

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4553502号  
(P4553502)

(45) 発行日 平成22年9月29日 (2010.9.29)

(24) 登録日 平成22年7月23日 (2010.7.23)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 A

請求項の数 11 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2001-60629 (P2001-60629)  
 (22) 出願日 平成13年3月5日 (2001.3.5)  
 (65) 公開番号 特開2001-275935 (P2001-275935A)  
 (43) 公開日 平成13年10月9日 (2001.10.9)  
 審査請求日 平成19年4月6日 (2007.4.6)  
 (31) 優先権主張番号 10010931:4  
 (32) 優先日 平成12年3月6日 (2000.3.6)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(73) 特許権者 598053695  
 インベンド メディカル ゲゼルシャフト  
 ミット ベシュレンクテル ハフツング  
 ドイツ連邦共和国、8 6 4 3 8 キッシン  
 グ、ペテルホフシュトラッセ 3 ベー  
 (74) 代理人 100098257  
 弁理士 佐木 啓二  
 (74) 代理人 100117112  
 弁理士 秋山 文男  
 (74) 代理人 100117123  
 弁理士 田中 弘  
 (72) 発明者 フリッツ パウカー  
 ドイツ連邦共和国、デー-8 6 3 1 6 フ  
 リートベルク、ヴァイエルブライテン 8

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡シャフト

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

中央作用導管（21）を形成しているホース本体（20）と複数の機能的導管（22）  
 および該ホース本体の遠位端部に連結した複数の可動先端部分（1）とを備え、前記可動  
 先端部分が該機能的導管によって作動し得る内視鏡シャフトであって、  
 該ホース本体（20）が、当該シャフトの外層を構成しているシリコン製カバー（24）  
 によって取り囲まれた押出成形された合成樹脂からなり、  
 前記ホース本体（20）が、該ホース本体のシェル表面上で複数の長手方向の凹所ないし  
 は溝（23）を含み、該複数の凹所ないしは溝が、さらに等しい角距離だけ離間して設け  
 られ、該シェル表面を取り囲んでいるシリコン製カバー（24）と共に外側機能的導管

10

## 【請求項 2】

前記押出成形された合成樹脂からなるホース本体（20）が、前記シリコン製カバー  
 （24）より剛性の高い材料特性を有してなることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡シ  
 ャフト。

## 【請求項 3】

前記ホース本体（20）によって形成された機能的導管（22）が圧縮媒体の案内を適  
 合させる導管であって、該圧縮媒体が圧縮空気または圧縮流体であり、前記中央作用導管  
 （21）のまわりで互いに等しい角距離だけ離間した同一の基準円上に設けられ、当該内  
 視鏡シャフト全体にわたって延びてなる請求項 1 または 2 記載の内視鏡シャフト。

20

## 【請求項 4】

前記可動先端部分の操作のために当該内視鏡シャフトを介して該可動先端部分に操作自在に連結された操作デバイスを備えており、前記遠位端部が、長手方向に積み重ねられた複数の膨出体を備え、該複数の膨出体のうちの2つが互いに半径方向に位置付けられて、1つの層を形成し、長手方向に直接隣接している膨出体の2つの対がたがい位相が90度ずれてなることを特徴とする請求項1、2または3記載の内視鏡シャフト。

## 【請求項 5】

12時の位置、3時の位置、6時の位置、および9時の位置に設けられたすべての膨出体が、互いに長手方向に連結されてなる請求項4記載の内視鏡シャフト。

## 【請求項 6】

前記膨出体が液圧または空気圧によって操作し得るペローズである請求項5記載の内視鏡シャフト。

## 【請求項 7】

少なくとも1つのダクトが、長手方向に離間され互いに連結された2つのペローズのあいだに設けられているとの事実による機械および液圧式のカップリングまたは機械および空気圧式のカップリングによって連結され、該少なくとも1つの導管がペローズに固着されてなることを特徴とする請求項6記載の内視鏡シャフト。

## 【請求項 8】

各ペローズが半円状に折り曲げられた基部を有し、各層の2対の基部が中央の貫通孔を形成するように相互に作用してなることを特徴とする請求項7記載の内視鏡シャフト。

## 【請求項 9】

前記基部がその半径方向の外側に円周方向の折り畳みを有する中空体を形成することを特徴とする請求項8記載の内視鏡シャフト。

## 【請求項 10】

基部の両面に、前記中空体と連通している接続スリーブが設けられ、該接続スリーブが、等しい角位置で配列され、同時にダクトを形成している長手方向に離間した個々の基部の接続ピースと接続されてなることを特徴とする請求項9記載の内視鏡シャフト。

## 【請求項 11】

前記基部の端面に、長手方向に延びる切り欠きが設けられており、前記2つの本体を適切に近接させることによって1つの層が形成されたときに、1つのダクトが案内される2つの直径方向に対向した導管を形成してなることを特徴とする請求項10記載の内視鏡シャフト。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、中央作用導管を形成しているホース本体と複数の機能的導管とを備えた内視鏡シャフトに関する。

## 【0002】

## 【従来の技術および発明が解決しようとする課題】

内視鏡は、たとえば医療目的でとくに身体の管状臓器内の空洞ないしは内腔を診察するための器械である。この種の内視鏡は、好ましくは食道、胃、胃から十二指腸、肛門から腸、尿道、膀胱および尿管を診察するために使用される。内視鏡にはほとんどの場合、前端に取り付けられた照明器具と内視鏡の前方に位置する内腔の領域を視覚的に検知するための光学系が装備されている。

## 【0003】

さらに内視鏡は、通常、たとえば組織標本を採取するための鉗子、生検針、加熱したた切開用ワイヤー、小型のメス等のような様々な作業器具を挿入し、操作できるのでそのように呼ばれる作用導管(working conduit)を含んでいる。最後に、一般にはたとえば内視鏡の先端を様々な方向に屈曲させるためのワイヤーを洗浄したり操作したりするための流体導管である機能的導管が設けられている。

全体として、内視鏡は後方の操作端と接続ローブを除くと柔軟性ないしは可撓性をもつ細長い棒の形をしている。一般的な外径は、およそ 9 ~ 15 mm の範囲内であるが、前頭部の方が僅かに大きくなっている。

【0004】

内視鏡はこれまで、圧力に対して剛性をもつ (pressure-stiff) 内視鏡および / または内視鏡シャフトを本体から突き出ている内視鏡の部分から身体内へ押し入れることによって身体内に挿入されていた。内視鏡のかかる導入方法はとくに結腸鏡の場合には特別に困難で長い時間がかかるが、それは腸には屈曲部やしばしば峽部があるためである。したがって、結腸鏡検査はこれまで患者にとって不快な費用が高くつく検査であり、このため広範に適用することはほとんど考慮に入れられていなかった。さらに、結腸鏡を取り扱えるのは、この問題に関して経験を積んだ医師に限られている。

10

【0005】

さらに先行技術によって、内視鏡には検査されるべき患者の内腔に挿入するために要求される剛性と、同時に必用な柔軟性のゆえに、既知の構造の内視鏡はきわめて複雑であり、したがって非常に費用のかかる設計であることが示されている。これらの内視鏡は、製造費用が非常に高価であるために何度も繰り返して使用されなければならない。このため各検査後には費用のかかる滅菌手段を講じることが必要になるが、このとき最終的には、とくに未熟なスタッフがそうした滅菌操作を実行する場合は、内視鏡シャフトが損傷するリスクが生じる。

【0006】

20

この状況を鑑みて、本発明の目的は、相当に安価な方法で製造することができ、たとえば滅菌作業中に損傷するリスクが排除される内視鏡シャフトを提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明の目的は、

中央作用導管 21 を形成しているホース本体 20 と複数の機能的導管 22 とを備えた内視鏡シャフトであって、

該ホース本体 20 が、当該シャフトの外層を構成しているシリコン製カバー 24 によって取り囲まれた押出成形された合成樹脂からなる

ことを特徴とする内視鏡シャフトによって達成される。

30

【0008】

前記押出成形された合成樹脂からなるホース本体 20 が、前記シリコン製カバー 24 より剛性の高い材料特性を有してなることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡シャフト。

【0009】

また、前記ホース本体 20 のみによって形成された機能的導管 22 が圧縮媒体を案内するための圧力導管であって、該圧縮媒体が圧縮空気または圧縮流体であり、前記中央作用導管 21 のまわりで互いに等しい角距離だけ離間した同一の基準円上に設けられ、当該内視鏡シャフト全体にわたって延びてなることが好ましい。

【0010】

また、前記ホース本体 20 が、該ホース本体のシェル表面上で複数の長手方向の凹所ないしは溝 23 を含み、該複数の凹所ないしは溝が、さらに等しい角距離だけ離間して設けられ、該シェル表面を取り囲んでいるシリコン製カバー 24 と共に追加の機能的導管を形成してなることが好ましい。

40

【0011】

また、前記追加の機能的導管が、円周方向と半径方向とにみられる圧力導管 22 の間に設けられてなることが好ましい。

【0012】

また、運動自在の遠位端部と、該遠位端部の操作のために当該内視鏡シャフトを介して該遠位端部に操作自在に連結された操作デバイスとを備えており、前記遠位端部が、長手方向に積み重ねられた複数の膨出体を備え、該複数の膨出体のうちの 2 つが一度に互いに半

50

径方向に位置付けられて、１つの層を形成し、長手方向に直接隣接している膨出体の２つの対がたがいに位相が９０度ずれてなることが好ましい。

【００１３】

また、１２時の位置、３時の位置、６時の位置、および９時の位置に設けられたすべての膨出体が、互いに長手方向に連結されてなることが好ましい。

【００１４】

また、前記膨出体が液圧または空気圧によって操作し得るベローズであることが好ましい。

【００１５】

また、少なくとも１つのダクトが、長手方向に離間され互いに連結された２つのベローズのあいだに設けられているとの事実による機械および液圧式のカップリングまたは機械および空気圧式のカップリングによって連結され、該少なくとも１つの導管がベローズに固着されてなることが好ましい。

【００１６】

また、各ベローズが半円状に折り曲げられた基部を有し、各層の２対の基部が中央の貫通孔を形成するように相互に作用してなることが好ましい。

【００１７】

また、前記基部が中空体を形成し、半径方向外側に折り畳まれてなることが好ましい。

【００１８】

また、基部の両面に、前記中空体と連通している接続スリーブが設けられ、該接続スリーブが、等しい角位置で配列され、同時にダクトを形成している長手方向に離間した個々の基部の接続ピースと接続されてなることが好ましい。

【００１９】

また、前記基部の端面に、長手方向に延びる切り欠きが設けられており、前記２つの本体を適切に近接させることによって１つの層が形成されたときに、１つのダクトが案内される２つの直径方向に対向した導管を形成してなることが好ましい。

【００２０】

本発明は下記の考察を基礎としている：

本発明のこの種の内視鏡は、とくにドイツ特許出願公開第４２ ４２ ２９１Ａ１号公報に従った先行技術から知られている。この内視鏡は、柔軟性であるが圧力押されてもつぶれない管状体から作られた内視鏡シャフトが接続されている内視鏡ヘッドまたは先端部と内視鏡シャフトの下端にある操作装置とから構成される。操作装置は、内視鏡シャフト内で運動し得るように設けられている操作用ワイヤーまたはボージェンワイヤーを通して先端部と操作可能に接続されている内視鏡シャフト上に回転式で取り付けられたいくつかの作動輪を含んでいる。

【００２１】

この内視鏡シャフトをたとえば治療される患者の腸内に挿入するために、この先行技術は下記で手短かに説明されるようなある種のダブルリバース式ホースシステムを利用している：

この公報から知られているダブルリバース式ホースシステムは、これによって形成されるリバースホースの内側ホース部分に作用する駆動手段によって順に可動性である両面リバースホース内に内視鏡シャフトをスライド式で誘導することを生じさせる。駆動手段には少なくとも連続駆動送り手段、たとえばいくつかの作動輪が含まれるが、これらはシャフトの軸方向に作動輪を実質的に連続的に移動させるために内側ホース部分上を半径方向に押し進めることができる。これは、リバースホースシステムの連続的前進を正確に制御することができ、したがって、たとえば内視鏡の先端部を正確にその地点に誘導できるという長所を有する。

【００２２】

この場合には内側ホース部分に作用する送り手段の圧縮圧は、シャフトが少なくとも送り手段の領域において内側ホース部分と直接に摩擦接触しているように選択されることが前

10

20

30

40

50

提とされている。送り手段は、上記ですでに指摘したように、１個以上の摩擦作動輪によって構成されるが、これは連続的およびできる限りスリップを生じずに内視鏡シャフトを患者の内腔へ確実に送り込むことができるように予定圧縮圧もしくは調整可能な圧縮圧で内側ホース部分に対して偏らせることができる。内視鏡シャフト自体が摩擦作動輪の橋台を形成する。

【００２３】

さらに駆動手段にはシャフトの動きをリバースホースの動きと同期化させるための装置が含まれる。これは、それにリバースホースの後または前反転部分が送りの方向に依存してするすると動くように隣接し、その結果リバースホースが現在最も一般的な送り力には逆に後もしくは前端部分を通してシャフトに制動力を適用するようにシャフトに軸方向に固定された後および前端または締付け部分であってもよい。あるいはまたその代わりに、同期化装置は、シャフトの送り速度が内側ホース部分の送り速度の半分であるようにリバースホース駆動装置と同期化されているシャフトの後端部分に作用するローラーもしくはスピンドル駆動装置であってもよい。

10

【００２４】

ドイツ特許出願公開第４２ ４２ ２９１ Ａ１号公報から知られている内視鏡装置の實質的な長所は、内視鏡シャフトが駆動装置、すなわちダブルリバース式ホースシステムによって可動性の前方先端部分を除いて全長にわたってケースに入れられており、したがって内腔壁に直接に接触しないという事実にある。さらに、ダブルリバース式ホースシステムはある種の自己推進力を作り出すので、それによってその操作端から内視鏡シャフトへそれ以上の送り力を適用する必要がない。

20

【００２５】

したがってドイツ特許出願公開第４２ ４２ ２９１ Ａ１号公報およびそこで与えられる技術的教示は、それらが現在本発明の主題である新規の内視鏡シャフトを形成するための予備条件を確立している。

【００２６】

その結果として、請求項１に記載の本発明の要旨は、前述のように特徴づけられたホース本体の外側を被覆する、したがって内視鏡シャフトの外層を形成するシリコン製外皮とともに中央作用導管および数本の機能的導管を形成するホース本体からなる内視鏡シャフトを提供することである。内視鏡シャフトのコアを成すホース本体自体は押出成形された合成材料から構成される。

30

【００２７】

この構造はとくに低費用で製造できることが明らかになっているが、それはそうしたシャフトをたとえば既知のデザインのダブルリバース式ホースシステムの形状で駆動手段と一緒に使用するときにはシャフトの長手方向における屈曲強さを考慮に入れる必要がないためである。押出成形合成樹脂区間はきわめて安価であり、このときシリコン製外皮は押出成形ホース本体の周囲に単純に鑄造することができる。

【００２８】

この構造はきわめて安価で製造することができるので、本発明に従った内視鏡シャフトは滅菌措置を無用とするディスポーザブル製品として使用できる。

40

【００２９】

さらに、シリコン製外皮は衝撃を受けた場合に損傷からホース本体を保護する柔らかいクッションのように機能する。さらに、シリコン製外皮はその高度に弾性の柔らかい特徴にもかかわらず、たとえば上記のリバースホース式駆動システムのような先行技術から知られている駆動手段のための橋台として適することが明らかになっている。

【００３０】

【発明の実施の形態】

添付の図面を参照しながら本発明の実施の形態によって詳細に説明する。

【００３１】

図１では、本発明の好ましい実施の形態にしたがっている内視鏡シャフトの可動先端部分

50

が略図として示されている。

【 0 0 3 2 】

図 1 から読み取ることができるように、本発明にしたがっている内視鏡シャフトの可動先端部分 1 は長手方向に並列させられたおよび / または積み重ねられた複数の本体 2、3、4 を備えており、各層は相互に対して直径方向に（ないしは、正反対に）配列された 2 つの本体から形成されている。

【 0 0 3 3 】

図 2 は略図として示された可動先端部分の平面図を示している。したがって、各本体 2、3、4 は円周方向に見られる中央部分で膨出体 6 を形成する半円形リング状ディスク素子 5 から構成されている。半円形リング状ディスク 5 の 2 つの各端面では、ディスク 5 の厚さの方向に伸長している切り欠き 7、7 が好ましくは半円形で形成されている。半円形リング状ディスク 5 は、対向する切り欠き 7、7 ; 7、7 が各端面で 2 つの正反対に向合う貫通孔 9、9 を限定するようにその 2 つの端面 8、8 で各層において相互に隣接して配列されている。

【 0 0 3 4 】

さらに図 1 から読み取ることができるように、先端部分の長手方向において直接に隣接する対の本体はさらに位置が 90 度ずれている。これによって膨出体 6 は 1 つの層に関して 3 時と 6 時の位置に、および各々隣の層上では 12 時と 6 時の位置に交互に配列されている。

【 0 0 3 5 】

本実施の形態によれば、膨出体 6 は空気圧または液圧（たとえば油圧）により作動させることのできる伸縮ベローズとして形成される。あるいはまた、もちろん膨出体 6 を圧電素子として形成することも可能である。

【 0 0 3 6 】

伸縮ベローズの場合における膨出体 6 は、可動先端部の旋回および / またはベンドオフ（bend-off）機構を形成する。このために、同一の角位置を有するすべてのベローズ、すなわち 12 時の位置、3 時の位置、6 時の位置および 9 時の位置にあるベローズは相互に結合されている。この結合は、機械的および液圧（油圧）および / または空気圧の両方で同一屈曲位置を有する 2 個の長手方向に離間したベローズを接続するダクト 10 から構成され、これらの複数のダクト 10 はそれらの間に取り付けられた対の本体の貫通孔 9、9 を通って伸長している。

その結果、個々の層がバラバラになるのを防止するために、液圧（油圧）および / または空気圧による流体連絡並びに機械的結合が複数のダクト 10 によって作り出される。

【 0 0 3 7 】

図 1 に従うと、ベローズは主として半円形リング状ディスク 5 の対向する扁平な側に用意されており、それを通してリング状ディスク 5 が伸長している貫通孔 11 によって相互に液体連絡している。

【 0 0 3 8 】

図 2 から明らかであるように、各層について全可動先端部分 1 に沿って伸長していて外科用器具、補助器具または光学装置を導入するための作用導管を形成する中央貫通孔 12 は、本発明にしたがって半円形リング状ディスク 5 を並列させることによって形成されている。

【 0 0 3 9 】

本発明に従った可動先端部分の機能原理は次のようにまとめることができる：たとえば油圧液のような圧力媒体が選択された角位置で複数のダクト 10 を通して液体結合ベローズ内にポンプで注ぎ込まれると、これはベローズが先端部分 1 の長手方向に実質的に拡大することを惹起し、これによって半円形リング状ディスク 5 はこの角位置の領域で互いに離間している。他の各角位置では圧力が印加されず、および / または圧力がその他の全ベローズから開放されるので、これは 2 個のリング状ディスク 5 から構成される各層が傾くことを惹起し、それによって先端部分は徐々にその全長手伸長部分にわたって屈曲する。

油圧流体が加圧されたベローズによって多量に注入されるほど、ほぼ 160 度の屈曲が達成できるまで先端部分の屈曲度はより大きくなる。

【0040】

運動方向におけるそうした屈曲運動は、もちろん相違する角位置、たとえばそれを 90 度ずれた角位置でベローズを加圧することによって重ね合わせることができ、それによって結果として先端部分のある種の回転運動が生じる。さらにまた、相互に長手方向に間隔を空けて離れた全ベローズのすべての可能性のある伸長領域において先端部分を長手方向で移動または収縮させることができるように全角位置で全ベローズに圧力を適用する、または圧力を解除することも可能である。

【0041】

可動先端部分の先端部が特定の屈曲位置を採用するとすぐに、1 または複数の角位置の各ベローズの加圧が停止され、それによって先端部分は油圧流体の圧縮不能な特性のためにこの屈曲位置で固定して維持される。

【0042】

この固定はベローズ自体の半径方向における弾性に依存するが、このとき各半円形リング状ディスクの設計に関しては、下記で具体的な設計によって説明されるように、長手方向においては弾性が良好であるが半径方向ではできる限り剛性の構造であるように努力されている。

【0043】

図 1 からさらに読み取ることができるように、図 1 に従った最下層の半円形リング状ディスク 5 は油圧パイプシステムを結合するための連結スリーブ 13 を含んでいる。この図には示されていないこの油圧パイプシステムは、実質的にその中に形成された作用導管内で内視鏡シャフトを通して誘導され、中央油圧源に接続されているいずれも図示されていない 4 本の導管を含んでいる。油圧源としては好ましくは、圧力が 1 つの角位置のベローズに適用されたときに対向する角位置にあるベローズ内の圧力が解放されるような方法で相互から独立してもしくは結合して操作可能な 4 個の個別ポンプから構成される手動操作型の圧力ポンプが適している。各々対向する列のベローズにおいて圧力の印加と圧力の解放との間のそうした相互関係があると、先端部分の可動性はさらに増加させることができ、位置決め能力を向上させることができる。

【0044】

そうした圧力ポンプは、さらにたとえば腸の側から括約筋の領域における腸壁の探索さえ可能にする。

【0045】

図 3 の (a) ~ (d) には、半円形のリング状ディスク 5 の設計が詳細に示されている。そこから読み取ることができるように、リング状ディスク 5 は中空間隙を形成する予定厚さを有する合成体から構成される。この本体の壁はベローズ 14 を形成できるように半径方向の外側で少なくとも 1 回内側に折り畳まれている。

【0046】

リング状ディスク 5 の相互に対向する側面 15、16 では、整列してリング状体 5 の中空内に開いて配列されている連結スリーブ 17、18 が形成されている。連結スリーブ 17、18 はリング状ディスク 5 と一体型として形成することができる、またはその上に融着することもできる。リング状ディスク 5 は、好ましくは円周方向において半径方向の外側および半径方向の内側に沿って相互に融着されている外皮の 2 つの半分から構成される。

【0047】

半円形切り欠き 7、7 はリング状ディスク 5 の厚さの方向に半円形リング状ディスク 5 の両端面 8、8 で形成されている。

【0048】

図 4 には可動先端部分が構造的に示されている。

【0049】

そこから明らかであるように、それらの各端面 8、8 で同時に並列させられた上記で説

10

20

30

40

50

明された２個のリング状ディスク５が１つの層を形成しているが、このとき相互に直接隣接して配列される各層の対のリング状ディスクは位置が９０度ずれている。長手方向で見られる角位置に位置するリング状ディスク５を固定するために、端面に形成された切り欠き７、７によって１つの層において形成される貫通孔９、９を通して伸長している連結スリーブ１７、１８は相互に接着または溶接されている。これによって上記のダクト１０並びに長手方向に結合されたリング状ディスク５の機械的接続が達成される。

【００５０】

上記の設計での合成材料の代わりの材料として、さらにもちろんゴムまたは積層ゴムもまた先端部分１に使用されてもよい。先端部分は、２つの最下層において自由連結スリーブ１３が油圧シャフトに沿って油圧管と液体連絡するように内視鏡シャフトの端面上に融着される。

10

【００５１】

図５に示されているように、内視鏡シャフトは大きな径を有する中央作用導管２１を形成する押出成形合成部分から作られたホース本体２０を含んでいる。作用導管２１は、すでに上記で指摘されたように、先端部分１の中央貫通孔１２と貫通連絡をしている。

【００５２】

作用導管２１の周囲ではより小さな断面を有するいくつかの機能的導管２２が中央作用導管２１から半径方向に間隔を空けてホース本体２０において相互から等角度間隔で配列されている。この場合には、圧力導管として先端部分１を作動させるために連結スリーブと液体連絡している４本の機能的導管２２がホース本体２０に用意されている。

20

【００５３】

内視鏡シャフトの後端部分には、圧力導管として使用される機能的導管に同様に接続され、好ましくは内視鏡シャフトと統一体を形成する圧力媒体源が備えられている。

【００５４】

実質的にその全長にわたってホース本体２０を取り囲み、好ましくは内視鏡シャフトでは取付け点の領域で先端部分１で終了する、または前端では先端部分１と一緒に密封性に溶接されているシリコン製ケーシングまたはシリコン製カバー２４が外皮のようにホース本体２０の周囲に配置されている。

【００５５】

ホース本体２０に沿って伸長し、相互から等角度間隔で配列されている円形の切り欠きもしくは溝２３はホース本体２０のケース表面において機能的導管間で半径方向に形成されている。好ましくは溝２３は正確にホース本体２０の機能的導管２２間に位置する。溝２３は半径方向に密封方法でシリコン製ケーシングによって被覆されているので、したがってその中にたとえば先端部分でカメラのチップまたは照明取付具を接続するためのケーブルが置かれる外側機能的導管を形成する。

30

【００５６】

すでに最初に説明したように、内視鏡シャフトをディスプレイ製品として設計することはとくに有益である。このために製造費用を低下させるため、連結スリーブ１７、１８をホース本体の圧力導管２２と液体連絡させることによって、合成材料から作られる先端部分は内視鏡シャフトの前端上に単純に融着される。

40

【００５７】

最後にこの状況において、内視鏡シャフトの設計は決して本発明に従った先端部分とだけではなくこれまでに知られている他のシャフトの端部とも組み合わせることができることを指摘しておく。作動装置はここで説明されたディスプレイ製品としての手動ポンプだけではなく、内視鏡シャフトを簡単に接続できる従来型の再使用型圧力源であってもよい。後者の場合には、接続点は圧力源と機能的導管の間の連絡ダクトを接続するためにシャフトの後端で形成される。

【００５８】

本発明は、１本の中央作用導管と数本の機能的導管を形成するホース本体を備える内視鏡シャフトに関する。本発明に従うと、ホース本体は内視鏡シャフトの外層を成すシリコー

50



ン製ケーシングまたはカバーによって取り囲まれた押出成形合成材料から製造される。

【 0 0 5 9 】

【発明の効果】

本発明によれば、安価な方法で製造することができ、たとえば滅菌作業中に損傷するリスクが排除される内視鏡シャフトを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施の形態にかかわる内視鏡シャフトの先端部分の略断面図である。

【図 2】図 1 の内視鏡シャフトの略平面図である。

【図 3】( a )、( b )、( c )および( d )は、それぞれ本発明の一実施の形態にかかわる内視鏡シャフトの膨出体の構造を示す説明図である。

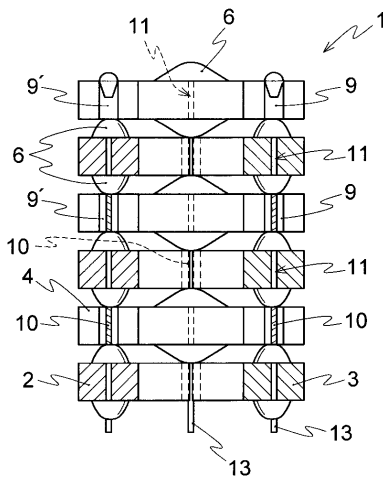
【図 4】本発明の一実施の形態にかかわる内視鏡の先端部を形成する複数の膨出体の組み合わせの斜視図である。

【図 5】本発明の一実施の形態にかかわる内視鏡シャフトの平面図である。

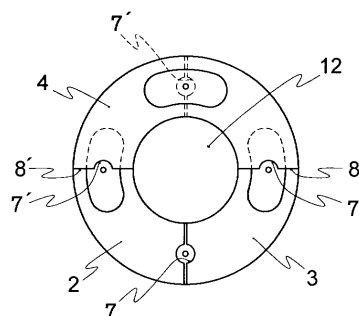
【符号の説明】

- 1 可動先端部分
- 2、3、4 本体
- 5 ディスク
- 6 膨出体
- 7、7' 切り欠き
- 10 ダクト
- 20 ホース本体
- 21 作用導管
- 22 機能的導管

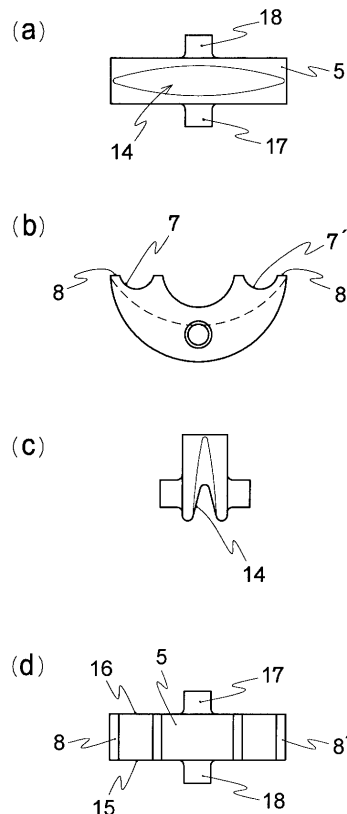
【図 1】



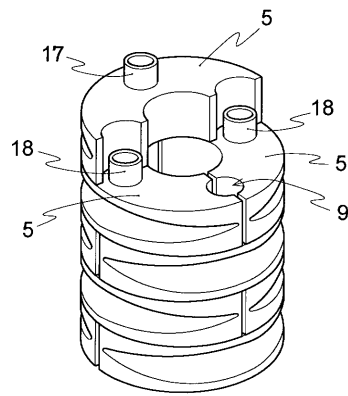
【図 2】



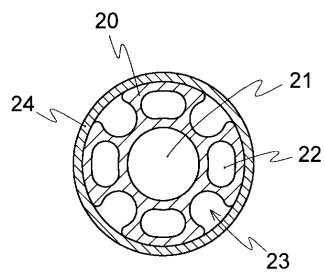
【図 3】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開昭 6 1 - 1 7 1 9 8 5 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 1 3 7 5 1 0 ( J P , A )  
特開昭 5 8 - 0 2 5 1 4 0 ( J P , A )  
特開平 0 5 - 2 9 3 7 8 7 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜轴		
公开(公告)号	<a href="#">JP4553502B2</a>	公开(公告)日	2010-09-29
申请号	JP2001060629	申请日	2001-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	庄园EM媒体寻金泰熙膝盖都库什焦油排放伯格GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru霍夫淳君		
申请(专利权)人(译)	庄园EM媒体寻金泰熙马提尼克格哈德焦油排放伯格GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru Hafutsunku		
当前申请(专利权)人(译)	Inbendo医疗GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru Hafutsunku		
[标]发明人	フリッツパウカー		
发明人	フリッツ パウカー		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 A61B1/018 A61M25/16		
CPC分类号	A61B1/018 A61B1/005		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/005.511 A61B1/005.524 A61B1/008.510 A61B1/012.511		
F-TERM分类号	4C061/DD03 4C061/FF25 4C061/FF32 4C061/HH47 4C061/JJ03 4C061/JJ06 4C161/DD03 4C161/FF25 4C161/FF32 4C161/HH47 4C161/JJ03 4C161/JJ06		
代理人(译)	秋山文雄 田中 弘		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	10010931:4 2000-03-06 DE		
其他公开文献	JP2001275935A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：为了提供可以通过廉价方法制造的内窥镜轴，例如，消除了灭菌操作期间被损坏的风险。一种内窥镜轴，包括限定中心工作导管和多个功能导管的软管主体，所述软管主体由构成所述轴外层的硅树脂外壳限定并且由封闭的挤压合成树脂制成。

#### 【 図 2 】

