

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5628602号
(P5628602)

(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 5/07 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 5/07

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2010-197909 (P2010-197909)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成22年9月3日 (2010. 9. 3)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2012-50784 (P2012-50784A)		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
(43) 公開日	平成24年3月15日 (2012. 3. 15)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成25年7月23日 (2013. 7. 23)		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 4 3 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 4 3 番 2 号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	祝迫 洋志
			東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オ
			リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体内情報取得装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体内において体内情報を取得する体内情報取得部と、
電力供給線を介して電力を供給する電源と、
第 1 の交流信号である第 1 の制御信号を受信する第 1 の受信部と、
第 2 の交流信号である第 2 の制御信号を受信する第 2 の受信部と、
前記電力供給線を介して電力が供給された前記第 1 の受信部が前記第 1 の制御信号を受信すると、開放状態から導通状態に切り替わる、前記第 2 の受信部へ電力を供給する前記電力供給線の経路上に配設された第 1 のスイッチと、
前記第 1 のスイッチが前記導通状態になることで前記電力供給線を介して電力が供給された前記第 2 の受信部が前記第 2 の制御信号を受信した場合にのみ、開放状態の場合には導通状態に切り替わり前記電力供給線を介して前記体内情報取得部への電力供給を開始するとともに、導通状態の場合には開放状態に切り替わり前記体内情報取得部への前記電力供給を遮断する、前記体内情報取得部へ電力を供給する前記電力供給線の経路上に配設された第 2 のスイッチと、を具備することを特徴とする体内情報取得装置。

【請求項 2】

前記第 1 の制御信号および前記第 2 の制御信号が、周波数または振幅の少なくともいずれかが異なる交流信号であることを特徴とする請求項 1 に記載の体内情報取得装置。

【請求項 3】

前記第 1 の制御信号と前記第 2 の制御信号とが、それぞれ、交流磁界信号または超音波

を含む音波のいずれかであることを特徴とする請求項 2 に記載の体内情報取得装置。

【請求項 4】

前記第 1 の制御信号および前記第 2 の制御信号が、交流磁界信号であることを特徴とする請求項 3 に記載の体内情報取得装置。

【請求項 5】

前記第 1 の受信部または前記第 2 の受信部の少なくともいずれかが、受信する前記交流磁界信号を直流信号に変換する検波部を有し、前記直流信号により、前記第 1 のスイッチまたは前記第 2 のスイッチの少なくともいずれかが切り替わることを特徴とする請求項 3 または請求項 4 に記載の体内情報取得装置。

【請求項 6】

10

前記第 1 の制御信号または前記第 2 の制御信号の少なくともいずれかが、前記被検体の外表面に配設された送信電極から体内に伝送される交流電圧信号であることを特徴とする請求項 2 に記載の体内情報取得装置。

【請求項 7】

前記第 1 の受信部または前記第 2 の受信部の少なくともいずれかが、前記体内情報取得部を収納する筐体の外表面に、前記交流電圧信号を受信する受信電極を有することを特徴とする請求項 6 に記載の体内情報取得装置。

【請求項 8】

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 項に記載の体内情報取得装置。

20

【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情報取得装置に関し、特に内蔵電源の電力により駆動する体内情報取得装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野においては、飲み込み型のカプセル型内視鏡が登場している。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。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、この無線通信機能とメモリ機能とを備えた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。カプセル型内視鏡は、筐体に内蔵した電池等の電源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使用者が筐体外面に配設したスイッチ等を操作して駆動をオン/オフ操作することができない。

30

【0003】

出願人は、特開 2009-89907 号公報において、外部からの交流磁界信号を用いて、カプセル型内視鏡の体内情報取得部への電力供給/停止の制御を行う生体観察システムを開示している。

40

【0004】

しかし、外部からの信号をもとに起動するカプセル型内視鏡は、意図しない信号、例えば、使用開始前の輸送時に偶発的に印加される雑音信号により誤起動し、電池の電力を消耗してしまうおそれがあった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2009-89907 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は電源電力の消費を防ぐことができる体内情報取得装置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】

【0007】

本発明の一態様の体内情報取得装置は、被検体の体内において体内情報を取得する体内情報取得部と、電力供給線を介して電力を供給する電源と、第1の交流信号である第1の制御信号を受信する第1の受信部と、第2の交流信号である第2の制御信号を受信する第2の受信部と、前記電力供給線を介して電力が供給された前記第1の受信部が前記第1の制御信号を受信すると、開放状態から導通状態に切り替わる、前記第2の受信部へ電力を供給する前記電力供給線の経路上に配設された第1のスイッチと、前記第1のスイッチが前記導通状態になることで前記電力供給線を介して電力が供給された前記第2の受信部が前記第2の制御信号を受信した場合にのみ、開放状態の場合には導通状態に切り替わり前記電力供給線を介して前記体内情報取得部への電力供給を開始するとともに、導通状態の場合には開放状態に切り替わり前記体内情報取得部への前記電力供給を遮断する、前記体内情報取得部へ電力を供給する前記電力供給線の経路上に配設された第2のスイッチと、を具備する。

10

【発明の効果】

【0008】

電源電力の消費を防ぐことができる体内情報取得装置を提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】第1実施形態のカプセル型内視鏡を有する内視鏡システムの構成図である。

【図2】第1実施形態のカプセル型内視鏡の動作を示すタイムチャートである。

【図3】第1実施形態の変形例1のカプセル型内視鏡を有する内視鏡システムの構成図である。

【図4】第1実施形態の変形例2のカプセル型内視鏡を有する内視鏡システムの構成図である。

【図5】第2実施形態のカプセル型内視鏡の動作を示すタイムチャートである。

30

【図6】第3実施形態のカプセル型内視鏡を有する内視鏡システムの構成図である。

【図7】第3実施形態の一例のカプセル型内視鏡の構成図である。

【図8】第3実施形態の一例のカプセル型内視鏡の外観図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

< 第1の実施の形態 >

図1は、本実施形態の体内情報取得装置であるカプセル型内視鏡（以下「カプセル」ともいう）20を有する内視鏡システム1の構成図である。内視鏡システム1は、被検体の体内に導入されたカプセル20に対して、体外から制御信号を送信する磁界発生装置10を有する。

40

【0011】

磁界発生装置10は、電源11と、交流磁界信号を発生する送信アンテナ13と、送信アンテナ13を駆動する駆動回路12と、を有する。

【0012】

送信アンテナ13は第1の制御信号である第1の周波数 f_1 の交流磁界信号と、第2の制御信号である第2の周波数 f_2 の交流磁界信号と、を外部に放射する。すなわち第1の制御信号と第2の制御信号とは周波数が異なるため、エネルギー状態が異なる。

【0013】

カプセル20は、電源である電池21と、第1の受信部24と、第1のスイッチ25と、第2の受信部28と、第2のスイッチ29と、体内情報取得部（以下「機能部」ともい

50

う) 30と、電力供給線40と、を有する。後述するようにカプセル20は、磁界発生装置10からの制御信号に応じて3種類の動作モード(OFFモード、スタンバイモード、起動モード)に切り替えられる。

【0014】

第1の受信部24は、第1の制御信号を受信する第1の受信センサ22と、第1の受信センサ22が受信した信号を処理し第1のスイッチ25の開閉を制御する第1の受信回路23と、を有する。第2の受信部28は、第2の制御信号を受信する第2の受信センサ26と、第2の受信センサ26が受信した信号を処理し第2のスイッチ29の開閉を制御する第2の受信回路27と、を有する。

【0015】

第1の受信部24および第2の受信部28は交流磁界信号を受電し、直流信号に変換する検波部24DE、28DEを有する。検波部24DE、28DEは、例えば、受信した交流信号を整流するダイオードと、これを平滑する平滑用コンデンサと、平滑用コンデンサに充電された電荷を放電する抵抗とを有する。すなわち、検波部24DE、28DEは交流信号を整流/平滑処理し、交流磁界の印加に応じた直流電圧信号を出力する。

【0016】

第1の受信部24および第2の受信部28は、交流磁界を電磁変換し直流電圧信号を得るために、電池21の電力を消費しない。

【0017】

第1のスイッチ25および第2のスイッチ29は、例えば、P-MOSトランジスタであり、ソース(S)は電力供給線40を介して電池21に、ドレイン(D)はカプセル20の機能部30に、ゲート(G)は第1の受信部24、第2の受信部28に接続されている。

【0018】

第1の受信回路23および第2の受信回路27は、例えば、それぞれの入力端子(c k端子)に信号が入力される2つのD型フリップフロップ回路を有し、第1のフリップフロップ回路の出力(Q端子)は、第1のスイッチ25のゲートに入力されており、第2のフリップフロップ回路の出力(Q端子)は、第2のスイッチ29のゲートに入力されている。このため、第1の受信回路23および第2の受信回路27は、入力信号に応じて出力信号をトグル動作する。

【0019】

機能部30は、CCD等の撮像部を有する撮像回路31と、LED等を有する照明回路32と、撮像した画像を無線送信するRFユニット33と、を有する。カプセル20の筐体は細長いカプセル形状であり、撮像回路31および照明回路32が配設された側の端部は透明材料によって構成されたドーム形状であり、中央の円筒部および反対側のドーム形状の端部は遮光性材料によって構成されている。

【0020】

そして、第1の受信部24の検知周波数と、第2の受信部28の検知周波数とは異なる。すなわち、第1の受信センサ22は共振周波数 f_1 の共振回路のコイルであり、第2の受信センサ26は共振周波数 f_2 の共振回路のコイルである。

【0021】

第1のスイッチ25は第1の受信部24が第1の制御信号を受信すると、ソース(S)-ドレイン(D)間(以下、「SD間」ともいう)が開放状態から導通状態に切り替わる。第2のスイッチ29は第2の受信部28が第2の制御信号を受信すると、SD間が開放状態から導通状態に切り替わる。以下、スイッチの開閉状態とはSD間の状態をいう。第1のスイッチ25および第2のスイッチ29の初期状態は開放状態である。

【0022】

カプセル型内視鏡20は、第1のスイッチ25および第2のスイッチ29が直列に接続された、電池21から機能部30に電力を供給する電力供給線40を有する。すなわち、第1の受信回路23は電力供給線40により、電池21と接続されている。第2の受信回

10

20

30

40

50

路 27 は、第 1 のスイッチ 25 が経路上に配設された電力供給線 40 により、電池 21 と接続されている。そして、機能部 30 は第 2 のスイッチ 29 が経路上に配設された電力供給線 40 により、電池 21 と接続されている。

【 0023 】

すなわち、カプセル型内視鏡 20 は、第 1 の受信部 24 が第 1 の制御信号を受信し、かつ、第 2 の受信部が第 2 の制御信号を受信した場合にのみ、機能部 30 に電力を供給する電力供給線 40 を具備する。

【 0024 】

本実施形態のカプセル型内視鏡 20 の動作を、図 2 に示すタイムチャートを用いて説明する。

【 0025 】

< T0 ~ T1 > OFF モード

初期状態では、第 1 のスイッチ 25 と第 2 のスイッチ 29 とは非導通（開放）状態であり、第 2 の受信回路 27 および機能部 30 に、電力供給線 40 を介して電力は供給されていない。この状態を OFF モードという。

【 0026 】

なお、第 1 の受信回路 23 および第 2 の受信回路 27 の消費電力は微小であり、ゼロみなすこともできる。すなわち第 1 の受信回路 23 および第 2 の受信回路 27 は、撮像、照明および画像送信を行う機能部 30 の消費電力と比較して、非常に小さい。

【 0027 】

このため、OFF モードでは、消費電力が微小またはゼロである第 1 の受信回路 23 にしか電池 21 からの電力は供給されていないため、電池 21 はほとんど電力を消耗しない、または全く消耗しない。

【 0028 】

< T1 ~ T2 >

送信アンテナ 13 が第 1 の制御信号を発生すると、カプセル 20 に第 1 の周波数 f_1 の交流磁界が印加される。

【 0029 】

第 1 の周波数 f_1 は、第 1 の受信部 24 では高感度に検知される第 1 の受信部 24 の共振周波数であり、共振周波数が f_2 と異なる第 2 の受信部 28 では検知感度が低い周波数である。

【 0030 】

なお第 1 の受信回路 23 は第 1 の受信センサ 22 の出力を処理し、出力 (N1) を反転させる回路であり、出力 (N1) の初期状態は H レベルである。

【 0031 】

< T2 ~ T3 > スタンバイモード

第 1 の受信センサ 22 が第 1 の周波数 f_1 の交流磁界を受信すると、第 1 の受信回路 23 は、その受信結果を処理し、信号受信が終了した T2 に出力 (N1) を H レベルから L レベルへ反転させる。

【 0032 】

その結果、P-MOS トランジスタである第 1 のスイッチ 25 のゲート (G) - ソース (S) 間（以下「GS 間」ともいう）に電圧が印加され、第 1 のスイッチ 25 が導通状態となり、第 2 の受信回路 27 に電力が供給される。この状態をスタンバイモードという。

【 0033 】

すなわち、スタンバイモードとは、第 1 の受信回路 23 と、第 2 の受信回路 27 と、に電力が供給されている状態で、体内情報取得部 30 には電力が供給されていない状態をいう。

【 0034 】

第 2 の受信回路 27 は電力が供給されていない状態では、出力 (N3) は Low (L) レベルであるが、電力が供給されると、初期状態は High (H) レベルとなる回路であ

10

20

30

40

50

る。第2の受信回路27は、体内情報取得部30とは違って、撮像、照明および画像送信を行わない回路であるため、消費電力は非常に小さい。すなわち、スタンバイモードでは、電池21はほとんど消耗しない。

【0035】

また、第2の受信回路27は、第2の受信センサ26の出力を処理し、出力(N3)を反転させる回路である。

【0036】

第1の周波数 f_1 の交流磁界を印加したことにより、第2の受信回路27に電力が供給されたスタンバイモードになると、第2の受信回路27の出力(N3)はLレベルからHレベルになる。

10

【0037】

このとき、P-MOSトランジスタである第2のスイッチ29のソース(S)電圧と第2の受信回路27の出力電圧はHレベルであるため、第2のスイッチ29のGS間は電位差がないために非導通状態が維持される。

【0038】

<T3~T4>起動モード

送信アンテナ13より第2の周波数 f_2 の交流磁界がカプセル20に印加される。

【0039】

ここで、第2の周波数 f_2 の交流磁界は、第2の受信部28の共振周波数の磁界であるため第2の受信部28により高感度に検知される。しかし、第2の周波数 f_2 は第1の受信部24の共振周波数 f_1 ではないため、第1の受信部24は検知しない。このため、出力(N1)は、その状態を保持する。よって、第1のスイッチ25は導通状態のままである。

20

【0040】

一方、第2の受信部28は第2の周波数 f_2 の交流磁界を検知し、受信が終了したとき(T4)に出力(N3)をHレベルからLレベルへ反転させる。

【0041】

すると、P-MOSトランジスタである第2のスイッチ29のGS間には電位差が発生し、第2のスイッチ29は導通状態となる。

【0042】

30

以上の動作により、第1のスイッチ25と第2のスイッチ29がともに導通状態となるため、体内情報取得部30は電力供給線40を介して電力を供給され、起動モードとなる。ここで、起動モード(駆動モード)とは、体内情報取得部30に電力を供給され、撮像回路31、照明回路32およびRFユニット33が駆動している状態をいう。

【0043】

<T5~T6>スタンバイモード

起動モードにおいて、第2の周波数 f_2 の交流磁界がカプセル20に印加されると、第2の受信回路27の出力(N3)は、交流磁界の受信が終了したT6にLレベルからHレベルに反転するため、第2のスイッチ29は非導通状態となり、スタンバイモードとなる。

40

【0044】

<T7~T8>起動モード

スタンバイモードにおいて第2の周波数 f_2 の第2の制御信号がカプセル20に印加されると、第2の受信回路27の出力(N3)は、信号受信を終了したT8にHレベルからLレベルに反転するため、第2のスイッチ29が導通状態となり、カプセル型内視鏡20は、体内を観察する起動モード(駆動状態)となる。

【0045】

すなわち、カプセル型内視鏡20は、2種類の周波数 f_1 、 f_2 の制御信号が印加された場合にのみ、起動モードとなるために、輸送時の雑音(ノイズ)による誤起動を防止することができる。

50

【 0 0 4 6 】

言い換えれば直列接続された第 1 のスイッチ 2 5 および第 2 のスイッチ 2 9 が導通状態のときにのみ、電池 2 1 から体内情報取得部 3 0 に電力を供給する電力供給線 4 0 を有するカプセル型内視鏡 2 0 は、第 1 の周波数 f_1 の交流磁界および第 2 の周波数 f_2 の交流磁界の両方が印加されない限り、駆動状態（起動モード）となることはない。2 つの異なる周波数の交流磁界が偶発的にカプセル 2 0 に印加されることはない。このため、カプセル型内視鏡 2 0 は、輸送時の雑音による誤起動を防止し、電池 2 1 の電力の消耗を防ぐことができる。

【 0 0 4 7 】

なお、カプセル型内視鏡 2 0 の使用時には、体外で第 1 の周波数 f_1 の交流磁界をカプセル 2 0 に印加して OFF モードからスタンバイモードに切り替えた後、カプセル型内視鏡 2 0 を被検者が嚥下し、所定の時間経過後に、体内のカプセル 2 0 に第 2 の周波数 f_2 の交流磁界を印加して起動モードに切り替え、観察を開始してもよい。そして体外に送信される観察画像をもとに所望の部位にカプセル型内視鏡 2 0 が到達していた場合には、そのまま観察状態（起動モード）を続け、所望の部位に到達していない場合には、再度、第 2 の制御信号を体内のカプセル 2 0 に印加してスタンバイモードに戻すこともできる。

【 0 0 4 8 】

なお、カプセル型内視鏡の第 1 の受信部 2 4 と第 2 の受信部 2 8 とは、検知する物理量が異なってもよい。例えば、第 1 の受信部は交流磁界を検知し、第 2 の受信部は音波、例えば超音波を検知してもよい。異なる物理量を検知する 2 つの受信部を有するカプセル型内視鏡は、さらに意図しない起動を防止する効果が高い。

【 0 0 4 9 】

また、第 1 の受信部 2 4 と、第 2 の受信部 2 8 とが、それぞれ異なるパターンの信号のみを検知するようにしてもよい。ここで、異なる信号パターンとしては、例えば、AM 変調波と FM 変調波とがあげられる。

【 0 0 5 0 】

そして、第 1 の受信部は、第 1 の信号パターンのみを検知し、それ以外の信号パターンは検知せず、第 2 の受信部は、第 2 の信号パターンのみ検知し、それ以外の信号パターンは検知しないようにする。異なるパターンのみを検知する複数の受信部を有するカプセル型内視鏡は、さらに意図しない起動、すなわち起動モードになることを防止する効果が高い。

【 0 0 5 1 】

さらに、実施形態では、スイッチおよび受信部が、それぞれ 2 個の場合について説明したが、スイッチおよび受信部の数は、これに限定されず、複数であれば良い。すなわち、異なるエネルギー状態の制御信号を、それぞれが検知する 3 個以上の受信部および 3 個以上のスイッチを有しているカプセル型内視鏡は、意図しない起動を、より確実に防止できる。

【 0 0 5 2 】

< 第 1 実施形態の変形例 1 >

次に第 1 実施形態の変形例のカプセル型内視鏡 2 0 A について説明する。本変形例のカプセル型内視鏡 2 0 A は第 1 実施形態のカプセル型内視鏡 2 0 と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 5 3 】

第 1 実施形態のカプセル型内視鏡 2 0 では、第 1 のスイッチと 2 5、第 2 のスイッチ 2 9 とは直列に接続されており、第 1 のスイッチ 2 5 が導通状態となると、スタンバイモードになり、第 1 のスイッチ 2 5 および第 2 のスイッチ 2 9 が導通状態となると、起動モードとなった。

【 0 0 5 4 】

これに対して、図 3 に示すように、内視鏡システム 1 A のカプセル型内視鏡 2 0 A では、第 1 のスイッチ 2 5 A と、第 2 のスイッチ 2 9 A とが、電力供給線 4 0 A において並列

10

20

30

40

50

に接続されている。なお、第2の受信回路27の出力(N3)の初期状態はHになるように設定されている。

【0055】

カプセル型内視鏡20Aでは、第1の周波数 f_1 の交流磁界を第1の受信センサ22が受信し、第1のスイッチ25Aが導通状態となると、第2の受信部28に電力供給線40を介して電力が供給され、スタンバイモードとなる。

【0056】

次に、第2の周波数 f_2 の交流磁界を第2の受信センサ26が受信し、第2のスイッチ29Aが導通状態となると、機能部30に電力供給線40Aを介して電力が供給され、起動モードとなる。

10

【0057】

すなわち、本変形例のカプセル型内視鏡20Aは、並列接続された第1のスイッチ25Aおよび第2のスイッチ29Aが導通状態のときにのみ、電池21から体内情報取得部30に電力を供給する電力供給線40Aを有するが、第1実施形態のカプセル型内視鏡20と同じ機能を有する。

【0058】

< 第1実施形態の変形例2 >

次に第1実施形態の変形例2のカプセル型内視鏡20Bについて説明する。本実施形態のカプセル型内視鏡20Bは第1実施形態のカプセル型内視鏡20と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

20

【0059】

図4に示すように、内視鏡システム1Bのカプセル型内視鏡20Bは、第2の受信部26Bの第2の受信センサ26Bが、磁界検出方向が互いに垂直な3つの受信コイル26B1、26B2、26B3で構成されている。受信コイル26B1、26B2、26B3は、例えば、ソレノイド型の巻線コイルである。

【0060】

受信センサがコイルの場合には、磁界検出方向であるコイルの磁路方向と印加される磁界方向とが直交すると磁界は検出されない。例えば、細長い筐体の長軸方向が受信センサの磁界検出方向のカプセル型内視鏡では、筐体の長軸方向と一致しない方向の磁界では印加された磁界のうち、長軸方向成分しか検出されない。すなわち、筐体単軸方向の磁界は検出できない。

30

【0061】

しかし、カプセル型内視鏡20Bでは、第2の受信センサ26Bが互いに磁界検出方向が垂直な3つの受信コイル26B1、26B2、26B3で構成されているため、どの方向から磁界が印加されても、少なくとも一の受信コイルが効率良く磁界を検知する。そして第2の受信回路27Bは3つの受信コイルからの信号を処理する。

【0062】

したがって、体内でカプセル20Bの姿勢がどのようなであっても、言い換えればカプセル20Bの長軸方向が、どの方向であっても、スタンバイモードから起動モードに確実に切り替えることができる。

40

【0063】

なお、上記説明は第2の受信センサ26Bを磁界検出方向が互いに垂直な3つの受信コイル26B1、26B2、26B3で構成する例であるが、第1の受信センサを3つの受信コイルで構成しても良いし、第1の受信センサおよび第2の受信センサの両方を3つの受信コイルで構成しても良い。また受信センサとしてMRセンサ、MIセンサ、またはFGセンサ等を用いてもよい。

【0064】

本変形例のカプセル型内視鏡20Bは、カプセル型内視鏡20等が有する効果を有し、さらに生体内でのカプセル20Bの姿勢に関わらず、動作モードを確実に制御することができる。

50

【 0 0 6 5 】

< 第 2 実施形態 >

次に、第 2 実施形態のカプセル型内視鏡 20C について説明する。本実施形態のカプセル型内視鏡 20C は第 1 実施形態のカプセル型内視鏡 20 と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 6 6 】

第 1 実施形態のカプセル型内視鏡 20 では、第 1 の受信部 24 と、第 2 の受信部 28 とが、それぞれ異なる周波数 f_1 、 f_2 の磁界信号を受信した。これに対して内視鏡システム 1C のカプセル型内視鏡 20C では、第 1 の受信部 24C と、第 2 の受信部 28C とは、検知周波数、すなわち共振周波数は同じであるが、検知感度が異なる。

10

【 0 0 6 7 】

すなわち、カプセル型内視鏡 20C では、第 2 の受信部 28C の検知感度を、第 1 の受信部 24C の検知感度よりも高く設定することにより、第 1 の周波数と第 2 の周波数と同じでも、カプセル型内視鏡 20 と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 6 8 】

なお、第 1 の受信部 24C と第 2 の受信部 28C とは、それぞれが受信センサであるコイルを有していてもよいが、1つの巻回コイルを分割して用いることにより、巻回数の多い高感度の第 2 の受信センサ 26C と、巻回数の少ない低感度の第 1 の受信センサ 22C と、を構成してもよい。

【 0 0 6 9 】

20

ここで、図 5 のフローチャートを用いてカプセル型内視鏡 20C の動作について説明する。

【 0 0 7 0 】

< T0 ~ T12 > OFF モード

初期状態では、第 1 のスイッチ 25 と第 2 のスイッチ 29 とは非導通（開放）状態であり、第 2 の受信部 28C および機能部 30 に電力は供給されていない OFF モードである。

【 0 0 7 1 】

< T12 ~ T14 > スタンバイモード

磁界発生装置 10C が送信アンテナ 13 が第 1 の制御信号を発生すると、カプセル 20C に第 1 の周波数の第 1 の強度（第 1 の振幅）の交流磁界が印加される。するとカプセル 20C の第 1 の受信センサ 22C が交流磁界を検知し、第 1 の受信回路部 24C は出力（N1）を H レベルから L レベルへ反転させる。

30

【 0 0 7 2 】

その結果、第 1 のスイッチ 25 の GS 間に電圧が印加され、第 1 のスイッチ 25 が導通状態となり、第 2 の受信回路 27 に電力が供給されカプセル型内視鏡 20C はスタンバイモードとなる。

【 0 0 7 3 】

< T14 ~ T16 > 起動モード

スタンバイモードにおいて、カプセル 20C に第 1 の周波数の第 2 の強度（振幅）の交流磁界である第 2 の制御信号が磁界発生装置 10C の送信アンテナ 13 を介して印加される。ここで第 2 の制御信号は、第 1 の受信部 24C は検知できないが、第 2 の受信部 28C は検知できる強度に調整されている。

40

【 0 0 7 4 】

すなわち、磁界発生装置 10C は強度の異なる 2 種類の交流磁界を発生する。第 1 の制御信号と、第 2 の制御信号とは、強度（振幅）が異なるが同じ周波数の信号である。

【 0 0 7 5 】

第 1 の受信部 24 の第 1 の受信センサ 22C は検知感度が低いため、小さい強度の第 2 の制御信号を検出できないため、出力（N1）は、その状態を保持する。よって、第 1 のスイッチ 25 は導通状態のままである。

50

【 0 0 7 6 】

一方、第2の受信部28Cの第2の受信センサ26Cは検知感度が高いため、小さい強度の第2の制御信号であっても検出し、出力(N3)をHレベルからLレベルへと反転させる。すると、第2のスイッチ29のGS間には電圧が印加され、第2のスイッチ29は導通状態となる。第1のスイッチ25と第2のスイッチ29とが導通状態となると、機能部30には電力供給線40を介して電力を供給され、カプセル型内視鏡20Cは起動モードとなる。

【 0 0 7 7 】

< T 1 6 ~ T 1 8 > スタンバイモード

起動モードにおいて、第1の制御信号よりも小さい強度(振幅)の第2の制御信号が印加されると、第2の受信回路27Cの出力は、LレベルからHレベルに反転し、第2のスイッチ29は非導通状態となり、カプセル型内視鏡20Cはスタンバイモードとなる。

10

【 0 0 7 8 】

< T 1 8 ~ > 起動モード

スタンバイモードにおいて、小さな強度の第2の制御信号がカプセル20Cに印加されると、第2の受信回路27Cの出力は、HレベルからLレベルに反転し、第2のスイッチ29は導通状態となり、カプセル型内視鏡20Cは起動モードとなる。

【 0 0 7 9 】

ここで、第1の受信部24Cと第2の受信部28Cの両方が検知できる強度の交流磁界(第1の制御信号)がカプセル20Cに2回印加された場合を考えてみる。1回目の交流磁界(第1の制御信号)印加により、カプセル型内視鏡20Cはスタンバイモードになるが、機能部30には電力が供給されていないので、電池21の電力の消耗は少ない。

20

【 0 0 8 0 】

そして、スタンバイモード時に、2回目の交流磁界(第1の制御信号)がカプセル20Cに印加されると、第1の受信部24Cと第2の受信部28Cの両方が検知をするが、第1のスイッチ25が非導通状態となるため、カプセル型内視鏡20CはOFFモードとなる。すなわち、第1の受信部24Cと第2の受信部28Cの両方が検知できる強度(振幅)の交流磁界が複数回印加された場合には、OFFモードとスタンバイモードとの切り替えが行われるだけであるため、機能部30には電力は供給されず、その間の電池電力の消耗は非常に少ない。

30

【 0 0 8 1 】

なお、カプセル型内視鏡20Cを用いた診断(観察)のときには、まず、体外において、強い交流磁界(第1の制御信号)がカプセル20Cに印加されると、カプセル型内視鏡20CはOFFモードからスタンバイモードに切り替えられる。その後、被検者がスタンバイモードのカプセル型内視鏡20Cを嚥下する。そして、所定の時間経過後に、体内のカプセル20Cに交流磁界(第2の制御信号)が印加されると、カプセル型内視鏡20Cをスタンバイモードから起動モードに切り替えられる。

【 0 0 8 2 】

なお、第2の受信部28Cは検知感度が高いので、送信アンテナ13とカプセル型内視鏡20Cとの間の距離が長い場合でも確実にカプセル型内視鏡20Cを起動停止できる。

40

【 0 0 8 3 】

異なる振幅の第1の交流磁界信号および第2の交流磁界信号により制御可能な、本実施の形態のカプセル型内視鏡20Cは、第1の実施の形態のカプセル型内視鏡20等が有する効果を有し、さらに異なる周波数の交流磁界を使用する必要がないため構成が簡単である。

【 0 0 8 4 】

また、第1の制御信号と第2の制御信号が、周波数および強度(振幅)が異なってもよい。周波数および強度が異なる複数の制御信号を用いるカプセル型内視鏡は、より確実に動作モードを切替制御できる。

【 0 0 8 5 】

50

< 第 3 実施形態 >

次に、第 3 実施形態のカプセル型内視鏡 20D について説明する。本実施形態のカプセル型内視鏡 20D は第 1 実施形態のカプセル型内視鏡 20 等と類似しているため同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0086 】

図 6 に示すように、内視鏡システム 1D は、電圧発生装置 52 と、電圧発生装置 52 と接続された送信電極である外部電極 51 と、筐体の外表面に露出した受信電極 53 を有する電圧信号を検出する第 2 の受信部 28D と、を有するカプセル型内視鏡 20D と、を具備する。

【 0087 】

電圧発生装置 52 は、第 2 の制御信号として交流電圧信号を発生する。交流電圧信号は、被検者 50 に悪影響を及ぼさないように、例えば $\pm 1.5\text{V}$ 、周波数 $1\text{kHz} \sim 1\text{MHz}$ である。外部電極 51 は被検者 50 の外表面である皮膚に貼り付けられ、導体である被検者 50 の体内組織に交流電圧信号を印加する。そして、カプセル型内視鏡 20D では受信電極 53 が、体内組織を介して伝送された第 2 の制御信号を受信する第 1 の受信センサ 26D である。

【 0088 】

すなわち、第 2 の受信部 28D は受信電極 53 と、受信電極 53 が受信した交流電圧信号を処理し、第 2 のスイッチ 29 の開閉を制御する第 2 の受信回路 27D と、を有する。

【 0089 】

なお、第 1 の受信部 24 は、第 1 実施形態のカプセル型内視鏡 20 と同様に、磁界発生装置 10 からの交流磁界を受信し、第 1 のスイッチ 25 の開閉を制御する第 1 の受信回路 27 を有する。

【 0090 】

例えば、内視鏡システム 1D では、カプセル 20D は体外で、磁界発生装置 10 から送信された第 1 の制御信号である交流磁界が印加される。第 1 の制御信号は、第 1 の受信センサ 22D により受信され、第 1 の受信回路 13 により所定の処理がなされ、第 1 のスイッチ 25 が導通状態となる。すると、第 2 の受信回路 27D に電力が供給され、第 2 の受信回路 27D の出力 (N1) は L レベルから H レベルとなる。すなわち、カプセル型内視鏡 20D はスタンバイモードとなる。

【 0091 】

次に、被検者 50 がスタンバイモードのカプセル 20D を嚥下した後、カプセル 20D が所定の体内の観察部位に到達したときに、電圧発生装置 52 により、外部電極 51 を介して交流電圧信号が体内に印加される。すると、被検者 50 の体内組織を介して、受信電極 53 に電圧信号が伝達される。

【 0092 】

受信電極 53 に伝達された電圧信号は、第 2 の受信回路 27D により所定の処理がなされ、第 2 の受信回路 27D の出力 (N3) が反転される。このため、第 2 のスイッチ 29 が導通状態となり、機能部 30 に電力が供給され、カプセル型内視鏡 20D は起動モードとなる。

【 0093 】

カプセル型内視鏡 20D は第 1 の実施形態のカプセル型内視鏡 20 が有する効果を有し、さらに第 2 の制御信号が生体内を介して伝送されるために、確実にスタンバイモードから起動モードとすることができる。

【 0094 】

なお、上記説明では第 2 の制御信号が外部電極 51 を介して生体内を伝送される交流電圧信号であり、第 1 の受信部が交流磁界信号である第 1 の制御信号を受信する例を示したが、第 1 の制御信号または第 2 の制御信号の少なくともいずれかが交流電圧信号であり、第 1 の受信部または第 2 の受信部の少なくともいずれかが交流電圧信号を受信してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 5 】

すなわち、第 1 の受信部または第 2 の受信部の少なくともいずれかが、体内情報取得部 3 0 等を収納する筐体 4 5 の表面に受信電極を有していてもよい。

【 0 0 9 6 】

なお、図 7 に示すように、筐体 4 5 内に収納された第 2 の受信センサ 2 6 D は、受信電極 5 3 と第 2 の受信回路 2 7 D との間に、インダクタ 5 5 とコンデンサ 5 4 が並列に接続された共振回路を有していることが好ましい。第 2 の受信部 2 8 D の共振回路は、共振周波数以外の電圧信号では、インピーダンスが低いために、電圧信号を受信しない。そのため、共振周波数以外の雑音の電圧信号が被検者の体内に印加されても、誤動作しない。一方、共振周波数の電圧信号が入力された場合には、共振回路のインピーダンスが高くなるため、確実に第 2 の受信回路 2 7 D に効率的に電圧信号が入力される。

10

【 0 0 9 7 】

また、図 8 に示すように、受信電極 5 3 A はカプセル 2 0 D A の筐体 4 5 A 側面の全周にわたって配設されていることが好ましい。受信電極 5 3 が筐体側面の全周に配設されているカプセル型内視鏡 2 0 D は生体との接触面積が多い。したがって、電圧発生装置 5 2 からの生体内を介して伝送される制御信号をより確実に第 2 の受信回路 2 7 D に伝達することができる。

【 0 0 9 8 】

なお、上記説明では、制御信号とし交流磁界信号または交流電圧信号を用いた例を示したが、制御信号はこれに限るものではなく、複数の制御信号が、異なるエネルギー状態であれば、よい。すなわち制御信号は、光信号、超音波を含む音信号、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し、直流信号であってもよい。

20

【 0 0 9 9 】

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。

【 0 1 0 0 】

本発明は、上述した実施形態または変形例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、組み合わせ、および改変等ができる。

【 符号の説明 】

30

【 0 1 0 1 】

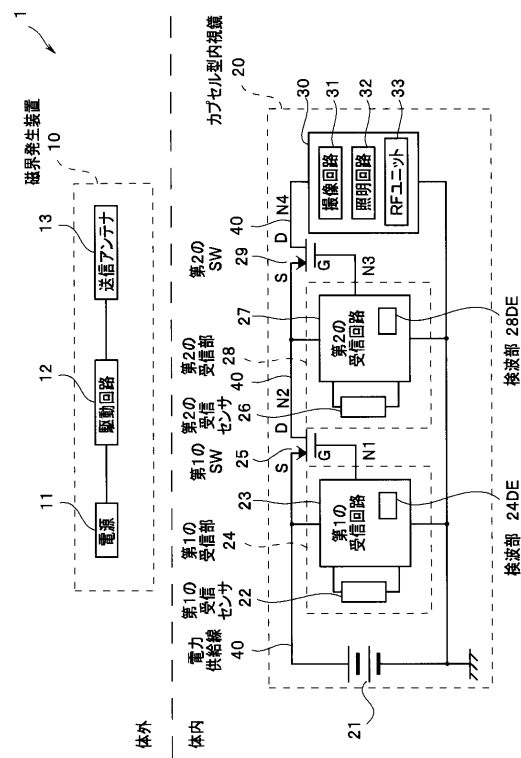
- 1、1 A ~ 1 D ... 内視鏡システム
- 1 0 ... 磁界発生装置
- 1 1 ... 電源
- 1 2 ... 駆動回路
- 1 3 ... 送信アンテナ
- 1 3 ... 受信回路
- 2 0、2 0 A ~ 2 0 D ... カプセル型内視鏡
- 2 1 ... 電池
- 2 2 ... 第 1 の受信センサ
- 2 3 ... 第 1 の受信回路
- 2 4 ... 第 1 の受信部
- 2 5 ... 第 1 のスイッチ
- 2 6 ... 第 2 の受信センサ
- 2 7 ... 第 2 の受信回路
- 2 8 ... 第 2 の受信部
- 2 9 ... 第 2 のスイッチ
- 3 0 ... 体内情報取得部
- 3 1 ... 撮像回路
- 3 2 ... 照明回路

40

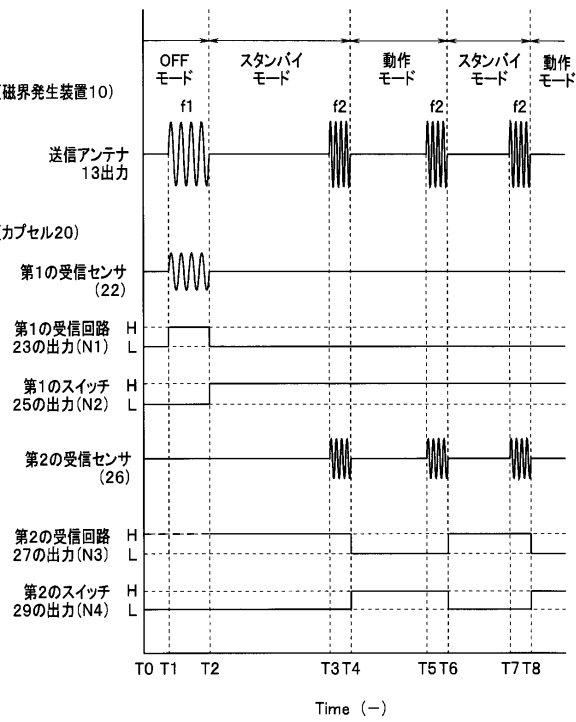
50

- 3 3 ... ユニット
- 4 0 ... 電力供給線
- 5 0 ... 被検者
- 5 1 ... 外部電極
- 5 2 ... 電圧発生装置
- 5 3 ... 受信電極

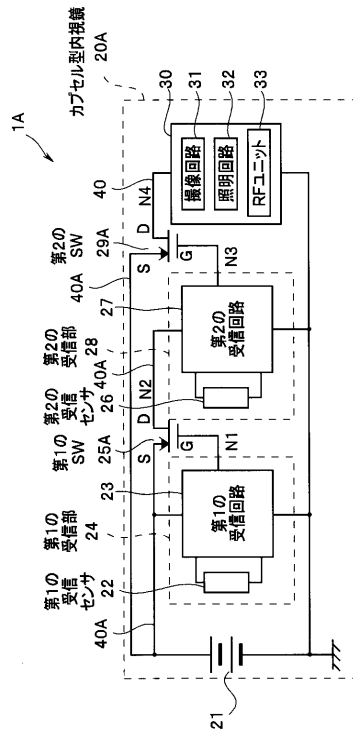
【 図 1 】



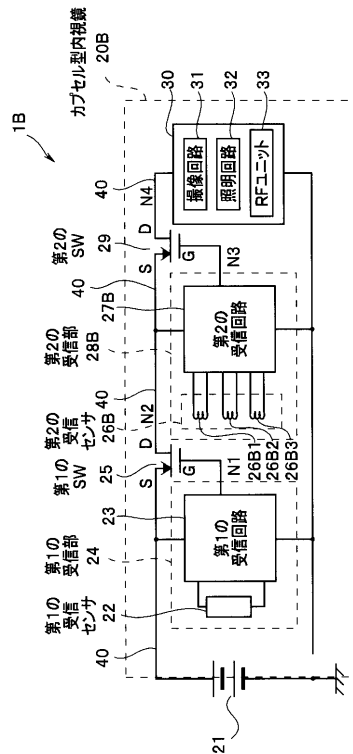
【 図 2 】



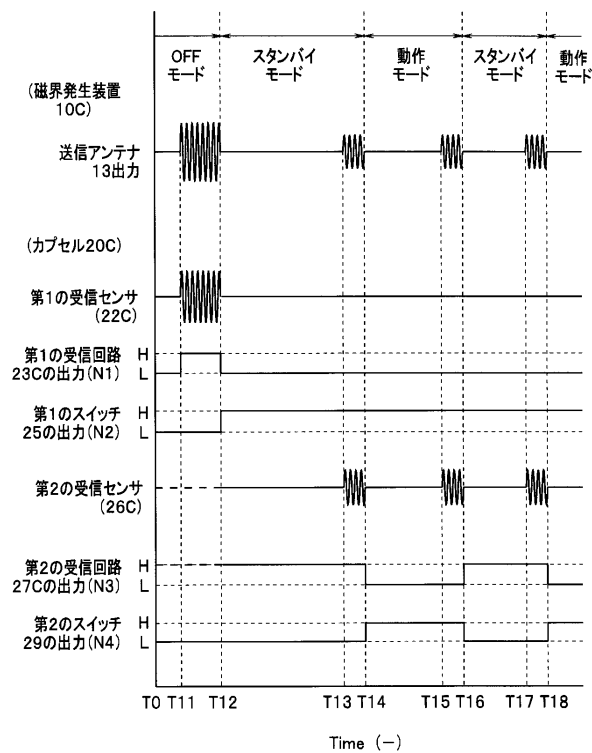
【図 3】



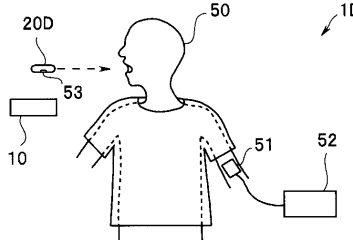
【図 4】



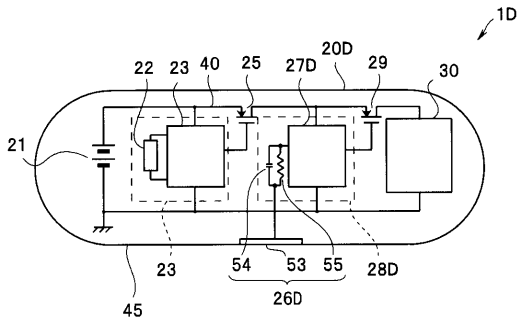
【図 5】



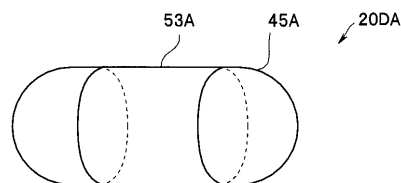
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(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 オリパス株式会社内

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 国際公開第2011/030522(WO, A1)

特開2009-279326(JP, A)

特開2009-089907(JP, A)

特開2005-237460(JP, A)

特開2005-103147(JP, A)

国際公開第2009/044610(WO, A1)

特開2012-050740(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

A61B 5/07

专利名称(译)	体内情报取得装置		
公开(公告)号	JP5628602B2	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	JP2010197909	申请日	2010-09-03
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	吉田直樹 吉沢深 祝迫洋志 堺洋平 佐藤憲		
发明人	吉田 直樹 吉沢 深 祝迫 洋志 堺 洋平 佐藤 憲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/00.718		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ11 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/ UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/JJ11 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU07		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2012050784A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种防止电池21消耗的胶囊型内窥镜20.解决方案：胶囊型内窥镜20包括生物体信息获取部30，用于向生物体信息获取部30供给电力的电池21。，第一接收部分24，用于接收第一控制信号，第二接收部分28，用于接收第二控制信号，第一开关25，用于在第一接收部分接收到第一控制信号时将打开状态转换为导通状态如图24所示，用于在第二接收部28接收到第二控制信号时将打开状态转换为导通状态的第二开关29，以及用于从电池21向生物体信息获取部供应电力的电源线40只有当第一开关25和第二开关29连接并且第一开关25和第二开关29处于导通状态时才是图30所示的开关。

【図1】

