

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 38424

(P2003 - 38424A)

(43)公開日 平成15年2月12日 (2003.2.12)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード (参考)
A 6 1 B 1/00	320	A 6 1 B 1/00	2 H 0 4 0
			4 C 0 3 8
5/07		5/07	
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A 4 C 0 6 1
			C

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 12数)

(21)出願番号 特願2001 - 229951 (P2001 - 229951)

(22)出願日 平成13年7月30日 (2001.7.30)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 滝沢 寛伸

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43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43番2号 オリン
パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

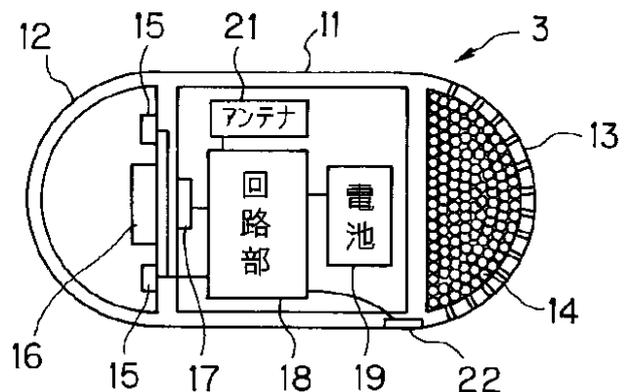
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 カプセル内視鏡

(57)【要約】

【課題】 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を提供する。

【解決手段】 カプセル内視鏡3はドーム状の透明部材12の内側に照明用LED15と撮像用対物レンズ16、CMOSイメージャ17が配置され、回路部18により駆動されると共に画像信号を変調してアンテナ21から外部に送信できるようにすると共に、カプセル本体11の後端側を半球状のメッシュ部材13で覆い、その内側に発泡剤を充填したマイクロカプセル14を収納し、カプセル内視鏡3が検査部位に到達したことをpHセンサ22の検出出力により検知すると、体外ユニットに送信して報知し、この報知により超音波発生器で超音波を照射することにより、マイクロカプセル14を破壊して、発泡剤を気化させ、検査部位の管腔部分を拡張して視野を確保した状態で撮像ができるようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項 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。

【請求項 2】 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、
からなることを特徴とする請求項 1 記載のカプセル内視鏡。

【請求項 3】 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、
からなることを特徴とする請求項 1 記載のカプセル内視鏡。

【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】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、を具備したことにより、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ようにしている。

【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。

【0010】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 11 を有し、このカプセル枠体 11 の一方の端面側に透明で半球状の透明部材 12 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 13 で覆い、その内側に発泡剤入りのマイクロカプセル 14 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。

【0011】発泡剤を内部に充填したマイクロカプセル 14 は、例えば球状であり、その直径はメッシュ部材 13 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 14 はメッシュ部材 13 の外側にこぼれない。また、このマイクロカプセル 14 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。

【0012】ドーム状の透明部材12で覆われた内側のカプセル枠体11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16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LED15が取り付けられており、対物レンズ16による視野範囲を照明できるようにしている。また、対物レンズ16の結像位置には、例えばCMOSイメージャ17がカプセル枠体11に取り付けられている。

【0013】また、カプセル枠体11の内部にはCMOSイメージャ17に対する信号処理等を行う回路部18と、この回路部18等を動作させる電源を供給する電池19と、CMOSイメージャ17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21とが内蔵されている。

【0014】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22が取り付けられ、このpHセンサ22による検出信号は回路部18に入力される。

【0015】このpHセンサ22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う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。

【0016】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。LED15はLED駆動回路24により駆動され、LED15は白色光で発光し、体内を照明する。

【0017】このLED駆動回路24は制御/処理回路25による制御信号で制御される。LED15で照明された体内の被写体は対物レンズ16によりCMOSイメージャ17に結像され、このCMOSイメージャ17により光電変換される。

【0018】このCMOSイメージャ17はCMOSドライバ26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26をスルーして画像処理回路27に入力される。なお、CMOSドライバ26及び画像処理回路27も制御/処理回路25によりその動作が制御される。

【0019】画像処理回路27により圧縮された画像信号に変換され、送受信回路28を経て高周波(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】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。

【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。

【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。胃を通ず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(pH7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)。

【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pH6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、pH3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pH7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(pH6.5~7)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(pH6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。

【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。

【0039】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。

【0040】大腸46に達したことが検知された場合、被検者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LED駆動回路24及びCMOSドライバ26を間欠的に動作させるように制御し、CMOS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。

【0041】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CMOS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)。

【0042】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。

【0043】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ため、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。

【0044】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。

【0045】なお、第1の変形例として、pH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。

【0046】また、第2の変形例として、pH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3Bを示す。このカプセル内視鏡3Bは図3のカプセル内視鏡3において、pH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。

【0047】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46a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。

【0048】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。

【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。

【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。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）。

【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）。

【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を破壊し、発泡剤を放出する状態にすることにより、大腸46内部の水分で発泡剤を気化させ、大腸46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。

【0059】図10は発泡剤で視野を確保した状態での大腸46の内部でのカプセル内視鏡3Cの進行の様子を示す。カプセル内視鏡3Cの外周面に螺旋状の突起51が設けてあるので、カプセル内視鏡3Cが大腸46の蠕動により前に進む（図10の白抜き矢印方向）と共に、カプセル内視鏡3C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。

【0060】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て、さらに管腔全体をも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14を用いることなく、収納膜54の内側に発泡剤を充填収納するようにする。

【0061】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3C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。

【0062】図11は第2変形例を示す。このカプセル内視鏡3Dは図8のカプセル内視鏡3Cにおいて、例えばその後端に回転自在の継ぎ手57を介して紐58に接続している。紐58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。

【0063】図12は第3変形例のカプセル内視鏡3Eを示す。図12(A)は斜視図を示し、図12(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3Eは図8のカプセル内視鏡3Cにおける突起51を止血用バイポーラ電極51a、51bの機能を持たせ

るようにした。【0064】つまり、突起51は導電性部材で形成してバイポーラ電極51a、51bとされ、図12(B)に示すように電池19に制御回路58を接続し、この制御回路58によりコンデンサ59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59の電荷をバイポーラ電極51a、51bから放電させ、焼灼止血を行えるようにしている。なお、図12ではLED15は円筒状のものを採用している。

【0065】図12は突起によりバイポーラ電極51a、51bの機能を持たせたが、図13に示すカプセル内視鏡3Fでは突起51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51a、51bを形成している。図12或いは図13によれば、さらに止血ができ、機能を向上できる。

【0066】（第3の実施の形態）次に図14を参照して本発明の第3の実施の形態を説明する。図14(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14(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。

【0067】このため、このカプセル内視鏡3Gは、図14(A)及び図14(B)に示すようにカプセル本体61と、このカプセル本体61の側面及び前側部分を覆う透明カバー62と、カプセル本体61の後端寄りの一部と後側部分を覆う後カバー63とを有する。

【0068】カプセル本体61はほぼ円柱形状であり、その前端側の中央に対物レンズ16がレンズ枠により取り付けられ、その周囲にはLED15が円周方向に沿って複数個配置されている。

【0069】対物レンズ16の結像位置にはCMOSイメージャ17が配置され、その裏面にはそのドライバ26が一体的に取り付けられている。また、このカプセル本体61にはLED15を駆動するLED駆動回路24とアンテナ21が内蔵されている。ドライバ26、LED駆動回路24及びアンテナ21は通信&制御回路64に接続されている。この通信&制御回路64は図4(A)における制御/処理回路25、画像処理回路27、送受信回路28の機能を持つ。

【0070】このカプセル本体61の後端面には電極65a、65bが取り付けられており、通信&制御回路64に接続されている。また、後カバー63における前面部分には電極65a、65bに対向する位置に電極66a、66bが設けてある。そして、カプセル本体61の後端側を後カバー63で覆うように取り付けると、図14(A)に示すように電極65a、66aと電極65b、66bとが当接して導通する。

【0071】また、後カバー63内部には電池19が収納され、電極66a、66bに接続されている。また、後カバー63の後端付近には、中空部を設けて発泡剤67を収納する発泡剤収納部68が形成されている。

【0072】この発泡剤収納部68の後端側は後カバー63の外部に連通する発泡剤放出口69が複数箇所に向けてあり、アゾポリマ膜70で覆われている。このような構成のカプセル内視鏡3Gはカプセル本体61を透明カバー62と後カバー63とで覆い、透明カバー62と後カバー63の嵌合部分を接着固定することにより、カプセル本体61はその内側に気密的かつ水密的な状態で保持される。

【0073】従って、被検者2に対してこのカプセル内視鏡3Gを使用して内視鏡検査を行ったカプセル内視鏡3Gを回収した場合、それを洗浄、滅菌した後、透明カバー62と後カバー63とを外してカプセル本体61を取り出す。そして、新しい透明カバーと後カバー63の中にカプセル本体61を詰めて、次の内視鏡検査に使用することができる。

【0074】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61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15は第1変形例のカプセル内視鏡3H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。

【0075】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。

【0076】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）。

【0077】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。

【0078】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。

【0079】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。

【0080】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。

【0081】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 により電気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。

【0082】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。

【0083】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。

【0084】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。

【0085】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。

【0086】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、この他に例えば磁気信号で体外に送信するようにしても良い。

【0087】[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。

【0088】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。

【0089】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 RF 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。

【0090】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。

【0091】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斜め方向に設けたことを特徴とするカプセル内視鏡。

【0092】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。

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 *50

*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。

【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。

(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。

(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。

【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。

(問題点) 治療可能なカプセル内視鏡のアイデ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。

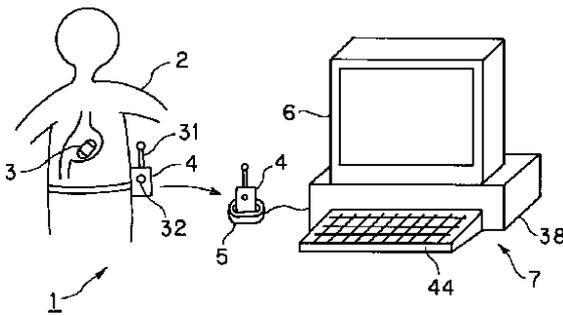
【符号の説明】

- 1...カプセル内視鏡システム
- 2...被検者

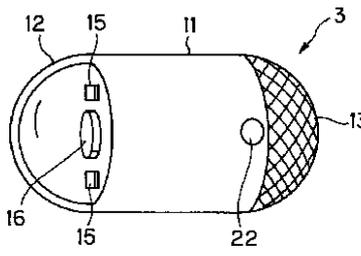
- * 3...カプセル内視鏡
- 4...体外ユニット
- 5...体外ユニット装着部
- 6...表示装置
- 7...表示システム
- 11...カプセル枠体
- 12...透明部材
- 13...メッシュ部材
- 14...マイクロカプセル
- 15...LED
- 16...対物レンズ
- 17...CMOSイメージャ
- 18...回路部
- 19...電池
- 21、31...アンテナ
- 22...pHセンサ
- 24...LED駆動回路
- 25...制御/処理回路
- 26...CMOS駆動回路
- 27、40...画像処理回路
- 28、33...送受信回路
- 34、39...メモリ
- 35、43...制御回路
- 36、37...コネクタ
- 44...キーボード

*

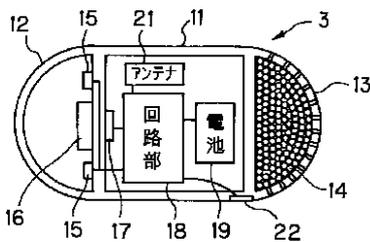
【図1】



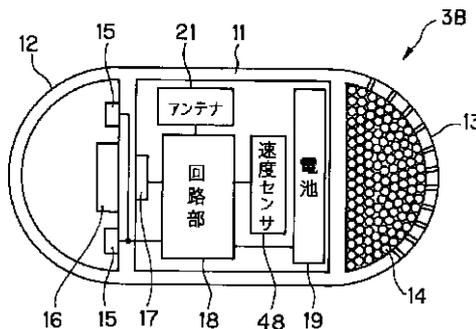
【図2】



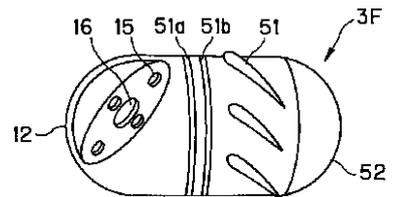
【図3】



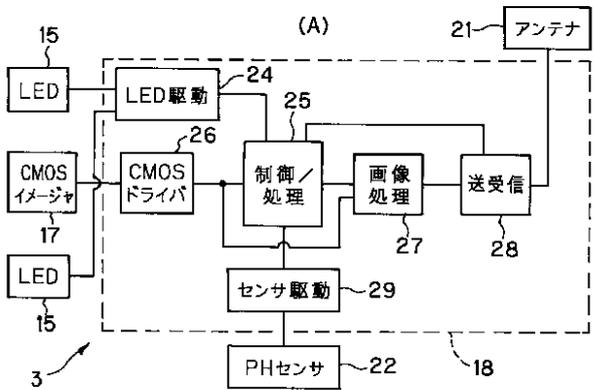
【図6】



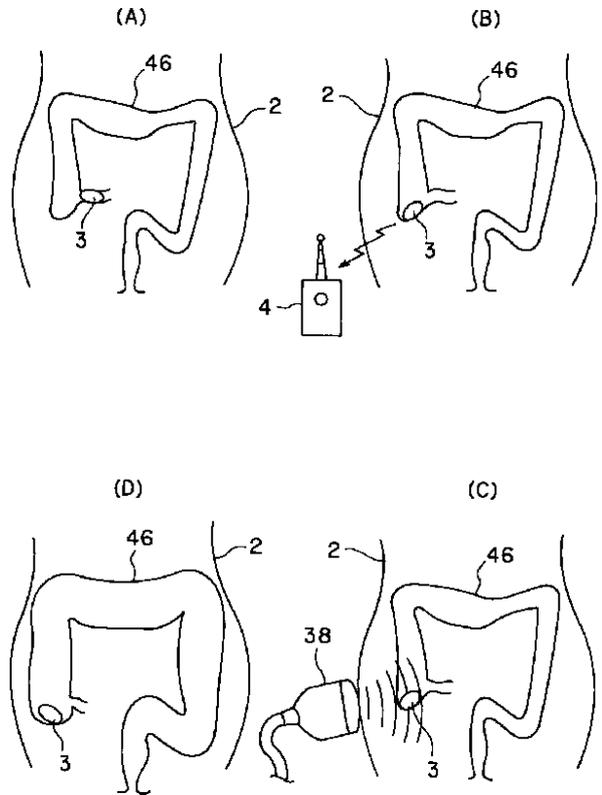
【図13】



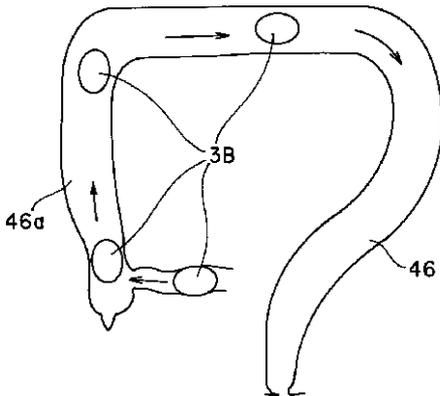
【図4】



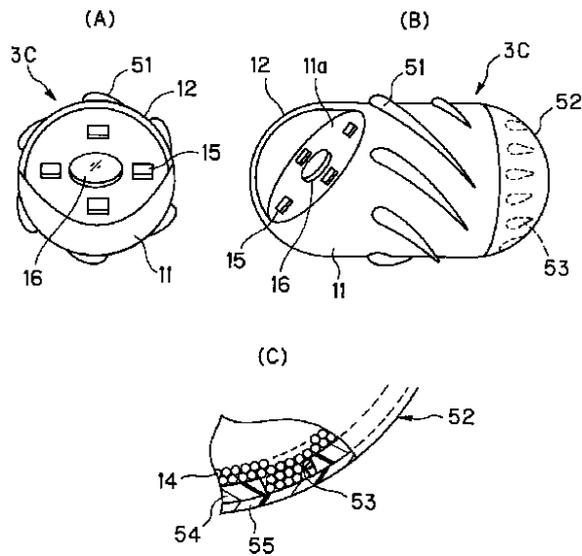
【図5】



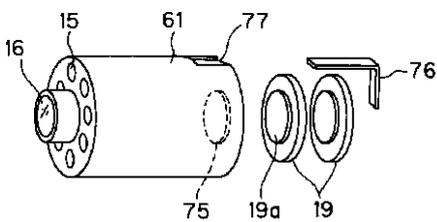
【図7】



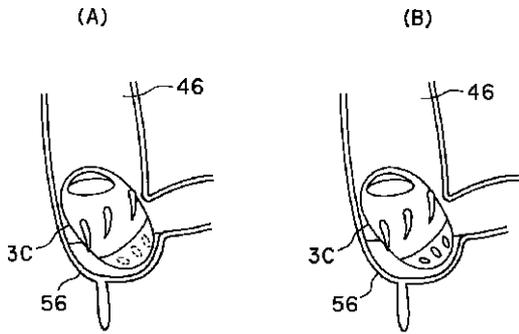
【図8】



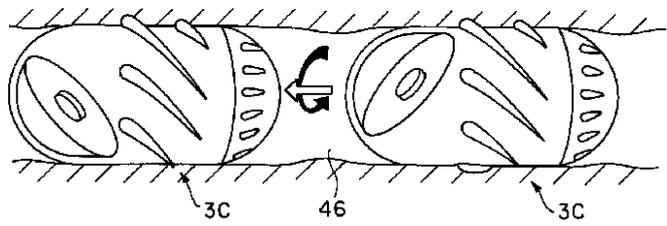
【図16】



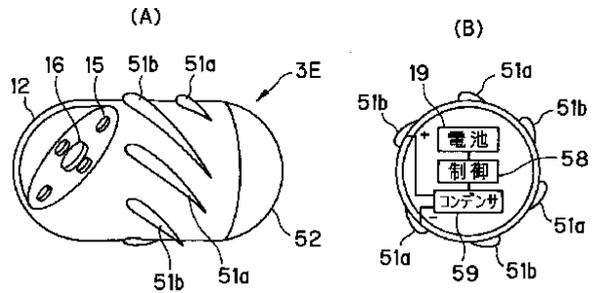
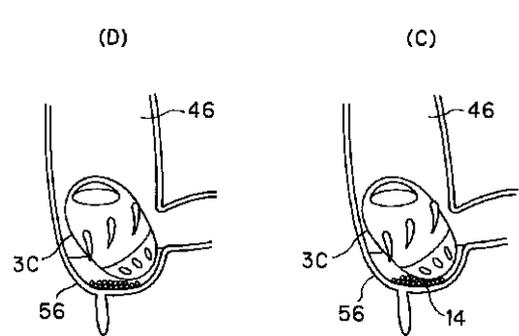
【図9】



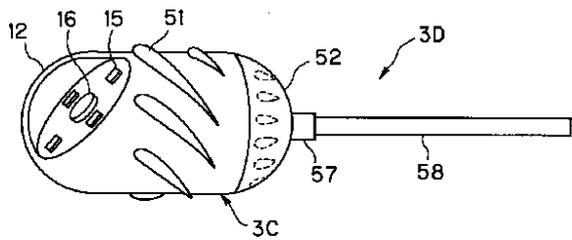
【図10】



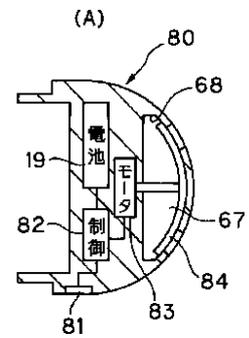
【図12】



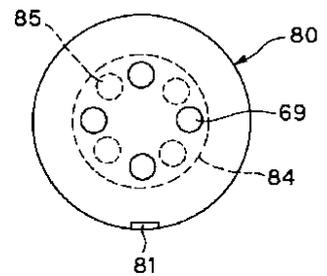
【図11】



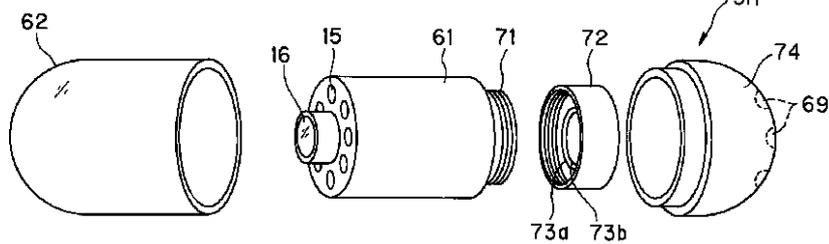
【図17】



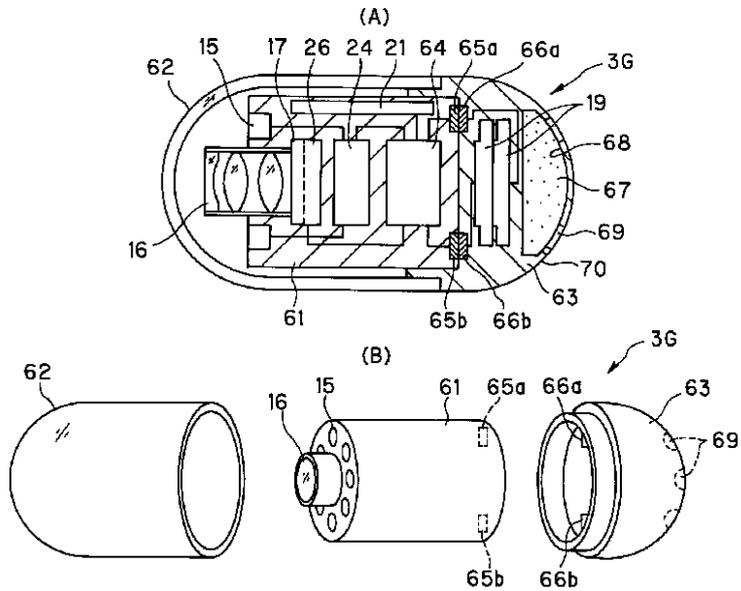
(B)



【図15】



【図14】



フロントページの続き

(72)発明者 矢部 久雄
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
 ンパス光学工業株式会社内

(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
 ン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
 ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA00 CA03 CA23 DA01 DA17
 DA43 DA51 DA55
 4C038 CC06 CC09
 4C061 DD10 FF50 HH09 HH51 JJ19
 LL01 UU06

专利名称(译)	胶囊内窥镜		
公开(公告)号	JP2003038424A	公开(公告)日	2003-02-12
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)	オリンパス光学工業株式会社		
[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	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 A61B5/07 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	JP4744026B2 JP2003038424A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种胶囊内窥镜，该胶囊内窥镜适合于扩大要由胶囊内窥镜检查的管腔部分以获得期望的观察图像。胶囊型内窥镜（3）具有照明LED（15），成像物镜（16）和布置在圆顶形透明构件（12）内部的CMOS成像器（17），其由电路部分（18）驱动并调制图像信号。胶囊框架11的后端侧除了能够从天线21向外部发送以外，还被半球形的网状部件13覆盖，并且收纳有填充有发泡剂的微胶囊14的内部，并且胶囊型内窥镜3由pH传感器22的检测输出检测出其已经到达检查部位，将其发送至体外单元进行通知，并且通过该通知由超声波发生器发出超声波，从而破坏微胶囊14。使发泡剂汽化，并且扩大检查部位的腔部分以允许成像，同时保持视野。

