

(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2016-49448

(P2016-49448A)

(43) 公開日 平成28年4月11日(2016.4.11)

(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 B	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2015-160887 (P2015-160887)	(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
(22) 出願日	平成27年8月18日 (2015.8.18)	(74) 代理人	110001988 特許業務法人小林国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2014-175533 (P2014-175533)	(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
(32) 優先日	平成26年8月29日 (2014.8.29)	(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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	Fターム (参考)	4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01 HH54 LL02 NN01 NN05 PP12 RR04 RR14 RR17 RR26 WW10

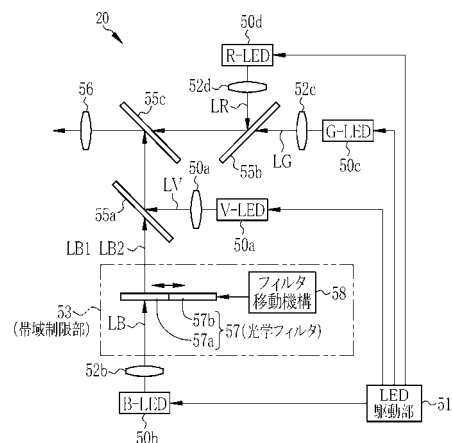
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】血管コントラストを高めた通常観察と酸素飽和度観察との両方を可能とする内視鏡用光源装置及び内視鏡システムを提供する。

【解決手段】帯域制限部53は、第1フィルタ部57a及び第2フィルタ部57bを有する光学フィルタ57と、光学フィルタ57を移動させて、第1フィルタ部57aまたは第2フィルタ部57bを青色光の光路上に配置させるフィルタ移動機構58とを備える。第1フィルタ部57の光透過率がピーク値の半分以上である波長透過帯域を第1透過帯域と定義したときに、この第1透過帯域には、ヘモグロビンの吸光係数のピーク波長が含まれる。第2フィルタ部57bの光透過率がピーク値の半分以上である波長透過帯域を第2透過帯域と定義したときに、この第2透過帯域には酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数とが等しい波長である450nm付近の等吸収波長は含まれない。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ピーク波長が 450 ~ 460 nm の間に存在する青色光を発する青色光源と、
光透過率がピーク値の半分以上である波長透過帯域を第 1 透過帯域と定義したときに、
前記第 1 透過帯域にはヘモグロビンの吸光係数のピーク波長が含まれる第 1 帯域制限部と、

光透過率がピーク値の半分以上である波長透過帯域を第 2 透過帯域と定義したときに、
前記第 2 透過帯域には酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数とが等しい波長である 450 nm 付近の等吸収波長は含まれない第 2 帯域制限部と、

前記第 1 帯域制限部と前記第 2 帯域制限部とを選択的に切り替え、前記青色光の光路上に前記第 1 帯域制限部を配置して第 1 青色光を生成させ、前記青色光の光路上に前記第 2 帯域制限部を配置して第 2 青色光を生成させる帯域制限切替部と、

を備える内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記第 1 透過帯域は、前記第 2 透過帯域よりも短波長側である請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 1 帯域制限部と前記第 2 帯域制限部とを有する光学フィルタを備え、

前記帯域制限切替部は、前記光学フィルタを移動させて、前記第 1 帯域制限部と前記第 2 帯域制限部のうちのいずれか一方を前記青色光の光路上に配置する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

緑色光を発する緑色光源と、

赤色光を発する赤色光源と、

前記第 1 青色光、前記緑色光、前記赤色光を含む光を第 1 照明光として生成させ、前記第 2 青色光を含む光を第 2 照明光として生成させる光源制御部と、

を備える請求項 1 から 3 いずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の内視鏡用光源装置と、

前記第 1 照明光または前記第 2 照明光が照射された観察対象を撮像して画像信号を出力する撮像部と、

前記第 1 照明光が照射された観察対象を撮像して得られた前記画像信号に基づいて第 1 画像を生成し、前記第 2 照明光が照射された観察対象を撮像して得られた前記画像信号に基づいて第 2 画像を生成する画像処理部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 画像及び前記第 2 画像を表示する表示部を備え、

前記表示部は、前記第 1 画像及び前記第 2 画像を同時に表示する請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 2 青色光は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい波長帯域を有する請求項 5 または 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像部は、前記青色光を受光する青色画素と、前記緑色光を受光する緑色画素と、前記赤色光を受光する赤色画素とを有する請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像処理部は、

前記第 1 照明光が照射された観察対象を撮像し、前記青色画素、前記緑色画素、前記赤色画素からそれぞれ出力される第 1 青色画像信号、第 1 緑色画像信号、第 1 赤色画像信号に基づいて前記第 1 画像を生成する請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 2 照明光は、前記第 2 青色光、前記緑色光、前記赤色光を含む通常光と、前記第 2 青色光からなる測定光とに分けられ、

前記画像処理部は、

前記通常光が照射された観察対象を撮像し、前記青色画素、前記緑色画素、前記赤色画素からそれぞれ出力される第 2 青色画像信号、第 2 緑色画像信号、第 2 赤色画像信号に基づいてベース画像を生成し、

前記測定光が照射された観察対象を撮像し、前記青色画素から出力される第 3 青色画像信号に基づいて酸素飽和度を算出し、

前記酸素飽和度に基づいて前記ベース画像を画像処理することにより前記第 2 画像を生成する請求項 9 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 11】

前記青色画素に感応する紫色光を発する紫色光源を備え、

前記光源制御部は、前記第 1 照明光として、前記紫色光、前記第 1 青色光、前記緑色光、前記赤色光を含む光を生成させる請求項 8 から 10 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記第 1 照明光のみを観察対象に照射して、前記第 1 画像のみを生成する通常観察モードが実行可能である請求項 5 から 11 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】**【0001】**

本発明は、内視鏡用光源装置及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

医療分野においては、内視鏡用光源装置（以下、光源装置という）、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る。この内視鏡システムの観察モードには、照明光として通常光（白色光）を用いた通常観察の他に、照明光として特殊光を用いた種々の特殊観察が知られている。この特殊観察として、酸素飽和度観察がある。

30

【0003】

酸素飽和度観察は、血管中にどの程度の酸素が含まれているかを示す酸素飽和度の算出及び画像表示を行う観察方式である。この酸素飽和度観察は、血管中の酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光係数の差が、450～500nmの波長帯域で大きいという性質に基づき、この波長帯域に帯域制限された光を照明光（測定光）として用いることにより行われる（特許文献 1 参照）。

【0004】

一方、通常観察では、表層の粘膜と血管とのコントラスト（以下、血管コントラストと言う）の低下を抑える方法として、血管とその周囲の粘膜とは460nm以上の波長帯域で光反射率差が小さくなるという性質に基づき、白色の通常光から460～500nmの波長帯域の強度を低下させることが提案されている（特許文献 2 参照）。これにより、観察画像の血管コントラストが高くなる。

40

【0005】

また、光源装置では、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、及び赤色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。特に、青色光源としては、ピーク波長が450～460nm付近の青色LEDが用いられている。

【先行技術文献】**【特許文献】**

50

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特許 5 3 0 3 0 1 2 号

【特許文献 2】特許 5 3 0 6 4 4 7 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

特許文献 1, 2 に記載のように、酸素飽和度観察では、450 ~ 500 nm の波長帯域の光が照明光として用いられるのに対して、血管コントラストを高めた通常観察では、照明光から 460 ~ 500 nm の波長帯域の強度を低減させており、青色光について照明光として用いる波長帯域が異なる。このため、通常観察と酸素飽和度観察とは、それぞれ異なる光源装置を用いることが必要であり、1 つの内視鏡システムで実行することができないという問題がある。

10

【 0 0 0 8 】

本発明は、血管コントラストを高めた通常観察と酸素飽和度観察との両方を可能とする内視鏡用光源装置及び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】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用光源装置は、ピーク波長が 450 ~ 460 nm の間に存在する青色光を発する青色光源と、光透過率がピーク値の半分以上である波長透過帯域を第 1 透過帯域と定義したときに、第 1 透過帯域にはヘモグロビンの吸光係数のピーク波長が含まれる第 1 帯域制限部と、光透過率がピーク値の半分以上である波長透過帯域を第 2 透過帯域と定義したときに、第 2 透過帯域には酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数とが等しい波長である 450 nm 付近の等吸収波長は含まれない第 2 帯域制限部と、第 1 帯域制限部と第 2 帯域制限部とを選択的に切り替え、青色光の光路上に第 1 帯域制限部を配置して第 1 青色光を生成させ、青色光の光路上に第 2 帯域制限部を配置して第 2 青色光を生成させる帯域制限切替部と、を備える。

20

【 0 0 1 0 】

第 1 透過帯域は、第 2 透過帯域よりも短波長側である。

【 0 0 1 1 】

第 1 帯域制限部と第 2 帯域制限部とを有する光学フィルタを備え、帯域制限切替部は、光学フィルタを移動させて、第 1 帯域制限部と第 2 帯域制限部のうちのいずれか一方を青色光の光路上に配置することが好ましい。

30

【 0 0 1 2 】

緑色光を発する緑色光源と、赤色光を発する赤色光源と、第 1 青色光、緑色光、赤色光を含む光を第 1 照明光として生成させ、第 2 青色光を含む光を第 2 照明光として生成させる光源制御部と、を備えることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

本発明の内視鏡システムは、上記内視鏡用光源装置と、第 1 照明光または第 2 照明光が照射された観察対象を撮像して画像信号を出力する撮像部と、第 1 照明光が照射された観察対象を撮像して得られた画像信号に基づいて第 1 画像を生成し、第 2 照明光が照射された観察対象を撮像して得られた画像信号に基づいて第 2 画像を生成する画像処理部と、を備える。

40

【 0 0 1 4 】

第 1 画像及び第 2 画像を表示する表示部を備え、表示部は、第 1 画像及び第 2 画像を同時に表示することが好ましい。

【 0 0 1 5 】

第 2 青色光は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい波長帯域を有することが好ましい。

【 0 0 1 6 】

撮像部は、青色光を受光する青色画素と、緑色光を受光する緑色画素と、赤色光を受光

50

する赤色画素とを有することが好ましい。

【0017】

画像処理部は、第1照明光が照射された観察対象を撮像し、青色画素、緑色画素、赤色画素からそれぞれ出力される第1青色画像信号、第1緑色画像信号、第1赤色画像信号に基づいて第1画像を生成することが好ましい。

【0018】

第2照明光は、第2青色光、緑色光、赤色光を含む通常光と、第2青色光からなる測定光とに分けられ、画像処理部は、通常光が照射された観察対象を撮像し、青色画素、緑色画素、赤色画素からそれぞれ出力される第2青色画像信号、第2緑色画像信号、第2赤色画像信号に基づいてベース画像を生成し、測定光が照射された観察対象を撮像し、青色画素から出力される第3青色画像信号に基づいて前記酸素飽和度を算出し、酸素飽和度に基づいてベース画像を画像処理することにより第2画像を生成することが好ましい。

10

【0019】

青色画素に感応する紫色光を発する紫色光源を備え、光源制御部は、第1照明光として、紫色光、第1青色光、緑色光、赤色光を含む光を生成させることが好ましい。

【0020】

第1照明光のみを観察対象に照射して、第1画像のみを生成する通常観察モードが実行可能であることが好ましい。

【発明の効果】

【0021】

20

本発明によれば、第1帯域制限部の光透過率がピーク値の半分以上である第1透過帯域にはヘモグロビンの吸収ピーク波長が含まれ、第2帯域制限部の光透過率がピーク値の半分以上である第2透過帯域には酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数とが等しい波長である450nm付近の等吸収波長は含まれず、第1帯域制限部と第2帯域制限部とを選択的に切り替えて、青色光の光路上に第1帯域制限部または第2帯域制限部を配置するので、血管コントラストを高めた通常観察と酸素飽和度観察との両方を可能とする。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

30

【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】カラーフィルタの分光特性を示す図である。

【図4】光源部の構成を示す図である。

【図5】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6】第1フィルタ部の光学特性を示す図である。

【図7】ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性を示す図である。

【図8】第2フィルタ部の光学特性を示す図である。

【図9】第1ダイクロイックミラーの光学特性を示す図である。

【図10】第2ダイクロイックミラーの光学特性を示す図である。

【図11】第3ダイクロイックミラーの光学特性を示す図である。

40

【図12】第1照明光の分光スペクトルを示す図である。

【図13】第2照明光のうちの通常光の分光スペクトルを示す図である。

【図14】第2照明光のうちの測定光の分光スペクトルを示す図である。

【図15】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性を示す図である。

【図16】酸素飽和度画像生成部の機能を示すブロック図である。

【図17】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図18】内視鏡システムの作用を説明するフローチャートである。

【図19】モニタの画像表示例を示す図である。

【図20】カプセル内視鏡の概略図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0023】

図1において、内視鏡システム10は、内視鏡12と、内視鏡用光源装置（以下、光源装置という）14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、コンソール19とを備えている。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。

10

【0024】

操作部12bには、アングルノブ12eの他、モード切り替えスイッチ（以下、モード切替SWという）13a、ズーム操作部13bが設けられている。モード切替SW13aは、観察モードの切り替え操作に用いられる。内視鏡システム10は、観察モードとして通常観察モードと酸素飽和度観察モードとが実行可能である。

【0025】

通常観察モードでは、生体組織の粘膜表面の血管コントラストを高めた白色光画像（以下、通常画像という）が表示部としてのモニタ18に表示される。酸素飽和度観察モードでは、酸素飽和度画像がモニタ18に表示される。酸素飽和度画像とは、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を観察対象に照射して観察対象の酸素飽和度を測定し、酸素飽和度の値を用いて色付けを行った画像である。

20

【0026】

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（図示せず）を接続してもよい。

【0027】

図2に示すように、光源装置14は、観察対象を照明するための照明光を発生する光源部20と、光源部20の動作を制御する光源制御部21とを備えている。光源部20は、通常観察モード時には第1照明光を生成し、酸素飽和度観察モード時には第2照明光を生成する。

30

【0028】

第1及び第2照明光は、集光レンズ56（図4参照）を介して挿入部12a内に挿通されたライトガイド23に入射する。ライトガイド23は、内視鏡12内に内蔵されており、第1及び第2照明光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬させる。なお、ライトガイド23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。例えば、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルをライトガイド23として使用可能である。

【0029】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bが設けられている。照明光学系30aは、照明レンズ31を有している。ライトガイド23内を伝搬した第1及び第2照明光は、照明レンズ31を介して観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ32、ズームレンズ33、撮像センサ（撮像部）34を有している。観察対象からの戻り光は、対物レンズ32及びズームレンズ33を介して撮像センサ34に入射する。これにより、撮像センサ34に観察対象の光像が結像される。なお、ズームレンズ33は、ズーム操作部13b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34に結像する観察対象の光像を拡大または縮小する。

40

【0030】

撮像センサ34は、カラー撮像センサであり、観察対象の光像を撮像して画像信号を出

50

力する。撮像センサ 3 4 としては、C C D (Charge Coupled Device) 型撮像センサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 型撮像センサを用いることができる。

【0031】

撮像センサ 3 4 は、図 3 に示す第 1 分光透過特性 3 4 a を有する赤色 (R) カラーフィルタと、第 2 分光透過特性 3 4 b を有する緑色 (G) カラーフィルタと、第 3 分光透過特性 3 4 c を有する青色 (B) カラーフィルタとを有する。各画素には、いずれか 1 つのカラーフィルタが設けられている。すなわち、撮像センサ 3 4 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、R G B 形式の画像信号を出力する。この画像信号は、1 画素毎に R G B のいずれかの色信号が割り当てられたものである。なお、B 画素は、青色光に加えて、紫色光にも感応する。

10

【0032】

撮像センサ 3 4 から出力される画像信号は、C D S / A G C 回路 3 5 に送信される。C D S / A G C 回路 3 5 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 (C D S ; Correlated Double Sampling) や自動利得制御 (A G C ; Automatic Gain Control) を行う。C D S / A G C 回路 3 5 から出力された画像信号は、A / D コンバータ 3 6 により、デジタル画像信号に変換される。このデジタル画像信号は、プロセッサ装置 1 6 に入力される。

【0033】

20

プロセッサ装置 1 6 は、撮像制御部 4 0 と、受信部 4 1 と、D S P (Digital Signal Processor) 4 2 と、ノイズ除去部 4 3 と、画像処理切替部 4 4 と、通常画像生成部 4 5 と、酸素飽和度画像生成部 4 6 と、映像信号生成部 4 7 とを備えている。通常画像生成部 4 5 及び酸素飽和度画像生成部 4 6 が特許請求の範囲に記載の画像処理部に対応している。

【0034】

撮像制御部 4 0 は、撮像センサ 3 4 による観察対象の撮像タイミングや、撮像センサ 3 4 からの画像信号の出力タイミングを制御する。受信部 4 1 は、内視鏡 1 2 からのデジタルの R G B 画像信号を受信する。D S P 4 2 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。

30

【0035】

欠陥補正処理では、撮像センサ 3 4 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 R G B 画像信号から暗電流成分が除かれ、正確なゼロ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 R G B 画像信号に特定のゲイン値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 R G B 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 R G B 画像信号には、デモザイク処理 (等方化処理、同時化処理とも称される) が施され、各画素について R G B 各色の信号が生成される。

【0036】

40

ノイズ除去部 4 3 は、D S P 4 2 でデモザイク処理等が施された R G B 画像信号に対してノイズ除去処理 (移動平均法やメディアンフィルタ法等による処理) を施すことによってノイズを除去する。ノイズが除去された R G B 画像信号は、画像処理切替部 4 4 に入力される。画像処理切替部 4 4 は、モード切替 S W 1 3 a によって制御される。画像処理切替部 4 4 は、観察モードが通常観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を通常画像生成部 4 5 に出力し、観察モードが酸素飽和度観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を酸素飽和度画像生成部 4 6 に出力する。

【0037】

通常画像生成部 4 5 は、観察モードが通常観察モードにセットされている場合に作動し、R G B 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行うことに

50

より、通常画像（第 1 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 のマトリックス処理、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、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る。

【0038】

酸素飽和度画像生成部 46 は、観察モードが酸素飽和度観察モードにセットされている場合に作動し、RGB 画像信号に基づいて酸素飽和度を算出及び酸素飽和度画像（第 2 画像）の生成を行う。

【0039】

通常画像生成部 45 が生成する通常画像、及び酸素飽和度画像生成部 46 が生成する酸素飽和度画像は、映像信号生成部 47 に入力される。映像信号生成部 47 は、各画像をモニタ 18 に表示するための映像信号に変換する。モニタ 18 は、映像信号生成部 47 から入力される映像信号に基づいて、通常画像及び酸素飽和度画像を表示する。

【0040】

図 4 において、光源部 20 は、V-LED（Violet Light Emitting Diode）50a と、B-LED（Blue Light Emitting Diode）50b と、G-LED（Green Light Emitting Diode）50c と、R-LED（Red Light Emitting Diode）50d と、LED 駆動部 51 と、第 1～第 4 コリメータレンズ 52a～52d と、帯域制限部 53 と、第 1～第 3 ダイクロイックミラー（DM）55a～55c と、集光レンズ 56 とを有する。

【0041】

V-LED 50a は、ピーク波長 405nm、波長帯域 380～420nm の紫色光 LV を発光する紫色光源である。B-LED 50b は、ピーク波長 460nm、波長帯域 420～500nm の青色光 LB を発する青色光源である。G-LED 50c は、波長帯域が 480～600nm の緑色光 LG を発する緑色光源である。R-LED 50d は、中心波長 620～630nm で、波長帯域が 600～650nm の赤色光 LR を発光する赤色光源である。

【0042】

LED 駆動部 51 は、V-LED 50a、B-LED 50b、G-LED 50c、R-LED 50d をそれぞれ駆動する。紫色光 LV、青色光 LB、緑色光 LG、赤色光 LR の各発光強度スペクトルは、図 5 に示すように分布する。なお、紫色光 LV のピーク波長と青色光 LB のピーク波長は、それぞれ ± 5 nm から ± 10 nm 程度の波長幅を有する。

【0043】

第 1～第 4 コリメータレンズ 52a～52d は、それぞれ V-LED 50a、B-LED 50b、G-LED 50c、R-LED 50d に対応するように配置されており、紫色光 LV、青色光 LB、緑色光 LG、赤色光 LR をそれぞれ平行化する。

【0044】

帯域制限部 53 は、光学フィルタ 57 とフィルタ移動機構 58 とを有する。光学フィルタ 57 は、B-LED 50b から発せられた青色光 LB の光路上に配置されている。具体的には、光学フィルタ 57 には、第 1 フィルタ部 57a と第 2 フィルタ部 57b とが設けられており、第 1 フィルタ部 57a と第 2 フィルタ部 57b とのいずれか一方が青色光 LB の光路上に配置される。

【0045】

図 6 に示すように、第 1 フィルタ部 57a は、バンドパスフィルタであり、光透過率のピーク値 T_{p1} は、100% に近い。このピーク値 T_{p1} の半分 ($T_{p1}/2$) 以上の波長透過帯域を第 1 透過帯域 TB1 と定義する。この第 1 透過帯域 TB1 は、約 400～460nm であり、図 7 に示すヘモグロビンの吸光係数のピーク波長 λ_p を含む。このピーク波長 λ_p は、約 415nm である。

【0046】

第 1 フィルタ部 57a は、青色光 LB のほぼピーク波長以上の強度を低減して、青色光

10

20

30

40

50

L B の短波長側成分である第 1 青色光 L B 1 を生成する。この第 1 青色光 L B 1 の波長帯域には、ヘモグロビンの吸光係数のピーク波長 λ_p が含まれる。第 1 フィルタ部 5 7 a は、特許請求の範囲に記載の第 1 帯域制限部に対応するものである。

【0047】

図 8 に示すように、第 2 フィルタ部 5 7 b は、バンドパスフィルタであり、光透過率のピーク値 T_{p2} は、100%に近い。このピーク値 T_{p2} の半分 ($T_{p2} / 2$) 以上の波長透過帯域を第 2 透過帯域 T B 2 と定義する。この第 2 透過帯域 T B 2 は、約 455 ~ 480 nm であり、少なくとも後述する 450 nm 付近の等吸収波長 λ_{E2} (図 15 参照) を含まない。第 1 透過帯域 T B 1 は、第 2 透過帯域 T B 2 よりも短波長側である。なお、第 2 透過帯域 T B 2 は、450 nm 付近の等吸収波長 λ_{E2} だけでなく、いずれの等吸収波長も含まないことが好ましい。

10

【0048】

第 2 フィルタ部 5 7 b は、青色光 L B のほぼピーク波長以下の強度を低減して、青色光 L B の長波長側成分である第 2 青色光 L B 2 を生成する。この第 2 青色光 L B 2 の波長帯域には、450 nm 付近の等吸収波長 λ_{E2} は含まれない。第 2 フィルタ部 5 7 b は、特許請求の範囲に記載の第 2 帯域制限部に対応するものである。

【0049】

フィルタ移動機構 5 8 は、光学フィルタ 5 7 を、青色光 L B の光路に直交する方向に直線移動 (スライド移動) させることにより、第 1 フィルタ部 5 7 a と第 2 フィルタ部 5 7 b とのいずれか一方を青色光 L B の光路上に配置する。フィルタ移動機構 5 8 は、青色光 L B の光路上に配置するフィルタ部を選択的に切り替えるものであり、特許請求の範囲の帯域制限切替部に対応するものである。

20

【0050】

光学フィルタ 5 7 を透過した青色光 L B (第 1 青色光 L B 1 または第 2 青色光 L B 2) の光路と紫色光 L V の光路とは直交しており、この交点に第 1 D M 5 5 a が配置されている。具体的には、第 1 D M 5 5 a は、一方の面に第 1 青色光 L B 1 または第 2 青色光 L B 2 が 45° の角度で入射し、他方の面に紫色光 L V が 45° の角度で入射するように配置されている。第 1 D M 5 5 a は、図 9 に示すように、約 425 nm に閾値 λ_1 を有し、閾値 λ_1 より長い波長の光を透過させ、閾値 λ_1 より短い波長の光を反射させる。この構成により、第 1 D M 5 5 a は、光学フィルタ 5 7 を透過した青色光 L B の光路と紫色光 L V の光路とを統合する。

30

【0051】

G - L E D 5 0 c から射出された緑色光 L G の光路と、R - L E D 5 0 d から射出された赤色光 L R との光路は直交しており、この交点に第 2 D M 5 5 b が配置されている。具体的には、第 2 D M 5 5 b は、一方の面に緑色光 L G が 45° の角度で入射し、他方の面に赤色光 L R が 45° の角度で入射するように配置されている。第 2 D M 5 5 b は、図 10 に示すように、約 600 nm に閾値 λ_2 を有し、閾値 λ_2 より短い波長の光を透過させ、閾値 λ_2 より長い波長の光を反射させる。この構成により、第 2 D M 5 5 b は、緑色光 L G の光路と赤色光 L R の光路とを統合する。

【0052】

40

第 1 D M 5 5 a により統合された青色光 L B (第 1 青色光 L B 1 または第 2 青色光 L B 2) と紫色光 L V との光路と、第 2 D M 5 5 b により統合された緑色光 L G と赤色光 L R との光路とは直交しており、この交点に第 3 D M 5 5 c が配置されている。具体的には、第 3 D M 5 5 c は、一方の面に青色光 L B 及び紫色光 L V が 45° の角度で入射し、他方の面に緑色光 L G 及び赤色光 L R が 45° の角度で入射するように配置されている。第 3 D M 5 5 c は、図 11 に示すように、約 490 nm に閾値 λ_3 を有し、閾値 λ_3 より長い波長の光を透過させ、閾値 λ_3 より短い波長の光を反射させる。この構成により、第 3 D M 5 5 c は、青色光 L B 及び紫色光 L V の光路と、緑色光 L G 及び赤色光 L R の光路とを統合する。

【0053】

50

集光レンズ 5 6 は、ライトガイド 2 3 の入射端の近傍に配置されており、第 3 D M 5 5 c から射出された光を集光して、ライトガイド 2 3 の入射端に入射させる。

【 0 0 5 4 】

L E D 駆動部 5 1 及びフィルタ移動機構 5 8 は、光源制御部 2 1 によって制御される。光源制御部 2 1 は、観察モードに応じて L E D 駆動部 5 1 及びフィルタ移動機構 5 8 を制御する。具体的には、通常観察モード時には、光源制御部 2 1 は、フィルタ移動機構 5 8 を制御することにより、光学フィルタ 5 7 の第 1 フィルタ部 5 7 a を青色光 L B の光路上に配置させるとともに、L E D 駆動部 5 1 を制御することにより、V - L E D 5 0 a、B - L E D 5 0 b、G - L E D 5 0 c、R - L E D 5 0 d の全ての光源を点灯させる。

【 0 0 5 5 】

この結果、通常観察モード時には、図 1 2 に示す光強度スペクトルを有する第 1 照明光が光源部 2 0 から射出され、集光レンズ 5 6 を介してライトガイド 2 3 に供給される。第 1 照明光は、ほぼ白色光である。このように、通常観察モード時に第 1 フィルタ部 5 7 a によって青色光 L B を帯域制限して第 1 青色光 L B 1 とするのは、4 6 0 ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光が表層血管やピットパターン等の構造のコントラストを低下させてしまうからである。

【 0 0 5 6 】

第 1 フィルタ部 5 7 a は、約 4 0 0 ~ 4 6 0 n m の第 1 透過帯域 T B 1 を有するので、青色光 L B のうち約 4 6 0 n m 以上の波長帯域の強度を低減させるとしているが、実際には、強度が低減される波長帯域の下限は、5 ~ 1 0 n m 程度の波長幅を有する。また、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離散的な波長帯域が存在しないことが好ましい。このため、第 1 フィルタ部 5 7 a は、4 6 0 n m 以上の波長帯域の強度を完全にゼロにするものではなく、キセノン光源との演色性が維持可能な程度に波長 4 6 0 n m 以上の波長帯域の強度を低減する特性を有する。このため、第 1 照明光には、図 1 2 に示すように、離散的な波長帯域は存在しない。

【 0 0 5 7 】

一方、酸素飽和度観察モード時には、光源制御部 2 1 は、光源部 2 0 に第 2 照明光を発光させる。この第 2 照明光は、通常光と測定光とに分けられる。酸素飽和度観察モード時には、光源制御部 2 1 は、フィルタ移動機構 5 8 を制御することにより、光学フィルタ 5 7 の第 2 フィルタ部 5 7 b を青色光 L B の光路上に配置させるとともに、通常光を発光させる第 1 発光モードと、測定光を発光させる第 2 発光モードとを交互に実行させる。

【 0 0 5 8 】

第 1 発光モードでは、光学フィルタ 5 7 の第 2 フィルタ部 5 7 b を青色光 L B の光路上に配置させるとともに、V - L E D 5 0 a、B - L E D 5 0 b、G - L E D 5 0 c、R - L E D 5 0 d の全ての光源を点灯させる。この結果、通常観察モード時には、図 1 3 に示す光強度スペクトルを有する通常光が光源部 2 0 から射出され、集光レンズ 5 6 を介してライトガイド 2 3 に供給される。

【 0 0 5 9 】

第 2 発光モードは、酸素飽和度の測定するための発光モードである。第 2 発光モードでは、光源制御部 2 1 は、光学フィルタ 5 7 の第 2 フィルタ部 5 7 b を青色光 L B の光路上に配置させたまま、L E D 駆動部 5 1 を制御することにより、B - L E D 5 0 b を点灯させ、V - L E D 5 0 a、G - L E D 5 0 c、及び R - L E D 5 0 d を消灯させる。この結果、第 2 発光モードでは、図 1 4 に示す光強度スペクトルを有する測定光が光源部 2 0 から射出され、集光レンズ 5 6 を介してライトガイド 2 3 に供給される。

【 0 0 6 0 】

このように、通常観察モードでは、観察対象には第 1 照明光が照射される。このとき、撮像センサ 3 4 は、観察対象からの紫色光 L V 及び第 1 青色光 L B 1 の戻り光を B 画素で受光して B 画像信号を出力し、観察対象からの緑色光 L G の戻り光を G 画素で受光して G 画像信号を出力し、観察対象からの赤色光 L R の戻り光を R 画素で受光して R 画像信号を出力する。以下、通常観察モード時の B 画像信号、G 画像信号、R 画像信号を、それぞれ

10

20

30

40

50

第 1 青色画像信号 (B 1 画像信号)、第 1 緑色画像信号 (G 1 画像信号)、第 1 赤色画像信号 (R 1 画像信号) という。

【 0 0 6 1 】

一方、酸素飽和度観察モードでは、観察対象には第 2 照明光が照射される。具体的には、酸素飽和度観察モード時の第 1 発光モードには、観察対象には通常光が照射される。このとき、撮像センサ 3 4 は、観察対象からの紫色光 L V 及び第 2 青色光 L B 2 の戻り光を B 画素で受光して B 画像信号を出力し、観察対象からの緑色光 L G の戻り光を G 画素で受光して G 画像信号を出力し、観察対象からの赤色光 L R の戻り光を R 画素で受光して R 画像信号を出力する。以下、第 1 発光モード時の B 画像信号、G 画像信号、R 画像信号を、それぞれ第 2 青色画像信号 (B 2 画像信号)、第 2 緑色画像信号 (G 2 画像信号)、第 2 赤色画像信号 (R 2 画像信号) という。

10

【 0 0 6 2 】

酸素飽和度観察モード時の第 2 発光モードには、観察対象には測定光が照射される。測定光は、第 2 青色光 L B 2 からなるので、撮像センサ 3 4 は、観察対象からの第 2 青色光 L B 2 の戻り光を B 画素で受光して B 画像信号を出力する。以下、第 2 発光モード時の B 画像信号を、第 3 青色画像信号 (B 3 画像信号) という。なお、撮像センサ 3 4 は、第 2 発光モード時にも G 画像信号及び R 画像信号の出力が可能であるが、これらは酸素飽和度の算出や酸素飽和度画像の生成には用いられないので、本実施形態では、第 2 発光モード時には、撮像センサ 3 4 は、B 3 画像信号だけを出力する。

20

【 0 0 6 3 】

第 2 青色光 L B 2 は、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する。この特定波長帯域とは、酸素飽和度によって吸光量に違いが生じる程度に酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数とに差がある波長帯域である。

【 0 0 6 4 】

図 1 5 に示すように、酸化ヘモグロビンの吸光係数 A 1 と還元ヘモグロビンの吸光係数 A 2 の大小関係は、波長帯域によって異なり、かつ複数の波長で一致する。酸化ヘモグロビンの吸光係数 A 1 と還元ヘモグロビンの吸光係数 A 2 とが一致する波長を等吸収波長と称する。例えば、紫色から青色の波長帯域では、第 1 ~ 第 3 等吸収波長 $\lambda_{E1} \sim \lambda_{E3}$ が存在する。第 1 ~ 第 3 等吸収波長 $\lambda_{E1} \sim \lambda_{E3}$ は、それぞれ約 420 nm、約 450 nm、約 500 nm である。第 1 等吸収波長 λ_{E1} と第 2 等吸収波長 λ_{E2} との間の波長帯域 (420 ~ 450 nm) では、 $A2 > A1$ の関係である。第 2 等吸収波長 λ_{E2} と第 3 等吸収波長 λ_{E3} との間の波長帯域 (450 ~ 500 nm) では、 $A1 > A2$ の関係である。

30

【 0 0 6 5 】

第 2 透過帯域 T B 2 は、約 455 ~ 480 nm であり、第 2 等吸収波長 λ_{E2} と第 3 等吸収波長 λ_{E3} との間に存在し、いずれの等吸収波長も含んでいない。したがって、第 2 透過帯域 T B 2 を透過する第 2 青色光 L B 2 は、いずれの等吸収波長も含んでいないので、酸化ヘモグロビンの吸光係数 A 1 と還元ヘモグロビンの吸光係数 A 2 との差が大きく、酸素飽和度を測定するための測定光として好適である。

【 0 0 6 6 】

これに対して、第 1 透過帯域 T B 1 (約 400 ~ 460 nm) を透過する第 1 青色光 L B 1 は、第 2 等吸収波長 λ_{E2} を含むため、酸素飽和度を測定するための測定光としては好ましくない。しかし、第 1 青色光 L B 1 は、酸化ヘモグロビンの吸光係数 A 1 のピーク波長 λ_{P1} 及び還元ヘモグロビンの吸光係数 A 2 のピーク波長 λ_{P2} を含む波長帯域であり、酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンに吸収されやすい光であるので、表層血管の血管コントラストを向上に寄与する。

40

【 0 0 6 7 】

酸素飽和度観察モード時には、撮像制御部 4 0 は、光源制御部 2 1 から同期信号を受け (あるいは光源制御部 2 1 に同期信号を入力することにより)、撮像センサ 3 4 の撮像動作を、光源部 2 0 からの通常光と測定光との発光期間に同期させる。具体的には、撮像制

50

御部 40 は、光源部 20 から通常光が発せられる第 1 発光期間には、撮像センサ 34 に、通常光が照射された観察対象を撮像させ、B2 画像信号、G2 画像信号、及び R2 画像信号を出力させる。また、撮像制御部 40 は、光源部 20 から測定光が発せられる第 2 発光期間には、撮像センサ 34 に、測定光が照射された観察対象を撮像させ、B3 画像信号を出力させる。

【0068】

図 16 において、酸素飽和度画像生成部 46 は、信号比算出部 60 と、相関関係記憶部 61 と、酸素飽和度算出部 62 と、色変換処理部 63 と、色彩強調処理部 64 と、構造強調処理部 65 と、画像生成部 66 とを備える。

【0069】

信号比算出部 60 は、酸素飽和度算出部 62 で酸素飽和度の算出のために用いる信号比を算出する。具体的には、信号比算出部 60 は、第 2 発光モード時に観察対象を撮像して得られる B3 画像信号と、第 1 発光モード時に観察対象を撮像して得られる G2 画像信号の比（以下、第 1 信号比 $B3 / G2$ という）をそれぞれ画素毎に算出する。また、第 1 発光モード時に観察対象を撮像して得られる R2 画像信号と G2 画像信号の比（以下、第 2 信号比 $R2 / G2$ という）をそれぞれ画素毎に算出する。

【0070】

相関関係記憶部 61 は、信号比算出部 60 が算出する各信号比と、酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図 17 に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した二次元テーブルで記憶されている。信号比に対する等値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によって予め得られる。各等値線の間隔は血液量を表す第 2 信号比 $R2 / G2$ に応じて変化する。なお、信号比と酸素飽和度との相関関係は log スケールで記憶されている。

【0071】

この相関関係は、酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸光特性（図 15 参照）や光散乱特性と密接に関連している。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い第 2 青色光 LB2 の波長帯域では、酸素飽和度の情報が得られやすいが、第 2 青色光 LB2 により得られる B3 画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。このため、B3 画像信号に加えて、主として血液量に依存して変化する G2 画像信号と、酸素飽和度及び血液量に対する依存度が低い R2 画像信号とから求められる第 2 信号比 $R2 / G2$ とを用いることで、酸素飽和度を正確に求めている。

【0072】

酸素飽和度算出部 62 は、相関関係記憶部 61 に記憶された相関関係を参照して、信号比算出部 60 で算出される第 1 信号比 $B3 / G2$ と第 2 信号比 $R2 / G2$ に対応する酸素飽和度を算出する。例えば、図 17 に示す第 1 信号比 $B3^* / G2^*$ 及び第 2 信号比 $R2^* / G2^*$ の場合には、酸素飽和度は「60%」と算出される。

【0073】

なお、第 1 信号比 $B3 / G2$ または第 2 信号比 $R2 / G2$ が、極端に大きく算出されることや極端に小さく算出されることは殆どない。具体的には、図 17 において、第 1 信号比 $B3 / G2$ と第 2 信号比 $R2 / G2$ とで表される座標が、0%の酸素飽和度を表す下限等値線を上回ったり、100%の酸素飽和度を表す上限等値線を下回ったりすることは稀である。しかし、念のため、酸素飽和度算出部 62 は、算出される酸素飽和度が 0%を下回る場合には酸素飽和度を 0%として出力し、算出される酸素飽和度が 100%を上回る場合には酸素飽和度を 100%として出力するように構成されている。

【0074】

酸素飽和度画像生成部 46 は、上記のように信号比算出部 60、相関関係記憶部 61、酸素飽和度算出部 62 により酸素飽和度を算出する一方で、色変換処理部 63、色彩強調処理部 64、構造強調処理部 65 によって酸素飽和度画像のベースとしての画像（以下、ベース画像という）を生成する。

【0075】

10

20

30

40

50

色変換処理部 6 3 は、第 1 発光モード時に観察対象を撮像して得られる B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に対して、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理部 6 4 は、色変換処理が行われた B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号に対して色彩強調処理を施す。構造強調処理部 6 5 は、色彩強調処理が行われた B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号に対して、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構造強調処理を施す。すなわち、ベース画像は、通常画像生成部 4 5 と同様の各種画像処理を施した B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号によって生成されるものである。

【0076】

画像生成部 6 6 は、酸素飽和度算出部 6 2 が算出する酸素飽和度と、上記各種画像処理が施された B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号とを用いて、観察対象の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部 6 6 は、B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号に対して酸素飽和度に応じたゲインを画素毎に施す。

10

【0077】

例えば、画像生成部 6 6 は、酸素飽和度が 60 % 以上の画素については、B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号に対するゲインを「1」とし、実質的にゲイン処理は行わない。これに対して、酸素飽和度が 60 % 未満の画素については、酸素飽和度の値を用いて、B 2 画像信号に対するゲインを「1」未満とし、G 2 画像信号及び R 2 画像信号に対するゲインを「1」以上とする。このゲイン処理後の B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号を用いて表した画像が酸素飽和度画像である。したがって、酸素飽和度画像では、高酸素の画素（酸素飽和度が 60 ~ 100 % の画素）は通常画像と同様の色で表され、低酸素の画素（酸素飽和度が 60 % 未満の画素）は通常画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

20

【0078】

なお、本実施形態では、画像生成部 6 6 は、低酸素の画素のみ酸素飽和度に応じたゲイン処理を行っているが、高酸素の画素についても酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素と高酸素とを分ける酸素飽和度の基準値を 60 % としているが、この基準値は適宜変更して良い。

【0079】

次に、本実施形態における一連の流れを、図 18 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにおいて、遠景状態からスクリーニングを行う（S10）。この通常観察モードでは、光学フィルタ 57 の第 1 フィルタ部 57 a が青色光 LB の光路上に配置されている。スクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤など、病変の可能性のある部位（以下、病変可能性部位という）を検出したときには（S11）、ズーム操作部 13 b を操作して、病変可能性部位を含む観察対象を拡大表示する拡大観察を行う。これに合わせて、モード切替 SW 13 a を操作して、観察モードを酸素飽和度観察モードに切り替える（S12）。

30

【0080】

観察モードが酸素飽和度観察モードに切り替えられると、光源制御部 21 は、光学フィルタ 57 の第 2 フィルタ部 57 b を青色光 LB の光路上に配置させる（S13）。そして、光源制御部 21 は、V-LED 50 a、B-LED 50 b、G-LED 50 c、R-LED 50 d の全ての光源を点灯させることにより、紫色光 LV と第 2 青色光 LB2 と緑色光 LG と赤色光 LR とからなる通常光を観察対象に照射させる（S14）。撮像センサ 34 は、通常光で照明された観察対象を撮像して、B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号を出力する（S15）。

40

【0081】

その後、光源制御部 21 は、発光モードを自動的に切り替え、B-LED 50 b のみを点灯させることにより、第 2 青色光 LB2 からなる測定光を観察対象に照射させる（S16）。撮像センサ 34 は、測定光で照明された観察対象を撮像して、B 3 画像信号を出力する（S17）。

50

【 0 0 8 2 】

こうして、第 1 発光モードで B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号が得られ、第 2 発光モードで B 3 画像信号が得られると、酸素飽和度画像生成部 4 6 は、信号比算出部 6 0 によって第 1 信号比 $B 3 / G 2$ と第 2 信号比 $R 2 / G 2$ とを算出し (S 1 8)、酸素飽和度算出部 6 2 によって酸素飽和度を算出する (S 1 9)。一方で、酸素飽和度画像生成部 4 6 は、色変換処理部 6 3、色彩強調処理部 6 4、構造強調処理部 6 5 によって、B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号に基づき、酸素飽和度画像のベースとなるベース画像を生成する。

【 0 0 8 3 】

そして、画像生成部 6 6 によって、各種画像処理が施された B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号に酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像を生成する (S 2 0)。酸素飽和度画像は、映像信号生成部 4 7 により映像信号に変換され、モニタ 1 8 に表示される (S 2 1)。

10

【 0 0 8 4 】

酸素飽和度観察モードのステップ S 1 4 ~ S 2 1 は、観察モードが通常観察モードに切り替えられるか (S 2 2 で Y E S 判定)、診断が終了される (S 2 3 で Y E S 判定) まで繰り返し行われる。なお、上記観察フローは一例であり、これ以外のフローで酸素飽和度観察モードを用いた観察及び診断を行って良い。例えば、上記観察フローでは、近景観察時に酸素飽和度観察モードによって観察をしているが、スクリーニング等のために遠景観察をする場合にも酸素飽和度観察モードを使用して観察してよい。また、上記実施形態では、第 1 発光モードで観察対象を撮像した後に第 2 発光モードで観察対象を撮像しているが、第 2 発光モードで観察対象を撮像した後に第 1 発光モードで観察対象を撮像してもよい。

20

【 0 0 8 5 】

以上のように、B - L E D 5 0 b から射出された青色光 L B に基づき選択的に第 1 青色光 L B 1 及び第 2 青色光 L B 2 を生成することで、異なる診断観察が可能となる。通常観察モードでは、青色光 L B から 4 6 0 n m 以上の波長成分の強度が低減された第 1 青色光 L B 1 を用いているので、血管コントラストが向上した高画質な青色画像成分が得られる。一方、酸素飽和度観察モードでは、青色光 L B から 4 6 0 n m 以下の成分が低減された第 2 青色光 L B 2 を測定光として用いているので、酸素飽和度を高精度に算出することができる。

30

【 0 0 8 6 】

なお、上記実施形態では、青色光 L B のピーク波長を 4 6 0 n m としているが、このピーク波長は 4 6 0 n m に限られない。しかし、青色光 L B のピーク波長は 4 5 0 n m 以上であることが好ましく、4 5 0 ~ 4 6 0 n m の範囲内であることがより好ましい。

【 0 0 8 7 】

また、第 1 青色光 L B 1 は、少なくとも青色光 L B のピーク波長以上の成分の強度が低減されており、第 2 青色光 L B 2 は、少なくとも青色光 L B のピーク波長以下の強度が低減されていることが好ましい。

40

【 0 0 8 8 】

また、上記実施形態では、第 1 フィルタ部 5 7 a 及び第 2 フィルタ部 5 7 b をバンドパスフィルタとしているが、第 1 フィルタ部 5 7 a を、所定波長 (約 4 6 0 n m) 以下の波長帯域の光を透過させるハイパスフィルタとし、第 2 フィルタ部 5 7 b を、所定波長 (約 4 6 0 n m) 以上の波長帯域の光を透過させるロウパスフィルタとしても良い。

【 0 0 8 9 】

なお、上記実施形態では、帯域制限部 5 3 は、フィルタ移動機構 5 8 により光学フィルタ 5 7 を直線移動 (スライド移動) させることにより、青色光 L B の光路上に配置するフィルタ (第 1 フィルタ部 5 7 a または第 2 フィルタ部 5 7 b) を切り替えているが、光学フィルタ 5 7 を、半円部分に第 1 フィルタ部 5 7 a が形成され、残りの半円部分に第 2 フィルタ部 5 7 b が形成された回転板とし、この回転板を回転させることにより、青色光 L

50

Bの光路に配置するフィルタ部を切り替えても良い。

【0090】

また、上記実施形態では、第1～第3DM55a～55cの光学特性として、図9～図11に示すものを用いているが、これに限られず、第1～第3DM55a～55cの光学特性をそれぞれ、透過と反射の関係を逆とすることも可能である。

【0091】

上記実施形態では、原色のカラー撮像センサである撮像センサ34を用いているが、これに代えて、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。補色撮像センサからは、CMYG形式の画像信号が出力されるが、色変換処理によって、RGB形式に変換することができる。さらに、モノクロセンサを用いることも可能である。この場合には、V-LED50a、B-LED50b、G-LED50c、R-LED50dを時分割点灯させれば良い。なお、この場合、V-LED50aとB-LED50bについては同時点灯させてもよい。

10

【0092】

上記実施形態では、通常観察モード時にはモニタ18に通常画像を表示させ、酸素飽和度観察モード時にはモニタ18に酸素飽和度画像を表示させているが、酸素飽和度観察モード時に、図19に示すように、モニタ18に酸素飽和度画像（第2画像）に加えて、通常画像（第1画像）を表示させても良い。通常画像と酸素飽和度画像とは、モニタ18に同時に表示されるので、通常画像を参照することにより、低酸素飽和度画像において、酸素飽和度の値に応じて色付けが行われた部分の元の画像を確認することができる。

20

【0093】

また、上記実施形態では、第2発光モード時には、B-LED50bを点灯させ、V-LED50a、G-LED50c、及びR-LED50dを消灯しているが、これらを消灯する代わりに、これらの各発光量を極小さい値にすることにより実質的に青色光LBだけを発するようにしても良い。このように、V-LED50a、G-LED50c、及びR-LED50dを完全に消灯させないことにより、LEDのスイッチングノイズの発生を防止することができる。

【0094】

また、上記実施形態では、酸素飽和度観察モードの第1発光モード時に、図13に示す光強度スペクトルを有する通常光を照明光としているが、これに代えて、図12に示す光強度スペクトルを有する通常光を照明光としても良い。この場合には、第1発光モード時には第1青色光LB1を生成させ、第2発光モード時には第2青色光LB2を生成させる。

30

【0095】

上記実施形態では、発光モードの切り替えに合わせて、光学フィルタ57を移動させれば良い。具体的には、第1発光モード時には、第1フィルタ部57aを青色光LBの光路上に配置することにより第1青色光LB1を生成させ、第2発光モード時には、第2フィルタ部57bを青色光LBの光路上に配置することにより第2青色光LB2を生成させれば良い。

【0096】

このように、第1発光モード時には第1青色光LB1を生成させることにより、酸素飽和度画像のベース画像の生成は、460～500nmの波長帯域の強度が低減された通常光が用いられるので、表層血管やピットパターン等の微細構造のコントラストが向上した画像となる。このように、血管コントラストが向上した高画質なベース画像に基づいて酸素飽和度画像が生成される。

40

【0097】

また、上記実施形態では、内視鏡システムは、通常観察モードと酸素飽和度観察モードとを有しているが、さらに、第1照明光の短波長成分の強度を高めた青色光観察モードを設けることも好ましい。この青色光観察モードは、V-LED50a及びB-LED50bの発光強度を、通常観察モード時よりも高めることにより、短波長成分の強度が高めら

50

れた第 1 照明光を生成するものであり、これ以外の構成は上記実施形態と同一である。この第 1 照明光に含まれる紫色光 L V や第 1 青色光 L B 1 は、粘膜表層の血管中のヘモグロビンに吸収されやすい光であるので、表層血管やピットパターン等をより強調することができる。

【 0 0 9 8 】

上記実施形態では、光源装置 1 4 とプロセッサ装置 1 6 とを別体構成としているが、光源装置とプロセッサ装置と 1 つの装置で構成しても良い。

【 0 0 9 9 】

また、上記実施形態では、撮像センサ 3 4 が設けられた内視鏡 1 2 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システム 1 0 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 2 0 に示すように、カプセル内視鏡システムは、少なくともカプセル内視鏡 1 0 0 と、プロセッサ装置（図示せず）とを有する。

10

【 0 1 0 0 】

カプセル内視鏡 1 0 0 は、光源 1 0 2 と光源制御部 1 0 3 と、撮像センサ 1 0 4 と、酸素飽和度画像生成部 1 0 6 と、送受信アンテナ 1 0 8 とを備えている。光源 1 0 2 は、紫色光 L V を発する V - L E D と、青色光 L B を発する B - L E D と、緑色光 L G を発する G - L E D と、赤色光 L R を発する R - L E D と、青色光 L B から第 1 青色光 L B 1 及び第 2 青色光 L B 2 を選択的に生成する帯域制限部とを有しており、上記実施形態の光源部に対応する。

【 0 1 0 1 】

20

光源制御部 1 0 3 は、上記実施形態の光源制御部 2 1 と同様にして光源 1 0 2 の駆動を制御する。また、光源制御部 1 0 3 は、送受信アンテナ 1 0 8 によって、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線で通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記実施形態のプロセッサ装置 1 6 とほぼ同様であるが、酸素飽和度画像生成部 4 6 に対応する酸素飽和度画像生成部 1 0 6 は、カプセル内視鏡 1 0 0 内に設けられている。酸素飽和度画像生成部 1 0 6 が生成した酸素飽和度画像は、送受信アンテナ 1 0 8 を介してプロセッサ装置に送信される。撮像センサ 1 0 4 は、上記実施形態の撮像センサ 3 4 と同様の構成である。

【 符号の説明 】

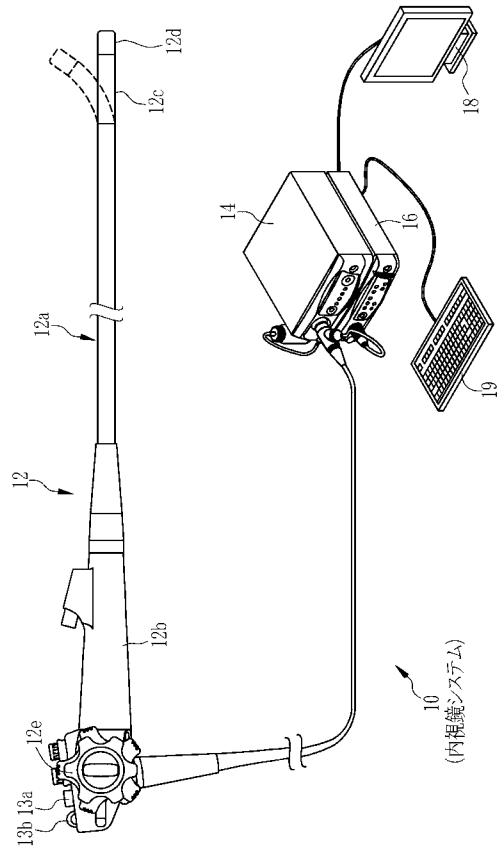
【 0 1 0 2 】

30

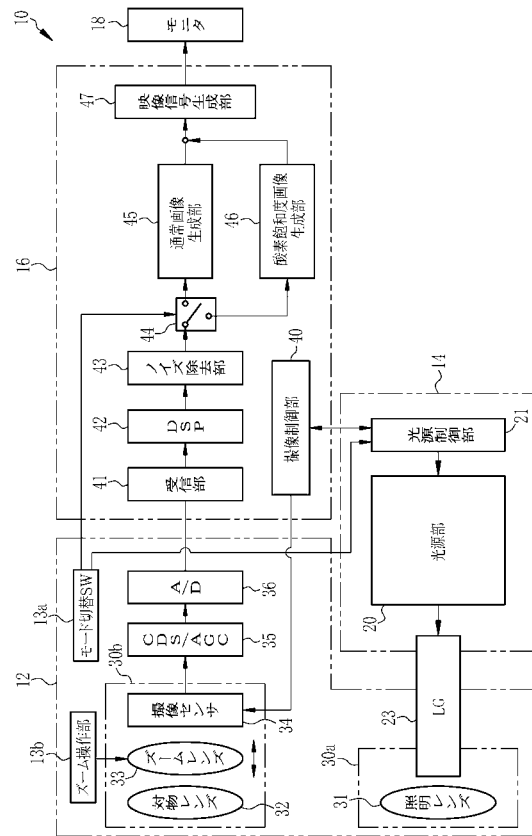
- 1 0 内視鏡システム
- 2 0 光源部
- 2 1 光源制御部
- 3 4 撮像センサ
- 4 4 画像処理切替部
- 4 5 通常画像生成部
- 4 6 酸素飽和度画像生成部
- 5 3 帯域制限部
- 5 5 a ~ 5 5 c 第 1 ~ 第 3 ダイクロイックミラー
- 5 7 光学フィルタ
- 5 7 a 第 1 フィルタ部（第 1 帯域制限部）
- 5 7 b 第 2 フィルタ部（第 2 帯域制限部）
- 5 8 フィルタ移動機構（帯域制限切替部）

40

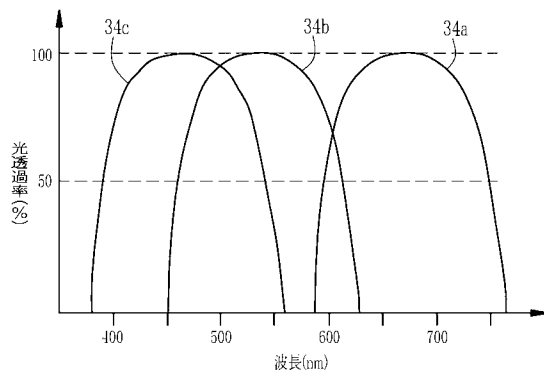
【 図 1 】



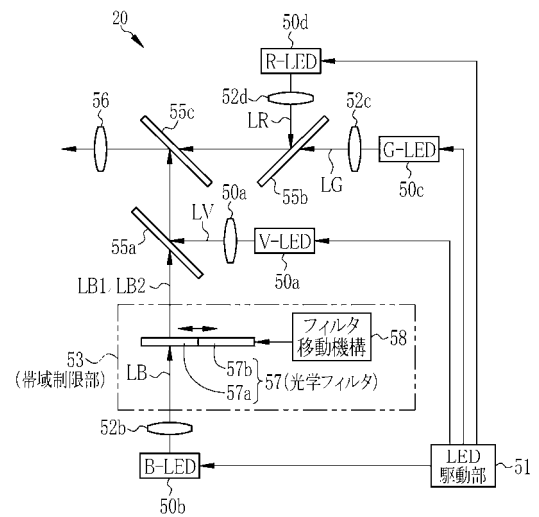
【 図 2 】



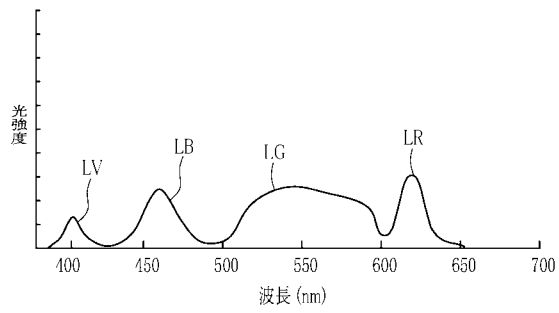
【 図 3 】



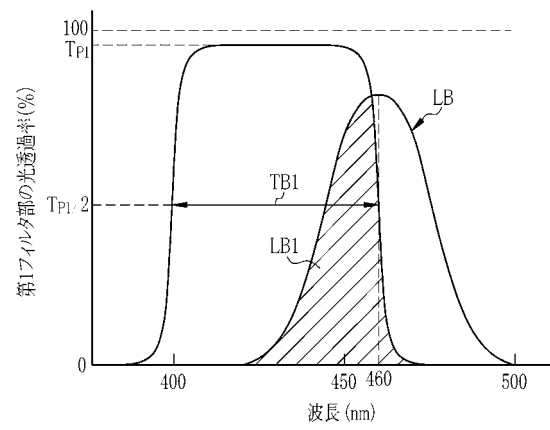
【 図 4 】



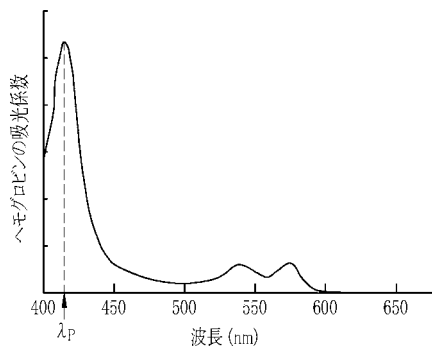
【図 5】



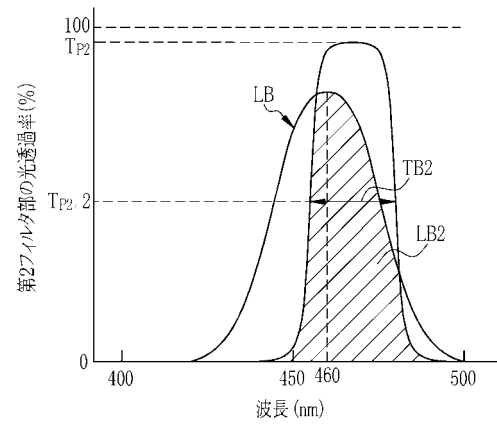
【図 6】



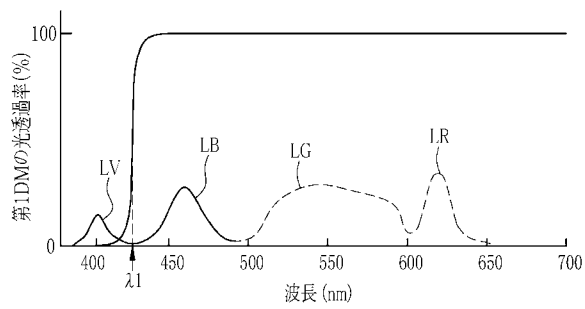
【図 7】



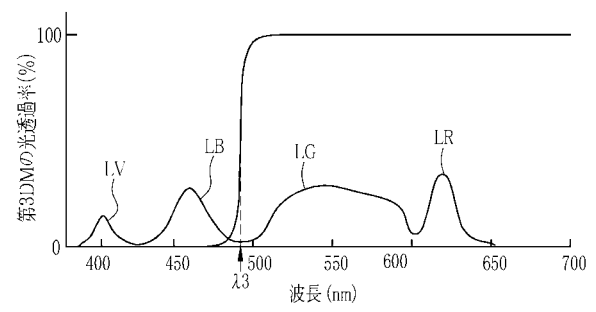
【図 8】



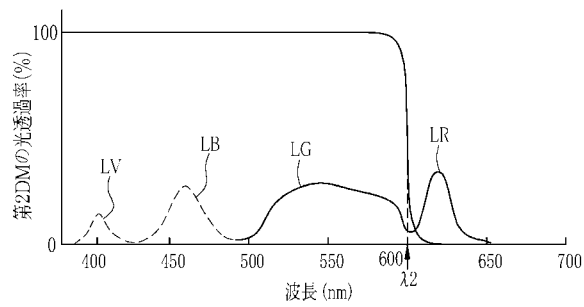
【図 9】



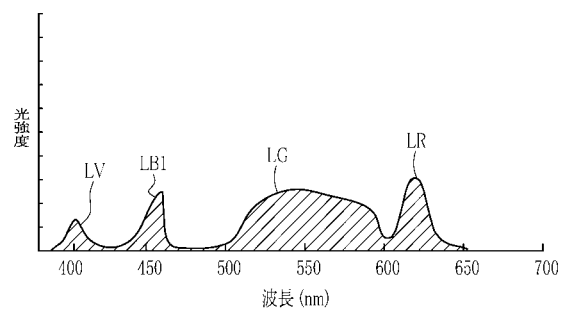
【図 11】



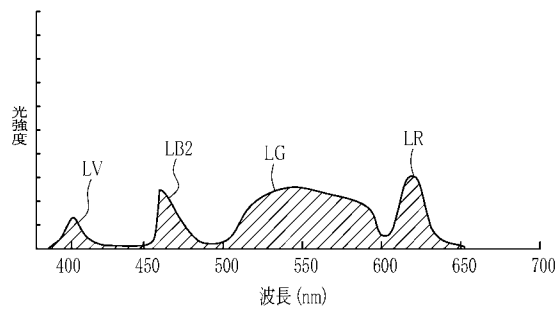
【図 10】



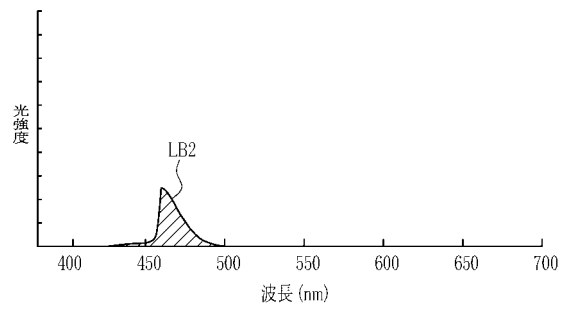
【図 12】



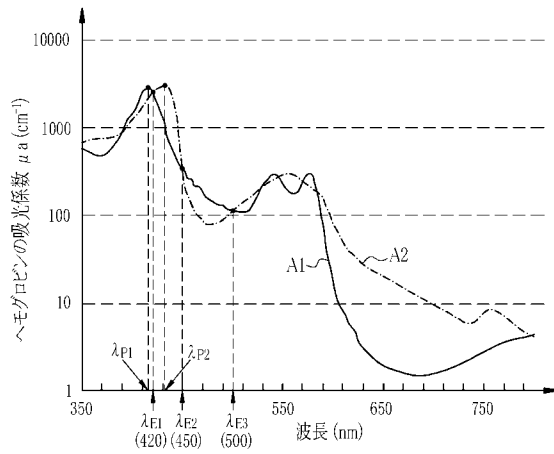
【図 13】



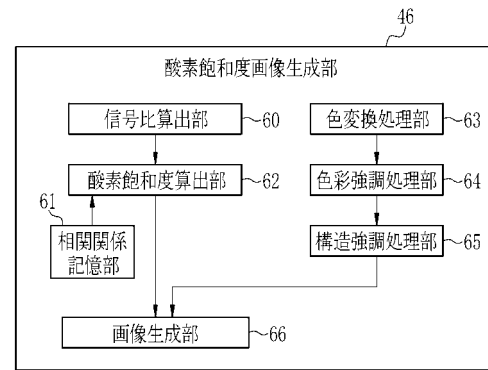
【図 14】



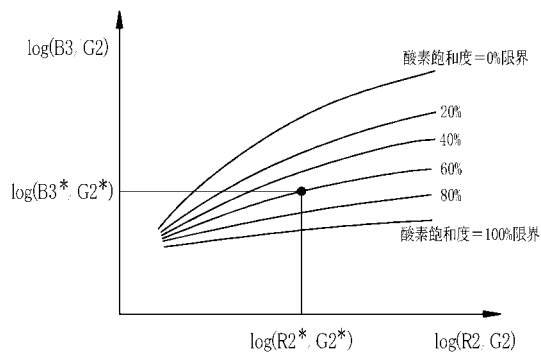
【図 15】



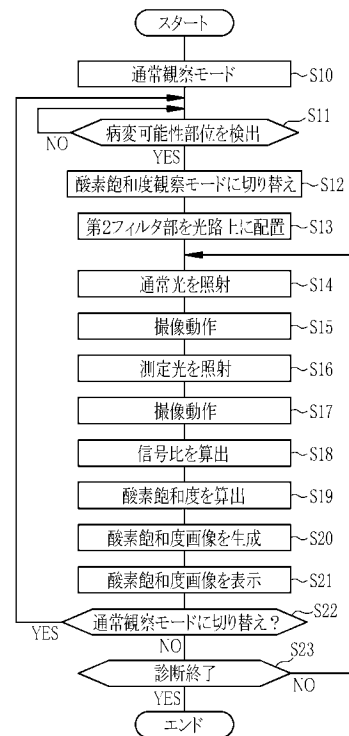
【図 16】



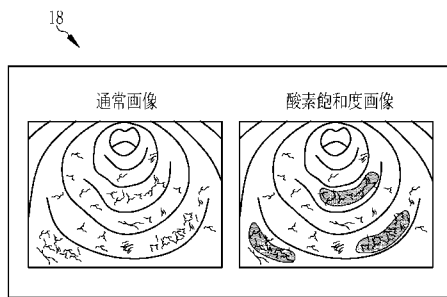
【図 17】



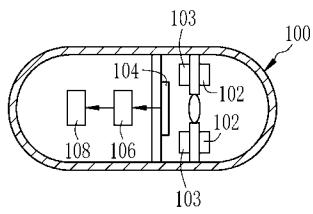
【図 18】



【図 19】



【図 20】



专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016049448A	公开(公告)日	2016-04-11
申请号	JP2015160887	申请日	2015-08-18
[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		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B1/00165 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B5/0031 A61B5/073 A61B5/1459 A61B5/6861 A61B2505/05 A61B2562/162		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.510 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW10		
优先权	2014175533 2014-08-29 JP		
其他公开文献	JP6085649B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 特願2015-160887 (P2015-160887) (22) 出願日 平成27年8月18日 (2015. 8. 18) (31) 優先権主張番号 特願2014-175533 (P2014-175533) (32) 優先日 平成26年8月29日 (2014. 8. 29) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(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2番30号 (74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所 (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 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01 HH54 LL02 NN01 NN05 PP12 RR04 RR14 RR17 RR26 WW10
-------	--	---

要解决的问题：提供一种用于内窥镜和内窥镜系统的光源装置，该光源装置既可以正常观察，又可以增强血管对比度，并且可以进行氧饱和度和观察。频带限制单元（53）移动具有第一滤光器单元（57a）和第二滤光器单元（57b）的滤光器（57），并且移动该滤光器（57）以使第一滤光器单元（57a）或第二滤光器单元（57b）发出蓝光。并且在其光路上布置有滤光器移动机构58。当将其中第一滤光器单元57的光透射率为峰值的一半或更大的波长透射带定义为第一透射带时，该第一透射带包括血红蛋白的吸收系数的峰值波长。当将第二滤光器部分57b的透光率定义为第二透射带时，该第二透射带是等于或大于峰值的一半的波长透射带，第二透射带具有氧合血红蛋白的吸收系数和血红蛋白减少的吸收系数。不包括相等波长的450 nm附近的等吸收波长。[选择图]图4