

(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2009-89907

(P2009-89907A)

(43) 公開日 平成21年4月30日(2009.4.30)

(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 21 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-263700 (P2007-263700)
 (22) 出願日 平成19年10月9日 (2007.10.9)

(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 CC03 CC08 CC09
 4C061 AA00 BB02 CC06 DD10 JJ17
 JJ19 NN03 NN10 UU06 UU08

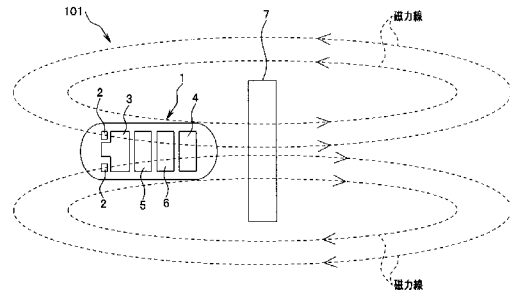
(54) 【発明の名称】 生体情報取得装置、生体観察システム及び生体観察システムの駆動方法

(57) 【要約】

【課題】内蔵バッテリーの消耗を従来に比べて抑制可能な生体情報取得装置等を提供する。

【解決手段】本発明の生体情報取得装置は、生体内において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生体外へ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、電源部から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、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内において生体情報を取得する生体情報取得部と、
前記生体情報を無線により前記生体外へ伝送する無線伝送部と、
前記生体情報取得部及び前記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、
前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記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、
を有することを特徴とする生体情報取得装置。

【請求項 2】

前記磁界検知部は、外部からの交流磁界を検知した際に前記電気信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報取得装置。

【請求項 3】

前記電力供給制御部は、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記無線伝送部への駆動電力の供給開始及び供給停止を切り替えるスイッチ部であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の生体情報取得装置。

【請求項 4】

前記電気信号は、前記スイッチ部のオン及びオフを制御するための信号であることを特徴とする請求項 3 に記載の生体情報取得装置。

【請求項 5】

前記磁界検知部は、外部からの交流磁界に応じて両端に電位差を生じるコイルを含むことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか一に記載の生体情報取得装置。

【請求項 6】

前記磁界検知部を複数有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか一に記載の生体情報取得装置。

【請求項 7】

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 乃至請求項 6 のいずれか一に記載の生体情報取得装置。

【請求項 8】

生体内において生体情報を取得する生体情報取得部と、前記生体情報を無線により前記生体外へ伝送する無線伝送部と、前記生体情報取得部及び前記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、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記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、

前記生体情報取得装置の外部において交流磁界を発生する磁界発生部と、
を有することを特徴とする生体観察システム。

【請求項 9】

前記磁界検知部は、前記磁界発生部から発生される交流磁界を検知した際に前記電気信号を出力することを特徴とする請求項 8 に記載の生体観察システム。

【請求項 10】

前記電力供給制御部は、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記無線伝送部への駆動電力の供給開始及び供給停止を切り替えるスイッチ部であることを特徴とする請求項 8 または請求項 9 に記載の生体観察システム。

【請求項 11】

前記電気信号は、前記スイッチ部のオン及びオフを制御するための信号であることを特徴とする請求項 10 に記載の生体観察システム。

【請求項 12】

前記磁界検知部は、前記磁界発生部から発生される交流磁界に応じて両端に電位差を生じるコイルを含むことを特徴とする請求項 8 乃至請求項 11 のいずれか一に記載の生体観

10

20

30

40

50

察システム。

【請求項 13】

前記磁界検知部を複数有することを特徴とする請求項 8 乃至請求項 12 のいずれかーに記載の生体観察システム。

【請求項 14】

前記磁界発生部を複数有することを特徴とする請求項 8 乃至請求項 11 のいずれかーに記載の生体観察システム。

【請求項 15】

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 8 乃至請求項 14 のいずれかーに記載の生体観察システム。

10

【請求項 16】

前記請求項 8 乃至請求項 15 のいずれかー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断続的に発せられる交流磁界に応じ、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わ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 17】

前記請求項 8 乃至請求項 15 のいずれかー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交流磁界が発せられている期間のみ、前記生体情報取得装置の電源がオンさ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 18】

前記請求項 8 乃至請求項 15 のいずれかー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交流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。

20

【請求項 19】

前記請求項 8 乃至請求項 15 のいずれかー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断続的に発せられる、周波数の漸次変化を伴う交流磁界に応じ、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 20】

前記生体情報取得装置は、前記交流磁界の印加により前記生体外においてオンされることを特徴とする前記請求項 16 乃至請求項 19 のいずれかーに記載の生体観察システムの駆動方法。

30

【請求項 21】

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 16 乃至請求項 20 のいずれかー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、生体情報取得装置、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情報取得装置、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。

40

【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、生体内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】

50

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。

【 0 0 0 4 】

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を具備することにより、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より電源がオフし、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、前記リードスイッチの接点が開くことにより電源がオンするように構成されている。

10

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 2 2 4 5 5 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

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内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、生体内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。

20

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

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情報取得装置、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。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明における生体情報取得装置は、生体内において生体情報を取得する生体情報取得部と、前記生体情報を無線により前記生体外へ伝送する無線伝送部と、前記生体情報取得部及び前記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、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記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、を有することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

40

本発明における生体観察システムは、生体内において生体情報を取得する生体情報取得部と、前記生体情報を無線により前記生体外へ伝送する無線伝送部と、前記生体情報取得部及び前記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、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記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、前記生体情報取得装置の外部において交流磁界を発生する磁界発生部と、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明における生体観察システムの駆動方法は、生体内において生体情報を取得する生体情報取得部と、前記生体情報を無線により前記生体外へ伝送する無線伝送部と、前記生

50

体情報取得部及び前記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、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記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、前記生体情報取得装置の外部において交流磁界を発生する磁界発生部と、を少なくとも有する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断続的に発生される交流磁界に応じ、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わることを特徴とする。

【0011】

本発明における生体観察システムの駆動方法は、生体内において生体情報を取得する生体情報取得部と、前記生体情報を無線により前記生体外へ伝送する無線伝送部と、前記生体情報取得部及び前記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、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記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、前記生体情報取得装置の外部において交流磁界を発生する磁界発生部と、を少なくとも有する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交流磁界が発生されている期間のみ、前記生体情報取得装置の電源がオンされることを特徴とする。

10

【0012】

本発明における生体観察システムの駆動方法は、生体内において生体情報を取得する生体情報取得部と、前記生体情報を無線により前記生体外へ伝送する無線伝送部と、前記生体情報取得部及び前記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、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記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、前記生体情報取得装置の外部において交流磁界を発生する磁界発生部と、を少なくとも有する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交流磁界が発生される度に、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。

20

【0013】

本発明における生体観察システムの駆動方法は、生体内において生体情報を取得する生体情報取得部と、前記生体情報を無線により前記生体外へ伝送する無線伝送部と、前記生体情報取得部及び前記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、前記電気信号に基づき、前記電源部から前記生体情報取得部及び前記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、前記生体情報取得装置の外部において交流磁界を発生する磁界発生部と、を少なくとも有する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断続的に発生される、周波数の漸次変化を伴う交流磁界に応じ、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。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明における生体情報取得装置、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。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0016】

(第1の実施形態)

図1から図3は、本発明の第1の実施形態に係るものである。図1は、第1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、第1の実施形態にお

50

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、第1の実施形態における、電力供給部及び磁界検知部の動作と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示す図である。

【0017】

生体観察システム101は、図1に示すように、生体内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の外部において交流磁界を発生する磁界発生部7と、を具備している。

【0018】

磁界発生部7は、例えば、ユーザの図示しないスイッチ等の操作に応じて、磁界の発生状態をオンまたはオフのいずれかに切り替えることが可能な構成を有している。

10

【0019】

カプセル型内視鏡1は、図1に示すように、生体内の被写体を照明するための照明光を発生する照明部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外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7において発生された交流磁界を検知可能な磁界検知部6と、を内部に有している。

【0020】

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。

20

【0021】

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チャネル型FET9と、磁界検知部6からの出力信号を反転するインバータ10と、を有して構成されている。

【0022】

電力供給制御部及びスイッチ部としての機能を有するPチャネル型FET9は、ソースが電源部8に接続され、ゲートがインバータ10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。

【0023】

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

30

【0024】

磁界検知部6は、磁界発生部7において発生された交流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、磁界検知用コイル11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18と、抵抗14と、共振用コンデンサ16と、を有して構成されている。

【0025】

なお、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。

40

【0026】

整流部18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18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。

【0027】

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。

【0028】

共振用コンデンサ16は、ダイオード12の入力端において、磁界検知用コイル11に

50

対して並列に接続されている。

【 0 0 2 9 】

ここで、本実施形態における電力供給部 5 及び磁界検知部 6 の動作について説明を行う。

【 0 0 3 0 】

まず、時刻 t_1 のタイミングにおいて磁界発生部 7 から交流磁界が発せられると、電磁誘導による電位差が磁界検知用コイル 11 の両端に発生するとともに、該電位差に応じた交流の電気信号が整流部 18 へ出力される。

【 0 0 3 1 】

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 18 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インバータ 10 の入力端へ出力される。このとき、図 3 に示すように、インバータ 10 の入力端側のノード N1 における信号レベルがハイ（以降、H と称する）レベルになることに伴い、インバータ 10 の出力端側のノード N2 における信号レベルがロー（以降、L と称する）レベルになる。

【 0 0 3 2 】

ノード N2 における信号レベルが L レベルになると、P チャネル型 FET 9 がオン状態となるため、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、カプセル型内視鏡 1 の電源がオンされる。

【 0 0 3 3 】

その後、時刻 t_2 のタイミングにおいて磁界発生部 7 における交流磁界の発生が停止されると、平滑用コンデンサ 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とに伴い、図 3 に示すように、ノード N1 における信号レベルが L レベルになるとともに、ノード N2 における信号レベルが H レベルになる。

【 0 0 3 4 】

ノード N2 における信号レベルが H レベルになると、P チャネル型 FET 9 がオフ状態となるため、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、カプセル型内視鏡 1 の電源がオフされる。

【 0 0 3 5 】

そして、時刻 t_3 のタイミングにおいて磁界発生部 7 から再度交流磁界が発せられると、前述した動作によりカプセル型内視鏡 1 の電源がオンされ、以降同様の動作が繰り返される。

【 0 0 3 6 】

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 7 から交流磁界が発せられている期間 T1 において電源がオンし、また、磁界発生部 7 から交流磁界が発せられていない期間 T2 において電源がオフする、という構成を有している。

【 0 0 3 7 】

ところで、磁界検知用コイル 11 は、共振用コンデンサ 16 とともに共振回路を構成している。そのため、本実施形態においては、前記共振回路における共振周波数を磁界発生部 7 から発生される交流磁界の周波数に合わせることにより、磁界発生部 7 から発せられる交流磁界に対する検知感度を向上させつつ、意図しない外乱磁場に対する検知感度を低下させることができ、その結果、カプセル型内視鏡 1 の電源のオンオフの切り替えを確実にできるような、安定した制御が可能となる。

【 0 0 3 8 】

なお、本実施形態のカプセル型内視鏡 1 は、ノード N1 の過度な電位上昇を抑制するための構成として、例えば、リミッタ回路をさらに有して構成されるものであっても良い。

【 0 0 3 9 】

次に、前述した動作を行うカプセル型内視鏡 1 を用いた観察等についての説明を行う。

【 0 0 4 0 】

まず、ユーザは、磁石を具備しない梱包箱または収納ケースに収納されたカプセル型内視鏡 1 を取り出す。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

そして、ユーザは、磁界発生部 7 から発せられる交流磁界によりカプセル型内視鏡 1 の電源をオンし、カプセル型内視鏡 1 の動作確認を行った後、経口により被験者の体内にカプセル型内視鏡 1 を配置する。

【 0 0 4 2 】

なお、本実施形態においては、梱包箱または収納ケースから取り出した後にカプセル型内視鏡 1 の電源をオンするものに限らず、例えば、梱包箱または収納ケースに収納された状態のカプセル型内視鏡 1 に交流磁界を印加することにより、カプセル型内視鏡 1 の電源をオンするものであっても良い。

【 0 0 4 3 】

さらに、本実施形態においては、被験者の体内にカプセル型内視鏡 1 を配置した後、電源をオンし続けることができるとともに、磁界発生部 7 から発せられる交流磁界により電源のオンオフを適宜切り替えることもできる。具体的には、例えば、観察等が必要ない部位を通過している際には、磁界発生部 7 における交流磁界の発生を停止させることによりカプセル型内視鏡 1 の電源をオフし、所望の観察部位に到達した際に、磁界発生部 7 から交流磁界を発生させることによりカプセル型内視鏡 1 の電源をオンするような制御（または操作）が可能である。

【 0 0 4 4 】

以上に述べたように、本実施形態の生体観察システム 1 0 1 は、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 の電源のオンオフを容易に切り替えることが可能な構成を有している。これにより、本実施形態の生体観察システム 1 0 1 は、内蔵バッテリーの消費を従来に比べて抑制可能であるとともに、所望の部位の観察をより確実に行うことを可能としている。

【 0 0 4 5 】

（第 2 の実施形態）

図 4 及び図 5 は、本発明の第 2 の実施形態に係るものである。図 4 は、第 2 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 5 は、第 2 の実施形態における、電力供給部及び磁界検知部の動作と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示す図である。

【 0 0 4 6 】

なお、以降の説明において、第 1 の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施形態においては、第 1 の実施形態と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【 0 0 4 7 】

本実施形態の電力供給部 5 A は、図 4 に示すように、電源部 8 と、磁界検知部 6 からの出力信号を 2 分周する分周回路 1 5 と、Pチャネル型 F E T 9 A と、を有して構成されている。

【 0 0 4 8 】

電力供給制御部及びスイッチ部としての機能を有する Pチャネル型 F E T 9 A は、ソースが電源部 8 に接続され、ゲートが分周回路 1 5 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。

【 0 0 4 9 】

ここで、本実施形態における電力供給部 5 A 及び磁界検知部 6 の動作について説明を行う。

【 0 0 5 0 】

まず、時刻 t_1 のタイミングにおいて磁界発生部 7 から交流磁界が発せられると、電磁誘導による電位差が磁界検知用コイル 1 1 の両端に発生するとともに、該電位差に応じた交流の電気信号が整流部 1 8 へ出力される。

【 0 0 5 1 】

そして、磁界検知用コイル 1 1 から出力された交流の電気信号は、整流部 1 8 において

10

20

30

40

50

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。このとき、図 5 に示すように、分周回路 15 の入力端側のノード N 3 における信号レベルが H レベルになる。その後、時刻 t_{12} のタイミングにおいて磁界発生部 7 における交流磁界の発生が停止されると、平滑用コンデンサ 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とに伴い、図 5 に示すように、ノード N 3 における信号レベルが L レベルになる。

【0052】

すなわち、ノード N 3 における信号レベルは、磁界発生部 7 から交流磁界が発せられている期間 T 11 において H レベルとなり、また、磁界発生部 7 から交流磁界が発せられていない期間 T 12 において L レベルとなる。

10

【0053】

一方、分周回路 15 の出力端側のノード N 4 は、磁界検知部 6 からの出力信号に応じ、図 5 に示す時刻 t_{11} から時刻 t_{13} までの期間（期間 T 13）において L レベルとなり、また、図 5 に示す時刻 t_{13} から（時刻 t_{14} を経た後の）時刻 t_{15} までの期間（期間 T 14）において H レベルとなる。

【0054】

そして、ノード N 4 における信号レベルが L レベルになると、P チャネル型 FET 9A がオン状態となるため、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、時刻 t_{11} から時刻 t_{13} までの期間（換言すると期間 T 13 の間）カプセル型内視鏡 1 の電源がオンされる。また、ノード N 4 における信号レベルが H レベルになると、P チャネル型 FET 9A がオフ状態となるため、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、時刻 t_{13} から時刻 t_{15} までの期間（換言すると期間 T 14 の間）カプセル型内視鏡 1 の電源がオフされる。

20

【0055】

なお、電力供給部 5A を有する本実施形態のカプセル型内視鏡 1 を用いた観察等についての説明は、第 1 の実施形態において述べた手順と同様の手順により実施可能であるため、本実施形態における説明は省略する。

【0056】

以上に述べたように、電力供給部 5A を有する本実施形態のカプセル型内視鏡 1 は、磁界発生部 7 から交流磁界が発生される毎に電源のオンオフが切り替わる、という構成を有している。これにより、電力供給部 5A を有する本実施形態のカプセル型内視鏡 1 は、ごく短い時間の交流磁界の印加により電源のオンオフを切り替えることができる。その結果、電力供給部 5A を有する本実施形態のカプセル型内視鏡 1 は、第 1 の実施形態において述べた効果に加え、ユーザ及び被験者への負担を軽減することができる、という効果をさらに発揮する。

30

【0057】

なお、以上に述べた各実施形態において、生体観察システム 101 は、磁界発生部 7 を 1 つだけ具備して構成されるものに限らず、磁界発生部 7 を複数具備して構成されるものであっても良い。

40

【0058】

具体的には、生体観察システム 101 は、例えば、交流磁界の発生方向が相互に直交するように配置された、3 個の磁界発生部 7 を具備して構成されるものであっても良い。

【0059】

そして、生体観察システム 101 は、前述したような 3 個の磁界発生部 7 を具備して構成されることにより、カプセル型内視鏡 1 において効率的に交流磁界の検知を行うことができる。

【0060】

（第 3 の実施形態）

図 6 は、本発明の第 3 の実施形態に係るものである。図 6 は、第 3 の実施形態における

50

、電力供給部及び磁界検知部の動作と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示す図である。

【 0 0 6 1 】

なお、以降の説明において、第 1 の実施形態または第 2 の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施形態のカプセル型内視鏡は、第 2 の実施形態のカプセル内視鏡の構成と同様の構成を有するものである。そのため、以降においては、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【 0 0 6 2 】

図 6 に示すように、時刻 t_{21} から時刻 t_{24} までの期間（期間 T_{21} ）は、磁界発生部 7 から交流磁界が発せられている期間である。また、図 6 に示すように、時刻 t_{24} から時刻 t_{25} までの期間（期間 T_{22} ）は、磁界発生部 7 から交流磁界が発せられていない期間である。

10

【 0 0 6 3 】

本実施形態において、磁界発生部 7 は、図 6 に示すような交流磁界、すなわち、時刻 t_{21} から時刻 t_{24} までの期間（期間 T_{21} ）にかけて周波数が漸次増加する磁界を発生する。これにより、例えば、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を f_r 、掃引される下限周波数を f_1 、及び、掃引される上限周波数を f_2 とした場合、共振周波数 f_r にばらつきが生じたとしても、常に $f_1 < f_r < f_2$ となるように掃引される周波数の上限及び下限が決定される。

20

【 0 0 6 4 】

なお、本実施形態において、磁界発生部 7 は、所定の期間内において周波数が漸次増加する磁界を発生するものに限らず、該所定の期間内において周波数が漸次減少する磁界を発生するものであっても良い。

【 0 0 6 5 】

一方、期間 T_{21} において周波数が漸次増加する磁界が磁界発生部 7 から発せられた場合、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 近辺において、該共振回路に交流電圧が発生する。具体的には、図 6 の時刻 t_{22} から時刻 t_{23} までの期間において、前記共振回路に交流電圧が発生する。

【 0 0 6 6 】

すなわち、磁界発生部 7 から発せられた交流磁界の周波数が時間経過とともに増加し、前記共振回路の共振周波数 f_r に近づくと、磁界検知用コイル 11 の両端に電位差が発生する。その後、磁界発生部 7 から発せられた交流磁界の周波数が共振周波数 f_r を超えてさらに増加し、共振周波数 f_r との差が大きくなると、磁界検知用コイル 11 の両端に発生していた電位差がなくなる。

30

【 0 0 6 7 】

そして、磁界検知用コイル 11 の両端に発生した電位差に基づく電気信号が整流部 18 を経ることにより、図 6 に示すように、時刻 t_{22} から時刻 t_{23} までの期間において、ノード N3 の信号レベルが H レベルになる。また、図 6 に示すように、時刻 t_{25} から時刻 t_{26} から時刻 t_{27} までの期間において、ノード N3 の信号レベルが H レベルになる。

40

【 0 0 6 8 】

すなわち、本実施形態の磁界検知部 6 は、周波数が漸次増加する交流磁界が磁界発生部 7 から 1 回分発せられる毎に、1 つのパルスを出力する。

【 0 0 6 9 】

そして、時刻 t_{21} から時刻 t_{24} までの期間に生じたパルス信号である、($t_{23} - t_{22}$) をパルス幅とする H レベルのパルス信号が分周回路 15 に入力されると、ノード N4 の信号レベルが L レベルになるとともに、P チャネル型 FET 9A がオン状態となる。これにより、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、時刻 t_{22} から時刻 t_{26} までの期間カプセル型内視鏡 1 の電源がオン

50

される。

【0070】

また、時刻 t_{25} から時刻 t_{28} までの期間に生じたパルス信号である、($t_{27} - t_{26}$) をパルス幅とする H レベルのパルス信号が分周回路 15 に入力されると、ノード N4 の信号レベルが H レベルになるとともに、P チャネル型 FET 9A がオフ状態となる。これにより、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、時刻 t_{26} から次にノード N4 の信号レベルが L レベルになる時刻までの期間カプセル型内視鏡 1 の電源がオフされる。

【0071】

なお、本実施形態において、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 Q 値、及び、磁界発生部 7 から発せられる交流磁界の周波数の掃引速度は、分周回路 15 の動作速度に応じたものとして各々設定される。

【0072】

なお、本実施形態のカプセル型内視鏡 1 を用いた観察等についての説明は、第 1 の実施形態において述べた手順と同様の手順により実施可能であるため、本実施形態における説明は省略する。

【0073】

以上に述べたように、本実施形態のカプセル型内視鏡 1 は、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 に個体差が生じた場合においても、磁界発生部 7 から発せられる交流磁界の周波数と該共振周波数 f_r とを合わせこむための作業を行うことなく電源のオンオフを切り替えることができる。その結果、本実施形態のカプセル型内視鏡 1 は、第 1 の実施形態において述べた効果に加え、電源のオンオフの切り替えを容易かつ安定的に行うことができる、という効果をさらに発揮する。

【0074】

なお、生体観察システム 101 が 1 つの磁界発生部 7 を有して構成される場合において、カプセル型内視鏡 1 は、磁界検知用コイル 11 を 1 つだけ具備して構成されるものに限らず、磁界検知用コイル 11 を複数具備して構成されるものであっても良い。

【0075】

具体的には、カプセル型内視鏡 1 は、例えば、カプセル型内視鏡 1 の前後方向（長手軸方向）に相当する x 方向、カプセル型内視鏡 1 の左右方向に相当する y 方向、及び、カプセル型内視鏡 1 の上下方向に相当する z 方向というような、相互に直交する有効軸を各々有して配置された 3 個の磁界検知用コイル 11 を具備して構成されるものであっても良い。

【0076】

そして、カプセル型内視鏡 1 は、前述したような 3 個の磁界検知用コイル 11 を具備して構成されることにより、磁界発生部 7 から発せられた交流磁界の検知感度を向上させることができる。

【0077】

なお、以上に述べた各実施形態は、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、生体内の温度または 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ものであっても良い。

【0078】

また、以上に述べた各実施形態におけるカプセル型内視鏡は、被験者の体内に配置される前後の所望のタイミングにおいて、電源のオンオフの切り替えが可能であることは勿論である。

【0079】

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】

【0080】

10

20

30

40

50

【図1】本発明の第1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】本発明の第1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】本発明の第1の実施形態における、電力供給部及び磁界検知部の動作と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示す図。

【図4】本発明の第2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5】本発明の第2の実施形態における、電力供給部及び磁界検知部の動作と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示す図。

【図6】本発明の第3の実施形態における、電力供給部及び磁界検知部の動作と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示す図。

10

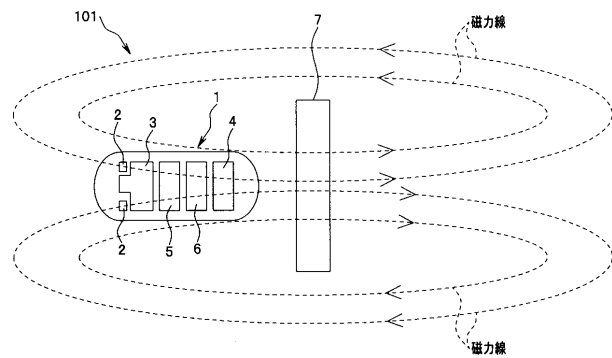
【符号の説明】

【0081】

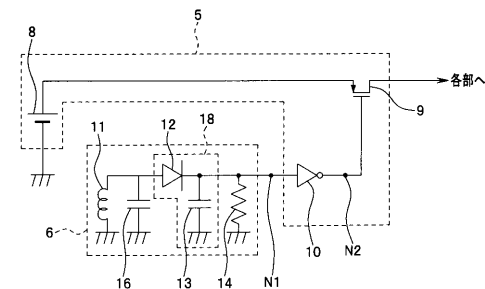
- 1 カプセル型内視鏡
- 2 照明部
- 3 撮像部
- 4 無線伝送部
- 5, 5A 電力供給部
- 6 磁界検知部
- 7 磁界発生部
- 101 生体観察システム

20

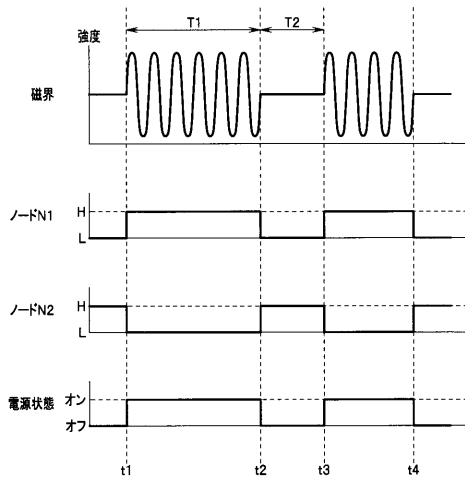
【図1】



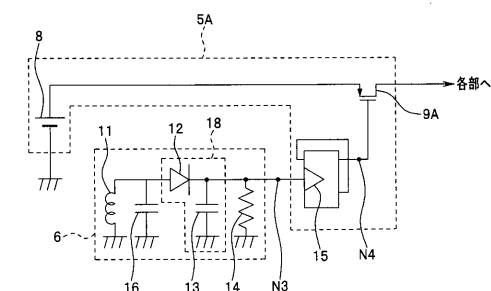
【図2】



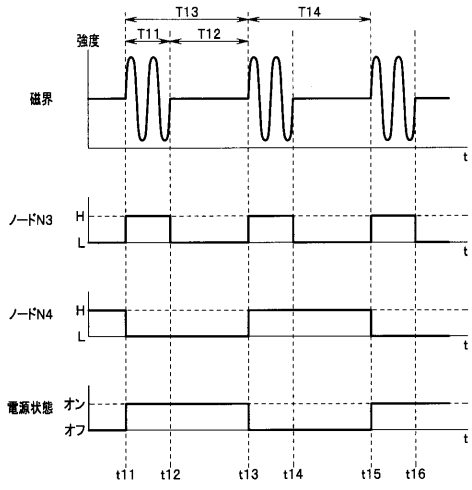
【図3】



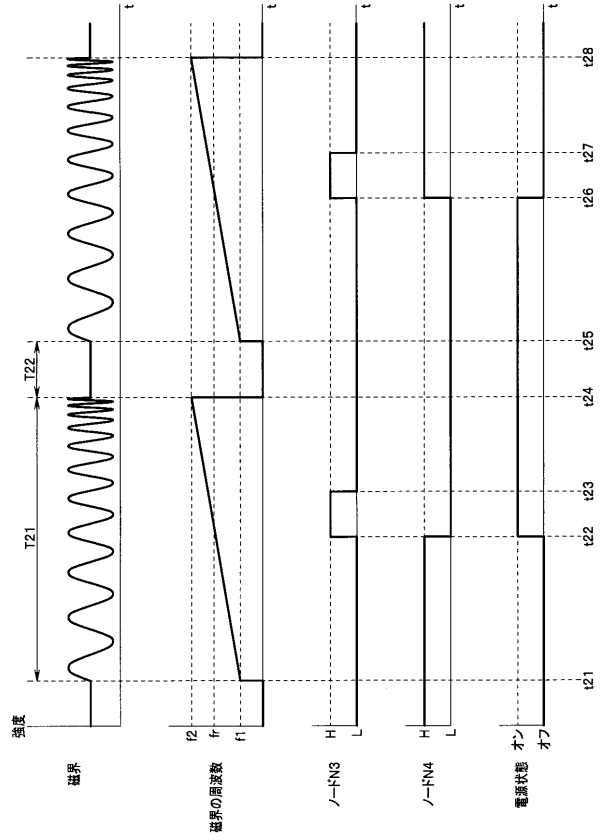
【図4】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	生物信息采集装置，生物观测系统和生物观测系统的驱动方法		
公开(公告)号	JP2009089907A	公开(公告)日	2009-04-30
申请号	JP2007263700	申请日	2007-10-09
[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 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/041 A61B2560/0209		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/045.642		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/NN10 4C061/UU06 4C061/UU08 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/NN10 4C161/UU06 4C161/UU08		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5635224B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：与传统装置相比，提供抑制内置电池消耗的生物体信息获取装置等。解决方案：根据本发明的生物体信息获取装置包括：生物体信息获取部分，用于获取生物体内生物信息；无线发送部，用于将生物体信息无线发送到生物体外；用于提供生物体信息获取部分和无线传输部分的驱动功率的电源部分；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从电源部分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。

