

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4584997号
(P4584997)

(45) 発行日 平成22年11月24日(2010.11.24)

(24) 登録日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-518831 (P2007-518831)
 (86) (22) 出願日 平成17年6月2日(2005.6.2)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/010162
 (87) 国際公開番号 W02006/129359
 (87) 国際公開日 平成18年12月7日(2006.12.7)
 審査請求日 平成19年9月26日(2007.9.26)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (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 門田 宏

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、接地線が接続され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、

前記先端部の基端部分に配設され、前記先端部と前記推進力発生手段とを電氣的に導通させる導電性部材からなる第1の接触部と、

前記挿入部と連結され、各種電気装置及び筐体アースを内蔵し、前記推進力発生手段を回転させる回転力発生手段と、

該回転力発生手段内に配設され、前記回転力発生手段と前記推進力発生手段とを電氣的に導通させる導電性部材からなる第2の接触部と、

を具備することを特徴とする回転自走式内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第1の接触部及び前記第2の接触部は、前記推進力発生手段と摺動しながら接触する金属製の板バネ部材であ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】

前記板バネ部材は、前記推進力発生手段との電氣的な導通を保つように、前記推進力発生手段を押圧する押圧部を有し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

前記第 1 の接触部及び前記第 2 の接触部は、前記推進力発生手段の回転に伴って回転しながら接触する金属製のローラ部材であ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 5】

前記回転力発生手段は、前記電気装置からの回転力が与えられる回転パイプと、該回転パイプを回転保持するベアリングを有し、

前記ベアリングは、前記第 2 の接触部となって、前記回転力発生手段と前記推進力発生手段とを電氣的に導通させ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】

10

【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】

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周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装置が知られている。

20

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。

【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、軸周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がある。

30

【0005】

この回転自走式内視鏡は、推進力発生手段である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、自然光の入らない体腔内への照明装置が内蔵されている。

【0006】

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。この回転筒体は、可撓性を有する非金属製のチューブ体が挿通され、このチューブ体の軸回りに回転自在となっている。

【0007】

40

この回転筒体には、回転により体腔壁及びチューブ体との摩擦により静電気が発生する虞がある。この静電気は、回転筒体に帯電し、施術室内のゴミなどを回転筒体に吸着させることが考えられる。そのため、回転筒体は、ゴミなどの付着により回転性が損なわれる可能性がある。また、回転筒体から先端部に静電気が放電して、先端部内の電気機器である撮像素子及び照明装置に電氣的な干渉を与え、特に、内視鏡画像にノイズを発生する可能性もある。

【0008】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、回転する推進力発生手段である回転筒体の回転を阻害することなく、先端部内の各種電気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。

50

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0009】

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、接地線が接続され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、前記先端部の基端部分に配設され、前記先端部と前記推進力発生手段とを電氣的に導通させる導電性部材からなる第1の接触部と、前記挿入部と連結され、各種電気装置及び筐体アースを内蔵し、前記推進力発生手段を回動させる回動力発生手段と、該回動力発生手段内に配設され、前記回動力発生手段と前記推進力発生手段とを電氣的に導通させる導電性部材からなる第2の接触部と、を具備する。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明に係る第1の実施の形態の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、回転自走式内視鏡の各部の電氣的な接続状態を示すブロック図である。

【図6】同、図5の変形例を示す回転自走式内視鏡の各部の電氣的な接続状態を示すブロック図である。

20

【図7】同、図2のV-V線に沿って切断した挿入部を示す断面図である。

【図8】同、図4のV I-V I線に沿って切断した回転駆動部内を示す断面図である。

【図9】同、第1、第2の導電バネを示す斜視図である。

【図10】本発明に係る第2の実施の形態の回転自走式内視鏡の挿入部の先端部分を示す断面図である。

【図11】同、回転駆動部内の前ホルダの中途部分を示す断面図である。

【図12】同、第1、第2の導通ローラを示す斜視図である。

【図13】回転筒体の変形例を示す、挿入部の先端部分の斜視図である。

【図14】変形例を示す、挿入部先端部分の部分断面図である。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

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。

【0012】

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、ユニバーサルコネクタ6が接続される患者モニタ装置10と、を備えている。

40

【0013】

挿入部2は、先端部11と、この先端部11の基端側に連設される推進力発生手段である回転筒体12を有して構成されている。この先端部11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。

【0014】

図2に示すように、先端部11の先端面には、対物光学系21が配設されており、この

50

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。

【 0 0 1 5 】

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。

10

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 】

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。尚、突当部 1 1 a の基端には、接地線であるアース線 1 1 b が接続されており、このアース線 1 1 b が基端側へ延出されている。

20

【 0 0 1 7 】

回転筒体 1 2 は、本実施の形態において、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、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 】

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。

30

【 0 0 1 9 】

この回転筒体 1 2 は、挿入方向の軸周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。

40

【 0 0 2 0 】

また、この回転筒体 1 2 は、先端部分に口金 1 2 a を有している。口金 1 2 a と突当部 1 1 b との間には、後述する接触部である第 1 の導通バネ 1 8 a が介装されている。

【 0 0 2 1 】

回転筒体 1 2 の内周面側には、非金属性の例えば、合成樹脂からなる可撓性を有するチューブ 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、信号ケーブル 2 6 及びアース線 1 1 b 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なっている。また、チューブ 2 7 は、先端部分が突当部 1 1 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 1 7 が連結されている。

【 0 0 2 2 】

50

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からアース線１１ｂを除く、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。

【００２３】

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。

10

【００２４】

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。

【００２５】

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。

20

【００２６】

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、アース用のアルミシースなどが配設されている。

【００２７】

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を備えた患者モニタ装置１０の接続端子部１０ｃへの接続部などを備えている。

30

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。

【００２８】

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。

【００２９】

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。

40

【００３０】

患者モニタ装置１０は、内視鏡画像を表示するモニタ部１０ａと、患者の心拍数、血圧などを波形、或いは数値表示する表示部１０ｂと、上述の接続端子部１０ｃを備えており、回転自走式内視鏡装置１の各種電気機器の短絡などによる電流を筐体より接地可能な構成となっている。

【００３１】

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

50

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、加えて患者モニタ装置 10 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。

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。

【0032】

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。

【0033】

10

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。

【0034】

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。

【0035】

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

【0036】

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。

【0037】

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 によって回転保持され、前ホルダ 33 の開口部から前方へ突出している。また、回転パイプ 37 と前ホルダ 33 との間には、後述する接触部である第 2 の導通バネ 18b が介装されている。

30

【0038】

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 によってパイプ側ブリー 41 が固設されている。このパイプ側ブリー 41 は、フレーム 38 に設けられたモータ 45 のモータ側ブリー 46 の回転によりブリーベルト 42 を介して回転される。これにより、パイプ側ブリー 41 が固設された回転パイプ 37 は、パイプ側ブリー 41 の回転に伴って回転される。尚、回転駆動部 3 のケース 3a 内は、回転パイプ 37 の回転時でも、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。

40

【0039】

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。

【0040】

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

50

。また、後ホルダ 3 4 の後端部分には、切り欠き 3 4 b の切り口を覆うように、略円環状の後抜け防止部材 4 9 が螺着されている。

【 0 0 4 1 】

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 4 8、固定管 1 7 及びチューブ 2 7 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 4 8 に螺着される螺子 5 0 は、後ホルダ 3 4 の切り欠き 3 4 b と後抜け防止部材 4 9 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。

【 0 0 4 2 】

10

このような構成とすることで、チューブ 2 7 は、回転筒体 1 2 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 2 7 内部に挿通する送気送水チューブ 2 4、チャンネル 2 5、信号ケーブル 2 6 及びアース線 1 1 b は、擦れによる損傷が防止される。

【 0 0 4 3 】

また、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 には、例えば、挿入部 2 の湾曲状態に応じて、チューブ 2 7 が回転筒体 1 2 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。

【 0 0 4 4 】

回転パイプ 3 7 は、前方側へ突出している部分に回動伝達部 1 4 が螺子 1 4 b により固着されている。これにより、回動伝達部 1 4 は、回転パイプ 3 7 と共に回転する。この回動伝達部 1 4 には、前方側の端部から軸方向に沿った係合溝 1 4 a が形成されている。

20

【 0 0 4 5 】

回動伝達部 1 4 には、挿入部 2 の前口金 1 6 が係合され、前抜け止め部材 1 3 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 1 6 に形成された係合凸部 1 6 a は、回動伝達部 1 4 の係合溝 1 4 a と係合する。これにより、回転パイプ 3 7 の回転力は、回動伝達部 1 4 を介して、挿入部 2 に確実に伝達される。

【 0 0 4 6 】

詳しくは、前口金 1 6 の係合凸部 1 6 a は、その軸方向に対する側面が回動伝達部 1 4 の係合溝 1 4 a の軸方向に対する側面と当接する。そのため、前口金 1 6 は、回動伝達部 1 4 に対する軸方向の回転が規制される。

30

従って、回動伝達部 1 4 の回転力は、確実に前口金 1 6 に伝達される。その結果、挿入部 2 の回転筒体 1 2 は、前口金 1 6 を介して、確実に回動伝達部 1 4 の回転力が伝達される。

【 0 0 4 7 】

また、回転が規制されている固定パイプ 4 7 は、その先端部分が回動伝達部 1 4 まで前方側へ突出しており、その先端面に摺動リング 4 7 a が配設されている。この摺動リング 4 7 a は、固定パイプ 4 7 の先端面が回転する前口金 1 6 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。

【 0 0 4 8 】

40

尚、本実施の形態の回転駆動部 3 には、図示しないが保護機器接地部（筐体アース）が配設されている。また、挿入部 2 のチューブ 2 7 に挿通するアース線 1 1 b は、固定管 1 7 に電氣的に接続されている。このアース線 1 1 b は、挿入部 2 が回転駆動部 3 に組みつけられた状態において、固定管 1 7、後口金 4 8、後ホルダ 3 4、ケース 3 a などを介して、上述の筐体アース（不図示）と電氣的に接続される。

【 0 0 4 9 】

また、回転筒体 1 2 は、基端が金属性の前口金 1 6、回動伝達部 1 4、回転パイプ 3 7 と電氣的に導通し、後述するように第 2 の導通パネ 1 8 b、前ホルダ 3 3、ケース 3 a などを介して、上述の筐体アース（不図示）と電氣的に接続される。

【 0 0 5 0 】

50

尚、図 5 に示すように、回転駆動部 3 の筐体アースは、ユニバーサルケーブル 5 に配設されるアルミシース 5 a、このアルミシース 5 a に接続されたユニバーサルコネクタ 6 を介して、患者モニタ装置 10 内に設けられる先端部 11 の撮像素子 22、及び LED 23 に駆動電力を供給する電気回路 10 A と電氣的に接続され、外部に接地される。

【0051】

すなわち、先端部 11、回転駆動部 3、ユニバーサルケーブル 5、及び電気回路 10 A は、夫々が電氣的に接続された状態となり、同電位となっている。そして、この電位は、患者モニタ装置 10 の筐体を介して接地されている。

【0052】

また、図 6 に示すように、回転駆動部 3 の筐体アースは、患者モニタ装置 10 の電気回路 10 A を介さず、直接的に患者モニタ装置 10 の筐体を介して、外部に接地される構成にしても良い。この状態では、先端部 11、回転駆動部 3、ユニバーサルケーブル 5、及び患者モニタ装置 10 の筐体が同電位となっており、接地されている。尚、図 5 は、回転自走式内視鏡 1 の各部の電氣的な接続状態を示すブロック図、図 6 は図 5 の変形例を示す回転自走式内視鏡 1 の各部の電氣的な接続状態を示すブロック図である。

【0053】

次に、図 7 から図 9 を参照して、先端部 11 の突当部 11 a に設けられる第 1 の導通パネと、回転駆動部 3 内の固定パイプに設けられる第 2 の導通パネについて詳しく説明する。尚、図 7 は、図 2 の V - V 線に沿って切断した挿入部 2 を示す断面図、図 8 は図 4 の V I - V I 線に沿って切断した回転駆動部 3 内を示す断面図、図 9 は第 1、第 2 の接触部を示す斜視図である。

【0054】

図 7 に示すように、先端部 11 の突当部 11 a は、その基端部分の外周面に複数、本実施の形態においては接触部である 3 つの第 1 の導通パネ 18 a が略等間隔で溶着されている。また、図 6 に示すように、回転パイプ 37 は、前ホルダ 33 とラップする位置において、その部分の外周面に複数、本実施の形態においては接触部である 3 つの第 2 の導通パネ 18 b が略等間隔で溶着されている。

【0055】

これら導通パネ 18 a、18 b は、金属板などから形成され、突当部 11 b、或いは回転パイプ 37 に溶着される溶着部 18 A と、回転筒体 12 の先端に配設される口金 12 a、或いは前ホルダ 33 に接触するように横断面が略半円状に形成された押圧部である円弧部 18 B とを有する板パネ部材である。

【0056】

円弧部 18 B は、突当部 11 b、或いは回転パイプ 37 と口金 12 a、或いは前ホルダ 33 の間において、口金 12 a、或いは前ホルダ 33 の内周面に常に接触するように設定されている。詳しくは、導通パネ 18 a、18 b は、円弧部 18 B が突当部 11 b、或いは回転パイプ 37 と、口金 12 a、或いは前ホルダ 33 とによって形成される隙間において、この隙間よりも弾性変形するような大きな略半円状が設定されており、口金 12 a、或いは前ホルダ 33 の内周面を常に押圧して接触するように構成されている。

【0057】

従って、挿入部 2 の先端部分においては、先端部 11 の突当部 11 a と回転筒体 12 が口金 12 a 及び第 1 の導通パネ 18 a を介して電氣的に導通する（図 2 参照）。従って、回転筒体 12 は、その回転により、体腔壁及び挿入部 2 のチューブ 27 との摩擦により静電気が発生しても、帯電することなく口金 12 a 及び第 1 の導通パネ 18 a を介して突当部 11 a に静電気が流れる。そして、この静電気は、突当部 11 a に接続されたアース線 11 b を伝って、回転駆動部 3 内の筐体アースに落とされる。尚、アース線 11 b は、上述したように、固定管 17（図 3 参照）と接続されているため、静電気が後口金 48、後ホルダ 34、ケース 3 a などを通して、筐体アースに落とされる。

【0058】

また、回転駆動部 3 の内部においては、回転パイプ 37 と前ホルダ 33 が第 2 の導通パ

10

20

30

40

50

ネ 18b を介して電氣的に導通する。従って、回転筒体 12 は、上述のように静電気が発生しても、帯電することなく前口金 16、回動伝達部 14、回転パイプ 37、第 2 の導通バネ 18a を介して前ホルダ 33 に静電気が流れる。そして、この静電気は、前ホルダ 33 から、ケース 3a などを通して回転駆動部 3 内の筐体アースに落とされる。

【0059】

尚、上述の如く、回転駆動部 3 の筐体アースに落とされた静電気は、図 5、或いは図 6 に示したように、ユニバーサルケーブル 5 のアルミシース 5a、及びユニバーサルコネクタ 6 を介して、患者モニタ装置 10 から外部へ接地される。すなわち、回転筒体 12 は、先端部 11 の突当部 11a、及び回転駆動部 3 の回転パイプ 37 と電氣的な接続状態が保持されている。そして、回転筒体 12 で発生した静電気は、各導通バネ 18a、18b によって、突当部 11a、及びアース線 11b、或いは回転パイプ 37 を介して回転駆動部 3 の筐体アースに落とされ、ユニバーサルケーブル 5 のアルミシース 5a、及びユニバーサルコネクタ 6 を介して、患者モニタ装置 10 から外部へ接地される。

10

【0060】

以上の結果、本実施の回転自走式内視鏡装置 1 は、回転筒体 12 に静電気が発生しても、この静電気が回転筒体 12 に帯電することが防止された構成となっている。従って、回転筒体 12 は、施術室内のゴミなどが吸着することなく、回転性が損なわれることが防止される。また、回転自走式内視鏡装置 1 は、回転筒体 12 から先端部 11 に静電気が放電して、先端部 11 内の電気機器である撮像素子 22 及び LED 23 に電氣的な干渉を与えることが防止され、特に、静電気による内視鏡画像へのノイズの発生を防止することができる構成となっている。

20

【0061】

(第 2 の実施の形態)

以下、図 10 から図 12 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。

図 10 は、挿入部 2 の先端部分を示す断面図、図 11 は回転駆動部内の前ホルダの中途部分を示す断面図、図 12 は第 1、第 2 の導通ローラを示す斜視図である。

【0062】

図 10 及び図 11 に示すように、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、第 1 の実施の形態の第 1、第 2 の導通バネ 18a、18b に代えて、接触部となるローラ部材である第 1、第 2 の導通ローラ 19a、19b を有している。

30

【0063】

これらの第 1、第 2 の導通ローラ 19a、19b は、図 12 に示すように、金属線を略コの字状に形成した溶着部 19A と、この溶着部 19A が挿通する金属性の回転自在なローラ体 19B とを有して構成されている。溶着部 19A は、突当部 11b、或いは回転パイプ 37 に溶着される。この状態において、第 1、第 2 の導通ローラ 19a、19b は、ローラ体 19B が口金 12a、或いは前ホルダ 33 の内周面に常に接触するように構成されている。そのため、ローラ体 19B は、回転パイプ 37 及び回転筒体 12 が回転しても、その回転に伴って、口金 12a、或いは前ホルダ 33 の内周面に回転しながら接触する。

40

【0064】

その結果、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、第 1 の実施の形態の効果に加え、第 1、第 2 の導通ローラ 19a、19b を設けることで、回転パイプ 37 及び回転筒体 12 の回転をスムーズに行うことができる構成とすることができる。

【0065】

尚、第 1、第 2 の実施の形態における回転自走式内視鏡装置 1 は、回転駆動部 3 内に設けられる接触部である第 2 の導通バネ 18b、或いは第 2 の導通ローラ 19b を設けず、回転パイプ 37 を回動保持するベアリング 39 を金属性にして筐体アースと回転筒体 12 を電氣的に導通させる接触部とした構成にしても良い。

50

【 0 0 6 6 】

また、回転筒体 1 2 は、非導通性の材質により形成されている場合、静電気の帯電を防止するため、その一部に導電性の部材を採用することが好ましい。例えば、図 1 3 に示すように、挿入部 2 の回転筒体 1 2 は、外周に螺旋形状部を形成し、金属の部材からなる凸部 1 2 b を螺旋状に所定の間隔を空けて巻回したような構成にし、この凸部 1 2 b の先端が口金 1 2 a と、基端が前口金 1 6 (図 1 3 においては不図示) と電氣的に接続された構成となっている。

【 0 0 6 7 】

これにより、回転筒体 1 2 と体腔壁及び挿入部 2 のチューブ 2 7 との摩擦により発生した静電気は、回転筒体 1 2 に帯電することがなく、凸部 1 2 b を伝って、口金 1 2 a 及び前口金 1 6 に伝わり、各導通バネ 1 8 a , 1 8 b、各導通ローラ 1 9 a 1 9 b、或いは各ベアリング 3 9 を介して、回転駆動部 3 の筐体アースへ導通している各部材に流れ接地される。

10

【 0 0 6 8 】

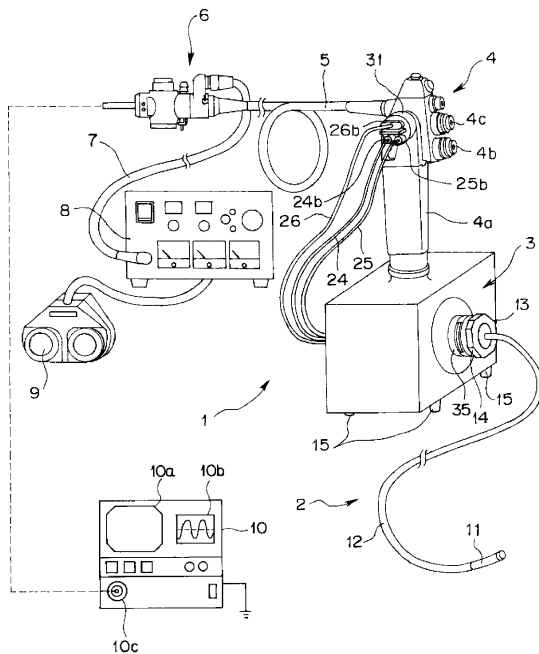
また、例えば、挿入部 2 の先端部分において、図 1 4 に示すように、回転筒体 1 2 の口金 1 2 a と突当部 1 1 a の間に、例えば、グリスなどの導電性物質 2 0 を塗布して、回転筒体 1 2 と突当部 1 1 a の導通を維持しても良い。尚、この導電性物質 2 0 は、回転筒体 1 2 が筐体アースへの導通を維持できるように、回転駆動部 3 内の回転パイプ 3 7 の外周面に塗布しても良い。

【 0 0 6 9 】

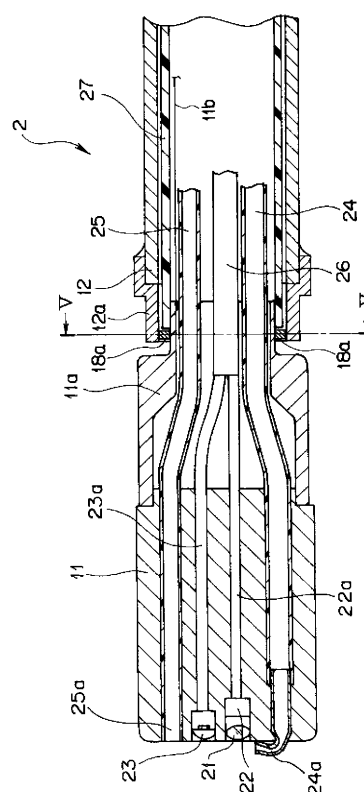
20

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。

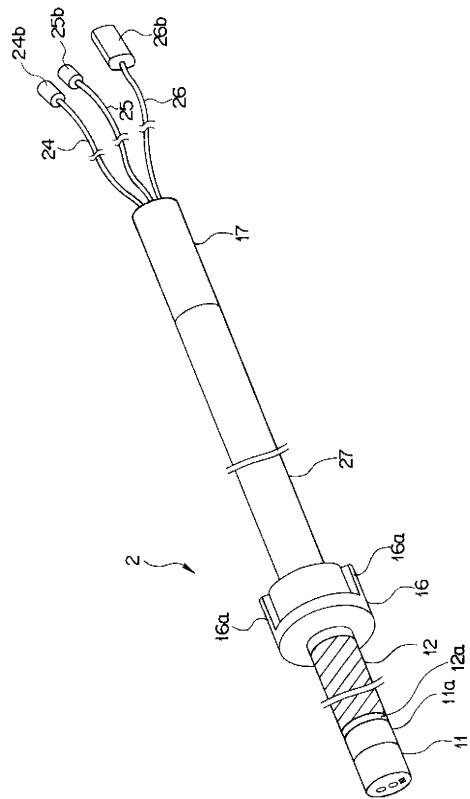
【 図 1 】



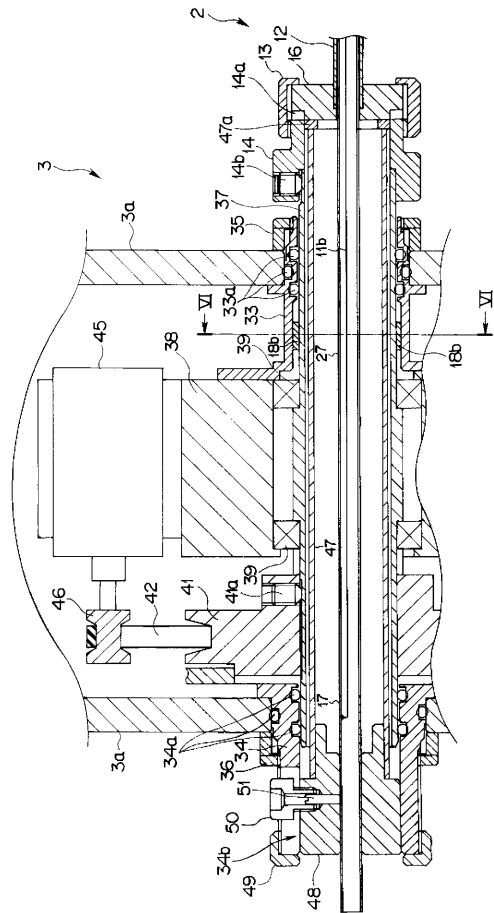
【 図 2 】



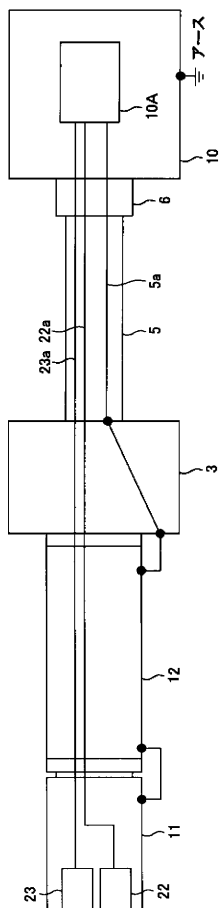
【 図 3 】



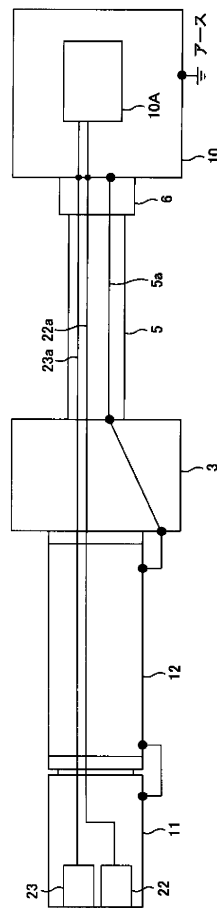
【 図 4 】



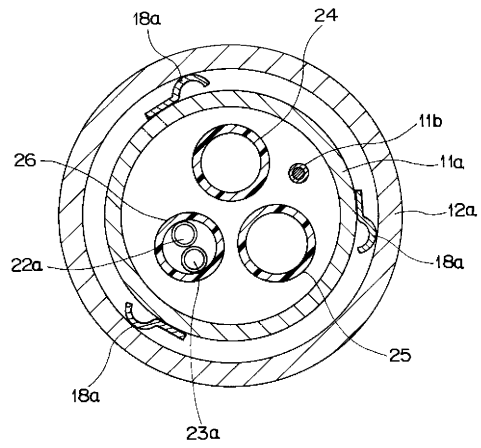
【 図 5 】



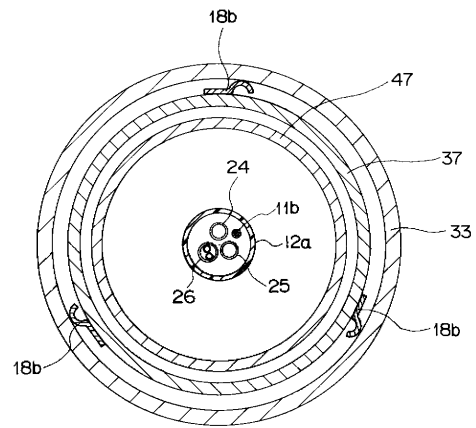
【 図 6 】



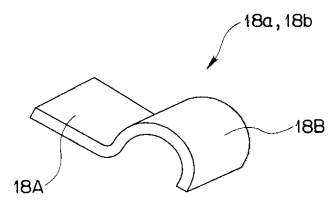
【図 7】



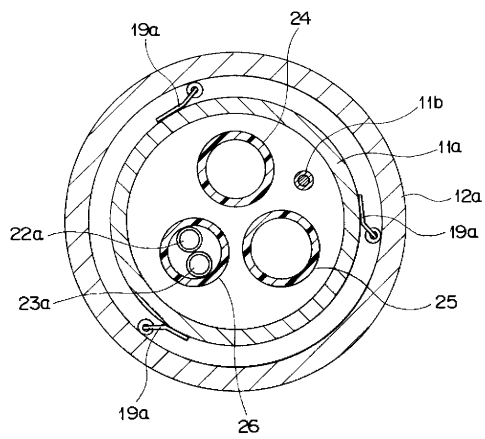
【図 8】



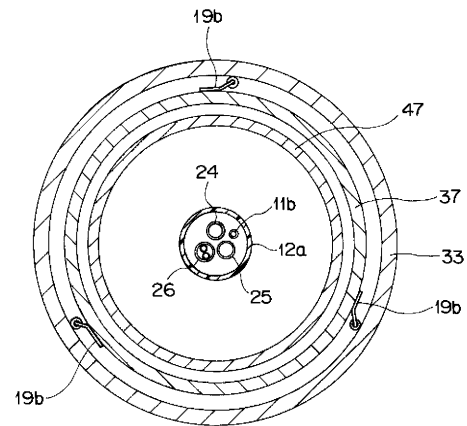
【図 9】



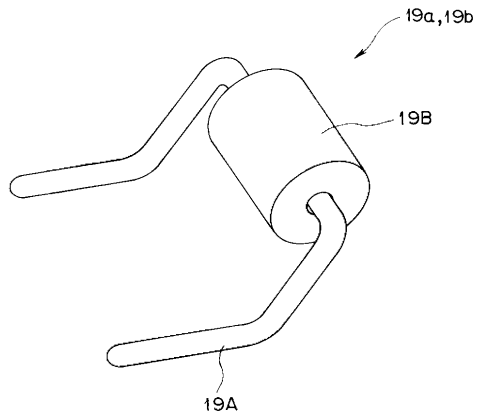
【図 10】



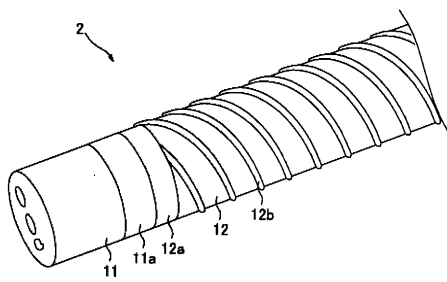
【図 11】



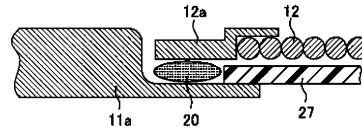
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 0 - 1 1 3 3 9 6 (J P , A)
特開昭 5 4 - 7 8 8 8 3 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 3 5 3 8 6 (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)	旋转式自推进式内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4584997B2	公开(公告)日	2010-11-24
申请号	JP2007518831	申请日	2005-06-02
[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 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00156 A61B1/00071 A61B1/0016 A61B1/005		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.A		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JPWO2006129359A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的旋转式自走式内窥镜装置包括细长的插入部分2，该插入部分2具有电气元件22和电气部分23，并且具有连接接地线11b的远端部分11和外表面管状推进力产生装置12，至少外表面由导电构件形成并且可绕轴线相对于插入部分旋转，管状推进力产生装置12设置在远端部分的近端部分，尖端部分和推力第一接触部分18a，由用于将发电装置和发电装置彼此电连接的导电构件制成，第一接触部分18a由导电构件制成，用于导电发电装置，第二接触部分18b设置在旋转力产生装置中，并且由导电构件制成，用于将旋转力产生装置和推力产生装置彼此电连接。使。

【 図 2 】

