

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5361112号

(P5361112)

(45) 発行日 平成25年12月4日(2013.12.4)

(24) 登録日 平成25年9月13日(2013.9.13)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 C

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 5 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2005-310393 (P2005-310393)  
 (22) 出願日 平成17年10月25日(2005.10.25)  
 (65) 公開番号 特開2006-122680 (P2006-122680A)  
 (43) 公開日 平成18年5月18日(2006.5.18)  
 審査請求日 平成20年7月3日(2008.7.3)  
 (31) 優先権主張番号 102004052036.4  
 (32) 優先日 平成16年10月26日(2004.10.26)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

前置審査

(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 階  
 (74) 代理人 100098464  
 弁理士 河村 洸  
 (74) 代理人 100149630  
 弁理士 藤森 洋介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 交互推進型内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡シャフト(1)と補助手段(5, 17)とからなる交互推進型内視鏡であって、  
 内視鏡は、検査しようとする管状空隙に対して前記内視鏡シャフト(1)と前記補助手段  
 (5, 17)を交互に保持し、かつ同時にその時保持されているエレメントに沿ってガイド  
 されながら、正確に保持されていないエレメントを推進することにより、該管状空隙中  
 に推進され、

前記補助手段(5)は、前記内視鏡シャフト(1)の周りでスライドし、前記内視鏡シャ  
 フト(1)の柔軟性とは異なる柔軟性をもつホースであり、前記ホース(5)は、その外  
 周と内周、あるいは壁面内に、一時的に前記ホース(5)を硬くするための圧力媒体が充  
 填された複数の空洞(6)を流体パッドの形態で備え、前記ホース(5)の柔軟性は基本  
 的に前記内視鏡シャフト(1)の柔軟性よりも高いが、前記ホース(5)の柔軟性を、前  
 記流体パッド(6)内の媒体の圧力を変えることにより、前記内視鏡シャフト(1)の柔  
 軟性よりも低くして、前記内視鏡シャフト(1)を前記ホース(5)に対して前方に移動  
 することを可能にし、前記ホース(5)の柔軟性を、前記流体パッド(6)内の媒体の圧  
 力を変えることにより、前記内視鏡シャフト(1)の柔軟性よりも高くして、前記ホース  
 (5)を前記内視鏡シャフト(1)に対して前方に移動することを可能にし、前記内視鏡  
 シャフト(1)を前方に移動させる際に、前記流体パッド(6)は、充填されている媒体  
 の圧力を増大させることにより、検査しようとする管状空隙の壁に対して押し付けられ  
 るようにされていることを特徴とする交互推進型内視鏡。

10

20

## 【請求項 2】

前記流体パッド(6)は、前記ホース(5)の縦方向に少なくとも部分的に前記流体パッド(6)が重なり合うように、円周方向かつ縦方向に互いに離隔して配置されていることを特徴とする請求項1記載の交互推進型内視鏡。

## 【請求項 3】

前記流体パッド(6)は、前記ホース(5)の少なくとも先端部分には配置されていることを特徴とする請求項1または2記載の交互推進型内視鏡。

## 【請求項 4】

前記流体パッド(6)が配置される先端部は、前記ホース(5)の先端端から出発して、縦方向で50cmであることを特徴とする請求項3記載の交互推進型内視鏡。

10

## 【請求項 5】

前記流体パッド(6)は、複数の群を形成して配置され、各群は、前記ホース(5)の円周方向で互いに離隔した3つの前記流体パッド(6)からなり、前記各群は、2つのそれぞれの隣り合う群の前記流体パッド(6)が前記ホース(5)の縦方向で互いに位相が異なって重なるように、前記ホース(5)の縦方向で互いに離隔されていることを特徴とする請求項1～4のいずれかに記載の交互推進型内視鏡。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、請求項1の前文にしたがった内視鏡シャフトを管形状空隙に沿って動かすための交互推進型内視鏡および請求項17の前文にしたがった連続駆動型内視鏡に関するものである。

20

## 【背景技術】

## 【0002】

内視鏡は、技術においてまたとりわけ、医療において、内視鏡がなければ、かなりの作業によってのみ接近可能な管形状空隙を検査するために、重要な補助となっている。内視鏡は、食道、胃、胃からの十二指腸、肛門からの腸、尿道、膀胱および尿管の検査用に好ましく使用されている。

## 【0003】

そのような内視鏡の先端端には、照明手段およびこの空隙の上流領域を目視で検出するための光学システムが、設けられている。内視鏡の先端端部において検出された光学情報は通常、内視鏡を経由し操作端末に至る光ファイバーにより、後方に伝達され、または先端端での光学センサーチップにより検出され、内視鏡を通り電氣的ラインを経由して、後方にガイドされそして、スクリーン上に表示される。さらに、無線による先端端から操作端末への情報の伝達も可能である。

30

## 【0004】

さらに、内視鏡は、いわゆる作業導管を含み、それを経由して、種々の操作機器が、導入され、かつ操作されうる。たとえば、組織標本採取用小型ピンセット、生検針、加熱可能カットワイヤー、小型ハサミ、凝固電極などが、必要とされる痛んだ組織に対する外科的手段を行うために導入される。最後に、洗浄用の液体導管、内視鏡の先端端を、数方向に曲げるための操作ワイヤ、または液体ラインが、通常設けられている。言い換えると、これらの操作ワイヤまたは液体ラインは、それらの先端端または末梢端のほうへ向けて、内視鏡シャフト内をガイドされる。

40

## 【0005】

検査される管状空隙中に、内視鏡シャフトを導入し、かつ動かすためには、独国特許第4244990号明細書は各装置を開示している。この装置においては、空隙中への内視鏡シャフトの前進移動のあいだに、スリップホースは、内視鏡シャフトに沿って移動され、また末梢端に到達すると、十分にスリップして、その結果、十分にスリップしたスリップホースの一部は、空隙壁に相対して休止している。このスリップホースの休止部分の利点は、空隙壁の損傷が削減されるという事実よりなる。さらに、この装置の場合には、医

50

用工学に適用されたとき、患者に対する痛みは、スリッホースが、腸壁に相対的に休止されるときには、前進運動により緩和されることが、想定されている。

【0006】

しかし、最近の試験により、結腸鏡検査のあいだの痛みに対する主な理由は、導入された内視鏡シャフトと腸壁とのあいだの相対的移動ではなく、痛みは主に、内視鏡シャフトの末梢端を腸のカーブの湾曲した外壁に対して押し付けることにより生じているということが、示された。(この文脈においては、湾曲した外壁および内壁の各々は、カーブした空隙の仮想中心に対し、さらに外側または内側に横たわっている空隙壁を示している。)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0007】

したがって、本発明の目的は、湾曲した外壁に対してあまり圧力を示さない単純なデザインの推進システムからなる内視鏡を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本目的は、請求項1の特性を含む交互推進システムからなる内視鏡により、また請求項17の特性を含む連続駆動型内視鏡により、達成される。本発明は、次の基本的考え方に基づいている。内視鏡シャフト類は、基本的には、2つの相反する条件を満足しなければならない。

【0009】

20

内視鏡シャフト類は、一方では、検査されるべきに空隙中に押しこまねければならず、そのためにはシャフトが曲がらないように、シャフトに特定の剛直性を必要とする。また一方、それらは、屈曲に対応できるように、十分に柔軟性がなければならない。柔軟性があまりに低いと、内視鏡シャフトが腸の湾曲において腸壁を膨らませるために、上述したようになりかなりの痛みを生じるという事実により、この後者の条件は、腸壁を検査するときには、特に重要である。

【0010】

本発明の態様によれば、外壁にあるシャフトを取り囲む管状空隙中で、内視鏡シャフトは好ましくはホースまたはホース手段の形状になっている補助手段により、前進させられる。この場合に、決定的なことは、このホースおよび/またはホース手段は、柔軟性がより高いことが好ましい内視鏡シャフトよりも、少なくとも一時的に硬くなっている、または硬くできるということである。このデザインによれば、周囲を囲み支持しているホースおよび/またはホース手段による内視鏡シャフトの曲がりを防ぎ、同時に、いまだ十分に高い柔軟性を維持することができる。

30

【0011】

したがって、先の基本的な発明アイデアを実現するために、本発明のコアは、そこに置かれた内視鏡シャフトに対して相対的に移動可能な外側ホースおよび/またはホース補助手段であって、第1の要素としての内視鏡シャフトと第2の要素としての補助手段が、検査する予定の空隙に対して交互に休止し、すなわち、それらは、前方に進まず、そして同時に、一時的に休止していない要素は、ちょうど休止要素に沿ってガイドされながら、空隙中に進むことができるようになっていることを特徴とする補助手段をデザインすることを含む。

40

【0012】

この場合においては、好ましくは内視鏡シャフトを囲むホースおよび/またはホース手段2つの要素の内の1つに対して、ただ一時的に、内視鏡シャフトの剛直性よりも高い剛直性が、与えられることが、利点である。より具体的には、ホースの基本的な剛直性は、内視鏡シャフトのそれよりも低い。この状況においては、内視鏡シャフトは、ガイド・要素として役立ち、すなわち、局面を経由しても、内視鏡シャフトは、前者に相対的に移動するホースをガイドできる。さらに、このホースは、装置を含み、この装置により、柔軟性ホースを、硬くすることができ、特に、内視鏡シャフトの剛直性よりも高

50

い剛直性に到達する。

【0013】

この状況において、ホースは、ガイド・エレメントとして役立ち、すなわちホースは、局面を経由して、前者に相対的に移動する内視鏡シャフトをガイドできる。当業者なら、ホースおよび／またはシャフトの選択的（一時的）（交互の）の硬化を行うための複数の装置を、使い捨てとして、持っている。たとえば、内視鏡シャフトおよび／またはホースは、直線状にすることができるし、流体パッドで、または縦方向に、もしくはスパイラルに延びている管形状の空隙で満たすことができるし、その分量（体積）は、状況に応じて、増加させたり、再び放出したりすることもできる。たとえば、固体 液体の物理状態が、特定の温度範囲内で可変である液体を使用することもできる。

10

【0014】

最後に、他の変形によって、複数の（少なくとも2つの）ホースからなるホース手段が、相互に内側に配置され、それらは、互いに対して、かつこのシャフトに対して各々、それ自体可動であることが記載される（望遠鏡の方法で）。複数のホースの好ましい各々の剛直性は、シャフトの剛直性より低く、一方、全体として、それらは、シャフトより高い剛直性に到達する。すなわち、シャフトが、特定の距離で、検査する予定の空隙中に進むとすぐに、複数のホースが、個々別々に巧く追跡され、その中では、シャフトは、各個々のホースに対するガイド機能を置き換えることができる（より高い剛直性であるために）。その後、ホースは、所定の距離だけ、シャフトの先端端よりも先に個々で進み、その後、重なり合った位置に保持される。ここで、複数のホースは、追跡するシャフトを合同でガイドできるように、シャフトの剛直性より高い全剛直性を持つ。

20

【0015】

本発明のさらなる有利な構造は、その他の請求項の主課題である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明を、添付図面を参照して、好ましい実施形態により詳細に説明し、また図面中に概略的に図示している。

【0017】

図1～図3cにより、交互推進を持った内視鏡を、第1の実施形態により記載する。本実施形態によれば、本発明による内視鏡は、末梢端に対する柔軟性の内視鏡シャフト1からなり、その中では、内視鏡ヘッド2が、付随され、かつその他端（操作端）には、操作装置および適当な場所では、情報評価装置（図示していない）が、接続されている。この内視鏡ヘッド2は、たとえば、光学システム、照明装置、異なる道具類用の作業用導管などの種々の手段3を含む。

30

【0018】

内視鏡ヘッド2は、可動の遠心端部分4（以下、「偏向」とする）により、柔軟性内視鏡シャフト1に接続されているのが、好ましい。偏向4は、内視鏡の操作端末（示されていない）から教示により対応して、湾曲のいくつかの半径、好ましくは、いくつかの方向に、曲げることができる。ここで、たとえば、独国特許出願公開第102 09 986号明細書または独国特許出願公開第100 10 932号明細書に記載されているような、従来の偏向を用いている。正確な機能化および偏向基準の設計に関しては、これらの出願を参照すること。この文脈においては、すでに述べたように、偏向は、操作端末からの制御信号および／または圧力により曲げることができて、かつこのようにして、この曲げ位置または曲げていない位置において、選択的に硬化することもできる。

40

【0019】

偏向4および手段3を制御するためのライン（図示していない）のみならず内視鏡ヘッド2において使用される道具を操作し、かつ導入するためのできるかぎり設けられた作業導管は、偏向4および内視鏡シャフト1の内側で、操作端まで逆方向に延びている。

【0020】

内視鏡シャフト1は、好ましくは、単一壁ホース5により、内視鏡シャフト1が偏向4

50

に接続されている位置まで囲まれているのが、好ましく、それにより、そこに接続されている内視鏡ヘッド2を含めた偏向4は、ホース5の先端端（末梢端）からの突出に接続している。この実施形態においては、このホースは、2～3mmの壁厚さを持っているEPTFE材料からなっている。補強のために、ホース形状をしたEPTFE材料中に、スパイラル状のばねを導入することもできて、その結果、EPTFEホース材料は、スパイラル状のばねに対して、円錐形に伸びており、またばねワイヤ（必ずしもばね鋼製である必要は無い）は、内部ホースの壁と外部ホースの壁のあいだでEPTFE材料で完全に埋め込まれている。さらに、EPTFE材料に対して円錐形に、スパイラル状のばねを配置することも可能であり、そこでは、スパイラル状のばねは、EPTFEホース材料で取り囲まれ、またスパイラル状のばねが、内部に暴露されるようにそれに接続されている。さらに、スパイラル状のばねは、絶対に必要なものではなく、スパイラル状のばねの無いホース5のデザインも考えられる。ホース材料は、該EPTFE材料に限定されているものではなく、またたとえば、シリコンなどの他の材料で作られていてもよい。

10

#### 【0021】

この実施形態において、ホース5には、外周に流体パッド6が、設けられている。これらの流体パッド6は、長楕円形のデザインを持っていることが好ましく、またその中央部7で広がっているのが好ましい。このように、流体パッド6は、その先端端およびその追跡端において、細い舌の形状端部分8を持っている。

#### 【0022】

本実施形態においては、流体パッド6は、群れをなして配置され、各々は、3枚の流体パッド6からなっている。3枚の群の流体パッド6は、ホース5の外周周りに互いに平行に並べられ、このため、流体パッド6の側面は、中央部分7で互いに接触し、または少しのクリアランスを形成している。いわば、この3枚の流体パッドの群は、ホースの外周の周りに分布され、そのため流体パッド6の平均垂線は、内視鏡シャフト1の中心軸と交差し、かつそれぞれ隣の流体パッド6の平均垂線に対して、120°の角度を形成している。このようにして、この群において、舌の形状端部分8は、120°（中央ホース軸に対して法線の平面で）の間隔で、前面に突出し、また後方へは、ホース5の外周の周りに分布している。端部分8は、中央部分7よりも狭いので、端部分は、各中央部分7よりも、各隣の端部分からさらに離れている。このように、膨らみ9は、2つのそれぞれの隣接端部分8のあいだに形成される。

20

30

#### 【0023】

上記の3枚の流体パッド6の群の隣には、3枚の流体パッド6の後の群の端部分8が、3枚の流体パッド6の前の群の膨らみに挿入されるような具合に、他の3枚の流体パッド6の群が、前の群の前方におよび後方に配置されている。このことは、縦方向に隣接している流体パッド群は、中央ホース軸の法線の平面中で円周方向に60°だけ、オフセットしていることを意味している。

#### 【0024】

流体パッド6は、その先端端から出発してホース5の長さで50cmの端部分に沿って、ほぼ上記の方法にしたがって配列されている。

#### 【0025】

40

壁の中またはホース5の内周または外周で操作端の後方に延びているフィードライン（図示していない）を経由して、圧力は、流体パッド6に印加されなければならない。

#### 【0026】

流体パッド6に印加される圧力により、ホース5の柔軟性を変化させることができる。さらに、ホース5が、空隙の壁に対して静止するように、空気パッド6は、空隙の壁に接触している。このようにして、流体パッド6への圧力の適用および/または流体パッド6中の非圧縮性流体の緩和が、ホース5に選択的に柔軟性を付与させ、これが、内視鏡シャフト1の柔軟性より低くしたりまたは高くしたりすると同時に、同時に空隙の壁に対して、ホース5を静止状態または可動状態にする。

#### 【0027】

50

空気パッドは、舌の形状端部分 8 において重なり合うという事実により、ホース 5 は、その柔軟性を失うことなく、空隙の壁の全円周において支持できることになる。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、内視鏡が、少し空隙中にすでに移動した状態にあることを示している。参照番号 1 0 は、ホース 5 の推進移動用の第 1 駆動手段 1 0 であることを示している。この駆動手段 1 0 は、1 対の駆動輪 1 1 からなり、それらは、それらの溝形状の円周により、2 つの側から、ホース 5 に摩擦して噛み合っている。これらの駆動輪 1 1 は、図示していない電気モーターにより駆動される。ホース 5 は、追跡端により板形状の部材 1 2 に固定されている。第 1 駆動手段 1 0 と板 1 2 のあいだには、内視鏡シャフト 1 が、膨れ形状 1 5 中で、囲みホース 5 を用いて置かれている。板 1 2 の領域には、内視鏡シャフト 1 とホース 5 のあいだの空間中に、潤滑材料が、圧入されても良い。

10

【 0 0 2 9 】

ホース 5 の反対側の板 1 2 の側には、2 つの側から内視鏡シャフト 1 に、摩擦して噛み合っている 1 対の駆動輪 1 3 が、設けられていることが好ましい。これらの駆動輪 1 3 は、図示していない電気モーターおよび駆動輪 1 3 に接続された板 1 2 と共に、第 2 駆動輪 1 4 を形成している。

【 0 0 3 0 】

第 1 駆動手段 1 0 は、これらの駆動手段が、互いに対して動かないように、第 2 の駆動手段 1 4 と固定して接続されている。さらに、これらの駆動手段 1 0 , 1 4 は、これらが、空隙に対して動かないように、検査予定の空隙に対して、配置されなければならない。

20

【 0 0 3 1 】

それらの溝形状外周における駆動輪 1 1 の表面は、駆動輪 1 1 とホース 5 のあいだに大きな摩擦が、生じるように設計されている。ホース 5 と内視鏡シャフト 1 のあいだに、最小の摩擦が生じるように、ホース 5 と内視鏡シャフト 1 のあいだには、潤滑材料が、導入され、および / または、内視鏡シャフト 1 が、塗付されている (たとえば、テフロン (登録商標))。このようにして、ホース 5 が、駆動輪 1 1 により摩擦で駆動され、一方内視鏡シャフト 1 は、駆動輪 1 3 により反対方向に移動するか、または静止することが可能である。

【 0 0 3 2 】

( 第 1 の実施形態の機能化 )

30

第 1 の実施形態の機能化を、図 2 および図 3 を参照して、記載する。

【 0 0 3 3 】

図 3 a では、内視鏡シャフト 1 およびホース 5 は、検査予定の空隙の特定位置に置かれている。流体パッド 6 は、ポンプ (図示していない) により流体で充填され、かくして空隙の壁に接触している。空隙の壁に対する流体パッド 6 の圧力により、ホース 5 は、空隙の壁に対して静止する。さらに、または二者択一的に、ホース 5 は、駆動手段 1 0 により保持される。さらに、流体パッドの充填が、完了しているときには、ホース 5 が、内視鏡シャフト 1 よりも低い柔軟性 (高い柔軟性) を持つように、流体供給が、制御される。

【 0 0 3 4 】

この状態に基づいて、内視鏡シャフト 1 は、第 2 駆動輪 1 4 により、前方に移動する。第 1 駆動ユニット 1 0 は、アイドルリング状態にある。この操作は、図 3 b に概略的に示している。内視鏡シャフト 1 が、前方に移動すると、ホース 5 は、内視鏡シャフト 1 の移動用支持導管として働く。この支持効果は、ホース 5 の低柔軟性により支援される。

40

【 0 0 3 5 】

空隙の曲がりに沿って内視鏡シャフト 1 の前部分をガイドすることが、内視鏡シャフト 1 のこの進行移動のあいだに必要であるとすれば、内視鏡シャフト 1 は、次のように推進される。まず最初に、空隙曲がりは、内視鏡ヘッドに設けられたセンサーまたは光学システムにより、内視鏡ヘッド 2 において、検出できる。内視鏡ヘッド 2 が、空隙曲がりに沿って前方に移動すると、偏向 4 の曲率は、調節でき、また空隙曲がりの曲率半径に適用される。このようにして、空隙の湾曲した外壁上には、圧力は、まったく及ぼされないか、

50

または、低い圧力のみが、及ぼされる。内視鏡ヘッド 2 が、空隙曲がりの端に到達すると、偏向 4 は、内視鏡ヘッド 2 のさらなる前進移動を立て直す。

【 0 0 3 6 】

内視鏡シャフト 1 が、第 2 駆動輪 1 4 により特定のあらかじめ定められた距離を越えて、ホース 5 の外へ移動した（進行した）とき、第 2 駆動ユニットは、停止し、それにより、内視鏡シャフト 1 は、保持される。

【 0 0 3 7 】

さらなる進行移動は、図 3 c に示されている。したがって、流体パッド 6 は、ホース 5 が、空隙壁に対して、移動可能なように取り除かれる。さらに、流体パッド 6 が、取り除かれると、ホース 5 は、内視鏡シャフト 1 より高い柔軟性を持つことになる。この状態で、ホース 5 は第 1 駆動手段 1 0 により前方へ移動される。この進行移動のあいだに、内視鏡シャフト 1 の膨らみ形状 1 5 およびホース 5 は、小さくなる。第 2 駆動輪 1 4 が内視鏡シャフト 1 を保持するという事実により、内視鏡シャフト 1 は検査予定の空隙に対して休止し、一方ホース 5 の先端端は、内視鏡シャフト 1 の先端端の方向に移動することを達成する（ホース 5 の進行移動に関しては、この記述の終わりに記載されているいくつかの変更が可能である）。

【 0 0 3 8 】

ホース 5 のこの進行移動のあいだに、空隙に対して休止していた内視鏡シャフト 1 は、ホース 5 のレールとして、その低い柔軟性（ホース 5 の柔軟性に比較して高い基本的な剛直性）を用いて作用する。内視鏡シャフト 1 はホース 5 よりもさらに内側に設けられているため、ホース 5 が移動を開始する時点で、内視鏡シャフト 1 は、全ての可能な曲がりを用いてすでに空隙の形状に適合しており、これによりホース 5 は 1 サイクル中に通過する。このように、ホース 5 が、内視鏡シャフト 1 の形状にしたがうときには、ホース 5 が、湾曲した外壁に対して通過するときの力は、緩和できる。本発明においては、さもなければ湾曲した外壁に対して押圧する力は、この状態では硬くなっている内視鏡シャフト 1 により、偏向される。医療において使用するためには、このことは、この時点で、患者が感じる痛みが、生じないかまたは削減されるということを意味している。

【 0 0 3 9 】

図 3 c に示しているように、ホース 5 の先端端が、ホース 5 および偏向 4 のあいだの接触点に到達するまで、ホース 5 が、前方へ移動することが好ましい。そのような図 3 a ~ 3 c により記載されたサイクル移動が、完了した後、内視鏡の進行移動は、図 3 a からスタートして、新しいサイクルを続ける。いわば、ホース 5 が、空隙壁に対して静止するように、流体パッド 6 は、再び充填される。続いて、内視鏡シャフト 1 が、前方へ移動するなど。

【 0 0 4 0 】

内視鏡シャフト 1 およびホース 5 の交互進行は、空隙中で試験予定の所望の位置に到達するまで、繰り返される。

【 0 0 4 1 】

内視鏡は、前進移動のコースを逆にすることによって、後方に移動できる。他の可能性は、内視鏡が、自由に動けるように、流体パッドを除去し、偏向 4 を開放することである。その後、内視鏡シャフトを、ホース 5 と共に、空隙から引き抜くことができる。

【 0 0 4 2 】

図 4 は、本発明の第 2 の実施形態を表している。本実施形態の記述中、第 1 の実施形態の記述と同じ成分は同じ参照番号で示し、これらの成分の記述は省略する。

【 0 0 4 3 】

本実施形態において、空気パッドを含むホースは、設けられておらず、その代わり、内視鏡シャフト 1 よりも低い柔軟性を持ったガイドワイヤ 1 7 が、内視鏡シャフト 1 の作業導管 1 6 を経由してガイドされている。このガイドワイヤ 1 7 は、その先端端において、折りたたみ可能なケージ 1 8 に接続されている。このケージ 1 8 は、折りたたまれた状態で、作業導管 1 6 を経由してガイド可能である。

## 【 0 0 4 4 】

検査予定の空隙中へ内視鏡シャフト 1 を導入するときに、ケージ 1 8 および数センチメートルのガイドワイア 1 7 は、内視鏡シャフト 1 の先端端から前方へ、突出している。そこで、ケージ 1 8 は、空隙中に、目視しながら少しずつ導入される。続いて、内視鏡シャフト 1 は、駆動または手動で前方に進み、一方ケージ 1 8 を含むガイドワイア 1 7 は、たとえば、その代わりにガイドワイア 1 7 の後端を保持することにより、空隙に対する休止位置に持ち込まれる。

## 【 0 0 4 5 】

内視鏡シャフト 1 の前方移動のあいだに、空隙に対して休止しているガイドワイア 1 7 は、内視鏡シャフト 1 用のレールとして働く。このようにして、内視鏡シャフト 1 は、ガイドワイア 1 7 の前方移動にしたがい、かつ空隙の曲がりの場合には、湾曲した外部壁に対してあまり高い圧力をかけることも無く、曲がりに沿ってガイドされる。内視鏡シャフト 1 の柔軟性に比較して低い柔軟性のガイドワイア 1 7 のおかげで、さもなければ内視鏡シャフト 1 により、湾曲した外部壁に印加される力は、より硬いガイドワイア 1 7 を經由して偏向される。

## 【 0 0 4 6 】

内視鏡シャフト 1 が、ケージ 1 8 の後端に近づいたとき、内視鏡シャフト 1 の推進は、停止され、かつケージ 1 8 を含むガイドワイア 1 7 は、駆動または手動で前方に進み、一方内視鏡シャフト 1 は、空隙に対して休息位置に留まる。

## 【 0 0 4 7 】

前方へ傾いたケージ 1 8 の形状により、ケージは、湾曲した外部壁に対してあまり強く押されることなく、空隙に沿ってまた空隙の曲がりに沿ってガイド可能である。前方への移動のあいだ、ガイドワイア 1 7 は、内視鏡シャフト 1 により支持されている。ケージ 1 8 が、内視鏡シャフト 1 の先端端から所定の距離だけ前進するように、もしガイドワイア 1 7 が、所定の距離を越えて内視鏡シャフトから移動したときには、ケージ 1 8 を含めたガイドワイア 1 7 は、空隙に対して休止位置に再び持ち込まれ、一方内視鏡シャフト 1 は、ガイドワイア 1 7 をレールとして用いて、前進するなどである。

## 【 0 0 4 8 】

内視鏡シャフト 1 およびケージ 1 8 を含むガイドワイア 1 7 のこの交互前進は、空隙中に検査予定の所望の位置に到達するまで、反復される。

## 【 0 0 4 9 】

必要に応じて、シャフトまたはガイドワイアには、明細書の導入部分および / または変更において、述べたように、一時的な硬化手段を設けることが可能である。

## 【 0 0 5 0 】

本発明による前述の実施形態の変更において、図 7 に概略的に示されている連続駆動型の内視鏡が、設けられる。

## 【 0 0 5 1 】

以上で詳細に述べてきた部分の記述は、省略されていることに注意すること。これらの部分は、以上と同じ参照番号を用いて、指定されている。

## 【 0 0 5 2 】

本変更において、内視鏡は、外周における内視鏡シャフト 1 (上述の実施形態と同じ手段を含んでいても良い) を少なくとも含んでおり、そこでは、剛直度調節手段としておよびガイド手段として作用するカテーテルホース 1 6 a が、内視鏡シャフト 1 の縦方向および / または軸方向に配置されている。好ましくは、複数のカテーテルホース 1 6 a が、均等に配置され、すなわち内視鏡シャフト 1 に対して、円周に沿って内視鏡シャフト 1 の円周方向に対する等しいおよび / または正規の角距離で配置されている。内視鏡シャフト 1 の好ましい形成において、正確には、3 本のカテーテルホース 1 6 a が、内視鏡シャフト 1 の外周において、120° の角度をなして、上記の方法で配置されている。

## 【 0 0 5 3 】

しかし、カテーテルホース 1 6 a は、必ずしも、内視鏡シャフト 1 の外周に配置されな

10

20

30

40

50



ければならないということは無い。図8(a)および図8(b)から集めることができるように、内視鏡シャフト1は、断面で示されている、すなわち、内視鏡シャフト1の縦方向または、軸方向に対して垂直な平面での断面図が、示される。

【0054】

図8(a)においては、内視鏡シャフト1の外周上で、その縦方向に形成されている溝中に、カテーテルホース16aは、配置されており、そのために、カテーテルホース16aの一部のみが、内視鏡シャフト1の外周を越えて、その半径方向に突出している。

【0055】

図8(b)は、内視鏡シャフト1の他の断面図を示している。カテーテルホース16aを、内視鏡シャフト1の外周または溝に、配置する代わりに、管16cが、内視鏡シャフト1の内部に形成されており、それは、カテーテルホース16aで形成されても良いが、その縦方向に伸びることはなく、内視鏡シャフト1の外周近くに配置されることが好ましい。

10

【0056】

内視鏡シャフト1は、先行して述べたように、きわめて柔軟性に富んでいる。しかし、本実施形態においては、それは、内視鏡シャフト1の半径方向に作用する力を、主として吸収することが必要である。そのような力は、カテーテルホース16aの配置による。したがって、内視鏡シャフト1の曲げ能力を無意味に悪化させるのみであるが、内視鏡シャフト1の半径方向の力を吸収することができるワイヤ螺旋(図7には示していない)が、後者の縦方向に内視鏡シャフト1に組み入れられることが好ましい。内視鏡シャフト1の半径方向の力を吸収することができる先行技術で公知の他の装置も、等しく使用可能であることに注意する。

20

【0057】

剛直度調節手段としておよびガイド手段として作用するカテーテルホース16aは、その剛直度も変化させることが可能である。したがって、内視鏡シャフト1は、以下に詳細に説明するように、剛直度を変化させることにより過度に曲げられるのを防ぐことができる。このことは、すでに述べてきたように、先行技術で既に公知の方法、とりわけ、前述の方法で行っても良い。

【0058】

図7に示したカテーテルホース16aは、先行技術から公知の支持体16bにより、内視鏡シャフト1上に搭載される。支持体16bは、距離および/またはクリアランスが、カテーテルホース16aと内視鏡シャフト1のあいだで、内視鏡シャフト1の半径方向に形成されるように、カテーテルホース16aを保持することが好ましく、その距離またはクリアランスは、0.5~1cmの範囲内であることが、好ましい。このようにして、内視鏡シャフト1に対して、カテーテルホース16aの相対的移動は、起こりえない(それは、図8(a)および図8(b)中に示されている形体の場合でもある)。好ましくは、支持体16bは、内視鏡シャフト1の半径方向に弾性的に変形可能であって、そこでは、変形度が、各支持体16bの選択により、調節可能である。

30

【0059】

しかし、これらの支持体16bは、内視鏡シャフト1とカテーテルホース16aとのあいだに、必ずしも配置される必要は無い。上述したように、溝(図7中には示していないが、図8(a)中には示している)は、カテーテルホース16aが埋め込まれ、かつ固定して配置されている内視鏡シャフト1の縦方向に形成することも可能である。したがって、支持体16bは、省略できる。

40

【0060】

カテーテルホース16が、剛直度調節手段としておよびガイド手段として作用することができる限り、内視鏡シャフト1上のカテーテルホース16bの他の付属品も、可能である。

【0061】

好ましくは、ガイド・エレメントとして作用する弾性的ガイドワイヤ17aは、カテー

50

テルホース 16a 中に、滑り可能に支持されており、それにより、ガイドワイヤ 17a は、カテテルホース 16a 中に移動可能となる。ガイドワイヤ 17a の末端には、内視鏡シャフト 1 の遠位端からの、すなわち内視鏡シャフト 1 の先端端から、内視鏡シャフト 1 の移動方向に対して、突出しているループ 18a が、形成されている。このようにして、ガイドワイヤ 17a のループ 18a は、内視鏡シャフト 1 の遠位端部分を越えて（内視鏡シャフトの偏向 4 および内視鏡ヘッド 2 をも越えて）、摩擦および/または滑り支持体により可変である所定の距離だけ、内視鏡シャフトの軸方向に突出している。カテテルホース 16a は、支持体 16b を経由して、内視鏡シャフト 1 のみに取り付けられていることに注意すること。偏向 4 および内視鏡ヘッド 2 は、カテテルホース 16a または支持体 16b には接触していない内視鏡シャフト 1 の可動遠位端に対応している。ガイドワイヤ 17a の他端は、内視鏡シャフト 1 の最近接端部分（内視鏡シャフト 1 の操作端に相当する）を超えて、所定の長さだけ、突出している。内視鏡の詳細な機能の記述において以下記載するように、ガイドワイヤ 17a をシフトさせるためにまた内視鏡シャフト 1 の遠位端部分に設けられたループ 18a をシフトさせるために、内視鏡シャフト 1 の最近接端部分から突出しているガイドワイヤ 17a の末端により、ガイドワイヤ 17a は、操作される。ループ 18a の代替的实施形態において、その寸法すなわち、ループ 18a のサイズは、前述の第 2 実施形態（第 2 実施形態の折りたたみ可能なケージ 18 を比較）中におけるのと同様に、可変である。

#### 【0062】

内視鏡シャフト 1 の遠位端部分から突出しているガイドワイヤ 17a の末端は、球状のまたはそれぞれボール状のまたは回転楕円体の中空体が形成されるように、互いに対して配置されている複数のループ 18a で同様に構成されていてもよい。次のことから明白なように、ループ 18a または中空体の丸いまたは曲がった形状により、検査予定の管形状の空隙に対するループ 18a または中空体の進行のあいだの抵抗は、それぞれ最小化されることが、この文脈において重要なことである。

#### 【0063】

さらにループ 18a または中空体の代わりのガイドワイヤ 17a の末端に設けられたケージは、前述の実施形態において、説明したように可能である。しかし、以下の機能記述から推測されるように、ガイドワイヤ 17a の遠位端に設けられたループ 18a は、ガイドワイヤ 17a の遠位端に、必ずしも設けなければならないものではない。このループ 18a は、内視鏡シャフト 1 の推進のあいだに支援するのに役立っている。

#### 【0064】

検査予定の管形状の空隙における連続駆動型内視鏡の機能化またはむしろ駆動モードを、以下に記載する。

#### 【0065】

内視鏡は、内視鏡シャフト 1 の遠位端部分から突出しているガイドワイヤ 17a により、または内視鏡シャフト 1 の遠位端から突出しているループ 18a により、検査予定の管形状の空隙中に導入されることが好ましい。しかし、管形状の空隙が、通過しやすい部分からなっている限り、ガイドワイヤ 17a またはループ 18a は、内視鏡シャフト 1 の遠位端部分を越えて、必ずしも突出していなければならないものではない。内視鏡は、先行技術から公知の連続型内視鏡用の従来の駆動手段である駆動手段（図 7 に示されていない）によって、推進される。この駆動手段は、内視鏡シャフトまたは内視鏡シャフト 1 上に固定して配置されているカテテルホース 16a を駆動しても良い。同様に、前述の両エレメントの駆動も可能である。すなわち、さらに具体的には、内視鏡シャフト 1 は、その剛直度が、管形状の空隙中の内視鏡シャフト 1 を動かせるのに充分である限り、駆動手段により駆動できる。もしその剛直度が、不十分であるかまたは不十分になるなら、それが、ガイド手段としてまたその軸方向に内視鏡シャフトを補強するために、先行技術により公知の方法により、剛直度を増加させる剛直度調整手段として作用するように、カテテルホース 16a は制御される。好ましくは、カテテルホース 16a の剛直度は、カテテルホース中の遠位端部分にあるループ 18a（しかし、ループ 18a を含まねばならない

ものではない)を必要に応じて備える弾性ワイヤーを導入することにより、調節される。したがって、カテーテルホース16aは、後者を滑りながら収容することにより、弾性ワイヤーのある程度の剛直度と弾性率を達成し、それにより、内視鏡シャフト1をガイドし、かつ同時に、内視鏡シャフトが、過度に曲げられるのを防止する。

【0066】

カテーテルホース16aの剛直度を調節する他の可能性は、後者に流体(液体またはガス)を導入することである。カテーテルホース16a中に流体を導入して特定の圧力を維持するときに、流体に印加される特定の圧力によれば、ある圧力に対応するカテーテルホース16aのある剛直度が得られる。この場合、カテーテルホース16a中に流体を導入するときには、カテーテルホース16aの遠位端部分は、カテーテルホースが、流体を堅固にシールするように、閉じられなければならない(たとえば、プラグを用いて)。しかし、上述したように、先行技術により公知のカテーテルホース16aの剛直度を変更するいずれの手段を用いても良い。

【0067】

図7に示したそこに導入されるガイドワイア17aを持ったカテーテルホース16aを再び参照して、内視鏡シャフト1は、電源に対応して、保持されたまたは固定されたガイドワイア17aにより、管形状の空隙中に導入され、ガイドワイア17aは、このときには、カテーテルホース16a中にはスライドせず、かつ所定の距離だけ、内視鏡シャフトの最近接端を越えて、そのループ18aにより、突出している。すなわち、ガイドワイアは、内視鏡シャフト1またはカテーテルホース16aに対しては、なんら相対的移動を行わない。しかし、上述したように、ガイドワイア17aのループ18aは、強制的なものではなくて、内視鏡シャフト1の推進を促進するためにのみ、役立っている。

【0068】

ガイドワイア17aの突出しているループ18aが、内視鏡シャフト1の先頭に到着する管形状の空隙の湾曲および/または屈曲に到達すると、ループ18aは、その湾曲に対応する管形状の空隙の曲がった外壁に接触する。ループ18aの実質的に円形のまたは曲がった形状のおかげで、さらに推進する際、それは、管形状の空隙の曲がった外壁に沿って滑る。このことが、ガイドワイア17aのループ18aと曲がった外壁とのあいだの摩擦抵抗が、内視鏡シャフト1の進行中最小となる。ガイドワイア17aの弾性率により、ループ18aの接触により、管形状の空隙の曲がった外壁においてそれは、曲げられる。したがって、管形状の空隙の曲面にしたがって曲げられているガイドワイア17aの弾性率により、内視鏡シャフト1もガイドワイア17aにより曲げられ、それにより管形状の空隙の曲面により、内視鏡シャフト1を方向付ける。さらに、内視鏡シャフト1は、カテーテルホース16a中の弾性的ガイドワイア17aの適応により、過度に曲げられることを阻止される。ガイドワイア17aのループ18aは、内視鏡シャフト1を推進に導くから、それが、内視鏡シャフトにより到達され、かつ管形状の空隙の曲面の形状に適応して、柔軟性の内視鏡シャフト1を適用するか、または変形する前に、ループ18aは、既に、その屈曲および/または曲面を通過する。このようにして、曲面のコースにより曲げられているループ18aを含むガイドワイアは、ループ18aにしたがうその方向付けのみならず内視鏡シャフト1をリードしている。

【0069】

前記で既に述べたように、進行中に、内視鏡シャフト1は、その軸方向中のみならず、半径方向にも力を吸収し、それは、内視鏡シャフト1上の支持体16bを経由してカテーテルホース16aから、また進行中の駆動手段から作用する。さらに、内視鏡シャフト1は、屈曲または曲面を過ぎることにより、曲げられる。高度に柔軟性のある内視鏡シャフト1が、過度に曲げられるのを防ぐために、ガイド手段として、かつ剛直度調節手段として作用するカテーテルホース16aは、その曲げ強度を変更できる。この方法で、内視鏡シャフトの十分な柔軟性は、もたらすことができ、同時に、内視鏡シャフトの座屈も避けることができる。たとえば、ガイドワイア17aを使用するときには、ガイドワイア17aを適用させるカテーテルホース16aの剛直度は変化し、このため、ガイドとして、

かつ剛直度調節手段として作用する。また、内視鏡シャフト１の進行中に、内視鏡シャフト１が通過しなければならない曲率度によりそれぞれ異なる剛直度および弾性率を持っているガイドワイヤ１７aを使用することができる。したがって、内視鏡シャフト１の正確な剛直度を設ける。

【００７０】

このように、ループ１８aを持ったガイドワイヤ１７aを使用するときには、管形状の空隙中を通過することが困難な部分、たとえば、屈曲および／または曲面でさえも、その先端端に形成されているループ１８aを含むガイドワイヤ１７aにより、容易に通過させることができる。

【００７１】

前述の連続駆動型内視鏡の駆動モードから把握できるように、ループ１８aは、内視鏡シャフト１の移動を促進する内視鏡シャフト１に対してガイドワイヤ１７aの１種の先導ガイド・エレメントとして、作用する。ループ１８aのデザインは、管形状の空隙の曲面および／または屈曲をフォローすることを可能にしている。

【００７２】

管形状の空隙中で検査予定の位置に到達すると、ループ１８aを含むガイドワイヤ１７aは、内視鏡シャフト１の内視鏡ヘッド２の種々の手段３により行われる適当な医学的治療および／または検査の妨害を避けるために、撤回することができる。したがって、各医学的治療および／または検査は、なんらの困難もなく実行できる。

【００７３】

(さらなる可能な変化)

最後に、本記述および同封した図面のみが、典型的な特性を持ちまたここに為された提案に対して、本発明を制限する意図は、まったく無いことを指摘している。本発明は、本発明の核心から離れることなく複数の応用と変更を可能にしている。

【００７４】

以下、いくつかの変更を述べる：

基本的には、前述の内視鏡の交互推進の原理は、内視鏡の前進移動のいかなる状態であっても、開始できるし、かつ再度停止できる。すなわち、内視鏡シャフトおよび補助手段は、まず、管形状の空隙中に移動でき、また交互推進は、通過が難しい空隙の特定の位置でのみ開始される。この位置（たとえば、空隙の強い屈曲）を通過した後、さらなる前進移動のあいだに、交互推進を、不活性化しまた再び活性化することもできる。

【００７５】

第１の実施形態においては、流体パッドの形状は、特定される。しかし、流体パッドの他のいかなる形状も可能である。たとえば、流体パッドは、ホースの縦軸に対して法線の平面中で、ホース５を囲む環の形状でもありえた。この環は、内部が中空であるべきであり、かつ、いくつかの室に分割するべきである。その結果、このような方法で形成された個々の室の各々は、流体パッド６の機能に対応しており、また同様に流体パッドに対しては、圧力が、フィードラインを経由して供給されまた除去されねばならない。

【００７６】

さらに、流体パッド６は、完全に無しで済ますこともできるし、柔軟性は、縦方向に延びている管形状の空隙を経由して、外周で、内周で、またはホースの壁および／または補助手段において、変化する。さらに、これらの管形状の空隙は、外周、内周、またはホースの壁および／または補助手段において、らせん状に形成することができる。同様に、内視鏡シャフト１の柔軟性の変化は、管形状の空隙を、外周で、半径方向外側領域において、または作業導管において、配置することにより、縦方向または内視鏡シャフト１に沿ってらせん状に延びているこれらの管形状の空隙により、実現できることが好ましい。補助手段および／または内視鏡シャフトの柔軟性を変化させるためには、圧力を、空隙内に設けた流体または媒体に印加するか、流体または媒体から取り除くか、もしくは後に記載するように、媒体の物理的状態を変化させることである。

【００７７】

流体パッド 6 が配置されているホース 5 の先端端部分の長さは、第 1 実施形態においては、ほぼ 50 cm 程度である。しかし、この先端端部分の長さは、適宜変更できることが明らかである。

【0078】

さらに、第 1 実施形態においては、流体パッド 6 はホース 5 の外周に配置されている。しかし、流体パッドをホースの壁の中に埋め込むことも同様に可能である。

【0079】

ホース 5 に対しては、二者択一的に、第 1 実施形態において、螺旋状ばねを使用することができる。この螺旋状ばねは、外周に配置される流体パッドを用いるか、または用いなくて、補助手段として使用することもできる。

【0080】

第 1 の実施形態において、流体パッドは、3 枚の流体パッドの群中に配置されている。しかし、各群に対する流体パッドの数は、増加させることもできる。

【0081】

第 1 実施形態の他の変更としては、流体パッド 6 は、熱エレメントが、各流体パッド中に配置されまた流体パッド 6 が、熱エレメントによる加熱により、固体から液体に物理状態を変化する媒体を用いて充填されているという事実により、ホース 5 の柔軟性を変化させることができる。この方法で、各熱エレメントを加熱し、それにより媒体が液体状態になり、ホース 5 に、内視鏡シャフト 1 よりも低い柔軟性を備えることができる。熱エレメントを不活性化させることにより、流体パッド中の媒体は、固化することができて、それにより、ホース 5 は、内視鏡シャフト 1 より低い柔軟性を有することになる。同じ原理は、熱エレメントにより加熱されるときに、液体からガスになる状態の変化をする媒体を使用する場合にも、有効である。

【0082】

第 1 実施形態において記載した流体パッド 6 への圧力印加または緩和によるホース 5 の柔軟性の変化も、数工程で、または連続して行うことができる。このことは、流体パッド 6 への圧力の印加は、制御できるため、圧力印加が高ければ高いほど、内視鏡ヘッド 2 は空隙屈曲中を前方へ遠く移動し、一方、ホース 5 は休止し、すなわち、前進移動のあいだ、偏向 4 が、より湾曲することになる。

【0083】

第 1 実施形態において、内視鏡シャフト 1 の奥よりの状態（図 3 a の状態）において、ホース 5 の先端端（遠位端）は、偏向 4 の終端をもって終了する。しかし、本発明は、それに限定されないで、ホース 5 の先端端部分は、内視鏡シャフト 1 の奥よりの状態における偏向 4 のさらに後ろに終わることもできる。

【0084】

ホース 5 は、好ましくは、高度に柔軟性の E P T F E 材料により製造されているから、このホースは、その直径および/または壁の厚みを変更することなく強く伸びることができる。それ故、たとえば、第 1 実施形態において、ホース 5 は、内視鏡ヘッド 2 まで到達することができて、流体シール（たとえば、接着により）でそこへ固定できる。この状態を、図 5 a に示しており、そこでは、内視鏡は、図 5 a ~ 図 5 c 中の I - I 線から右に、縦断面で表されている。内視鏡シャフト 5 の奥よりの状態において（図 5 a の状態）、流体パッド 6 は、偏向 4 の後ろに配置されている。

【0085】

図 5 b に示しているように、内視鏡シャフト 1 のみが、前方に移動し、一方では圧力が流体パッドに印加され、このようにして、それらが空隙壁に対して休止する場合には、流体パッド 6 が配置されていないホース 5 の拡張部分 19 は、内視鏡シャフト 1 の前進移動により、ホース 5 に相対的に広がる。この拡張のあいだに、拡張部分 19 の先端端は、前進移動する内視鏡ヘッド 2 に固定され、また拡張部分 19 の終端は、空隙壁に対して押し付けている流体パッド 6 により、空隙壁に対して固定される。

【0086】

もし、図 5 c に示すように、ホース 5 が、緩和された流体パッド 6 を用いて前進移動する場合には、ホース 5 の拡張部分 19 は、再び収縮する。

【0087】

この偏向は、第 1 実施形態に対する追加として理解されなければならないで、内視鏡シャフト 1 とホース 5 のあいだのクリアランスは、潤滑材料がクリアランスから抜け出ないように、また不純物がクリアランスに侵入できないように閉じられるという利点を有する。

【0088】

第 1 の実施形態においては、第 1 駆動ユニット 10 によるホース 5 の推進のあいだに、第 2 駆動ユニット 14 による反対方向への同じ速度で、内視鏡シャフト 1 は、駆動される。

10

【0089】

第 1 駆動ユニット 14 による内視鏡シャフト 1 の反対駆動に対して、2 者択一的に、内視鏡シャフト 1 は、空隙壁に対してその先端端に向けて、偏向 4 により固定され得、また第 1 駆動ユニット 14 は、駆動輪 13 が、自由に回転できるように、アイドリングにスイッチされ得る。このようにして、内視鏡シャフト 1 は、同様に空隙壁に対して休止し、一方ホース 5 は、前方へ移動する。

【0090】

ホース 5 をプレート 12 に接続しないことが、他の選択肢であろう。この場合、ホース 5 の終端は、ホース 5 が、内視鏡ヘッド 2 に対して先端位置において、内視鏡シャフト 1 が、移動サイクルのあいだに前方移動する距離だけ、プレート 12 から離れて置かれなければならない。この選択肢において、内視鏡シャフト 1 の前進とともに、ホース 5 の終端は、プレート 12 の近くに配置され、また第 1 駆動ユニット 10 の駆動輪 11 は、ホース 5 が空隙壁に対して休止するように休止する。しかし、ホース 5 の前進のあいだに、第 2 駆動ユニット 14 は、駆動輪 13 が回転しないように休止する。膨らみ形状 15 は、ホース 5 のこの前方移動のあいだ、サイズの変化もなく、ホース 5 の終端は、プレート 12 から離れて空隙中に前進すると同時に移動する。

20

【0091】

第 1 の実施形態において、流体パッド 6 によるホース 5 の柔軟性の変更を記載してきた。さらに、またはそれに対する選択肢として、内視鏡シャフトの柔軟性も、内視鏡シャフトの外周に配置された、または外周に統合された流体パッドにより、変更できる。内視鏡シャフトのこれらの流体パッドに対する供給ラインは、内視鏡シャフトの内側の背後で操作端まで延びていなければならない。この変更による交互推進は、第 1 実施形態と同じ機能化にしたがって実行され、そこでは、内視鏡シャフトとホースの一時的な硬化エレメントが、前方移動のあいだに同時により柔軟性のエレメントを支持している。

30

【0092】

第 2 の実施形態は、以上記載したように、流体パッド 6 を含むホース 5 を無しで済ませているが、第 1 および第 2 の実施形態の組み合わせも可能である。

【0093】

さらに詳細に記載していない実施形態は、記載した内視鏡シャフト、記載したホースおよび記載したガイドワイアを、交互方法で進めることにより、有利に働く。この実施形態においては、内視鏡は、基本的には、前記のデザインを持っており、そこでは、内視鏡シャフトとは別に、前進用の適切な駆動ユニットを含めたホースおよびガイドワイアが、設けられている。

40

【0094】

本実施形態においては、まず第 1 に、内視鏡シャフトが前進し、そして続いてシャフト支持用のホースが、引っ張られ、すなわち、比較可能なように、駆動ユニットにより、同様に進行する。この方法では、内視鏡は、所望の位置に持てくることができる。しかし、細いカーブの場合には、細いカーブの移動の周りで内視鏡シャフトを操作するという問題が生じ得る。この場合、初期には、細い屈曲の周りを操作しやすいケージをできるだけ

50

含むガイドワイアが、進むことができる。その後、内視鏡シャフトは、追尾によりカーブの周りをガイドされる。したがって、この場合、まずできる限りケージを含むガイドワイアが進行し、その後、内視鏡シャフトが追尾し、すなわち、駆動ユニットにより同様に進められる。次の工程では、ホースは、内視鏡シャフトを安定化させるために、押され得る。この３つエレメントの交互移動により、内視鏡は、狭いカーブや屈曲の周りでも、安全に操作できる。

【００９５】

以下、本発明の第３の好ましい実施形態を、図６の方法により記載する。

【００９６】

この実施形態においては、補助手段は、複数の（好ましくは２つの）ホースからなり、このホースは、互いに相対的に可動であり、かつ他方の内側に置かれており、少なくとも部分的には、内視鏡シャフトを囲んでいる。この複数のホースの全剛直度は、内視鏡シャフトの剛直度よりも高く、そこでは、好ましくは個々のホースの剛直度は、内視鏡シャフトの剛直度よりも低い。

10

【００９７】

内視鏡シャフトが、空隙中に駆動されることになる場合には、複数のホースは、第１工程で保持されなければならないし、一方内視鏡シャフトは、ホースに対してある距離を置いて、前方移動される。ホースは、そっくりそのまま、シャフト用のガイドとして働く。その後、シャフトは保持され、一方ホースは、続いて前方に押される、すなわち、各々それぞれ自体押され、シャフトは、ガイドとして働き、かつそのためにガイド力を持つ各ホースよりも、高い基本的な剛直度を持つことになる。

20

【００９８】

最後に、前述の実施形態は、２つの駆動ユニット１０および１４に関連して述べられていることを指摘する。これらは、必ずしも絶対的に必要ではない。たとえば、モーターでシャフトのみを駆動し、また補助手段を、たとえば、締め付け手段またはブレーキにより、一時的に保持することが完全に充分となる。その結果、補助手段の追跡は、シャフトを保持しながら手動で行われる。両者の移動を、手動のみで行うことも可能である。

【００９９】

内視鏡シャフトおよび補助手段は、検査予定の空隙に対して交互に休止し、また同時に休止していないエレメントが、休止エレメントによりガイドされながら、空隙中に進むことができるし、または同時に移動でき、そこでは、後者の場合、補助手段の剛直度は、シャフトの剛直度よりも高くなることを特徴とするという事実により、内視鏡は、内視鏡シャフトが、管状空隙中に補助手段（たとえば、好ましくは、流体パッドまたはガイドワイアおよび／またはネットを含むホース）により進行される交互推進システムからなることが好ましい。

30

【図面の簡単な説明】

【０１００】

【図１】本発明の内視鏡の第１の実施形態の空間描写である。

【図２】第１の実施形態による内視鏡を前方に移動させるための駆動手段を示している。

【図３】第１の実施形態による内視鏡の進行移動を図示する内視鏡の前面図である。

40

【図４】第２の実施形態による内視鏡の空間描写である。

【図５】第１の実施形態の変更による内視鏡の進行移動を図示する内視鏡の前面図である。

。

【図６】本発明の第３の好ましい実施形態を示している。

【図７】本発明の第２の実施形態の変更を示している。

【図８】図７の内視鏡シャフトの断面図を示している。

【符号の説明】

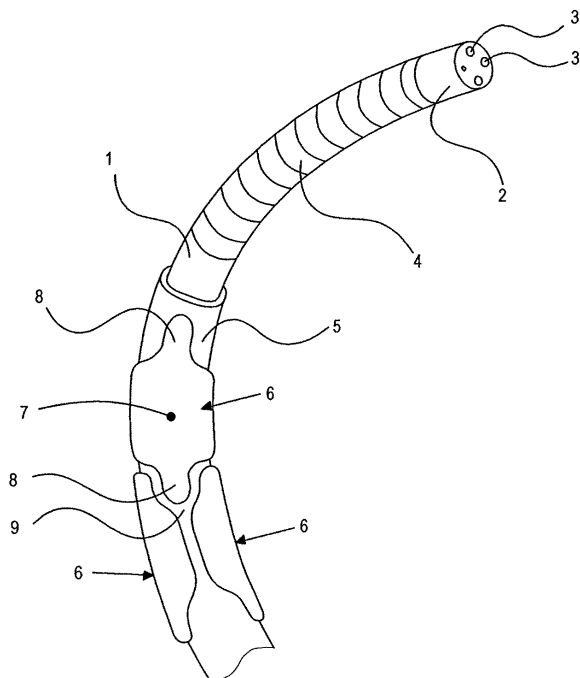
【０１０１】

- １ 内視鏡シャフト
- ２ 内視鏡ヘッド

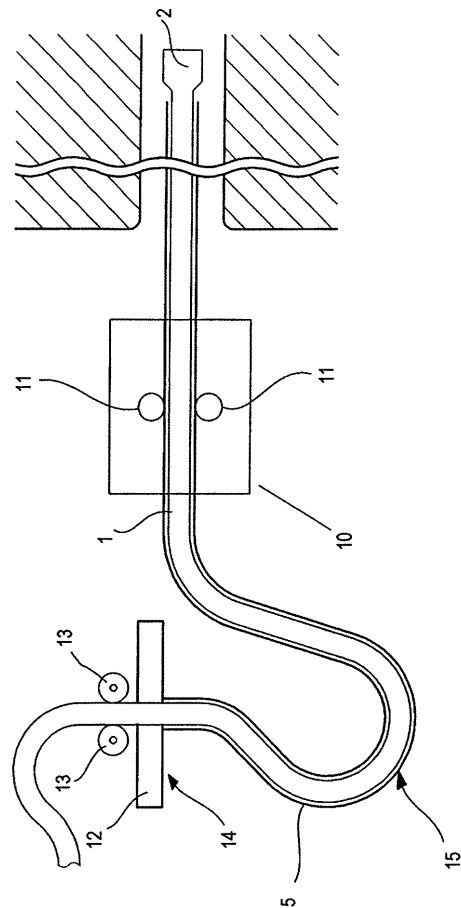
50

- 5 補助手段（ホース）
- 6 流体パッド
- 16a ガイド手段（ガイドおよび／または剛直度調節手段）
- 17 ガイドワイア
- 17a ガイド手段（ガイドおよび／または剛直度調節手段）
- 18 折り曲げ可能なケーシング
- 18a ガイド手段（ガイドおよび／または剛直度調節手段）

【図 1】

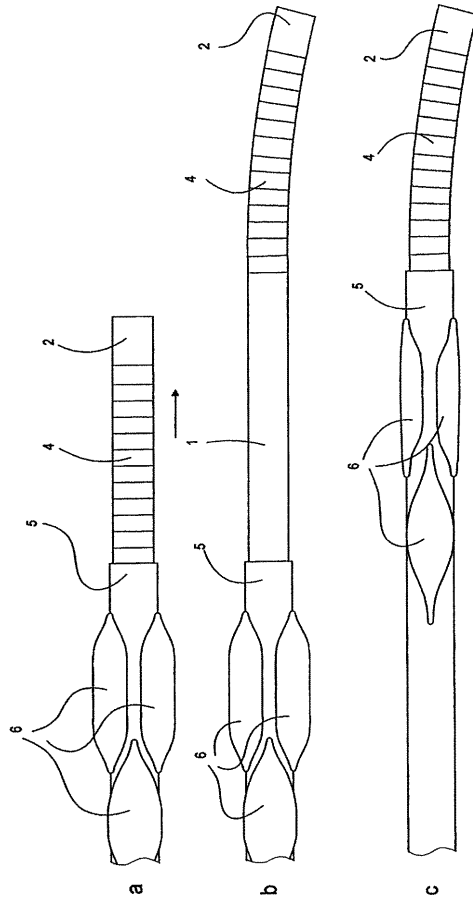


【図 2】

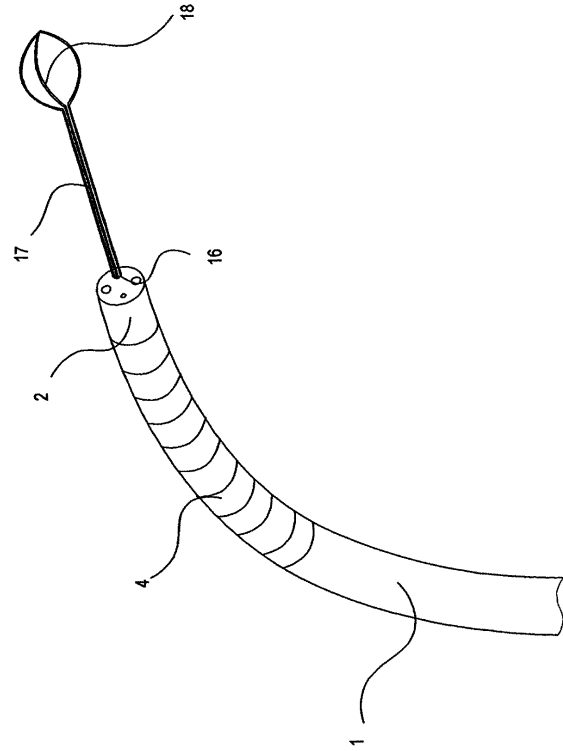




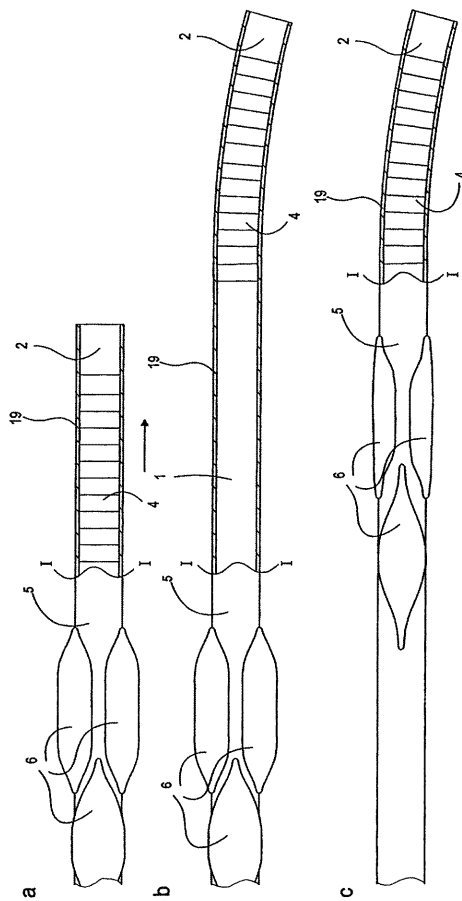
【図 3】



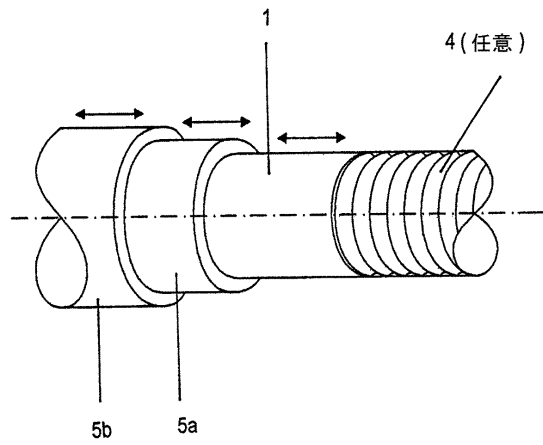
【図 4】



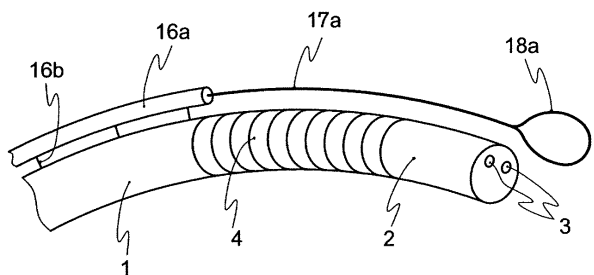
【図 5】



【図 6】

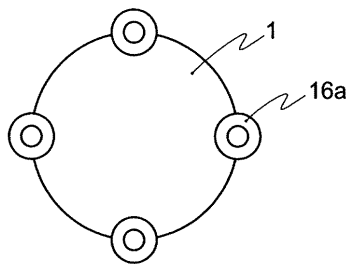


【図 7】

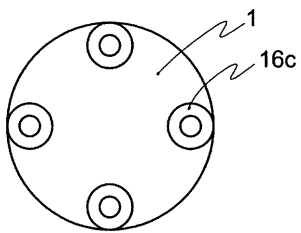


【図 8】

(a)



(b)



---

フロントページの続き

- (72)発明者 コンスタンチン ボーブ  
ドイツ連邦共和国、6 9 4 6 9 ヴァインハイム、ヴェベルシュトラッセ 17、ケアオブ エステーエム メディツィンテヒニーク シュタールンベルク ゲゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツング
- (72)発明者 フリッツ パウカー  
ドイツ連邦共和国、8 6 4 3 8 キッシング、キルヒベルク 2
- (72)発明者 トーマス フィーパツハ  
ドイツ連邦共和国、8 2 2 8 2 ピッシャーツホーフェン、カペルランガー 2

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 特開昭61-276531(JP, A)  
特開昭62-041635(JP, A)  
実開昭52-089886(JP, U)  
特開平08-089476(JP, A)  
特開2003-010105(JP, A)  
特開平05-211992(JP, A)  
特開平11-056753(JP, A)  
特開平07-113755(JP, A)  
特表平05-503434(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	交互推进型内视镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP5361112B2</a>	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	JP2005310393	申请日	2005-10-25
[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	コンスタンチンボーブ フリッツパウカー トーマスフィーバツハ		
发明人	コンスタンチン ボーブ フリッツ パウカー トーマス フィーバツハ		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/01 A61B1/00082 A61B1/00085 A61B1/00154 A61B1/0016		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.310.C G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.655 A61B1/005.512 A61B1/005.520 A61B1/01.511 A61B1/01.512 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	2H040/DA16 2H040/DA54 2H040/DA56 2H040/DA57 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/AA15 4C061/DD03 4C061/FF29 4C061/GG22 4C061/GG24 4C061/HH60 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/AA15 4C161/DD03 4C161/FF29 4C161/GG22 4C161/GG24 4C161/HH60 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
优先权	102004052036 2004-10-26 DE		
其他公开文献	JP2006122680A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一个内窥镜，由一个简单的设计系统推动，对结肠弯曲的外壁施加很小的压力，这是为了减轻结肠检查引起的疼痛结肠弯曲外壁上的内窥镜轴。解决方案：内窥镜轴和辅助装置交替地停在进入待检查的空间中。而且，工作中的任何一个可以在静止时通过并沿着另一个移动和引导到空间中，或者两者可以同时移动。在后一种情况下，辅助装置的硬度高于轴的硬度，这构成了一种替代的推进系统，其中内窥镜轴通过辅助装置（优选为流体垫或管道垫）在管状空间中向前移动。导丝和/或带网的软管）。

【 图 1 】

