

(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
2018年3月8日(08.03.2018)



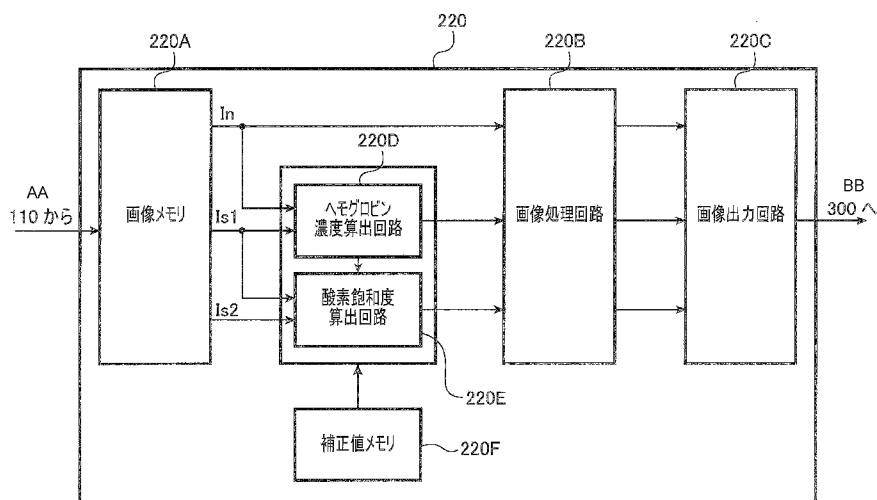
(10) 国際公開番号

WO 2018/043723 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01) *A61B 1/07* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/031669
- (22) 国際出願日: 2017年9月1日(01.09.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-171586 2016年9月2日(02.09.2016) JP
- (71) 出願人: H O Y A 株 式 会 社 (HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 福 田 雅 明 (FUKUDA, Masaaki); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: グローバル・アイピー東京特許業務法人(GLOBAL IP TOKYO); 〒1600023 東京都新宿区西新宿8丁目3番30号 カーメル11 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: ELECTRONIC ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 電子内視鏡システム



220A Image memory
220B Image processing circuit
220C Image output circuit
220D Hemoglobin concentration calculation circuit
220E Oxygen saturation calculation circuit
220F Correction value memory
AA From
BB To

(57) **Abstract:** This electronic endoscope system comprises: an irradiation means that sequentially shines a plurality of types of irradiation lights of different spectra on a subject; an image signal generation means that sequentially images the subject on which the plurality of types of irradiation lights were sequentially shone, and generates an image signal of each system of the subject on which each of the irradiation lights was shone; a storage means in which a prescribed correction value has been stored in advance; and a spectral image generation means that generates a spectral image on the basis of the



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, UZ, VC, VN, 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, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, 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, 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:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

image signals of at least two systems among the image signals of each system generated by the image signal generation means. When generating the spectral image on the basis of the image signals of at least two systems, the spectral image generation means corrects, on the basis of the correction value that was stored in advance in the storage means, the image signal of at least one system among the image signals of the at least two systems.

(57) 要約: 電子内視鏡システムは、スペクトルの異なる複数種類の照射光を被写体に順次照射する照射手段と、複数種類の照射光が順次照射された被写体を順次撮像し、各照射光により照射された被写体の各系統の画像信号を生成する画像信号生成手段と、所定の補正值が予め記憶された記憶手段と、画像信号生成手段により生成された各系統の画像信号のうち少なくとも2系統の画像信号に基づいて分光画像を生成する分光画像生成手段とを備える。分光画像生成手段は、少なくとも2系統の画像信号に基づいて分光画像を生成する際、該少なくとも2系統の画像信号のうち少なくとも1系統の画像信号を記憶手段に予め記憶された補正值に基づいて補正する。

明 細 書

発明の名称：電子内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、電子内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 特殊な画像を撮影することが可能な内視鏡システムが知られている。例えば特許文献1に、この種の内視鏡システムの具体的構成が記載されている。

[0003] 特許文献1に記載の内視鏡システムは、光源装置を備えている。特許文献1に記載の光源装置には、回転フィルタが搭載されている。この回転フィルタには、3つの光バンドパスフィルタ（550nm帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタが2つ、650nm帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタが1つ）と白色光を透過させる通常観察用フィルタが円周方向に並べて配置されている。コントローラは、回転フィルタを一定の回転周期で回転駆動させて、各フィルタを白色光の光路に順次挿入し、各フィルタを透過した照射光による生体組織の撮像を順次行う。コントローラは、各光バンドパスフィルタを用いて撮像された画像のデータに基づいて生体組織中の生体分子の分布を示す画像（例えばヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示す画像）を生成し、生成された分布画像を、通常観察用フィルタを用いて撮像された通常観察画像と並べて表示画面内に表示させる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：国際公開第2014／192781号パンフレット

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献1において、電子内視鏡システムに個体差（例えば、光バンドパスフィルタの分光特性、固体撮像素子の感度等に個体差）があると、撮影画像データに基づく酸素飽和度等の算出結果に誤差が含まれる。この種の個体

差が大きい場合、精度の高い分光画像を生成することが難しいという問題が指摘される。

[0006] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、システム個体差による、分光画像の生成に必要な酸素飽和度等の情報の算出精度の劣化を抑えるのに好適な電子内視鏡システムを提供することである。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムは、スペクトルの異なる複数種類の照射光を被写体に順次照射する照射手段と、複数種類の照射光が順次照射された被写体を順次撮像し、各照射光により照射された被写体の画像信号を各系統の画像信号として生成する画像信号生成手段と、所定の補正値が予め記憶された記憶手段と、画像信号生成手段により生成された各系統の画像信号のうち少なくとも2系統の画像信号に基づいて分光画像を生成する分光画像生成手段とを備える。分光画像生成手段は、少なくとも2系統の画像信号に基づいて定まる被写体の特徴量の分光画像を生成する際、該少なくとも2系統の画像信号のうち少なくとも1系統の画像信号を記憶手段に予め記憶された補正値に基づいて補正する。

[0008] また、本発明の一実施形態によれば、補正値は、少なくとも2系統の画像信号のうち特定の対の画像信号の輝度値の比に基づいて予め算出された値である。この場合、分光画像生成手段は、少なくとも2系統の画像信号に基づいて分光画像を生成する際、特定の対の画像信号のうちの一方の画像信号を補正値に基づいて補正することが好ましい。

[0009] また、本発明の一実施形態によれば、前記補正値は、前記複数種類の照射光で照射した基準被写体を撮像した時に得られる前記特定の対の画像信号における輝度値の比が予め定めた目標比になるように設定された補正値であることが好ましい。

[0010] また、本発明の一実施形態によれば、照射手段は、光を射出する光源と、通過帯域の異なる複数の光通過領域が円周方向に並べて配置された回転部材

と、光源より射出された光から、スペクトルの異なる複数種類の照射光を順次取り出すために、回転部材を回転動作させ、複数の光通過領域を光の光路に順次挿入する手段と、順次取り出された複数種類の照射光を被写体に向けて順次照射する手段とを有することが好ましい。

[0011] また、本発明の一実施形態によれば、複数の光通過領域は、回転部材に配置された光学フィルタであり、520～590の波長帯域内に第一の透過帯域を持つ第一のフィルタと、520～590の波長帯域内にあり、第一の透過帯域よりも狭い第二の透過帯域を持つ第二のフィルタと、白色光を通過させるフィルタとを含むことが好ましい。

[0012] また、本発明の一実施形態によれば、記憶手段に予め記憶された補正値は、第一の補正値を含む。第一の補正値は、白色光により照射された基準被写体の画像信号をなす一部の成分の画像信号の輝度値と、第一のフィルタでフィルタリングされた光により照射された基準被写体の画像信号の輝度値との比を所定の第一の比に補正する値であることが好ましい。この場合、分光画像生成手段は、白色光により照射された被写体の画像信号をなす一部の成分の画像信号Aを第一の補正値に基づいて補正し、第一のフィルタでフィルタリングされた光により照射された被写体の画像信号Bを第一の補正値で補正された画像信号Aで除算することにより、該被写体のヘモグロビン濃度の情報を取得し、取得されたヘモグロビン濃度の情報に基づいてヘモグロビン濃度を示す分光画像を生成することが好ましい。

[0013] また、本発明の一実施形態によれば、記憶手段に予め記憶された補正値は、第二の補正値を含む。第二の補正値は、例示的には、第一のフィルタでフィルタリングされた光により照射された基準被写体の画像信号の輝度値と、第二のフィルタでフィルタリングされた光により照射された基準被写体の画像信号の輝度値の比を所定の第二の比に補正する値であることが好ましい。この場合、分光画像生成手段は、白色光により照射された被写体の画像信号をなす一部の成分の画像信号Aを第一の補正値に基づいて補正すると共に、第二のフィルタでフィルタリングされた光により照射された被写体の画像信

号Cを第二の補正值に基づいて補正し、第一のフィルタでフィルタリングされた光により照射された被写体の画像信号Bを第二の補正值で補正された画像信号Cで減算し、減算後の値を、第一の補正值で補正された画像信号Aで除算することにより、被写体の酸素飽和度の情報を取得し、取得された酸素飽和度の情報に基づいて酸素飽和度を示す分光画像を生成することが好ましい。

[0014] 本発明の他の一実施形態に係る電子内視鏡システムは、スペクトルの異なる複数種類の照射光を被写体に順次照射する照射手段と、前記複数種類の照射光が順次照射された被写体を順次撮像し、前記照射光それぞれにより照射された被写体の画像信号を各系統の画像信号として生成する画像信号生成手段と、前記各系統の画像信号のうち少なくとも2系統の画像信号に基づいて定まる被写体上の特徴量の分布を示す分光画像を生成する分光画像生成手段と、を備える。

前記分光画像生成手段は、前記少なくとも2系統の画像信号の1つを、所定の補正值に基づいて補正することにより、前記特徴量を算出し、

前記所定の補正值は、前記照射光で照射した基準被写体を撮像した時に得られる前記少なくとも2系統の基準画像信号の輝度値の比が予め定めた目標比率になるように設定された補正值である。

[0015] また、本発明の一実施形態によれば、前記特徴量は、前記少なくとも2系統の画像信号の輝度値の比に基づいて定まる量である、ことが好ましい。

[0016] また、本発明の一実施形態によれば、前記照射光のうち1つの照射光の波長帯域は、前記照射光のうち別の1つの照射光の波長帯域に対して、酸素化ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形と還元ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形のレベルが入れ替わる等吸収点を境にして区分けされている、ことが好ましい。

[0017] 本発明の一実施形態によれば、前記照射光のうち1つの照射光の波長帯域は、酸素化ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形と還元ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形のレベルが入れ替わる複数の等吸収点のうち、波長方

向において隣り合う等吸収点間の波長帯域内にある、ことが好ましい。

[0018] なお、上述の照射手段は、後述する図1に示す実施形態によれば、ランプ208、回転フィルタ部260、集光レンズ210を含む光源装置を含むことが好ましい。また、溶射手段は、複数種類の照射光を射出する複数の発光ダイオードを有し、複数種類の光を順次射出する構成とすることも好ましい。

上述の画像信号生成手段は、後述する図1に示す実施形態によれば、ドライバ信号処理回路110を含むことが好ましい。

上述の記憶手段は、後述する図4に示す実施形態によれば、補正值メモリ220Fを含むことが好ましい。

上述の分光画像生成手段は、後述する図4に示す実施形態によれば、ヘモグロビン濃度算出回路220D、酸素飽和度算出回路220E、及び画像処理回路220Bを含むことが好ましい。

上述の光通過領域を光の光路に順次挿入する手段は、後述する図1に示す実施形態によれば、DCモータ262及び回転式ターレット261を含むことが好ましい。

発明の効果

[0019] 上述の内視鏡システムによれば、システム個体差による、分光画像の生成に必要な酸素飽和度等の特徴量の情報の算出精度の劣化を抑えることができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

[図2]本発明の一実施形態に係るプロセッサに備えられる回転フィルタ部を集光レンズ側から見た正面図である。

[図3]550nm付近を拡大して示すヘモグロビンの吸収スペクトル図である。

[図4]本発明の一実施形態に係るプロセッサに備えられる信号処理回路の構成

を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

- [0021] 以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として電子内視鏡システムを例にして説明する。本実施形態に係る電子内視鏡システムは、スペクトルの異なる光で撮像した複数の画像に基づいて生体組織の特徴量、例えば生体情報（例えば酸素飽和度、ヘモグロビン濃度）を定量的に分析して画像化することが可能なシステムである。
- [0022] 図1は、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、本実施形態に係る電子内視鏡システム1は、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。
- [0023] プロセッサ200は、システムコントローラ202及びタイミングコントローラ204を備えている。システムコントローラ202は、メモリ212に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム1全体を統括的に制御する。また、システムコントローラ202は、操作パネル214に接続されている。システムコントローラ202は、操作パネル214より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム1の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。タイミングコントローラ204は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム1内の各回路に出力する。
- [0024] ランプ208は、ランプ電源イグナイタ206による始動後、照射光Lを射出する。ランプ208は、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプやLED（Light Emitting Diode）である。照射光Lは、主に可視光領域から不可視である赤外光領域に広がるスペクトルを持つ光（又は少なくとも可視光領域を含む白色光）である。
- [0025] ランプ208より射出された照射光Lは、回転フィルタ部260に入射さ

れる。図2は、回転フィルタ部260を集光レンズ210側から見た正面図である。図1及び図2に示されるように、回転フィルタ部260は、回転式ターレット261、DCモータ262、ドライバ263及びフォトインタラプタ264を備えている。

[0026] 図2に示されるように、回転式ターレット261には、3つの光学フィルタが配置されている。具体的には、回転式ターレット261には、通常観察用（白色光用）フィルタ F_n 、第一の特殊観察用フィルタ F_{s1} 、第二の特殊観察用フィルタ F_{s2} が円周方向に順に並べて配置されている。各光学フィルタは、略同一の角度範囲に広がる扇形状を有しており、 120° の角度ピッチで配置されている。

[0027] 回転式ターレット261の各光学フィルタは、何れも誘電体多層膜フィルタであるが、他の方式の光学フィルタ（例えば、誘電体多層膜を反射膜として用いたエタロンフィルタ等）であってもよい。

[0028] ここで、ヘモグロビンの分光特性について説明する。

[0029] 図3に、 550 nm 付近のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。ヘモグロ빈は、 550 nm 付近にポルフィリンに由来するQ帯と呼ばれる強い吸収帯を有している。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、酸素飽和度（全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンが占める割合）に応じて変化する。図3における実線の波形は、酸素飽和度が100%の場合の（すなわち、酸素化ヘモグロビンHbO₂の）吸収スペクトルを示し、長破線の波形は、酸素飽和度が0%の場合の（すなわち、還元ヘモグロビンHbの）吸収スペクトルを示す。また、短破線は、その中間の酸素飽和度（10、20、30、・・・90%）におけるヘモグロビン（酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの混合物）の吸収スペクトルを示す。

[0030] 図3に示されるように、Q帯において、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンは互いに異なるピーク波長を有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンは、波長 542 nm 付近に吸収ピークP1を有しており、波長 578 nm 付近に吸収ピークP3を有している。一方、還元ヘモグロビンは、 55

8 nm 付近に吸収ピーク P 2 を有している。図 3 は、各成分（酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン）の濃度の和が一定となる 2 成分系の吸収スペクトルであるため、各成分の濃度（すなわち酸素飽和度）によらず吸収が一定となる等吸収点 E 1、E 2、E 3、E 4 が現れる。以下の説明では、等吸収点 E 1 と E 2 とで挟まれた波長領域を「波長域 R 1」と記し、等吸収点 E 2 と E 3 とで挟まれた波長領域を「波長域 R 2」と記し、等吸収点 E 3 と E 4 とで挟まれた波長領域を「波長域 R 3」と記す。また、等吸収点 E 1 と E 4 とで挟まれた波長領域（すなわち波長域 R 1、R 2 及び R 3 を合わせたもの）を「波長域 R 0」と記す。

[0031] 図 3 に示されるように、隣接する等吸収点間では、酸素飽和度に対して吸収が単調に増加又は減少する。また、隣接する等吸収点間では、ヘモグロビンの吸収は、酸素飽和度に対してほぼ線形的に変化する。

[0032] 具体的には、波長域 R 1、R 3 におけるヘモグロビンの吸収 A R 1、A R 3 は酸素化ヘモグロビンの濃度（酸素飽和度）に対して線形的に単調増加し、波長域 R 2 におけるヘモグロビンの吸収 A R 2 は還元ヘモグロビンの濃度（1 - 酸素飽和度）に対して線形的に単調増加する。

[0033] 第一の特殊観察用フィルタ F s 1 は、550 nm 帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタ（別の言い方をすると、550 nm 付近で第一の透過帯域を持つバンドパスフィルタ）である。第一の透過帯域は、例えば 520 ~ 590 nm の波長帯域内にあり、526 ~ 586 nm である。

図 3 に示されるように、第一の特殊観察用フィルタ F s 1 は、等吸収点 E 1 から E 4 までの波長域（すなわち、波長域 R 0）の光を低損失で透過させ、それ以外の波長領域の光を遮蔽する分光特性を持つ。

[0034] 第二の特殊観察用フィルタ F s 2 も、550 nm 帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタ（別の言い方をすると、550 nm 付近で第一の透過帯域よりも狭い第二の透過帯域を持つバンドパスフィルタ）である。第二の透過帯域は、例えば、520 ~ 590 nm の波長帯域内にあり、546 ~ 570 nm である。図 3 に示されるように、第二の特殊観察用フィルタ F

s 2 は、等吸収点 E 2 から E 3 までの波長域（すなわち、波長域 R 2）の光を低損失で透過させ、それ以外の波長領域の光を遮蔽する分光特性を持つ。

[0035] 通常観察用フィルタ F n は、紫外線カットフィルタである。通常観察用フィルタ F n は、単なる開口（光学フィルタの無いもの）や絞り機能を兼ねたスリット（光学フィルタの無いもの）に置き換えてもよい。

[0036] ドライバ 2 6 3 は、システムコントローラ 2 0 2 による制御下で D C モータ 2 6 2 を駆動する。D C モータ 2 6 2 は、ドライバ 2 6 3 より駆動電流が供給されると、回転式ターレット 2 6 1 を一定速度で回転させる。

[0037] 回転フィルタ部 2 6 0 は、回転式ターレット 2 6 1 が D C モータ 2 6 2 によって回転動作することにより、通常観察用フィルタ F n、第一の特殊観察用フィルタ F s 1、第二の特殊観察用フィルタ F s 2 の各光学フィルタを照射光 L の光路に撮像周期（フレーム周期）と同期したタイミングで順次挿入する。これにより、ランプ 2 0 8 より入射された照射光 L から、スペクトルの異なる照射光が、フレーム周期と同期したタイミングで順次取り出される。なお、以降の説明において、「フレーム」は「フィールド」に置き替えてもよい。本実施形態において、フレーム周期、フィールド周期はそれぞれ、1 / 3 0 秒、1 / 6 0 秒である。

[0038] ここで、説明の便宜上、第一の特殊観察用フィルタ F s 1 透過後の照射光 L を「第一の特殊観察光 L s 1」と記し、第二の特殊観察用フィルタ F s 2 透過後の照射光 L を「第二の特殊観察光 L s 2」と記し、通常観察用フィルタ F n 透過後の照射光 L を「通常光 L n」と記す。

[0039] 回転式ターレット 2 6 1 は、回転動作中、循環的に、通常観察用フィルタ F n より通常光 L n を取り出し、第一の特殊観察用フィルタ F s 1 より第一の特殊観察光 L s 1 を取り出し、第二の特殊観察用フィルタ F s 2 より第二の特殊観察光 L s 2 を取り出す。

[0040] なお、回転式ターレット 2 6 1 の回転位置や回転の位相は、回転式ターレット 2 6 1 の外周付近に形成された開口（不図示）をフォトインタラプタ 2 6 4 によって検出することにより制御される。

[0041] システムコントローラ 202 は、操作パネル 214 より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム 1 の観察モードを切り替える。本実施形態において切替設定可能な観察モードは、例えば、通常観察モードと特殊観察モードである。

[0042] [通常観察モード]

通常観察モード時における電子内視鏡システム 1 の動作を説明する。

[0043] 通常観察モード中、システムコントローラ 202 は、ドライバ 263 を制御することにより、回転式ターレット 261 を通常観察用フィルタ F_n が光路に挿入される位置で停止させる。そのため、照射光 L は、通常観察用フィルタ F_n により通常光 L_n にフィルタリングされる。通常光 L_n は、羽根絞り（不図示）を介して適正な光量に制限され、集光レンズ 210 によって LCB (Light Carrying Bundle) 102 の入射端面に集光されて、LCB 102 内に入射される。なお、通常観察モード中、システムコントローラ 202 は、回転式ターレット 261 を通常観察用フィルタ F_n が光路に挿入される位置で停止させることに代えて、回転式ターレット 261 を光路から抜去した位置に退避させるようにしてもよい。

[0044] LCB 102 内に入射された通常光 L_n は、LCB 102 内を伝播する。LCB 102 内を伝播した通常光 L_n は、電子スコープ 100 の先端に配置された LCB 102 の射出端面より射出され、配光レンズ 104 を介して生体組織に照射される。配光レンズ 104 からの通常光 L_n より照射された生体組織からの戻り光は、対物レンズ 106 を介して固体撮像素子 108 の受光面上で光学像を結ぶ。

[0045] 固体撮像素子 108 は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子 108 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の画像信号を生成して出力する。なお、固体撮像素子 108 は、CCD イメージセンサに限らず、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置

に置き換えられてもよい。固体撮像素子 108 はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

[0046] 電子スコープ 100 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 110 が備えられている。ドライバ信号処理回路 110 には、配光レンズ 104 からの光により照射された生体組織の画像信号がフレーム周期で固体撮像素子 108 より入力される。ドライバ信号処理回路 110 は、固体撮像素子 108 より入力される画像信号に対して所定の処理を施して、プロセッサ 200 の信号処理回路 220 に出力する。

[0047] ドライバ信号処理回路 110 はまた、メモリ 112 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。メモリ 112 に記録される電子スコープ 100 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 108 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 110 は、メモリ 112 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

[0048] システムコントローラ 202 は、電子スコープ 100 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 202 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 200 に接続されている電子スコープに適した処理がなされるようにプロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

[0049] タイミングコントローラ 204 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 110 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 110 は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 108 をプロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

[0050] 図 4 は、信号処理回路 220 の構成を示すブロック図である。図 4 に示されるように、信号処理回路 220 は、画像メモリ 220 A、画像処理回路 220 B、画像出力回路 220 C、ヘモグロビン濃度算出回路 220 D、酸素

飽和度算出回路 220E 及び補正值メモリ 220F を有している。

[0051] 画像メモリ 220A は、ドライバ信号処理回路 110 より 1 フレーム周期で入力される画像信号をバッファし、タイミングコントローラ 204 によるタイミング制御に従い、画像処理回路 220B に出力する。

[0052] 画像処理回路 220B は、画像メモリ 220A より入力される画像信号に対してデモザイク処理、マトリックス演算、Y/C 分離等の所定の信号処理を施して、画像出力回路 220C に出力する。

[0053] 画像出力回路 220C は、画像処理回路 220B より入力される画像信号を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 300 に出力される。これにより、生体組織の通常のカラ画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

[0054] [特殊観察モード]

特殊観察モード時における電子内視鏡システム 1 の動作を説明する。

[0055] 特殊観察モード中、システムコントローラ 202 は、ドライバ 263 を制御することにより、回転式ターレット 261 を一定速度で回転制御して、通常観察用フィルタ F_n 、第一の特殊観察用フィルタ F_{s1} 、第二の特殊観察用フィルタ F_{s2} の各光学フィルタを照射光 L の光路に撮像周期（フレーム周期）と同期したタイミングで順次挿入する。これにより、回転式ターレット 261 の回転動作中、ランプ 208 より入射された照射光 L から、通常観察用フィルタ F_n より通常光 L_n が取り出され、第一の特殊観察用フィルタ F_{s1} より第一の特殊観察光 L_{s1} が取り出され、第二の特殊観察用フィルタ F_{s2} より第二の特殊観察光 L_{s2} が取り出される。そのため、生体組織には、通常光 L_n 、第一の特殊観察光 L_{s1} 、第二の特殊観察光 L_{s2} の各照射光がフレーム周期と同期したタイミングで順次照射される。

[0056] 固体撮像素子 108 は、各照射光（通常光 L_n 、第一の特殊観察光 L_{s1} 、第二の特殊観察光 L_{s2} ）により順次照射された生体組織を撮像して、その画像信号をドライバ信号処理回路 110 に出力する。以下、説明の便宜上

、通常光 L_n の照射期間中に撮像された生体組織の画像信号を「通常画像信号 I_n 」と記し、第一の特殊観察光 L_{s1} の照射期間中に撮像された生体組織の画像信号を「第一の特殊画像信号 I_{s1} 」と記し、第二の特殊観察光 L_{s2} の照射期間中に撮像された生体組織の画像信号を「第二の特殊画像信号 I_{s2} 」と記す。

[0057] 画像メモリ220Aは、順次入力される通常画像信号 I_n 、第一の特殊画像信号 I_{s1} 、第二の特殊画像信号 I_{s2} をバッファし、タイミングコントローラ204によるタイミング制御に従い、画像処理回路220B、ヘモグロビン濃度算出回路220D、酸素飽和度算出回路220Eの各回路に出力する。

[0058] より詳細には、画像メモリ220Aは、通常画像信号 I_n （R、G、Bの全ての信号）を画像処理回路220Bに出力し、通常画像信号 I_n （R信号のみ）及び第一の特殊画像信号 I_{s1} をヘモグロビン濃度算出回路220Dに出力し、第一の特殊画像信号 I_{s1} 及び第二の特殊画像信号 I_{s2} を酸素飽和度算出回路220Eに出力する。

[0059] 画像処理回路220Bに入力された通常画像信号 I_n は、通常観察モード時と同様に所定の信号処理が施されて、画像出力回路220Cに出力される。

[0060] 電子内視鏡システム1に個体差（例えば、第一の特殊観察用フィルタ F_{s1} の分光特性、固体撮像素子108の感度等に個体差）があると、ヘモグロビン濃度算出回路220Dによるヘモグロビン濃度の算出結果に誤差が含まれる。ヘモグロビン濃度の算出誤差は、生体組織のヘモグロビン量を検出する検出光（第一の特殊観察光 L_{s1} ）の分光特性による影響が支配的である。

[0061] そこで、本実施形態では、工場出荷時等のタイミングで、グレーカードや白板等の反射率が一般的な基準被写体を撮像することにより、基準となる第一の特殊画像信号 I_{s1} 及び通常画像信号 I_n （R信号のみ）が取得される。この基準となる第一の特殊画像信号 I_{s1} 及び通常画像信号 I_n （R信号の

み)を、 I_{s1_0} 、 I_{n_0} とする。次いで、取得された第一の特殊画像信号 I_{s1} と通常画像信号 I_n (R信号のみ)との輝度信号比、すなわち、比 I_{s1_0}/I_{n_0} (これらの画像信号の輝度値の比 α_0) を設計上の (すなわち適正な) 比 α に補正する補正值 $\gamma (= \alpha / \alpha_0)$ (第一の補正值) が求められ、補正值メモリ 220F に記憶される。すなわち、補正值 γ は、 $\gamma = \alpha / \alpha_0 = \alpha / (I_{s1_0} / I_{n_0})$ と表すことができる。

[0062] なお、基準となる第一の特殊画像信号 I_{s1} 及び通常画像信号 I_n (R信号のみ) は、ホワイトバランスの設定時にグレーカード等を用いて取得されたものを利用してもよい。この場合、第一の補正值 γ は、ホワイトバランスの設定直後に求められて、補正值メモリ 220F に記憶される。

[0063] ヘモグロビン濃度算出回路 220D は、補正值メモリ 220F から第一の補正值 γ を読み出し、読み出された第一の補正值 γ で通常画像信号 I_n (R信号のみ) を補正する。例えば、 I_n を I_n / γ に補正する。ヘモグロビン濃度算出回路 220D は、第一の特殊画像信号 I_{s1} を補正後の通常画像信号 I_n (R信号のみ) で除算することにより、例えば、 $I_{s1} / (I_n / \gamma) = I_{s1} / I_n \cdot \gamma (= I_{s1} / I_n \cdot (\alpha \cdot (I_{n_0} / I_{s1_0})))$ を算出することにより、電子内視鏡システム 1 の個体差による誤差が補正されたヘモグロビン濃度の情報を得る。

[0064] 附言するに、本実施形態では、第一の特殊画像信号 I_{s1} を、生体組織内のヘモグロビンの吸収が低い波長域の通常画像信号 I_n (R信号のみ) で除算することにより、生体組織の表面状態や生体組織への照射光の入射角の違いによる反射率の変動が補正されたヘモグロビン濃度の情報が得られる。このように、ヘモグロビン濃度の情報を、第一の特殊画像信号 I_{s1} と通常画像信号 I_n (R信号のみ) との比に基づいて取得することにより、電子内視鏡システム 1 の個体差のみならず、生体組織の表面状態や生体組織への照射光の入射角の違いによる反射率の変動を抑制したヘモグロビン濃度の情報を得ることができる。

[0065] ヘモグロビン濃度算出回路 220D は、算出したヘモグロビン濃度の情報

を画像処理回路 220B に出力する。画像処理回路 220B は、ヘモグロビン濃度算出回路 220D より入力されるヘモグロビン濃度の情報に基づき、電子内視鏡システム 1 の個体差による誤差が補正されたカラーマップ画像（分光画像）を生成する。例示的には、画像処理回路 220B は、ヘモグロビン濃度の値と所定の表示色とを対応付けた参照テーブルを保持しており、ヘモグロビン濃度に応じた表示色を各画素に割り当てることにより、カラーマップ用の画像信号（以下、説明の便宜上、「ヘモグロビン濃度画像信号」と記す。）を生成する。画像処理回路 220B は、生成したヘモグロビン濃度画像信号を画像出力回路 220C に出力する。

[0066] また、電子内視鏡システム 1 に個体差（例えば、第一の特殊画像信号 I_{s1} 及び第二の特殊画像信号 I_{s2} の分光特性、固体撮像素子 108 の感度等に個体差）があると、酸素飽和度算出回路 220E による酸素飽和度の算出結果にも誤差が含まれる。酸素飽和度の算出誤差は、生体組織の酸素飽和度を検出する検出光（第一の特殊画像信号 I_{s1} 及び第二の特殊画像信号 I_{s2} ）の分光特性による影響が支配的である。

[0067] そこで、本実施形態では、工場出荷時等のタイミングで、グレーカードや白板等の反射率が一樣な基準被写体を撮像することにより、第一の特殊画像信号 I_{s1} 及び通常画像信号 I_n （R 信号のみ）に加えて、基準となる第二の特殊画像信号 I_{s2} が取得される。この基準となる第一の特殊画像信号 I_{s1} 及び第二の特殊画像信号 I_{s2} を、 I_{s1_0} 、 I_{s2_0} とする。次いで、取得された第一の特殊画像信号 I_{s1} と第二の特殊画像信号 I_{s2} との輝度信号比、すなわち、比 I_{s1} / I_{s2} （これらの画像信号の輝度値の比 β ）を設計上の（すなわち適正な）比 β_0 に補正する補正值 δ （ $= \beta / \beta_0$ ）（第二の補正值）が求められ、補正值メモリ 220F に記憶される。すなわち、補正值 δ は、 $\delta = \beta / \beta_0 = \beta / (I_{s1_0} / I_{s2_0})$ と表すことができる。

[0068] なお、基準となる第二の特殊画像信号 I_{s2} は、ホワイトバランスの設定時にグレーカード等を用いて取得されたものを利用してもよい。この場合、第二の補正值は、ホワイトバランスの設定直後に求められて、補正值メモリ

220Fに記憶される。

[0069] 酸素飽和度算出回路220Eは、補正值メモリ220Fから第一の補正值 γ を読み出し、読み出された第一の補正值 γ で通常画像信号 I_n （R信号のみ）を補正する、すなわち I_n/γ を算出すると共に、補正值メモリ220Fから第二の補正值 δ を読み出し、読み出された第二の補正值 δ で第二の特殊画像信号 I_{s2} を補正する、すなわち、 I_{s2}/δ を算出する。酸素飽和度算出回路220Eは、第一の特殊画像信号 I_{s1} を補正後の第二の特殊画像信号 I_{s2} （ $=I_{s2}/\delta$ ）で減算し、減算後の値を補正後の通常画像信号 I_n （R信号のみ）（ $=I_n/\gamma$ ）で除算する。これにより、電子内視鏡システム1の個体差による誤差が補正された酸素飽和度の情報が得られる。

[0070] 附言するに、本実施形態では、上記の減算値を、生体組織内のヘモグロビンの吸収が低い波長域の通常画像信号 I_n （R信号のみ）で除算することにより、生体組織の表面状態や生体組織への照射光の入射角の違いによる反射率の変動が補正された酸素飽和度の情報が得られる。このように、酸素飽和度の情報を、第一の特殊画像信号 I_{s1} と第二の特殊画像信号 I_{s2} との比に基づいて取得することにより、電子内視鏡システム1の個体差のみならず、生体組織の表面状態や生体組織への照射光の入射角の違いによる反射率の変動を抑制した酸素飽和度の情報を得ることができる。

[0071] 酸素飽和度算出回路220Eは、算出した酸素飽和度の情報を画像処理回路220Bに出力する。画像処理回路220Bは、酸素飽和度算出回路220Eより入力される酸素飽和度の情報に基づき、電子内視鏡システム1の個体差による誤差が補正されたカラーマップ画像（分光画像）を生成する。例示的には、画像処理回路220Bは、酸素飽和度の値と所定の表示色とを対応付けた参照テーブルを保持しており、酸素飽和度に応じた表示色を各画素に割り当てることにより、カラーマップ用の画像信号（以下、説明の便宜上、「酸素飽和度画像信号」と記す。）を生成する。画像処理回路220Bは、生成した酸素飽和度画像信号を画像出力回路220Cに出力する。

[0072] 画像出力回路220Cは、画像処理回路220Bより入力される通常画像

信号 I_n を処理して生体組織の通常のカラ画像を生成すると共に、ヘモグロビン濃度算出回路 220D により入力されるヘモグロビン濃度画像信号を処理してヘモグロビン濃度のカラマップ画像を生成し、且つ酸素飽和度算出回路 220E により入力される酸素飽和度画像信号を処理して酸素飽和度のカラマップ画像を生成する。

[0073] 術者は、操作パネル 214 を操作することにより、特殊観察モード時における観察画像の表示形態を設定することができる。画像出力回路 220C は、生成した各画像を用いて、設定中の表示形態に応じたモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 300 に出力される。これにより、設定中の表示形態に応じた画像が表示される。

[0074] 特殊観察モード時に設定可能な観察画像の表示形態としては、次の (1) ~ (5) が例示的に挙げられる。

(1) 3 系統の画像 (生体組織の通常のカラ画像、ヘモグロビン濃度のカラマップ画像、酸素飽和度のカラマップ画像) のうちの 1 系統の画像を表示する形態

(2) 3 系統の画像又は 3 系統のうちの 2 系統の画像を同一サイズで一画面に並べて表示する形態

(3) 1 系統の画像を大画面表示すると共に、残りの 2 系統の画像又は 2 系統のうちの 1 系統の画像を小画面表示する形態

(4) 3 系統のうち 2 系統の画像をオーバーレイ表示させる形態

(5) 3 系統の画像全てをオーバーレイ表示させる形態

[0075] 以上説明したように、補正值 γ , δ は、複数種類の照射光で照射した基準被写体を撮像した時に得られる特定の対、例えば通常画像信号 I_n 、第一の特殊画像信号 I_{s1} 、第二の特殊画像信号 I_{s2} における輝度値の比 α_0 、 β_0 が予め定めた目標比 α 、 β になるように設定された値であるので、少なくとも 2 つの系統が異なる画像信号の比を用いてヘモグロビン濃度の情報及び酸

素飽和度の情報を算出する際に、通常画像信号 I_n 、第一の特殊画像信号 I_{s1} 、第二の特殊画像信号 I_{s2} の信号の大小に依存しない補正が可能になる点で、本実施形態で行う補正は有用である。

[0076] また、補正值の算出に用いる特定の系統の基準被写体の画像信号は輝度値であるので、波長帯域が異なり、光強度も異なる複数の照射光であっても、精度のよい補正が可能になる。

[0077] また、上述の実施形態で用いるフィルタは、 $520 \sim 590 \text{ nm}$ の波長帯域内に第一の透過帯域を持つ第一の特殊観察用フィルタ F_{s1} と、 $520 \sim 590 \text{ nm}$ の波長帯域内にあり、第一の透過帯域よりも狭い第二の透過帯域を持つ第二のフィルタ F_{s2} とを備えるので、ヘモグロビンの強い吸収帯を波長帯域として含む照射光を出射させることができる。このため、ヘモグロビン濃度及び酸素飽和度を精度よく求めることができる。

[0078] また、上述の実施形態では、通常光 L_n 、第一の特殊観察光 L_{s1} 、第二の特殊観察光 L_{s2} 等の各種照射光で照射した基準被写体を撮像した時に得られる少なくとも2系統の基準画像信号の輝度値の比 α_0, β_0 が予め定めた目標比 α, β になるように設定された補正值 γ, δ を用いて、被写体の画像信号を補正するので、画像信号の比率を用いて算出するヘモグロビン濃度や酸素飽和度等の特徴量の情報の、システム個体差による精度の劣化（ばらつき）を抑制することができる。したがって、算出する特徴量は、少なくとも2系統の画像信号の輝度値の比に基づいて定まる量であることが好ましい。

[0079] なお、複数種類の照射光のうち1つの照射光の波長帯域は、別の照射光の波長帯域に対して、酸素化ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形と還元ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形のレベルが入れ替わる等吸収点を境にして区分けされていることが、酸素飽和度の情報を精度よく取得する点で好ましい。図3に示す例では、第二の特殊観察光 L_{s2} の波長帯域は、第一の特殊観察光 L_{s1} の波長帯域に対して等吸収点 E_2, E_3 を境にして区分けされている。

[0080] また、照射光のうち1つの照射光の波長帯域は、酸素化ヘモグロビンの吸

光度のスペクトル波形と還元ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形のレベルが入れ替わる複数の等吸収点のうち、波長方向において隣り合う等吸収点間の波長帯域内にあることが、酸素飽和度の情報を精度よく取得する点で好ましい。図3に示す例では、第二の特殊観察光 L_s2 は、等吸収点 $E2$ 、 $E3$ 間の波長帯域内にある。

[0081] このような照射光の波長帯域は、図3に示すような500～600nmの範囲に限定されない。例えば、ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光度が等吸収点の周りで変化する波長帯域に適用することもできる。例えば、400～500nmの波長帯域におけるいずれかの等吸収点の長波長側あるいは短波長側の一定の波長帯域を、照射光の波長帯域とすることもできる。

[0082] 以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば、明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

[0083] 上記の実施形態では、光源装置をプロセッサ200に内蔵しているが、別の実施形態では、プロセッサ200と光源装置とを分離した構成としてもよい。この場合、プロセッサ200と光源装置との間でタイミング信号を送受信するための有線又は無線の通信手段が設けられる。

[0084] また、上記の実施形態では、通常観察用フィルタ F_n 、第一の特殊観察用フィルタ F_{s1} 、第二の特殊観察用フィルタ F_{s2} が回転式ターレット261に配置されているが、別の実施形態では、赤外光観察用フィルタや蛍光観察用フィルタなど、他の分光特性を持つ光学フィルタが回転式ターレット261に配置されてもよい。

[0085] また、上記の実施形態では、回転フィルタ部260がランプ208側に設けられ、照射光 L に対してフィルタリングを行う構成が採用されているが、本発明はこの構成に限らない。例えば、回転フィルタ部260が固体撮像素子108側に設けられ、被写体からの戻り光に対してフィルタリングを行う構成が採用されてもよい。

符号の説明

- [0086] 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 102 LCB
- 104 配光レンズ
- 106 対物レンズ
- 108 固体撮像素子
- 110 ドライバ信号処理回路
- 112 メモリ
- 200 プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 204 タイミングコントローラ
- 206 ランプ電源イグナイタ
- 208 ランプ
- 210 集光レンズ
- 212 メモリ
- 214 操作パネル
- 220 信号処理回路
- 220A 画像メモリ
- 220B 画像処理回路
- 220C 画像出力回路
- 220D ヘモグロビン濃度算出回路
- 220E 酸素飽和度算出回路
- 220F 補正值メモリ
- 260 回転フィルタ部
- 261 回転式ターレット
- F_n 通常観察用フィルタ
- F_{s1} 第一の特殊観察用フィルタ

F s 2 第二の特殊観察用フィルタ

2 6 2 D C モータ

2 6 3 ドライバ

2 6 4 フォトインタラプタ

請求の範囲

- [請求項1] スペクトルの異なる複数種類の照射光を被写体に順次照射する照射手段と、
- 前記複数種類の照射光が順次照射された被写体を順次撮像し、前記照射光それぞれにより照射された被写体の画像信号を各系統の画像信号として生成する画像信号生成手段と、
- 所定の補正値が予め記憶された記憶手段と、
- 前記各系統の画像信号のうち少なくとも2系統の画像信号に基づいて定まる被写体の特徴量の分布を示す分光画像を生成する分光画像生成手段と、
- を備え、
- 前記分光画像生成手段は、
- 前記少なくとも2系統の画像信号に基づいて前記分光画像を生成する際、該少なくとも2系統の画像信号のうち少なくとも1系統の画像信号を前記記憶手段に予め記憶された補正値に基づいて補正する、
- 電子内視鏡システム。
- [請求項2] 前記補正値は、
- 前記少なくとも2系統の画像信号のうち特定の対の画像信号の輝度値の比に基づいて予め算出された値であり、
- 前記分光画像生成手段は、
- 前記少なくとも2系統の画像信号に基づいて分光画像を生成する際、前記特定の対の画像信号のうちの一方の画像信号を前記補正値に基づいて補正する、
- 請求項1に記載の電子内視鏡システム。
- [請求項3] 前記補正値は、前記複数種類の照射光で照射した基準被写体を撮像した時に得られる前記特定の対の画像信号における輝度値の比が予め定めた目標比になるように設定された補正値である、請求項2に記載の電子内視鏡システム。

[請求項4] 前記照射手段は、
光を射出する光源と、
通過帯域の異なる複数の光通過領域が円周方向に並べて配置された回転部材と、
前記光から、前記スペクトルの異なる複数種類の照射光を順次取り出すために、前記回転部材を回転動作させ、前記複数の光通過領域を前記光の光路に順次挿入する手段と、
順次取り出された前記複数種類の照射光を前記被写体に向けて順次照射する手段と、
を有する
請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

[請求項5] 前記複数の光通過領域は、
前記回転部材に配置された光学フィルタであり、
520～590 nmの波長帯域内に第一の透過帯域を持つ第一のフィルタと、
520～590 nmの波長帯域内にあり、前記第一の透過帯域よりも狭い第二の透過帯域を持つ第二のフィルタと、
白色光を通過させるフィルタと、
を含む、
請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。

[請求項6] 前記補正值は、
第一の補正值を含み、
前記第一の補正值は、
前記白色光により照射された基準被写体の画像信号をなす一部の成分の画像信号の輝度値と、前記第一のフィルタでフィルタリングされた光により照射された基準被写体の画像信号の輝度値との比を所定の第一の比に補正する値であり、
前記分光画像生成手段は、

前記白色光により照射された被写体の画像信号をなす一部の成分の画像信号 A を前記第一の補正值に基づいて補正し、

前記第一のフィルタでフィルタリングされた光により照射された被写体の画像信号 B を前記第一の補正值で補正された画像信号 A で除算することにより、該被写体のヘモグロビン濃度の情報を取得し、

取得されたヘモグロビン濃度の情報に基づいてヘモグロビン濃度を示す分光画像を生成する、

請求項 5 に記載の電子内視鏡システム。

[請求項 7]

前記補正值は、

第二の補正值を含み、

前記第二の補正值は、

前記第一のフィルタでフィルタリングされた光により照射された基準被写体の画像信号の輝度値と、前記第二のフィルタでフィルタリングされた光により照射された基準被写体の画像信号の輝度値との比を所定の第二の比に補正する値であり、

前記分光画像生成手段は、

前記白色光により照射された被写体の画像信号をなす一部の成分の画像信号 A を前記第一の補正值に基づいて補正すると共に、前記第二のフィルタでフィルタリングされた光により照射された被写体の画像信号 C を前記第二の補正值に基づいて補正し、

前記第一のフィルタでフィルタリングされた光により照射された被写体の画像信号 B を前記第二の補正值で補正された画像信号 C で減算し、

減算後の値を、前記第一の補正值で補正された画像信号 A で除算することにより、前記被写体の酸素飽和度の情報を取得し、

取得された酸素飽和度の情報に基づいて酸素飽和度を示す分光画像を生成する、

請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

[請求項8] スペクトルの異なる複数種類の照射光を被写体に順次照射する照射手段と、

前記複数種類の照射光が順次照射された被写体を順次撮像し、前記照射光それぞれにより照射された被写体の画像信号を各系統の画像信号として生成する画像信号生成手段と、

前記各系統の画像信号のうち少なくとも2系統の画像信号に基づいて定まる被写体上の特徴量の分布を示す分光画像を生成する分光画像生成手段と、

を備え、

前記分光画像生成手段は、

前記少なくとも2系統の画像信号の1つを、所定の補正值に基づいて補正することにより、前記特徴量を算出し、

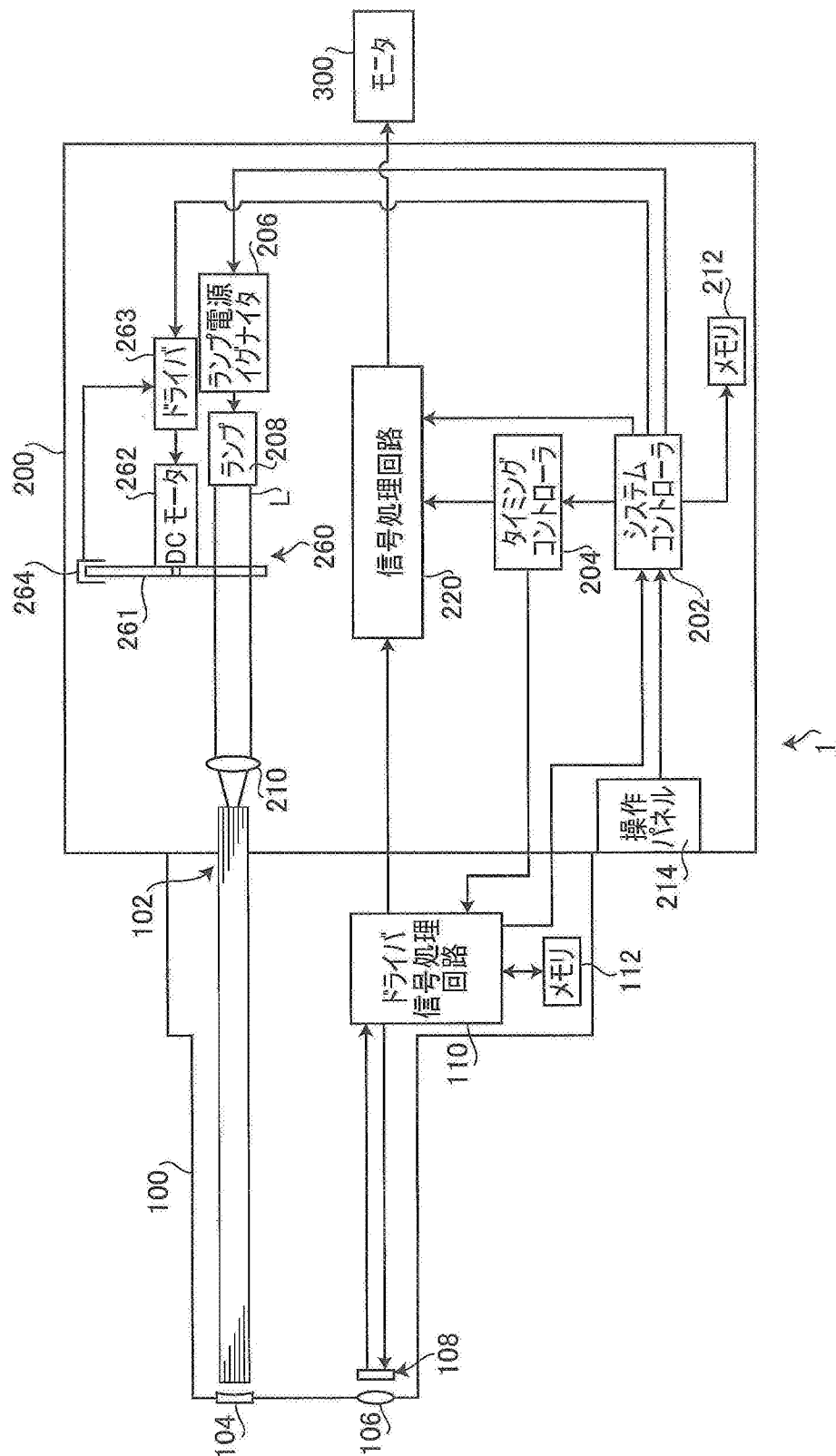
前記所定の補正值は、前記照射光で照射した基準被写体を撮像した時に得られる前記少なくとも2系統の基準画像信号の輝度値の比が予め定めた目標比率になるように設定された補正值である、電子内視鏡システム。

[請求項9] 前記特徴量は、前記少なくとも2系統の画像信号の輝度値の比に基づいて定まる量である、請求項8に記載の電子内視鏡システム。

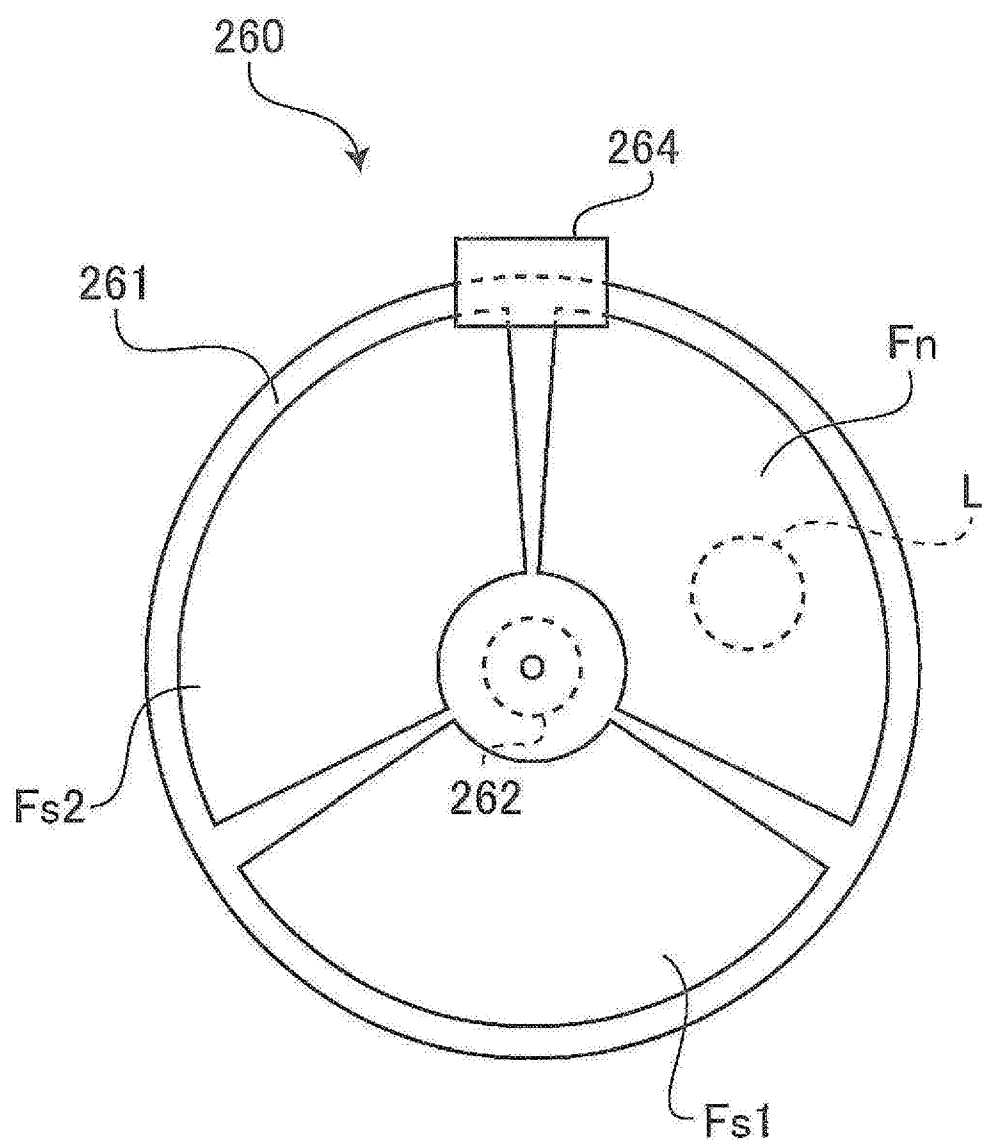
[請求項10] 前記照射光のうち1つの照射光の波長帯域は、前記照射光のうち別の1つの照射光の波長帯域に対して、酸素化ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形と還元ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形のレベルが入れ替わる等吸収点を境にして区分けされている、請求項1～9のいずれか1項に記載の電子内視鏡システム。

[請求項11] 前記照射光のうち1つの照射光の波長帯域は、酸素化ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形と還元ヘモグロビンの吸光度のスペクトル波形のレベルが入れ替わる複数の等吸収点のうち、波長方向において隣り合う等吸収点間の波長帯域内にある、請求項10に記載の電子内視鏡システム。

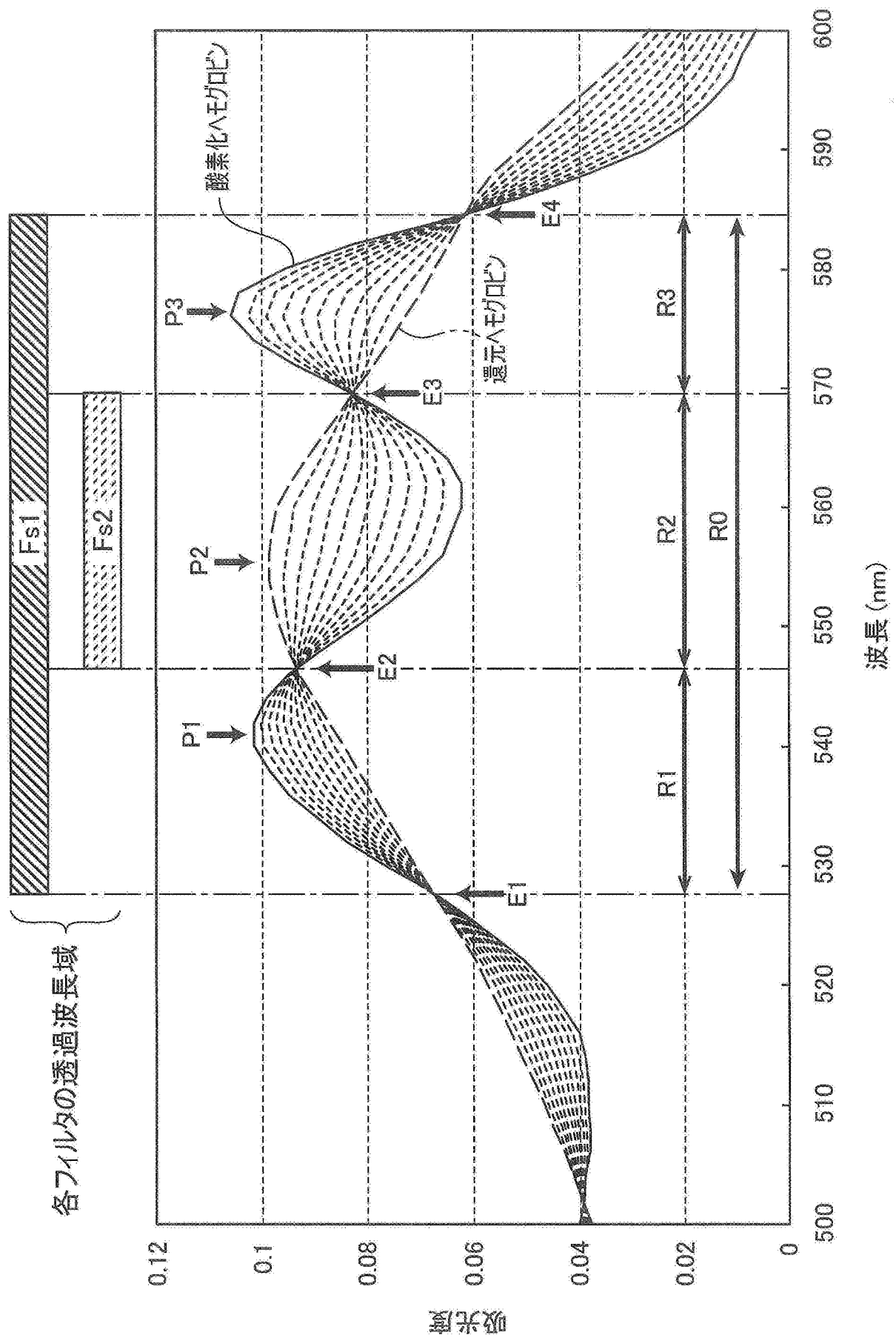
[図1]



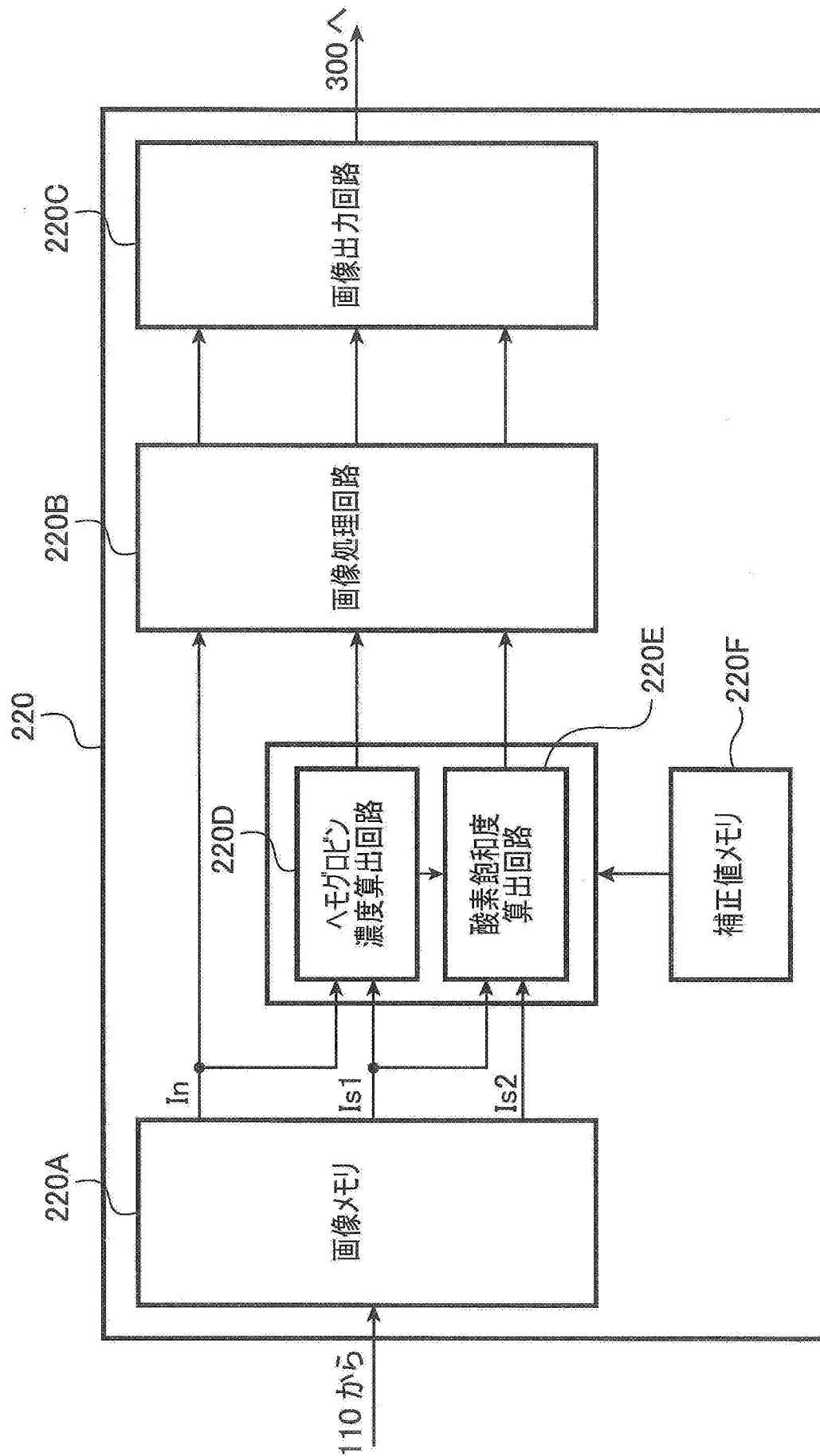
[図2]



[図3]



[図4]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/031669

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/045(2006.01) i, A61B1/07(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)

A61B1/00-1/32

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
X A	JP 2016-97067 A (Hoya Corp.), 30 May 2016 (30.05.2016), paragraphs [0034] to [0087] & US 2016/0146723 A1 paragraphs [0045] to [0103] & EP 3023050 A1	1, 4-5, 10-11 2-3, 6-9
A	JP 2016-52391 A (Hoya Corp.), 14 April 2016 (14.04.2016), entire text & US 2016/0058274 A1 & EP 3106079 A1	2-3, 6-9
A	WO 2014/192781 A1 (Hoya Corp.), 04 December 2014 (04.12.2014), entire text & US 2016/0120449 A1 & EP 3005933 A1	2-3, 6-9

☒ 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
13 October 2017 (13.10.17)

Date of mailing of the international search report
24 October 2017 (24.10.17)

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/JP2017/031669

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/047054 A1 (Hoya Corp.), 04 April 2013 (04.04.2013), entire text & US 2014/0185907 A1	2-3, 6-9
A	JP 2016-22043 A (Hoya Corp.), 08 February 2016 (08.02.2016), entire text (Family: none)	2-3, 6-9
A	JP 2013-240401 A (Hoya Corp.), 05 December 2013 (05.12.2013), entire text & US 2015/0145978 A1 & WO 2013/172156 A1 & EP 2850993 A1	2-3, 6-9
A	JP 2002-34893 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 February 2002 (05.02.2002), entire text & US 2003/0176768 A1 & WO 2002/007588 A1 & EP 1302152 A1	2-3, 6-9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B1/07(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（IPC））

Int.Cl. A61B1/00-1/32

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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
X A	JP 2016-97067 A (HOYA株式会社) 2016.05.30, 段落 [0034] - [0087] & US 2016/0146723 A1, 段落 [0045] - [0103] & EP 3023050 A1	1, 4-5, 10-11 2-3, 6-9
A	JP 2016-52391 A (HOYA株式会社) 2016.04.14, 全文 & US 2016/0058274 A1 & EP 3106079 A1	2-3, 6-9

☑ 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

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

13.10.2017

国際調査報告の発送日

24.10.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/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）

荒井 隆一

2Q

3213

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2014/192781 A1 (HOYA株式会社) 2014. 12. 04, 全文 & US 2016/0120449 A1 & EP 3005933 A1	2-3, 6-9
A	WO 2013/047054 A1 (HOYA株式会社) 2013. 04. 04, 全文 & US 2014/0185907 A1	2-3, 6-9
A	JP 2016-22043 A (HOYA株式会社) 2016. 02. 08, 全文 (ファミリーなし)	2-3, 6-9
A	JP 2013-240401 A (HOYA株式会社) 2013. 12. 05, 全文 & US 2015/0145978 A1 & WO 2013/172156 A1 & EP 2850993 A1	2-3, 6-9
A	JP 2002-34893 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002. 02. 05, 全文 & US 2003/0176768 A1 & WO 2002/007588 A1 & EP 1302152 A1	2-3, 6-9