

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5331860号
(P5331860)

(45) 発行日 平成25年10月30日 (2013. 10. 30)

(24) 登録日 平成25年8月2日 (2013. 8. 2)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

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

A 6 1 B 5/1459 (2006. 01)

A 6 1 B 5/14 3 2 1

請求項の数 13 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2011-201810 (P2011-201810)
 (22) 出願日 平成23年9月15日 (2011. 9. 15)
 (65) 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)
 審査請求日 平成25年1月22日 (2013. 1. 22)

(73) 特許権者 306037311
 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) 【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600nm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 11】

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 12】

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

10

20

30

40

50

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 13】

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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 660 nm ~ 約 700 nm 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。

40

50

【 0 0 0 6 】

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 3 1 行～ 4 9 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 】

10

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特許 2 6 4 8 4 9 4 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

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。

20

【 0 0 0 9 】

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。

30

【 0 0 1 0 】

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 1 4 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。

【 0 0 1 1 】

40

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 】

【 0 0 1 2 】

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

50

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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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B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。

【図11】機能画像処理部のブロック図である。

【図12】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13】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14】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15】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16】血液量と色差信号との関係を示すグラフである。

【図17】酸素飽和度と色差信号との関係を示すグラフである。

【図18】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19】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。

【図20】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21】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22】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23】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24】図23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25】第3実施形態のカラー撮像素子の説明図である。

【図26】第3実施形態の光源装置の説明図である。

【図27】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。

【図 28】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。

10

【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】

20

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。

30

【0027】

操作部17には、アングルノブ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。

40

【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】

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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BB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

10

20

30

40

50

ている。フィルタ部 40 a 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 40 a と透過部 40 b が交互に選択的に白色光 B B の光路に挿入されるようになっている。モータ 40 c（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 40 a の中心角は、ロータリフィルタ 34 の B フィルタ部 34 a の中心角とほぼ一致している。透過部 40 b の中心角は、G フィルタ部 34 b、R フィルタ部 34 c 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 40 b を切り欠きで形成しているが、白色光 B B を透過する透明板で透過部 40 b 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 40 a が白色光 B B の光路から退避し、透過部 40 b 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 40 b が白色光 B B の光路に挿入されている間、白色光 B B が透過部 40 b を透過する。通常観察モードにおいては、白色光 B B が透過部 40 b 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 B B の光路に挿入されている、B、G、R の各フィルタ部 34 a、34 b、34 c 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 B B 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 40 a と B フィルタ部 34 a 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 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、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

10

20

30

40

50

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４４ａに結像される。

【００５１】

撮像素子４４は、ＣＣＤイメージセンサやＣＭＯＳ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４４ａを有している。撮像素子４４は、撮像面４４ａ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、ＡＦＥ４５に送られる。上述のとおり、撮像素子４４は、撮像面４４ａ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。

10

【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。

20

【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、ＡＦＥ４５は、相関二重サンプリング回路（ＣＤＳ）、自動ゲイン制御回路（ＡＧＣ）、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。ＣＤＳ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。ＡＧＣは、ＣＤＳによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。Ａ／Ｄは、ＡＧＣ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。

30

【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ＡＦＥ４５に出力する。

40

【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

50

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。

【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。

【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。

【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 10g 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くなったり、狭くなったりする。なお、信号比 N/G 、 R/G は 10g 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、473nm や 410nm 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 ~ 700nm 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に見えるが、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

10

20

30

40

50

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

10

【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、対応点が下限ライ

20

【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、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。

30

【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。

40

【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

50

号値が正、色差信号C_b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C_rの信号値が負、色差信号C_b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C_rの信号値と色差信号C_b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。

【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。

【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。

【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40aを、ロータリフィルタ34のBフィルタ部34a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34a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40bが光路に挿入されている間、白色光BBがロータリフィルタ34のGフィルタ部34b、Rフィルタ部34c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。

【 0 0 8 0 】

機能画像処理部 6 0 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 1 4 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 6 0 は、図 1 5 ~ 図 1 7 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 1 8 及び図 1 9 に示したいずれかの表示態様で、モニタ 1 4 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 3 0、ロータリフィルタ 3 4、バンドパスフィルタ 4 0 が停止される。

【 0 0 8 1 】

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。

【 0 0 8 2 】

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。

【 0 0 8 3 】

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 3 0 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 1 3 において、白色光源 3 0、ロータリフィルタ 3 4、集光レンズ 3 6 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 1 3 と既存の光源装置の違いは、バンドパスフィルタ 4 0 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。

【 0 0 8 4 】

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 4 0 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。

【 0 0 8 5 】

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 4 0 0 n m 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。

【 0 0 8 6 】

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 3 4 a、R フィルタ部 3 4 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。

【 0 0 8 7 】

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34bとして、波長帯域が約450nm～約620nm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34bの分光透過率を540nm～580nm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、540～580nm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。

【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473nmの第1狭帯域光N11と、波長帯域が $410 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ 、好ましくは410nmの第2狭帯域光N12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。

【0090】

例えば、図21に示すように、第1狭帯域光N11及び第2狭帯域光N12に、波長帯域が $580 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ 、好ましくは580nmの第3狭帯域光N13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N11及び第2狭帯域光N12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N13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N11～13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N11及び第2狭帯域光N12のうちの1つと、第3狭帯域光N13を組み合わせて狭帯域光Nとしてもよい。

【0091】

また、図22に示すように、波長帯域が 440 ± 10 nm、好ましくは445nmの狭帯域光を狭帯域光N21と、波長帯域が $550 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光N22、好ましくは555nm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N21と狭帯域光N22は、狭帯域光N11、N12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N11と狭帯域光N12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N21、N22は、狭帯域光N11、N12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N21、N22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40としては、狭帯域光N21、22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。

【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600nm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600nm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、500nm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34a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23に示すように、B、G、Rの各フ

10

20

30

40

50

フィルタ部に加えて、バンドパスフィルタのフィルタ部を設けたロータリフィルタ 9 1 が使用される。

【 0 0 9 4 】

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用される、B、G 1、R の各フィルタ部であり、外周領域は、機能情報観察モードで使用される、N、G 2、R の各フィルタ部である。外周領域のフィルタ部は、上記実施形態のバンドパスフィルタ 4 0 として機能する。移動機構 9 2 は、ロータリフィルタ 9 1 の回転軸を移動させることにより、内周領域と外周領域を白色光 B B の光路に選択的に挿入する。

【 0 0 9 5 】

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 nm ~ 580 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。

【 0 0 9 6 】

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。

【 0 0 9 7 】

[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。

【 0 0 9 8 】

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 180° 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。

【 0 0 9 9 】

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 (O F F) 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

10

20

30

40

50

像する。カラー撮像素子100に入射する白色光BB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100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27(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100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101のフィルタ部が白色光BBの光路に挿入(ON)されるように、バンドパスフィルタ101を回転させる。バンドパスフィルタ101のフィルタ部が白色光BBの光路から退避(OFF)している間、カラー撮像素子100には、観察部位で反射した白色光BBが入射する。白色光BB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100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。

10

【0101】

そして、次のフレームでは、バンドパスフィルタ101のフィルタ部が白色光BBの光路に挿入(ON)されて、その間、バンドパスフィルタ101によって白色光BBから色分離された狭帯域光Nが電子内視鏡11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100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100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100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。

20

【0102】

機能画像処理部60は、カラー撮像素子100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14~17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14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。

30

【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のが、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。

40

【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】

50

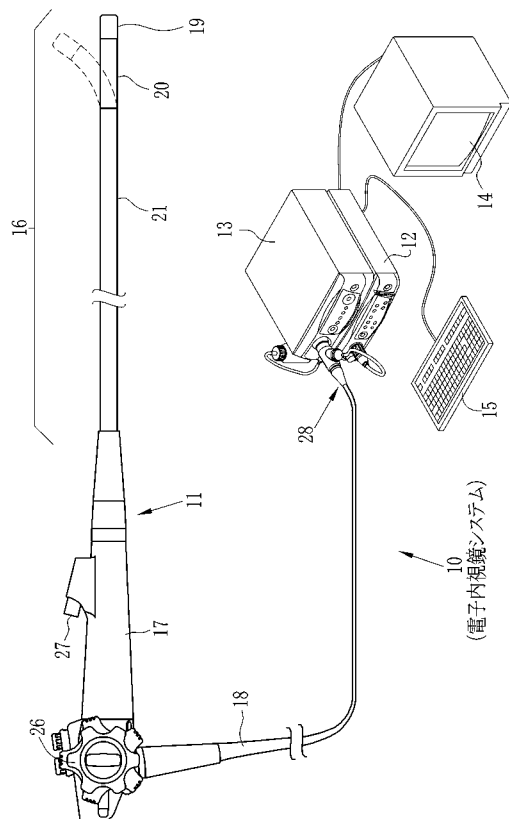
【 0 1 0 7 】

- 1 0 電子内視鏡システム
- 1 4 モニタ
- 3 0 白色光源
- 3 2 光源制御部
- 3 4、9 1、9 3 ロータリフィルタ
- 3 6 集光レンズ
- 3 7 ロッドインテグレータ
- 4 0、1 0 1 バンドパスフィルタ
- 4 0 a フィルタ部
- 4 0 b 透過部
- 4 4、1 0 0 撮像素子
- 5 6 画像処理部
- 6 0 機能画像処理部
- 6 4 信号比算出部
- 6 5 相関関係記憶部
- 6 6 血液量及び酸素飽和度算出部
- 6 7 血液量画像生成部
- 6 7 a (血液量用の)カラーテーブル
- 6 8 酸素飽和度画像生成部
- 6 8 a (酸素飽和度用の)カラーテーブル

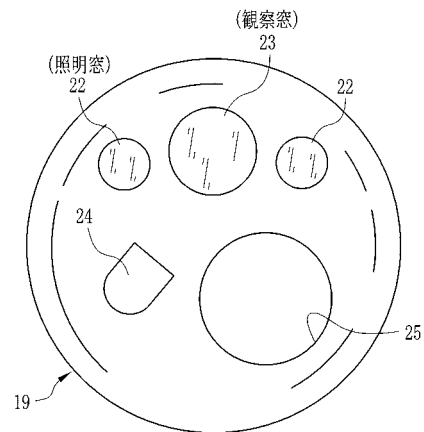
10

20

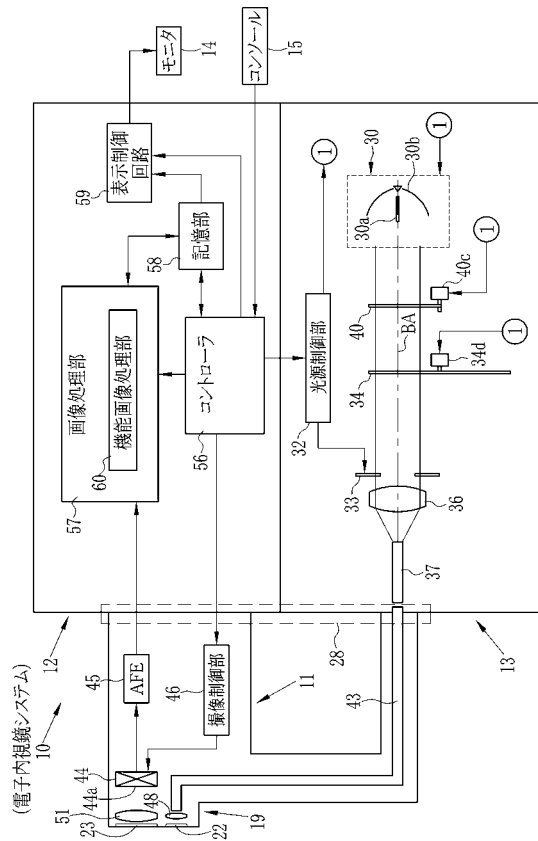
【 図 1 】



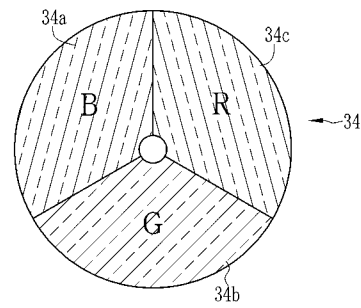
【 図 2 】



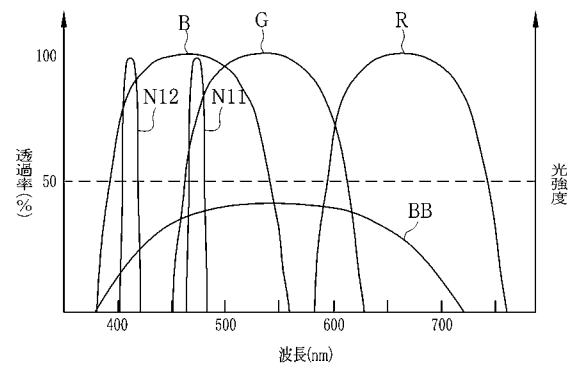
【 図 3 】



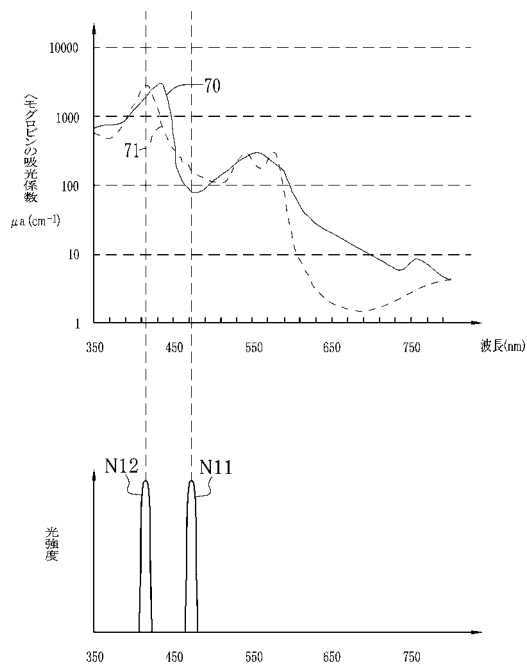
【圖 4】



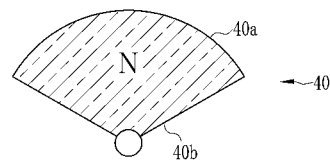
【 図 5 】



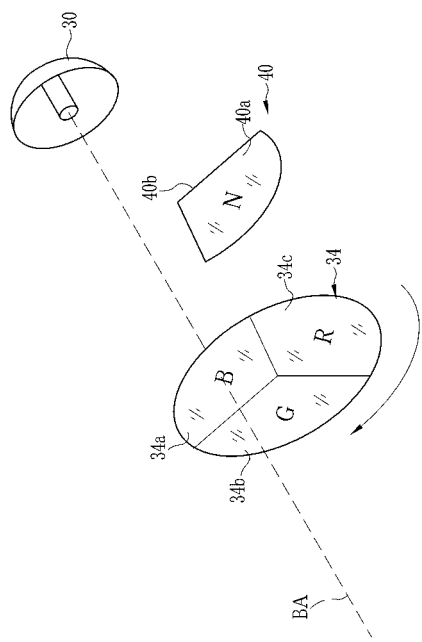
【 図 6 】



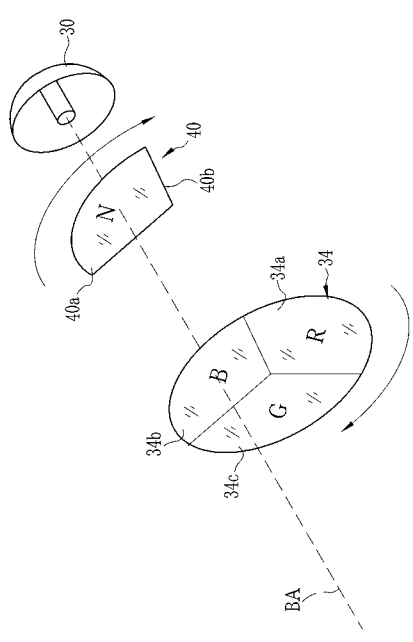
【圖 7】



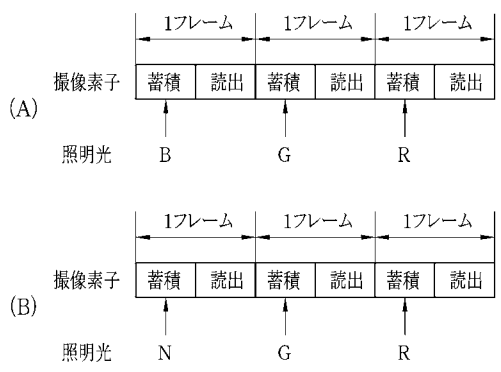
【図 8】



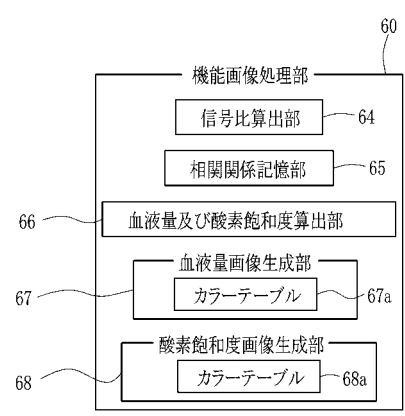
【図 9】



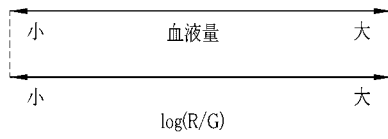
【図 10】



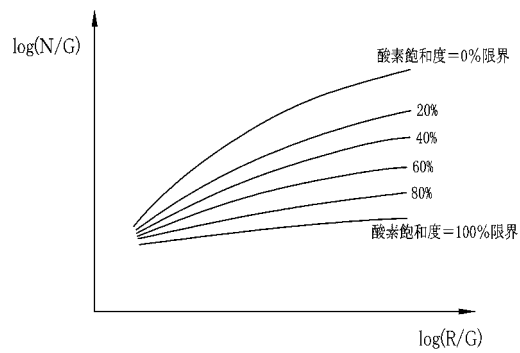
【図 11】



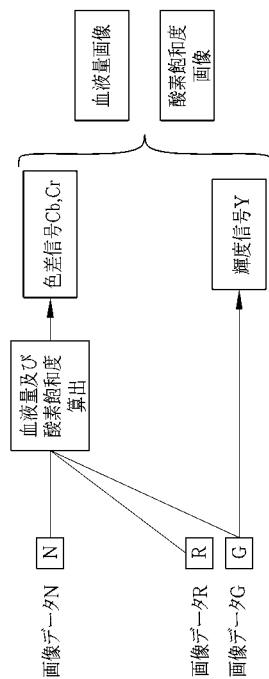
【図 1 2】



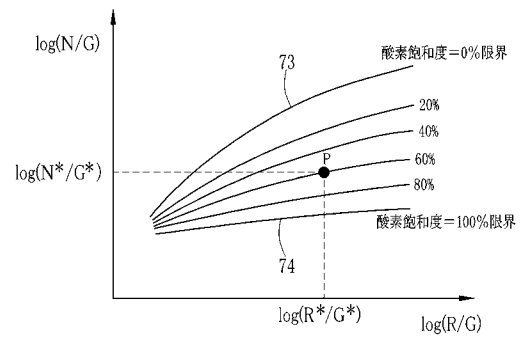
【図 1 3】



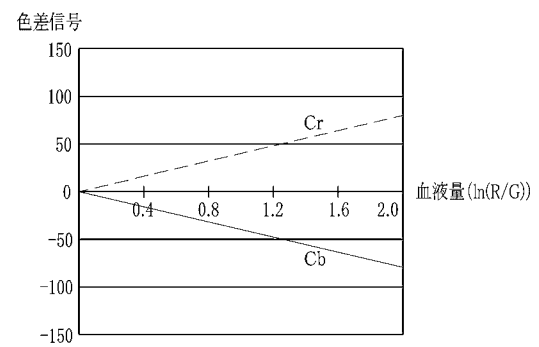
【図 1 5】



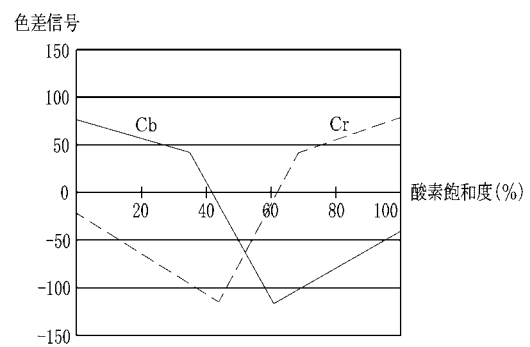
【図 1 4】



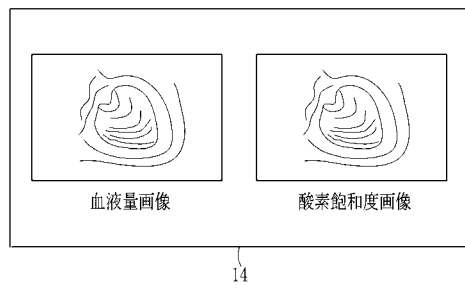
【図 1 6】



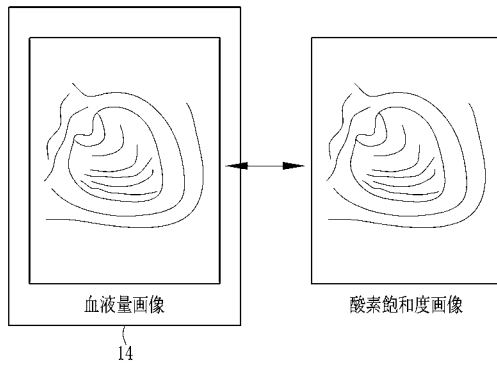
【図 1 7】



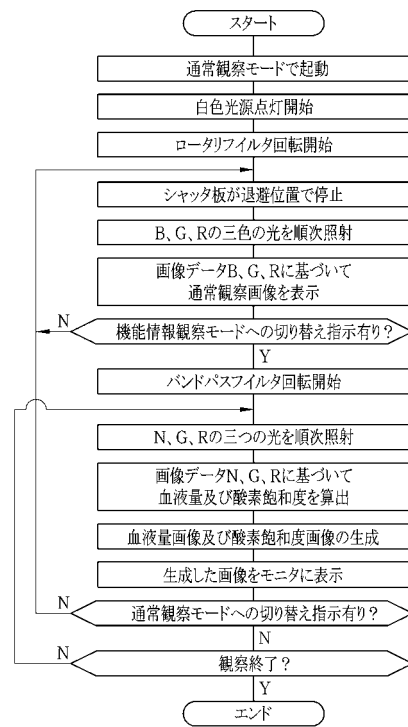
【図 18】



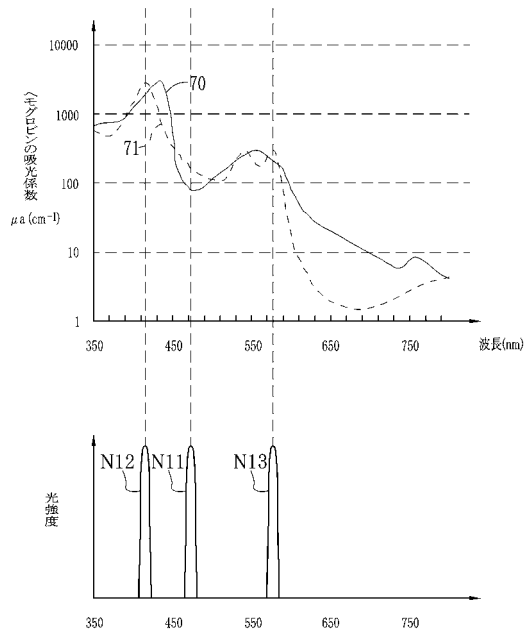
【図 19】



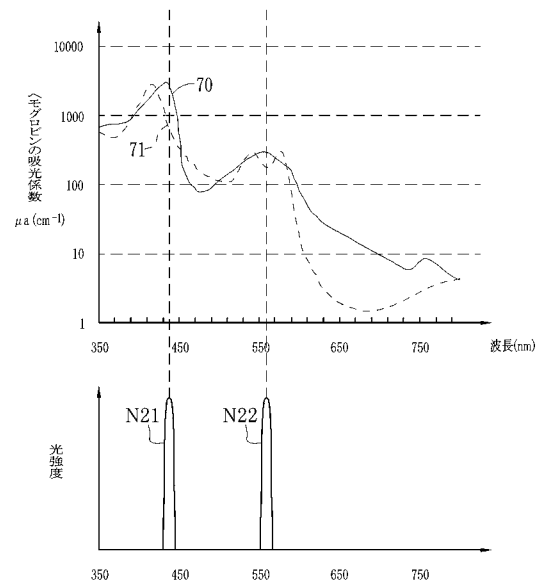
【図 20】



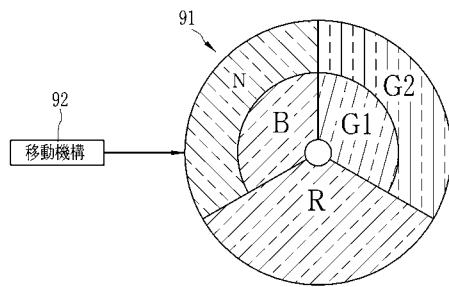
【図 21】



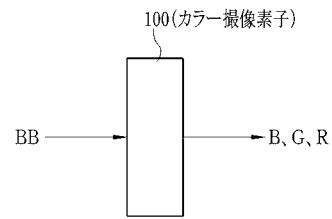
【図 22】



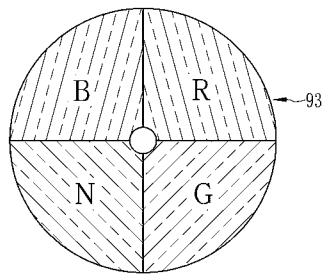
【図 2 3】



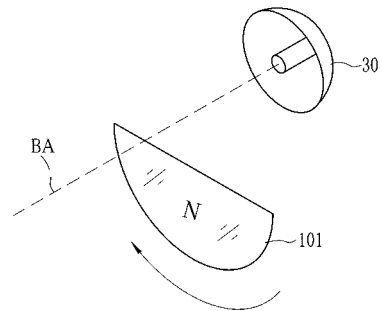
【図 2 5】



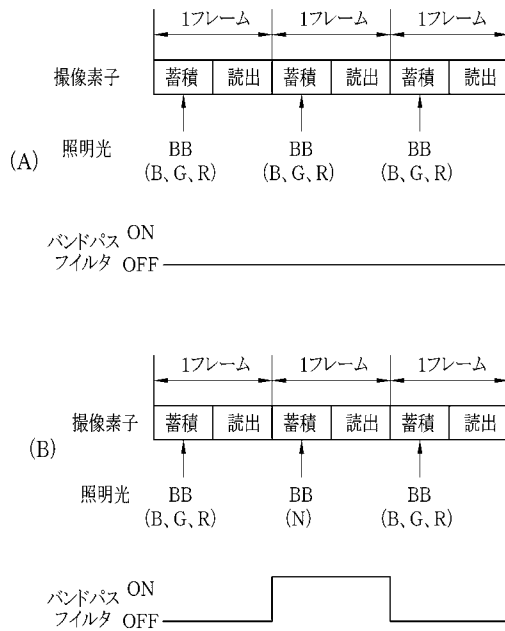
【図 2 4】



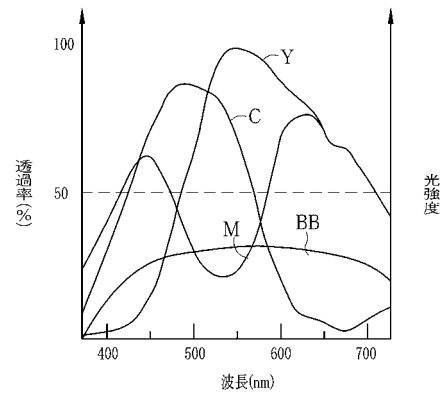
【図 2 6】



【図 2 7】



【図 2 8】



フロントページの続き

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平1 - 280442 (JP, A)
特開2002 - 85342 (JP, A)
特開2006 - 181387 (JP, A)
特開2002 - 95635 (JP, A)
国際公開第2011 / 010534 (WO, A1)
特開2011 - 200364 (JP, A)
特開2011 - 160848 (JP, A)
特開2010 - 69063 (JP, A)
特開2011 - 10998 (JP, A)
特開平9 - 120033 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1 / 00 - 1 / 32
A61B 5 / 1455
G01N 21 / 00

专利名称(译)	内窥镜系统和光源装置		
公开(公告)号	JP5331860B2	公开(公告)日	2013-10-30
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		
当前申请(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 A61B5/1459		
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 A61B5/14.321 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 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		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2013063097A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：旨在提高测量精度并提高表面氧饱和度的图像的亮度，该氧饱和度关于表面血管和细胞间层血管的氧饱和度，而不会导致生产成本和并发症的增加内窥镜系统中的设备配置。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，将白光分成B，G和R三种颜色的旋转滤光器，以及将窄带光N与白光分色的带通滤光器可自由插入和可拆卸地布置。带通滤波器用于产生氧化测量光以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关系和血红蛋白减少是一样的。由于氧化测定光成为与两个窄带光N11和N12匹配的光量，因此提高了图像的测量精度和亮度。

