

(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
2014 年 7 月 31 日(31.07.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/115306 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 2/82 (2013.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/051601
- (22) 国際出願日: 2013 年 1 月 25 日(25.01.2013)
- (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: テルモ株式会社(TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 谷和佳(TANI, Kazuyoshi); 〒4180015 静岡県富士宮市舞々木町 1 5 0 番地 テルモ株式会社内 Shizuoka (JP). 澤田明(SAWADA, Akira); 〒4180015 静岡県富士宮市舞々木町 1 5 0 番地 テルモ株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 千葉剛宏, 外(CHIBA Yoshihiro et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木 2 丁目 1 番 1 号 新宿マインズタワー 1 6 階 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.

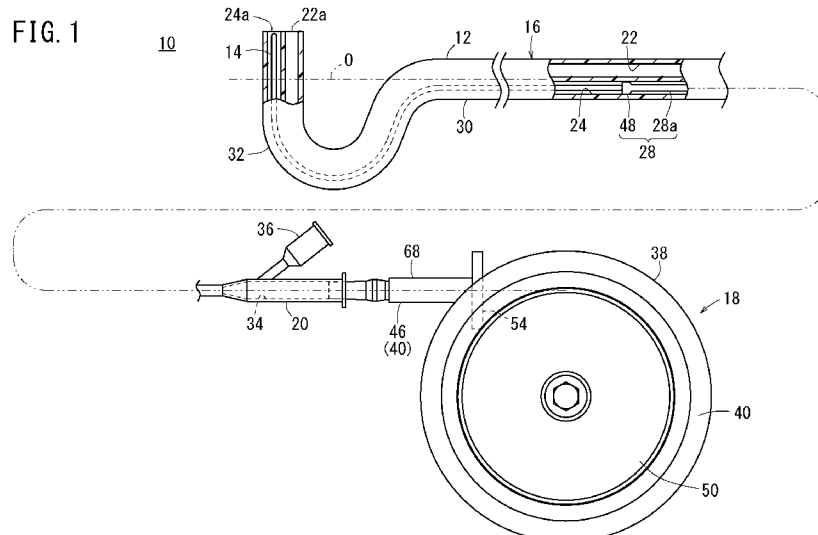
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシヤ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, 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: STENT DELIVERY DEVICE

(54) 発明の名称: スtentデリバリーデバイス



(57) Abstract: A stent delivery device (10) is provided with: a tube (12) to which an accommodating lumen (24) is provided for accommodating a coil stent (14) so that the coil stent (14) can advance and retreat, the coil stent (14) being implanted in a blood vessel, and the tube (12) being deliverable into the blood vessel; a pusher wire (28) for pushing out the coil stent (14) from the tube (12) by moving relative to the tube (12), the pusher wire (28) being accommodated in the accommodating lumen (24); and a rotation mechanism (40) capable of rotating the tube (12) about an axis of the tube (12) when the tube (12) and the push wire (28) move relative to each other, the rotation mechanism (40) being connected to a proximal end of the tube (12).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/115306 A1



ステントデリバリーデバイス（１０）は、血管内を送達可能であり、血管に留置されるコイルステント（１４）を進退自在に収容する収容ルーメン（２４）が設けられたチューブ（１２）と、収容ルーメン（２４）内に収容され、チューブ（１２）と相対移動することにより該チューブ（１２）からコイルステント（１４）を押し出すプッシャワイヤ（２８）と、チューブ（１２）の基端側に接続されチューブ（１２）とプッシャワイヤ（２８）の相対移動時に、チューブ（１２）の軸心回りに該チューブ（１２）を回転可能な回転機構（４０）とを備える。

明 細 書

発明の名称：ステントデリバリーデバイス

技術分野

[0001] コイル状の留置物を生体管腔内に留置するためのステントデリバリーデバイスに関する。

背景技術

[0002] 大動脈（生体管腔）のうち横隔膜の下側を下行する腹部大動脈は、血管壁が弱くなる等の原因により腹部大動脈瘤が発生する。腹部大動脈瘤の治療では、例えば、開腹して腹部大動脈を切除し人工血管に置換する人工血管置換術、又はステントグラフトをデリバリーデバイスにより送達して留置することで新たな血流路を形成するステントグラフト治療等が行われる。

[0003] ところで、上記の治療は、患者への侵襲が大きいため、瘤の兆候程度（例えば、腹部大動脈が多少膨らむ程度）では行われず、病変部の経過を観察することになる。そのため、患者は、病変部を気遣って生活することになり、心理的負担が大きい。

[0004] このようなことから、本出願人は、腹部大動脈瘤の初期段階から中期段階において、該腹部大動脈瘤の進行を予防する治療を検討している。具体的には、初期段階又は中期段階において、治療部位（瘤の発生箇所）に留置物を留置して血管壁の補強を行う。留置物としては、多様な太さ（内径）の血管に追従して密着することが可能なコイルステントが挙げられる。つまり、治療では、治療部位の血管壁に沿ってコイルステントを密着するように留置することで、血管壁の増強を図り、腹部大動脈の拡大を抑制する。

[0005] ここで、腹部大動脈瘤を治療する技術ではないものの、特表2007-524449号公報には、コイルステントを送達するためのデリバリーデバイスが開示されている。コイルステントは、カテーテルのチューブ内に弾性変形して収容されて治療部位に送達され、プッシュワイヤによりチューブの先端から押し出されることで、コイル形状に復帰する。

[0006] しかしながら、特表2007-524449号公報に開示されているようなコイルステントは、デリバリーデバイスから押し出されると、直ちに弾性復帰するとともに、展開時に血管壁に接触する等の理由により、その形状や姿勢、展開位置が簡単に変動してしまう。そのため、特に大血管においてはデリバリーデバイスからコイルステントを単純に押し出すだけでは、コイルステントを血管壁に沿って精度良く且つ円滑に展開させることが困難だった。

発明の概要

[0007] 本発明は、上記の実情に鑑みてなされたものであり、コイル状の留置物を生体管腔内の治療部位に精度良く密着するように留置することができ、その結果、留置物によって生体管腔の補強を図ることが可能なステントデリバリーデバイスの提供を目的とする。

[0008] 上記目的を達成するために、本発明に係るステントデリバリーデバイスは、生体管腔内を送達可能であり、前記生体管腔に留置されるコイル状の留置物を進退自在に収容する内腔が設けられた管体と、前記内腔内に収容され、前記管体と相対移動することにより該管体から前記留置物を押し出す押出部材と、前記管体の基端側に接続され、前記管体と前記押出部材の相対移動時に、前記管体の軸心回りに該管体を回転可能な回転機構とを備えることを特徴とする。

[0009] 上記によれば、ステントデリバリーデバイスは、管体と押出部材の相対移動時に、管体の軸心回りに該管体を回転可能な回転機構を備えることで、管体を回転させながらコイル状の留置物を送出することができる。これにより、留置物は、治療部位の管腔壁に沿って精度良く密着するように留置される。その結果、生体管腔は、生体管腔の作用及び留置された留置物により補強されることになり、瘤の拡大等を効果的に抑制又は阻止することができる。

[0010] この場合、前記回転機構の近傍位置には、前記押出部材と前記管体を相対的に進退移動させる進退機構が設けられることが好ましい。

[0011] このように、回転機構の近傍位置に進退機構が設けられることで、術者は

、回転機構による管体の回転と、押出部材による管体との相対移動とを無理なく操作することができる。

[0012] また、前記進退機構は、前記回転機構の基端側で該回転機構を支持するとともに、少なくとも前記管体の基端部において前記押出部材の軸心が前記管体の軸心に沿うように該押出部材を送出することが好ましい。

[0013] このように、押出部材の軸心が管体の軸心に沿うように押出部材を送出することで、ステントデリバリーデバイスは、押出部材を管体に容易に挿入し進出移動させることができる。すなわち、回転機構により管体を軸心回りに回転させても、押出部材が絡まることなく安定的に移動して、コイル状の留置物をスムーズに押し出すことができる。

[0014] さらに、前記回転機構は、前記管体とともに回転する回転部を有し、前記回転部と前記進退機構の間には、前記押出部材と前記管体を相対的に進退移動するための駆動力を、前記回転部に伝達して該回転部を回転させる伝達部が設けられてもよい。

[0015] このように、伝達部が押出部材と管体を相対的に進退移動するための駆動力を回転部に伝達することで、ステントデリバリーデバイスは、回転機構による管体の回転と、進退機構による押出部材の進退移動とを同じ操作によって行うことができる。これにより、留置物をよりスムーズに展開していくことが可能となる。

[0016] ここで、前記管体は、略直線状に延在する胴体部と、前記胴体部の先端側に連なり螺旋状に形成された先端螺旋部とを有し、前記先端螺旋部の先端面には、前記内腔に連なり前記留置物を送出可能な開口が形成されているとよい。

[0017] このように、胴体部の先端側に連なり螺旋状に形成された先端螺旋部を有することで、ステントデリバリーデバイスは、回転機構により回転する先端螺旋部の開口からコイル状の留置物を送出することができ、生体管腔の管腔壁に沿って留置物を一層精度よく密着させていくことができる。

[0018] この場合、前記管体は、前記生体管腔に導入されるガイドワイヤを進退自

在に挿入可能であり、前記先端螺旋部は、前記ガイドワイヤの挿入状態において該ガイドワイヤに沿うように変形し、前記ガイドワイヤの離脱にともない所定の螺旋状に復帰する構成とすることができる。

[0019] このように、先端螺旋部がガイドワイヤの挿入及び離脱にともない変形することで、ステントデリバリーデバイスは、管体の送達時にガイドワイヤに沿ってスムーズに案内される。また、治療部位では螺旋状に復帰することで留置物を精度よく展開していくことができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]一実施形態に係るステントデリバリーデバイスの全体構成を示す部分側面断面図である。

[図2]図2 Aは、図1のステントデリバリーデバイスにより腹部大動脈に留置されたコイルステントを示す説明図であり、図2 Bは、図2 Aのコイルステントを拡大して示す斜視図であり、図2 Cは、図2 Bのコイルステントの断面図であり、図2 Dは、他の構成例に係るコイルステントを拡大して示す斜視図である。

[図3]図3 Aは、図1のステントデリバリーデバイスのチューブの一部分を示す側面断面図であり、図3 Bは、図3 AのⅠⅠⅠB-ⅠⅠⅠB線断面図であり、図3 Cは、他の構成例に係るステントデリバリーデバイスのチューブの一部分を示す側面断面図である。

[図4]図4 Aは、図1のチューブにガイドワイヤを挿入した状態を示す側面図であり、図4 Bは、図4 Aのチューブからガイドワイヤを引き抜いた状態を示す側面図であり、図4 Cは、他の構成例に係るチューブとガイディングカテーテルの関係をj示す側面図である。

[図5]図1のステントデリバリーデバイスの操作装置を示す斜視図である。

[図6]図6 Aは、図5の操作装置の平面図であり、図6 Bは、図5の操作装置の平面断面図である。

[図7]図7 Aは、図5の操作装置の側面図であり、図7 Bは、図5の操作装置の側面断面図である。

[図8]図8 Aは、図1のステントデリバリーデバイスによる作用を説明する第1説明図であり、図8 Bは、図1のステントデリバリーデバイスによる作用を説明する第2説明図である。

[図9]図9 Aは、図1のステントデリバリーデバイスによる作用を説明する第3説明図であり、図9 Bは、図1のステントデリバリーデバイスによる作用を説明する第4説明図である。

[図10]図10 Aは、第1変形例に係るステントデリバリーデバイスの操作装置を示す平面図であり、図10 Bは、図10 Aのステントデリバリーデバイスの部分側面断面図である。

[図11]第2変形例に係るステントデリバリーデバイスの全体構成を示す部分側面断面図である。

発明を実施するための形態

[0021] 以下、本発明に係るステントデリバリーデバイスについて好適な実施形態を挙げ、添付の図面を参照して詳細に説明する。

[0022] 本実施形態に係るステントデリバリーデバイス10（以下、単にデバイス10ともいう）は、生体管腔内インターベンション手技に使用される。図1に示すように、このデバイス10は、留置物（ステント）を内部に収容するチューブ12を有し、生体管腔である血管内を介して、このチューブ12を治療部位に送達し、治療部位にて留置物を展開及び留置する機能を有する。特に、本デバイス10は、腹部大動脈瘤の治療に使用される。

[0023] 図2 Aに示すように、腹部大動脈瘤100（以下、単に瘤100ともいう）は、例えば、腎動脈102の接続箇所の下側且つ総腸骨動脈104の上側の腹部大動脈106（以下、単に動脈106ともいう）に発生し、紡錘状又は嚢状に形成される。動脈106は、瘤100が発生していない正常状態で直径が2 cm前後であり、この動脈106が1.5倍に拡大する、すなわち3 cm前後になると、瘤100が発症したと判断される。そして、瘤100の直径が4 cm以上になると、破裂の危険性が高まるため、例えば、人工血管置換術等の処置が行われる。

- [0024] 本実施形態に係るデバイス 10 の治療は、特に、瘤 100 の初期段階から中期段階（例えば、直径が 2 ～ 4 c m）で行われる。具体的には、留置物であるコイル状のステント（コイルステント 14）を動脈 106 内の血管壁 108 に沿うように留置することで、瘤 100 の発生箇所を補強する。以下の説明では、ステントデリバリーデバイス 10 の理解が容易となるように、先にコイルステント 14 の構成、及び適用の意義について詳述していく。
- [0025] 瘤 100 内に留置されるコイルステント 14 としては、例えば、図 2 B に示すものが適用される。このコイルステント 14 の軸方向長さは、瘤 100 の形成範囲（軸方向長さ）よりも長く設定されている。コイルステント 14 は、血管内に留置されていない自然状態で、周回する素線同士の間隔が比較的広くなるように巻回している。なお、コイルステント 14 の巻数は、特に限定されるものではないが、コイルステント 14 が瘤 100 内に安定的に保持されるように、3 周以上巻回されたものを用いることが好ましい。
- [0026] コイルステント 14 の直径は、瘤 100 の最大径の箇所の直径よりも大きく設定されている。また、コイルステント 14 の弾性力は、血管壁 108 の弾性力よりも小さく設定されており、比較的容易に弾性変形することが可能である。従って、コイルステント 14 を動脈 106 内で展開した場合、コイルステント 14 は、血管壁 108 により内側に押されて弾性変形し、瘤 100 が形成された部分の血管壁 108 に密着保持される（図 2 A 参照）。
- [0027] ここで、コイルステント 14 による動脈 106 の補強では、留置したコイルステント 14 により動脈 106 内での免疫反応を促し、血管壁 108 の内膜の積極的な増殖を図ることを目的とする。すなわち、一般的なステント治療では、内膜の増殖（狭窄）を予防する留置物（例えば、免疫抑制剤が塗布されたステント）が適用されるが、本実施形態で用いられるコイルステント 14 は免疫抑制を禁止していない。これにより、コイルステント 14 が留置された血管壁 108 は、内膜の増殖によりコイルステント 14 を取り込むとともに、血管壁 108 を厚くするように作用する。その結果、動脈 106 は、瘤 100 の発生により薄肉となった血管壁 108 の肉厚が増すとともに、

コイルステント 14 が埋め込まれることにより全体的に補強される。よって、瘤 100 の拡大が抑制又は阻止されることになる。

[0028] コイルステント 14 は、血管壁 108 への留置において免疫反応を促すものを選択することが好ましく、さらに上述した弾性力を有するように形成される。コイルステント 14 を構成する素線 14 a の材料は、特に限定されるものではないが、例えば、Ni-Ti 系合金のような擬弾性合金（超弾性合金を含む）、形状記憶合金、ステンレス鋼（例えば、SUS304、SUS303、SUS316、SUS316L、SUS316J1、SUS316J1L、SUS405、SUS430、SUS434、SUS444、SUS429、SUS430F、SUS302 等、SUS の全品種）、コバルト系合金、金、白金のような貴金属、タングステン系合金、炭素系材料（ピアノ線を含む）等が挙げられる。特に、超弾性合金は、柔軟性に富み、曲がり癖が付き難いので、コイルステント 14 を超弾性合金で構成することにより、複雑に湾曲・屈曲する血管等に対する高い追従性が得られるとともに、チューブ 12 から送出した際に優れた復元性が得られる。超弾性合金の好ましい組成としては、49～52 原子% Ni の Ni-Ti 合金等の Ni-Ti 系合金、38.5～41.5 重量% Zn の Cu-Zn 合金、1～10 重量% X の Cu-Zn-X 合金（X は、Be、Si、Sn、Al、Ga のうちの少なくとも 1 種）、36～38 原子% Al の Ni-Al 合金等が挙げられる。このなかでも特に好ましいものは、上記の Ni-Ti 系合金である。

[0029] この場合、コイルステント 14 は、直線状から所望の螺旋状に復帰する弾性力を得るために、鋳造成形時において、素材の変態温度に基づき変形ひずみを加えて成形することが好ましい。勿論、このような製造方法に限定されるものではなく、例えば、塑性変形によって直線状の素線からコイル状に成形してもよい。或いは、コイルステント 14 は、熱機械的に形状が記憶される素材（例えば、Ni-Ti 系合金）を採用し、生体から所定の熱が与えられることで、復元が促進されるように構成してもよい。

[0030] また、コイルステント 14 は、断面視（図 2C 参照）で、四隅の角部 14

bがR状で且つ略長方形状に形成された素線14aにより構成されている。すなわち、コイルステント14は、長尺な平板材（素線14a）を螺旋状に巻回することにより形成される。これにより、コイルステント14を動脈106内に展開した場合は、平坦状になっている素線14aの外面側を血管壁108に面接触させることができ、コイルステント14を血管壁108に簡単に留置することができる。

[0031] さらに、コイルステント14は、素線14aの先端及び基端が円弧状に形成されている。これにより、コイルステント14を留置する際に、血管壁108に損傷を与える不都合が抑制される。

[0032] なお、コイルステント14は、以上の構成に限定されるものではなく、種々の構成を取り得る。例えば、図2Dに示すように、コイルステント15は、自然状態で、軸方向両端部の径に比べて、軸方向中央部の径が大きい紡錘状のものを適用することができる。このコイルステント15は、紡錘状に形成される瘤100に沿わせて容易に展開することが可能であり、さらに血管壁108に対し均等的な弾性力で接触することができる。

[0033] 本実施形態に係るデバイス10は、以上のように構成されるコイルステント14を治療部位に精度良く留置する機能を有する。以下、本デバイス10の一構成例について具体的に説明していく。

[0034] 図1に戻り、デバイス10は、主に生体内に挿入されるカテーテル16と、カテーテル16の基端側に接続される操作装置18とを含む。コイルステント14は、カテーテル16に収容されて治療部位（瘤100）まで送達され、操作装置18の操作下に瘤内で展開がなされる。

[0035] カテーテル16は、上述したチューブ12と、チューブ12の基端側に連結されるハブ20とを有する。チューブ12は、血管に追従可能な可撓性を有する長尺な管体として構成されている。このチューブ12の内部には、軸方向に沿って2つのルーメン（ガイドワイヤルーメン22、収容ルーメン24）が設けられている。ガイドワイヤルーメン22と収容ルーメン24は、互いの軸線同士が並行するようにチューブ12を貫通している。すなわち、

本実施形態に係るカテーテル１６は、ダブルルーメンタイプのカテーテルである。

[0036] ガイドワイヤルーメン２２は、チューブ１２の先端面に形成されたワイヤ送出口２２ａに連通する。このガイドワイヤルーメン２２には、ガイドワイヤ２６（図３Ａ及び図３Ｂ参照）が進退自在に挿入される。チューブ１２は、ガイドワイヤルーメン２２に挿入されたガイドワイヤ２６に沿って血管内を案内される。

[0037] 一方、収容ルーメン２４（内腔）は、チューブ１２の先端面に形成されたステント送出口２４ａに連通する。収容ルーメン２４には、上述したコイルステント１４が収容されるとともに、コイルステント１４を押し出し可能なプッシュワイヤ２８（押出部材）が該コイルステント１４の基端側に挿入される。

[0038] また、チューブ１２は、ハブ２０が連結された基端部から先端側の途中位置まで直線状に形成された胴体部３０と、この胴体部３０の先端側に連なり螺旋状を呈する先端螺旋部３２とを有する。胴体部３０は、チューブ１２の主要部分を構成しており、直線状に延びていることで、コイルステント１４及びプッシュワイヤ２８を軸方向に容易に移動させることが可能である。先端螺旋部３２は、胴体部３０の軸線Ｏから斜め先端側に離間するように突出し、さらに軸線Ｏの延長線を巻くように所定長さ周回している。この先端螺旋部３２の形状は、予め癖付けられている。

[0039] チューブ１２は、上述したように血管に追従可能な可撓性と、収容ルーメン２４の形状に沿ってコイルステント１４を弾性変形して収容可能な剛性とを両立する材料で構成される。チューブ１２を構成する材料は、特に限定されるものではないが、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリブタジエン、エチレン－酢酸ビニル共重合体（ＥＶＡ）等のポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、ポリアミド、アクリロニトリル－ブタジエンスチレン共重合体（ＡＢＳ樹脂）、アクリロニトリル－スチレン共重合体（ＡＳ樹脂）、ポリエチレンテレフタレート（ＰＥＴ）、ポリブチレンテレフタレート（ＰＢ

T)等のポリエステル、ポリカーボネート、ポリイミド、フッ素系樹脂、スチレン系、ポリオレフィン系、ポリ塩化ビニル系、ポリウレタン系、ポリエステル系、ポリアミド系、ポリブタジエン系、トランスポリイソプレン系、フッ素ゴム系、塩素化ポリエチレン系等の各種熱可塑性エラストマー、ポリウレタン等、又はこれらを主とする共重合体、ブレンド体、ポリマーアロイ等が挙げられ、これらのうちの2種以上を組み合わせ（例えば2層以上の積層体として）用いることができる。また、チューブ12は金属線（ブレード）等により補強されていてもよい。

[0040] チューブ12の基端側に連結されるハブ20は、術者が把持し易いようにチューブ12よりも大径に形成される。術者は、このハブ20を把持して所定の操作（進退操作や回動操作）を行うことで、チューブ12を血管と相対的に動作させる。なお、図示は省略するものの、ハブ20の外周面には、ハブ20を操作し易いようにウイング等が形成されていてもよい。

[0041] また、ハブ20の内部には、軸方向に沿って収容ルーメン24に連通する空洞部34が形成されている。この空洞部34には、後述する操作装置18のノズル46が挿入されて、カテーテル16と操作装置18の一体化がなされる。さらに、ハブ20の外周面には、斜め基端方向に突出するポート36が設けられている。このポート36は、ガイドワイヤ26の入出力部として機能し、図示しない通路を介してガイドワイヤルーメン22に連通している。

[0042] 一方、操作装置18は、プッシャワイヤ28の送出及び引き込みを操作するための進退機構38と、カテーテル16の回転を操作するための回転機構40とを含む。進退機構38は、円筒状に形成されハブ20と比べて比較的大きな外観を有する筐体42を備え、筐体42の内部にはプッシャワイヤ28が収容される。プッシャワイヤ28は、筐体42の側部に設けられた操作部44（図5参照）の操作に基づき、進退移動がなされる。

[0043] 回転機構40は、円筒状の筐体42の先端寄り且つ上部側に設けられ、カテーテル16を該カテーテル16（チューブ12）の軸心回りに回転させる

機能を有している。回転機構40は、カテーテル16のハブ20が接続されるノズル46（回転部）を備え、術者がノズル46を回転操作することで、カテーテル16を軸心回りに連れ回らせる。

[0044] ノズル46は、その先端からプッシャワイヤ28の送出及び引き込みを行うことが可能であり、ノズル46から送出されたプッシャワイヤ28は空洞部34を介してチューブ12の収容ルーメン24に挿入される。ノズル46は、プッシャワイヤ28とカテーテル16の軸線を一致させるようにハブ20との接続がなされる。

[0045] プッシャワイヤ28は、コイルステント14を押し出すための中実状の棒部材であり、カテーテル16よりも長いものが用いられ、図1及び図3Aに示すように、収容ルーメン24に進退自在に挿入される。プッシャワイヤ28の先端は、基端側のワイヤ本体28aよりも太い押出部48として形成されており、この押出部48は、コイルステント14の基端部に接触する先端平面部48aを有する。これによりプッシャワイヤ28は、コイルステント14に簡単に接触して、進出移動時の力を直接的に伝達することが可能となる。

[0046] なお、プッシャワイヤ28は、上記の構成に限定されないことは勿論であり、例えば、図3Cに示すプッシャワイヤ29を適用してもよい。このプッシャワイヤ29は、中央部に凹部49aが形成されたカップ状の押出部49を有し、この押出部49は、基端側のワイヤ本体29aに対し回転連結部49bを介して接続されている。押出部49の凹部49aは、コイルステント14の基端を挿入保持する。回転連結部49bは、ワイヤ本体29aに対し押出部49を回転自在に支持する。これにより、プッシャワイヤ29は、チューブ12の回転にともない、押出部49を連れ回らせ、且つ進出移動力を伝達することができる。

[0047] プッシャワイヤ28は、コイルステント14を軸方向に押し出すことが可能な剛性と、チューブ12の湾曲等に追従可能な可撓性とを満たすものが好ましい。プッシャワイヤ28を構成する材料は、特に限定されるものではない。

いが、例えば、ステンレス鋼、Ni-Ti合金、Cu-Zn合金、Ni-Al合金、タングステン、タングステン合金、チタン、チタン合金、タンタル等の各種金属や、ポリアミド、ポリイミド、超高分子量ポリエチレン、ポリプロピレン、フッ素系樹脂等の比較的高剛性の高分子材料、或いは、これらを適宜組み合わせたもの等が挙げられる。

[0048] ここで、カテーテル16のチューブ12は、上述したコイルステント14とプッシュワイヤ28を軸方向に並べて収容し、これらコイルステント14とプッシュワイヤ28を円滑に相対移動可能な構成となっている。具体的には、図3Bに示すように、ガイドワイヤルーメン22が断面円形状に形成されているのに対し、収容ルーメン24が断面楕円形状に形成されている。平板状の素線14aからなるコイルステント14は、その長手側が収容ルーメン24の断面楕円形状の長軸側に一致するように収容される。その結果、収容ルーメン24を構成する内壁24bに対するコイルステント14の接触が抑えられ、コイルステント14が容易に相対移動する。一方、プッシュワイヤ28は、チューブ12の回転に伴って回転しないことから断面は円形が好ましく、さらに断面楕円形状の収容ルーメン24の短軸よりもやや短い直径を有する円形が好ましい。

[0049] また、本実施形態に係るデバイス10は、図4A及び図4Bに示すように、チューブ12の先端螺旋部32の形状が、ガイドワイヤルーメン22に挿入されるガイドワイヤ26によって変形するように構成されている。すなわち、先端螺旋部32は、ガイドワイヤ26がチューブ12を貫通してワイヤ送出口22aから露出された状態で、ガイドワイヤ26により図4Aに示す略直線状に変形する。そのため、チューブ12は、ガイドワイヤ26の案内作用下に、細い血管内でも容易に送達がなされる。勿論、ガイドワイヤ26が蛇行する血管に追従して湾曲しても、チューブ12はガイドワイヤ26の形状に沿って変形することが可能である。

[0050] そして、例えば、治療部位にて先端螺旋部32からガイドワイヤ26が後退することにより、チューブ12は図4Bに示す螺旋状に復元する。この際

、先端螺旋部 32 の収容ルーメン 24 に収容されているコイルステント 14 の一部は、先端螺旋部 32 に倣って変形がなされる。従って、チューブ 12 は、胴体部 30 とは異なる方向にコイルステント 14 を送出することができる。

[0051] なお、チューブ 12 の送達時における先端螺旋部 32 の変形は、ガイドワイヤ 26 によらず種々の手段を取り得る。例えば、図 4 C に示すように、ガイディングカテーテル 27 にチューブ 12 を収容することにより、先端螺旋部 32 を略直線状に変形させ、ガイディングカテーテル 27 からの露出にともない先端螺旋部 32 を螺旋状に復元させてもよい。

[0052] デバイス 10 は、カテーテル 16 と操作装置 18 を分離させた状態で血管内を送達させることができ、これにより術者はカテーテル 16 のハブ 20 を持って簡単に操作することができる。そして、カテーテル 16 の先端が治療部位に到達した後、ハブ 20 に操作装置 18 を接続し、操作装置 18 からプッシャワイヤ 28 を進出することで、コイルステント 14 を血管内に展開する。そのため、操作装置 18 は、長尺なプッシャワイヤ 28 を収容して、スムーズな送出をなす構成となっている。なお、デバイス 10 は、カテーテル 16 と操作装置 18 の組付状態でカテーテル 16 を送達してもよく、これにより手技中におけるデバイス 10 の組付作業を省くことができる。

[0053] 上述したように、操作装置 18 は、進退機構 38 及び回転機構 40 を含んで構成される。この進退機構 38 は、図 5、図 6 A、図 6 B、図 7 A 及び図 7 B に示すように、上述した筐体 42 及び操作部 44 と、筐体 42 内部でプッシャワイヤ 28 を保持する回転体 50 と、回転体 50 の軸心に沿って外側に突出し操作部 44 に連結する軸部 52 とを備える。

[0054] 筐体 42 は、比較的大きな内径に形成された中空部 42 a を内部に備える。中空部 42 a は、軸方向の一端面（操作部 44 側）が壁部 43 で閉塞されるとともに、軸方向の他端面が開口している。中空部 42 a には、筐体 42 の軸心と略一致するように回転体 50 が収容される。

[0055] 筐体 42 の外周面の所定位置（軸方向中央から多少ずれた位置）には、軸

方向に平行で断面半円形状の溝として形成された回転受溝 5 4 が設けられている。上述したノズル 4 6 はこの回転受溝 5 4 に部分的に収容される。

[0056] 回転体 5 0 は、中空部 4 2 a の内径よりも若干小径な外径を有し、中空部 4 2 a を構成する内面に略非接触に収容される。回転体 5 0 の外周面には、プッシュワイヤ 2 8 を収容可能な幅を有する巻取溝 5 0 a が螺旋状に形成されており、軸方向に隣り合う巻取溝 5 0 a 同士の間隔は均一に設定されている。プッシュワイヤ 2 8 は、この巻取溝 5 0 a に沿って巻かれて回転体 5 0 とともに筐体 4 2 内に収容される。回転体 5 0 は、プッシュワイヤ 2 8 の巻回方向と逆方向に回転することで、プッシュワイヤ 2 8 を巻取溝 5 0 a から離脱させ、巻回方向に回転することでプッシュワイヤ 2 8 を巻取溝 5 0 a に収容していく。

[0057] 回転体 5 0 の軸心には、軸孔部 5 0 b が貫通形成されており、回転体 5 0 の一端面から軸部 5 2 が挿入されて他端面から固定用ネジ 5 1 がねじ込まれることで、回転体 5 0 と軸部 5 2 の連結がなされる。軸部 5 2 は、回転体 5 0 の端面から該回転体 5 0 の軸方向に沿って延び、壁部 4 3 を貫通して筐体 4 2 外部に突出する。軸部 5 2 の突出端部には、上述した操作部 4 4 が連結されている。

[0058] また、軸部 5 2 の外周面には、雄ネジ部 5 8 が形成されており、この雄ネジ部 5 8 は、壁部 4 3 に形成された中央孔 4 3 a の雌ネジ部 6 0 に係合する。雄ネジ部 5 8 を構成するネジ溝同士の間隔は、回転体 5 0 の隣り合う巻取溝 5 0 a 同士の間隔に略一致する設定となっている。従って、軸部 5 2 が雄ネジ部 5 8 と雌ネジ部 6 0 の係合に沿って 1 周すると、軸部 5 2 は 1 つのネジ溝分だけ軸方向にシフトし、これにより巻取溝 5 0 a も隣接する巻取溝 5 0 a にシフトする。従って、回転体 5 0 からプッシュワイヤ 2 8 が離間するポイントが、定常的にノズル 4 6（導出路 4 6 a）に対向する。

[0059] 操作部 4 4 は、軸部 5 2 と連結し所定の厚みを有する円盤体 6 2 と、円盤体 6 2 の平面から外側に突出するハンドル 6 4 とを有する。円盤体 6 2 の外周面には、術者が把持し易いように滑り止め用のグリップ 6 2 a が巻き付け

られている。ハンドル64は、円盤体62の中央部からずれた位置に設けられることで、時計回り又は反時計回りに円盤体62を容易に回転させることができる。すなわち、操作部44は、術者が円盤体62とハンドル64のどちらかを回転操作することで、軸部52を介して回転体50を回転させることができ、例えばプッシャワイヤ28を大きく送出したい場合はハンドル64を操作し、プッシャワイヤ28を小さく送出したい場合は円盤体62を操作する等の選択的操作ができる。

[0060] 一方、回転機構40は、筐体42に設けられた上記の回転受溝54と、この回転受溝54に回転自在に收容されるノズル46とにより構成される。ノズル46は、軸方向に貫通形成された導出路46aを有している。また、ノズル46の軸線は、平面視（図6A参照）で筐体42や回転体50、軸部52の軸線と直交方向に交差し、側面断面視（図7B参照）で、回転体50の外周面の接線となるように筐体42に取り付けられる。従って、ノズル46は、回転体50の回転時に離間するプッシャワイヤ28をそのまま直線状に出力することが可能である。

[0061] このノズル46は、円盤状の回転操作部66と、回転操作部66の中央部に連なり先端側に所定量突出する突出筒部68とを有する。回転操作部66は、半円形状の回転受溝54の曲率に略一致する外径を有する円盤状であり、收容にともない回転受溝54に略半分埋められる。そのため、回転操作部66は、回転受溝54から略半分露出されることになり、この露出部分を術者が回転操作することで、ノズル46全体を回転させる。

[0062] 回転受溝54には、図7Bに示すように、回転操作部66が回転受溝54に收容された状態で、回転操作部66の対向方向から抜け止めピン54aが挿入される。抜け止めピン54aは、回転操作部66の一方面に形成された環状の溝66aに挿入される。これにより、筐体42からのノズル46の脱落が防止され、また、回転操作時には抜け止めピン54aにより回転操作部66の回転がガイドされる。

[0063] 突出筒部68は、回転操作部66に連なる基部から先端方向に突出しカテ

ーテル１６に接続される接続部６８aを有する。接続部６８aの外周面は、先端方向に向かって先細りになるテーパ状に形成されており、ハブ２０の空洞部３４に嵌合し易くなっている。突出筒部６８の先端には、導出路４６aに連通しプッシャワイヤ２８を空洞部３４に送り出す導出口６９が設けられている。

[0064] 回転機構４０は、進退機構３８によるプッシャワイヤ２８の送出及び引き込みとは独立的に回転することができる。逆に、プッシャワイヤ２８の送出及び引き込み時にノズル４６を回転操作することもでき、これによりカテーテル１６の先端螺旋部３２では、治療部位において血管壁１０８の周方向に回転しつつコイルステント１４を送出する動作が実施される。

[0065] 本実施形態に係るデバイス１０は、基本的には以上のように構成されるものであり、以下、その作用効果について説明する。

[0066] 上述したように、デバイス１０は、腹部大動脈瘤１００の初期段階（又は中期段階）におけるインターベンション手技に使用される。手技においては、例えばセルディングー法により患者の鼠蹊部からガイドワイヤ２６を先行導入し、さらにこのガイドワイヤ２６をガイドワイヤルーメン２２に挿入したカテーテル１６を生体内に挿入する。ガイドワイヤ２６及びカテーテル１６は、血管（総腸骨動脈１０４）を介して、図８Aに示すように腹部大動脈１０６に送達される。このカテーテル１６の送達時には、X線撮影が行われることで、ガイドワイヤ２６及びコイルステント１４の位置が視認可能となっている。

[0067] また、カテーテル１６は、先端螺旋部３２がガイドワイヤ２６に沿った形状に弾性変形することで、血管内を容易に送達される。カテーテル１６の送達は、カテーテル１６の先端部が瘤１００を越えて、瘤１００上部のプロキシマルネック（健全部位）に重なる所定位置で停止される。

[0068] カテーテル１６を所定位置に送達した後は、ガイドワイヤ２６を後退移動して、カテーテル１６から引き抜く。これにより、先端螺旋部３２は、図８Bに示すように、プロキシマルネックにおいて元の形状である螺旋状に弾性

復帰する。

[0069] ガイドワイヤ26の引抜後は、カテーテル16に操作装置18を接続することでデバイス10を組み付ける。この組付にともない、操作装置18のプッシャワイヤ28は、ハブ20の空洞部34からチューブ12の収容ルーメン24に挿入される。そして、操作装置18のハンドル64を回転操作して回転体50を回転させ、ノズル46からプッシャワイヤ28を送り出すことで、押出部48が収容ルーメン24内を進出していく。押出部48は、収容ルーメン24に挿入されているコイルステント14の基端部に到ると、先端平面部48aが接触する。これにより、コイルステント14をチューブ12の軸方向に沿って押し出すことが可能となる。

[0070] その後、デバイス10は、術者の操作下に、図9Aに示すようにステント送出口24aからコイルステント14を送出していく。コイルステント14の送出手時には、動脈106に対しデバイス10の後退移動を行いつつ、先端螺旋部32の回転を実施する。すなわち、術者は、進退機構38の操作部44を回転操作し、且つ回転機構40の回転操作部66を回転操作する。上述したように回転機構40は進退機構38の筐体42（すなわち、進退機構38の近傍位置）に設けられているため、術者は筐体42を把持しつつノズル46の回転操作を指で行うことが可能であり、無理なく進退機構38と回転機構40を操作することができる。そして、この操作装置18をゆっくりと引いていけば、カテーテル16が動脈106に沿って後退移動するため、先端螺旋部32は、回転しつつ後退移動してコイルステント14をスムーズに展開していくことができる。

[0071] これにより、コイルステント14は、軸回りに回転しつつデバイス10から送出手され、この送出手にともないコイル状に弾性復帰する。この場合、先ずプロキシマルネックの血管壁108にコイルステント14の外周面が面接触するように展開し、先端螺旋部32の後退により瘤100側に順次展開していく。上述したようにコイルステント14は、瘤100の内径よりも大きな外径を有し、且つ血管壁108の弾性力よりも小さな弾性力であるため、血

管壁 108 により内側に押されつつ展開していく。これにより、コイルステント 14 の外周面は、瘤 100 の形状（血管壁 108）に沿って密着する。

[0072] 図 9 B に示すように、デバイス 10 を回転させつつ後退移動し、瘤 100 を通って下部側のディスタルネック（健全部位）に達すると、デバイス 10 に収容されていたコイルステント 14 が全て展開される。これにより、治療部位に対するコイルステント 14 の留置がなされ、デバイス 10 を生体から引き抜くことでカテーテル手技が終了する。

[0073] 治療後、瘤 100（治療部位）の血管壁 108 には、コイルステント 14 が密着するように留置される（図 2 A 参照）。このため、動脈 106 内では、時間経過にともない免疫反応が促され、瘤 100 の内膜を増殖させて動脈 106 内を狭窄するように作用し、コイルステント 14 を血管壁 108 内に取り込んでいく。その結果、瘤 100 は、血管壁 108 が肉厚になるとともに、コイルステント 14 により補強される。

[0074] 以上のように、本実施形態に係るデバイス 10 によれば、チューブ 12 とプッシャワイヤ 28 の相対移動時に、チューブ 12 の軸心回りに該チューブ 12 を回転可能な回転機構 40 を備えることで、チューブ 12 を回転させながらコイルステント 14 を送出することができる。これにより、コイルステント 14 は、瘤 100 の血管壁 108 に沿って精度良く密着するように送出される。よって、動脈 106 は、免疫作用による内膜の増殖及び留置されたコイルステント 14 により補強されることになり、瘤 100 の拡大を効果的に抑制又は阻止することができる。

[0075] また、操作装置 18 は、プッシャワイヤ 28 の軸心がチューブ 12 の軸心に沿うようにプッシャワイヤ 28 を送出することが可能であり、プッシャワイヤ 28 をチューブ 12 に容易に挿入し進出移動させることができる。すなわち、回転機構 40 によりカテーテル 16 を軸心回りに回転させても、プッシャワイヤ 28 が絡まることなく安定的に移動して、コイルステント 14 をスムーズに押し出すことができる。

[0076] さらに、先端螺旋部 32 は、ガイドワイヤ 26 の挿入及び引き抜き（離脱

）にともない変形がなされることで、チューブ１２の送達時にガイドワイヤ２６に沿ってスムーズに案内され、治療部位では螺旋状を呈することでコイルステント１４を精度よく展開していくことができる。

[0077] なお、本実施形態に係るデバイス１０は、上記の実施形態に限定されるものではなく、種々の構成を取り得ることは勿論である。以下、ステントデリバリーデバイスの変形例について、いくつか挙げて説明していく。なお、以下の説明において、本実施形態に係るデバイス１０と同一の構成又は同一の機能を有する構成については同じ符号を付し、その詳細な説明を省略する。

[0078] 〔第１変形例〕

図１０Ａ及び図１０Ｂに示す第１変形例に係るステントデリバリーデバイス１０Ａ（以下、単にデバイス１０Ａともいう）は、操作装置１８Ａの進退機構３８と回転機構４０を互いに連動させた構成となっている点で、本実施形態に係るデバイス１０とは異なる。すなわち、操作装置１８Ａは、進退機構３８の軸部５２と回転機構４０のノズル４６の間に、相互の回転力を伝達する伝達機構７０（伝達部）を備える。

[0079] 例えば、伝達機構７０は、筐体４２内部に設けられ、軸部５２の雄ネジ部５８の凹凸（ネジ山及びネジ溝）に係合することによって回転がなされる回転歯車７２と、一端部が回転歯車７２に噛み合うとともに他端部がノズル４６に向かって突出する回転軸部材７４と、ノズル４６の基端部に一体成形される連設ギア７６とを備える。回転歯車７２は、軸部５２からずれる位置に軸心を有し壁部４３内に回転自在に收容され、軸部５２の回転に連れて回転可能である。回転軸部材７４は、回転歯車７２に噛み合う第１噛合部７４ａと、回転体５０の軸と平行に延びるシャフト７４ｂと、連設ギア７６に噛み合う第２噛合部７４ｃとを有する。回転軸部材７４は、雄ネジ部５８の回転力が回転歯車７２を介して第１噛合部７４ａに伝達されると、シャフト７４ｂを介して第２噛合部７４ｃを回転させ、これにより連設ギア７６を回転させる。

[0080] すなわち、伝達機構７０は、操作部４４の回転操作力をノズル４６に伝達

することで、ノズル４６を軸回りに回転させることができる。従って、術者は、操作装置１８Ａの操作部４４を回転操作することで、プッシャワイヤ２８の進退移動と、カテーテル１６の軸回りの回転を同時に行うことができ、デバイス１０Ａを一層簡単に操作することができる。特に、伝達機構７０は、ノズル４６の回転量と回転体５０の回転量とを調整して回転力を伝達することで、カテーテル１６の回転量とプッシャワイヤ２８の送出量を適切に合わせることができ、コイルステント１４をよりスムーズに展開していくことが可能となる。

[0081] なお、伝達機構７０は、上記の構成に限定されないことは勿論であり、進退機構３８と回転機構４０とを機械的又は電氣的に連動し得る種々の構成を採用してよい。また、回転機構４０のノズル４６側を回転操作することで、進退機構３８の操作（プッシャワイヤ２８の送出及び引き込み）を行う構成としてもよい。

[0082] 〔第２変形例〕

図１１に示す第２変形例に係るステントデリバリーデバイス１０Ｂ（以下、単にデバイス１０Ｂともいう）は、プッシャワイヤ２８を固定側としてプッシャワイヤ２８と相対的にカテーテル１６を後退移動させる操作装置１８Ｂを備える点で、本実施形態及び第１変形例に係るデバイス１０、１０Ａとは異なる。

[0083] 操作装置１８Ｂは、ハブ２０に接続される内筒８０と、内筒８０を進退自在に収容可能な案内孔部８４を有する外筒８２とを備える。内筒８０は、所定長さ（コイルステント１４の素線１４ａの長さと略一致する長さ）を有する延在筒部８０ａと、延在筒部８０ａの基端部で径方向外側に突出するフランジ部８０ｂとを有する。

[0084] 一方、外筒８２の案内孔部８４を構成する内壁８４ａには、フランジ部８０ｂをガイドする螺旋状のガイド溝８４ｂが形成されている。そのため、外筒８２は、内筒８０を回転させつつ案内孔部８４内に収容（進退移動）させることが可能である。また、外筒８２の底部には、プッシャワイヤ２８が固

定されて直線状に延びている。

- [0085] 従って、デバイス１０Ｂは、術者が外筒８２を把持固定した状態で、内筒８０を所定方向に回していくと、内筒８０が外筒８２の案内孔部８４内に収容されるように後退移動する。そのため、内筒８０に接続されたカテーテル１６は回転しつつ後退移動する。すなわち、操作装置１８Ｂは、内筒８０と外筒８２により回転機構と操作機構が一体に具備された構成となっている。
- [0086] 外筒８２に固定されているプッシャワイヤ２８は、カテーテル１６が後退（相対移動）することで、コイルステント１４を押し出すことができる。これにより、瘤１００内において、カテーテル１６の先端螺旋部３２は、回転しつつ後退移動して、コイルステント１４を送出していくことができる。よって、デバイス１０Ｂでも、デバイス１０と同様の効果を得ることができる。
- [0087] 上記において、本発明について好適な実施形態を挙げて説明したが、本発明は前記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、種々の改変が可能なことは言うまでもない。

請求の範囲

- [請求項1] 生体管腔内を送達可能であり、前記生体管腔に留置されるコイル状の留置物（１４）を進退自在に収容する内腔（２４）が設けられた管体（１２）と、
- 前記内腔（２４）内に収容され、前記管体（１２）と相対移動することにより該管体（１２）から前記留置物（１４）を押し出す押出部材（２８）と、
- 前記管体（１２）の基端側に接続され、前記管体（１２）と前記押出部材（２８）の相対移動時に、前記管体（１２）の軸心回りに該管体（１２）を回転可能な回転機構（４０）とを備える
- ことを特徴とするステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ、１０Ｂ）。
- [請求項2] 請求項１記載のステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ）において、
- 前記回転機構（４０）の近傍位置には、前記押出部材（２８）と前記管体（１２）を相対的に進退移動させる進退機構（３８）が設けられる
- ことを特徴とするステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ）。
- [請求項3] 請求項２記載のステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ）において、
- 前記進退機構（３８）は、前記回転機構（４０）の基端側で該回転機構（４０）を支持するとともに、少なくとも前記管体（１２）の基端部において前記押出部材（２８）の軸心が前記管体（１２）の軸心に沿うように該押出部材（２８）を送出する
- ことを特徴とするステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ）。
- [請求項4] 請求項２記載のステントデリバリーデバイス（１０Ａ）において、
- 前記回転機構（４０）は、前記管体（１２）と一体的に回転する回転部（４６）を有し、

前記回転部（４６）と前記進退機構（３８）の間には、前記押出部材（２８）と前記管体（１２）を相対的に進退移動するための駆動力を、前記回転部（４６）に伝達して該回転部（４６）を回転させる伝達部（７０）が設けられている

ことを特徴とするステントデリバリーデバイス（１０Ａ）。

[請求項５]

請求項１～４のいずれか１項に記載のステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ、１０Ｂ）において、

前記管体（１２）は、略直線状に延在する胴体部（３０）と、前記胴体部（３０）の先端側に連なり螺旋状に形成された先端螺旋部（３２）とを有し、

前記先端螺旋部（３２）の先端面には、前記内腔（２４）に連なり前記留置物（１４）を送出可能な開口（２４ａ）が形成されている

ことを特徴とするステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ、１０Ｂ）。

[請求項６]

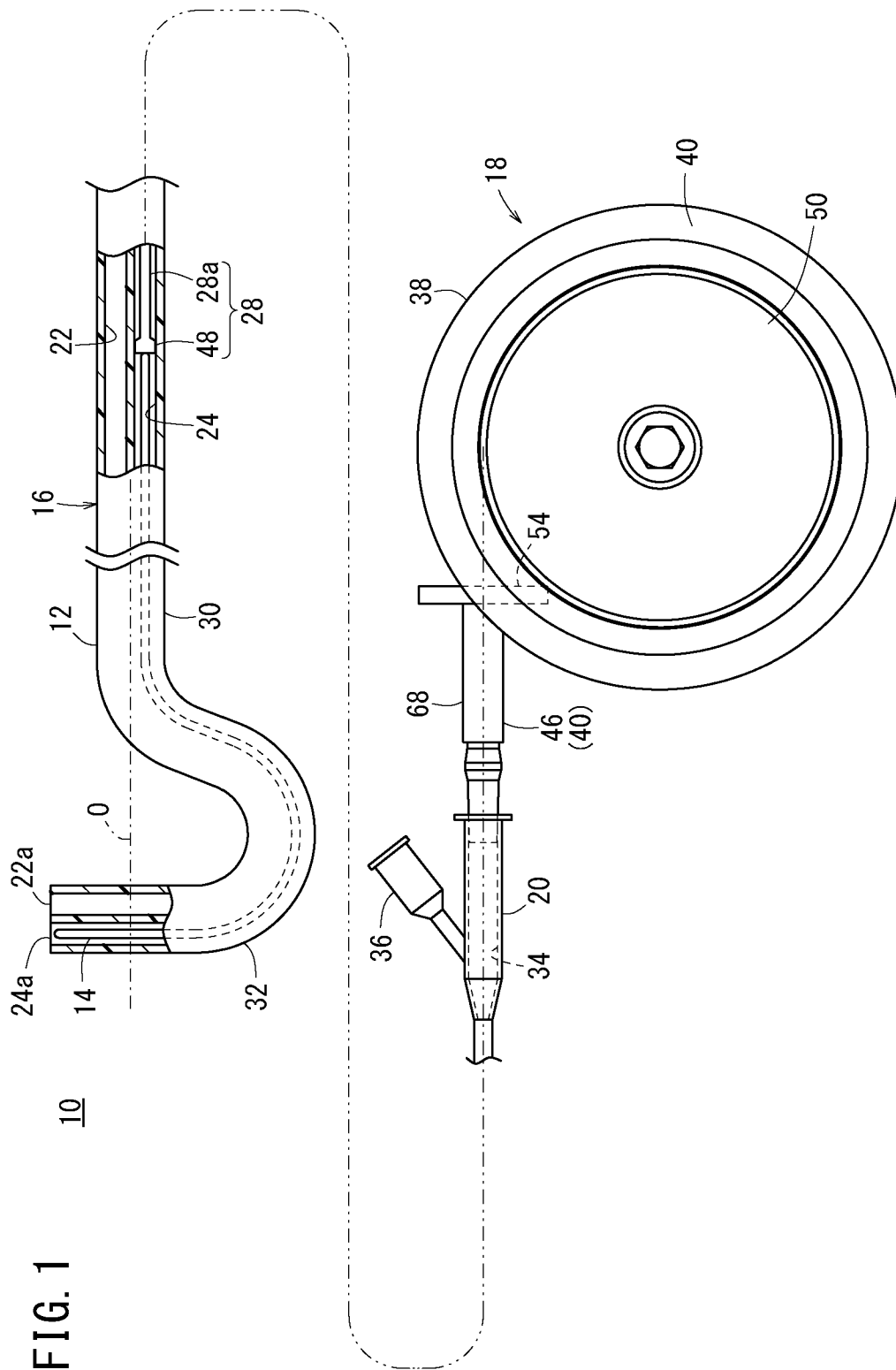
請求項５記載のステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ、１０Ｂ）において、

前記管体（１２）は、前記生体管腔に導入されるガイドワイヤ（２６）を進退自在に挿入可能であり、

前記先端螺旋部（３２）は、前記ガイドワイヤ（２６）の挿入状態において該ガイドワイヤ（２６）に沿うように変形し、前記ガイドワイヤ（２６）の離脱にともない所定の螺旋状に復帰する

ことを特徴とするステントデリバリーデバイス（１０、１０Ａ、１０Ｂ）。

[図1]



[図2]

FIG. 2D

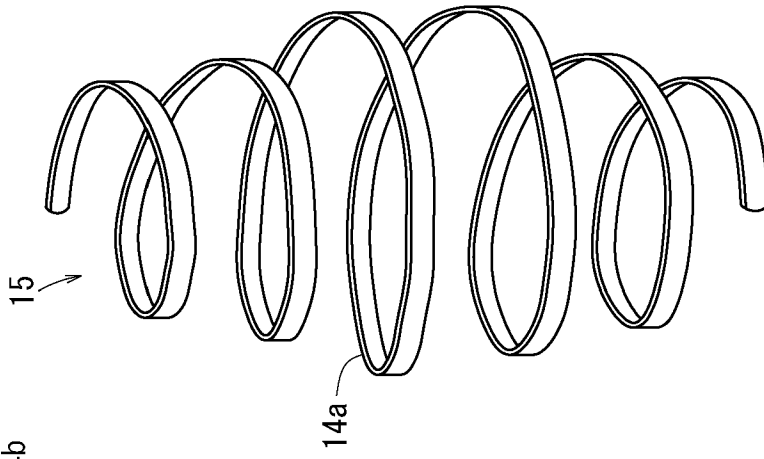


FIG. 2C

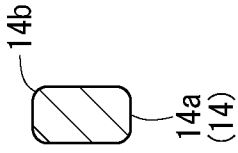


FIG. 2B

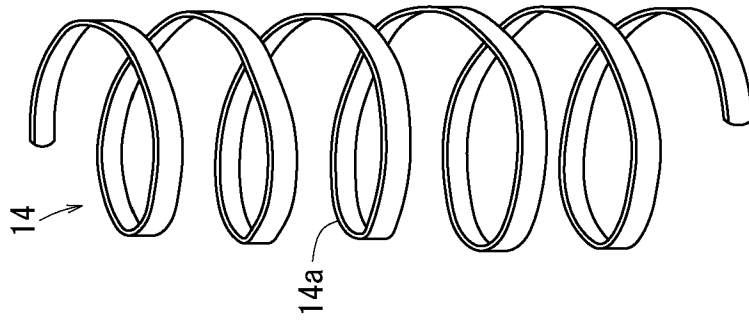
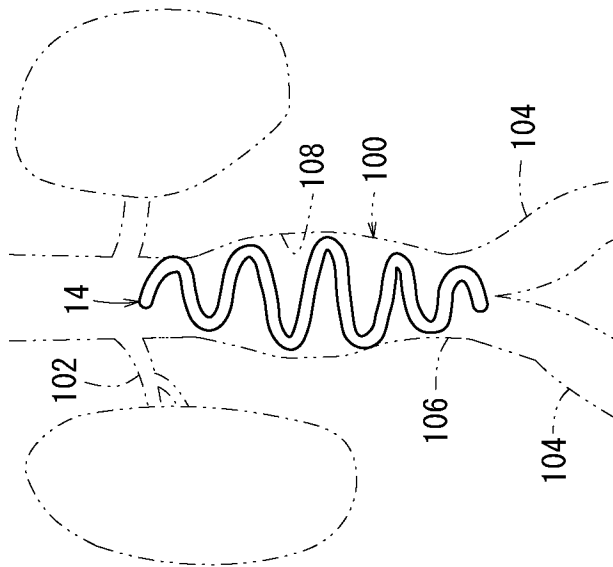


FIG. 2A



[図3]

FIG. 3A

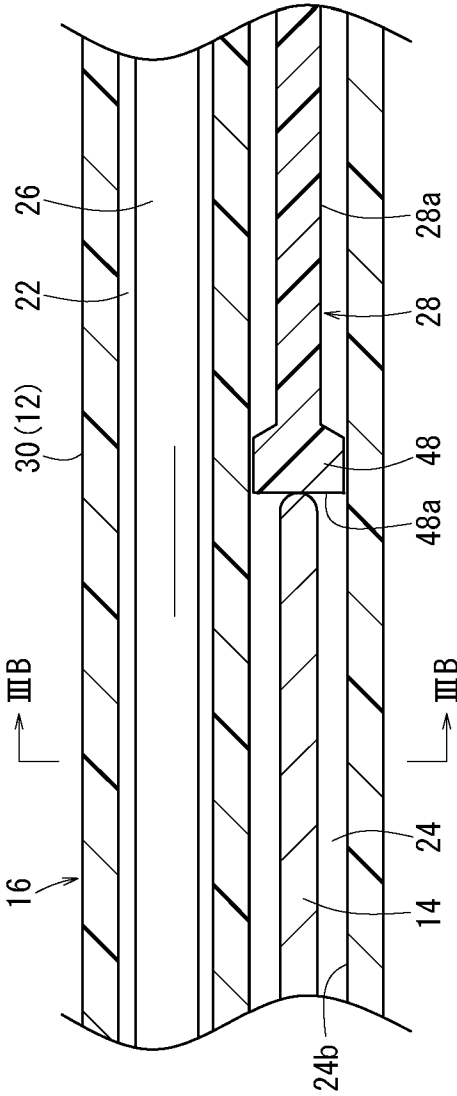


FIG. 3B

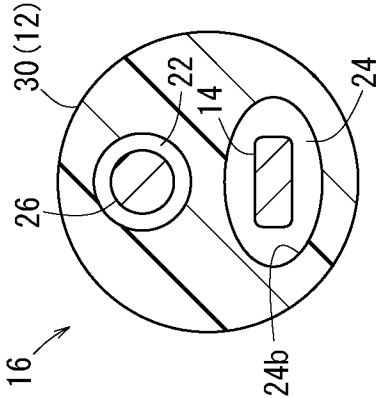
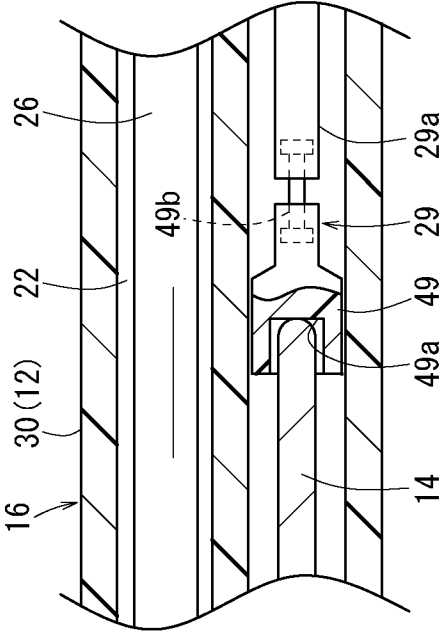


FIG. 3C



[図4]

FIG. 4A

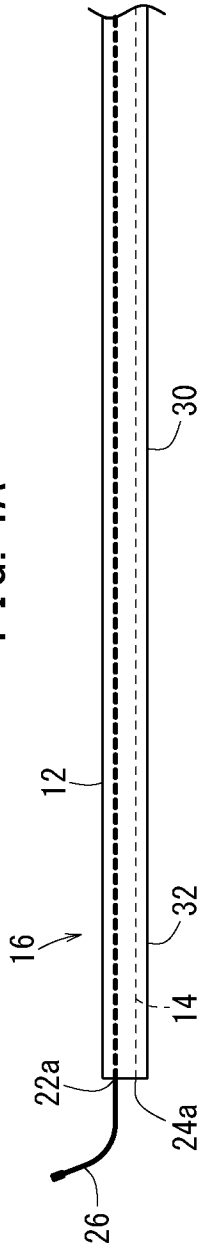


FIG. 4B

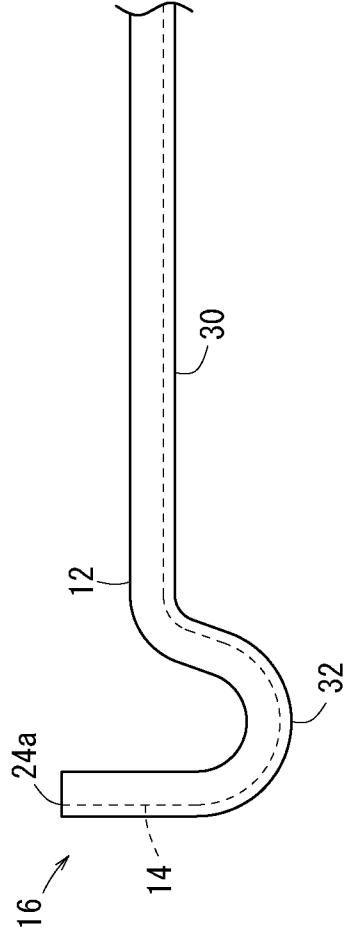
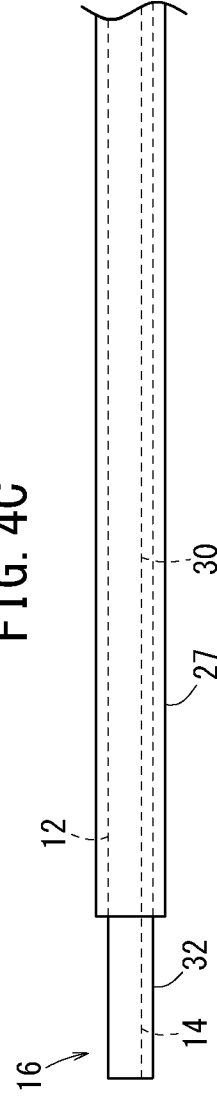
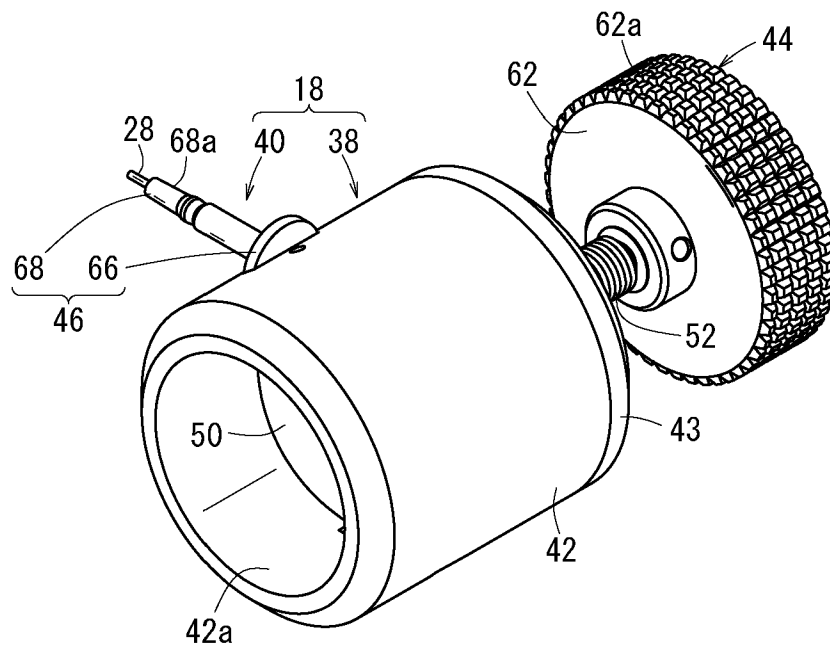


FIG. 4C



[図5]

FIG. 5



[図6]

FIG. 6A

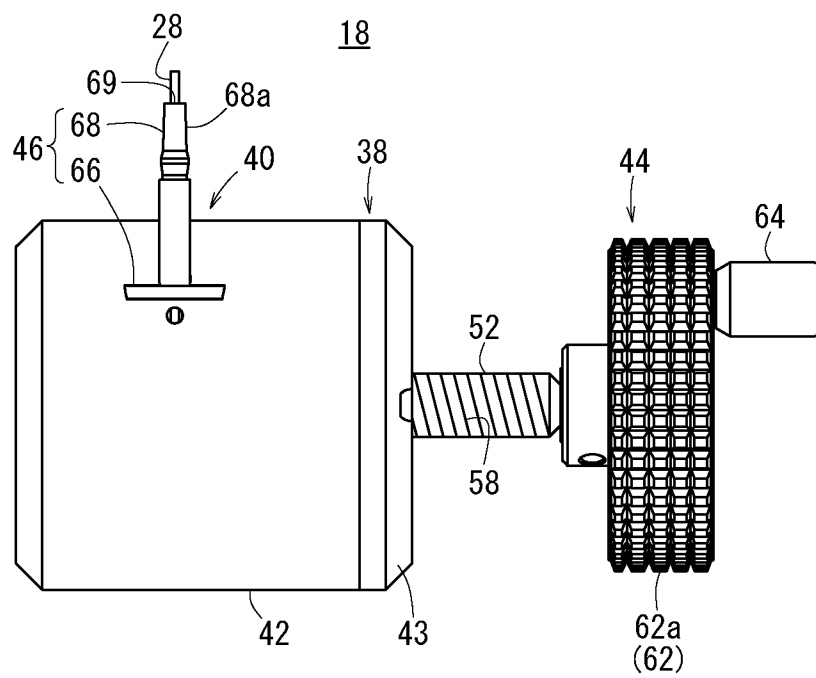
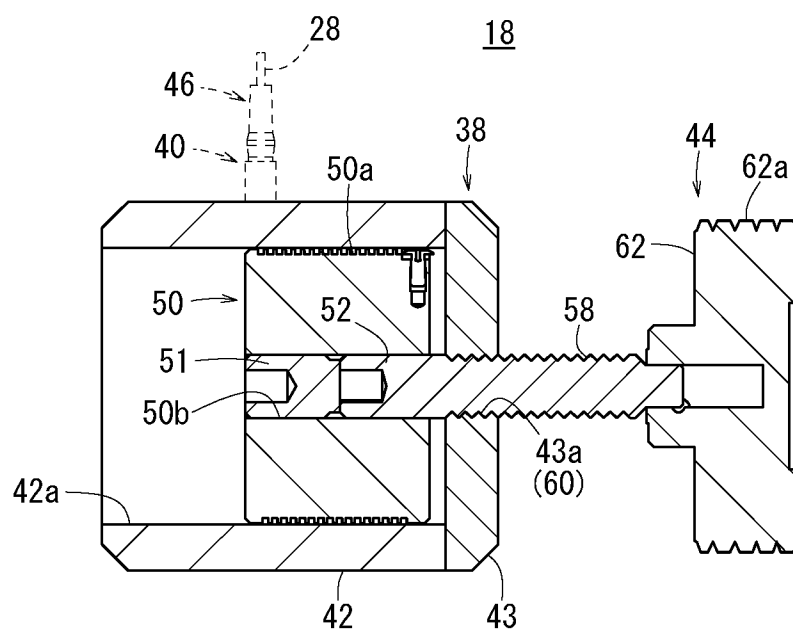


FIG. 6B



[図7]

FIG. 7A

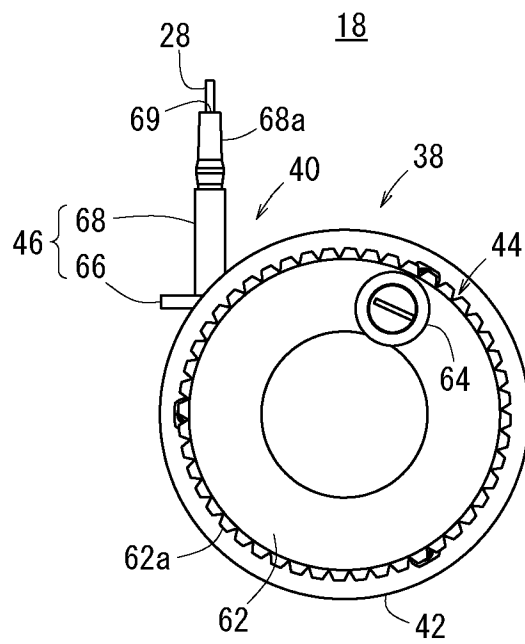
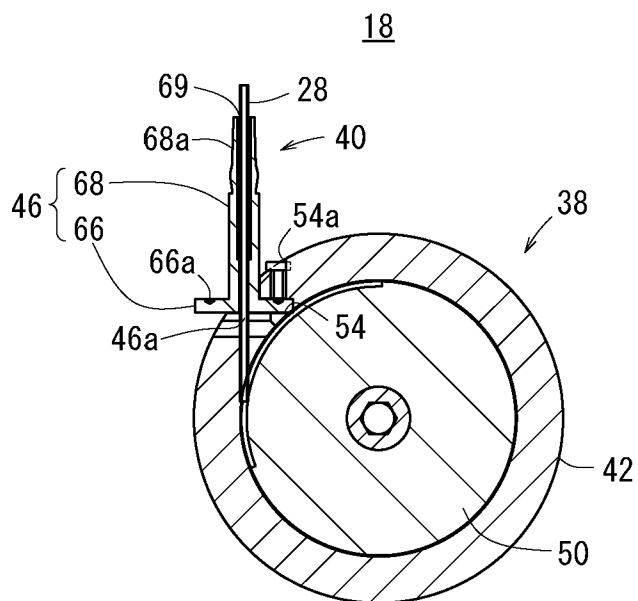


FIG. 7B



[図8]

FIG. 8B

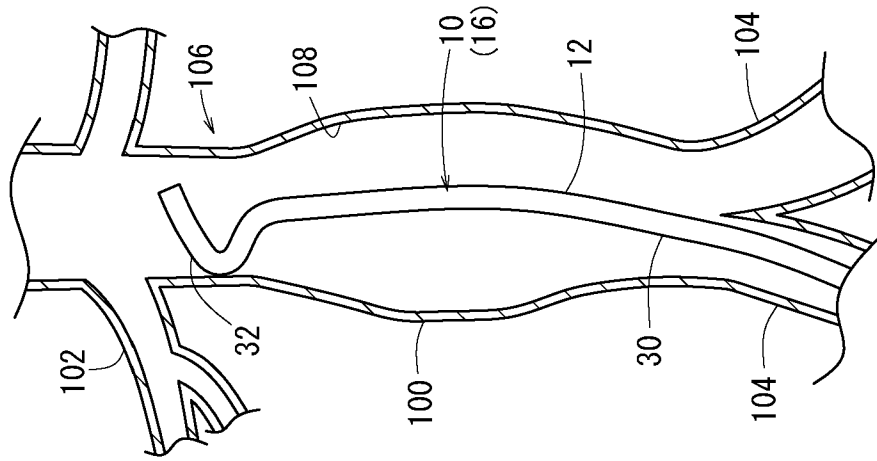
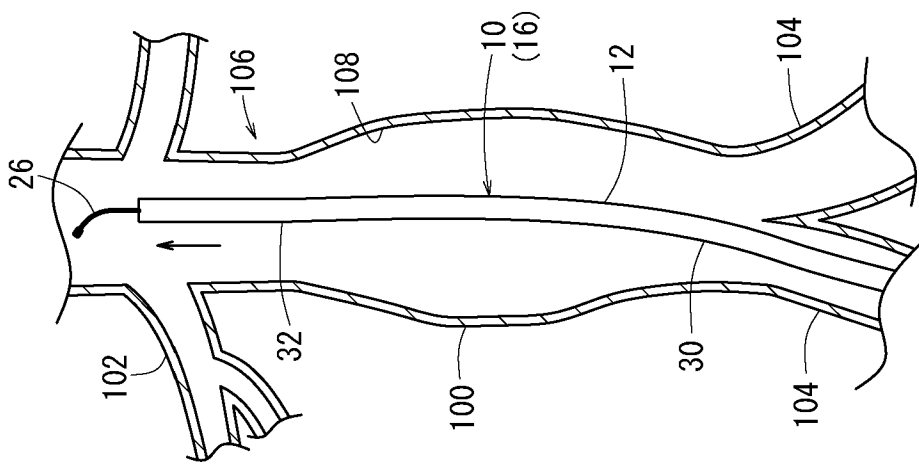


FIG. 8A



[図9]

FIG. 9B

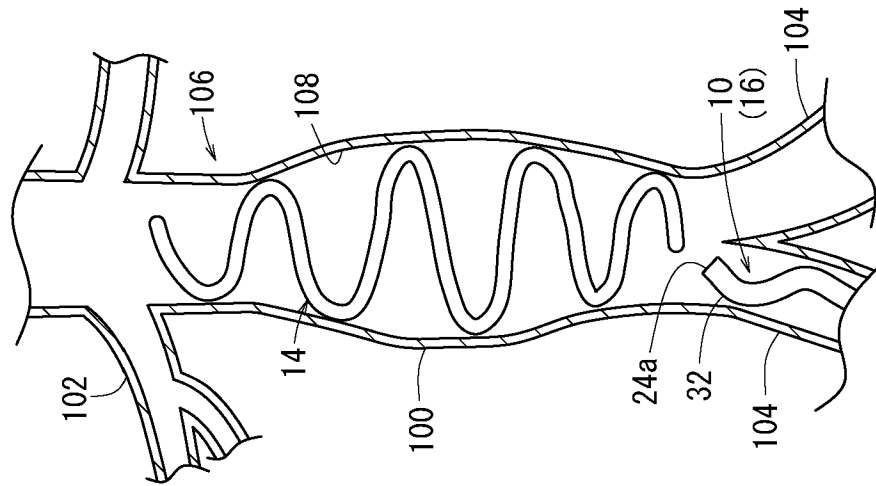


FIG. 9A

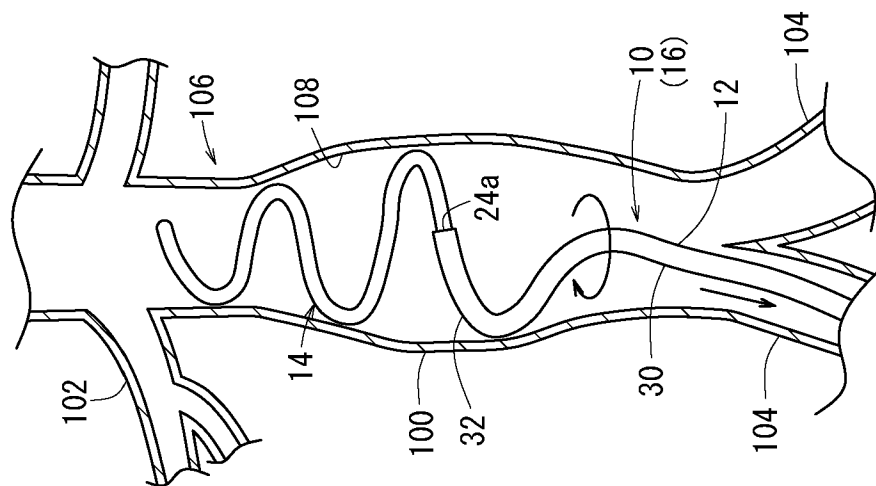
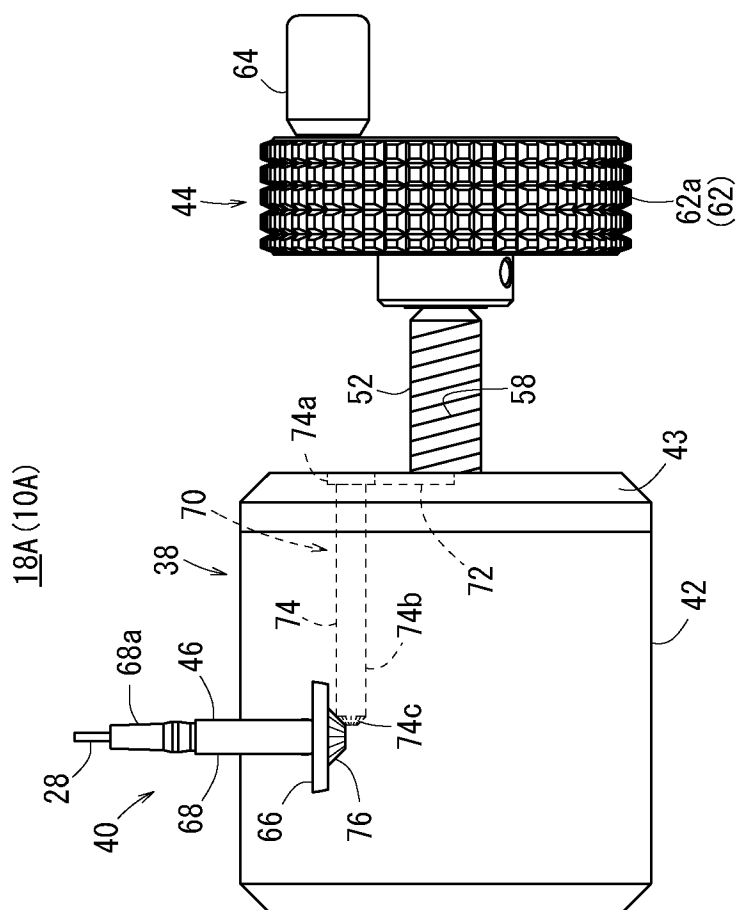
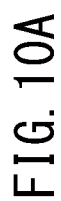
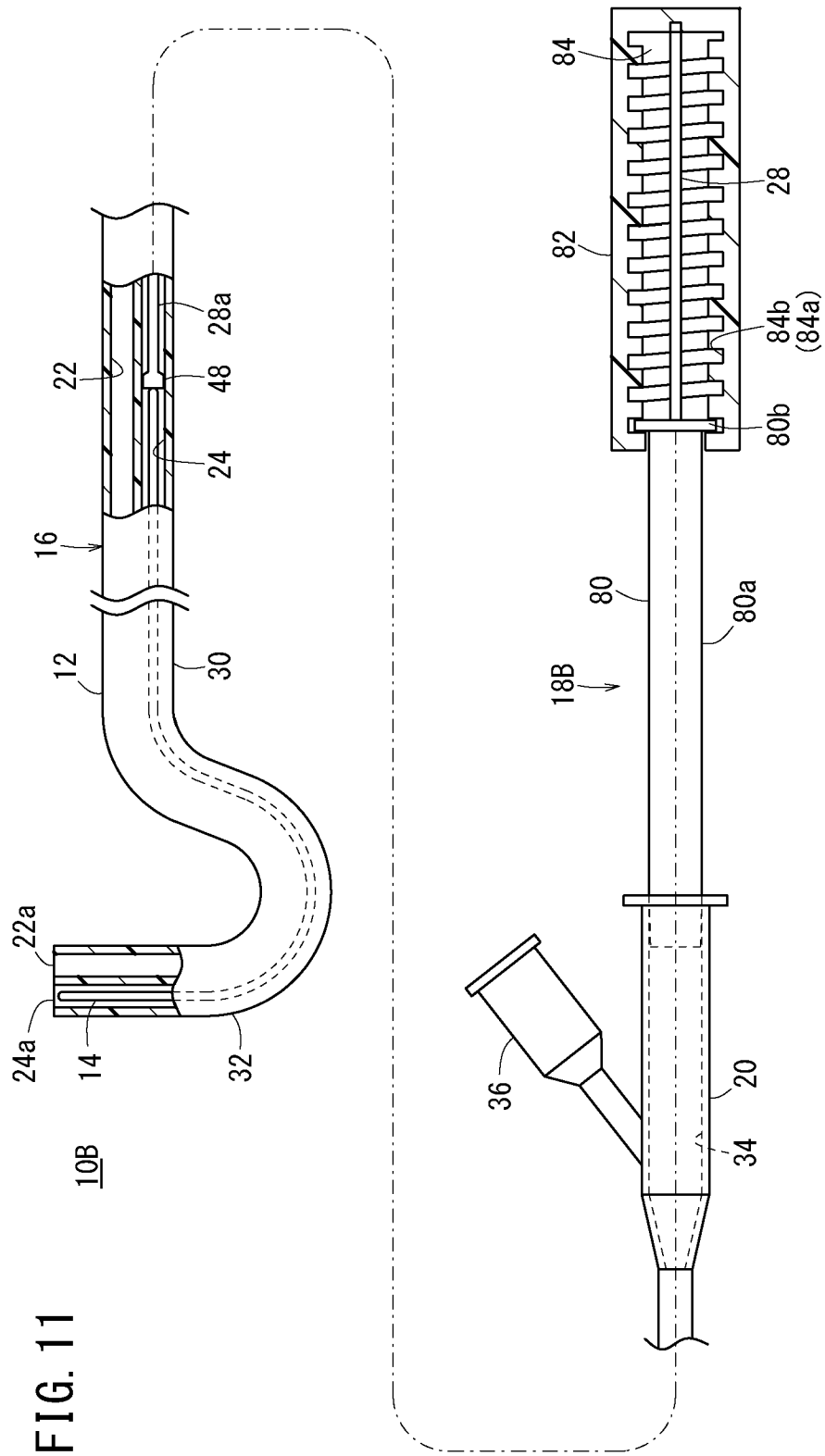


FIG. 10B



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/051601

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F2/82(2013.01) 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)

A61F2/82

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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 2005-532835 A (Xtent, Inc.), 04 November 2005 (04.11.2005), paragraphs [0030] to [0033]; fig. 5C & US 2003/0130683 A1 & WO 2003/047424 A2	1-6
A	JP 2007-524449 A (Medtronic Vascular, Inc.), 30 August 2007 (30.08.2007), entire text; all drawings & US 2004/0260384 A1 & WO 2004/112655 A1	1-6

☐ 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

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
12 February, 2013 (12.02.13)

Date of mailing of the international search report
19 February, 2013 (19.02.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61F2/82(2013.01)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（I P C））

Int.Cl. A61F2/82

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
A	JP 2005-532835 A（エクステント・インコーポレーテッド） 2005.11.04, 段落【0030】－【0033】、【図5C】 & US 2003/0130683 A1 & WO 2003/047424 A2	1-6
A	JP 2007-524449 A（メドトロニック ヴァスキュラー インコーポ レイテッド）2007.08.30, 全文, 全図 & US 2004/0260384 A1 & WO 2004/112655 A1	1-6

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

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

1 2 . 0 2 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

1 9 . 0 2 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / 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）

松田 長親

3 E

4 0 3 2

電話番号 03-3581-1101 内線 3344