

(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2014-195623

(P2014-195623A)

(43) 公開日 平成26年10月16日(2014.10.16)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	
	G 0 2 B 23/26 C	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2013-73589 (P2013-73589)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成25年3月29日(2013.3.29)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	小西 正康 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	中根 孝信 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 DA12 DA42 DA55 4C161 DD03 GG22

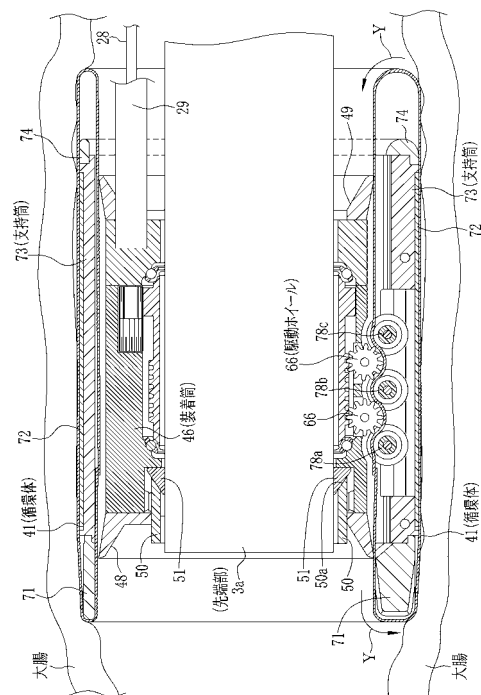
(54) 【発明の名称】 内視鏡推進補助装置

(57) 【要約】

【課題】駆動力を大きくすることなく循環体を確実に循環させる。

【解決手段】内視鏡推進補助装置20は、循環体41、装着筒46、駆動筒52、支持筒73を有し、コントローラ21に接続されている。コントローラ21に組み込まれた一対のモータによって駆動ホイール66が回転されると、駆動ホイール66と各従動ローラ78a~78cとの間に挟持された循環体41が、駆動筒52の軸方向に循環移動する。循環体41は、フロントバンパー71及びシールドカバー72に接触しながら循環移動する。循環体41の表面には、表面粗さ10μmの凹凸41aが形成されている。この凹凸41aにより、循環体41とフロントバンパー71及びシールドカバー72との摩擦抵抗が小さくなり、駆動力を大きくすることなく循環体41は確実に循環移動される。

【選択図】図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の先端部に装着される装着筒と、
前記装着筒の外周に配される支持筒と、
前記支持筒の内周面と外周面とを覆った状態で前記支持筒の軸方向に沿って循環するように配される循環体と、
前記循環体を循環移動する循環駆動部と、を備え、
前記循環体の表面全体には、表面粗さが $5 \sim 20 \mu\text{m}$ の凹凸が形成されていることを特徴とする内視鏡推進補助装置。

【請求項 2】

前記循環体は、金型のプレス成形により形成され、
前記凹凸は、前記金型の表面に加工されたシボにより形成されていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 3】

前記循環体は、前記支持筒を全周に亘って覆う袋状に形成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 4】

前記循環体は、前記支持筒の周方向の一部を覆う複数の無端ベルトから構成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 項記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 5】

前記循環駆動部は、
前記装着筒に回転自在に支持された駆動筒と、
前記駆動筒によって回転される駆動ホイールと、
前記支持筒に取り付けられ、前記駆動ホイールとの間で前記循環体を挟持する従動ローラと、を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡推進補助装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、大腸等の消化管の管内に挿入された内視鏡の先端部を推進させる内視鏡推進補助装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

医療分野では、検体内の観察に内視鏡が広く用いられている。この内視鏡は、操作部と、検体内に挿入される挿入部とを備える。挿入部の先端部には、CCD等の撮像素子を利用した小型のデジタルカメラが収納されており、このデジタルカメラにより撮像された画像がモニタに表示される。

【0003】

内視鏡の挿入操作に熟練を要する場合もあるところから、内視鏡の挿入・推進を補助する内視鏡推進補助装置が提案されている。例えば、特許文献 1 の内視鏡挿入補助具では、内視鏡の先端部に装着される装着筒と、この装着筒の外周に配置された支持筒と、この支持筒に循環可能に取り付けられた 3 本の無端ベルトとを備え、無端ベルトの外側を消化管の内壁に接触させた状態で循環させることで、両者の間に生じる摩擦により内視鏡の先端部に挿入方向への推進力を与えている。これにより、例えば大腸のように大きく曲がった消化管であっても、内視鏡の挿入を容易に行うことが可能となる。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2011 - 183148 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1では、表面に凹凸のない平らな無端ベルトを循環移動しており、同じように表面が平らな支持筒に無端ベルトが貼り付くことがある。無端ベルトが支持筒に貼り付いた場合には、両者間の摩擦抵抗が大きくなり、無端ベルトの循環が停止してしまうことがある。これを防止するためには、無端ベルトを循環させるための駆動力を大きくする必要があるが、大きな駆動力で無端ベルトを駆動すると、消化管の内壁と無端ベルトとの摩擦抵抗が大きくなり、消化管の内壁を傷付けてしまうことがある。

【0006】

本発明は、駆動力を大きくすることなく循環体を確実に循環させることができる内視鏡推進補助装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するため、本発明の内視鏡推進補助装置は、内視鏡の先端部に装着される装着筒と、装着筒の外周に配される支持筒と、支持筒の内周面と外周面とを覆った状態で支持筒の軸方向に沿って循環するように配される循環体と、循環体を循環移動する循環駆動部と、を備え、循環体の表面全体には、表面粗さが $5 \sim 20 \mu\text{m}$ の凹凸が形成されていることを特徴とする。

【0008】

また、循環体は、金型のプレス成形により形成され、凹凸は、金型の表面に加工されたシボにより形成されていることが好ましい。

20

【0009】

さらに、循環体は、支持筒を全周に亘って覆う袋状に形成されていることが好ましい。

【0010】

さらに、循環体は、支持筒の周方向の一部を覆う複数の無端ベルトから構成されていることが好ましい。

【0011】

また、循環駆動部は、装着筒に回転自在に支持された駆動筒と、駆動筒によって回転される駆動ホイールと、支持筒に取り付けられ、駆動ホイールとの間で循環体を挟持する従動ローラと、を備えることが好ましい。

30

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、内視鏡の先端部に取り付けられ、循環移動する循環体の表面全体に、表面粗さ $5 \sim 20 \mu\text{m}$ の凹凸を形成したから、循環移動時に、循環体が接触する部材と循環体との摩擦抵抗を小さくすることができ、さらに、内視鏡が挿入される消化管の内壁と循環体との摩擦抵抗も小さくすることができる。これにより、駆動力を大きくすることなく循環体を確実に循環させることができ、消化管の内壁を傷付けることもない。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】内視鏡システムの概略図である。

40

【図2】内視鏡の先端部と内視鏡推進補助装置とを示す斜視図である。

【図3】内視鏡推進補助装置の分解斜視図である。

【図4】内視鏡推進補助装置を示す断面図である。

【図5】駆動ギアと駆動筒と駆動ホイールと軸受リングとを示す斜視図である。

【図6】内視鏡推進補助装置の斜視図である。

【図7】腸壁により循環体を押された状態の内視鏡推進補助装置を示す断面図である。

【図8】表面粗さと摩擦係数との関係を示す表である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

図1及び図2に示すように、医療用の内視鏡2は、体腔内例えば大腸等の消化管内に挿

50

入される挿入部 3 と、内視鏡 2 の把持及び挿入部 3 の操作に用いられる操作部 4 と、ユニバーサルコード 5 とを備えている。内視鏡 2 は、ユニバーサルコード 5 により光源装置 6 とプロセッサ装置 7 とに接続されている。

【0015】

挿入部 3 は、固体撮像素子例えば CCD イメージセンサが内蔵された硬質な先端部 3 a と、先端部 3 a の後側に連設された上下及び左右方向に湾曲自在な湾曲部 3 b と、湾曲部 3 b と操作部 4 との間に位置する可撓管部 3 c とを有する。

【0016】

挿入部 3 の先端部 3 a には、撮像窓 8、照明窓 9 a、9 b、鉗子の先端が突出する鉗子出口 10 が設けられている。この鉗子出口 10 は、操作部 4 に設けられた鉗子入口 11 に連通している。この鉗子入口 11 には、鉗子、注射針、高周波メス等が先端に配された各種処置具が挿入される。また、先端部 3 a には、撮像窓 8 に向けて空気や洗浄水を噴射する噴射ノズル 12 が設けられている。

【0017】

照明窓 9 a、9 b は、撮像窓 8 の両側に配されている。照明窓 9 a、9 b は、光源装置 6 から供給された照明光を、消化管の観察部位に向けて照射する。この観察部位からの照明光の反射光は、撮像窓 8 を通って、その背後に配置した CCD イメージセンサに入射する。CCD イメージセンサによる撮像信号は、プロセッサ装置 7 に送られ、画像処理されてからモニタ 19 に表示される。

【0018】

操作部 4 は、湾曲部 3 b を上下及び左右方向に湾曲させるアングルノブ 14 と、送気・送水や吸引等の際に操作される操作ボタン 15 とが設けられている。また、操作部 4 には、ユニバーサルコード 5 が接続されている。このユニバーサルコード 5 には、周知のように、送気・送水チューブと、信号用ケーブルと、ライトガイドとが収納されている。送気・送水チューブは、送気装置及び送水タンク 16 に接続されている。信号用ケーブルは、プロセッサ装置 7 と CCD を含む撮像部とを接続し、制御信号と撮像信号とを伝達する。ライトガイドは、光源装置 6 に接続され、光源装置 6 からの照明光を先端部 3 a の照明窓 9 a、9 b に伝達する。

【0019】

消化管内で挿入部 3 を推進（前進または後進）させる内視鏡推進補助装置 20 は、コントローラ 21 に接続されている。内視鏡推進補助装置 20 は、挿入部 3 の先端部 3 a に着脱可能に取り付けられている。内視鏡推進補助装置 20 は、コントローラ 21 に組み込まれた一対のモータによって駆動される。この一対のモータは、内視鏡推進補助装置 20 を推進させるための回転トルクを伝達するマスターワイヤ 27 及びスレーブワイヤ 28（図 3 参照）に連結されている。各ワイヤ 27、28 は、並列二連となった柔軟なシース 29 に挿通されている。

【0020】

シース 29 はサージカルテープ 31 により内視鏡 2 の挿入部 3 に固定されている。これにより、内視鏡推進補助装置 20 を装着した内視鏡 2 を体腔内に挿入している間に、シース 29 が挿入部 3 と一体となり、体腔内で不用意な挙動をすることはない。

【0021】

コントローラ 21 は、プロセッサ装置 7 に接続されている。各ワイヤ 27、28 の後端は二股のプラグ 33 に取り付けられている。このプラグ 33 を介して、各ワイヤ 27、28 はコントローラ 21 のコネクタ 34 に連結される。

【0022】

コントローラ 21 は、操作パネル（図示せず）に接続されている。操作パネルは、内視鏡推進補助装置 20 の前進・後進・停止の指示を入力するための駆動制御ボタン等が設けられ、オペレータ（ドクター）によって操作される。

【0023】

コントローラ 21 には、フットスイッチ 37 が接続されている。コントローラ 21 は、

10

20

30

40

50

フットスイッチ 37 の操作により、内部に設けられたスイッチ（図示せず）がオン・オフされ、内部回路が接続状態と非接続状態とに切り換わる。フットスイッチ 37 を操作しているときには、内部回路が接続状態となり、操作していないときには、内部回路が非接続状態となる。

【0024】

図 2 に示すように、内視鏡推進補助装置 20 は、消化管の内壁に接触して、内視鏡 2 の挿入部 3 に前進力又は後退力を生じさせる循環体 41 を備えている。この実施形態では、循環体 41 は、トロイドと呼ばれている袋状もしくはドーナツ形をしており、軸線に沿って循環移動をする。なお、循環体 41 には、柔軟性及び伸縮性を有する材料、例えばポリ塩化ビニル、ポリアミド樹脂、フッ素樹脂、ウレタンやポリウレタンなどの生体適合プラスチックが用いられている。また、図 3 及び図 6 では、構造を分かりやすくするために循環体 41 を筒状に展開して表しているが、循環体 41 はその最終的な組み込み形態では、トロイド状の袋体（図 2 参照）となる。

【0025】

図 2 に示すように、循環体 41 の外面及び内面の全体には、細かい凹凸 41a（例えば、表面粗さ $10\mu\text{m}$ となる凹凸）が形成されている。循環体 41 を構成する樹脂シートは、金型を用いたプレス成形により形成されており、循環体 41 の凹凸 41a は、金型の表面をシボ加工することで形成される。これにより、プレス成形時の樹脂シートの離型性が向上する。なお、表面粗さ $10\mu\text{m}$ の凹凸 41a とは、循環体 41 の外面及び内面の表面粗さが $10\mu\text{m}$ となる凹凸である。また、図 4 及び図 7 では、循環体 41 の凹凸 41a の図示を省略している。

【0026】

なお、表面粗さの算出は、循環体 41 の表面の凹凸量を検出して、縦軸を凹凸量、横軸を検出開始点からの距離とした粗さ曲線を作成し、その粗さ曲線から、横軸方向に所定の長さだけ抜き取り、この抜き取り部分の平均点を算出し、この平均点を通り横軸方向に延びる平均線を作成する。この平均線よりも突出している複数の曲線の各頂点のうち、最高点から 5 番目までの点の平均値（ μm ）を求め、さらに、平均線よりも凹んでいる複数の曲線の各頂点のうち、最低点から 5 番目までの点の絶対値の平均値を求める。これらの平均値の和が表面粗さ（ μm ）となる。なお、上記所定の長さは、突出している曲線及び凹んでいる曲線が 5 個以上、好ましくは 8 個以上含まれる長さである。

【0027】

図 3～図 6 に示すように、内視鏡推進補助装置 20 は、筒状に展開した循環体 41 の内側の構造体となるインナーユニット 44 と、循環体 41 の外側の構造体となるアウターユニット 45 とを備えている。インナーユニット 44 は、内視鏡 2 の挿入部 3 に取り付けられるほぼ三角形をした装着筒 46 と、装着筒 46 の後端側に圧入により係止される略三角筒状のキャップ 47 と、装着筒 46 の先端側、キャップ 47 の後端側にそれぞれ固定されるフロントワイパー 48、リアワイパー 49 とを有している。また、インナーユニット 44 は、装着筒 46 の前端側内周に形成されたネジに螺合して回転により軸方向に移動するクランプ 50 と、クランプ 50 の軸方向への移動に応じて内・外径が拡大／縮小する合成樹脂製の C リング 51 と、装着筒 46 の内周に回転自在に支持された円筒状の駆動筒 52 とを有している。

【0028】

キャップ 47 の後端側に形成された凹部内には、シース 29 の先端が接着または熱溶着などによって固着される。そしてシース 29 の先端から突出した各ワイヤ 27、28 の先端部は、キャップ 47 に形成された貫通孔を通してキャップ 47 の前方に突出し、マスターワイヤ 27 にはマスター駆動ギア 55 が、スレーブワイヤ 28 にはスレーブ駆動ギア 56 がそれぞれ固着される。各駆動ギア 55、56 は、各々の先端から回転中心となる軸が突出し、これらの軸が装着筒 46 に設けられた孔に挿通されることによって回転自在に支持される。

【0029】

10

20

30

40

50

駆動筒 5 2 は、その両端が前軸受リング 6 1 及び後軸受リング 6 2 を介して装着筒 4 6 の内周側に回転自在に支持されている。各軸受リング 6 1 , 6 2 には、ベアリングボール 6 3 が円環状に並べられている。駆動筒 5 2 は、装着筒 4 6 の後端に固定されたキャップ 4 7 により抜け止めされる。駆動筒 5 2 の外周面にはウォームギア 5 2 a と平歯ギア 5 2 b とが設けられている。この平歯ギア 5 2 b は、駆動筒 5 2 の後端部に形成され、マスター駆動ギア 5 5 に噛合している。

【 0 0 3 0 】

スレーブワイヤ 2 8 に連結されたスレーブ駆動ギア 5 6 は、マスター駆動ギア 5 5 に噛み合い、平歯ギア 5 2 b には噛合しない。各ワイヤ 2 7 , 2 8 は、逆向きに回転され、スレーブ駆動ギア 5 6 は、マスター駆動ギア 5 5 とは逆向きに回転される。

10

【 0 0 3 1 】

装着筒 4 6 は、内面では円形で、外面では正三角形の各角を湾曲させて丸めたほぼ三角形をしており、3つの平坦部には、開口 4 6 a が形成されている。各開口 4 6 a には、駆動ホイール 6 6 がそれぞれ2個ずつ回転可能に取り付けられている。ウォームギア 5 2 a には、一对の駆動ホイール 6 6 が装着筒 4 6 の開口 4 6 a を通して噛み合わされる。駆動筒 5 2 が回転すると一对の駆動ホイール 6 6 はそれぞれの軸 6 6 a を中心に回転する。

【 0 0 3 2 】

フロントワイパー 4 8 及びリアワイパー 4 9 のそれぞれは、先端側に庇状に広がったスリーブ部を有し、これらのスリーブ部の先端は循環体 4 1 が循環移動するときに内周側の面に摺接する。

20

【 0 0 3 3 】

クランプ 5 0 の前端には、規則的な凹凸係合部が周方向に整列して設けられ、この凹凸係合部には、内視鏡 2 を装着するときに用いられる専用の治具が係合される。

【 0 0 3 4 】

循環体 4 1 の外側の構造体となるアウターユニット 4 5 は、フロントバンパー 7 1 と、シールドカバー 7 2 と、円筒状の支持筒 7 3 と、リアバンパー 7 4 とを有する。フロントバンパー 7 1 及びリアバンパー 7 4 は、循環体 4 1 が押圧されたときの受けとなる。シールドカバー 7 2 は、支持筒 7 3 を緊密に覆う。

【 0 0 3 5 】

支持筒 7 3 は、先端にフロントバンパー 7 1 が、後端にリアバンパー 7 4 がそれぞれ固定されている。各バンパー 7 1 , 7 4 は、樹脂、例えば PEEK (polyether ether ketone) から構成されている。支持筒 7 3 には、その中心軸に関して 120 度の回転対称となる3個所に開口 7 3 a が形成されている。各開口 7 3 a には、循環体 4 1 を駆動ホイール 6 6 に向けて押圧するローラユニット 7 6 が取り付けられている。ローラユニット 7 6 は、2枚の支持プレート 7 7 と、これら2枚の支持プレート 7 7 の間に回転可能に取り付けられた3個の従動ローラ 7 8 a , 7 8 b , 7 8 c とを有している。各駆動ホイール 6 6 は、従動ローラ 7 8 a と従動ローラ 7 8 b との間と、従動ローラ 7 8 b と従動ローラ 7 8 c との間に配置されている。

30

【 0 0 3 6 】

循環体 4 1 は、駆動ホイール 6 6 と各従動ローラ 7 8 a ~ 7 8 c との間に挟持されている。各駆動ホイール 6 6 は、支持筒 7 3 の径方向において、各従動ローラ 7 8 a ~ 7 8 c とオーバーラップしており、各従動ローラ 7 8 a ~ 7 8 c と各駆動ホイール 6 6 との間では、循環体 4 1 は波状に湾曲されている。

40

【 0 0 3 7 】

循環体 4 1 を装着筒 4 6 に取り付けるには、図 6 に示すように、筒状に加工した樹脂シートを支持筒 7 3 の内部に挿入する。次に、筒状シートの先端と後端とを外側に折り返してから、先端と後端とを内周面が外周面となるように反転させ、前端と後端とを重ねた状態で接熱溶着等により接着する。これにより、循環体 4 1 は、ドーナツを穴に沿って伸ばした袋状に形成される。

【 0 0 3 8 】

50

次に、上記実施例の作用について説明する。内視鏡推進補助装置 20 は、内視鏡 2 に固定される。この固定に際しては専用の治具が用いられ、クランパ 50 が時計方向に回転される。クランパ 50 は装着筒 46 の先端側内周に形成された右ネジに螺合しているから、時計方向への回転により奥側（後端側）へと移動して斜面 50a で C リング 51 を押圧する。C リング 51 の前面には外周側ほど後端側に傾斜した斜面が形成され、この斜面がクランパ 50 の斜面 50a によって押圧されることにより、C リング 51 は直径が狭まるように弾性変形する。こうして C リング 51 が変形すると、図 7 に示すように、装着筒 46 の中空部に挿入されている内視鏡の挿入部 3 が C リング 51 で締め付けられ、内視鏡推進補助装置 20 は挿入部 3 の外周面に緊密に固定される。

【0039】

内視鏡推進補助装置 20 の後端から引き出されたシース 29 を内視鏡 2 の挿入部 3 の表面に沿わせるように引き延ばす。シース 29 の表面には適切な間隔でテープ止め位置を表す表示が設けられている。この表示に合わせてサージカルテープ 31 を利用してシース 29 を内視鏡 2 の挿入部 3 に固定する。そして、シース 29 後端のプラグ 33 をコネクタ 34 に挿入してコントローラ 21 に接続し、コントローラ 21 の電源をオンする。

【0040】

コントローラ 21 は、電源がオンされたときにコネクタ 34 にプラグ 33 が接続されているか否かを電氣的にチェックし、未接続あるいは適正に接続されていないときには音あるいは警告灯などの点滅により報知する。接続が適正であるときには、コネクタ 34 に組み込まれたセンサーがプラグ 33 のブリッジ部分に設けられている信号部から内視鏡推進補助装置 20 の機種情報を読み取る。そしてコントローラ 21 は、読み取った機種情報に応じてワイヤ回転速度値を自動設定する。

【0041】

内視鏡推進補助装置 20 が固定された内視鏡 2 の挿入部 3 を患者の消化管、例えば大腸内に挿入する。そして、コントローラ 21 に接続されたフットスイッチ 37 を操作すると、コントローラ 21 内で一對のモータが回転して各ワイヤ 27, 28 が回転される。この各ワイヤ 27, 28 の回転に伴う各駆動ギア 55, 56 の回転により、マスター駆動ギア 55 に噛み合っている平歯ギア 52b を介して駆動筒 52 が回転される。スレーブ駆動ギア 56 はマスター駆動ギア 55 とは逆方向に回転され、その回転はマスター駆動ギア 55 に伝達される。

【0042】

駆動筒 52 の回転とともにウォームギア 52a が回転すると、各駆動ホイール 66 がそれぞれ同じ方向に回転する。駆動ホイール 66 の歯面と、ローラユニット 76 の各従動ローラ 78a ~ 78c との間には循環体 41 が強く挟持されている。これにより、駆動ホイール 66 の回転とともに従動ローラ 78a ~ 78c が従動して両者で挟持された循環体 41 は駆動筒 52 の軸方向に移動する。例えば図 4 において駆動ホイール 66 が時計方向に回転すると従動ローラ 78a ~ 78c は反時計方向に回転し、これらに挟持されている循環体 41 は、内周側（アウターユニット 45 の内側）では後端側から先端側へと移動するように送られ、循環体 41 の外周側（アウターユニット 45 の外側）では循環体 41 は先端側から後端側へと送られる。すなわち、矢線 Y で示すように、トロイド状の循環体 41 は、先端では内周側から外周側へと順次に送り出され、後端では外周側から内周側へと順次に繰り込まれるように循環移動する。

【0043】

内視鏡 2 が内視鏡推進補助装置 20 とともに大腸に挿入され、循環体 41 の外周側の面が腸壁に接触した状態になっていると、循環体 41 が上記循環移動を行っている間は、内視鏡の挿入部 3 を前進させる方向への推進力が得られ、あるいは大腸壁を手前側にたぐり寄せる作用力を得ることができる。

【0044】

循環体 41 が移動する間には、循環体 41 の外周側に付着した異物などはアウターユニット 45 の後端側から内周側に移動してくるが、その直前でリアワイパー 49 の後端側に

10

20

30

40

50

延びたスリーブ部の先端が循環体 4 1 と摺接して異物が引き込まれることを阻止する。もちろん、循環体 4 1 の移動とともに生体組織の一部が巻き込まれることも防止することができる。なお、循環体 4 1 が逆方向に循環移動するときには、フロントワイパー 4 8 のスリーブ部の先端が同等の作用を果たすことになる。

【0045】

図 7 に示すように、循環体 4 1 の外周側の面が腸壁に接触した状態になっていると、循環体 4 1 は腸壁に押されて、フロントバンパー 7 1 及びシールドカバー 7 2 に接触した状態となる。循環体 4 1 の表面には、表面粗さ $10\ \mu\text{m}$ の凹凸 4 1 a が形成されており、この凹凸 4 1 a により、フロントバンパー 7 1 及びシールドカバー 7 2 との摩擦抵抗が、凹凸のない循環体に比べて小さくなる。これにより、駆動力を大きくすることなく循環体 4 1 は確実に循環移動される。なお、循環体 4 1 が逆方向に循環移動し、リアバンパー 7 4 及びシールドカバー 7 2 に接触した場合でも、循環体 4 1 の表面の凹凸 4 1 a により、循環体 4 1 は確実に循環移動される。

10

【0046】

また、循環体 4 1 は、シート状の状態からトロイド状の袋体にされているため、循環体 4 1 自体が重なっている部分がある。特に、正三角形の各角を湾曲させて丸めたほぼ三角形をした装着筒 4 6 の各湾曲部（三角形の各頂点）の部分での重なりが大きい。この重なっている部分でも、循環体 4 1 の表面の凹凸 4 1 a により、循環体 4 1 同士での摩擦抵抗は小さくなり、循環体 4 1 は確実に循環移動される。

【0047】

さらに、循環体 4 1 の表面の凹凸 4 1 a により、循環体 4 1 と腸壁との摩擦抵抗が、凹凸のない回転体に比べて小さくなる。これにより、腸壁を傷付けることがない。

20

【0048】

また、循環体 4 1 に用いる樹脂シートに、表面粗さ $2\ \mu\text{m}$ 、 $5\ \mu\text{m}$ 、 $10\ \mu\text{m}$ 、 $20\ \mu\text{m}$ の凹凸をそれぞれ形成した 4 枚の凹凸シートと、大腸、PEEK 製の板、凹凸シート、PEEK 製の板の表面をフッ素系樹脂塗料（例えば、Whitford 社製の xylan（登録商標））でコーティングしたコーティング板それぞれとの摩擦抵抗を測定したところ、図 8 に示す結果を得た。相手が PEEK 製の板、凹凸シート、コーティング板の場合には、それぞれ乾いた状態（dry）と水で濡らした状態（wet）とで行った。なお、凹凸シート同士での摩擦抵抗の測定は、同じ表面粗さのもの同士で行った。また、表面粗さ $2\ \mu\text{m}$ の凹凸シートと、PEEK 製の板、及びコーティング板との摩擦抵抗は測定していない。

30

【0049】

図 8 に示す結果から、表面粗さ $5\ \mu\text{m}$ 未満では、対大腸の場合に摩擦抵抗が小さ過ぎて、凹凸シートが滑ってしまうことや、凹凸シート同士の場合に摩擦抵抗が大き過ぎて相手を傷付けてしまう可能性が高いことが分かった。さらに、表面粗さ $20\ \mu\text{m}$ を超えると、対大腸の場合に摩擦抵抗が大き過ぎて、凹凸シートが大腸を傷付けてしまう可能性が高いことが分かった。すなわち、表面粗さ $5\sim 20\ \mu\text{m}$ の範囲であれば、適切な摩擦抵抗を得られることが分かった。この結果、循環体 4 1 に表面粗さ $5\ \mu\text{m}$ の凹凸を形成した場合や、表面粗さ $20\ \mu\text{m}$ の凹凸を形成した場合にも、表面粗さ $10\ \mu\text{m}$ の凹凸 4 1 a を形成した場合と同じ効果を得られた。

40

【0050】

光源装置 6 からの光は、ユニバーサルコード 5、ライトガイド、照明窓 9 a, 9 b を通って、大腸内に照射される。挿入部 3 に内蔵された CCD イメージセンサは、大腸内を撮影して撮像信号を出力する。この撮像信号は、信号用ケーブル、ユニバーサルコード 5 を介してプロセッサ装置 7 に入力され、モニタ 1 9 に表示される。オペレータは、モニタ 1 9 を通じて大腸内を観察する。

【0051】

観察中に患部を発見した場合には、この患部の処置に適した処置具を、内視鏡 2 の鉗子入口 1 1 に挿入して鉗子出口 1 0 から突出させ、患部を処置する。

50

【 0 0 5 2 】

内視鏡推進補助装置 2 0 を挿入部 3 から取り外すときには、治具を利用してクランパ 5 0 を反時計方向に回転させる。これによりクランパ 5 0 は回転しながら手前に移動し、Ｃリング 5 1 への押圧を解除する。この結果、自身の弾性によってＣリング 5 1 が拡径して内周面が挿入部 3 の外周面から離れるから、内視鏡推進補助装置 2 0 は内視鏡 2 から簡単に取り外すことができるようになる。

【 0 0 5 3 】

なお、上記実施形態では、プレス成形により回転体を形成する金型の表面をシボ加工することで、循環体の凹凸を形成しているが、金型の離型性を向上するために金型に施す離型コーティングにより循環体の凹凸を形成してもよい。さらに、金型表面に波状の凹凸やディンプルを形成することで、循環体の凹凸を形成してもよい。

10

【 0 0 5 4 】

また、上記実施形態では、内視鏡の前進及び後退を補助する内視鏡推進補助装置に本発明を適用しているが、少なくとも内視鏡の前進を補助する補助装置であれば本発明は適用可能である。

【 0 0 5 5 】

さらに、上記実施形態では、支持筒を全周に亘って覆う循環体により内視鏡の推進を補助しているが、支持筒の周方向の一部を覆う複数の無端ベルトにより内視鏡の推進を補助してもよい。

【 0 0 5 6 】

20

また、上記実施形態は、本発明を医療診断用の内視鏡に適用したものであるが、本発明は医療診断用途に限られず、工業用等のその他の内視鏡等に適用することも可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 7 】

2 内視鏡

2 0 内視鏡推進補助装置

4 1 循環体

4 1 a 凹凸

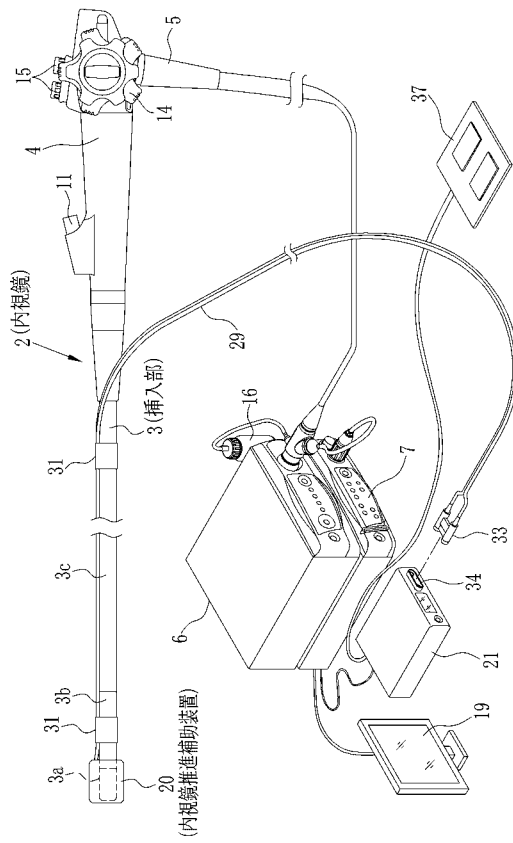
4 6 装着筒

5 2 駆動筒

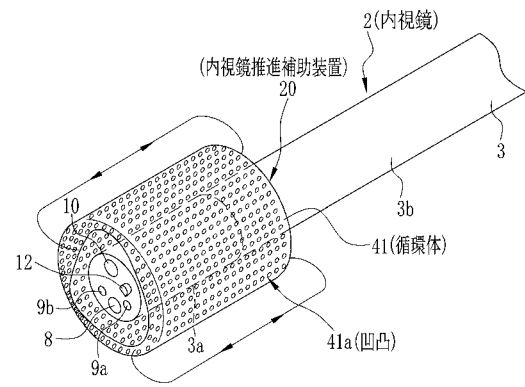
7 3 支持筒

30

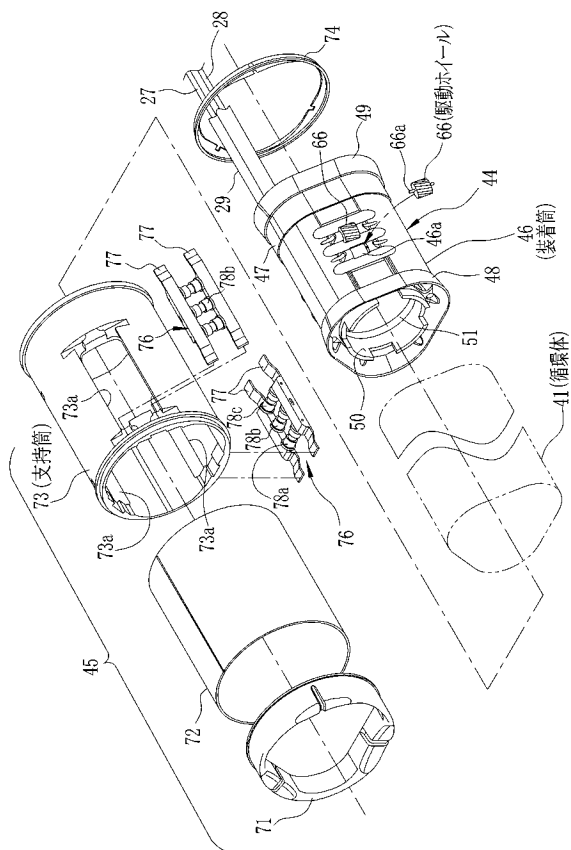
【図 1】



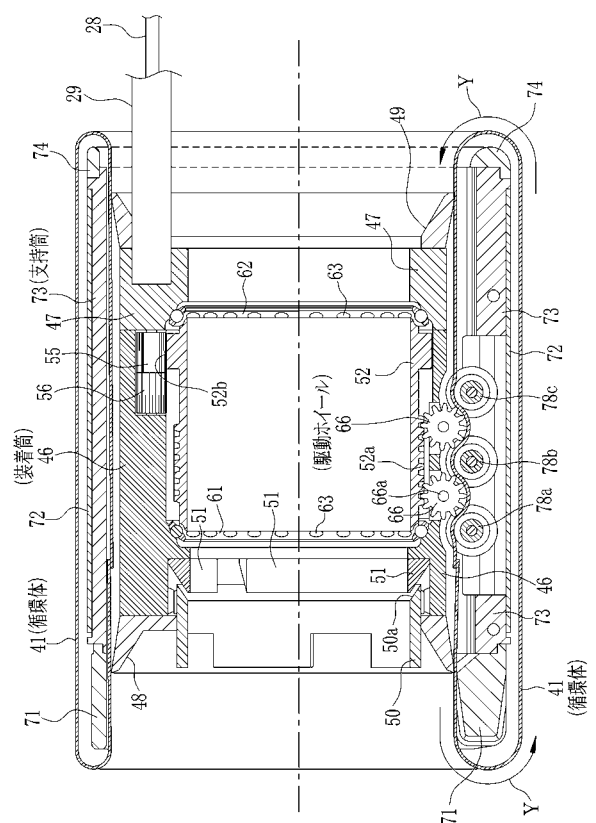
【図 2】



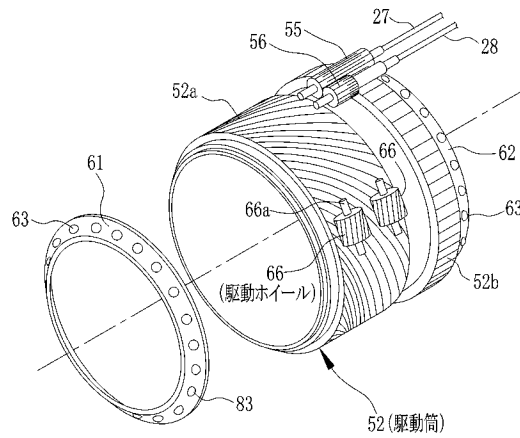
【図 3】



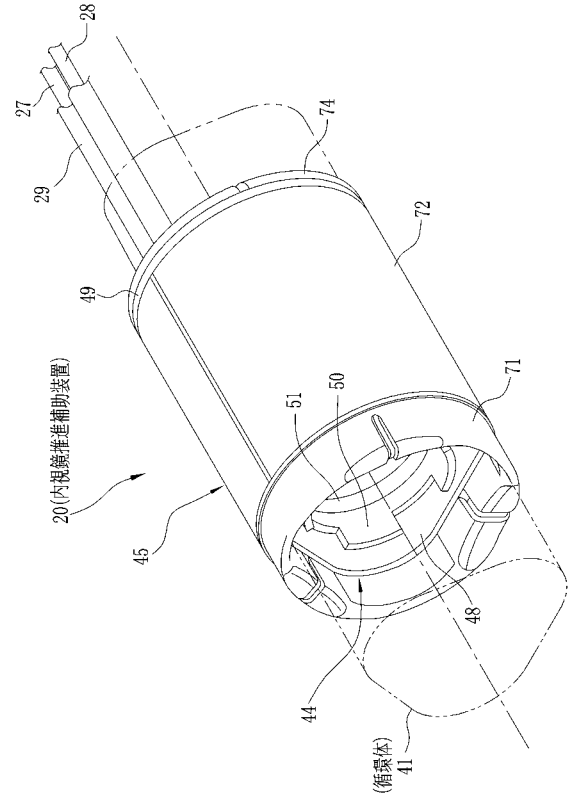
【図 4】



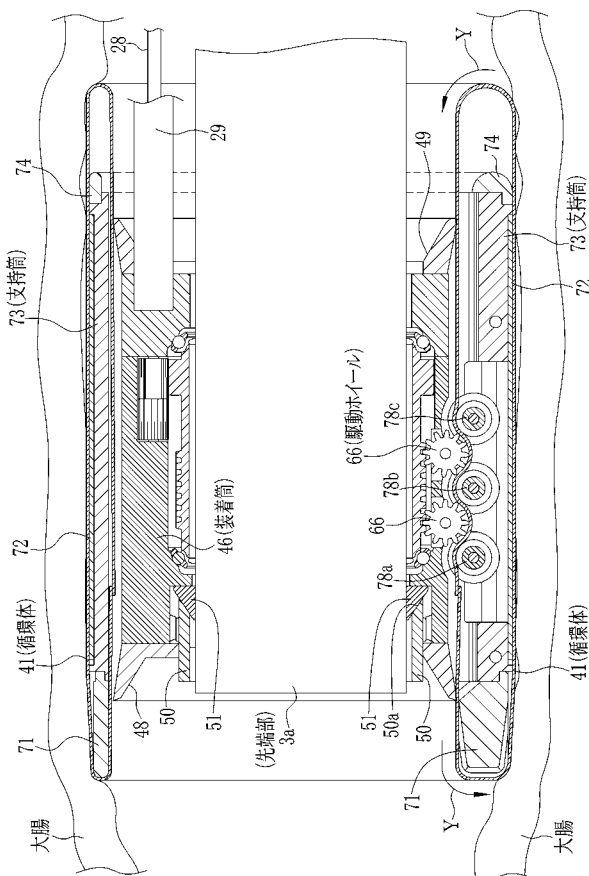
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【図 8】

	凹凸シート			
	表面粗さ2μm	表面粗さ5μm	表面粗さ10μm	表面粗さ20μm
大腸	0.04105864	0.05773054	0.06943356	0.09205504
PEEK製板 (dry)	—	0.79168642	0.28806428	0.22673784
PEEK製板 (wet)	—	1.4553588	0.28597212	0.2477902
凹凸シート (dry)	100	1.00155622	0.43163876	0.3321304
凹凸シート (wet)	100	0.73676722	0.42470848	0.39169158
コーティング板 (dry)	—	0.56579852	0.3981642	0.39907952
コーティング板 (wet)	—	0.50662962	0.4256238	0.3478216

专利名称(译)	内视镜推进补助装置		
公开(公告)号	JP2014195623A	公开(公告)日	2014-10-16
申请号	JP2013073589	申请日	2013-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	小西正康 中根孝信		
发明人	小西 正康 中根 孝信		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0016 A61B1/00135 A61B1/0014		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.B G02B23/24.A G02B23/26.C A61B1/00.610 A61B1/00.650 A61B1/31		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/DA42 2H040/DA55 4C161/DD03 4C161/GG22		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不增加驱动力的情况下使循环体可靠地循环。内窥镜推进辅助装置（20）具有循环体（41），安装筒（46），驱动筒（52）和支撑筒（73），并与控制器（21）连接。当通过结合在控制器21中的一对电动机使驱动轮66旋转时，夹在驱动轮66与从动辊78a至78c中的每个之间的循环体41在驱动缸52的轴向上循环。要做。循环构件41在与前保险杠71和防护罩72接触的同时循环。在循环体41的表面上形成有表面粗糙度为10μm的凹凸41a。由于不平坦41a，减小了循环体41与前保险杠71和防护罩72之间的摩擦阻力，并且在不增加驱动力的情况下可靠地使循环体41循环。[选择图]图7

