

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5611892号
(P5611892)

(45) 発行日 平成26年10月22日(2014.10.22)

(24) 登録日 平成26年9月12日(2014.9.12)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2011-115884 (P2011-115884)
 (22) 出願日 平成23年5月24日 (2011.5.24)
 (65) 公開番号 特開2012-239816 (P2012-239816A)
 (43) 公開日 平成24年12月10日 (2012.12.10)
 審査請求日 平成25年11月15日 (2013.11.15)

(73) 特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 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 小澤 聰
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フィルム株式会社内
 (72) 発明者 斎藤 牧
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フィルム株式会社内

審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム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】

被検体を撮像して得られる被検体画像を取得する画像取得手段と、
 前記被検体画像から、被検体上の病変可能性部位を検出する病変可能性部位検出手段と、
 検出された病変可能性部位の酸素飽和度を求める酸素飽和度算出手段と、
 前記病変可能性部位の酸素飽和度が所定範囲の低酸素状態にあるか否かを判定する判定手段と、
 前記病変可能性部位を検出するまでの間は、前記被検体画像を表示手段に表示させ、前記病変可能性部位の検出後であって前記判定手段で前記病変可能性部位が低酸素状態にあるか否かの判定が出るまでの間は、前記酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に表示させ、前記判定手段で前記病変可能性部位が低酸素状態にあると判定された場合は、前記酸素飽和度画像を表示手段に表示させ、前記判定手段で前記病変可能性部位が低酸素状態にないと判定された場合は、前記被検体画像を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。

【請求項 2】

前記判定手段で前記病変可能性部位が低酸素状態にあると判定された後、前記酸素飽和度画像を表示手段に表示する前に、前記酸素飽和度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記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像取得手段は、

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、所定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青色強調画像を取得する画像取得部と、

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

前記被検体画像は前記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。

【請求項 4】

10

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】

前記酸素飽和度算出手段は、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、前記酸素飽和度を算出す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。

【請求項 6】

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を特徴とする請求項 5 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

画像取得手段が、被検体を撮像して得られる被検体画像を取得し、

病変可能性部位検出手段が、前記被検体画像から、被検体上の病変可能性部位を検出し、

酸素飽和度算出手段が、検出された病変可能性部位の酸素飽和度を求める、

判定手段が、前記病変可能性部位の酸素飽和度が所定範囲の低酸素状態にあるか否かを判定し、

表示制御手段が、前記病変可能性部位を検出するまでの間は、前記被検体画像を表示手段に表示させ、前記病変可能性部位の検出後であって前記判定手段で前記病変可能性部位が低酸素状態にあるか否かの判定が出るまでの間は、前記酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に表示させ、前記判定手段で前記病変可能性部位が低酸素状態にあると判定された場合は、前記酸素飽和度画像を表示手段に表示させ、前記判定手段で前記病変可能性部位が低酸素状態にないと判定された場合は、前記被検体画像を表示手段に表示させることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ガンなどの病変の可能性がある部位の検出を自動的に行う内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

40

【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

50

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を行われている（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】

10

【0005】

しかしながら、特許文献 1 のように自家蛍光で病変可能性部位の拾い上げを行った場合には、自家蛍光は微弱であるため、拾い上げの精度が落ちることが多い。そのため、ガンでない偽陽性の部位を多く検出してしまうおそれがある。このような場合には、近景状態で行う詳細診断が無駄に増えてしまうため、効率良く診断を行うことが難しくなる。

【0006】

本発明は、スクリーニング時点で、ガンの可能性がある部位を確実に拾い上げることによって、偽陽性部位の検出を回避し、ガンの診断を効率良く行うことができる内視鏡システム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】

20

【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、被検体を撮像して得られる被検体画像を取得する画像取得手段と、被検体画像から、被検体上の病変可能性部位を検出する病変可能性部位検出手段と、検出された病変可能性部位の酸素飽和度を求める酸素飽和度算出手段と、病変可能性部位の酸素飽和度が所定範囲の低酸素状態にあるか否かを判定する判定手段と、病変可能性部位を検出するまでの間は、被検体画像を表示手段に表示させ、病変可能性部位の検出後であって判定手段で病変可能性部位が低酸素状態にあるか否かの判定が出るまでの間は、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に表示させ、判定手段で病変可能性部位が低酸素状態にあると判定された場合は、酸素飽和度画像を表示手段に表示させ、判定手段で病変可能性部位が低酸素状態にないと判定された場合は、被検体画像を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。

30

【0009】

前記判定手段で前記病変可能性部位が低酸素状態にあると判定された後、前記酸素飽和度画像を表示手段に表示する前に、前記酸素飽和度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。

【0010】

前記画像取得手段は、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、所定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青色強調画像を取得する画像取得部と、所定の画像処理が施された青色強調画像と前記通常光画像とを合成して特殊光画像を生成する特殊光画像生成部とを備え、前記被検体画像は前記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。

40

【0011】

前記酸素飽和度算出手段は、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手用の信号に基づいて、前記酸素飽和度を算出することが好ましい。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手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。

【0012】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像取得手段が、被検体を撮像して得られる被検体画像を取得し、病変可能性部位検出手段が、被検体画像から、被検体上の病変可能性

50

部位を検出し、酸素飽和度算出手段が、検出された病変可能性部位の酸素飽和度を求め、判定手段が、病変可能性部位の酸素飽和度が所定範囲の低酸素状態にあるか否かを判定し、表示制御手段が、病変可能性部位を検出するまでの間は、被検体画像を表示手段に表示させ、病変可能性部位の検出後であって判定手段で病変可能性部位が低酸素状態にあるか否かの判定が出るまでの間は、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に表示させ、判定手段で病変可能性部位が低酸素状態にあると判定された場合は、酸素飽和度画像を表示手段に表示させ、判定手段で病変可能性部位が低酸素状態にないと判定された場合は、被検体画像を表示手段に表示させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

10

本発明によれば、被検体上の病変可能性部位を被検体画像から検出し、検出された病変可能性部位が低酸素状態か否かを判定することから、スクリーニング時点で、ガンなどの病変可能性部位を確実に拾い上げることができる。これにより、偽陽性部位の検出を回避し、ガンの診断を効率良く行うことができる。

【0015】

また、病変可能性部位の検出に使用される被検体画像の一つである特殊光画像は、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。

【図面の簡単な説明】

【0016】

20

【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。

30

【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S2/S1, S3/S1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。

40

【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。

50

【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B1/G2, R2/G2と酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。

【図22】図21の相関関係を使って酸素飽和度を算出する方法を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図1及び2に示すように、内視鏡システム10は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置11と、光源装置11から発せられる光を導光して被検体の観察領域に照明光を照射し、その反射光等を撮像する内視鏡装置12と、内視鏡装置12で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

【0018】

内視鏡システム10は、表示装置14に表示する表示画像として、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光画像を表示する通常観察モードと、被検体の観察領域Rと内視鏡装置12のスコープ先端部40との間の観察距離（図14参照）が遠い遠景状態と観察距離が近い近景状態とで、表示画像の内容を変更する第1特殊観察モードと、スポットやブラウニッシュエリアなどの病変である可能性が高い病変可能性部位を検出する第2特殊観察モードとを備えている。第1特殊観察モードは、近景状態で表示する表示画像の内容の違いによって、更に、5つの第1～1～第1～5特殊観察モードに分けられる。これらモードの切替は、内視鏡装置12に設けられた切り替えスイッチ17によって行われる。20

【0019】

光源装置11は、4種のレーザ光源LD1, LD2, LD3, LD4と、光源制御部20と、コンバイナ21と、カプラ22とを備えている。図3に示すように、レーザ光源LD1は中心波長405nmの第1狭帯域光N1を発生し、レーザ光源LD2は中心波長445nmの第2狭帯域光N2を発生し、レーザ光源LD3は中心波長473nmの第3狭帯域光N3を発生し、レーザ光源LD4は中心波長650nmの第4狭帯域光N4を発生する。これら4種類の狭帯域光N1～N4のうち、第2狭帯域光N2は内視鏡装置のスコープ先端部40に配置された蛍光体50から白色光（疑似白色光）を発生させるための励起光として用いられ、第1～第4狭帯域光N1～N4は血中ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いられる。なお、レーザ光源LD1, LD2は、プロードエリア型のInGAN系レーザダイオードが使用でき、また、InGaNAs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。30

【0020】

第1、第3、第4狭帯域光N1, N3, N4は、集光レンズ23a, 23d, 23eを介して、第1、第3、第4光ファイバ24a, 24d, 24eに入射する。一方、第2狭帯域光N2は、白色光を励起発光させる励起光として用いるときには、集光レンズ23bを介して第2-1光ファイバ24bに入射させ、酸素飽和度の算出に用いるときには中継ミラー25a, 25b及び集光レンズ23cを介して、第2-2光ファイバ24cに入射させる。40

【0021】

中継ミラー25aは、レーザ光源LD2と第2-1光ファイバ24bの間に設けられている。この中継ミラー25aには、レーザ光源LD2の光路上から退避する退避位置と、レーザ光源LD2の光路上に挿入され、第2狭帯域光N2を中継ミラーに向けて反射させる挿入位置との間で、中継ミラー25aを移動させるシフト機構30が設けられている。シフト機構30は、プロセッサ装置13内の制御部72によって駆動制御される。もう一方の中継ミラー25bは、中継ミラー25aからの第2狭帯域光N2を集光レンズ23c50

に向けて反射させる。

【0022】

光源制御部20は、レーザ光源LD1～LD4を制御することによって、各レーザ光源の発光タイミングや各レーザ光源間の光量比を調節する。これら発光タイミングまたは光量比は、観察モードによって異なっている。コンバイナ21は、各光ファイバ24a～24e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22によって4系統の光に分波される。

【0023】

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24a, 24c, 24d, 24eからの光は特殊光用ライトガイド26, 27で伝送され、第2-1光ファイバ24bからの光は通常光用ライトガイド28, 29で伝送される。これらライトガイド26～29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。なお、コンバイナ21及びカプラ22を用いずに、各レーザ光源LD1～LD4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。

【0024】

内視鏡装置12は電子内視鏡から構成され、内視鏡スコープ32と、通常光用及び特殊光用ライトガイド26～29で伝送される4系統(4灯)の光を照射する照明部33と、観察領域を撮像する1系統の撮像部34と、内視鏡スコープ32のスコープ先端部40の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部35と、内視鏡スコープ32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。

【0025】

内視鏡スコープ32には、操作部35側から順に、軟性部38、湾曲部39、スコープ先端部40が設けられている。軟性部38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ます。湾曲部39は、操作部35に配置されたアンダルノブ35a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39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に、スコープ先端部40を所望の観察部位に向けることができる。

【0026】

スコープ先端部40には照明部33と撮像部34が設けられている。撮像部34は、スコープ先端部40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42を備えている。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を備えている。

【0027】

一方の照明窓43の奥には2つの投光ユニット46, 47が収納されている。一方の投光ユニット46では、特殊光用ライトガイド26, 27からの第1～第4狭帯域光N1～N4を、レンズ48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47では、通常光用ライトガイド28, 29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る。そして、その励起発光した白色光を、レンズ51を介して観察領域に照射する。なお、他方の照明窓44の奥にも、上記投光ユニット46と同様の投光ユニット53と、上記投光ユニット47と同様の投光ユニット54の2つが収納されている。

【0028】

図4に示すように、照明窓43, 44は、スコープ先端部40において、観察窓42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46, 47, 53, 54は、白色光を発する投光ユニット47, 54の出射面間を結ぶ直線L1と、第1～第4狭帯域光N1～N4を発する投光ユニット46, 53の出射面間を結ぶ直線L2とが、観察窓42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。

【0029】

蛍光体50は、励起光である第2狭帯域光N2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YAG系蛍光物質、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁

10

20

30

40

50

₇) 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 狹帯域光 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 (MW)) とも呼ばれている。

【 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。

10

【 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。

【 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。

30

【 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。

【 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。

40

【 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。

【 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

50

レームで、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からの第2狭帯域光N2を第2-1光ファイバ24bに入射させる。そして、図6に示すように、第2狭帯域光N2で蛍光体50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。10

【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。20

【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。30

【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。40

【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50

2 - 1 光ファイバ 2 4 b に入射させる。そして、第 2 - 1 光ファイバ 2 4 b からの第 2 狹帯域光 N 2 を蛍光体 5 0 に当てて白色光を励起発光させ、その白色光を被検体に照射する。そして、第 1 狹帯域光 N 1 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 6 0 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 青色強調画像信号の取得は、1 フレーム毎に行われる。

【 0 0 4 5 】

第 2 特殊光画像生成部は、中心波長 4 1 5 nm の青色狭帯域光と中心波長 5 4 0 nm 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 4 1 5 nm 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 5 4 0 nm 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 1 4 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によって生成される。この狭帯域光画像は、血中 10 ヘモグロビンの吸光度が高い 4 1 5 nm と 5 4 0 nm 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。

【 0 0 4 6 】

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 狹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 狹帯域光 N 1 (4 0 5 nm) の光量を第 2 狹帯域光 N 2 (4 4 5 nm) の光量よりも大きくする (第 1 狹帯域光 N 1 (4 0 5 nm) の光量 > 第 2 狹帯域光 N 2 (4 4 5 nm) の光量) 、即ち、第 2 の光量比において第 1 狹帯域光 N 1 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

【 0 0 4 7 】

図 7 に示すように、酸素飽和度画像生成部 9 2 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 9 2 a 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 9 2 b 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 9 2 c とを備えている。酸素飽和度算出部 9 2 a は、第 1 狹帯域光 N 1 ~ 第 3 狹帯域光 N 3 の撮像により得られる第 1 ~ 第 3 酸素 30 鮫和度用信号 S 1 ~ S 3 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 S 1 及び第 3 酸素飽和度用信号 S 3 に加え、第 4 狹帯域光 N 4 の撮像により得られる第 4 酸素飽和度用信号 S 4 とを用いて中深層血管の酸素飽和度を求める。

【 0 0 4 8 】

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 S 2 と第 1 酸素飽和度用信号 S 1 間の信号比 S 2 / S 1 と、第 3 酸素飽和度用信号 S 3 と第 1 酸素飽和度用信号 S 1 間の信号比 S 3 / S 1 とを求める。次に、図 1 0 に示すような、これまでの診断等で得られた信号比 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 7 4 に予め記憶されている。例えば、図 1 1 に示すように、信号比が S 2 * / S 1 * , S 3 * / S 1 * 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

【 0 0 4 9 】

なお、信号比 S 2 / S 1 のうち波長域 4 4 5 nm の「 S 2 」と、信号比 S 3 / S 1 のうち波長域 4 7 3 nm の「 S 3 」は、図 1 2 に示すように、酸化ヘモグロビン (H b O 2) の吸光度と還元ヘモグロビン (H b) 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。したがつて、信号比 S 2 / S 1 , S 3 / S 1 には酸素飽和度の情報が含まれている。

【 0 0 5 0 】

しかしながら、波長域 4 4 5 nm の「 S 2 」と波長域 4 7 3 nm の「 S 3 」とは光の深達度の違いがあるので、信号比 S 2 / S 1 , S 3 / S 1 には、酸素飽和度の情報のみなら 50

ず、血管深さの情報を含まれている。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。

【0051】

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 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。

10

【0052】

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 LD 1 を点灯し、その他のレーザ光源 LD 2, LD 3, LD 4 は消灯する。そして、レーザ光源 LD 1 の点灯により発生する第 1 狹帯域光 N₁ を、第 1 光ファイバ 2-4a に入射させる。入射した第 1 狹帯域光 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。

【0053】

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 LD 2 を点灯し、その他のレーザ刻限 LD 1, LD 3, LD 4 は消灯する。そして、レーザ光源 LD 2 の点灯により発生する第 2 狹帯域光 N₂ を、第 2-2 光ファイバ 2-4c に入射させる。この第 2-2 光ファイバ 2-4c からの第 2 狹帯域光 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

【0054】

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 LD 3 を点灯し、その点灯により発生する第 3 狹帯域光 N₃ を、第 3 光ファイバ 2-4d 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 LD 4 を点灯し、その点灯により発生する第 4 狹帯域光 N₄ を、第 4 光ファイバ 2-4e 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

【0055】

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。

40

【0056】

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。

50

【 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。

【 0 0 5 8 】

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ところから、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考えられることから、遠景状態にあると判定される。

10

【 0 0 5 9 】

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。

20

【 0 0 6 0 】

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、スポットやプ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。

30

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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。

40

【 0 0 6 3 】

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行うことができる。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。

50

【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100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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【0070】

40

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。

【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

50

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）を自動的に行つたが、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】

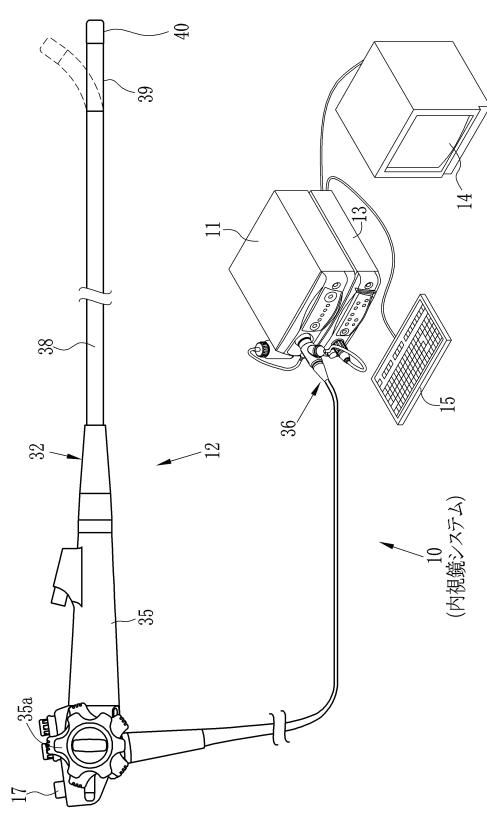
【0073】

- 10 内視鏡システム
- 81 特殊観察画像処理部
- 83 表示画像切替部
- 84 病変可能性部位自動検出部
- 90 第1特殊光画像生成部
- 92 酸素飽和度画像生成部
- 92a 酸素飽和度算出部
- 92b 酸素飽和度画像化部
- 100 第1特殊光画像
- 101 酸素飽和度画像

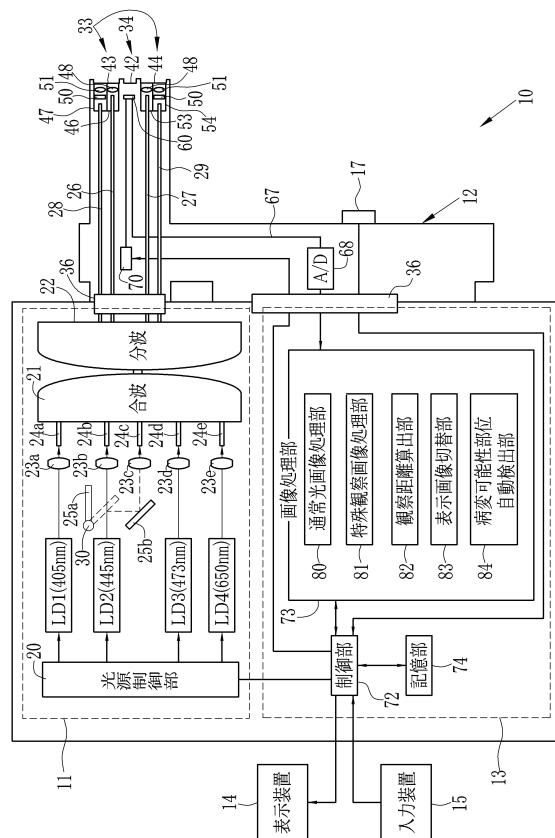
10

20

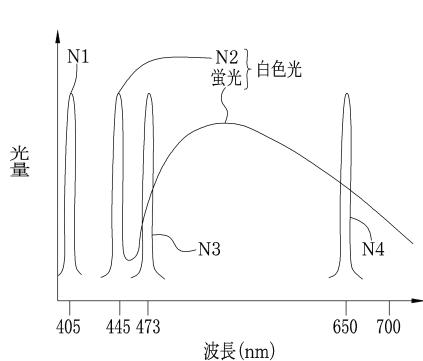
【図1】



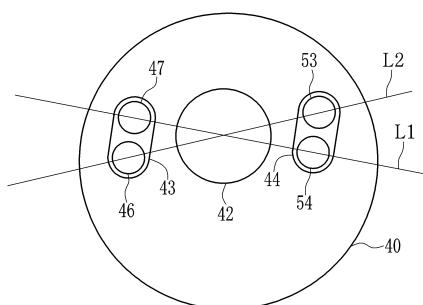
【図2】



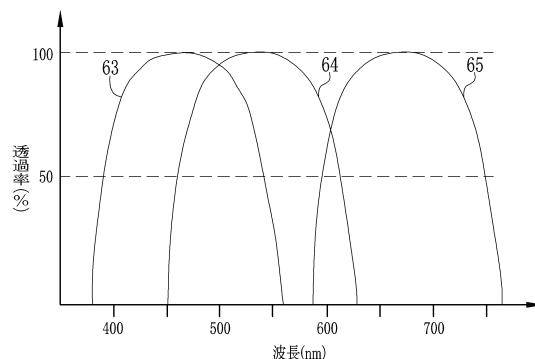
【図3】



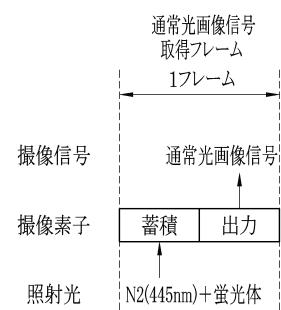
【図4】



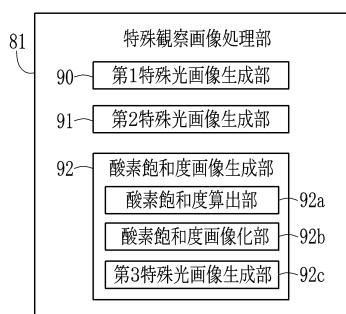
【図5】



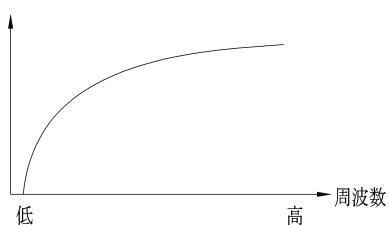
【図6】



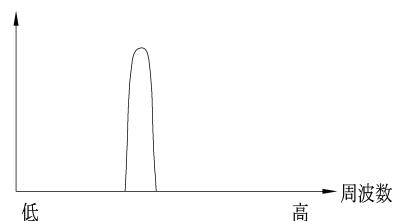
【図7】



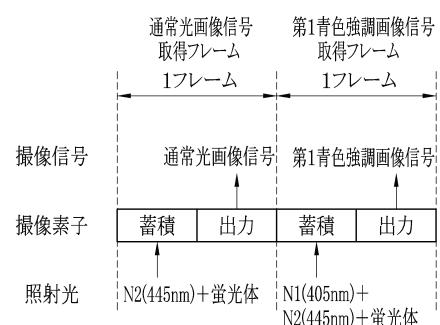
【図8 A】



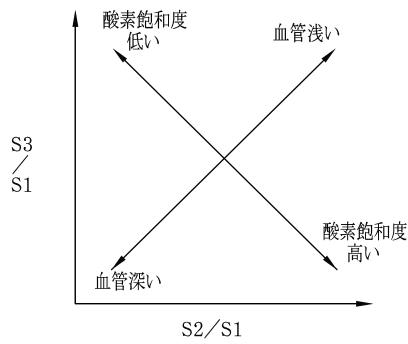
【図8 B】



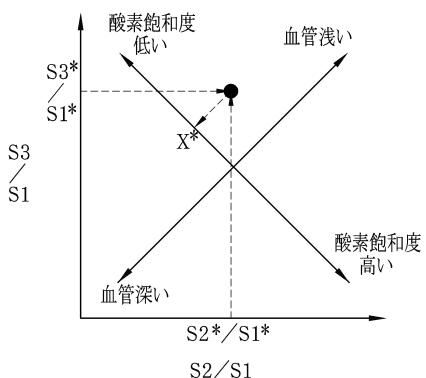
【図9】



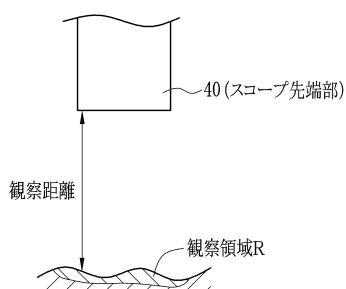
【図10】



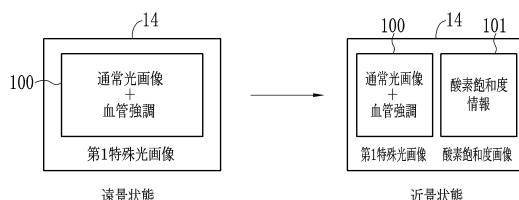
【図11】



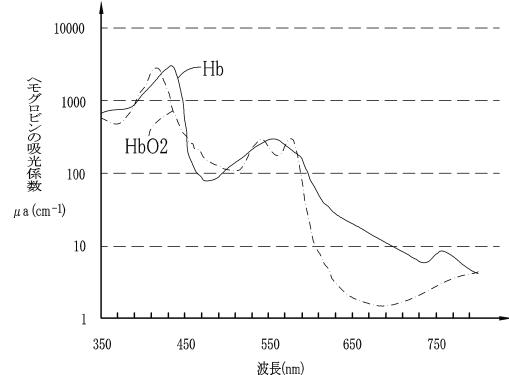
【図14】



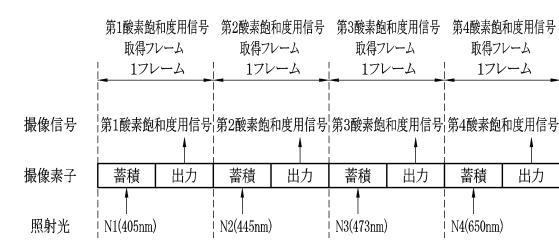
【図15】



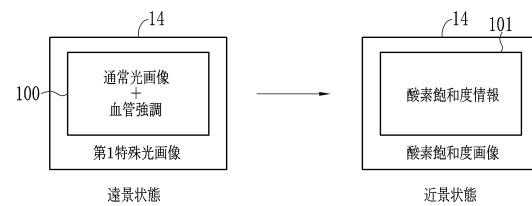
【図12】



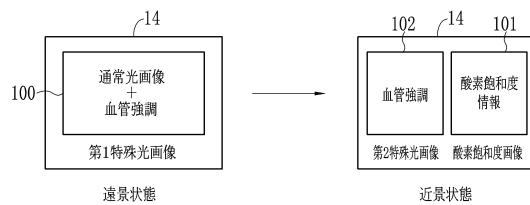
【図13】



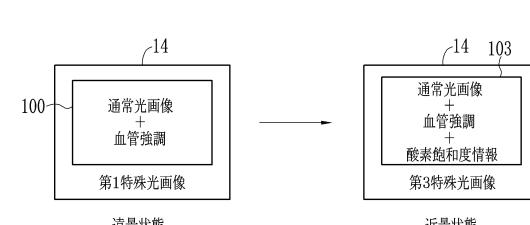
【図16】



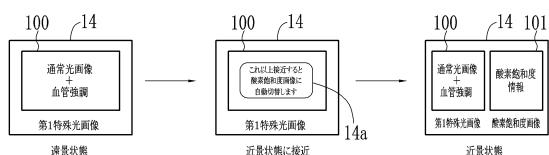
【図17】



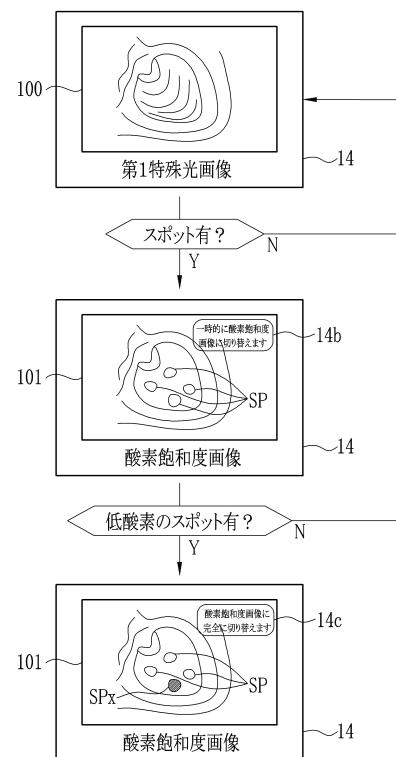
【図18】



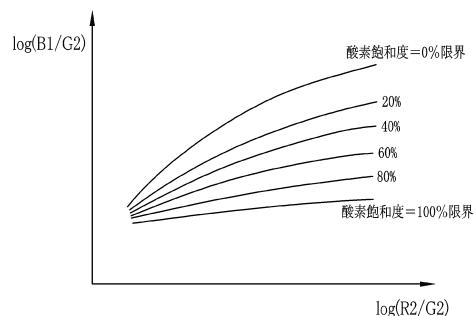
【図19】



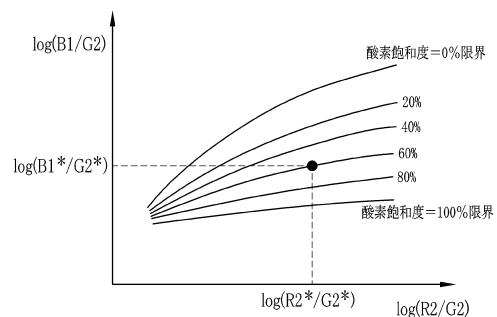
【図20】



【図21】



【図22】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2010-172673(JP,A)
特開2011-092690(JP,A)
特開2009-297237(JP,A)
特開2002-034893(JP,A)
特表2004-520105(JP,A)
特開平10-080396(JP,A)
特開平03-080834(JP,A)
特開2001-037718(JP,A)
特開2000-262459(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 0 0
A 61 B 1 / 0 4

专利名称(译)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP5611892B2	公开(公告)日	2014-10-22
申请号	JP2011115884	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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	小澤聰 斎藤牧		
发明人	小澤聰 斎藤牧		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/04 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B5/0084 A61B5/7425		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.300.G A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.620 A61B1 /04 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161 /QQ07 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/XX02		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012239816A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：可靠地拾取可能在筛查中发生病变的可疑病变。解决方案：获得通过将整体明亮的正常光图像与观察目标的血管及其结构增强的第一蓝色增强图像组合而获得的第一特殊光图像100，并显示在显示装置14上。从获得的第一特殊光图像100中检测诸如对象斑点的病变。当发现疑似病变时，获得疑似病变的氧饱和度。当疑似病变的氧饱和度水平处于预定范围内的缺氧状态时，在显示装置14上显示表示通过成像的氧饱和度水平的氧饱和度水平图像101而不是第一特殊光图像100。

