

(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2009-28245

(P2009-28245A)

(43) 公開日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(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 0 3 8
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-194972 (P2007-194972)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年7月26日 (2007.7.26)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100091292
			弁理士 増田 達哉
		(74) 代理人	100091627
			弁理士 朝比 一夫
		(72) 発明者	松本 健太郎
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	4C038 CC03 CC07 CC09 CC10
			4C061 FF36 HH12 JJ06

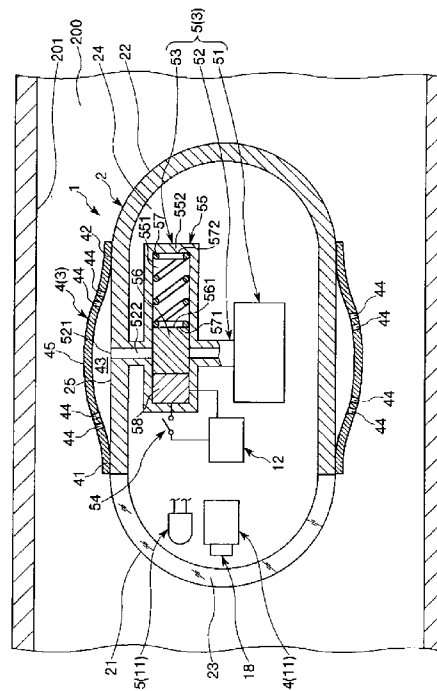
(54) 【発明の名称】 カプセル型医療機器

(57) 【要約】

【課題】体腔内に固定されたカプセル内視鏡を当該体腔内から離脱させたいときに、その離脱を確実にこなうことができるカプセル型医療機器を提供すること。

【解決手段】カプセル内視鏡1は、体腔200内を通過させて、体腔200の内部を撮像するものである。このカプセル内視鏡1は、カプセル状をなす内視鏡本体2と、内視鏡本体2に設けられ、内視鏡本体2を体腔200内に対して固定する固定機構3とを備える。固定機構3は、内視鏡本体2の外側に配置され、弾性材料で構成された拡張・収縮可能なバルーン4と、バルーン4内にガスGを供給してバルーン4を拡張するガス供給源5と、バルーン4が拡張した拡張状態から、バルーン4の内部空間43のガスGをバルーン4の外部に徐々に排出する排出手段とを有し、拡張状態でかつガスGの供給が停止したとき、排出手段よりガスGが徐々に排出されて、バルーン4が収縮する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内を通過させて、該体腔の内部の情報を取得するカプセル型医療機器であって、
カプセル状をなす医療機器本体と、
前記医療機器本体内に設置され、前記体腔の内部を撮像する撮像手段と、
前記医療機器本体に設けられ、該医療機器本体を前記体腔内に対して固定する固定手段とを備え、

前記固定手段は、前記医療機器本体の外側に配置され、弾性材料で構成された拡張・収縮可能なバルーンと、該バルーン内に作動流体を供給して前記バルーンを拡張するバルーン拡張手段と、前記バルーンが拡張した拡張状態から、該バルーンの前記作動流体を前記バルーンの外部に徐々に排出する排出手段とを有し、

前記拡張状態でかつ前記作動流体の供給が停止したとき、前記排出手段より、前記作動流体が徐々に排出されて、前記バルーンが収縮することを特徴とするカプセル型医療機器。

【請求項 2】

前記排出手段は、前記バルーンに形成された、該バルーンの内側と外側とを連通する少なくとも 1 つの微小な孔で構成されている請求項 1 に記載のカプセル型医療機器。

【請求項 3】

前記バルーンは、前記医療機器本体に対してその長手方向両端側でそれぞれ固定されており、

前記孔は、前記バルーンが拡張した際の頂部となる部分よりも、前記バルーンの前記医療機器本体に対して固定された部分側に偏在して配置されている請求項 1 または 2 に記載のカプセル型医療機器。

【請求項 4】

前記作動流体は、気体であり、

前記孔は、気体は通過するが、液体は通過しないものである請求項 2 または 3 に記載のカプセル型医療機器。

【請求項 5】

前記排出手段は、前記医療機器本体に設けられ、前記バルーンの内側と外側とを連通する連通路で構成されている請求項 1 に記載のカプセル型医療機器。

【請求項 6】

前記作動流体が前記バルーンに供給されているとき、前記排出手段による前記作動流体の排出量は、前記作動流体の供給量よりも少ない請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載のカプセル型医療機器。

【請求項 7】

前記バルーンは、その外形形状が前記医療機器本体の外周方向に沿ったリング状をなすものである請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載のカプセル型医療機器。

【請求項 8】

前記作動流体は、気体であり、

前記バルーン拡張手段は、前記気体が充填されたポンベと、該ポンベの内部と前記バルーンの内部とを接続し、前記気体が通過する接続管と、該接続管に設けられ、その管路を開閉する開閉機構とを有する請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載のカプセル型医療機器。

【請求項 9】

前記開閉機構は、通電により作動する電磁弁であり、前記医療機器本体には、前記電磁弁に電力を供給する電源が設置されており、

前記電磁弁は、前記電源から電力が供給された際に開状態となり、前記電力の供給が停止した際に閉状態となるよう構成されている請求項 8 に記載のカプセル型医療機器。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、カプセル型医療機器に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内に投じて、当該体腔内の情報を取得するのに用いられるカプセル型医療機器が知られている。カプセル型医療機器の代表的なものとしては、カプセル内視鏡や体液採取用カプセル等が挙げられる。例えば、カプセル内視鏡においては、体腔内の目的部位を重点的に撮像して、目的部位の情報収集をしたいときに、その目的部位の近傍にカプセル内視鏡を固定するための固定機構を有するものがある（例えば、特許文献1参照）。この固定機構は、カプセル内視鏡に設置された電源部から電力が供給されて、作動する、すなわち、固定状態とその固定状態が解除される解除状態とを取り得るものである。

10

【0003】

この特許文献1に記載のカプセル内視鏡では、固定機構やその他の各部が作動するのに伴って、電源部の電力が低下していく。このため、固定状態の固定機構を作動させて解除状態としたいときに、必要な電力が固定機構に供給されず、解除状態とならないおそれがある。これを解決するために、特許文献1のカプセル内視鏡では、電源部の電圧値が、固定機構を作動させることができる最低限度の大きさより若干大きい値（閾値）を下回った場合、制御部でそれを検知して、固定機構を強制的に作動させる。これにより、固定状態の固定機構が解除状態となり、体腔内から離脱することができる。

【0004】

しかしながら、特許文献1のカプセル内視鏡では、例えば予期せぬ電圧の急激な低下が生じて電力値が閾値を大幅に下回った場合、制御部での閾値の検知が遅れ、固定状態の固定機構を作動させて解除状態とすることができないことがある。この場合、カプセル内視鏡が体腔に留置されたままの状態となってしまう、カプセル内視鏡の回収作業がきわめて困難な状況となる可能性があった。

20

【0005】

【特許文献1】特開2007-37638号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、体腔内に固定されたカプセル型医療機器を当該体腔内から離脱させたいときに、その離脱を確実にこなうことができるカプセル型医療機器を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

このような目的は、下記(1)～(9)の本発明により達成される。

(1) 体腔内を通過させて、該体腔の内部の情報を取得するカプセル型医療機器であって、

カプセル状をなす医療機器本体と、

前記医療機器本体内に設置され、前記体腔の内部を撮像する撮像手段と、

前記医療機器本体に設けられ、該医療機器本体を前記体腔内に対して固定する固定手段とを備え、

40

前記固定手段は、前記医療機器本体の外側に配置され、弾性材料で構成された拡張・収縮可能なバルーンと、該バルーン内に作動流体を供給して前記バルーンを拡張するバルーン拡張手段と、前記バルーンが拡張した拡張状態から、該バルーンの内部の前記作動流体を前記バルーンの外部に徐々に排出する排出手段とを有し、

前記拡張状態でかつ前記作動流体の供給が停止したとき、前記排出手段より、前記作動流体が徐々に排出されて、前記バルーンが収縮することを特徴とするカプセル型医療機器。

【0008】

これにより、体腔内に固定されたカプセル型医療機器を当該体腔内から離脱させたいと

50

きに、その離脱を確実に行なうことができる。

【 0 0 0 9 】

(2) 前記排出手段は、前記バルーンに形成された、該バルーンの内側と外側とを連通する少なくとも 1 つの微小な孔で構成されている上記 (1) に記載のカプセル型医療機器。

【 0 0 1 0 】

これにより、バルーンの内側の作動流体を当該バルーンの外部に確実に徐々に排出することができる。

【 0 0 1 1 】

(3) 前記バルーンは、前記医療機器本体に対してその長手方向両端側でそれぞれ固定されており、

前記孔は、前記バルーンが拡張した際の頂部となる部分よりも、前記バルーンの前記医療機器本体に対して固定された部分側に偏在して配置されている上記 (1) または (2) に記載のカプセル型医療機器。

【 0 0 1 2 】

これにより、バルーンが拡張してカプセル型医療機器が体腔内に固定された際、その体腔を形成する内壁によって孔が閉塞されるのを防止することができる。

【 0 0 1 3 】

(4) 前記作動流体は、気体であり、

前記孔は、気体は通過するが、液体は通過しないものである上記 (2) または (3) に記載のカプセル型医療機器。

【 0 0 1 4 】

これにより、バルーンが拡張した状態から収縮した状態となる際に、孔を介して液体がバルーンの内側に流入するのを確実に防止することができる。

【 0 0 1 5 】

(5) 前記排出手段は、前記医療機器本体に設けられ、前記バルーンの内側と外側とを連通する連通路で構成されている上記 (1) に記載のカプセル型医療機器。

【 0 0 1 6 】

これにより、バルーンの内側の作動流体を当該バルーンの外部に確実に徐々に排出することができる。

【 0 0 1 7 】

(6) 前記作動流体が前記バルーンに供給されているとき、前記排出手段による前記作動流体の排出量は、前記作動流体の供給量よりも少ない上記 (1) ないし (5) のいずれかに記載のカプセル型医療機器。

これにより、バルーンに作動流体を供給した際、そのバルーンが確実に拡張する。

【 0 0 1 8 】

(7) 前記バルーンは、その外形形状が前記医療機器本体の外周方向に沿ったリング状をなすものである上記 (1) ないし (6) のいずれかに記載のカプセル型医療機器。

【 0 0 1 9 】

これにより、バルーンが拡張した際に、バルーンの外周面の一部または全体が体腔の内壁に確実に当接し、よって、医療機器本体が体腔内に対して確実に固定される。

【 0 0 2 0 】

(8) 前記作動流体は、気体であり、

前記バルーン拡張手段は、前記気体が充填されたボンベと、該ボンベの内部と前記バルーンの内側とを接続し、前記気体が通過する接続管と、該接続管に設けられ、その管路を開閉する開閉機構とを有する上記 (1) ないし (7) のいずれかに記載のカプセル型医療機器。

【 0 0 2 1 】

これにより、例えば作動流体の供給が不本意に停止した際、体腔内に固定されたカプセル型医療機器を当該体腔内から確実に離脱させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

(9) 前記開閉機構は、通電により作動する電磁弁であり、前記医療機器本体には、前記電磁弁に電力を供給する電源が設置されており、

前記電磁弁は、前記電源から電力が供給された際に開状態となり、前記電力の供給が停止した際に閉状態となるよう構成されている上記 (8) に記載のカプセル型医療機器。

【 0 0 2 3 】

これにより、例えば作動流体の供給が不本意に停止した際、体腔内に固定されたカプセル型医療機器を当該体腔内から確実に離脱させることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 4 】

10

本発明によれば、拡張しているバルーンに対して作動流体の供給が停止した際、そのバルーンは、確実に収縮するよう構成されている。これにより、体腔内に固定されたカプセル型医療機器を当該体腔内から離脱させたいときに、バルーンに対する作動流体の供給が停止しさえすれば、そのバルーンは収縮し、よって、体腔内に対する固定が解除されて、体腔内からのカプセル型医療機器の離脱が確実に行なわれる。

【 0 0 2 5 】

また、作動流体がバルーンに供給されているときの排出手段によって排出される作動流体の排出量が作動流体の供給量よりも少なくなるように設定されている場合には、バルーンに作動流体が供給されれば、当該バルーンは、確実に拡張する。

【 0 0 2 6 】

20

また、バルーン拡張手段がポンプと電磁弁とを有する構成となっている場合には、電磁弁に対する電力の供給が停止すると、当該電磁弁は、確実に閉状態となる。これにより、バルーンに対する気体 (作動流体) の供給が停止することとなり、よって、バルーンが収縮して、体腔内からのカプセル型医療機器の離脱が確実に行なわれる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 7 】

以下、本発明のカプセル型医療機器を添付図面に示す好適な実施形態に基づいて詳細に説明する。

【 0 0 2 8 】

< 第 1 実施形態 >

30

図 1 および図 2 は、それぞれ、本発明のカプセル型医療機器の第 1 実施形態を示す縦断面図 (図 1 は、バルーンが収縮した状態を示し、図 2 は、バルーンが拡張した状態を示す) 、図 5 は、本発明のカプセル型医療機器の主要部を示すブロック図である。なお、以下では、説明の都合上、図 1 および図 2 中の左側を「前」または「前方」、右側を「後」または「後方」と言う。また、図 1 および図 2 では、バルーンに形成された各孔をそれぞれ誇張して描いている。

【 0 0 2 9 】

各図に示す本発明のカプセル内視鏡 (カプセル型医療機器) 1 は、経口的に被検者の体腔 2 0 0 内に導入し、その体腔 2 0 0 内を通過させて、内部の情報を取得する、すなわち、内部を撮像するのに用いられるものである。このカプセル内視鏡 1 が通過する体腔 2 0 0 としては、特に限定されないが、例えば、食道、胃、小腸、大腸等が挙げられる。

40

【 0 0 3 0 】

カプセル内視鏡 1 は、カプセル状をなす内視鏡本体 (ケース (医療機器本体)) 2 と、内視鏡本体 2 内に収納された撮像ユニット (撮像手段) 1 1 と、内視鏡本体 2 に設置された固定機構 (固定手段) 3 と、撮像ユニット 1 1 および固定機構 3 に電力を供給する電源 1 2 とを有している。以下、各部の構成について説明する。

【 0 0 3 1 】

図 1、図 2 に示すように、内視鏡本体 2 は、前端部 2 1 および後端部 2 2 がそれぞれ閉塞した円筒状の部材で構成され、内部空間 2 4 の気密性が維持されたものである。また、前端部 2 1 および後端部 2 2 は、それぞれ、丸みを帯びている。これにより、カプセル内

50

視鏡 1 を体腔 200 内に投じた際、前端部 21 や後端部 22 の接触による体腔 200 の内壁 201 に対する損傷を防止することができる。

【0032】

この内視鏡本体 2 は、前端部 21 に設けられた窓部 23 を有し、この窓部 23 を介して、体腔 200 の目的部位に対し、照明光が照射され、その光によって照らされた目的部位の画像を撮像することができる。

【0033】

内視鏡本体 2 の構成材料としては、特に限定されず、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン等のオレフィン系樹脂材料を用いることができる。また、窓部 23 は、光透過性（透過率 95% 程度）が確保されている。

10

【0034】

撮像ユニット 11 は、体腔 200 内の目的部位の画像を撮像するものである。図 5 に示すように、撮像ユニット 11 は、コントローラ 13 と、イメージセンサ 14 と、LED（発光ダイオード）15 と、LED ドライバ 16 と、変復調回路 17 とを有しており、これらが電氣的に接続されている。

【0035】

イメージセンサ 14 は、体腔 200 の目的部位を撮像する撮像素子である。このイメージセンサ 14 は、当該イメージセンサ 14 の前方に位置する光学系 18 によって、その撮像面上に結ばれた画像を RGB の各原色毎に光電変換する CCD 等の撮像素子で構成されている。

20

【0036】

LED 15 は、例えば白色光を発光する発光素子（照明手段）である。この LED 15 は、LED ドライバ 16 を介して、電源 12 と接続されている。これにより、体腔 200 内を照明することができる。

【0037】

LED ドライバ 16 は、電源 12 から LED 15 に供給される電力量を制御する装置である。LED ドライバ 16 は、コントローラ 13 によって制御され、この制御により、単位時間中に供給する電力量を増減する。これにより、LED 16 は、点灯と消灯とを繰り返す。LED 16 が点灯した際に、イメージセンサ 14 が作動して、体腔 200 の目的部位を撮像することができる。

30

【0038】

コントローラ 13 は、カプセル内視鏡 1 の各部位を制御する回路である。このコントローラ 13 は、後述する受信ブロック 171 を介して外部機器 30 から受信した制御信号に基づいて、イメージセンサ 14、LED ドライバ 16、固定機構 3 の作動を制御する。

【0039】

ここで、「外部機器 30」は、カプセル内視鏡 1 から送信された画像その他の信号を受信して、その信号を記憶するとともに、カプセル内視鏡 1 の作動状態を変更させる制御信号を送信できるよう構成されている。作動状態とは、例えば、フレームレートや、LED 16 の発光量、固定機構（固定手段）3 の状態である。

40

【0040】

変復調回路 17 は、受信アンテナ 19a に接続された受信ブロック 171 と、送信アンテナ 19b に接続された送信ブロック（送信手段）172 とで構成されている。また、受信ブロック 171 には、受信アンプ 173 と復調回路 174 とが設けられており、送信ブロック 172 には、変調回路 175 と送信アンプ 176 とが設けられている。

【0041】

受信アンテナ 19a によって受信された信号は、受信ブロック 171 の受信アンプ 173 に入力される。この受信アンプ 173 は、入力信号を増幅して、復調回路 174 に入力する。この復調回路 174 は、入力信号の搬送波上に変調されている各種制御信号を復調し、復調した各種制御信号をコントローラ 13 に入力する。コントローラ 13 では、入力された制御信号に応じた各種制御が実行される。

50

【 0 0 4 2 】

ＬＥＤドライバ１６では、コントローラ１３からの指示に応じた電力量の電力を、電源１２からＬＥＤ１５に供給する。電力量がＬＥＤ１５が発光するのに十分であると、当該ＬＥＤ１５が発光する。このとき、体腔２００の目的部位は、ＬＥＤ１５からの光によって照らされる。また、この光に照らされた前記目的部位は、イメージセンサ１４によって撮像され、画像信号に変換される。この画像信号（画像データ）は、送信ブロック１７２の変調回路１７５に入力される。この変調回路１７５は、受信した画像信号（映像信号）を、所定の搬送波によって変調する。このようにして変調された信号は、送信アンプ１７６によって増幅された後に、送信アンテナ１９ｂを通じて外部機器３０へ送信される。

【 0 0 4 3 】

また、電源１２は、前述したように、撮像ユニット１１や固定機構３に電力を供給するものである。この電源１２としては、例えば、ボタン電池や乾電池、充電可能な蓄電池等の各種電池を用いることができる。

【 0 0 4 4 】

図１、図２に示すように、固定機構３は、内視鏡本体２を体腔２００内に対して固定するものである。この固定機構３は、内視鏡本体２の外側に配置されたバルーン４と、バルーン４に対し作動流体としてのガスＧを供給するガス供給源（供給源）５とを有している。

【 0 0 4 5 】

バルーン４は、弾性材料からなる帯状の膜部材で構成されている。この膜部材が内視鏡本体２の外周部２５の周方向に沿ってリング状に配置され、前端部および後端部がそれぞれ外周部２５に固定されて固定部４１および４２を構成している。なお、固定部４１の外周部２５に対する固定方法としては、特に限定されないが、例えば、接着（接着剤や溶媒による接着）による方法や融着（熱融着、高周波融着、超音波融着等）による方法が挙げられる。

【 0 0 4 6 】

このように配置されたバルーン４の内側には、後述するガス供給源（バルーン拡張手段）５の接続管５２の開口部５２１が内視鏡本体２の外周部２５に開口して形成されている。この開口部５２１を介して、ガスＧがバルーン４と内視鏡本体２の外周部２５とで画成された内部空間４３に供給される。これにより、内部空間４３の内部圧力が上昇し、よって、図１に示す収縮状態のバルーン４は、拡張して、図２に示す拡張状態（膨張状態）となる。

【 0 0 4 7 】

図２に示すように、拡張状態では、バルーン４は、リング状をなす。体腔２００は、通常、その横断面形状がリング状（環状）をなすものであるため、バルーン４が拡張状態となった際に、そのバルーン４の外周面４５の一部（または全体）が体腔２００を形成する内壁２０１に確実に当接する。これにより、カプセル内視鏡１（内視鏡本体２）が体腔２００内に固定される。また、拡張状態から収縮状態となった際には、バルーン４の外周面４５が体腔２００の内壁２０１から離間する。これにより、カプセル内視鏡１の体腔２００内での固定が解除される。

【 0 0 4 8 】

バルーン４には、その厚さ方向に貫通し、バルーン４の内側と外側とを連通する複数の微小孔４４が形成されている。

【 0 0 4 9 】

これらの微小孔４４は、バルーンの拡張状態で頂部４５１（図２参照）となる部分よりも両固定部４１、４２側に偏在して配置されている。このような配置により、拡張状態で体腔２００に固定された際、その体腔２００の内壁２０１によって各微小孔４４が閉塞されるのを防止することができる。

【 0 0 5 0 】

バルーン４の内部空間４３にガスＧが供給された際、バルーン４は拡張状態となり、こ

10

20

30

40

50

の状態からガスGは、各微小孔44をそれぞれ介してバルーン4の外側に徐々に排気される（流出する）。このように、各微小孔44は、それぞれ、排気孔（排出手段）として機能するものである。

【0051】

カプセル内視鏡1では、ガスGの内部空間43に対する排出量が供給量を下回るように、これらの形成条件（孔径や形成密度）を適宜設定することができる。これにより、内部空間43にガスGが供給された際、各微小孔44を介して排出されるガスGの排出量が、ガスGの供給量を確実に下回る。よって、バルーン4が確実に拡張状態となる。

【0052】

なお、全微小孔44における総流路抵抗としては、特に限定されず、例えば、バルーン4の内部空間43内に充填された、3～5気圧、5mLのガスGを、20～25分で排気完了する程度とするのが好ましい。このような制御を行なうには、例えば、バルーン4の内圧が所定値以上に維持されるように、ガスGの供給を断続的または連続的に数時間行なうという方法が挙げられる。

10

【0053】

バルーン4の構成材料としては、特に限定されないが、例えば、天然ゴム、イソブレンゴム、ブタジエンゴム、スチレン-ブタジエンゴム、ブチルゴム、アクリルゴム、エチレン-プロピレンゴム、ヒドリンゴム、ウレタンゴム、シリコーンゴム、フッ素ゴムのような各種ゴム材料や、スチレン系、ポリオレフィン系、ポリウレタン系、ポリエステル系、ポリアミド系、ポリブタジエン系、トランスポリイソブレン系、フッ素ゴム系等の各種熱可塑性エラストマーが挙げられ、これらのうちの1種または2種以上を混合して用いることができる。

20

【0054】

また、微小孔44の形成数は、本実施形態では複数であるが、これに限定されず、例えば、1つであってもよい。

【0055】

図1、図2に示すガス供給源5は、バルーン4を拡張するためのガスGを内部空間43に供給するものである。このガス供給源5は、ポンベ51と、ポンベ51の内部と内部空間43とを接続する接続管52と、接続管52の途中に設けられた電磁弁（開閉機構）53とを有している。

30

【0056】

ポンベ51は、内視鏡本体2内に収納、配置されている。このポンベ51は、金属缶で構成されており、その内部空間に高圧の（圧縮された）無菌状態のガスGが充填されている。ガスGとしては、特に限定されないが、例えば、窒素、空気、二酸化炭素等が挙げられる。

【0057】

接続管52は、その管路522内をガスGが通過するものである。この接続管52は、その一端部が内視鏡本体2の外周部25に開口し、他端部がポンベ51に開口している。これにより、ポンベ51から流出したガスGは、管路522内を通過し、開口部521を介して内部空間43内に流入する（図2参照）。

40

【0058】

接続管52の構成材料としては、特に限定されず、例えば、内視鏡本体2についての説明で挙げたような材料を用いることができる。

【0059】

接続管52の途中には、管路522を開閉する電磁弁53が設置されている。この電磁弁53は、ケーシング55と、ケーシング55内を摺動するガスケット56と、ガスケット56を付勢するコイルバネ57と、ケーシング55内に固定された電磁石58とで構成されている。

【0060】

ケーシング55は、横断面形状が円形または角形をなす筒状体（中空体）で構成された

50

ものである。このケーシング 5 5 は、その中心軸が接続管 5 2 に対して直交する方向に配置されており、中空部 5 5 1 が管路 5 2 2 と連通している。

【 0 0 6 1 】

ケーシング 5 5 内には、永久磁石で構成されたガスケット 5 6 が収納されている。このガスケット 5 6 は、ケーシング 5 5 の長手方向に沿って摺動することができ、電磁石 5 8 に当接した第 1 の位置（図 1 参照）と、電磁石 5 8 から離間した第 2 の位置（図 2 参照）との間を移動する。第 1 の位置では、ガスケット 5 6 は、管路 5 2 2 上に位置して、当該管路 5 2 2 を塞いでいる。これにより、電磁弁 5 3 は、閉状態となる。また、第 2 の位置では、ガスケット 5 6 は、管路 5 2 2 から退避し、当該管路 5 2 2 がポンベ 5 1 から開口部 5 2 1（内部空間 4 3）まで連通する。これにより、電磁弁 5 3 は、開状態となる。

10

【 0 0 6 2 】

また、ガスケット 5 6 は、その横断面形状が中空部 5 5 1 の横断面形状に対応する形状をなす柱状部材で構成されており、例えば前端側が N 極であり、後端側が S 極である。ガスケット 5 6 を構成する永久磁石としては、フェライト磁石、アルニコ磁石、希土類磁石等を用いることができる。

【 0 0 6 3 】

また、ガスケット 5 6 の外周面には、弾性材料で構成されたシール部材（図示せず）が固着されている。

【 0 0 6 4 】

ガスケット 5 6 の後端側には、コイルバネ 5 7 が設置されている。このコイルバネ 5 7 は、その前端 5 7 1 がガスケット 5 6 の後端面 5 6 1 に当接し、後端 5 7 2 がケーシング 5 5 の後端壁 5 5 2 に当接して、圧縮状態でケーシング 5 5 に収納されている。このように収納されたコイルバネ 5 7 によって、ガスケット 5 6 が前方に向かって付勢される。

20

【 0 0 6 5 】

ケーシング 5 5 の接続管 5 2 を介してコイルバネ 5 7 の反対側には、電磁石 5 8 が例えば嵌合により固定されている。この電磁石 5 8 は、スイッチ 5 4 を介して、電源 1 2 と電氣的に接続されている。

【 0 0 6 6 】

スイッチ 5 4 が ON のとき（図 2 参照）に、電源 1 2 から電力が供給される。このとき、電磁石 5 8 が通電して、ガスケット 5 6 の N 極と反発するような磁界が発生するよう構成されている。これにより、第 1 の位置にあるガスケット 5 6 は、コイルバネ 5 7 の付勢力に抗して、第 2 の位置へ移動する。

30

【 0 0 6 7 】

また、スイッチ 5 4 が OFF のとき（図 1 参照）には、電源 1 2 からの電力の供給が停止する。このとき、磁界が消失して、ガスケット 5 6 が前記とは逆に移動し、第 1 の位置に戻る。

【 0 0 6 8 】

このように構成された電磁弁 5 3 では、電源 1 2 から電力が供給された際、前述したようにガスケット 5 6 が第 2 の位置に移動して、開状態となる。開状態では、バルーン 4 の内部空間 4 3 内にガス G が供給され、よって、バルーン 4 が拡張状態となる（図 2 参照）。また、電力の供給が停止した際、ガスケット 5 6 が第 1 の位置に戻り、閉状態となる。閉状態では、バルーン 4 の内部空間 4 3 内へのガス G の供給が停止し、よって、バルーン 4 が徐々に収縮し、やがて収縮状態となる（図 1 参照）。

40

【 0 0 6 9 】

次に、カプセル内視鏡 1 の体腔 2 0 0 に対する固定 / 固定解除の動作について説明する。

【 0 0 7 0 】

図 1 に示すように、体腔 2 0 0 内に投じられたカプセル内視鏡 1 は、収縮状態となっている。これにより、体腔 2 0 0 内を容易に移動することができる。

【 0 0 7 1 】

50

カプセル内視鏡 1 が体腔 200 内の所定部位（目的部位）に到達したと予想された際に、外部機器 30 からの制御信号により、コントローラ 13 を介して、スイッチ 54 が ON となる。このとき、前述したように電磁弁 53 が開状態となる。これにより、ポンペ 51 からのガス G が接続管 52 を介して、バルーン 4 の内部空間 43 内に供給される。このガス G の供給により、収縮状態のバルーン 4 は、拡張状態となる（図 2 参照）。なお、外部機器 30 からの制御信号によらず、カプセル内視鏡 1 のコントローラ 13 が自律的に、所定部位に到達したか判定してもよい。

【0072】

拡張状態では、バルーン 4 の隆起した外周面 45 の頂部 451 が体腔 200 の内壁 201 を押圧する。これにより、カプセル内視鏡 1 が体腔 200 に対して固定される。この固定状態で、イメージセンサ 14 を作動させることにより、体腔 200 の目的部位の画像を撮像することができる。

10

【0073】

また、このとき、バルーン 4 の各微小孔 44 からは、それぞれ、ガス G が排出されるが、前述したように、その総排出量は、バルーン 4 に対するガス G の供給量よりも小さく設定されている。これにより、固定状態（拡張状態）が維持される。

【0074】

ここで、仮に、ポンペ 51 内のガス G の内圧がバルーン内圧と同程度となって、バルーン 4 の内部空間 43 へのガス G の供給が停止した場合を考える。この場合、バルーン 4 が収縮状態へ復元しようとし、その復元力（収縮力）によって、内部空間 43 内のガス G が各微小孔 44 を介して排出される。これにより、内部空間 43 の内部圧力が減少に転じ、よって、バルーン 4 は、確実に収縮状態へ戻る。

20

【0075】

バルーン 4 が収縮状態となると、前記拡張状態で体腔 200 の内壁 201 を押圧していたバルーン 4 の外周面 45 が、当該内壁 201 から離間する。これにより、カプセル内視鏡 1 の体腔 200 に対する固定状態が解除される。よって、バルーン 4 の内部空間 43 へのガス G の供給が停止することにより、カプセル内視鏡 1 を体腔 200 内から確実に離脱させることができる。

【0076】

また、仮に、固定状態で、電源 12 の残量が少なくなり、出力電圧値が不本意に所定の下限電圧値に達した場合（例えば、0.5V）を考える。電源 12 の出力電圧値が下限電圧値となると、前述した「スイッチ 54 が OFF のとき」と同様に、磁界が消失して、第 2 の位置にあったガスカート 56 が第 1 の位置へ戻り、電磁弁 53 は、閉状態となる。この閉状態では、バルーン 4 の内部空間 43 内へのガス G の供給が停止し、前述したようにバルーン 4 が収縮状態となる。これにより、カプセル内視鏡 1 の体腔 200 に対する固定状態が解除される。

30

【0077】

このように、電源 12 の出力電圧値が下限電圧値となった場合でも、カプセル内視鏡 1 を体腔 200 内から離脱させることができる。

【0078】

また、前述したようなポンペ 51 内のガス G の内圧がバルーン内圧と同程度となったり、電源 12 の出力電圧値が下限電圧値となったりするような場合はもちろんのこと、外部機器 30 からの制御信号で、固定状態のカプセル内視鏡 1 に対して、固定状態を解除して当該カプセル内視鏡 1 を体腔 200 内から離脱させる場合も、その離脱が確実に行なわれる。この離脱は、以下のようにして行なわれる。

40

【0079】

外部機器 30 からの制御信号で、コントローラ 13 を介して、スイッチ 54 を OFF とする。これにより、電磁弁 53 は、閉状態となり、バルーン 4 へのガス G の供給が停止する。ガス G の供給が停止すると、前述したようにバルーン 4 が収縮状態となり、よって、カプセル内視鏡 1 の体腔 200 に対する固定状態が解除される。これにより、カプセル内

50

視鏡 1 が体腔 200 から離脱する。

【0080】

このように、カプセル内視鏡 1 は、体腔 200 内からの離脱に関して、フェールセーフなものとなっている。

【0081】

< 第 2 実施形態 >

図 3 および図 4 は、それぞれ、本発明のカプセル型医療機器の第 2 実施形態を示す縦断面図（図 3 は、バルーンが収縮した状態を示し、図 4 は、バルーンが拡張した状態を示す）である。なお、以下では、説明の都合上、図 3 および図 4 中の左側を「前」または「前方」、右側を「後」または「後方」と言う。

10

【0082】

以下、これらの図を参照して本発明のカプセル型医療機器の第 2 実施形態について説明するが、前述した実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

本実施形態は、バルーンの構成が異なること以外は前記第 1 実施形態と同様である。

【0083】

図 3、図 4 に示すカプセル内視鏡 1 A では、前記第 1 実施形態で記載したバルーン 4 に形成された複数の微小孔 44 が省略されており、これらの微小孔 44 に代わって、内視鏡本体 2 に連通路 26 が形成されている。この連通路 26 は、前記各微小孔 44 と同様に、バルーン 4 の内部空間 43 に供給されたガス G が徐々に排気される排気路（排気手段）として機能するものである。

20

【0084】

連通路 26 は、内視鏡本体 2 の壁部を貫通したものであり、その一端 261 がバルーン 4 の内部空間 43 に開口し、他端 262 がバルーン 4 の外側、すなわち、内視鏡本体 2 の外方に向かって開口している。これにより、バルーン 4 の内側（内部空間 43）と外側とが連通する。よって、内部空間 43 内にガス G が供給された際、そのガス G は、連通路 26 を介して、排出される。

【0085】

内部空間 43 内ガス G を供給した際、その排出量が供給量を下回り、よって、バルーン 4 が確実に拡張状態となる。

30

【0086】

また、連通路 26 の内周面に、撥水性を有する撥水層（図示せず）が形成されているのが好ましい。この撥水層としては、例えば、フッ素系樹脂を連通路 26 の内周面に塗布することにより、形成することができる。撥水層が形成されていることにより、連通路 26 を介して外側から内部空間 43 内に液体が不本意に流入するのを防止することができる。

【0087】

また、連通路 26 の形成数は、図示の構成では、1 本であるが、これに限定されず、例えば、複数本であってもよい。

【0088】

以上、本発明のカプセル型医療機器を図示の実施形態について説明したが、本発明は、これに限定されるものではなく、カプセル内視鏡を構成する各部は、同様の機能を発揮し得る任意の構成のものと置換することができる。また、任意の構成物が付加されていてもよい。

40

【0089】

また、本発明のカプセル型医療機器は、前記各実施形態のうちの、任意の 2 以上の構成（特徴）を組み合わせたものであってもよい。

【0090】

例えば、第 1 実施形態のカプセル内視鏡に、前記第 2 実施形態で記載した連通路がさらに設けられていてもよい。

【0091】

50

また、ガス供給源としては、ガスが充填されたポンペを有するものであるのに限定されず、例えば、発泡剤が収納された第１の容器と、発泡剤と接触することによりガスが発生する液体が充填された第２の容器とを有し、第１の容器内に第２の容器の液体を供給して、発泡剤と液体とを接触させることができるよう構成されたものであってもよい。第２の容器の液体のかわりに体液が用いられてもよい。

【００９２】

上記実施形態においては、カプセル型医療機器の例として、カプセル内視鏡を用いたが、これに限らず、体液採取用のカプセルなどの各種カプセル型医療機器にも適用可能である。

【図面の簡単な説明】

10

【００９３】

【図１】本発明のカプセル型医療機器の第１実施形態を示す縦断面図（バルーンが収縮した状態を示す図）である。

【図２】本発明のカプセル型医療機器の第１実施形態を示す縦断面図（バルーンが拡張した状態を示す図）である。

【図３】本発明のカプセル型医療機器の第２実施形態を示す縦断面図（バルーンが収縮した状態を示す図）である。

【図４】本発明のカプセル型医療機器の第２実施形態を示す縦断面図（バルーンが拡張した状態を示す図）である。

【図５】本発明のカプセル型医療機器の主要部を示すブロック図である。

20

【符号の説明】

【００９４】

１、１Ａ	カプセル内視鏡
２	内視鏡本体
２１	前端部
２２	後端部
２３	窓部
２４	内部空間
２５	外周部
２６	連通路
２６１	一端
２６２	他端
３	固定機構
４	バルーン
４１、４２	固定部
４３	内部空間
４４	微小孔
４５	外周面
４５１	頂部
５	ガス供給源
５１	ポンペ
５２	接続管
５２１	開口部
５２２	管路
５３	電磁弁
５４	スイッチ
５５	ケーシング
５５１	中空部
５５２	後端壁
５６	ガスケット

30

40

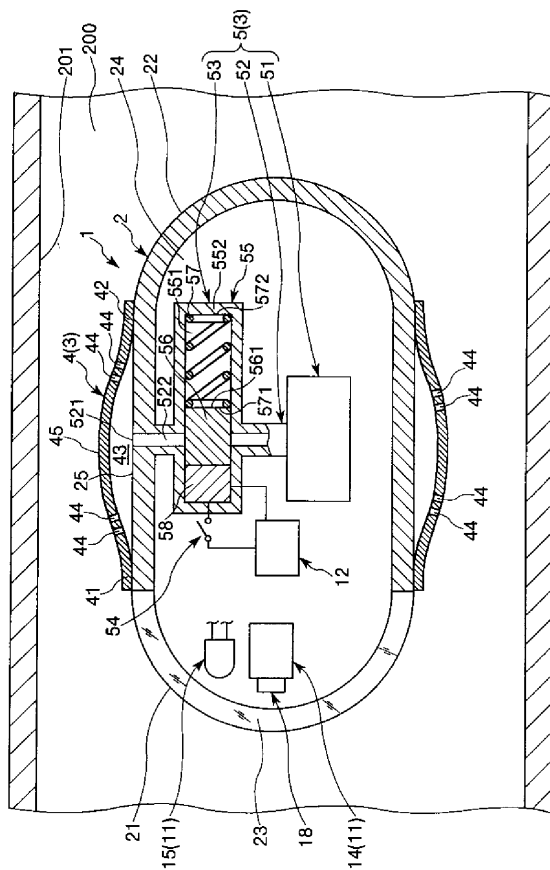
50

- 5 6 1 後 端 面
- 5 7 コイルバネ
- 5 7 1 前 端
- 5 7 2 後 端
- 5 8 電 磁 石
- 1 1 撮 像 ユ ニ ッ ト
- 1 2 電 源
- 1 3 コ ン ト ロ ー ラ
- 1 4 イ メ ー ジ セ ン サ
- 1 5 L E D
- 1 6 L E D ド ラ イ バ
- 1 7 変 復 調 回 路
- 1 7 1 受 信 ブ ロ ッ ク
- 1 7 2 送 信 ブ ロ ッ ク
- 1 7 3 受 信 ア ン プ
- 1 7 4 復 調 回 路
- 1 7 5 変 調 回 路
- 1 7 6 送 信 ア ン プ
- 1 8 光 学 系
- 1 9 a 受 信 ア ン テ ナ
- 1 9 b 送 信 ア ン テ ナ
- 3 0 外 部 機 器
- 2 0 0 体 腔
- 2 0 1 内 壁
- G ガ ス

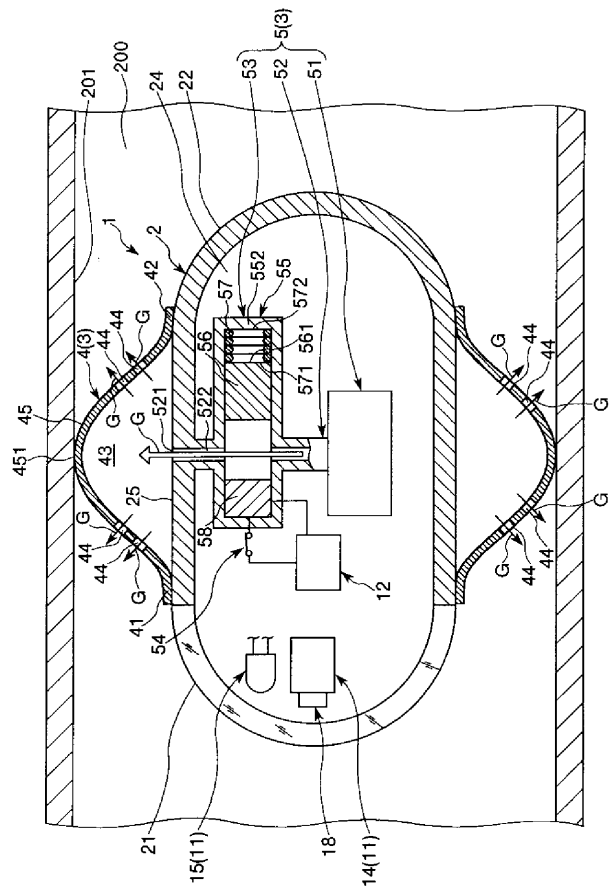
10

20

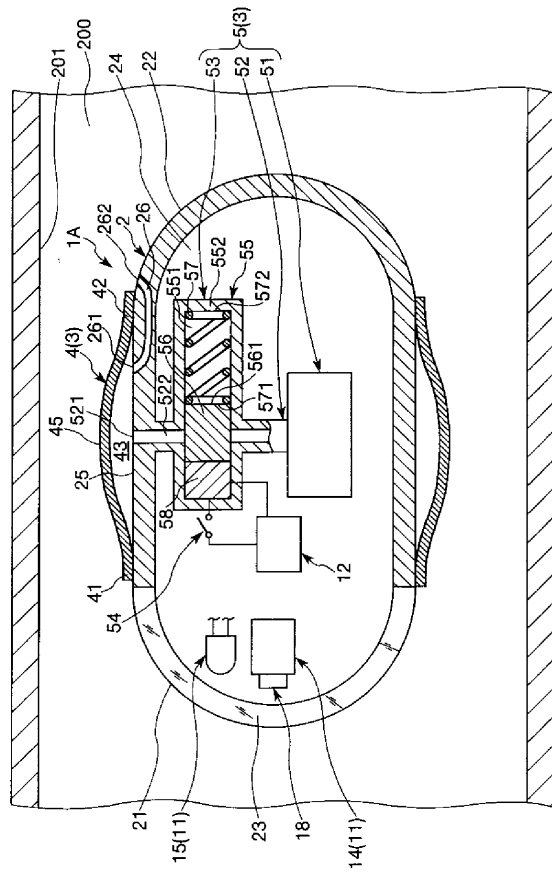
【 図 1 】



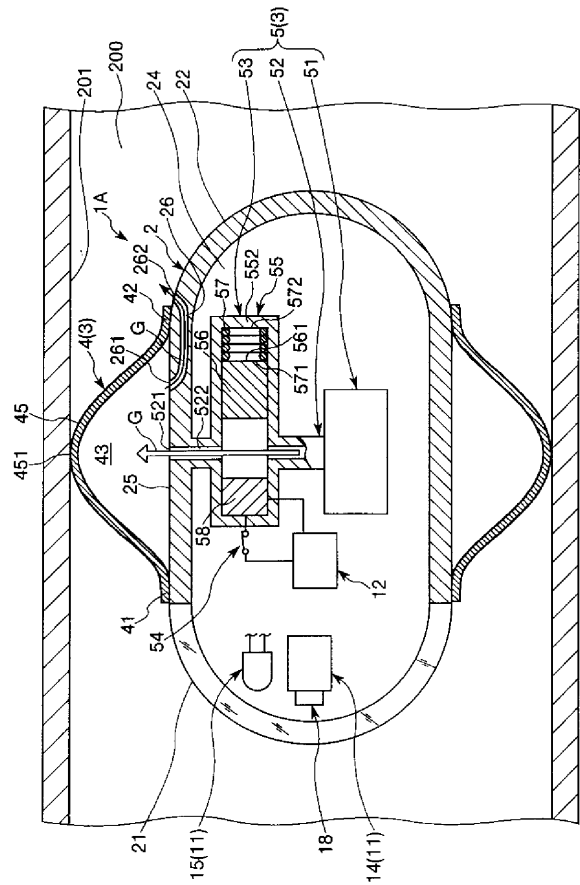
【 図 2 】



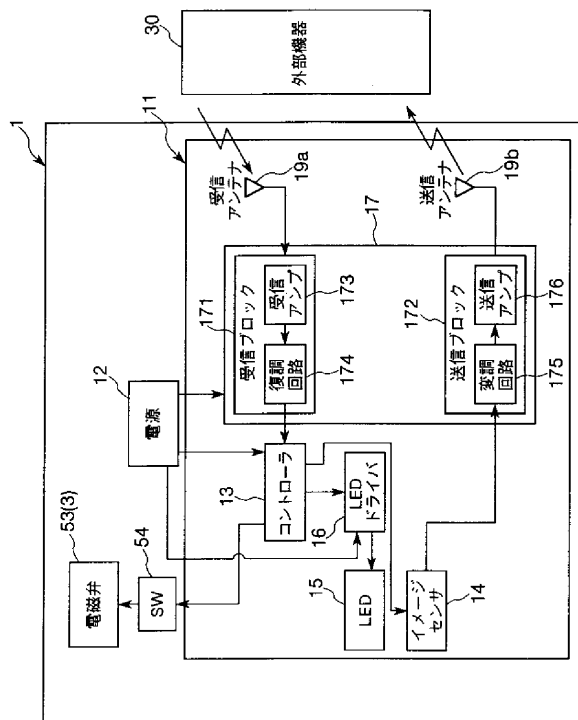
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	JP2009028245A	公开(公告)日	2009-02-12
申请号	JP2007194972	申请日	2007-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	松本健太郎		
发明人	松本 健太郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/01.513 A61B1/015.511 A61B1/015.512		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC09 4C038/CC10 4C061/FF36 4C061/HH12 4C061/JJ06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/FF17 4C161/FF36 4C161/HH12 4C161/JJ06		
代理人(译)	增田达也		

摘要(译)

解决的问题：提供一种胶囊型医疗设备，当将胶囊型内窥镜从体腔中拆卸时，该胶囊型医疗设备能够可靠地移除固定在体腔中的胶囊型内窥镜。胶囊型内窥镜（1）构成为穿过体腔（200）的内部并对体腔（200）的内部进行摄像。该胶囊型内窥镜1具有胶囊状的内窥镜主体2和设置在内窥镜主体2中并将内窥镜主体2固定在体腔200内的固定机构3。固定机构3设置在内窥镜主体2的外部，并且是由弹性材料制成的可膨胀/可收缩的球囊4，以及将气体G供应到球囊4中以使球囊4膨胀的气体供应源5。并且，从球囊4膨胀的膨胀状态起，具有用于将球囊4的内部空间43内的气体G逐渐向球囊4的外部排出的排出机构，并且在膨胀状态下停止气体G的供给时，气体G从排出装置逐渐排出，球囊4放气。[选型图]图1

