

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/035532

発行日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23)

(43) 国際公開日 平成25年3月14日 (2013. 3. 14)

| (51) Int.Cl.                    | F I                  | テーマコード (参考) |
|---------------------------------|----------------------|-------------|
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)   | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D | 4 C 0 3 8   |
| <b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)   | A 6 1 B 1/04 3 7 0   | 4 C 1 6 1   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/1459 (2006.01) | A 6 1 B 1/04 3 7 2   |             |
|                                 | A 6 1 B 5/14 3 2 1   |             |

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

|              |                              |           |                                              |
|--------------|------------------------------|-----------|----------------------------------------------|
| 出願番号         | 特願2013-532530 (P2013-532530) | (71) 出願人  | 306037311<br>富士フイルム株式会社<br>東京都港区西麻布2丁目26番30号 |
| (21) 国際出願番号  | PCT/JP2012/071174            | (74) 代理人  | 100075281<br>弁理士 小林 和憲                       |
| (22) 国際出願日   | 平成24年8月22日 (2012. 8. 22)     | (72) 発明者  | 齋藤 孝明<br>神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地<br>富士フイルム株式会社内   |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2011-193186 (P2011-193186) | (72) 発明者  | 山口 博司<br>神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地<br>富士フイルム株式会社内   |
| (32) 優先日     | 平成23年9月5日 (2011. 9. 5)       | (72) 発明者  | 飯田 孝之<br>神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地<br>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) | 4C038 KK01                                   |

最終頁に続く

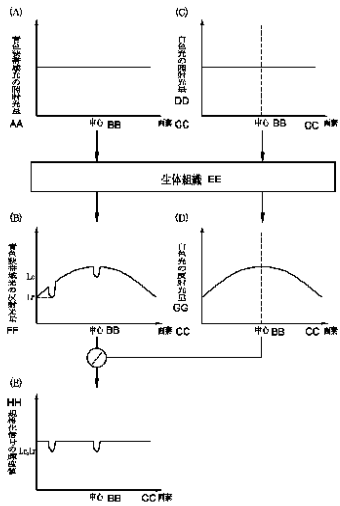
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

フレームレートを低下させることなく、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を正確に算出する。

白色光Wで照明された検体をカラーCCDで撮像することにより、信号Bs1、Gs1、Rs1を得る。血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する青色狭帯域光BNで照明された検体をカラーCCDで撮像することにより、信号Bs2、Gs2、Rs2を得る。信号Bs2を信号Gs1で除算することにより、規格化信号Bs2/Gs1を求める。この規格化信号Bs2/Gs1に基づいて、生体組織表層の血管の酸素飽和度を算出する。この酸素飽和度画像を疑似カラー化して、酸素飽和度画像を作成する。

【選択図】 図12



AA Amount of irradiated blue narrow band light  
BB Center  
CC Pixel  
DD Amount of irradiated white light  
EE Biosensor  
FF Amount of reflected blue narrow band light  
GG Amount of reflected white light  
HH Brightness of standardized signal

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

検体に照明光を照射する照明部と、

前記照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応する第 2 の画像信号とを取得する画像信号取得部と、

前記第 1 の画像信号を前記第 2 の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、

前記規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度作成部と、

前記酸素飽和度画像を表示する表示器と、  
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記画像信号取得部は、白色光で照明された検体を撮像することにより、前記白色光の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得し、

前記酸素飽和度画像作成部は、前記規格化信号及び前記第 3 の画像信号に基づいて、前記酸素飽和度が一定値を下回る血管のみを疑似カラーで表した第 1 酸素飽和度画像を作成する、

ことを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

20

**【請求項 3】**

前記酸素飽和度作成部は、前記規格化信号と前記酸素飽和度との相関関係を予め記憶した第 1 メモリと、

前記第 1 メモリの相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度及び前記第 3 の画像信号に基づいて、前記第 1 酸素飽和度画像を作成する第 1 画像作成部と、

を備えることを特徴とする請求の範囲第 2 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記酸素飽和度画像作成部は、

30

前記第 3 の画像信号に基づいて、前記特定深さの血管を強調した血管強調画像を作成する血管強調画像作成部を備え、

前記第 1 画像作成部は、前記血管強調画像に前記酸素飽和度の情報を反映させることによって、前記第 1 酸素飽和度画像を作成する、

ことを特徴とする請求の範囲第 3 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記血管強調画像作成部は、

前記第 3 の画像信号に基づいて通常光画像を作成する通常光画像作成部と、

前記通常光画像から前記特定深さの血管を抽出した血管抽出画像を作成する血管抽出部と、

40

前記血管抽出画像を前記通常光画像に合成して前記血管強調画像を作成する強調画像作成部と、

を有することを特徴とする請求の範囲第 4 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記血管抽出部は、前記通常光画像における青色信号と緑色信号の比に基づいて、前記通常光画像から前記特定深さの血管を抽出することを特徴とする請求の範囲第 5 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記酸素飽和度画像作成部は、

前記規格化信号と前記第 3 の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係

50

を予め記憶した第 2 メモリと、

前記第 2 メモリの相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記ゲインを算出するゲイン算出部と、

前記ゲインによって前記第 3 の画像信号の信号値を変化させることによって、前記酸素飽和度画像を作成する第 2 画像作成部と、

を備えることを特徴とする請求の範囲第 2 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記酸素飽和度画像作成部は、前記規格化信号に基づいて、血管及びそれ以外の部分を疑似カラーで表すとともに、前記酸素飽和度に応じて前記血管の色が変化する第 2 酸素飽和度画像を作成することを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

10

【請求項 9】

前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号との信号比が予め定めた規定値となるように、前記照明部または前記画像信号取得部を制御する制御部を備えることを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記照明部は、

前記第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光を発する第 1 の半導体光源と、

前記第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光を発する第 2 の半導体光源と、

を有することを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

20

前記照明部は、

前記第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光を発する第 1 の半導体光源と、

白色光を波長分離することにより、前記第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光を作成する波長分離部と、

を有することを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記特定深さが表層である場合は、前記第 1 の波長範囲は 460 ~ 480 nm であり、前記特定深さが中深層である場合は、前記第 1 の波長範囲は 640 ~ 660 nm であることを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

30

照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応する第 2 の画像信号とを取得する画像信号取得部とを備える電子内視鏡から、前記第 1 及び第 2 の画像信号を受信する受信部と、

前記第 1 の画像信号を前記第 2 の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、

前記規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度作成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

40

【請求項 14】

検体を照明光で照明する照明ステップと、

前記照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応する第 2 の画像信号とを取得する画像信号取得ステップと、

前記第 1 の画像信号を前記第 2 の画像信号で規格化した規格化信号を作成する規格化信号作成ステップと、

前記規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成ステップと、

50

を有することを特徴とする画像作成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、酸素飽和度などの生体機能情報を画像化する内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに画像作成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療では、光源装置、内視鏡装置、プロセッサ装置を備えた内視鏡システムが広く用いられている。この内視鏡システムを用いた内視鏡診断では、照明光として広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、特許文献1のように、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いた特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

この特許文献1では、血管の吸光特性や生体組織の散乱特性を利用して、検体の撮像により得られる画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する情報を取り出し、疑似カラー画像化して酸素飽和度画像を作成している。この酸素飽和度画像を診断に用いることで、酸素飽和度が特異的に低くなる癌の発見を容易にすることができるため、診断能が向上する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許2648494号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1では、酸素飽和度画像を作成するために、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第1の波長成分と、還元ヘモグロビンの吸光係数が酸化ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第2の波長成分の2波長分の画像情報を取得している。これら第1の波長成分と第2の波長成分とは、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の大小関係が異なっているため、酸素飽和度が変化することで、2波長の画像情報間における画素値の差が大きく変化ようになる。この画素値の差の変化は、酸素飽和度画像上で色の違いとして表示され、この色の違いによって血管の酸素状態を把握することができる。

【0006】

また、特許文献1では、第1の波長成分を含む第1の画像情報と第2の波長成分を含む第2の画像情報の画素値を比較するために、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が等しい等吸収波長域の成分を有する第3の画像情報を取得している。したがって、特許文献1では、1フレームの酸素飽和度画像を作成するために、3フレーム分の画像情報を取得している。そのため、フレームレートが低くなり、検体に動きが生じた場合には、動画の追従性が低下するおそれがある。

【0007】

本発明は、フレームレートを低下させることなく、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を正確に表示することができる内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに画像作成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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体に照明光を照射する照明部と、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号

10

20

30

40

50

とを取得する画像信号取得部と、第1の画像信号を第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度作成部と、酸素飽和度画像を表示する表示器と、備えることを特徴とする。

【0009】

画像信号取得部は、白色光で照明された検体を撮像することにより、白色光の反射光に対応する第3の画像信号を取得し、酸素飽和度画像作成部は、規格化信号及び第3の画像信号に基づいて、酸素飽和度が一定値を下回る血管のみを疑似カラーで表した第1酸素飽和度画像を作成することが好ましい。

【0010】

酸素飽和度作成部は、規格化信号と酸素飽和度との相関関係を予め記憶した第1メモリと、第1メモリの相関関係から、規格化信号に基づいて酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、酸素飽和度及び第3の画像信号に基づいて、第1酸素飽和度画像を作成する第1画像作成部とを備えることが好ましい。

【0011】

酸素飽和度画像作成部は、第3の画像信号に基づいて、特定深さの血管を強調した血管強調画像を作成する血管強調画像作成部を備え、第1画像作成部は、血管強調画像に酸素飽和度の情報を反映させることによって、第1酸素飽和度画像を作成することが好ましい。血管強調画像作成部は、第3の画像信号に基づいて通常光画像を作成する通常光画像作成部と、通常光画像から特定深さの血管を抽出した血管抽出画像を作成する血管抽出部と、血管抽出画像を通常光画像に合成して血管強調画像を作成する強調画像作成部とを有することが好ましい。血管抽出部は、通常光画像における青色信号と緑色信号の比に基づいて、通常光画像から特定深さの血管を抽出することが好ましい。

【0012】

酸素飽和度作成部は、規格化信号と第3の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係を予め記憶した第2メモリと、第2メモリの相関関係から、規格化信号に基づいてゲインを算出するゲイン算出部と、ゲインによって第3の画像信号の信号値を変化させることによって、酸素飽和度画像を作成する第2画像作成部と、を備えることが好ましい。

【0013】

酸素飽和度画像作成部は、規格化信号に基づいて、血管及びそれ以外の部分を疑似カラーで表すとともに、酸素飽和度に応じて血管の色が変化する第2酸素飽和度画像を作成することが好ましい。第1の画像信号と第2の画像信号との信号比が予め定めた規定値となるように、照明部または画像信号取得部を制御する制御部を備えることが好ましい。照明部は、第1の波長範囲を含む第1照明光を発する第1の半導体光源と、第2の波長範囲を含む第2照明光を発する第2の半導体光源とを有することが好ましい。照明部は、第1の波長範囲を含む第1照明光を発する第1の半導体光源と、白色光を波長分離することにより、第2の波長範囲を含む第2照明光を作成する波長分離部とを有することが好ましい。

【0014】

特定深さが表層である場合は、第1の波長範囲は460～480nmであり、特定深さが中深層である場合は、第1の波長範囲は640～660nmであることが好ましい。

【0015】

本発明は、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号とを取得する画像信号取得部とを備える電子内視鏡から、第1及び第2の画像信号を受信する受信部と、第1の画像信号を第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度作成部とを備えることを特徴とする。

【0016】

10

20

30

40

50

本発明の画像作成方法は、照明ステップと、画像信号作成ステップと、規格化作成ステップと、酸素飽和度画像作成ステップとを有する。照明ステップは、検体を照明光で照明する。画像信号作成ステップは、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号とを取得する。規格化信号作成ステップは、第1の画像信号を第2の画像信号で規格化した規格化信号を作成する。酸素飽和度画像作成ステップは、規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する。

【発明の効果】

10

【0017】

本発明によれば、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号、及びこの第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号の合計2波長分の画像信号に基づき、第1の波長範囲の光が検体内で透過可能な深さに位置する血管の酸素飽和度を算出し、これを画像化している。したがって、特許文献1の場合と比較して、1波長分少なくすることができるため、フレームレートを低下させることなく、酸素飽和度の算出及び画像化を行うことができる。また、第1の画像信号を第2の画像信号で規格化することにより、正確に酸素飽和度を算出することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】内視鏡システムを示す外観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの概略図である。

【図3A】励起光により励起発光する白色光Wの発光スペクトルを示すグラフである。

【図3B】青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNの発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図5】R色、G色、B色のカラーフィルターの分光透過率を示すグラフである。

【図6A】第1実施形態の通常観察モードにおけるCCDの撮像制御を示す説明図である。

30

【図6B】第1実施形態の表層観察モードにおけるCCDの撮像制御を示す説明図である。

【図6C】第1実施形態の中深層観察モードにおけるCCDの撮像制御を示す説明図である。

【図7】特殊光画像作成部の機能ブロック図である。

【図8】輝度比B/Gと血管深さとの関係を示すグラフである。

【図9】B/G画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図10】表層血管抽出画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図11】中深層血管画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図12】規格化信号の作成方法を説明するための図である。

40

【図13】酸素飽和度テーブルを示す図である。

【図14A】酸素飽和度とゲインとを関連付けたゲインテーブルを示すグラフである。

【図14B】規格化信号とゲインとを関連付けたゲインテーブルを示すグラフである。

【図15】表層血管強調画像上に酸素飽和度の情報が反映された酸素飽和度画像を示す画像図である。

【図16】中深層血管強調画像上に酸素飽和度の情報が反映された酸素飽和度画像を示す画像図である。

【図17】表層観察モードの手順を表したフローチャートである。

【図18】第2実施形態の内視鏡システムの概略図である。

【図19】第2実施形態の回転フィルタを示す平面図である。

50

【図 2 0 A】第 2 実施形態の通常観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 0 B】第 2 実施形態の表層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 0 C】第 2 実施形態の中深層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 1】第 3 実施形態の内視鏡システムの概略図である。

【図 2 2】R G B 回転フィルタを示す平面図である。

【図 2 3】B フィルタ、G フィルタ、R フィルタの分光透過率と、広帯域光 B B、青色狭帯域光 R N、及び赤色狭帯域光 R N の発光強度を示すグラフである。

10

【図 2 4】シャッタ板を示す平面図である。

【図 2 5 A】第 3 実施形態の通常観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 5 B】第 3 実施形態の表層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 5 C】第 3 実施形態の中深層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 は、検体内を撮像する電子内視鏡 1 1 と、電子内視鏡からの信号に基づいて画像を作成するとともに、各種画像処理を行うプロセッサ装置 1 2 と、検体を照明する光を発生する光源装置 1 3 と、内視鏡画像を表示するモニタ 1 4 とを備えている。

20

【0020】

内視鏡システム 1 0 には、白色光によって照明された検体を撮像することで得られる通常光画像をモニタ 1 4 に表示する通常観察モードと、表層血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ 1 4 に表示する表層観察モードと、中深層血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ 1 4 に表示する中深層観察モードとが設けられている。これらモードは、モード切替 S W 1 5 によって切り替えられる。

【0021】

30

電子内視鏡 1 1 は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に設けられた操作部 1 7 と、操作部 1 7 とプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 との間を連結するユニバーサルコード 1 8 とを備えている。挿入部 1 6 の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 1 9 が形成されている。湾曲部 1 9 は、操作部のアングルノブ 2 1 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 1 9 の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部 1 6 a が設けられている。先端部 1 6 a は、湾曲部 1 9 の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。

【0022】

ユニバーサルコード 1 8 にはコネクタ 2 4 が取り付けられている。コネクタ 2 4 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡 1 1 は、このコネクタ 2 4 を介して、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 に着脱自在に接続される。

40

【0023】

図 2 に示すように、白色光 W を発光する白色光光源ユニット 3 0 と、青色狭帯域光 B N を発する青色狭帯域光源 3 1 と、赤色狭帯域光 R N を発する赤色狭帯域光源 3 2 と、これら光源 3 0、3 1、3 2 の O N・O F F を切り替える光源切替部 3 3 と、白色光 W、青色狭帯域光 B N、赤色狭帯域光 R N の光量をモニタリングするモニタリング部 3 4 と、白色光光源ユニット 3 0、青色狭帯域光源 3 1、及び赤色狭帯域光源 3 2 の駆動を制御して光量をコントロールする光量制御部 3 5 とを備えている。

【0024】

50

白色光光源ユニット 30 は、励起光を発する励起光光源 30 a と、励起光によって蛍光を発する蛍光体 30 b とを有する。励起光光源 30 a はレーザーダイオードなどの半導体光源で構成される。蛍光体 30 b は、励起光の一部を吸収して緑色～赤色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM (BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>) 等の蛍光物質）を含んで構成される。蛍光体 30 b から発せられる緑色～赤色の励起発光（蛍光）は、蛍光体 30 b により吸収されず透過した励起光と合波することで、白色光 W が生成される。生成された白色光 W は、集光レンズ 37 を通して、白色光用光ファイバ 38 に入射する。

#### 【0025】

青色狭帯域光源 31 はレーザーダイオードなどの半導体光源で構成され、青色帯域で特定の帯域に制限された青色狭帯域光 BN を発する。この青色狭帯域光 BN は、青色狭帯域光用光ファイバ 40 に入射する。赤色狭帯域光源 32 は青色狭帯域光源 31 と同様、レーザーダイオードなどの半導体光源で構成され、赤色帯域で特定の帯域に制限された赤色狭帯域光 RN を発する。この赤色狭帯域光 RN は、赤色狭帯域光用光ファイバ 41 に入射する。

10

#### 【0026】

光量制御部 35 は、励起光光源 30 a、青色狭帯域光源 31、赤色狭帯域光源 32 に接続されており、励起光、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN の光量を一定の範囲で調整する。この光量制御部 35 で励起光を調整することによって、白色光 W の光量が調整される。

20

#### 【0027】

カプラー 42 は、電子内視鏡内のライトガイド 43 と、白色光用光ファイバ 38、青色狭帯域光用光ファイバ 40、及び赤色狭帯域光用光ファイバ 41 とを光学的に連結する。これにより、白色光 W、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN は、ライトガイド 43 への入射が可能となる。

#### 【0028】

光源切替部 33 はプロセッサ装置内のコントローラ 59 に接続されており、コントローラ 59 からの指示に基づいて、励起光光源 30 a、青色狭帯域光源 31、及び赤色狭帯域光源 32 を ON（点灯）又は OFF（消灯）に切り替える。第 1 実施形態では、通常観察モードに設定されている場合には、励起光光源 30 a が常時 ON にされる一方で、青色狭帯域光源 31 及び赤色狭帯域光源 32 は常時 OFF にされる。したがって、検体には白色光 W のみが照射される。

30

#### 【0029】

また、表層観察モードに設定されている場合には、励起光光源 30 a と青色狭帯域光源 31 とが交互に ON にされ、白色光 W と青色狭帯域光 BN とが交互に観察領域に照射される。また、中深層観察モードに設定されている場合には、励起光光源 30 a と赤色狭帯域光源 32 とが交互に ON にされ、白色光 W と赤色狭帯域光 RN とが交互に観察領域に照射される。

#### 【0030】

モニタリング部 34 は、白色光用光ファイバ 38、青色狭帯域光用光ファイバ 40、及び赤色狭帯域光用光ファイバ 41 に取り付けられた光量検出器 38 a、40 a、41 a の検出信号に基づいて、白色光 W、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN の光量をモニタリングする。このモニタリング部 34 では、モニタリング中の白色光 W、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN の光量が、予め定められた標準状態時の光量とどの程度ずれているかをモニタリングする。検出された光量のずれ量は、光量制御部 35 に送られる。

40

#### 【0031】

光量制御部 35 は、モニタリング部 34 が検出した標準状態時の光量のずれ量に基づいて、励起光光源 30 a、青色狭帯域光源 31、赤色狭帯域光源 32 の駆動を制御する。この駆動制御によって、白色光 W、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN の光量が標準状態時の光量に調整される。

50

## 【 0 0 3 2 】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、CCD 4 4、アナログ処理回路 4 5 ( A F E : Analog Front End )、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 3 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置内のカプラー 3 6 に挿入されており、出射端が先端部 1 6 a に設けられた照射レンズ 4 8 に向けられている。ライトガイド 4 3 内で導光された光は、照射レンズ 4 8 及び先端部 1 6 a の端面に取り付けられた照明窓 4 9 を通して、検体内に照射される。検体内で反射した反射光は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた観察窓 5 0 を通して、集光レンズ 5 1 に入射する。CCD 4 4 はカラー CCD であり、B 色のカラーフィルタが設けられた B 画素、G 色のカラーフィルタが設けられた G 画素、R 色のカラーフィルタが設けられた R 画素が撮像面 4 4 a に設けられている。

10

## 【 0 0 3 3 】

A F E 4 5 は、相関二重サンプリング回路 ( C D S )、自動ゲイン制御回路 ( A G C )、及びアナログ / デジタル変換器 ( A / D ) ( いずれも図示省略 ) から構成されている。C D S は、CCD 4 4 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD 4 4 の駆動により生じたノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

## 【 0 0 3 4 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 9 に接続されており、コントローラ 5 9 から指示がなされたときに CCD 4 4 に対して駆動信号を送る。CCD 4 4 は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 4 5 に出力する。

20

## 【 0 0 3 5 】

プロセッサ装置 1 2 は、通常光画像を作成する通常光画像作成部 5 5 と、フレームメモリ 5 6 と、表層血管または中深層血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する特殊光画像作成部 5 7 と、表示制御回路 5 8 を備えており、コントローラ 5 9 が各部を制御している。

## 【 0 0 3 6 】

図 3 A に示すように、白色光 W は、中心波長 4 4 5 nm、波長範囲 4 4 0 ~ 4 6 0 nm を有する励起光と、青緑から赤色の波長範囲、例えば 4 6 0 ~ 7 0 0 nm の広帯域に及ぶ蛍光とが混色しているため、青色から赤色に及ぶ広帯域な波長範囲を有している。したがって、白色光 W は、検体の可視光像を写し出した通常光画像の作成に用いられる。

30

## 【 0 0 3 7 】

図 3 B に示すように、青色狭帯域光 B N は、中心波長を 4 7 3 nm とし、4 6 0 ~ 4 8 0 nm に帯域制限されている。この青色狭帯域光 B N は、表層血管にまで深達度を有する波長帯域の光であり、また、図 4 に示すように、酸化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> と還元ヘモグロビン H b の吸光係数が異なる波長帯域の光である。したがって、青色狭帯域光 B N は表層血管の酸素飽和度を測定するために用いられる。なお、4 7 0 ~ 7 0 0 nm の波長範囲の光は、粘膜組織内での散乱係数が小さく、かつ波長依存性が小さいという性質がある。そのため、その波長範囲の光を照明光として用いることによって、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量および酸素飽和度の情報を含む血液情報を得ることができる。

40

## 【 0 0 3 8 】

また、図 3 B に示すように、赤色狭帯域光 R N は、中心波長を 6 5 0 nm とし、6 4 0 0 ~ 6 6 0 nm に帯域制限されている。この赤色狭帯域光 R N は、中深層血管にまで深達度を有する波長帯域の光であり、また、図 4 に示すように、酸化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> と還元ヘモグロビン H b の吸光係数が異なる波長帯域の光である。したがって、赤色狭帯域光 R N は中深層血管の酸素飽和度を測定するために用いられる。

## 【 0 0 3 9 】

図 5 に示すように、CCD 4 4 の B 画素に設けられた B 色のカラーフィルタは、曲線 5

50

2 に示す分光透過率を有しており、白色光 W 及び青色狭帯域光 B N を透過させる。また、G 画素に設けられた G 色のカラーフィルタは、曲線 5 3 に示す分光透過率を有しており、白色光 W 及び青色狭帯域光 B N を透過させる。また、R 画素に設けられた R 色のカラーフィルタは、曲線 5 4 に示す分光透過率を有しており、白色光 W 及び赤色狭帯域光 R N を透過させる。

【0040】

撮像制御部 4 6 は、各モード毎に異なった撮像制御を行う。通常観察モードに設定されている場合には、図 6 A に示すように、1 フレーム期間内で、白色光 W の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この 1 フレーム分の撮像制御は、通常光画像モードに設定されている間、繰り返 10 し行なわれる。なお、この通常光観察モードでは、信号電荷の読み出しステップ毎に、C C D 4 4 の B 画素から出力される青色信号 B c と、G 画素から出力される緑色信号 G c と、R 画素から出力される赤色信号 R c とが得られる。

【0041】

表層観察モードに設定されている場合には、図 6 B に示すように、1 フレーム期間内で、白色光 W の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この後に、1 フレーム期間内で、青色狭帯域光 B N の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を読み出すステ 20 ップとが行われる。この 2 フレーム分の撮像制御は、表層観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【0042】

この表層観察モードでは、最初の 1 フレーム目に、C C D 4 4 の B 画素から出力される青色信号 B s 1 と、G 画素から出力される緑色信号 G s 1 と、R 画素から出力される赤色信号 R s 1 とが得られ、次の 2 フレーム目に、B 画素から出力される青色信号 B s 2 と、G 画素から出力される緑色信号 G s 2 と、R 画素から出力される赤色信号 R s 2 とが得られる。なお、2 フレーム目の信号 B s 2 は、青色狭帯域光 B N の像光を撮像して得られたものであるため、表層血管の酸素飽和度に関する情報が含まれている。また、1 フレーム目の信号 G s 1 は、参照用信号として、2 フレーム目の信号 B s 2 の規格化に用いられる。

【0043】

中深層観察モードに設定されている場合には、図 6 C に示すように、1 フレーム期間内で、白色光 W の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この後に、1 フレーム期間内で、赤色狭帯域光 R N の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を読み出すステ 30 ップとが行われる。この 2 フレーム分の撮像制御は、中深層観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【0044】

この中深層観察モードでは、最初の 1 フレーム目に、C C D 4 4 の B 画素から出力される青色信号 B d 1 と、G 画素から出力される緑色信号 G d 1 と、R 画素から出力される赤色信号 R d 1 とが得られ、次の 2 フレーム目に、B 画素から出力される青色信号 B d 2 と、G 画素から出力される緑色信号 G d 2 と、R 画素から出力される赤色信号 R d 2 とが得られる。なお、2 フレーム目の信号 R d 2 は、赤色狭帯域光 R N の像光を撮像して得られたものであるため、中深層血管の酸素飽和度に関する情報が含まれている。また、1 フレーム目の信号 G d 2 には、白色光を C C D 4 4 の G 画素のカラーフィルタで波長分離した参照光の情報が含まれている。この信号 G s 2 は、参照用信号として、2 フレーム目の信号 R d 2 の規格化に用いられる。

【0045】

図 7 に示すように、特殊光画像作成部 5 7 では、B / G 画像作成部 6 1、血管抽出部 6 2、及び血管強調画像作成部 6 3 によって、通常光画像上で表層血管または中深層血管が強調表示された血管強調画像を作成するとともに、規格化信号作成部 6 5、酸素飽和度テ 40 50

ーブル 6 6、酸素飽和度算出部 6 7、ゲイン算出部 6 8、及び酸素飽和度画像作成部 6 9 によって、血管強調画像上に酸素飽和度の情報が反映された酸素飽和度画像を作成する。

【 0 0 4 6 】

B / G 画像作成部 6 1 は、白色光の像光の撮像により得られる信号のうち青色信号 B 及び緑色信号 G から、B / G 画像を作成する。B / G 画像の各画素には、青色信号 B の信号値を緑色信号 G の信号値で除した輝度比 B / G の情報が含まれている。表層観察モードの場合であれば、B s 1 と G s 1 とから B / G 画像が作成され、中深層観察モードの場合であれば、B d 1 と G d 1 とから B / G 画像が作成される。

【 0 0 4 7 】

B / G 画像における各画素の輝度比 B / G は血管深さと関連性を有しており、図 8 に示すように、血管深さが大きくなるほど輝度比 B / G も大きくなる比例関係となっている。したがって、「表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度」の大小関係が成り立っている。なお、図 9 の B / G 画像が示すように、照明ムラ等の要因により、B / G 画像の輝度は中心部分が一番高く、中心から周辺に向かうほど低くなる分布となる場合があることから、上記大小関係（表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度）は局所的には成り立つものの、大局的には成り立たないことがある。

【 0 0 4 8 】

血管抽出部 6 2 は、B / G 画像から特定の層に位置する血管を抽出する。血管抽出は、周波数フィルタリング処理により行われる。表層観察モードに設定されている場合には、表層血管に多い周波数帯成分である高周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 1 0 に示すように、表層血管の輝度が負で、粘膜部分の輝度がほぼ「0」となる表層血管抽出画像が得られる。表層血管抽出画像では、表層血管のみがシャープに抽出されている。

【 0 0 4 9 】

一方、中深層観察モードに設定されている場合には、中深層血管に多い周波数帯成分である中周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 1 1 に示すように、中深層血管の輝度が正で、粘膜部分の輝度がほぼ「0」となる中深層血管抽出画像が得られる。中深層血管抽出画像では、中深層血管のみがシャープに抽出されている。

【 0 0 5 0 】

以上のような周波数フィルタリング処理を行うことで、粘膜の成分はほぼ「0」に近い値となるため、血管部分のみを抽出することができる。また、上記大小関係（表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度）も大局的に成り立つようになる。

【 0 0 5 1 】

血管強調画像作成部 6 5 は、表層血管抽出画像と通常光画像とから表層血管が強調された表層血管強調画像を作成し、中深層血管抽出画像と通常光画像とから中深層血管強調画像を作成する。表層観察モードに設定されている場合は、表層血管抽出画像と通常光画像とを合成することにより、表層血管強調画像が得られる。一方、中深層観察モードに設定されている場合は、中深層血管抽出画像をそのまま通常光画像に合成することにより、中深層血管強調画像が得られる。なお、表層血管抽出画像において血管部分の画素値は「負」であるため、画素値を絶対値化して「正」にすることが好ましい。

【 0 0 5 2 】

規格化信号作成部 6 5 は、酸素飽和度に関する情報を含んだ酸素飽和度用信号を参照用の信号で除算した規格化信号を作成する。この規格化信号作成部 6 5 では、表層観察モードに設定されている場合、酸素飽和度用信号である B s 2 を参照用信号である G s 1 で除算することにより、表層用の規格化信号 B s 2 / G s 1 を得る。一方、中深層観察モードに設定されている場合には、酸素飽和度用信号である B d 2 を参照用信号である G d 1 で除算することにより、中深層用の規格化信号 B d 2 / G d 1 を得る。

【 0 0 5 3 】

以下、規格化信号作成部 6 5 で規格化をする理由について、表層観察モードの場合を例に挙げて説明する。例えば、図 1 2 ( A ) に示すような、全体的に均一な光量分布を有す

10

20

30

40

50

る青色狭帯域光 B N を、凹凸形状のある生体組織に照射した場合には、その反射光の光量分布は図 1 2 ( B ) に示すように、不均一な分布となる。そのため、生体組織の中心領域と周辺領域に、それぞれ同程度の光吸収特性を有する部位が存在する場合であっても、その中心領域にある部位の輝度値  $L_c$  と周辺領域にある部位の輝度値  $L_r$  とは、それぞれ違いが出てしまう。即ち、青色狭帯域光 B N の反射像の撮像で得られる信号 B s 2 には、酸素状態が同じであるにも関わらず輝度値が異なる信頼度の低い酸素飽和度情報が含まれてしまうことになる。

#### 【 0 0 5 4 】

そこで、図 1 2 ( C ) に示すように、均一な光量分布を持つ白色光を青色狭帯域光 B N とは別に照射する。そして、図 1 2 ( D ) に示すように、生体組織の凹凸で光量分布が不均一化した白色光の反射像を撮像する。この撮像により得られる信号 G s 1 には、生体組織の凹凸情報が含まれている。そして、信号 B s 2 を信号 G s 1 で除算することによって、図 1 2 ( E ) に示すように、信号 B s 2 を規格化する。

10

#### 【 0 0 5 5 】

これにより、酸素飽和度の情報が無い部分は輝度値が均一化するため、信号 B s 2 から凹凸情報を消すことができる。また、光吸収特性が同程度の部位は、それぞれ同じ輝度値で表されるようになる ( 中心領域の輝度値  $L_c$  = 周辺領域の輝度値  $L_r$  )。したがって、規格化信号 B s 2 / G s 1 には、信頼度の高い酸素飽和度情報が含まれるようになる。

#### 【 0 0 5 6 】

なお、参照光として用いる光は、青色狭帯域光 B N などの酸素飽和度用の光と波長が異なっていることが好ましい。例えば、緑色以外で青色狭帯域光 B N と波長が異なる狭帯域光の他、白色光などの広帯域光であってもよい。また、規格化するための信号として G s 1 を用いているが、これに限らず、B s 1 や R s 1 を用いてもよい。さらには、規格化するための信号として、B s 2 と同じ 2 フレーム目に取得した G s 2、R s 2 を用いてもよい。

20

#### 【 0 0 5 7 】

酸素飽和度テーブル 6 6 は、今までの診断や経験等から得られた規格化信号と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この酸素飽和度テーブル 6 6 では、図 1 3 に示すように例えば、規格化信号の信号値が  $a_1 \sim a_2$  の範囲に入っている場合には、この範囲に対応する酸素飽和度は  $S_1$  ( % ) となる。酸素飽和度算出部 6 7 は、酸素飽和度テーブル 6 6 から、規格化信号作成部で 6 5 作成した規格化信号に対応する酸素飽和度を算出する。

30

#### 【 0 0 5 8 】

なお、信号 B s 2 は、酸素飽和度の変化によって信号値が変化するため、信号 G s 1 のような参照信号で規格化しなくても、血管の明るさの変化によって、酸素飽和度をある程度は観察することができる。しかしながら、このように血管の明るさの変化で酸素飽和度を観察する場合には、A E が作動して体腔内の全体的な明るさが変化すると、これに伴って血管の明るさも変化してしまう。そこで、本発明では、酸素飽和度を血管の明るさで把握するのではなく、酸素飽和度を客観的な数値情報として取得する。そのために、信号比 B s 2 / G s 1 と酸素飽和度とを関連付けた相関関係を用いる。

#### 【 0 0 5 9 】

40

ここで、信号 B s 1 ではなく、信号比 B s 2 / G s 1 と酸素飽和度と関連付けるのは以下の理由による。信号 B s 2 は、酸素飽和度の変化で信号値が変化だけでなく、観察距離の変化によっても信号値が変化する。例えば、低酸素状態では信号 B s 2 の信号値は比較的高くなるにも関わらず、電子内視鏡の先端部 1 6 a が被写体組織から遠く離れて遠景状態になったときには、信号 B s 2 の信号値は低下する。この場合、信号 B s 2 の信号値は酸素飽和度を正確に表していないことになる。

#### 【 0 0 6 0 】

そこで、信号 B s 2 の他に、観察距離の変化などによる体腔内の明るさの変化を参照するための信号として、信号 G s 1 を取得する。これら信号 B s 2、G s 1 は、体腔内が暗くなったときには、いずれの信号値も低下し、反対に体腔内が明るくなったときには、い

50

ずれの信号値も増加する。したがって、信号  $Bs2$  を信号  $Gs1$  で除算して規格化した規格化信号  $Bs2 / Gs1$  は、体腔内の明るさが変化したとしても、信号値は変化しない。即ち、規格化信号  $Bs2 / Gs1$  の信号値は酸素飽和度を正確に表しているため、酸素飽和度と関連付けることができる。

#### 【0061】

また、第1実施形態では、酸素飽和度の算出に使用する白色光  $W$  と青色狭帯域光  $BN$  及び赤色狭帯域光  $RN$  については、光源装置13内で標準状態時の光量に調整されているため、それら光の像光をカラーのCCD44で撮像して得られる信号  $Bs2$ 、 $Gs1$ 、 $Rd2$ 、 $Gd1$  は、病変部等の異常部位が無い限り、標準状態時の信号値に調整されている。したがって、このように標準状態時の信号値に調整し、その信号値に基づいて規格化信号  $Bs2 / Gs1$ 、 $Rd2 / Gd1$  が作成されているため、特定の層に位置する血管の酸素飽和度を精度良く求めることができる。

10

#### 【0062】

ゲイン算出部68は、酸素飽和度算出部67で求めた酸素飽和度に応じて、血管強調画像の画素値を調整するためのゲインを算出する。このゲイン算出部68には、酸素飽和度とゲインとの対応関係を記憶したゲインテーブル68aが設けられている。ゲインには、血管強調画像の赤色信号  $R$  の画素値を調整するゲイン  $g_r$ 、緑色信号  $G$  の画素値を調整するゲイン  $g_g$ 、青色信号  $B$  の画素値を調整するゲイン  $g_b$  がある。ゲイン算出部68では、ゲインテーブル68aの中から、酸素飽和度算出部67で求めた酸素飽和度に対応するゲイン  $g_b$ 、 $g_g$ 、 $g_r$  を求める。

20

#### 【0063】

なお、ゲインテーブル68aは、図14Aに示すように、酸素飽和度が100～60%の間はゲイン  $g_b$ 、 $g_g$ 、 $g_r$  は全て1に設定されている。一方、酸素飽和度が60%を下回ると、ゲイン  $g_r$  は酸素飽和度の低下に伴って徐々に小さくなるように設定される一方で、ゲイン  $g_g$ 、 $g_b$  は酸素飽和度の低下に伴って徐々に大きくなるように設定されている。

#### 【0064】

酸素飽和度画像作成部69は、血管強調画像の信号  $B$ 、 $G$ 、 $R$  の画素値に、ゲイン算出部68で求めたゲイン  $g_b$ 、 $g_g$ 、 $g_r$  を掛け合わせるにより、信号  $B'$ 、 $G'$ 、 $R'$  を有する酸素飽和度画像を作成する ( $(B', G', R') = (g_b \times B, g_g \times G, g_r \times R)$ )。なお、本実施形態では、酸素飽和度に応じて血管強調画像の画素値を調整することによって酸素飽和度を調整するが、画素値自体でなく、色相、明度、彩度などの血管強調画像の色特性値を酸素飽和度に応じて調整してもよい。この場合には、上記のようなゲインテーブル68aに代えて、酸素飽和度と、血管強調画像の画素値を色相、明度、彩度に変換するための変換値とを関連付けた色相マトリックス、明度マトリックス、彩度マトリックスを用いる。また、血管強調画像に酸素飽和度を反映して酸素飽和度画像を作成する代わりに、酸素飽和度と関連付けた色差信号 (例えば、高酸素状態のときに色差信号  $Cr$  を色差信号  $Cb$  よりも大きくし、低酸素状態のときに色差信号  $Cb$  を色差信号  $Cr$  よりも大きくする) と、体腔内の平均的明るさを表す信号 (例えば  $Gs1$ ) を割り当てた輝度信号に基づいて、酸素飽和度画像を作成してもよい。

30

40

#### 【0065】

また、ゲインテーブル68aでは、酸素飽和度とゲインとを関連付けているが、これに代えて、図14Bに示すように、規格化信号  $Bs2 / Gs1$  とゲインとを関連付けてもよい。この図14Bでは、規格化信号  $Bs2 / Gs1$  の信号値が小さいときには酸素飽和度が高いため、ゲイン  $g_b$ 、 $g_g$ 、 $g_r$  は「1」に設定されている。そして、この信号値が大きくなるほど酸素飽和度が低くなるため、これに合わせてゲイン  $g_b$ 、 $g_g$  を「1」よりも大きくし、反対に  $g_r$  を「1」よりも小さくする。

#### 【0066】

表示制御回路58は、酸素飽和度画像をモニタ14に表示する。表層観察モードに設定されている場合には、図15に示す酸素飽和度画像70がモニタ14に表示される。この

50

酸素飽和度画像 70 では、強調表示された複数の表層血管 71 a ~ 71 c のうち、一部の表層血管 71 b は、酸素飽和度が 60 % を下回る低酸素状態のため、疑似カラーで表される。その一方で、その他の表層血管 71 a , 71 c は酸素飽和度が 60 % を超えているため通常通り血管に適した色となっている。

【0067】

これは、表層血管 71 b については、ゲイン  $g_b$ 、 $g_g$ 、 $g_r$  が「1」以外であるため画素値が変化する一方で、表層血管 71 a , 71 c については、ゲイン  $g_b$ 、 $g_g$ 、 $g_r$  が「1」であるため画素値が変化しなかったためである。また、酸素飽和度画像は表層血管強調画像がベースとなっており、更にこの表層血管強調画像は通常光画像がベースになっているため、低酸素状態のときに疑似カラーで表示される表層血管 71 b 以外の表層血管 71 a , 71 c、中深層血管 72、粘膜などは、通常通り生体に適した色味となっている。したがって、低酸素状態の血管のように、着目すべき部分は疑似カラーなどで確実に情報を表示する一方で、それ以外の部分については、通常通りの観察画像とすることによって、全体としての診断能を向上させることができる。

【0068】

中深層観察モードに設定されている場合には、図 16 に示す酸素飽和度画像 75 がモニタ 14 に表示される。この酸素飽和度画像 75 では、強調表示された中深層血管 72 は、酸素飽和度が 60 % を下回る低酸素状態のため、疑似カラーで表される。その一方で、その他の血管や粘膜は通常通りの生体に適した色となっている。

【0069】

以上のような表層用の酸素飽和度画像 70 と中深層用の酸素飽和度画像 75 を診断時に併用することによって、生体組織の表層から中深層に至る全ての領域で酸素飽和度を画像化することができる。また、表層用の酸素飽和度画像 70 は 2 波長分の信号  $B_s 2$ 、 $G_s 1$  を用いて作成され、中深層用の酸素飽和度画像 75 も 2 波長分の信号  $R_d 2$ 、 $G_d 1$  を用いて作成されているため、従来のように、酸素飽和度の画像化に 3 波長分もの信号を必要としない。また、それら 2 波長分の信号は 2 フレームで取得しているため、従来のように 3 波長分の信号を 3 フレームで取得した場合と比較して、フレームレートが低下することはない。

【0070】

次に、表層観察モードにおける一連の流れを、図 17 に示すフローチャートを用いて説明する（中深層観察モードの一連の流れも、表層観察モードと略同様であるので、説明を省略する）。なお、通常観察モードの元では、内視鏡スコープ 32 を体内、例えば消化管内に挿入する。アングルノブ 35 a の操作によって、所望の観察部位にスコープ先端部 40 をセットし、通常観察を行う。この通常観察では、白色光  $W$  で照明された観察領域のカラーの通常光画像が表示装置 14 に表示される。

【0071】

この通常観察モード下において、観察部位が病変部と推測したときに、モード切替  $S W 15$  により表層観察モードに切り替える。これにより、検体に向けて白色光  $W$  と青色狭帯域光  $B N$  が交互に照射される。白色光  $W$  が照明された検体をカラーの  $C C D 44$  で撮像して、 $C C D 44$  から青色信号  $B_s 1$ 、緑色信号  $G_s 1$ 、赤色信号  $R_s 1$  を出力するとともに、青色狭帯域光  $B N$  が照明された検体を  $C C D 44$  で撮像して、 $C C D 44$  から青色信号  $B_s 2$ 、緑色信号  $G_s 2$ 、赤色信号  $R_s 2$  を出力する。

【0072】

次に、青色信号  $B_s 2$ 、緑色信号  $G_s 2$ 、赤色信号  $R_s 2$  に基づいて、通常光画像を作成する。また、青色信号  $B_s 2$  及び緑色信号  $G_s 2$  間の輝度比  $B / G$  からなる  $B / G$  画像を作成する。 $B / G$  画像が作成されると、 $B / G$  画像から表層血管が抽出される。これにより、表層血管抽出画像が得られる。 $B / G$  画像から血管が抽出されたら、輝度値を絶対値化した表層血管を通常光画像に合成することにより、表層血管強調画像が作成される。

【0073】

次に、青色信号  $B_s 2$  を緑色信号  $G_s 1$  で除算することにより、規格化信号  $B_s 2 / G$

10

20

30

40

50

s 1 が作成される。この規格化信号 B s 2 / G s 1 に対応する酸素飽和度を、酸素飽和度テーブル 6 6 から求める。そして、この求めた酸素飽和度に対応するゲイン g b、g g、g r を、ゲインテーブル 6 8 a から求める。求めたゲイン g b、g g、g r を表層血管強調画像の各色の信号の画素値に掛け合わせるにより、表層用の酸素飽和度画像 7 0 が作成される。作成された表層用の酸素飽和度画像 7 0 は、モニタ 1 4 に表示される。

【 0 0 7 4 】

本発明の第 2 実施形態では、回転フィルタ方式で照明を行う。この第 2 実施形態の内視鏡システム 1 0 0 においては、図 1 8 に示すように、4 0 0 ~ 7 0 0 n m の波長範囲を有する広帯域光 B B を発する広帯域光源 1 0 1 と、広帯域光源 1 0 1 からの広帯域光 B B を波長分離することにより波長が異なる複数種類の光を順次透過させる回転フィルタ 1 0 2 と、この回転フィルタ 1 0 2 を一定速度で回転させるモータ 1 0 3 を備える光源装置 1 0 5 を使用する。また、回転フィルタ方式で検体の撮像を行うため、C C D 4 4 の撮像制御が第 1 実施形態と異なる。なお、それ以外については、第 1 実施形態と同様の構成を備えており、その説明を省略する。

10

【 0 0 7 5 】

回転フィルタ 1 0 2 は、図 1 9 に示すように、広帯域光 B B そのまま透過させる開口部 1 0 2 a と、広帯域光 B B のうち中心波長 4 7 3 n m の青色狭帯域光 B N ( 波長域 4 6 0 ~ 4 8 0 n m ) を透過させる B P F ( バンドパスフィルタ ) 1 0 2 b と、広帯域光 B B のうち中心波長 6 5 0 n m の赤色狭帯域光 R N を透過させる B P F ( バンドパスフィルタ ) 1 0 2 c とが、周方向に沿って設けられている。したがって、回転フィルタ 1 0 2 が回転することで、広帯域光 B B、青色狭帯域光 B N、赤色狭帯域光 R N が、検体に向けて順次照射される。

20

【 0 0 7 6 】

検体からの反射光の像光は、カラーの C C D 4 4 により順次撮像される。C C D 4 4 の撮像制御は、通常観察モードに設定されている場合、図 2 0 A に示すように、広帯域光 B B が照射されたときにのみ電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップが行われ、青色狭帯域光 B N 及び赤色狭帯域光 R N が照射されたときには電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップは行われない。この場合、信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号は、それぞれ第 1 実施形態の B c、G c、R c に対応する。

30

【 0 0 7 7 】

また、表層観察モードに設定されている場合、図 2 0 B に示すように、広帯域光 B B と青色狭帯域光 B N が照射されたときのみ電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップが行われ、赤色狭帯域光 R N が照射されたときには電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップは行われない。この場合、広帯域光 B B 照射時の信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号はそれぞれ第 1 実施形態の B s 1、G s 1、R s 1 に対応し、青色狭帯域光 B N 照射時の信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号はそれぞれ第 1 実施形態の B s 2、G s 2、R s 2 に対応する。

【 0 0 7 8 】

また、中深層観察モードに設定されている場合、図 2 0 C に示すように、広帯域光 B B と赤色狭帯域光 R N が照射されたときのみ電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップが行われ、青色狭帯域光 B N が照射されたときには電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップは行われない。この場合、広帯域光 B B 照射時の信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号はそれぞれ第 1 実施形態の B d 1、G d 1、R d 1 に対応し、赤色狭帯域光 R N 照射時の信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号はそれぞれ第 1 実施形態の B d 2、G d 2、R d 2 に対応する。

40

【 0 0 7 9 】

本発明の第 3 実施形態では、酸素飽和度の算出に使用する 2 波長の光のうち、一方の光については、第 1 実施形態と同様に、半導体光源の光を使用する一方、もう一方の光については、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光 B B から波長分離した光を使用する。

【 0 0 8 0 】

50

図 2 1 に示すように、第 3 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 では、光源装置 2 1 3 の構成が第 1 実施形態の光源装置 1 3 と異なっている。また、電子内視鏡 1 1 内の C C D の構成及び撮像制御部 4 6 の動作が第 1 実施形態と異なっている。それ以外については、第 1 実施形態と同様であるので、第 1 実施形態と異なる部分についてのみ以下で説明する。

【 0 0 8 1 】

光源装置 2 1 3 は、広帯域光 B B ( 4 0 0 ~ 7 0 0 n m ) を発する白色光源 2 3 0 と、この白色光源 2 3 0 からの広帯域光 B B を B、G、R の 3 色の光に色分離し、それら各色の光を順次ライトガイド 4 3 に供給するロータリフィルタ 2 3 4 と、青色狭帯域光 B N 及び赤色狭帯域光 R N を発する半導体光源ユニット 2 3 6 と、ロータリフィルタ 2 3 4 とライトガイド 4 3 の間の広帯域光 B B の光路 L 1 上に青色狭帯域光 B N 及び赤色狭帯域光 R N の光路 L 2 を合流させる光合流部 2 3 8 と、所定のタイミングにおいて白色光源 2 3 0 とロータリフィルタ 2 3 4 との間の広帯域光 B B の光路を塞ぐシャッタ板 2 4 0 とを備えている。

10

【 0 0 8 2 】

光源装置 2 1 3 は、酸素飽和度の算出に用いる広帯域光 B B と青色狭帯域光 B N 及び赤色狭帯域光 R N の光量を安定させるために、それぞれの光の光量をモニタリングするモニタリング部 2 5 0 と、モニタリング部 2 5 0 での光量モニタ結果に基づいて、それぞれの光量を制御する光量制御部 2 6 0 とを備えている。

【 0 0 8 3 】

白色光源 2 3 0 は、広帯域光 B B を放射する光源本体 2 3 0 a と、広帯域光 B B の光量を調整する絞り 2 3 0 b とを備えている。光源本体 2 3 0 a はキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプなどから構成される。絞り 2 3 0 b の開度は、光量制御部 2 6 0 によって調節される。

20

【 0 0 8 4 】

図 2 2 に示すように、ロータリフィルタ 2 3 4 は、B フィルタ部 2 3 4 a、G フィルタ部 2 3 4 b、R フィルタ部 2 3 4 c が選択的に広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入されるように回転自在に設けられている。ロータリフィルタ 2 3 4 は、円板形状をしており、円周方向に 3 分割されて中心角が 1 2 0 ° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 2 3 4 a、G フィルタ部 2 3 4 b、R フィルタ部 2 3 4 c が設けられている。

【 0 0 8 5 】

図 2 3 に示すように、B フィルタ部 2 3 4 a は広帯域光 B B から青色帯域の B 光を透過させ、G フィルタ部 2 3 4 b は広帯域光 B B から緑色帯域の G 光を透過させ、R フィルタ部 2 3 4 c は広帯域光 B B から赤色帯域の R 光を透過させる。したがって、ロータリフィルタ 2 3 4 の回転によって、ロータリフィルタ 2 3 4 からは B 光、G 光、R 光が順次射出する。

30

【 0 0 8 6 】

半導体光源ユニット 2 3 6 は、第 1 及び第 2 のレーザ光源 2 3 6 a、2 3 6 b、光ファイバ 2 3 6 c、2 3 6 d、カプラー 2 3 6 e、光源制御部 2 3 6 f を有する。図 2 3 に示すように、第 1 のレーザ光源 2 3 6 a は中心波長 4 7 3 n m の青色狭帯域 B N を、第 2 のレーザ光源 2 3 6 b は中心波長 6 5 0 n m の赤色狭帯域光 R N を発光する。第 1 のレーザ光源 2 3 6 a と第 2 のレーザ光源 2 3 6 b は、光源制御部 2 3 6 f の制御に従って、点灯及び消灯を行う。通常観察モードの場合には、第 1 のレーザ光源 2 3 6 a と第 2 のレーザ光源 2 3 6 b の両方が消灯される。表層観察モードの場合には、第 1 のレーザ光源 2 3 6 a のみが点灯し、中深層観察モードの場合には、第 2 のレーザ光源 2 3 6 b のみが点灯する。

40

【 0 0 8 7 】

光ファイバ 2 3 6 c、2 3 6 d は、各レーザ光源 2 3 6 a、2 3 6 b が発する狭帯域光を導光して、カプラー 2 3 6 e に入射させる。カプラー 2 3 6 e は、各光ファイバ 2 3 6 c、2 3 6 d から入射する青色狭帯域光 B N、赤色狭帯域光 R N の光軸を一致させる。カプラー 2 3 6 e を出た青色狭帯域光 B N、赤色狭帯域光 R N は、コリメータレンズ ( 図示

50

省略)を通して、光合流部238に向けて出射する。

【0088】

光合流部238はダイクロミックミラーであり、光路L1を通るロータリフィルタ234からの光はそのまま透過させる一方で、光路L2を通る半導体光源ユニット236からの青色狭帯域光BN、赤色狭帯域光RNは反射させる。光合流部238で合成された光は、集光レンズ242を通して、ライトガイド43に入射する。

【0089】

図24に示すように、シャッタ板240は、240°の中心角を有し、広帯域光BBを遮光する遮光部240aと、残りの120°の中心角を有し、広帯域光BBを透過させる透過部240bとを備えている。シャッタ板240は回転自在に設けられており、遮光部240aと透過部240bが交互に選択的に広帯域光BBの光路に挿入させる。

10

【0090】

シャッタ板240の回転動作は、通常観察モードの場合と、表層観察モード又は中深層観察モードの場合とで異なっている。通常観察モードにおいては、シャッタ板240は、遮光部240aが広帯域光BBの光路L1から退避し、透過部240bが光路L1に挿入された状態で停止している。したがって、広帯域光BBは、常時ロータリフィルタ234に入射する。これにより、広帯域光BBの光路L1に挿入されている、B、G、Rの各フィルタ部234a、234b、234cの種類に応じて、B光、G光、R光の三色の光が順次作成される。

20

【0091】

一方、表層観察モード又は中深層観察モードにおいては、シャッタ板240は、透過部240bとGフィルタ部234bの回転位相が一致するように、ロータリフィルタ234と同じ速度で回転する。これにより、透過部240bが広帯域光BBの光路L1に挿入されて、遮光部240aが光路L1から退避している間、広帯域光BBはGフィルタ部234bを透過してG色光が作成される。これに対して、遮光部240aが広帯域光BBの光路L1に挿入されて、透過部240bが光路L1から退避している間、広帯域光BBが遮光される。広帯域光BBが遮光されている間に、第1又は第2のレーザ光源236a、236bが順次点灯して、青色狭帯域光BN又は赤色狭帯域光RNが電子内視鏡11に供給される。

30

【0092】

モニタリング部250は、光源本体230aに取り付けられた光量検出器230c及び光ファイバ236c、236dに取り付けられた光量検出器236g、236hからの検出信号に基づいて、広帯域光BBと青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNの光量をモニタリングする。このモニタリング部250では、モニタリング中の広帯域光BBと青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNが予め定められた標準状態時の光量から、どの程度ずれているかをモニタリングする。このモニタリングで得られた光量のずれ量は、光量制御部260に送られる。なお、標準状態時の光量は、内視鏡使用前に予め定められている。

40

【0093】

光量制御部260は、モニタリング部250が検出した標準状態時からの光量のずれ量に基づいて、絞り230bの開度及び第1及び第2のレーザ光源236a、236bの駆動を制御する。この駆動制御によって、広帯域光BB、青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNが標準状態時の光量に調整される。広帯域光BBの光量調整により、ロータリフィルタ234で波長分離されるB光、G光、R光の光量も調整される。

50

【0094】

電子内視鏡内のCCD244は、上記第1及び第2実施形態と異なり、撮像面にマイクロカラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子である。また、このCCD244の撮像を制御する撮像制御部46についても、上記第1及び第2実施形態と異なる動作を行う。

【0095】

通常観察モードにおいては、図25Aに示すように、B、G、Rの三色の像光を順次光

50

電変換して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて面順次撮像信号 B、G、R を順次出力する。この一連の動作は、通常観察モードに設定されている間、所定のサイクルで繰り返される。面順次撮像信号 B、G、R は、それぞれ第 1 実施形態の B<sub>c</sub>、G<sub>c</sub>、R<sub>c</sub> に対応している。

【0096】

また、表層観察モードにおいては、図 25B に示すように、2 フレーム分の青色狭帯域光 B<sub>N1</sub> の像光と、1 フレーム分の G 色の光の像光を順次光電変換して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて 2 フレーム分の面順次撮像信号 B<sub>N</sub> と 1 フレーム分の面順次撮像信号 G を順次出力する。この一連の動作は表層観察モードに設定されている間、所定のサイクルで繰り返される。面順次撮像信号 B<sub>N</sub>、G は、それぞれ第 1 実施形態の B<sub>s2</sub>、G<sub>s1</sub> に対応している。なお、2 フレーム分の面順次撮像信号 B<sub>N</sub> は、画質向上のため、合成処理することが好ましい。

【0097】

また、中深層観察モードにおいては、図 25C に示すように、2 フレーム分の赤色狭帯域光 B<sub>N2</sub> の像光と、1 フレーム分の G 色の光の像光を順次光電変換して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて 2 フレーム分の面順次撮像信号 R<sub>N</sub> と、1 フレーム分の面順次撮像信号 G を順次出力する。この一連の動作は表層観察モードに設定されている間、所定のサイクルで繰り返される。面順次撮像信号 R<sub>N</sub>、G は、それぞれ第 1 実施形態の R<sub>d2</sub>、G<sub>d1</sub> に対応している。なお、2 フレーム分の面順次撮像信号 R<sub>N</sub> についても、画質向上のため、合成処理することが好ましい。

【0098】

なお、第 3 実施形態では、酸素飽和度の算出に使用する G 光と青色狭帯域光 B<sub>N</sub> 及び赤色狭帯域光 R<sub>N</sub> については、光源装置 213 内で標準状態時の光量に調整されているため、それら光の像光を撮像して得られる面順次撮像信号 G、B<sub>N</sub>、R<sub>N</sub> は、病変部等の異常部位が無い限り、標準状態時の信号値に調整されている。したがって、このように標準状態時の信号値に調整し、その信号値に基づいて規格化信号 B<sub>N</sub>/G、R<sub>N</sub>/G を作成しているため、特定の層に位置する血管の酸素飽和度を精度良く求めることができる。

【0099】

なお、上記実施形態においては、酸素飽和度が 60% を下回るような低酸素状態にのみ一部疑似カラー表示としたが、これに代えて、低～高酸素状態に至るまで全ての酸素飽和度を疑似カラーで表示してもよい。

【0100】

なお、上記第 1 実施形態においては、規格化信号が予め定めた標準状態時の信号値となるように、励起光光源 30a、青色狭帯域光源 31、赤色狭帯域光源 32 の光量を制御し、また、上記第 3 実施形態においては、絞り 230b の開度調整により白色光の光量を制御するとともに、第 1 又は第 2 のレーザ光源の光量を制御したが、これに代えて、各光量のモニタリング結果に基づいて、規格化信号そのものを標準状態時の信号値になるように調整してもよい。

【0101】

なお、上記実施形態では、通常光画像上で特定深さの血管を強調した血管強調画像に対して酸素飽和度の情報を反映させたが、これに代えて、通常光画像そのものに酸素飽和度の情報を反映させてもよい。

【0102】

なお、上記実施形態においては、酸素飽和度の画像化を行ったが、これに代えて又は加えて、「血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）×酸素飽和度（%）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスの画像化や、「血液量×（100 - 酸素飽和度）（%）」から求まる還元ヘモグロビンインデックスの画像化を行ってもよい。

【符号の説明】

【0103】

10, 100, 200 内視鏡システム

10

20

30

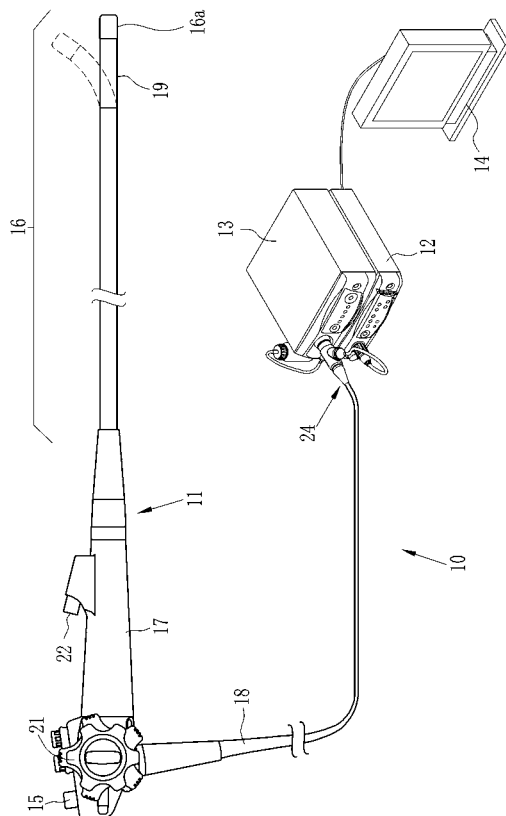
40

50

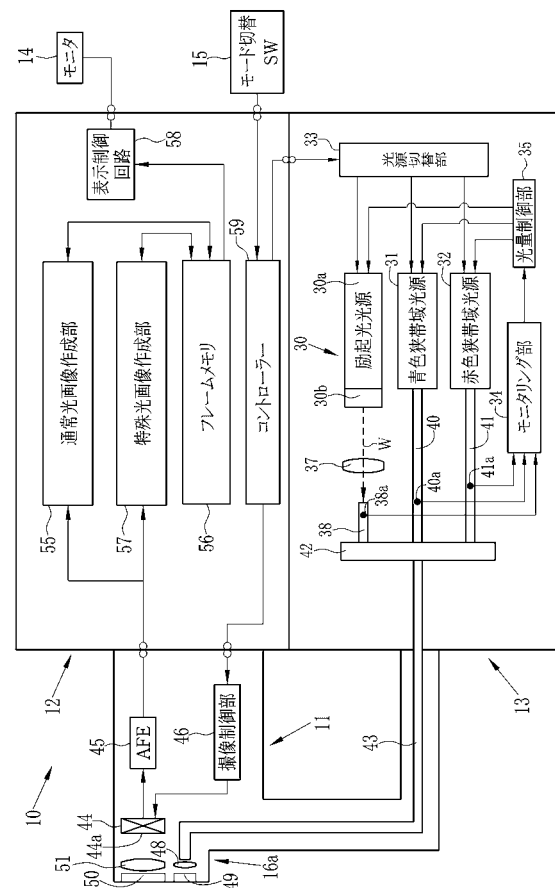
- |           |             |
|-----------|-------------|
| 1 2       | プロセッサ装置     |
| 1 4       | モニタ         |
| 3 1       | 青色狭帯域光源     |
| 3 2       | 赤色狭帯域光源     |
| 3 5       | 光量制御部       |
| 4 4       | C C D       |
| 5 5       | 通常光画像作成部    |
| 6 1       | B / G 画像作成部 |
| 6 2       | 血管抽出部       |
| 6 3       | 血管強調画像作成部   |
| 6 5       | 規格化信号作成部    |
| 6 6       | 酸素飽和度テーブル   |
| 6 7       | 酸素飽和度算出部    |
| 6 9       | 酸素飽和度画像作成部  |
| 7 0 , 7 5 | 酸素飽和度画像     |

10

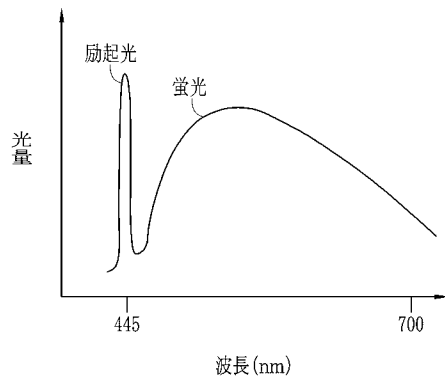
【 圖 1 】



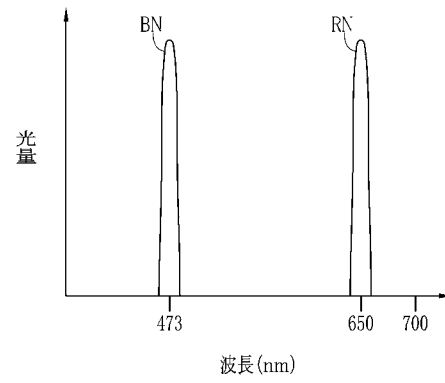
【圖 2】



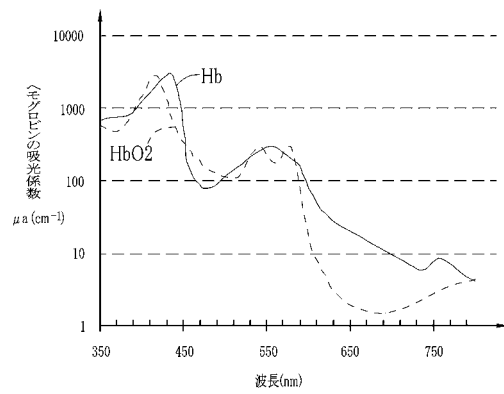
【図 3 A】



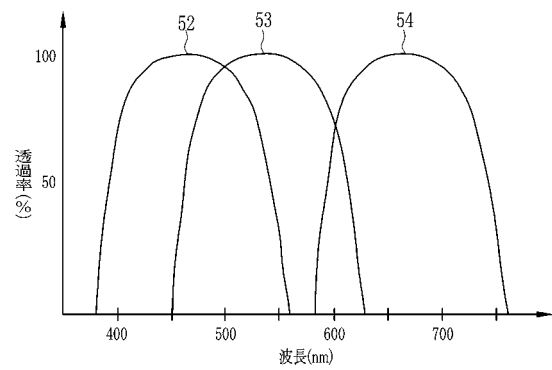
【図 3 B】



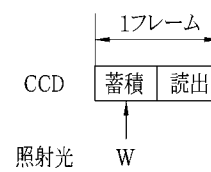
【図 4】



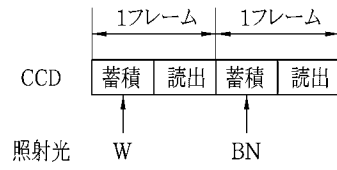
【図 5】



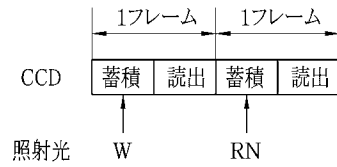
【図 6 A】



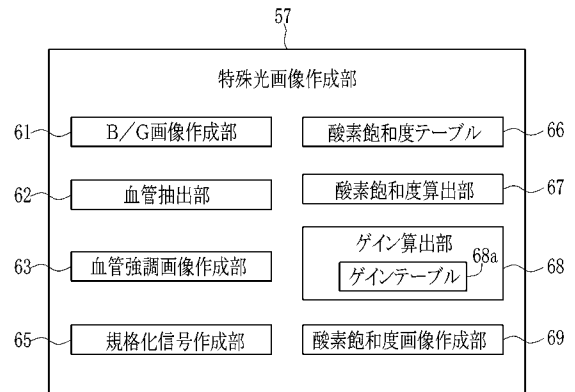
【図 6 B】



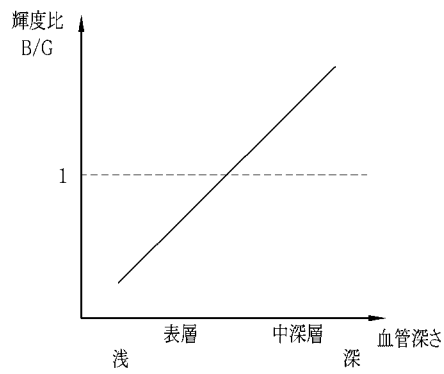
【図 6 C】



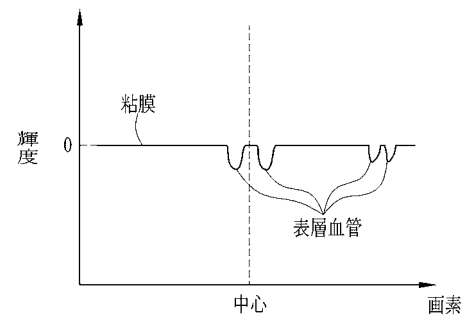
【図 7】



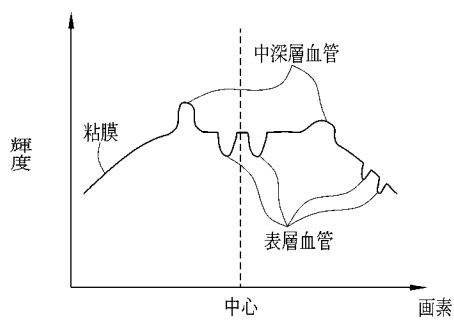
【図 8】



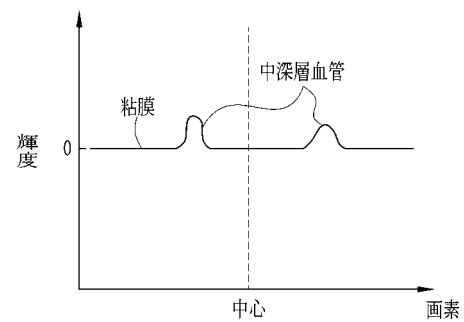
【図 10】



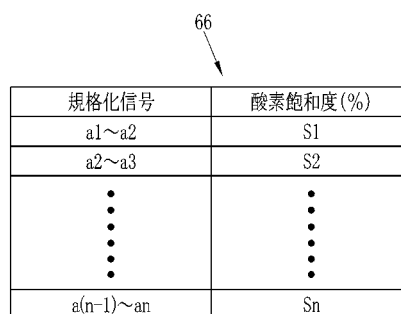
【図 9】



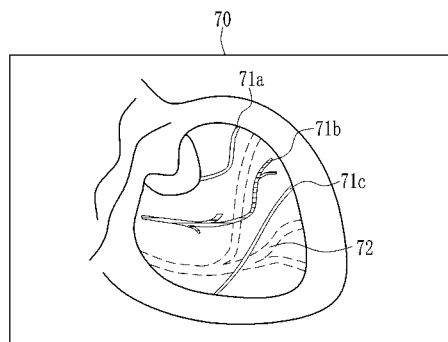
【図 11】



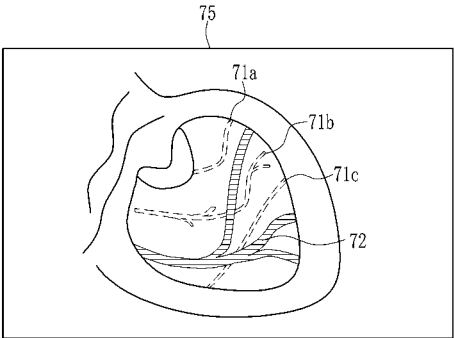
【 図 1 3 】



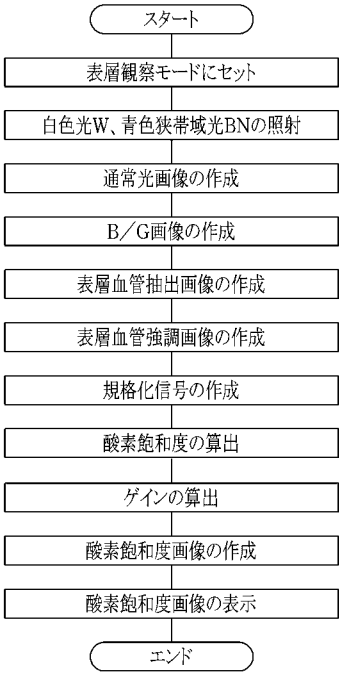
【 図 1 5 】



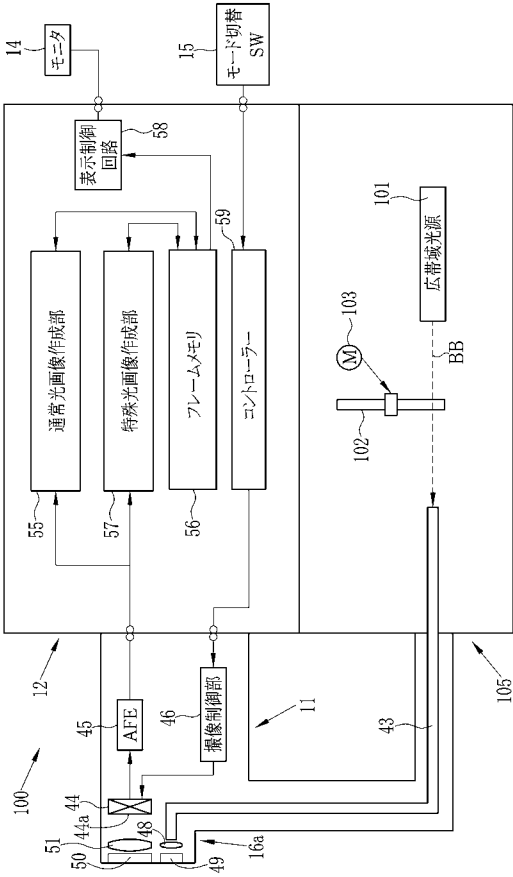
【図 1 6】



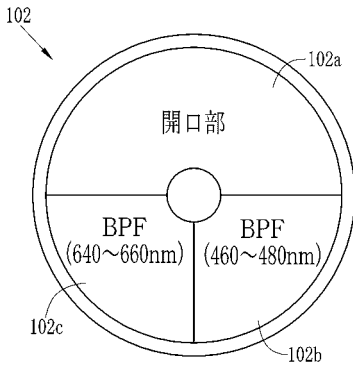
【図 1 7】



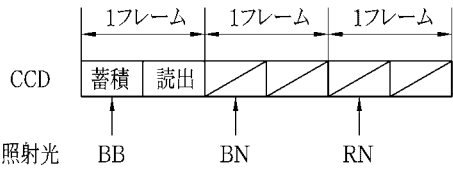
【図 1 8】



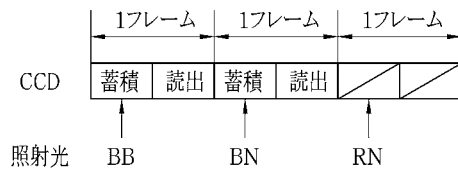
【図 1 9】



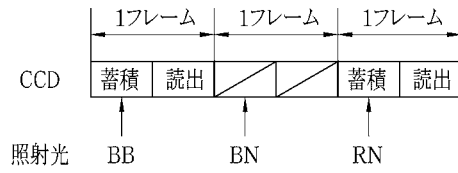
【図 2 0 A】



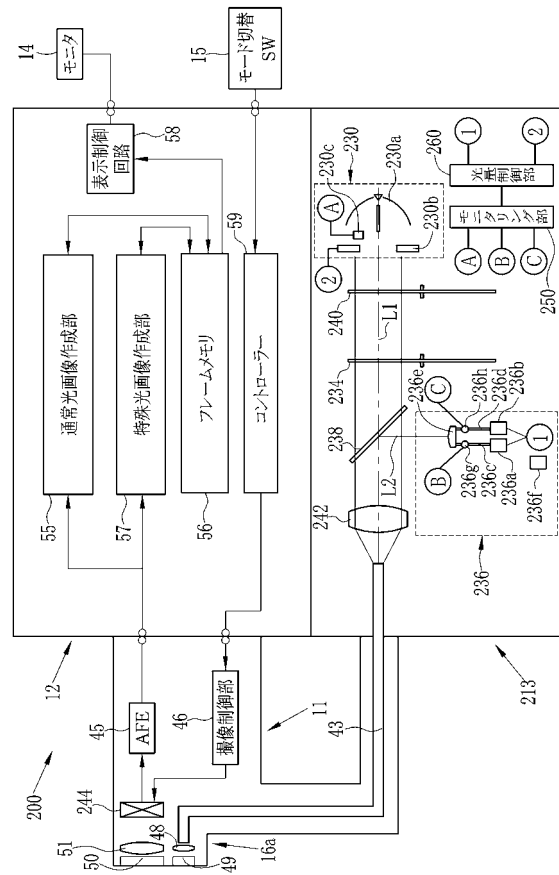
【図 2 0 B】



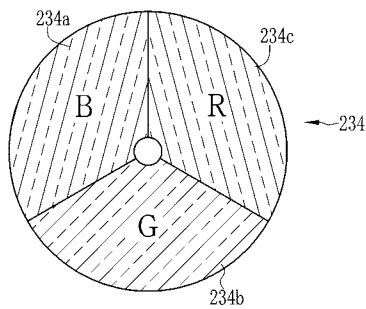
【図 2 0 C】



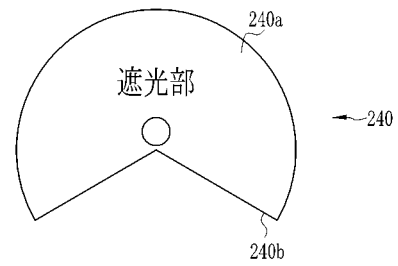
【図 2 1】



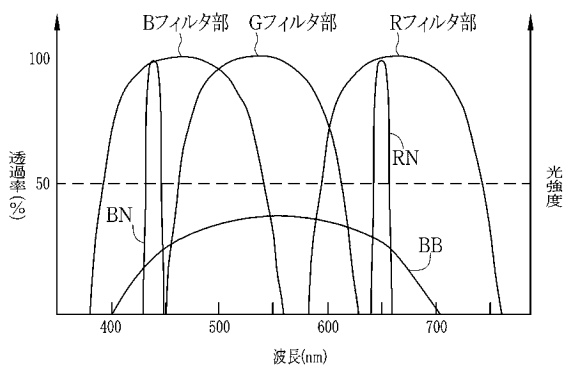
【図 2 2】



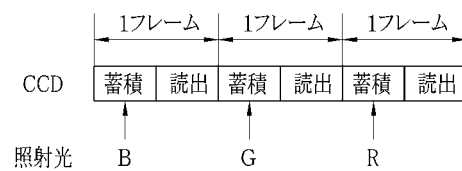
【図 2 4】



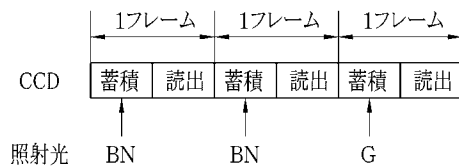
【図 2 3】



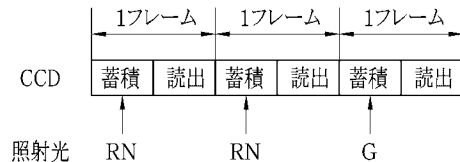
【図 2 5 A】



【図 2 5 B】



【図 2 5 C】



## 【手続補正書】

【提出日】平成26年8月7日(2014.8.7)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に照明光を照射する照明部と、

前記照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応する第 2 の画像信号とを取得する画像信号取得部と、

前記第 1 の画像信号を前記第 2 の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、

前記規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、

前記酸素飽和度画像を表示する表示器と、  
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像信号取得部は、白色光で照明された検体を撮像することにより、前記白色光の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得し、

前記酸素飽和度画像作成部は、前記規格化信号及び前記第 3 の画像信号に基づいて、前記酸素飽和度が一定値を下回る血管のみを疑似カラーで表した第 1 酸素飽和度画像を作成

する、

ことを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記酸素飽和度画像作成部は、前記規格化信号と前記酸素飽和度との相関関係を予め記憶した第 1 メモリと、

前記第 1 メモリの相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度及び前記第 3 の画像信号に基づいて、前記第 1 酸素飽和度画像を作成する第 1 画像作成部と、

を備えることを特徴とする請求の範囲第 2 項記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記酸素飽和度画像作成部は、

前記第 3 の画像信号に基づいて、前記特定深さの血管を強調した血管強調画像を作成する血管強調画像作成部を備え、

前記第 1 画像作成部は、前記血管強調画像に前記酸素飽和度の情報を反映させることによって、前記第 1 酸素飽和度画像を作成する、

ことを特徴とする請求の範囲第 3 項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記血管強調画像作成部は、

前記第 3 の画像信号に基づいて通常光画像を作成する通常光画像作成部と、

前記通常光画像から前記特定深さの血管を抽出した血管抽出画像を作成する血管抽出部と、

前記血管抽出画像を前記通常光画像に合成して前記血管強調画像を作成する強調画像作成部と、

を有することを特徴とする請求の範囲第 4 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記血管抽出部は、前記通常光画像における青色信号と緑色信号の比に基づいて、前記通常光画像から前記特定深さの血管を抽出することを特徴とする請求の範囲第 5 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記酸素飽和度画像作成部は、

前記規格化信号と前記第 3 の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係を予め記憶した第 2 メモリと、

前記第 2 メモリの相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記ゲインを算出するゲイン算出部と、

前記ゲインによって前記第 3 の画像信号の信号値を変化させることによって、前記酸素飽和度画像を作成する第 2 画像作成部と、

を備えることを特徴とする請求の範囲第 2 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記酸素飽和度画像作成部は、前記規格化信号に基づいて、血管及びそれ以外の部分を疑似カラーで表すとともに、前記酸素飽和度に応じて前記血管の色が変化する第 2 酸素飽和度画像を作成することを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号との信号比が予め定めた規定値となるように、前記照明部または前記画像信号取得部を制御する制御部を備えることを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記照明部は、

前記第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光を発する第 1 の半導体光源と、

前記第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光を発する第 2 の半導体光源と、

を有することを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記照明部は、

前記第1の波長範囲を含む第1照明光を発する第1の半導体光源と、

白色光を波長分離することにより、前記第2の波長範囲を含む第2照明光を作成する波長分離部と、

を有することを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項12】

前記特定深さが表層である場合は、前記第1の波長範囲は460～480nmであり、前記特定深さが中深層である場合は、前記第1の波長範囲は640～660nmであることを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項13】

照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号とを取得する画像信号取得部とを備える電子内視鏡から、前記第1及び第2の画像信号を受信する受信部と、

前記第1の画像信号を前記第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、

前記規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項14】

照明部が照明光を発する発光ステップと、

画像信号取得部が、検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号とを取得する画像信号取得ステップと、

規格化信号作成部が、前記第1の画像信号を前記第2の画像信号で規格化した規格化信号を作成する規格化信号作成ステップと、

酸素飽和度画像作成部が、前記規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成ステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体に照明光を照射する照明部と、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号とを取得する画像信号取得部と、第1の画像信号を第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、酸素飽和度画像を表示する表示器と、備えることを特徴とする。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0015

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0015】

本発明は、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号とを取得する画像信号取得部とを備える電子内視鏡から、第1及び第2の画像信号を受信する受信部と、第1の画像信号を第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部とを備えることを特徴とする。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0016】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、発光ステップと、画像信号作成ステップと、規格化作成ステップと、酸素飽和度画像作成ステップとを有する。発光ステップは、照明部が照明光を発する。画像信号作成ステップは、画像信号取得部が、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号とを取得する。規格化信号作成ステップは、規格化信号作成部が、第1の画像信号を第2の画像信号で規格化した規格化信号を作成する。酸素飽和度画像作成ステップは、酸素飽和度画像作成部が、規格化信号に基づいて、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0018】

【図1】内視鏡システムを示す外觀図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの概略図である。

【図3A】励起光により励起発光する白色光Wの発光スペクトルを示すグラフである。

【図3B】青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNの発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図5】R色、G色、B色のカラーフィルターの分光透過率を示すグラフである。

【図6A】第1実施形態の通常観察モードにおけるCCDの撮像制御を示す説明図である。

【図6B】第1実施形態の表層観察モードにおけるCCDの撮像制御を示す説明図である。

【図6C】第1実施形態の中深層観察モードにおけるCCDの撮像制御を示す説明図である。

【図7】特殊光画像作成部の機能ブロック図である。

【図8】輝度比B/Gと血管深さとの関係を示すグラフである。

【図9】B/G画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図10】表層血管抽出画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

- 【図 1 1】中深層血管抽出画像の一部の輝度分布を表すグラフである。
- 【図 1 2】規格化信号の作成方法を説明するための図である。
- 【図 1 3】酸素飽和度テーブルを示す図である。
- 【図 1 4 A】酸素飽和度とゲインとを関連付けたゲインテーブルを示すグラフである。
- 【図 1 4 B】規格化信号とゲインとを関連付けたゲインテーブルを示すグラフである。
- 【図 1 5】表層血管強調画像上に酸素飽和度の情報が反映された酸素飽和度画像を示す画像図である。
- 【図 1 6】中深層血管強調画像上に酸素飽和度の情報が反映された酸素飽和度画像を示す画像図である。
- 【図 1 7】表層観察モードの手順を表したフローチャートである。
- 【図 1 8】第 2 実施形態の内視鏡システムの概略図である。
- 【図 1 9】第 2 実施形態の回転フィルタを示す平面図である。
- 【図 2 0 A】第 2 実施形態の通常観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。
- 【図 2 0 B】第 2 実施形態の表層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。
- 【図 2 0 C】第 2 実施形態の中深層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。
- 【図 2 1】第 3 実施形態の内視鏡システムの概略図である。
- 【図 2 2】R G B 回転フィルタを示す平面図である。
- 【図 2 3】B フィルタ、G フィルタ、R フィルタの分光透過率と、広帯域光 B B、青色狭帯域光 B N、及び赤色狭帯域光 R N の発光強度を示すグラフである。
- 【図 2 4】シャッタ板を示す平面図である。
- 【図 2 5 A】第 3 実施形態の通常観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。
- 【図 2 5 B】第 3 実施形態の表層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。
- 【図 2 5 C】第 3 実施形態の中深層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 4 9

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 4 9】

一方、中深層観察モードに設定されている場合には、中深層血管に多い周波数帯成分である中周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 1 1 に示すように、中深層血管の輝度が正で、粘膜部分の輝度がほぼ「0」となる中深層血管抽出画像が得られる。中深層血管抽出画像では、中深層血管のみがシャープに抽出されている。

【手続補正 8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 5 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 5 1】

血管強調画像作成部 6\_3 は、表層血管抽出画像と通常光画像とから表層血管が強調された表層血管強調画像を作成し、中深層血管抽出画像と通常光画像とから中深層血管強調画像を作成する。表層観察モードに設定されている場合は、表層血管抽出画像と通常光画像とを合成することにより、表層血管強調画像が得られる。一方、中深層観察モードに設定されている場合は、中深層血管抽出画像をそのまま通常光画像に合成することにより、中

深層血管強調画像が得られる。なお、表層血管抽出画像において血管部分の画素値は「負」であるため、画素値を絶対値化して「正」にすることが好ましい。

【手続補正 9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0057

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0057】

酸素飽和度テーブル66は、今までの診断や経験等から得られた規格化信号と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この酸素飽和度テーブル66では、図13に示すように例えば、規格化信号の信号値が $a_1 \sim a_2$ の範囲内に入っている場合には、この範囲に対応する酸素飽和度は $S_1(\%)$ となる。酸素飽和度算出部67は、酸素飽和度テーブル66から、規格化信号作成部65で作成した規格化信号に対応する酸素飽和度を算出する。

【手続補正 10】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0070

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0070】

次に、表層観察モードにおける一連の流れを、図17に示すフローチャートを用いて説明する（中深層観察モードの一連の流れも、表層観察モードと略同様であるので、説明を省略する）。なお、通常観察モードの元では、電子内視鏡11の挿入部16を体内、例えば消化管内に挿入する。アングルノブ21の操作によって、所望の観察部位に先端部16aをセットし、通常観察を行う。この通常観察では、白色光Wで照明された観察領域のカラーの通常光画像が表示装置14に表示される。

【手続補正 11】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0075

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0075】

回転フィルタ102は、図19に示すように、広帯域光BBをそのまま透過させる開口部102aと、広帯域光BBのうち中心波長473nmの青色狭帯域光BN（波長域460～480nm）を透過させるBPF（バンドパスフィルタ）102bと、広帯域光BBのうち中心波長650nmの赤色狭帯域光RNを透過させるBPF（バンドパスフィルタ）102cとが、周方向に沿って設けられている。したがって、回転フィルタ102が回転することで、広帯域光BB、青色狭帯域光BN、赤色狭帯域光RNが、検体に向けて順次照射される。

【手続補正 12】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0089

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0089】

図24に示すように、シャッタ板240は、240°の中心角を有し、広帯域光BBを遮光する遮光部240aと、残りの120°の中心角を有し、広帯域光BBを透過させる透過部240bとを備えている。シャッタ板240は回転自在に設けられており、遮光部240aと透過部240bを交互に選択的に広帯域光BBの光路に挿入させる。

【手続補正 13】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 9 6

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 9 6 】

また、表層観察モードにおいては、図 2 5 B に示すように、2 フレーム分の青色狭帯域光 B N の像光と、1 フレーム分の G 色の光の像光を順次光電変換して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて2 フレーム分の面順次撮像信号 B N と1 フレーム分の面順次撮像信号 G を順次出力する。この一連の動作は表層観察モードに設定されている間、所定のサイクルで繰り返される。面順次撮像信号 B N、G は、それぞれ第 1 実施形態の B s 2、G s 1 に対応している。なお、2 フレーム分の面順次撮像信号 B N は、画質向上のため、合成処理することが好ましい。

【手続補正 1 4】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 9 7

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 9 7 】

また、中深層観察モードにおいては、図 2 5 C に示すように、2 フレーム分の赤色狭帯域光 R N の像光と、1 フレーム分の G 色の光の像光を順次光電変換して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて2 フレーム分の面順次撮像信号 R N と、1 フレーム分の面順次撮像信号 G を順次出力する。この一連の動作は中深層観察モードに設定されている間、所定のサイクルで繰り返される。面順次撮像信号 R N、G は、それぞれ第 1 実施形態の R d 2、G d 1 に対応している。なお、2 フレーム分の面順次撮像信号 R N についても、画質向上のため、合成処理することが好ましい。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071174

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

|                           |           |                            |           |
|---------------------------|-----------|----------------------------|-----------|
| Jitsuyo Shinan Koho       | 1922-1996 | Jitsuyo Shinan Toroku Koho | 1996-2012 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2012 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2012 |

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                        | Relevant to claim No. |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | JP 2008-183349 A (Olympus Corp.),<br>14 August 2008 (14.08.2008),<br>abstract<br>& US 2010/103250 A1 & EP 2108300 A1      | 1-13                  |
| A         | JP 2003-36436 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.),<br>07 February 2003 (07.02.2003),<br>paragraph [0004]<br>& US 2002/168096 A1 | 1-13                  |
| A         | JP 2002-336187 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.),<br>26 November 2002 (26.11.2002),<br>paragraph [0004]<br>(Family: none)     | 1-13                  |

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
12 October, 2012 (12.10.12)Date of mailing of the international search report  
23 October, 2012 (23.10.12)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071174

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                         | Relevant to claim No. |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | JP 2002-34893 A (Olympus Optical Co., Ltd.),<br>05 February 2002 (05.02.2002),<br>paragraphs [0019], [0031], [0032]<br>& US 2003/176768 A1 & EP 1302152 A1 | 1-13                  |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071174

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 14  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
The invention of claim 14 is considered as a surgical method as it includes a process for capturing a reflected image of a sample.
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |                                                                                                                                                                                                                            |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|---------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|------------|-------------|------------|-------------|------------|
| 国際調査報告                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                                            | 国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 1 1 7 4                   |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| <b>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））</b><br>Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                            |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| <b>B. 調査を行った分野</b><br>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））<br>Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                                            |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの<br><table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                                                                            |                                                        |         | 日本国実用新案公報                                                                                                                                                                                                                | 1922-1996年                                                                                                                                                                                                                 | 日本国公開実用新案公報 | 1971-2012年 | 日本国実用新案登録公報 | 1996-2012年 | 日本国登録実用新案公報 | 1994-2012年 |
| 日本国実用新案公報                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 1922-1996年                                                                                                                                                                                                                 |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| 日本国公開実用新案公報                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 1971-2012年                                                                                                                                                                                                                 |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| 日本国実用新案登録公報                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 1996-2012年                                                                                                                                                                                                                 |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| 日本国登録実用新案公報                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 1994-2012年                                                                                                                                                                                                                 |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| 国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                                            |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| <b>C. 関連すると認められる文献</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                                            |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| 引用文献の<br>カテゴリー*                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示                                                                                                                                                                                          | 関連する<br>請求項の番号                                         |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| A                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | JP 2008-183349 A（オリンパス株式会社）<br>2008.08.14, 【要約】 & US 2010/103250 A1 & EP 2108300 A1                                                                                                                                        | 1-13                                                   |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| A                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | JP 2003-36436 A（富士写真フイルム株式会社）<br>2003.02.07, 段落【0004】 & US 2002/168096 A1                                                                                                                                                  | 1-13                                                   |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| A                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | JP 2002-336187 A（富士写真フイルム株式会社）<br>2002.11.26, 段落【0004】（ファミリーなし）                                                                                                                                                            | 1-13                                                   |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |                                                                                                                                                                                                                            |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| <table border="0"> <tr> <td> <b>* 引用文献のカテゴリー</b><br/>           「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの<br/>           「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの<br/>           「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）<br/>           「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献<br/>           「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願         </td> <td>           の日の後に公表された文献<br/>           「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの<br/>           「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの<br/>           「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの<br/>           「&amp;」同一パテントファミリー文献         </td> </tr> </table> |                                                                                                                                                                                                                            |                                                        |         | <b>* 引用文献のカテゴリー</b><br>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの<br>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの<br>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）<br>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献<br>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | の日の後に公表された文献<br>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの<br>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの<br>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの<br>「&」同一パテントファミリー文献 |             |            |             |            |             |            |
| <b>* 引用文献のカテゴリー</b><br>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの<br>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの<br>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）<br>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献<br>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | の日の後に公表された文献<br>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの<br>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの<br>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの<br>「&」同一パテントファミリー文献 |                                                        |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| 国際調査を完了した日<br>12.10.2012                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                            | 国際調査報告の発送日<br>23.10.2012                               |         |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |
| 国際調査機関の名称及びあて先<br>日本国特許庁（ISA/J P）<br>郵便番号100-8915<br>東京都千代田区霞が関三丁目4番3号                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                                            | 特許庁審査官（権限のある職員）<br>小田倉 直人<br>電話番号 03-3581-1101 内線 3292 | 2Q 9163 |                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                            |             |            |             |            |             |            |

| 国際調査報告                |                                                                                                              | 国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 1 1 7 4 |
|-----------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------|
| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                                                              |                                      |
| 引用文献の<br>カテゴリー*       | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示                                                                            | 関連する<br>請求項の番号                       |
| A                     | JP 2002-34893 A (オリンパス光学工業株式会社)<br>2002.02.05, 段落【0019】、【0031】、【0032】<br>& US 2003/176768 A1 & EP 1302152 A1 | 1-13                                 |

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 1 1 7 4

## 第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 1 4 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。  
つまり、  
請求項 1 4 に係る発明は、検体の反射像を撮像する工程を備えていることからみて、手術方法に該当するものと認められる。
2. ☐ 請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN

Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 NN01 QQ02 RR04 RR14 RR18 SS21  
WW08

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

|                |                                                                                                                                                                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统，其处理器装置和操作方法                                                                                                                                                                              |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JPWO2013035532A1</a>                                                                                                                                                               | 公开(公告)日 | 2015-03-23 |
| 申请号            | JP2013532530                                                                                                                                                                                   | 申请日     | 2012-08-22 |
| [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         | 齋藤孝明<br>山口博司<br>飯田孝之                                                                                                                                                                           |         |            |
| 发明人            | 齋藤 孝明<br>山口 博司<br>飯田 孝之                                                                                                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/04 A61B5/1459                                                                                                                                                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/14552 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/489 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20212 G06T2207/30101 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/04.372 A61B5/14.321                                                                                                                                          |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C038/KK01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/WW08                                                            |         |            |
| 代理人(译)         | 小林和典                                                                                                                                                                                           |         |            |
| 优先权            | 2011193186 2011-09-05 JP                                                                                                                                                                       |         |            |
| 其他公开文献         | JP5911496B2                                                                                                                                                                                    |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                      |         |            |

#### 摘要(译)

在不降低帧频的情况下，可以正确获取血液中血红蛋白的氧饱和度水平。用彩色CCD对被白光W照射的被检体成像以得到信号Bs1，Gs1和Rs1。用蓝色窄带光BN照射被检体，该蓝色窄带光BN的吸收系数通过血液中血红蛋白的氧饱和度的变化而改变，并且由彩色CCD成像以获取信号Bs2，Gs2和Rs2。信号Bs2除以信号Gs1以确定归一化信号Bs2 / Gs1。根据标准化信号Bs2 / Gs1获得人体组织表面的血管的氧饱和度。氧饱和度水平以伪彩色可视化，以形成氧饱和度图像。

