

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/221336

発行日 平成31年4月11日(2019. 4. 11)

(43) 国際公開日 平成29年12月28日(2017. 12. 28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

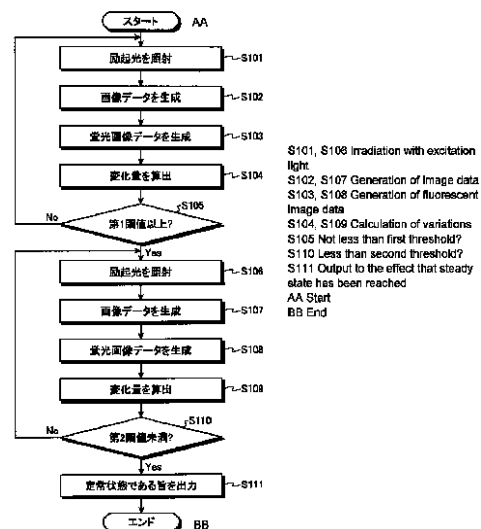
出願番号	特願2016-564105 (P2016-564105)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/068443		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年6月21日 (2016. 6. 21)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
		(72) 発明者	吉崎 和徳 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 GA06 GA11 4C161 BB08 CC06 DD01 FF02 HH51 LL01 MM05 QQ04 SS21 TT01 WW17

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、画像処理装置、画像処理方法およびプログラム

(57) 【要約】

ドクターが蛍光薬剤の発光が定常状態になったか否かの判断を行う際に、その判断を支援することができる内視鏡システム、画像処理装置、画像処理方法およびプログラムを提供する。内視鏡システム1は、第1算出部661が順次算出した変化量が蛍光の発現を示す第1閾値以上であるか否かを判定する第1判定部662と、第1判定部662によって変化量が第1閾値以上であると判定された後に、第1算出部661が順次算出した変化量が蛍光の定常状態を示す第2閾値未満であるか否かを判定する第2判定部663と、第2判定部663によって変化量が第2閾値未満であると判定された場合、蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力部と、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

蛍光薬剤が投与された被写体に励起光を照射する光源部と、
前記被写体を連続的に撮像して前記被写体の画像データを順次生成する撮像部と、
前記撮像部が前記画像データを生成する毎に、前記撮像部が生成した前記画像データに基づいて、前記蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成する生成部と、
前記生成部が前記蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する 2 つの前記蛍光画像データに基づいて、前記光強度の変化量を順次算出する第 1 算出部と、
前記第 1 算出部が順次算出した前記変化量が蛍光の発現を示す第 1 閾値以上であるか否かを判定する第 1 判定部と、
前記第 1 判定部によって前記変化量が前記第 1 閾値以上であると判定された後に、前記第 1 算出部が順次算出した前記変化量が蛍光の定常状態を示す第 2 閾値未満であるか否かを判定する第 2 判定部と、
前記第 2 判定部によって前記変化量が前記第 2 閾値未満であると判定された場合、前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力部と、
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 算出部が順次算出した前記変化量がノイズを識別する第 3 閾値以上であるか否かを判定する第 3 判定部をさらに備え、
前記第 1 算出部は、前記第 3 判定部の判定結果に基づいて、前記変化量の算出方法を変更することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記第 1 算出部は、前記第 3 判定部が前記第 3 閾値以上でないと判定した場合、前記変化量を算出する際に用いる時間的に前後する 2 つの前記蛍光画像データの時間間隔を長くして、前記変化量を算出することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 算出部は、
前記蛍光画像データに対応する蛍光画像における所定の画素数毎に複数のブロックに分割し、該複数のブロックそれぞれの差の総和を前記変化量として算出し、
前記第 3 判定部が前記第 3 閾値以上でないと判定した場合、前記複数のブロックに分割する際の画素数を増加して分割することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 5】

前記蛍光画像データに対する蛍光画像における前記光強度のレベルを算出する第 2 算出部と、
前記第 2 算出部が算出した前記レベルがノイズを識別する第 4 閾値以上であるか否かを判定する第 4 判定部と、
をさらに備え、
前記第 1 算出部は、前記第 4 判定部の判定結果に基づいて、前記変化量の算出方法を変更することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 6】

前記第 1 算出部は、前記第 4 判定部が前記第 4 閾値以上でないと判定した場合、前記変化量を算出する際に用いる時間的に前後する 2 つの前記蛍光画像データの時間間隔を長くして、前記変化量を算出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 1 算出部は、
前記蛍光画像データに対応する蛍光画像における所定の画素数毎に複数のブロックに分割し、該複数のブロックそれぞれの差の総和を前記変化量として算出し、
前記第 4 判定部が前記第 4 閾値以上でないと判定した場合、前記複数のブロックに分割する際の画素数を増加して分割することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

50

【請求項 8】

前記第 1 算出部は、前記蛍光画像データに対応する蛍光画像における所定の画素数毎に複数のブロックに分割し、該複数のブロックそれぞれの前記変化量を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 算出部が算出した前記変化量に基づいて、前記光源部が照射する前記励起光の照射量を制御する照明制御部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか一つに記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記出力部は、音声、文字および光のいずれか一つ以上によって前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力することを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれか一つに記載の内視鏡システム。

10

【請求項 11】

蛍光薬剤が投与された被写体に対して励起光が照射された領域を撮像して画像データを生成する撮像部を有する内視鏡が接続される画像処理装置であって、

前記撮像部が前記画像データを生成する毎に、前記撮像部が生成した前記画像データに基づいて、前記蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成する生成部と、

前記生成部が前記蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する 2 つの前記蛍光画像データに基づいて、前記光強度の変化量を順次算出する第 1 算出部と、

20

前記第 1 算出部が順次算出した前記変化量が蛍光の発現を示す第 1 閾値以上であるか否かを判定する第 1 判定部と、

前記第 1 算出部が順次算出した前記変化量が蛍光の定常状態を示す第 2 閾値未満であるか否かを判定する第 2 判定部と、

前記第 1 判定部によって前記変化量が前記第 1 閾値以上であると判定された後に、前記第 2 判定部によって前記変化量が前記第 2 閾値未満であると判定された場合、前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 12】

蛍光薬剤が投与された被写体に対して励起光が照射された領域を撮像して画像データを生成する撮像部を有する内視鏡が接続される画像処理装置が実行する画像処理方法であって、

30

前記撮像部が前記画像データを生成する毎に、前記撮像部が生成した前記画像データに基づいて、前記蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成する生成ステップと、

前記生成ステップにおいて前記蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する 2 つの前記蛍光画像データに基づいて、前記光強度の変化量を順次算出する第 1 算出ステップと、

前記第 1 算出ステップにおいて順次算出した前記変化量が蛍光の発現を示す第 1 閾値以上であるか否かを判定する第 1 判定ステップと、

40

前記第 1 判定ステップによって前記変化量が前記第 1 閾値以上であると判定された後に、前記第 1 算出ステップが順次算出した前記変化量が蛍光の定常状態を示す第 2 閾値未満であるか否かを判定する第 2 判定ステップと、

前記第 2 判定ステップによって前記変化量が前記第 2 閾値未満であると判定された場合、前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力ステップと、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 13】

蛍光薬剤が投与された被写体に対して励起光が照射された領域を撮像して画像データを生成する撮像部を有する内視鏡が接続される画像処理装置に、

前記撮像部が前記画像データを生成する毎に、前記撮像部が生成した前記画像データに

50

基づいて、前記蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成する生成ステップと、

前記生成ステップにおいて前記蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する2つの前記蛍光画像データに基づいて、前記光強度の変化量を順次算出する第1算出ステップと、

前記第1算出ステップにおいて順次算出した前記変化量が蛍光の発現を示す第1閾値以上であるか否かを判定する第1判定ステップと、

前記第1判定ステップによって前記変化量が前記第1閾値以上であると判定された後に、前記第1算出ステップが順次算出した前記変化量が蛍光の定常状態を示す第2閾値未満であるか否かを判定する第2判定ステップと、

前記第2判定ステップによって前記変化量が前記第2閾値未満であると判定された場合、前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力ステップと、

を実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光薬剤が投与された被写体に励起光を照射して蛍光画像データを生成する内視鏡システム、画像処理装置、画像処理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、特定の波長に励起する蛍光薬剤としてのICG（Indocyanine Green）を生体組織に散布または注入によって被検体に投与した後に、励起光を照射し、ICGの発光特性の経時変化を観察することによって、血管の場所や位置およびセンチネルリンパ節のリンパの流れを観察する技術が知られている（特許文献1を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第5294723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では、ICG等の蛍光薬剤の発光が定常状態になったか否かの判断が難しく、ドクターの経験に頼る部分が多かった。このため、ドクターの経験値が低い場合には、蛍光薬剤の発光が定常状態になったか否かを判断することが困難であった。このような状況の下、ドクターの経験値に関わらず、ドクターが蛍光薬剤の発光が定常状態になったか否かの判断を行う際に、その判断を支援することができる技術が望まれていた。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、ドクターが蛍光薬剤の発光が定常状態になったか否かの判断を行う際に、その判断を支援することができる内視鏡システム、画像処理装置、画像処理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、本発明に係る内視鏡システムは、蛍光薬剤が投与された被写体に励起光を照射する光源部と、前記被写体を連続的に撮像して前記被写体の画像データを順次生成する撮像部と、前記撮像部が前記画像データを生成する毎に、前記撮像部が生成した前記画像データに基づいて、前記蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成する生成部と、前記生成部が前記蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する2つの前記蛍光画像データに基づいて、前記光強度の変化量を順次算出する第1算出部と、前記第1算出部が順次算出した前

10

20

30

40

50

記変化量が蛍光の発現を示す第1閾値以上であるか否かを判定する第1判定部と、前記第1判定部によって前記変化量が前記第1閾値以上であると判定された後に、前記第1算出部が順次算出した前記変化量が蛍光の定常状態を示す第2閾値未満であるか否かを判定する第2判定部と、前記第2判定部によって前記変化量が前記第2閾値未満であると判定された場合、前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力部と、を備えたことを特徴とする。

【0007】

また、本発明に係る画像処理装置は、蛍光薬剤が投与された被写体に対して励起光が照射された領域を撮像して画像データを生成する撮像部を有する内視鏡が接続される画像処理装置であって、前記撮像部が前記画像データを生成する毎に、前記撮像部が生成した前記画像データに基づいて、前記蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成する生成部と、前記生成部が前記蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する2つの前記蛍光画像データに基づいて、前記光強度の変化量を順次算出する第1算出部と、前記第1算出部が順次算出した前記変化量が蛍光の発現を示す第1閾値以上であるか否かを判定する第1判定部と、前記第1算出部が順次算出した前記変化量が蛍光の定常状態を示す第2閾値未満であるか否かを判定する第2判定部と、前記第1判定部によって前記変化量が前記第1閾値以上であると判定された後に、前記第2判定部によって前記変化量が前記第2閾値未満であると判定された場合、前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力部と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係る画像処理方法は、蛍光薬剤が投与された被写体に対して励起光が照射された領域を撮像して画像データを生成する撮像部を有する内視鏡が接続される画像処理装置が実行する画像処理方法であって、前記撮像部が前記画像データを生成する毎に、前記撮像部が生成した前記画像データに基づいて、前記蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成する生成ステップと、前記生成ステップにおいて前記蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する2つの前記蛍光画像データに基づいて、前記光強度の変化量を順次算出する第1算出ステップと、前記第1算出ステップにおいて順次算出した前記変化量が蛍光の発現を示す第1閾値以上であるか否かを判定する第1判定ステップと、前記第1判定ステップによって前記変化量が前記第1閾値以上であると判定された後に、前記第1算出ステップが順次算出した前記変化量が蛍光の定常状態を示す第2閾値未満であるか否かを判定する第2判定ステップと、前記第2判定ステップによって前記変化量が前記第2閾値未満であると判定された場合、前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力ステップと、を含むことを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係るプログラムは、蛍光薬剤が投与された被写体に対して励起光が照射された領域を撮像して画像データを生成する撮像部を有する内視鏡が接続される画像処理装置に、前記撮像部が前記画像データを生成する毎に、前記撮像部が生成した前記画像データに基づいて、前記蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成する生成ステップと、前記生成ステップにおいて前記蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する2つの前記蛍光画像データに基づいて、前記光強度の変化量を順次算出する第1算出ステップと、前記第1算出ステップにおいて順次算出した前記変化量が蛍光の発現を示す第1閾値以上であるか否かを判定する第1判定ステップと、前記第1判定ステップによって前記変化量が前記第1閾値以上であると判定された後に、前記第1算出ステップが順次算出した前記変化量が蛍光の定常状態を示す第2閾値未満であるか否かを判定する第2判定ステップと、前記第2判定ステップによって前記変化量が前記第2閾値未満であると判定された場合、前記蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する出力ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、ドクターが蛍光薬剤の発光が定常状態になったか否かの判断を行う際

に、その判断の支援を行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】図1は、本発明の実施の形態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、本発明の実施の形態1に係る内視鏡のカメラヘッドおよび画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態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4】図4は、本発明の実施の形態1に係る撮像部によって生成される蛍光画像の経時的变化の一例を示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る撮像部によって生成される蛍光画像における時系列データから一定期間毎に画素値の差分を算出した差分画像の経時的变化の一例を示す図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1に係る第1算出部によって算出される変化量の変化と時間との関係を示す図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態1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。

【図8A】図8Aは、本発明の実施の形態1に係る現フレームの蛍光画像の一例を示す図である。

【図8B】図8Bは、本発明の実施の形態1に係る前フレームの蛍光画像の一例を示す図である。

【図8C】図8Cは、本発明の実施の形態1に係る差分画像の一例を示す図である。

【図9A】図9Aは、本発明の実施の形態1の変形例1に係る現フレームの蛍光画像の一例を示す図である。

【図9B】図9Bは、本発明の実施の形態1の変形例1に係る前フレームの蛍光画像の一例を示す図である。

【図9C】図9Cは、本発明の実施の形態1の変形例1に係る差分画像の一例を示す図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムの機能構成を示すブロック図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態2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。

【図12】図12は、本発明の実施の形態2に係る第1算出部が算出する変化量の経時的な変化の一例を模式的に示す図である。

【図13】図13は、本発明の実施の形態2の変形例1に係る第1算出部が変化量を算出するブロックの一例を模式的に説明する図である。

【図14】図14は、本発明の実施の形態2の変形例1に係る第3判定部によって第3閾値以上でないと判定された場合、第1算出部が変化量を算出するブロックの一例を模式的に説明する図である。

【図15】図15は、本発明の実施の形態3に係る内視鏡システムの機能構成を示すブロック図である。

【図16】図16は、本発明の実施の形態3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。

【図17】図17は、本発明の実施の形態3に係る第2算出部が算出する蛍光の波長成分の光強度のレベルの経時的な変化の一例を模式的に示す図である。

【図18】図18は、本発明のその他の実施の形態に係る照明制御部による光源装置の励起光の照射量を模式的に説明する図である。

【図19】図19は、本発明のその他の実施の形態に係る表示装置が表示する蛍光画像の一例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 20】図 20 は、本発明のその他の実施の形態に係る表示装置が表示する蛍光画像の一例を示す図である。

【図 21】図 21 は、本発明のその他の実施の形態に係る表示装置が表示する蛍光画像の一例を示す図である。

【図 22】図 22 は、本発明のその他の実施の形態に係る表示装置が表示する画像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。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。

【0013】

（実施の形態 1）

〔内視鏡システムの概略構成〕

図 1 は、本発明の実施の形態 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、医療分野において用いられ、蛍光観察前に、人等の被検体内（生体）に蛍光薬剤を静注後、蛍光薬剤が蛍光を発する励起光を被写体に照射し、この被写体を撮像して蛍光の経時変化を観察することによって、被検体内の血管の場所や位置を特定するセンチネルナビゲーション手術に用いられるシステムである。なお、以下においては、蛍光薬剤として、ICGを用いる場合を説明する。本実施の形態 1 において用いられる ICG は、770 nm 近傍の励起光により 830 nm の蛍光を発する。

【0014】

図 1 に示す内視鏡システム 1 は、内視鏡 2 と、光源装置 3 と、表示装置 4 と、第 2 伝送ケーブル 5 と、画像処理装置 6（プロセッサ）と、第 3 伝送ケーブル 7 と、ライトガイド 8 と、を備える。

【0015】

内視鏡 2 は、被検体の生体内に蛍光薬剤が投与された被写体を撮像し、この撮像した被写体の画像データを出力する。内視鏡 2 は、挿入部 21 と、カメラヘッド 22 と、第 1 伝送ケーブル 23 と、を備える。

【0016】

挿入部 21 は、硬質で細長形状を有し、生体内に挿入される。この挿入部 21 内には、1 または複数のレンズを用いて構成され、被写体像を結像する光学系が設けられている。

【0017】

カメラヘッド 22 は、挿入部 21 の基端に着脱自在に接続される。カメラヘッド 22 は、画像処理装置 6 の制御のもと、挿入部 21 に集光された被写体像を撮像して画像データを生成し、第 1 伝送ケーブル 23 を介して画像処理装置 6 へ出力する。なお、カメラヘッド 22 の詳細な構成については、後述する。

【0018】

第 1 伝送ケーブル 23 は、一端が画像処理装置 6 に着脱自在に接続され、他端がカメラヘッド 22 に接続される。第 1 伝送ケーブル 23 は、カメラヘッド 22 から出力される画像データを画像処理装置 6 へ伝送するとともに、画像処理装置 6 から出力される制御信号、同期信号、クロック信号および電力等をカメラヘッド 22 に伝送する。なお、第 1 伝送ケーブル 23 を介してカメラヘッド 22 から画像処理装置 6 への画像データの伝送は、光信号によって伝送してもよく、あるいは電気信号によって伝送してもよい。もちろん、第 1 伝送ケーブル 23 を介して画像処理装置 6 からカメラヘッド 22 への制御信号、同期信号およびクロック信号の伝送も同様である。

【0019】

光源装置 3 は、ライトガイド 8 の一端が接続され、画像処理装置 6 の制御のもと、ライトガイド 8 の一端に蛍光薬剤を励起させるための励起光または被検体の生体内を照射するための照明光（例えば白色光）を供給する。光源装置 3 は、LED（Light Emitting D

10

20

30

40

50

iode) やハロゲンランプの光源と所定の波長帯域のみ (例えば 770 nm 近傍) を透過するフィルタ等を用いて構成される。

【0020】

表示装置 4 は、画像処理装置 6 による制御のもと、内視鏡 2 が生成した画像データに対応する画像を表示する。表示装置 4 は、液晶または有機 EL (Electro Luminescence) 等の表示パネルを用いて構成される。

【0021】

第 2 伝送ケーブル 5 は、一端が表示装置 4 に着脱自在に接続され、他端が画像処理装置 6 に着脱自在に接続される。第 2 伝送ケーブル 5 は、画像処理装置 6 において画像処理された画像データを表示装置 4 に伝送する。第 2 伝送ケーブル 5 は、例えば HDMI (登録商標) または Display Port (登録商標) 等を用いて構成される。

10

【0022】

画像処理装置 6 は、CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成され、内視鏡 2、光源装置 3 および表示装置 4 の動作を統括的に制御する。なお、画像処理装置 6 の詳細な構成については、後述する。

【0023】

第 3 伝送ケーブル 7 は、一端が光源装置 3 に着脱自在に接続され、他端が画像処理装置 6 に着脱自在に接続される。第 3 伝送ケーブル 7 は、画像処理装置 6 からの制御信号を光源装置 3 に伝送する。

【0024】

ライトガイド 8 は、一端が光源装置 3 に着脱自在に接続されるとともに、他端が挿入部 21 に着脱自在に接続される。ライトガイド 8 は、光源装置 3 から供給された光を一端から他端に伝達し、挿入部 21 に供給する。挿入部 21 に供給された光は、挿入部 21 の先端から出射され、被写体に照射される。被写体に照射された光 (被写体像) は、挿入部 21 内の光学系により集光される。

20

【0025】

〔カメラヘッドの構成〕

次に、カメラヘッド 22 の構成について説明する。図 2 は、カメラヘッド 22 および画像処理装置 6 の機能構成を示すブロック図である。

【0026】

図 2 に示すように、カメラヘッド 22 は、光学系 221 と、撮像部 222 と、送信部 223 と、を備える。

30

【0027】

光学系 221 は、光軸に沿って移動可能な 1 または複数のレンズを用いて構成され、挿入部 21 において集光された被写体像を撮像部 222 の撮像面に結像する。光学系 221 は、画像処理装置 6 の制御のもと、1 または複数のレンズを移動させて画角を変化させる光学ズーム機構 (図示せず) や焦点を変更させるフォーカス機構 (図示せず) が設けられている。

【0028】

撮像部 222 は、画像処理装置 6 の制御のもと、被写体を連続的に撮像して被写体の画像データを順次生成する。撮像部 222 は、カラーフィルタ 222a と、撮像素子 222b と、を有する。

40

【0029】

図 3 は、カラーフィルタ 222a の構成を模式的に示す図である。図 2 に示すカラーフィルタ 222a は、赤色の成分を透過する広帯域フィルタ R と、緑色の成分を透過する 2 つの広帯域フィルタ G と、青色の成分を透過する広帯域フィルタ B と、を 1 組とする所定の配列パターン (バイヤー配列) を形成したフィルタユニットを用いて構成される。カラーフィルタ 222a は、赤色の波長帯域の光、緑光の波長帯域の光および青色の波長帯域の光それぞれの可視光領域の光に感度を有するとともに、近赤外の波長帯域 (例えば 830 nm、m) の光に感度を有する。このため、ICG による蛍光を観察することができる。

50

【0030】

撮像素子222bは、2次元格子状に配置された複数の画素がそれぞれ受光した光を光電変換し、画像信号を生成するCCD (Charge Coupled Device) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等のイメージセンサと、このイメージセンサが生成したアナログの画像信号に対して、A/D変換を行うことによって、デジタルの画像データを生成し、第1伝送ケーブル23を介して画像処理装置6へ出力するA/D変換回路と、を用いて構成される。

【0031】

送信部223は、撮像部222が生成した画像データを画像処理装置6へ送信する。送信部223は、EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory) 等の不揮発性メモリ (図示略) に予め記録されたコンフィグレーションデータを読み込むことにより複数の機能ブロック (論理回路) が構築されるFPGAを用いて構成される。

10

【0032】

〔画像処理装置の構成〕

次に、画像処理装置6の構成について説明する。画像処理装置6は、受信部61と、画像処理部62と、入力部63と、記録部64と、出力部65と、制御部66と、を備える。

【0033】

受信部61は、送信部223から送信された画像データを受信して画像処理部62へ出力する。

20

【0034】

画像処理部62は、受信部61から入力された画像データに対して、所定の画像処理を行って表示装置4へ出力する。画像処理部62は、FPGAやGPU (Graphics Processing Unit) 等を用いて構成される。ここで、所定の画像処理としては、少なくともA/D変換処理、オプティカルブラック減算処理、ホワイトバランス調整処理、画像データの同時化処理、カラーマトリクス演算処理、 γ 補正処理、色再現処理およびエッジ強調処理等を含む基本の画像処理を行う。また、画像処理部62は、生成部621を有する。

【0035】

生成部621は、撮像部222が画像データを生成する毎に、画像データに基づいて、蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長帯域の光強度に応じた蛍光画像データを順次生成して制御部66および表示装置4へ送信する。ここで、蛍光画像データとは、蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた信号値 (画素値または輝度情報) が画素毎に記録されている画像データである。

30

【0036】

入力部63は、スイッチやボタン等を用いて構成され、内視鏡システム1に関する各種動作を指示する指示信号の入力を受け付け、この受け付けた指示信号を制御部66へ出力する。

【0037】

記録部64は、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) およびFlashメモリ等を用いて構成され、内視鏡システム1が実行する各種プログラム、処理中のデータ、画像データおよび蛍光画像データを記録する。記録部64は、内視鏡システム1が実行するプログラムを記録するプログラム記録部641と、画像データおよび蛍光画像データを記録する画像データ記録部642と、を有する。

40

【0038】

出力部65は、制御部66の制御のもと、被写体に投与された蛍光薬剤が定常状態になった旨を出力する。出力部65は、音声を出力するスピーカ、文字を表示可能な液晶や有機EL等の表示パネル、点灯または点滅可能であり、光を外部へ出射するLEDランプ等を用いて構成される。

【0039】

50

制御部 66 は、CPU 等を用いて構成され、内視鏡システム 1 を構成する各部の動作を統括的に制御する。制御部 66 は、第 1 算出部 661 と、第 1 判定部 662 と、第 2 判定部 663 と、出力制御部 664 と、照明制御部 665 と、を有する。

【0040】

第 1 算出部 661 は、生成部 621 が蛍光画像データを生成する毎に、時間的に前後する 2 つの蛍光画像データに基づいて、蛍光の波長成分の光強度を指標とした前フレームの蛍光画像データ（以下、「第 1 蛍光画像」という）に対する現フレームの蛍光画像データ（以下、「第 2 蛍光画像」という）の変化量を算出する。具体的には、第 1 算出部 661 は、時間的に前後する 2 つの蛍光画像データに基づいて、蛍光の波長成分の光強度を指標とした第 1 蛍光画像に対する第 2 蛍光画像における画素毎の信号値の差を算出し、この算出した画素毎の信号値の差の総和を変化量として算出する。

10

【0041】

第 1 判定部 662 は、第 1 算出部 661 によって算出された変化量が蛍光の発現を示す第 1 閾値以上であるか否かを判定する。ここで、第 1 閾値とは、予め蛍光薬剤を投与した被写体に励起光を照射した場合において、所定の強度で蛍光を発したときの値である。

【0042】

第 2 判定部 663 は、第 1 判定部 662 によって第 1 算出部 661 が算出した変化量が第 1 閾値以上であると判定された後に、第 1 算出部 661 が算出した変化量が蛍光の定常状態を示す第 2 閾値未満であるか否かを判定する。

【0043】

出力制御部 664 は、第 1 判定部 662 によって第 1 算出部 661 が算出した変化量が第 1 閾値以上であると判定された後に、第 2 判定部 663 によって第 1 算出部 661 が算出した変化量が第 2 閾値未満であると判定された場合、蛍光薬剤の蛍光が定常状態になったことを出力部 65 に出力させる、または表示装置 4 に表示させる。また、出力制御部 664 は、表示装置 4 の表示態様を制御する。具体的には、出力制御部 664 は、表示装置 4 に内視鏡システム 1 に関する各種情報を表示させる。また、出力制御部 664 は、画像処理部 62 が画像処理を施した画像データに対応する画像を表示装置 4 に表示させる。

20

【0044】

照明制御部 665 は、光源装置 3 を制御する。具体的には、照明制御部 665 は、光源装置 3 が照射する光の種別を白色光または励起光に切り替えて光源装置 3 に光を照射させる。

30

【0045】

〔蛍光画像の経時的变化〕

次に、撮像部 222 によって生成される蛍光画像の経時的变化について説明する。図 4 は、撮像部 222 によって生成される蛍光画像の経時的变化の一例を示す図である。図 5 は、撮像部 222 によって生成される蛍光画像における時系列データから一定期間毎に画素値の差分を算出した差分画像の経時的变化の一例を示す図である。

【0046】

図 4 に示すように、蛍光画像は、静注後、時間が経過することによって、蛍光薬剤である ICG が血管やリンパ節に到達し、蛍光を発する（蛍光画像 P1 → 蛍光画像 P2 → 蛍光画像 P3 → 蛍光画像 P4 → 蛍光画像 P5 → 蛍光画像 P6）。さらに、図 4 に示すように、ICG による蛍光は、非常に微弱であるため、蛍光が発現した時期や蛍光が定常状態になったことを目視によって判断することが困難である。

40

【0047】

また、図 5 に示すように、差分画像は、蛍光画像と比べて ICG の蛍光を容易に観察することができるが（差分画像 P11 → 差分画像 P12 → 差分画像 P13 → 差分画像 P14 → 差分画像 P15 → 差分画像 P16）、蛍光が定常状態になったことを目視によって判断することが困難である。

【0048】

図 6 は、第 1 算出部 661 によって算出される変化量の変化と時間との関係を示す図で

50

ある。図 6 において、横軸が時間を示し、縦軸が変化量を示す。また、図 6 において、曲線 L 1 が第 1 算出部 6 6 1 によって算出される変化量の変化を示す。

【0049】

図 6 の曲線 L 1 に示すように、変化量は、一旦、急激に上昇後、時間の経過にともなうて、徐々に変化量が減少する。そこで、本実施の形態 1 では、図 6 に示すように、第 1 算出部 6 6 1 が生成部 6 2 1 によって蛍光画像データが生成される毎に、時間的に前後する 2 つの蛍光画像データに基づいて、蛍光の波長成分の光強度を指標とした第 1 蛍光画像に対する第 2 蛍光画像の光強度の変化量を順次算出し、第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量が蛍光の発現を示す第 1 閾値 L T 1 以上となった後に、第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量が蛍光の定常状態を示す第 2 閾値 L T 2 未満となった場合、蛍光画像の変化が少なくなり、蛍光が定常状態と判定し、ユーザに蛍光が定常状態になったことを出力する。これにより、ドクター等のユーザは、蛍光薬剤の蛍光が定常状態になったことを容易に把握することができる。この結果、ドクターが蛍光薬剤の発光が定常状態になったか否かの判断を行う際に、その判断を支援することができる。

10

【0050】

〔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 7 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。

【0051】

図 7 に示すように、まず、光源装置 3 は、蛍光薬剤が投与された被写体に向けて励起光を照射する（ステップ S 1 0 1）。

20

【0052】

続いて、撮像部 2 2 2 は、光源装置 3 が励起光を照射した被写体を撮像して画像データを生成する（ステップ S 1 0 2）。

【0053】

その後、生成部 6 2 1 は、撮像部 2 2 2 が生成した画像データに基づいて、蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた画素値が画素毎に対応付けられた蛍光画像データを生成する（ステップ S 1 0 3）。

【0054】

続いて、第 1 算出部 6 6 1 は、生成部 6 2 1 によって生成された時間的に前後する 2 つの蛍光画像データに基づいて、蛍光の波長成分の光強度の変化量を算出する（ステップ S 1 0 4）。具体的には、図 8 A ～図 8 C に示すように、第 1 算出部 6 6 1 は、 $t = t_x$ の時の現フレームの蛍光画像 $P t_x$ における各画素の信号値を $I_m(t_x)$ と定義するとき、以下の式（1）によって変化量を算出する。

30

【数 1】

$$\sum_m C_m(t_x) = \sum_m (I_m(t_x) - I_m(t_{x-1})) \quad \cdots (1)$$

ここで、 m は、画素のアドレス（座標）を示し、 $I_m(t_{x-1})$ は、現フレームの蛍光画像 $P t_x$ よりも過去に生成された前フレームの蛍光画像 $P t_{(x-1)}$ における各画素の信号値を示す。

40

【0055】

このように第 1 算出部 6 6 1 は、生成部 6 2 1 によって生成された前フレームの蛍光画像 $P t_{x-1}$ の信号値 $I_m(t_{x-1})$ と、現フレームの蛍光画像 $P t_x$ の信号値 $I_m(t_x)$ とを画素毎に比較し、画素毎の信号値の差の総和を蛍光の波長成分の光強度を指標とした第 1 蛍光画像に対する第 2 蛍光画像の光強度の変化量として算出する。

【0056】

図 7 に戻り、ステップ S 1 0 5 以降の説明を続ける。

ステップ S 1 0 5 において、第 1 判定部 6 6 2 は、第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量が第 1 閾値以上であるか否かを判定する。第 1 判定部 6 6 2 によって第 1 算出部 6 6 1 が

50

算出した変化量が第1閾値以上であると判定された場合（ステップS105：Yes）、内視鏡システム1は、後述するステップS106へ移行する。これに対して、第1判定部662によって第1算出部661が算出した変化量が第1閾値以上でないと判定された場合（ステップS105：No）、内視鏡システム1は、上述したステップS101へ戻る。

【0057】

ステップS106において、光源装置3は、蛍光薬剤が投与された被写体に向けて励起光を照射する。

【0058】

続いて、撮像部222は、光源装置3が励起光を照射した被写体を撮像して画像データを生成する（ステップS107）。 10

【0059】

その後、生成部621は、撮像部222が生成した画像データに基づいて、蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた画素値が画素毎に対応付けられた蛍光画像データを生成する（ステップS108）。

【0060】

続いて、第1算出部661は、生成部621によって生成された時間的に前後する2つの蛍光画像データに基づいて、蛍光の波長成分の光強度の変化量を算出する（ステップS109）。 20

【0061】

その後、第2判定部663は、第1算出部661が算出した変化量が第2閾値未満であるか否かを判定する（ステップS110）。第2判定部663によって第1算出部661が算出した変化量が第2閾値未満であると判定された場合（ステップS110：Yes）、内視鏡システム1は、後述するステップS111へ移行する。これに対して、第2判定部663によって第1算出部661が算出した変化量が第2閾値未満でないと判定された場合（ステップS110：No）、内視鏡システム1は、上述したステップS106へ戻る。

【0062】

ステップS111において、出力部65は、蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力する。具体的には、出力制御部664は、出力部65に音声や警告音等によって蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力させる。これにより、ユーザは、蛍光薬剤の蛍光が定常状態になったことを容易に把握することができる。 30

【0063】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、第1算出部661が算出した変化量が第1閾値以上となった後に、第1算出部661が算出した変化量が第2閾値未満となった場合、出力部65が蛍光薬剤の蛍光が定常状態になった旨を出力するので、ユーザが蛍光薬剤の蛍光が定常状態になったことを容易に把握することができる。

【0064】

（実施の形態1の変形例1）

次に、本発明の実施の形態1の変形例1について説明する。上述した実施の形態1では、第1算出部661が生成部621によって生成された時間的に前後する2つの蛍光画像データに基づいて、画素毎に蛍光の波長成分の光強度を指標とした前フレームの蛍光画像データに対する現フレームの蛍光画像データの差を算出し、この差の総和を変化量として算出していたが、本実施の形態1の変形例1では、所定の画素毎に複数のブロックに分割し、分割した複数のブロックそれぞれの蛍光の波長成分の光強度を指標とした前フレームの蛍光画像データに対する現フレームの蛍光画像データの差を算出し、この差の総和を変化量として算出する。以下においては、本実施の形態1の変形例1に係る第1算出部661が行う算出方法について説明する。 40

【0065】

図9Aは、現フレームの蛍光画像の一例を示す図である。図9Bは、前フレームの蛍光 50

画像の一例を示す図である。図 9 C は、差分画像の一例を示す図である。図 9 A および図 9 B において、領域 n が所定の画素数を有するブロックを示す。

【0066】

図 9 A ~ 図 9 C に示すように、第 1 算出部 661 は、蛍光画像データに対応する蛍光画像における所定の画素数毎に複数のブロックに分割し、分割した複数のブロックそれぞれの蛍光の波長成分の光強度を指標とした前フレームの蛍光画像データに対する現フレームの蛍光画像データの差を算出し、この差の総和を変化量として算出する。具体的には、第 1 算出部 661 は、 $t = t_x$ の時の現フレームの蛍光画像 $P t_x$ におけるブロック n (領域 n) の信号値を $I_n(t_x)$ と定義するとき、以下の式 (2) によって変化量を算出する。

10

【数 2】

$$\sum_n C_n(t_x) = \sum_n (I_n(t_x) - I_n(t_{x-1})) \quad \dots(2)$$

ここで、 $I_n(t_{x-1})$ は、現フレームの蛍光画像 $P t_x$ よりも過去に生成された前フレームの蛍光画像 $P t_{(x-1)}$ におけるブロック n における画素の信号値を平均した信号値を示す。

【0067】

このように第 1 算出部 661 は、生成部 621 によって生成された前フレームの蛍光画像 $P t_{x-1}$ の信号値 $I_n(t_{x-1})$ と、現フレームの蛍光画像 $P t_x$ の信号値 $I_n(t_x)$ とを、ブロック n 毎に比較し、ブロック毎の差の総和を蛍光の波長成分の光強度を指標とした第 1 蛍光画像に対する第 2 蛍光画像の変化量として算出する。

20

【0068】

以上説明した本発明の実施の形態 1 の変形例 1 によれば、第 1 算出部 661 が生成部 621 によって生成された前フレームの蛍光画像の信号値と、現フレームの蛍光画像の信号値とを、ブロック毎に蛍光の波長成分の光強度を指標とした前フレームの蛍光画像データに対する現フレームの蛍光画像データの差を算出し、この差の総和を変化量として算出するので、画素に発生するノイズの影響を低減することができる。

【0069】

(実施の形態 2)

30

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。本実施の形態 2 に係る内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 に係る画像処理装置 6 と構成が異なるうえ、内視鏡システムが実行する処理が異なる。具体的には、本実施の形態 2 では、変化量に変化がない場合、第 1 算出部が算出する際に用いる第 1 蛍光画像と第 2 蛍光画像との時間間隔を変更する。以下においては、本実施の形態 2 に係る内視鏡システムの構成を説明後、本実施の形態 2 に係る内視鏡システムが実行する処理について説明する。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説明を省略する。

【0070】

〔内視鏡システムの構成〕

図 10 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムの機能構成を示すブロック図である。図 10 に示す内視鏡システム 1a は、上述した実施の形態 1 に係る画像処理装置 6 に換えて、画像処理装置 6a を備える。画像処理装置 6a は、上述した実施の形態 1 に係る制御部 66 に換えて、制御部 66a を備える。制御部 66a は、上述した実施の形態 1 に係る制御部 66 の構成に加えて、第 3 判定部 666 をさらに備える。

40

【0071】

第 3 判定部 666 は、第 1 算出部 661 が算出した変化量が第 3 閾値以上であるか否かを判定する。ここで、第 3 閾値は、撮像素子 222b に発生するノイズと蛍光の発光とを識別することができる値であり、予め実験等によって設定された値である。

【0072】

〔内視鏡システムの処理〕

50

次に、内視鏡システム 1 a が実行する処理について説明する。図 1 1 は、内視鏡システム 1 a が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0073】

図 1 1 において、ステップ S 2 0 1 ～ステップ S 2 0 4 は、上述した図 7 のステップ S 1 0 1 ～ステップ S 1 0 4 それぞれに対応する。

【0074】

ステップ S 2 0 5 において、第 3 判定部 6 6 6 は、第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量が第 3 閾値以上であるか否かを判定する。第 3 判定部 6 6 6 によって第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量が第 3 閾値以上であると判定された場合（ステップ S 2 0 5：Y e s）、内視鏡システム 1 a は、後述するステップ S 2 1 3 へ移行する。これに対して、第 3 判定部 6 6 6 によって第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量が第 3 閾値以上でないと判定された場合（ステップ S 2 0 5：N o）、内視鏡システム 1 a は、後述するステップ S 2 0 6 へ移行する。

【0075】

図 1 2 は、第 1 算出部 6 6 1 が算出する変化量の経時的な変化の一例を模式的に示す図である。図 1 2 において、横軸が時間を示し、縦軸が変化量を示す。また、図 1 2 において、曲線 L 2 が第 1 算出部 6 6 1 によって算出された変化量の経時的な変化を示す。

【0076】

図 1 2 に示すように、蛍光薬剤の蛍光は、微弱のため、第 1 算出部 6 6 1 が算出する蛍光の波長成分の光強度を指標とした第 1 蛍光画像の信号値に対する第 2 蛍光画像の信号値の変化量が極めて小さくなる可能性があり、ノイズと蛍光による信号値とが区別することが難しい。そこで、本実施の形態 2 では、第 3 判定部 6 6 6 によって第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量がノイズを示す第 3 閾値 L T 3 以上でない場合、第 1 算出部 6 6 1 が算出する時間的に前後する第 1 蛍光画像と第 2 蛍光画像との時間間隔を長くする。即ち、第 1 算出部 6 6 1 は、生成部 6 2 1 が蛍光画像データを所定回数、例えば蛍光画像データを 3 回生成した場合、最初に生成した蛍光画像データ（最も古い蛍光画像データ）を第 1 蛍光画像とし、最後に生成した蛍光画像データ（最新の蛍光画像データ）を第 2 蛍光画像として光強度の変化量を算出する。

【0077】

図 1 1 に戻り、ステップ S 2 0 6 以降の説明を続ける。

ステップ S 2 0 6 において、所定時間経過、例えば被写体に励起光を照射してから蛍光薬剤が発光を開始する時間が経過している場合（ステップ S 2 0 6：Y e s）、内視鏡システム 1 a は、後述するステップ S 2 0 7 へ移行する。これに対して、所定時間経過していない場合（ステップ S 2 0 6：N o）、内視鏡システム 1 a は、上述したステップ S 2 0 1 へ戻る。

【0078】

ステップ S 2 0 7 において、光源装置 3 は、蛍光薬剤が投与された被写体に向けて励起光を照射する。

【0079】

続いて、撮像部 2 2 2 は、光源装置 3 が励起光を照射した被写体を撮像して画像データを生成する（ステップ S 2 0 8）。

【0080】

その後、生成部 6 2 1 は、撮像部 2 2 2 が生成した画像データに基づいて、蛍光薬剤から発せられる蛍光の波長成分の光強度に応じた画素値が画素毎に対応付けられた蛍光画像データを生成する（ステップ S 2 0 9）。

【0081】

続いて、生成部 6 2 1 が蛍光画像データを所定回数生成した場合（ステップ S 2 1 0：Y e s）、内視鏡システム 1 a は、後述するステップ S 2 1 1 へ移行する。これに対して、生成部 6 2 1 が蛍光画像データを所定回数生成していない場合（ステップ S 2 1 0：N o）、内視鏡システム 1 a は、上述したステップ S 2 0 7 へ戻る。

【0082】

ステップS211において、第1算出部661は、生成部621が最初に生成した蛍光画像データ（最も古い蛍光画像データ）を第1蛍光画像とし、最後に生成した蛍光画像データ（最新の蛍光画像データ）を第2蛍光画像として光強度の変化量を算出する。具体的には、第1算出部661は、 $t = t_{x+1}$ の時の現フレームの蛍光画像における各画素の信号値を $I_m(t_{x+1})$ と定義するとき、以下の式(3)によって変化量を算出する。

【数3】

$$\sum_m C_m(t_{x+1}) = \sum_m (I_m(t_{x+1}) - I_m(t_{x-1})) \quad \dots(3)$$

10

ここで、 m は、画素のアドレス（座標）を示し、 $I_m(t_{x-1})$ は、現フレームの蛍光画像よりも過去に生成された前フレームの蛍光画像における各画素の信号値を示す。

【0083】

続いて、第3判定部666は、第1算出部661が算出した変化量が第3閾値以上であるか否かを判定する。第3判定部666によって第1算出部661が算出した変化量が第3閾値以上であると判定された場合（ステップS212：Yes）、内視鏡システム1aは、後述するステップS213へ移行する。これに対して、第3判定部666によって第1算出部661が算出した変化量が第3閾値以上でないと判定された場合（ステップS212：No）、内視鏡システム1aは、上述したステップS207へ戻る。

【0084】

20

ステップS213～ステップS222は、上述した図7のステップS101～ステップS110それぞれに対応する。

【0085】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、第3判定部666が第1算出部661によって算出された変化量が第3閾値以上でないと判定された場合、第1算出部661が算出する時間的に前後する第1蛍光画像と第2蛍光画像との時間間隔を長くすることによって光強度の変化量を算出し、蛍光の変化が少なくても安定して変化量を算出することができるので、蛍光薬剤の蛍光が微弱であっても、確実に定常状態になったことをユーザに報知することができる。

【0086】

30

なお、本発明の実施の形態2では、第3判定部666が第1算出部661によって算出された変化量が第3閾値以上でないと判定された場合、第1算出部661が算出する時間的に前後する第1蛍光画像と第2蛍光画像との時間間隔を長くして光強度の変化量を算出していたが、例えば記録部64に順次記録された蛍光画像データを用いて変化量を算出してもよい。具体的には、第3判定部666が第1算出部661によって算出された変化量が第3閾値以上でないと判定された場合、第1算出部661は、記録部64に記録された最も古い蛍光画像データと、生成部621が所定時間経過後（例えば60秒後）に生成した蛍光画像データとに基づいて、時間的に前後する前フレームの蛍光画像データと現フレームの蛍光画像データの光強度の変化量を算出してもよい。もちろん、第3判定部666が第1算出部661によって算出された変化量が第3閾値以上でないと判定された場合、第1算出部661は、記録部64に時系列に沿って順次記録された蛍光画像データ群に対して、変化量を算出する算出回数が減るように時間間隔を長くして変化量を再度算出しなおしてもよい。

40

【0087】

（実施の形態2の変形例1）

次に、本発明の実施の形態2の変形例1について説明する。上述した実施の形態1では、第3判定部666が第3閾値以上でないと判定された場合、第1算出部661が算出する時間的に前後する第1蛍光画像と第2蛍光画像との時間間隔を長くして、蛍光の波長成分の光強度を指標とした変化量を算出していたが、本実施の形態2の変形例1では、第3判定部666が第3閾値以上でないと判定された場合、所定の画素数を有するブロックに

50

含まれる画素数を増加させることによって蛍光の波長成分の光強度を指標とした第1蛍光画像に対する第2蛍光画像の差を算出し、この差の総和を変化量として算出する。以下においては、本実施の形態2の変形例1に係る第1算出部661が算出する算出方法について説明する。

【0088】

図13は、第1算出部661が変化量を算出するブロックの一例を模式的に説明する図である。図14は、第3判定部666によって第3閾値以上でないと判定された場合、第1算出部661が変化量を算出するブロックの一例を模式的に説明する図である。図13において、ブロックn（領域n）が所定の画素数を有するブロックを示す。また、図14において、ブロックkがブロックnの画素数から画素を増加させたブロックを示す。即ち、第1算出部661は、第3判定部666によって第3閾値以上でないと判定された場合、蛍光画像P1に対して、ブロックnの画素数より画素数を増加させたブロックkによって複数のブロックkを生成する。これにより、ブロックkの数は、ブロックnの数に比べて少なくなる。

10

【0089】

図13および図14に示すように、第3判定部666によって第3閾値以上でないと判定された場合、第1算出部661は、 $t = t_x$ の時の現フレームの蛍光画像 P_{t_x} におけるブロックk（領域k）の信号値を $I_k(t_x)$ と定義するとき、以下の式(4)によって変化量を算出する。

【数4】

20

$$\sum_k C_k(t_x) = \sum_k (I_k(t_x) - I_k(t_{x-1})) \quad \dots(4)$$

ここで、 $I_k(t_{x-1})$ は、現フレームの蛍光画像 P_{t_x} よりも過去に生成された前フレームの蛍光画像 $P_{t_{x-1}}$ におけるブロックkの画素の信号値を平均した信号値を示す。

【0090】

このように第1算出部661は、第3判定部666によって第3閾値以上でないと判定された場合、ブロックに含まれる画素数を増加させることによって（変化量を算出する領域を拡大）、蛍光の波長成分の光強度を指標とした第1蛍光画像に対する第1蛍光画像の変化量を算出する。

30

【0091】

以上説明した本発明の実施の形態2の変形例1によれば、第3判定部666によって第3閾値以上でないと判定された場合、ブロックに含まれる画素数を増加させることによって、蛍光の波長成分の光強度を指標とした第1蛍光画像に対する第2蛍光画像の変化量として算出することによって、蛍光の変化が少なくとも、確実に定常状態になったことをユーザに出力報知することができる。

【0092】

（実施の形態3）

次に、本発明の実施の形態3について説明する。本実施の形態3に係る内視鏡システムは、上述した実施の形態2に係る内視鏡システム1aと構成が異なるうえ、実行する処理が異なる。具体的には、上述した実施の形態2では、第1算出部661が算出した変化量が第3閾値以上でない場合、第1算出部661が算出する時間的に前後する第1蛍光画像と第2蛍光画像との時間間隔を長くしたり、ブロック（領域）に含まれる画素数を増加させて光強度の変化量を算出する領域を大きくしたりしたが、本実施の形態3では、蛍光画像における蛍光の波長成分の光強度のレベルに基づいて、第1算出部661が算出する時間的に前後する第1蛍光画像と第2蛍光画像の時間間隔を長くしたり、ブロックに含まれる画素数を増加させて光強度の変化量を算出する領域を大きくする。以下においては、本実施の形態3に係る内視鏡システムの構成を説明後、本実施の形態3に係る内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、上述した実施の形態1に係る内視鏡システム

40

50

1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【0093】

〔内視鏡システムの構成〕

図15は、本発明の実施の形態3に係る内視鏡システムの機能構成を示すブロック図である。図15に示す内視鏡システム1bは、上述した実施の形態1に係る内視鏡システム1の画像処理装置6に換えて、画像処理装置6bを備える。また、画像処理装置6bは、上述した実施の形態1に係る画像処理装置6の制御部66に換えて、制御部66bを備える。さらに、制御部66bは、上述した実施の形態1に係る制御部66の構成に加えて、第2算出部667と、第4判定部668と、を備える。

【0094】

第2算出部667は、生成部621が生成した蛍光画像データに基づいて、蛍光の波長成分の光強度のレベルを算出する。

【0095】

第4判定部668は、第2算出部667が算出した蛍光の波長成分の光強度のレベルが第4閾値以上であるか否かを判定する。

【0096】

〔内視鏡システムの処理〕

次に、内視鏡システム1bが実行する処理について説明する。図16は、内視鏡システム1bが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0097】

図16において、ステップS301～ステップS303は、上述した図7のステップS101～ステップS103それぞれに対応する。

【0098】

ステップS304において、第2算出部667は、生成部621が生成した蛍光画像データに基づいて、蛍光の波長成分の光強度のレベルを算出する。

【0099】

続いて、第4判定部668は、第2算出部667が算出した蛍光の波長成分の光強度のレベルが第4閾値以上であるか否かを判定する（ステップS305）。第4判定部668によって第2算出部667が算出した蛍光の波長成分の光強度のレベルが第4閾値以上であると判定された場合（ステップS305：Yes）、内視鏡システム1bは、後述するステップS306へ移行する。これに対して、第4判定部668によって第2算出部667が算出した蛍光の波長成分の光強度のレベルが第4閾値以上でないと判定された場合（ステップS305：No）、内視鏡システム1bは、後述するステップS313へ移行する。

【0100】

図17は、第2算出部667が算出する蛍光の波長成分の光強度のレベルの経時的な変化の一例を模式的に示す図である。図17において、横軸が時間を示し、縦軸が蛍光の波長成分の光強度の強度レベルを示す。また図17において、曲線L3が第2算出部667によって算出された蛍光の波長成分の光強度のレベルの経時的な変化を示す。

【0101】

図17に示すように、蛍光薬剤の蛍光は、微弱のため、第2算出部667が算出する蛍光の波長成分の光強度のレベルの変化は、極めて小さくなる可能性がある。そこで、本実施の形態3では、第4判定部668によって第2算出部667が算出した蛍光の波長成分の光強度のレベルがノイズを示す第4閾値LT4以上でない場合、第1算出部661が算出する時間的に前後する前フレームの蛍光画像データと現フレームの蛍光画像データの時間間隔を長くする。

【0102】

図16に戻り、ステップS306以降の説明を続ける。

ステップS306～ステップS312は、上述した図7のステップS104～ステップS110それぞれに対応する。また、ステップS313～ステップS317は、上述した

10

20

30

40

50

図 1 1 のステップ S 2 0 7 ～ステップ S 2 1 1 それぞれに対応する。

【0103】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、第 4 判定部 6 6 8 によって第 2 算出部 6 6 7 が算出した蛍光の波長成分の光強度のレベルがノイズを示す第 4 閾値以上でない場合、第 1 算出部 6 6 1 が算出する時間的に前後する第 2 蛍光画像と第 1 蛍光画像との時間間隔を長くすることによって光強度の変化量を算出するので、蛍光薬剤の蛍光が微弱であっても、確実に定常状態になったことをユーザに報知することができる。

【0104】

また、本発明の実施の形態 3 では、第 4 判定部 6 6 8 が第 4 閾値以上でないと判定された場合、第 1 算出部 6 6 1 が所定の画素数を有するブロックに含まれる画素数を増加させることによって蛍光の波長成分の光強度を指標とした第 1 蛍光画像に対する第 2 蛍光画像の差を算出し、この差の総和を変化量として算出してもよい。

【0105】

(その他の実施の形態)

また、本発明の実施の形態 1 ～ 3 では、第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量が第 5 閾値以上でない場合、照明制御部 6 6 5 が光源装置 3 による励起光の照射量が大きくなるように光源装置 3 に励起光を照射させてもよい。具体的には、図 1 8 の (a) に示すように、第 1 算出部 6 6 1 による変化量の経時的な変化を示す曲線 L 4 が第 5 閾値 L T 5 以上でない場合、図 1 8 の (b) の折れ線 L 5 に示すように、照明制御部 6 6 5 は、励起光の照射量が大きくなるように光源装置 3 に励起光を照射させてもよい。これにより、蛍光薬剤の蛍光の光強度のレベルが大きくなる。もちろん、照明制御部 6 6 5 は、第 1 算出部 6 6 1 が算出した変化量に基づいて、光源装置 3 が照射する励起光の照射量を制御するようにしてもよい。

【0106】

また、本発明の実施の形態 1 ～ 3 では、出力部 6 5 によって蛍光薬剤の蛍光が定常状態になったことを報知していたが、例えば図 1 9 に示すように、出力制御部 6 6 4 は、表示装置 4 が表示する蛍光画像 P 2 0 に定常状態になったことを示す情報 A 1 を重畳して表示装置 4 に表示させてもよい。この場合、出力制御部 6 6 4 は、蛍光の状態を示すカラーバー B 1 を蛍光画像 P 2 0 に重畳してもよい。また、図 2 0 に示すように、出力制御部 6 6 4 は、表示装置 4 が表示する蛍光画像 P 3 0 における蛍光部分を枠 F 1 によって縁取りを行うことによって強調して表示装置 4 に表示させてもよい。さらに、図 2 1 に示すように、出力制御部 6 6 4 は、通常のカラ画像 P 1 0 0 上に蛍光画像 W 1 を重畳することによって、蛍光薬剤の蛍光が定常状態になったことを表示装置 4 に表示させてもよい。

【0107】

また、本発明の実施の形態 1 ～ 3 では、第 1 算出部 6 2 1 が蛍光画像における所定の画素数毎に複数のブロックに分割し、この複数のブロックそれぞれの変化量を算出し、第 1 判定部 6 6 2 および第 2 判定部 6 6 3 それぞれが判定し、出力制御部 6 6 4 がブロック毎に蛍光薬剤の蛍光が定常状態になったことを出力部 6 5 に出力させてもよい。もちろん、図 2 2 に示すように、出力制御部 6 6 4 は、表示装置 4 が表示する蛍光画像におけるブロック n 毎に、定常状態になったことを示す情報を他のブロック n と識別可能に表示させてもよい。この場合、出力制御部 6 6 4 は、カラーバー B 1 における定常状態に対応する色で表示装置 4 に表示させてもよい。

【0108】

また、本発明の実施の形態 1 ～ 3 では、内視鏡システム 1, 1 a, 1 c に入力部 6 3、記録部 6 4 および照明制御部 6 6 5 の各々を設けていたが、これらの構成要素は発明の要旨を逸脱しない範囲内で削除してもよい。また、上述した実施の形態 1 ～ 3 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、上述した実施の形態 1 ～ 3 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、上述した実施の形態 1 ～ 3 で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【0109】

また、本発明の実施の形態では、上記してきた「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。

【0110】

また、本発明の実施の形態では、伝送ケーブルを介して画像データを画像処理装置へ送信していたが、例えば有線である必要はなく、無線であってもよい。この場合、所定の無線通信規格（例えばW i - F i（登録商標）やB l u e t o o t h（登録商標））に従って、画像データ等を画像処理装置へ送信するようにすればよい。もちろん、他の無線通信規格に従って無線通信を行ってもよい。

10

【0111】

また、本発明の実施の形態では、光源装置と画像処理装置（プロセッサ）とが別体で形成されていたが、これに限定されることなく、例えば画像処理装置と光源とが一体的に形成された構成としてもよい。

【0112】

また、本発明の実施の形態では、同時式の内視鏡を例に説明したが、面順次の内視鏡であっても適用することができる。さらに、本発明の実施の形態では、励起光以外にも、所定の狭帯域光を照射可能な内視鏡であっても適用することができる。さらにまた、本発明の実施の形態では、硬性内視鏡以外にも、軟性内視鏡（上下内視鏡）、副鼻腔内視鏡およびカプセル型内視鏡であっても適用することができる。

20

【0113】

また、本発明の実施の形態では、被検体に挿入される内視鏡であったが、例えばカプセル型の内視鏡または被検体を撮像する撮像装置であっても適用することができる。

【0114】

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」等の表現を用いて各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。

【0115】

30

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、発明の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】

【0116】

- 1, 1 a, 1 b 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 光源装置
- 4 表示装置
- 5 第2伝送ケーブル
- 6, 6 a, 6 b 画像処理装置
- 7 第3伝送ケーブル
- 8 ライトガイド
- 2 1 挿入部
- 2 2 カメラヘッド
- 2 3 第1伝送ケーブル
- 6 1 受信部
- 6 2 画像処理部
- 6 3 入力部
- 6 4 記録部

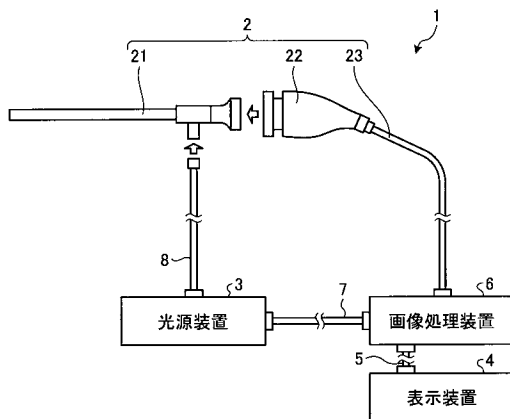
40

50

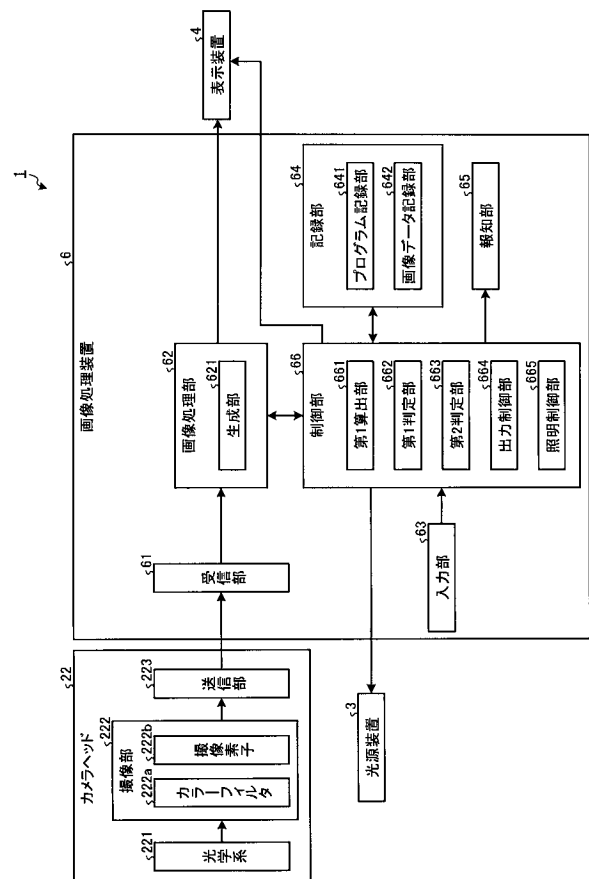
- 6 5 出力部
- 6 6, 6 6 a, 6 6 b 制御部
- 2 2 1 光学系
- 2 2 2 撮像素子
- 2 2 2 a カラーフィルタ
- 2 2 2 b 撮像素子
- 2 2 3 送信部
- 6 2 1 生成部
- 6 4 1 プログラム記録部
- 6 4 2 画像データ記録部
- 6 6 1 第1算出部
- 6 6 2 第1判定部
- 6 6 3 第2判定部
- 6 6 4 出力制御部
- 6 6 5 照明制御部
- 6 6 6 第3判定部
- 6 6 7 第2算出部
- 6 6 8 第4判定部

10

【図 1】



【図 2】

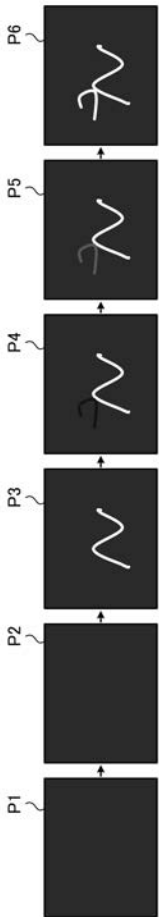


【図 3】

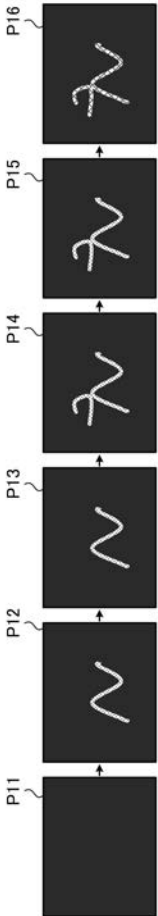
222a

R	G	R	G
G	B	G	B
R	G	R	G
G	B	G	B

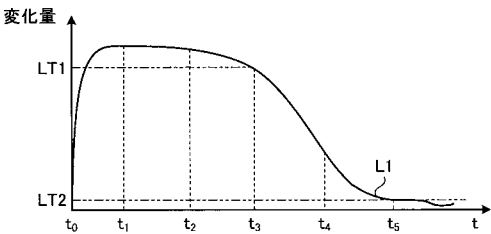
【図 4】



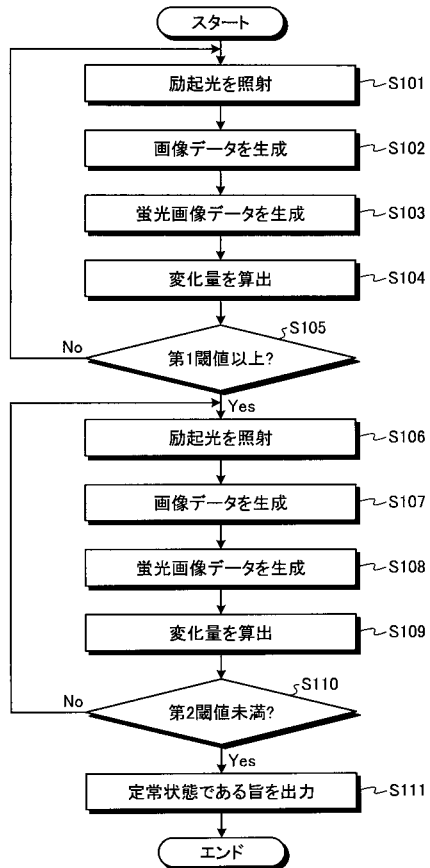
【図 5】



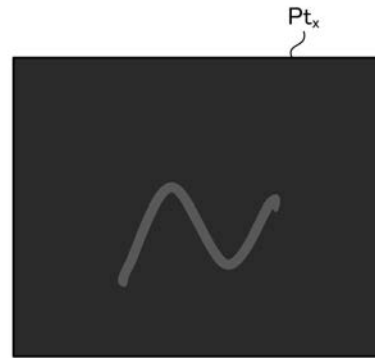
【図 6】



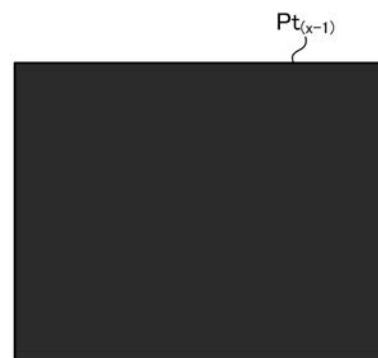
【図 7】



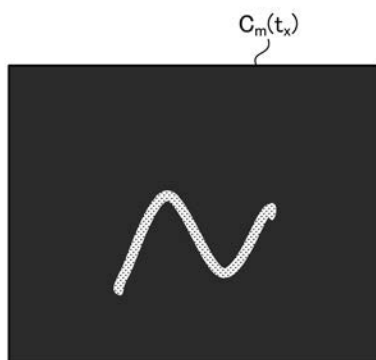
【図 8 A】



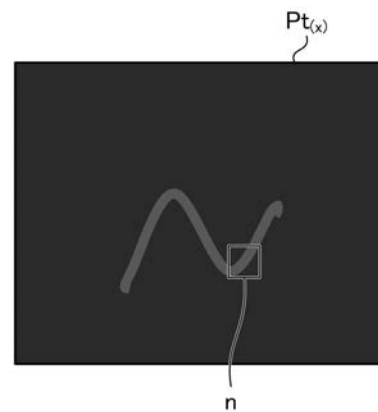
【図 8 B】



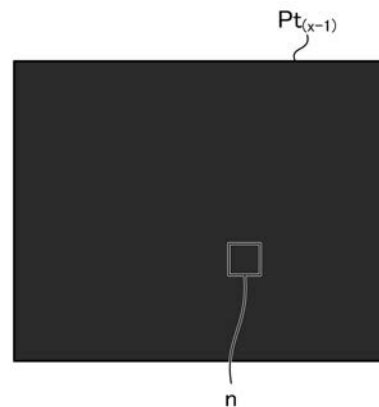
【図 8 C】



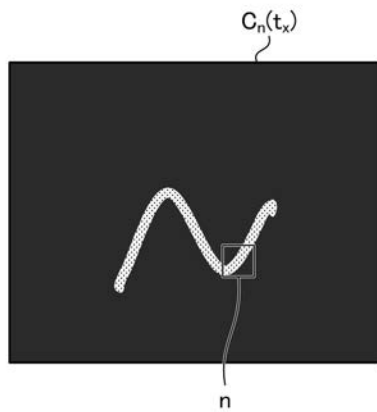
【図 9 A】



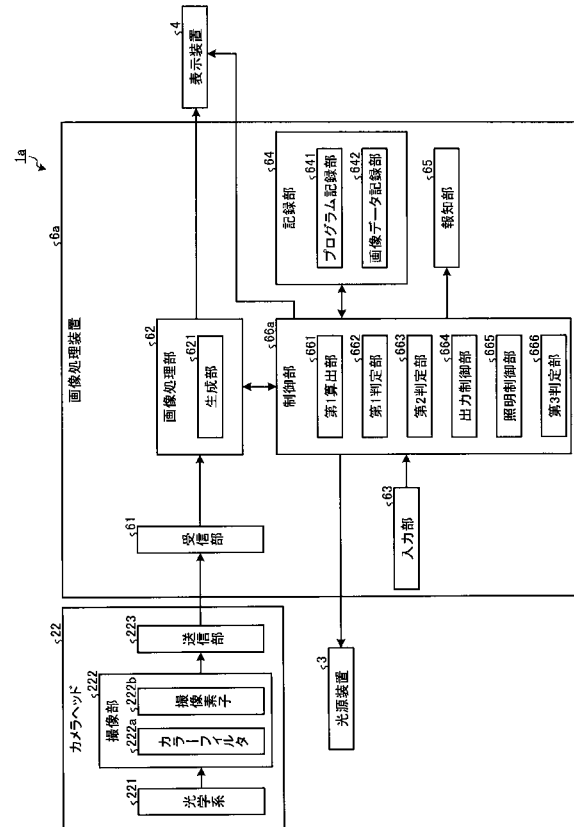
【図 9 B】



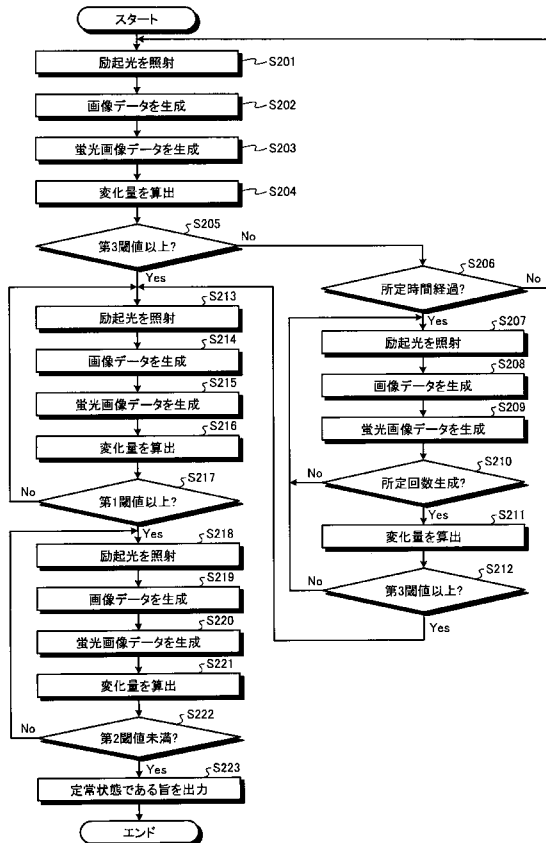
【図 9 C】



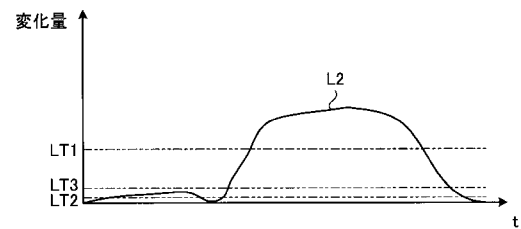
【図 10】



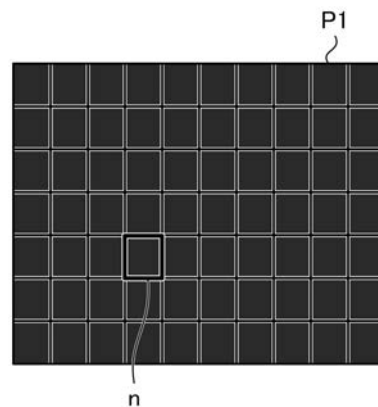
【図 11】



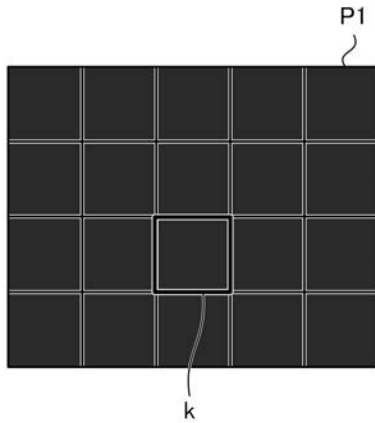
【図 12】



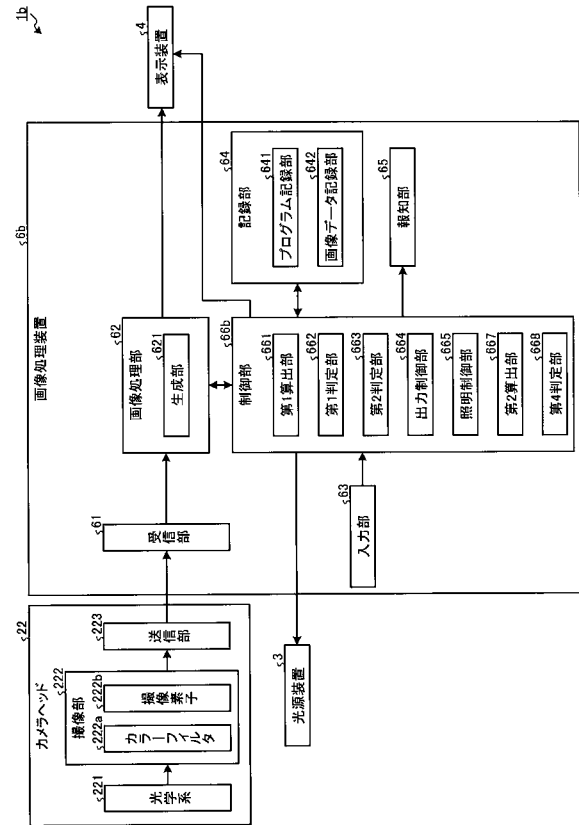
【図 13】



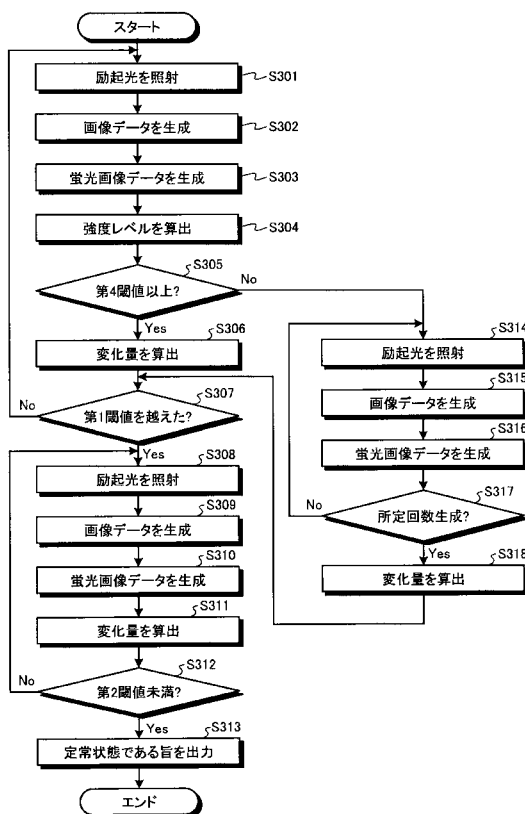
【図 14】



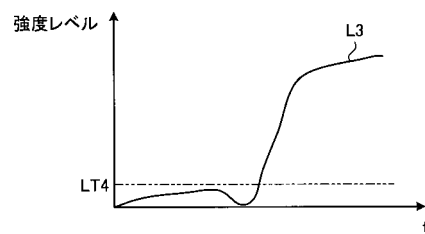
【 図 1 5 】



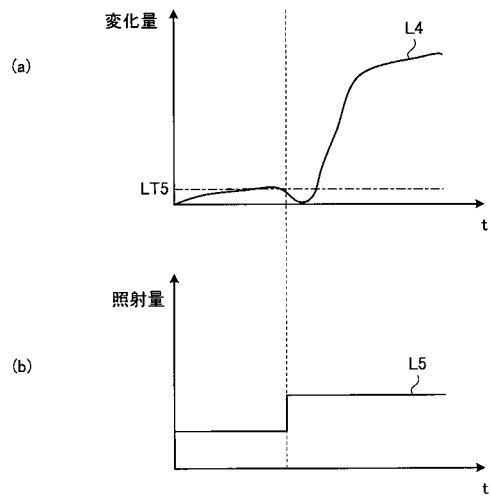
【图 16】



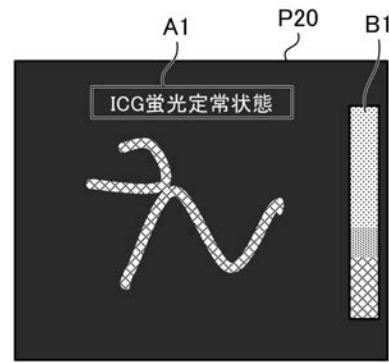
【 図 1 7 】



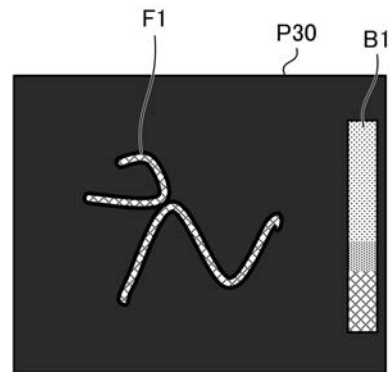
【図 18】



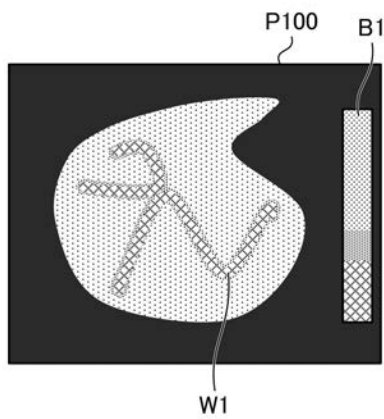
【図 19】



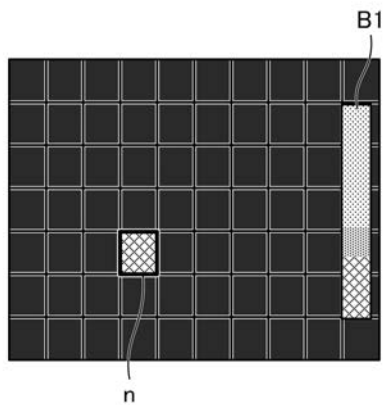
【図 20】



【図 21】



【図 22】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/068443

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

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)

A61B1/04, A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2008-284305 A (Olympus Corp.), 27 November 2008 (27.11.2008), paragraphs [0027] to [0040]; fig. 4 (Family: none)	1,8-13 2-7
Y	WO 2012/081336 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 21 June 2012 (21.06.2012), paragraph [0123] & JP 5139602 B & US 2012/0271128 A1 paragraph [0152] & EP 2596739 A1 & CN 102984991 A	1,8-13

☒ 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
08 August 2016 (08.08.16)Date of mailing of the international search report
20 September 2016 (20.09.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/068443

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2012/124227 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 20 September 2012 (20.09.2012), paragraph [0133] & JP 5200192 B & US 2013/0012864 A1 paragraph [0160] & EP 2599428 A1 & CN 103140157 A	1,8-13
Y	JP 2010-5056 A (Fujinon Corp.), 14 January 2010 (14.01.2010), paragraph [0011] & US 2009/0322907 A1 paragraph [0023] & EP 2138977 A2 & CN 101612029 A	1,8-13
Y	JP 2002-34923 A (Canon Inc.), 05 February 2002 (05.02.2002), paragraphs [0019] to [0028]; fig. 8 to 12 (Family: none)	1,8-13
Y	JP 2011-131002 A (Fujifilm Corp.), 07 July 2011 (07.07.2011), paragraphs [0063] to [0071], [0096] to [0097] & US 2011/0158914 A1 paragraphs [0089] to [0097], [0122] to [0123]	9-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 8 4 4 3	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i			
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（I P C）） Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y A	JP 2008-284305 A（オリンパス株式会社） 2008.11.27, 【0027】～【0040】、図4 （ファミリーなし）	1, 8-13 2-7	
Y	WO 2012/081336 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2012.06.21, [0123] & JP 5139602 B & US 2012/0271128 A1 [0152] & EP 2596739 A1 & CN 102984991 A	1, 8-13	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「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矛盾するものではなく、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 08.08.2016		国際調査報告の発送日 20.09.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 山口 裕之 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 8 4 4 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2012/124227 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.09.20, [0133] & JP 5200192 B & US 2013/0012864 A1 [0160] & EP 2599428 A1 & CN 103140157 A	1, 8-13
Y	JP 2010-5056 A (フジノン株式会社) 2010.01.14, 【0011】 & US 2009/0322907 A1 [0023] & EP 2138977 A2 & CN 101612029 A	1, 8-13
Y	JP 2002-34923 A (キヤノン株式会社) 2002.02.05, 【0019】～【0028】、図8～12 (ファミリーなし)	1, 8-13
Y	JP 2011-131002 A (富士フイルム株式会社) 2011.07.07, 【0063】～【0071】、 【0096】～【0097】 & US 2011/0158914 A1 [0089]-[0097], [0122]-[0123]	9-10

フロントページの続き

(出願人による申告)平成28度、総務省戦略的情報通信研究開発推進事業「次世代ヒューマンセンシングに向けたRGB-Xイメージングシステムの研究開発」に係る委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统，图像处理设备，图像处理方法和程序		
公开(公告)号	JPWO2017221336A1	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2016564105	申请日	2016-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	吉崎和德		
发明人	吉崎 和德		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00055 A61B1/042 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/07 G02B23/2461 G02B23/2484 H04N5/2256 H04N5/262 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF02 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/MM05 4C161/QQ04 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(ZH) 提供一种内窥镜系统，图像处理装置，图像处理方法以及程序，其能够在医生判断荧光药物的发光是否处于稳定状态时支持该判断。内窥镜系统1由第一确定单元662和第一确定单元662改变，第一确定单元662和第一确定单元662确定由第一计算单元661顺序计算的变化量是否等于或大于指示荧光的表达的第一阈值。在确定该量等于或大于第一阈值之后，第二确定单元663确定由第一计算单元661顺序计算的变化量是否小于指示荧光的稳态的第二阈值。如果第二确定单元663确定变化量小于第二阈值，则提供输出单元，其输出荧光药物的荧光已经达到稳定状态。

