

(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2010-233692

(P2010-233692A)

(43) 公開日 平成22年10月21日(2010.10.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2009-83211 (P2009-83211)
 (22) 出願日 平成21年3月30日 (2009. 3. 30)

(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4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 吉沢 深
 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
 Fターム(参考) 4C038 VC05
 4C061 AA01 AA04 BB01 QQ06 RR03
 UU06

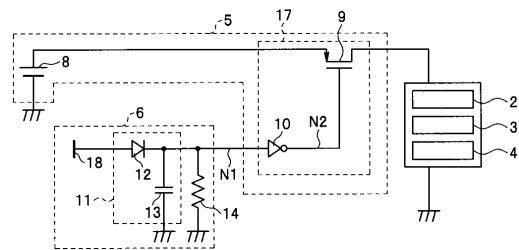
(54) 【発明の名称】 生体内観察システム、該生体内観察システムの駆動方法

(57) 【要約】

【課題】外部から体内観察装置の起動、停止を容易に制御することができ、観察又は診断性の向上及びバッテリーの消耗を最小限に抑えることができる生体内観察システムを提供する。

【解決手段】照明部2及び撮像部3と、該照明部2及び撮像部3に駆動電力を供給する電池8及び該電池8から供給される駆動電力の供給、遮断を制御する制御部17を具備する電力供給部5とを含むカプセル型内視鏡と、カプセル型内視鏡の外部に配置され、カプセル型内視鏡の起動または停止を行う制御信号発生装置と、を具備し、制御信号発生装置は、制御信号の発生部と、該制御信号を送信する制御信号送信電極とを備え、カプセル型内視鏡は、制御信号送信電極から送信された制御信号を受信する制御信号受信電極18と、該制御信号受信電極18を介して入力される制御信号を検知し、制御部17の電力供給、遮断動作を制御する制御信号検知部6を備えることを特徴とする。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも生体内の情報を取得する生体内情報取得部と、該生体内情報取得部に駆動電力を供給する電池及び該電池から供給される駆動電力の供給、遮断を制御する制御部を具備する電力供給部とを含む生体内観察装置と、

前記生体内観察装置の外部に配置され、該生体内観察装置の起動または停止を行う制御信号発生装置と、

を具備し、

前記制御信号発生装置は、前記生体内観察装置の起動または停止を行う制御信号の発生部と、該制御信号を送信する制御信号送信電極とを備え、

前記生体内観察装置は、前記制御信号送信電極から送信された前記制御信号を受信する制御信号受信電極と、該制御信号受信電極を介して入力される前記制御信号を検知し、前記制御部の電力供給、遮断動作を制御する制御信号検知部とを備えることを特徴とする生体内観察システム。

【請求項 2】

前記制御部は、前記電池から供給された前記駆動電力の供給開始及び停止を制御するスイッチング素子を具備していることを特徴とする請求項 1 に記載の生体内観察システム。

【請求項 3】

前記制御信号は、前記制御信号発生装置から発生された交流信号であり、

前記制御信号検知部は、前記交流信号を検知して、前記制御部の電力供給、遮断動作を制御することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の生体内観察システム。

【請求項 4】

前記制御信号検知部は、前記スイッチング素子の導通及び非導通を制御する制御信号を発生させることを特徴とする請求項 3 に記載の生体内観察システム。

【請求項 5】

前記制御信号検知部は、外部からの前記制御信号の周波数と等しい通過周波数を持つバンドパスフィルタを含むことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システム。

【請求項 6】

前記制御信号送信電極は、前記生体表面に直接貼り付ける、または絶縁材を介して貼り付けることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システム。

【請求項 7】

前記制御信号受信電極は、前記生体内観察装置の外表面に配置され、生体と直接接触可能となるよう、または絶縁材を介して接触可能となるよう構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システム。

【請求項 8】

前記生体内観察装置は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システム。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システムの駆動方法において、

前記制御信号発生装置から発せられた断続的な前記制御信号を構成する交流信号の前記生体内観察装置への印加により、前記制御部は、前記電池からの電力供給の開始あるいは停止の制御を行うことを特徴とする生体内観察システムの駆動方法。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システムの駆動方法において、

前記制御信号発生装置から発せられた前記制御信号を構成する交流信号が前記生体内観察装置へ印加されている期間のみ、前記制御部は、前記電池からの電力供給制御を行うことを特徴とする生体内観察システムの駆動方法。

【請求項 11】

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システムの駆動方法において、

前記制御部は、前記電池からの電力供給を制御するスイッチング素子を具備していることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システムの駆動方法。

10

20

30

40

50

前記制御信号発生装置から発せられる前記制御信号を構成する交流信号が前記生体内観察装置に印加される度に、前記制御部は、前記電池からの電力供給の開始あるいは停止の制御を繰り返して行うことを特徴とする生体内観察システムの駆動方法。

【請求項 1 2】

前記生体内観察装置は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 9 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の生体内観察システムの駆動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内観察装置と、該生体内観察装置の外部に配置された制御信号発生装置とを具備する生体内観察システム、該生体内観察システムの駆動方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、生体内を観察する装置として、例えば錠剤カプセル形状の筐体の内部に撮影ユニットや、照明光学系等を収納した超小型の内視鏡、所謂カプセル型内視鏡が開発されている。

【0003】

カプセル型内視鏡は、被検者によって嚥下される等の手段によって体腔内へ導入され、患部等を撮像し、その画像を体外に送信する。この送信された画像を体外で受信することにより、体腔内の観察や検査等を行い得るようになってきている。従って、従来の挿入部を有する内視鏡によっては観察や検査等を行うのが困難であった、例えば小腸等の臓器の観察や検査等をも比較的容易に行うことができるといった利点がある。

20

【0004】

また、カプセル型内視鏡の起動、停止の制御、具体的には撮像開始、停止の制御や照明開始、停止の制御等を、外部から非接触で行う方法として磁石を用いる方法が周知であり、特許文献 1 に開示されている。

【0005】

特許文献 1 においては、カプセル型内視鏡内に設けられたバッテリーからのカプセル型内視鏡内の各部材への電力供給をオン/オフする電源スイッチに、リードスイッチが用いられた構成が開示されている。

30

【0006】

特許文献 1 に開示されたカプセル型内視鏡内に設けられたリードスイッチは、磁界の有無によりオンオフのスイッチングが非接触で行われるよう構成されており、リードスイッチが磁界中に置かれると接点が開き、電力供給がオフするように構成されている。

【0007】

すなわち、カプセル型内視鏡が磁石を備えた梱包箱または収納ケースに収納されると、リードスイッチがオフ状態となり、カプセル型内視鏡内における電力の供給が遮断され、カプセル型内視鏡が停止状態となるとともに、カプセル型内視鏡が梱包箱または収納ケースから取り出されると、リードスイッチがオン状態となり、カプセル型内視鏡内における電力の供給が行われ、カプセル型内視鏡が起動状態となるように構成されている。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献 1 に開示されたカプセル型内視鏡においては、カプセル型内視鏡を収納ケース等から取り出すと、常にリードスイッチがオン状態となる、即ち、カプセル型内視鏡は起動し続けることから、カプセル型内視鏡は、常時起動され、バッテリーを無駄に消耗してしまう。

【0009】

そのため、被検者がカプセル型内視鏡を嚥下してから、本来観察したい所望の部位にカプセル型内視鏡が到達する前にバッテリーが消耗してしまい、観察できない場合もあり得る

50

ことから、この場合、再度、被検者にカプセル型内視鏡を嚥下してもらう必要があり、被検者にとって大変煩雑である。または、カプセル型内視鏡に、容量の大きなバッテリーを搭載する必要が生じ、カプセル型内視鏡が大型化してしまう。

【 0 0 1 0 】

このような事情に鑑み、経口後、磁石を被検者に近接させて、起動したカプセル型内視鏡を、所望の観察位置まで停止させる手法も考えられるが、この場合、体内に導入されたリードスイッチをオフさせるには、体外からカプセル型内視鏡にある値以上の強力な磁界を印加する必要があることから、被検者に近接させる装置に強力な永久磁石を設ける必要が生じるばかりか、永久磁石の磁極の向きをカプセル型内視鏡内のリードスイッチの向きに合わせる制御を行う必要があり、リードスイッチのオンオフ操作が複雑になってしまうといった問題があった。

10

【 0 0 1 1 】

尚、以上の問題は、カプセル型内視鏡に限らず、バッテリー及び磁界によりオンオフするリードスイッチが設けられた既知のpH測定用医療カプセルや、温度測定用医療カプセル等であっても同様である。即ち、これらの生体内観察装置に共通する問題である。

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記問題点に鑑みなされたもので、外部から生体内観察装置の起動、停止を容易に制御することができ、観察又は診断性の向上及びバッテリーの消耗を最小限に抑えることができる生体内観察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】

20

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するため本発明による生体内観察システムは、少なくとも生体内の情報を取得する生体内情報取得部と、該生体内情報取得部に駆動電力を供給する電池及び該電池から供給される駆動電力の供給、遮断を制御する制御部を具備する電力供給部とを含む生体内観察装置と、前記生体内観察装置の外部に配置され、該生体内観察装置の起動または停止を行う制御信号発生装置と、を具備し、前記制御信号発生装置は、前記生体内観察装置の起動または停止を行う制御信号の発生部と、該制御信号を送信する制御信号送信電極とを備え、前記生体内観察装置は、前記制御信号送信電極から送信された前記制御信号を受信する制御信号受信電極と、該制御信号受信電極を介して入力される前記制御信号を検知し、前記制御部の電力供給、遮断動作を制御する制御信号検知部とを備えることを特徴とする。

30

【 0 0 1 4 】

また、本発明による生体内観察システムの駆動方法は、請求項1～7のいずれか1項に記載の生体内観察システムの駆動方法において、前記制御信号発生装置から発せられた断続的な前記制御信号を構成する交流信号の前記生体内観察装置への印加により、前記制御部は、前記電池からの電力供給の開始あるいは停止の制御を行うことを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

さらに、本発明による生体内観察システムの駆動方法は、請求項1～7のいずれか1項に記載の生体内観察システムの駆動方法において、前記制御信号発生装置から発せられた前記制御信号を構成する交流信号が前記生体内観察装置へ印加されている期間のみ、前記制御部は、前記電池からの電力供給制御を行うことを特徴とする。

40

【 0 0 1 6 】

また、本発明による生体内観察システムの駆動方法は、請求項1～7のいずれか1項に記載の生体内観察システムの駆動方法において、前記制御信号発生装置から発せられる前記制御信号を構成する交流信号が前記生体内観察装置に印加される度に、前記制御部は、前記電池からの電力供給の開始あるいは停止の制御を繰り返して行うことを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

このような構成により、生体内観察装置の起動または停止を行うための制御信号を生体へ印加することにより、カプセル型内視鏡内の制御信号検知部にて該制御信号を検知し、生体内情報取得部等へ駆動電力の供給を制御する制御部の電力供給、遮断動作を制御する

50

ことができる。

【0018】

したがって、強力な永久磁石を必要とせずに、非常に簡単な方法によりカプセル型内視鏡の起動及び停止の制御を容易且つ自由に行えるため、バッテリーの消耗を防ぐとともに診断性の向上が期待できる。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、外部から生体内観察装置の起動、停止を容易に制御することができ、観察又は診断性の向上及びバッテリーの消耗を最小限に抑えることができる生体内観察システムを提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】第1実施の形態を示す生体内観察システムの構成の概略を示す図。

【図2】図1のカプセル型内視鏡の構成の概略を示す図。

【図3】図2のカプセル型内視鏡の電気回路の構成の概略を示す図。

【図4】(a)制御信号発生装置からの交流信号の発生状態を示すタイミングチャート、(b)カプセル型内視鏡の制御信号検知部の信号出力を示すタイミングチャート、(c)電力供給部のPチャンネル型FETのゲートに入力されるインバータの信号出力を示すタイミングチャート、(d)カプセル型内視鏡の電力供給状態を示すタイミングチャート。

【図5】図3のカプセル型内視鏡の制御信号検知部の電気回路の構成の変形例を概略的に示す図。

20

【図6】第2実施の形態を示す生体内観察システムのカプセル型内視鏡の電気回路の構成の変形例の概略を示す図。

【図7】(a)制御信号発生装置からの交流信号の発生状態を示すタイミングチャート、(b)カプセル型内視鏡の制御信号検知部の信号出力を示すタイミングチャート、(c)電力供給部のPチャンネル型FETのゲートに入力される分周回路の信号出力を示すタイミングチャート、(d)カプセル型内視鏡の電力供給状態を示すタイミングチャート。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

30

【0022】

尚、図面は模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、それぞれの部材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勿論である。

【0023】

また、以下の実施の形態においては、生体内観察装置は、カプセル型内視鏡を例に挙げて説明する。一般的なカプセル型内視鏡は照明部と撮像部と撮像部にて得られた画像データをワイヤレス伝送する無線伝送部とこれら部材に駆動電力を供給する電力供給部を備え、食道、胃、小腸、大腸などの臓器内側の様子を観察可能とするものである。

【0024】

(第1の実施の形態)

図1は、本実施の形態を示す生体内観察システムの構成の概略を示す図、図2は、図1のカプセル型内視鏡の構成の概略を示す図、図3は、図2のカプセル型内視鏡の電気回路の構成の概略を示す図である。

40

【0025】

また、図4(a)は、制御信号発生装置からの交流信号の発生状態を示すタイミングチャート、(b)は、カプセル型内視鏡の制御信号検知部の信号出力を示すタイミングチャート、(c)は、電力供給部のPチャンネル型FETのゲートに入力されるインバータの信号出力を示すタイミングチャート、(d)は、カプセル型内視鏡の電力供給状態を示すタイミングチャートである。

50

【 0 0 2 6 】

図 1 に示すように、生体内観察システム 1 0 0 は、カプセル型内視鏡 1 と、該カプセル型内視鏡 1 の外部に配置され、カプセル型内視鏡 1 の起動または停止を行う制御信号発生装置 7 とから主要部が構成されている。

【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 1 は、少なくとも生体内の情報を取得する生体内情報取得部である照明部 2 及び撮像部 3 と、無線伝送部 4 と、電力供給部 5 と、制御信号検知部 6 とを具備して主要部が構成されている。

【 0 0 2 8 】

照明部 2 は、カプセル型内視鏡 1 が起動状態となった後、観察部位を照明するものであり、また、撮像部 3 は、カプセル型内視鏡 1 が起動状態となった後、観察部位を撮像するものである。

【 0 0 2 9 】

無線伝送部 4 は、撮像部 3 によって撮像された生体情報である撮像信号を、生体外、例えば、図示しない受信装置に無線で伝送するものであり、電力供給部 5 は、照明部 2、撮像部 3、無線伝送部 4 に、駆動電力を供給するものである。

【 0 0 3 0 】

電力供給部 5 は、図 3 に示すように、バッテリーである電池 8 と、該電池 8 から供給される駆動電力の供給、遮断を制御する制御部 1 7 とから主要部が構成されている。

【 0 0 3 1 】

制御部 1 7 は、制御信号検知部 6 からの出力を反転するインバータ 1 0 と、ソースが電池 8 に、ゲートがインバータ 1 0 の出力に、ドレインが照明部 2、撮像部 3、無線伝送部 4 等の各回路に接続されたスイッチング素子である P チャネル型 F E T 9 とから主要部が構成されている。

【 0 0 3 2 】

尚、F E T 9 は、電池 8 から供給された駆動電力の供給開始及び停止を制御することから、制御部 1 7 は、電池 8 からのカプセル型内視鏡 1 内の各回路への電力供給の開始あるいは停止の制御を行うものである。

【 0 0 3 3 】

制御信号検知部 6 は、図 3 に示すように、制御信号受信電極 1 8 と、該制御信号受信電極 1 8 に接続されたダイオード 1 2 及び平滑用コンデンサ 1 3 からなる整流回路 1 1 と、平滑用コンデンサ 1 3 に並列に接続された抵抗 1 4 とから主要部が構成されている。

【 0 0 3 4 】

制御信号検知部 6 は、制御信号受信電極 1 8 を介して制御信号発生装置 7 から送信される制御信号である交流信号を検知し、F E T 9 の導通、非導通を制御する制御信号を電力供給部 5 に発生させることにより、電力供給部 5 の制御部 1 7 における電力供給、遮断動作を制御するものである。

【 0 0 3 5 】

制御信号受信電極 1 8 は、制御信号発生装置 7 の後述する制御信号送信電極 1 9 (図 1 参照) から送信された交流信号を受信するものであり、カプセル型内視鏡 1 の外表面に配置され、生体と直接接触可能となるよう、または絶縁材を介して接触可能となるよう構成されている。

【 0 0 3 6 】

具体的には、制御信号受信電極 1 8 がカプセル型内視鏡 1 の外表面に露出した状態で配置されている場合、制御信号受信電極 1 8 は、生体と直接接触可能となる。または、制御信号受信電極 1 8 がカプセル型内視鏡 1 の外表面を構成する筐体と同一材質樹脂等からなる絶縁材で覆われている場合、制御信号受信電極 1 8 は、生体と絶縁材を介して接触可能となる。

【 0 0 3 7 】

また、制御信号受信電極 1 8 を構成する材質としては、生体反応の少ない金属材料、例

10

20

30

40

50

えばステンレス鋼、コバルトクロム合金、チタン、チタン合金、金、白金などの金属材料が好ましい。

【0038】

尚、制御信号検知部6は、電池8の電力を消費せずに動作可能であるため、インバータ10をCMOS等で構成することにより、カプセル型内視鏡1が停止状態にあるときの消費電力をほぼゼロにすることが可能となる。

【0039】

図1に示すように、制御信号発生装置7は、カプセル型内視鏡1の起動または停止を行う交流信号の発生部21と、交流信号を生体内に送信するための制御信号送信電極19とを具備して主要部が構成されている。

10

【0040】

制御信号送信電極19は、生体20の表面に直接貼り付けられても良いし、樹脂などの絶縁材からなるケースに入れられた状態で、言い換えると絶縁材を挟んだ状態で生体20の表面に貼り付けられても良い。さらには、絶縁材からなる衣服の上に制御信号送信電極19を貼り付けても良い。

【0041】

制御信号発生装置7の発生部21から発生されたカプセル型内視鏡1の起動または停止を行うための交流信号は、制御信号送信電極19を介して、生体(被験者)に印加される。

【0042】

生体(被験者)に印加された交流信号は生体のインピーダンスを介して、カプセル型内視鏡1に設けられた上述した制御信号受信電極18に伝送される。具体的には、生体における脂肪、筋肉、骨、粘膜などの細胞や、血液、消化液などを介して、交流信号は制御信号受信電極18に伝送される。

20

【0043】

ここで、制御信号送信電極19を生体20の表面に絶縁材を挟んで貼り付ける場合は、生体との容量結合によって、交流信号が生体に印加、伝送される。また、制御信号送信電極19を貼り付ける部位は、生体内を伝送する交流信号に指向性がないため、特に限定されるものではない。

【0044】

また、カプセル型内視鏡1に設けられた制御信号受信電極18がカプセル型内視鏡1の外表面に設けられた場合は、生体内を伝送された交流信号は直接、制御信号受信電極18へ伝送される。さらに、制御信号受信電極18が、絶縁材を介して生体と接触する構成の場合は、生体との容量結合で、生体から制御信号受信電極18へ交流信号が伝送される。

30

【0045】

次に、本実施の形態の作用について説明する。

尚、制御信号発生装置7は、図1に示すように、生体の外部に置かれ、交流信号を発生するものとする。

【0046】

まず、図4(a)に示すように、時刻 t_1 に制御信号発生装置7の発生部21から交流信号が発生されると、該交流信号は、制御信号送信電極19から生体内を経由し、カプセル型内視鏡1に設けられた制御信号受信電極18に伝送される。

40

【0047】

制御信号受信電極18に伝送された交流信号は、ダイオード12と平滑用コンデンサ13とからなる整流回路11により、直流電圧に変換され、図4(b)に示すように、ノードN1の電位(V_1)はハイレベルとなる。このため、図4(c)に示すように、電力供給部5におけるインバータ10の出力(ノードN2の電位(V_2))はローレベルとなり、Pチャネル型FET9がオン状態となる。したがって、照明部2、撮像部3、無線伝送部4への電力供給が開始される。つまり、図4(d)に示すように、カプセル型内視鏡1が起動されることになる。

50

【 0 0 4 8 】

時刻 t_2 に、制御信号発生装置 7 の発生部 2 1 からの交流信号の発生を停止させると、平滑用コンデンサ 1 3 にチャージさせていた電荷が抵抗 1 4 を介しディスチャージされ、図 4 (b) に示すように、N 1 の電位 (V_1) はローレベルとなる。そのため、図 4 (c) に示すように、電力供給部 5 におけるインバータ 1 0 の出力 (ノード N 2 の電位 (V_2)) はハイレベルとなり、P チャネル型 F E T 9 がオフ状態となり、照明部 2、撮像部 3、無線伝送部 4 への電力供給が停止され、図 4 (d) に示すように、カプセル型内視鏡 1 が停止状態となる。

【 0 0 4 9 】

時刻 t_3 に、制御信号発生装置 7 の発生部 2 1 から再度交流信号が発生されると、上記と同様に、カプセル型内視鏡 1 への電力の供給が再開し、時刻 t_4 に、交流信号の発生が停止すると、上記と同様に、カプセル型内視鏡 1 への電力の供給が停止され、以下同様の動作を繰り返す。

10

【 0 0 5 0 】

よって、制御信号発生装置 7 の発生部 2 1 から交流信号が発生している期間 T_1 は、制御信号検知部 6 の制御部 1 7 が電池 8 からの電力供給制御を行うことにより、カプセル型内視鏡 1 が動作状態となり、交流信号が発生していない期間 T_2 では停止状態となっている。

【 0 0 5 1 】

次に、このような交流信号により電力の供給の開始、停止を制御するカプセル型内視鏡 1 を用いた診断又は観察方法について簡単に説明する。

20

【 0 0 5 2 】

まず、制御信号発生装置 7 における制御信号送信電極 1 9 を被験者の体表に、直接または、絶縁材を挟んで貼り付けておく。磁石不要の収納ケースに収納されたカプセル型内視鏡 1 をケースから取り出し、被験者はカプセル型内視鏡 1 を口に含む。制御信号発生装置 7 の発生部 2 1 から交流信号を発生させることにより、カプセル型内視鏡 1 を起動させる。その後、被検者は口に含んでいたカプセル型内視鏡 1 を嚥下する。

【 0 0 5 3 】

カプセル型内視鏡 1 を起動したままの状態、被検者が嚥下することにより、嚥下後、食道内部の観察または診断が開始される。また、食道内部の観察、診断が不要の場合は、嚥下後に、制御信号発生装置 7 の発生部 2 1 から交流信号を発生させることにより、カプセル型内視鏡 1 を起動してもよい。

30

【 0 0 5 4 】

さらに、被検者が、カプセル型内視鏡 1 に設けられた制御信号受信電極 1 8 を指などで触れている状態にて、交流信号を発生させることで、体外にあるカプセル型内視鏡 1 を起動させることも可能となる。

【 0 0 5 5 】

一旦、観察又は診断を開始したら、カプセル型内視鏡 1 をそのまま起動させておいても良いし、あるいは本実施の形態で説明したように、制御信号発生装置 7 から、交流信号を発生させたり停止させたりすることにより、カプセル型内視鏡 1 の起動及び停止の制御を自由に行っても良い。

40

【 0 0 5 6 】

例えば、観察不要の部位をカプセル型内視鏡 1 が通過している期間は、カプセル型内視鏡 1 の動作を停止し、所望の部位に達したときに制御信号発生装置 7 から交流信号を発生させカプセル型内視鏡 1 を起動させて観察又は診断しても良い。

【 0 0 5 7 】

このように、本実施の形態においては、カプセル型内視鏡 1 を嚥下後、観察不要な部位を通る期間にはカプセル型内視鏡 1 の動作を停止させておき、所望の部位に達したときに、制御信号発生装置 7 の発生部 2 1 から交流信号を発生させることにより、カプセル型内視鏡 1 を起動させると示した。

50

【 0 0 5 8 】

このことにより、電池 8 の消耗を防ぎ、所望の部位の観察または診断を確実にできることができ、診断性の向上が期待できることから、非常に簡単な方法によりカプセル型内視鏡 1 の起動及び停止の制御を容易且つ自由に行えるため、電池 8 の消耗を最小限に抑えることができ、診断性の向上が期待できる生体内観察システムを提供することができる。

【 0 0 5 9 】

尚、本実施の形態においては、平滑回路として半波整流回路を用いたが、全波整流回路を用いても同様な動作が可能なのは言うまでもない。また、ノード N 1 の電位上昇により回路動作に異常をきたす恐れがある場合には、ノード N 1 の電位に制限をかけるリミッタ回路を付加しても良い。

10

【 0 0 6 0 】

さらに、スイッチング手段として P チャネル型 F E T を用いたが、これには限定されず、同様な機能を有するものであれば他の電子スイッチを用いても構わない。

【 0 0 6 1 】

次に、図 5 を用いて、本実施の形態の変形例を示す。図 5 は、図 3 のカプセル型内視鏡の制御信号検知部の電気回路の構成の変形例を概略的に示す図である。

【 0 0 6 2 】

図 5 に示すように、制御信号検知部 6 に、図 3 に示す構成に加え、更にコイル 2 2 と共振用コンデンサ 1 6 とからなる、外部からの交流信号の周波数と等しい通過周波数を持つバンドパスフィルタ 7 0 が設けられている。尚、その他の構成は、図 3 に示す構成と同じである。

20

【 0 0 6 3 】

バンドパスフィルタ 7 0 の通過周波数を制御信号発生装置 7 の発生部 2 1 から発生される交流信号の周波数に合わせることで、カプセル型内視鏡 1 に対し、誤起動のない安定した制御が可能となる。

【 0 0 6 4 】

つまり、制御信号発生装置 7 から発せられる交流信号に対しては、検知感度が向上してカプセル型内視鏡 1 の起動が容易に制御可能であるのに対し、意図しないような外乱信号に対しては、検知感度が低下することにより誤起動が防止できる。

【 0 0 6 5 】

また、コイル 2 2 はソレノイド型コイル、平面コイルなど何でも良く、その形状に制限を与えるものではない。

30

【 0 0 6 6 】

(第 2 実施の形態)

図 6 は、本実施の形態を示す生体内観察システムのカプセル型内視鏡の電気回路の構成の変形例の概略を示す図、図 7 (a) は、制御信号発生装置からの交流信号の発生状態を示すタイミングチャート、(b) は、カプセル型内視鏡の制御信号検知部の信号出力を示すタイミングチャート、(c) は、電力供給部の P チャネル型 F E T のゲートに入力される分周回路の信号出力を示すタイミングチャート、(d) は、カプセル型内視鏡の電力供給状態を示すタイミングチャートである。

40

【 0 0 6 7 】

この第 2 実施の形態の生体内観察システムの構成は、上述した図 1 ~ 図 4 に示した第 1 実施の形態の生体内観察システムと比して、カプセル型内視鏡の電力供給部の制御部において、インバータの代わりに、分周回路を設けた点異なる。よって、この相違点のみを説明し、第 1 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 6 8 】

図 6 に示すように、電力供給部 5 0 は、電池 8 と、制御信号検知部 6 からの出力信号 (検知信号) を 2 分周する分周回路 1 5 と、ソースが電池 8 に、ゲートが分周回路 1 5 の出力に、ドレインが照明部 2、撮像部 3、無線伝送部 4 等の各回路に接続された P チャネル型 F E T 9 とから主要部が構成されている。また、分周回路 1 5 と F E T 9 とは、電池 8

50

から供給される駆動電力の供給、遮断を制御する制御部 170 を構成している。尚、その他の生体内観察システムの構成は、上述した第 1 実施の形態と同様である。

【0069】

次に、本実施の形態の作用について説明する。

まず、図 7 (a) に示すように、時刻 t_1 に制御信号発生装置 7 の発生部 21 から交流信号が発生されると、該交流信号は、制御信号送信電極 19 から生体内を經由し、カプセル型内視鏡 1 に設けられた制御信号受信電極 18 に伝送され、第 1 の実施の形態と同様に、図 7 (b) に示すように、制御信号検知部 6 の出力電位 (ノード N 1 の電位 (V_1)) はハイレベルとなる。

【0070】

次いで、時刻 t_2 に、制御信号発生装置 7 の発生部 21 からの交流信号の発生が停止されると、第 1 の実施の形態と同様に、図 7 (b) に示すように、制御信号検知部 6 の出力 (ノード N 1) の電位 (V_1) はローレベルとなる。

【0071】

以下同様にして、制御信号発生装置 7 から交流信号が発生している期間 T_1 は制御信号検知部 6 の出力はハイレベルとなり、交流信号が発生していない期間 T_2 はローレベルとなる。

【0072】

図 7 (c) に示すように、電力供給部 50 の分周回路 15 の出力 (ノード N 2) は、制御信号検知部 6 の出力信号により、時刻 t_1 から t_3 の間 (期間 T_3) はローレベル、 t_3 から t_5 の間 (期間 T_4) ハイレベルとなる。

【0073】

そのため、分周回路 15 の出力信号がゲートに入力されている P チャネル型 FET 9 は、時刻 t_1 から t_3 の間 (期間 T_3) はオン、 t_3 から t_5 の間 (期間 T_4) はオフとなる。したがって、図 7 (d) に示すように、期間 T_3 ではカプセル型内視鏡 1 の各回路に電池から電力が供給され、期間 T_4 では電力の供給が停止されることになる。

【0074】

すなわち、制御信号発生装置 7 から極短時間、交流信号が発生される毎に、制御部 170 は、電池 8 からの電力供給の開始または停止の制御を繰り返し行うことにより、言い換えれば、制御信号発生装置 7 から発生された断続的な交流信号により、制御部 170 は、電池 8 からの電力供給の開始または停止の制御を行う。このことにより、カプセル型内視鏡 1 の停止状態から起動状態へ、起動状態から停止状態への状態の制御が可能となる。

【0075】

尚、本実施の形態に係るカプセル型内視鏡 1 を用いた診断または観察方法は、上述した第 1 の実施の形態と同様であるため、その説明は省略する。

【0076】

このように、本実施の形態においては、制御信号発生装置 7 から極短時間の交流信号の印加によりカプセル型内視鏡 1 の起動及び停止の制御が可能となると示した。

【0077】

このことによっても、第 1 の実施と同様の効果を得ることができる。また、交流信号を発生させる時間が、第 1 実施の形態よりも短くなることから、制御信号発生装置 7 の消費電力を低減することができ、カプセル型内視鏡 1 の起動及び停止を行うときのみ制御信号発生装置 7 を被験者の近傍に配置すればよいため、操作者はもちろんのこと被検者への負担も軽減できる。

【0078】

また、本実施の形態においても、図 5 に示したように、制御信号検知部 6 にバンドパスフィルタ 70 が設けられていても良い。このバンドパスフィルタ 70 の通過周波数を制御信号発生装置 7 から発生される交流信号の周波数に合わせることで、制御信号発生装置 7 から発せられる交流信号に対しては検知感度を向上させてカプセル型内視鏡 1 の起動および停止を容易に制御可能とし、意図しないような外乱信号に対しては検知感度を低下

10

20

30

40

50

させて誤起動および誤停止の防止を可能とさせることができる。

【 0 0 7 9 】

尚、上述した第 1 及び第 2 実施の形態においては、生体内観察装置は、カプセル型内視鏡 1 を例に挙げて説明したが、これに限らず、pH 測定用医療カプセルや、温度測定用医療カプセル等に適用しても、本実施の形態と同様の効果を得ることができることは勿論である。

【符号の説明】

【 0 0 8 0 】

1 ... カプセル型内視鏡 (生体内観察装置)

2 ... 照明部 (生体情報取得部)

3 ... 撮像部 (生体情報取得部)

5 ... 電力供給部

6 ... 制御信号検知部

7 ... 制御信号発生装置

8 ... 電池

9 ... F E T (スイッチング素子)

1 7 ... 制御部

1 8 ... 制御信号受信電極

1 9 ... 制御信号送信電極

2 1 ... 発生部

5 0 ... 電力供給部

7 0 ... バンドパスフィルタ

1 0 0 ... 生体内観察システム

1 7 0 ... 制御部

10

20

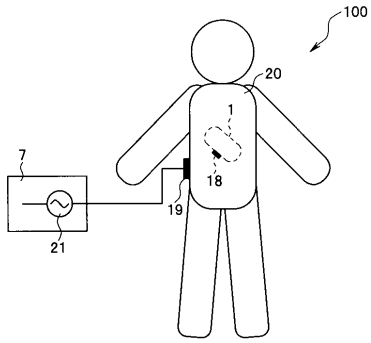
【先行技術文献】

【特許文献】

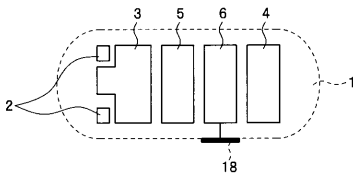
【 0 0 8 1 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 2 2 4 5 5 3 号公報

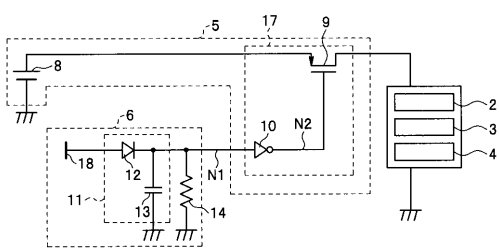
【 図 1 】



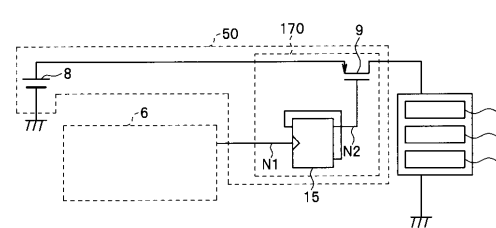
【 図 2 】



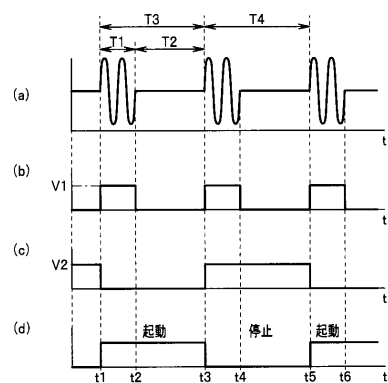
【 図 3 】



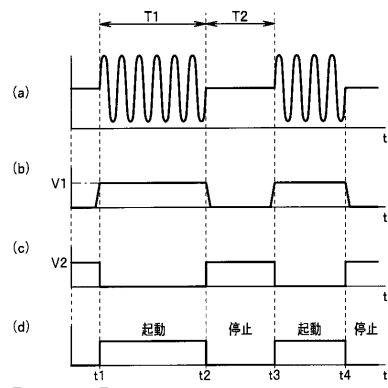
【 図 6 】



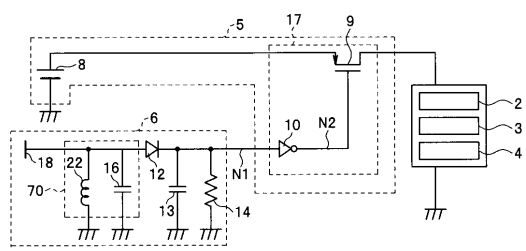
【 図 7 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	体内观察系统，体内观察系统的驱动方法		
公开(公告)号	JP2010233692A	公开(公告)日	2010-10-21
申请号	JP2009083211	申请日	2009-03-30
[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	吉沢深		
发明人	吉沢 深		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B5/0028		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/045.640		
F-TERM分类号	4C038/VC05 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/QQ06 4C061/RR03 4C061/UU06 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF17 4C161/QQ06 4C161/RR03 4C161/UU06 4C161/UU07		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5284846B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种体内观察系统，该系统可以容易地从外部控制体内观察装置的启动和停止，可以改善观察或诊断并最小化电池的消耗。和照明单元2和摄像部3中，从照明装置2和供给驱动电力成像单元3单元8和电池8，控制单元17用于控制所述切断供给的驱动电力的供给一种胶囊内窥镜，包括胶囊内窥镜和电源单元5，以及设置在胶囊内窥镜外部以激活或停止胶囊内窥镜的控制信号发生装置，其中控制信号发电装置包括用于产生控制信号的产生部分和用于发送控制信号的控制信号发送电极。胶囊内窥镜包括用于接收从控制信号发送电极发送的控制信号的控制信号接收电极18。并且控制信号检测部分6用于检测通过控制信号接收电极18输入的控制信号并控制控制部分17的电源和切断操作。点域

