

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/070474

発行日 令和1年6月24日 (2019.6.24)

(43) 国際公開日 平成30年4月19日 (2018.4.19)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 7	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/045 6 1 8	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号	特願2018-545048 (P2018-545048)	(71) 出願人	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/037004	(74) 代理人	110000165 グローバル・アイピー東京特許業務法人
(22) 国際出願日	平成29年10月12日 (2017.10.12)	(72) 発明者	福田 雅明 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
(31) 優先権主張番号	特願2016-202632 (P2016-202632)	(72) 発明者	小原 佳巳 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
(32) 優先日	平成28年10月14日 (2016.10.14)	(72) 発明者	千葉 亨 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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システムは、プロセッサを備え、生体組織の撮像画像から求められる生体物質特徴量の分布画像を表示する。前記プロセッサは、少なくとも2つの光で照明された生体組織のカラー画像データの成分を用いて、前記生体組織における生体物質特徴量、例えばヘモグロビンの量及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、前記生体物質特徴量の分布を示す特徴量分布画像を生成し、生成した前記特徴量分布画像を前記生体組織の像に重ねて表示するために、前記特徴量分布画像の表示を制御する。このとき、前記プロセッサは、前記生体物質特徴量の分布から、複数の異なる特徴量範囲の分布を示す非正常部の分布の画像を取り出す。画像表示装置は、取り出した各分布の画像を前記生体組織の像に重ねて識別可能に表示する。

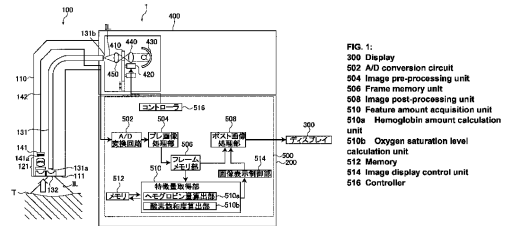


FIG. 1:
300 Display
302 Image conversion circuit
304 Image pre-processing unit
306 Frame memory unit
308 Image post-processing unit
510 Feature amount acquisition unit
510a Hemoglobin amount calculation unit
510b Oxygen saturation level calculation unit
512 Memory
514 Image display control unit
516 Controller

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

波長帯域の異なる少なくとも2つの光を出射するように構成された光源装置と、
少なくとも2つの前記光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、各光に対応したカラー画像データを生成するように構成された、撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記カラー画像データの成分を用いて前記生体組織における生体物質特徴量を算出し、前記生体物質特徴量の分布を示す特徴量分布画像を生成するように構成された特徴量取得部と、前記特徴量分布画像の表示を制御するように構成された画像表示制御部と、を含むプロセッサと、

前記生体組織の像に前記特徴量分布画像を重ねて表示するように構成された画像表示装置と、を備え、

前記画像表示制御部は、前記生体物質特徴量の分布から、健常部の生体物質特徴量と異なる第1の特徴量範囲の分布を示す第1非健常部の第1分布の画像と、前記生体物質特徴量の分布のうち、前記第1の特徴量範囲と異なり、健常部の生体物質特徴量と異なる第2の特徴量範囲の分布を示す第2非健常部の第2分布の画像を前記特徴量分布画像として取り出すように構成され、

前記画像表示装置は、前記第1分布の画像と前記第2分布の画像を、前記特徴量分布画像として前記生体組織の像に重ねて識別可能に表示するように構成されている、ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

波長帯域の異なる少なくとも2つの光を出射するように構成された光源装置と、
少なくとも2つの前記光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、各光に対応したカラー画像データを生成するように構成された、撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記カラー画像データの成分を用いて前記生体組織におけるヘモグロビンの量及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、前記酸素飽和度の分布を示す酸素飽和度分布画像を生成するように構成された特徴量取得部と、前記酸素飽和度分布画像の表示を制御するように構成された画像表示制御部と、を含むプロセッサと、

前記生体組織の像に前記酸素飽和度分布画像を重ねて表示するように構成された画像表示装置と、を備え、

前記画像表示制御部は、前記酸素飽和度の分布から、健常部の酸素飽和度と異なる第1の酸素飽和度範囲の分布を示す第1非健常部の第1分布の画像と、前記酸素飽和度の分布のうち、前記第1の酸素飽和度範囲と異なり、健常部の酸素飽和度と異なる第2の酸素飽和度範囲の分布を示す第2非健常部の第2分布の画像を前記酸素飽和度分布画像として取り出すように構成され、

前記画像表示装置は、前記第1分布の画像と前記第2分布の画像を、前記酸素飽和度分布画像として前記生体組織の像に重ねて識別可能に表示するように構成されている、ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像表示制御部は、前記第1分布の画像及び前記第2分布の画像の各画素位置における前記ヘモグロビンの量が予め定めた量以上であることを満足するように、前記第1分布の画像及び前記第2分布の画像を取り出すように構成されている、請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記特徴量取得部は、異なる光で照明された前記生体組織の前記カラー画像データの成分同士第1比率に基づいてヘモグロビンの量を算出するヘモグロビン量算出部と、前記カラー画像データの成分同士第2比率と前記ヘモグロビンの量に基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含み、

前記画像表示制御部は、前記第2の比率の値が、前記ヘモグロビンの量に応じて定めた

10

20

30

40

50

前記第 2 比率の許容範囲をはずれる画素について、前記生体組織の像に重ねて表示する該画素の透過率を調整するように構成されている、請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源装置は、波長帯域の異なる第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光を含む少なくとも 3 以上の光を出射するように構成され、

前記撮像部は、前記第 1 の光、前記第 2 の光、及び前記第 3 の光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、前記第 1 の光に対応した第 1 のカラー画像データ、前記第 2 の光に対応した第 2 のカラー画像データ、及び前記第 3 の光に対応した第 3 のカラー画像データを生成するように構成され、

前記特徴量取得部は、異なる光で照明された前記生体組織の前記カラー画像データの成分同士の第 1 比率に基づいてヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記カラー画像データの成分同士の第 2 比率と前記ヘモグロビンの量に基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含み、

前記第 1 比率は、前記第 1 のカラー画像データの成分と前記第 2 のカラー画像データの成分との比率であり、

前記第 2 比率は、前記第 2 のカラー画像データの成分と前記第 3 のカラー画像データの成分との比率である、請求項 2 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記ヘモグロビン量算出部は、前記第 2 のカラー画像データの輝度成分と、前記第 1 のカラー画像データの R 成分、あるいは R 成分及び G 成分の合計成分との比率を前記第 1 比率として用いて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されている、請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記酸素飽和度算出部は、前記第 3 のカラー画像データの輝度成分と前記第 2 のカラー画像データの輝度成分との比率を前記第 2 比率として用いて、前記第 2 比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されている、請求項 5 または 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 の光の波長帯域は、前記第 2 の光の波長帯域及び前記第 3 の光の波長帯域に比べて広く、前記第 2 の光の波長帯域は、前記第 3 の光の波長帯域に比べて広く、

前記第 1 の光の波長帯域は、前記第 1 のカラー画像データの成分が、前記生体組織のヘモグロビンの量の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含む、請求項 5 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 2 の光の波長帯域は、前記第 2 のカラー画像データの成分が、前記生体組織のヘモグロビン量の変化に対して感度を有するが、前記酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含む、請求項 5 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 3 の光の波長帯域は、前記第 3 のカラー画像データの成分が、前記生体組織のヘモグロビン量の変化に対して感度を有しないが、前記酸素飽和度の変化に対して感度を有するような波長帯域を含む、請求項 5 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 2 の光は、光学フィルタで、前記第 1 の光の波長帯域のうち 500 nm ~ 600 nm の範囲内の第 1 波長帯域を透過させた前記第 1 の光の濾過光であり、前記第 3 の光は、光学フィルタで、前記第 1 波長帯域の範囲内の、前記第 1 波長帯域より狭い第 2 波長帯域を透過させた前記第 1 の光の濾過光である、請求項 5 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織の撮影により生成した画像データに基づいて、生体物質特徴量の分布を示す特徴量分布画像を表示する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡によって得られた画像データから、被写体である生体組織中の生体物質、例えば、ヘモグロビンの量やヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求めその情報を画像表示する機能を備えた内視鏡システムが知られている。このような内視システムの一例が特許文献1に記載されている。

10

【0003】

特許文献1に記載の内視鏡システムは、体腔内において所定波長領域の分光画像を撮影して分光画像データを得る撮影手段と、分光画像データに所定の処理を施して、生体組織の特徴量、例えば酸素飽和度を強調した合成画像データを生成する処理手段と、合成画像データに基づいて画面表示を行う表示手段と、を備える。内視鏡システムは、この合成画像を、病変部を健常部と区別して特定するための画像として表示することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2013-240401号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

内視鏡システムは、生体組織における非健常部の有無、例えば病変部の有無の判断やその分布を見出すことができることが望まれている。特に、複数の種類の非健常部、さらには複数の種類の病変部として疑わしい部分を一度の観察で複数箇所見出すことが、手技時間を短縮して患者の負担を軽減することができる点から好ましい。すなわち、内視鏡システムでは、複数種類の非健常部について、病変部として疑わしい部分を1度の観察で、複数箇所見出すことができるような画像の表示をすることが好ましい。しかし、上記内視鏡システムでは、そのような画像表示はされない。

30

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体物質特徴量の範囲が異なる複数種類の非健常部を一度の観察で複数箇所見出すことが可能な画像表示を行う内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、以下の形態を含む。

(形態1)

波長帯域の異なる少なくとも2つの光を出射するように構成された光源装置と、

少なくとも2つの前記光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、各光に対応したカラー画像データを生成するように構成された、撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

40

前記カラー画像データの成分を用いて前記生体組織における生体物質特徴量を算出し、前記生体物質特徴量の分布を示す特徴量分布画像を生成するように構成された特徴量取得部と、前記特徴量分布画像の表示を制御するように構成された画像表示制御部と、を含むプロセッサと、

前記生体組織の像に前記特徴量分布画像を重ねて表示するように構成された画像表示装置と、を備え、

前記画像表示制御部は、前記生体物質特徴量の分布から、健常部の生体物質特徴量と異なる第1の特徴量範囲の分布を示す第1非健常部の第1分布の画像と、前記生体物質特徴

50

量の分布のうち、前記第 1 の特徴量範囲と異なり、健常部の生体物質特徴量と異なる第 2 の特徴量範囲の分布を示す第 2 非健常部の第 2 分布の画像を前記特徴量分布画像として取り出すように構成され、

前記画像表示装置は、前記第 1 分布の画像と前記第 2 分布の画像を、前記特徴量分布画像として前記生体組織の像に重ねて識別可能に表示するように構成されている、ことを特徴とする内視鏡システム。

【 0 0 0 8 】

(形態 2)

波長帯域の異なる少なくとも 2 つの光を出射するように構成された光源装置と、

少なくとも 2 つの前記光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、各光に対応したカラー画像データを生成するように構成された、撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記カラー画像データの成分を用いて前記生体組織におけるヘモグロビンの量及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、前記酸素飽和度の分布を示す酸素飽和度分布画像を生成するように構成された特徴量取得部と、前記酸素飽和度分布画像の表示を制御するように構成された画像表示制御部と、を含むプロセッサと、

前記生体組織の像に前記酸素飽和度分布画像を重ねて表示するように構成された画像表示装置と、を備え、

前記画像表示制御部は、前記酸素飽和度の分布から、健常部の酸素飽和度と異なる第 1 の酸素飽和度範囲の分布を示す第 1 非健常部の第 1 分布の画像と、前記酸素飽和度の分布のうち、前記第 1 の酸素飽和度範囲と異なり、健常部の酸素飽和度と異なる第 2 の酸素飽和度範囲の分布を示す第 2 非健常部の第 2 分布の画像を前記酸素飽和度分布画像として取り出すように構成され、

前記画像表示装置は、前記第 1 分布の画像と前記第 2 分布の画像を、前記酸素飽和度分布画像として前記生体組織の像に重ねて識別可能に表示するように構成されている、ことを特徴とする内視鏡システム。

【 0 0 0 9 】

(形態 3)

前記画像表示制御部は、前記第 1 分布の画像及び前記第 2 分布の画像の各画素位置における前記ヘモグロビンの量が予め定めた量以上であることを満足するように、前記第 1 分布の画像及び前記第 2 分布の画像を取り出すように構成されている、形態 2 に記載の内視鏡システム。

【 0 0 1 0 】

(形態 4)

前記特徴量取得部は、異なる光で照明された前記生体組織の前記カラー画像データの成分同士の第 1 比率に基づいてヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記カラー画像データの成分同士の第 2 比率と前記ヘモグロビンの量に基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含み、

前記画像表示制御部は、前記第 2 の比率の値が、前記ヘモグロビンの量に応じて定めた前記第 2 比率の許容範囲をはずれる画素について、前記生体組織の像に重ねて表示する該画素の透過率を調整するように構成されている、形態 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【 0 0 1 1 】

(形態 5)

前記光源装置は、波長帯域の異なる第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光を含む少なくとも 3 以上の光を出射するように構成され、

前記撮像部は、前記第 1 の光、前記第 2 の光、及び前記第 3 の光でそれぞれ照明された生体組織を撮像することにより、前記第 1 の光に対応した第 1 のカラー画像データ、前記第 2 の光に対応した第 2 のカラー画像データ、及び前記第 3 の光に対応した第 3 のカラー

10

20

30

40

50

画像データを生成するように構成され、

前記特徴量取得部は、異なる光で照明された前記生体組織の前記カラー画像データの成分同士の第1比率に基づいてヘモグロビンの量を算出するように構成されたヘモグロビン量算出部と、前記カラー画像データの成分同士の第2比率と前記ヘモグロビンの量に基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成された酸素飽和度算出部と、を含み、

前記第1比率は、前記第1のカラー画像データの成分と前記第2のカラー画像データの成分との比率であり、

前記第2比率は、前記第2のカラー画像データの成分と前記第3のカラー画像データの成分との比率である、形態2～4のいずれか1つに記載の内視鏡システム。 10

【0012】

(形態6)

前記ヘモグロビン量算出部は、前記第2のカラー画像データの輝度成分と、前記第1のカラー画像データのR成分、あるいはR成分及びG成分の合計成分との比率を前記第1比率として用いて前記ヘモグロビンの量を算出するように構成されている、形態5に記載の内視鏡システム。

【0013】

(形態7)

前記酸素飽和度算出部は、前記第3のカラー画像データの輝度成分と前記第2のカラー画像データの輝度成分との比率を前記第2比率として用いて、前記第2比率と前記ヘモグロビンの量とに基づいて前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されている、形態5または6に記載の内視鏡システム。 20

【0014】

(形態8)

前記第1の光の波長帯域は、前記第2の光の波長帯域及び前記第3の光の波長帯域に比べて広く、前記第2の光の波長帯域は、前記第3の光の波長帯域に比べて広く、

前記第1の光の波長帯域は、前記第1のカラー画像データの成分が、前記生体組織のヘモグロビンの量の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含む、形態5～7のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0015】

(形態9)

前記第2の光の波長帯域は、前記第2のカラー画像データの成分が、前記生体組織のヘモグロビン量の変化に対して感度を有するが、前記酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含む、形態5～8のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0016】

(形態10)

前記第3の光の波長帯域は、前記第3のカラー画像データの成分が、前記生体組織のヘモグロビン量の変化に対して感度を有しないが、前記酸素飽和度の変化に対して感度を有するような波長帯域を含む、形態5～9のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0017】

(形態11)

前記第2の光は、光学フィルタで、前記第1の光の波長帯域のうち500nm～600nmの範囲内の第1波長帯域を透過させた前記第1の光の濾過光であり、前記第3の光は、光学フィルタで、前記第1波長帯域の範囲内の、前記第1波長帯域より狭い第2波長帯域を透過させた前記第1の光の濾過光である、形態5～10のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【発明の効果】

【0018】

上述の内視鏡システムによれば、生体物質特徴量の範囲が異なる複数種類の非健常部を一度の観察で複数箇所見出すことができる。 40

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】一実施形態の内視鏡システムの一例の構成のブロック図である。

【図2】一実施形態で用いる撮像素子の赤（R）、緑（G）、青（B）の各フィルタの分光特性の一例を示す図である。

【図3】一実施形態の光源装置で用いる回転フィルタの一例の外観図（正面図）である。

【図4】550nm付近のヘモグロビンの吸収スペクトルの一例を示す図である。

【図5】一実施形態で用いる第1比率とヘモグロビンの量との関係の一例を示す図である。

【図6】一実施形態で用いる第2比率の上限値及び下限値とヘモグロビンの量の一例を示す図である。

10

【図7】一実施形態の酸素飽和度分布画像の表示の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下に説明する一実施形態の内視鏡システムは、波長域の異なる光で生体組織を被写体として照明し撮像した複数のカラー画像データに基づいて生体組織中の生体物質特徴量を定量的に算出して、生体物質特徴量の分布を表す特徴量分布画像を表示するシステムである。例えば、酸素飽和度分布画像を表示するシステムが含まれる。以降の説明では、生体物質特徴量として、ヘモグロビンの量と酸素飽和度を例として説明するが、これ以外の特徴量であってもよい。また、非健常部の生体物質の色が健常部と異なることから、生体物質特徴量として、例えば生体組織の気相、彩度、あるいは明度が生体物質特徴量によって識別可能に変化するものを用いることができる。

20

【0021】

一実施形態の内視鏡システムによれば、光源装置から出射した波長帯域の異なる少なくとも2つの光でそれぞれ照明された生体組織を撮像素子で撮像することにより、撮像素子は各光に対応した生体組織の像のカラー画像データを生成する。プロセッサは、生成したカラー画像データの成分を用いて生体組織における生体物質特徴量（例えばヘモグロビンの量及びヘモグロビンの酸素飽和度）を算出し、生体物質特徴量（例えば酸素飽和度）の分布を示す特徴量分布画像（例えば酸素飽和度分布画像）を生成する。プロセッサは、この特徴量分布画像（例えば酸素飽和度分布画像）の、画像表示装置における表示を制御する。

30

この特徴量分布画像（例えば酸素飽和度分布画像）の表示の制御では、特徴量分布画像（例えば酸素飽和度分布画像）における生体物質特徴量（例えば酸素飽和度）の分布から、健常部の生体物質特徴量と異なる第1の特徴量範囲（例えば酸素飽和度範囲）の分布を示す第1非健常部の第1分布の画像と、生体物質特徴量（例えば酸素飽和度）の分布のうち、第1の特徴量範囲（例えば第1の酸素飽和度範囲）と異なり、健常部の生体物質特徴量と異なる第2の特徴量範囲（例えば第2の酸素飽和度範囲）の分布を示す第2非健常部の第2分布の画像を取り出す。画像表示装置は、この第1分布の画像と第2分布の画像を、特徴量分布画像（例えば酸素飽和度分布画像）として生体組織の像に重ねて識別可能に表示する。

40

【0022】

（内視鏡システムの構成）

図1は、一実施形態に係る内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。内視鏡システム1は、電子内視鏡（内視鏡）100、プロセッサ200、ディスプレイ300、及び光源装置400を備える。電子内視鏡100及びディスプレイ300は、プロセッサ200に着脱可能に接続されている。プロセッサ200は、画像処理部500を備える。光源装置400は、プロセッサ200に着脱自在に接続されている。

【0023】

電子内視鏡100は、被検者の体内に挿入される挿入管110を有する。挿入管110の内部には、挿入管110の略全長に亘って延びるライトガイド131が設けられている

50

。ライトガイド131の一端部である先端部131aは、挿入管110の先端部、すなわち挿入管先端部111近傍に位置し、ライトガイド131の他端部である基端部131bは、光源装置400との接続部に位置する。したがって、ライトガイド131は、光源装置400との接続部から挿入管先端部111近傍まで延びている。

光源装置400は、キセノンランプ等の光量の大きい光を生成する光源ランプ430を光源として備える。光源装置400から出射した光は照明光ILとして、ライトガイド131の基端部131bに入射する。ライトガイド131の基端部131bに入射した光は、ライトガイド131を通してその先端部131aに導かれ、先端部131aから出射される。電子内視鏡100の挿入管先端部111には、ライトガイド131の先端部131aと対向して配置された配光レンズ132が設けられている。ライトガイド131の先端部131aから出射する照明光ILは、配光レンズ132を通過して、挿入管先端部111の近傍の生体組織Tを照明する。

10

【0024】

電子内視鏡100の挿入管先端部111には対物レンズ群121及び撮像素子141が設けられている。対物レンズ群121及び撮像素子141は撮像部を形成する。照明光ILのうち、生体組織Tの表面で反射又は散乱された光は、対物レンズ群121に入射し、集光されて、撮像素子141の受光面上で結像する。撮像素子141は、その受光面にカラーフィルタ141aを備えたカラー画像撮像用のCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサ、あるいはCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサ等の公知撮像素子を使用することができる。

20

【0025】

カラーフィルタ141aは、赤色の光を通過させるRカラーフィルタと、緑色の光を通過させるGカラーフィルタと、青色の光を通過させるBカラーフィルタとが配列され、撮像素子141の各受光素子上に直接形成された、いわゆるオンチップフィルタである。図2は、本実施形態で用いる撮像素子の赤(R)、緑(G)、青(B)の各フィルタの分光特性の一例を示す図である。本実施形態のRカラーフィルタは、波長約570nmより長波長、(例えば580nm~700nm)の光を通過させるフィルタであり、Gカラーフィルタは、波長約500nm~620nmの光を通過させるフィルタであり、Bカラーフィルタは、波長約530nmより短波長(例えば420nm~520nm)の光を通過させるフィルタである。

30

【0026】

撮像素子141は、複数の光のそれぞれで照明された生体組織Tを撮像して、各光に対応したカラー画像データを生成する撮像手段であり、波長範囲が異なる複数の光で生体組織Tを照明することにより生体組織T上で反射したあるいは散乱した光に対応するカラー画像データを生成する画像データ生成手段である。撮像素子141は、後述する画像処理部500と同期して駆動するように制御され、受光面上で結像した生体組織Tの像に対応するカラー画像データを、周期的に(例えば、1/30秒間隔で)出力する。撮像素子141から出力されたカラー画像データは、ケーブル142を介してプロセッサ200の画像処理部500に送られる。

40

【0027】

画像処理部500は、A/D変換回路502、プレ画像処理部504、フレームメモリ部506、ポスト画像処理部508、特徴量取得部510、メモリ512、画像表示制御部514、及びコントローラ516を主に備える。

【0028】

A/D変換回路502は、電子内視鏡100の撮像素子141からケーブル142を介して入力されるカラー画像データをA/D変換してデジタルデータを出力する。A/D変換回路502から出力されるデジタルデータは、プレ画像処理部504に送られる。A/D変換回路502は、電子内視鏡(内視鏡)100内に設けられてもよい。

【0029】

プレ画像処理部504は、デジタルデータを、Rカラーフィルタが装着された撮像素子

50

141中の受光素子によって撮像されたRデジタル画像データ、Gカラーフィルタが装着された撮像素子141中の受光素子によって撮像されたGデジタル画像データ、及びBカラーフィルタが装着された撮像素子141中の受光素子によって撮像されたBデジタル画像データからデモザイク処理により、画像を構成するR、G、B成分のカラー画像データを生成する。さらに、プレ画像処理部504は、生成したR、G、Bのカラー画像データに対して、色補正、マトリックス演算、及びホワイトバランス補正等の所定の信号処理を施す部分である。

【0030】

フレームメモリ部506は、撮像素子141で撮像され、信号処理の施された1画像毎のカラー画像データを一時記憶する。

10

【0031】

ポスト画像処理部508は、フレームメモリ部506に記憶されたカラー画像データを読み出して、あるいは後述する画像表示制御部514で生成された画像データを信号処理（補正等）してディスプレイ表示用の画面データを生成する。画像表示制御部514で生成された画像データは、後述するように、生体組織Tのヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示した酸素飽和度分布画像等の特徴量の分布画像のデータを含む。生成された画面データ（ビデオフォーマット信号）は、ディスプレイ300に出力される。これにより、生体組織Tの画像や生体組織Tの特徴量の分布画像等がディスプレイ300の画面に表示される。

【0032】

20

特徴量取得部510は、コントローラ516の指示に応じて、後述するように、撮像された生体組織Tのヘモグロビンの量とヘモグロビンの酸素飽和度を生体物質特徴量（以降、単に特徴量という）として算出し、これらの特徴量の、撮像した生体組織Tの像上の分布画像、すなわち、ヘモグロビンの量の分布を示した分布画像やヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示した酸素飽和度分布画像を生成する。

特徴量取得部510は、波長帯域の異なる複数の光で照明した生体組織Tのカラー画像データを用いて演算することにより特徴量を算出するので、フレームメモリ部506あるいはメモリ512から、特徴量取得部510で用いるカラー画像データ及び各種情報を呼び出す。

【0033】

30

画像表示制御部514は、撮像した生体組織Tの像に、特徴量取得部510で生成したヘモグロビンの酸素飽和度分布画像を重ねて表示するように制御する。その際、画像表示制御部514は、酸素飽和度分布画像中に、非健常部の酸素飽和度の範囲内、すなわち、正常な生体組織における酸素飽和度の範囲から外れた酸素飽和度範囲内の画素値を持つ画素があるか否かを判断し、この判断結果に応じて、複数種類の酸素飽和度範囲（範囲の上限値及び下限値の少なくともいずれか一方が異なる）の分布を取り出し、生体組織の像に、取り出した分布の画像を重ねて表示するように、酸素飽和度分布画像を制御する。この点は、後述する。

コントローラ516は、画像処理部500の各部分の動作指示及び動作制御を行う他、光源装置400、撮像素子141を含む電子内視鏡100の各部分の動作指示及び動作制御を行う部分である。

40

なお、特徴量取得部510及び画像表示制御部514は、コンピュータ上でプログラムを起動して実行することで上述した各機能を担うソフトウェアモジュールで構成されてもよいし、ハードウェアで構成されてもよい。

【0034】

このように、プロセッサ200は、電子内視鏡100の撮像素子141から出力されるカラー画像データを処理する機能と、電子内視鏡100、光源装置400、及びディスプレイ300の動作を指示し制御する機能とを兼ね備える。

【0035】

光源装置400は、波長帯域の異なる少なくとも2つの光を出射する。具体的には、光

50

源装置 400 は、第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光を出射する光出射手段であり、第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光をライトガイド 131 に入射させる。光源装置 400 は、波長帯域の異なる第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光を出射するが、他の一実施形態では、4 つ以上の光を出射させてもよい。この場合、第 4 の光は、第 1 の光と同じ波長帯域の光としてもよい。光源装置 400 は、光源ランプ 430 の他に、集光レンズ 440、回転フィルタ 410、フィルタ制御部 420 及び集光レンズ 450 を備えている。光源ランプ 430 から射出される略平行光である光は、例えば白色光であり、集光レンズ 440 によって集光され、回転フィルタ 410 を通過した後、集光レンズ 450 によって再度集光されて、ライトガイド 131 の基端 131b に入射する。なお、回転フィルタ 410 は、リニアガイドウェイ等の図示されない移動機構によって、光源ランプ 430 から放射される光の光路上の位置と光路外の退避位置との間で移動可能になっている。回転フィルタ 410 は、透過特性の異なる複数のフィルタを含むので、光源ランプ 430 から放射される光の光路を横切る回転フィルタ 410 の種類によって、光源装置 400 から出射する光の波長帯域は異なる。

10

【0036】

なお、光源装置 400 の構成は、図 1 に示されるものに限定されない。例えば、光源ランプ 430 に平行光でなく収束光を発生するランプを採用してもよい。この場合、例えば、光源ランプ 430 からの放射される光を集光レンズ 440 の手前で集光させ、拡散光として集光レンズ 440 に入射させる構成を採用してもよい。また、集光レンズ 440 を使用せず、光源ランプ 430 が発生する略平行光を直接回転フィルタ 410 に入射させる構成を採用してもよい。また、収束光を発生するランプを使用する場合、集光レンズ 440 の代わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の状態を光を回転フィルタ 410 に入射させる構成を採用してもよい。例えば、回転フィルタ 410 に誘電体多層膜フィルタ等の干渉型の光学フィルタを使用する場合、略平行光の光を回転フィルタ 410 に入射させることで、光学フィルタへの光の入射角を均一にすることにより、より良好なフィルタ特性を得ることができる。また、光源ランプ 430 に発散光を発生するランプを採用してもよい。この場合にも、集光レンズ 440 の代わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の光を回転フィルタ 410 に入射させる構成を採用することができる。

20

【0037】

また、光源装置 400 は、1 つの光源ランプ 430 から放射された光を光学フィルタに透過させることで、異なる波長帯域の複数の光を出射する構成であるが、光源ランプ 430 の代わりに、異なる波長帯域の異なる複数の光、例えば発光ダイオードやレーザ光を出力するレーザ素子等の半導体光源を光源装置 400 の光源として用いることもできる。この場合、回転フィルタ 410 を用いなくてもよい。また、光源装置 400 は、例えば、所定の波長帯域の励起光とその励起光によって励起発光する蛍光とを含む合成白色光と、所定の狭い波長帯域の光を別々に出射するように光源装置 400 を構成することもできる。光源装置 400 は、波長帯域の異なる複数の光を出射するものであれば構成は特に制限されない。

30

【0038】

回転フィルタ 410 は、複数の光学フィルタを備えた円盤型の光学ユニットであり、その回転角度に応じて光の通過波長域が切り替わるように構成されている。本実施形態の回転フィルタ 410 は、通過波長帯域が異なる 3 つの光学フィルタを備えるが、4 つ、5 つ、または 6 以上の光学フィルタを備えてもよい。回転フィルタ 410 の回転角度は、コントローラ 516 に接続されたフィルタ制御部 420 によって制御される。コントローラ 516 がフィルタ制御部 420 を介して回転フィルタ 410 の回転角度を制御することにより、回転フィルタ 410 を通過してライトガイド 131 に供給される照明光 IL の波長帯域が切り替えられる。

40

【0039】

図 3 は、回転フィルタ 410 の外観図（正面図）である。回転フィルタ 410 は、略円盤状のフレーム 411 と、3 つの扇形の光学フィルタ 415、416 及び 418 を備えて

50

いる。フレーム 4 1 1 の中心軸の周りには 3 つの扇状の窓 4 1 4 a、4 1 4 b 及び 4 1 4 c が等間隔で形成されており、各窓 4 1 4 a、4 1 4 b 及び 4 1 4 c には、それぞれ光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 8 が嵌め込まれている。なお、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 8 は、いずれも誘電体多層膜フィルタであるが、他の実施形態では、これ以外の方式の光学フィルタ（例えば、吸収型の光学フィルタや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）を用いてもよい。

【0040】

また、フレーム 4 1 1 の中心軸上にはボス穴 4 1 2 が形成されている。ボス穴 4 1 2 には、フィルタ制御部 4 2 0 が備える図示されないサーボモータの出力軸が差し込まれて固定され、回転フィルタ 4 1 0 はサーボモータの出力軸と共に回転する。

10

【0041】

回転フィルタ 4 1 0 が図 3 中の矢印で示される方向に回転すると、この光が入射する光学フィルタが、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6、4 1 8 の順に切り替わり、これにより回転フィルタ 4 1 0 を通過する照明光 I L の波長帯域が順次切り替えられる。

【0042】

光学フィルタ 4 1 5 及び 4 1 6 は、550 nm 帯の光を選択的に通過させる光バンドパスフィルタである。図 4 に示されるように、光学フィルタ 4 1 5 は、等吸収点 E 1 から E 4 までの波長帯域 R 0（W 帯）の光を低損失で通過させ、それ以外の波長領域の光を遮断するように構成されている。また、光学フィルタ 4 1 6 は、等吸収点 E 2 から E 3 までの波長帯域 R 2（N 帯）の光を低損失で通過させ、それ以外の波長領域の光を遮断するよう

20

に構成されている。また、光学フィルタ 4 1 8 は、紫外線カットフィルタであり、可視光波長領域では、光源ランプ 4 3 0 から放射された光は光学フィルタ 4 1 8 を透過する。光学フィルタ 4 1 8 を透過した光は、白色光 W L として通常観察像の撮像に使用される。なお、光学フィルタ 4 1 8 を使用せず、フレーム 4 1 1 の窓 4 1 4 c を開放した構成としてもよい。

したがって、光源ランプ 4 3 0 から放射される光のうち光学フィルタ 4 1 5 を透過した光を、以降 Wide 光といい、光源ランプ 4 3 0 から放射される光のうち光学フィルタ 4 1 6 を透過した光を、以降 Narrow 光といい、光源ランプ 4 3 0 から放射される光のうち光学フィルタ 4 1 8 を透過した光を、以降白色光 W L という。

30

【0043】

図 4 に示されるように、波長帯域 R 1 は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 1 のピーク波長が含まれる帯域であり、波長帯域 R 2 は還元ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 2 のピーク波長が含まれる帯域であり、波長帯域 R 3 は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 3 のピーク波長が含まれる帯域である。また、波長帯域 R 0 には、3 つの吸収ピーク P 1、P 2、P 3 の各ピーク波長が含まれている。なお、図 4 は、550 nm 付近のヘモグロビンの吸収スペクトルの一例を示す図である。

【0044】

また、光学フィルタ 4 1 5 の波長帯域 R 0 及び光学フィルタ 4 1 6 の波長帯域 R 2 は、カラーフィルタ 1 4 1 a の G カラーフィルタの通過波長域（図 2）に含まれている。従って、光学フィルタ 4 1 5 又は 4 1 6 を通過した光によって形成される生体組織 T の像は、撮像素子 1 4 1 で撮像されたカラー画像データの G 成分の像として得られる。

40

【0045】

フレーム 4 1 1 の周縁部には、貫通孔 4 1 3 が形成されている。貫通孔 4 1 3 は、フレーム 4 1 1 の回転方向において、窓 4 1 4 a と窓 4 1 4 c との境界部と同じ位置（位相）に形成されている。フレーム 4 1 1 の周囲には、貫通孔 4 1 3 を検出するためのフォトインタラプタ 4 2 2 が、フレーム 4 1 1 の周縁部の一部を囲むように配置されている。フォトインタラプタ 4 2 2 は、フィルタ制御部 4 2 0 に接続されている。

【0046】

このように、本実施形態の光源装置 4 0 0 は、複数の光学フィルタ 4 1 5、4 1 6、4 1 8 を光源ランプ 4 3 0 の放射した光の光路中で順次切り替えることにより波長帯域の異

50

なる光、すなわちWide光、Narrow光、及び白色光WLを照明光ILとして出射する構成を備えることが好ましい。

【0047】

(生体組織の特徴量の算出)

生体組織Tの特徴量は、プロセッサ500の特徴量取得部510で算出される。撮像した生体組織Tの画像から生体組織Tのヘモグロビンの量、及びヘモグロビンの酸素飽和度Satを特徴量として算出する処理を以下説明する。

【0048】

図4に示すように、ヘモグロビンは、550nm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する。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンHbOが占める割合を表す酸素飽和度Satに応じて変化する。図4における実線の波形は、酸素飽和度Satが100%、すなわち、酸素化ヘモグロビンHbOの吸収スペクトルであり、長破線の波形は、酸素飽和度Satが0%、すなわち、還元ヘモグロビンHbの吸収スペクトルである。また、短破線は、その中間の酸素飽和度Sat=10、20、30、・・・90%におけるヘモグロビン、すなわち酸素化ヘモグロビンHbOと還元ヘモグロビンHbの混合物の吸収スペクトルである。

10

【0049】

図4に示すように、Q帯において、酸素化ヘモグロビンHbOと還元ヘモグロビンHbは互いに異なるピーク波長を有する。具体的には、酸素化ヘモグロビンHbOは、波長542nm付近の吸収ピークP1と、波長576nm付近の吸収ピークP3を有している。一方、還元ヘモグロビンHbは、556nm付近に吸収ピークP2を有している。図4は、酸素化ヘモグロビンHbO、還元ヘモグロビンHbの濃度の和が一定となる場合の吸収スペクトルであるため、酸素化ヘモグロビンHbO及び還元ヘモグロビンHbの比率、すなわち、酸素飽和度によらず吸光度が一定となる等吸収点E1、E2、E3、E4が現れる。以下の説明では、等吸収点E1とE2とで挟まれた波長帯域は、先に光学フィルタ410で説明した波長帯域R1であり、等吸収点E2とE3とで挟まれた波長領域は波長帯域R2であり、等吸収点E3とE4とで挟まれた波長帯域は波長帯域R3であり、等吸収点E1とE4とで挟まれた波長帯域、すなわち波長帯域R1、R2及びR3を合わせた帯域は、波長帯域R0である。したがって、光源ランプ430から放射された光のうち光学フィルタ415を透過した透過光であるWide光の波長帯域は、波長帯域R0であり、光源ランプ430から放射された光のうち光学フィルタ416を透過した透過光であるNarrow光の波長帯域は、波長帯域R2である。

20

30

【0050】

図4に示されるように、波長帯域R1、R2、R3では、ヘモグロビンの吸収は酸素飽和度に対して線形的に増加又は減少する。具体的には、波長帯域R1、R3におけるヘモグロビンの吸収AR1、AR3は、酸素化ヘモグロビンの濃度、すなわち酸素飽和度に対して線形的に増加する。また、波長帯域R2におけるヘモグロビンの吸収AR2は、還元ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。

【0051】

ここで、酸素飽和度は次の式(1)により定義される。

40

【0052】

式(1)：

【数1】

$$Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

但し、

Sat：酸素飽和度

50

[H b] : 還元ヘモグロビンの濃度

[H b O] : 酸素化ヘモグロビンの濃度

[H b] + [H b O] : ヘモグロビンの量 (t H b)

【 0 0 5 3 】

また、式 (1) より、酸素化ヘモグロビン H b O 及び還元ヘモグロビン H b の濃度を表す式 (2)、式 (3) が得られる。

【 0 0 5 4 】

式 (2) :

【 数 2 】

$$[HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

10

【 0 0 5 5 】

式 (3) :

【 数 3 】

$$[Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

20

【 0 0 5 6 】

したがって、ヘモグロビンの吸収 A R 1、A R 2 及び A R 3 は、酸素飽和度とヘモグロビンの量の両方に依存する特徴量となる。

【 0 0 5 7 】

ここで、波長帯域 R 0 における吸光度の合計値は、酸素飽和度 S a t には依存せず、ヘモグロビンの量によって決まる値となることが判明している。したがって、波長帯域 R 0 における吸光度の合計値に基づいてヘモグロビンの量を定量することができる。また、波長帯域 R 1、波長帯域 R 2、あるいは波長帯域 R 3 における吸光度の合計値と、波長帯域 R 0 の合計値に基づいて定量したヘモグロビンの量とに基づいて、酸素飽和度 S a t を定量することができる。

30

【 0 0 5 8 】

本実施形態の特徴量取得部 5 1 0 は、生体組織 T のヘモグロビンの量の変化に対して感度を有する後述する第 1 比率に基づいて生体組織 T のヘモグロビンの量を算出し取得するヘモグロビン量算出部 5 1 0 a と、算出したヘモグロビンの量と、ヘモグロビンの酸素飽和度の変化に対して感度を有する後述する第 2 比率に基づいて生体組織 T のヘモグロビンの酸素飽和度を算出し取得する酸素飽和度算出部 5 1 0 b と、を含む。

【 0 0 5 9 】

W i d e 光 (光学フィルタ 4 1 5 を透過した波長帯域 R 0 の光) で照明した生体組織 T のカラー画像データの輝度成分の値が、上述の波長帯域 R 0 における吸光度の合計値に対応することから、本実施形態の特徴量取得部 5 1 0 のヘモグロビン量算出部 5 1 0 a は、波長帯域 R 0 のカラー画像データの輝度成分に基づいてヘモグロビンの量を算出する。ここで、輝度成分は、カラー画像データの R 成分に所定の係数を掛け算し、カラー画像データの G 成分に所定の係数を掛け算し、カラー画像データの B 成分の値に所定の係数を掛け算し、これらの掛け算した結果を合算することで算出することができる。

40

特徴量取得部 5 1 0 のヘモグロビン量算出部 5 1 0 a は、具体的には、W i d e 光 (第 2 の光) を照明光 I L として用いた生体組織 T のカラー画像データ (第 2 のカラー画像データ) の輝度成分 W i d e (Y h) を、白色光 W L (第 1 の光) を照明光 I L として用いた生体組織 T のカラー画像データ (第 1 のカラー画像データ) の R 成分 W L (R)、あるいは R 成分 W L (R) 及び G 成分 W L (G) の合計成分 W L (R) + W L (G) で割った比率 W i d e (Y h) / W L (R) または W i d e (Y h) / { W L (R) + W L (G)

50

}(第1比率)に基づいてヘモグロビンの量を算出する。ヘモグロビンの量の算出において、輝度成分Wide(Yh)を、WL(R)あるいは{WL(R)+WL(G)}で割った比率Wide(Yh)/WL(R)またはWide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}を用いるのは、照明光ILが生体組織Tの表面で散乱する程度によって生体組織Tの分光特性が変化することを除去するためである。特に、消化管内壁等の生体組織Tの反射スペクトルは、生体組織Tを構成する成分による吸収の波長特性(具体的には、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸収スペクトル特性)に加えて、生体組織Tによる照明光の散乱の波長特性の影響を受け易い。白色光WL(第1の光)を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ(第1のカラー画像データ)のR成分WL(R)、あるいはR成分及びG成分の合計成分WL(R)+WL(G)は、ヘモグロビンの量や酸素飽和度Satの影響を受けず、照明光ILの生体組織Tにおける散乱の程度を表す。したがって、生体組織Tの反射スペクトルから、照明光ILの生体組織Tにおける散乱の影響を除去するために、白色光WL(基準光)の波長帯域は、第1のカラー画像データの成分の1つが、生体組織Tのヘモグロビンの量の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含むように設定されていることが好ましい。これに加えて、白色光WL(基準光)の波長帯域は、第1のカラー画像データの成分の1つが、酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含むように設定されていることが好ましい。生体組織Tのヘモグロビンの量の変化に対して感度を有しないような波長帯域とは、ヘモグロビンの量が変わっても、波長帯域の成分の値が変化しないことをいう。

一実施形態によれば、ヘモグロビンの量が既知の生体組織における上述の第1比率の情報とヘモグロビンの量の対応関係を表した参照テーブルをメモリ512に予め記憶しておき、特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、この参照テーブルを用いて、生体組織Tの撮像したカラー画像データにおける上記第1比率の値に基づいてヘモグロビンの量を算出する。

【0060】

一実施形態のヘモグロビンの量の算出では、第1比率として、Wide光(第2の光)を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ(第2のカラー画像データ)の輝度成分Wide(Yh)と、白色光WL(第1の光)を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ(第1のカラー画像データ)のR成分WL(R)、あるいはR成分及びG成分の合計成分WL(R)+WL(G)の比率Wide(Yh)/WL(R)またはWide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}を用いることが好ましいが、他の実施形態では、Wide光(第2の光)を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ(第2のカラー画像データ)の輝度成分Wide(Yh)の代わりにG成分Wide(G)を用いることも好ましい。

【0061】

さらに、上述したように、酸素飽和度Satの上昇とともに波長帯域R2における吸光度の合計値が低下すること、及び、波長帯域R0における吸光度の合計値はヘモグロビンの量に応じて変化するが、酸素飽和度Satの変化に係わらず一定であることから、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、以下に定める第2比率に基づいて酸素飽和度を算出する。すなわち、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、光学フィルタ416を通過した波長帯域R2の光であるNarrow光で照明した生体組織Tのカラー画像データ(第3のカラー画像データ)の輝度成分Narrow(Yh)と、Wide光(光学フィルタ416を透過した波長帯域R0の光)で照明した生体組織Tのカラー画像データ(第2のカラー画像データ)の輝度成分Wide(Yh)との比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)を、第2比率として算出する。一方、ヘモグロビンの量と、酸素飽和度Sat=0%における第2比率の下限値及び酸素飽和度Sat=100%における第2比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)の上限値との関係を表した対応関係を、既知の試料から求めてメモリ512に予め記憶しておく。特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、生体組織Tの撮像によって生成したカラー画像データから得られるヘモグロビンの量の算出結果と上記対応関係を用いて、第2比率の下限値及び

上限値を求める。さらに、酸素飽和度算出部 510b は、求めた下限値と上限値の間で酸素飽和度 Sat は第 2 比率に応じて線形的に変化することを利用して、撮像した生体組織 T の第 2 比率 $Narrow(Yh)/Wide(Yh)$ の値がどの酸素飽和度 Sat の位置にあるかを算出する。このようにして、特徴量取得部 510 の酸素飽和度算出部 510b は、酸素飽和度 Sat の算出を行う。

また、他の実施形態によれば、ヘモグロビンの量及び第 2 比率の値とヘモグロビンの酸素飽和度 Sat との対応関係を表した参照テーブルを既知の試料から求めて予めメモリ 512 に記憶しておき、この参照テーブルを参照して、算出した第 2 比率からヘモグロビンの酸素飽和度 Sat を算出することもできる。

【0062】

上記実施形態では、第 2 比率を、 $Narrow$ 光で照明した生体組織 T のカラー画像データ (第 3 のカラー画像データ) の輝度成分 $Narrow(Yh)$ と、 $Wide$ 光で照明した生体組織 T のカラー画像データ (第 2 のカラー画像データ) の輝度成分 $Wide(Yh)$ との比率として用いるが、他の実施形態では $Narrow$ 光で照明した生体組織 T のカラー画像データ (第 3 のカラー画像データ) の G 成分 $Narrow(G)$ と、 $Wide$ 光で照明した生体組織 T のカラー画像データ (第 2 のカラー画像データ) の G 成分 $Wide(G)$ との比率を用いることもできる。

【0063】

また、上記実施形態では、第 2 比率の算出のために、生体組織 T の照明のために波長帯域 R2 の $Narrow$ 光を用いるが、 $Narrow$ 光には限られない。他の実施形態によれば、例えば、酸素飽和度 Sat の変化に対して吸光度の合計値が変化する波長帯域 R1 あるいは波長帯域 R2 を利用することを意図して、波長帯域 R1 あるいは波長帯域 R2 を波長帯域とする光を用いることもできる。この場合、光学フィルタ 416 のフィルタ特性を波長帯域 R1 あるいは波長帯域 R2 に設定するとよい。

【0064】

このように、上記実施形態では、酸素飽和度 Sat を正確に算出するには、 $Narrow$ 光 (第 3 の光) の波長帯域は、 $Wide$ 光 (第 2 の光) の波長帯域に含まれることが好ましい。また、 $Wide$ 光 (第 2 の光) の波長帯域は、第 2 のカラー画像データの成分の 1 つ、例えば輝度成分や G 成分が、ヘモグロビンの量の変化に対して感度を有するが、酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域 R0 を含むように設定されていることが、正確に酸素飽和度 Sat を算出することができる点から好ましい。酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域とは、酸素飽和度が変化しても、波長帯域の成分の値が変化しないことをいう。 $Narrow$ 光 (第 3 の光) の波長帯域は、第 3 のカラー画像データの成分の 1 つ、例えば輝度成分や G 成分が、生体組織 T のヘモグロビン量の変化に対して感度を有しないが、生体組織 T の酸素飽和度 Sat の変化に対して感度を有するような波長帯域 R2 を含むように設定されていることが、正確に酸素飽和度 Sat を算出することができる点から好ましい。

また、白色光 WL (第 1 の光) の波長帯域は、第 1 のカラー画像データの成分の 1 つが、生体組織 T のヘモグロビンの量の変化に対して感度を有しない波長帯域を含むように設定されていることが、生体組織 T における散乱光の分光特性の影響を除去することができる点から好ましい。

【0065】

また、上述の $Wide$ 光 (第 2 の光) は、光学フィルタの 1 つで、白色光 WL (第 1 の光) の波長帯域のうち、500nm ~ 600nm の範囲内の第 1 波長帯域、例えば等吸収点 E1 と等吸収点 E4 間の波長帯域を透過させた白色光 WL (第 1 の光) の濾過光であり、 $Narrow$ 光 (第 3 の光) は、光学フィルタの 1 つで、第 1 波長帯域の範囲内の第 1 波長帯域より狭い第 2 波長帯域、例えば等吸収点 E2 と等吸収点 E3 間の波長帯域を透過させた白色光 WL (第 1 の光) の濾過光であることが好ましい。

【0066】

図 5 は、第 1 比率とヘモグロビンの量との関係の一例を示す図である。特徴量取得部 5

10

20

30

40

50

10のヘモグロビン量算出部510aは、上述したように第1比率を求めると、図5に示すような関係を表した参照テーブルを参照して、求めた第1比率に基づいてヘモグロビンの量を求める。図5は、第1比率の値に基づいてヘモグロビンの量H1を求めたことを表している。図5の横軸及び縦軸の数値は、便宜的に0~1024の値で表されている。

【0067】

図6は、第2比率の上限値及び下限値とヘモグロビンの量の関係の一例を示す図である。図6の横軸及び縦軸の数値は、便宜的に0~1024の値で表されている。

特徴量取得部510の酸素飽和度量算出部510bは、上述したように第2比率を求めると、ヘモグロビン量算出部510aで求めたヘモグロビンの量と第2比率とに基づいて、図6に示す対応関係を用いて、求めたヘモグロビンの量における第2比率の上限値及び下限値を求める。この上限値が酸素飽和度 $Sat = 100\%$ を示し、下限値が酸素飽和度 $Sat = 0\%$ を示す。この上限値と下限値の間どの位置に求めた第2比率はあるかを求めることで、酸素飽和度量算出部510bは、酸素飽和度 Sat の値を求める。図6では、第2比率の値が $R2$ であるときのヘモグロビンの量 $H1$ であるときの上限値 $Max(100\%)$ と下限値 $Min(0\%)$ を求めている。この上限値 $Max(100\%)$ と下限値 $Min(0\%)$ と第2比率の値 Y から、酸素飽和度 Sat の値が求められる。

【0068】

こうして求められた酸素飽和度 Sat は、生体組織Tの画像の画素毎に行われるので、生体組織Tの像上の酸素飽和度 Sat の分布は、酸素飽和度分布画像として表すことができる。酸素飽和分布画像は、各画素における酸素飽和度 Sat の値によって画素の色を変化させた(例えば赤色から青色に変化させた)グラデーション表示で表される。酸素飽和分布画像は、例えば、予め定めた酸素飽和度範囲にある画素のみをグラデーション表示した生体組織Tの像の一部分の分布画像を含む。

なお、上述の実施形態では、Wide光及びNarrow光は、図4に示すように、波長500~60nmの範囲内の等吸収点E1~E4間の波長帯域の光を利用するが、この波長帯域に限定されない。ヘモグロビンの吸光度に関して、500~600nm付近の波長帯域以外にも、大きな吸収ピークが420~450nmに存在し、かつ等吸収点を備える。この等吸収点の周りで、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸収スペクトルの波形が交互に入れ替わる。このため、一実施形態では、400~460nmの波長帯域内の、異なる波長あるいは波長帯域の光を照明光として利用して、ヘモグロビン量及び酸素飽和度を算出することも好ましい。

【0069】

(酸素飽和度分布画像の表示の制御)

画像表示制御部514は、求めた酸素飽和度分布画像から、非健常部を定める酸素飽和度範囲内にあり、複数種類の酸素飽和度範囲にある酸素飽和度の分布(第1の分布及び第2の分布)を取り出し、この分布のそれぞれが、生体組織Tの像に重ねて表示するように、酸素飽和度分布画像の表示を制御する。複数種類の酸素飽和度範囲のそれぞれは、複数種類の非健常部それぞれの酸素飽和濃度範囲に対応すること、さらには複数種類の病変部の酸素飽和濃度範囲に対応することが好ましい。すなわち、非健常部、さらには病変部の種類によって酸素飽和度範囲が異なることを利用して、ディスプレイ300は、複数種類の非健常部の分布(第1の分布及び第2の分布)の画像を生体組織Tの像に重ねて識別可能に表示することができる。

以降、複数種類の酸素飽和度範囲にある酸素飽和度の分布のうち、第1の酸素飽和度範囲にある酸素飽和度の分布である第1非健常部の第1分布、及び第2の酸素飽和度範囲にある酸素飽和度の分布である第2非健常部の第2分布の2つの分布を用いて説明する。

【0070】

具体的には、酸素飽和度分布画像中の各画素に対応する位置におけるヘモグロビンの量が所定量以上であり、酸素飽和度分布画像中の酸素飽和度が第1の酸素飽和度範囲にある部分は、第1非健常部である。酸素飽和度分布画像中の各画素に対応する位置におけるヘモグロビンの量が所定量以上であり、酸素飽和度分布画像中の酸素飽和度が第2の酸素飽

和度範囲にある部分は、第2非健常部である。これらの部分は、お互いに区別することができる。

例えば、第1非健常部が悪性腫瘍の病変部である場合、第1非健常部のヘモグロビンの量は所定量以上であり、酸素飽和度は数10%（例えば20～30%）であり、第2非健常部が良性腫瘍部である場合、この部分のヘモグロビンの量は所定量以上であり、酸素飽和度は30%を超えるので、これらの条件を満足する部分の分布を、第1分布及び第2分布としてそれぞれ別々に取り出すことができる。画像表示制御部514は、癌等の悪性腫瘍の可能性が高い非健常部の酸素飽和度範囲と、良性腫瘍の可能性が高い非健常部の酸素飽和度範囲をあらかじめ設定しておく。画像表示制御部514は、これらの酸素飽和度範囲を満足し、かつ、ヘモグロビンの量が所定量以上あるか否かを判定することにより、非健常部、さらには病変部として疑わしい部分が存在するか否かを画素毎に判定する。この場合、一実施形態によれば、画像表示制御部514は、酸素飽和度範囲を満足する画素が少なくとも2つ以上隣り合う領域を取り出すことが好ましい。酸素飽和度分布画像において、酸素飽和度範囲を満足する画素が1つだけ非連続で孤立して存在する場合、ノイズ成分である可能性がある。

10

20

30

40

50

【0071】

ディスプレイ300において第1分布及び第2分布の画像を識別可能に画像表示するとは、それぞれの分布の画像が識別できればどのような表示であってもよく、表示方法は特に制限されない。上記実施形態の酸素飽和度分画は酸素飽和度のレベルに応じて色相が変化するグラデーション表示の画像であるので、複数種類の酸素飽和度範囲（第1の酸素飽和度範囲及び第2の酸素飽和度範囲）が互いに重ならない場合、酸素飽和度の値によって色相が変化するグラデーション表示だけで識別可能である。しかし、上記酸素飽和度範囲（第1の酸素飽和度範囲及び第2の酸素飽和度範囲）同士が一部分で重なる場合、識別が困難な場合がある。この場合、一実施形態によれば、酸素飽和度のレベルに応じて色相を変える上記グラデーション表示に加えて、例えば、区別する酸素飽和度範囲（第1の酸素飽和度範囲及び第2の酸素飽和度範囲）の分布毎に明度、彩度、あるいは画素の透過率を識別可能に変えて表示してもよく、また、分布の輪郭を異なる色で縁取ることで分布の画像を識別可能に表示してもよい。

【0072】

上述したように、画像表示制御部514は、第1分布の画像及び第2分布の画像の各画素位置におけるヘモグロビンの量が予め定められた量以上であることを満足するように、第1分布の画像及び第2分布の画像を取り出すことが好ましい。非健常部、特に病変部では、血液が集中しているのでヘモグロビンの量の少ない部分を除外することは、非健常部さらには病変部として疑わしい部分を精度良く取り出す点から好ましい。

【0073】

画像表示制御部514は、第1分布の画像及び第2分布の画像の各画素に対応する位置におけるヘモグロビンの量が、予め定められたヘモグロビン量の範囲（第1ヘモグロビン量の範囲、第2ヘモグロビン量の範囲）を満足するように、分布の画像（第1分布の画像、第2分布の画像）を取り出すことが、複数種類の非健常部、さらには病変部それぞれの疑わしい部分を精度良く取り出すことができる点から好ましい。

【0074】

画像表示制御部514は、上述した酸素飽和度 Sat の算出のために用いる第2の比率の値が、ヘモグロビンの量に応じて定めた第2比率の許容範囲（上限値及び下限値）をはずれる画素について、生体組織Tの像に重ねて表示する該画素の透過率を調整することが好ましい。このように許容範囲をはずれる画素について、画素の透過率を調整することで不必要な情報を画像として表示することを防止できる。

画素の透過率の調整は、第2比率の許容範囲内に位置する画素の透過率を0%とし、第2比率の許容範囲からはずれる領域に位置する画素の透過率を100%とする調整の他、第2比率の許容範囲内に位置する画素の透過率を0%とし、第2比率の許容範囲からはずれる程度が大きくなるに連れて画素の透過率を徐所に大きくする調整であってもよい。

さらに、ヘモグロビンの量に応じて定めた第2比率の許容範囲内に、第2比率が位置する場合であっても、非健常部を定める複数種類の酸素飽和度範囲外にある画素についてもその画素の透過率を調整することが好ましい。これにより、非健常部のみを、さらには病变部として疑わしい部分の分布のみを生体組織Tの像に重ねて表示することができる。例えば、第2比率はヘモグロビンの量に応じて定めた第2比率の許容範囲内にあるが、非健常部として定めた酸素飽和度範囲外にある部分の画素の透過率を、第2比率がヘモグロビンの量に応じて定めた第2比率の許容範囲外にある画素の透過率に比べて低くすることで、透過率に差を設けることは好ましい。

【0075】

図7は、実施形態のディスプレイ300の画面302に表示される酸素飽和度分布画像の表示の一例を示す図である。図7に示すように、第1の酸素飽和度範囲の分布を示す第1の非健常部の第1分布の画像(“炎症候補部”)と、第2の酸素飽和度範囲の分布を示す第2の非健常部の第2分布の画像(“腫瘍候補部”)を酸素飽和度分布画像として、識別可能に表示されている。酸素飽和度分布画像のうち、第1分布の画像と第2分布の画像の画素は透過率0%の非透過画素とし、それ以外の画素は、透過率100%の透過画素としている。図中では、第1分布の画像を単色の白色領域で、第2分布の画像を単色の灰色領域で示されている。勿論、酸素飽和度の大小によって、第1分布と第2分布の画像内をグラデーションで色分けすることもできる。このように、実施形態では、非健常部を定める複数種類の酸素飽和度範囲の分布を示す分布の画像それぞれを、識別可能にディスプレイ300に画像表示するので、複数種類の非健常部を一度の観察で複数個所見出すことができ、さらに、病变部として疑わしい部分の分布を一度の観察で複数個所見出すことができる。

10

20

【0076】

以上、実施形態を説明したが、本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。

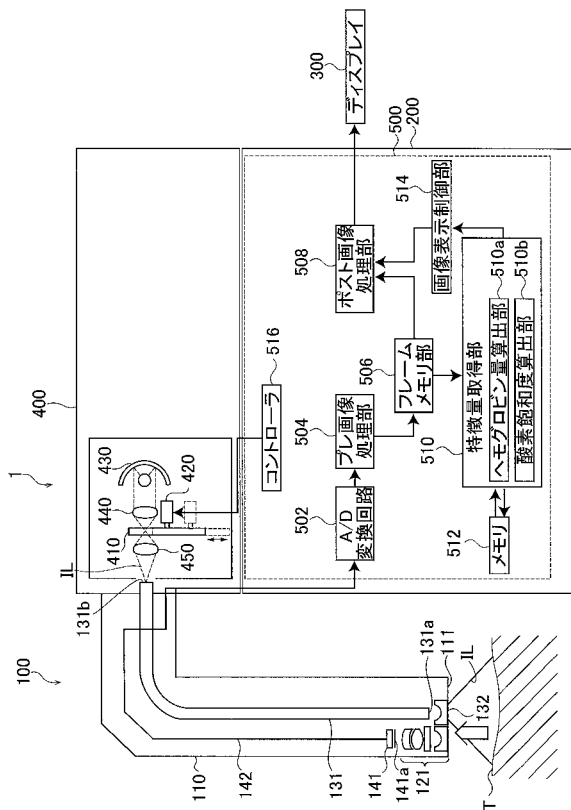
【符号の説明】

【0077】

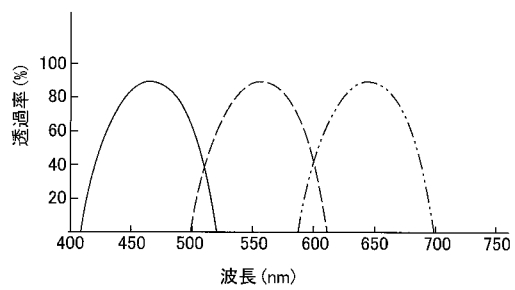
1	内視鏡システム	
100	電子内視鏡	
110	挿入管	30
111	挿入管先端部	
121	対物レンズ群	
131	ライトガイド	
131a	先端部	
131b	基端部	
132	レンズ	
141	撮像素子	
141a	カラーフィルタ	
142	ケーブル	
200	プロセッサ	40
300	ディスプレイ	
400	光源部	
410	回転フィルタ	
420	フィルタ制御部	
430	光源ランプ	
440	集光レンズ	
450	集光レンズ	
500	画像処理部	
502	A/D変換回路	
504	プレ画像処理部	50

- 506 フレームメモリ部
- 508 ポスト画像処理部
- 510 特徴量取得部
- 512 メモリ
- 514 画像表示制御部
- 516 コントローラ

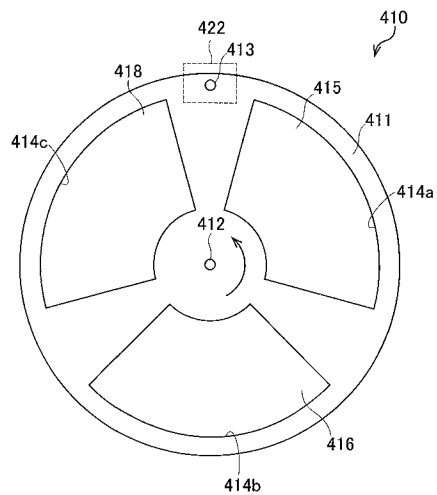
【 図 1 】



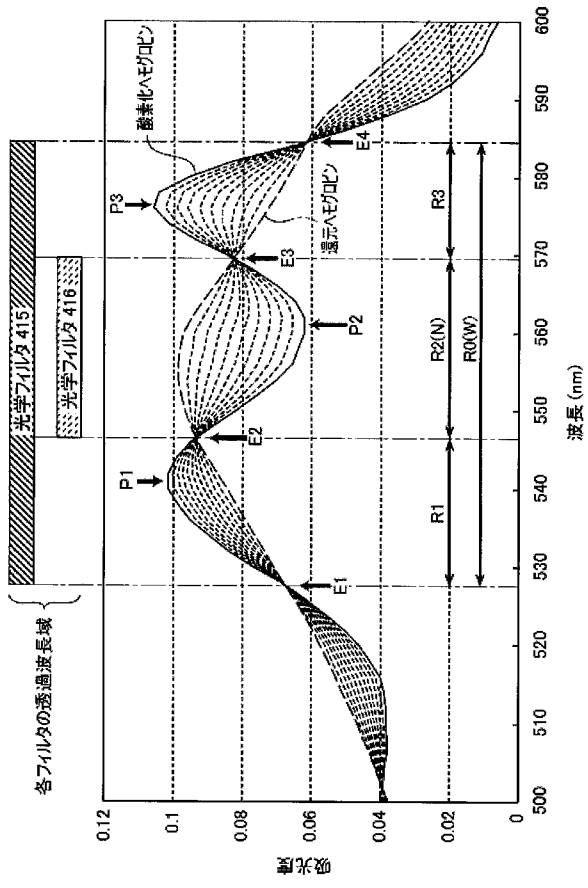
【 図 2 】



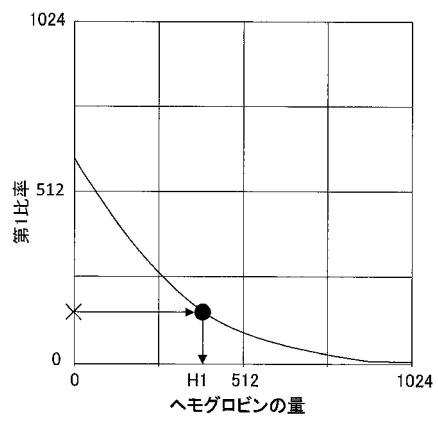
【 図 3 】



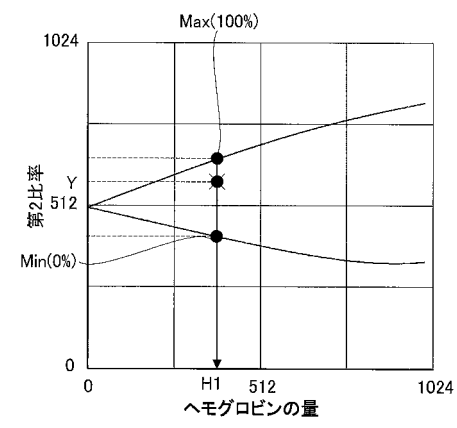
【 図 4 】



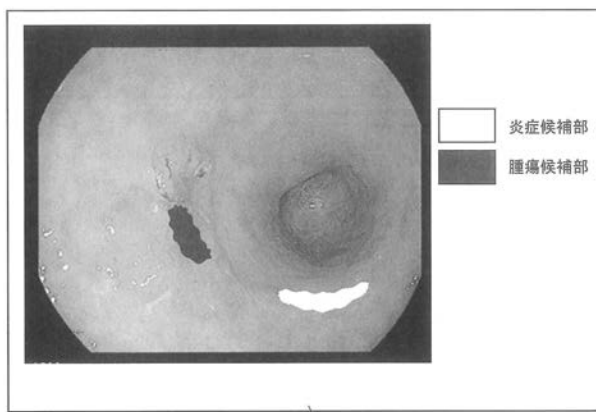
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/037004

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(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) Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2017 Registered utility model specifications of Japan 1996-2017 Published registered utility model specifications of Japan 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
X Y	JP 2011-104016 A (OLYMPUS CORP.) 02 June 2011, paragraphs [0017]-[0293] fig. 1-44 & US 2012/0220840 A1, paragraphs [0131]-[0400], fig. 1-44 & WO 2011/058973 A1 & EP 2499956 A1 & CN 102665526 A
Y	JP 2016-097067 A (HOYA CORPORATION) 30 May 2016, paragraphs [0002]-[0123], fig. 1-7 & US 2016/0146723 A1, paragraphs [0002]-[0140], fig. 1-7 & EP 3023050 A1
	Relevant to claim No. 1 2-11 2-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 22 December 2017 (22.12.2017)	Date of mailing of the international search report 09 January 2018 (09.01.2018)
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/JP2017/037004

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 2012/132571 A1 (HOYA CORPORATION) 04 October 2012, paragraphs [0037]-[0051], fig. 7-8 & US 2014/0010424 A1, paragraphs [0041]-[0054], fig. 7-8 & EP 2692275 A1 & CN 103476320 A	2-11
Y	JP 2015-160013 A (FUJIFILM CORP.) 07 September 2015, paragraphs [0039]-[0084], fig. 9-11, 13, 15-17 & US 2015/0238127 A1, paragraphs [0058]-[0103], fig. 9-11, 13, 15-17 & EP 2912992 A1	2-11
Y	JP 2015-160012 A (FUJIFILM CORP.) 07 September 2015, paragraphs [0052]-[0107], fig. 9-11, 20-21, 23-24, 28-29 & US 2015/0238086 A1, paragraphs [0083]-[0138], fig. 9-11, 20-21, 23-24, 28-29 & EP 2912990 A1	2-11
Y	JP 2016-052391 A (HOYA CORPORATION) 14 April 2016, paragraphs [0025]-[0035], [0057]-[0073], fig. 1, 6-8 & US 2016/0058274 A1, paragraphs [0032]-[0042], [0064]-[0081] & EP 3106079 A1	2-11
A	WO 2014/192781 A1 (HOYA CORPORATION) 04 December 2014, entire text, all drawings & US 2016/0120449 A1 & EP 3005933 A1	2-11
A	JP 9-173285 A (TOSHIBA CORP.) 08 July 1997, entire text, all drawings (Family: none)	2-11
A	JP 2014-018332 A (HOYA CORPORATION) 03 February 2014, entire text, all drawings & US 2015/0193929 A1 & WO 2014/013778 A1 & EP 2875776 A1 & CN 104470416 A	1
A	WO 2016/136698 A1 (HOYA CORPORATION) 01 September 2016, entire text, all drawings & JP 2016-158681 A & US 2017/0098301 A1	1

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 7 0 0 4	
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, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(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, G02B23/24-23/26			
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 Y	JP 2011-104016 A (オリンパス株式会社) 2011.06.02, 段落17-293、図1-44 & US 2012/0220840 A1、段落131-400、 図1-44 & WO 2011/058973 A1 & EP 2499956 A1 & CN 102665526 A	1 2-11	
Y	JP 2016-097067 A (HOYA株式会社) 2016.05.30, 段落2-123、図1-7 & US 2016/0146723 A1、段落2-140、図1-7 & EP 3023050 A1	2-11	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と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 22.12.2017		国際調査報告の発送日 09.01.2018	
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) 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4460

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 7 0 0 4
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 2012/132571 A1 (HOYA株式会社) 2012.10.04, 段落37-51、図7-8 & US 2014/0010424 A1、段落41-54、図7-8 & EP 2692275 A1 & CN 103476320 A	2-11
Y	JP 2015-160013 A (富士フイルム株式会社) 2015.09.07, 段落39-84、図9-11、13、15-17 & US 2015/0238127 A1、段落58-103、図9-11、13、15-17 & EP 2912992 A1	2-11
Y	JP 2015-160012 A (富士フイルム株式会社) 2015.09.07, 段落52-107、図9-11、20-21、23-24、28-29 & US 2015/0238086 A1、段落83-138、図9-11、20-21、23-24、28-29 & EP 2912990 A1	2-11
Y	JP 2016-052391 A (HOYA株式会社) 2016.04.14, 段落25-35、57-73、図1、6-8 & US 2016/0058274 A1、段落32-42、64-81 & EP 3106079 A1	2-11
A	WO 2014/192781 A1 (HOYA株式会社) 2014.12.04, 全文、全図 & US 2016/0120449 A1 & EP 3005933 A1	2-11
A	JP 9-173285 A (株式会社東芝) 1997.07.08, 全文、全図 (ファミリーなし)	2-11
A	JP 2014-018332 A (HOYA株式会社) 2014.02.03, 全文、全図 & US 2015/0193929 A1 & WO 2014/013778 A1 & EP 2875776 A1 & CN 104470416 A	1
A	WO 2016/136698 A1 (HOYA株式会社) 2016.09.01, 全文、全図 & JP 2016-158681 A & US 2017/0098301 A1	1

フロントページの続き

(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, 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, 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

Fターム(参考) 4C161 CC06 LL01 MM03 NN05 RR04 RR14 SS21 WW02 WW04 WW08
WW14

(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		
公开(公告)号	JPWO2018070474A1	公开(公告)日	2019-06-24
申请号	JP2018545048	申请日	2017-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	福田雅明 小原佳巳 千葉亨		
发明人	福田 雅明 小原 佳巳 千葉 亨		
IPC分类号	A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0676 G02B23/24 G02B23/2461 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/045.617 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/LL01 4C161/MM03 4C161/NN05 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW14		
优先权	2016202632 2016-10-14 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括处理器，并显示从捕获的生物组织图像获得的生物材料特征量的分布图像。处理器使用至少两盏灯照明的生物组织的彩色图像数据的成分，计算出生物组织中的生物材料特征量，例如，血红蛋白量和血红蛋白的氧饱和度，从而成为生物体。控制特征量分布图像的显示，使得生成表示物质特征量的分布的特征量分布图像，并且将生成的特征量分布图像显示为叠加在活体组织的图像上。此时，处理器从生物物质特征量的分布中提取表示多个不同特征量范围的分布的非健康部位的分布图像。图像显示装置将每个分布的提取图像叠加在活组织的图像上，并且以可区分的方式显示图像。

