

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3898886号**  
(P3898886)

(45) 発行日 平成19年3月28日(2007.3.28)

(24) 登録日 平成19年1月5日(2007.1.5)

(51) Int. Cl. F I  
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 19 頁)

(21) 出願番号	特願2000-329175 (P2000-329175)	(73) 特許権者	000000527
(22) 出願日	平成12年10月27日(2000.10.27)		ペンタックス株式会社
(65) 公開番号	特開2002-125925 (P2002-125925A)		東京都板橋区前野町2丁目36番9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16年9月27日(2004.9.27)		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、先端が開放した管路と、  
 前記管路内に着脱自在に設置され、内部に長手方向に沿って延びる通路を有する長尺の中  
 空部材と、  
 前記通路の先端付近に、その長手方向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を有し、  
 前記中空部材は、その先端付近に、前記打体が衝突する衝突部を有し、  
 前記打体および前記伝達部材は、前記挿入部に対し着脱自在に設けられており、  
 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。

【請求項2】

前記衝突部は、前記打体が通過することができない構成となっている請求項1に記載の内  
 視鏡。

【請求項3】

前記衝突部は、前記通路を封止する閉塞部である請求項1または2に記載の内視鏡。

10

20

## 【請求項 4】

前記管路は、基端側に、外部に開放した基端開口部を有し、前記中空部材は、前記基端開口部から引き出すことにより前記挿入部から取り外し可能である請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の内視鏡。

## 【請求項 5】

前記打体が前記衝突部に衝突したときに前記中空部材が前記管路に対して先端方向に移動することを制限する移動制限手段を有する請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の内視鏡。

## 【請求項 6】

前記管路は、基端側に、外部に開放した基端開口部を有し、前記移動制限手段は、前記中空部材の基端部に形成され、前記管路の基端開口部の縁部に係合する係合部である請求項 5 に記載の内視鏡。

10

## 【請求項 7】

前記移動制限手段は、前記中空部材の先端が当接する当接部である請求項 5 に記載の内視鏡。

## 【請求項 8】

前記当接部は、前記管路の先端部に形成され、前記管路の内径が縮小した縮径部である請求項 7 に記載の内視鏡。

## 【請求項 9】

前記中空部材は、主に管状のチューブで構成されている請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の内視鏡。

20

## 【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

30

## 【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。挿入部の管腔への挿入は、挿入部の基端側（手元側）に押し込み力や捻じりを加えて、挿入部を管腔内に前進させることにより行われる。

40

## 【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捻じり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

50

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。

10

【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。

20

【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、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。

30

【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、先端が開放した管路と、  
前記管路内に着脱自在に設置され、内部に長手方向に沿って延びる通路を有する長尺の中空部材と、  
前記通路の先端付近に、その長手方向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を有し、  
前記中空部材は、その先端付近に、前記打体が衝突する衝突部を有し、  
前記打体および前記伝達部材は、前記挿入部に対し着脱自在に設けられており、  
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。

40

【0011】

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。

50

## 【 0 0 1 2 】

( 2 ) 前記衝突部は、前記打体が通過することができない構成となっている上記 ( 1 ) に記載の内視鏡。

これにより、打体の打力がより高い効率で挿入部に伝達される。

## 【 0 0 1 3 】

( 3 ) 前記衝突部は、前記通路を封止する閉塞部である上記 ( 1 ) または ( 2 ) に記載の内視鏡。

これにより、打体の打力が特に高い効率で挿入部に伝達される。

## 【 0 0 1 4 】

( 4 ) 前記管路は、基端側に、外部に開放した基端開口部を有し、前記中空部材は、前記基端開口部から引き出すことにより前記挿入部から取り外し可能である上記 ( 1 ) ないし ( 3 ) のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、推進機構の使用後に、迅速に中空部材を取り外すことができる。

## 【 0 0 1 5 】

( 5 ) 前記打体が前記衝突部に衝突したときに前記中空部材が前記管路に対して先端方向に移動することを制限する移動制限手段を有する上記 ( 1 ) ないし ( 4 ) のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、打体の打力が特に高い効率で挿入部に伝達される。

## 【 0 0 1 6 】

( 6 ) 前記管路は、基端側に、外部に開放した基端開口部を有し、前記移動制限手段は、前記中空部材の基端部に形成され、前記管路の基端開口部の縁部に係合する係合部である上記 ( 5 ) に記載の内視鏡。

これにより、打体の打力が特に高い効率で挿入部に伝達される。

## 【 0 0 1 7 】

( 7 ) 前記移動制限手段は、前記中空部材の先端が当接する当接部である上記 ( 5 ) に記載の内視鏡。

これにより、打体の打力が特に高い効率で挿入部に伝達される。

## 【 0 0 1 8 】

( 8 ) 前記当接部は、前記管路の先端部に形成され、前記管路の内径が縮小した縮径部である上記 ( 7 ) に記載の内視鏡。

これにより、打体の打力が特に高い効率で挿入部に伝達される。

## 【 0 0 1 9 】

( 9 ) 前記中空部材は、主に管状のチューブで構成されている上記 ( 1 ) ないし ( 8 ) のいずれかに記載の内視鏡。

これにより、中空部材の製造が容易となり、製造コストが低減する。

## 【 0 0 2 0 】

( 1 0 ) 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。

## 【 0 0 2 1 】

( 1 1 ) 前記打体の衝突条件を調整可能である上記 ( 1 ) ないし ( 1 0 ) 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。

## 【 0 0 2 2 】

( 1 2 ) 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 ( 1 1 ) 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。

## 【 0 0 2 3 】

( 1 3 ) 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 ( 1 2 ) のいずれかに記載の内視鏡。

10

20

30

40

50

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。

【0024】

【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。

【0025】

<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、図6は、チューブ7の係合部73が管路16の基端開口部17に係合する前の状態を拡大して示す側面図、図7は、チューブ7の係合部73と管路16の基端開口部17との係合状態を示す縦断面図である。なお、図3は、管路16、チューブ7、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8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。

10

【0026】

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、中空部材としてのチューブ7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。

20

【0027】

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。

【0028】

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23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23の外周を被覆する網状管24と、合成樹脂等の弾性材料で構成され、網状管24の外周を被覆する外皮25とで構成されている。なお、図2に示す構成では、螺旋管23は、2重に設けられている。

30

【0029】

挿入部2の先端付近の部分は、湾曲部22で構成されている。湾曲部22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24と、網状管24の外周に被覆された外皮25とで構成されている。このような湾曲部22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。

【0030】

挿入部2（湾曲部22）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。

40

【0031】

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11と、画像信号ケーブル12と、湾曲操作ワイヤー13と、管路チューブ14と、送気・送液用チューブ15とが、それぞれ、長手方向に沿って挿通・設置されている。内視鏡1は、送気・送液用チューブ15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。

【0032】

管路チューブ14の内部（中空部）は、後述するチューブ7が設置される管路16となる。管路16は、図示の構成では挿入部2の中心軸26から図3中の下方向に偏心した位置

50

に設けられているが、挿入部 2 の横断面内での管路 1 6 の位置は、特に限定されず、例えば、挿入部 2 と同心的に設けられていてもよい。

【 0 0 3 3 】

管路 1 6 は、挿入部 2 の長手方向に沿って形成され、管路 1 6 の先端は、挿入部 2 の先端で外部に開放し、先端開口 1 8 が形成されている。

【 0 0 3 4 】

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。

10

【 0 0 3 5 】

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。管路 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。

【 0 0 3 6 】

図 6 に示すように、突出部 3 2 には、円筒状に突出する基端開口部 1 7 が形成されており、管路 1 6 の基端は、基端開口部 1 7 において、斜め上方に向かって外部に開放している。また、突出部 3 2 の内部に形成された部分の管路 1 6 の内径は、挿入部 2 の内部に形成された部分の管路 1 6 の内径より大きくなっている。

20

【 0 0 3 7 】

後に詳述するチューブ 7 は、管路 1 6 内に設置されており、管路 1 6 の基端開口部 1 7 から引き出すことにより、管路 1 6 から引き抜いて、挿入部 2 から取り外すことができるようになっている。

【 0 0 3 8 】

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。

30

【 0 0 3 9 】

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 0 】

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 1 】

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 3 0 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 1 2 を介して、光源差込部に伝達される。

40

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

50

管路16内には、その長手方向に沿って、長尺のチューブ7が設置（挿通）されている。チューブ7は、主に管状のチューブで構成されている。チューブ7の全長は、管路16の全長とほぼ同じになっている。また、チューブ7は、可撓性を有し、挿入部2の湾曲に合わせて自由に湾曲することができる。

【0045】

チューブ7の内部には、長手方向に沿って延びる通路74が形成されている。通路74の基端は、基端開口75において外部に開放している。すなわち、チューブ7の基端には、基端開口75が形成されている。

【0046】

チューブ7の基端付近の部分は、突出部32内に位置する管路16の拡張径に対応して大径化した拡張径部71となっている。

【0047】

チューブ7を管路16内に適正に設置した状態においてチューブ7と管路16との間に隙間が可及的に少なくなるように、チューブ7の各部の外径は、当該部分の管路16の内径とほぼ同じになっているのが好ましい。これにより、打体5が閉塞部72（衝突部）に衝突したときに、チューブ7が管路16に対して先端方向に移動することが摩擦により制限（抑制）される。よって、チューブ7が打体5から受ける力（推進力）をチューブ7から挿入部2に対して高い効率で伝達することができる。

【0048】

チューブ7の構成材料としては、特に限定されないが、例えば、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン-酢酸ビニル共重合体等のポリオレフィン系樹脂、ポリアミド系樹脂、ポリエチレンテレフタレート（PET）、ポリブチレンテレフタレート等のポリエステル系樹脂、ポリウレタン系樹脂、ポリスチレン系樹脂、ポリテトラフルオロエチレン、エチレン-テトラフルオロエチレン共重合体、ポリフッ化ビニリデン（PVDF）等のフッ素系樹脂、ポリイミド系樹脂等の各種可撓性を有する樹脂等が挙げられ、また、これらのうちの2種以上を組み合わせることもできる。また、チューブ7には、例えばステンレス鋼、アルミニウムまたはアルミニウム合金、チタンまたはチタン合金のような各種金属材料や各種硬質樹脂等からなる補強材（芯材）が設けられていてもよい。このような補強材の形状は、例えば、直線状、螺旋状、メッシュ状等とすることができる。

【0049】

チューブ7の先端には、通路74を封止する閉塞部72が形成されている。この閉塞部72は、挿入部2（管路16）の先端付近に位置している。閉塞部72は、打体5が衝突する衝突部を構成するものであり、その基端面721に後述する打体5が繰り返し衝突する。

【0050】

このような閉塞部72は、同様の材料で一体的に形成されていてもよく、各種硬質樹脂、各種金属材料、各種セラミックス等の材料で構成したものを本体に固着して形成したものであってもよい。また、X線造影性を有する材料で構成することもでき、これにより、別途X線マーカを設けなくても、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。

【0051】

図6および図7に示すように、チューブ7の基端部には、打体5が閉塞部72に衝突したとき、チューブ7が管路16に対して先端方向に移動することを制限（抑制）する制限手段としての係合部73が形成されている。なお、図6は、チューブ7を基端開口部17から管路16内に挿入していく際の、挿入が終わる直前の状態（係合部73が基端開口部17の縁部171に係合する前の状態）を示している。

【0052】

係合部73は、チューブ7の基端外周からリング状（環状）に突出するフランジ部731と、該フランジ部731の外周縁からチューブ7の先端方向に円筒状に突出する折り返し

10

20

30

40

50

部 7 3 2 とで構成されている。チューブ 7 の基端部外周面と折り返し部 7 3 2 の内周面との間には、リング状（環状）の溝 7 3 3 が形成されている。

【 0 0 5 3 】

図 7 に示すように、チューブ 7 が管路 1 6 内に適正に設置された状態では、この溝 7 3 3 内に基端開口部 1 7 の端部が挿入している。これにより、係合部 7 3 のフランジ部 7 3 2 が基端開口部 1 7 の縁部（端面）1 7 1 に当接し、チューブ 7 は、この位置より先端方向に移動しない。

【 0 0 5 4 】

このような係合部 7 3 が設けられていることにより、打体 5 からチューブ 7 に加えられた先端方向の力がより確実に挿入部 2 に伝達され、挿入部 2 により高い効率で推進力を与えることができる。

【 0 0 5 5 】

このような係合部 7 3 は、同様の材料で一体的に形成されていてもよく、各種硬質樹脂、各種金属材料、各種セラミックス等の材料で構成したものを本体に固着して形成したものであってもよい。

【 0 0 5 6 】

通路 7 4 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 7 4 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、閉塞部 7 2 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 7 4 の長手方向に沿って往復動され、その先端面（先端部）5 1 が閉塞部 7 2 の基端面 7 2 1 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。

【 0 0 5 7 】

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れていてもよい。

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

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 6 1 と、コイル部 6 1 の基端部に連結された棒状のロッド部 6 2 とで構成されている。コイル部 6 1 は、伝達部材 6 の全長の大部分を構成しており、通路 7 4 内に長手方向に沿って設けられている。そして、ロッド部 6 2 の一部は、通路 7 4 の基端開口 7 5 から出て、外部に露出している。

【 0 0 6 0 】

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 6 1 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 2 1 や湾曲部 2 2 の湾曲を妨げることがないとともに、可撓管部 2 1 や湾曲部 2 2 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。

【 0 0 6 1 】

ロータリーソレノイド 4 は、打体 5 を通路 7 4 の長手方向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 4 3 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、

10

20

30

40

50

操作ノブ31より先端側の部位に設けられている。

【0062】

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。

【0063】

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。

【0064】

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。

【0065】

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。

【0066】

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、それと別系統の電源、または電池等を使用することができる。

【0067】

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。

【0068】

図1に示すように、ローター42には、アーム44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44の他端部には、その長手方向に沿って長孔45が設けられており、ピンスライダ46が設置されている。このピンスライダ46は、アーム44に対し、回動自在、かつ長孔45に沿って移動自在になっている。

【0069】

ピンスライダ46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62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62の前記雄ネジ部がピンスライダ46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44とがピンスライダ46を介して接続(連結)されている。これにより、ロッド部62は、アーム44に対し、回動自在、かつ長孔45に沿って移動自在に接続されている。アーム44とロッド部62とは、ローター42が回動する範囲において、アーム44とロッド部62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。

【0070】

また、ピンスライダ46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44の長孔45から容易に取り外すことができ、これにより、アーム44と伝達部材6のロッド部62とは、着脱自在になっている。よって、アーム44と伝達部材6のロッド部62との接続を解除し、通路74の基端開口75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。

【0071】

ロータリーソレノイド4が駆動されてローター42が往復回動すると、ローター42に取り付けられたアーム44が伝達部材6のロッド部62を通路74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62がピンスライダ46を介してアーム4

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 7 2 】

このように、伝達部材 6 が通路 7 4 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 もこれに伴なって繰り返し往復動する。このように、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 7 4 の長手方向に沿って、周期的に繰り返し往復動する。

【 0 0 7 3 】

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、この位置からチューブ 7 の閉塞部 7 2 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。

【 0 0 7 4 】

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 がチューブ 7 の閉塞部 7 2 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 5 】

ロータリーソレノイド 4 により往復動された打体 5 は、チューブ 7 の閉塞部 7 2 の基端面 7 2 1 に繰り返し衝突する。これにより、打体 5 が、チューブ 7 に対し先端方向の力を与える。この先端方向の力は、チューブ 7 から挿入部 2 に伝わり、挿入部 2 が推進力を得る。

【 0 0 7 6 】

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挟み力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。

【 0 0 7 7 】

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。

【 0 0 7 8 】

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。

【 0 0 7 9 】

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。

【 0 0 8 0 】

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。

10

20

30

40

50

## 【0081】

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、単位時間当たりに打体5が衝突部(チューブ7の閉塞部72)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。

## 【0082】

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(閉塞部72)を叩く打力の強弱を調整することができる。

## 【0083】

出力電圧の大きさは、例えば、出力パルスのデューティ比(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)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。

## 【0084】

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。

## 【0085】

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。

## 【0086】

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。

## 【0087】

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。

## 【0088】

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。

## 【0089】

## [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。

## 【0090】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 9 1 】

なお、当初は、チューブ 7（およびロータリーソレノイド 4）を装着しない状態で体内に挿入し、途中で挿入が困難になった場合に、後からチューブ 7（およびロータリーソレノイド 4）を装着することによって、推進機構を使用することとしてもよい。

【 0 0 9 2 】

[ 3 ] 挿入完了後

目的部位まで挿入を終えたら、ネジ 4 7 を緩めて、アーム 4 4 と伝達部材 6 との接続を解除し、伝達部材 6 を打体 5 と共にチューブ 7 の基端開口 7 5 から引き出して、挿入部 2 から抜き取る（取り外す）。

10

【 0 0 9 3 】

次に、チューブ 7 を管路 1 6 の基端開口部 1 7 から引き出して、挿入部 2 から抜き取る（取り外す）。この状態で、管路 1 6 は、基端開口部 1 7 から挿入部 2 の先端の先端開口 1 8 まで貫通する。これにより、管路 1 6 を他の用途に使用することができる。管路 1 6 の他の用途としては、特に限定されず、例えば、以下のようなものが挙げられる。

【 0 0 9 4 】

- ・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。

20

【 0 0 9 5 】

- ・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。

【 0 0 9 6 】

- ・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。

【 0 0 9 7 】

このように、本発明では、管路 1 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。

30

【 0 0 9 8 】

[ 4 ] 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、チューブ 7、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。これにより、管路 1 6 を前述したような処置具挿通チャンネル、送液（送気）チャンネル、吸引チャンネル等として使用することができる。

【 0 0 9 9 】

また、この場合、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なり、操作性がより向上する。

40

【 0 1 0 0 】

< 第 2 実施形態 >

図 8 は、本発明の内視鏡の第 2 実施形態における挿入部 2 の先端部の半縦断面図である。

【 0 1 0 1 】

以下、こ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。

【 0 1 0 2 】

50

本実施形態は、チューブ7の移動制限手段の構成が異なる以外は前記第1実施形態と同様である。

【0103】

本実施形態においては、チューブ7の移動制限手段として、前記第1実施形態のチューブ7の係合部73に代えて、管路16の先端部に縮径部9が形成されている。縮径部9は、チューブ7の先端が当接する当接部を構成するものである。

【0104】

この縮径部9においては、管路16の内径が縮小している。そして、管路16内には、縮径部9によって、管路16の長手方向に対しほぼ垂直な段差面91を有する段差が形成されている。すなわち、段差面91は、縮径部9の基端面である。

10

【0105】

チューブ7（閉塞部72）の先端面722は、その外周部が縮径部9の段差面91に当接している。これにより、打体5が閉塞部72の基端面721に衝突したときに、チューブ7は、この位置から先端方向に移動しないようになっている。よって、前記第1実施形態と同様に、打体5からチューブ7に加えられた先端方向の力がより確実に挿入部2に伝達され、挿入部2により高い効率で推進力を与えることができる。

【0106】

なお、本発明においては、チューブ7の移動制限手段の構造、機能等は、図示のものに限定されないことは、言うまでもない。また、複数の移動制限手段を組み合わせたものであってもよく、例えば、前記第1実施形態の係合部73と本実施形態の縮径部9を両方有するものであってもよい。また、このような移動制限手段を有しないものであってもよい。

20

【0107】

<第3実施形態>

図9は、本発明の内視鏡の第3実施形態における挿入部2の先端部の半縦断面図である。

【0108】

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。

【0109】

本実施形態は、チューブ7の先端部に形成された衝突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。

30

【0110】

本実施形態における衝突部は、前記第1実施形態の閉塞部72と異なり、通路74の内径が減少した縮径孔761を有する縮径部76で構成されている。

【0111】

すなわち、通路74の先端側は、孔761を通して、外部と連通している。縮径孔761の内径は、打体5の外径よりも小さく設定されており、打体5は、縮径部76を越えて先端方向に移動（通過）することができない。

【0112】

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、縮径部76の基端面762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

【0113】

また、推進機構の使用後に、チューブ7、打体5および伝達部材6を挿入部2から取り外すことにより、管路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、吸引チャンネル等として、他の用途に使用することができることも前記第1実施形態と同様である。

【0114】

さらに、本実施形態では、チューブ7の先端部に縮径孔761が形成されていることにより、推進機構の使用後、チューブ7を装着したままで、打体5および伝達部材6のみをチューブ7の基端開口75から引き出して取り外せば、通路74を前述したような処置具挿

50

通チャンネルとして使用することができる。これにより、先端部が比較的小型で、縮径孔 761 を通過できるような処置具を使用する場合には、チューブ 7 を取り外す手間が省け、より簡単な操作で、短時間に手技を行うことができる。

【0115】

また、本実施形態の縮径部 76 のような構成に限らず、例えばチューブ 7 の先端部を複数の孔を有する格子状（枠状）に形成したような構成であっても、本実施形態と同様の効果が得られる。

【0116】

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同置換することができる。

10

【0117】

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。

【0118】

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。

【0119】

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であれば、いかなるものであってもよい。

20

【0120】

また、中空部材は、図示のような主に管状のチューブで構成されたものに限らず、例えば、主に金属製または非金属製の細線を編組して形成した編組体で構成されたものや、主に帯状材を螺旋状に巻回して形成したもので構成されたもの等であってもよい。また、周壁部に単数または複数の孔やスリット等を有するようなものであってもよい。

【0121】

また、打体 5 が衝突する衝突部は、打体 5 の先端部の形状・姿勢との関係において、打体 5 が衝突できる、あるいは、通過できないような構成のものであればいかなるものでもよい。

30

【0122】

【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。

【0123】

また、打体および伝達部材の挿入空間である管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。

40

【0124】

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。

【0125】

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。

【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。

50

【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】チューブの基端部（係合部）が管路の基端開口部に係合する前の状態を拡大して示す側面図である。

【図7】チューブの基端部（係合部）と管路の基端開口部との係合状態を示す縦断面図である。

【図8】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 10

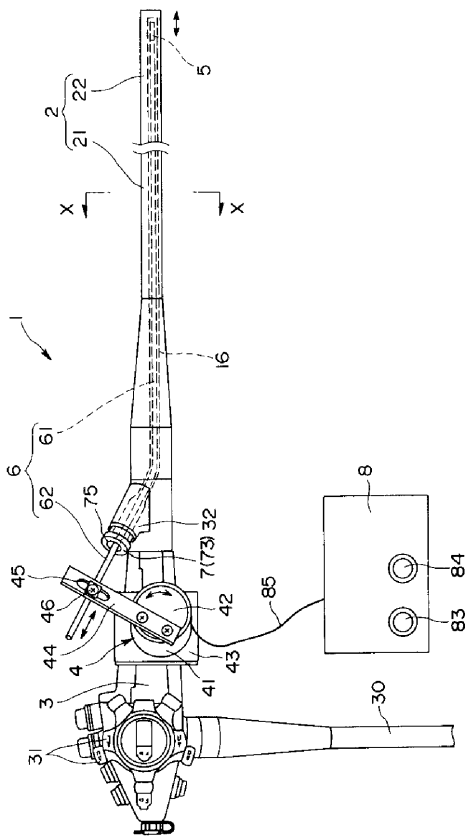
【図9】本発明の内視鏡の第3実施形態における挿入部の先端部を示す半縦断面図である。

【符号の説明】

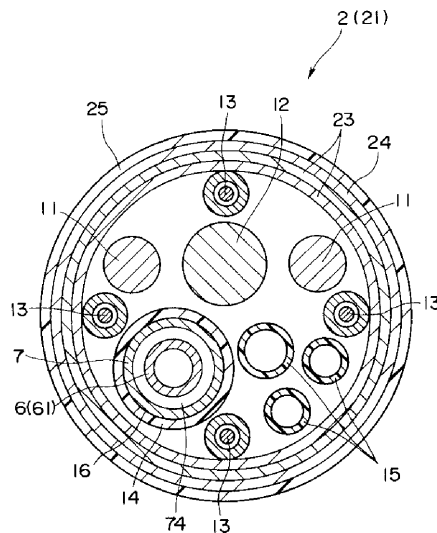
1	内視鏡	
1 1	ライトガイド	
1 2	画像信号ケーブル	
1 3	湾曲操作ワイヤー	
1 4	伝達部材挿通用チューブ	
1 5	送気・送液用チューブ	20
1 6	管路	
1 7	基端開口部	
1 7 1	縁部	
1 8	先端開口	
2	挿入部	
2 1	可撓管部	
2 2	湾曲部	
2 3	螺旋管	
2 4	網状管	
2 5	外皮	30
2 6	中心軸	
3	操作部	
3 1	操作ノブ	
3 2	突出部	
4	ロータリーソレノイド	
4 1	ケース	
4 2	ローター	
4 3	台座	
4 4	アーム	
4 5	長孔	40
4 6	ピンスライダ	
5	打体	
5 1	先端面	
5 2	テーパ部	
6	伝達部材	
6 1	コイル部	
6 2	ロッド部	
7	チューブ	
7 1	拡径部	
7 2	閉塞部	50

7 2 1	基端面	
7 2 2	先端面	
7 3	係合部	
7 3 1	フランジ部	
7 3 2	折り返し部	
7 3 3	溝	
7 4	通路	
7 5	基端開口	
7 6	縮径部	
7 6 1	縮径孔	10
7 6 2	基端面	
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	
8 5	リード線	
9	縮径部	
9 1	段差面	
3 0	接続部可撓管	20

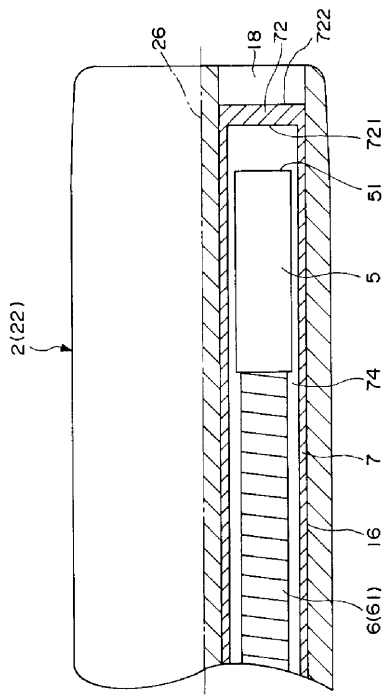
【 図 1 】



【 図 2 】



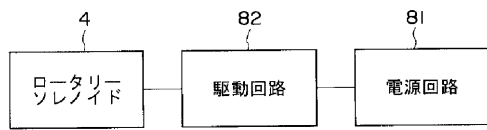
【図3】



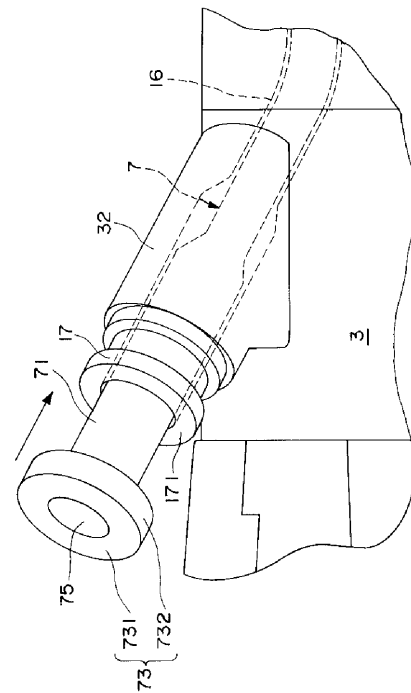
【図4】



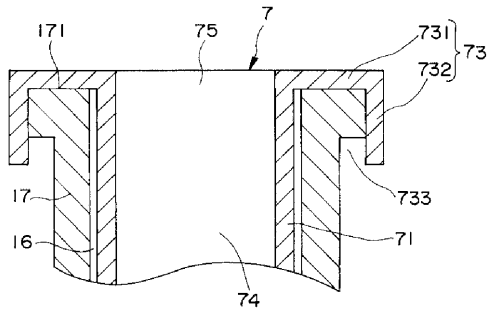
【図5】



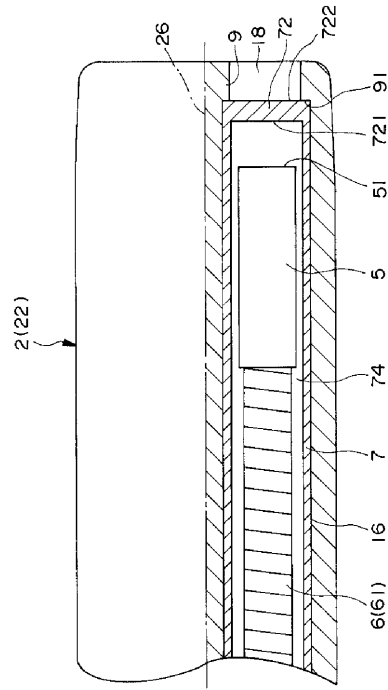
【図6】



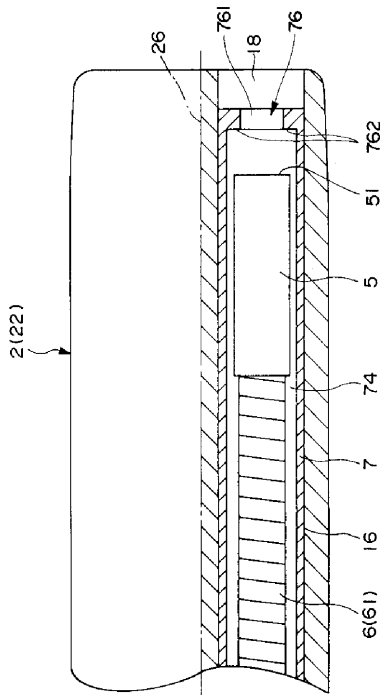
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭61-073632(JP,A)  
特表2002-500058(JP,A)  
特開昭62-030211(JP,A)  
特許第3009603(JP,B2)

- (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	<a href="#">JP3898886B2</a>	公开(公告)日	2007-03-28
申请号	JP2000329175	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)	宾得株式会社		
[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	JP2002125925A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

无插入的大直径，通过在管腔插入部保持的内窥镜中，以简单的结构，的通用性被配置为获得的驱动力沿远侧方向提供一种内窥镜，其有助于插入部分的前进并且可以容易地插入内腔中。解决方案：在形成于内窥镜1的插入部分2中的管道16中，安装具有封闭端的管7。安装在操作单元3中的旋转螺线管4的驱动力通过安装在管7内部的传动构件6传递到打击体5。Dakarada 5，该管的前端7反复往复运动与在管7的前端形成的封闭部分发生碰撞时，提供推进到插入部2。通过移除管7，管道16还可以用作处理器械插入通道，液体供应（空气供应）通道，抽吸通道等。

图 1

