

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6517441号
(P6517441)

(45) 発行日 令和1年5月22日 (2019.5.22)

(24) 登録日 平成31年4月26日 (2019.4.26)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 2
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 14 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2018-528914 (P2018-528914)	(73) 特許権者	000113263
(86) (22) 出願日	平成29年7月21日 (2017.7.21)		H O Y A 株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2017/026584		東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号
(87) 国際公開番号	W02018/016651	(74) 代理人	110000165
(87) 国際公開日	平成30年1月25日 (2018.1.25)		グローバル・アイピー東京特許業務法人
審査請求日	平成30年8月22日 (2018.8.22)	(72) 発明者	下田代 真哉
(31) 優先権主張番号	特願2016-143505 (P2016-143505)		東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号 H
(32) 優先日	平成28年7月21日 (2016.7.21)		O Y A 株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	小林 将太郎
早期審査対象出願			東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号 H
			O Y A 株式会社内
		(72) 発明者	林 佳宏
			東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇 番 1 号 H
			O Y A 株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の光を射出する光源と、

前記第 1 の光の一部を通過させる第 1 光通過領域と、前記第 1 の光の一部から 1 種類以上の特定波長域の第 2 の光を取り出す第 2 光通過領域とが所定方向に並べて配置された回転板であって、前記回転板の回転方向に直交する径方向における前記第 1 光通過領域の幅が、前記径方向における前記第 2 光通過領域の幅より狭い回転板と、

前記回転板を回転させることにより前記第 1 光通過領域と前記第 2 光通過領域とを前記光源からの前記第 1 の光の光路に順次挿入する回転駆動部と、

前記回転板を、前記光源からの光路と交差する方向にシフトさせるシフト駆動部と、

前記第 2 光通過領域を通過した光の光量と前記第 1 光通過領域を通過した光の光量の比率が基準範囲内となるように前記シフト駆動部を制御する制御部と、
を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

第 1 の光を射出するように構成された光源と、

前記第 1 の光の一部を通過させる第 1 光通過領域と、前記第 1 の光の一部から 1 種類以上の特定波長域の第 2 の光を取り出す第 2 光通過領域とが設けられ、前記第 1 光通過領域と前記第 2 光通過領域を前記第 1 の光の光路上に順次配置して、前記第 1 の光と前記第 2 の光を順次生成するように構成された回転板であって、前記回転板の回転方向に直交する径方向における前記第 1 光通過領域の幅が、前記径方向における前記第 2 光通過領域の幅

10

20

より狭い回転板と、

前記回転板を、前記第1の光の光路と交差する方向にシフトさせるように構成されたシフト駆動部と、

前記第2光通過領域を通過した光の光量と前記第1光通過領域を通過した光の光量の比率が基準範囲内となるように前記シフト駆動部を制御するように構成された制御部と、を備える内視鏡システム。

【請求項3】

前記制御部は、前記回転板を前記シフト駆動部により第1位置から目標位置である第2位置にシフトさせる際に、前記シフト駆動部に起因して生じる、前記回転板がシフトする実際の位置と前記第2位置とのずれ量を補正するパラメータを予め保持し、該パラメータに基づいて前記シフト駆動部を制御する、請求項1または2に記載の内視鏡システム。

10

【請求項4】

前記制御部は、前記回転板の前記第1光通過領域が前記光路に挿入される位置が、前記光源からの前記第1の光の光強度が最大強度となるピーク位置を基準にして位置決めされるように前記シフト駆動部を制御する、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の光は、光強度分布を有し、

前記第1光通過領域及び前記第2光通過領域に入射するときの前記第1の光の光束断面は、前記第1光通過領域及び前記第2光通過領域の入射面より大きく、前記第1の光の光束の一部が前記第1光通過領域及び前記第2光通過領域に入射し、前記光束の残りの部分は前記第1光通過領域及び前記第2光通過領域に入射せず、

20

前記制御部は、前記第1光通過領域及び前記第2光通過領域の少なくとも一方に入射する前記第1の光の光束の一部が、前記光強度分布におけるピーク位置を含むように、前記シフト駆動部を制御する、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】

前記制御部は、前記回転板を前記シフト駆動部により第1位置と第2位置との間でシフトさせる際に、前記回転板のシフト方向に応じて前記シフト駆動部の駆動量を異ならせる、請求項1～5のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項7】

前記制御部は、前記シフト駆動部によって前記回転板が前記光路に進入して停止する際のシフト方向が常に一定のシフト方向となるように前記シフト駆動部を制御する、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8】

前記制御部は、前記回転板が第1位置から第2位置に向かってシフトする際、前記回転板を前記第1位置から前記第2位置を超えてシフトさせた後、前記回転板のシフト方向を逆にして前記第2位置にシフトさせる、請求項7に記載の内視鏡システム。

40

【請求項9】

前記制御部は、前記シフト駆動部の機械的な公差に関する情報に基づいて前記シフト駆動部を制御する、請求項1～8のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記回転板は、前記第2光通過領域と前記第1光通過領域の径方向の幅が異なるように構成された、請求項1～9のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記第2の光の波長帯域は、前記第1の光の波長帯域より狭く、

前記第2光通過領域の径方向の幅は、前記第1光通過領域の径方向の幅より大きい、請

50

求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記光源は前記第 1 の光として白色光を射出するランプである、
請求項 1 ～ 11 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記制御部は、前記第 1 の光で照明した生体組織の撮像画像データに含まれる色成分の画像データの値と、前記第 2 の光で照明した被写体の撮像画像データに含まれる色成分の画像データの値との比率に基づいて、前記生体組織の状態を表す情報を生成する、請求項 1 ～ 12 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

光源と、

前記光源から出射する出射光の一部を用いて、少なくとも 2 種類以上の波長域の光を生成する少なくとも 2 つの光通過領域を有し、前記光通過領域が、所定方向に並べて配置された回転板であって、前記回転板の回転方向に直交する径方向における前記少なくとも 2 つの光通過領域の幅が互いに異なる回転板と、

前記回転板を回転させることにより前記光通過領域を前記光源からの前記出射光の光路に順次挿入する回転駆動部と、

前記回転板を、前記光源からの光路と交差する方向にシフトさせるシフト駆動部と、

前記光通過領域から生成される光の光量間の比率が基準範囲内となるように前記シフト駆動部を制御する制御部と、
を備える内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、病変部等の被写体を照明する照明光の切り換えが可能な内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療機器の分野においては、特性の異なる波長域の照明光を使用した観察を同時に行う事で病変部の診断を容易にした内視鏡システムが知られている。例えば、特許文献 1 には、このような内視鏡システムの一例として、通常光観察と特殊光観察とを同時に行うことのできる内視鏡システムの具体的な構成例が記載されている。

【0003】

ここで、特殊光観察とは、生体組織中の生体分子の分布を示す画像を生成し、これにより術者が各種病変を識別することを可能にする観察であり、特殊光観察機能は内視鏡システムが備える製品仕様として極めて重要な仕様である。

【0004】

特許文献 1 に記載された内視鏡システムの光源部は、通常光を通過させる通常光通過領域と特殊光を通過させる特殊光フィルタ領域とが円周上に並べて配置された回転フィルタを備えている。回転フィルタを回転駆動し、被写体に対して通常光と特殊光を順次照射して撮像を行う事で、通常観察画像と特殊光観察画像とを同時にモニタ画面に表示することが可能となる。また、特許文献 1 に記載された内視鏡システムにおいては、回転フィルタの通常光通過領域は、金網状の減光部として構成され、これにより、特殊光と通常光の光量を合わせるように構成されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2011-200377 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

近年、回転フィルタを用い通常観察画像と特殊光観察画像とを同時に取得できる構成とすることにより、特殊光によって得られる画像情報に加え、通常光によって得られる画像情報を用いることで、例えば、ヘモグロビンの酸素飽和度等の生体情報（ひいては、病変の評価値）を算出し、診断補助に利用することが求められている。したがって、通常観察画像と特殊光観察画像とを同時に取得できる構成とし、且つ、生体情報の算出に影響を与える特殊光と通常光の光量が変化しないように構成することは、診断や病変の評価値の算出の精度を向上させる観点で内視鏡システムとして今後いっそう求められる重要な製品仕様となると考えられる。

【0007】

10

しかし、回転フィルタを光源からの光路に対し進入・退避する際の位置の誤差に起因して、特殊光と通常光の光量が変化してしまい、結果的に診断や病変の評価値の精度が低下してしまうという問題がある。

【0008】

本発明は、以上のような事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、波長域の異なる第1の光と第2の光とを照射可能な内視鏡システムであって、第1の光と第2の光の光量の比率を基準範囲内に保つことに好適な内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

20

本実施形態にかかる内視鏡システムは、以下の態様を有する。

(1) :

第1の光を射出する光源と、

前記第1の光の一部を通過させる第1光通過領域と、前記第1の光の一部から1種類以上の特定波長域の第2の光を取り出す第2光通過領域とが所定方向に並べて配置された回転板であって、前記回転板の回転方向に直交する径方向における前記第1光通過領域の幅が、前記径方向における前記第2光通過領域の幅より狭い回転板と、

前記回転板を回転させることにより前記第1光通過領域と前記第2光通過領域とを前記光源からの前記第1の光の光路に順次挿入する回転駆動部と、

前記回転板を、前記光源からの光路と交差する方向にシフトさせるシフト駆動部と、

30

前記第2光通過領域を通過した光の光量と前記第1光通過領域を通過した光の光量の比率が基準範囲内となるように前記シフト駆動部を制御する制御部と、を備える内視鏡システム。

前記制御部は、前記第2光通過領域を通過した光の光量と前記第1光通過領域を通過した光の光量の比率が基準範囲内となるように前記シフト駆動部を制御する制御信号を生成し、前記制御信号を信号線を介して前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

【0010】

(2) :

第1の光を射出するように構成された光源と、

前記第1の光の一部を通過させる第1光通過領域と、前記第1の光の一部から1種類以上の特定波長域の第2の光を取り出す第2光通過領域とが設けられ、前記第1光通過領域と前記第2光通過領域を前記第1の光の光路上に順次配置して、前記第1の光と前記第2の光を順次生成するように構成された回転板であって、前記回転板の回転方向に直交する径方向における前記第1光通過領域の幅が、前記径方向における前記第2光通過領域の幅より狭い回転板と、

40

前記回転板を、前記第1の光の光路と交差する方向にシフトさせるように構成されたシフト駆動部と、

前記第2光通過領域を通過した光の光量と前記第1光通過領域を通過した光の光量の比率が基準範囲内となるように前記シフト駆動部を制御するように構成された制御部と、を備える内視鏡システム。

50

前記制御部は、前記第 2 光通過領域を通過した光の光量と前記第 1 光通過領域を通過した光の光量の比率が基準範囲内となるように前記シフト駆動部を制御する制御信号を生成し、前記制御信号を信号線を介して前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

【0011】

(3) :

前記制御部は、前記回転板を前記シフト駆動部により第 1 位置から目標位置である第 2 位置にシフトさせる際に、前記シフト駆動部に起因して生じる、前記回転板がシフトする実際の位置と前記第 2 位置とのずれ量を補正するパラメータを予め保持し、該パラメータに基づいて前記シフト駆動部を制御する、(1) または (2) に記載の内視鏡システム。

あるいは、前記制御部は、前記回転板を前記シフト駆動部により所定位置から対象位置に移動させる際に生じる前記対象位置からのずれ量を補正するパラメータを予め保持し、該パラメータに基づいて前記シフト駆動部を制御する、(1) または (2) に記載の内視鏡システム。

前記制御部は、前記パラメータに基づいた制御信号を生成し、前記制御信号を信号線を介して前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

【0012】

(4) :

前記制御部は、前記回転板の前記第 1 光通過領域が前記光路に挿入される位置が、前記光源からの前記第 1 の光の光強度が最大強度となるピーク位置を基準にして位置決めされるように前記シフト駆動部を制御する、

(1) ~ (3) のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

あるいは、前記制御部は、前記回転板の前記第 1 光通過領域が前記光路に挿入される際の位置が、前記光源からの光のピーク位置から所定の範囲内に位置するように前記シフト駆動部を制御する、(1) ~ (3) のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

前記制御部は、前記回転駆動部により前記回転板の前記第 1 光通過領域が前記光路に挿入される位置が、前記光源からの前記第 1 の光の光強度が最大強度となるピーク位置を基準にして位置決めされる制御信号を生成し、前記制御信号を信号線を介して前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

【0013】

(5) :

前記第 1 の光は、光強度分布を有し、

前記第 1 光通過領域及び前記第 2 光通過領域に入射するときの前記第 1 の光の光束断面は、前記第 1 光通過領域及び前記第 2 光通過領域の入射面より大きく、前記第 1 の光の光束の一部が前記第 1 光通過領域及び前記第 2 光通過領域に入射し、前記光束の残りの部分は前記第 1 光通過領域及び前記第 2 光通過領域に入射せず、

前記制御部は、前記第 1 光通過領域及び前記第 2 光通過領域の少なくとも一方に入射する前記第 1 の光の光束の一部が、前記光強度分布におけるピーク位置を含むように、前記シフト駆動部を制御する、

(1) ~ (4) のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

前記制御部は、前記第 1 光通過領域及び前記第 2 光通過領域の少なくとも一方に入射する前記第 1 の光の光束の一部が、前記光強度分布におけるピーク位置を含むような制御信号を生成し、前記制御信号を信号線を介して前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

【0014】

(6) :

前記制御部は、前記回転板を前記シフト駆動部により第 1 位置と第 2 位置との間でシフトさせる際に、前記回転板のシフト方向に応じて前記シフト駆動部の駆動量を異ならせる、

(1) ~ (5) のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

あるいは、前記制御部は、前記回転板を前記シフト駆動部により所定位置から対象位置

に移動させる際に、前記回転板の移動方向に応じて前記回転板を前記所定位置から前記対象位置に移動させる際の前記シフト駆動部の駆動量を異ならせることによって、前記第1光通過領域が前記光源からの光のピーク位置から所定の範囲内に位置するように制御する、

(1)～(5)のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

前記制御部は、前記回転板を前記シフト駆動部により第1位置と第2位置との間でシフトさせる際に、前記回転板のシフト方向に応じて前記シフト駆動部の駆動量を異ならせた制御信号を生成し、前記制御信号を前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

【0015】

(7)：

10

前記制御部は、前記シフト駆動部によって前記回転板が前記光路に進入して停止する際のシフト方向が常に一定のシフト方向となるように前記シフト駆動部を制御する、

(1)～(5)のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

あるいは、前記制御部は、前記シフト駆動部によって前記回転板の前記第1光通過領域が前記光路に進入する際の進入方向が常に一定の進入方向となるように前記シフト駆動部を駆動することによって、前記第1光通過領域が前記光源からの光のピーク位置から所定の範囲内に位置するように制御する、

(1)～(5)のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

前記制御部は、前記シフト駆動部によって前記回転板が前記光路に進入して停止する際のシフト方向が常に一定のシフト方向となる制御信号を生成し、前記制御信号を信号線を介して前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

20

【0016】

(8)：

前記制御部は、前記回転板が第1位置から第2位置に向かってシフトする際、前記回転板を前記第1位置から前記第2位置を超えてシフトさせた後、前記回転板のシフト方向を逆にして前記第2位置にシフトさせる、

(7)に記載の内視鏡システム。

あるいは、前記制御部は、前記回転板が現在位置から対象位置に向かって移動する際の初期移動方向が前記一定の進入方向と異なる場合に、前記回転板を前記初期移動方向に沿って前記対象位置を越えて所定距離行き過ぎるように移動させた後、前記回転板を逆方向に前記一定の進入方向に沿って前記対象位置に移動させる、

30

(7)に記載の内視鏡システム。

前記制御部は、前記回転板が第1位置から第2位置に向かってシフトする際、前記回転板を前記第1位置から前記第2位置を超えてシフトさせた後、前記回転板のシフト方向を逆にして前記第2位置にシフトさせる制御信号を生成し、前記制御信号を信号線を介して前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

【0017】

(9)：

前記制御部は、前記シフト駆動部の機械的な公差に関する情報に基づいて前記シフト駆動部を制御する、(1)～(7)のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

40

前記制御部は、前記シフト駆動部の機械的な公差に関する情報に基づいて前記シフト駆動部を制御する制御信号を生成し、前記制御信号を信号線を介して前記シフト駆動部に送信することが好ましい。

【0018】

(10)：

前記回転板は、前記第2光通過領域と前記第1光通過領域の径方向の幅が異なるように構成された、

(1)～(9)のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0019】

(11)：

50

前記第2の光の波長帯域は、前記第1の光の波長帯域より狭く、
前記第2光通過領域の径方向の幅は、前記第1光通過領域の径方向の幅より大きい、（10）に記載の内視鏡システム。

【0020】

（12）：

前記光源は前記第1の光として白色光を射出するランプである、

（1）～（11）のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0021】

（13）：

前記制御部は、前記第1の光で照明した生体組織の撮像画像データに含まれる色成分の画像データの値と、前記第2の光で照明した被写体の撮像画像データに含まれる色成分の画像データの値との比率に基づいて、前記生体組織の状態を表す情報を生成する、（1）～（12）のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

10

前記制御部は、前記情報を表示装置に表示させるために前記表示装置に送信することが好ましい。

（14）：

光源と、

前記光源から出射する出射光の一部を用いて、少なくとも2種類以上の波長域の光を生成する少なくとも2つの光通過領域を有し、前記光通過領域が、所定方向に並べて配置された回転板であって、前記回転板の回転方向に直交する径方向における前記少なくとも2つの光通過領域の幅が互いに異なる回転板と、

20

前記回転板を回転させることにより前記光通過領域を前記光源からの前記出射光の光路に順次挿入する回転駆動部と、

前記回転板を、前記光源からの光路と交差する方向にシフトさせるシフト駆動部と、

前記光通過領域から生成される光の光量間の比率が基準範囲内となるように前記シフト駆動部を制御する制御部と、
を備える内視鏡システム。

【発明の効果】

【0022】

以上のように、上記内視鏡システムによれば、波長域の異なる第1の光と第2の光とを照射可能な内視鏡システムであって、第1の光と第2の光の光量の比率を基準範囲内に保つことに好適な内視鏡システムが提供される。

30

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】ヘモグロビンのQ帯の吸収スペクトルである。

【図2】生体組織の分光特性のシミュレーション結果である。

【図3】各種パラメータと生体情報との相関を表すグラフである。

【図4】各種パラメータと生体情報との相関を表すグラフである。

【図5】各種パラメータと生体情報との相関を表すグラフである。

【図6】本実施形態に係る内視鏡システムの一例のブロック図である。

40

【図7】本実施形態に係る内視鏡システムの撮像素子に内蔵されるカラーフィルタの透過スペクトルの一例を示す図である。

【図8】本実施形態に係る内視鏡システムの回転フィルタの一例の外観図である。

【図9】本実施形態に係る内視鏡システムで行う分光分析処理の一例のを説明するフローチャートである。

【図10】本実施形態に係る内視鏡システムにおけるシフト駆動機構の構成の一例を示す図である。

【図11】メカ機構の製造公差による回転フィルタの停止位置の変動を説明する図である。

【図12】光源からの白色光の強度分布と、回転フィルタのスリット部の位置との関係を

50

説明する図である。

【図 1 3】本実施形態に係る内視鏡システムにおけるシフト駆動機構におけるラックギアが停止するときの位置を、往路動作と復路動作で正確に一致させる状態を説明する図である。

【図 1 4】本実施形態に係る内視鏡システムにおける回転フィルタの停止位置の制御の一例を示すフローチャートである。

【図 1 5】本実施形態に係る内視鏡システムにおける回転フィルタの停止位置の制御の一例の動作原理を説明する図である。

【図 1 6】本実施形態に係る内視鏡システムにおける回転フィルタの停止位置の制御の一例を示すフローチャートである。

【図 1 7】本実施形態に係る内視鏡システムにおけるシフト駆動機能の制御による通常観察画像の明るさ調整を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

以下に説明する本発明の実施形態に係る内視鏡システムは、波長域の異なる光の照明下で撮像した複数の画像に基づいて被写体の生体情報（例えば、総ヘモグロビン量や酸素飽和度等の生体組織の特徴量）を定量的に分析して、分析結果を画像化して表示する装置である。以下に説明する総ヘモグロビン量及び酸素飽和度の定量分析では、血液の分光特性（すなわち、ヘモグロビンの分光特性）が総ヘモグロビン量や酸素飽和度に応じて連続的に変化する性質が利用される。なお、本実施形態の内視鏡システムによる観察の対象部位は、例えば、呼吸器等、消化器等である。呼吸器等は、例えば、肺、耳鼻咽喉を含む。消化器等は、例えば、大腸、小腸、胃、食道、十二指腸、子宮等を含む。

【0025】

また、以下で詳細に説明するように、本実施形態の内視鏡システムは、波長域の異なる第1の光と第2の光（すなわち、波長域の異なる照明光）とを順次照射することができる構成となっている。具体的には、本実施形態の内視鏡システムは、第1の光として白色光を射出する光源部と、白色光から特定波長域の第2の光を取り出す為の回転板とを有する。本実施形態では、回転板の例として回転フィルタについて記載する。なお、本明細書では、光源からの白色光を通常光とも称し、また、回転フィルタの光学フィルタを通過した光を特殊光とも称する。回転フィルタの構成及び回転フィルタを待避位置と適用位置間で進退駆動する為の構成については後述する。適用位置とは、白色光の光束のうち光強度分布における最大強度を示すピーク位置が回転フィルタを通過する位置である。

【0026】

<生体組織の分光特性と生体情報の計算原理>

本発明の実施形態に係る内視鏡システムの詳しい構成を説明する前に、ヘモグロビンの分光特性と、本発明の実施形態に係る酸素飽和度等の生体組織の特徴量（生体情報）の計算原理について説明する。

【0027】

図1に、550nm付近のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。ヘモグロビンは、550nm付近にポリフィリンに由来するQ帯と呼ばれる強い吸収帯を有している。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、酸素飽和度に応じて変化する。酸素飽和度は、全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンHbOが占める割合である。図1における実線の波形は、酸素飽和度が100%の場合の（すなわち、酸素化ヘモグロビンHbO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%の場合の（すなわち、還元ヘモグロビンHbの）吸収スペクトルである。また、短破線は、その中間の酸素飽和度が10、20、30、・・・90%におけるヘモグロビン（酸素化ヘモグロビンHbOと還元ヘモグロビンHbの混合物）の吸収スペクトルである。

【0028】

図1に示されるように、Q帯において、酸素化ヘモグロビンHbOと還元ヘモグロビンHb

は互いに異なるピーク波長を有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンHbOは、波長542nm付近の吸収ピークP1と、波長576nm付近の吸収ピークP3を有している。一方、還元ヘモグロビンHbは、556nm付近に吸収ピークP2を有している。図1は、各成分（酸素化ヘモグロビンHbO、還元ヘモグロビンHb）の濃度の和が一定となる2成分系の吸収スペクトルであるため、各成分の濃度（すなわち、酸素飽和度）によらず吸収が一定となる等吸収点E1、E2、E3、E4が現れる。以下の説明では、等吸収点E1とE2とで挟まれた波長領域を波長域R1、等吸収点E2とE3とで挟まれた波長領域を波長域R2、等吸収点E3とE4とで挟まれた波長領域を波長域R3と呼ぶ。また、等吸収点E1とE4とで挟まれた波長領域（すなわち波長域R1、R2及びR3を合わせたもの）を波長域R0と呼ぶ。また、以下の説明において、波長域R2をN帯（Narrow-band）、波長域R0をW帯（Wide-band）とも称する。

10

【0029】

図1に示されるように、隣接する等吸収点間の波長域では、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。

【0030】

具体的には、波長域R1、R3におけるヘモグロビンの吸光度（波長域R1、R3における積分値） A_{R1} 、 A_{R3} は、酸素化ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。また、波長域R2におけるヘモグロビンの吸光度 A_{R2} は、還元ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。

20

【0031】

ここで、酸素飽和度は次の数式1により定義される。

【0032】

【数1】

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

但し、

Sat：酸素飽和度

[Hb]：還元ヘモグロビンの濃度

[HbO]：酸素化ヘモグロビンの濃度

[Hb]+[HbO]：総ヘモグロビン量（tHb）

30

【0033】

また、数式1より、酸素化ヘモグロビンHbO及び還元ヘモグロビンの濃度を表す数式2、数式3が得られる。

【0034】

【数2】

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

40

【数3】

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

【0035】

従って、ヘモグロビンの吸光度 A_{R1} 、 A_{R2} 及び A_{R3} は、酸素飽和度と総ヘモグロビン量の両方に依存する特性量となる。

50

【0036】

また、本件特許出願人における研究により、波長域 R_1 、 R_2 及び R_3 からなる波長域 R_0 におけるヘモグロビンの吸光度（波長域 R_0 における積分値） A_{R_0} は、酸素飽和度には依存せず、総ヘモグロビン量によって決まる値となることが判明している。

【0037】

従って、吸光度 A_{R_0} から総ヘモグロビン量を定量することができる。また、吸光度 A_{R_1} 、 A_{R_2} 又は A_{R_3} と、吸光度 A_{R_0} から定量した総ヘモグロビン量とから、酸素飽和度 Sat を定量することができる。なお、図1に示されるように、波長域 R_1 、 R_2 及び R_3 のうち、酸素飽和度による吸光度の変化量（すなわち、実線の波形と長破線の波形とで囲まれた領域の面積）は波長域 R_2 において最も大きく、波長域 R_2 の吸光度 A_{R_2} が酸素飽和度に対して最も感度の高い特性量となる。後述する実施形態でも、波長域 R_2 （N帯）の光を使用して酸素飽和度の定量が行われる。

10

【0038】

次に、生体組織の分光特性における散乱の影響について説明する。

図2は、シミュレーション計算によって得られた生体組織の可視域における分光特性である反射スペクトルの一例であり、分光特性に与える光散乱の影響を示したものである。図2の各グラフの横軸は波長を表し、縦軸は反射率を表す。消化管内壁等の生体組織の反射スペクトルは、生体組織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、生体組織による光散乱の波長特性の影響を受ける。図2（a）は散乱が全く無い場合の反射スペクトルであり、図2（c）はヘモグロビンによる吸収が全くなく、光散乱がある場合の反射スペクトルであり、図2（b）は反射スペクトルにおける生体組織の光散乱の寄与（散乱による光の減衰）とヘモグロビンの吸収の寄与（吸収による光の減衰）が同程度である場合の反射スペクトルである。

20

【0039】

図2に示されるように、生体組織の分光特性は、光散乱の強さによって変化するため、光散乱の強弱の程度を考慮することなく生体組織の分光特性に基づいて計算された酸素飽和度等の生体情報は、光散乱の強さによって値が変わり得る。すなわち、生体組織の分光特性（例えば波長域 R_2 における反射率）をそのまま使用して生体情報を計算すると、光散乱に起因する誤差を含んだ計算結果が得られることになる。精度の高い分析結果を得るためには、光散乱に起因する誤差を補正する必要がある。

30

【0040】

光散乱に起因する誤差を補正する方法としては、生体組織の分光特性から酸素飽和度 Sat 等の生体情報を計算した後に誤差を補正する方法や、生体組織の分光特性から光散乱に依存しない中間パラメータを生成し、中間パラメータを生成する段階で光散乱に依存する成分を取り除き、その中間パラメータと生体情報、すなわち生体組織の特徴量との相関関係から生体情報を計算する方法がある。本実施形態は、後者の手法により、光散乱に起因する誤差を含まない生体情報を取得するものである。この手法を実現するために、取得すべき生体情報、具体的には、生体組織の特徴量である総ヘモグロビン量及び酸素飽和度に対して強い感度（相関）を有すると共に、光散乱に起因する誤差が生じ難い、即ち、光散乱の強弱に対して変化し難いパラメータの探索を行った。以降では、光散乱の強弱に対して変化し難いことを、光散乱に対して感度を有しないともいう。

40

【0041】

図3-5は、内視鏡画像データから取得可能な各種パラメータと、総ヘモグロビン量 tHb 及び酸素飽和度 Sat との相関の一例を表すグラフであり、各種パラメータのシミュレーション結果をプロットしたグラフである。各グラフの横軸は総ヘモグロビン量を表し、縦軸は各パラメータの値を表す。また、表1は、図3-5の各グラフの諸元を纏めたものである。

【0042】

なお、表1における「感度」は、図3-5の各グラフから読み取れる、総ヘモグロビン

50

量 $t H b$ 、光散乱の強さ及び酸素飽和度 $S a t$ の変化に対する各パラメータの感度、いいかえると変動幅の大きさを三段階の星印で示したものである。星印が多いほどパラメータの感度が高い、すなわち変動幅が大きいことを示している。

【 0 0 4 3 】

【表 1】

グラフ	パラメータ	設定		感度		
		散乱の寄与度	酸素飽和度	総ヘモグロビン量	散乱	酸素飽和度
図3	(A1)	G/R	0~100	★★★	★★	
	(A2)		0			★
	(B1)	B/R	0~100	★★	★★★★	
	(B2)		0			★★
	(C1)	B/G	0~100	★★	★★	
	(C2)		0			★★★★
図4	(D1)	W/R	0~100	★★★★	★	
	(D2)		0			★
	(E1)	N/R	0~100	★★	★	
	(E2)		0			★
	(F1)	N/W	0~100	★	★	
	(F2)		0			★★
図5	(G1)	W/(R+G)	0~100	★★	★	
	(G2)		0			★

【 0 0 4 4 】

図 3 のグラフ (A 1) 及び (A 2) は、パラメータ「G/R」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。「G」は、白色光を生体組織の照明光として使用した通常観察で得られる G 画素 (緑色の G カラーフィルタが装着された色画素) の画素値である。また、「R」は、通常観察で得られる R 画素 (赤色の R カラーフィルタが装着された色画素) の画素値である。そして、パラメータ「G/R」は、それぞれ通常観察で得られた画素値 G を画素値 R で除したものである。通常観察とは、白色光で生体組織を撮像して、R G B 色空間上の R 成分、G 成分、及び B 成分の画像を取得することをいう。

【 0 0 4 5 】

なお、本明細書において、画素値とは、R G B 原色系カラーフィルタを備えたイメージセンサの撮像信号 (所謂 RAW データ) の画素値に限らず、撮像信号からデモザイク処理 (補間処理) やリニアマトリクス処理等の各種画像処理を経て得られる画像データの画素値も含まれる。例えば、補色系のカラーフィルタを備えたイメージセンサの撮像信号をデモザイク処理及び色空間変換処理して得られる R G B 色空間上の R 成分、G 成分、及び B 成分の画像データに含まれる各画素の R 値、G 値及び B 値をそれぞれ R 画素値、G 画素値及び B 画素値として使用して、後述する各処理を行うこともできる。

【 0 0 4 6 】

図 3 のグラフ (B 1) 及び (B 2) は、パラメータ「B/R」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。「B」は、白色光を使用した通常観察で得られる B 画素 (青色の B カラーフィルタが装着された色画素) の画素値である。パラメータ「B/R」は、それぞれ通常観察で得られた画素値 B を画素値 R で除したものである。

【 0 0 4 7 】

図 3 のグラフ (C 1) 及び (C 2) は、パラメータ「B/G」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。パラメータ「B/G」は、それぞれ通常観察で得られた画素値 B を画素値 G で除したものである。

【0048】

図4のグラフ(D1)及び(D2)は、パラメータ「 W/R 」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。「 W 」は、図1に示される波長域 R_0 (W 帯)の照明光を使用した特殊観察で得られるG画素の画素値である。なお、後述するように、波長域 R_0 は撮像素子のG画素が感度を有する波長域に含まれる。パラメータ「 W/R 」は、 W 帯の照明光を使用した特殊観察で得られたG画素の画素値 W を通常観察で得られた画素値 R で除したものである。

【0049】

図4のグラフ(E1)及び(E2)は、パラメータ「 N/R 」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。「 N 」は、図1に示される波長域 R_2 (N 帯)の照明光を使用した特殊観察で得られるG画素の画素値である。パラメータ「 N/R 」は、 N 帯の照明光を使用した特殊観察で得られたG画素の画素値 N を通常観察で得られた画素値 R で除したものである。

【0050】

図4のグラフ(F1)及び(F2)は、パラメータ「 N/W 」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。パラメータ「 N/W 」は、 N 帯の照明光を使用した特殊観察で得られたG画素の画素値 N を、 W 帯の照明光を使用した特殊観察で得られたG画素の画素値 W で除したものである。

【0051】

図5のグラフ(G1)及び(G2)は、パラメータ「 $W/(R+G)$ 」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。パラメータ「 $W/(R+G)$ 」は、 W 帯の照明光を使用した特殊観察で得られたG画素の画素値 W を、白色光を照明光として使用した通常観察で得られる R 画素の画素値 R とG画素の画素値 G との和「 $R+G$ 」で除したものである。

【0052】

また、図3乃至図5における左側のグラフ(A1)、(B1)、(C1)、(D1)、(E1)、(F1)、(G1)は、酸素飽和度を100%に固定し、光散乱の寄与度(光散乱の強さを表すパラメータ)を0~100単位にかけて10単位ずつ変化させたものを重ねてプロットしたものである。これらのグラフから、各パラメータの光散乱に対する感度の大きさを知ることができる。

【0053】

また、図3乃至図5における右側のグラフ(A2)、(B2)、(C2)、(D2)、(E2)、(F2)、(G2)は、散乱の寄与度を0単位に固定し、酸素飽和度を0~100%にかけて10%ずつ変化させたものを重ねてプロットしたものである。これらのグラフから、各パラメータの酸素飽和度に対する感度の大きさを知ることができる。

【0054】

表1及び図4のグラフ(D1)、(D2)に示されるように、パラメータ「 W/R 」は、総ヘモグロビン量に対して大きな感度を有する一方、光散乱や酸素飽和度に対しては殆ど感度を有していない。そのため、パラメータ「 W/R 」の値により総ヘモグロビン量の値が一意的に決まる。すなわち、画像データから得られるパラメータ「 W/R 」の値と、グラフ(D1)、(D2)に表される総ヘモグロビン量とパラメータ「 W/R 」との定量関係から、光散乱や酸素飽和度に依存しない正確な総ヘモグロビン量を得ることができる。

【0055】

また、表1及び図4のグラフ(F1)、(F2)に示されるように、パラメータ「 N/W 」は、酸素飽和度に対して大きな感度を有しながら、光散乱に対しては殆ど感度を有していない。そのため、総ヘモグロビン量が既知であれば、グラフ(F2)により、パラメータ「 N/W 」の値から酸素飽和度の値が一意的に決まる。具体的には、各画素値から得られる総ヘモグロビン量の値とパラメータ「 N/W 」の値とからなる数値対に最も適合するグラフ(F2)上のプロットを選択すると、そのプロットに対応する酸素飽和度の値と

10

20

30

40

50

して、その画素に写された生体組織の酸素飽和度が得られる。なお、総ヘモグロビン量の値は、画像データから得られるパラメータ「 W/R 」の値と、グラフ（D1）、（D2）に表される総ヘモグロビン量とパラメータ「 W/R 」との関係とから得られる。

【0056】

また、表1及び図5のグラフ（G1）、（G2）に示されるように、パラメータ「 $W/(R+G)$ 」も、上述したパラメータ「 W/R 」と同様に、総ヘモグロビン量に対しては感度を有するが、光散乱や酸素飽和度に対しては殆ど感度を有しないため、グラフ（G1）、（G2）に表される総ヘモグロビン量とパラメータ「 $W/(R+G)$ 」との定量関係から、光散乱や酸素飽和度に依存しない正確な総ヘモグロビン量の値が得られる。

【0057】

以上のように、グラフ（D1）、（D2）若しくはグラフ（G1）、（G2）で表される関係と、グラフ（F2）又は（C2）で表される関係とを使用して、簡単な計算により、散乱による誤差を殆ど含まない、総ヘモグロビン量及び酸素飽和度の正確な値を得ることができる。

【0058】

<内視鏡システムの構成>

図6は、本発明の実施形態に係る内視鏡システム1のブロック図である。本実施形態の内視鏡システム1は、電子内視鏡100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。電子内視鏡100及びモニタ300は、プロセッサ200に着脱可能に接続されている。また、プロセッサ200には、光源部400及び画像処理部500が内蔵されている。なお、本実施形態では、光源部400はプロセッサ200に内蔵されているが、光源部400は、プロセッサ200には内蔵されていなくても良い。例えば、光源部400は、プロセッサとは別体の光源装置として構成されていても良い。

【0059】

電子内視鏡100は、被検者の体内に挿入される挿入管110を有している。電子内視鏡100の内部には、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（先端部131a）は、挿入管110の先端部（挿入管先端部111）に配置されており、ライトガイド131の他端部（基端部131b）は、プロセッサ200に接続されている。プロセッサ200は、キセノンランプ等の光量の大きい白色光WLを生成する光源ランプ430等を備えた光源部400を内蔵している。光源部400によって生成された照明光ILは、ライトガイド131の基端131bに入射する。ライトガイド131の基端131bに入射した光は、ライトガイド131を通過してその先端部131aに導かれ、先端部131aから放射される。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が設けられており、ライトガイド131の先端部131aから放射される照明光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。

【0060】

また、挿入管先端部111には対物光学系121及び撮像素子141が設けられている。生体組織Tの表面で反射又は散乱された照明光ILの一部（戻り光）は、対物光学系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。本実施形態の撮像素子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）イメージセンサである。撮像素子141には、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の他の種類の撮像素子を使用してもよい。

【0061】

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。R、G、Bの各フィルタは、図7に示されるような分光特性を有している。すなわち、本実施形態のRカラーフィルタは、波長約570nmより長波長の光を通過させるフィルタで

10

20

30

40

50

あり、Gカラーフィルタは、波長約470nm～620nmの光を通過させるフィルタであり、Bカラーフィルタは、波長約530nmより短波長の光を通過させるフィルタである。

【0062】

撮像素子141は、後述する信号処理回路550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被写体像に対応する撮像信号を、周期的に（例えば、1/30秒間隔で）出力する。撮像素子141から出力された撮像信号は、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。

【0063】

画像処理部500は、A/D変換回路510、一時記憶メモリ520、コントローラ530、ビデオメモリ540及び信号処理回路550を備えている。A/D変換回路510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撮像信号をA/D変換してデジタル画像データを出力する。A/D変換回路510から出力されるデジタル画像データは、一時記憶メモリ520に送られ記憶される。デジタル画像データには、Rカラーフィルタが装着された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受光素子によって撮像されたBデジタル画像データが含まれている。なお、本明細書において、Rデジタル画像データ、Gデジタル画像データ及びBデジタル画像データを、単色画像データ（R単色画像データ、G単色画像データ及びB単色画像データ）とも称する。

【0064】

コントローラ530は、一時記憶メモリ520に記憶された単数又は複数のデジタル画像データを処理してモニタ300に表示させる画面データを生成し、これをビデオメモリ540に送る。例えば、コントローラ530は、単一のデジタル画像データから生成された画面データ、複数のデジタル画像データの画像が並べられた画面データ、或いは複数のデジタル画像データに基づいて画素（x，y）毎に生体組織Tの反射スペクトルを生成し、これによって健常部と病変部とを色別した画像を含む画面データや、特定の画素（x，y）に対応する生体組織Tの反射スペクトルのグラフ表示を含む画面データ等を生成して、これをビデオメモリ540に記憶させる。信号処理回路550は、ビデオメモリ540に記憶されている画面データに基づいて所定の形式（例えば、NTSC規格やDVI規格に準拠した形式）のビデオ信号を生成して出力する。信号処理回路550から出力されたビデオ信号は、モニタ300に入力される。この結果、電子内視鏡100によって撮像された内視鏡画像等が、モニタ300に表示される。

なお、コントローラ530は、光源部400の各部分の動作を制御する制御信号を生成し、この制御信号を各部分に信号線を介して送信する。

【0065】

このように、プロセッサ200は、電子内視鏡100の撮像素子141から出力される撮像信号を処理するビデオプロセッサとしての機能と、被写体である生体組織Tを照明するための照明光ILを電子内視鏡100のライトガイド131に供給する光源装置としての機能とを兼ね備えたものである。

【0066】

光源部400は、上述の光源430の他に、集光レンズ440、回転フィルタ（回転板）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430から射出される略平行光の白色光WLは、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。

【0067】

光源部400は、更に、シフト駆動機構（シフト駆動部）470を備える。このシフト駆動機構470により、回転フィルタ410は、白色光WLの光路上の適用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。シフト駆動機構470の詳細については後述

する。

【0068】

光源430より射出された白色光WLは、回転フィルタ410に入射される。図8は、回転フィルタ410を集光レンズ450側から見た正面図である。なお、説明の便宜の為、図8では、回転フィルタ410を光源430からの光路に対して垂直に進退駆動するシフト駆動機構470については図示を省略している。図8に示されるように、回転フィルタ410は、4つの扇形状を有する光学フィルタ（特殊光フィルタ）Fs1、Fs2、Fs3及びFs4、及び、4つのスリット部SL1、SL2、SL3及びSL4を備える。詳細には、回転フィルタ410の外周側には、特殊光フィルタFs1、スリット部SL1、特殊光フィルタFs2及びスリット部SL2が、撮像周期（フレーム周期）に対応する角度ピッチ（ここでは90°の角度ピッチ）で配置されている。また、回転フィルタ410の内周側には、特殊光フィルタFs3、スリット部SL3、特殊光フィルタFs4及びスリット部SL4が、撮像周期（フレーム周期）に対応する角度ピッチ（ここでは90°の角度ピッチ）で配置されている。各特殊光フィルタFs1、Fs2、Fs3、Fs4は、何れも誘電体多層膜フィルタであるが、他の方式の光学フィルタ（例えば、誘電体多層膜を反射膜として用いたエタロンフィルタ等）であってもよい。各特殊光フィルタFs1、Fs2、Fs3、Fs4は、特殊光（特定波長域の光）を取り出す作用を有する。なお、以降の説明において「フレーム」は「フィールド」に置き替えてもよい。本実施形態において、フレーム周期、フィールド周期はそれぞれ、例えば1/30秒、1/60秒である。

【0069】

上記構成において、シフト駆動機構470により、回転フィルタ410の外周側の特殊光フィルタFs1、スリット部SL1、特殊光フィルタFs2及びスリット部SL2が光源430からの光路上に位置するように回転フィルタ410をシフトさせることにより、特殊光フィルタFs1を通過した特殊光、スリット部SL1を通過した通常光、特殊光フィルタFs2を通過した特殊光及びスリット部SL2を通過した通常光が、例えば、フレーム単位（或いは、フィールド単位）で被写体に順次照射される。図8に示されるようにスリット部（SL1、SL2）は、径方向の幅が、特殊光フィルタ（Fs1、Fs2）と異なる。具体的には、スリット部（SL1、SL2）の径方向の幅は特殊光フィルタの径方向の幅と比較して狭い構成となっている。詳細には、スリット部SL1、SL2の径方向の幅wは、例えば、スリット部SL1（SL2）の透過光量と、特殊光フィルタFs1及び／又はFs2の透過光量との比率が基準範囲内となるように、設定されている。この基準範囲は好ましくは一定となるように設定される。これにより、スリット部SL1（又はSL2）による通常観察画像と、特殊光フィルタFs1及び／又はFs2による特殊光観察画像との明るさの比率を一定の基準範囲内に抑える、一定の値にする、等の制御が可能になる。また、その結果として、酸素飽和度等の生体情報の算出の精度を維持する、通常観察画像と特殊光観察画像を同時表示する場合に一方が暗くなるといった現象の発生を回避する等、術者による病変部の診断の精度を向上させることが可能となる。なお、一実施形態によれば、基準範囲は、例えば、ヘモグロビンの酸素飽和度等の生体情報の算出の精度を維持できる範囲として定められることが好ましい。一実施形態によれば、基準範囲は、生体情報が既知であるサンプルを用いて予め行った試験結果に基づいて生体情報の種類ごとに定められることが好ましい。この場合、内視鏡システム1は、スリット部の透過光量と特殊光フィルタ部の透過光量との比率の基準範囲として生体情報の種類ごとに定められた値のテーブルを保持するように構成されることが好ましい。

【0070】

なお、回転フィルタ410の外周側の特殊光フィルタ及びスリット（Fs1、SL1、Fs2、SL2）と、内周側の特殊光フィルタ及びスリット（Fs3、SL3、Fs4、SL4）のいずれを光源430の光路上に位置させるかは、術者が、プロセッサ200の操作パネル（不図示）を観察目的に応じて操作することにより切り替えることができるように構成されている。特殊光観察が行われる場合、コントローラ530は、術者による操

作入力に応じて、シフト駆動機構470を駆動制御し、回転フィルタ410上の外周側の特殊光フィルタ及びスリット(Fs1、SL1、Fs2、SL2)と、内周側の特殊光フィルタ及びスリット(Fs3、SL3、Fs4、SL4)のいずれを光路上に位置させる。

【0071】

以下の、説明においては、一例として、外周側の特殊光フィルタFs1、Fs2が、酸素飽和度を観察する為の光学フィルタとして構成されている場合について説明する。また、説明の便宜の為特殊光フィルタFs1、Fs2をそれぞれ、第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1、第二の酸素飽和度観察用フィルタFs2とも呼ぶことにする。なお、この場合、一実施形態によれば、内周側の特殊光フィルタFs3、Fs4は、例えば、赤外光観察用の光学フィルタとして構成されることが好ましい。

10

【0072】

第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1は、550nm帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタである。図1に示されるように、第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1は、等吸収点E1からE4までの波長域(すなわち、波長域R0)の光を低損失で透過させ、それ以外の波長領域の光を遮蔽する分光特性を持つ。第二の酸素飽和度観察用フィルタFs2は、等吸収点E2からE3までの波長域(すなわち、波長域R2)の光を低損失で透過させ、それ以外の波長領域の光を遮蔽する分光特性を持つ。

【0073】

なお、回転フィルタ410の周縁部には、貫通孔413が形成されている。貫通孔413は、回転フィルタ410の回転方向において、所定位置(例えば、特殊光フィルタに対尾する位置)に形成されている。回転フィルタ410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、回転フィルタ410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。

20

【0074】

本実施形態の内視鏡システム1は、通常観察モードと分光分析(特殊観察)モードの2つの動作モードを有している。通常観察モードは、通常光を用いてカラー画像を撮影する動作モードである。分光分析モードは、特殊光フィルタFs1及びFs2のそれぞれを通過した照明光IL(特殊光)を使用して撮像したデジタル画像データに基づいて分光分析を行い、生体組織中の生体分子の分布画像(例えば酸素飽和度分布画像)を表示するモードである。内視鏡システム1の動作モードは、例えばプロセッサ200の操作パネル(不図示)や電子内視鏡100の操作ボタン(不図示)に対するユーザ操作によって切り換えられる。

30

【0075】

通常観察モードにおいては、コントローラ530は、シフト駆動機構470を制御して、回転フィルタ410を適用位置から退避位置へシフトさせる。なお、分光分析モードでは、回転フィルタ410は適用位置に配置される。そして、撮像素子141によって撮像されたデジタル画像データに対してデモザイク等の所定の画像処理を施した後に、ビデオ信号に変換して、モニタ300に画面表示させる。

40

【0076】

分光分析モードにおいては、コントローラ530は、サーボモータ(不図示)を有するフィルタ制御部420を制御して、回転フィルタ410を一定の回転数で回転駆動させながら、特殊光フィルタFs1、スリット部SL1、特殊光フィルタFs2、スリット部SL2のそれぞれを通過した照明光ILによる生体組織Tの撮像を順次行う。そして、特殊光フィルタFs1、Fs2のそれぞれを通過した照明光ILを用いて取得したデジタル画像データに基づいて生体組織中の生体分子の分布を示す画像を生成し、これとスリット部SL1及びSL2を用いて取得した通常観察画像とを並べた表示画面を生成して、更にビデオ信号に変換して、モニタ300に表示させる。

【0077】

50

分光分析モードでは、フィルタ制御部420は、フォトインタラプタ422が貫通孔413を検出するタイミングに基づいて、回転フィルタ410の回転の位相を検出し、これをコントローラ530から供給されるタイミング信号の位相と比較して、回転フィルタ410の回転の位相を調整する。コントローラ530からのタイミング信号は、撮像素子141の駆動信号と同期している。従って、回転フィルタ410は、撮像素子141の駆動と同期して、略一定の回転数で回転駆動される。具体的には、回転フィルタ410の回転は、撮像素子141による1画像分(R, G, Bの3フレーム)の撮像が行われる毎に、白色光WLが入射する特殊光フィルタFs1、スリット部SL1、特殊光フィルタFs2、スリット部SL2が切り替わるように制御される。サーボモータを有するフィルタ制御部420は、回転フィルタ410のスリット部(SL1、SL2)と特殊光フィルタ(Fs1、Fs2)を、光源430からの白色光の光路に順次挿入する回転駆動部として機能する。

10

【0078】

次に、分光分析モードにおいて実行される分光分析処理について説明する。図9は、分光分析処理の手順を表すフローチャートである。

【0079】

ユーザ操作によって、分光分析モードが選択されている場合は、上述したように、フィルタ制御部420は回転フィルタ410を一定の回転数で回転駆動する。そして、光源部400からは、特殊光フィルタFs1、スリット部SL1、特殊光フィルタFs2、スリット部SL2を通過した照明光ILが順次供給され、各照明光ILを用いた撮像が順次行われる(S1)。具体的には、特殊光フィルタFs1を通過した照明光ILを用いて撮像したGデジタル画像データW(x, y)、特殊光フィルタFs2を通過した照明光ILを用いて撮像したGデジタル画像データN(x, y)並びにスリット部SL1、SL2を通過した照明光IL(白色光)を用いて撮像したRデジタル画像データR(x, y)、Gデジタル画像データG(x, y)及びBデジタル画像データB(x, y)がコントローラ530の内部メモリ532に記憶される。

20

【0080】

次に、画像処理部500は、処理S1にて取得したRデジタル画像データR(x, y)、Gデジタル画像データG(x, y)及びBデジタル画像データB(x, y)を用いて、以下の分析処理(処理S3-S8)の対象とする画素を選別する画素選別処理S2を行う。

30

【0081】

血液を含んでいない箇所や、生体組織の色がヘモグロビン以外の物質により支配的な影響を受けている箇所については、画素の色情報から酸素飽和度や血流量を計算しても意味のある値は得られず、単なるノイズとなる。このようなノイズを医師に提供すると、医師による診断の妨げとなるだけでなく、画像処理部500に無用な負荷を与えて処理速度を低下させるという弊害が生じる。そこで、本実施形態の分析処理は、分析処理に適した画素(すなわち、ヘモグロビンの分光学的特徴が記録された画素)を選別して、選別された画素に対してのみ分析処理を行うように構成されている。

【0082】

40

画素選別処理S2では、以下の数式4、数式5及び数式6の条件を全て充足する画素のみが分析処理の対象画素として選別される。

【数4】

$$B(x, y)/G(x, y) > a_1$$

【数 5】

$$R(x, y)/G(x, y) > a_2$$

【数 6】

$$R(x, y)/B(x, y) > a_3$$

10

ここで、 a_1 、 a_2 、 a_3 は正の定数である。

【0083】

上記の3つの条件式は、血液の透過スペクトルにおける、G成分<B成分<R成分の値の大小関係に基づいて設定されている。なお、上記の3つの条件式のうちの1つ又は2つのみを使用して、例えば、血液に特有の赤色に注目して数式5及び数式6のみを使用して、画素選別処理S2を行っても良い。

【0084】

次に、画像処理部500は、第1分析処理S3を行う。コントローラ530の不揮発性メモリ532には、図4のグラフ(D1)又は(D2)で表される総ヘモグロビン量tHbとパラメータW/Rとの定量関係を表す数値テーブルT1(又は関数)が保持されている。第1分析処理S3では、この数値テーブルT1を使用して、処理S1にて取得したGデジタル画像データW(x, y)及びRデジタル画像データR(x, y)から、総ヘモグロビン量tHbの値を取得する。

20

【0085】

具体的には、まず数式7により、各画素(x, y)についてパラメータW/R(x, y)が計算される。

【0086】

【数 7】

$$W/R(x, y) = W(x, y)/R(x, y)$$

30

【0087】

次に、数値テーブルT1を参照して、数式7により計算されたパラメータW/R(x, y)の値に対応する総ヘモグロビン量tHb(x, y)の値が読み取られて取得される。

【0088】

不揮発性メモリ532に保持された数値テーブルT1(及び後述する数値テーブルT2)の定量関係は、予め理論計算や実験によって得られたものである。なお、グラフ(D1)、(D2)では、総ヘモグロビン量tHbの値とパラメータW/Rの値とが完全には1対1の対応関係を有していないが、数値テーブルT1には総ヘモグロビン量tHbとパラメータW/Rとの代表的な1対1の定量関係(例えば平均値や中央値)が保持されている。そのため、数値テーブルT1により、パラメータW/Rの値から総ヘモグロビン量tHbが一意に決定される。

40

【0089】

次に、画像処理部500は、第2分析処理S4を行う。コントローラ530の不揮発性メモリ532には、図4のグラフ(F2)に表される総ヘモグロビン量tHb、パラメータN/W及び酸素飽和度Satの定量関係を表す数値テーブルT2(又は関数)が保持されている。数値テーブルT2には、総ヘモグロビン量tHb、パラメータN/W及び酸素飽和度Satの3つの数値(以下「数値セット」という。)が関連付けられて登録されている。第2分析処理S4では、この数値テーブルT2を使用して、処理S1にて取得した

50

Gデジタル画像データ $W(x, y)$ 、 $N(x, y)$ 及び第1分析処理S3にて取得した総ヘモグロビン量 $tHb(x, y)$ の値から、各画素の酸素飽和度 $Sat(x, y)$ の値を取得する。

【0090】

具体的には、まず数式8により、各画素 (x, y) についてパラメータ $N/W(x, y)$ が計算される。

【0091】

【数8】

$$N/W(x, y) = N(x, y)/W(x, y)$$

10

【0092】

次に、各画素 (x, y) について、数値テーブルT2を参照して、第1分析処理S3にて取得した総ヘモグロビン量 $tHb(x, y)$ の値と、数式8により計算されたパラメータ $N/W(x, y)$ の値に最も近い数値セットを抽出し、抽出した数値セットの酸素飽和度 Sat の値が読み取られて、当該画素 (x, y) の酸素飽和度 $Sat(x, y)$ の値として取得される。

【0093】

コントローラ530の不揮発性メモリ532には、酸素飽和度 $Sat(x, y)$ と表示色(画素値)との関係を表す数値テーブル(又は関数)が記憶されている。そして、処理S5(図6)において、コントローラ530は、この数値テーブル(又は関数)を参照して、処理S4で得られた酸素飽和度 $Sat(x, y)$ に対応する表示色を表す値を取得し、この値を画素値とする酸素飽和度分布画像データを生成する。

20

【0094】

また、コントローラ530は、スリット部SL1(又はSL2)を通過した照明光IL(白色光)を使用して撮像したRデジタル画像データ $R(x, y)$ 、Gデジタル画像データ $G(x, y)$ 及びBデジタル画像データ $B(x, y)$ から、通常観察画像データを生成する。

【0095】

更に、コントローラ530は、生成した酸素飽和度分布画像データ及び通常観察画像データから、1画面上に通常観察画像と酸素飽和度分布画像を並べて表示する画面データを生成して、ビデオメモリ540に記憶させる。なお、コントローラ530は、ユーザ操作に応じて、酸素飽和度分布画像のみを表示する表示画面や、通常観察画像のみを表示する表示画面、酸素飽和度分布画像及び/又は通常観察画像に患者のID情報や観察条件等の付帯情報をスーパーインポーズ表示した表示画面等、種々の表示画面を生成することができる。

30

【0096】

悪性腫瘍の組織では、血管新生により正常な組織よりも総ヘモグロビン量が多く、尚且つ、酸素の代謝が顕著であるため酸素飽和度は正常な組織よりも低いことが知られている。そこで、コントローラ530は、第1分析処理S3により取得した総ヘモグロビン量が所定の基準値(第1基準値)よりも大きく、且つ、第2分析処理S4により取得した酸素飽和度が所定の基準値(第2基準値)よりも小さい画素を抽出して、例えば通常観察画像データの対応する画素に対して強調表示処理を行った病変部強調画像データを生成し、通常観察画像及び/又は酸素飽和度分布画像と共に(或いは単独で)病変部強調画像をモニタ300に表示させることもできる。

40

【0097】

強調表示処理としては、例えば、該当する画素の画素値を増加させる処理や、色相を変化させる処理(例えば、R成分を増加させて赤味を強くする処理や、色相を所定角度だけ回転させる処理)、該当する画素を明減させる(あるいは、周期的に色相を変化させる)

50

処理がある。

【0098】

また、コントローラ530が、病変部強調画像データの代わりに、例えば、酸素飽和度 $Sat(x, y)$ の平均値からの偏差と、総ヘモグロビン量 $tHb(x, y)$ の平均値からの偏差に基づいて、悪性腫瘍の疑いの度合を示す評価値としての指標 $Z(x, y)$ を計算して、指標 Z を画素値とする画像データ（悪性疑い度画像データ）を生成する構成としてもよい。

このように、一実施形態によれば、コントローラ530は、白色光で照明した生体組織の撮像画像データに含まれる色成分であるRデジタル画像データの値と、特殊光で照明した生体組織の撮像画像データに含まれるGデジタル画像データの値の値との比率 W/R に基づいて、生体組織の状態を表す情報を生成することが好ましい。

10

【0099】

〔回転フィルタシフト機構〕

次に、シフト駆動機構（シフト駆動部）470の構成について説明する。図10は、シフト駆動機構470の一実施形態における構成例を概略的に表す図である。なお、図10は、シフト駆動機構470の構成を、集光レンズ450側から見た状態を表している。図10に示されるように、シフト駆動機構470は、例えば、ステッピングモータ471と、ステッピングモータ471の駆動軸に不図示のギア機構を介して接続されたピニオンギア472と、ラックギア473と、アーム475と、回転フィルタ410の原点位置を検出するフォトインタラプタ474とを備える。アーム475は、回転フィルタ410をラックギア473に対して固定する。シフト駆動機構470の上記構成により、回転フィルタ410を、照明光の光路から退避させる、外周側の特殊光フィルタ・スリットを照明光の光路に位置させる、内周側の特殊光フィルタ・スリットを照明光の光路に位置させる等の制御を行い、観察目的に応じた特殊光観察画像を生成することができる。コントローラ530は、操作パネルを介した術者の操作入力に応じて、回転フィルタ410を観察目的に応じた位置に移動・停止させる。

20

【0100】

〔回転フィルタの停止位置の変動に伴う明るさの変動の問題〕

上述のようにメカ機構により回転フィルタ410を移動・停止させる構成においては、メカ機構の製造公差により回転式フィルタ410が停止する位置に変動が生じる場合がある。製造公差は、モータのバックラッシュ、ギア嵌合の誤差等様々な機械的要因による。図11は、このような製造公差による回転フィルタ410の停止位置の変動を説明する図である。図11に示すように、ステッピングモータ471を同じステップ数の位置で制御した場合であっても、ピニオンギア472の回転方向に依存して、ラックギア473の停止位置には、図11中に示す T_0 の公差が生じる。なお、ピニオンギア472の回転方向に依存する、回転フィルタ410の停止位置の変動を生じさせる要因には、上記以外にも、回転フィルタ410の機械的な誤差、フォトインタラプ474の位置の機械的な誤差等、複数の要因が組み合わされると考えられる。

30

【0101】

このように回転フィルタ410の停止位置に変動が生じた場合の問題点について説明する。図12に示すように光源430からの回転フィルタ410に入射する白色光の光強度分布は、中心部にピークを有し、ピーク部分から外側に向かって徐々に強度が減少すると考えられる。本実施形態のように、白色光をスリット状の開口部に通過させる構成の場合には、スリット部（SL1等）が白色光の中心に位置した際（図12（a））と、スリット部（SL1等）が白色光の中心からずれた際（図12（b））との間で照明光 I_L （通常光）の光量に変動が生じる。なお、図12において網掛部分が、スリット部（SL1等）に対応している。一般には、スリット部（SL1等）が白色光のピーク部分に位置することを前提として、上述の酸素飽和度等の生体情報（評価値）の計算や、通常光画像と特殊光画像の同時表示等が実行される為、スリット部（SL1等）の位置が図12（b）のように変動して通常光の光量が想定値から減少している場合には、生体情報（評価値）の

40

50

算出の精度に影響を与えたり、或いは、特殊光観察画像と同時に表示されている通常光観察画像の明るさが暗くなる、等の問題が生じる可能性がある。

したがって、一実施形態によれば、スリット（S L 1、S L 2等）及び特殊光フィルタ（F s 1、F s 2等）に入射するときの白色光の光束断面は、スリット（S L 1、S L 2等）及び特殊光フィルタ（F s 1、F s 2等）の入射面より大きく、白色光の光束の一部がスリット（S L 1、S L 2等）及び特殊光フィルタ（F s 1、F s 2）に入射し、光束の残りの部分はスリット（S L 1、S L 2等）及び特殊光フィルタ（F s 1、F s 2等）に入射しない。このとき、コントローラ530は、スリット（S L 1、S L 2等）及び特殊光フィルタ（F s 1、F s 2等）の少なくとも一方に入射する白色光の一部は、光強度分布におけるピーク位置を含むように、シフト駆動機構470を制御することが好ましい。

10

【0102】

以下では、回転フィルタ410をシフト駆動機構470により所定位置から対象位置にシフトさせる際に生じる対象位置からのずれ量を補正するパラメータを予め保持し、このパラメータに基づいてシフト駆動機構470を制御することによって、スリット部（S L 1等）の位置が、白色光の光強度が最大強度となるピーク位置の所定の範囲内に収まるように制御し、いいかえると、白色光の光強度が最大強度となるピーク位置を基準にして位置決めされるように制御し、それにより上述のような問題点を解消する構成例について説明する。

【0103】

20

[回転フィルタの停止位置の制御1]

図11で示したような、ピニオンギア472の回転方向に依存するラックギア473の停止位置の変動は、ラックギア473の往路動作（回転フィルタ410が待避位置から光路に進入する方向）と復路動作（回転フィルタ410が光路から退避位置側に向かう方向）でラックギア473の停止位置が変わることによるものである。したがって、往路方向の動作と復路方向の動作とでステッピングモータ471のステップ数を異ならせるようにラックギア473の停止位置を制御することによって、この問題を解消することができる。一実施形態によれば、図13（a）に示すように、往路動作のときにラックギア473を停止させる位置をステッピングモータ471のステップ数100とした場合、復路動作のときにラックギア473を停止させる位置をステッピングモータ471のステップ数95として調整することによって（図13（b））、ラックギア473が停止するときのギア山の位置を往路動作の場合と正確に一致させることが好ましい。

30

【0104】

上述の制御を実現する為、一実施形態によれば、コントローラ530は、回転フィルタ410が光源430の光路からはずれた所定の基準位置にある状態から回転フィルタ410の所定のスリット（S L 1、S L 2）及び特殊光フィルタ（F s 1、F s 2）が光路上の目標とする位置にくるように、あるいは所定のスリット（S L 3、S L 4）及び特殊光フィルタ（F s 3、F s 4）が光路上の目標とする位置にくるように、調整された駆動量を設定したテーブルを保持し、この駆動量にしたがってステッピングモータ471を駆動させて停止させることが好ましい。この場合、調整された駆動量は、回転フィルタ410のシフト方向、すなわち、ステッピングモータ471の往路動作及び復路動作に応じて異ならせることが好ましい。

40

例えば、駆動量の一例として、ステッピングモータ471のステップ数が挙げられる。下記表2に示す様に、ステッピングモータ471のステップ数の調整値テーブルを内部メモリ532に保持し、この調整値テーブルに示されたステップ数の位置でラックギア473を停止させるように制御することが好ましい。表2に示された例では、ラックギア473を往路動作で停止させる場合には、待避位置のステップ数を5とし、外周側の特殊光フィルタ・スリット（表2では単にフィルタ1と記す）使用時にはステップ数を100とし、内周側の特殊光フィルタ・スリット（表2では単にフィルタ2と記す）使用時にはステップ数を200とする一方、ラックギア473を復路動作で停止させる場合には、待避位

50

置のステップ数を0とし、外周側の特殊光フィルタ・スリット（表2では単にフィルタ1と記す）使用時にはステップ数を95とし、内周側の特殊光フィルタ・スリット（表2では単にフィルタ2と記す）使用時にはステップ数を195とする。ステップ数とは、一例として、ステッピングモータ471の駆動に用いるパルス数が挙げられる。

【0105】

【表2】

遷移位置	往路動作	復路動作
退避	5	0
フィルタ1	100	95
フィルタ2	200	195

10

【0106】

上記表2に示された調整値を用いてラックギア473の停止位置を制御することにより、いずれの特殊光フィルタ・スリットが用いられる場合であっても、回転フィルタ410のスリット部の位置を正確に照明光のピーク位置に一致させる、或いはピーク位置の所定の範囲内に収まるようにすることが可能となる。なお、表2は、回転フィルタ410が、径方向に2組の特殊光フィルタ・スリット部を有する場合の調整値の例であるが、回転フ

20

【0107】

また、メカ機構の公差の経年変化を考慮して、上記調整値テーブルを更新するようにしても良い。具体的には、コントローラ530は、内部クロックに基づきプロセッサ200の使用時間を積算する機能を有しているので、この積算機能を使用して、例えば、1年当たり1ステップずつ調整値を更新しても良い。下記の表3は、一例として、年単位で1ステップずつ調整値を更新する構成とする場合の、一年経過後に適用する調整値テーブルである。

30

【0108】

【表3】

遷移位置	往路動作	復路動作
退避	6	-1
フィルタ1	101	94
フィルタ2	202	194

40

【0109】

経年変化（劣化）のスピードは、耐久試験の値などを参考にして決定しても良い。このように、経年変化を考慮して調整値を更新する構成とすることによって、使用して行くたびにギアが削れていく分で増加する遊びを吸収し、製品寿命の全域でラックギア473による遷移位置精度を維持することが可能となる。

【0110】

図14は、上記調整値テーブルを用いて回転フィルタ410を現在位置から目標位置へシフトさせる際の制御を示すフローチャートである。なお、図14に示す制御は、一例として、術者がプロセッサに設けられた操作パネル（不図示）を操作して回転フィルタ410の位置をシフトさせる操作（所望の特殊光観察を行う為の操作）に応答して、コントロ

50

ーラ530の制御の下で実行される。本処理が開始されると、はじめに、回転フィルタ410の現在位置と目標位置との差分が計算され、回転フィルタ410のシフト方向が往路方向であるか復路方向であるかが判断される（ステップS101）。ステップS101で計算結果が負であり、したがって回転フィルタ410のシフト方向が往路方向である場合には（S101：負）、調整値テーブル（表2）から往路動作の欄のステップ数が読み出される（ステップS102）。そして、ステップS102において読み出されたステップ数を用いてステッピングモータ471の駆動が開始され（ステップS104）、このステップ数を用いた駆動動作は回転フィルタ410が目標位置に達するまで継続する（S105：NO）。

現在位置の情報は、上述したステッピングモータ471に与える駆動量から、コントローラ530が求めることができる。目標位置の情報は、分光分析モードで用いる設定された特殊光の種類によってコントローラ530が求めることができる。また、一実施形態によれば、回転フィルタ410から出射した白色光の計測した実際の光量と、予め定めた基準とする光量との差分から、現在位置と目標位置との差分を計算することも好ましい。また、分光分析モードにおいて、回転フィルタ410のどの部分のスリット及び特殊フィルタを用いるかを定めるために、電子内視鏡システム1で撮像された現在の画像の明るさと理想とする基準画像の明るさとの差から現在位置と目標位置との差分を計算することもできる。

【0111】

他方、ステップS101で計算結果が正であり、したがって回転フィルタ410のシフト方向が復路方向である場合には（S101：正）、調整値テーブル（表2）から復路動作の欄のステップ数が読み出される（ステップS103）。そして、ステップS102において読み出されたステップ数を用いてステッピングモータ471の駆動が開始され（ステップS104）、この駆動動作は回転フィルタ410が目標位置に達するまで継続する（S105：NO）。回転フィルタ410が目標位置に達すると（S105：YES）、本制御は終了する。

【0112】

このように、コントローラ530は、回転フィルタ410をシフト駆動機構470により第1位置から目標位置である第2位置にシフトさせる際に、シフト駆動機構470の装置の製造誤差や公差に起因して生じる、回転フィルタ410がシフトする実際の位置と第2位置とのずれ量を補正する、ステップ数のようなパラメータを予め保持し、このパラメータに基づいてシフト駆動機構470を制御することが好ましい。

また、コントローラ530は、回転フィルタ410をシフト駆動機構470により第1位置と第2位置との間でシフトさせる際に、回転フィルタ410のシフト方向に応じてシフト駆動機構470の駆動量を異ならせることも好ましい。

【0113】

以上の位置制御により、調整値テーブルを用いた回転フィルタ410の位置の正確な制御が達成される。

【0114】

〔回転フィルタの停止位置の制御2〕

次に、回転フィルタ410の停止位置制御の他の一実施形態について説明する。停止位置の制御2では、上記停止制御1のように調整値テーブルを使用するのではなく、回転フィルタ410が常に往路方向又は復路方向のいずれか一方の方向から目標位置に進入して停止するように制御する。図15にこの制御の動作原理を説明する図を示す。なお、ここでは、一例として、回転フィルタ410が復路動作をするときに、ステッピングモータのステップ数が目標位置に正確に対応することを前提とする。

【0115】

図15（a）に示すように、一実施形態によれば、現在位置から目標位置へのシフトが往路方向となる場合には、回転フィルタ410を一旦目標位置を超える位置まで移動させて、復路動作で目標位置まで戻るように移動させる。ここでは、一例として、通り過ぎ量

10

20

30

40

50

α 分だけ目標位置を越えて移動させることとする。他方、図 15 (b) に示すように、現在位置から目標位置へのシフトが復路方向となる場合には、そのまま目標位置へ移動させる。このような制御により、回転フィルタ 410 を常に目標位置に対して復路動作で進入・停止させることが可能となる。

【0116】

図 16 は、上記制御を実現するフローチャートである。なお、ここでは、回転フィルタ 410 において、特殊光フィルタが径方向に複数組設けられる場合に、特殊光フィルタに対して外側から順に番号が割り当てられているものとする（すなわち、フィルタ番号は、外側から順に、フィルタ 1、フィルタ 2、フィルタ 3・・・と割り当てられている）。図 16 に示す制御は、一例として、術者がプロセッサ 200 の操作パネル（不図示）を操作して回転フィルタ 410 位置をシフトさせる操作（所望の特殊光観察を行う為の操作）に

10

【0117】

本処理が開始されると、はじめに、現在位置のフィルタ番号から目標のフィルタ番号を減算する処理が行われる（ステップ S11）。ステップ S11 での減算処理の結果が負である場合には、往路方向へのシフトとなり、処理はステップ S12 に進み、回転フィルタ 410 の目標フィルタ番号への駆動が開始される。この駆動は、回転フィルタ 410 が目標フィルタ番号の位置にシフトするまで継続される（ステップ S13：NO）。回転フィルタ 410 が目標位置に達すると（ステップ S13：YES）、目標位置に通り過ぎ量 α を加算する処理が行われ（ステップ S14）、さらに駆動が継続される（ステップ S15）。この駆動は、回転フィルタ 410 がステップ S15 で設定された目標位置に達するまで継続される（ステップ S16：NO）。

20

【0118】

回転フィルタ 410 が、ステップ S15 で設定された目標位置まで達すると（ステップ S16：YES）、次に、目標位置から通り過ぎ量 α を減算する処理が行われる（ステップ S17）。そして、回転フィルタ 410 を目標位置へ駆動する処理が行われる（ステップ S18）。この駆動は、回転フィルタ 410 が、ステップ S17 で設定された目標位置へ達するまで実行される（ステップ S19：NO）。回転フィルタ 410 が、ステップ S17 で設定された目標位置へ達すると（ステップ S19：YES）、本制御処理は終了する。

30

【0119】

他方、ステップ S11 での計算結果が正である場合には、回転フィルタ 410 のシフト方向は復路方向であるので（ステップ S11：正）、処理はステップ S20 に進む。ステップ S20 では、回転フィルタ 410 の目標位置への駆動が開始され、この駆動は回転フィルタ部 410 が目標値へ達するまで継続する（ステップ S21：NO）。回転フィルタ 410 が目標位置に達すると（ステップ S21：YES）、本処理は終了する。

【0120】

以上の位置制御処理により、回転フィルタ 410 を常に復路動作で目標位置に進入・停止させ、目標位置に正確に停止させることが可能となる。なお、図 16 に示す位置制御処理は、回転フィルタ部 410 が復路動作をするときにステッピングモータのステップ数が正確に目標位置に対応することを前提とするものである。回転フィルタ 410 が往路動作をするときにステッピングモータのステップ数が正確に目標位置に対応することを前提とする場合には、図 16 のフローチャートにおいて、ステップ S11 の計算結果が正である処理の系列において、通り過ぎ量を用いた上述同様の処理が行われることとなる。

40

【0121】

すなわち、コントローラ 530 は、シフト駆動機構 470 によって回転フィルタ 410 のスリット（SL1、SL2 等）が白色光の光路に進入して停止する際の、言い換えると停止直前のシフト方向が常に一定のシフト方向となるようにシフト駆動機構 470 を制御する、ことが好ましい。このとき、コントローラ 530 は、回転フィルタ 410 が第 1 位置から第 2 位置に向かってシフトする際、回転フィルタ 410 を第 1 位置から第 2 位置を

50

超えてシフトさせた後、回転フィルタ410のシフト方向を逆にして第2位置にシフトさせることが好ましい。

【0122】

通り過ぎ量 α は、回転フィルタ410のシフトを迅速に行う観点ではできるだけ小さい方が好ましいが、次の様な各種公差を考慮して必要十分な量に設定しても良い。

- ・回転式フィルタを構成する回転ターレットの工作精度からくる公差（例えば、0.1mm）
- ・全構成ギアの工作精度からくる公差とかみ合わせ遊び量（例えば、1.0mm）
- ・経年／耐久等で想定される遊び量（例えば、1.0mm）
- ・任意の安全率

10

【0123】

ここで、上記実施形態によりもたらされる効果について更に説明する。上述の通り、回転フィルタ410のスリット部（SL1等）の位置が、白色光のピーク位置の所定の範囲内に収まるように制御することが可能となる。一実施形態によれば、上記実施形態によりもたらされる、光束径（回転フィルタに入射する光束の光束径）を基準とした場合のずれ量（つまり、回転フィルタの停止位置のずれ量）の範囲は、0～4%であることが好ましく、0～2%であることがより好ましく、0～1%であることがさらに好ましい。なお、ずれ量をゼロにするためには各種精度を向上させる必要がありコストが上昇すると可能性が高いため、ずれ量の下限は0.1%以上であっても良く、或いは0.3%以上であっても良い。なお、一実施形態によれば、特定の条件下において、光束径を基準とするずれ量を0.7%まで抑えることが可能となる（この場合のずれ量は、ギア公差等に起因する量がほぼゼロとなり、別の要因によるずれ量が残存する状態となっていると考えられる）。比較例として、従来の構成による光束径を基準とするずれ量は5%程度である（この場合は、ギア公差等の要因が支配的である）。なお、ここで挙げた効果は、光束径が10mmである場合の例であり、各実施形態における効果はここで挙げた数値例に限定されるものではない。

20

【0124】

[比率調整機能]

上述の構成により、シフト駆動機構470を介して回転フィルタ410のスリット部（SL1、SL2）の位置を正確に制御することが可能となった。この構成を応用して、通常観察画像と特殊光観察画像の同時表示を行っている状態で、通常観察画像の明るさ比率を調整することができる。図17は、この事を原理的に説明する為の図である。まず、シフト駆動機構470を制御して、スリット部の位置を光源430からの光路に正確に合わせた状態を想定する。この場合、図17(c)に示されるように、スリット部（SL1、SL2）が、白色光の輝度分布のピーク部分に位置し（図17(c)において網掛部分がスリット部の位置に対応する）、通常光としてピーク位置に相当する量の光量が得られることとなる。図17(a)は、この場合の、特殊光フィルタ（Fs1、Fs2）が、白色光の輝度分布のどの部分と重なっているかを表している。図17(a)において、網掛部分が、特殊光フィルタ（Fs1、Fs2）に対応している。上述のとおり、特殊光フィルタFs1、Fs2は、スリット部（SL1、SL2）に対して径方向の幅が十分に大きく形成されているので、図17(a)の状態において、特殊光フィルタ（Fs1、Fs2）は、白色光の輝度分布のかなりの部分を用いている事が理解される。

30

40

【0125】

ここで、図17(d)に示すように、シフト駆動機構470を駆動制御して、回転フィルタ410のスリット部（SL1、SL2）を、白色光のピーク位置から所定分量ずつ段階的に移動させることを想定する。この場合、図17(d)に示すように、スリット部分（SL1、SL2）により、段階的に減少する光量を得ることができる。図17(d)に示した例では、段階的に減少する3種類の光量（－1段階、－2段階、－3段階）が得られる状態が示されている。他方、この場合において、特殊光フィルタ（Fs1、Fs2）は、径方向に十分な幅を有しているので、図17(d)に示す「－3段階」まで回転フィ

50

ルタ410を移動させたとしても、白色光の減少する光量は少なく、白色光の光量を十分に透過させることができ、特殊光フィルタ（Fs1、Fs2）からの照明光の出射強度は画像の明るさに実質的な影響を与える程には減少しないこととなる。

【0126】

したがって、上述の駆動例にしたがって回転フィルタ410の位置を正確かつ微小に段階的に移動させることによって、通常観察画像と特殊観察画像を同時表示する際の通常観察画像の明るさの比率を調整することが可能である。

【0127】

上述したように、内視鏡システム1では、特殊光と白色光とを被写体の照明光として用いて、図9に示す分光分析モードに沿って総ヘモグロビン量tHbを算出するためパラメータW/Rが求められる。パラメータW/Rの値は、総ヘモグロビン量tHbを算出し、さらに、算出した総ヘモグロビン量tHbから酸素飽和度Satを算出する上で重要な値である。このパラメータW/Rの値は、スリット部（SL1、SL2等）を通過した白色光と、特殊光フィルタ（Fs1あるいはFs2等）を透過した特殊光の光成分の光強度の比率であるので、内視鏡システム1の複数回の使用によって変化することは、正確な総ヘモグロビン量tHbを算出して、正確な酸素飽和度Satを算出する上で好ましくない。この点から、特殊光の光量と白色光の光量の比率が基準範囲内となるようにシフト駆動機構470を制御する効果は大きい。

【0128】

特殊光の波長帯域は、白色光の波長帯域より狭く、特殊光を抽出する特殊フィルタ（Fs1、Fs2等）の回転フィルタ410の径方向の幅は、スリット（SL1、SL2等）の径方向の幅より大きいので、特殊光の波長帯域全体の合計の光量を白色光の波長帯域全体の合計の光量に近づけることができるので、パラメータW/RのSN比を改善することができる。この結果、精度の高い総ヘモグロビン量tHb、ひいては酸素飽和度Satを求めることができる。

【0129】

以上が本発明の実施形態および該実施形態の具体的実施例の説明であるが、本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。

【0130】

例えば、図8を参照して説明した回転フィルタの構成は一例で合って、特殊光フィルタの種類、径方向の配列数は様々な構成例があり得る。

【0131】

また、上述の実施形態において、回転フィルタの白色光通過領域はスリットとして構成されているが、白色光通過領域の構成は、光源からの白色光を減光するように構成され、かつ、光源からの白色光の光束における光強度のピーク位置とシフト駆動機構の製造公差との関係で上述のような問題が生じるような場合には、上述の本実施形態の構成が有効に機能することとなる。例えば、白色光通過領域は、減光フィルタ等のフィルタを備えていても良い。

【0132】

また、上記の実施形態では、生体組織中のヘモグロビンの濃度分布の分析に本発明を適用したものであるが、生体組織の色を変化させる別の生体物質（例えば、ホルモン等の分泌物）の濃度分布の分析にも本発明を適用することができる。

【0133】

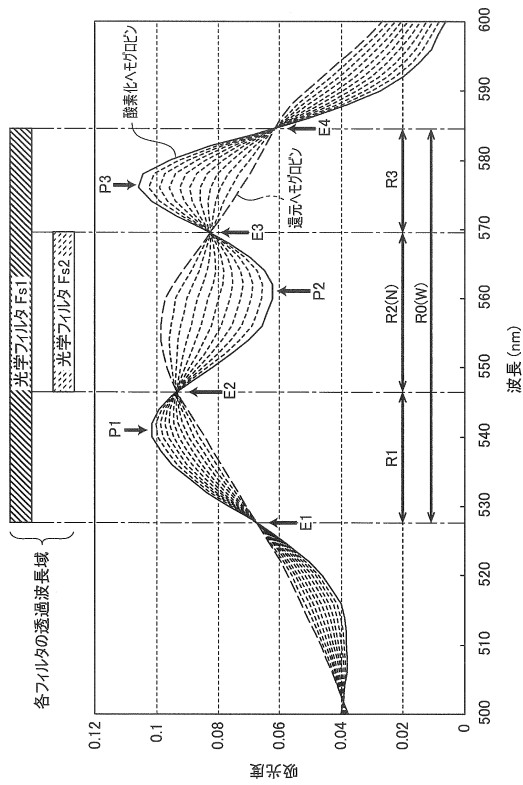
また、本実施形態の撮像素子141は、その前面にR、G、Bの原色系カラーフィルタを備えたカラー画像撮像用の撮像素子であるとして説明したが、この構成に限定されるものではなく、例えば、Y、Cy、Mg、Gの補色系カラーフィルタを備えたカラー画像撮像用の撮像素子を用いてもよい。

【符号の説明】

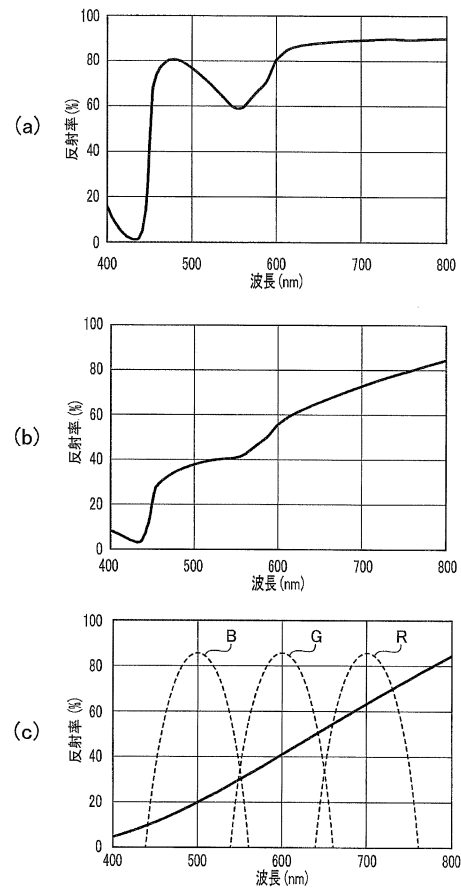
【0134】

1	内視鏡システム	
1 0 0	電子内視鏡	
1 1 0	挿入管	
1 1 1	挿入管先端部	
1 2 1	対物光学系	
1 3 1	ライトガイド	
1 3 1 a	先端部	
1 3 1 b	基端部	
1 3 2	配光レンズ	
1 4 1	撮像素子	10
1 4 1 a	カラーフィルタ	
1 4 2	ケーブル	
2 0 0	プロセッサ	
3 0 0	モニタ	
4 0 0	光源部	
4 1 0	回転フィルタ	
4 2 0	フィルタ制御部	
4 3 0	光源	
4 4 0	集光レンズ	
4 5 0	集光レンズ	20
4 7 0	シフト駆動機構	
4 7 1	ステッピングモータ	
4 7 2	ピニオンギア	
4 7 3	ラックギア	
4 7 4	フォトインタラプタ	
5 0 0	画像処理部	
5 1 0	A／D変換回路	
5 2 0	一時記憶メモリ	
5 3 0	コントローラ	
5 4 0	ビデオメモリ	30
5 5 0	信号処理回路	

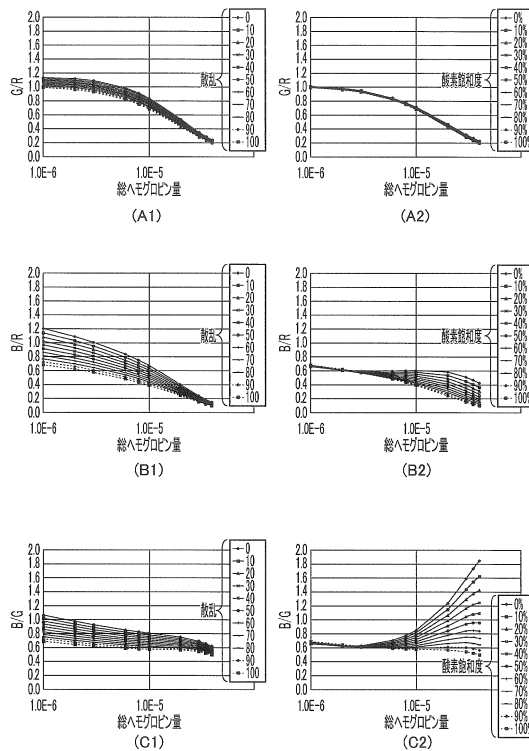
【図 1】



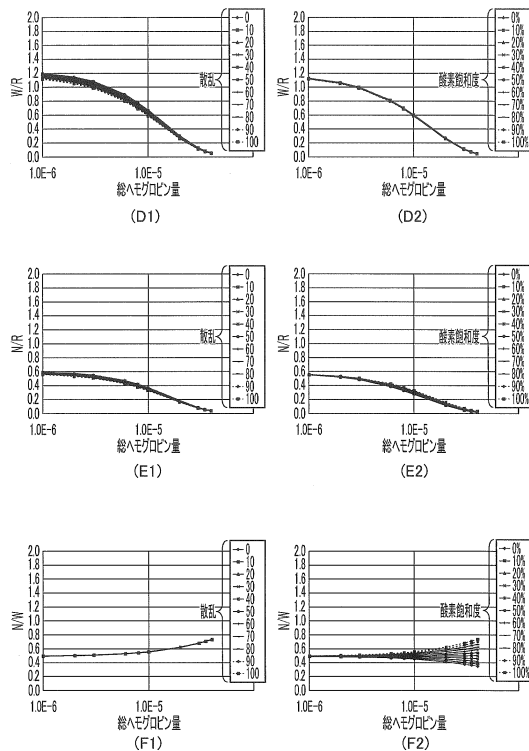
【図 2】



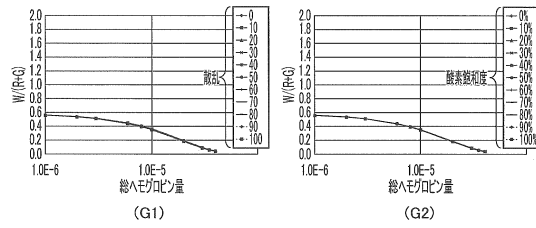
【図 3】



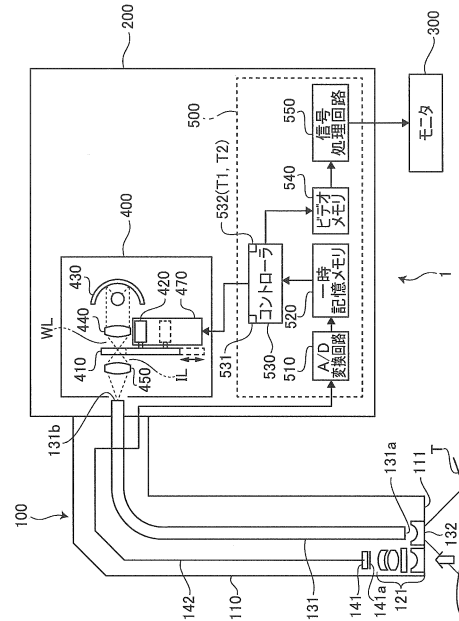
【図 4】



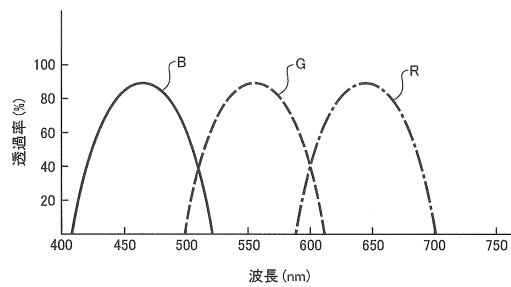
【図 5】



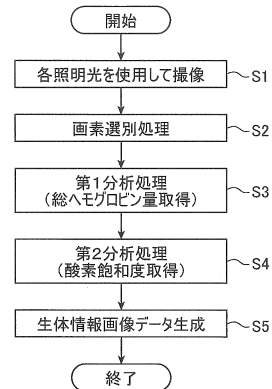
【図 6】



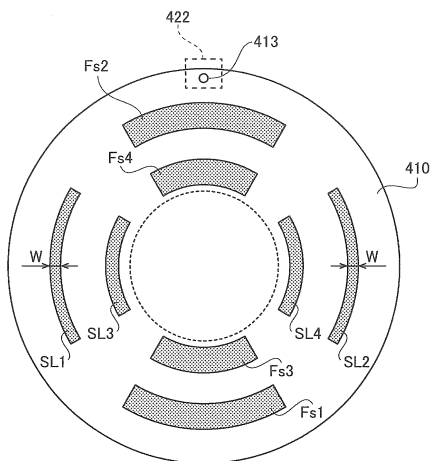
【図 7】



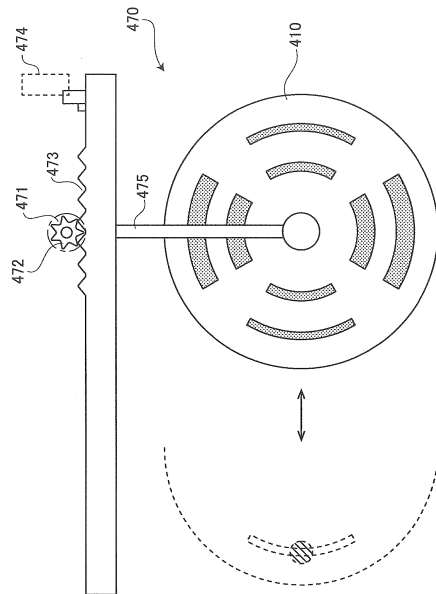
【図 9】



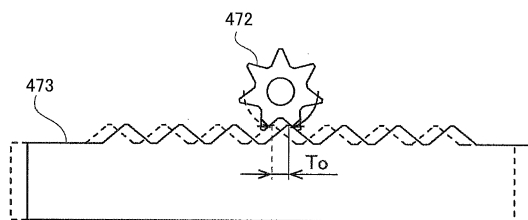
【図 8】



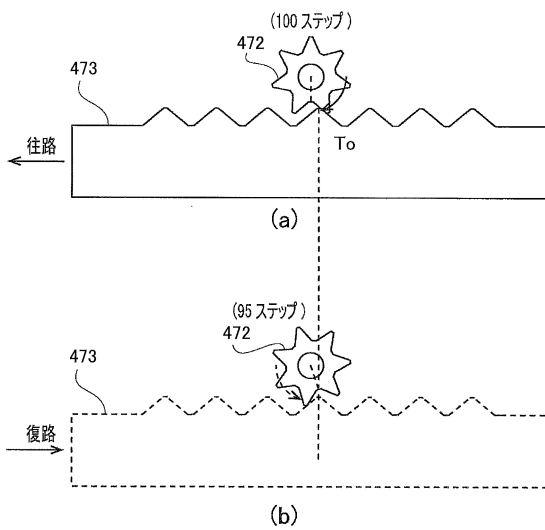
【図 10】



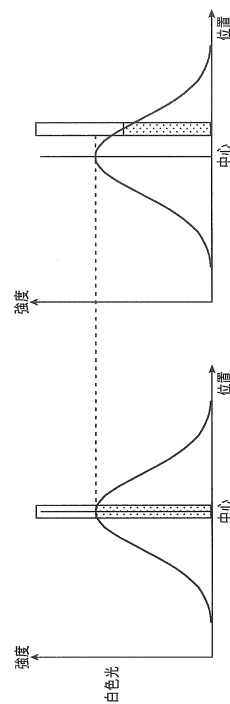
【図 11】



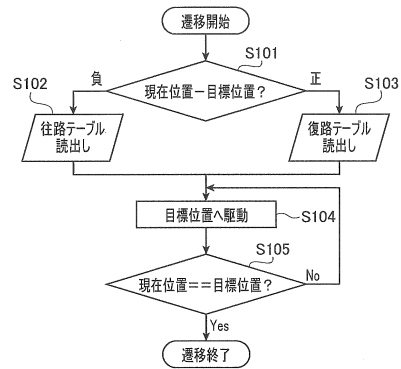
【図 13】



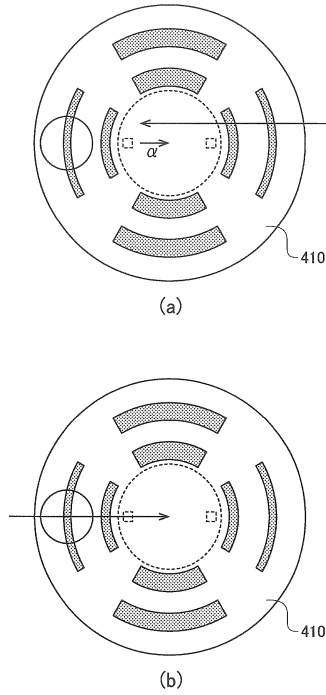
【図 12】



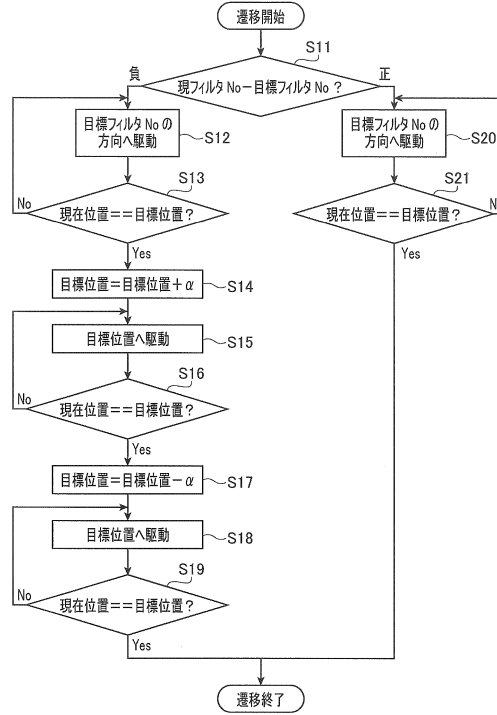
【図 14】



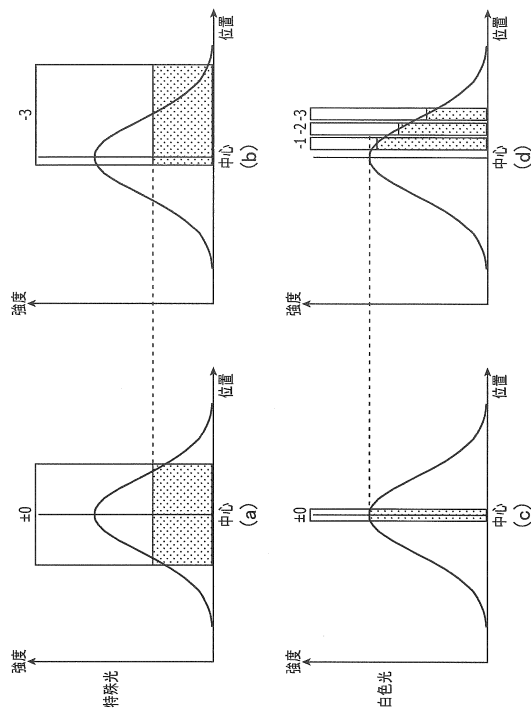
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

審査官 佐藤 高之

- (56)参考文献 特開2013-220235 (JP, A)
特開2016-097067 (JP, A)
特開2012-120749 (JP, A)

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

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6517441B2	公开(公告)日	2019-05-22
申请号	JP2018528914	申请日	2017-07-21
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	下田代真哉 小林将太郎 林佳宏		
发明人	下田代 真哉 小林 将太郎 林 佳宏		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 A61B1/00006 A61B1/0638 A61B5/1032		
FI分类号	A61B1/06.612 G02B23/26.B		
优先权	2016143505 2016-07-21 JP		
其他公开文献	JPWO2018016651A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括用于发射第一光的光源，用于使第一光通过的第一光通过区域，以及用于从第一光提取特定波长范围中的一种或多种类型的第二光的第二光。一种旋转板，其中两个光通过区域沿预定方向排列，并且第一光通过区域由穿过第一光通过区域和第二光通过区域的第一光提取。旋转板，被配置为通过在来自光源的第一光的光路中旋转旋转板来减小光的光量与第一光通过区域和第二光通过区域之间的差异待顺序插入的旋转驱动单元，用于使旋转板在与来自光源的光路交叉的方向上移位的移位驱动单元，通过第二光通过区域的光的光量和通过第一光通过区域的光的光量并且控制单元控制换挡驱动单元的比例

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6517441号 (P6517441)
(45) 発行日 令和1年5月22日 (2019. 5. 22)	(24) 登録日 平成31年4月26日 (2019. 4. 26)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 6 (2 0 0 6 . 0 1) G 0 2 B 2 3 / 2 6 (2 0 0 6 . 0 1)	F I A 6 1 B 1 / 0 6 (2 0 0 6 . 0 1) G 0 2 B 2 3 / 2 6 (2 0 0 6 . 0 1)	6 1 2 B
請求項の数 14 (全 32 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-528914 (P2018-528914)	(73) 特許権者 000113263 H O Y A 株式会社	
(86) (22) 出願日 平成29年7月21日 (2017. 7. 21)	(74) 代理人 グローバル・アイビー東京特許業務法人 110000165	
(88) 国際出願番号 PCT / JP2017 / 026584	(72) 発明者 下田代 真哉 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内	
(87) 国際公開番号 W O 2 0 1 8 / 0 1 6 6 5 1	(72) 発明者 小林 将太郎 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内	
(87) 国際公開日 平成30年1月25日 (2018. 1. 25)	(72) 発明者 林 佳宏 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内	
審査請求日 平成30年8月22日 (2018. 8. 22)		
(31) 優先権主張番号 特願2016-143505 (P2016-143505)		
(32) 優先日 平成28年7月21日 (2016. 7. 21)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
早期審査対象出願		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		