

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5702755号
(P5702755)

(45) 発行日 平成27年4月15日 (2015. 4. 15)

(24) 登録日 平成27年2月27日 (2015. 2. 27)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 5/1459 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 9 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-164230 (P2012-164230)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年7月24日 (2012. 7. 24)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-23591 (P2014-23591A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年2月6日 (2014. 2. 6)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成26年2月4日 (2014. 2. 4)		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
		審査官	野田 洋平
		(56) 参考文献	特開2011-218135 (JP, A)
			)
			特開2012-135431 (JP, A)
			)
			最終頁に続く

(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、及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

狭帯域光で照明された検体の反射像を撮像することにより、青色狭帯域波長成分を有する青色信号と、緑色狭帯域波長成分を有する緑色信号のうち少なくとも1つの信号を含む第1画像信号を取得するとともに、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波長範囲の照明光で照明された前記検体の反射像を撮像することにより第2画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記第2画像信号、もしくは前記第1及び第2画像信号を用いて、前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度が一定値以上の場合には、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当て、

前記酸素飽和度が一定値を下回った場合に、前記青色信号及び緑色信号のうち少なくとも1つの画像信号の信号値を前記酸素飽和度に応じて変化させた上で、前記青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、前記緑色信号を表示手段のR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内視鏡システム。

【請求項2】

前記表示制御手段は、

前記酸素飽和度が一定値を下回った場合に、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させた青色信号を前記表示手段のBチャンネルに割り当て、前記酸素飽和度に応じて信号値を

10

20

変化させない青色信号を前記表示手段のGチャンネルに、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を前記表示手段のRチャンネルに割り当て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】

前記表示制御手段は、

前記酸素飽和度が一定値を下回った場合に、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を前記表示手段のBチャンネルに割り当て、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させた青色信号を前記表示手段のGチャンネルに、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を前記表示手段のRチャンネルに割り当てることを特徴とする請求項1記載の内視鏡システム。

10

【請求項4】

前記第1又は第2画像信号に基づいて、前記検体上における血管の深さを判別する血管深さ判別手段を備え、

前記血管深さ判別手段は、各画素に、表層血管、粘膜、中深層血管のいずれの情報を含んでいるかを判別し、

前記表示制御手段は、前記粘膜と判別された画素については、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当て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】

前記表示制御手段によって表示制御される表示画像を表示する狭帯域画像+酸素飽和度観察モードに加え、前記第1画像信号に基づく狭帯域画像を表示する狭帯域光観察モードと、広帯域の照明光で照明された前記検体の反射像を撮像することで得られる通常画像の色特性値を、前記酸素飽和度に応じて変化させた画像を表示する通常画像+酸素飽和度観察モードのうち少なくともいずれか1つのモード間で、各モードの切替を行うためのモード切替手段を備えることを特徴とする請求項1ないし4いずれか1項記載の内視鏡システム。

20

【請求項6】

前記第1画像信号は、440～460nmの青色狭帯域光と、この440～460nmの青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる蛍光と、中心波長400～410nmの青色狭帯域光とが同時に照射された前記検体をカラーの撮像素子で撮像することで得られ、

30

前記第2画像信号は、460～480nmの青色狭帯域光と、この460～480nmの青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる蛍光とが同時に照射された前記検体をカラーの撮像素子で撮像することで得られることを特徴とする請求項1ないし5いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記第1画像信号は、400～420nmの青色光が照射された前記検体と、530～550nmの緑色光が照射された前記検体を、モノクロの撮像素子でそれぞれ撮像することで得られ、

40

前記第2画像信号は、450～500nmの青色光が照射された前記検体をモノクロの撮像素子で撮像することで得られることを特徴とする請求項1ないし5いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項8】

内視鏡装置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、

狭帯域光で照明された検体の反射像を前記内視鏡装置で撮像することで得られ、青色狭帯域波長成分を有する青色信号と、緑色狭帯域波長成分を有する緑色信号のうち少なくとも1つの信号を含む第1画像信号と、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波長範囲の照明光で照明された前記検体の反射像を前記内視鏡装置で撮像することで得られる第2画像信号とを受信する受信手段と、

50

前記第2画像信号、もしくは前記第1及び第2画像信号を用いて、前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度が一定値以上の場合には、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当て、

前記酸素飽和度が一定値を下回った場合に、前記青色信号及び緑色信号のうち少なくとも1つの画像信号の信号値を前記酸素飽和度に応じて変化させた上で、前記青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、前記緑色信号を表示手段のR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内視鏡システムのプロセッサ装置。

10

【請求項9】

画像信号取得手段が、狭帯域光で照明された検体の反射像を撮像することにより、青色狭帯域波長成分を有する青色信号と、緑色狭帯域波長成分を有する緑色信号のうち少なくとも1つの信号を含む第1画像信号を取得するとともに、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波長範囲の照明光で照明された前記検体の反射像を撮像することにより第2画像信号を取得するステップと、

酸素飽和度算出手段が、前記第2画像信号、もしくは前記第1及び第2画像信号を用いて、前記酸素飽和度を算出するステップと、

表示制御手段が、前記酸素飽和度が一定値以上の場合には、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、前記酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当て

20

、
前記酸素飽和度が一定値を下回った場合に、前記青色信号及び緑色信号のうち少なくとも1つの画像信号の信号値を前記酸素飽和度に応じて変化させた上で、前記青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、前記緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当てる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。

【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、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

現在の医療分野においては、内視鏡を使ったガン診断が広く行われている。この内視鏡のガンの診断においては、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。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、ガンか否かの識別だけでなく、ガンの深達度の推定を行うことができる。

40

【0003】

また、特許文献2では、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる波長帯域を含む光を照明光として用いることで、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化している。酸素飽和度の画像上では、低酸素状態を示すガンなどの病変部位とそれ以外の高酸素状態を示す正常部位とが、異なる色で表示される。これにより、ガンの分布を酸素飽和度+血管強調画像から直感的に把握することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【0004】

【特許文献1】特許3559755号公報

【特許文献2】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のように、表層微細血管など強調表示された血管パターンからガンの診断を行う場合、血管パターンによってはガンか否かを判別しにくい場合がある。一方、特許文献2のように、酸素飽和度の画像を用いてガン診断を行う場合には、ガンか否かの識別を容易に行うことができる。しかしながら、ガンの深達度など更に踏み込んだ診断を行うためには、酸素飽和度の情報だけでは不十分な場合がある。したがって、ガンに対する診断能を向上させるためには、表層微細血管などガンに特異的な血管パターンを強調表示するとともに、血管の酸素状態を表示することが求められている。

10

【0006】

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、及び内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を解決するために、本発明の内視鏡システムは、狭帯域光で照明された検体の反射像を撮像することにより、青色狭帯域波長成分を有する青色信号と、緑色狭帯域波長成分を有する緑色信号のうち少なくとも1つの信号を含む第1画像信号を取得するとともに、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波長範囲の照明光で照明された前記検体の反射像を撮像することにより第2画像信号を取得する画像信号取得手段と、第2画像信号、もしくは第1及び第2画像信号を用いて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、酸素飽和度が一定値以上の場合には、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当て、酸素飽和度が一定値を下回った場合に、青色信号及び緑色信号のうち少なくとも1つの画像信号の信号値を酸素飽和度に応じて変化させた上で、青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、緑色信号を表示手段のR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。

20

30

【0008】

第1画像信号は複数色の画像信号からなることが好ましい。複数色の画像信号には、青色狭帯域波長成分を有する青色信号と、緑色狭帯域波長成分を有する緑色信号のうち少なくとも1つの信号が含まれることが好ましい。表示制御手段は、表示手段のB,G,Rチャンネルに割り当てる複数色の画像信号のうち少なくとも1つの画像信号の信号値を酸素飽和度に応じて変化させることが好ましい。

【0009】

表示制御手段は、酸素飽和度が一定値を下回った場合に、酸素飽和度に応じて信号値を変化させた青色信号を表示手段のBチャンネルに割り当て、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を前記表示手段のGチャンネルに、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当てることが好ましい。

40

【0010】

表示制御手段は、酸素飽和度が一定値を下回った場合に、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルに割り当て、酸素飽和度に応じて信号値を変化させた青色信号を表示手段のGチャンネルに、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当てることが好ましい。

【0011】

表示制御手段は、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチ

50

チャンネルに割り当て、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のGチャンネルに、酸素飽和度に応じて信号値を変化させた赤色信号を表示手段のRチャンネルに割り当てることが好ましい。

【0012】

表示制御手段は、表示手段のB,G,Rチャンネルに割り当てる複数色の画像信号のうち、2つの色信号については酸素飽和度に応じて信号値を変化させ、残りの1色の画像信号については酸素飽和度に応じて信号値を変化させないことが好ましい。

【0013】

第1又は第2画像信号に基づいて、検体上における血管の深さを判別する血管深さ判別手段を備え、血管深さ判別手段は、各画素に、表層血管、粘膜、中深層血管のいずれの情報を含んでいるかを判別し、表示制御手段は、粘膜と判別された画素については、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当てることが好ましい。

10

【0014】

表示制御手段は、酸素飽和度を下回った場合又は第2画像信号を第1画像信号で規格化した規格化信号が予め設定した範囲から外れた場合に、第1画像信号の信号値を酸素飽和度に応じて変化させることが好ましい。

【0015】

表示制御手段によって表示制御される表示画像を表示する狭帯域画像+酸素飽和度観察モードに加え、第1画像信号に基づく狭帯域画像を表示する狭帯域光観察モードと、広帯域の照明光で照明された検体の反射像を撮像することで得られる通常画像の色特性値を、酸素飽和度に応じて変化させた画像を表示する通常画像+酸素飽和度観察モードのうち少なくともいずれか1つのモード間で、各モードの切替を行うためのモード切替手段を備えることが好ましい。

20

【0016】

第1画像信号は、440～460nmの青色狭帯域光と、この440～460nmの青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる蛍光と、中心波長400～410nmの青色狭帯域光とが同時に照射された検体をカラーの撮像素子で撮像することで得られ、第2画像信号は、460～480nmの青色狭帯域光と、この460～480nmの青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる蛍光とが同時に照射された検体をカラーの撮像素子で撮像することで得られることが好ましい。

30

【0017】

第1画像信号は、400～420nmの青色光が照射された検体と、530～550nmの緑色光が照射された検体を、モノクロの撮像素子でそれぞれ撮像することで得られ、第2画像信号は、450～500nmの青色光が照射された検体をモノクロの撮像素子で撮像することで得られることが好ましい。

【0018】

本発明は、内視鏡装置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、狭帯域光で照明された検体の反射像を前記内視鏡装置で撮像することで得られ、青色狭帯域波長成分を有する青色信号と、緑色狭帯域波長成分を有する緑色信号のうち少なくとも1つの信号を含む第1画像信号と、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波長範囲の照明光で照明された検体の反射像を内視鏡装置で撮像することで得られる第2画像信号とを受信する受信手段と、第2画像信号、もしくは第1及び第2画像信号を用いて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、酸素飽和度が一定値以上の場合には、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当て、酸素飽和度が一定値を下回った場合に、青色信号及び緑色信号のうち少なくとも1つの画像信号の信号値を前記酸素飽和度に応じて変化させた上で、青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、緑色信号を表示手段のRチャ

40

50

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。

【0019】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号取得手段が、狭帯域光で照明された検体の反射像を撮像することにより、青色狭帯域波長成分を有する青色信号と、緑色狭帯域波長成分を有する緑色信号のうち少なくとも1つの信号を含む第1画像信号を取得するとともに、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波長範囲の照明光で照明された検体の反射像を撮像することにより第2画像信号を取得するステップと、酸素飽和度算出手段が、第2画像信号、もしくは第1及び第2画像信号を用いて、酸素飽和度を算出するステップと、表示制御手段が、酸素飽和度が一定値以上の場合には、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、酸素飽和度に応じて信号値を変化させない緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当て、酸素飽和度が一定値を下回った場合に、青色信号及び緑色信号のうち少なくとも1つの画像信号の信号値を酸素飽和度に応じて変化させた上で、青色信号を表示手段のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、緑色信号を表示手段のRチャンネルに割り当てるステップとを有することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、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ことができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0021】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態における内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図3A】通常モード時に発光する通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図3B】狭帯域画像観察モード時に発光する血管強調用照明光の発光スペクトルを示す図である。

【図3C】狭帯域画像+酸素飽和度観察モード時に発光する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表すグラフである。

【図4A】カラーの撮像素子に設けられたB画素、G画素、R画素を示す図である。

【図4B】B画素、G画素、R画素の分光透過率を示すグラフである。

30

【図5A】第1実施形態の通常モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための図である。

【図5B】第1実施形態の狭帯域画像観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための図である。

【図5C】第1実施形態の狭帯域画像+酸素飽和度観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための図である。

【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】狭帯域画像観察モードにおける色割り当てを説明するための図である。

【図8】酸素飽和度と信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ との相関関係を示すグラフである。

【図9】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

40

【図10】図8のグラフにおいて信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ から酸素飽和度を求める方法を説明するための図である。

【図11】 $B2/G2$ と表層血管、粘膜、中深層血管の関係を示すグラフである。

【図12】表層血管の画素における色割り当てを説明するための図である。

【図13】ゲインアップ用のゲインと酸素飽和度との関係を示すグラフである。

【図14】高酸素時の表層血管の色を説明するための図である。

【図15】低酸素時の表層血管の色を説明するための図である。

【図16】中深層血管の画素における色割り当てを説明するための図である。

【図17】ゲインダウン用のゲインと酸素飽和度との関係を示すグラフである。

【図18】高酸素時の中深層血管の色を説明するための図である。

50

【図 1 9】低酸素時の中深層血管の色を説明するための図である。

【図 2 0】狭帯域画像観察モード及び狭帯域画像＋酸素飽和度観察モード一連の流れを示すフローチャートである。

【図 2 1 A】高酸素飽和度下でモード切替したときの血管の色の違いを説明するための図である。

【図 2 1 B】低酸素飽和度下でモード切替したときの血管の色の違いを説明するための図である。

【図 2 2】第 2 実施形態における内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図 2 3】回転フィルタの正面図である。

【図 2 4】回転フィルタの各フィルタ部の透過率を示すグラフである。

10

【図 2 5 A】第 2 実施形態の通常モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための図である。

【図 2 5 B】第 2 実施形態の狭帯域画像観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための図である。

【図 2 5 C】第 2 実施形態の狭帯域画像＋酸素飽和度観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための図である。

【図 2 6】第 3 実施形態における色割り当てを説明するための図である。

【図 2 7】高酸素時の表層血管及び中深層血管の色を説明するための図である。

【図 2 8】低酸素時の表層血管及び中深層血管の色を説明するための図である。

【図 2 9】ゲインアップ用のゲインと信号比 $B1/G2$ との関係を示すグラフである。

20

【発明を実施するための形態】

【0022】

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。

【0023】

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。

30

【0024】

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強調血管像を含む血管強調画像を表示装置 14 に表示する狭帯域画像観察モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて、強調血管像の色調を変化させた酸素飽和度＋血管強調画像を表示装置 14 に表示する狭帯域画像＋酸素飽和度観察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。

40

【0025】

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、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 473 nm 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 445 nm 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 405 nm 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

50

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。

【0026】

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400～410nm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、InGaAs系レーザダイオードやGaAs系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0027】

光源制御部20は、レーザ光源LD1～LD3を制御する。通常モードのときには、図3Aに示すように、レーザ光源LD2をオンにし、それ以外のレーザ光源LD1、LD3をオフにする。したがって、レーザ光源LD2の第2レーザ光とこの第2レーザ光により蛍光体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、狭帯域画像観察モードのときには、図3Bに示すように、レーザ光源LD2、LD3をオンにし、レーザ光源LD1をオフにする。したがって、通常光に加えて、レーザ光源LD3の第3レーザ光を含む血管強調用照明光が、検体に照射される。

【0028】

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2レーザ光（445nm）の光量を第3レーザ光（405nm）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3レーザ光の光量を第2レーザ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レーザ光と第3レーザ光の光量比は、光源制御部20で調整可能である。

【0029】

狭帯域画像+酸素飽和度観察モードのときには、図3Cに示すように、レーザ光源LD1をオンにし、それ以外のレーザ光源LD2、3をオフにする第1発光パターンと、レーザ光源LD2、3をオンにし、レーザ光源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、レーザ光源LD1の第1レーザ光とこの第1レーザ光により蛍光体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。

【0030】

図2に示すように、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。

【0031】

内視鏡装置12は電子内視鏡から構成され、ライトガイド28、29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33と、被観察領域を撮像する1系統の撮像部34と、内視鏡装置12と光源装置11及びプロセッサ装置13とを着脱自在に接続するコネクタ部36を備えている。

【0032】

照明部33は、撮像部34の両脇に設けられた2つの照明窓43、44を備えており、各照明窓43、44は、蛍光体50を透過した光を被観察領域に向けて照射する。撮像部34は、スコープ先端部19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42を備えている。

【0033】

照明窓43、44の奥には、それぞれ投光ユニット47、54が収納されている。各投光ユニット47、54は、ライトガイド28、29からの第1～第3レーザ光を蛍光体50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、レンズ51を介して被観察領域に向けて照射される。

10

20

30

40

50

【0034】

蛍光体50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YAG系蛍光物質、或いはBAM（BaMgAl₁₀O₁₇）等の蛍光物質）を含んで構成される。第1～第3レーザ光が蛍光体50に照射されると、蛍光体50から発せられる緑色～赤色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体50により吸収されず透過した第1～第3レーザ光の励起光とが合わされて、疑似白色光が生成される。

【0035】

なお、蛍光体50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50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50は、商品名としてマイクロホワイト（登録商標）（Micro White（MW））とも呼ばれている。

【0036】

観察窓42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CCD（Charge Coupled Device）などの撮像素子60が設けられている。なお、撮像素子60として、IT（インターライントランスファー）型のCCDを使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有するCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）を使用してもよい。

【0037】

撮像素子60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。

【0038】

図2に示すように、撮像素子60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67を通じてA/D変換器68に入力される。A/D変換器68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信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部36を介して、プロセッサ装置13に入力される。

【0039】

撮像制御部70は、撮像素子60の撮像制御を行う。この撮像制御は、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。狭帯域画像観察モード時には、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。これは狭帯域画像観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0040】

一方、狭帯域画像＋酸素飽和度観察モード時には、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B1、緑色信号G1、赤色信号R1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B2、緑色信号G2、赤色信号R2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、狭帯域画像＋酸素飽和度観察モードに設

定されている間、繰り返し行われる。

【0041】

図2に示すように、プロセッサ装置13は、制御部71と、画像処理部72と、記憶部74とを備えており、制御部72には表示装置14及び入力装置15が接続されている。制御部72はプロセッサ装置13内の各部を制御するとともに、内視鏡装置12の切り替えスイッチ21や入力装置15から入力される入力情報に基づいて、光源装置11の光源制御部20、内視鏡装置12の撮像制御部70、及び表示装置14の動作を制御する。

【0042】

図2に示すように、画像処理部72は、通常画像処理部80、血管強調画像処理部81、酸素飽和度+血管強調画像処理部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信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rc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。

【0043】

血管強調画像処理部81は、図7に示すように、狭帯域画像観察モード時に得られる画像信号のうち、青色信号Bnを表示装置14のB,Gチャンネルに、緑色信号Gn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上には、表層血管が「茶色」で、中深層血管が「シアン」で表された疑似カラーの血管強調画像が表示される。

【0044】

酸素飽和度+血管強調画像処理部82は、図6に示すように、信号比算出部84と、相関関係記憶部85と、酸素飽和度算出部86と、血管深さ判別部87と、色変換部88とを備えている。信号比算出部84は、狭帯域画像+酸素飽和度観察モード時に取得した画像信号のうち、青色信号B1と緑色信号G2の信号比 $B1/G2$ と、緑色信号G2と赤色信号R2の信号比 $R2/G2$ とを求める。信号比算出部84では、信号間で同じ位置にある画素間の信号比を算出し、また、信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。なお、信号比は画像信号のうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画像信号とそれ以外の部分の画像信号との差に基づいて特定される。

【0045】

相関関係記憶部85は、信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図8に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した2次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ はlogスケールで記憶されている。

【0046】

上記相関関係は、図9に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。ここで、曲線90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線91は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473nmのように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473nmの光に対応する信号を含む青色信号B1は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、青色信号B1に加え、主として血液量に依存して変化する赤色信号R2と、青色信号B2と赤色信号R2のリファレンス信号（規格化用信号）となる緑色信号G2から得られる信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ を用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

【0047】

また、470～700nm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。このため、こ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。

10

20

30

40

50

【0048】

なお、相関関係記憶部85には、信号比 $R2/G2$ と血液量との相関関係についても記憶させてもよい。この相関関係は、信号比 $R2/G2$ が大きくなればなるほど血液量も大きくなるように定義される1次元テーブルとして記憶されている。この信号比 $R2/G2$ と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

【0049】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下のことが言える。

- ・波長470nm近辺（例えば、中心波長470nm±10nmの青色の波長領域）では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。
- ・540～580nmの緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。
- ・590～700nmの赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するように見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

10

【0050】

また、図8に示すように、信号比 $R2/G2$ が大きくなるのに従って、信号比 $B1/G2$ の信号値も大きくなるの（酸素飽和度＝0%限界の等高線が斜め上方にスライドする）は、以下の理由からである。上記したように、信号比 $R2/G2$ は血液量と相関関係があるため、信号比 $R2/G2$ が大きくなるほど血液量も大きくなる。信号 $B1$ 、 $G2$ 、 $R2$ の中で、血液量の増加によって信号値の低下が一番大きくなるのは、緑色信号 $G2$ であり、その次が青色信号 $B1$ である。これは、緑色信号 $G2$ に含まれる波長成分の540～580nmの吸光係数が、青色信号 $B1$ に含まれる波長成分の470nm付近の吸光係数よりも高いためである（図9参照）。したがって、信号比 $B1/G2$ においては、血液量が大きくなるほど、分子の $B1$ の信号値の低下よりも分母の $G2$ の信号値の低下の方が大きくなる。即ち、信号比 $B1/G2$ は、血液量が大きくなるにつれて、大きくなる。

20

【0051】

酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶された相関関係と信号比算出部84で求めた信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ とを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。なお、以下の説明においては、酸素飽和度の算出に使用する青色信号 $B1$ 、緑色信号 $G2$ 、赤色信号 $R2$ の所定画素の輝度値を、それぞれ $B1^*$ 、 $G2^*$ 、 $R2^*$ とする。これに伴い、各画素における信号比は、 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ となる。

30

【0052】

酸素飽和度算出部86は、図10に示すように、相関関係記憶部85に記憶した相関関係から、信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ に対応する対応点Pを特定する。そして、対応点Pが酸素飽和度＝0%限界の下限ライン93と酸素飽和度＝100%限界の上限ライン94との間にある場合に、その対応点Pが示すパーセント値を酸素飽和度とする。例えば、図10の場合であれば、対応点Pは60%の等高線上に位置するため、酸素飽和度は60%となる。

【0053】

一方、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合、対応点が下限ライン93よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が上限ライン94よりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。なお、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示装置14上に表示しないようにしてもよい。

40

【0054】

血管深さ判別部87は、青色信号 $B2$ と緑色信号 $G2$ の信号比 $B2/G2$ に基づいて、各画素に、表層血管、粘膜、中深層血管のいずれの情報を含んでいるかを判別する。この判別には、図11に示すような、信号比 $B2/G2$ と表層血管、粘膜、中深層血管の関係を示すグラフが用いられる。このグラフは、LUTなどにより予めメモリ（図示省略）に記憶されている。血管深さ判別部87は、信号比 $B2/G2$ が範囲Lに入っているときには、その画素は、表層血管の情報を含んでいると判別する。また、信号比 $B2/G2$ が、範囲Lよりも

50

大きい範囲Mに入っているときには、その画素は粘膜の情報を含んでいると判別する。また、信号比 $B2/G2$ 、範囲Mよりも大きい範囲Hに入っているときには、その画素は、中深層血管の情報を含んでいると判別する。なお、信号比 $B2/G2$ に代えて、信号比 $B1/G2$ を用いて血管深さの判別を行ってもよい。

【0055】

色変換部88は、狭帯域画像+酸素飽和度観察モード時に得られる画像信号のうち、青色信号B2を表示装置14のB,Gチャンネルに、緑色信号G2を表示装置14のRチャンネルに割り当てる処理（色割り当て処理）を行う。この色変換部88では、血管深さ判別部87で表層血管または中深層血管と判別された画素については、酸素飽和度算出部86で算出した酸素飽和度の大きさに応じたゲイン処理を行ってから、色割り当て処理を行う。一方、血管深さ判別部87で粘膜と判別された画素については、ゲイン処理を行うことなく、色割り当て処理を行う。以上のように、ゲイン処理及び色割り当て処理が施されることによって、表層血管及び中深層血管を強調表示した状態で、酸素飽和度の情報を観察することができる酸素飽和度+血管強調画像が表示装置14に表示される。

【0056】

ゲイン処理部88aは、血管深さ判別部87で表層血管と判別された画素については、図12に示すように、表示装置14のBチャンネルに割り当てる青色信号B2に対して、酸素飽和度の大きさに応じてゲインアップするゲイン処理を行う。このゲイン処理は、青色信号B2に所定値のゲインを掛け合わせるにより行われる。このゲインと酸素飽和度の関係は、予めメモリ（図示省略）に記憶されており、図13に示すように、酸素飽和度が予め設定した一定値（閾値）を下回ると、低酸素になるにつれて、ゲインが大きくなるように設定されている。一方、表示装置14のGチャンネルに割り当てる青色信号B2とRチャンネルに割り当てる緑色信号G2に対しては、ゲイン処理は行わない。なお、Bチャンネルに割り当てる青色信号B2に代えて、Gチャンネルに割り当てる緑色信号G2に対してゲインアップする処理を行ってもよい。

【0057】

ここで、表層血管の酸素飽和度が高い場合（例えば、70～100%）には、ゲインは「1」であるので、表示装置14のBチャンネルに割り当てる青色信号B2の信号値の変化はない。この場合は、図14に示すように、表層血管の色は、血管強調画像における表層血管の色と同じ「茶色」である。一方、表層血管の酸素飽和度が低い場合（例えば、70%未満）には、図15に示すように、酸素飽和度の低下に合わせてゲインが大きくなるため、表示装置14のBチャンネルに割り当てる青色信号B2の信号値は、大きくなる。これにより、表層血管の色は、酸素飽和度が小さくなるほど「マゼンタ」に近づく。

【0058】

また、ゲイン処理部88aは、血管深さ判別部87で中深層血管と判別された画素については、図16に示すように、表示装置14のBチャンネルに割り当てる青色信号B2に対して、酸素飽和度の大きさに応じてゲインダウンするゲイン処理を行う。このゲイン処理も、上記表層血管の場合と同様、青色信号B2に所定値のゲインを掛け合わせるにより行われる。このゲインと酸素飽和度の関係は、予めメモリ（図示省略）に記憶されており、図17に示すように、酸素飽和度が予め設定した一定値（閾値）を下回ると、低酸素になるにつれて、ゲインが小さくなるように設定されている。一方、表示装置14のGチャンネルに割り当てる青色信号B2とRチャンネルに割り当てる緑色信号G2に対しては、ゲイン処理は行わない。なお、Bチャンネルに割り当てる青色信号B2に代えて、Gチャンネルに割り当てる緑色信号G2に対してゲインダウンする処理を行ってもよい。

【0059】

ここで、中深層血管の酸素飽和度が高い場合（例えば、70～100%）には、ゲインは「1」であるので、表示装置14のBチャンネルに割り当てる青色信号B2の信号値の変化はない。この場合は、図18に示すように、中深層血管の色は、血管強調画像における表層血管の色と同じ「シアン」である。一方、中深層血管の酸素飽和度が低い場合（例えば、70%未満）には、図19に示すように、酸素飽和度の低下に合わせてゲインが小さ

くなるため、表示装置 14 の B チャンネルに割り当てる青色信号 B2 の信号値は、小さくなる。これにより、表層血管の色は、酸素飽和度が小さくなるほど「緑」に近づく。

【0060】

次に、狭帯域画像観察モード及び狭帯域画像＋酸素飽和度観察モードにおける一連の流れを、図 20 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 によって狭帯域画像観察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信号のうち、青色信号 Bn を表示装置 14 の B、G チャンネルに、緑色信号を表示装置の 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」で表された疑似カラーの血管強調画像が表示される。

10

【0061】

この血管強調画像上にガンの兆候を示す血管パターンが現れた場合などに、狭帯域画像観察モードから狭帯域画像＋酸素飽和度観察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信号のうち、青色信号 B1、緑色信号 G2、赤色信号 R2 に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。

【0062】

また、信号比 B2 / G2 に基づいて、各画素に表層血管、粘膜、中深層血管のいずれの情報が含まれているかを判別する。粘膜の画素については、青色信号 B2 を表示装置 14 の B、G チャンネルに、緑色信号 G2 を表示装置の R チャンネルに割り当てる色割り当て処理を行う。一方、表層血管及び中深層血管の画素については、青色信号 B2 に対して、酸素飽和度に応じたゲイン処理を施す。そして、ゲイン処理を施した青色信号 B2 を表示装置 14 の B チャンネルに、ゲイン処理を施していない青色信号 B2 を表示装置 14 の G チャンネルに、緑色信号 G2 を表示装置 14 の R チャンネルに割り当てる色割り当て処理を行う。以上の色割り当て処理及びゲイン処理を行うことで、酸素飽和度に応じて血管の色が変化する酸素飽和度＋血管強調画像が表示装置 14 に表示される。

20

【0063】

例えば、酸素飽和度が高い場合には、図 21A に示すように、狭帯域画像観察モードから狭帯域画像＋酸素飽和度観察モードに切り替えたとしても、表層血管は「茶色」、中深層血管は「シアン」を維持している。一方、酸素飽和度が低い場合には、図 21B に示すように、狭帯域画像観察モードから狭帯域画像＋酸素飽和度観察モードに切り替えることで、表層血管は「茶色」から「マゼンタ」に変化し、中深層血管は「シアン」から「緑」に変化する。以上から、狭帯域画像観察モードで視認可能になる血管パターンだけではガンか否かを判断するのに不十分な場合に、狭帯域画像＋酸素飽和度観察モードに切り替えて、酸素飽和度の情報を色で直感的に把握できるようにすることで、ガンに対する診断能を飛躍的に向上させることができる。

30

【0064】

以上の狭帯域画像＋酸素飽和度観察モードは、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、狭帯域画像観察モードに復帰する（通常モードに切り替えてもよい）。

40

【0065】

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 22 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。

【0066】

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

50

が内視鏡装置 1 2 と異なる。そのため、光源装置 1 0 2 からの光は、ライトガイド 2 8, 2 9 を介して、そのまま被検体内に照射される。また、撮像素子 1 0 3 は、撮像素子 6 0 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 1 0 1 は、内視鏡装置 1 2 と同様の構成を備えている。

【0067】

光源装置 1 0 2 は、広帯域光 BB (400~700 nm) を発する白色光源 1 1 0 と、この白色光源 1 1 0 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 1 1 2 と、回転フィルタ 1 1 2 の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ 1 1 2 を回転させるモータ 1 1 3 と、回転フィルタ 1 1 2 をその半径方向にシフトさせるシフト部 1 1 4 を備えている。

10

【0068】

白色光源 1 1 0 は、広帯域光 BB を放射する光源本体 1 1 0 a と、広帯域光 BB の光量を調整する絞り 1 1 0 b とを備えている。光源本体 1 1 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 1 1 0 b の開度は、光量制御部 (図示省略) によって調節される。

【0069】

図 2 3 に示すように、回転フィルタ 1 1 2 は、モータ 1 1 3 に接続された回転軸 1 1 2 a を回転中心として回転する。この回転フィルタ 1 1 2 には、回転軸 1 1 2 a 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 1 2 0, 1 2 1, 1 2 2 が設けられている。第 1 フィルタ領域 1 2 0 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 1 2 1 は狭帯域画像観察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 1 2 2 は狭帯域画像+酸素飽和度観察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 1 2 0~1 2 2 の切替は、シフト部 1 1 4 により回転フィルタ 1 1 2 を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

20

【0070】

第 1 フィルタ領域 1 2 0 は、中心角が 120° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 1 2 0 a、G フィルタ部 1 2 0 b、R フィルタ部 1 2 0 c が設けられている。図 2 4 に示すように、B フィルタ部 1 2 0 a は広帯域光 BB から青色帯域 (380~500 nm) の B 光を透過させ、G フィルタ部 1 2 0 b は広帯域光 BB から緑色帯域 (450~630 nm) の G 光を透過させ、R フィルタ部 1 2 0 c は広帯域光 BB から赤色帯域 (580~760 nm) の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 1 1 2 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 1 1 6 及び光ファイバ 1 1 7 を通して、ライトガイド 2 8, 2 9 に入射する。

30

【0071】

第 2 フィルタ領域 1 2 1 は、中心角が 180° の領域に、BN フィルタ部 1 2 1 a 及び GN フィルタ部 1 2 1 b が設けられている。BN フィルタ部 1 2 1 e は、中心波長が 415 nm、波長範囲が 400~420 nm の青色狭帯域光 (Bn 光) を透過させ、GN フィルタ部 1 2 1 f は、中心波長が 540 nm、波長範囲が 530~550 nm 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 1 1 2 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 1 1 6 及び光ファイバ 1 1 7 を通して、ライトガイド 2 8, 2 9 に順次入射する。

40

【0072】

第 3 フィルタ領域 1 2 2 は、測定用フィルタ部 1 2 2 a (図 2 3 では「測定用」と記載)、BN フィルタ部 1 2 2 b、G フィルタ部 1 2 2 c、R フィルタ部 1 2 2 d が設けられている。測定用フィルタ部 1 2 2 a は広帯域光 BB のうち、波長範囲 450~500 nm の酸素飽和度測定光を透過させる。また、BN フィルタ部 1 2 2 b、G フィルタ部 1 2 2 c、R フィルタ部 1 2 2 d は、上記 BN、G、R フィルタ部 1 2 1 a、1 2 0 b、1 2 0 c と同様、中心波長 415 nm の Bn 光、緑色帯域 (450~630 nm) の G 光、赤色帯域 (580~760 nm) の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 1 1 2 の回転によって、酸素飽和度測定光、Bn 光、G 光、R 光が順次出射する。これら 4 種類の光は、集光レンズ 1

50

16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。なお、Gフィルタ部122cは、Gフィルタ部121bと異なり、G光の中心波長が540nmとなるように、設定することが好ましい。

【0073】

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25A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。

10

【0074】

狭帯域画像観察モードにおいては、図25Bに示すように、Bn、Gn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、狭帯域画像観察モードに設定されている間、繰り返される。青色信号Bnを表示装置14のB,Gチャンネルに、緑色信号Gnを表示装置のRチャンネルに割り当てることで、血管強調画像が表示装置14に表示される。

【0075】

狭帯域画像+酸素飽和度観察モードにおいては、図25Cに示すように、酸素飽和度測定光、BN光、G光、R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B1、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2を順次出力する。こうした動作は狭帯域画像+酸素飽和度観察モードに設定されている間、繰り返される。

20

【0076】

狭帯域画像+酸素飽和度観察モードで取得した画像信号のうち、青色信号B1、緑色信号G2、赤色信号R2に基づいて、第1実施形態と同様の手順で、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。また、信号比 $B2/G2$ に基づいて、第1実施形態と同様の手順で、血管深さの判別（各画素に表層血管、粘膜、中深層血管のいずれの情報が含まれているかの判別）を行う。そして、酸素飽和度の算出結果及び血管深さの判別結果に基づいて、第1実施形態と同様の手順で、色割り当て処理及びゲイン処理を行う。これにより、酸素飽和度+血管強調画像が表示装置14に表示される。なお、緑色信号G2は、広帯域なG光に基づいて生成される信号であるため、中深層血管のコントラストを向上させる処理（例えば、中周波の周波数フィルタリング処理）を行うことが好ましい。

30

【0077】

上記第1及び第2実施形態では、狭帯域画像+酸素飽和度観察モード時に、青色信号B2を表示装置14のB,Gチャンネルに、緑色信号G2を表示装置14のRチャンネルに割り当てたが、これに代えて、第3実施形態では、図26に示すように、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2を、それぞれ表示装置14のB,G,Rチャンネルに割り当てる。このように割り当てることで、白色光で検体を照明した場合と同様の色味で観察を行うことができる（体腔内を凹凸感のある状態で観察することができる）。また、第3実施形態では、表層血管、粘膜、中深層血管の血管深さ判別を行わず、全ての画素の赤色信号R2に対して、酸素飽和度の低下に合わせてゲインダウンするゲイン処理を行う。なお、ゲインダウンする方法については、第1実施形態と同様である。

40

【0078】

例えば、酸素飽和度が高い表層血管については、図27に示すように、青色信号B2の信号値のみが低く、それ以外の緑色信号G2、赤色信号R2の信号値が高くなっている。したがって、表層血管の色は「イエロー」となっている。一方、酸素飽和度が高い中深層血管については、緑色信号G2の信号値のみが低く、それ以外の青色信号B2、赤色信号R2の信号値は高くなっている。したがって、中深層血管の色は「マゼンタ」となっている。これに対して、酸素飽和度の低下とともに、赤色信号R2の信号値をゲインダウンした場

50

合には、図 28 に示すように、表層血管の色は「イエロー」から「緑」に近づき、中深層血管の色は「マゼンタ」から「青」に近づく。

【0079】

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。

【0080】

上記第1及び第2実施形態では、相関関係記憶部に記憶した相関関係を用いて、酸素飽和度を数値的に算出し、その算出した酸素飽和度に応じてゲイン処理を行ったが、酸素飽和度を算出することなく、ゲイン処理を行ってもよい。例えば、図12のように、青色信号B2のゲインアップを行う場合には、図29に示すように、酸素飽和度の変化に対応する信号比B1/G2とゲインとの関係を表したグラフを用いて、ゲイン処理を行う。一般的に、酸素飽和度が低くなると、信号比B1/G2は大きくなる。したがって、図29のグラフでは、信号比B1/G2が予め設定した一定値(閾値)を上回った場合には、信号比B1/G2が大きくなるほど、ゲインが大きくなるようにしている。なお、ゲインダウンの場合については、信号比B1/G2が一定値を上回った場合に、信号比B1/G2が大きくなるほど、ゲインを小さくする。

【0081】

なお、上記第1及び第2実施形態では、血管深さの判別をした後に、表層血管及び中深層血管に対してゲイン処理を行ったが、血管深さの判別をすることなく、全ての画素に対して、ゲインアップ又はゲインダウンのいずれかを行ってもよい。ゲインアップを行う場合には、酸素飽和度の低下に合わせて、表層血管のみ色を変化させることができる。一方、ゲインダウンを行う場合は、酸素飽和度の低下に合わせて、中深層血管のみ色を変化させることができる。

【0082】

なお、上記第1～第3実施形態では、ゲインを用いて血管の色を変化させたが、これに代えて、2DLUTや3LUTなどの色変換プログラムを用いて血管の色を変化させてもよい。また、第1及び第2実施形態では青色信号に対してゲイン処理を、第3実施形態では赤色信号に対してゲイン処理を施したが、酸素飽和度の変化により特定深さの血管の色が変わるゲイン処理であれば、これらに限られない。例えば、青色信号、緑色信号、赤色信号のうち、2色の画像信号に対してゲイン処理を施し、残りの1色の画像信号に対してはゲイン処理を施さない処理を行ってもよい。

【0083】

なお、上記第1～第3実施形態の内視鏡システムには、通常モードと、狭帯域画像+酸素飽和度観察モードと、狭帯域画像の一つである血管強調画像を表示する狭帯域画像観察モードとを設けたが、これに加えて、通常画像の色特性値を酸素飽和度に応じて変化させた表示画像を表示する通常画像+酸素飽和度観察モードを新たに設けてもよい。なお、この通常画像+酸素飽和度観察モードについても、切り替えスイッチ21により、他のモードとの切り替えが可能である。

【0084】

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+血管強調画像を生成したが、これに代えて又は加えて、「血液量×酸素飽和度(%)」から求め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)(%)」から求め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】

【0085】

10, 100 内視鏡システム

10

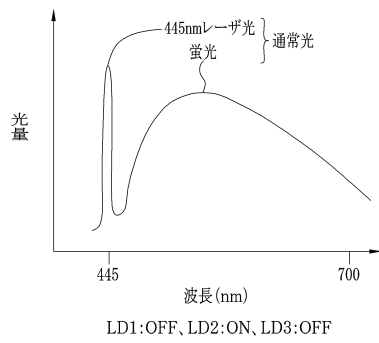
20

30

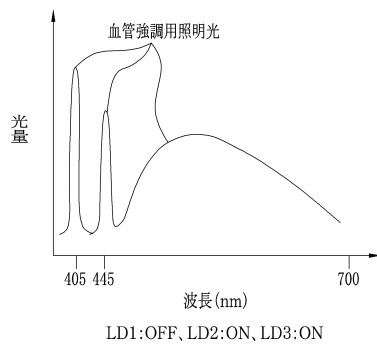
40

50

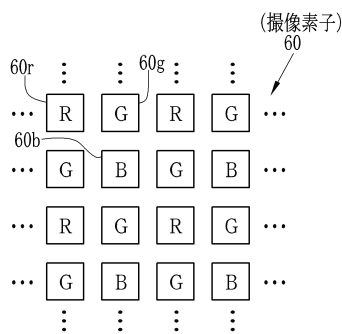
【図 3 A】



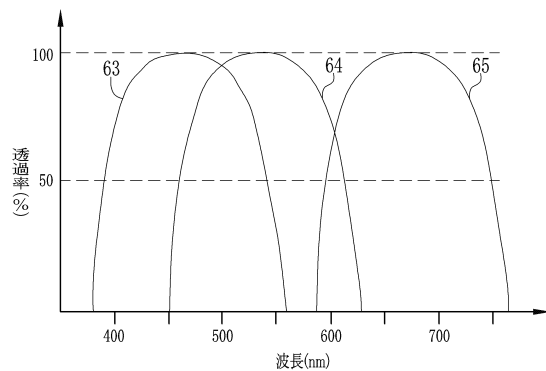
【図 3 B】



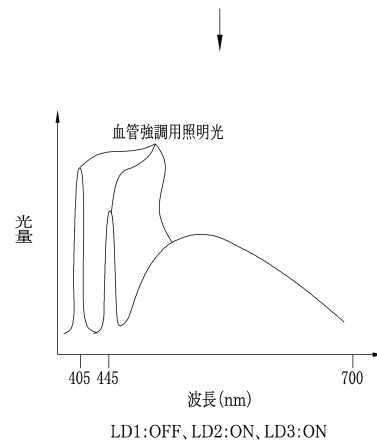
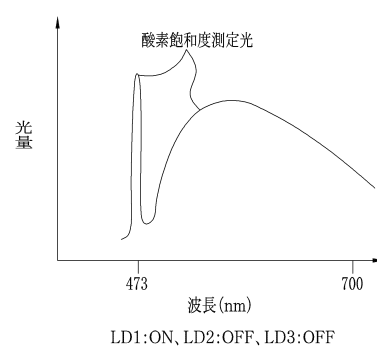
【図 4 A】



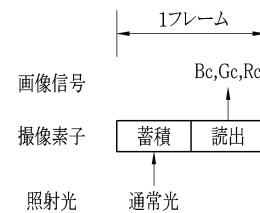
【図 4 B】



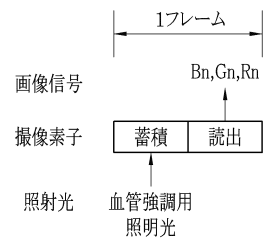
【図 3 C】



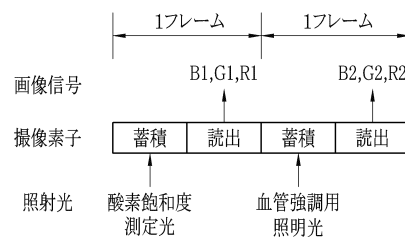
【図 5 A】



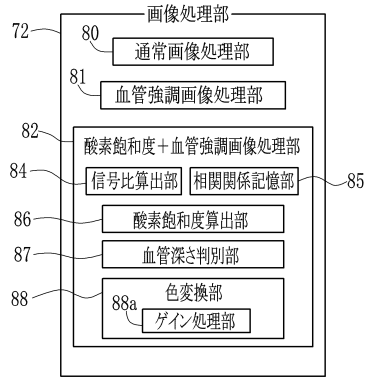
【図 5 B】



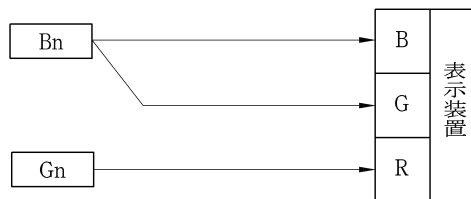
【図 5 C】



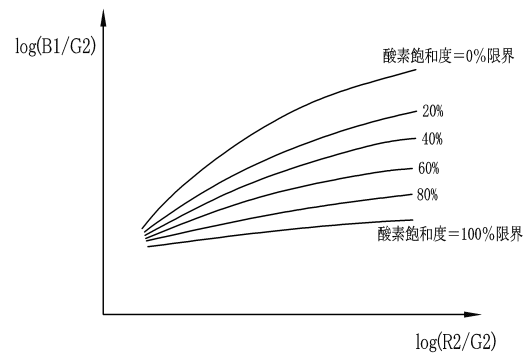
【図 6】



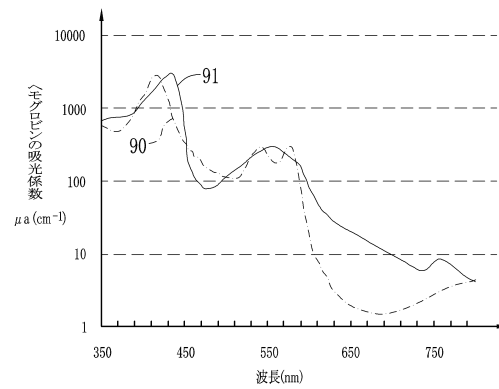
【図 7】



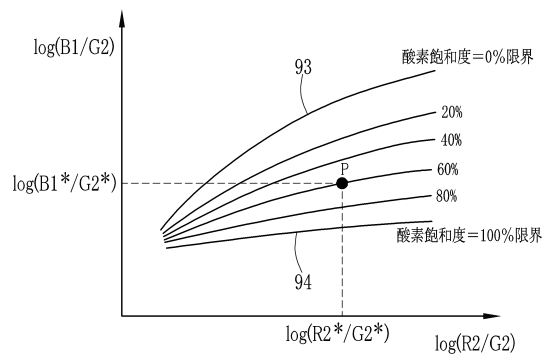
【図 8】



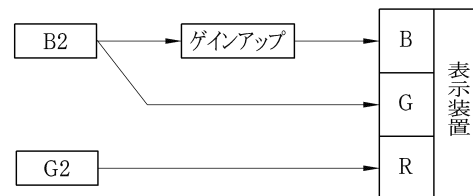
【図 9】



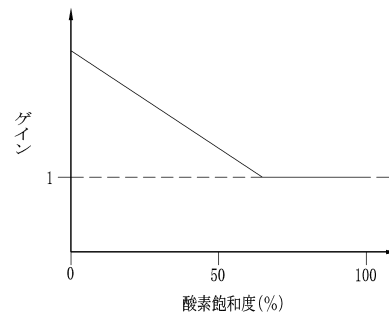
【図 10】



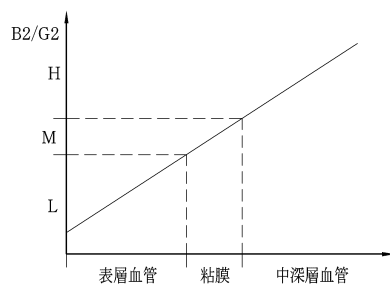
【図 12】



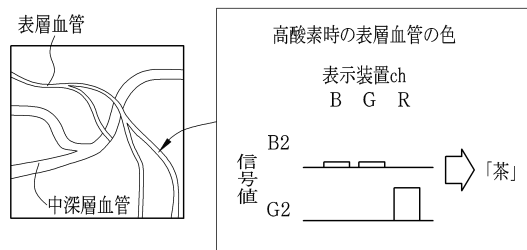
【図 13】



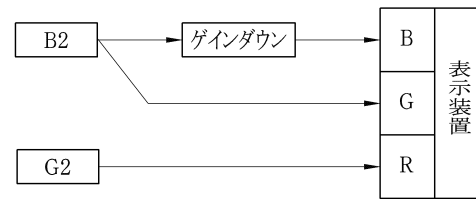
【図 11】



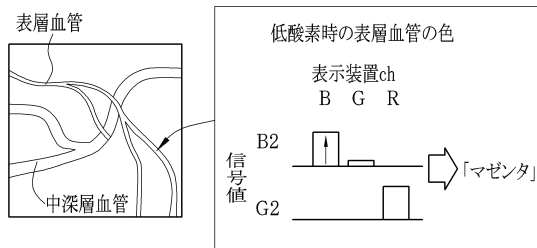
【図 1 4】



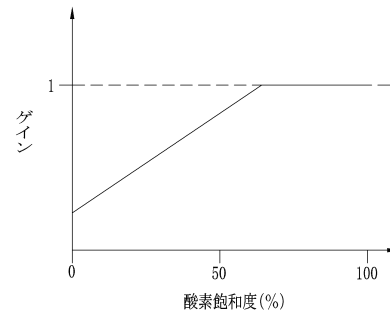
【図 1 6】



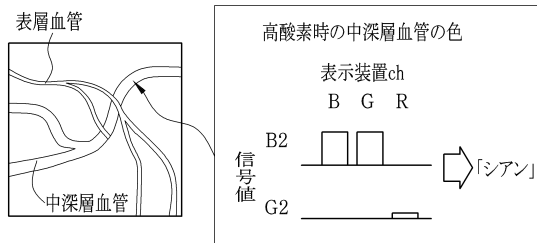
【図 1 5】



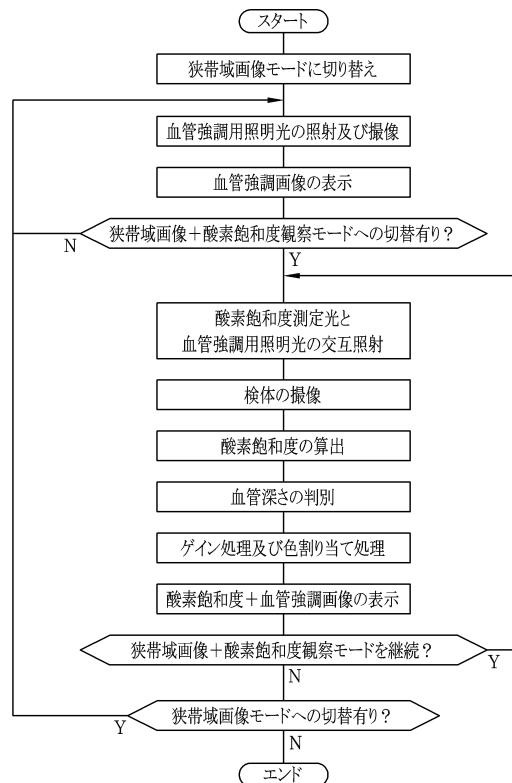
【図 1 7】



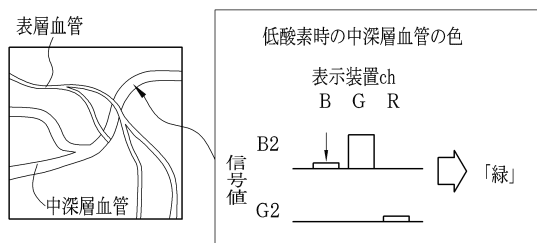
【図 1 8】



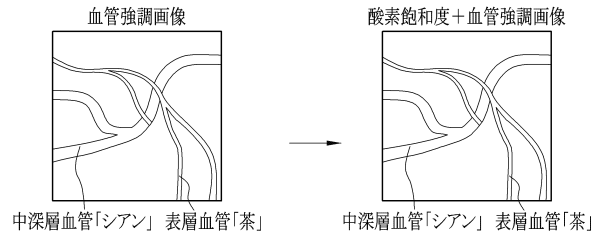
【図 2 0】



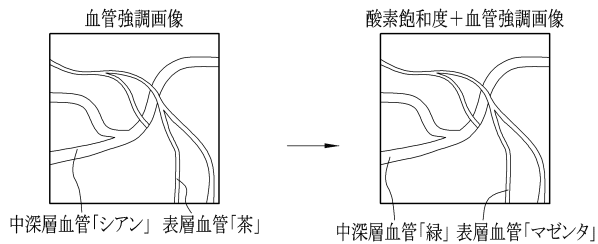
【図 1 9】



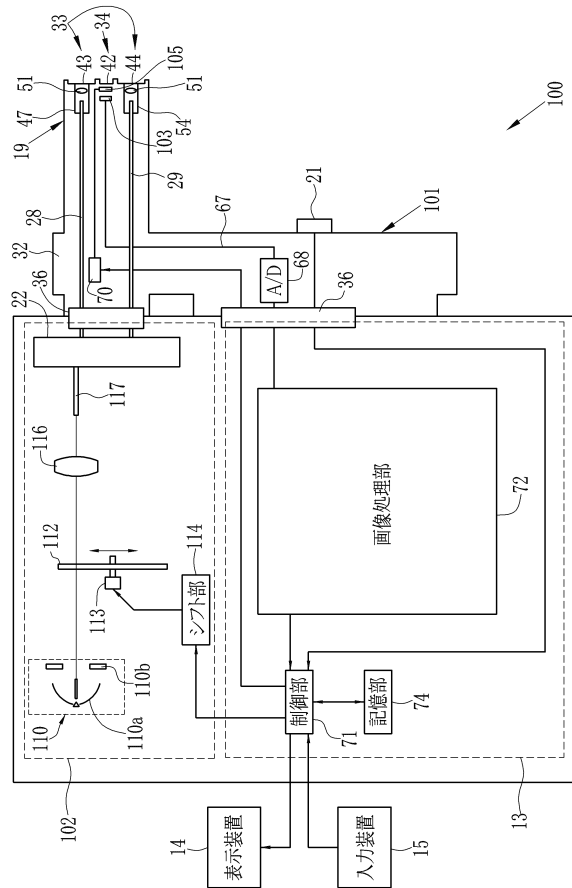
【図 2 1 A】



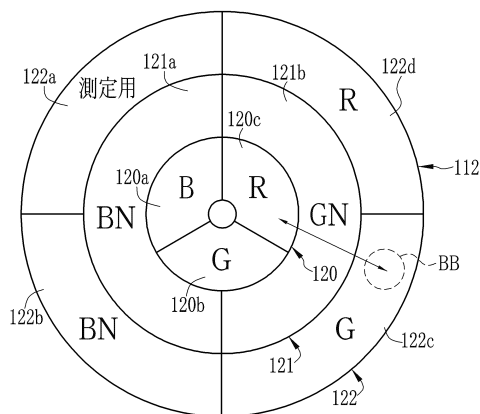
【図 2 1 B】



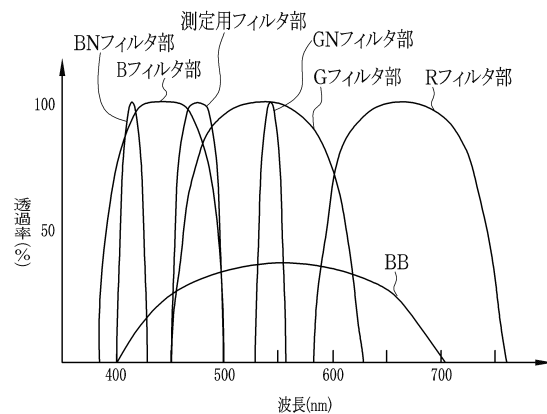
【図 2 2】



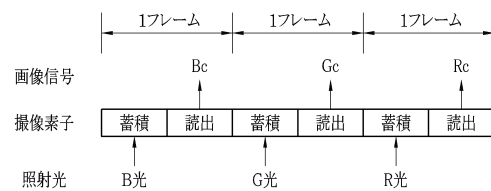
【図 2 3】



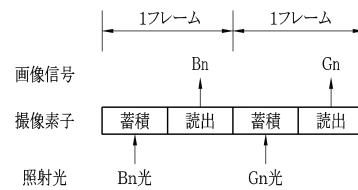
【図 2 4】



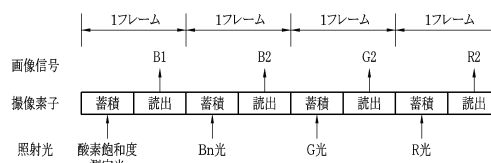
【図 2 5 A】



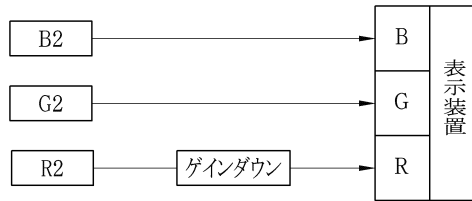
【図 2 5 B】



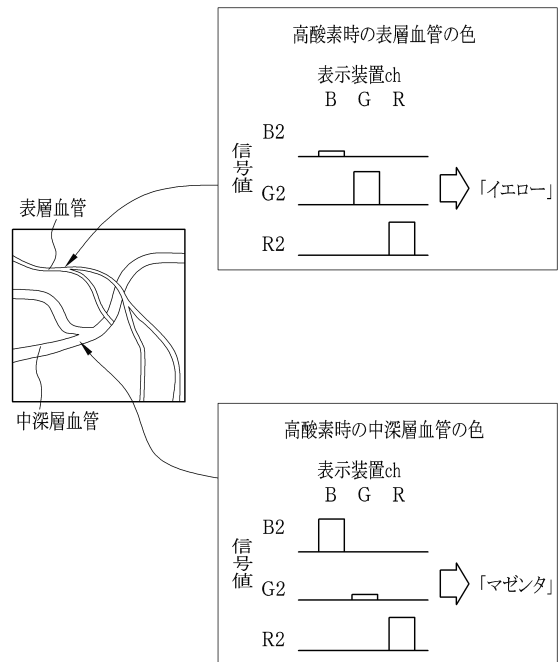
【図 2 5 C】



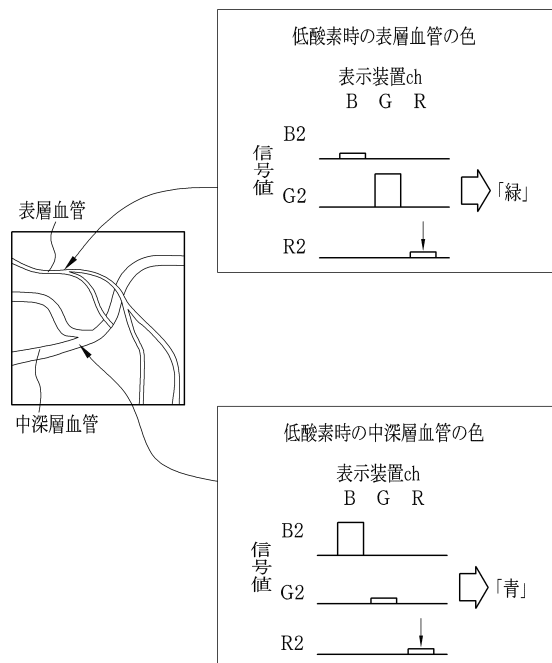
【図 2 6】



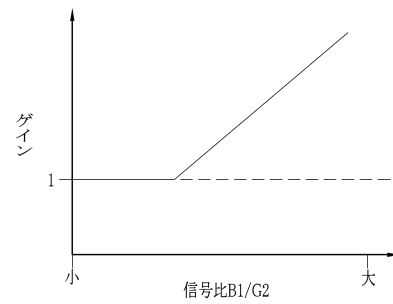
【図 2 7】



【図 2 8】



【図 2 9】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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

A 6 1 B 5 / 1 4 5 9

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP5702755B2	公开(公告)日	2015-04-15
申请号	JP2012164230	申请日	2012-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(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 A61B5/1459 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/1455 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/489 H04N5/2354 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B5/14.321 A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/07.736 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL02 4C038/KL07 4C038/KM00 4C038/KX02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	野田洋平		
其他公开文献	JP2014023591A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：突出血管图案，如浅表微血管，并显示血液中的血红蛋白氧饱和度。 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，并且其反射图像由彩色成像元件拾取。氧饱和度测量光，绿色信号G1的照射期间蓝色信号B1，红色信号R1可以得到，在血管增强照明光的蓝色信号B2，绿色信号G2的照射的时间，以获得红色信号R2。从蓝色信号B 1，绿色信号G 2和红色信号R 2计算血液血红蛋白的氧饱和度。的显示装置的B信道响应于氧饱和度变化的信号值的蓝色信号B2，在显示装置的绿色信号G2的G通道，分配给所述显示装置的红色信号G2的R通道。因此，表面的血管和中等深层血管被突出显示，另外，其颜色的表层血管和中等深层血管，氧饱和度+血管强调图像根据氧饱和度被显示在显示装置上，其改变。 点域21B

【 图 1 】

