

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4351458号
(P4351458)

(45) 発行日 平成21年10月28日 (2009.10.28)

(24) 登録日 平成21年7月31日 (2009.7.31)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

A 6 1 B 17/02 (2006.01)

A 6 1 B 17/02

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 7

請求項の数 10 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2003-72614 (P2003-72614)
 (22) 出願日 平成15年3月17日 (2003.3.17)
 (65) 公開番号 特開2003-299663 (P2003-299663A)
 (43) 公開日 平成15年10月21日 (2003.10.21)
 審査請求日 平成18年3月2日 (2006.3.2)
 (31) 優先権主張番号 60/365,266
 (32) 優先日 平成14年3月18日 (2002.3.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (73) 特許権者 503042118
 アンソニー・ニコラス・カルー
 アメリカ合衆国、メリーランド州 207
 69, グレン・デール, フォレスト・ゲ
 ト・プレイス 10708
 (73) 特許権者 503042129
 セルゲイ・ベニアミノビッチ・カンチェボ
 イ
 アメリカ合衆国、メリーランド州 209
 02, シルバー・スプリング, ギルサン・
 ストリート 11302

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端と基端を有し、体内の管腔に挿入する内視鏡に設けられたチャンネルに挿通可能な
 シースと、

前記シースの先端に設けられ、前記管腔壁を穿孔して前記シースを挿通するための開口
 を形成するメスと、

前記シースの先端部外周に設けられ、前記開口を前記内視鏡を挿通可能な大きさまで拡
 張可能なバルーンと、

を備えるバルーンダイレータ。

【請求項 2】

前記バルーンは、先端側に位置する第1の拡張部と、基端側に位置する第2の拡張部と
 、前記第1の拡張部と前記第2の拡張部との間に位置する第3の拡張部とを有し、前記第
 1の拡張部と前記第2の拡張部は、第3の拡張部よりも大きく拡張するものである請求項
 1に記載のバルーンダイレータ。

【請求項 3】

前記第1、第2および第3の拡張部の少なくとも一つの位置を識別するために、前記バ
 ルーンと前記シースとの少なくとも一方に設けられたマーカを備える請求項1または請求
 項2に記載のバルーンダイレータ。

【請求項 4】

前記マーカは、前記バルーンが拡張していないときに前記第1、第2および第3の拡張

10

20

部の少なくとも一つの位置を識別可能とする、請求項 3 に記載のバルーンダイレータ。

【請求項 5】

前記バルーンは、透明もしくは半透明の材料で形成され、前記マーカは、前記シースに設けられ、前記バルーンを透過して前記マーカを識別可能である、請求項 3 または請求項 4 に記載のバルーンダイレータ。

【請求項 6】

前記マーカは、X 線マーカである、請求項 3 または請求項 4 に記載のバルーンダイレータ。

【請求項 7】

前記メスは、針状の形状を有した高周波メスであり、前記シースの先端から突出可能に前記シース内に収納されている、請求項 1 ~ 6 のいずれかの請求項に記載のバルーンダイレータ。

【請求項 8】

前記メスは、前記シースに対し、抜去可能である請求項 7 に記載のバルーンダイレータ。

【請求項 9】

前記シースには、前記メスを挿通する第 1 ルーメンと、前記バルーンを拡張させるための流体を前記バルーンに供給する第 2 ルーメンとが設けられている請求項 1 に記載のバルーンダイレータ。

【請求項 10】

前記管腔の壁部に前記メスにより前記開口を形成するときに、前記壁部をリトラクトするリトラクトシステムを備えることを特徴とする請求項 1 に記載のバルーンダイレータ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、人体に挿入して腹腔及び／又は胸腔内を観察及び／又は処置をする内視鏡システムおよびこれに適用可能な処置具に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般に、人体の自然の開口から内視鏡を挿入し、管腔を切開して腹腔内の処置をする種々のシステムが開発されている。

例えば図 3 4 に示すような処置システムが開発されている。このシステムは、管腔壁を穿孔するための切開器具と、内視鏡を挿通させる内視鏡挿入部材、チューブ、内視鏡、腹腔を膨らませるための気腹装置、閉鎖器具から構成される（例えば特許文献 1 参照）。

【0003】

また、図 3 5 に示すような内視鏡用処置具が開発されている。この処置具は、内視鏡に挿入される細長いシースと、シース先端部外周に設置されたバルーンと、シース手元側に取り付けられたポートとからなるバルーンカテーテルとして形成されている（例えば特許文献 2 参照）。

【0004】

また、図 3 6 に示すような内視鏡処置具が開発されている。この処置具は、内視鏡に挿入される細長いシースと、シース先端部外周に設置されたバルーンと、シース手元部に付けられたポートと、前記バルーン設置部分のシースに付けられた 2 ヶ所のマーキングとからなるバルーンカテーテルとして形成されている（例えば特許文献 3 参照）。

【0005】

更に、図 3 7 に示すような高周波カテーテルが開発されている。この高周波カテーテルは、血管に挿入するための細長いシャフトと、シャフトの先端に突没可能に設けられた高周波メスと、バルーンとバルーン用バルブと高周波メス操作部から構成されている（例えば特許文献 4 参照）。

【0006】

10

20

30

40

50

更に、図 3 8 に示すような高周波カテーテルが開発されている。この高周波カテーテルは脳室に挿入するための細長いシャフトと、シャフトの先端に設けられた高周波メスと、シャフトに設置されたバルーンダイレクタと、バルーン用バルブと、高周波メス用プラグとから構成されている（例えば特許文献 5 参照）。

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】

米国特許第 5 , 2 9 7 , 5 3 6 号明細書

【 0 0 0 8 】

【特許文献 2】

特開 2 0 0 1 - 9 0 3 7 号公報

【 0 0 0 9 】

【特許文献 3】

特開 2 0 0 0 - 5 1 3 6 1 号公報

【 0 0 1 0 】

【特許文献 4】

英国特許出願公開公報第 2 1 4 5 9 3 2 A

【 0 0 1 1 】

【特許文献 5】

米国特許第 6 , 0 9 3 , 1 8 7 号明細書

【 0 0 1 2 】

【発明が解決しようとする課題】

特許文献 1 に記載のような図 3 4 に示す処置システムを用いて腹腔内手術を行う場合は、まず、人体の自然の開口から内視鏡挿入部材とチューブとを挿入し、このチューブを所要の器官の壁に真空圧で吸着させることで固定する。次に気腹針を挿入し、腹腔を気腹させた後、切開器具を挿入して器官壁を穿孔する。腹腔内の手術が終わった後、器官壁の穿孔部をリングで閉鎖し、内視鏡およびチューブを体内から抜去する。このシステムでは、管腔壁の穿孔時に、管腔壁に隣接する臓器から、管腔壁のみを離して切開することが難しい。

【 0 0 1 3 】

また、特許文献 2 に記載のような図 3 5 に示すバルーンカテーテルを用いて生体組織の狭窄部を拡張する場合は次のように行う。

まず、バルーンカテーテルを内視鏡の鉗子口からチャンネルを通して体内に挿通し、内視鏡の観察下において狭窄部に挿入する。次にインフレーションデバイスをポートに接続し、流体をバルーンに送り、バルーンを拡張する。十分な拡張径で、十分な時間にわたって拡張した後、バルーンを縮めて体内から抜去し、処置を終了する。このバルーンカテーテルを、内視鏡下で所要位置に位置決めすることが難しい。

【 0 0 1 4 】

また、特許文献 3 に記載のような図 3 6 に示すバルーンカテーテルを用いて生体組織の狭窄部を拡張する場合は次のように行う。

まず、バルーンカテーテルを内視鏡の鉗子口からチャンネルを通して体内に挿通し、内視鏡の観察下においてマーキングを目印として狭窄部に挿入する。次にインフレーションデバイスをポートに接続し、流体をバルーンに送り、バルーンを拡張する。十分な拡張径で、十分な時間、拡張したら、バルーンを縮めて体内から抜去し、処置を終了する。このバルーンカテーテルを用いて処置を行う際、マーキングの上にバルーンが乗ってしまうためマーキングをはっきりと視認することが難しい。

【 0 0 1 5 】

また、特許文献 4 に記載のような図 3 7 に示す高周波カテーテルを用いて血管内における凝固作業を行う場合は次のように行う。まず、この高周波カテーテルを静脈内に挿通させ、高周波により加温した後、バルーンで拡張する。静脈が十分に拡張したらバルーンを縮めて体内から抜去する。この高周波カテーテルは、拡張中にバルーンが滑る可能性がある

10

20

30

40

50

と考えられる。

【 0 0 1 6 】

また、特許文献 5 に記載のような図 3 8 に示す高周波カテーテルを用いて脳室内の穿孔拡張作業を行う場合は、高周波メスで膜を穿孔し、カテーテルを挿入する。次に、バルーンダイレータで穿孔部を拡張する。電極が突出したままのため、生体壁に対する良好な挿入性が得られない。

【 0 0 1 7 】

本発明は、管腔壁を確実に安全に穿孔する内視鏡挿入システムに適用可能なバルーンダイレータを提供することを目的とする。

【 0 0 1 8 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明によると、先端と基端を有し、体内の管腔に挿入する内視鏡に設けたチャンネルに挿通可能なシースと、前記シースの先端に設けられ、前記体内の管腔壁を穿孔して前記シースを挿通するための開口を形成するメスと、前記シースの先端部外周に設けられ、前記開口を前記内視鏡を挿通可能な大きさまで拡張可能なバルーンと、を備えるバルーンダイレータが提供される。

【 0 0 2 3 】

【発明の実施の形態】

第 1 実施形態

図 1 から図 1 0 は、本発明の第 1 の実施形態による内視鏡挿入システムを示す。

図 1 及び図 2 に示すように、本実施形態の内視鏡挿入システムは、内視鏡的体腔内処置システムを形成しており、人体の自然の開口から体内に挿入される内視鏡 1 を備える。更に、本実施形態のシステムは、図 2 に示すように内視鏡 1 の先端部に装着される着脱自在のフードあるいは透明キャップ 2 0 と、図 3 に示すように内視鏡 1 を介して体内に挿入される開口手段としての開口処置具 4 0 とを備える。

【 0 0 2 4 】

この内視鏡 1 は、体内に挿入するための内視鏡挿入部 2 と、内視鏡挿入部の遠位端である内視鏡先端部 4 と、内視鏡挿入部を操作するための内視鏡操作部 3 とを備える。この内視鏡操作部 3 は、図示しないユニバーサルケーブル等を介して内視鏡本体や吸引機 1 0 0 と接続される。この内視鏡操作部 3 に設けられた鉗子口 5 は、挿入部 2 内を先端部 4 まで延設された図示しない管状部材で形成されるチャンネルに連通する。内視鏡挿入部 2 の長さは人体の自然の開口から体内に挿入できる程度の 3 0 0 m m ~ 5 0 0 0 m m で、特に 1 0 0 0 m m から 2 0 0 0 m m であるのが好ましい。外径は人体の自然な開口から挿入できる程度の 3 ~ 3 0 m m で、特に 3 ~ 2 5 m m であるのが好ましい。

【 0 0 2 5 】

図 2 の (b) に拡大して示すように、透明キャップ 2 0 は、内視鏡先端部 4 に圧入されるチューブ状部材であるフード部 2 2 と、フード部 2 2 の遠位端に固着された円筒部材 2 1 とを備える。

円筒部材 2 1 は、透明の高分子樹脂材料（例えばアクリル樹脂、ポリスチレン、ポリカーボネイト、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート等）製であるのが好ましい。この円筒部材 2 1 の外径は、人体の自然な開口から挿入できる程度の 3 ~ 3 0 m m で、好ましくは 5 ~ 2 0 m m である。長さは 0 . 5 ~ 3 0 m m 、好ましくは 3 m m ~ 2 0 m m である。

【 0 0 2 6 】

フード部 2 2 は、好ましくは、伸縮性のある高分子樹脂材料（例えば塩化ビニル、塩化ビニル - 酢酸ビニル共重合体、ポリウレタン、フッ素樹脂等）、若しくは弾性材料（天然又は合成ゴムラテックス、シリコンゴム、イソプレンゴム、ネオプレンゴム等の合成ゴム、又はポリスチレン、ポリエステル、ポリエーテル等を主成分とするエラストマ類）で形成され、内視鏡先端部 4 を傷付けることなく着脱自在となるように構成されている。このフード部 2 2 は、例えば圧入、接着、超音波融着、熱融着、溶剤接着剤等の好適な手段で円

10

20

30

40

50

筒部材 21 に固定される。

【0027】

図3および図4に示すように、開口処置具40は、シース42と、このシースに挿通された高周波メス50と、シース42の外周部に固着されたバルーンダイレータ60と、高周波メス50を操作するためのメス操作部43と、送水ポート44とから構成される。

【0028】

この開口処置具40のシース42は、例えば断面が円形の中空構造を有し、好ましくは絶縁性の高分子樹脂（例えば合成高分子ポリアミド、高密度/低密度ポリエチレン、ポリエステル、ポリテトラフルオロエチレン、テトラフルオロエチレン-パーフルオロアルキリビニルエーテル共重合体、テトラフルオロエチレン-ヘキサフルオロプロピレン共重合体等）材料で形成される。このシース42内には、少なくとも2つのルーメンが延設され、これらのルーメンのうち1つには前記高周波メス50を挿通することができ、他方には、バルーンダイレータ60を拡張するために、例えば上記送水ポート44から供給される流体を通すことができる。

【0029】

図8から図10に拡大して示すように、開口処置具40はその先端部41がテーパ状に整形されている。シース42は、この先端部41に隣接した部位には僅かに拡張した部分を有し、高周波メス50の移動を制限するために段付き内孔を形成された略円筒状のストッパ52がこの拡張部内に収容される。

【0030】

高周波メス50は、メス操作部43側の近位端をワイヤ側ストッパ53を介して、ワイヤ54に固着される。このワイヤ54は近位端でメス操作部43に取り外し可能に取り付けられる。メス操作部43には、図示しない高周波コードを介して、図示しない高周波電源が接続される。

【0031】

高周波メス50は、例えば導電性の金属製（ステンレス鋼など）で針状に形成されるのが好ましく、断面が円形状、若しくはヘラ状の形状を有しても良い。円形状断面に形成する場合には、外径は0.1～10mm、特に0.3mm～1.0mmであるのが好ましい。ヘラ状断面に形成する場合は、一辺の長さは0.2～10mmで、特に辺の長さが0.2～0.5mm×0.5～1.0mmの略矩形状に形成するのが好ましい。

【0032】

ワイヤ側ストッパ53は、例えば導電性の金属製（ステンレス鋼など）の略管状構造を有し、長さは1～20mm、特に3mm～10mmに形成するのが好ましい。また、このワイヤ側ストッパ53は、シース側ストッパ52の大径の内孔よりも小径で、かつ、小径の内孔よりも大径の外径を有する。

【0033】

ワイヤ54は、例えば導電性の金属製（ステンレス鋼など）ワイヤの単線、若しくは撚り線で形成されている。このワイヤ54の断面形状は円形であるのが好ましい。このワイヤ54の外径は、シース42に挿入可能な0.1～15mmで、特に0.3mm～3mmが好ましい。長さは300mm～5000mmで、特に1000mmから2000mmが好ましい。

【0034】

高周波メス50は、シース42の先端から突出させることができる。高周波メス50を、シース42に挿入していくと、高周波メス50に固着されたワイヤ側ストッパ53が、シース側ストッパ52の内孔に形成された段部に当接する。これにより、高周波メス50が更に遠位端の方向に摺動するのが規制される。なお、シース側ストッパ52は、図10に示すように、例えばシース42を目標部位まで案内するガイドワイヤ45等のストッパを持たない部材は自由に挿通可能に形成するのが好ましい。このため、システム側ストッパ52の内孔の小径部及び先端部41の内径は、ガイドワイヤ45等よりも大径に形成するのが好ましい。

【 0 0 3 5 】

図 4 に示すように、バルーンダイレータ 6 0 は、高分子樹脂材料製の風船であり、先端側最大外径部 6 1 と、中央部 6 3 と、手元側最大外径部 6 2 とを持ち、先端側最大外径部 6 1 と手元側最大外径部 6 2 とは、このバルーンダイレータ 6 0 が拡張したときに、それぞれ中央部 6 3 よりも大きな外径を有する。中央部 6 3 の外径は、バルーンダイレータ 6 0 を使って拡張した開口の内径が、内視鏡 1 及び透明キャップ 2 0、更に、後述するオーバーチューブを併用する場合にはこのオーバーチューブを孔に挿入できる程度の 3 ~ 1 0 0 mm で、特に 5 ~ 3 0 mm 程度に形成するのが好ましい。先端側最大外径部 6 1 と手元側最大外径部 6 2 とは、バルーンダイレータ 6 0 の拡張時の外径を、使用中のずれを防止するために中央部 6 3 の外径より一回り大きく形成し、例えば 5 ~ 1 2 0 mm で、特に 7 ~ 5 0 mm 程度に形成するのが好ましい。このバルーンダイレータ 6 0 は、開口処置具のシース 4 2 の近位端の送水ポート 4 4 に取り外し可能に接続されている図示しないインフレーションデバイスから供給される流体の圧力により、拡張することができる。

10

【 0 0 3 6 】

このバルーンダイレータ 6 0 には、例えば図 5 から図 7 に示すような好適なマーカすなわちマーキングを施すことにより、位置決めを容易にすることができる。図 5 に示すバルーンダイレータ 6 0 は、先端側最大外径部 6 1 と、中央部 6 3 と、手元側最大外径部 6 2 とのそれぞれにリング状のマーキングを有する。図 6 に示すバルーンダイレータ 6 0 は、中央部 6 3 の位置がわかるように全体的に色分け模様で形成されたマーキングを有する。また、図 7 に示すバルーンダイレータ 6 0 は、中央部 6 3 と、手元側最大外径部 6 2 とに、それぞれ大きさあるいは色の異なる複数のマーキングを有する。これらのマーキングの特徴をそれぞれ用途に応じて適宜に組み合わせることも可能である。このような先端側最大外径部 6 1 と、中央部 6 3 と、手元側最大外径部 6 2 とを持つバルーンダイレータ 6 0 のマーキングは、後述するこの手技に限らず、一般的な他の処置においても有益である。更に、これらマーキングは、タングステン、白金、硫酸バリウム、酸化ビスマスなど X 線不透過素材を使用し、もしくは混入することにより、X 線透視下での確認も可能になる。

20

【 0 0 3 7 】

次に、図 1 1 から図 1 6 を参照して、本実施形態の内視鏡的体腔内処置システムを用いた手技の例について説明する。

まず、透明キャップ 2 0 を装着した内視鏡 1 を人体の自然の開口、即ち鼻、口、肛門、あるいは膣などから体内の管腔、即ち食道、胃、十二指腸、小腸、大腸、直腸、膣、あるいは子宮などに挿入する。この内視鏡 1 を通じて体腔内を観察し、先端部 4 および透明キャップ 2 0 を、管腔の壁部すなわち管腔壁 1 0 1 の目標部位に対向させ、図 1 1 に示す状態に配置する。

30

【 0 0 3 8 】

次に透明キャップ 2 0 を管腔壁 1 0 1 の目標部位に当接し、吸引機 1 0 0 (図 2) によって、管腔の壁部すなわち管腔壁 1 0 1 を吸引する。管腔壁 1 0 1 は透明キャップ 2 0 内に吸い込まれ、図 1 2 に示すように、陥凹が形成される。本実施形態では、吸引機で形成された負圧が、内視鏡 1 内に延設された通路あるいはチャンネルを介して透明キャップ 2 0 に伝達され、この透明キャップ 2 0 が開口処置具 4 0 の作用する領域を負圧に維持し、管腔壁をリトラクトする。したがって吸引機も透明キャップと共にリトラクトシステムの一部を形成する。

40

この状態で、内視鏡 1 の鉗子口 5 (図 2) から、挿入部 2 内に配設された図示しないチャンネル内に、図 3 に示す開口処置具 4 0 を挿入し、この処置具 4 0 の先端部 4 1 を、内視鏡先端部 4 から突出させる。このとき高周波メス 5 0 は、挿入部 2 内のチャンネルを傷付けないように、メス操作部 4 3 の操作により、開口処置具 4 0 の先端面より引込んでおく (図 9 に示す状態)。そして、開口処置具 4 0 が内視鏡先端部 4 から突出した後、メス操作部 4 3 の操作により、高周波メス 5 0 を、開口処置具 4 0 の先端面から突き出し (図 8 に示す状態)、陥凹を形成した管腔壁 1 0 1 に当接させる。この状態で、図示しない高周波電源から高周波メス 5 0 に高周波電流を流し、図 1 3 に示すように、管腔壁 1 0 1 を穿

50

孔する。

【 0 0 3 9 】

管腔壁 1 0 1 を穿孔した後、開口処置具 4 0 を更に突出し、開口処置具シース 4 2 を管腔壁外、即ち胸腔や腹腔などへ挿入する。この状態を図 1 4 に示す。開口処置具シース 4 2 の外周部に配設されたバルーンダイレタ 6 0 の中央部 6 3 が管腔壁 1 0 1 に当接するまで挿入されたら、図示しないインフレーションデバイスによりバルーンダイレタ 6 0 へ流体を送り、図 1 5 に示すように、このバルーンダイレタ 6 0 を拡張する。バルーンダイレタ 6 0 が、管腔壁 1 0 1 の穿孔を内視鏡 1 を挿入可能な大きさの開口まで拡張した後、流体の供給を停止する。

【 0 0 4 0 】

バルーンダイレタ 6 0 の十分な拡張が完了した後、図 1 6 に示すように、内視鏡 1 のキャップ 2 0 および先端部 4 を管腔壁 1 0 1 に挿通し、管腔壁外即ち腹腔や胸腔などの内部へ突出させる。開口処置具 4 0 は、鉗子口 5 より抜去し、管腔壁外、即ち腹腔や胸腔などの観察、処置などを行う。

【 0 0 4 1 】

本実施形態の内視鏡的体腔内処置システムによれば、透明キャップ 2 0 を用いて管腔壁 1 0 1 を吸引して陥凹を作ることにより、目的部位を固定することができ確実に目的部位を穿孔することができ、また高周波メス 5 0 の穿孔時に管腔壁 1 0 1 の外側に隣接する他臓器を切開部位から遠ざけることができる。

【 0 0 4 2 】

開口処置具 4 0 に高周波ワイヤ 5 4 とバルーンダイレタ 6 0 とを配設することで、管腔壁 1 0 1 の穿孔、拡張を連続的に実施することができ、手技の容易化および時間短縮が期待できる。

【 0 0 4 3 】

バルーンダイレタ 6 0 は、中央部 6 3 の両端側に、中央部 6 3 よりも大径の先端側最大外径部 6 1 と手元側最大外径部 6 2 とを持つことにより、拡張中のバルーンダイレタ 6 0 の位置ずれを防ぐことができる。

またバルーンダイレタ 6 0 に形成したマーキングにより、開口処置具 4 0 のバルーンダイレタ 6 0 の管腔壁 1 0 1 に対する位置決めを容易に行うことができる。

【 0 0 4 4 】

第 2 実施形態

図 1 7 および図 1 8 は、本発明の第 2 の実施形態を示す。なお、以下に説明する種々の実施形態では、第 1 の実施形態と同様な部位には同様な符号を付し、詳細な説明を省略する。

本実施形態による内視鏡的体腔内処置システムは、オーバーチューブ 3 0 と、このオーバーチューブ 3 0 に挿通された内視鏡 1 と、この内視鏡 1 に挿入される開口処置具 4 0 とから構成される。

【 0 0 4 5 】

オーバーチューブ 3 0 は、管状のオーバーチューブシース 3 1 と、オーバーチューブシース 3 1 の近位端に配置された手元部 3 2 とからなり、この手元部 3 2 には、オーバーチューブ 3 0 の内部に連通する吸引ポート 3 3 が設けられる。

【 0 0 4 6 】

オーバーチューブシース 3 1 は例えば断面が円形状の中空構造を有し、例えばポリテトラフルオロエチレン (P T F E) , e P T F E , ポリウレタン , スチレン系のエラストマー , オレフィン系のエラストマー , シリコンなどの高分子樹脂材料で形成され、少なくとも内視鏡 1 を挿通するための 1 つのルーメンを持つ。長さは人体の自然の開口から挿入し体内の目的部位に到達できる程度の 3 0 0 ~ 5 0 0 0 m m で、特に 1 0 0 0 ~ 2 0 0 0 m m が好ましい。外径は人体の自然な開口から挿入できる程度の 3 ~ 3 0 m m で、特に 3 ~ 2 5 m m であるのが好ましい。内径は内視鏡 1 が挿入できる程度の 3 ~ 3 0 m m で、特に 3 ~ 2 5 m m であるのが好ましい。

【 0 0 4 7 】

オーバーチューブ 3 0 の手元部 3 2 は、硬質のパイプ状部材で形成され、オーバーチューブシース 3 1 の端部に、例えば圧入、接着、超音波融着、熱融着、溶剤接着剤、ネジ止めなどの好適な手段で固定される。内視鏡 1 を介する吸引作用あるいは送気作用を効率よく行うため、オーバーチューブ手元部 3 2 には図示しない弁を配置しており、この弁により、体外に対する体内の気密を保っている。

【 0 0 4 8 】

吸引ポート 3 3 は管状の部材で、例えば吸引機 1 0 0 につながっている図示しない吸引チューブを接続し、あるいは、体内の気密を保持するために図示しないキャップを取り付けることができる。

10

【 0 0 4 9 】

図 1 9 は、第 2 実施形態によるシステムを用いた手技を例示する。

まず、オーバーチューブ 3 0 に挿通した内視鏡 1 を人体の自然の開口、即ち鼻、口、肛門、膣などから体内の管腔、即ち食道、胃、十二指腸、小腸、大腸、直腸、膣、子宮などに挿入する。

【 0 0 5 0 】

次にオーバーチューブ 3 0 を管腔壁 1 0 1 に当接し、吸引機 1 0 0 によって、管腔壁 1 0 1 を吸引することにより、管腔壁 1 0 1 がオーバーチューブ 3 0 のシース 3 1 内に吸い込まれ、陥凹を形成する。このとき、内視鏡 1 の吸引機能を使っても良いし、オーバーチューブ 3 0 の吸引ポート 3 3 に図示しない吸引チューブを接続して吸引しても良い。この場合のオーバーチューブ 3 0 は、リトラクトシステムの一部を形成する。

20

【 0 0 5 1 】

この第 2 実施形態のシステムによると、オーバーチューブ 3 0 で吸引することにより、より大きな陥凹を得やすい。すなわち、オーバーチューブ 3 0 の吸引ポート 3 3 に図示しない吸引チューブを接続することによって、内視鏡 1 が挿入されていても、内視鏡 1 のチャンネルと比較してより大きな断面積を持つ通路が形成される。このため管路抵抗のより少ないオーバーチューブ 3 0 内の通路あるいは内孔を通じて、吸引作用を行うことができ、より大きな陥凹を短時間で形成できる。

【 0 0 5 2 】

第 3 実施形態

30

図 2 0 は、本発明の第 3 の実施形態によるシステムの開口処置具 4 0 の先端部 4 1 を示す。

本実施形態の高周波メス 5 0 は、開口処置具シース 4 2 から取外すことができる。このシース 4 2 は、先端部 4 1 の内孔が上述の実施形態よりも縮径し、肩部を形成してある。上述の実施形態におけるシース側ストッパを収容するための拡径部は省略されている。高周波メス 5 0 を、開口処置具シース 4 2 に挿入していくと、高周波メス 5 0 に固着されたワイヤ側ストッパ 5 3 が、先端部 4 1 の内孔内に形成された肩部に当接する。これにより、高周波メス 5 0 の遠位端方向への摺動が規制される。

【 0 0 5 3 】

この実施形態では、シース 4 2 自体が、高周波メス 5 0 の先端部がシース 4 2 から過度に突出しないように、高周波メス 5 0 の遠位端方向への摺動を規制する。これにより、シース側ストッパ 5 2 を用いる上述の実施形態におけるに比べて、部品点数が少なくなる。このため、システムの構造が簡略化され、コストの低減が期待できる。

40

【 0 0 5 4 】

第 4 実施形態

図 2 1 から図 2 6 は、本発明の第 4 の実施形態によるシステムを示す。

図 2 1 に全体を示すように、本実施形態のシステムは、オーバーチューブ 3 0 と、オーバーチューブに挿通された内視鏡 1 と、オーバーチューブ 3 0 の外側部に沿って配設されたチャンネル部材 3 4 と、このチャンネル部材 3 4 に挿入された把持鉗子 7 0 と、内視鏡 1 に挿入される開口処置具 4 0 とから構成される。この場合の把持鉗子 7 0 は、リトラクト

50

システムの把持手段として作用する。なお、開口処置具 40 は上述の実施形態で説明したものと同じでよく、図 21 には、図示してない。

【0055】

オーバーチューブ 30 に配設されたチャンネル 34 は、例えば断面が円形のチューブ構造を有し、例えば上述のシース 42 もしくはオーバーチューブシース 31 と同様な高分子樹脂材料製で、少なくとも把持鉗子 70 を挿通するための 1 つのチャンネルあるいはルーメンを持つ。このチャンネル部材 34 は、オーバーチューブ 30 に例えば一体的に整形されていてもよく、あるいは、外側に固定可能な別部材に形成されていても良い。外側に固定される場合は、オーバーチューブシース 31 に圧入、接着、超音波融着、熱融着、溶剤接着剤、あるいはネジ止め等の適宜の手段を用いて固定することができる。長さはオーバーチューブとともに体内に挿入できる程度の 300 ~ 5000 mm で、特に 1000 ~ 2000 mm が好ましい。内径は把持鉗子を通る程度の 1 ~ 20 mm で、特に 2 ~ 10 mm が好ましい。

10

【0056】

把持鉗子 70 は、図 22 示すように、チャンネル部材 34 に挿入される把持鉗子シース 72 と、把持鉗子シース 72 の遠位端に位置する中空の先端カバー 72a と、この先端カバーに回動自在に支えられた一对の鉗子部材 71 とを備える。この鉗子部材 71 の近位端は、把持鉗子シース 72 の中に挿入された図示しない操作ワイヤに接続され、この操作ワイヤを介して、把持鉗子シース 72 近位端に固着された把持鉗子操作部 73 (図 21 参照) により開閉操作される。

20

【0057】

把持鉗子シース 72 は、例えば断面が円形の金属製ワイヤ (ステンレス鋼など) を密着巻きした内外周面に凹凸のあるコイルを有する。このシース 72 は、コイルの外周部を、上述のシース 42 と同様な高分子樹脂材料製の被覆を施しても良く、把持鉗子シース 72 が先端部と基端部とから、このシースを圧縮する方向の力が作用しても、シースが座屈することが無い構造に形成する。

【0058】

また前記把持鉗子シース 72 は、例えば断面が円形の金属製ワイヤ (ステンレスなど) を例えば矩形断面状に変形し、この矩形断面を持つワイヤ断面を密着巻きすることで形成することも可能である。この場合には、内外面が平坦なコイルシースが形成されるため、操作ワイヤの作動が容易である。また丸型のコイルシースと比較して、同じワイヤ素線径を使用しても、内径寸法の大きなコイルシースを実現できる。これにより前記操作ワイヤの作動は更に容易になる。

30

【0059】

さらに把持鉗子シース 72 は、例えばシース 42 と同様な高分子樹脂材料製のチューブシースでも良い。この場合、シース内外面に滑り性を有するので、内視鏡チャンネルへの挿脱および前記操作ワイヤの作動が容易になる。更に、高分子樹脂材料製の把持鉗子シース 72 の外面はエンボス加工されていても良く、エンボス加工により内視鏡チャンネルの内周面との摩擦抵抗が低下し、挿脱を容易にすることができる。

40

【0060】

また、把持鉗子シース 72 は例えば壁部が内層と外層を有した 2 層チューブに形成しても良く、更に、この内層と外層との間に補強部材を埋設してもよい。この場合、内層及び外層は、前記の高分子樹脂材料で形成するのが好ましい。これにより、シース 72 の先端部と基端部とに、このシースを圧縮方向の力が作用したときにも、補強部材が埋設されていないチューブシースに比べて、耐圧縮性に優れ、シースの座屈が防止される。

【0061】

把持鉗子シース 72 の外径は、チャンネル 34 に挿通可能な寸法であり、シースの肉厚は、その素材に剛性により決定する。この肉厚は、例えばシース 72 を金属材料で形成する場合は、0.2 ~ 0.5 mm 程度、高分子樹脂材料で形成する場合は、0.3 ~ 0.6 mm 程度が好ましい。また、補強用部材を埋設する場合には、高分子材料製のシースの肉厚

50

を薄くし、内径を大きくすることができるという利点がある。

【 0 0 6 2 】

前記操作ワイヤは、例えば金属材料（ステンレスなど）製のワイヤで、単線、若しくは寄り線で形成されている。この操作ワイヤの断面は円形形状が好ましく、外径は 0 . 1 ~ 5 mm、特に 0 . 3 mm ~ 1 mm が好ましい。長さは 3 0 0 mm ~ 5 0 0 0 mm で、特に 1 0 0 0 mm から 2 0 0 0 mm が好ましい。

【 0 0 6 3 】

前記操作ワイヤは、前記の高分子樹脂で、コーティングされていても良く、前記操作ワイヤの摺動性を高めることができる。この場合、コーティングの厚さは 0 . 0 5 ~ 0 . 3 mm 程度である。

10

【 0 0 6 4 】

また前記操作ワイヤは、例えばシース 4 2 と同様な高分子樹脂で作られた薄肉のチューブの中を挿通されていても良く、この場合も摺動性を高めることができる。チューブの厚さは、0 . 0 5 ~ 0 . 3 mm 程度が好ましい。

【 0 0 6 5 】

次に、図 2 2 から図 2 6 を参照して、第 4 実施形態によるシステムを用いた手技について説明する。

まず、オーバーチューブ 3 0 に通した内視鏡 1 を人体の自然の開口、即ち鼻、口、肛門、膣などから体内の管腔、即ち食道、胃、十二指腸、小腸、大腸、直腸、膣、子宮などに挿入する。

20

【 0 0 6 6 】

次に、オーバーチューブ 3 0 に沿って延設されたチャンネル部材 3 4 に把持鉗子 7 0 を挿入する。チャンネル部材 3 4 先端部から鉗子部材 7 1 を突出させた後、鉗子操作部 7 3 を操作し、図 2 2 に示すように、鉗子部材 7 1 を開く。

【 0 0 6 7 】

次に、鉗子部材 7 1 を管腔壁 1 0 1 に当接し、鉗子操作部 7 3 を操作して鉗子部材 7 1 を閉じた後、管腔壁 1 0 1 を把持した把持鉗子 7 0 もしくはオーバーチューブ 3 0 を手元側すなわち操作部 3 側に引っ張り、図 2 3 に示すような陥凹を形成する。

【 0 0 6 8 】

この状態で、内視鏡 1 の鉗子口 5 から、開口処置具 4 0 を挿入し、図示しない内視鏡挿入部 2 内に配設されたチャンネルを通して、内視鏡先端部 4 から突出させる。このとき高周波メス 5 0 は、前記チャンネルを傷付けないようにメス操作部 4 3 の操作により開口処置具 4 0 の先端面より引き込まれた状態で挿入する。開口処置具 4 0 が内視鏡先端部 4 から突出した状態で、メス操作部 4 3 の操作により、高周波メス 5 0 を開口処置具 4 0 の先端面から突き出し、陥凹を形成した管腔壁 1 0 1 に当接する。そして、図示しない高周波電源により高周波電流を流し、図 2 4 に示すように、管腔壁 1 0 1 を穿孔する。

30

【 0 0 6 9 】

管腔壁 1 0 1 を穿孔した後、図 2 5 に示すように、開口処置具 4 0 を更に内視鏡 1 の先端部から突出し、開口処置具シース 4 2 を管腔壁外、即ち胸腔や腹腔などへ挿入する。このとき、高周波メス 5 0 は、開口処置具シース 4 2 内に引込んでおくのが望ましい。開口処置具シース 4 2 に配設されたバルーンダイレータ 6 0 の中央部 6 3 が管腔壁 1 0 1 に当接するまで挿入した後、鉗子操作部 7 3 を操作して管腔壁 1 0 1 を離す。この後、バルーン操作部によりバルーンダイレータ 6 0 へ流体を送り、図 2 6 に示すように、管腔壁 1 0 1 の開口部を、内視鏡 1 を挿入するのに十分な大きさまで拡張する。

40

十分な拡張ができたなら、内視鏡 1 を管腔壁外、即ち腹腔や胸腔などへ挿入し、開口処置具 4 0 は鉗子口 5 より抜去し、管腔壁外、即ち腹腔や胸腔などの観察、処置などを行う。

【 0 0 7 0 】

この第 4 実施形態のシステムによると、把持鉗子 7 0 を用いて管腔壁 1 0 1 に陥凹を作ることにより、目的部位を固定して確実かつ容易に目的部位を穿孔することができ、また高周波メス 5 0 の穿孔時に、管腔壁 1 0 1 の外側に隣接する他臓器を穿孔部位から遠ざける

50

ことができる。したがって、管腔壁 101 の目標部位に、安全かつ確実に短時間で所要の大きさを持つ開口を形成することができる。

【0071】

第5実施形態

図27および図28は、本発明の第5の実施形態を示す。

本実施形態のシステムは、内視鏡1と、内視鏡先端部4に取り付けられた透明キャップ20と、透明キャップ20に遠位端を固定されたチャンネル部材23と、チャンネル部材23に挿入された把持鉗子70と、内視鏡1に挿入される開口処置具40とから構成される。

【0072】

透明キャップ20に遠位端を固定されたチャンネル部材23は、例えば断面が円形状のチューブで形成され、例えばシース42もしくはオーバーチューブシース31と同様な高分子樹脂材料で形成され、把持鉗子70を挿通するための少なくとも1つのルーメンを持つ。このチャンネル部材23の遠位端は、例えば透明キャップ20と一体的に成形されていてもよく、あるいは、別部材で形成され、この透明キャップ20に固定されても良い。固定する場合は、透明キャップ20に、例えば圧入、接着、超音波融着、熱融着、溶剤接着剤、ネジ止めなどの適宜の手段で固定することができる。このチャンネル部材23の長さは内視鏡1とともに体内に挿入できる程度の300～5000mmで、特に1000～2000mmが好ましい。内径は把持鉗子を通る程度の1～20mmで、特に2～10mmが好ましい。

【0073】

図28は、第5実施形態によるシステムを用いて管腔壁101に開口を形成する状態を示す。

まず、透明キャップ20を固定した内視鏡1を人体の自然の開口、即ち鼻、口、肛門、膣などから体内の管腔、即ち食道、胃、十二指腸、小腸、大腸、直腸、膣、子宮などに挿入する。

【0074】

次に、透明キャップ20に固定されたチャンネル部材23に把持鉗子70を挿入し、チャンネル部材23先端部から鉗子部材71の先端部を突出させた後、鉗子操作部73を操作し鉗子部材71を開く。

次に、鉗子部材71を管腔壁101に当接させた後、鉗子操作部73を操作することにより、鉗子部材71を閉じ、管腔壁101を把持する。この後、把持鉗子70又は透明キャップ20を手元側に引っ張ることにより、管腔壁101に陥凹を形成する。

【0075】

この状態で、内視鏡1の鉗子口5から、開口処置具40を挿入し、図示しない内視鏡挿入部2内に配設されたチャンネルを通して、内視鏡先端部4から突出させる。このとき高周波メス50は、前記チャンネルを傷付けないようにメス操作部43の操作により開口処置具40の先端面より引き込まれた状態で挿入するのが望ましい。開口処置具40の先端部が内視鏡先端部4から突出した状態で、メス操作部43の操作により開口処置具40の先端面から突き出し、陥凹を形成した管腔壁101に当接させる。この状態で図示しない高周波電源により高周波電流を流し、管腔壁101を穿孔する。

【0076】

管腔壁101を穿孔した後、上述の実施形態と同様に、開口処置具40を更に内視鏡先端部4から突出させ、開口処置具のシース42を管腔壁外、即ち胸腔や腹腔等の内部に挿入する。このシース42に配設されたバルーンダイレータ60の中央部63が管腔壁101に当接するまで挿入されたら、鉗子操作部73を操作して管腔壁101を離し、図示しないインフレーションデバイスによりバルーンダイレータ60へ流体を送り拡張することによって、管腔壁101の開口部を内視鏡1が挿入するのに十分な大きさまで拡張する。十分な拡張ができれば、内視鏡1を管腔壁外、即ち腹腔や胸腔などへ挿入し、開口処置具40は鉗子口5より抜去し、管腔壁外、即ち腹腔や胸腔等の所要部位の観察、処置などを

行う。

【 0 0 7 7 】

本実施形態のシステムでは、チャンネル部材 2 3 を透明キャップ 2 0 に接続することにより、外径を細くすることができる。他の点については、上述の実施形態と同様である。

【 0 0 7 8 】

第 6 実施形態

図 2 9 から図 3 2 は、本発明の第 6 の実施形態を示す。

本実施形態のシステムは、内視鏡 1 と、内視鏡先端部 4 に取り付けられた透明キャップ 2 0 と、内視鏡 1 に挿入される高周波スネア 8 0 とから構成される。高周波スネア 8 0 は、スネアワイヤ 8 1 とスネアシース 8 2、及び図示しない操作部及び高周波電源から構成

10

【 0 0 7 9 】

図 3 2 に示すように、スネアワイヤ 8 1 は、先端部にループを形成した、例えばステンレス等の金属製の撚り線ワイヤで形成される。長さは内視鏡 1 に挿通できる程度の 3 0 0 ~ 5 0 0 0 mm で、特に 1 0 0 0 ~ 2 0 0 0 mm が好ましい。先端に形成するループの内径は管腔壁 1 0 1 を締付け可能な、ほぼ 1 0 ~ 1 0 0 mm で、特に 1 0 ~ 4 0 mm が好ましい。

【 0 0 8 0 】

スネアシース 8 2 は、例えば断面が円形状のチューブ構造を有し、例えばシース 4 2 と同様な高分子樹脂材料製で、スネアワイヤ 8 1 を挿通するための少なくとも 1 つのルーメン

20

【 0 0 8 1 】

このシステムを用いる場合は、まず、透明キャップ 2 0 を固定した内視鏡 1 を人体の自然の開口、即ち鼻、口、肛門、膣などから体内の管腔、即ち食道、胃、十二指腸、小腸、大腸、直腸、膣、子宮などに挿入する。

【 0 0 8 2 】

次に、図 2 9 に示すように、透明キャップ 2 0 を固定した先端部 4 を管腔壁 1 0 1 の所要部位に対向させる。この後、内視鏡 1 に高周波スネア 8 0 を挿入し、内視鏡 1 の先端部 4

30

から突出させ、透明キャップ 2 0 の内側にスネアワイヤ 8 1 のループを形成する。この状態で透明キャップ 2 0 を管腔壁 1 0 1 に当接させ、図示しない吸引機により、透明キャップ 2 0 内に負圧を形成する。これにより、図 3 0 に示すように、管腔壁 1 0 1 の一部が、スネアワイヤ 8 1 で形成されたループを通して透明キャップ 2 0 内に吸引され、陥凹を形成する。この後、高周波スネア 8 0 を緊縛する。

【 0 0 8 3 】

十分に緊縛した後、図示しない高周波電源からスネアワイヤ 8 1 に供給する高周波エネルギーにより、陥凹部を高周波切除する。この状態を図 3 1 に示す。

【 0 0 8 4 】

管腔壁 1 0 1 の陥凹部を切除後、内視鏡 1 の先端部 4 を管腔壁外、即ち腹腔や胸腔等の内部に挿入し、管腔壁外、即ち腹腔や胸腔等の内部の観察、処置などを行う。

40

このように、本実施形態のシステムによると、バルーンダイレータを必要としないため、手技の容易化が期待できる。

【 0 0 8 5 】

第 7 実施形態

図 3 3 は、本発明の第 7 実施形態によるシステムを示す。

本実施形態のシステムは、内視鏡 1 と、オーバーチューブ 3 0 と、イントロデューサ 9 0 とを備える。このイントロデューサ 9 0 は、管状のシース 9 1 と、このシース 9 1 近位端に接続された手元部 9 2 とを有する。

【 0 0 8 6 】

50

イントロデューサシース 9 1 は例えば断面が円形状のチューブ構造を有し、例えばシース 4 2 もしくはオーバーチューブシース 3 1 と同様な高分子樹脂材料で形成される。このシース 9 1 は、内視鏡 1 を挿通するための少なくとも 1 つのルーメンを持つ。長さは人体の自然の開口から挿入し体内の目的部位に到達できる程度の 3 0 0 ~ 5 0 0 0 mm で、特に 1 0 0 0 ~ 2 0 0 0 mm が好ましい。外径は人体の自然な開口から挿入できる程度の 3 ~ 3 0 mm で、特に 3 ~ 2 5 mm が好ましい。内径は内視鏡 1 が挿入できる程度の 3 ~ 3 0 mm で、特に 3 ~ 2 5 mm が好ましい。

【 0 0 8 7 】

イントロデューサ手元部 9 2 は硬質のパイプ状部材で形成され、イントロデューサシース 9 1 に、例えば圧入、接着、超音波融着、熱融着、溶剤接着剤、あるいはネジ止め等の適宜の手段で固定される。更に、イントロデューサ手元部 9 2 には、体内を体外から気密状態に保持する図示しない弁を配置してあり、これにより、リトラクトシステムの一部を形成し、例えば内視鏡 1 を介して吸引作用あるいは送気作用を効率よく行う行うことができる。

10

【 0 0 8 8 】

この第 7 実施形態によるシステムは、イントロデューサ 9 0 に挿通された内視鏡 1 が、さらにオーバーチューブ 3 0 に挿通された状態で、人体の自然の開口、即ち鼻、口、肛門、膣などから、体内の管腔、即ち食道、胃、十二指腸、小腸、大腸、直腸、膣、子宮等の所要部位に挿入される。このイントロデューサ 9 0 を使用することにより、腹腔内または胸腔内に対するアクセス性を高めることが可能となる。

20

【 0 0 8 9 】

以上、本発明について、種々の図に示す好ましい実施形態との関連で説明してきたが、本発明から逸脱することなく、他の同様な実施形態も使用可能であり、本発明と同じ機能をなすために上述の実施形態に変更を加えることも可能である。したがって、本発明は、いずれかの単一の実施形態に制限されるものではなく、本発明の意図する範囲内において種々の組合せが可能である。

【 0 0 9 0 】

【 発明の効果 】

以上明らかなように、本発明によると、管腔壁を確実に安全に穿孔する内視鏡挿入システムおよび管腔壁に対する位置決めが容易なバルーンダイレータが提供される。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態による内視鏡挿入システムを用いて手術する状態の説明図。

【 図 2 】 図 1 に示すシステムに用いる内視鏡の全体図および部分拡大図。

【 図 3 】 図 1 のシステムに用いる開口処置具の全体構造を示す図。

【 図 4 】 図 3 の開口処置具の先端部の拡大図。

【 図 5 】 その変形例を示す図。

【 図 6 】 他の変形例を示す図。

【 図 7 】 更に他の変形例を示す図。

【 図 8 】 高周波メスを突出させた状態で、図 3 の開口処置具の先端部の内部構造を示す断面図、

40

【 図 9 】 高周波メスを引込めた状態の図 8 と同様な断面図。

【 図 1 0 】 ガイドワイヤを挿通した状態の開口処置具の断面図。

【 図 1 1 】 透明キャップを装着した図 1 の内視鏡が管腔壁にアプローチしている状態の説明図。

【 図 1 2 】 管腔壁を吸引している状態の説明図。

【 図 1 3 】 吸引された状態の管腔壁に高周波メスを刺している状態の説明図。

【 図 1 4 】 図 1 3 で形成された管腔壁の開口を通して、開口処置具を腹腔内に挿入している状態の説明図。

【 図 1 5 】 図 1 3 で形成された管腔壁の開口を、バルーンダイレータにより拡張してい

50

る状態の説明図。

【図 16】 管腔壁に形成した開口から腹腔内に内視鏡でアプローチしている状態の説明図。

【図 17】 第 2 実施形態による内視鏡挿入システムを示し、内視鏡をオーバーチューブを組み合わせたときの外観図。

【図 18】 図 17 に示すオーバーチューブ単体の外観図。

【図 19】 図 18 のシステムを用いた手技を説明する図。

【図 20】 第 3 実施形態における開口処置具先端部の断面図。

【図 21】 第 4 実施形態によるシステムの全体の外観図。

【図 22】 透明キャップを装着した図 21 の内視鏡が管腔壁にアプローチしている状態の説明図。 10

【図 23】 管腔壁を把持している状態の説明図。

【図 24】 把持された状態の管腔壁に高周波メスを刺している状態の説明図。

【図 25】 図 24 で形成された管腔壁の開口を通して開口処置具を腹腔内に挿入している状態の説明図。

【図 26】 図 24 で形成された管腔壁の開口をバルーンダイレータにより拡張している状態の説明図。

【図 27】 第 5 実施形態によるシステムの全体の外観図。

【図 28】 把持された状態の管腔壁に高周波メスを刺している状態の説明図。

【図 29】 第 6 実施形態によるシステムの内視鏡を管腔壁に対向させた状態の説明図。 20

【図 30】 第 6 実施形態のシステムの高周波スネアにより、管腔壁を緊縛し、通電切除する状態の説明図。

【図 31】 図 30 のスネアによる切除で、管腔壁に開口が形成された状態の説明図。

【図 32】 第 6 実施形態によるシステム内の高周波スネアの全体図。

【図 33】 第 7 実施形態によるシステムの全体の外観図。

【図 34】 従来技術による処置システムの説明図。

【図 35】 バルーンカテーテルとして形成された従来技術による内視鏡用処置具の概略図。

【図 36】 従来技術による他の内視鏡用処置具の説明図。

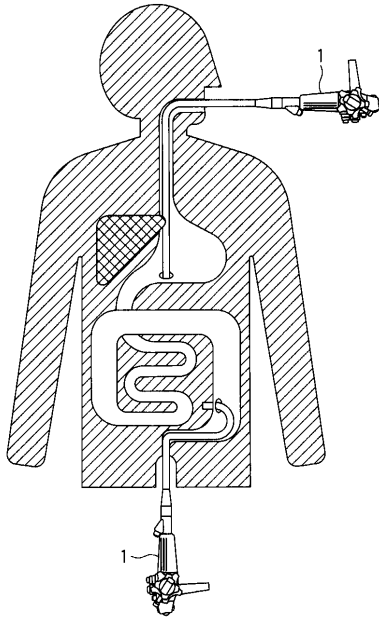
【図 37】 従来技術による高周波カテーテルの概略図。 30

【図 38】 従来技術による他の高周波カテーテルの概略図。

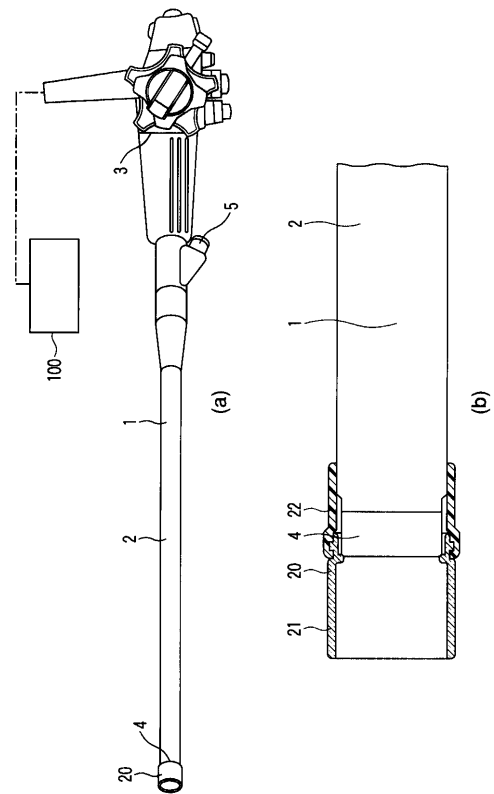
【符号の説明】

1 ...内視鏡、 20 ...キャップ、 40 ...開口処置具、 50 ...高周波メス、 60 ...バルーンダイレータ。

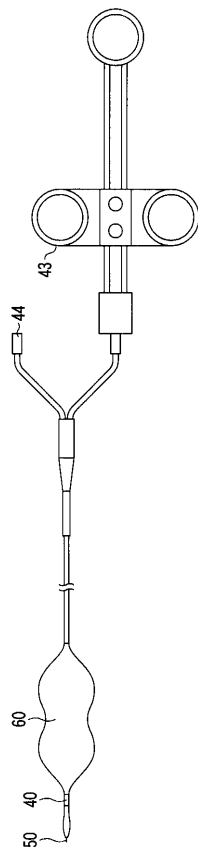
【図 1】



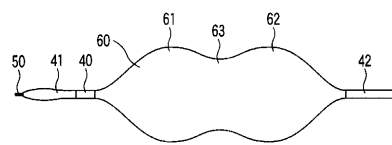
【図 2】



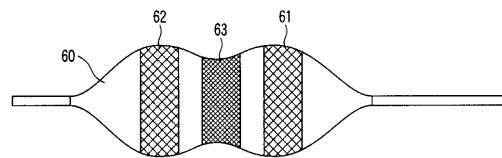
【図 3】



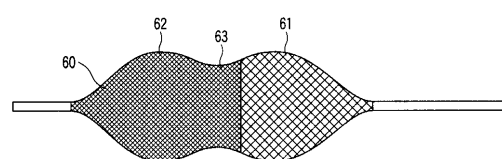
【図 4】



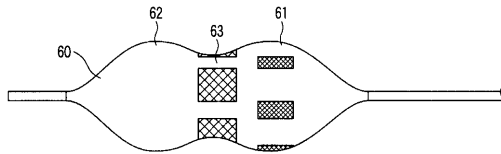
【図 5】



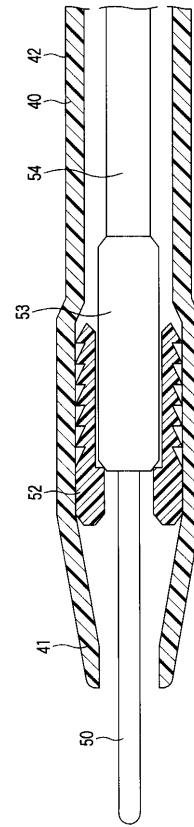
【図 6】



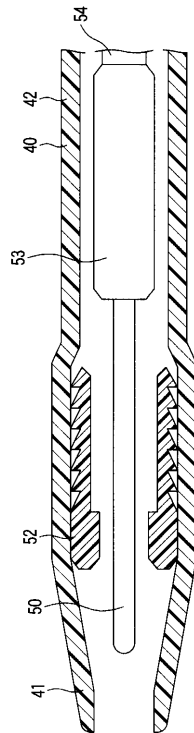
【図 7】



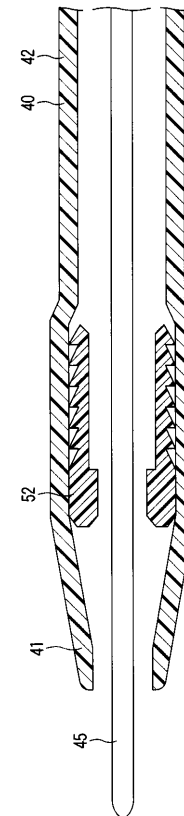
【図 8】



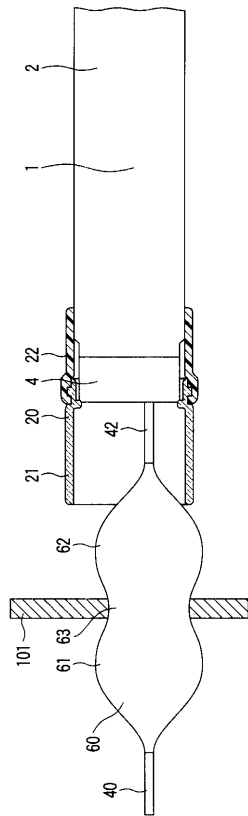
【図 9】



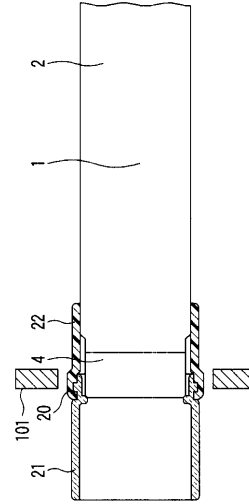
【図 10】



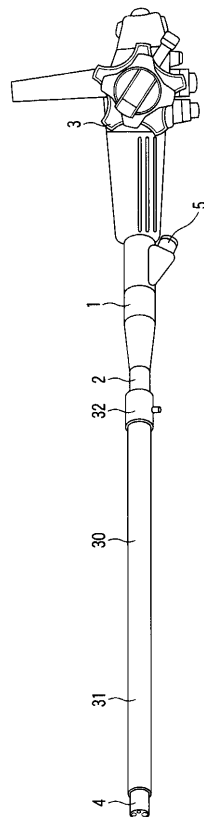
【図 15】



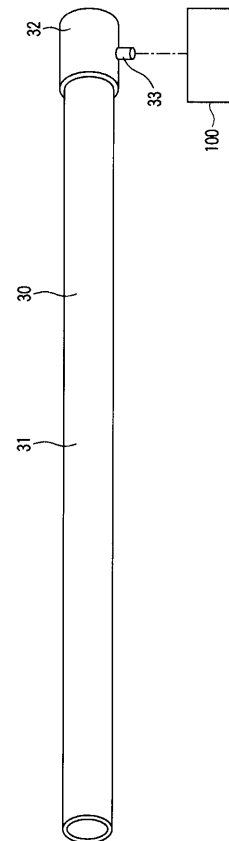
【図 16】



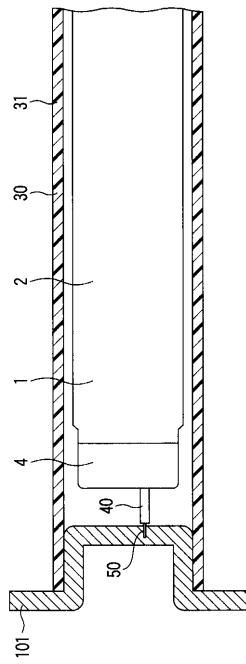
【図 17】



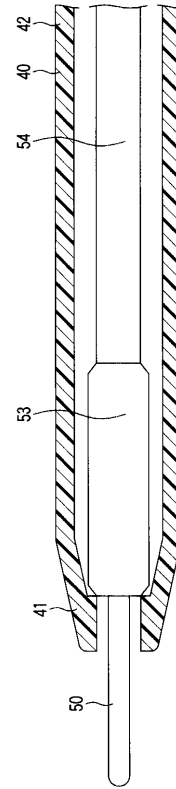
【図 18】



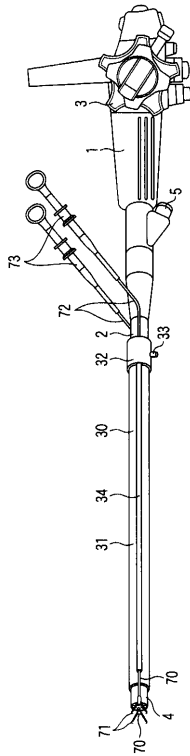
【図 19】



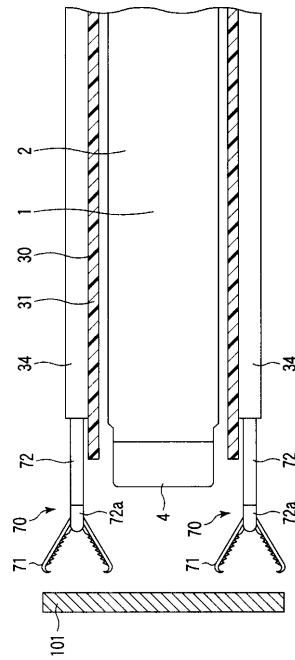
【図 20】



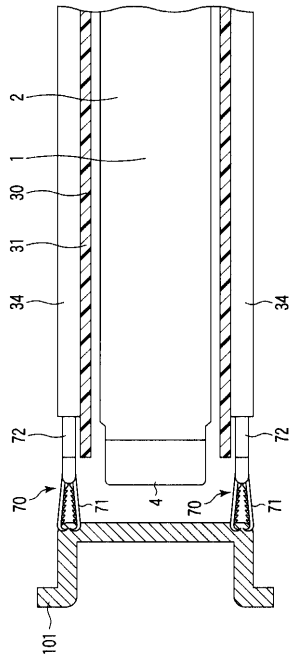
【図 21】



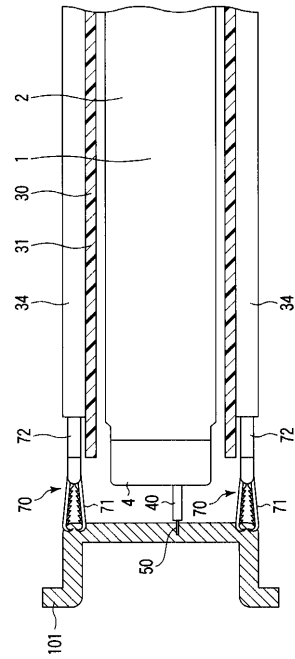
【図 22】



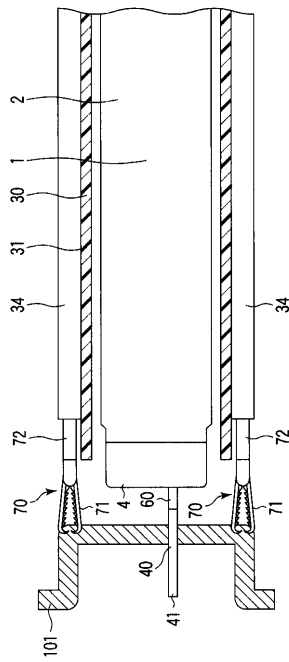
【図 2 3】



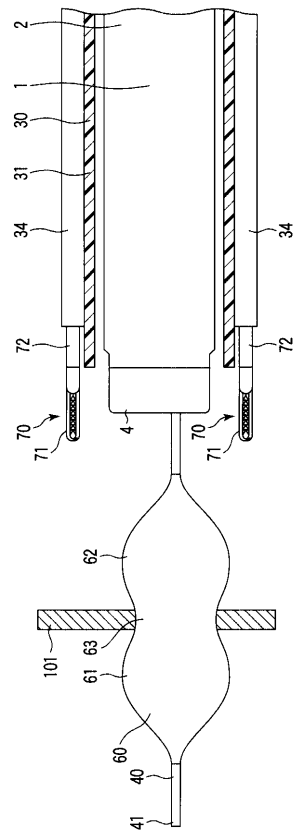
【図 2 4】



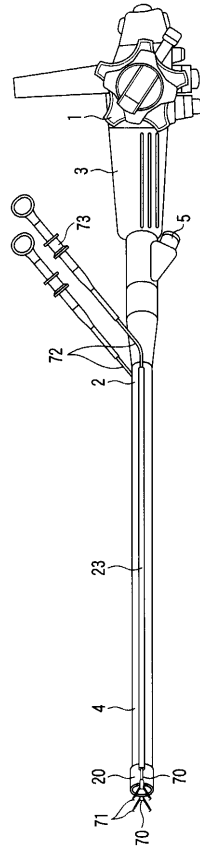
【図 2 5】



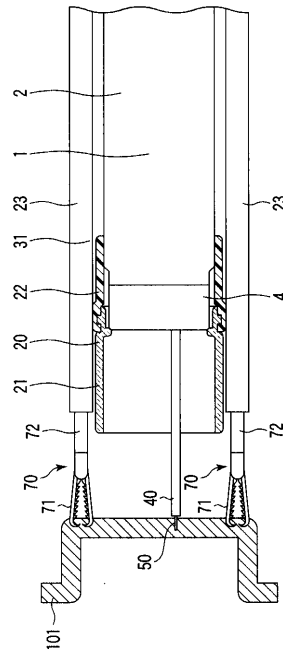
【図 2 6】



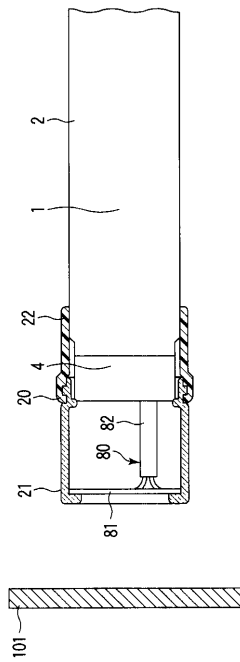
【図 27】



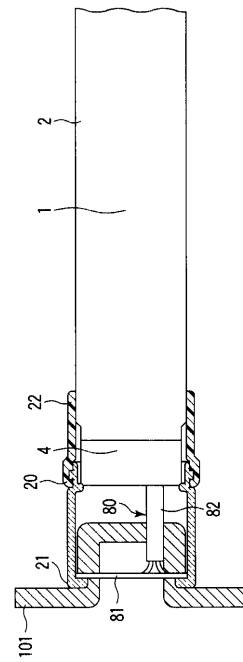
【図 28】



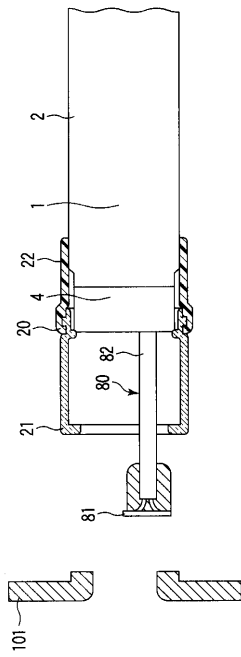
【図 29】



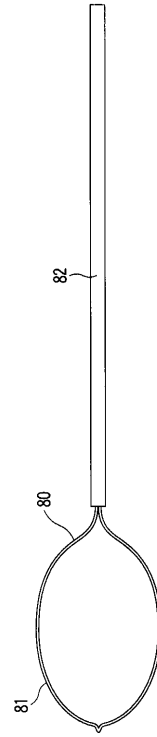
【図 30】



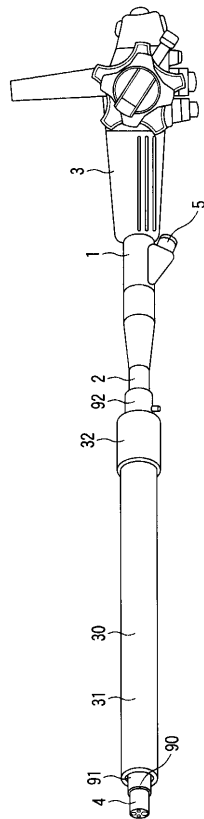
【図 3 1】



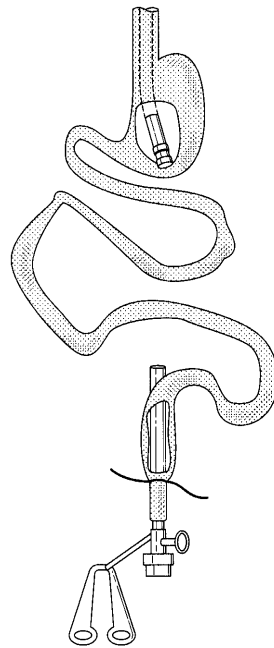
【図 3 2】



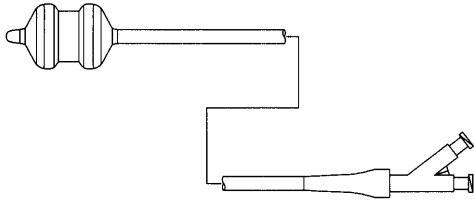
【図 3 3】



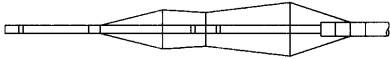
【図 3 4】



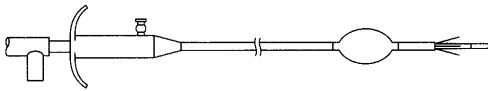
【図 35】



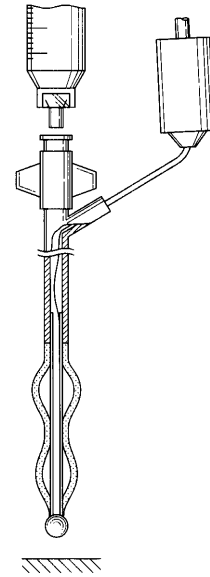
【図 36】



【図 37】



【図 38】



フロントページの続き

- (74)代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
- (74)代理人 100091351
弁理士 河野 哲
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (72)発明者 鈴木 啓太
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbas光学工業株式会社内
- (72)発明者 塚越 壯
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbas光学工業株式会社内
- (72)発明者 関根 竜太
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnbas光学工業株式会社内
- (72)発明者 アンソニー・ニコラス・カルー
アメリカ合衆国、 メリーランド州 2 0 7 6 9、 グレン・デール、 フォレスト・ゲート・ブ
レイス 1 0 7 0 8
- (72)発明者 セルゲイ・ベニアミノビッチ・カンチェボイ
アメリカ合衆国、 メリーランド州 2 0 9 0 2、 シルバー・スプリング、 ギルサン・ストリ
ート 1 1 3 0 2

審査官 川端 修

- (56)参考文献 特開平 0 6 - 2 3 3 7 7 9 (J P , A)
特表 2 0 0 3 - 5 0 7 0 9 6 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 9 2 2 0 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 17/28
A61B 1/00
A61B 17/02
A61B 18/14

专利名称(译)	内窥镜插入系统		
公开(公告)号	JP4351458B2	公开(公告)日	2009-10-28
申请号	JP2003072614	申请日	2003-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 安东尼·尼古拉斯·卡鲁 谢尔盖·贝尼个婊子康崔博伊		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社 安东尼·尼古拉斯·卡鲁 谢尔盖·贝尼个婊子Kancheboi		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 安东尼·尼古拉斯·卡鲁 谢尔盖·贝尼个婊子Kancheboi		
[标]发明人	鈴木啓太 塚越壯 関根竜太 アンソニーニコラスカルー セルゲイベニアミノビッチカンチェボイ		
发明人	鈴木 啓太 塚越 壯 関根 竜太 アンソニー・ニコラス・カルー セルゲイ・ベニアミノビッチ・カンチェボイ		
IPC分类号	A61B17/28 A61B1/00 A61B17/02 A61B18/14 A61B17/00 A61B17/30 A61B17/34		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B17/0218 A61B17/29 A61B17/3478 A61B18/1482 A61B2017/00278 A61B2017/00296 A61B2017/306 A61B2017/3445 A61B2017/3488 A61B2018/1407		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B1/00.300.B A61B17/02 A61B17/39.317 A61B1/00.622 A61B1/00.650 A61B1/01.512 A61B1/01.513 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/AA10 4C060/FF40 4C060/GG24 4C060/KK17 4C060/KK20 4C060/MM24 4C061/GG11 4C061/HH56 4C160/AA14 4C160/FF56 4C160/GG24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK17 4C160/KK20 4C160/KL01 4C160/MM43 4C160/NN09 4C161/GG11 4C161/HH56		
代理人(译)	河野 哲		
审查员(译)	川端修		
优先权	60/365266 2002-03-18 US		
其他公开文献	JP2003299663A5 JP2003299663A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜插入系统，能够安全地对管腔壁进行穿孔。ŽSOLUTION：该内窥镜插入系统具有从人体的自然开口插入体内的内腔的内窥镜1，用于形成开口以将内窥镜从体腔内的腔插入胸腔的开口治疗附件40或腹腔，在腔的壁部分上，和透明盖20，用于在打开开口时通过负压吸入腔的壁部分。Ž

