

(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2015-66050

(P2015-66050A)

(43) 公開日 平成27年4月13日(2015.4.13)

(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	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-201273 (P2013-201273)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成25年9月27日 (2013. 9. 27)		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
		Fターム(参考)	4C161 BB05 QQ02 QQ07 RR14 RR18
			SS23 WW02 WW04 WW05

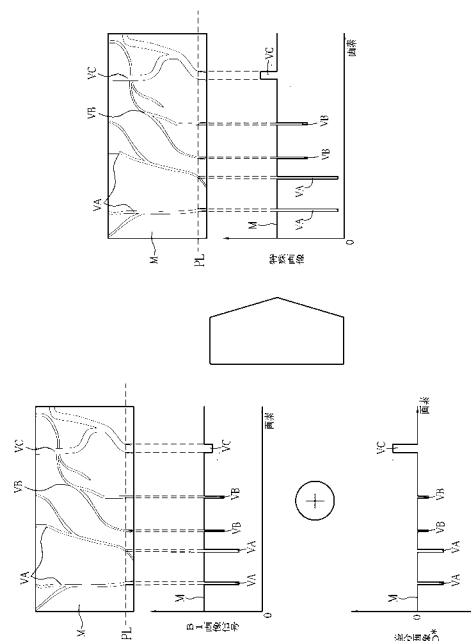
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法

(57) 【要約】

【課題】血管の深さが分かるように、各層の血管を明るさの違いで表示する。

【解決手段】紫色光Vと青色光Bを順次検体に照射する。紫色光Vの波長範囲380～440nmでは、極表層血管VA及び表層血管VBの反射率が中層血管VCの反射率よりも小さい。青色光Bの波長範囲440～480nmでは、中層血管VCの反射率は極表層血管VA及び表層血管VBの反射率よりも小さい。紫色光Vの照射時に得られるB1画像信号と、青色光Bの照射時に得られるB2画像信号とで、粘膜Mの明るさが等しくなるように、規格化する。規格化後のB1*、B2*画像信号間で差分処理することにより差分画像を得る。差分画像をB1画像信号に合成することにより、極表層血管VA及び表層血管VBがダウンエッジで、中層血管VCがアップエッジで分離して表示される特殊画像が得られる。

【選択図】図14



【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、一方を前記粘膜よりも値が小さいダウンエッジで表示し、他方を前記粘膜よりも値が大きい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、

前記差分画像生成部は、前記第 1 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 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により、前記第 1 血管をダウンエッジで表示し、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により、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。

【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、

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

10

20

30

40

50

、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により、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。

【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。

10

【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、

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、

20

規格化後の第 1 及び第 2 画像間の差分処理により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、一方を前記粘膜よりも値が小さいダウンエッジで表示し、他方を前記粘膜よりも値が大きい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、

30

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、一方を前記粘膜よりも値が小さいダウンエッジで表示し、他方を前記粘膜よりも値が大きい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。

40

【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

50

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つつある。

【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。

10

【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。

20

【0006】

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】

【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、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、一方を粘膜よりも値が小さいダウンエッジで表示し、他方を粘膜よりも値が大きい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。

30

40

【0008】

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。

【0009】

50

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。

【0010】

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。

10

【0011】

第1照明光の波長範囲は380～440nmであり、第2照明光の波長範囲は440～480nmであることが好ましい。光源部は、第1照明光を発する第1LEDと第2照明光を発する第2LEDを有することが好ましい。

【0012】

20

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、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前記差分画像を合成して、第1及び第2血管のうち、一方を粘膜よりも値が小さいダウンエッジで表示し、他方を粘膜よりも値が大きい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。

30

【0013】

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前記差分画像を合成して、第1及び第2血管のうち、一方を粘膜よりも値が小さいダウンエッジで表示し、他方を粘膜よりも値が大きい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。

40

【発明の効果】

【0014】

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。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

50

- 【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。
- 【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 B1 画像信号とこの B1 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。 10
- 【図 10】色彩強調済の B2 画像信号とこの B2 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】B1、B2 画像信号の規格化を示す説明図である。
- 【図 13】B1、B2 画像信号に基づく差分処理を示す説明図である。
- 【図 14】特殊画像の生成方法を示す説明図である。
- 【図 15】本発明の一連の流れを示すフローチャートである。
- 【図 16】B1 画像信号の画像図である。 20
- 【図 17】B2 画像信号の画像図である。
- 【図 18】差分画像 D の画像図である。
- 【図 19】特殊画像の画像図である。
- 【図 20】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 21】回転フィルタの平面図である。
- 【図 22】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】
- 【0016】
- [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 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は光源装置 14 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続される。内視鏡 12 は、検体内に挿入される挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けられた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられる湾曲部 12c 及び先端部 12d を有している。操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより、湾曲部 12c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 12d が所望の方向に向けられる。 30
- 【0017】
- また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切替 SW 13a と、ズーム操作部 13b が設けられている。モード切替 SW 13a 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 18 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 18 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 13b は、ズームレンズ 47 (図 2 参照) の駆動操作に用いられ、ズームレンズ 47 をテレ側に移動させることにより、検体を拡大する。 40
- 【0018】
- プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電氣的に接続される。モニタ 18 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 19 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 16 には、 50

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。

【0019】

図2に示すように、光源装置14は、V-LED（Violet Light Emitting Diode）20a、B-LED（Blue Light Emitting Diode）20b、G-LED（Green Light Emitting Diode）20c、R-LED（Red Light Emitting Diode）20d、これら4色のLEDの駆動を制御する光源制御部21、4色のLED20a～20dから発せられる光の光路を結合する光路結合部23を備えている。光路結合部23で結合された光は、挿入部12a内に挿通されたライトガイド41及び照明レンズ45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。

【0020】

V-LED20aは、中心波長405nm、波長範囲380～440nmの紫色光Vを発生する。B-LED20bは、中心波長460nm、波長範囲440～480nmの青色光Bを発生する。G-LED20cは、波長範囲が480～600nmに及ぶ正規分布の緑色光Gを発生する。R-LED20dは、中心波長620～630nm、波長範囲が600～650nmに及ぶ赤色光Rを発生する。

【0021】

光源制御部21は、通常観察モード時には、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d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23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41に入射する。一方、狭帯域観察モード時には、V-LED20a、B-LED20b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23を介して、ライトガイド41に入射する。

【0022】

ライトガイド41は、光源装置14と内視鏡12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23で結合された光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。なお、ライトガイド41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105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径がφ0.3～0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0023】

内視鏡12の先端部12dは照明光学系30aと撮像光学系30bを有している。照明光学系30aは照明レンズ45を有しており、この照明レンズ45を介して、ライトガイド41からの光が検体内に照射される。撮像光学系30bは、撮像レンズ46、ズームレンズ47、撮像センサ48を有している。検体からの反射光は、撮像レンズ46及びズームレンズ47を介して、撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に検体の反射像が結像される。

【0024】

撮像センサ48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48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。

【0025】

図5に示すように、Bフィルタは340～520nmの光を透過させ、Gフィルタは450～630nmの光を透過させ、Rフィルタは580～770nm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380～440nmの紫色光V及び波長範囲440～480nmの青色光BはBフィルタのみを透過する。波長範囲480～600nm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600～650nmの赤色光R

10

20

30

40

50

はRフィルタを透過する。

【0026】

撮像センサ48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6A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48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6B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48のB画素、G画素、R画素から、紫色光Vに対応するB1画像信号、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48のB画素、G画素、R画素から、青色光Bに対応するB2画像信号、G2画像信号、R2画像信号が出力される。

10

【0027】

なお、撮像センサ48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とができる。この場合には、CMYGの4色の画像信号からRGB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】

20

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、CDS・AGC回路50に送信される。CDS・AGC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（CDS）や自動利得制御（AGC）を行う。CDS・AGC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、DSP56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RGB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-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d間の設定光量比とに基づいて、各LED20a～20dの目標光量を定めた目標光量設定信号を算出する。

30

【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-LED20aの目標光量は「 $P \times (a / (a + b + c + d))$ 」となり、B-LED20bの目標光量は「 $P \times (b / (a + b + c + d))$ 」となり、G-LED20cの目標光量は「 $P \times (c / (a + b + c + d))$ 」となり、R-LED20d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-LED20aの目標光量は「 $Q \times (m / (m + n))$ 」となり、B-LED20b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。

40

【0031】

DSP56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、DSP56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。

50

【 0 0 3 2 】

画像処理切替部 6 0 は、モード切替 S W 1 3 a 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 R c 画像信号、G c 画像信号、B c 画像信号を通常画像処理部 6 2 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 R 1 画像信号、G 1 画像信号、B 1 画像信号、R 2 画像信号、G 2 画像信号、B 2 画像信号を特殊画像処理部 6 4 に送信する。

【 0 0 3 3 】

通常画像処理部 6 2 は、通常用色変換部 6 8 と、通常用色彩強調部 7 0 と、通常用構造強調部 7 2 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 6 8 は、R c 画像信号、G c 画像信号、B c 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 6 8 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 7 0 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 7 2 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 7 2 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 6 6 に入力される。

【 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、R 1 画像信号、G 1 画像信号、B 1 画像信号、R 2 画像信号、G 2 画像信号、B 2 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 B 1 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 B 2 画像信号である。一方、その他の G 1 画像信号、R 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 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、B 1 画像信号、B 2 画像信号に対して色変換処理が行われる。

【 0 0 3 6 】

特殊用色変換部 7 4 では、更に、色変換済 B 1、B 2 画像信号に対して階調変換処理を行って、階調変換済 B 1、B 2 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 B 1、B 2 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 B 1、B 2 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 B 1、B 2 画像信号は、映像信号生成部 6 6 に入力される。

【 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 B 1、B 2 画像信号が入力される。色彩強調済 B 1 画像信号（以下単に「B 1 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。

【 0 0 3 8 】

一方、色彩強調済 B 2 画像信号（以下単に「B 2 画像信号」とする）についても、B 1 画像信号と同様、図 1 0 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

10

20

30

40

50

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。

【0039】

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380～440nm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。

10

【0040】

図11は、粘膜Mの反射率Rmに加えて、血管径（血管の太さ）が10μm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40μm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5μm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10μm、15μmである表層血管VBの反射率であり、R4は血管深さdが40μmである中層血管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R1を有する深さ5μmの血管とするが、粘膜表面からおおよそ8μm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10μm、15μmの血管とするが、8μm～20μm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40μmの血管とするが、20～45μmまでの深さにある血管を中層血管VCとしてもよい。

20

【0042】

紫色光Vの波長範囲380～440nm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380～440nm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。

30

【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440～480nm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440～480nm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。

40

【0044】

また、この青色光Bの波長範囲440～480nm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5～15μm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5～15μm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。

【0045】

以上から、B2画像信号中では、深さdが5～15μm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15μm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。

50

【 0 0 4 6 】

規格化部 8 1 は、B 1、B 2 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、B 1、B 2 画像信号を規格化する。規格化部 8 1 は、図 1 2 に示すように、B 1、B 2 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、B 1 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B 1 * 画像信号を得る ($B 1^* = B 1 \times (PM / M 1)$)。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、B 2 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B 2 * 画像信号を得る ($B 2^* = B 2 \times (PM / M 2)$)。規格化済みのB 1 *、B 2 * 画像信号では、それぞれの粘膜Mの画素値M 1 *、M 2 * は等しくなっている。

10

【 0 0 4 7 】

なお、B 1、B 2 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 5 4 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。

【 0 0 4 8 】

差分画像生成部 8 3 は、規格化済みのB 1 * 画像信号の画素値から規格化済みのB 2 * 画像信号の画素値を差し引いて、差分画像Dを生成する ($D = B 1^* - B 2^*$)。B 1 画像信号中の粘膜の画素値M 1 * とB 2 画像信号中の粘膜の画素値M 2 * はほぼ同じである ($M 1^* = M 2^*$) 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 ($M 1^* - M 2^* = 0$)。なお、差分画像生成部 8 3 では、B 1 * 画像信号からB 2 * 画像信号を差し引いて、差分画像を生成してもよい。

20

【 0 0 4 9 】

また、B 1 画像信号中の極表層血管VA及び表層血管VBの画素値VA 1、VB 1 は、B 2 画像信号中の極表層血管VA及び表層血管VBの画素値VA 2、VB 2 よりも小さい ($VA 1 < VA 2$ 、 $VB 1 < VB 2$)。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 ($VA 1 - VA 2 < 0$ 、 $VB 1 - VB 2 < 0$ 、 $|VA 1 - VA 2| > |VB 1 - VB 2|$)。これに対して、B 1 画像信号中の中層血管VCの画素値VC 1は、B 2 画像信号中の中層血管VCの画素値VC 2 よりも大きい ($VC 1 > VC 2$)。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 ($VC 1 - VC 2 > 0$)。

30

【 0 0 5 0 】

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B 1 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、B 1 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。

【 0 0 5 1 】

画像合成部 8 5 は、B 1 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、B 1 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、B 2 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。

40

【 0 0 5 2 】

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、B 1 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、B 1 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

50

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。

10

【0054】

映像信号生成部66は、通常画像処理部62又は特殊画像処理部64から入力された通常画像又は特殊画像を、モニタ18で表示可能画像として表示するための映像信号に変換する。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のが好ましい。

20

【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SW13aを操作して、特殊観察モードに切り替える。

【0056】

モード切替SW13aにより特殊観察モードに切り替えられるとV-LED20a、B-LED20b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。

30

【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。

40

【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で、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

50

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-LED20a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SW13a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405nm、波長範囲380~440nmの紫色光Vを透過させるVnフィルタ209aと、440~480nm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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 6 6 】

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】

【 0 0 6 7 】

1 0 , 2 0 0 内視鏡システム

2 0 a V-LED (第 1 LED)

2 0 b B-LED (第 2 LED)

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

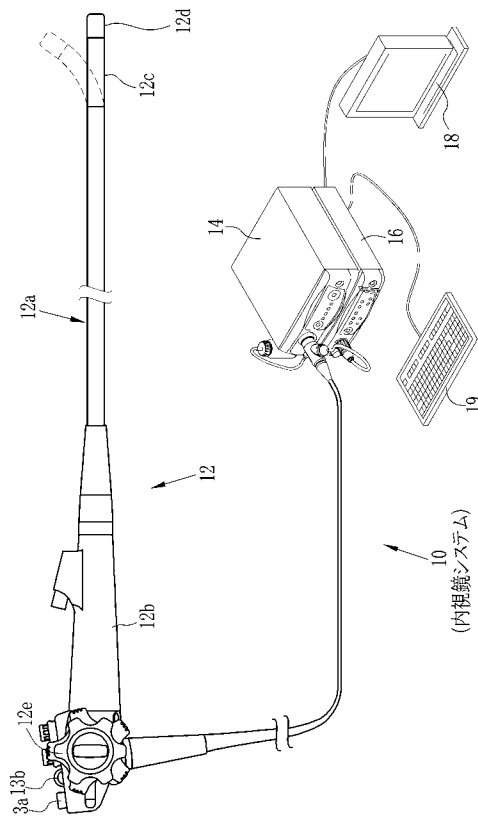
M 粘膜

VA 極表層血管 (第3血管)

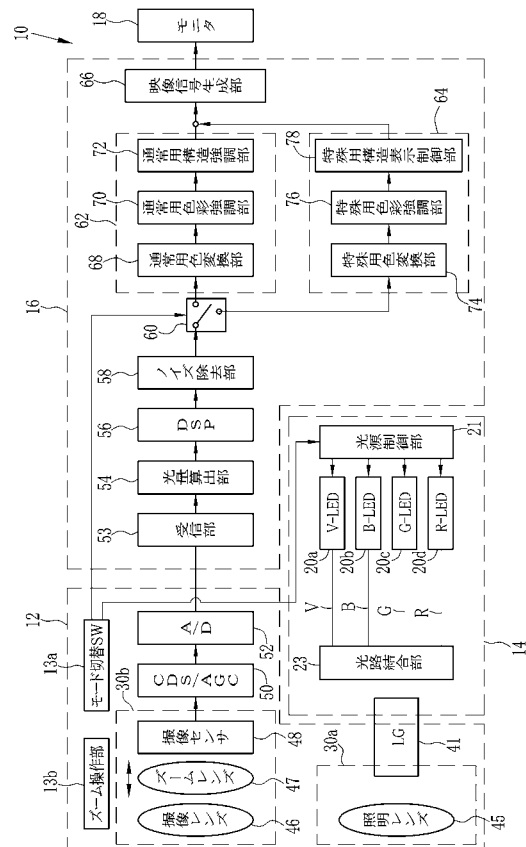
VB 表層血管 (第1血管)

VC 中層血管 (第2血管)

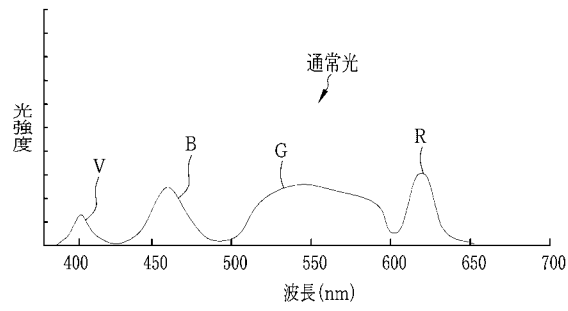
【 図 1 】



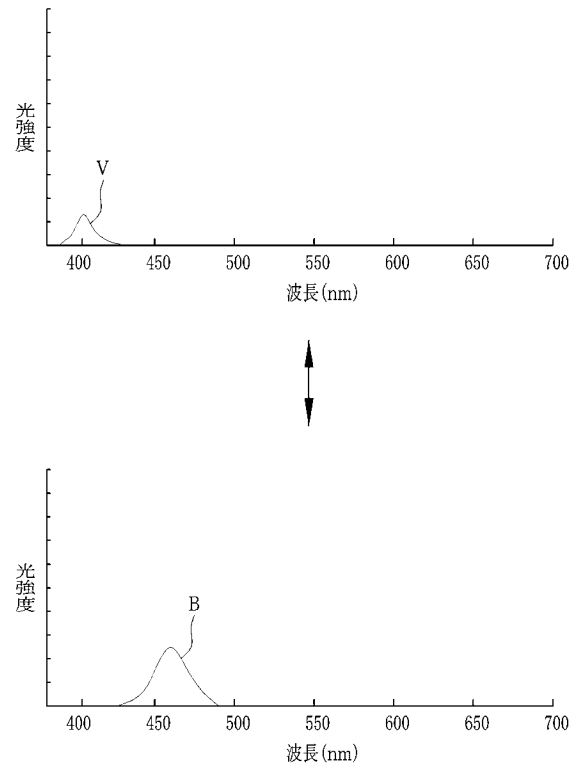
【 図 2 】



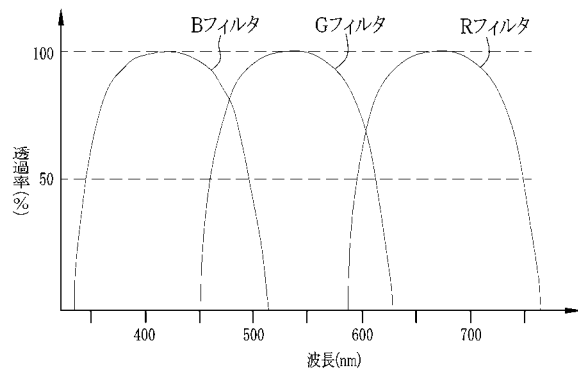
【図 3】



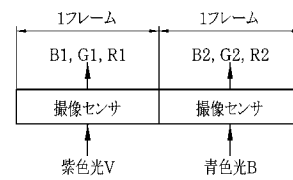
【図 4】



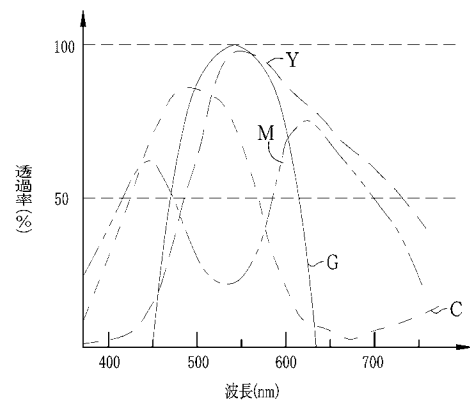
【図 5】



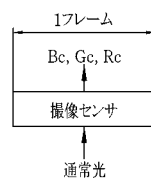
【図 6 B】



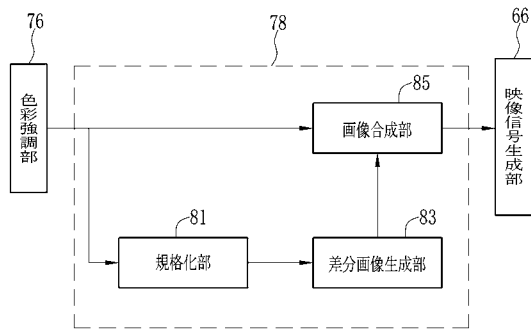
【図 7】



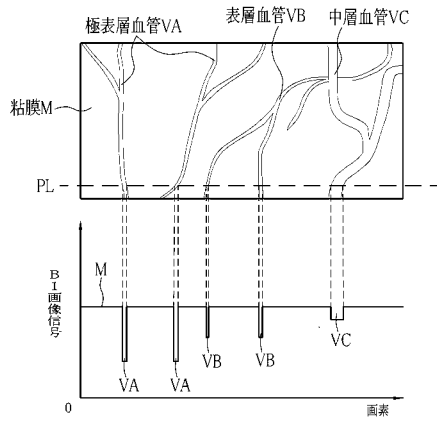
【図 6 A】



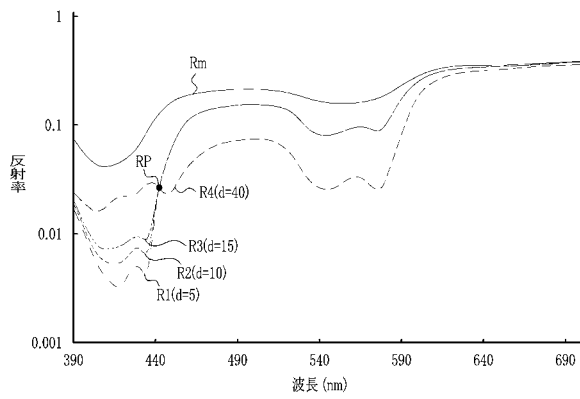
【図 8】



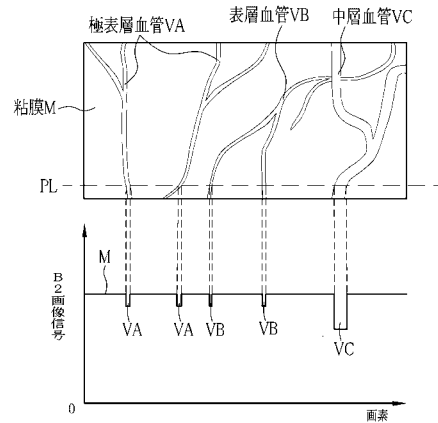
【図 9】



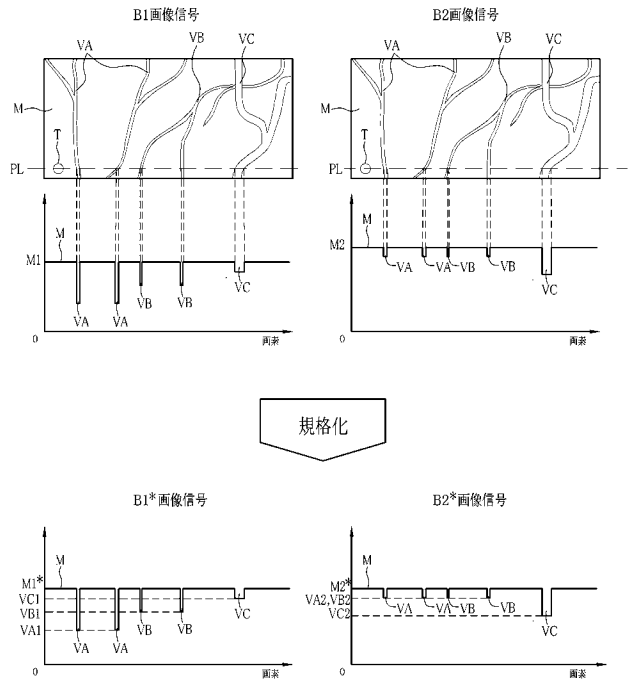
【図 11】



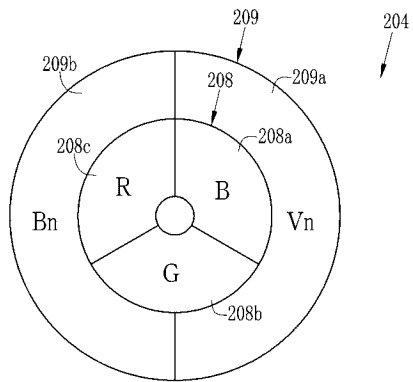
【図 10】



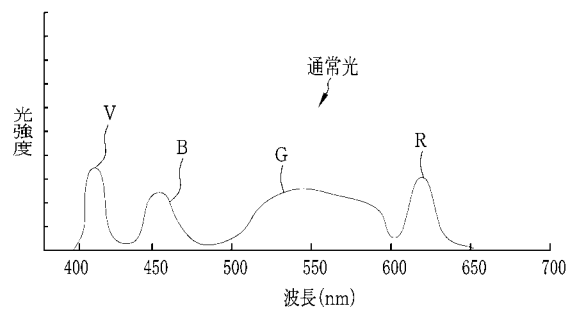
【図 12】



【 図 2 1 】

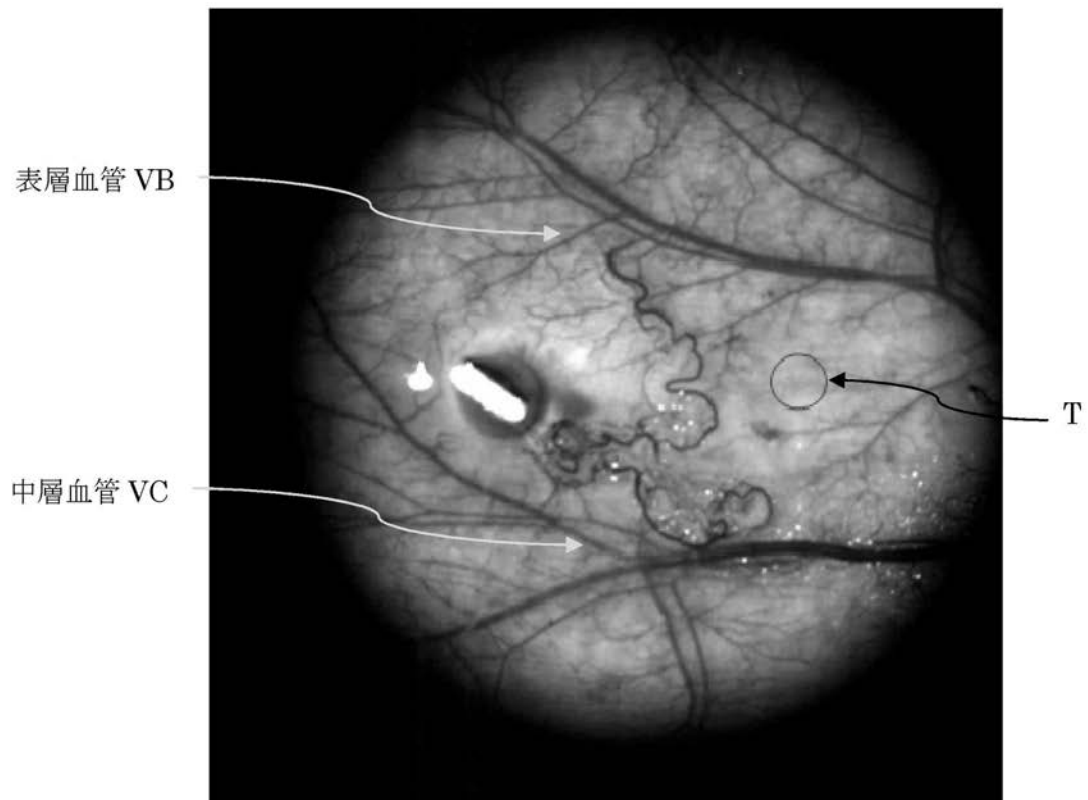


【 図 2 2 】



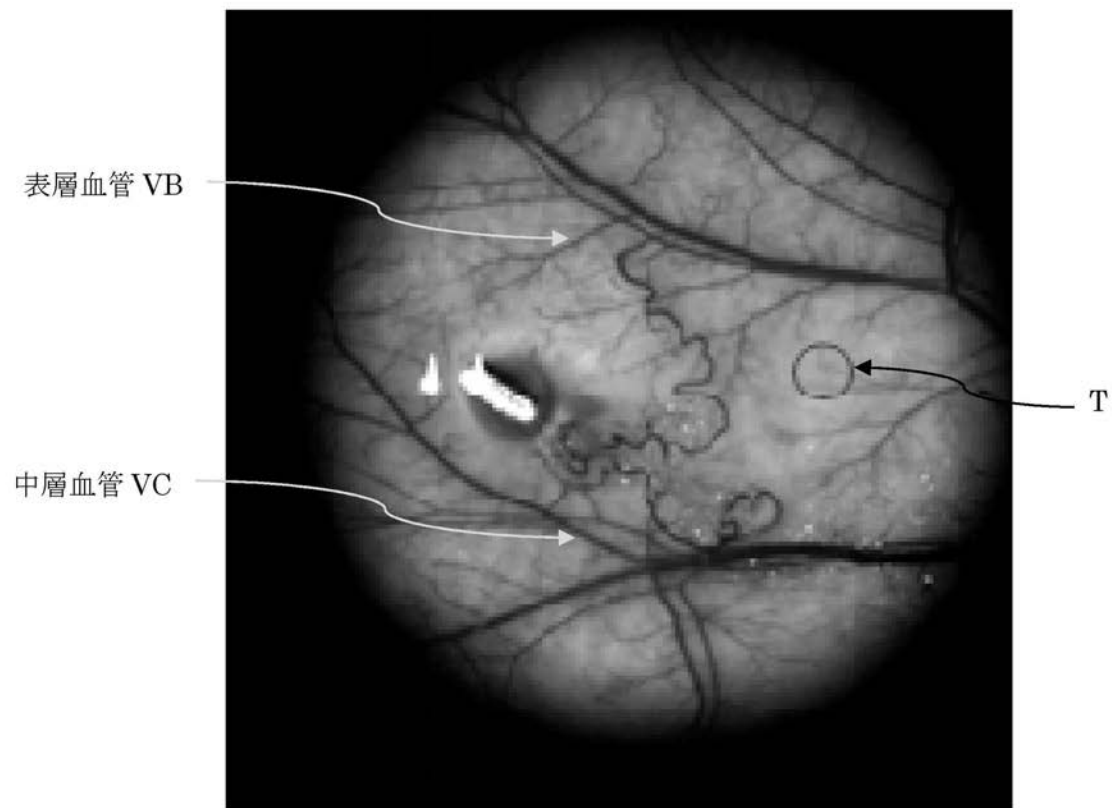
【 図 1 6 】

B1 画像信号



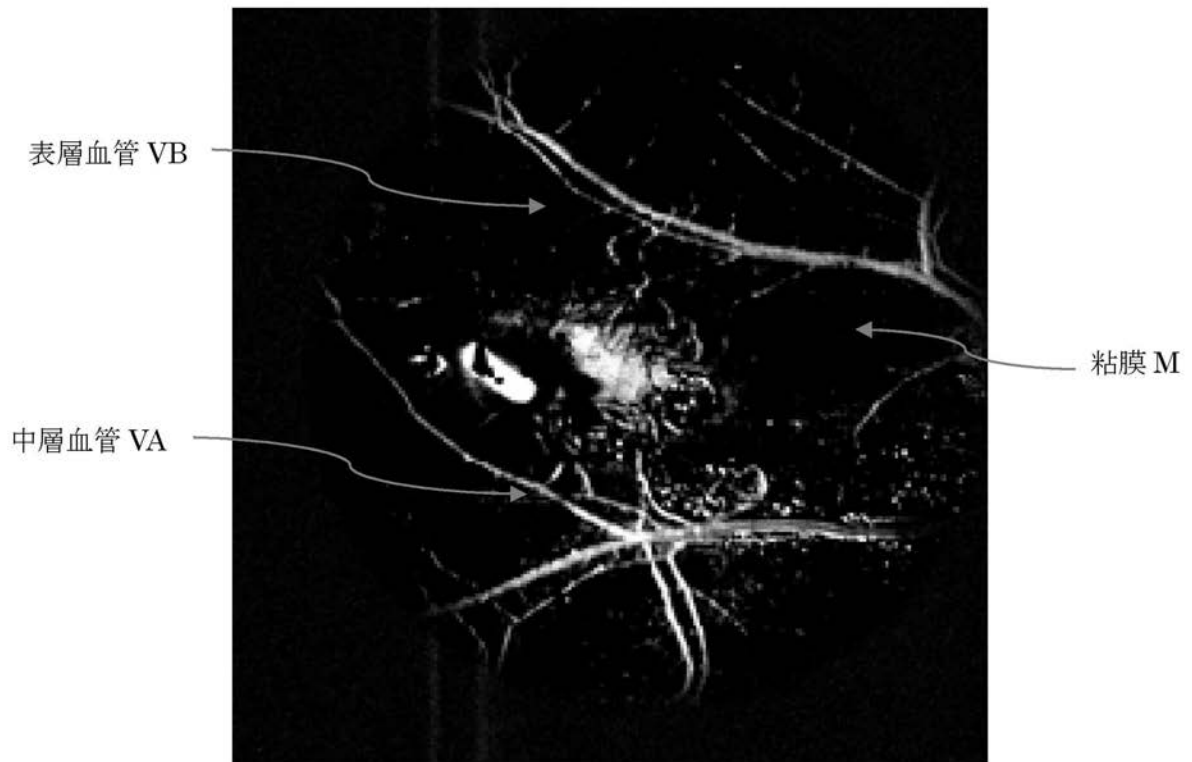
【图 17】

B2 画像信号



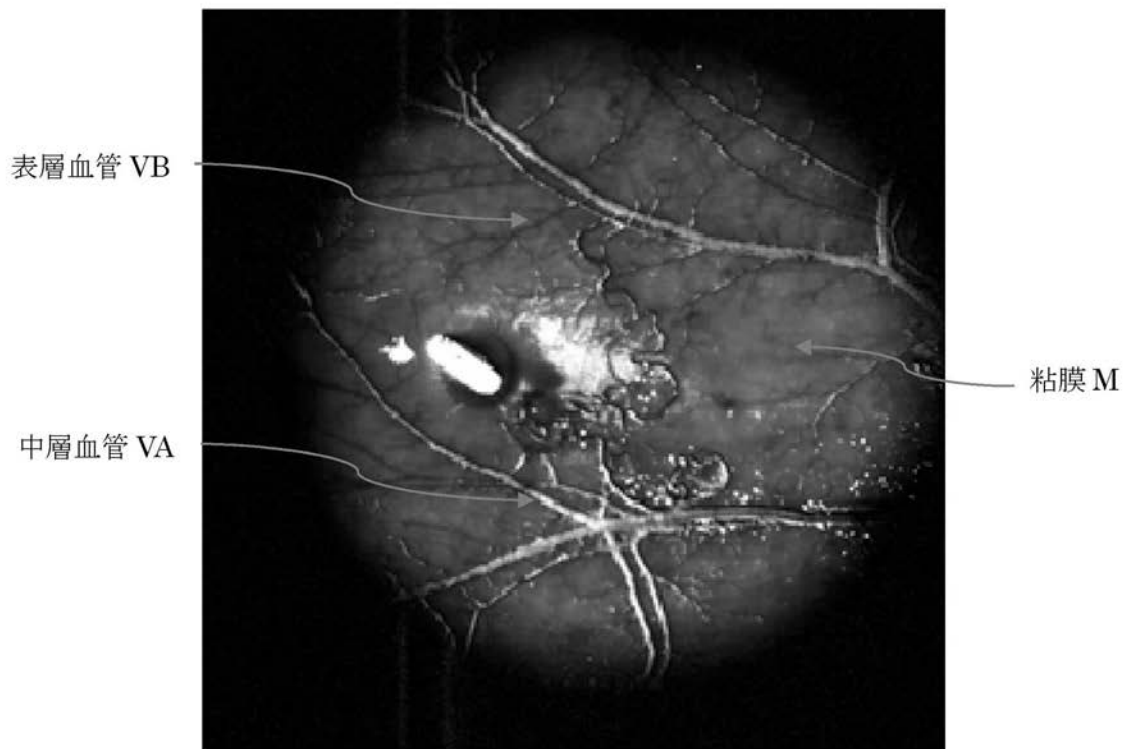
【图 18】

差分画像 D



【 図 1 9 】

特殊画像



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	JP2015066050A	公开(公告)日	2015-04-13
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		
[标]发明人	寺川祐樹		
发明人	寺川 祐樹		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/3137 A61B1/00009 A61B1/0638		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A		
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	JP5892985B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在每一层中以不同的亮度显示血管，以便可以理解血管的深度。 解决方案：依次用紫色光V和蓝色光B照射样品。 在紫色光V的380nm至440nm的波长范围内，最表面血管VA和表面血管VB的反射率小于中间血管VC的反射率。 在蓝光B的440至480nm的波长范围内，中间层血管VC的反射率小于最表面层血管VA和表面层血管VB的反射率。 当发出紫色光V时获得的B1图像信号和当发出蓝色光B时获得的B2图像信号被标准化，使得粘膜M的亮度变得相等。 通过在归一化的B1*和B2*图像信号之间执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，获得其中在下边缘处分离了远端表面血管VA和表面血管VB并且在上边缘处分离了中间血管VC的特殊图像。 [选择图]图14