

(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2006-223473
(P2006-223473A)

(43) 公開日 平成18年8月31日(2006.8.31)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A 61 B 1/00 A 61 B 5/07	(2006.01) A 61 B 1/00 A 61 B 5/07	300 B 320 B 4 C 038 4 C 061

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2005-39508 (P2005-39508)	(71) 出願人	000000376 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
(22) 出願日	平成17年2月16日 (2005.2.16)	(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43番2号 オ リンパス株式会社内
		F ターム (参考)	4C038 CC03 CC08 CC09 4C061 AA01 AA03 BB01 CC06 DD10 GG11 JJ19 UU06

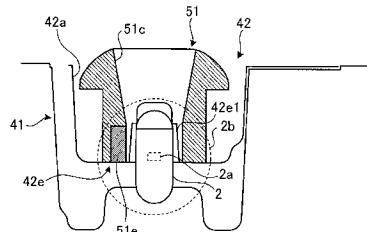
(54) 【発明の名称】カプセル型内視鏡用電源スター

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】磁性体51eを備えた電源スター51を、滅菌シート43を開封した状態で、中蓋部42を取り付けて、この中蓋部42の外側（中蓋部42内）から磁性体51eでカプセル型内視鏡2に磁界を加え得るようにすることで、外部から磁界を加えるまではカプセル型内視鏡2の各機能が駆動開始することを防止する。

【選択図】 図16



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

収容ケース内で保持手段に保持され、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カプセル型内視鏡の電源供給用スイッチに対し、前記保持手段の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カプセル型内視鏡用電源スター。

【請求項 2】

前記保持手段は、互いの間に保持空間領域を形成し、前記保持空間領域内に前記カプセル型内視鏡を収容して保持する第1および第2の保持手段を有し、

前記カプセル型内視鏡用電源スターは、前記第1および第2の保持手段のいずれか一方に係合して、前記保持手段を取り外し可能な係合手段を、
10

備えることを特徴とする請求項1に記載のカプセル型内視鏡用電源スター。

【請求項 3】

前記磁性体の移動が可能な移動手段と、

前記磁性体の移動を抑止する抑止手段と、

をさらに備え、前記収容ケースに接触した時に、前記抑止手段による抑止が解除され、前記磁性体が移動手段によって前記電源供給用スイッチを電源供給状態に切り替え可能に移動することを特徴とする請求項1または2に記載のカプセル型内視鏡用電源スター。
。

【請求項 4】

前記磁性体は、前記カプセル型内視鏡を挟んで対向する少なくとも2つの磁性体からなることを特徴とする請求項1に記載のカプセル型内視鏡用電源スター。
20

【請求項 5】

前記カプセル型内視鏡の電源供給状態を確認可能な確認手段を、

さらに備えることを特徴とする請求項1～4のいずれか一つに記載のカプセル型内視鏡用電源スター。
。

【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に関するものである。
30

【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。
40

【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、医者もしくは看護士によって、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
50

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。

10

【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。

20

【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源スターは、収容ケース内で保持手段に保持され、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カプセル型内視鏡の電源供給用スイッチに対し、前記保持手段の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。

30

【0009】

また、請求項2の発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターは、上記発明において、前記保持手段は、互いの間に保持空間領域を形成し、前記保持空間領域内に前記カプセル型内視鏡を収容して保持する第1および第2の保持手段を有し、前記カプセル型内視鏡用電源スターは、前記第1および第2の保持手段のいずれか一方に係合して、前記保持手段を取り外し可能な係合手段を、備えることを特徴とする。

40

【0010】

また、請求項3の発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターは、上記発明において、前記磁性体の移動が可能な移動手段と、前記磁性体の移動を抑止する抑止手段と、をさらに備え、前記収容ケースに接触した時に、前記抑止手段による抑止が解除され、前記磁性体が移動手段によって前記電源供給用スイッチを電源供給状態に切り替え可能に移動することを特徴とする。

【0011】

また、請求項4の発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターは、上記発明において、前記磁性体は、前記カプセル型内視鏡を挟んで対向する少なくとも2つの磁性体からなることを特徴とする。

【0012】

50

また、請求項 5 の発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターは、上記発明において、前記カプセル型内視鏡の電源供給状態を確認可能な確認手段を、さらに備えることを特徴とする。

【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は、収容ケース内で保持手段に保持されたカプセル型内視鏡の電源供給用スイッチに、近づけた電源スターの磁性体が前記保持手段の外部から磁界を加え得ることを可能としたので、外部から磁界を加えるまではカプセル型内視鏡の各機能が駆動開始することが防止され、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。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下に、本発明にかかるカプセル型内視鏡用電源スターおよび収容ケースの実施の形態を図1～図27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。

【0015】

(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間でデータの入出を行なう携帯型記録媒体5とを備えている。

20

【0016】

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11と、密閉容器11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するLEDなどの複数の発光素子20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CCDやCMOSなどの固体撮像素子22(以下代表して、「CCD22」という)と、このCCD22に被写体の像を結像させる結像レンズ27と、このCCD22で取得した画像情報をRF信号に変調して送信するRF送信ユニット24と、RF信号の電波を放出する送信アンテナ部25と、電池29などの構成要素を備える。

30

【0017】

密閉容器11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11aと、筒形状の胴部カバー11b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11a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11a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11a1を有し、発光素子20からの照明光を密閉容器11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11a1は、固体撮像素子22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。

40

【0018】

また、胴部カバー11bは、先端カバー11a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11b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11bは、強度を確保するのに好ましいポリサルファンなどで形成され、後述する照明手段、撮像手

50

段および電池 29 を胸部に収容し、無線送信手段を後端部に収容している。

【0019】

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 11 の内部に、照明手段としての LED 20 および LED 20 の駆動状態を制御する LED 駆動回路 21 と、LED 20 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 27 を介して撮像する撮像手段としての CCD 22 および CCD 22 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の RF 送信ユニット 24 および送信アンテナ部 25 とを備えている。

【0020】

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、LED 20 によって照射された被検部位の画像データを CCD 22 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。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 26 に電力を供給する電池 29 を備えており、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。

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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。

【0024】

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には、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 が体腔内撮影中に自由に動作することが可能となる。

10

20

30

40

50

【0025】

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。以下に図4～図12を用いて、実施の形態1にかかる収容ケースを説明する。ここで、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り、図6は、図5に示した収容ケースの上面を示す上面図であり、図7は、同じく収容ケースの側面を示す側面図であり、図8は、図5に示した実施の形態1にかかる中蓋部の上面を示す上面図であり、図9は、同じく実施の形態1にかかる中蓋部の側面を示す側面図であり、図10は、図9に示した孔部の拡大したA-A断面を示す断面図であり、図11は、図5に示した収容ケースの上面を示す上面図であり、図12は、図11のB-B断面を示す断面図である。

【0026】

まず、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を内部に収容可能な外部収容部からなるプリスター・パック41と、プリスター・パック41内に備えられ、プリスター・パック41との間でカプセル型内視鏡2を保持する内部収容部からなる中蓋部42と、プリスター・パック41の上面に設けられて、プリスター・パック41の開口を閉塞する滅菌シート43とを備える。なお、プリスター・パック41と中蓋部42とは、本発明にかかる第1および第2の保持手段からなり、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。

【0027】

プリスター・パック41は、図6および図7に示すように、有底の円筒部41aと、この円筒部41aの開口上縁の一部に設けられた舌片形状の取手部41bと、この円筒部41aの開口上縁および取手部41bの外周に設けられた縁部41cと、円筒部41aの周面に設けられ、円筒部41aの内部から外部方向に突出した略半円柱形状の複数の突起部41dとを備える。

【0028】

この円筒部41aは、底面41eを有し、この底面41eは、円筒部41aの外周側に設けられた外側底面41e1と、この外側底面41e1の略中央部分に設けられた内側底面41e2とからなる。内側底面41e2は、所定半径の円盤形状に形成され、外側底面41e1は、内側底面41e2の位置から円筒部41aの外部（開口方向と逆方向）に向けて突出した底面からなり、下面が所定の幅を有する中空のドーナツ形状に形成されている。この外側底面41e1と内側底面41e2との間には、図7に示すように、高低差Dが生じている。また、内側底面41e2の中央部分には、内側底面41e2の位置から外側底面41e1方向に向けて窪んだ略半球形状の保持部41e3が設けられている。この保持部41e3は、カプセル型内視鏡2の胸部カバー11bを構成するドーム形状の後端部を保持するためのもので、内側には開口方向に向って十文字形状の突起部41e4が設けられ、線接触で保持された胸部カバー11bの後端部へ滅菌ガスが侵入して、この後端部全体をムラなく滅菌することを可能にしている。なお、この突起部41e4は、複数の突起で構成し、カプセル型内視鏡2の後端部をそれぞれ点接触で保持するように構成することも可能である。

【0029】

取手部41bは、上面が略三角形状の板状部材からなり、図5に示すように、後述する中蓋部42の取手部42bが当接可能に構成されている。縁部41cは、所定の幅を有し、円筒部41aの開口上縁および取手部41bの外周に、階段状に1段高く設けられ、取手部41bに当接した中蓋部42の取手部の動きを抑制している。また、この縁部41cの高さは、取手部41bに当接した中蓋部42の取手部42bや縁部42cの厚みと同等以上に構成されており、この中蓋部42がプリスター・パック41内に収容された状態で、縁部41cの上面に滅菌シート43の貼り付けを可能にしている。

【0030】

10

20

30

40

50

この突起部 4 1 d は、円筒部 4 1 a の長手方向に設けられた略半円柱形状の突起からなり、上端（円筒部 4 1 a の開口側）の径が最も大きく下端（底面 4 1 e 側）にいくにしたがって径が徐々に小さくなるように構成され、かつ同一形状の突起部 4 1 d が円筒部 4 1 a の長手方向に沿ってそれぞれが略等間隔に配置されている。この突起部 4 1 d は、上端が開口し、下端が半ドーム形状の底面を形成している。なお、この実施の形態では、円筒部 4 1 a の周面に 5 つの突起部 4 1 d がそれぞれ略等間隔に配置されている。

【 0 0 3 1 】

中蓋部 4 2 は、図 8 および図 9 に示すように、有底の円筒部 4 2 a と、この円筒部 4 2 a の開口上縁の一部に設けられた舌片形状の取手部 4 2 b と、この円筒部 4 1 a の開口上縁に取手部 4 2 b と連なるように設けられた縁部 4 2 c と、円筒部 4 2 a の内部から外部方向に突出した略半円柱形状の複数の突起部 4 2 d とを備える。

【 0 0 3 2 】

この円筒部 4 2 a は、図 8 ~ 図 1 2 に示すように、底面 4 2 e を有し、この底面 4 2 e の中央部分には、カプセル型内視鏡 2 を保持するための孔を有する突出部 4 2 e 1 が設けられている。この突出部 4 2 e 1 は、底面 4 2 e の位置から円筒部 4 2 a の内部（開口方向）に向けて突出した上面を有する略円筒の断面凸形状に形成されており、その内径は、カプセル型内視鏡 2 の外径より若干大きい内径で構成されている。この突出部 4 2 e 1 の内周には、突出部 4 2 e 1 の開口に向う長手方向に直線状の突起 4 2 e 2 が複数、この実施の形態では 4 つ形成されている。また、この突出部 4 2 e 1 の上面側には、段差部 4 2 e 3 が設けられており、この段差部 4 2 e 3 の内径は、突出部 4 2 e 1 の開口側の内径よりも、小さい径で構成されている。図 1 2 に示すように、中蓋部 4 2 がブリストーパック 4 1 内に収容された時に、この円筒部 4 2 a の突出部 4 2 e 1 を含む底面 4 2 e およびブリストーパック 4 1 の保持部 4 1 e 3 を含む内側底面 4 1 e 2 は、本発明にかかる保持空間領域 4 0 a を形成しており、カプセル型内視鏡 2 を収容して保持することを可能としている。

【 0 0 3 3 】

この実施の形態では、図 9、図 1 2 に示すように、突出部 4 2 e 1 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 が突起 4 2 e 2 および段差部 4 2 e 3 を含む突出部 4 2 e 1 の構成部分と非接触な状態になるように、突起 4 2 e 2 が密閉容器 1 1 の胴部カバー 1 1 b の一部を線接触で保持するとともに、段差部 4 2 e 3 の先端部が先端カバー 1 1 a の一部を線接触で保持するよう構成されている。なお、これら突起 4 2 e 2 は、突出部 4 2 e 1 の長手方向に直線状に形成させるものに限らず、たとえば突出部 4 2 e 1 に複数の突起部を設け、密閉容器 1 1 の胴部カバー 1 1 b の一部をそれぞれ点接触で保持するように構成することも可能である。

【 0 0 3 4 】

取手部 4 2 b は、上面が取手部 4 1 b より略小型の略三角形状の板状部材からなり、図 8、図 1 1 に示すように、円筒部 4 1 a の開口上縁に設けられた縁部 4 2 c と一緒に形成されている。この取手部 4 2 b は、中蓋部 4 2 がブリストーパック 4 1 内に収容された時に、ブリストーパック 4 1 の取手部 4 1 b と当接可能に構成されている。また、縁部 4 2 c は、円筒部 4 2 a の開口上縁に設けられ、中蓋部 4 2 がブリストーパック 4 1 内に収容された時に、ブリストーパック 4 1 の開口上縁に当接可能に構成されている。上述したように、これら取手部 4 2 b および縁部 4 2 c の厚みは、ブリストーパック 4 1 の縁部 4 1 c の厚み以下に構成されている。そして、この中蓋部 4 2 がブリストーパック 4 1 内に収容された時に、この縁部 4 1 c によって取手部 4 2 b の動きが取手部 4 1 b の幅の範囲に制限されるとともに、縁部 4 1 c の上面に滅菌シート 4 3 が貼り付けられると、これら取手部 4 2 b および縁部 4 2 c を含む中蓋部 4 2 全体が、ブリストーパック 4 1 内に収容された状態になる。

【 0 0 3 5 】

突起部 4 2 d は、円筒部 4 2 a の長手方向に設けられた略半円柱形状の突起からなり、

10

20

30

40

50

円筒部 4 2 a の長手方向に沿ってそれぞれが略等間隔に配置されている。この突起部 4 2 d は、上端が開口し、下端が半ドーム形状の底面を形成している。なお、この実施の形態では、円筒部 4 2 a の周面に 5 つの突起部 4 2 d がそれぞれ略等間隔に配置されている。これら突起部 4 2 d は、中蓋部 4 2 がプリスター・パック 4 1 内に収容されて取手部 4 1 b と 4 2 b が当接した状態で、それぞれがプリスター・パック 4 1 の突起部 4 1 d と対向しない位置で、かつ突起部 4 2 d の最突起部分が円筒部 4 1 a の内周面と接触可能に形成されて、プリスター・パック 4 1 内での中蓋部 4 2 のガタツキを防止している。

【 0 0 3 6 】

図 5、図 1 1、図 1 2 に示すように、プリスター・パック 4 1 の突起部 4 1 d 内周面と、中蓋部 4 2 の円筒部 4 2 a の外周面との間には、本発明にかかる空隙による通路 4 0 b が形成されており、滅菌シート 4 3 を介して外部から侵入した滅菌ガスの通過を可能にしている。また、この通路 4 0 b と保持空間領域 4 0 a とは互いに連通しており、通路 4 0 b を通った滅菌ガスが保持空間領域 4 0 a へ到達するのを可能にしている。

【 0 0 3 7 】

また、カプセル型内視鏡 2 は、図 1 3 に示すように、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 2 a を有しており、このリードスイッチ 2 a 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 LED 2 0 の点滅によって外部に知らしめる。このリードスイッチ 2 a は、カプセル型内視鏡 2 の長手方向の略中央部に設けられており、リードスイッチ 2 a から半径 r 内に、図示しない永久磁石が近づいて所定の磁力が加わると、オンして電源動作が可能な球形状の電源動作可能範囲 2 b を有している。この実施の形態では、たとえばプリスター・パック 4 1 の底面 4 1 e および中蓋部 4 2 の底面 4 2 e の直径は、この電源動作可能範囲 2 b の直径 2 r より長く構成されている。また、この実施の形態では、電源動作可能範囲 2 b は、カプセル型内視鏡 2 がプリスター・パック 4 1 の保持部 4 1 e 3 と中蓋部 4 2 の突出部 4 2 e 1 とに保持された時に、内側底面 4 1 e 2 と保持部 4 1 e 3 を含み、かつ外側底面 4 1 e 1 と内側底面 4 1 e 2 の高さの範囲内に設定されるとともに、突出部 4 2 e 1 を含み、かつ円筒部 4 2 a の高さの範囲内に設定されている。

【 0 0 3 8 】

そこで、使用時には、滅菌シート 4 3 を収容ケース 4 0 から剥離させ、中蓋部 4 2 の円筒部 4 2 a 内側に磁性体（磁石）を収納し、この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、透明または半透明の突出部 4 2 e 1 から LED 2 0 の点滅状態を確認することが可能となる。すなわち、突出部 4 2 e 1 は、カプセル型内視鏡 2 の保持および保護機能の他に、LED の点滅確認を容易にするための機能を有している。

【 0 0 3 9 】

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 LED 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 1 4、図 1 5 に示すようなカプセル型内視鏡用電源スターター（以下、単に「電源スターター」という）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 4 0 】

この電源スターター 5 1 は、上部に設けられた取手部 5 1 a と、下部に設けられた円筒形状の円筒部 5 1 b とから構成され、これら取手部 5 1 a と円筒部 5 1 b とは一体的に形成されている。また、この円筒部 5 1 b の長手方向には、取手部 5 1 a の中央部分に貫通する本発明にかかる確認手段としての穴部 5 1 c が設けられている。

【 0 0 4 1 】

取手部 5 1 a は、図 1 4、図 1 5 に示すように、上面が略楕円形状に、かつ側面が略台形形状に構成されている。また、円筒部 5 1 b は、底面 5 1 d の内壁側に磁性体 5 1 e が内設されている。図 1 6 は、電源スターター 5 1 を取り付けた状態での図 1 1 の B - B 断

10

20

30

40

50

面を示す断面図である。図16において、穴部51cは、底面51d側の径が中蓋部42の突出部42e1の径よりも若干大きく形成され、かつ穴部51cの途中から上方に向って、この穴部51cの径はテーパー形状に大きく形成されている。また、この穴部の長さは、中蓋部42の突出部42e1の長さよりも長く構成されている。したがって、滅菌シート43が収容ケース40から剥離されると、電源スターター51が中蓋部42の上面側から突出部42e1全体を覆うように係合することが可能となる。なお、この穴部51cの径が上方でテーパー状に大きくなっているのは、カプセル型内視鏡2のLED20が点灯した際に、その確認を容易にするためである。また、逆にこの穴部51cの径を上方でテーパー状に小さくなるように構成し、かつ電源スターター51をたとえば黒っぽい色で形成して、作業者が穴部51cの開口からLED20の点灯を容易に認識することも可能となる。

10

【0042】

円筒部51bの外径（直径）は、たとえばリードスイッチ2aの電源動作可能範囲2bの直径2rよりも小さく形成されており、この円筒部51b内に設けられた磁性体51eは、たとえば円筒部51bの内壁と同様に湾曲した所定の大きさの四角形状の磁石から形成されている。この磁性体51eは、電源スターター51が中蓋部42の突出部42e1を覆うように係合すると、電源動作可能範囲2b内に入り、磁性体51eの磁界によってリードスイッチ2aをオン状態にし、穴部51cからLED20の点灯状態を確認することが可能となる。

【0043】

次に、図3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26の回路構成を、図17の回路図を用いて説明する。図17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電源供給用スイッチとしてのリードスイッチ2aと、ラッチ回路を構成するフリップフロップ26b, 26cと、フリップフロップ26b, 26c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）26d, 26eとを備える。リードスイッチ2a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2a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。

20

【0044】

すなわち、外部から磁界が加わると、リードスイッチ2a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2a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。

30

【0045】

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2a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。

40

【0046】

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

50

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、FET 26e は、2 回目の磁界印加によるリードスイッチ 2a 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 2a 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、FET 26d, 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、LED 20、CCD 22 および RF 送信ユニット 24 全てが駆動可能になるようになるのが好ましい。

10

【0047】

上記の動作を行わせるためには、図 18 に示すように、リードスイッチ 2a が、磁性体 51e から発生する磁界 E 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 2a に及ばず、リードスイッチ 2a 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、突出部 42e1 にカプセル型内視鏡 2 が保持された状態で、電源スター - 51 をカプセル型内視鏡 2 の円周方向に最大 90 度回転させれば、必ずリードスイッチ 2a が磁界 E を切る状態となるので、磁性体 51e の磁力がリードスイッチ 2a に及んでリードスイッチ 2a が電源供給状態になり、LED 20 を点灯させることができる。

【0048】

次に、カプセル型内視鏡 2 の電源供給開始動作を、図 19 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 43 を図 5 に示すように、剥離して (ステップ 101)、電源スター - 51 を中蓋部 42 に挿入して突出部 42e1 に取り付ける (ステップ 102)。次に、この取り付け状態において、看護士などの作業者が電源スター - 51 の取手部 51a を摘んで、電源スター - 51 をカプセル型内視鏡 2 の円周方向に最大 90 度回転させて、カプセル型内視鏡 2 のリードスイッチ 2a に磁界を加える (ステップ 103)。このように、電源スター - 51 によってリードスイッチ 2a に磁界が加わると、リードスイッチ 2a 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 LED 20 の点灯を初め、CCD 22 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)。作業者は、LED 20 の点灯を穴部 51c の開口から確認することができる。

20

【0049】

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を、カプセル型内視鏡を保持させた中蓋部に取り付けて、中蓋部の外側から磁性体で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。

30

【0050】

(実施の形態 2)

40

図 20 は、実施の形態 2 にかかる電源スターを取り付けた状態での図 11 の B-B 断面を示す断面図である。図 20 において、この実施の形態では、電源スター - 51 の円筒部 51b の対向する位置に複数 (実施の形態では 2 つ) の磁性体 52a, 52b を配置する。これら磁性体 52a, 52b は、実施の形態 1 に示した磁性体 51e より厚さが薄く、磁力の弱い、たとえば磁力が半分程度の磁性体を用いる。

【0051】

この実施の形態では、図 21 に示すように、上記の LED 20、CCD 22 および RF 送信ユニット 24 の駆動が可能なように電力を供給するために、図 18 に示すように、リードスイッチ 2a が、磁性体 52a, 52b から発生する磁界 Ea, Eb を切るように構成する。このため、磁性体 52a, 52b の極性は、同じ方向、たとえば中蓋部 42 の底

50

面42e側がN極で、上方がS極に設定することで、磁性体52a, 52bからは、同じ方向の磁界Ea, Ebが常に発生する。そこで、電源スター51をカプセル型内視鏡2の円周方向に最大90度回転させれば、必ずリードスイッチ2aが磁界Ea, Ebを切る状態となるので、磁性体52a, 52bの磁力がリードスイッチ2aに及んでリードスイッチ2aが電源供給状態になり、LED20を点灯させることができる。なお、磁性体の数は、実施の形態の2個に限らず、4個以上であっても良い。

【0052】

このように、この実施の形態では、電源スターの円筒部の対向する位置に複数の磁性体を配置し、かつリードスイッチに加わる磁界の方向を同一方向にしたので、実施の形態1と同様の効果を得られるとともに、実施の形態1の電源スターに用いた磁性体よりも小さい磁性体を用いることができ、電源スター全体の小型化を図ることができる。
10

【0053】

(実施の形態3)

図22は、実施の形態3にかかる電源スターを取り付けた状態での図11のB-B断面を示す断面図である。なお、図22および以下の図23では、磁性体の記載を省略する。図22において、中蓋部42は、円筒部42aの底面42e側端部に溝42fを設ける。この溝42fは、無端形状の断面コ字型の1つの横溝を形成している。また、電源スター51は、円筒部51bの底面51d側端部に突起51fを設ける。この突起51fは、上記溝42fに係合可能に形成された無端形状の断面D字型の1つの突起を形成している。なお、この溝42fと突起51fは、本発明にかかる係合手段を構成している。
20

【0054】

中蓋部42は、上述したごとく柔軟性のあるポリプロピレンの材質で薄肉に形成されているので、電源スター51を取り付ける際に突起51fが接触すると、接触部分が外側方向に変形して、この突起51fが溝42fに係合するのを可能にしている。また、突起51fは断面がD字型に形成され、溝42fは断面がコ字型に形成されており、突起51fが溝42fに係合した場合に、若干のガタツキを持って構成されているので、容易に電源スター51をカプセル型内視鏡2の円周方向に回転させることができ、カプセル型内視鏡2の取り出しの際には、作業者が電源スター51をブリストーパック41内から取り出せば、係合した中蓋部42とともにカプセル型内視鏡2を取り出すことができる。
30

【0055】

このように、この実施の形態では、中蓋部に溝部を設け、電源スターにこの溝に係合する突起を設けたので、実施の形態1と同様の効果を奏すとともに、中蓋部に伴ってカプセル型内視鏡を容易に収容ケースから取り出すことができる。

【0056】

図23は、ブリストーパック41、中蓋部42および電源スター51のその他の変形例1を説明するためのもので、電源スターを取り付ける際の図11のB-B断面を示す断面図である。図23において、ブリストーパック41の底面41eには、複数の突起41e5, 41e5が所定箇所に設けられており、中蓋部42の底面42eには、この突起41e5, 41e5に嵌合する孔を有する突起42g, 42gが設けられている。使用前の状態では、この突起同士が嵌合して中蓋部42をブリストーパック41内に固定している。
40

【0057】

電源スター51の底面51d側の円筒部51bには、中蓋部42の突起42g, 42gの挿入が可能な溝51g, 51gが上方向に向けて設けられている。この溝51g, 51gの両端は、高さが異なって構成されており、一端は突起42g, 42gの高さと略同一に、他端は突起42g, 42gの高さより低く、たとえば半分程度に構成されている。また、この溝51g, 51gの長さは、電源スター51をカプセル型内視鏡2の円周方向に最大90度回転させることができる長さに構成されている。
50

【0058】

この構成において、電源スターター51を中蓋部42内に挿入し、溝51g, 51gに中蓋部42の突起42g, 42gを係合させる。次いで、電源スターター51をカプセル型内視鏡2の円周方向(反時計方向)に回転させることで、上記実施の形態と同様に、図示しないリードスイッチが電源供給状態になる。さらに、この回転に伴って、突起42g, 42gが接触する位置での溝51g, 51gの高さが低くなつて突起42g, 42gを下方につぶすように変形させて、突起41e5, 41e5との嵌合状態を解除することとなつて、中蓋部42がブリストーパック41から取り外し可能となる。

【0059】

このように、この変形例1では、ブリストーパックと中蓋部に、互いに嵌合する突起を設け、かつ電源スターターに上記嵌合を解除する溝を設けたので、実施の形態1と同様の効果を奏するとともに、電源スターターによってブリストーパックと中蓋部の嵌合を容易に解除することができるので、中蓋部に伴つてカプセル型内視鏡を容易に収容ケースから取り出すことができる。

【0060】

図24は、電源スターターのその他の変形例2を説明するためのもので、電源スターターの側面を示す側面図である。図24において、電源スターター51の底面51d側の円筒部51bには、磁性体51h2を移動可能に保持する溝51h1と、この磁性体51h2を抑止するための爪部51h3とが設けられている。この溝51h1は、磁性体51h2を抑止する基端が取手部51a側で高く、終端が底面51d側で低く構成されている。また、この溝51h1の長さは、磁性体51h2をカプセル型内視鏡2の円周方向に最大90度回転させることができるとともに、構成されている。なお、溝51h1は、本発明にかかる移動手段を、また爪部51h3は、本発明にかかる抑止手段をそれぞれ構成している。

【0061】

この爪部51h3は、溝51h1の基端側の円筒部51bに設けられ、通常は溝51h1の基端側に磁性体51h2を抑止するよう構成され、たとえば図22に示したような中蓋部42内に挿入された時に、爪部51h3の一端がこの円筒部51bに当接して、他端が図中の矢印方向に移動してこの磁性体51h2の抑止状態を解除するよう構成されている。この抑止状態が解除されると、磁性体51h2は、引力によって自然に溝51h1内を摺動して終端側に移動する。なお、この溝51h1における磁性体51h2との接触面は、磁性体51h2の移動が可能なように、摩擦の少ない処理が施されていることが好ましい。

【0062】

このように、この変形例2では、電源スターターに磁性体を移動可能に保持する溝と磁性体を抑止するための爪部とを設け、電源スターターが中蓋部に挿入された時に円筒部によって爪部の抑止状態が解除され、磁性体が自然に溝内を移動してカプセル型内視鏡2の円周方向に最大90度回転させることができるので、電源スターターを回転せることなく、実施の形態1と同様に、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。

【0063】

図25および図26は、中蓋部と電源スターターのその他の変形例3を説明するためのもので、図25は、変形例3にかかる中蓋部の上面を示す上面図で、図26は、電源スターターを取り付けた状態での図25のF-F断面を示す断面図である。これらの図において、中蓋部42の円筒部42aの底面42e側には、段部42hが設けられている。この段部42hは、円筒部42aの内周に沿つて270度の範囲で帯状に設けられている。

【0064】

また、電源スターター51の円筒部51bの底面51d側には、突起51iが設けられており、電源スターター51が中蓋部42内に挿入された時に、この突起51iが中蓋部

10

20

30

40

50

4 2 の段部 4 2 h がない位置では、中蓋部 4 2 の底面 4 2 e 全体と電源スターター 5 1 の底面 5 1 d 全体の接触を可能にし、この状態で電源スターター 5 1 をカプセル型内視鏡 2 の円周方向に最大 90 度回転させることができるように構成されている。

【 0 0 6 5 】

このように、この変形例 3 では、中蓋部に段部を設けるとともに、電源スターターに上記段部によって回転を制限される突起を設けたので、作業者が中蓋部内に挿入された電源スターターを正確に 90 度回すことができ、これにより実施の形態 1 と同様に、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。

【 0 0 6 6 】

図 27 は、変形例 4 にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターを取り付けた状態での図 11 の B - B 断面を示す断面図である。図 27において、この変形例では、電源スターター 5 1 の穴部 5 1 c のテーパー部分に、穴部 5 1 c とともに本発明にかかる確認手段を構成する反射鏡 5 1 j を設け、点灯された LED からの光を穴部 5 1 c 上方に反射させるように構成する。なお、この変形例では、たとえば穴部 5 1 c のテーパー部分を表面処理して、反射鏡のように光が反射できるように形成することも可能である。

【 0 0 6 7 】

このように、この変形例 4 では、穴部内に反射鏡を設け、LED の点灯を上方に反射させるように構成したので、LED の点灯を作業者の目視によって容易に確認することができ、LED 点灯の確認のための視覚性を向上させることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 8 】

【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。

【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】図 5 に示した収容ケースの上面を示す上面図である。

【図 7】同じく、収容ケースの側面を示す側面図である。

【図 8】図 5 に示した実施の形態 1 にかかる中蓋部の上面を示す上面図である。

【図 9】同じく、実施の形態 1 にかかる中蓋部の側面を示す側面図である。

【図 10】図 9 に示した孔部の拡大した A - A 断面を示す断面図である。

【図 11】図 5 に示した収容ケースの上面を示す上面図である。

【図 12】図 11 の B - B 断面を示す断面図である。

【図 13】電源動作可能範囲を説明するための図 11 と同様の断面図である。

【図 14】実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターの上面を示す上面図である。

【図 15】同じく、カプセル型内視鏡用電源スターターの側面を示す側面図である。

【図 16】実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターを取り付けた状態での図 11 の B - B 断面を示す断面図である。

【図 17】図 3 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示す回路図である。

【図 18】図 16 に示した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 19】図 17 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 20】実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターを取り付けた状態での図 11 の B - B 断面を示す断面図である。

10

20

30

40

50

【図21】図20に示した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22】実施の形態3にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターを取り付けた状態での図11のB-B断面を示す断面図である。

【図23】変形例1にかかる電源スターターを取り付ける際の図11のB-B断面を示す断面図である。

【図24】変形例2にかかる電源スターターの側面を示す側面図である。

【図25】変形例3にかかる中蓋部の上面を示す上面図である。

【図26】電源スターターを取り付けた状態での図25のF-F断面を示す断面図である。

10

【図27】変形例4にかかるカプセル型内視鏡用電源スターターを取り付けた状態での図11のB-B断面を示す断面図である。

【符号の説明】

【0069】

1 被検体

2 カプセル型内視鏡

2 a リードスイッチ

2 b 電源動作可能範囲

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 脳部カバー

2 0 発光素子(LED)

2 1 LED駆動回路

2 2 固体撮像素子

2 3 CCD駆動回路

2 4 RF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 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

3 2 外部装置

4 0 収容ケース

4 0 a 保持空間領域

4 0 b 通路

30

4 1 ブリストーパック

4 1 a , 4 2 a , 5 1 b 円筒部

4 1 b , 4 2 b , 5 1 a 取手部

4 1 c , 4 2 c 縁部

4 1 d , 4 2 d , 4 1 e 4 突起部

4 1 e , 4 2 e 底面

4 1 e 1 外側底面

4 1 e 2 内側底面

4 1 e 3 保持部

4 1 e 5 , 4 2 e 2 , 4 2 g , 5 1 f , 5 1 i 突起

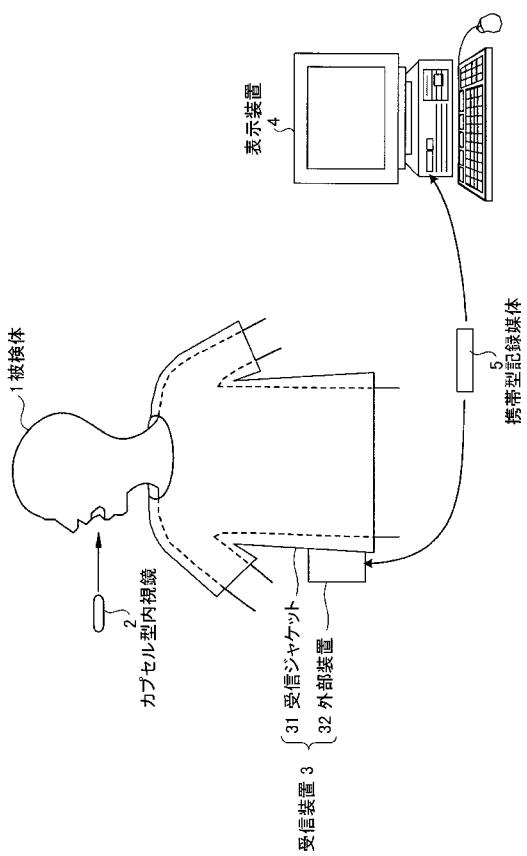
40

50

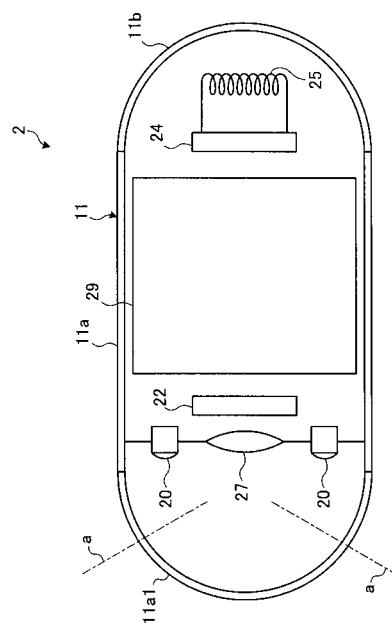
4 2 中蓋部
 4 2 e 1 突出部
 4 2 e 3 段差部
 4 2 f , 5 1 g , 5 1 h 1 溝
 4 2 h 段部
 4 3 滅菌シート
 5 1 電源スター
 5 1 c 穴部
 5 1 d 底面
 5 1 e , 5 1 h 2 , 5 2 a , 5 2 b 磁性体
 5 1 j 反射鏡
 5 1 h 3 爪部

10

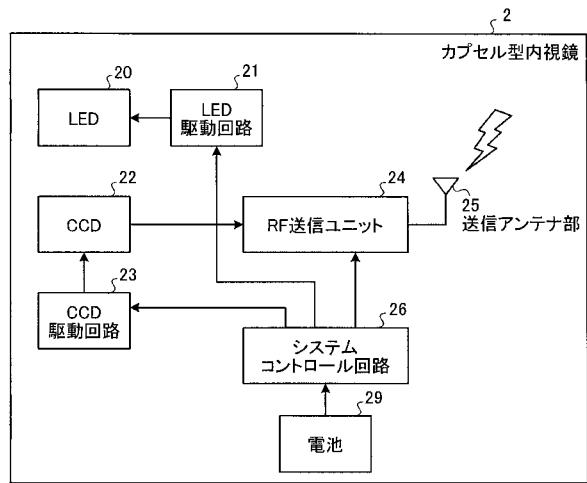
【図1】



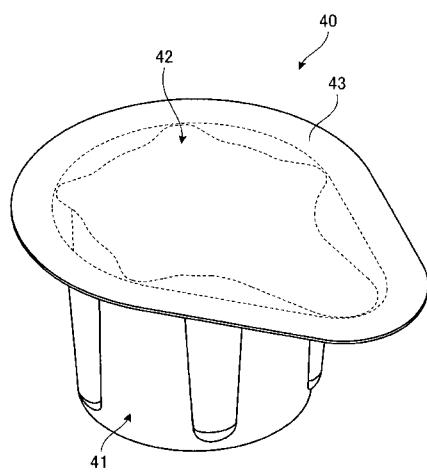
【図2】



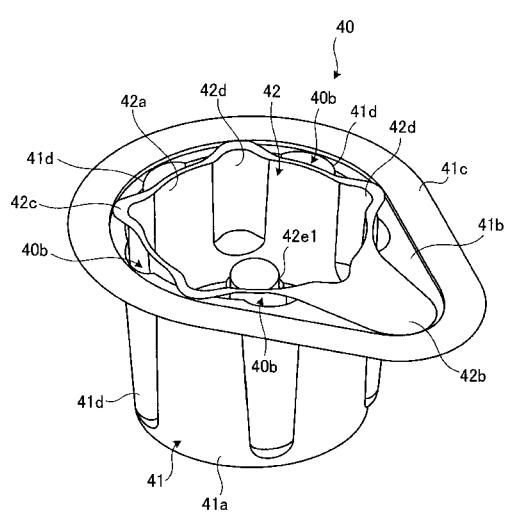
【図3】



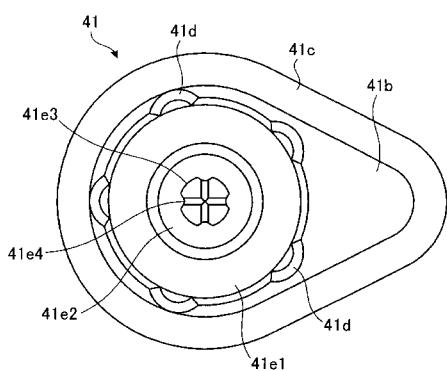
【図4】



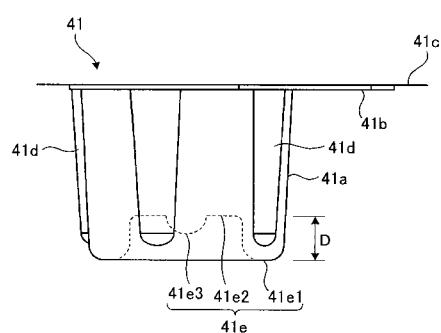
【図5】



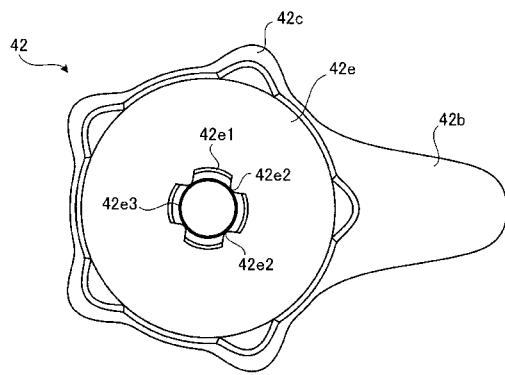
【図6】



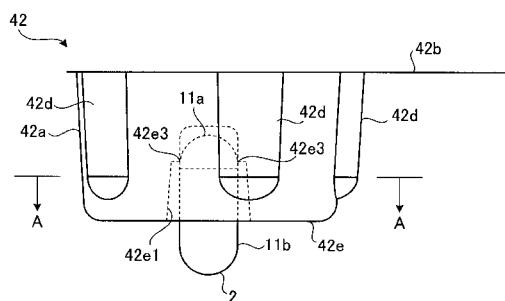
【図7】



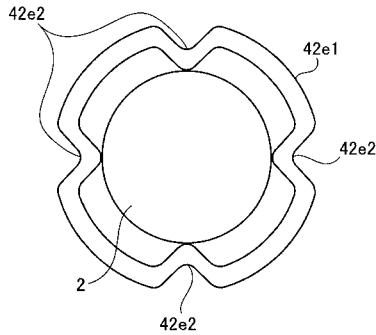
【図8】



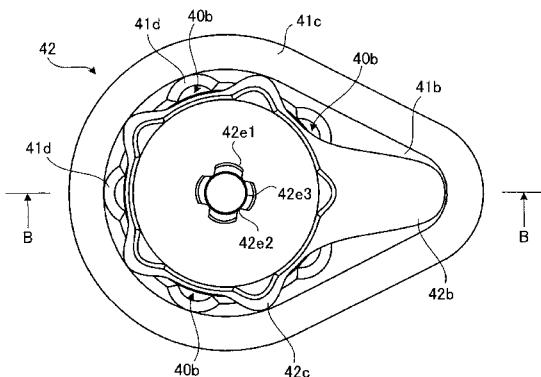
【図9】



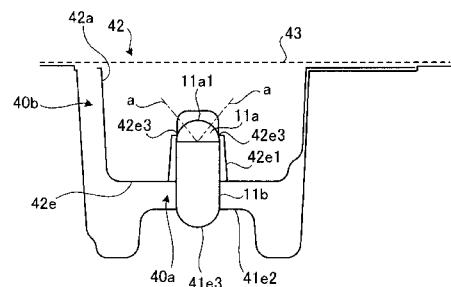
【図10】



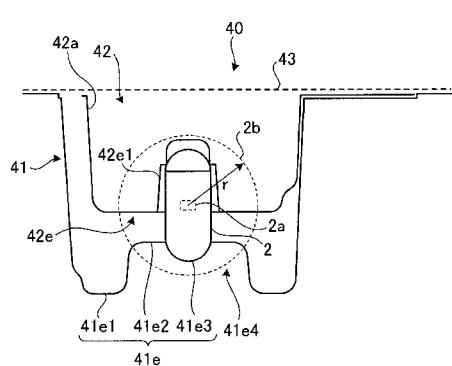
【図11】



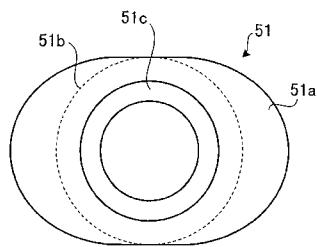
【図12】



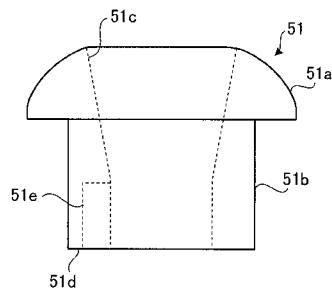
【図13】



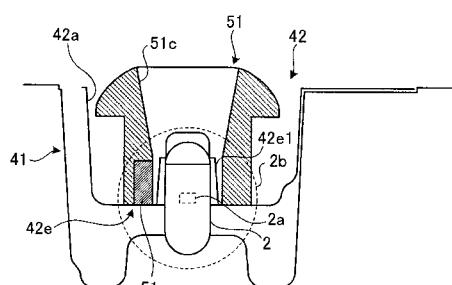
【図14】



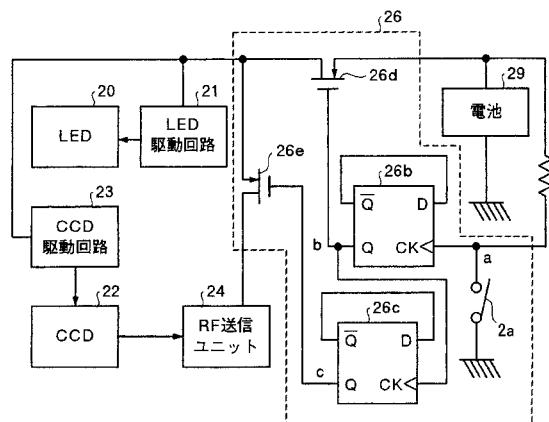
【図15】



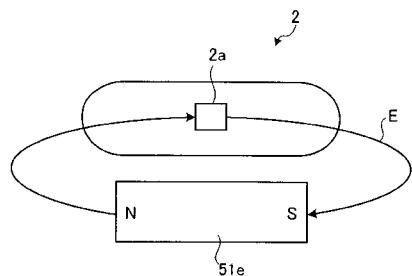
【図16】



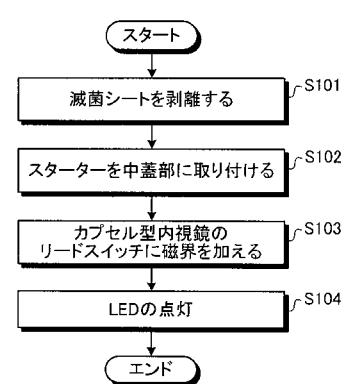
【図17】



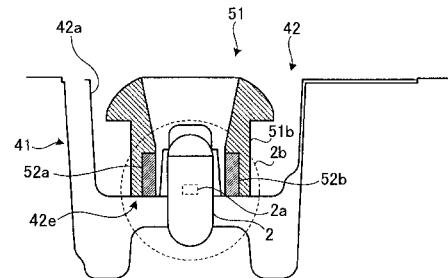
【図18】



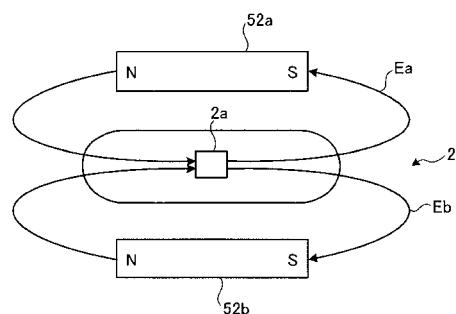
【図19】



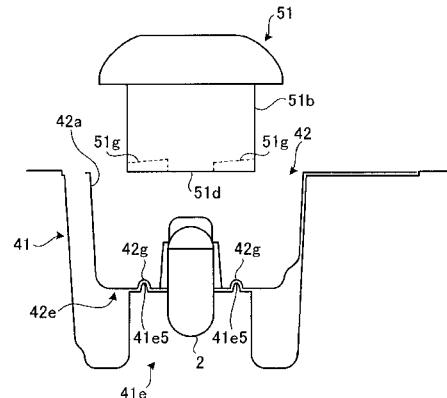
【図20】



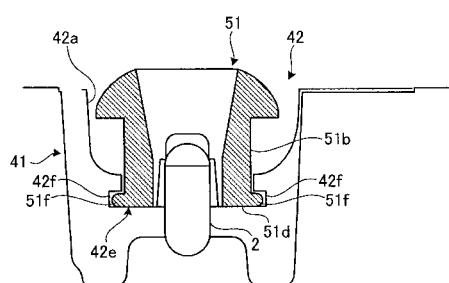
【図21】



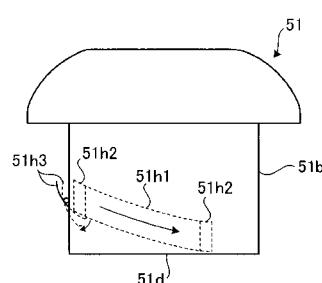
【図23】



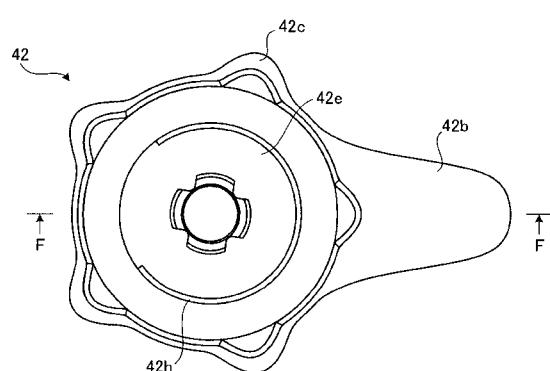
【図22】



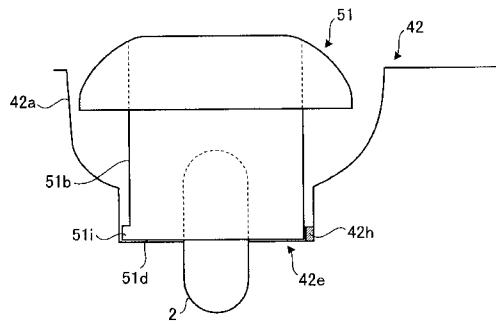
【図24】



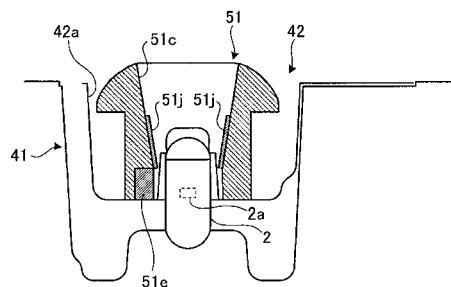
【図25】



【図26】



【図27】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2006223473A5	公开(公告)日	2007-03-01
申请号	JP2005039508	申请日	2005-02-16
[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	瀬川英建		
发明人	瀬川 英建		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00036 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/00144 A61B1/041 A61B1/0684 A61B5/073 A61B2560/0209		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.320.B A61B5/07		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA03 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/GG11 4C061/JJ19 4C061/UU06 4C161/AA01 4C161/AA03 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/GG11 4C161/GG13 4C161/GG28 4C161/JJ19 4C161/UU06		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2006223473A JP4546278B2		

摘要(译)

要解决的问题：通过使胶囊内窥镜的每个功能的驱动能够在任意时刻开始来抑制胶囊内窥镜中累积的功耗。具有磁性体(51e)的电源启动器(51)被安装在内盖部(42)上，并打开了灭菌片(43)，磁性体(51e)从内盖部(42)的外侧(内盖部内侧)放置。通过向胶囊型内窥镜2施加磁场，可以防止在施加外部磁场之前胶囊型内窥镜2的各功能开始被驱动。[选择图]图16