

(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2010-240252

(P2010-240252A)

(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 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2009-94219 (P2009-94219)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成21年4月8日 (2009.4.8)		オリンパス株式会社
		(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 HH51 JJ17 NN01 PP12 QQ09
			RR24 UU06

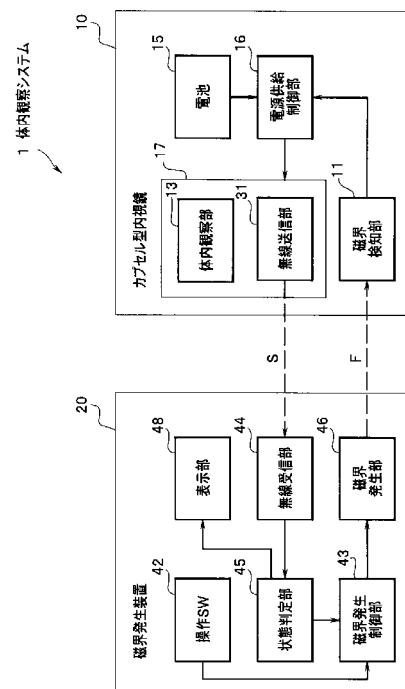
(54) 【発明の名称】 体内観察システムおよび体内観察システムの駆動方法

(57) 【要約】

【課題】カプセル型内視鏡10の起動操作および停止操作を確実に、かつ簡単に行うことのできる体内観察システム1および体内観察システム1の駆動方法を提供する。

【解決手段】カプセル型内視鏡10が、体内観察部13と、無線送信部31と、体内観察部13および無線送信部31に用いられる電力を供給する電池15と、交流磁界信号Fを検知する磁界検知部11と、磁界検知部11の検知結果にもとづき電池15から体内観察部13および無線送信部31への電力供給状態をトグル動作で制御する電源供給制御部16とを有し、磁界発生装置20が、磁界発生部46と、交流磁界信号Fの発生開始を指示する操作スイッチ42と、カプセル型内視鏡10の電力供給状態を判定する状態判定部45と、操作スイッチ42の指示と状態判定部45の判定結果にもとづき、交流磁界信号Fの発生を制御する磁界発生制御部43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、制御信号を発生する外部制御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、

前記被検体の体内情報を取得する体内情報取得部と、

取得する前記体内情報を無線信号により伝送する無線伝送部と、

前記体内情報取得部および前記無線伝送部に用いられる電力を供給する電源部と、

前記外部制御装置からの前記制御信号を検知する信号検知部と、

前記信号検知部の検知結果にもとづき、前記電源部から前記体内情報取得部および前記無線伝送部への電力供給状態をトグル動作で制御する電源供給制御部と、を有し、

前記外部制御装置が、

前記制御信号を発生する制御信号発生部と、

前記制御信号の発生開始を指示する操作スイッチと、

前記電力供給状態を判定する状態判定部と、

前記操作スイッチの指示と前記状態判定部の判定結果にもとづき、前記制御信号の発生を制御する信号発生制御部と、を有することを特徴とする体内観察システム。

【請求項 2】

前記状態判定部が、前記無線伝送部からの前記無線信号を検出することにより、前記電力供給状態を検知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】

前記信号発生制御部が、前記状態判定部が判定する前記電力供給状態が変化するまで、前記制御信号発生部が断続的に複数回の前記制御信号を発生するように、制御することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に体内観察システム。

【請求項 4】

前記信号発生制御部が、前記制御信号の発生回数の増加に応じて、前記制御信号の信号強度を強くすることを特徴とする請求項 3 に記載の体内観察システム。

【請求項 5】

前記外部制御装置が、

前記制御信号の最大発生回数を設定する発生回数設定部と、

前記信号発生制御部が、前記制御信号の発生回数が前記最大発生回数になるまで前記制御信号を断続的に発生するように制御することを特徴とする請求項 3 または請求項 4 に記載の体内観察システム。

【請求項 6】

前記外部制御装置が、複数の前記信号発生部を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の体内観察システム。

【請求項 7】

前記信号発生制御部が、前記複数の信号発生部が順に前記制御信号を発生するように制御することを特徴とする請求項 6 に記載の体内観察システム。

【請求項 8】

前記外部制御装置が、前記状態判定部が判定した前記電力供給状態を告知する告知部を有す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。

【請求項 9】

前記外部制御装置が前記制御信号の発生開始を指示する第 1 および第 2 の操作スイッチを有し、

前記信号発生制御部は、前記第 1 の操作スイッチの指示があり、かつ、前記電力供給状態が遮断状態の場合、または前記第 2 の操作スイッチの指示があり、かつ、前記電力供給状態が供給状態の場合のいずれかの場合にのみ、前記制御信号発生部が前記制御信号を発生するように制御することを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の体

10

20

30

40

50

内観察システム。

【請求項 10】

前記制御信号が、交流磁界信号であることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の体内観察システム。

【請求項 11】

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 10 のいずれか 1 項に記載の体内観察システム。

【請求項 12】

被検体の内部に導入する体内観察装置と、前記体内観察装置を制御する制御信号を発生する外部制御装置とを具備する体内観察システムの駆動方法であって、

10

前記制御信号の発生開始を指示する発生指示ステップと、

信号発生部から前記制御信号を発生する制御信号発生ステップと、

前記被検体の体内情報を取得する体内情報取得部と、取得する前記体内情報を無線信号により伝送する無線伝送部と、前記体内情報取得部および前記無線伝送部に用いられる電力を供給する電源部と、前記外部制御装置からの前記制御信号を検知する信号検知部と、前記信号検知部の検知結果にもとづき、前記電源部から前記体内情報取得部および前記無線伝送部への電力供給状態をトグル動作する電源供給制御部と、を有する前記体内観察装置の、前記電源部から前記体内情報取得部への前記電力供給状態を判定する状態判定ステップと、

前記状態判定ステップにおいて前記電力供給状態の変化を判定するまで、断続的に複数の前記制御信号を発生する制御信号継続発生ステップとを具備することを特徴とする体内観察システムの駆動方法。

20

【請求項 13】

前記制御信号継続発生ステップにおいて、制御信号発生回数が所定の制御信号最大発生回数になるまで前記制御信号を発生することを特徴とする請求項 12 に記載の体内観察システムの駆動方法。

【請求項 14】

前記外部制御装置が複数の前記信号発生部を有し、

前記制御信号発生ステップおよび前記制御信号継続発生ステップにおいて、前記複数の信号発生部から順に前記制御信号を発生することを特徴とする請求項 12 または請求項 13 に記載の体内観察システムの駆動方法。

30

【請求項 15】

前記制御信号継続発生ステップにおいて、前記制御信号の発生回数の増加に応じて、前記制御信号の信号強度を増加することを特徴とする請求項 12 から請求項 14 のいずれか 1 項に記載の体内観察システムの駆動方法。

【請求項 16】

前記制御信号が、交流磁界信号であることを特徴とする請求項 12 から請求項 15 のいずれか 1 項に記載の体内観察システムの駆動方法。

【請求項 17】

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 12 から請求項 16 のいずれか 1 項に記載の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、被検体の内部に導入する体内観察装置と体内観察装置を制御する制御信号を発生する外部制御装置とを具備する体内観察システムおよび体内観察システムの駆動方法に関し、特に電源部を内蔵した体内観察装置を具備する体内観察システムおよび体内観察システムの駆動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

50

被検体の体内の体内情報を取得する体内観察装置として、体内の状態を画像情報として取得し観察するカプセル型内視鏡が実用化されている。カプセル型内視鏡は被検体の口から飲み込まれることで体内に導入され、自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃または小腸などの臓器の内部を蠕動運動に従って移動し、順次撮像する機能を有する。

【 0 0 0 3 】

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。患者は、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。

【 0 0 0 4 】

カプセル型内視鏡は、筐体に内蔵した電池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筐体外面にスイッチ等を配設して操作者が起動 / 停止操作することができない。

【 0 0 0 5 】

このため特開平 0 1 - 2 2 4 5 5 3 号公報には筐体内に外部磁界によって動作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収納ケース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 2 本の強磁性体リードが一端に隙間を持って相対しガラス管の中に封入されている。リードスイッチは外部から所定の閾値以上の磁界が印加されると、各リードに N 極または S 極が誘導され、この磁気吸引力により 2 本のリードが短絡状態となる。そして磁界が所定の閾値未満になると、リードの弾性によりリードスイッチは開放状態となる。

【 0 0 0 6 】

カプセル型内視鏡は使用前に永久磁石が配設された収納ケース内に収容されている状態では駆動せず、収納ケース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。

【 0 0 0 7 】

しかし、前記公知のカプセル型内視鏡では収納ケースから取り出すと起動状態となり、カプセル型内視鏡は電池を消耗する。そのため、被験者がカプセル型内視鏡を嚥下してから観察したい所望の部位にカプセル型内視鏡が到達する前に電池が消耗してしまい、観察できないこともあり得る。この場合には、診断を中止して被験者に再度の検査を強いることになる。

【 0 0 0 8 】

また、一旦起動した、トグル動作するカプセル型内視鏡を停止するには、カプセル型内視鏡のリードスイッチに一定強度以上の磁界を印加する必要がある。しかし、このとき、リードスイッチは磁界検出感度が高くはないため磁力の強力な永久磁石または磁界発生装置が必要である。また、リードスイッチの磁界検出感度には方向性があるため、印加する磁界の向きをリードスイッチの磁界検出感度の高い方向に合わせる必要がある。このため、リードスイッチに印加した磁界強度が不足し、カプセル型内視鏡が操作者の意図に反して起動しない場合もある。

【 0 0 0 9 】

さらに、操作者には、カプセル型内視鏡のリードスイッチに所定強度の磁界が印加されたかどうか、言い換えればカプセル型内視鏡が起動状態となったかどうか解らないため、間違っただけで再び磁界を印加してしまい起動しているカプセル型内視鏡を再び停止状態にしてしまうこともある。逆に停止しているカプセル型内視鏡を再び起動状態にしてしまうこともあり、カプセル型内視鏡が操作者の意図しない状態になってしまうことがある。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 0 】

【 特許文献 1 】 特開平 0 1 - 2 2 4 5 5 3 号公報

10

20

30

40

50

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0011】**

本発明は上記課題に鑑みなされたもので、体内観察装置の起動操作および停止操作を確実に、かつ簡単に行うことのできる体内観察システムおよび前記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。

【課題を解決するための手段】**【0012】**

上記目的を達成すべく、本発明の一形態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、制御信号を発生する外部制御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、前記被検体の体内情報を取得する体内情報取得部と、取得する前記体内情報を無線信号により伝送する無線伝送部と、前記体内情報取得部および前記無線伝送部に用いられる電力を供給する電源部と、前記外部制御装置からの前記制御信号を検知する信号検知部と、前記信号検知部の検知結果にもとづき、前記電源部から前記体内情報取得部および前記無線伝送部への電力供給状態をトグル動作で制御する電源供給制御部と、を有し、前記外部制御装置が、前記制御信号を発生する制御信号発生部と、前記制御信号の発生開始を指示する操作スイッチと、前記電力供給状態を判定する状態判定部と、前記操作スイッチの指示と前記状態判定部の判定結果にもとづき、前記制御信号の発生を制御する信号発生制御部と、を有することを特徴とする。

【0013】

また、本発明の一形態の被検体の体内観察システムの駆動方法は、内部に導入する体内観察装置と、前記体内観察装置を制御する制御信号を発生する外部制御装置とを具備する体内観察システムの駆動方法であって、前記制御信号の発生開始を指示する発生指示ステップと、信号発生部から前記制御信号を発生する制御信号発生ステップと、前記被検体の体内情報を取得する体内情報取得部と、取得する前記体内情報を無線信号により伝送する無線伝送部と、前記体内情報取得部および前記無線伝送部に用いられる電力を供給する電源部と、前記外部制御装置からの前記制御信号を検知する信号検知部と、前記信号検知部の検知結果にもとづき、前記電源部から前記体内情報取得部および前記無線伝送部への電力供給状態をトグル動作する電源供給制御部と、を有する前記体内観察装置の、前記電源部から前記体内情報取得部への前記電力供給状態を判定する状態判定ステップと、前記状態判定ステップにおいて前記電力供給状態の変化を判定するまで、断続的に複数回の前記制御信号を発生する制御信号継続発生ステップとを具備することを特徴とする。

【発明の効果】**【0014】**

本発明によれば、体内観察装置の起動操作および停止操作を確実に、かつ簡単に行うことのできる体内観察システムおよび体内観察システムの駆動方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】**【0015】**

【図1】第1の実施の形態の体内観察システムの構成を示す構成図である。

【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構成を示す構成図である。

【図3】第1の実施の形態の体内観察システムのカプセル型内視鏡の回路構成を示す構成図である。

【図4】第1の実施の形態の体内観察システムの磁界発生装置の回路構成を示す構成図である。

【図5】第1の実施の形態の体内観察システムにおける種々の信号の関係を説明するためのタイムチャートである。

【図6】第1の実施の形態の体内観察システムの処理の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 7】第 2 の実施の形態の体内観察システムの構成を示す構成図である。

【図 8】第 2 の実施の形態の体内観察システムの処理の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 9】第 3 の実施の形態の体内観察システムの構成を示す構成図である。

【図 10】第 4 の実施の形態の体内観察システムの構成を示す構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

< 第 1 の実施の形態 >

以下、図 1 ~ 図 6 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生体観察システムである体内観察システム 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 の外部に配置され、カプセル型内視鏡 10 の起動操作および停止操作を指示する制御信号である交流磁界信号 F (以下、単に「交流磁界」または「磁界信号」ともいう。)を発生する外部制御装置である磁界発生装置 20 と、を具備する。

10

【0017】

起動停止装置である磁界発生装置 20 は、操作スイッチ 42 と、磁界発生制御部 43 と、磁界発生部 46 と、無線受信部 44 と、状態判定部 45 と、表示部 48 とを有する。操作スイッチ 42 は操作者がカプセル型内視鏡 10 の起動操作または停止操作を行うときに、起動停止信号である磁界信号 F の発生開始を指示するときに用いるスイッチであり、例えば押しボタンスイッチである。磁界発生部 46 は交流磁界信号 F を発生する制御信号発生部である。無線受信部 44 は後述するカプセル型内視鏡 10 の無線送信部 31 が送信する無線信号 S を受信する。状態判定部 45 は無線受信部 44 による無線信号 S の検出結果から後述するカプセル型内視鏡 10 の体内観察部 13 への電力供給状態を判定する。表示部 48 は状態判定部 45 の判定結果を操作者に告知する告知部である。そして、磁界発生制御部 43 は、操作スイッチ 42 の指示と状態判定部 45 の判定結果とにもとづき、磁界信号 F の発生を制御する信号発生制御部である。

20

【0018】

一方、生体情報取得装置であるカプセル型内視鏡 10 は、主機能部 17 である体内観察部 13 および無線送信部 31 と、磁界検知部 11 と、電池 15 と、電源供給制御部 16 とを有する。磁界検知部 11 は磁界発生装置 20 からの交流磁界 H を検知する信号検知部である。電池 15 は主機能部 17 の駆動に用いられる電力を供給する電源部である。電源供給制御部 16 は磁界検知部 11 の検知結果にもとづき、電池 15 から主機能部 17 への電力供給状態をトグル動作で制御する。

30

【0019】

次に図 2 および図 3 を用いてカプセル型内視鏡 10 の構成についてさらに説明する。図 2 および図 3 に示すようにカプセル型内視鏡 10 の主機能部 17 は、体内情報取得部である体内観察部 13 と無線伝送部である無線送信部 31 とを有する。体内観察部 13 は、照明部 32 と、撮像部 33 とを有する。照明部 32 は体内臓器の壁面を照らす、例えば LED を有する。撮像部 33 は体内臓器の壁面を撮像する CCD または CMOS イメージセンサなどの固体撮像素子を有する。送信アンテナ 31A は、無線送信部 31 が無線信号 S を送信するアンテナである。なお、無線送信部 31 が無線信号 S で送信した被検者の体内の映像情報は、外部の受信機 (不図示) 内に設けられたメモリに蓄積される。

40

【0020】

電源供給制御部 16 は、電源供給スイッチ 14 と、磁界検知部 11 からの出力を 2 分周する分周回路 12 と、を有する。分周回路 12 は、例えば D 型フリップフロップ回路であり、入力した電気信号を 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 P-MOS トランジスタ (P チャネル型 FET) であり、ソースは電池 15 に、ドレインはカプセル型内視鏡 10 の主機能部 17 に、ゲートは分周回路 12 に接続されている。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、分周回路 12 の出力信号が接

50

地電圧レベルのとき、電源供給スイッチ 14 はオンとなり、主機能部 17 への電力が供給される。すなわち、磁界の印加と停止を 1 パルスとしたとき、1 パルス毎に電源供給制御部 16 は、カプセル型内視鏡 10 の主機能部への電力供給状態をトグル動作で制御する。

【0021】

なお電源供給制御部 16 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。また電源供給スイッチ 14 は、P チャネル型 FET 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。

【0022】

磁界検知部 11 は、磁界発生装置 20 からの交流磁界 H を検知する受信アンテナ 35 と、受信アンテナ 35 で受電した交流磁界 H を整流するダイオード 38 と、これを平滑する平滑用コンデンサ 37 と、平滑用コンデンサ 37 に充電された電荷を放電する抵抗 34 とを有する。受信アンテナ 35 は、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、磁界発生装置 20 からの交流磁界 H の周波数に共振するように調整されている。このため、体内観察システム 1 はカプセル型内視鏡 10 の誤起動または誤停止がない安定した制御が可能となる。つまり、磁界検知部 11 は磁界発生装置 20 から印加される交流磁界 H に対しては検知感度が向上してカプセル型内視鏡 10 の起動 / 停止が確実に制御可能であるのに対し、意図しないような外乱磁場に対しては検知感度が低下して誤動作することがない。

10

【0023】

磁界検知部 11 の二次側コイル 36 A には、磁界発生装置 20 が発生した交流磁界 H を検知（受電）すると電磁誘導により交流電流が発生し、交流電流は整流回路が直流の電気信号に変換する。そして電気信号は分周回路 12 に入力される。すなわち、カプセル型内視鏡 10 は受信した交流磁界 H から直流電圧の信号を得るために、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。

20

【0024】

次に図 4 を用いて、外部制御装置である磁界発生装置 20 の回路構成について説明する。体内観察システム 1 の磁界発生装置 20 の磁界発生部 46 は一次側コイル 49 A と一次側コンデンサ 49 B とを有する共振回路を構成している。駆動部 49 C は図示しない発振器からの信号を所望の周波数にするなどの処理を行い磁界発生部 46 を駆動し、一次側コイル 49 A は、これに応じた所定周波数の制御信号である交流磁界 H を発生する。

30

【0025】

なお、一次側コイル 49 A および二次側コイル 36 A は、ヘルムホルツ型コイル、ソレノイド型コイル、平面コイルなど何でも良く、その形状に制限を与えるものではない。

【0026】

無線受信部 44 は受信アンテナ 44 A により、カプセル型内視鏡 10 の送信アンテナ 31 A から発信された無線信号 S を受信する。すなわち、無線信号 S は被検者の体内の映像情報であり、外部の受信機に対して送信されている信号であるが、無線受信部 44 は無線信号 S を傍受する。そして状態判定部 45 は無線受信部 44 が無線信号 S を受信したか否かによりカプセル型内視鏡 10 が起動状態であるか、あるいは停止状態であるかを判定する。すなわち、カプセル型内視鏡 10 が起動状態とは、電池 15 から主機能部 17 である体内観察部 13 および無線送信部 31 への電力が供給されている電力供給状態を意味する。逆にカプセル型内視鏡 10 が停止状態とは、電池 15 から主機能部 17 である体内観察部 13 および無線送信部 31 への電力が遮断されている電力供給状態を意味する。

40

【0027】

なお、磁界発生装置 20 が磁界信号 F を発生してから、カプセル型内視鏡 10 が起動し、画像データ信号を無線信号 S として送信するまでには一定の時間、例えば 1 ~ 10 秒間、を要する。このため状態判定部 45 は磁界信号 F を発生してから、前記一定の時間以上の時間を経過してから判定を行う。

【0028】

50

表示部 48 は、体内観察システム 1 の操作者がカプセル型内視鏡 10 の状態、すなわち起動状態が停止状態のいずれの状態であるかが識別できれば良く、液晶パネルもしくは LED などの表示素子または、文字、もしくは色での表示などの表示形態などに限定はない。なお、表示部 48 に代えて、または表示部 48 と併用して、音または振動を用いても良い。すなわち、表示部 48 は、体内観察システム 1 の操作者がカプセル型内視鏡 10 の状態を認識可能な告知部の一例である。

【0029】

次に図 5 を用いて、体内観察システム 1 における信号について説明する。図 5 は体内観察システム 1 における種々の信号の関係を説明するためのタイムチャートで、横軸は時刻を縦軸は、各信号の状態を示している。

10

【0030】

図 5 において、期間 T1 (時刻 t1 から時刻 t2) の間は、磁界発生装置 20 が発生した磁界信号 F がカプセル型内視鏡 10 に印加されている。期間 T2 (時刻 t2 から時刻 t3) の間は、磁界発生装置 20 からの磁界信号 F の発生が停止されている。同様に、期間 T4 の間は、磁界信号 F の発生と停止とが繰り返されている。

【0031】

まず、時刻 t1 に磁界発生装置 20 から交流磁界が発生されると、磁界検知部 11 の二次側コイル 36A の両端に電磁誘導により交流電流が発生する。そして整流回路により直流電流に変換され、ノード N1 の電位 (V1) は上昇し、ハイレベルとなる。時刻 t2 に交流磁界の発生が停止すると、平滑用コンデンサ 37 に蓄積されていた電荷が抵抗 34 を介し放電されノード N1 の電圧はローレベルとなる。以降、交流磁界の発生、停止が繰り返されるたびに、ノード N1 の電圧はハイレベルとローレベルとを繰り返す。

20

【0032】

磁界検知部 11 の出力した電気信号は分周回路 12 に入力され、分周回路 12 の出力 (ノード N2) は交流磁界が発生開始した時刻 t1 からノード N1 の電圧が上昇し、分周回路 12 がノード N1 の電圧をハイレベルと検知した時刻 t1a において分周回路 12 の出力端子 (ノード N2) の電位 V2 はハイレベルからローレベルへと反転する。分周回路 12 の出力端子 (ノード N2) は電源供給スイッチ (Pチャネル型 FET) 14 のゲートに接続されているため、(ノード N2) の電位 V2 がハイレベルからローレベルへと反転したタイミングで電源供給スイッチ (Pチャネル型 FET) 14 はオン状態となり、電池 15 から主機能部 17 への電力供給が開始される。つまり、時刻 t1a においてカプセル型内視鏡 10 が起動される。

30

【0033】

分周回路 12 の出力端子 (ノード N2) の電位 V2 は交流磁界が停止した時刻 t2 から電圧は下降し、ローレベルとなるが、このとき、分周回路 12 の出力端子 (ノード N2) の電位 V2 は変化せず、ローレベルを維持する。したがって、カプセル型内視鏡 10 も起動状態を維持する。

【0034】

次に、交流磁界が発生開始した時刻 t3 から再び (ノード N1) の電圧が上昇し、分周回路 12 が (ノード N1) の電圧をハイレベルと検知した時刻 t3a において分周回路 12 の出力端子 (ノード N2) の電位 V2 はローレベルからハイレベルレベルへと反転する。このとき、電源供給スイッチ (Pチャネル型 FET) 14 はオン状態からオフ状態へと変化し、時刻 t3a においてカプセル型内視鏡 10 が停止される。

40

以上の説明のように、電源供給制御部 16 は電池 15 から主機能部 17 への電力供給状態をトグル動作で制御する

【0035】

次に、図 6 のフローチャートを用いて本実施の形態の体内観察システム 1 の処理の流れについて説明する。

【0036】

<ステップ S10> 制御信号発生指示ステップ

50

最初に、磁界信号 F を発生する指示のために操作スイッチ 4 2 が操作者により操作される。体内観察システム 1 において操作者は基本的に操作スイッチ 4 2 を 1 回、例えば押圧操作するだけでよい。操作が簡単である。

【 0 0 3 7 】

< ステップ S 1 1 >

無線受信部 4 4 がカプセル型内視鏡 1 0 から無線信号 S の受信を試みて、状態判定部 4 5 は、無線信号 S の有無からカプセル型内視鏡 1 0 の体内観察部 1 3 への電力供給状態を判定する。すなわち、無線信号 S が受信できた場合 (Y e s) には、状態判定部 4 5 はカプセル型内視鏡 1 0 が起動状態であると判定する。一方、無線信号 S が受信できなかった場合 (N o) には、状態判定部 4 5 はカプセル型内視鏡 1 0 が停止状態であると判定する。

10

【 0 0 3 8 】

< ステップ S 1 2 >

カプセル型内視鏡 1 0 が停止状態だった場合には、状態判定部 4 5 は停止状態にあることを操作者に知らせるために表示部 4 8 に、(停止) 表示を行う。表示部 4 8 にカプセル型内視鏡 1 0 の状態が表示されるため操作者は確実に状態を認識できる。

【 0 0 3 9 】

< ステップ S 1 3 > 制御信号発生ステップ / 制御信号継続発生ステップ

磁界発生制御部 4 3 は、操作スイッチ 4 2 の指示にもとづき、磁界発生部 4 6 を制御して磁界信号 F を発生する。磁界発生部 4 6 は、操作スイッチ 4 2 が押圧操作されている間のみ磁界信号 F を連続して発生しても良いし、操作スイッチ 4 2 の押圧操作後、所定時間、例えば 0 . 1 ~ 1 0 秒間だけ磁界信号 F を発生させた後、停止しても良い。

20

【 0 0 4 0 】

カプセル型内視鏡 1 0 の磁界検知部 1 1 が、磁界信号 F を検知した場合、前述したように主機能部 1 7 に電力供給が行われ、カプセル型内視鏡 1 0 は起動状態となる。起動したカプセル型内視鏡 1 0 は撮像を開始し、撮像した画像データ信号を無線送信部 3 1 を介してカプセル型内視鏡 1 0 の外部へ送信する。

【 0 0 4 1 】

< ステップ S 1 4 > 状態判定ステップ

磁界発生装置 2 0 が発生した磁界信号 F を受信して、カプセル型内視鏡 1 0 が起動したと状態判定部 4 5 が判定した場合、言い換えればカプセル型内視鏡 1 0 の電力供給状態が変化した場合、すなわち、無線受信部 4 4 が無線信号 S を受信できた場合 (Y e s) には、体内観察システム 1 の処理はステップ S 1 5 に移行する。

30

【 0 0 4 2 】

ここで、磁界発生装置 2 0 が磁界信号 F を発生したにも関わらず、カプセル型内視鏡 1 0 が起動しない場合がある。例えば、体内にあるカプセル型内視鏡 1 0 と磁界発生部 4 6 との距離が長い場合、または、磁界発生部 4 6 が発生した磁界の方向と磁界検知部 1 1 の受信感度の指向性との関係が悪かった場合等には、磁界検知部 1 1 が受信する信号強度が不足し、カプセル型内視鏡 1 0 が起動しない場合がある。

【 0 0 4 3 】

本実施の形態の体内観察システム 1 では、このような場合、無線受信部 4 4 が無線信号 S を受信できない (N o) ため、状態判定部 4 5 はカプセル型内視鏡 1 0 が未だ停止状態にある、言い換えればカプセル型内視鏡 1 0 の電力供給状態が変化しないと判定する。すると体内観察システム 1 の処理はステップ S 1 3 に戻り、磁界発生制御部 4 3 は、磁界発生部 4 6 を制御して、自動的に再度、磁界信号 F を所定時間、例えば 0 . 1 ~ 1 0 秒間発生する。すなわち、本実施の形態の磁界発生制御部 4 3 は、操作スイッチ 4 2 の指示と状態判定部 4 5 の判定結果とにもとづき、断続的に複数回の磁界信号 F を発生するように磁界発生部 4 6 を制御する。

40

【 0 0 4 4 】

ここで断続的とは、中断時間を介して複数回の磁界発生を行うことであり、中断時間は

50

状態判定部 45 が処理を行うための時間に限られるものではなく、それより長い時間である例えば 1 ~ 10 秒間程度でもよい。

【0045】

そして、磁界発生装置 20 は、ステップ S 14 において、カプセル型内視鏡 10 が起動したと判定されるまで、ステップ S 13 の処理とステップ S 14 の処理とを繰り返す。

【0046】

<ステップ S 15> 告知ステップ

状態判定部 45 は、カプセル型内視鏡 10 が起動したと判定した場合 (S 14 : Yes)、表示部 48 に、(起動中) 表示を行う。

【0047】

ステップ S 12 ~ S 15 の処理は停止状態にあったカプセル型内視鏡 10 を起動するときの動作であったが、ステップ S 16 からの処理は起動状態にあるカプセル型内視鏡 10 を停止するときの動作である。

【0048】

体内観察システム 1 は、前述したように、磁界発生装置 20 からの磁界信号 F を受信するたびに、電力供給状態が切り替わり、カプセル型内視鏡 10 は停止状態から起動状態へ、または、起動状態から停止状態へと制御される。したがって、起動状態にあるカプセル型内視鏡 10 を停止する動作は、停止状態にあるカプセル型内視鏡 10 を起動する動作と基本的には同様であるため、以下は簡単に説明する。

【0049】

<ステップ S 16>

カプセル型内視鏡 10 が起動状態だった場合には、状態判定部 45 は表示部 48 に、(起動) 表示を行う。

【0050】

<ステップ S 17> 制御信号発生ステップ / 制御信号継続発生ステップ

磁界発生制御部 43 は、操作スイッチ 42 の指示にもとづき、磁界発生部 46 を制御して磁界信号 F を発生する。

【0051】

<ステップ S 18> 状態判定ステップ

磁界発生装置 20 は、ステップ S 18 において、カプセル型内視鏡 10 が停止したと判定される (S 18 : No) まで、ステップ S 17 の処理とステップ S 18 の処理とを繰り返す。

【0052】

<ステップ S 19>

状態判定部 45 は、カプセル型内視鏡 10 が停止したと判定した場合 (S 18 : No)、表示部 48 に、(停止中) 表示を行う。

【0053】

なお、前述したように、カプセル型内視鏡 10 が受信する磁界信号 F の信号強度が弱いために、磁界検知部 11 が磁界信号 F を検知できず、カプセル型内視鏡 10 が起動しない場合もある。このため、磁界発生制御部 43 は、の発生回数の増加に応じて、磁界信号 F の信号強度を強くするように磁界発生部 46 を制御することにより、カプセル型内視鏡 10 の起動を、より確実に行うことができる。

【0054】

あるいは、磁界検知部 11 の共振周波数の変化により磁界検知部 11 が磁界信号 F を検知できず、カプセル型内視鏡 10 が起動しない場合もある。この場合には磁界発生制御部 43 は、磁界信号 F の発生回数の増加に応じて、磁界信号 F の周波数を変化するように磁界発生部 46 を制御してもよい。

【0055】

磁界信号 F の信号強度を強くするには、磁界発生部 46 の一次側コイル 49 A に印加する電流を増加する。電流の増加の程度は適宜設定されるが、例えば再度、磁界信号 F を発

10

20

30

40

50

生するたびに電流を 10 ~ 50 % 増加する。もちろん印加する電流の上限値は予め設定されており上限値を超える電流が一次側コイル 49 A に印加されることはない。

【0056】

また、カプセル型内視鏡 10 または磁界発生装置 20 の故障などにより、磁界発生装置 20 が磁界信号 F を繰り返し発生し続ける場合は、操作者は図示していない強制停止スイッチの操作により、強制的に磁界信号 F の発生を停止させても良い。

【0057】

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 は、カプセル型内視鏡 10 の起動操作および停止操作を確実に、かつ簡単に行うことができる。体内観察システム 1 は、制御信号として用いた交流磁界が体内を透過するため、操作者は体内にあるカプセル型内視鏡 10 の起動操作および停止操作を体外の磁界発生装置 20 を用いて可能である。そして体内観察システム 1 は、強力な永久磁石を必要とせずに、簡単な方法によりカプセル型内視鏡 10 の起動および停止の制御を容易かつ自由に行えるため、電池の消耗を防ぐとともに診断性の向上が期待できる。

10

【0058】

さらに、体内観察システム 1 は制御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受信アンテナ 35 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。さらに、分周回路 12 を CMOS 回路で構成すれば、カプセル型内視鏡 10 内の電池を消耗することなく交流信号を検知することが可能となる。

20

【0059】

なお、以上の説明では、カプセル型内視鏡 10 が起動状態か停止状態かを状態判定部 45 が判定するための起動情報信号として、無線送信部 31 からの無線信号 S である画像データ信号を用いた場合について説明したが、カプセル型内視鏡 10 が起動状態において、外部に伝送可能な信号であれば他の信号でも良く、画像データ信号に限定されるものではない。

【0060】

また、起動停止信号である制御信号として交流磁界を用いた例示したが、制御信号はこれに限るものではなく、光信号、音信号、または無線信号のいずれかひとつ、または 2 以上の組み合わせを用いてもよい。

30

【0061】

ここで、電力の供給の開始 / 停止を外部からの制御信号により制御するカプセル型内視鏡を用いての診断または観察について簡単に説明する。

まず、収納ケースに収納されたカプセル型内視鏡をケースから取り出す。

ケースから取り出したカプセル型内視鏡に制御信号を印加してカプセル型内視鏡を起動させ、動作確認を行った後、被験者にカプセル型内視鏡を飲み込んでもらい、観察または診断を開始する。ここで、収納ケースから取り出してからカプセル型内視鏡を起動させているが、収納ケースに収納された状態のカプセル型内視鏡に対して制御信号を印加することで起動後にカプセル型内視鏡を収納ケースから取り出して被験者に飲み込んでもらっても良い。

40

【0062】

一旦、観察または診断を開始したら、操作者はカプセル型内視鏡をそのまま起動させておいても良いし、あるいはすでに説明したように、外部からの制御信号の印加によりカプセル型内視鏡の起動および停止の制御を自由に行っても良い。例えば、操作者は観察不要の部位をカプセル型内視鏡が通過している期間はカプセル型内視鏡の動作を停止し、所望の部位に達したときに外部からの制御信号の印加によりカプセル型内視鏡を起動させて観察または診断しても良い。

【0063】

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の動作を停止させておき

50

、所望の部位に達したときにカプセル型内視鏡を起動することにより、電池の消耗を防ぎ、所望の部位の観察または診断を確実にに行えることができ、診断性の向上が期待できる。

【 0 0 6 4 】

すなわち、本実施の形態によれば、簡単な方法によりカプセル型内視鏡の起動および停止の制御を容易かつ自由に行えるため、電池の消耗を防ぎ、診断性の向上が期待できる。

【 0 0 6 5 】

< 第 2 の実施の形態 >

次に、図 7 および図 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 1 A 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 A 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。

【 0 0 6 6 】

すでに説明したように磁界発生装置 2 0 A の設置状態によっては磁界発生部 4 6 とカプセル型内視鏡 1 0 の磁界検知部 1 1 との相対位置関係が悪く、磁界検知部 1 1 が磁界信号 F を受信できない場合がある。その場合には磁界信号 F を断続的に発生し続けてもカプセル型内視鏡 1 0 を制御することができないばかりでなく、磁界発生装置 2 0 A の例えば内蔵電池を消耗してしまう。

【 0 0 6 7 】

上記問題を解決するために、図 7 に示す本実施の形態の体内観察システム 1 A の磁界発生装置 2 0 A は、最大発生回数設定部 4 7 を有する。操作者は最大発生回数設定部 4 7 を用いて磁界発生部 4 6 が 1 回の操作スイッチ 4 2 の操作に対して発生する磁界信号 F の最大発生回数を予め設定する。なお、最大発生回数設定部 4 7 は磁界発生装置 2 0 A の製造時等に設定されていてもよい。

【 0 0 6 8 】

体内観察システム 1 A の磁界発生制御部 4 3 A は、最大発生回数設定部 4 7 を介して予め設定された磁界信号 F の最大発生回数と、実際の磁界信号 F の発生回数を比較し、発生回数が最大発生回数に達した場合には、磁界発生部 1 8 の駆動を停止する。すなわち、実際の発生回数が予め設定された磁界信号 F の最大発生回数に達したら、カプセル型内視鏡 1 0 の状態の変化の有無に関わらず、磁界信号 F の発生を停止する。

【 0 0 6 9 】

次に、図 8 のフローチャートを用いて本実施の形態の体内観察システム 1 A の処理の流れについて説明する。なお、以下の説明において第 1 の実施の形態の体内観察システム 1 と同じ動作の説明は簡単に行う。

【 0 0 7 0 】

< ステップ S 2 0 > 発生指示ステップ

最初に、磁界信号 F を発生する指示のために操作スイッチ 4 2 が操作者により操作される。

【 0 0 7 1 】

< ステップ S 2 1 > 初期化ステップ

磁界信号 F の発生回数 N が初期化される。発生回数 N は、例えば磁界発生制御部 4 3 A の図示しないカウンタに記憶されている。なお最大発生回数 M は予め最大発生回数設定部 4 7 に設定されている。

【 0 0 7 2 】

< ステップ S 2 2 >

無線受信部 4 4 がカプセル型内視鏡 1 0 から無線信号 S の受信を試みて、状態判定部 4 5 は、無線信号 S の有無からカプセル型内視鏡 1 0 の体内観察部 1 3 への電力供給状態を判定する。すなわち、無線信号 S が受信できた場合 (Y e s) には、状態判定部 4 5 はカプセル型内視鏡 1 0 が起動状態であると判定する。一方、無線信号 S が受信できなかった場合 (N o) には、状態判定部 4 5 はカプセル型内視鏡 1 0 が停止状態であると判定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 3 】

< ステップ S 2 3 >

カプセル型内視鏡 1 0 が停止状態だった場合には、状態判定部 4 5 は表示部 4 8 に、（停止）表示を行う。

【 0 0 7 4 】

< ステップ S 2 4 > 制御信号発生ステップ / 制御信号継続発生ステップ

磁界発生制御部 4 3 は、操作スイッチ 4 2 の指示にもとづき、磁界発生部 4 6 を制御して磁界信号 F を発生する。

【 0 0 7 5 】

カプセル型内視鏡 1 0 の磁界検知部 1 1 が磁界信号 F を検知した場合にはカプセル型内視鏡 1 0 は起動状態となる。起動したカプセル型内視鏡 1 0 は撮像を開始し、撮像した画像データ信号を無線送信部 3 1 を介してカプセル型内視鏡 1 0 の外部へ送信する。

10

【 0 0 7 6 】

< ステップ S 2 5 > 発生回数カウントステップ

磁界発生制御部 4 3 A の図示しないカウンタが、磁界信号 F の発生回数 N を 1 だけカウントアップする。

【 0 0 7 7 】

< ステップ S 2 6 > 状態判定ステップ

磁界発生装置 2 0 が発生した磁界信号 F を受信して、カプセル型内視鏡 1 0 が起動した場合、すなわち、無線受信部 4 4 が無線信号 S が受信できた場合（ Y e s ）、体内観察システム 1 A の処理はステップ S 2 8 に移行する。

20

【 0 0 7 8 】

ここで、磁界発生装置 2 0 が磁界信号 F を発生したにも関わらず、カプセル型内視鏡 1 0 が起動しない場合、すなわち、無線受信部 4 4 が無線信号 S が受信できない場合には（ N o ）、状態判定部 4 5 はカプセル型内視鏡 1 0 の状態が変化しない、すなわち未だ停止状態にあると判定する。

【 0 0 7 9 】

< ステップ S 2 7 > 発生回数比較ステップ

磁界発生制御部 4 3 A は、カウンタの磁界信号 F の発生回数 N と最大発生回数設定部 4 7 により設定された最大発生回数 M とを比較する。そして、発生回数 N が最大発生回数 M 未満の場合（ N o ）には体内観察システム 1 A の処理はステップ S 2 4 に戻り、磁界発生制御部 4 3 は、磁界発生部 4 6 を制御して、自動的に再度、磁界信号 F を発生する。そして、磁界発生装置 2 0 は、ステップ S 2 6 において、カプセル型内視鏡 1 0 が起動したと判定されるまで、ステップ S 2 4 からステップ S 2 7 の処理を繰り返す。

30

【 0 0 8 0 】

これに対して、発生回数 N が最大発生回数 M の場合（ N o ）には体内観察システム 1 A は、処理を中止する。なお、このとき磁界発生装置 2 0 は、操作者に対して、磁界発生部 4 6 の位置または向きを変えた後に操作スイッチ 4 2 の再操作行うように促す旨の表示等を行っても良い。

40

【 0 0 8 1 】

< ステップ S 2 8 > 告知ステップ

状態判定部 4 5 は、カプセル型内視鏡 1 0 が起動したと判定した場合（ S 2 6 : Y e s ）、表示部 4 8 に、（起動中）表示を行う。

【 0 0 8 2 】

< ステップ S 2 9 >

ステップ S 2 3 ~ S 2 8 の処理は停止状態にあったカプセル型内視鏡 1 0 を起動するときの動作であったが、ステップ S 2 9 からの処理は起動状態にあるカプセル型内視鏡 1 0 を停止するときの動作である。起動状態にあるカプセル型内視鏡 1 0 を停止する動作は、停止状態にあるカプセル型内視鏡 1 0 を起動する動作と基本的には同様であるため、以下は簡単に説明する。

50

【 0 0 8 3 】

< ステップ S 2 9 >

カプセル型内視鏡 1 0 が起動状態だった場合には、状態判定部 4 5 は表示部 4 8 に、（起動中）表示を行う。

【 0 0 8 4 】

< ステップ S 3 0 > 制御信号発生ステップ / 制御信号継続発生ステップ

磁界発生制御部 4 3 は、操作スイッチ 4 2 の指示にもとづき、磁界発生部 4 6 を制御して磁界信号 F を発生する。

【 0 0 8 5 】

カプセル型内視鏡 1 0 の磁界検知部 1 1 が磁界信号 F を検知した場合にはカプセル型内視鏡 1 0 は起動状態となる。起動したカプセル型内視鏡 1 0 は撮像を開始し、撮像した画像データ信号を無線送信部 3 1 を介してカプセル型内視鏡 1 0 の外部へ送信する。

10

【 0 0 8 6 】

< ステップ S 3 1 > 発生回数カウントステップ

磁界発生制御部 4 3 A の図示しないカウンタが、磁界信号 F の発生回数 N を 1 だけカウントアップする。

【 0 0 8 7 】

< ステップ S 3 2 > 状態判定ステップ

磁界発生装置 2 0 が発生した磁界信号 F を受信して、カプセル型内視鏡 1 0 が停止した場合、すなわち、無線受信部 4 4 が無線信号 S が受信できなかった場合（ N o ）、体内観察システム 1 A の処理はステップ S 3 4 に移行する。

20

【 0 0 8 8 】

ここで、磁界発生装置 2 0 が磁界信号 F を発生したにも関わらず、カプセル型内視鏡 1 0 が停止しない場合、すなわち、無線受信部 4 4 が無線信号 S を受信した場合には（ Y e s ）、状態判定部 4 5 はカプセル型内視鏡 1 0 の状態が変化せず未だ起動状態にあると判定する。

【 0 0 8 9 】

< ステップ S 3 3 > 発生回数比較ステップ

磁界発生制御部 4 3 A は、カウンタの磁界信号 F の発生回数 N と最大発生回数設定部 4 7 により設定された最大発生回数 M とを比較する。そして、発生回数 N が最大発生回数 M 未満の場合（ N o ）は体内観察システム 1 A の処理はステップ S 2 4 に戻り、磁界発生制御部 4 3 A は、磁界発生部 4 6 を制御して、自動的に再度、磁界信号 F を発生する。そして、磁界発生装置 2 0 は、ステップ S 3 2 において、カプセル型内視鏡 1 0 が停止したと判定されるまで、ステップ S 3 0 からステップ S 3 3 の処理を繰り返す。

30

【 0 0 9 0 】

これに対して、発生回数 N が最大発生回数 M になった場合（ N o ）は体内観察システム 1 A は、処理を中止する。

【 0 0 9 1 】

< ステップ S 3 4 > 告知ステップ

状態判定部 4 5 は、カプセル型内視鏡 1 0 が停止したと判定した場合（ S 3 2 : Y e s ）、表示部 4 8 に、（停止）表示を行う。

40

【 0 0 9 2 】

なお、停止状態にあるカプセル型内視鏡 1 0 を起動するときの最大発生回数と起動状態にあるカプセル型内視鏡 1 0 を停止するときの最大発生回数とは、同一回数に設定してもよいし、異なる回数に設定しても良い。

【 0 0 9 3 】

本実施の形態の体内観察システム 1 A は第 1 の実施の形態の体内観察システム 1 と同様の効果を有する。さらに、本実施の形態の体内観察システム 1 A は、磁界信号 F の発生が、予め設定した最大発生回数にて自動的に停止する、すなわち、最大発生回数以上の回数の磁界信号 F を発生しないため、磁界発生装置 2 0 の電力消費を抑えることができる。

50

【 0 0 9 4 】

すなわち、体内観察システム 1 A は、簡単な方法によりカプセル型内視鏡 1 0 の起動および停止の制御を容易かつ自由に行え、かつカプセル型内視鏡 1 0 の電池の浪費を防ぐために、診断性の向上が期待でき、さらに磁界発生装置 2 0 の消費電力を低減できる効果を有する。

【 0 0 9 5 】

< 第 3 の実施の形態 >

次に、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 1 B 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 B 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。

10

【 0 0 9 6 】

図 9 に示すように、体内観察システム 1 B の磁界発生装置 2 0 B は、3 個の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C を有しており、それぞれの磁界発生部は、それぞれの駆動部（不図示）にて駆動される。ここで、磁界発生部 4 6 A と磁界発生部 4 6 B と磁界発生部 4 6 C とは、カプセル型内視鏡 1 0 に対して、それぞれ異なる位置に配置され、カプセル型内視鏡 1 0 に異なる方向からそれぞれの磁界信号 F 1 ~ F 3 を印加する。

【 0 0 9 7 】

すなわち、3 個の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C の、それぞれの一次側コイル（不図示）が例えば、互いに直交する方向に磁界信号 F 1 ~ F 3 を発生するように配置されている。

20

【 0 0 9 8 】

体内観察システム 1 B の磁界発生制御部 4 3 B は複数の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C が順に磁界信号 F を発生するように制御する。すなわち、操作スイッチ 4 2 の指示を受けて、磁界発生制御部 4 3 B は最初に磁界発生部 4 6 A から磁界信号 F を所定時間、発生する。そして、すでに説明したように、カプセル型内視鏡 1 0 の状態、すなわち、主機能部 1 7 への電力供給状態が変化したかどうかを状態判定部 4 5 が判定する。電力供給状態が変化していない場合には、磁界発生制御部 4 3 B は再び磁界信号 F を発生するが、そのとき、体内観察システム 1 B の磁界発生制御部 4 3 B は、最初に磁界を発生した磁界発生部 4 6 A とは異なる磁界発生部 4 6 B から磁界信号 F を発生するように制御する。そして、状態判定部 4 5 が電力供給状態が変化していないと判定した場合には、磁界発生制御部 4 3 B は、さらに別の磁界発生部 4 6 C から磁界信号 F を発生するように制御する。すなわち、磁界発生制御部 4 3 B は断続的に複数回の磁界信号 F を発生するときに、複数の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C を順に用いる。

30

【 0 0 9 9 】

すでに説明したように、磁界発生部 1 8 が発生する磁界信号 F の方向と磁界検知部 1 1 の検知感度の指向性と相対関係により、磁界検知部 1 1 が受信する信号強度が不足し、カプセル型内視鏡 1 0 が起動しない、あるいは停止しない場合がある。

【 0 1 0 0 】

しかし体内観察システム 1 B では、複数の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C が、それぞれ異なる方向からカプセル型内視鏡 1 0 に磁界信号 F を印加するため、体内観察システム 1 より確実にカプセル型内視鏡 1 0 の起動制御または停止制御が可能である。また、体内観察システム 1 B では、複数の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C が異なった位置および方向に配置されているため、カプセル型内視鏡 1 0 が制御できない場合でも、第 2 の実施の形態の体内観察システム 1 A のように、操作者が磁界発生部の位置または向きを変える必要がなく、操作が簡単である。

40

さらに、複数の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C の、いずれかが故障していても体内観察システム 1 B では、カプセル型内視鏡 1 0 を制御できる。

【 0 1 0 1 】

なお体内観察システム 1 B では 3 個の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C を有する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、複数の磁界発生部を有して

50

いればよい。

【 0 1 0 2 】

さらに、上記説明では、複数の磁界発生部 4 6 A、4 6 B および 4 6 C を順に駆動して、時系列的に異なる時間に、それぞれの磁界発生部が磁界信号 F を発生する場合について説明したが、複数の磁界発生部の 2 個以上から同時に磁界信号 F を発生させてもよい。

【 0 1 0 3 】

本実施の形態の体内観察システム 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、より確実に、そして簡単に、カプセル型内視鏡 1 0 の起動制御および停止の制御を行うことができる。

【 0 1 0 4 】

< 第 4 の実施の形態 >

次に、図 1 0 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 1 の実施の形態の体内観察システム 1 等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。

【 0 1 0 5 】

図 1 0 に示すように、体内観察システム 1 C の磁界発生装置 2 0 C は、第 1 の操作スイッチ 4 2 A と第 2 の操作スイッチ 4 2 B とを有する。そして、第 1 の操作スイッチ 4 2 A は起動操作専用の操作スイッチであり、第 2 の操作スイッチ 4 2 B は停止操作専用の操作スイッチである。すなわち、第 1 の操作スイッチ 4 2 A は、カプセル型内視鏡 1 0 の起動操作を行うとき、操作者が操作するスイッチであり、第 2 の操作スイッチ 4 2 B は、カプセル型内視鏡 1 0 の停止操作を行うとき、操作者が操作するスイッチである。

【 0 1 0 6 】

そして、磁界発生制御部 4 3 C は、第 1 の操作スイッチ 4 2 A の指示があり、かつ、状態判定部 4 5 の判定したカプセル型内視鏡が停止状態、すなわち主機能部 1 7 への電力供給状態が遮断状態の場合、または、第 2 の操作スイッチ 4 2 B の指示があり、かつ、状態判定部 4 5 の判定したカプセル型内視鏡が起動状態、すなわち主機能部 1 7 への電力供給状態が供給状態の場合のいずれかの場合にのみ、磁界発生部 4 6 が磁界信号 F を発生するように制御する。

【 0 1 0 7 】

すでに説明したように、磁界発生制御部 4 3 C は電力供給状態をトグル動作で制御する。このため、操作者がカプセル型内視鏡 1 0 の状態を誤って認識している場合には、操作者が意図しない操作を行ってしまうことがある。例えば、操作者がカプセル型内視鏡 1 0 を起動するために、操作スイッチを操作したときに、すでにカプセル型内視鏡 1 0 が起動状態にあった場合には、逆にカプセル型内視鏡 1 0 を停止させてしまう。

【 0 1 0 8 】

これに対して、本実施の形態の体内観察システム 1 C では、操作者が、カプセル型内視鏡 1 0 を起動するために、起動操作用の第 1 の操作スイッチ 4 2 A を操作したときに、カプセル型内視鏡 1 0 がすでに起動状態にあった場合、磁界発生制御部 4 3 C は、第 1 の操作スイッチ 4 2 A の操作を受け付けずに、磁界信号 F を発生させない。同様に、操作者が、カプセル型内視鏡 1 0 を停止するために、停止用操作用の第 2 の操作スイッチ 4 2 B を操作したときに、カプセル型内視鏡 1 0 がすでに停止状態にあった場合、磁界発生制御部 4 3 C は、第 2 の操作スイッチ 4 2 B の操作を受け付けずに、磁界信号 F を発生させない。

【 0 1 0 9 】

このため、体内観察システム 1 C では、カプセル型内視鏡 1 0 が、操作者の意図に反した動作状態になってしまうことがない。本実施の形態の体内観察システム 1 C は、第 1 の実施の形態の体内観察システム 1 等が有する効果に加えて、操作者の意図に反したカプセル型内視鏡 1 0 の起動あるいは停止を防止することができる。

【 0 1 1 0 】

なお、本発明に係わるカプセル型内視鏡 1 0 は、被検者の体内にある場合だけでなく、

体外にある場合でも起動および停止の制御が可能なことは勿論である。

【0111】

また、上記それぞれの実施の形態で説明した各機能、動作または処理等は、別の実施の形態の体内観察システムにおいて用いることも可能である。

【0112】

また上記説明は、体内観察装置としてカプセル型内視鏡10を例に説明したが、本発明の体内観察装置は、視覚による観察だけでなく被検体の体内の各種情報を観察可能な消化器液採取用カプセル型医療装置、カプセル型体温センサまたはカプセル型pHセンサのような各種カプセル型生体情報取得装置に適用できる。

【0113】

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】

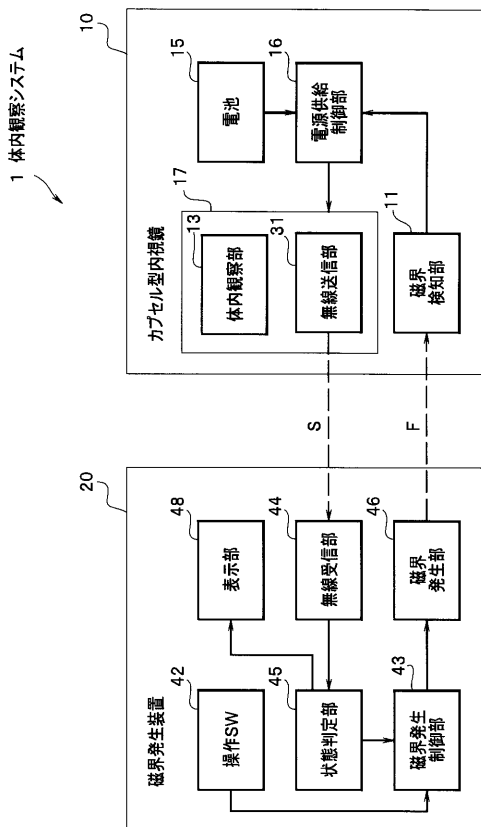
【0114】

1、1A～1C…体内観察システム、10…カプセル型内視鏡、11…磁界検知部、12…分周回路、13…体内観察部、14…電源供給スイッチ、15…電池、16…電源供給制御部、17…主機能部、18…磁界発生部、20、20A～20C…磁界発生装置、31…無線送信部、31A…送信アンテナ、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、42…操作スイッチ、42A…第1の操作スイッチ、42B…第2の操作スイッチ、43、43A～43C…磁界発生制御部、44…無線受信部、44A…受信アンテナ、45…状態判定部、46、46A～46C…磁界発生部、47…最大発生回数設定部、48…表示部、49A…一次側コイル、49B…一次側コンデンサ、49C…駆動部

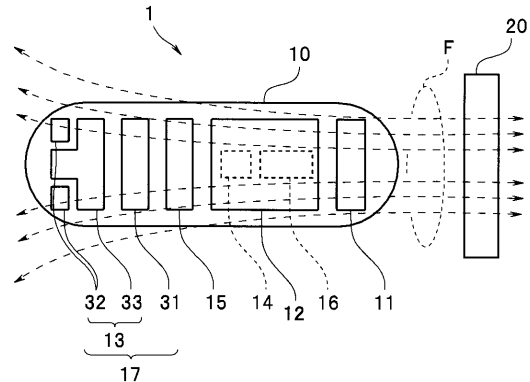
10

20

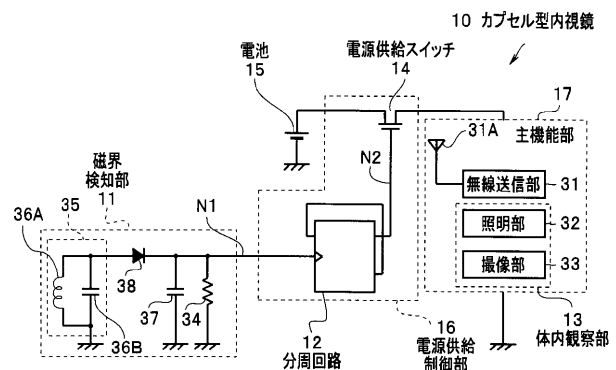
【図1】



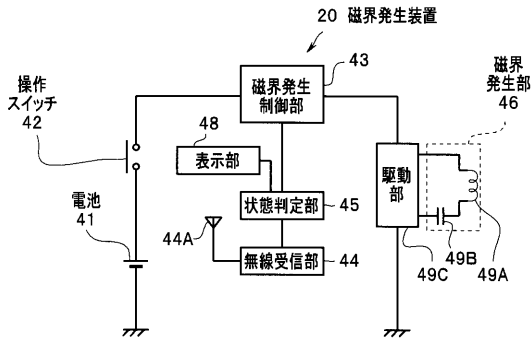
【図2】



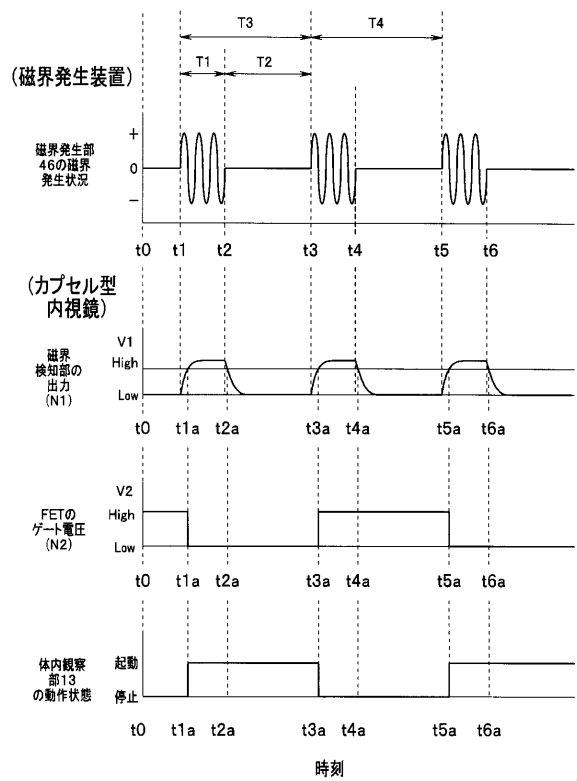
【図3】



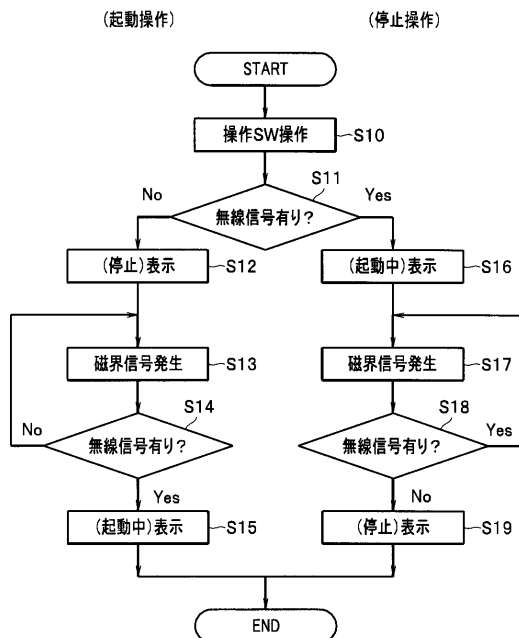
【 図 4 】



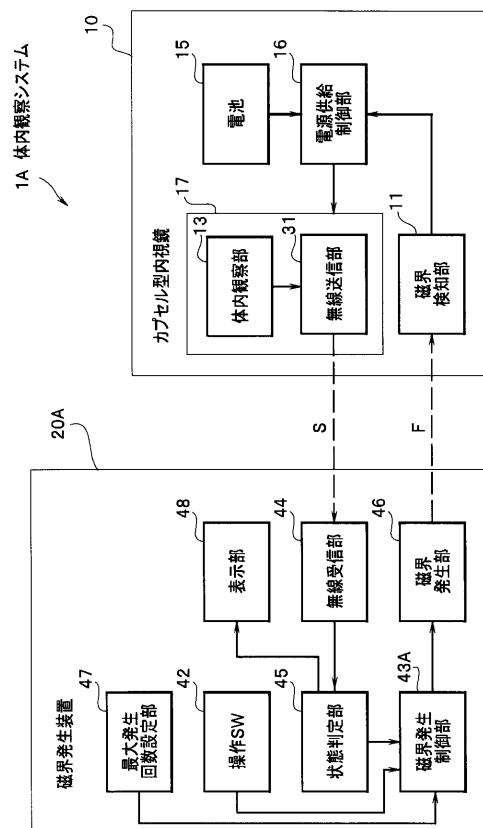
【 図 5 】



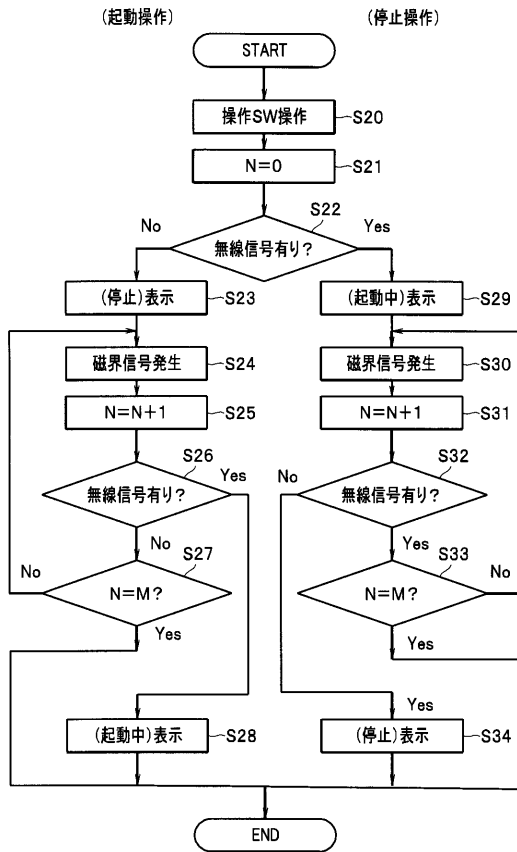
【 図 6 】



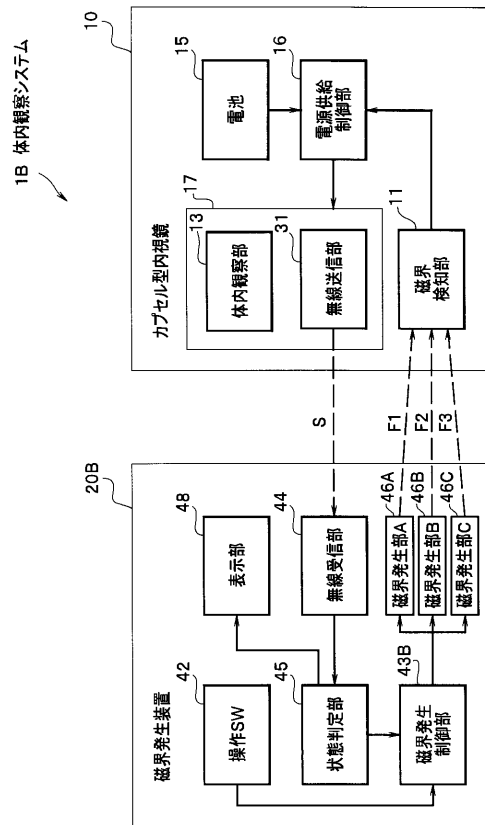
【 図 7 】



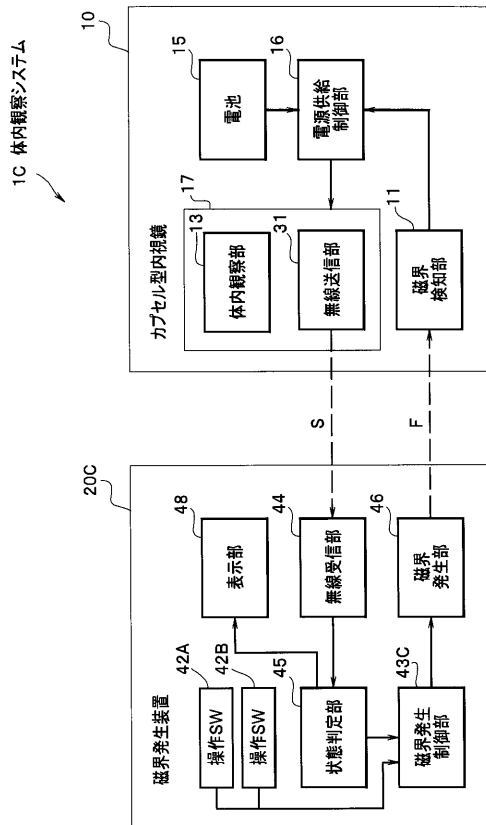
【図 8】



【図 9】



【図 10】



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	JP2010240252A	公开(公告)日	2010-10-28
申请号	JP2009094219	申请日	2009-04-08
[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		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B5/073 A61B2560/0209		
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/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ09 4C061/RR24 4C061/ UU06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ09 4C161/RR24 4C161/UU06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5489513B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够可靠且容易地进行胶囊型内窥镜10的启动和停止操作的体内观察系统1及其驱动方法。解决方案：胶囊内窥镜10包括体内观察部分13，无线电发送部分31，用于提供用于体内观察部分13和无线电发送部分31的电力的电池15，用于的磁场检测部分11检测AC磁场信号F，以及电源控制部分16，用于通过基于磁检测结果的切换操作来控制从电池15到体内观察部分13和无线电发送部分31的供电状态场检测部分11，其中磁场产生装置20包括磁场产生部分46，用于给出开始产生磁场信号F的命令的操作开关42，用于确定电源状态的状态确定部分45，胶囊内窥镜10和磁场产生控制部分43，用于根据来自该磁场的命令控制AC磁场信号F的产生。操作开关42和状态确定部分45的确定结果

