

(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2010-246682  
(P2010-246682A)

(43) 公開日 平成22年11月4日 (2010.11.4)

|                        |                      |             |
|------------------------|----------------------|-------------|
| (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 9 O L (全 24 頁)

|           |                            |          |                                |
|-----------|----------------------------|----------|--------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2009-98166 (P2009-98166) | (71) 出願人 | 000000376                      |
| (22) 出願日  | 平成21年4月14日 (2009. 4. 14)   |          | 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 CC08                     |
|           |                            |          | 4C061 FF41 HH51 JJ17 LL02 QQ06 |
|           |                            |          | QQ09 RR01 RR24                 |

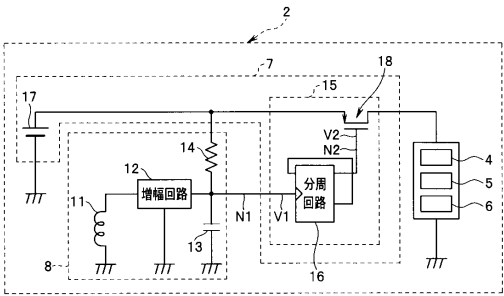
(54) 【発明の名称】 生体内観察システム及びこの生体内観察システムの駆動方法

(57) 【要約】

【課題】電源のオン状態とオフ状態との切り替えを容易で且つ確実に行うことができるとともに、内蔵電池の消耗を抑える制御を可能にする。

【解決手段】本発明の生体内観察システム1は、生体内情報取得部4～6と、電源部17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8と、この電気信号に基づき生体内情報取得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部7とを有する生体内観察装置2と、生体内観察装置2の外部に配置され、前記磁界を発生させる磁界発生部3とを具備し、磁界検知部8は、磁界発生部3により発生した外部からの磁界を検知する磁界検知用コイル11と、この磁界検知用コイル11に発生した磁界に応じた信号を増幅して前記電気信号として出力する増幅回路12とを有している。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体内の情報を取得する生体内情報取得部と、前記生体内情報取得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内情報取得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、前記磁界を発生させる磁界発生部と、  
を具備し、

前記生体内観察装置の前記磁界検知部は、前記磁界発生部により発生した外部からの磁界を検知する磁界検知用コイルと、前記磁界検知用コイルに発生した磁界に応じた信号を増幅して前記電気信号として出力する増幅回路とを有していることを特徴とする生体内観察システム。

10

**【請求項 2】**

前記磁界検知部は、1個の前記磁界検知用コイルと、前記磁界検知用コイルに対応した1個の前記増幅回路とを有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】**

前記磁界検知部は、複数個の前記磁界検知用コイルと、1個の前記増幅回路とを有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 4】**

前記磁界検知部は、複数個の前記磁界検知用コイルと、前記複数個の磁界検知用コイルにそれぞれ対応した複数個の前記増幅回路とを有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。

20

**【請求項 5】**

前記増幅回路は、電圧増幅回路であることを特徴とすることを特徴とする請求項1から請求項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】**

前記増幅回路は、電流増幅回路であることを特徴とすることを特徴とする請求項1から請求項4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から請求項4のいずれか1項に記載の生体内観察システム。

30

**【請求項 8】**

前記請求項1から請求項7のいずれか1項に記載の生体内観察システムを駆動するための駆動方法であって、

前記磁界発生部により前記磁界が発生される度に、前記生体内観察装置の電源状態がオン又はオフに切り替えられる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 9】**

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8に記載の生体内観察システムの駆動方法。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体内観察装置により生体内の情報を取得可能な生体内観察システム及びこの生体内観察システムの駆動方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

内視鏡は、従来から医療分野等において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1つとして、被検者が嚥下することにより体腔内に入り、蠕動運動に伴って前記

50

体腔内を移動しつつ体腔内の像を撮像し、撮像した前記体腔内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。

【 0 0 0 3 】

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。図 1 7 は特許文献 1 に開示されたカプセル内視鏡の撮像装置の電源スイッチ部分の構成を示す回路図である。

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 には、図 1 7 に示すように、静磁界中に置かれた状態において磁石による磁気作用を用いて接点が開くリードスイッチ 7 1 を有し、このリードスイッチ 7 1 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電気スイッチ部分に関する構成が記載されている。

10

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 に記載のカプセル内視鏡は、例えば、磁石を備えた梱包箱又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 7 1 の接点が開くことにより電源がオフする。

【 0 0 0 6 】

また、前記カプセル内視鏡は、前記梱包箱又は前記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 7 1 の接点が開くことにより電源がオンする、即ちバッテリー 7 0 から電力が供給される。

【 先行技術文献 】

20

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 2 2 4 5 5 3 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、前記特許文献 1 に記載のカプセル内視鏡は、磁石を備えた梱包箱又は収納ケースから取り出すとき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前の段階において内蔵電池の消耗が始まってしまう。その結果、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、内蔵電池の残量が前記所望の部位での観察不可能なレベルに低下してしまうことにより、前記所望の部位の観察を行うことが出来なくなる虞れがある。

30

【 0 0 0 9 】

また、前記カプセル内視鏡は、一旦電源がオンされた後に、カプセル内視鏡の電源を再度オフするためには、リードスイッチ 7 1 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 に記載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ための煩雑な操作が必要となってしまうといった問題点もあった。

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであり、電源のオン状態とオフ状態との切り替えを容易で且つ確実に行うことができるとともに、内蔵電池の消耗を抑える制御が可能な生体内観察システム及びこの生体内観察システムの駆動方法を提供することを目的とする。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

本発明の生体内観察システムは、生体内の情報を取得する生体内情報取得部と、前記生体内情報取得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内情報取得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、前記磁界を発生させる磁界発生部

50

と、を具備し、前記生体内観察装置の前記磁界検知部は、前記磁界発生部により発生した外部からの磁界を検知する磁界検知用コイルと、前記磁界検知用コイルに発生した磁界に応じた信号を増幅して前記電気信号として出力する増幅回路とを有していることを特徴とする。

【0012】

また、本発明の生体内観察システムの駆動方法は、前記請求項1から請求項7のいずれか1項に記載の生体内観察システムを駆動するための駆動方法であって、前記磁界発生部により前記磁界が発生される度に、前記生体内観察装置の電源状態がオン状態又はオフ状態に切り替えられることを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0013】

本発明の生体内観察システム及びこの生体内観察システムの駆動方法によれば、電源のオン状態とオフ状態との切り替えを容易で且つ確実に行うことができるとともに、内蔵電池の消耗を抑える制御が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の生体内観察システムの第1の実施の形態に係る生体内観察システム全体の構成を示す構成図。

【図2】図1の磁界発生部の内部構成の一例を示すブロック図。

【図3】図1のカプセル型内視鏡の内部構成の一例を示すブロック図。

20

【図4】図3の磁界検知部の具体的な内部構成の一例を示すブロック図。

【図5】第2の実施の形態に係る磁界検知部及び増幅回路の具体的な構成を示す回路図。

【図6】第2の実施の形態の変形例1に係る磁界検知部及び増幅回路の具体的な構成を示す回路図。

【図7】第2の実施の形態の変形例2に係る磁界検知部及び増幅回路の具体的な構成を示す回路図。

【図8】第1の実施の形態のカプセル型内視鏡の各主要部の動作波形を示す波形図。

【図9】第2の実施の形態に係る生体内観察システムの各主要部の動作波形を示す波形図。

。

【図10】第2の実施の形態の変形例1に係る生体内観察システムの各主要部の動作波形を示す波形図。

30

【図11】本発明の第3の実施の形態に係る磁界検知部及び増幅回路の具体的な構成を示す回路図。

【図12】第3の実施の形態に係る生体内観察システムの各主要部の動作波形を示す波形図。

【図13】第3の実施の形態の変形例に係る磁界検知部及び増幅回路の具体的な構成を示す回路図。

【図14】本発明の第4の実施の形態に係る磁界検知部及び増幅回路の具体的な構成を示す回路図。

【図15】第4の実施の形態に係る生体内観察システムの各主要部の動作波形を示す波形図。

40

【図16】第4の実施の形態の変形例に係る磁界検知部及び増幅回路の構成を示す回路図。

。

【図17】従来のカプセル内視鏡の撮像装置の電源スイッチ部分の構成を示す回路図。

【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。

(第1の実施の形態)

本発明の生体内観察システムの第1の実施の形態について、図1から図4及び図8を用いて説明する。

50

図 1 は、第 1 の実施の形態に係る生体内観察システム全体の構成を示す構成図である。

【 0 0 1 6 】

図 1 に示すように、本実施の形態の生体内観察システム 1 は、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 2 と、カプセル型内視鏡 2 の外部に配置され、交流磁界を発生する磁界発生部 3 とを有して構成されている。

【 0 0 1 7 】

磁界発生部 3 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状態又はオフ状態のいずれかに切り替えることが可能に構成されている。

【 0 0 1 8 】

生体内観察装置としてのカプセル型内視鏡 2 は、生体内の被写体を照明するための照明光を発する照明部 4 と、この照明部 4 により照明された前記被写体の像を結像する図示しない対物光学系を有し、この対物光学系により結像された前記被写体の像を撮像信号として出力する撮像部 5 とを少なくとも有して構成された生体内情報取得部を内部に有している。

【 0 0 1 9 】

また、カプセル型内視鏡 2 は、撮像部 5 によって得られた映像信号を体外に伝送するための無線伝送部 6 と、前記照明部 4、前記撮像部 5 及び前記無線伝送部 6 に駆動電力を供給するとともにこの駆動電力の供給を制御する電力供給制御部としての電力供給部 7 と、外部から発生された交流磁界を検知する磁界検知部 8 とを内部に有している。

【 0 0 2 0 】

尚、前記カプセル型内視鏡 2 の外部筐体は、図示しないが撮像素子を搭載した端部が透明なドーム状のレンズ形状で構成されている。また、この外部筐体の残りの円筒部及び反対側の端部は、遮光性の材料によって構成されている。

【 0 0 2 1 】

本実施の形態では、このような構成のカプセル型内視鏡 2 の外部には、このカプセル型内視鏡 2 に交流磁界を印加するための磁界発生用コイル 10 を備えた磁界発生部 3 が配置されている。

【 0 0 2 2 】

次に、この磁界発生部 3 の具体的な構成について図 2 を用いて説明する。

図 2 は、図 1 の磁界発生部の内部構成の一例を示すブロック図である。図 2 に示すように、磁界発生部 3 は、カプセル型内視鏡 2 に交流磁界を印加するための磁界発生用コイル 10 と、この磁界発生用コイル 10 を駆動する駆動回路 9 とを有して構成されている。

尚、図示はしないが、磁界発生用コイル 10 は、共振用コンデンサと接続することによって共振回路を構成しても良い。

また、磁界発生用コイル 10 は、例えば、ソレノイド型コイル、平面コイルなどのどのような種類のコイルであっても良く、かつ、その形状は、どのような形状でもよい。

【 0 0 2 3 】

次に、図 1 のカプセル型内視鏡 2 の前記電力供給部 7 及び前記磁界検知部 8 の具体的な構成について、図 3 を用いて説明する。

図 3 は、図 1 のカプセル型内視鏡の内部構成の一例を示すブロック図である。

図 3 に示すように、電力供給部 7 は、電池等からなる電源部 17 と、制御部 15 とを有して構成されている。この制御部 15 は、スイッチ部としての機能を有する P チャネル型 FET 18 と、磁界検知部 8 からの出力信号（検知信号）を 2 分周する分周回路 16 とを有して構成されている。

【 0 0 2 4 】

分周回路 16 の入力端（或いは増幅回路 12 の出力端）としてのノード N1 は、磁界検知部 8 の出力端に接続されている。即ち、磁界検知部 8 から出力された電気信号は、ノード N1 を介して分周回路 16 に入力される。分周回路 16 の出力端としてのノード N2 は、P チャネル型 FET 18 のゲートに接続されている。

【 0 0 2 5 】

10

20

30

40

50

Pチャネル型FET18のソースは、電源部17と抵抗14に接続されている。さらに、Pチャネル型FET18のドレインは、照明部4と、撮像部5と、無線伝送部6とに夫々接続されている。

【0026】

尚、図3における照明部4、撮像部5及び無線伝送部6の配置状態は、説明を解りやすくするために概略的に記載したものであって、実際には、図1に示す配置状態で構成されている。

【0027】

また、電力供給部7の制御部15は、Pチャネル型FET18を用いた構成に限定されるものではなく、同様なスイッチ部としての機能を有する電子スイッチ等を用いて構成したものであっても良い。

【0028】

一方、磁界検知部8は、磁界発生部3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、この磁界検知用コイル11から出力される前記電気信号を増幅する増幅回路12と、積分回路を構成するコンデンサ13及び抵抗14とを有して構成されている。

【0029】

増幅回路12は、入力端としてのノードN1を介して分周回路16に接続されており、この増幅回路12の出力信号が分周回路16に出力される。また、増幅回路12の出力端は、コンデンサ13を介して接地されるとともに、抵抗14を介して電源部17とPチャネル型FET18のソースとに接続されている。

【0030】

尚、磁界検知用コイル11は、例えば、ソレノイド型コイル又は平面コイルなどのような種類のコイルであっても良く、カプセル型内視鏡2に配置可能な形状であればどのような形状であっても良い。

【0031】

次に、図3の磁界検知部8及び増幅回路12の具体的な構成について図4を用いて説明する。図4は、図3に示す磁界検知部8及び増幅回路12の具体的な構成を示す回路図である。

尚、本実施の形態では、磁界検知部8は、コンデンサ13と抵抗14とにより構成された積分回路を含み、1個の磁界検知用コイル11と、この磁界検知用コイル11に対応した1個の増幅回路12とを有して構成されていることが特徴である。

【0032】

図4に示すように、磁界検知部8の増幅回路12は、Nチャネル型FETQ1を用いて構成され、ソース接地型の電圧増幅回路として動作する。この電圧増幅回路の入力、すなわちNチャネル型FETQ1のゲートには、前記磁界検知用コイル11が接続されている。一方、電圧増幅回路の出力、すなわちNチャネル型FETQ1のドレインには、一方の端子が電源部17に接続された抵抗14(R1)の他方の端子と、一方の端子が接地されたコンデンサ13(C1)の他方の端子とが接続される。すなわち、抵抗14とコンデンサC1とで積分回路を構成している。

【0033】

この積分回路を構成する抵抗14とコンデンサC1との接続点に接続されるNチャネル型FETQ1の出力端子(ノードN1)は、図3に示すように、制御部15の分周回路16に接続され、その出力を磁界検知信号として制御部15の分周回路16に出力する。

【0034】

以上に述べたように、本実施の形態のカプセル型内視鏡2において、磁界検知部8は、コンデンサ13と抵抗14とを用いた積分回路を含み、1個の磁界検知用コイル11と、この磁界検知用コイル11に対応した1個の電圧増幅回路としての増幅回路12とを有して構成したことにより、磁界発生部3による交流磁界の発生の有無を、検知信号の電圧値の変化によって精度良く検知することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 5 】

そのため、この磁界検知部 8 からの検知信号（出力信号）が供給される制御部 15 は、この検知信号に基づき、照明部 4、撮像部 5 及び無線伝送部 6 への駆動電力の供給の切替を確実に制御することができる。

## 【 0 0 3 6 】

次に、本実施の形態における生体内観察システム 1 の作用、具体的には、図 4 に示した増幅回路 12 を用いた場合における磁界発生部 3、電力供給部 7 及び磁界検知部 8 の作用について、図 1 から図 4 及び図 8 を用いて説明する。

尚、図 8 は、図 1 から図 4 の各主要部の動作波形を示す波形図であって、図 8 ( a ) は、磁界発生部 3 からの交流磁界発生状態を示し、図 8 ( b ) は、磁界検知用コイル 11 の一端に発生する電圧値を示し、図 8 ( c ) は、増幅回路 12 の N チャネル型 F E T の動作状態を示し、図 8 ( d ) は、磁界検知部 8 により出力される磁界検知信号の電圧値を示し、図 8 ( e ) は、P チャネル型 F E T 18 のゲートに入力される分周回路 16 の出力電圧を示し、図 8 ( f ) は、カプセル型内視鏡 2 の動作状態を夫々示している。

## 【 0 0 3 7 】

図 8 ( a ) に示すように、時刻  $t_1$  ~ 時刻  $t_2$  の期間  $T_1$  は、磁界発生部 3 によって交流磁界が発生される。その後、時刻  $t_2$  ~ 時刻  $t_3$  の期間  $T_2$  は、交流磁界の発生が停止される。その後、同様に、期間  $T_4$  においても、時刻  $t_3$  ~ 時刻  $t_4$  の期間にて交流磁界が発生され、時刻  $t_4$  ~ 時刻  $t_5$  の期間にて交流磁界の発生が停止する。

## 【 0 0 3 8 】

磁界検知部 8 の磁界検知用コイル 11 は、交流磁界が発生している期間  $T_1$ （時刻  $t_1$  ~ 時刻  $t_2$ ）においては、電磁誘導作用により、この磁界検知用コイル 11 の一端に、図 8 ( b ) に示すような交流電圧（コイル端電圧）が発生する。

## 【 0 0 3 9 】

このとき、磁界検知用コイル 11 は、入力インピーダンスの高い N チャネル型 F E T Q1 のゲートに接続されているため、微弱な交流磁界に対しても、この磁界検知用コイル 11 には大きな交流電圧が発生する。そして、この発生した交流電圧が前記 N チャネル型 F E T Q1 のゲートに印加されることになる。

## 【 0 0 4 0 】

この交流電圧を入力とする N チャネル型 F E T Q1 は、図 8 ( b ) に示すコイル端電圧に応じて、図 8 ( c ) に示すように、ハイレベル（“ H i g h ” レベル）と、ローレベル（“ L o w ” レベル）とを交互に繰り返す信号を出力し、すなわち、オン状態（導通状態）と、オフ状態（非導通状態）とを繰り返すように動作する。

## 【 0 0 4 1 】

尚、この場合、磁界検知用コイル 11 に発生する電圧が大き過ぎたりして回路動作に異常をきたす虞れがある場合には、図示はしないが、磁界検知用コイル 11 に発生する電圧に制限をかける電圧制限回路を付加しても良い。

## 【 0 0 4 2 】

前記 N チャネル型 F E T Q1 の出力端（ノード N1）には、抵抗 14 とコンデンサ 13 とで構成された積分回路が接続されている。このため、N チャネル型 F E T Q1 の出力、すなわち、ノード N1 の電圧  $V_1$ （磁界検知信号）は、図 8 ( d ) に示すように、交流磁界の発生とともに、徐々に低下していく。

## 【 0 0 4 3 】

そして、ノード N1 が図 3 に示すように制御部 15 の分周回路 16 に接続されているため、分周回路 16 の出力端（ノード N2）の出力信号は、ノード N1 の電圧  $V_1$  が分周回路 16 の論理閾値  $V_L$  を横切った時点（時刻  $t_1$ ）で、図 8 ( e ) に示すように反転することになる。

## 【 0 0 4 4 】

分周回路 16 が反転する前の出力信号（ノード N2）がハイレベル、すなわち、P チャネル型 F E T 18 のゲートに入力される信号がハイレベルであったとすると、分周回路 1

10

20

30

40

50

6 による反転により、それまで、オフ状態であった P チャンネル型 F E T 1 8 がオン状態へと変化する。

【 0 0 4 5 】

このため、この P チャンネル型 F E T 1 8 を有する電力供給部 7 によって、電源部 1 7 から照明部 4、撮像部 5 及び無線伝送部 6 への電力供給が開始される。これにより、図 8 ( f ) に示すように時刻  $t_1$  において、カプセル型内視鏡 2 は、停止状態から起動状態へ変化するようになる。

【 0 0 4 6 】

その後、交流磁界の発生が停止している期間  $T_2$  ( (時刻  $t_2$  ~ 時刻  $t_3$  ) は、磁界検知用コイル 1 1 には交流電圧が発生しない。このため、N チャンネル型 F E T Q 1 は、図 8 ( c ) に示すようにオフ状態となり、また、N チャンネル型 F E T Q 1 の出力端 ( ノード N 1 ) の電圧  $V_1$  ( 磁界検知信号 ) は、図 8 ( d ) に示すように、徐々に上昇していく。

【 0 0 4 7 】

そして、制御部 1 5 には分周回路 1 6 が設けられ、この分周回路 1 6 の入力端に前記 N チャンネル型 F E T Q 1 の出力端 ( ノード N 1 ) が接続されているため、N チャンネル型 F E T Q 1 の出力端 ( ノード N 1 ) の電圧  $V_1$  が上昇しても、前記分周回路 1 6 の出力信号 ( ノード N 2 ) の状態は変化しない。このため、P チャンネル型 F E T 1 8 はオン状態を保持、すなわち、交流磁界の発生が停止している期間  $T_2$  ( 時刻  $t_2$  ~ 時刻  $t_3$  ) においてもカプセル型内視鏡 2 は、起動状態を保つことになる ( 図 8 ( f ) 参照 ) 。

【 0 0 4 8 】

その後、時刻  $t_3$  において、再び交流磁界が発生すると、期間  $T_1$  ( 時刻  $t_1$  ~ 時刻  $t_2$  ) での説明と同様に、ノード N 1 の電圧  $V_1$  は、図 8 ( d ) に示すように、徐々に低下していく。

【 0 0 4 9 】

そして、分周回路 1 6 の出力端 ( ノード N 2 ) の電圧  $V_2$  は、ノード N 1 の電圧  $V_1$  が分周回路 1 6 の論理閾値  $V_L$  を横切った時点 ( 時刻  $t_3$  ) で、図 8 ( e ) に示すようにローレベルからハイレベルに反転し、同時に、P チャンネル型 F E T 1 8 はオン状態からオフ状態へ変化する。すなわち、時刻  $t_3$  において、カプセル型内視鏡 2 は、起動状態から停止状態へ変化する ( 図 8 ( f ) 参照 ) 。

【 0 0 5 0 】

すなわち、磁界発生部 3 から交流磁界が発生する度に、電力供給の開始及び停止が切り替えることになるので、カプセル型内視鏡 2 は、停止状態から起動状態へ、また、起動状態から停止状態へと状態の切替制御が可能となる。

【 0 0 5 1 】

また、この場合、増幅回路 1 2 を構成している N チャンネル型 F E T Q 1 は、図 8 ( c ) に示すように、起動、停止のための交流磁界が印加されている期間 ( 時刻  $t_1$  ~ 時刻  $t_2$ 、時刻  $t_3$  ~ 時刻  $t_4$  ) においてはオンとなるが、通常交流磁界の印加されていない期間 ( 時刻  $t_2$  ~ 時刻  $t_3$ 、時刻  $t_4$  ~ 時刻  $t_5$  ) においてはオフ状態となっているため、電源部 1 7 の電力を消費しない。すなわち、電源部 1 7 の電力を消費しないことは、電源部 1 7 を電池などのバッテリーとして構成されたカプセル型内視鏡 2 の場合、特にこのカプセル型内視鏡 2 のバッテリー寿命を延ばすためには極めて重要である。従って、本実施の形態のカプセル型内視鏡 2 は、内部電池の消耗を抑える制御が可能となる。

【 0 0 5 2 】

図 4 に示す磁界検知部 8 においては、磁界検知用コイル 1 1 の一端に発生した交流電圧信号は、増幅回路 1 2 で増幅された後に、抵抗 1 4 及びコンデンサ 1 3 を用いて構成される積分回路を介して、磁界検知信号として制御部 1 5 に供給される。

【 0 0 5 3 】

尚、図示はしないが、磁界検知用コイル 1 1 の一端に発生した交流電圧信号を整流回路によって整流した後、増幅回路 1 2 で増幅した信号を磁界検知信号として出力するように構成しても良い。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 5 4 】

また、本実施の形態では、増幅回路 1 2 を N チャンネル型 F E T Q 1 を用いたソース接地型増幅器として構成しているが、これに限定されるものではなく、入力インピーダンスの高い電圧増幅器を用いて構成することもできる。

## 【 0 0 5 5 】

さらに、磁界検知用コイル 1 1 に、図示しない共振用コンデンサを接続することで、共振回路を構成しても良い。この場合、前記共振回路の共振周波数と磁界発生部 3 により発生する交流磁界の周波数を等しくする。これにより、磁界発生部 3 により発生される交流磁界に対する磁界検知感度が向上することになる。

## 【 0 0 5 6 】

次に、このような交流磁界の発生の有無に基づき、電力の供給の開始、停止を制御するカプセル型内視鏡 2 を用いて、診断又は観察を行う場合の作用について簡単に説明する。

まず、術者は、磁石不要の収納ケースに収納されたカプセル型内視鏡 2 をケースから取り出す。

そして、術者は、ケースから取り出したカプセル型内視鏡 2 に、交流磁界を印加してカプセル型内視鏡 2 を起動させ、動作確認を行った後、被検者にカプセル型内視鏡 2 を飲み込んでもらい、観察又は診断を開始する。

## 【 0 0 5 7 】

ここで、収納ケースからカプセル型内視鏡 2 を取り出して起動させているが、収納ケースにカプセル型内視鏡 2 が収納された状態で交流磁界を印加し、起動後にカプセル型内視鏡 2 を収納ケースから取り出して被検者に飲み込んでもらっても良い。

## 【 0 0 5 8 】

尚、一旦、観察又は診断を開始したら、カプセル型内視鏡 2 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、外部からの交流磁界の印加によりカプセル型内視鏡 2 の起動及び停止の切替制御を自由に行っても良い。例えば、観察不要の部位をカプセル型内視鏡 2 が通過している期間はカプセル型内視鏡 2 の動作を停止し、所望の部位に達したときに外部からの交流磁界の印加によりカプセル型内視鏡を起動させて観察又は診断を行うようにしても良い。

## 【 0 0 5 9 】

また、被検者が飲み込む前のカプセル型内視鏡 2 の起動、停止に用いる交流磁界の発生装置と、被検者が飲み込んだ後の体内にあるカプセル型内視鏡の起動、停止に用いる交流磁界の発生装置は、同一の装置を使用しても良いし、異なる装置をそれぞれ準備し、使用しても良い。

## 【 0 0 6 0 】

このように、観察不要な部位を通る期間にはカプセル型内視鏡 2 の動作を停止させておき、所望の部位に達したときにカプセル型内視鏡 2 を起動させることにより、電池の消耗を防ぎ、所望の部位の観察又は診断を確実にに行えることができ、診断性を向上するのに有効である。

## 【 0 0 6 1 】

以上、述べたように、第 1 の実施の形態によれば、非常に簡単な方法によりカプセル型内視鏡 2 の起動及び停止の制御を容易に且つ自由に行えるため、電池の消耗を防ぎ、診断性を向上することが可能となる。

## 【 0 0 6 2 】

また、磁界検知用コイル 1 1 から出力される電気信号を増幅する増幅回路 1 2 を備えているため、微弱な交流磁界でも、確実に交流磁界を検知してカプセル型内視鏡 2 の起動及び停止の制御を確実に行うことができるといった効果を得る。

## 【 0 0 6 3 】

( 第 2 の実施の形態 )

次に、本発明の生体内観察システムの第 2 の実施の形態について、図 5 及び図 9 を用い

10

20

30

40

50

て説明する。

図 5 は、第 2 の実施の形態に係る磁界検知部 8 A 及び増幅回路 1 2 A の具体的な構成を示す回路図である。図 9 は、第 2 の実施の形態に係る生体内観察システムの各主要部の動作波形を示す波形図であって、図 9 ( a ) は、磁界発生部 3 からの交流磁界発生状態を示し、図 9 ( b ) は、磁界検知用コイル 1 1 に流れる電流値を示し、図 9 ( c ) は、増幅回路 1 2 A のバイポーラ型 N P N トランジスタ Q 2 の動作状態を示し、図 9 ( d ) は、磁界検知部 8 A により出力される磁界検知信号の電圧値を示し、図 9 ( e ) は、P チャネル型 F E T 1 8 のゲートに入力される分周回路 1 6 の出力電圧を示し、図 9 ( f ) は、カプセル型内視鏡 2 の動作状態を夫々示している。

【 0 0 6 4 】

10

第 2 の実施の形態における生体内観察システム 1 の要部の構成、磁界発生部 3 の構成及び電力供給部 7 及び磁界検知部 8 A の具体的な構成については、第 1 の実施の形態と同様であるので、同一符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【 0 0 6 5 】

第 2 の実施の形態の生体内観察システム 1 は、第 1 の実施の形態においては、図 4 に示すように磁界検知部 8 に配置された増幅回路 1 2 が電圧増幅回路であるのに対し、図 5 に示すように磁界検知部 8 A に配置された増幅回路 1 2 A が電流増幅回路で構成されている。

【 0 0 6 6 】

図 5 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、磁界検知部 8 A を有し、この磁界検知部 8 A は、電流増幅回路である増幅回路 1 2 A を有して構成される。この増幅回路 1 2 A は、バイポーラ型 N P N トランジスタ Q 2 で構成され、エミッタ接地型の電流増幅回路として動作する。

20

【 0 0 6 7 】

この電流増幅回路の入力、すなわちバイポーラ型 N P N トランジスタ Q 2 のベースには、前記磁界検知用コイル 1 1 が接続されている。一方、電流増幅回路の出力、すなわちバイポーラ型 N P N トランジスタ Q 2 のコレクタには、一方の端子が電源部 1 7 に接続された抵抗 1 4 の他方の端子及び、一方の端子が接地されたコンデンサ 1 3 の他方の端子が接続される。

【 0 0 6 8 】

30

この電圧増幅回路の出力端 ( ノード N 1 ) は、図 3 に示すように、制御部 1 5 の分周回路 1 6 に接続され、その出力を磁界検知信号として制御部 1 5 の分周回路 1 6 に出力する。

【 0 0 6 9 】

次に、本実施の形態における生体内観察システム 1 の作用、具体的には、図 5 に示した増幅回路 1 2 A を用いた場合における磁界発生部 3 、電力供給部 7 及び磁界検知部 8 A の作用について、図 9 を用いて説明する。

図 9 ( a ) に示すように、時刻  $t_1$  ~ 時刻  $t_2$  の期間 T 1 は、磁界発生部 3 によって交流磁界が発生される。その後、時刻  $t_2$  ~ 時刻  $t_3$  の期間 T 2 は、交流磁界の発生が停止される。その後、同様に、期間 T 4 においても、時刻  $t_3$  ~ 時刻  $t_4$  の期間にて交流磁界が発生され、時刻  $t_4$  ~ 時刻  $t_5$  の期間にて交流磁界の発生が停止する。

40

【 0 0 7 0 】

磁界検知部 8 の磁界検知用コイル 1 1 は、交流磁界が発生している期間 T 1 ( 時刻  $t_1$  ~ 時刻  $t_2$  ) においては、交流磁界を検知した際の電磁誘導作用により、電流が流れる。この場合、磁界検知用コイル 1 1 には、この磁界検知用コイル 1 1 からバイポーラ型 N P N トランジスタ Q 2 のベースに流れ込み、このバイポーラ型 N P N トランジスタ Q 2 のベース・エミッタ接合を介してグランド ( 接地 ) に抜ける経路で、図 9 ( b ) に示すような半波電流が流れる。

【 0 0 7 1 】

このとき、磁界検知用コイル 1 1 は、入力インピーダンスの低いバイポーラ型 N P N ト

50

ランジスタQ2のベースに接続されているため、微弱な交流磁界に対しても、磁界検知用コイル11には大きな半波電流が発生し、これが前記バイポーラ型NPNトランジスタQ2のベースにベース電流 $I_{bQ2}$ として流れ込む。

【0072】

従って、この半波電流を入力するバイポーラ型NPNトランジスタQ2は、コイル電流に応じて、図9(c)に示すように、ハイレベル(“High”レベル)と、ローレベル(“Low”レベル)とを交互に繰り返す信号を出力し、すなわち、オン状態(導通状態)と、オフ状態(非導通状態)とを繰り返すように動作する。

【0073】

尚、この場合、磁界検知用コイル11に発生する電流が大き過ぎたりして回路動作に異常をきたす虞れがある場合には、図示はしないが、磁界検知用コイル11に発生する電流に制限をかける電流制限回路を付加しても良い。

【0074】

ここで、例えば、前記バイポーラ型NPNトランジスタQ2の電流増幅率を $h_{FE}$ とすると、前記ベース電流 $I_{bQ2}$ は、バイポーラ型NPNトランジスタQ2により $h_{FE}$ 倍に電流増幅され、バイポーラ型NPNトランジスタQ2のコレクタ電流 $I_{cQ2}$ となる。

【0075】

前記バイポーラ型NPNトランジスタQ2の出力端(ノードN1)には、第1の実施の形態と同様に抵抗14及びコンデンサ13で構成された積分回路が接続されている。このため、ノードN1の電圧 $V_1$ (磁界検知信号)は、図9(d)に示すように、交流磁界の発生とともに、徐々に低下していく。

【0076】

そして、ノードN1が図3に示すように制御部15の分周回路16に接続されているため、分周回路16の出力端(ノードN2)の出力信号は、ノードN1の電圧 $V_1$ が分周回路16の論理閾値 $V_L$ を横切った時点(時刻 $t_1$ )で、図9(e)に示すように反転することになる。

【0077】

分周回路16が反転する前の出力信号(ノードN2)がハイレベル、すなわち、Pチャネル型FET18のゲートに入力される信号がハイレベルであったとすると、分周回路16による反転により、それまで、オフ状態であったPチャネル型FET18がオン状態へと変化する。

【0078】

このため、このPチャネル型FET18を有する電力供給部7によって、電源部17から照明部4、撮像部5及び無線伝送部6への電力供給が開始される。これにより、図9(f)に示すように時刻 $t_1$ において、カプセル型内視鏡2は、停止状態から起動状態へ変化することになる。

【0079】

その後、交流磁界の発生が停止している期間 $T_2$ (時刻 $t_2$ ~時刻 $t_3$ )は、磁界検知用コイル11にはコイル電流が発生しない。このため、バイポーラ型NPNトランジスタQ2は、図9(c)に示すようにオフ状態となり、また、バイポーラ型NPNトランジスタQ2の出力端(ノードN1)の電圧 $V_1$ (磁界検知信号)は、図9(d)に示すように、徐々に上昇していく。

【0080】

そして、制御部15には分周回路16が設けられ、この分周回路16の入力端に前記バイポーラ型NPNトランジスタQ2の出力端(ノードN1)が接続されているため、バイポーラ型NPNトランジスタQ2の出力端(ノードN1)の電圧 $V_1$ が上昇しても、前記分周回路16の出力端(ノードN2)の出力信号の状態は変化しない。このため、Pチャネル型FET18はオン状態を保持、すなわち、交流磁界の発生が停止している期間 $T_2$ (時刻 $t_2$ ~時刻 $t_3$ )においてもカプセル型内視鏡2は、起動状態を保つことになる(図9(f)参照)。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 1 】

その後、時刻  $t_3$  において、再び交流磁界が発生すると、期間  $T_1$ （時刻  $t_1$  ～ 時刻  $t_2$ ）での説明と同様に、ノード  $N_1$  の電圧  $V_1$  は、図 9（d）に示すように、徐々に低下していく。

## 【 0 0 8 2 】

そして、分周回路 16 の出力端（ノード  $N_2$ ）の電圧  $V_2$  は、ノード  $N_1$  の電圧  $V_1$  が分周回路 16 の論理閾値  $V_L$  を横切った時点（時刻  $t_3$ ）で、図 9（e）に示すようにローレベルからハイレベルに反転し、同時に、Pチャネル型 FET 18 はオン状態からオフ状態へ変化する。すなわち、時刻  $t_3$  において、カプセル型内視鏡 2 は、起動状態から停止状態へ変化する（図 9（f）参照）。

10

## 【 0 0 8 3 】

すなわち、磁界発生部 3 から交流磁界が発生する度に、電力供給の開始及び停止が切り替えることになるので、カプセル型内視鏡 2 は、停止状態から起動状態へ、また、起動状態から停止状態へと状態の切替制御が可能となる。

## 【 0 0 8 4 】

また、この場合、増幅回路 12 を構成しているバイポーラ型 NPN トランジスタ  $Q_2$  は、図 9（c）に示すように、起動、停止のための交流磁界が印加されている期間（時刻  $t_1$  ～ 時刻  $t_2$ 、時刻  $t_3$  ～ 時刻  $t_4$ ）においてはオンとなるが、通常交流磁界の印加されていない期間（時刻  $t_2$  ～ 時刻  $t_3$ 、時刻  $t_4$  ～ 時刻  $t_5$ ）においてはオフ状態となっているため、電源部 17 の電力を消費しない。すなわち、電源部 17 の電力を消費しないことは、電源部 17 を電池などのバッテリーとして構成されたカプセル型内視鏡 2 の場合、特にこのカプセル型内視鏡 2 のバッテリー寿命を延ばすためには極めて重要である。従って、本実施の形態のカプセル型内視鏡 2 は、第 1 の実施の形態と同様に内部電池の消耗を抑える制御が可能となる。

20

## 【 0 0 8 5 】

図 5 に示す磁界検知部 8A においては、磁界検知用コイル 11 の一端に発生した半波電流信号は、増幅回路 12A で増幅された後に、抵抗 14 及びコンデンサ 13 を用いて構成される積分回路を介して、磁界検知信号として制御部 15 に供給される。

## 【 0 0 8 6 】

尚、図示はしないが、磁界検知用コイル 11 に発生した半波電流信号を整流回路によって整流した後、増幅回路 12A で増幅した信号を磁界検知信号として出力するように構成しても良い。

30

## 【 0 0 8 7 】

また、第 1 の実施の形態と同様に、磁界検知用コイル 11 に、図示しない共振用コンデンサを接続して、共振回路を構成しても良い。この場合、前記共振回路の共振周波数と磁界発生部 3 により発生される交流磁界の周波数を等しくする。これにより、磁界発生部 3 により発生される交流磁界に対する磁界検知感度が向上する。

## 【 0 0 8 8 】

このような交流磁界の検知結果に基づき、電力の供給の開始、停止を制御するカプセル型内視鏡 2 を用いての診断又は観察については、第 1 の実施の形態と同じであるので、説明を省略する。

40

## 【 0 0 8 9 】

以上説明したように、第 2 の実施の形態によれば、非常に簡単な方法によりカプセル型内視鏡 2 の起動及び停止の制御を容易に且つ自由に行えるため、電池の消耗を防ぎ、診断性を向上することが可能となる。

## 【 0 0 9 0 】

また、磁界検知用コイル 11 から出力される電気信号を増幅する増幅回路 12A を備えているため、微弱な交流磁界でも、確実に交流磁界を検知してカプセル型内視鏡 2 の起動及び停止の制御を確実に行うことができるといった効果を得る。

## 【 0 0 9 1 】

50

尚、第 2 の実施の形態の磁界検知部 8 A は、後述する変形例 1 及び変形例 2 に示すように構成しても良い。このような変形例 1 及び変形例 2 の構成について説明する。

【0092】

(変形例 1)

第 2 の実施の形態の磁界検知部 8 A の変形例 1 について図 6 を用いて説明する。

図 6 は、変形例 1 の磁界検知部 8 B 及び増幅回路 1 2 B の具体的な構成を示す回路図である。

【0093】

図 6 に示すように、変形例 1 の磁界検知部 8 B は、増幅回路 1 2 B を有し、この増幅回路 1 2 B は、図 5 に示したバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 2 によるエミッタ接地型の電流増幅回路の替わりに、二つのバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3、Q 4 により構成されるカレントミラー回路を用いたものである。

【0094】

バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 は、ベースとコレクタが短絡され、さらに磁界検知用コイル 1 1 及び、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 のベースに接続されている。さらに、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3、Q 4 の各エミッタは、接地されている。

【0095】

このようなカレントミラー回路では、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 のエミッタサイズと、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 のエミッタサイズの比を変えることにより、入力されるバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 のコレクタ電流  $I_{cQ3}$  を増幅して、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 のコレクタ電流  $I_{cQ4}$  を出力電流として取り出すことが出来る。

【0096】

例えば、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 と、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 との電流増幅率  $h_{FE}$  が 1 より十分大きい場合、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 のエミッタサイズとバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 のエミッタサイズの比を 1 : 10 とすると、 $I_{cQ4} = 10 \times I_{cQ3}$  となり、本カレントミラー回路にて約 10 倍の電流増幅が可能となる。

【0097】

次に、変形例 1 に係る図 6 に示した増幅回路 1 2 A を用いた場合における磁界発生部 3、電力供給部 7 及び磁界検知部 8 B の作用について、図 10 を用いて説明する。

【0098】

尚、図 10 は、変形例 1 に係る生体内観察システムの各主要部の動作波形を示す波形図であって、図 10 (a) は、磁界発生部 3 からの交流磁界発生状態を示し、図 10 (b) は、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 に流れる電流値 (コレクタ電流値) を示し、図 10 (c) は、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 に流れる電流値 (コレクタ電流値) を示し、図 10 (d) は、磁界検知部 8 B により出力される磁界検知信号の電圧値を示し、図 10 (e) は、P チャネル型 FET 18 のゲートに入力される分周回路 16 の出力電圧を示し、図 10 (f) は、カプセル型内視鏡 2 の動作状態を夫々示している。

【0099】

図 10 (a) に示すように、時刻  $t_1$  ~ 時刻  $t_2$  の期間  $T_1$  は、磁界発生部 3 によって交流磁界が発生される。その後、時刻  $t_2$  ~ 時刻  $t_3$  の期間  $T_2$  は、交流磁界の発生が停止される。その後、同様に、期間  $T_4$  においても、時刻  $t_3$  ~ 時刻  $t_4$  の期間にて交流磁界が発生され、時刻  $t_4$  ~ 時刻  $t_5$  の期間にて交流磁界の発生が停止する。

【0100】

磁界検知部 8 の磁界検知用コイル 1 1 は、交流磁界が発生している期間  $T_1$  (時刻  $t_1$  ~ 時刻  $t_2$ ) においては、交流磁界を検知した際の電磁誘導作用により、電流が流れる。この場合、磁界検知用コイル 1 1 には、この磁界検知用コイル 1 1 からバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 のコレクタ及びベースに流れ込み、エミッタを介してグランド (接地) に抜ける経路で、図 10 (b) に示すような半波電流が流れる。

## 【 0 1 0 1 】

すると、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 は、ハイレベル ( “ H i g h ” レベル ) と、ローレベル ( “ L o w ” レベル ) とを交互に繰り返す信号を出力し、すなわち、オン状態 ( 導通状態 ) と、オフ状態 ( 非導通状態 ) とを繰り返すように動作する。

## 【 0 1 0 2 】

バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 の電流増幅率  $h F E$  が 1 より十分大きい場合、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 のベースに流れる電流は非常に小さいため、磁界検知用コイル 1 1 に流れるコイル電流  $I_{c o i l}$  とバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 のコレクタ電流  $I_{c Q 3}$  は、 $I_{c o i l} \gg I_{c Q 3}$  となる。

## 【 0 1 0 3 】

このとき、磁界検知用コイル 1 1 は、入力インピーダンスの低いバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 のベースに接続されているため、微弱な交流磁界に対しても、磁界検知用コイル 1 1 には大きな半波電流が発生し、これが前記バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 のコレクタ電流  $I_{c Q 3}$  として流れ込む。

## 【 0 1 0 4 】

一方、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 とバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 とでカレントミラー回路を構成しているため、図 1 0 ( c ) に示すように、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3 とバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 のエミッタサイズ比に応じて増幅された電流が、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 のコレクタ電流  $I_{c Q 4}$  として流れ、その結果、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 は、オン状態 ( 導通状態 ) 、オフ状態 ( 非導通状態 ) を繰り返すように動作する ( 図 1 0 c ) 参照 ) 。

## 【 0 1 0 5 】

前記バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 の出力端 ( ノード N 1 ) には、図 5 で示した増幅回路 1 2 A と同様に、抵抗 1 4 及びコンデンサ 1 3 を用いて構成された積分回路が接続されている。このため、ノード N 1 の電圧  $V_1$  ( 磁界検知信号 ) は、図 1 0 ( d ) に示すように、交流磁界の発生とともに、徐々に低下していく。

## 【 0 1 0 6 】

そして、ノード N 1 が図 3 に示すように制御部 1 5 の分周回路 1 6 に接続されているため、分周回路 1 6 の出力端 ( ノード N 2 ) の出力信号は、ノード N 1 の電圧  $V_1$  が分周回路 1 6 の論理閾値  $V_L$  を横切った時点 ( 時刻  $t_1$  ) で、図 1 0 ( e ) に示すように反転することになる。

## 【 0 1 0 7 】

分周回路 1 6 が反転する前の出力信号 ( ノード N 2 ) がハイレベル、すなわち、Pチャネル型 FET 1 8 のゲートに入力される信号がハイレベルであったとすると、分周回路 1 6 による反転により、それまで、オフ状態であった Pチャネル型 FET 1 8 がオン状態へと変化する。

## 【 0 1 0 8 】

このため、この Pチャネル型 FET 1 8 を有する電力供給部 7 によって、電源部 1 7 から照明部 4、撮像部 5 及び無線伝送部 6 への電力供給が開始される。これにより、図 1 0 ( f ) に示すように時刻  $t_1$  において、カプセル型内視鏡 2 は、停止状態から起動状態へ変化するようになる。

## 【 0 1 0 9 】

その後、交流磁界の発生が停止している期間  $T_2$  ( 時刻  $t_2 \sim$  時刻  $t_3$  ) は、磁界検知用コイル 1 1 にはコイル電流が発生しない。このため、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3、Q 4 は、図 1 0 ( b ) 及び図 1 9 ( c ) に示すようにオフ状態となり、また、バイポーラ型 NPN トランジスタ Q 4 の出力端 ( ノード N 1 ) の電圧  $V_1$  ( 磁界検知信号 ) は、図 1 0 ( d ) に示すように、徐々に上昇していく。

## 【 0 1 1 0 】

これ以降の各動作は、図 5 及び図 9 を用いたときの説明と同じであるため、動作についての説明は省略するが、本変形例においても、磁界発生部 3 から交流磁界が発生される度

10

20

30

40

50

に、電力供給の開始及び停止が切り替り、カプセル型内視鏡 2 は停止状態から起動状態へ、起動状態から停止状態へと状態の制御が可能となるものである。

従って、変形例 1 によれば、前記第 2 の実施の形態と同様の効果が得られる。

【0111】

(変形例 2)

次に、第 2 の実施の形態の磁界検知部 8 A の変形例 2 について図 7 を用いて説明する。

図 7 は、変形例 2 の磁界検知部 8 C 及び増幅回路 1 2 C の具体的な構成を示す回路図である。

【0112】

10

図 7 に示すように、変形例 2 の磁界検知部 8 C は、増幅回路 1 2 C を有し、この増幅回路 1 2 C は、変形例 1 と同様にカレントミラー回路を用いて構成されている。

【0113】

変形例 1 では、二つのバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3、Q 4 によるカレントミラー回路の構成を示したが、図 7 に示すカレントミラー回路は、二つのバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 5、Q 6 と、このバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 5 のエミッタに接続された抵抗 1 9 とを有して構成されている

変形例 1 においては、電流増幅率を二つのバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 3、Q 4 のエミッタサイズの比により決めているのに対し、本変形例においては、電流増幅率をバイポーラ型 NPN トランジスタ Q 5 のエミッタに接続される抵抗 1 9 の抵抗値により決めることが出来る。

20

【0114】

従って、本変形例は、カレントミラー回路の構成が変形例 1 とは異なるものの、外部からの交流磁界により磁界検知用コイル 1 1 に流れるコイル電流を増幅するといった点においては、変形例 1 と同じである。

【0115】

従って、本変形例においても、変形例 1 と同様に、磁界発生部 3 から交流磁界が発生される度に、電力供給の開始及び停止が切り替り、カプセル型内視鏡 2 は、停止状態から起動状態へ、起動状態から停止状態へと状態の制御が可能となるものである。

【0116】

30

尚、第 2 の実施の形態においては、変形例 1 及び変形例 2 を含み、1つのバイポーラ型 NPN トランジスタによるエミッタ接地回路、及び 2 種類のカレントミラー回路を用いて構成した電流増幅回路について述べたが、これら回路に限定されるものではなく、電流が増幅されれば、いかなる電流増幅回路も適用可能である。

【0117】

(第 3 の実施の形態)

次に、本発明の生体内観察システムの第 3 の実施の形態について、図 1 1 及び図 1 2 を用いて説明する。

図 1 1 は、第 3 の実施の形態に係る磁界検知部 8 D 及び増幅回路 1 2 D の具体的な構成を示す回路図である。図 1 2 は、第 3 の実施の形態に係る生体内観察システムの各主要部の動作波形を示す波形図であって、図 1 2 (a) は、磁界発生部 3 からの交流磁界発生状態を示し、図 1 2 (b) は、磁界検知用コイル 1 1 の一端に発生する電圧値を示し図 1 2 (c) は、増幅回路 1 2 D の N チャネル型 FET Q 1 の入力電圧 (ゲート電圧) を示し、図 1 2 (d) は、N チャネル型 FET Q 1 の動作状態を示し、図 1 2 (e) は、磁界検知部 8 D により出力される磁界検知信号の電圧値をそれぞれ示している。

40

【0118】

第 3 の実施の形態に係る磁界検知部 8 D は、複数個の磁界検知用コイル 1 1 x ~ 1 1 z と 1 個の増幅回路 (電圧増幅回路) 1 2 D を有し、複数個の磁界検知用コイル 1 1 x ~ 1 1 z に発生した信号から最大信号を選択した後に、前記増幅回路 1 2 D にて増幅し、この増幅した信号を、検知結果である電気信号として出力するように構成されている。

50

## 【0119】

図11に示すように、磁界検知部8Dは、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zを有して構成されている。これら3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zは、それぞれの軸方向が、互いに直交するように配置されている。また、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zは、それぞれダイオードを介し、増幅回路12Dを構成するNチャンネル型FETQ1のゲートに接続されている。

## 【0120】

前記ダイオードは、半波整流を行う機能を有するが、交流磁界により、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zに発生する信号のお互いの干渉を防止する機能も有している。

10

## 【0121】

前記Nチャンネル型FETQ1は、第1の実施の形態と同様に、ソース接地型の電圧増幅回路として動作する。電圧増幅回路の出力、すなわちNチャンネル型FETQ1のドレインには、一方の端子が電源部17に接続された抵抗14及び、一方の端子が接地されたコンデンサ13が接続される。

## 【0122】

この増幅回路12Dの出力端(ノードN1)は、第1の実施の形態と同様に、制御部15の分周回路16に接続され、出力信号を磁界検知信号として、制御部15の分周回路16に出力する。

## 【0123】

ところで、磁界検知用コイル11は、外部からの交流磁界により、信号を発生するが、交流磁界の磁力線の向きと、磁界検知用コイル向きにより、発生する信号の強度が変化する。

20

## 【0124】

つまり、交流磁界の磁力線の向きと磁界検知用コイルの軸方向が一致したとき、磁界検知用コイル11から発生する信号は最大となるが、交流磁界の磁力線の向きと磁界検知用コイル11の軸方向が直行したときには、磁界検知用コイルから信号は発生しない。

## 【0125】

しかし、カプセル型内視鏡2内の磁界検知部8Dに、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zを設けるとともに、それぞれの軸方向が、互いに直交するように配置することで、いかなる方向から、交流磁界が印加されても、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zの少なくとも一つのコイルは、信号を発生することが可能となる。

30

次に、本実施の形態における生体内観察システム1の作用、具体的には、図11に示した磁界検知部8Dを用いた場合における磁界発生部3、電力供給部7及び磁界検知部8の作用について、図12を用いて説明する。

図12(a)に示すように、時刻 $t_1$ ~時刻 $t_2$ の期間 $T_1$ は、磁界発生部3によって交流磁界が発生される。その後、時刻 $t_2$ 以降の期間 $T_2$ は、交流磁界の発生が停止される。

## 【0126】

磁界検知部8Dの磁界検知用コイル11x~11zは、交流磁界が発生している期間 $T_1$ (時刻 $t_1$ ~時刻 $t_2$ )においては、電磁誘導作用により、この磁界検知用コイル11の一端に、交流電圧(コイル端電圧)を発生する。

40

## 【0127】

磁界検知用コイル11x、11y、11zに発生する電圧をそれぞれ、 $V_x$ 、 $V_y$ 、 $V_z$ とすると、図12(b)に示すこれら電圧 $V_x$ 、 $V_y$ 、 $V_z$ は、交流磁界の発生により、電圧 $V_x$ と電圧 $V_y$ とは同位相の電圧となり、しかも、電圧 $V_x$ が電圧 $V_y$ より大きく、さらに、電圧 $V_z$ が電圧 $V_x$ 及び電圧 $V_y$ と逆位相の電圧となった場合を示している。

## 【0128】

3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zは、それぞれ、ダイオードを介してNチャンネル型FETQ1のゲートへ接続されている。このため、3つの磁界検知用コイル1

50



1 x、1 1 y、1 1 z に発生する電圧の中から、最大の電圧信号が選択され、この洗濯された最大の電圧信号が、Nチャネル型FETQ1のゲートに印加される。

【0129】

従って、図12(b)に示した状況においては、図12(c)に示すように、磁界検知用コイル11xで発生した電圧信号(Vx)と、磁界検知用コイル11zで発生した電圧信号(Vz)が交互に選択され、Nチャネル型FETQ1のゲートに印加される。

Nチャネル型FETQ1は、ゲートに印加された電圧信号に応じて、図12(d)に示すように、オン(導通状態)、オフ(非導通状態)を繰り返す。この動作は、第1の実施の形態で説明した動作と同様であり、図12(e)に示す磁界検知信号(ノードN1の電圧V1)が、第1の実施の形態と同様に得られる。

以降の動作は、第1の実施の形態と同じである。従って、外部からの交流磁界によって、カプセル型内視鏡2の起動、停止の制御が可能となる。

【0130】

尚、図11に示す構成では、それぞれの磁界検知用コイル11x~11zに接続されたそれぞれのダイオードにより、磁界検知用コイル11x~11zに発生した電圧を半波整流し、増幅回路12Dに供給しているが、磁界検知用コイル11x~11zに発生した電圧を全波整流し、増幅回路12Dに供給しても良い。さらに、それぞれの磁界検知用コイル11x~11zに、共振用コンデンサを接続して共振回路を構成しても良い。

【0131】

本実施の形態の磁界検知部8Dでは、磁界検知用コイル11を3つ備えることにより、いかなる方向から、交流磁界が印加されても、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zの少なくとも一つのコイルによって、信号が発生することになる。また、3つの磁界検知用コイル11x~11zに発生した電圧信号から最大の電圧信号を選択することにより、効率的な交流磁界の発生の検知を行うことが出来る。

【0132】

尚、本実施の形態では、磁界検知用コイルを3つ備えた場合について説明したが、3つに限らず、複数個の磁界検知用コイルを備えた場合でも同様な効果が得られる。

【0133】

以上、説明したように、第3の実施の形態によれば、体内におけるカプセル型内視鏡2の向きに係わらず、カプセル型内視鏡2の起動、停止の制御を容易に、且つ確実に行うことが可能となる。その他の効果は第1の実施の形態と同様である。

【0134】

尚、第3の実施の形態における磁界検知部8Dは、次の変形例に示すように構成しても良い。このような変形例について図13を用いて説明する。

【0135】

(変形例)

図13は、第3の実施の形態の変形例に係る磁界検知部及び増幅回路の具体的な構成を示す回路図である。

変形例の磁界検知部8Eは、複数個の磁界検知用コイルと複数個の磁界検知用コイルにそれぞれ対応した複数個の電圧増幅回路を有し、複数個の磁界検知用コイルに発生した信号をそれぞれの電圧増幅回路にて増幅した後に最大信号を選択し、この選択した最大信号を検知結果である電気信号として出力するように構成されている。

【0136】

図13に示すように、変形例の磁界検知部8Eは、図11に示す構成と同様に、磁界検知用コイルを3つ備えることにより、いかなる方向から、交流磁界が印加されても、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zの少なくとも一つのコイルによって、信号が発生することになる。

【0137】

図11に示す第3の実施の形態においては、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zに発生する電圧の中から、最大の電圧信号が選択され、この選択された最大の電圧

10

20

30

40

50

信号を増幅回路 12D に入力していたが、変形例では、図 13 に示すように、3つの磁界検知用コイル 11x、11y、11z に発生する電圧信号は、それぞれ、Nチャネル型 FETQ11 からなる増幅回路、Nチャネル型 FETQ12 からなる増幅回路及びNチャネル型 FETQ13 からなる増幅回路に入力される。すなわち、増幅回路 12E は、磁界検知用コイルの数に応じた数の増幅回路を有している。

【0138】

これらの増幅回路の出力端は、ノードN1によって共通接続されており、ノードN1には、3つの磁界検知用コイル 11x、11y、11z に発生する電圧の中で、最も大きい電圧が発生した磁界検知用コイルが接続された増幅回路の出力信号が出力される。

10

従って、ノードN1の電位V1は、第3の実施の形態にて説明した図12(e)と同様になり、外部からの交流磁界によって、カプセル型内視鏡2の起動、停止の制御が可能となる。

【0139】

さらに、変形例では、第3の実施の形態の図11に示したダイオードがなくても、3つの磁界検知用コイル 11x、11y、11z に発生する信号が互いに干渉することが無く、このため、3つのダイオードを削減することができるため、部品点数の削減により製造コストを安価にできるといった効果を得る。

その他の効果は第3の実施の形態と同様である。

【0140】

20

(第4の実施の形態)

次に、本発明の生体内観察システムの第4の実施の形態について、図14及び図15を用いて説明する。

図14は、第4の実施の形態に係る磁界検知部8F及び増幅回路12Fの具体的な構成を示す回路図である。図15は、第4の実施の形態に係る生体内観察システムの各主要部の動作波形を示す波形図であって、図15(a)は、磁界発生部3からの交流磁界発生状態を示し、図15(b)は、磁界検知用コイル11に流れる電流値を示し、図15(c)は、増幅回路12Fのバイポーラ型NPNトランジスタQ2のベース電流を示し、図15(d)は、バイポーラ型NPNトランジスタQ2の動作状態を示し、図15(e)は、磁界検知部8Fにより出力される磁界検知信号の電圧値をそれぞれ示している。

30

【0141】

第4の実施の形態に係る磁界検知部8Fは、複数個の磁界検知用コイルと1個の電流増幅回路を有し、複数個の磁界検知用コイルに発生したそれぞれの信号を加算した後に電流増幅回路にて増幅し、増幅した信号を、検知結果である電気信号として出力するように構成されている。

【0142】

図14に示すように、磁界検知部8Fは、第3の実施の形態と同様に、3つの磁界検知用コイル 11x、11y、11z を有し、さらに、3つの磁界検知用コイル 11x、11y、11z は、それぞれの軸方向が、互いに直交するように配置されている。これにより、いかなる方向から、交流磁界が印加されても、3つの磁界検知用コイル 11x、11y、11z の少なくとも一つのコイルによって、信号が発生することになる。

40

【0143】

3つの磁界検知用コイル 11x、11y、11z は、それぞれダイオードを介し、増幅回路12Fを構成するバイポーラ型NPNトランジスタQ2のベースへ接続されている。

【0144】

前記ダイオードは、半波整流を行う機能を有するが、交流磁界により、3つの磁界検知用コイル 11x、11y、11z に発生する信号のお互いの干渉を防止する機能も有している。

【0145】

前記バイポーラ型NPNトランジスタQ2は、エミッタ接地型の電流増幅回路として動

50

作する。この電流増幅回路の出力、すなわちバイポーラ型NPNトランジスタQ2のコレクタには、一方の端子が電源部17に接続された抵抗14の他方の端子及び、一方の端子が接地されたコンデンサ13の他方の端子が接続される。

【0146】

そして、この電流増幅回路12Fの出力端(ノードN1)は、第1の実施の形態と同様に、制御部15の分周回路16に接続され、出力信号を磁界検知信号として制御部15の分周回路に出力する。

【0147】

次に、本実施の形態における生体内観察システム1の作用、具体的には、図14に示した磁界検知部8Fを用いた場合における磁界発生部3、電力供給部7及び磁界検知部8の作用について、図15を用いて説明する。

図15(a)に示すように、時刻 $t_1$ ~時刻 $t_2$ の期間T1は、磁界発生部3によって交流磁界が発生される。その後、時刻 $t_2$ 以降の期間T2は、交流磁界の発生が停止される。

【0148】

磁界検知部8Fの磁界検知用コイル11x~11zは、交流磁界が発生している期間T1(時刻 $t_1$ ~時刻 $t_2$ )においては、電磁誘導作用により、この磁界検知用コイル11に誘導電流が発生する。

【0149】

磁界検知用コイル11x、11y、11zに発生する電流をそれぞれ、 $I_x$ 、 $I_y$ 、 $I_z$ とすると、図15(b)に示すこれら電流 $I_x$ 、 $I_y$ 、 $I_z$ は、交流磁界の発生により、電流 $I_x$ と電流 $I_y$ とは同位相の電流となり、さらに、電流 $I_z$ が電流 $I_x$ 及び電流 $I_y$ と逆位相の電流となった場合を示している。

【0150】

3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zは、それぞれ、ダイオードを介してバイポーラ型NPNトランジスタQ2のベースに接続されている。このため、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zに流れる電流は、ダイオードによって整流された後、バイポーラ型NPNトランジスタQ2のベースに供給される。すなわち、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zに流れる電流 $I_x$ 、 $I_y$ 、 $I_z$ は、図15(b)に示すような半波状の電流となり、さらに、これら電流 $I_x$ 、 $I_y$ 、 $I_z$ は、加算され、図15(c)に示すような電流が、バイポーラ型NPNトランジスタQ2のベース電流として供給される。

【0151】

従って、このような電流を入力とするバイポーラ型NPNトランジスタQ2は、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zに流れる電流に応じて、図15(d)に示すように、オン(導通状態)、オフ(非導通状態)を繰り返すように動作する。

【0152】

この動作は、第1の実施の形態で説明した動作と同様であり、図15(e)に示す磁界検知信号(ノードN1の電圧V1)が、第1の実施の形態と同様に得られる。

以降の動作は、第1の実施の形態と同じである。従って、外部からの交流磁界によって、カプセル型内視鏡2の起動、停止の制御が可能となる。

【0153】

尚、図14に示す構成では、それぞれの磁界検知用コイルに接続されたダイオードにより、磁界検知用コイルには半波電流が発生し、この半波電流を、増幅回路12Fに供給しているが、磁界検知用コイルに発生した電流を全波整流し、増幅回路12に供給しても良い。さらに、それぞれの磁界検知用コイル11x~11zに、共振用コンデンサを接続して共振回路を構成しても良い。

【0154】

第3の実施の形態の磁界検知部8Fは、磁界検知用コイルを3つ備えることにより、いかなる方向から、交流磁界が印加されても、3つの磁界検知用コイル11x、11y、1

10

20

30

40

50

1 z の少なくとも一つのコイルによって、信号が発生することになる。

【0155】

また、3つの磁界検知用コイルに発生した電流信号を加算した後に、電流増幅を行って磁界検知信号を得ているため、より効率的な交流磁界の発生の検知を行うことが出来る。

【0156】

尚、第4の実施の形態では、磁界検知用コイルを3つ備えた場合について説明したが、3つに限定されるものではなく、複数個の磁界検知用コイルを備えた場合でも、同様な効果が得られる。

【0157】

以上、説明したように、第4の実施の形態によれば、体内におけるカプセル型内視鏡2の向きに係わらず、カプセル型内視鏡2の起動、停止の制御を容易に、かつ確実に行うことが可能となる。その他の効果は第1の実施の形態と同様である。

【0158】

尚、第4の実施の形態における磁界検知部8Fは、次の変形例に示すように構成しても良い。このような変形例について図16を用いて説明する。

【0159】

(変形例)

図16は、第4の実施の形態の変形例に係る磁界検知部及び増幅回路の構成を示す回路図である。

変形例の磁界検知部8Gは、複数個の磁界検知用コイルと複数個の磁界検知用コイルにそれぞれ対応した複数個の電流増幅回路を有し、複数個の磁界検知用コイルのそれぞれに発生した信号に対応するそれぞれの電流増幅回路にて増幅した後に加算し、加算した信号を、検知結果である電気信号として出力するように構成されている。

【0160】

変形例の磁界検知部8Gは、図14と同様に、磁界検知用コイルを3つ備えることにより、いかなる方向から、交流磁界が印加されても、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zの少なくとも一つのコイルによって、信号が発生することになる。

【0161】

図14に示す構成では、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zに発生した電流は、半波整流され、さらに加算された後に、増幅回路に入力されていた。

しかし、変形例4では、図16に示すように、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zに発生する電流は、それぞれ、バイポーラ型NPNトランジスタQ14からなる増幅回路、バイポーラ型NPNトランジスタQ15からなる増幅回路及びバイポーラ型NPNトランジスタQ16からなる増幅回路に入力される。すなわち、増幅回路12Gは、磁界検知用コイルの数に応じた数の増幅回路を有している。

【0162】

これらの増幅回路に入力される電流は、バイポーラ型NPNトランジスタQ14、Q15、Q16の、それぞれのベース・エミッタ接合により、半波整流された電流となる。

そして、バイポーラ型NPNトランジスタQ14からなる増幅回路、バイポーラ型NPNトランジスタQ15からなる増幅回路及びバイポーラ型NPNトランジスタQ16からなる増幅回路のそれぞれの出力端は、ノードN1によって共通接続されているので、このノードN1の電位V1は、図15(e)と同様になる。

【0163】

従って、変形例においても、外部からの交流磁界によって、カプセル型内視鏡2の起動、停止の制御が可能となる。

さらに、変形例4では、図14に示したダイオードがなくても、3つの磁界検知用コイル11x、11y、11zに発生する信号が互いに干渉することが無く、このため、3つのダイオードを削減することができるため、部品点数の削減により製造コストを安価にできるといった効果を得る。

【0164】

10

20

30

40

50

尚、以上述べた第 1 ~ 第 4 の実施の形態及び各変形例において、生体内観察装置としてカプセル型内視鏡 2 を用いた構成について説明したが、これに限定されるものではなく、例えば、体内の温度及び P H などの生体情報の取得のための生体内観察装置に本発明を適用できることは言うまでもない。

【 0 1 6 5 】

また、第 1 ~ 第 4 の実施の形態及び各変形例において、カプセル型内視鏡 2 の電源部 1 7 と各回路を接続するスイッチング手段として、P チャネル型 F E T 1 8 を用いた構成について説明したが、これには限定されるものではなく、例えば同様の機能を有するものであれば他の電子スイッチを用いて構成しても良い。

【 0 1 6 6 】

本発明は、以上述べた実施の形態及び変形例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【符号の説明】

【 0 1 6 7 】

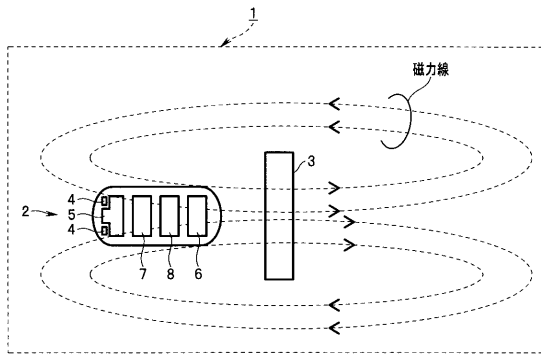
- 1 ... 生体内観察システム、
- 2 ... カプセル型内視鏡、
- 3 ... 磁界発生部、
- 4 ... 照明部、
- 5 ... 撮像部、
- 6 ... 無線伝送部、
- 7 ... 電力供給部、
- 8 ... 磁界検知部、
- 9 ... 駆動回路、
- 1 0 ... 磁界発生用コイル、
- 1 1 ... 磁界検知用コイル、
- 1 2 ... 増幅回路、
- 1 3 ... コンデンサ、
- 1 4 ... 抵抗、
- 1 5 ... 制御部、
- 1 6 ... 分周回路、
- 1 7 ... 電源部。

10

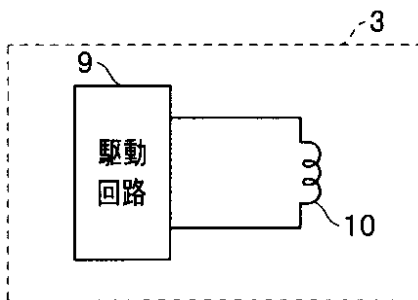
20

30

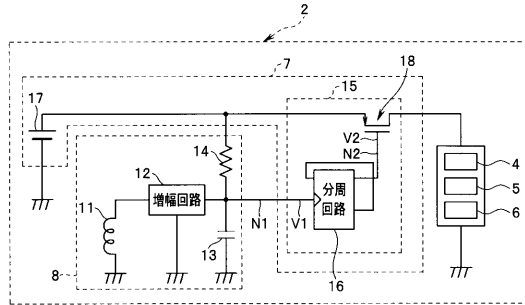
【図 1】



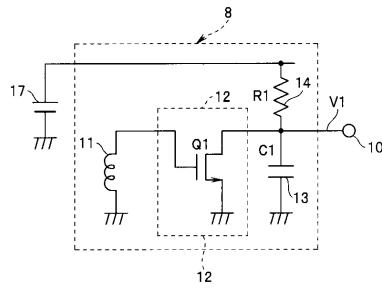
【図 2】



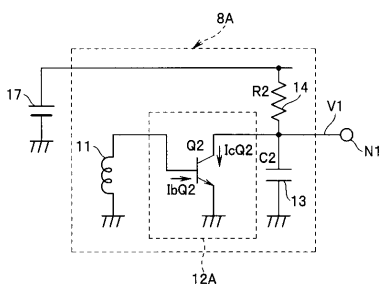
【図 3】



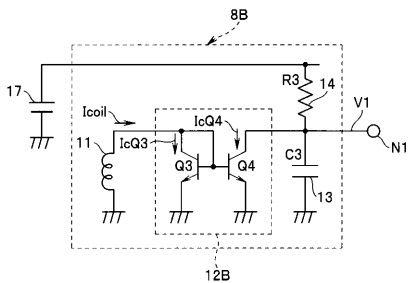
【図 4】



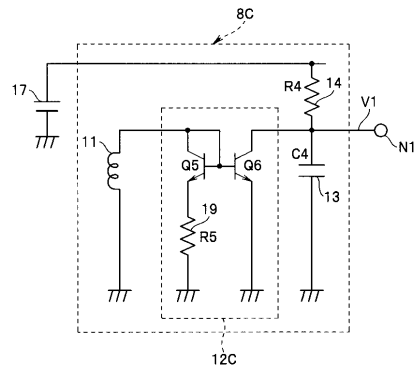
【図 5】



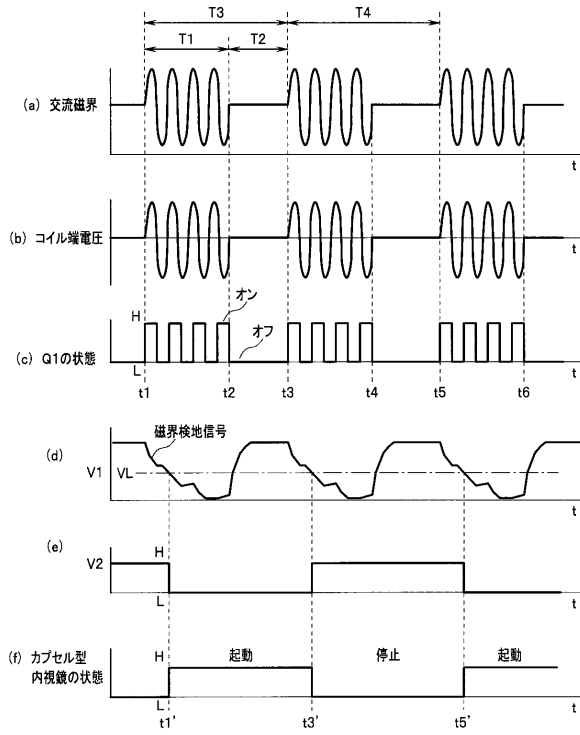
【図 6】



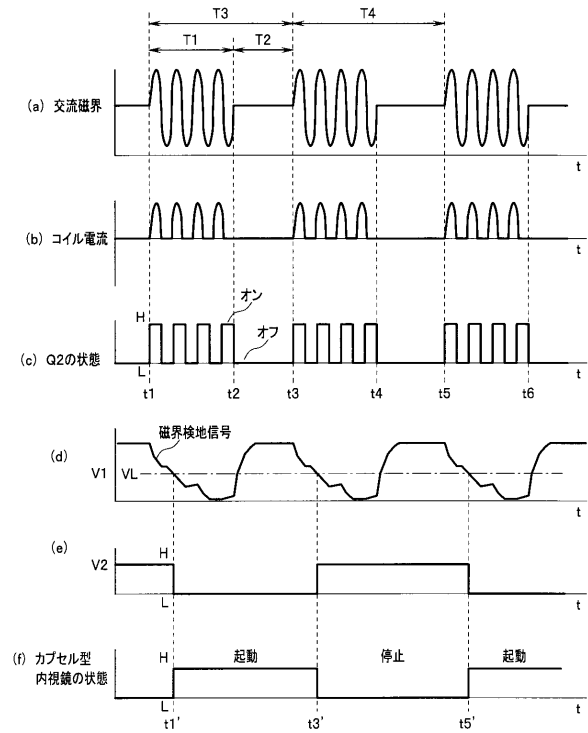
【図 7】



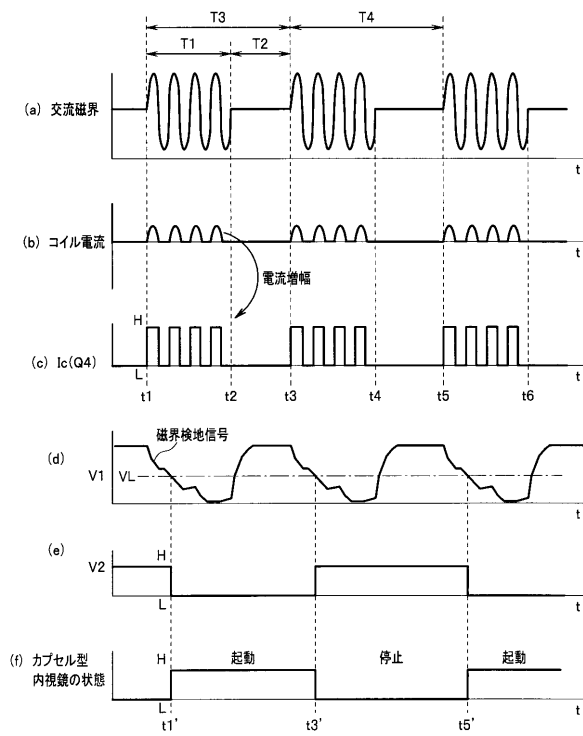
【図 8】



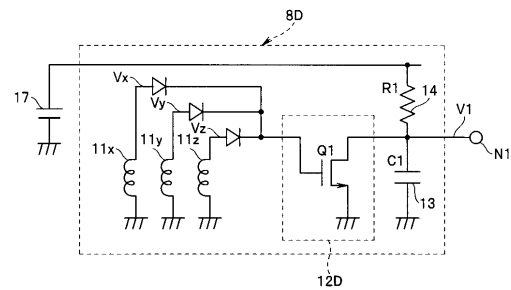
【図 9】



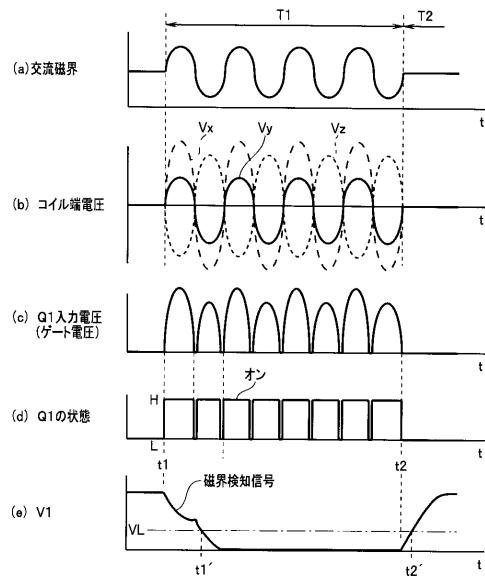
【図 10】



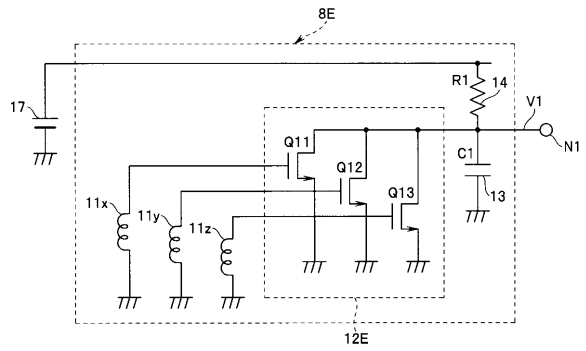
【図 11】



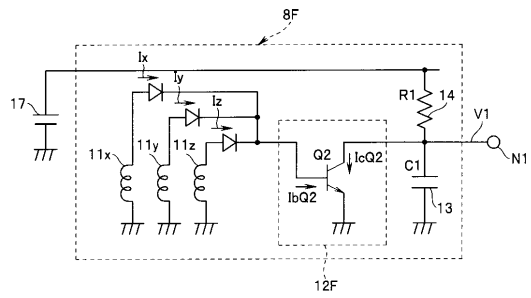
【図 1 2】



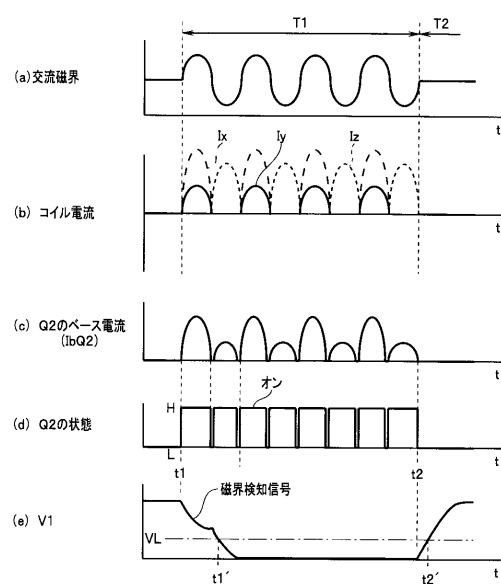
【図 1 3】



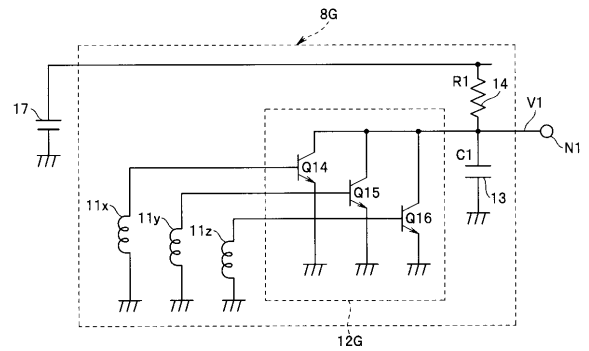
【図 1 4】



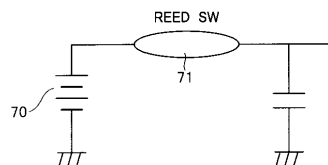
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】





|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 体内观察系统和体内观察系统的驱动方法   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2010246682A</a>  | 公开(公告)日 | 2010-11-04 |
| 申请号            | JP2009098166   | 申请日     | 2009-04-14 |
| [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   |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/045.642  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C038/CC08 4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/QQ06 4C061/QQ09 4C061/RR01 4C061/RR24 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF41 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/QQ06 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR24 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进   |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：轻松安全地打开或关闭电源，并允许控制抑制内置电池的消耗。解决方案：体内观察系统1包括体内观察装置2和设置在体内观察装置2外部以产生磁场的磁场产生部分3。体内观察装置2包括体内信息获取部4-6，电源17，用于检测来自外部的磁场并输出检测结果作为电信号的磁场检测部8和电源馈送部分7，用于根据电信号控制要馈送到体内信息获取部分的驱动功率的馈送状态。磁场检测部分8包括：磁场检测线圈11，用于检测由磁场产生部分3产生的来自外部的磁场；以及放大电路12，用于放大与产生的磁场相对应的信号并输出放大的信号，电信号到磁场检测线圈11

