

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4259862号
(P4259862)

(45) 発行日 平成21年4月30日(2009.4.30)

(24) 登録日 平成21年2月20日(2009.2.20)

(51) Int.Cl.

F 1

A 61 B 17/12	(2006.01)	A 61 B 17/12
A 61 F 2/06	(2006.01)	A 61 F 2/06
A 61 M 25/00	(2006.01)	A 61 M 25/00 41 OZ
A 61 F 2/84	(2006.01)	A 61 M 29/00

請求項の数 37 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2002-549158 (P2002-549158)
(86) (22) 出願日	平成13年12月14日 (2001.12.14)
(65) 公表番号	特表2004-514542 (P2004-514542A)
(43) 公表日	平成16年5月20日 (2004.5.20)
(86) 国際出願番号	PCT/CA2001/001767
(87) 国際公開番号	W02002/047580
(87) 国際公開日	平成14年6月20日 (2002.6.20)
審査請求日	平成16年12月13日 (2004.12.13)
(31) 優先権主張番号	60/255,381
(32) 優先日	平成12年12月15日 (2000.12.15)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	503211150 ペン、イアン・エム カナダ国、ブイ6アール・1イー4、ブリ ティッシュ・コロンビア州、バンクーバー 、ベルビュードライブ 4511
(73) 特許権者	500379071 シェコフ、ジョージ・エー アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94 022 ロス・アルトス・ヒル、デ・ベル ・ロード 14440
(73) 特許権者	500379082 リッチ、ドナルド・アール カナダ国、ブイ6アール・1エム9、ブリ ティッシュ・コロンビア、バンクーバー、 ウエスト・サード・アベニュー 4443

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡的プロテーゼ案内システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

膨張可能な膨張カテーテルであって、

このカテーテルの一部の基端部に配置された第1の管状部材と、カテーテルの先端部に配置された第2の管状部材とを具備し、これら第1の管状部材と第2の管状部材とは長手方向で互いに離間されており、更に、

前記第2の管状部材の先端部に配置された膨張可能な部材と、

前記第1の管状部材と第2の管状部材との各々の中に配置された第1のルーメンと第2のルーメンとを具備し、第1のルーメンは、前記膨張可能な部材の内部に連通され、第2のルーメンは第1のガイドワイヤーを受け、また、前記第1の管状部材と第2の管状部材とは、前記第1のルーメンと第2のルーメンとに固定されて、これら第1のルーメンと第2のルーメンとによって相互に連結されている、膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項 2】

前記第1の管状部材と第2の管状部材との各々の中に配置され、第2のガイドワイヤーを受ける第3のルーメンを更に具備する請求項1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項 3】

前記前記第1の管状部材と第2の管状部材とは、前記第3のルーメンによっても相互に接続されている請求項2の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項 4】

前記第1のルーメンは、第1の管状部材のほぼ全長にわたって伸びている請求項1乃至

3のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項5】

前記第1のルーメンは、第2の管状部材の長さの一部に沿って延びている請求項1乃至3のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項6】

前記第2の管状部材は、第1の開口部を有し、前記第1のガイドワイヤーは、この開口部を介して第2のルーメンから外に出ることが可能な、請求項1乃至5のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項7】

前記第3のルーメンは、第1の管状部材のほぼ全長にわたって延びている請求項2もしくは3の膨張可能な膨張カテーテル。 10

【請求項8】

前記第3のルーメンは、第1の管状部材の一部の長さに沿って延びている請求項2もしくは3の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項9】

前記第1の管状部材は、第2の開口部を有し、前記第2のガイドワイヤーは、この開口部を介して第3のルーメンの中に入る請求項8の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項10】

前記第1の開口部と第2の開口部とは、カテーテルの断面でみると実質的に反対側にある請求項9の膨張可能な膨張カテーテル。 20

【請求項11】

前記第3のルーメンは、第2の管状部材のほぼ全長にわたって延びている請求項2もしくは3の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項12】

前記第3のルーメンは、前記膨張可能な部材の先端部を通って延びている請求項2もしくは3の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項13】

前記第1の管状部材は、第1の通路と第2の通路とを有する請求項1乃至12のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項14】

前記第2の管状部材は、第1の通路と第2の通路とを有する請求項1乃至12のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。 30

【請求項15】

前記第1の管状部材と第2の管状部材との各々は、第1の通路と第2の通路とを有する請求項1乃至12のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項16】

前記第1のルーメンと第2のルーメンとは、第1の通路内に配置されている請求項13乃至15のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項17】

(i) 前記第1の管状部材と第2の管状部材との各々は、第1の通路と第2の通路とを有し、また、(ii) 前記第3のルーメンは、第2の通路内に配置されている請求項2もしくは3の膨張可能な膨張カテーテル。 40

【請求項18】

前記膨張可能な部材は、バルーン部を有する請求項1乃至17のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項19】

前記第1の管状部材と第2の管状部材とは、ほぼ円形の断面を有する請求項1乃至18のいずれか1の膨張可能な膨張カテーテル。

【請求項20】

バルーン型膨張カテーテルであって、

このカーテルの基端部に配置された第1の管状部材と、カーテルの先端部に配置された第2の管状部材とを具備し、これら第1の管状部材と第2の管状部材とは、互いに長手方向で離間されており、更に、

前記第2の管状部材の先端部に配置されたバルーン部材と、

前記第1の管状部材と第2の管状部材との各々の中に配置された第1のルーメンと第2のルーメンと第2のルーメンとを具備し、第1のルーメンは膨張可能な部材と連通され、第2のルーメンは第1のガイドワイヤーを受け、第3のルーメンは第2のガイドワイヤーを受けており、

前記第1の管状部材と第2の管状部材とは、前記第1のルーメンと第2のルーメンと第3のルーメンとのうちの少なくとも1つによって、相互に連結されているバルーン型膨張カーテル。 10

【請求項21】

前記第1のルーメンは、前記第1の管状部材のほぼ全長にわたって伸びている請求項20のバルーン型膨張カーテル。

【請求項22】

前記第1のルーメンは、前記第2の管状部材の一部の長さに沿って伸びている請求項20もしくは21のバルーン型膨張カーテル。

【請求項23】

前記第2の管状部材は、第1の開口部を有し、前記第1のガイドワイヤーは、この開口部を介して第2のルーメンから外に出ることが可能な、請求項20乃至22のいずれか1のバルーン型膨張カーテル。 20

【請求項24】

前記第3のルーメンは、前記第1の管状部材のほぼ全長にわたって伸びている請求項20乃至22のいずれか1のバルーン型膨張カーテル。

【請求項25】

前記第3のルーメンは、前記第1の管状部材の一部の長さに沿って伸びている請求項20乃至22のいずれか1のバルーン型膨張カーテル。

【請求項26】

前記第1の管状部材は、第2の開口部を有し、前記第2のガイドワイヤーは、この開口部を介して第3のルーメンの中に入る請求項25のバルーン型膨張カーテル。 30

【請求項27】

前記第1の開口部と第2の開口部とは、カーテルの断面で見ると実質的に反対側にある請求項26のバルーン型膨張カーテル。

【請求項28】

前記第3のルーメンは、第2の管状部材のほぼ全長にわたって伸びている請求項20乃至22のいずれか1のバルーン型膨張カーテル。

【請求項29】

前記第3のルーメンは、前記膨張可能な部材の先端部を通じて伸びている請求項20乃至28のいずれかのバルーン型膨張カーテル。

【請求項30】

前記第1の管状部材は、第1の通路と第2の通路とを有する請求項20乃至29のいずれか1のバルーン型膨張カーテル。

【請求項31】

前記第2の管状部材は、第1の通路と第2の通路とを有する請求項20乃至29のいずれか1のバルーン型膨張カーテル。

【請求項32】

前記第1の管状部材と第2の管状部材との各々は、第1の通路と第2の通路とを有する請求項20乃至29のいずれか1のバルーン型膨張カーテル。

【請求項33】

前記第1のルーメンと第2のルーメンとは、第1の通路内に配置されている請求項20 50

乃至 3 2 のいずれか 1 のバルーン型膨張カテーテル。

【請求項 3 4】

前記第 3 のルーメンは、第 2 の通路内に配置されている請求項 2 0 乃至 3 2 のいずれか 1 のバルーン型膨張カテーテル。

【請求項 3 5】

前記第 1 の管状部材と第 2 の管状部材とは、ほぼ円形の断面を有する請求項 2 0 乃至 3 2 のいずれか 1 のバルーン型膨張カテーテル。

【請求項 3 6】

ガイドカテーテルと、

1 対のガイドワイヤーと、

請求項 2 0 乃至 3 5 のいずれか 1 のバルーン型膨張カテーテルとを具備する、カテーテル法のキット。

【請求項 3 7】

内視鏡的プロテーゼが取付けられたバルーンカテーテルであって、

請求項 1 乃至 3 5 のいずれか 1 のバルーン型膨張カテーテルと、

このバルーン型膨張カテーテルのバルーン部材に取付けられる拡張可能な内視鏡的プロテーゼとを具備するバルーンカテーテル。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、膨張可能な膨張カテーテル、特に、バルーンタイプの膨張カテーテルと、更には、カテーテル法のキット、特に、内視鏡的プロテーゼが取付けられたバルーン膨張カテーテルとに関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

当分野で知られているように、動脈瘤は、動脈の壁内にできる異常な隆起である。ある場合には、この隆起部は、動脈から外へ向かって全方向になめらかに隆起している。これは、“紡錘状の動脈瘤”として知られている。また、他の場合には、この隆起部は、動脈の一方の側から隆起した囊の形状を有する。これは、“囊状の動脈瘤”として知られている。

【0 0 0 3】

動脈瘤は体の動脈内にできるが、脳卒中につながるのは脳に生じた場合のみである。脳に生じる殆どの囊状動脈瘤は、大脳の血管から伸びた頸状部を有し、この血管から外へ突き出して囊を形成するように広がる。

【0 0 0 4】

このような動脈瘤によって、幾つかの異なる方法で問題が生じる。例えば、動脈瘤が破裂すると血液が、脳に、もしくは、蜘蛛膜下のスペース（即ち、脳をぴっちりと取り囲むスペース）に入る。後者、蜘蛛膜下のスペースで生じるのは、動脈瘤の蜘蛛膜下出血として知られている。この前には、恶心、嘔吐、複視、首部のこわばり及び意識の喪失のうち 1 つ以上の症状があらわれる。動脈瘤の蜘蛛膜下出血は、即座の治療が必要な医療上の緊急事態である。実際に、この状態になった患者のうち 10 - 15 % が治療のために病院に到着する前に亡くなっている。また、この状態になった患者のうち 50 % を超える人が、出血後 30 時間以内に亡くなっている。そして、この状態になって生き残った患者のほぼ半数が、永久的な脳卒中に苦しむことになる。また、脳卒中は、蜘蛛膜下出血によって引き起こされた大脳の血管内の血管痙攣によって、この出血の 1 - 2 週間後に起きることが多い。また、動脈瘤は、あまり一般的ではないが、出血に関連しない問題を引き起こすこともある。例えば、動脈瘤は、自身の中に、動脈から分裂して離れて下方へ運ばれ、そこで動脈の枝部を詰まらせて脳卒中を起こす潜在性をもつようになる血塊を形成する。更に、動脈瘤はまた、神経（これによって麻痺または一方の目の視覚異常もしくは顔面の感覚の異常を生じる可能性がある）もしくは隣接する脳（これによって発作が起こる可能性があ

10

20

30

40

50

る)を圧迫する可能性もある。

【0005】

動脈瘤、特に脳の動脈瘤が及ぼす致命的となり得る影響を考えて、当分野では、様々なアプローチによって動脈瘤の治療に取り組んできた。

【0006】

一般に動脈瘤は、外科技術を利用して血管の外側から、または、内視鏡技術によって内側から治療される(後者は、仲介(即ち、外科技術でない)技術によって幅広い方向で)。

【0007】

外科技術は通常、患者の頭蓋の開口部の形成を必要とする開頭術を伴うので、外科医は、この開口部を介して直接的に脳で作業するために器具を挿入可能である。1つのアプローチでは、脳は動脈瘤のできた血管を露出するように収縮され、続いて、外科医は、動脈瘤の首部を挟むようにクリップを位置させて、動脈中の血液が動脈瘤に入るのを防止する。このクリップはまた、動脈瘤内に血塊がある場合、この血塊が動脈に入るのを防ぎ、脳卒中の発生を未然に防止する。クリップを正しく位置付けると、動脈瘤は、数分の間に取り除かれる。外科技術は、動脈瘤のための最も一般的な治療法である。残念なことに、こうした状況に処置するための外科手術は、患者に高いリスクを負わせる主要な手術とみなされており、患者が、手術を切り抜けて生きる可能性を有するような強い力を持つことが必然的に必要となる。

【0008】

上述されたように、内視鏡技術は非外科技術であり、典型的には血管造影法を使用して、カテーテル案内システムを用いて行われるものである。特に、公知の内視鏡技術は、必然的に、動脈の血管が動脈瘤内に入るのを防止する部材で動脈瘤を封じるカテーテル案内システムを用いる。この技術は、動脈塞栓術として広く知られている。このようなアプローチの1つの例は、ガガリエルム着脱コイル(Guglielmi Detachable Coil)

であり、これは、ステンレススチールの案内用ワイヤーに取付けられたプラチナ製コイルを用いるシステムと電解分離とによって動脈瘤の大動脈内動脈瘤閉塞を生じる。かくして、プラチナ製コイルが動脈瘤内に位置されると、このコイルは、電解分離によってステンレススチール案内ワイヤーから取り外される。特に、患者の血液と塩インフセート(saline infusate)が伝導性溶液として働く。陽極はステンレススチールの案内システムであり、陰極は患者の鼠径部(groin)に位置された碎ニードルである。電流がステンレススチールの案内ワイヤーを通って伝えられると、プラチナ製のコイル(プラチナ製のコイルは、言うまでもなく電解の影響を受けない)の近くのステンレススチールの分離区画の絶縁部分で電解分離が生じる。他のアプローチでは、動脈瘤の囊を充填するためにセルロースアセテートポリマーのような材料を使用することが必要である。これらの内視鏡的アプローチは当分野での進歩だが、特に、こうした内視鏡的アプローチのリスクに、治療中に動脈瘤が破裂したり装置もしくは動脈瘤からの血塊の末端の塞栓により卒中が引き起こされることなどがあり、不都合である。また、こうした技術を用いて内視鏡的な動脈瘤の閉塞を行うと長期間にわたって色々の心配が生じる。特に、充填部材が内動脈瘤で再配置されることと、フォローアップの血管造影において動脈瘤の再現が見られることが心配される。

【0009】

上述された外科のクリッピング技術もしくは内視鏡的塞栓技術を特に用いての治療が困難なことが判明している脳の動脈瘤の1つの例が、末端基部動脈で起こったものである。このタイプの動脈瘤は通常、基部動脈の分岐点にでき、弱く外に膨れる。このタイプの動脈瘤の治療を成功させるのは、非常に難しい。その理由は、これが全てではないが、外科手術のクリップを配置させている間、全ての脳幹の穿孔する血管が残されることが避けられないためである。

【0010】

残念なことに、特定の患者の場合、動脈瘤のサイズ、形状並びに/もしくは場所によって、外科のクリッピングと内視鏡の塞栓との両方が不可能な場合がある。一般に、このよう

10

20

30

40

50

な患者の予後は良くない。

【0011】

内視鏡的な動脈瘤閉塞の分野での重要な進歩が、1999年8月19日に発行された国際特許出願番号WO99/40873号と、2000年8月12日に発行された国際特許出願番号WO00/47134号と（いずれもMarottaなどの名前）に説明されている。Marotta装置は、“運ぶのが困難な”動脈瘤の区画へと進められ、そこで動脈瘤の開口部の閉鎖を成して動脈瘤の閉塞をなし得ることから、非常に効果が高い。

【0012】

当分野には、こうした著しい進歩にも関らず、いまだ改良の余地がある。例えば、Marotta装置は、動脈瘤の開口部を閉鎖するためのいわゆる“リーフ部分”を有している。適当に整列されると、リーフ部分は、動脈瘤を閉塞するのに有効である。

10

【0013】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来のバルーン型膨張カテーテルでは、典型的には目標とする体内通路に関連して特別な方向付けが必要ないステントを運ぶために用いられるものであることから、困難である。更に困難なのは、Marotta装置を分岐された体内通路へと案内及び適当に方向付けしようとする場合である。

【0014】

従って、案内及び方向付け可能なカテーテルと、体内通路の内視鏡的プロテーゼとを有する事が望ましい。

20

【0015】

本発明の目的は、新規の膨張可能な膨張カテーテルを提供することである。

【0016】

本発明の他の目的は、新規のバルーン型膨張カテーテルを提供することである。

【0017】

本発明の更なる目的は、新規のカテーテル法キットを提供することである。

【0018】

本発明の更なる他の目的は、新規の内視鏡的プロテーゼと取付けられたバルーン型膨張カテーテルを提供することである。

30

【0019】

【課題を解決するための手段】

本発明は、一態様では、

カテーテルの一部の基端部に配置された第1の管状部材と、

カテーテルの先端部に配置された第2の管状部材とを具備し、これら第1の管状部材と第2の管状部材とは互いに長手方向で離間されており、更に、

第2の管状部材の先端部に配置された膨張可能な部材と、第1の管状部材と第2の管状部材との各々の中に配置された第1のルーメンと第2のルーメンとを具備し、第1のルーメンは膨張可能な部材の内部に連通され、第2のルーメンは第1のガイドワイヤーを受け、また、第1の管状部材と第2の管状部材とは、前記第1のルーメンと第2のルーメンとに固定されて、これら第1のルーメンと第2のルーメンとによって相互に連結されている、膨張可能な膨張カテーテルを提供する。

40

【0020】

他の態様では、本発明は、

カテーテルの一部の基端部に配置された第1の管状部材と、

カテーテルの先端部に配置された第2の管状部材とを具備し、これら第1の管状部材と第2の管状部材とは、互いに長手方向で離間されており、更に、

第2の管状部材の先端部に配置されたバルーン部材と、

第1の管状部材と第2の管状部材との各々の中に配置された第1のルーメンと第2のルーメンと第2のルーメンとを具備し、第1のルーメンは膨張可能な部材と連通され、第2のルーメンは第1のガイドワイヤーを受け、第3のルーメンは第2のガイドワイヤーを受

50

けており、第1の管状部材と第2の管状部材とは、第1のルーメンと第2のルーメンと第3のルーメンとのうちの少なくとも1つによって、相互に連結されているバルーン型膨張カテーテルを提供する。

【0021】

また、更なる他の態様では、本発明は、

ガイドカテーテルと、

1対のガイドワイヤーと、

カテーテルの一部の基端部に配置された第1の管状部材と、カテーテルの先端部に配置された第2の管状部材とを具備し、これら第1の管状部材と第2の管状部材とは、互いに離間されており、更に、第2の管状部材の先端部に配置されたバルーン部材と、

10

第1の管状部材と第2の管状部材との各々の中に配置された第1のルーメンと第2のルーメンと第3のルーメンとを具備し、第1のルーメンは膨張可能な部材と連通され、第2のルーメンは第1のガイドワイヤーを受け、第3のルーメンは第2のガイドワイヤーを受けしており、

第1の管状部材と第2の管状部材とは、第1のルーメンと第2のルーメンと第3のルーメンとのうちの少なくとも1つによって、相互に連結されているバルーン型膨張カテーテルとを具備するカテーテル法のキットを提供する。

【0022】

更なる態様では、本発明は、

カテーテルの一部の基端部に配置された第1の管状部材と、カテーテルの先端部に配置された第2の管状部材とを具備し、これら第1の管状部材と第2の管状部材とは、互いに離間されており、また、

20

第2の管状部材の先端部に配置されたバルーン部材と、

このバルーン部材に取付けられた膨張可能な内視鏡的プロテーゼと、第1の管状部材と第2の管状部材との各々に配置された第1のルーメンと第2のルーメンとを具備し、第1のルーメンは膨張可能な部材の内部と連通され、第2のルーメンは第1のガイドワイヤーを受け、また、前記第1の管状部材と第2の管状部材とは連結部材によって相互に連結されている、内視鏡的プロテーゼが取付けられたバルーンカテーテルを提供する。

【0023】

かくして、本発明の発明者は、内視鏡的プロテーゼを目標とする体内通路まで案内してこのプロテーゼを体内通路に対して方向付けるために効果的に使用され得るカテーテルを考案した。本発明のカテーテルは、上述したMarotta装置のような内視鏡的プロテーゼを案内及び方向付けするのに効果的である。本発明のカテーテルの特徴は、互いに長手方向に離間されて連結部材（第1のルーメンと第2のルーメン）によって相互に連結された2つの管状部材を有することである。連結部材の性質は、離間された管状部材に対して単一の連続的な管状部材と比べるとより容易にトルク即ちねじり力を与える限り、特に限定されない。一実施形態では、これは、2つの管状部材の直径を合わせたものよりも小さい断面の直径を有するように選択された連結部材によって果される。好ましくは、連結部材は、カテーテルの先端部の膨張可能な部材（例えばバルーン）を膨張させ、並びに／もしくは、目標とする体内通路にカテーテルを進めるのに用いられるガイドワイヤーを受けるために用いられる1つ以上のルーメンの形状を有する。

30

【0024】

【発明の実施の形態】

本発明のカテーテルの様々な好ましい実施形態を、Marottaの内視鏡的プロテーゼを参照して説明するが、これを参照するのは単に例示が目的である。当分野の当業者は、本発明のカテーテルが他の内視鏡的プロテーゼを、特別な方法で方向付けするのが望ましい場所に効果的に案内及び方向付けするために使用できることを、すぐに理解されるだろう。

【0025】

図1-7を参照すると、バルーン型膨張カテーテル10が示されている。バルーンカテーテル10は、第1の管状部材15と第2の管状部材20とを有する。第1の管状部材15

40

50

の基端部には、ルーエルロック (Luer lock) 12 (一部だけ図示されている) もしくは同様の装置が配置されている。第1の管状部材 15 と第2の管状部材 20 とは、同様のデザインを有し、これら各々は、“D”字形の通路を有するいわゆる“対のD (double-D)”断面を有する。これらは、特に図 2-4、6、7 で見ることができる。

【0026】

第1の管状部材 15 と第2の管状部材 20 とは、3つのルーメン 25、30、35 によって相互に連結されている。図示されているように、ルーメン 25、30、35 は、第1の管状部材 15 と第2の管状部材 20 とを離間する機能を果している。長手方向のスペースは、好ましくは約 10 cm 未満、更に好ましくは約 1 乃至約 8 cm の範囲内、最も好ましくは約 1 cm 乃至約 5 cm の範囲内である。ルーメン 25、30、35 は、第1の管状部材 15 と第2の管状部材 20 との中に接着剤 22 によって固定されている。

10

【0027】

ルーメン 25 は、第1の管状部材 15 を通って第2の管状部材 20 の一部中へと延びている。かくして、ルーメン 25 の基端部は、従来の方法でルーエルロック 12 から出ている。第2の管状部材 20 は、ルーメン 25 と連絡された開口部 40 を有する。図示されているように、ルーメン 25 は、開口部 40 から外へ出るガイドワイヤー 45 を受けている。

【0028】

第2の管状部材 20 の先端部には、膨張可能なバルーン 50 が取着されている。このバルーン 50 の性質と、第2の管状部材 20 への接続とは、従来のとおりであり、当分野の当業者の知識の範囲内である。

20

【0029】

ルーメン 30 は、第1の管状部材 15 と第2の管状部材 20 とを通って延び、バルーン 50 の内側と連通された先端開口部 (図示されず) を有する。ルーメン 30 の基端部は、従来のようにルーエルロック 12 から出ている。かくして、当分野の当業者は、ルーメン 30 がバルーン 50 の膨張収縮のために用いられるいわゆる膨張ルーメンであると理解されるだろう。

【0030】

ルーメン 35 は、第1の管状部材 15 の一部から第2の管状部材 20 を通ってバルーン 50 から出るように延びている。第1の管状部材 15 は、ルーメン 35 と連絡された開口部 55 を有する。図示されているように、ルーメン 35 は、開口部 55 を通してガイドワイヤー 60 を受けている。このルーメン 35 のガイドワイヤー 60 は、バルーン 50 から外に出ている。

30

【0031】

前記ルーメン 25 は、いわゆる“オーヴァー・ザ・ワイヤー (over-the-wire) ”構成のガイドワイヤー 45 を受け、他方で、ルーメン 35 は、いわゆる“モノレール”構成のガイドワイヤー 60 を受けている。“モノレール”構成を用いれば、ガイドワイヤー 60 の比較的急な交換も容易である。これについては、例えば“モノレール”型の案内システム及びこのようなシステムを用いたガイドワイヤーの急な交換についての一般的な説明として本明細書で参照されている文献と米国特許番号 4,748,982 (Horzewski などへの) とを参照してほしい。いうまでもなく、ルーメン 35 が“オーヴァー・ザ・ワイヤー”構成及び効果的に曲がる“二重のオーヴァー・ザ・ワイヤー”構成のガイドワイヤー 60 とを受け得るようにカテーテル 10 を改良することも可能である。

40

【0032】

当分野の当業者によって理解されるように、第1の管状部材 15 並びに第2の管状部材 20 は、離間されて配置されており (即ち、不連続的な部分を有する单一の管状部材と等しい)、ルーメン 25、30、35 によって互いに連結されている。これによって、第1の管状部材 15 と第2の管状部材 20 とは、单一の連続した管状部材が用いられる構成 (即ち、非連続的な部分がない) と比べてより容易に、互いに対してもトルクを与えられたりねじられたりすることが可能である。このように第1の管状部材と第2の管状部材との間に与えられる相対的な程度の自由によって、バルーン 50 に取付けられた内視鏡的プロテー

50

ゼの方向付けが、以下に詳しく説明するように容易にされる。

【0033】

図8を参照すると、前述したMarotta装置と同様の構成の内視鏡的プロテーゼ100が示されている。内視鏡的プロテーゼ100は、本体105を有する。この本体105は、基端部110と先端部115とを有する。内視鏡的プロテーゼ100は、本体105に設けられたリーフ部分120を更に有する。図示されているように、このリーフ部分120は、首部125とヘッド部130とを有する。ヘッド部130は、首部125よりも幅が広い。図示された実施形態では、リーフ部分120のヘッド130は、先端部115とは逆へ延びている（即ち、リーフ部分120のヘッド130は基端部110の方を向いている）。

10

【0034】

本体105は、1対の支柱145、150によって互いにつなげられた1対のリング135、140を更に有する。図示された実施形態では、リーフ部分120はリング135に接続されている。支柱145、150は、好ましくは、進行を向上させるように可撓性が最大にされると同時に、プロテーゼ100に十分な強度を与えるような大きさにされている。支柱145、150の目的は、リング135、140を互いに接続させることである。また、もう1つの目的は、プロテーゼ100が、目標とする体内通路に進められるよう十分に可撓性を有するように、また、目標とする体内通路内の適当な場所で固定されよう十分に膨張可能なようにすることである。支柱145、150は、プロテーゼ100が膨張している間は（即ち、プロテーゼ100が正しく位置された後は）特に重要ではない。更に、当分野の当業者には明らかであると思われるが、リーフ部分120は、プロテーゼ100の基端部110と先端部115とに対して独立して動作可能である（図示された実施形態では、リーフ部分120は、リング135、140に対して独立して動作可能である）。

20

【0035】

図9を参照すると、プロテーゼ100は、従来の方法でカテーテル10のバルーン50に取付けられている。示されているように、プロテーゼ100は、リーフ部分の首部125とヘッド130が第2の管状部材の開口部40と長手方向に並べられるようにバルーン50に取付けられる。

30

【0036】

図10を参照して、バルーン50に取付けられたプロテーゼ100の案内及び配置とを説明する。

【0037】

ここには、1対の分岐した動脈220、225へと二股に分かれる合流点205で終わる基部(basilar)動脈200が示されている。合流点205と分岐動脈225との間に、動脈瘤230ができている。この動脈瘤230は、開口部235（説明のために拡大して示されている）を有しており、この動脈瘤230には、この開口部を介して血液が入り栄養が補給される。

【0038】

ガイドワイヤー45、60は、好ましくは、2000年2月17日に(Ricciなどに)発行された国際特許出願番号WO00/07525に説明されているようなガイドワイヤー案内システムを用いて分岐した動脈220、225に案内される。

40

【0039】

バルーン50に取付けられたプロテーゼ100を有する次のカテーテル10（図9）は、図1に示された構成を用いて案内ガイドワイヤー45、60によって進められる。バルーン50が合流点205に近づいた際に、ガイドワイヤー45が接近開口部40(approach opening)と整列することによって、第1の管状部材は自然にトルクを与えられ、即ちねじり作用を受ける。このようにトルクを与える作用即ちねじりの作用は、ルーメン25、30、35に、続いて、第2の管状部材20に伝えられる。受けられたトルクを与える作用即ちねじりの作用を受けて、第2の管状部材は自然に、ルーメン25、30、35が

50

比較的ねじれない、また、開口部 40 から外に出たガイドワイヤー 45 の一部とこれに隣接したカテーテル 10 の一部分も比較的ねじれないような位置につく。(i) 開口部 40 とプロテーゼ 100 のリーフ部分 120 とが長手方向に整列することと、(ii) 第 1 の管状部材 15 と第 2 の管状部材 20 とが離間されていること、とが組み合わされると、プロテーゼのリーフ部分 120 が動脈瘤 230 の開口部 235 と実質的に整列するように方向付けられるので、効果的に、容易に“ねじれない”効果を果たせる。

【0040】

内視鏡的プロテーゼ 100 が正しい位置につくとバルーン 50 は膨張されて、リング 135、140 に径方向外方への力を働かせる。この影響で最初に、基部動脈 200 の壁に対してリング 140 が膨張し、分岐動脈 220 内でリング 135 が膨張する。バルーン 50 の膨張が続くにつれて、バルーン 50 の一部分がリーフ部分 120 の首部 125 と頭部 130 とに付勢し、この結果、リーフ部分 120 が、動脈瘤 230 の開口部 235 の閉鎖を生じるような方法で分岐動脈 220 の壁に対して付勢する。

10

【0041】

バルーン 50 は次に収縮されて、ガイドワイヤー 45、60 と共に内視鏡的プロテーゼ 100 から引き抜かれる。図示された実施形態では、内視鏡的プロテーゼ 100 は、リング 135、140 が分岐動脈 220、基部動脈 200 の夫々の壁に対して付勢されることによって所定位置に固定されている。更に、図示された実施形態において、リーフ部分 120 は、合流点 205 へ血液が流れる力と、分岐動脈 220 中に先端部 115 を進めるように本体 105 が撓む際の内在する力との組み合わせによって所定位置に固定される。リーフ部分 120 が開口部 235 を閉鎖すると、動脈瘤 230 は図 11 に見られるように除去される。

20

【0042】

動脈瘤 230 の開口部 235 が動脈の壁の上面に対してオフセットされる場合、このようなオフセットの角度は、当該の管解剖学 (the vascular anatomy) の 3D レンダリング (3-D rendering) を含む大脳の血管造影技術の当業者によって決定され得る。解剖学上のオフセット角度が決定されると、プロテーゼ 100 は、リーフ部分 120 の首部 125 と頭部 130 とが第 2 の管状部材 20 の開口部 40 から長手方向に同じ角度だけオフセットされるように、バルーン 50 に取付けられ得る。これによって、動脈瘤 230 の開口部 235 を覆うようなリーフ部分 120 の予測可能な位置付け (aposition) を容易にする。

30

【0043】

本発明は、実例の実施形態と例とを参照して説明されてきたが、この説明は限定的なものではない。かくして、実例の実施形態の様々な変形例は、上述の説明を読めば、本発明の他の実施形態と同様に当分野の当業者には明らかであろう。例えば、好ましい実施形態を参照して説明された管状部材はいわゆる対の D の断面を有しているが、D (即ち、一方の通路は円形の断面を有し、他方は D 字形状の断面を有する) などの他の断面を有する管状部材を使用することも可能である。また、個々のルーメンを有する管状部材を使用することも可能である。更に、図示された実施形態は上述された Marotta 装置の特定の実施形態に関連するが、効果的に、目標とする体内通路に特に向けさせることができ、本発明の内視鏡的プロテーゼを備えたカテーテルを使用することも可能である。これには、上述された Marotta などへの国際特許出願で開示されているステントや他の膨張可能なプロテーゼが含まれる。例えば、単一の膨張可能な留め手段 (例えば膨張可能な管状部材など) もしくは 3 つ以上の膨張可能な留め手段 (例えば膨張可能な管状部材など) を用いてプロテーゼを組立てることが可能である。かくして、請求項はこのような変形例もしくは実施形態をカヴァーすると考えられる。

40

【0044】

本明細書で言及した全ての刊行物、特許、特許出願を、これら刊行物、特許もしくは特許出願が特に及び個々に参照されてそっくりそのまま組み入れられるのと同程度まで、そっくりそのまま参照して本明細書に組み入れる。

50

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明のカテーテルの好ましい 1 実施形態の斜視図を示す。

【図 2】 図 1 の領域 A を拡大した図を示す。

【図 3】 図 2 の I I I - I I I 線に沿った断面図を示す。

【図 4】 図 2 の I V - I V 線に沿った断面図を示す。

【図 5】 図 2 の V V 線に沿った断面図を示す。

【図 6】 図 2 の V I - V I 線に沿った断面図を示す。

【図 7】 図 2 の V I I - V I I 線に沿った断面図を示す。

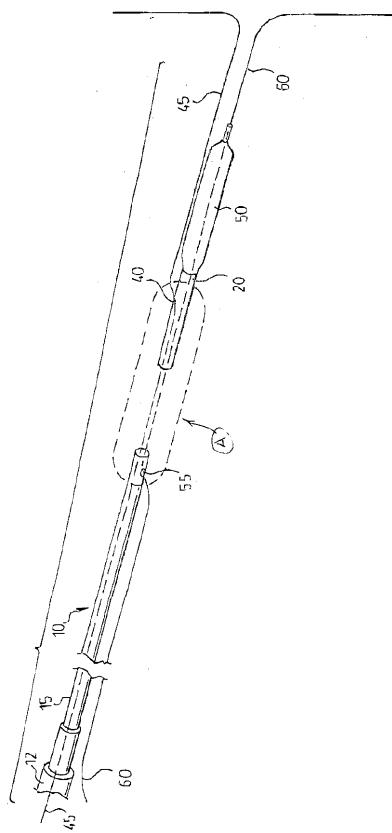
【図 8】 図 1 に示されたカテーテルを利用して案内可能な内視鏡的プロテーゼを示す。

【図 9】 図 1 のカテーテルに図 8 の内視鏡的プロテーゼを取付けたところを示す。

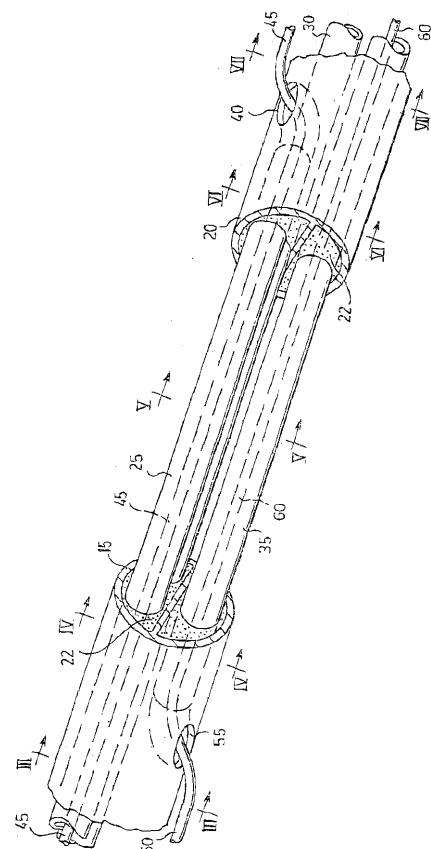
【図 10】 図 1 のカテーテルを用いて図 8 の内視鏡的プロテーゼを動脈瘤を有する二股の体内通路へと案内するのを示す。

【図 11】 図 8 の内視鏡的プロテーゼを採用した後の図 10 の二股の体内通路の斜視図を示す。

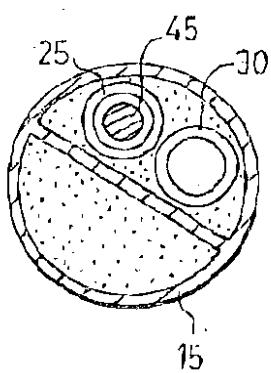
【図 1】



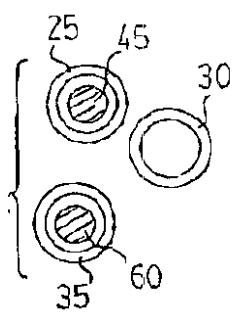
【図 2】



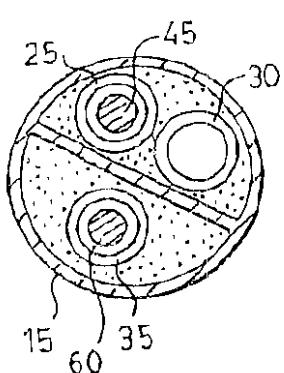
【図3】



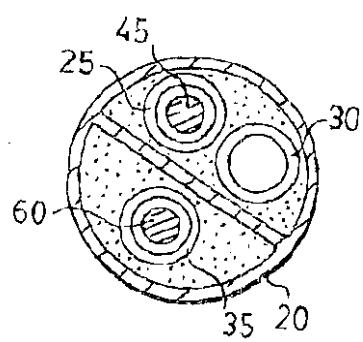
【図5】



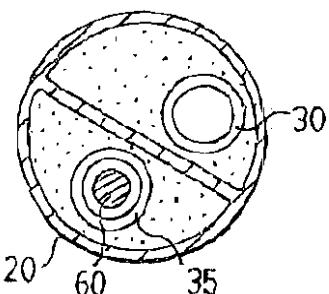
【図4】



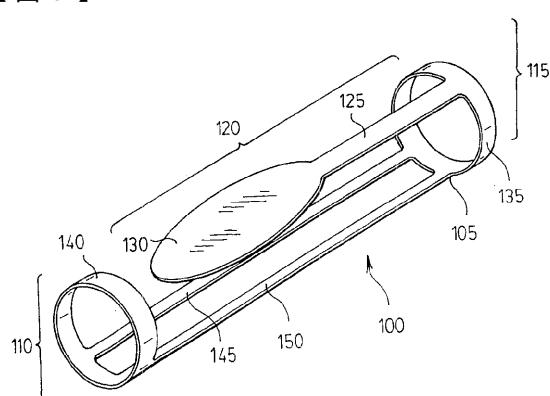
【図6】



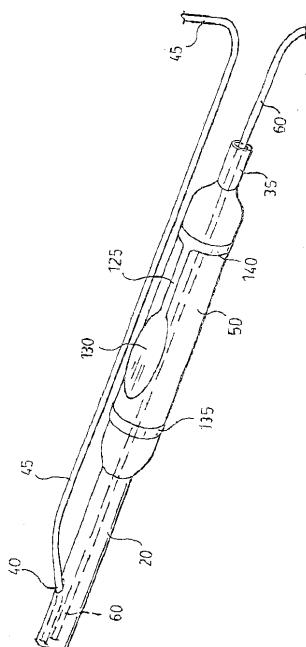
【図7】



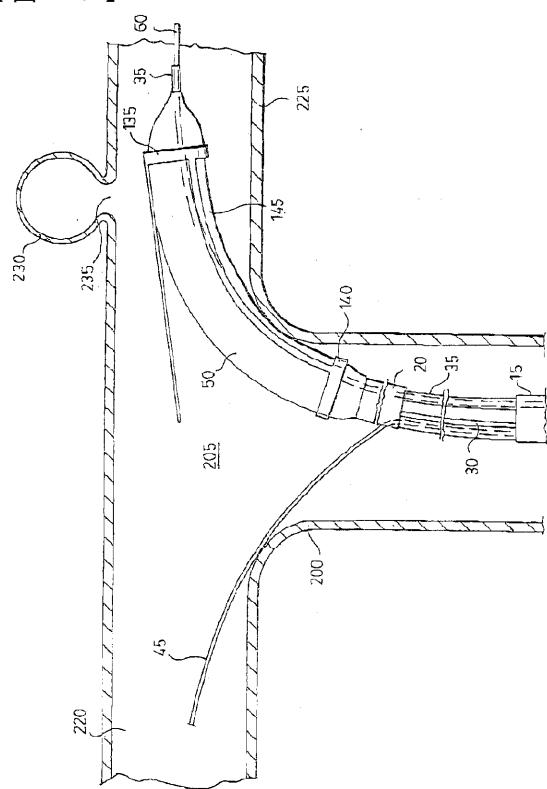
【図8】



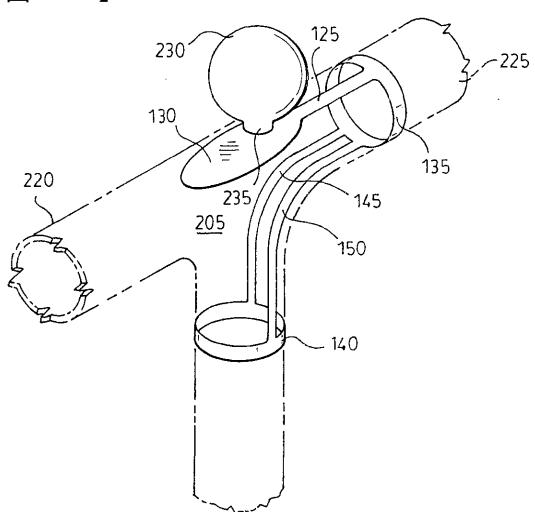
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

(73)特許権者 503211703

マロッタ、トーマス・エー
カナダ国、エム9エー・2エー6、オンタリオ州、エトピコーク、レイベンスボーン・クレセント
8

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(74)代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100108855

弁理士 蔡田 昌俊

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 リッチ、ドナルド・アール

カナダ国、ブイ6アール・1イー4、ブリティッシュ・コロンビア州、バンクーバー、ウエスト・
サード・アベニュー 4443

(72)発明者 マロッタ、トーマス・エー

カナダ国、エム9エー・2エー6、オンタリオ州、エトピコーク、レイベンスボーン・クレセント
8

(72)発明者 ボーン、ギャシ

カナダ国、ブイ6ゼット・1エル4、ブリティッシュ・コロンビア州、バンクーバー、グランビル
・ストリート 304-1067

(72)発明者 マルコ、アレクセイ

カナダ国、ブイ5ワイ・1ダブリュ9、ブリティッシュ・コロンビア州、バンクーバー、ウエスト
・フォーティーンス・アベニュー 1-108

(72)発明者 マクドーガル、イアン

カナダ国、ブイ6エイチ・3ゼット6、ブリティッシュ・コロンビア州、バンクーバー、オーク・
ストリート 554-2660

(72)発明者 ホン、エリオット

カナダ国、ブイ6エイチ・3ゼット6、ブリティッシュ・コロンビア州、バンクーバー、オーク・
ストリート 554-2660

審査官 川端 修

(56)参考文献 米国特許第05484449(US, A)

米国特許第05578009(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/12

A61F 2/06

A61F 2/84

A61M 25/00

专利名称(译)	内窥镜假体引导系统		
公开(公告)号	JP4259862B2	公开(公告)日	2009-04-30
申请号	JP2002549158	申请日	2001-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	Pen'ian'emu 格哈德·科赫乔治代理 丰富的唐纳德·厄尔		
申请(专利权)人(译)	笔，伊恩·M. Shukofu，乔治代理 丰富，唐纳德·厄尔 马洛塔，托马斯呃		
当前申请(专利权)人(译)	笔，伊恩·M. Shukofu，乔治代理 丰富，唐纳德·厄尔 马洛塔，托马斯呃		
[标]发明人	リッチドナルド・アール マロッタ・トーマス・エー ボーン・ギャシ マルコ・アレクセイ マクドーガル・イアン ホンエリオット		
发明人	リッチ、ドナルド・アール マロッタ、トーマス・エー ボーン、ギャシ マルコ、アレクセイ マクドーガル、イアン ホン、エリオット		
IPC分类号	A61B17/12 A61F2/06 A61M25/00 A61F2/84 A61F2/82		
CPC分类号	A61F2/958 A61F2/95 A61F2002/821		
FI分类号	A61B17/12 A61F2/06 A61M25/00.410.Z A61M29/00		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	川端修		
优先权	60/255381 2000-12-15 US		
其他公开文献	JP2004514542A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

类型代码：可膨胀的扩张导管有效地引导和引导内窥镜假体到目标内部通道。导管具有位于其近端处的第一管状构件和位于其远端处的第二管状构件。第一管状构件和第二管状构件彼此间隔开。而且，可膨胀构件（例如球囊）位于第二管状构件的远端处。第一管腔和第二管腔设置在第一管状部件和第二管状部件中的每一个中。第一内腔与可充气构件的内部连通以充当可充气内腔。而且，第二管腔接收第一导丝。第一管状构件和第二管状构件通过连接构件彼此连接。

図 2 】

