

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-209590

(P2016-209590A)

(43) 公開日 平成28年12月15日(2016.12.15)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/12	4 C 1 6 0
A 6 1 M 25/06 (2006.01)	A 6 1 M 25/06 5 5 6	4 C 1 6 7

審査請求 有 請求項の数 19 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2016-93800 (P2016-93800)	(71) 出願人	512269650
(22) 出願日	平成28年5月9日 (2016.5.9)		コヴィディエン リミテッド パートナー
(31) 優先権主張番号	14/708,688		シップ
(32) 優先日	平成27年5月11日 (2015.5.11)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02
(33) 優先権主張国	米国 (US)		048, マンスフィールド, ハンプシ
			ャー ストリート 15
		(74) 代理人	100107489
			弁理士 大塩 竹志
		(72) 発明者	ビンセント ディビノ
			アメリカ合衆国 カリフォルニア 926
			92, ミッション ビエホ, ミュエラ
			24436

最終頁に続く

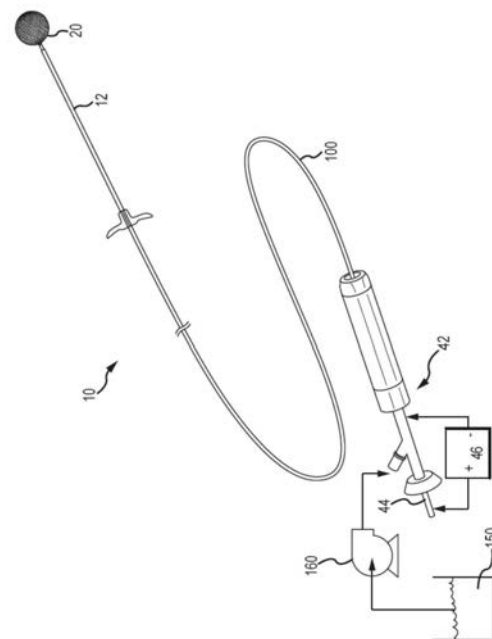
(54) 【発明の名称】 インプラント送達システムのための噴出システムを用いる電気分解による分離

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 送達システムによる埋込式デバイスの送達を提供する。

【解決手段】 医療デバイスの送達アセンブリからの分離を電気分解によるものにて、流体の注入により噴出させて、分離手順を向上させることができる。デバイスには、管腔を有するカテーテル100と、管腔を通して延びるコア部材と、電気分解による分離接続部によってコア部材に取り付けられるインプラント20であって、分離接続部が管腔内で、電極と径方向に隣接する、インプラントと、カテーテルの遠位端と管腔を通して流体連通するポンプ160であって、ポンプがリターン電極と分離接続部との間に流体の流れを提供するように構成される、ポンプと、が含まれ得る。インプラントは、目標となる位置に配置することができる。電極は、分離接続部に径方向に隣接して配置することができる。分離接続部と電極との間に、カテーテルの管腔を通して液体を噴出させつつ、電圧電位が印加される。

【選択図】 図1A



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔を有するカテーテルと、
前記管腔を通して延びるコア部材と、
電気分解による分離接続部によって前記コア部材に取り付けられるインプラントであって、前記分離接続部が前記管腔内で電極と径方向に隣接する、インプラントと、
前記カテーテルの遠位端領域と前記管腔を通して流体連通するポンプであって、前記ポンプが前記リターン電極と前記分離接続部との間に流体の流れを提供するように構成される、ポンプと、
を備える、インプラントを送達するためのシステム。

10

【請求項 2】

前記リターン電極が、前記カテーテルの内側表面に取り付けられる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記電極が、前記カテーテルの内側表面に沿って環状に延びるリングを形成する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記コア部材が、前記カテーテルの中心軸に沿って配列される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記管腔内に、前記カテーテルの内側表面から径方向に延び、前記コア部材と接触する安定部材をさらに備える、請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 6】

前記リターン電極及び前記分離接続部が、電力源に電氣的に接続される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記分離接続部が、電気分解による腐食性である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記分離接続部は、前記コア部材の材料または前記インプラントの材料よりも電気分解による腐食を受けやすい材料である、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 9】

前記リターン電極が、前記カテーテルに沿って延びる導電性の復路部材の遠位端に配置される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記コア部材の少なくとも一部が、その外側表面上で電氣的に絶縁される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記分離接続部の近位の、前記コア部材の近位部分が、前記分離接続部の断面寸法よりも大である断面寸法を有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

インプラントを送達するためのシステムであって、前記システムは、
目標位置に配置されるように構成されたインプラントであって、前記インプラントが分離接続部を有するコア部材に取り付けられる、インプラントと、
カテーテルであって、前記カテーテルは、前記カテーテルのリターン電極が前記分離接続部に径方向に隣接するように配置されるように構成されている、カテーテルと
を備え、

40

電圧電位は、前記分離接続部及び前記リターン電極の両側に印加され、前記電圧電位が印加される間に、流体は、前記分離接続部と前記リターン電極との間に、前記カテーテルの管腔を通して噴出させられる、システム。

【請求項 13】

50

前記電圧電位の印加は、
前記コア部材を解して前記分離接続部に第１の電荷を印加することと、
前記リターン電極に、前記第１の電荷とは逆の第２の電荷を印加することと、
を含む、請求項１２に記載のシステム。

【請求項１４】

前記リターン電極は、前記分離接続部の周りに径方向に配置されるように構成されている、請求項１２に記載のシステム。

【請求項１５】

前記インプラントは、前記カテーテルの前記管腔を通して前進させられるように構成されている、請求項１２に記載のシステム。

10

【請求項１６】

前記カテーテルは、前記リターン電極を配置するために前記コア部材に沿って前進させられるように構成されている、請求項１２に記載のシステム。

【請求項１７】

前記電圧電位は、前記分離接続部が腐食するまで印加される、請求項１２に記載のシステム。

【請求項１８】

前記インプラントが前記コア部材から分離するまで、前記電圧が印加される、請求項１２に記載のシステム。

【請求項１９】

20

前記インプラントが前記コア部材から分離するまで、前記流体が噴出される、請求項１２に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

主題となる技術は、送達システムによる埋込式デバイスの送達に関する。

【背景技術】

【０００２】

血管内における医療デバイスのインプラント、及び動脈、静脈、卵管、または血管の変形部などの体腔の閉塞のための技術の使用が当該技術分野で知られている。たとえば、血管の動脈瘤の閉塞を、カテーテルを通る血管内送達ワイヤを用いて導入される囊内インプラントなどの埋込式デバイスを使用して実施することができる。治療部分に移動すると、囊内インプラントは動脈瘤の穴に入れられて、動脈瘤を閉塞することができる。

30

【０００３】

インプラントの送達ワイヤからの切断が問題になる場合がある。一方では、デバイスはカテーテルの細い穴を通して、その到達部位まで案内されるように、可能な限り小さいプロファイルを形成することが可能でなければならず、他方では、インプラントを確実に切断しなければならない。インプラントを確実に切断できなければ、送達ワイヤ及びカテーテルを回収することにより、インプラントが閉塞すべき穴から意図せずに外れ、このため、穴または血管の壁の損傷及び／または破裂が生じる場合がある。

40

【０００４】

従来の、インプラントを挿入手段から機械的に切断する方法は確実である。しかし、インプラントと送達手段との間の接続部に必要な剛性により、インプラントの導入が妨げられる場合がある。さらに、剛性に起因して接続部の負荷容量が低いために、閉塞インプラントから挿入手段が早くに外れるという相当なリスクを伴う。さらに、送達ワイヤとインプラントとを機械的に分離する場合、（たとえば、送達ワイヤの回転により）機械的エネルギーを伝達しなければならず、このことにより、インプラントが正しい位置から外れる場合がある。

【０００５】

従来のインプラントの電気分解による切断には、送達ワイヤの端部の、送達ワイヤとイ

50

ンプラントとの間の接続部の、電気分解により腐食する設計を使用することが含まれる。そのようなデバイスは、電気血栓法のアノードとなるインプラントに印加される電圧を適切に利用する。しかし、インプラントと送達ワイヤとの接続は、電気分解により腐食する領域の要請によって制限される。たとえば、送達ワイヤを通して咬合ワイヤを確実に案内することを可能にするために、十分に高い強度を有する材料のみ利用可能である。したがって、最終的に電気分解によって切断されるポイントを形成する材料の選択は極めて限定的である。

【0006】

電気分解によりインプラントを切断する従来のデバイスの場合、インプラントと送達ワイヤとは一体化して提供されることはなく、代わりに、互いに対して機械的に接続されて提供される。この設計には、インプラントに接続される送達ワイヤの先端部における、電気分解による腐食でのワイヤ端部の切断を容易にしつつ、送達ワイヤの近位部位十分の強度を確保するために、関連する研削作業において送達ワイヤが端部に向かって先細にされなければならないという固有の欠点がある。接続点の十分な強度を確保するために、送達ワイヤの端部の腐食性の部位は、高い曲げ荷重を受けるため、直径を特定の最低値より低くしてはならない。したがって、血管内のインプラントと送達ワイヤとの間の接続点を示す腐食性のワイヤ端部は、極めて強く、電気分解による腐食での切断に比較的長い時間を必要とし得る。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

埋込式医療デバイスの電気分解による切断には、送達ワイヤと医療デバイスとの間の接続部における送達ワイヤの端部の、電気分解による腐食性の設計の使用が含まれ得る。

【0008】

主題となる技術のいくつかの実施形態によれば、インプラントを送達するためのデバイスは、管腔を有するカテーテルと、管腔を通して延びるコア部材と、電気分解による分離接続部によってコア部材に取り付けられるインプラントであって、分離接続部が管腔内で電極と径方向に隣接する、インプラントと、カテーテルの遠位端領域と管腔を通して流体連通するポンプであって、ポンプがリターン電極と分離接続部との間に流体の流れを提供するように構成される、ポンプと、を含む。

【0009】

電極が、カテーテルの内側表面に取り付けられ得る。電極が、カテーテルの内側表面に沿って環状に延びるリングを形成し得る。コア部材が、カテーテルの中心軸に沿って配列され得る。安定部材が、管腔内に、カテーテルの内側表面から径方向に延びることができ、コア部材と接触する。リターン電極及び分離接続部が、電力源に電氣的に接続され得る。分離接続部は、電気分解による腐食性とすることができる。分離接続部は、コア部材の材料またはインプラントの材料よりも電気分解による腐食を受けやすい材料とすることができる。リターン電極が、カテーテルに沿って延びる導電性の復路部材の遠位端に配置され得る。コア部材の少なくとも一部が、その外側表面上で電氣的に絶縁され得る。分離接続部の近位の、コア部材の近位部分が、分離接続部の断面寸法よりも大である断面寸法を有し得る。

【0010】

主題となる技術のいくつかの実施形態によれば、インプラントの送達方法には、インプラントを目標位置に配置することであって、インプラントが分離接続部を有するコア部材に取り付けられる、配置することと、カテーテルのリターン電極が分離接続部に径方向に隣接し得るように、カテーテルを配置することと、電気分解による分離接続部及びリターン電極の両側に電圧電位を印加し、電圧電位を印加しつつ、分離接続部とリターン電極との間に、カテーテルの管腔を通して液体を噴出させることと、が含まれる。

【0011】

電圧電位を印加することには、コア部材を解して分離する接続部に第1の電荷を印加す

ることと、リターン電極に、第1の電荷とは逆の第2の電荷を印加することと、を含み得る。リターン電極を配置することには、リターン電極を分離接続部の周りに径方向に配置することを含み得る。インプラントを配置することには、カテーテルの管腔を通してインプラントを前進させることを含み得る。リターン電極を配置することには、コア部材に沿ってカテーテルを前進させることを含み得る。電圧電位を印加することには、分離接続部が腐食するまで電圧電位を印加することを含み得る。インプラントがコア部材から分離するまで、電圧が印加され得る。インプラントがコア部材から分離するまで、流体が噴出され得る。

【0012】

主題となる技術のさらなる特徴及び有利な点が、以下の詳細な説明で説明され、詳細な説明から部分的に明らかとなるか、主題となる技術の実施により知覚され得る。主題となる技術の有利な点は、本明細書に記載の詳細な説明及び特許請求の範囲、並びに添付の図面において特に示される構造によって実現され、達成される。

【0013】

先の包括的な記載と、以下の詳細な説明との両方が、例示的かつ説明的であり、請求される主題となる技術のさらなる説明を提供することを意図していることを理解されたい。

【0014】

主題となる技術をさらに理解させるために含まれ、この詳細な説明に組み込まれるとともに、その一部をなす添付図面は、主題となる技術の態様を示し、明細書とともに、主題となる技術の原理を説明する役割を果たす。

本願明細書は、例えば、以下の項目も提供する。

(項目1)

管腔を有するカテーテルと、

上記管腔を通して延びるコア部材と、

電気分解による分離接続部によって上記コア部材に取り付けられるインプラントであって、上記分離接続部が上記管腔内で電極と径方向に隣接する、インプラントと、

上記カテーテルの遠位端領域と上記管腔を通して流体連通するポンプであって、上記ポンプが上記リターン電極と上記分離接続部との間に流体の流れを提供するように構成される、ポンプと、

を備える、インプラントを送達するためのシステム。

(項目2)

上記リターン電極が、上記カテーテルの内側表面に取り付けられる、上記項目に記載のシステム。

(項目3)

上記電極が、上記カテーテルの内側表面に沿って環状に延びるリングを形成する、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目4)

上記コア部材が、上記カテーテルの中心軸に沿って配列される、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目5)

上記管腔内に、上記カテーテルの内側表面から径方向に延び、上記コア部材と接触する安定部材をさらに備える、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目6)

上記リターン電極及び上記分離接続部が、電力源に電氣的に接続される、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目7)

上記分離接続部が、電気分解による腐食性である、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目8)

上記分離接続部は、上記コア部材の材料または上記インプラントの材料よりも電気分解

10

20

30

40

50

による腐食を受けやすい材料である、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 9)

上記リターン電極が、上記カテーテルに沿って延びる導電性の復路部材の遠位端に配置される、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 10)

上記コア部材の少なくとも一部が、その外側表面上で電氣的に絶縁される、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 11)

上記分離接続部の近位の、上記コア部材の近位部分が、上記分離接続部の断面寸法よりも大である断面寸法を有する、上記項目のいずれかに記載のシステム。

10

(項目 12)

インプラントを目標位置に配置することであって、上記インプラントが分離接続部を有するコア部材に取り付けられる、配置することと、

カテーテルのリターン電極が上記分離接続部に径方向に隣接するように、上記カテーテルを配置することと、

上記電気分解による分離接続部及び上記リターン電極の両側に電圧電位を印加し、上記電圧電位を印加しつつ、上記分離接続部と上記リターン電極との間に、上記カテーテルの上記管腔を通して液体を噴出させることと、

を含む、インプラントの送達方法。

(項目 13)

20

上記電圧電位を印加することには、

上記コア部材を解して上記分離接続部に第 1 の電荷を印加することと、

上記リターン電極に、上記第 1 の電荷とは逆の第 2 の電荷を印加することと、

を含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 14)

上記リターン電極を配置することには、上記リターン電極を上記分離接続部の周りに配置することを含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 15)

上記インプラントを配置することには、上記カテーテルの管腔を通して上記インプラントを前進させることを含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

30

(項目 16)

上記リターン電極を配置することには、上記コア部材に沿って上記カテーテルを前進させることを含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 17)

上記電圧電位を印加することには、上記分離接続部が腐食するまで上記電圧電位を印加することを含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 18)

上記インプラントが上記コア部材から分離するまで、上記電圧が印加される、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 19)

40

上記インプラントが上記コア部材から分離するまで、上記流体が噴出される、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 12 A)

インプラントを送達するためのシステムであって、上記システムは、

目標位置に配置されるように構成されたインプラントであって、上記インプラントが分離接続部を有するコア部材に取り付けられる、インプラントと、

カテーテルであって、上記カテーテルは、上記カテーテルのリターン電極が上記分離接続部に径方向に隣接するように配置されるように構成されている、カテーテルと

を備え、

電圧電位は、上記分離接続部及び上記リターン電極の両側に印加され、上記電圧電位が

50

印加される間に、流体は、上記分離接続部と上記リターン電極との間に、上記カテーテルの管腔を通して噴出させられる、システム。

(項目 13A)

上記電圧電位の印加は、

上記コア部材を解して上記分離接続部に第1の電荷を印加することと、

上記リターン電極に、上記第1の電荷とは逆の第2の電荷を印加することと、

を含む、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 14A)

上記リターン電極は、上記分離接続部の周りに径方向に配置されるように構成されている、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 15A)

上記インプラントは、上記カテーテルの上記管腔を通して前進させられるように構成されている、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 16A)

上記カテーテルは、上記リターン電極を配置するために上記コア部材に沿って前進させられるように構成されている、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 17A)

上記電圧電位は、上記分離接続部が腐食するまで印加される、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 18A)

上記インプラントが上記コア部材から分離するまで、上記電圧が印加される、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(項目 19A)

上記インプラントが上記コア部材から分離するまで、上記流体が噴出される、上記項目のいずれかに記載のシステム。

(摘要)

医療デバイスの送達アセンブリからの分離を電気分解によるものし、流体の注入により噴出させて、分離手順を向上させることができる。そのような能力を提供するデバイスには、管腔を有するカテーテルと、管腔を通して延びるコア部材と、電気分解による分離接続部によってコア部材に取り付けられるインプラントであって、分離接続部が管腔内で、電極と径方向に隣接する、インプラントと、カテーテルの遠位端と管腔を通して流体連通するポンプであって、ポンプがリターン電極と分離接続部との間に流体の流れを提供するように構成される、ポンプと、が含まれ得る。インプラントは、目標となる位置に配置することができる。電極は、分離接続部に径方向に隣接して配置することができる。分離接続部と電極との間に、カテーテルの管腔を通して液体を噴出させつつ、電圧電位が印加される。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1A】図1Aは、本開示の1つまたは複数の実施形態による、送達システムの全体像を提供する斜視図を示す。

【図1B】図1Bは、本開示の1つまたは複数の実施形態による、患者に関して送達システムの全体像を提供する図を示す。

【図1C】図1Cは、本開示の1つまたは複数の実施形態による、送達システムの全体像を提供する斜視図を示す。

【図2】図2は、本開示の1つまたは複数の実施形態による、編込みボール型のインプラントの側面斜視図を示す。

【図3】図3は、本開示の1つまたは複数の実施形態による、分岐動脈瘤内に展開される編込みボール型のインプラントの側断面図を示す。

【図4】図4は、本開示の1つまたは複数の実施形態による、送達システムの遠位端の側面図を示す。

10

20

30

40

50

【図 5】図 5 は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、送達システムの遠位端の断面図を示す。

【図 6 A】図 6 A は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、送達カテーテルの側面図を示す。

【図 6 B】図 6 B は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、送達カテーテルの断面図を示す。

【図 6 C】図 6 C は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、送達カテーテルの断面図を示す。

【図 6 D】図 6 D は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、送達カテーテルの断面図を示す。

【図 7】図 7 は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、分岐動脈瘤内でのインプラントの配置段階を示す側断面図を示す。

【図 8】図 8 は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、分岐動脈瘤内でのインプラントの配置段階を示す側断面図を示す。

【図 9】図 9 は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、分岐動脈瘤内でのインプラントの配置段階を示す側断面図を示す。

【図 10】図 10 は、本開示の 1 つまたは複数の実施形態による、分岐動脈瘤内でのインプラントの配置段階を示す側断面図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下の詳細な説明では、主題となる技術を理解できるように、具体的な詳細が説明される。しかし、主題となる技術が、それらの具体的な詳細のいくつかを除いて実施され得ることは、当業者には明らかである。他の場合では、主題となる技術があいまいにならないように、周知の構造及び技術は詳細には示されない。

【0017】

いくつかの実施形態によれば、本明細書に開示されているのは、電気分解による腐食作用に焦点を当てる特徴を強めることで、送達アセンブリからの医療デバイスの分離を向上させることが可能であることの実現である。したがって、様々な実施形態により、送達機構の電気分解による分離を容易にできる分離部位が規定され、分離プロセスがより速く、より確実になる。

【0018】

医療デバイスは、体腔または血管内に埋め込むことができる。医療デバイスに加え、送達システムは、電圧源、カソード、及びカテーテルを備え得る。医療デバイスは、カテーテル内を長手方向にスライドさせることができる。送達ワイヤは、送達ワイヤの一部が 1 つまたは複数のポイントで電気分解により腐食されるように設計され、それによって、体液と接触している際に、医療デバイスの 1 つまたは複数のポイントが送達ワイヤから離れ得るように、医療デバイスと係合し、アノードとして機能するように適合され得る。

【0019】

いくつかの実施形態によれば、図 1 A に、インプラント 20 及びハンドル 42 を含む、送達システム 10 の全体像が示される。図示のハンドル 42 により、その遠位端でインプラント 20 と係合する送達ワイヤ 44 との近位でのアクセスが提供される。カテーテル／プッシャ・シャフト 12 は、単純な押出し成形品（たとえば、PTFE、FEP、PEEK など）を含み得るか、または慣習的なカテーテル構成技術を使用して構成することができ、線形の、編込み支持部及びアウトター・ジャケット（図示せず）を含む。ローディング・シースまたは送達カテーテル 100 は通常、プッシャ 12 のシャフトを覆って設けられる。

【0020】

電源装置 46 は、送達ワイヤ 44 の近位部分に接続することができる。電源装置 46 は、ハンドル 42 の近位端部、または患者と接続することもできる。電流が電源装置 46 から、インプラント 20 の位置、またはインプラント 20 付近の分離部位に流れ、カテーテ

10

20

30

40

50

ル・シャフト 100（及び／または分離部位付近に延びる別の構造）を介する復路に流れる。電源装置 46 は、直流電流の電源装置、交流電流の電源装置、または直流電流と交流電流とを切り替えることができる電源装置とすることができる。直流電流の電源装置の正端子は、図 1 A に示すように、送達ワイヤ 44 の近位部分に接続することができ、直流電流の電源装置の負電極はハンドル 42 の近位部分に接続することができる。

【0021】

電源装置 46 は、本明細書でさらに論じるように、送達システム 10 を通して電流を供給して、電解液として使用できる血流などの流体媒介物内でアセンブリを使用する際の電気分解プロセスを開始することができる。交流または直流電流の電源装置などの電源装置は、さらに、電気血栓法のプロセスを開始するのに使用され得る。いくつかの実施形態によれば、電源装置 46 は、医療に有用な電流を出力するように構成される発電機を含むことができる。電源装置 46 は、強度、振幅、継続期間、周波数、デューティ・サイクル、極性などの、発電機によるエネルギー出力の様々なパラメータを制御するのに使用することができる適切なコントローラを含むことができる。たとえば、電源装置 46 は、約 12 ボルトから約 28 ボルトの電圧、及び、約 1 mA から約 2 mA の電流を提供することができる。

【0022】

いくつかの実施形態によれば、図 1 A に示すように、流体源 150 は、送達カテーテル 100 を解して流体を注入するためにポンプ 160 と接続して設けてもよい。流体源 150 の流体は、塩水、または患者に注入するのに適切な別の無菌液とすることができる。流体源 150 の流体は電解液とすることができる。流体は塩水を含み得る。流体は、薬（たとえば、ヘパリン）とともに注入することができる。流体は、その内部の電気の導通を促進し得る。流体は、流体源 150 からポンプ 160 に流れ、送達カテーテル 100 の管腔に提供され得る。ポンプ 160 は、注入ポンプ、圧力容器、及び／または重力に基づく注入機構とすることができる。適切な通路及びインターフェイスが、流体源 150、ポンプ 160、及びカテーテル 100 の間に設けられ得る。

【0023】

いくつかの実施形態によれば、図 1 B 及び 1 C に示すように、分離部位からの電流が患者に流れ、次いで地面または電源装置 46 に流れる場合がある。たとえば、電源装置 46 の端子を、患者の肌の表面上の領域 47 において患者に接続して、インプラント 20 の位置、またはインプラント 20 の付近の分離部位から地面または電源装置 46 への導電路を提供することができる。インプラント 20 の位置、またはインプラント 20 の付近の最初の帯電は、分離部位の位置、または分離部位の近くの流体流 170 に逆の帯電が生じている場合に生じる。

【0024】

いくつかの実施形態によれば、図 2 及び 3 に示すように、システム 10 によって送達されるインプラント 20 は、編込みボール型のインプラントとすることができる。編込みボール型のインプラント 20 は、圧縮されていない／拘束されていない状態で、開いた状態での容積（ほぼ円形、球形、卵形、ハート形など）を定める、ニチノールなどの弾性材料を含む筒状の編込みストックで形成することができる。インプラントのサイズは動脈瘤 2 を満たすように選択することができ、そのため、編込みボール型のインプラント 20 の近位端部 53 が、編込みの表面に沿う直接の血流を補助し、そこから分枝血管 8 への血流が形成される。ボールの遠位端 56 は、ドーム型とすることができる。編込みボール型のインプラント 20 は、単層または 2 つの層 26、28（それぞれ、内側及び外側の層）の構造を含むことができ、少なくとも動脈瘤 2 のネック 9 において流れによって影響される。図示のように、1 つまたは複数のコイルの巻回（たとえば、Pt ワイヤ）またはバンド（図示せず）により、遠位端に放射線不透過性の特徴を与えて、インプラント 20 の位置を示すことができる。本明細書に記載のシステムに関連して使用できるいくつかの例示的なインプラントが、2013 年 5 月 16 日に公開された米国特許公開第 2013/0123830 に開示される。この文献全体は、参照することにより、本明細書に組み込まれる。

【0025】

いくつかの実施形態によれば、インプラント20は、その近位端53にハブ50を含むことができる。ハブ50は、インプラント20の残りの部分に固定して取り付けることができる。たとえば、ハブ50は、インプラント20の層26、28の編み込まれたフィラメントを把持することができる。

【0026】

いくつかの実施形態によれば、インプラント20は、幹血管6及び導出血管8で形成される血管分岐部4の動脈瘤囊2内にセットすることができる。インプラント20は、幹血管6（たとえば、脳底動脈）を通して、好ましくは、以下に詳述する送達システムにより、市販のマイクロカテーテルを通して近づけることで送達することができる。インプラント20を送達するには、インプラント20を少なくとも部分的に動脈瘤囊2内に送達できるように、プッシャ・スリーブ12を配置する。最終的に、プッシャ・スリーブ12は送達カテーテル100内に回収される。

【0027】

インプラント20は、本明細書に示すような編込みボール型のインプラントとすることができるが、インプラント20は、様々な実施形態に応じて、任意の他の形状または構造とすることができる。たとえば、インプラント20は、血管を閉塞するコイル、円筒、筒状のステント、またはフィルタとすることができる。他のタイプのインプラント及び治療デバイスが一般的に知られている。主題となる技術は、それらの送達及び分離のために、そのようなインプラントまたは治療デバイスのいずれかに適用することができる。たとえば、所与のインプラントは、本明細書にさらに開示されるように、送達システムによって係合及び解放させるために、ハブ50を含み得る。

【0028】

従来の電気分解による分離部材は概して、一定の径の単一のワイヤである。分離ワイヤは引き抜くことができ、結晶構造により、極めて高い腐食耐性が与えられる。一般に、そのような分離ワイヤを使用する場合、微細な粒子を後に残し、それらの粒子がMRI撮像を阻害する可能性があり、粒子が抹消血管に流れた場合、二次的な発作をも生じる可能性がある。限定的な領域に腐食を集中させることにより、分離の時間を短縮することができる。

【0029】

いくつかの実施形態によれば、図4及び5に示すように、送達システム10は、送達ワイヤ31（たとえば、コア部材など）、インプラント・ワイヤ33、及び、送達ワイヤ31とインプラント・ワイヤ33との間の分離部位30を含む。分離部位30は、送達ワイヤ31の遠位端40と、インプラント・ワイヤ33の近位端43との接続を示すことができる（図8及び10参照）。送達ワイヤ31とインプラント・ワイヤ33との、分離部位30を介しての接続のタイプ及び方法は、本明細書でさらに論じられる。

【0030】

いくつかの実施形態によれば、送達ワイヤ31の一部を非導電性材料でコーティングすることができる。近位絶縁層34は、少なくとも送達ワイヤ31の外面の一部を覆って提供することができる。たとえば、近位絶縁層34は、送達ワイヤ31の外面の周囲を囲んでもよい。いくつかの実施形態によれば、遠位絶縁層32は、インプラント・ワイヤ33の外面少なくとも一部を覆って提供することができる。たとえば、遠位絶縁層32は、インプラント・ワイヤ33の外面の周囲を囲むとともに、接触してもよい。

【0031】

いくつかの実施形態によれば、近位及び遠位の絶縁層34、32により、送達ワイヤ31とインプラント・ワイヤ33との間の分離部位30が露出状態にする。血液などの体液と接触すると、流体が電解液として作用し、コーティングされていない分離部位30に電流が集中することを可能にする。近位及び遠位の絶縁層34、32により、送達ワイヤ31及びインプラント・ワイヤ33が流体に露出することが妨げられる。したがって、プッシャ・ワイヤ44に沿って伝わる電気エネルギーが分離部位30に集中し、それによって

分離部位 30 を浸食するのに必要な時間が減少する。近位及び遠位の絶縁層 34、32 は、送達ワイヤ 31 及び／またはインプラント・ワイヤ 33 に関して、上に流し込んで成形するか、同時押出し成形するか、吹き付けて形成するか、または浸漬被覆させることができる。

【0032】

近位及び遠位の絶縁層 34、32 は、ポリイミド、ポリプロピレン、ポリオレフィン、及びそれらの組合せなどの、電氣的に非導電性、すなわち絶縁性のポリマーとすることができる。コーティングを制御された長さだけ選択的に除去するために、レーザによる除去を採用することができ、構成要素にわたって腐食するのに必要な時間を最短にする。0.0005 インチ程度に短い長さ、及び 0.1 インチ以上の長さを除去することができる。10
いくつかの実施形態によれば、分離部位 30 の長さは、0.0005 インチより大きく、且つ／または 0.010 インチより小さくして、30 秒未満の分離の時間を達成するように、十分な露出部を提供することができる。

【0033】

送達ワイヤ 31、インプラント・ワイヤ 33、及び／または分離部位 30 の少なくとも一部は、カーボン、金、白金、タンタル、及びそれらの組合せなどの、導電性材料でコーティングすることができる。1 つまたは複数の金属コーティングを、既知のメッキ技術を使用して適用することができる。

【0034】

送達ワイヤ 31、インプラント・ワイヤ 33、及び／または、分離部位 30 の構成要素は、セラミック材料、プラスチック、それらの卑金属または合金、及び好ましくはステンレス鋼の材料の 1 つまたは複数を含むことができる。電気分解により腐食するポイントを形成するために最も適切な材料の組合せのいくつかには、ステンレス鋼（好ましくは、AISI 301、304、316 型、もしくはそれらのサブグループ）、Ti または TiNi 合金、Co ベースの合金、貴金属、または貴金属合金（Pt、Pt 金属、Pt 合金、Au 合金、もしくは Sn 合金など）の 1 つまたは複数を含むことができる。さらに、医療デバイスを形成するために採用されるセラミック材料及びプラスチックは、電氣的に導電性とすることができる。20

【0035】

電気分解により腐食する接続部の他の特徴及び議論は、米国特許出願公開第 2012/0010648 号、並びに米国特許第 7,323,000 及び 8,048,104 の議論及び開示を含む、本出願人の他の出願に提供される。これらの各文献全体は参照することにより、本明細書に組み込まれる。30

【0036】

送達ワイヤの電気分解により腐食しない領域には、貴金属または貴金属の合金、腐食耐性のあるセラミック材料、腐食耐性のあるプラスチック材料、及び／または白金合金の 1 つまたは複数の材料が含まれ得る。上述の材料を電気分解により腐食しない領域、及び電気分解により腐食するフランジを形成するのに使用することで、所定のポイントにおけるフランジの、特定の電気分解による腐食が確実になる。

【0037】

いくつかの実施形態によれば、電気分解により腐食する分離部位は、エッチングまたは他の方法で予め腐食させることもできる。したがって、所与の断面プロファイルの構造（複数の場合もある）を変異させて、曲部の存在を減らし、窪みの深さを増し、且つ／または別様に腐食量を増大させることができる。さらに、様々な優れた構造的設計を提供して、本明細書の教示を通して、腐食ポイントを予め腐食させることなく、所望の腐食の能力を達成することができる。40

【0038】

いくつかの実施形態には、より高いか低い電気化学耐性を与える材料の部分的コーティングを有する、腐食による分離部位が含まれ得る。したがって、1 つまたは複数の腐食ポイントを有する実施形態では、それらのポイントの電気化学的耐性を変化させて、効果が 40

得られるように段階的な、または選択的な電気化学的耐性を得ることができる。ステンレス鋼の付属品に、Zn、Sn、またはそれらの金属の合金のコーティングが特に良好であることがわかってきている。

【0039】

図5に示すように、遠位絶縁層32は、送達ワイヤ31及びインプラント・ワイヤ33の長さに沿って伝わる電荷からインプラント20を電氣的に隔離する。遠位絶縁層32の近位端は、ハブ50またはその近位に位置してもよく、遠位絶縁層32の遠位端は、ハブ50またはその遠位に位置してもよい。同様に、インプラント・ワイヤ33の近位端は、ハブ50の近位に位置してもよく、インプラント・ワイヤ33の遠位端は、ハブ50内またはその遠位に位置してもよい。

10

【0040】

いくつかの実施形態によれば、マーカー・コイル36を近位絶縁層34の外周面にらせん状に巻回させる。マーカー・コイル36は、白金、金、パラジウム、イリジウム、及びそれらの合金などの、放射線不透過性の材料とすることができる。絶縁層38は、マーカー・コイル36の外周面に設けることができる。たとえば、図5に示すように、絶縁層38は、マーカー・コイル36のすべての部分が絶縁層38でカバーされるように、マーカー・コイル36の長さ全体にわたって延ばし、マーカー・コイル36を長手方向に越えさせることができる。絶縁層38の遠位端は、近位絶縁層34と接触し、且つ／または接着してもよい。絶縁層38は、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）などの、絶縁性で生体親和性のポリマー材料とすることができる。絶縁層38は、送達ワイヤの対応する部分の上に収縮包装してもよい。

20

【0041】

いくつかの実施形態によれば、図5に示すように、プッシャ・ワイヤ44を送達ワイヤ31に一体に接続することができる。したがって、プッシャ・ワイヤ44に印加される電荷は、プッシャ・ワイヤ44、送達ワイヤ31、及び分離部位30を通して伝わるることができる。さらに、プッシャ・ワイヤ44に印加される軸方向の力により、送達ワイヤ31及びインプラント20の軸方向の移動を生じ得る。

【0042】

ここで、引き続き図1A～5を参照しつつ、図6A～Dを参照すると、主題となる技術の1つまたは複数の実施形態による、例示的な送達カテーテルの様々な図が示される。より詳細には、図6Aは送達カテーテル100の側面図を示し、図6Bは送達カテーテル100の断面図を示し、図6Cは送達カテーテル100の断面図を示し、図6Dは送達カテーテル100の断面図を示す。送達カテーテル100はいくつかの点で、図1A及び3の送達カテーテル100と同様であってもよく、したがって、図1A及び3を参照することで最もよく理解することができ、同様の参照符号は同様の要素または構成要素を示し、再度の詳細な説明はされない。図1A及び3の送達カテーテル100と同様に、たとえば、送達カテーテル100は、プッシャ・ワイヤ12及び／またはインプラント20を備え得る。

30

【0043】

いくつかの実施形態によれば、図6A～Bに示すように、送達カテーテル100は、中心軸126に沿いつつその周りに延び、遠位端112で終端する本体110を有する、全体的に管状の部材として形成することができる。いくつかの実施形態によれば、送達カテーテル100は全体として、頸部の切開部のハンドル42を越え、脳に関連する脳血管に向かって慣習的なガイドワイヤ上をたどるように構成される。送達カテーテル100は、いくつかの規格、一般に利用できる「マイクロカテーテル」の設計にしたがって選択することもできる。したがって、送達カテーテル100は、少なくとも125cm長の長さを有し、より詳細には、約125cmと約175cmの間の長さとすることができる。通常は、送達カテーテル100は約155cm長である。送達カテーテルの内側管腔36は全体的に、約0.01インチと約0.098インチの間（0.25～2.49mm）の内径を有する。他の設計及び寸法が考慮される。送達カテーテルとして使用するのに適切であ

40

50

り得る市販のマイクロカテーテルには、Covidien LPから入手可能なREBAR（商標）のReinforced Micro Catheter、及びCovidien LPから入手可能なMARKSMAN（商標）のCatheterが含まれる。

【0044】

いくつかの実施形態によれば、送達カテーテル100の本体110は、様々な熱可塑性樹脂、たとえば、ポリテトラフルオロエチレン（PTFEまたはTEFLON（登録商標））、フッ化エチレン・プロピレン（FEP）、高密度ポリエチレン（HDPE）、ポリエーテル・エーテル・ケトン（PEEK）などから形成することができる。これらの材料は、任意選択的に、カテーテルの内面、または隣接する表面に、ポリビニルピロリドン（PVP）などの親水性材料または他のいくつかのプラスチック・コーティングにより並べ

10

【0045】

いくつかの実施形態によれば、送達カテーテル100は、近位端41、遠位端112、及び、送達カテーテル100の近位ポート44から延びる内側管腔124を有し得る。送達カテーテル100の近位ポート44には、止血弁を有するアダプタ（図示せず）を設けることができる。送達カテーテル100は全体として、大腿動脈のアクセス部位と、頸動脈または椎骨動脈の頸管領域との間を懸架するように構成され、一般に利用可能であるいくつかの標準設計にしたがって選択してもよい。したがって、送達カテーテル100は少なくとも85cm長とすることができ、より詳細には、約95cmと約105cmとの間の長さとすることができ、慣習的で利用可能な設計に加えて、ガイド・カテーテル13の内側管腔43は全体として、約0.038インチと0.090インチの間（0.88mm～2.29mm）の内径を有し、より詳細には、約0.052インチと約0.065インチの間（1.32～1.65mm）とすることができ、他の設計及び寸法が考慮される。

20

【0046】

いくつかの実施形態によれば、注入流体は、図6Aに記載の注入ポート60に提供して、送達カテーテル100の遠位端領域に流体連通させることができる。注入は、ポンプ、注入器、または他の流体制御機構によって達成し得る。注入ポート60には、送達カテーテル100の管腔124の遠位端領域との液体連通が提供され得る。

30

【0047】

いくつかの実施形態によれば、電極120が送達カテーテル100の遠位端領域に設けられる。いくつかの実施形態によれば、図6Bに示すように、電極120は、中心軸126周りの周囲全体に延びる環状リングを形成することができる。代替的に、またはそれと組み合わせて、電極120は周囲全体にわたらずに延びてもよい。たとえば、電極120は、中心軸126の径方向の一方に全体を配置してもよい。さらなる例により、電極120は、中心軸126周りに複数の別個の、非連続的部分を有してもよい。電極120のそのような部分は、互いに電氣的に通じているか、別々に電力が供給される。いくつかの実施形態によれば、図6Bに示すように、電極120を送達カテーテル100の遠位端112を本体110の遠位部分114の分だけ位置をずらすことができる。代替的に、またはそれと組み合わせて、電極120の遠位部分は、電極120が遠位端112の一部を形成するように、送達カテーテル100の遠位端112に延びることができる。いくつかの実施形態によれば、図6Bに示すように、電極120の内側表面を本体110の内側表面118と同一面に形成することができる。代替的に、またはそれと組み合わせて、電極120の内側表面は、本体110の内側表面118に対してより径方向の内側に延びることができる（たとえば、「ステップ」を設ける）。代替的に、またはそれと組み合わせて、電極120の内側表面は、本体110の内側表面118に対してより径方向の内側とならないように延びることができる（たとえば、本体内に窪む）。いくつかの実施形態によれば、図6Bに示すように、電極120は、本体110の外側部分116によって径方向に囲まれて、外部の環境から絶縁させることができる。電極120は、図6Bに示すように、

40

50

バンドとすることができる。電極 120 は、本体 110 の壁に埋め込まれるワイヤまたはコイルとすることができる。

【0048】

電極 120 は、1 つもしくは複数のリング、1 つもしくは複数のコイル、または、他の適切な導電構造を含むことができ、それぞれが、露出し、電気的活動のために構成される内側表面を構成することができる。電極 120 は、決まった内径もしくはサイズ、または径方向に膨張可能な内径もしくはサイズを有することができる。電極 120 は、「塗装がされた」電極とすることができる。この電極は、白金、白金合金（たとえば、白金 92 % とタングステン 8 %、白金 90 % とイリジウム 10 %）、金、コバルトクロム、ステンレス鋼（たとえば、304 または 316）、およびそれらの組合せを含み得る。

10

【0049】

いくつかの実施形態によれば、図 6B 及び 6D に示すように、電極 120 は導電接続線 122 を介して電力源 46 に電氣的に接続することができる。接続線 122 は、本体 110 に沿って、または本体 110 内を、送達カテーテル 100 の近位端 41 に近位に延びることができる。接続線 122 は、本体 110 内を延びる 2 つ以上の線を含み得る。いくつかの実施形態によれば、接続線 122 は、本体 110 の少なくとも一部に沿うか、その内部の螺旋コイルを形成することができる。代替的に、またはそれと組み合わせて、接続線 122 は、本体 110 の少なくとも一部に沿うか、その内部の、ブレード状、編込み状、または格子構造に形成することができる。

【0050】

20

ここで、引き続き図 1A～6D を参照しつつ、図 7～10 を参照すると、主題となる技術の 1 つまたは複数の実施形態による、例示的な方法の様々な段階が示される。より詳細には、図 7 は動脈瘤 2 の付近の送達カテーテル 100 を示し、図 8 は動脈瘤 2 内に挿入されたインプラント 20 を示し、図 9 は進行中の分離の段階を示し、図 10 はプッシャ・ワイヤ 12 からのインプラント 20 の分離に続く段階を示す。

【0051】

いくつかの実施形態によれば、図 7 に示すように、送達カテーテル 100 が前進させられて、その遠位端 112 を目標となるインプラント位置（たとえば、動脈瘤 2）の近くに配置する。本明細書に示す構成要素及び段階に加え、他の構成要素をも採用してもよい。たとえば、送達カテーテル 100 は、既知の技術によるガイドワイヤ及び／またはガイド・カテーテルによって目標となるインプラント位置に案内してもよい。

30

【0052】

いくつかの実施形態によれば、図 8 に示すように、インプラント 20 を目標となるインプラント位置に送達することができる。たとえば、図 8 に示すように、インプラント 20 を動脈瘤内で完全に展開された状態に挿入することができる。図 8 にさらに示すように、インプラント 20 が目標となるインプラント位置に運ばれた段階は、プッシャ・ワイヤおよび送達カテーテル 100 の軸方向の配列と対応させることができる。より詳細には、インプラントを送達カテーテル 100 の外に前進させ、目標となるインプラント位置に配置する場合に、分離部位 30 を電極 120 と並べることができる。代替的に、またはそれと組み合わせて、インプラント 20 を目標となるインプラント位置に配置してもよく、送達カテーテル 100 は続いてプッシャ・ワイヤ 12 に対し前進または後退させて、プッシャ・ワイヤ 12 がインプラント 20 を安定して保持しつつ、電極 120 を適切に分離部位 30 と並べてもよい。電極 120 の分離部位 30 との配列は、可視化させる構成要素によって促進してもよい。たとえば、電極 120 の分離部位 30 に対する適切な配列（たとえば、軸方向の配列）に対応する構成としつつ、送達ワイヤ 100 の放射線不透過性のマーカを、プッシャ・ワイヤ 12 及び／またはインプラント 20 の放射線不透過性のマーカと並べることができる。

40

【0053】

いくつかの実施形態によれば、図 9 に示すように、プッシャ・ワイヤ 12 からのインプラント 20 の電気分解による分離を達成することができる。分離部位 30 と電極 120 と

50

の一方または両方は、電圧を加えられて電気エネルギーが印加される。たとえば、分離部位 30 及び電極 120 には、逆の極性の電気エネルギーで電圧を加えることができ、分離部位 30 と電極 120 との間の径方向のギャップを通して電流が流れる。このことは、分離部位 30 に送達ワイヤ 31 によって接続される電流源（たとえば、電力源 46）を起動することによって、及び／または、電極 120 に接続ワイヤ 126 によって接続される電流源を起動することによって達成することができる。さらなる例により、分離部位 30 と電極 120 との一方に電圧を加えつつ、他方に逆の極性で電圧を加えるか接地させる。いくつかの実施形態によれば、作動中、分離部位 30 と電極 120 とは、それぞれ多機能にすることができる。たとえば、処置が進むにつれて異なる時点で、それぞれ、活性電極と接地電極のいずれかとして機能することができる。さらなる例により、処置が進むにつれて異なる時点で、それぞれカソードとアノードのいずれかとして機能することができる。所望であれば、電圧差が形成される期間の間、分離部位 30 と電極 120 との間のギャップを越えていずれかの方向に電流が流れるように、極性を一度または繰り返し切り替えることができる。

10

【0054】

いくつかの実施形態によれば、図 9 に示すように、プッシャ・ワイヤ 12 からのインプラント 20 の電解質による分離の際に、流体流 170 を提供することができる。たとえば、ポンプ 160 による流体源 150 からの流体の注入を、送達カテーテル 100 を介して分離部位 30 と電極 120 との間のギャップに提供することができる。流体流 170 は、管腔 124 から遠位に、送達カテーテル 100 の遠位端 112 の遠位の領域に向けることができる。あるいは、流体流 170 は、送達カテーテル 100 の遠位端 112 の遠位の領域から管腔 124 内に近位に向けることができる。

20

【0055】

いくつかの実施形態によれば、流体流 170 により、ギャップ内に形成されるあらゆる気泡を吸い出すことができる。気泡の形成は、ギャップの誘電特性をも変える場合がある。たとえば、気泡は誘電材料として機能し、分離部位 30 を電極 120 から絶縁する場合がある。そのような状況により、望ましくなく高い降伏電圧の誘電領域が形成される場合がある。流体流 170 により、ギャップ内の流体の組成を新しくして、きれいな導電路を維持することができる。

【0056】

いくつかの実施形態によれば、流体流 170 により、分離部位 30 と電極 120 との間のギャップから細片を取り除くことができる。たとえば、分離部位 30 の一部がギャップに対して開かれているため、細片により、分離部位 30 から電極 120 への短絡を形成するか、助長する場合があります、それによってギャップにわたる細片が形成され、分離部位 30 の電解質による分離量が減少する。流体流 170 によって細片を除去して、分離部位 30 と電極 120 との間の電流のきれいな通路を維持することができる。

30

【0057】

いくつかの実施形態によれば、流体流 170 は、電解質による分離動作の一部またはすべての間に提供することができる。たとえば、流体流 170 は、分離部位 30 と送達カテーテル 100 との間の電圧差を最初に印加する前、その間、またはその後を開始してもよい。さらなる例により、流体流 170 は、電圧差が無くなる前、その間、またはその後に止めてもよい。

40

【0058】

いくつかの実施形態によれば、流体流 170 は、電解質による分離プロセスの間に存在する状況に基づき、断続的に提供することができる。たとえば、流体流 170 は、電力源 46 が閾値を超える及び／または下回る電圧及び／または電流を出力する際及び／またはその際のみ、提供することができる。たとえば、分離部位 30 と電極 120 との間の電流の流れの増大（たとえば、短絡）または減少（たとえば、開回路）を電力源 46 のコントローラが検出した場合、流体流 170 を、電流の流れが効果的な電気分解による腐食を示す所望の値または値の範囲に正常化されるまで、制御しつつ提供することができる。流

50

体流はプロセスの段階または全体を通して継続することができる。この流れは、プロセスの一部で量を増大させて、細片を取り除き、血栓の形成を抑制することができる。

【0059】

いくつかの実施形態によれば、図10に示すように、分離部位30の完全な腐食により、インプラント20がプッシャ・ワイヤ12から完全に離間することになる。分離の後に、流体流170を止めることができ、プッシャ・ワイヤ12及び送達カテーテル10を目標となるインプラント位置から離れるように、患者から引き出すことができる。

【0060】

本明細書に開示の実施形態は、家畜または人体用の薬品、より詳細には、脳動脈瘤の血管の治療、並びに、得られたか固有の動静脈血管の変形及び／もしくは瘻孔、並びに／または、腫瘍の塞栓形成に使用することができる。

10

【0061】

本明細書に論じられる装置及び方法は、特定の血管のいずれかの中での閉塞デバイスの配置及び使用に限定されず、任意の数の様々なタイプの血管が含まれ得る。たとえば、いくつかの態様では、血管には、動脈または静脈が含まれ得る。いくつかの態様では、血管は、胸郭上の血管（たとえば、首かそれより上の血管）、胸郭内の血管（たとえば、胸腔内の血管）、胸郭下の血管（たとえば、腹部領域またはそれより下の血管）、横方向の胸郭の血管（たとえば、肩部内及びそれを越える血管などの、胸郭の側部への血管）、または他のタイプの血管及び／もしくははその分岐管とすることができる。

【0062】

いくつかの態様では、本明細書に開示されるステント送達システムは、胸郭上の血管内に配置することができる。胸郭上の血管には、頭蓋内の血管、脳動脈、及び／またはそれらの分岐のいずれかの少なくとも1つが含まれ得る。いくつかの態様では、本明細書に開示のステント送達システムは、胸郭内の血管に配置することができる。胸郭内の血管には、大動脈、またはその分岐管が含まれ得る。いくつかの態様では、本明細書に開示のステント送達システムは、胸郭下の血管内に配置することができる。いくつかの態様では、本明細書に開示のステント送達システムは、横方向の胸郭の血管内に配置することができる。

20

【0063】

上述の詳細な説明は、本明細書に記載の様々な構成を当業者が実施することを可能にするために提供される。主題となる技術を様々な図及び構成を参照して詳細に説明したが、それらは例示のみを目的とするものであり、主題となる技術の範囲を制限するものとして解されるべきではないことを理解されたい。

30

【0064】

主題となる技術を実施する多くの他の方法が存在し得る。本明細書に記載の様々な機能及び要素は、主題となる技術の範囲を逸脱することなく、図示のものとは別々に分けることができる。それらの構成の様々な変更形態が、当業者には容易に認識でき、本明細書に定義される包括的な原理は、他の構成に適用することができる。したがって、主題となる技術の範囲を逸脱することなく、多くの変化及び変更を当業者により主題となる技術に行うことができる。

40

【0065】

「態様 (an aspect)」などのフレーズは、そのような態様が主題となる技術に必要な不可欠であること、または、そのような態様が主題となる技術のすべての構成に適用されることを含意するものではない。態様に関する開示は、すべての構成、または、1つもしくは複数の構成に適用することができる。態様は、本開示の1つまたは複数の例を提供する場合がある。「態様」などのフレーズは、1つまたは複数の態様に関する場合があり、その逆もあり得る。「実施形態 (an embodiment)」などのフレーズは、そのような実施形態が主題となる技術に必要な不可欠であること、または、そのような実施形態が主題となる技術のすべての構成に適用されることを含意するものではない。実施形態に関する開示は、すべての実施形態、または、1つもしくは複数の実施形態に適用

50

することができる。実施形態は、本開示の1つまたは複数の例を提供する場合がある。「実施形態」などのフレーズは、1つまたは複数の実施形態に関する場合があり、その逆もあり得る。「構成 (a configuration)」などのフレーズは、そのような構成が主題となる技術に必要不可欠であること、または、そのような構成が主題となる技術のすべての構成に適用されることを含意するものではない。構成に関する開示は、すべての構成、または、1つもしくは複数の構成に適用することができる。構成は、本開示の1つまたは複数の例を提供する場合がある。「構成」などのフレーズは、1つまたは複数の構成に関する場合があり、その逆もあり得る。

【0066】

開示のプロセスにおけるステップの特定の順序またはヒエラルキーは、例示的手法を示すものである。設計の優先に基づき、開示のプロセスにおけるステップの特定の順序またはヒエラルキーは、配列し直してもよいことを理解されたい。いくつかのステップは同時に行ってもよい。添付の方法の請求項により、見本となる順序で様々なステップの要素が提供されるが、この添付の方法の請求項は、特定の順序またはヒエラルキーに限定することは意味しない。

【0067】

本明細書において使用される場合、一連の事項の前に置かれる「少なくとも1つの (at least one of)」とのフレーズは、それらの事項のいずれかを分ける「及び、並びに (and)」または「または、もしくは (or)」の用語を伴い、リストの各メンバー（たとえば、各事項）というよりは、リスト全体を変更する。「少なくとも1つの」のフレーズは、羅列される各事項の少なくとも1つを選択することは要しない。むしろ、このフレーズにより、事項のいずれか1つの少なくとも1つ、及び／または、それらの事項の任意の組合せの少なくとも1つ、及び／または、それらの事項のそれぞれの少なくとも1つを含むことを意味することが許容される。例として、「A、B、及びCの少なくとも1つ」または「A、B、もしくはCの少なくとも1つ」のフレーズはそれぞれ、Aのみ、Bのみ、もしくはCのみ、A、B、及びCの任意の組合せ、並びに／または、A、B、及びCのそれぞれの少なくとも1つを示す。

【0068】

本開示において使用される「上部 (top)」、「底部 (bottom)」、「前部 (front)」、及び「後部 (rear)」などの用語は、通常重力座標系というよりも、任意の座標系を参照して理解されるべきである。したがって、上面、底面、前面、及び後面は、重力座標系において、上側、下側、斜め側、または水平に延びる場合がある。

【0069】

さらに、発明の詳細な説明、または特許請求の範囲で使用される「含む (include)」、または「有する (have)」などの用語の範囲内で、それらの用語は、「備える (comprise)」が特許請求の範囲において過渡的な語として利用される際に解釈されるような「備える」に類似する方式で、包含的であることが意図される。

【0070】

「例示的 (exemplary)」との語は、本明細書において、「例 (example)、場合 (instance)、または例示 (illustration) として作用する」ことを意味するために使用される。「例示的」として本明細書に記載されるあらゆる実施形態は、必ずしも、他の実施形態に対して好ましい、または有利であるものとは解釈されない。

【0071】

単一の要素への言及は、明確に示されていない限り、「1つ、及びただ1つ (one and only one)」を意味することを意図するものではなく、むしろ「1つまたは複数 (one or more)」である。男性形の代名詞（たとえば、彼の (his)）には、女性形及び中性（たとえば、彼女の (her) 及びその (its)）が含まれ、その逆もある。「いくつかの (some)」との用語は1つまたは複数を示す。下線がひかれた、及び／またはイタリック体の見出し及び小見出しは便宜上の目的でのみ使用

10

20

30

40

50

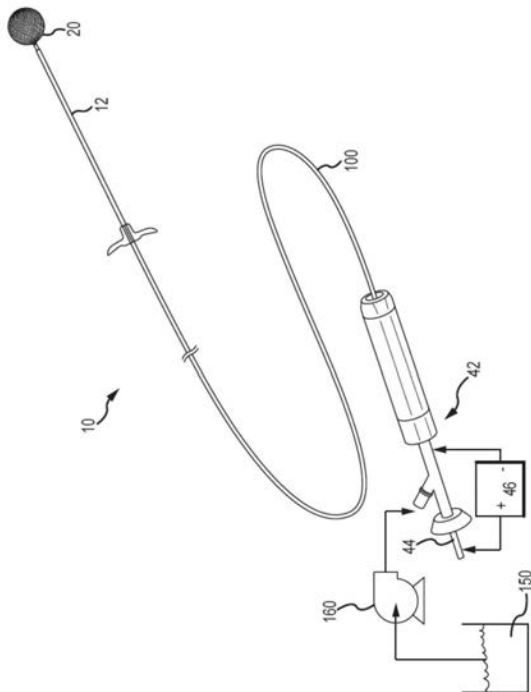
され、主題となる技術を制限せず、また、主題となる技術の記載の解釈と関連付けて言及されない。当業者に既知である、または後に既知となる、本開示全体を通して記載される様々な構成の要素の構造的及び機能的均等のすべてが、参照することにより本明細書に明白に統合され、主題となる技術に包含されることが意図される。さらに、本明細書に開示されているものは、そのような開示が上述の詳細な説明において明確に説明されているかどうかに関わらず、何も公共に捧げることを意図しない。

【0072】

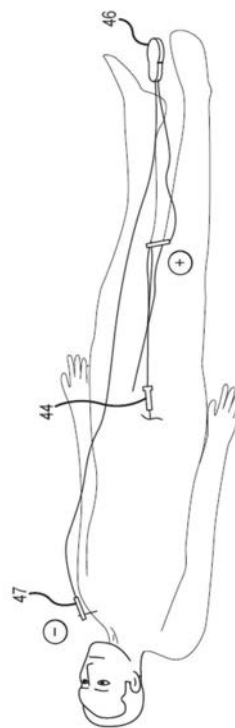
主題となる技術の特定の態様及び実施形態を説明したが、それらは例としてのみ提供され、主題となる技術の範囲を制限することは意図していない。もちろん、本明細書に記載の新規の方法及びシステムは、その精神を逸脱することなく、他の様々な形態で実施され得る。添付の特許請求の範囲及びその均等が、そのような形態または変形形態が、主題となる技術の範囲及び精神の中に含まれるものとして包含することが意図される。

10

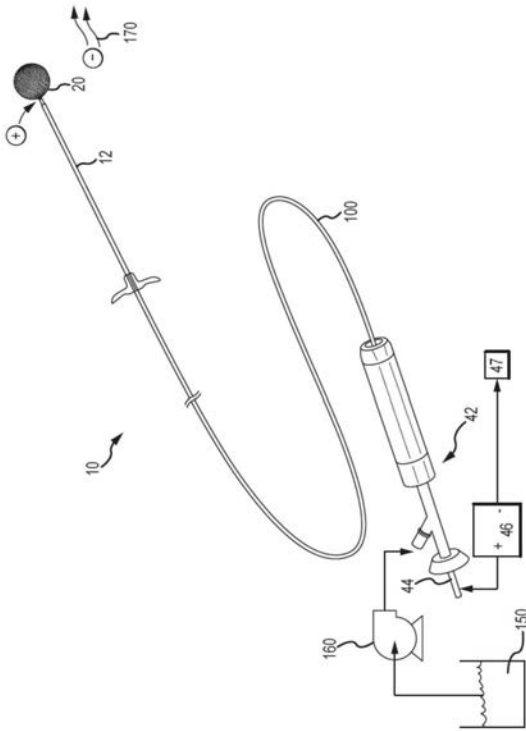
【図1A】



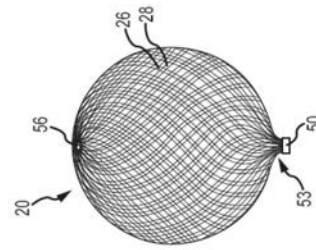
【図1B】



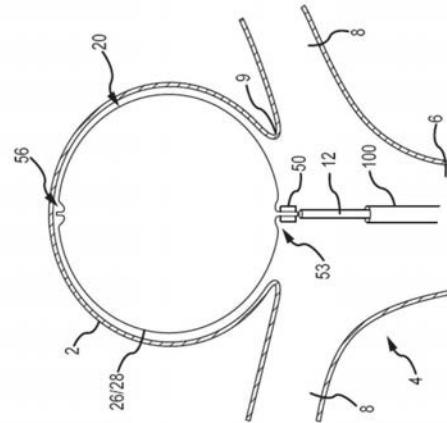
【図 1 C】



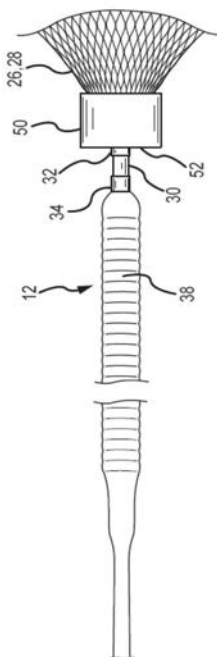
【図 2】



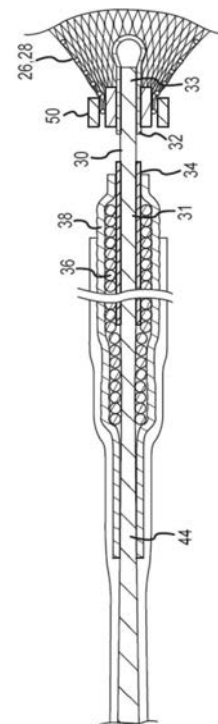
【図 3】



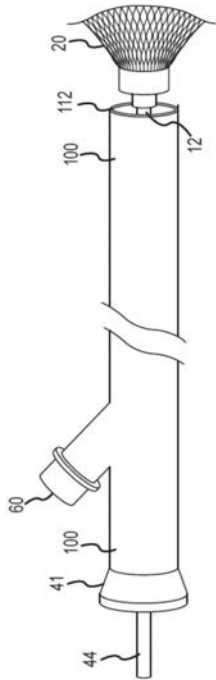
【図 4】



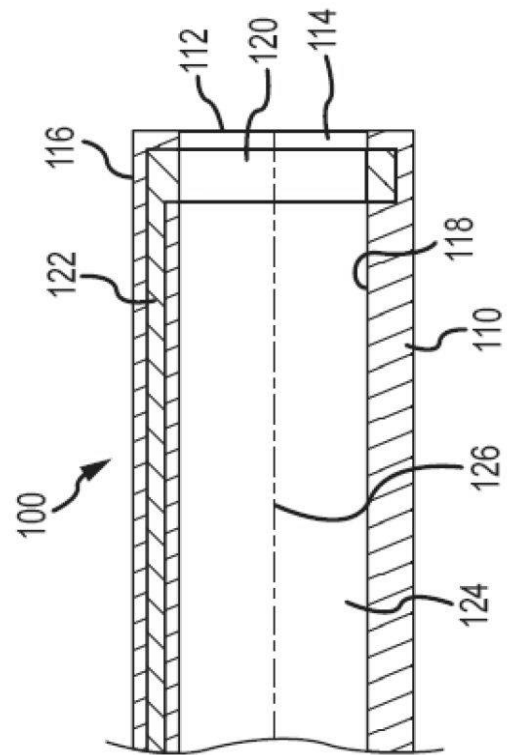
【図 5】



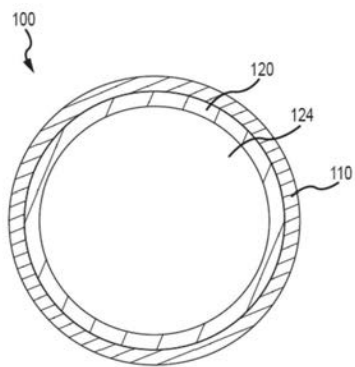
【図 6 A】



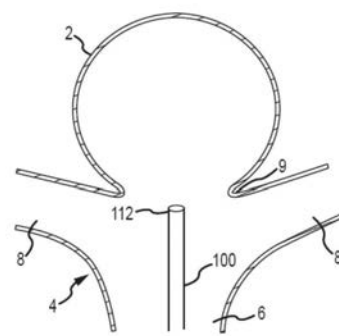
【図 6 B】



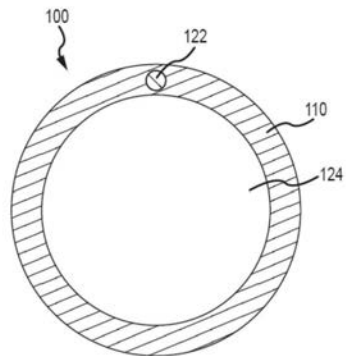
【図 6 C】



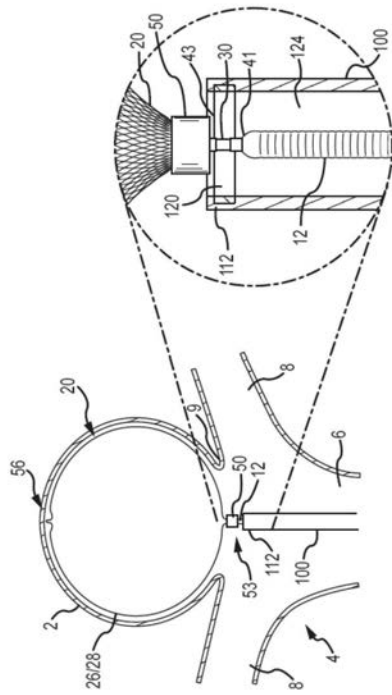
【図 7】



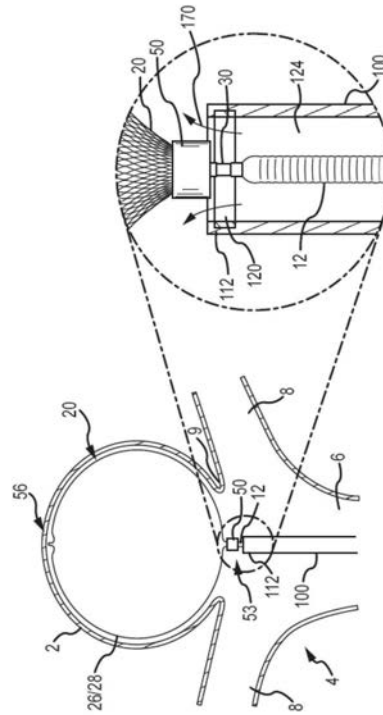
【図 6 D】



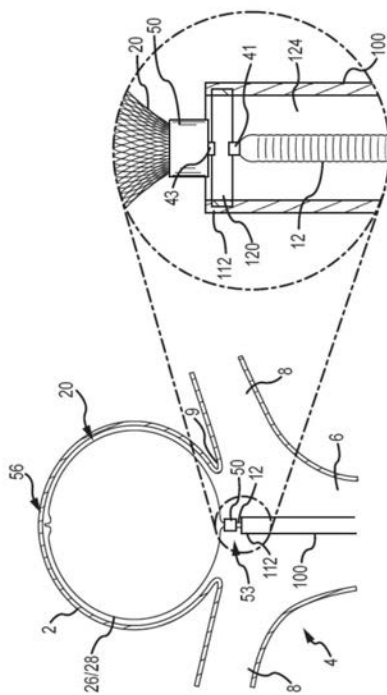
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 マドフル カダム

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 2 6 3 0, レイク フォレスト, エミーベール コート
2 6 1 3 6

Fターム(参考) 4C160 DD03 DD53 DD63 MM33

4C167 AA05 AA53 AA54 BB02 BB16 BB42 BB52 CC09 CC10 GG21
HH03 HH04