

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/108306

発行日 平成25年6月24日(2013.6.24)

(43) 国際公開日 平成23年9月9日(2011.9.9)

(51) Int.Cl. F 1 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 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

出願番号	特願2011-533896 (P2011-533896)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/051270	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(22) 国際出願日	平成23年1月25日(2011.1.25)	(72) 発明者	高橋 正樹 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第4897120号 (P4897120)	(72) 発明者	河野 宏尚 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成24年3月14日(2012.3.14)	Fターム(参考)	4C161 AA01 AA04 BB02 BB05 CC06 DD07 FF41 GG13 GG28 HH51 JJ17
(31) 優先権主張番号	特願2010-49813 (P2010-49813)		
(32) 優先日	平成22年3月5日(2010.3.5)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

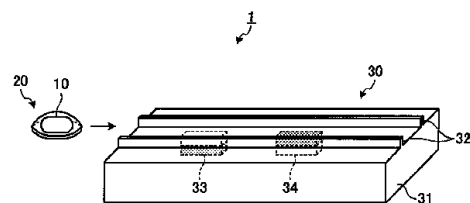
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡起動システム

(57) 【要約】

カプセル型筐体と、カプセル型筐体内部に設けられ、カプセル型筐体の長手方向と直交する方向の磁界を検出する磁界検出部とを有し、磁界検出部が閾値以上の磁界を検出した場合に起動するカプセル型内視鏡と、カプセル型内視鏡を収納するカプセル収容ケースと、カプセル収容ケースを平面上で移動させる経路が形成された経路部と、経路に沿って所定間隔で配置され、カプセル収容ケースが経路を移動する方向に対して垂直な方向に磁界を発するとともに、互いの磁化方向が異なるように配置される複数の磁石を有する起動用磁界発生部と、長手方向の中心軸方向および磁界検出部が検出する磁界の方向とそれぞれ直交する磁化方向を有する磁界応答部と、を備える。

[図1]



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カプセル型筐体と、該カプセル型筐体内部に設けられ、前記カプセル型筐体の長手方向と直交する方向の磁界を検出する磁界検出部とを有し、前記磁界検出部が閾値以上の磁界を検出した場合に起動するカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡を収納するカプセル収容ケースと、

前記カプセル収容ケースを平面上で移動させる経路が形成された経路部と、

前記経路に沿って所定間隔で配置され、前記カプセル収容ケースが前記経路を移動する方向に対して垂直な方向に磁界を発するとともに、互いの磁化方向が異なるように配置される複数の磁石を有する起動用磁界発生部と、

前記長手方向の中心軸方向および前記磁界検出部が検出する磁界の方向とそれぞれ直交する磁化方向を有する磁界応答部と、

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡起動システム。

【請求項 2】

前記磁界応答部は、前記カプセル型内視鏡の内部に配置され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起動システム。

【請求項 3】

前記カプセル収容ケースは、前記カプセル型内視鏡を前記長手方向の中心軸の周りに回転可能に支持する第 1 の支持部を有す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起動システム。

【請求項 4】

前記カプセル収容ケースは、前記カプセル型内視鏡の側面を支持する第 2 の支持部を有す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起動システム。

【請求項 5】

前記第 2 の支持部は、前記カプセル型内視鏡を支持した場合に、前記カプセル型内視鏡の中心軸と平行な軸の周りに回転可能であることを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル型内視鏡起動システム。

【請求項 6】

前記複数の磁石は、互いの磁化方向によってなす角度が 90° 以上となるように配置され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起動システム。

【請求項 7】

前記カプセル型内視鏡を固定して収納する前記カプセル収容ケースを回転可能に支持する回転支持部を有し、前記経路に沿って移動可能な回転装置を備え、

前記回転支持部の回転軸は前記長手方向の中心軸と一致す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起動システム。

【請求項 8】

前記磁界応答部は、前記カプセル型内視鏡の内部に配置されることを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型内視鏡起動システム。

【請求項 9】

前記回転装置は、前記カプセル収容ケースを保持する保持部を有し、

前記磁界応答部は、前記保持部に配置されることを特徴とする請求項 7 に記載のカプセル型内視鏡起動システム。

【請求項 10】

前記複数の磁石は、前記経路を含む平面の該経路に対して一方の側に位置す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起動システム。

【請求項 11】

前記カプセル収容ケースを前記経路に沿って移動させる移動手段と、

前記移動手段の動作を制御する制御部と、

を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡起動システム。

【請求項 12】

前記制御部は、前記移動手段による前記カプセル収容ケースの移動速度を制御すること
を特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡起動システム。

【請求項 13】

前記カプセル収容ケースは、滅菌ガスが透過可能な性質を有する材料で形成される蓋を
有す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起動システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カプセル型内視鏡の内部に配設されたリードスイッチに磁界を印加すること
によって、カプセル型内視鏡の駆動状態をオフ状態からオン状態に切り替えるカプセル型
内視鏡起動システムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野においては、飲込み型のカプセル型内視鏡が提案されている。この
カプセル型内視鏡には、撮像機能と無線通信機能とが設けられている。カプセル型内視鏡
は、観察（検査）のために被検体（人体）の口から飲込まれた後、自然排出されるまでの
間、体腔内、例えば胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、順次撮像
する機能を有する。

【0003】

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、外部に設けられたメモリに蓄積される。被検体は、無線
通信機能とメモリ機能とを備えた受信装置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に渡って、自由に行動できる。カプセル型内視鏡が排出
された後、医者もしくは看護師においては、メモリに蓄積された画像データに基づいて臓
器の画像をディスプレイに表示させて診断を行うことができる。

20

【0004】

このようなカプセル型内視鏡では、電源から各機能実行部への電源投入の際、外部から
の磁界によって作用するリードスイッチを用いることがある。一般的に既存のリードスイ
ッチは、2本の磁性体リードが所定間隔で相対して配置され、外部からリードの軸方向に
磁界が印加されることによってリード同士が引き合って接触し、回路間を電氣的に導通さ
せるものである。また逆に、外部からリードの軸方向に磁界が印加されることによってリ
ード同士が離間して回路間を開放し、磁界が印加されていない場合に電氣的な導通が可能
なものもある。したがって、このリードスイッチを用いて電源のオンオフを切り替えるに
は、磁界の方向とリードスイッチのリードの軸方向とを一致させる必要がある。

30

【0005】

上述したスイッチを有するカプセル型内視鏡を実現するため、外部磁場によってオンオ
フしてカプセル型内視鏡の駆動を制御するリードスイッチを内部に備えたカプセル型内視
鏡が、この外部磁場を発生する永久磁石を含むカプセル収容ケースに収容された構成が提
案されている（例えば、特許文献 1 参照）。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
場の強度が所定の強度より低下することによってオンする構造を有する。このため、カプ
セル収容ケース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カプセル収容ケース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。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2005 - 95433 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献 1 に示すカプセル型内視鏡を駆動させる構成は、リードスイッチが指向性を有するため、所定方向から磁界を印加させる必要がある。そのため、カプセル型内視鏡をカプセル収容ケースに収める工程において、カプセル型内視鏡の向きを規定してカプセル収容ケースに収容する必要がある、作業工程が煩雑で組み立てに時間を要してしまうという問題があった。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型内視鏡の向きを規定してカプセル収容ケースに収容する必要がなく、作業工程を簡略化することが可能なカプセル型内視鏡起動システムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明は、カプセル型筐体と、該カプセル型筐体内部に設けられ、前記カプセル型筐体の長手方向と直交する方向の磁界を検出する磁界検出部とを有し、前記磁界検出部が閾値以上の磁界を検出した場合に起動するカプセル型内視鏡と、前記カプセル型内視鏡を収納するカプセル収容ケースと、前記カプセル収容ケースを平面上で移動させる経路が形成された経路部と、前記経路に沿って所定間隔で配置され、前記カプセル収容ケースが前記経路を移動する方向に対して垂直な方向に磁界を発するとともに、互いの磁化方向が異なるように配置される複数の磁石を有する起動用磁界発生部と、前記長手方向の中心軸方向および前記磁界検出部が検出する磁界の方向とそれぞれ直交する磁化方向を有する磁界応答部と、を備えたことを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記磁界応答部は、前記カプセル型内視鏡の内部に配置されることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記カプセル収容ケースは、前記カプセル型内視鏡を前記長手方向の中心軸の周りに回転可能に支持する第 1 の支持部を有することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記カプセル収容ケースは、前記カプセル型内視鏡の側面を支持する第 2 の支持部を有することを特徴とする。

30

【 0 0 1 3 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記第 2 の支持部は、前記カプセル型内視鏡を支持した場合に、前記カプセル型内視鏡の中心軸と平行な軸の周りに回転可能であることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記複数の磁石は、互いの磁化方向によってなす角度が 90° 以上となるように配置されることを特徴とする。

40

【 0 0 1 5 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記カプセル型内視鏡を固定して収納する前記カプセル収容ケースを回転可能に支持する回転支持部を有し、前記経路に沿って移動可能な回転装置を備え、前記回転支持部の回転軸は前記長手方向の中心軸と一致することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記磁界応答部は、前記カプセル型内視鏡の内部に配置されることを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記回

50

転装置は、前記カプセル収容ケースを保持する保持部を有し、前記磁界応答部は、前記保持部に配置されることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記複数の磁石は、前記経路を含む平面の該経路に対して一方の側に位置することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記カプセル収容ケースを前記経路に沿って移動させる移動手段と、前記移動手段の動作を制御する制御部と、を備えたことを特徴とする。

10

【 0 0 2 0 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記制御部は、前記移動手段による前記カプセル収容ケースの移動速度を制御することを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、上記の発明において、前記カプセル収容ケースは、滅菌ガスが透過可能な性質を有する材料で形成される蓋を有することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、カプセル型内視鏡の長軸と同一の摺動方向に対して異なる磁界を発する起動用磁界発生部が与える磁界によって、長軸と直交する磁界応答部がカプセル型内視鏡またはカプセル型内視鏡を収容するカプセル収容ケースを回転させ、長軸と磁界応答部の磁界方向とに直交する磁界を検出する磁界検出部が磁界を検出することによってカプセル型内視鏡のスイッチをオンするようにしたので、カプセル型内視鏡の向きを規定することなくカプセル収容ケースに収容することができ、作業工程を簡略化することが可能となるという効果を奏する。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

30

【 図 2 】 図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡の一構成例を示す断面模式図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡の情報取得システムを示す模式図である。

【 図 4 】 図 4 は、本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル収容ケースを示す斜視図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 4 に示すカプセル収容ケースを上方から見た平面図である。

【 図 6 】 図 6 は、図 5 に示すカプセル収容ケースにカプセル型内視鏡を収容した場合を示す平面図である。

【 図 7 】 図 7 は、図 6 に示すカプセル収容ケースの A - A 線を切断面とする部分断面図である。

40

【 図 8 A 】 図 8 A は、カプセル型内視鏡の回転および起動を説明するための図である。

【 図 8 B 】 図 8 B は、カプセル型内視鏡の回転および起動を説明するための図である。

【 図 8 C 】 図 8 C は、カプセル型内視鏡の回転および起動を説明するための図である。

【 図 8 D 】 図 8 D は、カプセル型内視鏡の回転および起動を説明するための図である。

【 図 9 】 図 9 は、カプセル型内視鏡の位置と、カプセル型内視鏡の長軸に対して垂直方向にかかる磁界強度の絶対値との関係を示すグラフである。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、検出開始位置、回転開始位置および検出限界位置と、磁界検出部および永久磁石との距離関係を示す模式図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、図 1 0 に示す距離関係の他の例を示す模式図である。

50

【図 1 2】図 1 2 は、図 1 0 に示す距離関係の他の例を示す模式図である。

【図 1 3】図 1 3 は、カプセル型内視鏡の位置と、カプセル型内視鏡の長軸に対して垂直方向にかかる磁界強度の絶対値との関係を示すグラフである。

【図 1 4】図 1 4 は、図 1 0 に示す距離関係の他の例を示す模式図である。

【図 1 5】図 1 5 は、図 1 0 に示す距離関係の他の例を示す模式図である。

【図 1 6】図 1 6 は、本実施の形態 1 の変形例であるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

【図 1 7】図 1 7 は、本発明の実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本実施の形態 2 の変形例 1 であるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

【図 1 9】図 1 9 は、図 1 8 に示すカプセル型内視鏡起動システムの矢視 A 方向の平面図である。

【図 2 0】図 2 0 は、本実施の形態 2 の変形例 2 であるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

【図 2 1】図 2 1 は、図 2 0 に示すカプセル型内視鏡起動システムの矢視 B 方向の平面図である。

【図 2 2】図 2 2 は、本発明にかかるカプセル型内視鏡起動システムの第 2 支持部の変形例を模式的に示す斜視図である。

【図 2 3】図 2 3 は、本発明の実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

【図 2 4】図 2 4 は、図 2 3 に示す回転装置の各支柱の長軸を通過する平面の断面図である。

【図 2 5】図 2 5 は、図 2 4 に示す断面図において、カプセル型内視鏡を収容したカプセル収容ケースを載置した状態を示す部分断面図である。

【図 2 6】図 2 6 は、本実施の形態 3 にかかる回転装置の変形例を示す部分断面図である。

【図 2 7】図 2 7 は、本発明の実施の形態 4 にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 7 に示すカプセル型内視鏡起動システムの矢視 C 方向の平面図である。

【図 2 9】図 2 9 は、本発明の実施の形態 5 にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

【図 3 0】図 3 0 は、図 2 9 に示すカプセル型内視鏡起動システムの矢視 D 方向の平面図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明を実施するための形態を図面と共に詳細に説明する。なお、以下の実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、以下の説明において参照する各図は、本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示してあるに過ぎず、従って、本発明は各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものではない。

【0025】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかるカプセル型内視鏡起動システム 1 を模式的に示す斜視図である。図 1 に示すカプセル型内視鏡起動システム 1 は、被検体内部の画像（体内管腔内画像）を撮像するカプセル型内視鏡 10 と、カプセル型内視鏡 10 を収納するカプセル収容ケース 20 と、カプセル収容ケース 20 が摺動可能であって、磁化方向が所定方向に向くように磁石を配置した起動装置 30 とを備える。起動装置 30 は、カプセル収容ケース 20 が載置され、摺動することが可能な載置面と、この載置面に対して磁界を発

10

20

30

40

50

する永久磁石からなる第 1 起動用磁界発生部 3 3 および第 2 起動用磁界発生部 3 4 で構成される起動用磁界発生部とを有する。

【 0 0 2 6 】

カプセル型内視鏡 1 0 は、経口摂取等によって被検体の臓器内部に導入されて、被検体の体内画像を取得するカプセル型の医療装置であり、撮像機能および無線通信機能を内蔵する。図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡 1 0 の一構成例を示す断面模式図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 1 0 は、被検体の臓器内部に導入し易い大きさに形成された外装であるカプセル型筐体 1 2 と、互いに異なる撮像方向の被写体の画像を撮像する撮像部 1 1 A , 1 1 B とを備える。また、カプセル型内視鏡 1 0 は、撮像部 1 1 A , 1 1 B によって撮像された各画像を外部に無線送信する無線通信部 1 6 と、カプセル型内視鏡 1 0 の各構成部を制御する制御部 1 7 と、カプセル型内視鏡 1 0 の各構成部に電力を供給する電源部 1 8 とを備える。さらに、カプセル型内視鏡 1 0 は、外部磁界に対して応答可能な磁界応答部としての永久磁石 1 9 を備える。

10

【 0 0 2 7 】

カプセル型筐体 1 2 は、被検体の臓器内部に導入可能な大きさに形成された外装ケースであり、筒状筐体 1 2 a の両側開口端をドーム形状筐体 1 2 b , 1 2 c によって塞いで実現される。ドーム形状筐体 1 2 b , 1 2 c は、可視光等の所定波長帯域の光に対して透明なドーム形状の光学部材である。筒状筐体 1 2 a は、可視光に対して略不透明な有色の筐体である。かかる筒状筐体 1 2 a およびドーム形状筐体 1 2 b , 1 2 c によって形成されるカプセル型筐体 1 2 は、図 2 に示すように、撮像部 1 1 A , 1 1 B 、無線通信部 1 6 、制御部 1 7 、電源部 1 8 および永久磁石 1 9 を液密に内包する。

20

【 0 0 2 8 】

撮像部 1 1 A , 1 1 B は、互いに異なる撮像方向の画像を撮像する。具体的には、撮像部 1 1 A は、LED 等の照明部 1 3 A と、集光レンズ等の光学系 1 4 A と、CMOS イメージセンサまたは CCD 等の撮像素子 1 5 A とを有する。照明部 1 3 A は、撮像素子 1 5 A の撮像視野 S 1 に白色光等の照明光を発光して、ドーム形状筐体 1 2 b 越しに撮像視野 S 1 内の被写体（例えば被検体内部における撮像視野 S 1 側の臓器内壁）を照明する。光学系 1 4 A は、この撮像視野 S 1 からの反射光を撮像素子 1 5 A の撮像面に集光して、撮像素子 1 5 A の撮像面に撮像視野 S 1 の被写体画像を結像する。撮像素子 1 5 A は、この撮像視野 S 1 からの反射光を、撮像面を介して受光し、この受光した光信号を光電変換処理して、この撮像視野 S 1 の被写体画像、すなわち被検体の体内画像を撮像する。

30

【 0 0 2 9 】

撮像部 1 1 B は、LED 等の照明部 1 3 B と、集光レンズ等の光学系 1 4 B と、CMOS イメージセンサまたは CCD 等の撮像素子 1 5 B とを有する。照明部 1 3 B は、撮像素子 1 5 B の撮像視野 S 2 に白色光等の照明光を発光して、ドーム形状筐体 1 2 c 越しに撮像視野 S 2 内の被写体（例えば被検体内部における撮像視野 S 2 側の臓器内壁）を照明する。光学系 1 4 B は、この撮像視野 S 2 からの反射光を撮像素子 1 5 B の撮像面に集光して、撮像素子 1 5 B の撮像面に撮像視野 S 2 の被写体画像を結像する。撮像素子 1 5 B は、この撮像視野 S 2 からの反射光を、撮像面を介して受光し、この受光した光信号を光電変換処理して、この撮像視野 S 2 の被写体画像、すなわち被検体体内画像を撮像する。

40

【 0 0 3 0 】

なお、カプセル型内視鏡 1 0 が図 2 に示すように長軸 L a 方向の前方および後方を撮像する 2 眼タイプのカプセル型医療装置である場合、撮像部 1 1 A , 1 1 B の各光軸は、カプセル型筐体 1 2 の長手方向の中心軸である長軸 L a と略平行あるいは略一致する。また、撮像部 1 1 A , 1 1 B の撮像視野 S 1 , S 2 の各方向、すなわち撮像部 1 1 A , 1 1 B の各撮像方向は、互いに反対方向である。

【 0 0 3 1 】

無線通信部 1 6 は、アンテナ 1 6 a を備え、上述した撮像部 1 1 A , 1 1 B によって撮像された各画像をアンテナ 1 6 a を介して外部に順次無線送信する。具体的には、無線通信部 1 6 は、撮像部 1 1 A または撮像部 1 1 B が撮像した被検体の体内画像の画像信号を

50

制御部 17 から取得し、この取得した画像信号に対して変調処理等を行って、この画像信号を変調した無線信号を生成する。無線通信部 16 は、無線信号を、アンテナ 16 a を介して図示しない外部の送受信部に送信する。

【0032】

制御部 17 は、カプセル型内視鏡 10 の構成部である撮像部 11 A, 11 B および無線通信部 16 の各動作を制御し、且つ、かかる各構成部間における信号の入出力を制御する。具体的には、制御部 17 は、照明部 13 A が照明した撮像視野 S1 内の被写体の画像を撮像素子 15 A に撮像させ、照明部 13 B が照明した撮像視野 S2 内の被写体の画像を撮像素子 15 B に撮像させる。また、制御部 17 は、画像信号を生成する信号処理機能を有する。制御部 17 は、撮像素子 15 A から撮像視野 S1 の体内画像データを取得し、その都度、この体内画像データに対して所定の信号処理を行って、撮像視野 S1 の体内画像データを含む画像信号を生成する。これと同様に、制御部 17 は、撮像素子 15 B から撮像視野 S2 の体内画像データを取得し、その都度、この体内画像データに対して所定の信号処理を行って、撮像視野 S2 の体内画像データを含む画像信号を順次生成する。制御部 17 は、無線通信部 16 に対し、生成した複数の各画像信号を時系列に沿って外部に順次無線送信させる制御を行なう。

10

【0033】

電源部 18 は、ボタン型電池等またはキャパシタ等の蓄電部および磁界検出部 18 a で構成される。磁界検出部 18 a は、外部から印加される所定方向かつ所定強度（閾値）以上の磁界を検出した場合に一時的に導通状態となるリードスイッチを用いて実現される。電源部 18 は、リードスイッチが導通状態となった場合にカプセル型内視鏡 10 の電源をオン状態に切り替え、蓄電部の電力をカプセル型内視鏡 10 の各構成部（撮像部 11 A, 11 B、無線通信部 16 および制御部 17）に適宜供給する。

20

【0034】

永久磁石 19 は、起動用磁界発生部が発する磁界に対して磁氣的に応答可能である。また、被検体内中のカプセル型内視鏡 10 に対して磁気誘導を行なうために用いることも可能である。永久磁石 19 は、カプセル型筐体 12 の内部に固定配置される。

【0035】

ここで、カプセル型内視鏡 10 において、長軸 La と、永久磁石 19 の磁化方向と、磁界検出部 18 a の検出方向とは、磁氣的な干渉を避けるために互いに直交するように配置される。例えば、図 2 において、長軸 La は x 軸方向、永久磁石 19 の磁化方向は y 軸方向、磁界検出部 18 a の検出方向は z 軸方向となる。

30

【0036】

上述したカプセル型内視鏡 10 は、図 3 に示す模式図のように、被検体 100 の体内に導入される。図 3 に示すカプセル型内視鏡の情報取得システムは、撮像した被検体内画像の画像データを受信装置 200 に対して無線送信し、カプセル型内視鏡 10 から無線送信された画像データを受信する受信装置 200 と、受信装置 200 が受信した画像信号に基づいて被検体内画像を表示する画像表示装置 400 と、受信装置 200 と画像表示装置 400 との間で画像データ等の受け渡しを行う携帯型記録媒体 500 と、を備える。

【0037】

受信装置 200 は、被検体 100 の体外表面に貼付等される複数のアンテナ 300 a ~ 300 h を有した受信アンテナ 300 を備える。受信装置 200 は、カプセル型内視鏡 10 から無線送信された画像データ等を、受信アンテナ 300 を介して受信し、この受信した各画像データに、受信時の各アンテナ 300 a ~ 300 h の受信強度情報を対応付けて記録する。

40

【0038】

アンテナ 300 a ~ 300 h は、例えばループアンテナを用いて実現され、被検体 100 の体外表面上の所定位置、すなわちカプセル型内視鏡 10 の通過経路である被検体 100 内の各臓器に対応した位置に配置される。なお、アンテナ 300 a ~ 300 h は、被検体 100 に着用させるジャケット等の所定位置に配設されるようにしてもよい。この場合

50

、アンテナ３００a～３００hは、このジャケット等を介して被検体１００の体外表面上の所定位置に配設される。また、アンテナ３００a～３００hの配置は、被検体１００内の観察や診断等の目的に応じて任意に変更できる。なお、受信アンテナ３００が備えるアンテナ数は、アンテナ３００a～３００hとして示す８個に限定して解釈する必要はなく、８個より少なくても多くても構わない。

【００３９】

画像表示装置４００は、例えばＣＲＴ、液晶ディスプレイ等を備えたワークステーションによって実現され、携帯型記録媒体５００等を介して取得した画像データをもとに画像表示を行う。また、画像表示装置４００は、プリンタ等の出力装置に画像データを出力して表示させることもできる。なお、画像表示装置４００は、外部装置との通信機能を備え、有線または無線通信によって画像データを取得または出力するようにしてもよい。

10

【００４０】

携帯型記録媒体５００は、コンパクトフラッシュ（登録商標）メモリ、ＣＤ、ＤＶＤ等によって実現される。携帯型記録媒体５００は、受信装置２００および画像表示装置４００に対して着脱可能であり、これらに挿着された場合に画像データ等の各種情報の出力または記録を行うことができる。受信装置２００に挿着された携帯型記録媒体５００は、例えばカプセル型内視鏡１０が被検体１００内に導入されている間に、受信装置２００がカプセル型内視鏡１０から受信した画像データ等を記録する。また、カプセル型内視鏡１０が被検体１００から排出された後には、受信装置２００から取り出されて画像表示装置４００に挿着され、記録した画像データ等を画像表示装置４００に出力する。このように受信装置２００と画像表示装置４００との間で携帯型記録媒体５００によって画像データの受け渡しを行うようにすることで、被検体１００は、カプセル型内視鏡１０を導入中にも自由に行動することができる。なお、受信装置２００と画像表示装置４００との間のデータの受け渡しは、有線または無線通信によって行うようにしてもよい。

20

【００４１】

続いて、カプセル収容ケース２０について、図４～図７を参照して説明する。図４は、本発明の実施の形態１にかかるカプセル収容ケース２０を示す斜視図である。図５は、図４に示すカプセル収容ケース２０を上方から見た平面図である。図６は、図５に示すカプセル収容ケース２０にカプセル型内視鏡１０を収容した場合を示す平面図である。また、図７は、図６のＡ－Ａ線を切断面とする部分断面図である。

30

【００４２】

カプセル収容ケース２０は、起動装置３０の上面を摺動可能な板状の底板部２２と、底板部２２の外周と略同一形状の開口を有し、底板部２２を覆う略碗状の蓋２１とを備える。

【００４３】

蓋２１は、底板部２２と着脱可能であって、底板部２２に対して装着した場合、カプセル型内視鏡１０を収容可能な密閉空間を形成する。蓋２１は、透明または半透明であって、ＥＯＧ（エチレンオキサイドガス）等の滅菌ガスに対する透過性を有する材質を用いて実現される。そのため、内部に収容されるカプセル型内視鏡１０の滅菌処理を行うことが可能である。なお、蓋２１の透明度は、カプセル型内視鏡１０の照明部１３Ａおよび／または照明部１３Ｂの照明光が蓋２１を介して目視可能な程度であればよい。

40

【００４４】

底板部２２は、蓋２１と内部空間を形成する面に対して垂直に延び、カプセル型内視鏡１０の側面を支持する第１支持部２３と、カプセル型内視鏡１０の底部側を支持する第２支持部２４とを有する。第１支持部２３は、図６に示すように、カプセル型内視鏡１０をケース内に収納した場合に、カプセル型内視鏡１０の長軸Ｌaと平行な側面に沿うように形成される。第２支持部２４は、図７に示すように、カプセル型内視鏡１０の長軸方向の底部側の側面を支持する柱状をなす。カプセル型内視鏡１０は、第１支持部２３および第２支持部２４によって、カプセル型内視鏡１０の長軸を回転軸として回転可能に支持される。

50

【 0 0 4 5 】

また、起動装置 3 0 は、図 1 に示すように、上面にカプセル収容ケース 2 0 を載置して摺動させる載置面を有する本体部 3 1 と、カプセル収容ケース 2 0 の幅（長軸と垂直な方向の長さ）と同等の間隔で載置面から突出してカプセル収容ケース 2 0 の摺動方向に延びるガイド 3 2 と、本体部 3 1 内部に配置され、所定方向の磁界を発する第 1 起動用磁界発生部 3 3 および第 2 起動用磁界発生部 3 4 とを備える。

【 0 0 4 6 】

2 本のガイド 3 2 は、互いに平行に延びており、ガイド 3 2 の間隔はカプセル収容ケース 2 0 の短手方向の幅と略同等の間隔となるよう配置される。この幅を有するガイド 3 2 間で形成される経路をカプセル型内視鏡 1 0 が摺動することによって、カプセル収容ケー

10

【 0 0 4 7 】

第 1 起動用磁界発生部 3 3 は、永久磁石 1 9 を用いて実現され、ガイド 3 2 間の載置面下部に位置するように本体部 3 1 内部に配置される。第 1 起動用磁界発生部 3 3 の磁化方向は、本体部 3 1 の載置面と直交している。なお、図 1 に示す第 1 起動用磁界発生部 3 3 は、白抜きを S 極、網掛けを N 極とする。したがって、第 1 起動用磁界発生部 3 3 の磁界方向は、図 1 中、下向きとなる。

【 0 0 4 8 】

第 2 起動用磁界発生部 3 4 は、第 1 起動用磁界発生部 3 3 と同様、永久磁石 1 9 を用いて実現され、ガイド 3 2 間の経路下部に位置するように本体部 3 1 内部に配置される。また、第 2 起動用磁界発生部 3 4 の磁界方向は、本体部 3 1 の載置面と直交している。なお、第 2 起動用磁界発生部 3 4 は、白抜きを S 極、網掛けを N 極とする。したがって、第 2 起動用磁界発生部 3 4 の磁界方向は、図 1 中、上向きとなる。

20

【 0 0 4 9 】

上述した第 1 起動用磁界発生部 3 3 および第 2 起動用磁界発生部 3 4 は、載置面下部であって、ガイド 3 2 間で形成される経路に沿って本体部 3 1 内に所定間隔で並べて配置され、カプセル収容ケース 2 0 が摺動して近傍に位置した場合に、カプセル収容ケース 2 0 に収容されたカプセル型内視鏡 1 0 は、磁気的な作用を受ける。

【 0 0 5 0 】

つぎに、カプセル型内視鏡起動システム 1 によるカプセル型内視鏡 1 0 の起動について、図 8 , 9 を参照して説明する。図 8 は、カプセル型内視鏡 1 0 の回転および起動を説明するための図である。図 9 は、カプセル型内視鏡 1 0 の位置と、カプセル型内視鏡 1 0 の長軸 L_a に垂直な方向（図 2、 y 軸または z 軸方向）の磁界強度との関係を示すグラフである。

30

【 0 0 5 1 】

まず、図 8 A に示すように、カプセル型内視鏡 1 0 を収容したカプセル収容ケース 2 0 は、本体部 3 1 の載置面を図中の矢印 Y_1 に示す向きに移動して、第 1 起動用磁界発生部 3 3 に近づく。図 8 A における永久磁石 1 9 の水平方向の位置を P_0 とすると、この位置 P_0 では、図 9 に示すグラフから読み取られる磁界強度がカプセル収容ケース 2 0 に与えられる。

40

【 0 0 5 2 】

その後、カプセル収容ケース 2 0 が移動し、永久磁石 1 9 が、第 1 起動用磁界発生部 3 3 の磁化方向の中心軸（位置 P_1 ）に到達すると（図 8 B）、カプセル型内視鏡 1 0 の永久磁石 1 9 は、第 1 起動用磁界発生部 3 3 から長軸 L_a と垂直な方向に対する最大の磁気的な作用を受ける。この作用によって、永久磁石 1 9 は、磁化方向が第 1 起動用磁界発生部 3 3 の磁化方向と同一方向を向くように回転する。この回転に連動してカプセル型内視鏡 1 0 が回転するとともに、磁界検出部 1 8 a も回転する。なお、カプセル収容ケース 2 0 を摺動させる速度によっては、位置 P_1 で永久磁石 1 9 の回転が完了しない場合もあるが、位置 P_1 を通過した時点では、少なくとも永久磁石 1 9 の磁界方向が第 1 起動用磁界発生部 3 3 の磁界方向に向くように回転している。

50

【 0 0 5 3 】

ここで、図 9 に示すように、永久磁石 1 9 が受ける磁界強度が M_0 を超えると、永久磁石 1 9 は、その受ける力の方向に向けて回転する。すなわち、カプセル型内視鏡 1 0 は、永久磁石 1 9 がこの磁界強度 M_0 を受ける回転開始位置 P_{M0} を通過後に回転を開始する。第 1 起動用磁界発生部 3 3 によって所定の磁界方向を向いた永久磁石 1 9 は、カプセル収容ケース 2 0 が矢印 Y 2 の方向にさらに移動すると、第 1 起動用磁界発生部 3 3 とは逆の磁化方向を有する第 2 起動用磁界発生部 3 4 に接近する。カプセル型内視鏡 1 0 は、回転開始位置 P_{M0} と第 2 起動用磁界発生部 3 4 の磁化方向の中心軸（位置 P_3 ）との中間地点付近である位置 P_2 に到達すると、永久磁石 1 9 の磁化方向が第 2 起動用磁界発生部 3 4 の磁化方向に垂直な方向となるような位置まで回転する（図 8 C）。

10

【 0 0 5 4 】

その後、カプセル収容ケース 2 0 が矢印 Y 3 の方向にさらに移動し、位置 P_3 に到達すると（図 8 D）、カプセル型内視鏡 1 0 の永久磁石 1 9 は、第 2 起動用磁界発生部 3 4 から長軸 L_a と垂直な方向に対する最大の磁気的な作用を受ける。この作用によって、永久磁石 1 9 は、磁化方向が第 2 起動用磁界発生部 3 4 の磁化方向と同一方向を向くまで回転する。この回転に連動してカプセル型内視鏡 1 0 が回転するとともに、磁界検出部 1 8 a も回転する。

【 0 0 5 5 】

カプセル収容ケース 2 0 内のカプセル型内視鏡 1 0 は、回転開始位置 P_{M0} から P_3 までの間、第 2 起動用磁界発生部 3 4 に磁界によって、永久磁石 1 9 に連動して長軸 L_a まわりに少なくとも 180° 回転する。また、カプセル型内視鏡 1 0 の回転によって磁界検出部 1 8 a も長軸 L_a まわりに回転し、磁界を検出する検出方向も回転する。このとき、磁界検出部 1 8 a の回転中において、磁界検出部 1 8 a の磁界の検出方向が、第 2 起動用磁界発生部 3 4 の磁化方向と一致する。検出方向と磁化方向とが一致することによって、磁界検出部 1 8 a が磁界を検出すると、電源部 1 8 は、電源をオン状態に切り替え、電力をカプセル型内視鏡 1 0 の各構成部に適宜供給する。

20

【 0 0 5 6 】

磁界検出部 1 8 a は、検出する磁界強度の閾値が設定可能である。例えば、図 9 においては、磁気検出部 1 8 a は、磁界強度が磁界強度 M_T 以上となる検出開始位置 P_{MT} を通過後に所定の閾値の磁界を検出可能となる。また、第 1、第 2 起動用磁界発生部からの磁界強度の関係は任意に設定可能であり、各起動用磁界発生部の磁力の大きさ、起動用磁界発生部間の距離またはカプセル収容ケースの摺動速度等から設定されることが好ましい。

30

【 0 0 5 7 】

なお、上述した磁界検出部 1 8 a の回転は、回転開始位置 P_{M0} から P_3 の間に 180° 回転するものとして説明したが、磁界検出部 1 8 a は、第 1 起動用磁界発生部 3 3 によって方向付けされた後、回転開始位置 P_{M0} から再び回転した際に、少なくとも 90° 回転すれば、第 2 起動用磁界発生部 3 4 の磁界方向と一致してスイッチをオンすることができ。また、回転の位置範囲は、回転開始位置 P_{M0} から、第 1 起動用磁界発生部 3 3 と反対側であって第 2 起動用磁界発生部 3 4 の磁界を検出する磁界検出部 1 8 a の検出限界範囲である検出限界位置 P_Z までの範囲内で少なくとも 90° 回転すればよい。

40

【 0 0 5 8 】

つづいて、カプセル収容ケース 2 0 の摺動速度について、図 1 0 を参照して説明する。図 1 0 は、検出開始位置 P_{MT} 、回転開始位置 P_{M0} および位置 P_3 と、磁界検出部 1 8 a および永久磁石 1 9 との距離関係を示す模式図である。

【 0 0 5 9 】

図 1 0 に示すように、検出開始位置 P_{MT} と回転開始位置 P_{M0} との距離を D_0 とし、カプセル型内視鏡 1 0 の永久磁石 1 9 と磁界検出部 1 8 a との距離を D_{C1} とする。ここで、回転開始位置 P_{M0} から検出限界位置 P_Z までの距離を D_Z 、磁界応答部 1 8 a が 180° 回転するのに要する時間を T_R 、カプセル収容ケース 2 0 の摺動速度を v_1 とし、カプセル収容ケース 2 0 が 90° 回転するまでに進む距離を D_{v1} とすると、距離 D_{v1}

50

は、次式(1)で表すことができる。

$$D_{V1} = V_1 \cdot T_R / 2 \quad \dots (1)$$

【0060】

また、磁界検出部18aと永久磁石19とが、図10に示すような位置関係であって、磁界検出部18aが回転開始位置 P_{M0} から検出限界位置 P_Z までの間に磁界の検出を行なう場合、距離 D_{V1} は、次式(2)の条件を満たさなければならない。

$$D_{V1} \leq D_Z - D_{C1} \quad \dots (2)$$

【0061】

上述した式(1)、(2)より、摺動速度 v_1 について、次式(3)が成り立つ。

$$v_1 \geq 2(D_Z - D_{C1}) / T_R \quad \dots (3)$$

10

【0062】

したがって、上記式(3)を満たす摺動速度 v_1 によってカプセル収容ケース20を摺動させることで、回転開始位置 P_{M0} から検出限界位置 P_Z までの間にカプセル型内視鏡10が少なくとも90°回転するため、磁界検出部18aの検出方向と第2起動用磁界発生部34の磁化方向とが一致して、磁界検出部18aが確実に磁界を検出することができる。

【0063】

ここで、磁界検出部18aと永久磁石19との位置関係が図10に示す位置関係と逆転している場合の摺動速度について、図11を参照して説明する。図11は、図10に示す距離関係の他の例を示す模式図である。

20

【0064】

図11に示すように、カプセル型内視鏡10内の磁界検出部18aと永久磁石19との位置が図10に対して逆転して配置される。この位置関係は、摺動方向に対して導入するカプセル収容ケース20の向きによって起こりうることであり、永久磁石19が回転開始位置 P_{M0} に到達した場合に、磁界応答部18aが摺動方向に対して永久磁石19の後ろ側に位置している。

【0065】

このとき、図11に示すように、永久磁石19と磁界検出部18aとの距離 D_{C1} が、検出開始位置 P_{MT} と回転開始位置 P_{M0} との距離 D_0 と比して短い場合は、回転開始位置 P_{M0} から検出限界位置 P_Z までの間にカプセル型内視鏡10が少なくとも90°回転することで磁界の検出が可能となる。すなわち、カプセル型内視鏡10が回転開始位置 P_{M0} から検出限界位置 P_Z までの間に少なくとも90°回転することによって、磁界検出部18aは、検出開始位置 P_{MT} から検出限界位置 P_Z までの間で少なくとも90°回転するため、検出可能範囲内において、検出方向と第2起動用磁界発生部34の磁化方向とが一致するため、電源をオン状態とすることができる。

30

【0066】

したがって、永久磁石19と磁界検出部18aとの距離 D_{C1} が、検出開始位置 P_{MT} と回転開始位置 P_{M0} との距離 D_0 と比して短い場合のカプセル収容ケース20の摺動速度 v_2 については、次式(4)が成り立つ。

$$v_2 \geq 2D_Z / T_R \quad \dots (4)$$

40

【0067】

上述した実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡起動システム1によって、カプセル型内視鏡10をカプセル収容ケース20に収容する際に、カプセル型内視鏡10の長軸周りの向きが所定の向きに規定されていなくても、カプセル型内視鏡10を回転させてカプセル型内視鏡10の電源をオン状態に切り替えることが可能となるため、カプセル型内視鏡10をカプセル収容ケース20に収容する際の作業を簡略化することができる。さらに、摺動速度を上述した各条件に応じて v_1 または v_2 とすることで、確実に電源をオン状態とすることが可能となる。

【0068】

なお、ここまでは、検出開始位置 P_{MT} から回転開始位置 P_{M0} までの距離 D_0 と、カ

50

カプセル型内視鏡 10 の永久磁石 19 から磁界検出部 18 a までの距離 D_{C1} とが、 $D_{C1} < D_0$ の関係を有するものとして説明したが、逆の関係を有するものであってもよい。図 12 は、図 10 に示す距離関係の他の例を示す模式図である。図 12 に示すように、永久磁石 19 と磁界検出部 18 a との距離 D_{C2} が、検出開始位置 P_{MT} と回転開始位置 P_{M0} との距離 D_0 に比して長い場合は、磁界検出部 18 a が、検出開始位置 P_{MT} を通過する前にカプセル型内視鏡 10 a が 90° 回転しないようにすることが好ましい。

【0069】

したがって、距離 D_{C2} と距離 D_0 との距離の差において、カプセル型内視鏡 10 が 90° 回転しないような摺動速度 v_3 に設定する。まず、 90° 回転した場合に移動する距離を D_{V3} とすると、次式 (5) が成り立つ。

$$D_{V3} > D_{C2} - D_0 \quad \cdots (5)$$

【0070】

この式 (5) を上記式 (1) の v_1 を v_3 として代入すると、本変形例 2 で適用できる摺動速度 v_3 を満たす次式 (6) が得られる。

$$v_3 > 2(D_{C2} - D_0) / T_R \quad \cdots (6)$$

式 (6) を満たす摺動速度 v_3 で摺動させることによって、確実に磁界検出部 18 a が磁界の検出を行なって、カプセル型内視鏡 10 の電源をオン状態とすることができる。

【0071】

また、カプセル型内視鏡 10 が回転を開始する磁界強度 M_0 (回転開始位置 P_{M0}) と磁界検出が可能となる磁界強度 M_T (検出開始位置 P_{MT}) との関係が逆転していてもよい。検出開始位置 P_{MT} と回転開始位置 P_{M0} との磁界強度関係が図 9 に対して逆転している場合の摺動速度について、図 13 ~ 15 を参照して説明する。図 13 は、カプセル型内視鏡の位置と、カプセル型内視鏡の長軸に対して垂直方向にかかる磁界強度の絶対値との関係を示すグラフである。図 14, 15 は、図 10 に示す距離関係の他の例を示す模式図である。

【0072】

磁界強度の関係は、図 13 に示すように、磁界検出部 18 a が検出開始可能となる磁界強度 M_T が、カプセル型内視鏡 10 が回転開始可能となる磁界強度 M_0 に対して大きく設定されている。

【0073】

図 14 は、磁界検出部 18 a と永久磁石 19 との位置関係が図 10 に示す位置関係と同一である場合を示している。この場合、回転開始位置 P_{M0} を通過したカプセル型内視鏡 10 が、磁界検出部 18 a が検出開始位置 P_{MT} を通過する前に 90° 回転せず、かつ第 2 起動用磁界発生部 34 の配置位置 P_3 を通過する前に 90° 以上回転しているという 2 つの条件を満たすことが好ましい。

【0074】

上述した 2 つの条件において、 90° 回転した場合に移動する距離を D_{V4} とし、回転開始位置 P_{M0} から第 2 起動用磁界発生部 34 の配置位置 P_3 までの距離を D_1 とすると、次式 (7)、(8) が得られる。

$$D_{V4} > D_0 - D_{C1} \quad \cdots (7)$$

$$D_{V4} > D_1 - D_{C1} \quad \cdots (8)$$

【0075】

上記式 (7)、(8) と、式 (1) の v_1 を v_4 とすることより、次式 (9) が得られる。

$$2(D_0 - D_{C1}) / T_R < v_4 < 2(D_1 - D_{C1}) / T_R \quad \cdots (9)$$

式 (9) を満たす摺動速度 v_4 で摺動させることによって、確実に磁界検出部 18 a が磁界の検出を行なって、カプセル型内視鏡 10 の電源をオン状態とすることができる。

【0076】

また、図 15 は、磁界検出部 18 a と永久磁石 19 との位置関係が図 10 に示す位置関係と逆転している場合を示している。この場合、回転開始位置 P_{M0} を通過したカプセル

10

20

30

40

50

型内視鏡 10 が、磁界検出部 18 a が検出開始位置 P_{MT} を通過する前に 90° 回転せず、かつ第 2 起動用磁界発生部 34 の配置位置 P_3 を通過する前に 90° 以上回転しているという 2 つの条件を満たすことが好ましい。

【0077】

上述した 2 つの条件において、 90° 回転した場合に移動する距離を D_{V5} とし、回転開始位置 P_{M0} から第 2 起動用磁界発生部 34 の配置位置 P_3 までの距離を D_1 とすると、次式 (10)、(11) が得られる。

$$D_{V5} > D_0 + D_{C1} \quad \cdots (10)$$

$$D_{V5} \geq D_1 + D_{C1} \quad \cdots (11)$$

【0078】

上記式 (10)、(11) と、式 (1) より、次式 (12) が得られる。

$$2(D_0 + D_{C1}) / T_R < V_5 \quad 2(D_1 + D_{C1}) / T_R \quad \cdots (12)$$

式 (12) を満たす摺動速度 v_5 で摺動させることによって、確実に磁界検出部 18 a が磁界の検出を行なって、カプセル型内視鏡 10 の電源をオン状態とすることができる。

【0079】

以上のように、各条件を満たす摺動速度 $v_1 \sim v_5$ のいずれかの速度でカプセル収容ケース 20 を摺動させ、カプセル型内視鏡 10 を回転させて磁界検出部 18 a の検出方向を起動用磁界発生部の磁化方向と一致させることによって、確実に電源をオン状態とすることができる。

【0080】

また、本実施の形態 1 において、第 1 起動用磁界発生部 33 および第 2 起動用磁界発生部 34 は、経路を含む平面であって、この経路に対して一方の側に配置されるものとして説明したが、載置面を摺動するカプセル収容ケース 20 の上下方向に配置されるようにしてもよい。図 16 は、本実施の形態 1 の変形例であるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。

【0081】

図 16 に示すカプセル型内視鏡起動システムは、起動装置 30 a の本体部 31 a の載置面を摺動するカプセル収容ケース 20 に対して下方側に配設する第 1 起動用磁界発生部 33 と、上方側に配設する第 2 起動用磁界発生部 34 a とを有する。また、第 1 起動用磁界発生部 33 および第 2 起動用磁界発生部 34 a は、摺動するカプセル収容ケース 20 に対して、磁化方向が反対方向、例えば、図 16 においては、第 1 起動用磁界発生部 33 が下方向、第 2 起動用磁界発生部 34 a が上方向となるように配置される。

【0082】

上述した変形例の配置によっても、カプセル収容ケース 20 を摺動させることによってカプセル収容ケース 20 内に収容されたカプセル型内視鏡 10 を長軸 L_a の周りに回転させることができるため、確実に電源をオン状態とすることが可能となる。

【0083】

(実施の形態 2)

つぎに、本発明の実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡起動システムについて、図 17 を参照して説明する。図 17 は、本発明の実施の形態 2 にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。図 17 に示すカプセル型内視鏡起動システムは、起動装置 30 b の本体部 31 b において、ガイド 32 間で形成される経路に沿い、かつ載置面を摺動するカプセル収容ケース 20 に対して上方に起動用磁界発生部としての第 1 起動用磁界発生部 33 a および第 2 起動用磁界発生部 34 a が配設されている。

【0084】

第 1 起動用磁界発生部 33 a および第 2 起動用磁界発生部 34 a は、本体部 31 b の摺載置面上方に並べて設けられ、磁化方向が、載置面のカプセル収容ケース 20、特にカプセル型内視鏡 10 を通過し、かつ互いに反対方向となるように配設されている。この構成によって、カプセル収容ケース 20 が通過したときに収容されているカプセル型内視鏡 1

10

20

30

40

50

0に磁界を与えて回転させ、電源をオン状態とすることができる。

【0085】

特に、本実施の形態2にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、起動用磁界発生部がカプセル収容ケース20の上方に配置されるため、カプセル型内視鏡10の永久磁石19が起動用磁界発生部からの磁界に応答して回転する場合に、起動用磁界発生部から鉛直上向きの力を受けると、重力とは逆方向の力が働くため、カプセル型内視鏡10の回転時にかかる摩擦力等を軽減することができ、一段と効率良く回転させることが可能となる。

【0086】

なお、図17に示す起動用磁界発生部は、カプセル収容ケースの移動方向に沿って並べて配置されたものとしたが、磁界方向の角度を異ならせて配置してもよい。図18は、本実施の形態2の変形例1であるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。図19は、図18に示すカプセル型内視鏡起動システムの矢視A方向の平面図である。

10

【0087】

変形例1にかかる第1起動用磁界発生部33aおよび第2起動用磁界発生部34bは、図18、19に示す起動装置30cの本体部31cにおいて、カプセル収容ケース20が摺動する載置面の上方側に一方が傾斜するように配設されている。第1起動用磁界発生部33aおよび第2起動用磁界発生部34bの磁化方向は、カプセル収容ケース20、特にカプセル型内視鏡10を通過し、かつ互いに異なるように配設されている。この変形例1では、図19に示すように、第2起動用磁界発生部34bが、ガイド32間で形成される経路内に磁化方向(図中破線)が向くように傾斜して配置される。

20

【0088】

この変形例においても、第1起動用磁界発生部33aおよび第2起動用磁界発生部34bは、磁化方向のなす角度が90°以下である一方で、載置面に垂直な方向の力成分が逆向きとなるように配置されているため、第1起動用磁界発生部33aから第2起動用磁界発生部34bへカプセル収容ケース20が移動して、カプセル型内視鏡10が、図19に示すような角度θ回転した場合、90°以上回転するため、磁界検出部18aによる磁界検出が可能となり、カプセル型内視鏡10の電源をオン状態とすることができる。

【0089】

また、図20は、本実施の形態2の変形例2であるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。図21は、図20に示すカプセル型内視鏡起動システムの矢視B方向の平面図である。変形例2にかかる第1起動用磁界発生部33aおよび第2起動用磁界発生部34cは、図20、21に示す起動装置30dの本体部31dにおいて、カプセル収容ケース20が摺動する載置面上方側に設けられ、磁化方向が、カプセル型内視鏡10を通過し、直交するように配設されている。

30

【0090】

第1起動用磁界発生部33aおよび第2起動用磁界発生部34cは、磁化方向が直交するようにそれぞれ配設されている。ここで、第1起動用磁界発生部33aによって所定方向に回転したカプセル型内視鏡10は、その後のカプセル収容ケース20の摺動によって、90°もしくは270°回転することとなる。このとき、カプセル型内視鏡10が270°回転した場合は、回転中に第2起動用磁界発生部34cと磁化方向と検出方向とが一致して電源をオン状態とすることができる。

40

【0091】

一方、カプセル型内視鏡10の回転が90°の場合、カプセル型内視鏡10が第2起動用磁界発生部34cから受ける磁気的な作用による回転中、磁界検出部18aの検出方向が第2起動用磁界発生部34cの磁化方向と一致しない。この場合、磁界検出部18aは、90°回転した際に磁化方向の一致する第1起動用磁界発生部33aの磁界を検出してカプセル型内視鏡10の電源をオン状態とする。したがって、回転が90°の場合は、カプセル型内視鏡10が第2起動用磁界発生部34cによって所定方向に回転した際に、第1起動用磁界発生部33aの磁界強度が磁界検出部18aの検出閾値以上であるように、

50

第 1 起動用磁界発生部 3 3 a および第 2 起動用磁界発生部 3 4 c の間隔が調整されていることが好ましい。

【 0 0 9 2 】

なお、本変形例 2 の起動用磁界発生部の配置においては、図 9 に示すような検出開始位置 P_{MT} と回転開始位置 P_{M0} との関係を有する場合、カプセル収容ケース 2 0 が、検出開始位置 P_{MT} と回転開始位置 P_{M0} と間を摺動中にカプセル型内視鏡 1 0 の電源がオン状態となる場合もある。

【 0 0 9 3 】

本実施の形態 2 において、カプセル収容ケース 2 0 の第 2 支持部 2 4 は、カプセル型内視鏡 1 0 の回転方向に回転可能な回転部材を設けてもよい。図 2 2 は、本発明にかかるカ

10

【 0 0 9 4 】

図 2 2 に示す第 2 支持部 2 4 a は、図 4 に示す底板部 2 2 の上面に設けられ、内部に空間を有する筐体 2 4 b と、円柱状であって、この円柱の長手方向の軸上で筐体 2 4 b に支持された回転可能な回転部材 2 4 c とを有する。

【 0 0 9 5 】

回転部材 2 4 c は、筐体 2 4 b の上部から若干突出するように内部空間に收容されており、この突出部分の上面でカプセル型内視鏡 1 0 を支持する。回転部材 2 4 c は、カプセル型内視鏡 1 0 の回転方向 Y 4 と平行となるような方向 (Y 5) に回転するように筐体 2 4 b に支持される。すなわち、回転部材 2 4 c は、カプセル型内視鏡 1 0 を支持した場合に、カプセル型内視鏡 1 0 の長軸 L a と平行な軸の周りに回転可能である。なお、回転部材 2 4 c のカプセル型内視鏡 1 0 との接触面に対して樹脂等で被覆することによってカプセル型内視鏡 1 0 に対する摩擦力を大きくしてもよい。摩擦力を大きくすることによって回転部材 2 4 c がカプセル型内視鏡 1 0 に連動して回転するため、カプセル型内視鏡 1 0 の回転方向に対する摩擦力が低減され、一段と確実なカプセル型内視鏡 1 0 の回転を実現することが可能となる。なお、実施の形態 1 にも適用可能である。

20

【 0 0 9 6 】

(実施の形態 3)

つぎに、本発明の実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡起動システムについて、図 2 3 を参照して説明する。図 2 3 は、本発明の実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。また、図 2 4 は、図 2 3 に示す回転装置 4 0 の各支柱 4 2 の長軸を通過する平面の断面図である。図 2 5 は、図 2 4 に示す断面図において、カプセル型内視鏡 1 0 を收容したカプセル収容ケース 2 0 を載置した状態を示す部分断面図である。

30

【 0 0 9 7 】

図 2 3 に示すカプセル型内視鏡起動システムは、カプセル型内視鏡 1 0 を收容するカプセル収容ケース 2 0 と、カプセル収容ケース 2 0 を回転可能に載置して起動装置 3 0 e 上を摺動する回転装置 4 0 と、所定の磁化方向を有する磁界起動用磁界発生部としての第 1 起動用磁界発生部 3 3 および第 2 起動用磁界発生部 3 4 が配設されている起動装置 3 0 e とを備える。

40

【 0 0 9 8 】

起動装置 3 0 e は、上面にカプセル収容ケース 2 0 が摺動可能な載置面を有する本体部 3 1 と、カプセル収容ケースの幅 (長軸と垂直方向の長さ) とほぼ同等の間隔で載置面から突出し、回転装置 4 0 が摺動すべき方向に延びるガイド 3 2 a と、本体部 3 1 内部であって、ガイド 3 2 a 間に配設され、所定の磁化方向をそれぞれ有する第 1 起動用磁界発生部 3 3 および第 2 起動用磁界発生部 3 4 とを備える。

【 0 0 9 9 】

ガイド 3 2 a は、経路部としての機能を有し、カプセル収容ケース 2 0 とほぼ同等の幅で配置され、ガイド 3 2 a 間で経路を形成して回転装置 4 0 の摺動方向を案内する。

【 0 1 0 0 】

50

回転装置 40 は、図 23, 24 に示すように、カプセル収容ケース 20 を嵌合して保持可能な収容部 43a を有する保持部 43 と、保持部 43 の収容部 43a の形成面から垂直な方向に延びる柱状の支柱 42 と、本体部 31 の載置面を摺動可能な底面を有し、支柱 42 を支持する支持部材 44 を介して支柱 42 および保持部 43 を回転可能に支持する回転支持部 41 とを有する。なお、収容部 43a は、保持部 43 が回転して逆向きになった場合に、カプセル収容ケース 20 が離脱しない程度に保持可能な空間であることが好ましい。

【0101】

また、カプセル収容ケース 20 を載置した場合、図 25 に示すように、支柱 42 および保持部 43 は、支持部材 44 によってカプセル型内視鏡 10 の長軸 La を回転軸として回転可能に支持される。ここで、カプセル収容ケース 20 が収容部 43a に収容された状態において、図 24 に示す支持部材 44 の軸線 Lb と長軸 La とは一致する。なお、カプセル収容ケース 20 の各支持部は、カプセル型内視鏡 10 を固定して支持する（不図示）。例えば、支持部の表面を、高摩擦力を有する樹脂等で被覆することなどが挙げられる。これにより、カプセル収容ケース 20 は、カプセル型内視鏡 10 の回転に連動して回転するため、カプセル型内視鏡 10 の回転に従って、保持部 43 にその回転動力を与えることで、保持部 43 を支持部材 44 まわりに回転させる。このとき、カプセル型内視鏡 10 は、長軸 La を中心軸として回転する。

【0102】

上述した回転装置 40 は、図 23 に示すように、各回転支持部 41 の底部にガイド 32a に対応した凹部 41a を有する。回転装置 40 は、起動装置 30e を摺動する場合に、凹部 41a とガイド 32a とを係止させることで摺動方向が案内され、所定方向に摺動する。

【0103】

以上の構成を有する本実施の形態 3 にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、回転装置 40 が、ガイド 32a に案内されて本体部 31 の上面を摺動することによって、第 1 起動用磁界発生部 33 および第 2 起動用磁界発生部 34 から所定方向の磁気的な作用を受け、この作用によってカプセル型内視鏡 10 の永久磁石 19 の回転に連動して保持部 43 が支持部材 44 の軸線 Lb 周りに回転することでカプセル型内視鏡 10 の磁界検出部 18a が磁界を検出し、カプセル型内視鏡 10 の電源をオン状態とすることができる。

【0104】

なお、本実施の形態 3 において、カプセル型内視鏡 10 が永久磁石 19 を有していない場合は、保持部またはカプセル収容ケースに磁石を設ければよい。図 26 は、本実施の形態 3 にかかる回転装置の変形例を示す部分断面図である。

【0105】

図 26 に示す回転装置 40a は、保持部 45 の内部に永久磁石 19a が配置されている。永久磁石 19a は、支持部材 44 の軸線方向に垂直な磁化方向となるように配設される。より好ましくは、カプセル型内視鏡 10 がカプセル収容ケース 20 を介して収容部 45a に収容された際に、カプセル型内視鏡 10 の長軸 La と垂直な平面に対して平行な磁化方向となるように配置される。

【0106】

ここで、カプセル収容ケース 20 に収容されたカプセル型内視鏡 10 の向きによっては、カプセル収容ケース 20 が収容部 45a に収容される際にカプセル型内視鏡 10 の電源がオン状態となる場合もある。

【0107】

上述した回転装置 40a を、図 23 に示す起動装置 30e に摺動させることで、回転装置 40a が第 1 起動用磁界発生部 33 および第 2 起動用磁界発生部 34 から磁気的な作用を受け、この作用に対して永久磁石 19a が応答して保持部 45 を回転させるため、収容部 45a に収容されたカプセル収容ケース 20 およびカプセル型内視鏡 10 の磁界検出部 18a の検出方向を変化させて、カプセル型内視鏡 10 の電源をオン状態とすることが可

10

20

30

40

50

能となる。

【0108】

(実施の形態4)

実施の形態1～3では、カプセル収容ケースおよび回転装置を手動で起動装置上を摺動させるものとして説明してきたが、制御部によって自動的に摺動させるものであってもよい。図27は、本発明の実施の形態4にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。図28は、図27に示すカプセル型内視鏡起動システムの矢視C方向の平面図である。

【0109】

本実施の形態4にかかる起動装置30fは、ガイド32と平行に延びる略円柱状の回転シャフト51、回転シャフト51と直交する方向に延び、回転シャフト51を嵌合して貫通し、回転シャフト51の回転動力によって回転シャフト51の延びる方向に移動可能なシャフト貫通部52、および本体部31fの上面であって、ガイド32が形成する経路内に配置され、ガイド32間の幅とほぼ同等の幅を有し、シャフト貫通部52と連結している移動補助部材53で構成される移動手段と、回転シャフト51の回転駆動を制御する制御部61と、制御部61に回転シャフト51の回転駆動の指示入力する入力部62とを備える。

10

【0110】

回転シャフト51およびシャフト貫通部52は、図28に示す平面図のように、起動用磁界発生部(第1起動用磁界発生部33)に衝突しないように配設される。好ましくは、シャフト貫通部52が、起動用磁界発生部とガイド32との間に形成される空間を移動可能となるように配設される。

20

【0111】

制御部61は、入力部62から回転シャフト51の回転駆動を指示する旨の情報を受けると、回転シャフト51を回転シャフト51の長軸まわりに回転駆動させる。回転シャフト51が回転すると、シャフト貫通部52は、回転シャフト51の延伸方向に移動する。シャフト貫通部52の移動に連動して、移動補助部材53がガイド32に沿うように移動する。

【0112】

この移動補助部材53がガイド32間に配置されたカプセル収容ケース20を押進することによって、カプセル収容ケース20に収容されたカプセル型内視鏡10が起動用磁界発生部から磁気的な作用を受けることが可能となり、上述した作用によって、カプセル型内視鏡10の電源をオン状態とすることができる。

30

【0113】

なお、実施の形態4において、制御部61は、上述したそれぞれの条件に対応する摺動速度 $v_1 \sim v_5$ に対応してシャフト貫通部52の移動速度を制御することが好ましい。

【0114】

(実施の形態5)

図29は、本発明の実施の形態5にかかるカプセル型内視鏡起動システムを模式的に示す斜視図である。図30は、図29に示すカプセル型内視鏡起動システムの矢視D方向の平面図である。

40

【0115】

本実施の形態5にかかる起動装置30gは、上述した回転シャフト51およびシャフト貫通部52で構成される移動手段を本体部31gに備え、制御部61および入力部62を有し、図23に示す回転装置40の回転支持部41の底部にシャフト貫通部52が連結されている。なお、カプセル型内視鏡10は、実施の形態3と同様、カプセル型内視鏡10の長軸周りにカプセル型内視鏡10とカプセル収容ケース20とが一体的に回転可能となるよう支持部に固定して支持される。

【0116】

また、本体部31gにおいて、回転シャフト51およびシャフト貫通部52は、ガイド

50

3 2 a の外周側に配設される。なお、起動用磁界発生部（第 1 起動用磁界発生部 3 3）の幅が、ガイド 3 2 a の幅と比して大きい場合は、起動用磁界発生部の幅に対して本体部 3 1 g の外周側に回転シャフト 5 1 およびシャフト貫通部 5 2 が配設される。

【0 1 1 7】

回転シャフト 5 1 の駆動によってシャフト貫通部 5 2 がガイド 3 2 a の延伸方向に移動することで、回転装置 4 0 を摺動させ、上述した作用によって、カプセル型内視鏡 1 0 の電源をオン状態とすることができる。

【0 1 1 8】

なお、実施の形態 5 において、実施の形態 4 と同様に、制御部 6 1 は、上述したそれぞれの条件に対応する摺動速度 $v_1 \sim v_5$ に対応してシャフト貫通部 5 2 の移動速度を制御することが好ましい。

10

【0 1 1 9】

上述した実施の形態 1 ~ 5 にかかる起動用磁界発生部は、永久磁石で構成されるものとして説明したが、電磁石を用いてもよい。また、カプセル収容ケースまたは回転装置の摺動方向は、本実施の形態で説明したものと反対方向でもよく、磁石の磁化方向も第 1、第 2 起動用磁界発生部間で異なっていれば配置される磁化方向は問わない。

【産業上の利用可能性】

【0 1 2 0】

以上のように、上述の実施の形態にかかるカプセル型内視鏡起動システムは、カプセル型内視鏡の駆動状態のオンオフを効率よく切り替えることに適している。

20

【符号の説明】

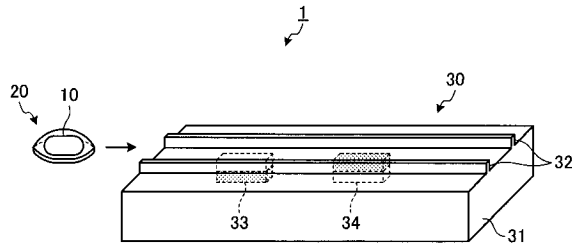
【0 1 2 1】

- 1 カプセル型内視鏡起動システム
- 1 0 カプセル型内視鏡
- 1 7 , 6 1 制御部
- 1 8 電源部
- 1 8 a 磁界検出部
- 1 9 , 1 9 a 永久磁石
- 2 0 カプセル収容ケース
- 2 1 蓋
- 2 2 底板部
- 2 3 第 1 支持部
- 2 4 , 2 4 a 第 2 支持部
- 3 0 , 3 0 a ~ 3 0 g 起動装置
- 3 1 , 3 1 a ~ 3 1 d , 3 1 f , 3 1 g 本体部
- 3 2 , 3 2 a ガイド
- 3 3 , 3 3 a 第 1 起動用磁界発生部
- 3 4 , 3 4 a , 3 4 b , 3 4 c 第 2 起動用磁界発生部
- 4 0 , 4 0 a 回転装置
- 5 1 回転シャフト
- 5 2 シャフト貫通部
- 5 3 移動補助部材
- 6 2 入力部
- 1 0 0 被検体
- 2 0 0 受信装置
- 3 0 0 受信アンテナ
- 4 0 0 画像表示装置
- 5 0 0 携帯型記録媒体

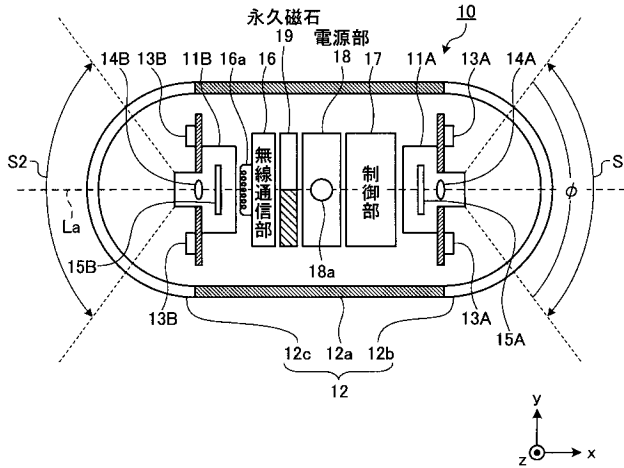
30

40

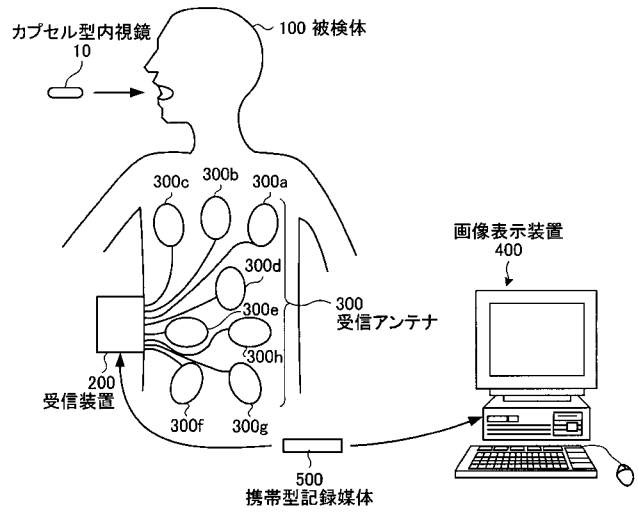
【図 1】



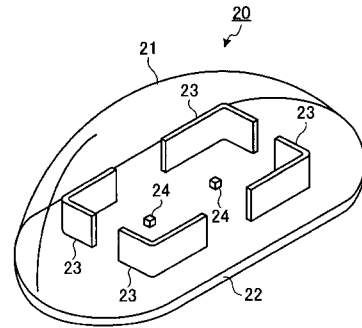
【図 2】



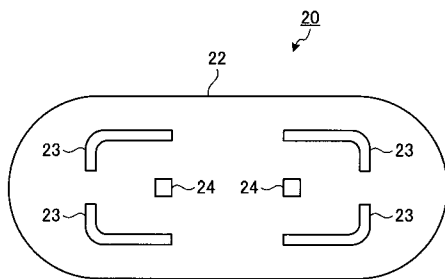
【図 3】



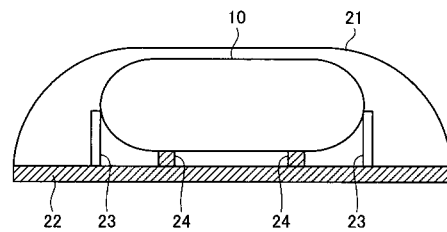
【図 4】



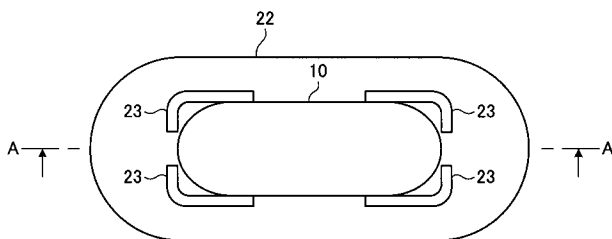
【図 5】



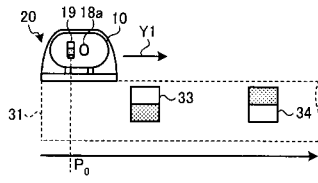
【図 7】



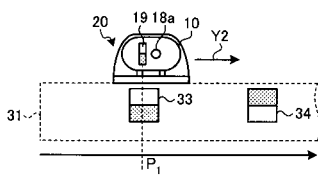
【図 6】



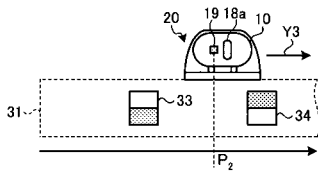
【図 8 A】



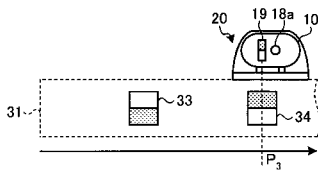
【図 8 B】



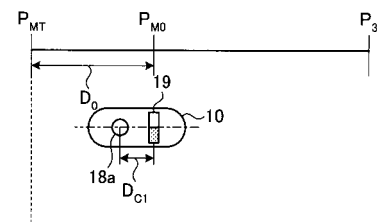
【図 8 C】



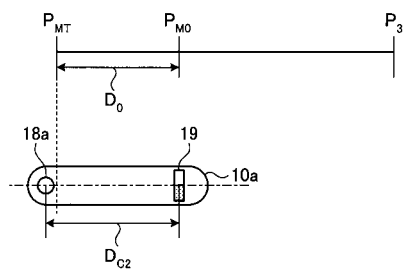
【図 8 D】



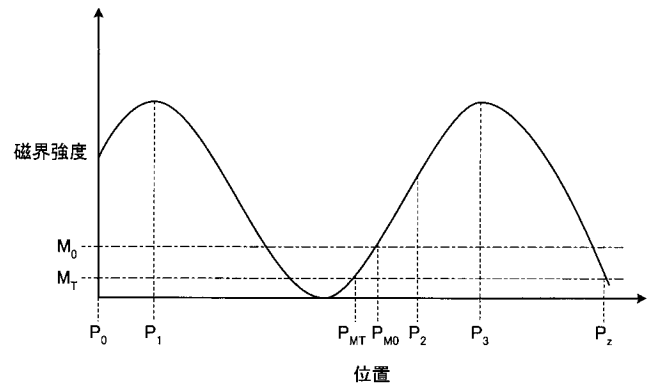
【図 1 1】



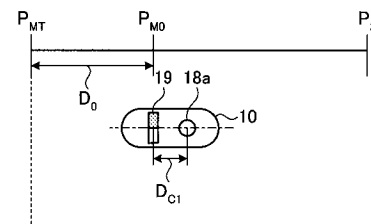
【図 1 2】



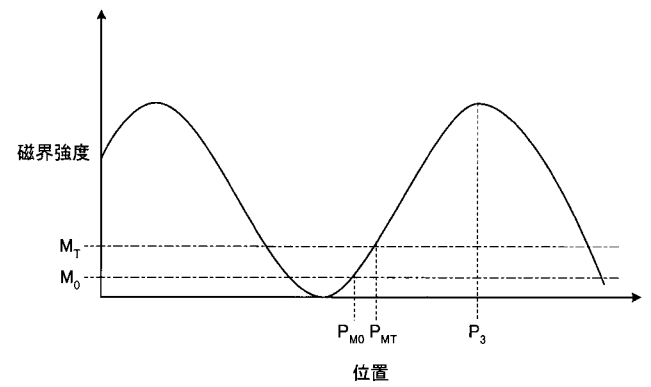
【図 9】



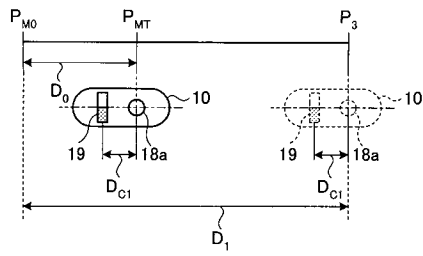
【図 1 0】



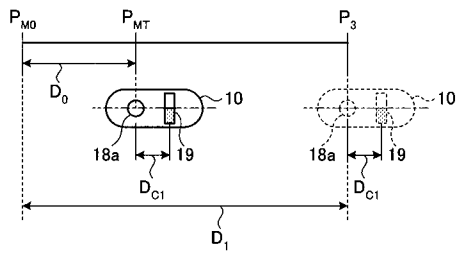
【図 1 3】



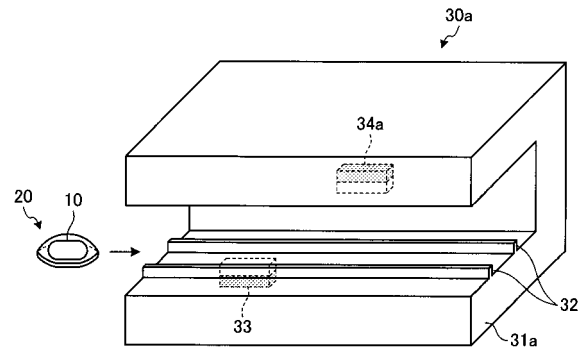
【図 14】



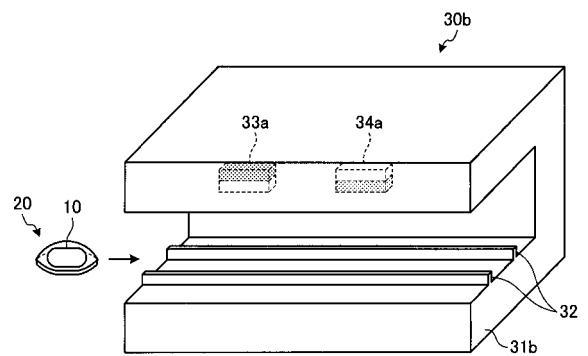
【図 15】



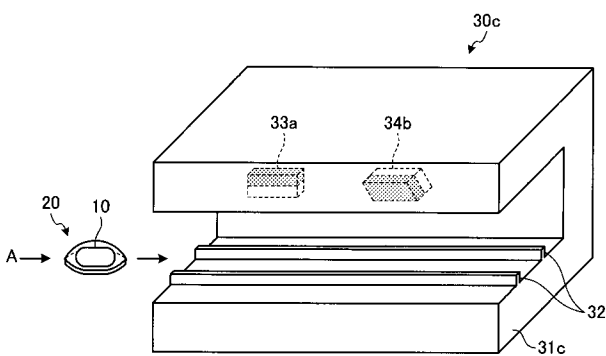
【図 16】



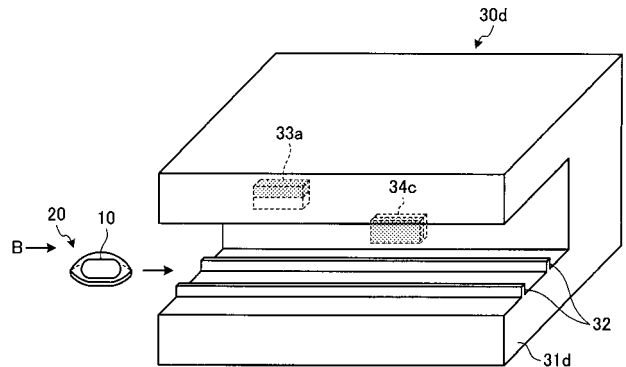
【図 17】



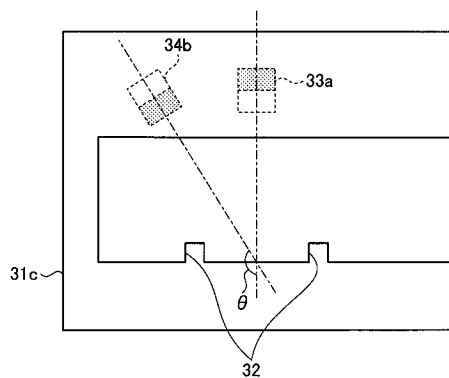
【図 18】



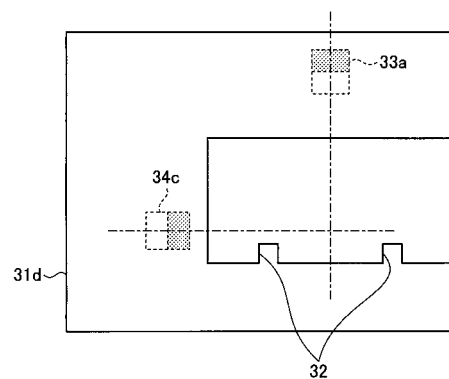
【図 20】



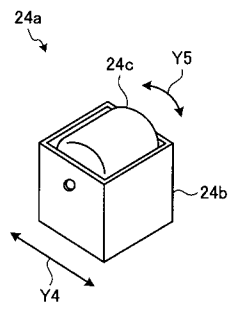
【図 19】



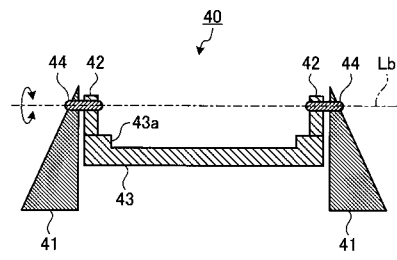
【図 21】



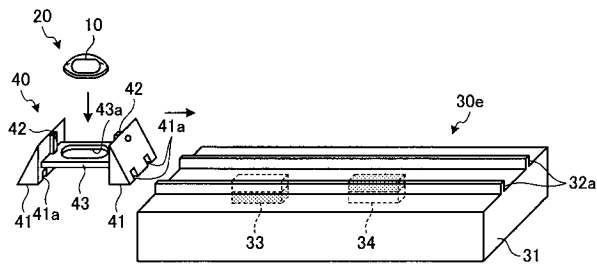
【図 2 2】



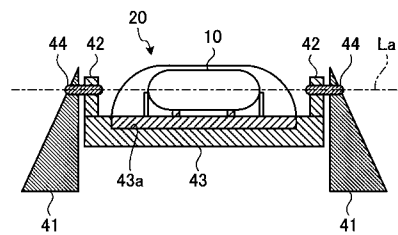
【図 2 4】



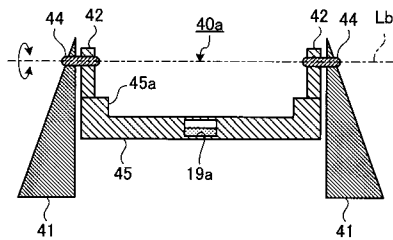
【図 2 3】



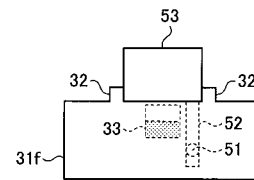
【図 2 5】



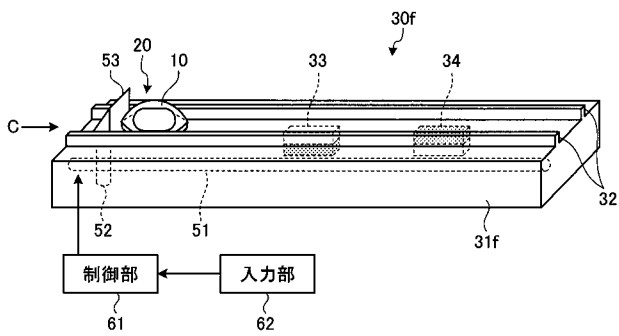
【図 2 6】



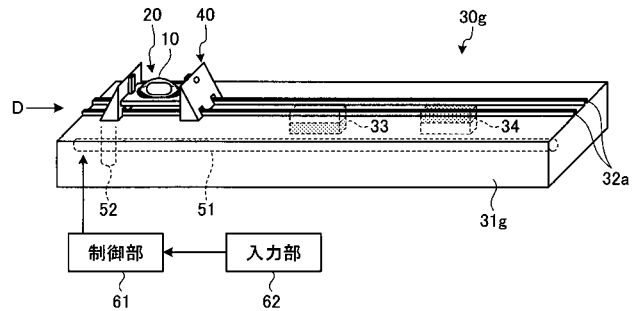
【図 2 8】



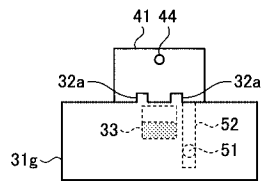
【図 2 7】



【図 2 9】



【図 30】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/051270

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-223473 A (Olympus Corp.), 31 August 2006 (31.08.2006), & US 2009/192353 A1 & EP 1867269 A1	1-13
A	WO 2007/69698 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 21 June 2007 (21.06.2007), & US 2007/171012 A1 & EP 1961366 A1	1-13
A	JP 2005-95433 A (Olympus Corp.), 14 April 2005 (14.04.2005), (Family: none)	1-13

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
18 February, 2011 (18.02.11)Date of mailing of the international search report
01 March, 2011 (01.03.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/051270	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2006-223473 A (オリンパス株式会社) 2006.08.31, & US 2009/192353 A1 & EP 1867269 A1	1-13	
A	W0 2007/69698 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.06.21, & US 2007/171012 A1 & EP 1961366 A1	1-13	
A	JP 2005-95433 A (オリンパス株式会社) 2005.04.14, (ファミリーなし)	1-13	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 18.02.2011		国際調査報告の発送日 01.03.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	胶囊型内窥镜激活系统		
公开(公告)号	JPWO2011108306A1	公开(公告)日	2013-06-24
申请号	JP2011533896	申请日	2011-01-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	高橋正樹 河野宏尚		
发明人	高橋 正樹 河野 宏尚		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00036 A61B1/00144		
FI分类号	A61B1/00.320.B		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF41 4C161/GG13 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ17		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010049813 2010-03-05 JP		
其他公开文献	JP4897120B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

它具有胶囊型壳体和磁场检测单元，该磁场检测单元设置在胶囊型壳体的内部并且与胶囊型壳体的纵向正交的方向上检测磁场，并且磁场检测单元检测等于或高于阈值的磁场。在壳体中被激活的胶囊型内窥镜，容纳该胶囊型内窥镜的胶囊容纳箱，形成有助于使胶囊容纳箱在平面上移动的路径的路径部，该路径部沿着该路径以预定间隔配置。胶囊容纳盒在与胶囊容纳盒的移动方向垂直的方向上发射磁场，并且启动磁场产生器具有多个磁体，该多个磁体布置成使得它们的磁化方向彼此不同并且在纵向方向上中心。一种磁场响应单元，其磁化方向与轴向方向和由磁场检测单元检测到的磁场方向正交。

【図1】

