

(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2010-240144

(P2010-240144A)

(43) 公開日 平成22年10月28日(2010.10.28)

(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 1/00 3 0 0 B	
	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2009-92078 (P2009-92078)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成21年4月6日 (2009.4.6)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	堺 洋平
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	宮原 秀治
			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	佐藤 憲
			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

最終頁に続く

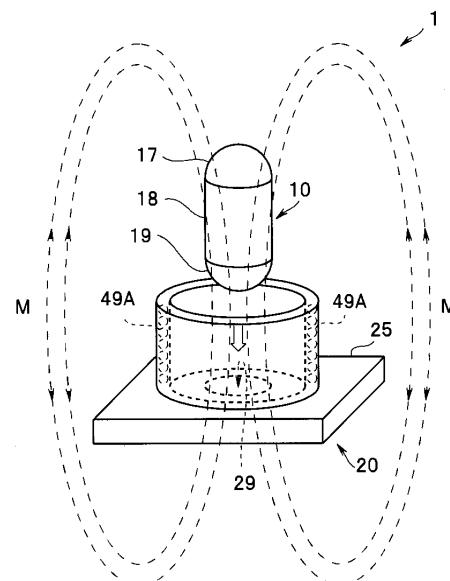
(54) 【発明の名称】 体内観察システム

(57) 【要約】

【課題】カプセル型内視鏡10の起動／停止制御を確実に
 に行う磁界発生装置を具備した体内観察システム1を提供する。

【解決手段】カプセル型内視鏡10が、体内観察部13
 と、体内観察部13の駆動に用いられる電力を供給する
 電池15と、交流磁界発生装置20からの交流磁界を検
 知し電気信号として出力する交流磁界検知部11と、交
 流磁界検知部11からの電気信号に基づき、電池15か
 ら体内観察部13への電力の供給をON/OFF制御す
 る電力供給制御部16とを有し、交流磁界発生装置20
 が、交流磁界を発生する交流磁界発生部46と、カプ
 セル型内視鏡10を交流磁界発生部46の所定の位置に
 所定の姿勢で保持する凹部29とを有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部に導入する体内観察装置と、前記体内観察装置に磁界を印加する磁界発生装置とを具備する体内観察システムであって、

前記体内観察装置が、

前記被検体の内部の情報を取得する体内情報取得部と、

前記体内情報取得部の駆動に用いられる電力を供給する電源部と、

前記磁界発生装置からの交流磁界を検知し電気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電気信号に基づき、前記電源部から前記体内情報取得部への前記電力の供給を ON / OFF 制御する電力供給制御部とを有し、

10

前記磁界発生装置が、

前記交流磁界を発生する磁界発生部と

前記体内観察装置を、前記磁界発生部の所定の位置に所定の姿勢で保持する保持部とを有することを特徴とする体内観察システム。

【請求項 2】

前記体内観察装置を収容する収容ケースを具備し、

前記保持部が前記収容ケースに収容された前記体内観察装置を保持することを特徴とする請求項 1 に記載の体内観察システム。

【請求項 3】

前記磁界発生部が前記交流磁界を発生する一次側コイルを有し、

20

前記磁界検知部が、前記交流磁界を検知する二次側コイルを有し、

前記保持部が、前記二次側コイルが前記一次側コイルの内部の位置で、前記二次側コイルの磁界検出方向が前記一次側コイルの磁界発生方向と一致する姿勢で、前記体内観察装置を保持することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の体内観察システム。

【請求項 4】

前記電力供給制御部が、前記電気信号に基づき、前記電力の供給制御をトグル動作することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の体内観察システム。

【請求項 5】

前記磁界発生装置が、前記一次側コイルを固定する台座を有し、

前記保持部が前記台座に配設された凹部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 項に記載の体内観察システム。

30

【請求項 6】

前記凹部が、前記台座を貫通する貫通孔であることを特徴とする請求項 5 に記載の体内観察システム。

【請求項 7】

前記凹部の前記体内観察装置を挿入する開口がテーパ形状を有することを特徴とする請求項 5 または請求項 6 に記載の体内観察システム。

【請求項 8】

前記体内観察装置が、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 7 のいずれか 1 項に記載の体内観察システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の内部に導入させて被検体内を観察する体内観察装置と、体内観察装置を操作する磁界を発生する磁界発生装置とを具備する体内観察システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は医療分野においては生体内の観察等の用途において用いられている。そして、近年、被検者が嚥下することにより体内に導入され、蠕動運動に伴って体内を移動しつつ画像を撮像するカプセル型内視鏡が提案されている。

50

【0003】

体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で撮像された画像データは、順次無線通信により外部に送信され、外部の受信機内に設けられたメモリに蓄積される。被検者は受信機を携帯することにより、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの間、自由に行動できる。

【0004】

カプセル型内視鏡は筐体に内蔵した電池等から駆動電力を得るが、内部回路等が筐体内に密閉された構造のため操作者が筐体外面に配設したスイッチ等を操作して起動／停止することができない。このため、たとえば特開2001-224553号公報には筐体内に外部磁界によって接点が開放／短絡するリードスイッチを備え、カプセル型内視鏡を収容し保管するパッケージに永久磁石を備えたカプセル型内視鏡が提案されている。リードスイッチは、一定強度以上の外部磁界が印加された環境下では接点が開放状態を維持し、外部磁界の強度が低下することによって短絡する。

10

【0005】

上記カプセル型内視鏡は使用前に永久磁石が配設されたパッケージ内に収容されている状態では駆動せず、パッケージから取り出されることによって永久磁石の影響下から離れ駆動を開始する。このため上記カプセル型内視鏡は使用開始前に駆動を開始することによる電池の消耗を防止することができる。

【0006】

しかし、上記公知のカプセル型内視鏡では製造過程において電池組込工程後パッケージに収容されるまでの間は起動状態となり電池の消耗が進んでしまう。その結果、流通先で被験者が使用したときに、生体内部の所望の位置に到達する前に電池残量が低下してしまい所望部位の観察ができなくなるおそれがある。

20

【0007】

これを回避するためには、製造過程において電池組込後の各工程間の移動または待機時などのカプセル型内視鏡が動作する必要がある場面には、常に磁石をカプセル型内視鏡に近接させて配置しておく必要がある。しかし常に磁石を近接した状態でカプセル型内視鏡の製造を行うことは作業者にとって非常に不便であった。

【0008】

また、上記公知のカプセル型内視鏡で用いているリードスイッチは磁界検出感度が比較的低い。このため、カプセル型内視鏡の起動／停止制御を確実に行うためには、強力な磁石または消費電力の大きい大型の直流磁界発生装置を用いる必要があった。さらにリードスイッチの磁界検知感度には方向性があるが、磁界検知感度の高い方向に正確にあわせて外部からリードスイッチに磁界を印加することは容易ではなかった。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2001-224553号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0010】

本発明は上記課題に鑑みなされたもので、体内観察装置と、前記体内観察装置の起動／停止制御を確実にいきつ低消費電力の磁界発生装置とを具備した体内観察システム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】

【0011】

上記目的を達成すべく、本発明の体内観察システムは、被検体の内部に導入する体内観察装置と、前記体内観察装置に磁界を印加する磁界発生装置とを具備する体内観察システムであって、前記体内観察装置が、前記被検体の内部の情報を取得する体内情報取得部と、前記体内情報取得部の駆動に用いられる電力を供給する電源部と、前記磁界発生装置か

50

らの交流磁界を検知し電気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電気信号に基づき、前記電源部から前記体内情報取得部への前記電力の供給をON/OFF制御する電力供給制御部とを有し、前記磁界発生装置が、前記交流磁界を発生する磁界発生部と前記体内観察装置を前記磁界発生部の所定の位置に所定の姿勢で保持する保持部とを有することを特徴とする体内観察システムである。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば体内観察装置と、前記体内観察装置の起動／停止制御を確実にし且つ低消費電力の磁界発生装置とを具備した体内観察システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0013】

【図1】第1の実施の形態の体内観察システムの概略の外観を示す斜視図である。

【図2】第1の実施の形態の体内観察システムのカプセル型内視鏡の回路構成を示した構成図である。

【図3】第1の実施の形態の体内観察システムの交流磁界発生装置の回路構成を示した構成図である。

【図4】第1の実施の形態の体内観察システムの動作を説明するためのタイムチャートである。

【図5】第1の実施の形態の体内観察システムの交流磁界発生装置およびカプセル型内視鏡のソレノイドコイルの配設状態を説明するための説明図である。

20

【図6】第1の実施の形態の体内観察システムの交流磁界発生装置の外観を示した外観図である、

【図7】第1の実施の形態の体内観察システムの交流磁界発生装置およびカプセル型内視鏡の部分的な断面を示した模式図である。

【図8】第2の実施の形態の体内観察システムの交流磁界発生装置およびカプセル型内視鏡の部分的な断面を示した模式図である。

【図9】第3の実施の形態の体内観察システムの交流磁界発生装置およびカプセル型内視鏡の部分的な断面を示した模式図である。

【図10】第4の実施の形態の体内観察システムの交流磁界発生装置およびカプセル型内視鏡の部分的な断面を示した模式図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0014】

<第1の実施の形態>

以下、図1～図7を用いて、本発明の第1の実施の形態の体内観察システム1について説明する。

図1に示すように本実施の形態の体内観察システム1は、被検体の内部に導入する体内観察装置であるカプセル型内視鏡10と、カプセル型内視鏡10を所定の位置に所定の姿勢で保持する保持部である凹部29を有する磁界発生装置である交流磁界発生装置20とを具備する。

【0015】

40

カプセル型内視鏡10の外部筐体は、撮像素子（不図示）を搭載した端部17は透明材料によって構成されたドーム形状であり、中央の円筒部18および反対側のドーム形状の端部19は遮光性材料によって構成されている細長いカプセル形状である。なお、両端部に撮像素子を有し両端部を透明材料で構成したカプセル型内視鏡を用いてもよい。

【0016】

交流磁界発生装置20は交流磁界発生部46（図3参照）のソレノイド型の一次側コイル49Aを固定する台座25を有している。そしてカプセル型内視鏡10を、空芯の一次側コイル49Aの中央の位置に、細長いカプセル形状の長手方向が台座25に対して直立した姿勢で保持することのできる、台座25に配設された凹部29が保持部である。

【0017】

50

ここで、図 1 に示すように一次側コイル 49 A が発生する交流磁界 M の磁界方向は一次側コイル 49 A 内部では台座 25 に対して垂直方向であり、凹部 29 に保持されたカプセル型内視鏡 10 の長手方向と一致している。なお図 1 においては図示していない交流磁界発生装置 20 の後述する各構成要素は、たとえば台座 25 の内部等に収納されている。

【0018】

次に図 2 を用いてカプセル型内視鏡 10 の回路構成について説明する。図 2 に示すようにカプセル型内視鏡 10 は、体内観察部 13 と、電力供給制御部 16 と、交流磁界検知部 11 とを有する。

【0019】

体内観察部 13 は被検体の体内の画像を取得する体内情報取得部である。電池 15 は体内観察部 13 の駆動に用いられる電力を供給する電源部である。交流磁界検知部 11 は交流磁界発生装置 20 から入力される交流磁界を検知し、整流して直流の電気信号として出力する磁界検知部である。電力供給制御部 16 は、2 分周回路 12 と電源供給スイッチ 14 とを有し、交流磁界検知部 11 からの電気信号に基づき、電池 15 から体内観察部 13 への前記電力の供給を ON/OFF 制御する。

【0020】

カプセル型内視鏡 10 の主機能部である体内観察部 13 は照明部 32 と、撮像部 33 と、無線送信部 31 とを有する。照明部 32 は被検体の体内を撮影するときに撮像領域を照射するための LED (不図示) と LED の駆動状態を制御する LED 駆動回路 (不図示) とを有する。撮像部 33 は、LED によって照射された領域の撮像を行う CCD (不図示) と CCD から出力された画像信号を所望形式の画像データに処理する信号処理回路 (不図示) と、を有する。無線送信部 31 は、CCD により撮像され処理された画像データを変調して RF 信号を生成する RF 送信ユニット (不図示) と、RF 送信ユニットから出力された RF 信号を送信する送信アンテナ部 (不図示) とを有する。なお照明手段として LED を例示したが、撮像領域を照射可能であればこれに限定するものではない。また、撮像手段として CCD を例示したが、撮像を行うことが可能であればこれに限定するものではなく、たとえば CMOS センサ等でも良い。

【0021】

交流磁界検知部 11 は、受信アンテナ 35 と、整流回路を構成するダイオード 38、平滑用コンデンサ 37 および抵抗 34 とを有する。受信アンテナ 35 は、ソレノイド型の二次側コイル 36 A と、二次側コンデンサ 36 B とを有する共振回路であり、外部からの交流磁界の周波数に共振するように調整されている。

【0022】

外部からの交流磁界は電磁誘導作用により二次側コイル 36 A に交流電流を発生する。すなわち受信アンテナ 35 が受電した交流磁界は、ダイオード 38 にて整流され、平滑用コンデンサ 37 によって平滑化され、受電電圧レベルの直流の電気信号として電力供給制御部 16 の 2 分周回路 12 へ伝達される。すなわちカプセル型内視鏡 10 は受信した交流磁界を電磁変換し直流の電気信号を出力するために、交流磁界検知部 11 が磁界を検知するための電源は不要である。

【0023】

2 分周回路 12 は、D 型フリップフロップ回路を有し、入力された電気信号を 2 分周した信号を電源供給スイッチ 14 に出力する。電源供給スイッチ 14 は、ソースが電池 15 に、ゲートが 2 分周回路 12 の出力に、ドレインが体内観察部 13 の各回路に接続された P チャネル型 FET からなる。

【0024】

交流磁界検知部 11 が交流磁界を検知 (受電) すると、出力する電気信号 (ノード N1) は受電電圧レベルのハイレベルとなる。受電電圧レベルが 2 分周回路 12 の閾値を超えると、2 分周回路 12 の出力 (ノード N2) は接地電圧レベルとなり、電源供給スイッチ 14 はオン状態となり、カプセル型内視鏡 10 の体内観察部 13 は動作を開始する。

【0025】

2分周回路12の出力信号が電源電圧レベルのとき、電源供給スイッチ14はオフであり、体内観察部13への電力は供給されない。逆に、2分周回路12の出力信号が接地電圧レベルのとき、電源供給スイッチ14はオンとなり、体内観察部13への電力が供給される。

【0026】

以上の説明のように、交流磁界検知部11の一動作によって、電源供給スイッチ14は、オン／オフ状態が切り替わるトグル動作を行うことになる。すなわち、交流磁界検知部11が一回磁界を検出するという一動作によって電源供給スイッチ14がオフ状態からオン状態、またはオン状態からオフ状態になる。すなわち2分周回路12は電源供給スイッチ14の状態保持部として機能する。なお2分周回路12のD型フリップフロップ回路は、その他の回路であっても入力信号を2分周できる回路であればよく、T型フリップフロップ回路等でもよい。

10

【0027】

次に、図3を用いて交流磁界発生装置20の回路構成について説明する。

図3に示すように交流磁界発生装置20は、交流磁界を発生する磁界発生部である交流磁界発生部46と、交流磁界発生部46を駆動するための駆動回路を有する。交流磁界発生部46はソレノイド型の一次側コイル49Aと一次側コンデンサ49Bとからなる共振回路を構成している。駆動回路は、電源である電池41と、操作スイッチ42と、発振器44と、タイミング生成部47と、交流磁界発生部46を駆動するドライバ45とを有する。

20

【0028】

操作スイッチ42は操作者が操作するスイッチであり、たとえば押しボタンスイッチである。タイミング生成部47は、発振器44からの信号を所望の周波数にするなどの処理を行い、ドライバ45に前記周波数の信号を送信する。ドライバ45は入力された信号によって交流磁界発生部46を駆動し、一次側コイル49Aは、これに応じた所定周波数の外部信号である交流磁界を発生する。ここで、交流磁界はカプセル型内視鏡10の起動または停止を制御する起動停止信号として機能する。

【0029】

次に、図4のタイムチャートを用いて、体内観察システム1の動作について説明する。体内観察システム1では、カプセル型内視鏡10の起動／停止制御、より厳密に言えばカプセル型内視鏡10の主機能部である体内観察部13の起動／停止制御、を行うときには、交流磁界発生装置20の保持部である凹部29にカプセル型内視鏡10がセットされる。

30

【0030】

まず、交流磁界発生装置20の動作について説明する。図4において、時刻 $t_0 \sim t_1$ の間（期間 T_1 ）は、交流磁界発生装置20の操作スイッチ42が開放状態の場合を示している。すなわち、発振器44、タイミング生成部47およびドライバ45へ電池41からの電力は供給されない。よって、時刻 $t_0 \sim t_1$ の間（期間 T_1 ）は、一次側コイル49Aから交流磁界は発生しない。

【0031】

次に時刻 $t_1 \sim t_2$ の間（期間 T_2 ）は、操作スイッチ42が短絡状態を示している。すなわち時刻 t_1 において操作スイッチ42が押圧操作され短絡状態になると、発振器44、タイミング生成部47およびドライバ45へ電池41から電力が供給される。発振器44は電力が供給されると発振を開始しタイミング生成部47へ信号を出力する。タイミング生成部47はたとえば分周回路（不図示）などによって発振器44からの信号の周波数を所望の周波数に変更するなどの信号処理を行い、ドライバ45へ処理後の信号を出力する。タイミング生成部47からの信号が入力したドライバ45は、交流磁界発生部46を駆動し、一次側コイル49Aから交流磁界を発生する。

40

【0032】

そして、時刻 t_2 において、押圧操作が解除され操作スイッチ42が開放状態になると

50

、発振器 4 4、タイミング生成部 4 7 およびドライバ 4 5 への電力供給は停止される。これにより、発振器 4 4、タイミング生成部 4 7 およびドライバ 4 5 の動作は停止し、交流磁界の発生は停止する。

【0033】

以下同様に、交流磁界発生装置 2 0 は、操作スイッチ 4 2 が開放状態の期間 T 3、T 5 は交流磁界を発生せず、操作スイッチ 4 2 が押圧操作され短絡状態の期間 T 4 は交流磁界を発生する。

【0034】

次に、カプセル型内視鏡 1 0 の動作について説明する。

時刻 t 1 において、操作スイッチ 4 2 の押下操作により交流磁界発生装置 2 0 が交流磁界を発生すると、交流磁界検知部 1 1 の二次側コイル 3 6 A には電磁誘導により交流電流が発生する。そして受電された交流電流は、整流回路により直流の電気信号に整流され、ノード N 1 の電位は受電電圧レベルであるハイレベルとなる。そして、時刻 t 2 に交流磁界発生装置 2 0 からの交流磁界発生が停止されると、平滑用コンデンサ 3 7 にチャージされていた電荷が抵抗 3 4 を介し放電されノード N 1 の電圧は接地レベルのローレベルとなる。以下同様にして、交流磁界発生装置 2 0 から交流磁界が発生している期間 T 4 は交流磁界検知部 1 1 からの電気信号はハイレベルとなり、交流磁界が発生していない期間 T 5 は交流磁界検知部 1 1 のからの電気信号はローレベルとなる。

【0035】

交流磁界検知部 1 1 からの電気信号がハイレベルまたはローレベルに変化すると、電力供給制御部 1 6 の 2 分周回路 1 2 の電源供給スイッチ 1 4 への出力（ノード N 2）は、反転動作する。すなわち 2 分周回路 1 2 の出力は、時刻 t 1 から t 3 の間（期間 T 6）はローレベルであり、t 3 から t 5 の間（期間 T 7）はハイレベルである。そのため、2 分周回路 1 2 の出力が、ゲートに入力されている P チャネル型 FET からなる電源供給スイッチ 1 4 は、時刻 t 1 から t 3 の間（期間 T 6）はオン、t 3 から t 5 の間（期間 T 7）はオフとなる。したがって、時刻 t 1 から t 3 の間（期間 T 6）はカプセル型内視鏡 1 0 の体内観察部 1 3 に電池 1 5 から電力が供給（ON）され、t 3 から t 5 の間（期間 T 7）は電力の供給が停止（OFF）される。

【0036】

すなわち、交流磁界発生装置 2 0 から交流磁界が一回発生されるたびに、カプセル型内視鏡 1 0 の電力供給制御部 1 6 は電池 1 5 から体内観察部 1 3 への前記電力の供給の ON / OFF 制御をトグル動作する。言い換えれば、交流磁界発生装置 2 0 の発生する交流磁界は、体内観察部 1 3 に対しての一種のスイッチ機能を有する。

【0037】

次に、図 5 は、第 1 の実施の形態の交流磁界発生装置 2 0 およびカプセル型内視鏡 1 0 のソレノイドコイルの配設状態を示している。図 5（A）に示すように交流磁界発生装置 2 0 の一次側コイル 4 9 A は、コイル内部における磁界発生方向であるコイルの磁路が台座 2 5 に対して垂直になるように配置された状態でコイルカバー部 2 1 内に収納されている。そして保持部である凹部 2 9 は保持するカプセル型内視鏡 1 0 が一次側コイル 4 9 A の内部で、直立した姿勢で保持できるように設計されている。

【0038】

ここで保持部はカプセル型内視鏡を所定の位置に所定の状態で保持できるものであれば台座 2 5 を加工し形成してもよいし、台座とは別体の部材を台座 2 5 と一体化してもよいし、台座 2 5 と別体の部材とで構成してもよい。たとえば保持部はドーナツ状の円環または内部が空洞の円筒等であってもよい。

【0039】

一方、図 5（B）に示すようにカプセル型内視鏡 1 0 の二次側コイル 3 6 A は磁界検出方向であるコイルの磁路がカプセル型筐体の長手方向と平行になるように円筒部 1 8 の内周形状にそって配設されている。なお、図 5 等でコイルは模式的に表示しており、実際には、より多くの巻数とするために多重巻線コイル等であってもよい。

【0040】

なおカプセル型内視鏡10の二次側コイル36Aの磁界検出方向が筐体の長軸と直交する単軸方向の場合には、保持部はカプセル型内視鏡10を台座25に対して横方向に保持する形態とする。すなわち、保持部は二次側コイル36Aが一次側コイル49Aの内部の位置で、二次側コイル36Aの磁界検出方向が一次側コイル49Aの磁界発生方向と一致した姿勢で、カプセル型内視鏡10を保持するように交流磁界発生装置20に配設される。

【0041】

次に、図6は交流磁界発生装置20の外観を示したものであり、図7(A)は図6のV I I A-V I I A線を通る断面の模式図であり、図7(B)は図7(A)と同様の断面の模式図である。すでに説明したように交流磁界発生装置20の磁界発生部の一次側コイル49Aはソレノイドコイルであり、その環状コイルの内部、すなわちコイルカバー部21の内部にカプセル型内視鏡10を挿入可能な開口22を有する。なお、図5等では、一次側コイル49Aがコイルカバー部21内に収納され、台座25に配設されている場合を例示している。

【0042】

そして、図7(A)に示すように、交流磁界発生装置20の一次側コイル49Aを保持している台座25にはカプセル型内視鏡10を、一次側コイル49Aの巻線の略中央の位置に、直立した状態で保持する保持部である凹部29を有する。ここで、保持部は、たとえばカプセル型内視鏡10の外径寸法より僅かに大きい内径寸法の凹部29である。凹部29の深さは、たとえば、細長いカプセル型内視鏡10の長軸長の20%以上、好ましくは30%以上である。このため凹部29に保持されたカプセル型内視鏡10は長軸が、台座25の水平面に対して直立した姿勢で安定に保持される。凹部29の深さの上限は特にないが、カプセル型内視鏡10の取り出し作業を考慮すると、たとえば、細長いカプセル型内視鏡10の長軸長の90%以下、好ましくは70%以下である。

【0043】

すでに説明したようにカプセル型内視鏡10の交流磁界検知部11の二次側コイル36Aはソレノイドコイルであり、その磁界検出方向はカプセル型内視鏡10の長軸方向である。このため図7(B)に示すように、凹部29に保持されたカプセル型内視鏡10の二次側コイル36Aの磁界検出方向は台座25の水平面に対して垂直方向となる。すなわち、体内観察システム1においては、交流磁界発生装置20の一次側コイル49Aの磁界発生方向と保持部である凹部29に保持されたカプセル型内視鏡10の二次側コイルの磁界方向が一致している。

【0044】

体内観察システム1においては単にカプセル型内視鏡10を保持部に保持することにより常に交流磁界検知部11の同じ位置に同じ姿勢で精度良く保持することが可能となる。このためカプセル型内視鏡10の二次側コイル36Aが一次側コイル49Aに対して常に同じ位置関係をとる。体内観察システム1は一次側コイル49Aが発生する交流磁界を常に二次側コイル36Aが効率良く受電できるため、カプセル型内視鏡10の起動/停止制御を確実に行うことができる。また交流磁界発生装置20は効率の良い電磁誘導作用が得られるため無駄な電力消費を抑えることが可能となり低消費電力である。

【0045】

また本実施の形態の体内観察システム1は外部信号として交流磁界を用いるため、直流磁界をリードスイッチで検知する公知の体内観察システムよりもカプセル型内視鏡10の小型化および省電力化が可能である。すなわち交流磁界を検出する二次側コイル36Aはリードスイッチよりも高感度、すなわち微弱な磁界を検知できるためである。さらに交流磁界検知部11は磁界を検知するための電源が不要である。

【0046】

以上の説明のように本実施の形態の体内観察システム1では外部からの交流磁界の発生によりカプセル型内視鏡10内部の交流磁界検知部11にて交流磁界の発生を検知し体内

観察部 13 へ駆動電力の供給を制御する電力供給制御部 16 を制御することができる。

【0047】

また交流磁界発生部 46 は電磁誘導効率が良いため、小さな交流磁界発生でカプセル型内視鏡 10 の起動／停止の制御を行うことが可能となり、交流磁界発生装置 20 の電力消費を抑えることが可能となる。

【0048】

したがって体内観察システム 1 は低消費電力の交流磁界発生装置 20 を備え、カプセル型内視鏡 10 を非接触で確実に起動／停止の制御が可能であり、磁石を近接しておかなくても停止状態を維持可能である。

【0049】

<第 2 の実施の形態>

以下、図 8 を用いて本発明の第 2 の実施の形態の体内観察システム 1A について説明する。図 8 は図 7 と同様の断面の模式図である。なお本実施の形態の体内観察システム 1A は、第 1 の実施の形態の体内観察システム 1 と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0050】

第 1 の実施の形態の交流磁界発生装置 20 では、コイルカバー部 21 または凹部 29 の内部に異物が混入すると、カプセル型内視鏡 10 を正確に所定の位置に所定の姿勢で保持できなくなることがある。さらに異物が金属の場合には一次側コイル 49A のインダクタンスが変化し交流磁界発生部 46 の共振周波数が変化してしまうため効率的に交流磁界を発生できなくなることがある。

【0051】

これに対して図 8 (A) に示す本実施の形態の体内観察システム 1A の交流磁界発生装置 20A の保持部である凹部 29A は台座 25A を貫通する貫通孔 26 とつながっている。言い換えれば、凹部 29A が貫通孔である。このため、交流磁界発生装置 20A では一次側コイル 49A 内に金属などの異物が混入した場合においても、異物は貫通孔 26 から排出される。

【0052】

このため、図 8 (B) に示すように体内観察システム 1A では常にカプセル型内視鏡 10 を正確な位置に正確な姿勢で保持することができる。すなわち、体内観察システム 1A は体内観察システム 1 が有する効果に加えて、交流磁界発生装置 20 とカプセル型内視鏡 10 との間で常に効率の良い電磁誘導を行うことができる。

【0053】

さらに体内観察システム 1A の保持部である凹部 29 はカプセル型内視鏡 10 を挿入する開口 28 がテーパ形状のスロープとなっている。このため体内観察システム 1A では一次側コイル 49A 内部に異物が混入した場合においても、異物はテーパ形状のスロープを転がり確実に貫通孔 26 から排出される。また体内観察システム 1A ではテーパ形状のスロープをカプセル型内視鏡 10 の挿入時のガイドにできるため凹部 29A に挿入しやすく作業性がよい。

【0054】

なお、さらに異物が混入しないように交流磁界発生装置 20 の開口 22 に開閉自在な蓋を配設しても良い。

【0055】

<第 3 の実施の形態>

以下、図 9 を用いて、本発明の第 3 の実施の形態の体内観察システム 1B について説明する。図 9 は図 7 と同様の断面の模式図である。なお本実施の形態の体内観察システム 1B は、第 1 の実施の形態の体内観察システム 1 と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0056】

カプセル型内視鏡 10 は被験者が口から飲み込む医療装置であるため、その清浄性は極

10

20

30

40

50

めて重要である。このため製造過程において消毒殺菌処理等の清浄化処理を行った後は、使用開始直前まで収容ケース 30 に収容した状態で保管されることが好ましい。

【0057】

図 9 (B) に示すように、体内観察システム 1 B は体内観察システム 1 の構成要素に加えてカプセル型内視鏡 10 を清浄状態で保管可能な収容ケース 30 を具備し、カプセル型内視鏡 10 は収容ケース 30 に収容されている。そして交流磁界発生装置 20 B の一次側コイル 49 A を支える台座 25 B は収容ケース 30 を所定位置に所定姿勢で保持する保持部である凹部 29 B を有している。このため体内観察システム 1 B では収容ケース 30 に収容されているカプセル型内視鏡 10 をいつも同じ位置に同じ姿勢で精度良く配置することが可能となる。

10

【0058】

体内観察システム 1 B は第 1 の実施の形態の体内観察システム 1 が有する効果に加えて、カプセル型内視鏡 10 を収容ケース 30 から取り出すことなく起動／停止の制御が可能である。このため、たとえば出荷時の検査または受け入れ時の動作確認などのように、起動した後でカプセル型内視鏡 10 の使用を一旦中止するような場合においても、カプセル型内視鏡 10 の清浄性を維持することができる。

【0059】

< 第 4 の実施の形態 >

以下、図 10 を用いて本発明の第 4 の実施の形態の体内観察システム 1 C について説明する。なお本実施の形態の体内観察システム 1 C は、第 3 の実施の形態の体内観察システム 1 B と類似しているため同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

20

【0060】

図 10 (A) に示すように体内観察システム 1 C の交流磁界発生装置 20 C は台座 25 C に特別な凹部を有しておらず、カプセル型内視鏡 10 を所定位置に所定姿勢で保持することはできないようにも見える。しかし図 10 (B) に示すように、カプセル型内視鏡 10 が収容された収容ケース 30 C を、交流磁界発生装置 20 C にセットすると、台座 25 C の上辺に収容ケース 30 C の一部が突き当たることにより、カプセル型内視鏡 10 は常に所定位置に所定姿勢で保持される。

【0061】

すなわち、体内観察システム 1 C においては台座 25 C そのものが、カプセル型内視鏡 10 を一次側コイル 49 A の所定の位置に所定の姿勢で保持する保持部に相当する。

30

【0062】

体内観察システム 1 C においては収容ケース 30 C を保持部である台座 25 と勘合させることで、収容ケース 30 に収容されたカプセル型内視鏡 10 を所定位置に所定の姿勢で配置することができる。

【0063】

すなわち体内観察システム 1 C の台座 25 のようにカプセル型内視鏡 10 を所定位置に所定の姿勢で配置することができる構成であれば、保持部の形態は限定されない。

【0064】

なお、上記説明ではカプセル型内視鏡 10 の交流磁界検知部 11 の平滑回路として半波整流回路を用いたが、全波整流回路を用いてもよい。また受電した交流磁界が大きく電力供給制御部 16 に出力する電気信号の電圧上昇により回路動作に異常をきたす恐れがある場合には出力する電気信号の電圧を制限するリミッタ回路を付加しても良い。さらに電源供給スイッチ 14 として P チャネル型 FET を例示したが、同様な機能を有するものであれば他の電子スイッチを用いても構わない。

40

【0065】

また、交流磁界発生装置 20 の操作スイッチ 42 を電源ラインに配設した場合を例示したが、交流磁界の発生を制御可能な位置であれば、操作スイッチ 42 の配設位置はこれに限らない。さらに、交流磁界発生装置 20 は電池 41 を動力源として場合を例示したが、その他の動力源、たとえば安定化電源または二次電池等を用いても良い。

50

【0066】

また、一次側コイル49Aおよび二次側コイル36Aはソレノイド型コイルに限られるものではなく、ヘルムホルツコイルまたは平面コイルなどでも良く、その形状に制限を与えるものではない。また一次側コイル49Aの外側に軟磁性体からなる磁気ヨークを配設することにより、交流磁界発生装置20の外部への磁界拡散を防止するとともに効率的に磁界を発生できる。

【0067】

また上記説明は、カプセル型内視鏡を例に説明したが、本発明の体内観察システムは、消化器液採取用カプセル型医療装置、嚥下型のカプセル型温度センサまたは嚥下型のカプセル型pHセンサのような各種カプセル型体内観察装置に適用できる。

【0068】

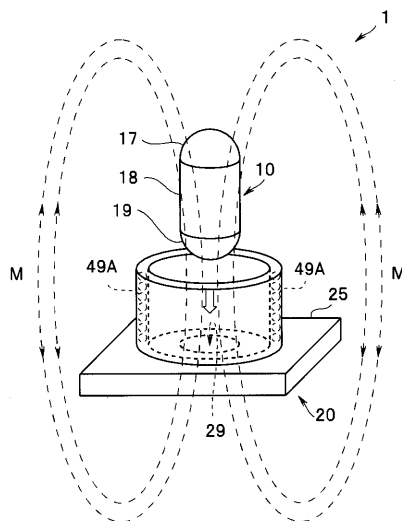
本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

【符号の説明】

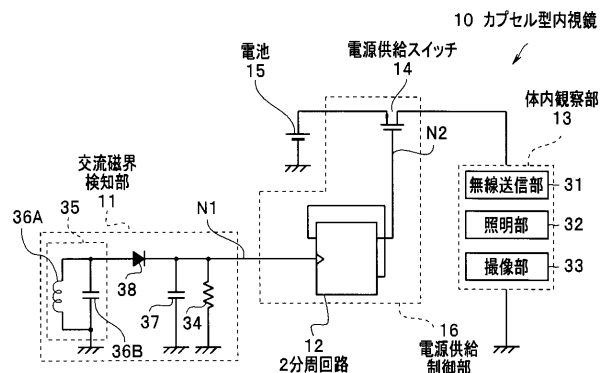
【0069】

1、1A～1C…体内観察システム、10…カプセル型内視鏡、11…交流磁界検知部、12…2分周回路、13…体内観察部、14…電源供給スイッチ、15…電池、16…電力供給制御部、17…端部、18…円筒部、19…端部、20、20A～20C…交流磁界発生装置、21…コイルカバー部、22…開口、25、25A～25C…台座、26…貫通孔、27…縁部、28…開口、29、29A、29B…凹部、30、30C…収容ケース、31…無線送信部、32…照明部、33…撮像部、34…抵抗、35…受信アンテナ、36A…二次側コイル、36B…二次側コンデンサ、37…平滑用コンデンサ、38…ダイオード、41…電池、42…操作スイッチ、44…発振器、45…ドライバ、46…交流磁界発生部、47…タイミング生成部、49A…一次側コイル、49B…一次側コンデンサ

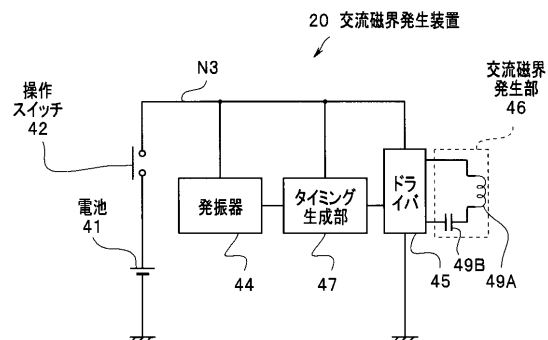
【図1】



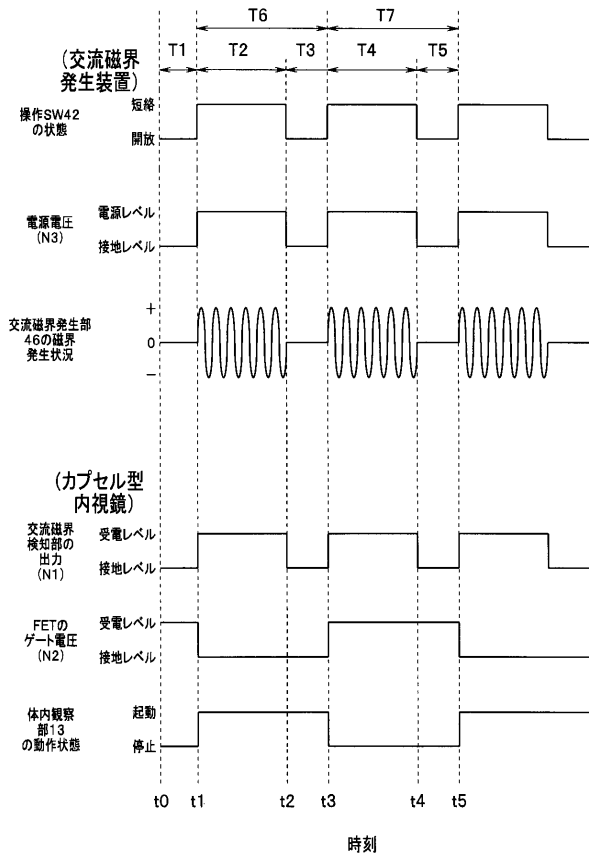
【図2】



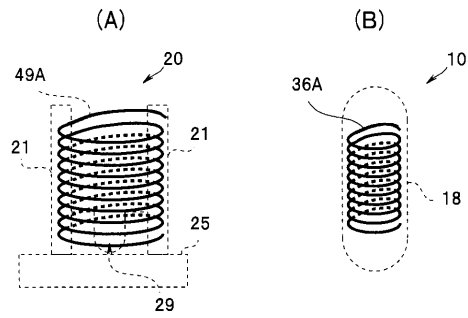
【図3】



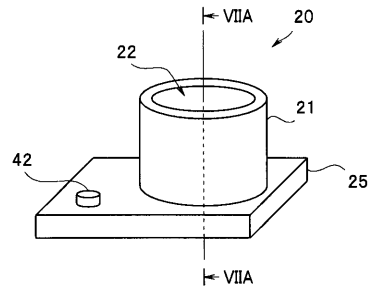
【図 4】



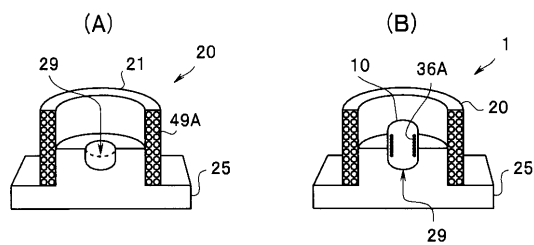
【図 5】



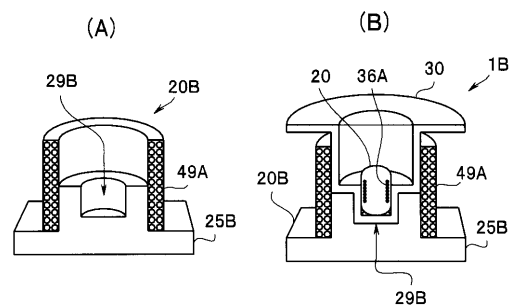
【図 6】



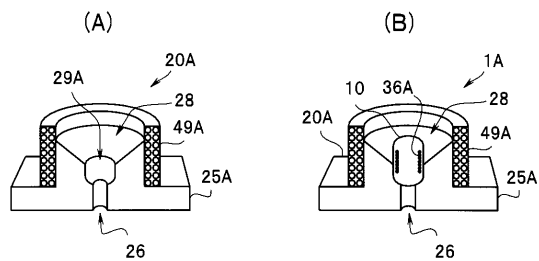
【図 7】



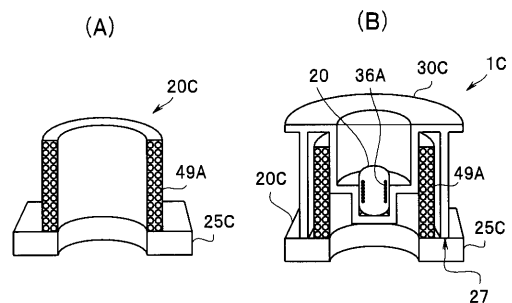
【図 9】



【図 8】



【図 10】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 GG13 HH51 JJ17 LL02 NN01 PP12 QQ09 RR24

专利名称(译)	体内观察系统		
公开(公告)号	JP2010240144A	公开(公告)日	2010-10-28
申请号	JP2009092078	申请日	2009-04-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	堺洋平 宫原秀治 佐藤 憲		
发明人	堺 洋平 宫原 秀治 佐藤 憲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.J A61B1/00.300.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.650 A61B1/00.654 A61B1/00.680 A61B1/045.642		
F-TERM分类号	4C038/CC08 4C061/GG13 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ09 4C061/RR24 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG13 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ09 4C161/RR24		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种包括磁场发生器的体内监测系统1，该磁场发生器可靠地执行胶囊内窥镜10的启动/停止控制。解决方案：胶囊内窥镜10具有：体内监测部分13；电池15，其提供用于驱动体内监测部分13的电力；AC磁场检测部分11，其检测来自AC磁场发生器20的AC磁场，以作为电信号输出；电源控制部分16基于来自AC磁场检测部分11的电信号执行从电池15到体内监测部分13的电源的开/关控制，其中AC磁场发生器20具有：交流磁场产生部分46，产生交流磁场；凹部29以规定的姿势将胶囊型内窥镜10保持在交流磁场产生部46的规定位置。Ž

