

(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2007-61400

(P2007-61400A)

(43) 公開日 平成19年3月15日(2007.3.15)

(51) Int.Cl.			F I			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 3 O L (全 15 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)

(71) 出願人 000005430
フジノン株式会社
埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4
番地
(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 3 2 4
番地 フジノン株式会社内
F ターム (参考) 4C038 CC03 CC08
4C061 GG22 HH60 JJ11 NN10

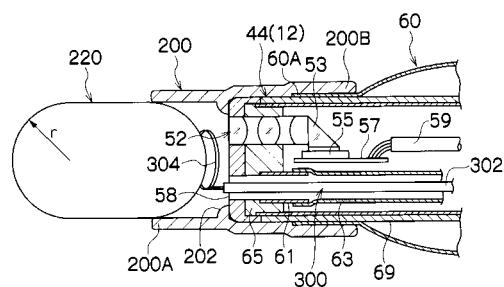
(54) 【発明の名称】 充電用プローブ

(57) 【要約】

【課題】 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提供する。

【解決手段】 充電用プローブ 3 0 0 は、可撓性を有するシース 3 0 2 と、このシース 3 0 2 の先端部に出没自在に設けられた一次コイル 3 0 4 とから成り、一次コイル 3 0 4 をカプセル型内視鏡 2 2 0 に接近させて、高周波電圧をかけることによってカプセル型内視鏡 2 2 0 の二次電池 2 3 6 に充電を行う。

【選択図】 図 4



【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であって、

体腔内に挿入される挿入部を有し、該挿入部の先端部が前記医療用カプセルに接近或いは接触した際に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備えたことを特徴とする充電用プローブ。

【請求項 2】

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 に記載の充電用プローブ。

10

【請求項 3】

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沒自在に設けられることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の充電用プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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】

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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であって、体腔内に挿入される挿入部を有し、該挿入部の先端部が前記医療用カプセルに接近或いは接触した際に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備えたことを特徴とする。 10

【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。 20

【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】

請求項 4 に記載の発明は請求項 3 に記載の発明において、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ことを特徴とする。したがって、請求項 4 に記載の発明によれば、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。 30

【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。 40

【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 50

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。

10

【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、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 2 5 】

図 2 の鉗子口 5 8 は、図 3 の先端部本体 6 5 に支持されたパイプ 6 1 に連通され、さらにパイプ 6 1 にチューブ 6 3 が連結される。チューブ 6 3 は、図 1 の挿入部 1 2 内に挿通配置されて、鉗子挿入部 4 6 に連通される。よって、鉗子挿入部 4 6 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 5 8 から導出することができる。また、図 3 のチューブ 6 3 は途中で分岐され、図 1 の吸引ボタン 3 0 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 L G コネクタ 1 8 の吸引コネクタ 4 9 に接続される。吸引コネクタ 4 9 には、吸引ポンプ 5 1 が接続されている。したがって、吸引ポンプ 5 1 を作動し、吸引ボタン 3 0 でバルブを操作することによって、鉗子口 5 8 から体液やエア等を吸引することができる。

10

【 0 0 2 6 】

なお、図 3 の符号 6 7 は、先端部本体 6 5 の先端面に装着されるキャップであり、符号 6 9 は、挿入部 1 2 の外周面を被覆する外皮部材である。

【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、挿入部 1 2 の外周面には、ゴム等の弾性体から成る第 1 バルーン 6 0 が装着される。第 1 バルーン 6 0 は、両端部 6 0 A、6 0 B が絞られた略筒状に形成されており、挿入部 1 2 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 6 0 の後端部 6 0 B にゴム製の固定リング 6 2 を嵌め込むことによって第 1 バルーン 6 0 の後端部 6 0 B が固定される。また、第 1 バルーン 6 0 の先端部 6 0 A は、後述の内視鏡用フード 2 0 0 によって固定される。

20

【 0 0 2 8 】

第 1 バルーン 6 0 の装着位置となる挿入部 1 2 の外周面には、通気孔 6 4 が形成されている。通気孔 6 4 は、図 1 の手元操作部 1 4 に設けられたバルーン送気口 3 8 に連通されている。このバルーン送気口 3 8 はチューブ 1 1 0 を介してバルーン制御装置 1 0 0 に接続される。したがって、バルーン制御装置 1 0 0 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 6 0 を膨張、収縮させることができる。なお、第 1 バルーン 6 0 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 1 2 の外表面に張り付くようになっている。

【 0 0 2 9 】

一方、図 1 に示す挿入補助具 7 0 は、基端側に設けられた筒状で硬質の把持部 7 2 と、この把持部 7 2 の先端に装着された本体チューブ 7 3 で構成されており、前述した内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 は、把持部 7 2 から本体チューブ 7 3 内に挿入される。

30

【 0 0 3 0 】

本体チューブ 7 3 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。

【 0 0 3 1 】

本体チューブ 7 3 の先端近傍には、第 2 バルーン 8 0 が装着される。第 2 バルーン 8 0 は、両端が窄まった筒状に形成されており、挿入補助具 7 0 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 8 0 には、挿入補助具 7 0 の外周面に貼り付けたチューブ 7 4 が連通され、このチューブ 7 4 の基端部にコネクタ 7 6 が設けられる。コネクタ 7 6 には、チューブ 1 2 0 が接続され、このチューブ 1 2 0 を介してバルーン制御装置 1 0 0 に接続される。したがって、バルーン制御装置 1 0 0 でエアを供給、吸引することによって、第 2 バルーン 8 0 を膨張、収縮させることができる。第 2 バルーン 8 0 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 7 0 の外周面に貼りつくようになっている。

40

【 0 0 3 2 】

挿入補助具 7 0 の基端側には注入口 7 8 が設けられている。この注入口 7 8 は、挿入補助具 7 0 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 7 8 か

50

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witch 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witch 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】

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【0044】

【数 1】

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

30

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。

40

【0045】

また、フード 200 は、位置規制部 202 より基端側の長さ L_1 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 L_2 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。

50

【 0 0 4 6 】

上記の如く構成されたフード 2 0 0 及び第 1 バルーン 6 0 は、以下のようにして内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 に装着される。まず、図 2 に示すように、第 1 バルーン 6 0 に挿入部 1 2 を挿通させ、第 1 バルーン 6 0 を挿入部 1 2 の先端部 4 4 近傍の所定の位置に配置する。そして、第 1 バルーン 6 0 の後端部 6 0 B に固定リング 6 2 を嵌め込んで、第 1 バルーン 6 0 の後端部 6 0 B を挿入部 1 2 に固定する。次いで、図 4 に示すように、フード 2 0 0 を挿入部 1 2 の先端面 4 5 から外嵌させ、フード 2 0 0 の基端部 2 0 0 B を第 1 バルーン 6 0 の先端部 6 0 A に外嵌させる。これにより、第 1 バルーン 6 0 の先端部 6 0 A がフード 2 0 0 の基端部 2 0 0 B によって締めつけられて固定される。

【 0 0 4 7 】

次に上述したフード 2 0 0 によって保持されるカプセル型内視鏡 2 2 0 と、そのカプセル型内視鏡 2 2 0 によって得られたデータを受信する受信装置 2 5 0 について説明する。図 5 はカプセル型内視鏡 2 2 0 、受信装置 2 5 0 、及び、内視鏡装置のプロセッサ 2 6 の内部構成を示す回路図である。

【 0 0 4 8 】

同図に示すように、カプセル型内視鏡 2 2 0 は対物レンズ 2 2 2 と C C D 2 2 4 を有し、C C D 2 2 4 は、C C D ドライバや T G (タイミングジェネレータ) から成る C C D 駆動部 2 2 6 によって駆動制御される。対物レンズ 2 2 2 を介して取り込まれた被写体光は、C C D 2 2 4 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 2 2 8 によって R F 信号に変調された後、アンテナ部 2 3 0 から無線送信される。

【 0 0 4 9 】

カプセル型内視鏡 2 2 0 の内部には、対物レンズ 2 2 2 の前方に照明光を発光する L E D 2 3 2 と、この L E D 2 3 2 を駆動する L E D 駆動部 2 3 4 とが設けられる。さらにカプセル型内視鏡 2 2 0 の内部には、各種回路に駆動電圧を供給する二次電池 2 3 6 と、この二次電池 2 3 6 に接続された充電回路 2 3 8 が設けられている。充電回路 2 3 8 は二次コイル 2 4 0 を有し、後述の一次コイル 3 0 4 との間で電磁誘導が生じて二次コイル 2 4 0 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 2 3 6 に供給して充電するようになっている。なお、二次電池 2 3 6 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。

【 0 0 5 0 】

受信装置 2 5 0 は、アンテナ部 2 5 2 、受信ユニット 2 5 4 、画像データ処理部 2 5 6 、及び、記憶ユニット 2 5 8 を備える。前述したカプセル型内視鏡 2 2 0 のアンテナ部 2 3 0 から無線送信された信号は、受信装置 2 5 0 のアンテナ部 2 5 2 で受信され、受信ユニット 2 5 4 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 2 5 6 によって所定の画像処理が行われた後、記憶ユニット 2 5 8 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 2 5 6 は、外部出力端子 2 6 0 に接続されており、この外部出力端子 2 6 0 から画像データを出力できるようになっている。

【 0 0 5 1 】

一方、内視鏡装置のプロセッサ 2 6 の内部には、C C D ドライバと T G (タイミングジェネレータ) を有する C C D 駆動部 2 7 0 が設けられ、この C C D 駆動部 2 7 0 によって内視鏡 1 0 の C C D 5 5 が駆動制御される。C C D 5 5 の結像面に結像された被写体像は C C D 5 5 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 2 6 の画像データ処理部 2 7 2 に伝達される。画像データ処理部 2 7 2 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、C C D 5 5 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 2 7 4 によって記憶媒体等に記憶される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

また、画像データ処理部 2 5 6 で生成された映像信号は、P i n P (ピクチャー・イン・ピクチャー)回路 2 8 0 と切替装置 2 8 2 にそれぞれ入力される。P i n P 回路 2 8 0 には、その映像信号の他に、外部入力端子 2 8 4 からの外部映像信号が入力される。外部入力端子 2 8 4 は、前述の受信装置 2 5 0 の外部出力端子 2 6 0 に接続されており、カプセル型内視鏡 2 2 0 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。

【 0 0 5 3 】

P i n P 回路 2 8 0 は、この外部映像信号を、内視鏡 1 0 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。P i n P 回路 2 8 0 から出力された合成画像信号は、切替装置 2 8 2 に入力される。

10

【 0 0 5 4 】

切替装置 2 8 2 には、画像データ処理部 2 7 2 から入力した内部映像信号と、外部入力端子 2 8 4 から入力した外部映像信号と、P i n P 回路 2 8 0 から入力した合成画像信号とが入力される。切替装置 2 8 2 は、これらの信号のいずれかを C P U 2 7 6 からの制御信号に基づいて選択し、外部出力端子 2 8 6 に出力するように構成される。外部出力端子 2 8 6 には、モニタ 5 0 が接続されており、切替装置 2 8 2 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 5 0 に表示される。すなわち、モニタ 5 0 には、内視鏡 1 0 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 2 2 0 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、P i n 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。

20

【 0 0 5 5 】

C P U 2 7 6 は、カプセル型内視鏡 2 2 0 を内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 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 2 8 2 を制御する。例えば、カプセル型内視鏡 2 2 0 を保持する前は第 1 の観察画像をモニタ 5 0 に表示し、カプセル型内視鏡 2 2 0 を保持している間は第 2 の観察画像をモニタ 5 0 に表示し、保持の解除後は P i n P 画像をモニタ 5 0 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 5 1 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 2 2 0 の保持を検出するようにしてもよい。或いは C C D 5 5 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 2 2 0 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。

30

【 0 0 5 6 】

ところで、上述したカプセル型内視鏡 2 2 0 は、充電用プローブ 3 0 0 によって充電できるようにになっている。図 6 に示すように、充電用プローブ 3 0 0 は主として、体腔内に挿入される可撓性のシース 3 0 2 と、このシース 3 0 2 の先端に出没自在に設けられた一次コイル 3 0 4 と、シース 3 0 2 の基端部に設けられた操作部 3 0 6 とで構成される。操作部 3 0 6 は、リング状の指かけ部 3 0 8 A を有する本体 3 0 8 と、フランジ 3 1 0 A を有するスライダ 3 1 0 とから成り、スライダ 3 1 0 は本体 3 0 8 にスライド自在に支持される。本体 3 0 8 の先端にはシース 3 0 2 の基端が固着されており、スライダ 3 1 0 にはワイヤ 3 1 2 が取り付けられ、このワイヤ 3 1 2 の先端に一次コイル 3 0 4 が設けられる。したがって、術者が親指を本体 3 0 8 の指かけ部 3 0 8 A に掛け、人指し指と中指をスライダ 3 1 0 のフランジ 3 1 0 A に掛けて、スライダ 3 1 0 を本体 3 0 8 に対してスライドさせると、ワイヤ 3 1 2 が押し引き操作されて、一次コイル 3 0 4 がシース 3 0 2 の先端から出没される。ワイヤ 3 1 2 にはリード線 3 1 4 が接続されており、このリード線 3 1 4 の先端が充電器 3 1 6 に接続される。これにより、一次コイル 3 0 4 が充電器 3 1 6 に電氣的に接続される。なお、ワイヤ 3 1 2 は途中でショートしないように被覆されている。

40

【 0 0 5 7 】

50

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。

【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 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。

10

【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】

20

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。

【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 90 A 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 90 A 内に到達させる。

【0062】

30

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 90 B 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）。

【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 90 B に固定され、十二指腸下行脚 90 B 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）。

40

【0064】

この状態で挿入補助具 70 と挿入部 12 を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 90 B 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 90 C の内部まで進める（挿入操作）。その際、十二指腸下行脚 90 B 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】

50

次に、図 7 (f) に示すように、第 1 バルーン 6 0 を膨張させて挿入部 1 2 の先端を消化管 9 0 に固定する。そして、第 2 バルーン 8 0 を収縮させた後、図 7 (g) に示すように、挿入補助具 7 0 を挿入部 1 2 に沿わせて挿入し、挿入補助具 7 0 の先端が第 1 バルーン 6 0 の近傍に近接した状態で第 2 バルーン 8 0 を膨張させる。

【 0 0 6 7 】

次に図 7 (h) に示すように、第 1 バルーン 6 0 及び第 2 バルーン 8 0 を膨張させた状態で、挿入補助具 7 0 及び挿入部 1 2 を手繰り寄せる。これにより、消化管 9 0 の余分な撓みや屈曲が取り除かれる。

【 0 0 6 8 】

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 9 0 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 9 0 のさらに深部に挿入部 1 2 を挿入することができる。

10

【 0 0 6 9 】

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 2 2 0 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 2 2 0 が引っかかった際に、そのカプセル型内視鏡 2 2 0 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。

【 0 0 7 0 】

フード 2 0 0 と第 1 バルーン 6 0 を挿入部 1 2 の先端部 4 4 に装着した状態で、挿入部 1 2 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 1 2 の先端部 4 4 を小腸等の深部消化管に挿入する。その際、モニタ 5 0 には第 1 の観察画像 (すなわち内視鏡 1 0 によって得られた観察画像) が表示される。

20

【 0 0 7 1 】

挿入部 1 2 の先端部 4 4 をカプセル型内視鏡 2 2 0 の位置まで挿入した後、フード 2 0 0 の先端部 2 0 0 A を体腔内のカプセル型内視鏡 2 2 0 に接近させる。その際、モニタ 5 0 には第 1 の観察画像が表示されるので、術者はモニタ 5 0 を確認することによって、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 の操作を確実に行うことができる。

【 0 0 7 2 】

次に、吸引ボタン 3 0 を操作することによって鉗子口 5 8 からの吸引作業を開始する。これにより、フード 2 0 0 内の気体 (或いは液体) が鉗子口 5 8 から吸引され、フード 2 0 0 の内部が吸引状態になる。フード 2 0 0 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 2 2 0 は、図 4 に示すようにフード 2 0 0 の先端部 2 0 0 A に吸着され、保持される。

30

【 0 0 7 3 】

カプセル型内視鏡 2 2 0 が保持されたことによって、プロセッサ 2 6 の切替装置 2 8 2 が作動し、モニタ 5 0 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 1 0 による観察画像から、カプセル型内視鏡 2 2 0 による観察画像に切り替えられる。よって、挿入部 1 2 の先端面 4 5 の前方がカプセル型内視鏡 2 2 0 によって塞がれた状態であっても、挿入部 1 2 の先端面 4 5 の状況をモニタ 5 0 で確認することができる。

40

【 0 0 7 4 】

カプセル型内視鏡 2 2 0 を保持した後、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 を操作することによってカプセル型内視鏡 2 2 0 を狭窄部の下流側に移動させる。その際、モニタ 5 0 には、カプセル型内視鏡 2 2 0 の観察画像が表示されているので、カプセル型内視鏡 2 2 0 を所望の位置に確実に搬送することができる。

【 0 0 7 5 】

カプセル型内視鏡 2 2 0 を保持している間、カプセル型内視鏡 2 2 0 の二次電池 2 3 6 の充電を行う。すなわち、図 6 に示した充電用プローブ 3 0 0 を鉗子挿入部 4 6 (図 1 参照) から挿入する。その際、充電用プローブ 3 0 0 は、先端の一次コイル 3 0 4 をシース 3 0 2 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 3 0 2 の先端が挿

50

入部 1 2 の先端の鉗子口 5 8 に到達した後、操作部 3 0 6 を操作して、一次コイル 3 0 4 をシース 3 0 2 の先端から突出させる。これにより、一次コイル 3 0 4 が挿入部 1 2 の先端面 4 5 の前方で拡径し、且つ、カプセル型内視鏡 2 2 0 に近接した状態に配置される。この状態で、充電器 3 1 6 から一次コイル 3 0 4 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 2 2 0 の二次コイル 2 4 0 に電圧が発生し、二次電池 2 3 6 への充電が行われる。

【 0 0 7 6 】

カプセル型内視鏡 2 2 0 を保持して狭窄部の下流側に移動させた後、鉗子口 5 8 からの吸引を停止することによってカプセル型内視鏡 2 2 0 の保持を解除し、カプセル型内視鏡 2 2 0 による撮影を再開するとともに、挿入部 1 2 及び挿入補助具 7 0 を体腔内から引き抜く。その際、カプセル型内視鏡 2 2 0 の保持を解除することによって、プロセッサ 2 6 内の切替装置 2 8 2 が作動し、モニタ 5 0 に P i n P 画像が表示される。すなわち、モニタ 5 0 には、内視鏡 1 0 による観察画像と、カプセル型内視鏡 2 2 0 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 2 2 0 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 1 0 の挿入部 1 2 を体腔内から安全に引き抜くことができる。

10

【 0 0 7 7 】

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 2 2 0 を挿入部 1 2 の先端に保持した際に、充電用プローブ 3 0 0 によってカプセル型内視鏡 2 2 0 の充電を行うことができる。その際、充電用プローブ 3 0 0 の先端の一次コイル 3 0 4 をカプセル型内視鏡 2 2 0 に接近させた状態で一次コイル 3 0 4 に高周波電圧をかけてカプセル型内視鏡 2 2 0 の二次コイル 2 4 0 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。

20

【 0 0 7 8 】

また、本実施の形態によれば、シース 3 0 2 の先端部よりも大きい一次コイル 3 0 4 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 2 2 0 を短時間で充電することができる。

【 0 0 7 9 】

さらに、本実施の形態によれば、一次コイル 3 0 4 をシース 3 0 2 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 3 0 0 を内視鏡 1 0 の鉗子チャンネル（すなわち、鉗子挿入部 4 6、チューブ 6 3、パイプ 6 1、鉗子口 5 8）に容易に挿通させることができる。

30

【 0 0 8 0 】

なお、上述した実施形態は、カプセル型内視鏡 2 2 0 をフード 2 0 0 の先端部 2 0 0 A に吸着して保持するようにしたが、カプセル型内視鏡 2 2 0 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 1 2 の先端面 4 5 にカプセル型内視鏡 2 2 0 を直接、吸着して保持したり、挿入補助具 7 0 を用いてカプセル型内視鏡 2 2 0 を保持するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

また、上述した実施形態は、挿入部 1 2 の鉗子チャンネルに挿入する充電用プローブ 3 0 0 の例であるが、充電用プローブ 3 0 0 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 1 0 や挿入補助具 7 0 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 7 0 に直接挿入したり、或いは挿入部 1 2 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 3 3 0 は、チューブ 3 3 2 と、このチューブ 3 3 2 の先端部に埋め込まれた一次コイル 3 3 4 とから成り、一次コイル 3 3 4 はチューブ 3 3 2 に軸方向に埋め込まれた導線 3 3 6 を介して不図示の充電器に接続される。さらにチューブ 3 3 2 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 3 3 2 の先端部にカプセル型内視鏡 2 2 0 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 3 3 0 を用いた場合にも、カプセル型内視鏡 2 2 0 を保持した状態で一次コイル 3 3 4 に高周波電圧をかけることによって、カ

40

50

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。

【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。

10

【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

20

【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

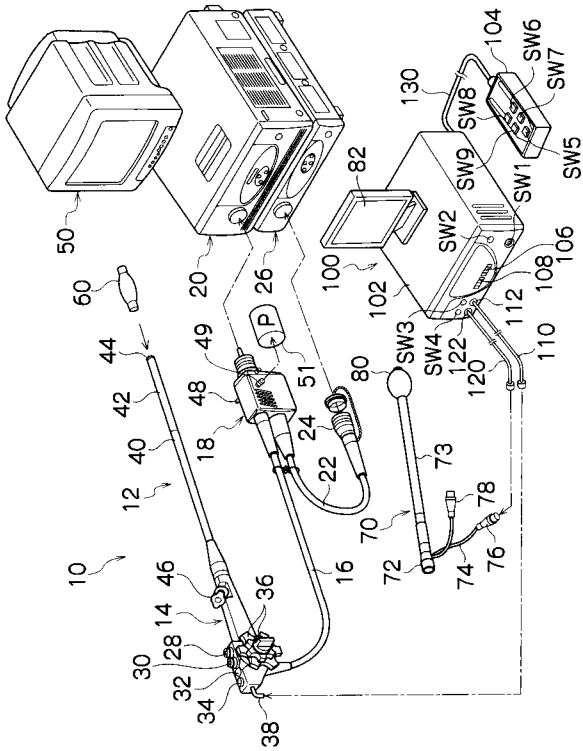
【符号の説明】

【0084】

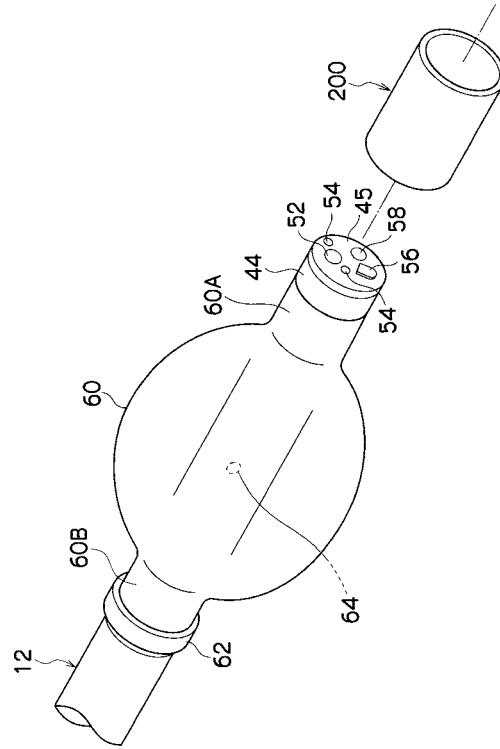
10 ... 内視鏡、12 ... 挿入部、14 ... 手元操作部、26 ... プロセッサ、50 ... モニタ、51 ... 吸引ポンプ、52 ... 観察光学系、58 ... 鉗子口、60 ... 第 1 バルーン、70 ... 挿入補助具、80 ... 第 2 バルーン、100 ... バルーン制御装置、200 ... フード、220 ... カプセル型内視鏡、236 ... 二次電池、238 ... 充電回路、240 ... 二次コイル、280 ... PinP 回路、282 ... 切替装置、300 ... 充電用プローブ、302 ... シース、304 ... 一次コイル、306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

30

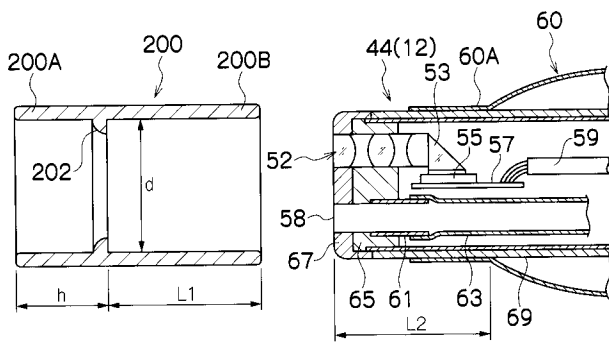
【図 1】



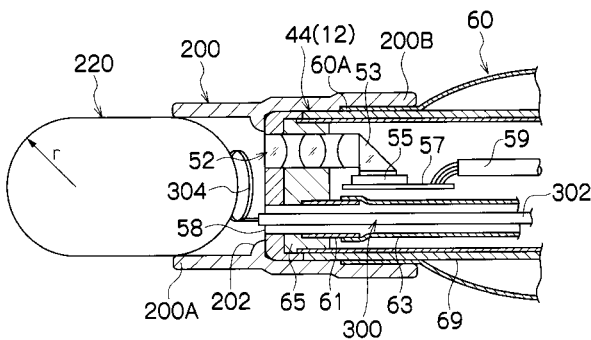
【図 2】



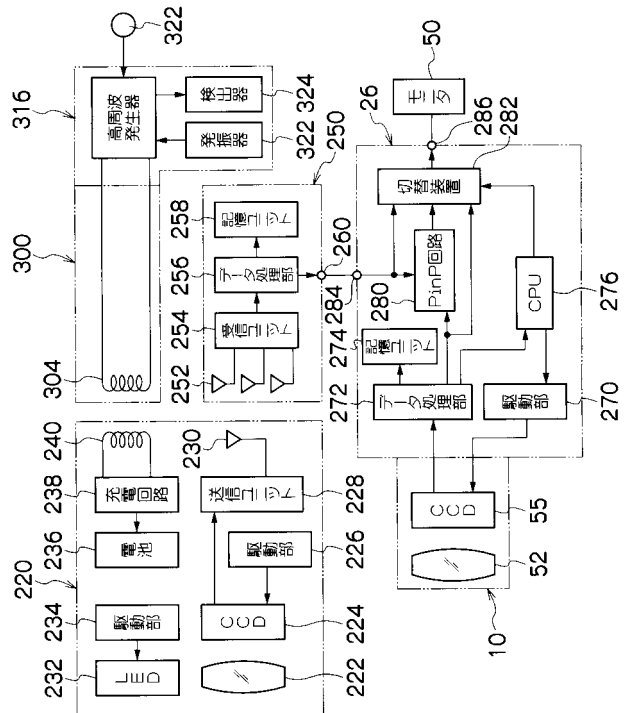
【図 3】



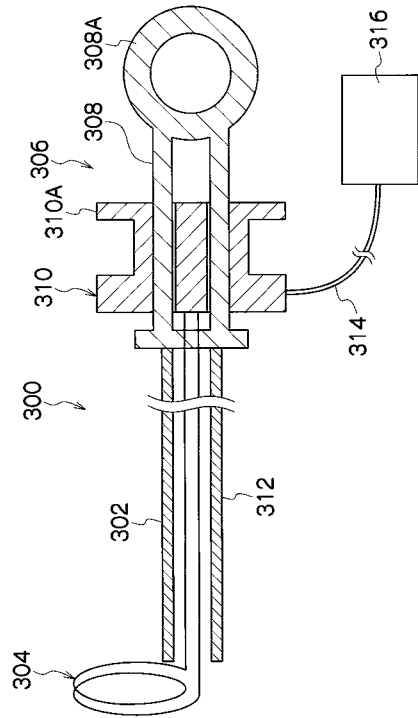
【図 4】



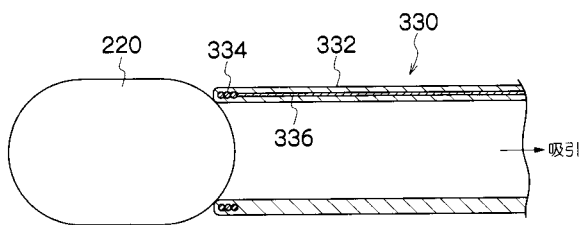
【図 5】



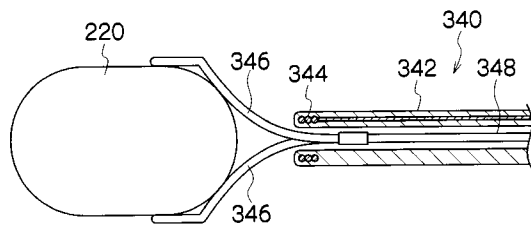
【図 6】



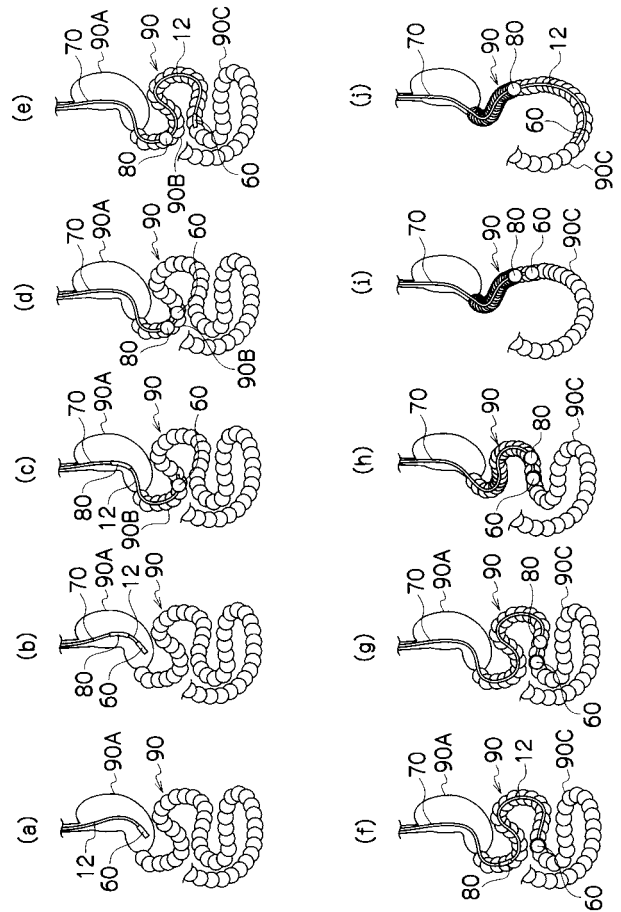
【図 8】



【図 9】



【図 7】



专利名称(译)	充电探头		
公开(公告)号	JP2007061400A	公开(公告)日	2007-03-15
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		
[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 A61B5/07 A61B1/00.300.B 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		
其他公开文献	JP4710492B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以低功耗向医疗胶囊供电的充电探头。充电探针（300）包括挠性护套（302）和设置在护套（302）的远端以可伸缩的初级线圈（304），并且初级线圈（304）附接到胶囊内窥镜（220）。胶囊型内窥镜220的二次电池236通过接近并施加高频电压而被充电。[选择图]图4

