

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-50595

(P2014-50595A)

(43) 公開日 平成26年3月20日(2014.3.20)

(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 1/00 3 2 0 B	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
A 6 1 B 5/1459 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
	A 6 1 B 5/14 3 2 1	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2012-197692 (P2012-197692)  
 (22) 出願日 平成24年9月7日 (2012.9.7)

(71) 出願人 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100075281  
 弁理士 小林 和憲  
 (72) 発明者 加来 俊彦  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 Fターム(参考) 4C038 KK01 KL02 KL07 KM01 KX01  
 KY01  
 4C161 BB02 CC06 DD07 HH51 JJ17  
 LL02 MM03 MM05 NN01 NN05  
 QQ02 QQ04 QQ09 RR05 RR26  
 WW08 WW15

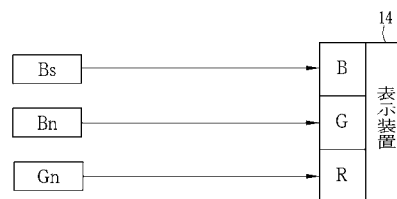
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡画像の表示制御方法、及びカプセル内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 血管走行パターンが強調表示された画像を表示するとともに、その血管走行パターンを有する部位が病変部であるか否かが直感的に分かる情報を表示する。

【解決手段】 酸素飽和度測定光と血管強調用照明光を、交互に検体に照射する。この検体をカラーの撮像素子で撮像することにより、2フレーム分の画像データを得る。この2フレーム分の画像データのうち、酸素飽和度測定光の発光時に得られる青色画像データBsを表示装置14のBチャンネルに割り当て、血管強調用照明光の発光時に得られる青色画像データBnと緑色画像データGnを、それぞれ表示装置14のGチャンネルとRチャンネルに割り当てる。これにより、表層血管及び中深層血管を強調表示しつつ、酸素飽和度が低いときのみ表層血管の色を変化させた第2狭帯域画像が、表示装置14に表示される。

【選択図】 図9



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

検体に照明光を照射する照明手段と、

前記照明光のうち、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異なる第 1 波長域を含む第 1 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 1 画像情報を取得し、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第 2 波長域を含む第 2 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 2 画像情報を取得し、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第 3 波長域を含む第 3 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 3 画像情報を取得する画像情報取得手段と、

前記第 1 画像情報を表示手段の第 1 色チャンネルに割り当て、前記第 2 画像情報を表示手段の第 2 色チャンネルに割り当て、前記第 3 画像情報を表示手段の第 3 色チャンネルに割り当てる第 1 表示制御処理を行う表示制御手段と、  
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

## 【請求項 2】

前記表示制御手段は、前記第 1 表示制御処理と、前記第 2 画像情報を表示手段の前記第 1 色チャンネル及び第 2 色チャンネルに割り当て、前記第 3 画像情報を表示手段の第 3 色チャンネルに割り当てる第 2 表示制御処理とを切り替える処理切替部を有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 3】

前記第 1 色チャンネルは青色チャンネルであり、前記第 2 色チャンネルは緑色チャンネルであり、前記第 3 色チャンネルは赤色チャンネルであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

20

## 【請求項 4】

前記照明手段は、前記照明光として、前記第 1 波長域を含む第 1 広帯域光と、前記第 2 及び第 3 波長域を含む第 2 広帯域光を順次照射し、

前記第 1 照明光は前記第 1 広帯域光の青色成分であり、前記第 2 照明光は前記第 2 広帯域光の青色成分であり、前記第 3 照明光は前記第 2 広帯域光の緑色成分であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記第 1 広帯域光は、中心波長 473nm の第 1 レーザ光とこの第 1 レーザ光を波長変換部材で波長変換して得られる蛍光を含んでおり、前記第 2 広帯域光は、中心波長 445nm の第 2 レーザ光と、この第 2 レーザ光を波長変換部材で波長変換して得られる蛍光と、中心波長 405nm の第 3 レーザ光とを含んでいることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

30

## 【請求項 6】

前記照明手段は、前記第 1 ないし第 3 照明光を順次照射することを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 7】

前記第 1 照明光の前記第 1 波長域は 450 ~ 500nm であり、前記第 2 照明光の前記第 2 波長域は 400 ~ 420nm であり、前記第 3 照明光の前記第 3 波長域は 530 ~ 550nm であることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

40

## 【請求項 8】

検体に照明光を照射するとともに、前記照明光のうち、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異なる第 1 波長域を含む第 1 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 1 画像情報を取得し、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第 2 波長域を含む第 2 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 2 画像情報を取得し、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第 3 波長域を含む第 3 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 3 画像情報を取得する内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記内視鏡から前記第 1 ないし第 3 画像情報を受信する受信手段と、

50

前記第 1 画像情報を表示手段の第 1 色チャンネルに割り当て、前記第 2 画像情報を表示手段の第 2 色チャンネルに割り当て、前記第 3 画像情報を表示手段の第 3 色チャンネルに割り当てる第 1 表示制御処理を行う表示制御手段と、  
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 9】

検体に照明光を照射する照明ステップと、

前記照明光のうち、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異なる第 1 波長域を含む第 1 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 1 画像情報を取得し、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第 2 波長域を含む第 2 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 2 画像情報を取得し、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第 3 波長域を含む第 3 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 3 画像情報を取得する画像情報取得ステップと、

前記第 1 画像情報を表示手段の第 1 色チャンネルに割り当て、前記第 2 画像情報を表示手段の第 2 色チャンネルに割り当て、前記第 3 画像情報を表示手段の第 3 色チャンネルに割り当てる第 1 表示制御処理を行う表示制御ステップと、  
を有することを特徴とする内視鏡画像の表示制御方法。

【請求項 10】

検体に照明光を照射する照明手段、及び前記照明光のうち、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異なる第 1 波長域を含む第 1 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 1 画像情報を取得し、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第 2 波長域を含む第 2 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 2 画像情報を取得し、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第 3 波長域を含む第 3 照明光で照明された検体を撮像して得られる第 3 画像情報を取得する画像情報取得手段を有するカプセル内視鏡と

、  
前記カプセル内視鏡から送信される第 1 ないし第 3 画像情報を受信する受信手段と、

前記第 1 画像情報を表示手段の第 1 色チャンネルに割り当て、前記第 2 画像情報を表示手段の第 2 色チャンネルに割り当て、前記第 3 画像情報を表示手段の第 3 色チャンネルに割り当てる表示制御手段と、  
を備えることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項 11】

前記表示制御手段は、前記第 1 表示制御処理と、前記第 2 画像情報を表示手段の前記第 1 色チャンネル及び第 2 色チャンネルに割り当て、前記第 3 画像情報を表示手段の第 3 色チャンネルに割り当てる第 2 表示制御処理とを切り替える処理切替部を有することを特徴とする請求項 10 記載のカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、表層微細血管などの血管パターンを強調表示するとともに、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を表示する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡画像の表示制御方法、及びカプセル内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

現在の医療分野においては、内視鏡を使った診断が広く行われている。この内視鏡の診断においては、内視鏡の挿入部を検体内に挿入し、その先端部から検体に所定波長の照明光で照明してから、先端部の撮像素子で検体を撮像することにより、検体上に表れる様々な生体情報が反映された画像を取得している。

【0003】

例えば、特許文献 1 のような、特定波長の狭帯域光を照明光として用いることで、白色光などの広帯域の照明光では観察が難しかった表層血管や表層微細構造を強調表示することができる。このように表層血管などが明瞭化された血管パターンに基づいて診断を行う

ことで、病変部か否かの識別だけでなく、病変部の深達度の推定を行うことができる。

【0004】

また、特許文献2では、表層血管及び中深層血管を色の違いで強調するために、中心波長415nmの青色狭帯域光を検体に照射したときに得られる青色狭帯域画像をモニタのB、Gチャンネルに割り当て、中心波長540nmの緑色狭帯域光を検体に照射したときに得られる緑色狭帯域画像をモニタのRチャンネルに割り当てている。このような色を割り当てることで、表層血管は「茶色」調の色で表示され、中深層血管は「シアン」調の色で表示される。これにより、表層血管及び中深層血管と粘膜との色の違いがはっきりするため、表層血管及び中深層血管の視認性が向上する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許3559755号公報

【特許文献2】特許4709606号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1及び2に示すように、表層微細血管などの血管走行パターンからは、病変部に関する様々な情報を得ることができる。しかしながら、このような表層血管の走行パターンに基づいて病変部を鑑別するためには、病変部に典型的な血管走行パターンを予め学習しておく必要があるため、ドクターにとって負担が大きい。したがって、血管走行パターンが強調表示された画像を表示しつつも、血管走行パターンのみでは病変部か否かの判断が難しいに備えて、その血管走行パターンを有する部位が病変部であるか否かが直感的に分かる情報を表示することによって、ドクターの負担を軽減することが求められている。

【0007】

本発明は、血管走行パターンが強調表示された画像を表示するとともに、その血管走行パターンを有する部位が病変部であるか否かが直感的に分かる情報を表示することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡画像の表示制御方法、及びカプセル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】

【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手段と、照明光のうち、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異なる第1波長域を含む第1照明光で照明された検体を撮像して得られる第1画像情報を取得し、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第2波長域を含む第2照明光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報を取得し、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長域を含む第3照明光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報を取得する画像情報取得手段と、第1画像情報を表示手段の第1色チャンネルに割り当て、第2画像情報を表示手段の第2色チャンネルに割り当て、第3画像情報を表示手段の第3色チャンネルに割り当てる第1表示制御処理を行う表示制御手段と、を備えることを特徴とする。

【0009】

表示制御手段は、第1表示制御処理と、第2画像情報を表示手段の第1色チャンネル及び第2色チャンネルに割り当て、第3画像情報を表示手段の第3色チャンネルに割り当てる第2表示制御処理とを切り替える処理切替部を有することが好ましい。第1色チャンネルは青色チャンネルであり、第2色チャンネルは緑色チャンネルであり、第3色チャンネルは赤色チャンネルであることが好ましい。

【0010】

照明手段は、照明光として、第1波長域を含む第1広帯域光と、第2及び第3波長域を

10

20

30

40

50

含む第2広帯域光を順次照射し、第1照明光は第1広帯域光の青色成分であり、第2照明光は第2広帯域光の青色成分であり、第3照明光は第2広帯域光の緑色成分であることが好ましい。第1広帯域光は、中心波長473nmの第1レーザ光とこの第1レーザ光を波長変換部材で波長変換して得られる蛍光を含んでおり、第2広帯域光は、中心波長445nmの第2レーザ光と、この第2レーザ光を波長変換部材で波長変換して得られる蛍光と、中心波長405nmの第3レーザ光とを含んでいることが好ましい。

【0011】

照明手段は、第1ないし第3照明光を順次照射することが好ましい。第1照明光の第1波長域は450～500nmであり、第2照明光の第2波長域は400～420nmであり、第3照明光の第3波長域は530～550nm、または530～570nmであることが好ましい。

10

【0012】

本発明は、検体に照明光を照射するとともに、照明光のうち、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異なる第1波長域を含む第1照明光で照明された検体を撮像して得られる第1画像情報を取得し、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第2波長域を含む第2照明光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報を取得し、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長域を含む第3照明光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報を取得する内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、内視鏡から第1ないし第3画像情報を受信する受信手段と、第1画像情報を表示手段の第1色チャンネルに割り当て、第2画像情報を表示手段の第2色チャンネルに割り当て、第3画像情報を表示手段の第3色チャンネルに割り当てる第1表示制御処理を行う表示制御手段と、を備えることを特徴とする。

20

【0013】

本発明の内視鏡画像の表示制御方法は、検体に照明光を照射する照明ステップと、照明光のうち、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異なる第1波長域を含む第1照明光で照明された検体を撮像して得られる第1画像情報を取得し、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第2波長域を含む第2照明光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報を取得し、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長域を含む第3照明光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報を取得する画像情報取得ステップと、第1画像情報を表示手段の第1色チャンネルに割り当て、第2画像情報を表示手段の第2色チャンネルに割り当て、第3画像情報を表示手段の第3色チャンネルに割り当てる第1表示制御処理を行う表示制御ステップと、を有することを特徴とする内視鏡画像の表示制御方法。

30

【0014】

本発明のカプセル内視鏡システムは、検体に照明光を照射する照明手段、及び照明光のうち、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異なる第1波長域を含む第1照明光で照明された検体を撮像して得られる第1画像情報を取得し、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第2波長域を含む第2照明光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報を取得し、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長域を含む第3照明光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報を取得する画像情報取得手段を有するカプセル内視鏡と、カプセル内視鏡から送信される第1ないし第3画像情報を受信する受信手段と、第1画像情報を表示手段の第1色チャンネルに割り当て、第2画像情報を表示手段の第2色チャンネルに割り当て、第3画像情報を表示手段の第3色チャンネルに割り当てる表示制御手段と、を備えることを特徴とする。

40

【0015】

表示制御手段は、第1表示制御処理と、第2画像情報を表示手段の第1色チャンネル及び第2色チャンネルに割り当て、第3画像情報を表示手段の第3色チャンネルに割り当てる第2表示制御処理とを切り替える処理切替部を有することが好ましい。

【発明の効果】

【0016】

50

本発明によれば、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異なる第1波長域を含む第1照明光で照明された検体を撮像して得られる第1画像情報を表示手段の第1色チャンネルに割り当て、青色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第2波長域を含む第2照明光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報を表示手段の第2色チャンネルに割り当て、緑色帯域でヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長域を含む第3照明光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報を表示手段の第3色チャンネルに割り当てることにより、表層血管及び中深層血管を強調表示しつつ、酸素飽和度が低いときのみ表層血管の色を変化させた画像を、表示手段に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

10

【図1】内視鏡システムの外観を示す概略図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図3A】通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図3B】血管強調用照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図3C】酸素飽和度測定光及び血管強調用照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図4A】B画素、G画素、R画素が配列されたカラーの撮像素子を示す平面図である。

【図4B】B画素のB色のカラーフィルタ、G画素のG色のカラーフィルタ、R画素のR色のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図5A】第1実施形態の通常モード時における撮像素子の動作を説明するための説明図である。

20

【図5B】第1実施形態の第1特殊モード時における撮像素子の動作を説明するための説明図である。

【図5C】第1実施形態の第2特殊モード時における撮像素子の動作を説明するための説明図である。

【図6】画像処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図7】第1狭帯域画像処理部による色の割り当て処理を説明するための説明図である。

【図8】第1狭帯域画像における表層血管及び中深層血管の色を説明するための説明図である。

【図9】第2狭帯域画像処理部による色の割り当て処理を説明するための説明図である。

30

【図10】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を示すグラフである。

【図11】第2狭帯域画像における高酸素状態の表層血管及び中深層血管の色を説明するための説明図である。

【図12】第2狭帯域画像における低酸素状態の表層血管及び中深層血管の色を説明するための説明図である。

【図13】第1特殊モード及び第2特殊モードの一連の流れを示すフローチャートである。

【図14A】高酸素状態では、第2狭帯域画像の表層血管の色は第1狭帯域画像の表層血管の色とほぼ同じであることを説明するための図である。

40

【図14B】低酸素状態では、第2狭帯域画像の表層血管の色が第1狭帯域画像の表層血管の色と異なることを説明するための説明図である。

【図15】第2実施形態の内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図16】回転フィルタを示す平面図である。

【図17】広帯域光BBの発光スペクトルと各フィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

【図18A】第2実施形態の通常モード時における撮像素子の動作を説明するための説明図である。

【図18B】第2実施形態の第1特殊モード時における撮像素子の動作を説明するための説明図である。

50

【図18C】第2実施形態の第2特殊モード時における撮像素子の動作を説明するための説明図である。

【図19】第3実施形態のカプセル内視鏡システムの外観を示す概略図である。

【図20】カプセル内視鏡を示す断面図である。

【図21】カプセル内視鏡による発光及び撮像を説明するための説明図である。

【図22】プロセッサの内部構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、被検体内を照明する光を発生する光源装置11と、光源装置11からの光を被検体の被観察領域に照射し、その反射像を撮像する内視鏡装置12と、内視鏡装置12での撮像により得られた画像信号を画像処理するプロセッサ装置13と、画像処理によって得られた内視鏡画像等を表示する表示装置14と、キーボード等で構成される入力装置15とを備えている。

10

【0019】

内視鏡装置12には、操作部16側から順に、軟性部17、湾曲部18、スコープ先端部19が設けられている。軟性部17は可撓性を有しているため、屈曲自在にすることができる。湾曲部18は、操作部16に配置されたアングルノブ16aの回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部18は、被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲させることができるため、スコープ先端部19を所望の観察部位に向けることができる。

20

【0020】

内視鏡システム10は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常画像を表示装置14に表示する通常モードと、検体における表層血管及び中深層血管を強調した第1狭帯域画像を表示装置14に表示する第1特殊モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて、第1狭帯域画像上の表層血管の色を変化させた第2狭帯域画像を表示装置14に表示する第2特殊モードを備えている。これら3つのモードは、内視鏡装置に設けられた切り替えスイッチ21や入力装置15によって、切り替え可能である。

【0021】

図2に示すように、光源装置11は、3種のレーザ光源LD1、LD2、LD3と、これらレーザ光源LD1～LD3の駆動を制御する光源制御部20とを備えている。レーザ光源LD1は、中心波長が473nmの第1レーザ光を発する。この第1レーザ光は、内視鏡装置12のスコープ先端部19に配置された蛍光体50（波長変換部材）で、緑色から赤色に波長範囲を有する蛍光に波長変換される。レーザ光源LD2は、中心波長が445nmの第2レーザ光を発する。この第2レーザ光も、蛍光体50によって、蛍光に波長変換される。レーザ光源LD3は、中心波長405nmの第3レーザ光を発する。この第3レーザ光は、その一部がスコープ先端部19の蛍光体50に吸収されて蛍光に波長変換されるが、その大部分は蛍光体50をそのまま透過する。各レーザ光源LD1～LD3から発せられる第1～第3レーザ光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ光ファイバ24～26に入射する。

30

【0022】

なお、第1レーザ光の波長範囲は460～480nmにすることが好ましく、第2レーザ光の波長範囲は440～460nmにすることが好ましく、第3レーザ光の波長範囲は400～420nmにすることが好ましい。また、レーザ光源LD1～LD3は、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが使用でき、また、InGaNA s系レーザダイオードやGaNAs系レーザダイオード等を用いることもできる。

40

【0023】

カプラ22は、光ファイバ24～26からの第1～第3レーザ光を2系統の光に分波し、その2系統の光をライトガイド28、29に入射させる。ライトガイド28、29は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。

【0024】

50

内視鏡装置 1 2 は電子内視鏡から構成され、ライトガイド 2 8 , 2 9 で導光された 2 系統 ( 2 灯 ) の光を被観察領域に向けて照射する照明部 3 3 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 3 4 と、内視鏡装置 1 2 と光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 3 とを着脱自在に接続するコネクタ部 3 6 を備えている。

【 0 0 2 5 】

照明部 3 3 は、撮像部 3 4 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 4 3 , 4 4 を備えており、各照明窓 4 3 , 4 4 は、蛍光体 5 0 を透過した光を被観察領域に向けて照射する。撮像部 3 4 は、スコープ先端部 1 9 の略中心位置に、被観察領域からの反射光を受光する 1 つの観察窓 4 2 を備えている。

【 0 0 2 6 】

照明窓 4 3 , 4 4 の奥には、それぞれ投光ユニット 4 7 , 5 4 が収納されている。各投光ユニット 4 7 , 5 4 は、ライトガイド 2 8 , 2 9 からの第 1 ~ 第 3 レーザ光を蛍光体 5 0 に当てて、蛍光を励起発光させる。第 1 ~ 第 3 レーザ光と蛍光は、照明レンズ 5 1 を介して被観察領域に向けて照射される。

【 0 0 2 7 】

蛍光体 5 0 は、第 1 ~ 第 3 レーザ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 Y A G 系蛍光物質、或いは B A M ( B a M g A l <sub>10</sub> O <sub>17</sub> ) 等の蛍光物質 ) を含んで構成される。第 1 又は第 2 レーザ光が蛍光体 5 0 に照射されると、蛍光体 5 0 から発せられる緑色 ~ 赤色の励起発光光 ( 蛍光 ) と、蛍光体 5 0 により吸収されず透過した第 1 又は第 2 レーザ光の励起光とが合波されて、疑似白色光が生成される。

【 0 0 2 8 】

なお、蛍光体 5 0 は略直方体形状を有していることが好ましい。この場合、蛍光体 5 0 は、蛍光体物質をバインダで略直方体状に固めて形成してもよく、また、無機ガラスなどの樹脂に蛍光体物質を混合したものを略直方体状に形成してもよい。この蛍光体 5 0 は、商品名としてマイクロホワイト ( 登録商標 ) ( Micro White ( M W ) ) とも呼ばれている。

【 0 0 2 9 】

観察窓 4 2 の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット ( 図示省略 ) 等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像する C C D ( Charge Coupled Device ) などの撮像素子 6 0 が設けられている。この撮像素子 6 0 は、撮像制御部 7 0 によって撮像制御される。なお、撮像素子 6 0 として、I T ( インターライントランスファ ) 型の C C D を使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有する C M O S ( Complementary Metal-Oxide Semiconductor ) を使用してもよい。

【 0 0 3 0 】

撮像素子 6 0 は、対物レンズユニットからの光を受光面 ( 撮像面 ) で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号 ( アナログ信号 ) を出力する。撮像素子 6 0 から出力される撮像信号 ( アナログ信号 ) は、スコープケーブル 6 7 を通じて A / D 変換器 6 8 に入力される。A / D 変換器 6 8 は、撮像信号 ( アナログ信号 ) をその電圧レベルに対応する画像データ ( デジタル信号 ) に変換する。変換後の画像データは、コネクタ部 3 6 を介して、プロセッサ装置 1 3 に入力される。

【 0 0 3 1 】

プロセッサ装置 1 3 は、制御部 7 1 と、画像処理部 7 2 と、記憶部 7 4 とを備えており、制御部 7 2 には表示装置 1 4 及び入力装置 1 5 が接続されている。制御部 7 2 はプロセッサ装置 1 3 内の各部を制御するとともに、内視鏡装置 1 2 の切り替えスイッチ 2 1 や入力装置 1 5 から入力される入力情報に基づいて、光源装置 1 1 の光源制御部 2 0、内視鏡装置 1 2 の撮像制御部 7 0、及び表示装置 1 4 の動作を制御する。

【 0 0 3 2 】

光源装置 1 1 内のレーザ光源 L D 1 ~ L D 3 は、各モード毎に異なる制御がされる。通常モードのときには、図 3 A に示すように、レーザ光源 L D 2 をオンにし、それ以外のレ

10

20

30

40

50

ーザ光源LD1, LD3をオフにする。したがって、レーザー光源LD2の第2レーザー光とこの第2レーザー光により蛍光体50で励起発光する蛍光とを含む通常光が、検体に照射される。また、第1特殊モードのときには、図3Bに示すように、レーザー光源LD2、LD3をオンにし、レーザー光源LD1をオフにする。したがって、レーザー光源LD2の第2レーザー光及び蛍光に加えて、レーザー光源LD3の第3レーザー光を含む血管強調用照明光が、検体に照射される。

【0033】

なお、図3Bにおいては、血管強調用照明光は、青色領域において吸光特性が高い表層血管を強調表示するために、第3レーザー光(405nm)の光量を第2レーザー光(445nm)の光量よりも大きくしている。反対に、中深層血管(緑色領域において吸光特性が高い)を強調表示する場合には、第2レーザー光の光量を第3レーザー光の光量よりも大きくすることによって、蛍光の光量を大きくすることが好ましい。なお、第2レーザー光と第3レーザー光の光量比は、光源制御部20で調整可能である。

10

【0034】

第2特殊モードのときには、図3Cに示すように、レーザー光源LD1をオンにし、それ以外のレーザー光源LD2, 3をオフにする第1発光パターンと、レーザー光源LD2, 3をオンにし、レーザー光源LD1をオフにする第2発光パターンとを、交互に繰り返す発光制御が行われる。これにより、レーザー光源LD1の第1レーザー光とこの第1レーザー光により蛍光体50で励起発光する蛍光とを含む酸素飽和度測定光と、血管強調用照明光とが、交互に検体上に照射される。

20

【0035】

各モード毎に異なる照明光で照射される検体は、撮像素子60によって撮像される。撮像素子60はカラーCCDであり、図4Aに示すように、その受光面には、B色のカラーフィルタが設けられたB画素60b、G色のカラーフィルタが設けられたG画素60g、R色のカラーフィルタが設けられたR画素60rを1組とする画素群が、マトリックス状に配列されている。B色、G色、R色のカラーフィルタは、図4Bの曲線63, 64, 65に示すように、それぞれ青色帯域、緑色帯域、赤色帯域に分光透過率を有している。

【0036】

撮像素子60の撮像制御は、各モード毎に異なっている。通常モード時には、図5Aに示すように、1フレーム期間内で、通常光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60のB画素、G画素、R画素から青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcを読み出すステップが行われる。これは通常モードに設定されている間、繰り返し行われる。青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcは、A/D変換器68によって、青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcに変換される。

30

【0037】

第1特殊モード時には、図5Bに示すように、1フレーム期間内で、血管強調用照明光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60のB画素、G画素、R画素から青色信号Bn、緑色信号Gn、赤色信号Rnを読み出すステップが行われる。これは血管強調モードに設定されている間、繰り返し行われる。青色信号Bn、緑色信号Gn、赤色信号Rnは、A/D変換器68によって、青色画像データBn、緑色画像データGn、赤色画像データRnに変換される。

40

【0038】

第2特殊モード時には、図5Cに示すように、まず、最初の1フレーム目において、酸素飽和度測定光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60のB画素、G画素、R画素から青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsを読み出すステップが行われる。そして、次の2フレーム目において、血管強調用照明光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60のB画素、G画素、R画素から青色信号Bn、緑色信号Gn、赤色信号Rnを読み出すステップが行われる。この合計2フレームの撮像制御は、酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0039】

50

なお、青色信号  $B_s$ 、緑色信号  $G_s$ 、赤色信号  $R_s$  は A/D 変換器 68 によって青色画像データ  $B_s$ 、緑色画像データ  $G_s$ 、赤色画像データ  $R_s$  に変換され、青色信号  $B_n$ 、緑色信号  $G_n$ 、赤色信号  $R_n$  は A/D 変換器 68 によって青色画像データ  $B_n$ 、緑色画像データ  $G_n$ 、赤色画像データ  $R_n$  に変換される。

【0040】

図6に示すように、画像処理部72は、通常画像処理部80、第1狭帯域画像処理部81、第2狭帯域画像処理部82を備えている。通常画像生成部80は、通常モード時に得られる青色画像データ  $B_c$ 、緑色画像データ  $G_c$ 、赤色画像データ  $R_c$  を、それぞれ表示装置14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに割り当てる処理を行う。これにより、表示装置14上に、通常画像が表示される。

10

【0041】

第1狭帯域画像処理部81は、図7に示すように、第1特殊モード時に得られる画像データのうち、青色画像データ  $B_n$  を表示装置14のB、Gチャンネルに、緑色画像データ  $G_n$  を表示装置14のRチャンネルに割り当てる処理を行う。これにより、表示装置14には、表層血管及び中深層血管が強調表示された第1狭帯域画像が表示される。

【0042】

第1狭帯域画像では、上記のような色の割り当て処理を行うことで、表層血管と中深層血管とで色の違いが生じる。表層血管は、血管強調用照明光の青色成分を吸収する一方、血管強調用照明光の緑色成分は吸収しない。これに伴って、図8に示すように、青色画像データ  $B_n$  の画素値は血管の吸収で低くなる一方、緑色画像データ  $G_n$  の画素値は血管の影響では低下しない。したがって、表層血管による光吸収で画素値が低下した青色画像データ  $B_n$  をBチャンネル及びGチャンネルに割り当て、画素値が青色画像データ  $B_n$  よりも大きくなっている緑色画像データ  $G_n$  をRチャンネルの色に割り当てることよって、表層血管は「茶色」調で表示される。

20

【0043】

一方、中深層血管は、血管強調用照明光の緑色成分を吸収する一方、血管強調用照明光の青色成分は吸収しない。これに伴って、緑色画像データ  $G_n$  の画素値は血管の吸収で低くなる一方、青色画像データ  $B_n$  の画素値は血管によって低下しない。したがって、画素値が緑色画像データ  $G_n$  よりも大きくなっている青色画像データ  $B_n$  をBチャンネル及びGチャンネルに割り当て、中深層血管による光吸収で画素値が低下している緑色画像データ  $G_n$  をRチャンネルの色に割り当てることよって、中深層血管は「シアン」調で表示される。

30

【0044】

第2狭帯域画像処理部82は、図9に示すように、第2特殊モード時に得られる画像データのうち、青色画像データ  $B_s$  を表示装置14のBチャンネルに、青色画像データ  $B_n$  を表示装置14のGチャンネルに、緑色画像データ  $G_n$  を表示装置14のRチャンネルに割り当てる処理を行う。これにより、表示装置14には第2狭帯域画像が表示される。この第2狭帯域画像は、酸素飽和度が一定値（例えば60%）を上回る高酸素状態のときには第1狭帯域画像の表層血管の色（茶色）及び中深層血管の色（シアン）を維持し、前記一定値を下回る低酸素状態のときにのみ、表層血管の色が変化する。

40

【0045】

この酸素状態の違いによる表層血管及び中深層血管の色の違いを説明するために、以下、高酸素状態の表層血管及び中深層血管に酸素飽和度測定光及び血管強調用照明光を照射したときの表示装置14のB、G、Rチャンネルの信号値の変化と、低酸素状態の表層血管及び中深層血管に酸素飽和度測定光及び血管強調用照明光を照射したときのB、G、Rチャンネルの信号値の変化について示す。

【0046】

高酸素状態の表層血管に対して酸素飽和度測定光を照射したときには、酸素飽和度測定光の青色成分が、低酸素状態の場合よりも多く吸収される。これは、酸素飽和度測定光の青色成分には、図10に示すように、酸化ヘモグロビン ( $HbO_2$ ) の吸光係数が還元へ

50

モグロビン (Hb) の吸光係数よりも高い波長域の第1レーザ光 (中心波長473nm) を多く含まれるため、高酸素状態での吸光特性が大きいからである。したがって、図11に示すように、高酸素状態では、酸素飽和度測定光の青色成分の反射光から得られる青色画像データBsの画素値は、低くなっている。

【0047】

一方、高酸素状態の表層血管に対して血管強調用照明光を照射したときには、血管強調用照明光のうち青色成分は表層血管で吸収されるものの、緑色成分は表層血管で吸収されない。したがって、血管強調用照明光の青色成分の反射光から得られる青色画像データBnの画素値は低くなる一方で、血管強調用照明光の緑色成分の反射光から得られる緑色画像データGnの画素値は、血管の影響では低下しない。

10

【0048】

以上から、青色画像データBsを割り当てたBチャンネル及び青色画像データBnを割り当てたGチャンネルの信号値は血管による吸収のため低くなる一方で、緑色画像データGnを割り当てたRチャンネルの信号値は、B、Gチャンネルの信号値よりも高くなっている。これにより、表層血管は「茶色」調で表示される。これは、第1狭帯域画像の表層血管の色と同じである。

【0049】

なお、血管強調用照明光の青色成分には、中心波長405nmの第3レーザ光と、中心波長445nmの第2レーザ光とが多く含まれている (図3C参照)。図10に示すように、第3レーザ光の波長域では酸化ヘモグロビン (HbO<sub>2</sub>) の吸光係数が還元ヘモグロビン (Hb) よりも大きいのにに対して、第2レーザ光の波長域では還元ヘモグロビン (Hb) の吸光係数が酸化ヘモグロビン (HbO<sub>2</sub>) よりも大きい。したがって、血管強調用照明光の青色成分は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が異なる2つの波長域を有しているため、酸素飽和度の変化によっては、青色画像データBnの画素値は、ほとんど変化しない (即ち、酸素飽和度に対してロバストである)。

20

【0050】

また、血管強調用照明光の緑色成分 (例えば500~600nm) は、図10に示すように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が頻繁に入れ替わる波長域を有しているため、酸素飽和度の影響を受けにくい。したがって、緑色画像データGnの画素値も、酸素飽和度の大小によっては、ほとんど変化しない (即ち、酸素飽和度に対してロバストである)。

30

【0051】

一方、高酸素状態の中深層血管は、血管強調用照明光の緑色成分を吸収する一方、酸素飽和度測定光及び血管強調用照明光の青色成分は吸収しない。そのため、緑色画像データGnの画素値は、中深層血管の影響で低くなる一方、青色画像データBs及び青色画像データBnの画素値は、中深層血管の影響ではほとんど変化しない。したがって、画素値が緑色画像データGnよりも大きくなっている青色画像データBsをBチャンネルに割り当て、同じく画素値が緑色画像データGnよりも大きくなっている青色画像データBnをGチャンネルに割り当て、中深層血管による光吸収で画素値が低下している緑色画像データGnをRチャンネルの色に割り当てることよって、中深層血管は「シアン」調で表示される。これは、第1狭帯域画像の中深層血管の色と同じである。

40

【0052】

これに対して、低酸素状態の表層血管に酸素飽和度測定光を照射したときには、酸素飽和度測定光の青色成分は、高酸素状態の場合と比べて、酸素飽和度測定光の青色成分をあまり吸収しない。また、酸素飽和度が低くなるほど、表層血管による光吸収特性は低くなっていく。したがって、低酸素状態の表層血管では、図12に示すように、青色画像データBsの画素値は、酸素飽和度が低下するほど、高くなっていく。

【0053】

これに対して、血管強調用照明光の青色成分及び緑色成分は、上記したように、酸素飽和度に対してロバストであるため、酸素飽和度が低下しても、青色画像データBnの画素

50

値は変化せず低い状態を維持しており、また、緑色画像データG<sub>n</sub>の画素値も変化せず高い状態を維持している。以上から、低酸素状態においては、青色画像データB<sub>s</sub>を割り当てたBチャンネルの信号値は、高酸素状態のときよりも大きくなる一方で、青色画像データB<sub>n</sub>を割り当てたGチャンネル及び緑色画像データG<sub>n</sub>を割り当てたRチャンネルの信号値は高酸素状態のときとほぼ同じである。したがって、表層血管は、酸素飽和度の低下に合わせて、「茶色」調の色から「シアン」調の色へと変化する。

【0054】

一方、低酸素状態の中深層血管は、高酸素状態の場合と同様に、血管強調用照明光の緑色成分を吸収する一方、酸素飽和度測定光及び血管強調用照明光の青色成分はほとんど吸収しない。したがって、酸素飽和度の低下によって青色画像データB<sub>s</sub>、青色画像データB<sub>n</sub>、緑色画像データG<sub>n</sub>の画素値の変化はほとんどないため、それら3つの画像データを割り当てたB、G、Rチャンネルの信号値は、高酸素状態の場合と同様である。したがって、低酸素状態の中深層血管は「シアン」調で表示される。

10

【0055】

次に、第1特殊モード及び第2特殊モードにおける一連の流れを、図13のフローチャートに沿って説明する。内視鏡装置の切り替えスイッチ21によって第1特殊モードに切り替えると、血管強調用照明光が検体に照射される。その検体の反射像をカラーの撮像素子60で撮像する。この撮像で得られた画像データのうち、青色画像データB<sub>n</sub>を表示装置14のB、Gチャンネルに、緑色画像データG<sub>n</sub>を表示装置のRチャンネルに割り当てる。これにより、表層血管が「茶色」で、中深層血管が「シアン」で強調表示された疑似カラーの第1狭帯域画像が表示される。

20

【0056】

この血管強調画像上に病変部の兆候を示す血管パターンが現れた場合などに、第1特殊モードから第2特殊モードに切り替える。この切り替えにより、酸素飽和度測定光と血管強調用照明光が交互に検体に照射され、各照射毎に検体がカラーの撮像素子60で撮像される。この撮像で得られた画像データのうち、青色画像データB<sub>s</sub>を表示装置14のBチャンネルに、青色画像データB<sub>n</sub>を表示装置14のGチャンネルに、緑色画像データG<sub>n</sub>を表示装置のRチャンネルに割り当てる。これにより、第2狭帯域画像が表示装置14に表示される。この第2狭帯域画像は、第1狭帯域画像と同じ青色画像データB<sub>n</sub>及び緑色画像データG<sub>n</sub>を用いているため、表層血管及び中深層血管が強調表示されている。

30

【0057】

また、第2狭帯域画像は、酸素飽和度が高い場合（例えば、酸素飽和度が60%を上回っている場合）には、図14Aに示すように、第1狭帯域画像と同様に、表層血管を「茶色」、中深層血管を「シアン」で表示する。これに対して、酸素飽和度が低い場合（例えば、酸素飽和度が60%を下回っている場合）には、図14Bに示すように、第2狭帯域画像は、表層血管を「マゼンタ」調で表示する一方、中深層血管については「シアン」調を維持する。したがって、低酸素状態の場合には、第1特殊モードから第2特殊モードに切り替えることによって、表層血管の色が「茶色」から「シアン」に変化する。

【0058】

以上のように、表層血管や中深層血管の血管パターンだけでは、病変部か否かを判断するのに不十分な場合に、表層血管及び中深層血管を強調表示しつつ、且つ低酸素状態のときのみ表層血管の色を変化させた第2狭帯域画像を用いることで、病変部か否かの判断を確実に行うことができる（低酸素状態の血管パターンは病変部である可能性が高い。）。これにより、病変部に典型的な血管パターンを予め熟知せずに診断を行うことができるため、ドクターの負担を軽減することができる。

40

【0059】

以上の第2特殊モードは、切り替えスイッチ21で切り替え操作がなされない限り、継続して行われる。そして、切り替えスイッチ21で切り替え操作が行われると、第1特殊モードに復帰する（通常モードに切り替えてもよい）。

【0060】

50

上記第1実施形態では、半導体光源の照明光を用いて被検体内の照明を行ったが、これに代えて、第2実施形態では、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光から回転フィルタで波長分離した光を用いて、照明を行う（回転フィルタ方式）。この第2実施形態では、図15に示す内視鏡システム100を使用する。内視鏡システム100は、内視鏡装置101、光源装置102が異なっている以外は、内視鏡システム10と同様の構成を備えている。したがって、以下においては、内視鏡装置101及び光源装置102の構成とそれに関連する部分を説明し、その他については説明を省略する。

#### 【0061】

内視鏡装置101は、スコープ先端部の照明部33に蛍光体50が設けられていない点の内視鏡装置12と異なる。そのため、光源装置102からの光は、ライトガイド28, 29を介して、そのまま被検体内に照射される。また、撮像素子103は、撮像素子60と異なり、撮像面にカラーフィルタが設けられていないモノクロCCDで構成される。それ以外については、内視鏡装置101は、内視鏡装置12と同様の構成を備えている。

10

#### 【0062】

光源装置102は、広帯域光BB(400~700nm)を発する白色光源110と、この白色光源110からの広帯域光BBを所定波長の光に波長分離する回転フィルタ112と、回転フィルタ112の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ112を回転させるモータ113と、回転フィルタ112をその半径方向にシフトさせるシフト部114を備えている。

20

#### 【0063】

白色光源110は、広帯域光BBを放射する光源本体110aと、広帯域光BBの光量を調整する絞り110bとを備えている。光源本体110a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、白色LEDなどから構成される。絞り110bの開度は、光量制御部(図示省略)によって調節される。

#### 【0064】

図16に示すように、回転フィルタ112は、モータ113に接続された回転軸112aを回転中心として回転する。この回転フィルタ112には、回転軸112aがある回転中心から順に、半径方向に沿って、第1~第3フィルタ領域120, 121, 122が設けられている。第1フィルタ領域120は通常モード時に広帯域光BBの光路上にセットされ、第2フィルタ領域121は第1特殊モード時に広帯域光BBの光路上にセットされ、第3フィルタ領域122は第2特殊モード時に広帯域光BBの光路上にセットされる。各フィルタ領域120~122の切替は、シフト部114により回転フィルタ112を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

30

#### 【0065】

第1フィルタ領域120は、中心角が120°の扇型の領域に、それぞれBフィルタ部120a、Gフィルタ部120b、Rフィルタ部120cがそれぞれ設けられている。図17に示すように、Bフィルタ部120aは広帯域光BBから青色帯域(380~500nm)のB光を透過させ、Gフィルタ部120bは広帯域光BBから緑色帯域(450~630nm)のG光を透過させ、Rフィルタ部120cは広帯域光BBから赤色帯域(580~760nm)のR光を透過させる。したがって、回転フィルタ112の回転によって、B光、G光、R光が順次出射する。これらB光、G光、R光は、集光レンズ116及び光ファイバ117を通して、ライトガイド28, 29に入射する。

40

#### 【0066】

第2フィルタ領域121は、中心角が180°の領域に、BNフィルタ部121a及びGNフィルタ部121bがそれぞれ設けられている。BNフィルタ部121eは、中心波長が415nm、波長範囲が400~420nmの青色狭帯域光(Bn光)を透過させ、GNフィルタ部121fは、中心波長が540nm、波長範囲が530~550nmの緑色狭帯域光(Gn光)を透過させる。したがって、回転フィルタ112の回転によって、Bn光、Gn光が順次出射する。これら2種類の光は、集光レンズ116及び光ファイバ117を通して、ライトガイド28, 29に順次入射する。

50

## 【0067】

第3フィルタ領域122は、中心角が120°の領域に、測定用フィルタ部122a（図16では「測定用」と記載）、BNフィルタ部122b、GNフィルタ部122cが設けられている。測定用フィルタ部122aは広帯域光BBのうち、波長範囲450～500nmの酸素飽和度測定光を透過させる。また、BNフィルタ部122b、GNフィルタ部122cは、上記BNフィルタ部121a、GNフィルタ部121bと同様、中心波長415nmのBn光、中心波長540nmのGn光を透過させる。したがって、回転フィルタ112の回転によって、酸素飽和度測定光、Bn光、Gn光が順次出射する。これら3種類の光は、集光レンズ116及び光ファイバ117を通して、ライドガイド28, 29に順次入射する。

10

## 【0068】

第2実施形態の内視鏡システム100では、回転フィルタ方式を採用しているため、撮像制御が内視鏡システム10と異なる。通常モードにおいては、図18Aに示すように、B、G、Rの三色の像光を撮像素子103で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcを順次出力する。この一連の動作は、通常モードに設定されている間、繰り返される。これら青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号RcがA/D変換された青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcを、表示装置14のB、G、Rチャンネルに割り当てることで、通常画像が表示装置14に表示される。

20

## 【0069】

第1特殊モードにおいては、図18Bに示すように、Bn光、Gn光の2色の像光を撮像素子103で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号Bn、緑色信号Gnを順次出力する。この一連の動作は、第1特殊モードに設定されている間、繰り返される。青色信号BnがA/D変換された青色画像データBnを表示装置14のB、Gチャンネルに、緑色信号GnがA/D変換された緑色画像データGnを表示装置のRチャンネルに割り当てることで、第1狭帯域画像が表示装置14に表示される。この第1狭帯域画像は、第1実施形態の第1狭帯域画像と同様の色で表示される。即ち、表層血管は「茶色」で表示され、中深層血管は「シアン」で表示される。

## 【0070】

第2特殊モードにおいては、図18Cに示すように、酸素飽和度測定光、Bn光、Gn光を撮像素子103で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号Bs、青色信号Bn、緑色信号Gnを順次出力する。こうした動作は酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返される。これら青色信号Bs、青色信号Bn、緑色信号GnがA/D変換された青色画像データBs、青色画像データBn、緑色画像データGnを、表示装置14のB、G、Rチャンネルに割り当てることで、第2狭帯域画像が表示装置14に表示される。

30

## 【0071】

なお、第2実施形態の各画像データBs、Bn、Gnに含まれる波長成分は第1実施形態と異なるが、以下の理由から、第2実施形態の第2狭帯域画像は、第1実施形態の第2狭帯域画像と同様の色で、表示される。青色画像データBsは、酸素飽和度測定光の反射光に基づいて作成されるため、450～500nmの波長成分を有している。この450～500nmは、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも高い波長域であるため（図10参照）、酸素飽和度の変化によって、青色画像データBsの画素値も変化する。

40

## 【0072】

一方、青色画像データBnは、Bn光の反射光に基づいて作成されるため、400～420nmの波長成分を有しており、また、緑色画像データGnは、Gn光の反射光に基づいて作成されるため、530～550nmの波長成分を有している。これら400～420nm、530～550nmは、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも高い波長域と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高い波

50

長域の両方を含んでいるため（図10参照）、酸素飽和度が変化しても、青色画像データ  $B_n$  及び緑色画像データ  $G_n$  の画素値は変化しない。以上から、第2実施形態においても、各画像データ  $B_s$ 、 $B_n$ 、 $G_n$  の画素値の変化は、第1実施形態と同様である。したがって、第2実施形態の第2狭帯域画像は、第1実施形態の第2狭帯域画像と同様の色で、表示される。なお、530～570nmの  $G_n$  光の反射光に基づいて緑色画像データ  $G_n$  を作成した場合、この緑色画像データ  $G_n$  は、530～550nmと同様の吸光特性を有する530～570nmの波長成分を含んでいるため、酸素飽和度が変化したとしても画素値は変化しない

【0073】

第1及び第2実施形態では、挿入部を有する電子内視鏡11を用いた内視鏡システムで本発明の実施を行ったが、図19に示すように、第3実施形態では、カプセル内視鏡システム141を用いて本発明を実施する。図19において、カプセル内視鏡システム141は、患者142の口部から体内に嚥下されるカプセル内視鏡（Capsule Endoscope、以下、CEと略す）143と、患者142がベルトなどに取り付けて携帯する受信装置144と、CE143で得られた画像を読影して、医師が診断を行うためのワークステーション（以下、WSと略記する）146とから構成される。

10

【0074】

CE143は、体内管路を通過する際に管路の内壁面を撮像し、これにより得られた画像（撮像信号）のデータを電波にて受信装置144に無線送信する。受信装置144は、各種設定画面を表示する液晶表示器148、および各種設定を行うための操作部149を備えている。受信装置144は、CE143から電波で無線送信された画像を無線受信し、これを記憶する。

20

【0075】

WS146は、プロセッサ151と、キーボードやマウスからなるコンソール152と、モニタ153とを備えている。プロセッサ151は、例えば、USBケーブル154（赤外線通信などの無線通信を用いても可）で受信装置144と接続され、受信装置144とデータを遣り取りする。プロセッサ151は、CE143による検査中、または検査終了後に、受信装置144から画像を取り込み、患者毎に画像を蓄積・管理する。また、画像データから表示画像を生成し、これをモニタ153に表示させる。

30

【0076】

CE143と受信装置144間の電波の送受信は、CE143内に設けられた送信アンテナ165（図20参照）と、患者142が身に付けたシールドシャツ156内に装着された複数の受信アンテナ157とを介して行われる。

【0077】

図20に示すように、CE143は、第1半導体光源160と、第2半導体光源161と、カラーの撮像素子162と、第1及び第2半導体光源160、161の発光と撮像素子162の撮像を制御する制御部164と、送信アンテナ165とを備えている。

【0078】

第1及び第2半導体光源160、161は、LED光源などの半導体光源である。第1半導体光源160は中心波長473nmの酸素飽和度測定光を発する。この酸素飽和度測定光には中心波長473nmの第1励起光と、この第1励起光を蛍光体で波長変換することで得られる緑色から赤色の蛍光が含まれている。したがって、図3Cに示す酸素飽和度測定光と同様の波長範囲となっている。

40

【0079】

第2半導体光源161は、中心波長が400～450nmの範囲内にある血管強調用照明光を発する。この血管強調用照明光には、中心波長が400～450nmの範囲内にある第2励起光と、この第2励起光を蛍光体で波長変換することで得られる緑色から赤色の蛍光が含まれている。

【0080】

撮像素子162は、撮像素子60と同様のB画素60b、G画素60g、R画像60r

50

が設けられた撮像面162aを有しており、この撮像面162aは、検体からの光を、結像レンズ167を通して受光する。制御部146は第1及び第2半導体光源160, 161と撮像素子162を制御することによって、酸素飽和度測定光の発光及び撮像と、血管強調用照明光の発光及び撮像を交互に繰り返す。

#### 【0081】

図21に示すように、酸素飽和度測定光の発光時には、酸素飽和度測定光を撮像素子162で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子162のB画素、G画素、R画素から青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsを読み出すステップが行われる。そして、血管強調用照明光の発光時には、血管強調用照明光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60のB画素、G画素、R画素から青色信号Bn、緑色信号Gn、赤色信号Rnを読み出すステップが行われる。これら2フレーム分の画像信号は、送信アンテナ165を介して、受信装置144に出力する。受信装置144は受信した画像をWS146に送信する。WS146は、取得した画像に対してプロセッサ151が画像処理を施す。

10

#### 【0082】

図22に示すように、プロセッサ151は、A/D変換部161と、ストレージデバイス162と、画像処理部163とを備えている。A/D変換部161は、CE143から順次送信される画像信号をA/D変換する。これにより、青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsは青色画像データBs、緑色画像データGs、赤色画像データRsに変換され、青色信号Bn、緑色信号Gn、赤色信号Rnは青色画像データBn、緑色画像データGn、赤色画像データRnに変換される。ストレージデバイス162は、A/D変換後の青色画像データBs、緑色画像データGs、赤色画像データRs及び青色画像データBn、緑色画像データGn、赤色画像データRnを1セット分の画像データとして、時系列順に格納する。

20

#### 【0083】

画像処理部163は、ストレージデバイス162に記憶した1セット分の画像データを、時系列に沿って順次読出すとともに、この読み出した1セット分の画像データに基づいて、各種画像を作成する。生成された画像はモニタ153に表示される。ここで、通常モードに選択されているときには通常画像を作成及び表示し、第1特殊モードに設定されているときには第1狭帯域画像を作成及び表示し、第2特殊モードに設定されているときには第2狭帯域画像を作成及び表示する。これら3つのモードの切り替えは、コンソール152の入力操作によって行われる。

30

#### 【0084】

第3実施形態の通常モードでは、ストレージデバイス162から読み出した1セット分の画像データのうち、青色画像データBn、緑色画像データGn、赤色画像データRnの画素値が、略同じになるようにゲイン調整を行う。このゲイン調整後の画像データBn、Gn、Rnをモニタ153のB、G、Rチャンネルに割り当てることによって、通常画像が表示される。

#### 【0085】

また、第3実施形態の第1特殊モードでは、ストレージデバイス162から読み出した1セット分の画像データのうち、青色画像データBnをモニタ153のB、Gチャンネルに割り当て、緑色画像データGnをモニタ153のRチャンネルに割り当てる。これにより、モニタ153には第1狭帯域画像が表示される。なお、第3実施形態の青色画像データBn、緑色画像データGnに含まれる波長成分は第1実施形態とほぼ同じであるため、第3実施形態の第1狭帯域画像は、第1実施形態の第1狭帯域画像と同様の色で、表示される。

40

#### 【0086】

また、第3実施形態の第2特殊モードでは、ストレージデバイス162から読み出した1セット分の画像データのうち、青色画像データBsをモニタ153のBチャンネルに割り当て、青色画像データBnをモニタ153のGチャンネルに割り当て、緑色画像データ

50

G<sub>n</sub>をモニタ153のRチャンネルに割り当てる。これにより、モニタ153には第2狭帯域画像が表示される。なお、第3実施形態の各画像データB<sub>s</sub>、B<sub>n</sub>、G<sub>n</sub>に含まれる波長成分は第1実施形態とほぼ同じであるため、第3実施形態の第2狭帯域画像は、第1実施形態の第2狭帯域画像と同様の色で、表示される。

【0087】

なお、上記第1実施形態では、スコープ先端部19に蛍光体50を設けたが、これに代えて、光源装置11内に蛍光体50を設けてもよい。この場合、LD2(445nm)と光ファイバ25の間には蛍光体50を設け、それ以外のLD1(473nm)と光ファイバ24の間とLD3(405nm)と光ファイバ26の間については、蛍光体50を設けなくてもよい。

10

【0088】

なお、上記第1～第3実施形態では、血液量(酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和)のうち酸化ヘモグロビンの占める割合である酸素飽和度を用いて酸素飽和度画像を生成したが、これに代えて又は加えて、「血液量×酸素飽和度(%)」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「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を用いてもよい。

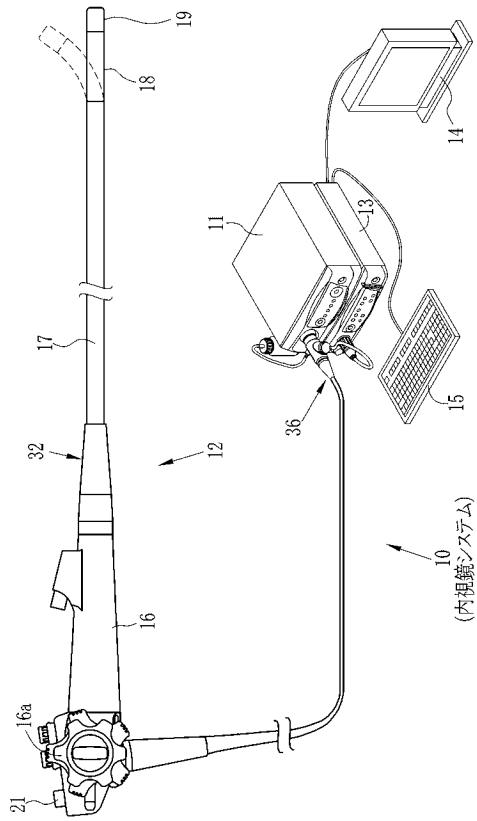
【符号の説明】

【0089】

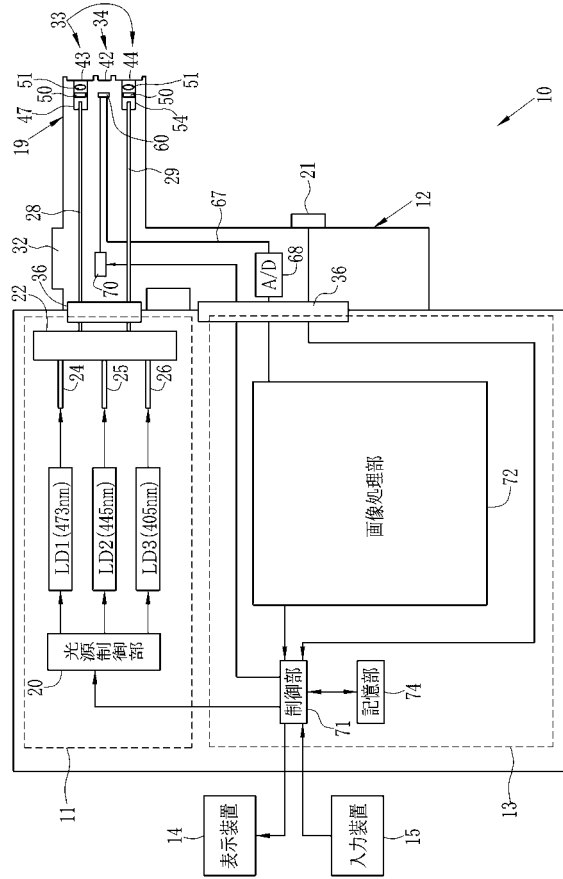
- 10, 100 内視鏡システム
- 14 表示装置
- 21 切り替えスイッチ
- 72, 163 画像処理部
- 81 第1狭帯域画像処理部
- 82 第2狭帯域画像処理部
- 141 カプセル内視鏡システム
- 143 CE(カプセル内視鏡)

20

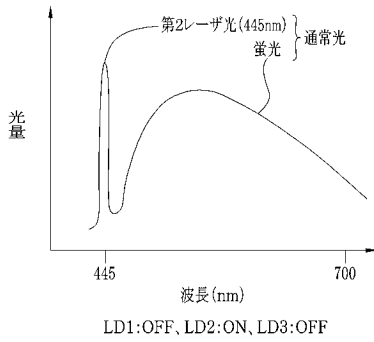
【 図 1 】



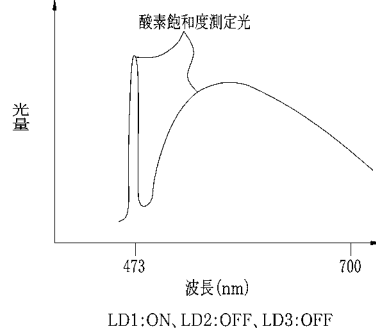
【 図 2 】



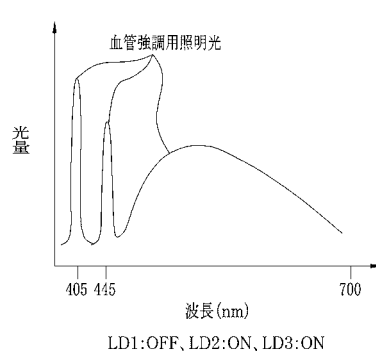
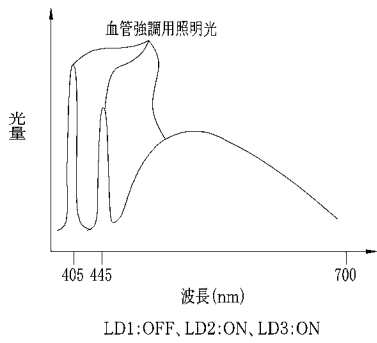
【 図 3 A 】



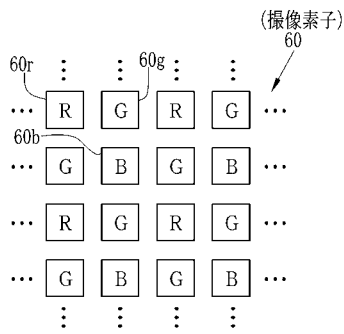
【 図 3 C 】



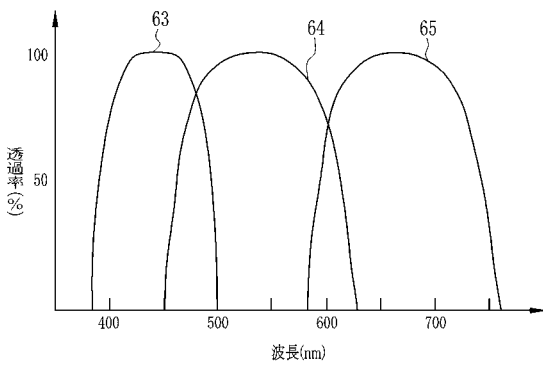
【 図 3 B 】



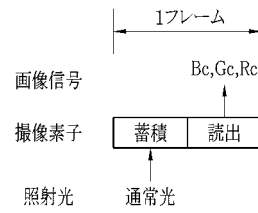
【 図 4 A 】



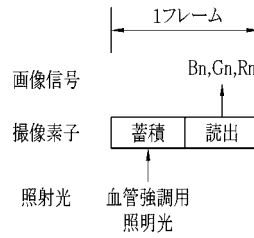
【 図 4 B 】



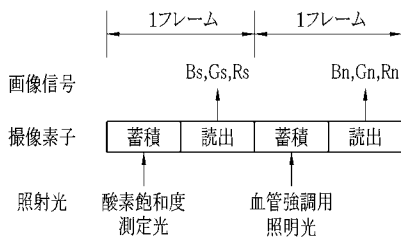
【 図 5 A 】



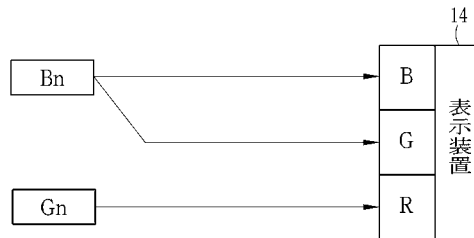
【 図 5 B 】



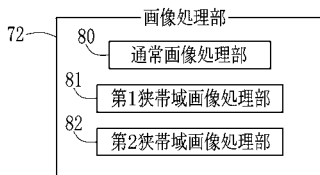
【 図 5 C 】



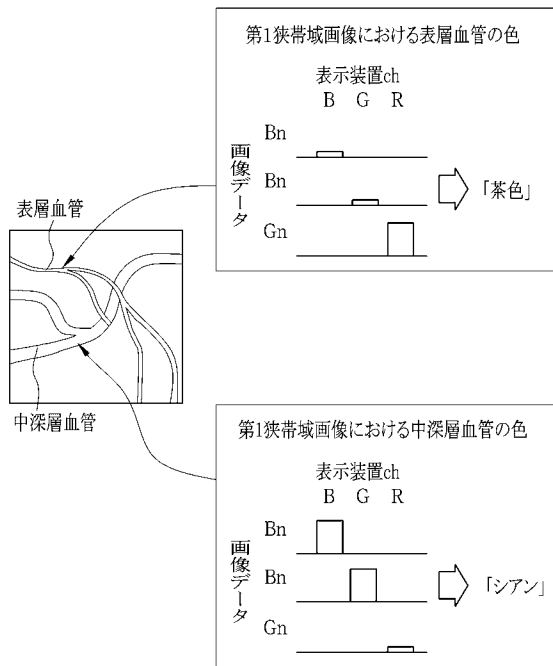
【 図 7 】



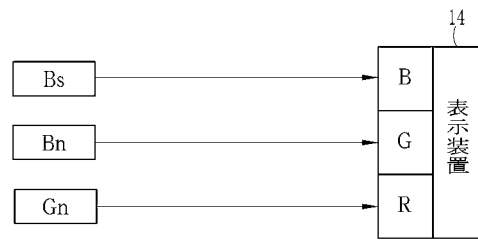
【 図 6 】



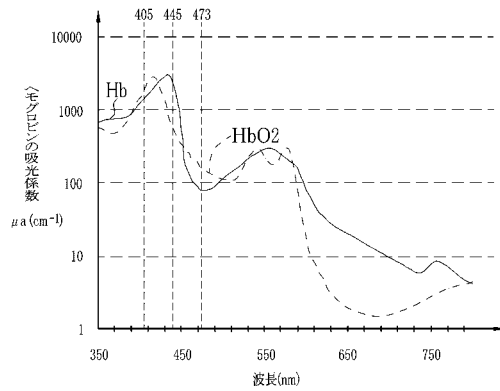
【 図 8 】



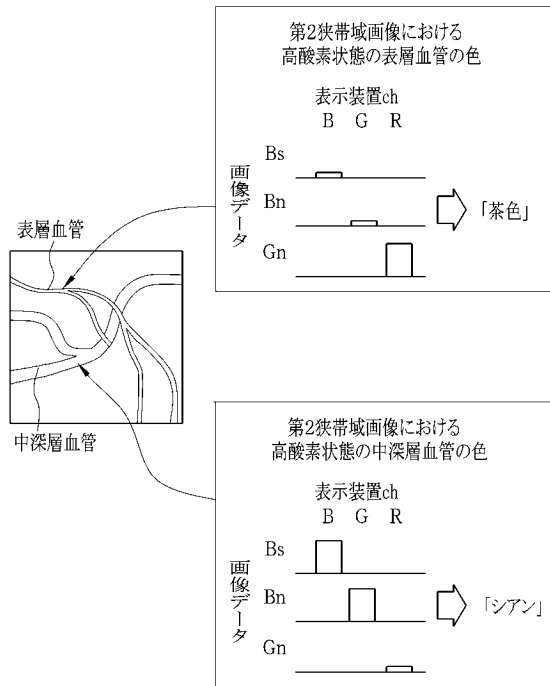
【 図 9 】



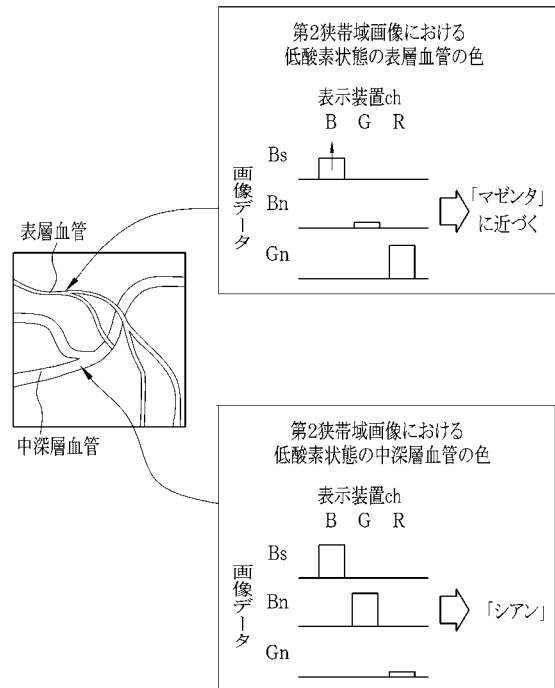
【 図 10 】



【 図 11 】

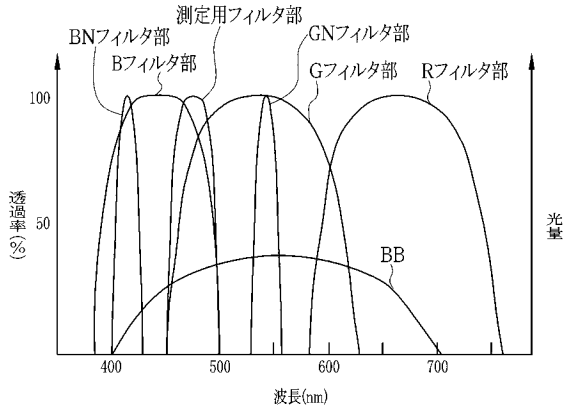


【 図 12 】

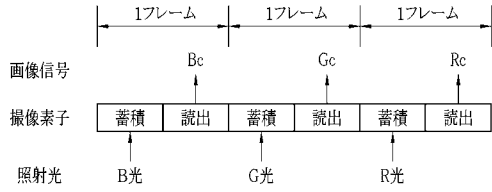




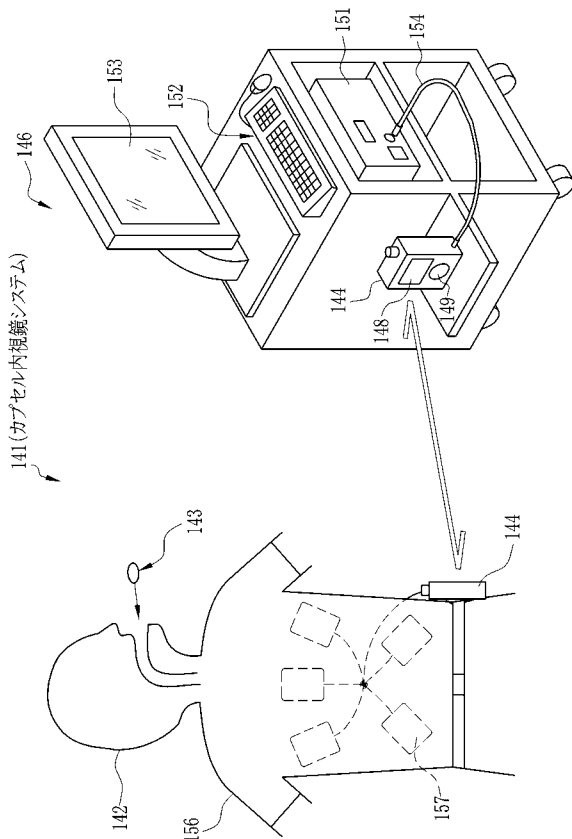
【 図 1 7 】



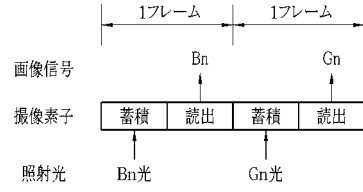
【 図 1 8 A 】



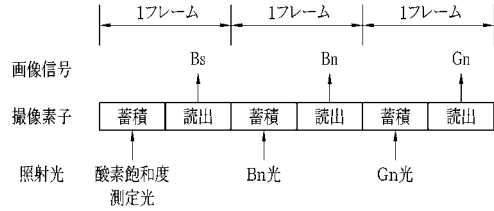
【 図 1 9 】



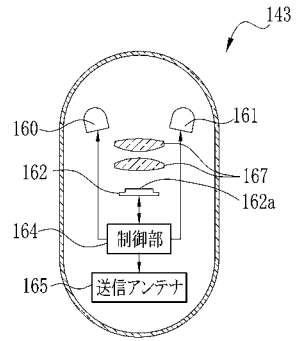
【 図 1 8 B 】



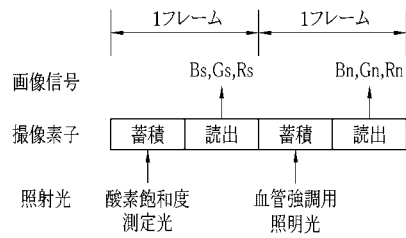
【 図 1 8 C 】



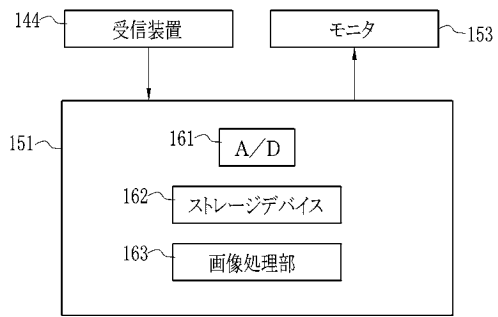
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置，内窥镜图像的显示控制方法和胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014050595A</a>	公开(公告)日	2014-03-20
申请号	JP2012197692	申请日	2012-09-07
[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	加來俊彦		
发明人	加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B5/14.321 A61B1/00.C A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B1/07.736 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL02 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KX01 4C038/KY01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5690788B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：显示突出显示血管运行模式的图像，并显示直观地了解具有血管运行模式的部分是否是病变部分的信息。 解决方案：氧饱和度测量光和血管强调照明光交替照射在样本上。通过用彩色图像拾取装置捕获该样本，获得两帧的图像数据。中的两个帧的图像数据，分配时在显示装置14的光氧饱和度测量光B信道，蓝色的图像数据Bn和绿色获得的蓝色的图像数据Bs当光对比度容器照明光并且图像数据Gn分别为G通道和显示装置14的R通道。因此，虽然突出表面血管和中等深层血管，所述第二窄带图像氧饱和度已低时，被显示在显示装置14上改变所述观看表面的血管的颜色。 9系统技术领域

