(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2006 年12 月7 日 (07.12.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/129359 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2005/010162

(22) 国際出願日: 2005 年6 月2 日 (02.06.2005)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 倉 康人 (KURA, Yasuhito) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目４３番２号オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 松尾 茂樹 (MATSUO, Shigeki).

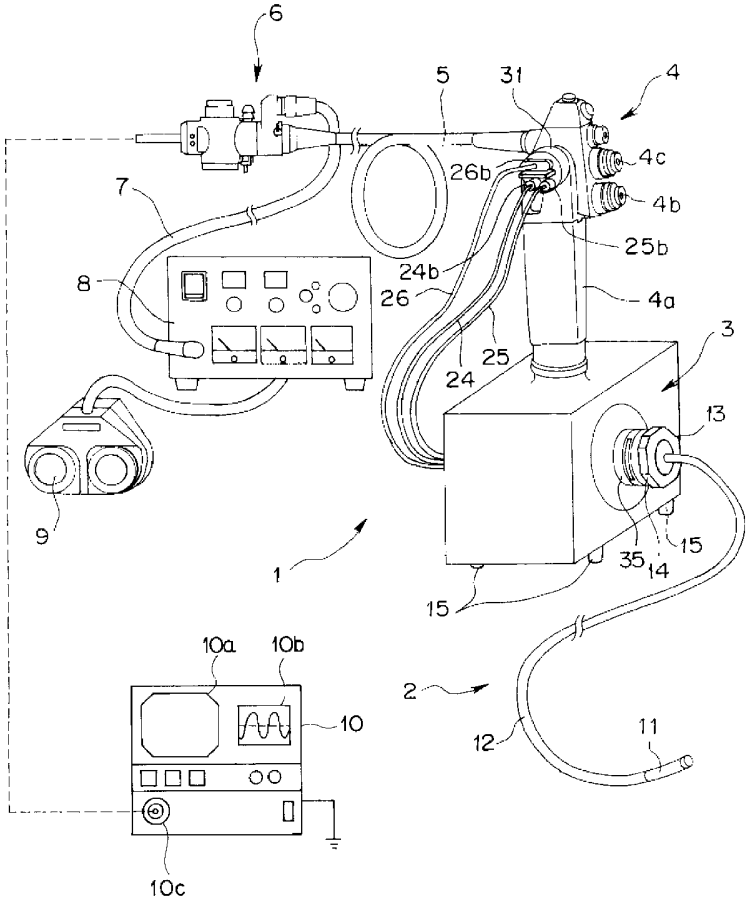
(74) 代理人: 伊藤 進 (ITOH, Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目４番４号 武蔵ビル Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,

[続葉有]

(54) **Title:** ROTARY SELF-TRAVELING ENDOSCOPE INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 回転自走式内視鏡装置



(57) **Abstract:** A rotary self-traveling endoscope instrument, comprising a long insertion part (2) having an electric element (22) and an electric part (23) and a tip part (11) to which a ground cable (11b) is connected, a tubular driving force generating means (12) having the outer surface of the insertion part at least formed of a conductive member and rotatable about the axis of the insertion part, a first contact part (18a) disposed at the base end portion of the tip part and formed of a conductive member electrically conducting the tip part to the driving force generating means, a rotating force generating means (3) connected to the insertion part, incorporating various types of electrical devices and a casing earth, and rotating the driving force generating means, and a second contact part (18b) disposed in the rotating force generating means and formed of a conductive material electrically conducting the rotating force generating means to the driving force generating means.

(57) 要約: 本発明の回転自走式内視鏡装置は、電気素子２２及び電気部品２３を備え、接地線１１ｂが接続された先端部１１を有する長尺な挿入部２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１２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気的に導通させる導

[続葉有]

WO 2006/129359 A1

MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

２文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

電性部材からなる第１の接触部１８ａ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３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気的に導通させる導電性部材からなる第２の接触部１８ｂと、を具備する。

明 細 書

回転自走式内視鏡装置

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] 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動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。

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、軸周りに回動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。

[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動自在となっている。

[0007] 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気的な干渉を与え、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動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気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

[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気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気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。

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気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気的な接続状態を示すブロック図である。

[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VI－VI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。

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。

[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

対物光学系21の結像面に例えばCCD、CMOS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22が配設されている。さらに、先端部11の先端面には、対物光学系21及び撮像素子22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LED23が設けられている。撮像素子22から延出される信号線22aと、LED23から延出される電力線たる信号線23aとは、途中で一本にまとめられて、信号ケーブル26として基端側へ延長されている。

[0015] また、先端部11の先端面には、対物光学系21を洗浄するための送水を行ったり、該対物光学系21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24aが配設されている。この送気送水ノズル24aは、流体系管路である送気送水チューブ24に接続されていて、該送気送水チューブ24は基端側へ延長されている。

さらに、先端部11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25の開口25aが露呈しており、このチャンネル25は、基端側へ延長されている。

[0016] また、先端部11の基端側には、回転筒体12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11aが設けられている。すなわち、後述するように、突当部11aに推進力が発生した回転筒体12の先端部分が当接することで、先端部11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11aの基端には、接地線であるアース線11bが接続されており、このアース線11bが基端側へ延出されている。

[0017] 回転筒体12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、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。

[0018] 詳しくは、回転筒体12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12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。

[0019] この回転筒体12は、挿入方向の軸周りに回動可能となるように構成されている。そして、この回転筒体12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12自体が挿入方向へ進行しようとする。このとき、回転筒体12の先端部が、前記突当部11aに当接して先端部11を押圧し、先端部11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。

[0020] また、この回転筒体12は、先端部分に口金12aを有している。口金12aと突当部11bとの間には、後述する接触部である第1の導通バネ18aが介装されている。

[0021] 回転筒体12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27が配設されている。このチューブ27は、上述したような送気送水チューブ24、チャンネル25、信号ケーブル26及びアース線11b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12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27は、先端部分が突当部11a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。

[0022] 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。

[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。

[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。

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ア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。

[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] 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。

[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。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。

[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4

1a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。

[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。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。

[0041] 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。

[0042] このような構成とすることで、チューブ27は、回転筒体12の回動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、信号ケーブル26及びアース線11bは、捩れによる損傷が防止される。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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動が規制される。

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。

[0047] 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。

[0048] 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27に挿通するアース線11bは、固定管17に電気的に接続されている。このアース線11b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17、後口金48、後ホルダ34、ケース3aなどを介して、上述の筐体アース(不図示)と電気的に接続される。

[0049] また、回転筒体12は、基端が金属性の前口金16、回動伝達部14、回転パイプ37と電気的に導通し、後述するように第2の導通バネ18b、前ホルダ33、ケース3aなどを介して、上述の筐体アース(不図示)と電気的に接続される。

[0050] 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5a、このアルミシース5a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LED23に駆動電力を供給する電気回路10Aと電気的に接続され、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10Aは、夫々が電気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10A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の各部の電気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の各部の電気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11aに設けられる第1の導通バネと、回転駆動部3内の固定パイプに設けられる第2の導通バ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VI－VI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11a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の導通バネ18a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の導通バネ18bが略等間隔で溶着されている。

[0055] これら導通バネ18a,18bは、金属板などから形成され、突当部11b、或いは回転パイプ37に溶着される溶着部18Aと、回転筒体12の先端に配設される口金12a、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18Bとを有する板バネ部材である。

[0056] 円弧部18Bは、突当部11b、或いは回転パイプ37と口金12a、或いは前ホルダ33の間において、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設定さ

れている。詳しくは、導通バネ18a,18bは、円弧部18Bが突当部11b、或いは回転パイプ37と、口金12a、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12a、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11aと回転筒体12が口金12a及び第1の導通バネ18aを介して電気的に導通する(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12a及び第1の導通バネ18aを介して突当部11aに静電気が流れる。そして。この静電気は、突当部11aに接続されたアース線11b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11b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3aなどを介して、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の導通バネ18bを介して電気的に導通する。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などを介して回転駆動部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と電気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。

[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LED23に電気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。

[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。

[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。

[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を電気的に導通させる接触部とした構成にしても良い。

[0066] また、回転筒体12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13に示すように、挿入部2の回転筒体12は、外周に螺旋形状部を形成し、金属の部材からなる凸部12b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12bの先端が口金12aと、基端が前口金16(図13においては不図示)と電気的に接続された構成となっている。

[0067] これにより、回転筒体12と体腔壁及び挿入部2のチューブ27との摩擦により発生した静電気は、回転筒体12に帯電することがなく、凸部12bを伝って、口金12a及び前口金16に伝わり、各導通バネ18a,18b、各導通ローラ19a19b、或いは各ベアリング39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。

[0068] また、例えば、挿入部2の先端部分において、図14に示すように、回転筒体12の口金12aと突当部11aの間に、例えば、グリスなどの導電性物質20を塗布して、回転筒体12と突当部11aの導通を維持しても良い。尚、この導電性物質20は、回転筒体12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37の外周面に塗布しても良い。

[0069] 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。

請求の範囲

[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気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気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。

[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。

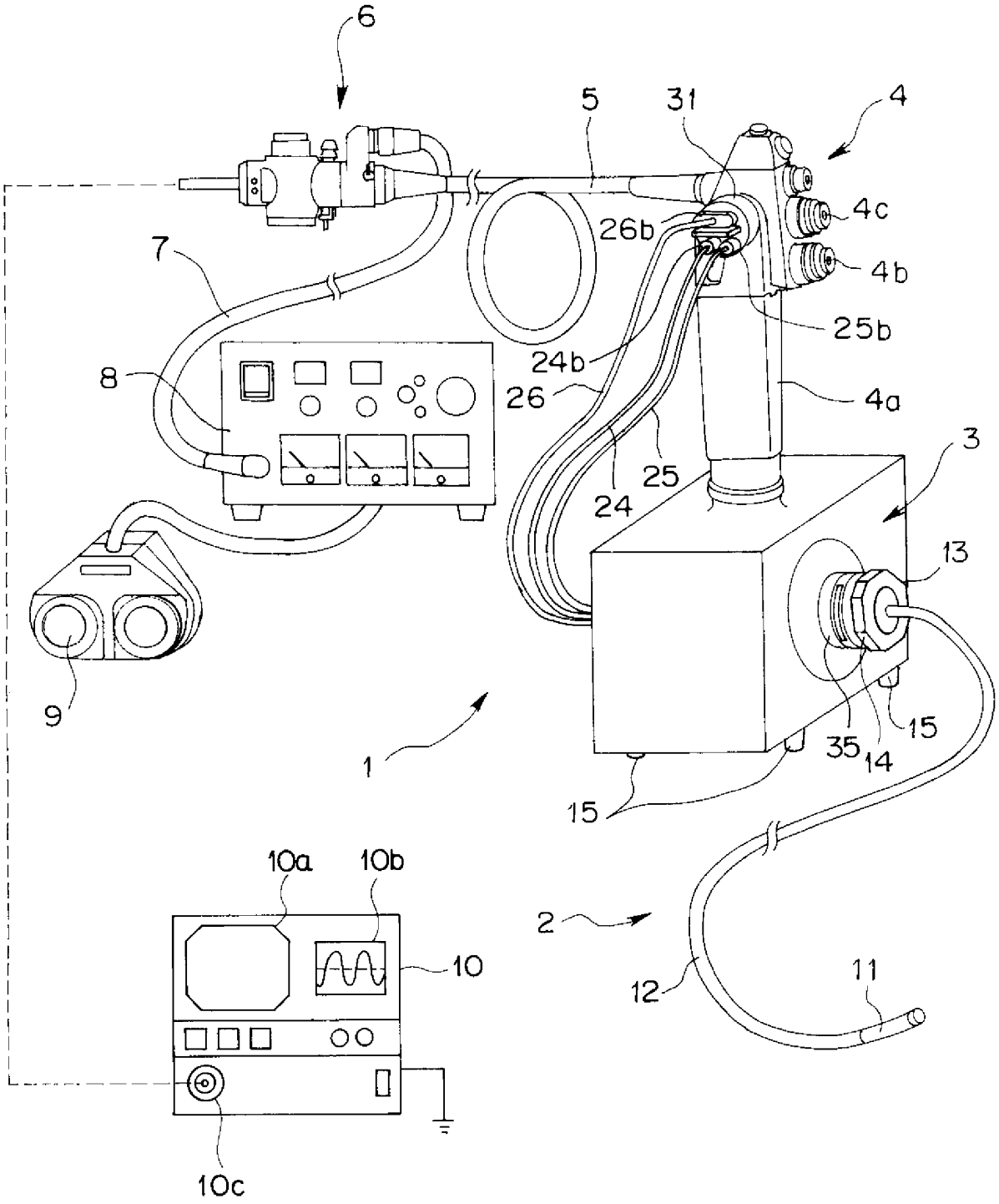
[3] 前記板バネ部材は、前記推進力発生手段との電気的な導通を保つように、前記推進力発生手段を押圧する押圧部を有していることを特徴とする請求項2に記載の回転自走式内視鏡装置。

[4] 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。

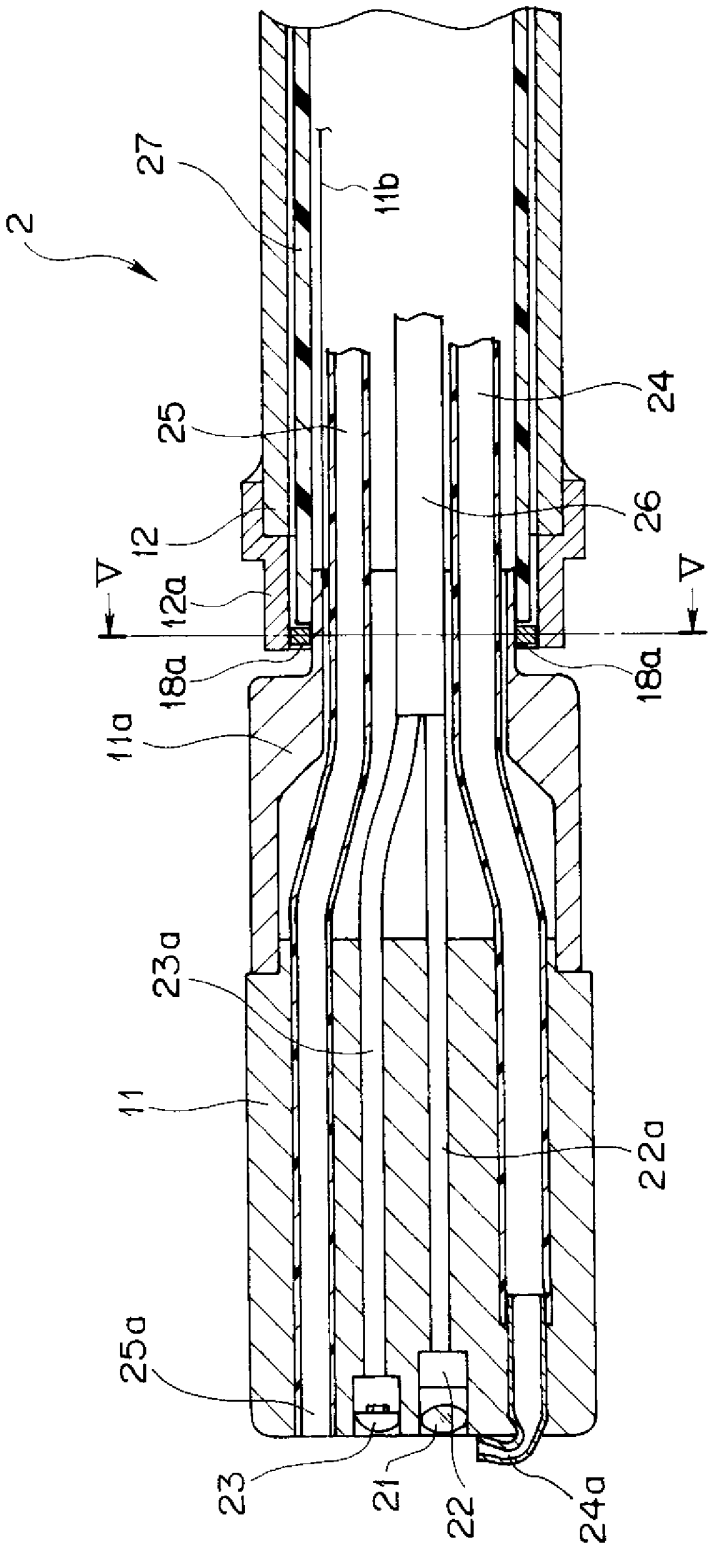
[5] 前記回動力発生手段は、前記電気装置からの回転力が与えられる回転パイプと、該回転パイプを回動保持するベアリングを有し、

前記ベアリングは、前記第2の接触部となって、前記回動力発生手段と前記推進力発生手段とを電気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。

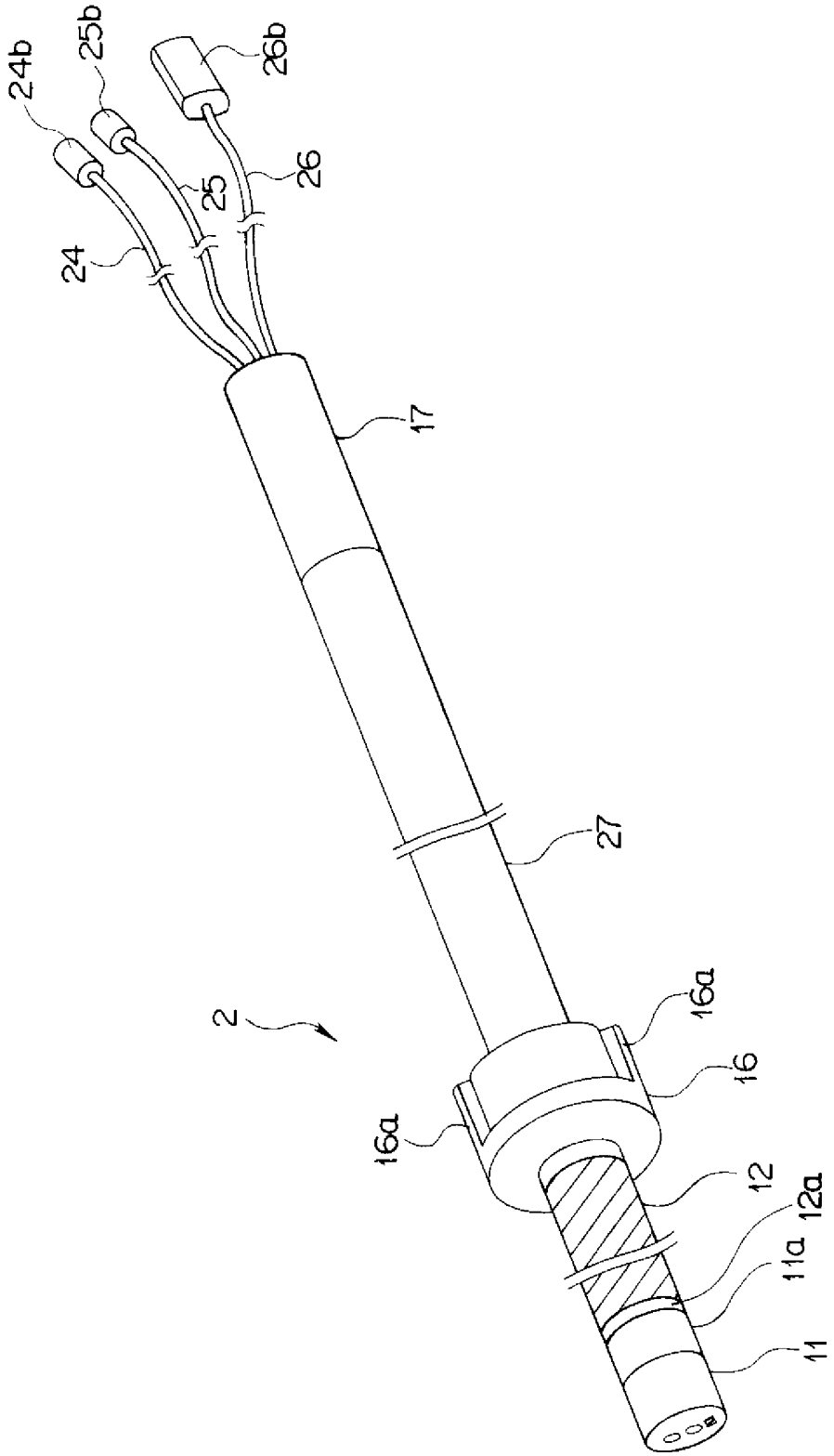
[図1]


6
5
31
4
4c
26b
4b
7
25b
24b
8
26
4a
3
25
24
13
9
1
15
35
14
15
10a
10b
2
10
12
11
10c

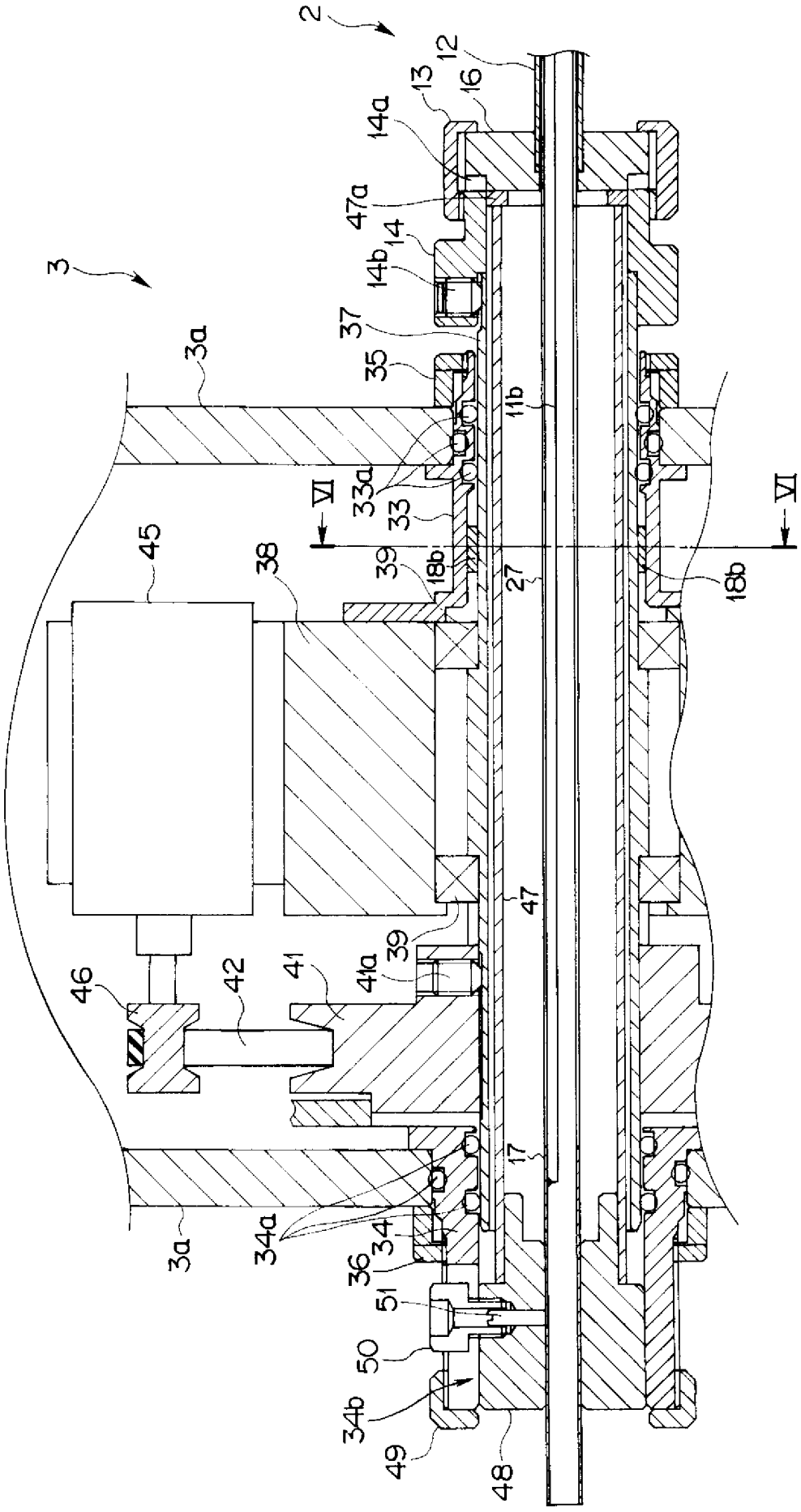
[図2]



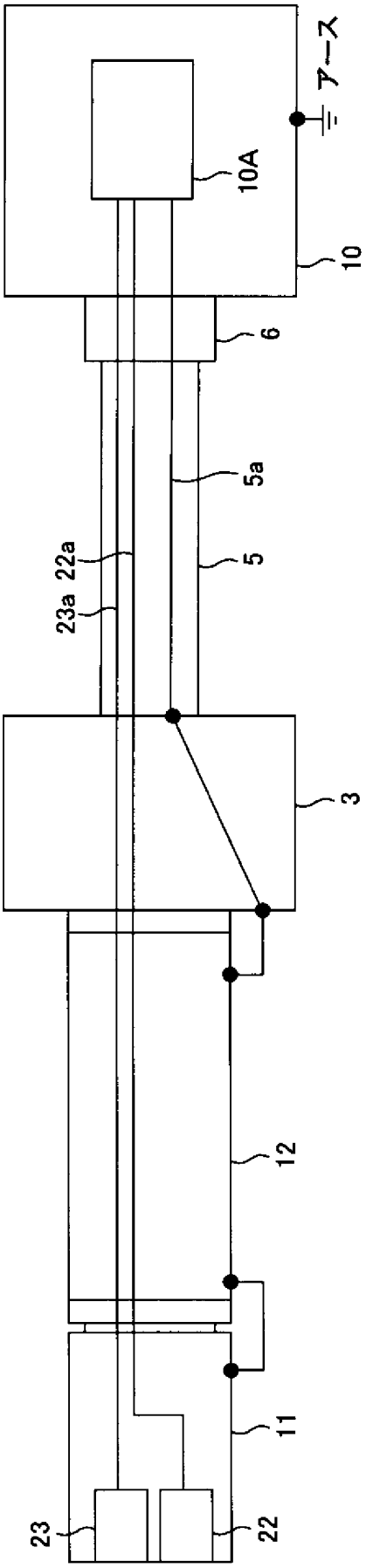
[図3]



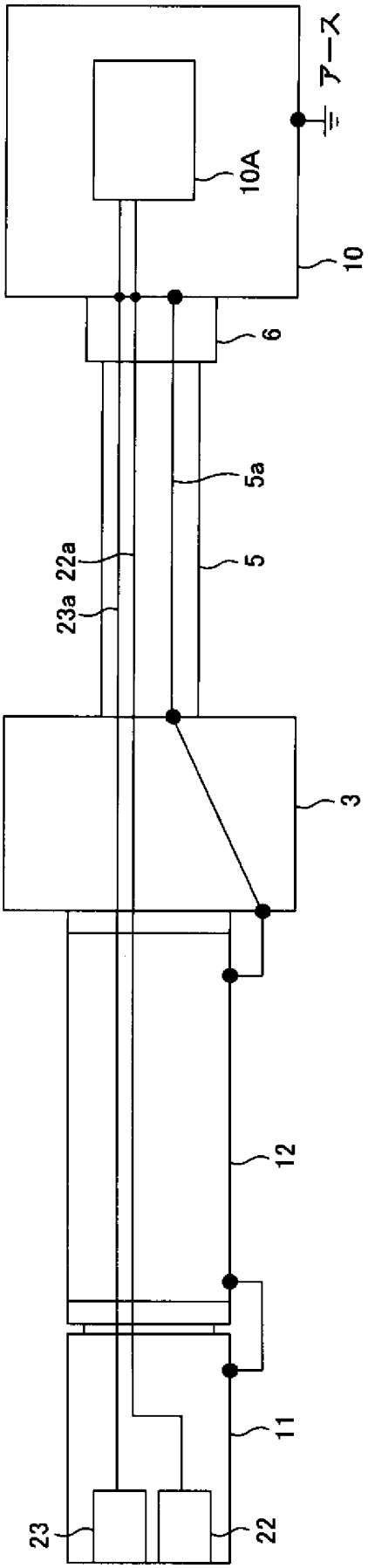
[図4]


2
3
12
13
16
14a
47a
14
14b
37
35
3a
11b
33a
33
VI
VI
45
38
39
18b
27
18b
47
39
46
42
41
41a
17
3a
34a
34
36
51
50
34b
49
48

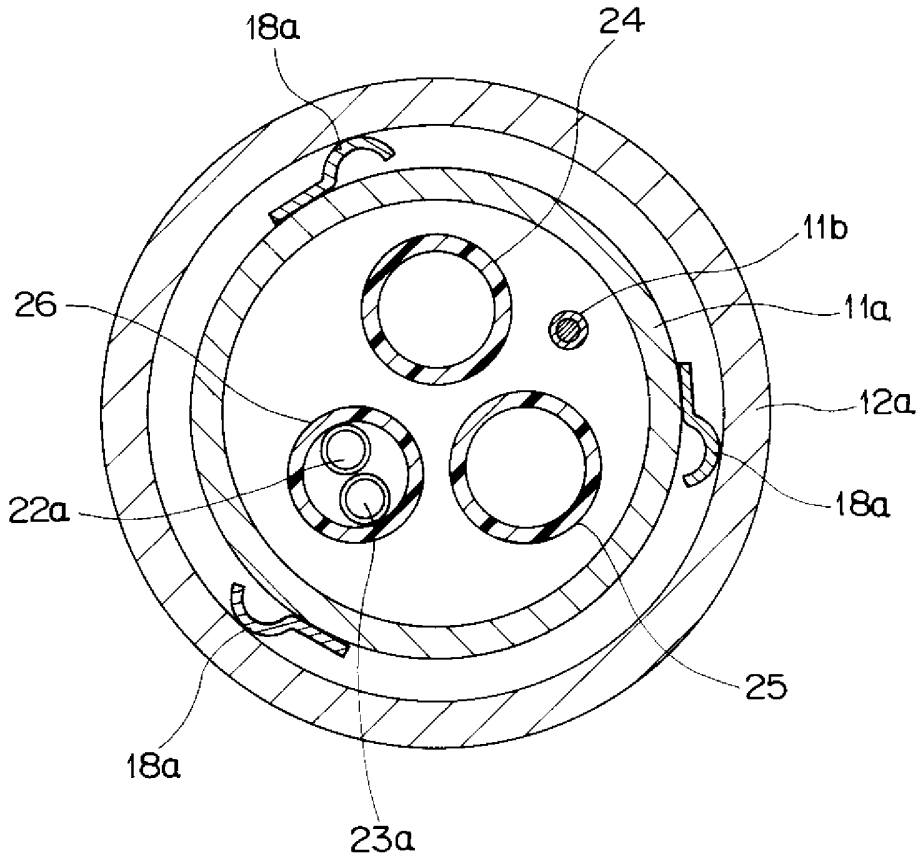
[図5]



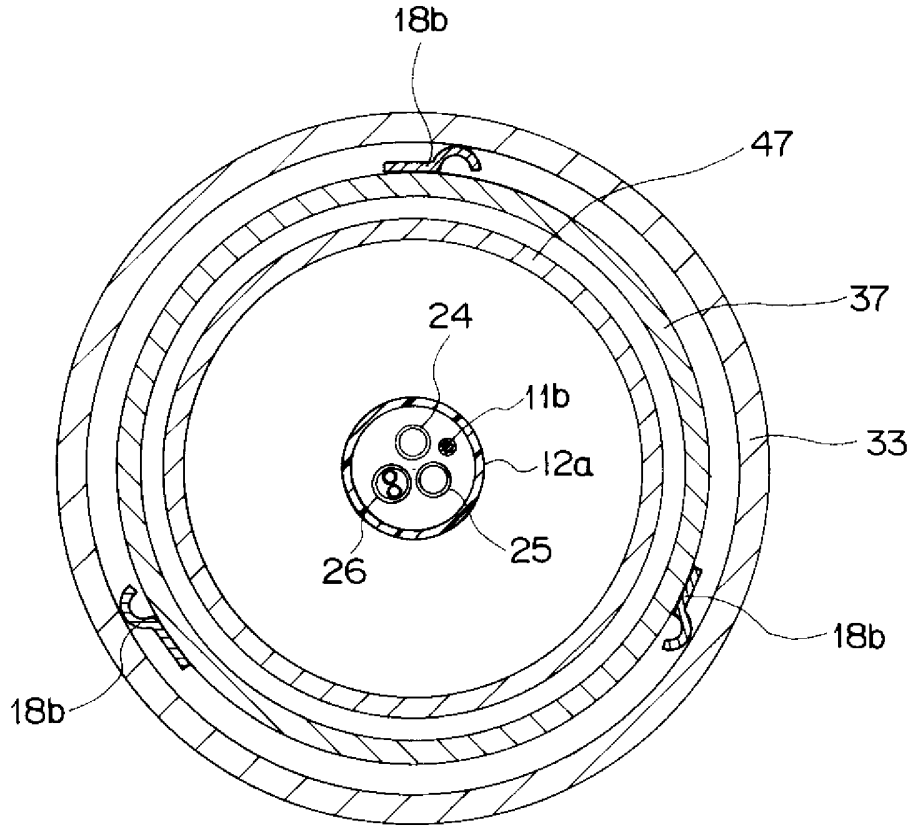
[図6]



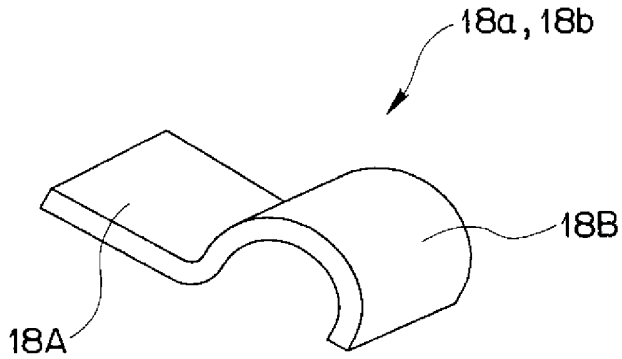
[図7]


18a
24
11b
26
11a
12a
22a
18a
25
18a
23a

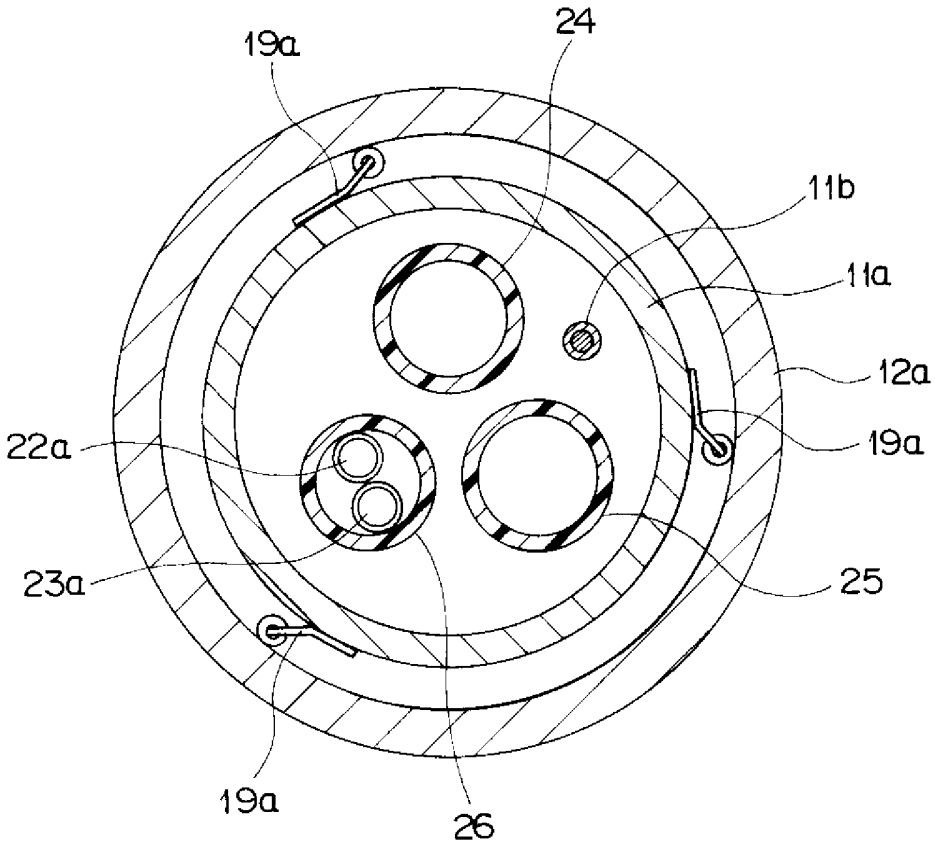
[図8]


18b
47
37
24
11b
33
12a
25
26
18b
18b

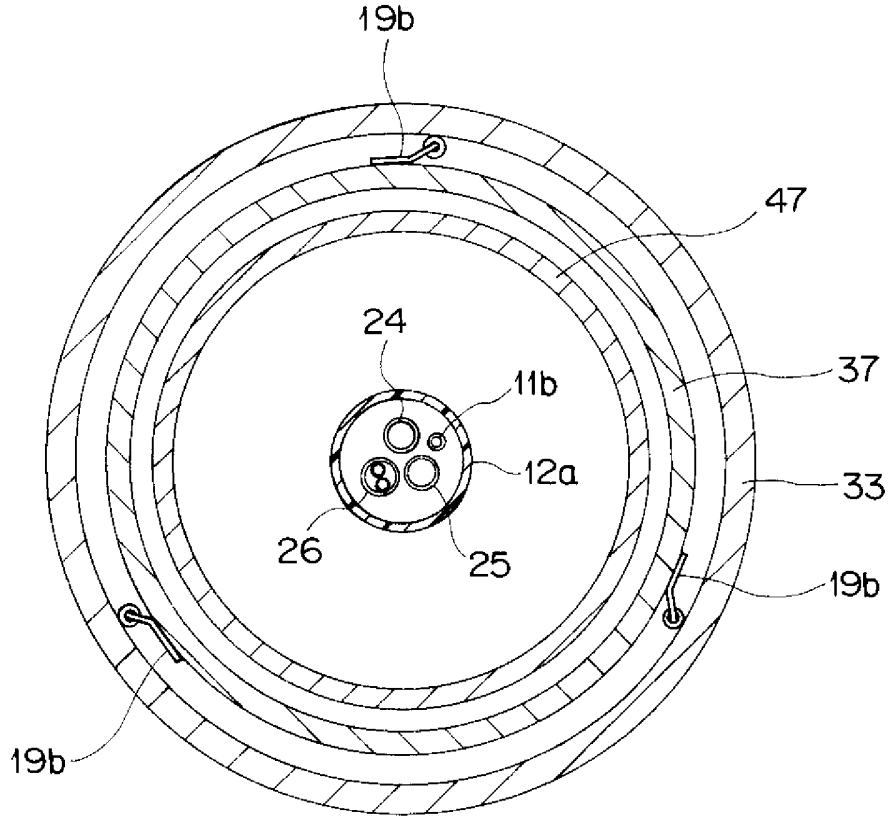
[図9]



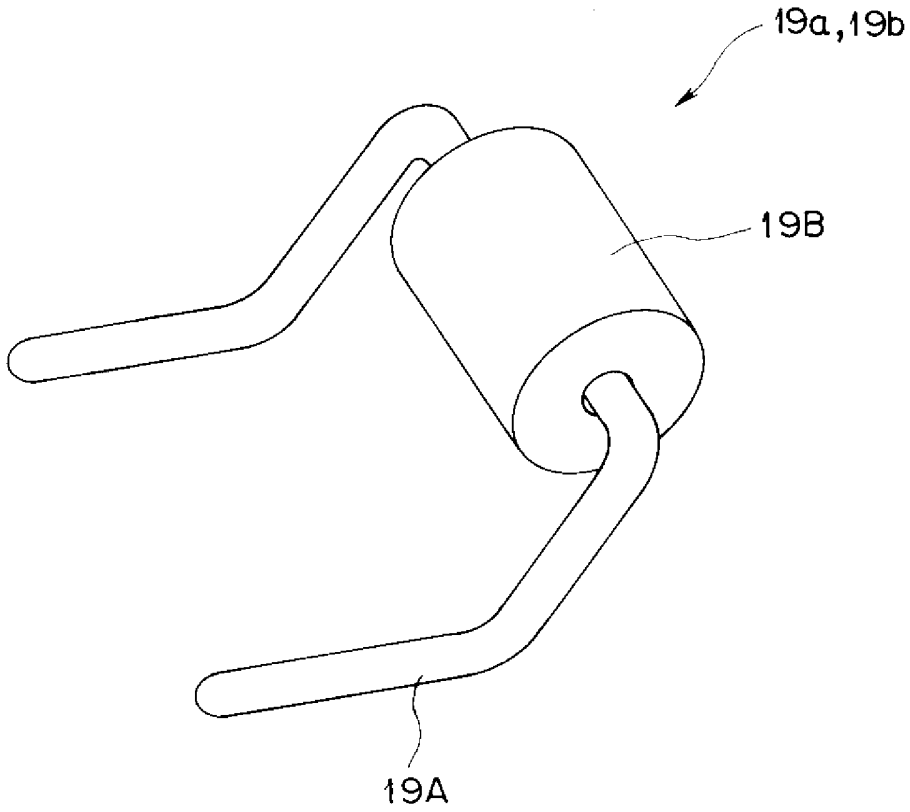
[図10]



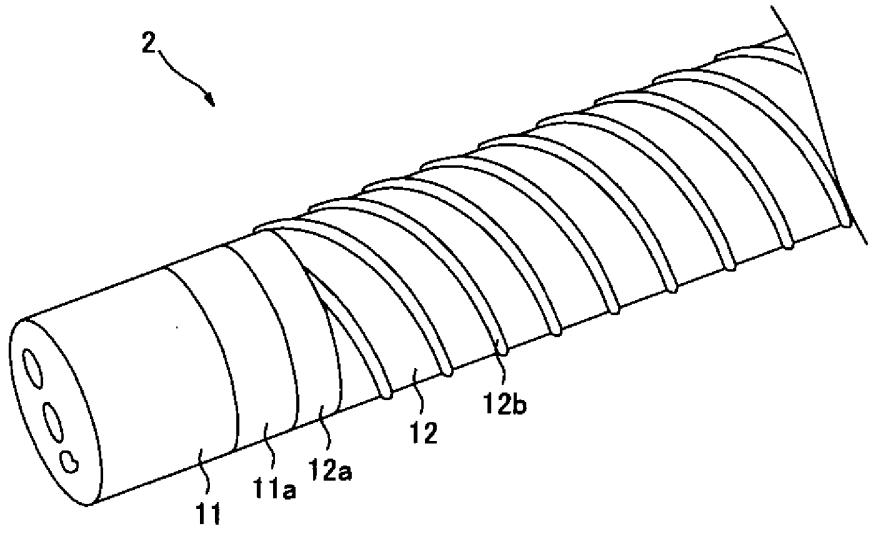
[図11]



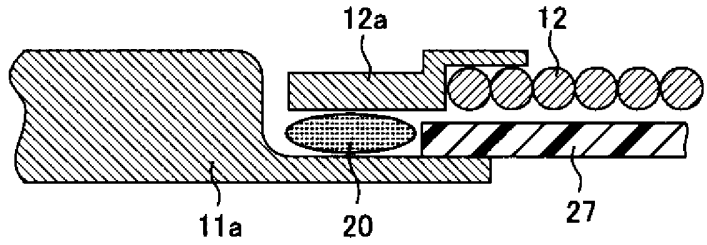
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2005/010162

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl[7] A61B1/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl[7] A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 10-113396 A (Ken IKEUCHI), 06 May, 1998 (06.05.98), Page 1 (Family: none)	1-5
A	JP 54-78883 A (Ryoji HATTORI), 23 June, 1979 (23.06.79), Page 2, upper right column, line 3 to lower left column, line 12; Figs. 1 to 3 (Family: none)	1-5
A	JP 2003-135386 A (Akizumi TAKADA), 13 May, 2003 (13.05.03), Page 1 & US 2003-0088152 A1	1-5

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
24 June, 2005 (24.06.05)	12 July, 2005 (12.07.05)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号 PCT／JP2005／010162

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl.[7] A61B1/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl.[7] A61B1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922－1996年
日本国公開実用新案公報	1971－2005年
日本国実用新案登録公報	1996－2005年
日本国登録実用新案公報	1994－2005年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
A	JP 10-113396 A (池内健) 1998.05.06, 第1頁 (ファミリーなし)	1－5
A	JP 54-78883 A (服部了司) 1979.06.23, 第2頁右上欄第3行目－同頁左下欄第12行目、第1-3図 (ファミリーなし)	1－5
A	JP 2003-135386 A (高田昌純) 2003.05.13, 第1頁 &US 2003-0088152 A1	1－5

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊ 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 24. 06. 2005	国際調査報告の発送日 12.7.2005
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA／JP） 郵便番号100－8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 門田 宏 2Q 9224 電話番号 03－3581－1101 内線 3290