

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02016/084500

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年6月2日 (2016. 6. 2)

(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 6 2 A	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

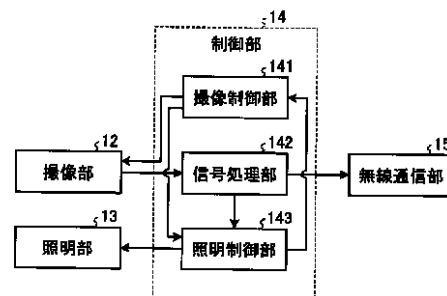
出願番号	特願2016-521368 (P2016-521368)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/078833		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年10月9日 (2015. 10. 9)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2014-242293 (P2014-242293)	(74) 代理人	110002147
(32) 優先日	平成26年11月28日 (2014. 11. 28)		特許業務法人酒井国際特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	古保 和也
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
		Fターム (参考)	4C161 AA01 AA04 BB02 CC06 DD07 HH51 JJ17 NN01 QQ02 QQ09 RR02 RR03 RR22 SS03

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡、カプセル型内視鏡起動システム、及び検査システム

(57) 【要約】

部品点数を増やすことなく、観察部位に応じて適切なタイミングで撮像フレームレートを変更することができるカプセル型内視鏡等を提供する。被検体内を照明する光を発生する照明部13と、被検体内において反射した光を受光することにより撮像を行い、電気的な画像信号を出力する撮像部12と、上記画像信号に基づいて、照明部13における発光量をフレームごとに制御する照明制御部143と、上記発光量に応じて撮像部12における撮像フレームレートを変更する制御を実行する撮像制御部141とを備える。



12 Imaging unit
13 Illumination unit
14 Control unit
15 Radio communication unit
141 Imaging control unit
142 Signal processing unit
143 Illumination control unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内を照明する光を発生する照明部と、
前記被検体内において反射した光を受光することにより撮像を行い、電気的な画像信号を出力する撮像部と、
前記画像信号に基づいて、前記照明部における発光量をフレームごとに制御する照明制御部と、
前記発光量に応じて、前記撮像部における撮像フレームレートを変更する制御を実行する撮像制御部と、
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡。

10

【請求項 2】

前記撮像制御部は、前記発光量が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、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】

前記撮像制御部は、直前のフレームと該直前のフレームに対して先行するフレームとの間における前記発光量の差分が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、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 4】

前記撮像制御部は、複数のフレームにおける前記発光量の平均値又は合算値が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡。

20

【請求項 5】

前記撮像制御部は、前記発光量に基づく前記撮像フレームレートの変更を 1 回のみ実行する、ことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 6】

前記撮像制御部は、
前記カプセル型内視鏡の起動時から所定時間、前記撮像フレームレートを第 1 の値に維持し、
前記カプセル型内視鏡の起動時から前記所定時間が経過した際に、前記撮像フレームレートを前記第 1 の値よりも高い第 2 の値に切り替え、
前記所定時間の経過後、前記発光量に基づいて前記撮像フレームレートを変更する、
ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載のカプセル型内視鏡。

30

【請求項 7】

被検体内を照明する光を発生する照明部と、
前記被検体内において反射した光を受光することにより撮像を行い、電気的な画像信号を出力する撮像部と、
前記画像信号に基づいて取得される前記撮像部における受光量に応じて、前記撮像部における撮像フレームレートを切り替える制御を実行する撮像制御部と、
を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 8】

前記撮像制御部は、前記受光量が閾値を下回った場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型内視鏡。

40

【請求項 9】

前記撮像制御部は、直前のフレームと該直前のフレームに対して先行するフレームとの間における前記受光量の差分が閾値を下回った場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 10】

前記撮像制御部は、複数のフレームにおける前記受光量の平均値又は合算値が閾値を下回った場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型内視鏡。

50

【請求項 1 1】

前記撮像制御部は、前記受光量に基づく前記撮像フレームレートの変更を 1 回のみ実行する、ことを特徴とする請求項 7 ~ 1 0 のいずれか 1 項に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 1 2】

前記撮像制御部は、

前記カプセル型内視鏡の起動時から所定時間、前記撮像フレームレートを第 1 の値に維持し、

前記カプセル型内視鏡の起動時から前記所定時間が経過した際に、前記撮像フレームレートを前記第 1 の値よりも高い第 2 の値に切り替え、

前記所定時間の経過後、前記受光量に基づいて前記撮像フレームレートを変更する、ことを特徴とする請求項 7 ~ 1 1 のいずれか 1 項に記載のカプセル型内視鏡。

10

【請求項 1 3】

当該カプセル型内視鏡の起動時からの経過時間をカウントするカウンタをさらに備え、

前記照明制御部は、前記経過時間に基づき、前記所定時間までの残存時間に応じて前記照明部の点滅間隔を変化させる、

ことを特徴とする請求項 6 又は 1 2 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 1 4】

請求項 6 又は 1 2 に記載のカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡を起動させるスイッチと、前記カプセル型内視鏡の起動時からの経過時間をカウントするカウンタと、前記経過時間が前記所定時間に達した際に、前記カプセル型内視鏡を前記被検体内に導入するタイミングである旨を通知する通知手段と、を有する起動装置と、

20

を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡起動システム。

【請求項 1 5】

前記撮像部から出力された前記画像信号を無線送信する送信部をさらに有する請求項 6 又は 1 2 に記載のカプセル型内視鏡と、

前記送信部から無線送信された前記画像信号を受信する受信部と、前記カプセル型内視鏡から前記画像信号の受信を開始した時からの経過時間をカウントするカウンタと、前記経過時間が前記所定時間に達した際に、前記カプセル型内視鏡を前記被検体内に導入するタイミングである旨を通知する通知手段と、を有する受信装置と、

30

を備えることを特徴とする検査システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内に導入されて撮像を行うカプセル型内視鏡、カプセル型内視鏡を起動するカプセル型内視鏡起動システム、及びカプセル型内視鏡を用いて被検体内を検査する検査システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡分野においては、被検体内に導入されて撮像を行うカプセル型内視鏡が開発されている。カプセル型内視鏡は、被検体の消化管内に導入可能な大きさに形成されたカプセル形状をなす筐体の内部に撮像機能及び無線通信機能を備えたものであり、被検体に嚥下された後、蠕動運動等によって消化管内を移動しながら撮像を行い、被検体の臓器内部の画像（以下、体内画像ともいう）の画像データを順次生成して無線送信する（例えば特許文献 1 参照）。無線送信された画像データは、被検体外に設けられた受信装置によって受信され、さらに、ワークステーション等の画像表示装置に取り込まれて所定の画像処理が施される。それにより、被検体の体内画像を静止画又は動画として表示することができる。

40

【先行技術文献】**【特許文献】**

50

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】特表 2 0 1 0 - 5 2 4 5 5 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

ところで、カプセル型内視鏡により被検体内を観察する際、カプセル型内視鏡は食道を短時間で通過するので、食道を十分に観察するためには撮像フレームレートを高くしておく必要がある。一方、カプセル型内視鏡は胃を、食道を通過する場合と比べてゆっくりと通過するので、胃を観察する際にはあまり高い撮像フレームレートは必要ない。そのため、カプセル型内視鏡の撮像フレームレートを常に高い値に設定しておいた場合、観察部位によっては無駄な画像の撮像枚数が増えてしまうと共に、必要以上に電力が消費されてしまう。そのため、カプセル型内視鏡においては、観察部位（臓器）に応じて撮像フレームレートを適切に制御できることが好ましい。

10

【 0 0 0 5 】

観察部位に応じた撮像フレームレートの制御に関して、上記特許文献 1 には、被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置に関する情報に基づいてカプセル型内視鏡の撮像フレームレートを制御する技術が開示されている。また、この特許文献 1 には、カプセル型内視鏡内に速度又は角速度を検出するセンサを設け、このセンサによって位置に関する情報を取得する技術や、クロック発生器からのクロックによって時間をカウントし、カウントした時間に基づいて被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置を予測する技術が開示されている。

20

【 0 0 0 6 】

しかしながら、カプセル型内視鏡内に速度又は角速度を検出するセンサを設ける場合、部品点数が増えてしまうので、消費電力が増加するという問題や、カプセル型内視鏡の構成が煩雑になるという問題、カプセル型内視鏡の小型化が困難になるという問題が生じる。一方、カウントした時間に基づいてカプセル型内視鏡の位置を予測する場合、カプセル型内視鏡を被検体内に導入するタイミングや被検体の個人差等によりカプセル型内視鏡の位置に誤差が生じ、観察部位に応じた適切なタイミングで撮像フレームレートを変更することが困難になるという問題が生じる。

【 0 0 0 7 】

30

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、部品点数を増やすことなく、観察部位に応じて適切なタイミングで撮像フレームレートを変更することができるカプセル型内視鏡、カプセル型内視鏡起動システム、及び検査システム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】

【 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、被検体内を照明する光を発生する照明部と、前記被検体内において反射した光を受光することにより撮像を行い、電気的な画像信号を出力する撮像部と、前記画像信号に基づいて、前記照明部における発光量をフレームごとに制御する照明制御部と、前記発光量に応じて、前記撮像部における撮像フレームレートを変更する制御を実行する撮像制御部と、を備えることを特徴とする。

40

【 0 0 0 9 】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、前記発光量が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、直前のフレームと該直前のフレームに対して先行するフレームとの間における前記発光量の差分が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、複数のフレームにおける前記発光

50

量の平均値又は合算値が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする。

【0012】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、前記発光量に基づく前記撮像フレームレートの変更を1回のみ実行する、ことを特徴とする。

【0013】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、前記カプセル型内視鏡の起動時から所定時間、前記撮像フレームレートを第1の値に維持し、前記カプセル型内視鏡の起動時から前記所定時間が経過した際に、前記撮像フレームレートを前記第1の値よりも高い第2の値に切り替え、前記所定時間の経過後、前記発光量に基づいて前記撮像フレームレートを変更する、ことを特徴とする。

10

【0014】

本発明に係るカプセル型内視鏡は、被検体内を照明する光を発生する照明部と、前記被検体内において反射した光を受光することにより撮像を行い、電気的な画像信号を出力する撮像部と、前記画像信号に基づいて取得される前記撮像部における受光量に応じて、前記撮像部における撮像フレームレートを切り替える制御を実行する撮像制御部と、を備えることを特徴とする。

【0015】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、前記受光量が閾値を下回った場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする。

20

【0016】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、直前のフレームと該直前のフレームに対して先行するフレームとの間における前記受光量の差分が閾値を下回った場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする。

【0017】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、複数のフレームにおける前記受光量の平均値又は合算値が閾値を下回った場合に、前記撮像フレームレートを低くする、ことを特徴とする。

【0018】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、前記受光量に基づく前記撮像フレームレートの変更を1回のみ実行する、ことを特徴とする。

30

【0019】

上記カプセル型内視鏡において、前記撮像制御部は、前記カプセル型内視鏡の起動時から所定時間、前記撮像フレームレートを第1の値に維持し、前記カプセル型内視鏡の起動時から前記所定時間が経過した際に、前記撮像フレームレートを前記第1の値よりも高い第2の値に切り替え、前記所定時間の経過後、前記受光量に基づいて前記撮像フレームレートを変更する、ことを特徴とする。

【0020】

上記カプセル型内視鏡は、当該カプセル型内視鏡の起動時からの経過時間をカウントするカウンタをさらに備え、前記照明制御部は、前記経過時間に基づき、前記所定時間までの残存時間に応じて前記照明部の点滅間隔を変化させる、ことを特徴とする。

40

【0021】

本発明に係るカプセル型内視鏡起動システムは、前記カプセル型内視鏡と、前記カプセル型内視鏡を起動させるスイッチと、前記カプセル型内視鏡の起動時からの経過時間をカウントするカウンタと、前記経過時間が前記所定時間に達した際に、前記カプセル型内視鏡を前記被検体内に導入するタイミングである旨を通知する通知手段と、を有する起動装置と、を備えることを特徴とする。

【0022】

本発明に係る検査システムは、前記撮像部から出力された前記画像信号を無線送信する送信部をさらに有する前記カプセル型内視鏡と、前記送信部から無線送信された前記画像

50

信号を受信する受信部と、前記カプセル型内視鏡から前記画像信号の受信を開始した時からの経過時間をカウントするカウンタと、前記経過時間が前記所定時間に達した際に、前記カプセル型内視鏡を前記被検体内に導入するタイミングである旨を通知する通知手段と、を有する受信装置と、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、被検体内を照明する光の発光量又は撮像部における受光量をもとに撮像フレームレートを制御するので、部品点数を増やすことなく、観察部位に応じて適切なタイミングで撮像フレームレートを変更することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

10

【0024】

【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を備える検査システムの構成例を示す図である。

【図2】図2は、図1に示すカプセル型内視鏡の構成例を示す模式図である。

【図3】図3は、図2に示す制御部の構成を示すブロック図である。

【図4】図4は、図2に示すカプセル型内視鏡の動作を示すフローチャートである。

【図5】図5は、図2に示す照明部の発光量の推移を示すグラフである。

【図6】図6は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型内視鏡が備える制御部の構成を示すブロック図である。

20

【図7】図7は、本発明の実施の形態2に係るカプセル型内視鏡の動作を示すフローチャートである。

【図8】図8は、本発明の実施の形態3に係るカプセル型内視鏡の動作を示すフローチャートである。

【図9】図9は、本発明の実施の形態4に係るカプセル型内視鏡起動システムの外観を示す模式図である。

【図10】図10は、図9に示す起動装置の構成を示すブロック図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態4の変形例4-1における受信装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

30

以下に、本発明の実施の形態に係るカプセル型内視鏡、カプセル型内視鏡起動システム、及び検査システムについて、図面を参照しながら説明する。以下の説明において、各図は本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、及び位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。従って、本発明は各図で例示された形状、大きさ、及び位置関係のみに限定されるものではない。なお、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

【0026】

(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を含む検査システムの概略構成を示す模式図である。図1に示す検査システム1は、患者等の被検体2内に導入されて撮像を行い、電氣的な画像信号を生成して無線送信するカプセル型内視鏡10と、カプセル型内視鏡10から無線送信された画像信号を、被検体2に装着された受信アンテナユニット4を介して受信する受信装置3と、受信装置3から画像データを取得して所定の画像処理を施し、画像を表示する画像表示装置5とを備える。

40

【0027】

図2は、カプセル型内視鏡10の構成例を示す模式図である。カプセル型内視鏡10は、経口摂取等によって被検体2内に導入された後、消化管内部を移動し、最終的に被検体の外部に排出される。その間、カプセル型内視鏡10は、臓器(消化管)内部を蠕動運動によって移動しつつ、被検体内を撮像して画像信号を順次生成し、無線送信する。

【0028】

50

図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 10 は、被検体 2 の臓器内部に導入し易い大きさに形成された外装ケースであるカプセル型筐体 11 と、被検体 2 内を撮像する撮像部 12 と、被検体内を照明する光を発生する照明部 13 と、撮像部 12 から入力された信号を処理すると共に、カプセル型内視鏡 10 の各構成部を制御する制御部 14 と、制御部 14 によって処理された信号をカプセル型内視鏡 10 の外部に無線送信する無線通信部 15 と、カプセル型内視鏡 10 の各構成部に電力を供給する電源部 16 とを備える。

【0029】

カプセル型筐体 11 は、筒状筐体 111 とドーム状筐体 112、113 とから成り、この筒状筐体 111 の両側開口端をドーム状筐体 112、113 によって塞ぐことによって実現される。筒状筐体 111 及びドーム状筐体 113 は、可視光に対して略不透明な有色の筐体である。一方、ドーム状筐体 112 は、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明な、ドーム形状をなす光学部材である。このようなカプセル型筐体 11 は、撮像部 12 と、照明部 13、制御部 14 と、無線通信部 15、電源部 16 とを液密に内包する。

10

【0030】

撮像部 12 は、集光レンズ等の光学系 121 と、CMOS イメージセンサ又は CCD 等からなる撮像素子 122 とを有する。光学系 121 は、この撮像視野からの反射光を集光し、撮像素子 122 の撮像面に結像させる。撮像素子 122 は、撮像面において受光した撮像視野からの反射光（光信号）を電気信号に変換し、画像信号として出力する。

【0031】

照明部 13 は、LED (Light Emitting Diode) 又は LD (Laser Diode) 等の発光素子からなり、白色光等の照明光を発光する。照明部 13 は、撮像素子 122 の撮像視野内の被検体に、ドーム状筐体 112 越しに照明光を照射する。

20

【0032】

なお、実施の形態 1 においては、カプセル型内視鏡 10 の長軸 La 方向の一方の端部を撮像する単眼式のカプセル型内視鏡 10 を用いるが、長軸 La 方向の両端（前方及び後方）を撮像する複眼式のカプセル型内視鏡を用いても良い。この場合、2 つの撮像部の各光軸がカプセル型筐体 11 の長軸 La と略平行又は略一致し、且つ各撮像視野が互いに反対方向を向くように配置すると良い。即ち、各撮像部が備える撮像素子の撮像面が長軸 La に対して直交する実装を行う。

【0033】

制御部 14 は、カプセル型内視鏡 10 内の各構成部の動作を制御すると共に、これらの構成部間における信号の入出力を制御する。図 3 は、制御部 14 の構成を示すブロック図である。図 3 に示すように、制御部 14 は、撮像制御部 141 と、信号処理部 142 と、照明制御部 143 とを備える。

30

【0034】

撮像制御部 141 は、照明部 13 の発光量（発光時間）に基づいて撮像フレームレートを制御する。詳細には、撮像制御部 141 は、直前の（即ち、最新の）フレームにおける照明部 13 の発光量を表す情報を照明制御部 143 から取り込み、発光量が所定の条件を満たす場合に撮像フレームレートを切り替える。そして、切り替え後の撮像フレームレートで動作するように撮像部 12 を制御すると共に、この撮像フレームレートに応じたタイミングで照明部 13 を発光させるように、照明制御部 143 を制御する。ここで、照明部 13 の制御が発光時間制御方式で行われる場合、発光量は発光時間に応じて変化する。以下において、発光量の制御は、発光時間の制御と同義である場合を含むものとする。

40

【0035】

信号処理部 142 は、撮像部 12（撮像素子 122）から出力された画像信号に所定の信号処理を施し、無線通信部 15 から無線送信させる。

【0036】

照明制御部 143 は、撮像素子 122 における受光量（即ち、撮像素子 122 から出力された画像信号の強度）に基づいて照明部 13 の発光量（発光時間）を制御する。詳細には、照明制御部 143 は、直前のフレームにおいて生成された画像信号の強度情報を信号

50

処理部 1 4 2 から取り込み、画像信号の強度の平均値に所定の補正係数を掛けることにより受光量の測定値を求め、この測定値と予め設定されている受光量の目標値との比、及び直前フレームにおける発光量から、次のフレームにおける照明部 1 3 の発光量を決定し、決定した発光量で照明部 1 3 を発光させる。

【 0 0 3 7 】

無線通信部 1 5 は、制御部 1 4 から画像信号を取得し、該画像信号に対して変調処理等を施して無線信号を生成し、受信装置 3 に送信する。

【 0 0 3 8 】

電源部 1 6 は、ボタン型電池やキャパシタ等の蓄電部であって、磁気スイッチや光スイッチ等のスイッチ部を有する。電源部 1 6 は、磁気スイッチを有する構成とした場合、外部から印加された磁界によって電源のオンオフ状態を切り替える。電源部 1 6 は、オン状態のときに、蓄電部の電力をカプセル型内視鏡 1 0 の各構成部（撮像部 1 2、照明部 1 3、制御部 1 4、及び無線通信部 1 5）に供給し、オフ状態のときに、カプセル型内視鏡 1 0 の各構成部への電力供給を停止する。

【 0 0 3 9 】

なお、図 2 においては、カプセル型内視鏡 1 0 の構成例として、被検体の蠕動運動によって受動的に移動する構成を説明したが、自身の駆動力により、又は外部からの誘導により被検体内を移動可能な構成としても良い。例えば、カプセル型内視鏡の内部に永久磁石を設け、被検体の外部において生成した磁界をこの永久磁石に作用させることにより、被検体内においてカプセル型内視鏡を誘導させても良い。

【 0 0 4 0 】

再び図 1 を参照すると、受信アンテナユニット 4 は、複数（図 1 においては 8 個）の受信アンテナ 4 a ~ 4 h を有する。各受信アンテナ 4 a ~ 4 h は、例えばループ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（例えば、カプセル型内視鏡 1 0 の通過領域である被検体 2 内の各臓器に対応した位置）に配置される。

【 0 0 4 1 】

受信装置 3 は、これらの受信アンテナ 4 a ~ 4 h を介して、カプセル型内視鏡 1 0 から無線送信された画像信号を受信し、受信した画像信号に所定の処理を施した上で、内蔵するメモリに画像信号及びその関連情報を記憶する。受信装置 3 には、カプセル型内視鏡 1 0 から無線送信された画像信号の受信状態を表示する表示部や、受信装置 3 を操作するための操作ボタン等の入力部を設けても良い。

【 0 0 4 2 】

画像表示装置 5 は、例えばワークステーションやパーソナルコンピュータを用いて構成される。画像表示装置 5 は、受信装置 3 のメモリに記憶された画像信号及びその関連情報を取り込み、所定の画像処理を施すことにより、被検体 2 内の体内画像を生成して画面に表示する。なお、図 1 においては、画像表示装置 5 の USB ポートにクレードル 3 a を接続し、該クレードル 3 a に受信装置 3 をセットすることにより受信装置 3 と画像表示装置 5 とを接続し、受信装置 3 から画像表示装置 5 に画像信号を転送する構成としている。

【 0 0 4 3 】

次に、カプセル型内視鏡 1 0 の動作を説明する。図 4 は、カプセル型内視鏡 1 0 の動作を示すフローチャートである。また、図 5 は、照明部 1 3 の発光量の推移を示すグラフである。図 5 において、横軸はフレーム数を示し、縦軸は発光量を示している。

【 0 0 4 4 】

カプセル型内視鏡 1 0 の電源がオンされて動作を開始すると、まず、ステップ S 1 0 において、撮像制御部 1 4 1 は、撮像フレームレートを初期値 $F R_0$ に設定する。ここで、カプセル型内視鏡 1 0 が最初に通過する臓器である食道は短い上に比較的直線状であるため、カプセル型内視鏡 1 0 は食道を短時間（数秒）で通過してしまう。そのため、十分な体内画像を取得するため、初期値 $F R_0$ としては比較的高い値（例えば、 $10 \sim 50 \text{ fps}$ ）が設定される。

【 0 0 4 5 】

続くステップ S 1 1 において、カプセル型内視鏡 1 0 は撮像を開始する。詳細には、照明制御部 1 4 3 は、撮像制御部 1 4 1 が設定した撮像フレームレートに応じたタイミングで照明部 1 3 を発光させる。撮像部 1 2 は、撮像制御部 1 4 1 が設定した撮像フレームレートで撮像を行い、画像信号を生成して信号処理部 1 4 2 に出力する。信号処理部 1 4 2 は、撮像部 1 2 から出力された画像信号に所定の信号処理を施し、無線通信部 1 5 に無線送信させる。

【 0 0 4 6 】

ここで、照明制御部 1 4 3 は、直前のフレームにおける画像信号の強度に基づいて、照明部 1 3 の発光量を制御する。例えば、カプセル型内視鏡 1 0 が食道のような狭い臓器内を通過している場合、カプセル型内視鏡 1 0 から撮像対象（臓器の内壁）までの距離が近い
10
ために照明光が撮像対象に届き易く、その結果、撮像対象からの反射光は明るくなる。それにより、撮像部 1 2 から出力される画像信号の強度は強くなるため、照明制御部 1 4 3 は、画像信号の強度が所定範囲を超えないように、照明部 1 3 の発光量を減少させる。反対に、カプセル型内視鏡 1 0 が胃のような広い臓器内を通過している場合、撮像対象までの距離が遠いために照明光が撮像対象に届き難く、その結果、撮像対象からの反射光は暗くなる。それにより、撮像部 1 2 から出力される画像信号の強度が弱くなってしまうため、照明制御部 1 4 3 は、画像信号の強度が所定範囲を下回らないように、照明部 1 3 の発光量を増加させる。照明制御部 1 4 3 のこのようなフィードバック制御を行うことにより、カプセル型内視鏡 1 0 が通過中の部位によらず、画像信号の強度レベル、即ち、体内画像の輝度レベルを一定の範囲に収めている。
20

【 0 0 4 7 】

具体的には、照明制御部 1 4 3 は、直前フレームの指定エリアから出力された画像信号に対し、R、G、Bの色ごとに強度の平均値を算出する。そして、色ごとの強度の平均値に各色の補正係数を掛け合わせ、これらの平均値を合計することにより、受光量の測定値（以下、測光値という）を求める。撮像素子 1 2 2（図 2 参照）が例えばベイヤーパターンのカラーフィルタを有する場合、R、G、Bの補正係数はそれぞれ、0.3、0.6、0.1に設定される。測光値は、R、G、Bの色ごとの強度の平均値 I_R 、 I_G 、 I_B 及び上記補正係数を用いて、次式（1）によって与えられる。

$$(\text{測光値}) = I_R \times 0.3 + I_G \times 0.6 + I_B \times 0.1 \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 8 】

次のフレームにおける発光量は、上記測光値と、予め設定されている受光量の目標値（以下、目標受光量という）とから、次式（2）によって与えられる。

$$\begin{aligned} &(\text{次フレームにおける発光量}) \\ &= (\text{目標受光量} / \text{測光値}) \times (\text{直前フレームにおける発光量}) \\ &\quad \dots (2) \end{aligned}$$

【 0 0 4 9 】

続くステップ S 1 2 において、撮像制御部 1 4 1 は、照明部 1 3 の発光量を表す情報を照明制御部 1 4 3 から取り込み、直前のフレームにおける発光量が予め定められた所定の閾値より大きいかな否かを判定する。ここで、発光量が多いということは、カプセル型内視鏡 1 0 と撮像対象との距離が遠いために、多くの発光量が必要であったと考えられる。そのため、このとき、カプセル型内視鏡 1 0 は、胃のような広い空間に存在していたものと考えられる。例えば、図 5 の場合、フレーム 2 0 とフレーム 2 1 との間で発光量が急激に増加している。従って、フレーム 2 0 とフレーム 2 1 との間で、カプセル型内視鏡 1 0 が狭い空間から広い空間に移動した、即ち、食道から胃に移動したと推定することができる。
40

【 0 0 5 0 】

なお、ステップ S 1 2 においては、次式（2'）によって与えられる発光時間を予め定められた所定の閾値と比較しても良い。

$$\begin{aligned} &(\text{次フレームにおける発光時間}) \\ &= (\text{目標受光量} / \text{測光値}) \times \text{直前フレームにおける発光時間} \end{aligned}$$

10

20

30

40

50

... (2 ')

【 0 0 5 1 】

直前のフレームにおける発光量（又は発光時間）が閾値以下である場合（ステップ S 1 2 : N o ）、撮像制御部 1 4 1 は、撮像フレームレートを初期値 $F R_0$ に維持しつつ、発光量の判定を継続する。

【 0 0 5 2 】

一方、直前のフレームにおける発光量（又は発光時間）が閾値より大きい場合（ステップ S 1 2 : Y e s ）、撮像制御部 1 4 1 は、撮像フレームレートを切り替える（ステップ S 1 3 ）。ここで、カプセル型内視鏡 1 0 は、胃やそれ以降の臓器を食道よりもゆっくり通過する。そのため、ステップ S 1 3 においては、撮像フレームレートを初期値 $F R_0$ よりも低い値 $F R_1$ （例えば、2 f p s）に設定する。例えば図 5 の場合、フレーム 2 1 において発光量が大きくなっているため、その次のフレーム 2 2 から撮像フレームレートが値 $F R_1$ に切り替えられる。

10

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 4 において、制御部 1 4 は、撮像を終了するか否かを判定する。具体的には、カプセル型内視鏡 1 0 が起動されてから所定時間（例えば数時間）が経過した場合や、残存バッテリーが所定値以下となった場合に、撮像を終了すると判定する。

【 0 0 5 4 】

撮像を終了しない場合（ステップ S 1 4 : N o ）、カプセル型内視鏡 1 0 は引き続き撮像を行う。なお、この後は、発光量に基づく撮像フレームレートの制御を実行する必要はない。その理由は、胃やそれに続く臓器においても、カプセル型内視鏡 1 0 と撮像対象との距離に応じて発光量が再び閾値以下になることはあり得るものの、カプセル型内視鏡 1 0 は高いフレームレートでの撮像が必要な食道を既已通过してしまっているため、低いフレームレートから高いフレームレートへの再度の切替は必要ないからである。即ち、発光量に基づく撮像フレームレートの切り替えは、カプセル型内視鏡 1 0 が食道から胃に移動したタイミングで 1 回のみ行えば良い。一方、撮像を終了する場合（ステップ S 1 4 : Y e s ）、カプセル型内視鏡 1 0 は動作を終了する。

20

【 0 0 5 5 】

以上説明したように、本発明の実施の形態 1 によれば、直前のフレームにおける照明部 1 3 の発光量に応じて、撮像フレームレートを切り替えるか否かを判定するので、カプセル型内視鏡 1 0 が食道から胃に移行した際に、適切なタイミングで撮像フレームレートを切り替えることができる。従って、被検体 2 内の観察部位に応じた撮像フレームレートで撮像を行うことができ、無駄な電力消費を抑制すると共に、必要以上の体内画像の取得を防ぐことが可能となる。

30

【 0 0 5 6 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、一般的なカプセル型内視鏡に備えられている光量調節機能を利用して撮像フレームレートを制御するため、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 1 0 の位置や観察部位を検出するためのセンサ等の追加の部品を設ける必要がない。従って、カプセル型内視鏡内の部品点数の増加や、それに伴う構成の複雑化やカプセル自体の大型化、及び消費電力の増加を防ぐことができる。

40

【 0 0 5 7 】

（変形例 1 - 1）

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 1 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、直前のフレームにおける発光量に基づいて撮像フレームレートの制御を行うこととしたが（ステップ S 1 2、S 1 3 参照）、必ずしもフレームごとにステップ S 1 2 の判定を行う必要はない。即ち、発光量と閾値との比較判定を数フレームごとに行い、発光量が閾値を超えた際に撮像フレームレートの切り替えを行っても良い。

【 0 0 5 8 】

（変形例 1 - 2）

50

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 2 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、発光量の大きさに基づいて撮像フレームレートの制御を行うこととしたが（ステップ S 1 2、1 3 参照）、発光量の変化量に基づいてこの制御を行っても良い。例えば、直前のフレームとその前のフレームとの間における発光量の差分が閾値を超えた場合に、撮像フレームレートをより低い値 $F R_1$ に切り替えるようにしても良い。

【0059】

例えば図 5 の場合、フレーム 2 1 における発光量とその前のフレーム 2 0 における発光量との差分 Δa が予め定められた所定の閾値を超えた場合、撮像フレームレートの切り替えが行われる。

10

【0060】

なお、本変形例 1 - 2 においても、変形例 1 - 1 と同様に、数フレームごとに発光量の差分と閾値との比較判定を行い、差分が閾値を超えた際に撮像フレームレートの切り替えを行っても良い。

【0061】

（変形例 1 - 3）

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 3 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、各フレームにおける発光量に基づいて撮像フレームレートの制御を行ったが、連続する所定数のフレームをサンプリング区間として設け、サンプリング区間における発光量の合計値や平均値に基づいて、撮像フレームレートの制御を行っても良い。具体的には、最新のサンプリング区間における発光量の合計値又は平均値が閾値を超えた場合、或いは、最新のサンプリング区間における発光量の合計値又は平均値と、その前のサンプリング区間における発光量の合計値又は平均値との差分が閾値を超えた場合に、撮像フレームレートを切り替える。

20

【0062】

ここで、例えば 1 フレーム毎に発光量と閾値との比較判定を行う場合、特定のフレームにおける発光量データがノイズ等の影響により誤った値となることがある。その場合、閾値との比較判定も誤った結果になってしまうことが起こり得る。それに対し、本変形例 1 - 3 のように、複数フレームの情報に基づいた演算を行うことにより、判定精度を向上させることが可能となる。

30

【0063】

（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。

図 6 は、実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡が備える制御部の構成を示すブロック図である。実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡の構成は全体として実施の形態 1 と同様であり（図 2 参照）、図 3 に示す制御部 1 4 の代わりに、図 6 に示す制御部 1 8 を備える。

【0064】

図 6 に示すように、制御部 1 8 は、撮像制御部 1 8 1 と、信号処理部 1 8 2 と、照明制御部 1 8 3 とを備え、カプセル型内視鏡 1 0 内の各構成部の各動作を制御すると共に、これらの各構成部間における信号の入出力を制御する。このうち、信号処理部 1 8 2 及び照明制御部 1 8 3 の動作は、図 3 に示す信号処理部 1 4 2 及び照明制御部 1 4 3 とそれぞれ同様である。

40

【0065】

撮像制御部 1 8 1 は、撮像素子 1 2 2 における受光量（即ち、撮像素子 1 2 2 が出力した画像信号の強度）に基づいて撮像フレームレートを制御する。詳細には、撮像制御部 1 8 1 は、直前の（即ち、最新の）フレームにおいて生成された画像信号の強度情報を信号処理部 1 8 2 から取り込み、R、G、B の色ごとに画像信号の強度の平均値を算出し、所定の補正係数を掛けた上でこれらの平均値を合算することにより受光量（測光値）を求める（式（1）参照）。そして、この受光量が所定の条件を満たす場合に撮像フレームレートを切り替え、切り替え後の撮像フレームレートで動作するように撮像部 1 2 を制御する

50

と共に、この撮像フレームレートに応じたタイミングで照明部 13 を発光させるように、照明制御部 183 を制御する。

【0066】

次に、実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡の動作を説明する。図 7 は、実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡の動作を示すフローチャートである。なお、図 7 に示すステップ S10、S11 は実施の形態 1 と同様である（図 4 参照）。

【0067】

ステップ S11 に続くステップ S20 において、撮像制御部 181 は、画像信号の強度情報を撮像部 12 における受光量として信号処理部 182 から取り込み、直前のフレームにおける受光量が予め定められた所定の閾値を下回っているか否かを判定する。ここで、受光量が少ないということは、カプセル型内視鏡 10 と撮像対象との距離が遠いために照明光が撮像対象に届き難く、その結果、撮像対象からの反射光を受光し難くなったためと考えられる。従って、受光量が閾値を下回った時、カプセル型内視鏡 10 が、反射光を受光し易い狭い空間から反射光を受光し難い広い空間に移行した、即ち、食道から胃に移動したと推定される。

10

【0068】

直前のフレームにおける受光量が閾値以上である場合（ステップ S20：No）、撮像制御部 181 は、撮像フレームレートを初期値 $F R_0$ に維持しつつ、受光量の判定を継続する。

【0069】

20

一方、直前のフレームにおける受光量が閾値を下回った場合（ステップ S20：Yes）、撮像制御部 181 は、撮像フレームレートをより低い値 $F R_1$ に切り替える（ステップ S13）。以降のカプセル型内視鏡 10 の動作は、実施の形態 1 と同様である。なお、実施の形態 2 においても、この後、受光量に基づく撮像フレームレートの制御を実行する必要はない。その理由は、胃やそれに続く臓器においても、カプセル型内視鏡 10 と撮像対象との距離に応じて受光量が再び閾値以上になることはあり得るものの、カプセル型内視鏡 10 は高いフレームレートでの撮像が必要な食道を既に通過してしまっているため、低いフレームレートから高いフレームレートへの再度の切替は必要ないからである。即ち、受光量に基づく撮像フレームレートの切り替えは、カプセル型内視鏡 10 が食道から胃に移動したタイミングで 1 回のみ行えば良い。

30

【0070】

以上説明したように、実施の形態 2 によれば、直前のフレームにおける撮像部 12 の受光量を利用することにより、カプセル型内視鏡 10 内の部品点数を増加させることなく、カプセル型内視鏡 10 が食道から胃に移行した際に、適切なタイミングで撮像フレームレートを切り替えることが可能となる。

【0071】

なお、実施の形態 2 においても、上述した変形例 1 - 1 と同様に、数フレームごとに受光量の判定を行っても良い。また、変形例 1 - 2 と同様に、フレーム間での受光量の差分に基づいて撮像フレームレートを切り替えても良い。さらに、変形例 1 - 3 と同様に、連続する所定数のフレームをサンプリング区間として設け、サンプリング区間における受光量の合計値や平均値に基づいて、撮像フレームレートの切り替えを行っても良い。

40

【0072】

（実施の形態 3）

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。

図 8 は、実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡の動作を示すフローチャートである。なお、実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡の構成は実施の形態 1 と同様である（図 2、図 3 参照）。

【0073】

カプセル型内視鏡 10 の電源がオンされて動作を開始すると、まず、ステップ S30 において、撮像制御部 141 は、撮像フレームレートを初期値 $F R_2$ に設定する。ここで、

50

カプセル型内視鏡 10 の検査を開始する際、ユーザ（検査担当の医療従事者）は、カプセル型内視鏡 10 を起動して撮像等の動作確認等を行った後、被検体 2 内の口腔内にカプセル型内視鏡 10 を導入して嚥下させる。そのため、被検体 2 がカプセル型内視鏡 10 を嚥下する前に撮像された体内画像は、被検体 2 の検査に使用されるものではない。そこで、実施の形態 3 においては、初期値 FR_2 として、例えば 2 fps 程度の低い値が設定される。

【0074】

続くステップ S 3 1 において、カプセル型内視鏡 10 は撮像を開始する。詳細については、図 4 のステップ S 1 1 と同様である。

【0075】

続くステップ S 3 2 において、撮像制御部 1 4 1 は、カプセル型内視鏡 10 が起動してから所定時間 Δt が経過したか否かを判定する。この時間 Δt の長さは、図 5 に示すように、カプセル型内視鏡 10 の動作確認に要する時間や、カプセル型内視鏡 10 が被検体 2 の口腔内に留まっている時間として予め設定されている。この時間 Δt が経過した際にカプセル型内視鏡 10 を被検体 2 に嚥下させるようにすれば、カプセル型内視鏡 10 が食道に移行したタイミングを確実に把握することができる。

【0076】

未だ所定時間 Δt が経過していない場合（ステップ S 3 2 : No）、撮像制御部 1 4 1 は所定時間 Δt が経過するまで待機する。一方、所定時間 Δt が経過した場合（ステップ S 3 2 : Yes）、撮像制御部 1 4 1 は、撮像フレームレートを食道観察用の撮像フレームレートに切り替える（ステップ S 3 3）。上述したように、カプセル型内視鏡 10 は食道を短時間で通過してしまう。そのため、食道観察用の撮像フレームレートとしては、初期値 FR_2 よりも高い値 FR_3 （例えば、10 ~ 50 fps）が設定される。

【0077】

また、ユーザは、所定時間 Δt が経過したタイミングで、カプセル型内視鏡 10 を嚥下するように被検体 2 に指示する。或いは、ユーザは、画像表示装置 5（図 1 参照）に表示された画像を観察し、撮像フレームレートが高くなったタイミングで、カプセル型内視鏡 10 を被検体 2 に嚥下させても良い。

【0078】

続くステップ S 1 2 以降の動作は、実施の形態 1（図 4 参照）と同様である。即ち、照明部 1 3 の発光量が予め定められた所定の閾値を上回った際に（ステップ S 1 2 : Yes）、カプセル型内視鏡 10 が食道から胃に移動したものと推定し、撮像フレームレートを再び低い値 FR_2 （例えば 2 fps）に切り替える（ステップ S 1 3）。

【0079】

なお、ステップ S 1 2 における判定や、この判定に用いる情報の取り込みは、所定時間 Δt が経過した後（ステップ S 3 2 : Yes）で開始すると良い。それにより、被検体 2 がカプセル型内視鏡 10 を嚥下する前の外部照明による影響を除外することができるので、より正確な判定を行うことができる。

【0080】

以上説明したように、本発明の実施の形態 3 によれば、カプセル型内視鏡 10 の起動後の所定時間、撮像フレームレートを低い値 FR_2 に維持するので、カプセル型内視鏡 10 の動作確認や、被検体 2 にカプセル型内視鏡 10 を嚥下させる準備を行っている間、カプセル型内視鏡 10 の消費電力を抑制することが可能となる。

【0081】

なお、図 8 のステップ S 3 3 以降は、実施の形態 2 と同様に、撮像部 1 2 における受光量に基づいて、撮像フレームレートの切り替えを行っても良い（図 7 のステップ S 2 0 参照）。

【0082】

（実施の形態 4）

次に、本発明の実施の形態 4 について説明する。

図 9 は、本発明の実施の形態 4 に係るカプセル型内視鏡起動システムの外観を示す模式図である。図 9 に示すように、実施の形態 4 に係るカプセル型内視鏡起動システム 6 は、カプセル型内視鏡 10 と、カプセル型内視鏡 10 を起動する起動装置 7 とを備える。

【0083】

カプセル型内視鏡 10 を起動する際、カプセル型内視鏡 10 は、好ましくは容器 8 に収納された状態で、起動装置 7 の筐体 70 上の所定位置に載置される。筐体 70 の上面は、容器 8 の載置面となっており、容器 8 を載置する位置を示すガイド 70a が表示されている。また、筐体 70 の上面には、各種スイッチや表示部が設けられている。

【0084】

図 10 は、図 9 に示す起動装置 7 の構成を示すブロック図である。図 10 に示すように、起動装置 7 は、当該起動装置 7 の各部に電力を供給する電源部 71 と、電源部 71 から各部への電力供給のオンオフ状態を切り替える電源スイッチ 72 と、起動装置 7 の電源のオンオフ状態を表示する電源表示部 73 と、カプセル型内視鏡 10 の電源のオンオフ状態を切り替えるスタータ 74 と、スタータ 74 の動作を開始させるスタータスイッチ 75 と、スタータ 74 の動作状態を表示するスタータ表示部 76 と、スタータ 74 の動作後の経過時間をカウントするカウンタ 77 と、カウンタ 77 によるカウントを表示するカウンタ表示部 78 とを備える。

【0085】

電源表示部 73 は、例えば LED 等の発光素子を用いて構成され、起動装置 7 がオン状態の場合に発光することにより起動装置 7 のオンオフ状態を表示する。

【0086】

スタータ 74 は、カプセル型内視鏡 10 の電源部 16 の構成に応じて構成される。例えば、電源部 16 が磁気スイッチを有する場合、スタータ 74 は、電源部 71 からの電力供給を受けて磁界を発生するコイルを用いて構成される。

【0087】

スタータスイッチ 75 は、例えば、押圧することによりスタータ 74 をオン状態（例えばコイルが通電されている状態）にする入力ボタンによって構成される。

【0088】

スタータ表示部 76 は、LED 等の発光素子を用いて構成される。スタータ表示部 76 は、スタータ 74 がオン状態の場合とオフ状態の場合とで異なる色で発光することにより、スタータ 74 の動作状態を表示する。

【0089】

カウンタ 77 は、スタータ 74 がオン状態にされたタイミングからの経過時間をカウントする。

【0090】

カウンタ表示部 78 は、被検体 2 にカプセル型内視鏡 10 を導入するタイミングを通知する通知手段である。カウンタ表示部 78 には、カプセル型内視鏡 10 の起動後、被検体 2 に嚥下させるまでの時間（例えば 1 分間、以下、設定時間という）が予め設定されている。この設定時間は、図 8 のステップ S32 において判定される所定時間 Δt 、即ち、カプセル型内視鏡 10 の起動後、撮像フレームレートが初期値（ステップ S30 参照）から食道観察用の撮像フレームレート（ステップ S33 参照）に切り替えられるまでの時間に合わせて設定される。

【0091】

カウンタ表示部 78 は、例えば液晶表示板からなる計数表示部 78a 及びテキスト表示部 78b を含んでいる。計数表示部 78a には、カウンタ 77 がカウントを開始してからの経過時間が順次表示される。或いは、計数表示部 78a に設定時間までの残存時間を表示しても良い。また、テキスト表示部 78b には、経過時間が設定時間に至った際に所定のテキストメッセージが表示される。

【0092】

次に、図 9 に示すカプセル型内視鏡起動システム 6 を用いた検査方法を説明する。

まず、ユーザ（検査担当の医療従事者）は、起動装置 7 を用いてカプセル型内視鏡 10 を起動する。具体的には、カプセル型内視鏡 10 を収容した容器 8 を筐体 70 の上面のガイド 70 a 内に載置し、スタータスイッチ 75 を押圧する。それにより、スタータ 74 が動作し、カプセル型内視鏡 10 が起動する。例えば、カプセル型内視鏡 10 の電源部 16（図 2 参照）のスイッチ部が磁気スイッチで構成される場合、スタータ 74 は磁界を印加してカプセル型内視鏡 10 の電源をオンさせることにより、カプセル型内視鏡 10 を起動する。また、この時からカウンタ 77 がカウントを開始する。

【0093】

カウンタ 77 がカウントを開始してからの経過時間が設定時間になると、カウンタ表示部 78 は、例えば「カプセルを飲み込んでください。」といったテキストメッセージをテキスト表示部 78 b に表示する。これにより、ユーザは、被検体にカプセル型内視鏡 10 を嚥下させるタイミングを容易に把握することができる。

10

【0094】

なお、通知手段の構成は、上記カウンタ表示部 78 の構成に限定されない。例えば、カウンタ 77 がカウントを開始してからの経過時間が設定時間に至った際に、計数表示部 78 a に表示された数字を点滅させる、スタータ表示部 76 を点滅させる、といった構成としても良い。或いは、起動装置 7 にスピーカを設け、テキストメッセージを表示する代わりに、又は、テキストメッセージと共に、音声によりメッセージを読み上げても良いし、通知音を鳴らすこととしても良い。

20

【0095】

（変形例 4 - 1）

次に、本発明の実施の形態 4 の変形例 4 - 1 について説明する。

被検体 2 内にカプセル型内視鏡 10 を導入するタイミングを通知する機能（カウンタ及び通知手段）を、図 1 に示す受信装置 3 に設けても良い。図 11 は、変形例 4 - 1 における受信装置の構成例を示すブロック図である。

【0096】

図 11 に示すように、受信装置 3 は、カプセル型内視鏡 10 から無線送信された画像信号を、受信アンテナユニット 4（図 1 参照）を介して受信する受信部 31 と、受信部 31 が受信した画像信号に対して所定の信号処理を施す信号処理部 32 と、信号処理が施された画像信号を記憶するメモリ 33 と、メモリ 33 に記憶された画像信号を、クレードル 3 a を介して画像表示装置 5 に送信する送信部 34 と、カウンタ 35 と、検査に関する各種情報を表示する表示部 36 と、これらの各部の動作を制御する制御部 37 とを備える。

30

【0097】

カウンタ 35 は、無線送信された画像信号を受信部 31 が受信開始したタイミングをトリガーとして、時間のカウントを開始する。制御部 37 は、カウンタ 35 がカウントを開始してからの経過時間を表示部 36 に表示させると共に、この経過時間が設定時間に至った際に、例えば「カプセルを飲み込んでください。」といったテキストメッセージを表示部 36 に表示させる。

【0098】

なお、本変形例 4 - 1 においても、通知手段として、テキストメッセージを表示する表示部 36 の他、音声によりメッセージを読み上げる、又は、通知音を鳴らすスピーカを設けても良い。

40

【0099】

（変形例 4 - 2）

次に、本発明の実施の形態 4 の変形例 4 - 2 について説明する。

被検体 2 内にカプセル型内視鏡 10 を導入するタイミングを通知する機能（カウンタ及び通知手段）を、カプセル型内視鏡 10 自体に設けても良い。この場合、カプセル型内視鏡 10 の起動を、設定時間までのカウント開始のトリガーにすると良い。

【0100】

また、通知手段としては、照明部 13 及びカウンタによるカウントに応じて照明部 13

50

の点滅間隔を変化させる制御部を用いても良い。例えば設定時間を１分間とした場合、設定時間までの残存時間が１０秒となった際に照明部１３の点滅間隔を短く切り替える。これにより、ユーザは、カプセル型内視鏡１０を目視することで、被検体２への導入タイミングを把握することができる。

【０１０１】

以上説明した実施の形態１～４及びこれらの変形例は、本発明を実施するための例にすぎず、本発明はこれらに限定されるものではない。また、本発明は、実施の形態１～４及び各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。本発明は、仕様等に応じて種々変形することが可能であり、更に本発明の範囲内において、他の様々な実施の形態が可能であることは、上記記載から自明である。

10

【符号の説明】

【０１０２】

- １ 検査システム
- ２ 被検体
- ３ 受信装置
- ３ a クレードル
- ４ 受信アンテナユニット
- ４ a ～ ４ h 受信アンテナ
- ５ 画像表示装置
- ６ カプセル型内視鏡起動システム
- ７ 起動装置
- ８ 容器
- １０ カプセル型内視鏡
- １１ カプセル型筐体
- １２ 撮像部
- １３ 照明部
- １４、１８ 制御部
- １５ 無線通信部
- １６ 電源部
- ３１ 受信部
- ３２ 信号処理部
- ３３ メモリ
- ３４ 送信部
- ３５ カウンタ
- ３６ 表示部
- ３７ 制御部
- ７０ 筐体
- ７１ 電源部
- ７２ 電源スイッチ
- ７３ 電源表示部
- ７４ スタータ
- ７５ スタータスイッチ
- ７６ スタータ表示部
- ７７ カウンタ
- ７８ カウンタ表示部
- ７８ a 計数表示部
- ７８ b テキスト表示部
- １１１ 筒状筐体
- １１２、１１３ ドーム状筐体

20

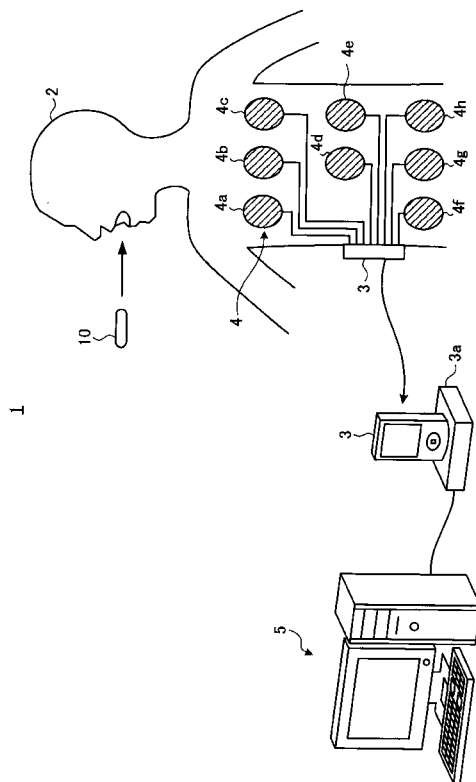
30

40

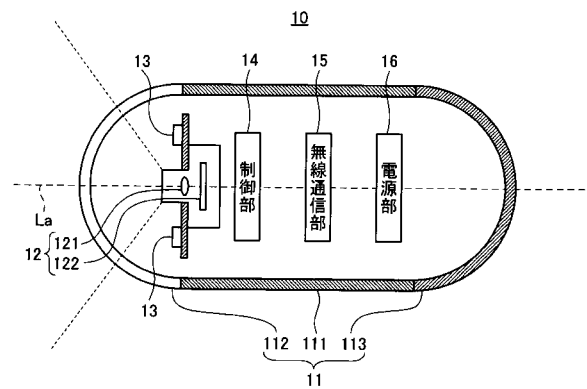
50

- 1 2 1 光学系
 1 2 2 撮像素子
 1 4 1、1 8 1 撮像制御部
 1 4 2、1 8 2 信号処理部
 1 4 3、1 8 3 照明制御部

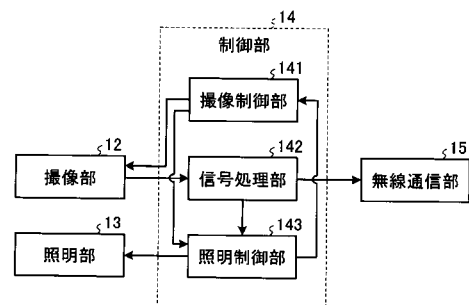
【図 1】



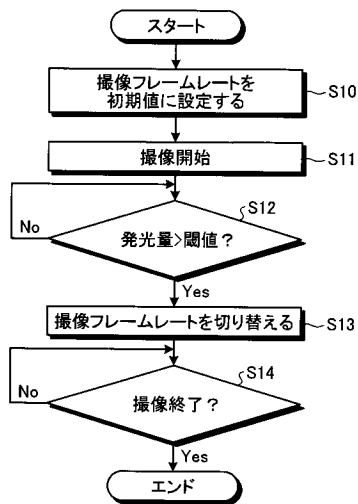
【図 2】



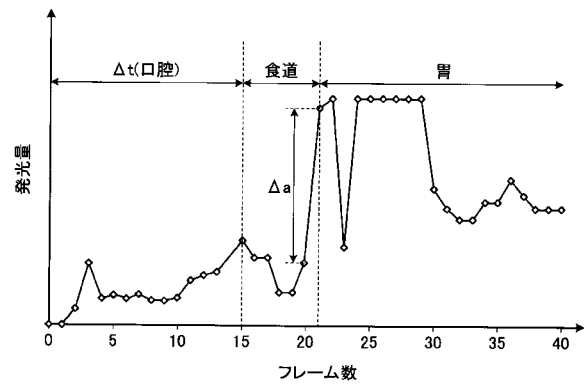
【図 3】



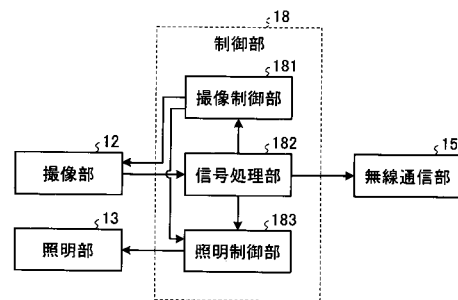
【図 4】



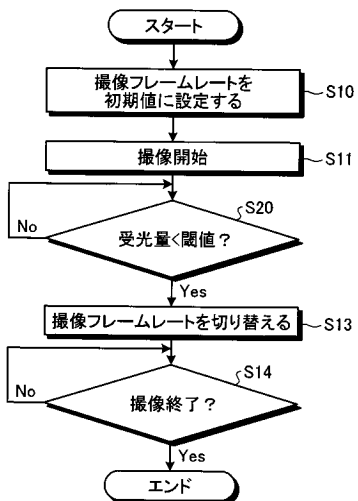
【図 5】



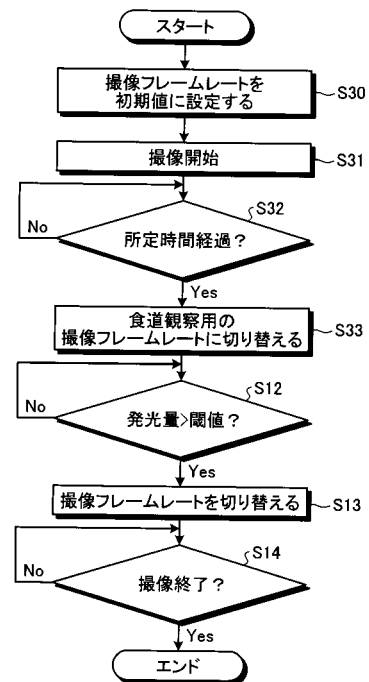
【図 6】



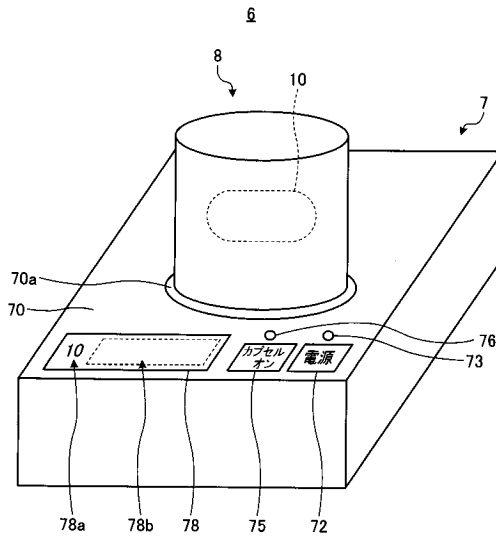
【図 7】



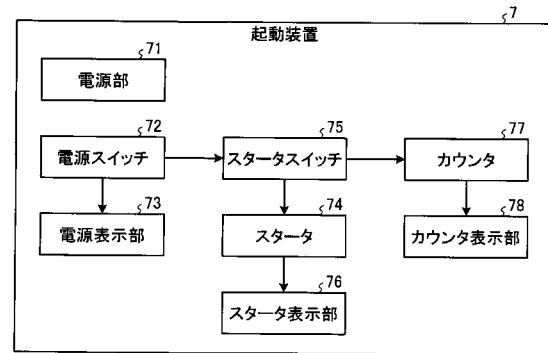
【図 8】



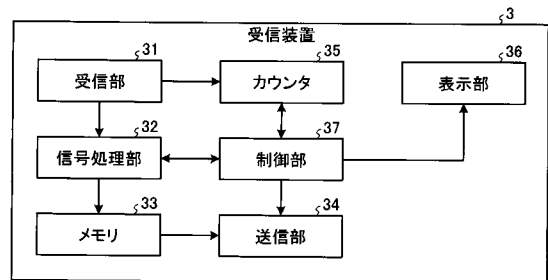
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【手続補正書】

【提出日】平成28年4月7日(2016.4.7)

【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】

被検体内を照明する光を発生する照明部と、
 前記被検体内において反射した光を受光することにより撮像を行い、電気的な画像信号を出力する撮像部と、
 前記画像信号に基づいて、前記照明部における発光量または発光時間を制御する照明制御部と、

前記発光量または前記発光時間に応じて、前記撮像部における撮像フレームレートを変更するよう制御する撮像制御部と、
 を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項 2】

前記撮像制御部は、前記発光量または前記発光時間が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、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】

前記撮像制御部は、直前のフレームと該直前のフレームに対して先行するフレームとの間における前記発光量または前記発光時間の差分が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、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 4】

前記撮像制御部は、複数のフレームにおける前記発光量または前記発光時間の平均値又は合算値が閾値を超えた場合に、前記撮像フレームレートを低くする、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 5】

前記撮像制御部は、前記発光量または前記発光時間に基づく前記撮像フレームレートの変更を 1 回のみ実行する、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 6】

前記撮像制御部は、

前記カプセル型内視鏡の起動時から所定時間、前記撮像フレームレートを第 1 の値に維持し、

前記カプセル型内視鏡の起動時から前記所定時間が経過した際に、前記撮像フレームレートを前記第 1 の値よりも高い第 2 の値に切り替え、

前記所定時間の経過後、前記発光量または前記発光時間に基づいて前記撮像フレームレートを変更する、

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】

当該カプセル型内視鏡の起動時からの経過時間をカウントするカウンタをさらに備え、

前記照明制御部は、前記経過時間に基づき、前記所定時間までの残存時間に応じて前記照明部の点滅間隔を変化させる、

ことを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 8】

請求項 6 に記載のカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡を起動させるスイッチと、前記カプセル型内視鏡の起動時からの経過時間をカウントするカウンタと、前記経過時間が前記所定時間に達した際に、前記カプセル型内視鏡を前記被検体内に導入するタイミングである旨を通知する通知手段と、を有する起動装置と、

を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡起動システム。

【請求項 9】

前記撮像部から出力された前記画像信号を無線送信する送信部をさらに有する請求項 6 に記載のカプセル型内視鏡と、

前記送信部から無線送信された前記画像信号を受信する受信部と、前記カプセル型内視鏡から前記画像信号の受信を開始した時からの経過時間をカウントするカウンタと、前記経過時間が前記所定時間に達した際に、前記カプセル型内視鏡を前記被検体内に導入するタイミングである旨を通知する通知手段と、を有する受信装置と、

を備えることを特徴とする検査システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/078833									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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, A61B1/04 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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X Y A</td> <td>JP 2007-111205 A (Olympus Corp.), 10 May 2007 (10.05.2007), paragraphs [0049], [0091] to [0093] & US 2010/0016661 A1 paragraphs [0131], [0173] to [0175] & WO 2007/046476 A1 & EP 1938740 A1 & CN 101291614 A & AU 2006305189 A</td> <td>7-11 12-15 1-6</td> </tr> <tr> <td>X Y A</td> <td>WO 2008/143246 A1 (Olympus Corp.), 27 November 2008 (27.11.2008), paragraphs [0053] to [0072] & JP 5315237 B2 & US 2010/0210903 A1 paragraphs [0089] to [0116] & EP 2149328 A1 & CN 101677751 A</td> <td>7 12-15 1-6, 8-11</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X Y A	JP 2007-111205 A (Olympus Corp.), 10 May 2007 (10.05.2007), paragraphs [0049], [0091] to [0093] & US 2010/0016661 A1 paragraphs [0131], [0173] to [0175] & WO 2007/046476 A1 & EP 1938740 A1 & CN 101291614 A & AU 2006305189 A	7-11 12-15 1-6	X Y A	WO 2008/143246 A1 (Olympus Corp.), 27 November 2008 (27.11.2008), paragraphs [0053] to [0072] & JP 5315237 B2 & US 2010/0210903 A1 paragraphs [0089] to [0116] & EP 2149328 A1 & CN 101677751 A	7 12-15 1-6, 8-11
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
X Y A	JP 2007-111205 A (Olympus Corp.), 10 May 2007 (10.05.2007), paragraphs [0049], [0091] to [0093] & US 2010/0016661 A1 paragraphs [0131], [0173] to [0175] & WO 2007/046476 A1 & EP 1938740 A1 & CN 101291614 A & AU 2006305189 A	7-11 12-15 1-6									
X Y A	WO 2008/143246 A1 (Olympus Corp.), 27 November 2008 (27.11.2008), paragraphs [0053] to [0072] & JP 5315237 B2 & US 2010/0210903 A1 paragraphs [0089] to [0116] & EP 2149328 A1 & CN 101677751 A	7 12-15 1-6, 8-11									
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> "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 </td> </tr> </table>			* 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							
* 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 December 2015 (17.12.15)		Date of mailing of the international search report 28 December 2015 (28.12.15)									
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.									

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/078833

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 2005-80842 A (Olympus Corp.), 31 March 2005 (31.03.2005), paragraphs [0056] to [0061]; fig. 10 (Family: none)	12
Y	WO 2012/137705 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 11 October 2012 (11.10.2012), paragraphs [0056] to [0058]; fig. 7 & JP 5238100 B2 & US 2013/0158344 A1 paragraphs [0103] to [0105]; fig. 7 & EP 2623017 A1 & CN 103209634 A	13-15
A	JP 2004-535878 A (Given Imaging Ltd.), 02 December 2004 (02.12.2004), entire text; all drawings & US 2003/0117491 A1 entire text; all drawings & WO 2003/009739 A2 & EP 1411818 A & DE 202021435 U & KR 10-0924718 B1	1-15
A	WO 2010/143692 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 16 December 2010 (16.12.2010), entire text; all drawings & JP 4857393 B2 & US 2011/0273548 A1 entire text; all drawings & EP 2441374 A1 & CN 102458215 A	1-15
A	JP 2004-521662 A (Given Imaging Ltd.), 22 July 2004 (22.07.2004), entire text; all drawings & US 6709387 B1 entire text; all drawings & WO 2001/087377 A2 & EP 1401512 A & DE 60136228 D	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/078833	
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, A61B1/04(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, A61B1/04			
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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 Y A	JP 2007-111205 A（オリンパス株式会社）2007.05.10, 段落 [0049] [0091] - [0093] & US 2010/0016661 A1, 段落 [0131] [0173] - [0175] & W0 2007/046476 A1 & EP 1938740 A1 & CN 101291614 A & AU 2006305189 A	7-11 12-15 1-6	
X Y A	W0 2008/143246 A1（オリンパス株式会社）2008.11.27, 段落 [0053] - [0072] & JP 5315237 B2 & US 2010/0210903 A1, 段落 [0089] - [0116] & EP 2149328 A1 & CN 101677751 A	7 12-15 1-6, 8-11	
☒ 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 の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 17.12.2015		国際調査報告の発送日 28.12.2015	
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） 松谷 洋平 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3410

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 8 8 3 3

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
Y	JP 2005-80842 A (オリンパス株式会社) 2005.03.31, 段落 [0056] - [0061], 第10図 (ファミリーなし)	12
Y	WO 2012/137705 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.10.11, 段落 [0056] - [0058], 第7図 & JP 5238100 B2 & US 2013/0158344 A1, 段落 [0103] - [0105], 第7図 & EP 2623017 A1 & CN 103209634 A	13-15
A	JP 2004-535878 A (ギブン・イメージング・リミテッド) 2004.12.02, 全文、全図 & US 2003/0117491 A1, 全文、全図 & WO 2003/009739 A2 & EP 1411818 A & DE 202021435 U & KR 10-0924718 B1	1-15
A	WO 2010/143692 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.12.16, 全文、全図 & JP 4857393 B2 & US 2011/0273548 A1, 全文、全図 & EP 2441374 A1 & CN 102458215 A	1-15
A	JP 2004-521662 A (ギブン・イメージング・リミテッド) 2004.07.22, 全文、全図 & US 6709387 B1, 全文、全図 & WO 2001/087377 A2 & EP 1401512 A & DE 60136228 D	1-15

フロントページの続き

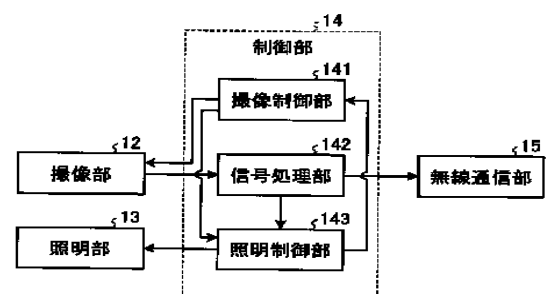
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, 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，胶囊型内窥镜激活系统和检查系统		
公开(公告)号	JPWO2016084500A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016521368	申请日	2015-10-09
[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	古保和也		
发明人	古保 和也		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/00.320.B A61B1/06.A A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR22 4C161/SS03		
优先权	2014242293 2014-11-28 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(EN) 提供了一种胶囊型内窥镜等，其能够根据观察部位在适当的时机改变摄像帧率而无需增加部件数。产生用于照亮被检体内部的光的照明单元13，通过接收在被摄体中反射的光来执行成像，以及基于图像信号输出电图像信号的成像单元12。照明控制单元143控制每一帧的照明单元13的发光量，图像拾取控制单元141执行用于根据发光量改变图像拾取单元12的图像拾取帧率的控制。



- 12 Imaging unit
- 13 Illumination unit
- 14 Control unit
- 15 Radio communication unit
- 141 Imaging control unit
- 142 Signal processing unit
- 143 Illumination control unit