

(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2009-261462

(P2009-261462A)

(43) 公開日 平成21年11月12日(2009.11.12)

(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 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 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-111609 (P2008-111609)
 (22) 出願日 平成20年4月22日 (2008. 4. 22)

(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 吉沢 深
 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 CC03 CC08 CC09
 4C061 CC06 DD10 FF40 LL02 NN03
 QQ06 UU06

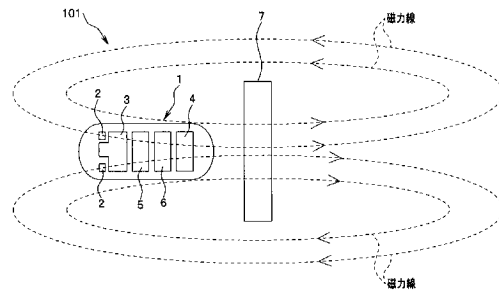
(54) 【発明の名称】 生体観察システム及び生体観察システムの駆動方法

(57) 【要約】

【課題】内蔵バッテリーの消耗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、を具備する生体情報取得装置と、共振により磁界を発生する共振回路と、共振回路を駆動するための駆動電圧を供給する駆動回路と、を具備し、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。

【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、該生体情報を無線により該生体外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、

共振により磁界を発生する共振回路と、該共振回路を駆動するための駆動電圧を供給する駆動回路と、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。

10

【請求項 2】

前記駆動回路は、所定の周波数を具備する矩形波状の電圧を前記駆動電圧として前記共振回路へ供給することを特徴する請求項 1 に記載の生体観察システム。

【請求項 3】

前記共振回路の共振周波数と、前記所定の周波数とが一致することを特徴とする請求項 2 に記載の生体観察システム。

【請求項 4】

前記磁界検知部は、前記所定の周波数と一致する共振周波数により、前記磁界発生部から発せられた磁界を検知可能な回路を具備することを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の生体観察システム。

20

【請求項 5】

前記駆動回路は、ステップ状の電圧を前記駆動電圧として前記共振回路へ供給することを特徴する請求項 1 に記載の生体観察システム。

【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請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかーに記載の生体観察システム。

【請求項 7】

前記請求項 1 乃至請求項 6 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。

30

【請求項 8】

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 7 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。

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】

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。

50

【 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。

【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。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。

【 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容易に制御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】

【 0 0 0 8 】

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、該生体情報を無線により該生体外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、共振により磁界を発生する共振回路と、該共振回路を駆動するための駆動電圧を供給する駆動回路と、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。

【 0 0 0 9 】

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、該生体情報を無線により該生体外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、共振により磁界を発生する共振回路と、該共振回路を駆動するための駆動電圧を供給する駆動回路と、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

10

20

30

40

50

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】

(第1の実施形態)

図1から図5は、本発明の第1の実施形態に係るものである。図1は、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である。図2は、本発明の第1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3は、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である。図4は、本発明の第1の実施形態における磁界発生部の動作状態を示すタイミングチャートである。図5は、本発明の第1の実施形態における電力供給部の動作状態と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関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の外部において磁界を発生する磁界発生部7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】

磁界発生部7は、ユーザによる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に切り替えることが可能な構成を有している。

【0017】

また、磁界発生部7は、図2に示すように、共振回路20と、共振回路20を駆動する駆動回路50と、を有して構成されている。また、共振回路20は、磁界発生用コイル18と、共振用コンデンサ19とを具備している。

【0018】

なお、磁界発生用コイル18のインダクタンスがL1であり、共振用コンデンサ19のキャパシタンスがC1である場合、共振回路20における共振周波数fr1の値は、下記数式(1)により算出される。また、本実施形態の磁界発生部7においては、共振周波数fr1と、駆動回路50から供給される駆動電圧の周波数f1とが一致するように、インダクタンスL1及びキャパシタンスC1の値が夫々設定されているものとする。

【0019】

$$fr1 = 1 / 2\pi \sqrt{L1 \cdot C1} \quad \dots (1)$$

10

20

30

40

50

一方、電力供給部 5 は、図 3 に示すように、電池等からなる電源部 8 と、Pチャネル型 FET 9 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。

【0020】

Pチャネル型 FET 9 は、ドレインが電源部 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、ソースが照明部 2、撮像部 3 及び無線伝送部 4 に各々接続されている。

【0021】

なお、電力供給部 5 は、Pチャネル型 FET 9 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。

10

【0022】

磁界検知部 6 は、磁界発生部 7 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、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 40 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。

【0023】

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。

【0024】

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。

20

【0025】

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。

【0026】

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 に対して並列に接続されている。

30

【0027】

なお、磁界検知用コイル 11 のインダクタンスが $L2$ であり、共振用コンデンサ 16 のキャパシタンスが $C2$ である場合、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_{r2} の値は、下記数式 (2) により算出される。また、本実施形態の磁界検知部 6 においては、共振周波数 f_{r2} と、駆動回路 50 から供給される駆動電圧の周波数 f_1 とが一致するように、インダクタンス $L2$ 及びキャパシタンス $C2$ の値が夫々設定されているものとする。

【0028】

$$f_{r2} = 1 / 2\pi \sqrt{L2 \cdot C2} \quad \dots (2)$$

40

ここで、本実施形態における電力供給部 5、磁界検知部 6 及び磁界発生部 7 の動作について説明を行う。

【0029】

まず、駆動回路 50 は、図 4 に示すように、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの間 (期間 T_1) において、矩形波状の駆動電圧を周波数 f_1 により連続的に発生する。そして、周波数 f_1 の前記駆動電圧は、磁界発生用コイル 18 及び共振用コンデンサ 19 に供給される。

【0030】

本実施形態の磁界発生部 7 においては、共振周波数 f_{r1} と周波数 f_1 とが一致するよ

50

うに、インダクタンス L_1 及びキャパシタンス C_1 の値が夫々設定されている。これにより、本実施形態の磁界発生部7においては、駆動回路50の駆動電圧の大きさを設定する場合に、共振回路20に生じる各寄生素子のうち、抵抗成分のみによるロスを考慮すれば良い。その結果、本実施形態の磁界発生部7によれば、消費電力を低く抑えつつ磁界を発生することができる。

【0031】

また、駆動回路50は、図4に示すように、時刻 t_2 から時刻 t_3 までの間(期間 T_2)において、駆動電圧の発生を停止する。

【0032】

そして、駆動回路50は、前述したような駆動電圧の発生及び停止を時刻 t_3 以降も繰り返し行う。

【0033】

一方、図4に示すように、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの間において、駆動回路50において発せられた駆動電圧が共振回路20に供給されることにより、共振周波数 f_{r1} の共振が共振回路20において発生し、交流のコイル電流が磁界発生用コイル18に流れる。

【0034】

これにより、磁界発生用コイル18は、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの間において、前記コイル電流に応じた磁界である、周波数 f_1 の磁界を発生する。なお、磁界発生用コイル18は、駆動回路50からの駆動電圧の供給が停止される期間である、時刻 t_2 から時刻 t_3 までの間においては、前述した磁界を発生しない。

【0035】

そして、共振回路20の磁界発生用コイル18は、前述したような周波数 f_1 の磁界の発生及び停止を時刻 t_3 以降も繰り返し行う。

【0036】

一方、磁界発生部7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。

【0037】

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5に示すように、時刻 t_1 の略直後のタイミングである時刻 t_{1a} 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。

【0038】

その後、磁界発生部7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5に示すように、HレベルからLレベルへ遷移する。

【0039】

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においては、磁界発生部7から磁界が発せられている期間 T_1 に電位レベルがLレベルからHレベルへ遷移し、また、磁界発生部7から磁界が発せられていない期間 T_2 に電位レベルがHレベルからLレベルへ遷移する。

【0040】

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_{1a} において、HレベルからLレベルへ遷移する。

【0041】

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チャンネル型FET9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5に示すように、

10

20

30

40

50

時刻 t_{1a} において、カプセル型内視鏡 1 の電源がオンされる。

【0042】

図 5 に示すように、ノード N 2 の電位レベルは、ノード N 1 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 N 2 の電位レベルは、ノード N 1 の電位が再度 L レベルから H レベルへ遷移するタイミングであり、かつ、時刻 t_3 の略直後のタイミングである、時刻 t_{3a} 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 5 に示すように、時刻 t_{1a} から時刻 t_{3a} までの間において、オン状態を維持する。

【0043】

また、図 5 に示すように、ノード N 2 の電位レベルは、時刻 t_{3a} 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。これにより、図 5 に示すように、時刻 t_{3a} において、カプセル型内視鏡 1 の電源がオフされる。

10

【0044】

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 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。

【0045】

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。

20

【0046】

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 7 から発せられる磁界の周波数 f_1 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_{r2} 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 7 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を行うことができる。

30

【0047】

さらに、本実施形態の生体観察システム 101 によれば、磁界発生部 7 において磁界を発生する際に要する駆動電圧を低減することができる。

【0048】

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 が生体内に配置されている場合に限らず、カプセル型内視鏡 1 が生体外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。

【0049】

(第 2 の実施形態)

図 6 及び図 7 は、本発明の第 2 の実施形態に係るものである。図 6 は、本発明の第 2 の実施形態における磁界発生部の動作状態を示すタイミングチャートである。図 7 は、本発明の第 2 の実施形態における電力供給部の動作状態と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示すタイミングチャートである。

40

【0050】

なお、本実施形態における生体観察システムは、第 1 の実施形態における生体観察システム 101 と略同様の構成を有している。そのため、本実施形態においては、第 1 の実施形態における生体観察システム 101 と異なる動作を行う部分について主に説明を行うものとする。

【0051】

ここで、本実施形態における電力供給部 5、磁界検知部 6 及び磁界発生部 7 の動作につ

50

いて説明を行う。

【0052】

まず、駆動回路50は、図6に示すように、時刻 t_{11} において、ステップ状の駆動電圧を発生する。そして、ステップ状の前記駆動電圧は、磁界発生用コイル18及び共振用コンデンサ19に供給される。

【0053】

一方、駆動回路50において発生された駆動電圧が共振回路20に供給されることにより、共振周波数 f_{r1} の共振が共振回路20において発生し、交流のコイル電流が磁界発生用コイル18に流れ始める。

【0054】

磁界発生用コイル18に流れる交流のコイル電流は、図6に示すように、共振回路20に寄生する抵抗成分によるロスにより次第に減衰してゆき、時刻 t_{12} までには0となる。すなわち、前記コイル電流は、時刻 t_{11} から時刻 t_{12} までの期間に比べて短い期間である、駆動回路50から駆動電圧が供給されたタイミング以降の所定の期間においてのみ磁界発生用コイル18に流れる。

【0055】

また、磁界発生用コイル18は、図6に示すように、自身に流れる交流のコイル電流に応じた磁界を発生する。すなわち、磁界発生用コイル18において発生される磁界は、自身に流れるコイル電流の減衰に伴って次第に減衰してゆき、時刻 t_{12} までには0となる。

【0056】

一方、駆動回路50は、図6に示すように、磁界発生用コイル18に流れるコイル電流が0となった以降の時刻 t_{12} において、共振回路20に供給する駆動電圧を、共振回路20の共振周波数 f_{r1} に比べて十分に低い周波数により徐々に減少させてゆく。これにより、時刻 t_{12} から駆動電圧が減少しきるまでの間において、磁界発生用コイル18における磁界の発生を防ぐことができる。

【0057】

本実施形態の磁界発生部7は、以上に述べたような動作を行うことにより、電力を消費する期間を、駆動回路50からステップ状の駆動電圧を発生させる期間に限定することができる。そのため、本実施形態によれば、磁界発生部7における消費電力を低減することができる。

【0058】

また、以上に述べたように、本実施形態の駆動回路50は、ステップ状の駆動電圧を発生する比較的単純な構成を有するものである。そのため、本実施形態によれば、磁界発生部7を比較的簡易に構成することができる。

【0059】

一方、磁界発生部7からの磁界の発生が時刻 t_{11} 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。

【0060】

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7に示すように、時刻 t_{11} の略直後のタイミングである時刻 t_{11a} において、LレベルからHレベルへ遷移する。

【0061】

その後、磁界発生部7からの磁界の減衰が進むと、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7に示すように、HレベルからLレベルへ遷移する。

【0062】

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においては、磁界が磁界

10

20

30

40

50

発生部 7 から発せられた略直後に電位レベルが L レベルから H レベルへ遷移し、該磁界のレベルが所定のレベル以下に減衰した際に電位レベルが H レベルから L レベルへ遷移する。

【 0 0 6 3 】

また、分周回路 1 5 の入力端には、ノード N 1 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 1 5 の出力端側のノード N 2 の電位レベルは、時刻 $t 1 1 a$ において、H レベルから L レベルへ遷移する。

【 0 0 6 4 】

そして、ノード N 2 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 チャンネル型 F E T 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 7 に示すように、時刻 $t 1 1 a$ において、カプセル型内視鏡 1 の電源がオンされる。

10

【 0 0 6 5 】

図 7 に示すように、ノード N 2 の電位レベルは、ノード N 1 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 N 2 の電位レベルは、ノード N 1 の電位が再度 L レベルから H レベルへ遷移するタイミングであり、かつ、磁界発生部 7 から磁界が再度発生される時刻 $t 1 3$ の略直後のタイミングである、時刻 $t 3 a$ 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 7 に示すように、時刻 $t 1 1 a$ から時刻 $t 1 3 a$ までの間において、オン状態を維持する。

【 0 0 6 6 】

また、図 7 に示すように、ノード N 2 の電位レベルは、時刻 $t 1 3 a$ 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 チャンネル型 F E T 9 がオン状態からオフ状態へ遷移し、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停止される。すなわち、図 7 に示すように、時刻 $t 1 3 a$ において、カプセル型内視鏡 1 の電源がオフされる。

20

【 0 0 6 7 】

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 において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 6 8 】

そのため、本実施形態の生体観察システム 1 0 1 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 の消費を従来に比べて容易に制御可能である。

30

【 0 0 6 9 】

さらに、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 によれば、磁界発生部 7 において消費される電力を低減することができ、また、磁界発生部 7 を簡易に構成することができる。

【 0 0 7 0 】

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 が生体内に配置されている場合に限らず、カプセル型内視鏡 1 が生体外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。

40

【 0 0 7 1 】

また、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。

【 0 0 7 2 】

さらに、以上に述べた各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リミッタ回路を付加するものであっても良い。

【 0 0 7 3 】

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

50

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】

【0074】

【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磁界発生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具体的な構成の一例を示す図。

【図4】本発明の第1の実施形態における磁界発生部の動作状態を示すタイミングチャート。

【図5】本発明の第1の実施形態における電力供給部の動作状態と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示すタイミングチャート。

10

【図6】本発明の第2の実施形態における磁界発生部の動作状態を示すタイミングチャート。

【図7】本発明の第2の実施形態における電力供給部の動作状態と、カプセル型内視鏡の電源状態との相関を示すタイミングチャート。

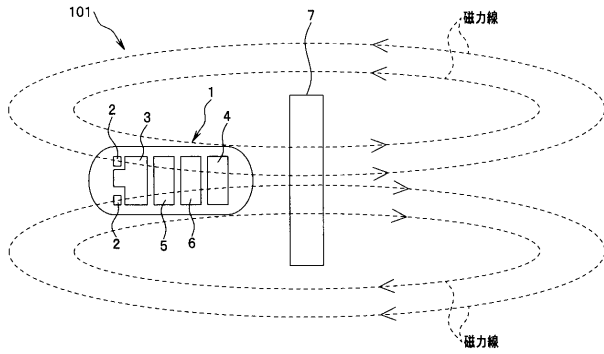
【符号の説明】

【0075】

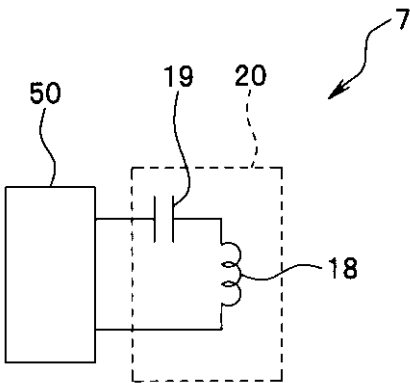
- 1 カプセル型内視鏡
- 2 照明部
- 3 撮像部
- 4 無線伝送部
- 5 電力供給部
- 6 磁界検知部
- 7 磁界発生部
- 20 共振回路
- 50 駆動回路
- 101 生体観察システム

20

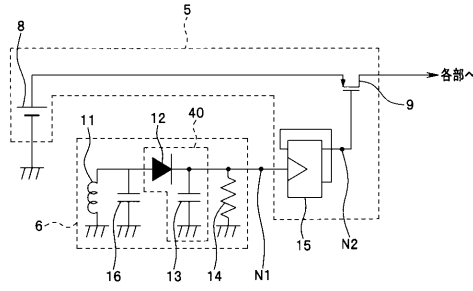
【図1】



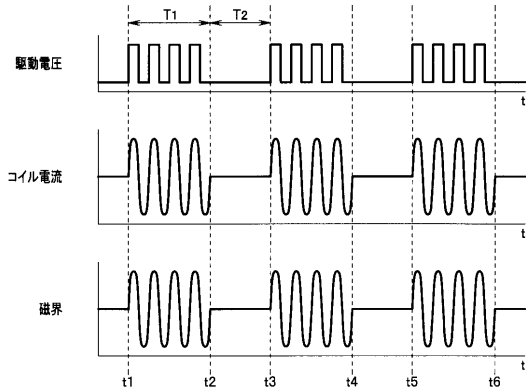
【図2】



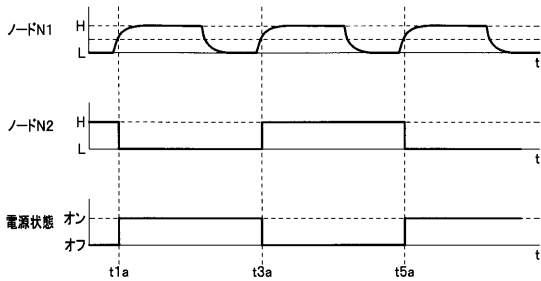
【図3】



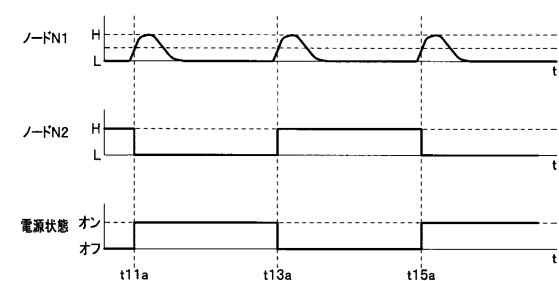
【図4】



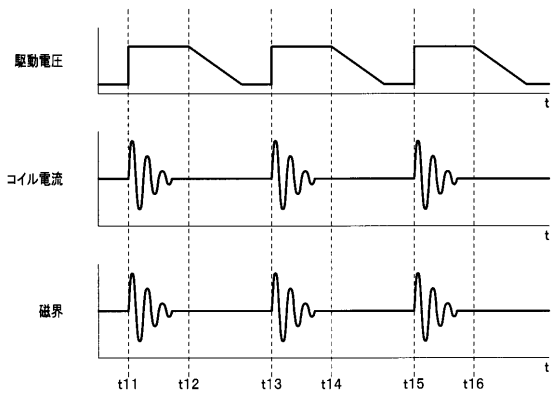
【図5】



【図7】



【図6】



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	JP2009261462A	公开(公告)日	2009-11-12
申请号	JP2008111609	申请日	2008-04-22
[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	A61B1/041 A61B1/00016 A61B5/073 A61B2560/0271		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.718 A61B1/04.510		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/QQ06 4C161/UU06		
代理人(译)	伊藤 进		

摘要(译)

要解决的问题：与传统系统相比，提供抑制内部电池耗尽的生物体观察系统等。→解决方案：生物体观察系统包括：生物体信息获取装置，包括：生物体信息获取部分，用于在生物体内获取生物体信息；无线发送部，用于将生物体信息无线发送到生物体外；用于为生物体信息获取部分和无线传输部分提供驱动电力的电源部分；磁场检测部分，用于检测来自外部的磁场，并将检测结果作为电信号输出；电源控制部分，用于根据电信号控制从电源部分向生物体信息获取部分和无线传输部分供应的驱动电力的供应条件；磁场产生部分设置在生物体信息获取装置的外部，并包括用于通过谐振产生磁场的谐振电路和用于提供驱动谐振电路的驱动电压的驱动电路。Z

