

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/131631

発行日 令和1年11月7日(2019.11.7)

(43) 国際公開日 平成30年7月19日(2018.7.19)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/045 6 1 5	
	A 6 1 B 1/045 6 1 7	
	A 6 1 B 1/045 6 2 2	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

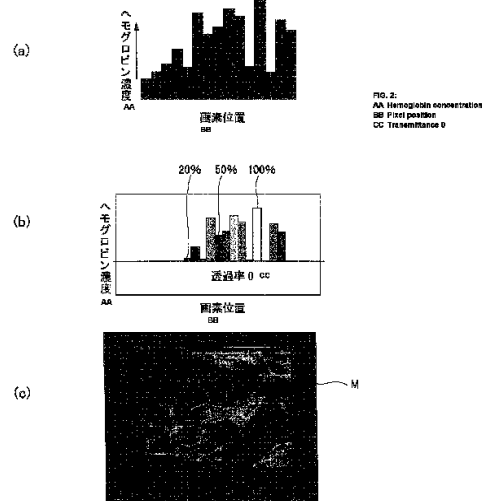
出願番号 特願2018-561403 (P2018-561403)	(71) 出願人 000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/000423	(74) 代理人 110000165 グローバル・アイピー東京特許業務法人
(22) 国際出願日 平成30年1月11日(2018.1.11)	(72) 発明者 千葉 亨 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号 H O Y A 株式会社内
(31) 優先権主張番号 特願2017-5446 (P2017-5446)	F ターム(参考) 4C161 CC06 NN05 RR14
(32) 優先日 平成29年1月16日(2017.1.16)	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡システム、及び画像表示装置

(57) 【要約】

内視鏡システムは、生体組織の撮像画像から生体組織の第1、2特徴量分布画像を生成し、これらの分布画像から第2特徴量分布処理画像を生成するプロセッサと、前記第2特徴量分布処理画像を画像表示するディスプレイと、を備える。前記プロセッサは、前記第1特徴量分布画像において、前記第1特徴量を表す画素値が下限値未満の画素を透過率が0の不透過画素とし、上限値と前記下限値の間にある画素に、前記画素値に応じて、連続的あるいは段階的に定まる透過率を与えて透過画素とすることにより、前記第2特徴量分布画像のマスク画像を生成する。前記プロセッサは、さらに、前記第2特徴量分布画像の上層に前記マスク画像を重ねた第2特徴量分布処理画像を生成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織を撮像することにより複数の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内視鏡と、

前記複数の画像データから、生体組織の第 1 特徴量の分布を表した第 1 特徴量分布画像及び生体組織の第 2 特徴量分布を表した第 2 特徴量分布画像を求めるように構成された第 1 画像処理部と、前記第 1 特徴量分布画像において、前記第 1 特徴量が所定の閾値未満の画素を透過率が 0 の不透過画素とし、前記第 1 特徴量が前記所定の閾値以上の画素を、前記第 1 特徴量が前記閾値から離れる程度に応じて定まる透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、前記第 1 特徴量分布画像から、前記第 2 特徴量分布画像をマスクするマスク画像を生成するように構成された第 2 画像処理部と、前記第 2 特徴量分布画像の上層に前記マスク画像を重ねた第 2 特徴量分布処理画像を生成するように構成された第 3 画像処理部と、を備えたプロセッサと、

10

前記第 3 画像処理部で生成された前記第 2 特徴量分布処理画像を画像表示するように構成されたディスプレイと、を備える、ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記透過画素の前記透過率は、前記画素における前記第 1 特徴量が前記閾値から離れる程、連続的にあるいは段階的に高くなる、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記透過画素の前記透過率は、前記画素における前記第 1 特徴量が前記閾値から離れるにつれ、非線形に高くなる、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記閾値の値を連続的に変化させるような入力を受けるとして構成された入力部を備え、前記入力の変更のたびに、前記第 3 画像処理部は、前記第 2 特徴量分布処理画像の生成を行うように構成されている、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 画像処理部は、前記複数の画像データの成分のうち、所定の成分の値を用いて成分間の第 1 の比率及び第 2 の比率の値を算出し、前記第 1 の比率及び前記第 2 の比率の値を用いて前記第 1 特徴量及び前記第 2 特徴量を算出し、

30

前記第 1 特徴量は、ヘモグロビンの濃度であり、前記第 2 特徴量は、ヘモグロビンの酸素飽和度である、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 の比率は、前記生体組織の前記第 1 特徴量に対して感度を有する比率であり、前記第 2 の比率は、前記生体組織の前記第 2 の特徴量に対して感度を有する比率であり、

前記第 1 の比率の算出に用いる前記画像データの成分の 1 つは、500 nm ~ 600 nm の範囲内の第 1 波長帯域の成分であり、

前記第 2 の比率の算出に用いる前記画像データの成分の 1 つは、前記第 1 波長帯域より狭い第 2 の波長帯域の成分である、請求項 5 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 7】

画像処理を行うように構成されたプロセッサと画像を表示するように構成されたディスプレイを備える画像表示装置であって、

生体組織の撮像画像から生体組織の第 1 特徴量の分布を表した第 1 特徴量分布画像及び生体組織の第 2 特徴量の分布を表した第 2 特徴量分布画像を求めるように構成された第 1 画像処理部と、前記第 1 特徴量分布画像において、前記第 1 特徴量が所定の閾値未満の画素を透過率が 0 の不透過画素とし、前記第 1 特徴量が所定の閾値以上の画素に、前記画素の画素値が前記閾値から離れる程度に応じて定まる透過率を与えて透過画素とすることにより、前記第 1 特徴量分布画像から、前記第 2 特徴量分布画像をマスクするマスク画像を生成するように構成された第 2 画像処理部と、前記第 2 特徴量分布画像の上層に前記マス

50

ク画像を重ねた第2特徴量分布処理画像を生成するように構成された第3画像処理部と、
を備えたプロセッサと、

前記第3画像処理部で生成された前記第2特徴量分布処理画像を画像表示するように構成されたディスプレイと、を備えたことを特徴とする画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織の特徴量を画像処理して画像表示する内視鏡システム及び画像表示装置に関する。

【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、ヘモグロビンの濃度やヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求めこの情報を分布として表した分布画像を表示する機能を備えた内視鏡システムがある。この特徴量の分布画像から、病変部あるいは病変部として疑わしい部分（以降、病変部あるいは病変部として疑わしい部分を非健常部という）を有力な診断支援情報として提供することができる。このような内視鏡システムを含むヘモグロビン観察装置の一例が特許文献1に記載されている。

【0003】

特許文献1に記載のヘモグロビン観察装置は、観察対象物が含むヘモグロビンの3種の異なる波長帯域の反射光の情報を所定の演算処理に基づき処理し、その処理結果を表示部に表示する構成を備える。このとき、取り込んだ像の信号の演算処理においては、ヘモグロビン濃度依存の反射光量または透過光量の情報と、酸素飽和度依存の反射光量または透過光量の情報との相関に基づいてヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2005-326153号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

内視鏡システムを含む上記ヘモグロビン観察装置で算出され表示される酸素飽和度の分布を示す画像は、内臓組織や静脈や動脈等の血管の場所を特定する情報が欠落している。このため診断支援画像としては、注目する部分と生体組織との位置関係が不明確であり、適切でない。すなわち、酸素飽和度の分布を示す画像において注目する部分が、生体組織のどの位置に対応するのか、明確に特定できない。また、生体組織の画像を酸素飽和度画像と同時に観察できるように画面上に配置とした場合でも、生体組織のどの位置において酸素飽和度が高いのか、生体組織と酸素飽和度の位置関係を明確に把握することは困難であるという欠点を有している。

【0006】

そこで、本発明は、酸素飽和度と血液の濃度から、生体組織中の病変部あるいは病変部として疑わしい部分を含む非健常部の存在を検出することができ、かつ診断支援画像として注目する非健常部が生体組織のどこに位置するか特定することが可能な明確な画像情報を表示する内視鏡システム及び画像表示装置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】

本発明の一態様は、内視鏡システムである。

前記内視鏡システムは、

生体組織を撮像することにより複数の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内視鏡と、

前記複数の画像データから、生体組織の第1特徴量の分布を表した第1特徴量分布画像

10

20

30

40

50

及び生体組織の第2特徴量分布を表した第2特徴量分布画像を求めるように構成された第1画像処理部と、前記第1特徴量分布画像において、前記第1特徴量が所定の閾値未満の画素を透過率が0の不透過画素とし、前記第1特徴量が前記所定の閾値以上の画素を、前記第1特徴量が前記閾値から離れる程度に応じて定まる透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、前記第1特徴量分布画像から、前記第2特徴量分布画像をマスクするマスク画像を生成するように構成された第2画像処理部と、前記第2特徴量分布画像の上層に前記マスク画像を重ねた第2特徴量分布処理画像を生成するように構成された第3画像処理部と、を備えたプロセッサと、

前記第3画像処理部で生成された前記第2特徴量分布処理画像を画像表示するように構成されたディスプレイと、を備える。

前記第2画像処理部は、例えば、前記第1特徴量が所定の下限値未満の画素を透過率が0の不透過画素とし、前記第1特徴量が所定の上限値以上の画素を透過率が100%の透過画素とし、前記画素の出力値が前記下限閾値から前記上限閾値の間は両者間の距離に応じて変調される透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、前記第1特徴量分布画像からマスクを生成して、前記第2特徴量分布画像をフィルタリングするためのマスク画像を生成する、ことが好ましい。

【0008】

前記透過画素の前記透過率は、前記画素における前記第1特徴量が前記閾値から離れる程、連続的にあるいは段階的に高くなる、ことが好ましい。例えば、前記透過画素の透過率は、前記下限値から前記上限値に向けて、連続的にあるいは段階的に高くする構成とすることができる。

【0009】

前記透過画素の前記透過率は、前記画素における前記第1特徴量が前記閾値から離れるにつれ、非線形に高くなる、ことが好ましい。例えば、前記透過画素の透過率は、前記画素における前記第1特徴量が前記閾値から離れる程度に応じて、または、前記画素の出力値が前記下限値から前記上限値に向けて、非線形的に高くする構成とすることができる。

【0010】

前記プロセッサは、前記閾値の値を連続的に変化させるような入力を受けるとして構成された入力部を備え、前記入力の変更のたびに、前記第3画像処理部は、前記第2特徴量分布処理画像の生成を行うように構成されている、ことが好ましい。

【0011】

前記第1画像処理部は、前記複数の画像データの成分のうち、所定の成分の値を用いて成分間の第1の比率及び第2の比率の値を算出し、前記第1の比率及び前記第2の比率の値を用いて前記第1特徴量及び前記第2特徴量を算出し、

前記第1特徴量は、ヘモグロビンの濃度であり、前記第2特徴量は、ヘモグロビンの酸素飽和度である、ことが好ましい。

【0012】

前記第1の比率は、前記生体組織の前記第1特徴量に対して感度を有する比率であり、前記第2の比率は、前記生体組織の前記第2の特徴量に対して感度を有する比率であり、

前記第1の比率の算出に用いる前記画像データの成分の1つは、500nm～600nmの範囲内の第1波長帯域の成分であり、

前記第2の比率の算出に用いる前記画像データの成分の1つは、前記第1波長帯域より狭い第2の波長帯域の成分である、ことが好ましい。

【0013】

本発明の他の一態様は、画像処理を行うように構成されたプロセッサと画像を表示するように構成されたディスプレイを備える画像表示装置である。

前記画像表示装置は、

生体組織の撮像画像から生体組織の第1特徴量の分布を表した第1特徴量分布画像及び生体組織の第2特徴量の分布を表した第2特徴量分布画像を求めるように構成された第1

10

20

30

40

50

画像処理部と、前記第 1 特徴量分布画像において、前記第 1 特徴量が所定の閾値未満の画素を透過率が 0 の不透過画素とし、前記第 1 特徴量が所定の閾値以上の画素に、前記画素の画素値が前記閾値から離れる程度に応じて定まる透過率を与えて透過画素とすることにより、前記第 1 特徴量分布画像から、前記第 2 特徴量分布画像をマスクするマスク画像を生成するように構成された第 2 画像処理部と、前記第 2 特徴量分布画像の上層に前記マスク画像を重ねた第 2 特徴量分布処理画像を生成するように構成された第 3 画像処理部と、を備えたプロセッサと、

前記第 3 画像処理部で生成された前記第 2 特徴量分布処理画像を画像表示するように構成されたディスプレイと、を備える。

前記第 2 画像処理部は、例えば、前記第 1 特徴量が所定の下限値未満の画素を透過率が 0 の不透過画素とし、前記第 1 特徴量が所定の上限値以上の画素を透過率が 1 の全透過画素とし、前記画素の出力値が前記下限閾値から前記上限閾値の間は両者間の距離に応じて変調される透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、前記第 1 特徴量分布画像からマスクを生成し、前記第 2 特徴量分布画像をフィルタリングするためのマスク画像を生成する、ことが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

上述の内視鏡システム及び画像表示装置によれば、生体組織中の病変部あるいは病変部として疑わしい部分を含む非健常部の存在を検出することができる診断支援画像であり、かつ、診断支援画像として注目する非健常部が生体組織のどこに位置するか特定することが可能な明確な画像情報を含んだ画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図 1】(a) ~ (c) は、生体組織の画像とその生体組織の生体特徴量の分布画像の例を示す図である。

【図 2】(a) ~ (c) は、本実施形態の内視鏡システムあるいは画像表示装置で表示する診断支援画像の作成の一例を説明する図である。

【図 3】本実施形態で用いる内視鏡システムの一例の構成のブロック図である。

【図 4】本実施形態で用いる内視鏡システムの撮像素子の赤 (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 5】本実施形態で用いる内視鏡システム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 6】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。

【図 7】本実施形態で用いる第 1 比率とヘモグロビンの濃度との関係の一例を示す図である。

【図 8】本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濃度の関係の一例を示す図である。

【図 9】(a) は、本実施形態の内視鏡システムで表示する診断支援画像の一例を示す図であり、(b) は、従来の内視鏡システムで表示する診断支援画像の一例を示す図である。

【図 10】(a) ~ (f) は、本実施形態の内視鏡システムあるいは画像表示装置で表示する診断支援画像の作成に用いるマスク画像を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

本発明の一実施形態である内視鏡システムあるいは画像表示装置は、生体組織における非健常部の有無を判断することができる診断支援画像を表示する。図 1 (a) ~ (c) は、生体組織の画像とその生体組織の生体特徴量の分布画像の例を示す図である。

【0017】

図 1 (a) は、生体組織の像の一例を示している。図 1 (b) は、後述する内視鏡システムを用いて算出される生体組織におけるヘモグロビンの濃度 (生体特徴量) の分布画像

10

20

30

40

50

の一例を示し、図1(c)は、後述する内視鏡システムを用いて算出される生体組織における酸素飽和度(生体特徴量)の分布画像の一例を示す。

図1(b)には、生体組織の血管等の筋状の形態が表示されている。一方、図1(c)に示す酸素飽和度の分布画像では、生体組織の血管等の形態が明確に示されていない。このため、悪性腫瘍等と特徴とされるヘモグロビンの濃度が高く、かつ酸素飽和度の低い組織を検出するために、酸素飽和度の分布画像から、低い酸素飽和度の場所を探し、かつ該当部分に対応するヘモグロビンの濃度の高低を判断することが必要となる。しかし、図1(b)及び図1(c)をディスプレイに並列に表示したとしても、生体組織の血管等の場所を特定できる画像情報が含まれない酸素飽和度の分布画像から、病変部あるいは病変部として疑わしい非健常部が、図1(a)に示す生体組織のどの部分に該当するか、瞬時に特定することは困難である。

本発明の実施形態では、このような生体組織中の病変部あるいは病変部として疑わしい部分を含む非健常部の存在を検出することができかつ、生体組織中の非健常部の位置を容易に特定できる診断支援画像を提供することができる。すなわち、診断支援画像として、生体組織の形状や位置を反映した情報を付加した画像が提供される。

【0018】

(診断支援画像)

図2(a)~(c)は、本実施形態の内視鏡システムあるいは画像表示装置で表示する診断支援画像の作成の一例を説明する図である。

本実施形態では、図1(c)に示す酸素飽和度(第2特徴量)の分布画像をマスクするマスク画像を、図1(b)に示すヘモグロビンの濃度(第1特徴量)の分布画像から生成する。具体的には、本実施形態では、後述する内視鏡システムで算出されるヘモグロビンの濃度の分布(図2(a)参照)において、図2(b)に示すように、各画素におけるヘモグロビンの濃度(第1特徴量)が所定の閾値未満の画素を透過率が0の不透過画素とし、ヘモグロビンの濃度が閾値以上の画素を、ヘモグロビンの濃度が前記閾値から離れる程度に応じて定まる透過率を画素に与えて透過画素とする。具体的には、各画素の出力値すなわちヘモグロビンの濃度に関する画素値が、所定の下限値(ヘモグロビンの濃度の閾値に対応する画素値)以上の画素を、下限値から上限値に向けて透過率が高くなるように、画素値と下限値との差(距離)に応じて定まる透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、ヘモグロビンの濃度(第1特徴量)の分布画像からマスク画像を作成する。

本実施形態の内視鏡システム及び画像表示装置は、このマスク画像を、酸素飽和度の分布画像をマスクするマスク画像として作成し、酸素飽和度の分布画像の上層にマスク画像を重ねた酸素飽和度処理分布画像を、診断支援画像として作成し、この酸素飽和度処理画像をディスプレイに表示する。

【0019】

図2(a)に示す例では、透過率が20%、50%、及び100%が示されている。透過率は、マスク画像として用いる場合、マスク画像の下層にある画像の画素の輝度値を透過率に応じて変更させる。マスク画像の各画素において、透過率100%は、マスク画像の下層にある画像の画素の輝度値は変化させず、透過率25%は、マスク画像の下層にある画像の画素の輝度値を25%に変化させることをいう。

図2(c)は、マスク画像Mの一例を示す。

【0020】

(内視鏡システムの構成)

図3は、本実施形態の内視鏡システム10の構成を示すブロック図である。内視鏡システム10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。

【0021】

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

10

20

30

40

50

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。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 を通ってその先端部 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。

【0022】

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。

【0023】

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 4 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 570 nm より長波長 (例えば 580 nm ~ 700 nm) の光を通過させるフィルタであり、G カラーフィルタは、例えば波長約 470 nm ~ 620 nm 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 530 nm より短波長 (例えば 420 nm ~ 520 nm) の光を通過させるフィルタである。

【0024】

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。

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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

10

20

30

40

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。

【0028】

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

【0029】

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受け取って、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。

20

【0030】

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のヘモグロビンの濃度とヘモグロビンの酸素飽和度を特徴量として算出し、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、ヘモグロビンの濃度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の分布画像を生成する。特徴量取得部510は、さらに、ヘモグロビンの濃度の分布画像から酸素飽和度の分布画像をマスクするマスク画像を生成する。特徴量取得部510は、さらに、酸素飽和度の分布画像の上層に上記マスク画像を重ねた酸素飽和度分布処理画像を生成する。

特徴量取得部510は、波長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ヘモグロビンの濃度や酸素飽和度の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呼び出す。

30

【0031】

画像表示制御部514は、生成した酸素飽和度分布処理画像をディスプレイ300に表示する形態を制御する。

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。

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、専用のハードウェアで構成されてもよい。

40

【0032】

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。

【0033】

光源装置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。本実施形態の光源装置400は、波長域の異なる第1の光、第2の光、及び第3の光を出射するが、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の光と同じ波長域の光として

50

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域は異なる。

10

【0034】

なお、光源装置 400 の構成は、図 3 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

【0035】

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

【0036】

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 の波長域が切り替えられる。

40

【0037】

図 5 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 を備えている。フレーム 411 の中心軸の周りには 3つの扇状の窓 414a、414b 及び 414c が等間隔で形成されており、各窓 414a、414b 及び 414c には、それぞれ光学フィルタ 415、416 及び 418 が嵌め込まれている。なお、本実施形態の光学フィルタは、いず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、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

50

よい。

【0038】

また、フレーム411の中心軸上にはボス穴412が形成されている。ボス穴412には、フィルタ制御部420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410はサーボモータの出力軸と共に回転する。

【0039】

回転フィルタ410が図5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415、416、418の順に切り替わり、これにより回転フィルタ410を通過する照明光ILの波長帯域が順次切り替えられる。

【0040】

光学フィルタ415及び416は、550nm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6に示されるように、光学フィルタ415は、等吸収点E1からE4までの波長域R0(W帯)の光を低損失で通過させ、それ以外の波長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416は、等吸収点E2からE3までの波長域R2(N帯)の光を低損失で通過させ、それ以外の波長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418は、紫外線カットフィルタであり、可視光波長域では、光源ランプ430から放射された光は光学フィルタ418を透過する。光学フィルタ418を透過した光は、白色光WL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418を使用せず、フレーム411の窓414cを開放した構成としてもよい。

したがって、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ415を透過した光を、以降Wide光といい、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ416を透過した光を、以降Narrow光といい、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ418を透過した光を、以降白色光WLという。

【0041】

図6は、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6に示されるように、波長域R1は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピークP1のピーク波長が含まれる帯域であり、波長域R2は還元ヘモグロビンに由来する吸収ピークP2のピーク波長が含まれる帯域であり、波長域R3は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピークP3のピーク波長が含まれる帯域である。また、波長域R0には、3つの吸収ピークP1、P2、P3の各ピーク波長が含まれている。

【0042】

また、光学フィルタ415の波長域R0及び光学フィルタ416の波長域R2は、カラーフィルタ141aのGカラーフィルタの通過波長域(図4参照)に含まれている。従って、光学フィルタ415又は416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141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。

【0043】

フレーム411の周縁部には、貫通孔413が形成されている。貫通孔413は、フレーム411の回転方向において、窓414aと窓414cとの境界部と同じ位置(位相)に形成されている。フレーム411の周囲には、貫通孔413を検出するためのフォトインタラプタ422が、フレーム411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422は、フィルタ制御部420に接続されている。

【0044】

このように、本実施形態の光源装置400は、複数の光学フィルタ415、416、418を光源ランプ430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域の異なる光、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。

【0045】

(生体組織の特徴量の算出)

生体組織Tの特徴量(ヘモグロビンの濃度、ヘモグロビンの酸素飽和度)は、プロセッ

10

20

30

40

50

サ 5 0 0 の特徴量取得部 5 1 0 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 のヘモグロビンの濃度、及びヘモグロビンの酸素飽和度を特徴量として算出する処理を以下説明する。

【 0 0 4 6 】

図 6 に示すように、ヘモグロビンは、5 5 0 n m 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 H b O が占める割合を表す酸素飽和度に応じて変化する。図 6 における実線の波形は、酸素飽和度が 1 0 0 %、すなわち、酸素化ヘモグロビン H b O の吸収スペクトルであり、長破線の波形は、酸素飽和度が 0 %、すなわち、還元ヘモグロビン H b 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 = 1 0、2 0、3 0、
 ・ ・ ・ 9 0 % におけるヘモグロビン、すなわち酸素化ヘモグロビン H b O と還元ヘモグロビン H b の混合物の吸収スペクトルである。

10

【 0 0 4 7 】

図 6 に示すように、Q 帯において、酸素化ヘモグロビン H b O と還元ヘモグロビン H b 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 H b O は、波長 5 4 2 n m 付近の吸収ピーク P 1 と、波長 5 7 6 n m 付近の吸収ピーク P 3 を有している。一方、還元ヘモグロビン H b は、5 5 6 n m 付近に吸収ピーク P 2 を有している。図 6 は、酸素化ヘモグロビン H b O、還元ヘモグロビン H b 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 H b O 及び還元ヘモグロビン H b 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 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 とで挟まれた波長帯域は、先に光学フィルタ 4 1 0 で説明した波長帯域 R 1 であり、等吸収点 E 2 と E 3 とで挟まれた波長領域は波長帯域 R 2 であり、等吸収点 E 3 と E 4 とで挟まれた波長帯域は波長帯域 R 3 であり、等吸収点 E 1 と E 4 とで挟まれた波長帯域、すなわち波長帯域 R 1、R 2 及び R 3 を合わせた帯域は、波長帯域 R 0 である。したがって、光源ランプ 4 3 0 から放射された光のうち光学フィルタ 4 1 5 を透過した透過光である W i d e 光の波長帯域は、波長帯域 R 0 であり、光源ランプ 4 3 0 から放射された光のうち光学フィルタ 4 1 6 を透過した透過光である N a r r o w 光の波長帯域は、波長帯域 R 2 である。

20

【 0 0 4 8 】

図 6 に示されるように、波長帯域 R 1、R 2、R 3 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 R 1、R 3 におけるヘモグロビンの吸光率の合計値 A R 1、A R 3 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 R 2 におけるヘモグロビンの吸光率の合計値 A R 2 は、還元ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。

30

【 0 0 4 9 】

ここで、酸素飽和度は次の式 (1) により定義される。

【 0 0 5 0 】

式 (1) :

【 数 1 】

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

40

但し、

S a t : 酸素飽和度

[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] : ヘモグロビンの濃度 (t H b)

【 0 0 5 1 】

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

50

す式(2)、式(3)が得られる。

【0052】

式(2)：

【数2】

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

【0053】

式(3)：

【数3】

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

10

【0054】

したがって、ヘモグロビンの吸光率の合計値AR1、AR2及びAR3は、酸素飽和度とヘモグロビンの濃度の両方に依存する特徴量となる。

【0055】

ここで、波長帯域R0における吸光率の合計値は、酸素飽和度には依存せず、ヘモグロビンの濃度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R0における吸光率の合計値に基づいてヘモグロビンの濃度を定量することができる。また、波長帯域R1、波長帯域R2、あるいは波長帯域R3における吸光率の合計値と、波長帯域R0の吸光率の合計値に基づいて定量したヘモグロビンの濃度とに基づいて、酸素飽和度を定量することができる。

20

【0056】

本実施形態の特徴量取得部510は、第1画像処理部510a、第2画像処理部510b、及び第3画像処理部510cを有する。

第1画像処理部510aは、生体組織Tのヘモグロビンの濃度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のヘモグロビンの濃度を算出し取得すること、及び、算出したヘモグロビンの濃度とヘモグロビンの酸素飽和度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ことを行う。第1比率がヘモグロビンの濃度に対して感度を有するとは、ヘモグロビンの濃度が変化するとき第1比率の値も変化することをいう。また、第2比率がヘモグロビンの酸素飽和度に対して感度を有するとは、酸素飽和度が変化するとき第2比率の値も変化することをいう。

30

第2画像処理部510bは、図2(b)に示すように、ヘモグロビンの濃度の分布画像において、ヘモグロビンの濃度が閾値未満の画素を透過率が0の不透過画素とし、ヘモグロビンの濃度が閾値から離れた画素を、この閾値から離れる程度に応じて定まる透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、ヘモグロビンの濃度の分布画像から酸素飽和度の分布画像をマスクする、図2(c)に示すようなマスク画像Mを生成する。具体的には、第2画像処理部510bは、ヘモグロビンの濃度を表す画素値が、設定された下限値以上かつ上限値までの画素を、下限値と上限値との間の差に対する、画素値(画素出力値)と下限値との差(距離)の比に応じて定まる透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、ヘモグロビンの濃度の分布画像から酸素飽和度の分布画像をマスクする、図2(c)に示すようなマスク画像Mを生成する。一実施形態によれば、画素値が上限値以上の画素には、透過率100%を与えて、透過画素とすることが好ましい。

40

第3画像処理部510cは、酸素飽和度の分布画像の上層にマスク画像Mを重ねた酸素飽和度分布処理画像を生成する。

まず、第1画像処理部510aにおいて行うヘモグロビンの濃度の分布画像の生成と酸素飽和度の分布画像の生成を説明する。

【0057】

50

(ヘモグロビンの濃度の分布画像及び酸素飽和度の分布画像の生成)

上述したWide光(光学フィルタ415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の輝度成分の値が、上述の波長帯域R0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510の第1画像処理部510aは、波長帯域R0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濃度を算出する。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・BR>ナ算出することができる。

特徴量取得部510の第1画像処理部510aは、具体的には、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(以降、単にWideともいう)を、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WL(R)及びG成分WL(G)の合計成分WL(R)+WL(G)で割った比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}(第1比率)に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。ヘモグロビンの濃度の算出において、輝度成分Wideを、WL(R)あるいは{WL(R)+WL(G)}で割った比率Wide/WL(R)またはWide/{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、ヘモグロビンの濃度や酸素飽和度の影響を受けず、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のヘモグロビンの濃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。第1のカラー画像データの成分の1つがヘモグロビンの濃度の変化に対して感度を有しないとは、ヘモグロビンの濃度が変化しても、第1のカラー画像データの成分の1つの値は、実質的に変化しないことをいう。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。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とは、酸素飽和度が変化しても、第1のカラー画像データの成分の1つの値は、実質的に変化しないことをいう。

本実施形態では、所定の濃度のヘモグロビンの吸光特性を再現した試料における第1比率の情報とヘモグロビンの濃度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の第1画像処理部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濃度を算出する。

【0058】

本実施形態のヘモグロビンの濃度の算出では、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/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}を用いることが好ましいが、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の代わりにG成分Wide(G)を用いることも好ましい。

【0059】

さらに、上述したように、酸素飽和度の上昇とともに波長帯域 R 2 における吸光度の合計値が低下すること、及び、波長帯域 R 0 における吸光度の合計値はヘモグロビンの濃度に応じて変化するが、酸素飽和度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 510 b 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 510 b は、光学フィルタ 416 を通過した波長帯域 R 2 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（以降、単に Narrow ともいう）と、Wide 光（光学フィルタ 415 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（第 2 のカラー画像データ）の輝度成分 Wide との比率 Narrow / Wide を、第 2 比率として算出する。一方、ヘモグロビンの濃度と、酸素飽和度 = 0 % における第 2 比率の下限値及び酸素飽和度 = 100 % における第 2 比率 Narrow / Wide の上限値との関係を表した対応関係を、上述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 510 b 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濃度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。下限値、上限値は、酸素飽和度 0 %、100 % に対応する値である。さらに、酸素飽和度算出部 510 b は、求めた下限値と上限値の間で第 2 比率が酸素飽和度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 / Wide の値が、酸素飽和度 0 ~ 100 % に対応する下限値及び上限値の間の範囲のうちどの位置にあるかによって酸素飽和度を算出する。このようにして、特徴量取得部 510 の酸素飽和度算出部 510 b は、酸素飽和度の算出を行う。

また、ヘモグロビンの濃度及び第 2 比率の値とヘモグロビンの酸素飽和度との対応関係を表した参照テーブルを上述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を算出することもできる。

【0060】

本実施形態では、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 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 との比率として用いるが、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が、用いるフィルタの波長特性により最適化されることが望ましい。

【0061】

また、本実施形態では、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 R 2 の Narrow 光を用いるが、Narrow 光には限られない。例えば、酸素飽和度の変化に対して吸光度の合計値が変化する波長帯域 R 1 あるいは波長帯域 R 2 を利用することを意図して、波長帯域 R 1 あるいは波長帯域 R 2 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 R 1 あるいは波長帯域 R 2 に設定するとよい。

【0062】

本実施形態では、上述したように、比率 Wide / WL (R) または Wide / {WL (R) + WL (G)} は、生体組織のヘモグロビンの濃度に対して感度を有する比率であり、比率 Narrow / Wide は、生体組織のヘモグロビンの酸素飽和度に対して感度を有する比率であり、比率 Wide は、500 nm ~ 600 nm の範囲内の波長帯域の成分であり、Narrow は、500 nm ~ 600 nm の範囲内の上記波長帯域より狭い波長帯域の成分である。これにより、散乱等外乱の影響を最小限にして、ヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を精度良く求めることができる。

【0063】

10

20

30

40

50

図7は、第1比率とヘモグロビンの濃度との関係の一例を示す図である。特徴量取得部510の第1画像処理部510aは、上述したように第1比率を求めると、図7に示すような対応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濃度を求める。図7は、第1比率の値に基づいてヘモグロビンの濃度H1を求めたことを表している。図7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。

【0064】

図8は、第2比率の上限値及び下限値とヘモグロビンの濃度の関係の一例を示す図である。図8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の第1画像処理部510aは、上述したように第2比率を求めると、第1画像処理部510aで求めたヘモグロビンの濃度と第2比率とに基づいて、図8に示す対応関係を用いて、求めたヘモグロビンの濃度における第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=100%を示し、下限値が酸素飽和度=0%を示す。この上限値と下限値の間のどの位置に求めた第2比率はあるかを求めることで、酸素飽和度量算部510bは、酸素飽和度の値を求める。図8では、第2比率の値がR2であるときのヘモグロビンの濃度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、酸素飽和度の値が求められる。

第1画像処理部510aは、このようにして画素毎に算出されたヘモグロビンの濃度の値と酸素飽和度の値に基づいて階調処理して得られる画素値によってヘモグロビンの濃度の分布画像及び酸素飽和度の分布画像を生成する。

【0065】

(マスク画像の生成及び酸素飽和度分布処理画像の生成)

第2画像処理部510bが行うマスク画像の生成は、図2(b)に示すように、ヘモグロビンの濃度の分布画像において、ヘモグロビンの濃度が閾値未満の画素を透過率が0の不透過画素とし、ヘモグロビンの濃度が閾値以上の画素を、ヘモグロビンの濃度が前記閾値から離れる程度に応じて定まる透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、ヘモグロビンの濃度の分布画像から酸素飽和度の分布画像をマスクする、図2(c)に示すようなマスク画像M(図2(c)参照)を生成する。

具体的には、ヘモグロビンの濃度を表す画素値(画素出力値)が設定した下限値未満の画素を透過率が0の不透過画素とし、画素値が設定した上限値以上の画素を透過率が100%の透過画素とし、画素値(画素出力値)が下限値から上限値の間は、下限値と上限値との間の差に対する画素値と下限値との間の差の比に応じて変調される0と100%の間の中間の透過率を画素に与えて透過画素とすることにより、ヘモグロビンの濃度の分布画像から酸素飽和度の分布画像をマスクする、図2(c)に示すようなマスク画像M(図2(c)参照)を生成する。ここで、閾値、上限値、下限値は、予め設定された値でもよいし、操作者が自在に入力して設定することができる値であってもよい。

【0066】

第3画像処理部510cは、第1画像処理部510aが生成した酸素飽和度の分布画像の上層に、生成したマスク画像Mを重ねた酸素飽和度分布処理画像を生成する。生成した酸素飽和度分布処理画像のデータは、画像表示制御部514を介して、所定の画像の表示形態に制御されてディスプレイ300に出力される。

【0067】

図9(a)は、内視鏡システム10で表示する本実施形態の診断支援画像の一例を示す図であり、(b)は、従来の内視鏡システムで表示する診断支援画像の一例を示す図である。具体的には、図9(a)、(b)は、同じヘモグロビンの濃度の分布画像と酸素飽和度の分布画像から生成される、本実施形態の酸素飽和度分布処理画像(診断支援画像)と従来の酸素飽和度の分布画像の一例を示す図であり、図1(a)、(c)に矩形枠Fで囲まれた部分を示す。

図9(a)に示すように、本実施形態で生成される診断支援画像(酸素飽和度分布処理

画像)には、血管等の筋状の形態の画像情報が表示されることがわかる。一方、図9(b)に示す従来の診断支援画像は、指定されたヘモグロビン濃度で画素を選定して表示しただけの画像である。

すなわち、この酸素飽和度分布画像では、血管等の筋状の形態の画像情報が表示されていない。このため、従来の診断支援画像では、図1(a)に示す生体組織上のどの部分が問題となる非健常部であるかを、指し示すことは難しい。これに対して、本実施形態で生成される診断支援画像には、ヘモグロビン(血液)の濃度の変化を基にマスクを生成しているので、血管等の筋状の形態の画像情報が表示され、この画像情報をたよりに、図1(a)に示す生体組織上のどの部分が問題となる非健常部であるかを、容易に特定することができる。

【0068】

図10(a)~(f)は、内視鏡システム10で表示する診断支援画像の作成に用いるマスク画像Mを説明する図である。具体的には、図10(a)~(f)は、マスク画像Mの作成のためのヘモグロビンの濃度の値から透過率0~100%の値を生成するときの階調変換の例を示す図である。

【0069】

図10(a)に示すように、ヘモグロビンの濃度の閾値 T_h と上限値 H を定めた時、閾値 T_h と上限値 H との間のヘモグロビンの濃度から透過率への変換は、図10(b)~(f)に示すような階調変換を用いることができる。ヘモグロビンの濃度が閾値 T_h 未満である画素は、透過率が0の不透過画素とされる。一実施形態によれば、図1(b)に示す階調変換のように、閾値 T_h と上限値 H の間において、濃度に対して透過率を線形的に変化させることができる。一実施形態によれば、図1(c)に示す階調変換のように、閾値 T_h と上限値 H の間において、閾値 T_h 及び上限値 H の付近では、濃度に対する透過率の変化を小さくし、閾値 T_h 及び上限値 H の間の中間領域では、濃度に対する透過率の変化を大きくする非線形の変換とすることもできる。一実施形態によれば、図1(d)に示す階調変換のように、閾値 T_h と上限値 H の間において、濃度に対する透過率の変化が、濃度の増加に伴って徐々に低下する非線形の変換とすることもできる。一実施形態によれば、図1(e)に示す階調変換のように、閾値 T_h と上限値 H の間において、濃度に対する透過率の変化が、濃度の増加に伴って徐々に増大する非線形の変換とすることもできる。一実施形態によれば、図10(f)に示す階調変換のように、図10(b)に示す、透過率が濃度の変化に対して線形的にかつ連続的に変化する変換に代えて、濃度が大きくなるにつれ、透過率が階段状に変化する変換とすることもできる。一実施形態によれば、図10(c)~(e)に示すような透過率が濃度の変化に対して連続的に変化する変換に代えて、図10(f)に示すように階段状に変化する変換にすることもできる。

【0070】

このように、実施形態では、マスク画像Mの透過画素の透過率は、画素の画素値が閾値 T_h から離れる程、連続的にあるいは段階的に高くなるように設定する。これにより、血管等の筋状の形態の画像情報が表示され易くなるので、図1(a)に示す生体組織上のどの部分が問題となる非健常部であるかを、特定することが容易になる。

この場合、透過画素の透過率は、画素の画素値が閾値 T_h から離れるにつれ、非線形に高くなることが、好ましい。

なお、プロセッサ200は、閾値 T_h の値を連続的に変化させるような入力を受ける入力部(不図示)を備え、入力の変更のたびに、第3画像処理部510cは、酸素飽和度分布処理画像の生成を行うことが好ましい。これにより、操作者がディスプレイ300に表示された酸素飽和度分布処理画像を見ながら、血管等の筋状の形態のような、生体組織上の部分を特定できる画像情報を表示させるように閾値 T_h を調整できるので、操作者は、非健常部の、生体組織上の場所を容易に指し示すことができる。

【0071】

本実施形態の内視鏡システム10は、生体組織を撮像し、マスク画像Mを用いた画像処理を施すことで非健常部を、生体組織の像上で指し示すことが容易にできる診断支援画像

10

20

30

40

50

を提供することができるが、内視鏡システム 10 の代わりに、生体組織の撮像した画像を受信するように構成された画像表示装置、あるいは、生体組織の撮像した画像を予めメモリに記憶した画像表示装置を提供することができる。

すなわち、画像表示装置は、画像処理を行うプロセッサと画像を表示するように構成されたディスプレイを備える。

プロセッサは、酸素飽和度の分布処理画像を生成するための第 1 ~ 3 画像処理部を備える。ディスプレイは、プロセッサで生成された酸素飽和度の分布処理画像を画像表示するように構成される。

ここで、第 1 画像処理部は、生体組織の撮像画像から生体組織のヘモグロビンの濃度の分布画像及び生体組織の酸素飽和度の分布画像を求めるように構成される。第 2 画像処理部は、ヘモグロビンの濃度の分布画像において、ヘモグロビンの濃度が閾値 T_h 未満の画素を透過率が 0 の不透過画素とし、ヘモグロビンの濃度が閾値 T_h 以上の画素に、画素の画素値が閾値 T_h から離れる程度に応じて定まる透過率を与えて透過画素とすることにより、ヘモグロビンの濃度の分布画像から、酸素飽和度の分布画像をマスクするマスク画像 M を生成するように構成される。第 3 画像処理部は、酸素飽和度の分布画像の上層にマスク画像 M を重ねた酸素飽和度の分布処理画像を生成するように構成される。

この画像表示装置でも、マスク画像 M に基づく酸素飽和度の分布処理画像を生成するので、非健常部の存在を判断することができる診断支援画像を、生体組織中の非健常部の位置を特定することができる画像情報を含んで表示することができる。

【0072】

上述の実施形態では、ヘモグロビンの濃度及び酸素飽和度を算出するために用いる照明光 I_L の波長帯域は、図 6 に示すような 500 ~ 600 nm の範囲にあるが、この波長帯域に限定されない。例えば、ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光率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 ~ 500 nm 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、証明光 I_L の波長帯域とすることもできる。

【0073】

以上、本実施形態について説明したが、本発明は、上記の実施形態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】

【0074】

- 10 内視鏡システム
- 100 電子内視鏡
- 110 挿入管
- 111 挿入管先端部
- 121 対物レンズ群
- 131 ライトガイド
- 131 a 先端部
- 131 b 基端部
- 132 レンズ
- 141 撮像素子
- 141 a カラーフィルタ
- 142 ケーブル
- 200 プロセッサ
- 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

10

20

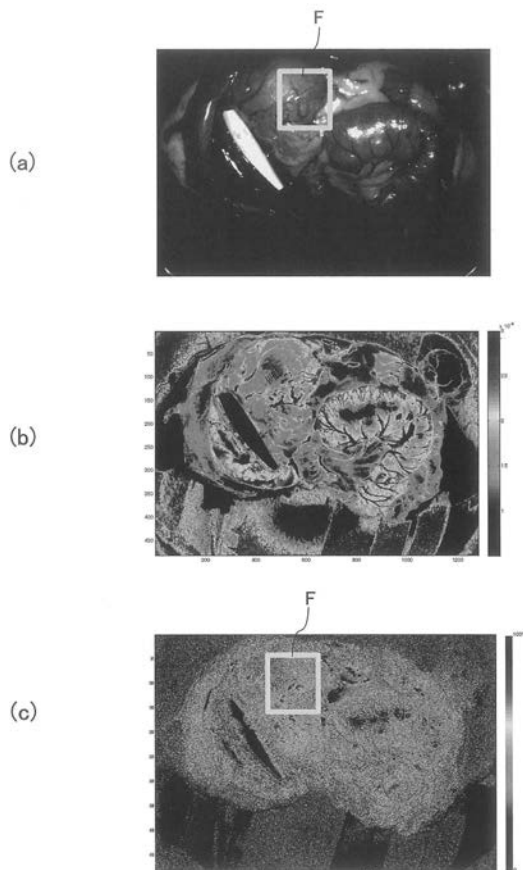
30

40

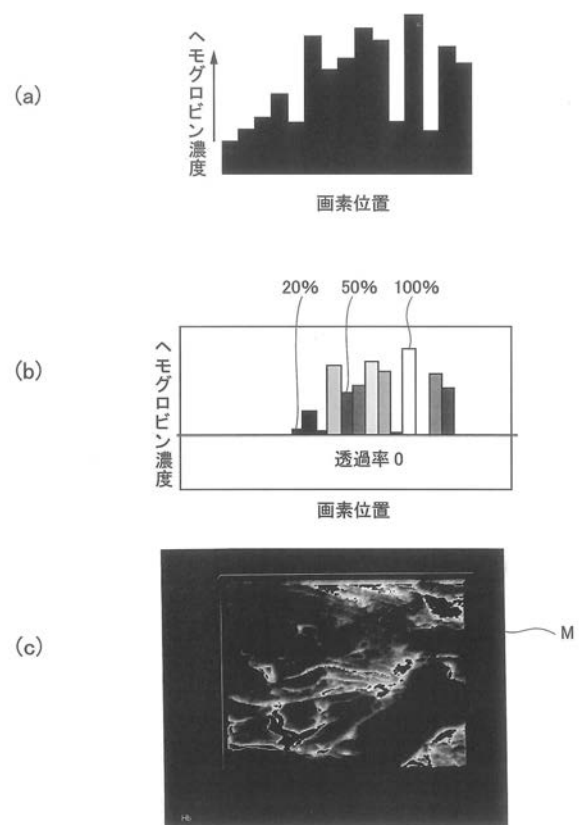
50

- 4 5 0 集光レンズ
- 5 0 0 画像処理部
- 5 0 2 A / D 変換回路
- 5 0 4 プレ画像処理部
- 5 0 6 フレームメモリ部
- 5 0 8 ポスト画像処理部
- 5 1 0 特徴量取得部
- 5 1 0 a 第 1 画像処理部
- 5 1 0 b 第 2 画像処理部
- 5 1 0 c 第 3 画像処理部
- 5 1 2 メモリ
- 5 1 4 画像表示制御部
- 5 1 6 コントローラ

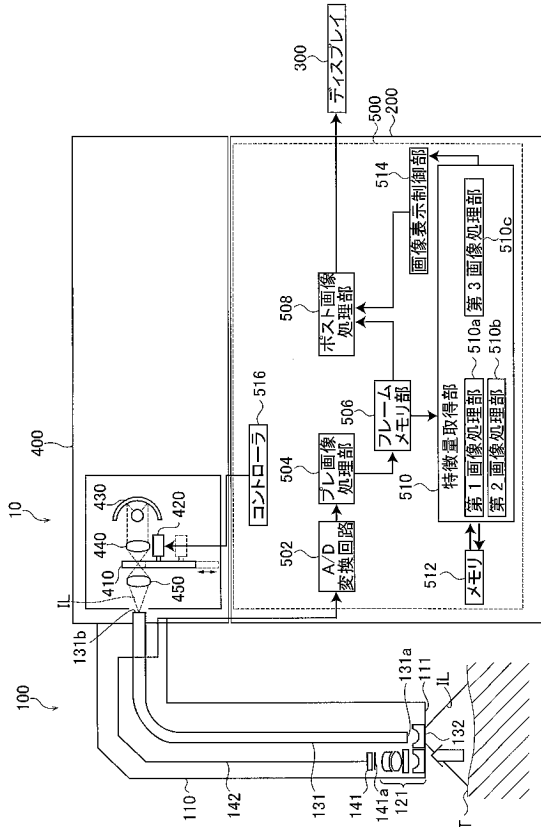
【 図 1 】



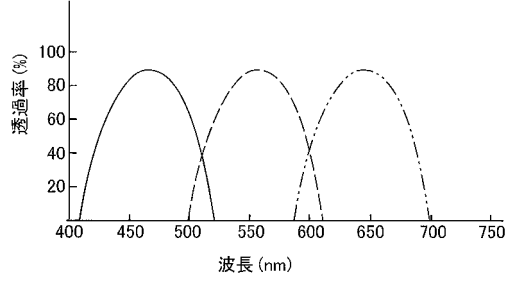
【 図 2 】



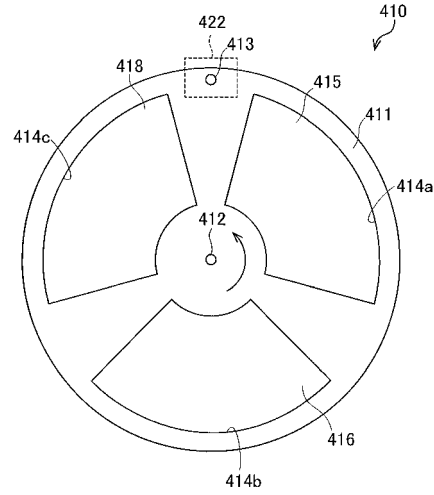
【図3】



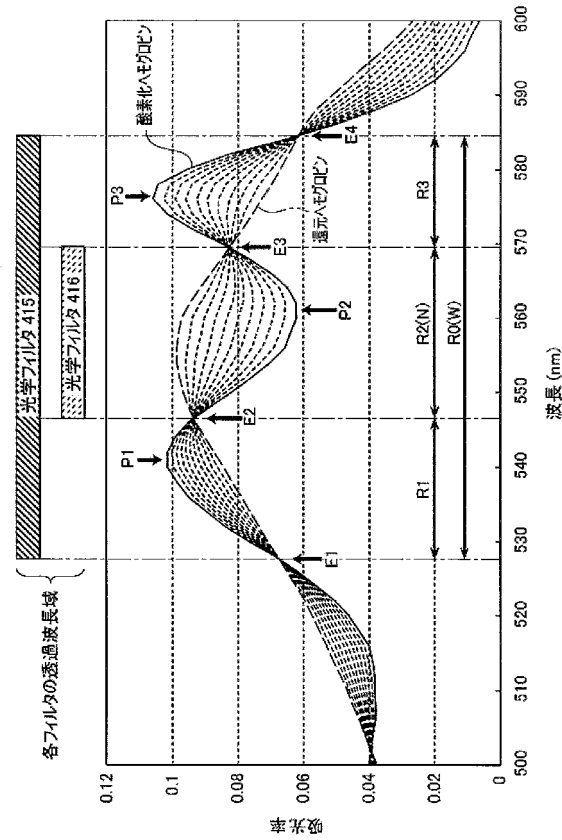
【図4】



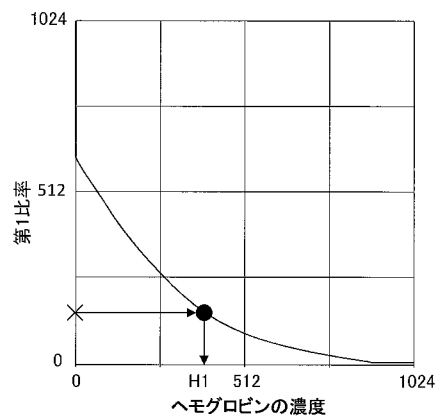
【図5】



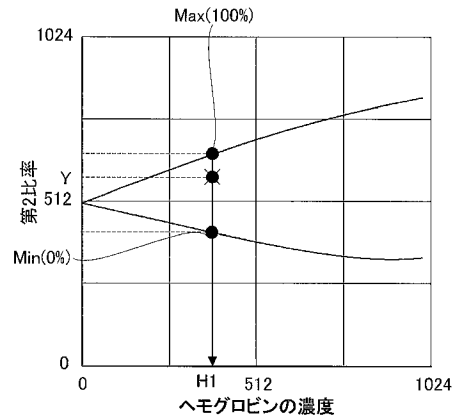
【図6】



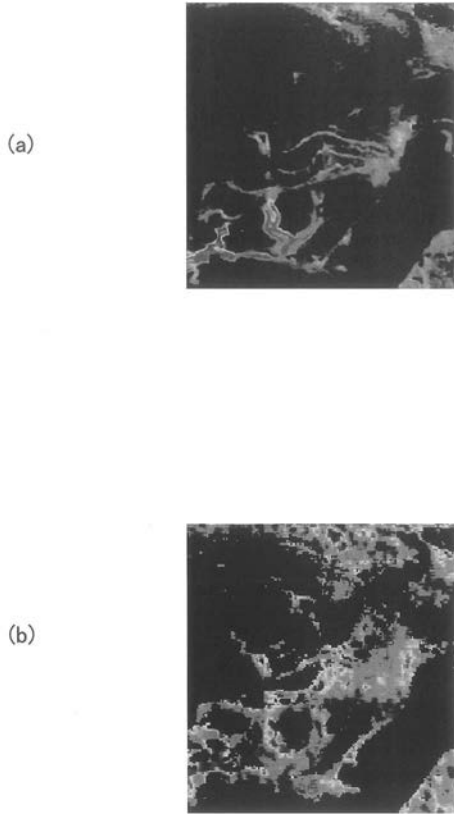
【図7】



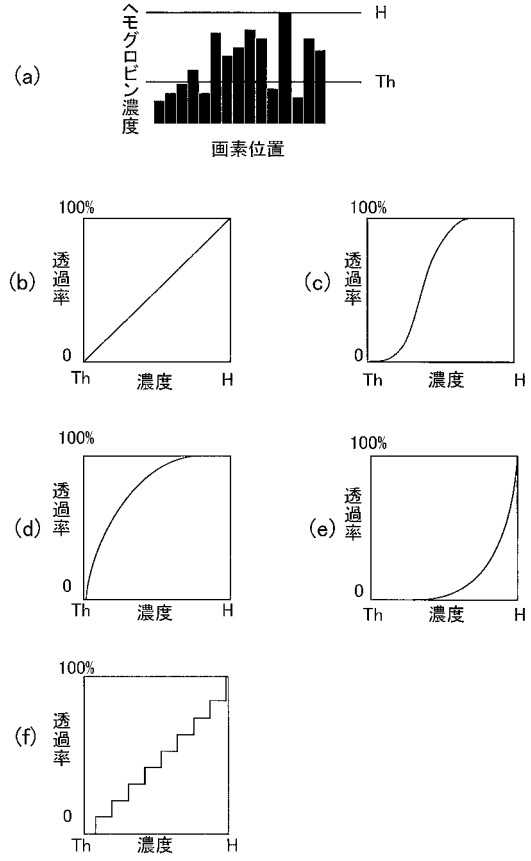
【図8】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/000423
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B1/00(2006.01) i, A61B1/045(2006.01) i, A61B5/1455(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, A61B5/1455 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 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 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	JP 2014-233344 A (HOYA CORPORATION) 15 December 2014, paragraphs [0026]-[0111], fig. 1-7 (Family: none)	1-7
Y	JP 2015-198735 A (OLYMPUS CORP.) 12 November 2015, paragraphs [0010]-[0065], [0071]-[0086], fig. 1-6, 8-13 (Family: none)	1-7
Y	JP 2013-118978 A (SONY CORP.) 17 June 2013, paragraph [0096], fig. 7 & WO 2013/084719 A1	1-7
<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 05 March 2018 (05.03.2018)		Date of mailing of the international search report 20 March 2018 (20.03.2018)
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/JP2018/000423

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-303193 A (OMRON CORP.) 28 October 2004, paragraph [0070] & US 2007/0041640 A1, paragraph [0083] & WO 2004/084142 A1 & EP 1612730 A1 & CN 1777913 A	3, 5, 6
Y	JP 2016-97067 A (HOYA CORPORATION) 30 May 2016, paragraphs [0034]-[0097], fig. 1-7 & US 2016/0146723 A1, paragraphs [0045]-[0113], fig. 1-7 & EP 3023050 A1 & CN 105615894 A	5, 6
A	JP 2006-326153 A (OLYMPUS CORP.) 07 December 2006, entire text, all drawings & WO 2006/129740 A1	1-7
A	JP 2016-220802 A (HOYA CORPORATION) 28 December 2016, entire text, all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 2016-52391 A (HOYA CORPORATION) 14 April 2016, entire text, all drawings & US 2016/0058274 A1, whole documents & EP 3106079 A1 & CN 105380587 A	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 0 4 2 3								
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, A61B5/1455(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, A61B5/1455										
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table style="width: 100%; border: none;"> <tr><td>日本国実用新案公報</td><td style="text-align: right;">1922-1996年</td></tr> <tr><td>日本国公開実用新案公報</td><td style="text-align: right;">1971-2018年</td></tr> <tr><td>日本国実用新案登録公報</td><td style="text-align: right;">1996-2018年</td></tr> <tr><td>日本国登録実用新案公報</td><td style="text-align: right;">1994-2018年</td></tr> </table>			日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年									
日本国公開実用新案公報	1971-2018年									
日本国実用新案登録公報	1996-2018年									
日本国登録実用新案公報	1994-2018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	JP 2014-233344 A (HOYA株式会社) 2014.12.15, 段落[0026]-[0111], 第1-7図 (ファミリーなし)	1-7								
Y	JP 2015-198735 A (オリンパス株式会社) 2015.11.12, 段落[0010]-[0065], [0071]-[0086], 第1-6, 8-13図 (ファミリーなし)	1-7								
Y	JP 2013-118978 A (ソニー株式会社) 2013.06.17, 段落[0096], 第7図 & WO 2013/084719 A1	1-7								
<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。										
<table style="width: 100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> * 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 </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> 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 </td> </tr> </table>			* 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						
* 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 05.03.2018		国際調査報告の発送日 20.03.2018								
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		<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;">特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央</td> <td style="width: 50%; text-align: center;">2Q 9309</td> </tr> <tr> <td>電話番号 03-3581-1101 内線 3292</td> <td></td> </tr> </table>	特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央	2Q 9309	電話番号 03-3581-1101 内線 3292					
特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央	2Q 9309									
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 8 / 0 0 0 4 2 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	JP 2004-303193 A (オムロン株式会社) 2004.10.28, 段落[0070] & US 2007/0041640 A1, paragraph[0083] & WO 2004/084142 A1 & EP 1612730 A1 & CN 1777913 A	3, 5, 6
Y	JP 2016-97067 A (HOYA株式会社) 2016.05.30, 段落[0034]-[0097], 第1-7図 & US 2016/0146723 A1, paragraph[0045]-[0113], Fig.1-7 & EP 3023050 A1 & CN 105615894 A	5, 6
A	JP 2006-326153 A (オリンパス株式会社) 2006.12.07, 全文, 全図 & WO 2006/129740 A1	1-7
A	JP 2016-220802 A (HOYA株式会社) 2016.12.28, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2016-52391 A (HOYA株式会社) 2016.04.14, 全文, 全図 & US 2016/0058274 A1, whole documents & EP 3106079 A1 & CN 105380587 A	1-7

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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

(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)	内窥镜系统和图像显示装置		
公开(公告)号	JPWO2018131631A1	公开(公告)日	2019-11-07
申请号	JP2018561403	申请日	2018-01-11
[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	千葉亨		
发明人	千葉 亨		
IPC分类号	A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B5/1455 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00186 A61B1/0676 G02B23/2407 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.617 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/NN05 4C161/RR14		
优先权	2017005446 2017-01-16 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统从生物组织的成像图像生成生物组织的第一和第二特征量分布图像，并且处理器从这些分布图像和第二特征生成第二特征量分布处理图像。用于显示数量分配处理图像的显示器。处理器，在第一特征量分布图像中，表示第一特征量小于下限值的像素值是透射率为0的非透射像素，是上限值和下限值之间的像素。另外，通过给出根据像素值连续或逐步确定的透射率以形成透明像素，来生成第二特征量分布图像的掩模图像。处理器还生成第二特征量分布处理图像，其中掩模图像被叠加在第二特征量分布图像的上层上。

