

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4632734号
(P4632734)

(45) 発行日 平成23年2月16日(2011.2.16)

(24) 登録日 平成22年11月26日(2010.11.26)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
G 0 2 B 23/24 C

請求項の数 1 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-281952 (P2004-281952)
 (22) 出願日 平成16年9月28日(2004.9.28)
 (65) 公開番号 特開2006-94933 (P2006-94933A)
 (43) 公開日 平成18年4月13日(2006.4.13)
 審査請求日 平成19年7月18日(2007.7.18)

(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
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 瀬川 英建
 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
 審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡用電源スターター

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カプセル状の密閉容器内の長軸方向の端部に設けられ、被検体部位を照明するための照明光を出射する照明手段と、前記密閉容器内に設けられ、磁界が加わると、オフ状態から電源供給状態に切り替わる電源供給用スイッチとを有するカプセル型内視鏡を着脱自在に保持し、前記電源供給用スイッチをオフ状態から電源供給状態に切り替えるカプセル型内視鏡用電源スターターであって、前記電源供給用スイッチに対して前記カプセル型内視鏡の外部から磁界を加え、オフ状態から電源供給状態に切り替える磁性体と、

前記磁性体を収納する収納部が形成されると共に、前記カプセル型内視鏡の長軸方向の端部を回転自在に保持する貫通孔部が形成された台座部と、

を備え、

前記貫通孔部に前記カプセル型内視鏡を挿入して保持させ、その状態で前記カプセル型内視鏡を回転させることで前記電源供給用スイッチに磁界を加え、前記電源供給用スイッチをオフ状態から電源供給状態に切り替えることによって駆動される前記照明手段の点灯を前記貫通孔部から確認可能としたことを特徴とするカプセル型内視鏡用電源スターター。

【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て被検体内部の画像情報を取得する、たとえば飲み込み

型のカプセル型内視鏡の各機能実行手段に電源供給を開始するためのカプセル型内視鏡用電源スターターおよび電源供給開始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收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、パッケージに收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、パッケージ内に收容された状態では、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の各機能、たとえば撮像機能や無線機能などが駆動を開始し、この撮像機能によって画像の撮像動作がなされ、さらにこの無線機能によって得られた画像信号の無線送信動作がなされてしまい、このためにカプセル型内視鏡内に蓄積された電力が浪費されるという問題があった。

【0007】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであって、カプセル型内視鏡に磁界を加えて各機能実行手段に電源を供給することで、カプセル型内視鏡の各機能の駆動開始を任意のタイミングで行えるようにして、カプセル型内視鏡内に蓄積された電力消費を抑えることができるカプセル型内視鏡用電源スターターおよび電源供給開始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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかるカプセル型内視鏡用電

10

20

30

40

50

源スターターは、磁界が加わると、オフ状態から電源供給状態に切り替わるカプセル型内視鏡の電源供給用スイッチに対し、外部から磁界を加え得る磁性体を、備えることを特徴とする。

【0009】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターは、上記発明において、前記カプセル型内視鏡を保持し得る保持部を、さらに備えることを特徴とする。

【0010】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターは、上記発明において、前記保持部に保持されたカプセル型内視鏡の所定機能を確認可能な開口部を、さらに備えることを特徴とする。

10

【0011】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターは、上記発明において、前記開口部は、前記カプセル型内視鏡の所定機能として照明機能を確認可能にすることを特徴とする。

【0012】

また、本発明にかかる電源供給開始方法では、収容ケースに収容されたカプセル型内視鏡の電源供給を開始する電源供給開始方法において、前記カプセル型内視鏡を前記収容ケースから取り出す工程と、前記カプセル型内視鏡の電源供給用スイッチに対して磁界を加える磁界印加工程と、前記加えられた磁界に基づいて、前記電源供給用スイッチをオフ状態から電源供給状態に切り替える切替工程と、を含むことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0013】

本発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターは、カプセル型内視鏡の電源供給用スイッチに、外部から磁性体によって磁界を加えて、電源供給用スイッチをオフ状態から電源供給状態（オン状態）に切り替えることで、カプセル型内視鏡の各機能の駆動開始を任意のタイミングで行えるようにして、カプセル型内視鏡内に蓄積された電力消費を抑えることができるという効果を奏する。

【0014】

本発明にかかる電源供給開始方法は、収容ケースから取り出されたカプセル型内視鏡に対して、たとえば飲み込み時に、磁界を加えて、この加えられた磁界を電源供給スイッチで切ることで、電源供給用スイッチをオフ状態からオン状態に切り替えて電源供給を可能にするので、カプセル型内視鏡の各機能の駆動開始を任意のタイミングで行えるようにして、カプセル型内視鏡内に蓄積された電力消費を抑えることができるという効果を奏する。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下に、本発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターおよび電源供給開始方法の実施の形態を図1～図12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。

40

【0016】

（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受信装置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、受信装置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、受信装置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。

【0017】

50

カプセル型内視鏡 2 は、図 2 の側断面図に示すように、外装ケースである密閉容器 1 1 と、密閉容器 1 1 内にあって、たとえば体腔内の被検体部位を照明するための照明光を射出する L E D などの複数の発光素子 2 0 と、照明光による反射光を受光して被検体部位を撮像する C C D や C M O S などの固体撮像素子 2 2 (以下代表して、「C C D 2 2」という)と、この C C D 2 2 に被写体の像を結像させる結像レンズ 2 7 と、この C C D 2 2 で取得した画像情報などを R F 信号に変調して送信する R F 送信ユニット 2 4 と、R F 信号の電波を放出する送信アンテナ部 2 5 と、電池 2 9 などの構成要素を備える。

【 0 0 1 8 】

密閉容器 1 1 は、人が飲み込める程度の大きさのものであり、略半球状の先端カバー 1 1 a と、筒形状の胴部カバー 1 1 b とを弾性的に嵌合させて、内部を液密に封止する外装ケースを形成している。先端カバー 1 1 a は、略半球状のドーム形状であって、ドームの後側が円形状に開口している。この先端カバー 1 1 a は、透明性あるいは透光性を有する透明部材、たとえば光学的性能や強度を確保するのに好ましいシクロオレフィンポリマーあるいはポリカーボネイトなどで成形され、かつその表面を鏡面仕上げ加工が施された後述する鏡面仕上げ部 1 1 a 1 を有し、発光素子 2 0 からの照明光を密閉容器 1 1 の外部に透過することを可能にするとともに、この照明光による被検体からの反射光を内部に透過することを可能にする。この鏡面仕上げ部 1 1 a 1 は、固体撮像素子 2 2 の撮像範囲などによって決まる所定の鏡面仕上げ範囲(図 2 中、一点鎖線 a , a で示す範囲)に形成される。

【 0 0 1 9 】

また、胴部カバー 1 1 b は、先端カバー 1 1 a の後端に位置して、上記構成要素を覆う部材である。この胴部カバー 1 1 b は、円筒形状の胴部と、略半球状のドーム形状の後端部を一体に形成し、この胴部の前側が円形状に開口している。この胴部カバー 1 1 b は、強度を確保するのに好ましいポリサルフォンなどで形成され、後述する照明手段、撮像手段および電池 2 9 を胴部に収容し、無線送信手段を後端部に収容している。

【 0 0 2 0 】

カプセル型内視鏡 2 は、図 3 のブロック図に示すように、密閉容器 1 1 の内部に、照明機能を有する照明手段としての L E D 2 0 および L E D 2 0 の駆動状態を制御する L E D 駆動回路 2 1 と、L E D 2 0 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)を結像レンズ 2 7 を介して撮像する撮像機能を有する撮像手段としての C C D 2 2 および C C D 2 2 の駆動状態を制御する C C D 駆動回路 2 3 と、無線機能を有する無線送信手段としての R F 送信ユニット 2 4 および送信アンテナ部 2 5 とを備えている。

【 0 0 2 1 】

また、カプセル型内視鏡 2 は、これら L E D 駆動回路 2 1、C C D 駆動回路 2 3 および R F 送信ユニット 2 4 の動作を制御するシステムコントロール回路 2 6 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、L E D 2 0 によって照射された被検部位の画像データを C C D 2 2 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 R F 送信ユニット 2 4 によって R F 信号に変換され、送信アンテナ部 2 5 を介して被検体 1 の外部に送信されている。さらに、カプセル型内視鏡 2 は、システムコントロール回路 2 6 に電力を供給する電池 2 9 を備えており、システムコントロール回路 2 6 は、電池 2 9 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。

【 0 0 2 2 】

このシステムコントロール回路 2 6 は、たとえば各構成要素と電池 2 9 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 2 9 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を有する無線送信手段を総称

10

20

30

40

50

して、所定の機能を実行する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 を除いたものは、予め設定された所定の機能を実行する機能実行手段である。

【0023】

受信装置 3 は、図 1 に示すように、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の機能を有する。この受信装置 3 は、被検体 1 に着用されるとともに、図示しない複数の受信用アンテナを有する受信ジャケット 31 と、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。

【0024】

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など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。

【0025】

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、両者に対して装着されて、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、携帯型記録媒体 5 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、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。

【0026】

ところで、機能実行手段を備えるカプセル型内視鏡は、被検者への使用前には、滅菌されてその滅菌状態を保つ必要がある。そこで、この実施の形態では、上記のカプセル型内視鏡 2 を滅菌可能な収容ケースに収容している。図 4 は、このカプセル型内視鏡を収容する収容ケースの構成を示す斜視図であり、図 5 は、図 4 に示した収容ケースから滅菌シートを取り除いた場合の一例を示す斜視図である。この図 4 および図 5 において、収容ケース 40 は、カプセル型内視鏡 2 を収容可能な収容部本体 41 と、収容部本体 41 の上面に設けられた滅菌シート 42 と、収容部本体 41 内に備えられ、カプセル型内視鏡 2 を保持する保持部 43 とを備える。

【0027】

収容部本体 41 は、カプセル型内視鏡 2 を収容可能な断面凹形状に形成されており、上面には開口 41a と、滅菌シート 42 がヒートシールして開口 41a を閉塞するための封止面 41b とを備える。この封止面 41b は、開口 41a の上方の外周を無端状に取り巻いて形成されている。この封止面 41b の一端には、ヒートシールした滅菌シート 42 の取り外しが容易になるように、舌片面 41c が若干の段差をつけて設けられており、滅菌シート 42 は、図 4 に示すように、封止面 41b および舌片面 41c の上面を覆うようにして、封止面 41b にヒートシールされている。

【0028】

また、収容部本体 41 は、図 5 に示すように、開口 41a 内部に、作業者の指の挿入を可能にする空間領域を形成する 2 つの領域形成部 41d、41e と、収容部本体 41 内に挿入された保持部 43 を把持する把持部 41f とを備える。領域形成部 41d、41e は、収容部本体 41 の長手方向の開口 41a 両端にそれぞれ形成され、把持部 41f は、収容部本体 41 の略中央部分に形成されており、把持部 41f には、挿入された保持部 43 と係合して、保持部 43 を収容部本体 41 内に固定可能に把持する図示しない複数の突起部が設けられている。これにより、作業者は、指でカプセル型内視鏡 2 が保持された保持

部 4 3 を、収容部本体 4 1 内に挿入する際に、指が収容部本体 4 1 の内部に容易に進入することができ、保持部 4 3 を把持部 4 1 f に把持することが可能となる。また、把持部 4 1 f に係止された保持部 4 3 を取り出す際にも、作業者の指が収容部本体 4 1 内に容易に進入することができるので、保持部 4 3 とともにカプセル型内視鏡 2 を、収容部本体 4 1 内から容易に取り出すことができる。

【 0 0 2 9 】

この収容部本体 4 1 は、たとえばポリプロピレンの材質で構成され、真空成形などの成形加工によって形成される。また、滅菌シート 4 2 は、たとえば E O G (エチレンオキサイドガス) などの滅菌ガスの透過性を有する高密度ポリエチレンの材質で構成され、シール装置によって収容部本体 4 1 の開口 4 1 a を閉塞するように、封止面 4 1 b にヒートシールされる。収容部本体 4 1 にヒートシールされた滅菌シート 4 2 は、滅菌ガスは透過できるが、菌は透過できない特殊なシートである。これにより、収容ケース 4 0 は、カプセル型内視鏡 2 の梱包形態であるとともに、滅菌ガスによる滅菌性および滅菌状態の持続性を確保するための機能を有することができる。また、保持部 4 3 は、略 L 字形状の台座部 4 3 a と、この台座部 4 3 a の長手側の対向面を貫通する孔部 4 3 b とから構成され、着脱可能に収容部本体 4 1 の把持部 4 1 f 内に備えられる。孔部 4 3 b の内径は、カプセル型内視鏡 2 の胴部カバー 1 1 b の外径と略同一に形成され、カプセル型内視鏡 2 の先端カバー 1 1 a 側が挿入されて係合し、カプセル型内視鏡 2 全体が保持されるように構成されている。

【 0 0 3 0 】

また、カプセル型内視鏡 2 は、内部に外部からの磁界によってオン / オフ動作を行う電源供給用のリードスイッチ (後述する) を有しており、このリードスイッチがオン状態になって各機能実行手段に電源が供給されたことを、図 2 に示した L E D 2 0 の点灯によって外部に知らしめる機能を有する。そこで、この実施の形態では、使用時には、図 6 に示すような電源スターター 5 1 を用いてリードスイッチをオフ状態からオン状態である電源供給状態に切り替える。

【 0 0 3 1 】

この電源スターター 5 1 は、保持部 4 3 とほぼ同様の構成で、略 L 字形状の台座部 5 1 a と、この台座部 5 1 a の長手側の対向面を貫通する孔部 5 1 b とを備えるとともに、この他に台座部 5 1 a の底面側に形成された磁性体 (たとえば四角形状の磁石) 5 2 が嵌合して収納される収納部 5 1 c とを備え、使用前に予め滅菌ガスによる滅菌処理が施されている。

【 0 0 3 2 】

孔部 5 1 b は、カプセル型内視鏡 2 の外径とほぼ同一径の内径で構成され、この孔部 5 1 b の内周面にカプセル型内視鏡 2 の先端カバー 1 1 a 側が挿入された時に、一点鎖線 a , a の範囲内の鏡面仕上げ部 1 1 a 1 が孔部 5 1 b の内周面と非接触な状態で孔部 5 1 b 内に収納され、かつ密閉容器 1 1 の先端カバー 1 1 a および胴部カバー 1 1 b の一部と孔部 5 1 b の内周面がそれぞれ接触して、カプセル型内視鏡 2 を保持するように構成されている。このように、電源スターターに、カプセル型内視鏡 2 を装着して保持させることで、収納された磁性体の磁界によってリードスイッチをオン状態にし、孔部 5 1 b から L E D 2 0 の点灯状態を確認することが可能となる。すなわち、孔部 5 1 b は、カプセル型内視鏡 2 の保持および保護機能の他に、L E D 2 0 の点灯確認を容易にするための窓部の機能を有している。なお、上述した保持部 4 3 も、電源スターター 5 1 と同様に、カプセル型内視鏡 2 を鏡面仕上げ部 1 1 a 1 と非接触で保持している。

【 0 0 3 3 】

次に、図 2 に示した実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡 2 のシステムコントロール回路 2 6 の回路構成を、図 8 の回路図を用いて説明する。図 8 において、システムコントロール回路 2 6 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電源供給用スイッチとしてのリードスイッチ 2 6 a と、ラッチ回路を構成するフリップフロップ 2 6 b , 2 6 c と、フリップフロップ 2 6 b , 2 6 c に接続されてスイッチ素子として機

10

20

30

40

50

能するFET（電界効果トランジスタ）26d, 26eとを備える。リードスイッチ26a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26b, 26cは、このリードスイッチ26aのオン/オフ動作によってクロックが入力すると、FET26d, 26eを順次オン状態にセットしている。

【0034】

すなわち、外部から磁界が加わると、リードスイッチ26aは、オン動作を行い、図中のa点ではハイ（H）レベルからロー（L）レベルになる。また、磁界が加わらなくなると、リードスイッチ26a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。この動作によりフリップフロップ26bのCK端子にクロックが入力する。フリップフロップ26b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）。FET26dは、フリップフロップ26bのQ出力がLレベルでオン状態になり、電池29からLED駆動回路21とCCD駆動回路23に電力が供給されて起動し、LED20とCCD22の駆動が可能となり、LED20は点灯する。

10

【0035】

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。この動作によりフリップフロップ26bのQ出力は、Hレベルになり（b点の信号）、FET26dは、オフ状態になって、この回路全体への電力供給が停止して、LED20は消灯する。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。この動作によりフリップフロップ26bのQ出力は、Lレベルになり（b点の信号）、FET26d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り、LED20が点灯する。このように、FET26dは、リードスイッチ26a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。

20

【0036】

また、フリップフロップ26bのQ出力は、RF送信ユニット24のみを起動させるための機能を有するフリップフロップ26c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、FET26e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、オン状態になり、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、オフ状態になる。このため、3回目の磁界印加の際に、FET26d, 26eがともにオン状態となるので、電池29からRF送信ユニット24にも電力が供給されることとなる。この実施の形態では、たとえば工場出荷時には、上記1回目の磁界印加状態に設定しておいて、被検者への使用時には、3回の磁界印加によって、LED20、CCD22およびRF送信ユニット24全てが駆動可能になるようにするのが好ましい。

30

【0037】

上記の動作を行わせるためには、図9に示すように、リードスイッチ26aが、磁性体52から発生する磁界52aを切る必要があり、磁力の方向が違うと、磁力がリードスイッチ26aに及ばず、リードスイッチ26aがオン状態に切り替わらなくなる。そこで、この実施の形態では、電源スターター51にカプセル型内視鏡2が挿入して保持された状態で、カプセル型内視鏡2を円周方向に最大90度回転させれば、必ずリードスイッチ26aが磁界を切る状態となるので、磁性体52の磁力がリードスイッチ26aに及んでリードスイッチ26aが電源供給状態になり、LED20を点灯させることができる。

40

【0038】

次に、カプセル型内視鏡2の電源供給開始動作を、図10のフローチャートに基づいて説明する。図において、まずカプセル型内視鏡2を使用する前には、滅菌状態の収容ケース40から滅菌シート42を剥離して（図4参照）、カプセル型内視鏡2を取り出す（ステップ101）。そして、被検者に使用する際に、カプセル型内視鏡2を滅菌済みの電源スターター51の孔部51bに挿入して、電源スターター51に保持させる（ステップ1

50

02)。

【0039】

次に、この保持状態において、カプセル型内視鏡2を円周方向に最大90度回転させて(図9参照)、カプセル型内視鏡2のリードスイッチ26aに磁界を加える(ステップ103)。このように、電源スターター51によってリードスイッチ26aに磁界が加わると、リードスイッチ26aがオンし、電池29からの電力がLED駆動回路21、CCD駆動回路23及びRF送信ユニット24に供給されて、各機能が駆動してLED20の点灯を初め、CCD22の撮像及びRF送信ユニット24の画像情報の送信が可能となる(ステップ104)。医師などの作業者は、LED20の点灯を孔部51bの開口から確認することができる。

10

【0040】

このように、この実施の形態では、磁性体を備えた電源スターターにカプセル型内視鏡を保持させ、磁性体からカプセル型内視鏡に磁界を加えることで、カプセル型内視鏡内の電源供給用スイッチであるリードスイッチをオフ状態からオン状態(電源供給状態)に切り替えることができるので、カプセル型内視鏡の各機能の駆動開始を任意のタイミング、たとえば被検者への使用直前で行えるようにして、カプセル型内視鏡内に蓄積された電力消費を抑えることができる。

【0041】

(実施の形態2)

図11は、カプセル型内視鏡を保持した実施の形態2にかかる電源スターターの構成を示す構成図である。なお、以下の図において、図6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。図11において、図6の電源スターターと異なる点は、台座部51aの長手側の側面に取っ手51a1を設けるとともに、外部装置32のアンテナ線32aと台座51aを接続させた点である。このアンテナ線32aは、カプセル型内視鏡2の送信アンテナ部25と、台座部51a内に設けられたアンテナ線51dを介して接続可能に構成されている。

20

【0042】

また、アンテナ線32aは、コネクタ32bによって受信ジャケット31に配設された受信用アンテナと交換可能に外部装置32に接続されており、外部装置32は、このアンテナ線32aを介してカプセル型内視鏡2から送信される画像情報を取り込んで、表示部としてのビューワー32cへの表示を可能にしている。

30

【0043】

このように、この実施の形態では、実施の形態1と同様の効果を得ることができるとともに、電源スターターに取っ手を設けたので、作業者はこの取っ手を指で持って、電源スターターを容易に取り扱うことができる。また、この実施の形態は、電源スターターに外部装置のアンテナ線を取り付けて、磁界の印加によって駆動したカプセル型内視鏡からこのアンテナ線を介して受信した画像情報をビューワーに表示させるので、LEDの点灯による電源供給の確認とともに、ビューワーによる通信確認を容易に行うことができる。さらに、この実施の形態では、電源スターターをアンテナ線を介して外部装置に接続させるので、電源スターターの紛失を防ぐこともできる。

40

【0044】

また、図12は、カプセル型内視鏡2の各機能への電源供給の他例の構成を示す構成図である。この図において、外部装置32は、背面にカプセル型内視鏡2の電源供給用の磁性体32dを備えており、収容ケース40に収容されたカプセル型内視鏡をこの磁性体32dに近づけることで、リードスイッチをオフ状態から電源供給状態に切り替える構成になっている。なお、収容ケース40の収容部本体41は、半透明の材質から構成されているので、この収容部本体41に収容されたカプセル型内視鏡2に外部から磁性体を近づけることで、リードスイッチをオン状態にし、収容部本体41を介してLED20の点灯状態を確認することが可能となる。

【0045】

50

このように、この実施の形態では、実施の形態 1 と同様の効果を得ることができるとともに、外部装置の背面に磁性体のみを設けるという簡単な構成なので、実施の形態 1 のような特別な電源スターターを設ける必要がなく、電源供給を L E D の点灯で認識することができ、製造コストを低減することが可能となる。なお、この実施の形態では、外部装置 3 2 の内部に設けられた磁性体は、一般的には外部から認識ができない状況にあるので、たとえば磁性体の配置位置を示すマーカーなどを外部装置の背面に貼付することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 6 】

【図 1】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。 10

【図 2】図 1 に示したカプセル型内視鏡の概略構成を示す側断面図である。

【図 3】図 2 に示した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 4】カプセル型内視鏡を収容する収容ケースの構成を示す斜視図である。

【図 5】図 4 に示した収容ケースから滅菌シートを取り除いた場合の一例を示す斜視図である。

【図 6】カプセル型内視鏡を保持した実施の形態 1 にかかる電源スターターの構成を示す斜視図である。

【図 7】図 6 の側断面を示す側断面図である。

【図 8】図 2 に示した実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡のシステムコントロール回路の回路構成を回路図である。 20

【図 9】磁性体によって発生する磁界とカプセル型内視鏡の関係を示す模式図である。

【図 1 0】図 8 に示したカプセル型内視鏡の電源供給開始動作を説明するためのフローチャートである。

【図 1 1】カプセル型内視鏡を保持した実施の形態 2 にかかる電源スターターの構成を示す構成図である。

【図 1 2】カプセル型内視鏡の各機能への電源供給の他例の構成を示す構成図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 7 】

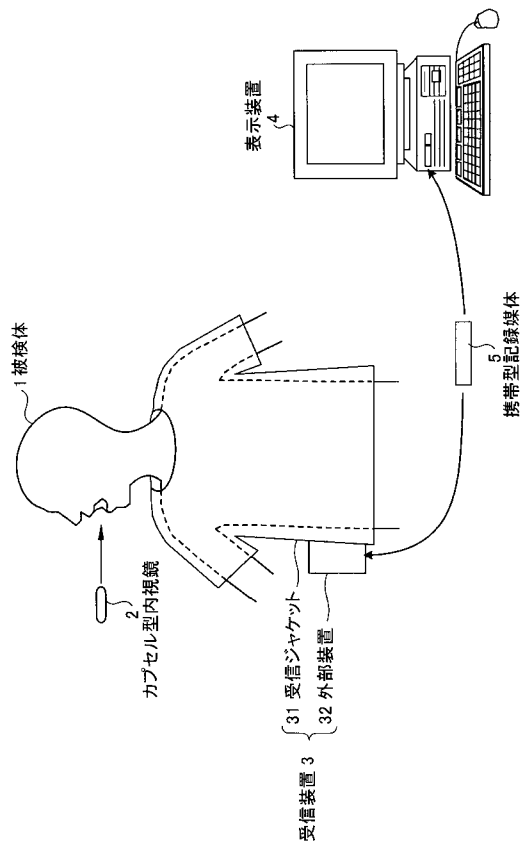
- | | | |
|---------------|------------------|----|
| 1 | 被検体 | 30 |
| 2 | カプセル型内視鏡 | |
| 3 | 受信装置 | |
| 4 | 表示装置 | |
| 5 | 携帯型記録媒体 | |
| 1 1 | 密閉容器 | |
| 1 1 a | 先端カバー | |
| 1 1 a 1 | 鏡面仕上げ部 | |
| 1 1 b | 胴部カバー | |
| 2 0 | 発光素子 | |
| 2 1 | L E D 駆動回路 | 40 |
| 2 2 | 固体撮像素子 (C C D) | |
| 2 3 | C C D 駆動回路 | |
| 2 4 | R F 送信ユニット | |
| 2 5 | 送信アンテナ部 | |
| 2 6 | システムコントロール回路 | |
| 2 6 a | リードスイッチ | |
| 2 6 b , 2 6 c | フリップフロップ | |
| 2 7 | 結像レンズ | |
| 2 9 | 電池 | |
| 3 1 | 受信ジャケット | 50 |

- 3 2 外部装置
- 3 2 a アンテナ線
- 3 2 b コネクタ
- 3 2 c ビュワー
- 3 2 d , 5 2 磁性体
- 4 0 収容ケース
- 4 1 収容部本体
- 4 1 a 開口
- 4 1 b 封止面
- 4 1 c 舌片面
- 4 1 d , 4 1 e 領域形成部
- 4 1 f 把持部
- 4 2 滅菌シート
- 4 3 保持部
- 4 3 a , 5 1 a 台座部
- 4 3 b , 5 1 b 孔部
- 5 1 電源スターター
- 5 1 a 1 取っ手
- 5 1 c 収納部
- 5 1 d アンテナ線
- 5 2 a 磁界

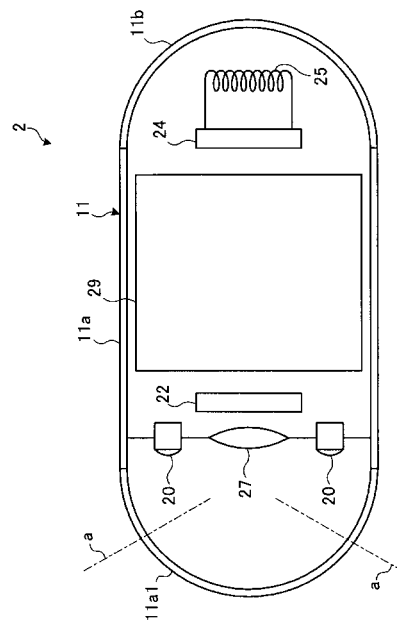
10

20

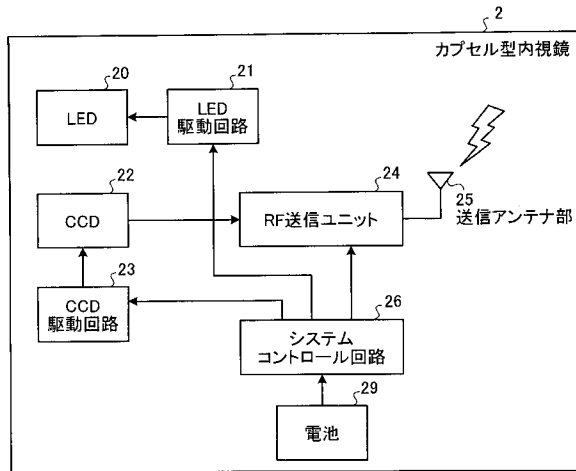
【図 1】



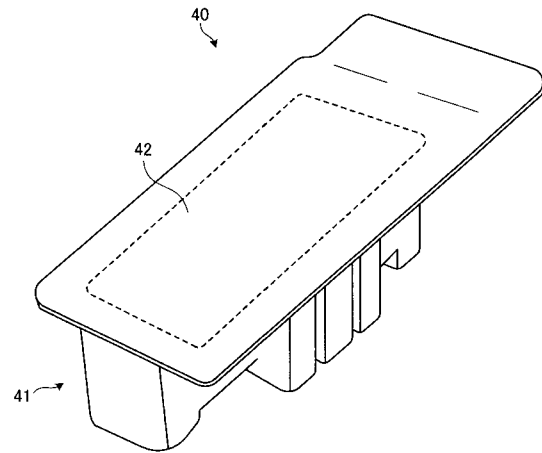
【図 2】



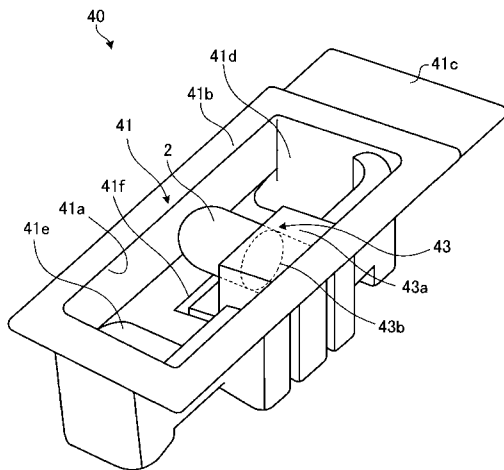
【図 3】



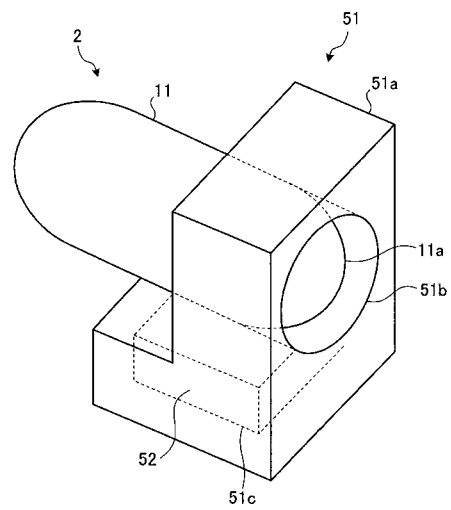
【図 4】



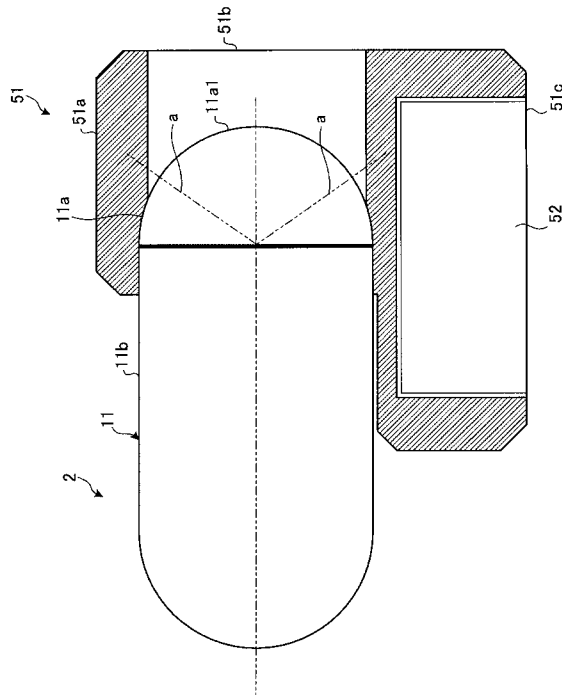
【図 5】



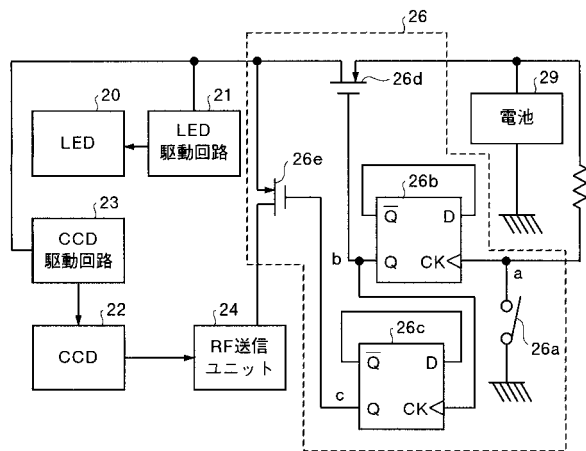
【図 6】



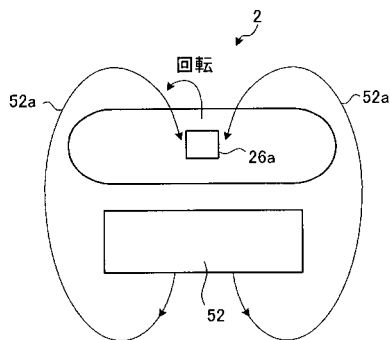
【図 7】



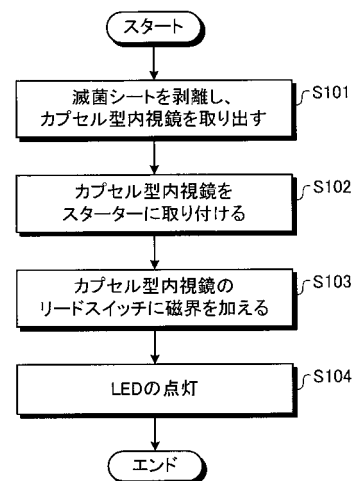
【図 8】



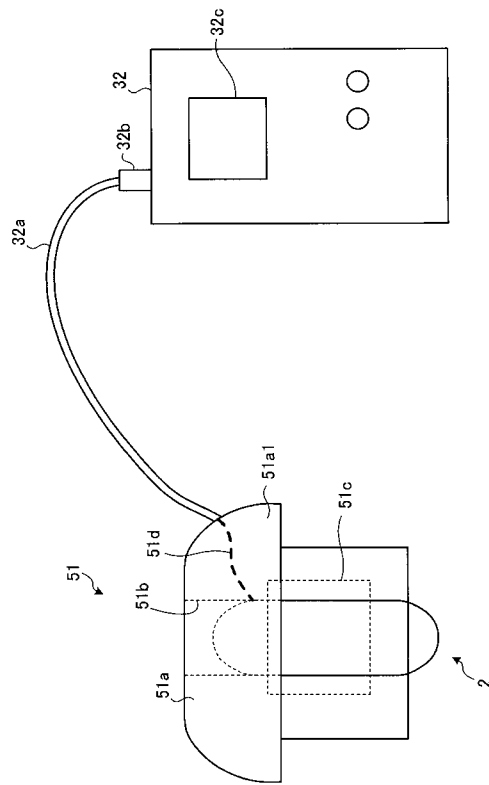
【図 9】



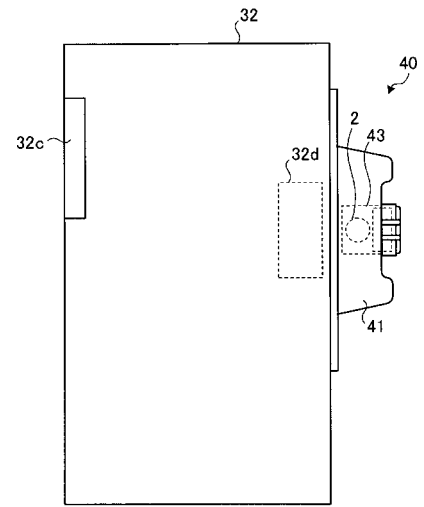
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 2 1 0 3 9 5 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 6 1 2 4 0 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 6 7 0 0 8 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 4 / 0 8 6 4 3 4 (W O , A 2)
特表 2 0 0 3 - 5 2 3 7 9 5 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 6 5 5 7 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0
A 6 1 B 5 / 0 7
G 0 2 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	胶囊内窥镜电源启动器		
公开(公告)号	JP4632734B2	公开(公告)日	2011-02-16
申请号	JP2004281952	申请日	2004-09-28
[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	瀬川英建		
发明人	瀬川 英建		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00036 A61B1/00144		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.C A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.650 A61B1/00.718		
F-TERM分类号	2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA01 2H040/DA42 2H040/DA55 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/FF50 4C061/UU06 4C061/UU08 4C161/DD07 4C161/FF50 4C161/GG28 4C161/UU06 4C161/UU08		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2006094933A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在可选的定时开始胶囊型内窥镜的各个功能的驱动来抑制存储在胶囊型内窥镜内的功耗。ŽSOLUTION：电源启动器51设置有孔部51b，并且胶囊型内窥镜2插入并保持在孔部51b中。通过在使用时从壳体部分51c中的磁体52向胶囊型内窥镜2施加磁场，在胶囊型内窥镜2内部作为供电开关的引线开关从关闭状态（电源状态），通过胶囊型内窥镜2内的LED点亮识别供电状态。Ž

