

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5220961号
(P5220961)

(45) 発行日 平成25年6月26日(2013.6.26)

(24) 登録日 平成25年3月15日(2013.3.15)

(51) Int.Cl. F I
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
 A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 2 (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-544772 (P2012-544772)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成23年12月19日(2011.12.19)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2011/079343</p> <p>(87) 国際公開番号 W02012/098798</p> <p>(87) 国際公開日 平成24年7月26日(2012.7.26)</p> <p>審査請求日 平成24年9月27日(2012.9.27)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2011-7220 (P2011-7220)</p> <p>(32) 優先日 平成23年1月17日(2011.1.17)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 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43番2号</p> <p>(74) 代理人 100118913 弁理士 上田 邦生</p> <p>(74) 代理人 100112737 弁理士 藤田 考晴</p> <p>(72) 発明者 越川 豊 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内</p> <p>審査官 樋熊 政一</p>
---	--

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) 【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へ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。

【発明の詳細な説明】

10

【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。

20

【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】

【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。

30

【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】

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

40

50

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。

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。

【0008】

20

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。

【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】

30

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。

【発明の効果】

【0011】

40

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。

【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】

50

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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 6 0 0 n m の中心波長を有し、例えば、4 0 n m 程度の帯域幅を有している。第 2 の波長帯域は、約 4 1 5 n m の中心波長を有し、例えば、4 0 n m 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 2 5 % 以上の強度となる波長の幅である。

【 0 0 1 5 】

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 3 8 0 ~ 5 2 0 n m の B 領域、約 4 6 0 ~ 6 1 0 n m の G 領域、約 5 9 0 ~ 7 4 0 n m 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 5 5 0 n m の感度）に対して 2 5 % 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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

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

【 0 0 1 8 】

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。

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 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

10

20

30

40

50

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。

【 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。

10

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。

【 0 0 2 4 】

20

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、R G B 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 】

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。

【 0 0 2 9 】

50

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 内に收容したカプセル型内視鏡装置 10 を構成することにもよい。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。

【 0 0 3 0 】

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、バッテリーの消耗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、バッテリーの消耗を軽減できる。

10

【 0 0 3 1 】

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、バッテリーの消耗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。

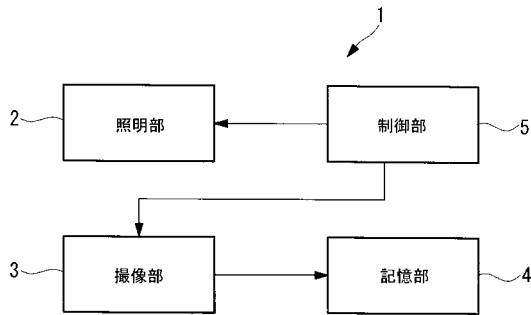
【 符号の説明 】

【 0 0 3 2 】

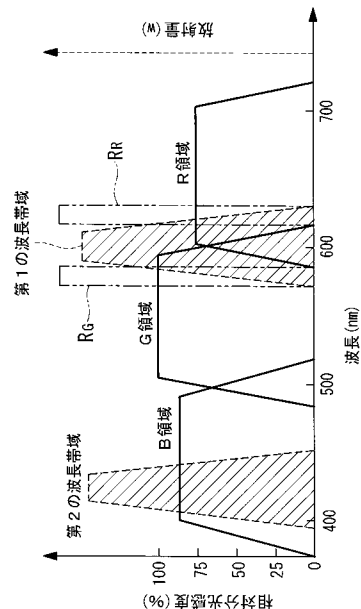
- 1 生体内観察装置
- 2 照明部
- 3 撮像部
- 6 筐体
- 10 カプセル型内視鏡装置

20

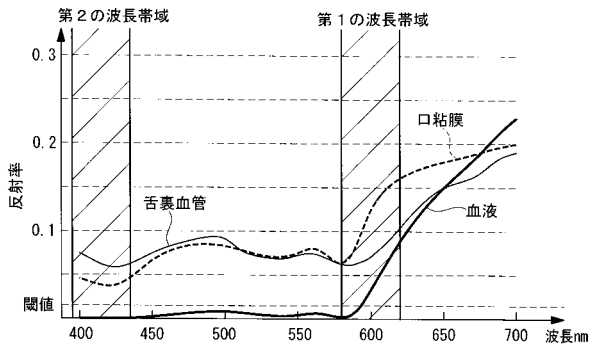
【 図 1 】



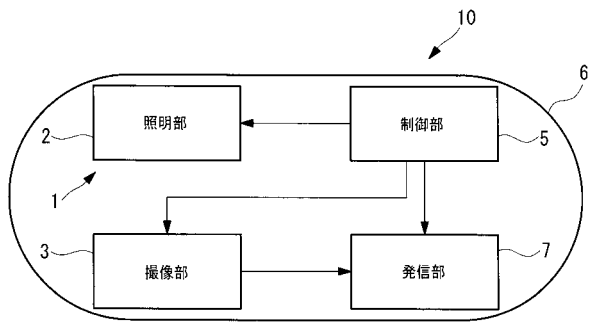
【 図 2 】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-202589(JP,A)
特開2010-075513(JP,A)
特開2009-066147(JP,A)
特開2006-141711(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	体内观察装置和胶囊内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5220961B2	公开(公告)日	2013-06-26
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		
当前申请(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		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2011007220 2011-01-17 JP		
其他公开文献	JPWO2012098798A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

小肠中的微小出血也被敏感地提取，以容易地检测出未知患者是否存在出血。用于产生具有不同波段的两种照明光的照明单元(2)，以及对来自照明部(2)的两种照明光的波段具有灵敏度的成像单元(3)对于来自部分(2)的第一波长带的照明光，血液和背景组织具有高于预定阈值的反射率，并且对于第二波长带的照明光，血液高于阈值本发明提供一种体内观察装置(1)，其具有低反射率并且满足条件 $(R1b / R1a) > (R2b / R2a)$ 。这里，R1a是背景组织对第一波长带的照明光的反射率，R1b是血液对第一波长带的照射光的反射率，R2a是第二波长带的照射光的反射率。背景组织的反射率R2b是第二波长带中的血液对照射光的反射率。

