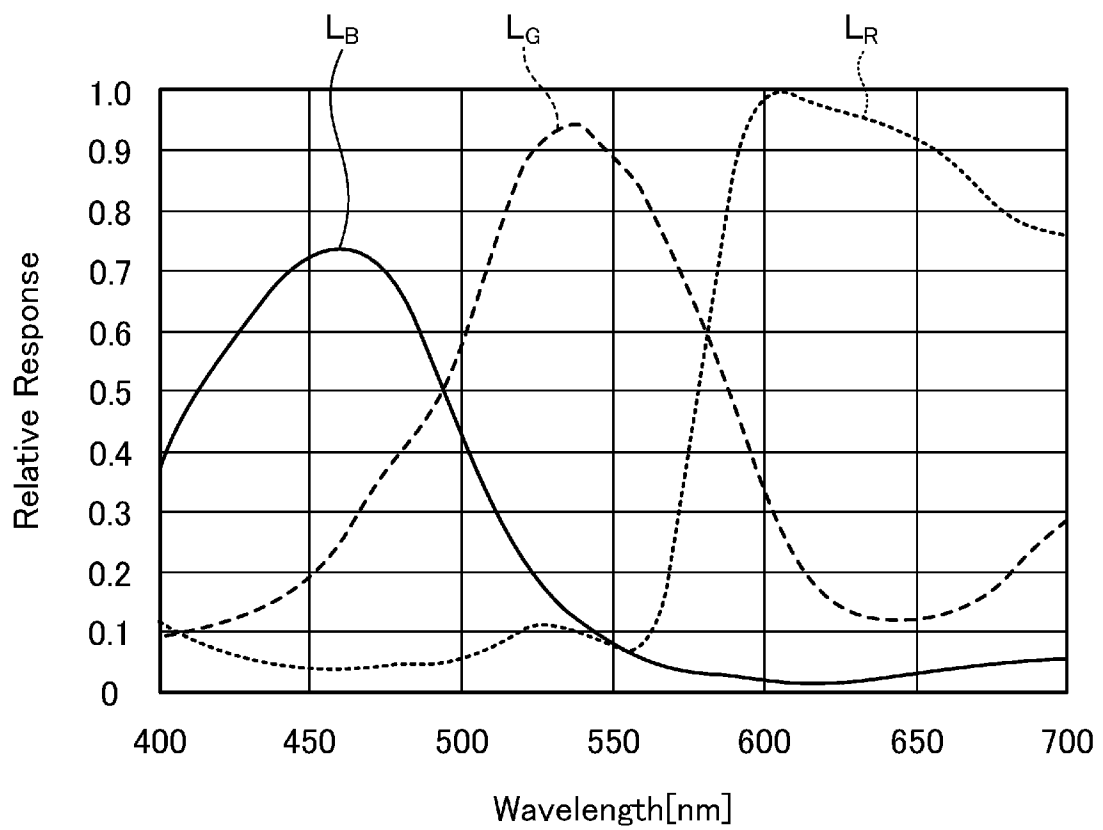
[図4]



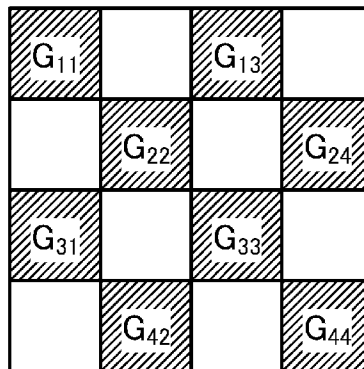
[図5]



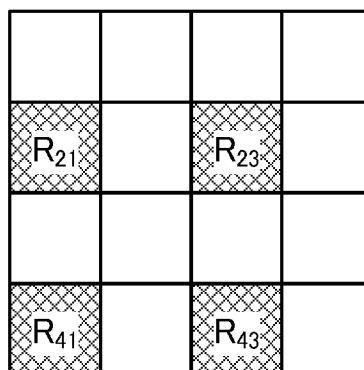
[図6]



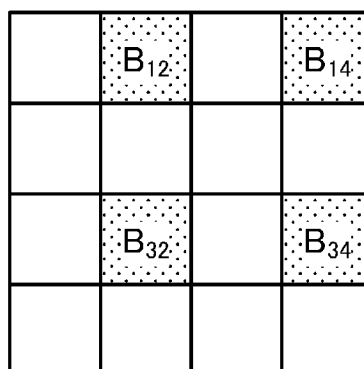
[図7A]



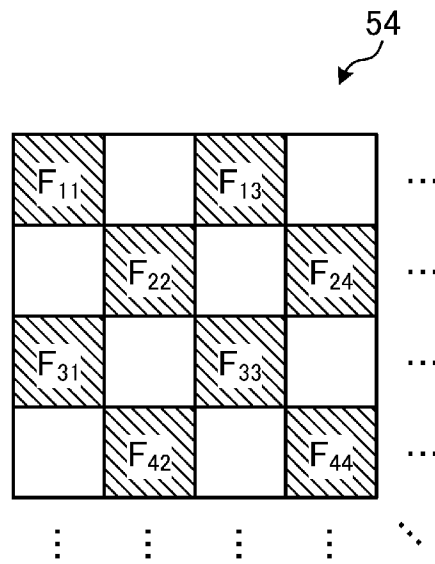
[図7B]



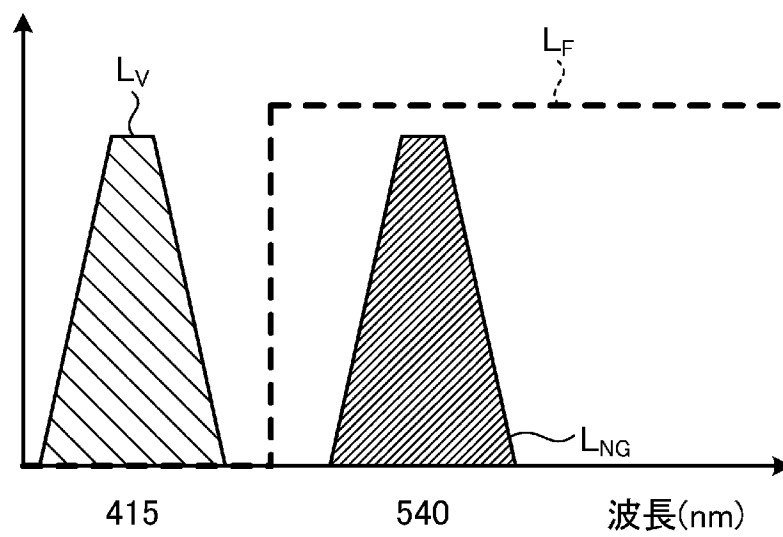
[図7C]



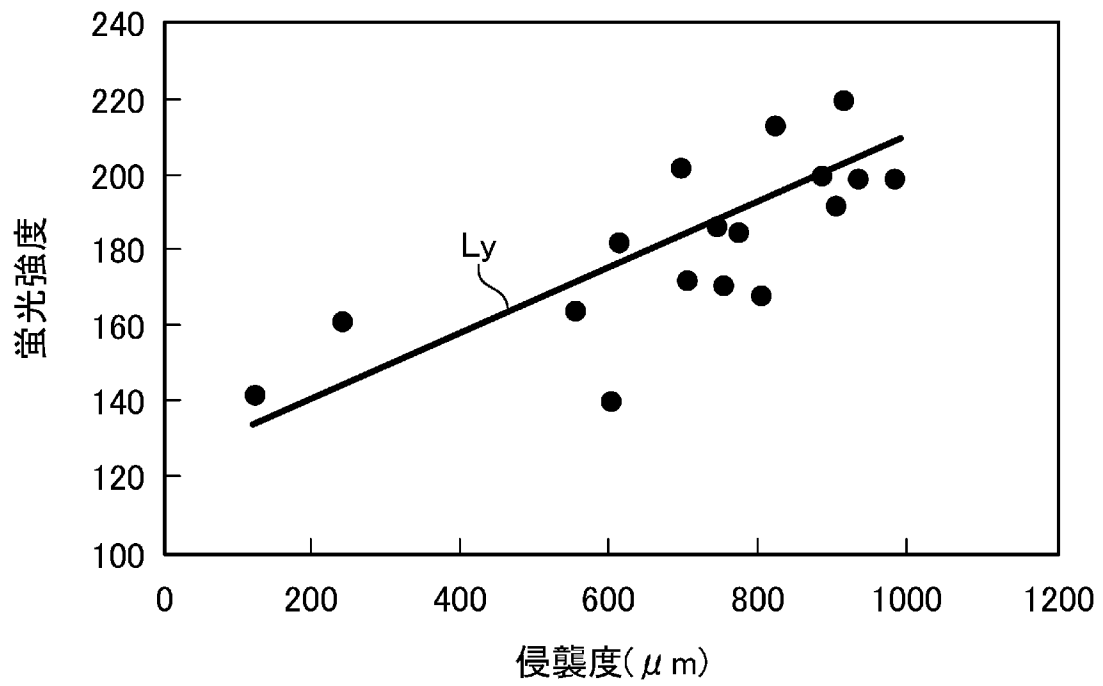
[図8]



[図9]



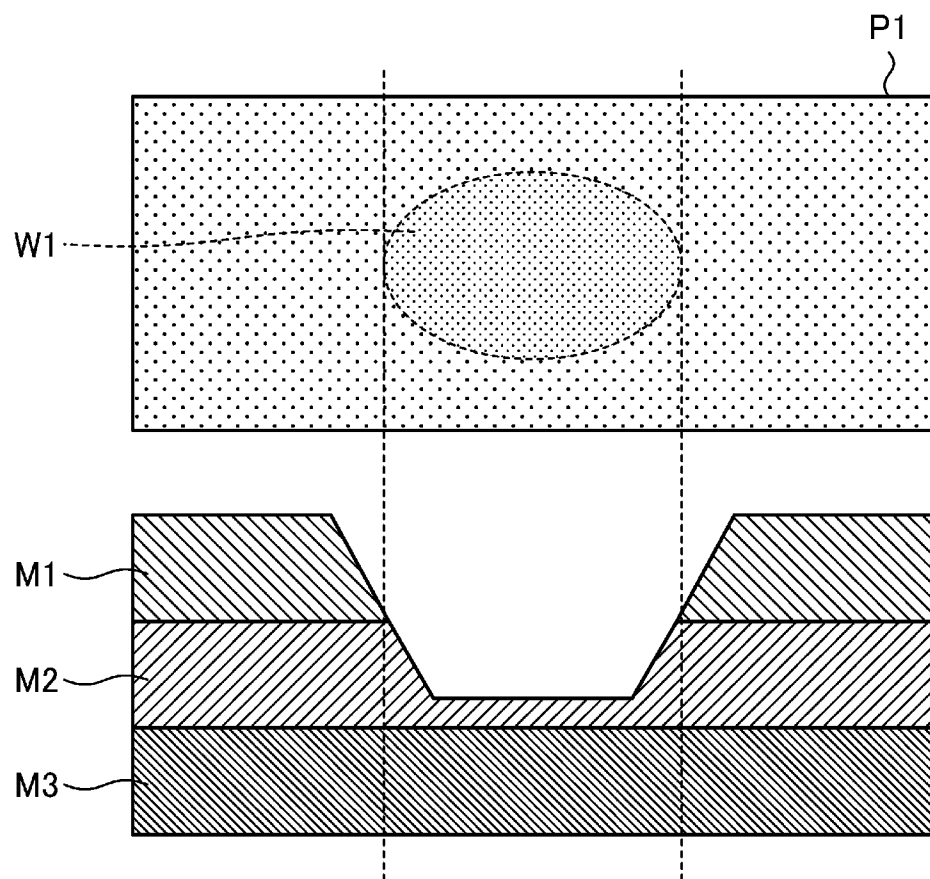
[図10]



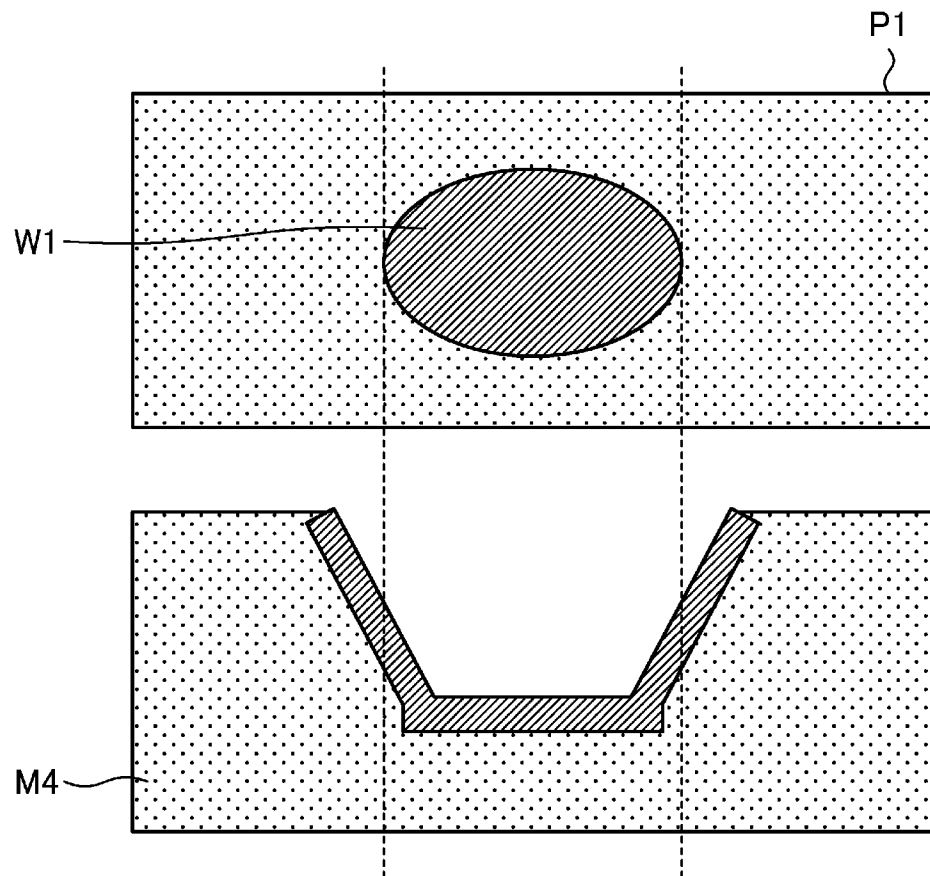
[図11]



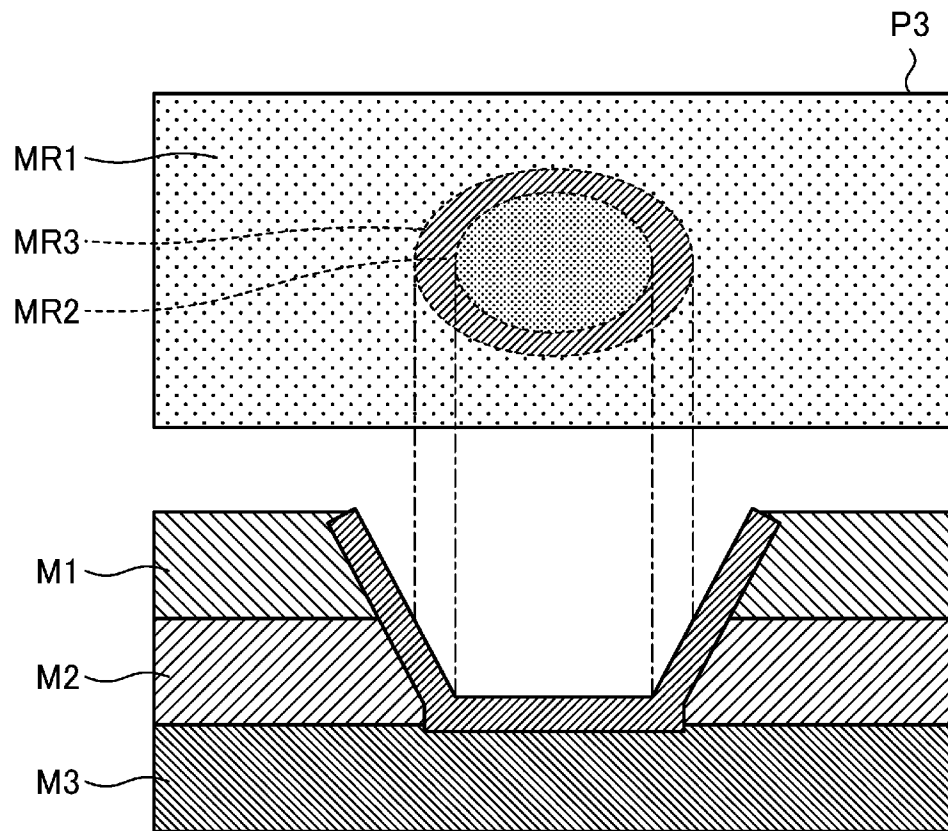
[図12]



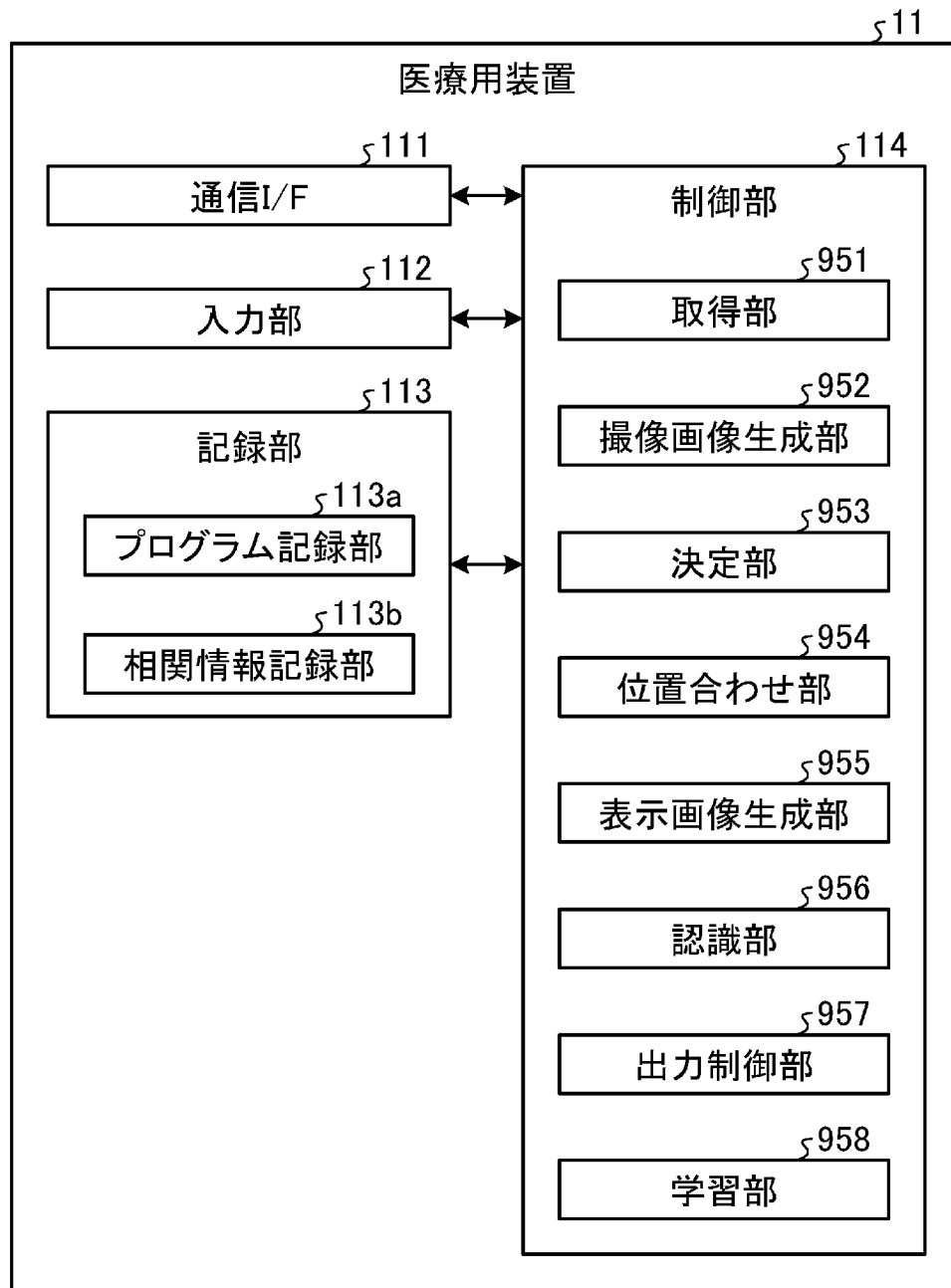
[図13]



[図14]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/004455

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 1/00**(2006.01)i; **A61B 1/045**(2006.01)i; **A61B 1/307**(2006.01)i

FI: A61B1/00 511; A61B1/00 623; A61B1/045 622; A61B1/307

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; A61B1/307

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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII); PubMed

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2020/008527 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 09 January 2020 (2020-01-09) abstract, paragraphs [0069], [0122]-[0141], fig. 11-12	1-3, 7-10, 13-15
Y		4
A		5-6, 11-12
Y	JP 2017-537681 A (THE GEORGE WASHINGTON UNIVERSITY) 21 December 2017 (2017-12-21) abstract, paragraphs [0013], [0020]-[0024]	4
Y	JP 2017-513645 A (CARDIOFOCUS, INC.) 01 June 2017 (2017-06-01) abstract, paragraphs [0024], [0067]-[0074], fig. 10	4
Y	JP 2016-540558 A (THE GEORGE WASHINGTON UNIVERSITY) 28 December 2016 (2016-12-28) abstract	4
A	WO 2019/244248 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 26 December 2019 (2019-12-26) abstract, paragraphs [0013]-[0110], fig. 1-7	1-15

☒ 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.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2014-228409 A (SHARP KABUSHIKI KAISHA) 08 December 2014 (2014-12-08) abstract	1-15
A	JP 2008-537995 A (THE REGENTS OF THE UNIVERSITY OF CALIFORNIA) 02 October 2008 (2008-10-02) paragraphs [0138]-[0142]	1-15
A	JP 10-505768 A (CEDARS-SINAI MEDICAL CENTER) 09 June 1998 (1998-06-09) abstract	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2023/004455

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO	2020/008527	A1	09 January 2020	US 2021/0100440 A1 abstract, paragraphs [0097], [0155]-[0174], fig. 11A-12	
JP	2017-537681	A	21 December 2017	US 2016/0120599 A1 abstract, paragraphs [0023], [0031]-[0036] WO 2016/073476 A1 KR 10-2017-0116005 A CN 107613849 A	
JP	2017-513645	A	01 June 2017	US 2015/0305604 A1 abstract, paragraphs [0033], [0076]-[0084], fig. 10 WO 2015/167929 A1	
JP	2016-540558	A	28 December 2016	US 2015/0196202 A1 abstract WO 2015/073871 A2 CN 106028914 A	
WO	2019/244248	A1	26 December 2019	US 2021/0088772 A1 abstract, paragraphs [0017]- [0117], fig. 1A-7	
JP	2014-228409	A	08 December 2014	(Family: none)	
JP	2008-537995	A	02 October 2008	US 2006/0184043 A1 paragraphs [0142]-[0167] WO 2006/078973 A2	
JP	10-505768	A	09 June 1998	US 5701902 A abstract WO 1996/008201 A1	

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; A61B 1/307(2006.01)i FI: A61B1/00 511; A61B1/00 623; A61B1/045 622; A61B1/307										
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; A61B1/307										
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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII); PubMed										
C. 関連すると認められる文献										
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号								
X	WO 2020/008527 A1 (オリンパス株式会社) 09.01.2020 (2020-01-09) 要約, 段落[0069], [0122]-[0141], 図11-12	1-3, 7-10, 13-15								
Y		4								
A		5-6, 11-12								
Y	JP 2017-537681 A (ザ・ジョージ・ワシントン・ユニバーシティ) 21.12.2017 (2017-12-21) 要約, 段落[0013], [0020]-[0024]	4								
Y	JP 2017-513645 A (カーディオフォーカス, インコーポレーテッド) 01.06.2017 (2017-06-01) 要約, 段落[0024], [0067]-[0074], 図10	4								
Y	JP 2016-540558 A (ザ・ジョージ・ワシントン・ユニバーシティ) 28.12.2016 (2016-12-28) 要約	4								
A	WO 2019/244248 A1 (オリンパス株式会社) 26.12.2019 (2019-12-26) 要約, 段落[0013]-[0110], 図1-7	1-15								
☒ 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、一般的な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 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） ▲高▼原 悠佑 2Q 8358 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2014-228409 A (シャープ株式会社) 08.12.2014 (2014 - 12 - 08) 要約	1-15
A	JP 2008-537995 A (ザ リージェンツ オブ ザ ユニバーシティ オブ カリフォルニア) 02.10.2008 (2008 - 10 - 02) 段落[0138]-[0142]	1-15
A	JP 10-505768 A (シーダーズ - サイナイ メディカル センター) 09.06.1998 (1998 - 06 - 09) 要約	1-15

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/JP2023/004455

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO	2020/008527	A1	09.01.2020	US 2021/0100440 A1 要約, 段落[0097], [0155]- [0174], 図11A-12	
JP	2017-537681	A	21.12.2017	US 2016/0120599 A1 要約, 段落[0023], [0031]- [0036] WO 2016/073476 A1 KR 10-2017-0116005 A CN 107613849 A	
JP	2017-513645	A	01.06.2017	US 2015/0305604 A1 要約, 段落[0033], [0076]- [0084], 図10 WO 2015/167929 A1	
JP	2016-540558	A	28.12.2016	US 2015/0196202 A1 要約 WO 2015/073871 A2 CN 106028914 A	
WO	2019/244248	A1	26.12.2019	US 2021/0088772 A1 要約, 段落[0017]-[0117], 図 1A-7	
JP	2014-228409	A	08.12.2014	(ファミリーなし)	
JP	2008-537995	A	02.10.2008	US 2006/0184043 A1 段落[0142]-[0167] WO 2006/078973 A2	
JP	10-505768	A	09.06.1998	US 5701902 A 要約 WO 1996/008201 A1	