

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5269367号
(P5269367)

(45) 発行日 平成25年8月21日 (2013. 8. 21)

(24) 登録日 平成25年5月17日 (2013. 5. 17)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 17/00 (2006. 01)	A 6 1 B 17/00 3 2 0
A 6 1 F 2/06 (2013. 01)	A 6 1 F 2/06
A 6 1 M 29/02 (2006. 01)	A 6 1 M 29/02
A 6 1 B 17/12 (2006. 01)	A 6 1 B 17/12
A 6 1 M 25/095 (2006. 01)	A 6 1 M 25/00 3 1 2
請求項の数 10 外国語出願 (全 11 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2007-220119 (P2007-220119)	(73) 特許権者	597041828
(22) 出願日	平成19年8月27日 (2007. 8. 27)		コーディス・コーポレイション
(65) 公開番号	特開2008-100050 (P2008-100050A)		Cordis Corporation
(43) 公開日	平成20年5月1日 (2008. 5. 1)		アメリカ合衆国 ニュージャージー州 O
審査請求日	平成22年6月7日 (2010. 6. 7)		8807、ブリッジウォーター、 ルート
(31) 優先権主張番号	11/511, 097		22 430
(32) 優先日	平成18年8月28日 (2006. 8. 28)	(74) 代理人	100088605
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 加藤 公延
前置審査		(74) 代理人	100130384
			弁理士 大島 孝文
		(72) 発明者	ルイス・エイ・ダビラ
			アメリカ合衆国、30005 ジョージア
			州、アルファレッタ、ドウクリーク・コー
			ト 440
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数のインビボ・インプラント送達装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のインビボ・インプラント装置を送達するためのカテーテルにおいて、
外部シースであって、その外部シース中を通る軸方向内腔部を有する、外部シースと、
前記軸方向内腔部を通して前記カテーテルの近位端から遠位先端部まで延びる、内部シャフトと、

前記内部シャフトに固定され、複数のインビボ・インプラント装置の内で最も近位側に
あるインビボ・インプラント装置の近位方向への移動を制限する、近位止め具と、

前記内部シャフトの長さに沿って前記近位止め具と前記遠位先端部との間にある、1つ
以上の軸方向止め具であって、少なくとも1つの軸方向止め具は、2つの隣り合うインプ
ラント装置の間に軸方向に位置されている、軸方向止め具と、

を備え、

前記1つ以上の軸方向止め具の少なくとも1つは、前記内部シャフトに固定されており

、
前記1つ以上の軸方向止め具の前記少なくとも1つは、前記1つ以上の軸方向止め具の
前記少なくとも1つの近位側に位置するインプラント装置と当接して該近位側に位置する
インプラント装置の遠位方向への移動を制限すると共に、前記軸方向に対し略垂直に延び
る近位端当接面、前記1つ以上の軸方向止め具の前記少なくとも1つの遠位側に位置する
インプラント装置と当接して該遠位側に位置するインプラント装置の近位方向への移動を
制限すると共に、前記軸方向に対し略垂直に延びる遠位端当接面、及び、前記近位端当接

10

20

面と前記遠位端当接面とを繋ぐ側面を有し、該側面は、この止め具の長さに沿って直径がしだいに小さくなっており、

前記1つ以上の軸方向止め具の前記少なくとも1つは、遠位側から近位側に直径がしだいに小さくなっている、カテーテル。

【請求項2】

請求項1に記載のカテーテルにおいて、

前記1つ以上の軸方向止め具の少なくとも1つは、放射線不透過性である、カテーテル。

【請求項3】

請求項1に記載のカテーテルにおいて、

前記1つ以上の軸方向止め具の少なくとも1つは、複数の軸方向止め具を含み、前記複数の軸方向止め具の幅が互いに異なっている、カテーテル。

10

【請求項4】

請求項3に記載のカテーテルにおいて、

前記複数の軸方向止め具のそれぞれは、遠位側に隣接する軸方向止め具よりも幅が広い、カテーテル。

【請求項5】

請求項1に記載のカテーテルにおいて、

前記内部シャフトの少なくとも一部を通る軸方向内腔部、
をさらに備える、カテーテル。

20

【請求項6】

請求項1に記載のカテーテルにおいて、

ガイドワイヤーを入れるために前記遠位先端部に設けられた通路と、

前記ガイドワイヤーに前記送達カテーテルを着脱するためのラビッド・エクスチェンジ・メカニズムと、
をさらに備える、カテーテル。

【請求項7】

請求項1に記載のカテーテルにおいて、

前記外部シースが前記遠位先端部に接続されていて、前記送達カテーテルの外部表面を連続的なものになっている、カテーテル。

30

【請求項8】

請求項1に記載のカテーテルにおいて、

複数の自己拡張式のインビボ・インプラント装置、
をさらに備え、

前記インビボ・インプラント装置は、放射方向において前記内部シャフトと前記外部シースとの間にあり、前記近位止め具の近位側にあり、前記1つ以上の軸方向止め具の少なくとも1つを任意の2つのインプラント装置の間に有する、カテーテル。

【請求項9】

請求項8に記載のカテーテルにおいて、

前記インプラント装置の1つ以上は、1つ以上の放射線不透過性マーカを備える、カテーテル。

40

【請求項10】

請求項1に記載のカテーテルにおいて、

前記近位止め具は、放射線不透過性である、カテーテル。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、医療機器の分野に関し、さらに具体的には、複数のインビボ・インプラント装置を送達するための装置に関する。

50

【 0 0 0 2 】

〔 従来技術の説明 〕

血管疾患は、先進諸国における早死の主な原因の 1 つであり、しばしば血管動脈瘤として現れる。血管動脈瘤は、血管壁構造の薄化もしくは脆弱性、または血管壁層の分離による血管壁の限局性拡張である。治療を施さなければ、動脈瘤は、破裂し、制御しがたいほど大出血する可能性がある。大動脈における動脈瘤は、大動脈が体の他の全ての部分に血液を供給することから特に危険であり、また、大動脈が特に高い圧力と、それに応じたストレスにさらされるため、動脈瘤は主に大動脈で生じる。大動脈瘤の破裂は、米国の主な死因の第 15 位であり、高齢者の 5 % を苦しめている。

【 0 0 0 3 】

血圧抑制剤で動脈瘤の成長を阻止できない場合、血管動脈瘤を外科的に治療することは公知である。外科処置は、多くの場合、血管ステントグラフトを挿入して、動脈瘤を排除し、血管の拡張部分を通り過ぎるように血液を流して、動脈瘤にかかる圧力を軽減することを伴う。血管疾患を治療するための他の応用例は、一般に冠状動脈である閉塞した血管を広げるためにステントを利用することである。このようなステントは、医薬組成物を制御された速度で血流に放出するよう設計された被覆を備えていることがある。

【 0 0 0 4 】

さらに、低侵襲手術手技による経皮挿入を行いやすくするために、折り畳み式のステントグラフトを設計すると都合がよいであろう。また、経皮挿入には、効果的に血管ステントを位置させ、展開することができる送達装置の設計、開発が必要である。

【 0 0 0 5 】

多くの場合に、複数のステントを設けて血管を支持することが有益である。例えば、血管は、その長さ方向に沿って複数箇所が詰まっていることがある。あるいは、複数の連続したステントを設けると、多くの場合に、同等の長さの単一ステントを設けるよりも、ステントの柔軟性を高め、ステントを配置する精度を改善する。したがって、人工ステントのような複数のインビボ・インプラント装置のための効果的な送達装置が当該技術において望まれている。

【 0 0 0 6 】

〔 発明の概要 〕

したがって、従来技術におけるこれらの欠点および他の欠陥を克服するために、本発明によれば、複数の分割された血管ステントを経皮送達するための装置が提供される。

【 0 0 0 7 】

本発明のこれらの特徴、利点、効果および他の特徴、利点、効果は、以下の詳細な説明、添付の特許請求の範囲、および、添付図面を参照することで明らかとなるであろう。添付図面において、同じ参照番号は、そのいくつかの図にわたって同じ構造を示す。

【 0 0 0 8 】

〔 発明の詳細な説明 〕

図 1 を参照すると、全体を 10 で示す、本発明に基づく送達カテーテルが概略的に示されている。送達カテーテル 10 は、近位端に第 1 ハンドル 12 を有し、この第 1 ハンドル 12 は、送達カテーテル 10 の中を通して軸方向に延びるガイドワイヤー（不図示）とつながっている。第 2 ハンドル 14 は、送達カテーテル 10 の内部シャフト 20 とつながっている。好ましくはチューヒー・ボースト・バルブ（tuohy-borst valve）である挿入バルブ 18 は、送達カテーテル 10 の外部シース 16 とつながっている。ガイドワイヤー、内部シャフト 20、および外部シース 16 のそれぞれは、第 1 ハンドル 12 および第 2 ハンドル 14 を互いに対して動かすことにより、ならびに / または、内部バルブ 18 に対して動かすことにより、互いに独立に軸方向にずらすことができる。

【 0 0 0 9 】

次に図 2 を参照すると、全体を 22 で示す、図 1 の送達カテーテル 10 の遠位端が図示されている。内部シャフト 20 は、遠位先端部 24 において終了している。送達カテーテル 10 が挿入時に一体として回転できるように、および / または、送達カテーテル 10 の

外部表面が連続したものになり、挿入抵抗が小さくなるように、外部シース 18 は、遠位先端部 24 とつなげられていることが好ましい。1 つ以上の人工ステント 26 が、遠位先端部 24 の近くにおいて、内部シャフト 20 上にクリンプされている(crimped)、つまり、直径を完全に展開された直径より小さくしてある。放射線不透過性ステントマーカー 28 が隣り合うステント 26 a、26 b の間で内部シャフト 20 を取り囲んでおり、これにより、インビボ送達および植え込みを行うために、例えば X 線透視検査のような X 線撮影によって 1 つ以上のステント 26 a、26 b の位置を特定する。さらに、送達カテーテル 10 は、遠位先端部 24 と共に移動する遠位の放射線不透過性マーカー 30 と、内部シャフト 20 に沿った軸方向位置に固定された近位の放射線不透過性マーカー 32 を備えていてもよい。

10

【0010】

ステント 26 は、好ましくは自己拡張式であり、および/または、ニチノールもしくは何らかのニチノール合金を含む形状記憶材料からなる。この典型的な実施形態では、ステント 26 a は、被覆ステント、つまり、例えば生体適合性を高めるように、および/または、体内に医薬組成物を溶出するようにコーティングされたステントである。対照的に、ステント 26 b は被覆されていない、つまり、むき出しのステントである。外科医によって望み通りに位置されたら、ステント 26 a、26 b は、外部シース 16 をステント 26 a、26 b の上から取り外すことにより個別に展開され、この結果、ステント 26 a、26 b は、血管環境下で自由に拡張できる。

【0011】

20

好ましくは、ステント 26 a、26 b は個別に展開させることができ、一度に展開させる必要があるステントは、1 つだけである。次に図 2 A を参照すると、この場合は被覆ステント 26 a である最初の遠位のステントを展開させた後に、遠位先端部 24 を引っ張って外部シース 16 に接触させることができる。ステントマーカー 28 は、好ましくは、内部シャフト 20 の上を自由に動く。したがって、遠位先端部 24 を近位へ引っ張ると、ステントマーカー 28 が外部シース 16 の遠位端の近傍に位置され、遠位マーカー 30 とほぼ同じ場所に位置される。最初の遠位のステント、つまり、被覆ステント 26 a の展開にともない、外部シース 16 に対して遠位へ進められた近位マーカー 32 は、むき出しのステント 26 b のすぐ近位にとどまる。

【0012】

30

次に図 3 に移ると、全体を 100 で示す送達カテーテルが部分断面図で概略的に示されており、より具体的には、全体を 102 で示す、その送達カテーテルの遠位端が示されている。外部シース 104 は、その中を通る軸方向内腔部 106 を有し、遠位先端部 108 まで延びている。外部シース 104 は、送達カテーテル 100 が挿入時に一体として回転できるように、および/または、送達カテーテル 100 の外部表面が連続したものになり、挿入抵抗が小さくなるように、遠位先端部 108 とつなげられていることが好ましい。内部シャフト 110 は、軸方向内腔部 106 を通って延びており、遠位先端部 108 で終端している。内部シャフト 110 の中には、ガイドワイヤーを入れて、送達カテーテル 100 を挿入しやすくするための軸方向内腔部（不図示）が通っていることが好ましい。

【0013】

40

例えば血管ステントまたは他のステントである複数のインプラント 112 が、内部シャフト 110 にクリンプされている、つまり、軸方向内腔部 106 内にはめ込んで挿入および送達を行うために、直径を完全に展開された直径より小さくしてある。各インプラント 112 の間には、軸方向止め具(axial stop) 114 があり、この止め具 114 は、軸方向内腔部 106 内で内部シャフト 110 の上を自由に動かす、つまり、軸方向にずらすことができる、または、内部シャフト 110 に固定されている。近位止め具 116 は、全てのインプラント 112 より近位において内部シャフト 110 に固定されており、インプラント 112 および/または止め具 114 の軸方向の動きを近位止め具 116 と遠位先端部 108 の間に制限する。

【0014】

50

さらに、止め具 1 1 4 は、一連のインプラント 1 1 2 を展開する間に送達カテーテル 1 0 0 内に蓄積される圧縮エネルギーの影響を弱めるために、軸方向、半径方向、または、その両方の幅が、互いに異なって (vary) いてもよい。この結果、各インプラント 1 1 2 を展開するのに必要な力が処置全体にわたってより均一となり、展開する位置をより厳密かつ正確に制御しやすくなる。

【 0 0 1 5 】

次に図 4 を参照すると、全体を 2 0 0 で示す、送達カテーテルの他の実施形態が示されている。この実施形態では、各インプラント 1 1 2 の間の止め具 2 1 4 が放射線不透過性である。放射線不透過性の止め具 2 1 4 は、展開を正確に制御するために、例えば X 線透視検査のような X 線撮影により、1 つ以上のインプラント 1 1 4 の位置を特定する際に役立つ。

10

【 0 0 1 6 】

図 5 を参照すると、全体を 3 0 0 で示す、送達カテーテルの他の実施形態が示されている。この実施形態では、各インプラント 1 1 2 の間にある止め具 3 1 4 の幅が近位側へ行くほど狭くなっている。つまり、止め具 3 1 4 は、近位側 3 1 4 a の幅がより狭い直径部から遠位側 3 1 4 b の幅がより広い直径部までテーパが付けられている。幅が近位側へ行くほど狭くなっている止め具 3 1 4 は、放射線不透過性であってもよいし、放射線透過性であってもよい。

【 0 0 1 7 】

インプラント 1 1 4 のような自己拡張式インプラントに「ジャンプする」傾向があること、つまり、インプラントの展開直径まで広げる過程において、外部シース 1 0 4 を後退させたときに、外部シース 1 0 4 の開口端から軸方向に移動する傾向があることは公知である。幅がしだいに狭くなる止め具 3 1 4 は、インプラント 1 1 4 を展開しやすくする。これは、この止め具 3 1 4 では、インプラント 1 1 4 が止め具 3 1 4 に引っかかるリスクを抑えながら、インプラントが止め具 3 1 4 を越えられるからである。したがって、インプラント 1 1 4 は、思いもよらず引っかかるようなことなく、より安定に展開され、展開位置の厳密さおよび正確さが向上する。

20

【 0 0 1 8 】

次に図 6 を参照すると、全体を 4 0 0 で示す、送達カテーテルの他の実施形態が示されている。この実施形態では、インプラント 4 1 2 に放射線不透過性マーカー 4 1 2 a が一体に設けられており、この放射線不透過性マーカー 4 1 2 a は、2 つ以上あることが好ましく、また、インプラント 4 1 2 の近位端および遠位端の両方において、インプラント 4 1 2 の周囲全体にわたって分散していることが好ましい。この実施形態では、インプラント 4 1 2 自体にある放射線不透過性マーカー 4 1 2 a の画像化との干渉を防ぐために、止め具 4 1 4 は放射線透過性となっている。

30

【 0 0 1 9 】

次に図 7 を参照すると、全体を 5 0 0 で示す、送達カテーテルの他の実施形態が示されている。この実施形態では、各インプラント 1 1 2 の間の止め具 5 1 4 が、図 5 の実施形態と同じように、近位側へ行くほど幅が狭くなっている。さらに、近位側へ行くほど幅が狭くなっている止め具 5 1 4 は、放射線透過性である。インプラント 4 1 2 は、図 6 に関して述べたように、放射線不透過性マーカー 4 1 2 a を有する。

40

【 0 0 2 0 】

次に図 8 を参照すると、全体を 6 0 0 で示す、送達カテーテルの他の実施形態が示されている。この実施形態では、各インプラント 1 1 2 の間の止め具 6 1 4 は、直径がほぼ一定である。さらに、直径が一定である止め具 6 1 4 は、図 4 の実施形態に関して述べたように、放射線不透過性である。インプラント 4 1 2 は、図 6 について述べたように、放射線不透過性マーカー 4 1 2 a を有する。

【 0 0 2 1 】

次に図 9 を参照すると、全体を 7 0 0 で示す、送達カテーテルの他の実施形態が示されている。この実施形態では、各インプラント 4 1 2 の間の止め具 3 1 4 が、図 5 について

50

述べたように、幅が近位側へ行くほど狭くなっており、かつ、放射線不透過性となっている。インプラント 4 1 2 は、図 6 について述べたように、放射線不透過性マーカー 4 1 2 a を有する。

【 0 0 2 2 】

したがって、図 4 ~ 図 9 から分かるように、軸方向止め具は、直径がほぼ一定であってもよいし、幅がしだいに狭くなる、好ましくは近位へ行くほど幅が狭くなることであってもよい。軸方向止め具は、放射線不透過性であってもよいし、放射線透過性であってもよい。インプラント自体には、放射線不透過性マーカーがあってもよいし、なくてもよい。さらに、これらの特徴のいずれも、必要に応じてどの変形例で利用してもよいし、省略してもよい。

10

【 0 0 2 3 】

ガイドワイヤーのための中央内腔部（不図示）を有する送達カテーテル 1 0 0 は、オーバー・ザ・ワイヤ(over-the-wire)タイプの構造であると当業者には分かるであろう。しかし、もう 1 つの選択肢として、送達カテーテル 1 0 0 の遠位先端部 1 0 8 は、ガイドワイヤーを入れるための短い通路を、当技術分野で周知のように、いわゆるラピッド・エクスチェンジ・デザイン(rapid-exchange design)の一部として備えることもできる。したがって、送達カテーテル 1 0 0 は、ガイドワイヤーの全長にわたって通される必要はなく、ガイドワイヤーを、より短くすることができる。さらに、ラピッド・エクスチェンジ・デザインを利用することにより、その長さ全体に、または、その長さの大部分にガイドワイヤーを入れるための中央内腔部が必要なくなる。したがって、送達カテーテル全体の直径は、都合良く小さくすることができる。ラピッド・エクスチェンジ・デザインの連結箇所はインプラント 1 1 4 の遠位にあるため、ガイドワイヤーは展開後に必然的にインプラントの外側にあり、その後回収される。

20

【 0 0 2 4 】

本発明は、特定の例示的または好ましい実施形態を参照して本明細書において説明した。これらの実施形態は、本発明の範囲の単なる例示として提供されたものであり、範囲を限定するものではない。ある程度の修正もしくは変更は、以下に添付された特許請求の範囲を参照することによってのみ定義される本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく、この開示内容から、当業者に明らかであろう。

【 0 0 2 5 】

30

〔実施の態様〕

(1) 複数のインビボ・インプラント装置を送達するためのカテーテルにおいて、外部シースであって、その外部シース中を通る軸方向内腔部を有する、外部シースと、前記軸方向内腔部を通して前記カテーテルの近位端から遠位先端部まで延びる、内部シャフトと、

前記内部シャフトに固定され、前記軸方向内腔部を通過できない大きさに形成された、近位止め具と、

前記内部シャフトの長さに沿って前記近位止め具と前記遠位先端部との間にある、1 つ以上の軸方向止め具であって、少なくとも 1 つの軸方向止め具は、2 つの隣り合うインプラント装置の間に軸方向に位置されている、軸方向止め具と、

40

を備える、カテーテル。

【 0 0 2 6 】

(2) 実施形態 1 に記載の前記カテーテルにおいて、

前記 1 つ以上の軸方向止め具の少なくとも 1 つは、前記内部シャフトに固定されている、カテーテル。

(3) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

前記 1 つ以上の軸方向止め具の少なくとも 1 つは、前記内部シャフト上を軸方向にスライド可能である、カテーテル。

(4) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

前記 1 つ以上の軸方向止め具の少なくとも 1 つは、この止め具の長さに沿って直径がし

50

だいに小さくなっている、カテーテル。

【 0 0 2 7 】

(5) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

前記 1 つ以上の軸方向止め具の少なくとも 1 つは、放射線不透過性である、カテーテル。

(6) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

前記 1 つ以上の軸方向止め具の少なくとも 1 つは、複数の軸方向止め具を含み、前記複数の軸方向止め具の幅が互いに異なっている、カテーテル。

(7) 実施形態 6 に記載のカテーテルにおいて、

前記複数の軸方向止め具のそれぞれは、遠位側に隣接する軸方向止め具よりも幅が広い、カテーテル。 10

【 0 0 2 8 】

(8) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

前記内部シャフトの少なくとも一部を通る軸方向内腔部、
をさらに備える、カテーテル。

(9) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

ガイドワイヤーを入れるために前記遠位先端部に設けられた通路と、
前記ガイドワイヤーに前記送達カテーテルを着脱するためのラピッド・エクスチェンジ・メカニズムと、
をさらに備える、カテーテル。 20

(1 0) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

前記外部シースが前記遠位先端部に接続されていて、前記送達カテーテルの外部表面を連続的なものにしている、カテーテル。

【 0 0 2 9 】

(1 1) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

複数の自己拡張式のインビボ・インプラント装置、
をさらに備え、

前記インビボ・インプラント装置は、放射方向において前記内部シャフトと前記外部シースとの間にあり、前記近位止め具の近位側にあり、前記 1 つ以上の軸方向止め具の少なくとも 1 つを任意の 2 つのインプラント装置の間に有する、カテーテル。 30

(1 2) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

前記インプラント装置の 1 つ以上は、1 つ以上の放射線不透過性マーカーを備える、カテーテル。

(1 3) 実施形態 1 に記載のカテーテルにおいて、

前記近位止め具は、放射線不透過性である、カテーテル。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 0 】

【図 1】本明細書に記載の第 1 実施形態による送達カテーテルの概略的なバージョンを示す図である。

【図 2】図 1 の送達カテーテルの遠位端を示す図である。 40

【図 2 A】最初の遠位ステントが配置された後の、本明細書に述べられた第 1 実施形態に従った送達カテーテルの遠位部分を示す図である。

【図 3】本明細書に記載の第 1 実施形態による送達カテーテルの遠位端の断面図である。

【図 4】本明細書の説明による送達カテーテルの第 2 実施形態を示す図である。

【図 5】本明細書の説明による送達カテーテルの第 3 実施形態を示す図である。

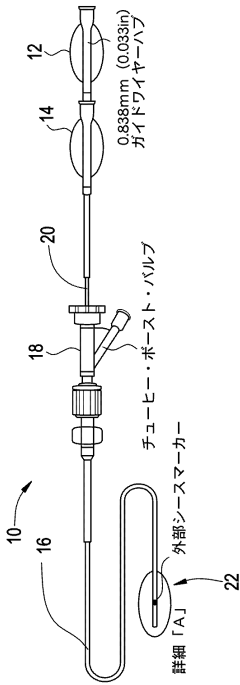
【図 6】本明細書の説明による送達カテーテルの第 4 実施形態を示す図である。

【図 7】本明細書の説明による送達カテーテルの第 5 実施形態を示す図である。

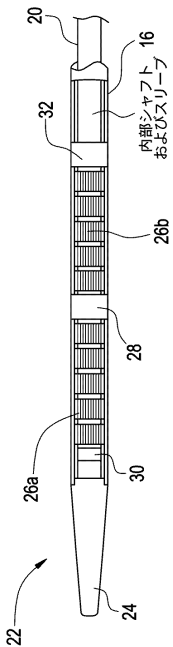
【図 8】本明細書の説明による送達カテーテルの第 6 実施形態を示す図である。

【図 9】本明細書の説明による送達カテーテルの第 7 実施形態を示す図である。

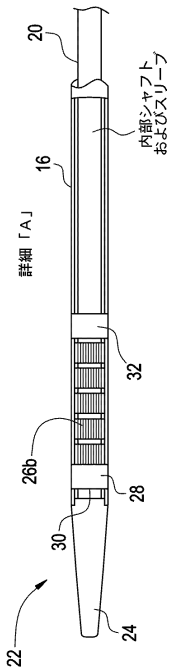
【図 1】



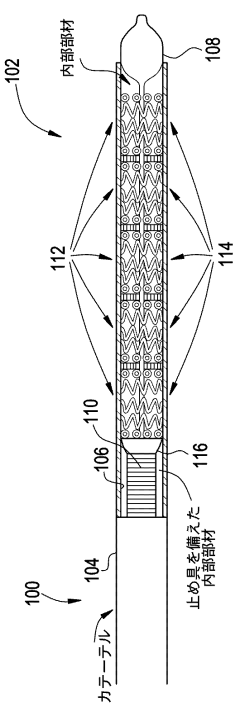
【図 2】



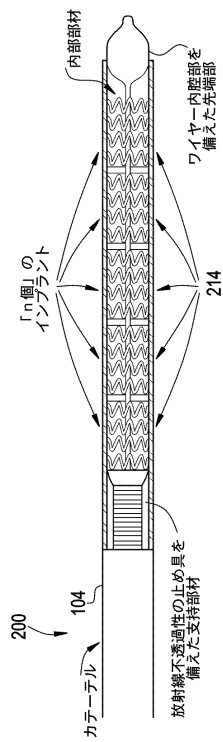
【図 2 A】



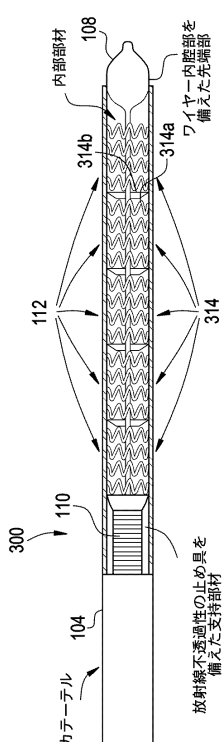
【図 3】



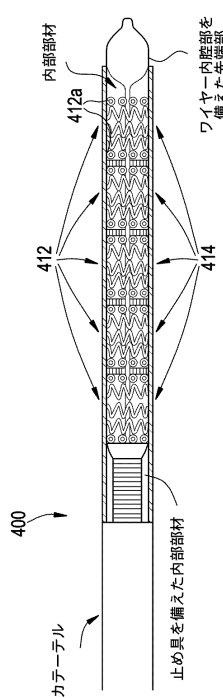
【図 4】



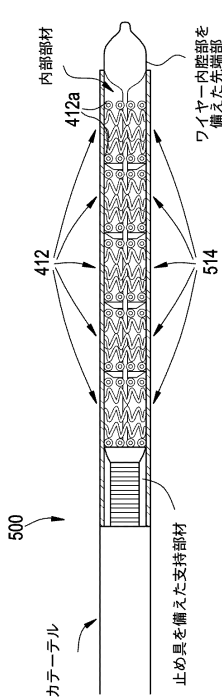
【図 5】



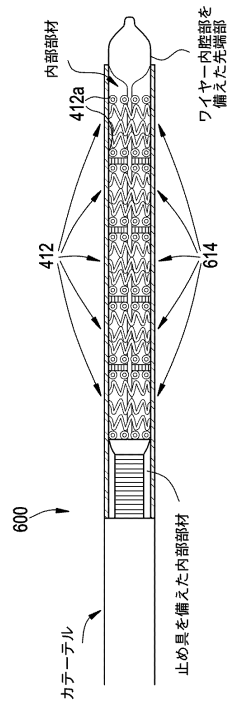
【図 6】



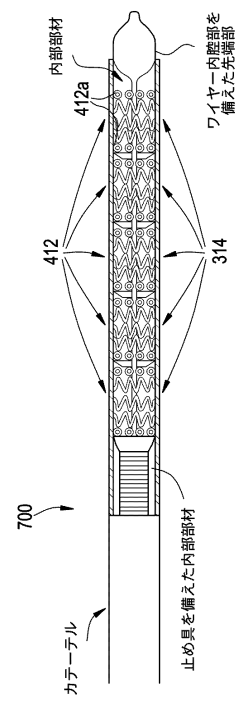
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 M 25/01 (2006.01) A 6 1 M 25/00 4 5 0 Z

(72)発明者 クリフォード・ジェイ・ドワイヤー
アメリカ合衆国、3 3 3 2 6 フロリダ州、ウェストン、ジンジャー・サークル 1 3 7 7

審査官 武山 敦史

(56)参考文献 米国特許出願公開第2 0 0 7 / 0 1 5 6 2 2 3 (U S , A 1)
国際公開第2 0 0 6 / 0 2 6 3 7 1 (W O , A 1)
特表平1 0 - 5 0 3 4 1 1 (J P , A)
欧州特許出願公開第0 1 2 5 8 2 3 0 (E P , A 2)
特開2 0 0 4 - 1 2 1 3 4 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 7 / 0 0
A 6 1 B 1 7 / 1 2
A 6 1 F 2 / 0 6
A 6 1 F 2 / 8 2
A 6 1 M 2 5 / 0 1
A 6 1 M 2 5 / 0 9 5