

(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2013-176
(P2013-176A)

(43) 公開日 平成25年1月7日(2013.1.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	
審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 15 頁)		

(21) 出願番号	特願2011-131393 (P2011-131393)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年6月13日 (2011. 6. 13)		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	安田 裕昭
			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
		(72) 発明者	飯田 孝之
			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 BA11 CA06 GA02 GA05 GA11
			最終頁に続く

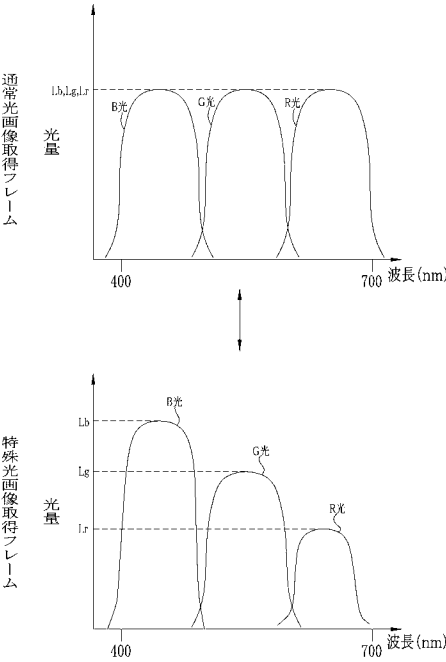
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムの光源装置、及び光量制御方法

(57) 【要約】

【課題】表層微細血管などの観察部位が明瞭化され、且つ光量が不足する状況下においても十分に明るさが確保された観察画像を取得する。

【解決手段】B - LED , G - LED , R - LEDから、光量値が $L_b = L_g = L_r$ に設定されたB光、G光、R光と、光量値が $L_b > L_g > L_r$ に設定されたB光、G光、R光とを交互に被検体に照射する。この光量値の切り替え制御は、B光量制御部20b、G光量制御部20g、R光量制御部20rにより行われる。光量値が $L_b = L_g = L_r$ のB光、G光、R光の被検体像を撮像することにより通常光画像を取得し、光量値が $L_b > L_g > L_r$ のB光、G光、R光の被検体像を撮像することにより、特殊光画像を取得する。周波数フィルタリング処理を施した特殊光画像と通常光画像とを合成することにより、表層微細血管等が明瞭化され、且つ十分な明るさを有する合成画像が得られる。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

青色帯域の B 光を発する青色半導体光源と、
緑色帯域の G 光を発する緑色半導体光源と、
赤色帯域の R 光を発する赤色半導体光源と、

B 光、G 光、R 光が照射された被検体内を撮像することによって、明るさが互いに異なる通常光画像と特殊光画像とを所定フレーム毎に交互に取得する画像取得手段と、

前記通常光画像と前記特殊光画像とを合成することにより合成画像を生成する合成画像生成手段と、

前記通常光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 1 光量値と、この第 1 光量値と異なる光量値であって前記特殊光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 2 光量値との切り替え制御を、各半導体光源に対して行う光量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 B 光、G 光、R 光の第 1 光量値はそれぞれ略同一であり、前記 B 光、G 光、R 光の第 2 光量値は互いに異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 3】

前記 B 光、G 光、R 光の第 2 光量値は、B 光の光量 > G 光の光量 > R 光の光量の関係を有していることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記 B 光、G 光、R 光の第 2 光量値は、G 光の光量または R 光の光量が B 光の光量よりも大きい関係を有していることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記画像取得手段は、カラー撮像素子を用いて撮像を行うことにより青色画像信号、緑色画像信号、赤色画像信号を取得し、取得した画像信号のうち前記青色画像信号を緑色画像信号で補正処理して補正青色画像信号を生成するとともに、前記緑色画像信号を赤色画像信号で補正処理して補正緑色画像信号生成し、それら生成された補正青色画像信号及び補正緑色画像信号から前記特殊光画像を生成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】

前記合成画像生成手段は、

前記特殊光画像に所定の処理を施す画像処理部と、

前記所定の処理が施された特殊光画像と前記通常光画像を合成して合成画像を生成する画像合成部とを有す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。

30

【請求項 7】

前記所定の処理は周波数処理であることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記所定の処理は所定の色成分を抽出する処理であることを特徴とする請求項 6 または 7 記載の内視鏡システム。

40

【請求項 9】

前記所定の処理は所定のコントラストを有する部分を抽出する処理であることを特徴とする請求項 6 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記所定の処理は所定の構造を有する部分を抽出する処理であることを特徴とする請求項 6 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記画像処理部は、前記所定の処理が施された特殊光画像に対して、更に、血管の密集部分を抽出する処理を施すことを特徴とする請求項 6 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

50

【請求項 1 2】

明るさが互いに異なる通常光画像と特殊光画像とを合成した合成画像を取得するために、青色帯域の B 光、緑色帯域の G 光、赤色帯域の R 光が照射された被検体内を撮像することによって前記通常光画像と前記特殊光画像とを所定フレーム毎に交互に取得する内視鏡装置に対して、被検体内を照明する照明光を供給する内視鏡システムの光源装置において、

前記 B 光を発する青色半導体光源と、

前記 G 光を発する緑色半導体光源と、

前記 R 光を発する赤色半導体光源と、

前記通常光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 1 光量値と、この第 1 光量値と異なる光量値であって前記特殊光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 2 光量値との切り替え制御を、各半導体光源に対して行う光量制御手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムの光源装置。

10

【請求項 1 3】

明るさが互いに異なる通常光画像と特殊光画像とを合成した合成画像を取得するために、青色帯域の B 光、緑色帯域の G 光、赤色帯域の R 光が照射された被検体内を撮像することによって前記通常光画像と前記特殊光画像とを所定フレーム毎に交互に取得する内視鏡装置に供給する被検体内の照明光の光量を制御する光量制御方法において、

青色半導体光源から発せられる前記 B 光と、緑色半導体光源から発せられる前記 G 光と、赤色半導体光源から発せられる前記 R 光とを用いて、前記被検体に照明を行う際に、前記通常光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 1 光量値と、この第 1 光量値と異なる光量値であって前記特殊光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 2 光量値との切り替え制御を、各半導体光源に対して行うことを特徴とする光量制御方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、RGB の LED など複数の半導体光源を用いて被検体内の観察画像を取得する内視鏡システム、内視鏡システムの光源装置、及び光量制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療用内視鏡分野においては、特定波長の狭帯域光を被検体内に照射することで、白色光などの広帯域光では観察し難かった表層血管や表層微細構造などを明瞭化することができる狭帯域光観察が行われている。表層血管や表層微細構造の形状やパターンは、ガンなどの病変部の識別や病変部の深達度の推定に大きな手掛かりとなるものであるため、それら表層血管等の明瞭化は診断能を飛躍的に向上させることができる。

30

【0003】

例えば、特許文献 1 に示す狭帯域光観察においては、中心波長 415 nm の青色狭帯域光と、中心波長 540 nm の緑色狭帯域光とが交互に被検体に照射され、各色の狭帯域光が照射される毎に撮像が行われる。そして、青色狭帯域光の撮像により得られる青色狭帯域画像はモニタの B チャンネルと G チャンネルに割り当てて一方、緑色狭帯域光の撮像により得られる緑色狭帯域画像はモニタの R チャンネルに割り当てられる。これにより、青色狭帯域光に吸収特性を有する表層血管と緑色狭帯域光に吸収特性を有する中深層血管の両方が強調された疑似カラーの狭帯域光画像がモニタに表示される。

40

【0004】

しかしながら、狭帯域光観察で使用する狭帯域光は波長帯域が制限されているため、どうしても光量が不足してしまう。この光量不足は、内視鏡照明部と観察エリアとの距離が離れる遠景状態において顕著になる。そこで、特許文献 2 の内視鏡においては、遠景状態での観察にも確実に診断を行うことができるように、モニタには、狭帯域光画像に加えて、波長帯域が広帯域の白色光の撮像により得られる通常光画像を並列表示することが行われている。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許3586157号公報

【特許文献2】特開2004-321244号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献2のように、モニタに通常光画像と狭帯域光画像とを並列表示した場合には、それら2種類の画像を見比べる必要があるため、診断を行う術者に負担を強いることとなる。したがって、術者が1つの画像だけで診断を行うことができるように、病変部の診断に大きく貢献する表層血管や表層微細構造が明瞭化され、且つ遠景状態のような光量が不足する状況下においても十分に明るさが確保された画像を取得することができる内視鏡システムが求められている。

【0007】

本発明は、表層血管や表層微細構造などの観察部位が明瞭化され、且つ遠景状態のような光量が不足する状況下においても十分に明るさが確保された画像を取得することができる内視鏡システム、内視鏡システムの光源装置、及び光量制御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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、青色帯域のB光を発する青色半導体光源と、緑色帯域のG光を発する緑色半導体光源と、赤色帯域のR光を発する赤色半導体光源と、B光、G光、R光が照射された被検体内を撮像することによって、明るさが互いに異なる通常光画像と特殊光画像とを所定フレーム毎に交互に取得する画像取得手段と、前記通常光画像と前記特殊光画像とを合成することにより合成画像を生成する合成画像生成手段と、前記通常光画像を取得する際に照射するB光、G光、R光の第1光量値と、この第1光量値と異なる光量値であって前記特殊光画像を取得する際に照射するB光、G光、R光の第2光量値との切り替え制御を、各半導体光源に対して行う光量制御手段とを備えることを特徴とする。

【0009】

前記B光、G光、R光の第1光量値はそれぞれ略同一であり、前記B光、G光、R光の第2光量値は互いに異なっていることが好ましい。前記B光、G光、R光の第2光量値は、B光の光量>G光の光量>R光の光量の関係を有していることが好ましい。前記B光、G光、R光の第2光量値は、G光の光量またはR光の光量がB光の光量よりも大きい関係を有していることが好ましい。

【0010】

前記画像取得手段は、カラー撮像素子を用いて撮像を行うことにより青色画像信号、緑色画像信号、赤色画像信号を取得し、取得した画像信号のうち前記青色画像信号を緑色画像信号で補正処理して補正青色画像信号を生成するとともに、前記緑色画像信号を赤色画像信号で補正処理して補正緑色画像信号生成し、それら生成された補正青色画像信号及び補正緑色画像信号から前記特殊光画像を生成することが好ましい。

【0011】

前記合成画像生成手段は、前記特殊光画像に所定の処理を施す画像処理部と、前記所定の処理が施された特殊光画像と前記通常光画像を合成して合成画像を生成する画像合成部とを有することが好ましい。前記所定の処理は周波数処理であることが好ましい。前記所定の処理は所定の色成分を抽出する処理であることが好ましい。前記所定の処理は所定のコントラストを有する部分を抽出する処理であることが好ましい。前記画像処理部は、前記所定の処理が施された特殊光画像に対して、更に、血管の密集部分を抽出する処理を施すこと

が好ましい。

【 0 0 1 2 】

本発明は、明るさが互いに異なる通常光画像と特殊光画像とを合成した合成画像を取得するために、青色帯域の B 光、緑色帯域の G 光、赤色帯域の R 光が照射された被検体内を撮像することによって前記通常光画像と前記特殊光画像とを所定フレーム毎に交互に取得する内視鏡装置に対して、被検体内を照明する照明光を供給する内視鏡システムの光源装置において、前記 B 光を発する青色半導体光源と、前記 G 光を発する緑色半導体光源と、前記 R 光を発する赤色半導体光源と、前記通常光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 1 光量値と、この第 1 光量値と異なる光量値であって前記特殊光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 2 光量値との切り替え制御を、各半導体光源に対して行う光量制御手段とを備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 3 】

本発明は、明るさが互いに異なる通常光画像と特殊光画像とを合成した合成画像を取得するために、青色帯域の B 光、緑色帯域の G 光、赤色帯域の R 光が照射された被検体内を撮像することによって前記通常光画像と前記特殊光画像とを所定フレーム毎に交互に取得する内視鏡装置に供給する被検体内の照明光の光量を制御する光量制御方法において、青色半導体光源から発せられる前記 B 光と、緑色半導体光源から発せられる前記 G 光と、赤色半導体光源から発せられる前記 R 光とを用いて、前記被検体に照明を行う際に、前記通常光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 1 光量値と、この第 1 光量値と異なる光量値であって前記特殊光画像を取得する際に照射する B 光、G 光、R 光の第 2 光量値との切り替え制御を、各半導体光源に対して行うことを特徴とする。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、通常光画像と特殊光画像とが合成された合成画像を被検体内の観察画像として用いることで、表層血管や表層微細構造などの観察対象の部位が明瞭化され、且つ遠景状態のような光量が不足する状況下においても十分に明るさが確保された状態で、被検体内の観察を行うことができる。

【 0 0 1 5 】

合成画像の生成に用いる通常光画像と特殊光画像は所定フレーム毎に交互に取得しているため、それに合わせて、通常光画像の取得に必要な B 光、G 光、R 光の光量値と特殊光画像の取得に必要な B 光、G 光、R 光の光量値とを素早く切り替える必要があるが、B 光、G 光、R 光の光源として、応答性が早い半導体光源を用いているため、そのような素早い光量値の切替にも対応することができる。

30

【 0 0 1 6 】

B 光の光量 > G 光の光量 > R 光の光量の条件下で取得した特殊光画像は、表層血管や表層微細構造が明瞭化された画像となっている。G 光の光量または R 光の光量を B 光の光量よりも大きくした状態で取得した特殊光画像は、表層血管等よりも中深層血管や中深層の生体組織が明瞭化された画像となっている。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】内視鏡システムの外観を示す図である。

【 図 2 】内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【 図 3 】B - L E D、G - L E D、R - L E D の光量調整可能範囲を説明するための図である。

【 図 4 】通常光観察モード時に設定される B 光、G 光、R 光の光量値を説明するための図である。

【 図 5 】特殊光観察モード時に設定される B 光、G 光、R 光の光量値を説明するための図である。

【 図 6 】カラーの撮像素子における各色のカラーフィルタの分光透過率を表すグラフである。

40

50

【図 7】通常光観察モード時における撮像素子の動作を説明するための図である。

【図 8】特殊光観察モード時における撮像素子の動作を説明するための図である。

【図 9】合成画像の生成方法を説明するための図である。

【図 10】本発明の作用を説明するための図である。

【図 11】スコープ先端部に配置された B - LED、G - LED、R - LED を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図 1 及び 2 に示すように、内視鏡システム 10 は、被検体を照明する照明光を発生する光源装置 11 と、光源装置 11 からの照明光を被検体の観察領域に照射し、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。

【0019】

内視鏡システム 10 は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常光画像を表示装置 14 に表示する通常光観察モードと、通常光画像上に、観察対象の血管や構造が明瞭化された特殊光画像を合成した合成画像を表示装置 14 に表示する特殊光観察モードを備えている。通常光観察モードでは、1 フレーム分の通常光画像を取得する期間（通常光画像取得フレーム）が予め設定されている。特殊光観察モードにおいても、通常光観察モードと同様に、1 フレーム分の通常光画像を取得する期間（通常光画像取得フレーム）が予め設定されており、さらに、1 フレーム分の特殊光画像を取得する期間（特殊光画像取得フレーム）も予め設定されている。これら観察モードは、内視鏡装置の切り替えスイッチ 17 や入力装置 15 から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

【0020】

光源装置 11 は、B - LED、G - LED、R - LED の 3 つの LED（Light Emitting Diode）と、B 光量制御部 20b、G 光量制御部 20g、R 光量制御部 20r とを備えている。図 3 に示すように、B - LED は波長域が青色帯域の B 光を発し、G - LED は波長域が緑色帯域の G 光を発し、R - LED は波長域が赤色帯域の R 光を発する。これら B 光、G 光、R 光は一定の範囲内で光量の増減が可能である。各 LED から発せられる B 光、G 光、R 光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ光ファイバ 24b、24g、24r に入射する。

【0021】

なお、LED の代わりに、レーザ光源を使用してもよい。レーザ光源としては、例えば、ブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが使用でき、また、InGaAs 系レーザダイオードや GaNAs 系レーザダイオード等を用いることが好ましい。

【0022】

B 光量制御部 20b、G 光量制御部 20g、R 光量制御部 20r は、それぞれ B - LED の光量、G - LED の光量、R - LED の光量を制御する。各 LED に対する光量の制御は、設定されている観察モードによって異なる。通常光観察モードに設定されている場合には、図 4 に示すように、B 光、G 光、R 光の光量がそれぞれ略同等となるように（B 光の光量 $L_b = G$ 光の光量 $L_g = R$ 光の光量 L_r ）、B - LED、G - LED、R - LED を制御する。

【0023】

特殊光観察モードに設定されている場合には、図 5 に示すように、通常光画像取得フレームにおいては、B 光、G 光、R 光の光量がそれぞれ略同等となるように（ $L_b = L_g = L_r$ ）、B - LED、G - LED、R - LED を制御する。一方、特殊光画像取得フレームにおいては、B 光の光量 $L_b > G$ 光の光量 $L_g > R$ 光の光量 L_r となるように、B - LED、G - LED、R - LED を制御する。特殊光観察モードでは、通常光画像取得フレームと特殊光画像取得フレームとが交互に切り替わるため、このフレームの切り替えに合わせて、各 LED の光量も上記のように切り替えられる。

【 0 0 2 4 】

特殊光観察モードにおける通常光画像取得フレームと特殊光画像取得フレーム間の切り替えは、良好な動画性を確保する点から、極めて短時間の間に行われる。したがって、このフレームの切り替えに連動して光量調整を行う光源は、応答性がフレーム切替速度と同等またはそれ以上である必要がある。この応答性という点においては、半導体光源であるLEDは十分にその要求を満たしている。

【 0 0 2 5 】

図1及び図2に示すように、コンバイナ21は、各光ファイバ24b, 24g, 24rからのB光, G光, R光を合波させる。この合波で3色のB光, G光, R光が合波することによって、波長域が青色から緑色に及ぶ広帯域光が生成される。コンバイナ21から出た広帯域光は、分波器であるカプラ22によって2系統の光に分波される。分波された2系統の広帯域光は、ライトガイド28, 29で伝送される。ライトガイド28, 29は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。なお、コンバイナ21及びカプラ22を用いずに、各LEDからの光を直接ライトガイド28, 29に入れる構成としてもよい。

10

【 0 0 2 6 】

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、ライトガイド28, 29で伝送される2系統(2灯)の光を照射する照明部33と、被観察領域を撮像する1系統の撮像部34、内視鏡スコープ32の先端部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。

20

【 0 0 2 7 】

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にすることができる。湾曲部39は、操作部35に配置されたアングルノブ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、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。

【 0 0 2 8 】

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、被写体領域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を備えており、各照明窓43, 44は、広帯域光を被観察領域に向けて照射する。

30

【 0 0 2 9 】

観察窓42の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット(図示省略)等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像するCCD(Charge Coupled Device)やCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)などの撮像素子60が設けられている。

【 0 0 3 0 】

撮像素子60は、対物レンズユニットからの光を受光面(撮像面)で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号(アナログ信号)を出力する。撮像素子60はカラーCCDであり、その受光面には、図6に示す分光透過率63を有するB画素、分光透過率64を有するG画素、分光透過率65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。

40

【 0 0 3 1 】

撮像素子60から出力される撮像信号(アナログ信号)は、スコープケーブル67を通じてA/D変換器68に入力される。A/D変換器68は、撮像信号(アナログ信号)をその電圧レベルに対応する画像信号(デジタル信号)に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部36を介して、プロセッサ装置13の画像処理部73に入力される。

50

【0032】

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。図7に示すように、通常光観察モード時には、通常光画像取得フレーム期間内で、B光の光量 $L_b = G$ 光の光量 $L_g = R$ 光の光量 L_r の関係を有する広帯域光BBを光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、B画素で蓄積した電荷をB1画像信号として、G画素で蓄積した電荷をG1画像信号として、R画素で蓄積した電荷をR1画像信号として読み出すステップの合計2ステップが行われる。これは通常光観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0033】

一方、特殊光観察モード時には、図8に示すように、通常光画像取得フレーム期間内で、上記の通常光観察モード時と同様の蓄積及び読出ステップが行われる。そして、その次に、特殊光画像取得フレーム期間内で、B光の光量 $L_b > G$ 光の光量 $L_g > R$ 光の光量 L_r の関係を有する広帯域光BBを光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、B画素で蓄積した電荷をB2画像信号として、G画素で蓄積した電荷をG2画像信号として、R画素で蓄積した電荷をR2画像信号として読み出すステップの合計2ステップが行われる。これら合計2フレームの撮像制御は、特殊光観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0034】

なお、図示はしていないが、内視鏡装置12における操作部35及び内視鏡スコープ32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。

【0035】

図2に示すように、プロセッサ装置13は、制御部72と、観察画像生成部73と、記憶部74とを備えており、制御部72には表示装置14及び入力装置15が接続されている。制御部72は、内視鏡装置12の切り替えスイッチ17や入力装置15から入力される観察モード等の指示に基づいて、観察画像生成部73、光源装置11のB、G、R光量制御部20b、20g、20r、内視鏡装置12の撮像制御部70、及び表示装置14の動作を制御する。

【0036】

観察画像生成部73は、通常光画像生成部80、特殊光画像生成部81、合成画像生成部82を備えている。通常光画像生成部80は、通常光画像取得フレームのときに取得したB1、G1、R1画像信号に基づいて、通常光画像を生成する。通常光画像生成部80内の画像処理部80aでは、B1、G1、R1画像信号に対して、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT処理などの色変換処理、画面内の血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する色彩強調処理、シャープネス処理や輪郭強調などの像構造強調処理などを施す。それら処理が施された通常光画像は、通常光観察モード時にはそのまま表示装置14に表示される一方、特殊光観察モード時には合成画像生成部に送信される。

【0037】

特殊光画像生成部81は信号補正部81a及び画像処理部81bを備えており、特殊光画像取得フレームのときに取得したB2、G2画像信号に基づいて特殊光画像を生成する。B2、G2画像信号は、B光の光量 $L_b > G$ 光の光量 L_g の関係を有するB光、G光に基づいて生成されたものであるため、それら画像信号から生成される特殊光画像においては、中深層血管等よりも表層血管や表層微細血管が明瞭化されている。

【0038】

信号補正部81aは、R2画像信号を用いてG2画像信号を補正処理することにより補正G2画像信号を生成するとともに、G2画像信号を用いてB2画像信号を補正処理することにより補正B2画像信号を生成する。このようにG2画像信号とB2画像信号を補正処理する理由は、以下の通りである。CCDのG画素には、そのカラーフィルタの特性によって、G光だけでなくR光も入射してしまう。同じく、B画素も、そのカラーフィルタの特性によって、B光だけでなくG光も入射してしまう。したがって、B2画像信号及

10

20

30

40

50

び G 2 画像信号を、そのまま用いて特殊光画像を生成すると、B 画像は G 画像成分の影響を受け、且つ、G 画像は R 画像成分の影響を受けた画像となってしまう。そのため、上記のように、B 2 画像信号と G 2 画像信号を補正処理する必要性が生じる。

【0039】

なお、G 2 画像信号の補正処理に用いる R 2 画像信号、及び B 2 画像信号の補正処理に用いる G 2 画像信号は、ともに、補正処理を行う画素とともに 1 画素を構成するサブピクセルとなる R 画素及び G 画素の画像信号を用いればよい。あるいは、補正処理を行う画素に隣接する画素を適宜選択して、その画素の画像信号を用いてもよい。

【0040】

G 2 画像信号の補正処理は、下記式によって行う。

10

補正 G 2 画像信号 = G 2 画像信号 - $\alpha \times$ R 2 画像信号

ここで、 α は、G 画素のカラーフィルタの特性等に基づいて決められる係数である。

【0041】

また、B 2 画像信号の補正処理は、下記式によって行う。

補正 B 2 画像信号 = B 2 画像信号 - $\beta \times$ 補正 G 2 画像信号

もしくは、下記式で補正処理を行ってもよい。

補正 B 2 画像信号 = B 2 画像信号 - $\beta \times (G 2 画像信号 - \alpha \times R 2 画像信号)$

ここで、 β は、B 画素のカラーフィルタの特性等に基づいて決められる係数である。

【0042】

画像処理部 8 1 b は、補正 B 2 画像信号及び補正 G 2 画像信号に基づいて、特殊光画像を生成する。特殊光画像の B 画像及び G 画像には補正 B 2 画像信号が割り付けられ、特殊光画像の R 画像には補正 G 2 画像信号が割り付けられる。その後、画像処理部は、特殊光画像に対して、画像処理部での各種処理と同様の処理を施す。なお、画像信号の割り付けに際しては、必要に応じて、画像に所定の係数を乗じる等、画像補正を行ってもよい。

20

【0043】

合成画像生成部 8 2 は、特殊光画像生成部 8 1 で生成された特殊光画像に所定の処理を施して合成用画像を生成するとともに、その生成した合成用画像上に、通常光画像生成部 8 0 で生成された通常光画像とを合成して合成画像を生成する。合成画像生成部 8 2 は、合成用画像生成部 8 2 a と、画像合成部 8 2 b とを備えている。

【0044】

30

合成用画像生成部 8 2 は、特殊光画像に対して、ローパスフィルタ (LPF)、バンドパスフィルタ (BPF)、パイパスフィルタ (HPF) 等を用いた周波数処理を施す。HPF や、高周波数の所定周波数帯を透過させる BPF で特殊光画像を周波数フィルタリング処理することによって、粘膜表層の微細血管が抽出 (すなわち粘膜中深層の血管等が除去) された特殊光画像が得られる。この周波数フィルタリング後の特殊光画像を「合成用画像」とする。なお、LPF や、低周波数の所定周波数帯を透過させる BPF で特殊光画像を処理することにより、特殊光画像から粘膜中深層の太い血管を抽出 (すなわち表層微細血管等を除去) した合成用画像が得られる。

【0045】

なお、周波数フィルタリングの周波数帯域は、観察部位や目的とする画像等に合わせて、適宜、設定することが好ましい。すなわち、LPF、BPF、HPF の組み合わせによって、観察対象の血管を強調する一方、それ以外の血管を抑制することができる。

40

【0046】

また、特殊光画像から目的部位を抽出あるいは除去する処理は、周波数処理に限定されない。例えば、表層付近の粘膜は B 光によって青味を帯びる一方、中深層の粘膜は G 光によって緑色を帯びる性質を生かし、特殊光画像から青色成分を除去することにより表層血管を抽出することができ、また、特殊光画像から緑色成分を除去することにより中深層血管を抽出することができる。

【0047】

また、表層の微細血管や中深層血管が存在する部分は、その周辺と比べてコントラスト

50

が高くなる性質を生かし、所定値以上のコントラストを有する部分（画素）の抽出を行うことで、表層の微細血管や中深層血管が抽出された合成用画像が得られる。なお、抽出時におけるコントラストの閾値は、観察部位、内視鏡の特性、過去の診断結果、シミュレーション等に応じて、適宜設定することができる。

【 0 0 4 8 】

また、ガンなどの病変部は表層の微細血管などが特殊な血管パターンを有する特性を生かし、パターンマッチングによってその特殊な血管パターンを抽出することで、ガンなどが抽出された合成用画像が得られる。なお、パターンマッチングは公知の方法を用いることができる。また、血管の特殊パターンの種類は、公知文献に記載されたものを用いてもよく、また典型的な病巣を撮影した画像からサンプリングされたものを用いてもよい。

10

【 0 0 4 9 】

なお、上記で示した周波数処理、色成分の抽出、コントラストの抽出、及び血管パターンによる抽出は、いずれか 1 つのみを行ってもよく、それらを組み合わせを行ってもよい。

【 0 0 5 0 】

さらに、上記で示した周波数処理、色成分の抽出、コントラストの抽出、及び血管パターンによる抽出を行った後に、それら処理によって得られた画像において、表層の微細血管等の密集部分が所定の条件を満たす領域（例えば血管の密集具合が高い領域や血管密度が一定値以上の領域など）を更に抽出したものを、合成用画像としてもよい。なお、血管等の密集具合は、空間周波数の測定や M T F (Modulation Transfer Function) の測定等の公知の方法で検出することが好ましい。また、密集具合の閾値は、観察部位、内視鏡の特性、過去の診断結果、シミュレーション等に応じて、適宜設定することができる。

20

【 0 0 5 1 】

画像合成部 8 2 b は、図 9 に示すように、通常光画像生成部 8 0 で生成された通常光画像 9 0 と、合成用画像生成部 8 2 a で生成された合成用画像 9 1 とを合成することにより、合成画像 9 2 を生成する。したがって、合成画像 9 2 は、通常光画像 9 0 と特殊光画像 9 1 の両方の特性を合わせ持つことから、遠景状態のような光量が不足する状況下においても十分な明るさが確保されているとともに、表層血管や表層微細構造などの観察対象の部位が明瞭化されている。生成された合成画像は、表示装置 1 4 に表示される。

【 0 0 5 2 】

30

次に、本発明の作用を図 1 0 のフローチャートに沿って説明する。まず、内視鏡装置の切り替えスイッチ 1 7 により、特殊光観察モードに設定する。これにより、B - L E D , G - L E D , R - L E D から、光量値が $L_b = L_g = L_r$ に設定された B 光, G 光, R 光と、光量値が $L_b > L_g > L_r$ に設定された B 光, G 光, R 光とが交互に被検体に照射される。そして、光量値が $L_b = L_g = L_r$ の B 光, G 光, R 光が照射されたとき（通常光画像取得フレーム）には、その戻り光を撮像素子 6 0 で撮像して B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号を出力する。一方、光量値が $L_b > L_g > L_r$ の B 光, G 光, R 光が照射されたとき（特殊光画像取得フレーム）には、その戻り光を撮像素子 6 0 で撮像して B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を出力する。

【 0 0 5 3 】

40

通常光画像取得フレーム時に撮像素子 6 0 から出力された B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号に基づいて、通常光画像が生成される。一方、特殊光画像取得フレーム時に撮像素子 6 0 から出力された B 2 画像信号、G 2 画像信号に基づいて、特殊光画像が生成される。特殊光画像を生成する際には、B 2 画像信号を R 2 画像信号で補正処理した補正 B 2 画像信号と、G 2 画像信号を R 2 画像信号で補正処理した補正 G 2 画像信号から特殊光画像を生成する。

【 0 0 5 4 】

次に、特殊光画像に対して周波数フィルタリングやバンドパスフィルタなどの周波数処理が施される。その際、H P F や、高周波数の所定周波数帯を透過させる B P F で特殊光画像を周波数処理することによって、粘膜表層の微細血管や微細構造を抽出するとともに

50

、粘膜中深層の血管等を除去する。これにより、表層の微細血管や微細構造が明瞭化された特殊光画像が得られる。この特殊光画像を、通常光画像に合成する合成用画像とする。

【 0 0 5 5 】

そして、合成用画像と通常光画像を合成することによって、合成画像を生成する。生成された合成画像は、表示装置 1 4 に表示される。合成画像は、光量が不足する状況下でも十分な明るさが確保されており、且つ病変部の診断に寄与する表層微細血管等が明瞭化されているため、術者は診断を確実に行うことができる。なお、特殊光観察モードの設定が解除されたら、合成画像の表示は停止する。

【 0 0 5 6 】

なお、上記実施形態では、B - LED , G - LED , R - LED を光源装置内に設置したが、図 1 1 に示すように、内視鏡装置 1 2 のスコープ先端部 4 0 に設けてもよい。スコープ先端部 4 0 に設けられた B - LED , G - LED , R - LED は、内視鏡装置 1 2 内の LED 用通信ケーブル 1 0 0 b , 1 0 0 g , 1 0 0 r を介して、光源装置内の B 光量制御部 2 0 b 、 G 光量制御部 2 0 g 、 R 光量制御部 2 0 r によって制御される。このようにスコープ先端部 4 0 に B - LED , G - LED , R - LED を設けることで、B 光、G 光、R 光を減衰させることなく直接的に被検体に照射することができるため、光の利用効率を高めることができる。

10

【 0 0 5 7 】

また、上記実施形態では、特殊光画像取得フレーム時に照射する光の光量値の関係を、B 光の光量 $L_b > G$ 光の光量 $L_g > R$ 光の光量 L_r とすることによって、表層血管の明瞭化を行ったが、これに代えて又は加えて、G 光の光量 L_g 又は R 光の光量 L_r を B 光の光量よりも大きくすることによって、中深層血管や中深層の構造の明瞭化を行ってもよい。この場合、特殊光画像は、G 2 画像信号と R 2 画像信号に基づいて生成する。生成する彩には、例えば、G 2 画像信号は特殊光画像の B 画像及び G 画像に割り付けられ、R 2 画像信号は特殊光画像の R 2 画像に割り付けることが好ましい。

20

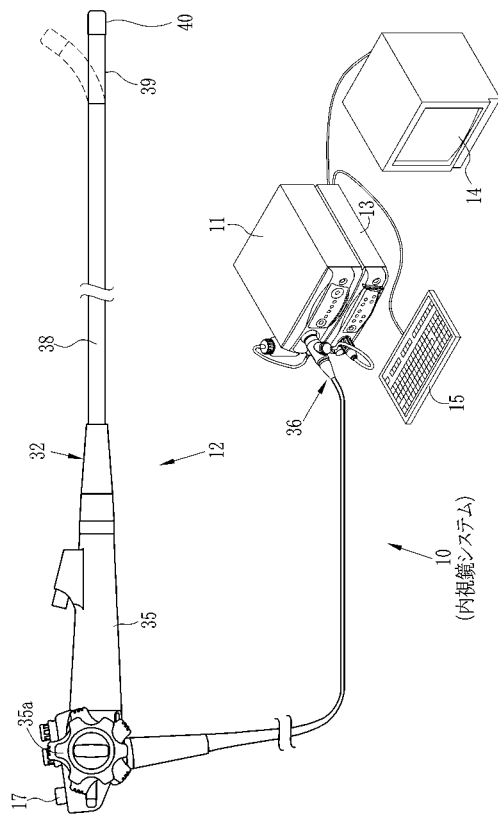
【 符号の説明 】

【 0 0 5 8 】

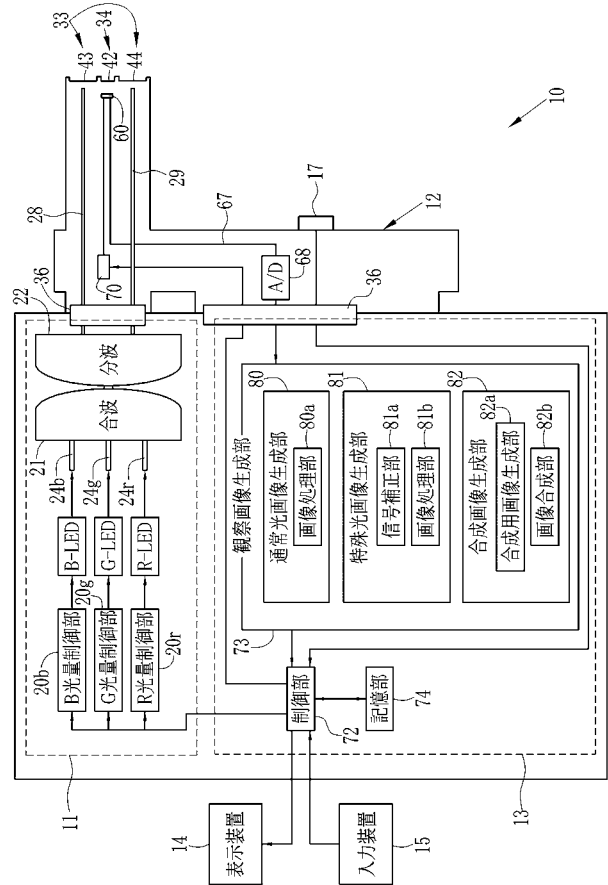
- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 光源装置
- 2 0 b B 光量制御部
- 2 0 g G 光量制御部
- 2 0 r R 光量制御部
- 8 0 通常光画像生成部
- 8 1 特殊光画像生成部
- 8 1 a 信号補正部
- 8 2 合成画像生成部
- 8 2 b 画像合成部

30

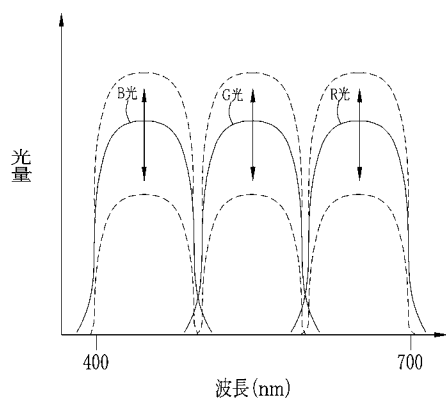
【図 1】



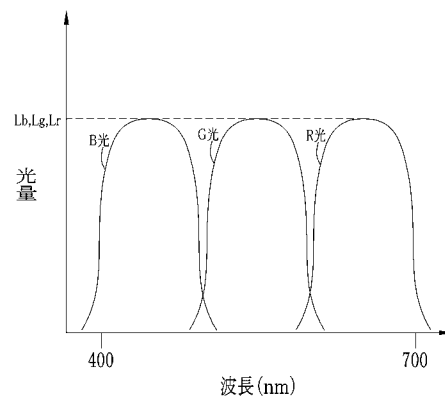
【図 2】



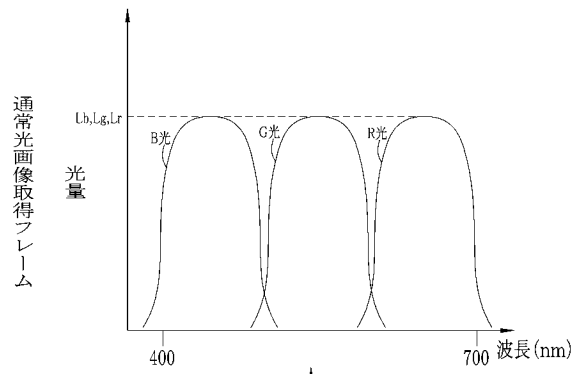
【図 3】



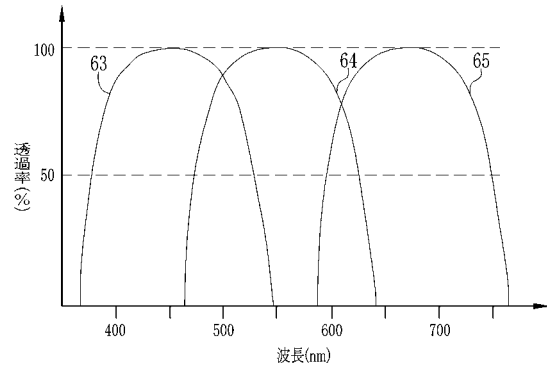
【図 4】



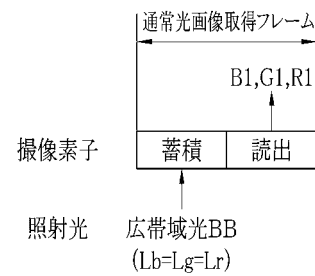
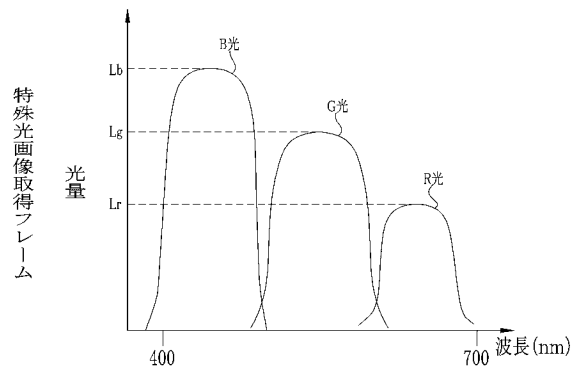
【図 5】



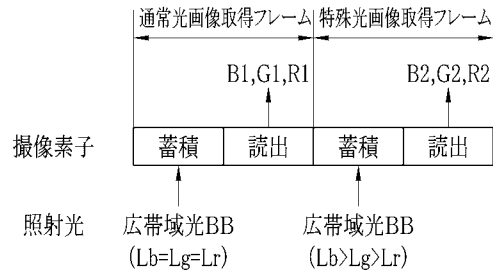
【図 6】



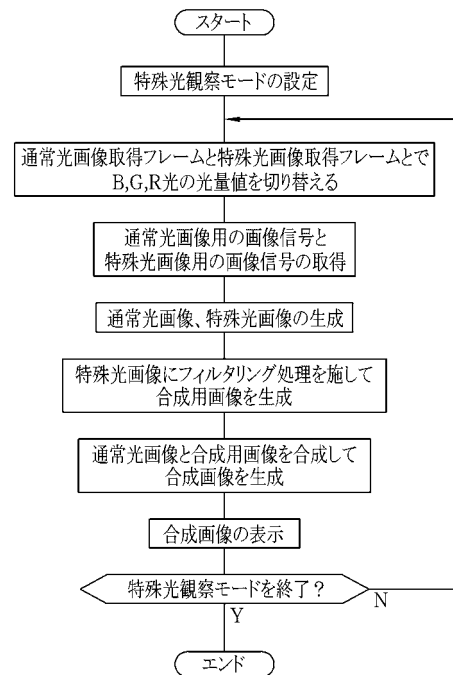
【図 7】



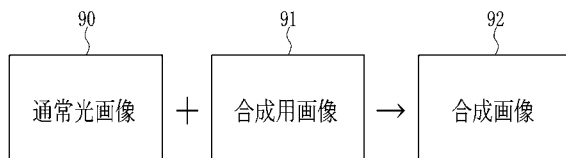
【図 8】



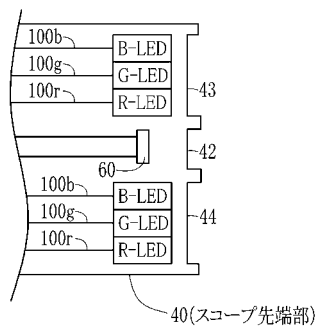
【図 10】



【図 9】



【図 11】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 LL02 MM05 NN01 NN05 QQ07 QQ09 RR02
RR04 RR05 RR26 SS21 WW04 WW08
5C054 CA04 CC07 EA05 EB05 EE04 EE08 EJ04 FC12 FE09 FE12
HA12

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的光源装置和光量控制方法		
公开(公告)号	JP2013000176A	公开(公告)日	2013-01-07
申请号	JP2011131393	申请日	2011-06-13
[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	安田裕昭 斎藤牧 飯田孝之		
发明人	安田 裕昭 斎藤 牧 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EA05 5C054/EB05 5C054/EE04 5C054/EE08 5C054/EJ04 5C054/FC12 5C054/FE09 5C054/FE12 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5670264B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在光量不足的情况下，也能获得观察图像，其中诸如表面精细血管的观察部分被澄清并且亮度得到充分保证。注意：受试者与B光交替照射，光量值设定为 $L_b = L_g = L_r$ 的G光和R光，以及光量值设定为 $L_b > L_g > L_r$ 的B光，G光和R光，来自B-LED，G-LED和R-LED。光量值的切换控制由B光量控制部分20b，G光量控制部分20g和R光量控制部分20r执行。对光量值为 $L_b = L_g = L_r$ 的B光，G光和R光的被摄体图像进行成像，以获取普通光图像，以及B光，G光和B光的对象图像。光量值为 $L_b > L_g > L_r$ 的R光被成像以获得特殊光图像。经过频率滤波处理的特殊光图像由普通光图像组成，以获得合成图像，其中表面精细血管等在具有足够亮度的同时被澄清。

