

(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  
2013年10月3日(03.10.2013)

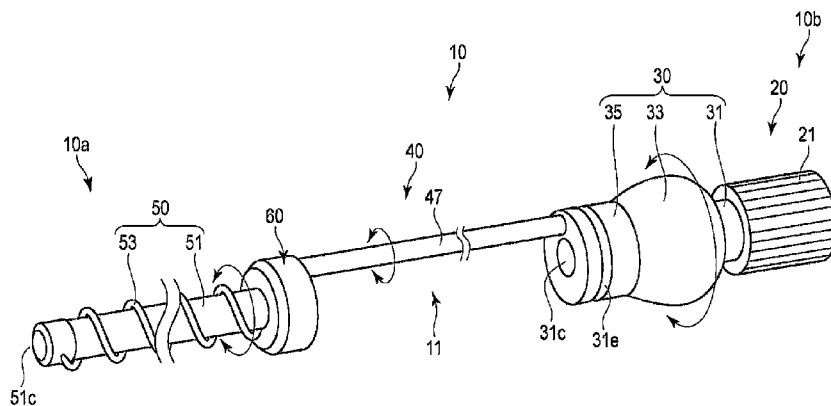


(10) 国際公開番号  
WO 2013/145399 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/00 (2006.01)
  - (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/077894
  - (22) 国際出願日: 2012年10月29日(29.10.2012)
  - (25) 国際出願の言語: 日本語
  - (26) 国際公開の言語: 日本語
  - (30) 優先権データ:  
特願 2012-076176 2012年3月29日(29.03.2012) JP
  - (71) 出願人: 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2丁目4番2号 Tokyo (JP).
  - (72) 発明者: 内藤 公彦 (NAITO, Kimihiko); 〒1928512 東京都八王子市久保山町2-3 オリンパス知的財産サービス株式会社 知的財産技術部内 Tokyo (JP).
  - (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門1丁目1番9号 鈴榮特許総合事務所内 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, 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 (条約第21条(3))

(54) Title: IN VIVO INTRODUCTION DEVICE, AND ENDOSCOPE HAVING IN VIVO INTRODUCTION DEVICE

(54) 発明の名称: 生体内導入装置とこの生体内導入装置を有する内視鏡



(57) Abstract: An *in vivo* introduction device (A) comprises: a driving force generation and input mechanism (30) that generates a driving force and inputs said driving force; a driving force transmission mechanism (40) that is disposed further to the outside in the radial direction of an insertion part (101) than the insertion part (101), and transmits the driving force inputted by the driving force generation and input mechanism (30); a spirally rotating member (50) that is flexible, and rotates around a longitudinal axis due to the driving force transmitted by the driving force transmission mechanism (40); and a holding member (60) that is disposed more toward a base end (10b) than a fin part (53), and holds a body part (51) in such a manner that the body part (51) rotates around the longitudinal axis due to the driving force. The *in vivo* introduction device (10) further comprises a positioning mechanism (70) that positions the spirally rotating member (50) in the insertion part (101).

(57) 要約: 生体内導入装置(10)は、駆動力を発生及び駆動力を入力する駆動力発生入力機構(30)と、挿入部(101)よりも挿入部(101)の径方向において外側に配設され、駆動力発生入力機構(30)によって入力された駆動力を伝達する駆動力伝達機構(40)と、可撓性を有し、駆動力伝達機構(40)によって伝達された駆動力によって長手軸の軸周りに回転する螺旋回転部材(50)と、フィン部(53)よりも基端部(10b)側に配設され、本体部(51)が駆動力によって長手軸の軸周りに回転するように、保持する保持部材(60)とを有している。また生体内導入装置(10)は、螺旋回転部材(50)を挿入部(101)に位置決めする位置決め機構(70)をさらに有する。



WO 2013/145399 A1

## 明 細 書

発明の名称：

生体内導入装置とこの生体内導入装置を有する内視鏡

### 技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡の挿入部を生体内に導入する生体内導入装置と、この生体内導入装置を有する内視鏡とに関する。

### 背景技術

[0002] 例えば特許文献1は、挿入部の先端部に配設されている内視鏡挿入補助具を開示している。この内視鏡挿入補助具は、袋状の走行部と、走行部の内部に配設され、走行部を支持する支持部とを有している。支持部は、ウォームギアと、ウォームギアの基端部に配設され、基端部の周方向において全周に渡って配設されている周歯部とを有している。周歯部は、トルクワイヤの先端部に配設されているピニオンと噛み合う。このとき、周歯部とピニオンとは、走行部の内部に配設されている。トルクワイヤの基端部は、駆動源と接続している。

[0003] 駆動源が駆動すると、トルクワイヤが回転し、この回転に伴いピニオンと周歯部とを介してウォームギアが回転する。これにより走行部は、例えば、走行部の外側が反挿入方向に進み、走行部の内側が挿入方向に進むように、循環する。走行部が循環することで、挿入部は推進力を得る。これにより挿入部は、この推進力によって例えば前進を補助される。

[0004] また例えば特許文献2は、カテーテルを開示している。このカテーテルは、内視鏡が挿入可能な波形管と、波形管の先端部に配設されている螺旋ねじと、螺旋ねじから離れて配設され、波形管の基端部に配設され、波形管を介して螺旋ねじを回転させるハンドルと、ハンドルよりも波形管の基端部に配設され、内視鏡を固定する固定部とを有している。

[0005] 波形管は、カテーテルの周方向において、周方向全体に配設されている。螺旋ねじは、波形管の外周面、且つ波形管の長手軸の軸周りに螺旋状に配設

されている。ハンドルが回転することによって、波形管が回転し、波形管の回転によって螺旋ねじが回転する。回転する螺旋ねじが管腔の内壁と係合することで、波形管は推進力を得る。これにより波形管は、この推進力によって例えば前進を補助される。

## 先行技術文献

## 特許文献

[0006] 特許文献1：特開2011-161138号公報

特許文献2：特開2010-527651号公報

## 発明の開示

[0007] 特許文献1において、例えば、袋状の走行部は、循環するのみであるため、例えば管腔の内壁と係合しない虞が生じる。このため、推進力が低下する。

また走行部は内壁から抵抗を受けると、走行部は座屈し、結果として走行部の循環性能が低下する虞が生じる。これにより推進力が低下する。

[0008] また特許文献2において、波形管は管腔の内壁から受ける抵抗によって振れる。これにより、ハンドルの回転力は、波形管に伝達されず、波形管は回転しない虞が生じる。よって、螺旋ねじが回転せず、推進力が低下する。

また特許文献2において、波形管が挿抜される際、波形管は、内壁から受ける抵抗によって、回転しない虞が生じる。よって、螺旋ねじが回転せず、推進力が低下する。

[0009] 本発明は、上記課題を鑑みて、抵抗を受けても推進力の低下を防止できる生体内導入装置と、この生体内導入装置を有する内視鏡とを提供することを目的とする。

[0010] 本発明の生体内導入装置の一態様は、長手軸を有する内視鏡の挿入部が挿通した状態で生体内に導入され、先端部と基端部とを有する生体内導入装置であって、前記挿入部が挿通する挿通孔を有しており、前記基端部側に配設されており、前記長手軸の軸周りに回転することによって駆動力を発生させ、駆動力を入力する駆動力発生入力機構と、前記駆動力発生入力機構よりも

前記先端部側に配設され、前記挿通孔を挿通する前記挿入部よりも前記挿入部の径方向において外側に配設され、前記駆動力発生入力機構によって入力された駆動力を伝達する駆動力伝達機構と、可撓性を有し、前記挿入部が挿通し、前記駆動力伝達機構によって伝達された駆動力によって前記長手軸の軸周りに回転する円筒状の本体部と、前記本体部の外周面に配設され、且つ前記長手軸の軸周りに螺旋状に配設されるフィン部とを有し、前記先端部側に配設される螺旋回転部材と、前記本体部の基端部が挿通する挿通孔を有し、前記長手軸方向において前記フィン部よりも前記生体内導入装置の前記基端部側に配設され、前記本体部の前記基端部が前記挿通孔を挿通した状態で、前記本体部の前記基端部側が前記駆動力伝達機構の先端部と連結して、前記本体部が駆動力によって前記長手軸の軸周りに回転するように、前記本体部の前記基端部側を保持する保持部材と、前記螺旋回転部材を前記挿入部に位置決めする位置決め機構と、を具備する。

[0011] また本発明の一態様は、前記に記載の生体内導入装置を有する内視鏡を提供する。

### 図面の簡単な説明

[0012] [図1]図1は、本発明の第1の実施形態に係わる生体内導入装置が装着された内視鏡の概略図である。

[図2]図2は、図1に示す生体内導入装置の斜視図である。

[図3A]図3Aは、図2に示す生体内導入装置の断面図である。

[図3B]図3Bは、図3Aに示す3B-3B線における概略断面図である。

[図3C]図3Cは、図3Aに示す3C-3C線における概略断面図である。

[図3D]図3Dは、図3Aに示す生体内導入装置が内視鏡の挿入部に位置決めされた状態の断面図である。

[図4A]図4Aは、第2の実施形態における生体内導入装置の斜視図である。

[図4B]図4Bは、図4Aに示す生体内導入装置の断面図である。

[図4C]図4Cは、図4Bに示す4C-4C線における概略断面図である。

### 発明を実施するための最良の形態

[0013] 以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

[第1の実施形態]

[構成]

図1と図2と図3Aと図3Bと図3Cと図3Dとを参照して、第1の実施形態について説明する。なお図3Cにおいて保持部材60の図示を省略するように、一部の図面では、図示の明瞭化のために、部材の一部の図示を省略している。また以下において、長手軸とは、例えば、内視鏡100の挿入部101の長手軸を示す。長手軸方向とは、例えば、挿入部101の長手軸方向を示す。径方向は、挿入部101の径方向を示す。

[0014] [内視鏡100の構成]

図1に示すように、内視鏡100は、長手軸を有する挿入部101を有している。この挿入部101は、先端部101aと、基端部101bと、先端部101aと基端部101bとの間に配設される中間部101cとを有している。内視鏡100は、後述する生体内導入装置10を有する。なお内視鏡100は、生体内導入装置10とは一体であっても別体であってもよい。

[0015] [生体内導入装置10の概略]

図1と図2とに示す生体内導入装置10は、例えば内視鏡100が生体内に配設される観察対象物を観察する際、生体内に導入される。このとき、生体内導入装置10は、内視鏡100の挿入部101が生体内導入装置10を挿通した状態で、生体内に導入される。生体内とは、例えば、小腸の内部と、大腸の内部と、幽門と、十二指腸と、噴門等を示す管腔を示す。観察対象物とは、例えば、管腔内における患部や病変部等である。

また生体内導入装置10は、例えば内視鏡100の挿入部101が生体内に挿抜（進退）される際、挿入部101の挿抜を補助する補助装置でもある。

[0016] [生体内導入装置10の構成]

図1と図2とに示すように、生体内導入装置10は、先端部10aと基端部10bとを有する。そして図1と図2とに示すように、生体内導入装置1

0は、生体内導入装置10の基端部10b側から生体内導入装置10の先端部10a側に向かって、基端部側位置決め機構20と、駆動力発生入力機構30と、駆動力伝達機構40と、先端部側位置決め機構70と、保持部材60と、螺旋回転部材50とを有している。

[0017] 基端部側位置決め機構20と駆動力発生入力機構30と先端部側位置決め機構70と保持部材60と螺旋回転部材50とは、長手軸方向において挿入部101が基端部側位置決め機構20の内部と駆動力発生入力機構30の内部と先端部側位置決め機構70の内部と保持部材60の内部と螺旋回転部材50の内部とに配設されるように、例えば同軸上に配設されている。

[0018] [基端部側位置決め機構20]

図1に示すように、基端部側位置決め機構20は、生体内導入装置10の最も基端部10b側に配設されている。この基端部側位置決め機構20は、生体内導入装置10の基端部10b側を、挿入部101の基端部101bに位置決めする。言い換えると、基端部側位置決め機構20は、例えば、生体内導入装置10の基端部10b側を挿入部101の基端部101bに装着し、生体内導入装置10の基端部10b側を挿入部101の基端部101bに位置決めする。このように基端部側位置決め機構20は、生体内導入装置10を挿入部101に装着及び固定する装着固定機構である。図1と図2とに示すように、基端部側位置決め機構20は、駆動力発生入力機構30と連結する。

[0019] 図2と図3Aとに示すように、基端部側位置決め機構20は、挿入部101が挿通する挿通孔21cを有する円筒状の本体部21を有している。

[0020] また図3Aと図3Dとに示すように、基端部側位置決め機構20は、生体内導入装置10の基端部10b側を挿入部101に位置決めするために本体部31の基端部31bを挿通する挿入部101の外周面に当接する当接部23を有している。当接部23は、挿入部101が挿通する駆動力発生入力機構30の後述する本体部31の基端部31bに形成されており、挿通孔21cに挿入される。

- [0021] また図3Aと図3Dとに示すように、基端部側位置決め機構20は、挿通孔21cに配設され、当接部23が挿入部101の外周面に当接するように本体部31の基端部31bを縮径する縮径部25を有している。
- [0022] 図3Aに示すように、本体部21は、例えば操作者によって把持される生体内導入装置10の把持部である。本体部21は、本体部31の基端部31bが挿通孔21cに挿入された際、本体部31の外周面にねじ止めされる。
- [0023] 図3Aに示すように、挿通孔21cは、生体内導入装置10の先端部10a側から基端部10b側に向かって縮径している円錐台形状の前述した縮径部25と、長手軸方向において縮径部25と連通し、縮径部25よりも基端部10b側に配設されている円柱形状を有する円柱部とによって形成されている。
- [0024] 図3Dに示すように、縮径部25において、縮径部25の最大径は、挿入部101の外径よりも大きく本体部31の外径と略同一である。また、縮径部25の最小径は、挿入部101の外径よりも大きく円柱部の径と同一である。
- [0025] 図3Aに示すように、当接部23は、例えば基端部31bの縁部に該当し、リング形状を有している。当接部23は、挿入部101の外周面を覆う。そして図3Dに示すように、本体部31の基端部31bが挿通孔21cに挿入されて縮径部25によって縮径するように撓んだ際、当接部23が挿入部101の外周面に当接する。
- [0026] 当接部23は、挿入部101の外周面に密着する樹脂製のOリングなどの密着部材を有しているも良い。
- [0027] 図3Aと図3Dとに示すように、縮径部25は、本体部31の基端部31bが挿通孔21cに挿入された際、当接部23が挿入部101の外周面に当接するように、本体部31の基端部31bを撓ませて縮径させる。
- [0028] [駆動力発生入力機構30]  
図2と図3Aとに示すように、駆動力発生入力機構30は、長手軸の軸周りに回転することによって駆動力を発生させ、この駆動力を駆動力伝達機構

40に入力する。図3Aに示すように、駆動力発生入力機構30は、本体部21よりも先端部10a側に配設されている。図3Aに示すように、駆動力発生入力機構30は、挿入部101が挿通する挿通孔31cを有している。図1に示すように、駆動力発生入力機構30は、挿入部101の基端部101b側に設置される。

[0029] 図2と図3Aとに示すように、駆動力発生入力機構30は、挿通孔21cに挿入されて本体部21と連結し、挿入部101が挿通する円筒状の本体部31と、長手軸の軸周りに回転可能となるように本体部31の外周面に配設され、回転することによって駆動力を発生する駆動力発生部（以下、発生部33）と、発生部33の先端部と一体となるように発生部33の先端部に配設され、発生部33にて発生した駆動力を駆動力伝達機構40に入力する駆動力入力部（以下、入力部35）とを有する。

[0030] 本体部31は、可撓性を有する。また図3Aに示すように、本体部31は、本体部31が本体部21と連結した際に本体部21から露出する先端部31aと、挿通孔21cに挿入されて縮径部25によって縮径する基端部31bと、本体部31の中心軸上に配設され、挿入部101が挿通可能な挿通孔31cとを有している。

[0031] 図3Aに示すように、先端部31aは、挿通孔31cとは別体であり、挿通孔31cよりも本体部31の径方向において外側に配設されている溝部31eを有している。溝部31eは、入力部35が溝部31eに配設され、入力部35が後述する駆動力伝達機構40のギア41と溝部31eにおいて噛み合うように、配設されている。また溝部31eは、発生部33が回転することによって入力部35が発生部33と共に溝部31eにおいて回転し、後述する駆動力伝達機構40の軸部材45がこの回転によって溝部31eにおいてギア41を介して回転するように、配設されている。このため溝部31eは、例えば、本体部31の外周面から内周面に向かって凹設され、本体部31の軸周り方向に沿って本体部31の全周に渡って本体部31の外周面に配設されている。

- [0032] また図3Aに示すように、先端部31aは、長手軸方向に沿って配設され、長手軸方向において溝部31eと外部とに連通するように先端部31aの縁部を貫通する貫通孔31fを有している。貫通孔31fは、挿通孔31cとは別体であり、挿通孔31cよりも本体部31の径方向において外側に配設されている。貫通孔31fには、ギア41が溝部31eに配設されるように、軸部材45の基端部45bが挿通される。
- [0033] 図3Aと図3Dとに示すように、基端部31bは、基端部31bの縁部として機能する前述した当接部23を有している。基端部31bは、本体部31が可撓性を有しているため、挿通孔21cに挿入された際に縮径部25によって先細に縮径可能である。このとき、当接部23は、挿入部101の外周面に当接可能である。基端部31bが挿通孔21cに挿入された際、本体部31は本体部21にねじ止めされる。
- [0034] 図3Aに示すように、挿通孔31cは、本体部31が本体部21と連結した際、挿通孔21cと同軸上に配設され、挿通孔21cと連通する。
- [0035] 図3Aに示すように、発生部33は、本体部31に対して長手軸周りに回転可能である。発生部33は、例えばリング形状を有している。発生部33は、挿通孔31cおよび本体部31よりも径方向において外側に配設されている。また発生部33は、本体部31が本体部21と連結した際に、軸方向において本体部21から露出している。発生部33は本体部21よりも生体内導入装置10の先端部10a側に配設されており、発生部33は本体部21を把持する操作者の指によって操作される操作部である。このため、発生部33は、例えば、本体部21よりも径方向において突出することが好適である。
- [0036] 図3Aに示すように、入力部35は、溝部31eに配設されるように、例えば発生部33の外周面側から発生部33の内周面側に向かって折れ曲がっている。入力部35は、挿通孔31cよりも本体部31の径方向において外側に配設されている。
- [0037] 図3Bに示すように、入力部35は、長手軸方向において発生部33の先

端部の先端面に配設され、発生部 33 の先端部から発生部 33 の基端部に向かって凹設されているリング状の溝部 35 e と、溝部 35 e の周面に配設され、後述する駆動力伝達機構 40 のギア 41 と噛み合う内周歯部 35 f とを有している。

[0038] 入力部 35 は、発生部 33 が回転することによって発生部 33 と共に回転する。これにより入力部 35 は、内周歯部 35 f と噛み合っているギア 41 を介して軸部材 45 を回転させる。このように入力部 35 は、発生部 33 が回転することによって発生する駆動力を軸部材 45 に入力する。

[0039] [駆動力伝達機構 40]

図 1 と図 2 とに示すような駆動力伝達機構 40 は、駆動力発生入力機構 30 によって入力された駆動力を、螺旋回転部材 50 に伝達する。駆動力伝達機構 40 は、駆動力発生入力機構 30 よりも生体内導入装置 10 の先端部 10 a 側に配設されている。また図 1 と図 3 D とに示すように、駆動力伝達機構 40 は、挿通孔 31 c を挿通する挿入部 101 よりも挿入部 101 の径方向において外側に配設されている。図 1 と図 2 とに示すように、駆動力伝達機構 40 は、長手軸方向に沿って配設されている。そして駆動力伝達機構 40 は、生体内導入装置 10 の周方向において、周方向全体に配設されるのではなく、周方向の一部に配設されているのみであり、挿入部 101 を覆わない。このため図 2 に示すように、駆動力伝達機構 40 は、例えば柱形状を有している。

[0040] 図 3 A と図 3 B と図 3 C とに示すように、駆動力伝達機構 40 は、入力部 35 の内周歯部 35 f と噛み合うギア 41 と、後述する外周歯部 51 d と噛み合うギア 43 と、ギア 41 が配設されている基端部 45 b とギア 43 が配設されている先端部 45 a とを有し、長手軸方向に沿って配設されている長い軸部材 45 とを有している。

[0041] 図 3 A に示すように、ギア 41 は軸部材 45 の基端部 45 b に配設され、ギア 43 は軸部材 45 の先端部 45 a に配設され、軸部材 45 は長手軸方向に沿って配設されている。またギア 41 は、挿通孔 31 c よりも本体部 31

の径方向において外側に配設されている溝部 3 1 e に配設されている。詳細には、図 3 B に示すように、ギア 4 1 は、溝部 3 5 e に配設され、内周歯部 3 5 f と噛み合う。このため駆動力伝達機構 4 0 は、挿通孔 3 1 c よりも径方向において外側にずれて配設されている。つまり駆動力伝達機構 4 0 は、挿入部 1 0 1 の外側に配設されている。

[0042] 図 1 と図 2 とに示すように、このような駆動力伝達機構 4 0 は、本体部 2 1 と駆動力発生入力機構 3 0 とを含む生体内導入装置 1 0 の基端部 1 0 b 側と、保持部材 6 0 と螺旋回転部材 5 0 とを含む生体内導入装置 1 0 の先端部 1 0 a 側とを連結する連結部材でもある。

[0043] また図 1 と図 2 とに示すように、軸部材 4 5 が長いため、本体部 2 1 と駆動力発生入力機構 3 0 を含む生体内導入装置 1 0 の基端部 1 0 b 側と、保持部材 6 0 と螺旋回転部材 5 0 とを含む生体内導入装置 1 0 の先端部 1 0 a 側とは、長手軸方向において離間するように配設される。

[0044] また図 1 と図 2 と図 3 A とに示すように、軸部材 4 5 が長く、駆動力伝達機構 4 0 が挿入部 1 0 1 よりも挿入部 1 0 1 の径方向において外側に配設されるため、長手軸方向において、保持部材 6 0 と駆動力発生入力機構 3 0 との間には空間部 1 1 が形成される。そして挿入部 1 0 1 は、図 1 と図 3 D とに示すように、空間部 1 1 において露出する。長手軸方向において空間部 1 1 が保持部材 6 0 と駆動力発生入力機構 3 0 との間に形成され、挿入部 1 0 1 が空間部 1 1 において露出するように、駆動力伝達機構 4 0 は挿入部 1 0 1 よりも挿入部 1 0 1 の径方向において外側に配設される。

[0045] 図 3 B に示すように、ギア 4 1 は、内周歯部 3 5 f 全体と同時に噛み合うのではなく、内周歯部 3 5 f の一部と噛み合う。ギア 4 1 の径は、内周歯部 3 5 f の径よりも小さい。

[0046] ギア 4 3 は、螺旋回転部材 5 0 の外周面側に配設されている。ギア 4 3 は、外周歯部 5 1 d 全体を覆うようにして外周歯部 5 1 d 全体と噛み合うのではない。図 3 C に示すように、ギア 4 3 は、外周歯部 5 1 d の一部と噛み合った状態で回転することによって、外周歯部 5 1 d を介して螺旋回転部材 5

0を回転させる。ギア43の径は、外周歯部51dの径よりも小さい。

[0047] 軸部材45は、可撓性を有している。軸部材45は、例えばトルクワイヤである。図2と図3Aとに示すように、入力部35が発生部33の回転によって回転した際、入力部35の内周歯部35fと噛み合うギア41はこの回転に伴い回転する。これにより、ギア41を有する軸部材45は、軸部材45の軸周りに回転する。そして、軸部材45の先端部45aに配設されているギア43は回転する。ギア43が回転することで、螺旋回転部材50は回転する。軸部材45は、基端部45bに配設されているギア41を介して入力部35から駆動力を入力され、入力された駆動力によって軸部材45の軸周りに回転することによって、先端部45aに配設されているギア43を介して螺旋回転部材50に駆動力を伝達する。

[0048] なお本体部31は長手軸の軸周りに回転可能であるが、軸部材45は軸部材45の軸周りに回転するのみである。このため図3Aに示すように、軸部材45は軸部材45の軸周りに回転可能となるように、例えば、軸部材45の先端部45aは保持部材60に支持されており、軸部材45の基端部45bは本体部31に支持されている。このように保持部材60と本体部31とは、本体部31と共に軸部材45が長手軸の軸周りに回転することを防止する。

[0049] 図3Aに示すように、軸部材45は、軸部材45を覆い、可撓性を有する管状部材47を挿通している。管状部材47は、例えば樹脂製のチューブである。管状部材47は、軸部材45が駆動力を螺旋回転部材50に伝達する際に、軸部材45の捩れを抑制する硬度を有している。管状部材47は、内壁からの抵抗から軸部材45を保護する。管状部材47の先端部は保持部材60の基端面に接着されており、管状部材47の基端部は本体部31の先端面に接着されている。管状部材47は、軸部材45と同様に、挿入部101よりも挿入部101の径方向において外側に配設され、生体内導入装置10の周方向において、周方向の一部に配設されている。

[0050] [螺旋回転部材50]

図1と図3Aとに示すように、螺旋回転部材50は、生体内導入装置10の最も先端部10a側に配設されている。螺旋回転部材50は、駆動力発生入力機構30に対して、長手軸方向において離間して配設されている。

[0051] 図1と図2と図3Aとに示すように、螺旋回転部材50は、挿入部101が挿通し、駆動力伝達機構40のギア43から伝達された駆動力によって長手軸の軸周りに回転する円筒形状の本体部51と、本体部51の外周面に配設され、且つ長手軸の軸周りに螺旋状に配設されるフィン部53とを有している。

[0052] 本体部51は、例えば洗浄及び滅菌可能な樹脂によって形成されている。本体部51は、可撓性を有している。この樹脂は、例えばポリウレタン等である。

[0053] 図3Aと図3Cに示すように、本体部51は、保持部材60の後述する挿通孔60cを挿通する基端部51bと、挿入部101が挿通する挿通孔51cと、長手軸方向において基端部51bとフィン部53の基端部との間に配設され、本体部51の全周に渡って本体部51の外周面に配設され、基端部51bが挿通孔60cに挿通した際にギア43と噛み合う外周歯部51dとを有している。

[0054] 図3Aに示すように、挿通孔51cは、本体部51が保持部材60に保持された際、挿通孔31cと同軸上に配設される。挿通孔51cの径は、挿通孔31cの径と略同一の大きさを有している。

[0055] 図3Aに示すように、外周歯部51dは、長手軸方向において、フィン部53よりも基端部51b側に配設されている。この外周歯部51dは、螺旋回転部材50が駆動力を受ける駆動力受け部である。このように、螺旋回転部材50は、駆動力を、螺旋回転部材50の基端部側にて受ける。

[0056] 図3Aに示すように、外周歯部51dが配設されている部分は、外周歯部51dがギア43と噛み合い、挿通孔60cの内部に配設されるように、保持部材60によって保持される。外周歯部51dは、保持部材60を基端部10b側に挿通しない。

[0057] 図3Aに示すように、本体部51は、外周歯部51dがギア43と噛み合った状態でギア43が回転することにより、ギア43から外周歯部51dを介して駆動力を伝達される。これにより本体部51は、駆動力によって長手軸の軸周りに回転する。

[0058] 図1と図2と図3Aとに示すように、フィン部53は、保持部材60から露出しており、保持部材60よりも生体内導入装置10の先端部10a側に配設されている。つまりフィン部53は、挿通孔60cに挿入されない。フィン部53は、例えば洗浄及び滅菌可能なゴムなどによって形成されている。フィン部53は、本体部51の外周面に例えば接着、溶着等により固定されている。図1に示すように、フィン部53は、本体部51の基端部51bから先端部を見る方向において、例えば、時計回りの螺旋状に配設されている。

[0059] 挿入部101が管腔に挿入された際、フィン部53は管腔の内壁に当接する。この状態で、本体部51が長手軸の軸回りに回転すると、フィン部53は管腔の内壁に係合し、推進力が長手軸方向に挿入部101に作用する。これにより、挿入部101は管腔内を進退（挿抜）する。推進力は、挿入部101の挿入方向へ挿入部101に作用し、挿入部101の挿入を補助する挿入力、または挿入部101の抜去方向へ挿入部101に作用し、挿入部101の抜去を補助する抜去力を示す。

[0060] 本体部51が時計回りに回転すると、挿入力が挿入部101に作用し、挿入部101の挿入性が向上する。また本体部51が反時計回りに回転すると、抜去力が挿入部101に作用し、挿入部101の抜去性が向上する。

[0061] [保持部材60]

図3Aに示すように、保持部材60は、筒形状を有している。保持部材60は、本体部51の基端部51bが挿通する挿通孔60cを有している。図1と図2と図3Aとに示すように、保持部材60は、フィン部53よりも生体内導入装置10の基端部10b側に配設されている。図3Aに示すように、保持部材60は、本体部51の基端部51bが挿通孔60cを挿通した状

態で、本体部 5 1 が外周歯部 5 1 d を介して駆動力伝達機構 4 0 の先端部であるギア 4 3 と連結して、本体部 5 1 が駆動力によって長手軸の軸周りに回転するように、本体部 5 1 を保持する。言い換えると、保持部材 6 0 は、螺旋回転部材 5 0 が駆動力伝達機構 4 0 によって伝達された駆動力によって長手軸の軸周りに回転するように、螺旋回転部材 5 0 を保持する。

[0062] 図 3 A に示すように、保持部材 6 0 は、保持部材 6 0 が螺旋回転部材 5 0 を保持し、螺旋回転部材 5 0 が駆動力によって長手軸の軸周りに回転可能となるように螺旋回転部材 5 0 の本体部 5 1 が挿入され、本体部 5 1 の基端部 5 1 b が生体内挿入装置の基端部 1 0 b 側に挿通する前記した挿通孔 6 0 c を有している。

[0063] 図 3 A に示すように、挿通孔 6 0 c は、保持部材 6 0 が駆動力伝達機構 4 0 を介して本体部 3 1 と連結した際、挿通孔 3 1 c と同軸上に配設される。挿通孔 6 0 c の径は、挿通孔 3 1 c の径と略同一の大きさを有している。

[0064] また図 3 A に示すように、保持部材 6 0 は、挿通孔 6 0 c とは別体であり、挿通孔 6 0 c よりも保持部材 6 0 の径方向において外側に配設され、保持部材 6 0 の径方向において挿通孔 6 0 c と連通している溝部 6 0 e と、長手軸方向に沿って配設され、長手軸方向において溝部 6 0 e と外部とに連通するように保持部材 6 0 の基端部を貫通している貫通孔 6 0 f とをさらに有している。

[0065] 溝部 6 0 e は、駆動力伝達機構 4 0 のギア 4 3 が螺旋回転部材 5 0 の外周歯部 5 1 d と噛み合い、軸部材 4 5 が回転することによってギア 4 3 が軸部材 4 5 と共に溝部 6 0 e において回転し、螺旋回転部材 5 0 がこの回転によって挿通孔 6 0 c においてギア 4 3 と外周歯部 5 1 d とを介して回転するように、配設されている。このため溝部 6 0 e は、保持部材 6 0 の内周面から外周面に向かって凹設されている。

[0066] 貫通孔 6 0 f は、挿通孔 6 0 c とは別体であり、挿通孔 6 0 c よりも保持部材 6 0 の径方向において外側に配設されている。貫通孔 6 0 f には、ギア 4 3 が溝部 6 0 e に配設されるように、軸部材 4 5 の先端部が挿通する。貫

通孔60fは、駆動力伝達機構40が直線状に配設されるように、貫通孔31fと同軸上に配設される。

[0067] [先端部側位置決め機構70]

図1に示すように、先端部側位置決め機構70は、生体内導入装置10、詳細には螺旋回転部材50の基端部を、挿入部101の中間部101cに位置決めする。言い換えると、先端部側位置決め機構70は、例えば、生体内導入装置10を挿入部101の中間部101cに装着し、生体内導入装置10を挿入部101の中間部101cに位置決めする。このように先端部側位置決め機構70は、生体内導入装置10を挿入部101に装着及び固定する装着固定機構である。

[0068] 図1と図3Aとに示すように、先端部側位置決め機構70は、フィン部53よりも生体内導入装置10の基端部10b側に配設されている。図3Aに示すように、例えば、先端部側位置決め機構70は、フィン部53の基端部近傍に配設されている。詳細には、図1と図2と図3Aとに示すように、先端部側位置決め機構70は、保持部材60よりも生体内導入装置10の基端部10b側に配設されている。図3Aに示すように、先端部側位置決め機構70は、回転保持部を挿通する本体部51の基端部51bに形成されている。図3Aに示すように、この先端部側位置決め機構70は、駆動力受け部である外周歯部51dの近傍、且つ外周歯部51dよりも生体内導入装置10の基端部10b側に配設されている。

[0069] 図3Aと図3Dとに示すように、先端部側位置決め機構70は、挿入部101が挿通する挿通孔71cを有する円筒状の本体部71を有している。

[0070] また図3Aと図3Dとに示すように、先端部側位置決め機構70は、挿通孔60cを挿通した後に挿通孔71cに挿入される本体部51の基端部51bに形成され、生体内導入装置10を挿入部101に位置決めするために本体部51の基端部51bを挿通する挿入部101の外周面に当接する当接部73を有している。

[0071] また図3Aと図3Dとに示すように、先端部側位置決め機構70は、挿通

孔 7 1 c に配設され、当接部 7 3 が挿入部 1 0 1 の外周面に当接するように本体部 5 1 の基端部 5 1 b を縮径する縮径部 7 5 を有している。

[0072] 図 3 A に示すように、本体部 7 1 は、例えば径方向において、管状部材 4 7 と駆動力伝達機構 4 0 とよりも挿入部 1 0 1 側に配設される。図 3 A に示すように、本体部 7 1 は、本体部 5 1 の基端部 5 1 b が挿通孔 5 1 c に挿入された際、基端部 5 1 b の外周面にねじ止めされる。

[0073] 図 3 A に示すように、挿通孔 7 1 c は、生体内導入装置 1 0 の先端部 1 0 a から基端部 1 0 b に向かって縮径している円錐台形状の前述した縮径部 7 5 と、長手軸方向において縮径部 7 5 と連通し、縮径部 7 5 よりも基端部 1 0 b 側に配設されている円柱形状を有する円柱部とによって形成されている。

[0074] 図 3 A に示すように、縮径部 7 5 において、縮径部 7 5 の最大径は挿入部 1 0 1 の外径よりも大きく本体部 5 1 の外径と略同一であり、縮径部 7 5 の最小径は挿入部 1 0 1 の外径よりも大きく円柱部の径と同一である。

[0075] 図 3 D に示すように、本実施形態では、本体部 5 1 の基端部 5 1 b が保持部材 6 0 の挿通孔 6 0 c を挿通した際に、挿通した基端部 5 1 b が本体部 5 1 を挿通する挿入部 1 0 1 の外周面に当接することによって、挿入部 1 0 1 が螺旋回転部材 5 0 に対して位置決めされる。このため、縮径部 7 5 は、本体部 5 1 の基端部 5 1 b が挿入部 1 0 1 の外周面に当接するように本体部 5 1 の基端部 5 1 b を縮径する。詳細には、縮径部 7 5 は、本体部 5 1 の基端部 5 1 b が挿通孔 7 1 c に挿入された際、当接部 7 3 が挿入部 1 0 1 の外周面に当接するように、本体部 5 1 の基端部 5 1 b を撓ませて縮径させる。

[0076] 図 3 A に示すように、当接部 7 3 は、例えば基端部 5 1 b の縁部に該当し、リング形状を有している。当接部 7 3 は、挿入部 1 0 1 の外周面を覆う。そして図 3 D に示すように、本体部 5 1 の基端部 5 1 b が挿通孔 7 1 c に挿入されて縮径部 7 5 によって縮径するように撓んだ際、当接部 7 3 が挿入部 1 0 1 の外周面に当接する。

[0077] 図 3 A に示すように、基端部 5 1 b は、基端部 5 1 b の縁部として機能す

る前述した当接部 7 3 を有することとなる。基端部 5 1 b は、本体部 5 1 が可撓性を有しているため、挿通孔 7 1 c に挿入された際に縮径部 7 5 によって先細に縮径可能である。このとき、当接部 7 3 は、挿入部 1 0 1 の外周面に当接可能である。基端部 5 1 b が挿通孔 7 1 c に挿入された際、本体部 7 1 は本体部 5 1 にねじ止めされる。

[0078] 当接部 7 3 は、挿入部 1 0 1 の外周面に密着する樹脂製のリングなどの密着部材を有していても良い。

[0079] このように、螺旋回転部材 5 0 の先端部は自由端であり、螺旋回転部材 5 0 の基端部は固定端である。この固定端は、挿入部 1 0 1 の中間部 1 0 1 c に位置決めされており、螺旋回転部材 5 0 の駆動力受け部と近接している。

[0080] [装着と位置決めとの一例]

駆動力発生入力機構 3 0 は、ギア 4 1 が内周歯部 3 5 f と噛み合うように、駆動力伝達機構 4 0 と連結する。このとき、本体部 3 1 は、本体部 2 1 に未装着である。

[0081] 次に、螺旋回転部材 5 0 は、本体部 5 1 の基端部 5 1 b が保持部材 6 0 の挿通孔 6 0 c を挿通し、挿通した際に外周歯部 5 1 d がギア 4 3 と噛み合うように、駆動力伝達機構 4 0 と連結し、さらに保持部材 6 0 によって保持される。このとき、本体部 5 1 は、本体部 7 1 に未装着である。

[0082] これにより、駆動力発生入力機構 3 0 側を含む生体内導入装置 1 0 の基端部 1 0 b 側と、保持部材 6 0 と螺旋回転部材 5 0 とを含む生体内導入装置 1 0 の先端部 1 0 a 側とは、駆動力伝達機構 4 0 によって連結する。このとき、挿通孔 3 1 c と挿通孔 5 1 c とは、互いに同一直線上に配設される。また駆動力伝達機構 4 0 は、挿通孔 3 1 c よりも径方向において外側に配設される。また長手軸方向において、保持部材 6 0 と駆動力発生入力機構 3 0 との間には、空間部 1 1 が形成される。

[0083] 次に、本体部 2 1 は、挿通孔 2 1 c と挿通孔 3 1 c とが互いに同一直線上に配設されるように、本体部 3 1 よりも生体内導入装置 1 0 の基端部 1 0 b 側に配設される。また本体部 7 1 は、挿通孔 5 1 c と挿通孔 7 1 c とが同一

直線上に配設され、径方向において管状部材 47 と駆動力伝達機構 40 とよりも挿入部 101 側に配設されるように、空間部 11 に配設される。

[0084] 次に、挿入部 101 の基端部 101 b 側が本体部 21 側に配設され、挿入部 101 の先端部 101 a 側が螺旋回転部材 50 側に配設されるように、挿入部 101 は挿通孔 51 c, 71 c, 31 c, 21 c を挿通する。

[0085] 次に、本体部 21 は、基端部 31 b が縮径部 25 によって縮径し、当接部 23 が挿入部 101 の基端部 101 b の外周面と当接するように、本体部 31 の基端部 31 b の外周面にねじ止めされる。このとき、当接部 23 が挿入部 101 の基端部 101 b の外周面と当接するため、生体内導入装置 10 は挿入部 101 の基端部 101 b に位置決めされる。

[0086] 次に、本体部 71 は、基端部 51 b が縮径部 75 によって縮径し、当接部 73 が挿入部 101 の中間部 101 c の外周面と当接するように、本体部 51 の基端部 51 b の外周面にねじ止めされる。このとき、当接部 73 が挿入部 101 の中間部 101 c の外周面と当接するため、生体内導入装置 10 は挿入部 101 の中間部 101 c に位置決めされる。

[0087] これにより生体内導入装置 10 は、挿入部 101 に位置決めされた状態で、挿入部 101 に装着される。

[0088] [作用 1]

前記したように、挿入部 101 に装着された生体内導入装置 10 において、本体部 21 は把持され、挿入部 101 の先端部 101 a と螺旋回転部材 50 とは生体内に導入される。このときフィン部 53 は、管腔の内壁に係合する。

[0089] 発生部 33 は、指によって操作され、長手軸の軸周りに回転する。同時に、入力部 35 は、発生部 33 が回転することによって、発生部 33 と共に長手軸の軸周りに回転する。これにより、内周歯部 35 f と噛み合うギア 41 が回転し、軸部材 45 は軸部材 45 の軸周りに回転する。

[0090] このように、入力部 35 は、内周歯部 35 f と噛み合っているギア 41 を介して軸部材 45 を回転させる。そして入力部 35 は、発生部 33 が回転す

ることによって発生する駆動力を軸部材 4 5 に入力する。

[0091] 軸部材 4 5 が回転すると、ギア 4 3 が軸部材 4 5 と共に回転し、ギア 4 3 と噛み合う外周歯部 5 1 d を有する本体部 5 1 が長手軸の軸周りに回転する。

[0092] このように、軸部材 4 5 は、ギア 4 1 を介して入力部 3 5 から駆動力を入力され、入力された駆動力によって軸部材 4 5 の軸周りに回転する。軸部材 4 5 は、回転することによって、ギア 4 3 を介して螺旋回転部材 5 0 に駆動力を伝達し、螺旋回転部材 5 0 を回転させる。

[0093] そしてフィン部 5 3 は管腔の内壁に係合し、推進力は例えば挿入部 1 0 1 の挿入方向へ螺旋回転部材 5 0 に作用する。これにより螺旋回転部材 5 0 は、推進力によって挿入を補助される。

[0094] [作用 2]

本実施形態では、駆動力伝達機構 4 0 は、挿入部 1 0 1 よりも挿入部 1 0 1 の径方向において外側に配設されている。駆動力伝達機構 4 0 は、生体内導入装置 1 0 の周方向において、周方向全体に配設されるのではなく、周方向において一部に配設されているのみである。このため、生体内導入装置 1 0 が管腔に挿入された際、駆動力伝達機構 4 0 は、内壁からの抵抗を受けにくく、結果的に振れを抑制される。

[0095] これにより、駆動力伝達機構 4 0 は、駆動力を、螺旋回転部材 5 0 に確実に伝達する。そして、螺旋回転部材 5 0 は確実に回転し、フィン部 5 3 は確実に内壁に係合する。よって、推進力の低下は防止される。このように、駆動力伝達機構 4 0 が抵抗を受けても、推進力の低下は防止される。

[0096] また管状部材 4 7 は、抵抗から軸部材 4 5 を保護する。このため、駆動力伝達機構 4 0 は、駆動力を、螺旋回転部材 5 0 に確実に伝達する。

[0097] また軸部材 4 5 は、可撓性を有しているため、振れたり、抵抗を受けても、駆動力を螺旋回転部材 5 0 に確実に伝達する。

[0098] [作用 3]

本実施形態では、螺旋回転部材 5 0 は、駆動力受け部である外周歯部 5 1

dによって、駆動力を、螺旋回転部材50の基端部側にて受ける。

[0099] また本実施形態では、先端側位置決め機構70は、フィン部53よりも基端部10b側に配設され、本体部51の基端部51bに配設されている。これにより螺旋回転部材50の基端部を示す本体部51の基端部51bは、先端側位置決め機構70によって挿入部101の中間部101cに位置決めされる。

このとき、先端部側位置決め機構70は、長手軸方向において、フィン部53よりも生体内導入装置10の基端部10b側に配設されている。詳細には、先端部側位置決め機構70は、駆動力受け部である外周歯部51dの近傍、且つ、外周歯部51dよりも生体内導入装置10の基端部10b側に配設されている。

このように本実施形態では、螺旋回転部材50の駆動力受け部の配設位置と、本体部51の位置決め位置とが互いに近接している。そして、本体部51は、可撓性を有している。

[0100] 本実施形態では、例えば生体内導入装置10が管腔に挿入され、フィン部53が内壁から抵抗を受けた際、フィン部53は座屈する。そして、螺旋回転部材50の本体部51は、フィン部53を介して抵抗を受ける。この抵抗力は、本体部51の長さが自然長時に比べて短くなるように、本体部51を圧縮しようとする。このため、長手軸方向において、フィン部53同士の間隔は狭まり、フィン部53が内壁に係合しにくくなり、推進力が低下する虞が生じる。

[0101] しかし、本実施形態では、本体部51の基端部51bは挿入部101の中間部101cに位置決めされ、本体部51は可撓性を有している。よって、本体部51は抵抗力を受ければ受けるほど、本体部51は反力によって先端部10aに向かって伸展する。これによりフィン部53同士の間隔が狭まることを防止され、フィン部53は内壁に確実に係合する。これにより推進力の低下が防止される。

[0102] また本実施形態では、螺旋回転部材50の駆動力受け部（外周歯部51d

) の配設位置と本体部 5 1 の位置決め位置とは互いに近接しているため、本体部 5 1 が抵抗を受けた際、反力が大きくなり、本体部 5 1 はさらに伸展する。このため、フィン部 5 3 同士の間隔が狭まることが防止され、フィン部 5 3 は内壁に確実に係合する。これにより推進力の低下が防止される。

[0103] ここで、本実施形態とは異なり、本体部 5 1 が位置決めされていない場合について説明する。この場合、本体部 5 1 は抵抗を受けることによって、本体部 5 1 は基端部 1 0 b に向かって挿入部 1 0 1 を摺動してしまう。このため、挿入部 1 0 1 のみが挿入され、生体内導入装置 1 0 は導入されず、推進力が低下する。しかしながら、本実施形態では、前記によって、このような状態を防止する。

[0104] また本実施形態とは異なり、本体部 5 1 が先端部 1 0 a 側にて位置決めされている場合について説明する。この場合、前記同様に、本体部 5 1 は、フィン部 5 3 を介して抵抗を受ける。この抵抗力は、本体部 5 1 の長さが自然長時に比べて長くなるように、本体部 5 1 を伸展しようとする。しかし、本体部 5 1 が可撓性を有しているため、本体部 5 1 は、抵抗を受ければ受けるほど、本体部 5 1 は反力によって先端部 1 0 a に向かって圧縮する。これにより、フィン部 5 3 同士の間隔が狭まり、フィン部 5 3 は内壁に係合しにくくなる。これにより推進力が低下する虞が生じる。しかしながら、本実施形態では、前記によって、このような状態を防止する。

[0105] [効果]

本実施形態では、駆動力伝達機構 4 0 は、挿入部 1 0 1 よりも挿入部 1 0 1 の径方向において外側に配設されている。駆動力伝達機構 4 0 は、生体内導入装置 1 0 の周方向において、周方向全体に配設されるのではなく、周方向において一部に配設されているのみである。このため、本実施形態では、駆動力伝達機構 4 0 は内壁からの抵抗を受けにくくなり、結果的に駆動力伝達機構 4 0 の捩れを抑制できる。よって本実施形態では、駆動力を螺旋回転部材 5 0 に確実に伝達でき、螺旋回転部材 5 0 を確実に回転でき、フィン部 5 3 を確実に内壁に係合でき、推進力の低下を防止できる。

[0106] また本実施形態では、管状部材47は、軸部材45を覆い、抵抗から軸部材45を保護している。これにより本実施形態では、軸部材45が抵抗によって振れることを防止でき、駆動力を螺旋回転部材50に確実に伝達できる。

[0107] また本実施形態では、先端部側位置決め機構70は、フィン部53よりも基端部10b側に配設され、本体部51の基端部51bに配設されている。また、螺旋回転部材50の駆動力受け部（外周歯部51d）の配設位置と、本体部51の位置決め位置とが互いに近接している。そして、本体部51は、可撓性を有している。これにより本実施形態では、フィン部53同士の間隔が狭まることを防止でき、フィン部53を内壁に確実に係合でき、推進力の低下を防止できる。

[0108] また本実施形態では、縮径部75によって当接部73を容易に挿入部101の外周面に当接でき、挿入部101を容易に位置決めできる。

[0109] また本実施形態では、挿入部101が生体内導入装置10を挿通した後に、当接部73は挿入部101の外周面に当接する。このため、挿入部101が生体内導入装置10を挿通する際に、挿入部101の外周面が摺動等によって磨耗することを防止でき、容易に位置決めできる。

[0110] また本実施形態では、例えば本体部51の内周面が挿入部101の外周面に面当接するのではなく、基端部51bの縁部に該当するリング状の当接部73のみが挿入部101の外周面に当接する。このように、本実施形態では、簡易に位置決めできる。

[0111] また本実施形態では、2つの位置決め機構によって確実に位置決めできる。

[0112] [変形例1]

軸部材45は、管状部材47によって覆われているが、これに限定する必要はない。図4Aと図4Bと図4Cとに示すように、軸部材45は、オーバーチューブ80の肉厚部に配設されるチャンネル81を挿通していてもよい。この場合、オーバーチューブ80は、長手軸方向において、駆動力発生入力機構30と保持部材60との間に配設されている。チャンネル81は、長

手軸方向に沿って配設されている。

[0113] オーバーチューブ80は、挿通孔31cと挿通孔60cとに連通し、挿入部101が挿通し、本体部71が配設される挿通孔83を有している。

[0114] またオーバーチューブ80は、オーバーチューブ80の周面に配設され、本体部71が操作されるように外部に向けて開口している開口部85を有している。本体部71は、基端部51bが縮径部75によって縮径し、当接部73が挿入部101の外周面に当接するように、開口部85を介して操作される。

[0115] [変形例2]

駆動力発生入力機構30は、駆動力を発生する例えばモータなどの図示しない駆動源を有していてもよい。この場合、駆動源は、入力部35と連結していても良いし、軸部材45と直接連結していても良い。

[0116] 本発明は、上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。

## 請求の範囲

- [請求項1] 長手軸を有する内視鏡の挿入部が挿通した状態で生体内に導入され、先端部と基端部とを有する生体内導入装置であって、
- 前記挿入部が挿通する挿通孔を有しており、前記基端部側に配設されており、前記長手軸の軸周りに回転することによって駆動力を発生させ、駆動力を入力する駆動力発生入力機構と、
- 前記駆動力発生入力機構よりも前記先端部側に配設され、前記挿通孔を挿通する前記挿入部よりも前記挿入部の径方向において外側に配設され、前記駆動力発生入力機構によって入力された駆動力を伝達する駆動力伝達機構と、
- 可撓性を有し、前記挿入部が挿通し、前記駆動力伝達機構によって伝達された駆動力によって前記長手軸の軸周りに回転する円筒状の本体部と、前記本体部の外周面に配設され、且つ前記長手軸の軸周りに螺旋状に配設されるフィン部とを有し、前記先端部側に配設される螺旋回転部材と、
- 前記本体部の基端部が挿通する挿通孔を有し、前記長手軸方向において前記フィン部よりも前記生体内導入装置の前記基端部側に配設され、前記本体部の前記基端部が前記挿通孔を挿通した状態で、前記本体部の前記基端部側が前記駆動力伝達機構の先端部と連結して、前記本体部が駆動力によって前記長手軸の軸周りに回転するように、前記本体部の前記基端部側を保持する保持部材と、
- 前記螺旋回転部材を前記挿入部に位置決めする位置決め機構と、
- を具備する生体内導入装置。
- [請求項2] 前記位置決め機構は、前記長手軸方向において、前記フィン部よりも前記生体内導入装置の前記基端部側に配設される請求項1に記載の生体内導入装置。
- [請求項3] 前記位置決め機構は、前記本体部の前記基端部に形成される請求項1または請求項2に記載の生体内導入装置。

- [請求項4] 前記位置決め機構は、前記保持部材よりも前記生体内導入装置の基端部側に配設される請求項1乃至請求項3のいずれか1つに記載の生体内導入装置。
- [請求項5] 前記位置決め機構は、前記本体部の前記基端部を、前記挿入部の先端部と前記挿入部の基端部との間に配設される中間部に位置決めする請求項1乃至請求項4のいずれか1つに記載の生体内導入装置。
- [請求項6] 前記位置決め機構は、前記生体内導入装置の基端部を、前記挿入部の基端部に位置決めする請求項1乃至請求項5のいずれか1つに記載の生体内導入装置。
- [請求項7] 前記位置決め機構は、前記本体部の前記基端部が前記本体部を挿通する前記挿入部の外周面に当接することによって、前記挿入部が前記螺旋回転部材に対して位置決めされるために、前記本体部の前記基端部が前記挿入部の外周面に当接するように前記本体部の前記基端部を縮径する縮径部を有する請求項1乃至請求項6のいずれか1つに記載の生体内導入装置。
- [請求項8] 前記駆動力発生入力機構は、前記挿入部の基端部側に設置される請求項1乃至請求項7のいずれか1つに記載の生体内導入装置。
- [請求項9] 前記駆動力発生入力機構は、  
前記挿入部が挿通する円筒状の本体部と、  
前記長手軸の軸周りに回転可能となるように前記駆動力発生入力機構の前記本体部の外周面に配設され、回転することによって駆動力を発生する駆動力発生部と、  
前記駆動力発生部の先端部と一体となるように配設され、前記駆動力発生部にて発生した前記駆動力を前記駆動力伝達機構に入力する駆動力入力部と、  
を有する請求項1乃至請求項8のいずれか1つに記載の生体内導入装置。
- [請求項10] 前記駆動力伝達機構は、

先端部と基端部と可撓性とを有し、前記基端部において前記駆動力入力部によって前記駆動力を入力され、入力された前記駆動力によって軸周りに回転することによって、前記駆動力を前記先端部から前記螺旋回転部材の前記本体部に伝達する長尺な軸部材と、

を有する請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか 1 つに記載の生体内導入装置。

[請求項11] 前記軸部材は、前記軸部材を覆い、可撓性を有する管状部材を挿通している請求項 10 に記載の生体内導入装置。

[請求項12] 前記管状部材は、前記軸部材が前記駆動力を前記螺旋回転部材の前記本体部に伝達する際に、前記軸部材の捩れを抑制する硬度を有する請求項 11 に記載の生体内導入装置。

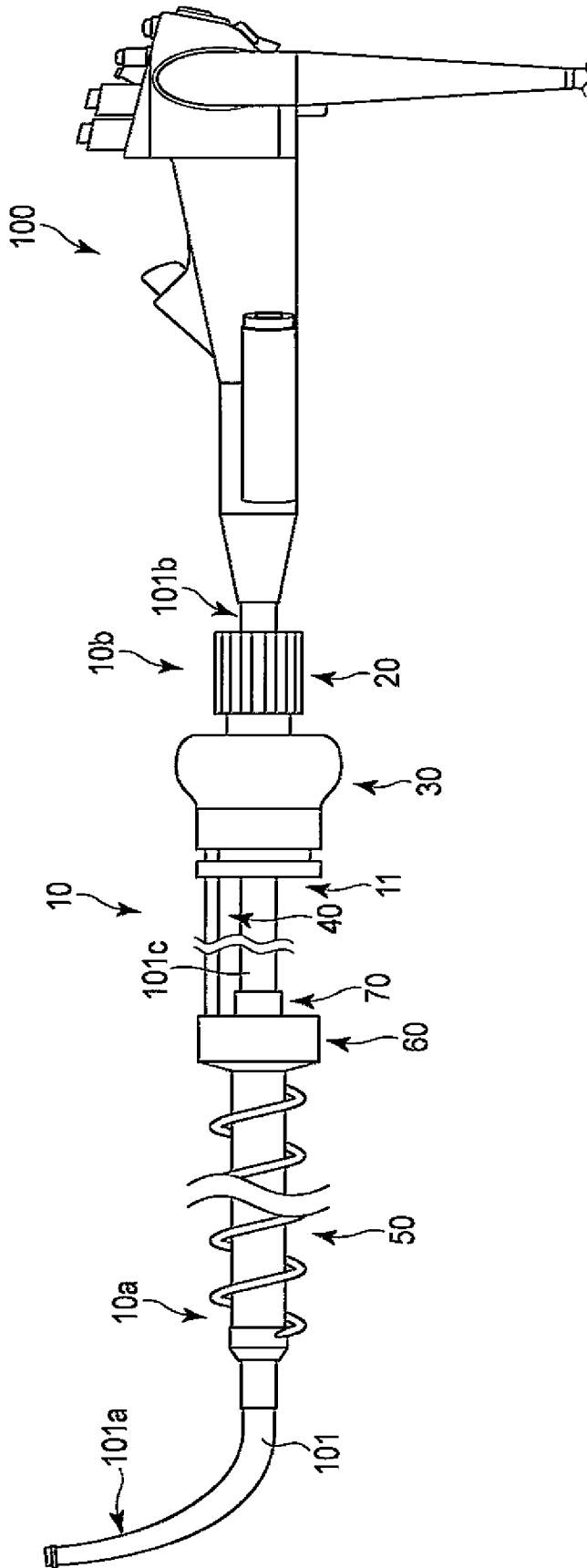
[請求項13] 前記長手軸方向において、前記駆動力発生入力機構と前記保持部材との間に配設され、前記軸部材と前記挿入部とを覆うように前記軸部材と前記挿入部とが挿入され、可撓性を有するオーバーチューブをさらに具備する請求項 10 に記載の生体内導入装置。

[請求項14] 前記オーバーチューブは、前記軸部材が挿入されるチャンネルを有する請求項 13 に記載の生体内導入装置。

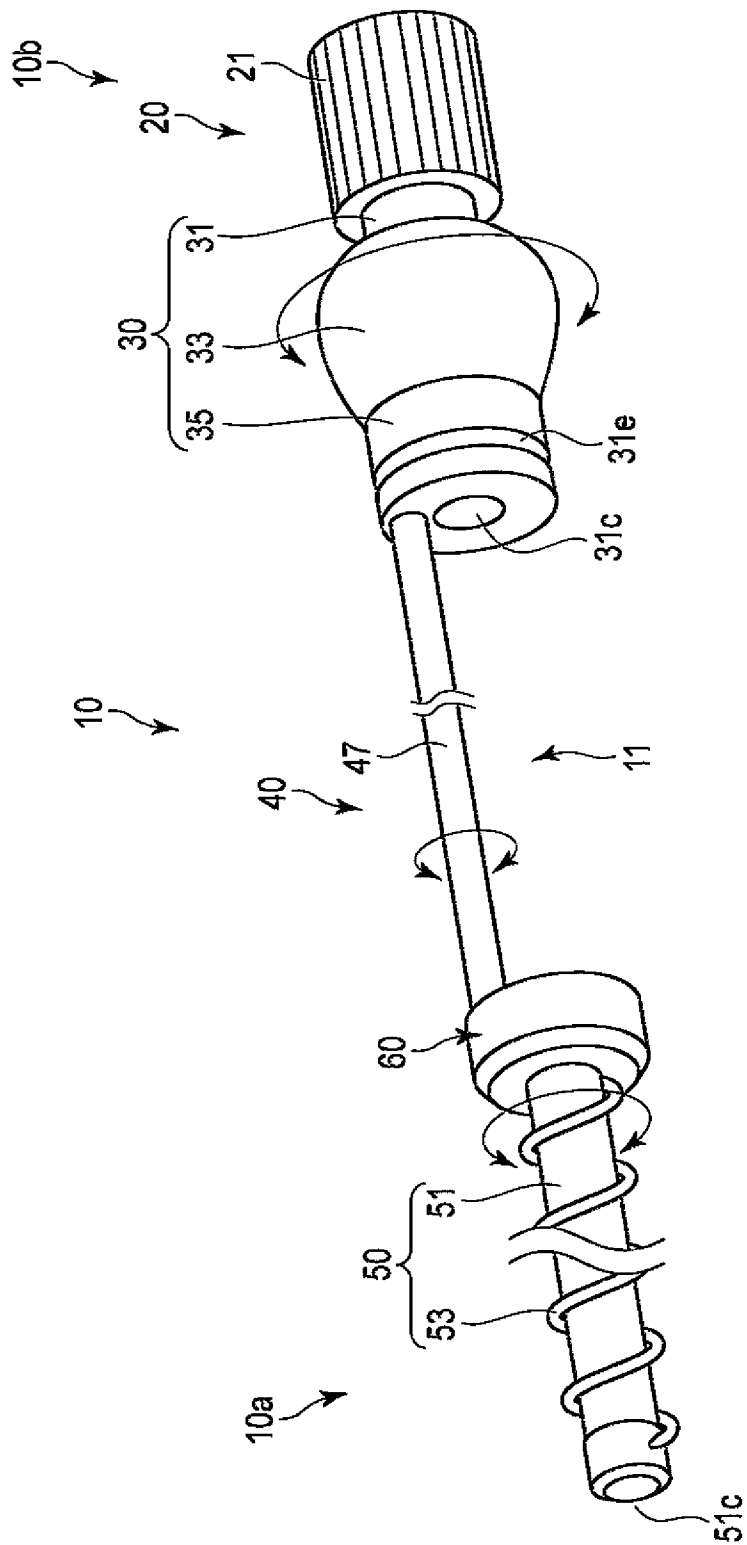
[請求項15] 前記駆動力伝達機構は、前記生体内導入装置の周方向において、周方向の一部に配設されている請求項 1 乃至請求項 14 のいずれか 1 つに記載の生体内導入装置。

[請求項16] 請求項 1 乃至請求項 15 のいずれか 1 つに記載の生体内導入装置を有する内視鏡。

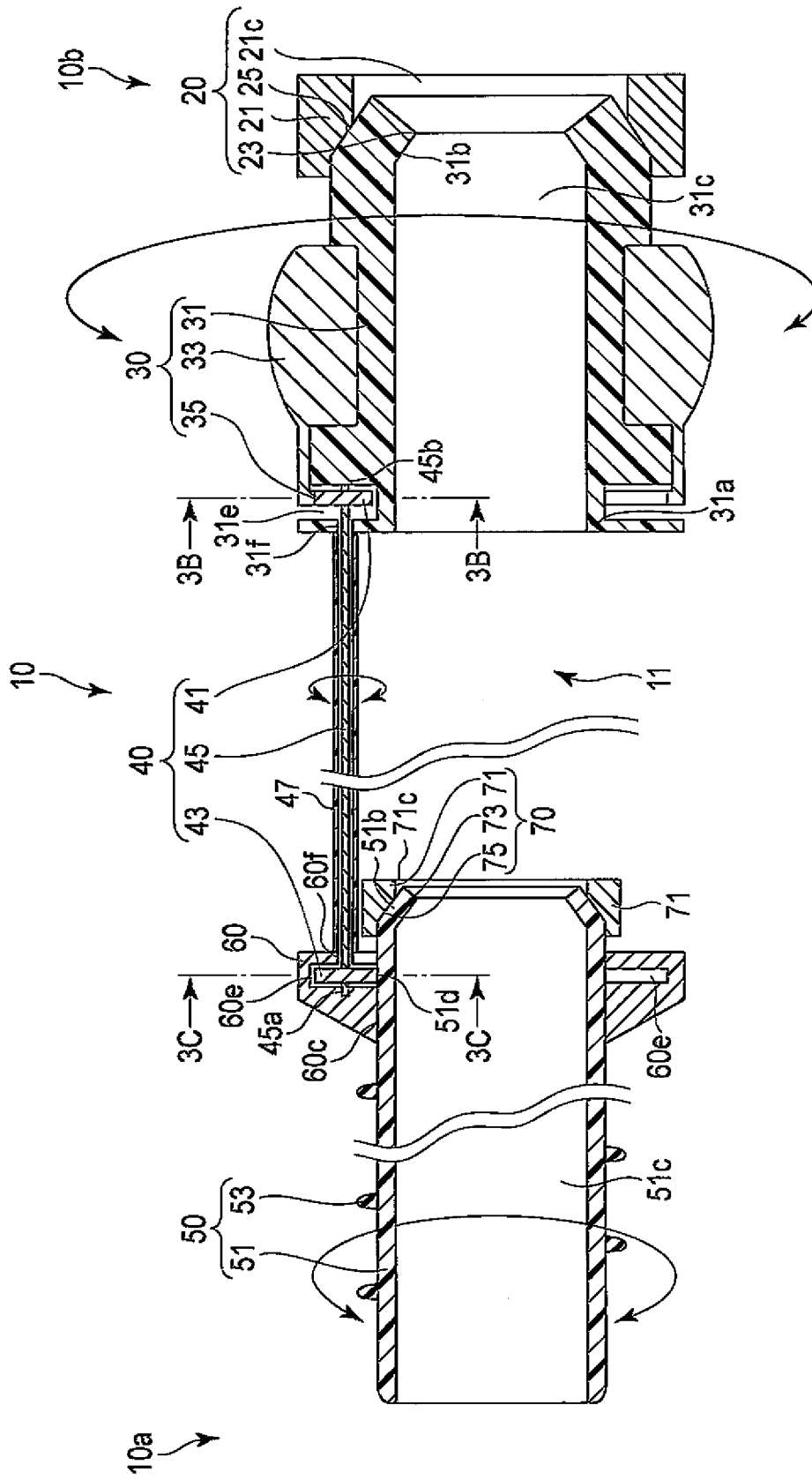
[図1]



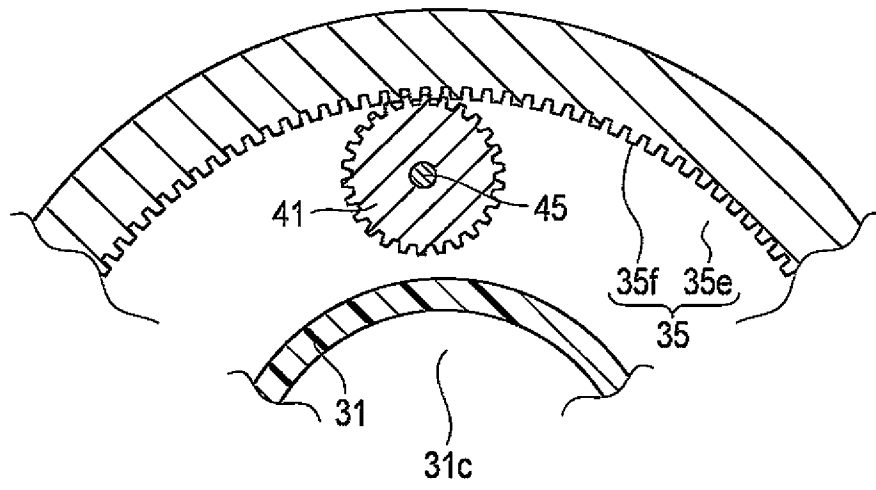
[図2]



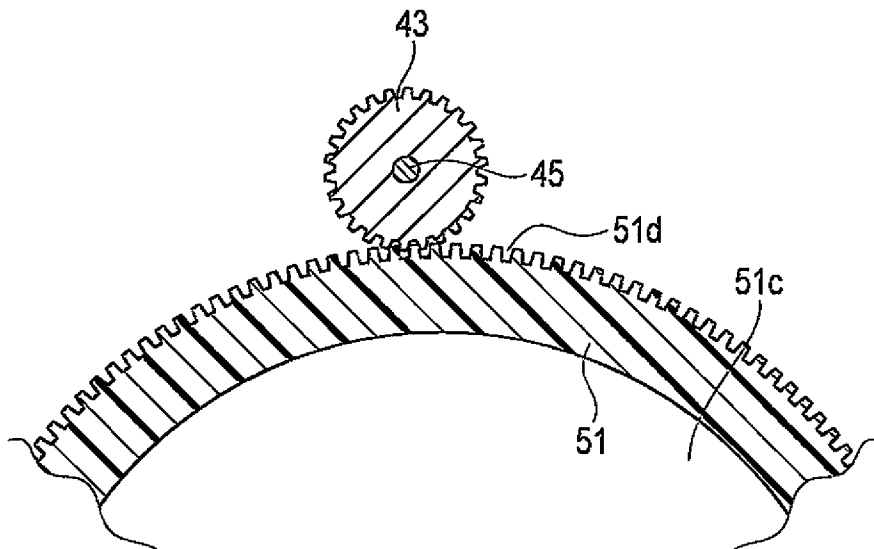
[図3A]



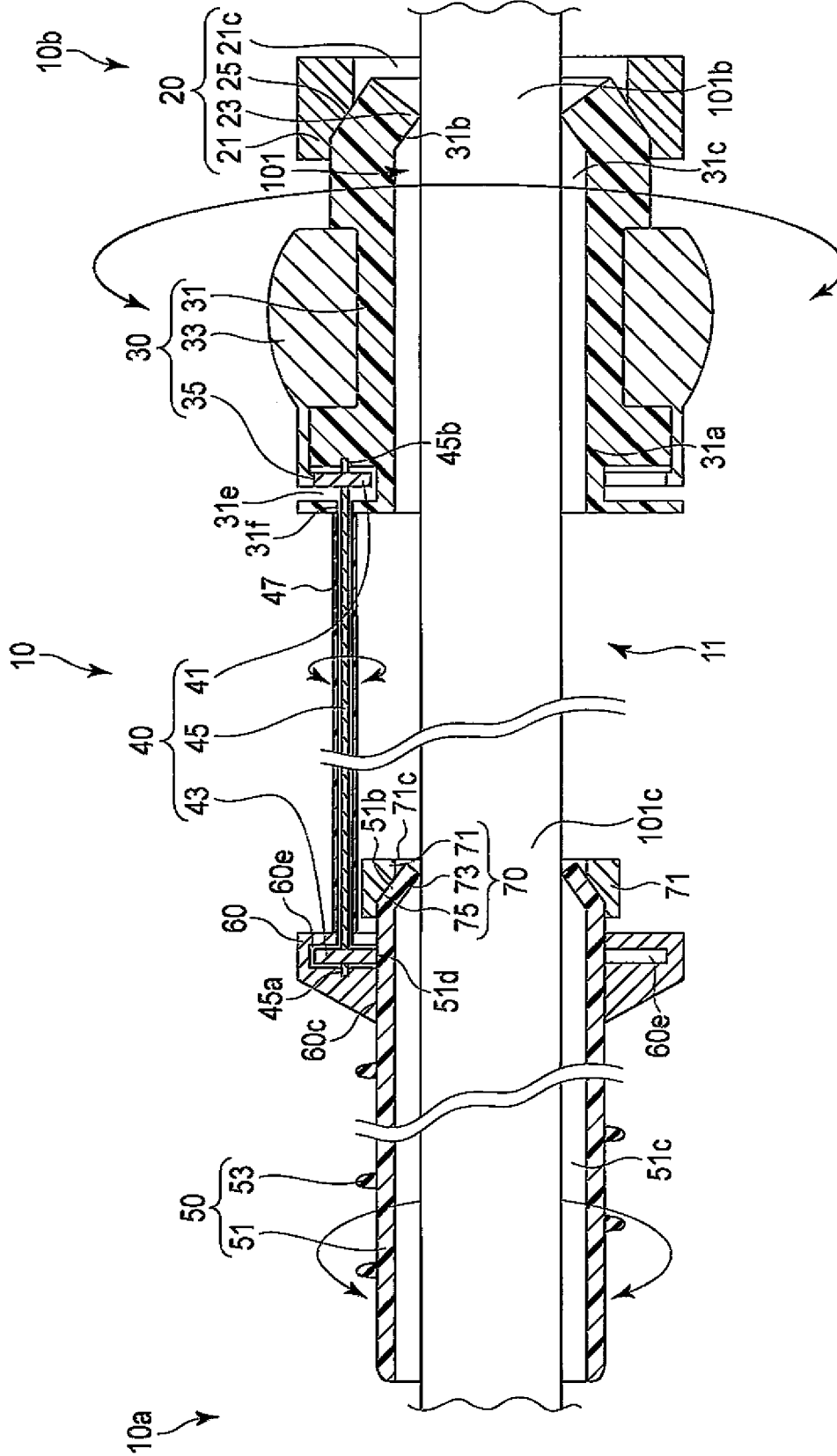
[図3B]



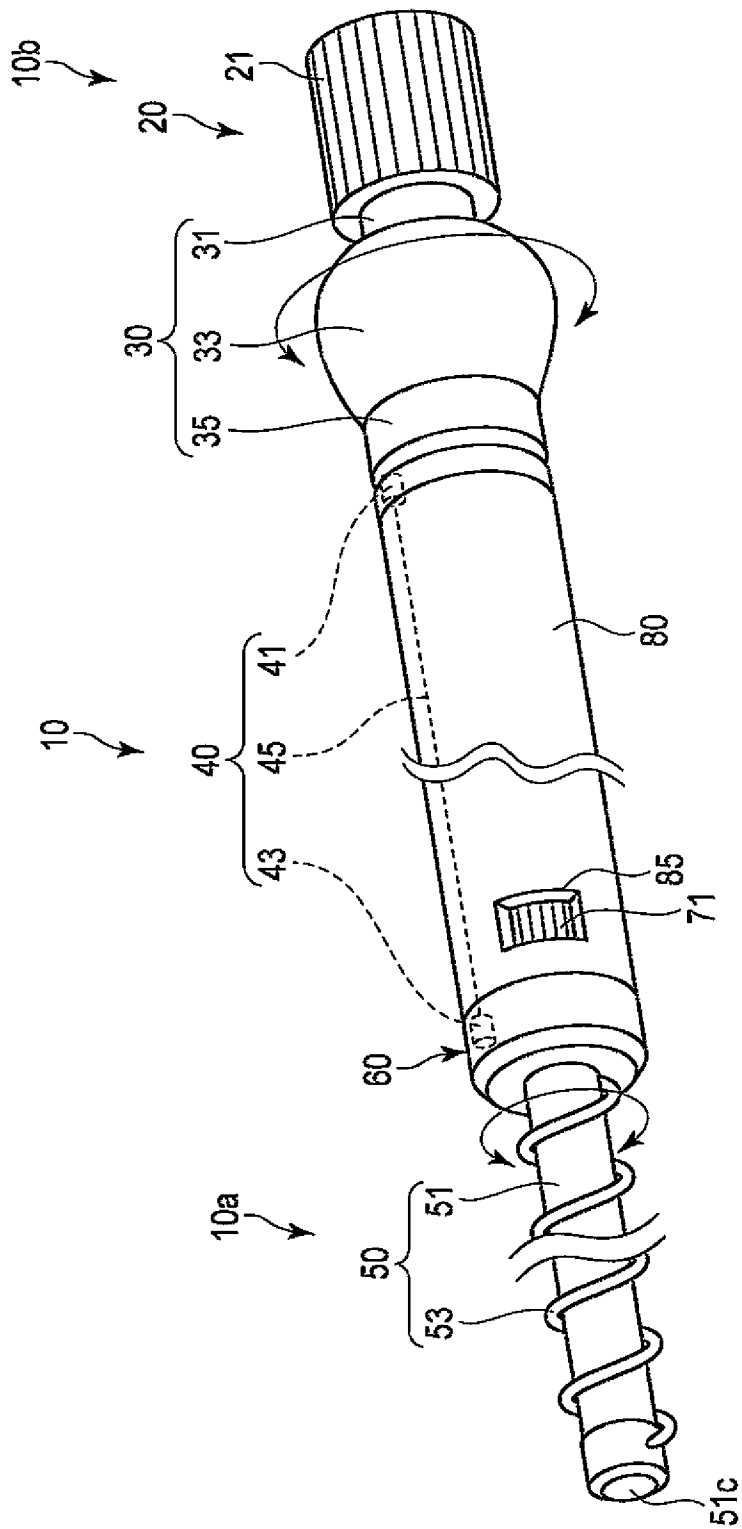
[図3C]



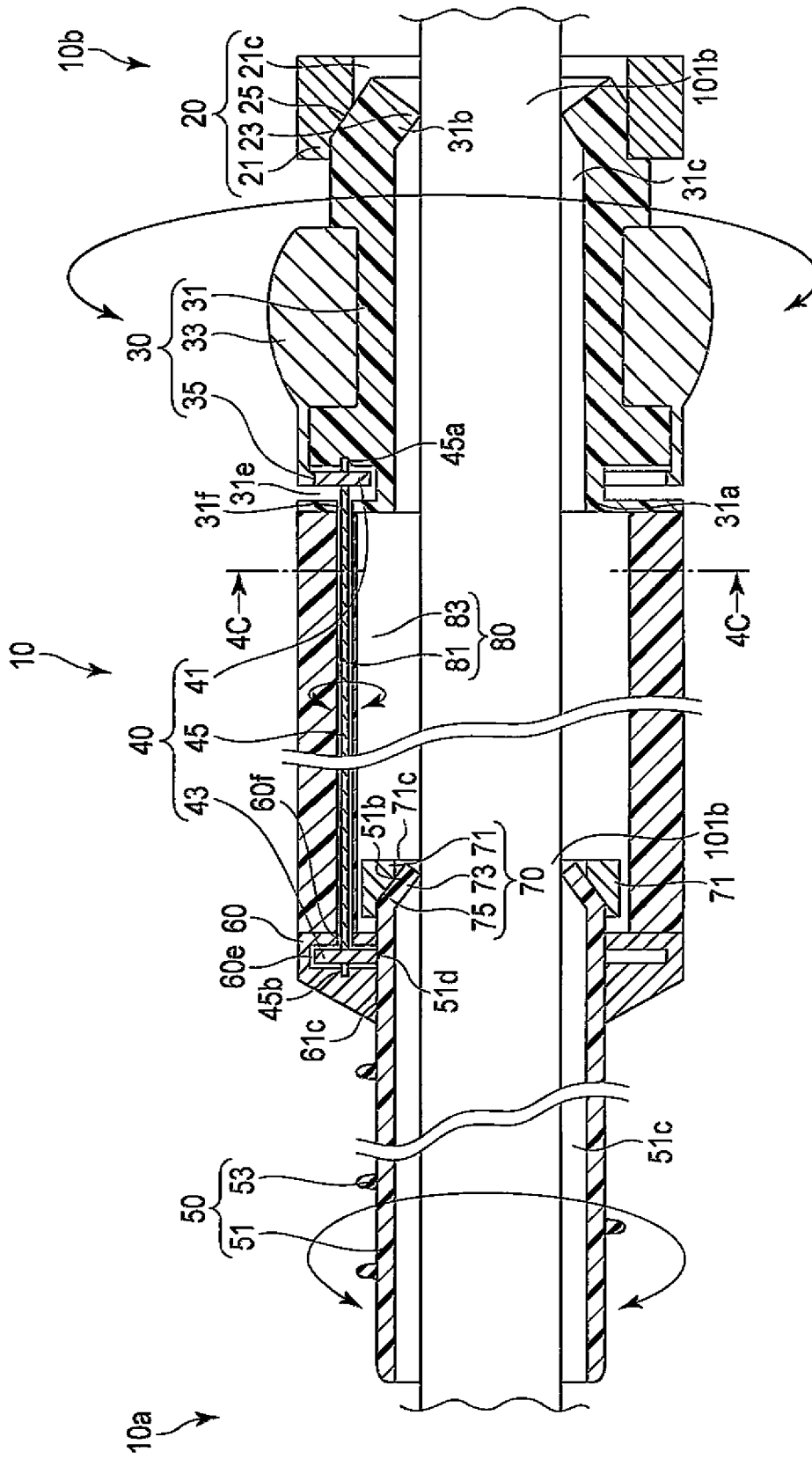
[図3D]



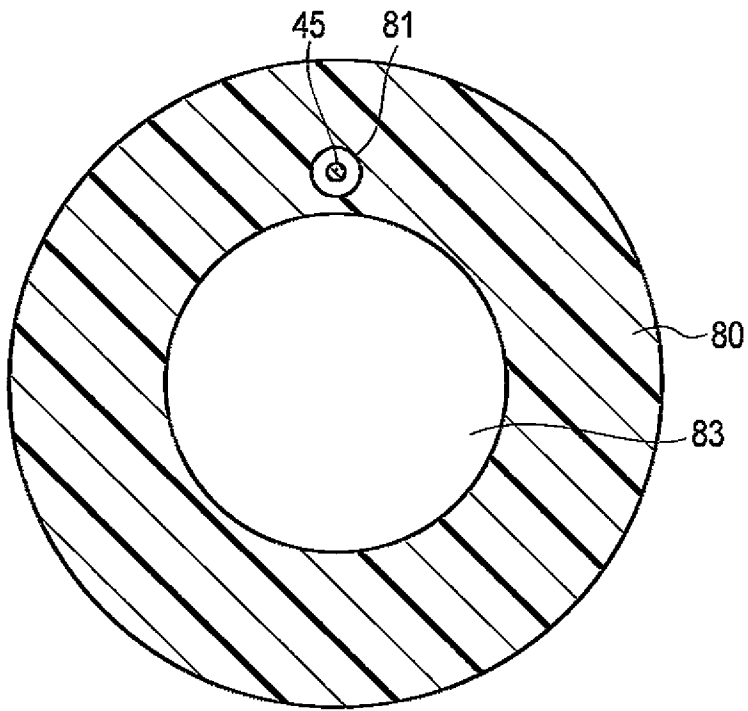
[図4A]



[図4B]



[図4C]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/077894

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00 (2006.01) i

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)

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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.
X Y A	JP 2006-230620 A (Olympus Medical Systems Corp.), 07 September 2006 (07.09.2006), paragraphs [0043] to [0047]; fig. 7 & US 2008/0009675 A1 & US 2011/0071355 A1 & EP 1852052 A1 & WO 2006/090599 A1	1, 8, 16 2, 4, 6 3, 5, 7, 9-15
Y	JP 2011-520563 A (Spirus Medical, Inc.), 21 July 2011 (21.07.2011), paragraph [0148]; fig. 39A & US 2009/0005645 A1 & EP 2291108 A & WO 2009/143077 A1 & AU 7720100 A & CA 2609048 A	2, 4, 6

 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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
19 November, 2012 (19.11.12)Date of mailing of the international search report  
27 November, 2012 (27.11.12)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/077894

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-501555 A (Bern, M. Jonathan), 22 January 2009 (22.01.2009), paragraphs [0093] to [0097], [0119] to [0121]; fig. 2 to 6, 13, 14 & US 2006/0270901 A1 & US 2008/0183033 A1 & EP 1885232 A & WO 2006/130422 A2 & CA 2609795 A	1-16
A	JP 2009-254554 A (Mitsubishi Electric Corp.), 05 November 2009 (05.11.2009), fig. 3, 4 (Family: none)	1-16
A	JP 2009-165640 A (Fujifilm Corp.), 30 July 2009 (30.07.2009), paragraph [0035]; fig. 4 (Family: none)	1-16

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i

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. 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 1971-2012年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2012年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2012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 請求項の番号
X	JP 2006-230620 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社)	1, 8, 16
Y	2006.09.07, 段落【0043】-【0047】、図7 & US 2008/0009675	2, 4, 6
A	A1 & US 2011/0071355 A1 & EP 1852052 A1 & WO 2006/090599 A1	3, 5, 7, 9-15
Y	JP 2011-520563 A (スパイラス・メディカル・インコーポレーテッド) 2011.07.21, 段落【0148】、図39A & US 2009/0005645 A1 & EP 2291108 A & WO 2009/143077 A1 & AU 7720100 A & CA 2609048 A	2, 4, 6

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 19.11.2012	国際調査報告の発送日 27.11.2012
--------------------------	--------------------------

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 樋熊 政一	2 Q	4 4 6 0
	電話番号 03-3581-1101 内線 3292		

C (続き) . 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 請求項の番号
A	JP 2009-501555 A (バーン、 エム. ジョナサン) 2009.01.22, 段落【0093】 - 【0097】、【0119】 - 【0121】、図2-6、13、14 & US 2006/0270901 A1 & US 2008/0183033 A1 & EP 1885232 A & WO 2006/130422 A2 & CA 2609795 A	1-16
A	JP 2009-254554 A (三菱電機株式会社) 2009.11.05, 図3、4 (ファミリーなし)	1-16
A	JP 2009-165640 A (富士フイルム株式会社) 2009.07.30, 段落【0035】、図4 (ファミリーなし)	1-16