

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/098798

発行日 平成26年6月9日 (2014.6.9)

(43) 国際公開日 平成24年7月26日 (2012.7.26)

(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	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

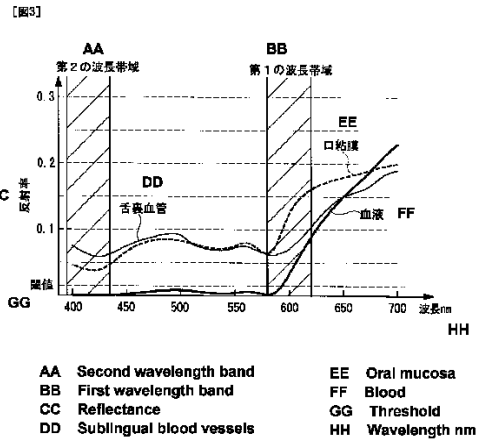
出願番号 特願2012-544772 (P2012-544772)	(71) 出願人 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/079343	
(22) 国際出願日 平成23年12月19日 (2011.12.19)	
(11) 特許番号 特許第5220961号 (P5220961)	(74) 代理人 100118913 弁理士 上田 邦生
(45) 特許公報発行日 平成25年6月26日 (2013.6.26)	
(31) 優先権主張番号 特願2011-7220 (P2011-7220)	(74) 代理人 100112737 弁理士 藤田 考晴
(32) 優先日 平成23年1月17日 (2011.1.17)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 越川 豊 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
	Fターム(参考) 4C161 AA00 AA03 BB01 CC06 DD07 FF14 FF40 LL01 MM02 NN01 QQ02 QQ07 RR03 RR11 RR26 TT13

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体内観察装置およびカプセル型内視鏡装置

(57) 【要約】

小腸における微細な出血も感度よく抽出して、不明出血の患者の出血の有無を容易に発見する。波長帯域の異なる2種類の照明光を発生する照明部(2)と、該照明部(2)からの2種類の照明光の波長帯域にそれぞれ感度を有する撮像部(3)とを備え、照明部(2)からの第1の波長帯域の照明光に対して、血液および背景組織が所定の閾値より高い反射率を有し、第2の波長帯域の照明光に対して、血液が閾値より低い反射率を有し、条件 $(R1b/R1a) > (R2b/R2a)$ を満足する生体内観察装置(1)を提供する。ここで、R1aは、第1の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R1bは、第1の波長帯域の照明光に対する血液の反射率、R2aは、第2の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R2bは、第2の波長帯域の照明光に対する血液の反射率である。



AA Second wavelength band
BB First wavelength band
CC Reflectance
DD Sublingual blood vessels
EE Oral mucosa
FF Blood
GG Threshold
HH Wavelength nm

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

波長帯域の異なる 2 種類の照明光を発生する照明部と、
 該照明部からの 2 種類の照明光の波長帯域にそれぞれ感度を有する撮像部とを備え、
 前記照明部からの第 1 の波長帯域の照明光に対して、血液および背景組織が所定の閾値より高い反射率を有し、第 2 の波長帯域の照明光に対して、血液が前記閾値より低い反射率を有し、以下の条件を満足する生体内観察装置。

$$(R1b / R1a) > (R2b / R2a)$$

ここで、R1a は、第 1 の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R1b は、第 1 の波長帯域の照明光に対する血液の反射率、R2a は、第 2 の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R2b は、第 2 の波長帯域の照明光に対する血液の反射率である。

10

【請求項 2】

前記撮像部が撮像光学系と撮像素子とを備え、
 該撮像素子が、R 領域、G 領域および B 領域にそれぞれ感度を有する画素を備え、
 前記第 1 の波長帯域が、前記撮像素子の G 領域および R 領域の両方に含まれ、
 前記第 2 の波長帯域が、前記撮像素子の B 領域に含まれる請求項 1 に記載の生体内観察装置。

【請求項 3】

カプセル状の筐体と、
 該筐体内に密封状態に配置された請求項 2 に記載の生体内観察装置とを備えるカプセル型内視鏡装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内観察装置およびカプセル型内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、血液に対する吸収強度の異なる 2 つの波長の光を照射する照明手段を備えた撮像装置が知られている（例えば、特許文献 1，2 参照。）。

この撮像装置によれば、ヘモグロビンの吸収波長である狭帯域光を照射することにより、血管の形状を抽出した画像と、それ以外の波長帯域の狭帯域光を照射して得られた画像とを別々に取得し、粘膜等の組織内における毛細血管の集積等を、染色によることなく観察することができる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2009 - 66147 号公報

【特許文献 2】特開 2009 - 153621 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0004】

しかしながら、小腸内視鏡や小腸用のカプセル内視鏡は、不明出血の患者に対して使用されることが多く、小腸部位での出血の有無発見のためのスクリーニングに利用される。このため、微細な出血も感度よく抽出することが望まれている。

【0005】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、小腸における微細な出血も感度よく抽出して、不明出血の患者の出血の有無を容易に発見することができる生体内観察装置およびカプセル型内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

50

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の第1の態様は、波長帯域の異なる2種類の照明光を発生する照明部と、該照明部からの2種類の照明光の波長帯域にそれぞれ感度を有する撮像部とを備え、前記照明部からの第1の波長帯域の照明光に対して、血液および背景組織が所定の閾値より高い反射率を有し、第2の波長帯域の照明光に対して、血液が前記閾値より低い反射率を有し、以下の条件を満足する生体内観察装置である。

$$(R1b/R1a) > (R2b/R2a)$$

ここで、R1aは、第1の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R1bは、第1の波長帯域の照明光に対する血液の反射率、R2aは、第2の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R2bは、第2の波長帯域の照明光に対する血液の反射率である。

10

【0007】

本発明の第1の態様によれば、照明部から発せられた2種類の照明光が生体組織に照射されると、第1の波長帯域の照明光が血液および背景組織において反射して、該第1の波長帯域に感度を有する撮像素子により撮影される。一方、第2の波長帯域の照明光は、血液により多く吸収され、その反射光が第2の波長帯域に感度を有する撮像素子により撮影される。2種類の照明光の波長帯域は、上記条件を満足するように選択されているので、第2の波長帯域の反射光画像が暗い場合に、照明部から生体組織までの距離が遠いために暗いのか出血により暗いのかを、第1の波長帯域の反射光画像の明暗によって容易に判別することができ、微細な出血も鮮明に抽出して、出血を容易に発見することができる。

20

【0008】

上記の第1の態様においては、前記撮像部が撮像光学系と撮像素子とを備え、該撮像素子が、R領域、G領域およびB領域にそれぞれ感度を有する画素を備え、前記第1の波長帯域が、前記撮像素子のG領域およびR領域の両方に含まれ、前記第2の波長帯域が、前記撮像素子のB領域に含まれてもよい。

このようにすることで、照明部として、撮像素子のG領域およびR領域の両方に含まれる波長の単色LED、および撮像素子のB領域に含まれる波長の単色LEDの2種の単色LEDを採用することができる。この発光効率の良い単色LEDを採用することで、一般の白色LEDよりも消費電力を抑えることが可能となり、長寿命化やバッテリーの小型化が可能となる。

30

【0009】

また、観察する生体組織として小腸が選択される場合には、胃や大腸に比べて生体的構造に変化が少ないので観察シーンが安定的であり、2種の単色LEDによる照明光でも分光推定処理を行い易い。そして、2種の単色LEDによる照明光からR領域、G領域およびB領域の3種類の画像を得て、白色光画像を推定処理することができる。

【0010】

また、本発明の第2の態様は、カプセル状の筐体と、該筐体内に密封状態に配置された上記生体内観察装置とを備えるカプセル型内視鏡装置である。

本発明の第2の態様によれば、カプセル型の筐体内に上記生体内観察装置を密封状態に備えたカプセル型内視鏡装置では、2種の単色LEDを用いることで、発光効率の悪い白色LEDを使用する場合と比較して消費エネルギーを低減しながら白色光画像を取得することができる。すなわち、バッテリーの消耗を抑えることができ、外部からの給電を行わないカプセル型内視鏡装置の撮影時間を長くすることができ、あるいは、バッテリーの小型化による筐体の小型化を図ることができる。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、小腸における微細な出血も感度よく抽出して、不明出血の患者の出血の有無を容易に発見することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の一実施形態に係る生体内観察装置を示すブロック図である。

50

【図 2】図 1 の生体内観察装置の照明部および撮像部の波長特性を示すグラフである。

【図 3】生体の反射率特性の一例を示すグラフである。

【図 4】図 1 の生体内観察装置を筐体内に収容したカプセル型内視鏡装置を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明の一実施形態に係る生体内観察装置 1 について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る生体内観察装置 1 は、図 1 に示されるように、生体に対して照明光を発生する照明部 2 と、生体からの反射光を撮影する撮像部 3 と、該撮像部 3 により取得された画像を記憶する記憶部 4 と、これらを制御する制御部 5 とを備えている。撮像部 3 は撮像光学系と撮像素子とを備える。

10

【0014】

照明部 2 は、2 つの異なる波長帯域の照明光を発生する。第 1 の波長帯域は、図 2 に示されるように、約 600 nm の中心波長を有し、例えば、40 nm 程度の帯域幅を有している。第 2 の波長帯域は、約 415 nm の中心波長を有し、例えば、40 nm 程度の帯域幅を有している。ここで帯域幅とは、ピーク波長の強度に対して 25% 以上の強度となる波長の幅である。

【0015】

撮像部 3 の分光感度は、撮像素子の分光感度と撮像光学系（色補正フィルターが入っていればそれも含む）の分光透過特性の総合であり、本実施形態では図 2 に示すように約 380 ~ 520 nm の B 領域、約 460 ~ 610 nm の G 領域、約 590 ~ 740 nm の R 領域に感度を有している。感度幅は、感度ピーク（本実施形態では約 550 nm の感度）に対して 25% 以上の感度となる波長の幅である。また、図 2 において、符号 R_R は、第 1 の波長帯域において、R 領域に独立した輝度情報となる波長帯域、 R_G は G 領域に独立した輝度情報となる波長帯域である。

20

【0016】

図 3 に、豚の血液、舌裏血管および口粘膜の反射率特性を示す。この反射率特性において、上述した第 1 の波長帯域の照明光に対して、口粘膜（背景組織）、舌裏血管（背景組織）および血液は所定の閾値より高い反射率を有している。また、第 2 の波長帯域の照明光に対して、血液は閾値より低い反射率を有している。

30

【0017】

そして、第 1 の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率 R_{1a} 、第 1 の波長帯域の照明光に対する血液の反射率 R_{1b} 、第 2 の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率 R_{2a} 、第 2 の波長帯域の照明光に対する血液の反射率 R_{2b} とすると、以下の条件式が成立している。

$$(R_{1b} / R_{1a}) > (R_{2b} / R_{2a})$$

【0018】

制御部 5 は、照明部 2 を制御して、第 1 の波長帯域の照明光と第 2 の波長帯域の照明光とを時分割に交互に射出させるようになっている。

40

また、制御部 5 は、撮像部 3 を制御して、第 1 の波長帯域の照明光と第 2 の波長帯域の照明光とがそれぞれ射出されたときに取得された画像を記憶部 4 に出力させるようになっている。

【0019】

このように構成された本実施形態に係る生体内観察装置 1 の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る生体内観察装置 1 によれば、制御部 5 が照明部 2 を作動させて第 1 の波長帯域の照明光と第 2 の波長帯域の照明光とを交互に切り替えて生体に向けて照射したときに、生体において反射して戻る反射光が撮像部 3 によりそれぞれ撮影され反射光画像が取得される。

50

【 0 0 2 0 】

第2の波長帯域の照明光に対して、背景組織の反射率は閾値より高いが、血液の反射率が閾値より低いので、第2の波長帯域の照明光を照射したときに得られる画像中の暗い領域には出血が存在している可能性がある。その一方で、照明部2から離れた位置にある生体も画像中では暗い領域となる。したがって、この第2の波長帯域の照明光を照射したときに得られた画像のみでは、画像中の暗い領域が出血であるか照明部2から遠いためであるのかの判断が困難となる。

【 0 0 2 1 】

一方、第1の波長帯域の照明光に対して、血液および背景組織の両方が閾値より高い反射率を有しているため、照明部2から近い位置にある出血領域は画像中で暗い領域とはならず、ある程度の明るい画像が得られる。

10

【 0 0 2 2 】

すなわち、第2の波長帯域の照明光を照射したときに取得された画像において暗い領域が、第1の波長帯域の照明光を照射したときに取得された画像において明るい場合には、その領域に出血が存在する疑いがあると判断することができる。

また、第1の波長帯域の照明光を照射したときに取得される画像および第2の波長帯域の照明光を照射したときに取得される画像の両方において同じ領域が暗い場合には、照明部2と生体との距離が離れているために照明光が届いていないと判断することができる。

【 0 0 2 3 】

本実施形態に係る生体内観察装置1によれば、取得された画像から出血の存在する疑いのある画像を簡易にピックアップすることができ、画像取得後に膨大な数の画像を分析するための時間（読映時間）を大幅に短縮することができる。また、逆に、取得された画像に基づいてリアルタイムで出血の存在する疑いのある画像をピックアップすれば、記憶する画像数を減らすことができる。

20

【 0 0 2 4 】

また、本実施形態においては、第1の波長帯域としてカラーCCDからなる撮像素子のG領域およびR領域の両方に含まれる波長帯域を選択しているため、取得された2枚の画像から分光推定処理を行って、R領域、G領域およびB領域の3種類の画像を得て、白色光画像を画像推定処理により生成することができる。

【 0 0 2 5 】

更に本実施形態では良好な白色画像を得るために、以下の特徴を有している。R領域の短波長側とG領域の長波長側で、それぞれの実質的な感度幅（各領域における感度ピークに対して25%以上の感度となる波長の幅）のクロスする幅よりも、第1の波長帯域の帯域幅が広い。このような構成をとることにより、第1の波長帯域のうち、短波長側でG領域に実質的に独立した輝度情報を得ることが可能となり、長波長側でR領域に実質的に独立した輝度情報を得ることが可能となる。よって、RGB各領域に独立した輝度情報を得ることができ、分光推定などの色再現処理をすることで、良好な白色画像を得ることが可能となる。

30

【 0 0 2 6 】

また、生体は図3に示すように赤領域の反射率が高いため、照明はG領域にウェイトを置いた方が、R領域とG領域とで得られる輝度情報をよりバランス良い強度比で得ることが可能となる。つまり、R領域の短波長側の実質的な感度限界波長（感度ピークに対して25%となる波長）よりも、第1の波長帯域の短波長側波長（ピーク波長の強度に対して25%となる波長）を短波長側とすることで更に良好な白色画像を得ることが可能となる。

40

【 0 0 2 7 】

特に、観察する生体組織として小腸が選択される場合には、胃や大腸に比べて生体的構造に変化が少ないので観察シーンが安定的であり、2つの狭い波長帯域の照明光でも十分に白色光画像を推定することができる。

【 0 0 2 8 】

50

なお、本実施形態に係る生体内観察装置 1 においては、出血領域の存在を確認するための画像を記憶部 4 に記憶していくこととしたが、これに代えて、取得された画像から出血領域の有無を判定する判定部（図示略）を設け、該判定部により出血領域が存在する疑いがあると判定された画像についてのみ記憶部 4 に記憶していくことにしてもよい。

【0029】

また、図 4 に示されるように、本実施形態に係る生体内観察装置 1 を透明なカプセル状の筐体 6 内に収容したカプセル型内視鏡装置 10 を構成することにしてもよい。図 4 においては、記憶部 4 に代えて、取得された画像を体外に向けて発信する発信部 7 を備えたものを示している。

【0030】

カプセル型内視鏡装置 10 の場合には、図示しないバッテリーにより駆動されるので、本実施形態に係る生体内観察装置 1 のように 2 つの狭い波長帯域の照明光を照射する照明部 2 として、2 種の単色 LED を使用することができ、バッテリーの消費を軽減することができるという効果がある。すなわち、2 種の単色 LED からの照明のみによっても、画像推定により白色光画像を得ることができる。発光効率の低い白色 LED を使用する場合と比較して、バッテリーの消費を軽減できる。

【0031】

また、バッテリー容量が十分な場合には、容量を減らすことが可能となり、その場合には、筐体 6 の小型化、装置全体の小型軽量化を図ることができるという利点がある。

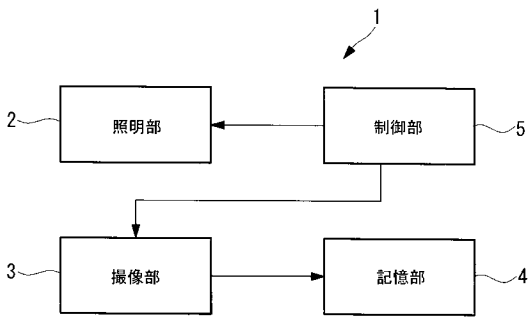
また、出血領域の有無の判定結果をフィードバックして、出血の疑いがある領域に対して再撮影を行う際に、バッテリーの消費が軽減された分を利用して、照明光の強度を増大させることもできる。

【符号の説明】

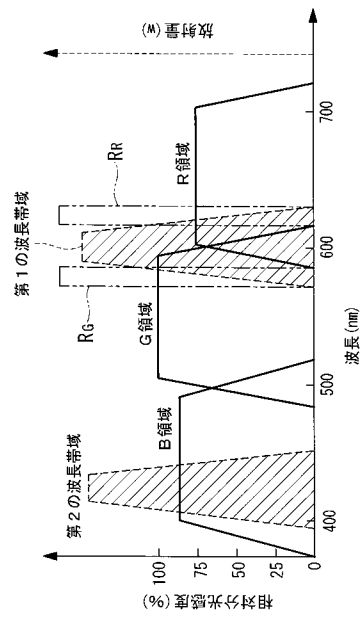
【0032】

- 1 生体内観察装置
- 2 照明部
- 3 撮像部
- 6 筐体
- 10 カプセル型内視鏡装置

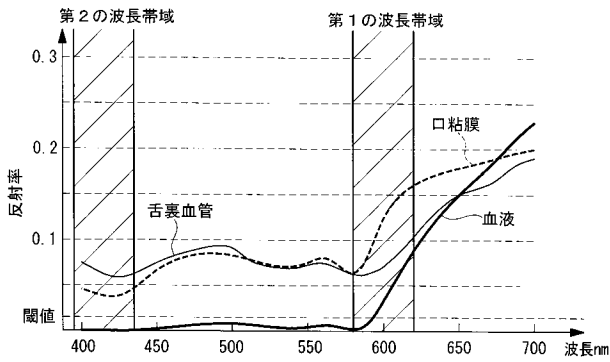
【 図 1 】



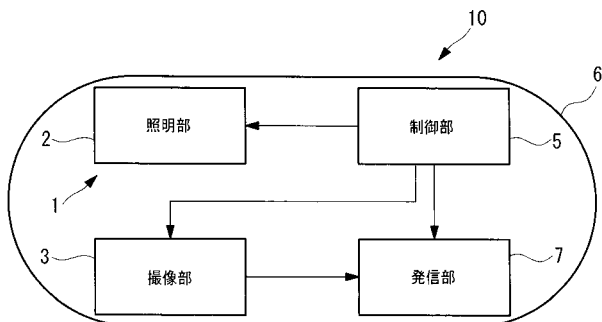
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



【手続補正書】

【提出日】平成24年9月27日(2012.9.27)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

中心波長が約600nmである第1の波長帯域の照明光と中心波長が約415nmである第2の波長帯域の照明光を発生する照明部と、

前記2つの波長帯域の光にそれぞれ感度を有する撮像素子と撮像光学系とからなる撮像部と、

該撮像部により撮像された画像を記憶する記憶部と、

前記2つの波長帯域の照明光を時分割に交互に射出するように前記照明部を制御し、前記2つの波長帯域の照明光がそれぞれ射出されたときに取得された画像を前記記憶部に出力するように前記撮像部を制御する制御部とを備え、

白色画像を生成するために、前記撮像素子が、R領域、G領域およびB領域にそれぞれ感度を有する画素を備え、前記第1の波長帯域が、前記撮像素子のG領域およびR領域の両方に含まれ、前記第2の波長帯域が、前記撮像素子のB領域に含まれ、

前記照明部からの第1の波長帯域の照明光に対して、血液および背景組織が所定の閾値より高い反射率を有し、第2の波長帯域の照明光に対して、血液が前記閾値より低い反射率を有し、以下の条件を満足する生体内観察装置。

$$(R1b/R1a) > (R2b/R2a)$$

ここで、R1aは、第1の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R1bは、第1の波長帯域の照明光に対する血液の反射率、R2aは、第2の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R2bは、第2の波長帯域の照明光に対する血液の反射率である。

【請求項2】

カプセル状の筐体と、

該筐体内に密封状態に配置された請求項1に記載の生体内観察装置とを備えるカプセル型内視鏡装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の第1の態様は、中心波長が約600nmである第1の波長帯域の照明光と中心波長が約415nmである第2の波長帯域の照明光を発生する照明部と、前記2つの波長帯域の光にそれぞれ感度を有する撮像素子と撮像光学系とからなる撮像部と、該撮像部により撮像された画像を記憶する記憶部と、前記2つの波長帯域の照明光を時分割に交互に射出するように前記照明部を制御し、前記2つの波長帯域の照明光がそれぞれ射出されたときに取得された画像を前記記憶部に出力するように前記撮像部を制御する制御部とを備え、白色画像を生成するために、前記撮像素子が、R領域、G領域およびB領域にそれぞれ感度を有する画素を備え、前記第1の波長帯域が、前記撮像素子のG領域およびR領域の両方に含まれ、前記第2の波長帯域が、前記撮像素子のB領域に含まれ、前記照明部からの第1の波長帯域の照明光に対して、血液および背景組織が所定の閾値より高い反射率を有し、第2の波長帯域の照明光に対して、血液が前記閾値より低い反射率を有し、以下の条件を満足する生体内観察装置である。

$$(R1b / R1a) > (R2b / R2a)$$

ここで、R1aは、第1の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R1bは、第1の波長帯域の照明光に対する血液の反射率、R2aは、第2の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R2bは、第2の波長帯域の照明光に対する血液の反射率である。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

また、照明部として、撮像素子のG領域およびR領域の両方に含まれる波長の単色LED、および撮像素子のB領域に含まれる波長の単色LEDの2種の単色LEDを採用することができる。この発光効率の良い単色LEDを採用することで、一般の白色LEDよりも消費電力を抑えることが可能となり、長寿命化やバッテリーの小型化が可能となる。

【手続補正書】

【提出日】平成25年1月28日(2013.1.28)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

中心波長が約600nmである第1の波長帯域の照明光と中心波長が約415nmである第2の波長帯域の照明光を発生する照明部と、

前記2つの波長帯域の光にそれぞれ感度を有する撮像素子と撮像光学系とからなる撮像部と、

該撮像部により撮像された画像を記憶する記憶部と、

前記2つの波長帯域の照明光を時分割に交互に射出するように前記照明部を制御し、前記2つの波長帯域の照明光がそれぞれ射出されたときに取得された画像を前記記憶部に出力するように前記撮像部を制御する制御部とを備え、

R領域の短波長側とG領域の長波長側で、それぞれの実質的な感度幅である、各領域における感度ピークに対して25%以上の感度となる波長の幅のクロスする幅よりも、前記第1の波長帯域の帯域幅が広く、前記第1の波長帯域の照明光と前記第2の波長帯域の照明光から、前記R領域に感度を有する前記撮像素子の画素が、前記第1の波長帯域のうち長波長側で前記R領域に独立した輝度情報を得て、前記G領域に感度を有する前記撮像素子の画素が、前記第1の波長帯域のうち短波長側で前記G領域に独立した輝度情報を得て、RGB各領域に独立した輝度情報を得ることにより、白色画像を生成し、

前記照明部からの前記第1の波長帯域の照明光に対して、血液および背景組織が所定の閾値より高い反射率を有し、前記第2の波長帯域の照明光に対して、血液が前記閾値より低い反射率を有し、以下の条件を満足する生体内観察装置。

$$(R1b / R1a) > (R2b / R2a)$$

ここで、R1aは、前記第1の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R1bは、前記第1の波長帯域の照明光に対する血液の反射率、R2aは、前記第2の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R2bは、前記第2の波長帯域の照明光に対する血液の反射率である。

【請求項2】

カプセル状の筐体と、

該筐体内に密封状態に配置された請求項1に記載の生体内観察装置とを備えるカプセル型内視鏡装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の第1の態様は、中心波長が約600nmである第1の波長帯域の照明光と中心波長が約415nmである第2の波長帯域の照明光を発生する照明部と、前記2つの波長帯域の光にそれぞれ感度を有する撮像素子と撮像光学系とからなる撮像部と、該撮像部により撮像された画像を記憶する記憶部と、前記2つの波長帯域の照明光を時分割に交互に射出するように前記照明部を制御し、前記2つの波長帯域の照明光がそれぞれ射出されたときに取得された画像を前記記憶部に出力するように前記撮像部を制御する制御部とを備え、R領域の短波長側とG領域の長波長側で、それぞれの実質的な感度幅である、各領域における感度ピークに対して25%以上の感度となる波長の幅のクロスする幅よりも、前記第1の波長帯域の帯域幅が広く、前記第1の波長帯域の照明光と前記第2の波長帯域の照明光から、前記R領域に感度を有する前記撮像素子の画素が、前記第1の波長帯域のうち長波長側で前記R領域に独立した輝度情報を得て、前記G領域に感度を有する前記撮像素子の画素が、前記第1の波長帯域のうち短波長側で前記G領域に独立した輝度情報を得て、RGB各領域に独立した輝度情報を得ることにより、白色画像を生成し、前記照明部からの前記第1の波長帯域の照明光に対して、血液および背景組織が所定の閾値より高い反射率を有し、前記第2の波長帯域の照明光に対して、血液が前記閾値より低い反射率を有し、以下の条件を満足する生体内観察装置である。

$$(R1b / R1a) > (R2b / R2a)$$

ここで、R1aは、前記第1の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R1bは、前記第1の波長帯域の照明光に対する血液の反射率、R2aは、前記第2の波長帯域の照明光に対する背景組織の反射率、R2bは、前記第2の波長帯域の照明光に対する血液の反射率である。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/079343
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/06 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2010-75513 A (Fujifilm Corp.), 08 April 2010 (08.04.2010), paragraphs [0014] to [0017], [0046]; fig. 3 (Family: none)	1-3
X	JP 2007-202589 A (President of National Cancer Center), 16 August 2007 (16.08.2007), paragraphs [0023] to [0035]; fig. 2(a), 2(b) (Family: none)	1-3
X	JP 2006-141711 A (Olympus Corp.), 08 June 2006 (08.06.2006), paragraphs [0023] to [0027]; fig. 3(a), 3(b) & US 2007/0149854 A1	1-3
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 17 January, 2012 (17.01.12)		Date of mailing of the international search report 31 January, 2012 (31.01.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.
Facsimile No.		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/079343

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2009-66147 A (Olympus Medical Systems Corp.), 02 April 2009 (02.04.2009), paragraphs [0023], [0106], [0113] to [0124]; fig. 4 (Family: none)	1-3

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/079343									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/06											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	JP 2010-75513 A (富士フイルム株式会社) 2010.04.08, 段落【0014】 - 【0017】、【0046】、図3 (ファミリーなし)	1-3									
X	JP 2007-202589 A (国立がんセンター総長) 2007.08.16, 【0023】 - 【0035】、図2 (a)、図2 (b) (ファミリーなし)	1-3									
X	JP 2006-141711 A (オリンパス株式会社) 2006.06.08, 段落【0023】 - 【0027】、図3 (a)、図3 (b) & US 2007/0149854 A1	1-3									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 17.01.2012		国際調査報告の発送日 31.01.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 植熊 政一	2Q 4460								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2011/079343

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2009-66147 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.04.02, 段落【0023】、【0106】、【0113】－【0124】、図4 (ファミリーなし)	1-3

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, T J, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, R O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, H U, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI , NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	体内观察装置和胶囊内窥镜装置		
公开(公告)号	JPWO2012098798A1	公开(公告)日	2014-06-09
申请号	JP2012544772	申请日	2011-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	越川豊		
发明人	越川豊		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B5/0059 A61B2562/162		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.320.B		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/AA03 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF40 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR11 4C161/RR26 4C161/TT13		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2011007220 2011-01-17 JP		
其他公开文献	JP5220961B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

小肠中的微小出血被鉴定为具有良好的敏感性，从而可以容易地检测出未鉴定出的出血患者中是否存在出血。本发明提供一种体内检查装置(1)，该体内检查装置(1)具有照射单元(2)，该照射单元(2)发出不同波长带的两种照明光。图像获取单元(3)，其对从照明单元(2)发出的两种照明光的波长带具有灵敏度。血液和背景组织对于从照明单元(2)发射的第一波长带中的照明光具有比预定阈值高的反射率，血液对于第二波长带中的照明光具有比阈值低的反射率，并且满足 $(R1b / R1a) > (R2b / R2a)$ 的条件，其中R1a是背景组织对第一波段的照明光的反射率，R1b是血液对照明光的反射率 在第一波长带中，R2a是背景组织相对于第二波长带中的照明光的反射率，并且R2b是血液相对于第二波长带中的照明光的反射率。

[图3]

