

(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2012-239815

(P2012-239815A)

(43) 公開日 平成24年12月10日(2012.12.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-115883 (P2011-115883)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成23年5月24日 (2011.5.24)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	小澤 聡 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	斎藤 牧 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)	2H040 CA13 GA06 GA10 GA11 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 HH52 JJ17 LL02 LL08 NN01 NN05 QQ07 SS21 WW04 WW08 WW10 WW15

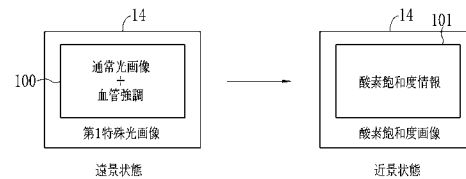
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡画像の表示方法

(57) 【要約】

【課題】スクリーニング用画像と詳細診断用画像とを自動で切り替える。

【解決手段】被検体上の観察領域とスコープ先端部との間の観察距離は、観察距離算出部によって求められる。求めた観察距離が一定値以上の遠景状態においては、全体的に明るい通常光画像上に、観察対象の血管及び構造を明瞭化した第1青色強調画像を合成した第1特殊光画像100を表示装置14に表示する。一方、観察距離が一定値未満の近景状態においては、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像101を表示装置14に表示する。

【選択図】 図16



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体上の病変可能性部位を検出するスクリーニング時に用いられるスクリーニング用画像を取得するスクリーニング用画像取得手段と、

前記スクリーニング用画像と異なる画像であって前記病変可能性部位が病変部か否かの識別に用いられる詳細診断用画像を取得する詳細診断用画像取得手段と、

前記被検体上の観察領域との間の距離を示す観察距離を求める観察距離算出手段と、

前記観察距離が一定値以上のときには前記スクリーニング用画像を表示手段に表示させ、前記観察距離が一定値未満のときには前記詳細診断用画像を前記表示手段に表示させ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。

10

【請求項 2】

前記表示制御手段は、前記観察距離が一定値未満のときには、前記詳細診断用画像に加えて、前記スクリーニング用画像を前記表示手段に表示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】

前記スクリーニング用画像取得手段は、

白色光で照明された被検体を撮像して得られる通常光画像を取得するとともに、第 1 の光量比の関係にある青色狭帯域光及び白色光で照明された被検体を撮像して得られる第 1 青色強調画像を取得する第 1 画像取得部と、

所定の画像処理が施された第 1 青色強調画像と前記通常光画像とを合成して第 1 特殊光画像を生成する第 1 特殊光画像生成部とを備え、

前記スクリーニング用画像は前記第 1 特殊光画像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】

前記所定の画像処理は、帯域幅が低周波から高周波に及ぶ周波数フィルタリング処理であることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記詳細診断用画像取得手段は、

血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像化部を備え、

前記詳細診断用画像は前記酸素飽和度画像であ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。

30

【請求項 6】

前記詳細診断用画像取得手段は、

第 2 の光量比の関係にある青色狭帯域光及び白色光で照明された被検体を撮像して得られる第 2 特殊光画像を取得する第 2 画像取得部を備え、

前記詳細診断用画像は前記第 2 特殊光画像であ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】

前記詳細診断用画像取得手段は、

血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を前記第 1 特殊光画像に反映させた第 3 特殊光画像を取得する第 3 画像取得部を備え、

前記詳細診断用画像は前記第 3 特殊光画像であることを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

40

【請求項 8】

前記血中ヘモグロビンの酸素飽和度は、前記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光で照明された被検体を撮像して得られる酸素飽和度算出用の信号に基づいて、算出されることを特徴とする請求項 5 または 7 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記酸素飽和度を算出する際には、複数の生体情報が含まれる酸素飽和度算出用の信号

50

から酸素飽和度の情報を分離することを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記詳細診断用画像を表示する前に、前記詳細診断用画像を前記表示手段に表示することを報知するガイダンスを前記表示手段に出すことを特徴とする請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

被検体上の観察領域との間の距離を示す観察距離を、観察距離算出手段により求め、前記観察距離が一定値以上のときには、前記被検体上の病変可能性部位を検出するスクリーニング時に用いられるスクリーニング用画像を、スクリーニング用画像取得手段により取得するとともに、取得したスクリーニング用画像を表示制御手段によって表示手段に表示し、

前記観察距離が一定値未満のときには、前記スクリーニング用画像と異なる画像であって前記病変可能性部位が病変部か否かの識別に用いられる詳細診断用画像を、詳細診断用画像取得手段により取得するとともに、取得した詳細診断用画像を表示制御手段によって表示手段に表示することを特徴とする内視鏡画像の表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、診断の目的に応じて、表示装置に表示する内視鏡画像を切り替える内視鏡システム及び内視鏡画像の表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

現在の医療分野においては、内視鏡を使ったガン診断が広く行われている。内視鏡のガン診断では、まず、遠景状態から、ガンの可能性がある部位を拾い上げるスクリーニングが行われる。そして、スクリーニングで拾い上げた部位に接近して近景状態にした上で、ガンか否かの詳細な診断を行う。この詳細診断は、極めて肥大化したガンなどであれば、白色光の通常観察で十分に識別できる。しかしながら、炎症との区別が難しいガンや周辺の組織に埋もれているガンなどの場合は、通常観察ではガンか否かの識別が困難である。

【0003】

そこで、遠景状態のスクリーニングでは、生体組織から発せられる自家蛍光の強弱を観察することによって、ガンの可能性のある病変可能性部位を拾い上げることが行われている（特許文献 1 参照）。そして、その後の詳細診断では、その拾い上げた部位に狭帯域光を照射し、表層血管などガンに関わる血管構造等を明瞭化することによって、ガンを識別し易くすること行われている（特許文献 2 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開平 8 - 252218 号公報

【特許文献 2】特開 2001 - 170009 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

これまでは、遠景状態のスクリーニング時にディスプレイに表示するスクリーニング用画像（例えば、特許文献 1 のような自家蛍光画像）から病変可能性部位を検出したときには、その病変可能性部位に内視鏡のスコop先端部を接近させて近景状態にした上で、ディスプレイの表示を、表層血管や凹凸構造などが明瞭化された詳細診断用画像（例えば、特許文献 2 のような狭帯域光画像）に手動で切り替えていた。このような手動での画像切替は、診断を行う医者にとって負担となる場合があることから、診断の目的に応じて、スクリーニング用画像と詳細診断用画像とを自動的に切り替えることができる内視鏡システムが求められていた。

10

20

30

40

50

【0006】

本発明は、遠景状態で使用するスクリーニング用画像と、近景状態で使用する詳細診断用画像を自動で切り替えることができる内視鏡システム及び内視鏡画像の表示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】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、被検体上の病変可能性部位を検出するスクリーニング時に用いられるスクリーニング用画像を取得するスクリーニング用画像取得手段と、前記スクリーニング用画像と異なる画像であって前記病変可能性部位が病変部か否かの識別に用いられる詳細診断用画像を取得する詳細診断用画像取得手段と、前記被検体上の観察領域との間の距離を示す観察距離を求める観察距離算出手段と、前記観察距離が一定値以上のときには前記スクリーニング用画像を表示手段に表示させ、前記観察距離が一定値未満のときには前記詳細診断用画像を前記表示手段に表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする。前記表示制御手段は、前記観察距離が一定値未満のときには、前記詳細診断用画像に加えて、前記スクリーニング用画像を前記表示手段に表示することが好ましい。

10

【0008】

前記スクリーニング用画像取得手段は、白色光で照明された被検体を撮像して得られる通常光画像を取得するとともに、第1の光量比の関係にある青色狭帯域光及び白色光で照明された被検体を撮像して得られる第1青色強調画像を取得する第1画像取得部と、所定の画像処理が施された第1青色強調画像と前記通常光画像とを合成して第1特殊光画像を生成する第1特殊光画像生成部とを備え、前記スクリーニング用画像は前記第1特殊光画像であることが好ましい。前記所定の画像処理は、帯域幅が低周波から高周波に及ぶ周波数フィルタリング処理であることが好ましい。

20

【0009】

前記詳細診断用画像取得手段は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像化部を備え、前記詳細診断用画像は前記酸素飽和度画像であることが好ましい。前記詳細診断用画像取得手段は、第2の光量比の関係にある青色狭帯域光及び白色光で照明された被検体を撮像して得られる第2特殊光画像を取得する第2画像取得部を備え、前記詳細診断用画像は前記第2特殊光画像であることが好ましい。前記詳細診断用画像取得手段は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を前記第1特殊光画像に反映させた第3特殊光画像を取得する第3画像取得部を備え、前記詳細診断画像は前記第3特殊光画像であることが好ましい。

30

【0010】

前記血中ヘモグロビンの酸素飽和度は、前記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光で照明された被検体を撮像して得られる酸素飽和度算出用の信号に基づいて、算出されることが好ましい。前記酸素飽和度を算出する際には、複数の生体情報が含まれる酸素飽和度算出用の信号から酸素飽和度の情報を分離することが好ましい。

【0011】

前記詳細診断用画像を表示する前に、前記詳細診断用画像を前記表示手段に表示することを報知するガイダンスを前記表示手段に出すことが好ましい。

40

【0012】

本発明の内視鏡画像の表示方法は、被検体上の観察領域との間の距離を示す観察距離を、観察距離算出手段により求め、前記観察距離が一定値以上のときには、前記被検体上の病変可能性部位を検出するスクリーニング時に用いられるスクリーニング用画像を、スクリーニング用画像取得手段により取得するとともに、取得したスクリーニング用画像を表示制御手段によって表示手段に表示し、前記観察距離が一定値未満のときには、前記スクリーニング用画像と異なる画像であって前記病変可能性部位が病変部か否かの識別に用いられる詳細診断用画像を、詳細診断用画像取得手段により取得するとともに、取得した詳細診断用画像を表示制御手段によって表示手段に表示することを特徴とする。

50

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、被検体上の観察領域との間の距離を示す観察距離を求め、その求めた観察距離が一定値以上のときにはスクリーニング用画像を表示手段に表示させ、観察距離が一定値未満のときには詳細診断用画像を表示手段に表示させることから、診断の目的に応じて、スクリーニング用画像と詳細診断用画像とは自動的に切り替えられる。

【0014】

また、スクリーニング用画像の一つとして使用される第1特殊光画像は、全体的に明るい通常光画像上に、観察対象の血管及び構造を明瞭化した第1青色強調画像を合成した画像であるため、例えば、遠景状態のように光量が不足する状況下においても、確実に病変可能性部位を検出することができる。

【0015】

また、詳細診断用画像の一つとして使用される酸素飽和度画像は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化したものであるため、ガンに特有な酸素状態（ガンの中心部が低酸素状態となる一方で、その周辺部は高酸素状態となる）を把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】内視鏡システムの外観を表す図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を表す図である。

【図3】第1～第4狭帯域光N1～N4及び蛍光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図4】スコープ先端部の正面を表す図である。

【図5】カラーCCDのB画素、G画素、R画素の分光透過率を表すグラフである。

【図6】通常光画像信号取得フレームにおける撮像素子の動作を説明するための図である。

【図7】特殊観察画像処理部の構成を示す図である。

【図8A】遠景状態のときに使用する周波数フィルタリングの帯域を表すグラフである。

【図8B】近景状態のときに使用する周波数フィルタリングの帯域を表すグラフである。

【図9】通常光画像信号取得フレーム及び第1青色強調信号取得フレームにおける撮像素子の動作を説明するための図である。

【図10】信号比 S_2/S_1 、 S_3/S_1 と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。

【図11】図10の相関関係を使って、酸素飽和度の算出方法を説明するための図である。

【図12】酸化ヘモグロビン(HbO₂)と還元ヘモグロビン(Hb)の吸光係数を表すグラフである。

【図13】第1～第4酸素飽和度用信号取得フレームにおける撮像素子の動作を説明するための図である。

【図14】観察距離を説明するための図である。

【図15】第1-1特殊観察モードにおける表示画像の切り替えを説明するための図である。

【図16】第1-2特殊観察モードにおける表示画像の切り替えを説明するための図である。

【図17】第1-3特殊観察モードにおける表示画像の切り替えを説明するための図である。

【図18】第1-4特殊観察モードにおける表示画像の切り替えを説明するための図である。

【図19】第1-5特殊観察モードにおける表示画像の切り替えを説明するための図である。

【図20】第2特殊観察モードにおける表示画像の切り替えを説明するための図である。

【図21】信号比 B_1/G_2 、 R_2/G_2 と酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。

10

20

30

40

50

量比は、観察モードによって異なっている。コンバイナ 2 1 は、各光ファイバ 2 4 a ~ 2 4 e からの光を合波させる。合波した光は、分波器であるカプラ 2 2 によって 4 系統の光に分波される。

【 0 0 2 3 】

分波された 4 系統の光のうち、第 1、第 2 - 2、第 3、第 4 光ファイバ 2 4 a , 2 4 c , 2 4 d , 2 4 e からの光は特殊光用ライトガイド 2 6 , 2 7 で伝送され、第 2 - 1 光ファイバ 2 4 b からの光は通常光用ライトガイド 2 8 , 2 9 で伝送される。これらライトガイド 2 6 ~ 2 9 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。なお、コンバイナ 2 1 及びカプラ 2 2 を用いずに、各レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 からの光を直接ライトガイドに入れる構成としてもよい。

10

【 0 0 2 4 】

内視鏡装置 1 2 は電子内視鏡から構成され、内視鏡スコープ 3 2 と、通常光用及び特殊光用ライトガイド 2 6 ~ 2 9 で伝送される 4 系統 (4 灯) の光を照射する照明部 3 3 と、観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 3 4 と、内視鏡スコープ 3 2 のスコープ先端部 4 0 の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 3 5 と、内視鏡スコープ 3 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 】

内視鏡スコープ 3 2 には、操作部 3 5 側から順に、軟性部 3 8、湾曲部 3 9、スコープ先端部 4 0 が設けられている。軟性部 3 8 は、可撓性を有しているため、内視鏡スコープ挿入時には被検体内で屈曲自在とすることができる。湾曲部 3 9 は、操作部 3 5 に配置されたアングルノブ 3 5 a 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 3 9 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 4 0 を所望の観察部位に向けることができる。

20

【 0 0 2 6 】

スコープ先端部 4 0 には照明部 3 3 と撮像部 3 4 が設けられている。撮像部 3 4 は、スコープ先端部 4 0 の略中心位置に、被検体からの反射光等を撮像する 1 つの観察窓 4 2 を備えている。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 を備えている。

【 0 0 2 7 】

一方の照明窓 4 3 の奥には 2 つの投光ユニット 4 6 , 4 7 が収納されている。一方の投光ユニット 4 6 では、特殊光用ライトガイド 2 6 , 2 7 からの第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 を、レンズ 4 8 を介して観察領域に向けて照射する。もう一方の投光ユニット 4 7 では、通常光用ライトガイド 2 8 , 2 9 からの第 2 狭帯域光 N 2 を蛍光体 5 0 に当てて白色光を励起発光させる。そして、その励起発光した白色光を、レンズ 5 1 を介して観察領域に照射する。なお、他方の照明窓 4 4 の奥にも、上記投光ユニット 4 6 と同様の投光ユニット 5 3 と、上記投光ユニット 4 7 と同様の投光ユニット 5 4 の 2 つが収納されている。

30

【 0 0 2 8 】

図 4 に示すように、照明窓 4 3 , 4 4 は、スコープ先端部 4 0 において、観察窓 4 2 を挟んでその両側に配置されている。また、4 つの投光ユニット 4 6 , 4 7 , 5 3 , 5 4 は、白色光を発する投光ユニット 4 7 , 5 4 の出射面間を結ぶ直線 L 1 と、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 を発する投光ユニット 4 6 , 5 3 の出射面間を結ぶ直線 L 2 とが、観察窓 4 2 の中心部で交差するように、互い違いに配置されている。このような配置にすることによって、照明ムラの発生を防止することができる。

40

【 0 0 2 9 】

蛍光体 5 0 は、励起光である第 2 狭帯域光 N 2 の一部を吸収して緑色 ~ 黄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 ₁₀ O ₁₇) 等の蛍光物質) を含んで構成される。蛍光体 5 0 から発せられる緑色 ~ 黄色の励起発光光 (蛍光) は、蛍光体 5 0 により吸収されず透過した第 2 狭帯域光 N 2 と合波することによって、白色光 (疑似白色光) が生成される。なお、蛍光体は、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。

50

【 0 0 3 0 】

なお、ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色である R（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

【 0 0 3 1 】

図 2 に示すように、観察窓 4 2 の奥には、被検体の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観察領域を撮像する C C D（Charge Coupled Device）や C M O S（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）などの撮像素子 6 0 が設けられている。

10

【 0 0 3 2 】

撮像素子 6 0 は撮像制御部 7 0 により制御され、対物レンズユニットからの光を受光面（撮像面）で受光する。受光した光は、光電変換されて電荷として蓄積される。そして、一定期間電荷を蓄積した後に、蓄積した電荷を撮像信号（アナログ信号）として出力する。撮像信号の出力は 1 フレーム毎に行われる。撮像素子 6 0 はカラー C C D であり、その受光面には、図 5 に示す分光透過率 6 3 を有する B 画素、分光透過率 6 4 を有する G 画素、分光透過率 6 5 を有する R 画素を 1 組とする画素群が、多数マトリックス状に配列されている。

20

【 0 0 3 3 】

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信号（デジタル信号）に変換する。画像信号には、B 画素から出力される撮像信号が A / D 変換された青色信号と、G 画素から出力される撮像信号が A / D 変換された緑色信号と、R 画素から出力される撮像信号が A / D 変換された赤色信号が含まれている。変換後の画像信号は、コネクタ部 3 6 を介して、プロセッサ装置 1 3 の画像処理部 7 3 に入力される。

【 0 0 3 4 】

なお、図示はしていないが、内視鏡装置 1 2 における操作部 3 5 及び内視鏡スコープ 3 2 の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

30

【 0 0 3 5 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 3 は、制御部 7 2 と、画像処理部 7 3 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、内視鏡装置 1 2 の切り替えスイッチ 1 7 からの切り替え信号、入力装置 1 5 からの入力信号、画像処理部 7 3 での処理結果に基づいて、画像処理部 7 3、光源装置 1 1 の光源制御部 2 0 やシフト機構 2 5 a、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 6 】

画像処理部 7 3 は、通常光画像処理部 8 0 と、特殊観察画像処理部 8 1 と、観察距離算出部 8 2 と、表示画像切替部 8 3 と、病変可能性部位自動検出部 8 4 とを備えている。通常光画像処理部 8 0 は、白色光で照明された被検体を撮像することにより得られる通常光画像信号に基づいて、通常光画像を生成する。

40

【 0 0 3 7 】

なお、通常光画像を生成する際には、通常光画像信号を取得する通常光画像信号取得フレームで、レーザ光源 L D 2 を点灯し、その他のレーザ光源 L D 1、L D 3、L D 4 は消灯する。そして、レーザ光源 L D 2 からの第 2 狭帯域光 N 2 を第 2 - 1 光ファイバ 2 4 b に入射させる。そして、図 6 に示すように、第 2 狭帯域光 N 2 で蛍光体 5 0 から白色光を励起発光させることにより、白色光を被検体に照射する。そして、その被検体からの戻り

50

光を撮像素子60で撮像することにより、通常光画像信号を取得する。以上の通常光画像信号の取得は、1フレーム毎に行われる。

【0038】

図7に示すように、特殊観察画像処理部81は、通常光画像上で表層血管を強調させた第1特殊光画像を生成する第1特殊光画像生成部90と、表層血管及び中深層血管を強調させた第2特殊光画像を生成する第2特殊光画像生成部91と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するとともに、算出した酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部92とを備えている。

【0039】

第1特殊光画像生成部90は、上記の通常光画像信号に基づいて通常光画像を生成するとともに、白色光及び青色帯域の第1狭帯域光N1が照明された被検体を撮像することにより得られる第1青色強調画像信号に基づいて第1青色強調画像を生成する。第1青色強調画像に対しては、所定帯域の周波数フィルタリングを施すことによって、観察対象の血管や構造を強調する。なお、第1青色強調画像には、周波数フィルタリング処理の他、血管と粘膜との色味の差を付けるための色彩処理や、シャープネスや輪郭強調等の構造処理などを行ってもよい。

【0040】

ここで、第1青色強調画像に周波数フィルタリングを行う際には、遠景状態にあるときには、図8Aに示すように、低周波～高周波にわたる広帯域の周波数フィルタリングを行うことによって、スポットや、ブラウニッシュ領域（表層微細血管が密集し、塊として存在する茶色の領域）などの表層血管や表層微細構造を強調する。その一方で、近景状態にあるときには、図8Bに示すように、中周波付近の狭帯域の周波数フィルタリング処理を行うことによって、表層よりも深い位置にある太い血管や構造を強調する。

【0041】

そして、周波数フィルタリングが施された第1青色強調画像と通常光画像とを合成することにより、第1特殊光画像が得られる。ここで、通常光画像と第1青色強調画像を合成する際には、第1青色強調画像のうち青色信号に基づくB画像及び緑色信号に基づくG画像を、通常光画像に合成することが好ましい。得られた第1特殊光画像は、全体的に明るい通常光画像上に、観察対象の血管及び構造を明瞭化した第1青色強調画像が加わっているため、例えば、遠景状態のように光量が不足する状況下においても、確実に病変可能性部位を検出することができる。

【0042】

なお、第1特殊光画像の生成に必要な通常光画像信号及び第1青色強調画像信号は、図9に示すように、通常光画像信号取得フレームと第1青色強調画像信号取得フレームの合計2フレームで取得する。通常光画像信号取得フレームについては、上記と同様である。一方、第1青色強調画像信号取得フレームでは、レーザ光源LD1とLD2を点灯し、その他のレーザ光源LD3、LD4は消灯する。これにより、第1及び第2狭帯域光N1、N2を発生させる。

【0043】

その際、第2狭帯域光N2（445nm）の光量を第1狭帯域光N1（405nm）の光量よりも大きくする（第2狭帯域光N2（445nm）の光量>第1狭帯域光N1（405nm）の光量）。これにより、第1狭帯域光N1と第2狭帯域光N2により励起発光する白色光との光量比（第1光量比）において、白色光の比率のほうを大きくする。

【0044】

そして、レーザ光源LD1からの第1狭帯域光N1は、第1光ファイバ24aを介して、そのまま被検体に照射させる。一方、レーザ光源LD2からの第2狭帯域光N2は、第2-1光ファイバ24bに入射させる。そして、第2-1光ファイバ24bからの第2狭帯域光N2を蛍光体50に当てて白色光を励起発光させ、その白色光を被検体に照射する。そして、第1狭帯域光N1及び白色光が照明された被検体からの戻り光を、撮像素子60で撮像する。これにより、第1青色強調画像信号が得られる。以上の第1青色強調画像

10

20

30

40

50

信号の取得は、1フレーム毎に行われる。

【0045】

第2特殊光画像生成部は、中心波長415nmの青色狭帯域光と中心波長540nmの緑色狭帯域光により生成される狭帯域光画像と略同様の画像である第2特殊光画像を生成する。狭帯域光画像は、中心波長415nmの青色狭帯域光の反射光をモノクロの撮像素子で撮像して得られる青色狭帯域信号と、中心波長540nmの緑色狭帯域光の反射光をモノクロの撮像素子で撮像して得られる緑色狭帯域信号を用い、青色狭帯域信号を、表示装置14に送る表示信号のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、緑色狭帯域信号を表示信号のRチャンネルに割り当てることによって生成される。この狭帯域光画像は、血中ヘモグロビンの吸光度が高い415nmと540nmの狭帯域光を使用して生成しているため、表層の微細血管や構造のみならず、中深層の太い血管や構造が明瞭に写し出されている。

10

【0046】

第2特殊光画像は、第1の光量比とは異なる第2の光量比の関係を有する白色光及び第1狭帯域光の撮像により得られる第2青色強調画像信号に基づいて、生成される。なお、第2青色強調画像信号を取得するための第2特殊光画像信号取得フレームは、第1狭帯域光N1(405nm)の光量を第2狭帯域光N2(445nm)の光量よりも大きくする(第1狭帯域光N1(405nm)の光量>第2狭帯域光N2(445nm)の光量)、即ち、第2の光量比において第1狭帯域光N1の比率のほうを大きくする以外は、第1青色強調画像信号取得フレームと同様である。

20

【0047】

図7に示すように、酸素飽和度画像生成部92は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部92aと、算出した酸素飽和度を画像化して酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像化部92bと、第1特殊光画像上に酸素飽和度の情報を反映させた第3特殊光画像を生成する第3特殊光画像生成部92cとを備えている。酸素飽和度算出部92aは、第1狭帯域光N1~第3狭帯域光N3の撮像により得られる第1~第3酸素飽和度用信号S1~S3を用いて表層~中深層の血管の酸素飽和度を求めるとともに、第1酸素飽和度用信号S1及び第3酸素飽和度用信号S3に加え、第4狭帯域光N4の撮像により得られる第4酸素飽和度用信号S4とを用いて中深層血管の酸素飽和度を求める。

30

【0048】

表層~中深層の血管の酸素飽和度の算出に際しては、まず、第2酸素飽和度用信号S2と第1酸素飽和度用信号S1間の信号比 $S2/S1$ と、第3酸素飽和度用信号S3と第1酸素飽和度用信号S1間の信号比 $S3/S1$ とを求める。次に、図10に示すような、これまでの診断等で得られた信号比 $S2/S1$ 、 $S3/S1$ と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を使って、各画素における酸素飽和度を求める。この相関関係は記憶部74に予め記憶されている。例えば、図11に示すように、信号比が $S2^*/S1^*$ 、 $S3^*/S1^*$ の場合であれば、この信号比に対応する酸素飽和度は、 $X(\%)$ となる。

40

【0049】

なお、信号比 $S2/S1$ のうち波長域445nmの「S2」と、信号比 $S3/S1$ のうち波長域473nmの「S3」は、図12に示すように、酸化ヘモグロビン(HbO2)の吸光度と還元ヘモグロビン(Hb)の吸光度に差がある波長域の信号であるため、血中の酸化飽和度の変化に伴って吸光度にも差が出る、即ち信号値に変化が生ずる。したがって、信号比 $S2/S1$ 、 $S3/S1$ には酸素飽和度の情報が含まれている。

【0050】

しかしながら、波長域445nmの「S2」と波長域473nmの「S3」とは光の深達度の違いがあるので、信号比 $S2/S1$ 、 $S3/S1$ には、酸素飽和度の情報のみならず、血管深さの情報も含まれている。そのため、信号比 $S2/S1$ 、 $S3/S1$ 自体は、酸素飽和度の情報を正確に表していないことが多い。そこで、図10の相関関係を使って、酸素飽和度の情報と血管深さの情報とを分離し、酸素飽和度の情報のみを抽出することによって、正確な酸素飽和度の情報を得ることができる。

50

【 0 0 5 1 】

中深層の血管の酸素飽和度の算出に際しても、上記と同様に、第3酸素飽和度用信号S₃と第1酸素飽和度用信号S₁間の信号比S₃/S₁と、第4酸素飽和度用信号S₄と第1酸素飽和度用信号S₁間の信号比S₄/S₁とを求める。そして、これまでの診断等で得られた信号比S₃/S₁、S₄/S₁と酸素飽和度との相関関係を使って、各画素における酸素飽和度を求める。

【 0 0 5 2 】

なお、第1～第4酸素飽和度用信号は、図13に示すように、第1～第4酸素飽和度用信号取得フレームの合計4フレームで取得する。第1酸素飽和度用信号取得フレームにおいては、レーザ光源LD1を点灯し、その他のレーザ光源LD2、LD3、LD4は消灯する。そして、レーザ光源LD1の点灯により発生する第1狭帯域光N1を、第1光ファイバ24aに入射させる。入射した第1狭帯域光N1は、そのまま被検体に照射される。そして、被検体からの戻り光を撮像素子60で撮像することにより、第1酸素飽和度用信号を取得する。以上の第1酸素飽和度用信号の取得は、1フレーム毎に行われる。

10

【 0 0 5 3 】

第2酸素飽和度用信号取得フレームにおいては、レーザ光源LD2を点灯し、その他のレーザ光源LD1、LD3、LD4は消灯する。そして、レーザ光源LD2の点灯により発生する第2狭帯域光N2を、第2光ファイバ24cに入射させる。この第2光ファイバ24cからの第2狭帯域光N2は、そのまま被検体に照射される。そして、被検体からの戻り光を撮像素子60で撮像することにより、第2酸素飽和度用信号を取得する。以上の第2酸素飽和度用信号の取得は、1フレーム毎に行われる。

20

【 0 0 5 4 】

第3酸素飽和度用信号取得フレームでは、第1酸素飽和度用信号取得フレームと同様に、レーザ光源LD3を点灯し、その点灯により発生する第3狭帯域光N3を、第3光ファイバ24dを介して、被検体に照射する。そして、その戻り光を撮像素子60で撮像することにより、第3酸素飽和度用信号を取得する。また、第4酸素飽和度用信号取得フレームでは、第1酸素飽和度用信号取得フレームと同様に、レーザ光源LD4を点灯し、その点灯により発生する第4狭帯域光N4を、第4光ファイバ24eを介して、被検体に照射する。そして、その戻り光を撮像素子60で撮像することにより、第4酸素飽和度用信号を取得する。以上の第3及び第4酸素飽和度用信号のそれぞれの取得は、1フレーム毎に行われる。

30

【 0 0 5 5 】

酸素飽和度画像化部92bは、酸素飽和度算出部92aで求めた酸素飽和度を画像化して酸素飽和度画像を生成する。画像化する方法としては、例えば、酸素飽和度に応じて異なる色を割り当てた疑似カラー化の他、酸素飽和度を濃淡で表すモノクロ画像化などが挙げられる。

【 0 0 5 6 】

第3特殊光画像生成部92cは、酸素飽和度算出部92aで求めた酸素飽和度を、第1特殊光画像上に反映させることにより、第3特殊光画像を生成する。酸素飽和度を反映させる方法としては、酸素飽和度が所定範囲外の領域（例えば所定範囲を0～60%とした場合、酸素飽和度が60%を超える領域）に対しては、酸素飽和度の情報を反映させない。一方、酸素飽和度が所定範囲内の低酸素状態にある領域に対しては、酸素飽和度の情報を疑似カラーなどで反映させる。したがって、第3特殊光画像からは、血管の酸素状態だけでなく、通常光画像上に表れる凹凸形状などの情報をも把握することができるため、診断能を向上させることができる。なお、一例として挙げた上記所定範囲の下限は「0%」としたが、これに限らず、「0%」を超える所定値であってもよい。

40

【 0 0 5 7 】

なお、酸素飽和度画像化部で酸素飽和度を画像化し、または第3特殊光画像生成部で第1特殊光画像に酸素飽和度を反映する際には、第1～第3酸素飽和度用信号S₁～S₃により求めた酸素飽和度と第1、第3、第4酸素飽和度用信号S₁、S₃、S₄により求めた酸

50

素飽和度用の平均値、またはいずれか一方を画像化することが好ましい。

【0058】

観察距離算出部82は、通常光画像処理部80及び特殊観察画像処理部81で得られる各種画像に基づいて、図14に示すようなスコープ先端部40と観察領域Rとの間の観察距離を求める。観察距離算出部82では、各種画像から露光量の平均値を求め、この求めた露光量に応じて観察距離を決める。観察距離は、露光量が大きければ大きいほど、観察距離が短いと判定される。例えば、露光量が大きいときには、スコープ先端部40が観察領域Rに接近して、スコープ先端部40に戻ってくる光の光量が多くなると考えられることから、近景状態にあると判定される。一方、露光量が小さいときには、スコープ先端部40が観察領域Rから離れて、スコープ先端部40に戻ってくる光の光量が少なくなると

10

【0059】

なお、露光量を用いて観察距離の測定を行うが、これに代えて、適正な露光量となるように自動的に設定されるAE値を用いて観察距離の測定を行ってもよい。一般的に、光量が適正值よりも多くなる近景状態では、露光量を減らすために、AE値は小さい値に設定される。反対に、光量が適正值よりも少なくなる遠景状態では、露光量を増やすために、AE値は大きい値に設定される。

【0060】

表示画像切替部83は、第1-1～第1-5特殊観察モードに設定されている場合に、観察距離に応じて、表示画像の内容を切り替える。第1-1特殊観察モードに設定されている場合には、図15に示すように、遠景状態では、通常光画像上において表層血管が明瞭化された第1特殊光画像100が、表示装置14に表示される。したがって、遠景状態でのスクリーニングにおいては、スポットやブラウニッシュ領域などの病変可能性部位を確実に検出することができる。一方、観察距離算出部82で測定される観察距離が一定値未満となり、遠景状態となったときには、第1特殊光画像100に加えて、酸素飽和度画像101が表示装置14に表示される。この酸素飽和度画像101を、近景状態でのガン識別診断に用いることによって、ガンの識別精度を向上させることができる。

20

【0061】

第1-2特殊観察モードに設定されている場合には、図16に示すように、遠景状態では、第1特殊光画像100を表示装置上に表示する。そして、観察距離算出部82で測定される観察距離が一定値未満となり、近景状態になったときには、第1特殊光画像100に代えて、酸素飽和度画像101のみを表示装置14に表示する。

30

【0062】

第1-3特殊観察モードに設定されている場合には、図17に示すように、遠景状態では、第1特殊光画像100を表示装置14上に表示する。そして、観察距離算出部82で測定される観察距離が一定値未満となり、近景状態になったときには、第1特殊光画像100に代えて、中心波長415nmの青色狭帯域光及び540nmの緑色狭帯域光により生成される狭帯域光画像と略同様の第2特殊光画像102と、酸素飽和度画像101の2種類の画像を表示装置14に表示する。

【0063】

ガンとの関連性を示す生体情報のうち、血管パターン、凹凸形状は第2特殊光画像102から明瞭に把握され、血中ヘモグロビンの酸素状態は酸素飽和度画像101から明瞭に把握される。したがって、これら2種類の画像を用いて診断を行うことで、ガンの識別を確実にすることができる。なお、第2特殊光画像102及び酸素飽和度画像101を表示する際、酸素飽和度画像101の動画性を優先する場合には、酸素飽和度画像101の更新タイミングを、第2特殊光画像102の更新タイミングより速くすることが好ましい。

40

【0064】

第1-4特殊観察モードに設定されている場合には、図18に示すように、遠景状態では、第1特殊光画像100を表示装置14上に表示する。そして、観察距離算出部82で測定される観察距離が一定値未満となり、近景状態になったときには、第1特殊光画像1

50

00に代えて、第1特殊光画像100上に酸素飽和度の情報が反映された第3特殊光画像を103表示する。

【0065】

第1-5特殊観察モードに設定されている場合には、図19に示すように、遠景状態では、第1特殊光画像100を表示装置14上に表示する。そして、観察距離算出部82で測定される観察距離が近景状態を示す一定値にまで接近した時には、「これ以上接近すると酸素飽和度画像に自動切替する」旨のガイダンス14aを表示装置14に表示する。そして、近景状態となったときに、第1-1特殊観察モードと同様、第1特殊光画像100に加えて、酸素飽和度画像101を表示装置に表示する。なお、近景状態には、第1-2~第1-5特殊観察モードで近景状態時に表示した画像を表示してもよい。

10

【0066】

病変可能性部位自動検出部84は、第2特殊観察モード時において、遠景状態で病変可能性部位を検出する。図20に示すように、遠景状態では、第1特殊光画像100を取得し、その取得した第1特殊光画像を表示装置に表示する。このとき、一定時間毎に、第1特殊光画像100から病変可能性部位の一つであるスポットSPの検出が行われる。スポットの検出はパターンマッチング等の画像処理により行われる。

【0067】

そして、一定の大きさ以上のスポットSPが検出された場合または一定大きさ未満のスポットSPが複数個検出された場合には、一時的に酸素飽和度画像101を取得し、その取得した酸素飽和度画像101からスポットSPの酸素飽和度が所定範囲内の低酸素状態にあるか否かを検出する。このとき、一時的に取得した酸素飽和度を表示装置14に表示するとともに、「一時的に酸素飽和度画像に切り替える」旨のガイダンス14bを表示装置14に表示する。

20

【0068】

検出の結果、低酸素状態のスポットSPxが存在しない場合には、酸素飽和度画像の表示を停止し、第1特殊光画像100の表示を再開する。一方、低酸素状態のスポットSPxが一つでも存在する場合には、そのまま酸素飽和度画像101の表示を継続する。その際、「完全に酸素飽和度画像に切り替える」旨のガイダンス14cを表示装置14に表示する。

【0069】

なお、上記実施形態では、第1~第4酸素飽和度用信号の4種類の信号を用いて、酸素飽和度の算出を行ったが、その他に、中心波長473nmの第3狭帯域光N3の撮像により得られる第3酸素飽和度用信号と通常光画像信号の2種類の信号で、酸素飽和度の算出を行うことも可能である。なお、第3酸素飽和度用信号と通常光画像信号は別々のフレームで取得する。

30

【0070】

この酸素飽和度の算出は、まず、第3酸素飽和度用信号の青色信号B1と通常光画像信号の緑色信号G2との信号比 $B1/G2$ と、通常光画像信号の緑色信号G2と赤色信号R2との信号比 $R2/G2$ とを求める。次に、図21に示すような、これまでの診断等で得られた信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ と血液量及び酸素飽和度との相関関係を使って、各画素における酸素飽和度を求める。この相関関係は記憶部74に記憶されている。例えば、図22に示すように、信号比が $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ の場合であれば、この信号比に対応する酸素飽和度は、60(%)となる。

40

【0071】

なお、上記実施形態では、レーザ光源を使って、被検体に照明を行ったが、これに代えて、白色光を発するキセノンランプなどの広帯域光源と、白色光から各観察モードで使用する光の波長域のみを透過させる複数のバンドパスフィルタが周方向に沿って設けられた回転フィルタとを用いる面順次方式で、被検体に照明を行ってもよい。

【0072】

なお、上記実施形態では、観察距離が一定値未満になったとき、即ち遠景状態から近景

50

状態になったときに、表示装置に表示する表示画像の内容の切り替え（スクリーニング用画像から詳細診断用画像への切り替え）を自動的に行ったが、反対に、近景状態から遠景状態になったときにも、表示画像の切り替え（詳細診断用画像からスクリーニング用画像への切り替え）を自動的に行ってもよい。

【符号の説明】

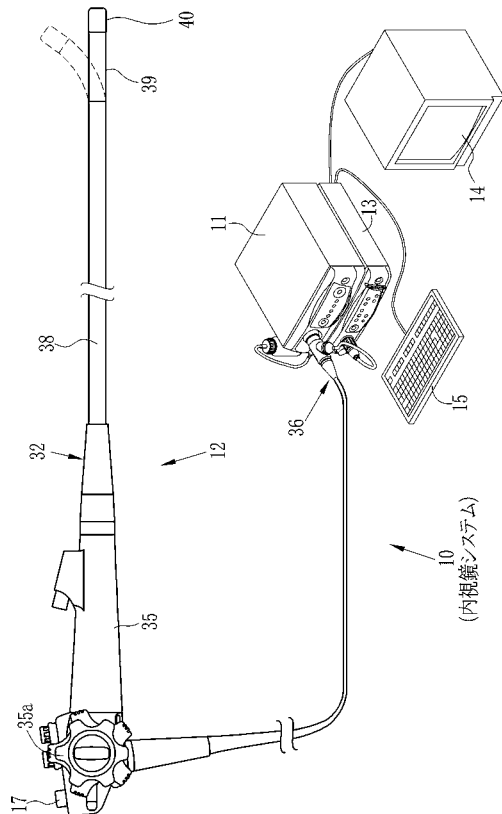
【0073】

- 10 内視鏡システム
- 81 特殊観察画像処理部
- 82 観察距離算出部
- 83 表示画像切替部
- 90 第1特殊光画像生成部
- 91 第2特殊光画像生成部
- 92 酸素飽和度画像生成部
- 92 a 酸素飽和度算出部
- 92 b 酸素飽和度画像化部
- 92 c 第3特殊光画像生成部
- 100 第1特殊光画像
- 101 酸素飽和度画像
- 102 第2特殊光画像
- 103 第3特殊光画像

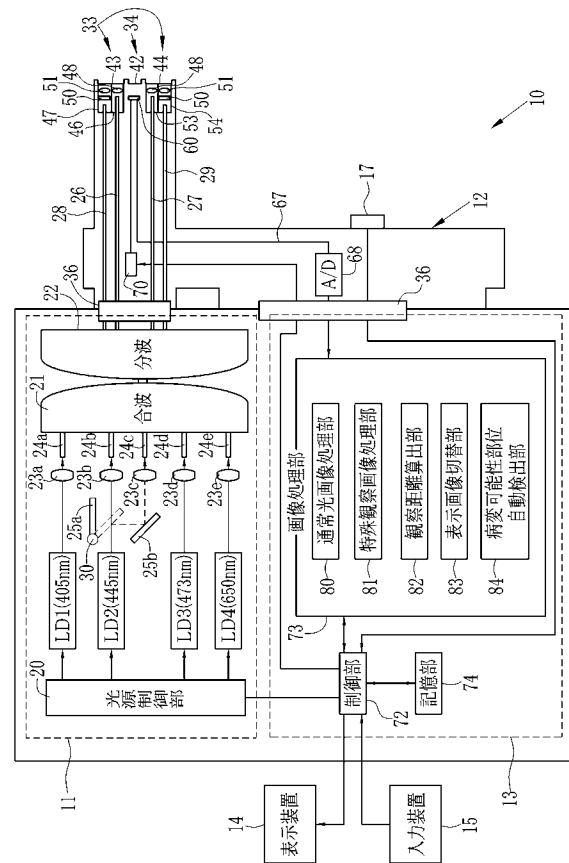
10

20

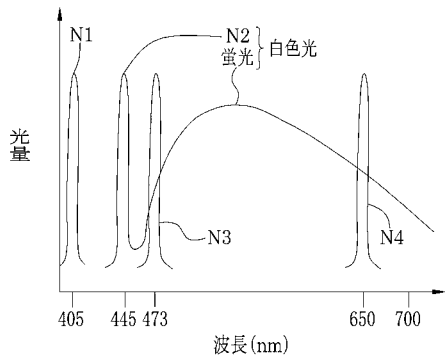
【図1】



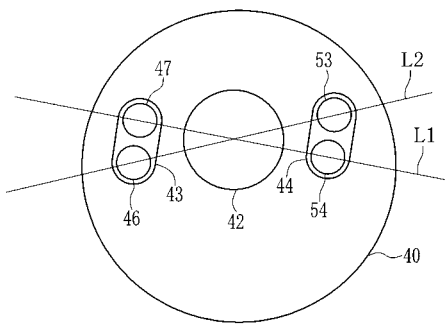
【図2】



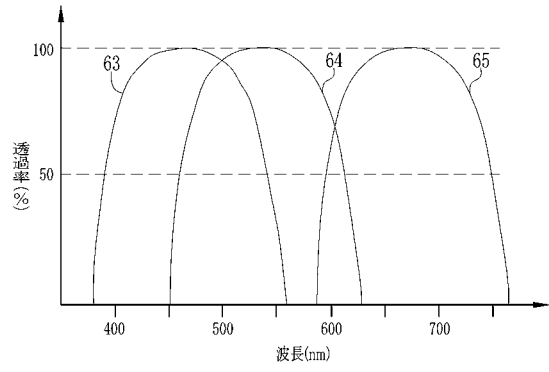
【 図 3 】



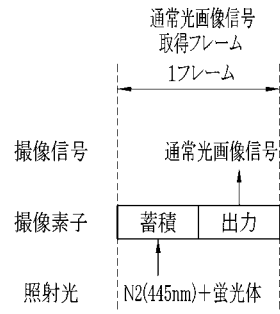
【 図 4 】



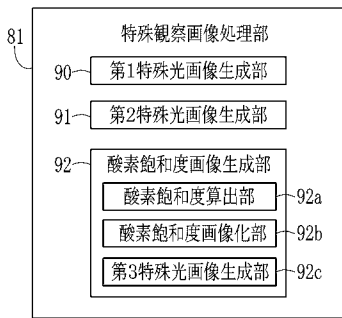
【 図 5 】



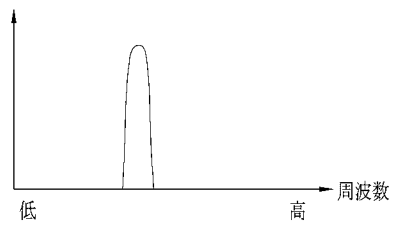
【 図 6 】



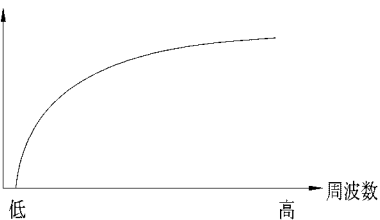
【 図 7 】



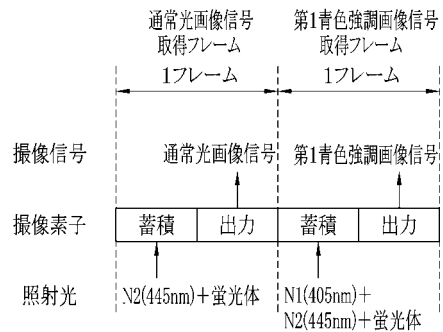
【 図 8 B 】



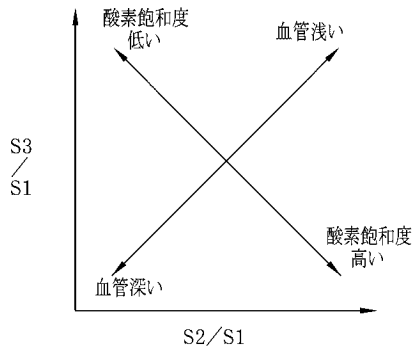
【 図 8 A 】



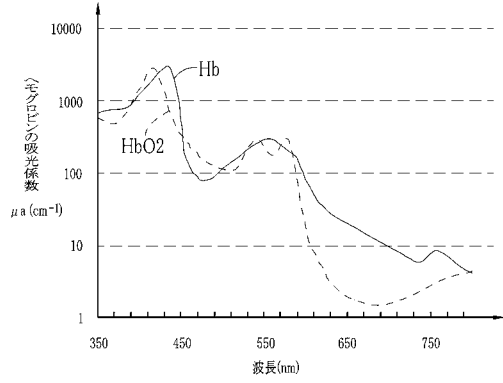
【 図 9 】



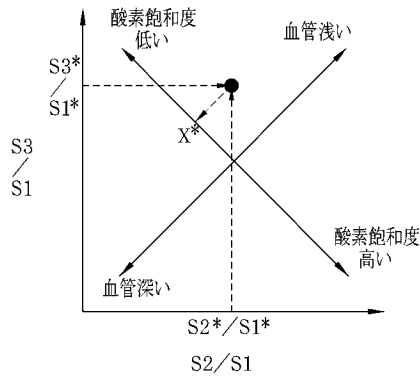
【 図 1 0 】



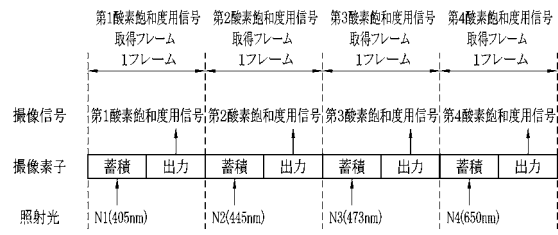
【 図 1 2 】



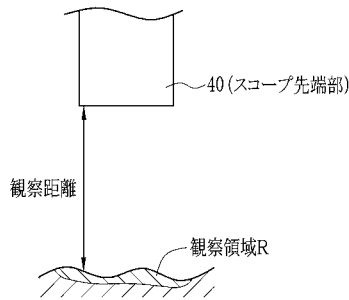
【 図 1 1 】



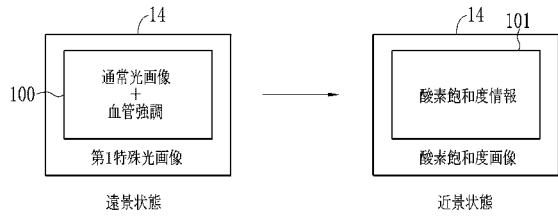
【 図 1 3 】



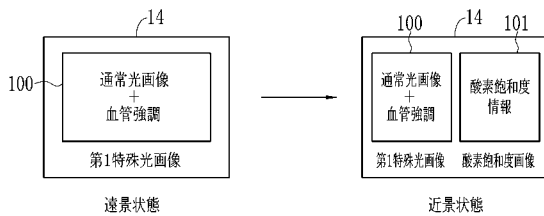
【 図 1 4 】



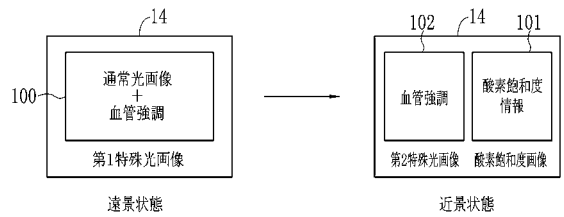
【 図 1 6 】



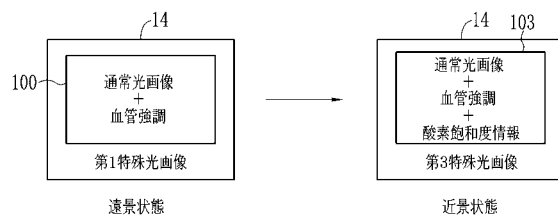
【 図 1 5 】



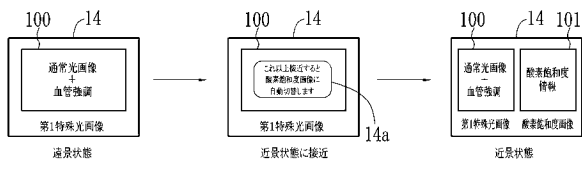
【 図 1 7 】



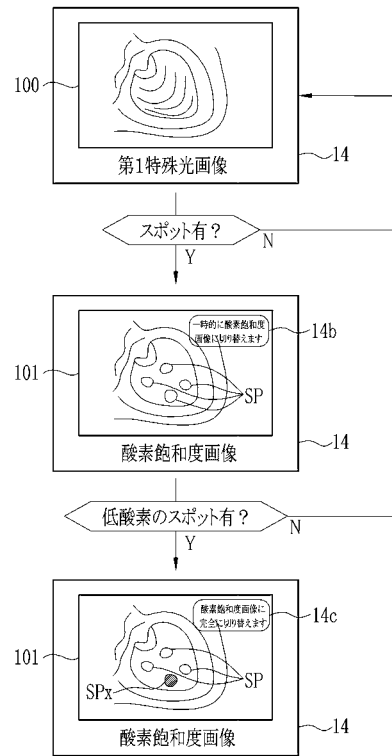
【 図 1 8 】



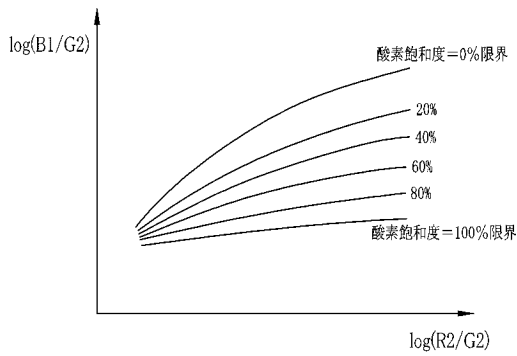
【 図 1 9 】



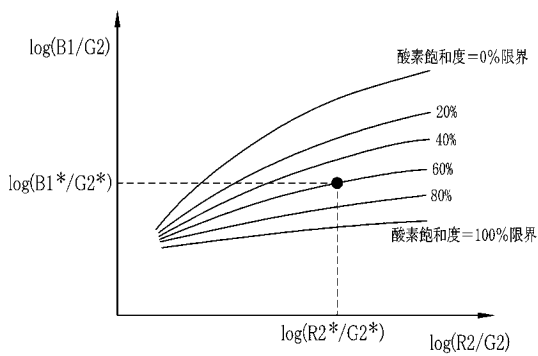
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



专利名称(译)	内窥镜系统和内窥镜图像显示方法		
公开(公告)号	JP2012239815A	公开(公告)日	2012-12-10
申请号	JP2011115883	申请日	2011-05-24
[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		
[标]发明人	小澤 聡 斎藤 牧		
发明人	小澤 聡 斎藤 牧		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.E G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/06.A A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA13 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5611891B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜系统和显示内窥镜图像的方法，能够在用于筛选的图像和用于详细诊断的图像之间自动切换。解决方案：通过观察距离计算部分获得对象上的观察区域和观察仪器的远端之间的观察距离。在所获得的观察距离等于或大于给定值的远视状态下，通过将整体明亮的正常光图像与其中血管的第一蓝色增强图像组合而形成的第一特殊光图像100。观察目标及其结构增强显示在显示装置14上。相反，在观察距离不大于给定值的近视状态下，氧饱和度图像101表示氧饱和度水平。通过成像的血红蛋白显示在显示装置14上。

