

(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2009-268591

(P2009-268591A)

(43) 公開日 平成21年11月19日(2009.11.19)

(51) Int.Cl.	F 1	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 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2008-119892 (P2008-119892)
 (22) 出願日 平成20年5月1日(2008.5.1)

(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
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 堺 洋平
 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
 Fターム(参考) 4C038 CC00
 4C061 FF41 HH51 JJ11 JJ17

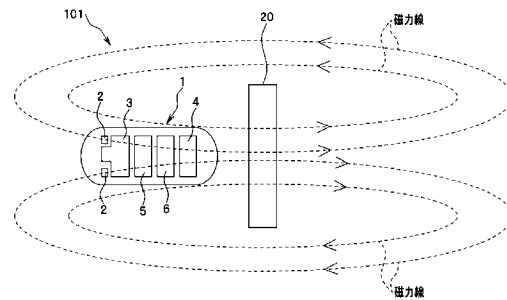
(54) 【発明の名称】 生体観察システム及び生体観察システムの駆動方法

(57) 【要約】

【課題】内蔵バッテリーの消費を従来に比べて抑制可能な生体観察システム等を提供する。

【解決手段】本発明の生体観察システムは、生体情報を取得する生体情報取得部と、生体情報を無線により伝送する無線伝送部と、生体情報取得部及び無線伝送部の駆動電力を供給する電源部と、外部からの磁界を検知し、検知結果を電気信号として出力する磁界検知部と、電気信号に基づき、生体情報取得部及び無線伝送部へ供給される駆動電力の供給状態を制御する電力供給制御部と、を具備する生体情報取得装置と、磁界発生用コイルと、磁界発生用コイルへ駆動信号を出力する駆動回路と、磁界の発生状態のオンオフを切り替えるためのスイッチと、スイッチがオフからオンに切り替えられた後所定の期間が経過した際に、駆動信号の出力を停止させるための停止信号を出力するタイマと、を具備することを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の内部において生体情報を取得する生体情報取得部と、該生体情報を無線により該生体の外部へ伝送する無線伝送部と、該生体情報取得部及び該無線伝送部の駆動電力を供給する電源部と、外部からの磁界を検知し、検知結果を電気信号として出力する磁界検知部と、該電気信号に基づき、該電源部から該生体情報取得部及び該無線伝送部へ供給される駆動電力の供給状態を制御する電力供給制御部と、を具備する生体情報取得装置と、

磁界発生用コイルと、該磁界発生用コイルを駆動させるための駆動信号を出力する駆動回路と、該磁界発生用コイルにおける磁界の発生状態のオンオフを切り替えるためのスイッチと、該スイッチがオフからオンに切り替えられた後所定の期間が経過した際に、該駆動信号の出力を停止させるための停止信号を出力するタイマと、を具備し、前記生体情報取得装置の外部に配置される磁界発生部と、

を有することを特徴とする生体観察システム。

【請求項 2】

前記磁界発生部は、前記スイッチがオンされた際に発振信号を出力する発振器と、該発振信号を所定の周波数に変更するための信号処理を行うことにより生成したタイミング信号を前記駆動回路へ出力するタイミングジェネレータと、をさらに有し、

前記駆動回路は、前記タイミング信号が入力されている期間において前記駆動信号を出力し、

前記タイマは、前記スイッチがオフからオンに切り替えられた後所定の期間が経過した際に、前記発振信号の出力を停止させるための停止信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観察システム。

【請求項 3】

前記生体情報取得装置は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の生体観察システム。

【請求項 4】

前記請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一に記載の生体観察システムを駆動するための方法において、前記磁界発生部から前記磁界が発せられる度に、前記生体情報取得装置の電源状態がオンまたはオフに切り替えられることを特徴とする生体観察システムの駆動方法。

【請求項 5】

前記生体情報取得装置は、前記磁界の印加により前記生体の外部においてオンされることを特徴とする前記請求項 4 に記載の生体観察システムの駆動方法。

【請求項 6】

前記生体情報取得装置は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする前記請求項 4 または請求項 5 に記載の生体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、生体観察システム及び生体観察システムの駆動方法に関し、特に、電池等からなる電源部を具備した生体観察システム及び生体観察システムの駆動方法に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡は、医療分野等において従来広く用いられている。特に、医療分野における内視鏡は、生体の内部の観察等の用途において主に用いられている。そして、前述した内視鏡の種類の一つとして、被検者が嚥下することにより体腔内に配置され、蠕動運動に伴って該体腔内を移動しつつ被写体の像を撮像し、撮像した該被写体の像を撮像信号として外部

10

20

30

40

50

に無線伝送可能なカプセル型内視鏡が近年提案されている。

【0003】

前述したカプセル型内視鏡と略同様の機能を有する装置としては、例えば、特許文献1に提案されているものがある。

【0004】

特許文献1には、磁界中に置かれた状態において接点が開くリードスイッチを非接触型の電源スイッチとして用いたカプセル内視鏡の構成が記載されている。そして、特許文献1に記載のカプセル内視鏡は、前記リードスイッチの作用により、例えば、磁石を備えた梱包箱または収納ケースに収納されている場合には、前記リードスイッチの接点が開くことに伴って電源がオフし、かつ、該梱包箱または該収納ケースから取り出された場合には、前記リードスイッチの接点が開くことに伴って電源がオンする（バッテリーから電源が供給される）ように構成されている。

10

【特許文献1】特開2001-224553号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、特許文献1のカプセル内視鏡は、磁石を備えた梱包箱または収納ケースから取り出すとともに電源がオンされる構成であるため、カプセル内視鏡を生体の内部に配置する事前の段階において内蔵バッテリーの消耗が始まってしまう。その結果、特許文献1のカプセル内視鏡は、生体の内部の所望の部位に到達する以前に、内蔵バッテリーの残量が該所望の部位の撮像が不可能な程度に低下してしまうことにより、該所望の部位の観察を行うことができない場合がある、という課題を有している。そして、このような場合においては、カプセル内視鏡による観察が中断されてしまうことにより、再度の観察の必要が生じてしまう。

20

【0006】

また、一旦電源がオンされた後において特許文献1のカプセル内視鏡の電源を再度オフするには、リードスイッチの向きに合った所定の強さ以上の磁界を、永久磁石等を用いつつ該カプセル内視鏡に対して印加する必要がある。すなわち、特許文献1のカプセル内視鏡は、一旦電源がオンされた後、再度電源をオフする場合に煩雑な操作が必要となってしまう、という課題を有している。

30

【0007】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、電源のオンオフの切り替えを容易に行うことが可能であるため、内蔵バッテリーの消耗を従来に比べて抑制可能な生体観察システム及び生体観察システムの駆動方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明における生体観察システムは、生体の内部において生体情報を取得する生体情報取得部と、該生体情報を無線により該生体の外部へ伝送する無線伝送部と、該生体情報取得部及び該無線伝送部の駆動電力を供給する電源部と、外部からの磁界を検知し、検知結果を電気信号として出力する磁界検知部と、該電気信号に基づき、該電源部から該生体情報取得部及び該無線伝送部へ供給される駆動電力の供給状態を制御する電力供給制御部と、を具備する生体情報取得装置と、磁界発生用コイルと、該磁界発生用コイルを駆動させるための駆動信号を出力する駆動回路と、該磁界発生用コイルにおける磁界の発生状態のオンオフを切り替えるためのスイッチと、該スイッチがオフからオンに切り替えられた後所定の期間が経過した際に、該駆動信号の出力を停止させるための停止信号を出力するタイマと、を具備し、前記生体情報取得装置の外部に配置される磁界発生部と、を有することを特徴とする。

40

【0009】

本発明における生体観察システムの駆動方法は、生体の内部において生体情報を取得する生体情報取得部と、該生体情報を無線により該生体の外部へ伝送する無線伝送部と、該

50

生体情報取得部及び該無線伝送部の駆動電力を供給する電源部と、外部からの磁界を検知し、検知結果を電気信号として出力する磁界検知部と、該電気信号に基づき、該電源部から該生体情報取得部及び該無線伝送部へ供給される駆動電力の供給状態を制御する電力供給制御部と、を具備する生体情報取得装置と、磁界発生用コイルと、該磁界発生用コイルを駆動させるための駆動信号を出力する駆動回路と、該磁界発生用コイルにおける磁界の発生状態のオンオフを切り替えるためのスイッチと、該スイッチがオフからオンに切り替えられた後所定の期間が経過した際に、該駆動信号の出力を停止させるための停止信号を出力するタイマと、を具備し、前記生体情報取得装置の外部に配置される磁界発生部と、を有する生体観察システムの駆動方法において、前記磁界発生部から前記磁界が発せられる度に、前記生体情報取得装置の電源状態がオンまたはオフに切り替えられることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明における生体観察システム及び生体観察システムの駆動方法によると、電源のオンオフの切り替えを容易に行うことが可能であるため、内蔵バッテリーの消耗を従来に比べて抑制可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0012】

図1から図4は、本発明の実施形態に係るものである。図1は、本発明の実施形態における生体観察システムの要部の構成を示す図である。図2は、本発明の実施形態における電力供給部及び磁界検知部の具体的な構成の一例を示す図である。図3は、本発明の実施形態における磁界発生部の具体的な構成の一例を示す図である。図4は、本発明の実施形態における磁界発生部及びカプセル型内視鏡の動作状態を示すタイミングチャートである。

【0013】

生体観察システム101は、図1に示すように、生体の内部に配置可能な寸法及び形状等を有して構成されるカプセル型内視鏡1と、カプセル型内視鏡1の外部において磁界を発する磁界発生部20と、を具備している。

【0014】

カプセル型内視鏡1は、図1に示すように、生体の内部の被写体を照明するための照明光を発する照明部2と、照明部2により照明された被写体を撮像し、撮像信号として出力する撮像部3と、撮像部3から出力される撮像信号を無線により生体の外部へ伝送する無線伝送部4と、照明部2、撮像部3及び無線伝送部4の各部の駆動に要する駆動電力を供給する電力供給部5と、磁界発生部20において発せられた磁界を検知可能な磁界検知部6と、を内部に有している。

【0015】

すなわち、本実施形態における生体情報取得部は、照明部2及び撮像部3を有して構成されている。

【0016】

一方、電力供給部5は、図2に示すように、電池等からなる電源部8と、Pチャンネル型FET9と、磁界検知部6からの出力信号を2分周する分周回路15と、を有して構成されている。

【0017】

Pチャンネル型FET9は、ソースが電源部8に接続され、ゲートが分周回路15の出力端に接続されるとともに、ドレインが照明部2、撮像部3及び無線伝送部4に各々接続されている。

【0018】

なお、電力供給部5は、Pチャンネル型FET9を用いて構成されるものに限らず、同様

10

20

30

40

50

なスイッチング機能を有する電子スイッチ等を用いて構成されるものであっても良い。

【0019】

磁界検知部6は、図2に示すように、磁界発生部20において発せられた磁界に応じた電気信号を出力する磁界受信用アンテナ17と、磁界受信用アンテナ17から出力される該電気信号を整流しつつ出力する整流部40と、抵抗14と、を有して構成されている。

【0020】

磁界受信用アンテナ17は、磁界発生部20において発せられた磁界に応じた電気信号を出力する磁界検知用コイル11と、ダイオード12の入力端において磁界検知用コイル11に対して並列に接続された共振用コンデンサ16と、を具備する共振回路として構成されている。なお、磁界検知用コイル11及び共振用コンデンサ16を具備する前記共振回路は、自身の共振周波数が磁界発生部20において発せられた磁界の周波数と一致するように構成されているものとする。

10

【0021】

なお、磁界受信用アンテナ17は、磁界検知用コイル11と共振用コンデンサ16とを具備する並列共振回路として構成されるものに限らず、両者を直列に接続した直列共振回路として構成されていても良い。

【0022】

また、磁界検知用コイル11は、例えばソレノイド型コイルまたは平面コイル等からなるものであっても良く、カプセル型内視鏡1に配置可能な形状である限りにおいては、如何なる形状を有するものであっても良い。

20

【0023】

整流部40は、入力端が磁界検知用コイル11の出力端に接続されたダイオード12と、ダイオード12から出力される電気信号を平滑化する平滑コンデンサ13と、を有している。なお、本実施形態における整流部40は、半波整流を行うものに限らず、全波整流を行うものであっても良い。

【0024】

抵抗14は、ダイオード12の出力端において、平滑コンデンサ13に対して並列に接続されている。

【0025】

磁界発生部20は、図3に示すように、電池、安定化電源または内蔵バッテリー等からなる電源部21と、電源部21からの電源の供給状態をオン又はオフに切り替えることが可能なスイッチ22と、タイマ23と、発振器24と、タイミングジェネレータ25と、駆動回路26と、磁界送信用アンテナ29と、を有して構成されている。また、磁界送信用アンテナ29は、駆動回路26から出力される駆動信号に応じた磁界を発生する磁界発生用コイル28と、駆動回路26の出力端において磁界発生用コイル28に対して直列に接続された共振用コンデンサ27と、を具備する共振回路として構成されている。

30

【0026】

なお、磁界送信用アンテナ29は、磁界発生用コイル28と共振用コンデンサ27とを具備する並列共振回路として構成されるものに限らず、両者を直列に接続した直列共振回路として構成されていても良く、または、共振用コンデンサ27を接続しない非共振回路として構成されていても良い。

40

【0027】

また、本実施形態のスイッチ22は、磁界発生部20における磁界の発生をオンまたはオフに切り替えることが可能な位置である限りにおいては、図3に示す位置(電源部21の電源供給ライン)に配設されるものに限らない。

【0028】

また、磁界発生用コイル28は、例えばソレノイド型コイルまたは平面コイル等からなるものであっても良く、磁界発生部20に配置可能な形状である限りにおいては、如何なる形状を有するものであっても良い。

【0029】

50

タイマ 23 は、カウンタまたは計時回路等により構成されており、発振器 24 からの発振信号が入力されたタイミングにおいて、時刻のカウントを開始する。また、タイマ 23 は、時刻のカウントを開始した後、予め設定された所定の期間が経過したタイミングにおいて、発振器 24 からの発振信号の出力を停止させるための停止信号を出力する。

【0030】

発振器 24 は、スイッチ 22 がオンされた直後のタイミングにおいて発振を開始し、タイマ 23 及びタイミングジェネレータ 25 に対して発振信号を出力する。また、発振器 24 は、タイマ 23 からの停止信号が入力されたタイミングにおいて、発振信号の出力を停止する。

【0031】

タイミングジェネレータ 25 は、例えば分周回路等により構成されており、発振器 24 からの発振信号を所定の周波数に変更するための信号処理を行い、該信号処理を行った後の発振信号をタイミング信号として駆動回路 26 へ出力する。

【0032】

駆動回路 26 は、タイミングジェネレータ 25 からのタイミング信号が入力されている期間において、磁界発生用コイル 28 を駆動するための電圧を駆動信号として出力する。

【0033】

なお、本実施形態のタイマ 23 は、発振信号の出力を停止させるための停止信号を発振器 24 へ出力するものに限らず、例えば、タイミング信号の出力を停止させるための停止信号をタイミングジェネレータ 25 へ出力するものであっても良く、または、駆動信号の出力を停止させるための停止信号を駆動回路 26 へ出力するものであっても良い。

【0034】

ここで、本実施形態の生体観察システム 101 の作用について説明を行う。

【0035】

まず、術者等は、図示しないケース内に収納されたカプセル型内視鏡 1 を該ケース内から取り出す。そして、術者等は、磁界発生部 20 のスイッチ 22 をオフからオンに切り替えることにより、カプセル型内視鏡 1 に対して磁界を印加する。

【0036】

なお、磁界発生部 20 からの磁界の印加は、カプセル型内視鏡 1 を図示しないケース内から取り出した後に限らず、カプセル型内視鏡 1 が該ケース内に収納されている際に行われるものであっても良い。

【0037】

一方、図 4 に示すように、時刻 t_1 において磁界発生部 20 のスイッチ 22 がオフからオンに切り替えられると、電源部 21 からの電源がタイマ 23、発振器 24、タイミングジェネレータ 25、及び、駆動回路 26 の各部へ供給される。

【0038】

図 4 に示す時刻 t_1 においてスイッチ 22 がオンされると、発振器 24 において発振信号の出力が開始され、該発振信号の入力に伴う時刻のカウントがタイマ 23 において開始され、該発振信号の入力に伴うタイミング信号の出力がタイミングジェネレータ 25 において開始され、該タイミング信号の入力に伴う駆動信号の出力が駆動回路 26 において開始される。これにより、磁界発生用コイル 28 は、図 4 に示す時刻 t_1 において磁界の発生を開始する。

【0039】

タイマ 23 は、時刻 t_1 において開始した時刻のカウントにより、例えば図 4 に示す時刻 t_2 が経過したことを検知すると、発振信号の出力を停止させるための停止信号を発振器 24 へ出力する。そして、発振器 24 からの発振信号の出力が停止されると、該発振信号の入力に伴うタイミング信号の出力が停止され、該タイミング信号の入力に伴う駆動信号の出力が停止され、該駆動信号の入力に伴う磁界の発生が停止する。

【0040】

すなわち、磁界発生部 20 は、図 4 に示すように、スイッチ 22 がオンされ続けている

10

20

30

40

50

期間としての時刻 t_1 から時刻 t_3 までの間の期間 T_1 のうち、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの間の期間 T_2 において磁界を発生し、時刻 t_2 から時刻 t_3 までの間の期間 T_3 において磁界の発生を停止する。

【0041】

但し、前述した期間 T_2 は、タイマ 23 における所定の期間として予め設定された、固定の期間である。そのため、本実施形態の磁界発生部 20 は、スイッチ 22 がオンされ続けている期間としての期間 T_1 の長さによらず、期間 T_2 の間磁界を発生し続ける。具体的には、本実施形態の磁界発生部 20 は、スイッチ 22 がオンされている期間 T_1 が極めて短い、トリガ状の信号の入力によりオンされた場合であっても、期間 T_2 の間磁界を発生し続ける。

10

【0042】

そして、磁界発生部 20 の各部は、スイッチ 22 のオンオフの切り替えに伴う、前述したような磁界の発生及び停止に係る動作を時刻 t_4 以降においても繰り返し行う。

【0043】

一方、磁界発生部 20 からの磁界の発生が時刻 t_1 において開始されると、電磁誘導による電位差が磁界検知用コイル 11 の両端に発生した後、該電位差に応じた交流の電気信号が整流部 40 へ出力される。

【0044】

そして、磁界検知用コイル 11 から出力された交流の電気信号は、整流部 40 において整流されることにより、直流の電気信号に変換されつつ分周回路 15 の入力端へ出力される。これに伴い、ノード N1 の電位レベルは、図 4 に示すように、時刻 t_1 のタイミングにおいて、ロー（以降、L と称する）レベルからハイ（以降、H と称する）レベルへ遷移する。

20

【0045】

その後、磁界発生部 20 からの磁界の発生が時刻 t_2 において停止されると、平滑コンデンサ 13 に蓄積されていた電荷が抵抗 14 を介して放電される。これに伴い、ノード N1 の電位レベルは、図 4 に示すように、H レベルから L レベルへ遷移する。

【0046】

すなわち、本実施形態の磁界検知部 6 の出力端側のノード N1 における電位レベルは、磁界発生部 20 から磁界が発せられている期間である期間 T_2 に H レベルとなり、また、磁界発生部 7 から磁界が発せられていない期間である期間 T_3 及び期間 T_4 に L レベルとなる。

30

また、分周回路 15 の入力端には、ノード N1 の電位レベルを具備する出力信号が入力される。これにより、分周回路 15 の出力端側のノード N2 の電位レベルは、時刻 t_1 において、H レベルから L レベルへ遷移する。

【0047】

そして、ノード N2 の電位レベルが H レベルから L レベルへ遷移することに伴い、P チャネル型 FET 9 がオフ状態からオン状態へ遷移し、電源部 8 から照明部 2、撮像部 3 及び無線伝送部 4 の各部への駆動電力の供給が開始される。すなわち、図 4 に示すように、磁界発生部 20 のスイッチ 22 がオンされた時刻 t_1 において、カプセル型内視鏡 1 の電源がオンされる。

40

【0048】

図 4 に示すように、ノード N2 の電位レベルは、ノード N1 の電位が H レベルから L レベルへ遷移した場合においても、L レベルを維持する。そのため、ノード N2 の電位レベルは、ノード N1 の電位が再度 L レベルから H レベルへ遷移するタイミングである、時刻 t_4 に達するまでは L レベルのままとなる。これにより、カプセル型内視鏡 1 は、図 4 に示すように、時刻 t_1 から時刻 t_4 までの間において、オン状態を維持する。

【0049】

また、図 4 に示すように、ノード N2 の電位レベルは、時刻 t_4 において、L レベルから H レベルへ遷移する。これに伴い、P チャネル型 FET 9 がオン状態からオフ状態へ遷

50

移し、電源部 8 から照明部 2、撮像部 3 及び無線伝送部 4 の各部への駆動電力の供給が停止される。

【 0 0 5 0 】

そして、カプセル型内視鏡 1 は、図 4 に示すように、時刻 t_4 においてオフした後、磁界発生部 20 からの磁界によりノード N 1 の電位が再度 L レベルから H レベルへ遷移する時刻 t_7 までの間において、オフ状態を維持する。

【 0 0 5 1 】

すなわち、本実施形態のカプセル型内視鏡 1 は、磁界発生部 20 における磁界の発生状態がオフからオンに切り替えられる毎に、電源のオンオフの切り替えが行われるような構成及び作用を有している。

【 0 0 5 2 】

そのため、本実施形態の生体観察システム 101 によれば、ユーザの所望のタイミングにおいて、カプセル型内視鏡 1 の電源のオンオフの切り替えを容易に行うことができ、その結果、カプセル型内視鏡 1 の電源部 8 の消耗を従来に比べて容易に制御可能である。

【 0 0 5 3 】

一方、ユーザは、磁界発生部 20 から発せられる磁界を印加してカプセル型内視鏡 1 をオンし、被験者の嚥下により体内にカプセル型内視鏡 1 を配置した後、該体内の観察を開始する。

【 0 0 5 4 】

ユーザは、被験者の体内の観察を開始した後、カプセル型内視鏡 1 をオンしたままにしても良く、また、磁界発生部 20 から発せられる磁界の印加により、該被験者の体内に配置されたカプセル型内視鏡 1 の電源のオンオフを適宜切り替えても良い。具体的には、ユーザは、例えば、観察不要な部位を通過している期間においてはカプセル型内視鏡 1 の電源をオフし、また、所望の部位に到達した際に磁界発生部 20 からの磁界を印加してカプセル型内視鏡 1 の電源をオンする、というような手法を用いつつ観察を行うのもであっても良い。そして、このような手法を実現可能な構成及び作用を有する本実施形態の生体観察システム 101 によれば、ユーザの所望の部位における観察または診断の確実性が向上する。

【 0 0 5 5 】

また、本実施形態の生体観察システム 101 によれば、磁界発生部 20 から発せられる磁界の周波数と、磁界検知用コイル 11 及び共振用コンデンサ 16 からなる共振回路の共振周波数 $f_r 2$ とが一致するように構成されている。そのため、本実施形態の生体観察システム 101 によれば、磁界検知部 6 において、磁界発生部 20 から発せられる磁界の検知感度を向上させることができるとともに、意図しない外乱磁界の検知感度を低下させることができる。その結果、本実施形態の生体観察システム 101 によれば、カプセル型内視鏡 1 の電源のオンオフの切り替えを安定的かつ確実に行うことができる。

【 0 0 5 6 】

一方、本実施形態の生体観察システム 101 によれば、予め設定された所定の期間 T 2 の間のみ磁界を発する構成であるため、磁界発生部 20 における消費電力を低減することができる。

【 0 0 5 7 】

なお、前述した、カプセル型内視鏡 1 の電源のオンオフの切り替えは、カプセル型内視鏡 1 が生体の内部に配置されている場合に限らず、カプセル型内視鏡 1 が生体の外部に配置されている場合においても同様に行うことができる。

【 0 0 5 8 】

また、以上に述べた実施形態は、カプセル型内視鏡に対して適用されるものに限らず、例えば、生体の内部の温度または pH 等の生体情報を取得するための構成を有する、各種生体情報取得装置に対して適用されるのもであっても良い。

【 0 0 5 9 】

さらに、以上に述べた実施形態においては、ノード N 1 の電位の上昇を抑制するための

10

20

30

40

50

リミッタ回路を付加するものであっても良い。

【0060】

なお、本発明は、上述した各実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】本発明の実施形態における生体観察システムの要部の構成を示す図。

【図2】本発明の実施形態における電力供給部及び磁界検知部の具体的な構成の一例を示す図。

【図3】本発明の実施形態における磁界発生部の具体的な構成の一例を示す図。

10

【図4】本発明の実施形態における磁界発生部及びカプセル型内視鏡の動作状態を示すタイミングチャート。

【符号の説明】

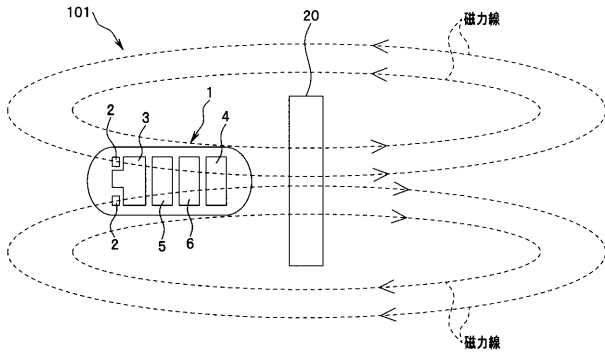
【0062】

- 1 カプセル型内視鏡
- 2 照明部
- 3 撮像部
- 4 無線伝送部
- 5 電力供給部
- 6 磁界検知部
- 20 磁界発生部
- 21 電源部
- 22 スイッチ
- 23 タイマ
- 24 発振器
- 25 タイミングジェネレータ
- 26 駆動回路
- 27 共振用コンデンサ
- 28 磁界発生用コイル
- 29 磁界送信用アンテナ
- 101 生体観察システム

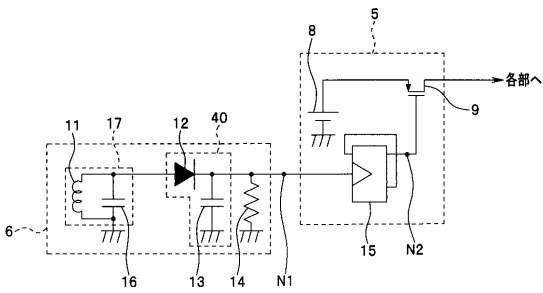
20

30

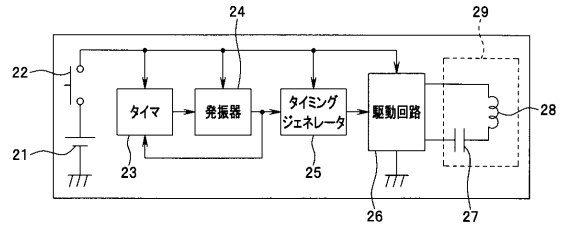
【図1】



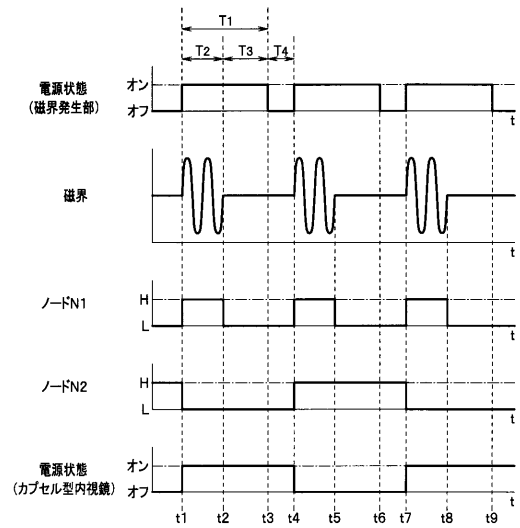
【図2】



【図3】



【図4】



专利名称(译)	生物观察系统及生物体观测系统的驱动方法		
公开(公告)号	JP2009268591A	公开(公告)日	2009-11-19
申请号	JP2008119892	申请日	2008-05-01
[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	堺洋平		
发明人	堺 洋平		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B1/041 A61B5/073 A61B2560/0209		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.718 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C038/CC00 4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF41 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		

摘要(译)

要解决的问题：与以前相比，提供生物体观察系统等可以抑制内置电池的消耗。解决方案：生物体观察系统包括：生物体信息获取装置，包括用于获取生物体信息的生物体信息获取部分，用于无线传输生物体信息的无线传输部分，用于为其提供驱动力的电源部分。生物体信息获取部分和无线传输部分；磁场检测部分，用于检测来自外部的磁场并输出检测结果作为电信号；电源控制部分，用于根据电信号控制提供给生物体信息获取部分和无线传输部分的驱动电源的供应状态；磁场产生线圈；用于向磁场产生线圈输出驱动信号的驱动电路；用于接通/断开磁场的产生状态的开关；以及计时器，用于在开关从关闭转为开启之后经过预定时间段时输出停止信号以停止输出驱动信号。 Z

