

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5892985号
(P5892985)

(45) 発行日 平成28年3月23日(2016.3.23)

(24) 登録日 平成28年3月4日(2016.3.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2013-201273 (P2013-201273)
 (22) 出願日 平成25年9月27日(2013.9.27)
 (65) 公開番号 特開2015-66050 (P2015-66050A)
 (43) 公開日 平成27年4月13日(2015.4.13)
 審査請求日 平成27年1月23日(2015.1.23)

(73) 特許権者 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 寺川 祐樹
 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 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

特定深さに位置する第1血管の反射率が、前記第1血管よりも深い位置にある第2血管の反射率よりも小さい波長範囲を有する第1照明光と、前記第1血管の反射率が前記第2血管の反射率よりも大きい波長範囲を有する第2照明光とを、検体に向けて順次照射する光源部と、

前記第1照明光で照明された検体を撮像して第1画像を出力し、前記第2照明光で照明された検体を撮像して第2画像を出力する撮像センサと、

前記第1画像と前記第2画像とで前記検体の粘膜の明るさが等しくなるように、前記第1及び第2画像を規格化する規格化部と、

規格化後の第1及び第2画像間の差分処理により、前記第1血管の像を前記粘膜よりも値が小さいダウンエッジにし、前記第2血管の像を前記粘膜よりも値が大きいアップエッジにした差分画像を取得する差分画像生成部と、

前記第1又は第2画像の少なくとも一方の画像に前記差分画像を合成して、前記第1及び第2血管のうち、一方を前記ダウンエッジで表示し、他方を前記アップエッジで表示する特殊画像を生成する画像合成部とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記第1又は第2画像上では、前記第1及び第2血管はダウンエッジであり、

前記画像合成部は、前記第1又は第2画像上でダウンエッジの第1血管の値に、前記差分画像上でダウンエッジの第1血管の値を足し合わせることにより、前記第1血管をダウ

10

20

ンエッジで表示し、前記第 1 又は第 2 画像上でダウンエッジの第 2 血管の値に、前記差分画像上でアップエッジの第 2 血管の値を足し合わせることで、前記第 2 血管をアップエッジで表示する特殊画像を生成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】

前記差分画像上の粘膜の値は「0」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】

前記規格化部は、前記第 1 及び第 2 画像で同じ位置にある前記粘膜の画素値を求めるとともに、前記粘膜の画素値に基づいて、前記第 1 及び第 2 画像を規格化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。

10

【請求項 5】

前記規格化部は、前記第 1 又は第 2 照明光の光量に応じて調整される粘膜の画素値に基づいて、前記第 1 及び第 2 画像を規格化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 6】

前記差分画像には、前記特殊画像上で前記第 1 及び第 2 血管のいずれかをアップエッジで表示するための調整係数が乗算さ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 照明光の波長範囲では、前記第 1 血管よりも浅い位置にある第 3 血管の反射率は、前記第 1 血管の反射率よりも小さくなっており、

20

前記特殊画像上では、前記第 3 血管のコントラストは前記第 1 血管のコントラストよりも大きくなってい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 8】

前記第 1 又は第 2 画像上では、前記第 1 ないし第 3 血管はダウンエッジであり、

前記差分画像生成部は、前記第 1 及び第 3 血管がダウンエッジとなり、前記第 2 血管がアップエッジとなる差分画像を生成し、

前記画像合成部は、前記第 1 又は第 2 画像上でダウンエッジの第 1 及び第 3 血管の値に、前記差分画像上でダウンエッジの第 1 及び第 3 血管の値を足し合わせることで、前記第 1 及び第 3 血管をダウンエッジで表示する特殊画像を生成することを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 9】

前記第 1 照明光の波長範囲は 380 ~ 440 nm であり、前記第 2 照明光の波長範囲は 440 ~ 480 nm であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記光源部は、前記第 1 照明光を発する第 1 LED と前記第 2 照明光を発する第 2 LED を有する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】

特定深さに位置する第 1 血管の反射率が、前記第 1 血管よりも深い位置にある第 2 血管の反射率よりも小さい波長範囲を有する第 1 照明光と、前記第 1 血管の反射率が前記第 2 血管の反射率よりも大きい波長範囲を有する第 2 照明光とを、検体に向けて順次照射する光源部と、前記第 1 照明光で照明された検体を撮像して第 1 画像を出力し、前記第 2 照明光で照明された検体を撮像して第 2 画像を出力する撮像センサとを備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

40

前記第 1 及び第 2 画像を受信する受信部と、

前記第 1 画像と前記第 2 画像とで前記検体の粘膜の明るさが等しくなるように、前記第 1 及び第 2 画像を規格化する規格化部と、

規格化後の第 1 及び第 2 画像間の差分処理により、前記第 1 血管の像を前記粘膜よりも値が小さいダウンエッジにし、前記第 2 血管の像を前記粘膜よりも値が大きいアップエッ

50

ジにした差分画像を生成する差分画像生成部と、

前記第 1 又は第 2 画像の少なくとも一方の画像に前記差分画像を合成して、前記第 1 及び第 2 血管のうち、一方を前記ダウンエッジで表示し、他方を前記アップエッジで表示する特殊画像を生成する画像合成部とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 12】

光源部が、特定深さに位置する第 1 血管の反射率が前記第 1 血管よりも深い位置にある第 2 血管の反射率よりも小さい波長範囲を有する第 1 照明光と、前記第 1 血管の反射率が前記第 2 血管の反射率よりも大きい波長範囲を有する第 2 照明光とを、検体に向けて順次発するステップと、

10

撮像センサが、前記第 1 照明光で照明された検体を撮像して第 1 画像を出力し、前記第 2 照明光で照明された検体を撮像して第 2 画像を出力するステップと、

規格化部が、前記第 1 画像と前記第 2 画像とで前記検体の粘膜の明るさが等しくなるように、前記第 1 及び第 2 画像を規格化するステップと、

差分画像生成部が、規格化後の第 1 及び第 2 画像間の差分処理により、前記第 1 血管の像を前記粘膜よりも値が小さいダウンエッジにし、前記第 2 血管の像を前記粘膜よりも値が大きいアップエッジにした差分画像を生成するステップと、

画像合成部が、前記第 1 又は第 2 画像の少なくとも一方の画像に前記差分画像を合成して、前記第 1 及び第 2 血管のうち、一方を前記ダウンエッジで表示し、他方を前記アップエッジで表示する特殊画像を生成す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。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、狭帯域光を用いて血管などの構造組織を強調して観察する内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡装置、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムを用いる診断では、白色光などの広帯域の光を用いて検体内を全体的に観察する通常観察の他に、特定波長に狭帯域化した狭帯域光を用いて検体内の血管や腺管構造など構造組織を強調する狭帯域光観察も行われている。

30

【0003】

狭帯域光観察では、検体の表層組織に分布する表層血管を強調するために、青色狭帯域光を用いるとともに、検体の中深層組織に分布する中層血管を強調するために緑色狭帯域光を用いている。そして、青色狭帯域光で照明された検体を撮像して得られる青色画像信号をモニタの B チャンネルと G チャンネルに割り当てる一方で、緑色狭帯域光で照明された検体を撮像して得られる緑色画像信号をモニタの R チャンネルに割り当てること（例えば、特許文献 1 参照）によって、表層血管と中層血管を異なる色で表示することができる。このように、表層血管と中層血管とを色で分離して表示することにより、ドクターは、それら血管が異なる層の血管であることを認識することができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特許 4709606 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、人間の眼は、画像上の明るさの違いに対しては敏感であるが、色の違いには鈍

50

いことが一般的に知られている。したがって、上記のように、表層血管と中層血管とを色の違いで表わした場合には、それら血管の深さの違いを正確に把握することができない場合がある。したがって、表層血管、中層血管など深さが異なる複数の血管を、色の違いではなく、明るさの違いで表示することが求められていた。

【 0 0 0 6 】

本発明は、血管の深さが分かるように、表層血管、中層血管など深さが異なる複数の血管を明るさの違いで表示することができる内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに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】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、特定深さに位置する第 1 血管の反射率が、第 1 血管よりも深い位置にある第 2 血管の反射率よりも小さい波長範囲を有する第 1 照明光と、第 1 血管の反射率が第 2 血管の反射率よりも大きい波長範囲を有する第 2 照明光とを、検体に向けて順次照射する光源部と、第 1 照明光で照明された検体を撮像して第 1 画像を出力し、第 2 照明光で照明された検体を撮像して第 2 画像を出力する撮像センサと、第 1 画像と第 2 画像とで検体の粘膜の明るさが等しくなるように、第 1 及び第 2 画像を規格化する規格化部と、規格化後の第 1 及び第 2 画像間の差分処理により、第 1 血管の像を粘膜よりも値が小さいダウンエッジにし、第 2 血管の像を粘膜よりも値が大きいアップエッジにした差分画像を取得する差分画像生成部と、第 1 又は第 2 画像の少なくとも一方の画像に差分画像を合成して、第 1 及び第 2 血管のうち、一方をダウンエッジで表示し、他方をアップエッジで表示する特殊画像を生成する画像合成部とを備えることを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

第 1 又は第 2 画像上では、第 1 及び第 2 血管はダウンエッジであり、差分画像生成部は、第 1 血管がダウンエッジとなり、第 2 血管がアップエッジとなる差分画像を生成し、画像合成部は、第 1 又は第 2 画像上でダウンエッジの第 1 血管の値に、差分画像上でダウンエッジの第 1 血管の値を足し合わせることににより、第 1 血管をダウンエッジで表示し、第 1 又は第 2 画像上でダウンエッジの第 2 血管の値に、差分画像上でアップエッジの第 2 血管の値を足し合わせることににより、第 2 血管をアップエッジで表示する特殊画像を生成することが好ましい。

【 0 0 0 9 】

差分画像上の粘膜の値は「 0 」であることが好ましい。規格化部は、第 1 及び第 2 画像で同じ位置にある粘膜の画素値を求めるとともに、粘膜の画素値に基づいて、第 1 及び第 2 画像を規格化することが好ましい。規格化部は、第 1 又は第 2 照明光の光量に応じて調整される粘膜の画素値に基づいて、第 1 及び第 2 画像を規格化することが好ましい。差分画像には、特殊画像上で第 1 及び第 2 血管のいずれかをアップエッジで表示するための調整係数が乗算されることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

第 1 照明光の波長範囲では、第 1 血管よりも浅い位置にある第 3 血管の反射率は、第 1 血管の反射率よりも小さくなっており、特殊画像上では、第 3 血管のコントラストは第 1 血管のコントラストよりも大きくなっていることが好ましい。第 1 又は第 2 画像上では、第 1 ないし第 3 血管はダウンエッジであり、差分画像生成部は、第 1 及び第 3 血管がダウンエッジとなり、第 2 血管がアップエッジとなる差分画像を生成し、画像合成部は、第 1 又は第 2 画像上でダウンエッジの第 1 及び第 3 血管の値に、差分画像上でダウンエッジの第 1 及び第 3 血管の値を足し合わせることににより、第 1 及び第 3 血管をダウンエッジで表示する特殊画像を生成することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

第 1 照明光の波長範囲は 3 8 0 ~ 4 4 0 nm であり、第 2 照明光の波長範囲は 4 4 0 ~ 4 8 0 nm であることが好ましい。光源部は、第 1 照明光を発する第 1 LED と第 2 照明光を発する第 2 LED を有することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

本発明は、特定深さに位置する第 1 血管の反射率が、第 1 血管よりも深い位置にある第 2 血管の反射率よりも小さい波長範囲を有する第 1 照明光と、第 1 血管の反射率が第 2 血管の反射率よりも大きい波長範囲を有する第 2 照明光とを、検体に向けて順次照射する光源部と、第 1 照明光で照明された検体を撮像して第 1 画像を出力し、第 2 照明光で照明された検体を撮像して第 2 画像を出力する撮像センサとを備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、第 1 及び第 2 画像を受信する受信部と、第 1 画像と第 2 画像とで検体の粘膜の明るさが等しくなるように、第 1 及び第 2 画像を規格化する規格化部と、規格化後の第 1 及び第 2 画像間の差分処理により、第 1 血管の像を粘膜よりも値が小さいダウンエッジにし、第 2 血管の像を粘膜よりも値が大きいアップエッジにした差分画像を生成する差分画像生成部と、第 1 又は第 2 画像の少なくとも一方の画像に差分画像を合成して、第 1 及び第 2 血管のうち、一方をダウンエッジで表示し、他方をアップエッジで表示する特殊画像を生成する画像合成部とを備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 3 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源部が、特定深さに位置する第 1 血管の反射率が第 1 血管よりも深い位置にある第 2 血管の反射率よりも小さい波長範囲を有する第 1 照明光と、第 1 血管の反射率が第 2 血管の反射率よりも大きい波長範囲を有する第 2 照明光とを、検体に向けて順次発するステップと、撮像センサが、第 1 照明光で照明された検体を撮像して第 1 画像を出力し、第 2 照明光で照明された検体を撮像して第 2 画像を出力するステップと、規格化部が、第 1 画像と第 2 画像とで検体の粘膜の明るさが等しくなるように、第 1 及び第 2 画像を規格化するステップと、差分画像生成部が、規格化後の第 1 及び第 2 画像間の差分処理により、第 1 血管の像を粘膜よりも値が小さいダウンエッジにし、第 2 血管の像を粘膜よりも値が大きいアップエッジにした差分画像を生成するステップと、画像合成部が、第 1 又は第 2 画像の少なくとも一方の画像に差分画像を合成して、第 1 及び第 2 血管のうち、一方をダウンエッジで表示し、他方をアップエッジで表示する特殊画像を生成するステップとを有することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、血管の深さが分かるように、表層血管、中層血管など深さが異なる複数の血管を明るさの違いで表示することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1】内視鏡システムの外観図である。

【図 2】第 1 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 3】通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 4】紫色光 V と青色光 B の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】B フィルタ、G フィルタ、R フィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図 6 A】通常観察モード時の撮像センサの動作を示す説明図である。

【図 6 B】特殊観察モード時の撮像センサの動作を示す説明図である。

【図 7】C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）の補色フィルタ及び G（緑の）フィルタの分光透過率を示すグラフである。

40

【図 8】特殊用構造表示制御部の機能を示すブロック図である。

【図 9】色彩強調済の B 1 画像信号とこの B 1 画像信号の所定画素ラインにおける信号分布を示す説明図である。

【図 10】色彩強調済の B 2 画像信号とこの B 2 画像信号の所定画素ラインにおける信号分布を示す説明図である。

【図 11】シミュレーションにより得られる粘膜と所定深さにおける血管の分光反射スペクトルを示すグラフである。

【図 12】B 1、B 2 画像信号の規格化を示す説明図である。

【図 13】B 1、B 2 画像信号に基づく差分処理を示す説明図である。

50

【図 1 4】特殊画像の生成方法を示す説明図である。

【図 1 5】本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図 1 6】B1 画像信号の画像図である。

【図 1 7】B2 画像信号の画像図である。

【図 1 8】差分画像Dの画像図である。

【図 1 9】特殊画像の画像図である。

【図 2 0】第 2 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 2 1】回転フィルタの平面図である。

【図 2 2】図 3 と異なる通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

10

【 0 0 1 6 】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 と、コンソール 1 9 とを有する。内視鏡 1 2 は光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、検体内に挿入される挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けられた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けられる湾曲部 1 2 c 及び先端部 1 2 d を有している。操作部 1 2 b のアングルノブ 1 2 e を操作することにより、湾曲部 1 2 c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 1 2 d が所望の方向に向けられる。

【 0 0 1 7 】

20

また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、モード切替 SW 1 3 a と、ズーム操作部 1 3 b が設けられている。モード切替 SW 1 3 a は、通常観察モードと、特殊観察モードの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、白色光などの通常光を用いて検体を画像化した通常画像をモニタ 1 8 上に表示するモードであり、特殊観察モードは、特定波長の特殊光を用いて検体を画像化した特殊画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。ここで、特殊画像は、検体内における深さが異なる複数の血管を明るさの違いで分離して表示する画像である。ズーム操作部 1 3 b は、ズームレンズ 4 7 (図 2 参照)の駆動操作に用いられ、ズームレンズ 4 7 をテレ側に移動させることにより、検体を拡大する。

【 0 0 1 8 】

30

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 1 9 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI (ユーザーインターフェース) として機能する。なお、プロセッサ装置 1 6 には、画像情報等を記録する外付けの記録部 (図示省略) を接続してもよい。

【 0 0 1 9 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 2 0 a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 2 0 b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 2 0 c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 2 0 d、これら 4 色の LED の駆動を制御する光源制御部 2 1、4 色の LED 2 0 a ~ 2 0 d から発せられる光の光路を結合する光路結合部 2 3 を備えている。光路結合部 2 3 で結合された光は、挿入部 1 2 a 内に挿通されたライトガイド 4 1 及び照明レンズ 4 5 を介して、検体内に照射される。なお、LED の代わりに、LD (Laser Diode) を用いてもよい。

40

【 0 0 2 0 】

V-LED 2 0 a は、中心波長 4 0 5 nm、波長範囲 3 8 0 ~ 4 4 0 nm の紫色光 V を発生する。B-LED 2 0 b は、中心波長 4 6 0 nm、波長範囲 4 4 0 ~ 4 8 0 nm の青色光 B を発生する。G-LED 2 0 c は、波長範囲が 4 8 0 ~ 6 0 0 nm に及ぶ正規分布の緑色光 G を発生する。R-LED 2 0 d は、中心波長 6 2 0 ~ 6 3 0 nm、波長範囲が 6 0 0 ~ 6 5 0 nm に及ぶ赤色光 R を発生する。

【 0 0 2 1 】

光源制御部 2 1 は、通常観察モード時には、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c

50

、R-LED 2 0 d を全て点灯する。これにより、図 3 に示すように、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの4色の光は、光路結合部 2 3 で光路が結合される。これにより、通常光が生成される。生成された通常光は、ライトガイド 4 1 に入射する。一方、狭帯域観察モード時には、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b を 1 フレーム単位で交互に点灯することにより、図 4 に示すように、紫色光Vと青色光Bを 1 フレーム単位で交互に発光する。交互に発光された光は、光路結合部 2 3 を介して、ライトガイド 4 1 に入射する。

【 0 0 2 2 】

ライトガイド 4 1 は、光源装置 1 4 と内視鏡 1 2 を接続するユニバーサルコード（図示せず）内に内蔵されており、光路結合部 2 3 で結合された光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【 0 0 2 3 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d は照明光学系 3 0 a と撮像光学系 3 0 b を有している。照明光学系 3 0 a は照明レンズ 4 5 を有しており、この照明レンズ 4 5 を介して、ライトガイド 4 1 からの光が検体内に照射される。撮像光学系 3 0 b は、撮像レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7、撮像センサ 4 8 を有している。検体からの反射光は、撮像レンズ 4 6 及びズームレンズ 4 7 を介して、撮像センサ 4 8 に入射する。これにより、撮像センサ 4 8 に検体の反射像が結像される。

【 0 0 2 4 】

撮像センサ 4 8 はカラーの撮像素子であり、検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ 4 8 は、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサやCMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等であることが好ましい。本発明で用いられるイメージセンサは、R (赤)、G (緑) 及び B (青) の3色の画像信号を得るためのカラーイメージセンサ、即ち、撮像面にRGBフィルタを備えた、いわゆるRGBイメージセンサである。ここで、Rフィルタが設けられた画素をR画素とし、Gフィルタが設けられた画素をG画素とし、Bフィルタが設けられた画素をB画素とする。

【 0 0 2 5 】

図 5 に示すように、Bフィルタは 3 4 0 ~ 5 2 0 nm の光を透過させ、Gフィルタは 4 5 0 ~ 6 3 0 nm の光を透過させ、Rフィルタは 5 8 0 ~ 7 7 0 nm の光を透過させる。したがって、検体からの反射光のうち、波長範囲 3 8 0 ~ 4 4 0 nm の紫色光V及び波長範囲 4 4 0 ~ 4 8 0 nm の青色光BはBフィルタのみを透過する。波長範囲 4 8 0 ~ 6 0 0 nm の緑色光Gは、Bフィルタ及びGフィルタの両方を透過する。波長範囲が 6 0 0 ~ 6 5 0 nm の赤色光RはRフィルタを透過する。

【 0 0 2 6 】

撮像センサ 4 8 は、通常観察モードと特殊観察モードでは、それぞれ異なる画像信号を出力する。通常観察モードでは、図 6 A に示すように、1 フレーム毎に通常光が検体に照明されることから、撮像センサ 4 8 のB画素、G画素、R画素から、1 フレーム毎に、通常光に対応するBc 画像信号、Gc 画像信号、Rc 画像信号が出力される。これに対して、特殊観察モードでは、図 6 B に示すように、紫色光Vと青色光Bとが 1 フレーム単位で交互に照射されることから、紫色光Vの照明時には、撮像センサ 4 8 のB画素、G画素、R画素から、紫色光Vに対応するB1 像信号、G1 画像信号、R1 画像信号が出力される一方、青色光Bの照明時には、撮像センサ 4 8 のB画素、G画素、R画素から、青色光Bに対応するB2 像信号、G2 画像信号、R2 画像信号が出力される。

【 0 0 2 7 】

なお、撮像センサ 4 8 としては、RGBイメージセンサの代わりに、図 7 に示すような分光透過率を有するC (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及びG (緑) の補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサであっても良い。補色イメージセンサの場合には、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGBの3色の画像信号を得るこ

10

20

30

40

50

とができる。この場合には、C M Y Gの4色の画像信号からR G Bの3色の画像信号に色変換する色変換手段を、内視鏡12又はプロセッサ装置16のいずれかに備えている必要がある。

【0028】

図2に示すように、撮像センサ48から出力される画像信号は、C D S・A G C回路50に送信される。C D S・A G C回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング(C D S)や自動利得制御(A G C)を行う。C D S・A G C回路50を経た画像信号は、A / D変換器(A / Dコンバータ)52により、デジタル画像信号に変換される。A / D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

【0029】

プロセッサ装置16は、受信部53と、光量算出部54と、D S P 56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部60と、通常画像処理部62と、特殊画像処理部64と、映像信号生成部66とを備えている。受信部53は内視鏡12からのデジタルのR G B画像信号を受信する。光量算出部54は、受信部53で受信したデジタルの画像信号に基づいて露光量を算出するとともに、この算出された露光量に基づいて、目標光量を算出する。そして、光量算出部54は、算出された目標光量と、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、R-LED 20d間の設定光量比とに基づいて、各LED 20a ~ 20dの目標光量を定めた目標光量設定信号を算出する。

【0030】

例えば、通常観察モードでは、光量算出部54で算出された光量を「P」とし、設定光量比を「V-LED : B-LED : G-LED : R-LED = a : b : c : d」とした場合、V-LED 20aの目標光量は「 $P \times (a / (a + b + c + d))$ 」となり、B-LED 20bの目標光量は「 $P \times (b / (a + b + c + d))$ 」となり、G-LED 20cの目標光量は「 $P \times (c / (a + b + c + d))$ 」となり、R-LED 20dの目標光量は「 $P \times (d / (a + b + c + d))$ 」となる。一方、特殊観察モードでは、光量算出部54で算出された光量を「Q」とし、設定光量比を「V-LED : B-LED = m : n」とした場合、V-LED 20aの目標光量は「 $Q \times (m / (m + n))$ 」となり、B-LED 20bの目標光量は「 $Q \times (n / (m + n))$ 」となる。なお、光量比はコンソール19によって設定され、通常観察モードと特殊観察モードで異なる光量比が設定される。

【0031】

D S P 56は、画像信号に対してガンマ補正、色補正処理を行う。ノイズ除去部58は、D S P 56でガンマ補正等が施された画像信号に対してノイズ除去処理(例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等)を施すことによって、画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された画像信号は、画像処理切替部60に送信される。

【0032】

画像処理切替部60は、モード切替S W 13aにより、通常観察モードにセットされている場合には、この通常観察モード時に得られるRc画像信号、Gc画像信号、Bc画像信号を通常画像処理部62に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、この特殊観察モード時に得られるR1画像信号、G1画像信号、B1画像信号、R2画像信号、G2画像信号、B2画像信号を特殊画像処理部64に送信する。

【0033】

通常画像処理部62は、通常用色変換部68と、通常用色彩強調部70と、通常用構造強調部72とを有し、検体内を通常の生体の色調で表現した通常画像を生成する。通常用色変換部68は、Rc画像信号、Gc画像信号、Bc画像信号に対して色変換処理を施すことにより、色変換済画像信号を出力する。通常用色変換部68では、更に、色変換済画像信号に対して階調変換処理を行って、階調変換済画像信号を出力する。通常用色彩強調部70は、階調変換済画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。通常用構造強調部72は、色彩強調処理済画像信号に対して、シャープネスや輪郭強調等の構造強調処理を行う。通常用構造強調部72で構造強調処理が施された画像信号は、通常画像として、映像信号生成部66に入力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

特殊画像処理部 6 4 は、特殊用色変換部 7 4 と、特殊用色彩強調部 7 6 と、特殊用構造表示制御部 7 8 とを有し、極表層血管と表層血管及び中層血管とを明るさの違いで分離して表示する特殊画像を生成する。極表層血管、表層血管、中層血管については、この順で、粘膜表面からの深さが大きくなっている。特殊用色変換部 7 4 は、R1 画像信号、G1 画像信号、B1 画像信号、R2 画像信号、G2 画像信号、B2 画像信号の一部又は全部に対して色変換処理を施すことにより、色変換済RGB画像信号を出力する。

【 0 0 3 5 】

特殊観察モードでは、血管などの検体に関する情報が含まれているのは、紫色光Vの照射時に、紫色光Vに感応するB画素から出力されるB1 画像信号と、青色光Bの照射時に、青色光Bに感応するB画素から出力されるB2 画像信号である。一方、その他のG1 画像信号、R1 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号には、検体に関する情報がほとんど含まれていない。したがって、本実施形態では、B1 画像信号、B2 画像信号に対して色変換処理が行われる。

10

【 0 0 3 6 】

特殊用色変換部 7 4 では、更に、色変換済B1、B2 画像信号に対して階調変換処理を行って、階調変換済B1、B2 画像信号を出力する。特殊用色彩強調部 7 6 は、階調変換済B1、B2 画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。特殊用構造表示制御部 7 8 は、詳しくは後述するように、色彩強調処理済B1、B2 画像信号に対して、極表層血管、表層血管、中層血管を、明るさの違いで分離して表示するための表示制御処理を行う。特殊用構造表示制御部 7 8 で表示制御処理が施されたB1、B2 画像信号は、映像信号生成部 6 6 に入力される。

20

【 0 0 3 7 】

図 8 に示すように、特殊用構造表示制御部 7 8 は、規格化部 8 1 と、差分画像生成部 8 3 と、画像合成部 8 5 とを備えている。この特殊用構造表示制御部 7 8 には、色彩強調処理済B1、B2 画像信号が入力される。色彩強調済B1 画像信号（以下単に「B1 画像信号」とする）については、図 9 に示すように、所定画素ラインPLにおいて、極表層血管VA、表層血管VB、中層血管VCは、それぞれ粘膜Mよりも画素値が低いダウンエッジとなっている。また、ダウンエッジとなる血管のうち、極表層血管VAの画素値が一番低く、その次に画素値が低いのは表層血管VBであり、画素値が一番大きいのは中層血管VCである。

30

【 0 0 3 8 】

一方、色彩強調済B2 画像信号（以下単に「B2 画像信号」とする）についても、B1 画像信号と同様、図 10 に示すように、所定画素ラインPLにおいて、極表層血管VA、表層血管VB、中層血管VCは、それぞれ粘膜Mよりも画素値が低いダウンエッジとなっている。しかしながら、ダウンエッジとなる血管のうち、極表層血管VAと表層血管VBの画素値がほぼ同じであり、また、それら極表層血管VA及び表層血管VBの画素値が中層血管VCの画素値よりも小さくなっている点が、B1 画像信号とは異なっている。

【 0 0 3 9 】

B1 画像信号の信号分布が、図 9 のようになる理由については以下の通りである。B1 画像信号は紫色光Vを照射したときに得られる信号であるため、B1 画像信号中の血管部分の画素値は、紫色光Vに対する血管の反射光の光量によって大きく影響を受ける。ここで、波長範囲 3 8 0 ~ 4 4 0 nmの紫色光Vに対する血管の反射率は、図 11 のシミュレーション結果に示すように、粘膜表面から血管までの距離を示す血管深さdによって、異なっている。

40

【 0 0 4 0 】

図 11 は、粘膜Mの反射率Rmに加えて、血管径（血管の太さ）が 1 0 μ mの血管に所定波長の光を照射したときの血管の反射率R1 ~ R3 を示しており、血管径（血管の太さ）が 4 0 μ mの血管に所定波長の光を照射したときの血管の反射率R4 を示している。R1 は血管深さdが 5 μ mである極表層血管VAの反射率であり、R2、R3 は血管深さdが 1 0 μ m、1 5 μ mである表層血管VBの反射率であり、R4 は血管深さdが 4 0 μ mである中層血

50

管VCの反射率である。

【0041】

ここで、本実施形態では、極表層血管VAは反射率 R_1 を有する深さ $5\mu\text{m}$ の血管とするが、粘膜表面からおおよそ $8\mu\text{m}$ までの深さにある血管を極表層血管VAとしてもよい。また、表層血管VBは深さ d が $10\mu\text{m}$ 、 $15\mu\text{m}$ の血管とするが、 $8\mu\text{m} \sim 20\mu\text{m}$ までの深さにある血管を表層血管VBとしてもよい。また、中層血管VCは深さ d が $40\mu\text{m}$ の血管とするが、 $20 \sim 45\mu\text{m}$ までの深さにある血管を中層血管VCとしてもよい。

【0042】

紫色光Vの波長範囲 $380 \sim 440\text{nm}$ は、極表層血管VA、表層血管VB、中層血管VCがほぼ一致する 440nm 付近のクロス点RPよりも短波長側にあり、且つ、この波長範囲 $380 \sim 440\text{nm}$ では、中層血管VC、表層血管VB、極表層血管VAの順で、反射率が低くなっていることが分かる。即ち、中層血管VC、表層血管VB、極表層血管VAの順で、各血管部分の画素値が小さくなって、粘膜Mに対するコントラストが大きくなっているが分かる。これは、紫色光Vのような波長範囲 440nm 以下の可視光に関しては、血管深さに対する分解能があることを意味する。

10

【0043】

一方、B2画像信号の信号分布が、図10のようになる理由については以下の通りである。B2画像信号は青色光Bを照射したときに得られる信号であるため、B2画像信号中の血管部分の画素値は、青色光Bに対する血管の反射光の光量によって大きく影響を受ける。ここで、青色光Bの波長範囲 $440 \sim 480\text{nm}$ は、図11に示すように、クロス点RPよりも長波長側にあり、且つ、この波長範囲 $440 \sim 480\text{nm}$ では、中層血管VCの反射率が極表層血管VA及び表層血管VBの反射率よりも小さくなっていることが分かる。即ち、B1画像信号の場合と比較すると、極表層血管VA及び表層血管VBの反射率と中層血管VCの反射率との大小関係が逆転していることが分かる。

20

【0044】

また、この青色光Bの波長範囲 $440 \sim 480\text{nm}$ では、極表層血管VA及び表層血管VBの反射率はほぼ同じであることから、表層血管VBまでの深さの範囲（深さ d が $5 \sim 15\mu\text{m}$ の範囲）では、深さが多少変わっても画素値の変化はない。これは、血管深さ d が $5 \sim 15\mu\text{m}$ の範囲内では、青色光Bのような波長範囲 440nm を超える光は、血管深さの分解能は有していないことを意味する。

30

【0045】

以上から、B2画像信号中では、深さ d が $5 \sim 15\mu\text{m}$ の範囲に含まれる極表層血管VA及び表層血管VBの画素値はほぼ同じであり、また、深さ d が $15\mu\text{m}$ を超える中層血管VCの画素値は、極表層血管VA及び表層血管VBの画素値よりも小さくなっている。

【0046】

規格化部81は、B1、B2画像信号間で粘膜Mの画素値を等しくすることによって、B1、B2画像信号を規格化する。規格化部81は、図12に示すように、B1、B2画像信号間で同じ位置Tにある粘膜Mの画素を抽出する。抽出した粘膜の画素の画素値 M_1 、 M_2 を求める。そして、規格化係数 PM を粘膜の画素値 M_1 で割った値を、B1画像信号の各画素の画素値に掛け合わせて、規格化済みの $B1^*$ 画像信号を得る（ $B1^* = B1 \times (PM / M_1)$ ）。同様にして、規格化係数 PM を粘膜の画素値 M_2 で割った値を、B2画像信号の各画素の画素値に掛け合わせて、規格化済みの $B2^*$ 画像信号を得る（ $B2^* = B2 \times (PM / M_2)$ ）。規格化済みの $B1^*$ 、 $B2^*$ 画像信号では、それぞれの粘膜Mの画素値 $M1^*$ 、 $M2^*$ は等しくなっている。

40

【0047】

なお、B1、B2画像信号を取得する毎に粘膜Mの画素値を算出するが、これに代えて、それら粘膜の画素値 M_1 、 M_2 の大体の値が分かっている場合には、予め定めた固定値を用いてもよい。ただし、この場合には、照明光の光量のレベル（又は光量算出部54で算出される露光量のレベル）によって、予め定めた固定値を調整する必要がある。

【0048】

50

差分画像生成部 8 3 は、規格化済みの $B1^*$ 画像信号の画素値から規格化済みの $B2^*$ 画像信号の画素値を差し引いて、差分画像 D を生成する ($D = B1^* - B2^*$)。 $B1$ 画像信号中の粘膜の画素値 $M1^*$ と $B2$ 画像信号中の粘膜の画素値 $M2^*$ はほぼ同じである ($M1^* = M2^*$) ことから、図 1 3 に示すように、差分画像 D の粘膜 M の値はほぼ「0」となっている ($M1^* - M2^* = 0$)。なお、差分画像生成部 8 3 では、 $B1^*$ 画像信号から $B2^*$ 画像信号を差し引いて、差分画像を生成してもよい。

【0049】

また、 $B1$ 画像信号中の極表層血管 VA 及び表層血管 VB の画素値 $VA1$ 、 $VB1$ は、 $B2$ 画像信号中の極表層血管 VA 及び表層血管 VB の画素値 $VA2$ 、 $VB2$ よりも小さい ($VA1 < VA2$ 、 $VB1 < VB2$)。したがって、差分画像 D における極表層血管 VA 及び表層血管 VB の値は負となっており、且つ極表層血管 VA の値の絶対値は、表層血管 VB の値の絶対値よりも大きくなっている ($VA1 - VA2 < 0$ 、 $VB1 - VB2 < 0$ 、 $|VA1 - VA2| > |VB1 - VB2|$)。これに対して、 $B1$ 画像信号中の中層血管 VC の画素値 $VC1$ は、 $B2$ 画像信号中の中層血管 VC の画素値 $VC2$ よりも大きい ($VC1 > VC2$)。したがって、差分画像 D における中層血管 VC の値は正となっている ($VC1 - VC2 > 0$)。

【0050】

差分画像生成部 8 3 では、差分画像の各画素に対して調整係数 α を乗算して、差分画像 D^* を生成する。この調整係数 α は、差分画像 D の画素値に応じて調整され、画像合成部 8 5 で差分画像 D を $B1$ 画像信号に足し合わせたときに、極表層血管 VA 及び表層血管 VB と中層血管 VC とを確実に分離して表示させるためのものである。本実施形態では、極表層血管 VA 及び表層血管 VB と中層血管 VC とを分離表示するために、中層血管 VC をアップエッジにしていることから、調整係数 α は、差分画像の中層血管 VC の値の絶対値が、 $B1$ 画像信号中の中層血管 VC の値よりも大きくなるように調整される。

【0051】

画像合成部 8 5 は、 $B1$ 画像信号に差分画像 D^* を合成することにより特殊画像を生成する。この画像合成部 8 5 では、 $B1$ 画像信号に差分画像 D^* を足し合わせて特殊画像を生成するが、それらを差し引いて特殊画像を生成してもよく、 $B2$ 画像信号に対して差分画像 D^* を足し合わせ又は差し引いて特殊画像を生成してもよい。

【0052】

図 1 4 に示すように、特殊画像上の極表層血管 VA 及び表層血管 VB は、 $B1$ 画像信号中でダウンエッジの極表層血管 VA 及び表層血管 VB の画素値に、差分画像 D^* でダウンエッジの極表層血管 VA 及び表層血管 VB の値を足し合わせたものであるため、特殊画像上では極表層血管 VA 及び表層血管 VB はダウンエッジを維持している。これに対して、特殊画像上の中層血管 VC は、 $B1$ 画像信号中でダウンエッジの中層血管 VC の画素値に、差分画像 D^* でアップエッジの中層血管 VC の値が足し合わせたものであるため、特殊画像上では中層血管 VC はアップエッジとなっている。したがって、特殊画像上では、極表層血管 VA 及び表層血管 VB と中層血管 VC とは分離して表示される。

【0053】

また、特殊画像上の極表層血管 VA 及び表層血管 VB については、 $VA1 - VA2 < 0$ 、 $VB1 - VB2 < 0$ 、 $|VA1 - VA2| > |VB1 - VB2|$ の 3 つの関係性を有する差分画像 D^* を $B1$ 画像信号に足し合わせているため、それら極表層血管 VA 及び表層血管 VB のコントラストはそれぞれ向上しており、また、極表層血管 VA のコントラストは表層血管 VB のコントラストよりも大きくなっている。したがって、極表層血管 VA と表層血管 VB については、コントラストの違いによって、それぞれ識別することが可能である。また、差分画像 D^* 上の粘膜 M の値はほぼ「0」であるため、 $B1$ 画像信号に差分画像 D^* を足し合わせても、特殊画像上で粘膜 M が強調されることがない。そのため、粘膜を強調することなく、各血管 VA 、 VB 、 VC の視認性を向上させることができる。

【0054】

映像信号生成部 6 6 は、通常画像処理部 6 2 又は特殊画像処理部 6 4 から入力された通常画像又は特殊画像を、モニタ 1 8 で表示可能画像として表示するための映像信号に変換

10

20

30

40

50

する。この変換後の映像信号に基づいて、モニタ 18 は、通常観察モード時には通常画像を表示し、特殊観察モード時には、特殊画像を表示する。なお、特殊画像は B1 画像信号に差分画像 D^* を足し合わせた加算画像のみから構成されるが、この加算画像に、B2 画像信号を加えたものをモニタ 18 に表示してもよい。この場合、加算画像をモニタ 18 の B チャンネル及び G チャンネルに割り当て、B2 画像信号を R チャンネルに割り当てることが好ましい。

【0055】

次に、本発明の作用について、図 15 に示すフローチャートを参照しながら説明する。まず、通常観察モードにおいて、遠景状態からスクリーニングを行う。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤など病変の可能性がある部位（病変可能性部位）を検出したときには、ズーム操作部 13b を操作して、その病変可能性部位を拡大表示する拡大観察を行う。これに合わせて、モード切替 SW 13a を操作して、特殊観察モードに切り替える。

【0056】

モード切替 SW 13a により特殊観察モードに切り替えられると V-LED 20a、B-LED 20b が交互に点灯する。これにより、紫色光 V、青色光 B が検体内に交互に照射される。これら紫色光 V 又は青色光 B で照明された検体は、それぞれ撮像センサ 48 によって撮像される。紫色光 V 照射時には、撮像センサ 48 から R1、G1、B1 画像信号が出力され、青色光 B 照射時には、撮像センサ 48 から R2、G2、B2 画像信号が出力される。

【0057】

これら特殊観察モード時に得られる画像信号のうち、図 16 に示す B1 画像信号と図 17 に示す B2 画像信号に基づいて、特殊画像の生成を行う。まず、B1、B2 画像信号間で同じ位置 T にある粘膜 M の画素を抽出するとともに、抽出した粘膜 M の画素の画素値を求める。そして、この求めた粘膜 M の画素値に基づいて、B1、B2 画像信号における粘膜 M の画素値が等しくなるように、規格化する。規格化済みの B1 画像信号から規格化済みの B2 画像信号を差し引くことにより、図 18 に示すような差分画像 D が得られる。この差分画像 D では、粘膜 M の値はほぼ「0」であり、極表層血管 VA 及び表層血管 VB が粘膜 M の値よりも小さいダウンエッジ（負のエッジ）となっており、中層血管 VC は粘膜 M の値よりも大きいアップエッジ（正のエッジ）となっている。

【0058】

そして、差分画像 D に対して調整係数 α を乗算して、差分画像 D^* を得る。この差分画像 D^* に対して B1 画像信号を足し合わせることによって、図 19 に示すような特殊画像が生成される。特殊画像では、極表層血管 VA 及び表層血管 VB はダウンエッジで表示されるのに対して、中層血管 VC はアップエッジで表示される。これにより、極表層血管 VA 及び表層血管 VB と中層血管 VC とを分離して表示することができる。図 19 では、ダウンエッジの表層血管 VB は黒で、中層血管 VC は白で表示されている。また、特殊画像上では、極表層血管 VA のコントラストは表層血管 VB のコントラストよりも大きいため、極表層血管 VA 及び表層血管 VB については、コントラストの違いで、それぞれを識別することができる。

【0059】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、各観察モードに必要な複数の画像信号をカラーの撮像センサで同時に取得しているが、これに代えて、第 2 実施形態では、各観察モードに必要な複数の画像信号をモノクロの撮像センサで順次取得する。

【0060】

図 20 に示すように、面順次式の内視鏡システム 200 の光源装置 14 には、V-LED 20a 等の代わりに、広帯域光源 202、回転フィルタ 204、フィルタ切替部 205 が設けられている。また、撮像光学系 30b には、カラーの撮像センサ 48 の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ 206 が設けられている。それ以外については、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 と同様である。

【0061】

広帯域光源 202 はキセノンランプ、白色 LED などであり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ 204 は、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ 208 と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ 209 とを備えている（図 21 参照）。フィルタ切替部 205 は、回転フィルタ 204 を径方向に移動させるものであり、モード切替 SW 13a により通常観察モードにセットされたときに、回転フィルタ 204 の通常観察モード用フィルタ 208 を白色光の光路に挿入し、特殊観察モードにセットされたときに、回転フィルタ 204 の特殊観察モード用フィルタ 209 を白色光の光路に挿入する。

【0062】

図 21 に示すように、通常観察モード用フィルタ 208 には、周方向に沿って、白色光のうち広帯域青色光を透過させる B フィルタ 208a、白色光のうち広帯域緑色光を透過させる G フィルタ 208b、白色光のうち広帯域赤色光を透過させる R フィルタ 208c が設けられている。したがって、通常観察モード時には、回転フィルタ 204 が回転することで、広帯域青色光、広帯域緑色光、広帯域赤色光が交互に検体内に照射される。

【0063】

特殊観察モード用フィルタ 209 には、周方向に沿って、白色光のうち中心波長 405 nm、波長範囲 380 ~ 440 nm の紫色光 V を透過させる Vn フィルタ 209a と、440 ~ 480 nm の青色光 B を透過させる Bn フィルタ 209b が設けられている。したがって、特殊観察モード時には、回転フィルタ 204 が回転することで、紫色光 V、青色光 B が交互に検体内に照射される。

【0064】

面順次方式の内視鏡システム 200 では、通常観察モード時には、青色光、緑色光、赤色光が検体内に照射される毎にモノクロの撮像センサ 206 で検体内を撮像する。これにより、RGB の 3 色の画像信号が得られる。そして、それら RGB の画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。一方、特殊観察モード時には、紫色光 V、青色光 B が検体内に照射される毎にモノクロの撮像センサ 206 で検体内を撮像する。これにより、Vn 画像信号と、Bn 画像信号が得られる。これら Vn 画像信号と、Bn 画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、特殊画像の生成が行われる。なお、Vn 画像信号は第 1 実施形態の B1 画像信号に対応しており、Bn 画像信号は第 1 実施形態の B2 画像信号に対応している。

【0065】

なお、第 1 実施形態では、図 3 及び図 4 に示すような発光スペクトルを有する 4 色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図 22 に示すように、緑色光 G 及び赤色光 R については同様のスペクトルを有する一方で、紫色光 V については中心波長 410 ~ 415 nm でやや長波長側に波長範囲を有するものに代えるとともに、青色光 B については中心波長 445 ~ 460 nm でやや短波長側に波長範囲を有するものに代えてもよい。ただし、この場合には、極表層血管 VA 及び表層血管 VB がダウンエッジとなり、中層血管 VC がアップエッジになる差分画像 D を生成するために、紫色光 V の波長範囲の上限値は図 11 のクロス点 RP である 440 nm よりも短波長側にあり、青色光 B の波長範囲の下限値はクロス点 RP の 440 nm よりも長波長側にある必要がある。

【0066】

なお、上記実施形態では、本発明の実施を内視鏡の診断中に行ったが、これに限らず、内視鏡診断後、内視鏡システムの記録部に記録しておいた内視鏡画像に基づいて、本発明の実施を行ってもよく、また、カプセル内視鏡で取得したカプセル内視鏡画像に基づいて、本発明の実施を行ってもよい。

【符号の説明】

【0067】

- 10, 200 内視鏡システム
- 20a V-LED (第 1 LED)
- 20b B-LED (第 2 LED)

10

20

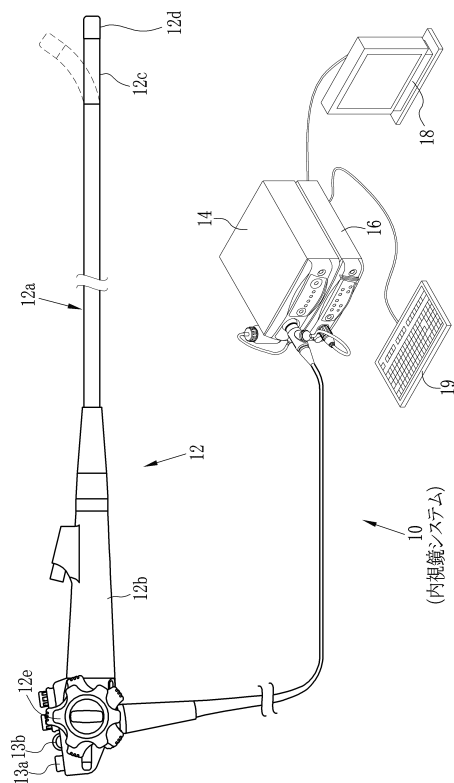
30

40

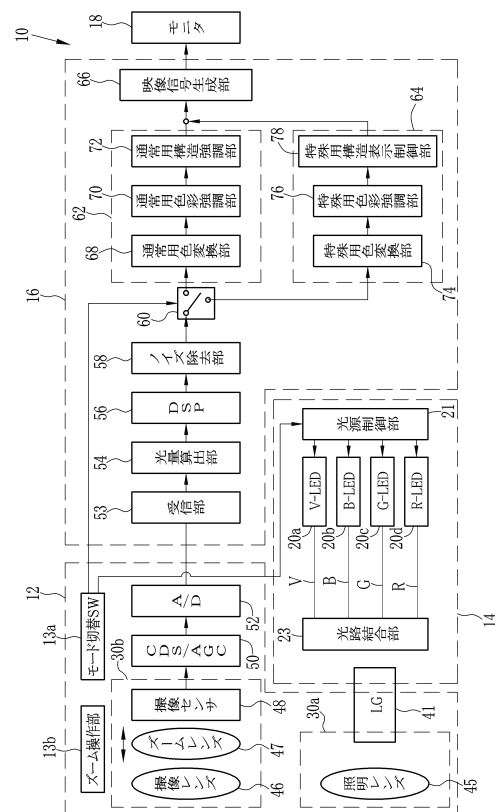
50

- 4 8 撮像センサ
8 1 規格化部
8 3 差分画像生成部
8 5 画像合成部
- M 粘膜
- VA 極表層血管（第3血管）
VB 表層血管（第1血管）
VC 中層血管（第2血管）

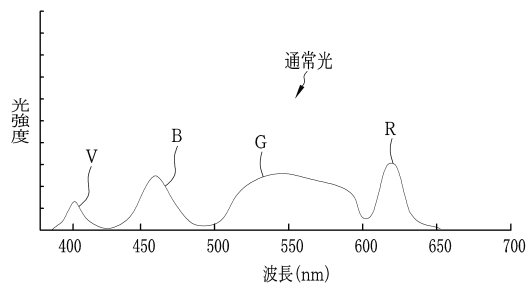
【圖 1】



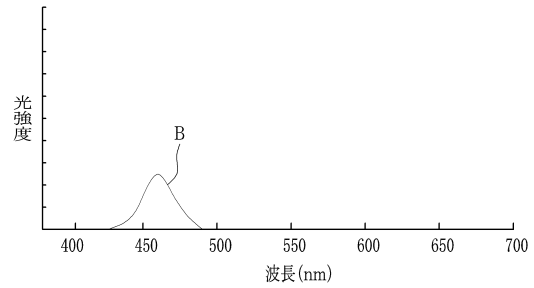
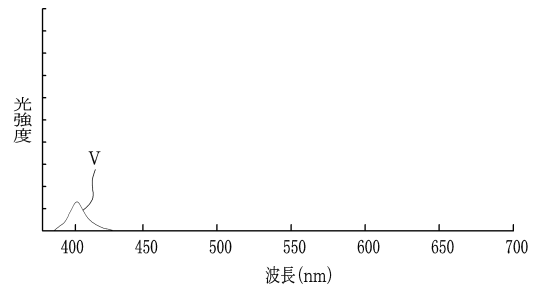
【圖 2】



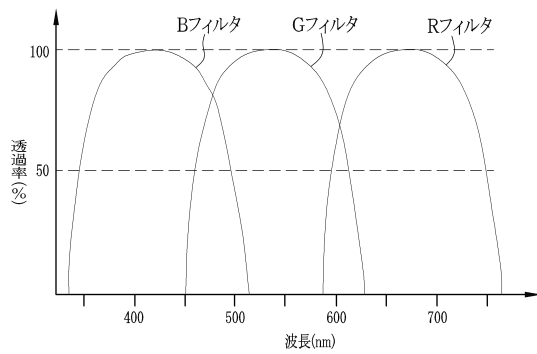
【図 3】



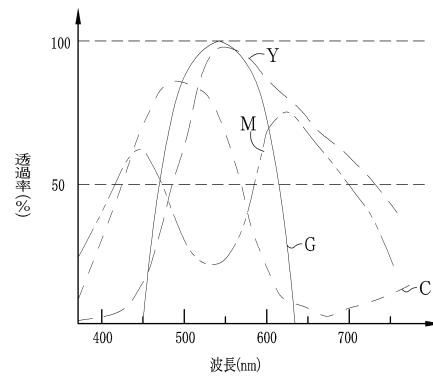
【図 4】



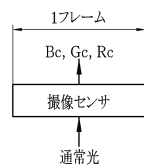
【図 5】



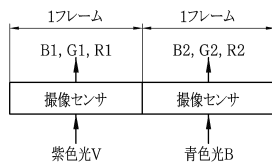
【図 7】



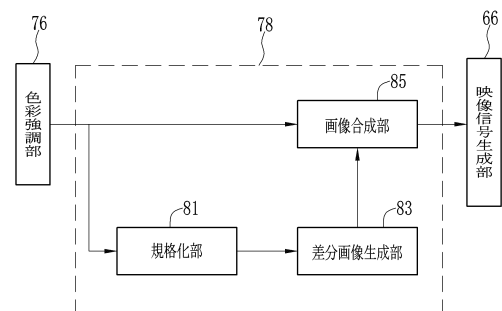
【図 6 A】



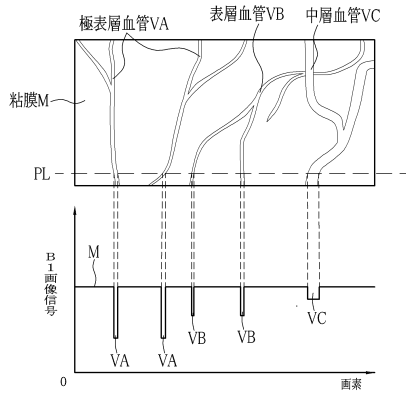
【図 6 B】



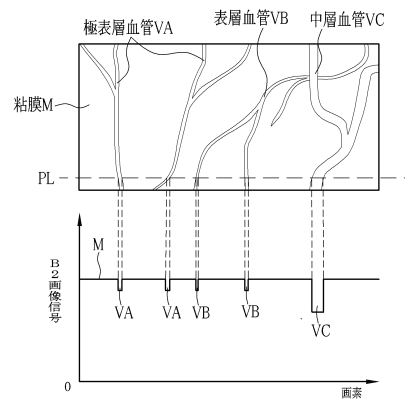
【図 8】



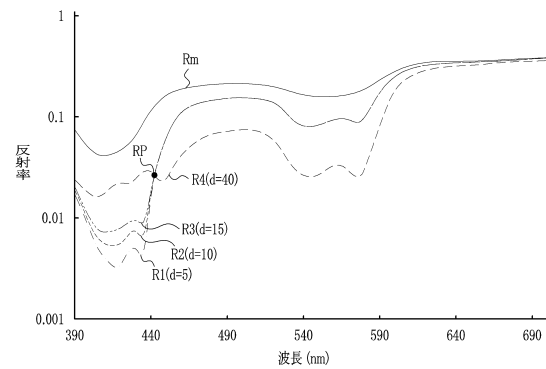
【図 9】



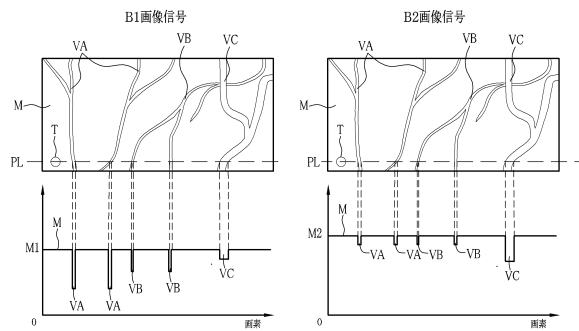
【図 10】



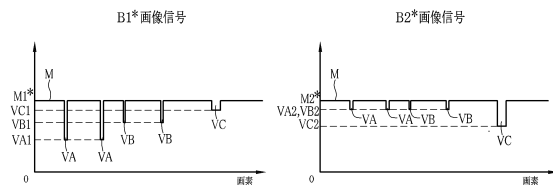
【図 11】



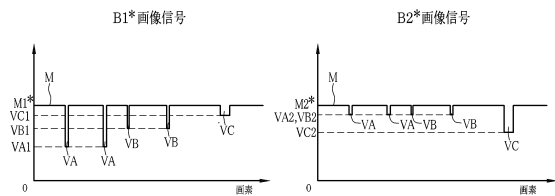
【図 12】



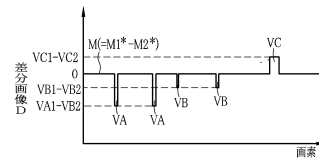
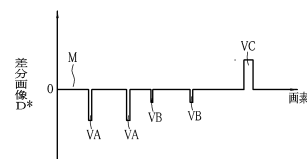
規格化



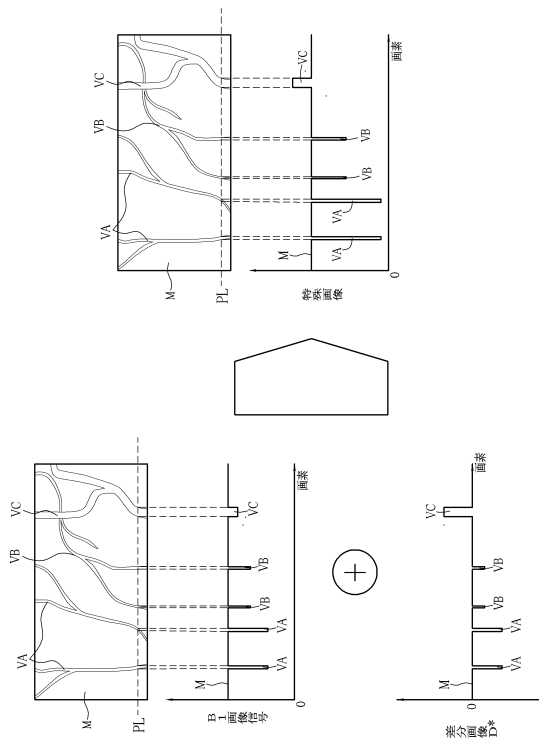
【図 13】



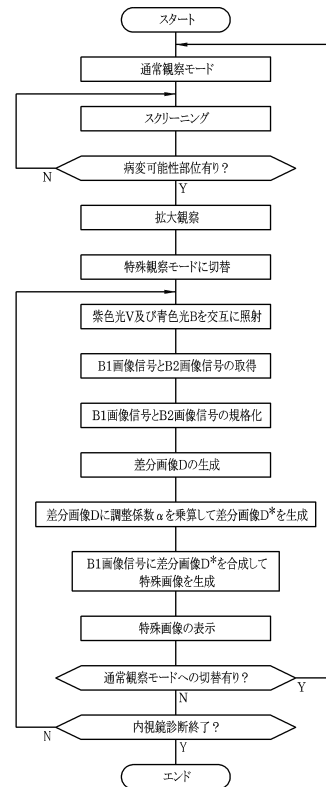
差分処理

調整係数 α を乗算

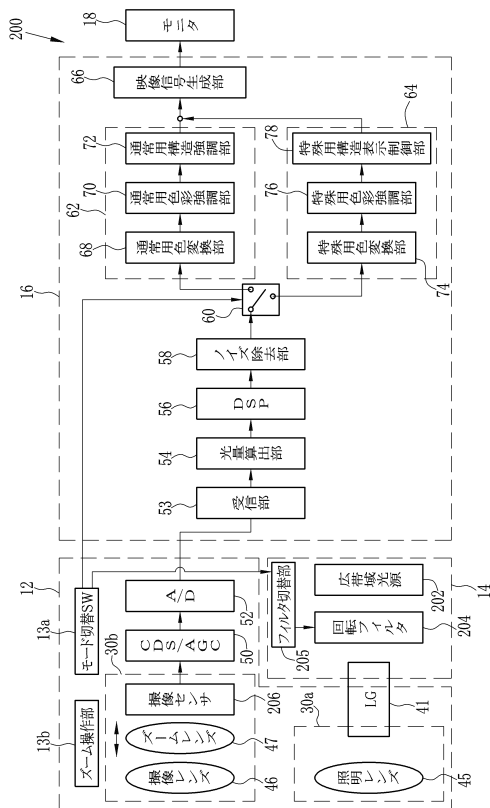
【 図 1 4 】



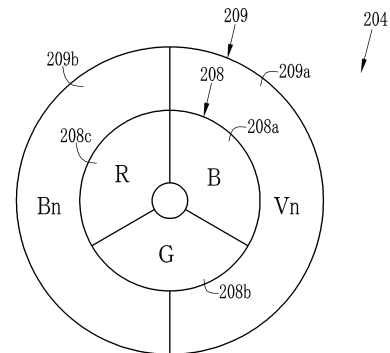
【 図 1 5 】



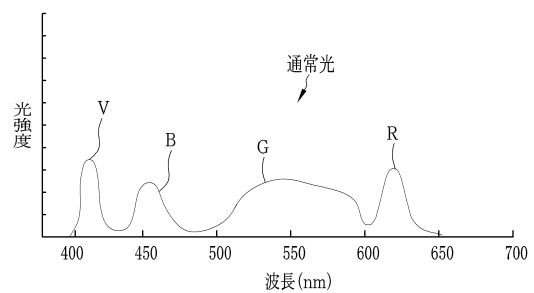
【 ㄨ 2 0 】



【 図 2 1 】

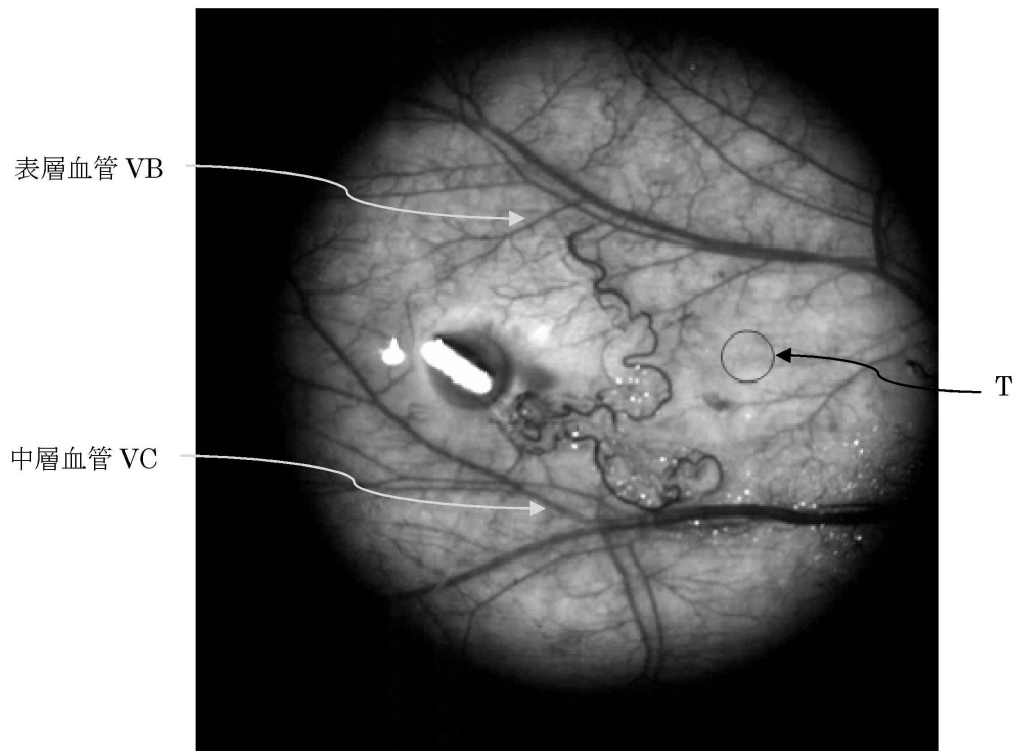


【圖 2 2】



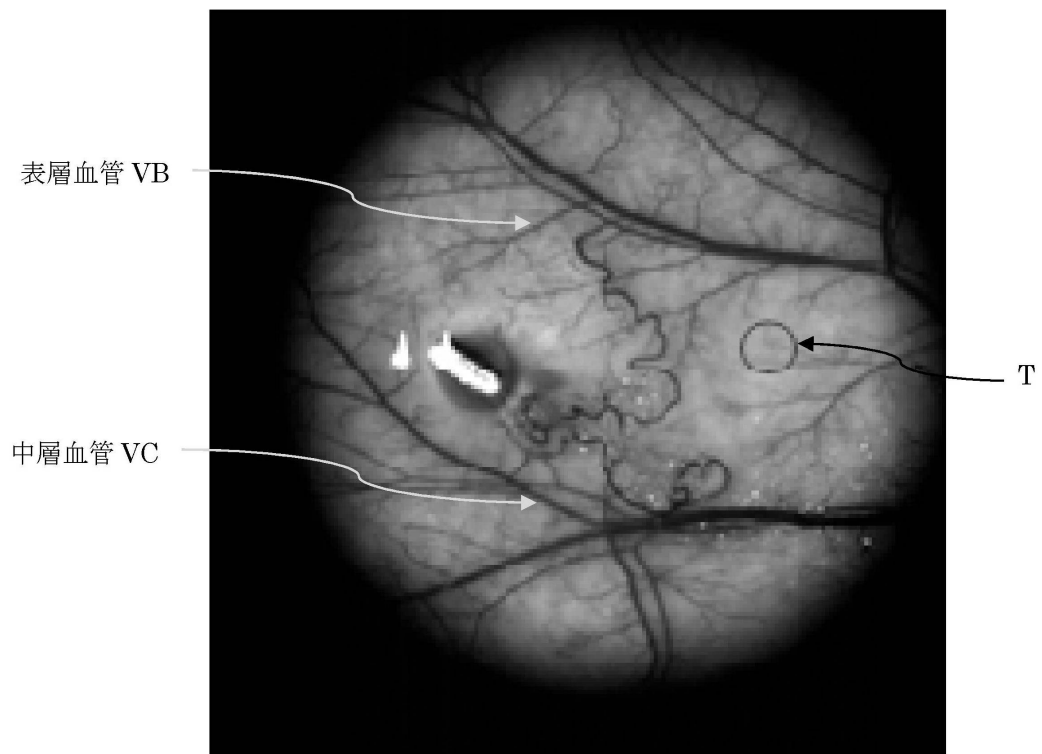
【図 16】

B1 画像信号



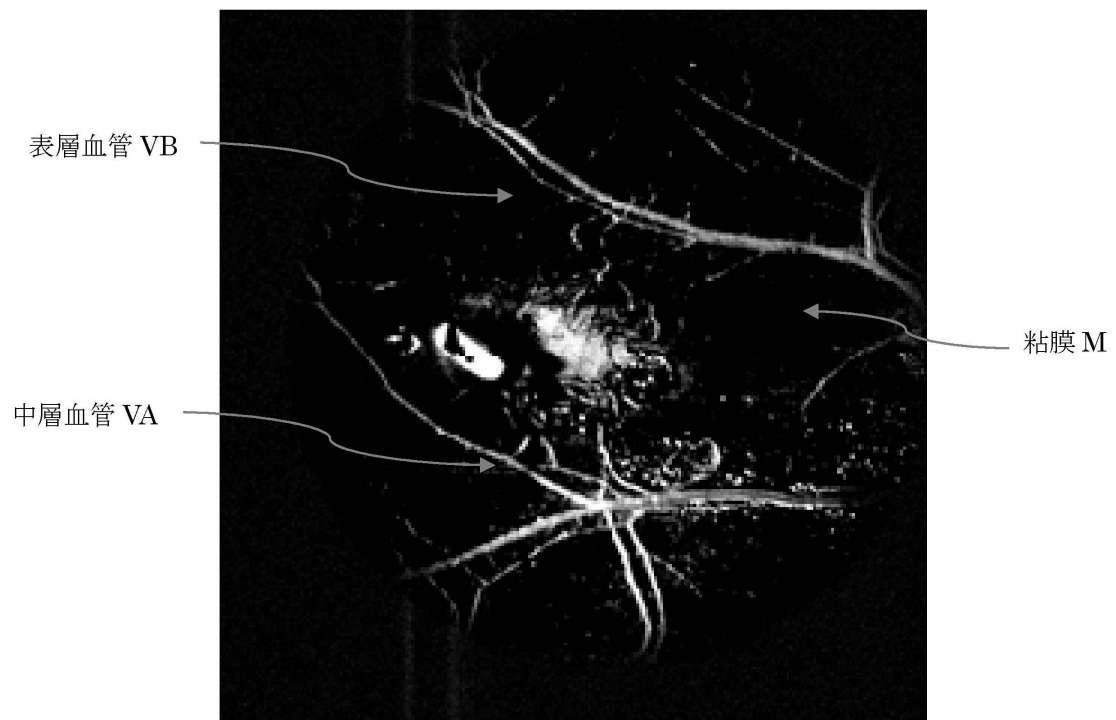
【図 17】

B2 画像信号



【図 18】

差分画像 D



【図 19】

特殊画像



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 2 1 3 5 5 2 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 5 0 7 1 2 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 0 9 9 5 0 9 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 3 / 0 3 5 5 3 2 (W O , A 1)
特開 2 0 1 5 - 0 5 4 1 9 1 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 2 1 2 9 2 5 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

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

专利名称(译)	内窥镜系统和处理器装置以及操作方法		
公开(公告)号	JP5892985B2	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	JP2013201273	申请日	2013-09-27
[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	寺川祐樹		
发明人	寺川 祐樹		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/3137 A61B1/00009 A61B1/0638		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/06.A A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/BB05 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS23 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW05		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2015066050A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 特願2013-201273 (P2013-201273) (22) 出願日 平成25年9月27日 (2013. 9. 27) (65) 公開番号 特開2015-66050 (P2015-66050A) (43) 公開日 平成27年4月13日 (2015. 4. 13) 審査請求日 平成27年1月23日 (2015. 1. 23)		(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号 (74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲 (72) 発明者 寺川 祐樹 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 原 俊文
本発明的一个目的是显示每层的血管，其亮度不同，从而可以知道血管的深度。 解决方案：将紫光V和蓝光B依次照射到样品上。在紫光V的380至440nm的波长范围内，极端表面血管VA和表面血管VB的反射率小于中间层血管VC的反射率。在蓝光B的440至480nm的波长范围内，中层血管VC的反射率小于极端表面血管VA和表面血管VB的反射率。粘膜M的亮度被标准化，使得粘膜M的亮度在照射紫光V时获得的B1图像信号与照射蓝光B时获得的B2图像信号之间相等。通过对归一化的B1 *和B2 *图像信号进行差分处理来获得差分图像。通过将差分图像与B1图像信号组合，可以获得特殊图像，其中极端表面血管VA和表面血管VB在下边缘处分离，并且中间层血管VC在上边缘处分离。 [选定图]图14			最終頁に続く