

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4564531号
(P4564531)

(45) 発行日 平成22年10月20日(2010.10.20)

(24) 登録日 平成22年8月6日(2010.8.6)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-517696 (P2007-517696)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成17年5月26日(2005.5.26)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/009644		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02006/126268	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成18年11月30日(2006.11.30)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成19年8月31日(2007.8.31)	(72) 発明者	倉 康人
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	松尾 茂樹
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 回転自走式内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気素子及び電気部品を備えた先端部を有する長尺な挿入部と、
 該挿入部の外表面を形成し、少なくとも該外表面が導電性部材により形成され、前記挿入部に対して軸回りに回転自在な管状の推進力発生手段と、
 前記挿入部と連結され、前記推進力発生手段を回転させる各種電気装置を内蔵する回転力発生手段と、
 を具備し、
 前記推進力発生手段は、少なくとも一端部に非導電性部材が配設されていることを特徴とする回転自走式内視鏡装置。

【請求項 2】

前記推進力発生手段の少なくとも一端部に配設される前記非導電性部材は、前記推進力発生手段の基端部に配設される前記回転力発生手段からの回転力を受ける回転受け部であって、
 該回転受け部は、前記推進力発生手段と前記回転力発生手段との電氣的な非接触を保持することを特徴とする請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 3】

前記回転受け部は、全体が非導電性の合成樹脂により形成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 4】

10

20

前記回転受け部は、外表面が非導電性のコーティングが施されていることを特徴とする請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 5】

前記回転力発生手段は、前記推進力発生手段と連結されて、回転力を伝達する非導電性部材から形成された回転伝達部を有し、

該回転伝達部は、前記推進力発生手段と前記回転力発生手段との電気的な非接触を保持することを特徴とする請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 6】

前記推進力発生手段の少なくとも一端部に配設される前記非導電性部材は、前記推進力発生手段の先端部に配設される前記先端部に推進力を接触により伝達する接触部であって、

10

該接触部は、前記推進力発生手段と前記先端部との電気的な非接触を保持することを特徴とする請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 7】

前記接触部は、全体が非導電性の合成樹脂により形成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 8】

前記回転受け部は、外表面が非導電性のコーティングが施されていることを特徴とする請求項 6 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 9】

20

前記先端部は、前記推進力発生手段からの推進力を受ける非導電性部材から形成された推進力受け部を有し、

該推進力受け部は、前記推進力発生手段と前記先端部との電気的な非接触を保持することを特徴とする請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、回転筒体の回転により体腔内を自走する回転自走式内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

30

周知のように、内視鏡は、医療や工業等の各種分野において、管内等の直接目視することができない部位を観察する目的で広く用いられており、一般に、被検部位へ挿入する細長の挿入部を備えて構成されている。

【0003】

このような内視鏡には、種々多様な構造のものが知られている。一例を挙げると、経肛門により大腸内へ挿入部の挿入を行う内視鏡において、挿入部の外周に、螺旋形状部を備えた軸回りに回転自在な回転筒体を設け、該回転筒体をモータ等で回転させることにより、螺旋形状部と腸壁との間に発生する摩擦を利用して、大腸内への挿入部の挿入を、ねじ作用により自動的に行うことができる回転自走式内視鏡が知られている。

このように、回転部材と体腔内の組織との摩擦を利用して、内視鏡等の医療用具を体腔内に挿入していく技術は、例えば特開平 10 - 113396 号公報に開示されている。

40

【0004】

このような内視鏡には種々のタイプのものがあるが、一例を挙げれば、経肛門により大腸内へ挿入を行うようになされた内視鏡において、挿入部の外周側に、軸回りに回転可能な可撓性を有する回転筒体を設けて、該回転筒体を回転させることにより、体腔内への挿入を自動的に行うことができるようにした回転自走式内視鏡装置がある。また、回転筒体は、体腔内に挿入するために長尺であり、その材質に回転伝達性の良い金属が用いられる。

【0005】

この回転自走式内視鏡は、回転筒体を所定の軸回りに回転させるための上述のモータ等

50

の電気機器が内蔵され、挿入部に連結される回転装置を有している。また、回転自走式内視鏡の先端部には、体腔内の画像を撮影するための撮像装置などの電気素子、自然光の入らない体腔内への照明装置等の電気部品が内蔵されている。

【 0 0 0 6 】

このような回転自走式内視鏡には、回転装置内の電気機器類、先端部内の電気素子、或いは電気部品からの電氣的なノイズが金属性の回転筒体に導通し、この長尺な回転筒体がアンテナとなって、施術室内の各種機器、例えば、患者モニタ装置、電気メスなどの動作に対する干渉性能力である E M C (E l e c t r o - M a g n e t i c C o m p a t i b i l i t y) を有することが必要とされる。

【 0 0 0 7 】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、施術室内の各種機器の動作に電氣的な干渉を与えることのない回転自走式内視鏡装置の提供を目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の回転自走式内視鏡装置は、本発明の回転自走式内視鏡装置は、電気素子及び電気部品を備えた先端部を有する長尺な挿入部と、該挿入部の外表面を形成し、少なくとも該外表面が導電性部材により形成され、前記挿入部に対して軸回りに回動自在な管状の推進力発生手段と、前記挿入部と連結され、前記推進力発生手段を回動させる各種電気装置を内蔵する回動力発生手段と、を具備し、前記推進力発生手段は、少なくとも一端部に非導電性部材が配設されている。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る回転自走式内視鏡の構成を示す図である。

【図 2】同、先端部及び挿入部先端側の構成を示す挿入軸方向に沿った部分断面図である。

【図 3】同、挿入部の全体を示す斜視図である。

【図 4】同、回転駆動部の内部を示す断面図である。

【図 5】同、基端に口金を有する回転筒体、接続環及び前口金を示す分解斜視図である。

【図 6】同、基端に口金を有する回転筒体、接続環及び前口金を示す長軸方向に沿って切断した断面図である。

【図 7】本発明の第 2 の実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置の先端部及び挿入部先端側の構成を示す挿入軸方向に沿った部分断面図である。

【図 8】同、図 7 の円 V I I I を拡大した先端部及び挿入部先端側の構成を示す挿入軸方向に沿った部分断面図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図 1 から図 3 は本発明の実施の形態に係り、図 1 は回転自走式内視鏡装置の構成を示す図、図 2 は先端部及び挿入部先端側の構成を示す挿入軸方向に沿った部分断面図、図 3 は挿入部の全体を示す斜視図である。

【 0 0 1 1 】

図 1 に示すように、回転自走式内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 2 と、この挿入部 2 の基端側に設けられた回動力発生手段である回転駆動部 3 及び操作部 4 と、この操作部 4 から延出されるユニバーサルケーブル 5 と、このユニバーサルケーブル 5 の先端側に設けられたユニバーサルコネクタ 6 と、このユニバーサルコネクタ 6 から延出される制御用ケーブル 7 と、この制御用ケーブル 7 が例えば着脱自在に接続される制御装置 8 と、この制御装置 8 に着脱自在に接続されるフットスイッチ 9 と、を備えている。

【 0 0 1 2 】

挿入部 2 は、先端部 1 1 と、この先端部 1 1 の基端側に連設される推進力発生手段であ

10

20

30

40

50

る回転筒体 1 2 を有して構成されている。この先端部 1 1 を備えた挿入部 2 の構成について、図 2 を参照して、より詳細に説明する。

【 0 0 1 3 】

図 2 に示すように、先端部 1 1 の先端面には、対物光学系 2 1 が配設されており、この対物光学系 2 1 の結像面に例えば C C D、C M O S 等で構成される撮像手段であり、電気素子である撮像素子 2 2 が配設されている。さらに、先端部 1 1 の先端面には、対物光学系 2 1 及び撮像素子 2 2 による撮影の対象となる被検体を照明するための照明用光源であり、電気部品である L E D 2 3 が設けられている。撮像素子 2 2 から延出される信号線 2 2 a と、L E D 2 3 から延出される電力線たる信号線 2 3 a とは、途中で一本にまとめられて、信号ケーブル 2 6 として基端側へ延長されている。

10

【 0 0 1 4 】

また、先端部 1 1 の先端面には、対物光学系 2 1 を洗浄するための送水を行ったり、該対物光学系 2 1 に付着した水滴等を払拭する送気を行ったりするための送気送水ノズル 2 4 a が配設されている。この送気送水ノズル 2 4 a は、流体系管路である送気送水チューブ 2 4 に接続されていて、該送気送水チューブ 2 4 は基端側へ延長されている。

【 0 0 1 5 】

さらに、先端部 1 1 の先端面には、例えば吸引等に用いられる流体系管路であるチャンネル 2 5 の開口 2 5 a が露呈しており、このチャンネル 2 5 は、基端側へ延長されている。

【 0 0 1 6 】

20

また、先端部 1 1 の基端側には、回転筒体 1 2 の先端側を突き当てるための硬質な部材、例えば、金属製の推進力受け部である突当部 1 1 a が設けられている。すなわち、後述するように、突当部 1 1 a に推進力が発生した回転筒体 1 2 の先端部分が当接することで、先端部 1 1 を含めた挿入部 2 全体が体腔の深部方向へ前進する。

【 0 0 1 7 】

回転筒体 1 2 は、本実施の形態において、可撓性を有するようにバネ特性に優れ、回転伝達性を向上するため、金属素線を螺旋状に巻回し、その外周面に螺旋状凸部（あるいは、螺旋状凹部、さらにあるいは、螺旋に沿って連設されるように突設される凸部、など）となる螺旋形状部が形成された部材である。

【 0 0 1 8 】

30

詳しくは、回転筒体 1 2 は、体腔内への挿通性を考慮した螺旋管であり、例えばステンレス製で所定の径寸法の金属素線を螺旋状に 1 層に巻回して所定の可撓性を有するように形成したものである。また、金属素線は、1 層に限ることなく、多条（例えば 2 条、3 条、4 条など）に巻いても良い。さらに、回転筒体 1 2 は、金属素線を螺旋状に巻いていくときに、金属素線間の密着度を高めることができたり、螺旋の角度を種々設定できたりする。

【 0 0 1 9 】

この回転筒体 1 2 は、挿入方向の軸回りに回転可能となるように構成されている。そして、この回転筒体 1 2 が回転すると、外周面の螺旋形状部が被検体の体腔内壁と接触して推力が発生し、該回転筒体 1 2 自体が挿入方向へ進行しようとする。このとき、回転筒体 1 2 の先端部が、前記突当部 1 1 a に当接して先端部 1 1 を押圧し、先端部 1 1 を含めた挿入部 2 全体が体腔内の深部に向かって前進する推進力が付与される。また、この回転筒体 1 2 は、図 3 に示すように、基端部分に口金 1 2 a を有し、この口金 1 2 a が後述する電気絶縁部となる回転力受け部である接続環 1 2 b を介して前口金 1 6 に接続されている。

40

【 0 0 2 0 】

回転筒体 1 2 の内周面側には、チューブ 2 7 が配設されている。このチューブ 2 7 は、上述したような送気送水チューブ 2 4、チャンネル 2 5、及び信号ケーブル 2 6 が内部に挿通されて保護するようになっているとともに、その外周面側において回転筒体 1 2 の回転を妨げることがないようにしている。また、チューブ 2 7 は、先端部分が突当部 1 1

50

aの基端と連結されており、基端部分に硬質な固定部である固定管17が連結されている。

【0021】

チューブ27は、長手方向の長さが回転筒体12よりも長く、基端に連結された固定管17から送気送水チューブ24、チャンネル25、及び信号ケーブル26が延出している。これら挿入部2内に挿通されている送気送水チューブ24、チャンネル25及び信号ケーブル26は、回転駆動部3内を挿通された後に、再びこの回転駆動部3（図1参照）から外部に延出される。

【0022】

送気送水チューブ24の端部には送気送水接続部24bが、チャンネル25の端部には吸引接続部25bが、信号ケーブル26の端部には信号接続部26bが、それぞれ設けられていて、これらは、操作部4の側面に設けられた接続部31（図1参照）に対して接続されるようになっている。

【0023】

再び、図1の説明に戻って、挿入部2は、回転駆動部3に設けられた回動伝達部14に接続されるようになっていて、この接続により、回転駆動部3内に設けられている後述するモータの駆動力が回転筒体12に伝達されて、該回転筒体12の回転が行われるようになっている。尚、回動伝達部14は、後述するように、前抜け止め部材13との螺合により、挿入部2が着脱自在となっている。

【0024】

操作部4には、手で把持するための把持部4aが設けられており、さらに、送気送水チューブ24を介しての送気や送水を操作するための送気送水ボタン4bや、チャンネル25を介しての吸引を操作するための吸引ボタン4cなどの、各種の操作ボタンが設けられている。

【0025】

操作部4から延出されるユニバーサルケーブル5内には、送気送水チューブ24に接続される送気送水管路、チャンネル25に接続される吸引管路、或いは信号ケーブル26に接続される信号線などが配設されている。

【0026】

ユニバーサルケーブル5の先端側に設けられたユニバーサルコネクタ6は、送気装置への接続部や、送水タンクへの接続部、吸引ポンプへの接続部、撮像素子22からの画像信号を処理するためのビデオプロセッサへの接続部などを備えている。

このユニバーサルコネクタ6から延出される制御用ケーブル7内には、回転駆動部3への信号線と、先端部11内に配設されているLED23への信号線と、が配設されている。

【0027】

制御用ケーブル7が接続される制御装置8は、回転駆動部3内に配設されているモータを制御したり、あるいはLED23の発光状態を制御したりするためのものであり、電源スイッチや各種のボリュームダイヤル等が設けられたものとなっている。

【0028】

フットスイッチ9は、回転駆動部3のモータを制御するためのものである。ただし、このフットスイッチ9を、LED23の発光状態を制御するのにも用い得るようにしても構わない。

【0029】

なお、上述したような構成において、挿入部2以外の部分、つまり、回転駆動部3、操作部4、ユニバーサルケーブル5、ユニバーサルコネクタ6、制御用ケーブル7、制御装置8、及びフットスイッチ9は、流体供給装置を構成するものである。さらに、流体供給装置としては、送気装置、送水タンク、吸引ポンプなどを含んでも良いし、加えてビデオプロセッサを含んでも構わない。従って、この回転自走式内視鏡装置1は、流体供給装置の少なくとも一部と、挿入部2と、を含んで構成されている。

10

20

30

40

50

また、回転駆動部 3 の下面には、該回転駆動部 3 を載置する際に用いる脚部 15 が複数設けられている。

【0030】

次に、図 4 を参照して、着脱自在となっている挿入部 2 の基端部分が挿通している状態の回転駆動部 3 の内部構成について、詳しく説明する。尚、図 4 は、回転駆動部 3 の内部を示す断面図である。

【0031】

図 4 に示すように、回転駆動部 3 は、外装を形成するケース 3a を有している。このケース 3a には、挿入部 2 が挿通できるように、前後（挿入部 2 が延出する方向を前方とする。）に 2 つの孔部が設けられている。

10

【0032】

このケース 3a の前方側の孔部には、中途に外向フランジが形成された略円筒状の前ホルダ 33 が配設されている。この前ホルダ 33 は、外向フランジがケース 3a の前方側の孔部近傍の内面と当接するまで前記孔部に挿通され、ケース 3a から前方側へ突出した部分が前ホルダ止めリング 35 との螺合により、ケース 3a に固定されている。

【0033】

また、ケース 3a の後方側の孔部には、一端に外向フランジが形成された略円筒状の後ホルダ 34 が配設されている。この後ホルダ 34 は、外向フランジがケース 3a の後方側の孔部近傍の内面と当接するまで前記孔部に挿通され、ケース 3a から後方へ突出した部分が後ホルダ止めリング 36 との螺合により、ケース 3a に固定されている。

20

【0034】

これら各ホルダ 33, 34 には、ケース 3a の各孔部の内周面と当接する箇所に 1 つ、及びその近傍の内周面に 2 つの合計 3 つの周溝が形成されており、各周溝に防水用の O リング 33a, 34a が配設されている。

【0035】

これら各ホルダ 33, 34 内には、各ホルダ 33, 34 を掛け渡すように回転パイプ 37 が挿通されている。この回転パイプ 37 は、前ホルダ 33 を固定しているフレーム 38 に設けられる 2 つのベアリング 39 によって回動保持され、前ホルダ 33 の開口部から前方へ突出している。

【0036】

30

回転パイプ 37 の基端側の中途（ベアリング 39 と後ホルダ 34 の間）には、固定螺子 41a によってパイプ側プーリ 41 が固設されている。このパイプ側プーリ 41 は、フレーム 38 に設けられたモータ 45 のモータ側プーリ 46 の回動によりプーリベルト 42 を介して回動される。これにより、パイプ側プーリ 41 が固設された回転パイプ 37 は、パイプ側プーリ 41 の回動に伴って回動される。尚、回転駆動部 3 のケース 3a 内は、回転パイプ 37 の回動時でも、上述した各ホルダ 33, 34 の内周面に配設された各 O リング 33a, 34a により、外部からの水密が保持されている。

【0037】

この回転パイプ 37 内には、後端に連結手段である後口金 48 が連結された固定パイプ 47 が挿通している。後口金 48 には、中心軸に挿入部 2 のチューブ 27 と連結されている固定管 17 を挿通する孔が形成されている。また、後口金 48 には、後ホルダ 34 に形成された空間を形成する切り欠き 34b に係入される螺子 50 が外周方向から螺着されている。

40

【0038】

螺子 50 には、中心軸にビス 51 を挿通する孔が形成されている。このビス 51 は、後口金 48 と螺着すると共に、後口金 48 に挿通する固定管 17 を端面で押圧固定している。また、後ホルダ 34 の後端部分には、切り欠き 34b の切り口を覆うように、略円環状の後抜け防止部材 49 が螺着されている。

【0039】

従って、体腔内の各屈曲部を通過する挿入部 2 において、後口金 48、固定管 17 及び

50

チューブ 27 は、上述のような構成とすることで、軸回りの回転が規制されると共に、軸方向の前後の移動が容易に可能となる。すなわち、後口金 48 に螺着される螺子 50 は、後ホルダ 34 の切り欠き 34b と後抜け防止部材 49 によって形成された空間内で軸方向と直交する方向（回転駆動部 3 の前後を結んだ軸方向、つまり挿入部 2 の挿入軸方向）回りの回転が規制されると共に、回転駆動部 3 の前後に遊動可能となる。

【0040】

このような構成とすることで、チューブ 27 は、回転筒体 12 の回転に追従することなく軸回りの回転が規制される。その結果、チューブ 27 内部に挿通する送気送水チューブ 24、チャンネル 25 及び信号ケーブル 26 は、擦れによる損傷が防止される。

【0041】

また、送気送水チューブ 24、チャンネル 25 及び信号ケーブル 26 には、例えば、挿入部 2 の湾曲状態に応じて、チューブ 27 が回転筒体 12 に対して、挿入軸方向の前後に動いた際に起こる牽引弛緩などの無理な負荷の発生が防止される。

【0042】

回転パイプ 37 は、前方側へ突出している部分に回動伝達部 14 が螺子 14b により固着されている。これにより、回動伝達部 14 は、回転パイプ 37 と共に回転する。この回動伝達部 14 には、前方側の端部から軸方向に沿った係合溝 14a が形成されている。

【0043】

回動伝達部 14 には、挿入部 2 の前口金 16 が係合され、前抜け止め部材 13 が螺着することで挿入部 2 が接続される。このとき、前口金 16 に形成された係合凸部 16a は、回動伝達部 14 の係合溝 14a と係合する。これにより、回転パイプ 37 の回転力は、回動伝達部 14 を介して、挿入部 2 に確実に伝達される。

【0044】

詳しくは、前口金 16 の係合凸部 16a は、その軸方向に対する側面が回動伝達部 14 の係合溝 14a の軸方向に対する側面と当接する。そのため、前口金 16 は、回動伝達部 14 に対する軸方向の回転が規制される。従って、回動伝達部 14 の回転力は、確実に前口金 16 に伝達される。その結果、挿入部 2 の回転筒体 12 は、前口金 16 を介して、確実に回動伝達部 14 の回転力が伝達される。

【0045】

また、回転が規制されている固定パイプ 47 は、その先端部分が回動伝達部 14 まで前方側へ突出しており、その先端面に摺動リング 47a が配設されている。この摺動リング 47a は、固定パイプ 47 の先端面が回転する前口金 16 の基端面との当接による摩擦抵抗を軽減するための部材である。

【0046】

次に、図 5 及び図 6 を参照して、挿入部 2 の回転筒体 12 と、この回転筒体 12 の基端に固着された口金 12a と、この口金 12a を介して回転筒体 12 を前口金 16 へ接続する接続環 12b について詳しく説明する。尚、図 5 は、基端に口金 12a を有する回転筒体 12、接続環 12b 及び前口金 16 を示す分解斜視図、図 6 は基端に口金 12a を有する回転筒体 12、接続環 12b 及び前口金 16 を示す長軸方向に沿って切断した断面図である。

【0047】

図 5 に示すように、挿入部 2 の回転筒体 12 の基端（後方側の端部）には、金属製の口金 12a が接着、スポット溶接などにより固設されている。この口金 12a は、中央の外周面に周溝が形成されるように両端に径の異なる外向フランジを有している。これら 2 つの外向フランジは、前方側が大径で、後方側が小径となっている。

【0048】

この口金 12a には、非導電性の電気絶縁部である、例えばポリサルホンなどの樹脂により円環状に形成された接続環 12b が外挿される。この口金 12a と接続環 12b は、接着剤により嵌着される。また、接続環 12b は、金属性の前口金 16 の軸中心に形成される孔部に挿入され、接着剤により固着される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

これら回転筒体 1 2、口金 1 2 a、接続環 1 2 b 及び前口金 1 6 は、図 6 に示すように、夫々が組みつけられた状態において、一体的に連結される。尚、接続環 1 2 b の内周面には、口金 1 2 a の後方側の外向フランジに対応する周溝が形成されている。この接続環 1 2 b の周溝と口金 1 2 a の前記外向フランジとが係合し、接続環 1 2 b の先端面が口金 1 2 a の前方側の外向フランジに当接した状態で、口金 1 2 a と接続環 1 2 b とが固着される。尚、接続環 1 2 b は、回転駆動部 3 による回転力を回転筒体 1 2 全体に前口金 1 6 を介して受ける回転受け部を構成している。

【 0 0 5 0 】

すなわち、挿入部 2 は、金属製の回転筒体 1 2 の後方側の端部及び口金 1 2 a と、金属製の前口金 1 6 との間に非導電性の接続環 1 2 b が介在している。そのため、挿入部 2 は、回転筒体 1 2 に図 4 に示した、接続環 1 2 b によって、回転駆動部 3 に内蔵される電気装置、例えばモータ 4 5 などからの電氣的なノイズの伝導が防止された構成となっている。

【 0 0 5 1 】

以上の結果、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、回転駆動部 3 と挿入部 2 の回転筒体 1 2 との絶縁が保たれた構成となっている。従って、回転筒体 1 2 は、帯電が防止され、アンテナとなって施術室内の例えば、患者モニタ、電気メスなどの各種外部機器への動作を阻害する干渉源となることがなく、前記各種機器へ電磁妨害 (E M I : E l e c t r o M a g n e t i c I n t e r f e r e n c e) することのない構成となっている。従って、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、施術室内の各種外部機器への動作に対する電氣的な不干渉性能力である E M C (E l e c t r o - M a g n e t i c C o m p a t i b i l i t y) を有する構成となっている。

【 0 0 5 2 】

尚、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、挿入部 2 の前口金 1 6、或いは回転駆動部 3 の回転伝達部 1 4 を非導電性部材により形成することにより同じ効果を奏することができる。

【 0 0 5 3 】

(第 2 の実施の形態)

以下、図 7 及び図 8 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。尚、本実施の形態において、第 1 の実施の形態にて既に記述した回転自走式内視鏡装置 1 と同じ構成には、同じ符号を付して説明を省略し、異なる構成、作用及び効果のみを主に説明する。

また、図 7 は、先端部及び挿入部先端側の構成を示す挿入軸方向に沿った部分断面図、図 8 は図 7 の円 V I I I を拡大した先端部及び挿入部先端側の構成を示す挿入軸方向に沿った部分断面図である。

【 0 0 5 4 】

本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、図 7 及び図 8 に示すように、先端部 1 1 側 (前方側) の回転筒体 1 2 の端部に口金 1 8 a を介して非導電性の電気絶縁部である、例えばポリサルホンなどの樹脂により円環状に形成された突当環 1 8 b を有している。この口金 1 8 a 及び突当環 1 8 b の形状、材質などの構成は、第 1 の実施の形態にて記載した、口金 1 2 a 及び接続環 1 2 b (図 5 及び図 6 参照) と略同じである。また、突当環 1 8 b は、回転筒体 1 2 の推進力を先端部 1 1 の突当部 1 1 a へ伝達するための接触部を構成している。

【 0 0 5 5 】

回転筒体 1 2 の前方側の端部には、金属製の口金 1 8 a が接着、スポット溶接などにより配設され、この口金 1 8 a に突当環 1 8 b が接着剤により嵌着される。こうして、これら回転筒体 1 2、口金 1 8 a、突当環 1 8 b は、図 8 に示すように、夫々が組みつけられた状態において、一体的に連結されている。

すなわち、挿入部 2 は、金属製の先端部 1 1 の突当部 1 1 a と金属製の回転筒体 1 2 の前方側の端部及び口金 1 8 a との間に非導電性の突当環 1 8 b が介在している。そのため

、挿入部 2 は、回転筒体 1 2 に図 4 に示した、突当環 1 8 b によって、第 1 の実施の形態にて記載したように、挿入部 2 の先端部 1 1 内の撮像素子 2 2 及び L E D 2 3 からの電気的なノイズの伝導が防止された構成となっている。

【 0 0 5 6 】

以上の結果、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、先端部 1 1 と挿入部 2 の回転筒体 1 2 との絶縁が保たれた構成となっている。従って、回転筒体 1 2 は、帯電が防止され、アンテナとなって施術室内の例えば、患者モニタ、電気メスなどの各種外部機器への動作を阻害する干渉源となることなく、前記各種機器へ電磁妨害 (E M I) することのない構成となっている。従って、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 おいても、施術室内の各種外部機器への動作に対する電気的な不干渉能力である E M C を有する構成とな

10

【 0 0 5 7 】

また、挿入部 2 は、先端部 1 1 の突当部 1 1 a が金属性ではなく、非導電性の硬質な部材 (例えば、セラミックス、硬質プラスチック樹脂など) により形成されていても良い。さらに、挿入部 2 は、突当部 1 1 a、或いは (及び) 回転筒体 1 2 の前方側の端部部分の各外表面に非導電性の電気絶縁コーティング (例えば、アルミナなどのセラミックスコーティング) が施されていても良い。これらにより、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、上述と同じ効果を奏することが可能となる。

【 0 0 5 8 】

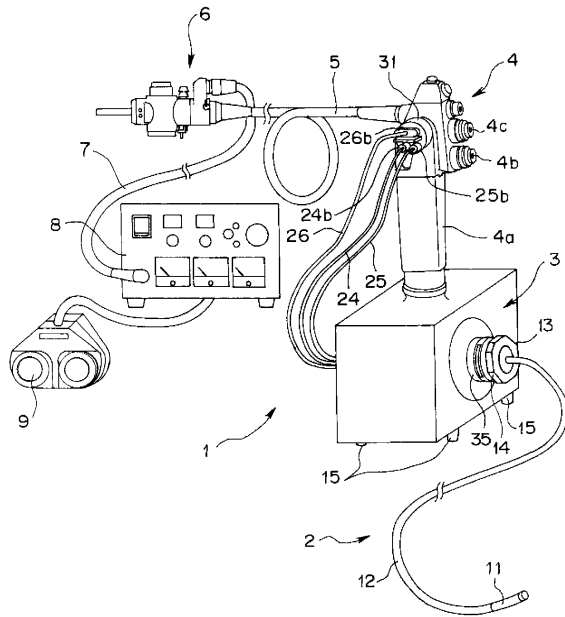
尚、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 の構成においては、回転駆動部 3 に図示しない筐体アースを配設し、挿入部 2 における回転筒体 1 2 の前方側の端部に接続環 1 2 b のみを設けても良く、さらには、以上に説明した、第 1、第 2 の実施の形態の挿入部 2 における回転筒体 1 2 の構成を併合し、すなわち、回転筒体 1 2 の前方側の端部に接続環 1 2 b、後方側の端部に突当環 1 8 b を設けても良い。

20

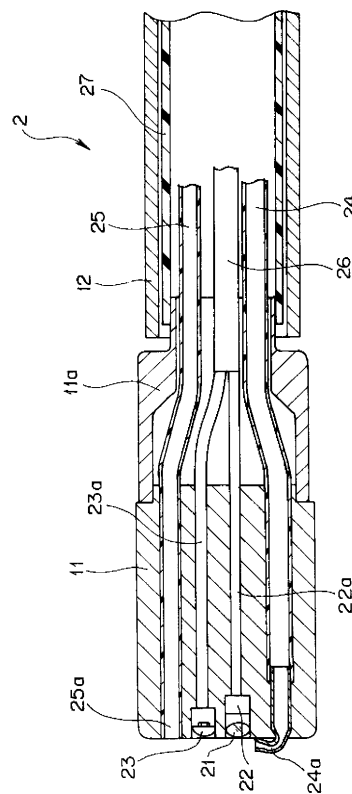
【 0 0 5 9 】

尚、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

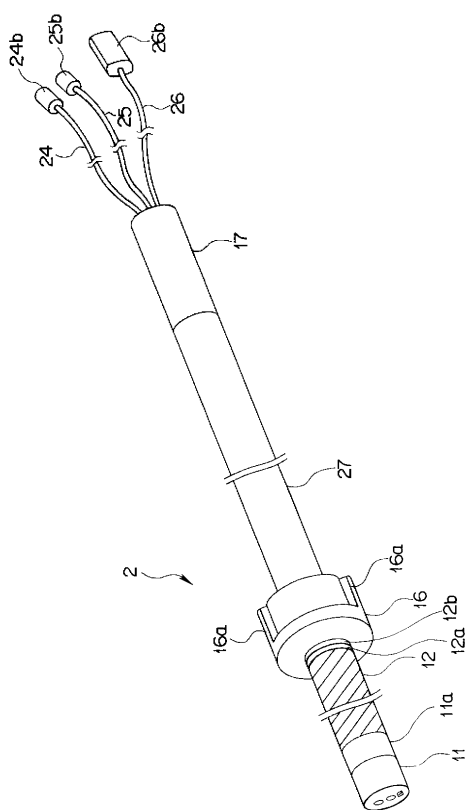
【図 1】



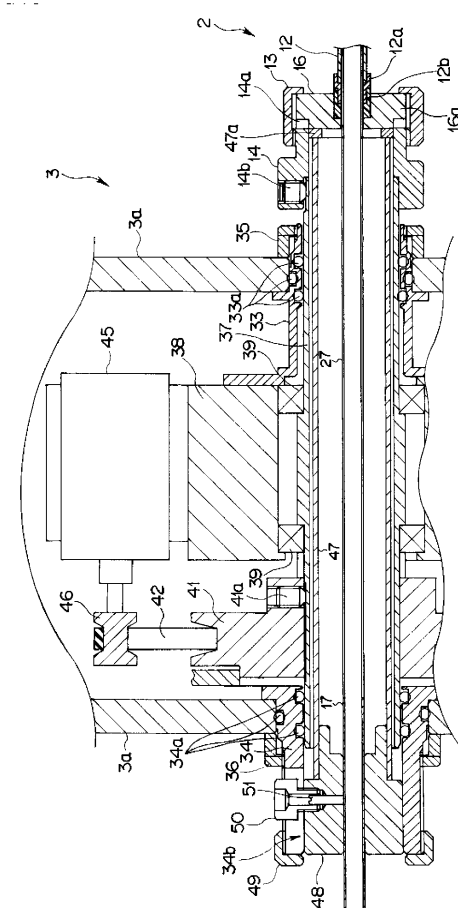
【図 2】



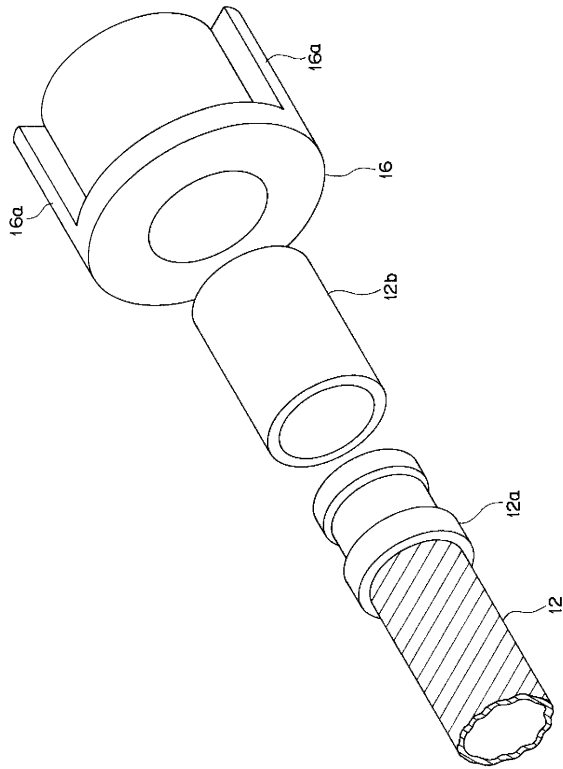
【図 3】



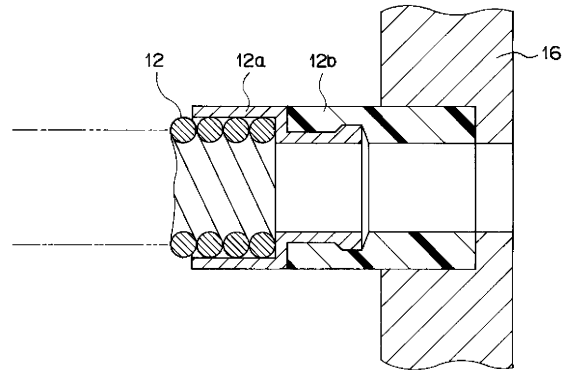
【図 4】



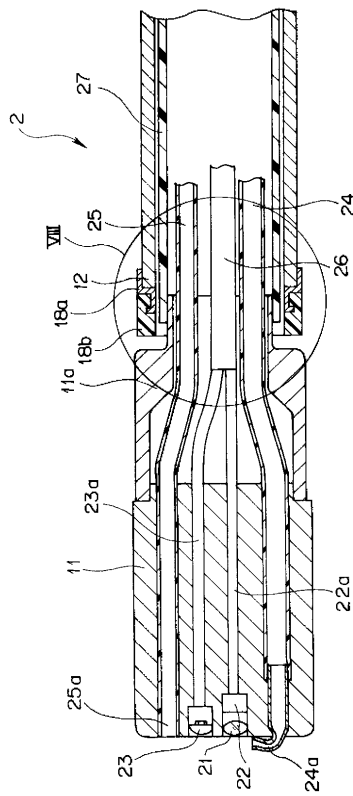
【図 5】



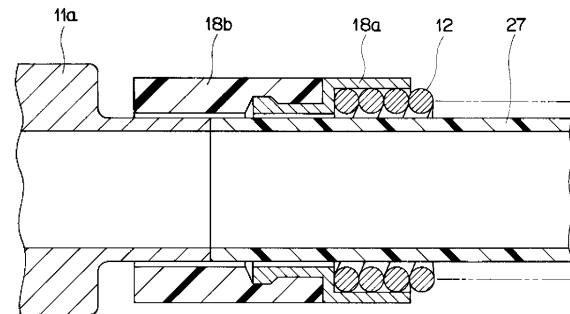
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭55 - 42657 (J P , A)

特開平4 - 2321 (J P , A)

特開平9 - 24022 (J P , A)

特開平9 - 33824 (J P , A)

特開平10 - 113396 (J P , A)

特開2001 - 157662 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00

专利名称(译)	旋转式自推进式内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4564531B2	公开(公告)日	2010-10-20
申请号	JP2007517696	申请日	2005-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	倉康人 松尾茂樹		
发明人	倉 康人 松尾 茂樹		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00071 A61B1/00151 A61B1/0016 A61B1/0051		
FI分类号	A61B1/00.320.B		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JPWO2006126268A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

旋转自行式内窥镜装置(1)由具有设置有电气元件(22)和电气部件(23)的头部(11)的细长插入部(2)构成。管状推进力产生装置(12)，其形成所述插入部分的外表面，至少所述外表面由导电构件形成，并且可相对于所述插入部分绕其轴线旋转；以及连接到插入部分并具有用于旋转推进力产生装置的内置各种电气装置的旋转力产生装置(3)。推进力产生装置在至少一端具有非导电构件(12b，18b)。

【図4】

