

(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2016-7355

(P2016-7355A)

(43) 公開日 平成28年1月18日(2016.1.18)

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

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2014-129715 (P2014-129715)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成26年6月24日 (2014. 6. 24)		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	森本 美範
			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	小澤 聡
			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
		Fターム(参考)	4C161 AA22 CC06 DD03 DD07 GG01
			HH51 JJ17 LL02 NN01 NN05
			QQ01 QQ04 QQ07 QQ09 RR02
			RR04 RR26 SS21 WW08 WW15

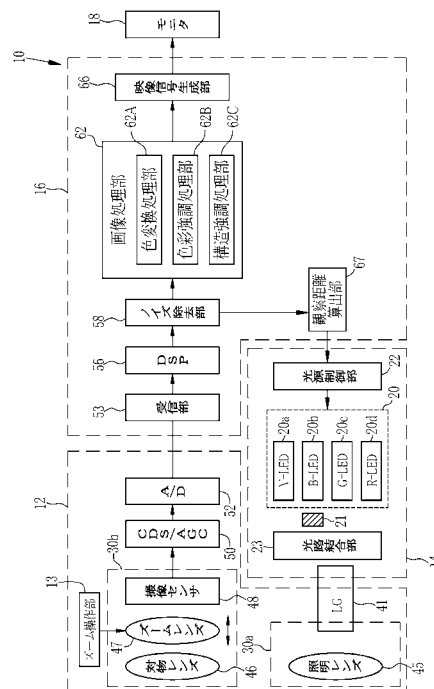
(54) 【発明の名称】 光源装置、内視鏡システム、光源装置の作動方法、及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】観察の状況によって血管コントラストと明るさのバランスが良い観察画像光源装置、内視鏡システム、光源装置の作動方法、及び内視鏡システムの作動方法を提供する。

【解決手段】光源装置14は、光源部20と、光学フィルタ21と、光源制御部22と、を備える。光源部20は、青色光Bと紫色光Vとを発生させる。光学フィルタ21は、青色光Bに含まれる460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率を調整する。光源制御部22は、光学フィルタ21によって調整された460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量に応じて紫色光Vの光量を制御し、または、紫色光Vの光量に応じて光学フィルタ21で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 照明光と、第 1 照明光よりも短波長の第 2 照明光とを発生させる光源部と、
前記第 1 照明光に含まれる 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光に対する光透過特性を調整する光透過特性調整部と、
前記光透過特性調整部で調整された前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量に応じて前記第 2 照明光の光量を制御し、または、前記第 2 照明光の光量に応じて前記光透過特性調整部で調整された前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量を制御する光源制御部と、
を備える光源装置。

10

【請求項 2】

前記光源制御部は、前記光透過特性調整部で調整された前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量に応じて前記第 2 照明光の光量を制御する場合、前記光透過特性調整部による前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過率に応じて前記第 2 照明光の光量を制御し、前記第 2 照明光の光量に応じて前記光透過特性調整部で調整された前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量を制御する場合、前記光透過特性調整部による前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過率を制御する請求項 1 に記載の光源装置。

【請求項 3】

前記光源制御部は、前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過率に応じて前記第 2 照明光の光量を制御する場合、前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過率が大きいほど、前記第 2 照明光の光量を大きくする請求項 2 に記載の光源装置。

20

【請求項 4】

前記光源制御部は、前記第 2 照明光の光量に応じて前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量を制御する場合、前記第 2 照明光の光量が大きいほど、前記光透過特性調整部による前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過率を大きくする請求項 2 に記載の光源装置。

【請求項 5】

前記光透過特性調整部は、前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過率が各々異なる複数の減光フィルタを備え、前記第 1 照明光の光路上に配置する前記減光フィルタを切り替えることにより前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過率を変更する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

30

【請求項 6】

前記光透過特性調整部は、前記第 1 照明光から前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光に帯域制限する帯域制限フィルタと、液晶によって前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過光量を制御する液晶シャッタとを備える請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 7】

前記第 1 照明光は青色光であり、前記第 2 照明光は紫色光である請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

40

【請求項 8】

前記第 1 照明光は、400 nm 以上 500 nm 以下の範囲を含む波長帯域を有し、前記第 2 照明光は、400 nm 以上 440 nm 以下の範囲に含まれる波長帯域を有する請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 9】

第 1 照明光と、前記第 1 照明光よりも短波長の第 2 照明光とを発生させる光源部と、
前記第 1 照明光に含まれる 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光に対する光透過特性を調整する光透過特性調整部と、
前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光

50

の光量に応じて前記第 2 照明光の光量を制御し、または、前記第 2 照明光の光量に応じて前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量を制御する光源制御部と、

前記光透過特性調整部によって前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量が調整された照明光と、前記第 2 照明光とによって観察対象を撮像する撮像センサと、を備える内視鏡システム。

【請求項 10】

前記光源制御部は、前記光透過特性調整部による前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の透過率を変更することにより、前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量を制御する請求項 9 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 11】

前記撮像センサが出力する画像信号または前記画像信号を用いて生成される前記観察対象の画像を用いて観察距離を算出する観察距離算出部を備え、

前記光源制御部は、前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量、または、前記第 2 照明光の光量を、前記観察距離に応じて制御する請求項 9 または 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記光源制御部は、前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量に応じて前記第 2 照明光の光量を制御する場合、前記観察距離が長いほど、前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量を大きくする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 13】

前記光源制御部は、前記第 2 照明光の光量に応じて前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量を制御する場合、前記観察距離が長いほど、前記第 2 照明光の光量を大きくする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記撮像センサが出力する画像信号または前記画像信号を用いて生成される前記観察対象の画像に対して、前記観察対象の構造を強調する構造強調処理を施す構造強調処理部を備え、

前記構造強調処理部は、前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量が大きいほど前記構造の強調度を上げる請求項 9 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 15】

前記撮像センサが出力する画像信号または前記画像信号を用いて生成される前記観察対象の画像を用いて、前記観察対象の血管密度を算出する血管密度算出部を備え、

前記光源制御部は、前記血管密度算出部が前記血管密度を算出する場合、前記血管密度算出部が前記血管密度を算出しない場合よりも前記第 2 照明光の光量を大きくする請求項 9 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

第 1 照明光と、第 1 照明光よりも短波長の第 2 照明光とを発生させる光源部と、前記第 1 照明光に含まれる 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光に対する光透過特性を調整する光透過特性調整部と、を有する光源装置の作動方法において、

40

光源制御部が、光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量に応じて前記第 2 照明光の光量を制御し、または、前記第 2 照明光の光量に応じて前記光透過特性調整部で調整される前記 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光の光量を制御する光源制御ステップを備える光源装置の作動方法。

【請求項 17】

第 1 照明光と、前記第 1 照明光よりも短波長の第 2 照明光とを発生させる光源部と、前記第 1 照明光に含まれる 460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光に対する光透過特性を調整する光透過特性調整部と、前記光透過特性調整部によって前記 460 nm 以上 5

50

00nm以下の波長成分の光の光量が調整された照明光と、前記第2照明光とによって観察対象を撮像する撮像センサと、を有する内視鏡システムの作動方法において、

光源制御部が、前記光透過特性調整部で調整される前記460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量に応じて前記第2照明光の光量を制御し、または、前記第2照明光の光量に応じて前記光透過特性調整部で調整される前記460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御する光源制御ステップを備える内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、複数色の光を照射して観察対象を観察する光源装置、内視鏡システム、光源装置の作動方法、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。光源装置は、体腔の粘膜等の観察対象に照射する照明光を生成する装置であり、キセノンランプや白色LED(Light Emitting Diode)等の広帯域光源が用いられる他、近年では青色LED、緑色LED、赤色LEDなどの複数色の半導体光源が組み合わせて用いられつつある。

【0003】

また、内視鏡システムによる診断において、血管の有無や血管の走行パターンは重要な情報であるが、照明光に含まれる460nm以上500nm以下の波長成分の光(以下、特定波長成分の光という)が血管の視認性、すなわち血管コントラストを低下させてしまうことが知られている。このため、特許文献1の内視鏡システムでは、血管コントラストが良い445nm~450nmの波長成分の光の光量に対して、血管コントラストを悪化させる上記特定波長成分の光の光量を20%~70%の間の一定の光量に抑える光学フィルタを通すことで、血管コントラストを向上させている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許5306447号

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記のように、血管コントラストを向上させるためには特定波長成分の光の光量を低減することが好ましいが、特定波長成分の光は、観察対象を撮像して得られる画像(以下、観察画像という)の明るさに寄与が大きい波長成分の光であり、特定波長成分の光の光量を低減することで観察画像が暗くなってしまう場合がある。

【0006】

例えば、観察対象を近景で観察して診断をするときには、診断において血管の有無や走行パターンは極めて重要な要素であるため、観察画像の明るさを多少犠牲にするとしても、特定波長成分の光の光量を低減して血管コントラストが良い観察画像を得ることが好ましい。これに対し、遠景で観察対象の広範囲を観察し、病変の可能性のある部位(以下、病変可能性部位という)を探しだすスクリーニング時には、診断時に比べれば血管コントラストの重要性は低く、その代わりに、明るい観察画像を提供して病変可能性部位を見つけやすくすることが求められる。しかしながら、特許文献1のように、特定波長成分の光の光量を一定の割合で低減する光学フィルタを用いていると、スクリーニング時でも、診断時と同じように特定波長成分の光の光量が低減されてしまうので、観察画像の明るさが不足し、病変可能性部位を見つけ難くなることがある。すなわち、特許文献1のように、特定波長成分の光の光量を一定の割合で低減する光学フィルタを用いると、観察の状況によっては血管コントラストと明るさのバランスが悪い場合がある。

40

50

【 0 0 0 7 】

本発明は、観察の状況によって血管コントラストと明るさのバランスが良い観察画像を得ることができる光源装置、内視鏡システム、光源装置の作動方法、及び内視鏡システムの作動方法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】

【 0 0 0 8 】

本発明の光源装置は、光源部と、光透過特性調整部と、光源制御部と、を備える。光源部は、第1照明光と、第1照明光よりも短波長の第2照明光とを発生させる。光透過特性調整部は、第1照明光に含まれる460nm以上500nm以下の波長成分の光に対する光当可読性を調整する。光源制御部は、光透過特性調整部で調整された460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量に応じて第2照明光の光量を制御し、または、第2照明光の光量に応じて光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御する。

10

【 0 0 0 9 】

光源制御部は、光透過特性調整部で調整された460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量に応じて第2照明光の光量を制御する場合、光透過特性調整部による460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率に応じて第2照明光の光量を制御し、第2照明光の光量に応じて光透過特性調整部による460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御する場合、光透過特性調整部による460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率を制御することが好ましい。

20

【 0 0 1 0 】

光源制御部は、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率に応じて第2照明光の光量を制御する場合、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率が大きいほど、第2照明光の光量を大きくすることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

光源制御部は、第2照明光の光量に応じて光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御する場合、第2照明光の光量が大きいほど、光透過特性調整部による前記460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率を大きくすることが好ましい。

30

【 0 0 1 2 】

光透過特性調整部は、460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率が各々異なる複数の減光フィルタを備え、第1照明光の光路上に配置する減光フィルタを切り替えることにより460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率を変更することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

光透過特性調整部は、第1照明光から460nm以上500nm以下の波長成分の光に帯域制限する帯域制限フィルタと、液晶によって460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過光量を制御する液晶シャッタとを備えることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

第1照明光は青色光であり、第2照明光は紫色光であることが好ましい。

40

【 0 0 1 5 】

第1照明光は、400nm以上500nm以下の範囲を含む波長帯域を有し、第2照明光は、400nm以上440nm以下の範囲に含まれる波長帯域を有することが好ましい。

【 0 0 1 6 】

本発明の内視鏡システムは、光源部と、光透過特性調整部と、光源制御部と、撮像センサと、を備える。光源部は、第1照明光と、第1照明光よりも短波長の第2照明光とを発生させる。光透過特性調整部は、第1照明光に含まれる460nm以上500nm以下の波長成分の光に対する光透過特性を調整する。光源制御部は、光透過特性調整部で調整さ

50

れる460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量に応じて第2照明光の光量を制御し、または、第2照明光の光量に応じて光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御する。撮像センサは、光透過特性調整部によって前記460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量が調整された照明光と、第2照明光とによって観察対象を撮像する。

【0017】

光源制御部は、光透過特性調整部による460nm以上500nm以下の波長成分の光の透過率を変更することにより、460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御することが好ましい。

【0018】

撮像センサが出力する画像信号または前記画像信号を用いて生成される観察対象の画像を用いて観察距離を算出する観察距離算出部を備え、光源制御部は、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量、または、第2照明光の光量を、観察距離に応じて制御することが好ましい。

【0019】

光源制御部は、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量に応じて第2照明光の光量を制御する場合、観察距離が長いほど、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を大きくすることが好ましい。

【0020】

光源制御部は、第2照明光の光量に応じて光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御する場合、観察距離が長いほど、第2照明光の光量を大きくすることが好ましい。

【0021】

撮像センサが出力する画像信号または画像信号を用いて生成される観察対象の画像に対して、観察対象の構造を強調する構造強調処理を施す構造強調処理部を備え、構造強調処理部は、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量が大きいほど構造の強調度を上げることが好ましい。

【0022】

撮像センサが出力する画像信号または画像信号を用いて生成される観察対象の画像を用いて、観察対象の血管密度を算出する血管密度算出部を備え、光源制御部は、血管密度算出部が血管密度を算出する場合、血管密度算出部が血管密度を算出しない場合よりも第2照明光の光量を大きくすることが好ましい。

【0023】

本発明の光源装置の作動方法は、第1照明光と、第1照明光よりも短波長の第2照明光とを発生させる光源部と、第1照明光に含まれる460nm以上500nm以下の波長成分の光に対する光透過特性を調整する光透過特性調整部と、を有する光源装置の作動方法であり、光源制御部が、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光に応じて第2照明光の光量を制御し、または、第2照明光の光量に応じて透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を制御する光源制御ステップを備える。

【0024】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、第1照明光と、第1照明光よりも短波長の第2照明光とを発生させる光源部と、第1照明光に含まれる460nm以上500nm以下の波長成分の光に対する光透過特性を調整する光透過特性調整部と、光透過特性調整部によって460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量が調整された照明光と、第2照明光とによって観察対象を撮像する撮像センサと、を有する内視鏡システムの作動方法であり、光源制御部が、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量に応じて第2照明光の光量を制御し、または、第2照明光の光量に応じて光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量を

10

20

30

40

50

制御する光源制御ステップを備える。

【発明の効果】

【0025】

本発明の光源装置、内視鏡システム、光源装置の作動方法、及び内視鏡システムの作動方法によれば、第1照明光に対して特定波長成分の光に対する光透過特性を調整する光透過特性調整部を用い、かつ、光透過特性調整部で調整される460nm以上500nm以下の波長成分の光の光量と、第1照明光よりも短波長の第2照明光とを関連付けて制御するので、観察の状況によって血管コントラストと明るさのバランスが良い観察画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0026】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】紫色光、青色光、緑色光、赤色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図4】光学フィルタの構成を示す説明図である。

【図5】光学フィルタを透過する青色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図6】粘膜及び血管の反射率を示すグラフである。

【図7】遠景観察時の照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図8】中程度の観察距離で観察する場合の照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

20

【図9】近景観察時の照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図10】第1実施形態のフローチャートである。

【図11】遠景観察時の観察画像の模式図である。

【図12】照明光の観察対象への深達度を示す説明図である。

【図13】近景観察時の観察画像の模式図である。

【図14】変形例のフローチャートである。

【図15】変形例の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図16】変形例の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図17】液晶シャッタを用いて特定波長成分の光の光量を調整する光学系の説明図である。

30

【図18】図3と異なる紫色光及び青色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図19】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、コンソール19とを有する。内視鏡12は光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、被検体内に挿入される挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けられた湾曲部12c及び先端部12dを有している。操作部12bのアングルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cは湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部12dが所望の方向に向けられる。また、操作部12bには、アングルノブ12eの他、ズーム操作部13が設けられている。

40

【0028】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続される。モニタ18は、各観察モードの画像や画像に付帯する画像情報等を出力表示する。コンソール19は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

【0029】

図2に示すように、光源装置14は、四色の半導体光源を有し、観察対象に照射するた

50

めの複数色の照明光を発生させる光源部 20 と、特定波長成分の光 (460 nm 以上 500 nm 以下の波長成分の光) の透過率が可変な光学フィルタ 21 と、光源部 20 及び光学フィルタ 21 の駆動を制御する光源制御部 22 と、光源部 20 及び光学フィルタ 21 によって生成される光の光路を結合する光路結合部 23 とを備えている。

【0030】

光源部 20 は、V - L E D (Violet Light Emitting Diode) 20 a、B - L E D (Blue Light Emitting Diode) 20 b、G - L E D (Green Light Emitting Diode) 20 c、及び R - L E D (Red Light Emitting Diode) 20 d の四色の L E D を有する。図 3 に示すように、V - L E D 20 a は、中心波長 405 nm、波長帯域 380 ~ 420 nm の紫色光 V を発光する紫色光源である。B - L E D 20 b は、中心波長 460 nm、波長帯域 420 ~ 500 nm の青色光 B を発する青色光源である。G - L E D 20 c は、波長帯域が 480 ~ 600 nm に及ぶ緑色光 G を発する緑色光源である。R - L E D 20 d は、中心波長 620 ~ 630 nm で、波長帯域が 600 ~ 650 nm に及び赤色光 R を発光する赤色光源である。少なくとも V - L E D 20 a と B - L E D 20 b の中心波長はそれぞれ $\pm 5 \sim \pm 10$ nm 程度の幅を有する。

10

【0031】

本実施形態では、上記青色光 B が第 1 照明光であり、紫色光 V が第 2 照明光 (青色光 B) よりも短波長の第 2 照明光である。また、本実施形態では、青色光 B 及び紫色光 V は上記波長帯域を有するが、これらの各波長帯域は任意であり、第 1 照明光は特定波長成分の光を含む光であればよく、第 2 照明光は、主たる波長成分の光 (例えば発光量が最も大きいピーク波長、または波長毎の発光量から求められる重心波長) が特定波長成分の光よりも短波長にあれば良い。

20

【0032】

光学フィルタ 21 は、B - L E D 20 b の光路上に設けられ、B - L E D 20 b が発する青色光 B の少なくとも一部の波長成分の光を透過する。そして、光学フィルタ 21 は、青色光 B のうち、特定波長成分の光の透過率は可変である。すなわち、光学フィルタ 21 は、青色光 B に含まれる特定波長成分の光に対する光透過特性を調整する光透過特性調整部として機能する。具体的には、図 4 に示すように、光学フィルタ 21 は、特定波長成分の光の透過率が各々異なる複数の減光フィルタ 21 a ~ 21 e を備える。減光フィルタ 21 a ~ 21 e は、それぞれ特定波長成分の光の透過率がほぼ 0 % , 25 % , 50 % , 75 % , 100 % であり、特定波長成分の光以外の波長成分の光はほぼ 100 % 透過する。光学フィルタ 21 は、これらの各減光フィルタ 21 a ~ 21 e のうちいずれか一つが B - L E D 20 b の光路上に配置されるように、青色光 B の光軸に対して垂直な面内で移動自在に設けられている。減光フィルタ 21 a ~ 21 e を切り替える光学フィルタ 21 の移動制御、すなわち、特定波長成分の光の透過率の切り替え制御は、光源制御部 22 が行う。

30

【0033】

なお、キセノン光源との演色性を維持するためには、観察対象に照射する照明光の分光スペクトルには離散的な波長域を生じさせないようにすることが好ましい。このため、特定波長成分の光の透過率がほぼ 0 % の減光フィルタ 21 a は、特定波長成分の光を厳密にカットするのではなく、実際にはキセノン光源との演色性を維持することができる程度に特定波長成分の光を透過するようになっている。したがって、どの減光フィルタ 21 a ~ 21 e を用いた場合でも、観察対象に照射される照明光の分光スペクトルには離散的な波長帯域はない。

40

【0034】

各減光フィルタ 21 a ~ 21 e が B - L E D 20 b の光路上に配置されたときの、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B_T の分光スペクトルは図 5 に示すとおりである。なお、図 5 では、減光フィルタ 21 a ~ 21 e の透過率が、特定波長成分の光の端の波長 (460 nm と 500 nm) においてほぼ 0 % から 100 % (あるいは 100 % からほぼ 0 %) に急峻に透過率が変化するものとして、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B_T を模式的に示しているが、実際には各減光フィルタ 21 a ~ 21 e の透過率が変化する波長に 5 ~

50

10 nm程度の幅がある。このため、より現実的には、各減光フィルタ21a~21eは、460 nm以上の波長成分の光を確実に減光するために、450 nm程度から長波長側に透過率の減少が始まる特性を有する。同様に、各減光フィルタ21a~21eは、500 nm以下の波長成分の光を確実に減光するために、510 nm程度から短波長側に透過率の減少が始まる特性を有する。このため、減光フィルタ21a~21eを用いた場合の実際の分光スペクトルは、図5を滑らかにした分光スペクトルを有する。

【0035】

図6は、粘膜の反射率 R_m と、粘膜からの深さ d が各々異なる血管（いずれも太さ10 μm ）の反射率 $R_1 \sim R_4$ を示している。反射率 R_1 は深さ $d = 5 \mu m$ の位置にある血管の反射率であり、反射率 R_2 は深さ $d = 10 \mu m$ の位置にある血管の反射率である。同様に、反射率 R_3 と反射率 R_4 は、それぞれ深さ $d = 15 \mu m$ と $d = 40 \mu m$ の位置にある血管の反射率である。すなわち、反射率 $R_1 \sim R_4$ は、それぞれ極表層血管（表層血管のなかでも特に浅い位置にある血管）、表層血管、中層血管、及び深層血管の反射率を表している。

【0036】

ヘモグロビンの吸光特性（図示しない）は、415 nm付近をピークとし、それ以降では急峻に吸光係数が小さくなる特性を有している。このため、粘膜の反射率 R_m と、極表層血管の反射率 R_1 や表層血管の反射率 R_2 とを比較すると、400 nm~440 nmの波長帯域ではその差が大きい。このため、400 nm~440 nmの光の反射光で観察対象を撮像すれば、粘膜は反射率 R_m が高いので明るく映り、極表層血管や表層血管は反射率 R_1 及び反射率 R_2 が低いので暗く映る。このため、粘膜に対する極表層血管や表層血管のコントラスト（血管コントラスト）は明瞭である。一方で、460 nm~500 nmの光の反射光で観察対象を撮像すると、極表層血管や表層血管の反射率 R_1 及び反射率 R_2 は、粘膜の反射率 R_m に近い値になる。このため、粘膜とこれらの血管の区別はつきにくい。すなわち、460 nm~500 nmの光を用いると、粘膜に対する極表層血管や表層血管のコントラストは低くなる。本発明では上記を考慮し、帯域制限部21の減光フィルタ21a~21eを切り替え、特定波長成分の光（460 nm~500 nm）の透過率を調節することで、粘膜に対する極表層血管や表層血管のコントラストを制御することができるようになっている。

【0037】

光源制御部22は、光源部20の各LED20a~20dの点灯や消灯、及び光量の制御と、上記光学フィルタ21の各減光フィルタ21a~21eの切り替え制御を行う。特に、光源制御部22は、各減光フィルタ21a~21eの切り替え制御と、V-LED20aの光量制御とを関連付けて行うことにより、光学フィルタ21を透過する青色光Bの光量に応じて紫色光Vの光量を制御する。すなわち、光源制御部22は、光学フィルタ21で調整された特定波長成分の光の光量に応じて紫色光Vの光量を制御する。例えば、図7に示すように、光学フィルタ21の移動制御により、特定波長成分の光の透過率が100%の減光フィルタ21eをB-LED20bの光路上に配置して、光学フィルタ21を透過する青色光 B_{T100} がB-LED20bが発する青色光Bとほぼ等しい分光スペクトルを有する場合、光源制御部22は、V-LED20aを制御して、他の減光フィルタ21a~21dを用いる場合と比較して最も相対光量大きい紫色光 V_{T100} を発光させる。相対光量とは緑色光G、赤色光R、あるいは青色光Bの450 nm成分の光量等に対する光量であり、本実施形態では緑色光Gに対する光量である。

【0038】

一方、図8に示すように、特定波長成分の光の透過率が50%の減光フィルタ21cをB-LED20bの光路上に配置して、光学フィルタ21を透過する青色光 B_{T50} がB-LED20bが発する青色光Bの特定波長成分の光が50%に減光した青色光にする場合、光源制御部22は、V-LED20aを制御して、各減光フィルタ21a~21eを用いる各場合のうちの中程度の相対光量にして、紫色光 V_{T50} を発光させる。また、図9に示すように、特定波長成分の光の透過率がほぼ0%の減光フィルタ21aをB-LED

10

20

30

40

50

D 2 0 b の光路上に配置して、光学フィルタ 2 1 を透過する青色光 B_{T0} が B - L E D 2 0 b が発する青色光 B の特定波長成分の光をほぼ 0 % に減光した青色光にする場合、光源制御部 2 2 は、V - L E D 2 0 a を制御し、他の減光フィルタ 2 1 b ~ 2 1 e を用いる場合と比較して、最も相対光量が小さい紫色光 B_{T0} を発光させる。なお、減光フィルタ 2 1 a を用いた場合でも、観察対象に照射される照明光の分光スペクトルには離散的な波長帯域はない。

【 0 0 3 9 】

すなわち、光源制御部 2 2 は、光学フィルタ 2 1 を透過する青色光 B の光量に応じて紫色光 V の光量（相対光量）を制御する。光学フィルタ 2 1 を透過する青色光 B の光量に応じて紫色光 V の光量を制御することは、光学フィルタ 2 1 による特定波長成分の光の透過率に応じて紫色光 V の光量を制御することに等しい。また、別の表し方をすれば、特定波長成分の光の減光率（例えば、特定波長成分の光の透過率が 1 0 0 % の場合、減光率はほぼ 0 % ）に応じて紫色光 V の光量を制御するとも言える。いずれにしても、光源制御部 2 2 は、青色光 B の特定波長成分の光が光学フィルタ 2 1 をどの程度透過するかに応じて紫色光 V の光量を制御する。減光フィルタ 2 1 b , 2 1 d を用いる場合も同様である。

10

【 0 0 4 0 】

さらに、光源制御部 2 2 は、観察距離に応じて光学フィルタ 2 1 が有する減光フィルタ 2 1 a ~ 2 1 e のうち、どの減光フィルタを B - L E D 2 0 b の光路上に配置するかを、観察距離に応じて決定する。より具体的には、光源制御部 2 2 は、光学フィルタ 2 1 を制御し、観察距離が長いほど、特定波長成分の光の透過率が大きい減光フィルタを B - L E D 2 0 b の光路上に配置し、観察距離が短いほど、特定波長成分の光の透過率が小さい減光フィルタを B - L E D 2 0 b の光路上に配置する。すなわち、観察距離が長いほど光学フィルタ 2 1 を透過する青色光 B の光量を大きくし、観察距離が短いほど光学フィルタ 2 1 を透過する青色光 B の光量を小さくする。観察距離とは、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d（あるいは撮像センサ 4 8）と観察対象との距離であり、先端部 1 2 d が観察対象から遠いほど観察距離は長くなる。また、ズーム機能を用いている場合には、ズーム倍率も観察距離に加味され、ズーム倍率が大きいほど観察距離は短くなる。

20

【 0 0 4 1 】

光源部 2 0 及び光学フィルタ 2 1 によって生成される各色の光は、光路結合部 2 3 によって光路を結合され、概ね白色光となって、ライトガイド 4 1 に入射される。ライトガイド 4 1 は、内視鏡 1 2 及びユニバーサルコード（内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 及びプロセッサ装置 1 6 とを接続するコード）内に内蔵されており、光路結合部 2 3 から導光される照明光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 μm 、外皮となる保護層を含めた経が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

30

【 0 0 4 2 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d には、照明光学系 3 0 a と撮像光学系 3 0 b が設けられている。照明光学系 3 0 a は照明レンズ 4 5 を有しており、この照明レンズ 4 5 を介して、ライトガイド 4 1 によって伝搬された照明光は観察対象に照射される。撮像光学系 3 0 b は、対物レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7、及び撮像センサ 4 8 を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ 4 6 及びズームレンズ 4 7 を介して撮像センサ 4 8 に入射する。これにより、撮像センサ 4 8 に観察対象の反射像が結像される。なお、ズームレンズ 4 7 は、ズーム操作部 1 3 を操作することで、テレ端とワイド端の間で自在に移動され、撮像センサ 4 8 に結像する観察対象の反射像を拡大または縮小する。

40

【 0 0 4 3 】

撮像センサ 4 8 はカラー撮像センサであり、観察対象の反射像を撮像して画像信号を出力する。撮像センサ 4 8 としては、C C D（Charge Coupled Device）撮像センサや C M O S（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。また、撮像センサ 4 8 は、R（赤色）カラーフィルタ、G（緑色）カラーフィルタ、及び B（

50

青色)カラーフィルタの三色のカラーフィルタが画素毎に設けられており、観察対象の反射像を撮像して色毎の画像信号を出力する。すなわち、撮像センサ48は、Rカラーフィルタが設けられたR画素(赤色画素)と、Gカラーフィルタが設けられたG画素(緑色画素)と、Bカラーフィルタが設けられたB画素(青色画素)とを有し、各画素からそれぞれ画像信号を出力することにより、RGB画像信号を出力する。

【0044】

なお、原色のカラー撮像センサである撮像センサ48の代わりに、C(シアン)、M(マゼンタ)、Y(イエロー)及びG(緑)の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの四色の画像信号が出力されるので、補色-原色色変換によって、CMYGの四色の画像信号をRGBの三色の画像信号に変換することにより、撮像センサ48と同様のRGB画像信号を得ることができる。また、撮像センサ48の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。この場合、光源制御部22は、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rを時分割で点灯させる。

10

【0045】

撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS/AGC回路50に送信される。CDS/AGC回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング(CDS; Correlated Double Sampling)や自動利得制御(AGC; Automatic Gain Control)を行う。CDS/AGC回路50を経た画像信号は、A/Dコンバータ52により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置16に入力される。

20

【0046】

プロセッサ装置16は、受信部53と、DSP(Digital Signal Processor)56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部60と、画像処理部62と、映像信号生成部66とを備えている。受信部53は、内視鏡12からのデジタルのRGB画像信号を受信する。

【0047】

DSP56は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施されたRGB画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後のRGB画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後のRGB画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後のRGB画像信号には、デモザイク処理(等方化処理、同時化処理とも言う)が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。

30

【0048】

ノイズ除去部58は、DSP56でデモザイク処理等が施されたRGB画像信号に対してノイズ除去処理(例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等による)を施すことによって、RGB画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたRGB画像信号は、画像処理部62に送信される。

40

【0049】

画像処理部62は、色変換処理部62A、色彩強調処理部62B、及び構造強調処理部62Cを有しており、これらの各部でRGB画像信号に対して、それぞれ色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、観察画像を生成する。色変換処理では、RGB画像信号に対して3×3のマトリクス処理、階調変換処理、及び3次元LUT(ルックアップテーブル)処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みのRGB画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後のRGB画像信号に対して行われ

50

る。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施したRGB画像信号を用いたカラー画像が観察画像である。

【0050】

上記のように、画像処理部62が生成する観察画像は、映像信号生成部66に入力される。映像信号生成部66は観察画像をモニタ18で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号によって、モニタ18は、観察画像を表示する。

【0051】

上記の他、プロセッサ装置16は、観察距離算出部67を備える。観察距離算出部67は、ノイズ除去部58からRGB画像信号を取得し、取得したRGB画像信号を用いて観察距離を算出する。具体的には、先端部12dが観察対象に近い場合、明るい画像信号が得られ、逆に先端部12dが観察対象から遠い場合には画像信号が暗くなることを利用し、観察距離算出部67は、例えばRGB画像信号から輝度を画素毎に算出し、各画素の輝度の平均値を観察距離に換算する。輝度の平均値と観察距離との対応関係は、実験等により定められる。また、ズーム操作部13が操作され、拡大観察している場合、画像信号は暗くなるので、ズーム操作部13が操作されている場合、観察距離算出部67はズーム操作部13からズーム倍率を取得し、観察距離の算出に用いる。ズーム倍率と輝度と観察距離との対応関係は、実験等により定められる。観察距離算出部67が算出する観察距離は、光源制御部22に入力され、光学フィルタ21の制御、すなわち減光フィルタ21a~21eの選択に用いられる。

【0052】

なお、本実施形態では、観察距離算出部67は、ノイズ除去部58から取得するRGB画像信号を用いて観察距離を算出するが、代わりに、画像処理部62から観察画像を取得し観察画像を形成するRGB画像信号を用いて観察距離を算出しても良い。

【0053】

次に、本実施形態における一連の流れを図10のフローチャートに沿って説明する。まず、内視鏡システム10では、遠景状態からスクリーニングが行われる(S10)。このため、光源制御部22は、光学フィルタ21を制御して最も特定波長成分の光の透過率が高い減光フィルタ21eをB-LED20bの光路上に配置し、特定波長成分の光を照明光に最大限に利用し、かつ、紫色光Vの光量が最も大きくなるように(図6のV_{T100}) V-LED20aを制御する。

【0054】

図11に示すように、スクリーニング時の観察画像101は、照明光に特定波長成分の光が含まれていることによって明るい画像となっているので、先端部12dから遠い遠方の領域102でも病変可能性部位104があれば見逃さずに検出することができる。さらに、特定波長成分の光を照明光に含ませる代わりに、血管等の微細構造のコントラストが良い紫色光Vが多く含まれているので、先端部12dに比較的近い領域103(図10では破線の外側の領域)では血管等の微細構造105の視認性が良く保たれる。病変可能性部位104がこの領域103内にあれば、さらに近景で観察するまでもなく、診断を行える場合もある。

【0055】

このように、明るさを確保するために特定波長成分の光を多く含む照明光を照射しているにもかかわらず、照明光に紫色光Vを加算しておくことによって先端部12dに比較的近い領域103の血管コントラストが保たれるようになるのは、照明光の観察対象への深達度と、血管の太さの分布に関連している。

【0056】

図12に示すように、観察対象120は、粘膜からの深さによって表層、中層、及び深層と称され、表層のなかでも特に浅く粘膜に近い部分を極表層という。粘膜にもヘモグロビンは含まれているが、ヘモグロビンを特に多く含んでいるのは血管であり、血管は概ね表層(及び極表層)以深にある。また、血管の太さは、概ね粘膜からの深さによって変わり、粘膜に対して深い位置にあるほど経が太くなる傾向にある。例えば、極表層~表層に

10

20

30

40

50

分布する極表層血管 1 2 1 は最も細く、表層付近に分布する表層血管 1 2 2 は極表層血管 1 2 1 よりも太く、中層付近に分布する中層血管 1 2 3 はさらに太い。

【 0 0 5 7 】

また、照明光は色（波長）によって観察対象 1 2 0 への深達度が変わり、長波長ほど深達度が高い。例えば、紫色光 V、青色光 B、及び緑色光 G を観察対象 1 2 0 に照射すると、紫色光 V は極表層から表層程度まで到達し、青色光 B は表層程度まで到達する。緑色光 G は中層程度まで到達する。したがって、観察対象 1 2 0 による紫色光 V の反射光には主に粘膜と極表層の血管情報が含まれており、青色光 B の反射光には主に粘膜、極表層、表層の血管情報が含まれる。すなわち、特定波長成分の光の反射光も粘膜～表層付近にある極表層血管 1 2 1 と表層血管 1 2 2 の情報を持っている。

10

【 0 0 5 8 】

但し、極表層血管 1 2 1 と表層血管 1 2 2 とを比較すれば、極表層血管 1 2 1 の方が表層血管 1 2 2 よりも細く、極表層血管 1 2 1 の方が表層血管 1 2 2 よりもヘモグロビンの含有量は少ないので、照明光に含まれる特定波長成分の光が多くなれば、表層血管 1 2 2 の血管情報はある程度残りつつ、極表層血管 1 2 1 の血管情報から失われる。このため、内視鏡システム 1 0 では、極表層血管 1 2 1 の情報を多く担持し得る紫色光 V の光量を増やし、特定波長成分の光によって失われる極表層血管 1 2 1 の情報を補填することで、特定波長成分の光を減光する場合と同等の（あるいはそれ以上の）血管の視認性を維持している。

20

【 0 0 5 9 】

上記のようにスクリーニングを行う場合も含め、観察距離算出部 6 7 は、撮像センサ 4 8 が観察対象を撮像して出力する R G B 画像信号を用いて観察距離を常時算出し、算出した観察距離を光源制御部 2 2 に入力する（S 1 1）。スクリーニングによってブラウニッシュエリアや発赤などの病変可能性部位が検出されたときには、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d が病変可能性部位に近づけられ、あるいはズーム操作部 1 3 が操作され、病変可能性部位 1 0 4 を含む観察対象を拡大表示する拡大観察が行われることにより、観察距離が短くなる。光源制御部 2 2 は、観察距離算出部 6 7 から入力される観察距離が短くなると、光学フィルタ 2 1 を制御し、B - L E D 2 0 b の光路上に配置する減光フィルタを観察距離に合った減光フィルタに変更し（S 1 2）、かつ、変更後の減光フィルタを透過する青色光の光量に合わせて紫色光 V の光量を調整する（S 1 3：光源制御ステップ）。具体的には、観察距離が短くなると、光源制御部 2 2 は、B - L E D 2 0 b の光路上に配置する減光フィルタを特定波長成分の光の透過率がより低い減光フィルタに変更し、かつ、減光フィルタを変更後の光学フィルタ 2 1 を透過する青色光 B の光量に応じて、紫色光 V の光量を減らす。例えば、診断時には、先端部 1 2 d を病変可能性部位 1 0 4 に極近接されるので、光源制御部 2 2 は、特定波長成分の光の透過率がほぼ 0 % の減光フィルタ 2 1 a を B - L E D 2 0 b の光路上に配置し、最も相対光量が小さい紫色光 V_{T 0} を V - L E D 2 0 a から発光させる。

30

【 0 0 6 0 】

図 1 3 に示すように、上記のような近景観察時の観察画像 1 3 0 では、血管コントラストを悪化させる特定波長成分の光の光が照明光に含まれなくなるので、紫色光 V で血管コントラストを底上げしなくても、ほぼ自然な色合いのままで、血管等の微細構造 1 0 5 が明瞭に観察可能である。もちろん、病変可能性部位 1 0 4 が癌組織等であれば、病変可能性部位 1 0 4 に極微細な血管が密集しているのを明瞭に観察できる。

40

【 0 0 6 1 】

ここでは、最も遠景で観察対象を観察するスクリーニング時と、最も近景で観察対象を観察する診断時を例にしているが、上記のように、光源制御部 2 2 による観察距離に応じた光学フィルタ 2 1 の制御と、光学フィルタ 2 1 を透過する青色光 B の光量に応じた紫色光 V の光量の制御は、光学フィルタ 2 1 が 5 種類の減光フィルタ 2 1 a ~ 2 1 e を有していることに対応して、診断終了まで、段階的に、かつ繰り返し行われる（S 1 4）。したがって、内視鏡システム 1 0 では、観察距離が長くなれば明るさを重視しつつも、かつ可

50

可能な限り血管コントラストが良い観察画像を表示し、観察距離が短くなれば血管コントラストと色合いを重視しつつも、可能な限り明るい画像を表示することができる。すなわち、内視鏡システム 10 は、観察の状況によって血管コントラストと明るさのバランスが良い観察画像を得ることができる。

【0062】

なお、上記実施形態では、光源制御部 22 は、光学フィルタ 21 を制御して、B - LED 20b の光路上に配置する減光フィルタを観察距離に合った減光フィルタに変更した後、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B の光量に応じて紫色光 V の光量を設定しているが、図 14 に示すように、上記実施形態とは逆に、光源制御部 22 は、V - LED 20a を制御して、観察距離に合った紫色光 V の光量を設定した後 (S22)、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B の光量 (すなわち光学フィルタ 21 によって調整された特定波長成分の光の光量) が設定した紫色光 V の光量に合うように、紫色光 V の光量に応じて B - LED 20b の光路上に配置する減光フィルタを決定してもよい (S23: 光源制御ステップ)。より具体的には、紫色光 V の光量に応じて、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B の光量を制御する場合、観察距離が長いほど紫色光 V の光量を大きくし、観察距離が短いほど紫色光 V の光量を小さくすれば良い。そして、紫色光 V の光量が大きいほど、減光フィルタ 21a ~ 21e の中から特定波長成分の光の透過率が高い減光フィルタを選択し、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B の光量を大きくする。この手順で、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B の光量と、紫色光 V の光量を関連付けた場合でも、上記実施形態と同様の作用が得られる。

10

20

【0063】

また、上記実施形態では、画像処理部 62 が有する構造強調処理部 62C は、光学フィルタ 21 の作動状況や紫色光 V の光量によらない構造強調処理をしているが、図 15 に示す内視鏡システム 150 のように、光源制御部 22 は、構造強調処理部 62C に、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B の光量に関する情報 (B - LED 20b の光路上に配置する減光フィルタによる特定波長成分の光の透過率、B - LED 20b の駆動電流、駆動電圧、パルス幅等)、または紫色光 V の光量 (V - LED 20a の駆動電流、駆動電圧、パルス幅等) のいずれかを入力し、構造強調処理部 62C はこれらの情報を用いて構造強調処理の強調度を変更することが好ましい。この場合、構造強調処理部 62C は、例えば、光学フィルタ 21 を透過する青色光 B の光量が大きいほど、構造強調処理の強調度を上げる。こうすると、照明光に特定波長成分の光が含まれている量が多い場合には、紫色光 V の光量によって血管コントラストが補われる上に、さらに構造強調処理によって血管コントラストがより良く保たれる。減光フィルタによる特定波長成分の光の透過率を用いて構造強調処理の強調度を変更する場合には、特定波長成分の光の透過率が高いほど構造強調処理の強調度を上げれば良い。また、紫色光 V の光量に応じて構造強調処理の強調度を変更する場合には、紫色光 V の光量が小さいほど、構造強調処理の強調度を上げれば良い。

30

【0064】

さらに、上記実施形態では、画像処理部 62 は、構造強調処理が施された RGB 画像信号を観察画像としているが、画像処理部 62 は観察画像を生成する他に、観察対象に関する情報を算出して良い。図 16 に示す内視鏡システム 200 のように、画像処理部 62 は色変換処理部 62A、色彩強調処理部 62B、構造強調処理部 62C の他に、例えば血管密度を算出する血管密度算出部 62D を備えていると良い。血管密度算出部 62D は、構造強調処理部 62C が出力する観察画像の RGB 画像信号から血管を抽出して、血管密度を算出する。そして、血管密度算出部 62D が算出した血管密度は、観察画像に重畳され (あるいは観察画像とともに) モニタ 18 に表示する。一方、血管密度算出部 62D は、光源制御部 22 に血管密度を算出するか否かの通知信号を入力する。そして、光源制御部 22 は、設定等により血管密度算出部 62D から血管密度を算出することを示す通知信号を入力された場合、血管密度を算出しない場合 (例えば図 6 ~ 図 8 の V_{T100} , V_{T50} , V_{T0}) よりも、各紫色光 V の光量が大きくなるように V - LED 20a を制御することが好ましい。血管密度の算出は血管コントラストが極めて重要であるため、このよう

40

50

に血管密度を算出する際に紫色光 V の光量を上げておくと、正確な血管密度を算出しやすい。血管密度以外の観察対象に関する情報を算出する場合も、その情報が血管コントラストに関わるものである場合は同様である。

【0065】

なお、上記実施形態では、光学フィルタ 21 は、特定波長成分の光の透過率が各々異なる複数の減光フィルタ 21a ~ 21e を有し、これらを切り替えることによって特定波長成分の光の透過率を可変にしているが、このように複数の減光フィルタ 21a ~ 21e を有する光学フィルタ 21 の代わりに、ダイクロイックミラーと液晶シャッタを用いて光透過特性調整部を構成してもよい。例えば、図 17 に示すように、青色光 B を特定波長成分の光 B_{L1} とそれ以外の波長成分の光 B_S に分けるダイクロイックミラー 251 と、液晶によって特定波長成分の光の透過率を制御する液晶シャッタ 252 と、液晶シャッタ 252 によって光量が調整された特定波長成分の光 B_{L2} にそれ以外の成分の光を合波させるためのミラー 253, 254 と、特定波長成分の光 B_{L2} を透過し、それ以外の波長成分の光 B_S を反射するダイクロイックミラー 256 とを用いることによって、特定波長成分の光の光量が調整された青色光 B_A を得ることができる。この場合、ダイクロイックミラー 251 は帯域制限フィルタとして機能し、少なくともダイクロイックミラー 251 と液晶シャッタ 252 とが光透過特性調整部を構成する。このように液晶シャッタを用いると、特定波長成分の光の透過率を連続的に（無段階に）変更することができる。なお、ダイクロイックミラー 251, 256 の代わりにダイクロイックプリズムを用いても良い。液晶シャッタ 252 の制御は光源制御部 22 が行う。

10

20

【0066】

また、上記実施形態では、光学フィルタ 21 が有する複数の減光フィルタ 21a ~ 21e のうち、特定波長成分の光の透過率がほぼ 0% の減光フィルタ 21a を用いる場合でも紫色光 V_{T0} を発光させているが、特定波長成分の光の透過率をほぼ 0% に抑えている場合には、青色光 B_{T0} だけでも良い血管コントラストが得られるので、V-LED 20a を消灯しても良い（あるいは光量をごく小量にしても良い）。

【0067】

上記実施形態では、光学フィルタ 21 が 5 種類の減光フィルタ 21a ~ 21e を有しているが、これはもちろん一例である。光学フィルタ 21 は少なくとも 2 段階に特定波長成分の光の透過率を制御できれば良く、上記実施形態の光学フィルタ 21 よりも他種類の減光フィルタを備えておき、それらを切り替えて用いても良い。

30

【0068】

上記実施形態では、図 3 に示す分光スペクトルを有する四色の光を用いているが、他の分光スペクトルを有する四色の光を用いても良い。例えば、図 18 に示すように、緑色光 G 及び赤色光 R は上記各実施形態と同様の分光スペクトルを有する一方で、紫色光については、紫色光 V^* のように中心波長 410 ~ 420 nm で、上記実施形態の紫色光 V よりもやや長波長側によった波長帯域を有する光を用いても良い。また、青色光 B については、青色光 B^* のように、中心波長 445 ~ 460 nm で、上記各実施形態よりもやや短波長側によった波長帯域を有する光を用いても良い。また、図 3 や図 18 に示す照明光の分光スペクトルは一例であり、観察画像の所望の色味等に応じて各 LED 20a ~ 20d の相対的な発光量を変更してもよい。具体的には、各 LED 20a ~ 20d の駆動電流値等を変更することにより、各 LED 20a ~ 20d の発光量の割合を変えることができる。

40

【0069】

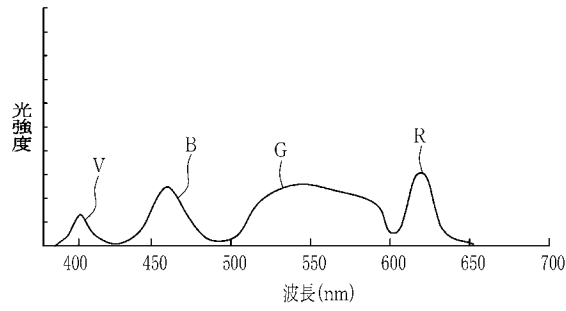
なお、上記実施形態では、撮像センサ 48 が設けられた内視鏡 12 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システム 10, 150, 200 によって本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムでも本発明は好適である。例えば、図 19 に示すように、カプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡 300 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

【0070】

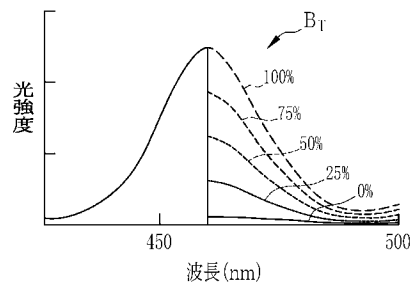
カプセル内視鏡 300 は、光源 302 と光源制御部 303 と、撮像センサ 304 と、画

50

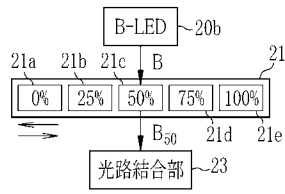
【図 3】



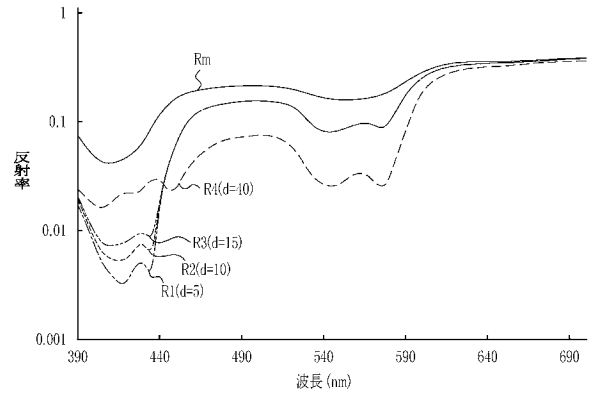
【図 5】



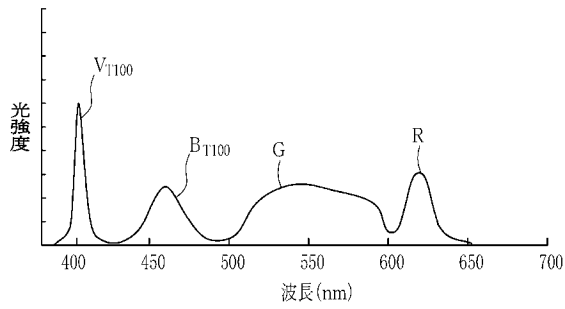
【図 4】



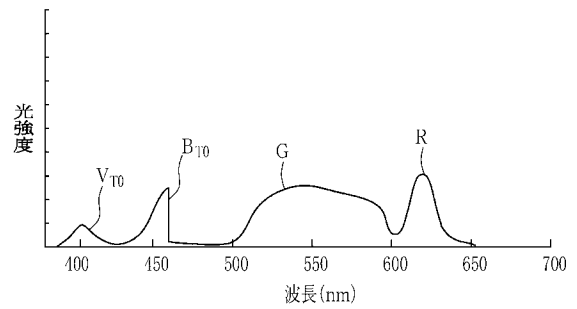
【図 6】



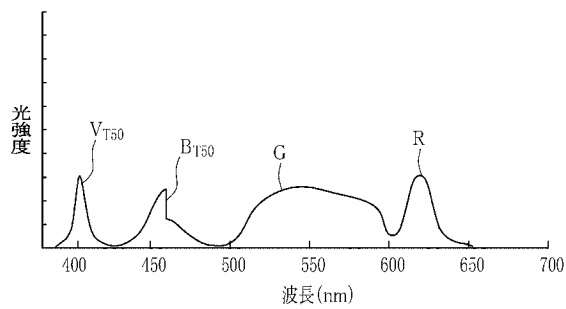
【図 7】



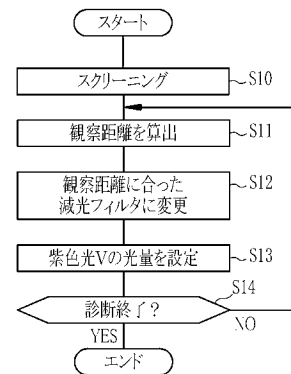
【図 9】



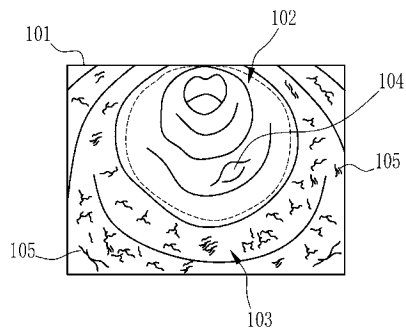
【図 8】



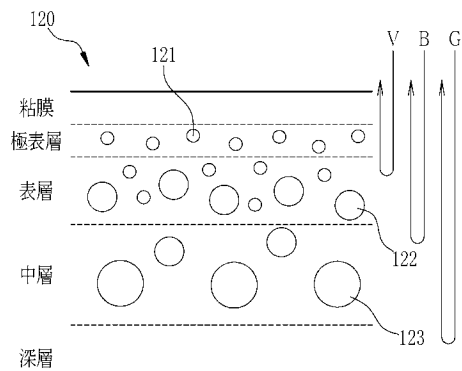
【図 10】



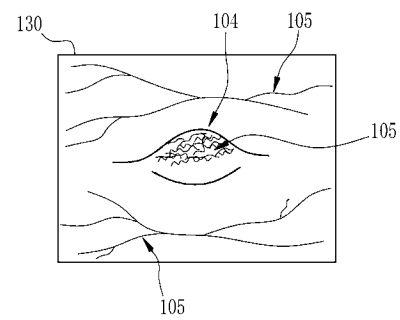
【 図 1 1 】



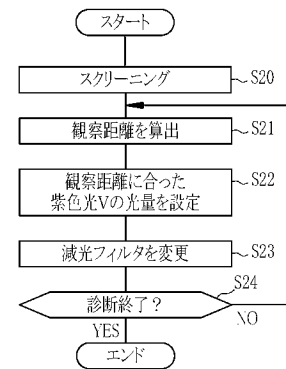
【 図 1 2 】



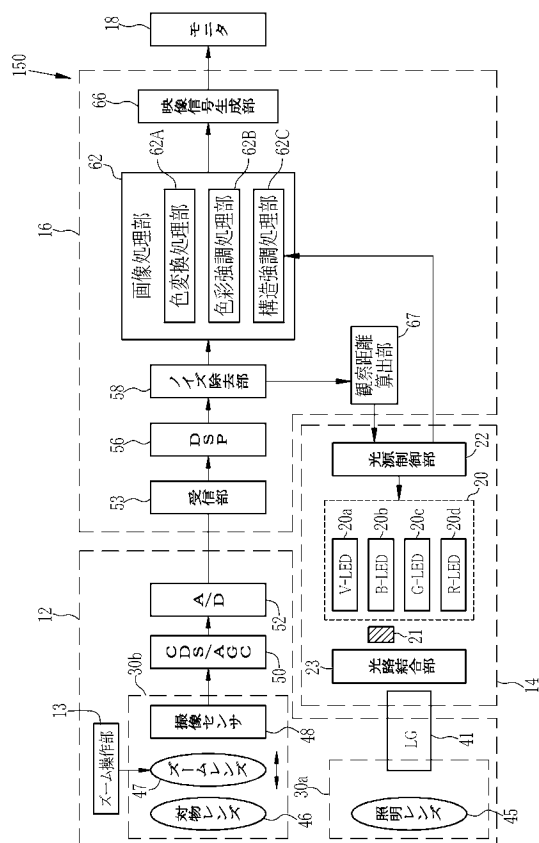
【 図 1 3 】



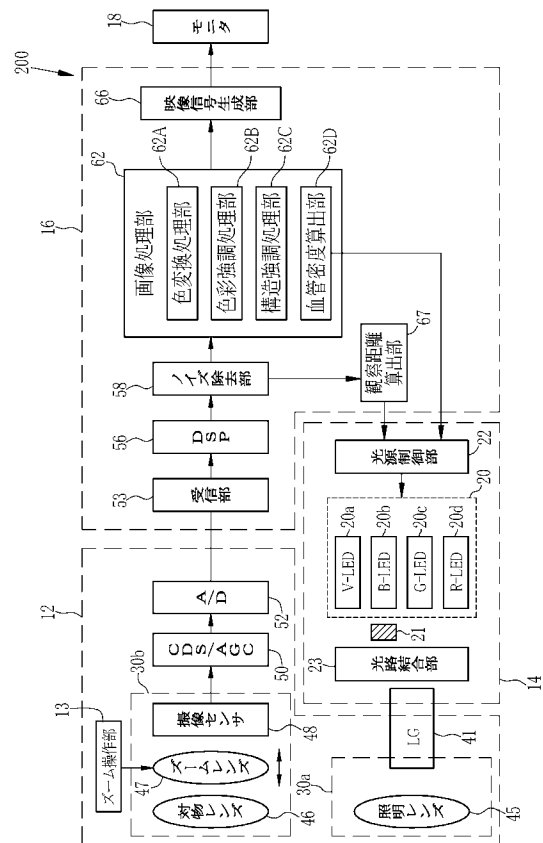
【 図 1 4 】



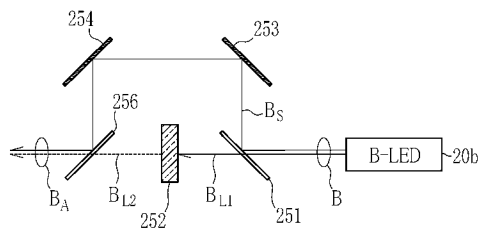
【 ㊦ 1 5 】



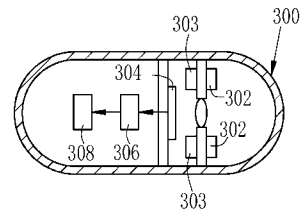
【 ㊦ 1 6 】



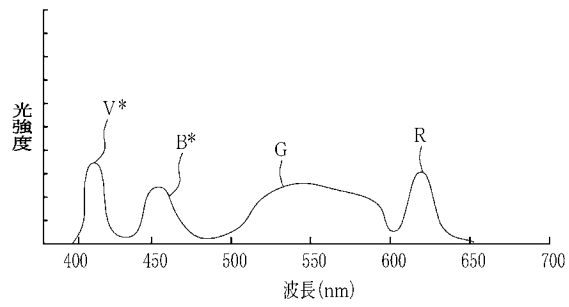
【図 17】



【図 19】



【図 18】



专利名称(译)	光源装置，内窥镜系统，操作光源装置的方法，		
公开(公告)号	JP2016007355A	公开(公告)日	2016-01-18
申请号	JP2014129715	申请日	2014-06-24
[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	森本美範 小澤聡		
发明人	森本 美範 小澤 聡		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/06.B A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.553 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ01 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-129715 (P2014-129715) 平成26年6月24日 (2014. 6. 24)	(71) 出願人 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 森本 美範 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 小澤 聡 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 Fターム(参考) 4C161 AA22 CC06 DD03 DD07 GG01 HH51 JJ17 LL02 NN01 NN05 QQ01 QQ04 QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR26 SS21 WW08 WW15
-------	-----------------------	--	--