

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-63097

(P2013-63097A)

(43) 公開日 平成25年4月11日(2013.4.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2011-201810 (P2011-201810)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年9月15日 (2011. 9. 15)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	齋藤 孝明
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	山口 博司
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	飯田 孝之
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

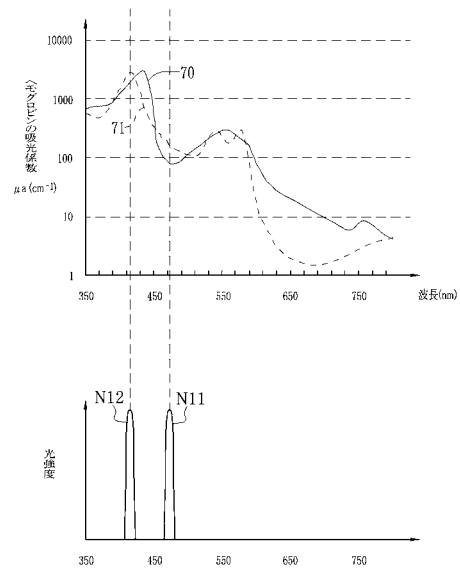
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び光源装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡システムにおいて、製造コストの増加や装置構成の複雑化を招くことなく、表層血管や中層血管に関する酸素飽和度について、測定精度の向上を図るとともに酸素飽和度を表す画像の明るさを向上する。

【解決手段】内視鏡システムの光源装置は、白色光源を有する。白色光源の光路上には、白色光をB、G、Rの三色に色分離するロータリフィルタと、白色光から狭帯域光Nを色分離するバンドパスフィルタが挿脱自在に配置されている。バンドパスフィルタは、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するための酸素飽和度測定光を生成するためのものであり、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ波長帯域の2つの狭帯域光N11、N12を透過する光学特性を有する。酸素飽和度測定光は、2つの狭帯域光N11、N12を合わせた光量となるため、測定精度や画像の明るさが向上する。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入される挿入部を有し、前記被検体内の観察部位を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記電子内視鏡に撮像用の光を供給する光源装置であり、

前記観察部位の通常観察画像を得るための照明光に利用される白色光を発する白色光源と、

前記白色光の光路上に挿脱自在に配置され、前記白色光に含まれる一部の波長帯域の光を色分離して、前記観察部位に存在する血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するための酸素飽和度測定光を生成するバンドパスフィルタであり、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ波長帯域を有する複数の狭帯域光を透過する光学特性を持つバンドパスフィルタとを有する光源装置と、

前記観察部位で反射した前記酸素飽和度測定光を受光した前記撮像素子が出力する撮像信号に基づいて、前記酸素飽和度を求める血液情報算出手段を有するプロセッサ装置とを備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記複数の狭帯域光の波長帯域は、それぞれ 600 nm 以下であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記複数の狭帯域光には、波長が 400 nm 台の青色領域の狭帯域光が少なくとも 1 つ含まれることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記複数の狭帯域光には、波長帯域が $473 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光と、波長帯域が $410 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光が含まれることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記複数の狭帯域光には、波長帯域が $445 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光と、波長帯域が $555 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光が含まれることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記プロセッサ装置は、前記酸素飽和度を画像化する画像生成手段を備えていることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

さらに、前記血液情報算出手段は、前記酸素飽和度測定光に対応して前記撮像素子が出力する第 1 撮像信号と、前記白色光から色分離して生成された赤色領域の波長帯域を有し前記観察部位に存在する血管の血液量を測定するための血液量測定光に対応して前記撮像素子が出力する第 2 撮像信号に基づいて、前記血液量及び前記酸素飽和度を算出し、

前記画像生成手段は、前記酸素飽和度と前記血液量の両方の情報を画像化することを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記画像生成手段は、前記血液量及び酸素飽和度算出手段によって算出された前記血液量及び前記酸素飽和度に応じて色調が変化するカラーテーブルを用いて、前記血液量及び前記酸素飽和度の情報が反映された疑似カラー画像を生成することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記血液量測定光は、 $590 \text{ nm} \sim 700 \text{ nm}$ の波長帯域を有することを特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記血液情報算出手段は、

前記酸素飽和度と前記血液量の両方に依存性を有する前記第 1 撮像信号と、前記第 1 撮

10

20

30

40

50

像信号と前記第 2 撮像信号を規格化するための参照信号の比である第 1 信号比と、前記血液量に依存性を有する前記第 2 撮像信号と、前記参照信号の比である第 2 信号比とを求める信号比算出手段と、

前記酸素飽和度と前記第 1 信号比及び前記第 2 信号比との第 1 の相関関係と、前記血液量と前記第 2 信号比との第 2 の相関関係を記憶する相関関係記憶部とを有しており、

前記第 2 相関関係を参照して前記第 2 信号比に対応する前記血液量を求めるとともに、前記第 1 相関関係を参照して前記前記第 1 信号比に対応する酸素飽和度を求めることを特徴とする請求項 7～9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記撮像素子は単色の撮像信号を出力するモノクロ撮像素子であり、

前記光源装置は、青色、緑色、赤色の三色、またはイエロー、マゼンタ、シアンの三色の透過領域を有し、三色の各透過領域を前記白色光の光路に選択的に挿入して、前記白色光を三色の光に色分離するフィルタを有しており、

前記通常観察画像を得る通常観察モードにおいて、前記三色の光を順次前記電子内視鏡に供給する面順次式であることを特徴とする請求項 1～10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記撮像素子は、青色、緑色、赤色の三色、またはイエロー、マゼンタ、シアンの三色の画素を有し、各色の画素に対応した三色の画像信号を出力するカラー撮像素子であり、

前記光源装置は、前記通常観察画像を得る通常観察モードにおいて、前記白色光を色分離せずに前記電子内視鏡に供給する同時式であることを特徴とする請求項 1～10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

被検体内に挿入される挿入部を有し、前記被検体内の観察部位を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡を有する電子内視鏡システムに用いられ、前記電子内視鏡に撮像用の光を供給する光源装置において、

前記観察部位の通常観察画像を得るための照明光に利用される白色光を発する白色光源と、

前記白色光の光路上に挿脱自在に配置され、前記白色光に含まれる一部の波長帯域の光を色分離して、前記観察部位に存在する血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するための酸素飽和度測定光を生成するバンドパスフィルタであり、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ波長帯域を有する複数の狭帯域光を透過する光学特性を持つバンドパスフィルタとを有することを特徴とする光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内を観察するための内視鏡システム及び光源装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムによる被検体内の観察としては、照明光として広帯域の白色光を用いる通常光観察の他、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いて、被検体内の血管を強調表示等させる特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

また、血中ヘモグロビンの吸光スペクトルにおいて、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差が生じ酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域が存在するという血管の吸光特性を利用して、画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度情報を取り出し、それを画像化することも行われている。特許文献 1 に記載の内視鏡システムでは、酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を持つ測定光と、酸素飽和度によって吸

10

20

30

40

50

光係数が変化しない（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が同じ）等吸収点の波長帯域を持つ参照光の2つの波長帯域の光を用い、それらの画像信号の差を求めることにより、酸素飽和度情報を取り出している。

【0004】

そして、酸素飽和度の大小に応じて異なる色を割り当て、その割り当てた色に基づいて疑似カラーの酸素飽和度画像を生成し、モニタに表示している。このような酸素飽和度画像を用いることで、例えば、酸素飽和度が特異的に低くなる癌の発見が容易になるため、適切な診断が可能になる。

【0005】

特許文献1において、測定光や参照光は、キセノンランプなどの白色光源が発光する白色光を光学フィルタで色分離して生成される。特許文献1の第1実施例においては、測定光の波長帯域として、特許文献1の第6図に示されるように、約660nm～約700nmの近赤外領域の波長帯域が利用される。この波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きく、かつ、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光スペクトルが交差する等吸収点が存在せずその波長帯域の全範囲において酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンのそれぞれの吸光係数の大小関係が逆転しない波長帯域である。白色光から特定の波長の光を色分離することは白色光の波長帯域を制限することに他ならないため光量不足が懸念されるが、近赤外領域における上記波長帯域は比較的広範囲に及ぶため、光量を十分に確保することができる。そのため、酸素飽和度の測定精度も上がり、画像の明るさも確保される。

【0006】

また、参照光については、参照光の波長帯域を、等吸収点を挟んでその両脇（長波長側と短波長側）の領域まで広げることで光量を確保している（特許文献1の第8図及び8コラム31行～49行）。等吸収点は単波長であり波長帯域が狭いが、等吸収点の両脇においては酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの大小関係が逆転する。特許文献1においては、こうした特性を利用して、参照光の波長帯域を等吸収点の両脇の領域を含めるように広げることで、各領域の酸素飽和度の変化による吸光係数の差を相殺しつつ、参照光の光量を確保している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許2648494号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献1のように、酸素飽和度測定光として近赤外領域の波長帯域を利用すれば、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が逆転しない領域が比較的広範囲に及ぶため、波長帯域を広げることで光量を確保することができる。しかしながら、表層や中層に存在する血管の酸素飽和度情報の測定するためには、青色領域や緑色領域の測定光を利用する必要があるが、青色領域や緑色領域の場合には、近赤外領域の波長帯域を利用する場合のように波長帯域を広げて光量を確保することができないため、光量が不足するという問題があった。

【0009】

理由は次のとおりである。粘膜表層から深層に向かう光の深達度は波長依存性があり、波長が短いほど深達度が低く、長いほど深達度が高い。そのため、表層や中層に存在する血管の酸素飽和度情報を得るためには青色領域や緑色領域の測定光を用いる必要がある。しかし、ヘモグロビンの吸光スペクトルは、青色領域や緑色領域において、近赤外領域と比較して等吸収点が多く存在するため、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が逆転しない領域が狭い。そのため、青色領域や緑色領域においては、近赤外領域のように測定光の波長帯域を広くして光量を稼ぐことができないため、光量が不足す

るという問題が生じる。

【0010】

特許文献1には、上述のとおり参照光について、波長帯域を広げることで光量不足を解消する対策が開示されているが、青色領域及び緑色領域の測定光について光量不足が生じるという課題及びその解決策については開示されていない。また、特許文献1の第2実施例においては、第14図に示すように、白色光源に加えて、測定光用の光源として、波長帯域が狭い狭帯域光の大出力化が可能なレーザ光源などの半導体光源を利用することが開示されているが、半導体光源を利用する方法は、製造コストの増加や装置構成の複雑化を招くという問題がある。

【0011】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、内視鏡システムにおいて、製造コストの増加や装置構成の複雑化を招くことなく、表層血管や中層血管に関する酸素飽和度について、測定精度の向上を図るとともに酸素飽和度を表す画像の明るさを向上することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、被検体内に挿入される挿入部を有し、前記被検体内の観察部位を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、前記電子内視鏡に撮像用の光を供給する光源装置であり、前記観察部位の通常観察画像を得るための照明光に利用される白色光を発する白色光源と、前記白色光の光路上に挿脱自在に配置され、前記白色光に含まれる一部の波長帯域の光を色分離して、前記観察部位に存在する血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するための酸素飽和度測定光を生成するバンドパスフィルタであり、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ波長帯域を有する複数の狭帯域光を透過する光学特性を持つバンドパスフィルタとを有する光源装置と、前記観察部位で反射した前記酸素飽和度測定光を受光した前記撮像素子が出力する撮像信号に基づいて、前記酸素飽和度を求める血液情報算出手段を有するプロセッサ装置とを備えていることを特徴とする。

【0013】

前記複数の狭帯域光の波長帯域は、それぞれ600nm以下であることが好ましい。前記複数の狭帯域光には、波長が400nm台の青色領域の狭帯域光が少なくとも1つ含まれることが好ましい。前記複数の狭帯域光には、例えば、波長帯域が473nm±10nmの狭帯域光と、波長帯域が410±10nmの狭帯域光の2つの狭帯域光、あるいは、波長帯域が445nm±10nmの狭帯域光と、波長帯域が555±10nmの狭帯域光の2つの狭帯域光が含まれる。

【0014】

前記プロセッサ装置は、前記酸素飽和度を画像化する画像生成手段を備えていることが好ましい。さらに、前記血液情報算出手段は、前記酸素飽和度測定光に対応して前記撮像素子が出力する第1撮像信号と、前記白色光から色分離して生成された赤色領域の波長帯域を有し前記観察部位に存在する血管の血液量を測定するための血液量測定光に対応して前記撮像素子が出力する第2撮像信号に基づいて、前記血液量及び前記酸素飽和度を算出し、前記画像生成手段は、前記酸素飽和度と前記血液量の両方の情報を画像化することが好ましい。

【0015】

前記画像生成手段は、前記血液量及び酸素飽和度算出手段によって算出された前記血液量及び前記酸素飽和度に応じて色調が変化するカラーテーブルを用いて、前記血液量及び前記酸素飽和度の情報が反映された疑似カラー画像を生成することが好ましい。前記血液量測定光は、590nm～700nmの波長帯域を有することが好ましい。

【0016】

前記血液情報算出手段は、前記酸素飽和度と前記血液量の両方に依存性を有する前記第1撮像信号と、前記第1撮像信号と前記第2撮像信号を規格化するための参照信号の比で

10

20

30

40

50

ある第1信号比と、前記血液量に依存性を有する前記第2撮像信号と、前記参照信号の比である第2信号比とを求める信号比算出手段と、前記酸素飽和度と前記第1信号比及び前記第2信号比との第1の相関関係と、前記血液量と前記第2信号比との第2の相関関係を記憶する相関関係記憶部とを有しており、前記第2相関関係を参照して前記第2信号比に対応する前記血液量を求めるとともに、前記第1相関関係を参照して前記前記第1信号比に対応する酸素飽和度を求めることが好ましい。

【0017】

前記撮像素子は、例えば、単色の撮像信号を出力するモノクロ撮像素子であり、前記光源装置は、青色、緑色、赤色の三色、またはイエロー、マゼンタ、シアンの三色の透過領域を有し、三色の各透過領域を前記白色光の光路に選択的に挿入して、前記白色光を三色の光に色分離するフィルタを有しており、前記通常観察画像を得る通常観察モードにおいて、前記三色の光を順次前記電子内視鏡に供給する面順次式である。

10

【0018】

前記撮像素子は、例えば、青色、緑色、赤色の三色、またはイエロー、マゼンタ、シアンの三色の画素を有し、各色の画素に対応した三色の画像信号を出力するカラー撮像素子であり、前記光源装置は、前記通常観察画像を得る通常観察モードにおいて、前記白色光を色分離せずに前記電子内視鏡に供給する同時式でもよい。

【0019】

本発明の光源装置は、被検体内に挿入される挿入部を有し、前記被検体内の観察部位を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡を有する電子内視鏡システムに用いられ、前記電子内視鏡に撮像用の光を供給する光源装置において、前記観察部位の通常観察画像を得るための照明光に利用される白色光を発する白色光源と、前記白色光の光路上に挿脱自在に配置され、前記白色光に含まれる一部の波長帯域の光を色分離して、前記観察部位に存在する血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するための酸素飽和度測定光を生成するバンドパスフィルタであり、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ波長帯域を有する複数の狭帯域光を透過する光学特性を持つバンドパスフィルタとを有することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、白色光に含まれる一部の波長帯域の光を色分離して、前記観察部位に存在する血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するための酸素飽和度測定光を生成するバンドパスフィルタであり、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ波長帯域を有する複数の狭帯域光を透過する光学特性を持つバンドパスフィルタを有するから、内視鏡システムにおいて、製造コストの増加や装置構成の複雑化を招くことなく、表層血管や中層血管に関する酸素飽和度について、測定精度の向上を図るとともに酸素飽和度を表す画像の明るさを向上することにある。

30

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の第1実施形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】スコープ先端部の正面図である。

40

【図3】第1実施形態の電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】ロータリフィルタの説明図である。

【図5】ロータリフィルタのフィルタ部及びバンドパスフィルタの分光透過率と、白色光BBの光強度分布を示すグラフである。

【図6】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図7】バンドパスフィルタの説明図である。

【図8】通常観察モードにおける光源装置の動作説明図である。

【図9】機能情報観察モードにおける光源装置の動作説明図である。

【図10】(A)は通常観察モードにおける撮像素子の撮像動作を、(B)は機能情報観察モードにおける撮像素子の撮像動作を説明する説明図である。

50

- 【図 1 1】機能画像処理部のブロック図である。
- 【図 1 2】血液量と信号比 R/G との相関関係を示すグラフである。
- 【図 1 3】酸素飽和度と信号比 N/G 、 R/G との相関関係を示すグラフである。
- 【図 1 4】図 8 のグラフにおいて信号比から酸素飽和度を求める方法を説明するための説明図である。
- 【図 1 5】血液量画像及び酸素飽和度画像の作成手順を示すブロック図である。
- 【図 1 6】血液量と色差信号との関係を示すグラフである。
- 【図 1 7】酸素飽和度と色差信号との関係を示すグラフである。
- 【図 1 8】血液量画像と酸素飽和度画像を並列表示する表示装置の画像図である。
- 【図 1 9】血液量画像と酸素飽和度画像のいずれか一方を表示する表示装置の画像図である。 10
- 【図 2 0】内視鏡システムの動作手順を示すフローチャートである。
- 【図 2 1】3つの狭帯域光を使用する場合のそれぞれの波長帯域を示す説明図である。
- 【図 2 2】第1実施形態と異なる波長帯域を有する狭帯域光の説明図である。
- 【図 2 3】バンドパスフィルタ機能を有するロータリフィルタの説明図である。
- 【図 2 4】図 2 3 とは別のバンドパスフィルタ機能を有するロータリフィルタの説明図である。
- 【図 2 5】第3実施形態のカラー撮像素子の説明図である。
- 【図 2 6】第3実施形態の光源装置の説明図である。
- 【図 2 7】第3実施形態における撮像素子の撮像動作を説明する説明図である。 20
- 【図 2 8】補色系のカラーフィルタの分光透過率と、白色光 $B B$ 及び狭帯域光 N の光強度分布を示すグラフである。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0022】
- 〔第1実施形態〕
- 図1に示すように、本発明の第1実施形態の内視鏡システム10は、被検体内の観察部位を撮像する電子内視鏡11と、撮像により得られた信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置12と、観察部位を照射する光を供給する光源装置13と、観察画像を表示するモニタ14とを備えている。プロセッサ装置12には、キーボードやマウスなどの操作入力部であるコンソール15が設けられている。 30
- 【0023】
- 内視鏡システム10は、白色光のもとで観察部位を観察する通常観察モードと、機能情報観察モードの2つの動作モードを備えている。機能情報観察モードは、特殊光を利用して、観察部位に存在する血管に関する生体機能情報である、酸素飽和度及び血液量を取得して、これらを画像化して観察するモードである。
- 【0024】
- 電子内視鏡11は、被検体内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部分に設けられた操作部17と、操作部17とプロセッサ装置12及び光源装置13との間を連結するユニバーサルコード18とを備えている。
- 【0025】 40
- 挿入部16は、先端から順に連設された、先端部19、湾曲部20、可撓管部21からなる。図2に示すように、先端部19の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓22、観察部位で反射した像光が入射する観察窓23、観察窓23を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズル24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させる鉗子出口25などが設けられている。観察窓23の奥には、撮像素子44（図3参照）や結像用の光学系が内蔵されている。
- 【0026】
- 湾曲部20は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部17のアングルノブ26を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部20が湾曲することにより、先端部19の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部21は、食道や腸など曲がりくねっ 50

た管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 16 には、撮像素子 44 を駆動する駆動信号や撮像素子 44 が出力する撮像信号を通信する通信ケーブルや、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 43 (図 3 参照) が挿通されている。

【0027】

操作部 17 には、アンプルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリースボタンなどが設けられている。

【0028】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 43 が挿通されており、一端には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 28 が取り付けられている。コネクタ 28 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、通信用コネクタには通信ケーブルの一端が、光源用コネクタにはライトガイド 43 の一端がそれぞれ配設される。電子内視鏡 11 は、このコネクタ 28 を介して、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 に着脱自在に接続される。

【0029】

図 3 に示すように、光源装置 13 は、白色光源 30 と、これらを駆動制御する光源制御部 32 とを備えている。光源制御部 32 は、光源装置 13 の各部の駆動開始、終了、駆動タイミング、同期タイミングなどの制御を行う。

【0030】

白色光源 30 は、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプなど、青色領域から赤色領域 (約 400 ~ 700 nm) にわたる広い波長帯域において発光スペクトルが連続する広帯域の白色光 BB を発生する。白色光源 30 は、既存の光源装置の多くに搭載されているものと同様であり、既存の光源装置からの部品の流用が可能である。

【0031】

白色光源 30 は、白色光 BB を放射するランプ 30a と、ランプ 30a が放射する広白色光 BB を出射方向に向けて反射するリフレクタ 30b とからなる。キセノンランプやハロゲンランプなどの白色光源は、点灯開始から光量が安定するまでに時間が掛かるため、白色光源 30 は、光源装置 13 の電源が投入されると点灯を開始し、電子内視鏡 11 の使用中、常時点灯する。また、白色光源 30 の光路上には、絞り 33 が配置されており、白色光源 30 の光量制御は絞り 33 の開度を調節することによって行われる。

【0032】

白色光源 30 が発光する白色光 BB の光路には、ロータリフィルタ 34 が配置されている。図 4 に示すように、ロータリフィルタ 34 は、円板形状をしており、円周方向に 3 分割されて中心角が 120° の扇形の領域に、それぞれ B、G、R の光を透過する B フィルタ部 34a、G フィルタ部 34b、R フィルタ部 34c の三色のカラーフィルタが設けられている。

【0033】

ロータリフィルタ 34 は、B フィルタ部 34a、G フィルタ部 34b、R フィルタ部 34c が選択的に白色光 BB の光路に挿入されるように回転自在に設けられている。モータ 34d は、ロータリフィルタ 34 を回転させるための駆動源である。ロータリフィルタ 34 が回転すると、各色のフィルタ部 34a、G フィルタ部 34b、R フィルタ部 34c が順次白色光 BB の光路に挿入される。

【0034】

B フィルタ部 34a、G フィルタ部 34b、R フィルタ部 34c は、それぞれ図 5 に示す分光透過率を有しており、白色光 BB が各フィルタ部 34a ~ 34c を透過することにより、B、G、R の各色に分離されて B 色光、G 色光、R 色光が生成される。光源装置 13 は、白色光の下で観察部位を観察する通常観察モードにおいて、白色光源 30 の光をロータリフィルタ 34 で B、G、R の三色の光に順次色分離して生成し、生成した三色の光を電子内視鏡 11 に対して順次供給する、いわゆる面順次方式である。

【0035】

電子内視鏡11の撮像素子44（図3参照）は、撮像面にマイクロカラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子であり、撮像面を構成する各画素は、白色光の発光スペクトルのほぼ全域に感度を有する。撮像素子44は、光源装置13から順次供給される光に対応する色の撮像信号を出力する。ロータリフィルタ34の回転速度や各フィルタ部34a、34b、34cの大きさは、撮像素子44の1画面分の撮像信号を出力する間隔を規定するフレームレートに応じて決められる。

【0036】

白色光BBの光路において、ロータリフィルタ34の下流側には、絞り33、集光レンズ36、ロッドインテグレータ37が配置されている。絞り33は、光を遮光する遮光板と遮光板を変位させるアクチュエータ（図示せず）からなり、遮光板で白色光BBの光路の一部を遮光することにより光量を制御する。光源制御部32は、撮像素子44が出力する撮像信号をプロセッサ装置12から受け取り、撮像信号から撮像素子44の撮像面における露光量を求めて、絞り33の絞り量を決定する。絞り33は、決定した絞り量に応じて絞り径や光路への挿入量を調節して光量を制御する。

【0037】

集光レンズ36は、絞り33を通過した光を集光して、ロッドインテグレータ37に入射させる。ロッドインテグレータ37は、入射した光を内部で多重反射させることにより面内光量分布を均一化して、光源装置13に接続された電子内視鏡11のライトガイド43の入射端面に光を入射させる。

【0038】

白色光BBの光路において、ロータリフィルタ34と白色光源30の間には、白色光Bから青色領域の一部の狭い波長帯域の青色狭帯域光（以下、単に狭帯域光という）Nを色分離するバンドパスフィルタ40が配置されている。狭帯域光Nは、酸素飽和度を測定するための酸素飽和度測定光である。バンドパスフィルタ40は、図5に示すように、波長帯域が $470\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ 、好ましくは 473 nm に制限された第1狭帯域光N11と、波長帯域が $410\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ 、好ましくは 410 nm に制限された第2狭帯域光N12の不連続な2つの波長帯域のみを透過し、他の波長帯域は透過させない光透過特性を持つマルチバンドパスフィルタである。

【0039】

図6に示すヘモグロビンの吸光スペクトルにおいて、グラフ70は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、グラフ71は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。第1狭帯域光N11と第2狭帯域光N12のそれぞれの波長帯域は、ともに酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差があり、両者の大小関係が同じである。本例においては、還元ヘモグロビンの吸光係数が、酸化ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい。第1狭帯域光N11と第2狭帯域光N12は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ波長帯域であるため、血中の酸化ヘモグロビンの割合である酸素飽和度の変化に応じて、各狭帯域光N11、N12の反射光量も、一方が下がれば（上がれば）、他方も下がる（上がる）というように、同じように変化する。

【0040】

ヘモグロビンの吸収スペクトルから明らかなように、青色領域や緑色領域においては、波長が 600 nm 以上の赤外領域（近赤外領域を含む）と比較して、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が交差する等吸収点（各ヘモグロビンのグラフ70、71の交点）が多く存在し、隣接する2つの等吸収点の間隔も狭い。等吸収点を境に短波長側と長波長側では各ヘモグロビンの吸光係数の大小関係は逆転するので、隣接する2つの等吸収点の間隔が狭いということは、両者の吸光係数の大小関係が逆転しない領域が狭いことを意味する。

【0041】

そのため、青色領域や緑色領域においては、波長帯域を広げると、大小関係が逆転する2つの領域の信号が混合して、輝度値が平均化されてしまうため、精度の高い情報が得ら

10

20

30

40

50

れない。したがって、精度の高い情報を得るためには、隣接する2つの等吸収点の間隔に近い幅の波長帯域、好ましくは、隣接する2つの等吸収点の間隔に収まる波長帯域を持つ狭い狭帯域光を用いる必要がある。

【0042】

このように、青色領域や緑色領域において酸素飽和度測定光の波長帯域を選択する際には、赤色領域と比較して狭帯域にしなければならないという制約があるため、こうした狭帯域光を白色光から色分離して生成すると、光量が不足しがちである。そこで、本発明では、不連続な2つの波長帯域、具体的には、2つ以上の等吸収点を挟んで存在し、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ2つの波長帯域を、それぞれ第1狭帯域光N11と第2狭帯域光N12の波長帯域として選択している。白色光から第1狭帯域光N11と第2狭帯域光N12の2つの狭帯域光を色分離して、分離した2つの狭帯域光N11、N12を合わせた狭帯域光Nが酸素飽和度測定光となるため、1つの波長帯域を色分離して酸素飽和度測定光とする場合と比べて高い光量が得られる。このため、表層血管や中層血管の酸素飽和度の測定精度を向上させている。

【0043】

図7に示すように、バンドパスフィルタ40は、図5及び図6に示す第1狭帯域光N11と第2狭帯域光N12を透過する透過特性を持つフィルタ部材からなり、平面形状は、円形の一部を切り欠いた形状をしている。具体的には、バンドパスフィルタ40は、120°の中心角を持ち各狭帯域光N11、N12を透過するフィルタ部40aを有しており、残りの240°の部分が切り欠かれて白色光BBの全部を透過する透過部40bとなっている。フィルタ部40aとしては、例えば、Semrock社製のデュアルバンドフィルタ（2波長）、トリプルバンドフィルタ（3波長）、クワッドバンドフィルタ（4波長）のような、不連続な複数の波長帯域に光透過性を有するマルチバンドパスフィルタが用いられる（http://www.opto-line.co.jp/jp/sem/sem_top.html参照）。

【0044】

バンドパスフィルタ40は、回転自在に設けられており、回転により、フィルタ部40aと透過部40bが交互に選択的に白色光BBの光路に挿入されるようになっている。モータ40c（図3参照）は、バンドパスフィルタ40の駆動源であり、光源制御部32によって制御される。

【0045】

バンドパスフィルタ40は、ロータリフィルタ34とほぼ同じ半径を有しており、回転軸が一致している。フィルタ部40aの中心角は、ロータリフィルタ34のBフィルタ部34aの中心角とほぼ一致している。透過部40bの中心角は、Gフィルタ部34b、Rフィルタ部34cを合計した中心角とほぼ一致している。なお、本例においては、透過部40bを切り欠きで形成しているが、白色光BBを透過する透明板で透過部40bを構成してもよい。

【0046】

図8に示すように、通常観察モードにおいては、バンドパスフィルタ40は、フィルタ部40aが白色光BBの光路から退避し、透過部40bが光路に挿入された状態で停止している。白色光源30は常時点灯しているため、透過部40bが白色光BBの光路に挿入されている間、白色光BBが透過部40bを透過する。通常観察モードにおいては、白色光BBが透過部40bを常に透過して、ロータリフィルタ34に入射する。そして、白色光BBの光路に挿入されている、B、G、Rの各フィルタ部34a、34b、34cの種類に応じて、B色、G色、R色の三色の光が順次生成される。

【0047】

機能情報観察モードにおいては、狭帯域光Nに、白色光BBから色分離されたG色光及びR色光の2種類の光を加えた、合計3種類の光が用いられる。図9に示すように、機能情報観察モードにおいては、バンドパスフィルタ40は、フィルタ部40aとBフィルタ部34aの回転位相が一致するように、ロータリフィルタ34と同じ速度で回転する。フィルタ部40aが白色光BBの光路に挿入されている間、白色光BBはフィルタ部40a

に入射し、フィルタ部 40 a は狭帯域光 N のみを透過させる。フィルタ部 40 a は、B フィルタ部 34 a の回転位相と一致しているので、フィルタ部 40 a を透過した狭帯域光 N は、B フィルタ部 34 a に入射する。狭帯域光 N は、図 5 に示すように、B フィルタ部 34 a が透過する波長帯域に含まれる青色領域の波長帯域を持つため、B フィルタ部 34 a を透過して、集光レンズ 36 及びロッドインテグレータ 37 を通過して電子内視鏡 11 に供給される。

【0048】

一方、透過部 40 b が白色光 B B の光路に挿入されて、フィルタ部 40 a が光路から退避している間、白色光 B B は、G フィルタ部 34 b、R フィルタ部 34 c を順次透過して、G 色光及び R 色光が生成される。G 色光及び R 色光は、集光レンズ 36 及びロッドインテグレータ 37 を通過して電子内視鏡 11 に順次供給される。こうして、電子内視鏡 11 は、3 種類の光に対応する撮像信号を撮像素子 44 から順次出力する。

【0049】

図 3 において、電子内視鏡 11 は、ライトガイド 43、撮像素子 44、アナログ処理回路 45 (A F E : Analog Front End)、撮像制御部 46 を備えている。ライトガイド 43 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、ライトガイド 43 の入射端が配置されたコネクタ 28 が光源装置 13 に接続されたときに、入射端が光源装置 13 のロッドインテグレータ 37 の出射端と対向する。

【0050】

電子内視鏡 11 の先端部 19 に設けられた照明窓 22 の奥には、照明光の配光角を調整する照射レンズ 48 が配置されている。光源装置 13 から供給された光はライトガイド 43 により照射レンズ 48 に導光されて照明窓 22 から観察部位に向けて照射される。観察窓 23 の奥には、対物光学系 51 と撮像素子 44 が配置されている。観察部位で反射した像光は、観察窓 23 を通して対物光学系 51 に入射し、対物光学系 51 によって撮像素子 44 の撮像面 44 a に結像される。

【0051】

撮像素子 44 は、C C D イメージセンサや C M O S イメージセンサなどからなり、フォトダイオードなどの画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックスに配列された撮像面 44 a を有している。撮像素子 44 は、撮像面 44 a で受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は撮像信号として撮像素子 44 から出力される。撮像信号は、A F E 45 に送られる。上述のとおり、撮像素子 44 は、撮像面 44 a にマイクロカラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子である。

【0052】

通常観察モードにおいては、撮像素子 44 は、順次入射する B、G、R の各色に対応する撮像信号 B、G、R を出力する。そして、機能情報観察モードにおいては、狭帯域光 N、G 色光、R 色光が撮像素子 44 に順次入射して、撮像素子 44 は、各色に対応する撮像信号 N、G、R を順次出力する。

【0053】

図 10 (A) に示すように、撮像素子 44 は、1 フレームの取得期間内で、信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作が行なわれる。通常観察モードにおいては、1 フレーム毎に B、G、R の三色の像光を順次撮像して、撮像信号 B、G、R を順次出力する。こうした動作は、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。

【0054】

機能情報観察モードにおいては、図 10 (B) に示すように、1 フレーム毎に狭帯域光 N、G 色光、R 色光の 3 つの光の像光を順次撮像して、撮像信号 N、G、R を順次出力する。こうした動作が機能情報観察モードに設定されている間、繰り返される。

【0055】

図 3 において、A F E 45 は、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御

10

20

30

40

50

回路（A G C）、及びアナログ／デジタル変換器（A／D）（いずれも図示省略）から構成されている。C D Sは、撮像素子44からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。A G Cは、C D Sによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A／Dは、A G Cで増幅された撮像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

【0056】

撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ56に接続されており、コントローラ56から入力されるベースクロック信号に同期して、撮像素子44に対して駆動信号を入力する。撮像素子44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をA F E 45に出力する。

10

【0057】

プロセッサ装置12は、コントローラ56の他、画像処理部57と、記憶部58と、表示制御回路59を備えており、コントローラ56が各部を制御している。画像処理部57は、電子内視鏡11から出力された撮像信号に対して、ガンマ補正などの画像補正を施して画像データを作成する。記憶部58は、画像処理部57で作成された画像データを記憶する。

【0058】

また、画像処理部57は、通常観察モードにおいては、順次入力される撮像信号B、G、Rに対応する三色の画像データB、G、Rに基づいて、通常観察画像を生成する。フレームレートに従って撮像信号B、G、Rが更新される毎に、通常観察画像を生成する。表示制御回路59は、画像処理部57で生成された画像をコンポジット信号やコンポーネント信号などのビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。

20

【0059】

画像処理部57には、機能画像処理部60が設けられている。機能画像処理部60は、機能情報観察モードにおいて、撮像信号N、G、Rに対応する3つの画像データN、G、Rに基づいて、血液量と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の2つの情報を含む血液情報を算出するとともに、算出した血液量を疑似カラー画像化した血液量画像と酸素飽和度を疑似カラー画像化した酸素飽和度画像を生成する。

【0060】

図11に示すように、機能画像処理部60は、信号比算出部64と、相関関係記憶部65と、血液量及び酸素飽和度算出部66と、血液量画像生成部67と、酸素飽和度画像生成部68とを備えている。

30

【0061】

信号比算出部64は、機能情報観察モードにおいて取得される、画像データN、G、Rを照合して、同じ位置にある画素同士の画素値（信号値）の比である信号比を算出する。信号比は1画面分の画像データの全ての画素に対して算出される。本実施形態では、信号比算出部64は、画像データNと画像データGとの信号比 N/G と、画像データGと画像データRとの信号比 R/G とを求める。画像データGは、画像データNと画像データRを規格化するために、観察部位の明るさレベルを表す参照信号として用いられる。なお、信号比は画像データのうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、例えば、血管部分の画像値とそれ以外の部分の画像値との差に基づいて特定される。

40

【0062】

相関関係記憶部65は、信号比 N/G 及び R/G と血液量及び酸素飽和度との相関関係を記憶している。信号比と血液量との相関関係は、図12に示すように、信号比 R/G が大きくなるほど血液量も大きくなるように定義される1次元テーブルで記憶されている。なお、信号比 R/G は $\log$ スケールで記憶されている。

【0063】

一方、信号比と酸素飽和度との相関関係は、図13に示す二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した2次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置及び形状は、光散

50

乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広がったり、狭くなったりする。なお、信号比 N/G 、 R/G は $\log$ スケールで記憶されている。

【0064】

なお、上記相関関係は、図6に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や生体組織の光散乱特性と密接に関連性し合っている。図6に示すヘモグロビンの吸光スペクトルにおいて、例えば、狭帯域光Nの波長帯域である、 473 nm や 410 nm のように吸光係数の差が大きい波長帯域では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、狭帯域光Nを照射して得た信号は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。

【0065】

図6に示す血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下の2つのことが言える。

- ・狭帯域光Nの波長帯域（例えば、中心波長 $470\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ 及び中心波長 $410\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の青色の波長領域）では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。
- ・ $590 \sim 700\text{ nm}$ の赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するよう見えるが、吸光係数の値自体が、狭帯域光Nの波長帯域と比較して非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

【0066】

こうした知見を踏まえて、本発明の機能情報観察モードにおいては、酸素飽和度測定光として青色領域の狭帯域光Nを用いて、狭帯域光Nに対応する画像データNを取得し、主として血液量に依存して変化するR色光を血液量測定光として用いて、R色光に対応する画像データRを取得する。そして、酸素飽和度と血液量の両方に依存性を示す信号比 N/G と、血液量のみ依存性を示す信号比 R/G の2つの信号比を用いて、血液量の影響を除去した酸素飽和度を正確に求めている。

【0067】

血液量及び酸素飽和度算出部66は、相関関係記憶部65に記憶された相関関係と信号比算出部64で求めた信号比 N/G 、 R/G とを用いて、各画素における血液量及び酸素飽和度の両方を求める。血液量については、相関関係記憶部65の1次元テーブルにおいて信号比算出部で求めた信号比 R/G に対応する値が、血液量となる。一方、酸素飽和度については、まず、図14に示すように、二次元空間において信号比算出部64で求めた信号比 B^*/G^* 、 R^*/G^* に対応する対応点Pを特定する。

【0068】

そして、図14に示すように、対応点Pが酸素飽和度 $=0\%$ 限界の下限ライン73と酸素飽和度 $=100\%$ 限界の上限ライン74との間にある場合、その対応点Pが位置する等高線が示すパーセント値が、酸素飽和度となる。例えば、図14の場合であれば、対応点Pが位置する等高線は 60% を示しているため、この 60% が酸素飽和度となる。なお、対応点Pが下限ライン73と上限ライン74との間から外れている場合には、対応点Pが下限ライン73よりも上方に位置するときには酸素飽和度を 0% とし、対応点Pが上限ライン74よりも下方に位置するときには酸素飽和度を 100% とする。なお、対応点Pが下限ライン73と上限ライン74との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示しないようにしてもよい。

【0069】

血液量画像生成部67は、血液量及び酸素飽和度算出部66で求めた血液量を疑似カラーで表す血液量画像を生成する。血液量画像は、画像データNと算出した血液量に基づいて生成される。

【0070】

図15に示すように、モニタ14に出力されるビデオ信号は、輝度信号Yと色差信号Cb、Crから構成される。血液量画像は、画像データGと算出した血液量とをそれぞれ輝度信号Yと色差信号Cb、Crに割り当てることによって生成される。輝度信号Yには、

10

20

30

40

50

画像データGが割り当てられる。画像データGは、ヘモグロビンによる吸収がやや強い波長帯域の反射光に対応しているので、これに基づく画像からは粘膜の凹凸や血管などを視認できる。したがって、画像データGを輝度信号に割り当てることで、疑似カラー画像の全体的な明るさを確保することができる。

【0071】

一方、色差信号Cb、Crは、カラーテーブル67aに従って、血液量に応じた信号値が割り当てられる。カラーテーブル67aは、図16に示すように、色差信号Cbについては血液量が大きくなるほど信号値が低下するように定義され、色差信号Crについては血液量が大きくなるほど信号値が増加するように定義されている。したがって、血液量画像は、血液量が多いところでは赤味が増加し、血液量が低くなるにつれて赤味の彩度が下がりモノクロに近づいていく。

10

【0072】

酸素飽和度画像生成部68は、血液量及び酸素飽和度算出部66で求めた酸素飽和度を疑似カラーで表す酸素飽和度画像を生成する。図15に示すように、酸素飽和度画像は、血液量画像と同様に、画像データGと算出した酸素飽和度を、輝度信号Yと色差信号Cb、Crに割り当てることによって生成される。輝度信号Yには、画像データGが割り当てられる。色差信号Cb、Crは、カラーテーブル68aに従い、酸素飽和度に応じた信号値が割り当てられる。

【0073】

カラーテーブル68aは、図17に示すように、高酸素飽和度下では色差信号Crの信号値が正、色差信号Cbの信号値が負となるように定義され、低酸素飽和度下では、反対に色差信号Crの信号値が負、色差信号Cbの信号値が正となるように定義されている。そして、中酸素飽和度下において、色差信号Crの信号値と色差信号Cbの信号値の大小関係が逆転するように定義されている。したがって、酸素飽和度が低い方から高い方に行くにつれて、酸素飽和度画像の色味は青→水色→緑→黄色→橙→赤と変化するようになっている。

20

【0074】

以上のように生成された血液量画像及び酸素飽和度画像はモニタ14に表示される。表示方法としては、図18に示すように、酸素飽和度画像と血液量画像を縮小し、それら縮小した画像を並列して同時に表示してもよい。あるいは、コンソール15に設けられた画像選択手段をユーザが操作することによって、図19に示すように、酸素飽和度画像と血液量画像のいずれか一方を選択し、その選択した画像をモニタ14に表示するようにしてもよい。このように血液量画像と酸素飽和度画像の両方を用いて内視鏡診断を行うことができるため、例えば、酸素飽和度と血液量の両方に特徴を有する未分化型早期胃癌などの病変部に対する診断能を向上させることができる。

30

【0075】

次に、上記構成による作用を図20に示すフローチャートを用いて説明する。まず、内視鏡システム10は通常観察モードで起動されて、白色光源30が点灯を開始するとともに、ロータリフィルタ34が回転を開始する。通常観察モードにおいては、図8に示すように、バンドパスフィルタ40は回転せずに、白色光BBの光路からフィルタ部40aが退避し、透過部40bが挿入された状態で停止する。これにより、白色光BBは、ロータリフィルタ34の各フィルタ部34a～34cに順次に入射して、白色光BBが色分離されて、B、G、Rの三色の光が順次生成される。

40

【0076】

三色の光は、光源装置13から電子内視鏡11に供給されて、照明窓22から観察部位に照射される。観察部位で反射した三色の像光は、観察窓23を通じて撮像素子44で撮像され、撮像素子44は、撮像信号B、G、Rを順次出力する。画像処理部57は、撮像信号B、G、Rに対応する画像データB、G、Rに基づいて通常観察画像を生成する。生成された通常観察画像は、記憶部58に記憶される。表示制御回路59は、通常観察画像をビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。これによりモニタ14に通常観察画像が

50

表示される。通常観察モードにおいては、こうした処理が繰り返されて、モニタ 14 に表示される通常観察画像が更新される。

【0077】

コンソール 15 の操作により、通常観察モードから機能情報観察モードへの切り替え指示が入力されると、機能情報観察モードに切り替えられる。機能情報観察モードに切り替えられると、図 9 に示すように、バンドパスフィルタ 40 が、フィルタ部 40 a を、ロータリフィルタ 34 の B フィルタ部 34 a と回転位相を一致させた状態で、ロータリフィルタ 34 と同じ速度で回転を開始する。

【0078】

バンドパスフィルタ 40 のフィルタ部 40 a が白色光 B B の光路に挿入されている間、白色光 B B はフィルタ部 40 a に入射して狭帯域光 N が生成される。狭帯域光 N は、ロータリフィルタ 34 のフィルタ部 34 a を透過して、電子内視鏡 11 に供給されて、照明窓 22 から観察部位に順次照射される。狭帯域光 N の像光は、観察窓 23 を通じて撮像素子 44 に入射して、撮像素子 44 は、狭帯域光 N に対応する撮像信号 N を出力する。

【0079】

そして、透過部 40 b が光路に挿入されている間、白色光 B B がロータリフィルタ 34 の G フィルタ部 34 b、R フィルタ部 34 c に順次入射して G 色光、R 色光が生成される。G 色光及び R 色光は、電子内視鏡 11 に供給されて、観察部位に順次照射される。G 色光及び R 色光の像光が観察窓 23 を通じて撮像素子 44 に順次入射して、撮像素子 44 は、G 色光及び R 色光に対応する撮像信号 G、R を出力する。

【0080】

機能画像処理部 60 は、撮像信号 N、G、R に対応する画像データ N、G、R に基づいて、図 14 で説明した手順で、血液量及び酸素飽和度を算出する。機能画像処理部 60 は、図 15～図 17 で説明した手順で、血液量画像及び酸素飽和度画像を生成する。生成された画像は、図 18 及び図 19 に示したいずれかの表示態様で、モニタ 14 に表示される。通常観察モードへの切り替え指示があるまで、上記処理が繰り返される。通常観察モードへの切り替え指示が入力された場合には、通常観察モードに復帰する。観察を終了する指示があった場合には、白色光源 30、ロータリフィルタ 34、バンドパスフィルタ 40 が停止される。

【0081】

なお、本例においては、機能情報観察モードにおいては、通常観察画像の生成を行わない例で説明したが、機能情報観察モードの実行中に、通常観察画像を得るための B、G、R の照射と、機能観察を行うための狭帯域光 N、G、R の照射を交互に行って、通常観察画像と、血液量画像及び酸素飽和度画像との両方を生成してもよい。こうすれば、機能情報観察モードにおいても、通常観察画像を表示することができる。

【0082】

以上説明したように、本発明においては、青色領域の狭帯域光 N を酸素飽和度測定光として、白色光 B B から色分離された R 色光を血液量測定光として用いることにより、血液量と酸素飽和度の両方を算出している。これにより、血液量に影響されない精度の高い酸素飽和度を求めることができる。

【0083】

また、血液量測定光及び参照光としては、既存の光源装置の構成である白色光源 30 を利用して、白色光 B B から色分離された R 色光、G 色光をそれぞれ用いているため、血液量測定光及び参照光に、半導体光源などの専用光源を追加する場合と比べて、部品点数、設置スペースの低減が可能となる。また、光源装置 13 において、白色光源 30、ロータリフィルタ 34、集光レンズ 36 を設ける構成は、既存の光源装置では標準的な構成であり、光源装置 13 と既存の光源装置の違いは、バンドパスフィルタ 40 の有無だけである。このため、既存の光源装置の構成が利用しやすく、コストアップを抑えられる。

【0084】

また、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの大小関係が同じ 2 つの波長帯域の第 1 狭

10

20

30

40

50

帯域光 N 1 1 及び第 2 狭帯域光 N 1 2 を透過する光透過特性を持つバンドパスフィルタ 40 を用いて、白色光 B B から色分離して青色領域の酸素飽和度測定光を生成しているため、1 つの波長帯域を色分離する従来技術と比べて、高い光量を得ることができる。このため、表層血管の酸素飽和度を高い精度で測定できる。また、光量が高いため、酸素飽和度画像の明るさも確保できる。

【0085】

腫瘍の良悪鑑別などの病変部の診断においては、中深層よりも表層血管の性状の把握が重要である場合も多く、表層血管の性状を詳細に把握できる観察方法が望まれている。本例のように、波長が 400 nm 台の青色領域の波長帯域の狭帯域光 N を用いれば、こうした要望に対して測定精度の高い観察方法を提供することができる。

10

【0086】

また、参照光は、血液量及び酸素飽和度の算出処理において、狭帯域光 N と R 色光に対応する信号を規格化するための参照信号として利用されるものである。そのため、観察部位の明るさのレベルが分かればよく、狭帯域光である必要はない。波長帯域を比較的広くとれるため、白色光 B B から色分離した G 色光を用いても光量的にも問題はない。なお、本例では、G 色光を参照光として利用している例で説明しているが、参照光は明るさのレベルが分かればよいので、G 色光の代わりに、B フィルタ部 34 a、R フィルタ部 34 c で白色光 B B を色分離した、B 色光や R 色光を利用してもよいし、白色光 B B を色分離せずに、白色光 B B そのものを使用してもよい。

20

【0087】

ただし、酸素飽和度測定光及び血液量測定光として、青色の狭帯域光 N 及び R 色光を利用しているので、ロータリフィルタ 34 のように、B、G、R の三色のフィルタ部を有する一般的な構成を考慮すれば、G 色光を参照光として利用するのが好ましい。また、G 色光に対応する画像データ G は、血液量画像や酸素飽和度画像を生成する際に輝度信号 Y に割り当てられるので、こうした画像処理の観点からも、参照光として画像データ G を利用するのが好ましい。

【0088】

また、図 5 に示すように、本例においては、G フィルタ部 34 b として、波長帯域が約 450 nm ～ 約 620 nm 程度の分光透過率を有するフィルタを使用しているが、酸素飽和度の測定精度をより高めるには、G フィルタ部 34 b の分光透過率を 540 nm ～ 580 nm の波長帯域に制限するのが好ましい。図 6 に示すヘモグロビンの吸光特性を鑑みると、緑色領域においては、540 ～ 580 nm の波長帯域で平均するのが、最も酸素飽和度の影響を受けにくいためである。

30

【0089】

〔第 2 実施形態〕

また、第 1 実施形態においては、狭帯域光 N として、波長帯域が 470 ± 10 nm、好ましくは 473 nm の第 1 狭帯域光 N 1 1 と、波長帯域が $410 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ 、好ましくは 410 nm の第 2 狭帯域光 N 1 2 の 2 つを用いているが、3 つ以上の狭帯域光から構成してもよい。また、狭帯域光 N を構成する複数の狭帯域光の波長帯域は、1 例であり、他の波長帯域でもよい。

40

【0090】

例えば、図 2 1 に示すように、第 1 狭帯域光 N 1 1 及び第 2 狭帯域光 N 1 2 に、波長帯域が $580 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ 、好ましくは 580 nm の第 3 狭帯域光 N 1 3 を加えて、狭帯域光 N を 3 つの狭帯域光から構成してもよい。第 1 狭帯域光 N 1 1 及び第 2 狭帯域光 N 1 2 よりも長波長で、緑色領域の波長帯域を持つ第 3 狭帯域光 N 1 3 を用いることで、中層血管の酸素飽和度の情報も取得できる。バンドパスフィルタ 40 としては、第 1 ～ 第 3 の 3 つの狭帯域光 N 1 1 ～ 1 3 の波長帯域を透過する光透過特性を持つマルチバンドパスフィルタが使用される。また、第 1 狭帯域光 N 1 1 及び第 2 狭帯域光 N 1 2 のうちの 1 つと、第 3 狭帯域光 N 1 3 を組み合わせて狭帯域光 N としてもよい。

【0091】

50

また、図 2 2 に示すように、波長帯域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ 、好ましくは 445 nm の狭帯域光を狭帯域光 N 2 1 と、波長帯域が $550 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光 N 2 2、好ましくは 555 nm の 2 つの狭帯域光を組み合わせて狭帯域光 N としてもよい。狭帯域光 N 2 1 と狭帯域光 N 2 2 は、狭帯域光 N 1 1、N 1 2 と比較して、長波長側にシフトした波長セットであるため、狭帯域光 N 1 1 と狭帯域光 N 1 2 の組み合わせよりも、中層より存在する血管の酸素飽和度の情報を取得できる。また、狭帯域光 N 2 1、N 2 2 は、狭帯域光 N 1 1、N 1 2 と異なり、還元ヘモグロビンよりも酸化ヘモグロビンの方が吸光係数が高い波長帯域を持っているが、狭帯域光 N 2 1、N 2 2 のどちらも、各ヘモグロビンの吸光係数の大小関係は同じである。バンドパスフィルタ 4 0 としては、狭帯域光 N 2 1、2 2 の各波長帯域を透過する光透過特性を持つマルチバンドパスフィルタが使用される。

10

【0092】

図 6 に示すヘモグロビンの吸光スペクトルから明らかなように、波長が 600 nm 以下の領域では、等吸収点が多いため、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ領域が狭いため、1 つの波長帯域を広げて光量を確保することは難しい。そのため、第 1 実施形態や第 2 実施形態で示すように、狭帯域光 N の波長帯域が 600 nm 以下である場合に、本発明は特に有効である。

【0093】

第 2 実施形態のように、 500 nm 台の波長帯域の狭帯域光を使用する場合には、第 1 実施形態のように、狭帯域光 N の波長帯域と B 色のフィルタ部 3 4 a の透過波長帯域が重ならない場合が生じる。この場合には、例えば、図 2 3 に示すように、B、G、R の各フ

20

【0094】

ロータリフィルタ 9 1 は、B フィルタ部と G フィルタ部において、内周領域と外周領域の 2 つの領域に分割された二重円で構成されている。内周領域は、通常観察モードで使

【0095】

こうしたロータリフィルタ 9 1 を用いると、第 1 実施形態と比較して次のようなメリットもある。ロータリフィルタとバンドパスフィルタを別々に設けずに済むので、部品点数や配置スペースを低減できる。また、二重円の構成にすることで、フィルタ部 G 1 を図 5 に示す G の分光透過率のフィルタで構成し、フィルタ部 G 2 を酸素飽和度の算出に適した、 $540 \text{ nm} \sim 580 \text{ nm}$ の波長帯域の分光透過率を有するフィルタで構成するというように、モードに応じて G のフィルタ部の分光透過率を変えることができる。

30

【0096】

また、図 2 4 に示すロータリフィルタ 9 3 のように、内周領域と外周領域に分けずに、全周を 4 分割して、各分割領域に B、G、R の各フィルタ部と、フィルタ部とを設けてもよい。フィルタ部は、バンドパスフィルタ 4 0 として機能する。こうした構成であれば、移動機構 9 2 は不要である。また、ロータリフィルタ 9 3 のような構成とすれば、通常観察モードと機能情報観察モードの切り替えの際に、第 1 実施形態のようにバンドパスフィルタの回転及び停止の切り替えを行ったり、図 2 3 に示すロータリフィルタ 9 1 のように回転軸を移動させずに済むため、通常観察画像と機能情報観察を並行して行いやすい。なお、図 2 3 に示すロータリフィルタ 9 1 及び図 2 4 に示すロータリフィルタ 9 3 は、緑色領域の波長帯域の狭帯域光を使用する場合だけでなく、緑色領域の波長帯域の狭帯域光を使用しない第 1 実施形態に適用してもよい。

40

【0097】

〔第 3 実施形態〕

上記実施形態では、電子内視鏡 1 1 の撮像素子 4 4 としてモノクロ撮像素子を用い、光

50

源装置 1 3 に、白色光 B B を B、G、R の三色の光に色分離するロータリフィルタを設けた面順次式の例で説明したが、電子内視鏡 1 1 の撮像素子として、図 2 5 に示すような、カラー撮像素子 1 0 0 を用いた同時式のシステムに本発明を適用してもよい。カラー撮像素子 1 0 0 は、撮像面を構成する各画素に、B、G、R のいずれかのマイクロカラーフィルタが設けられており、撮像面内に B、G、R の三色の画素が構成される。三色の画素は、例えばベイヤー形式で配列される。B、G、R の各マイクロカラーフィルタの分光透過率は、図 5 に示すロータリフィルタの B、G、R の各フィルタ部の分光透過率と同様である。

【0098】

図 2 6 に示すように、同時式の場合には、光源装置 1 3 にはロータリフィルタ 3 4 が不要となる。バンドパスフィルタ 1 0 1 は、第 1 実施形態や第 2 実施形態のバンドパスフィルタと同様の光透過特性を有する。バンドパスフィルタ 1 0 1 は、中心角が約 1 8 0 ° の半円形状であり、フィルタ部が白色光源 3 0 の光路上に挿脱されるように回転自在に配置されている。その他の構成は、図 3 に示す面順次式と同様であるので、同一部材については同じ符号を付して説明を省略する。

【0099】

図 2 7 (A) に示すように、通常観察モードにおいて、バンドパスフィルタ 1 0 1 は、狭帯域光 N のみを透過させるフィルタ部を白色光 B B の光路から退避 (OFF) させた状態で停止する。光源装置 1 3 は、電子内視鏡 1 1 に対して白色光 B B を供給する。白色光 B B は、照明窓 2 2 から観察部位に照射されて、その反射光をカラー撮像素子 1 0 0 で撮像する。カラー撮像素子 1 0 0 に入射する白色光 B B は、マイクロカラーフィルタによって色分離されて、カラー撮像素子 1 0 0 は、B、G、R の各色の画素に対応する三色の色信号を含んだ撮像信号を出力する。

【0100】

図 2 7 (B) に示すように、機能情報観察モードにおいては、例えば、カラー撮像素子 1 0 0 のフレームレートに同期して、1 フレームおきにバンドパスフィルタ 1 0 1 のフィルタ部が白色光 B B の光路に挿入 (ON) されるように、バンドパスフィルタ 1 0 1 を回転させる。バンドパスフィルタ 1 0 1 のフィルタ部が白色光 B B の光路から退避 (OFF) している間、カラー撮像素子 1 0 0 には、観察部位で反射した白色光 B B が入射する。白色光 B B は、マイクロカラーフィルタによって色分離されて、通常観察モードと同様に、カラー撮像素子 1 0 0 は、B、G、R の各色の画素に対応する三色の色信号を含んだ撮像信号を出力する。

【0101】

そして、次のフレームでは、バンドパスフィルタ 1 0 1 のフィルタ部が白色光 B B の光路に挿入 (ON) されて、その間、バンドパスフィルタ 1 0 1 によって白色光 B B から色分離された狭帯域光 N が電子内視鏡 1 1 に供給される。観察部位に照射された狭帯域光 N の反射光は、カラー撮像素子 1 0 0 に入射する。狭帯域光 N は、青色領域や緑色領域の波長帯域を持つので、カラー撮像素子 1 0 0 の B 画素や G 画素が狭帯域光 N に感応して、それに対応する撮像信号 N を出力する。機能情報観察モードでは、こうした処理が繰り返されて、カラー撮像素子 1 0 0 からは、狭帯域光 N の信号と、B、G、R の三色の色信号が交互に出力される。

【0102】

機能画像処理部 6 0 は、カラー撮像素子 1 0 0 が出力する撮像信号 B、G、R に基づいて通常画像を生成する。そして、撮像信号 G、R と、その 1 フレーム前又は後にカラー撮像素子が出力する撮像信号 N を用い、図 1 4 ~ 1 7 で説明した手順に従って、撮像信号 N、G、R に対応する画像データ N、G、R を生成し、それらに基づいて血液量及び酸素飽和度を算出して、算出結果に基づいて血液量画像及び酸素飽和度画像を生成してモニタ 1 4 に表示する。

【0103】

また、上記各実施形態では、ロータリフィルタの各フィルタ部や、カラー撮像素子のマ

10

20

30

40

50

イクロカラーフィルタを、B、G、Rの原色系のフィルタを使用する例で説明したが、図28に示す分光透過率を有する、Y（イエロー）、M（マゼンダ）、C（シアン）の補色系のフィルタを使用してもよい。

【0104】

なお、上記実施形態では、血液量画像及び酸素飽和度画像を生成する際に、血液量及び酸素飽和度に関する情報を疑似カラー画像化したが、これに代えて、血液量及び酸素飽和度に関する情報を、例えば白と黒のモノクロで濃淡を変化させてもよい。酸素飽和度画像には、上記実施形態で示した形態に代えて、又はそれに加えて、「血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）×酸素飽和度（%）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスを画像化したのや、「血液量×（100－酸素飽和度）（%）」から求まる還元ヘモグロビンインデックスを画像化したものも含まれる。

10

【0105】

上記実施形態では、酸素飽和度に加えて血液量を求めて、血液量の影響を排除した酸素飽和度を求める例で説明したが、血液量を求めずに、酸素飽和度のみを求める内視鏡システムに本発明を適用してもよい。

【0106】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡等、他の形態の内視鏡にも適用することができる。

【符号の説明】

20

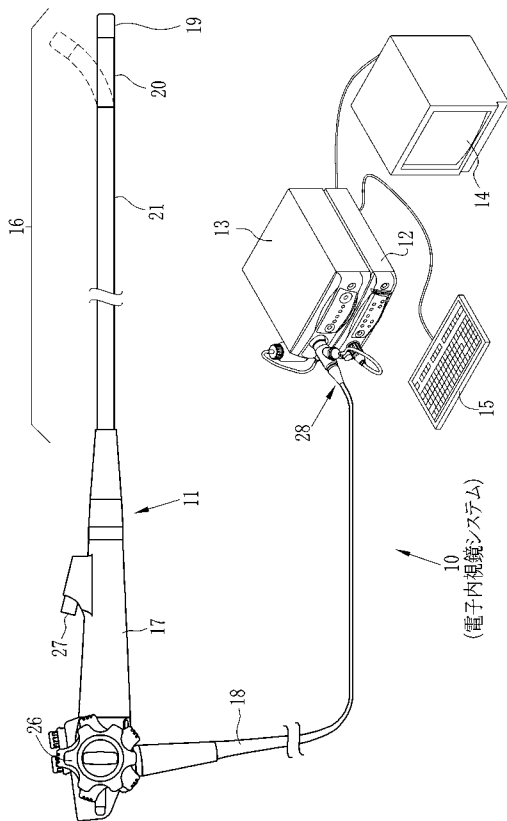
【0107】

- 10 電子内視鏡システム
- 14 モニタ
- 30 白色光源
- 32 光源制御部
- 34、91、93 ロータリフィルタ
- 36 集光レンズ
- 37 ロッドインテグレータ
- 40、101 バンドパスフィルタ
- 40a フィルタ部
- 40b 透過部
- 44、100 撮像素子
- 56 画像処理部
- 60 機能画像処理部
- 64 信号比算出部
- 65 相関関係記憶部
- 66 血液量及び酸素飽和度算出部
- 67 血液量画像生成部
- 67a （血液量用の）カラーテーブル
- 68 酸素飽和度画像生成部
- 68a （酸素飽和度用の）カラーテーブル

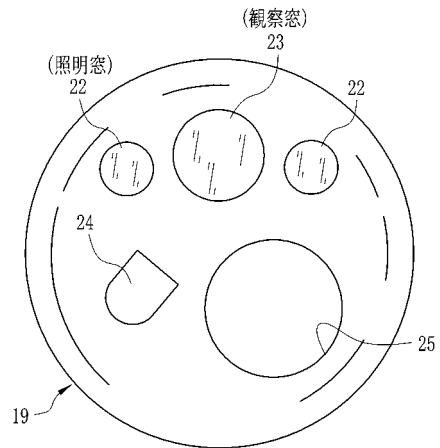
30

40

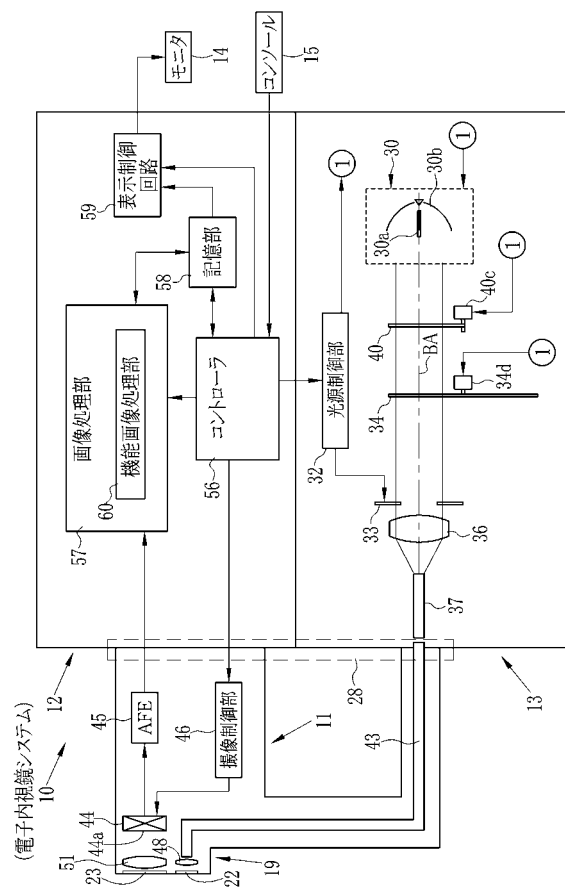
【図 1】



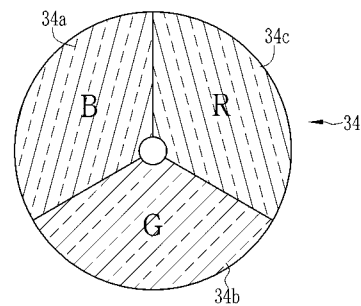
【図 2】



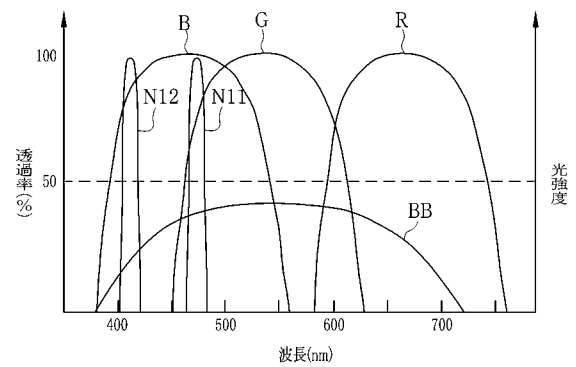
【図 3】



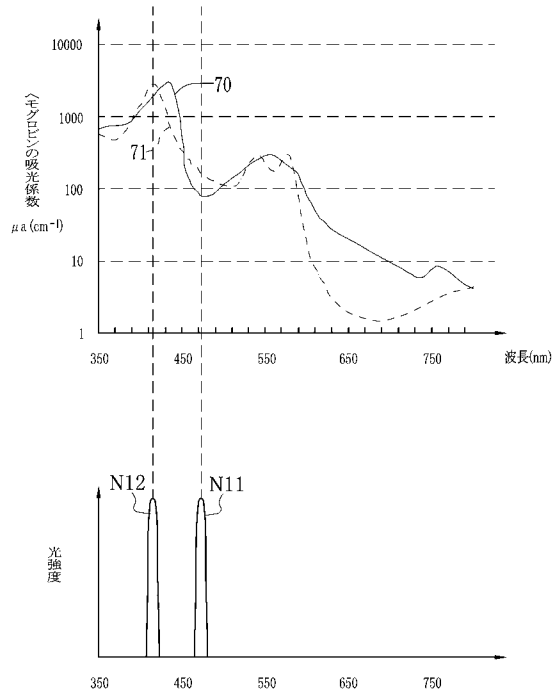
【図 4】



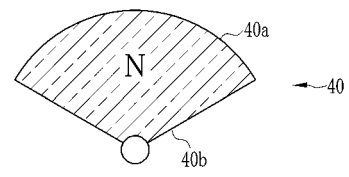
【図 5】



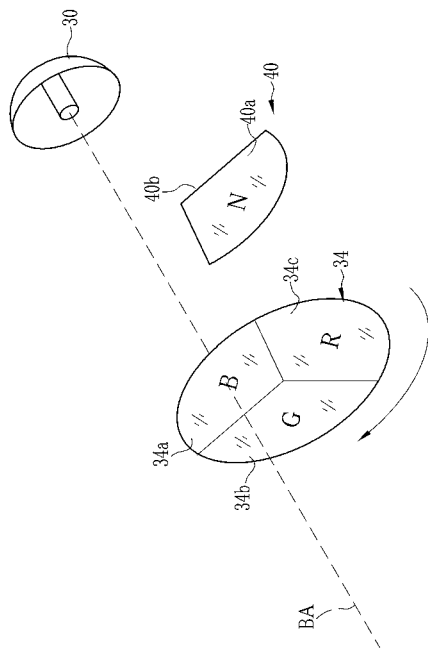
【図 6】



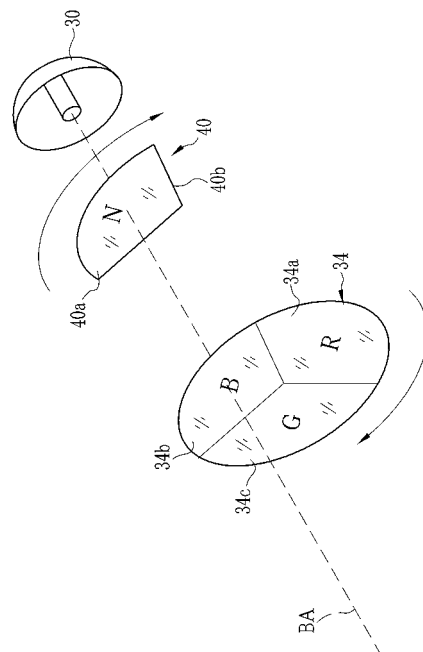
【図 7】



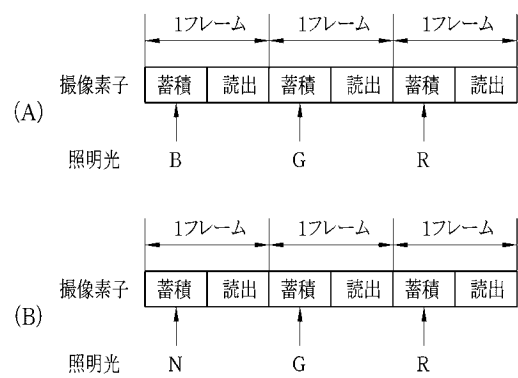
【図 8】



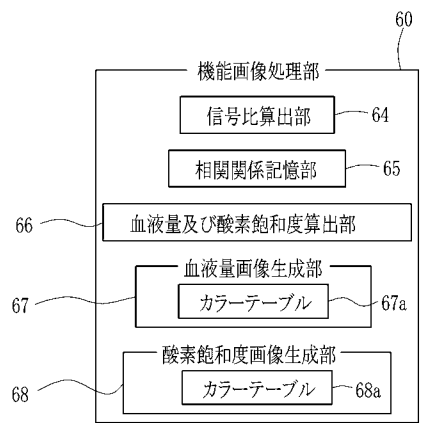
【図 9】



【図 1 0】



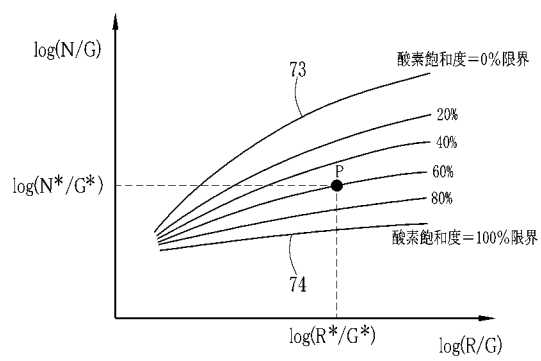
【図 1 1】



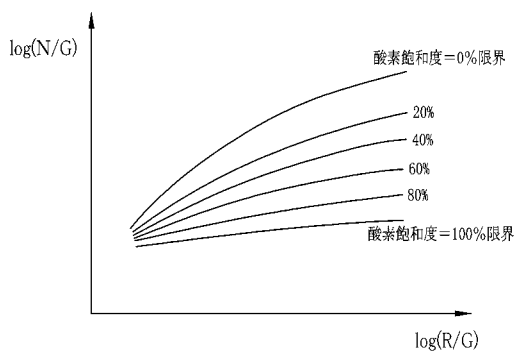
【図 1 2】



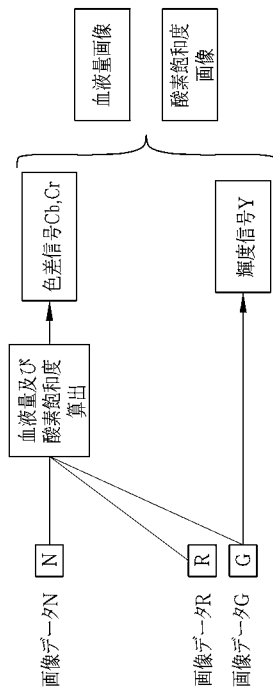
【図 1 4】



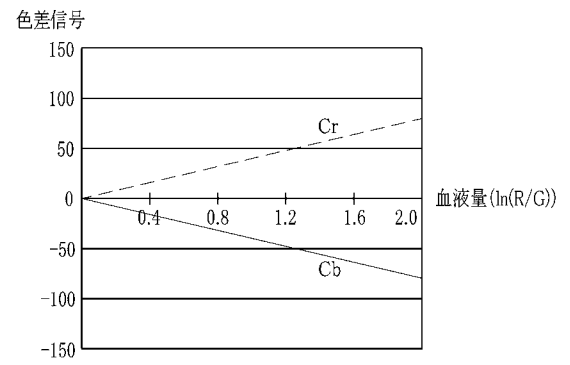
【図 1 3】



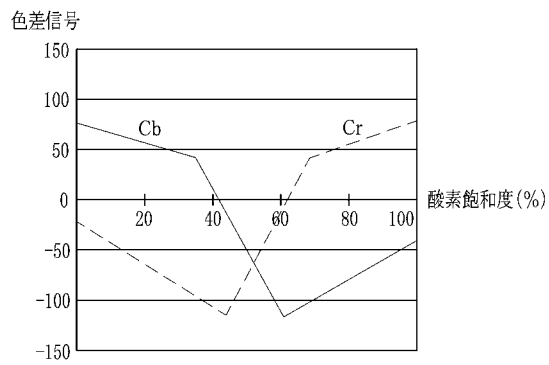
【図 15】



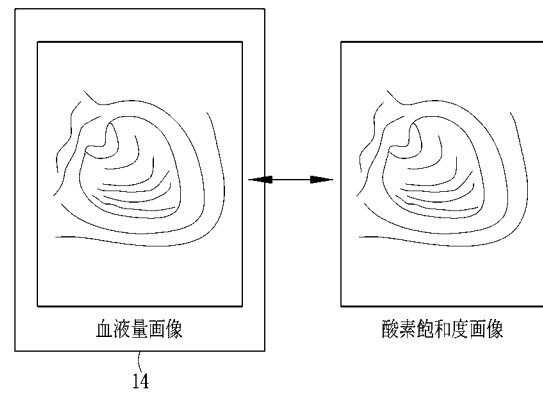
【図 16】



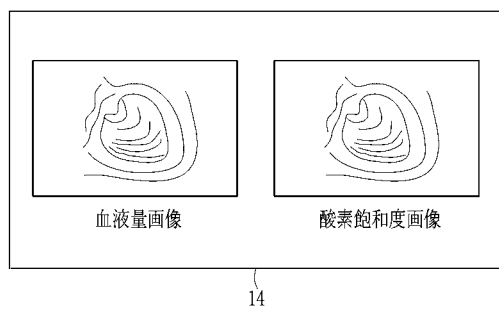
【図 17】



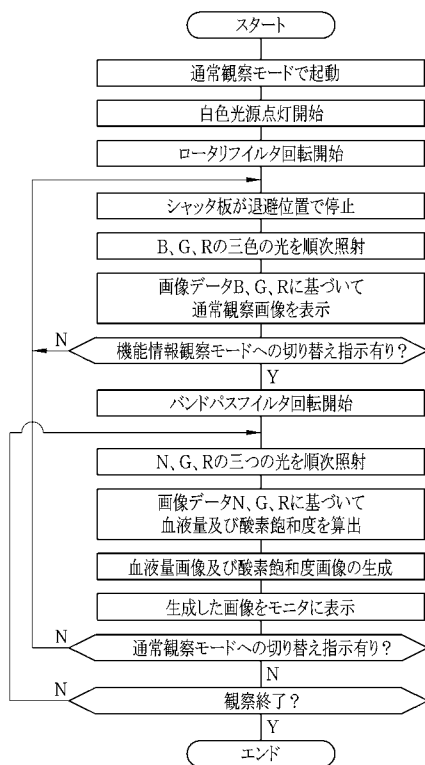
【図 19】



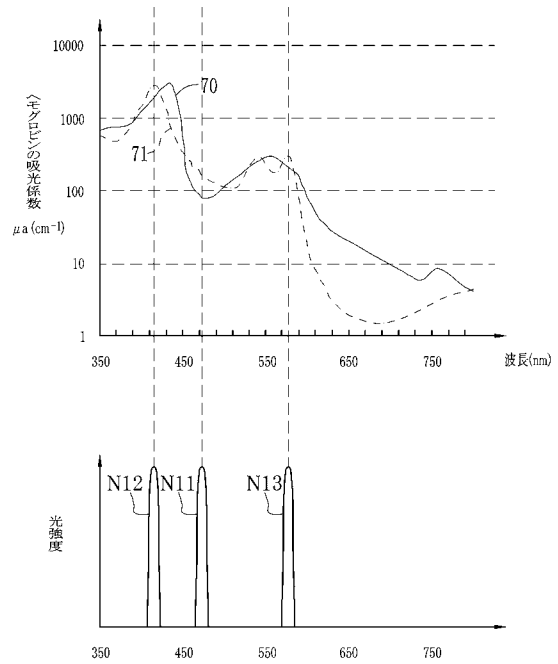
【図 18】



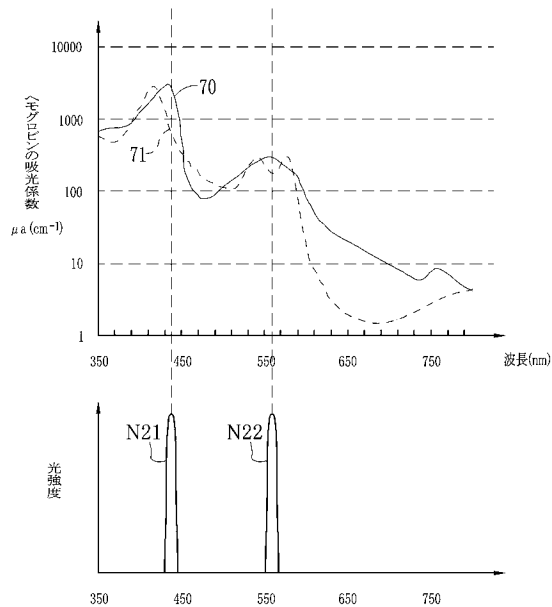
【図 20】



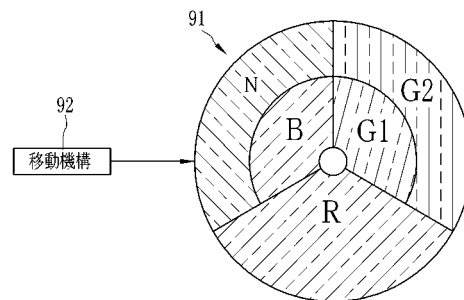
【図 21】



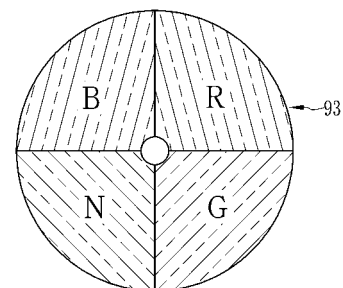
【図 22】



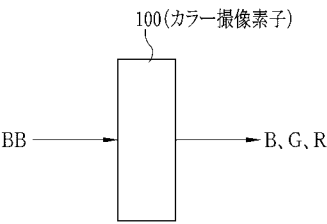
【図 23】



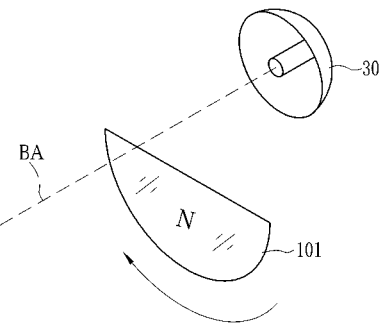
【図 24】



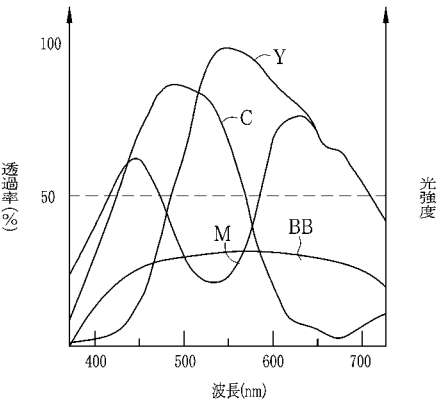
【図 2 5】



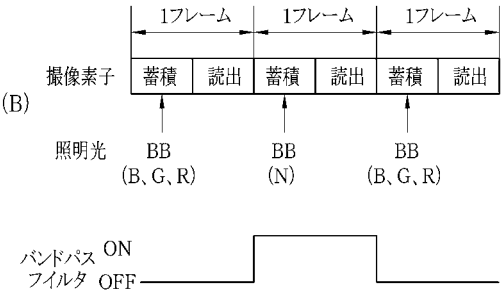
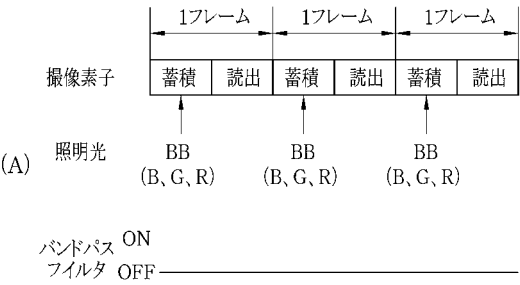
【図 2 6】



【図 2 8】



【図 2 7】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 GG01 LL02 MM05 NN01 NN05 QQ02 RR04
RR14 RR18 SS21 WW15

专利名称(译)	内窥镜系统和光源装置		
公开(公告)号	JP2013063097A	公开(公告)日	2013-04-11
申请号	JP2011201810	申请日	2011-09-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	齋藤孝明 山口博司 飯田孝之		
发明人	齋藤 孝明 山口 博司 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0084 A61B5/14551 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B5/14.321 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/WW15 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5331860B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：旨在提高测量精度并且提高表示关于表面血管和细胞间层血管的氧饱和度的氧饱和度的图像的亮度，而不引起生产成本的增加和并发症的内窥镜系统中的装置配置。解决方案：内窥镜系统的光源装置具有白色光源。在白色光源的光路上，将白色光分离成B，G和R三种颜色的旋转滤波器和将窄带光N与白色光分色的带通滤波器可自由插入和可移除地布置。带通滤波器用于产生氧化血红蛋白光来测量血红蛋白的氧饱和度，并且具有穿透波长带区域的两个窄带光N11和N12的光学特性，其中氧合血红蛋白的吸收常数的大小相关性和还原血红蛋白相同。因为氧化测定光变成与两个窄带光N11和N12匹配的光量，所以提高了图像的测量精度和亮度。

