

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5815166号  
(P5815166)

(45) 発行日 平成27年11月17日(2015.11.17)

(24) 登録日 平成27年10月2日(2015.10.2)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 2 0 B  
**A 6 1 B 1/04 (2006.01)** A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 4 (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-532212 (P2015-532212)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成27年2月24日 (2015. 2. 24)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/055201</p> <p>審査請求日 平成27年6月29日 (2015. 6. 29)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2014-108413 (P2014-108413)</p> <p>(32) 優先日 平成26年5月26日 (2014. 5. 26)</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 000000376                  オリンパス株式会社                  東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号</p> <p>(74) 代理人 100089118                  弁理士 酒井 宏明</p> <p>(72) 発明者 穂満 政敏                  東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内</p> <p>審査官 松谷 洋平</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に導入可能なカプセル型内視鏡装置であって、  
 前記被検体内を撮像して、該被検体内の画像を生成する撮像部と、  
 前記撮像部が生成した前記画像の輝度分布を測定する輝度分布測定部と、  
 前記輝度分布測定部が測定した前記輝度分布において、輝度が所定値より低い領域が前記画像の中心部に分布する場合、前記撮像部のフレームレートを基準のフレームレートより大きいフレームレートに切り替える一方、輝度が所定値より低い領域が前記画像の中心部以外に分布する場合、前記撮像部のフレームレートを基準のフレームレートより小さいフレームに切り替える撮影制御部と、  
 を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項2】

前記撮像部は、  
 当該カプセル型内視鏡装置の長手方向における中心軸上に配置され、互いに異なる撮像領域を撮像する第1撮像部および第2撮像部を有し、  
 前記輝度分布測定部は、  
 前記第1撮像部が生成する第1画像および前記第2撮像部が生成する第2画像それぞれの輝度分布を測定し、  
 前記撮影制御部は、  
 前記輝度分布測定部が測定した前記第1画像および前記第2画像それぞれの輝度分布に

において、輝度が所定値より低い領域が前記第1画像および前記第2画像それぞれの中心部に分布する場合、前記第1撮像部および前記第2撮像部それぞれのフレームレートを基準のフレームレートより大きいフレームレートに切り替える一方、輝度が所定値より低い領域が前記第1画像または前記第2画像の中心部以外に分布する場合、前記第1撮像部および前記第2撮像部それぞれのフレームレートを基準のフレームレートより小さいフレームレートに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装置。

【請求項3】

前記輝度分布測定部は、前記第1画像および前記第2画像それぞれの複数の点状領域における輝度を用いて前記輝度分布を測定す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装置。

10

【請求項4】

前記撮影制御部は、前記撮像部のフレームレートを切り替え後、所定の時間が経過した場合、前記撮像部のフレームレートを基準のフレームレートに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装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に導入され、被検体の体腔内を移動して被検体の情報を取得するカプセル型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

従来、内視鏡の分野では、患者等の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の筐体内に撮像機能や無線通信機能等を内蔵したカプセル型内視鏡装置が知られている。このカプセル型内視鏡装置は、被検体の口から飲み込まれた後、蠕動運動等によって消化管内等の被検体内部を移動しながら、被検体内部を順次撮像して画像データを生成し、この画像データを順次無線送信する。

【0003】

このようなカプセル型内視鏡装置において、省電力化を行うため、時間的に前後する2つの画像の類似度を算出する類似度算出回路を設け、この検出結果に基づいて、撮像部のフレームレートを切り替える技術が知られている（特許文献1参照）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-172287号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した特許文献1では、カプセル型内視鏡装置内に類似度算出回路を設けなければならないため、カプセル型内視鏡装置の構成が複雑になるうえ、時間的に前後する2つの画像が必要なため、瞬時に撮像部のフレームレートを切り替えることができなかった。

40

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、単純な構成で瞬時に撮像部のフレームレートを切り替えることができるカプセル型内視鏡装置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】

【0007】

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装置は、被検体に導入可能なカプセル型内視鏡装置であって、前記被検体内を撮像して、該被検体内の画像データを生成する撮像部と、前記撮像部が生成した前記画像データに対応する画像の輝度分布を測定する輝度分布測定部と、前記輝度分布測定部が測定した前記輝度分

50

布に基づいて、前記撮像部のフレームレートを切り替える撮影制御部と、を備えることを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡装置は、上記発明において、前記撮影制御部は、前記輝度分布測定部が測定した前記輝度分布において、輝度が所定値より低い領域が前記画像の中心部に分布する場合、前記撮像部のフレームレートを基準のフレームレートより大きいフレームレートに切り替える一方、輝度が所定値より低い領域が前記画像の中心部以外に分布する場合、前記撮像部のフレームレートを基準のフレームレートより小さいフレームレートに切り替えることを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡装置は、上記発明において、前記撮像部は、当該カプセル型内視鏡装置の長手方向における中心軸上に配置され、互いに異なる撮像領域を撮像する第1撮像部および第2撮像部を有し、前記輝度分布測定部は、前記第1撮像部が生成する第1画像データに対応する第1画像および前記第2撮像部が生成する第2画像データに対応する第2画像それぞれの輝度分布を測定し、前記撮影制御部は、前記輝度分布測定部が測定した前記第1画像および前記第2画像それぞれの輝度分布において、輝度が所定値より低い領域が前記第1画像および前記第2画像それぞれの中心部に分布する場合、前記第1撮像部および前記第2撮像部それぞれのフレームレートを基準のフレームレートより大きいフレームレートに切り替える一方、輝度が所定値より低い領域が前記第1画像または前記第2画像の中心部以外に分布する場合、前記第1撮像部および前記第2撮像部それぞれのフレームレートを基準のフレームレートより小さいフレームレートに切り替えることを特徴とする。

【0010】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡装置は、上記発明において、前記輝度分布測定部は、前記第1画像および前記第2画像それぞれの複数の点状領域における輝度を用いて前記輝度分布を測定することを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡装置は、上記発明において、前記輝度分布測定部は、前記第1画像および前記第2画像それぞれの複数の点状領域における輝度を用いて前記輝度分布を測定することを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明に係るカプセル型内視鏡装置によれば、単純な構成で瞬時に撮像部のフレームレートを切り替えることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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、本発明の実施の形態1に係るカプセル型内視鏡装置の機能構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係るカプセル型内視鏡装置における撮像部のカラーフィルタを模式的に示す図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係るカプセル型内視鏡装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図5A】図5Aは、被検体の管腔内におけるカプセル型内視鏡の状態の一例を示す図である。

【図5B】図5Bは、図5Aの状況下で撮像部が撮像した画像データに対応する画像を示す図である。

【図6A】図6Aは、被検体の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置の別の状態の一例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 6 B】図 6 B は、図 6 A の状況下で撮像部が撮像した画像データに対応する画像を示す図である。

【図 7 A】図 7 A は、被検体の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置の別の状態の一例を示す図である。

【図 7 B】図 7 B は、図 7 A の状況下で撮像部が撮像した画像データに対応する画像を示す図である。

【図 8】図 8 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡装置の撮影制御部が輝度分布測定部によって測定された輝度分布に基づいて、画像内における管腔の位置を判定する判定方法の概要を模式的に示す図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 1 の変形例に係るカプセル型内視鏡装置の輝度分布測定部の測定方法の別の一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡装置の機能構成を示すブロック図である。

【図 12】図 12 は、本発明の実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 13 A】図 13 A は、被検体の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置の状態の一例を示す図である。

【図 13 B】図 13 B は、図 13 A の状況下で第 1 撮像部が撮像した第 1 画像データに対応する第 1 画像を示す図である。

【図 13 C】図 13 C は、図 13 A の状況下で第 2 撮像部が撮像した第 2 画像データに対応する第 2 画像を示す図である。

【図 14 A】図 14 A は、被検体の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置の別の状態の一例を示す図である。

【図 14 B】図 14 B は、図 14 A の状況下で第 1 撮像部が撮像した第 1 画像データに対応する第 1 画像を示す図である。

【図 14 C】図 14 C は、図 14 A の状況下で第 2 撮像部が撮像した第 2 画像データに対応する第 2 画像を示す図である。

【図 15 A】図 15 A は、被検体の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置の別の状態の一例を示す図である。

【図 15 B】図 15 B は、図 15 A の状況下で第 1 撮像部が撮像した第 1 画像データに対応する第 1 画像を示す図である。

【図 15 C】図 15 C は、図 15 A の状況下で第 2 撮像部が撮像した第 2 画像データに対応する第 2 画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明を実施するための形態を図面とともに詳細に説明する。なお、以下の実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、以下の説明において参照する各図は、本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。即ち、本発明は、各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものではない。また、以下の説明において、被検体の体内に導入されて被検体の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡装置から無線信号を受信して被検体の体内画像を表示する処理装置を含むカプセル型内視鏡システムを例示するが、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。また、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0015】

(実施の形態 1)

〔カプセル型内視鏡システムの概略構成〕

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

10

20

30

40

50

図である。

【 0 0 1 6 】

図 1 に示すカプセル型内視鏡システム 1 は、被検体 1 0 0 内の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡装置 2 と、被検体 1 0 0 内に導入されるカプセル型内視鏡装置 2 から送信される無線信号を受信する受信アンテナユニット 3 と、受信アンテナユニット 3 が着脱自在に接続され、受信アンテナユニット 3 が受信した無線信号に所定の処理を行って記録または表示する受信装置 4 と、カプセル型内視鏡装置 2 によって撮像された被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像の処理および/または表示する画像処理装置 5 と、を備える。

【 0 0 1 7 】

カプセル型内視鏡装置 2 は、被検体 1 0 0 内を撮像する撮像機能と、被検体 1 0 0 内を撮像して得られた画像データを含む体内情報を受信アンテナユニット 3 へ送信する無線通信機能と、を有する。カプセル型内視鏡装置 2 は、被検体 1 0 0 内に飲み込まれることによって被検体 1 0 0 内の食道を通過し、消化管腔の蠕動運動によって被検体 1 0 0 の体腔内を移動する。カプセル型内視鏡装置 2 は、被検体 1 0 0 の体腔内を移動しながら微小な時間間隔、例えば 0.5 秒間隔 ( 2 f p s ) で被検体 1 0 0 の体腔内を逐次撮像し、撮像した被検体 1 0 0 内の画像データを生成して受信アンテナユニット 3 へ順次送信する。なお、カプセル型内視鏡装置 2 の詳細な構成は後述する。

【 0 0 1 8 】

受信アンテナユニット 3 は、受信アンテナ 3 a ~ 3 h を備える。受信アンテナ 3 a ~ 3 h は、カプセル型内視鏡装置 2 から無線信号を受信して受信装置 4 へ送信する。受信アンテナ 3 a ~ 3 h は、ループアンテナを用いて構成され、被検体 1 0 0 の体外表面上の所定位置、例えばカプセル型内視鏡装置 2 の通過径路である被検体 1 0 0 内の各臓器に対応した位置に配置される。

【 0 0 1 9 】

受信装置 4 は、受信アンテナ 3 a ~ 3 h を介してカプセル型内視鏡装置 2 から送信された無線信号に含まれる被検体 1 0 0 内の画像データを記録または被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像を表示する。受信装置 4 は、カプセル型内視鏡装置 2 の位置情報および時間を示す時間情報等を、受信アンテナ 3 a ~ 3 h を介して受信した画像データに対応付けて記録する。受信装置 4 は、カプセル型内視鏡装置 2 による検査が行われている間、例えば被検体 1 0 0 の口から導入され、消化管内を通過して被検体 1 0 0 内から排出されるまでの間、受信装置ホルダ ( 図示せず ) に収納されて被検体 1 0 0 に携帯される。受信装置 4 は、カプセル型内視鏡装置 2 による検査の終了後、被検体 1 0 0 から取り外され、カプセル型内視鏡装置 2 から受信した画像データ等の転送のため、画像処理装置 5 と接続される。

【 0 0 2 0 】

画像処理装置 5 は、受信装置 4 を介して取得した被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像を表示する。画像処理装置 5 は、受信装置 4 から画像データ等を読み取るクレードル 5 1 と、キーボードやマウス等の操作入力デバイス 5 2 と、を備える。クレードル 5 1 は、受信装置 4 が装着される際に、受信装置 4 から画像データや、この画像データに関連付けられた位置情報、時間情報およびカプセル型内視鏡装置 2 の識別情報等の関連情報を取得し、取得した各種情報を画像処理装置 5 へ転送する。操作入力デバイス 5 2 は、ユーザによる入力を受け付ける。ユーザは、操作入力デバイス 5 2 を操作しつつ、画像処理装置 5 が順次表示する被検体 1 0 0 内の画像を見ながら、被検体 1 0 0 内部の生体部位、例えば食道、胃、小腸および大腸等を観察し、被検体 1 0 0 を診断する。

【 0 0 2 1 】

〔カプセル型内視鏡装置の構成〕

次に、図 1 で説明したカプセル型内視鏡装置 2 の詳細な構成について説明する。図 2 は、カプセル型内視鏡装置 2 の機能構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 2 】

図 2 に示すカプセル型内視鏡装置 2 は、筐体 2 0 と、電源部 2 1 と、光学系 2 2 と、撮

10

20

30

40

50

像部 2 3 と、照明部 2 4 と、信号処理部 2 5 と、送信部 2 6 と、記録部 2 7 と、タイマ 2 8 と、受信部 2 9 と、制御部 3 0 と、を有する。

【 0 0 2 3 】

筐体 2 0 は、被検体 1 0 0 に挿入し易い大きさに形成されたカプセル型の形状をなす。筐体 2 0 は、筒状の筒部 2 0 1、筒部 2 0 1 の両側開口端をそれぞれ塞ぐドーム形状のドーム部 2 0 2 およびドーム部 2 0 3 を有する。筒部 2 0 1 およびドーム部 2 0 2 は、可視光を遮光する不透明な有色の部材を用いて形成される。ドーム部 2 0 3 は、可視光等の所定の波長帯域の光を透過可能な光学部材を用いて構成される。これらの筒部 2 0 1、ドーム部 2 0 2 およびドーム部 2 0 3 によって形成される筐体 2 0 は、図 2 に示すように、電源部 2 1 と、光学系 2 2 と、撮像部 2 3 と、照明部 2 4 と、信号処理部 2 5 と、送信部 2 6 と、記録部 2 7 と、タイマ 2 8 と、受信部 2 9 と、制御部 3 0 と、を収容する。

10

【 0 0 2 4 】

電源部 2 1 は、カプセル型内視鏡装置 2 内の各部に電源を供給する。電源部 2 1 は、ボタン電池等の一次電池または二次電池と、ボタン電池から供給された電力の昇圧等を行う電源回路と、を用いて構成される。また、電源部 2 1 は、磁気スイッチを有し、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。

【 0 0 2 5 】

光学系 2 2 は、複数のレンズを用いて構成され、照明部 2 4 が照射した照明光の反射光を撮像部 2 3 の撮像面に集光して被写体像を結像する。光学系 2 2 は、光軸が筐体 2 0 の長手方向の中心軸 O と一致するように筐体 2 0 内に配置される。

20

【 0 0 2 6 】

撮像部 2 3 は、制御部 3 0 の制御のもと、光学系 2 2 が受光面に結像した被写体像を受光して光電変換を行うことによって、被検体 1 0 0 の画像データを生成する。具体的には、撮像部 2 3 は、制御部 3 0 の制御のもと、基準のフレームレート、例えば 4 f p s のフレームレートによって被検体 1 0 0 を撮像して被検体 1 0 0 の画像データを生成する。撮像部 2 3 は、2 次元状に配列された複数の画素と該複数の画素それぞれに積層されたカラーフィルタとで構成される C C D (Charge Coupled Device) や C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子を用いて構成される。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、撮像部 2 3 のカラーフィルタ 2 3 1 を模式的に示す図である。図 3 に示すように、カラーフィルタ 2 3 1 は、フィルタ G r、フィルタ G b、フィルタ R およびフィルタ B を一組 T 1 とするベイヤ配列のカラーフィルタを用いて構成される。また、撮像部 2 3 は、撮像部 2 3 の受光面が中心軸 O に対して直交するように筐体 2 0 内に配置される。

30

【 0 0 2 8 】

照明部 2 4 は、制御部 3 0 の制御のもと、撮像部 2 3 のフレームレートに同期して、撮像部 2 3 の撮像視野内の被写体に向けて照明光を照射する。また、照明部 2 4 は、制御部 3 0 の制御のもと、所定の強度で撮像部 2 3 の撮像視野内の被写体に向けて照明光を照射する。照明部 2 4 は、L E D (Light Emitting Diode) および駆動回路等を用いて構成される。

【 0 0 2 9 】

信号処理部 2 5 は、撮像部 2 3 から入力された画像データに対して所定の画像処理を行って送信部 2 6 へ出力する。ここで、所定の画像処理とは、ノイズ低減処理やゲインアップ処理等である。

40

【 0 0 3 0 】

送信部 2 6 は、信号処理部 2 5 から順次入力された画像データを外部に無線送信する。送信部 2 6 は、送信アンテナと、画像データを変調等の信号処理を施して無線信号に変調する変調回路と、を用いて構成される。

【 0 0 3 1 】

記録部 2 7 は、カプセル型内視鏡装置 2 が実行する各種動作を示すプログラムおよびカプセル型内視鏡装置 2 を識別する識別情報等を記録する。

50

## 【 0 0 3 2 】

タイマ 2 8 は、計時機能を有する。タイマ 2 8 は、計時データを制御部 3 0 へ出力する。

## 【 0 0 3 3 】

受信部 2 9 は、外部から送信された無線信号を受信して制御部 3 0 へ出力する。受信部 2 9 は、受信アンテナと、無線信号を復調等の信号処理を行って制御部 3 0 へ出力する復調回路と、を用いて構成される。

## 【 0 0 3 4 】

制御部 3 0 は、カプセル型内視鏡装置 2 の各部の動作を制御する。制御部 3 0 は、C P U (Central Processing Unit) を用いて構成される。制御部 3 0 は、輝度分布測定部 3 0 1 と、撮影制御部 3 0 2 と、を有する。

10

## 【 0 0 3 5 】

輝度分布測定部 3 0 1 は、撮像部 2 3 が生成した画像データに対応する画像の輝度分布を測定する。

## 【 0 0 3 6 】

撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した画像の輝度分布に基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを切り替える。具体的には、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した輝度分布において、輝度が所定値より低い領域が画像の中心部に分布する場合、撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームレートより大きいフレームレートに切り替える一方、輝度が所定値より低い領域が画像の中心部以外に分布する場合、撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームレートより小さいフレームレートに切り替える。例えば、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した輝度分布において、輝度が所定値より低い領域が画像の中心部に分布する場合、撮像部 2 3 のフレームレートを 4 f p s から 8 f p s へ切り替える一方、輝度が所定値より低い領域が画像の中心部以外に分布する場合、撮像部 2 3 のフレームレートを 4 f p s から 2 f p s に切り替える。ここで、所定値とは、輝度のフルスケールを 1 と仮定した場合、0.3 である。また、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した画像の輝度分布に基づいて、照明部 2 4 が照射する照明光の強度を調整する。

20

## 【 0 0 3 7 】

〔カプセル型内視鏡装置の処理〕

30

次に、上述したカプセル型内視鏡装置 2 が実行する処理について説明する。図 4 は、カプセル型内視鏡装置 2 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

## 【 0 0 3 8 】

図 4 に示すように、まず、撮像部 2 3 は、照明部 2 4 が照明光を照射した撮像領域を撮像する (ステップ S 1 0 1)。

## 【 0 0 3 9 】

続いて、輝度分布測定部 3 0 1 は、撮像部 2 3 が生成した画像データに対応する画像の輝度分布を測定する (ステップ S 1 0 2)。

## 【 0 0 4 0 】

その後、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 によって測定された測定結果に基づいて、所定値より輝度の低い領域が画像の中心部であるか否かを判断する (ステップ S 1 0 3)。撮影制御部 3 0 2 が輝度の低い領域が画像の中心部であると判断した場合 (ステップ S 1 0 3 : Y e s)、撮影制御部 3 0 2 は、撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームレートより大きい高速のフレームレート (4 f p s 8 f p s) に切り替える (ステップ S 1 0 4)。ステップ S 1 0 4 の後、カプセル型内視鏡装置 2 は、後述するステップ S 1 0 6 へ移行する。

40

## 【 0 0 4 1 】

ステップ S 1 0 3 において、撮影制御部 3 0 2 が所定値より輝度の低い領域が画像の中心部でないと判断した場合 (ステップ S 1 0 3 : N o)、撮影制御部 3 0 2 は、撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームより小さい低速のフレームレート (4 f p s 2 f

50

p s ) に切り替える (ステップ S 1 0 5 )。ステップ S 1 0 5 の後、カプセル型内視鏡装置 2 は、後述するステップ S 1 0 6 へ移行する。

【 0 0 4 2 】

ここで、撮影制御部 3 0 2 が撮像部 2 3 のフレームレートを切り替える切替方法について説明する。

【 0 0 4 3 】

図 5 A は、被検体 1 0 0 の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の状態 (状態 1 ) の一例を示す図である。図 5 B は、図 5 A の状況下で撮像部 2 3 が撮像した画像データに対応する画像を示す図である。図 6 A は、被検体 1 0 0 の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の別の状態 (状態 2 ) の一例を示す図である。図 6 B は、図 6 A の状況下で撮像部 2 3 が撮像した画像データに対応する画像を示す図である。図 7 A は、被検体 1 0 0 の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の別の状態 (状態 3 ) の一例を示す図である。図 7 B は、図 7 A の状況下で撮像部 2 3 が撮像した画像データに対応する画像を示す図である。

【 0 0 4 4 】

図 5 A ~ 図 7 A に示すように、カプセル型内視鏡装置 2 は、カプセル型内視鏡装置 2 の中心軸 O が被検体 1 0 0 の管腔方向 (矢印 A r ) を向いている場合、管腔と接触しないため、摩擦が生じないことによって、管腔内の移動速度が早くなる。このため、カプセル型内視鏡装置 2 は、撮像部 2 3 のフレームレートが基準のフレームレート (例えば 4 f p s ) より小さい場合 (例えば 2 f p s )、撮影できない管腔の情報が多くなる一方、撮像部 2 3 のフレームレートが基準のフレームレートより大きい場合 (例えば 8 f p s )、撮影できない管腔の情報が少ないことになる。

【 0 0 4 5 】

これに対して、図 6 A および図 7 A に示すように、カプセル型内視鏡装置 2 は、カプセル型内視鏡装置 2 の中心軸 O が被検体 1 0 0 の管腔方向 (矢印 A r ) に対して傾いている場合、管腔と接触するため、摩擦が生じることによって、管腔内の移動速度が遅くなる。このため、カプセル型内視鏡装置 2 は、撮像部 2 3 のフレームレートが基準のフレームレートより大きい場合、同じ管腔の情報を撮影することになるうえ、撮像部 2 3 のフレームレートが基準のフレームレートより小さい場合であっても、撮影できない管腔の情報が発生しないことになる。

【 0 0 4 6 】

図 5 A ~ 図 7 A それぞれの状況下において、カプセル型内視鏡装置 2 が撮影する画像は、図 5 B ~ 図 7 B それぞれに示す画像 W 1 ~ 画像 W 3 となる。画像 W 1 ~ 画像 W 3 それぞれには、管腔 1 0 0 a と管腔内壁 1 0 0 b が含まれる。管腔 1 0 0 a は、照明部 2 4 が照射した照明光の反射が少ないため、周辺、例えば管腔内壁 1 0 0 b に比して輝度が低くなる。具体的には、管腔 1 0 0 a は、輝度がほぼ 0 となる。

【 0 0 4 7 】

また、カプセル型内視鏡装置 2 が単位時間あたりに管腔を進む距離は、カプセル型内視鏡装置 2 の中心軸 O と管腔の中心とが一致していれば、管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の移動速度が早くなるので、距離が大きくなる。これに対して、カプセル型内視鏡装置 2 が単位時間あたりに管腔を進む距離は、カプセル型内視鏡装置 2 の中心軸 O と管腔の中心とが一致していなければ、管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の移動速度が遅くなる。即ち、カプセル型内視鏡装置 2 が単位時間あたりに管腔を進む距離は、カプセル型内視鏡装置 2 が撮影している管腔の方向に応じて定まる (条件 1 )。

【 0 0 4 8 】

さらに、カプセル型内視鏡装置 2 が取得可能な単位時間あたりの管腔の情報量は、カプセル型内視鏡装置 2 が単位時間あたりに管腔を進む距離が大きいくほど多い (条件 2 )。

【 0 0 4 9 】

さらにまた、カプセル型内視鏡装置 2 における撮像部 2 3 のフレームレートが大きければ、カプセル型内視鏡装置 2 が取得可能な単位時間あたりの管腔の情報量も多くなる (条

10

20

30

40

50

件 3 )。

【 0 0 5 0 】

従って、条件 1 ~ 条件 3 に基づいて、カプセル型内視鏡装置 2 における撮像部 2 3 のフレームレートは、カプセル型内視鏡装置 2 が撮影している管腔の方向によって設定する。

【 0 0 5 1 】

そこで、本実施の形態 1 では、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が撮像部 2 3 によって生成された画像データに対応する画像に対して測定した輝度分布に基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを切り替える。即ち、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した画像の輝度分布に基づいて、撮像部 2 3 が生成した画像データに対応する画像内において輝度が周辺の領域より低い領域である管腔 1 0 0 a の位置を判定し、この判定結果と画像内における位置とに基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを切り替える。

10

【 0 0 5 2 】

ここで、撮影制御部 3 0 2 が輝度分布測定部 3 0 1 によって測定された輝度分布に基づいて、画像内における管腔の位置を判定する判定方法について説明する。図 8 は、撮影制御部 3 0 2 が輝度分布測定部 3 0 1 によって測定された輝度分布に基づいて、画像内における管腔の位置を判定する判定方法の概要を模式的に示す図である。図 8 において、輝度分布測定部 3 0 1 が輝度を算出する画像の全画像範囲を水平方向が - 5 0 ~ + 5 0、垂直方向が - 5 0 ~ + 5 0 とし、中心部 C 1 の領域を水平方向が - 2 5 ~ + 2 5、垂直方向が - 2 5 ~ + 2 5 とする。さらに、管腔の領域 M 1 を円として説明する。

20

【 0 0 5 3 】

図 8 に示すように、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した輝度分布において、輝度が低い領域 M 1 が画像 W 4 の中心部 C 1 に分布する場合、カプセル型内視鏡装置 2 の中心軸 O と管腔方向とが一致している、即ち、画像内の中心部 C 1 に管腔があると判定する。これに対して、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した輝度分布において、輝度が低い領域 M 1 が画像 W 4 の中心部 C 1 以外に分布する場合、カプセル型内視鏡装置 2 の中心軸 O と管腔方向とが一致していない、即ち、画像内の中心部 C 1 以外に管腔があると判定する。

【 0 0 5 4 】

このように、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した画像の輝度分布に基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを切り替える。これにより、本実施の形態 1 によれば、被検体 1 0 0 の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の状況に応じたフレームレートで撮影することができるので、管腔の情報を効率的に取得することができ、省電力化を行うことができる。この結果、カプセル型内視鏡装置 2 の動作時間を長くすることができる。

30

【 0 0 5 5 】

図 4 に戻り、ステップ S 1 0 6 以降の説明を続ける。

ステップ S 1 0 6 において、受信部 2 9 を介して外部からカプセル型内視鏡装置 2 の動作の終了を指示する指示信号が入力されカプセル型内視鏡装置 2 の動作を終了する場合 (ステップ S 1 0 6 : Y e s )、カプセル型内視鏡装置 2 は、本処理を終了する。これに対して、受信部 2 9 を介して外部からカプセル型内視鏡装置 2 の動作の終了を指示する指示信号が入力されず、カプセル型内視鏡装置 2 の動作を終了しない場合 (ステップ S 1 0 6 : N o )、カプセル型内視鏡装置 2 は、ステップ S 1 0 1 へ戻る。

40

【 0 0 5 6 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、撮影制御部 3 0 2 が輝度分布測定部 3 0 1 によって測定された画像の輝度分布に基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを切り替えるので、単純な構成で撮像部 2 3 のフレームレートを瞬時に切り替えることができる。

【 0 0 5 7 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の状況下において、撮影制御部 3 0 2 が撮像部 2 3 のフレームレートを切り替えることによって

50

、管腔内の情報を効率的に取得することができるので、カプセル型内視鏡装置 2 の省電力化を行うことができ、カプセル型内視鏡装置 2 の動作時間を長くすることができる。

【 0 0 5 8 】

なお、本発明の実施の形態 1 では、輝度分布測定部 3 0 1 は、撮像部 2 3 を構成する複数の画素における 1 種類の画素を用いていたが、図 9 に示すように、画像 W 4 の複数の点状領域 P 1 における輝度を用いて画像の輝度分布を測定してもよい（マルチスポット測光）。これにより、輝度分布測定部 3 0 1 の演算量を低減することができる。

【 0 0 5 9 】

（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。本実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡装置は、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡装置 2 と同様の構成を有し、実行する処理が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡装置が実行する処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡装置 2 と同様の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 6 0 】

〔カプセル型内視鏡装置の処理〕

図 1 0 は、本実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡装置 2 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 0 6 1 】

図 1 0 において、ステップ S 2 0 1 およびステップ S 2 0 2 は、上述した図 4 のステップ S 1 0 1 およびステップ S 2 0 2 にそれぞれ対応する。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 2 0 3 において、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した輝度分布に基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームレートから切り替える。例えば、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した輝度分布に基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを 4 f p s から 8 f p s に切り替える。

【 0 0 6 3 】

続いて、撮像部 2 3 は、照明部 2 4 が照明光を照射した撮像領域を撮像する（ステップ S 2 0 4 ）。

【 0 0 6 4 】

続いて、撮影制御部 3 0 2 は、タイマ 2 8 から入力される時刻データに基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームレートから切り替え後、所定時間経過しているか否かを判断する（ステップ S 2 0 5 ）。撮影制御部 3 0 2 が撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームレートから切り替え後、所定時間、例えば 3 0 秒経過していると判断した場合（ステップ S 2 0 5 : Y e s ）、カプセル型内視鏡装置 2 は、後述するステップ S 2 0 6 へ移行する。これに対して、撮影制御部 3 0 2 が撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームレートから切り替え後、所定時間経過していないと判断した場合（ステップ S 2 0 5 : N o ）、カプセル型内視鏡装置 2 は、ステップ S 2 0 4 へ戻る。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 2 0 6 において、撮影制御部 3 0 2 は、撮像部 2 3 のフレームレートを基準のフレームレートに切り替える。具体的には、撮影制御部 3 0 2 は、撮像部 2 3 のフレームレートを、例えば 8 f p s から 4 f p s に切り替える。

【 0 0 6 6 】

続いて、受信部 2 9 を介して外部からカプセル型内視鏡装置 2 の動作の終了を指示する指示信号が入力されカプセル型内視鏡装置 2 の動作を終了する場合（ステップ S 2 0 7 : Y e s ）、カプセル型内視鏡装置 2 は、本処理を終了する。これに対して、受信部 2 9 を介して外部からカプセル型内視鏡装置 2 の動作の終了を指示する指示信号が入力されず、カプセル型内視鏡装置 2 の動作を終了しない場合（ステップ S 2 0 7 : N o ）、カプセル型内視鏡装置 2 は、ステップ S 2 0 1 へ戻る。

【 0 0 6 7 】

10

20

30

40

50

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、撮影制御部 302 が輝度分布測定部 301 によって測定された画像の輝度分布に基づいて、撮像部 23 のフレームレートを切り替えるので、単純な構成で撮像部 23 のフレームレートを瞬時に切り替えることができる。

【0068】

また、本発明の実施の形態 2 によれば、撮影制御部 302 がタイマ 28 から入力される時刻データに基づいて、撮像部 23 のフレームレートを基準のフレームレートから切り替え後、所定の時間が経過した場合、撮像部 23 のフレームレートを基準のフレームレートに切り替えることによって、管腔内の情報を効率的に取得することができるので、カプセル型内視鏡装置 2 の省電力化を行うことができる。

【0069】

(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。本実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡装置は、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡装置 2 と構成が異なる。具体的には、本実施の形態に係るカプセル型内視鏡装置は、互いに異なる撮像領域を撮像する 2 つの撮像部を備える。このため、以下においては、本実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡装置の構成を説明後、本実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡装置が実行する処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡装置 2 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【0070】

〔カプセル型内視鏡装置の構成〕

図 11 は、本実施の形態 3 に係るカプセル型内視鏡装置の機能構成を示すブロック図である。

【0071】

図 11 に示すカプセル型内視鏡装置 2a は、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡装置 2 の構成に加えて、光学系 31 と、撮像部 32 と、照明部 33 と、備える。また、カプセル型内視鏡装置 2a は、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡装置 2 の筐体 20 および制御部 30 に換えて、筐体 20a を備える。

【0072】

筐体 20a は、被検体 100 に挿入し易い大きさに形成されたカプセル型の形状をなす。筐体 20a は、筒状の筒部 201、筒部 201 の両側開口端をそれぞれ塞ぐドーム形状のドーム部 202a およびドーム部 203 を有する。ドーム部 202a は、可視光等の所定の波長帯域の光を透過可能な光学部材を用いて構成される。また、筐体 20a は、カプセル型内視鏡装置 2a の長手方向における中心軸上に配置され、互いに異なる撮像領域を撮像する撮像部 23 および撮像部 32 を収容する。

【0073】

光学系 31 は、上述した光学系 22 と同様の構成を有し、照明部 33 が照射した照明光の反射光を撮像部 32 の撮像面に集光して被写体像を結像する。光学系 31 は、光軸が筐体 20a の長手方向の中心軸 O と一致するように筐体 20a 内に配置される。

【0074】

撮像部 32 は、上述した撮像部 23 と同様の構成を有し、制御部 30 の制御のもと、光学系 31 が受光面に結像した被写体像を受光して光電変換を行うことによって、被検体 100 の画像データを生成する。また、撮像部 32 は、撮像部 32 の受光面が中心軸 O に対して直交するように筐体 20a 内に配置される。なお、本実施の形態 3 では、撮像部 23 が第 1 撮像部として機能し、撮像部 32 が第 2 撮像部として機能する。このため、以下において、撮像部 23 を第 1 撮像部 23 と説明し、撮像部 32 を第 2 撮像部 32 と説明する。

【0075】

照明部 33 は、上述した照明部 24 と同様の構成を有し、制御部 30 の制御のもと、撮像部 32 のフレームレートに同期して、撮像部 32 の撮像視野内の被写体に向けて照明光を照射する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 6 】

〔カプセル型内視鏡装置の処理〕

次に、カプセル型内視鏡装置 2 a が実行する処理について説明する。図 1 2 は、カプセル型内視鏡装置 2 a が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

## 【 0 0 7 7 】

図 1 2 に示すように、まず、撮影制御部 3 0 2 は、照明部 2 4 および照明部 3 3 それぞれに照明光を照射させるとともに、照明部 2 4 および照明部 3 3 が照射光を照射した撮像領域を第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 それぞれに撮像させる（ステップ S 3 0 1）。

## 【 0 0 7 8 】

続いて、輝度分布測定部 3 0 1 は、第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 が生成した 2 つの画像データに対応する 2 つの画像それぞれの輝度分布を測定する（ステップ S 3 0 2）。

## 【 0 0 7 9 】

その後、撮影制御部 3 0 2 は、輝度分布測定部 3 0 1 によって測定された第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 が生成した 2 つの画像それぞれの輝度分布において輝度が所定値より低い領域が画像の中心部であるか否かを判断する（ステップ S 3 0 3）。撮影制御部 3 0 2 が輝度分布測定部 3 0 1 によって測定された第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 が生成した 2 つの画像それぞれの輝度分布において輝度が所定値より低い領域が画像の中心部であると判断した場合（ステップ S 3 0 3 : Y e s）、撮影制御部 3 0 2 は、第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 のフレームレートを基準のフレームレートより大きい高速のフレームレートに切り替える（ステップ S 3 0 4）。具体的には、撮影制御部 3 0 2 は、第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 のフレームレートを基準の 4 f p s から高速のフレームレートの 1 6 f p s に切り替える（4 f p s 1 6 f p s）。ステップ S 3 0 4 の後、カプセル型内視鏡装置 2 a は、後述するステップ S 3 0 6 へ移行する。

## 【 0 0 8 0 】

ステップ S 3 0 3 において、撮影制御部 3 0 2 が輝度分布測定部 3 0 1 によって測定された第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 が生成した 2 つの画像それぞれの輝度分布において輝度が所定値より低い領域が画像の中心部でないと判断した場合（ステップ S 3 0 3 : N o）、撮影制御部 3 0 2 は、第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 のフレームレートを基準のフレームレートより小さい低速のフレームレートに切り替える（ステップ S 3 0 5）。具体的には、撮影制御部 3 0 2 は、第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 のフレームレートを基準の 4 f p s から低速のフレームレートの 2 f p s に切り替える（4 f p s 2 f p s）。ステップ S 3 0 5 の後、カプセル型内視鏡装置 2 a は、後述するステップ S 3 0 6 へ移行する。

## 【 0 0 8 1 】

ここで、撮影制御部 3 0 2 が輝度分布測定部 3 0 1 によって第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 が生成した 2 つの画像を測定した輝度分布に基づいて、第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 のフレームレートを切り替える状況について説明する。

## 【 0 0 8 2 】

図 1 3 A は、被検体 1 0 0 の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 a の状態（状態 1）の一例を示す図である。図 1 3 B は、図 1 3 A の状況下で第 1 撮像部 2 3 が撮像した第 1 画像データに対応する第 1 画像を示す図である。図 1 3 C は、図 1 3 A の状況下で第 2 撮像部 3 2 が撮像した第 2 画像データに対応する第 2 画像を示す図である。図 1 4 A は、被検体 1 0 0 の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 a の別の状態（状態 2）の一例を示す図である。図 1 4 B は、図 1 4 A の状況下で第 1 撮像部 2 3 が撮像した第 1 画像データに対応する第 1 画像を示す図である。図 1 4 C は、図 1 4 A の状況下で第 2 撮像部 3 2 が撮像した第 2 画像データに対応する第 2 画像を示す図である。図 1 5 A は、被検体 1 0 0 の管腔内におけるカプセル型内視鏡装置 2 a の別の状態（状態 3）の一例を示す図である。図 1 5 B は、図 1 5 A の状況下で第 1 撮像部 2 3 が撮像した第 1 画像データに対応す

10

20

30

40

50

る第1画像を示す図である。図15Cは、図15Aの状況下で第2撮像部32が撮像した第2画像データに対応する第2画像を示す図である。

【0083】

図13Aに示すように、カプセル型内視鏡装置2aは、カプセル型内視鏡装置2aの中心軸Oと被検体100の管腔方向(矢印Ar)とが一致している場合、第1撮像部23および第2撮像部32が生成する第1画像W10および第2画像W11それぞれの中心部に管腔100aが含まれる(図13Bおよび図13Cを参照)。

【0084】

これに対して、図14Aおよび図15Aに示すように、カプセル型内視鏡装置2aは、カプセル型内視鏡装置2aの中心軸Oと被検体100の管腔方向(矢印Ar)とが一致していない場合、例えば第1撮像部23および第2撮像部32のどちらか一方の光軸が被検体の管腔方向からずれている場合、第1撮像部23および第2撮像部32が生成する第1画像W21および第2画像W22、または第1画像W31および第2画像W32それぞれの中心部から管腔100aがずれた位置で撮影される。

【0085】

そこで、本実施の形態3では、撮影制御部302は、輝度分布測定部301が測定した第1撮像部23および第2撮像部32がそれぞれ生成した2つの画像の輝度分布に基づいて、2つの画像内において輝度が所定値より低い範囲が中心部に分布している場合、第1撮像部23および第2撮像部32それぞれのフレームレートを基準のフレームレートより大きい高速のフレームレートに切り替える(4fps→16fps)。これに対して、撮影制御部302は、第1撮像部23および第2撮像部32がそれぞれ生成した2つの画像内において輝度が所定値より低い範囲が一方でも中心部からずれた周辺部に分布している場合、第1撮像部23および第2撮像部32それぞれのフレームレートを基準のフレームレートより小さい低速のフレームレートに切り替える(4fps→2fps)。これにより、カプセル型内視鏡装置2aの中心軸Oと被検体100の管腔方向とが一致しているか否かを正確に判断することができる。

【0086】

図12に戻り、ステップS306以降の説明を続ける。

ステップS306において、受信部29を介して外部からカプセル型内視鏡装置2aの動作の終了を指示する指示信号が入力されカプセル型内視鏡装置2aの動作を終了する場合(ステップS306:Yes)、カプセル型内視鏡装置2aは、本処理を終了する。これに対して、受信部29を介して外部からカプセル型内視鏡装置2aの動作の終了を指示する指示信号が入力されず、カプセル型内視鏡装置2aの動作を終了しない場合(ステップS306:No)、カプセル型内視鏡装置2aは、ステップS301へ戻る。

【0087】

以上説明した本実施の形態3によれば、撮影制御部302が輝度分布測定部301によって測定された第1画像および第2画像の輝度分布に基づいて、第1撮像部23および第2撮像部32のフレームレートを切り替えるので、単純な構成でフレームレートを瞬時に切り替えることができる。

【0088】

また、本発明の実施の形態3によれば、管腔内におけるカプセル型内視鏡装置2aの状況下において、撮影制御部302が第1撮像部23および第2撮像部32のフレームレートを切り替えることによって、被検体100の管腔内の情報を効率的に取得することができるので、カプセル型内視鏡装置2aの省電力化を行うことができ、カプセル型内視鏡装置2aの動作時間を長くすることができる。

【0089】

なお、本発明の実施の形態3では、撮影制御部302が輝度分布測定部301によって測定された第1画像および第2画像の輝度分布に基づいて、第1撮像部23および第2撮像部32のフレームレートを切り替えていたが、第1撮像部23および第2撮像部32のフレームレートを切り替えた後、所定の時間が経過した場合、第1撮像部23および第2

10

20

30

40

50

撮像部 3 2 のフレームレートを基準のフレームレートに切り替えてもよい（例えば 16 fps → 4 fps）。これにより、管腔内の情報を効率的に取得することができる。

【0090】

また、本発明の実施の形態 3 では、輝度分布測定部 3 0 1 が第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 によって生成された第 1 画像および第 2 画像それぞれの所定の 1 種類の画素を用いて輝度分布を測定したが、第 1 画像および第 2 画像それぞれの複数の点状領域 P 1 における輝度を用いて輝度分布を測定してもよい（図 9 を参照）。これにより、輝度分布測定部 3 0 1 の演算量を低減することができる。

【0091】

また、本発明の実施の形態 3 では、撮影制御部 3 0 2 が第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 のフレームレートを合わせて切り替えていたが、第 1 撮像部 2 3 および第 2 撮像部 3 2 のフレームレートを合わせる必要はなく、例えば第 1 撮像部 2 3 のみを高速のフレームレートに切り替えてもよい。

【0092】

このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、請求の範囲によって特定される技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

【符号の説明】

【0093】

- 1 カプセル型内視鏡システム
- 2, 2 a カプセル型内視鏡装置
- 3 受信アンテナユニット
- 3 a ~ 3 h 受信アンテナ
- 4 受信装置
- 5 画像処理装置
- 2 0, 2 0 a 筐体
- 2 1 電源部
- 2 2, 3 1 光学系
- 2 3, 3 2 撮像部
- 2 4, 3 3 照明部
- 2 5 信号処理部
- 2 6 送信部
- 2 7 記録部
- 2 8 タイマ
- 2 9 受信部
- 3 0 制御部
- 1 0 0 被検体
- 1 0 0 a 管腔
- 1 0 0 b 管腔内壁
- 3 0 1 輝度分布測定部
- 3 0 2 撮影制御部

【要約】

単純な構成で瞬時に撮像部のフレームレートを切り替えることができるカプセル型内視鏡装置を提供する。カプセル型内視鏡装置 2 は、被検体内を撮像して、被検体内の画像データを生成する撮像部 2 3 と、撮像部 2 3 が生成した画像データに対応する画像の輝度分布を測定する輝度分布測定部 3 0 1 と、輝度分布測定部 3 0 1 が測定した輝度分布に基づいて、撮像部 2 3 のフレームレートを切り替える撮影制御部 3 0 2 と、を備える。

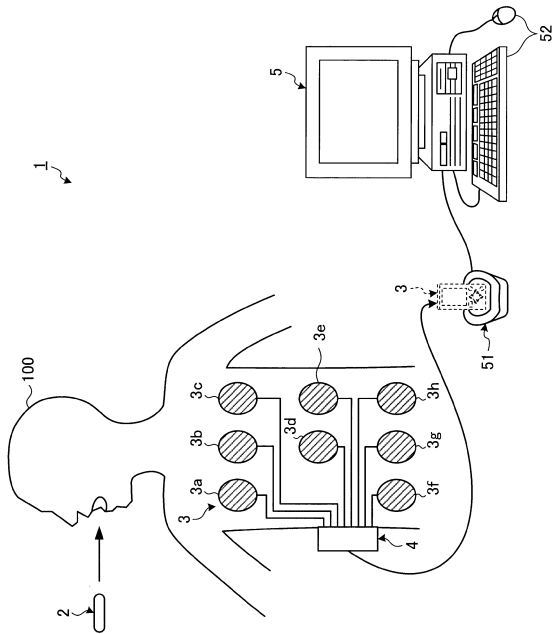
10

20

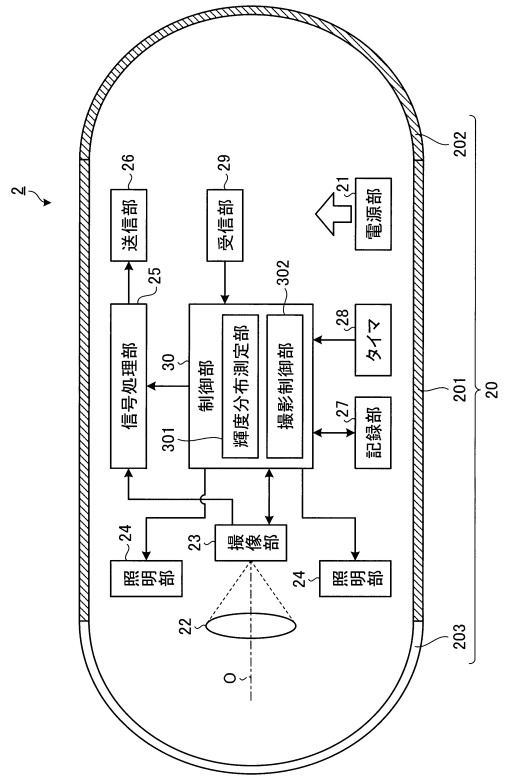
30

40

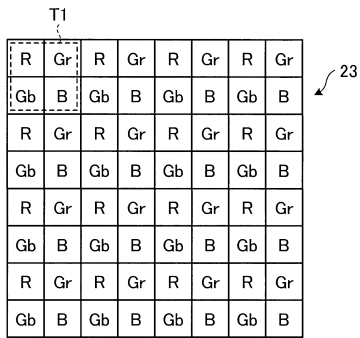
【図1】



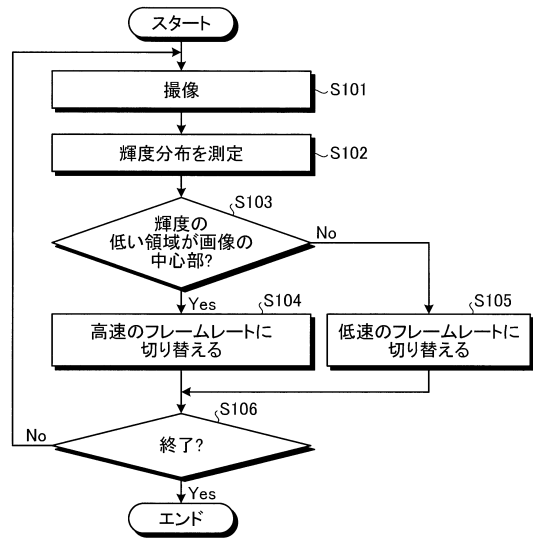
【図2】



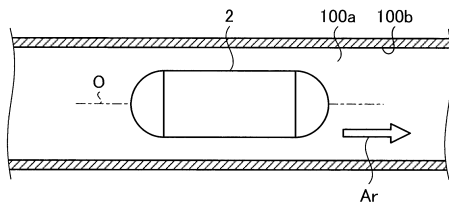
【図3】



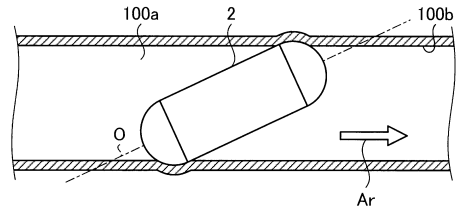
【図4】



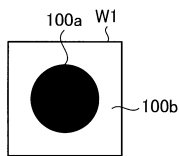
【図 5 A】



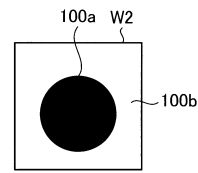
【図 6 A】



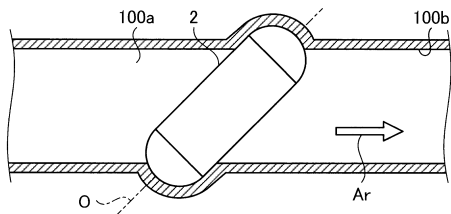
【図 5 B】



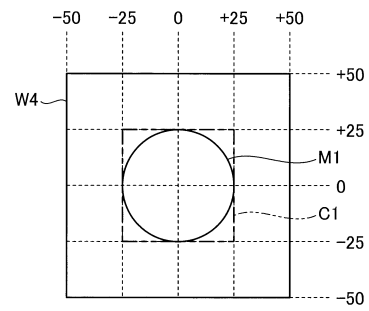
【図 6 B】



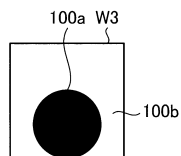
【図 7 A】



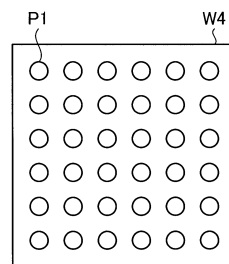
【図 8】



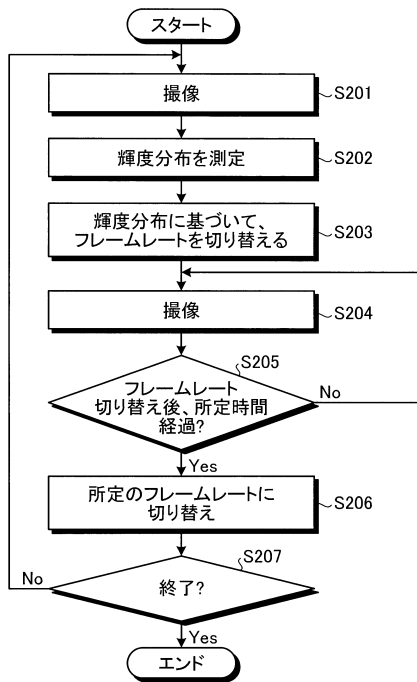
【図 7 B】



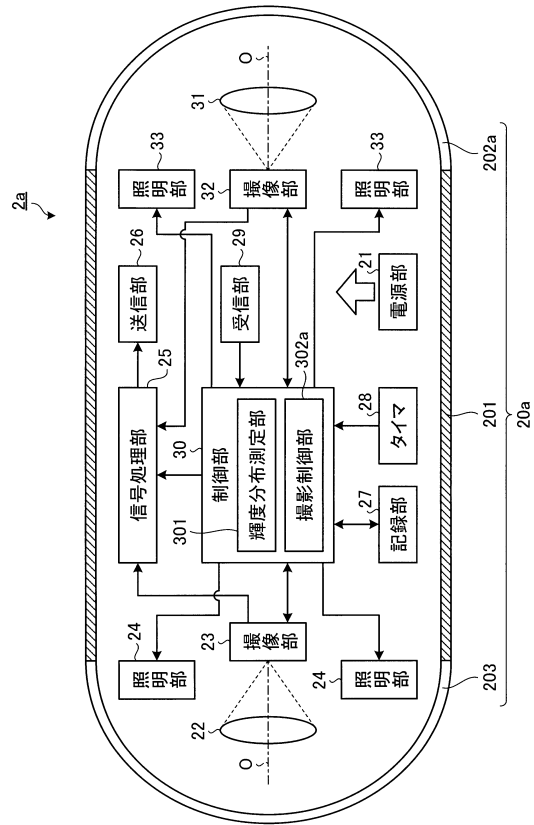
【図 9】



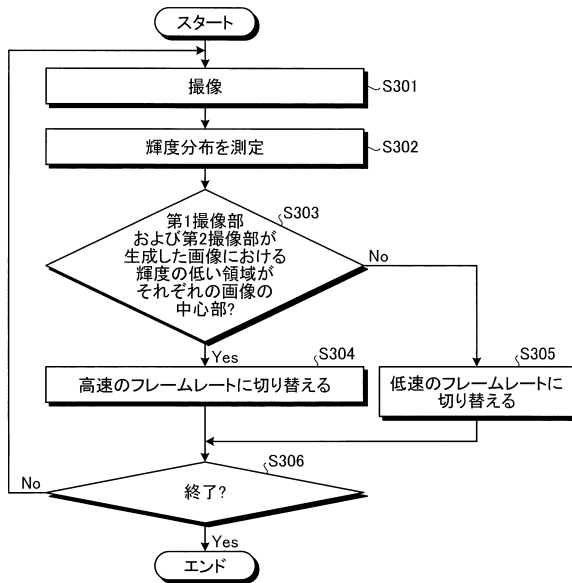
【図10】



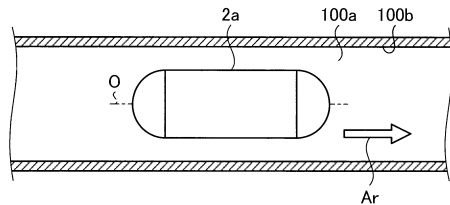
【図11】



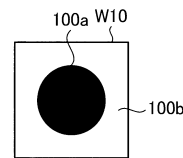
【図12】



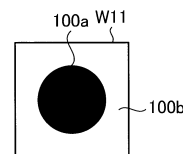
【図13A】



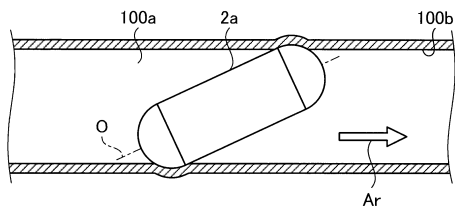
【図13B】



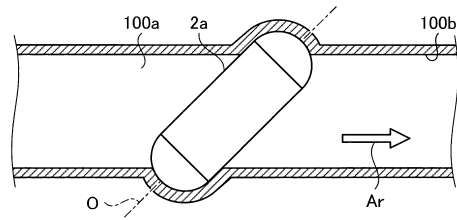
【図13C】



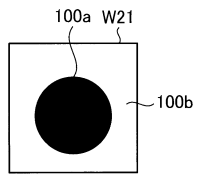
【 1 4 A】



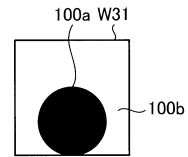
【 1 5 A】



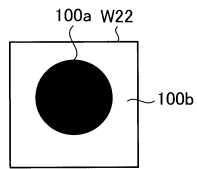
【 1 4 B】



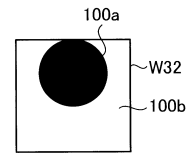
【 1 5 B】



【 1 4 C】



【 1 5 C】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2004-521662(JP,A)  
特表2010-524557(JP,A)  
国際公開第2014/042096(WO,A1)  
国際公開第2006/100808(WO,A1)  
米国特許第7623690(US,B2)  
特開2004-154176(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00  
A61B 1/04

专利名称(译)	胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5815166B1</a>	公开(公告)日	2015-11-17
申请号	JP2015532212	申请日	2015-02-24
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	穗満政敏		
发明人	穗満 政敏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.370		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2014108413 2014-05-26 JP		
其他公开文献	JPWO2015182185A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

(ZH) 提供一种胶囊内窥镜装置，其能够以简单的配置立即切换成像单元的帧频。胶囊型内窥镜装置2拍摄被检体内部的图像，并生成产生被检体的图像数据的图像拍摄部23，以及测量与由图像拍摄部23生成的图像数据对应的图像的亮度分布的亮度。提供了分布测量单元301和基于由亮度分布测量单元301测量的亮度分布来切换图像捕获单元23的帧速率的图像捕获控制单元302。

(21) 出願番号	特願2015-532212 (P2015-532212)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年2月24日 (2015. 2. 24)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/055201		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
審査請求日	平成27年6月29日 (2015. 6. 29)	(74) 代理人	100089118
(31) 優先権主張番号	特願2014-108413 (P2014-108413)		弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日	平成26年5月26日 (2014. 5. 26)	(72) 発明者	穂満 政敏
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
早期審査対象出願		審査官	松谷 洋平