

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-122680
(P2006-122680A)

(43) 公開日 平成18年5月18日(2006.5.18)

(51) Int.C1.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 G02B 23/24	(2006.01) (2006.01)	A 61 B 1/00 A 61 B 1/00 G 02 B 23/24 320 B 310 C A 2 H 04 0 4 C 06 1

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L 外国語出願 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2005-310393 (P2005-310393)	(71) 出願人	598053695 エステーエム メディツインテヒニーク シュターレンベルク ゲゼルシャフト ミ ット ベシュレンクテル ハフツング ドイツ連邦共和国、69469 ヴァイン ハイム ヴェベルシュトラーセ 17
(22) 出願日	平成17年10月25日 (2005.10.25)	(74) 代理人	100065226 弁理士 朝日奈 宗太
(31) 優先権主張番号	102004052036.4	(74) 代理人	100117112 弁理士 秋山 文男
(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)		

最終頁に続く

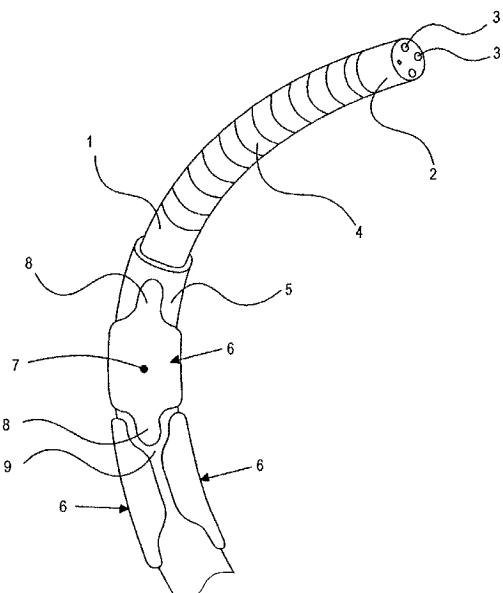
(54) 【発明の名称】 交互推進型内視鏡および連続駆動型内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】結腸検査時の痛みは、内視鏡シャフトの末梢端が腸の湾曲した外壁に押し付けられて生じている。この痛みを緩和するため、腸の湾曲した外壁に対し、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。

【解決手段】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、休止エレメントに沿って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ヤおよび/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。

【選択図】図 1



【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該内視鏡シャフト(1)と補助手段(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、該空隙中に推進されることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

該補助手段(5, 17)は、少なくとも部分的には該内視鏡シャフト(1)に沿って延びているガイドを形成していることを特徴とする請求項1記載の内視鏡。

10

【請求項 3】

該内視鏡シャフト(1)と該補助手段(5, 17)は、異なった基本的な柔軟性を持っていることを特徴とする請求項1または2記載の内視鏡。

【請求項 4】

該補助手段(5)および/または該内視鏡シャフト(1)の柔軟性は、少なくとも一時的に可変であることを特徴とする請求項1、2または3記載の内視鏡。

【請求項 5】

該内視鏡シャフト(1)の曲率は、少なくともその先導端部分で調節可能であることを特徴とする請求項1、2、3または4記載の内視鏡。

【請求項 6】

試験空隙の壁に対して押し付けることにより、該空隙壁に対してその休止位置に、該補助手段を持込みできることを特徴とする請求項1、2、3、4または5記載の内視鏡。

20

【請求項 7】

該補助手段は、該シャフトを囲むかまたは該シャフトの作業導管中に置かれているホース(5)であることを特徴とする請求項1、2、3、4、5または6記載の内視鏡。

【請求項 8】

該ホース(5)には、内周または外周に、または壁に、好ましくはダクトまたは流体パッド(6)の形状で、中空空間が設けられていることを特徴とする請求項7記載の内視鏡。

30

【請求項 9】

該流体パッド(6)は、該ホース(5)の縦方向に少なくとも部分的に流体パッドが重なり合うように配置されていることを特徴とする請求項8記載の内視鏡。

【請求項 10】

該流体パッド(6)は、該ホース(5)の少なくとも先導端部分には配置されていることを特徴とする請求項1、2、3、4、5、6、7、8または9記載の内視鏡。

【請求項 11】

該内視鏡シャフトには、該シャフトを強固にする媒体で満たされるようにされた、または満たされている、好ましくはダクトまたは流体パッドの形状の中空空間が設けられていることを特徴とする請求項1、2、3、4、5、6、7、8、9または10記載の内視鏡。

【請求項 12】

該ホースおよび/または該内視鏡シャフトの柔軟性は、該流体パッド(6)またはダクト中に設けられている液体の圧力を変化させることにより、可変であることを特徴とする請求項8、9、10または11記載の内視鏡。

40

【請求項 13】

該ホースおよび/または該内視鏡シャフトの柔軟性は、該流体パッド(6)またはダクト中に設けられている媒体の物理的状態を変化させることにより、可変であることを特徴とする請求項8、9、10または11記載の内視鏡。

【請求項 14】

該ホース(5)の遠心末端は、内視鏡遠心末端に、流体密封方法で設けられている内視鏡ヘッド(2)に固定されていることを特徴とする請求項10、11、12または13記載の分析システム。

50

【請求項 15】

該補助手段が、その先導端部分に配置されている折り畳み可能なケージ(18)を含むガイドワイヤ(17)であることを特徴とする請求項1、2、3、4または5記載の内視鏡。

【請求項 16】

該ケージ(18)は、前方に傾いていることを特徴とする請求項15記載の内視鏡。

【請求項 17】

内視鏡シャフト(1)と管形状のテストしようとする空隙中に該内視鏡シャフト(1)を推進するにあたり、該内視鏡シャフト(1)をガイドする少なくとも1つガイド手段(16a, 17a, 18a)とからなる連続駆動型内視鏡であって、

剛直度調節手段として作用する該ガイド手段(16a, 17a, 18a)が、テストしようとする空隙によりその剛直度を変化することを特徴とする内視鏡。

【請求項 18】

少なくとも1つの該ガイドおよび/または剛直度調節手段(16a, 17a, 18a)の曲げ強度は、可変であることを特徴とする請求項17記載の内視鏡。

【請求項 19】

少なくとも1つの該ガイドおよび/または剛直度調節手段(16a)は、好ましくは、ガイド・エレメント(17a, 18a)が滑るように支持されているホースまたはカテーテルホースであることを特徴とする請求項18記載の内視鏡。

【請求項 20】

少なくとも1つの該ガイドおよび/または剛直度調節手段(16a)は、内視鏡シャフト(1)に配置されていることを特徴とする請求項18または19記載の内視鏡。

【請求項 21】

少なくとも1つの該ガイドおよび/または剛直度調節手段(17a, 18a)は、該内視鏡シャフト(1)の周辺にまたは内部に配置され、かつ該内視鏡シャフト(1)の縦方向に延びていることを特徴とする請求項20記載の内視鏡。

【請求項 22】

少なくとも1つの該ガイドおよび/または剛直度調節手段(17a, 18a)は、好ましくは、その1端に設けられまた該内視鏡シャフト(1)の遠心末端部分から突出しているループ(18a)を含むガイドワイヤ(17)からなることを特徴とする請求項17記載の内視鏡。

【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。

【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導端には、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。内視鏡の先導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、または先導端での光学センサーチップにより検出され、内視鏡を通り電気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、無線による先導端から操作端への情報の伝達も可能である。

10

20

30

40

50

【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、加熱可能なワイヤー、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、内視鏡の先導端を、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、それらの先導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。

【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、充分にスリップして、その結果、充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、医用工学に適用されたとき、患者に対する痛みは、スリップホースが、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】

【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】

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れなければならず、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、充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、いまだ充分に高い柔軟性を維持することができる。

【0011】

10

20

30

40

50

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のエレメントとしての内視鏡シャフトと第2のエレメント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エレメントは、ちょうど休止エレメント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。

【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つのエレメントの内の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・エレメントとして役立ち、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。

【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、シャフトの先導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。

【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。

【0018】

10

20

30

40

50

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。

【0019】

10

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】

20

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の先導端（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、シリコーンなどの他の材料で作られていてもよい。

【0021】

30

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、その先導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】

40

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。

【0023】

50

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、その先導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】

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、空隙の壁に接觸している。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様に、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】

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。

【0028】

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。参考番号10は、ホース5の推進移動用の第1駆動手段10であることを示している。この駆動手段10は、1対の駆動輪11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11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12に固定されている。第1駆動手段10と板12のあいだには、内視鏡シャフト1が、膨れ形状15中で、囲みホース5を用いて置かれている。板12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。

【0029】

ホース5の反対側の板12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13が、設けられていることが好ましい。これらの駆動輪13は、図示していない電気モーターおよび駆動輪13に接続された板12と共に、第2駆動輪14を形成している。

【0030】

第1駆動手段10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14と固定して接続されている。さらに、これらの駆動手段10, 14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。

【0031】

これらの溝形状外周における駆動輪11の表面は、駆動輪11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11により摩擦で駆動され、一方内視鏡シャフト1は、駆動輪13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。

【0032】

(第1の実施形態の機能化)

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。

【0033】

図3a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觸している。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

10

20

30

40

50

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 10 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 14 により、前方に移動する。第 1 駆動ユニット 10 は、アイドリング状態にある。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。

【 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、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 14 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 10 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 15 およびホース 5 は、小さくなる。第 2 駆動輪 14 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 の先導端は、内視鏡シャフト 1 の先導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 の先導端が、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 】

10

20

30

40

50

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。

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

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17が、内視鏡シャフト1の作業導管16を経由してガイドされている。このガイドワイヤ17は、その先導端において、折りたたみ可能なケージ18に接続されている。このケージ18は、折りたたまれた状態で、作業導管16を経由してガイド可能である。

【0044】

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18および数センチメートルのガイドワイヤ17は、内視鏡シャフト1の先導端から前方へ、突出している。そこで、ケージ18は、空隙中に、目視しながら少しづつ導入される。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18を含むガイドワイヤ17は、たとえば、その代わりにガイドワイヤ17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。

【0045】

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ヤ17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、ガイドワイヤ17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ヤ17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ヤ17を経由して偏向される。

【0046】

内視鏡シャフト1が、ケージ18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18を含むガイドワイヤ17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、空隙に対して休止位置に留まる。

【0047】

前方へ傾いたケージ18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無く、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、ガイドワイヤ17は、内視鏡シャフト1により支持されている。ケージ18が、内視鏡シャフト1の先導端から所定の距離だけ前進するように、もしガイドワイヤ17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18を含めたガイドワイヤ17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、ガイドワイヤ17をレールとして用いて、前進するなどである。

【0048】

内視鏡シャフト1およびケージ18を含むガイドワイヤ17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。

【0049】

必要に応じて、シャフトまたはガイドワイヤには、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。

【0050】

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

10

20

30

40

50

の内視鏡が、設けられる。

【0051】

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。

【0052】

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16a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16a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16a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。

【0053】

しかし、カテーテルホース16aは、必ずしも、内視鏡シャフト1の外周に配置されな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、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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

は、図8(a)および図8(b)中に示されている形体の場合もある。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。

【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。

【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、カテーテルホース16a中に移動可能となる。ガイドワイヤ17aの端末には、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の先導端から、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。カテーテルホース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、カテーテルホース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の端末により、ガイドワイヤ17aは、操作される。ループ18aの代替的実施形態において、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の端末は、球状のまたはそれぞれボール状のまたは回転構円体の中空体が形成されるように、互いに対し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ということが、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の端末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】

10

20

30

40

50

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17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ぬものではない。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ーテルホース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、不充分であるかまたは不充分になるなら、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、カテーテルホース16aは制御される。好ましくは、カテーテルホース16aの剛直度は、カテー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。

10

20

30

【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。

40

50

【0067】

図7に示したそこに導入されるガイドワイヤ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ヤ17aにより、管形状の空隙中に導入され、ガイドワイヤ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、ガイドワイヤは、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、ガイドワイヤ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】

ガイドワイヤ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、ガイドワイヤ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。ガイドワイヤ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ヤ17aの弾性率により、内視鏡シャフト1もガイドワイヤ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ヤ17aの適応により、過度に曲げられることを阻止される。ガイドワイヤ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を含むガイドワイヤは、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、内視鏡シャフトの充分な柔軟性は、もたらすことができて、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、ガイドワイヤ17aを使用するときには、ガイドワイヤ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、その先導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にあっても、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、不活性化しまし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

10

20

30

40

50

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、縦方向に伸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伸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の先導端部分の長さは、第1実施形態においては、ほぼ50cm程度である。しかし、この先導端部分の長さは、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、または用いないで、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することにより、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3aの状態)において、ホース5の先導端(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の先導端部分は、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】

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 8 5 】

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 の先導端は、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つ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。

【 0 0 8 6 】

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。

【 0 0 8 7 】

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くて、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。

【 0 0 8 8 】

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。

【 0 0 8 9 】

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 者折一的に、内視鏡シャフト 1 は、空隙壁に対してその先導端に向けて、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。

【 0 0 9 0 】

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 に対して先導位置において、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。

【 0 0 9 1 】

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柔軟性のエレメントを支持している。

10

20

30

40

50

【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ヤを、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ヤが、設けられている。

【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、所望の位置に持っ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含むガイドワイヤが、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ヤが進行し、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するために、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）ホースからなっており、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。

【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おいて、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。

【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ヤおよび／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。

【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。

【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

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 ガイドワイヤ

17a ガイド手段(ガイドおよび/または剛直度調節手段)

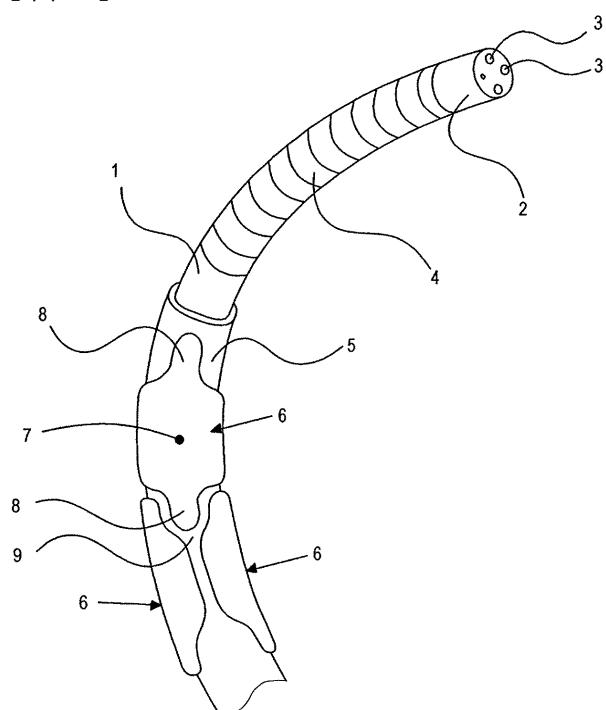
18 折り曲げ可能なケージ

18a ガイド手段(ガイドおよび/または剛直度調節手段)

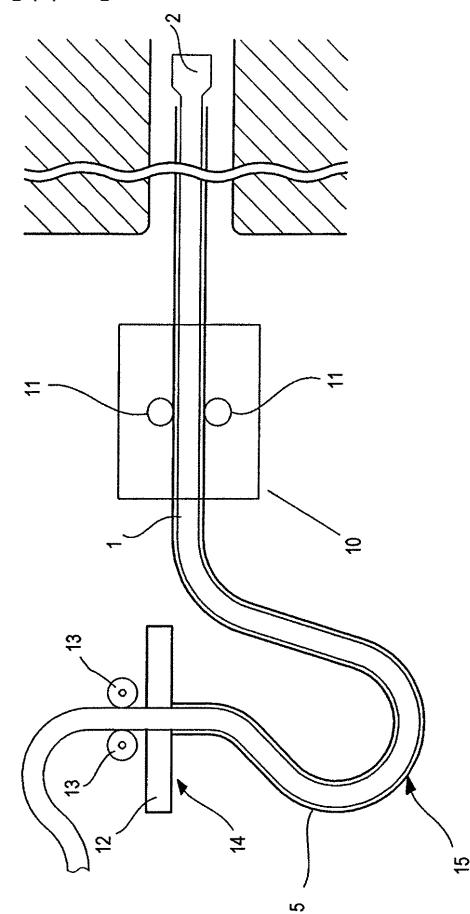
10

20

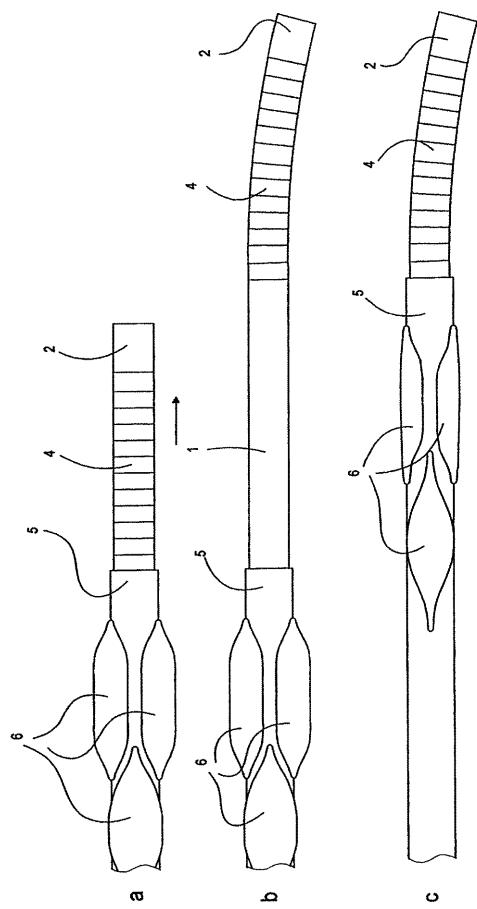
【図1】



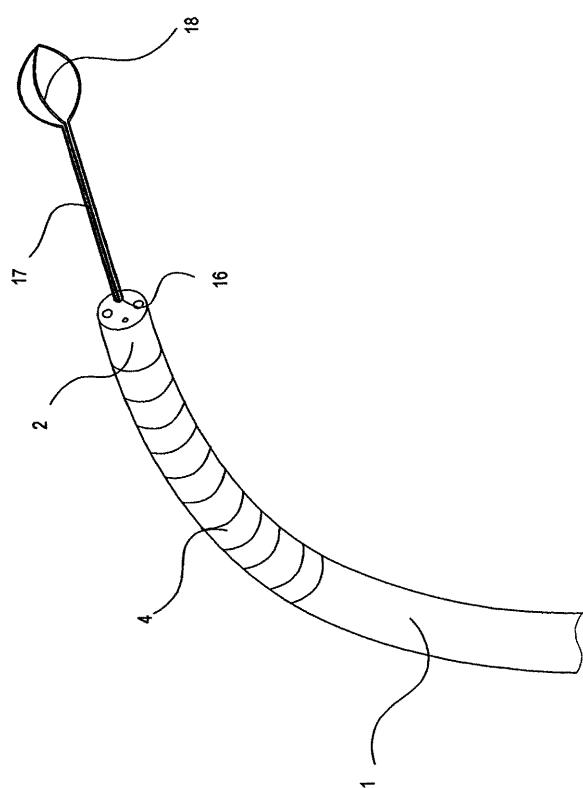
【図2】



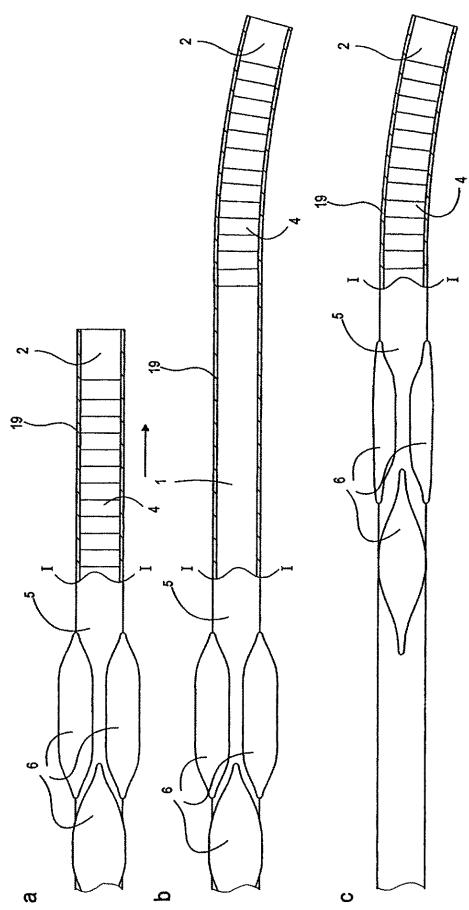
【図3】



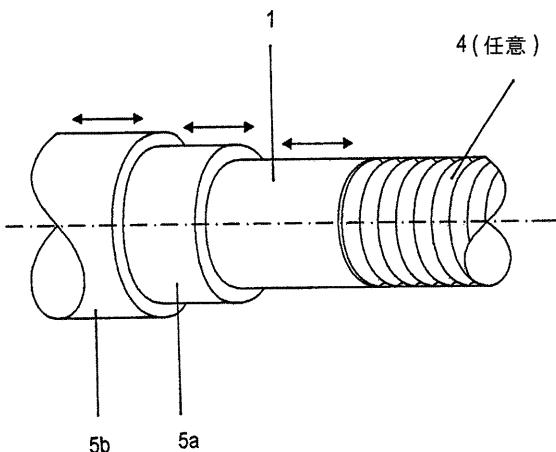
【図4】



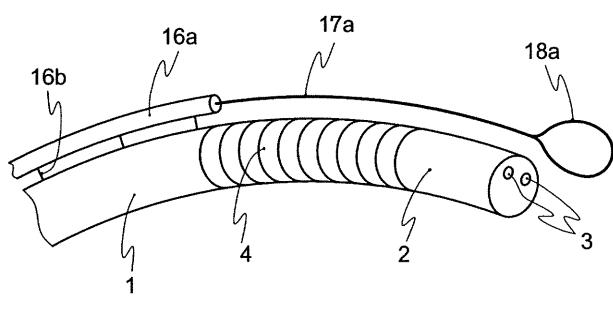
【図5】



【図6】

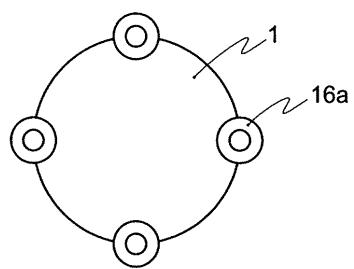


【図7】

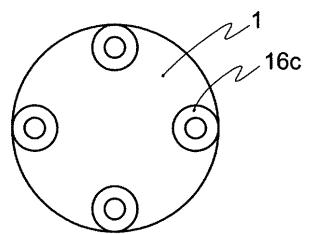


【図8】

(a)



(b)



フロントページの続き

(72)発明者 コンスタンチン ボープ

ドイツ連邦共和国、6 9 4 6 9 ヴァインハイム、ヴェベルシュトラーセ 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 ハフツンク

(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 フィーバッハ

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

F ターム(参考) 2H040 DA16 DA54 DA56 DA57

4C061 AA01 AA04 AA15 DD03 FF29 GG22 GG24 HH60 JJ06 JJ11

【外國語明細書】

2006122680000001.pdf

2006122680000002.pdf

2006122680000003.pdf

2006122680000004.pdf

专利名称(译)	交替推进内窥镜和连续驱动内窥镜		
公开(公告)号	JP2006122680A	公开(公告)日	2006-05-18
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		
[标]发明人	コンスタンチンボープ フリッツパウカ トーマスフィーバッハ		
发明人	コンスタンチン ボープ フリッツ パウカ トーマス フィーバッハ		
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		
代理人(译)	秋山文雄		
优先权	102004052036 2004-10-26 DE		
其他公开文献	JP5361112B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过将内窥镜杆的远端压在肠弯曲的外壁上，在结肠检查过程中产生疼痛。为了减轻这种痛苦，实现了一种内窥镜，该内窥镜由具有简单设计的推进系统组成，该推进系统在肠的弯曲外壁上显示出较小的压力。内窥镜轴和辅助装置相对于待检查的空腔交替地静止，并且同时非静止元件在被静止元件引导的同时沿着静止元件被推进到空腔中。可以或者可以同时移动，在后一种情况下，辅助装置的刚度高于轴的刚度，因此内窥镜可以由一个交替的推进系统组成，该系统通过辅助装置（例如，最好是一个装有液垫或导丝和/或网的软管）推进。[选型图]图1

