

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4555604号
(P4555604)

(45) 発行日 平成22年10月6日(2010.10.6)

(24) 登録日 平成22年7月23日(2010.7.23)

(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
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A

請求項の数 5 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2004-139890 (P2004-139890)
 (22) 出願日 平成16年5月10日(2004.5.10)
 (65) 公開番号 特開2005-319096 (P2005-319096A)
 (43) 公開日 平成17年11月17日(2005.11.17)
 審査請求日 平成19年4月16日(2007.4.16)

(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4番2号
 (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4番2号 オリンパス株式会社内
 審査官 伊藤 昭治

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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の内部に導入され、前記被検体の内部の画像を撮像するカプセル型内視鏡であって、

前記被検体の内部表面に対して照明光を照射する照明手段と、
 入射光に応じた電気信号を生成し、生成した電気信号を出力する撮像手段と、
 暗電流に起因して前記撮像手段に蓄積された雑音電荷を除去する雑音除去手段と、
 前記雑音除去手段の駆動タイミングを、前記撮像手段による電気信号の出力動作の完了後であって、前記照明手段による照明光の照射開始前の期間となるよう制御するタイミング制御手段と、

前記撮像手段によって撮像された画像の輝度と、所定の基準輝度とを比較する比較手段と、

前記比較手段による比較結果に基づいて前記照明手段から出力される照明光の発光量を調整する発光量調整手段と、を備え、

前記タイミング制御手段は、前記発光量調整手段によって前記照明手段の駆動期間が調整された際に、前記照明手段の駆動停止タイミングを一定に維持しつつ前記照明手段の駆動開始タイミングを前記照明手段の駆動期間に応じて変化させることを特徴とするカプセル型内視鏡。

【請求項2】

前記タイミング制御手段は、前記照明手段の駆動開始タイミングと、前記雑音除去手段

の駆動停止タイミングとが同時となるよう制御動作を行う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】

前記比較手段は、前記画像輝度と前記基準輝度との間の大小関係を導出し、

前記発光量調整手段は、前記画像輝度が前記基準輝度を上回る値である場合に前記照明手段の駆動期間を所定量だけ減少させ、前記画像輝度が前記基準輝度を下回る値である場合に前記照明手段の駆動期間を所定量だけ増加させるよう調整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】

被検体内に導入され、該被検体内の画像を撮像すると共に画像データを含む無線信号を外部に無線送信するカプセル型内視鏡と、該カプセル型内視鏡から送信された無線信号を受信する受信装置とを備えたカプセル型内視鏡システムであって、

前記受信装置は、

前記カプセル型内視鏡から送信された無線信号を受信する受信用アンテナ手段と、

前記受信用アンテナ手段によって受信された無線信号に対して所定の処理を行う外部装置とを備え、

前記カプセル型内視鏡は、

前記被検体の内部表面に対して照明光を照射する照明手段と、

入射光に応じた電気信号を出力する光電変換素子を搭載した撮像手段と、

暗電流に起因して前記撮像手段に蓄積された雑音電荷を除去する雑音除去手段と、

前記雑音除去手段の駆動タイミングを、前記撮像手段による電気信号の出力動作の完了後であって、前記照明手段による照明光の照射開始前の期間となるよう制御するタイミング制御手段と、

前記撮像手段によって撮像された画像データを含む無線信号を外部に送信する無線手段と、

前記撮像手段によって撮像された画像の輝度と、所定の基準輝度とを比較する比較手段と、

前記比較手段による比較結果に基づいて前記照明手段から出力される照明光の発光量を調整する発光量調整手段と、を備え、

前記タイミング制御手段は、前記発光量調整手段によって前記照明手段の駆動期間が調整された際に、前記照明手段の駆動停止タイミングを一定に維持しつつ前記照明手段の駆動開始タイミングを前記照明手段の駆動期間に応じて変化させることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 5】

前記タイミング制御手段は、前記照明手段の駆動開始タイミングと、前記雑音除去手段の駆動停止タイミングとが同時となるよう制御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システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の内部に導入され、前記被検体の内部の画像を撮像するカプセル型内視鏡および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】

近年、内視鏡の分野においては、飲込み型のカプセル型内視鏡が提案されている。このカプセル型内視鏡には、撮像機能と無線通信機能とが設けられている。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体の口から飲込まれた後、自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、順次撮像する機能を有する。

【0003】

10

20

30

40

50

体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で撮像された画像データは、順次無線通信により外部に送信され、外部に設けられたメモリに蓄積される。無線通信機能とメモリ機能とを備えた受信機を携帯することにより、被検体は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの間に渡って、自由に行動できる。カプセル型内視鏡が排出された後、医者もしくは看護師においては、メモリに蓄積された画像データに基づく臓器の画像をディスプレイに表示させることによって診断を行うことができる。

【0004】

カプセル型内視鏡に備わる撮像機能は、例えば、所定の光学系と、CCD等の撮像素子とによって形成されている。具体的には、カプセル型内視鏡は、光学系によって結像された入射光を電気信号に変換することにより、被検体内部の画像を取得している。

10

【0005】

【特許文献1】特開2003-70728号公報(第3頁、第1図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来のカプセル型内視鏡システムでは、高品位の被検体内画像の取得が容易ではないという課題を有する。具体的には、従来のカプセル型内視鏡システムでは、カプセル型内視鏡の照明輝度の調整および取得される画像データ中の雑音成分の存在により、高品位の被検体内画像を取得することが困難である。以下、かかる課題について詳細に説明する。

20

【0007】

まず、従来のカプセル型内視鏡では、LEDの照射光量の調整が容易でないという問題がある。すなわち、カプセル型内視鏡は、被検体内に導入可能な程度に小型化する必要があることからカプセルに内蔵される回路も単純な構成であることが好ましく、また、被検体内に導入されてから排出されるまで、例えば8時間程度に渡って駆動する必要があることから、カプセル型内視鏡にそなわる制御回路等は、低消費電力のものを使用する必要がある。

【0008】

このため、カプセル型内視鏡は、例えばデジタルカメラに具備されるような調光機構を搭載することは少なくとも現時点では現実的ではなく、カプセル型内視鏡に特化した調光機構を備える必要がある。しかしながら、現時点で提案されている調光機構の中で、カプセル型内視鏡の使用条件に適合するようなものは必ずしも存在しないのが現状である。

30

【0009】

次に、暗電流に起因した雑音成分が画像データに含まれるという問題について説明する。暗電流とは、CCD等の撮像素子の機構上、入射光と無関係に発生する電流成分をいい、かかる暗電流の量に応じて取得画像データに雑音成分が混入することとなる。

【0010】

図7は、暗電流の温度依存性の一例について示す模式的なグラフである。図7に示すように、暗電流の強度は温度の上昇につれて単調に増加する傾向を示しており、環境温度が高ければ高いほど、暗電流に起因した雑音成分が増大することとなる。

40

【0011】

ここで、カプセル型内視鏡は、被検体内に導入された状態で撮像動作を行うことから、環境温度としては38程度となる。かかる温度条件下でCCD等の撮像素子を使用した場合の暗電流の値は、室温(例えば、20)と比較して3~4倍程度に増加することとなる。従って、カプセル型内視鏡に備わる撮像素子を用いて撮像動作を行った場合には、通常の撮像装置を用いた場合と比較して暗電流の量が増大し、画像の品位に与える影響も大きなものとなる。

【0012】

なお、暗電流の影響を排除するために、CCDを冷却しつつ撮像を行う構成が既に提案され、一部で実用化されている。しかしながら、かかる冷却機構は高い電力を消費するこ

50

とから、カプセル型内視鏡に搭載することは妥当ではなく、他に代替手段も存在しないのが現状である。

【0013】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、高品位の画像を取得することを可能と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実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

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、検体の内部に導入され、前記被検体の内部の画像を撮像するカプセル型内視鏡であって、前記被検体の内部表面に対して照明光を照射する照明手段と、入射光に応じた電気信号を生成し、生成した電気信号を出力する撮像手段と、暗電流に起因して前記撮像手段に蓄積された雑音電荷を除去する雑音除去手段と、前記雑音除去手段の駆動タイミングを、前記撮像手段による電気信号の出力動作の完了後であって、前記照明手段による照明光の照射開始前の期間となるよう制御するタイミング制御手段と、前記撮像手段によって撮像された画像の輝度と、所定の基準輝度とを比較する比較手段と、前記比較手段による比較結果に基づいて前記照明手段から出力される照明光の発光量を調整する発光量調整手段と、を備え、前記タイミング制御手段は、前記発光量調整手段によって前記照明手段の駆動期間が調整された際に、前記照明手段の駆動停止タイミングを一定に維持しつつ前記照明手段の駆動開始タイミングを前記照明手段の駆動期間に応じて変化させることを特徴とする。

10

20

【0015】

この請求項1の発明によれば、雑音除去手段の駆動タイミングを撮像手段の出力動作の完了後であって、照明光の照射開始前の期間に駆動させるタイミング制御手段を備えることとしたため、電気信号の出力動作および入射光に起因した電気信号の生成に悪影響を及ぼすことなく、暗電流に起因した雑音成分の除去を行うことができる。

【0016】

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、前記タイミング制御手段は、前記照明手段の駆動開始タイミングと、前記雑音除去手段の駆動停止タイミングとが同時となるよう制御動作を行うことを特徴とする。

【0018】

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、前記比較手段は、前記画像輝度と前記基準輝度との間の大小関係を導出し、前記発光量調整手段は、前記画像輝度が前記基準輝度を上回る値である場合に前記照明手段の駆動期間を所定量だけ減少させ、前記画像輝度が前記基準輝度を下回る値である場合に前記照明手段の駆動期間を所定量だけ増加させるよう調整を行うことを特徴とする。

30

【0020】

また、請求項4にかかるカプセル型内視鏡システムは、被検体内に導入され、該被検体内の画像を撮像すると共に画像データを含む無線信号を外部に無線送信するカプセル型内視鏡と、該カプセル型内視鏡から送信された無線信号を受信する受信装置とを備えたカプセル型内視鏡システムであって、前記受信装置は、前記カプセル型内視鏡から送信された無線信号を受信する受信用アンテナ手段と、前記受信用アンテナ手段によって受信された無線信号に対して所定の処理を行う外部装置とを備え、前記カプセル型内視鏡は、前記被検体の内部表面に対して照明光を照射する照明手段と、入射光に応じた電気信号を出力する光電変換素子を搭載した撮像手段と、暗電流に起因して前記撮像手段に蓄積された雑音電荷を除去する雑音除去手段と、前記雑音除去手段の駆動タイミングを、前記撮像手段による電気信号の出力動作の完了後であって、前記照明手段による照明光の照射開始前の期間となるよう制御するタイミング制御手段と、前記撮像手段によって撮像された画像データを含む無線信号を外部に送信する無線手段と、前記撮像手段によって撮像された画像の輝度と、所定の基準輝度とを比較する比較手段と、前記比較手段による比較結果に基づいて前記照明手段から出力される照明光の発光量を調整する発光量調整手段と、を備え、前

40

50

記タイミング制御手段は、前記発光量調整手段によって前記照明手段の駆動期間が調整された際に、前記照明手段の駆動停止タイミングを一定に維持しつつ前記照明手段の駆動開始タイミングを前記照明手段の駆動期間に応じて変化させることを特徴とする。

【0021】

また、請求項5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、前記タイミング制御手段は、前記照明手段の駆動開始タイミングと、前記雑音除去手段の駆動停止タイミングとが同時となるよう制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0022】

本発明にかかるカプセル型内視鏡およびカプセル型内視鏡システムは、雑音除去手段の駆動タイミングを撮像手段の出力動作の完了後であって、照明光の照射開始前の期間に駆動させるタイミング制御手段を備えることとしたため、電気信号の出力動作および入射光に起因した電気信号の生成に悪影響を及ぼすことなく、暗電流に起因した雑音成分の除去を行うことができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、この発明を実施するための最良の形態（以下、単に「実施の形態」と称する）であるカプセル型内視鏡システムについて説明する。なお、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。

【0024】

図1は、本実施の形態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。本実施の形態にかかるカプセル型内視鏡システムは、被検体1の内部に導入されて被検体内画像の撮像を行い、撮像したデータを外部に対して無線送信するカプセル型内視鏡2と、カプセル型内視鏡2の被検体1内部における位置の検出を行う受信装置3と、受信装置3によって受信された画像データの内容を表示する表示装置4と、受信装置3と表示装置4との間の情報の受け渡しを行うための携帯型記録媒体5とを備える。

【0025】

表示装置4は、カプセル型内視鏡2によって撮像された被検体内画像を表示するためのものであり、携帯型記録媒体5を介して得られるデータに基づいて画像表示を行うワークステーション等のような構成を有する。具体的には、表示装置4は、CRTディスプレイ、液晶ディスプレイ等によって直接画像を表示する構成としても良いし、プリンタ等のように、他の媒体に画像を出力する構成としても良い。

【0026】

携帯型記録媒体5は、後述する外部装置8および表示装置4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および記録が可能な構成を有する。具体的には、携帯型記録媒体5は、カプセル型内視鏡2が被検体1の内部を移動している間は外部装置8に挿着されてカプセル型内視鏡2の位置に関する情報を記録する。そして、カプセル型内視鏡2が被検体1から排出された後に、外部装置8から取り出されて表示装置4に装着され、記録したデータが表示装置4によって読み出される構成を有する。外部装置8と表示装置4との間のデータの受け渡しをコンパクトフラッシュ（登録商標）メモリ等の携帯型記録媒体5によって行うことで、外部装置8と表示装置4との間が有線接続された場合と異なり、カプセル型内視鏡2が被検体1内部を移動中であっても、被検体1が自由に行動することが可能となる。

【0027】

受信装置3は、カプセル型内視鏡2から無線送信された画像データを受信し、必要に応じて所定の処理を施した上で画像データを携帯型記録媒体5に記録するためのものである。具体的には、受信装置3は、受信用アンテナ7a～7hと外部装置8とによって構成され、受信用アンテナ7a～7hのいずれかを介してカプセル型内視鏡2から送信された無

10

20

30

40

50

線信号を受信すると共に、無線信号の中から画像データを抽出する等の処理を行った上で携帯型記録媒体5に対して画像データを出力する機能を有する。

【0028】

次に、カプセル型内視鏡2について説明する。カプセル型内視鏡2は、図1に示すカプセル形状の外形を備え、所定の構成要素をかかるとしてカプセル内に備えることによって形成されている。なお、カプセル型内視鏡2を構成するカプセルの形状としては、例えば回転楕円体状のものが考えられるが、本実施の形態においては、カプセルの形状を特に限定して考える必要はなく、被検体1にとって飲み込みやすい形状であれば任意の形状を用いることとして良い。

【0029】

図2は、カプセル型内視鏡2の内部構成を示すブロック図である。カプセル型内視鏡2は、被検体内画像の撮像等を行うための第1の機構と、撮像時における照明光の強度を調整するための第2の機構と、カプセル型内視鏡2に備わる各構成要素の駆動タイミングを規定するための第3の機構とを備える。以下、各機構の構成等についてそれぞれ説明する。

【0030】

図2に示すように、本実施の形態におけるカプセル型内視鏡2は、第1の機構として、被検体内画像を撮像し、外部に送信するための機構を有する。すなわち、カプセル型内視鏡2は、被検体1の内部に所定の照明光を照射するための照明部11と、照明部11から出力された照明光の反射光を入射し、入射光の強度に対応したアナログ電気信号を出力する撮像部12と、撮像部12から出力されたアナログ電気信号をデジタル電気信号に変換するA/D変換部13と、A/D変換部13から出力されるデジタル電気信号に対して必要な処理を施し、外部に無線送信するための無線送信部15とを備える。

【0031】

照明部11は、被検体1内部を照射する照明光を出力するためのものであり、かかる照明光を出力することにより、撮像部12による被検体内画像の撮像を可能にしている。照明部11は、具体的には、例えばLED等の発光機構および発光機構の駆動制御回路によって形成され、後述するタイミング制御部20によって与えられるタイミングで発光動作を行う機能を有する。

【0032】

撮像部12は、被検体1内部の画像を撮像するためのものである。具体的には、撮像部12は、入射光を結像するための光学系と、光学系によって結像された入射光の強度に応じた電気信号を出力することによって、被検体1内部の画像を撮像する機能を有する。

【0033】

図3は、撮像部12を構成する撮像素子の一例として、いわゆるインターライン方式のCCD素子によって構成される固体撮像素子24の構造を示す模式図である。図3に示す固体撮像素子24は、行列状に配置された複数の光電変換素子25と、光電変換素子25によって形成される行列の列方向に延伸し、行数に対応して複数配置されたトランスファーマゲート26および垂直シフトレジスタ27と、垂直シフトレジスタ27の電荷出力方向下流に配置され、行方向に延伸した構成を有する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電圧信号に変換する電圧変換部29と、電圧変換部29から出力された電圧信号を増幅する増幅部30とを備える。なお、固体撮像素子24において、光電変換素子25によって構成される行列の行数および列数は、図3に示したものに限定して解釈する必要はなく、実際には撮像画像の画素数に応じて定められるものである。

【0034】

光電変換素子25は、入射光の強度に応じた電気信号を生成するためのものである。光電変換素子25は、例えばフォトダイオードによって構成されており、入射光に応じた電荷を蓄積する機能を有する。

【0035】

10

20

30

40

50

トランスファーゲート 26 は、光電変換素子 25 から垂直シフトレジスタ 27 に対する電荷の移動を制御するためのものである。具体的には、トランスファーゲート 26 は、電極（図示省略）によって印加される電位に応じたポテンシャルを有するよう構成されており、かかるポテンシャルの値を変化することによって、光電変換素子 25 によって得られた電荷が垂直シフトレジスタ 27 側に移動する。

【0036】

垂直シフトレジスタ 27 は、光電変換素子 25 から出力された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 27 は、行数に応じて配置された井戸型ポテンシャル 31 および井戸型ポテンシャル 31 のポテンシャルを制御するための電極（図示省略）によって構成され、井戸型ポテンシャル 31 のポテンシャルを順次変化させることによって、光電変換素子 25 から移動された電荷を列方向に移動させて水平シフトレジスタ 28 に出力する機能を有する。

10

【0037】

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、光電変換素子 25 によって形成される行列の列数に対応した井戸型ポテンシャル 32 を備えた構成を有し、かかる井戸型ポテンシャル 32 のポテンシャルを順次制御することによって、電荷を電圧変換部 29 に対して順次出力する機能を有する。

【0038】

無線送信部 15 は、撮像部 12 によって撮像され、A/D変換部 13 によってデジタル信号に変換された画像データを無線送信するためのものである。無線送信部 15 は、具体的には、例えば画像データに対して必要に応じて変調処理等を施すことによって無線信号を生成する送信回路と、生成された無線信号を外部に送信するための送信用アンテナとによって構成される。

20

【0039】

また、カプセル型内視鏡 2 は、第 2 の機構として、照明部 11 による発光量を調整する機構を有する。具体的には、カプセル型内視鏡 2 は、A/D変換部 13 から出力されたデジタル信号に基づいて、撮像部 12 によって撮像された画像の画像輝度を導出する画像輝度導出部 16 と、所定の基準輝度に関する情報を取得する基準輝度情報保持部 17 と、画像輝度と基準輝度とを比較する比較部 18 と、比較部 18 による比較結果に基づいて、照明部 11 における発光量を調整する発光量調整部 19 とを備える。

30

【0040】

画像輝度導出部 16 は、撮像部 12 によって撮像された画像の画像輝度を導出するためのものである。すなわち、画像輝度導出部 16 は、撮像された画像データを構成する各画素の輝度値を積算すると共に、積算結果を画素数で除算することによって、単一画素の平均的な輝度を導出する機能を有する。かかる機能を実現するため、画像輝度導出部 16 は、例えば検波回路を備えた構成を有する。

【0041】

基準輝度情報保持部 17 は、あらかじめ定めた基準輝度に関する情報を保持するためのものである。具体的には、基準輝度情報保持部 17 は、例えば表示装置 4 における表示能力に対応すると共に使用者にとって画像内容が容易に視認可能な輝度を基準輝度として定めると共に、かかる基準輝度に対応した情報を保持する機能を有する。本実施の形態では、基準輝度情報保持部 17 は、基準輝度情報として基準輝度に対応した電圧値を保持することとし、具体的には、基準輝度に対応した電圧値を出力する定電圧源を備えて構成されることとする。

40

【0042】

比較部 18 は、画像輝度導出部 16 によって導出される画像輝度と、基準輝度情報保持部 17 によって保持された基準輝度とを比較し、比較結果を発光量調整部 19 に対して出力するためのものである。なお、比較部 18 によって出力される比較結果としては、画像輝度と基準輝度との間の相関関係に応じたものであれば任意のものとして良いが、本実施

50

の形態においては、比較部 18 によって導出される比較結果として、単純に画像輝度と基準輝度との間の大小関係を出力することとする。

【0043】

発光量調整部 19 は、比較部 18 によって得られた比較結果に基づいて、照明部 11 から出力される照明光の光量を調整するためのものである。具体的には、発光量調整部 19 は、比較部 18 によって導出された比較結果に基づき照明部 11 から出力される照明光の出力時間を変化させ、変化した出力時間に関する情報をタイミング制御部 20 に対して出力する機能を有する。

【0044】

なお、発光量の調整態様としては、照明光の出力時間のみならず、例えば照明部 11 を構成する LED に対する注入電流値の調整等も挙げられ、これらの手法によって発光量を調整することとしても良い。しかしながら、本実施の形態においては、消費電力増加の抑制および制御アルゴリズムの簡易化の観点より、照明部 11 に備わる LED 等の発光素子の発光輝度については変化させず、発光時間を変化させることによって発光量を調整することとしている。また、発光量調整部 19 による照明光の出力時間の導出は、基準輝度と画像輝度との間の差が減少するように出力時間を調整するものであれば任意のアルゴリズムを用いることが可能である。しかしながら、本実施の形態では、簡易な構成を実現する等の理由により、比較部 18 が単に大小関係を出力する構成に対応して、画像輝度が基準輝度を上回る場合には一律に所定時間量だけ照明光の出力時間を減少させ、画像輝度が基準輝度を下回る場合には一律に所定時間量だけ照明光の出力時間を増加させることとする。

【0045】

さらに、カプセル型内視鏡 2 は、第 3 の機構として、各構成要素の駆動タイミングを規定する機構を有する。具体的には、カプセル型内視鏡 2 は、各構成要素の動作タイミングを制御するタイミング制御部 20 と、タイミング制御部 20 の制御に基づいて、撮像部 12 および A/D 変換部 13 に対して駆動タイミング等を供給するタイミングジェネレータ 21 とを備える。また、カプセル型内視鏡 2 は、上記した各構成要素に対して駆動電力を供給するための蓄電池 22 を備える。

【0046】

タイミングジェネレータ 21 は、撮像部 12 および A/D 変換部 13 に対して駆動タイミングを供給すると共に、撮像部 12 に蓄積された、暗電流に起因する雑音成分を除去するためのシャッターパルス（リセットパルス）を出力するためのものである。具体的には、タイミングジェネレータ 21 は、タイミング制御部 20 からの指示に基づいて、撮像部 12 および A/D 変換部 13 の駆動タイミングを供給すると共に、撮像部 12 に対してシャッターパルスを供給する機能を有する。

【0047】

雑音成分の除去について簡単に説明する。従来技術においても述べたように、光電変換素子 25 を用いて撮像部 12 を備えた構成の場合には、照明部 11 から照明光が照射されていない、すなわち、固体撮像素子 24 に対して光が入射しない期間においても、暗電流に起因した電荷が蓄積されることとなる。かかる電荷が残存することによって、撮像動作を経て行列状に配置された光電変換素子 25 から外部に出力される電荷には入射光と無関係な暗電流に起因した成分が含まれることとなり、画像品位の低下の原因となる。

【0048】

このため、本実施の形態では、後に詳細に説明するように照明部 11 による照明光の出力動作を行う前に、暗電流に起因し、雑音成分として機能する電荷を除去することとしている。具体的には、タイミングジェネレータ 21 によって、撮像部 12 に対してシャッターパルス（リセットパルス）が供給される。かかるシャッターパルスが供給されることによって、例えば光電変換素子 25 全体に対して所定の電位が供給され、暗電流に起因して蓄積されていた電荷が放出されることとなる。この意味で、本実施の形態においてタイミングジェネレータ 21 は、雑音除去手段として機能することとなり、タイミングジェネレータ 21 は、タイミング制御部 20 からの指示によって所定のタイミングでシャッターパ

10

20

30

40

50

ルスを撮像部 1 2 に対して供給し、雑音成分を除去することとしている。

【 0 0 4 9 】

次に、タイミング制御部 2 0 について説明する。タイミング制御部 2 0 は、発光量調整部 1 9 からの出力に基づいて、照明部 1 1、撮像部 1 2、A / D 変換部 1 3 および画像輝度導出部 1 6 等の動作タイミングを規定するためのものである。具体的には、これらの構成要素はタイミング制御部 2 0 から出力されるパルスまたはタイミング制御部 2 0 の制御に基づいてタイミングジェネレータ 2 1 から出力されるパルスに従って駆動する構成を有することとしている。本実施の形態においては、タイミング制御部 2 0 は、かかるパルスの立ち上がり時および立ち下がり時を制御することによって、上記構成要素の動作タイミングを制御している。

10

【 0 0 5 0 】

図 4 は、タイミング制御部 2 0 によって制御されるパルスの供給タイミングを示すタイミングチャートである。まず、タイミング制御部 2 0 の制御に基づいて、撮像動作の開始、具体的には光電変換素子 2 5 に蓄積された電荷を垂直シフトレジスタ 2 7 および水平シフトレジスタ 2 8 によって出力する動作の開始タイミングを規定する開始パルスが生成される。かかる開始パルスの供給間隔によって、図 4 にも示すように、1 画像の取得に要する撮像期間 T が規定されている。開始パルスが供給されることによって、固体撮像素子 2 4 は、光電変換素子 2 5 に蓄積された電荷を垂直シフトレジスタ 2 7 に移動させると共に、垂直シフトレジスタ 2 7 および水平シフトレジスタ 2 8 等の作用により撮像画像に対応したアナログ電気信号が出力され、かかる出力タイミングと同期して A / D 変換部 1 3 の

20

【 0 0 5 1 】

また、撮像期間の後半において、例えば次の撮像期間の開始を規定する開始パルスが供給される直前において、照明部 1 1 の駆動タイミングを規定する照明部駆動パルスが供給される。ここで、本実施の形態における照明部駆動パルスは、立ち上がり時に照明部 1 1 の駆動開始タイミングを規定し、立ち下がり時に照明部 1 1 の駆動停止タイミングを規定する。照明部 1 1 はかかる照明部駆動パルスに従って動作し、図 4 に示す例では、開始パルスが供給される直前、すなわち固体撮像素子 2 4 における電荷の移送が開始される直前に、照明部 1 1 は照明光を出力する。

30

【 0 0 5 2 】

さらに、撮像期間の後半において、シャッターパルスが供給される。シャッターパルスは、少なくとも同一の撮像期間における撮像部のデータ出力動作完了後であって、照明部 1 1 の駆動が開始される前に供給されており、図 4 に示す例では、照明部駆動パルスの立ち上がりと同時に立ち下がるようにシャッターパルスの供給タイミングは制御されている。

【 0 0 5 3 】

次に、発光量調整部 1 9 による発光量調整動作と、発光量調整部 1 9 からの出力に基づいて、タイミング制御部 2 0 によって行われるパルス供給タイミングの変動制御について説明する。タイミング制御部 2 0 は、基本的には図 4 に示す態様のパルスを供給するための制御を行う一方で、発光量調整部 1 9 からの出力値に応じて各パルスの供給タイミングを変動させる機能をも有する。すなわち、発光量調整部 1 9 は、既に説明したように、照明部 1 1 から出力される照明光の出力時間を変化させることによって発光量を調整する機構を有する。このため、発光量調整部 1 9 によって調整された発光量の照明光を出力するためには、照明部駆動パルスの時間幅を増加させる必要があると共に、図 4 に示す他のパルスの供給タイミングについても変化させる必要がある。従って、タイミング制御部 2 0 は、発光量調整部 1 9 からの出力に基づいて、これらのパルスの供給タイミング変動についても制御している。

40

【 0 0 5 4 】

図 5 は、発光量調整部 1 9 によって行われる発光量調整動作と、発光量調整動作に引き

50

続いてタイミング制御部 20 によって行われるパルス供給タイミングの変動制御について示すフローチャートである。図 5 に示すように、まず、発光量調整部 19 は、比較部 18 によって導出された比較結果を入力し（ステップ S 101）、比較結果に基づき画像輝度と基準輝度との大小関係を判定する（ステップ S 102）。画像輝度が基準輝度を上回る場合には（ステップ S 102, $I_r > I_s$ ）、表示部駆動パルスの時間幅 t を $t - t$ に変化させる（ステップ S 103）。また、画像輝度が基準輝度を下回る場合には（ステップ S 102, $I_r < I_s$ ）、表示部駆動パルスの時間幅 t を $t + t$ に変化させる（ステップ S 104）。さらに、画像輝度と基準輝度とが等しい場合には（ステップ S 102, $I_r = I_s$ ）、表示部駆動パルスの時間幅 t の値を維持する（ステップ S 105）。そして、ステップ S 103、S 104、S 105 のそれぞれのステップにおいて定められた表示駆動パルスの時間幅の値をタイミング制御部 20 に対して出力する（ステップ S 106）。

10

【0055】

次に、タイミング制御部 20 の動作について説明する。まず、タイミング制御部 20 は、発光量調整部 19 から出力された表示駆動パルスの時間幅の具体的な値を入力する（ステップ S 107）。そして、把握した時間幅となるよう、表示駆動パルスの立ち下げ時を固定しつつ、立ち上げ時を変化させる（ステップ S 108）。その後、表示駆動パルスの立ち上げ時の変化にあわせて、表示駆動パルスの立ち上がり時と立ち下がり時とが一致するように、シャッターパルスの立ち上がりタイミングおよび立ち下がり時を変化させる（ステップ S 109）。以上の動作によって、照明部 11 の照明光出力期間の変動に伴う各動作パルスのタイミングが調整され、各構成要素に対して伝達され、タイミング制御部 20 の動作が完了する。

20

【0056】

ステップ S 108、S 109 における動作について簡単に説明する。図 6 は、ステップ S 108、S 109 において行われるタイミング変動の内容を示す模式図である。既に述べたように、本実施の形態では、照明部 11 の駆動時間を調整することによって、照明部 11 によって出力される照明光の光量を変化させることとしている。このため、照明部駆動パルスの時間幅を変化させることとしているのであるが、具体的な変化の態様としては、パルスの立ち上がり時のみを変更する、パルスの立ち下がり時のみを変更する、立ち上がり時および立ち下がり時の双方を変更する 3 通りの変化態様が考えられる。

30

【0057】

かかる複数の態様の中で、本実施の形態ではステップ S 108 において、図 6 に示すように、照明部駆動パルスの立ち下がり時を変化すること無く、立ち上がり時のみを変更することによってパルスの時間幅を調整することとしている。タイミング制御部 20 がかかる制御動作を行うことによって、開始パルス、撮像部出力タイミングが供給されるタイミングは、照明部駆動パルスの時間幅の変化にかかわらず、一定のタイミングに維持されることとなる。

【0058】

また、ステップ S 109 における制御動作によって、シャッターパルスの立ち上がり時および立ち下がり時は、図 6 に示すように変化する。すなわち、ステップ S 108 において変化した照明部駆動パルスの立ち上がり時にあわせてシャッターパルスの立ち下がり時が変化して照明部駆動パルスの立ち上がり時とシャッターパルスの立ち下がり時とが一致した状態を維持すると共に、立ち下がり時の変化に対応して立ち上がり時も変化している。なお、本実施の形態では、シャッターパルスの時間幅は、照明部駆動パルスの時間幅の変化にかかわらず一定値に維持されることとし、このため、シャッターパルスの立ち下がり時および立ち上がり時は、照明部駆動パルスの立ち上がり時の変化量と等しい量だけ時間変化することとなる。

40

【0059】

次に、本実施の形態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 において、

50

暗電流に起因して蓄積された電荷を除去する構成を採用している。かかる構成とすることによって、暗電流に起因した雑音成分が撮像画像データ中に混入することを防止することが可能である。

【0060】

なお、かかる暗電流の除去を行うタイミング（すなわち、シャッターパルスを供給するタイミング）として、本実施の形態では、少なくとも単一の撮像期間内において撮像部の出力が完了した後であって、照明部駆動パルスが供給される前としている。かかるタイミングとした理由は以下の通りである。すなわち、照明部駆動パルスが供給された後にシャッターパルスを供給した場合には、光電変換素子25によって入射光に対応して生成された電荷についてもあわせてキャンセルされることとなり、高品位の画像データの取得の観点からは妥当ではない。このため、本実施の形態においては、照明部駆動パルスが供給される前にシャッターパルスを供給することとし、かかるタイミングでシャッターパルスを供給することによって、入射光に対応した電荷に悪影響を及ぼすことなく雑音成分の除去を可能としている。

10

【0061】

また、シャッターパルスは、高強度のパルス信号によって構成されるのが通常である。このため、固体撮像素子24に備わる垂直シフトレジスタ27および水平シフトレジスタ28によって電荷を移送している、すなわち撮像部12からアナログ電気信号を出力している際にシャッターパルスを供給した場合には、電荷の移送に悪影響を及ぼすおそれがある。従って、本実施の形態においては、撮像部12からのアナログ電気信号の出力が完了した後にシャッターパルスを供給することとし、かかるタイミングでシャッターパルスを供給することによって、電荷の移送に悪影響を及ぼすことなく雑音成分の除去を可能としている。

20

【0062】

また、本実施の形態では、シャッターパルスの供給タイミングを照明部駆動パルスの供給の直前、より好ましくは図4、図6の例に示すように照明部駆動パルスの立ち上がり時にシャッターパルスの立ち下がり時が一致するよう制御している。かかる構成とすることにより、本実施の形態にかかるカプセル型内視鏡システムは、暗電流に起因した雑音成分の除去をより確実にを行うことが可能であるという利点を有する。すなわち、暗電流に起因した電荷は、撮像期間全般に渡って徐々に蓄積されるものであることから、一度シャッターパルスを供給して雑音成分を除去しても、その後再び暗電流に起因した雑音成分の蓄積が行われることとなる。従って、本実施の形態では、シャッターパルスの除去を被検体内画像に対応した光が光電変換素子25に入射するタイミング（すなわち、照明部駆動パルスが供給されるタイミング）の直前、より好ましくは照明部駆動パルスが立ち上がる時点に、シャッターパルスが立ち下がる構成とし、かかる構成により、より確実な雑音成分が除去できるという利点を享受している。

30

【0063】

さらに、本実施の形態では、実際に撮像された画像の輝度である画像輝度と、表示装置4の表示特性等によって定まる所定の基準輝度との比較結果に基づいて照明部11から出力される照明光の出力時間を変化させる構成を有する。従って、本実施の形態におけるカプセル型内視鏡2は、基準輝度と近似した輝度を有する高品位な画像データを取得することが可能であるという利点を有する。

40

【0064】

特に、本実施の形態では、比較部18は画像輝度と基準輝度との間の大小関係のみを導出することとしている。発光量調整部19が用いる比較結果として、画像輝度と基準輝度との間の大小関係のみを導出することとしたため、比較部18は、いわゆるオペアンプと抵抗素子等を用いた比較器によって構成することが可能である。かかる比較器は構成が簡易であると共に消費電力も低い値に抑制されることから、カプセル型内視鏡2に内蔵する構成としても、カプセル型内視鏡2の大型化および消費電力の増加といった問題を回避することが可能である。

50

【 0 0 6 5 】

また、発光量調整部 19 は、比較部 18 で得られた大小関係に基づいて、照明光の出力時間を、あらかじめ定めた時間（図 5 のフローチャートにおける t ）だけ変化させる構成を採用している。すなわち、発光量調整部 19 は、図 5 のフローチャートにも示したように、画像輝度が基準輝度を上回る場合には照明光の出力時間を t だけ減じ、画像輝度が基準輝度を下回る場合には照明光の出力時間を t だけ増やすよう機能している。かかる構成を採用することによって、発光量調整部 19 における演算量を低減することが可能であると共に、発光量調整部 19 を実現するための電子回路等の構成を単純化することが可能である。従って、発光量調整部 19 についても小型かつ低消費電力の構成を採用することが可能である。

10

【 0 0 6 6 】

なお、被検体 1 内部に導入されて被検体内画像を撮像するカプセル型内視鏡 2 の場合には、上記のメカニズムによって発光量の調整を行った場合でも、充分実用に耐えるものとなる。すなわち、被検体 1 内部における入射光量の変化は、例えば室内から室外に移動した際のようなダイナミックなものではなく、連続的かつ緩やかな変化となるのが通常である。このため、上記したような簡易な構成であっても、入射光量の変化に対応した発光量の導出について、実用上問題ない程度に行うことが可能である。

【 0 0 6 7 】

さらに、本実施の形態では、タイミング制御部 20 についても簡易な構成とすることが可能である。すなわち、図 4 および図 6 に示したように、開始パルスの供給タイミングは一定の周期に維持されると共に、照明部駆動パルスの立ち下がり時は、開始パルスの立ち上がり時と一致するよう規定されている。さらに、タイミング制御部 20 は、照明部駆動パルスの時間幅が変動した場合であっても、照明部駆動パルスの立ち上がり時とシャッターパルスの立ち下がり時とが一致した状態を維持しつつ照明部駆動パルスの立ち上がり時を変化させている。

20

【 0 0 6 8 】

このため、本実施の形態では、発光量調整部 19 からの出力値に基づくタイミング制御部 20 の動的制御としては、照明部駆動パルスの立ち上がり時の変更のみを行うことで充分である。すなわち、開始パルスの供給タイミングは常に一定としており、発光量調整部 19 からの出力値とは無関係に制御されている。また、例えば、シャッターパルスの供給制御に関して、あらかじめ、パルスの時間幅を一定の値に設定し、かつシャッターパルスの立ち下がり時を照明部駆動パルスの立ち上がり時と一致させることとあらかじめ設定しておく。かかる設定条件の下で動的制御を行った場合には、タイミング制御部 20 は、照明部駆動パルスの立ち上がり時の変更のみにより、他のあらゆる駆動パルスの立ち上がり時および立ち下がり時を制御することが可能となる。従って、本実施の形態におけるカプセル型内視鏡 2 では、上記した利点を教示するためのタイミング制御部 20 の制御動作を簡易なアルゴリズムによって行うことが可能であり、この結果、簡易な構成かつ低消費電力のタイミング制御部 20 を用いることが可能であるという利点を有する。

30

【 0 0 6 9 】

以上、実施の形態を用いて本発明を説明してきたが、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、タイミングジェネレータ 21 がシャッターパルスを供給することによって雑音成分を除去する以外の構成によって雑音成分を除去することとしても良い。また、図 5 に示すフローチャートでは、照明部駆動パルスの時間幅について、画像輝度と基準輝度とが一致した場合のみ変化させないこととしたが、例えば、比較部 18 の構成を工夫することにより、いずれか一方の輝度が大きい場合であっても、輝度差が所定の閾値以下の場合には照明部駆動パルスの時間幅を変化させないこととしても良い。

40

【 0 0 7 0 】

さらに、実施の形態では、撮像部 12 を構成する固体撮像素子としては、図 3 にも示したように CCD を用いることとしたが、かかる構成に限定して解釈する必要はなく、例え

50

ばCMOSを用いることとしても良い。すなわち、暗電流に起因した雑音成分が顕在化するような撮像素子であれば、任意のものを用いてカプセル型内視鏡を構成することとして良い。なお、撮像部にCMOSを用いた場合には、A/D変換部13の代わりにサンプルホールド回路を用いることが好ましい。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】実施の形態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】カプセル型内視鏡システムに備わるカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図3】カプセル型内視鏡に備わる撮像部を構成する固体撮像素子の一例の構造を示す模式図である。 10

【図4】カプセル型内視鏡に備わるタイミング制御部によって制御されるパルスの供給タイミングを示すタイミングチャートである。

【図5】カプセル型内視鏡に備わる発光量調整部およびタイミング制御部の動作を説明するためのフローチャートである。

【図6】タイミング制御部の動作を説明するための模式図である

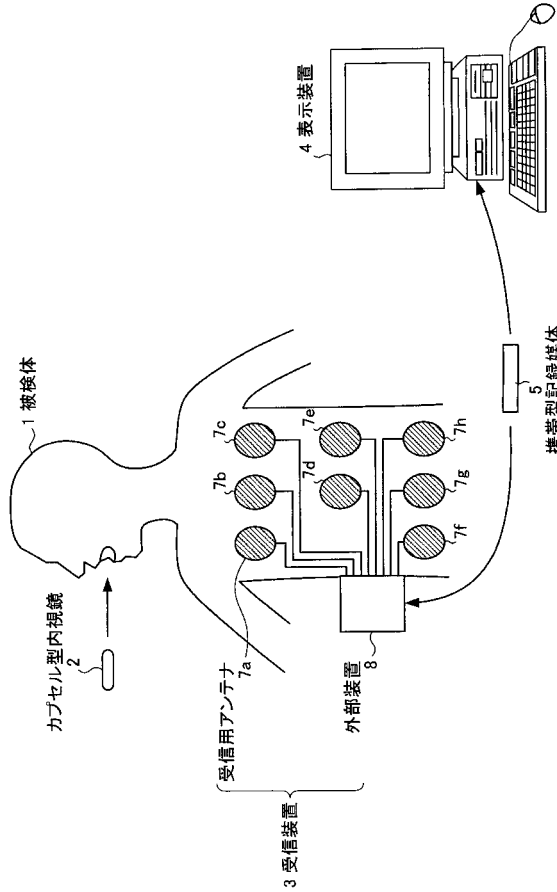
【図7】暗電流の温度依存性について模式的に示すグラフである。

【符号の説明】

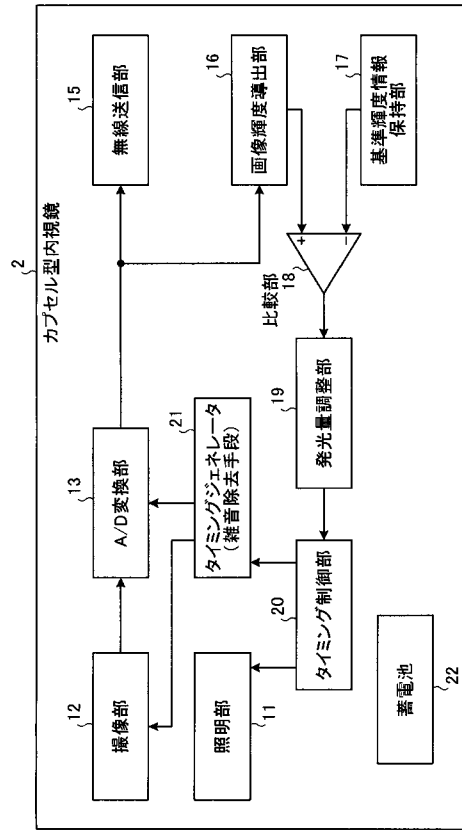
【0072】

- | | | |
|-------|-------------|----|
| 1 | 被検体 | 20 |
| 2 | カプセル型内視鏡 | |
| 3 | 受信装置 | |
| 4 | 表示装置 | |
| 5 | 携帯型記録媒体 | |
| 7 | 受信用アンテナ | |
| 8 | 外部装置 | |
| 11 | 照明部 | |
| 12 | 撮像部 | |
| 13 | A/D変換部 | |
| 15 | 無線送信部 | 30 |
| 16 | 画像輝度導出部 | |
| 17 | 基準輝度情報保持部 | |
| 18 | 比較部 | |
| 19 | 発光量調整部 | |
| 20 | タイミング制御部 | |
| 21 | タイミングジェネレータ | |
| 22 | 蓄電池 | |
| 24 | 固体撮像素子 | |
| 25 | 光電変換素子 | |
| 26 | トランスファージェート | 40 |
| 27 | 垂直シフトレジスタ | |
| 28 | 水平シフトレジスタ | |
| 29 | 電圧変換部 | |
| 30 | 増幅部 | |
| 31、32 | 井戸型ポテンシャル | |

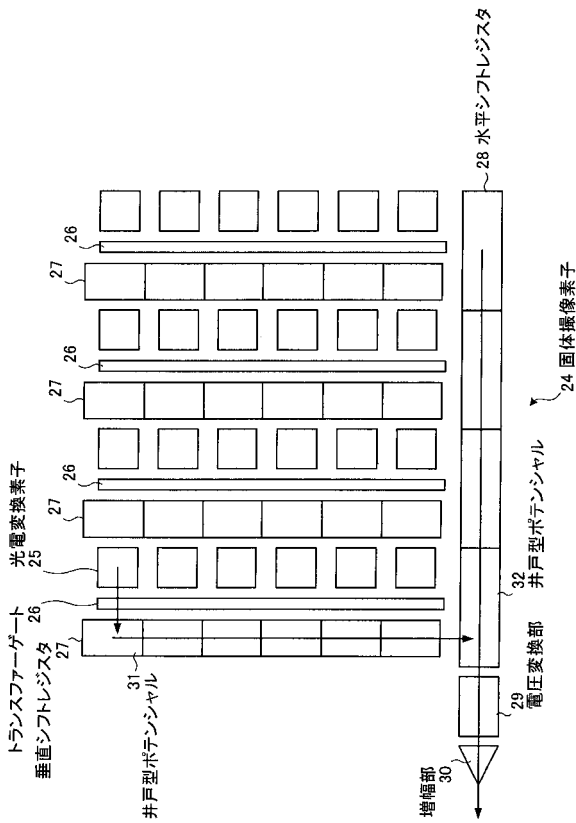
【図1】



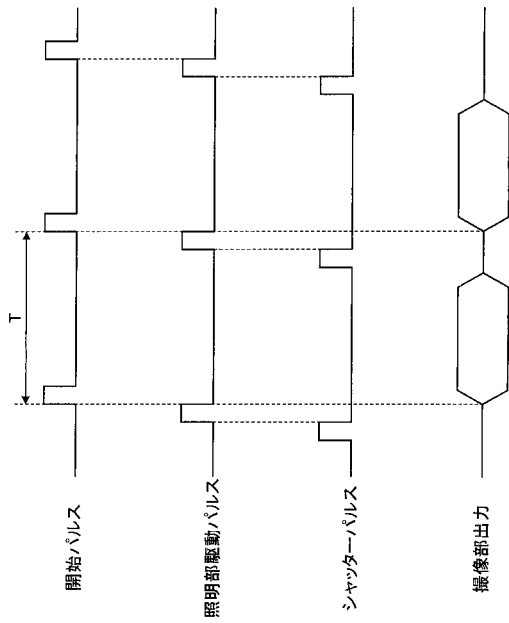
【図2】



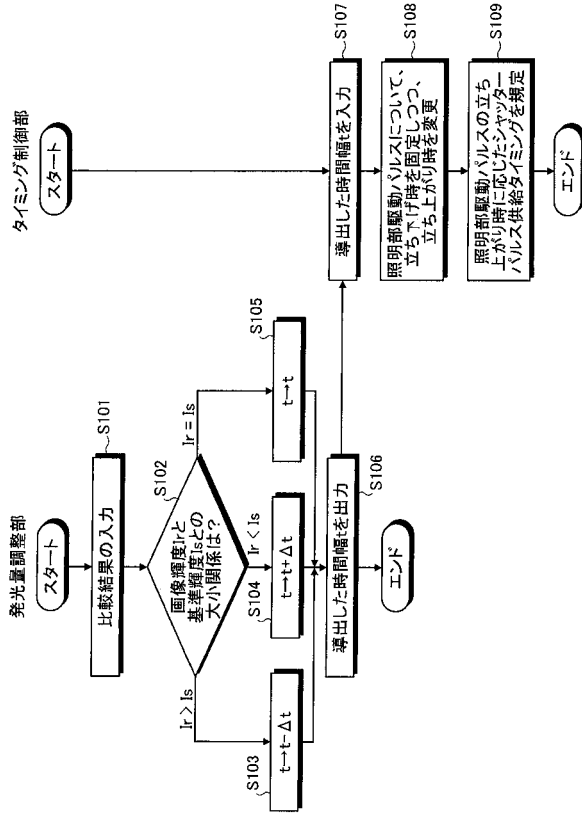
【図3】



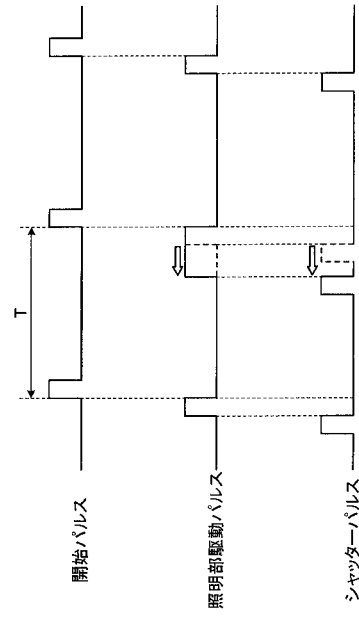
【図4】



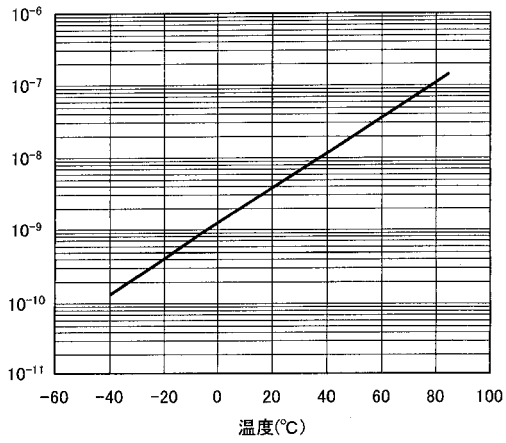
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第02/080376(WO,A1)
特開2001-340324(JP,A)
特開平11-253397(JP,A)
国際公開第03/009739(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

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	JP4555604B2	公开(公告)日	2010-10-06
申请号	JP2004139890	申请日	2004-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	本多武道		
发明人	本多 武道		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/04 A61B5/0031		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/04 A61B1/045.611 A61B1/045.630 A61B1/06.611 A61B1/06.613 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/GG11 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/QQ06 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/SS05 4C061/SS18 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/YY02 4C061/YY12 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG11 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ06 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/SS18 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/YY02 4C161/YY12		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2005319096A JP2005319096A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够获得高质量图像的胶囊型内窥镜。解决方案：胶囊型内窥镜2包括用于输出照明光的照明部分11，用于对对象内部成像的成像部分12，用于导出拍摄图像的亮度的图像亮度导出部分16，参考亮度信息用于存储参考亮度的保持部分17，用于比较图像的亮度和参考亮度的比较部分18，用于基于比较结果调整来自照明部分11的光发射量的发射量调节部分19定时控制部分20，用于控制驱动每个元件元件的定时，以及定时发生器21，用作噪声消除装置等。定时控制部分20控制定时，以在完成之后作为噪声消除装置操作。从成像部分12输出电信号直到从照明部分11输出照明光的开始从发光部分11发出的光发射量的变化，消除了暗电流引起的噪声分量，而不会对其他操作产生不利影响。

图 1

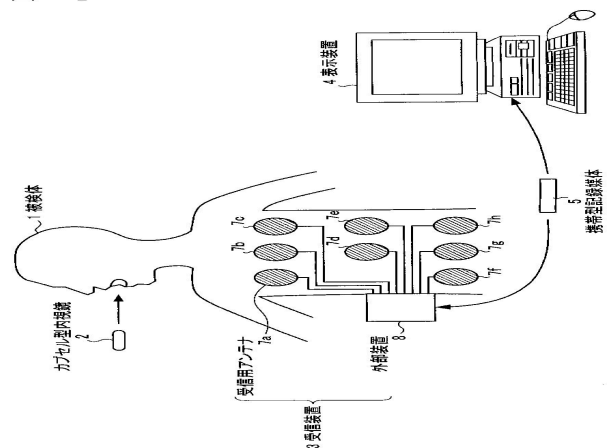


图 3