

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/072432

発行日 平成29年3月16日(2017.3.16)

(43) 国際公開日 平成27年5月21日(2015.5.21)

(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 2 0 B	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 0 0 D	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

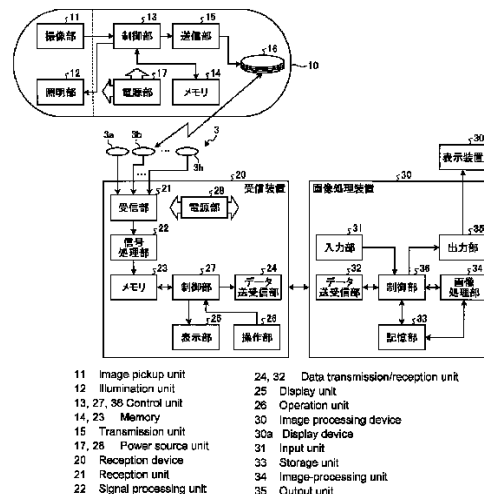
出願番号	特願2015-516328 (P2015-516328)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/079757		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成26年11月10日(2014.11.10)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2013-236196 (P2013-236196)	(74) 代理人	100089118
(32) 優先日	平成25年11月14日(2013.11.14)		弁理士 酒井 宏明
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	葉袋 哲夫
(31) 優先権主張番号	特願2013-236197 (P2013-236197)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成25年11月14日(2013.11.14)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	内山 昭夫
			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
		Fターム(参考)	4C161 DD07 FF14 HH51 NN01 NN05
			QQ02 QQ09 RR02 RR03 RR04
			RR05 RR26 TT15 WW04 WW15
			WW19

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡及びカプセル型内視鏡システム

(57) 【要約】

被検体内を照明する光源として白色LEDを用い、所望の色成分のデータレベルの高い画像を取得することができるカプセル型内視鏡及びカプセル型内視鏡システムを提供する。カプセル型内視鏡10は、電流が流れることにより第1の波長成分を含む光を発生する発光素子と、第1の波長成分を含む光を吸収することにより第1の波長成分とは異なる第2の波長成分を含む光を発生する蛍光体とを有し、第1及び第2の波長成分を含む照明光を発光可能な照明部12と、照明部12が発生した照明光により照明された被検体内を撮像して、画像データを取得する撮像部11と、撮像部11の撮像動作と同期して、照明部12に流す電流の大きさを変化させることにより、照明部12が発生する照明光の分光特性を切り替える制御を行う制御部13とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電流が流れることにより第 1 の波長成分を含む光を発生する発光素子と、前記第 1 の波長成分を含む光を吸収することにより前記第 1 の波長成分とは異なる第 2 の波長成分を含む光を発生する蛍光体とを有し、前記第 1 及び第 2 の波長成分を含む照明光を発光可能な照明手段と、

前記照明手段が発生した照明光により照明された被検体内を撮像して、画像データを取得する撮像手段と、

前記撮像手段の撮像動作と同期して、前記照明手段に流す電流の大きさを変化させることにより、前記照明手段が発生する照明光の分光特性を切り替える制御を行う制御手段と

10

、
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 2】

前記制御手段は、静止画撮像の 1 回の露光期間中に、前記照明手段が発生する照明光の分光特性を切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 3】

前記制御手段は、前記撮像手段による撮像動作が開始した際に、第 1 の分光特性を有する光を所定期間発光させた後、前記第 1 の分光特性とは異なる第 2 の分光特性を有する光を所定期間発光させることを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 4】

20

前記第 1 の分光特性と前記第 2 の分光特性とは、前記照明手段が発生する照明光に含まれる前記第 1 の波長成分と前記第 2 の波長成分との強度比が異なることを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 5】

前記第 1 の波長成分の中心波長は、前記第 2 の波長成分の中心波長よりも短く、

前記第 1 の分光特性において、前記第 2 の波長成分に対する前記第 1 の波長成分の強度比は 1 より大きく、

前記第 2 の分光特性において、前記第 2 の波長成分に対する前記第 1 の波長成分の強度比は、前記第 1 の分光特性における前記強度比より小さいことを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル型内視鏡。

30

【請求項 6】

前記第 1 の分光特性を有する光の発光期間は、前記第 2 の分光特性を有する光の発光期間よりも長いことを特徴とする請求項 5 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 7】

前記第 1 の波長成分は、400nm～470nmのいずれかであることを特徴とする請求項 1～6 のいずれか 1 項に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 8】

請求項 1～7 のいずれか 1 項に記載のカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡が取得した画像データを処理する画像処理装置と、
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

40

【請求項 9】

前記撮像手段は、赤、緑、青の各色成分の画像データを取得し、

前記画像処理装置は、前記画像データに基づき、前記各色成分の分光画像を作成することを特徴とする請求項 8 に記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 10】

電流が流れることにより第 1 の波長成分を含む光を発生する発光素子と、前記第 1 の波長成分を含む光を吸収することにより前記第 1 の波長成分とは異なる第 2 の波長成分を含む光を発生する蛍光体とを有し、前記第 1 及び第 2 の波長成分を含む照明光を発光可能な照明手段と、

前記照明手段が発生した照明光により照明された被検体内を撮像して、画像データを取

50

得する撮像手段と、

前記撮像手段の撮像動作と同期して、前記照明手段に流す電流の大きさを変化させることにより、前記照明手段が発生する照明光の分光特性を切り替える制御を行う制御手段と、
を備え、

前記制御手段は、前記撮像手段に対し、所定の撮像間隔で、分光特性が互いに異なる複数種類の照明光の下で複数回の撮像をそれぞれ行う一連の撮像動作を、所定の周期で繰り返し実行させることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 1 1】

前記複数種類の照明光は、前記照明手段が発生する照明光に含まれる前記第 1 の波長成分と前記第 2 の波長成分との強度比が互いに異なる照明光であることを特徴とする請求項 1 0 に記載のカプセル型内視鏡。

10

【請求項 1 2】

前記第 1 の波長成分の中心波長は、前記第 2 の波長成分の中心波長よりも短く、

前記制御手段は、前記撮像手段に対し、前記第 2 の波長成分に対する前記第 1 の波長成分の強度比が 1 より大きい第 1 の分光特性を有する照明光の下での第 1 回目の撮像と、前記第 2 の波長成分に対する前記第 1 の波長成分の強度比が前記第 1 の分光特性における前記強度比より小さい第 2 の分光特性を有する照明光の下での第 2 回目の撮像とを、前記撮像間隔で実行させることを特徴とする請求項 1 1 に記載のカプセル型内視鏡。

20

【請求項 1 3】

前記第 1 回目の撮像における露光時間は、前記第 2 回目の撮像における露光時間よりも長いことを特徴とする請求項 1 2 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 1 4】

前記第 1 の波長成分は、400nm～470nmのいずれかであることを特徴とする請求項 1 0～1 3 のいずれか 1 項に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 1 5】

請求項 1 0～1 4 のいずれか 1 項に記載のカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡が取得した画像データを処理する画像処理装置と、
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

30

【請求項 1 6】

前記画像処理装置は、前記複数回の撮像によりそれぞれ取得された画像データに基づき、複数の画像をそれぞれ作成し、前記複数の画像の間で対応する画素の画素値を加算することにより合成画像を作成することを特徴とする請求項 1 5 に記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 1 7】

前記画像処理装置は、前記複数回の撮像によりそれぞれ取得された画像データに基づき、複数の画像をそれぞれ作成し、前記複数の画像のうちのいずれかの画像内において飽和している画素の画素値を、前記複数の画像のうちの他の画像内の対応する画素の画素値に置き換えることにより合成画像を作成することを特徴とする請求項 1 5 に記載のカプセル型内視鏡システム。

40

【請求項 1 8】

前記撮像手段は、赤、緑、青の各色成分の画像データを取得し、

前記画像処理装置は、前記複数回の撮像によりそれぞれ取得された画像データに基づき、前記各色成分の分光画像を作成することを特徴とする請求項 1 5 に記載のカプセル型内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、被検体内に導入されて該被検体内を撮像することにより画像情報を取得するカプセル型内視鏡、及びカプセル型内視鏡が取得した画像情報を用いて被検体内の画像を作成するカプセル型内視鏡システムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

被検体内を撮像する内視鏡の分野においては、複数種類の波長成分の光（即ち、複数色の色光）を被検体に照射して撮像を行うことにより、各色成分の分光画像を取得する技術が知られている。一例として、狭帯域バンドパスフィルタを用いて照明光の波長帯域を狭帯域化した狭帯域フィルタ内蔵電子内視鏡システム（Narrow Band Imaging：以下、N B Iという）が挙げられる。N B Iにおいては、狭帯域バンドパスフィルタによって狭帯域化した赤（R）、緑（G）、青（B）の各色光を被検体内の臓器等に順次照射する面順次方式によって各色成分の分光画像を撮像する。

10

【 0 0 0 3 】

また、近年では、被検体内に嚥下され、消化管内を移動しながら撮像を行うカプセル型内視鏡においても、各色成分の分光画像を取得する技術が検討されている（例えば、特許文献1参照）。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

20

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 3 1 9 4 4 2 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

ところで、被検体内においては、ヘモグロビンの吸収帯域である波長 4 1 5 n m 及びその近傍の色成分（即ち、青色成分）が吸収され易い。一方、カプセル型内視鏡においては、従来、光源として白色 L E D が用いられている。このため、被検体内に照射した白色光の反射光に基づく画像データにおいては、被検体内における吸収が比較的少ない赤色成分のデータと比べて青色成分のデータのレベルが非常に低くなり、暗い分光画像しか得ることができなかった。しかしながら、青色成分のデータは、被検体内の表層組織の微細な構造をよく反映しているため、青色成分のデータのレベルが高い画像の取得が望まれている。

30

【 0 0 0 6 】

青色成分のデータのレベルを高くするためには、上述した N B I のように、白色光を狭帯域化し、各色成分の光を被検体内に順次照射することも考えられる。しかしながら、被検体に嚥下させるカプセル型内視鏡に狭帯域フィルタ等を設けることは、大きさの制約があり困難である。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、所望の色成分のデータレベルの高い画像を取得することができるカプセル型内視鏡及びカプセル型内視鏡システムを提供することを目的とする。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係るカプセル型内視鏡は、電流が流れることにより第 1 の波長成分を含む光を発生する発光素子と、前記第 1 の波長成分を含む光を吸収することにより前記第 1 の波長成分とは異なる第 2 の波長成分を含む光を発生する蛍光体とを有し、前記第 1 及び第 2 の波長成分を含む照明光を発光可能な照明手段と、前記照明手段が発生した照明光により照明された被検体内を撮像して、画像データを取得する撮像手段と、前記撮像手段の撮像動作と同期して、前記照明手段に流す電流の大きさを変化させることにより、前記照明手段が発生する照明光の分光特性を切り替え

50

る制御を行う制御手段と、を備えることを特徴とする。

【0009】

上記カプセル型内視鏡において、前記制御手段は、静止画撮像の1回の露光期間中に、前記照明手段が発生する照明光の分光特性を切り替えることを特徴とする。

【0010】

上記カプセル型内視鏡において、前記制御手段は、前記撮像手段による撮像動作が開始した際に、第1の分光特性を有する光を所定期間発光させた後、前記第1の分光特性とは異なる第2の分光特性を有する光を所定期間発光させることを特徴とする。

【0011】

上記カプセル型内視鏡において、前記第1の分光特性と前記第2の分光特性とは、前記照明手段が発生する照明光に含まれる前記第1の波長成分と前記第2の波長成分との強度比が異なることを特徴とする。

10

【0012】

上記カプセル型内視鏡において、前記第1の波長成分の中心波長は、前記第2の波長成分の中心波長よりも短く、前記第1の分光特性において、前記第2の波長成分に対する前記第1の波長成分の強度比は1より大きく、前記第2の分光特性において、前記第2の波長成分に対する前記第1の波長成分の強度比は、前記第1の分光特性における前記強度比より小さいことを特徴とする。

【0013】

上記カプセル型内視鏡において、前記第1の分光特性を有する光の発光期間は、前記第2の分光特性を有する光の発光期間よりも長いことを特徴とする。

20

【0014】

上記カプセル型内視鏡において、前記第1の波長成分は、400nm～470nmのいずれかであることを特徴とする。

【0015】

本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記カプセル型内視鏡と、前記カプセル型内視鏡が取得した画像データを処理する画像処理装置と、を備えることを特徴とする。

【0016】

上記カプセル型内視鏡システムにおいて、前記撮像手段は、赤、緑、青の各色成分の画像データを取得し、前記画像処理装置は、前記画像データに基づき、前記各色成分の分光画像を作成することを特徴とする。

30

【0017】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡は、電流が流れることにより第1の波長成分を含む光が発生する発光素子と、前記第1の波長成分を含む光を吸収することにより前記第1の波長成分とは異なる第2の波長成分を含む光が発生する蛍光体とを有し、前記第1及び第2の波長成分を含む照明光を発光可能な照明手段と、前記照明手段が発生した照明光により照明された被検体内を撮像して、画像データを取得する撮像手段と、前記撮像手段の撮像動作と同期して、前記照明手段に流す電流の大きさを変化させることにより、前記照明手段が発生する照明光の分光特性を切り替える制御を行う制御手段と、を備え、前記制御手段は、前記撮像手段に対し、所定の撮像間隔で、分光特性が互いに異なる複数種類の照明光の下で複数回の撮像をそれぞれ行う一連の撮像動作を、所定の周期で繰り返し実行させることを特徴とする。

40

【0018】

上記カプセル型内視鏡において、前記複数種類の照明光は、前記照明手段が発生する照明光に含まれる前記第1の波長成分と前記第2の波長成分との強度比が互いに異なる照明光であることを特徴とする。

【0019】

上記カプセル型内視鏡において、前記第1の波長成分の中心波長は、前記第2の波長成分の中心波長よりも短く、前記制御手段は、前記撮像手段に対し、前記第2の波長成分に対する前記第1の波長成分の強度比が1より大きい第1の分光特性を有する照明光の下で

50

の第 1 回目の撮像と、前記第 2 の波長成分に対する前記第 1 の波長成分の強度比が前記第 1 の分光特性における前記強度比より小さい第 2 の分光特性を有する照明光の下での第 2 回目の撮像とを、前記撮像間隔で実行させることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

上記カプセル型内視鏡において、前記第 1 回目の撮像における露光時間は、前記第 2 回目の撮像における露光時間よりも長いことを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

上記カプセル型内視鏡において、前記第 1 の波長成分は、400nm～470nmのいずれかであることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記カプセル型内視鏡と、前記カプセル型内視鏡が取得した画像データを処理する画像処理装置と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

上記カプセル型内視鏡システムにおいて、前記画像処理装置は、前記複数回の撮像によりそれぞれ取得された画像データに基づき、複数の画像をそれぞれ作成し、前記複数の画像の間で対応する画素の画素値を加算することにより合成画像を作成することを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

上記カプセル型内視鏡システムにおいて、前記画像処理装置は、前記複数回の撮像によりそれぞれ取得された画像データに基づき、複数の画像をそれぞれ作成し、前記複数の画像のうちのいずれかの画像内において飽和している画素の画素値を、前記複数の画像のうちの他の画像内の対応する画素の画素値に置き換えることにより合成画像を作成することを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

上記カプセル型内視鏡システムにおいて、前記撮像手段は、赤、緑、青の各色成分の画像データを取得し、前記画像処理装置は、前記複数回の撮像によりそれぞれ取得された画像データに基づき、前記各色成分の分光画像を作成することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 2 6 】

本発明によれば、撮像動作と同期して、被検体内を照明する光の分光特性を切り替えるので、所望の色成分のデータレベルの高い画像を取得することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 7 】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

【図 2】図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡システムに対応するブロック図である。

【図 3】図 3 は、擬似白色方式の白色 LED の構造の一例を示す模式図である。

【図 4 A】図 4 A は、図 3 に示す青色 LED の分光特性を模式的に示すグラフである。

【図 4 B】図 4 B は、図 3 に示す蛍光体が発生する蛍光の分光特性を模式的に示すグラフである。

【図 5】図 5 は、色度図である。

【図 6】図 6 は、白色 LED が放射する白色光の分光特性（駆動電流を強くした場合）を模式的に示すグラフである。

【図 7】図 7 は、白色 LED が放射する白色光の分光特性（駆動電流を弱くした場合）を模式的に示すグラフである。

【図 8】図 8 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の制御部による制御動作を説明するための図である。

【図 9 A】図 9 A は、撮像期間ごとに撮像部が出力する画像データのデータレベル（分光特性を変化させた場合）を示す模式図である。

【図 9 B】図 9 B は、撮像期間ごとに撮像部が出力する画像データのデータレベル（分光

10

20

30

40

50

特性を一定にした場合)を示す模式図である。

【図 1 0】図 1 0 は、実施の形態 2 における制御部の制御動作を説明するための図である。

【図 1 1 A】図 1 1 A は、撮像部が 1 回撮像を行うごとに出力する画像データのデータレベル(駆動電流を強くした場合)を示す模式図である。

【図 1 1 B】図 1 1 B は、撮像部が 1 回撮像を行うごとに出力する画像データのデータレベル(駆動電流を弱くした場合)を示す模式図である。

【図 1 2】図 1 2 は、変形例 1 における制御部の制御動作を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下に、本発明に係るカプセル型内視鏡及びカプセル型内視鏡システムの実施の形態を、図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。また、各図面の記載において、同一部分には同一の符号を付して示している。

【0029】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。図 1 に示すように、実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システム 1 は、被検体 2 内に導入されて該被検体 2 内を撮像することにより画像データを取得し、無線信号に重畳して送信するカプセル型内視鏡 1 0 と、カプセル型内視鏡 1 0 から送信された無線信号を、被検体 2 に装着された受信アンテナユニット 3 を介して受信する受信装置 2 0 と、カプセル型内視鏡 1 0 が取得した画像データを、受信装置 2 0 を介して取り込み、該画像データを用いて被検体 2 内の画像を作成する画像処理装置 3 0 とを備える。

【0030】

図 2 は、カプセル型内視鏡システム 1 を示すブロック図である。

カプセル型内視鏡 1 0 は、被検体 2 が嚥下可能な大きさのカプセル形状の筐体に撮像素子等の各種部品を内蔵した装置であり、被検体 2 内を撮像する撮像部 1 1 と、被検体 2 内を照明する照明部 1 2 と、制御部 1 3 と、メモリ 1 4 と、送信部 1 5 と、アンテナ 1 6 と、電源部 1 7 とを備える。

【0031】

撮像部 1 1 は、例えば、受光面に結像された光学像から被検体 2 内を表す撮像信号を生成して出力する CCD や CMOS 等の撮像素子と、該撮像素子の受光面側に配設された対物レンズ等の光学系とを含む。撮像素子は、赤(R)、緑(G)、青(B)の各色成分(波長成分)に対応する画像データ(Rデータ、Gデータ、Bデータ)を出力するカラーセンサである。

【0032】

照明部 1 2 は、白色光を放射する白色 LED (Light Emitting Diode) を有する。ここで、白色 LED の発光方式には、青色 LED 及び補色である黄色の蛍光体を用いる方式(以下、擬似白色方式という)、紫色(又は近紫外) LED 及び赤色・緑色・青色の 3 種の蛍光体を用いる方式、並びに、赤色・緑色・青色でそれぞれ発光する 3 種の LED を組み合わせる方式とが知られている。実施の形態 1 においては、これらの方式のうち、擬似白色方式の白色 LED を用いる。

【0033】

図 3 は、擬似白色方式の白色 LED の発光の仕組みを説明するための模式図である。図 3 に示すように、白色 LED は、基板 1 2 1 と、該基板 1 2 1 上に配置されたキャビティ 1 2 2 と、基板 1 2 1 上に実装された青色 LED 1 2 3 と、キャビティ 1 2 2 内に配置されて青色 LED 1 2 3 を覆う蛍光体 1 2 4 と、これらの各部を封止する透明樹脂 1 2 5 とを備える。青色 LED 1 2 3 は、例えば窒化ガリウム結晶を含み、電流が流れることにより、中心波長 λ_1 (λ_1 は例えば 400 nm ~ 470 nm 程度)の青色光を発生する(図 4 A 参照)。一方、蛍光体 1 2 4 は、例えば YAG (イットリウム・アルミニウム・ガーネ

10

20

30

40

50

ット)系の黄色の蛍光剤をエポキシやシリコン樹脂等の透明の樹脂材料に混合したものであり、青色LED123が発光した青色光により励起され、中心波長 λ_2 ($\lambda_2 > \lambda_1$ 、 λ_2 は例えば520nm~640nm程度)の黄色光(蛍光)を発生する(図4B参照)。

【0034】

このような白色LEDに駆動電流を流すと、青色LED123から発生した青色光の一部が蛍光体124を透過し、残りが蛍光体124に吸収される。蛍光体124は、吸収した青色光により励起されて黄色光を発生する。その結果、蛍光体124を透過した青色光と蛍光体124が発生した黄色光とが混色され、白色光が放射される。

【0035】

図5は、混色の原理を説明するための色度図である。色度図の境界線(端部)上の各座標は純色の色成分を示し、境界線に記された数値は各色成分の波長を示す。また、境界線の内部の各座標は混色を示す。このような色度図において、中央付近の白色領域Wを通る直線(例えば直線L)の両端に示す色成分(例えば波長 λ_1 、 λ_2)を所定範囲の比率で混色することにより、白色光を生成することができる。

【0036】

図6及び図7は、白色LEDが放射する白色光の分光特性を模式的に示すグラフであり、図6は、図7と比較して、白色LEDの駆動電流を強くした場合を示している。ここで、青色LED123が発光した青色光のうち、蛍光体124が吸収可能な光量には上限がある。このため、電流の強さを変化させても、蛍光体124が発生する黄色光の強度はあまり変化しない。一方、駆動電流を強くすると、青色LED123から発生し、蛍光体124に吸収されずに透過する青色光の強度が強くなる。

【0037】

そこで、白色LED(青色LED123)の駆動電流を変化させることにより、白色LEDが放射する白色光の分光特性を変化させることができる。具体的には、駆動電流を強くすることにより、図6に示すように、中心波長 λ_2 の黄色成分よりも中心波長 λ_1 の青色成分の発光強度が強い分光特性C1の白色光が放射される。即ち、黄色成分に対する青色成分の強度比が1よりも大きくなる。一方、駆動電流を弱くすることにより、図7に示すように、黄色成分に対する青色成分の強度比が、分光特性C1の場合よりも小さくなり、青色成分と黄色成分の発光強度が同程度(強度比が例えば1程度)である分光特性C2の白色光が放射される。

【0038】

このような駆動電流の調整による分光特性の制御は、概念的には、図5に示す色度図において、白色LEDが放射する光の色度を直線L上で変化させることに対応する。従って、白色LEDに流す駆動電流を変化させる範囲(分光特性C1、C2に対応する範囲)を適宜設定することにより、各色成分の混色比(強度比)が異なる白色光を放射させることができる。なお、駆動電流を変化させた場合、実際には、白色LEDが放射する白色光の色度は、色度図上において常に直線的に変化するわけではなく、白色LEDの特性に応じて若干カーブすることがある。

【0039】

また、実施の形態1において、青色LED123の発光波長 λ_1 は特に限定されないが、生体内を撮像する場合には、ヘモグロビンの吸収波長415nm又はその近傍の青色光を発生するLEDを用いることが好ましい。

【0040】

再び図2を参照すると、カプセル型内視鏡10は、撮像部11を駆動する撮像駆動回路及び照明部12を駆動する照明駆動回路等が形成された回路基板(図示せず)を内蔵している。撮像部11及び照明部12は、カプセル型内視鏡10の一端部から外側に視野を向けた状態で、この回路基板に固定されている。

【0041】

制御部13は、カプセル型内視鏡10内の各部を制御して、撮像部11に撮像動作を実行させると共に、撮像部11から出力された撮像信号に対してA/D変換及び所定の信号

10

20

30

40

50

処理を施し、デジタルの画像データを取得する。より詳細には、制御部 13 は、撮像部 11 の 1 回の駆動期間（撮像期間）内に、照明部 12 の駆動電流の大きさを変化させることにより、照明部 12 の発光状態を切り替える制御を行う。なお、発光状態の切り替え制御は、例えば、照明駆動回路が備える抵抗をスイッチ回路によって切り替え、駆動電流の大きさを変化させることにより実行される。

【0042】

メモリ 14 は、制御部 13 が各種動作を実行するための実行プログラム及び制御プログラムを記憶する。また、メモリ 14 は、制御部 13 において信号処理が施された画像データ等を一時的に記憶しても良い。

【0043】

送信部 15 及びアンテナ 16 は、メモリ 14 に記憶された画像データを関連情報と共に無線信号に重畳して外部に送信する。なお、関連情報には、カプセル型内視鏡 10 の個体を識別するために割り当てられた識別情報（例えばシリアル番号）等が含まれる。

【0044】

電源部 17 は、ボタン電池等からなるバッテリーと、該バッテリーから電力を昇圧等する電源回路と、当該電源部 17 のオンオフ状態を切り替える電源スイッチとを含み、電源スイッチがオンとなった後、カプセル型内視鏡 10 内の各部に電力を供給する。なお、電源スイッチは、例えば外部の磁力によってオンオフが切り替えられるリードスイッチからなり、カプセル型内視鏡 10 の使用前（被検体 2 が嚥下する前）に、該カプセル型内視鏡 10 に外部から磁力を印加することによりオン状態に切り替えられる。

【0045】

このようなカプセル型内視鏡 10 は、被検体 2 に嚥下された後、臓器の蠕動運動等によって被検体 2 の消化管内を移動しつつ、生体部位（食道、胃、小腸、及び大腸等）を所定の周期（例えば 0.5 秒周期）で順次撮像する。そして、この撮像動作により取得された画像データ及び関連情報を受信装置 20 に順次無線送信する。

【0046】

受信装置 20 は、受信部 21 と、信号処理部 22 と、メモリ 23 と、データ送受信部 24 と、表示部 25 と、操作部 26 と、これらの各部を制御する制御部 27 と、これらの各部に電力を供給する電源部 28 とを備える。

【0047】

受信部 21 は、カプセル型内視鏡 10 から無線送信された画像データ及び関連情報を、複数（図 1 においては 8 個）の受信アンテナ 3a ~ 3h を有する受信アンテナユニット 3 を介して受信する。各受信アンテナ 3a ~ 3h は、例えばループアンテナ又はダイポールアンテナを用いて実現され、被検体 2 の体外表面上の所定位置に配置される。

【0048】

信号処理部 22 は、受信部 21 が受信した画像データに所定の信号処理を施す。

メモリ 23 は、信号処理部 22 において信号処理が施された画像データ及びその関連情報を記憶する。

【0049】

データ送受信部 24 は、USB、又は有線 LAN、無線 LAN 等の通信回線と接続可能なインタフェースである。データ送受信部 24 は、画像処理装置 30 と通信可能な状態で接続された際に、メモリ 23 に記憶された画像データ及び関連情報を画像処理装置 30 に送信する。

【0050】

表示部 25 は、カプセル型内視鏡 10 から受信した画像データに基づく体内画像等を表示する。

【0051】

操作部 26 は、ユーザが当該受信装置 20 に対して各種設定情報や指示情報を入力する際に用いられる入力デバイスである。

【0052】

10

20

30

40

50

このような受信装置 20 は、カプセル型内視鏡 10 により撮像が行われている間（例えば、カプセル型内視鏡 10 が被検体 2 に嚥下された後、消化管内を通過して排出されるまでの間）、被検体 2 に装着されて携帯される。受信装置 20 は、この間、受信アンテナユニット 3 を介して受信した画像データに、各受信アンテナ 3 a ~ 3 h における受信強度情報や受信時刻情報等の関連情報をさらに付加し、これらの画像データ及び関連情報をメモリ 23 に記憶させる。

【0053】

カプセル型内視鏡 10 による撮像の終了後、受信装置 20 は被検体 2 から取り外され、画像処理装置 30 と接続されたクレードル 20 a にセットされる。これにより、受信装置 20 は画像処理装置 30 と通信可能な状態で接続され、メモリ 23 に記憶された画像データ及び関連情報を画像処理装置 30 に転送（ダウンロード）する。

10

【0054】

画像処理装置 30 は、例えば、CRT ディスプレイや液晶ディスプレイ等の表示装置 30 a を備えたワークステーションを用いて構成される。画像処理装置 30 は、入力部 31 と、データ送受信部 32 と、記憶部 33 と、画像処理部 34 と、出力部 35 と、これらの各部を統括して制御する制御部 36 とを備える。

【0055】

入力部 31 は、例えばキーボードやマウス、タッチパネル、各種スイッチ等の入力デバイスによって実現される。入力部 31 は、ユーザの操作に応じた情報や命令の入力を受け付ける。

20

【0056】

データ送受信部 32 は、USB、又は有線 LAN や無線 LAN 等の通信回線と接続可能なインタフェースであり、USB ポート及び LAN ポートを含んでいる。実施の形態 1 において、データ送受信部 32 は、USB ポートに接続されるクレードル 20 a を介して受信装置 20 と接続され、受信装置 20 との間でデータの送受信を行う。

【0057】

記憶部 33 は、フラッシュメモリ、RAM、ROM 等の半導体メモリや、HDD、MO、CD-R、DVD-R 等の記録媒体及び該記録媒体を駆動する駆動装置等によって実現される。記憶部 33 は、画像処理装置 30 を動作させて種々の機能を実行させるためのプログラム、該プログラムの実行中に使用される各種情報、並びに、受信装置 20 を介して取得した画像データ及び関連情報等を記憶する。

30

【0058】

画像処理部 34 は、CPU 等のハードウェアによって実現され、記憶部 33 に記憶された所定のプログラムを読み込むことにより、記憶部 33 に記憶された画像データに対応する体内画像を作成するための所定の画像処理を施す。より詳細には、画像処理部 34 は、画像データに対し、デモザイキング、濃度変換（ガンマ変換等）、平滑化（ノイズ除去等）、鮮鋭化（エッジ強調等）等の所定の画像処理を施し、R データ、G データ、B データの各々を用いた色成分ごとの画像（分光画像）や、全ての画像データを用いたカラーの画像を作成する。また、画像処理部 34 は、作成した分光画像やカラー画像を用いた合成画像を作成する処理も実行する。

40

【0059】

出力部 35 は、画像処理部 34 が作成した各種画像やその他の情報を、表示装置 30 a 等の外部装置に出力して表示させる。

【0060】

制御部 36 は、CPU 等のハードウェアによって実現され、記憶部 33 に記憶された各種プログラムを読み込むことにより、入力部 31 を介して入力された信号や、データ送受信部 32 から入力された画像データ等に基づいて、画像処理装置 30 を構成する各部への指示やデータの転送等を行い、画像処理装置 30 全体の動作を統括的に制御する。

【0061】

次に、カプセル型内視鏡システム 1 の動作を説明する。図 8 は、カプセル型内視鏡 10

50

の制御部 13 による制御動作を説明するための図である。

【0062】

カプセル型内視鏡 10 の電源部 17 がオン状態に切り替えられると、制御部 13 は、撮像部 11 に対し、予め設定された撮像周期 ($T_1 + T_2$) で撮像動作を実行させる。また、制御部 13 は、この撮像動作と同期し、照明部 12 に対し、撮像期間 T_1 中に駆動電流を変化させることにより、互いに異なる 2 種類の分光特性で発光させる。即ち、撮像期間 T_1 の開始後、照明部 12 を駆動電流 I_1 で駆動することにより、黄色成分に対して青色成分が強い分光特性 C1 (図 6 参照) を有する光 (以下、照明光ともいう) で、所定の発光期間 t_1 、被検体 2 内を照明する (第 1 の発光状態)。

【0063】

続いて、制御部 13 は、発光期間 t_1 の経過後、照明部 12 を駆動電流 I_2 ($I_2 < I_1$) で駆動することにより、黄色成分と青色成分の強度が同程度の分光特性 C2 (図 7 参照) を有する光 (同上) で、所定の発光期間 t_2 ($t_1 + t_2 = T_1$)、被検体 2 内を照明する (第 2 の発光状態)。

【0064】

これより、発光期間 t_1 の間、撮像部 11 が備える撮像素子の各画素は、分光特性 C1 を有する照明光の被検体 2 からの反射光を受光し、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の各色成分の撮像情報 (電荷) を蓄積する。また、その後の発光期間 t_2 の間、撮像素子の各画素は、分光特性 C2 を有する照明光の被検体 2 からの反射光を受光し、同様に撮像情報を蓄積する。撮像部 11 は、撮像期間 T_1 ごとに、蓄積した撮像情報を読み出し、各色成分に対応する画像データ (R データ、G データ、B データ) を出力する。出力された画像データは、メモリ 14 に記憶される。

【0065】

図 9 A 及び図 9 B は、撮像期間 T_1 ごとに撮像部 11 が出力する画像データのデータレベルを示す模式図である。このうち、図 9 A は、撮像期間 T_1 中に分光特性を分光特性 C1 から分光特性 C2 を変化させた場合を示している。一方、図 9 B は、撮像期間 T_1 において分光特性を分光特性 C2 のまま一定に保った場合を、比較のために示している。

【0066】

図 9 B に示すように、撮像期間 T_1 の間に分光特性 C2 を変化させなかった場合、波長 λ_1 を含む短波長側の色成分 (以下、短波長側成分という) と波長 λ_2 を含む長波長側の色成分 (以下、長波長側成分という) との発光強度が同程度の光によって被検体 2 が照明される。ここで、上述したように、被検体 2 においてはヘモグロビンの吸収波長 415 nm 及びその近傍の短波長側成分が吸収され易い。このため、被検体 2 からの反射光においては、長波長側成分と比べて短波長側成分の強度が大きく減衰している。その結果、撮像期間 T_1 ごとに撮像部 11 から出力される画像データにおいては、長波長側成分に対応する R データに対して、短波長側成分に対応する B データのレベルが非常に低くなってしま

【0067】

それに対し、図 9 A に示すように、撮像期間 T_1 の間に分光特性を変化させた場合、まず、発光期間 t_1 の間、長波長側成分に対して短波長側成分の発光強度が強い光によって被検体 2 が照明される。そのため、被検体 2 内において短波長側成分が吸収されたとしても、被検体 2 からの反射光には短波長側成分が十分に残っている。また、続く発光期間 t_2 の間、短波長側成分と長波長側成分との発光強度が同程度の光によって被検体 2 が照明される。そのため、反射光においては、発光期間 t_1 よりは短期間であるが、発光期間 t_1 とは反対に長波長側成分の強度が相対的に強くなる。結局、撮像期間 T_1 全体では、図 9 B の場合と比較して、撮像部 11 から出力される画像データにおける B データのレベルを改善することができる。

【0068】

ここで、駆動電流 I_1 、 I_2 の具体的な数値は、白色 LED を構成する青色 LED 123 及び蛍光体 124 の特性や、画像データにおいて改善したい B データのレベルによって異

10

20

30

40

50

なるが、一例として、駆動電流 I_2 に対して駆動電流 I_1 を 3 倍程度にすると良い。具体的には、一般的なカプセル型内視鏡内で通常用いられる白色 LED の駆動電流が 5 mA である場合、駆動電流 I_2 を通常の約 5 mA とし、駆動電流 I_1 を約 15 mA にする。

【0069】

また、発光期間 t_1 、 t_2 については、 $t_1 > t_2$ であれば具体的な配分は特に限定されず、駆動電流 I_1 、 I_2 の比率や、画像データにおいて改善したい B データのレベルに応じて設定すると良い。例えば、駆動電流の比率を $I_1 : I_2 = 3 : 1$ とする場合、発光期間の配分を $t_1 : t_2 = 3 : 1$ 程度にすると良い。このように、減衰し易い短波長側成分を強くする時間を長くすることにより、例えば図 9 A に示すようなデータレベルの比で、各色成分のデータを取得することができる。

10

【0070】

このようにして取得された画像データは、送信部 15 から無線送信され、受信装置 20 を介して画像処理装置 30 に取り込まれる。画像処理部 34 は、取り込んだ画像データに所定の画像処理を施し、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の各色成分からなる分光画像を作成する。さらに、画像処理部 34 は、これらの分光画像の間で対応する画素の画素値を加算 (又は重み付け加算) することにより、R、G、B の各色成分からなるカラーの体内画像を作成しても良い。

【0071】

なお、実施の形態 1 においては、照明部 12 の駆動電流を一定にする場合に対し、被検体 2 を照射する光の色温度が変化している。そのため、画像データに対し、ホワイトバランス処理等の色温度の変化の影響を低減する画像処理を施しても良い。

20

【0072】

以上説明したように、実施の形態 1 によれば、白色 LED の分光特性を 1 回の撮像期間中に変化させるので、生体に吸収され易い短波長側の波長成分に対応する B データのレベルが従来よりも改善された画像データを取得することができる。従って、そのような画像データを用いることにより、B データからなる明るい (輝度の高い) 分光画像を作成することができる。また、そのような分光画像と他の色成分の分光画像とを合成することにより、被検体 2 内の表層組織の微細構造が現れたカラー画像を作成することも可能となる。

【0073】

なお、上記実施の形態 1 においては、1 回の撮像期間中に発光特性が互いに異なる 2 種類の光を順次発生させたが、発光特性が互いに異なる 3 種類以上の光を順次発生させても良い。

30

【0074】

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。

実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡及びカプセル型内視鏡システムの構成は実施の形態 1 と同様であり、図 2 に示すカプセル型内視鏡 10 が被検体 2 内を撮像する際における制御部 13 の制御動作が実施の形態 1 とは異なる。

【0075】

図 10 は、実施の形態 2 において制御部 13 が実行する制御動作を説明するための図である。また、図 11 A 及び図 11 B は、撮像部 11 が撮像を 1 回行うごとに出力する画像データのデータレベルを示す模式図である。

40

【0076】

カプセル型内視鏡 10 の電源部 17 がオン状態に切り替えられると、制御部 13 は、撮像部 11 に対し、撮像間隔 T_4 ($T_4 < T_3$) で 2 回撮像するという一連の撮像動作を、周期 T_3 ごとに実行させる。なお、周期 T_3 の具体的な数値は特に限定されないが、一般的なカプセル型内視鏡における 1 フレームあたりの時間 (例えば 500 ms) に設定すると良い。また、撮像間隔 T_4 の具体的な数値も特に限定されないが、周期 T_3 の例えば $1/8 \sim 1/15$ 程度 (例えば 30 ms ~ 60 ms 程度) に設定すると良い。

【0077】

50

また、制御部 13 は、上記撮像動作と同期し、照明部 12 に対し、互いに異なる 2 種類の分光特性をそれぞれ有する光を撮像間隔 T_4 で順次発生するという一連の発光動作を、周期 T_3 で実行させる。即ち、周期 T_3 内の 1 回目の撮像において、制御部 13 は、駆動電流 I_1 で照明部 12 を駆動することにより、分光特性 C1 (図 6 参照) を有する光で所定の発光期間 t_3 、被検体 2 内を照明する。また、続く 2 回目の撮像において、制御部 13 は、駆動電流 I_2 ($I_2 < I_1$) で照明部 12 を駆動することにより、分光特性 C2 (図 7 参照) を有する光で所定の発光期間 t_4 、被検体 2 内を照明する。なお、図 10 においては $t_4 = t_3$ としている。

【0078】

これより、撮像部 11 は、周期 T_3 内の 1 回目の撮像において、長波長側成分よりも短波長側成分が強い光の被検体 2 からの反射光を受光する。そのため、この反射光においては、被検体 2 内における吸収にもかかわらず、ヘモグロビンの吸収波長及びその近傍の短波長側成分の強度も十分に残っている。そのため、撮像部 11 から出力される画像データにおいては、図 11A に示すように、R データよりも B データのデータレベルが相対的に高くなる。

10

【0079】

また、撮像部 11 は、周期 T_3 内の 2 回目の撮像において、短波長側成分と長波長側成分の強度が同程度の光の被検体 2 からの反射光を受光する。この反射光においては、被検体 2 内における吸収により、短波長側成分の強度が大きく減衰している。そのため、撮像部 11 から出力される画像データにおいては、図 11B に示すように、R データと比較して、B データのデータレベルが非常に低くなる。

20

【0080】

このようにして取得された画像データは、送信部 15 から無線送信され、受信装置 20 を介して画像処理装置 30 に取り込まれる。なお、送信部 15 は、撮像を 1 回行うごとに画像データを送信しても良いし、1 つの周期 T_3 における 2 回分の撮像により取得した画像データをまとめて送信しても良い。

【0081】

画像処理部 34 は、取り込んだ画像データに対して所定の画像処理を施し、1 回目の撮像 (分光特性 C1) により取得された画像データに基づく画像 (以下、青色系白色画像という) と、2 回目の撮像 (分光特性 C2) により取得された画像データに基づく画像 (以下、単に白色画像という) とを作成する。なお、この際に、被検体 2 に照射した光における色温度の変化の影響を低減するため、ホワイトバランス処理等を施しても良い。

30

【0082】

続いて、画像処理部 34 は、青色系白色画像及び白色画像の各々に対し、画像内の画素の画素値 (輝度値) のヒストグラムを作成する。この際、1 回目と 2 回目の撮像条件 (各回における光の発光強度、発光時間等) を考慮し、青色系白色画像及び白色画像の輝度値を正規化すると好ましい。そして、画像処理部 34 は、各ヒストグラムに基づいて、白色画像において飽和している画素の画素値を、青色系白色画像内の対応する画素の画素値に置き換えることにより、合成画像を作成する。

【0083】

ここで、1 つの周期 T_3 における 2 回の撮像によりそれぞれ取得された青色系白色画像と白色画像とでは撮像間隔 T_4 が短いため、被検体 2 内のほぼ同一の領域が写っているとみなすことができる。また、短波長側成分が強い光により撮像された青色系白色画像は、白色画像と比較して飽和し難いため、白色画像において飽和している領域であっても、青色系白色画像においては飽和していない可能性が高い。そこで、上述した画像処理を実行することにより、適切に階調拡張がなされ、且つブレのない合成画像を得ることができる。また、青色系白色画像は、被検体 2 内の表層組織の微細な構造をよく反映しているため、画素値の置き換えを行った画素領域の詳細な情報が得られるという利点もある。

40

【0084】

なお、画素値の置き換えを行う画素領域は、ユーザが、表示装置 30a に表示された白

50

色画像を目視して、適宜選択するようにしても良い。

【0085】

この他、画像処理部34は、分光特性C1を有する光の下で取得されたBデータ、並びに、分光特性C2を有する光の下で取得されたGデータ及びRデータをそれぞれ用いて、分光画像を作成しても良い。この場合、Gデータに基づいて、十分に明るい青色成分の分光画像を得ることができる。或いは、青色系白色画像及び白色画像において対応する画素の画素値を加算（又は重み付け加算）することにより、合成画像を作成しても良い。この場合、Bデータのレベルが従来よりも改善されたカラー画像を得ることができる。

【0086】

なお、上記実施の形態2においては、1つの周期 T_3 あたりに2回の撮像を行う場合を説明したが、1つの周期 T_3 あたりの撮像回数は3回以上であっても良い。この場合、撮像回数に応じて、分光特性（即ち、照明部12の駆動電流）を3種類以上に変化させても良い。

10

【0087】

（変形例1）

図12は、変形例1におけるカプセル型内視鏡10の制御部13による制御動作を説明するための図である。上記実施の形態2においては、1つの周期 T_3 内に2回の撮像を行う際に、分光特性が互いに異なる2種類の光を発生させたが、2回の撮像を行う際に発生する光の分光特性を同一にし、発光量（＝光の強度×発光時間）を変化させても良い。例えば、図12に示すように、1回目と2回目とで駆動電流を一定（例えば I_2 ）にし、1回目の発光期間（即ち露光時間） t_3 よりも、2回目の発光期間 t_4 を短くする。これにより、2回の撮像の間で、被検体2を照明する光の光量（言い換えると、被検体2からの反射光の光量）が変化する。その結果、1つの周期 T_3 において、階調が互いに異なる2つの画像を得ることができる。これらの画像に対して画素値のヒストグラムを作成し、一方の画像において飽和している画素の画素値を、他方の画像の対応する画素の画素値に置き換えることにより、適切に階調拡張がなされた合成画像を得ることができる。

20

【0088】

（変形例2）

上記変形例1において、1つの周期 T_3 内における2回の撮像の間で、被検体2を照明する光の光量を変化させる際、発光期間を一定にして、光の強度を変化させても良い。この場合、照明部12の駆動電流を、発生する光の分光特性が大きく変化しない範囲で変動させると良い。

30

【0089】

以上説明した本発明は、実施の形態1及び2並びに変形例1、2に限定されるものではなく、各実施の形態や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成できる。例えば、各実施の形態や変形例に示される全構成要素からいくつかの構成要素を除外して形成しても良いし、異なる実施の形態や変形例に示した構成要素を適宜組み合わせ形成しても良い。

【符号の説明】

【0090】

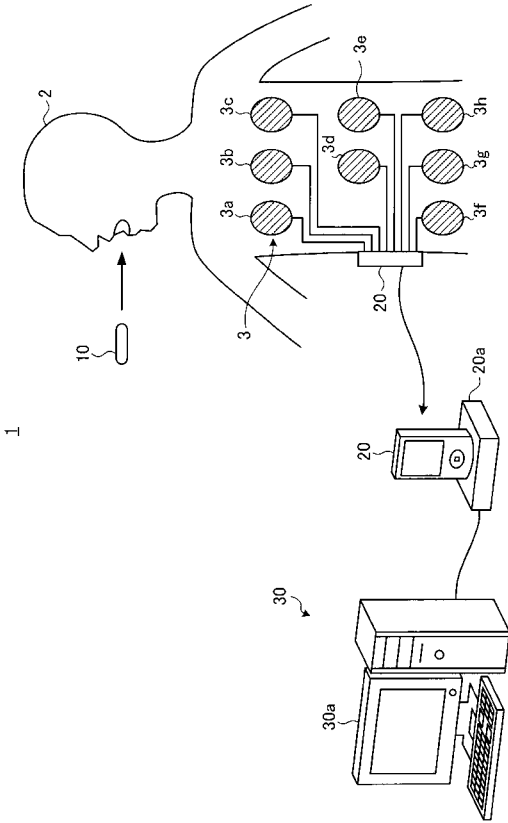
40

- 1 カプセル型内視鏡システム
- 2 被検体
- 3 受信アンテナユニット
- 3a～3h 受信アンテナ
- 10 カプセル型内視鏡
- 11 撮像部
- 12 照明部
- 13 制御部
- 14 メモリ
- 15 送信部

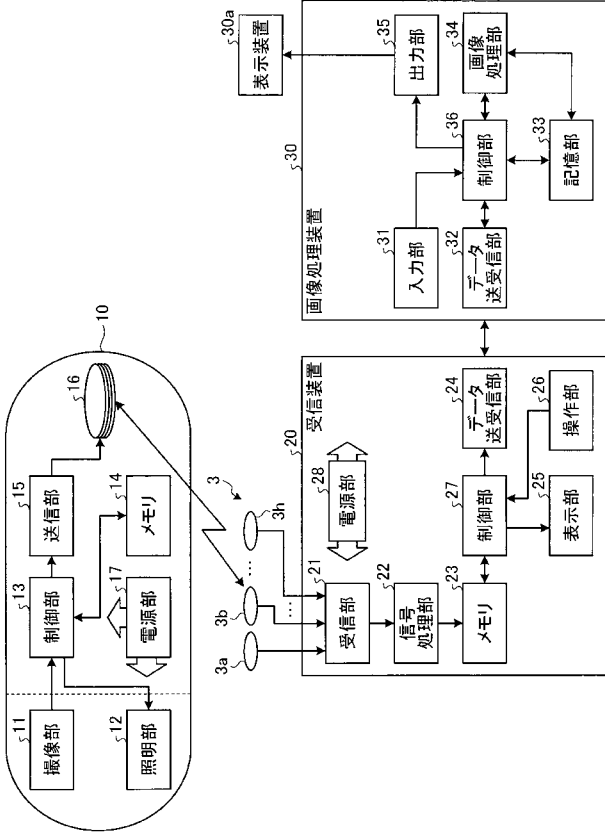
50

1 6	アンテナ	
1 7	電源部	
2 0	受信装置	
2 0 a	クレードル	
2 1	受信部	
2 2	信号処理部	
2 3	メモリ	
2 4	データ送受信部	
2 5	表示部	
2 6	操作部	10
2 7	制御部	
2 8	電源部	
3 0	画像処理装置	
3 0 a	表示装置	
3 1	入力部	
3 2	データ送受信部	
3 3	記憶部	
3 4	画像処理部	
3 5	出力部	
3 6	制御部	20
1 2 1	基板	
1 2 2	キャビティ	
1 2 3	青色LED	
1 2 4	蛍光体	
1 2 5	透明樹脂	

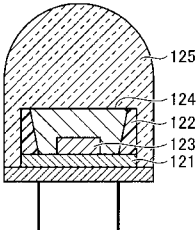
【 図 1 】



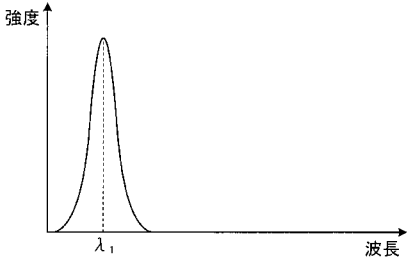
【 図 2 】



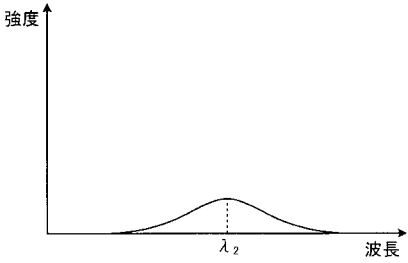
【 図 3 】



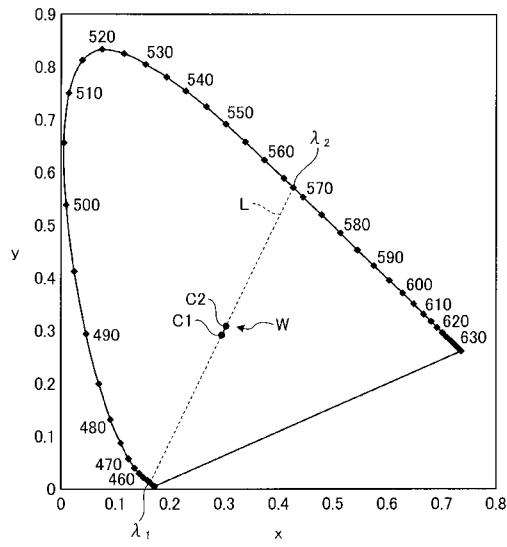
【 図 4 A 】



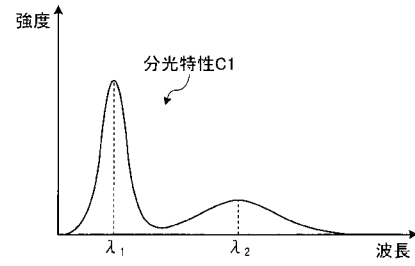
【 図 4 B 】



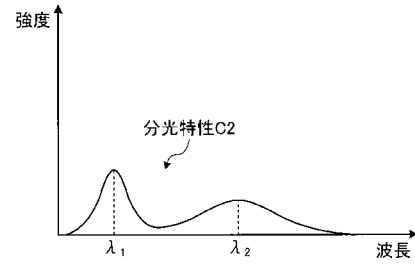
【図 5】



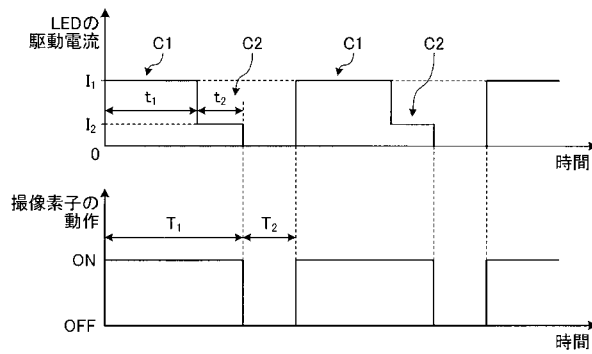
【図 6】



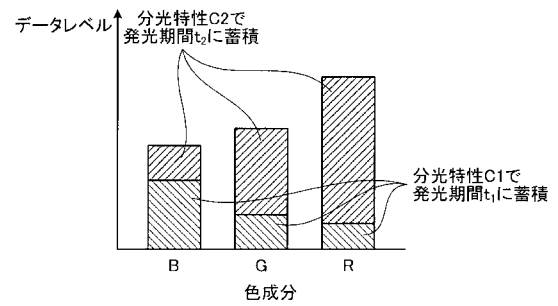
【図 7】



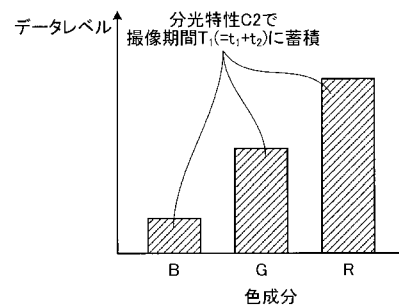
【図 8】



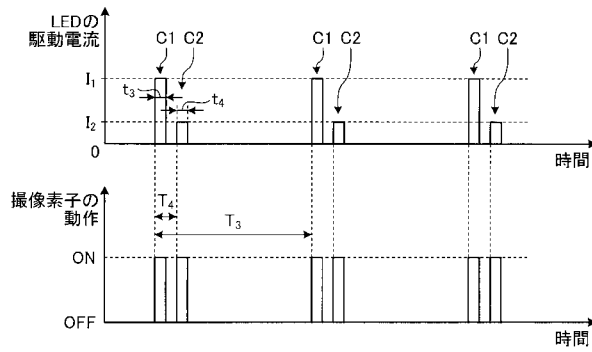
【図 9 A】



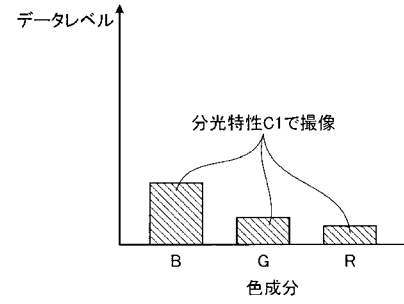
【図 9 B】



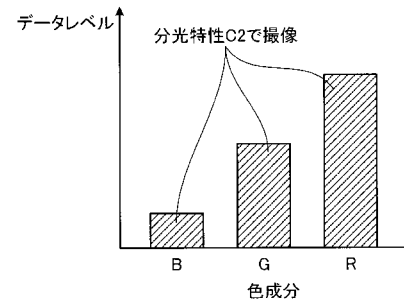
【図 1 0】



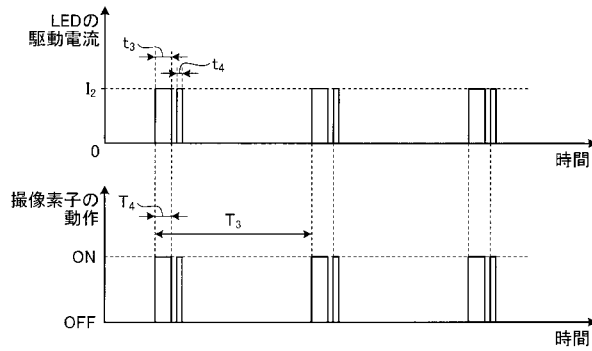
【図 1 1 A】



【図 1 1 B】



【図 1 2】



【手続補正書】

【提出日】平成27年3月30日(2015.3.30)

【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】

電流が流れることにより第 1 の波長成分を含む光を発生する発光素子と、前記第 1 の波長成分を含む光を吸収することにより前記第 1 の波長成分とは異なる第 2 の波長成分を含む光を発生する蛍光体とを有し、前記第 1 及び第 2 の波長成分を含む照明光を発光可能な照明部と、

前記照明部が発生した照明光により照明された被検体内を撮像して、画像データを取得する撮像部と、

静止画撮像の 1 回の露光期間中に、前記発光素子に流す電流の大きさを変化させることにより、前記照明部が発生する照明光の分光特性を切り替える制御部と、
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 2】

前記制御部は、前記撮像部による撮像動作が開始した際に第 1 の分光特性を有する光を所定期間発光させ、その後、前記第 1 の分光特性とは異なる第 2 の分光特性を有する光を所定期間発光させることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 3】

前記第 1 の分光特性と前記第 2 の分光特性とは、前記照明部が発生する照明光に含まれる前記第 1 の波長成分と前記第 2 の波長成分との強度比が異なることを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 4】

前記第 1 の波長成分の中心波長は、前記第 2 の波長成分の中心波長よりも短く、

前記第 1 の分光特性において、前記第 2 の波長成分に対する前記第 1 の波長成分の強度比は 1 より大きく、

前記第 2 の分光特性において、前記第 2 の波長成分に対する前記第 1 の波長成分の強度比は、前記第 1 の分光特性における前記強度比より小さいことを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 5】

前記第 1 の分光特性を有する光の発光期間は、前記第 2 の分光特性を有する光の発光期間よりも長いことを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 6】

前記第 1 の波長成分は、400nm～470nmのいずれかであることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 7】

請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡が取得した画像データを処理する画像処理装置と、
を備え、

前記撮像部は、赤、緑、青の各色成分の画像データを取得し、

前記画像処理装置は、前記画像データに基づき、前記各色成分の分光画像を作成することを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 8】

電流が流れることにより第 1 の波長成分を含む光を発生する発光素子と、前記第 1 の波長成分を含む光を吸収することにより前記第 1 の波長成分とは異なる第 2 の波長成分を含む光を発生する蛍光体とを有し、前記第 1 及び第 2 の波長成分を含む照明光を発光可能な

照明部と、

前記照明部が発生した照明光により照明された被検体内を撮像して、画像データを取得する撮像部と、

前記撮像部に所定の撮像間隔で少なくとも2回の撮像を実行させると共に、前記少なくとも2回の撮像にそれぞれ同期して、前記発光素子に流す電流の大きさを変化させることにより、前記照明部が発生する照明光の分光特性を切り替え、さらに、前記少なくとも2回の撮像を所定の周期で繰り返させる制御部と、

を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項9】

前記少なくとも2回の撮像と同期してそれぞれ発生する少なくとも2種類の照明光は、前記照明部が発生する照明光に含まれる前記第1の波長成分と前記第2の波長成分との強度比が互いに異なる照明光であることを特徴とする請求項8に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項10】

前記第1の波長成分の中心波長は、前記第2の波長成分の中心波長よりも短く、

前記制御部は、前記撮像部に対し、前記第2の波長成分に対する前記第1の波長成分の強度比が1より大きい第1の分光特性を有する照明光の下での第1回目の撮像と、前記第2の波長成分に対する前記第1の波長成分の強度比が前記第1の分光特性における前記強度比より小さい第2の分光特性を有する照明光の下での第2回目の撮像とを、前記撮像間隔で実行させることを特徴とする請求項9に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項11】

前記第1回目の撮像における露光時間は、前記第2回目の撮像における露光時間よりも長いことを特徴とする請求項10に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項12】

前記第1の波長成分は、400nm～470nmのいずれかであることを特徴とする請求項8に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項13】

請求項8に記載のカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡が取得した画像データを処理する画像処理装置と、
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項14】

前記画像処理装置は、前記少なくとも2回の撮像によりそれぞれ取得された少なくとも2つの画像の間で対応する画素の画素値を加算することにより合成画像を作成することを特徴とする請求項13に記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項15】

前記画像処理装置は、前記少なくとも2回の撮像によりそれぞれ取得された少なくとも2つの画像のうちのいずれかの画像内において飽和している画素の画素値を、前記少なくとも2つの画像のうちの他の画像内の対応する画素の画素値に置き換えることにより合成画像を作成することを特徴とする請求項13に記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項16】

前記撮像部は、赤、緑、青の各色成分の画像データを取得し、

前記画像処理装置は、前記少なくとも2回の撮像によりそれぞれ取得された画像データに基づき、前記各色成分の分光画像を作成することを特徴とする請求項13に記載のカプセル型内視鏡システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/079757

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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.
Y A	WO 2010/055938 A1 (Olympus Corp.), 20 May 2010 (20.05.2010), paragraphs [0034], [0038], [0044], [0046], [0048], [0053], [0061] to [0073], [0079]; fig. 1 to 4, 9, 14, 16 to 17 & JP 5277253 B2 & US 2011/0218398 A1 & EP 2356935 A1 & CN 102215737 A	1, 7-15, 18 2-6, 16-17
Y A	JP 2012-217485 A (Fujifilm Corp.), 12 November 2012 (12.11.2012), paragraphs [0051] to [0053] (Family: none)	1, 7-15, 18 2-6, 16-17

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ 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
25 December 2014 (25.12.14)Date of mailing of the international search report
13 January 2015 (13.01.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/079757

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-319442 A (Fujifilm Corp.), 13 December 2007 (13.12.2007), paragraphs [0031], [0043] to [0050], [0066] & US 2007/0282169 A1 & EP 1862109 A2 & CN 101081162 A	9,18
Y	JP 2013-146484 A (Fujifilm Corp.), 01 August 2013 (01.08.2013), paragraphs [0017], [0052] to [0056], [0110] (Family: none)	9,18
A	JP 2009-056248 A (Fujifilm Corp.), 19 March 2009 (19.03.2009), claim 1 & US 2009/0062617 A1 & EP 2030559 A1	1-18
A	JP 2012-143397 A (Fujifilm Corp.), 02 August 2012 (02.08.2012), paragraph [0051] (Family: none)	1,10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2014/079757	
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で利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	
Y A	WO 2010/055938 A1（オリンパス株式会社）2010.05.20, 段落【0034】、【0038】、【0044】、【0046】、【0048】、【0053】、【0061】－【0073】、【0079】、図1-4、9、14、16-17 & JP 5277253 B2 & US 2011/0218398 A1 & EP 2356935 A1 & CN 102215737 A	1, 7-15, 18 2-6, 16-17	
Y A	JP 2012-217485 A（富士フイルム株式会社）2012.11.12, 段落【0051】－【0053】（ファミリーなし）	1, 7-15, 18 2-6, 16-17	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 「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 「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 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 25.12.2014		国際調査報告の発送日 13.01.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 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） 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 7 9 7 5 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
Y	JP 2007-319442 A (富士フイルム株式会社) 2007.12.13, 段落【0031】、【0043】－【0050】、【0066】 & US 2007/0282169 A1 & EP 1862109 A2 & CN 101081162 A	9, 18
Y	JP 2013-146484 A (富士フイルム株式会社) 2013.08.01, 段落【0017】、【0052】－【0056】、【0110】 (ファミリーなし)	9, 18
A	JP 2009-056248 A (富士フイルム株式会社) 2009.03.19, 【請求項1】 & US 2009/0062617 A1 & EP 2030559 A1	1-18
A	JP 2012-143397 A (富士フイルム株式会社) 2012.08.02, 段落【0051】 (ファミリーなし)	1, 10

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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, 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, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(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)	胶囊型内窥镜和胶囊型内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2015072432A1	公开(公告)日	2017-03-16
申请号	JP2015516328	申请日	2014-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	薬袋哲夫 内山昭夫		
发明人	薬袋 哲夫 内山 昭夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0684 A61B1/041 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/06.A A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/TT15 4C161/WW04 4C161/WW15 4C161/WW19		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013236196 2013-11-14 JP 2013236197 2013-11-14 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(ZH)提供了一种胶囊型内窥镜和胶囊型内窥镜系统，其使用白色LED作为照明对象内部的光源，并且能够以高数据水平获取期望的颜色成分的图像。胶囊型内窥镜10是发光元件，该发光元件在电流流过时产生包含第一波长成分的光和通过吸收包含第一波长成分的光而与第一波长成分不同的第一波长成分。照明单元12具有荧光体，该荧光体产生包含两个波长分量的光，该照明单元12能够发射包含第一和第二波长分量的照明光，并被照明单元12所产生的照明光照明。通过与成像单元11的成像操作同步地改变流过照明单元12的电流的大小来生成照明单元12，该成像单元11捕获被检体内的图像数据并获取图像数据。控制单元13用于控制照明光的光谱特性的切换。

