

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4744026号  
(P4744026)

(45) 発行日 平成23年8月10日 (2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日 (2011.5.20)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 2 0 B
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/07</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/07	
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B	23/24	A
			G 0 2 B	23/24	C

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2001-229951 (P2001-229951)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年7月30日 (2001.7.30)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-38424 (P2003-38424A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成15年2月12日 (2003.2.12)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年6月12日 (2008.6.12)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	滝沢 寛伸
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	安達 英之
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	矢部 久雄
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡およびカプセル内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

カプセル本体と、  
前記カプセル本体に設けられた撮像手段と、  
前記カプセル本体に設けられた照明手段と、  
前記カプセル本体に設けられ、円筒形状で、その両端が略半球形状である外装と、  
前記外装に設けられ、前記カプセル本体を回転しながら前進させる螺旋部と、  
大腸到達を検知する大腸到達検知手段と、  
前記大腸到達検知手段の検知結果および前記撮像手段での撮像信号を別体で被検体外にある体外ユニットに送信する送信手段と、  
を具備したことを特徴とするカプセル内視鏡。

【請求項2】

請求項1に記載のカプセル内視鏡と、  
前記カプセル内視鏡からの前記大腸到達検知手段の検出結果の受信に対応して、前記カプセル内視鏡側に撮像を開始させる制御信号を送信する体外ユニットと、  
を具備し、  
前記大腸到達検知手段によって前記カプセル内視鏡が検査を行う部位に到達したことが検出されると、当該検出結果が前記体外ユニットに送信された時点または所定時間の後に前記撮像手段での撮像が開始される  
ことを特徴とするカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 3】

前記大腸到達検知手段はセンサ駆動回路によって制御されるものであり、前記センサ駆動回路は前記大腸到達検知手段を間欠的に駆動する請求項 2 に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 4】

前記撮像手段は、前記外装の円筒軸方向に対して斜め方向に設けられていることを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記螺旋部は、突起であることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 6】

発泡剤を収納する発泡剤収納部と、  
前記発泡剤収納部に設けられた発泡剤放出口と、  
前記発泡剤放出口から発泡剤を放出させる発泡剤放出手段と、  
を具備したことを特徴とする請求項 2 - 4 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 7】

前記体外ユニットはランプを有しており、前記カプセル内視鏡からの前記大腸到達検知手段の検出結果の受信に対応してランプを点滅させることを特徴とする請求項 2 - 5 に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 8】

前記ランプの点滅に対応して超音波発生器により前記発泡剤収納部材を破壊して発泡剤放出を行う請求項 7 に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 9】

前記発泡剤放出手段は前記発泡剤収納部を大腸内の細菌により作り出される酵素で溶ける特性を有する膜で形成したことを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 10】

前記発泡剤放出手段は、  
前記発泡剤放出口を開放させる開閉手段と、  
前記開閉手段の開閉をコントロールする制御手段と、  
を具備したことを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 11】

所望の状態を検知するセンサを備え、  
前記制御手段は、前記センサの検出信号によって前記開閉手段の開閉をコントロールすることを特徴とする請求項 10 に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【請求項 12】

前記カプセル内視鏡の外装は、  
当該外装側面と前側部分とを覆う透明カバーと、  
後側部分を覆う後カバーと、  
を備え、  
前記後カバーは、前記発泡剤収納部を有し、  
前記透明カバーと前記後カバーとの中に前記カプセル本体が配設され、当該カプセル内視鏡での検査が行われた後には、前記透明カバーと後カバーとから前記カプセル本体を取り出して新しい透明カバーと後カバーとの中に配設して次の内視鏡検査に使用可能としたことを特徴とする請求項 6 - 11 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は管腔を拡張して観察視野を確保する手段を備えたカプセル内視鏡およびカプセ

10

20

30

40

50

ル内視鏡システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、細長の挿入部を挿入することにより体腔内等を観察、診断す内視鏡が広く用いられるようになった。

【0003】

一方、患者に与える苦痛を軽減できるようにカプセル状にして患者に飲み込んでもらうことにより、体腔内の深部等を観察できるようにしたカプセル内視鏡が例えば特開2001-95755に開示されている。

【0004】

この従来のカプセル内視鏡は、照明体で照明し、対物レンズでイメージセンサに物体像を結び、イメージセンサによる画像信号を無線で体外に送信するような構造になっている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

このような従来例では、例えば大腸内部等の管腔を観察する場合、管腔が拡張された状態であれば、管腔の内壁等の観察像が得られるが、管腔が拡張されていない場合には、十分に視野が確保できないで所望とする観察像が得られないと予想される。

【0006】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、カプセル内視鏡で検査される管腔部分を拡張して所望とする観察像を得るのに適したカプセル内視鏡およびカプセル内視鏡システムを提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明のカプセル内視鏡は、カプセル本体と、前記カプセル本体に設けられた撮像手段と、前記カプセル本体に設けられた照明手段と、前記カプセル本体に設けられ、円筒形状で、その両端が略半球形状である外装と、前記外装に設けられ、前記カプセル本体を回転しながら前進させる螺旋部と、大腸到達を検知する大腸到達検知手段と、前記大腸到達検知手段の検知結果および前記撮像手段での撮像信号を別体で被検体外にある体外ユニットに送信する送信手段と、を具備したことを特徴とする。

本発明のカプセル内視鏡システムは、前記カプセル内視鏡と、前記カプセル内視鏡からの前記大腸到達検知手段の検出結果の受信に対応して、前記カプセル内視鏡側に撮像を開始させる制御信号を送信する体外ユニットと、を具備し、前記大腸到達検知手段によって前記カプセル内視鏡が検査を行う部位に到達したことが検出されると、当該検出結果が前記体外ユニットに送信された時点または所定時間の後に前記撮像手段での撮像が開始されることを特徴とする。

【0008】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態を備えたカプセル内視鏡システムの全体を示し、図2は第1の実施の形態のカプセル内視鏡外観を示し、図3はカプセル内視鏡の内部構成を示し、図4はカプセル内視鏡、体外ユニット、表示システムの電気系の構成を示し、図5は本実施の形態の作用を示す。

【0009】

図1に示すようにカプセル内視鏡システム1は被検者2の体内を検査するカプセル内視鏡3と、このカプセル内視鏡3からの画像データを受けてその画像データを蓄積する体外ユニット4と、この体外ユニット4を着脱自在に装着可能とする体外ユニット装着部5を備え、この体外ユニット4に蓄積されて信号データを読み取って表示装置6で表示する表示システム7とから構成される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 0 】

図 2 及び図 3 に示すようにカプセル内視鏡 3 は、円筒の両端をそれぞれ半球状にしたカプセル形状である。

より具体的には図 3 に示すようにカプセル内視鏡 3 は円筒状でその両端を閉塞したカプセル枠体 1 1 を有し、このカプセル枠体 1 1 の一方の端面側に透明で半球状の透明部材 1 2 で覆ってドーム状にし、その内側に照明及び観察光学系を収納し、他方の端面は半球状のメッシュ部材 1 3 で覆い、その内側に発泡剤入りのマイクロカプセル 1 4 を充填している。なお、発泡剤は例えば炭酸塩と有機酸とからなる。

## 【 0 0 1 1 】

発泡剤を内部に充填したマイクロカプセル 1 4 は、例えば球状であり、その直径はメッシュ部材 1 3 のメッシュ（網）のサイズより大きく設定され、マイクロカプセル 1 4 はメッシュ部材 1 3 の外側にこぼれない。また、このマイクロカプセル 1 4 は、例えば超音波を照射することにより、破壊され、その内部の発泡剤を露呈できるように設定されている。発泡剤は水と反応した場合に気化し、多量の気体（ガス）を発生することにより、発泡剤としての機能を発揮するようになる。

10

## 【 0 0 1 2 】

ドーム状の透明部材 1 2 で覆われた内側のカプセル枠体 1 1 の（観察側となる）一方の端面の中央には（撮像光学系）を構成する対物レンズ 1 6 が取り付けられ、その周囲の複数箇所、例えば 4 箇所には照明光学系としての LED 1 5 が取り付けられており、対物レンズ 1 6 による視野範囲を照明できるようにしている。

20

また、対物レンズ 1 6 の結像位置には、例えば CMOS イメージャ 1 7 がカプセル枠体 1 1 に取り付けられている。

## 【 0 0 1 3 】

また、カプセル枠体 1 1 の内部には CMOS イメージャ 1 7 に対する信号処理等を行う回路部 1 8 と、この回路部 1 8 等を動作させる電源を供給する電池 1 9 と、CMOS イメージャ 1 7 で撮像した画像データを体外ユニット 4 に電波で送信するアンテナ 2 1 とが内蔵されている。

## 【 0 0 1 4 】

また、カプセル内視鏡 3 の外表面に露出するようにして、カプセル内視鏡 3 が検査しようとする部位に達したかを例えば酸性度（pH）で検出する pH センサ 2 2 が取り付けられ、この pH センサ 2 2 による検出信号は回路部 1 8 に入力される。

30

## 【 0 0 1 5 】

この pH センサ 2 2 により検出した pH により、このカプセル内視鏡 3 が体内の内視鏡検査を行おうとする部位に到達したことを検出する。本実施の形態ではカプセル内視鏡 3 が例えば大腸に到着したことを検出する。大腸に到着したことを検出すると、検出した信号を体外に送る。

## 【 0 0 1 6 】

図 4（A）はカプセル内視鏡 3 のより詳細な電気系の構成を示す。LED 1 5 は LED 駆動回路 2 4 により駆動され、LED 1 5 は白色光で発光し、体内を照明する。

## 【 0 0 1 7 】

この LED 駆動回路 2 4 は制御／処理回路 2 5 による制御信号で制御される。LED 1 5 で照明された体内の被写体は対物レンズ 1 6 により CMOS イメージャ 1 7 に結像され、この CMOS イメージャ 1 7 により光電変換される。

40

## 【 0 0 1 8 】

この CMOS イメージャ 1 7 は CMOS ドライバ 2 6 からのドライブ信号により、光電変換された信号が読み出され、CMOS ドライバ 2 6 をスルーして画像処理回路 2 7 に入力される。なお、CMOS ドライバ 2 6 及び画像処理回路 2 7 も制御／処理回路 2 5 によりその動作が制御される。

## 【 0 0 1 9 】

画像処理回路 2 7 により圧縮された画像信号に変換され、送受信回路 2 8 を経て高周波（

50

例えば2.4GHz)で変調され、アンテナ21から体外の体外ユニット4側に送信する。また、pHセンサ22はセンサ駆動回路29により駆動され、その検出信号はセンサ駆動回路29を経て制御/処理回路25に入力される。

【0020】

制御/処理回路25は所定のpHであることを検出すると、送受信回路28を介して体外に送信する。

一方、カプセル内視鏡3からの画像データ等を受信する体外ユニット4は例えばアンテナ31を備えた箱形或いは円筒状であり、図1に示すように例えば被検者2の腹部にベルト等で取り付けられる。

【0021】

体外ユニット4は、カプセル内視鏡3から、所定のpHであることを検出した信号を受けるとランプ32を点滅する(図4(B)に示すようにランプ32の点滅の代わりに、ブザーを鳴らしたり、振動モータで振動させたりしてユーザに知らせるようにしても良い)。

【0022】

この体外ユニット4の電気系の構成を図4(B)に示す。

アンテナ31で受信した信号は送受信回路33により復調され、復調された画像データはメモリ34に記憶される(メモリ34の代わりに、ハードディスクでも良い。図4等ではHDDと略記)。送受信回路33及びメモリ34は、制御回路35により制御される。

【0023】

また、pHセンサ22で所定のpHであるという信号が送受信回路33による復調処理で検出された場合には、その検出信号を制御回路35に送り、制御回路35はランプ32を点滅させる。

【0024】

後述するようにランプ32が点滅した場合には、内視鏡検査を行う部位にカプセル内視鏡3が到達した状態になる。そして、ユーザは図5(C)に示すように、例えば体外式超音波発生器38を被検者2の腹部付近に押しつけて超音波を発生させることにより、マイクロカプセル14を破壊し、マイクロカプセル14内部の発泡剤をマイクロカプセル14の外部に放出することができるようにしている。

【0025】

この発泡剤は大腸内の水分と反応して発泡剤が気化し、大腸内を拡張するようになる。また、制御回路35は例えばランプ32を点滅させる時、或いはこの時から短い時間の後、カプセル内視鏡3側に撮像を開始させる制御信号を送受信回路33を介してアンテナ31から送信する制御動作を行う。

【0026】

カプセル内視鏡3はこの制御信号をアンテナ21で受信し、送受信回路28で復調し、制御/処理回路25に送る。制御/処理回路25は撮像を開始させる制御信号であることを(内部のメモリ等に予め記憶させたデータと比較或いは参照して)識別すると、LED駆動回路24、CMOSドライバ26画像処理回路27、送受信回路28を例えば間欠的に動作させる。

【0027】

例えば、1秒間に1回程度、1/30秒LED15を発光させ、その1/30秒後にCMOSドライバ26はCMOSイメージャ17に駆動信号を印加して撮像した信号を読み出し、画像処理回路27で画像処理して圧縮した画像信号に変換し、送受信回路28を経て高周波変調してアンテナ21から送信する。

【0028】

また、制御回路35は制御信号を送信した後、アンテナ31で受信し、復調した画像信号をデジタルの画像データに変換した後、メモリ34に書き込む制御動作を行う。

また、メモリ34はコネクタ36に接続され、このコネクタ36を介してメモリ34に記憶した画像データを出力できるようにしている。

【0029】

10

20

30

40

50

このコネクタ 36 は体外ユニット装着部 5 のコネクタ 37 に着脱自在で装着でき、装着されるとメモリ 34 の画像データは表示システム 7 を構成するパソコン本体 38 側に転送することができる。

【0030】

このパソコン本体 38 は例えばコネクタ 37 に接続され、画像データを一時格納するバッファとして機能するメモリ 39 と、このメモリ 39 が接続され、画像データの展開等の処理を行う画像処理回路 40 と、この画像処理回路 40 に接続され、展開された画像データを記憶するハードディスク（又はメモリ）41 と、ハードディスク 41 が接続され、記憶された画像データを表示用の信号にする表示回路 42 と、メモリ 39、画像処理回路 40、ハードディスク 41 を制御する制御回路 43 を有する。表示回路 42 の画像は表示装置 6 により表示される。

10

【0031】

また、制御回路 43 はキーボード 44 等のコンソールと接続され、キーボード 44 から画像表示等の指示を制御回路 43 に入力することにより、制御回路 43 は指示された画像の表示等を行う。

【0032】

このような構成のカプセル内視鏡システム 1 における例えば大腸を内視鏡検査する場合の作用を説明する。

図 1 に示すように被検者 2 は、例えばベルトに体外ユニット 4 を取り付けて、カプセル内視鏡 3 を口から飲み込む。

20

【0033】

すると、カプセル内視鏡 3 は食道、胃、十二指腸、小腸等を順次通過する。そして、図 5 (A) に示すように大腸 46 の手前の状態から図 5 (B) に示すように大腸 46 に到達する。この状態では、カプセル内視鏡 3 はセンサ駆動回路 29 を間欠的に pH センサ 22 を駆動して pH を検出し、制御/処理回路 25 に送る。制御/処理回路 25 は検出された pH の変化の特性から大腸 46 に到達したか否かを判別する。

【0034】

具体的に説明すると、カプセル内視鏡 3 が胃に到達した場合は、胃内部の pH は強酸の消化液があるため、その pH は 1.0 ~ 3.5 である。胃を通すぎて十二指腸に達する。この十二指腸では胃から強酸の消化物が送られくると、強アルカリ性の消化液や胆汁により中和され、ほぼ中性 (pH 7 弱) となる。その後は小腸細菌によって酸性度が徐々に強くなる (pH が下がる)。

30

【0035】

そして、図 5 (B) に示すように大腸 46 に達することになる。大腸 46 では小腸に比べて細菌の種類、量が多く、その中のビフィズス菌や乳酸菌等によって酸性に保たれており、その酸性度の値は pH 6 前後である。

【0036】

以上説明したように本実施の形態ではカプセル内視鏡 3 が胃に入り、pH センサ 22 により、pH 3 以下の強酸性を検出し、その後十二指腸に入ると強アルカリ性消化液の影響で急激に pH が上昇し、しばらくして pH 7 前後に落ち着く。その後、小腸を進むに連れて徐々に pH が減少 (pH 6.5 ~ 7) し、大腸 46 に入ると、小腸より酸性度が高いので、小腸移動中のなだらかな pH 減少よりもやや急激な pH 減少が検出される (pH 6 前後への減少)。この pH の変化の検出をもって、大腸 46 にカプセル内視鏡 3 の到達と判断する。

40

【0037】

制御/処理回路 25 は、カプセル内視鏡 3 が大腸 46 に到達したと判断すると、目的部位に到達した信号を送受信回路 28 を経て、アンテナ 21 から体外側に送信する。

【0038】

体外ユニット 4 はこの信号を受けると、制御回路 35 はランプ 32 を点滅させて被検者や医療スタッフに知らせる。そして、図 5 (C) に示すように被検者 2 の体表面に体外式超

50

音波発生器 38 を押し当ててカプセル内視鏡 3 側に向けて超音波を照射する。

【 0 0 3 9 】

この超音波の照射により、カプセル内視鏡 3 のメッシュ部材 13 の内側に収納されたマイクロカプセル 14 は破壊され、内部の発泡剤が放出される。

発泡剤は大腸 46 内の水分と反応して気化し、大量のガスを発生する。このガスにより、図 5 ( D ) に示すように大腸 46 は拡張された状態となる。

【 0 0 4 0 】

大腸 46 に達したことが検知された場合、被験者 2 は横になり、カプセル内視鏡 3 が進み易い状態にする。また、この場合、カプセル内視鏡 3 の制御 / 処理回路 25 は L E D 駆動回路 24 及び C M O S ドライバ 26 を間欠的に動作させるように制御し、C M O S イメージャ 17 で撮像した画像データをアンテナ 21 から電波で体外ユニット 4 側に送信する。

10

【 0 0 4 1 】

この場合、大腸 46 の内部は発泡剤により拡張された状態に設定されているので、対物レンズ 16 の視野が十分に確保され、周囲の内壁を十分に撮像できる状態になり、大腸 46 の広範囲の壁面を C M O S イメージャ 17 で撮像することができる ( 拡張しないと、対物レンズ 16 の前の透明部材 12 が大腸 46 の管壁等でふさがれ、一部の管壁しか視野内に捉えられないことが予想される ) 。

【 0 0 4 2 】

体外ユニット 4 は間欠的に送られる画像データを受信してメモリ 34 に蓄積する。そして、カプセル内視鏡 3 が肛門から排出された後に、体外ユニット 4 を体外ユニット装着部 5

20

に装着し、メモリ 34 に蓄積した画像データを表示システム 7 側に取り込む。術者は取り込んだ画像データを表示装置 6 で表示することにより、被検者 2 の大腸 46 の診断を行う。

【 0 0 4 3 】

本実施の形態によれば、カプセル内視鏡 3 で被検部位を撮像する場合に、被検部位を拡張した状態で撮像を行うようにしているので、拡張を行わない場合に比較して広範囲の検査対象部分を視野内に入れて撮像できることになり、効率的な内視鏡検査を行うことができる。また、拡張することにより、検査対象面を平面状態に伸ばした状態にして、診断し易い状態での撮像が可能となる。

【 0 0 4 4 】

また、検査を望む部位で撮像を行うようにしているので、電気エネルギーを有効に利用できる。また、術者は間欠的に撮像した画像データを表示することにより、短時間に診断を行うことができる。

30

【 0 0 4 5 】

なお、第 1 の変形例として、p H センサ 22 を用いる代わりに、被検部位 ( 本実施の形態の場合は大腸 46 ) にしかいない細菌、酵素等を検出するセンサを採用しても良い。

【 0 0 4 6 】

また、第 2 の変形例として、p H センサ 22 でなく、重力の方向を検知する手段として、例えば速度センサを採用しても良い。図 6 は第 2 の変形例のカプセル内視鏡 3 B を示す。このカプセル内視鏡 3 B は図 3 のカプセル内視鏡 3 において、p H センサ 22 の代わりに速度センサ 48 を採用している。この速度センサ 48 は回路部 18 に接続されている。

40

【 0 0 4 7 】

この速度センサ 48 はカプセル内視鏡 3 の速度を検出するセンサであり、本変形例の場合には図 7 に示すように小腸から大腸 46 の上行結腸 46 a を進む場合に、この進行方向は重力方向に逆らう方向であるので、カプセル内視鏡 3 の進行速度が極端に遅くなるので、この極端に遅くなった速度を検出して大腸 46 に達したことを検出する。

【 0 0 4 8 】

その検出後は、図 5 ( C ) で説明したように被検者 2 の体表面に体外式超音波発生器 38 を押し当ててカプセル内視鏡 3 側に向けて超音波を照射し、マイクロカプセル 14 を破壊して発泡剤で大腸 46 を拡張して視野を確保して撮像を行う。

50

## 【0049】

なお、速度センサ48の代わりに加速度センサを採用しても良い。この場合にも、カプセル内視鏡3が小腸から大腸46の上行結腸46aを進む状態になった場合に、上方向に進行するためにその加速度が大きく変化することにより、目標とする検査部位に到達したことを判断する。

本変形例の効果は第1の実施の形態と同様である。

## 【0050】

(第2の実施の形態)

次に図8ないし図12を参照して本発明の第2の実施の形態を説明する。

図8は本発明の第2の実施の形態のカプセル内視鏡3Cを示す。図8(A)は正面側から見た正面図を示し、図8(B)は側面側に近い方向から見た斜視図を示し、図8(C)はマイクロカプセル収納部の内部構造を示す。

10

## 【0051】

図8に示すカプセル内視鏡3Cは、図2及び図3に示すカプセル内視鏡3において、照明及び撮像手段が軸方向であったものを、軸方向からずれた斜めとなる斜視方向にしている。

## 【0052】

つまり、筒状のカプセル枠11の前端側はその筒体を斜めにカットして平面枠(ベース)11aで閉塞した部分の中央に対物レンズ16を取り付け、その周囲の例えば4箇所に照明用のLED15を配置している。なお、周囲は透明部材12で覆われている。

20

また、カプセル枠体11の外周面に螺旋状の突起51を設けた構成にして、図10に示すように体腔内を螺旋状に進行させ易い構造にしている。

## 【0053】

また、このカプセル内視鏡3Cでは、その後端を半球状のマイクロカプセル収納部52によりその内部にマイクロカプセル14を収納している。この場合、マイクロカプセル収納部52は、図8(B)に示すようにマイクロカプセル14を排出するマイクロカプセル排出口53を例えば周方向に複数箇所設けている。

## 【0054】

図8(C)に示すようにマイクロカプセル排出口53は収納膜54に設けてあり、各マイクロカプセル排出口53は例えばアゾポリマ膜55で覆われている(図8(C)ではアゾポリマ膜55は収納膜54の外側を全周覆うように設けているが、各マイクロカプセル排出口53の部分のみを覆うように設けるようにしても良い)。

30

## 【0055】

つまり、各マイクロカプセル排出口53はマイクロカプセル14のサイズより大きい開口であり、その開口をアゾポリマ膜55で覆うようにしている。このアゾポリマ膜55は大腸内の細菌により作り出される特定の酵素で溶ける特性を有する。

従って、このカプセル内視鏡3Cは、大腸に達すると、アゾポリマ膜55が酵素で溶け、マイクロカプセル排出口53は開口する解放状態になり、マイクロカプセル14がマイクロカプセル排出口53から大腸内に放出される。

## 【0056】

図9は本実施の形態の作用の説明図を示す。

図9(A)に示すようにカプセル内視鏡3Cが大腸46の例えば盲腸56に達すると、マイクロカプセル収納部52の外周面のアゾポリマ膜55が大腸46内の酵素で溶ける(図9(B)参照)。

40

## 【0057】

アゾポリマ膜55が酵素で溶けることにより、マイクロカプセル排出口53が解放状態となり、図9(C)に示すようにマイクロカプセル収納部52内部のマイクロカプセル14がマイクロカプセル排出口53から大腸46側に放出される。

## 【0058】

その後、図9(D)に示すように(体外から超音波を照射して)マイクロカプセル14を

50

破壊し、発泡剤を放出する状態にすることにより、大腸 4 6 内部の水分で発泡剤を気化させ、大腸 4 6 内部を拡張状態にして視野を確保する状態に設定できる。

【 0 0 5 9 】

図 1 0 は発泡剤で視野を確保した状態での大腸 4 6 の内部でのカプセル内視鏡 3 C の進行の様子を示す。カプセル内視鏡 3 C の外周面に螺旋状の突起 5 1 が設けてあるので、カプセル内視鏡 3 C が大腸 4 6 の蠕動により前に進む（図 1 0 の白抜きの矢印方向）と共に、カプセル内視鏡 3 C を回転させる力が作用して、黒の矢印で示すように回転しながら前進する。また、斜視方向を観察する構造になっているので、管腔全体を観察（撮像）しながら進むことができる。

【 0 0 6 0 】

従って、本実施の形態は第 1 の実施の形態と同様の効果を有すると共に、さらに螺旋状に回転して撮像を行えるようになっているので、さらに管腔全体をきれなく撮像することがし易い。また、斜視型の撮像手段であるので、直視の場合よりも管腔部分を診断し易い画像を得ることができる。

本実施の形態の第 1 変形例として、マイクロカプセル 1 4 を用いることなく、収納膜 5 4 の内側に発泡剤を充填収納するようにする。

【 0 0 6 1 】

この変形例の構成にすると、超音波を照射しなくてもカプセル内視鏡 3 C が大腸に達すると自動的に発泡剤が気化し、大腸内部を拡張して視野を確保することができる。

従って、この変形例によれば、自動で大腸を拡張できるので、さらに必要な操作を簡略化できる効果を有する。

【 0 0 6 2 】

図 1 1 は第 2 変形例を示す。このカプセル内視鏡 3 D は図 8 のカプセル内視鏡 3 C において、例えばその後端に回転自在の継ぎ手 5 7 を介して紐 5 8 に接続している。紐 5 8 を接続することにより、カプセル内視鏡 3 の軸方向を管腔の軸方向に設定され易いようにしている。そして、観察（撮像）した場合にその視野方向が螺旋状に回転しながら進む場合のふらつきを少なくし、安定して撮像を行えるように撮像機能を向上している。

【 0 0 6 3 】

図 1 2 は第 3 変形例のカプセル内視鏡 3 E を示す。図 1 2 ( A ) は斜視図を示し、図 1 2 ( B ) は横断面により内部構成の主要部を示す。

このカプセル内視鏡 3 E は図 8 のカプセル内視鏡 3 C における突起 5 1 を止血用バイポーラ電極 5 1 a、5 1 b の機能を持たせるようにした。

【 0 0 6 4 】

つまり、突起 5 1 は導電性部材で形成してバイポーラ電極 5 1 a、5 1 b とされ、図 1 2 ( B ) に示すように電池 1 9 に制御回路 5 8 を接続し、この制御回路 5 8 によりコンデンサ 5 9 に止血用の電荷を蓄積し、一定以上の電荷を蓄積した後、コンデンサ 5 9 の電荷をバイポーラ電極 5 1 a、5 1 b から放電させ、焼灼止血を行えるようにしている。なお、図 1 2 では LED 1 5 は円筒状のものを採用している。

【 0 0 6 5 】

図 1 2 は突起によりバイポーラ電極 5 1 a、5 1 b の機能を持たせたが、図 1 3 に示すカプセル内視鏡 3 F では突起 5 1 の他に、リング状に形成した導電部材によりバイポーラ電極 5 1 a、5 1 b を形成している。図 1 2 或いは図 1 3 によれば、さらに止血ができ、機能を向上できる。

【 0 0 6 6 】

（第 3 の実施の形態）

次に図 1 4 を参照して本発明の第 3 の実施の形態を説明する。図 1 4 ( A ) は第 3 の実施の形態のカプセル内視鏡の縦断面を示し、図 1 4 ( B ) は分解した状態で示す。本実施の形態はカプセル内視鏡を二重構造にして、その内側を再利用可能としたものである。

【 0 0 6 7 】

このため、このカプセル内視鏡 3 G は、図 1 4 ( A ) 及び図 1 4 ( B ) に示すようにカプ

10

20

30

40

50

セル本体 6 1 と、このカプセル本体 6 1 の側面及び前側部分を覆う透明カバー 6 2 と、カプセル本体 6 1 の後端寄りの一部と後側部分を覆う後カバー 6 3 とを有する。

【 0 0 6 8 】

カプセル本体 6 1 はほぼ円柱形状であり、その前端側の中央に対物レンズ 1 6 がレンズ枠により取り付けられ、その周囲には L E D 1 5 が円周方向に沿って複数個配置されている。

【 0 0 6 9 】

対物レンズ 1 6 の結像位置には C M O S イメージャ 1 7 が配置され、その裏面にはそのドライバ 2 6 が一体的に取り付けられている。また、このカプセル本体 6 1 には L E D 1 5 を駆動する L E D 駆動回路 2 4 とアンテナ 2 1 が内蔵されている。ドライバ 2 6、 L E D 駆動回路 2 4 及びアンテナ 2 1 は通信 & 制御回路 6 4 に接続されている。

この通信 & 制御回路 6 4 は図 4 ( A ) における制御 / 処理回路 2 5、画像処理回路 2 7、送受信回路 2 8 の機能を持つ。

【 0 0 7 0 】

このカプセル本体 6 1 の後端面には電極 6 5 a、6 5 b が取り付けられており、通信 & 制御回路 6 4 に接続されている。また、後カバー 6 3 における前面部分には電極 6 5 a、6 5 b に対向する位置に電極 6 6 a、6 6 b が設けてある。そして、カプセル本体 6 1 の後端側を後カバー 6 3 で覆うように取り付けると、図 1 4 ( A ) に示すように電極 6 5 a、6 6 a と電極 6 5 b、6 6 b とが当接して導通する。

【 0 0 7 1 】

また、後カバー 6 3 内部には電池 1 9 が収納され、電極 6 6 a、6 6 b に接続されている。

また、後カバー 6 3 の後端付近には、中空部を設けて発泡剤 6 7 を収納する発泡剤収納部 6 8 が形成されている。

【 0 0 7 2 】

この発泡剤収納部 6 8 の後端側は後カバー 6 3 の外部に連通する発泡剤放出口 6 9 が複数箇所に設けてあり、アゾポリマ膜 7 0 で覆われている。

このような構成のカプセル内視鏡 3 G はカプセル本体 6 1 を透明カバー 6 2 と後カバー 6 3 とで覆い、透明カバー 6 2 と後カバー 6 3 の嵌合部分を接着固定することにより、カプセル本体 6 1 はその内側に気密的かつ水密的な状態で保持される。

【 0 0 7 3 】

従って、被検者 2 に対してこのカプセル内視鏡 3 G を使用して内視鏡検査を行ったカプセル内視鏡 3 G を回収した場合、それを洗浄、滅菌した後、透明カバー 6 2 と後カバー 6 3 とを外してカプセル本体 6 1 を取り出す。

そして、新しい透明カバーと後カバー 6 3 の中にカプセル本体 6 1 を詰めて、次の内視鏡検査に使用することができる。

【 0 0 7 4 】

本実施の形態によれば、撮像手段などを設けたカプセル本体 6 1 を再利用できるので、内視鏡検査にかかる費用を大幅に下げることができる。

図 1 5 は第 1 変形例のカプセル内視鏡 3 H を分解して示す。このカプセル内視鏡 3 H は図 1 4 における後カバー 6 3 内の電池 1 9 部分を分離して、カプセル本体 6 1 の後端に着脱できるようにしたものである。

【 0 0 7 5 】

つまり、この変形例ではカプセル本体 6 1 の後端側にネジ部 7 1 を設け、このネジ部 7 1 に螺合する電池ボックス 7 2 を着脱自在で装着できるようにしている。

【 0 0 7 6 】

この電池ボックス 7 2 内には、ここでは図示していない電池 1 9 が収納されている。また、この場合にはカプセル本体 6 1 の後端面と電池ボックス 7 2 の前端面にはリング状の電極を設けている（図 1 5 では電池ボックス 7 2 側のリング状電極 7 3 a、7 3 b のみを示す）。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 7 】

そして、カプセル本体 6 1 に電池ボックス 7 2 を装着した後、第 1 の実施の形態と同様に透明カバー 6 2 と（電池 1 9 を有しない）後カバー 7 4 で気密 / 水密的に覆うようにする。

## 【 0 0 7 8 】

内視鏡検査に使用した後に回収して洗浄及び滅菌にした後、透明カバー 6 2 及び後カバー 7 4 を外してカプセル本体側を取り出し、電池ボックス 7 2 を新しいものに交換し、新しい透明カバー 6 1 及び後カバー 7 4 で覆うことにより、次の検査に使用することができる。

## 【 0 0 7 9 】

なお、短い時間の使用の場合で、電池 1 9 がまだ使える場合には電池ボックス 7 2 を交換しないで使用することもできる。つまり図 1 4 の場合よりも、再利用できる部品を増大できる。

## 【 0 0 8 0 】

図 1 6 は第 2 変形例におけるカプセル本体及び電池周辺部分を示す。この変形例では図 1 5 に示す電池ボックス 7 2 を使用しないで、カプセル本体 6 1 の後端面に電池 1 9 の凸部の電極 1 9 a が嵌合して導通する凹部電極 7 5 を設けると共に、電池 1 9 の他方の電極と導通させる L 字状の接続電極 7 6 の前端を嵌合して導通する溝部電極 7 7 を設けている。

## 【 0 0 8 1 】

そしてこのカプセル本体 6 1 に電池 1 9 を接続電極 7 6 により電氣的に接続した状態で第 1 変形例と同様に透明カバー 6 1 と後カバー 7 4 で覆うようにする。

この変形例によれば、使い捨ての電池ボックス 7 2 を使用しなくても済む利点がある。また、部品コストを下げることができる。

## 【 0 0 8 2 】

図 1 7 は第 3 変形例を示し、後カバー 8 0 の構造を示す。

この後カバー 8 0 は図 1 4 のカプセル内視鏡 3 G の後カバー 6 3 において、電池 1 9 の他に、pH を検出する pH センサ 8 1 と、この pH センサ 8 1 の検出信号により大腸に到達したことを検知する制御回路 8 2 と、制御回路 8 2 により大腸に到達した場合に駆動されるモータ 8 3 とを設けると共に、モータ 8 3 の回転軸は発泡剤収納部 6 7 側に突出し、その端部には発泡剤放出口 6 9 が設けられた内壁面に当接するように設けたシャッタ 8 4 が取り付けられている。

## 【 0 0 8 3 】

このシャッタ 8 4 には図 1 7 ( B ) に示すように開口 8 5 が設けてあり、停止状態では後カバー 8 0 の後端に設けた発泡剤放出口 6 9 はシャッタ 8 4 の開口 8 5 以外の部分で閉塞されているが、モータ 8 3 の回転によりシャッタ 8 4 を回転させることにより、発泡剤放出口 6 9 はシャッタ 8 4 の開口 8 5 と重なった状態の時に開口して発泡剤 6 7 を放出したりして拡張させることができるようにしている。

なお、本変形例の場合には、発泡剤放出口 6 9 はアゾポリマ膜 7 0 で覆う必要がない。

## 【 0 0 8 4 】

なお、さらに他の変形例として、発泡剤放出口 6 9 をアゾポリマ膜 7 0 で覆い、発泡剤収納部 6 8 に圧力センサを配置し、圧力センサの検出信号により、圧力が低下した場合に、撮像開始するようにしても良い。

## 【 0 0 8 5 】

つまり、発泡剤収納部 6 8 に発泡剤 6 7 が充填された状態では圧力センサによる検出圧力は大きい値を示し、大腸に到達してアゾポリマ膜 7 0 が溶け、発泡剤収納部 6 8 内部の発泡剤 6 7 が減少すると、検出圧力が小さくなることにより、図 1 4 の通信 & 制御回路 6 4 は撮像動作を開始するようにしても良い。

## 【 0 0 8 6 】

なお、上述した各実施の形態ではカプセル内視鏡 3 等から、マイクロ波等の RF 信号で外部の体外ユニット 4 等に撮像した画像データを送信するようにしているが、この他に例え

10

20

30

40

50

ば磁気信号で体外に送信するようにしても良い。

【 0 0 8 7 】

[ 付 記 ]

1 . 撮像手段と照明手段とを有するカプセル内視鏡において、  
発泡剤収納部と、  
上記発泡剤収納部に収納された発泡剤と、  
上記発泡剤収納部に設けられた発泡剤放出口と、  
上記発泡剤放出口から発泡剤を放出させる発泡剤放出手段と、  
を具備したことを特徴とするカプセル内視鏡。

【 0 0 8 8 】

1 . 2 付記 1 において、発泡剤放出手段が、上記発泡剤を封入したマイクロカプセルと、  
体外超音波発生装置とからなり、  
上記マイクロカプセルは超音波によって破壊する。

1 . 3 付記 1 において、発泡剤放出手段が、発泡剤放出口に設けたアゾポリマ膜である。

1 . 4 付記 1 において、発泡剤放出手段が、開閉可能な発泡剤放出口と、  
上記発泡剤放出口を解放させる開閉手段と、  
上記開閉手段の開閉をコントロールするタイマ手段と、  
からなる。

【 0 0 8 9 】

1 . 5 付記 1 において、上記発泡剤放出手段が開閉可能な発泡剤放出口と、  
上記発泡剤放出口を解放させる開閉手段と、  
上記開閉手段の開閉を外部信号によってコントロールする制御手段と、  
からなる。

1 . 5 . 1 付記 1 . 5 において、上記外部信号が R F 信号である。

1 . 5 . 2 付記 1 . 5 において、上記外部信号が磁気信号である。

1 . 6 付記 1 において、上記発泡剤放出手段が開閉可能な発泡剤放出口と、  
上記発泡剤放出口を解放させる開閉手段と、  
所望の状態を検知するセンサと、  
上記開閉手段の開閉を上記センサの検出信号によってコントロールする制御手段と、  
からなる。

1 . 7 付記 1 において、発泡剤が炭酸塩と有機酸からなる。

【 0 0 9 0 】

2 . 撮像手段と照明手段とからなるカプセル内視鏡において、  
円筒形状の外装と、  
上記外装に螺旋溝を形成し、  
上記撮像手段及び照明手段を外装の円筒軸方向斜め方向に設けたことを特徴とするカプセル内視鏡。

2 . 1 付記 2 において、上記カプセル内視鏡にチューブ状の挿入部が接続されている。  
( 問題点 ) 今まで視野が限られていて見られる範囲が狭かった。  
( 効果 ) 視野を斜めにし、蠕動によって受動的に回転させることによって、見落としを少なくできる。

【 0 0 9 1 】

3 . 撮像手段と照明手段とからなるカプセル内視鏡において、  
円筒形状の外装と、  
上記外装に螺旋状の突起を形成し、  
上記撮像手段及び照明手段を外装の円筒軸方向に対して斜め方向に設けたことを特徴とするカプセル内視鏡。

【 0 0 9 2 】

10

20

30

40

50

3.1 付記3において、上記カプセル内視鏡にチューブ状の挿入部が接続されている。

(問題点) 今まで視野が限られていて見られる範囲が狭かった。

(効果) 視野を斜めにし、蠕動によって受動的に回転させることによって、見落としを少なくできる。

【0093】

4. 撮像手段と照明手段とからなるカプセル内視鏡において、大腸到達を検知する大腸到達検知手段と、別体で体外にある警告装置と、上記大腸到達検知手段の検知結果を上記警告装置に送信する送信手段とからなることを特徴とするカプセル内視鏡。

10

4.1 付記4において、大腸到達検知手段はpHセンサである。

4.2 付記4において、大腸到達検知手段は重力方向検知手段である。

4.3 付記4において、大腸到達検知手段は速度センサあるいは加速度センサである。

4.4 付記4において、大腸到達検知手段は大腸内の物質(細菌、酵素など)に選択的に反応するセンサである。

4.5 付記4において、上記警告装置には通知用のランプあるいはブザーあるいは振動子が設けられている。

(問題点) 大腸のみを観察したい場合でも、大腸に到達したことがわからなかったため、大腸到達以前から電源を付けていなくてはならないなど、不便が多かった。

(効果) 大腸到達手段によって大腸到達がわかるため、そこから主電源をONにして省エネしたり、被検者に横になってもらいカプセルの進行を早めるなどの処理ができ、便利になる。

20

【0094】

5. 撮像手段と照明手段とを設けたカプセル本体部と、上記カプセル本体部とは別体になった電源装置と、上記本体部と電源装置を水密に覆う外装部材とからなることを特徴とするカプセル内視鏡。

5.1 付記5において、上記外装部材と電源装置が一体になった。

(問題点) 従来はカプセルと内部の機能部分が一体になっており、再利用する場合にカプセルを丸ごと消毒・殺菌する必要があり、不便だった。

30

(効果) 外装と中身を別体にしたため、再利用時には外装を取り換えるだけで済むので、簡便で衛生的。

【0095】

6. 撮像手段と照明手段とを設けたカプセル本体部と、上記本体部と電源装置を水密に覆う外装部材とからなり、再利用の際に、上記外装を未使用品に交換して使用することを特徴とするカプセル内視鏡。

(問題点) 従来はカプセルと内部の機能部分が一体になっており、再利用場合にカプセルを丸ごと消毒・殺菌する必要があり、不便だった。

(効果) 外装と中身を別体にしたため、再利用時には外装を取り換えるだけで済むので、簡便で衛生的。

40

【0096】

7. 撮像手段と照明手段とからなるカプセル内視鏡において、カプセル外表面に設けた少なくとも二つのバイポーラ電極と、上記バイポーラ電極に接続され、電気エネルギーを供給するコンデンサと、上記コンデンサへの蓄電をコントロールする制御回路と、上記コンデンサおよび制御回路にエネルギーを送る電池とからなることを特徴とするカプセル内視鏡。

7.1 付記7において、上記バイポーラ電極が螺旋状の突起を形成している。

7.2 付記7において、上記バイポーラ電極が輪状である。

50

(問題点) 治療可能なカプセル内視鏡のアイディアは以前からあるが、サイズや駆動力の制約からいまだにそのようなカプセル内視鏡は実現されていない。

(効果) 止血治療が可能になる。

【0097】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、撮像手段と照明手段とを有するカプセル内視鏡において、

発泡剤収納部と、

上記発泡剤収納部に収納された発泡剤と、

上記発泡剤収納部に設けられた発泡剤放出口と、

上記発泡剤放出口から発泡剤を放出させる発泡剤放出手段と、

を具備しているので、カプセル内視鏡で検査される管腔部分において、発泡剤収納部に収納された発泡剤を発泡剤放出口から放出させることで、管腔部分を拡張状態に設定でき、視野を確保して所望とする観察像を得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態を備えたカプセル内視鏡システムの全体図。

【図2】第1の実施の形態のカプセル内視鏡の外観図。

【図3】カプセル内視鏡の内部構成を示す図。

【図4】カプセル内視鏡、体外ユニット、表示システムの電気系の構成を示すブロック図

。

【図5】本実施の形態の作用の説明図。

【図6】変形例のカプセル内視鏡の内部構成を示す図。

【図7】図6のカプセル内視鏡の作用の説明図。

【図8】本発明の第2の実施の形態のカプセル内視鏡の外観等を示す図。

【図9】本実施の形態の作用の説明図。

【図10】本実施の形態の他の作用の説明図。

【図11】変形例のカプセル内視鏡を示す図。

【図12】他の変形例のカプセル内視鏡を示す図。

【図13】さらに他の変形例のカプセル内視鏡を示す図。

【図14】本発明の第3の実施の形態のカプセル内視鏡の内部構造等を示す図。

【図15】変形例のカプセル内視鏡を分解して示す図。

【図16】他の変形例のカプセル内視鏡の一部を分解して示す図。

【図17】更に他の変形例における後カバーを示す図。

【符号の説明】

1 ...カプセル内視鏡システム

2 ...被検者

3 ...カプセル内視鏡

4 ...体外ユニット

5 ...体外ユニット装着部

6 ...表示装置

7 ...表示システム

1 1 ...カプセル枠体

1 2 ...透明部材

1 3 ...メッシュ部材

1 4 ...マイクロカプセル

1 5 ...LED

1 6 ...対物レンズ

1 7 ...CMOSイメージャ

1 8 ...回路部

1 9 ...電池

10

20

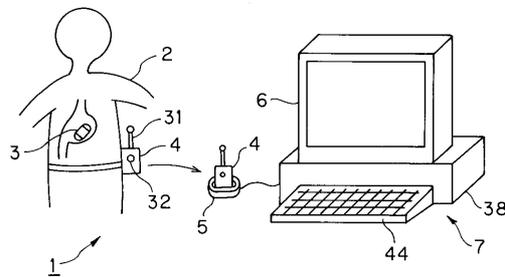
30

40

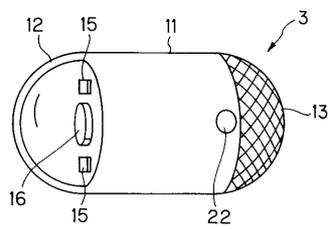
50

- 2 1、3 1 ... アンテナ
- 2 2 ... p H センサ
- 2 4 ... L E D 駆動回路
- 2 5 ... 制御 / 処理回路
- 2 6 ... C M O S 駆動回路
- 2 7、4 0 ... 画像処理回路
- 2 8、3 3 ... 送受信回路
- 3 4、3 9 ... メモリ
- 3 5、4 3 ... 制御回路
- 3 6、3 7 ... コネクタ
- 4 4 ... キーボード

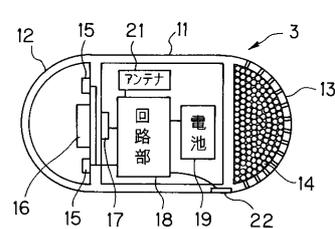
【図 1】



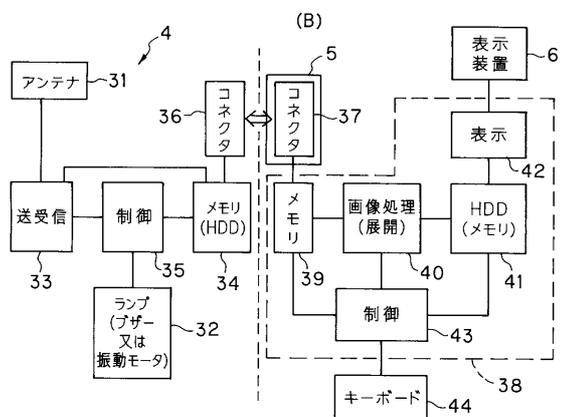
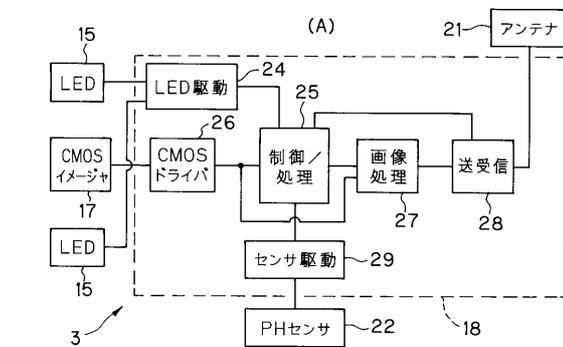
【図 2】



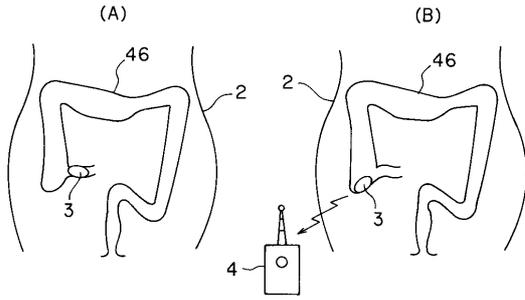
【図 3】



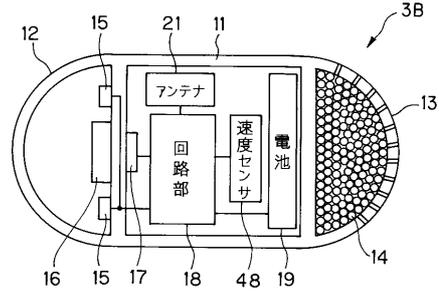
【図 4】



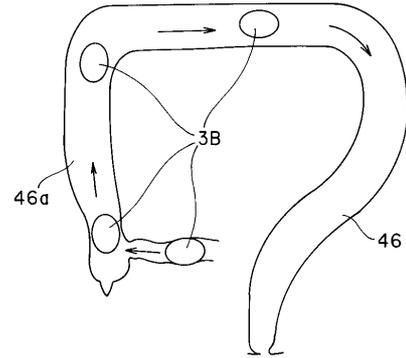
【図5】



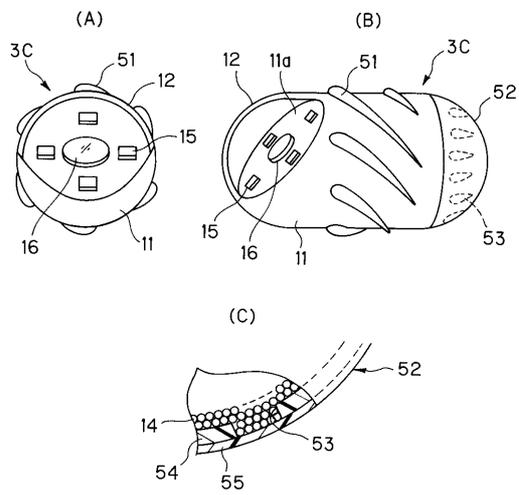
【図6】



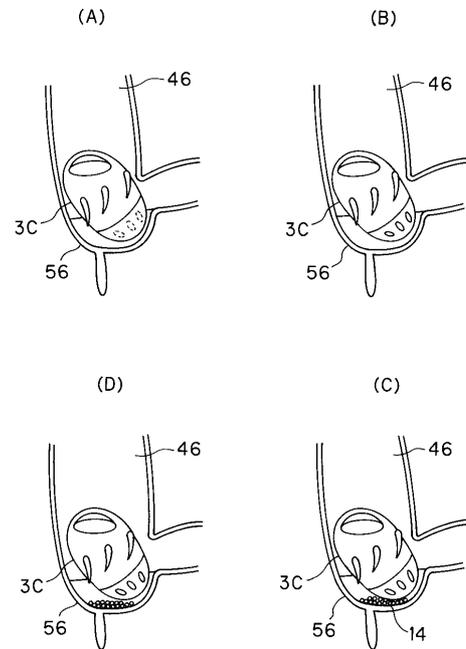
【図7】



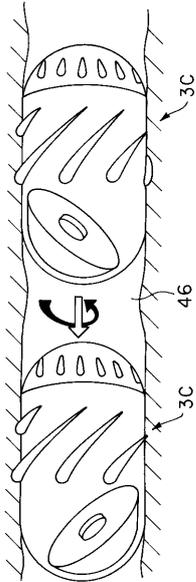
【図8】



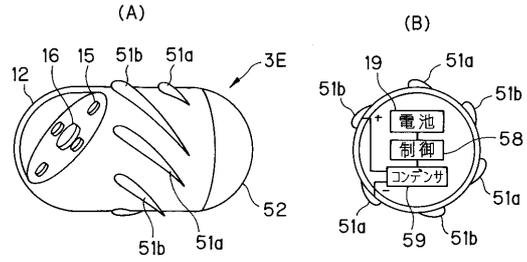
【図9】



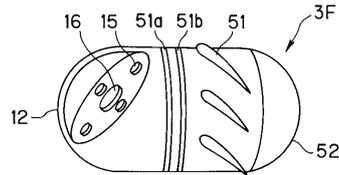
【図10】



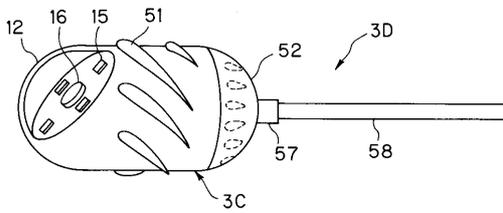
【図12】



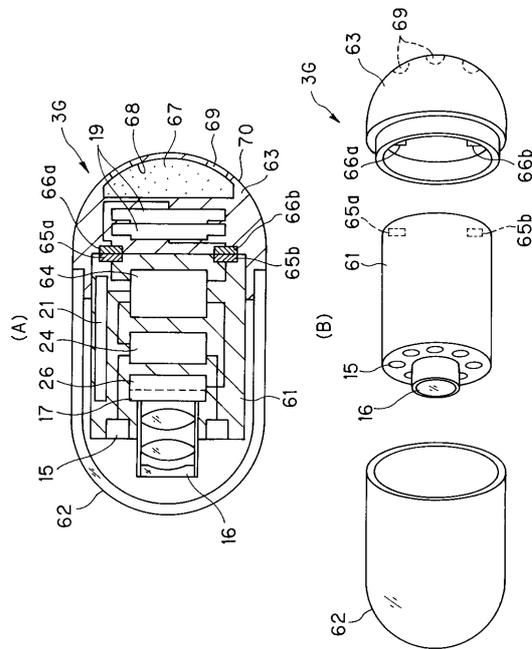
【図13】



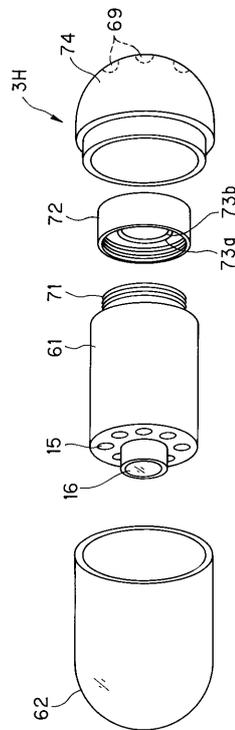
【図11】



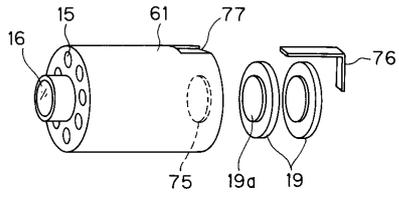
【図14】



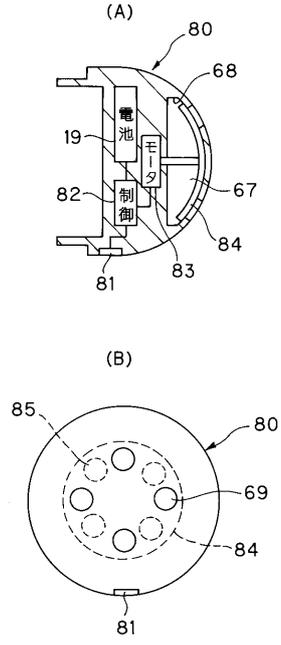
【図15】



【図16】



【図17】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 森山 宏樹  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 水野 均  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内

審査官 松谷 洋平

- (56)参考文献 特開2001-095755(JP,A)  
米国特許第05989230(US,A)  
実開昭61-153022(JP,U)  
特開平06-023020(JP,A)  
特開昭55-009033(JP,A)  
特開昭53-117416(JP,A)  
特表平08-503384(JP,A)  
米国特許第05604531(US,A)  
特開2000-342527(JP,A)  
特開平07-111985(JP,A)  
国際公開第00/022975(WO,A1)  
島崎克彦、外3名、スパイラル型磁気マイクロマシンの基礎特性、電気学会マグネティックス研究会資料、日本、1997年、MAG-97-180、第53-58頁

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00  
A61B 5/07

专利名称(译)	胶囊内窥镜和胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4744026B2</a>	公开(公告)日	2011-08-10
申请号	JP2001229951	申请日	2001-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	滝沢寛伸 安達英之 矢部久雄 森山宏樹 水野均		
发明人	滝沢 寛伸 安達 英之 矢部 久雄 森山 宏樹 水野 均		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 G02B23/24 A61B1/04 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00105 A61B1/00158 A61B34/73 H04N7/185		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 G02B23/24.A G02B23/24.C A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/12.520		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA03 2H040/CA23 2H040/DA01 2H040/DA17 2H040/DA43 2H040/DA51 2H040/DA55 4C038/CC06 4C038/CC09 4C061/DD10 4C061/FF50 4C061/HH09 4C061/HH51 4C061/JJ19 4C061/LL01 4C061/UU06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF16 4C161/FF17 4C161/FF50 4C161/GG28 4C161/HH09 4C161/HH51 4C161/JJ19 4C161/LL01 4C161/UU06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003038424A JP2003038424A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种封装的内窥镜，其适于用封装的内窥镜扩展待测试的管腔部分，以获得所需的观察图像。解决方案：在该封装的内窥镜3中，照明LED15，图像拾取物镜16和CMOS成像器17设置在圆顶状透明构件12内，内窥镜由电路部分18驱动，并且图像信号被调制能够从天线21发送到外部。封装框架11的后端侧覆盖有半球形网状构件13，并且填充有发泡剂的微胶囊14存储在框架内。当从pH传感器22的检测输出检测到封装的内窥镜3到达测试区域时，发送信号以通知体外单元。超声波发生器根据该信息辐射超声波，从而破坏微胶囊14以蒸发发泡剂，使得测试区域的腔部分膨胀，从而能够在确保可见性的情况下成像。

【 図 3 】

