

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4634595号
(P4634595)

(45) 発行日 平成23年2月16日(2011.2.16)

(24) 登録日 平成22年11月26日(2010.11.26)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 13 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2000-329174 (P2000-329174)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成12年10月27日(2000.10.27)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2002-125924 (P2002-125924A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成14年5月8日(2002.5.8)	(74) 代理人	100091292
審査請求日	平成19年9月11日(2007.9.11)		弁理士 増田 達哉
		(74) 代理人	100091627
			弁理士 朝比 一夫
		(72) 発明者	葉山 茂
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭 光学工業株式会社内
		審査官	安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

管腔に挿入する挿入部と、
前記挿入部の基端側に設けられた操作部と、
前記挿入部内に、その長手方向に沿って形成され、先端が開口した通路と、
前記通路の先端付近に、前記通路に沿って移動可能に設けられた打体と、
前記打体を往復動させる駆動源と、
少なくともその一部が前記通路内に位置するように設けられ、前記駆動源の駆動力を前記打体に伝達する伝達部材と、

前記挿入部の先端付近に形成され、前記通路の内径が縮小した縮径部とを有し、
前記駆動源により往復動された前記打体が前記縮径部に繰り返し衝突することにより、
前記挿入部がその先端方向への推進力を得るよう構成されていることを特徴とする内視鏡。

10

【請求項2】

管腔に挿入する挿入部と、
前記挿入部の基端側に設けられた操作部と、
前記挿入部内に、その長手方向に沿って形成された通路と、
前記通路の先端付近に、前記通路に沿って移動可能に設けられた打体と、
前記打体を往復動させる駆動源と、
少なくともその一部が前記通路内に位置するように設けられ、前記駆動源の駆動力を前

20

記打体に伝達する伝達部材と、

前記通路の先端付近に着脱自在に設けられ、前記打体が衝突する衝突部材とを有し、
前記衝突部材は、孔を有するリング状をなし、前記挿入部に装着された状態で、その装着箇所に前記通路の内径が縮小した縮径部を形成するものであり、

前記駆動源により往復動された前記打体が前記衝突部材に繰り返し衝突することにより、前記挿入部がその先端方向への推進力を得るよう構成され、

前記衝突部材を前記挿入部から取り外した状態では、前記通路の先端が外部に開放し、前記衝突部材が前記挿入部に装着された状態では、前記通路は、外部と通液可能に連通することを特徴とする内視鏡。

【請求項 3】

10

前記挿入部に対し、前記衝突部材を回転させることによって、前記衝突部材が着脱される請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記縮径部により、前記通路に、前記通路の長手方向にほぼ垂直な段差面を有する段差が形成され、前記打体は、前記段差面に衝突する請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記縮径部は、前記通路の内径が先端方向に向かって漸減するテーパ面を有する請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 6】

20

前記打体は、前記テーパ面に衝突する請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記通路の平均内径 D_1 と、前記縮径部の最小内径 D_2 との比 D_2 / D_1 の値が、 $0.3 \sim 0.8$ である請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記通路は、前記打体および前記伝達部材の挿入空間として用いられるとともに、他の用途にも使用可能である請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記打体および前記伝達部材が、前記挿入部に対し、着脱自在に設けられている請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の内視鏡。

30

【請求項 10】

前記伝達部材が、前記駆動源に対し、着脱自在に接続されている請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 11】

前記打体の衝突条件を調整可能である請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記打体の往復動のストロークを調整可能である請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 13】

前記打体の往復動の周期を調整可能である請求項 1 ないし 12 のいずれかに記載の内視鏡。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療用、工業用等に用いられる内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】

医療の分野においては、消化管等の検査、治療等のために、内視鏡が用いられている。このような内視鏡は、管腔に挿入する長尺の挿入部と、該挿入部の基端側に設けられた操作部とを有し、挿入部を患者の管状器官（管腔）の内部に挿入して使用する。挿入部の管腔

50

への挿入は、挿入部の基端側（手元側）に押し込み力や擦り力を加えて、挿入部を管腔内に前進させることにより行われる。

【0003】

しかし、体内の管腔は、複雑に屈曲しているため、挿入部の基端部に加えた操作力のみで長尺な挿入部の先端部を前進させることは容易ではない。特に、例えば小腸や大腸のような体腔の深部にまで挿入する場合には、挿入部の基端部に加えた押し込み力や擦り力が先端部まで伝わりづらく、そのため、目的部位まで挿入する操作は、困難で、高度な熟練を要するものとなっている。

【0004】

そこで、このような難しい挿入操作の容易化を図るため、内視鏡に駆動源を設け、その駆動源の駆動により、管腔内で挿入部がその先端方向への推進力を得られるようにした内視鏡が、特許第3009603号公報に開示されている。同公報に開示された内視鏡（以下、「エンドレスベルト式内視鏡」と言う。）は、操作部に駆動源を設け、挿入部の外周部に長手方向に沿って設置した4本のエンドレスベルトを前記駆動源によって無限軌道のように駆動することにより、挿入部がその先端方向への推進力を得るよう構成されている。

【0005】

しかしながら、このエンドレスベルト式内視鏡には、次のような欠点がある。第一に、従来の内視鏡と比べて、部品点数が大幅に多くなり、構造が極めて複雑化するという欠点がある。すなわち、エンドレスベルト式内視鏡では、前記エンドレスベルトに加え、挿入部の外周面には、4本のエンドレスベルトを保持するガイドフックが多数設置され、また、挿入部の内部には、エンドレスベルトを挿通するガイドパイプがエンドレスベルトと同じ本数だけ設置されている。さらに、操作部には、エンドレスベルトを駆動するモーターやギアボックスが内蔵されている。このような構造の複雑化により、エンドレスベルト式内視鏡には、製造コストが大幅に増大するという問題がある。また、内視鏡の手入れや保守が煩雑となる問題もある。

【0006】

第二に、前述したように挿入部の内部にエンドレスベルトを挿通するための専用のガイドパイプを4本も設置しなければならないことから、挿入部が大径化するという欠点がある。挿入部が大径化すると、細い管腔に対して挿入できなくなり、また、患者の負担・苦痛が増大するという問題がある。

【0007】

第三に、管腔の内壁に対してエンドレスベルトが摺動して推進力を得る構成であるため、その摩擦により、患者の臓器を損傷するおそれがあるという問題がある。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、挿入部が大径化することなく、簡単な構造で、管腔内で挿入部がその先端方向への推進力を得るよう構成することにより、挿入部の前進を補助し、これにより、管腔への挿入を容易に行うことができる内視鏡を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】

このような目的は、下記(1)～(13)の本発明により達成される。

【0010】

(1) 管腔に挿入する挿入部と、
前記挿入部の基端側に設けられた操作部と、
前記挿入部内に、その長手方向に沿って形成され、先端が開口した通路と、
前記通路の先端付近に、前記通路に沿って移動可能に設けられた打体と、
前記打体を往復動させる駆動源と、
少なくともその一部が前記通路内に位置するように設けられ、前記駆動源の駆動力を前記打体に伝達する伝達部材と、
前記挿入部の先端付近に形成され、前記通路の内径が縮小した縮径部とを有し、

10

20

30

40

50

前記駆動源により往復動された前記打体が前記縮径部に繰り返し衝突することにより、前記挿入部がその先端方向への推進力を得るよう構成されていることを特徴とする内視鏡。

【0011】

これにより、挿入部を大径化することなく、簡単な構造で、挿入部にその先端方向への推進力を与えて挿入部の前進を補助することができ、管腔への挿入操作が容易な内視鏡を提供することができる。

【0012】

(2) 管腔に挿入する挿入部と、
前記挿入部の基端側に設けられた操作部と、
前記挿入部内に、その長手方向に沿って形成された通路と、
前記通路の先端付近に、前記通路に沿って移動可能に設けられた打体と、
前記打体を往復動させる駆動源と、
少なくともその一部が前記通路内に位置するように設けられ、前記駆動源の駆動力を前記打体に伝達する伝達部材と、

10

前記通路の先端付近に着脱自在に設けられ、前記打体が衝突する衝突部材とを有し、
前記衝突部材は、孔を有するリング状をなし、前記挿入部に装着された状態で、その装着箇所に前記通路の内径が縮小した縮径部を形成するものであり、

前記駆動源により往復動された前記打体が前記衝突部材に繰り返し衝突することにより、前記挿入部がその先端方向への推進力を得るよう構成され、

前記衝突部材を前記挿入部から取り外した状態では、前記通路の先端が外部に開放し、前記衝突部材が前記挿入部に装着された状態では、前記通路は、外部と通液可能に連通することを特徴とする内視鏡。

20

【0013】

これにより、挿入部を大径化することなく、簡単な構造で、挿入部にその先端方向への推進力を与えて挿入部の前進を補助することができ、管腔への挿入操作が容易な内視鏡を提供することができる。

【0014】

(3) 前記挿入部に対し、前記衝突部材を回転させることによって、前記衝突部材が着脱される上記(2)に記載の内視鏡。

これにより、衝突部材の着脱を容易に行うことができる。

30

【0019】

(4) 前記縮径部により、前記通路に、前記通路の長手方向にほぼ垂直な段差面を有する段差が形成され、前記打体は、前記段差面に衝突する上記(1)ないし(3)のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、打体の打力が高い効率で挿入部に伝達される。

【0020】

(5) 前記縮径部は、前記通路の内径が先端方向に向かって漸減するテーパ面を有する上記(1)ないし(4)のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、処置具が縮径部を特に円滑に通過することができる。

【0021】

(6) 前記打体は、前記テーパ面に衝突する上記(5)に記載の内視鏡。

これにより、処置具が縮径部を特に円滑に通過することができる。

40

【0022】

(7) 前記通路の平均内径 D_1 と、前記縮径部の最小内径 D_2 との比 D_2 / D_1 の値が、 $0.3 \sim 0.8$ である上記(1)ないし(6)のいずれかに記載の内視鏡。

【0023】

これにより、打体5の衝突面の広さおよび通路の先端部の内径を共に十分に確保することができる。

【0024】

(8) 前記通路は、前記打体および前記伝達部材の挿入空間として用いられるとともに

50

に、他の用途にも使用可能である上記(1)ないし(7)のいずれかに記載の内視鏡。

【0025】

これにより、挿入部を大径化することなく、内視鏡の多機能性を維持し、簡単な構造で、挿入部にその先端方向への推進力を与えて挿入部の前進を補助することができ、管腔への挿入操作が容易な内視鏡を提供することができる。

【0026】

(9) 前記打体および前記伝達部材が、前記挿入部に対し、着脱自在に設けられている上記(1)ないし(8)のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、通路を他の用途により広く使用することができる。

【0027】

(10) 前記伝達部材が、前記駆動源に対し、着脱自在に接続されている上記(1)ないし(9)のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、伝達部材および打体を挿入部から容易に取り外すことができる。

【0028】

(11) 前記打体の衝突条件を調整可能である上記(1)ないし(10)のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、挿入部に作用する推進力を調節することができる。

【0029】

(12) 前記打体の往復動のストロークを調整可能である上記(1)ないし(11)のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、挿入部に作用する推進力を調節することができる。

【0030】

(13) 前記打体の往復動の周期を調整可能である上記(1)ないし(12)のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、挿入部に作用する推進力を調節することができる。

【0031】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の内視鏡を添付図面に示す好適な実施形態に基づいて詳細に説明する。

【0032】

<第1実施形態>

図1は、本発明の内視鏡の第1実施形態を示す側面図、図2は、図1中のX-X線横断面図、図3は、図1に示す内視鏡(電子スコープ)1の挿入部2の先端部を示す半縦断面図、図4は、打体5および伝達部材6の側面図、図5は、ロータリーソレノイド4を制御する回路構成例を示すブロック図である。なお、図3は、通路16、打体5および伝達部材6等の構成例を示すことを目的として、簡素化して表した図であり、後述する挿入部2の内蔵物等の図示は省略されている(後述する図6および図8~図11においても同様)。また、以下の説明では、図1および図3中の左側を「基端」、右側を「先端」、上側を「上」、下側を「下」と言う。

【0033】

これらの図に示す内視鏡1は、長尺の挿入部2と、挿入部2の基端側に設けられた操作部3と、打体5と、打体5を往復動させる駆動源としてのロータリーソレノイド4と、ロータリーソレノイド4の駆動力を打体5に伝達する伝達部材6と、ロータリーソレノイド4を制御する制御部8と、操作部3に接続された接続部可撓管30とを有している。以下、各部の構成について説明する。

【0034】

挿入部2は、生体の管腔(管状器官)の内部に挿入する部分であり、長尺の管状部材の内部に、後述する各種の内蔵物が配設された構成となっている。

【0035】

挿入部2の全長の大部分(先端付近を除いた部分)は、可撓性(弾力性)を有する可撓管部21で構成されている。可撓管部21の外装は、内視鏡用可撓管で構成されている。内

10

20

30

40

50

視鏡用可撓管は、帯状材を螺旋状に巻回して形成された螺旋管 2 3 と、金属製または非金属製の細線を編組して形成され、螺旋管 2 3 の外周を被覆する網状管 2 4 と、合成樹脂等の弾性材料で構成され、網状管 2 4 の外周を被覆する外皮 2 5 とで構成されている。なお、図 2 に示す構成では、螺旋管 2 3 は、2 重に設けられている。

【 0 0 3 6 】

挿入部 2 の先端付近の部分は、湾曲部 2 2 で構成されている。湾曲部 2 2 の外装は、湾曲管で構成されている。湾曲管は、互いに回動自在に連結された複数の節輪（図示せず）と、該節輪の外周に被覆された網状管 2 4 と、網状管 2 4 の外周に被覆された外皮 2 5 とで構成されている。このような湾曲部 2 2 は、後述するように、その湾曲を遠隔操作することができるようになっている。

10

【 0 0 3 7 】

挿入部 2（湾曲部 2 2）の先端部には、観察部位における被写体像を撮像する図示しない撮像素子（CCD）が設けられている。

【 0 0 3 8 】

図 2 に示すように、挿入部 2 の内部には、光ファイバー束によるライトガイド 1 1 と、画像信号ケーブル 1 2 と、湾曲操作ワイヤー 1 3 と、伝達部材挿通用チューブ 1 4 と、送気・送液用チューブ 1 5 とが、それぞれ、長手方向に沿って挿通・設置されている。送気・送液用チューブ 1 5 の内部を通して、挿入部 2 の先端から管腔内に送気・送液を行うことができるようになっている。

【 0 0 3 9 】

伝達部材挿通用チューブ 1 4 の内部（中空部）は、伝達部材 6 および打体 5 が設置（挿通）される通路 1 6 となるものである。通路 1 6 は、図示の構成では挿入部 2 の中心軸 2 6 から図 3 中の下方向に偏心した位置に設けられているが、このような構成に限らず、挿入部 2 と同心的に設けられていてもよい。

20

【 0 0 4 0 】

挿入部 2 の基端部は、操作部 3 に接続されている。操作部 3 は、術者が把持して、内視鏡 1 全体を操作する部分である。操作部 3 の側部には、基端寄りに、操作ノブ 3 1 が設置されている。この操作ノブ 3 1 を操作すると、挿入部 2 内に配設された湾曲操作ワイヤー 1 3 が牽引され、湾曲部 2 2 の湾曲方向および湾曲の度合いを自由に操作することができる。

30

【 0 0 4 1 】

操作部 3 の先端付近には、斜め上方に突出する突出部 3 2 が形成されている。通路 1 6 は、挿入部 2 内から操作部 3 の内部に連続して形成され、さらに、突出部 3 2 内に連続して形成されている。そして、通路 1 6 の基端部は、突出部 3 2 において、やや斜め上方に向かって外部に開放しており、基端開口 1 7 を有している。

【 0 0 4 2 】

操作部 3 の下部には、接続部可撓管 3 0 の一端が接続されており、接続部可撓管 3 0 の他端は、光源差込部（図示せず）に接続されている。光源差込部には、画像信号用コネクタ（図示せず）および光源用コネクタ（図示せず）が設けられており、内視鏡 1 は、この両コネクタを介して、光源プロセッサ装置（図示せず）に接続される。さらに、光源プロセッサ装置は、ケーブルを介してモニタ装置（図示せず）に接続されている。

40

【 0 0 4 3 】

光源プロセッサ装置内の光源から発せられた光は、光源差込部内、接続部可撓管 3 0 内、操作部 3 内、挿入部 2 内に連続して配設されたライトガイド 1 1 を通り、挿入部 2（湾曲部 2 2）の先端部より観察部位に照射され、照明する。

【 0 0 4 4 】

前記照明光により照明された観察部位からの反射光（被写体像）は、撮像素子で撮像される。撮像素子で撮像された被写体像に応じた画像信号は、バッファ（図示せず）を介して出力される。

【 0 0 4 5 】

50

この画像信号は、挿入部 2 内、操作部 3 内および接続部可撓管 30 内に連続して配設され、撮像素子と画像信号用コネクタとを接続する画像信号ケーブル 12 を介して、光源差込部に伝達される。

【0046】

そして、光源差込部内および光源プロセッサ装置内で所定の処理（例えば、信号処理、画像処理等）がなされ、その後、モニタ装置に入力される。モニタ装置では、撮像素子で撮像された画像（電子画像）、すなわち動画の内視鏡モニタ画像が表示される。

【0047】

なお、本発明は、内視鏡 1 のような電子内視鏡に限らず、ファイバー内視鏡を含め各種の内視鏡に適用することができることは、言うまでもない。

10

【0048】

図 3 に示すように、挿入部 2 内に形成された通路 16 の先端部には、衝突部材 7A が着脱自在に設置されている。衝突部材 7A は、全体形状として略円柱状をなしており、挿入部 2 の先端部に装着された状態では、通路 16 の先端を封止するようになっている。

【0049】

衝突部材 7A は、挿入部 2 に対し、挿入部 2 の長手方向とほぼ平行な軸の周りに回転することによって着脱されるものであるのが好ましく、その中でも螺合によって着脱されるものであるのがより好ましい。これにより、打体 5 の衝突方向と異なる方向の操作で衝突部材 7A の着脱がなされるので、衝突部材 7A は、打体 5 から衝撃を繰り返し受けても、挿入部 2 に対し、固定が緩んだり、外れたりするおそれがない。また、着脱操作が容易である。

20

【0050】

衝突部材 7A を挿入部 2 の先端部から取り外した状態では、通路 16 の先端は、挿入部 2 の先端において、外部に開放する。

【0051】

衝突部材 7A を挿入部 2 の先端部に対して着脱する操作は、例えば、衝突部材 7A の先端面に所定形状の溝を形成し、この溝に係合可能な突起部を備えた治具を使用して、衝突部材 7A を挿入部 2 の先端部に対して螺合すること等によって行うことが好ましい。

【0052】

また、本実施形態の内視鏡 1 は、衝突部材 7A を取り外すことにより、洗浄機等での洗浄の際に通路 16 内に水などが入った場合にでも、これを容易に排出することができる。このため、基端開口 17 に防水栓等を装着する必要がなく、従来の通常の内視鏡と同様に容易に洗浄を行うことができる。

30

【0053】

衝突部材 7A の構成材料としては、特に限定されず、例えば、ステンレス鋼、アルミニウム、チタン、またはその合金等の各種金属材料や各種セラミックス等を挙げることができる。また、X線造影性を有する材料で構成するのが好ましい。これにより、別途 X線マーカーを設けなくても、X線透視下で挿入部 2 の先端位置を確認することができる。

【0054】

通路 16 の先端付近には、全体形状としてほぼ円柱状をなす打体（ハンマー）5 が通路 16 の長手方向に沿って移動可能に設けられている。すなわち、打体 5 は、衝突部材 7A の基端側に位置している。打体 5 は、ロータリーソレノイド 4 によって、通路 16 の長手方向に沿って往復動され、その先端面（先端部）51 が衝突部材 7A の基端面（基端部）71 に繰り返し衝突することにより、挿入部 2 に対し、その先端方向への推進力（以下、単に「推進力」と言う。）を与えるものである。

40

【0055】

打体 5 の構成材料としては、特に限定されず、金属材料、非金属材料ともに使用することができるが、例えば、鉄、ステンレス鋼、チタン、タングステン、真鍮、または銅等の比較的比重が大きい金属材料が好ましく用いられる。これにより、打体 5 の外形を小さくした場合でも、大きな推進力が得られる。また、打体 5 の外面は、樹脂等の膜により被覆さ

50

れていてもよい。

【0056】

打体5の基端部は、伝達部材6の先端部に連結されている。ここで、打体5は、条件の異なる同様の打体5、例えば重さの異なる打体5に交換できるようになっていてもよい。これにより、打体5が挿入部2に与える打力を調整して、挿入部2の推進力を調節することができる。この場合、打体5の交換は、打体5と伝達部材6とを着脱自在として、伝達部材6に対して交換してもよく、挿入部2に対して打体5と伝達部材6とをセットで交換してもよい。

【0057】

図3および図4に示すように、伝達部材6は、長尺(細長)の部材であり、帯状材を螺旋状に隙間なく巻回して形成された可撓性を有するコイル部61と、コイル部61の基端部に連結された棒状のロッド部62とで構成されている。コイル部61は、伝達部材6の全長の大部分を構成しており、通路16内に長手方向に沿って設けられている。そして、ロッド部62の一部は、通路16の基端開口17から外部に露出している。

10

【0058】

伝達部材6のうちの挿入部2内に位置する部分が前記コイル部61で構成されていることにより、伝達部材6が挿入部2の可撓管部21や湾曲部22の湾曲を妨げることがないとともに、可撓管部21や湾曲部22が湾曲状態にあるときでも、ロータリーソレノイド4の駆動力を高い効率(少ない損失で)で打体5に伝達することができる。

【0059】

20

ロータリーソレノイド4は、打体5を通路16に沿って繰り返し往復動させるものである。図1に示すように、ロータリーソレノイド4は、台座43を介して、操作部3の側部の長手方向ほぼ中央に設置されている。すなわち、ロータリーソレノイド4は、操作ノブ31より先端側の部位に設けられている。

【0060】

ロータリーソレノイド4は、台座43に固定されたケース(ステーター)41と、ケース41に対し回動可能に設置されたローター42とを有している。

【0061】

また、ロータリーソレノイド4は、制御部8に対し、リード線85で電氣的に接続されている。そして、ロータリーソレノイド4は、制御部8から通電されると、ローター42がスタート位置から所定角度回動し、通電が解除されると、ローター42がケース41内に設置されたリターンズプリングの付勢力によりスタート位置に戻る。

30

【0062】

リード線85は、図示の構成と異なり、操作部3および接続部可撓管30等の内部に配設されていてもよい。これにより、操作性がより向上する。

【0063】

図5に示すように、制御部8は、その内部に電源回路81と駆動回路82とを有し、ロータリーソレノイド4を制御・駆動する。

【0064】

電源回路81は、電源に接続されており、駆動回路82に電力を供給する。電源回路81の電源としては、特に限定されず、例えば、前記光源プロセッサ装置と共通の電源や、それと別システムの電源、または電池等を使用することができる。

40

【0065】

駆動回路82は、供給された電力を、例えばパルス波(矩形波)状に周期的に変化する電圧を出力するように変換して発振し、ロータリーソレノイド4に供給する。これにより、ロータリーソレノイド4は、通電状態と非通電状態とが周期的に繰り返され、ローター42が周期的に往復回動する。この場合、駆動回路82の発振周波数としては、特に限定されないが、2~30ヘルツ程度であるのが好ましく、5~15ヘルツ程度であるのがより好ましい。

【0066】

50

図 1 に示すように、ローター 4 2 には、アーム 4 4 の一端部が例えばネジ止めにより固定されている。そして、アーム 4 4 の他端部には、その長手方向に沿って長孔 4 5 が設けられており、ピンスライダ 4 6 が設置されている。このピンスライダ 4 6 は、アーム 4 4 に対し、回動自在、かつ長孔 4 5 に沿って移動自在になっている。

【 0 0 6 7 】

ピンスライダ 4 6 には、雌ネジが切られた雌ネジ部が設けられており、伝達部材 6 のロッド部 6 2 の基端側には、前記雌ネジ部に対応する雄ネジが切られた雄ネジ部が形成されている。そして、ロッド部 6 2 の前記雄ネジ部がピンスライダ 4 6 の前記雌ネジ部に螺合することにより、伝達部材 6 とアーム 4 4 とがピンスライダ 4 6 を介して接続（連結）されている。これにより、ロッド部 6 2 は、アーム 4 4 に対し、回動自在、かつ長孔 4 5 に沿って移動自在に接続されている。アーム 4 4 とロッド部 6 2 とは、ローター 4 2 が回動する範囲において、アーム 4 4 とロッド部 6 2 とのなす角が直角に近いような位置関係で接続されているのが好ましい。

10

【 0 0 6 8 】

また、ピンスライダ 4 6 は、例えば小ネジによる固定を解除することにより、アーム 4 4 の長孔 4 5 から容易に取り外すことができ、これにより、アーム 4 4 と伝達部材 6 のロッド部 6 2 とは、着脱自在になっている。よって、アーム 4 4 と伝達部材 6 のロッド部 6 2 との接続を解除し、突出部 3 2 の基端開口 1 7 から伝達部材 6 を引き抜けば、伝達部材 6 および打体 5 を挿入部 2 から容易に取り外すことができる。

【 0 0 6 9 】

ロータリーソレノイド 4 が駆動されてローター 4 2 が往復回動すると、ローター 4 2 に取り付けられたアーム 4 4 が伝達部材 6 のロッド部 6 2 を通路 1 6 の基端部に沿って往復動させる。このとき、前述したように、ロッド部 6 2 がピンスライダ 4 6 を介してアーム 4 4 に接続されていることにより、ローター 4 2 の回転運動が伝達部材 6 の往復運動に円滑に変換して伝達される。

20

【 0 0 7 0 】

このように、伝達部材 6 が通路 1 6 の長手方向に沿って往復動すると、伝達部材 6 の先端に取り付けられた打体 5 もこれに伴って繰り返し往復動する。すなわち、ロータリーソレノイド 4 の駆動力が伝達部材 6 によって打体 5 に伝達され、打体 5 が通路 1 6 の長手方向に沿って、周期的に繰り返し往復動する。

30

【 0 0 7 1 】

ここで、本実施形態においては、伝達部材 6 のロッド部 6 2 をピンスライダ 4 6 に対して軸周りに回転させることにより、打体 5 の往復動のストロークを調節することができる。すなわち、前述したように、ロッド部 6 2 の基端側に形成された前記雄ネジ部は、ピンスライダ 4 6 の前記雌ネジ部に螺合しているため、ロッド部 6 2 を軸周りに回転させることにより、ロッド部 6 2（伝達部材 6）のアーム 4 4（ロータリーソレノイド 4）に対する接続位置が移動する。これにより、ロータリーソレノイド 4 のローター 4 2 の前記スタート位置に対応する打体 5 の位置が移動する。打体 5 の往復動のストロークは、この位置から衝突部材 7 A に衝突するまでの距離であるため、このようにして打体 5 の往復動のストロークを調節することができる。

40

【 0 0 7 2 】

このようにして打体 5 の往復動のストロークを調節することにより、ローター 4 2 の可動範囲の中のどの位置で、打体 5 が衝突部材 7 A に衝突するかを容易に調整することができる。すなわち、ローター 4 2 の可動範囲の途中の一定の範囲で打体 5 が衝突するように調整すると大きい打力が得られ、ロータリーソレノイド 4 の駆動力を効率良く挿入部 2 の推進力に活用することができるが、本実施形態では、その調整を容易に行うことができる。

【 0 0 7 3 】

ロータリーソレノイド 4 により往復動された打体 5 は、挿入部 2 の先端部に設置された衝突部材 7 A の基端面 7 1 に繰り返し衝突する。これにより、打体 5 が、挿入部 2 に対し先端方向への力を与え、挿入部 2 が推進力を得る。

50

【0074】

この推進力によって、挿入部2が管腔内を先端方向に前進することが補助されるため、内視鏡1は、挿入の操作が極めて容易なものとなる。特に、挿入部2の基端側に加えた押し込み力や捺じりが伝わりにくい挿入部2の先端部に集中して推進力が得られるため、推進力が有効に作用する。

【0075】

また、挿入部2が管腔の屈曲に沿って湾曲した状態のときでも、前述したようにロータリーソレノイド4の駆動力が高い効率で打体5に伝達され、大きな推進力が得られる。

【0076】

また、打体5が挿入部2の先端部に繰り返し衝突することにより、挿入部2が僅かに振動する。これにより、挿入部2と管状器官の内壁とが密着することが防止され、挿入部2と管腔との摩擦が減少して抵抗が小さくなり、さらに容易に挿入することができる。

【0077】

なお、このような、挿入部2に対し推進力を与える機構を、以下、「推進機構」と言う。

【0078】

内視鏡1では、打体5の衝突条件の調整(設定)によって、挿入部2に作用する推進力の強弱(挿入部2が前進するスピード)を調節することができる。ここで、打体5の衝突条件とは、前述したような打体5の重さおよび打体5の往復動のストロークのほか、以下に述べるような、打体5の往復動の周期、打体5の打力(駆動源の駆動力)等を言う。なお、打体5の衝突条件は、前述したものに限定されず、本発明においては、それらの衝突条件の少なくとも1つを調整(設定)可能であるのが好ましい。

【0079】

打体5の往復動の周期は、本実施形態においては、制御部8に設けられた駆動回路82からの発振周波数を変更することにより、調節できるようになっている。すなわち、発振周波数を調整することにより、打体5の往復動の周期が変わり、単位時間当たり打体5が衝突部材7Aに衝突する回数が増減する。よって、駆動回路82の発振周波数を調整することにより、挿入部2が前進するスピードを調節することができる。ただし、発振周波数が大きすぎると、ローター42の動きが駆動パルスに追従できなくなることがあるので、発振周波数は、前述した範囲にあるのが好ましい。

【0080】

打体5の打力(駆動源の駆動力)は、本実施形態においては、駆動回路82からの出力電圧の大きさを調整することにより、調節できるようになっている。これにより、ローター42の回転力の強弱を調整し、打体5が衝突部材7Aを叩く打力の強弱を調整することができる。

【0081】

出力電圧の大きさは、例えば、出力パルスのデューティー比(パルスの1周期のうちの通電時間の割合を百分率で表したもの)を変化させることにより調整することができる。この場合、デューティー比は、電源回路81の出力電圧や内視鏡の種類・用途等によってもその好ましい値は異なるが、通常、10~75%程度であるのが好ましく、12.5~50%程度であるのがより好ましい。

【0082】

駆動回路82の発振周波数(挿入部2が前進するスピード)の調整および打体5の打力の調整は、それぞれ、制御部8に設けられた周波数調整ツマミ83および打力調整ツマミ84を操作して調整することができるようになっている。また、周波数調整ツマミ83および打力調整ツマミ84は、操作部3に設けられていてもよい。これにより、操作性がより向上する。

【0083】

なお、ロータリーソレノイド4は、操作部3に対し、着脱自在に設けられているのが好ましい。これにより、比較的浅い部位に挿入する場合等の推進機構を使用しない場合には、ロータリーソレノイド4を取り外して重量を軽減し、操作性を向上することができる。ま

10

20

30

40

50

た、使用後の滅菌・洗浄の際に、ロータリーソレノイド4を取り外すことにより、容易かつ確実に滅菌・洗浄することができる。

【0084】

次に、内視鏡1の使用法(作用)の一例について説明する。

[1] 衝突条件の初期設定

挿入の操作開始前に、症例、患者の体格、挿入目的部位等に合わせて、前述した衝突条件を調整することにより、挿入部2に作用する推進力の強弱を調節する。

【0085】

すなわち、所望の重さの打体5を選択して装着し、ロッド部62のアーム44に対する接続位置の調整を行う。また、周波数調整ツマミ83および打力調整ツマミ84を操作して、挿入部2が前進するスピードおよび打体5の打力を調整する。

10

【0086】

なお、これらの初期設定は、必要に応じて行えばよく、使用の度に調整しなくてもよい。

【0087】

[2] 挿入の操作

挿入の操作は、推進機構を有しない従来の内視鏡と同様に、挿入部2の基端部に押し込み力や捻じりを加え、挿入部2を管腔内に前進させる。この場合、本発明によれば、前述したように、推進機構によって挿入部2の管腔内での前進が補助されるため、特に体腔の深部にまで挿入するような場合であっても、極めて容易に挿入することができる。

【0088】

また、挿入の操作の最中においても、周波数調整ツマミ83および打力調整ツマミ84を操作することにより、挿入部2が前進するスピード(挿入部2の推進力)を所望に調節することができる。これにより、管腔の屈曲の度合いや患者の状況などを判断しながら、所望のスピード(推進力)が得られる。

20

【0089】

[3] 推進機構を使用しない場合

挿入目的部位が浅い場合などの、推進機構を使用する必要がない場合には、挿入の操作開始前に、衝突部材7A、打体5および伝達部材6を挿入部2から取り外す。これにより、通路16は、突出部32の基端開口17から挿入部2の先端まで貫通する。そして、この場合、通路16を他の用途に使用することができる。通路16の他の用途としては、特に

30

【0090】

・生検鉗子、把持鉗子等の鉗子類、体温センサー等の各種センサー類、心電測定用等の電極、ナイフ、レーザーメス等の切開具類、造影チューブ、洗浄チューブ、ドレナージチューブ等の各種チューブ類(カテーテル類)、破碎プローブ(破石具)、ヒートプローブ、注射針、結紮具、ワイヤー類等の各種の処置具(検査具)を挿入する処置具挿通チャンネル。

【0091】

・挿入部2の先端から水等の流体を噴射して観察部位の血液や粘膜を除去したり、治療用の薬液の注入等を行うための送液(送気)チャンネル。

40

【0092】

・体液のサンプリングや、送液した流体の排出等を行うための吸引チャンネル。

【0093】

このように、本発明では、伝達部材6の挿入空間である通路6を他の用途と兼用可能であるため、挿入部2を大径化することなく、内視鏡の多機能性を維持することができる。これにより、従来の推進機構を有しない内視鏡と同等に挿入部2の細径化を図ることができる。よって、挿入可能部位が広範囲であり、また、患者の負担が増大することもない。

【0094】

推進機構を使用する必要がない場合には、さらに、ロータリーソレノイド4を操作部3から取り外してもよい。これにより、推進機構を有しない従来の内視鏡と重量面でも同等と

50

なり、操作性がより向上する。

【0095】

<第2実施形態>

図6は、本発明の内視鏡の第2実施形態における挿入部2の先端部を示す半縦断面図、図7は、本発明の内視鏡の第2実施形態における衝突部材7Bを先端側から見た図である。

【0096】

以下、これらの図を参照して本発明の内視鏡の第2実施形態について説明するが、前述した実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

【0097】

本実施形態は、衝突部材の構成が異なる以外は前記第1実施形態と同様である。

10

【0098】

本実施形態における衝突部材7Bは、その先端面から基端面に貫通する複数の孔73が形成されている点が、第1実施形態の衝突部材7Aと異なっている。具体的には、衝突部材7Bは、その中心(中央)部に、格子状(井桁状)に形成された枠部72を有しており、この枠部72において複数(図示の構成では9個)の孔73が形成されている。これにより、衝突部材7Bが挿入部2に装着された状態で、通路16の先端部は、孔73を通して、外部と通液可能に連通する。

【0099】

ロータリーソレノイド4により往復動された打体5の先端面51は、衝突部材7Bの基端面71に繰り返し衝突して、挿入部2に推進力を与える。これにより、本実施形態では、前記第1実施形態と同様に、挿入の操作が容易となる効果が得られる。

20

【0100】

また、推進機構を使用する必要がない場合には、予め、衝突部材7B、打体5および伝達部材6を挿入部2から取り外しておくことにより、前記第1実施形態と同様に、通路16を前述したような処置具挿通チャンネルや、送液(送気)チャンネル、吸引チャンネル等の他の用途に使用することができる。

【0101】

さらに、本実施形態では、衝突部材7Bの装着状態で、通路16の先端部が外部と通液可能に連通しているため、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材6および打体5を基端開口17から引き抜くことにより挿入部2から取り外して、通路16を前述したような送液(送気)チャンネルや吸引チャンネルとして使用することができる。これにより、推進機構の使用後に、衝突部材7Bを装着したまま、実施頻度の高い送気・送液や吸引の処置を通路16を利用して行うことができる。

30

【0102】

また、例えば打体5内に長手方向に沿って先端面51に開放する中空部を形成することもでき、これにより、打体5および伝達部材6を設置した状態で通路16内を通気・通液可能とすることができる。この場合には、打体5および伝達部材6を挿入部2から取り外すことなく、送気・送液・吸引を行うことができ、より簡単な操作で、短時間に手技を行うことができる。

【0103】

<第3実施形態>

図8は、本発明の第3実施形態における挿入部2の先端部を示す半縦断面図である。

【0104】

以下、この図を参照して本発明の内視鏡の第3実施形態について説明するが、前述した実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

【0105】

本実施形態は、挿入部2の先端部の構成が異なる以外は前記第1実施形態と同様である。

【0106】

本実施形態においては、挿入部2の先端部に、通路16の内径が縮小した縮径部(衝突部)9Aが形成されており、前述したような個別の衝突部材は、設置されていない。また、

40

通路 16 の先端（縮径部 9 A の先端）は、外部に開口している。

【0107】

縮径部 9 A の内径は、長手方向に沿ってほぼ一定になっている。通路 16 の内径（平均内径） D_1 と縮径部 9 A の内径（最小内径） D_2 との比 D_2 / D_1 は、特に限定されないが、 $0.3 \sim 0.8$ であるのが好ましく、 $0.5 \sim 0.8$ であるのがより好ましい。これにより、打体 5 の衝突面の広さおよび通路 16 の先端部の内径を共に十分に確保することができる。

【0108】

また、縮径部 9 A の最小内径 D_2 は、打体 5 の外径（正確には、打体 5 の先端の内径）より小さくなっている。これにより、縮径部 9 A は、打体 5 が通り抜けられない通過不能部となっている。

10

【0109】

このような縮径部 9 A によって、通路 16 には、通路 16 の長手方向に対しほぼ垂直な段差面 9 1 を有する段差が形成されている。

【0110】

ロータリーソレノイド 4 により往復動された打体 5 は、縮径部 9 A の段差面 9 1 に繰り返し衝突して、挿入部 2 に推進力を与える。これにより、本実施形態では、前記第 1 実施形態と同様に、挿入の操作が容易となる効果が得られる。

【0111】

また、前記第 2 実施形態と同様に、通路 16 の先端部が外部と通液可能に連通しているので、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材 6 および打体 5 を挿入部 2 から取り外して（または取り外すことなく）、通路 16 を前述したような送液（送気）チャンネルや吸引チャンネルとして使用することができる。

20

【0112】

さらに、本実施形態では、通路 16 の先端部が開口（開放）しているので、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材 6 および打体 5 を基端開口 17 から引き出して挿入部 2 から取り外せば、通路 16 を前述したような処置具挿通チャンネルとしても使用することができる。

【0113】

図示の構成では、縮径部 9 A は、通路 16 と同心的に（中心軸を一致させて）形成されている。これにより、通路 16 に挿入した処置具の先端部が縮径部 9 A を通過するときに、引っ掛かりにくく、円滑に通過することができる。

30

【0114】

また、図示のような構成と異なり、縮径部 9 A が通路 16 に対し偏心していてもよい。例えば、縮径部 9 A の中心軸 9 5 を図 8 中の下方向に偏心させた場合には、打体 5 が段差面 9 1 に対し図 8 中の上側に集中して衝突する。この場合には、挿入部 2 の中心軸 2 6 に近い部分に力が加わるので、片寄りが極めて少なく、バランスが特に優れた推進力が得られる。

【0115】

< 第 4 実施形態 >

40

図 9 は、本発明の内視鏡の第 4 実施形態における挿入部 2 の先端部を示す半縦断面図である。

【0116】

以下、この図を参照して本発明の内視鏡の第 4 実施形態について説明するが、前述した実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

【0117】

本実施形態は、縮径部および打体 5 の構成が異なる以外は前記第 3 実施形態と同様である。

【0118】

本実施形態における縮径部 9 B は、通路 16 の内径が先端方向に向かって漸減するテーパ

50

一面 9 3 を有するテーパ部で構成されている。すなわち、縮径部 9 B の内径は、その基端部において、通路 1 6 の内径（平均内径）と同じ（ D_1 ）になっており、その先端部において最小（ D_2 ）になっている。通路 1 6 の内径（平均内径） D_1 と縮径部の最小内径 D_2 との比 D_2 / D_1 は、特に限定されないが、その好ましい値は、前記第 3 実施形態と同様である。

【0119】

打体 5 は、全体形状としてほぼ円柱状をなしているが、その先端部には、外径が先端方向に向かって漸減したテーパ面を有するテーパ部（面取り部）5 2 が形成されている。このテーパ部 5 2 は、縮径部 9 B のテーパ面 9 3 に対応した形状になっている。これにより、縮径部 9 B のテーパ面 9 3 の磨耗・損傷が防止される。

10

【0120】

ロータリーソレノイド 4 により往復動された打体 5 のテーパ部 5 2 は、縮径部 9 B のテーパ面 9 3 に繰り返し衝突して、挿入部 2 に推進力を与える。これにより、本実施形態では、前記第 1 実施形態と同様に、挿入の操作が容易となる効果が得られる。

【0121】

また、前記第 2 実施形態と同様に、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材 6 および打体 5 を挿入部 2 から取り外して（または取り外すことなく）、通路 1 6 を前述したような送液（送気）チャンネルや吸引チャンネルとして使用することができる。

【0122】

また、前記第 3 実施形態と同様に、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材 6 および打体 5 を挿入部 2 から取り外せば、通路 1 6 を前述したような処置具挿通チャンネルとして使用することができる。

20

【0123】

この際、本実施形態では、縮径部 9 B にテーパ面 9 3 が形成されていることにより、通路 1 6 に挿入した鉗子等の処置具の先端部が縮径部 9 B を通過するとき、特に引っ掛かりにくく、より円滑に通過することができる。

【0124】

< 第 5 実施形態 >

図 1 0 は、本発明の内視鏡の第 5 実施形態における挿入部 2 の先端部を示す半縦断面図である。

30

【0125】

以下、この図を参照して本発明の内視鏡の第 5 実施形態について説明するが、前述した実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

【0126】

本実施形態は、縮径部の構成が異なる以外は前記第 3 実施形態と同様である。

本実施形態における縮径部 9 C の基端部には、その外周に、通路 1 6 の長手方向に対しほぼ垂直な段差面 9 2 が形成され、段差面 9 2 の内側に、通路 1 6 の内径が先端方向に向かって漸減するテーパ面 9 4 が形成されている。

【0127】

ロータリーソレノイド 4 により往復動された打体 5 の先端面 5 1 は、縮径部 9 C の段差面 9 2 に繰り返し衝突して、挿入部 2 に推進力を与える。これにより、本実施形態では、前記第 1 実施形態と同様に、挿入の操作が容易となる効果が得られる。

40

【0128】

また、前記第 2 実施形態と同様に、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材 6 および打体 5 を挿入部 2 から取り外して（または取り外すことなく）、通路 1 6 を前述したような送液（送気）チャンネルや吸引チャンネルとして使用することができる。

【0129】

また、前記第 3 実施形態と同様に、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材 6 および打体 5 を挿入部 2 から取り外せば、通路 1 6 を前述したような処置具挿通チャンネルとして使用することができる。

50

【0130】

この際、縮径部9Cにテーパ面94が形成されていることにより、前記第4実施形態と同様に、通路16に挿入した鉗子等の処置具の先端部が縮径部9Cを通過するとき、特に引っ掛かりにくく、より円滑に通過することができる。

【0131】

さらに、本実施形態では、打体5が挿入部2の長手方向に対し垂直な段差面92に衝突するので、打体5の打力が高い効率で挿入部2に伝達され、前記第4実施形態より大きい推進力が得られる。

【0132】

上述したような縮径部は、以上のような構成に限らず、打体5の先端部の形状・姿勢との関係において、打体5が衝突することができる衝突部を構成するような形状のものであれば、いかなるものであってもよい。以下、打体5および縮径部の他の構成例について説明する。

10

【0133】

図12および図13は、それぞれ、打体5および縮径部の他の構成例を示すための図であり、打体5の先端部および通路16の先端部の模式的横断面図である。これらの図は、先端方向に向かって見た図である。

【0134】

図12に示す例では、打体5は、前述した例と同様に円柱状をなしている。これに対し、縮径部が形成する縮径孔96は、同図中横長の楕円形をなしている。すなわち、本例の縮径部は、内径の縮小する割合が周方向に沿って変化している。この楕円形の縮径孔96の内径における長径（長軸）は、打体5の先端部の外径（直径）より大きく、その短径（短軸）は、打体5の先端部の外径（直径）より小さくなっている。これにより、打体5の先端部は、縮径部の基端面97のうち、同図中縮径孔96の上方および下方の部分に衝突する。基端面97は、段差面となっていて、テーパ面となっていてよい。

20

【0135】

図13に示す例では、縮径部が形成する縮径孔98は、前記第3～第5実施例と同様に、円形になっている。これに対し、打体5の先端部は、横断面形状が同図中縦長の略長方形をなしており、その長辺の長さは、縮径孔98の内径より大きく、その短辺の長さは、縮径孔98の内径より小さくなっている。これにより、打体5の先端部は、縮径部の基端面97のうち、同図中縮径孔96の上方および下方の部分に衝突する。基端面97は、段差面となっていて、テーパ面となっていてよい。

30

【0136】

<第6実施形態>

図11は、本発明の内視鏡の第6実施形態における挿入部2の先端部を示す半縦断面図である。

【0137】

以下、この図を参照して本発明の内視鏡の第6実施形態について説明するが、前述した実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

【0138】

本実施形態は、衝突部材の構成が異なる以外は前記第1実施形態と同様である。

40

【0139】

本実施形態における衝突部材7Cは、その先端面から基端面に貫通する孔74が中心部に形成されている点が、前記第1実施形態の衝突部材7Aと異なっている。すなわち、衝突部材7Cは、孔74を有するリング状（環状）をなしている。

【0140】

衝突部材7Cは、挿入部2の先端部に装着された状態で、前記第3実施形態の縮径部9Aと同様の縮径部を形成する。これにより、通路16の長手方向に対しほぼ垂直な段差面75が形成される。通路16の内径（平均内径） D_1 と、孔74の内径（最小内径） D_2 との比 D_2/D_1 は、特に限定されないが、その好ましい値は、前記第3実施形態と同様である

50

。

【0141】

ロータリーソレノイド4により往復動された打体5は、衝突部材7Cによって形成された段差面75に繰り返し衝突して、挿入部2に推進力を与える。これにより、本実施形態では、前記第1実施形態と同様に、挿入の操作が容易となる効果が得られる。

【0142】

また、本実施形態では、衝突部材7Cを挿入部2に装着した状態では、前記第3実施形態と同様の効果が得られる。すなわち、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材6および打体5を挿入部2から取り外して（または取り外すことなく）、通路16を前述したような送液（送気）チャンネルや吸引チャンネルとして使用することができる。また、推進機構を使用して管腔に対し挿入を行った後、伝達部材6および打体5を挿入部2から抜き取って取り外せば、通路16を前述したような処置具挿通チャンネルとして使用することができる。

10

【0143】

さらに、推進機構を使用する必要がないときには、予め打体5および伝達部材6を挿入部2から取り外しておくとともに、衝突部材7Cを取り外しておくことにより、通路16の先端が縮径することなく外部に開放する。これにより、より外形の大きい処置具の挿入が可能となり、使用可能な処置具の幅が広がる。

【0144】

衝突部材7Cは、図示のような構成に限らず、例えば、挿入部2の先端部に装着された状態で、前記第4実施形態の縮径部9Bや前記第5実施形態の縮径部9C、あるいは、図12や図13に示すような縮径部と同様の縮径部を形成するような形状のものであってもよい。

20

【0145】

以上、本発明の内視鏡について説明したが、本発明は、これらに限定されるものではなく、内視鏡を構成する各部は、同様の機能を発揮し得る任意の構成のものと置換することができる。

【0146】

例えば、打体5を往復動させる駆動源は、ロータリーソレノイド4のような構成に限らず、例えばプランジャを直線運動させる直動型ソレノイドや、モーター、油圧シリンダ、空気圧シリンダ、圧電アクチュエータ等、打体5を往復動させられるものであればいかなるものであってもよい。

30

【0147】

また、駆動源と伝達部材との間には、回動機構、リンク機構、カム機構、歯車機構、プーリーおよびベルト等の、動力を伝達し得る任意の機構が存在していてもよい。

【0148】

また、伝達部材6は、図示のような構成に限らず、ロータリーソレノイド4の駆動力を打体5に伝達して打体5を往復動させることができるものであって、挿入部2の湾曲を妨げないものあれば、いかなるものであってもよい。

【0149】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、駆動源の駆動により、管腔内で挿入部がその先端方向への推進力を得られる。そして、この推進力によって挿入部の前進が補助され、管腔への挿入を容易に行うことができる。

40

【0150】

また、伝達部材の挿入空間である通路を他の用途にも使用することができるので、挿入部を大径化することなく、内視鏡の多機能性を維持することができる。これにより、推進機構を有しない従来の内視鏡と同等に挿入部の細径化を図ることができる。よって、細い管腔にも挿入することができるとともに、患者の負担も軽減される。

【0151】

50

また、従来の内視鏡に対して設計変更の少ない、簡単な構造で上記効果を達成することができ、比較的安価に製造することができるとともに、信頼性が高く、保守も容易である。

【0152】

さらに、挿入部の外形は、従来の内視鏡とほぼ同様であり、推進機構が挿入部の外部に露出しないので、安全性が極めて高い。

【0153】

また、衝突部材を用いる場合には、衝突部材の着脱を選択することによって、より多彩な使用形態を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の内視鏡の実施形態を示す側面図である。

10

【図2】図1中のX-X線横断面図である。

【図3】本発明の内視鏡の第1実施形態における挿入部の先端部を示す半縦断面図である。

【図4】打体および伝達部材の側面図である。

【図5】駆動源を制御する回路構成例を示すブロック図である。

【図6】本発明の内視鏡の第2実施形態における挿入部の先端部を示す半縦断面図である。

【図7】図6に示す内視鏡の衝突部材を先端方向から見た図である。

【図8】本発明の内視鏡の第3実施形態における挿入部の先端部を示す半縦断面図である。

20

【図9】本発明の内視鏡の第4実施形態における挿入部の先端部を示す半縦断面図である。

【図10】本発明の内視鏡の第5実施形態における挿入部の先端部を示す半縦断面図である。

【図11】本発明の内視鏡の第6実施形態における挿入部の先端部を示す半縦断面図である。

【図12】打体および縮径部の他の構成例を示す横断面図である。

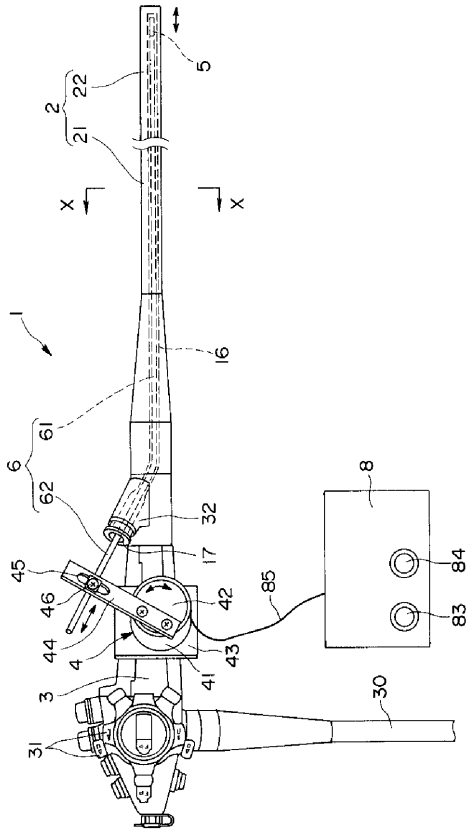
【図13】打体および縮径部の他の構成例を示す横断面図である。

【符号の説明】

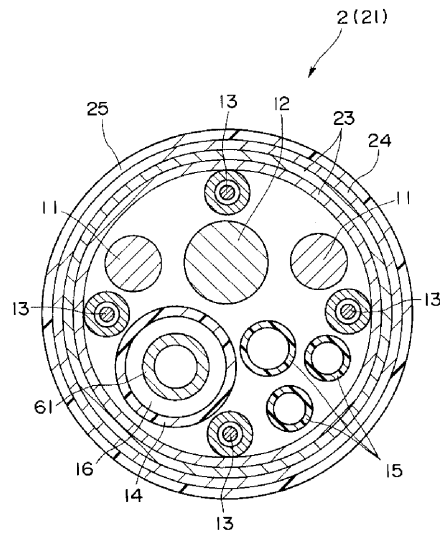
1	内視鏡	30
1 1	ライトガイド	
1 2	画像信号ケーブル	
1 3	湾曲操作ワイヤー	
1 4	伝達部材挿通用チューブ	
1 5	送気・送液用チューブ	
1 6	通路	
1 7	基端開口	
2	挿入部	
2 1	可撓管部	
2 2	湾曲部	40
2 3	螺旋管	
2 4	網状管	
2 5	外皮	
2 6	中心軸	
3	操作部	
3 1	操作ノブ	
3 2	突出部	
4	ロータリーソレノイド	
4 1	ケース	
4 2	ローター	50

4 3	台座	
4 4	アーム	
4 5	長孔	
4 6	ピンスライダ	
5	打体	
5 1	先端面	
5 2	テーパ部	
6	伝達部材	
6 1	コイル部	
6 2	ロッド部	10
7 A、7 B、7 C	衝突部材	
7 1	基端面	
7 2	枠部	
7 3、7 4	孔	
7 5	段差面	
8	制御部	
8 1	電源回路	
8 2	駆動回路	
8 3	周波数調整ツマミ	
8 4	打力調整ツマミ	20
8 5	リード線	
9 A、9 B、9 C	縮径部	
9 1、9 2	段差面	
9 3、9 4	テーパ面	
9 5	中心軸	
9 6、9 8	縮径孔	
9 7	基端面	
3 0	接続部可撓管	

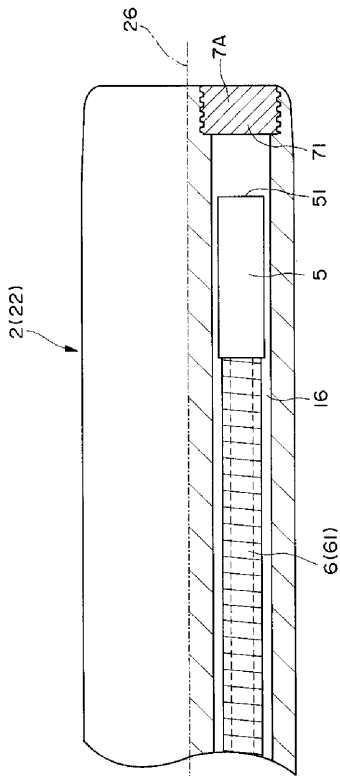
【 図 1 】



【 図 2 】



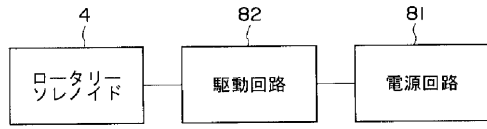
【 図 3 】



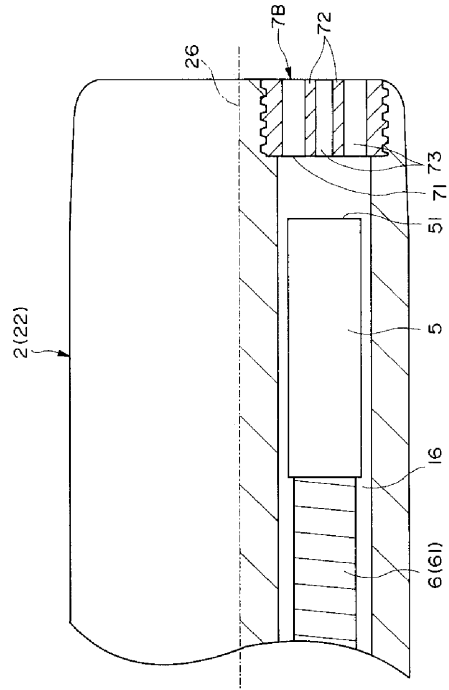
【 図 4 】



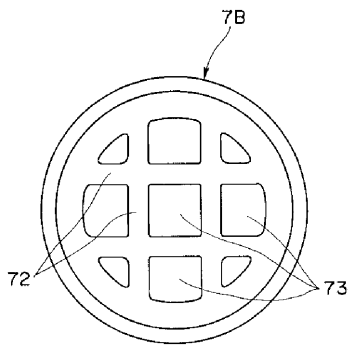
【図5】



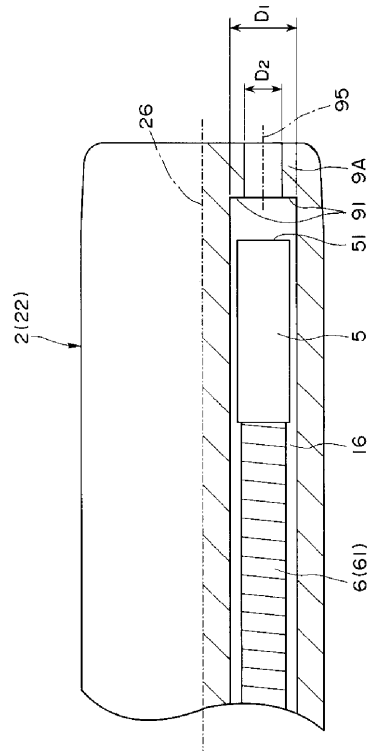
【図6】



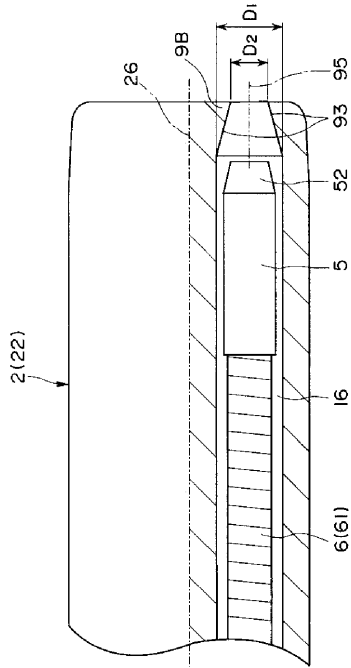
【図7】



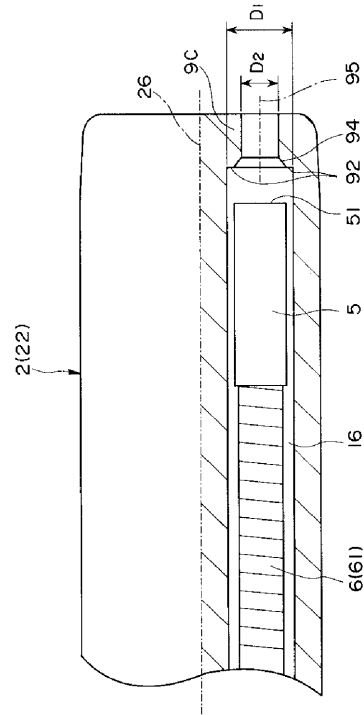
【図8】



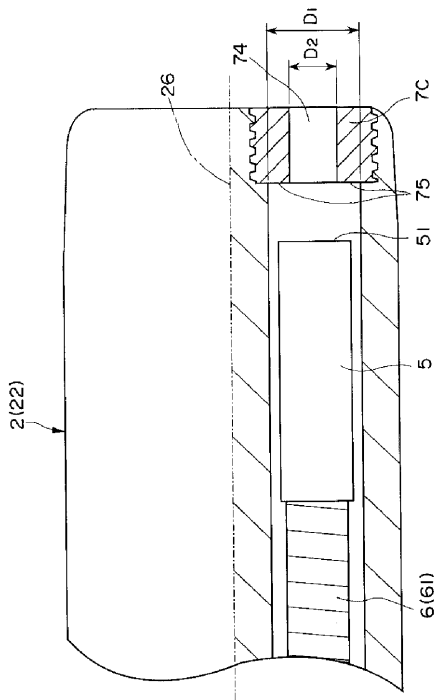
【 図 9 】



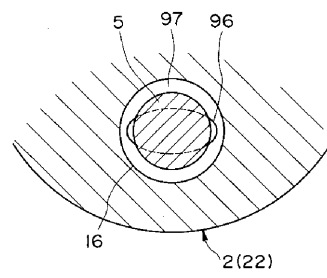
【 図 10 】



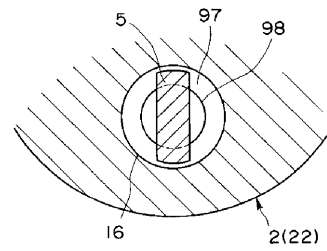
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 13 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭62-030211(JP,A)
特開平04-002477(JP,A)
国際公開第99/034726(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP4634595B2	公开(公告)日	2011-02-16
申请号	JP2000329174	申请日	2000-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	葉山茂		
发明人	葉山茂		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.610 A61B1/00.650		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/AA29 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF35 4C061/GG22 4C061/HH60 4C061/JJ01 4C061/LL02 4C061/MM00 4C061/NN10 4C161/AA00 4C161/AA29 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF35 4C161/GG22 4C161/HH60 4C161/JJ01 4C161/LL02 4C161/MM00 4C161/NN10		
代理人(译)	増田达也		
其他公开文献	JP2002125924A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过保持内窥镜的多功能性而不增加插入部分的直径并使插入部分在其管腔内的尖端方向上获得推进力来提供可以容易地插入管腔的内窥镜通过简单的结构，以帮助插入部分向前移动。解决方案：内窥镜1具有插入部分2，操作部分3和安装在部分3处的旋转螺线管4。击打体5安装在形成于部分2内的通道16的尖端处。螺线管4通过传动构件6传递到主体5，并且主体5在通道16内往复运动并且反复地与部件2的尖端碰撞以向部件2提供推进力。通道16可以用作处理工具直通通道，液体供给（送风）通道，吸入通道等，共同的。

