

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7434591号
(P7434591)

(45)発行日 令和6年2月20日(2024.2.20)

(24)登録日 令和6年2月9日(2024.2.9)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 5 1 1

請求項の数 14 (全27頁)

(21)出願番号	特願2022-553265(P2022-553265)	(73)特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地
(86)(22)出願日	令和2年9月29日(2020.9.29)	(74)代理人	110002147 弁理士法人酒井国際特許事務所
(86)国際出願番号	PCT/JP2020/036945	(72)発明者	谷上 恭央 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オ リンパス株式会社内
(87)国際公開番号	WO2022/070262	(72)発明者	大塚 裕介 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オ リンパス株式会社内
(87)国際公開日	令和4年4月7日(2022.4.7)	(72)発明者	黒田 典子 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オ リンパス株式会社内
審査請求日	令和5年1月11日(2023.1.11)	(72)発明者	五十嵐 隆昭

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 支援装置、内視鏡システム、支援方法およびプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織に照射し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された撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する生成部と、

前記蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する算出部と、

前記蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する推定部と、

前記留置期間に関する留置期間情報と、前記生体組織を撮像した観察画像と、を出力する出力部と、

を備える、

支援装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の支援装置であって、

前記推定部は、

前記蛍光強度に基づいて、前記生体組織に対するエネルギーデバイスによる侵襲度を推定し、

前記侵襲度に基づいて、前記留置期間を推定する、

支援装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の支援装置であって、

前記推定部は、

20

予め測定された前記侵襲度と前記蛍光強度との相関関係を示す相関情報と、前記蛍光強度と、に基づいて、前記侵襲度を推定する、
支援装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の支援装置であって、
前記推定部は、
前記蛍光強度に基づいて、前記医療器具を前記管腔内に留置するか否かを推定する、
支援装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の支援装置であって、
前記出力部は、
前記観察画像上に前記留置期間情報を重畳して出力する、
支援装置。

10

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の支援装置であって、
前記蛍光画像から蛍光領域を抽出する抽出部をさらに備え、
前記推定部は、
前記抽出部が複数の前記蛍光領域を抽出した場合、最も強い前記蛍光強度に基づいて、
前記留置期間を推定する、
支援装置。

20

【請求項 7】

請求項 6 に記載の支援装置であって、
前記撮像信号は、
奥行き方向に延びる尿路を撮像したものであり、
前記推定部は、
前記抽出部が複数の前記蛍光領域を抽出した場合、撮像光学系に最も近い近点側に位置する前記蛍光領域の前記蛍光強度に基づいて、前記留置期間を推定する、
支援装置。

【請求項 8】

請求項 6 または 7 に記載の支援装置であって、
前記出力部は、
前記抽出部が複数の前記蛍光領域を抽出した場合、複数の前記蛍光領域の各々の前記蛍光強度に基づいて、複数の前記蛍光領域の各々を識別可能に出力する、
支援装置。

30

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のいずれか一つに記載の支援装置であって、
前記医療器具は、
ステント、カテーテルおよび留置針のいずれか一つである、
支援装置。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 9 のいずれか一つに記載の支援装置であって、
前記管腔は、
尿路である、
支援装置。

40

【請求項 11】

請求項 1 ~ 10 のいずれか一つに記載の支援装置であって、
前記励起光は、
波長帯域が 390 nm ~ 430 nm であり、
前記蛍光は、
波長帯域が 500 nm ~ 640 nm であり、

50

前記撮像信号は、
前記430nmより短波長側の光を遮光するカットフィルタを透過した透過光を撮像したものである、
支援装置。

【請求項12】

被検体の管腔内に挿入可能な内視鏡と、
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照射可能な光源装置と、

前記内視鏡が着脱自在な制御装置と、

を備え、

前記内視鏡は、

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可能な撮像素子と、

前記撮像素子の受光面側に設けられており、前記励起光の波長帯域の一部を含む短波長側の光を遮光するカットフィルタと、

を備え、

前記制御装置は、

術者を支援する支援装置を備え、

前記支援装置は、

前記撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する生成部と、

前記蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する算出部と、

前記蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する推定部と、

前記留置期間に関する留置期間情報と、前記生体組織を撮像した観察画像と、を出力する出力部と、

を有する、

内視鏡システム。

【請求項13】

支援装置が実行する支援方法であって、

生体組織に照射し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された撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する生成ステップと、

前記蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する算出ステップと、

前記蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する推定ステップと、

前記留置期間に関する留置期間情報と、前記生体組織を撮像した観察画像と、を出力する出力ステップと、

を含む、

支援方法。

【請求項14】

支援装置に実行させるプログラムであって、

生体組織に照射し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された撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する生成ステップと、

前記蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する算出ステップと、

前記蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する推定ステップと、

前記留置期間に関する留置期間情報と、前記生体組織を撮像した観察画像と、を出力する出力ステップと、

を実行させる、

プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【0001】

本開示は、尿路内に留置するステントの留置期間を判断する際の支援装置、内視鏡システム、支援方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡において、尿路内に発生した結石に向けてレーザービームを照射することによって破碎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、エイミングビームが結石等の標的塊上に入射したことを確認できた場合、エネルギー源を作動させて標的塊上にエネルギーガイドを經由してエネルギーパルスを照射する。この場合、尿管に損傷している可能性があるため、碎石後は尿管保護のためステントを留置する（例えば特許文献2を参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特表2017-500172号公報

【文献】特表2017-510371号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上述した特許文献1, 2では、レーザービームによる生体組織熱損傷の侵襲度合いが表示モニター上で視認しづらいという、術者の経験値によって尿路等の管腔内におけるステント等の医療器具の留置期間を決定しているため、最適な医療器具の留置期間を把握することが難しかった。

20

【0005】

本開示は、上記に鑑みてなされたものであって、管腔内に医療器具を留置する際の留置期間を客観的に把握することができる支援装置、内視鏡システム、支援方法および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】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本開示に係る支援装置は、生体組織に照射し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された撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する生成部と、前記蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する算出部と、前記蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する推定部と、前記留置期間に関する留置期間情報と、前記生体組織を撮像した観察画像と、を出力する出力部と、を備える。

30

【0007】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記推定部は、前記蛍光強度に基づいて、前記生体組織に対するエネルギーデバイスによる侵襲度を推定し、前記侵襲度に基づいて、前記留置期間を推定する。

【0008】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記推定部は、予め測定された前記侵襲度と前記蛍光強度との相関関係を示す相関情報と、前記蛍光強度と、に基づいて、前記侵襲度を推定する。

40

【0009】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記推定部は、前記蛍光強度に基づいて、前記医療器具を前記管腔内に留置するか否かを推定する。

【0010】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記出力部は、前記観察画像上に前記留置期間情報を重畳して出力する。

【0011】

50

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記蛍光画像から蛍光領域を抽出する抽出部をさらに備え、前記推定部は、前記抽出部が複数の前記蛍光領域を抽出した場合、最も強い前記蛍光強度に基づいて、前記留置期間を推定する。

【0012】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記撮像信号は、奥行き方向に延びる尿路を撮像したものであり、前記推定部は、前記抽出部が複数の前記蛍光領域を抽出した場合、撮像光学系に最も近い近点側に位置する前記蛍光領域の前記蛍光強度に基づいて、前記留置期間を推定する。

【0013】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において前記出力部は、前記抽出部が複数の前記蛍光領域を抽出した場合、複数の前記蛍光領域の各々の前記蛍光強度に基づいて、複数の前記蛍光領域の各々を識別可能に出力する。

10

【0014】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記医療器具は、ステント、カテーテルおよび留置針のいずれか一つである。

【0015】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記管腔は、尿路である。

【0016】

また、本開示に係る支援装置は、上記開示において、前記励起光は、波長帯域が390nm～430nmであり、前記蛍光は、波長帯域が500nm～640nmであり、前記撮像信号は、前記430nmより短波長側の光を遮光するカットフィルタを透過した透過光を撮像したものである。

20

【0017】

また、本開示に係る内視鏡システムは、被検体の管腔内に挿入可能な内視鏡と、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照射可能な光源装置と、前記内視鏡が着脱自在な制御装置と、を備え、前記内視鏡は、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可能な撮像素子と、前記撮像素子の受光面側に設けられており、前記励起光の波長帯域の一部を含む短波長側の光を遮光するカットフィルタと、を備え、前記制御装置は、術者を支援する支援装置を備え、前記支援装置は、前記撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する生成部と、前記蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する算出部と、前記蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する推定部と、前記留置期間に関する留置期間情報と、前記生体組織を撮像した観察画像と、を出力する出力部と、を有する。

30

【0018】

また、本開示に係る支援方法は、支援装置が実行する支援方法であって、生体組織に照射し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された撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する生成ステップと、前記蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する算出ステップと、前記蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する推定ステップと、前記留置期間に関する留置期間情報と、前記生体組織を撮像した観察画像と、を出力する出力ステップと、を含む。

40

【0019】

また、本開示に係るプログラムは、支援装置に実行させるプログラムであって、生体組織に照射し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された撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する生成ステップと、前記蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する算出ステップと、前記蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する推定ステップと、前記留置期間に関する留置期間情報と、前記生体組織を撮像した観察画像と、を出力する出力ステップと、を実行させる。

【発明の効果】

【0020】

本開示によれば、管腔内に医療器具を留置する際の留置期間を客観的に把握することが

50

できるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図 1】図 1 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を模式的に示す図である。

【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第 2 の光源部が発光する励起光の波長特性を模式的に示す図である。

【図 4】図 4 は、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 5】図 5 は、一実施の形態に係る関連情報記録部が記録する関連情報の一例を示す図である。

10

【図 6】図 6 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの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。

【図 7】図 7 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの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 8】図 8 は、術者が内視鏡システムを用いて経尿道的尿路結石除去術の手技方法を説明するフローチャートである。

【図 9 A】図 9 A は、経尿道的尿路結石除去術において表示装置が表示する画像遷移の一例を示す図である。

【図 9 B】図 9 B は、経尿道的尿路結石除去術において表示装置が表示する画像遷移の一例を示す図である。

20

【図 9 C】図 9 C は、経尿道的尿路結石除去術において表示装置が表示する画像遷移の一例を示す図である。

【図 9 D】図 9 D は、経尿道的尿路結石除去術において表示装置が表示する画像遷移の一例を示す図である。

【図 9 E】図 9 E は、経尿道的尿路結石除去術において表示装置が表示する画像遷移の一例を示す図である。

【図 9 F】図 9 F は、経尿道的尿路結石除去術において表示装置が表示する画像遷移の一例を示す図である。

【図 1 0】図 1 0 は、一実施の形態に係る内視鏡システムが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

30

【図 1 1】図 1 1 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの推定部がステントを留置するか否かの推定方法を模式的に説明する図である。

【図 1 2】図 1 2 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの推定部がステントの留置期間を推定する推定方法を模式的に説明する図である。

【図 1 3】図 1 3 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの出力部が表示装置へ出力する出力画面の一例を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの出力部が表示装置へ出力する出力画面の別の一例を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの出力部が表示装置へ出力する出力画面の別の一例を示す図である。

40

【図 1 6】図 1 6 は、一実施の形態に係る内視鏡システムの出力部が表示装置へ出力する出力画面の別の一例を示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、一実施の形態の変形例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。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

以下、本開示を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、経尿道的尿路結石除去術（以下、「TUL」という）に用いられる軟性尿管鏡（flexible-Scope）を用いて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、例えば硬性鏡

50

および手術ロボット等であっても適用することができる。また、この実施の形態により、本開示が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、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれる。

【0023】

〔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全体構成を模式的に示す図である。図1に示す内視鏡システム1は、患者等の被検体の体腔や管腔内、例えば尿路へ内視鏡の挿入部を挿入することによって被検体の体内を撮像し、この撮像した撮像信号に基づく表示画像を表示装置に表示する。ここで、尿路とは、尿道、膀胱、尿管および腎臓等であり、奥行き方向に延びる管状をなす。医師等の術者は、表示装置が表示する表示画像の観察を行いながら、内視鏡を経由してホルミウムYAGレーザ等の高出力赤外レーザを照射するレーザ照射装置によって被検体内の結石を破碎し、破碎した結石をバスケットカテーテル等の処置具によって摘出を行い、尿路内に医療器具を所定期間するまで留置する。ここで、医療器具とは、ステント、カテーテルおよび留置針のいずれか一つである。内視鏡システム1は、内視鏡2と、表示装置3と、制御装置4と、レーザ照射装置5と、を備える。

10

【0024】

〔内視鏡の構成〕

まず、内視鏡2の構成について説明する。

内視鏡2は、被検体の体内を撮像した撮像信号(RAWデータ)を生成し、この生成した撮像信号を制御装置4へ出力する。内視鏡2は、挿入部21と、操作部22と、ユニバーサルコード23と、を備える。

20

【0025】

挿入部21は、被検体内に挿入される。挿入部21は、可撓性を有する細長形状をなす。挿入部21は、後述する撮像素子を内蔵した先端部24と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部25と、湾曲部25の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部26と、を有する。

【0026】

先端部24は、ガラスファイバ等を用いて構成される。先端部24は、ユニバーサルコード23および操作部22を経由して制御装置4から供給された照明光の導光路をなし、かつ、照明光の戻り光を撮像した撮像信号を生成して制御装置4へ出力する。

30

【0027】

操作部22は、湾曲部25を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ221と、体処置具を挿入する処置具挿入部222と、制御装置4に加えて、送気手段、送水手段、送ガス手段等の周辺機器の操作指示信号や内視鏡システム1に静止画撮影を指示するプリフリーズ信号または内視鏡システム1の観察モードを切り替える切替信号を入力する操作入力部である複数のスイッチ223と、を有する。処置具挿入部222から挿入される処置具は、先端部24の処置具チャンネル(図示せず)を経由して開口部(図示せず)から表出する。ここで、処置具としては、レーザ照射装置5およびバスケットカテーテル等である。

40

【0028】

ユニバーサルコード23は、ライトガイドと、1または複数のケーブルをまとめた集光ケーブルと、を少なくとも内蔵している。集合ケーブルは、内視鏡2および制御装置4の間で信号を送受信する信号線であって、撮像信号(RAWデータ)を送受信するための信号線および後述する撮像素子を駆動するための駆動用のタイミング信号(同期信号およびクロック信号)を送受信するための信号線老を含む。ユニバーサルコード23は、制御装置4に着脱自在なコネクタ部27と、コイル状のコイルケーブル27aが延設し、コイルケーブル27aの延出端に制御装置4に着脱自在なコネクタ部28と、を有する。

【0029】

50

〔表示装置の構成〕

次に、表示装置 3 の構成について説明する。

表示装置 3 は、制御装置 4 の制御のもと、制御装置 4 から入力された映像信号に基づく表示画像を表示する。表示装置 3 は、有機 E L (Electro Luminescence) や液晶等の表示パネルを用いて実現される。

【 0 0 3 0 】

〔制御装置の構成〕

次に、制御装置 4 の構成について説明する。

制御装置 4 は、内視鏡システム 1 の各部を制御する。制御装置 4 は、内視鏡 2 が被検体に照射するための照明光を供給する。また、制御装置 4 は、内視鏡 2 から入力された撮像信号に対して、各種の画像処理を行って表示装置 3 へ出力する。

10

【 0 0 3 1 】

〔レーザ照射装置の構成〕

次に、レーザ照射装置の構成について説明する。

レーザ照射装置 5 は、内視鏡 2 の処置具挿入部 2 2 2 を経由して被検体の体内、例えば尿路（例えば腎臓、尿管、膀胱および尿道）に挿入され、術者の操作のもと、被検体内に発生した結石に向けてホルミウム Y A G レーザ等の高出力赤外レーザを照射することによって結石を破砕する。

【 0 0 3 2 】

〔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。

20

【 0 0 3 3 】

〔内視鏡の構成〕

まず、内視鏡 2 の構成について説明する。

内視鏡 2 は、照明光学系 2 0 1 と、撮像光学系 2 0 2 と、カットフィルタ 2 0 3 と、撮像素子 2 0 4 と、A / D 変換部 2 0 5 と、P / S 変換部 2 0 6 と、撮像記録部 2 0 7 と、撮像制御部 2 0 8 と、を備える。なお、照明光学系 2 0 1、撮像光学系 2 0 2、カットフィルタ 2 0 3、撮像素子 2 0 4、A / D 変換部 2 0 5、P / S 変換部 2 0 6、撮像記録部 2 0 7 および撮像制御部 2 0 8 の各々は、先端部 2 4 内に配置されてなる。

30

【 0 0 3 4 】

照明光学系 2 0 1 は、光ファイバ等によって形成されてなるライトガイド 2 3 1 から供給された照明光を被検体（生体組織）に向けて照射する。照明光学系 2 0 1 は、1 または複数のレンズ等を用いて実現される。

【 0 0 3 5 】

撮像光学系 2 0 2 は、被検体から反射された反射光、被検体からの戻り光、被検体が発光した蛍光等の光を集光することによって被写体像（光線）を撮像素子 2 0 4 の受光面上に結像する。撮像光学系 2 0 2 は、1 または複数のレンズ等を用いて実現される。

【 0 0 3 6 】

カットフィルタ 2 0 3 は、撮像光学系 2 0 2 と撮像素子 2 0 4 との光軸 O 1 上に配置される。カットフィルタ 2 0 3 は、後述する制御装置 4 から供給された励起光であって、被検体からの励起光の反射光または戻り光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の光を透過する。なお、カットフィルタ 2 0 3 の透過特性については、後述する。

40

【 0 0 3 7 】

撮像素子 2 0 4 は、撮像制御部 2 0 8 の制御のもと、撮像光学系 2 0 2 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 2 0 3 を透過した被写体像（光線）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 2 0 5 へ出力する。撮像素子 2 0 4 は、2 次元マトリクス状に配置されてなる複数の画素の各々に、ベイヤー配列（R G G B）を構成するカラーフィルタのいずれか 1 つが配置されてなる C C

50

D (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。

【0038】

A/D変換部205は、撮像制御部208による制御のもと、撮像素子204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206へ出力する。A/D変換部205は、A/D変換回路等を用いて実現される。

【0039】

P/S変換部206は、撮像制御部208による制御のもと、A/D変換部205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232を経由して制御装置4へ出力する。P/S変換部206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206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4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4へ送信するようにしてもよい。

10

【0040】

撮像記録部207は、内視鏡2に関する各種情報(例えば撮像素子204の画素情報、カットフィルタ203の特性)を記録する。また、撮像記録部207は、第2の伝送ケーブル233を経由して制御装置4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207は、不揮発性メモリや揮発性メモリを用いて構成される。

20

【0041】

撮像制御部208は、第2の伝送ケーブル233を経由して制御装置4から受信した設定データに基づいて、撮像素子204、A/D変換部205およびP/S変換部206の各々の動作を制御する。撮像制御部208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。

【0042】

〔制御装置の構成〕

次に、制御装置4の構成について説明する。

30

制御装置4は、集光レンズ401と、第1の光源部402と、第2の光源部403と、光源制御部404と、S/P変換部405と、画像処理部406と、入力部407と、記録部408と、制御部409と、を備える。

【0043】

集光レンズ401は、第1の光源部402および第2の光源部403の各々が発光した光を集光してライトガイド231へ出射する。集光レンズ401は、1または複数のレンズを用いて構成される。

【0044】

第1の光源部402は、光源制御部404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231へ白色光を供給する。第1の光源部402は、コリメートレンズ、白色LED (Light Emitting Diode) 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402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402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。

40

【0045】

第2の光源部403は、光源制御部404による制御のもと、所定の波長帯域を有する励起光を発光することによってライトガイド231へ狭帯域光を照明光として供給する。ここで、励起光は、波長帯域が400nm~430nm(中心波長が415nm)である。第2の光源部403は、コリメートレンズ、紫色LD (laser Diode)等の半導体レー

50

ザおよび駆動ドライバ等を用いて実現される。なお、第1の光源部402が発光する白色光および第2の光源部403が発光する励起光の各々の波長特性については、後述する。

【0046】

光源制御部404は、FPGA(Field-Programmable Gate Array)または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と、を用いて構成される。光源制御部404は、制御部409から入力される制御データに基づいて、第1の光源部402および第2の光源部403の各々の発光タイミング、発光強度および発光時間等を制御する。

【0047】

S/P変換部405は、制御部409による制御のもと、第1の伝送ケーブル232を経由して内視鏡2から受信した撮像信号に対してシリアル/パラレル変換を行って画像処理部406へ出力する。なお、内視鏡2が光信号で撮像信号を出力する場合、S/P変換部405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2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405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。

10

【0048】

画像処理部406は、CPU、GPU(Graphics Processing Unit)またはFPGA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。画像処理部406は、制御部409による制御のもと、S/P変換部405から入力された撮像信号に所定の画像処理を施して表示装置3へ出力する。なお、一実施の形態では、画像処理部406が支援装置として機能する。画像処理部406は、生成部406aと、算出部406cと、抽出部406bと、推定部406dと、出力部406eと、を有する。

20

【0049】

生成部406aは、生体組織に照射し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された撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する。具体的には、生成部406aは、内視鏡2の撮像素子204から撮像信号を、A/D変換部205、P/S変換部206、第1の伝送ケーブル232およびS/P変換部405を経由して取得し(以下、単に「内視鏡2の撮像素子204から取得する」と記載する)する。そして、生成部406aは、内視鏡2の撮像素子204から取得した撮像信号であって、生体組織に照射し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された撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する。また、生成部406aは、生体組織に白色光が照射されることによって生体組織から反射した反射光および戻り光を撮像することによって生成された撮像信号に基づいて、表示画像である観察画像(白色光画像)を生成する。

30

【0050】

抽出部406bは、蛍光画像から蛍光領域を抽出する。具体的には、抽出部406bは、蛍光画像の各画素に対して2値化処理を行うことによって蛍光領域を抽出する。例えば、抽出部406bは、蛍光画像の各画素の画素値に対して、所定の値以上の画素を抽出することによって蛍光領域を抽出する。

【0051】

算出部406cは、生成部406aが生成した蛍光画像に基づいて、蛍光強度を算出する。具体的には、算出部406cは、生成部406aが生成した蛍光画像であって、抽出部406bによって抽出された蛍光領域の蛍光強度を算出する。

40

【0052】

推定部406dは、算出部406cが算出した蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定する。ここで、管腔とは、尿路である。また、尿路は、尿道、膀胱、尿管および腎臓を含む。また、医療器具とは、ステント、カテーテルおよび留置針のいずれか一つである。また、推定部406dは、算出部406cが算出した蛍光強度に基づいて、生体組織に対するエネルギーデバイスによる侵襲度を推定し、この侵襲度に基づいて、医療器具の留置期間を推定する。具体的には、推定部406dは、後述する相関

50

情報記録部 408b が記録する侵襲度と蛍光強度との相関関係を示す相関情報と、算出部 406c が算出した蛍光強度と、に基づいて、生体組織に対するエネルギーデバイスによる侵襲度を推定する。

【0053】

出力部 406e は、推定部 406d によって推定された医療器具の留置期間に関する留置期間情報と、生体組織を撮像した表示画像としての観察画像と、を表示装置 3 へ出力する。

【0054】

入力部 407 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 409 へ出力する。入力部 407 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。

10

【0055】

記録部 408 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 408 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 408 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 408a と、相関情報記録部 408b と、を有する。

【0056】

相関情報記録部 408b は、被検体の生体組織に対するレーザー照射装置 5 による侵襲度と、レーザー照射装置 5 によって熱処理された生体組織に対して励起光を照射した際に発光する蛍光強度と、の相関関係を示す相関情報を記録する。なお、相関情報の詳細は、後述する。

20

【0057】

制御部 409 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 409 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。

【0058】

〔励起光の波長特性〕

次に、第 2 の光源部 403 が発光する励起光の波長特性について説明する。

図 3 は、第 2 の光源部 403 が発光する励起光の波長特性を模式的に示す図である。図 3 において、横軸が波長 (nm) を示し、縦軸が波長特性を示す。また、図 3 において、折れ線 L_V が第 2 の光源部 403 が発光する励起光の波長特性を示す。また、図 3 において、曲線 L_B が青色の波長帯域を示し、曲線 L_G が緑色の波長帯域を示し、曲線 L_R が赤色の波長帯域を示す。

30

【0059】

図 3 に示すように、第 2 の光源部 403 は、中心波長 (ピーク波長) が 415 nm であり、波長帯域が 400 nm ~ 430 nm である励起光を発光する。

【0060】

〔カットフィルタの透過特性〕

次に、カットフィルタ 203 の透過特性について説明する。

図 4 は、カットフィルタ 203 の透過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) を示す、縦軸が透過特性を示す。また、図 4 において、折れ線 L_F がカットフィルタ 203 の透過特性を示し、折れ線 L_V が励起光の波長特性を示し、折れ線 L_{NG} が、生体組織に対するエネルギーデバイス、例えばレーザー照射装置 5 による熱処理によって生じる終末糖化産物に対して励起光を照射することによって生じる蛍光の波長特性を示す。

40

【0061】

図 4 の折れ線 L_V および折れ線 L_{NG} に示すように、カットフィルタ 203 は、観察領域の生体組織から反射された励起光の一部を遮光し、蛍光成分を含む他の波長帯域の光を透過する。具体的には、カットフィルタ 203 は、励起光を含む 400 nm ~ 430 nm 未

50

満の短波長側の波長帯域の光の一部を遮光し、かつ、熱処理によって生じる終末糖化産物に対して励起光を照射することによって生じる蛍光を含む430nmより長波長側の波長帯域の光を透過する。

【0062】

〔 相 関 情 報 〕

次に、相関情報記録部408bが記録する相関情報の一例について説明する。

図5は、相関情報記録部408bが記録する相関情報の一例を示す図である。図5において、縦軸が発光強度を示し、横軸が熱処理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5において、直線Ly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。

10

【0063】

図5の直線Lyに示すように、発光強度は、熱処理による生体組織への侵襲度が大きいほど強くなる。

【0064】

〔 蛍 光 観 察 モ ー ド の 概 要 〕

次に、内視鏡システム1において実行可能な蛍光観察モード（熱処置観察モード）について説明する。図6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。

【0065】

図6のグラフG11に示すように、まず、制御装置4は、第2の光源部403を発光させることによって、励起光（中心波長415nm）をレーザー照射装置5により被検体に対して熱処置が施された生体組織O10（熱処置領域）に照射する。この場合、図6のグラフG12に示すように、少なくとも生体組織O10（熱処置領域）で反射された励起光の成分および戻り光を含む反射光（以下、単に「反射光W10」という）は、カットフィルタ203によって遮光され強度が低下する一方、この大部分を遮光する波長帯域より長波長側の成分の一部は強度を落とさず撮像素子204に入射する。

20

【0066】

より具体的には、図6のグラフG12に示すように、カットフィルタ203は、G画素に入射する反射光W10であって、励起光の波長帯域を含む短波長の波長帯域の反射光W10の大部分を遮光し、この大部分を遮光する波長帯域より長波長側の波長帯域を透過する。さらに、図6のグラフG12に示すように、カットフィルタ203は、生体組織O10（熱処置領域）におけるAGESが自家発光した蛍光（WF10）を透過する。このため、R画素、G画素およびB画素の各々には、強度が低下した反射光W10および蛍光（WF10）が入射する。

30

【0067】

また、図6のグラフG12における蛍光特性の折れ線LNGに示すように、G画素は、蛍光に感度を有するが、蛍光が微小な反応のため、出力値が小さい値となる。

【0068】

その後、画像処理部406は、内視鏡2の撮像素子204から撮像信号（RAWデータ）を取得し、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、熱処置領域を含む被検体の生体組織からの背景情報が含まれる。この場合、画像処理部406は、デモザイク処理、画素毎の強度比を算出する処理、蛍光領域と背景領域とを判定する処理、蛍光領域に位置する画素の色成分信号（画素値）および背景領域に位置する画素の色成分信号（画素値）の各々に対して互いに異なるパラメータの画像処理を行って蛍光画像を生成する。そして、画像処理部406は、蛍光画像を表示装置3へ出力する。ここで、蛍光領域とは、背景情報に比べて蛍光情報が優位な領域である。また、背景領域とは、蛍光情報に比べて背景情報が優位な領域を指す。具体的には、画像処理部93における抽出部406bは、画素に含まれる背景情報に相当する反射光成分信号と蛍光情報に相当する蛍光成分信号との強度比が所定の閾値以上（例えば0.5以上）である場合、蛍光領域と判定する一方、強度

40

50

比が所定の閾値未満である場合、背景領域として判定することによって、蛍光領域と背景領域とを抽出する。

【 0 0 6 9 】

このように蛍光観察モード（熱処置観察モード）は、レーザ照射装置 5 によって熱処理された生体組織（熱処置領域）を容易に観察することができる。

【 0 0 7 0 】

〔通常光観察モードの概要〕

次に、内視鏡システム 1 が実行可能な通常光観察モードについて説明する。図 7 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。

【 0 0 7 1 】

図 7 に示すように、まず、制御装置 4 は、第 1 の光源部 4 0 2 を発光させることによって、白色光 W 3 を被検体の生体組織 O 1 0 に照射する。この場合、生体組織 O 1 0 で反射された反射光および戻り光（以下、単に「反射光 W R 3 0、反射光 W G 3 0、反射光 W B 3 0」という）は、一部がカットフィルタ 2 0 3 に遮光され、残りが撮像素子 2 0 4 に入射する。具体的には、図 7 に示すように、カットフィルタ 2 0 3 は、狭帯域光の波長帯域を含む短波長の波長帯域の反射光を遮光する。このため、図 7 に示すように、B 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 2 0 3 を配置していない状態と比べて小さくなる。

【 0 0 7 2 】

続いて、画像処理部 4 0 6 は、撮像素子 2 0 4 から撮像信号（RAW データ）を取得し、取得した撮像信号に含まれる 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表示画像である観察画像（白色光画像）を生成する。この場合において、画像処理部 4 0 6 は、撮像信号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。

【 0 0 7 3 】

このように通常光観察モードは、カットフィルタ 2 0 3 を配置している場合であっても、自然な観察画像（白色画像）を観察することができる。

【 0 0 7 4 】

〔内視鏡システムを用いた経尿道的尿路結石除去術の手技方法〕

次に、術者が内視鏡システム 1 を用いた経尿道的尿路結石除去術（f - T U L）の手技方法について説明する。図 8 は、術者が内視鏡システム 1 を用いた経尿道的尿路結石除去術（f - T U L）の手技方法を説明するフローチャートである。図 9 A ~ 図 9 F は、経尿道的尿路結石除去術（f - T U L）において表示装置 3 が表示する画像遷移の一例を示す図である。

【 0 0 7 5 】

図 8 に示すように、まず、術者は、内視鏡 2 に白色光（通常光）を照射させながら被検体の尿路（尿管）に内視鏡 2 の挿入部 2 1 を挿入する（ステップ S 1）。この場合、図 9 A に示すように、術者は、表示装置 3 で表示される白色光による観察画像 P 1 を観察しながら内視鏡 2 の挿入部 2 1 を被検体の尿路内に挿入する。

【 0 0 7 6 】

続いて、術者は、表示装置 3 で表示される観察画像 P 1 を見ながら被検体における発生した結石の確認を行う（ステップ S 2）。この場合、図 9 B に示すように、術者は、表示装置 3 で表示される観察画像 P 2 を観察しながら内視鏡 2 の挿入部 2 1 を被検体の尿路内に挿入しつつ、観察画像 P 2 を観察しながら結石 K 1 を探索しつつ、結石 K 1 の大きさおよび位置を確認する。

【 0 0 7 7 】

その後、術者は、表示装置 3 で表示される観察画像を見つつ、内視鏡 2 の処置具挿入部 2 2 2 を経由してレーザ照射装置 5 を被検体の尿管内に挿入して結石に向けてレーザを照射する（ステップ S 3）。この場合、図 9 C に示すように、術者は、表示装置 3 で表示さ

10

20

30

40

50

れる観察画像 P 3 を観察しながら、結石 K 1 に向けてレーザ照射装置 5 によってレーザを照射させることによって結石 K 1 を破碎する。

【 0 0 7 8 】

続いて、術者は、表示装置 3 で表示される観察画像を見つつ、内視鏡 2 の処置具挿入部 2 2 2 を経由してバスケットによって破碎した結石を被検体から摘出する（ステップ S 4）。この場合、図 9 D および図 9 E に示すように、術者は、表示装置 3 で表示される観察画像 P 4 または観察画像 P 5 を見つつ、内視鏡 2 の処置具挿入部 2 2 2 を経由し、把持可能な処置具、例えばバスケットカテーテル K 2 によって破碎した結石 K 1 を被検体から摘出する。

【 0 0 7 9 】

その後、術者は、内視鏡 2 の操作部を操作して内視鏡 2 が照射する観察モードを通常光観察モードから蛍光観察モード（熱処理観察モード）に切り替える（ステップ S 5）。この場合、制御装置 4 は、第 2 の光源部 4 0 3 を発光することによって、被検体に向けて励起光を照射する。このとき、図 9 F に示すように、術者は、表示装置 3 で表示される蛍光画像 P 6 に含まれる蛍光領域 Q 1 を観察することによって、レーザ照射装置 5 による熱傷の侵襲度を把握する。

【 0 0 8 0 】

続いて、術者は、内視鏡 2 の操作部 2 2 を操作して内視鏡 2 の観察モードを蛍光観察モードと通常光観察モードとを交互に切り替えながらレーザ照射装置 5 による周辺組織への熱傷の侵襲度を把握する（ステップ S 6）。

【 0 0 8 1 】

その後、術者は、表示装置 3 が表示するステントを留置するか否かの有無、および留置期間を参照しつつ、ステントの留置および留置期間を決定する（ステップ S 7）。この場合、制御装置 4 は、蛍光画像 P 6 に含まれる発光領域の発光強度に基づいて、尿路内にステントを留置するか否かの有無、および留置期間に関する留置期間情報を表示装置 3 で表示する観察画像上に出力する。これにより、術者は、表示装置 3 で表示される留置期間情報を参考に、尿路内にステントを留置するか否かの有無、および留置期間を決定する。なお、制御装置 4 が表示装置 3 に表示させる尿路内におけるステントを留置するか否かの有無、および留置期間の推定方法については、後述する。

【 0 0 8 2 】

続いて、術者は、尿路内にステントを留置する場合、尿路内にステントを留置する（ステップ S 8）。その後、術者は、被検体の尿路から内視鏡 2 を抜き出して手技を終了する。

【 0 0 8 3 】

このように、術者は、被検体の尿路内に位置する結石をレーザによって破碎し、被検体から破碎した結石を処置具等によって摘出した後、内視鏡システム 1 の観察モードを通常光観察モードから蛍光観察モードに切り替えて、被検体の生体組織に対するレーザの侵襲度を把握することによってステントの留置の有無および留置期間を決定する。

【 0 0 8 4 】

〔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 1 0 は、内視鏡システム 1 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 0 8 5 】

図 1 0 に示すように、まず、制御部 4 0 9 は、光源制御部 4 0 4 を制御することによって第 1 の光源部 4 0 2 を発光させることによって白色光を被写体に向けて照射させる（ステップ S 1 0 1）。

【 0 0 8 6 】

続いて、画像処理部 4 0 6 は、内視鏡 2 の撮像素子 2 0 4 から撮像信号を取得して表示画像である観察画像を生成して表示装置 3 に出力する（ステップ S 1 0 2）。

【 0 0 8 7 】

その後、制御部 4 0 9 は、入力部 4 0 7 または内視鏡 2 の操作部 2 2 から観察モードを

10

20

30

40

50

蛍光観察モードに変更する変更信号が入力されたか否かを判断する（ステップS103）。制御部409によって入力部407または内視鏡2の操作部22から観察モードを蛍光観察モードに変更する変更信号が入力されたと判断された場合（ステップS103：Yes）、内視鏡システム1は、後述するステップS104へ移行する。これに対して、制御部409によって入力部407または内視鏡2の操作部22から観察モードを蛍光観察モードに変更する変更信号が入力されていない場合（ステップS103：No）、内視鏡システム1は、後述するステップS120へ移行する。

【0088】

ステップS104において、制御部409は、光源制御部404を制御することによって第2の光源部403に励起光を照射させる。

10

【0089】

続いて、画像処理部406は、内視鏡2の撮像素子204が生成した撮像信号に基づいて、蛍光画像を生成する（ステップS105）。

【0090】

その後、抽出部406bは、生成部406aが生成した蛍光画像に含まれる蛍光領域を抽出する（ステップS106）。具体的には、抽出部406bは、蛍光画像に対して2値化処理等を行うことによって、蛍光領域を抽出する。なお、抽出部406bは、蛍光画像に複数の蛍光領域が含まれる場合、複数の蛍光領域を抽出する。

【0091】

続いて、算出部406cは、抽出部406bが抽出した蛍光領域の蛍光強度を算出する（ステップS106）。この場合、算出部406cは、抽出部406bが複数の蛍光領域を抽出した場合、複数の蛍光領域の各々の蛍光強度を算出する。

20

【0092】

続いて、推定部406dは、蛍光領域が複数あるか否かを判定する（ステップS108）。推定部406dによって蛍光領域が複数あると判定した場合（ステップS108：Yes）、内視鏡システム1は、後述するステップS109へ移行する。これに対して、推定部406dによって蛍光領域が複数でないとして判定した場合（ステップS108：No）、内視鏡システム1は、後述するステップS110へ移行する。

【0093】

ステップS109において、推定部406dは、算出部406cが算出した複数の蛍光領域の中から最も強い発光強度と、相関情報記録部408bが記録する相関情報と、に基づいて、尿路内にステントを留置するか否かを推定する。具体的には、図11に示すように、推定部406dは、相関情報記録部408bが記録する相関情報と、算出部406cが算出した発光強度と、に基づいて、尿路内にステントを留置するか否かを推定する。例えば、図11に示すように、推定部406dは、相関情報記録部408bが記録する相関情報と、算出部406cが算出した発光強度と、に基づいて、発光強度がステントの留置不要な値を示す閾値TL1未満であるか否かを判定し、発光強度が閾値TL1未満である場合、尿路内におけるステントの留置を不要と推定する。これに対して、推定部406dは、相関情報記録部408bが記録する相関情報と、算出部406cが算出した発光強度と、に基づいて、発光強度が閾値TL1以上である場合、尿路内におけるステントの留置

30

40

【0094】

ステップS110において、推定部406dは、算出部406cが算出した発光強度と、相関情報記録部408bが記録する相関情報と、に基づいて、ステントを留置するか否かの有無を推定する。ステップS110の後、内視鏡システム1は、後述するステップS111へ移行する。

【0095】

ステップS111において、推定部406dによって尿路内にステントを留置すると推定された場合（ステップS111：Yes）、内視鏡システム1は、後述するステップS

50

112へ移行する。これに対して、推定部406dによって尿路内にステントを留置すると指定された場合(ステップS111:No)、内視鏡システム1は、後述するステップS114へ移行する。

【0096】

ステップS112において、推定部406dは、算出部406cが算出した発光強度と、
10 相関情報記録部408bが記録する相関情報と、に基づいて、尿路内におけるステントの留置期間を推定する。具体的には、図12に示すように、推定部406dは、算出部406cが算出した発光強度と、相関情報記録部408bが記録する相関情報と、に基づいて、尿路内におけるステントの留置期間を推定する。例えば、図12に示すように、推定部406dは、算出部406cが算出した発光強度と、相関情報記録部408bが記録する相関情報と、に基づいて、発光強度と侵襲度との相関関係が第1の領域Z1に位置する場合(Low)、ステントの留置期間を短めと推定し、発光強度と侵襲度との相関関係が第2の領域Z2に位置する場合(middle)、ステントの留置期間を通常と推定し、発光強度と侵襲度との相関関係が第3の領域Z3に位置する場合(High)、ステントの留置期間を長めと推定する。ここで、短めとは、数日程度であり、通常とは、1週間程度であり、長めとは、10日以上である。

【0097】

続いて、出力部406eは、表示装置3に向けて留置期間情報を出力する(ステップS113)。具体的には、図13に示すように、出力部406eは、留置期間情報M1と、
20 表示画像である観察画像P10と、を表示装置3へ出力する。留置期間情報M1には、最大侵襲度m1(発光強度に基づく最大侵襲深度)、ステント留置の有無m2およびステントの推奨留置期間m3と、が含まれる。

【0098】

その後、制御部409は、入力部407または内視鏡2の操作部22から観察モードを通常光観察モードに変更する変更信号が入力されたか否かを判断する(ステップS114)。制御部409によって入力部407または内視鏡2の操作部22から観察モードを通常光観察モードに変更する変更信号が入力されたと判断された場合(ステップS114:Yes)、内視鏡システム1は、後述するステップS115へ移行する。これに対して、
30 制御部409によって入力部407または内視鏡2の操作部22から観察モードを通常光観察モードに変更する変更信号が入力されていないと判断された場合(ステップS114:No)、内視鏡システム1は、上述したステップS104へ戻る。

【0099】

ステップS115において、制御部409は、光源制御部404を制御することによって、第1の光源部402を発光させることによって白色光を照射させる。

【0100】

続いて、画像処理部406は、内視鏡2の撮像素子204から撮像信号を取得して観察画像を生成して表示装置3に出力する(ステップS116)。具体的には、生成部406aは、撮像素子204から撮像信号を取得し、この撮像信号に基づいて、観察画像を生成する。

【0101】

その後、制御部409は、推定部406dによって生体組織に対してレーザーによる侵襲があったか否かを判断する(ステップS117)。具体的には、制御部409は、推定部406dによって尿路内にステントを留置すると推定したか否かを判断し、推定部406dが尿路内にステントを留置すると推定した場合、生体組織に対してレーザーによる侵襲があったと判断する。制御部409によって生体組織に対してレーザーによる侵襲があったと判断された場合(ステップS117:Yes)、内視鏡システム1は、後述するステップS118へ移行する。これに対して、制御部409によって生体組織に対してレーザーによる侵襲があったと判断された場合(ステップS117:No)、内視鏡システム1は、後述するステップS119へ移行する。

【0102】

10

20

30

40

50

ステップ S 1 1 8 において、出力部 4 0 6 e は、生成部 4 0 6 a が生成した観察画像に推定部 4 0 6 d が推定したステントの留置の有無および留置期間を示す留置期間情報を重畳して表示装置 3 へ出力する。ステップ S 1 1 8 の後、内視鏡システム 1 は、後述するステップ S 1 2 0 へ移行する。

【 0 1 0 3 】

ステップ S 1 1 9 において、出力部 4 0 6 e は、生成部 4 0 6 a が生成した観察画像を表示装置 3 へ出力する。ステップ S 1 1 9 の後、内視鏡システム 1 は、後述するステップ S 1 2 0 へ移行する。

【 0 1 0 4 】

ステップ S 1 2 0 において、制御部 4 0 9 は、入力部 4 0 7 または内視鏡 2 の操作部 2 2 から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断する。制御部 4 0 9 によって入力部 4 0 7 または内視鏡 2 の操作部 2 2 から被検体の観察を終了する終了信号が入力されたと判断された場合（ステップ S 1 2 0 : 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 4 0 9 によって入力部 4 0 7 または内視鏡 2 の操作部 2 2 から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断された場合（ステップ S 1 2 0 : 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。

【 0 1 0 5 】

以上説明した一実施の形態によれば、推定部 4 0 6 d が算出部 4 0 6 c によって算出された蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定し、出力部 4 0 6 e が推定部 4 0 6 d によって推定された留置期間に関する留置期間情報と、生体組織を撮像した観察画像と、を表示装置 3 へ出力するため、管腔内に医療器具を留置する際の留置期間を客観的に把握することができる。

【 0 1 0 6 】

また、一実施の形態によれば、推定部 4 0 6 d が算出部 4 0 6 c によって算出された蛍光強度に基づいて生体組織に対するエネルギーデバイスによる侵襲度を推定し、この侵襲度に基づいて、留置期間を推定するため、管腔内に医療器具を留置する際の留置期間を客観的に把握することができる。

【 0 1 0 7 】

また、一実施の形態によれば、推定部 4 0 6 d が相関情報記録部 4 0 8 b によって記録された相関情報と、算出部 4 0 6 c によって算出された蛍光強度と、に基づいて、侵襲度を推定するため、生体組織に対する実際の侵襲度を推定することができる。

【 0 1 0 8 】

また、一実施の形態によれば、推定部 4 0 6 d が算出部 4 0 6 c によって算出された蛍光強度に基づいて、医療器具を管腔内に留置するか否かを推定するため、術者等のユーザが医療器具の管腔内に留置する必要があるか否かを客観的に把握することができる。

【 0 1 0 9 】

また、一実施の形態によれば、推定部 4 0 6 d が抽出部 4 0 6 b によって複数の蛍光領域が抽出された場合、複数の蛍光領域のうち最も強い蛍光強度に基づいて、管腔内に留置する医療器具の留置期間を推定するため、一連の処置の状況において最も適切な情報を支援することができる。

【 0 1 1 0 】

なお、一実施の形態では、出力部 4 0 6 e が観察画像と、留置期間情報と、表示装置 3 へ出力していたが、例えば観察画像上に留意期間情報を重畳して表示装置 3 へ出力してもよい。

【 0 1 1 1 】

なお、一実施の形態では、出力部 4 0 6 e が留置期間情報を表示装置 3 へ出力していたが、これに限定されることなく、例えば推定部 4 0 6 d がレーザー照射装置 5 による生体組織の侵襲を推定した場合、生体組織に対する侵襲を検出したことを出力してもよい。具体的には、図 1 4 に示すように、出力部 4 0 6 e は、推定部 4 0 6 d がレーザー照射装置 5 による生体組織の侵襲を推定した場合、生体組織に対する侵襲を検出したことを示す侵襲情

10

20

30

40

50

報 M 1 0 を表示装置 3 に出力してもよい。これにより、術者は、レーザ照射装置 5 による生体組織の侵襲を把握することができる。

【 0 1 1 2 】

また、一実施の形態では、出力部 4 0 6 e が留置期間情報を表示装置 3 に出力していたが、これに限定されることなく、例えば算出部 4 0 6 c が複数の蛍光領域の各々の発光強度を算出した場合、各蛍光領域の侵襲度を識別可能に表示装置 3 に出力してもよい。具体的には、図 1 5 に示すように、出力部 4 0 6 e は、算出部 4 0 6 c が算出した複数の蛍光領域 Q 1 1 ~ Q 1 3 の各々の発光強度に応じた表示態様で観察画像 P 3 0 に重畳するとともに、侵襲深度に関する深度情報 M 2 0 および留置期間情報 M 1 を合わせて表示装置 3 に出力してもよい。この場合、推定部 4 0 6 d は、図 1 6 に示す領域 H 1 における複数の蛍光領域 Q 1 1 ~ Q 1 3 のうち遠点側の蛍光領域 Q 1 1 , Q 1 3 の発光強度より近点側の蛍光領域 Q 1 2 の発光強度に基づいて、ステントの留置の有無および留置期間を推定する。ここで、推定部 4 0 6 d は、遠点側と近点側とを判定方法としては、観察画像（白色光画像）の各画素の輝度情報に対して、所定の閾値以上であるか否かを判定し、所定の閾値以上である画素を近点側と推定し、所定の閾値未満である画素を遠点側として推定することによって遠点側と近点側とを推定する。また、出力部 4 0 6 e は、抽出部 4 0 6 b が遠点側のみに蛍光路領域を検出した場合、生体組織に対してエネルギーデバイスによる侵襲が生じている旨のみを表示装置 3 に出力するようにしてもよい。さらに、算出部 4 0 6 c は、抽出部 4 0 6 b が遠点側のみに蛍光領域を検出した場合、蛍光領域に位置する画素の信号値に対してゲイン等による増幅処理を施すことによって蛍光強度を算出してもよい。

10

20

【 0 1 1 3 】

また、一実施の形態では、術者が入力部 4 0 7 または操作部 2 2 を操作することによって観察モードを切り替えて、観察画像と、蛍光画像と、を切り替えていたが、所定のフレームレート（例えば 6 0 f p s ）に所定のフレーム毎（例えば 1 0 f p s ）に励起光を自動的に切り替えて照射させることによって蛍光画像を取得するようにしてもよい。この場合、出力部 4 0 6 e は、表示装置 3 に観察画像を出力しつつ、推定部 4 0 6 d によってエネルギーデバイスによる侵襲度が推定された場合のみ、生体組織に対する侵襲を検出したことを示す侵襲情報 M 1 0 を表示装置 3 に出力してもよい。

【 0 1 1 4 】

また、一実施の形態では、推定部 4 0 6 d がステントを留置するか否かの有無の推定および尿路内におけるステントの留置期間の推定を行っていたが、これに限定されることなく、例えば推定部 4 0 6 d がステントを留置するか否かの有無の推定および尿路内におけるステントの留置期間の推定のいずれか一方のみを行ってもよい。もちろん、推定部 4 0 6 d は、術者の入力部 4 0 7 または操作部 2 2 の操作に応じてステントを留置するか否かの有無の推定および尿路内におけるステントの留置期間の推定のいずれか一方のみを行ってもよい。

30

【 0 1 1 5 】

（変形例 1）

また、一実施の形態では、カットフィルタ 2 0 3 の透過特性を変更することもできる。図 1 7 は、一実施の形態の変形例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 1 7 において、横軸が波長（nm）を示す、縦軸が透過特性を示す。また、図 1 7 において、折れ線 L_{FF} がカットフィルタ 2 0 3 A の透過特性を示し、折れ線 L_V が励起光の波長特性を示し、折れ線 L_{NG} が、生体組織に対するエネルギーデバイス、例えばレーザ照射装置 5 による熱処理によって生じる終末糖化産物に対して励起光を照射することによって生じる蛍光の波長特性を示す。

40

【 0 1 1 6 】

図 1 7 の折れ線 L_V および折れ線 L_{NG} に示すように、カットフィルタ 2 0 3 A は、観察領域の生体組織から反射された励起光の一部を透過し、かつ、蛍光成分のみを透過する。具体的には、カットフィルタ 2 0 3 A は、励起光を含む 4 0 0 nm ~ 4 3 0 nm 未満の短波長側の波長帯域の光を遮光し、かつ、熱処理によって生じる終末糖化産物に対して励起

50

光を照射することによって生じる蛍光を含む430nmより長波長側の波長帯域の光を透過する。

【0117】

(その他の実施の形態)

上述した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、一実施の形態では、制御装置内に第1の光源部、第2の光源部および光源制御部が一体的に設けられていたが、これに限定されることなく、例えば第1の光源部、第2の光源および光源制御部を備える光源装置と、制御装置と、を別体に設けてもよい。

【0119】

また、一実施の形態では、軟性の内視鏡を用いた内視鏡システムであったが、これに限定されることなく、硬性の内視鏡を用いた内視鏡システム、複数の硬性鏡およびレーザー照射装置を用いた医療用手術ロボットまたは医療用観察システムであっても適用することができる。

【0120】

また、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。

【0121】

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。

【0122】

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。

【0123】

なお、本開示は、以下のような手技も取ることができる。

(1)

白色光観察によって被検体の尿路内に内視鏡を挿入する挿入ステップと、
尿路内に位置する結石に向けてレーザーを照射して破砕する破砕ステップと、
前記レーザーによって破砕した結石を尿路内から摘出する摘出ステップと、
内視鏡の観察手法を蛍光観察に切り替える切り替えステップと、
蛍光観察によって前記被検体内を観察する観察ステップと、
前記蛍光観察による観察後に、ステントを留置する留置ステップと、
を含む、

内視鏡システムを用いた経尿道的尿路結石除去術の手技方法。

【符号の説明】

【0124】

- 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 表示装置
- 4 制御装置
- 5 レーザ照射装置

10

20

30

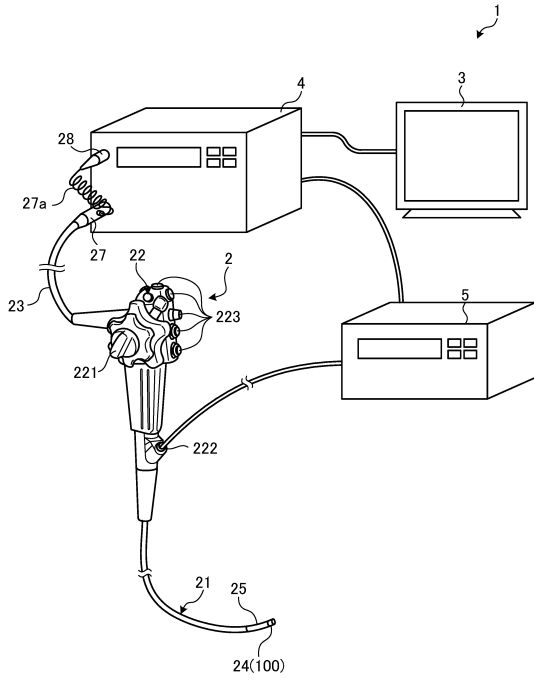
40

50

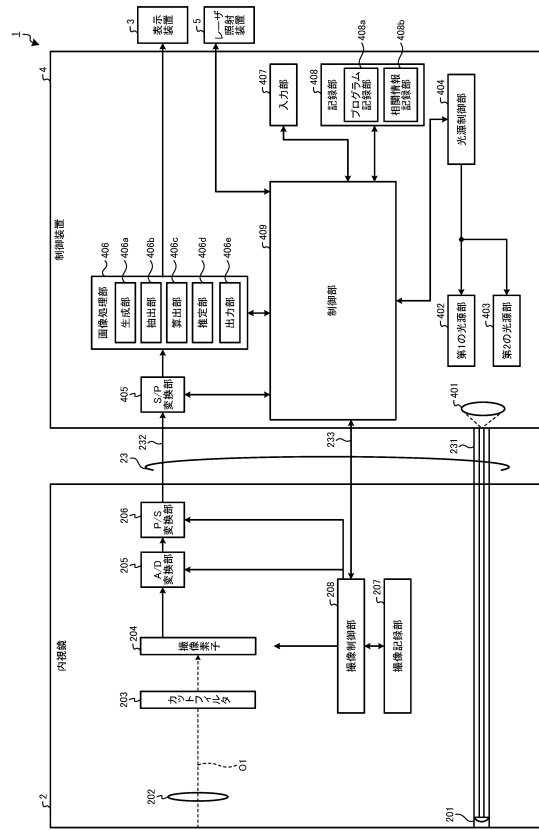
7	表示装置	
2 1	挿入部	
2 2	操作部	
2 3	ユニバーサルコード	
2 4	先端部	
2 5	湾曲部	
2 6	可撓管部	
2 7	コネクタ部	
2 7 a	コイルケーブル	
2 8	コネクタ部	10
2 0 1	照明光学系	
2 0 2	撮像光学系	
2 0 3 , 2 0 3 A	カットフィルタ	
2 0 4	撮像素子	
2 0 5	A / D変換部	
2 0 6	P / S変換部	
2 0 7	撮像記録部	
2 0 8	撮像制御部	
2 2 1	湾曲ノブ	
2 2 2	処置具挿入部	20
2 2 3	スイッチ	
2 3 1	ライトガイド	
2 3 2	第1の伝送ケーブル	
2 3 3	第2の伝送ケーブル	
4 0 1	集光レンズ	
4 0 2	第1の光源部	
4 0 3	第2の光源部	
4 0 4	光源制御部	
4 0 5	S / P変換部	
4 0 6	画像処理部	30
4 0 6 a	生成部	
4 0 6 b	抽出部	
4 0 6 c	算出部	
4 0 6 d	推定部	
4 0 6 e	出力部	
4 0 7	入力部	
4 0 8	記録部	
4 0 8 a	プログラム記録部	
4 0 8 b	相関情報記録部	
4 0 9	制御部	40
K 1	結石	
K 2	バスケットカテーテル	
M 1	留置期間情報	
P 1 ~ P 5 , P 1 0	観察画像	
P 6	蛍光画像	

【図面】

【図 1】



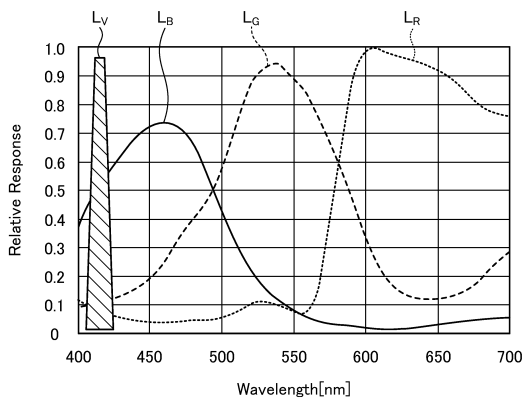
【図 2】



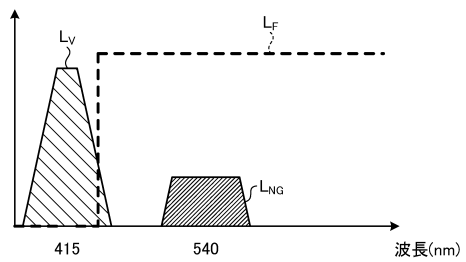
10

20

【図 3】



【図 4】

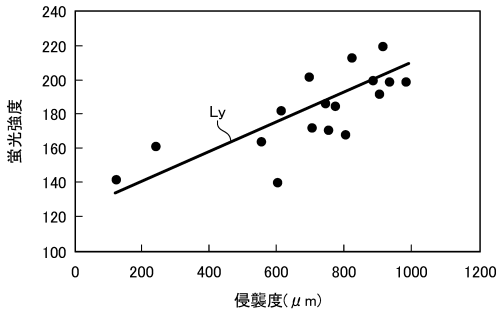


30

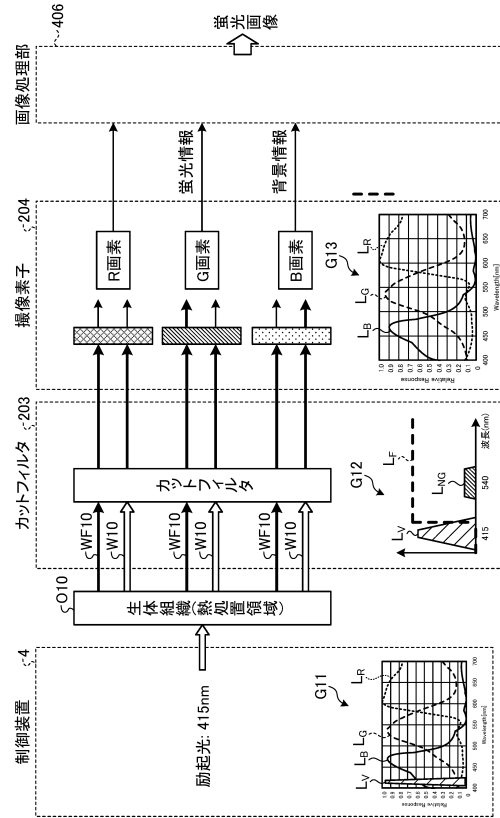
40

50

【図5】



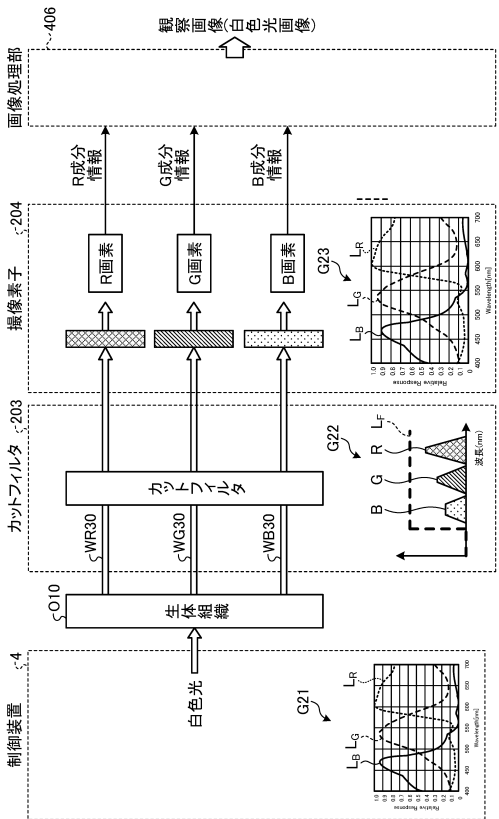
【図6】



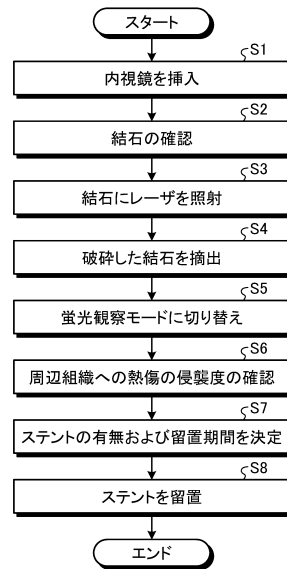
10

20

【図7】



【図8】

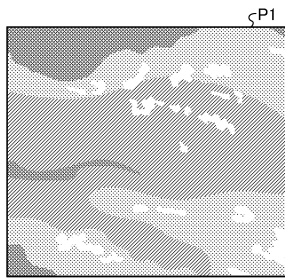


30

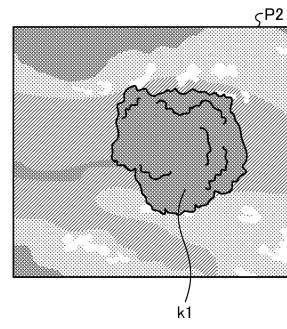
40

50

【 図 9 A 】

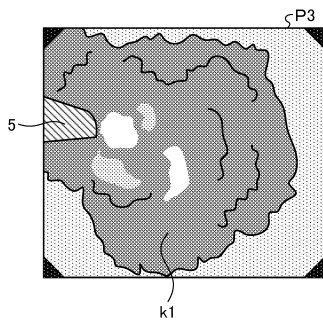


【 図 9 B 】

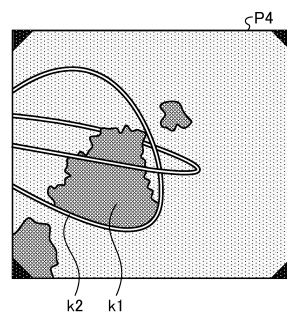


10

【 図 9 C 】



【 図 9 D 】



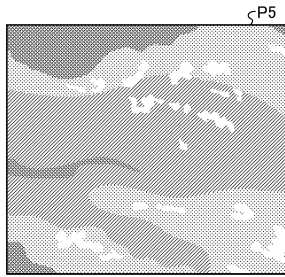
20

30

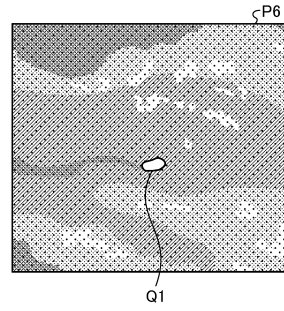
40

50

【図 9 E】

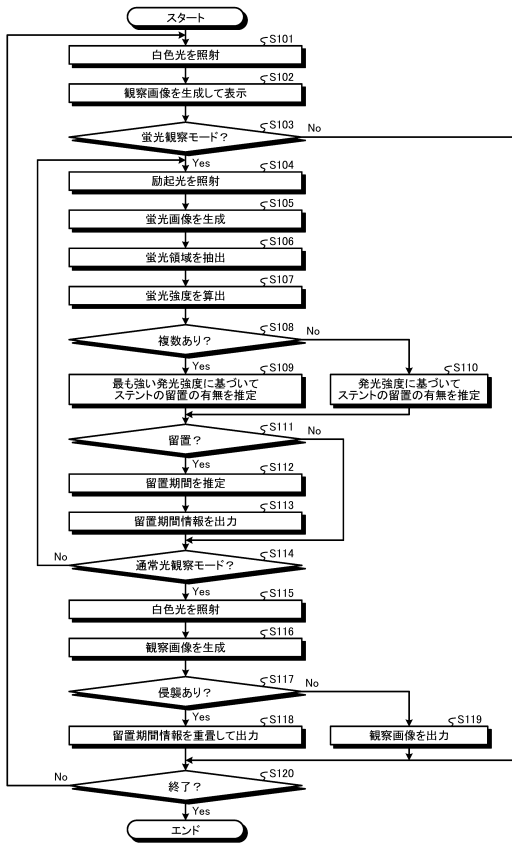


【図 9 F】

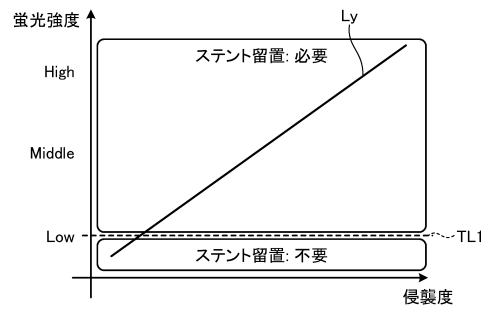


10

【図 10】



【図 11】



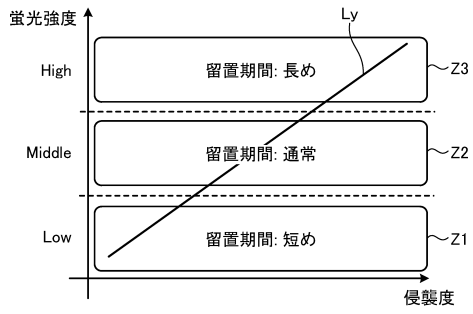
20

30

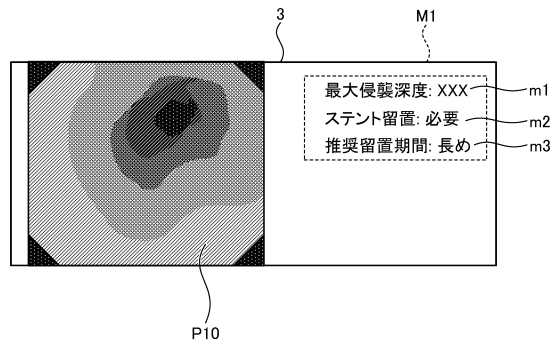
40

50

【図 1 2】

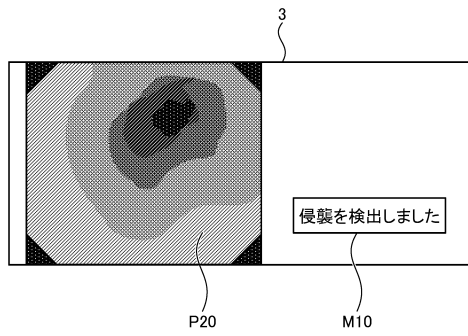


【図 1 3】

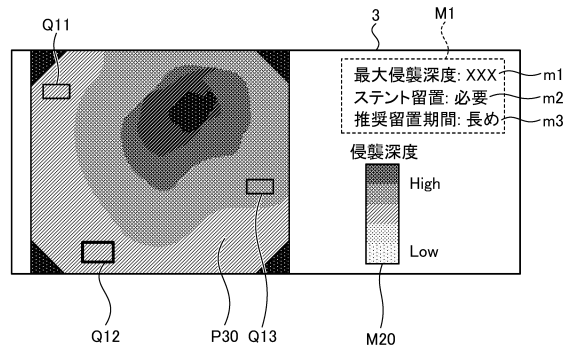


10

【図 1 4】



【図 1 5】



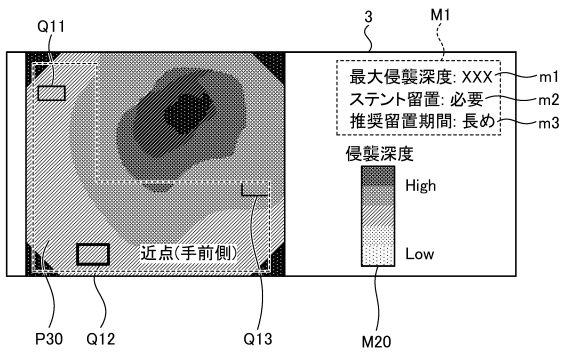
20

30

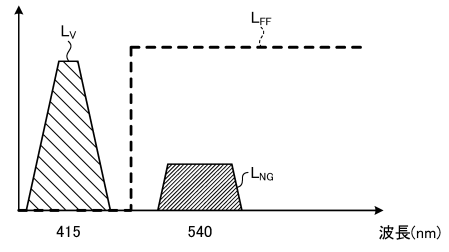
40

50

【図 16】



【図 17】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内

審査官 遠藤 直恵

- (56)参考文献 特表2016-540558(JP,A)
特表2017-513645(JP,A)
特開2014-128423(JP,A)
特開2016-59709(JP,A)
米国特許出願公開第2015/0045882(US,A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 1/00-1/32