

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4710492号

(P4710492)

(45) 発行日 平成23年6月29日 (2011.6.29)

(24) 登録日 平成23年4月1日 (2011.4.1)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 5/07 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

A 6 1 B 5/07

請求項の数 3 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2005-251935 (P2005-251935)
 (22) 出願日 平成17年8月31日 (2005.8.31)
 (65) 公開番号 特開2007-61400 (P2007-61400A)
 (43) 公開日 平成19年3月15日 (2007.3.15)
 審査請求日 平成20年5月15日 (2008.5.15)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 (72) 発明者 関口 正
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 フジノン株式会社内
 審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

二次電池と充電回路を有する医療用カプセルを体腔内で充電する充電用プローブと、
 前記充電用プローブを体腔内に挿入するための挿入口を有し、体腔内に挿入されるチューブ状の挿入部を有するとともに、前記挿入部の先端に外挿され、前記医療用カプセルを内部に保持するための円筒中空形状を有するフード部材を有するチューブ型内視鏡と、
 を備え、

前記充電用プローブは、前記フード部材の内部に前記医療用カプセルが保持された際に、前記充電用プローブの先端を前記医療用カプセルに接近或いは接触させて、前記充電回路を介して前記二次電池に充電する充電手段を具備することを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記充電手段は、前記充電プローブの挿入部の先端部に設けられたコイルと、該コイルに高周波電流を供給する高周波発生装置とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記コイルは、前記充電プローブの挿入部を成すシースの先端部に対して出没自在に設けられることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は充電用プローブに係り、特にチューブ状の挿入部を体腔内に挿入するチューブ型内視鏡によってカプセル型内視鏡を保持した際にカプセル型内視鏡の充電を行う充電用プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療用内視鏡の分野において、小型カメラを内蔵したカプセル型内視鏡が各種開発されている。このカプセル型内視鏡はワイヤレスで利用できるため、挿入部を体腔内に挿入する内視鏡に比べて、患者の苦痛を軽減することができる。

【0003】

カプセル型内視鏡等の医療用カプセルは、体腔外に自然に排出されるのを待つのが一般的であるが、体腔内の所定の位置で医療用カプセルを回収したいという要望がある。また、医療用カプセルは、体腔内の狭窄部に引っかかる場合があり、その場合には、医療用カプセルを探して保持し、回収或いは狭窄部の前方に送り出すことが必要になる。さらに、近年では、医療用カプセルを体腔内の所定の位置まで搬送し、その位置から観察し始めたいという要望がある。このような様々な用途において、医療用カプセルを体腔内で保持して搬送することが必要になる。

【0004】

そこで、体腔内の医療用カプセルを保持する機能を備えた内視鏡装置が各種開発されている。例えば、特許文献1の内視鏡装置は、内視鏡の挿入部の先端部に吸引用の開口部を備え、この開口部に医療用カプセルを吸引して保持するようにしている。

【0005】

ところで、医療用カプセルの内部には電池が設けられており、この電池によって各回路に電力が供給される。医療用カプセルの電池には超小型のものが用いられるため、長時間駆動させると電力不足が発生し、各回路が正常に機能せず、撮影が停止する問題が発生する。

【0006】

そこで、特許文献2には、無線送信を介して医療用カプセルに給電する方法が記載されている。このカプセル型内視鏡によれば、体腔外に設けた送受信装置から医療用カプセルに常に給電することができるので、電力不足の発生を防止することができる。

【特許文献1】特開2004-194976号公報

【特許文献2】特開2001-231186号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献2は、送受信装置が常に、高い強度の無線信号を広い範囲に送信しなければならず、消費電力が大きいという問題があった。このため、送受信装置が大型化し、被検者が装着しにくくなるという問題があった。また、高い強度の無線信号を送信するため、周囲の装置に悪影響を及ぼすおそれがあった。

【0008】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、少ない消費電力で医療用カプセルに電力を供給することのできる充電用プローブを備えた内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

請求項1に記載の発明は前記目的を達成するために、二次電池と充電回路を有する医療用カプセルを体腔内で充電する充電用プローブと、前記充電用プローブを体腔内に挿入するための挿入口を有し、体腔内に挿入されるチューブ状の挿入部を有するとともに、前記挿入部の先端に外挿され、前記医療用カプセルを内部に保持するための円筒中空形状を有するフード部材を有するチューブ型内視鏡と、を備え、前記充電用プローブは、前記フード部材の内部に前記医療用カプセルが保持された際に、前記充電用プローブの先端を前記

10

20

30

40

50

医療用カプセルに接近或いは接触させて前記充電回路を介して前記二次電池に充電する充電手段を具備することを特徴とする。

【0010】

請求項1に記載の発明によれば、プローブの挿入部を体腔内に挿入し、その先端部が医療用カプセルに接近或いは接触した状態で充電を行うので、少ない消費電力で医療用カプセルを充電することができる。

【0011】

請求項2に記載の発明は請求項1に記載の発明において、前記充電手段は、前記挿入部の先端部に設けられたコイルと、該コイルに高周波電圧を供給する高周波発生器とを備えることを特徴とする。

【0012】

請求項2に記載の発明によれば、コイルに高周波電圧を供給し、電磁誘導によって充電を行うので、医療用カプセルと非接触で充電を行うことができる。

【0013】

請求項3に記載の発明は請求項2に記載の発明において、前記コイルは、前記挿入部を成すシースの先端部に対して出没自在に設けられることを特徴とする。したがって、請求項3に記載の発明によれば、コイルをシース内に没入させて収納した状態で体腔内に挿入することができる。

【0014】

前記コイルは、前記シースの先端部よりも大きく形成され、前記シースの先端部に没入した際に小さく変形する態様も好ましい。かかる態様によれば、コイルが大きいので、医療用カプセルの充電を効率よく行うことができ、短時間での充電が可能となる。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、プローブの挿入部を体腔内に挿入し、その先端部が医療用カプセルに接近或いは接触した状態で充電を行うので、少ない消費電力で医療用カプセルを充電することができる。特に、カプセル型内視鏡が体腔内の狭窄部に引っかかった時、体腔内に挿入するチューブ型内視鏡でカプセル型内視鏡を回収し、狭窄部の前方にカプセル型内視鏡を送り出して再度カプセル型内視鏡の診断を継続する場合に有効である。すなわち、カプセル型内視鏡が狭窄部に留まっていた間に電力を消費して電力不足が発生した場合でも、チューブ型内視鏡でカプセル型内視鏡を回収する際に同時に充電を行うことができ、カプセル型内視鏡の診断を継続することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下添付図面に従って本発明に係る充電用プローブの好ましい実施の形態について詳述する。

【0017】

図1は本発明が適用される内視鏡装置を示すシステム構成図である。図1に示すように内視鏡装置は主として、内視鏡10、挿入補助具70、及びバルーン制御装置100で構成される。

【0018】

内視鏡10は、手元操作部14と、この手元操作部14に連設され、体腔内に挿入されるチューブ状の挿入部12とを備える。手元操作部14には、ユニバーサルケーブル16が接続され、このユニバーサルケーブル16の先端にLGコネクタ18が設けられる。LGコネクタ18は光源装置20に着脱自在に連結され、これによって後述の照明光学系54（図2参照）に照明光が送られる。また、LGコネクタ18には、ケーブル22を介して電気コネクタ24が接続され、この電気コネクタ24がプロセッサ26に着脱自在に連結される。

【0019】

手元操作部14には、送気・送水ボタン28、吸引ボタン30、シャッターボタン32

10

20

30

40

50

、及び機能切替ボタン 34 が並設されるとともに、一对のアングルノブ 36、36 が設けられる。手元操作部 14 の基端部には、L 状に屈曲した管によってバルーン送気口 38 が形成されている。このバルーン送気口 38 にエア等の流体を供給、或いは吸引することによって、後述の第 1 バルーン 60 を膨張、或いは収縮させることができる。

【0020】

挿入部 12 は、手元操作部 14 側から順に軟性部 40、湾曲部 42、及び先端部 44 で構成され、湾曲部 42 は、手元操作部 14 のアングルノブ 36、36 を回転することによって遠隔的に湾曲操作される。これにより、先端部 44 を所望の方向に向けることができる。

【0021】

図 2 に示すように、先端部 44 の先端面 45 には、観察光学系 52、照明光学系 54、54、送気・送水ノズル 56、鉗子口（吸引用の開口部に相当）58 が設けられる。

【0022】

観察光学系 52 の後方には、図 3 に示すプリズム 53 が配設されており、観察光学系 52 を介して取り込まれた被写体光の光路がプリズム 53 によって下方に屈曲される。プリズム 53 の下方には、基盤 57 に支持された CCD 55 が配設されており、プリズム 53 で屈曲された被写体光が CCD 55 の受光面に結像するようになっている。そして、CCD 55 によって被写体光が電気信号に変換され、この電気信号が信号ケーブル 59 を介して送信される。信号ケーブル 59 は、図 1 の挿入部 12、手元操作部 14、ユニバーサルケーブル 16 等に挿通されて電気コネクタ 24 まで延設され、プロセッサ 26 に接続される。よって、観察光学系 52 で取り込まれた観察像は、CCD 55 の受光面に結像されて電気信号に変換され、そして、この電気信号が信号ケーブル 59 を介してプロセッサ 26 に出力され、映像信号に変換される。これにより、プロセッサ 26 に接続されたモニタ 50 に観察画像が表示される。

【0023】

図 2 の照明光学系 54、54 の後方にはライトガイド（不図示）の出射端が配設されている。このライトガイドは、図 1 の挿入部 12、手元操作部 14、ユニバーサルケーブル 16 に挿通され、LG コネクタ 18 内に入射端が配設される。したがって、LG コネクタ 18 を光源装置 20 に連結することによって、光源装置 20 から照射された照明光がライトガイドを介して照明光学系 54、54 に伝送され、照明光学系 54、54 から前方に照射される。

【0024】

図 2 の送気・送水ノズル 56 は、図 1 の送気・送水ボタン 28 によって操作されるバルブ（不図示）に連通されており、さらにこのバルブは LG コネクタ 18 に設けた送気・送水コネクタ 48 に連通される。送気・送水コネクタ 48 には不図示の送気・送水手段が接続され、エア又は水が供給される。したがって、送気・送水ボタン 28 を操作することによって、送気・送水ノズル 56 からエア又は水を観察光学系 52 に向けて噴射することができる。

【0025】

図 2 の鉗子口 58 は、図 3 の先端部本体 65 に支持されたパイプ 61 に連通され、さらにパイプ 61 にチューブ 63 が連結される。チューブ 63 は、図 1 の挿入部 12 内に挿通配置されて、鉗子挿入部 46 に連通される。よって、鉗子挿入部 46 から鉗子等の処置具を挿入することによって、この処置具を鉗子口 58 から導出することができる。また、図 3 のチューブ 63 は途中で分岐され、図 1 の吸引ボタン 30 によって操作されるバルブ（不図示）に連通されており、このバルブはさらに LG コネクタ 18 の吸引コネクタ 49 に接続される。吸引コネクタ 49 には、吸引ポンプ 51 が接続されている。したがって、吸引ポンプ 51 を作動し、吸引ボタン 30 でバルブを操作することによって、鉗子口 58 から体液やエア等を吸引することができる。

【0026】

なお、図 3 の符号 67 は、先端部本体 65 の先端面に装着されるキャップであり、符号

10

20

30

40

50

69は、挿入部12の外周面を被覆する外皮部材である。

【0027】

図2に示すように、挿入部12の外周面には、ゴム等の弾性体から成る第1バルーン60が装着される。第1バルーン60は、両端部60A、60Bが絞られた略筒状に形成されており、挿入部12を挿通させて所定の位置に配置される。そして、第1バルーン60の後端部60Bにゴム製の固定リング62を嵌め込むことによって第1バルーン60の後端部60Bが固定される。また、第1バルーン60の先端部60Aは、後述の内視鏡用フード200によって固定される。

【0028】

第1バルーン60の装着位置となる挿入部12の外周面には、通気孔64が形成されている。通気孔64は、図1の手元操作部14に設けられたバルーン送気口38に連通されている。このバルーン送気口38はチューブ110を介してバルーン制御装置100に接続される。したがって、バルーン制御装置100によってエアを供給、吸引することによって、第1バルーン60を膨張、収縮させることができる。なお、第1バルーン60はエアを供給することによって略球状に膨張し、エアを吸引することによって挿入部12の外表面に張り付くようになっている。

【0029】

一方、図1に示す挿入補助具70は、基端側に設けられた筒状で硬質の把持部72と、この把持部72の先端に装着された本体チューブ73で構成されており、前述した内視鏡10の挿入部12は、把持部72から本体チューブ73内に挿入される。

【0030】

本体チューブ73は、ウレタン等から成る可撓性の樹脂チューブを基材とし、この基材の外周面と内周面が親水性コート材（潤滑性コート材）によってコーティングされている。親水性コート材としては例えば、ポリビニルピロリドン、アクリル樹脂、シリコン樹脂が用いられる。

【0031】

本体チューブ73の先端近傍には、第2バルーン80が装着される。第2バルーン80は、両端が窄まった筒状に形成されており、挿入補助具70を貫通させた状態で装着され、不図示の糸を巻回することによって固定される。第2バルーン80には、挿入補助具70の外周面に貼り付けたチューブ74が連通され、このチューブ74の基端部にコネクタ76が設けられる。コネクタ76には、チューブ120が接続され、このチューブ120を介してバルーン制御装置100に接続される。したがって、バルーン制御装置100でエアを供給、吸引することによって、第2バルーン80を膨張、収縮させることができる。第2バルーン80は、エアを供給することによって略球状に膨張し、エアを吸引することによって挿入補助具70の外周面に貼りつくようになっている。

【0032】

挿入補助具70の基端側には注入口78が設けられている。この注入口78は、挿入補助具70の内周面に形成された開口（不図示）に連通される。したがって、注入口78から注射器等で潤滑剤（例えば水等）を注入することによって、挿入補助具70の内部に潤滑剤を供給することができる。よって、挿入補助具70に挿入部12を挿入した際に、挿入補助具70の内周面と挿入部12の外周面との摩擦を減らすことができ、挿入部12と挿入補助具70の相対的な移動をスムーズに行うことができる。

【0033】

バルーン制御装置100は、第1バルーン60にエア等の流体を供給・吸引するとともに、第2バルーン80にエア等の流体を供給・吸引する装置である。バルーン制御装置100は主として、装置本体102、及びリモートコントロール用のハンドスイッチ104で構成される。

【0034】

装置本体102の前面には、電源スイッチSW1、停止スイッチSW2、第1圧力表示部106、第2圧力表示部108、及び第1機能停止スイッチSW3、第2機能停止スイ

10

20

30

40

50

ッチSW4が設けられる。第1圧力表示部106、第2圧力表示部108はそれぞれ、第1バルーン60、第2バルーン80の圧力値を表示するパネルであり、バルーン破れ等の異常発生時にはこの圧力表示部106、108にエラーコードが表示される。

【0035】

第1機能停止スイッチSW3、第2機能停止スイッチSW4はそれぞれ、後述の内視鏡用制御系統A、挿入補助具用制御系統Bの機能をON/OFFするスイッチであり、第1バルーン60と第2バルーン80の一方のみを使用する場合には、使用しない方の機能停止スイッチSW3、SW4を操作して機能をOFFにする。機能がOFFになった制御系統A又はBでは、エアの供給、吸引が完全に停止し、その系統の圧力表示部106、又は108もOFFになる。機能停止スイッチSW3、SW4は両方をOFFにすることによって、初期状態の設定等を行うことができる。例えば、両方の機能停止スイッチSW3、SW4をOFFにして、ハンドスイッチ104の全スイッチSW5～SW9を同時に押下操作することによって、大気圧に対するキャリブレーションが行われる。

【0036】

装置本体102の前面には、第1バルーン60へのエア供給・吸引を行うチューブ110、及び第2バルーン80へのエア供給・吸引を行うチューブ120が接続される。各チューブ110、120と装置本体102との接続部分にはそれぞれ、第1バルーン60、或いは第2バルーン80が破れた時の体液の逆流を防止するための逆流防止ユニット112、122が設けられる。逆流防止ユニット112、122は、装置本体102に着脱自在に装着された中空円盤状のケース（不図示）の内部に気液分離用のフィルタを組み込むことによって構成されており、装置本体102内に液体が流入することをフィルタによって防止する。

【0037】

なお、圧力表示部106、108、機能停止スイッチSW3、SW4、及び逆流防止ユニット112、122は、内視鏡10用と挿入補助具70用とが常に一定の配置になっている。すなわち、内視鏡10用の圧力表示部106、機能停止スイッチSW3、及び逆流防止ユニット112がそれぞれ、挿入補助具70用の圧力表示部108、機能停止スイッチSW4、及び逆流防止ユニット122に対して右側に配置されている。

【0038】

一方、ハンドスイッチ104には、装置本体102側の停止スイッチSW2と同様の停止スイッチSW5と、第1バルーン60の加圧／減圧を指示するON/OFFスイッチSW6と、第1バルーン60の圧力を保持するためのポーズスイッチSW7と、第2バルーン80の加圧／減圧を指示するON/OFFスイッチSW8と、第2バルーン80の圧力を保持するためのポーズスイッチSW9とが設けられており、このハンドスイッチ104はコード130を介して装置本体102に電氣的に接続されている。なお、図1には示していないが、ハンドスイッチ104には、第1バルーン60や第2バルーン80の送気状態、或いは排気状態を示す表示部が設けられている。

【0039】

上記の如く構成されたバルーン制御装置100は、各バルーン60、80にエアを供給して膨張させるとともに、そのエア圧を一定値に制御して各バルーン60、80を膨張した状態に保持する。また、各バルーン60、80からエアを吸引して収縮させるとともに、そのエア圧を一定値に制御して各バルーン60、80を収縮した状態に保持する。

【0040】

バルーン制御装置100は、バルーン専用モニタ82に接続されており、各バルーン60、80を膨張、収縮させる際に、各バルーン60、80の圧力値や膨張・収縮状態をバルーン専用モニタ82に表示する。なお、各バルーン60、80の圧力値や膨張・収縮状態は、内視鏡10の観察画像にスーパーインポーズしてモニタ50に表示するようにしてもよい。

【0041】

図2に示すように、内視鏡10の挿入部12の先端部44には、フード200が装着さ

10

20

30

40

50

れる。フード 200 は、シリコンゴム等の弾性材料によって円筒状に形成されている。なお、フード 200 は、透明又は半透明で形成することが好ましいが、これに限定するものではない。

【0042】

図 3 に示すように、フード 200 の内径 d は、挿入部 12 の先端部 44 の外径よりも若干小さい寸法で形成されており、フード 200 の基端部 200B を弾性変形させながら先端部 44 に外嵌させることによって先端部 44 に装着される。

【0043】

フード 200 の内周面には、位置規制部 202 が突出して形成されており、フード 200 を先端部 44 に装着した際に位置規制部 202 が挿入部 12 の先端面 45 に当接される。これにより、装着時のフード 200 の突出量 h は規定値に設定される。フード 200 の突出量 h と内径 d は、図 4 のカプセル型内視鏡 220 の半球部の半径 r に対して、下記の式を満たすことが好ましい。

【0044】

【数 1】

$$h + \sqrt{r^2 - \frac{d^2}{4}} > r \quad \cdots \text{(式 1)}$$

この式を満たすようにフード 200 の先端部 200A を構成することによって、カプセル型内視鏡 220 をフード 200 の先端部 200A に吸着した際に、カプセル型内視鏡 220 が挿入部 12 の先端面 45 に接触しなくなる。よって、カプセル型内視鏡 220 とフード 200 の先端部 200A とを密着状態に保つことができるので、鉗子口 58 から吸引を行った際に、フード 200 の内部を減圧状態に保つことができ、カプセル型内視鏡 220 を確実に吸着保持することができる。すなわち、フード 200 の先端部 200A が上記の関係式を満たすことによって、フード 200 の先端部 200A にカプセル型内視鏡 220 の保持部を形成することができる。なお、カプセル型内視鏡 220 の形状（すなわち r の寸法）に応じて、先端開口の内径 d や突出量 h の寸法の異なるフード 200 を選択するとよい。

【0045】

また、フード 200 は、位置規制部 202 より基端側の長さ $L1$ が、挿入部 12 の先端面 45 から第 1 バルーン 60 の先端部 60A までの長さ $L2$ と同寸法になっている。したがって、フード 200 の基端部 200B を、挿入部 12 の先端部 44 に外嵌させた際に、フード 200 の基端部 200B が第 1 バルーン 60 の先端部 60A に外嵌され、フード 200 によって第 1 バルーン 60 の先端部 60A が締めつけられて固定される。すなわち、フード 200 は、その基端部 200B が第 1 バルーン 60 の先端部 60A の取付位置まで延設されることによって、基端部 200B に第 1 バルーン 60 の固定部が形成されている。

【0046】

上記の如く構成されたフード 200 及び第 1 バルーン 60 は、以下のようにして内視鏡 10 の挿入部 12 に装着される。まず、図 2 に示すように、第 1 バルーン 60 に挿入部 12 を挿通させ、第 1 バルーン 60 を挿入部 12 の先端部 44 近傍の所定の位置に配置する。そして、第 1 バルーン 60 の後端部 60B に固定リング 62 を嵌め込んで、第 1 バルーン 60 の後端部 60B を挿入部 12 に固定する。次いで、図 4 に示すように、フード 200 を挿入部 12 の先端面 45 から外嵌させ、フード 200 の基端部 200B を第 1 バルーン 60 の先端部 60A に外嵌させる。これにより、第 1 バルーン 60 の先端部 60A がフード 200 の基端部 200B によって締めつけられて固定される。

【0047】

次に上述したフード 200 によって保持されるカプセル型内視鏡 220 と、そのカプセル型内視鏡 220 によって得られたデータを受信する受信装置 250 について説明する。

図5はカプセル型内視鏡220、受信装置250、及び、内視鏡装置のプロセッサ26の内部構成を示す回路図である。

【0048】

同図に示すように、カプセル型内視鏡220は対物レンズ222とCCD224を有し、CCD224は、CCDドライバやTG（タイミングジェネレータ）から成るCCD駆動部226によって駆動制御される。対物レンズ222を介して取り込まれた被写体光は、CCD224の受光面に結像されて電気信号に変換される。この電気信号は、送信ユニット228によってRF信号に変調された後、アンテナ部230から無線送信される。

【0049】

カプセル型内視鏡220の内部には、対物レンズ222の前方に照明光を発光するLED232と、このLED232を駆動するLED駆動部234とが設けられる。さらにカプセル型内視鏡220の内部には、各種回路に駆動電圧を供給する二次電池236と、この二次電池236に接続された充電回路238が設けられている。充電回路238は二次コイル240を有し、後述の一次コイル304との間で電磁誘導が生じて二次コイル240に交流電流が流れた際に、これを直流電流に整流し、二次電池236に供給して充電するようになっている。なお、二次電池236には、一回の使用時間（例えば8時間）に耐えられるだけの十分な電力量が蓄えられるようになっている。

【0050】

受信装置250は、アンテナ部252、受信ユニット254、画像データ処理部256、及び、記憶ユニット258を備える。前述したカプセル型内視鏡220のアンテナ部230から無線送信された信号は、受信装置250のアンテナ部252で受信され、受信ユニット254によって所定の信号処理が行われて画像データに変換され、画像データ処理部256によって所定の画像処理が行われた後、記憶ユニット258によって記憶媒体等に記憶される。また、画像データ処理部256は、外部出力端子260に接続されており、この外部出力端子260から画像データを出力できるようになっている。

【0051】

一方、内視鏡装置のプロセッサ26の内部には、CCDドライバとTG（タイミングジェネレータ）を有するCCD駆動部270が設けられ、このCCD駆動部270によって内視鏡10のCCD55が駆動制御される。CCD55の結像面に結像された被写体像はCCD55によって電気信号に変換され、この電気信号がプロセッサ26の画像データ処理部272に伝達される。画像データ処理部272は、アナログ処理回路、A/D変換器、デジタル信号処理回路を有しており、CCD55から伝達された電気信号は、まず、アナログ処理回路において、伝達によって発生した損失分を補うため所定のゲインで増幅され、相関二重サンプリングやゲインの調整等が行われ、撮像信号のレベルが調整される。その後、A/D変換器でデジタル信号に変換され、デジタル信号処理回路へ入力される。デジタル信号処理回路では、入力されたデジタル信号に所定のデジタル信号処理を施し、デジタル映像信号に変換する。この映像信号は、記憶ユニット274によって記憶媒体等に記憶される。

【0052】

また、画像データ処理部256で生成された映像信号は、PinP（ピクチャー・イン・ピクチャー）回路280と切替装置282にそれぞれ入力される。PinP回路280には、その映像信号の他に、外部入力端子284からの外部映像信号が入力される。外部入力端子284は、前述の受信装置250の外部出力端子260に接続されており、カプセル型内視鏡220で得られた画像データが外部映像信号として入力されるようになっている。

【0053】

PinP回路280は、この外部映像信号を、内視鏡10によって得られた映像信号に合成して合成画像信号を生成し、その合成画像信号を出力する。PinP回路280から出力された合成画像信号は、切替装置282に入力される。

【0054】

10

20

30

40

50

切替装置 282 には、画像データ処理部 272 から入力した内部映像信号と、外部入力端子 284 から入力した外部映像信号と、Pin P 回路 280 から入力した合成画像信号とが入力される。切替装置 282 は、これらの信号のいずれかを CPU 276 からの制御信号に基づいて選択し、外部出力端子 286 に出力するように構成される。外部出力端子 286 には、モニタ 50 が接続されており、切替装置 282 から出力された内部映像信号、外部映像信号、合成画像信号のいずれかがモニタ 50 に表示される。すなわち、モニタ 50 には、内視鏡 10 によって得られた観察画像（以下、第 1 の観察画像という）、カプセル型内視鏡 220 によって得られた観察画像（以下、第 2 の観察画像という）、その両方の画像を重ねた画像（以下、Pin P 画像という）のいずれかが表示されるようになっている。

10

【0055】

CPU 276 は、カプセル型内視鏡 220 を内視鏡 10 の挿入部 12 に保持したことを検出する保持検出手段（不図示）に接続されており、その検出信号に基づいて切替装置 282 を制御する。例えば、カプセル型内視鏡 220 を保持する前は第 1 の観察画像をモニタ 50 に表示し、カプセル型内視鏡 220 を保持している間は第 2 の観察画像をモニタ 50 に表示し、保持の解除後は Pin P 画像をモニタ 50 に表示するように制御する。前述の保持検出手段としては、例えば図 1 の吸引ポンプ 51 の前段に圧力センサ（不図示）を設けて圧力変動を検出することによってカプセル型内視鏡 220 の保持を検出するようにしてもよい。或いは CCD 55 によって撮像された画像データ（例えば光量等）によって、カプセル型内視鏡 220 の保持を検出するようにしてもよい。なお、保持検出手段を設ける代わりに、術者が手動で画像を切り替えるようにしてもよい。

20

【0056】

ところで、上述したカプセル型内視鏡 220 は、充電用プローブ 300 によって充電できるようになっている。図 6 に示すように、充電用プローブ 300 は主として、体腔内に挿入される可撓性のシース 302 と、このシース 302 の先端に出没自在に設けられた一次コイル 304 と、シース 302 の基端部に設けられた操作部 306 とで構成される。操作部 306 は、リング状の指かけ部 308A を有する本体 308 と、フランジ 310A を有するスライダ 310 とから成り、スライダ 310 は本体 308 にスライド自在に支持される。本体 308 の先端にはシース 302 の基端が固着されており、スライダ 310 にはワイヤ 312 が取り付けられ、このワイヤ 312 の先端に一次コイル 304 が設けられる。したがって、術者が親指を本体 308 の指かけ部 308A に掛け、人指し指と中指をスライダ 310 のフランジ 310A に掛けて、スライダ 310 を本体 308 に対してスライドさせると、ワイヤ 312 が押し引き操作されて、一次コイル 304 がシース 302 の先端から出没される。ワイヤ 312 にはリード線 314 が接続されており、このリード線 314 の先端が充電器 316 に接続される。これにより、一次コイル 304 が充電器 316 に電氣的に接続される。なお、ワイヤ 312 は途中でショートしないように被覆されている。

30

【0057】

一次コイル 304 は、導線を螺旋状に巻回することによって形成されており、その螺旋の径はシース 302 の径よりも大きく形成されている。そして、一次コイル 304 をシース 302 の先端に没入させた際には変形して小さくなり、シース 302 の先端から一次コイル 304 を突出した際に、大きく拡張した元の状態に戻るようになっている。なお、一次コイル 304 は、シース 302 の先端から突出させた際に、シース 302 の軸と直交する方向に起立し、拡張するようになっている。

40

【0058】

図 5 に示すように、一次コイル 304 は、充電器 316 の高周波発生器 318 に電氣的に接続されている。高周波発生器 318 は発振器 320 及び電源 322 に接続されており、発振器 320 で発振することによって所定の周波数の高周波電圧を一次コイル 304 に供給できるようになっている。図 4 に示すように、充電用プローブ 300 の一次コイル 304 と、カプセル型内視鏡 220 の二次コイル 240 とを近接させた状態で、一次コイル

50

304に高周波電流を与えることによって、二次コイル240に電圧が発生し、二次電池236への充電が行われる。

【0059】

高周波発生器318には、充電完了検出器324が接続されている。充電完了検出器324は、電流の減少を検出することによって二次電池236の充電の完了を検知する。そして、充電の完了を検知した際に、表示ランプ（不図示）を点灯したり、或いはブザー（不図示）によって警告音等を発生させたりするように構成される。

【0060】

次に上記の如く構成された内視鏡装置において、挿入部12を体腔内に挿入する方法について図7（a）～（j）に従って説明する。なお、図7（a）～（j）は経口的に挿入を行う例であるが、経門的に挿入を行うようにしても良い。

10

【0061】

まず、第1バルーン60及び第2バルーン80を収縮させた状態で、挿入部12を挿入補助具70に挿通させた後、挿入部12の挿入を開始する。そして、図7（a）に示すように、挿入部12の先端が胃90Aの内部に達するまで挿入部12を挿入する。次いで、挿入補助具70を挿入部12に沿わせて挿入し、図7（b）に示すように、挿入補助具70の先端を胃90A内に到達させる。

【0062】

次に挿入補助具70が体腔内から抜けないように把持した状態で、挿入部12を挿入補助具70の内部に押し込んでいき、図7（c）に示すように、挿入部12の先端が十二指腸行脚90Bまで到達するまで挿入する（挿入操作）。そして、第1バルーン60を膨張させ、挿入部12の先端を十二指腸行脚に固定する（固定操作）。

20

【0063】

次いで、挿入補助具70を押し込むことによって挿入補助具70を挿入部12に沿わせて挿入する（押し込み操作）。そして、図7（d）に示すように、挿入補助具70の先端部を第1バルーン60の近傍に持っていった後、第2バルーン80にエアを供給して膨張させる。これにより、第2バルーン80が十二指腸下行脚90Bに固定され、十二指腸下行脚90Bが第2バルーン80を介して挿入補助具70に保持された状態になる（保持操作）。

【0064】

30

この状態で挿入補助具70と挿入部12とともに手繰り寄せる（手繰り寄せ操作）。これにより、十二指腸下行脚90Bまでの消化管90の余分な撓みや屈曲が取り除かれる。

【0065】

次いで、第1バルーン60からエアを吸引して第1バルーン60を収縮させた後、図7（e）に示すように、挿入部12を小腸90Cの内部まで進める（挿入操作）。その際、十二指腸下行脚90Bまでの消化管90の余分な撓みが挿入補助具70によって取り除かれているので、挿入部12を容易に挿入することができる。

【0066】

次に、図7（f）に示すように、第1バルーン60を膨張させて挿入部12の先端を消化管90に固定する。そして、第2バルーン80を収縮させた後、図7（g）に示すように、挿入補助具70を挿入部12に沿わせて挿入し、挿入補助具70の先端が第1バルーン60の近傍に近接した状態で第2バルーン80を膨張させる。

40

【0067】

次に図7（h）に示すように、第1バルーン60及び第2バルーン80を膨張させた状態で、挿入補助具70及び挿入部12を手繰り寄せる。これにより、消化管90の余分な撓みや屈曲が取り除かれる。

【0068】

上述した操作を繰り返すことによって、複雑に屈曲或いは撓んでいた消化管90が図7（i）に示すように単純化される。よって、図7（j）に示すように、消化管90のさらに深部に挿入部12を挿入することができる。

50

【0069】

次に本実施の形態の内視鏡装置を用いて、体腔内のカプセル型内視鏡220を保持して搬送する方法について説明する。以下の例では、小腸等の深部消化管の狭窄部分にカプセル型内視鏡220が引っかかった際に、そのカプセル型内視鏡220を保持して狭窄部分の下流側まで搬送する例で説明する。

【0070】

フード200と第1バルーン60を挿入部12の先端部44に装着した状態で、挿入部12を体腔内に挿入する。その際の挿入方法としては、例えば前述の図7(a)～図7(j)の如く操作を行い、挿入部12の先端部44を小腸等の深部消化管に挿入する。その際、モニタ50には第1の観察画像（すなわち内視鏡10によって得られた観察画像）が表示される。

10

【0071】

挿入部12の先端部44をカプセル型内視鏡220の位置まで挿入した後、フード200の先端部200Aを体腔内のカプセル型内視鏡220に接近させる。その際、モニタ50には第1の観察画像が表示されるので、術者はモニタ50を確認することによって、内視鏡10の挿入部12の操作を確実に行うことができる。

【0072】

次に、吸引ボタン30を操作することによって鉗子口58からの吸引作業を開始する。これにより、フード200内の気体（或いは液体）が鉗子口58から吸引され、フード200の内部が吸引状態になる。フード200の内部が吸引状態になることによって、カプセル型内視鏡220は、図4に示すようにフード200の先端部200Aに吸着され、保持される。

20

【0073】

カプセル型内視鏡220が保持されたことによって、プロセッサ26の切替装置282が作動し、モニタ50の表示画像が第2の観察画像に切り替えられる。すなわち、内視鏡10による観察画像から、カプセル型内視鏡220による観察画像に切り替えられる。よって、挿入部12の先端面45の前方がカプセル型内視鏡220によって塞がれた状態であっても、挿入部12の先端面45の状況をモニタ50で確認することができる。

【0074】

カプセル型内視鏡220を保持した後、内視鏡10の挿入部12を操作することによってカプセル型内視鏡220を狭窄部の下流側に移動させる。その際、モニタ50には、カプセル型内視鏡220の観察画像が表示されているので、カプセル型内視鏡220を所望の位置に確実に搬送することができる。

30

【0075】

カプセル型内視鏡220を保持している間、カプセル型内視鏡220の二次電池236の充電を行う。すなわち、図6に示した充電用プローブ300を鉗子挿入部46（図1参照）から挿入する。その際、充電用プローブ300は、先端の一次コイル304をシース302内に収納した状態で挿入する。そして、図4に示すようにシース302の先端が挿入部12の先端の鉗子口58に到達した後、操作部306を操作して、一次コイル304をシース302の先端から突出させる。これにより、一次コイル304が挿入部12の先端面45の前方で拡張し、且つ、カプセル型内視鏡220に近接した状態に配置される。この状態で、充電器316から一次コイル304に高周波電圧を供給する。これにより、電磁誘導によってカプセル型内視鏡220の二次コイル240に電圧が発生し、二次電池236への充電が行われる。

40

【0076】

カプセル型内視鏡220を保持して狭窄部の下流側に移動させた後、鉗子口58からの吸引を停止することによってカプセル型内視鏡220の保持を解除し、カプセル型内視鏡220による撮影を再開するとともに、挿入部12及び挿入補助具70を体腔内から引き抜く。その際、カプセル型内視鏡220の保持を解除することによって、プロセッサ26内の切替装置282が作動し、モニタ50にPinP画像が表示される。すなわち、モニ

50

タ５０には、内視鏡１０による観察画像と、カプセル型内視鏡２２０による観察画像の両方が表示される。したがって、術者は、カプセル型内視鏡２２０の動きを第２の観察画像によって監視しながら、第１の観察画像を観察して内視鏡１０の挿入部１２を体腔内から安全に引き抜くことができる。

【００７７】

以上説明したように本実施の形態によれば、カプセル型内視鏡２２０を挿入部１２の先端に保持した際に、充電用プローブ３００によってカプセル型内視鏡２２０の充電を行うことができる。その際、充電用プローブ３００の先端の一次コイル３０４をカプセル型内視鏡２２０に接近させた状態で一次コイル３０４に高周波電圧をかけてカプセル型内視鏡２２０の二次コイル２４０に電磁誘導を発生させるので、患者の外部から電磁誘導を発生させる場合に比べて、消費電力を大幅に減少させることができる。

10

【００７８】

また、本実施の形態によれば、シース３０２の先端部よりも大きい一次コイル３０４を用いたので、電磁誘導を効率よく発生させることができ、カプセル型内視鏡２２０を短時間で充電することができる。

【００７９】

さらに、本実施の形態によれば、一次コイル３０４をシース３０２の先端に没入させて収納することができるので、充電用プローブ３００を内視鏡１０の鉗子チャンネル（すなわち、鉗子挿入部４６、チューブ６３、パイプ６１、鉗子口５８）に容易に挿通させることができる。

20

【００８０】

なお、上述した実施形態は、カプセル型内視鏡２２０をフード２００の先端部２００Ａに吸着して保持するようにしたが、カプセル型内視鏡２２０の保持方法はこれに限定するものではなく、例えば、挿入部１２の先端面４５にカプセル型内視鏡２２０を直接、吸着して保持したり、挿入補助具７０を用いてカプセル型内視鏡２２０を保持するようにしてもよい。

【００８１】

また、上述した実施形態は、挿入部１２の鉗子チャンネルに挿入する充電用プローブ３００の例であるが、充電用プローブ３００は鉗子チャンネルに挿入するものに限定されるものではなく、内視鏡１０や挿入補助具７０等の内視鏡装置とともに使用されるものであれば、挿入補助具７０に直接挿入したり、或いは挿入部１２の外側に配置したりしてもよい。例えば図８に示す充電用プローブ３３０は、チューブ３３２と、このチューブ３３２の先端部に埋め込まれた一次コイル３３４とから成り、一次コイル３３４はチューブ３３２に軸方向に埋め込まれた導線３３６を介して不図示の充電器に接続される。さらにチューブ３３２の基端部は不図示の吸引ポンプに接続されており、この吸引ポンプを駆動することによってチューブ３３２の先端部にカプセル型内視鏡２２０を吸着保持できるようになっている。このように構成された充電用プローブ３３０を用いた場合にも、カプセル型内視鏡２２０を保持した状態で一次コイル３３４に高周波電圧をかけることによって、カプセル型内視鏡２２０に充電することができる。なお、充電用プローブ３３０は、チューブ３３２を挿入補助具７０に直接挿入してもよいし、チューブ３３２に挿入部１２を挿通させて挿入補助具として使用してもよい。

30

40

【００８２】

また、図９に示す充電用プローブ３４０は、カプセル型内視鏡２２０を把持する鉗子機能を備えた例であり、シース３４２の先端から把持鉗子部３４６、３４６が出没自在に設けられる。把持鉗子部３４６、３４６はワイヤ３４８に接続されており、このワイヤ３４８を、シース３４２の基端に設けた操作部（不図示）で押し引き操作することによってシース３４２の先端から出没され、カプセル型内視鏡２２０の把持操作が行われる。シース３４２の先端部には、一次コイル３４４が埋め込まれており、把持鉗子部３４６、３４６でカプセル型内視鏡２２０を把持した際に、一次コイル３４４がカプセル型内視鏡２２０に近接して配置されるようになっている。このように構成された充電用プローブ３４０を

50

用いた場合にも、カプセル型内視鏡 220 を保持した状態で一次コイル 344 に高周波電圧をかけることによって、カプセル型内視鏡 220 に充電することができる。

【図面の簡単な説明】

【0083】

【図 1】 本発明の充電用プローブが用いられる内視鏡装置のシステム構成図

【図 2】 内視鏡の挿入部の先端部を示す斜視図

【図 3】 挿入部の先端部とフードの構成を示す分解図

【図 4】 図 3 のフードを装着した挿入部の先端部を示す断面図

【図 5】 カプセル型内視鏡と内視鏡装置の主要構成を示すブロック図

【図 6】 充電用プローブの構成を模式的に示す断面図

【図 7】 本発明に係る内視鏡装置の操作方法を示す説明図

【図 8】 図 6 と異なる充電用プローブの先端部を示す断面図

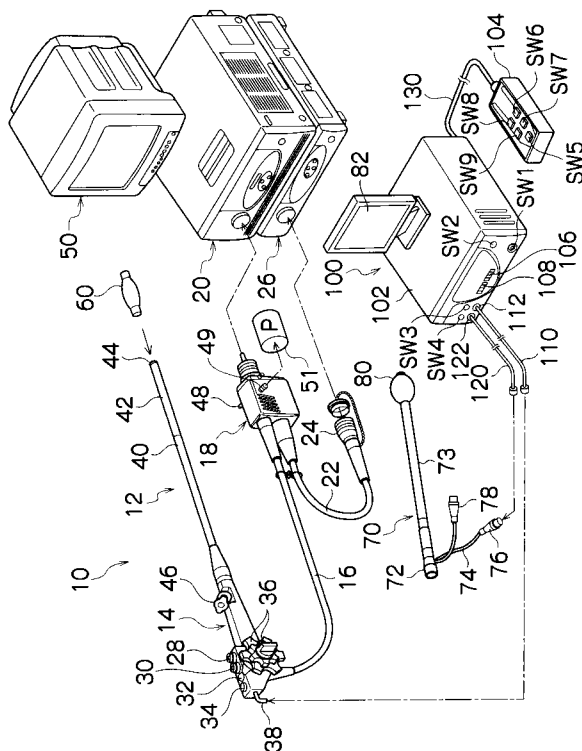
【図 9】 図 6 と異なる充電用プローブの先端部を示す断面図

【符号の説明】

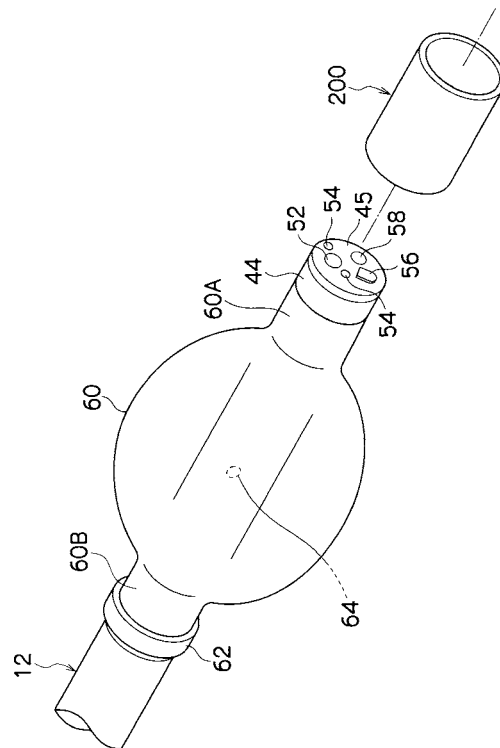
【0084】

10…内視鏡、12…挿入部、14…手元操作部、26…プロセッサ、50…モニタ、51…吸引ポンプ、52…観察光学系、58…鉗子口、60…第 1 バルーン、70…挿入補助具、80…第 2 バルーン、100…バルーン制御装置、200…フード、220…カプセル型内視鏡、236…二次電池、238…充電回路、240…二次コイル、280…Pin P 回路、282…切替装置、300…充電用プローブ、302…シース、304…一次コイル、306…操作部

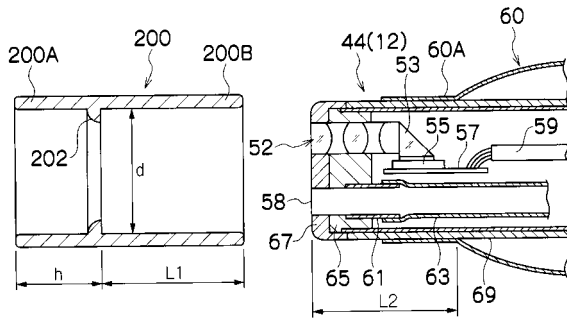
【図 1】



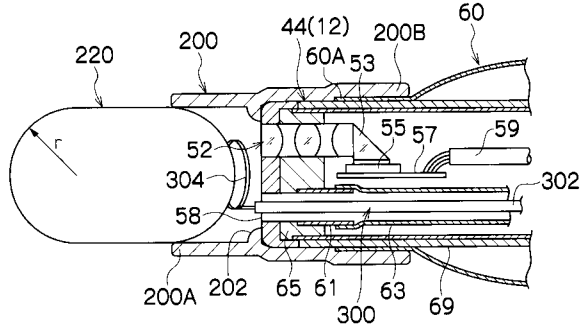
【図 2】



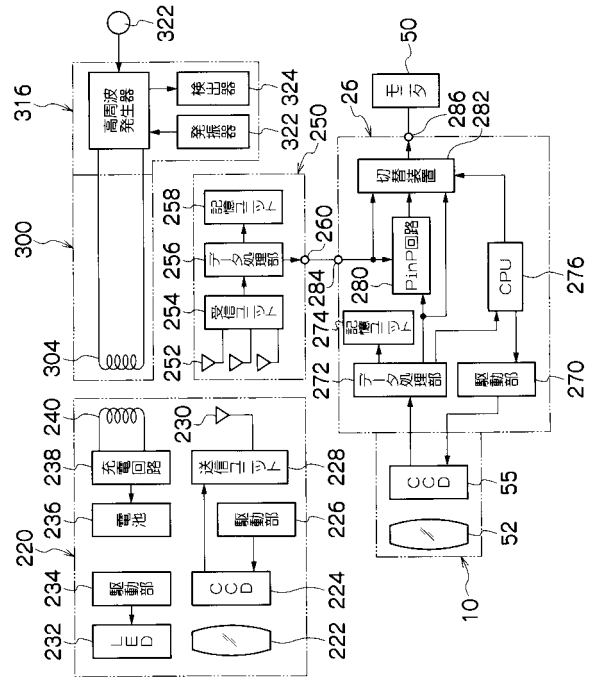
【図 3】



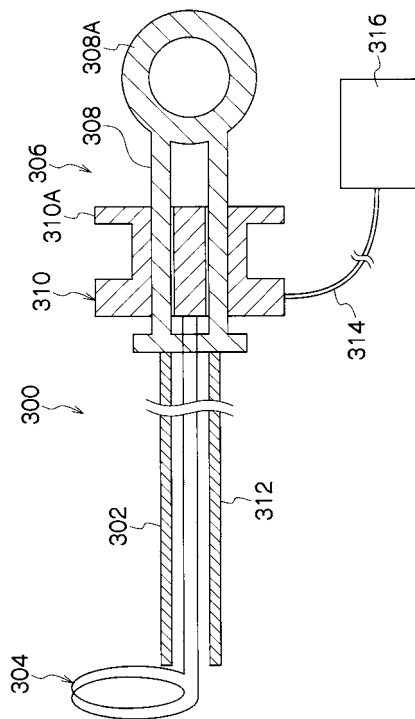
【図 4】



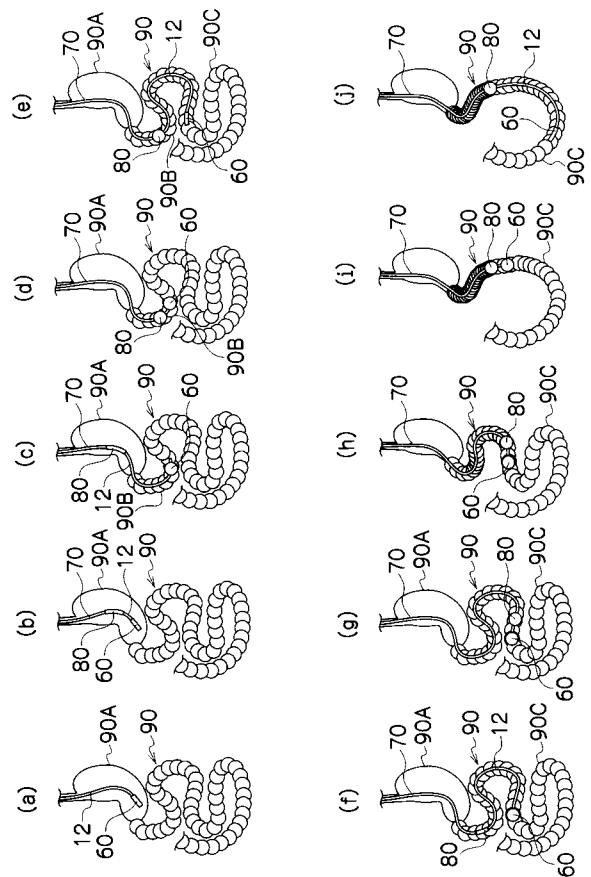
【図 5】



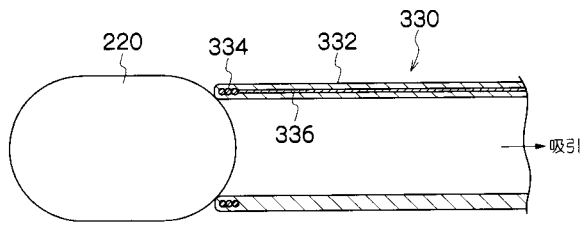
【図 6】



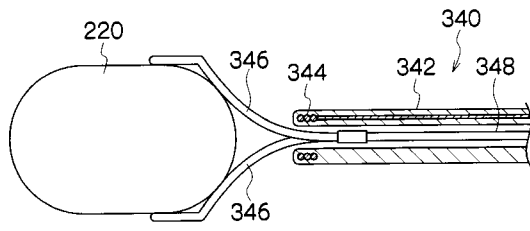
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06-063030 (JP, A)
特開2003-210394 (JP, A)
特開2005-152043 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00
A61B 5/07

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4710492B2	公开(公告)日	2011-06-29
申请号	JP2005251935	申请日	2005-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	関口正		
发明人	関口 正		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.B A61B5/07 A61B1/00.610 A61B1/00.650		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC08 4C061/GG22 4C061/HH60 4C061/JJ11 4C061/NN10 4C161/DD07 4C161/GG22 4C161/GG25 4C161/GG28 4C161/HH60 4C161/JJ11 4C161/NN10		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2007061400A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供充电探头，以低功耗为医用胶囊供电。解决方案：充电探针300包括柔性护套302和布置在护套302的远端上的初级线圈304，使得初级线圈自由地伸出和缩回。通过使初级线圈304靠近胶囊内窥镜220并且通过施加高频电压来对胶囊内窥镜220的二次电池236充电。Ž

$$h + \sqrt{r^2 - \frac{d^2}{4}} > r \quad \dots (式1)$$