

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5627067号
(P5627067)

(45) 発行日 平成26年11月19日(2014.11.19)

(24) 登録日 平成26年10月10日(2014.10.10)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 6 2 J
A 6 1 B 5/07 (2006.01) A 6 1 B 5/07

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-306774 (P2008-306774)
 (22) 出願日 平成20年12月1日(2008.12.1)
 (65) 公開番号 特開2010-125286 (P2010-125286A)
 (43) 公開日 平成22年6月10日(2010.6.10)
 審査請求日 平成23年10月26日(2011.10.26)

(73) 特許権者 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 吉田 直樹
 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
 (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
 審査官 遠藤 孝徳

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

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、交流磁界を発生する磁界発生部と、を具備し、

前記生体内観察装置が、

生体内の情報を取得する生体内情報取得部と、

前記交流磁界に応じた電気信号を出力する受信アンテナと、前記受信アンテナから出力される前記電気信号を整流して出力する整流部と、を含み、外部からの前記交流磁界を検知し、検知結果を検知信号として出力する磁界検知部と、

前記磁界検知部からの前記検知信号を2分周する分周回路と、電池と、を含み、前記磁界検知部が出力する前記検知信号に基づき、前記電池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、を有し、

前記磁界発生部が、

前記生体内観察装置の起動及び停止の制御を行う前記交流磁界を発生するためのソレノイド形状の送信コイルと、前記送信コイルの外周に配設されている、周囲への前記交流磁界の漏洩を減少させる円筒形状の強磁性体からなるヨークと、を含む送信アンテナと、

前記送信アンテナを駆動するドライバと、

前記ドライバに電力を供給する電源と、を有することを特徴とする生体観察システム

。

【請求項2】

10

20

前記ヨークの底面に配設され前記ヨークの底面側の開口を塞いでいる円形状の強磁性体からなる補助ヨークを、前記ヨークが含む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】

前記送信コイルが少なくとも一部分の周囲に巻きつけられている円柱形状の強磁性体からなり、前記補助ヨークに配設されているコアを、前記ヨークが含む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、少なくとも前記交流磁界を検知する受信コイルと、前記受信コイルの内部に配設され、前記交流磁界の検知感度を向上させる強磁性体を有する前記受信アンテナとを有して構成したことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何れか 1 項に記載の生体観察システム。

10

【請求項 5】

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 の何れか 1 項に記載の生体観察システム。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 の何れか 1 項に記載の生体観察システムを駆動するための方法であって、

前記磁界発生部からの前記交流磁界を検出する度に、前記生体内観察装置が起動と停止を繰り返し行う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 7】

前記生体内観察装置は、体外で前記交流磁界を検知して起動した後に、被検者の前記生体内に嚥下されることを特徴とする請求項 6 に記載の生体内観察システムの駆動方法。

【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 6 または請求項 7 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、生体内観察装置により生体内の情報を取得可能な生体観察システム及びこの生体観察システムの駆動方法に関する。

30

【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、蠕動運動に伴って前記体腔内を移動しつつ被写体の像を撮像し、撮像した前記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。図 1 2 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のオン状態又はオフ状態を説明する回路図である。

40

【0004】

特許文献 1 には、図 1 2 に示すように、静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 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構成が記載されている。

【0005】

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 7 1 を有することにより、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ように構成されている。

50

【 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 の接点が閉じる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 7 】

しかしながら、前記特許文献 1 に記載のカプセル内視鏡の電源投入方法では、カプセル型内視鏡の製造過程において、電源である電池を組み込む工程の後は常に電源が投入された状態となる。この場合、製造工程において電力の消耗が進んでしまう。その結果、例えば、流通先で被検者が使用した際、生体内部の所望の位置に到達する以前に、前記電池（具体的には内蔵バッテリー）の残量が前記所望の部位を観察不可能なレベルに低下してしまうことになるので、前記所望の部位の観察ができなくなる虞れがある。

【 0 0 0 8 】

これを回避するためには、電池組み込み後の各工程間の移動や待機時等、カプセル型内視鏡が動作する必要がない場面において、常に磁石をカプセル型内視鏡に近接させておく必要がある。しかしながら、このように常に磁石を近接して製造を行うことは作業にとって非常に不便である、といった問題点が生じる。

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明は前記問題点に鑑みてなされたもので、生体内観察装置の起動及び停止の制御を非接触で且つ低消費電力で行うことができるとともに、磁石を近接しておかなくても生体内観察装置の停止状態を維持することが可能な生体観察システム及びこの生体観察システムの駆動方法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】

【 0 0 1 0 】

本発明における生体観察システムは、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、交流磁界を発生する磁界発生部と、を具備し、

前記生体内観察装置が、生体内の情報を取得する生体内情報取得部と、前記交流磁界に応じた電気信号を出力する受信アンテナと、前記受信アンテナから出力される前記電気信号を整流して出力する整流部と、を含み、外部からの前記交流磁界を検知し、検知結果を検知信号として出力する磁界検知部と、前記磁界検知部からの前記検知信号を 2 分周する分周回路と、電池と、を含み、前記磁界検知部が出力する前記検知信号に基づき、前記電池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、を有し、

前記磁界発生部が、前記生体内観察装置の起動及び停止の制御を行う前記交流磁界を発生するためのソレノイド形状の送信コイルと、前記送信コイルの外周に配設されている、周囲への前記交流磁界の漏洩を減少させる円筒形状の強磁性体からなるヨークと、を含む送信アンテナと、前記送信アンテナを駆動するドライバと、前記ドライバに電力を供給する電源と、を有する。

【 0 0 1 1 】

本発明における生体観察システムの駆動方法は、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、交流磁界を発生する磁界発生部と、を具備する生体観察システムの駆動方法であって、

前記生体内観察装置が、生体内の情報を取得する生体内情報取得部と、前記交流磁界に応じた電気信号を出力する受信アンテナと、前記受信アンテナから出力される前記電気信号を整流して出力する整流部と、を含み、外部からの前記交流磁界を検知し、検知結果を検知信号として出力する磁界検知部と、前記磁界検知部からの前記検知信号を 2 分周する分周回路と、電池と、を含み、前記磁界検知部が出力する前記検知信号に基づき、前記電池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

10

20

30

40

50

と、を有し、前記磁界発生部が、前記生体内観察装置の起動及び停止の制御を行う前記交流磁界を発生するためのソレノイド形状の送信コイルと、前記送信コイルの外周に配設されている、周囲への前記交流磁界の漏洩を減少させる円筒形状の強磁性体からなるヨークと、を含む送信アンテナと、前記送信アンテナを駆動するドライバと、前記ドライバに電力を供給する電源と、を有し、前記磁界発生部からの前記交流磁界を検出する度に、前記生体内観察装置が起動と停止を繰り返し行う。

【発明の効果】

【0012】

本発明による生体観察システム及びこの生体観察システムの駆動方法によれば、生体内観察装置の起動及び停止の制御を非接触で且つ低消費電力で行うことができるとともに、磁石を近接しておかなくても生体内観察装置の停止状態を維持することが可能である。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

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)

図1から図7は本発明の生体観察システムの第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態に係る生体観察システム全体の構成を示す構成図、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、図3は磁界発生部内の送信アンテナの外観の構成を示す構成図、図4は図3のA-A線断面図、図5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、図6は図5の受信アンテナの具体的な構成を示す構成図、図7は本実施形態のカプセル型内視鏡の動作状態の一例を示すタイミングチャートである。

20

【0014】

図1に示すように、本実施の形態の生体観察システム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。

【0015】

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又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。尚、前記磁界発生部3は、ユーザの操作又は指示に応じて交流磁界を発生する構成である場合においては、どのような構成のものであっても良い。

30

【0016】

生体内観察装置としてのカプセル型内視鏡2は、自身の進行方向の前方に存在する被写体を照明する照明部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。

【0017】

また、カプセル型内視鏡2は、前記撮像部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。

40

【0018】

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。

【0019】

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部3が配置されている。

【0020】

次に、図1に示す磁界発生部3の具体的な構成について、図2～図4を用いて説明する

50

。

図2に示すように、磁界発生部3は、電源9と、ドライバ10と、送信アンテナ11とを有して構成されている。

電源9は、例えば電池等で構成されたもので、ドライバ10に電力を供給する。ドライバ10は、送信アンテナ11を駆動させるものであって、電源9より供給された電力を所望の周波数の電力に変換して送信アンテナ11に供給することで、送信アンテナ11を駆動させる。

【0021】

送信アンテナ11は、カプセル型内視鏡2の起動及び停止を制御するための交流磁界を発生する。

10

【0022】

さらに、送信アンテナ11の構成について図3及び図4を用いて説明する。

図3には、図2に示す送信アンテナ11の外観の構成が示されている。

図3に示すように、本実施の形態に係わる送信アンテナ11は、1次側コイル3Aと、この1次側コイル3Aの外周の配設されるヨーク3Bと、図示しない1次側コンデンサとを有して構成されている。

【0023】

1次側コイル3Aは、送信コイルを構成するものであって、例えば略筒状のソレノイドコイル形状を有しており、その内部にカプセル型内視鏡2を挿入可能に形成されている。また、ヨーク3Bは、例えば強磁性体を用いて円筒形状に構成されている。

20

尚、図示しない1次側コンデンサは、1次側コイル3Aとで共振回路を構成するものである。

【0024】

ここで、このような構成の送信アンテナ11を有する磁界発生部3の動作について図4を用いて説明する。

例えば図4に示すように、ユーザがカプセル型内視鏡2を送信アンテナ11の内部に挿入したとする。そして、ユーザは、磁界発生部3の図示しないスイッチ等の操作を行ってオンしたとする。

【0025】

すると、磁界発生部3のドライバ10は送信アンテナ11を駆動させることで、送信アンテナ11の1次側コイル3Aから交流磁界を発生させる。

30

【0026】

この場合、図4に示すように、1次側コイル3Aから発生したコイル内磁束11aは、1次側コイル3A外では、ヨーク3B内部を通過するヨーク内磁束11dと、ヨーク3Bの外部を通過する漏れ磁束11eとに分けられる。

【0027】

本実施の形態では、送信アンテナ11により交流磁界の磁束は、ヨーク3Bに集中するため、その磁束の大部分はヨーク内磁束11dとなり、漏れ磁束11eについては非常に少なくなる。

【0028】

40

この漏れ磁束11eは、周囲の電子機器の誤動作の原因となる虞れがあるが、本実施の形態では、漏れ磁束11eが非常に小さいため、その結果、周囲の電子機器が誤動作を引き起こすことを防ぐことができる。即ち、検査時に必要な他の電子機器を磁界発生部3近くに配置することが可能となり、診断性の向上を図ることが可能となる。

【0029】

尚、送信アンテナ11を構成する1次側コイル3Aは、略筒状のソレノイドコイル形状に限定されるものではなく、その他の形状であっても良い。

【0030】

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5を用いて説明する。

50

図5に示すように、前記磁界検知部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受信アンテナ12と、この受信アンテナ12から出力される前記電気信号を整流して出力する整流部15と、抵抗16とを有して構成されている。

【0031】

受信アンテナ12は、図示はしないが、例えば、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である二次側コイルと、整流部15の入力端において磁界検知用コイル(二次側コイル)に対して並列に接続される共振用コンデンサとを有して構成されている。

【0032】

整流部15は、入力端が受信アンテナ12の出力端に接続されたダイオード13と、このダイオード13から出力される電気信号を平滑化する平滑用コンデンサ14とを有している。

10

抵抗16は、前記ダイオード13の出力端において、平滑用コンデンサ14に対して並列に接続されている。

【0033】

一方、電力供給部7は、図5に示すように、電池等からなる電源部18と、Pチャネル型FET19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17とを有して構成されている。

【0034】

分周回路17の入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17に入力される。分周回路17の出力端としてのノードN2は、Pチャネル型FET19のゲートに接続されている。

20

【0035】

Pチャネル型FET19のソースは、電源部18に接続されている。また、Pチャネル型FET19のゲートは、分周回路17の出力端としてのノードN2に接続されている。さらに、Pチャネル型FET19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。

【0036】

尚、図5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。

30

【0037】

次に、図5のカプセル型内視鏡2の受信アンテナ12の具体的な構成について図6を用いて説明する。

図6に示すように、カプセル型内視鏡2の受信アンテナ12は、2次側コイル2Aと、2次側コア2Bと、図示しない2次側コンデンサとを有して構成されている。

【0038】

2次側コイル2Aは、例えば略筒状のソレノイドコイル形状を有しており、その内部に2次側コア2Bを挿入可能に形成されている。また、2次側コア2Bは、例えば磁性体を用いて円筒形状に構成されている。

40

【0039】

以上に述べたカプセル型内視鏡2の構成によれば、磁界検知部8の出力端としてのノードN1がH(High)レベルになったタイミングに基づいて、分周回路17の出力端としてのノードN2がL(Low)レベルになった場合に、Pチャネル型FET19がオンし、照明部4と、撮像部5と、無線伝送部6とに対して駆動電力が供給される。

【0040】

即ち、磁界発生部3により交流磁界が発生すると、カプセル型内視鏡2の磁界検知部8により磁界の発生を検知し、この検知結果に基づき、体内情報取得部(照明部4、撮像部5及び無線伝送部6等)への駆動電力の供給を制御する電力供給制御部(電力供給部7で

50

、詳しくは分周回路 17 及び P チャネル型 FET 19 等) を制御することが可能となる。

【0041】

次に、本実施の形態における生体観察システム 1 の作用について、図 4、図 5 及び図 7 を用いて説明する。

尚、図 7 は図 4 及び図 5 の各主要部の動作波形を示す波形図であって、図 7 (a) は磁界発生部 3 からの交流磁界発生状態を示し、図 7 (b) は磁界検知部 8 の信号出力 (ノード N1) を示し、図 7 (c) は電力供給部 7 の P チャネル型 FET 19 のゲートに入力される分周回路 17 の信号出力 (ノード N2) を示し、図 7 (d) はカプセル型内視鏡 2 の動作状態を夫々示している。

【0042】

図 7 に示す時刻 $t_0 \sim t_1$ の期間 T_1 は、カプセル型内視鏡 2 が磁界発生部 3 にセットされていない状態を示している。尚、カプセル型内視鏡 2 の磁界発生部 3 へのセットとは、カプセル型内視鏡 2 が磁界発生部 3 の 1 次側コイル 3A 内に挿入した状態 (図 4 参照) を意味している。

【0043】

図 7 に示す時刻 t_1 において、前記したようユーザによって磁界発生部 3 の図示しないスイッチ等のオン操作を行って、磁界発生部 3 の送信アンテナ 11 を駆動させて交流磁界を発生させたとする。

【0044】

すると、交流磁界が発生すると、カプセル型内視鏡 2 の 2 次側コイル 2A の両端には、電磁誘導により交流電圧が発生する。この交流電圧は、ダイオード 13 と平滑用コンデンサ 14 とからなる整流部 15 より直流電圧に変換され、この変換された直流電圧、即ち、ノード N1 の信号の電位は、図 7 (b) に示すように、H レベル (V_1) となる。

【0045】

そして、時刻 t_2 において磁界発生部 3 から交流磁界の発生が停止されると、平滑用コンデンサ 14 にチャージされていた電荷が抵抗 16 を介しディスチャージされ、ノード N1 の信号の電位は L レベルとなる。

【0046】

以下、同様にして、磁界発生部 3 から交流磁界が発生している期間 T_1 は、磁界検知部 8 の出力であるノード N1 の信号 (検知信号) の電位が H レベルとなり、一方、交流磁界が発生していない期間 T_2 は、磁界検知部 8 の出力のノード N1 の信号 (検知信号) の電位が L レベルとなる。

【0047】

このような磁界検知部 8 の出力であるノード N1 の検知信号が入力される電力供給部 7 においては、分周回路 17 の出力であるノード N2 の信号は、図 7 (c) に示すように、磁界検知部 8 の出力のノード N1 の検知信号により、事前の状態から前記ノード N2 を反転するように動作する。

【0048】

即ち、分周回路 17 の出力であるノード N2 の信号は、時刻 t_1 から時刻 t_3 の間の期間 T_3 では L レベル、時刻 t_3 から時刻 t_5 の期間 T_4 では H レベルとなる。そのため、分周回路 17 の出力 (ノード N2 の信号) がゲートに入力されている P チャネル型 FET 19 は、時刻 t_1 から時刻 t_3 の期間 T_3 においてオン状態となり、時刻 t_3 から時刻 t_5 の期間 T_4 においてオフ状態となる。

【0049】

従って、時刻 t_1 から時刻 t_3 の期間 T_3 においてはカプセル型内視鏡 2 の各回路 (照明部 4、撮像部 5、及び無線伝送部 6 等) に対して、電源部 18 からの駆動電力が供給され、時刻 t_3 から時刻 t_5 の期間 T_4 においては駆動電力の供給が停止されることになる。

【0050】

即ち、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

10

20

30

40

50

り、カプセル型内視鏡 2 は停止状態から起動状態へ、又は起動状態から停止状態へと駆動状態の切り換え制御が可能となる。

【 0 0 5 1 】

つまり、生体観察システム 1 においては、発生する交流磁界がカプセル型内視鏡 2 の駆動状態の切り換え制御する一種のスイッチ機能を構成している。

その後の期間の作用についても、前記期間 T 3、期間 T 4 と同様に動作する。

【 0 0 5 2 】

また、本実施の形態では、磁界発生部 3 による交流磁界の発生時、つまり、カプセル型内視鏡 2 の各回路への駆動電力供給時においては、磁界発生部 3 の送信アンテナ 1 1 により発生する交流磁界の磁束は、図 4 で説明したように、ヨーク 3 B に集中するため、その磁束の大部分はヨーク内磁束 1 1 d となり、漏れ磁束 1 1 e については非常に少なくなる。

【 0 0 5 3 】

このため、周囲の電子機器の誤動作の原因となる虞れがある漏れ磁束 1 1 e が非常に小さくなるので、周囲の電子機器が誤動作を引き起こすことを防ぐことができる。即ち、検査時に必要な他の電子機器を磁界発生部 3 近くに配置することが可能となり、診断性の向上を図ることが可能となる。

【 0 0 5 4 】

尚、本実施の形態では、送信アンテナ 1 1 を構成するヨーク 3 B は、例えばフェライト、アモルファス磁性材料、パーマロイ等の強磁性体を用いて構成すれば良い。

また、カプセル型内視鏡 2 の受信アンテナ 1 2 を構成する 2 次側コア 2 B は、円筒形状として説明したが、これに限定されるものではなく、例えば円柱形状や、三角柱形状、四角柱形状等の多角柱形状に構成しても良い。即ち、磁束を集中させることができれば、形状は特に限定されるものではない。

【 0 0 5 5 】

また、受信アンテナ 1 2 は、2 次側コア 2 B を設け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、この 2 次側コア 2 B を設けずに受信アンテナ 1 2 を構成しても良い。

【 0 0 5 6 】

従って、第 1 の実施の形態によれば、生体内観察装置としてのカプセル型内視鏡 2 の起動及び停止の制御を非接触で且つ低消費電力で行うことができるとともに、磁石を近接しておかなくても生体内観察装置としてのカプセル型内視鏡 2 の停止状態を維持することが可能な生体観察システム 1 を実現できる。

【 0 0 5 7 】

また、生体観察システム 1 の磁界発生部 3 は、発生する交流磁界の磁束に含まれる漏れ磁束 1 1 e を非常に少なくすることができるので、周囲の電子機器が誤動作を引き起こすことを防ぐことができる。即ち、検査時に必要な他の電子機器を磁界発生部 3 近くに配置することが可能となり、診断性の向上を図ることが可能な生体観察システム 1 を実現できる。

【 0 0 5 8 】

尚、第 1 の実施の形態では、生体内観察装置としてカプセル型内視鏡 2 を用いて説明したが、生体内観察装置は、このカプセル型内視鏡 2 に限定されるものではなく、例えば、体内の温度や P H 等の体内情報の取得のための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 0 5 9 】

(第 2 の実施の形態)

図 8 は本発明の生体観察システムの第 2 の実施の形態に係る生体観察システムの磁界発生部の断面図である。

尚、図 8 は、前記第 1 の実施の形態の生体観察システムと同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

10

20

30

40

50

第2の実施の形態の生体観察システム1は、前記第1の実施の形態の生体観察システム1と略同様に構成されているが、磁界発生部3の送信アンテナ11の構成が異なっている。

【0060】

図8に示すように、第2の実施の形態における磁界発生部3は、送信アンテナ11Aを有している。この送信アンテナ11Aは、1次側コイル3Aと、この1次側コイル3Aの外周の配設されるヨーク3Bと、このヨーク3Bの底面に配設される補助ヨーク3Cと、図示しない1次側コンデンサとを有して構成されている。

【0061】

1次側コイル3A及びヨーク3Bは、前記第1の実施の形態と略同様に構成されている。

10

また、新たに設けられた補助ヨーク3Cは、例えば強磁性体を用いて円形状に構成されている。そして、この補助ヨーク3Cがヨーク3Bの底面に設けられることにより、円筒形状のヨーク3Bの底面側の開口が塞がれた構成となる。

【0062】

尚、補助ヨーク3Cは、例えばフェライト、アモルファス磁性材料、パーマロイ等の強磁性体であれば良い。また、第2の実施の形態では、ヨーク3Bと、補助ヨーク3Cは、強磁性体であれば同じ材料でも、異なる材料を用いても良い。また、第2の実施の形態では、ヨーク3Bと、補助ヨーク3Cは、別々に形成して説明したが、一体化して形成しても良い。

20

【0063】

また、補助ヨーク3Cは、円形状に限定されるものでなく、他の形状に構成しても良い。また、補助ヨーク3Cは、ヨーク3Bの底部の内周面に内装しても良い。さらに、補助ヨーク3Cは、ヨーク3Cの外径よりも大きく構成し、補助ヨーク3Cの面上にヨーク3Bを配設するように構成しても良い。

その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

【0064】

次に、第2の実施の形態の特徴となる、送信アンテナ11Aの作用について図8を用いて説明する。

第2の実施の形態における送信アンテナ11Aでは、交流磁界発生時において、1次側コイル3Bから発生したコイル内磁束11aの大部分は、ヨーク3Bを通過した後、補助ヨーク3Cを通過することになる。

30

【0065】

即ち、ヨーク3Bと、補助ヨーク3Cとで閉磁路を形成しているため、漏れ磁束11eは、前記第1の実施の形態と比較すると、極めて少なくなる。

【0066】

従って、このような構成の送信アンテナ11Aにより、周辺の電子機器への更なる誤動作防止効果が期待できる。このため、検査時に必要な他の電子機器を磁界発生手段近くに配置することが可能となることで、診断性の向上を図ることが可能となる。

【0067】

このように、第2の実施の形態によれば、補助ヨーク3Cを付加した送信アンテナ11Aを設けたことにより、漏れ磁束11eを第1の実施の形態よりも少なくすることができ、漏れ磁束11eによる周辺の電子機器への誤動作防止効果をより向上させることができる。その他の効果は第1の実施の形態と同様である。

40

【0068】

(第3の実施の形態)

図9は本発明の生体観察システムの第3の実施の形態に係る生体観察システムの磁界発生部の断面図である。

尚、図9は、前記第1の実施の形態の生体観察システムと同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

50

第 3 の実施の形態の生体観察システム 1 は、前記第 2 の実施の形態の磁界発生部 3 の送信アンテナ 1 1 A の構成に改良が成されている。

【 0 0 6 9 】

図 9 に示すように、第 3 の実施の形態における磁界発生部 3 は、送信アンテナ 1 1 B を有している。

この送信アンテナ 1 1 B は、1 次側コイル 3 A と、この 1 次側コイル 3 A の外周に配設されるヨーク 3 B と、このヨーク 3 B の底面に配設される補助ヨーク 3 C と、この補助ヨーク 3 C の上面上で且つ 1 次側コイル 3 A の内部に配設される 1 次側コア 3 D と、図示しない 1 次側コンデンサとを有して構成されている。

【 0 0 7 0 】

ヨーク 3 B と補助ヨーク 3 C の構成は、第 2 の実施の形態と略同様であるが、夫々の大きさが、第 2 の実施の形態よりも小さく形成されている。勿論、その大きさは、カプセル型内視鏡 2 を挿入可能な空間を有する大きさである。

【 0 0 7 1 】

また、1 次側コイル 3 A は、図 9 に示すように、第 2 の実施の形態と略同様に略筒状のソレノイドコイル形状に構成されているが、その外径及び高さ方向における寸法が小さく形成されている。

そして、この 1 次側コイル 3 A の内部に配置される 1 次側コア 3 D は、例えば強磁性体を用いて円柱形状に構成されている。

その他の構成は前記第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 0 7 2 】

次に、第 3 の実施の形態の特徴となる、送信アンテナ 1 1 B の作用について図 9 を用いて説明する。

第 3 の実施の形態における送信アンテナ 1 1 B では、1 次側コア 3 D を 1 次側コイル 3 A の内部に配置したため、1 次側コイル 3 A の自己インダクタンスを向上させることができる。

【 0 0 7 3 】

即ち、1 次側コイル 3 A に単位電流を流したときに発生する磁束を増加させることができるため、1 次側コイル 3 A の磁束発生能力を向上させることができる。

【 0 0 7 4 】

従って、1 次側コイル 3 A のみならず、ヨーク 3 B と、補助ヨーク 3 C も小型化することができるため、送信アンテナ 1 1 B 自体を小型化することができる。

【 0 0 7 5 】

尚、第 3 の実施の形態では、ヨーク 3 B と、補助ヨーク 3 C と、1 次側コア 3 D とは、強磁性体であれば、同じ材料でも、或いは異なる材料を用いて構成しても良い。

【 0 0 7 6 】

また、第 3 の実施の形態では、ヨーク 3 B と、補助ヨーク 3 C と、1 次側コア 3 D とは別々に形成し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、一体化して送信アンテナ 1 1 B を形成しても良い。

例えば、ヨーク 3 B と、補助ヨーク 3 C とを一体化して形成し、1 次側コア 3 D を別々に形成しても良いし、補助ヨーク 3 C と、1 次側コア 3 D とを一体化して形成し、ヨーク 3 B を別々に形成しても良いし、ヨーク 3 B と、補助ヨーク 3 C と、1 次側コア 3 D を一体化して形成しても良い。

【 0 0 7 7 】

このように、第 3 の実施の形態によれば、前記第 2 の実施の形態の効果が得られる他に、送信アンテナ 1 1 B の小型化が可能となり、即ち、磁界発生部 3 自体の小型化に大きく寄与する。その他の効果は第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 0 7 8 】

(第 4 の実施の形態)

図 1 0 及び図 1 1 は本発明の生体観察システムの第 4 の実施の形態に係り、図 1 0 は第

10

20

30

40

50

4の実施の形態に係る生体観察システムの磁界発生部の構成を示す構成図、図11は図10のB-B線断面図である。

尚、図10及び図11は、前記第1の実施の形態の生体観察システムと同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

第4の実施の形態の生体観察システム1は、前記第1の実施の形態と略同様の構成であるが、磁界発生部3の構成が異なっている。

尚、第4の実施の形態では、被検者がカプセル型内視鏡2を嚥下し、所望の部位に達したときに、外部に位置する磁界発生部3からの交流磁界の印加によりカプセル型内視鏡2を起動させるといったカプセル型内視鏡2の駆動方法、及びこの駆動方法を実施するための磁界発生部3及び送信アンテナ11の構成について説明する。

10

図10に示すように、第4の実施の形態の生体観察システム1は、磁界発生部3を構成する送信アンテナ11Cを有している。

この送信アンテナ11Cは、1次側コイル3Aと、この1次側コイル3Aを巻回するための例えばコの字形状に形成されたコア42とを有して構成されている。そして、このコア42は、被検者40の検査に用いるベッド41の所定位置に配設されるようになっている。

【0079】

尚、コア42に対する1次側コイル3Aの巻回数は、図10に示す巻回数に限定されるものではなく、交流磁界を発生することができる巻回数であれば良い。

【0080】

20

次に、このような構成の生体観察システム1の駆動方法について、図10及び図11を用いて説明する。

まず、被検者40は、起動させていない状態のカプセル型内視鏡2を嚥下する。その後、カプセル型内視鏡2は、蠕動運動又は誘導システム(図示しない)等により体腔内の所望の位置に移動する。

【0081】

そのとき、ユーザである術者(図示しない)は、磁界発生部3の図示しないスイッチをオンすることで、図10に示す送信アンテナ11Cを駆動させ、交流磁界を発生させる。

【0082】

すると、カプセル型内視鏡2はこの交流磁界により、起動を開始する。そのため、所望の位置にカプセル型内視鏡が移動する前に、電池が消耗してしまうことを防止できる。

30

【0083】

また、磁界発生部3により交流磁界が発生すると、図11に示すように、1次側コイル3Aから発生したコイル内磁束43aは、コア42内を通過後、被検者40が横になっているベッド41を通過する。

【0084】

このとき、コイル内磁束43aは、カプセル型内視鏡2の磁界検知部8によって検知され、カプセル型内視鏡2の起動に寄与する磁束、即ち、有効磁束43bと、磁界検知部8によって検知されずにカプセル型内視鏡2の起動に寄与しない磁束、即ち、無効磁束43cとに分けられる。

40

【0085】

本実施の形態では、コア42で閉磁路を形成しているため、無効磁束43cは非常に少なくなり、その磁束の大部分は有効磁束43bとなる。即ち、交流磁界の受信効率を向上させることができ、磁界発生部3の低消費電力化を図ることが可能となる。

尚、第4の実施の形態では、コア42は、コの字形状に構成した場合について説明したが、これに限定されるものではなく、閉磁路を形成できれば、どの形状でも良いことは言うまでもない。

【0086】

また、ベッド41に横たわる被検者40を対象に体外からカプセル型内視鏡2を起動及び停止する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、例えば立位や座位

50

した被検者 40 を対象に体外からカプセル型内視鏡 2 を起動及び停止する構成としても良い。

その他の構成及び作用は第 1 の実施の形態と同様である。

【0087】

従って、第 4 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体外から容易に行うことができ、また、磁界発生部 3 の低消費電力化を図ることができるとともに、カプセル型内視鏡 2 の電源部 18 の消耗を最小限に抑えることができる生体観察システム 1 及びその生体観察システムの駆動方法の実現が可能となる。その他の効果は第 1 の実施の形態と同様である。

【0088】

尚、第 4 の実施の形態において、生体内観察装置としてカプセル型内視鏡 2 を用いて説明したが、このカプセル型内視鏡 2 に限定されるものではなく、例えば、体内の温度や PH などの体内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。

【0089】

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。

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図 1】本発明の生体観察システムの第 1 の実施の形態に係る生体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 2 の磁界発生部内の送信アンテナの外観の構成を示す構成図。

【図 4】図 3 の A - A 線断面図。

【図 5】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。

【図 6】図 5 の受信アンテナの具体的な構成を示す構成図。

【図 7】本実施の形態のカプセル型内視鏡の動作状態の一例を示すタイミングチャート。

【図 8】本発明の生体観察システムの第 2 の実施の形態に係る生体観察システムの磁界発生部の断面図。

【図 9】本発明の生体観察システムの第 3 の実施の形態に係る生体観察システムの磁界発生部の断面図。

【図 10】本発明の生体観察システムの第 4 の実施の形態に係る生体観察システムの磁界発生部の構成を示す構成図。

【図 11】図 10 の B - B 線断面図。

【図 12】従来のカプセル型内視鏡の撮像装置の電源のオン状態又はオフ状態を説明する回路図。

【符号の説明】

【0091】

- 1 ... 生体観察システム、
- 2 ... カプセル型内視鏡、
- 2 A ... 2 次側コイル、
- 2 B ... 2 次側コア、
- 3 ... 磁界発生部、
- 3 A ... 1 次側コイル、
- 3 B ... ヨーク、
- 3 C ... 補助ヨーク、
- 3 D ... 1 次側コア、
- 4 ... 照明部、
- 5 ... 撮像部、
- 6 ... 無線伝送部、

10

20

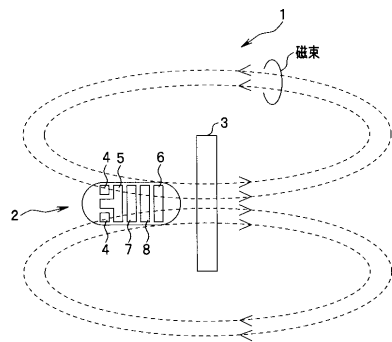
30

40

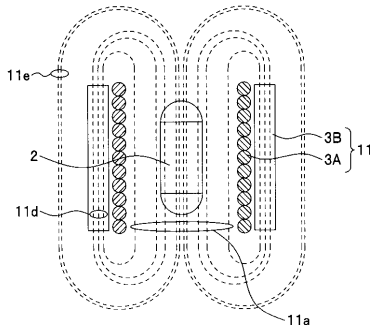
50

- 7 ... 電力供給部、
- 8 ... 磁界検知部、
- 9 ... 電源、
- 10 ... ドライバ、
- 11 ... 送信アンテナ、
- 11 a ... コイル内磁束、
- 11 d ... ヨーク内磁束、
- 11 e ... 漏れ磁束
- 11、11 A ~ 11 C ... 送信アンテナ、
- 12 ... 受信アンテナ、
- 13 ... ダイオード、
- 14 ... 平滑用コンデンサ、
- 15 ... 整流部、
- 16 ... 抵抗、
- 17 ... 分周回路、
- 18 ... 電源部、
- 40 ... 被検者、
- 42 ... コア。

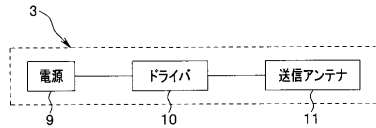
【図1】



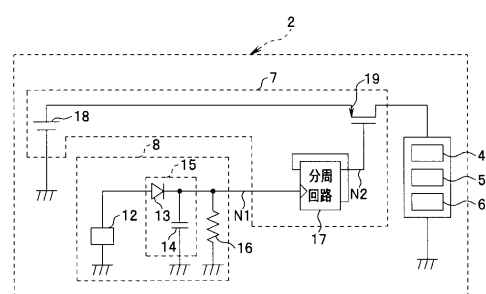
【図4】



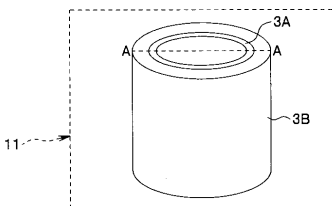
【図2】



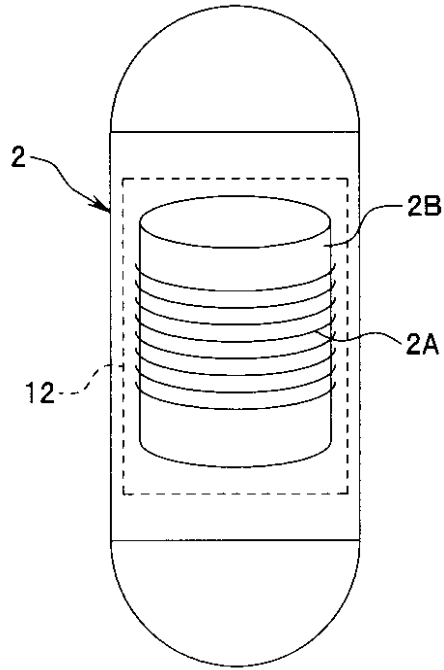
【図5】



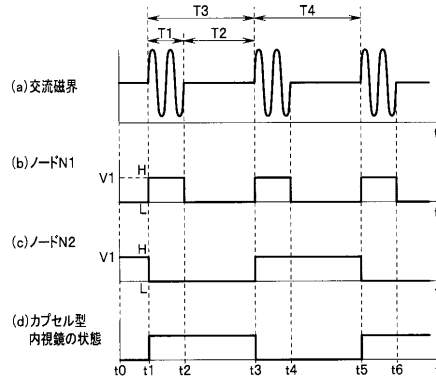
【図3】



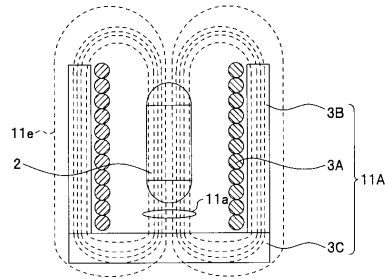
【図6】



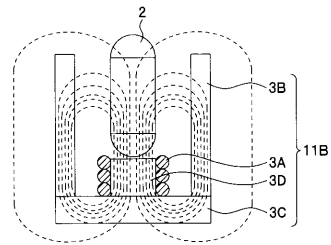
【図7】



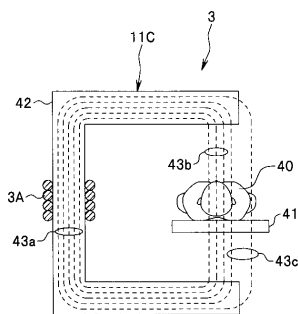
【図8】



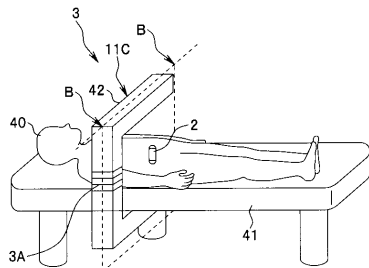
【図9】



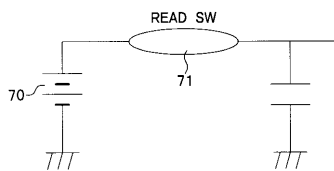
【図11】



【図10】



【図12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2005-237460(JP,A)
特開2005-103091(JP,A)
特開2006-149687(JP,A)
特開2008-178545(JP,A)
特開2007-190164(JP,A)
特開2005-245963(JP,A)
特開2005-130943(JP,A)
特開2008-178544(JP,A)
特開2001-224553(JP,A)
特開2007-330404(JP,A)
国際公開第2007/083708(WO,A1)
国際公開第2007/060658(WO,A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

A61B 5/07

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

