

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4515112号
(P4515112)

(45) 発行日 平成22年7月28日(2010.7.28)

(24) 登録日 平成22年5月21日(2010.5.21)

(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 5/07 (2006.01) A 6 1 B 5/07

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-48106 (P2004-48106)	(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4番2号
(22) 出願日	平成16年2月24日(2004.2.24)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(65) 公開番号	特開2005-237460 (P2005-237460A)	(72) 発明者	本多 武道 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内
(43) 公開日	平成17年9月8日(2005.9.8)	(72) 発明者	藤森 紀幸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内
審査請求日	平成19年1月10日(2007.1.10)	(72) 発明者	橋本 雅行 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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】 無線型被検体内情報取得装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の機能を実行する第1の機能実行手段と、
 前記第1の機能とは異なる第2の機能を実行する第2の機能実行手段と、
 前記第1および第2の機能実行手段を駆動させる電力を発生する電源手段と、
 外部からの磁界の印加に応じて、制御信号を送出する磁界検知手段と、
 前記磁界検知手段からの制御信号に応じて、前記第1および第2の機能実行手段への前
 記電源手段から出力された電力の供給を制御する第1のスイッチ手段と、
 前記第1のスイッチ手段の制御により前記電源手段から前記第1の機能実行手段へ電力
 が供給された際に、前記第2の機能実行手段への前記電源手段から出力された電力の供給
 を制御する第2のスイッチ手段と、
 を備えたことを特徴とする無線型被検体内情報取得装置。

【請求項2】

前記第1の機能実行手段として被検体内の情報を取得するセンサー手段を有し、
 さらに、前記第2の機能実行手段として前記センサー手段が取得した被検体内情報を、
 無線送信する無線送信手段を有することを特徴とする請求項1に記載の無線型被検体内情
 報取得装置。

【請求項3】

前記第1の機能実行手段として前記無線型被検体内情報取得装置内において被検体内を
 照明する照明光を出力する照明手段を有し、

前記センサー手段として前記照明手段で照明された前記被検体内の画像情報を取得する撮像手段を有することを特徴とする請求項2に記載の無線型被検体内情報取得装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に導入された被検体内情報取得装置、たとえば飲み込み型のカプセル型内視鏡の各部位に電力を供給する無線型被検体内情報取得装置および無線型被検体内情報取得システムに関し、たとえば無線装置への電力供給のタイミングを規定する無線型被検体内情報取得装置および無線型被検体内情報取得方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野では、撮像機能と無線機能とが装備されたカプセル型内視鏡が登場している。このカプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体である被検者に飲み込まれた後、被検者の生体から自然排出されるまでの観察期間、胃、小腸などの臓器の内部（体腔内）をその蠕動運動に伴って移動し、撮像機能を用いて順次撮像する構成である。

【0003】

また、これら臓器内の移動によるこの観察期間、カプセル型内視鏡によって体腔内で撮像された画像データは、順次無線通信などの無線機能により、被検体の外部に設けられた外部装置に送信され、外部装置内に設けられたメモリに蓄積される。被検者がこの無線機能とメモリ機能を備えた外部装置を携帯することにより、被検者は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの観察期間、不自由を被ることなく行動が可能になる。観察後は、医者もしくは看護師によって、外部装置のメモリに蓄積された画像データに基づいて、体腔内の画像をディスプレイなどの表示手段に表示させて診断を行うことができる。

【0004】

この種のカプセル型内視鏡では、たとえば特許文献1に示すような飲み込み型のものがあり、カプセル型内視鏡の駆動を制御するため、内部に外部磁場によってオン・オフするリードスイッチを備え、この外部磁場を供給する永久磁石を含むパッケージに収容された構成が提案されている。すなわち、カプセル型内視鏡内に備わるリードスイッチは、一定強度以上の磁場が与えられた環境下では、オフ状態を維持し、外部磁場の強度が低下することによってオンする構造を有する。このため、パッケージに収容されている状態では、カプセル型内視鏡は駆動しない。そして、飲み込み時に、このカプセル型内視鏡をパッケージから取り出すことで、永久磁石から離隔してカプセル型内視鏡が磁力の影響を受けなくなり、駆動を開始する。このような構成を有することによって、パッケージ内に収容された状態では、カプセル型内視鏡の駆動が防止可能となり、パッケージから取り出し後は、カプセル型内視鏡の撮像機能による画像の撮像および無線機能による画像信号の送信が行われていた。

【0005】

【特許文献1】国際公開第01/35813号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、このような装置では、カプセル型内視鏡をパッケージから取り出して被検体内に導入するまでには、ある程度の時間を要することから、その間にカプセル型内視鏡が駆動を開始してしまう。カプセル型内視鏡では、駆動を開始すると、撮像機能によって画像の撮像動作が開始され、得られた画像信号を無線機能によって無線送信する構成になっているので、被検体内に導入される前にカプセル型内視鏡が駆動した場合には、被検体外で撮像動作が行われることとなり、診断などに用いることのない不要な画像信号が取得され、かつ無線送信されてしまうという問題がある。

【0007】

10

20

30

40

50

カプセル型内視鏡の撮像レートは、たとえば1秒あたり2枚程度撮像するように設定されており、仮にパッケージの開封から検体内への導入にかかる時間が数十秒程度であっても、カプセル型内視鏡が被検体外で動作することで、不要な画像データを大量に取得することとなる。このため、医師などはこの不要な画像データを取り除く煩雑な作業を行ってから、被検体内で撮像された画像データを抽出して診断などを行う必要性が生じる。したがって、このような不要な画像データの取得を回避するために、被検体内に導入される前にカプセル型内視鏡の駆動が開始されるのを防止する必要がある。

【0008】

また、画像データを取得するには、一定量の駆動電力を必要とすることから、被検体外でカプセル型内視鏡が駆動して不要な画像データの取得がなされると、カプセル型内視鏡内に蓄積された電力が浪費されることとなる。したがって、電力消費の観点からも被検体内に導入される前にカプセル型内視鏡の駆動が開始されるのを防止する必要がある。

10

【0009】

また、被検体内に導入された後であっても、カプセル型内視鏡の駆動開始を遅らせた場合もある。すなわち、たとえば被検体内の臓器のうち、小腸に関する画像データの取得を目的とする場合には、小腸に到るまでに通過する食道、胃などに関する画像は不要であるので、カプセル型内視鏡が小腸に到達した時点で駆動を開始することが好ましい。すなわち、被検部位に応じて選択的に駆動を開始することが好適である。したがって、より好ましくは、被検体内に導入された後であっても、すぐには駆動を開始せずに、被検部位に到達してからカプセル型内視鏡の駆動を開始させる要請がある。

20

【0010】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであって、駆動の開始を、任意のタイミングで行うことで、被検体内での画像収集および画像送信を的確に行うことができる無線型被検体内情報取得装置および無線型被検体内情報取得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】

【0011】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる無線型被検体内情報取得装置は、第1の機能を実行する第1の機能実行手段と、前記第1の機能とは異なる第2の機能を実行する第2の機能実行手段と、前記第1および第2の機能実行手段を駆動させる電力を発生する電源手段と、外部からの磁界の印加に応じて、制御信号を送出する磁界検知手段と、前記磁界検知手段からの制御信号に応じて、前記第1および第2の機能実行手段への前記電源手段から出力された電力の供給を制御する第1のスイッチ手段と、前記第1のスイッチ手段の制御により前記電源手段から前記第1の機能実行手段へ電力が供給された際に、前記第2の機能実行手段への前記電源手段から出力された電力の供給を制御する第2のスイッチ手段と、をさらに備えたことを特徴とする。

30

【0012】

また、請求項2の発明にかかる無線型被検体内情報取得装置は、上記発明において、前記第1の機能実行手段として被検体内の情報を取得するセンサー手段を有し、さらに、前記第2の機能実行手段として前記センサー手段が取得した被検体内情報を、無線送信する無線送信手段を有することを特徴とする。

40

【0013】

また、請求項3の発明にかかる無線型被検体内情報取得装置は、上記発明において、前記第1の機能実行手段として前記無線型被検体内情報取得装置内において被検体内を照明する照明光を出力する照明手段を有し、前記センサー手段として前記照明手段で照明された前記被検体内の画像情報を取得する撮像手段を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

本発明にかかる無線型被検体内情報取得装置であると、無線型被検体内情報取得装置外で発生させた磁界によって、機能実行手段の駆動の開始を、任意のタイミングで行うことができるようになるので、機能実行手段の駆動の開始を的確に行うことができるという効

50

果を奏する。これにより、体内（被検体内）において、任意のタイミングで画像収集や送信ができるようになる。

【0018】

本発明にかかる無線型被検体内情報取得方法は、被検体内に導入された無線型被検体内情報取得装置に対して、被検体外で発生させた磁界を与え、この磁界に基づき、無線型被検体内情報取得装置内の機能実行手段の起動を制御することで、駆動を開始するタイミングを、任意のタイミングで行うことで、被検体内での画像収集および画像送信を的確に行うことができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下に、本発明にかかる無線型被検体内情報取得装置および無線型被検体内情報取得方法の実施の形態を図1～図10の図面に基づいて詳細に説明する。なお、本発明は、これらの実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変更実施の形態が可能である。

【0020】

（実施の形態1）

図1は、本発明にかかる無線型被検体内情報取得システムの概念を示すシステム概念図である。図1において、このカプセル型内視鏡システムは、被検体1の体腔内に導入される無線型被検体内情報取得装置としての飲み込み型のカプセル型内視鏡2と、被検体1の外部に配置されて、カプセル型内視鏡2との間で各種の情報を無線通信する体外装置である通信装置3とを備えている。また、無線型被検体内情報取得システムは、通信装置3が受信したデータに基づいて画像表示を行う表示装置4と、通信装置3と表示装置4間でデータの入出力を行う携帯型記録媒体5とを備えている。

【0021】

カプセル型内視鏡2は、図2のブロック図に示すように、たとえば被検体1の体腔内の被検部位を照射するための照明手段としての発光素子（LED）20およびLED20の駆動状態を制御するLED駆動回路21と、LED20によって照射された領域からの反射光である体腔内の画像（被検体内情報）を撮像するセンサー手段（撮像手段）としての電荷結合素子（CCD）22およびCCD22の駆動状態を制御するCCD駆動回路23と、無線送信手段としてこの撮像された画像信号をRF信号に変調するRF送信ユニット24およびRF送信ユニット24から出力されたRF信号を無線送信する送信アンテナ部25とを備えている。

【0022】

また、カプセル型内視鏡2は、これらLED駆動回路21、CCD駆動回路23およびRF送信ユニット24の動作を制御するシステムコントロール回路26を備えることにより、このカプセル型内視鏡2が被検体1内に導入されている間、LED20によって照射された被検部位の画像データをCCD22によって取得するように動作している。この取得された画像データは、さらにRF送信ユニット24によってRF信号に変換され、送信アンテナ部25を介して被検体1の外部に送信されている。

【0023】

また、カプセル型内視鏡2は、通信装置3から送信された無線信号を受信可能に構成された無線受信手段としての受信アンテナ部27と、この受信アンテナ部27で受信された信号から所定の入力レベル（たとえば受信強度レベル）のコントロール信号を検出するコントロール信号検出回路28と、システムコントロール回路26およびコントロール信号検出回路28に電力を供給する電池29を備えている。

【0024】

コントロール信号検出回路28は、受信された信号のうち、所定入力レベル以上の信号（起動用信号）を検出し、その起動用信号をシステムコントロール回路26に出力するとともに、コントロール信号の内容を検出し、必要に応じてLED駆動回路21、CCD駆動回路23およびシステムコントロール回路26に対してコントロール信号を出力してい

10

20

30

40

50

る。システムコントロール回路 26 は、電池 29 から供給される駆動電力を他の構成要素（機能実行手段）に対して分配する機能を有している。

【0025】

このシステムコントロール回路 26 は、たとえば各構成要素と電池 29 との間に接続された切り替え機能を有するスイッチ素子およびラッチ回路などを備えている。そして、このラッチ回路は、外部からの磁界が加わると、スイッチ素子をオン状態にし、それ以降はこのオン状態を保持して、電池 29 からの駆動電力をカプセル型内視鏡 2 内の各構成要素に供給している。なお、この実施の形態では、カプセル型内視鏡 2 内に備わる撮像機能を有する撮像手段、照明機能を有する照明手段および無線機能（一部）を有する無線送信手段を総称して、所定の機能を実行する機能実行手段とし、撮像手段および照明手段を第 1 の機能実行手段、また無線送信手段を第 2 の機能実行手段としている。具体的には、システムコントロール回路 26、受信アンテナ部 27 およびコントロール信号検出回路 28 を除いたものは、所定の機能を実行する機能実行手段であり、以下では必要に応じてカプセル内機能実行回路と総称する。

【0026】

図 3 は、図 2 に示した実施の形態 1 にかかるシステムコントロール回路 26 の回路構成を示す回路図であり、図 4 は、図 3 に示したシステムコントロール回路の各部でのタイミングチャートを示す図である。図 3 において、システムコントロール回路 26 は、一端が接地され、かつ他端が後述するラッチ回路と接続されるリードスイッチ 26 a と、ラッチ回路を構成するフリップフロップ 26 b、26 c と、フリップフロップ 26 b、26 c に接続されてスイッチ素子として機能する FET（電界効果トランジスタ）26 d、26 e とを備える。リードスイッチ 26 a は、外部から加わる磁界によってオン/オフ動作を行い、フリップフロップ 26 b、26 c は、このリードスイッチ 26 a のオン/オフ動作によってクロックが入力すると、FET 26 d は、26 e を順次オン状態にセットしている。なお、リードスイッチ 26 a およびフリップフロップ 26 b、26 c は、本発明にかかる磁界検知手段を、FET 26 d は、本発明にかかる第 1 のスイッチ手段を、FET 26 e は、本発明にかかる第 2 のスイッチ手段を、それぞれ構成している。

【0027】

すなわち、外部から磁界が加わると、リードスイッチ 26 a は、オン動作を行い、図 4 に示すように、a 点ではハイ（H）レベルからロー（L）レベルになる（（1）参照）。また、磁界が加わらなくなると、リードスイッチ 26 a は、オフ動作を行い、a 点では L レベルから H レベルに変化する。この動作により第 1 のスイッチ手段（メインスイッチ）としての機能を有するフリップフロップ 26 b の CK 端子にクロックが入力する。フリップフロップ 26 b では、a 点での L レベルから H レベルの立ち上がりエッジを分周した信号が Q 出力される（b 点の信号）。FET 26 d は、フリップフロップ 26 b の Q 出力が L レベルでオン状態になり、電池 29 から機能実行手段である LED 駆動回路 21 と CCD 駆動回路 23 に電力が供給されて起動し、LED 20 と CCD 22 の駆動が可能となる。

【0028】

次に外部から磁界が加わると、a 点では、再び H レベルから L レベルになる（（2）参照）。この動作によりフリップフロップ 26 b の Q 出力は、H レベルになり（b 点の信号）、FET 26 d は、オフ状態になって、この回路全体への電力供給が停止する。また次に外部から磁界が加わると、a 点では、再び H レベルから L レベルになる（（3）参照）。この動作によりフリップフロップ 26 b の Q 出力は、L レベルになり（b 点の信号）、FET 26 d は、オン状態になって、電池 29 から LED 駆動回路 21 と CCD 駆動回路 23 に電力が供給されることとなる。このように、FET 26 d は、リードスイッチ 26 a に磁界を加えることによって、いわゆるトグル動作でオンすることになる。

【0029】

また、フリップフロップ 26 b の Q 出力は、RF 送信ユニット 24 のみを起動させるための第 2 のスイッチ手段（RF スイッチ）としての機能を有するフリップフロップ 26 c

のクロック端子に入力する。フリップフロップ 26c では、b 点での L レベルから H レベルの立ち上がりエッジを分周した信号が Q 出力される (c 点の信号)。したがって、FET 26e は、図 4 中の 2 回目の磁界印加によるリードスイッチ 26a のオン動作によって ((2) 参照)、オン状態になり、図 4 中の 4 回目の磁界印加によるリードスイッチ 26a のオン動作によって ((4) 参照)、オフ状態になる。このため、3 回目の磁界印加の際に、FET 26d, 26e がともにオン状態となるので、電池 29 から第 2 の機能実行手段である RF 送信ユニット 24 にも電力が供給されることとなる。また以降、FET 26d, 26e は、外部から磁界が加わる度に上記動作を繰り返すこととなる。

【0030】

通信装置 3 は、起動用信号をカプセル型内視鏡 2 に送信する無線送信手段として送信装置の機能と、カプセル型内視鏡 2 から無線送信された体腔内の画像データを受信する無線受信手段として受信装置の機能を有する。図 5 は、図 1 に示した実施の形態 1 にかかる通信装置 3 の内部構成を示すブロック図である。図 5 において、通信装置 3 は、被検体 1 に着用されるとともに、複数の受信用アンテナ A1 ~ An および複数の送信用アンテナ B1 ~ Bm を有する送受信衣類 (たとえば送受信ジャケット) 31 と、送受信された無線信号の信号処理などを行う外部装置 32 とを備える。なお、n, m は、必要に応じて設定されるアンテナの任意の個数を示している。

【0031】

外部装置 32 は、受信用アンテナ A1 ~ An によって受信された無線信号に対して復調などの所定の信号処理を行い、無線信号の中からカプセル型内視鏡 2 によって取得された画像データを抽出する RF 受信ユニット 33 と、抽出された画像データに必要な画像処理を行う画像処理ユニット 34 と、画像処理が施された画像データを記録するための記憶ユニット 35 とを備え、カプセル型内視鏡 2 から送信された無線信号の信号処理を行う。なお、この実施の形態では、記憶ユニット 35 を介して携帯型記録媒体 5 に画像データが記録されている。

【0032】

また、外部装置 32 は、カプセル型内視鏡 2 の駆動状態を制御するためのコントロール信号 (起動用信号) を生成するコントロール信号入力ユニット 36 と、生成されたコントロール信号を無線周波数に変換して出力する RF 送信ユニット回路 37 とを備えており、RF 送信ユニット回路 37 で変換された信号は、送信用アンテナ B1 ~ Bm に出力されて、カプセル型内視鏡 2 に対して送信される。さらに、外部装置 32 は、所定の蓄電装置または AC 電源アダプタなどを備えた電力供給ユニット 38 を備え、外部装置 32 の各構成要素は、電力供給ユニット 38 から供給される電力を駆動エネルギーとしている。

【0033】

表示装置 4 は、カプセル型内視鏡 2 によって撮像された体腔内画像を表示するためのものであり、携帯型記録媒体 5 によって得られるデータに基づいて画像表示を行うワークステーションなどのような構成を有する。具体的には、表示装置 4 は、CRT ディスプレイ、液晶ディスプレイなどによって直接画像を表示する構成としても良いし、プリンタなどのように、他の媒体に画像を出力する構成としても良い。

【0034】

携帯型記録媒体 5 は、外部装置 32 および表示装置 4 にも接続可能であって、両者に対して挿入されて、接続された時に情報の出力または記録が可能な構造を有する。この実施の形態では、携帯型記録媒体 5 は、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 の体腔内を移動している間は、外部装置 32 に挿入されてカプセル型内視鏡 2 から送信されるデータを記録する。次に、カプセル型内視鏡 2 が被検体 1 から排出された後、つまり、被検体 1 の内部の撮像が終了した後は、外部装置 32 から取り出されて表示装置 4 に挿入され、この表示装置 4 によって、表示装置 4 に記録されたデータが読み出される構成を有する。たとえば、この携帯型記録媒体 5 は、コンパクトフラッシュ (登録商標) メモリなどから構成され、外部装置 32 と表示装置 4 とのデータの入出力を、携帯型記録媒体 5 を介して間接的に行うことができ、外部装置 32 と表示装置 4 との間が有線で直接接続された場合と異なり、

10

20

30

40

50

被検体 1 が体腔内の撮影中に自由に動作することが可能となる。

【 0 0 3 5 】

次に、外部で磁界を発生させる磁界発生装置の構成を、図 6 の構成図と図 7 の電流ドライバ回路の回路図に示す。図 6 および図 7 において、磁界発生装置 4 0 は、被検体 1 の歩行が可能に設けられた基板 4 1 と、この基板 4 1 上に立設された 2 本の支柱 4 2 , 4 3 と、支柱 4 2 , 4 3 内に設けられたコイル 4 4 , 4 5 と、コイル 4 4 , 4 5 に電流を流してコイル 4 4 , 4 5 間に磁界を発生させるための電流ドライバ回路 4 6 , 4 7 と、支柱 4 2 に設けられ、人体を検出する人体検出センサ 4 8 と、人体検出センサ 4 8 に接続される検出回路 4 9 とを備える。

【 0 0 3 6 】

電流ドライバ回路 4 6 , 4 7 は、ともに同一の構成からなり、ここでは代表して図 7 に電流ドライバ回路 4 6 の構成を説明する。図 7 において、電流ドライバ回路 4 6 は、電池 4 6 a と、一端が電池 4 6 a に接続されるスイッチ 4 6 b と、スイッチ 4 6 b の他端とそれぞれ接続されるトランジスタ 4 6 c , 4 6 d とを備える。スイッチ 4 6 b は、検出回路 4 9 によってオン/オフ動作されており、人体検出センサ 4 8 が被検体 1 の人体を検出すると、検出回路 4 9 は、スイッチ 4 6 b をオン状態に動作させる。

【 0 0 3 7 】

また、トランジスタ 4 6 c , 4 6 d のエミッタ端子は、コイル 4 4 の一端に接続され、トランジスタ 4 6 c のコレクタ端子は、接地されて、トランジスタ 4 6 d のコレクタ端子は、電源 V c c に接続されている。ここで、人体検出センサ 4 8 によって、磁界発生装置上に人体が検出され、スイッチ 4 6 b がオン状態になると、トランジスタ 4 6 c , 4 6 d のベース端子に電流がながれて、コイル 4 4 に V c c の電圧が印加される。同様に、人体検出によって、スイッチ 4 7 b がオン状態になると、コイル 4 5 にも、V c c の電圧が印加されるので、コイル 4 4 , 4 5 は励磁されて、このコイル 4 4 , 4 5 間には、所定の強さの磁界が発生する。

【 0 0 3 8 】

したがって、このコイル 4 4 , 4 5 間を被検体 1 が通過すると被検体 I 内に導入されたカプセル型内視鏡 2 のリードスイッチ 2 6 a がオン・オフ動作されることとなり、まず 1 回目の通過でメインスイッチである F E T 2 6 d がオン状態になり、L E D 駆動回路 2 1 と C C D 駆動回路 2 3 に電力が供給されて、L E D 2 0 と C C D 2 2 が起動し、2 回目の通過で F E T 2 6 d がオフ状態になり、R F スイッチである F E T 2 6 e がオン状態となり、回路全体への電力供給が停止することとなる。

【 0 0 3 9 】

すなわち、R F 送信ユニットは、他のカプセル内機能実行回路に比べて、消費電力が大きく、電池 2 9 の電力消費を早めるために、できるだけ観察を行う被検部位（体腔内）の画像データのみを送信に使用したいので、観察が不要な他の体腔内の画像データの送信を行わないようにしたい。そこで、たとえば胃が被検部位の場合には、その手前の食道などの画像データは、不要なので、たとえば被検体 1 に導入する前（飲み込み前）に、リードスイッチ 2 6 a に 2 回磁界を加えて、R F スイッチ 2 6 e のみをオン状態にしておき、被検体 1 へ導入し、この導入後、図 7 に示すように、カプセル型内視鏡 2 が胃に到着するタイミングで被検体 1 を、磁界発生装置のコイル 4 4 , 4 5 間を通過させるように設定すれば、リードスイッチ 2 6 a に 3 回目の磁界が加わり、メインスイッチ 2 6 d をオン状態にすることができ、回路全体に電力が供給させることとなる。

【 0 0 4 0 】

このように、この実施の形態では、被検体内にカプセル型内視鏡が導入された後に被検体外部からカプセル型内視鏡内のリードスイッチに磁界を加えて、電力供給用のリードスイッチをオン・オフ動作させるので、カプセル内機能実行回路にそれぞれ最適なタイミングで電力を分配することが可能となり、カプセル型内視鏡のように被検体内に導入する装置（被検体内導入装置）への電力供給を効率良く行うことができる。

【 0 0 4 1 】

なお、この実施の形態では、LED駆動回路とCCD駆動回路に同時に電力を供給するように構成したが、別々に起動させることも可能である。この場合には、たとえばメインスイッチにはLED駆動回路のみを接続させ、CCD駆動回路は専用のサブスイッチを介してメインスイッチに接続させ、RFスイッチを含めた3つのスイッチをオン・オフ動作させるFETを組み合わせて、1回目に加わる磁界に対しては、LED駆動回路に電力を供給して、2回目に加わる磁界に対しては、CCD駆動回路に電力を供給して、3回目に加わる磁界に対しては、RF送信ユニットに電力を供給するように構成すれば、さらに最適のタイミングで各カプセル内機能実行回路に電力を分配することが可能となる。

【0042】

(実施の形態2)

図8は、図2に示した実施の形態2にかかるシステムコントロール回路の構成を示す回路図であり、図9は、図8に示したシステムコントロール回路の各部でのタイミングチャートを示す図であり、図10は、カプセル型内視鏡の製造から被検体観察工程までにおける図8に示したシステムコントロール回路の動作を説明するためのフローチャートである。なお、図8において、図3と同様の構成部分に関しては、説明の都合上、同一符号を付記するものとする。

【0043】

図8において、図3に示した実施の形態1と異なる点は、フリップフロップ26b、26cのQ出力がオア回路26fを介してRFスイッチであるFET26eと接続され、これらQ出力(b点およびc点の信号)によってFET26eをオン/オフ動作させる点と、フリップフロップ26cのQ出力がメインスイッチであるFET26dと接続され、このQ出力(c点の信号)によってFET26dをオン/オフ動作させる点とである。この実施の形態では、メインスイッチ26dとRFスイッチ26eの動作制御における優先順位が、実施の形態1と入れ代わっている。すなわち、実施の形態1では、RFスイッチ26eをオン状態に制御した後に、メインスイッチ26dをオン状態に制御するが、この実施の形態2では、これとは逆に、メインスイッチ26dをオン状態に制御した後に、RFスイッチ26eをオン状態に制御している。

【0044】

次に、図9のタイミングチャートを用いて、図8に示したシステムコントロール回路の動作を説明する。この実施の形態では、a点、b点およびc点での信号は、図9のタイミングチャートに示すように、実施の形態1と同様であり、フリップフロップ26b、26cのQ出力は、初期状態でたとえばオフ状態にある。この状態で、FET26dは、2回目の磁界印加によるリードスイッチ26aのオン動作によって((2)参照)、フリップフロップ26cのQ出力がLレベルになると、オン状態になる。この時点では、電池29から第1の機能実行手段であるLED駆動回路21とCCD駆動回路23に電力が供給されて起動し、LED20とCCD22の駆動が可能となるが、FET26eがオフ状態にあるので、RF送信ユニット24へは電力が供給されていない。

【0045】

このFET26eは、3回目の磁界印加によるリードスイッチ26aのオン動作によって((3)参照)、オン状態になり、電池29から第2の機能実行手段であるRF送信ユニット24にも電力が供給されて起動し、被検体外へCCDで撮像された画像データの無線送信を行うことが可能となる。

【0046】

次に、再び外部から磁界が加わると(4回目)、リードスイッチ26aのオン動作によって、フリップフロップ26b、26cのQ出力は、初期状態に戻って、全てLレベルになるので、FET26d、26eは、オフ状態に変化して、全てのカプセルカプセル内機能実行回路に対する電力供給は、停止されることとなる。また以降、FET26d、26eは、外部から磁界が加わる度に上記動作を繰り返すこととなる。

【0047】

このように、メインスイッチ(FET26d)とRFスイッチ(FET26e)をオン

10

20

30

40

50

・オフ動作させるのは、たとえば製造工程において、カプセル型内視鏡2内の各機能実行回路に電力を供給して機能実行回路の動作を検査する必要があるためであり、検査後に各機能実行回路への電力供給を停止して、各機能実行回路をオフ状態にし、被検体内の観察工程で再びメインスイッチ26dとRFスイッチ26eをオン状態にするためである。

【0048】

次に、このカプセル型内視鏡2の製造工程から観察工程におけるメインスイッチとRFスイッチのオン/オフ動作を、図10のフローチャートに基づいて説明する。図10において、まず製造工程では、メインスイッチ26dとRFスイッチ26eをオフ状態にして、カプセル型内視鏡2を製造している(ステップ101)。

【0049】

次に、製造されたカプセル型内視鏡2に対して検査を行うが、その際にリードスイッチ26aに2回磁界を加えて、メインスイッチ26dをオン状態にして照明手段と撮像手段を検査し、さらにリードスイッチ26aに再び磁界を加えて(3回目)、RFスイッチ26eもメインスイッチ26dとともに、オン状態にセットしてRF送信ユニット24の検査を行う(ステップ102)。

【0050】

そして、検査が終了すると、リードスイッチ26aに1回磁界を加えて、メインスイッチ26dとRFスイッチ26eをとともオフ状態にセットした後に(ステップ103)、このカプセル型内視鏡2を、鉄ニッケル合金、たとえばパーマロイなどの材料で製造された防磁ケースに収容して、外部からの磁界の影響を受けないようにしてから、出荷を行う(ステップ104)。

【0051】

次に、カプセル型内視鏡2を被検体内に導入する飲み込み時には、リードスイッチに2回磁界を加えて、メインスイッチ26dをオン状態にして照明手段とセンサー手段に電力を供給して起動させた後に、カプセル型内視鏡を被検体内に飲み込む(ステップ105)。さらに、被検体の体腔内の観察工程では、上述した磁界発生装置でリードスイッチ26aに1回磁界を加えて、RFスイッチ26eもメインスイッチ26dとともに、オン状態にセットしてRF送信ユニット24に電力を供給して、被検部位である体腔内の画像データの送信を可能にする(ステップ106)。なお、各機能実行回路が正常に動作しているかどうかの検出は、表示装置4に体腔内画像を表示させることで行う。また、飲み込み時には、たとえば防磁設備が施された病室や磁界の遮蔽シートなどで覆われた部屋内で、カプセル型内視鏡2を飲み込み、被検体が、この病室や部屋の出入口に設けた磁界発生装置を通過することで、リードスイッチ26aに磁界を加えるようにすることも可能である。

【0052】

このような方法で、製造工程から観察工程までに、メインスイッチ26dとRFスイッチ26eに順次磁界を加えて、予め設定された組み合わせで、これらスイッチ26d, 26eをオン/オフ動作させて被検体内の画像データの収集を可能とするので、カプセル内機能実行回路にそれぞれ最適なタイミングで電力を分配することが可能となり、カプセル型内視鏡のように被検体内に導入する装置(被検体内導入装置)への電力供給を効率良く行うことができる。

【0053】

なお、メインスイッチに各機能実行回路を直接接続させ、各機能実行回路に、同時に電力を供給するように構成することも可能であり、この場合にはシステムコントロール回路の部品点数が削減され、回路を低コストで製造することが可能となる。

【0054】

また、上述した実施の形態では、磁界によってオン・オフ動作を繰り返すリードスイッチを使用した。本発明はこれに限らず、このリードスイッチの代わりに、たとえば磁界発生装置のコイルが発生する磁気を検出する磁気センサなどを用いて、メインスイッチとRFスイッチをオン/オフ動作させることも可能である。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

【図 1】本発明にかかる無線型電力供給システムをなす無線型被検体内情報取得システムの概念を示すシステム概念図である。

【図 2】図 1 に示した実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】図 2 に示した実施の形態 1 にかかるシステムコントロール回路の構成を示す回路図である。

【図 4】図 3 に示したシステムコントロール回路の各部でのタイミングチャートを示す図である。

【図 5】図 1 に示した実施の形態 1 にかかる通信装置の内部構成を示すブロック図である。

10

【図 6】磁界発生装置の構成を示す構成図である。

【図 7】図 6 に示した電流ドライバ回路の回路構成を示す回路図である。

【図 8】図 2 に示した実施の形態 2 にかかるシステムコントロール回路の構成を示す回路図である。

【図 9】図 8 に示したシステムコントロール回路の各部でのタイミングチャートを示す図である。

【図 10】カプセル型内視鏡の製造から被検体観察工程までにおける図 8 に示したシステムコントロール回路の動作を説明するためのフローチャートである。

【符号の説明】

20

【 0 0 5 6 】

- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 通信装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 20 LED
- 21 LED 駆動回路
- 22 CCD
- 23 CCD 駆動回路
- 24 RF 送信ユニット
- 25 送信アンテナ部
- 26 システムコントロール回路
- 26 a リードスイッチ
- 26 b , 26 c フリップフロップ
- 26 d FET (メインスイッチ)
- 26 e FET (RF スイッチ)
- 26 f オア回路
- 27 受信アンテナ部
- 28 コントロール信号検出回路
- 29 , 46 a , 47 a 電池
- 31 送受信ジャケッ
- 32 外部装置
- 33 受信ユニット
- 34 画像処理ユニット
- 35 記憶ユニット
- 36 コントロール信号入力ユニット
- 37 送信ユニット回路
- 38 電力供給ユニット
- 40 磁界発生装置

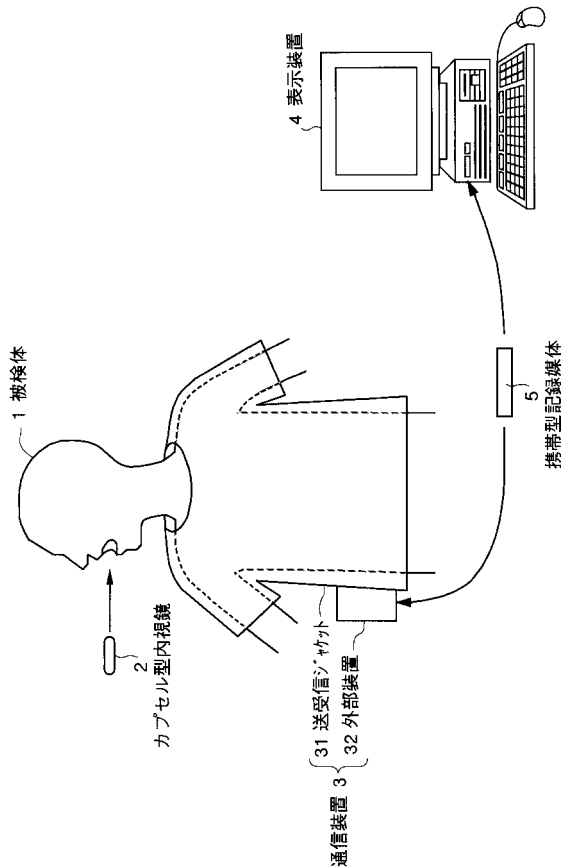
30

40

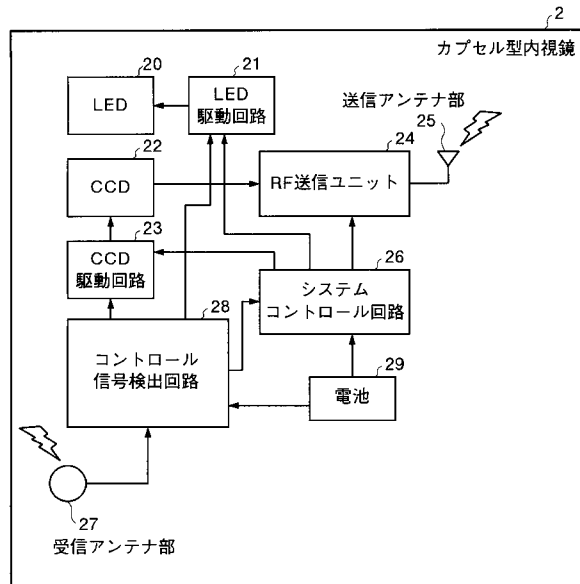
50

- 4 1 基板
- 4 2 , 4 3 支柱
- 4 4 , 4 5 コイル
- 4 6 , 4 7 電流ドライバ回路
- 4 6 b スイッチ
- 4 6 c , 4 6 d トランジスタ
- 4 7 b , 4 7 b スイッチ
- 4 8 人体検出センサ
- 4 9 検出回路
- A 1 ~ A n 受信用アンテナ
- B 1 ~ B m 送信用アンテナ
- R 抵抗
- V c c 電源

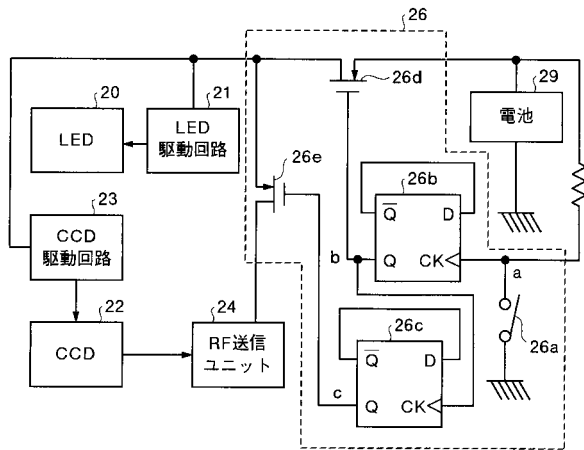
【図 1】



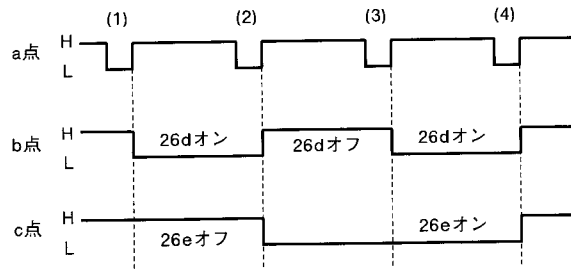
【図 2】



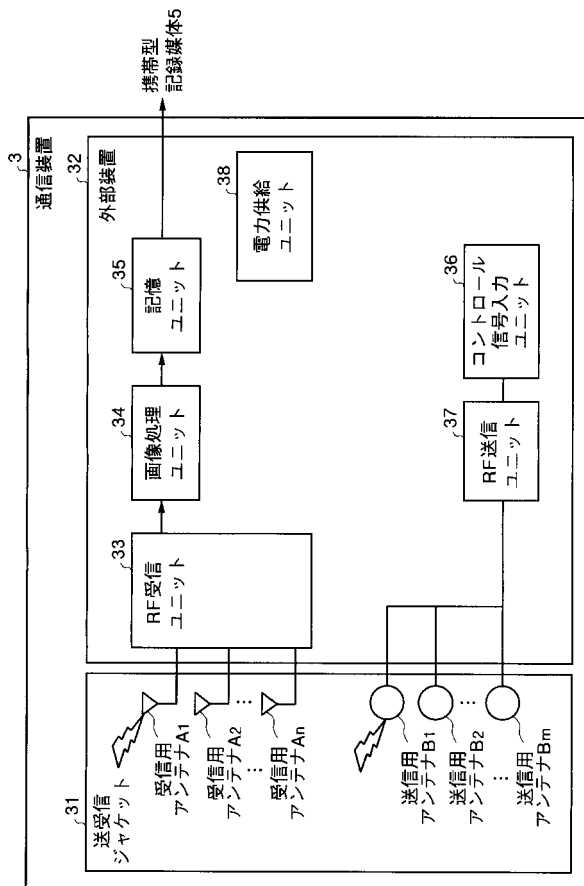
【図3】



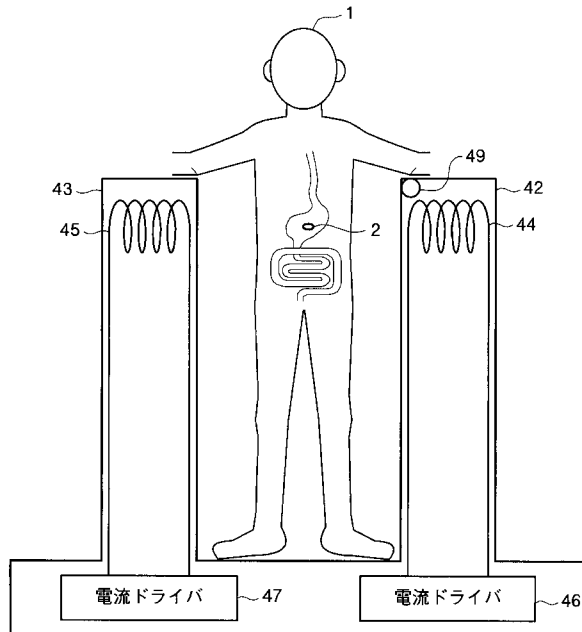
【図4】



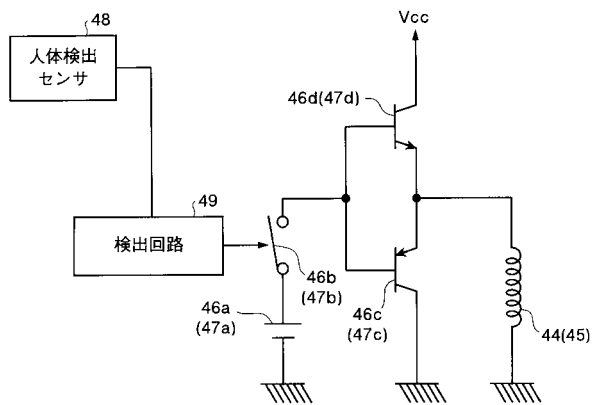
【図5】



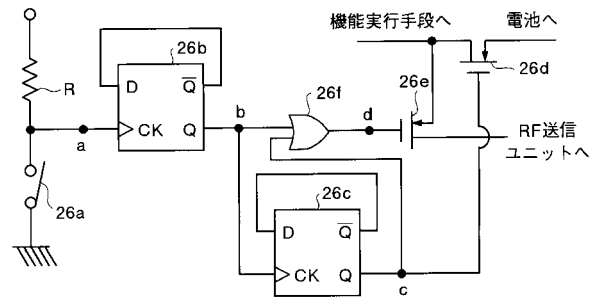
【図6】



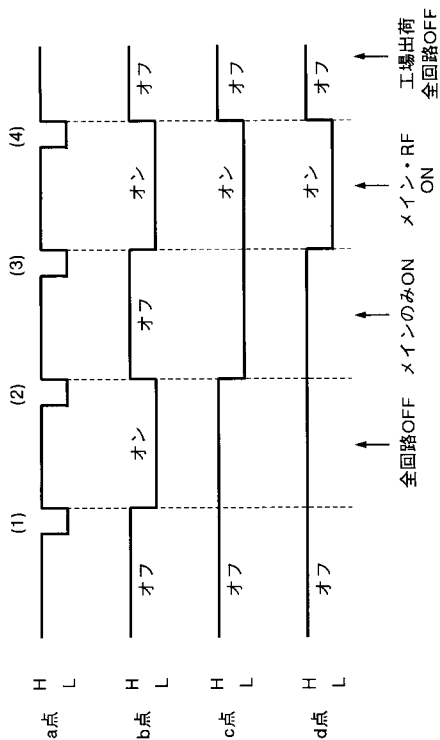
【図7】



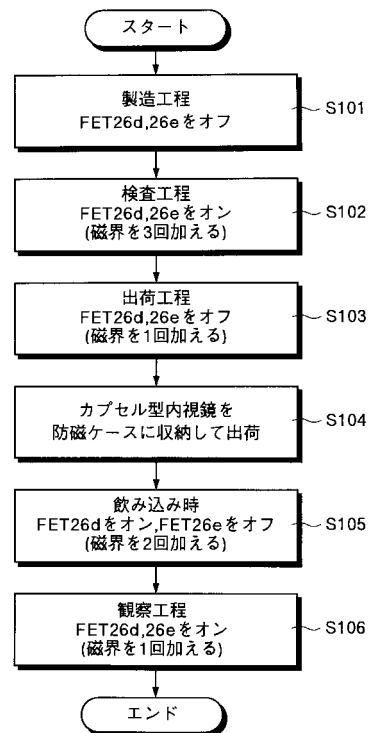
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特表2002-508201(JP,A)
特開2001-245844(JP,A)
特許第2849131(JP,B2)
特表2003-523795(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00
A61B 5/07

专利名称(译)	无线型被检体内情报取得装置		
公开(公告)号	JP4515112B2	公开(公告)日	2010-07-28
申请号	JP2004048106	申请日	2004-02-24
[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	本多武道 藤森紀幸 橋本雅行		
发明人	本多 武道 藤森 紀幸 橋本 雅行		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00036 A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/045.640		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC08 4C061/DD10 4C061/HH60 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ20 4C161/LL02		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2005237460A JP2005237460A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了有效地将电力提供给引入到受试者体内的装置（被检体内的可引入装置），例如带状内窥镜等。解决方案：作为主开关的FET 26d和作为RF开关的FET 26e通过在被引体1的主体中引入的封装内窥镜2的引线开关26a上施加磁场而一个接一个地接通和断开。从外部磁场产生装置进行两次或更多次，使得电力可以以最合适的时序分别分配给作为胶囊中的功能执行电路的LED驱动电路21，CCD驱动电路23和射频传输单元24。

【图1】

