

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6254502号
(P6254502)

(45) 発行日 平成29年12月27日 (2017.12.27)

(24) 登録日 平成29年12月8日 (2017.12.8)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 6 1 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 1 3

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 7

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 15 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2014-186935 (P2014-186935)
 (22) 出願日 平成26年9月12日 (2014.9.12)
 (65) 公開番号 特開2016-59401 (P2016-59401A)
 (43) 公開日 平成28年4月25日 (2016.4.25)
 審査請求日 平成28年8月1日 (2016.8.1)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 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
 審査官 森川 能匡

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

青色光を発する青色光源を有する光源部と、

前記青色光を、第1青色光と、前記第1青色光よりも長波長帯域の第2青色光とに分離するダイクロイックミラーと、

前記第1青色光の強度と前記第2青色光の強度とを選択的に低減する強度低減部と、
を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記青色光は、ピーク波長が450～460nmの間に存在することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第1青色光の波長帯域は、前記第2青色光の波長帯域よりもヘモグロビンによる吸光度が大きく、前記第2青色光の波長帯域は、酸化ヘモグロビンによる吸光度が還元ヘモグロビンによる吸光度よりも大きいことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記ダイクロイックミラーの光透過率と光反射率とが一致する波長が、450～460nmの間に存在することを特徴とする請求項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】

10

20

前記強度低減部は、
前記第 1 青色光と前記第 2 青色光とのいずれか一方の光路上に配置される光遮蔽板と、
前記光遮蔽板を移動させる光遮蔽板移動機構と、
を有することを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記強度低減部は、
光透過率が可変であって前記第 1 青色光の強度を低減させる第 1 透過率可変部と、
光透過率が可変であって前記第 2 青色光の強度を低減させる第 2 透過率可変部と、
前記第 1 及び第 2 透過率可変部の光透過率を制御する透過率制御部と、
を有することを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 7】

前記透過率制御部は、前記光透過率を 0 ~ 100 % の間の値に設定することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

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 照明光として前記第 1 青色光、前記緑色光、前記赤色光を含む光を生成させ、第 2 照明光として前記第 2 青色光を含む光を生成させる光源制御部と、
を備えることを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

20

請求項 8 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、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

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ことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 11】

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ことを特徴とする請求項 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青色画像信号、緑色画像信号、赤色画像信号に基づいて前記第 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、前記青色画素から出力される青色画像信号に基づいて酸素飽和度を算出して前記第 2 画像を生成することを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 13】

前記第 2 照明光には、通常光と測定光とがあり、前記通常光は、前記第 2 青色光、前記緑色光、前記赤色光を含み、前記測定光は、前記第 2 青色光のみからなり、
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青色画像信号、緑色画像信号、赤色画像信号に基づいてベース画像を生成し、

50

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青色画像信号に基づいて前記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 画像を生成することを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

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ことを特徴とする請求項 1 1 から 1 3 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

10

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 9 から 1 4 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】

【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。

20

【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）。

30

【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。

【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。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特許第 5 3 0 3 0 1 2 号

【特許文献 2】特許第 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】

【0007】

特許文献 1、2 に記載のように、酸素飽和度観察では、450～500nmの波長帯域

50

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460～500nm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。

【0008】

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】

【0009】

10

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、青色光を発する青色光源を有する光源部と、青色光を、第1青色光と、第1青色光よりも長波長帯域の第2青色光とに分離するダイクロイックミラーと、第1青色光の強度と第2青色光の強度とを選択的に低減する強度低減部とを備える。

【0010】

青色光は、ピーク波長が450～460nmの間に存在することが好ましい。

【0011】

第1青色光の波長帯域は、第2青色光の波長帯域よりもヘモグロビンによる吸光度が大きく、第2青色光の波長帯域は、酸化ヘモグロビンによる吸光度が還元ヘモグロビンによる吸光度よりも大きいことが好ましい。

20

【0012】

ダイクロイックミラーの光透過率と光反射率とが一致する波長が、450～460nmの間に存在することが好ましい。

【0013】

強度低減部は、第1青色光と第2青色光とのいずれか一方の光路上に配置される光遮蔽板と、光遮蔽板を移動させる光遮蔽板移動機構と、を有することが好ましい。

【0014】

強度低減部は、光透過率が可変であって第1青色光の強度を低減させる第1透過率可変部と、光透過率が可変であって第2青色光の強度を低減させる第2透過率可変部と、第1及び第2透過率可変部の光透過率を制御する透過率制御部と、を有するものであっても良い。透過率制御部は、光透過率を0～100%の間の値に設定しても良い。

30

【0015】

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照明光として第1青色光、緑色光、赤色光を含む光を生成させ、第2照明光として第2青色光を含む光を生成させる光源制御部と、を備えることが好ましい。

【0016】

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、を備えることが好ましい。

40

【0017】

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。

【0018】

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、赤色光を受光する赤色画素とを有することが好ましい。

【0019】

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青色画像信号、緑色画像信号、赤色画像信号に基づいて第1

50

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、青色画素から出力される青色画像信号に基づいて酸素飽和度を算出して前記第2画像を生成することが好ましい。

【0020】

第2照明光には、通常光と測定光とがあり、通常光は、第2青色光、緑色光、赤色光を含み、測定光は、第2青色光のみからなり、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青色画像信号、緑色画像信号、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青色画像信号に基づいて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。

【0021】

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。

【0022】

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】

【0023】

本発明によれば、青色光を、第1青色光と、第1青色光より長波長帯域の第2青色光とに分離するダイクロイックミラーと、第1青色光の強度と第2青色光の強度とを選択的に低減する強度低減部とを備えるので、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】

【0024】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【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】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】第2フィルタ部の光学特性を示す図である。

【図8】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9】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10】第3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1照明光の分光スペクトルを示す図である。

【図12】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】第2実施形態の光源部の構成を示す図である。

【図20】モニタの画像表示例を示す図である。

【図21】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】

【0025】

[第1実施形態]

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

10

20

30

40

50

いる。内視鏡 1 2 は、光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入される挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けられた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けられた湾曲部 1 2 c 及び先端部 1 2 d を有している。操作部 1 2 b のアングルノブ 1 2 e を操作することにより、湾曲部 1 2 c は湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部 1 2 d が所望の方向に向けられる。

【 0 0 2 6 】

操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、モード切り替えスイッチ（以下、モード切替 S W という）1 3 a、ズーム操作部 1 3 b が設けられている。モード切替 S W 1 3 a 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 1 0 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。

10

【 0 0 2 7 】

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 1 8 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 1 8 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。

【 0 0 2 8 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 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 1 9 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 1 6 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。

20

【 0 0 2 9 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、観察対象を照明するための照明光を発生する光源部 2 0 と、光源部 2 0 の動作を制御する光源制御部 2 1 とを備えている。光源部 2 0 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。

【 0 0 3 0 】

第 1 及び第 2 照明光は、集光レンズ 2 2 を介して挿入部 1 2 a 内に挿通されたライトガイド 2 3 に入射する。ライトガイド 2 3 は、内視鏡 1 2 内に内蔵されており、第 1 及び第 2 照明光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬させる。なお、ライトガイド 2 3 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 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径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルをライトガイド 2 3 として使用可能である。

30

【 0 0 3 1 】

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 3 1 を有している。ライトガイド 2 3 内を伝搬した第 1 及び第 2 照明光は、照明レンズ 3 1 を介して観察対象に照射される。撮像光学系 3 0 b は、対物レンズ 3 2、ズームレンズ 3 3、撮像センサ（撮像部）3 4 を有している。観察対象からの戻り光は、対物レンズ 3 2 及びズームレンズ 3 3 を介して撮像センサ 3 4 に入射する。これにより、撮像センサ 3 4 に観察対象の光像が結像される。なお、ズームレンズ 3 3 は、ズーム操作部 1 3 b 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 3 4 に結像する観察対象の光像を拡大または縮小する。

40

【 0 0 3 2 】

撮像センサ 3 4 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。

【 0 0 3 3 】

50

撮像センサ 34 は、図 3 に示す第 1 分光透過特性 34 a を有する赤色 (R) カラーフィルタと、第 2 分光透過特性 34 b を有する緑色 (G) カラーフィルタと、第 3 分光透過特性 34 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 34 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り、赤色画像信号、緑色画像信号、青色画像信号からなる。なお、B 画素は、青色光に加えて、紫色光にも感応する。

【 0 0 3 4 】

10

撮像センサ 34 から出力される画像信号は、C D S / A G C 回路 35 に送信される。C D S / A G C 回路 35 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 35 から出力された画像信号は、A / D コンバータ 36 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 16 に入力される。

【 0 0 3 5 】

プロセッサ装置 16 は、撮像制御部 40 と、受信部 41 と、D S P (Digital Signal Processor) 42 と、ノイズ除去部 43 と、画像処理切替部 44 と、通常画像生成部 45 と、酸素飽和度画像生成部 46 と、映像信号生成部 47 とを備えている。通常画像生成部 45 及び酸素飽和度画像生成部 46 が特許請求の範囲に記載の画像処理部に対応している。

20

【 0 0 3 6 】

撮像制御部 40 は、撮像センサ 34 による観察対象の撮像タイミングや、撮像センサ 34 からの画像信号の出力タイミングを制御する。受信部 41 は、内視鏡 12 からのデジタルの R G B 画像信号を受信する。D S P 42 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。

【 0 0 3 7 】

欠陥補正処理では、撮像センサ 34 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。

30

【 0 0 3 8 】

ノイズ除去部 43 は、D S P 42 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 44 に入力される。画像処理切替部 44 は、モード切替 S W 13 a によって制御される。画像処理切替部 44 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 45 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 46 に出力する。

40

【 0 0 3 9 】

通常画像生成部 45 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より、通常画像 (第 1 画像) を生成する。色変換処理では、R G B 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 L U T (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 R G B 画像信号に対し

50

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。

【0040】

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。

【0041】

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。この映像信号を用いて、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。

10

【0042】

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、第1～第5ダイクロイックミラー（DM）53a～53eと、ミラー54と、光遮蔽板55と、光遮蔽板移動機構56と、集光レンズ57とを有する。

【0043】

20

V-LED50a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-LED50b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-LED50c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-LED50d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。

【0044】

LED駆動部51は、V-LED50a、B-LED50b、G-LED50c、R-LED50d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±5nmから±10nm程度の波長幅を有する。

30

【0045】

第1～第4コリメータレンズ52a～52dは、それぞれV-LED50a、B-LED50b、G-LED50c、R-LED50d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。

【0046】

第1DM53aは、B-LED50bから射出された青色光LBの光路上に、青色光LBが45°の角度で入射するように配置されている。第1DM53aは、図6に示すように、約460nmに閾値λ1を有し、閾値λ1より長い波長の光を透過させ、閾値λ1より短い波長の光を反射させる。厳密には、第1DM53aの光透過率及び光反射率は、閾値λ1で0%から100%に変化する訳ではなく、0%から100%への変化には、例えば50nm程度を要する。このため、ここでは、第1DM53aの光透過率と光反射率とが一致する波長、すなわち光透過率及び光反射率がほぼ50%となる波長を閾値λ1と定義している。

40

【0047】

また、第1DM53aの閾値λ1は、青色光LBのピーク波長460nmとほぼ一致している。このため、第1DM53aは、図7に示すように、青色光LBを、第1青色光LB1と、第1青色光LB1よりも長波長帯域の第2青色光LB2とに分離する。第1青色光LB1は、青色光LBのうち、第1DM53aにより反射される成分であり、波長帯域は約460nm以下である。第2青色光LB2は、青色光LBのうち、第1DM53aを

50

透過する成分であり、波長帯域は約460nm以上である。

【0048】

第1青色光LB1と第2青色光LB2とは、第1DM53aの光透過率及び光反射率の0%から100%に変化に波長幅を有することにより、波長帯域が一部重なる。また、第1青色光LB1と第2青色光LB2との各ピーク強度は、青色光LBのピーク強度 I_p よりも低下する。

【0049】

第1青色光LB1は、第1DM53aから青色光LBの光路と直交する方向に射出される。ミラー54は、第1青色光LB1が45°の角度で入射するように配置されており、第1青色光LB1を反射させて光路を90°変更する。この結果、第1青色光LB1の光路は、第2青色光LB2の光路とほぼ平行となる。

10

【0050】

光遮蔽板55は、光遮蔽板移動機構56により、第1青色光LB1の光路を遮蔽する第1の位置と、第2青色光LB2の光路を遮蔽する第2の位置との間で、直線移動(スライド移動)され、第1青色光LB1と第2青色光LB2のうちいずれかを遮蔽する。このように、本実施形態では、光遮蔽板55と光遮蔽板移動機構56とが、特許請求の範囲に記載の第1青色光LB1の強度と第2青色光LB2の強度とを選択的に低減する強度低減部を構成している。

【0051】

第2DM53bは、一方の面に第1青色光LB1が45°の角度で入射し、他方の面にV-LED50aから射出された紫色光LVが45°の角度で入射するように配置されている。第2DM53bは、図8に示すように、約425nm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2DM53bは、第1青色光LB1の光路と紫色光LVの光路とを統合する。

20

【0052】

第3DM53cは、一方の面に第2青色光LB2が45°の角度で入射し、他方の面に第2DM53bから射出された第1青色光LB1及び紫色光LVが45°の角度で入射するように配置されている。第3DM53cは、第1DM53aと同一の光学特性(図6参照)を有するものである。したがって、第3DM53cは、第2青色光LB2を透過させ、第1青色光LB1及び紫色光LVを反射させる特性を有し、これらの光路を統合する。

30

【0053】

第4DM53dは、図9に示すように、約600nmに閾値 λ_3 を有し、閾値 λ_3 より短い波長の光を透過させ、閾値 λ_3 より長い波長の光を反射させる。この構成によりG-LED50cから射出された緑色光LGの光路と、R-LED50dから射出された赤色光LRとの光路とを統合する。

【0054】

第5DM53eは、図10に示すように、約490nmに閾値 λ_4 を有し、閾値 λ_4 より長い波長の光を透過させ、閾値 λ_4 より短い波長の光を反射させる。この構成により、第5DM53eは、第3DM53cにより統合された光路と、第4DM53dにより統合された光路とを統合する。

40

【0055】

集光レンズ57は、ライトガイド23の入射端の近傍に配置されており、第5DM53eから射出された光を集光して、ライトガイド23の入射端に入射させる。

【0056】

LED駆動部51及び光遮蔽板移動機構56は、光源制御部21によって制御される。光源制御部21は、観察モードに応じてLED駆動部51及び光遮蔽板移動機構56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21は、光遮蔽板移動機構56を制御することにより、光遮蔽板55を、第2青色光LB2の光路を遮蔽する第2の位置に配置させるとともに、LED駆動部51を制御することにより、V-LED50a、B-LED50b、G-LED50c、R-LED50dの全ての光源を点灯させる。

50

【 0 0 5 7 】

この結果、通常観察モード時には、図 1 1 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 7 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と粘膜とのコントラストを低下させてしまうからである。図 1 2 に示すように、第 1 青色光 L B 1 の波長帯域は、第 2 青色光 L B 2 の波長帯域よりもヘモグロビン（酸化ヘモグロビンまたは還元ヘモグロビン）による吸光度が大きい。ここで、吸光度とは、光がヘモグロビンにより吸収される割合を意味しており、吸光係数と同義である。

10

【 0 0 5 8 】

第 1 D M 5 3 a は、青色光 L B を第 1 青色光 L B 1 と第 2 青色光 L B 2 とに分離するものであるが、実際は、第 1 青色光 L B 1 と第 2 青色光 L B 2 とには完全には分離されず、第 1 青色光 L B 1 の光路には第 2 青色光 L B 2 が僅かに存在し、第 2 青色光 L B 2 の光路には第 1 青色光 L B 1 が僅かに存在する。このため、第 1 照明光には、図 1 1 に示すように、離散的な波長帯域は存在しない。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は、キセノン光源との演色性を維持する観点からも好ましい。

【 0 0 5 9 】

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 照明光には、通常光と測定光とがある。酸素飽和度観察モード時には、光源制御部 2 1 は、光遮蔽板移動機構 5 6 を制御することにより、光遮蔽板 5 5 を、第 1 青色光 L B 1 の光路を遮蔽する第 1 の位置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。

20

【 0 0 6 0 】

第 1 発光モードでは、光遮蔽板 5 5 を、第 1 青色光 L B 1 の光路を遮蔽する第 1 の位置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 7 を介してライトガイド 2 3 に供給される。

30

【 0 0 6 1 】

第 2 発光モードは、酸素飽和度を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、光遮蔽板 5 5 を、第 1 青色光 L B 1 の光路を遮蔽する第 1 の位置に配置させたまま、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 7 を介してライトガイド 2 3 に供給される。

【 0 0 6 2 】

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。

40

【 0 0 6 3 】

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、

50

それぞれ第1青色画像信号(B1画像信号)、第1緑色画像信号(G1画像信号)、第1赤色画像信号(R1画像信号)という。

【0064】

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LB2からなるので、撮像センサ34は、観察対象からの第2青色光LB2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2青色画像信号(B2画像信号)という。なお、撮像センサ34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34は、B2画像信号だけを出力する。

10

【0065】

第2青色光LB2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。

【0066】

図15に示すように、酸化ヘモグロビンの吸光係数A1と還元ヘモグロビンの吸光係数A2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A1と還元ヘモグロビンの吸光係数A2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420nm、約450nm、約500nm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(420～450nm)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(450～500nm)では、 $A1 > A2$ の関係である。

20

【0067】

第2青色光LB2は、波長帯域が460～500nmであって、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ので、酸化ヘモグロビンによる吸光度が還元ヘモグロビンによる吸光度よりも大きい($A1 > A2$)。第2青色光LB2は、酸化ヘモグロビンの吸光係数A1と還元ヘモグロビンの吸光係数A2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。

30

【0068】

これに対して、第1青色光LB1は、少なくとも還元ヘモグロビンの吸光係数A2のピーク波長 λ_{P2} を含む波長帯域(420～460nm)を有し、第2青色光LB2よりも、還元ヘモグロビンによる吸光度が大きい光である。これと同時に、第1青色光LB1は、第2青色光LB2よりも、ヘモグロビン(酸化ヘモグロビンまたは還元ヘモグロビン)による吸光度が大きい光である。このように、第1青色光LB1は、ヘモグロビンによる吸光度が大きく、ヘモグロビンに吸収されやすい光である一方、血管周辺の粘膜ではあまり吸収されずに反射されるので、血管コントラストの向上に寄与する。

【0069】

なお、第1青色光LB1の波長帯域は、酸化ヘモグロビンによる吸光度が還元ヘモグロビンによる吸光度よりも小さい($A1 < A2$)。このように、第1青色光LB1は、酸化ヘモグロビンの吸光係数A1と還元ヘモグロビンの吸光係数A2との差が大きい光であるが、ヘモグロビンに吸収されやすく、観察対象からの戻り光が少ないので、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。

40

【0070】

酸素飽和度観察モード時には、撮像制御部40は、光源制御部21から同期信号を受け(あるいは光源制御部21に同期信号を入力することにより)、撮像センサ34の撮像動作を、光源部20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、B1画像信号、G1画像信号、及びR1画像信

50

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、B2 画像信号を出力させる。

【0071】

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。

【0072】

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 B2 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 G1 画像信号の比（以下、第 1 信号比 $B2 / G1$ 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 R1 画像信号と G1 画像信号の比（以下、第 2 信号比 $R1 / G1$ という）をそれぞれ画素毎に算出する。

【0073】

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 $R1 / G1$ 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。

【0074】

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 B2 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、B2 画像信号に加えて、主として血液量に依存して変化する G1 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 R1 画像信号とから求められる第 2 信号比 $R1 / G1$ とを用いることで、酸素飽和度を正確に求めている。

【0075】

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 $B2 / G1$ と第 2 信号比 $R1 / G1$ 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 $B2^* / G1^*$ 及び第 2 信号比 $R1^* / G1^*$ の場合には、酸素飽和度は「60%」と算出される。

【0076】

なお、第 1 信号比 $B2 / G1$ または第 2 信号比 $R1 / G1$ 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 $B2 / G1$ と第 2 信号比 $R1 / G1$ 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。

【0077】

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。

【0078】

色変換処理部 63 は、第 1 発光モード時に観察対象を撮像して得られる B1 画像信号、G1 画像信号、R1 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

10

20

30

40

50

元 L U T 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 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 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 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 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 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号によって生成されるものである。

【 0 0 7 9 】

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 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 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 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 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

【 0 0 8 0 】

例えば、画像生成部 6 6 は、酸素飽和度が 6 0 % 以上の画素については、B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 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 6 0 % 未満の画素については、酸素飽和度の値を用いて、B 1 画像信号に対するゲインを「 1 」未満とし、G 1 画像信号及び R 1 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 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 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 6 0 ~ 1 0 0 % 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 6 0 % 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

【 0 0 8 1 】

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 6 0 % としているが、この基準値は適宜変更して良い。

【 0 0 8 2 】

次に、本実施形態における一連の流れを、図 1 8 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（S 1 0）。この通常観察モードでは、光遮蔽板 5 5 は、第 2 青色光 L B 2 の光路を遮蔽する第 2 の位置に配置されている。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（S 1 1）、ズーム操作部 1 3 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 S W 1 3 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（S 1 2）。

30

【 0 0 8 3 】

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 2 1 は、光遮蔽板 5 5 を、第 1 青色光 L B 1 の光路を遮蔽する第 1 の位置に配置させる（S 1 3）。そして、光源制御部 2 1 は、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とにより、紫色光 L V と第 2 青色光 L B 2 と緑色光 L G と赤色光 L R とからなる通常光を観察対象に照射させる（S 1 4）。撮像センサ 3 4 は、通常光で照明された観察対象を撮像して、B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号を出力する（S 1 5）。

40

【 0 0 8 4 】

その後、光源制御部 2 1 は、発光モードを自動的に切り替え、B - L E D 5 0 b のみを点灯させることにより、第 2 青色光 L B 2 からなる測定光を観察対象に照射させる（S 1 6）。撮像センサ 3 4 は、測定光で照明された観察対象を撮像して、B 2 画像信号を出力する（S 1 7）。

【 0 0 8 5 】

こうして、第 1 発光モードで B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号が得られ

50

、第2発光モードでB2画像信号が得られると、酸素飽和度画像生成部46は、信号比算出部60によって第1信号比 $B2/G1$ と第2信号比 $R1/G1$ とを算出し(S18)、酸素飽和度算出部62によって酸素飽和度を算出する(S19)。一方で、酸素飽和度画像生成部46は、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、B1画像信号、G1画像信号、及びR1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。

【0086】

そして、画像生成部66によって、各種画像処理が施されたB1画像信号、G1画像信号、及びR1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(S20)。酸素飽和度画像は、映像信号生成部47により映像信号に変換され、モニタ18に表示される(S21)。

10

【0087】

酸素飽和度観察モードのステップS14~S21は、観察モードが通常観察モードに切り替えられるか(S22でYES判定)、診断が終了される(S23でYES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

【0088】

以上のように、B-LED50bから射出された青色光LBに基づき選択的に第1青色光LB1及び第2青色光LB2を生成することで、異なる診断観察が可能となる。通常観察では、青色光LBから460nm以上の波長成分の強度が低減された第1青色光LB1を用いている。第1青色光LB1は、第2青色光LB2よりも、酸化ヘモグロビンによる吸光度が大きい光であって、血管中のヘモグロビン(酸化ヘモグロビンまたは還元ヘモグロビン)に吸収されやすいが、血管周辺の粘膜にはあまり吸収されないため、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。

【0089】

30

一方、酸素飽和度観察モードでは、青色光LBから460nm以下の成分が低減された第2青色光LB2を測定光として用いている。第2青色光LB2は、酸化ヘモグロビンの吸光係数A1と還元ヘモグロビンの吸光係数A2との差が大きく、かつ酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンではあまり吸収されず、戻り光としての成分が大きい光であるため、酸素飽和度を高精度に算出することができる。

【0090】

なお、上記第1実施形態では、青色光LBのピーク波長を460nmとしているが、このピーク波長は460nmに限られない。しかし、青色光LBのピーク波長は450nm以上であることが好ましく、450~460nmの範囲内であることがより好ましい。

【0091】

40

また、上記第1実施形態では、第1DM53aの閾値 λ_1 を460nmとしているが、この閾値 λ_1 も450~460nmの範囲内であることが好ましく、青色光LBのピーク波長と一致していることがより好ましい。

【0092】

また、上記第1実施形態では、第1~第5DM53a~53eの光学特性として、図6、図8~図10に示すものを用いているが、これに限られず、第1~第5DM53a~53e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。

【0093】

また、第1実施形態では、スライド方式の光遮蔽板55を用いているが、これに代えて、回転式の光遮蔽板を用いることも可能である。例えば、回転板の半円部分を光遮蔽部、

50

残りの半円部分を開口部とし、回転板の回転に伴って光遮蔽部と開口部とが第1青色光LB1及び第2青色光LB2の各光路を通過するように配置すれば良い。

【0094】

[第2実施形態]

上記第1実施形態では、光遮蔽板55と光遮蔽板移動機構56とで強度低減部を構成しているが、電氣的に光透過率が可変である液晶シャッタ等の透過率可変部により強度低減部を構成しても良い。図19において、第2実施形態の光源部70は、第1実施形態の光源部20の光遮蔽板55及び光遮蔽板移動機構56に代えて、第1透過率可変部71、第2透過率可変部72、及び透過率制御部73を設けたものである。第2実施形態では、第1透過率可変部71、第2透過率可変部72、及び透過率制御部73が強度低減部を構成している。

10

【0095】

第1透過率可変部71は、第1青色光LB1の光路上に配置されている。第2透過率可変部72は、第2青色光LB2の光路上に配置されている。透過率制御部73は、第1透過率可変部71の光透過率と第2透過率可変部72の光透過率とをそれぞれ制御する。

【0096】

通常観察モード時には、光源制御部21は、透過率制御部73を制御することにより、第1透過率可変部71の光透過率をほぼ100%とし、第2透過率可変部72の光透過率をほぼ0%とするとともに、LED駆動部51を制御することにより、V-LED50a、B-LED50b、G-LED50c、R-LED50dの全ての光源を点灯させる。この結果、第2透過率可変部72により第2青色光LB2の強度が低減されるので、図11に示す光強度スペクトルを有する第1照明光が光源部70から射出される。

20

【0097】

酸素飽和度観察モードの第1発光モード時には、光源制御部21は、透過率制御部73を制御することにより、第1透過率可変部71の光透過率をほぼ0%とし、第2透過率可変部72の光透過率をほぼ100%とするとともに、LED駆動部51を制御することにより、V-LED50a、B-LED50b、G-LED50c、R-LED50dの全ての光源を点灯させる。この結果、第1透過率可変部71により第1青色光LB1の強度が低減されるので、図13に示す光強度スペクトルを有する通常光が光源部70から射出される。

30

【0098】

酸素飽和度観察モードの第2発光モード時には、光源制御部21は、第1透過率可変部71の光透過率をほぼ0%とし、第2透過率可変部72の光透過率をほぼ100%としたまま、LED駆動部51を制御することにより、B-LED50bのみを点灯させる。この結果、第1透過率可変部71により第1青色光LB1の強度が低減されるので、図14に示す光強度スペクトルを有する測定光が光源部70から射出される。

【0099】

なお、本第2実施形態では、第1透過率可変部71と第2透過率可変部72とのうちの一方をほぼ100%とし、他方をほぼ0%としているが、第1透過率可変部71と第2透過率可変部72との一方または両方を、0%から100%の間の値としても良い。例えば、通常観察モード時に、第1透過率可変部71の光透過率をほぼ100%とし、第2透過率可変部72の光透過率を20~70%の間に設定する。これにより、第1照明光中の460~500nmの波長帯域の強度を、青色光LBのピーク強度のおよそ20~70%とすることができ、血管をより強調表示することができる。

40

【0100】

上記第1及び第2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、CMY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-LED5

50

0 a、B - L E D 5 0 b、G - L E D 5 0 c、R - L E D 5 0 dを時分割点灯させれば良い。なお、この場合、V - L E D 5 0 aとB - L E D 5 0 bについては同時点灯させてもよい。

【 0 1 0 1 】

また、上記第1及び第2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20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。

10

【 0 1 0 2 】

また、上記第1及び第2実施形態では、第2発光モード時には、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 - L E D 5 0 a、G - L E D 5 0 c、及びR - L E D 5 0 d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。

【 0 1 0 3 】

また、上記第1及び第2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11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。

20

【 0 1 0 4 】

図4に示す第2実施形態の光源部20場合には、発光モードの切り替えに合わせて、光遮蔽板55を移動させれば良い。具体的には、第1発光モード時には、光遮蔽板55を第2青色光LB2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、光遮蔽板55を第1青色光LB1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。

30

【 0 1 0 5 】

また、図19に示す光源部70の場合には、発光モードの切り替えに合わせて、第1透過率可変部71と第2透過率可変部72との光透過率を変更すれば良い。具体的には、第1発光モード時には、第1透過率可変部71の光透過率をほぼ100%、第2透過率可変部72の光透過率をほぼ0%として第1青色光LB1を生成させ、第2発光モード時には、第1透過率可変部71の光透過率をほぼ0%、第2透過率可変部72の光透過率をほぼ100%として第2青色光LB2を生成させれば良い。第1透過率可変部71と第2透過率可変部72との光透過率の制御は、電氣的制御により行うものであり、光透過率の切り替えを瞬時に行うことが可能であるので、発光モードの切り替え速度の高速化(高フレームレート化)が可能となる。

40

【 0 1 0 6 】

なお、第1発光モードにおいて、第1透過率可変部71の光透過率をほぼ100%とし、第2透過率可変部72の光透過率を20~70%の間に設定することも好ましい。

【 0 1 0 7 】

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

50

素飽和度画像が生成される。

【 0 1 0 8 】

また、上記第 1 及び第 2 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 - L E D 5 0 a 及び B - L E D 5 0 b 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れた第 1 照明光を生成するものである。これ以外の構成は上記第 1 及び第 2 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。また照明光の波長が短いほど生体への深達度は浅いことが知られている。紫色光は青色光よりも浅いところの血管情報を抽出することができる。従って、青色光よりも紫色光の比率を高めることで、極表層血管観察に適した照明光を生成することができる。

10

【 0 1 0 9 】

上記第 1 及び第 2 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 1 1 0 】

また、上記第 1 及び第 2 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 4 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。

20

【 0 1 1 1 】

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、上記第 1 及び第 2 実施形態の光源部 2 0 , 7 0 に対応する。

【 0 1 1 2 】

30

光源制御部 1 0 3 は、上記第 1 及び第 2 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、上記第 1 及び第 2 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、上記第 1 及び第 2 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 1 3 】

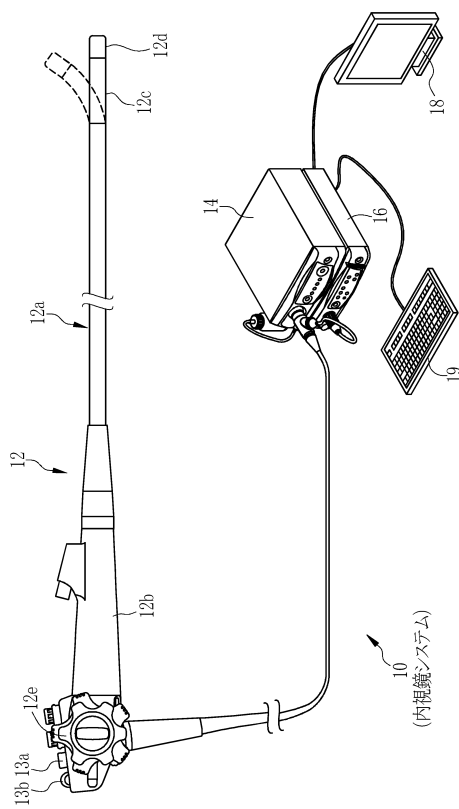
40

- 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 5 光遮蔽板
- 5 6 光遮蔽板移動機構
- 7 0 光源部

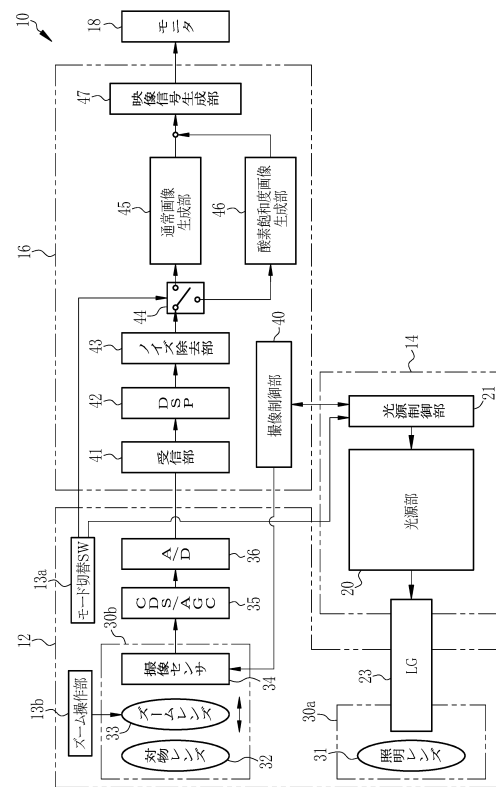
50

- 7 1 第1透過率可変部
- 7 2 第2透過率可変部
- 7 3 透過率制御部

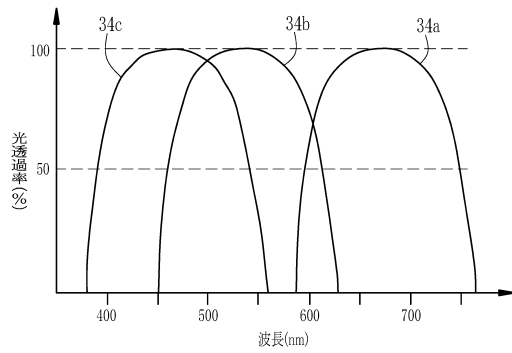
【図1】



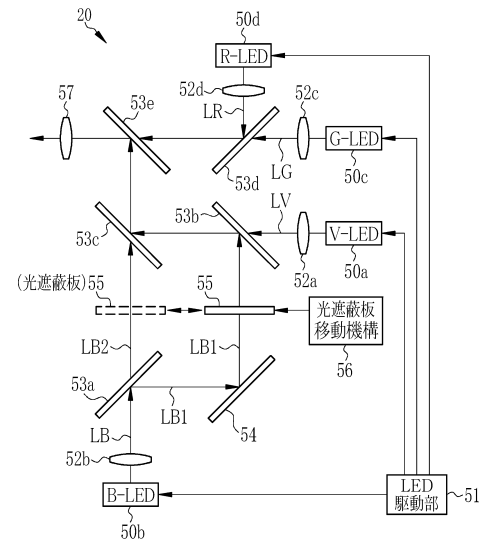
【図2】



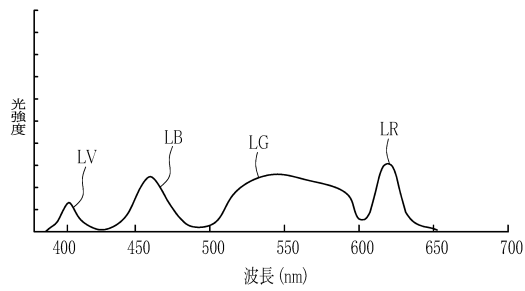
【図 3】



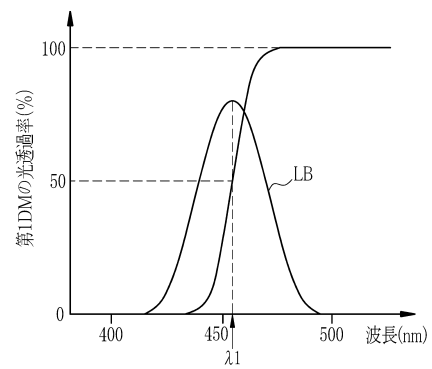
【図 4】



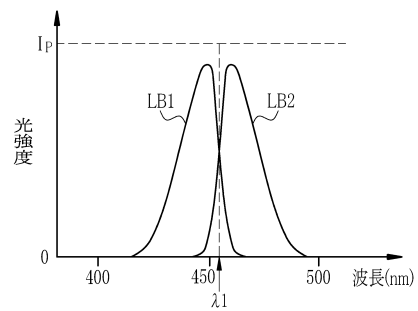
【図 5】



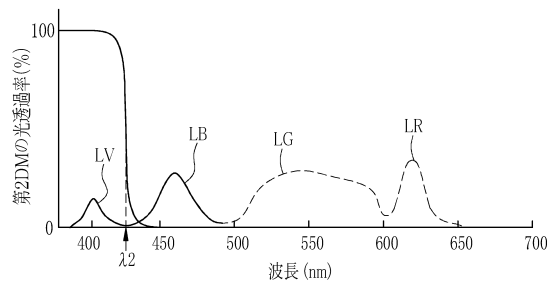
【図 6】



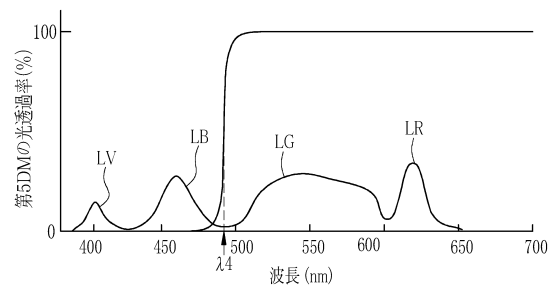
【図 7】



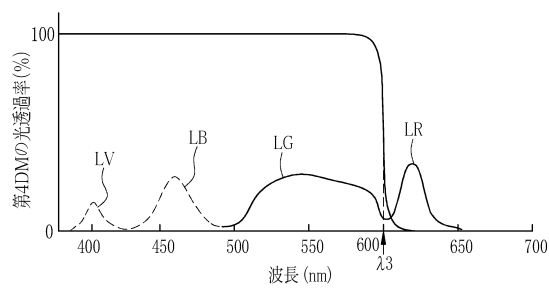
【図 8】



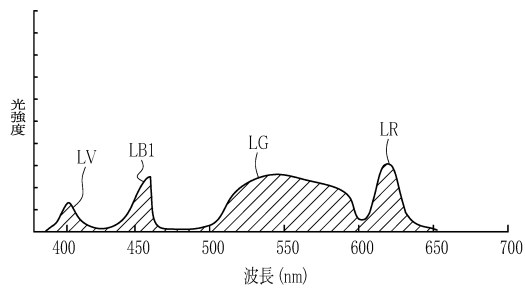
【図 10】



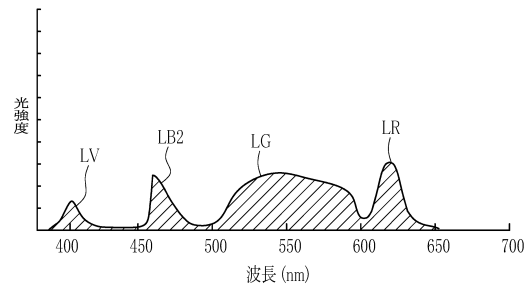
【図 9】



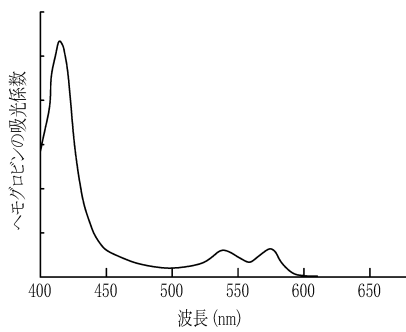
【図 11】



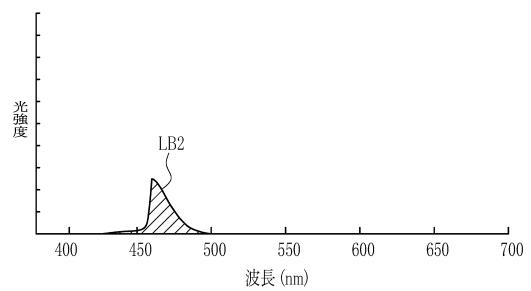
【図 13】



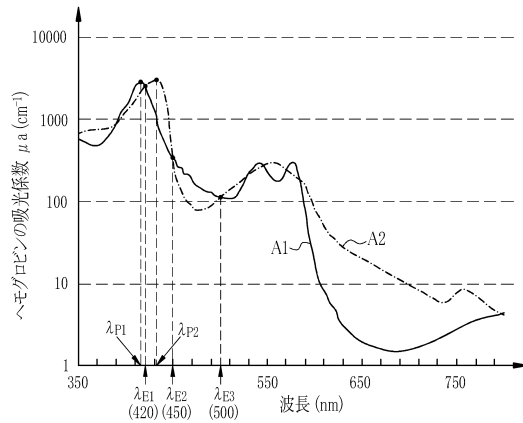
【図 12】



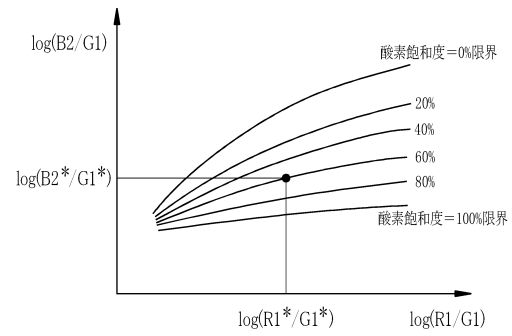
【図 14】



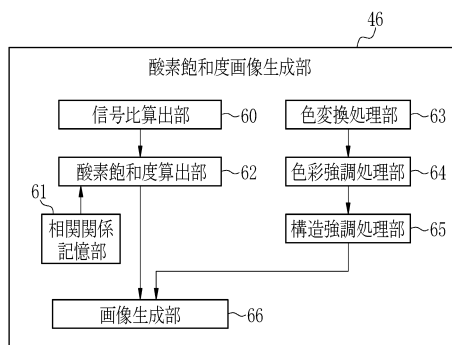
【図 15】



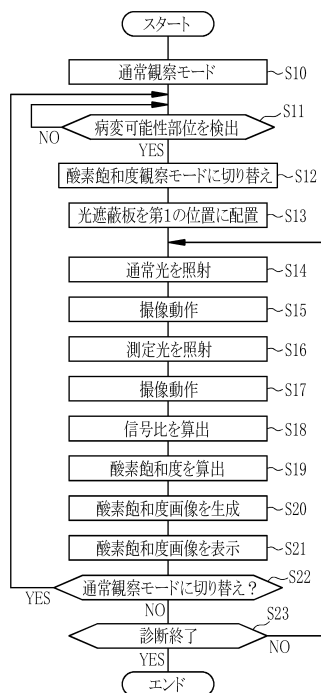
【図 17】



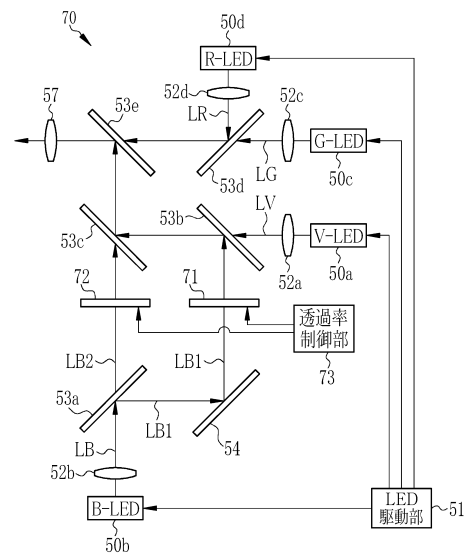
【図 16】



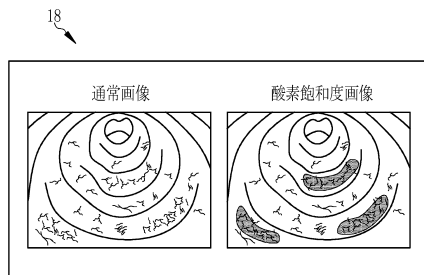
【図 18】



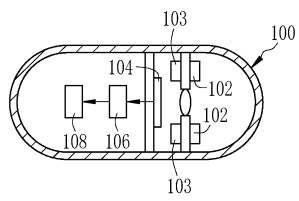
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 0 1 3 6 5 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 4 8 7 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 8 0 9 5 3 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 2 5 9 7 2 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6254502B2	公开(公告)日	2017-12-27
申请号	JP2014186935	申请日	2014-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本美範 小澤聡		
发明人	森本 美範 小澤 聡		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/045 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/00.513 A61B1/045.617 G02B23/26.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04.372 A61B1/04.530 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/045.650 A61B1/05 A61B1/06.A A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA07 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR15 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2016059401A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发명의课题在于提供一种内窥镜用光源装置和内窥镜系统，能够提高血管对比度的正常观察和血氧饱和度观察。光源单元包括分色镜53a，遮光板55和遮光板移动机构。二向色镜53A是蓝色光LB从B-LED50b，第一蓝色光发射LB1，比第一蓝色光LB1被分离成长波长带的第二蓝色光LB2。遮光板移动机构56个移动遮光板55，通过在第一蓝色光LB1和第二蓝色光LB2，第一蓝色之间的光路中的一个设置在光屏蔽板55选择性地降低强度的强度和第二蓝色光LB2的光LB1。第一蓝光LB 1的波段比第二蓝光LB 2的波段具有更高的血红蛋白吸收。在第二蓝光LB2的波长带中，由氧合血红蛋白引起的吸光度大于由还原血红蛋白引起的吸光度。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6254502号 (P6254502)
(45) 発行日 平成29年12月27日 (2017. 12. 27)		(24) 登録日 平成29年12月8日 (2017. 12. 8)	
(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)		A 6 1 B 1/06 6 1 0	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00 5 1 3	
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)		A 6 1 B 1/045 6 1 7	
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)		G 0 2 B 23/26 B	
		請求項の数 15 (全 23 頁)	
(21) 出願番号	特願2014-186935 (P2014-186935)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成26年9月12日 (2014. 9. 12)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(65) 公開番号	特開2016-59401 (P2016-59401A)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(43) 公開日	平成28年4月25日 (2016. 4. 25)	(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
審査請求日	平成28年8月1日 (2016. 8. 1)	(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
		審査官	森川 龍匡
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム