

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5635508号
(P5635508)

(45) 発行日 平成26年12月3日(2014.12.3)

(24) 登録日 平成26年10月24日(2014.10.24)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 17/00	(2006.01) A 6 1 B 17/00 320
A 6 1 M 29/02	(2006.01) A 6 1 M 29/02
A 6 1 M 25/10	(2013.01) A 6 1 M 25/00 410 R

請求項の数 30 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2011-522995 (P2011-522995)
(86) (22) 出願日	平成21年8月13日 (2009.8.13)
(65) 公表番号	特表2011-530380 (P2011-530380A)
(43) 公表日	平成23年12月22日 (2011.12.22)
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/004634
(87) 国際公開番号	W02010/019241
(87) 国際公開日	平成22年2月18日 (2010.2.18)
審査請求日	平成24年8月9日 (2012.8.9)
(31) 優先権主張番号	12/222,737
(32) 優先日	平成20年8月14日 (2008.8.14)
(33) 優先権主張国	米国 (US)

(73) 特許権者	508073634 ブリッジポイント、メディカル、インコーゴ ボレイテッド BRIDGEPOINT MEDICAL, INC. アメリカ合衆国ミネソタ州、プリマス、キ ャンパス、ドライブ、2800、ナンバー 50
(74) 代理人	100105957 弁理士 恩田 誠
(74) 代理人	100068755 弁理士 恩田 博宣
(74) 代理人	100142907 弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】血管腔壁を介した治療を促進するための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管腔の内部に閉塞を含む血管腔を画定する血管壁を介した治療を促進するための装置であり、前記装置は、遠位部を有する血管内デバイスを備え、前記遠位部は第1のアパー チャおよび第2のアパー チャと、第1の膨張可能部材および第2の膨張可能部材とを含み、

前記第1のアパー チャ及び前記第2のアパー チャは、共に、前記血管内デバイスの軸方向に延びる中央内腔と流体連通しており、

前記第1のアパー チャ及び第2のアパー チャは軸方向に沿って互いに離間して配置され、第1のアパー チャが開口する方向と第2のアパー チャが開口する方向とは互いに180度離れて配置され、

前記第1の膨張可能部材および前記第2の膨張可能部材は、膨張する前に折り畳まれた形状を有する、装置。

【請求項 2】

前記第1のアパー チャは前記第2のアパー チャより近位に配置されており、前記第1のアパー チャおよび前記第2のアパー チャはそれぞれ前記第1の膨張可能部材および前記第2の膨張可能部材の間に配置されている、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

少なくとも1つの放射線非透過性マーカをさらに含み、前記少なくとも1つの放射線非透過性マーカは、前記第1のアパー チャの末端に配置される、請求項2に記載の装置。

【請求項 4】

少なくとも 1 つの放射線非透過性マーカをさらに含み、前記少なくとも 1 つの放射線非透過性マーカは、前記第 1 のアーチャおよび前記第 2 のアーチャの間に配置された第 1 の放射線非透過性マーカと、前記第 2 のアーチャより遠位に配置された第 2 の放射線非透過性マーカと、を含む、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 5】

前記血管内デバイス内で回転可能、かつ、前記第 1 のアーチャおよび第 2 のアーチャの内、少なくとも 1 つのアーチャを通って前進するように構成された、再入力デバイスをさらに含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

X 線透視ディスプレイをさらに含み、前記再入力デバイスは、前記 X 線透視ディスプレイで視覚可能になるように構成される、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記第 1 の膨張可能部材は、前記血管内デバイスの軸から第 1 の方向に延伸し、前記第 2 の膨張可能部材は、前記第 1 の方向と略反対である前記軸から第 2 の方向に延伸する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

前記第 1 のアーチャは前記第 2 のアーチャより近位に配置される、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記第 1 のアーチャは、前記血管内デバイスの壁を通って第 3 の方向に延伸し、前記第 2 のアーチャは、前記血管内デバイスの壁を通って第 4 の方向へ延伸する、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記第 4 の方向は、前記第 1 の方向および前記第 2 の方向と略垂直である、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記血管内デバイスは、前記第 1 の膨張可能部材および前記第 2 の膨張可能部材が略膨張した状態である場合に、第 1 の幅および第 1 の厚さを有し、

前記第 1 の膨張可能部材および前記第 2 の膨張可能部材が略収縮した状態である場合に、前記血管内デバイスは、第 2 の幅を有する、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 12】

前記第 1 の幅は、前記第 2 の幅よりも大きい、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記第 1 の幅は、前記第 1 の厚さよりも大きい、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 14】

前記第 1 の膨張可能部材および前記第 2 の膨張可能部材は、前記軸の外壁の押し出し部分から形成される、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 15】

前記軸は、第 1 および第 2 の遊星内腔を画定し、

前記第 1 および第 2 の膨張可能部材は、それぞれ、前記第 1 および第 2 の遊星内腔と流体連通する、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 16】

前記第 1 の膨張可能部材は第 1 の長さを有し、前記第 2 の膨張可能部材は前記第 1 の長さよりも長い第 2 の長さを有する、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 17】

血管腔の内部に閉塞を含む血管腔を画定する血管壁を介した治療を促進するための装置であり、前記装置は、

遠位部を有する定位デバイスであって、前記遠位部は、第 2 のアーチャより近位に配置された第 1 のアーチャと、前記第 1 のアーチャの端部に配置された少なくとも 1 つ

10

20

30

40

50

の放射線非透過性マーカと、第1の膨張可能部材および第2の膨張可能部材を含む定位要素と、を含む定位デバイスを備え、

前記第1の膨張可能部材および前記第2の膨張可能部材は、膨張する前に折り畳まれた形状を有し、

前記第1のアーチャおよび前記第2のアーチャは、共に、前記定位デバイスの軸方向に延びる中央内腔と流体連通しており、

前記第1のアーチャおよび第2のアーチャは軸方向に沿って互いに離間して配置され、第1のアーチャが開口する方向と第2のアーチャが開口する方向とは互いに180度離れて配置され、

前記第1のアーチャおよび前記第2のアーチャはそれぞれ前記第1の膨張可能部材および前記第2の膨張可能部材の間に配置されている、装置。 10

【請求項18】

前記少なくとも1つの放射線非透過性マーカは2つの放射線非透過性マーカであり、第1の放射線非透過性マーカは、前記第1および第2のアーチャの間に配置され、第2の放射線非透過性マーカは、前記第2のアーチャの末端に配置される、請求項17に記載の装置。

【請求項19】

軸をさらに含み、第1の膨張可能部材は、前記定位デバイスの前記軸から第1の方向に延伸し、第2の膨張可能部材は、前記軸から、前記第1の方向に略反対の第2の方向に延伸する、請求項18に記載の装置。 20

【請求項20】

前記第1のアーチャは、前記定位デバイスの壁を通って、第3の方向に延伸し、前記第2のアーチャは、前記定位デバイスの壁を通って第4の方向に延伸し、前記第4の方向は、前記第3の方向に略反対である、請求項19に記載の装置。

【請求項21】

前記定位デバイスは、前記2つの膨張可能部材が略膨張した状態である場合に、第1の幅および第1の厚さを有し、前記定位デバイスは、前記2つの膨張可能部材が略収縮した状態である場合に、第2の幅を有する、請求項20に記載の装置。

【請求項22】

前記第3および第4の方向は、前記第1および第2の方向に略垂直である、請求項20に記載の装置。 30

【請求項23】

前記定位デバイス内で回転可能、かつ、前記第1および第2のアーチャの少なくとも1つを通って前進するように構成された再入力デバイスを更に備え、

前記再入力デバイスは、本体と遠位端とを有する、請求項17に記載の装置。

【請求項24】

前記第1の膨張可能部材は、膨張する前に前記定位デバイスの第1の側部を越えて折り畳まれ、前記第2の膨張可能部材は、膨張する前に前記定位デバイスの第2の側部を越えて折り畳まれている、請求項17に記載の装置。

【請求項25】

前記第1の膨張可能部材、前記第2の膨張可能部材および前記遠位部は一体のものである、請求項1に記載の装置。

【請求項26】

前記第1の膨張可能部材、前記第2の膨張可能部材および前記遠位部は、単一の物質により継ぎ目なく形成されている、請求項1に記載の装置。

【請求項27】

前記第1の膨張可能部材、前記第2の膨張可能部材および前記遠位部は、熱可塑性材料により継ぎ目なく形成されている、請求項1に記載の装置。

【請求項28】

前記第1の膨張可能部材、前記第2の膨張可能部材および前記遠位部は一体のものであ

50

る、請求項1 7に記載の装置。

【請求項29】

前記第1の膨張可能部材、前記第2の膨張可能部材および前記遠位部は、単一の物質により継ぎ目なく形成されている、請求項1 7に記載の装置。

【請求項30】

前記第1の膨張可能部材、前記第2の膨張可能部材および前記遠位部は、熱可塑性材料により継ぎ目なく形成されている、請求項1 7に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0002】

10

本明細書に記載された本発明は、慢性的な完全閉塞の治療のためのデバイスおよび関連した方法に関する。より詳細には、本明細書に記載された本発明は、慢性的な完全閉塞を横断し、慢性的な完全閉塞を通過する血流の経路を確立するためのデバイスおよび方法に関する。

【背景技術】

【0003】

20

年齢、高コレステロールおよび他の影響を及ぼす要因のため、患者の血管系の一部を完全に閉塞し、患者の健康に多大なリスクを及ぼす、粥状動脈硬化症を患っている人の数が多い。例えば、冠状動脈が完全に閉塞する場合、痛みを伴う狭心症、心臓組織の喪失または患者の死亡につながる可能性がある。別の例では、脚の大腿および/または膝窩動脈が完全に閉塞することにより、四肢の虚血および四肢の切断につながる場合もある。

【0004】

公知の血管内デバイスおよび技術は、非効率的（手順に時間がかかりすぎる）であるか、血管に穴を開けてしまう（安全性が低い）のリスクが高いか、閉塞を横断できない（有効性が低い）。また、現在のところ、医師は生来の（native）血管内腔の視覚化を行うことが困難であるか、血管内デバイスを視覚化された内腔へと正確に方向付けることができないか、病变を通って、デバイスを前進させることができない。多くの場合、バイパス手術は、慢性的な完全閉塞の患者にとって好適な治療であるが、より侵襲性の低い（less invasive）技術が好適であろう。

【発明の概要】

【0005】

30

動脈の完全閉塞をバイパスするために、血管腔の血管壁を活用するように使用されるデバイスおよび方法を、本明細書に記載する。血管壁の活用は、通常、かつ、同義的に、誤った内腔への進入、壁内進入、亜正中進入、または本開示の場合では、内膜下進入と称される、前記壁への、および前記壁からの血管内デバイスの通過を含んでもよい。

【0006】

一態様において、本開示は、あるデバイスに関する。このデバイスは、中央内腔を画定する遠位軸、および少なくとも1つの膨張可能部材を含む定位要素を含む。定位要素の第1の部分は、軸から第1の方向に延伸し、定位要素の第2の部分は、軸から第2の方向に延伸する。さらに、第2の方向は、第1の方向に略反対である。

40

【0007】

別の態様において、本開示は、あるデバイスに関する。このデバイスは、中央内腔を画定する遠位軸、および第1の膨張可能部材ならびに第2の膨張可能部材を含む定位要素を含んでもよい。第1の膨張可能部材は、軸から第1の方向に延伸し、第2の膨張可能部材は、軸から第2の方向に延伸する。さらに、第2の方向は、第1の方向に略反対である。

【0008】

さらに別の態様において、本開示は、ある方法に関する。この方法は、遠位軸および定位要素を含むデバイスの提供、および閉塞と血管の外膜の間への、デバイスの定位要素の位置付けを含んでもよい。この方法は、さらに、血管の真の内腔に対してデバイスを方向付けるための、定位要素の膨張可能部材の膨張、およびデバイスによって画定された内腔

50

を通る、再入力デバイスの前進を含む。この方法は、さらに、デバイスのアーチャを通り、再入力デバイスの遠位端の前進を含んでもよく、アーチャは、定位要素によって画定された面に対して略垂直である。

本発明の一態様によれば、血管腔の内部に閉塞を含む血管腔を画定する血管壁を介した治療を促進するための装置が提供される。前記装置は、遠位部を有する血管内デバイスを備え、前記遠位部は第1のアーチャおよび第2のアーチャと、第1の膨張可能部材および第2の膨張可能部材とを含み、前記第1のアーチャ及び前記第2のアーチャは、共に、前記血管内デバイスの軸方向に延びる中央内腔と流体連通しており、前記第1のアーチャ及び第2のアーチャは軸方向に沿って互いに離間して配置され、第1のアーチャが開口する方向と第2のアーチャが開口する方向とは互いに180度離れて配置され、前記第1の膨張可能部材および前記第2の膨張可能部材は、膨張する前に折り畳まれた形状を有する。

本発明の別の態様によれば、血管腔の内部に閉塞を含む血管腔を画定する血管壁を介した治療を促進するための装置が提供される。前記装置は、遠位部を有する定位デバイスであって、前記遠位部は、第2のアーチャより近位に配置された第1のアーチャと、前記第1のアーチャの端部に配置された少なくとも1つの放射線非透過性マーカと、第1の膨張可能部材および第2の膨張可能部材を含む定位要素と、を含む定位デバイスを備え、前記第1の膨張可能部材および前記第2の膨張可能部材は、膨張する前に折り畳まれた形状を有し、前記第1のアーチャ及び前記第2のアーチャは、共に、前記定位デバイスの軸方向に延びる中央内腔と流体連通しており、前記第1のアーチャおよび第2のアーチャは軸方向に沿って互いに離間して配置され、第1のアーチャが開口する方向と第2のアーチャが開口する方向とは互いに180度離れて配置され、前記第1のアーチャおよび前記第2のアーチャはそれぞれ前記第1の膨張可能部材および前記第2の膨張可能部材の間に配置されている。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】人間の心臓をある程度、様式化した図である。心臓は、冠状動脈の全てが閉塞の影響を受ける、複数の冠状動脈を含む。

【図2】前の図に示された心臓の一部をさらに図解する拡大図である。図2においては、冠状動脈内に完全閉塞が示されている。

【図3】血管(例:冠状動脈)の斜視図である。図3においては、3層構造(内膜、中間部分、および外膜)を有する血管壁が示されている。

【図4】前の図に示された動脈の側面断面図である。図4においては、動脈の外膜および内膜の間に配置された定位デバイスが示されている。

【図5】真の内腔を塞いでいる閉塞を有する動脈の縦方向断面図である。

【図6】前の図に示された動脈のさらなる断面図である。図6の実施形態においては、横断デバイスの遠位部が、真の内腔のセグメントに近接して配置されるように、ガイドワイヤ上を前進している。

【図7】前の図に示された横断デバイスを含むアセンブリを示す、平面図である。

【図8】動脈のさらなる図である。図8の実施形態においては、横断デバイスの先端が、動脈の真の内腔を塞いでいる閉塞に隣接するように、遠位方向に前進している。

【図9】前の図に示された動脈および横断デバイスのさらなる図である。図9の実施形態においては、横断デバイスの遠位端が、動脈壁の内膜および外膜の間を前進している。

【図10】前の図に示された動脈のさらなる図である。図10の実施形態においては、横断デバイスは引き出され、ガイドワイヤが、横断デバイスによって以前占められていた位置に留まっている。

【図11】前の図に示された動脈およびガイドワイヤのさらなる図である。図11の実施形態において、定位デバイス100は、ガイドワイヤ上を前進している。

【図12】前の図に示された動脈および定位デバイスのさらなる図である。

【図13】前の図に示された定位デバイスを示すさらなる図である。図13の実施形態に

10

20

30

40

50

おいては、再入力デバイスが、定位デバイスの中央の内腔内に前進している。再入力デバイスの遠位端は、定位デバイスの第1のアパーチャを通って前進しており、真の内腔内に存在した状態で示されている。

【図14】前の図に示された定位デバイスの拡大断面図である。

【図15】前の図に示された定位デバイスを示す、様式化された平面図である。

【図16】定位デバイスのさらなる例示的な実施形態の斜視図である。

【図17】さらなる例示的な定位デバイスを示す平面図である。

【図18】前の図に示された定位デバイスの一部を示す、様式化された図である。説明のために、図18に示された部分は、前の図で示された切り取り面A-Aおよび切り取り面B-Bに沿って、定位デバイスを切り取ることにより、作成されている。

10

【図19】前の図に示された定位デバイスを示す、様式化された断面図である。図20の実施形態においては、定位デバイスの定位要素が、設定された(deployed)形状であると想定している。

【図20】前の図に示された定位デバイスを示す、さらなる様式化された断面図である。図20の実施形態においては、定位デバイスの定位要素が、略崩壊形状であると想定している。

【図21】さらなる例示的な定位デバイスを示す、平面図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下の詳細な説明は、異なる図面において同様の要素が同じ番号で示されている、図を参照して、一読されるべきである。また、図面は、必ずしも拡大縮小されているわけではなく、例示的な実施形態を示しており、本発明の範囲を制限することを意図するものではない。

20

【0011】

図1は、人間の心臓50を、ある程度、様式化した図である。心臓50は、その全てが閉塞の影響を受けやすい、複数の冠状動脈52を含む。特定の生理学的な状況において、かつ、十分な時間が与えられている場合、いくつかの閉塞は、完全閉塞36等、完全または全面的であり得る。本明細書で使用されているように、完全閉塞および全面閉塞という用語は、閉塞の古さにはいくらかの幅がある、同じまたは同様の閉塞の度合いを指すことを意図している。概して、完全閉塞は、断面領域において90パーセント以上の機能が閉塞されている血管腔を指しており、その内部には血流がほとんどあるいは全く流れていないと考えられ、その内部を従来のガイドワイヤが通過することは困難または不可能である。さらに、概して、完全閉塞から時間が経つほど、閉塞性物質はより組織化(organized)し、より纖維状になると共に石灰化する。ある確立された臨床的な定義によると、完全閉塞は、症状が始まってから2週間を過ぎる場合に、慢性的であると理解される。

30

【0012】

図2は、前の図に示された心臓50の部分をさらに説明する、拡大図である。図2において、冠状動脈52内に完全閉塞36が示される。概して、動脈52の近接したセグメント32(つまり、完全閉塞36に近接した動脈52の一部)は、血管内デバイスを使用して進入が容易であってもよく、周囲の心筋に供給するための適度な血流を有する。動脈52の遠位セグメント34(つまり、完全閉塞36の末端の動脈部分52)は、介入(intervening)デバイスでは進入が容易ではなく、近接したセグメント32と比較して、大幅に血流量を低下させる。

40

【0013】

図3は、壁22を有する動脈20の斜視図である。図3において、3層構造を有する動脈20の壁22が示されている。壁22の最も外側の層は外膜24であり、壁22の最も内側の層は内膜26である。内膜26は、動脈20の真の内腔30を画定する。内膜26および外膜24の間を延伸する組織は、中間部分28と総称されてもよい。説明のために、内膜26、中間部分28および外膜24は、それぞれ、図3において、単一の均一層と

50

して示されている。しかしながら、人間の身体において、内膜および中間部分は、それぞれいくつかの副層を含む。内膜の最も外側の部分および中間部分の最も内側の部分の間の変化部分は、内膜下空間 40 と称されることがある。

【0014】

図3を参照すると、内膜下空間 40 は、概して、真の内腔の中心に、その半径方向の中心を有する環状形状を有することが理解されよう。この発明を実施するための形態において記載されるデバイスおよび方法のいくつかは、血管の真の内腔に対する内膜下空間 40 の位置および形状を利用してよい。例えば、本明細書中に記載された、いくつかの定位デバイスは、その空間内においてそれ自体を方向付けるように適合されてもよい。定位デバイスの方向付けが確立されると、定位デバイスは、真の内腔に対して再入力デバイスを方向付けるように使用されてもよい。

10

【0015】

図4は、前の図に示された動脈20の側面断面図である。図4において、定位デバイス 100 は、動脈20の外膜24および内膜26の間に配置されて示されている。定位デバイス 100 は、中央内腔 104 を画定する外壁 128 を有する遠位軸 102 を含む。定位デバイス 100 は、遠位軸 102 に結合される定位要素 120 を含む。

【0016】

図4の実施形態において、定位要素 120 は、膨張可能部材 126 を含む。膨張可能部材 126 の上部は、例えば、第1の接触面 190A の遠位軸 102 に固定されてもよい。膨張可能部材 126 の底部は、例えば、第2の接触面 190B の遠位軸 102 に固定されてもよい。

20

【0017】

定位要素 120 は、第1の部分 106 および第2の部分 108 を含む。定位要素 120 の第1の部分 106 は、遠位軸 102 から離れた第1の方向に延伸する。定位要素 120 の第2の部分 108 は、第1の方向の略反対の第2の方向に、遠位軸 102 から離れて延伸する。

【0018】

遠位軸 102 は、第1のアパーイヤ 130 および第2のアパーイヤ 132 を画定する。第1のアパーイヤ 130 は、遠位軸 102 を通って、第3の方向に延伸する。第2のアパーイヤ 132 は、第3の方向の略反対である第4の方向に、遠位軸 102 を通って延伸する。第1のアパーイヤ 130 および第2のアパーイヤ 132 は、概して、接平面 TP と直角に方向付けられる。図4において、接平面 TP は、内膜下空間 40 の接線となる。

30

【0019】

定位要素 120 の膨張可能部材 126 が、動脈20の外膜24および内膜26の間で膨張する場合、定位デバイス 100 は、第1のアパーイヤ 130 または第2のアパーイヤ 132 のいずれか一方が、動脈の真の内腔に対して開くように、それ自体を動脈20内に方向付ける。図4の実施形態において、定位デバイス 100 は、第1のアパーイヤ 130 が動脈20の内膜26に対して開き、第2のアパーイヤ 132 が外膜24に対して開くように、配置されている。図4において、再入力デバイス 80 は、第1のアパーイヤ 130 および内膜26を通って延伸して示されている。再入力デバイス 80 の遠位端は、血管20の真の内腔 30 に配置される。

40

【0020】

膨張可能部材 126 が膨張する場合、第1のアパーイヤ 130 および第2のアパーイヤ 132 が向き得る方向の数が低減する。これは、自由度で概念化され得る。定位要素 120 の膨張可能部材 126 が膨張する場合、アパーイヤが向き得る方向の数は、360の自由度から 180 度離れた 2 の自由度まで低減する。定位デバイス 100 および再入力デバイス 80 は、閉塞によって分離された近接したセグメントおよび遠位セグメントの間の流体連通を確立するために使用してもよい。図5～図13を参照し、例示的な方法について説明する。

【0021】

50

図5は、その真の内腔30を塞いでいる閉塞36を有する動脈20の縦方向の断面図である。閉塞36は、真の内腔30を、近接したセグメント32および遠位セグメント34に分割する。図5において、ガイドワイヤ60の遠位部は、真の内腔30の近接したセグメント32に延伸して示される。本文書に記載される方法は、血管内閉塞に近接する位置にガイドワイヤを前進させるステップを含んでもよい。本文書に記載される例示的な方法は、さらに、閉塞36および壁22の外膜24の間にガイドワイヤ60を前進させるステップを含んでもよい。しかしながら、いくつかの場合において、閉塞および血管の性質のために、ガイドワイヤが閉塞を越えて前進する可能性は少ない。この場合、ガイドワイヤは、閉塞36に近接する位置に、さらなる血管内デバイスを導くように使用されてもよい。

10

【0022】

図6は、前の図に示された動脈20のさらなる断面図である。図6の実施形態において、横断デバイス70は、横断デバイス70の遠位部が、真の内腔30の近接したセグメント32に配置されるように、ガイドワイヤ60上を前進している。図6の横断デバイス70は、軸72の遠位端に固定された先端74を含む。横断デバイス70は、近接したセグメント32および遠位セグメント34の間の経路を確立するための方法と共に使用されてもよい。本文書に記載される方法は、ガイドワイヤ上で横断デバイスを前進させるステップを含んでもよい。

【0023】

本開示に従ういくつかの有用な方法において、横断デバイス70は、その縦軸を中心回転してもよく、また、同時に、その縦軸に対して平行な方向に移動させてもよい。この場合、横断デバイス70の回転は、横断デバイス70の軸方向の前進への抵抗を低減することができる。これらの方法は、摩擦運動係数が、所与の摩擦接触面について、通常、静的な摩擦係数未満であるという事実を利用する。横断デバイス70の回転により、横断デバイスおよび周囲組織の間の接触面における摩擦係数が、摩擦運動係数になり、静的な摩擦係数になるのではないことが確実になる。

20

【0024】

図7は、前の図に示された横断デバイス70を含むアセンブリを示す平面図である。図7の実施形態において、ハンドルアセンブリ150は、横断デバイス70に結合される。図7において、ハンドルアセンブリ150は、横断デバイス70の軸152の近接した部分の周りに配置されて示されている。図7において、ハンドルアセンブリ150の一部は、左手LHの親指および人差し指の間に配置される。ハンドルアセンブリ150の第2の部分は、右手RHの親指および人差し指の間に配置される。図7を参照すると、ハンドルアセンブリ150は、医師の右手および左手の親指および人差し指を受けるのに十分長いことが理解される。この場合、医師は、ハンドルアセンブリ150を回転させるために、両手を使用できる。

30

【0025】

片方の手の親指および人差し指の間でハンドルアセンブリ150を回転させることによって、横断デバイス70を回転できる。さらに、図7に示されるように、ハンドルアセンブリ150を回転させるために、両手を使用してもよい。いくつかの有用な方法において、横断デバイス70を回転し、同時に軸方向に前進させることができる。

40

【0026】

本開示に従ういくつかの有用な方法において、横断デバイス70は、一分あたり約2回転から一分あたり約200回転の間の速度の回転速度で回転させる。本開示に従ういくつかの特に有用な方法において、横断デバイス70は、1分当たり約50回転および1分当たり約150回転の間の回転速度で回転させる。

【0027】

横断デバイス70は、図7に示されるように、手で回転させてもよい。さらに、機械的デバイス(例:電気モータ)を、横断デバイス70を回転させるために使用してもよいことが考えられる。横断デバイス70の回転により、横断デバイスおよび周囲の組織の間の

50

接触面における摩擦係数は、摩擦運動係数となり、静的な摩擦係数とはならないことが確実になる。

【0028】

図8は、動脈20のさらなる縦方向の断面図である。図8の実施形態において、横断デバイス70の遠位端は、先端74が閉塞36に隣接するように、遠位方向に前進させられている。図8を参照すると、先端74は内膜26を越えて通過しており、動脈20の閉塞36および外膜24の間に配置されることが理解されよう。本文書に記載されるいくつかの方法は、閉塞および動脈の外膜の間に横断デバイスを前進させるステップを含んでもよい。

【0029】

図9は、前の図に示された動脈20および横断デバイス70のさらなる図である。図9の実施形態において、横断デバイス70の遠位端は、閉塞36を越えて、軸方向に前進させられている。本明細書に記載される方法は、閉塞を越えて横断デバイスを前進させるステップを含んでもよい。図9の実施形態において、横断デバイスは、閉塞36および壁22の外膜24の間を前進することにより、閉塞36を横断している。

【0030】

閉塞を横断する他の方法は、本開示の趣旨および範囲内であることを理解されたい。例えば、横断デバイス70は、真の内腔30内の位置を維持しながら、閉塞36を通って通過してもよい。図9において、横断デバイス70の先端74が、動脈20の内膜26および外膜24の間に存在して示されている。先端74が内膜26および外膜24の間を軸方向に移動する際に、先端74は、動脈20の壁22を形成する層に、鈍的切開を生じさせてもよい。あるいは、先端74は、閉塞36を含む物質に、鈍的切開を生じさせてもよい。

【0031】

図9の実施形態において、横断デバイス70の先端74は、内膜26および外膜24の間に配置される。この場合、近接したセグメント32および遠位セグメント34の間の流体連通は、内膜26を通って開口を作成することにより、実行されてもよい。こうした開口は、例えば、脈再入力デバイス、および管内膜26への再入力デバイスの前進を方向付ける定位デバイスを使用して、作成されてもよい。

【0032】

図10は、前の図に示された動脈20のさらなる図である。図10の実施形態において、横断デバイス70は、動脈20の真の内腔30から引き出されている。図10を参照すると、ガイドワイヤ60は、横断デバイス70によって以前占められていた位置に留まっていることが理解されよう。

【0033】

図10に示されるガイドワイヤ60の位置は、横断デバイス70を使用して実行されてもよい。ガイドワイヤ60は、例えば、まず、前の図で示された位置に横断デバイス70を配置し、次に、ガイドワイヤ60を、横断デバイス70の軸72で画定される内腔122を通って前進させることにより、配置されてもよい。あるいは、ガイドワイヤ60は、横断デバイス70が閉塞36を越えて前進させる間、内腔122内に配置されてもよい。

【0034】

ガイドワイヤ60が図10に示される位置にあるため、ガイドワイヤ60は、閉塞36および外膜24の間に他のデバイスを方向付けるように使用されてもよい。例えば、カテーテルの遠位端が閉塞および外膜の間を延伸するまで、カテーテルをガイドワイヤ60上で前進させてもよい。その位置に到達後、カテーテルは、カテーテルの周囲の組織を拡張するように使用されてもよい。組織を拡張するように使用可能なカテーテルの例には、膨張可能部材カテーテルおよびアテローム切除術カテーテルを含む。

【0035】

図11は、前の図に示された動脈20およびガイドワイヤ60のさらなる図である。図11の実施形態において、定位デバイス100は、ガイドワイヤ60上を前進させられて

10

20

30

40

50

いる。定位デバイス 100 は、中央内腔 104 を画定する外壁 128 を含む遠位軸 102 を含む。第 1 のアパー・チャ 130 および第 2 のアパー・チャ 132 は、さらに、外壁 128 によって画定される。図 11 の実施形態において、第 1 のアパー・チャ 130 および第 2 のアパー・チャ 132 は、共に、中央内腔 104 と流体連通する。

【0036】

図 11 の実施形態において、定位デバイス 100 は、第 1 のアパー・チャ 130 が、動脈 20 の内膜 26 に向かって開き、第 2 のアパー・チャ 132 が、外膜 24 に向かって開くように、配置されている。図 11 の実施形態において、第 1 のアパー・チャ 130 および第 2 のアパー・チャ 132 は、縦方向に相互に分離している。定位デバイス 100 は、第 1 のアパー・チャ 130 および第 2 のアパー・チャ 132 の間に配置される第 1 の放射線非透過性マーカーを含む。定位デバイス 100 の第 2 の放射線非透過性マーカーは、第 2 のアパー・チャ 132 から離れて配置されている。
10

【0037】

図 12 は、前の図に示された動脈 20 および定位デバイス 100 のさらなる図である。図 12 の実施形態において、ガイドワイヤ 60 は、定位デバイス 100 を図 12 に示される位置に置いた状態で、引き出されている。図 12 を参照すると、定位デバイス 100 は、閉塞 36 を超えて延伸することが理解される。図 12 において、真の内腔 30 を塞いでいる閉塞 36 が示されている。閉塞 36 は、真の内腔 30 を、近接したセグメント 32 および遠位セグメント 34 に分割する。本明細書に記載されるいくつかの実施形態に従う定位デバイスが、動脈の外膜および内膜の間を前進させられる場合、真の内腔 30 の方に再入力デバイスを方向付けるように、定位デバイスを使用してもよい。近接したセグメント 32 および遠位セグメント 34 の間の流体連通は、再入力デバイスによって真の内腔に再入力させることで行われてもよい。
20

【0038】

図 13 は、前の図に示された動脈 20 および定位デバイス 100 のさらなる図である。図 13 の実施形態において、再入力デバイス 80 は、定位デバイス 100 の中央内腔 104 内に前進させられている。再入力デバイス 80 の遠位端 132 は、第 1 のアパー・チャ 130 を通って前進させられており、真の内腔 30 に存在するものとして示されている。
30

【0039】

図 13 に示されるように再入力デバイス 80 が配置された後、定位デバイス 100 は、再入力デバイス 80 を、図 13 に示された位置に留めたまま、引き出してもよい。次いで、膨張可能部材の血管形成カテーテルおよびアテローム切除術カテーテル等のデバイスを、再入力デバイス 80 上で前進させてよい。このように、真の内腔 30 の近接したセグメント 32 および真の内腔 30 の遠位セグメント 34 の間の血流経路を確立するために、再入力デバイス 80 と共にこれらのデバイスを使用してもよい。この経路は、閉塞 36 の周囲を血液が流れることを可能にする。

【0040】

図 14 は、前の図に示された定位デバイス 100 の拡大断面図である。定位デバイス 100 は、中央内腔 104 を画定する外壁 128 を含む遠位軸 102 を含む。外壁 128 は、共に、中央内腔 104 と流体連通する第 1 のアパー・チャ 130 および第 2 のアパー・チャ 132 を画定する。図 14 の実施形態において、第 1 のアパー・チャ 130 は、図 14 において第 1 の矢印 A A で表される第 1 の方向に、中央内腔 104 から離れて延伸する。第 2 のアパー・チャ 132 は、図 14 において第 2 の矢印 A B で示される第 2 の方向に、中央内腔 104 から離れて延伸する。図 14 において、第 1 の矢印 A A および第 2 の矢印 A B は、略反対方向に延伸する。図 14 において、第 1 の矢印 A A および第 2 の矢印 A B は、互いに約 180 度離れて方向付けられる。
40

【0041】

図 14 の実施形態において、第 1 のアパー・チャ 130 および第 2 のアパー・チャ 132 は、互いに縦方向に分離している。定位デバイス 100 は、第 1 のアパー・チャ 130 および第 2 のアパー・チャ 132 の間に配置される第 1 の放射線非透過性マーカー 134 を含む。定
50

位デバイス 100 の第 2 の放射線非透過性マーカ 134B は、第 2 のアーチャ 132 とは離れて配置される。

【0042】

再入力デバイス 80 は、定位デバイス 100 の中央内腔 104 に配置される。図 14A の実施形態において、第 1 の放射線非透過性マーカ 134A、第 2 の放射線非透過性マーカ 134B および再入力デバイス 80 は、放射線非透過性物質を含む。その構成物質の放射線非透過性の性質のために、第 1 の放射線非透過性マーカ 134A、第 2 の放射線非透過性マーカ 134B、および再入力デバイス 80 は、全て、X 線透視手順中に X 線透視ディスプレイで視覚可能となる。X 線透視ディスプレイ上のこれらの放射線非透過性の要素の相対的な位置は、定位デバイス 100 内の選択されたアーチャによって、再入力デバイス 80 の遠位端を方向付けるように使用可能である。

【0043】

図 15 は、前の図に示された定位デバイス 100 を示す様式化された平面図である。図 15において、再入力デバイス 80 の遠位部は、第 1 のアーチャ 130 を通って延伸して示されている。第 1 のアーチャ 130 および第 2 のアーチャ 132 は、共に、定位デバイス 100 の中央内腔 104 と流体連通する。定位デバイス 100 は、第 1 のアーチャ 130 および第 2 のアーチャ 132 の間に配置された第 1 の放射線非透過性マーカ 134 を含む。定位デバイス 100 の第 2 の放射線非透過性マーカ 134B は、第 2 のアーチャ 132 から離れて配置されている。

【0044】

定位デバイス 100 は、遠位軸 102 に固定された定位要素 120 を含む。定位要素 120 は、膨張可能部材 126 を含む。定位要素 120 の膨張可能部材 126 が、血管の外膜および内膜の間で膨張する場合、定位デバイス 100 は、第 1 のアーチャ 130 または第 2 のアーチャ 132 のいずれか一方が、動脈の真の内腔に向かって開くように、それ自体を血管内に方向付ける。医師は、例えば、本明細書に記載されている X 線透視方法を使用して、真の内腔に向かうアーチャ開口を選択してもよい。次いで、医師は、選択したアーチャを通って、再入力デバイス 80 の遠位端を挿入してもよい。

【0045】

図 16 は、定位デバイス 200 の斜視図である。定位デバイス 200 は、遠位軸 202、近接した軸 92、および遠位軸 202 ならびに近接した軸 92 の間を延伸する中間軸 82 を含む。定位デバイス 200 は、遠位軸 202 に結合された定位要素 220 を含む。図 21 の実施形態において、定位要素 220 は、遠位軸 202 に固定された膨張可能部材 226 を含む。膨張可能部材 226 は、例えば、近接したウェスト 246A、遠位ウェスト 246B、膨張可能部材の上部 226、および膨張可能部材の底部で、遠位軸 202 に固定されてもよい。

【0046】

定位要素 220 は、第 1 の部分 206 および第 2 の部分 208 を含む。定位要素 220 の第 1 の部分 206 は、遠位軸 202 から離れた第 1 の方向に延伸する。定位要素 220 の第 2 の部分 208 は、第 1 の方向の略反対である第 2 の方向に、遠位軸 202 から離れて延伸する。

【0047】

ハブ 236 が、近接した軸 92 の近接した端に固定される。ハブ 236 は、近接したポート 238 を含む。近接したポート 238 は、遠位軸 202、中間軸 82、および近接した軸 92 によって画定された膨張内腔を介して、膨張可能部材 226 の内部と流体連通する。膨張可能部材 226 は、近接したポート 238 へ、膨張媒体を注入することにより、膨張させてもよい。いくつかの応用に適し得る膨張中間部分の例は、生理食塩水、二酸化炭素、または窒素を含む。いくつかの有用な実施形態において、膨張可能部材 226、遠位軸 202、中間軸 82、および近接した軸 92 は、熱可塑性物質を含む。いくつかの応用に適し得る熱可塑性物質の例は、ナイロン、Pebax (ポリエーテルブロックアミド共重合体)、または P.E.T (ポリエチレンテレフタレート) である。

10

20

30

40

50

【0048】

定位要素220の第1の側に第1のアーチャ230が配置される。定位要素220の膨張可能部材226が血管の外膜および内膜の間で膨張する場合、定位デバイス200は、第1のアーチャ230が動脈の真の内腔に向かって開くように、または、動脈の真の内腔から180度離れて開くように、それ自体を血管内に方向付ける。第2のアーチャは、定位要素220の第2の側に配置される。第2のアーチャは、図16において外部から見えない。第1のアーチャ230は、定位要素220の第1の側に配置され、第2のアーチャは、第1の側の略反対である定位要素の第2の側に配置される。

【0049】

図17は、さらなる例示的な定位デバイス300を示す平面図である。図17の定位デバイス300は、遠位軸302に結合された定位要素320を含む。図17の実施形態において、定位要素320は、第1の膨張可能部材322および第2の膨張可能部材324を含む。図17の実施形態において、第1の膨張可能部材322および第2の膨張可能部材324は、共に、遠位軸302の外壁328の押し出し部分から形成される。外壁328は、第1のアーチャ330および第2のアーチャ332を画定する。図17を参照すると、第1のアーチャ330および第2のアーチャ332は、共に、第1の膨張可能部材322および第2の膨張可能部材324の間に配置されることが理解されよう。

【0050】

図18は、前の図に示される定位デバイス300の一部分340を示す様式化された斜視図である。一部分340は、前の図に示された切り取り面A-Aおよび切り取り面B-Bに沿って、定位デバイス300を切り取ることで作成される。

【0051】

定位デバイス300は、遠位軸302に結合された定位要素320を含む。定位要素320は、第1の膨張可能部材322および第2の膨張可能部材324を含む。定位要素320の第1の膨張可能部材322は、遠位軸302から離れて第1の方向に延伸する。定位要素320の第2の膨張可能部材324は、第1の方向の略反対である第2の方向に、遠位軸302から離れて延伸する。

【0052】

図18を参照すると、第1の膨張可能部材322は、ODと表示された矢印で表される第1の方向に、外壁328から離れて延伸することが理解されよう。引き続き、図18を参照すると、第2の膨張可能部材324は、第1の方向とは略反対である第2の方向に、遠位軸302から離れて延伸する。図18において、第2の方向は、SDと表示された矢印で表される。

【0053】

図18を参照すると、遠位軸302の外壁328は、第1のアーチャ330および第2のアーチャ332を画定することが理解されよう。第1のアーチャ330は、TDと表示された矢印で表された第3の方向に、中央内腔304から離れて延伸する。引き続き、図18を参照すると、第2のアーチャ332は、第3の方向と略反対である第4の方向に、中央内腔304から延伸する。図18において、第4の方向は、FDと表示された矢印で表される。

【0054】

図18を参照すると、第1のアーチャ330および第2のアーチャ332は、共に、第1の膨張可能部材322および第2の膨張可能部材324の間に配置されることが理解されよう。第1のアーチャ330および第2のアーチャ332は、共に、遠位軸302によって画定された中央内腔304と流体連通する。第1のアーチャ330および第2のアーチャ332は、概して、定位要素320の第1の膨張可能部材322および第2の膨張可能部材324によって画定された面Pに対して直角に方向付けられる。

【0055】

図19は、前の図で示された定位デバイス300を示す様式化された断面図である。図19を参照すると、遠位軸302は、中央内腔304、第1の遊星内腔342、第2の遊

10

20

30

40

50

星内腔 344 を画定することが理解されよう。これらの遊星内腔は、遠位軸 302 の外壁 328 によって、一部が画定される。外壁 328 は、さらに、第 1 のアパーイヤ 330 および第 2 のアパーイヤ 332 を画定する。第 1 のアパーイヤ 330 および第 2 のアパーイヤ 332 は、共に、中央内腔 304 と流体連通する。

【0056】

定位デバイス 300 は、第 1 の膨張可能部材 322 および第 2 の膨張可能部材 324 を含む定位要素 320 を含む。図 19 の実施形態において、第 1 の膨張可能部材 322 は、遠位軸 302 の外壁 328 の押し出し部分で形成される。第 1 の膨張可能部材 322 は、第 1 の遊星内腔 342 と流体連通する内部を画定する。図 19 の実施形態において、第 1 の膨張可能部材 322 および遠位軸 302 は、モノリシック構造である。図 19 に示されるように、第 1 の膨張可能部材 322 および遠位軸 302 の外壁 328 は、単一の物質で、継ぎ目なく形成される。図 19 を参照すると、第 2 の膨張可能部材 324 は、第 2 の遊星内腔 344 と流体連通する内部を画定することが理解される。図 19 の実施形態において、第 2 の膨張可能部材 324 は、遠位軸 302 の外壁 328 の押し出し部分を含む。

10

【0057】

モノリシックな管から定位要素を作成することの 1 つの考えられる利点は、定位要素およびカテーテル軸の間の固定点が不要になるため、処理ステップおよび製造コストを低減できるという点である。別の考えられる利点に、重複する物質の領域を排除することにより、カテーテルの遠位直径を小さくし得る、定位要素およびカテーテル軸の間の固定点の削減がある。別の考えられる利点として、定位要素およびカテーテル軸の間の固定点（例えば、熱または接着による結合）を排除することによる、考えられる不具合点の削減を含み得る。

20

【0058】

定位要素 320 の第 1 の膨張可能部材 322 は、遠位軸 302 から離れて第 1 の方向に延伸する。定位要素 320 の第 2 の膨張可能部材 324 は、第 1 の方向とは略反対である第 2 の方向に、遠位軸 302 から離れて延伸する。

【0059】

図 19 の実施形態において、定位要素 320 は、設定された形状を想定する。さらに、図 19 の実施形態において、第 1 の膨張可能部材 322 および第 2 の膨張可能部材 324 は、共に、略膨張状態である。図 19 を参照すると、第 1 の膨張可能部材 322 および第 2 の膨張可能部材 324 は、平面 P を画定することが理解されよう。引き続き図 19 を参照すると、定位要素 320 は、第 1 の幅 W A および第 1 の厚さ T A を有することが理解されよう。図 19 の実施形態において、定位要素 320 が設定された形状を想定する場合、第 1 の幅 W A は第 1 の厚さ T A よりも大きい。

30

【0060】

いくつかの有用な実施形態において、第 1 の幅 W A の第 1 の厚さ T A に対する比率は、定位要素 320 が設定された形状を想定している場合に、1 よりも大きい。いくつかの特に有用な実施形態において、第 1 の幅 W A の第 1 の厚さ T A に対する比率は、定位要素 320 が設定された形状を想定している場合に、約 2 よりも大きい。いくつかの特に有用な実施形態において、第 1 の幅 W A の第 1 の厚さ T A に対する比率は、定位要素 320 が設定された形状を想定している場合に、約 3 よりも大きい。

40

【0061】

図 20 は、前の図に示された定位デバイス 300 を示す、さらなる様式化された断面図である。図 20 の実施形態において、定位要素 320 は略崩壊形状を想定しており、膨張可能部材は略収縮状態である。膨張可能部材が収縮している場合、定位要素 320 は、種々の崩壊および / または折り畳み形状を想定してもよい。図 20 の実施形態において、定位要素 320 は第 2 の幅 W B を有する。

【0062】

図 20 の点線で、定位要素 320 の設定された形状が示される。図 20 を参照すると、定位要素 320 が設定された形状を想定している場合に、定位要素 320 は、第 2 の幅 W

50

Bよりも大きい第1の幅WAを有することが理解されよう。

【0063】

図21は、さらなる例示的な定位デバイス700を示す平面図である。図21の定位デバイス700は、遠位軸702に結合された定位要素720を含む。図21の実施形態において、定位要素720は、第1の膨張可能部材722および第2の膨張可能部材724を含む。図21の実施形態において、第1の膨張可能部材722および第2の膨張可能部材724は、共に、遠位軸702の外壁728の押し出し部分から形成される。外壁728は、第1のアーチャ730および第2のアーチャ732を画定する。図21を参照すると、第1のアーチャ730および第2のアーチャ732は、共に、第1の膨張可能部材722および第2の膨張可能部材724の間に配置されることが理解されよう。 10

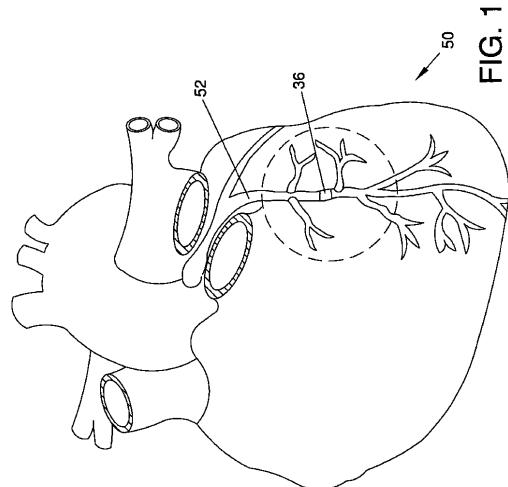
【0064】

図21を参照すると、第1の膨張可能部材722は第1の長さLAを有し、第2の膨張可能部材724は第2の長さLBを有することが理解されよう。図21の実施形態において、第2の長さLBは、第1の長さLAよりも大きい。有用な一方法において、第1の膨張可能部材722および第2の膨張可能部材724は、共に、放射線非透過性の膨張媒体によって膨張する。この場合、医師は、X線透視ディスプレイにおいて第1の膨張可能部材722および第2の膨張可能部材724を観察することにより、定位デバイス700の方向付けを決定するために、X線透視視覚化技術を使用してもよい。

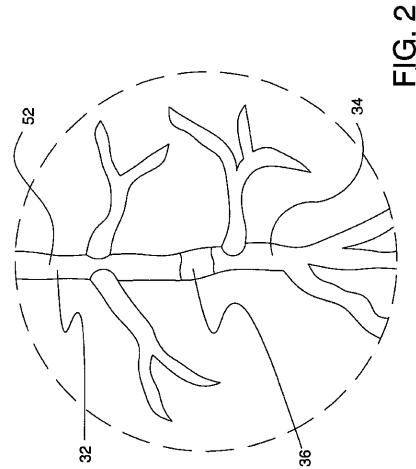
【0065】

上記から、本発明は、例示的な非制限的実施形態において、慢性的な完全閉塞の治療のためのデバイスおよび方法を提供することが、当業者には明らかであろう。さらに、当業者は、本発明が、本明細書に記載および検討された特定の実施形態以外の種々の形態で明らかにされ得ることを認識されよう。従って、添付の特許請求の範囲に記載されるように、本発明の範囲および趣旨から逸脱せずに、形式および詳細の逸脱を実行し得る。 20

【図1】



【図2】



【図3】

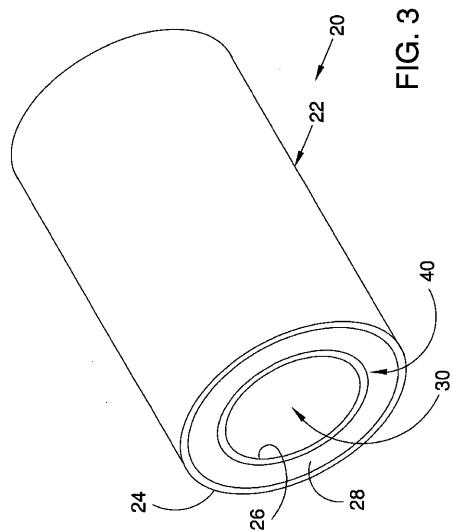


FIG. 3

【図4】

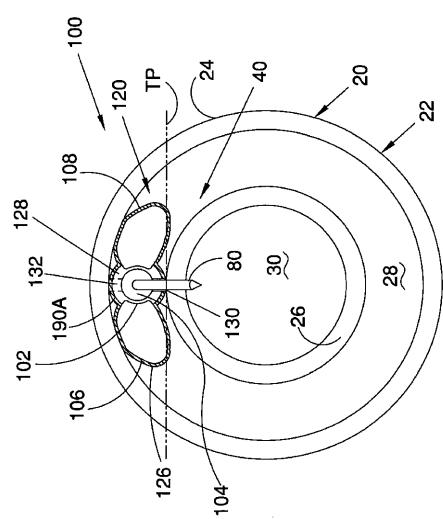


FIG. 4

【図5】

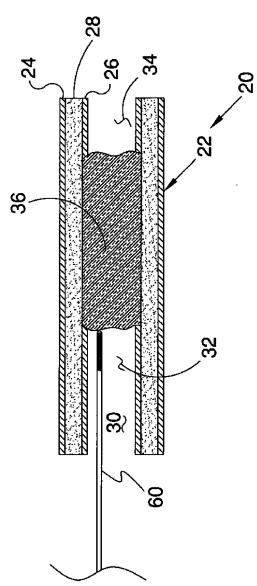


FIG. 5

【図6】

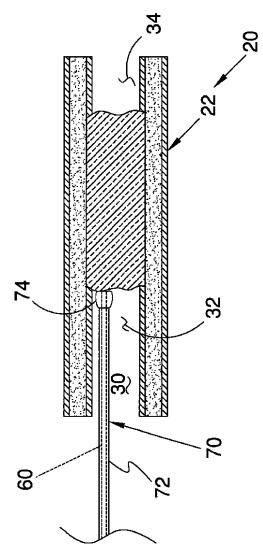


FIG. 6

【図7】

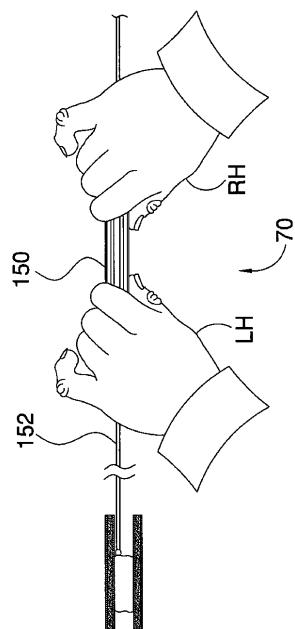


FIG. 7

【図8】

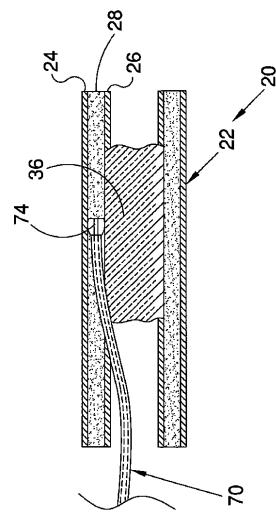


FIG. 8

【図9】

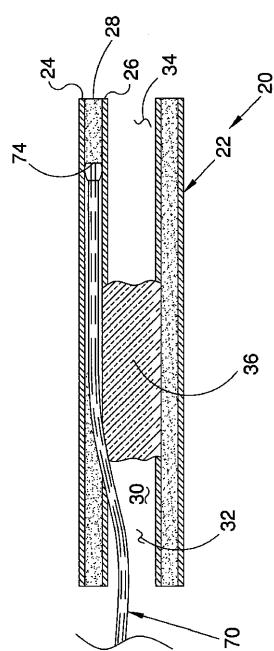


FIG. 9

【図10】

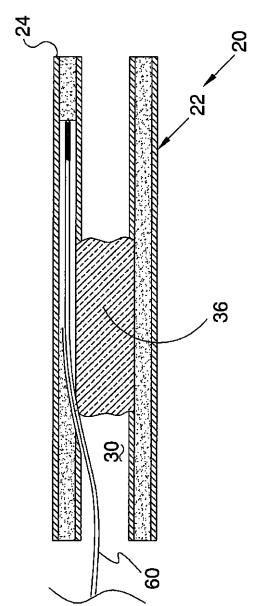


FIG. 10

【図 1 1】

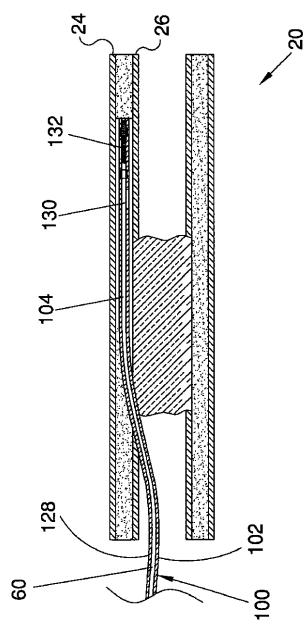


FIG. 11

【図 1 2】

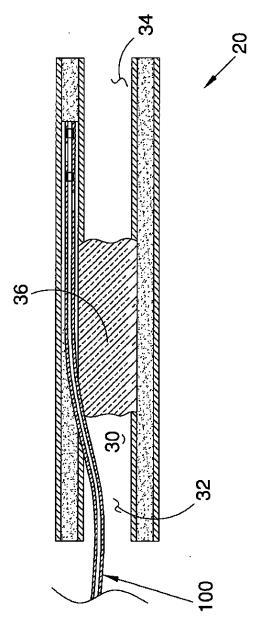


FIG. 12

【図 1 3】

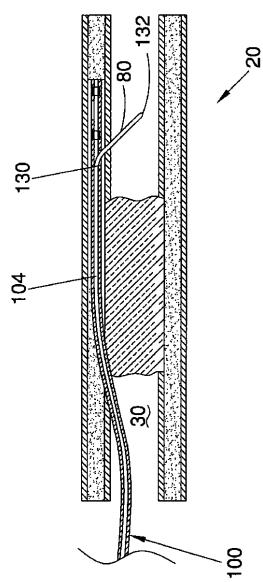


FIG. 13

【図 1 4】

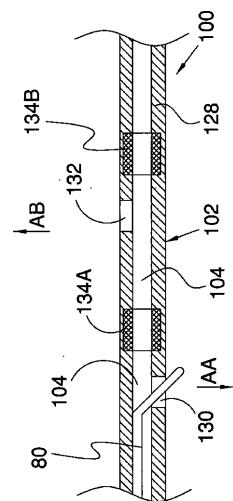


FIG. 14

【図15】

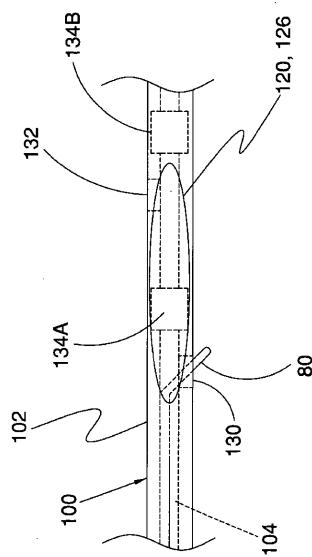
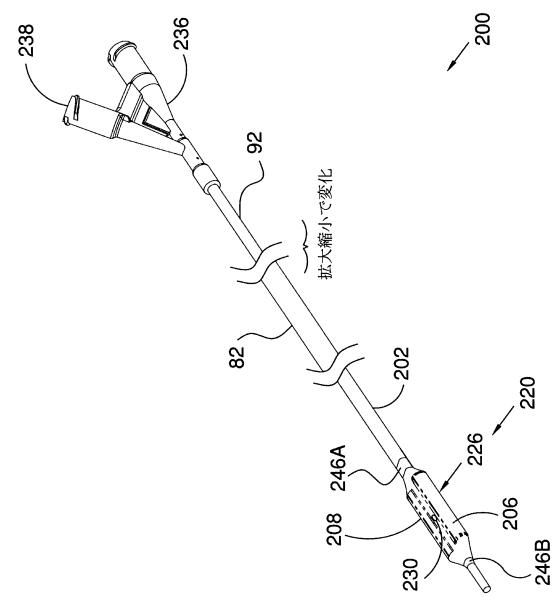


FIG. 15

【図16】



【図17】

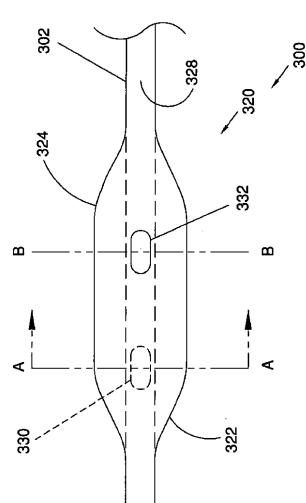


FIG. 17

【図18】

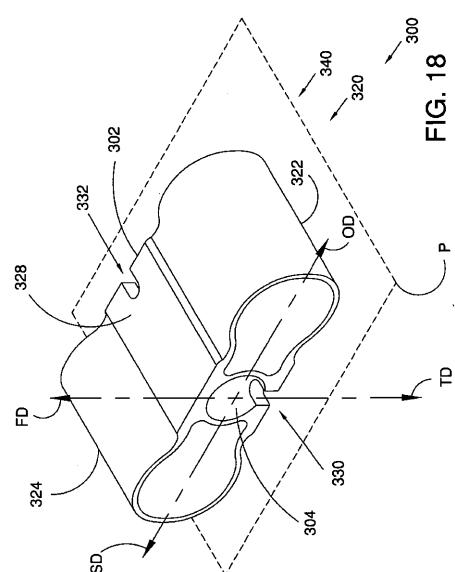
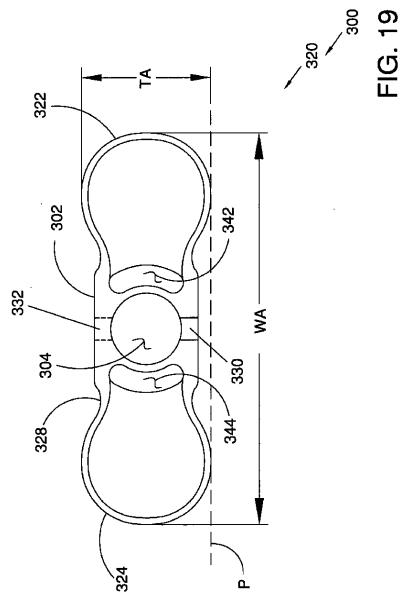
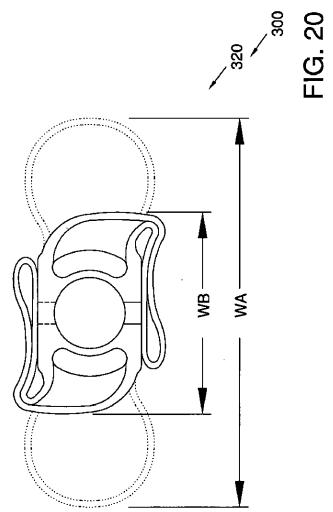


FIG. 18

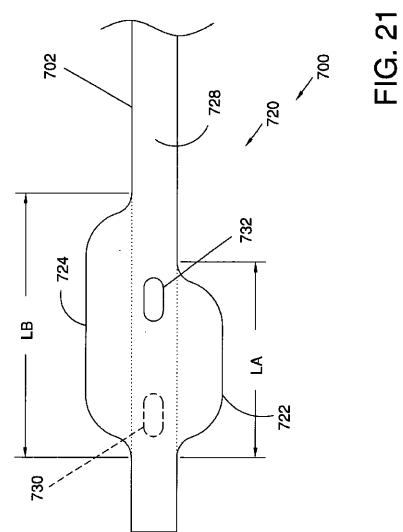
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(72)発明者 チャド、ジョン、クーグラー
アメリカ合衆国ミネソタ州、バッファロー、エスイー、ハルゼイ、アベニュー、584

(72)発明者 マシュー、ジョナサン、オルソン
アメリカ合衆国ミネソタ州、クリスタル、サーティーセカンド、アベニュー、5808

(72)発明者 ロス、アーレン、オルソン
アメリカ合衆国ミネソタ州、アーナカ、ベントン、ストリート、1250

(72)発明者 デービッド、ビー・ロビンソン
アメリカ合衆国ミネソタ州、シャンハッセン、プレザント、ビュー、ロード、25

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 國際公開第2008/063621(WO, A2)
米国特許出願公開第2007/0265596(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17/00
A 61 M 25/10
A 61 M 29/02