

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-66096

(P2005-66096A)

(43) 公開日 平成17年3月17日(2005.3.17)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2003-301469 (P2003-301469)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成15年8月26日 (2003.8.26)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	本多 武道 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	木許 誠一郎 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	藤森 紀幸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

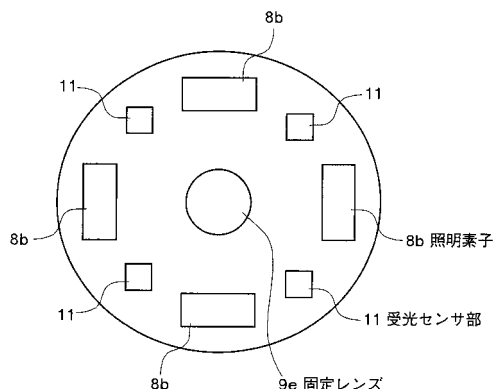
(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡およびカプセル型内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 効率的に撮像・無線送信動作を行うことによつて消費電力を低減したカプセル型内視鏡およびカプセル型内視鏡システムを提供する。

【解決手段】 カプセル型内視鏡システムを構成するカプセル型内視鏡において、体腔内を照射する照明素子 8 b と、固定レンズ 9 e を備え、照明素子 8 b による照射光によつて照らされた体腔内の画像を撮像する撮像部との他に、照明素子 8 b による照射光に対する反射光の強度を測定する受光センサ部 1 1 を備える。そして、受光センサ部 1 1 で受光される光の強度変動幅に応じて撮像部の駆動状態を制御することで、同一領域に対する撮像を抑制し、効率的な撮像・無線送信動作を行い、消費電力を低減している。

【選択図】 図 3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内部に導入されて該被検体内部の撮像を行い、撮像によって得た画像データを前記被検体外部に無線送信するカプセル型内視鏡であって、

前記被検体内部の撮像動作を行う撮像手段と、

該撮像手段によって得られた画像データを前記被検体外部に無線送信する無線部と、

当該カプセル型内視鏡に対する入射光の光特性を検出する受光センサ手段と、

該受光センサ手段で検出された入射光特性の変動に基づいて前記撮像手段および/または前記無線部の駆動状態を制御するスイッチング制御手段と、

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡。

10

【請求項 2】

前記被検体内部に対して光を照射する照明部をさらに備え、

前記入射光は、前記照明部によって照射された光の前記被検体内部における反射光によって形成され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】

前記スイッチング制御手段は、前記入射光特性の変動パラメータとして光強度変動値を使用し、該光強度変動値が閾値未満である場合に前記撮像手段および/または前記無線部の停止制御を行うことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のカプセル型内視鏡。

【請求項 4】

前記撮像手段は、

行列状に配置され、受光した入射光の光特性に応じた電気信号を出力する複数の光電変換手段と、

前記行列の列ごとに対応して配置され、前記行列の同一列に属する前記光電変換手段において得られた電気信号を列方向に移動して出力する複数の垂直シフトレジスタと、

前記複数の垂直シフトレジスタによって出力された電気信号を行方向に移動して出力する水平シフトレジスタと、

を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載のカプセル型内視鏡。

20

【請求項 5】

前記撮像手段は、前記受光センサ手段としても機能し、前記受光センサ手段として機能する場合には、前記複数の光電変換手段の一部において得られた電気信号を出力する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】

前記水平シフトレジスタは、前記撮像手段が前記受光センサ手段として機能する場合に、電気信号を出力する一部の前記光電変換手段において得られた電気信号が前記垂直シフトレジスタから出力された際と、一部の前記光電変換手段が位置する行に対して、前記垂直シフトレジスタの電気信号移動方向下流に一段シフトした行に属する前記光電変換手段において得られた電荷が前記垂直シフトレジスタから出力された際のみ、入力された電荷を行方向に移動する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】

前記撮像手段は、

行列状に配置され、受光強度に応じた電気信号を生じ、外部から供給される電圧信号に応じて前記電荷を出力する複数の光電変換手段と、

前記行列の列ごとに対応して配置され、前記光電変換手段に対して電圧信号を供給する複数の垂直走査線と、

前記行列の行ごとに対応して配置され、前記光電変換手段に対して電圧信号を供給する複数の水平走査線と、

を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載のカプセル型内視鏡。

40

【請求項 8】

前記撮像手段は、前記受光センサ手段としても機能し、前記受光センサ手段として機能する場合には、前記複数の前記光電変換手段の一部において得られた電気信号を出力する

50

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 9】

前記撮像手段は、前記受光センサ手段として機能する場合に、複数設けられた前記垂直走査線および前記水平走査線の中から、光特性を検出する一部の前記光電変換手段の位置に対応する前記垂直走査線および前記水平走査線のみによって電圧が供給され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】

請求項 1 ~ 9 のいずれか一つに記載のカプセル型内視鏡と、
被検体外部に配置され、該カプセル型内視鏡から無線送信されるデータを受信する受信手段と、

該受信手段によって受信されたデータに基づいて前記被検体内部画像を表示する表示手段と、

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 11】

前記受信手段は、受信用のアンテナ手段を内蔵し、前記被検体によって着用可能な形状を有することを特徴とする請求項 10 に記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 12】

前記受信手段と前記表示手段は別個独立に形成され、前記受信手段と前記表示手段との間のデータ転送は携帯型記録媒体を介して行われることを特徴とする請求項 10 または 11 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】

【0001】

本発明は、被検体内部に搬入され、被検体内部の撮像を行うカプセル型内視鏡およびカプセル型内視鏡を用いたカプセル型内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、LED等の発光体を備えた照明部と、CCD (Charge Coupled Diode:電荷結合素子)等の固体撮像素子を備えた撮像部と、撮像部によって得られた画像データを外部に無線送信する無線部等と、これらに対して電力を供給する電力源とをカプセル形状の小型ケースに収容したカプセル型内視鏡を用いて、被検体内部の画像情報を取得するカプセル型内視鏡システムが提案されている。具体的には、カプセル型内視鏡システムは、上記のカプセル型内視鏡に加え、受信アンテナを備え、使用時に被検体によって着用される受信ジャケットと、受信ジャケットで受信されたデータに必要な処理を施す外部装置と、画像データに基づいて体腔内画像を表示する表示部と、外部装置と表示部との間のデータ授受の目的で使用される携帯型記録媒体とを備える。

【0003】

カプセル型内視鏡システムでは、以下のプロセスに従って被検体内部の画像情報が取得される。まず、カプセル型内視鏡は、被験者が飲み込むことによって被検体内部に搬入される。被検体内部に搬入されたカプセル型内視鏡は、消化管の蠕動運動を利用して体腔内を移動し、所定の時間間隔、例えば0.5秒間隔で体腔内、例えば腸壁等の撮像を行い、画像データを取得する(例えば、特許文献1参照。)

【0004】

そして、取得した画像データに必要な変調等を施した上で、無線部によって画像データを外部に送信される。送信されたデータは受信ジャケットにおいて受信され、外部装置で必要な処理が行われた後に、画像データは携帯型記録媒体を介して表示装置に転送され、表示装置の画面上に体腔内画像が表示される。

【0005】

【特許文献1】特開2003-70728号公報(第3頁、第1図)

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】**【0006】**

ところで、上記のように被検体内に搬入されたカプセル型内視鏡は、消化管の蠕動運動を利用して体腔内を移動する。このため、被検体に応じて、または同一被検体であっても被検体の体調等に応じて、体腔内におけるカプセル型内視鏡の移動速度は変動し、カプセル型内視鏡が体内に留まる時間が変動することとなる。

【0007】

従って、場合によってはカプセル型内視鏡が被検体内に長時間留まることで電力源から供給される電力が消費し尽くされてしまい、それ以後の撮像・無線送信動作が不可能となるという問題を有する。カプセル型内視鏡に大容量の電力源を内蔵することで問題の解決は可能だが、現実にはカプセル型内視鏡に内蔵可能な程度にまで小型で大容量の電力源を実現することはきわめて困難であり、仮に実現可能であっても製造コストが上昇する等の問題が新たに生じる。

10

【0008】

また、従来のカプセル型内視鏡は、上記のように一律に所定時間間隔で撮像動作を行う構成を有する。しかしながら、かかる構成とした場合には、例えばカプセル型内視鏡が同一箇所にて一定時間の間とどまる場合には同一箇所を撮像し続けることとなり、結果として得られる画像データは、情報として低い価値しか有さない。

【0009】

この発明は、上記従来技術の問題点に鑑みてなされたものであって、効率的に撮像・無線送信動作を行うことによって消費電力を低減したカプセル型内視鏡およ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。

20

【課題を解決するための手段】**【0010】**

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項1にかかるカプセル型内視鏡は、被検体内部に導入されて該被検体内部の撮像を行い、撮像によって得た画像データを前記被検体外部に無線送信するカプセル型内視鏡であって、前記被検体内部の撮像動作を行う撮像手段と、該撮像手段によって得られた画像データを前記被検体外部に無線送信する無線部と、当該カプセル型内視鏡に対する入射光の光特性を検出する受光センサ手段と、前記受光センサ手段で検出された入射光特性の変動に基づいて前記撮像手段および/または前記無線部の駆動状態を制御するスイッチング制御手段とを備えたことを特徴とする。

30

【0011】

この請求項1の発明によれば、入射光の光特性を検出する受光センサ手段と、検出された光特性の変動に基づいて撮像手段等の駆動状態を制御することとしたため、カプセル型内視鏡が被検体内部の同一領域に長時間留まるような場合であっても、同一領域について撮像および/または同一領域の画像データの無線送信を行うことを抑制できる。

【0012】

また、請求項2にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記被検体内部に対して光を照射する照明部をさらに備え、前記入射光は、前記照明部によって照射された光の前記被検体内部における反射光によって形成されることを特徴とする。

40

【0013】

また、請求項3にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記スイッチング制御手段は、前記入射光特性の変動パラメータとして光強度変動値を使用し、該光強度変動値が閾値未満である場合に前記撮像手段および/または前記無線部の停止制御を行うことを特徴とする。

【0014】

また、請求項4にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記撮像手段は、行列状に配置され、受光した入射光の光特性に応じた電気信号を出力する複数の光電変換手段と、前記行列の列ごとに対応して配置され、前記行列の同一列に属する前記光電変換手段において得られた電気信号を列方向に移動して出力する複数の垂直シフトレジスタと

50

、前記複数の垂直シフトレジスタによって出力された電気信号を行方向に移動して出力する水平シフトレジスタとを備えたことを特徴とする。

【0015】

また、請求項5にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記撮像手段は、前記受光センサ手段としても機能し、前記受光センサ手段として機能する場合には、前記複数の光電変換手段の一部において得られた電気信号を出力することを特徴とする。

【0016】

この請求項5の発明によれば、撮像手段と受光センサ手段とを共用することとしたため、別個独立に受光センサ手段を設けることを省略できる。

【0017】

また、請求項6にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記水平シフトレジスタは、前記撮像手段が前記受光センサ手段として機能する場合に、電気信号を出力する一部の前記光電変換手段において得られた電気信号が前記垂直シフトレジスタから出力された際と、一部の前記光電変換手段が位置する行に対して、前記垂直シフトレジスタの電気信号移動方向下流に一段シフトした行に属する前記光電変換手段において得られた電荷が前記垂直シフトレジスタから出力された際のみ、入力された電荷を行方向に移動することを特徴とする。

【0018】

この請求項6の発明によれば、光強度を出力する光電変換手段が属する行と、垂直シフトレジスタの電気信号移動方向下流に一段シフトした行に対応する電気信号が水平シフトレジスタに出力された際にのみ水平シフトレジスタが動作することとしたため、撮像手段として動作する場合と比較して電力消費量を低減することが可能である。

【0019】

また、請求項7にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記撮像手段は、行列状に配置され、受光強度に応じた電気信号を生じ、外部から供給される電圧信号に応じて前記電荷を出力する複数の光電変換手段と、前記行列の列ごとに対応して配置され、前記光電変換手段に対して電圧信号を供給する複数の垂直走査線と、前記行列の行ごとに対応して配置され、前記光電変換手段に対して電圧信号を供給する複数の水平走査線とを備えることを特徴とする。

【0020】

また、請求項8にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記撮像手段は、前記受光センサ手段としても機能し、前記受光センサ手段として機能する場合には、行列状に配置された複数の前記光電変換手段の一部において得られた電気信号を出力することを特徴とする。

【0021】

また、請求項9にかかるカプセル型内視鏡は、上記の発明において、前記撮像手段は、前記受光センサ手段として機能する場合に、複数設けられた前記垂直走査線および前記水平走査線の中から、光特性を検出する一部の前記光電変換手段の位置に対応する前記垂直走査線および前記水平走査線のみによって電圧が供給されることを特徴とする。

【0022】

また、請求項10にかかるカプセル型内視鏡システムは、請求項1～9のいずれか一つに記載のカプセル型内視鏡と、被検体外部に配置され、該カプセル型内視鏡から無線送信されるデータを受信する受信手段と、該受信手段によって受信されたデータに基づいて前記被検体内部画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

【0023】

また、請求項11にかかるカプセル型内視鏡システムは、上記の発明において、前記受信手段は、受信用のアンテナ手段を内蔵し、前記被検体によって着用可能な形状を有することを特徴とする。

【0024】

また、請求項12にかかるカプセル型内視鏡システムは、上記の発明において、前記受

10

20

30

40

50

信手段と前記表示手段は別個独立に形成され、前記受信手段と前記表示手段との間のデータ転送は携帯型記録媒体を介して行われることを特徴とする。

【発明の効果】

【0025】

本発明にかかるカプセル型内視鏡は、入射光の光特性を検出する受光センサ手段と、検出された光特性の変動に基づいて撮像手段等の駆動状態を制御することとしたため、カプセル型内視鏡が被検体内部の同一領域に長時間留まるような場合であっても、同一領域について撮像および/または同一領域の画像データの無線送信を行うことを抑制でき、効率の良い画像データの取得が可能となると共に、電力消費量を低減できるという効果を奏する。

10

【0026】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡は、撮像手段が受光センサ手段としての機能も果たすこととし、光強度を出力する光電変換手段が属する行と、垂直シフトレジスタの電気信号移動方向下流に一段シフトした行に対応する電気信号が水平シフトレジスタに出力された際にのみ水平シフトレジスタが動作することとしたため、撮像手段として動作する場合と比較して電力消費量を低減できるという効果を奏する。

【0027】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡システムは、消費電力を低減したカプセル型内視鏡を用いる構成としたため、長時間に渡って被検体内部の画像を取得することができるという効果を奏する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、この発明を実施するための最良の形態であるカプセル型内視鏡システムについて説明する。図面は模式的なものであり、各部分の厚みと幅との関係、それぞれの部分の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることはもちろんである。

【0029】

(実施の形態1)

まず、この発明の実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡システムについて説明する。本実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡システムでは、システムを構成するカプセル型内視鏡が撮像手段とは別に受光センサ部を備え、かかる受光センサ部における受光強度の変動に応じて撮像動作等の制御を行うものである。以下、図面を参照して具体的に説明を行う。

30

【0030】

図1は、本実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡システムの全体構成を示す模式図である。図1に示すように、本実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡は、使用時に被検体1の体腔内に導入されるカプセル型内視鏡2と、使用時に被検体1に着用され、カプセル型内視鏡2から送信されるデータを受信する受信ジャケット3と、受信ジャケット3で受信されたデータに所定の処理を施す外部装置4と、外部装置4に対して着脱可能な構造を有し、処理されたデータを記録する携帯型記録媒体5と、携帯型記録媒体5に記録されたデータに基づいて画像表示を行う表示装置6とを備える。

40

【0031】

受信ジャケット3は、アンテナ部3a~3dを備えて構成され、アンテナ部3a~3dによってカプセル型内視鏡2から送信されたデータを受信する。また、アンテナ部3a~3dは、外部装置4と有線接続されており、かかる有線接続を介して外部装置4に対して受信データが伝達される。

【0032】

携帯型記録媒体5は、外部装置4および表示装置6に対して着脱可能であって、両者に対する装着時に情報の出力または記録が可能な構造を有する。具体的には、携帯型記録媒体5は、カプセル型内視鏡が被検体1内に導入されている間は外部装置4に装着されてカ

50

カプセル型内視鏡 2 から送信されるデータを記録する。そして、カプセル型内視鏡が被検体 1 から排出された後には、外部装置 4 から取り出されて表示装置 6 に装着され、表示装置 6 によって記録したデータを読み出される構成を有する。外部装置 4 と表示装置 6 との間のデータの受け渡しを携帯型記録媒体 5 によって行うことで、外部装置 4 と表示装置 6 との間が有線接続された場合と異なり、被検体 1 が体腔内の撮影中に自由に行動することが可能となる。

【0033】

表示装置 6 は、カプセル型内視鏡 2 によって得られた体腔内画像を表示するためのものである。具体的には、表示装置 6 は、PC 等によって構成され、体腔内画像の電子データが格納された携帯型記録媒体 5 から必要な情報を読み出して画像表示を行う機能を有する。

10

【0034】

次に、カプセル型内視鏡 2 の構造について説明する。図 2 は、本実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡システムを構成するカプセル型内視鏡 2 の構造を示す模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、体腔内に光を照射する照明部 8 と、体腔内画像を撮像する撮像部 9 と、撮像部 9 で撮像された画像データを外部に送信する無線部 10 と、照明部 8 からの照射光の反射光の強度を測定する受光センサ部 11 と、照明部 8 等に電力を供給する電源部 12 と、電源部 12 からの電力供給状態を制御するスイッチング部 13 と、照明部 8 等に対して所定の制御を行う制御部 14 とがカプセル筐体 15 内に配置された構成を有する。

20

【0035】

照明部 8 は、撮像時等において、体腔内を照らす照射光を出力するためのものである。具体的には、照明部 8 は、照明基板 8a と、照明素子 8b とを備え、制御部 14 の制御に基づいて照明素子 8b が体腔内部に対して光を照射する構成を有する。なお、照明部 8 は、カプセル型内視鏡 2 が体腔内に留まる間常に照射光を出力する構成としても良いが、電力消費を抑制する観点から、撮像部 9 による撮像動作の間と、後述の受光センサ部 11 による受光動作時のみに応じて照明部 8 から照射光を出力する構成とすることが好ましい。

【0036】

撮像部 9 は、体腔内の画像データを取得するためのものである。具体的には、撮像部 9 は、外部から入射する光を結像させる結像レンズ 9a と、結像レンズ 9a のピント調整を行うピント調整部 9b とを備える。また、撮像部 9 は、結像レンズ 9a を通過した光に対して、光強度に応じた光電変換を行う機能を有する CCD、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等を含んで形成された固体撮像素子 9c と、所定の回路構成を有し、固体撮像素子 9c から出力されるデータに基づいて画像データを形成する撮像基板 9d とを備える。なお、結像レンズ 9a は、固定レンズ 9e と、ピント調整に応じて光軸方向に移動する可動レンズ 9f とを備え、ピント調整部 9b は、固定レンズ 9e を固定する固定枠 9g と、可動レンズ 9f を移動させる可動枠 9h とを備える。

30

【0037】

無線部 10 は、撮像部 9 で取得された画像データ等を外部に対して無線送信するためのものである。具体的には、無線部 10 は、撮像部 9 で取得された画像データ等に対して必要な変調処理を施す回路構成を備えた無線基板 10a と、発振動作による無線送信を行う送信部 10b とを備える。

40

【0038】

受光センサ部 11 は、カプセル型内視鏡 2 に対して入射する光の光特性 (本実施の形態 1 では光強度) を測定するためのものである。具体的には、受光センサ部 11 は、フォトダイオード等の光電変換素子を含んで形成され、入射光の強度に応じた電気信号を出力する。

【0039】

電源部 12 は、照明部 8、撮像部 9、無線部 10、受光センサ部 11、および制御部 1

50

4 に対して電力を供給するためのものである。そして、スイッチング部 13 は、電源部 12 からの電力供給を制御するためのものであり、具体的には、撮像部 9 及び無線部 10 に対する電力供給を制御する機能を有する。

【0040】

制御部 14 は、照明部 8、撮像部 9、無線部 10、受光センサ部 11 およびスイッチング部 13 等の動作を制御すると共に、各構成部から転送されるデータに対して必要な処理を行う機能を有する。制御部 14 の具体的動作については後に詳細に説明する。

【0041】

カプセル筐体 15 は、カプセル胴部 15a と、先端カバー部 15b とをシール部材 15c によって接続した構造を有する。カプセル胴部 15a は、筒状の形状を有し、先端カバー部 15b は、ほぼ半球形状を有すると共に透明の部材によって形成される。図 2 に示すように、先端カバー部 15b は、照明素子 8b、固定レンズ 9e および受光センサ部 11 を覆うように配置されている。従って、先端カバー部 15b が透明部材によって形成されることで、照明素子 8b から照射される光を外部に出力することが可能となると共に、外部からの光を固定レンズ 9e および受光センサ部 11 が受光することが可能となる。

10

【0042】

図 3 は、図 2 の A - A 線における断面図である。図 3 に示すように、照明基板 8a 上には、中心近傍に固定レンズ 9e が配置され、外縁近傍に照明素子 8b が等間隔で 4 個配置され、照明素子 8b 間に受光センサ部 11 が配置されている。なお、照明素子 8b の個数および受光センサ部 11 の個数は図 3 に示す数に限定されず、例えば単数としても良い。

20

【0043】

次に、カプセル型内視鏡 2 の各構成要素間の関係について説明する。図 4 は、カプセル型内視鏡 2 の構成を模式的に示すブロック図である。照明部 8、撮像部 9、無線部 10、受光センサ部 11 およびスイッチング部 13 はそれぞれ制御部 14 の制御を受ける構成となっている。また、受光センサ部 11 および撮像部 9 は、それぞれ得た情報を制御部 14 に対して出力する構成となっている。また、撮像部 9 および無線部 10 は、スイッチング部 13 を介して電源部 12 と接続されており、スイッチング部 13 がオン状態の際に電力が供給される構造となっている。なお、照明部 8、受光センサ部 11 および制御部 14 も電源部 12 から電力供給を受けるが、これらはスイッチング部 13 のオン・オフに関わらず電力供給を受けるものとする。

30

【0044】

制御部 14 は、通常の制御機構の他に受光強度比較部 14a と、スイッチング制御部 14b とを備え、これらを用いて撮像動作のタイミングを決定すると共に、非撮像時における消費電力の低減を実現している。すなわち、制御部 14 は、受光センサ部 11 にて受光される光の強度の変動幅が閾値を超えたか否かを判定し、閾値を超えた場合には、スイッチング制御部 14b を介してスイッチング部 13 に対してオン状態になるよう制御を行う。スイッチング部 13 がオン状態となることで、撮像部 9 および無線部 10 が動作状態となり、撮像部 9 による体腔内部の撮像動作と、無線部 10 による画像データの無線送信が行われる。

【0045】

次に、本実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡システムについて、使用時におけるカプセル型内視鏡 2 の動作について説明する。図 5 は、体腔内を移動するカプセル型内視鏡 2 の動作について説明するためのフローチャートであり、以下では図 5 を参照しつつ説明を行う。なお、スタート時においてスイッチング部 13 はオン状態であることとする。

40

【0046】

まず、照明部 8 は、制御部 14 の指示に基づいて発光して体腔内を照射し (ステップ S101)、受光センサ部 11 は、照射光の反射光を受光する (ステップ S102)。受光センサ部 11 は、受光した光の強度に応じた値を有する電気信号を制御部 14 に対して出力し、制御部 14 は、入力された電気信号の値に基づいて反射光の強度を検出する。

【0047】

50

そして、受光強度比較部 14 a は、前回の受光時における受光強度と、今回入力された受光強度とを比較し、受光強度の差分値が閾値以上であるか否かを判定する（ステップ S 103）。本実施の形態 1 では、受光センサ部 11 a ~ 11 d それぞれについて得られる受光強度に関して比較を行い、すべての受光センサ部に関して差分値が閾値未満であればステップ S 104 に移行し、一つでも差分値が閾値以上となるものが存在すれば、ステップ S 105 に移行する。

【0048】

受光センサ部 11 a ~ 11 d のすべてにおける差分値が閾値未満であった場合、撮像部 9 および無線部 10 への電力供給が停止される（ステップ S 104）。具体的には、スイッチング制御部 14 b によってスイッチング部 13 がオフ状態に制御されることによって、電源部 12 からの電力供給が停止される。そして、再びステップ S 101 に戻って上述の動作を繰り返す。

10

【0049】

一方、受光センサ部 11 a ~ 11 d における受光強度の中で一つでも差分値が閾値以上であった場合、撮像部 9 および無線部 10 に対して電力供給が開始される（ステップ S 105）。具体的には、スイッチング部 13 があらかじめオン状態の場合にはその状態を維持し、オフ状態の場合には、スイッチング部 13 は、スイッチング制御部 14 b の制御によってオン状態に変化する。

【0050】

その後、撮像部 9 は、制御部 14 による指示に基づいて体腔内部の撮像を行い、得られた画像データを制御部 14 に出力する（ステップ S 106）。そして、制御部 14 に出力された画像データは無線部 10 に転送され、無線部 10 によって外部に送信される（ステップ S 107）。無線部 10 による送信動作が終了した後、再びステップ S 101 に戻って上述の動作を繰り返す。

20

【0051】

その後、無線部 10 から送信された画像データはアンテナ部 3 a ~ 3 d によって受信され、外部装置 4 によって所定の処理がなされた後、外部装置 4 に装着された携帯型記録媒体 5 に記録される。そして、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 の体外に排出された後に携帯型記録媒体 5 は外部装置 4 から取り外されて表示装置 6 に装着されて表示装置 6 に対するデータ転送が行われ、表示装置 6 は、転送されたデータに基づいて体腔内の画像を表示する。

30

【0052】

本実施の形態 1 において、カプセル型内視鏡 2 は、上記のステップ S 101 ~ S 107 の動作を行うことによって消費電力を低減できるという利点を有する。以下、かかる利点について説明する。

【0053】

既に説明したように、従来のカプセル型内視鏡は所定の時間間隔で撮像動作を繰り返す構成を有したため、カプセル型内視鏡が体腔内で移動を停止した場合には、同一領域に対する撮像動作を繰り返すこととなる。従って、カプセル型内視鏡が体腔内で停止した場合には同一画像に関して複数回に渡る撮像および無線送信がなされることとなり、電力消費の観点で無駄が生じるという問題を有していた。かかる問題を解決するために、本実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡システムでは、カプセル型内視鏡 2 自身が体腔内で移動しているか否かを判定する機構を設けている。

40

【0054】

一般に、体腔内部の消化管壁は凹凸に富んだ形状を有し、一般に異なる領域であれば異なる形状を有することとなる。このため、消化管壁に対して一定強度の光を照射すると、異なる領域を照射した場合には、形状の相違に基づいて受光センサ部 11 で受光される光強度は異なる値となる。一方で、同一領域を照射した場合には、照射対象たる消化管壁の形状は同一であるため、等しい強度の光を受光することとなる。

【0055】

50

かかる現象を利用して本実施の形態 1 では、かかる現象を利用して、カプセル型内視鏡 2 がステップ S 1 0 1、S 1 0 2 において体腔内の撮像可能領域に対して光照射を行うと共にその反射光を受光する動作を繰り返し行う。そして、カプセル型内視鏡 2 は、ステップ S 1 0 3 において、受光センサ部 1 1 における受光強度の差分値が閾値を超えたか否かの判定を行い、閾値を超えた場合には体腔内を移動したものと判断して撮像動作に移行する。一方、差分値が閾値未満の場合には、同一領域に対して光を照射したものと判断し、電力消費を抑制するためにスイッチング部 1 3 をオフ状態に制御することによって、撮像部 9 および無線部 1 0 への電力供給を停止し、オフ状態にしている。従って、本実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡システムは、同一領域に対して複数回の撮像および無線送信を行うことが防止され、カプセル型内視鏡 2 の消費電力を低減することができるという利点を有する。

10

【0056】

(実施の形態 2)

次に、実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡システムについて説明する。本実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡システムは、CCD を備えた撮像部の一部を受光センサ部として利用する構成を有する。

【0057】

図 6 は、本実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡システムを構成するカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。なお、本実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡システムの全体構成は実施の形態 1 と同様であり、カプセル型内視鏡の具体的構造についても、図 2 における受光センサ部 1 1 を有さない点以外は同様のものとする。

20

【0058】

図 6 に示すように、本実施の形態 2 におけるカプセル型内視鏡は、実施の形態 1 と同様の構成を有する照明部 8、無線部 1 0、電源部 1 2 およびスイッチング部 1 3 と、撮像機能と受光センサ機能とを併せ持ち、固体撮像素子として CCD を備えた撮像・受光センサ部 2 0 と、駆動切替制御部 2 1 a、受光強度比較部 2 1 b およびスイッチング制御部 2 1 c を備えた制御部 2 1 とを有する。なお、本実施の形態 2 において、スイッチング部 1 3 は、無線部 1 0 のみに対する電力供給のみを制御することとし、撮像・受光センサ部 2 0 に対しては常に電力が供給されるものとする。

【0059】

制御部 2 1 は、実施の形態 1 と同様にカプセル型内視鏡の構成要素に対する一般的な制御を行うと共に、駆動切替制御部 2 1 a によって撮像・受光センサ部 2 0 に対して撮像部として機能するか、受光センサ部として機能するかの切替制御を行う。また、実施の形態 1 と同様に、受光強度を比較して所定の閾値以上であるか否かを判定する受光強度比較部 2 1 b と、判定結果に基づいてスイッチング部のオン・オフを制御するスイッチング制御部 2 1 c とを備える。

30

【0060】

次に、撮像・受光センサ部 2 0 の構成について説明する。図 7 は、撮像・受光センサ部 2 0 を構成する固体撮像素子 2 0 a の構造を示す模式図である。なお、撮像・受光センサ部 2 0 において、固体撮像素子以外の構成、例えば結像レンズ、ピント調整部は、図 2 に示すものと同様の構成を有することとする。なお、以下では、まず、撮像・受光センサ部 2 0 が撮像部として機能する撮像モードで動作することを前提として説明し、その後受光センサ部として機能する受光センサモードの場合の説明を行う。

40

【0061】

図 7 に示すように、固体撮像素子 2 0 a は、行列状に配置された光電変換素子 2 2 a ~ 2 2 x と、光電変換素子 2 2 a ~ 2 2 f、2 2 g ~ 2 2 l、2 2 m ~ 2 2 r、2 2 s ~ 2 2 x によってそれぞれ形成される光電変換素子列に隣接して配置されたトランスファークローク 2 3 a ~ 2 3 d と、トランスファークローク 2 3 a ~ 2 3 d に隣接して配置され、列方向(図 7 における縦方向)に電荷を移動可能な垂直シフトレジスタ 2 4 ~ 2 7 とを備える。また、固体撮像素子 2 0 a は、垂直シフトレジスタ 2 4 ~ 2 7 の電荷移動方向の延長上

50

に、行方向（図7における横方向）に延在して配置され、行方向に電荷を移動可能な水平シフトレジスタ28と、水平シフトレジスタ28から出力された電荷を増幅する増幅部30とを備える。なお、本実施の形態2における光電変換素子等の個数は図7に示すものに限定されることはなく、光電変換素子は、M行N列（M、N：自然数、図7の構成においてM=6、N=4）の行列状に配置されている。

【0062】

光電変換素子22a~22xは、受光した光強度に応じた電気信号（実施の形態2では電荷）を生成するためのものである。具体的には、光電変換素子22a~22xは、それぞれフォトダイオード素子等によって形成される。なお、後述する受光センサモードでは、光電変換素子22a、22f、22s、22tにおいて得られた電荷が出力される。

10

【0063】

トランスファークラップ23a~23dは、光電変換素子22a~22xから垂直シフトレジスタ24~27への電荷の移動を制御するためのものである。具体的には、トランスファークラップ23a~23dは、エネルギー障壁の高さを変化させることによって、光電変換素子22a~22xにおける光電変換によって得られた電荷を垂直シフトレジスタ24~27へ移動させる機能を有する。

【0064】

垂直シフトレジスタ24~27は、電荷を列方向に移動させるためのものである。具体的には、垂直シフトレジスタ24は、行列状に配置された光電変換素子の行数と等しい数の井戸型ポテンシャル24a~24fを備え、それぞれの井戸型ポテンシャルは光電変換素子22から得られた電荷を保持可能な構造を有する。なお、垂直シフトレジスタ25~27も同様の井戸型ポテンシャルを備えた構造を有する。垂直シフトレジスタ24~27は、所定間隔で発振される垂直駆動パルスが与えられるごとに、井戸型ポテンシャルの値が変化することによって、保持していた電荷を垂直方向に1段ずつ移動させる機能を有する。すなわち、垂直シフトレジスタ24を例とすれば、垂直駆動パルスが一回与えられることによって、井戸型ポテンシャル24aに保持されていた電荷は井戸型ポテンシャル24bに移動し、井戸型ポテンシャル24b、24cに保持されていた電荷はそれぞれ井戸型ポテンシャル24c、24dに移動する。また、井戸型ポテンシャル24dに保持されていた電荷は水平シフトレジスタ28に移動する。

20

【0065】

水平シフトレジスタ28は、電荷を行方向に移動させるためのものである。具体的には、水平シフトレジスタ28は、行列状に配置された光電変換素子の列数と等しい数の井戸型ポテンシャル28a~28dを備え、それぞれの井戸型ポテンシャルは、垂直シフトレジスタ24~27から移動した電荷を保持可能な構造を有する。水平シフトレジスタ28は、垂直駆動パルスとは別に発振される水平駆動パルスが与えられるごとに井戸型ポテンシャルの値が変化することによって、保持していた電荷を水平方向に一段ずつ移動させる機能を有する。すなわち、水平駆動パルスが一度与えられることによって、井戸型ポテンシャル28d、28c、28bに保持されていた電荷は、それぞれ井戸型ポテンシャル28c、28b、28aに移動し、井戸型ポテンシャル28aに保持されていた電荷は、電圧変換部29に移動する。

30

40

【0066】

電圧変換部29は、水平シフトレジスタ28から移動した電荷を、強度に応じた電圧に変換するためのものである。また、増幅部30は、電圧変換部29で得られた電圧の値を増幅するためのものである。増幅部30によって増幅された電圧信号は、画像データとして制御部21を介して無線部10へ、または直接無線部10へ送られ、無線部10によって外部に無線送信される。

【0067】

以上、固体撮像素子20aは、図7に示すように、行列状に配置された光電変換素子と、列方向に電荷を移動する垂直シフトレジスタと、行方向に電荷を移動する水平シフトレジスタを備え、それぞれが強調して動作することによって、結像レンズを通過して結像さ

50

れた光画像を撮像し、連続データとして増幅部 30 から出力する機能を有する。

【0068】

次に、撮像・受光センサ部 20 が受光センサ部として機能する場合について説明する。実施の形態 1 でも説明したように、受光センサ部は受光強度の変化量が閾値以上か否かを判定するために用いられたものであり、行列状に配置されたすべての光電変換素子からのデータを出力する必要はない。このため、本実施の形態 2 では、撮像・受光センサ部 20 が受光センサ部として機能する場合には、図 7 における光電変換素子 22 a、22 f、22 s、22 x の 4 カ所で受光される光の受光強度のみを利用することとしている。

【0069】

図 8 は、撮像・受光センサ部 20 が受光センサ部として機能する場合に、固体撮像素子 20 a に対して与えられる垂直駆動パルスおよび水平駆動パルスについて示すタイムチャートである。図 8 に示すように、撮像・受光センサ部 20 が受光センサ部として機能する場合には、時刻 t_1 に最初の垂直駆動パルスが発振されると共に光電変換素子の列数 N に応じた数だけ水平駆動パルスが発振される。一方で、時刻 $t_2 \sim t_{M-2}$ のそれぞれの時刻では、垂直駆動パルスの発振にも関わらず水平駆動パルスは発振されないこととしている。さらに、時刻 t_{M-1} 、 t_M においては、垂直駆動パルスが発振されると共に、それぞれの垂直駆動パルスに対応して、水平駆動パルスが列数 N に応じた数だけ発振される。

【0070】

撮像・受光センサ部 20 が受光センサ部として機能する際に必要となるデータは、図 7 の例では光電変換素子 22 a、22 f、22 s、22 x において得られるもののみである。従って、本実施の形態 2 では、光電変換素子 22 f、22 x において得られた電荷が水平シフトレジスタ 28 に移動する時刻 t_1 と、光電変換素子 22 a、22 s において得られた電荷が水平シフトレジスタ 28 に移動する時刻 t_M に対応して水平駆動パルスが発振することとしている。

【0071】

また、本実施の形態 2 では、時刻 t_{M-1} に発振される垂直駆動パルスに対応して、水平駆動パルスが発振されることとしている。時刻 t_{M-1} に対応して水平駆動パルスが発振することによって、時刻 $t_2 \sim t_{M-1}$ に発振される垂直駆動パルスによって移動してきた電荷を排出し、時刻 t_M に発振される垂直駆動パルスによって電荷が移動する前に、水平シフトレジスタ 28 が保持する電荷を 0 にすることが可能である。

【0072】

次に、本実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡システムについて、使用時におけるカプセル型内視鏡の動作について説明する。図 9 は、体腔内を移動するカプセル型内視鏡の動作について説明するためのフローチャートであり、以下では図 9 を参照しつつ動作を説明する。なお、カプセル型内視鏡は、スタート時においてスイッチング部 13 がオン状態であることとする。

【0073】

まず、撮像・受光センサ部 20 が、制御部 21 を構成する駆動切替制御部 21 a によって受光センサモードに切り替えられ（ステップ S 201）、制御部 21 の指示によって照明部 8 は体腔内を照射する（ステップ S 202）。そして、受光センサモードで動作する撮像・受光センサ部 20 によって、照明部 8 による照射光の反射光が受光され、反射光の強度に応じた電気信号が制御部 21 に出力される（ステップ S 203）。本ステップについては後に詳細に説明する。

【0074】

その後、制御部 21 を構成する受光強度比較部 21 b によって、前回の受光時における受光強度と、今回入力された受光強度とを比較し、差分値が閾値以上であるか否かの判定が行われる（ステップ S 204）。差分値が閾値未満であると判定された場合には制御部 21 を構成するスイッチング制御部 21 c によってスイッチング部 13 がオフ状態に制御され（ステップ S 205）、再びステップ S 202 に戻って上述の動作を繰り返す。

【0075】

ステップS 2 0 4において差分値が閾値以上であると判定された場合には、スイッチング制御部 2 1 c によってスイッチング部 1 3 をオン状態とし、駆動切替制御部 2 1 a によって撮像・受光センサ部 2 0 を撮像モードに切り替える(ステップS 2 0 6)。スイッチング部 1 3 は、具体的には、あらかじめオン状態の場合にはその状態を維持し、オフ状態の場合には、スイッチング制御部 2 1 c の制御によってオン状態に変化する。

【0076】

その後、照明部 8 による体腔内の照射を行い(ステップS 2 0 7)、撮像モードとなった撮像・受光センサ部 2 0 によって撮像動作を行った(ステップS 2 0 8)後、得られた画像データを無線部 1 0 によって外部に対して無線送信する(ステップS 2 0 9)。無線部 1 0 による無線送信が行われた後、再びステップS 2 0 1 に戻って上述の動作を繰り返す。無線部 1 0 から送信された画像データはアンテナ部 3 a ~ 3 d によって受信され、実施の形態 1 の場合と同様の過程を経て、表示装置 6 の画面上に体腔内の画像が表示される。

10

【0077】

次に、図 9 のステップS 2 0 3、すなわち、撮像・受光センサ部 2 0 が受光センサモードで動作する際における、反射光の受光・光電変換処理について詳細に説明する。図 1 0 は、反射光の受光・光電変換処理の内容を示すフローチャートであり、図 1 1 は、固体撮像素子 2 0 a 上における電荷の移動を示す模式図である。以下、図 1 0 および図 1 1 を適宜参照して説明を行う。

【0078】

まず、固体撮像素子 2 0 a を構成する光電変換素子 2 2 上に光が入射し、光電変換が行われ、それぞれの光電変換素子 2 2 上に電荷が発生する(ステップS 3 0 1)。なお、受光センサモードで動作する場合に必要な光強度は光電変換素子 2 2 の一部に入射した光のみであるが、本工程では、固体撮像素子 2 0 a を構成するすべての光電変換素子 2 2 について光電変換が行われる。

20

【0079】

そして、トランスファークラーク 2 3 のエネルギー障壁を変化させることによって、図 1 1 - 1 に示すように、光電変換素子 2 2 に生じた電荷を垂直シフトレジスタ 2 4 ~ 2 7 に移動する(ステップS 3 0 2)。本ステップによって、光電変換素子 2 2 a、2 2 f、2 2 s、2 2 x において得られた電荷は、それぞれ井戸型ポテンシャル 2 4 a、2 4 f、2 7 a、2 7 f に移動する。

30

【0080】

その後、垂直駆動パルスが発振され、垂直シフトレジスタ 2 4 ~ 2 7 に保持された電荷が一段ずつ移動する(ステップS 3 0 3)。すなわち、図 1 1 - 2 に示すように、ステップS 3 0 2 によって井戸型ポテンシャル 2 4 a ~ 2 4 e、2 5 a ~ 2 5 e、2 6 a ~ 2 6 e、2 7 a ~ 2 7 e に保持された電荷は、それぞれ井戸型ポテンシャル 2 4 b ~ 2 4 f、2 5 b ~ 2 5 f、2 6 b ~ 2 6 f、2 7 b ~ 2 7 f に移動する。また、井戸型ポテンシャル 2 4 f ~ 2 7 f に保持されていた電荷は、水平シフトレジスタ 2 8 を構成する井戸型ポテンシャル 2 8 a ~ 2 8 d にそれぞれ移動する。なお、本ステップにおいて発振される垂直駆動パルスは、図 8 において時刻 t_1 に発振される垂直駆動パルスに対応する。

40

【0081】

そして、水平駆動パルスが発振され、水平シフトレジスタ 2 8 に保持された電荷が一段ずつ移動し、最後段、すなわち M 行目に位置する光電変換素子によって得られた電荷が電圧信号として外部に出力される(ステップS 3 0 4)。本ステップにより、光電変換素子 2 2 f、2 2 x における受光強度に応じた電圧信号が制御部 2 1 に対して出力される。なお、本ステップにおいて発振される水平駆動パルスは、図 8 において、時刻 t_1 における垂直駆動パルスに対応して列数 N に応じた回数発振される水平駆動パルスに対応する。

【0082】

その後、再び垂直駆動パルスが (M - 2) 回発振され、垂直シフトレジスタ 2 4 ~ 2 7 に保持された電荷が (M - 2) 段だけ水平シフトレジスタ 2 8 の方へ移動する(ステップ

50

S 3 0 5)。すなわち、本ステップによって、2行目～(M-1)行目に位置する光電変換素子によって得られた電荷のすべてが水平シフトレジスタ28に移動する。この結果、図11-3に示すように、垂直シフトレジスタ24～27は、それぞれ最後段に1行目の光電変換素子によって得られた電荷が保持される状態となる。また、水平シフトレジスタ28は、それぞれ井戸型ポテンシャル28a～28dにおいて、対応する列に属し、かつ2行目～(M-1)行目に属する光電変換素子によって得られた電荷が重疊的に蓄積されている。なお、本ステップにおける垂直駆動パルスは、図8において、時刻 $t_2 \sim t_{M-1}$ に発振される垂直駆動パルスに対応する。

【0083】

そして、水平駆動パルスが列数Nに対応した回数だけ発振され、水平シフトレジスタ28に蓄積された電荷が排出される(ステップS306)。なお、本ステップは、水平シフトレジスタ28に蓄積された電荷を、ステップS304と同様に電圧信号に変換した後に制御部21に出力することとしても良いし、例えばアースに接続することによって電荷を消去することとしても良い。本ステップを経ることによって、ステップS305によって水平シフトレジスタ28を構成する井戸型ポテンシャル28a～28dに重疊的に蓄積された電荷が消去される。なお、本ステップにおける水平駆動パルスは、図8において、時刻 t_{M-1} の垂直駆動パルスに応じて発振する水平駆動パルスに対応する。

【0084】

その後、垂直駆動パルスが1回発振され、ステップS306において垂直シフトレジスタ24～27の最後段の井戸型ポテンシャル24f～27fに保持されていた電荷を、水平シフトレジスタ28に移動させる(ステップS307)。具体的には、ステップS303と同様の動作が行われ、本ステップによって1行目の光電変換素子において得られた電荷が、水平シフトレジスタ28に移動し、図11-4に示すように、受光強度の比較に用いられる光電変換素子22a、22sで得られた電荷が水平シフトレジスタ28に移動することとなる。なお、本ステップにおける垂直駆動パルスは、図8において、時刻 t_M に発振される垂直駆動パルスに対応する。

【0085】

最後に、水平駆動パルスが列数Nに対応した回数だけ発振され、水平シフトレジスタ28に保持された電荷が電圧変換部29によって電圧信号に変換され、増幅部30によって増幅された後に制御部21に対して出力される(ステップS308)。上記のように、水平シフトレジスタに保持された電荷の中には光電変換素子22a、22sによって得られた電荷が含まれるので、ステップS304および本ステップによって、受光強度の比較に用いられる電圧信号のすべてが制御部21に出力され、反射光の受光・光電変換処理が完了する。

【0086】

次に、本実施の形態2にかかるカプセル型内視鏡システムの利点について説明する。まず、本実施の形態2にかかるカプセル型内視鏡システムは、実施の形態1と同様に、受光センサモードにおける受光強度の差分値が閾値以下の場合には、体腔内画像の撮像動作および画像データの送信を行わないこととしている。従って、実施の形態2にかかるカプセル型内視鏡システムは、同一領域について複数回の撮像および無線送信を行うことを抑制し、これにより電力消費量の低減を実現している。

【0087】

また、本実施の形態2において、カプセル型内視鏡は、撮像・受光センサ部20において、撮像機能のみならず受光センサ機能を併せ持たせることとしている。かかる構成を採用することによって、受光強度比較を行うための受光センサを別途設ける必要がないという利点を有する。また、上述したように、撮像・受光センサ部20において、撮像モードと受光センサモードにおける違いは、水平駆動パルスの発振状態を変化させることのみで実現できる。従って、本実施の形態2における撮像・受光センサ部20は、従来の撮像部と同様の構成とすることが可能であり、撮像・受光センサ部20を設けたことによって製造コストが上昇することもない。

10

20

30

40

50

【0088】

さらに、本実施の形態2では撮像・受光センサ部20について、受光センサモードの際の水平駆動パルスは、時刻 t_1 、 t_{M-1} および t_M に発振される垂直駆動パルスに対応して、それぞれ列数Nに応じた回数だけ発振されることとし、受光センサモードにおける消費電力を撮像モードの場合よりも低減している。すなわち、撮像モードの際にはすべての光電変換素子22で得られた電荷を電圧信号に変換して出力する必要があるため、水平駆動パルスは、すべての垂直駆動パルスに対応して発振される必要がある。これに対して、受光センサモードの場合には、受光強度比較に必要なもののみ出力すればよく、受光強度比較に用いられることのない2～(M-1)行目の光電変換素子22によって得られた電荷を電圧変換部29に出力する必要はない。

10

【0089】

従って、本実施の形態2では、受光センサモードの際における水平駆動パルスの発振回数を撮像モードよりも低減することによって、電力消費量を低減することが可能である。特に、実際にカプセル型内視鏡に搭載される固体撮像素子20aは、高解像度の体腔内画像を得るために多数の光電変換素子を備えた構造となることから、光電変換素子の行数Mおよび列数Nは数百～千程度の膨大な値となる。このため、3行×N列に対応した回数の水平駆動パルスを発振する本実施の形態2は、通常の撮像動作によって受光センサモードを実現した場合と比較して、消費電力量を大幅に低減することが可能である。

【0090】

なお、実施の形態2において、撮像・受光センサ部20が受光センサモードで動作する際に光電変換素子22a、22f、22s、22x以外のものを用いることとしても良い。他の光電変換素子を用いる場合であっても、用いる光電変換素子において得られた電荷が水平シフトレジスタ28に出力された際と、上記光電変換素子に対して、垂直シフトレジスタの電荷移動方向下流に一段だけずれた行に属する光電変換素子において得られた電荷が水平シフトレジスタ28に出力された際において、水平シフトレジスタ28に対して列数N回の水平駆動パルスを与えて電荷を出力させることとすればよい。

20

【0091】

(変形例)

次に、実施の形態2にかかるカプセル型内視鏡システムの変形例について説明する。本変形例は、受光センサモードの際に光電変換素子22fで受光する光についてのみ受光強度の比較を行うこととしている。

30

【0092】

図12は、変形例において、固体撮像素子20a'が受光センサモードで動作する状態を示す模式図である。光電変換素子22fのように、垂直シフトレジスタ24～27における電荷移動方向の下流および水平シフトレジスタ28における電荷移動方向の下流に位置する光電変換素子を受光センサモード時に利用することで、受光強度に対応した電圧信号出力に必要な垂直駆動パルスおよび水平駆動パルスの発振回数を低減することが可能である。具体的には、光電変換素子22fにおいて得られた電荷を電圧信号に変換して出力するためには、図12に示すように、電荷を垂直シフトレジスタ24に移動した後に垂直方向に一段移動し、水平方向に一段移動するのみで良い。従って、本変形例では、垂直駆動パルスおよび水平駆動パルスを1回ずつ発振することによって必要な電圧信号を出力することが可能である。必要な電圧信号を出力した後は、光電変換素子22f以外の光電変換素子において得られた余剰電荷を処理すれば良く、本変形例にかかるカプセル型内視鏡システムを用いることによって、さらなる消費電力の低減が可能となる。

40

【0093】

(実施の形態3)

次に、実施の形態3にかかるカプセル型内視鏡システムについて説明する。本実施の形態3にかかるカプセル型内視鏡システムは、撮像部を構成する固体撮像素子としてCMOS構造を利用し、かかる構成の撮像部に受光センサ部としての機能を併せ持たせた構成を有する。

50

【0094】

図13は、本実施の形態3にかかるカプセル型内視鏡システムを構成するカプセル型内視鏡の構成を模式的に示すブロック図である。なお、カプセル型内視鏡の具体的構造は、固体撮像素子の構造以外の部分において実施の形態2と同様であり、カプセル型内視鏡システムの全体構成については、実施の形態1および実施の形態2と同様である。

【0095】

図13に示すように、本実施の形態3におけるカプセル型内視鏡は、実施の形態1、2と同様の構成を有する照明部8、無線部10、電源部12およびスイッチング部13と、撮像機能と受光センサ機能とを併せ持ち、固体撮像素子としてCMOSを備えた撮像・受光センサ部31と、制御部32とを備える。なお、本実施の形態2において、スイッチング部13は、実施の形態2と同様に、無線部10のみに対する電力供給を制御することとし、撮像・受光センサ部31に対しては、常に電力が供給されるものとする。

10

【0096】

制御部32は、カプセル型内視鏡の構成要素に対して通常の制御を行う構成を有するのみならず、撮像・受光センサ部31における撮像モードと受光センサモードの切替を制御する駆動切替制御部32aと、受光センサモードの際に得られた受光強度に基づいて受光強度の比較を行う受光強度比較部32bと、受光強度比較部32bにおける判定に基づいてスイッチング部13のオン・オフの切替を制御するスイッチング制御部32cとを備える。

【0097】

次に、撮像・受光センサ部31を構成する固体撮像素子について説明する。図14は、固体撮像素子の構成を示す模式図である。図14に示すように、撮像・受光センサ部31を構成する固体撮像素子は、行列状に配置された光電変換部32a~32tと、行方向(図14にける横方向)に延在し、同一行に属する光電変換部と接続された垂直走査線33a~33dと、垂直走査線33a~33dに接続され、垂直走査線33a~33dに所定電位を供給する垂直走査部34とを備える。また、固体撮像素子は、列方向(図14における縦方向)に延在し、同一列に属する光電変換部と接続された水平走査線35a~35eと、水平走査線35a~35eと接続され、水平走査線35a~35eに対して所定電位を供給する水平走査部36とを備える。さらに、固体撮像素子は、光電変換部32a~32tのすべてと接続された出力線37と、出力線37に接続された電圧変換部38と、電圧変換部38で得られた電圧信号を増幅する増幅部39とを備える。なお、本実施の形態3において、光電変換素子等の個数は図14に示す例に限定されるのではなく、M行N列(M、N：自然数、図14の構成ではM=4、N=5)の行列状に配置されている。

20

30

【0098】

光電変換部32a~32tは、それぞれ光電変換素子を含んで形成され、受光強度に応じた電荷を出力線37に対して出力する構成を有する。また、光電変換部32a~32tは、垂直走査線33a~33dおよび水平走査線35a~35eによって所定の選択電位が与えられることによって電荷の出力を行う回路構造を備えている。

【0099】

垂直走査部34、水平走査部36は、それぞれ垂直走査線33a~33d、水平走査線35a~35eに対して選択電位を与えることによって、所望の光電変換部32で得られた電荷を、出力線37を介して出力させる機能を有する。すなわち、例えば光電変換部32aにおいて得られた電荷を出力する場合には、光電変換部32aと接続した垂直走査線33aと、水平走査線35aに対して垂直走査部34、水平走査部36は選択電位をそれぞれ供給することによって、光電変換部32aから電荷を出力させている。従って、撮像・受光センサ部31が撮像モードで動作する場合には、垂直走査部34および水平走査部36は、選択電位を供給する垂直走査線33、水平走査線35を順次切り替えることによって、光電変換部32a~32tにおいて得られた電荷を順に出力線37を介して出力する。

40

【0100】

50

一例としては、水平走査部 3 6 は水平走査線 3 5 a を選択電位に維持する一方、垂直走査部 3 4 は選択電位の供給先を垂直走査線 3 3 a ~ 3 3 d と切り替えることによって、光電変換部 3 2 a ~ 3 2 d において得られた電荷を電圧変換部 3 8 に連続データとして出力することができる。そして、水平走査部 3 6 は選択電位の供給先を水平走査線 3 5 b に切り替え、垂直走査部 3 4 は選択電位の供給先を先程と同様に切り替えることによって、光電変換部 3 2 e ~ 3 2 h において得られた電荷が出力される。以後、同様の動作を繰り返すことによって撮像モードで取得された体腔内に関する画像データが電圧変換部 3 8 に出力され、電圧変換部 3 8 によって順次電圧信号に変換され、増幅部 3 9 で強度を増幅された後に制御部 3 2 に出力されることとなる。

【0101】

一方、撮像・受光センサ部 3 1 が受光センサモードで動作する場合には、光電変換部 3 2 a ~ 3 2 t において得られた電荷のすべてを出力する必要はない。受光強度の比較に必要なものに対応した光電変換部、例えば行列の 4 隅に位置する光電変換部 3 2 a、3 2 d、3 2 q、3 2 t において得られた電荷のみを出力する構成としている。具体的には、受光センサモードにおいて上記の光電変換部を用いることとした場合には、水平走査部 3 6 が水平走査線 3 5 a に対して選択電位を供給する間に、垂直走査部 3 4 は、垂直走査線 3 3 a、3 3 d に選択電位を供給することによって光電変換部 3 2 a、3 2 d において得られた電荷を出力する。その後、水平走査部 3 6 は水平走査線 3 5 e に対して選択電位を供給し、垂直走査部 3 4 は、再び垂直走査線 3 3 a、3 3 d に選択電位を供給することによって、光電変換部 3 2 q、3 2 t において得られた電荷を出力する。

【0102】

次に、実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡システムにおけるカプセル型内視鏡の動作について説明する。図 1 5 は、カプセル型内視鏡の動作を説明するためのフローチャートであり、以下では図 1 5 を参照しつつ説明を行う。

【0103】

まず、撮像・受光センサ部 3 1 は、駆動切替制御部 3 2 a の制御によって、受光センサモードで駆動する（ステップ S 4 0 1）。そして、制御部 3 2 の制御によって照明部 8 は体腔内を照射する（ステップ S 4 0 2）。

【0104】

その後、照射光の反射光としてカプセル型内視鏡に入射する光に関する受光・光電変換処理を行う（ステップ S 4 0 3）。具体的には、光電変換部 3 2 a、3 2 d、3 2 q、3 2 t に対して、それぞれの位置に対応した水平走査線および垂直走査線を介して選択電位を順次供給して電荷を出力し、電圧変換部 3 8 において電荷を電圧信号に変換し、増幅部 3 9 で電圧信号を増幅した状態で制御部 3 2 に出力される。

【0105】

そして、受光強度比較部 3 2 b において、ステップ S 4 0 3 で出力された電圧信号に基づいて、前回の受光強度との差が閾値以上であるか否かを判定し（ステップ S 4 0 4）、閾値未満の場合にはスイッチング部をオフ状態として（ステップ S 4 0 5）、ステップ S 4 0 1 に戻る。一方、差が閾値以上であると判定された場合には、スイッチング制御部 3 2 c によってスイッチング部をオン状態にすると共に駆動切替制御部 3 2 a によって撮像・受光センサ部 3 1 を撮像モードに切り替える（ステップ S 4 0 6）。本ステップによって撮像動作が開始可能になり、以後、照明部 8 によって光が照射され（ステップ S 4 0 7）、撮像動作が行われ（ステップ S 4 0 8）、無線部 1 0 による画像データが送信される（ステップ S 4 0 9）。

【0106】

以上のように、本実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡システムは、実施の形態 1、2 と同様に、受光センサモードにおける受光強度の差分値が閾値以下の場合には、体腔内画像の撮像動作および画像データの送信を行わないこととしている。このため、電力消費量を低減することが可能である。

【0107】

10

20

30

40

50

また、本実施の形態 3 では、固体撮像素子を CMOS によって形成することとしたため、撮像・受光センサ部 31 が受光センサモードで動作する場合の電圧信号の出力が容易に行えるという利点を有する。すなわち、CMOS の場合には、垂直走査線および水平走査線による選択電位の供給によって所望の光電変換部から電荷を出力させることが可能であるため、受光センサモードの場合、不要な電荷が出力線 37 に対して出力されることはなく、必要な電荷を迅速に出力することが可能である。

【0108】

以上、実施の形態 1 ~ 3 に渡って本発明を説明したが、本発明は上記のものに限定されず、当業者であれば様々な実施例、変形例および応用例に想到することが可能である。例えば、本実施の形態 1 ~ 3 において、表示装置 6 は CRT 等のディスプレイ上に画像を表示する構成としたが、かかる構成に限定されることはなく、例えば紙等の媒体上に画像を印刷するプリンタ等によって構成することとしても良い。また、表示装置 6 は単に入力された画像データを表示するものとしたが、例えば必要に応じて所定の画像処理を行う構成としてもよい。さらに、表示装置 6 が画像データを記録する目的で大容量の記憶装置を備えた構成を有することとして、過去に撮像された画像データを参照できることとしても良い。

10

【0109】

また、本実施の形態 1 ~ 3 では、アンテナ部 3a ~ 3d を備えた受信ジャケット 3 によってカプセル型内視鏡 2 より送信される画像データを受信することとしている。かかる構成とすることによって、被検体 1 はカプセル型内視鏡 2 が体腔内を撮像中であっても自由に動き回ることが可能となる。しかしながら、このような要請がない場合には受信ジャケット 3 以外の構造によってデータを受信する構成としても良い。

20

【0110】

さらに、本実施の形態 1 ~ 3 において、外部装置 4 と表示装置 6 との間のデータ転送を、携帯型記録媒体 5 を介して行うこととしている。しかしながら、これ以外の構成、例えば外部装置 4 に無線送信部を設け、表示装置 6 に受信部を設けることによってデータ転送を無線通信によって行うこととしても良い。また、かかる構成の場合、外部装置 4 からの送信をリアルタイムに行うこととしても良いし、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 の外部に排出された後に一括して送信することとしても良い。

【0111】

また、本実施の形態 1 ~ 3 では、差分値が閾値以下と判定された場合に無線部 10 (実施の形態 1 では撮像部 9 および無線部 10) への電力供給を完全に停止する構成としている。これに対して、例えば、差分値が閾値以下の場合には、制御部から無線部 10 に対する無線送信指示を行わないこととし、無線部 10 への電力供給を継続する構成としても良い。無線部 10 の構成によっては再起動時に大量の電力を必要とするものもあり、このような場合にまで一律に電力供給を停止することとした場合には却って消費電力が増加するおそれがあるためである。

30

【0112】

また、実施の形態 1 ~ 3 において、照明部 8 から照射される光の強度について、撮像時と受光センサ部による反射光強度測定の場合とで差を設けても良い。撮像を行う場合には鮮明な画像を得るためにある程度高強度の光を照射する必要があるが、反射光強度測定の場合には反射率の違いによる光強度の違いが分かれば良いため、全体として照射光の光強度を低減することも可能である。かかる構成とすることで、消費電力をさらに低減することも可能である。

40

【0113】

さらに、実施の形態 1 ~ 3 では、カプセル型内視鏡に対して入射する光の強度を判定基準として用いたが、他の光特性を基準としても良い。例えば、入射する光の波長、色座標等が前回の光照射時と比較して閾値以上の差が生じた場合に撮像動作を行う構成としても良い。

【0114】

50

また、実施の形態 1～3 では、通常状態の際にスイッチング部 13 がオン状態となっており、反射光の強度差が閾値未満となった場合にオフ状態に変化することとしている。しかしながら、通常状態の際にはスイッチング部 13 はオフ状態に維持され、反射光の強度差が閾値以上と判定された後に初めてオン状態に変化する構成としても良い。いずれの場合でも、入射光の光特性の変動を考慮しない場合と比較して、電力消費量を低減することが可能である。

【0115】

さらに、実施の形態 1～3 では、カプセル型内視鏡が体腔内の光画像を撮像する構成としている。しかしながら、例えば、カプセル型内視鏡が超音波振動子を内蔵した構造とし、撮像時に超音波画像を取得する構成としても良い。

10

【図面の簡単な説明】

【0116】

【図 1】実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡システムの全体構成を示す模式図である。

【図 2】カプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図 3】図 2 の A - A 線における断面図である。

【図 4】カプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 5】カプセル型内視鏡の動作を説明するためのフローチャートである。

【図 6】実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡システムを形成するカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

20

【図 7】カプセル型内視鏡を形成する固体撮像素子の構成を示す模式図である。

【図 8】固体撮像素子に対して供給される垂直駆動パルスおよび水平駆動パルスを示すタイムチャートである。

【図 9】カプセル型内視鏡の動作を説明するためのフローチャートである。

【図 10】カプセル型内視鏡の動作における反射光の受光・光電変換処理を説明するためのフローチャートである。

【図 11 - 1】反射光の受光・光電変換処理における固体撮像素子の状態を模式的に示す図である。

【図 11 - 2】反射光の受光・光電変換処理における固体撮像素子の状態を模式的に示す図である。

30

【図 11 - 3】反射光の受光・光電変換処理における固体撮像素子の状態を模式的に示す図である。

【図 11 - 4】反射光の受光・光電変換処理における固体撮像素子の状態を模式的に示す図である。

【図 12】実施の形態 2 の変形例における固体撮像素子について示す模式図である。

【図 13】実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡システムを形成するカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図 14】カプセル型内視鏡を形成する固体撮像素子の構成を示す模式図である。

【図 15】カプセル型内視鏡の動作における反射光の受光・光電変換処理を説明するためのフローチャートである。

40

【符号の説明】

【0117】

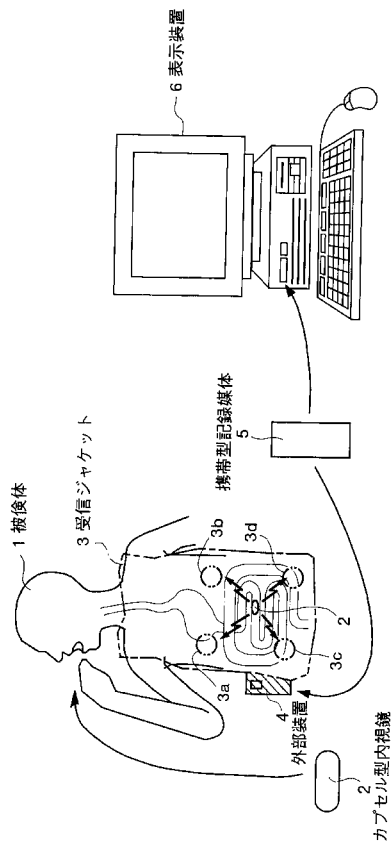
- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 受信ジャケット
- 3 a アンテナ部
- 4 外部装置
- 5 携帯型記録媒体
- 6 表示装置
- 8 照明部

50

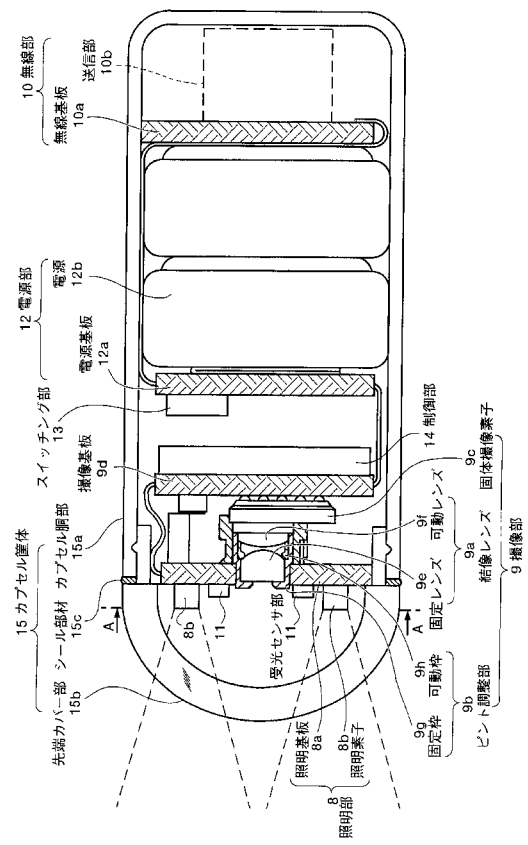
8 a	照明基板	
8 b	照明素子	
9	撮像部	
9 a	結像レンズ	
9 b	ピント調整部	
9 c	固体撮像素子	
9 d	撮像基板	
9 e	固定レンズ	
9 f	可動レンズ	
9 g	固定枠	10
9 h	可動枠	
10	無線部	
10 a	無線基板	
10 b	送信部	
11	受光センサ部	
12	電源部	
13	スイッチング部	
14	制御部	
14 a	受光強度比較部	
14 b	スイッチング制御部	20
15	カプセル筐体	
15 a	カプセル胴部	
15 b	先端カバー部	
15 c	シール部材	
20	受光センサ部	
20 a	固体撮像素子	
21	制御部	
21 a	駆動切替制御部	
21 b	受光強度比較部	
21 c	スイッチング制御部	30
22	光電変換素子	
22 a ~ 22 x	光電変換素子	
23 a ~ 23 d	トランスファークラーク	
24 a ~ 24 f、25 a ~ 25 f、26 a ~ 26 f、27 a ~ 27 f	井戸型ポテンシャル	
24	垂直シフトレジスタ	
25	垂直シフトレジスタ	
28	水平シフトレジスタ	
28 a ~ 28 d	井戸型ポテンシャル	
29	電圧変換部	40
30	増幅部	
31	撮像・受光センサ部	
32 c	スイッチング制御部	
32 a	光電変換部	
32	光電変換部	
32 a	光電変換部	
32 e	光電変換部	
32 a	光電変換部	
32 q	光電変換部	
32	制御部	50

- 3 2 a 駆動切替制御部
- 3 2 b 受光強度比較部
- 3 2 c スイッチング制御部
- 3 3 a 垂直走査線
- 3 4 垂直走査部
- 3 5 a 水平走査線
- 3 6 水平走査部
- 3 7 出力線
- 3 8 電圧変換部
- 3 9 増幅部

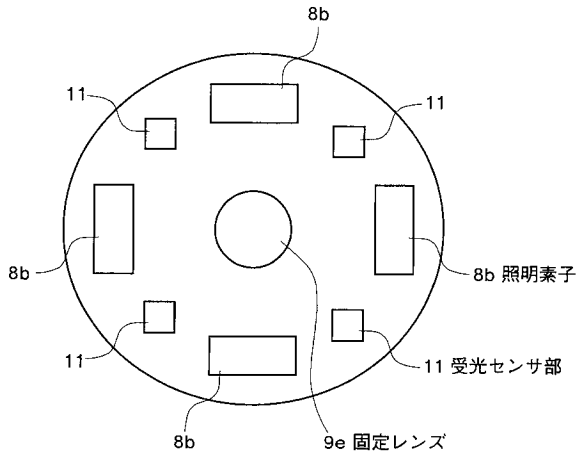
【 図 1 】



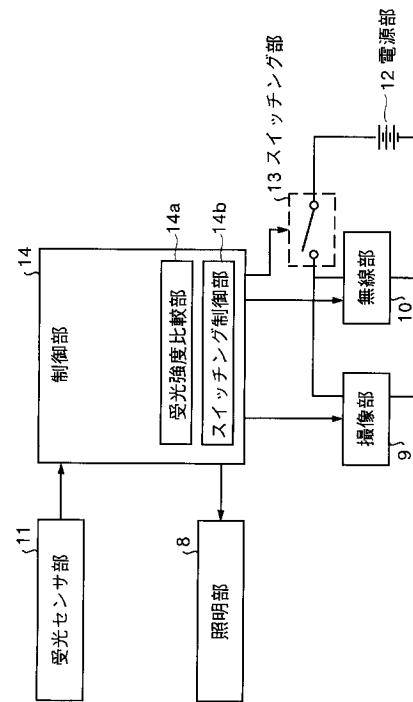
【 図 2 】



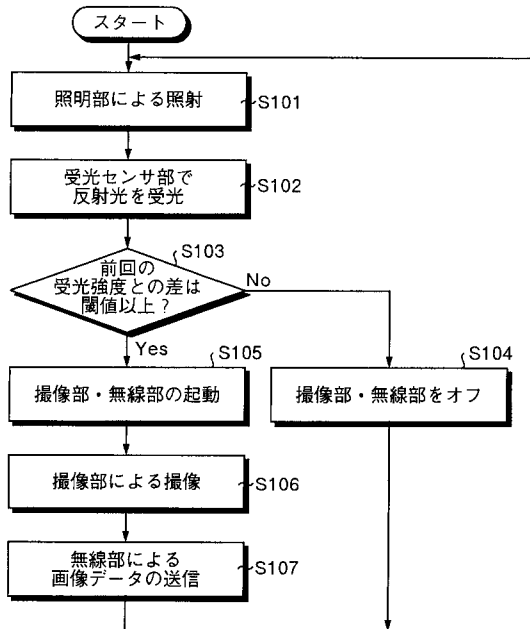
【 図 3 】



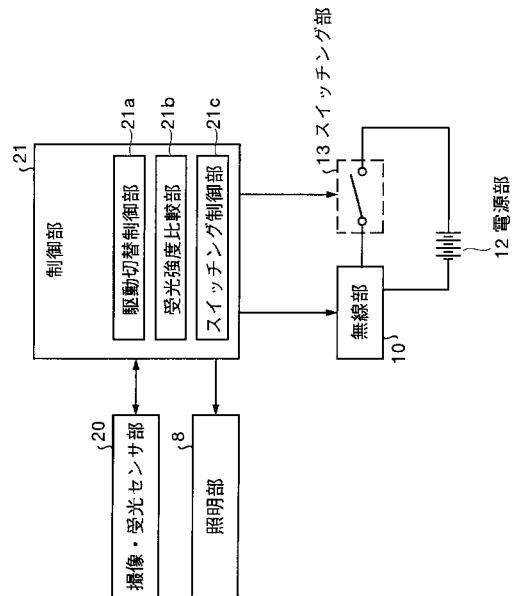
【 図 4 】



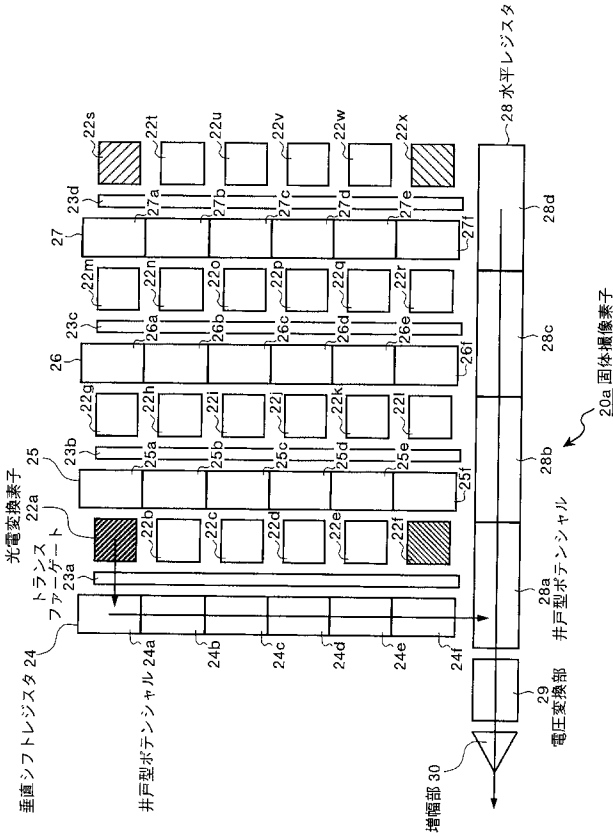
【 図 5 】



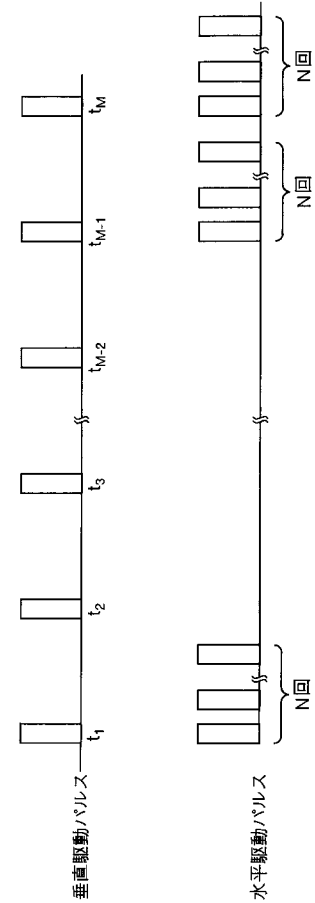
【 図 6 】



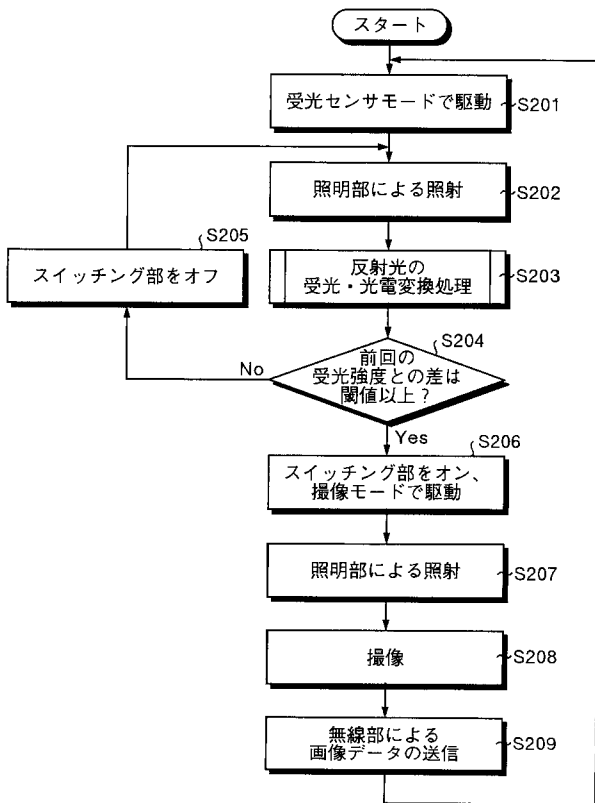
【 図 7 】



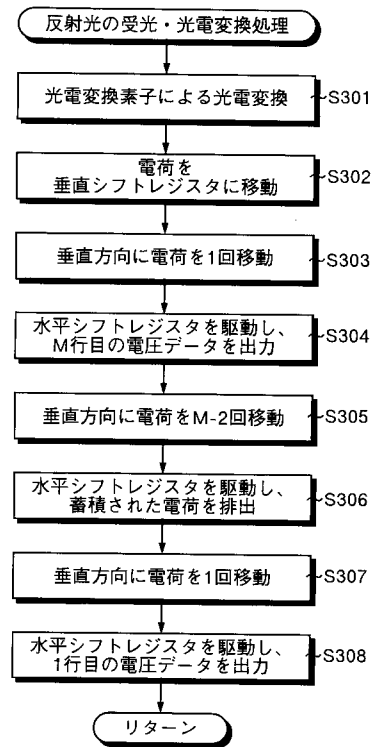
【 図 8 】



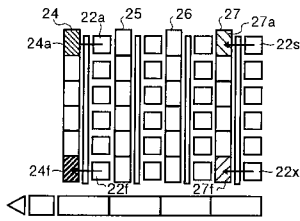
【 図 9 】



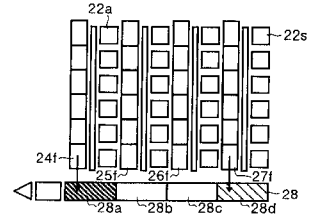
【 図 10 】



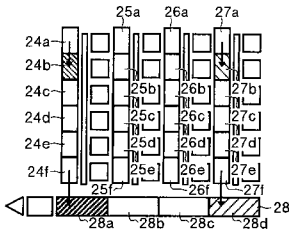
【図 1 1 - 1】



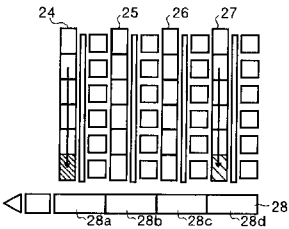
【図 1 1 - 4】



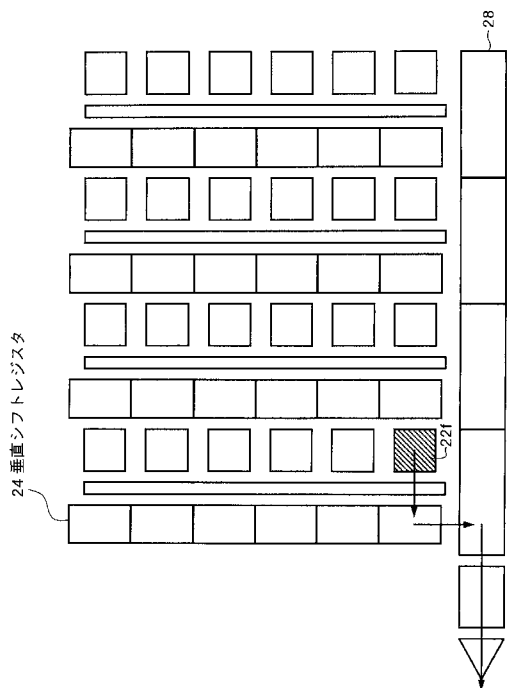
【図 1 1 - 2】



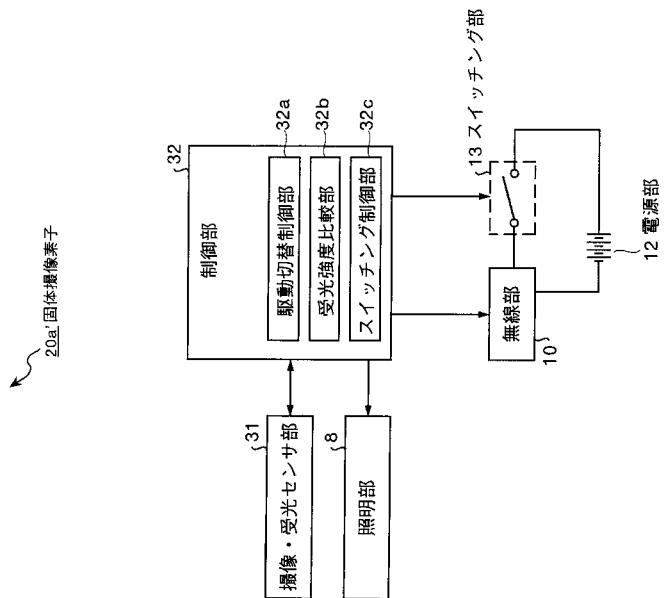
【図 1 1 - 3】



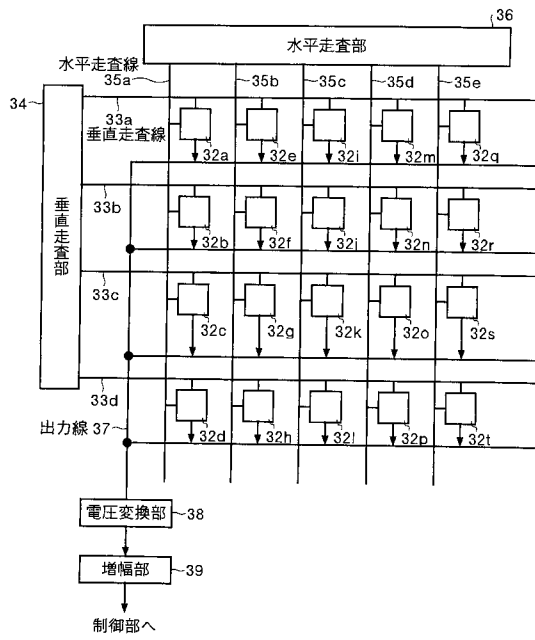
【図 1 2】



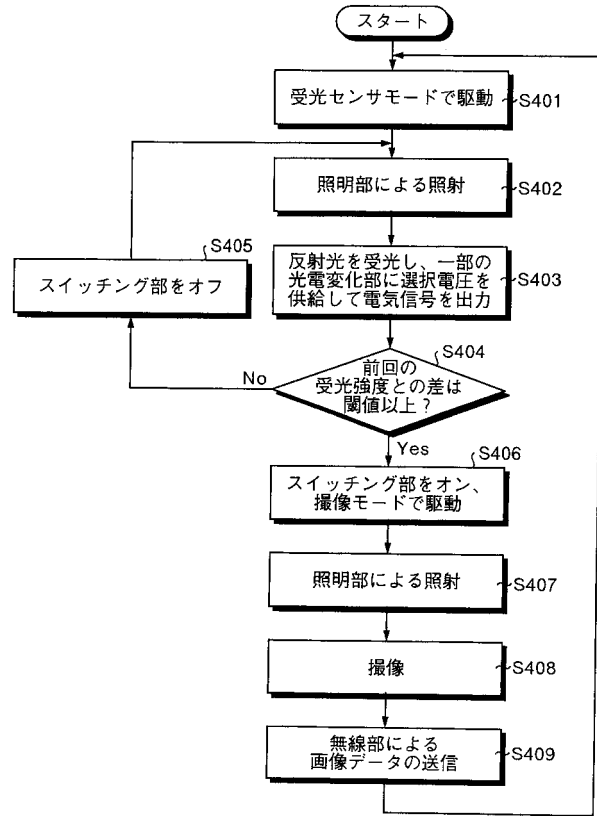
【図 1 3】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

- (72)発明者 鈴島 浩
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 重盛 敏明
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 葉袋 哲夫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 折原 達也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 永瀬 綾子
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 清水 初男
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 中村 力
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 橋本 雅行
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 中土 一孝
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 笹川 克義
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 鈴木 克哉
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC06 CC08 CC09

4C061 AA00 BB01 CC06 DD10 HH60 JJ17 JJ19 LL01 NN01 NN03
PP12 QQ06 RR24 RR30 SS03 UU06

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	JP2005066096A	公开(公告)日	2005-03-17
申请号	JP2003301469	申请日	2003-08-26
[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	本多武道 木許誠一郎 藤森紀幸 鈴島浩 重盛敏明 葉袋哲夫 折原達也 永瀬綾子 清水初男 中村力 橋本雅行 中土一孝 笹川克義 鈴木克哉		
发明人	本多 武道 木許 誠一郎 藤森 紀幸 鈴島 浩 重盛 敏明 葉袋 哲夫 折原 達也 永瀬 綾子 清水 初男 中村 力 橋本 雅行 中土 一孝 笹川 克義 鈴木 克哉		
IPC分类号	A61B5/07 A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.372 A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/045.630 A61B1/045.640 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC06 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH60 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/PP12 4C061/QQ06 4C061/RR24 4C061/RR30 4C061/SS03 4C061/UU06 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/HH60 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/PP12 4C161/QQ06 4C161/RR24 4C161/RR30 4C161/SS03 4C161/UU06		
代理人(译)	酒井宏明		

摘要(译)

解决的问题：提供一种胶囊内窥镜和胶囊内窥镜系统，其中通过有效地执行成像/无线传输操作来降低功耗。在构成胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜中，由来自照明元件8b的照射光照明的体腔内部的图像包括照明体腔内部的照明元件8b和固定透镜9e。除了用于拾取图像的图像拾取单元之外，还设置了用于测量相对于照明元件8b发射的光的反射光的强度的光接收传感器单元11。然后，通过根据光接收传感器单元11所接收的光的强度波动范围来控制图像拾取单元的驱动状态，抑制了相同区域中的图像拾取，执行了有效的图像拾取/无线传输操作，并且降低了功耗。已减少。[选择图]图3

