

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成27年3月5日 (2015.3.5)

【公表番号】特表2014-506809(P2014-506809A)

【公表日】平成26年3月20日 (2014.3.20)

【年通号数】公開・登録公報2014-015

【出願番号】特願2013-549436(P2013-549436)

【国際特許分類】

A 6 1 B 17/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/12 (2006.01)

A 6 1 L 31/00 (2006.01)

A 6 1 L 29/00 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 17/00 3 2 0

A 6 1 B 17/12

A 6 1 L 31/00 Z

A 6 1 L 29/00 Z

【手続補正書】

【提出日】平成27年1月16日 (2015.1.16)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療デバイスであって、

第 1 の円筒状部材と第 2 の円筒状部材とを含むカテーテルであって、

前記第 1 の円筒状部材は第 1 のルーメンを規定し、前記第 1 の円筒状部材は近位端および遠位端を有し、前記カテーテルは、前記近位端の流体源からの流体を前記第 1 のルーメンを通して前記遠位端の中空金属構造の空洞に送達させるような寸法にされており、

前記第 2 の円筒状部材は、誘導部材またはガイドワイヤの通過を可能にするような寸法にされた第 2 のルーメンを規定している、カテーテルと、

近位首部と遠位首部とを備え、前記カテーテルに取り付けられた圧縮状態の中空金属構造であって、前記中空金属構造は、拡張状態において、一般的に円筒形状をとり、且つ単一のローブを含み、前記単一のローブは壁を有し、前記壁は、空洞を規定する内面と外面とを含み、前記壁内の開口部により、前記第 1 のルーメンから前記空洞内への流体移動が可能になり、前記中空金属構造の前記空洞と前記カテーテルの前記第 1 のルーメンとは流体接続されており、流体が前記カテーテルから圧縮状態の前記中空金属構造の前記空洞内へと移動することにより、前記中空金属構造が拡張する、中空金属構造と、を含む、医療デバイス。

【請求項 2】

第 1 のルーメンを規定する前記第 1 の円筒状部材と、第 2 のルーメンを規定する前記第 2 の円筒状部材とが、同一の円筒状部材およびルーメンである、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 3】

前記中空金属構造が金を含む、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 4】

前記中空金属構造の前記壁の一部は、電鍍法によって形成されて成る、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 5】

前記中空金属構造の首部は、本体と異なる方法によって形成されて成る、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 6】

前記中空金属構造は、拡張時直径が約 2 mm ~ 約 30 mm、拡張時長さが約 5 mm ~ 約 60 mm、壁厚さが約 5  $\mu$ m ~ 約 20  $\mu$ m である、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 7】

前記中空金属構造の前記近位首部と前記遠位首部の両方が、前記中空金属構造の本体から離隔方向に突出している、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 8】

前記中空金属構造の前記壁のうち、前記カテーテルに取り付けられる位置の近隣の部分は、前記中空金属構造の前記本体よりも肉厚である、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 9】

前記金属構造の前記外面は微小突起を含む、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 10】

前記中空金属構造は、折り畳まれて 1 つ以上のブリーツを形成した後に圧縮され、前記ブリーツは前記カテーテルの少なくとも一部に対して圧縮される、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 11】

圧縮状態の前記中空金属構造は、前記中空金属構造の前記空洞内に、5 気圧未満の圧力で、水または生理食塩水を含む流体を注入することにより、拡張可能である、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 12】

前記中空金属構造と前記カテーテルは、接着ボンド、半田または溶接を用いずに摩擦によって連結される、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 13】

拡張状態の前記中空金属構造と前記カテーテルは、前記拡張状態の中空金属構造を所定位置に保持しながら前記カテーテルを引き抜くことにより、引き離すことが可能である、請求項 12 に記載の医療デバイス。

【請求項 14】

前記中空金属構造は、接着剤、のり、または溶接によって前記カテーテルに取り付けられており、

前記デバイスは、前記カテーテルと拡張状態の前記中空金属構造とを分離できるように構成される、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 15】

前記医療デバイスは、前記カテーテルの少なくとも近位端から前記カテーテルの少なくとも遠位端まで前記カテーテルの長手軸に沿って伸びる電流搬送用の絶縁された導電性ワイヤを含み、

前記中空金属構造がヒト患者内にあるときに、前記導電性ワイヤ中の電気通過により、前記中空金属構造の前記近位首部の一部を電解方法で溶解させて、拡張状態の前記中空金属構造と前記カテーテルとを分離可能である、請求項 1 に記載の医療デバイス。

【請求項 16】

前記中空金属構造の前記近位首部の溶解可能な前記一部が、露出状態の導電材料の細長片を含む、請求項 15 に記載の医療デバイス。

【請求項 17】

前記医療デバイスには、前記中空金属構造と前記カテーテルの分離が起こるように設計されている位置を特定するために、X 線不透過性マーカバンドまたはスポットが設けられている、請求項 1 に記載の医療デバイス。

## 【請求項 18】

前記中空金属構造の前記首部は、閉鎖されて前記カテーテルからの分離後にシールを形成するように、構成されている、請求項 1 に記載の医療デバイス。

## 【請求項 19】

前記中空金属構造は、前記カテーテルを患者から除去した後に、拡張状態の前記中空金属構造の前記外面のうち少なくとも 50 % が嚢状瘤の内膜表面と接触するように、動脈または静脈の嚢状瘤内への移植用に構成されている、請求項 1 に記載の医療デバイス。

## 【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0113

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0113】

本発明のデバイスおよび方法は、多様な実施形態の形態において採用することが可能であり、そのうち数例のみを上記において例示および記載してきたことが理解される。本明細書中の開示は、その意図または本質的特徴から逸脱することなく、他の特定の形態として具現化することが可能である。記載の実施形態は、全ての局面において限定的なものとしてではなく例示的なもののみとしてみなされるべきであり、よって、本発明の範囲は、上記の記載によって示されるのではなく、添付の特許請求の範囲によって示される。特許請求の範囲の均等な意味および範囲内に収まる全ての変更は、その範囲内に包含されるべきものである。

本明細書の開示内容は、以下の態様を含み得る。

( 態様 1 )医療デバイスであって、カテーテルと、

前記カテーテルに取り付けられた圧縮状態の中空金属構造であって、前記金属構造は、拡張状態において単一のローブを含み、前記単一のローブは壁を有し、前記壁は、空洞を規定する内面と外面とを含み、前記壁内の開口部により、前記空洞内への流体移動が可能になり、前記中空金属構造の前記空洞と前記カテーテルのルーメンとは流体接続可能であり、前記カテーテルから流体が前記中空金属構造の前記空洞内へと移動すると、前記中空金属構造が拡張する、中空金属構造と、  
を含む、医療デバイス。

( 態様 2 )

前記拡張状態の金属構造の形態は円筒型であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 )

前記金属構造の前記壁は、金、白金、銀、これらの合金およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 4 )

前記金属構造の拡張時直径は約 2 mm ~ 約 30 mm である、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 5 )

前記金属構造の拡張時長さは約 5 mm ~ 約 60 mm である、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 6 )

前記金属構造の壁厚さは約 3  $\mu$ m ~ 約 180  $\mu$ m である、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 7 )前記金属構造の壁は、外側層を含む、態様 1 に記載の医療デバイス。( 態様 8 )

前記外側層は、多孔性外側層を形成するための多孔性材料を含む、態様 7 に記載の医療デバイス。

( 態様 9 )

前記多孔性外側層の厚さは、約 1  $\mu$ m ~ 約 177  $\mu$ m である、態様 8 に記載の医療デバイス。

( 態様 10 )

前記多孔性外側層は、直径が約 0.01  $\mu$ m ~ 約 100  $\mu$ m である複数の孔を含む、態様 8 に記載の医療デバイス。

( 態様 11 )

前記多孔性外側層は、金、白金、銀、これらの合金およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 8 に記載の医療デバイス。

( 態様 12 )

前記多孔性外側層は、薬剤、薬理活性分子、薬学的組成およびこれらの組み合わせからなる群から選択された組成を含む、態様 8 に記載の医療デバイス。

( 態様 13 )

前記多孔性外側層は、トロンビン、血小板由来成長因子、エチオドール、ソトラデコールおよびこれらの組み合わせからなる群から選択された組成を含む、態様 12 に記載の医療デバイス。

( 態様 14 )

前記外側層は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料およびこれらの組み合わせを含む、態様 7 に記載の医療デバイス。

( 態様 15 )

前記外側層はパリレン（登録商標）を含む、態様 14 に記載の医療デバイス。

( 態様 16 )

前記金属構造の壁は、前記内面上に配置された内側層を含む、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 17 )

前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ゴム、金属、繊維材料、ラテックス、エラストマーおよびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 16 に記載の医療デバイス。

( 態様 18 )

前記金属構造の壁は、パリレン（登録商標）を含む内側層を含む、態様 17 に記載の医療デバイス。

( 態様 19 )

前記内側層の厚さは約 0.01  $\mu$ m ~ 約 177  $\mu$ m である、態様 16 に記載の医療デバイス。

( 態様 20 )

前記金属構造の壁は多孔性外側層と、前記内面上に配置された内側層とを含み、前記多孔性外側層は前記外面上に配置され、前記多孔性外側層は、金、白金、銀、これらの合金およびこれらの組み合わせを含む群から選択された組成を含み、前記内側層はパリレン（登録商標）を含む、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 21 )

前記金属構造の壁は、パリレン（登録商標）を含む前記外面上に配置された外側層と、パリレン（登録商標）を含む前記内面上に配置された内側層とを含み、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 22 )

前記金属構造は、開口部を規定する首部を有する、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 23 )

前記首部の壁厚さは約 3  $\mu$ m ~ 約 180  $\mu$ m である、態様 22 に記載の医療デバイス。

( 態様 24 )

前記首部の長さは 0 . 5 mm ~ 6 0 mm である、態様 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 5 )

前記首部は、直径が約 0 . 2 5 mm ~ 約 2 mm である開口部を規定し、これにより、前記開口部により、前記金属構造の前記空洞内への流体移動が可能となる、態様 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 6 )

前記首部は、前記金属構造の前記空洞内へ延びるかまたは前記金属構造から離隔方向に延び得る、態様 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 7 )

前記金属構造は、折り畳まれて 1 つ以上のブリーツを形成した後、圧縮される、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 8 )

前記金属構造は、ヒト患者内において少なくとも部分的に拡張される、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 9 )

前記金属構造の内壁によって規定された前記空洞は、前記内壁と接触する材料によって少なくとも部分的に充填される、態様 2 8 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 0 )

前記充填材料は、流体、液体、気体、固体またはこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 2 9 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 1 )

前記金属構造の前記内壁によって規定された前記空洞は、支持構造によって少なくとも部分的に充填される、態様 2 8 ~ 3 0 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

( 態様 3 2 )

前記支持構造は、金属コイルもしくはワイヤ、ポリマーコイルもしくはワイヤ、金属もしくはポリマー性の伸張性構造、ビーズ、ボール、ミクロスフェア、ラジアル拡張可能な材料、またはこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 3 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 3 )

前記金属構造の外表面は複数の突起を含み、前記複数の突起は直線状または分岐状である、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 4 )

前記突起の長さは 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 5 7  $\mu$ m である、態様 3 3 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 5 )

前記突起はニチノールまたは繊維を含む、態様 3 3 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 6 )

前記カテーテルは、ルーメンを規定する円筒状部材であって、前記円筒状部材は近位および遠位端を有し、前記カテーテルは、前記近位端にある流体源からの流体を前記遠位端にある前記金属構造の前記空洞内へと送達させるような寸法にされる、円筒状部材、を含む、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 7 )

前記カテーテルは第 2 の円筒状部材を含み、前記第 2 の円筒状部材はルーメンを規定し、前記ルーメンは、誘導部材またはガイドワイヤの通過を可能にするような寸法にされる、態様 3 6 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 8 )

前記カテーテルは、誘導部材またはガイドワイヤの通過を可能にするような寸法にされたルーメンを規定する円筒状部材を含まない、態様 3 6 に記載の医療デバイス。

( 態様 3 9 )

前記カテーテルの壁は、ナイロン、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリウレタン、またはテフロンおよびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 36 に記載の医療デバイス。

( 態様 40 )

前記カテーテルの壁は、1つ以上の金属コイル、金属ブレードまたはこれらの組み合わせを含む、態様 39 に記載の医療デバイス。

( 態様 41 )

前記金属コイル、金属ブレードまたはこれらの組み合わせは、ステンレススチールまたはニチノールを含む、態様 40 に記載の医療デバイス。

( 態様 42 )

前記カテーテルのルーメンは、前記カテーテルの前記近位端にある流体源からの流体が前記遠位端にある前記金属構造の前記空洞内へと移動することを可能にするように構成され、栓塞子またはマンドレルを含むかまたは前記栓塞子またはマンドレルに合わせた寸法にされる、態様 36 に記載の医療デバイス。

( 態様 43 )

前記栓塞子またはマンドレルはワイヤである、態様 42 に記載の医療デバイス。

( 態様 44 )

前記金属構造は、前記カテーテルの前記栓塞子またはマンドレルのうち少なくとも一部へと圧縮される、態様 42 に記載の医療デバイス。

( 態様 45 )

前記金属構造は、前記カテーテルのうち少なくとも一部へと圧縮される、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 46 )

前記医療デバイスはコンポーネントを含み、前記コンポーネントは、前記カテーテルおよび前記拡張状態の金属構造を分離させるように構成される、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 47 )

前記コンポーネントは、電解による前記金属構造の一部の溶解によって分離を発生させるように構成される、態様 46 に記載の医療デバイス。

( 態様 48 )

前記金属構造の首部の一部が溶解される、態様 47 に記載の医療デバイス。

( 態様 49 )

前記コンポーネントは、前記金属構造と前記カテーテルとの間の溶接または半田のうち少なくとも一部を電解方法によって溶解させることにより、分離を発生させるように構成される、態様 46 に記載の医療デバイス。

( 態様 50 )

前記コンポーネントは、前記拡張状態の金属構造のうち一部を切断または破断することにより分離を発生させるように構成される、態様 46 に記載の医療デバイス。

( 態様 51 )

前記金属構造の首部の一部は切断または破断される、態様 50 に記載の医療デバイス。

( 態様 52 )

前記コンポーネントは、前記金属構造と前記カテーテルとの間の接着ボンドを加熱および溶融させることにより分離を発生させるように構成される、態様 46 に記載の医療デバイス。

( 態様 53 )

前記金属構造は、前記カテーテルの前記遠位部分へ摩擦保持される、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 54 )

前記カテーテル中に真空が存在する、態様 53 に記載の医療デバイス。

( 態様 55 )

前記金属構造は、弾性スリーブまたはラップによって前記カテーテルの前記遠位部分へと保持される、態様 5 3 に記載の医療デバイス。

( 態様 5 6 )

前記金属構造は、弾性スリーブまたはラップによって前記カテーテルの前記遠位部分へと保持され、前記カテーテル中に真空が存在する、態様 5 3 に記載の医療デバイス。

( 態様 5 7 )

前記医療デバイスは、必要としているヒト患者内において前記金属構造を拡張させることが可能なように構成され、前記金属構造の拡張後に前記カテーテルおよび前記金属構造を引き離すことが可能なようにさらに構成される、態様 5 3 ~ 5 6 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

( 態様 5 8 )

前記金属構造は、接着剤またはのりによって前記カテーテルへ取り付けられる、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 5 9 )

前記医療デバイスは、コンポーネントをさらに含み、前記コンポーネントは、前記金属構造の一部を電解方法によって溶解させることにより前記カテーテルおよび前記拡張状態の金属構造を分離させるように、構成される、態様 5 8 に記載の医療デバイス。

( 態様 6 0 )

前記金属構造の首部の一部が溶解される、態様 5 9 に記載の医療デバイス。

( 態様 6 1 )

前記医療デバイスは、電流を伝送するための絶縁された導電体ワイヤをさらに含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延びる、態様 5 8 ~ 6 0 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

( 態様 6 2 )

前記絶縁された導電体ワイヤは電解ワイヤである、態様 6 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 6 3 )

前記絶縁された導電体ワイヤの一部は、前記カテーテルの壁内、前記カテーテルの外面上または前記カテーテルのルーメン内に配置される、態様 6 1 に記載の医療デバイス。

( 態様 6 4 )

前記金属構造の外表面は、絶縁性物質でコーティングされる、態様 5 9 に記載の医療デバイス。

( 態様 6 5 )

前記金属構造の内表面は、絶縁性物質でコーティングされる、態様 5 9 に記載の医療デバイス。

( 態様 6 6 )

前記金属構造の内表面および外表面は、絶縁性物質でコーティングされる、態様 5 9 に記載の医療デバイス。

( 態様 6 7 )

前記金属構造のうち少なくとも一部は、コーティングされていないかまたは非絶縁性である、態様 6 4 ~ 6 6 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

( 態様 6 8 )

前記金属構造の首部のうち少なくとも一部は、コーティングされていないかまたは非絶縁性である、態様 6 4 ~ 6 6 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

( 態様 6 9 )

前記医療デバイスは、コンポーネントをさらに含み、前記コンポーネントは、前記拡張状態の金属構造のうち一部を切断または破断することにより前記カテーテルおよび前記拡張状態の金属構造を分離させるように、構成される、態様 5 8 に記載の医療デバイス。

( 態様 7 0 )

前記金属構造の首部の一部は、切断または破断される、態様 6 9 に記載の医療デバイス

°

( 態 様 7 1 )

材料のループをさらに含む、態様 5 8 および 7 0 に記載の医療デバイス。

( 態 様 7 2 )

前記材料のループは、ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、ストリング、スレッドまたはスネアを含む、態様 7 1 に記載の医療デバイス。

( 態 様 7 3 )

前記拡張状態の金属構造を切断するように構成された 1 つ以上の刃部をさらに含む、態様 5 8 および 7 0 に記載の医療デバイス。

( 態 様 7 4 )

前記医療デバイスは、コンポーネントをさらに含み、前記コンポーネントは、前記金属構造と前記カテーテルとの間の接着ボンドを加熱および溶融させることにより、前記カテーテルおよび前記拡張状態の金属構造を分離させるように構成される、態様 5 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 7 5 )

電流を受容可能な抵抗発熱体をさらに含む、態様 5 8 および 7 4 に記載の医療デバイス

°

( 態 様 7 6 )

前記医療デバイスは、電流を伝送するための絶縁された導電体ワイヤをさらに含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延びる、態様 7 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 7 7 )

前記金属構造は、溶接または半田によって前記カテーテルへと取り付けられる、態様 1 に記載の医療デバイス。

( 態 様 7 8 )

前記医療デバイスは、コンポーネントをさらに含み、前記コンポーネントは、前記金属構造の一部を電解方法によって溶解させることにより前記カテーテルおよび前記拡張状態の金属構造を分離させるように、構成される、態様 7 7 に記載の医療デバイス。

( 態 様 7 9 )

前記金属構造の首部の一部が溶解される、態様 7 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 8 0 )

前記医療デバイスは、コンポーネントをさらに含み、前記コンポーネントは、前記金属構造と前記カテーテルとの間の溶接または半田のうち少なくとも一部を電解方法によって溶解させることにより、前記カテーテルおよび前記拡張状態の金属構造を分離させるように構成される、態様 7 7 に記載の医療デバイス。

( 態 様 8 1 )

前記医療デバイスは、電流を伝送するための絶縁された導電体ワイヤをさらに含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延びる、態様 7 8 ~ 8 0 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

( 態 様 8 2 )

前記絶縁された導電体ワイヤは電解ワイヤである、態様 8 1 に記載の医療デバイス。

( 態 様 8 3 )

前記絶縁された導電体ワイヤの一部は、前記カテーテルの壁内、前記カテーテルの外面上または前記カテーテルのルーメン内に配置される、態様 8 1 に記載の医療デバイス。

( 態 様 8 4 )

前記金属構造の外表面は、絶縁性物質でコーティングされる、態様 7 8 ~ 8 0 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

( 態 様 8 5 )



前記金属構造の内面は、絶縁性物質でコーティングされる、態様 78 ~ 80 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

(態様 86)

前記金属構造の内面および外面は、絶縁性物質でコーティングされる、態様 78 ~ 80 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

(態様 87)

前記溶接または半田のうち少なくとも一部は、コーティングされていないかまたは非絶縁性である、態様 78 ~ 80 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

(態様 88)

前記金属構造の首部のうち少なくとも一部は、コーティングされていないかまたは非絶縁性である、態様 78 ~ 80 のいずれか 1 項に記載の医療デバイス。

(態様 89)

前記医療デバイスは、コンポーネントをさらに含み、前記コンポーネントは、前記拡張状態の金属構造のうち一部を切断または破断することにより、前記カテーテルおよび前記拡張状態の金属構造を分離させるように構成される、態様 77 に記載の医療デバイス。

(態様 90)

前記金属構造の首部の一部は切断または破断される、態様 89 に記載の医療デバイス。

(態様 91)

材料のループをさらに含む、態様 77 および 89 に記載の医療デバイス。

(態様 92)

前記材料のループは、ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、ストリング、スレッドまたはスネアを含む、態様 91 に記載の医療デバイス。

(態様 93)

前記拡張状態の金属構造を切断するように構成された 1 つ以上の刃部をさらに含む、態様 77 および 89 に記載の医療デバイス。

(態様 94)

前記金属構造は、噛み合い部分の物理的結合によって前記カテーテルへ取り付けられる、態様 1 に記載の医療デバイス。

(態様 95)

前記医療デバイスは、コンポーネントをさらに含み、前記コンポーネントは、コンポーネントの作動により前記カテーテルおよび前記拡張状態の金属構造を分離させるように構成される、態様 94 に記載の医療デバイス。

(態様 96)

前記医療デバイスは、クランプをさらに含み、前記クランプは、前記カテーテルと前記金属構造との間の結合を分離させるように作動することが可能である、態様 94 および 95 に記載の医療デバイス。

(態様 97)

前記医療デバイスは、ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、ストリング、スレッドまたはスネアをさらに含み、前記ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、ストリング、スレッドまたはスネアを牽引することにより、前記金属構造と前記カテーテルとの間の結合を分離するかまたは前記金属構造および前記カテーテルを引き離すことが可能になる、態様 94 および 95 に記載の医療デバイス。

(態様 98)

医療デバイスであって、

圧縮状態の中空金属構造であって、前記中空金属構造は、拡張状態になったとき、単一のロープを含み、前記金属構造は壁を有し、前記壁は、空洞を規定する内面と、外面とを有し、前記壁内に規定された開口部により、前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内への流体移動が可能となる、中空金属構造と、

ルーメンを規定する円筒状部材によって前記圧縮状態の中空金属構造へ取り付けられたカテーテルであって、前記円筒状部材は近位および遠位端を有し、前記カテーテルは、前

記近位端にある流体源からの流体を前記遠位端にある前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内へと送達するような寸法にされ、前記カテーテルからの流体が前記空洞内へと移動すると、前記中空金属構造が拡張する、カテーテルと、  
を含み、

前記圧縮状態の中空金属構造および前記カテーテルは、接着ボンド、半田または溶接を用いずに摩擦によって連結され、前記中空金属構造および前記カテーテルは、前記拡張状態の中空金属構造および前記カテーテルを引き離すことが可能のように構成される、  
医療デバイス。

( 態 様 ９ ９ )

前記拡張状態の金属構造の形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を含む、  
態様 9 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ０ )

前記金属構造の拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 9 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ １ )

前記金属構造の拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 9 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ２ )

前記金属構造の壁厚さは約 3  $\mu$ m ~ 約 1 8 0  $\mu$ m である、態様 9 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ３ )

前記金属構造は、直径が約 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 0 0  $\mu$ m である複数の孔を含む、態様 9 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ４ )

前記金属構造は、長さが 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 7 7  $\mu$ m である複数の突起を含む外側層を有する、態様 9 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ５ )

前記金属構造の壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、バリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 9 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ６ )

前記金属構造は、開口部を規定する首部を有する、態様 9 8 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ７ )

前記金属構造の前記首部は、弾性スリーブまたはラップによって前記カテーテルの遠位端へと固定される、態様 1 0 6 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ８ )

前記カテーテルおよび前記拡張状態の中空金属構造を引き離すことにより、前記拡張状態の金属構造および前記カテーテルを分離させることができる、態様 9 8 および 1 0 7 に記載の医療デバイス。

( 態 様 １ ０ ９ )

医療デバイスであって、

圧縮状態の中空金属構造であって、前記中空金属構造は、拡張状態になると、単一の、ローブを含み、前記金属構造は壁を有し、前記壁は、空洞を規定する内面と、外面とを有し、前記壁内に規定された開口部により、前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内への流体移動が可能になる、中空金属構造と、

ルーメンを規定する円筒状部材によって前記圧縮状態の中空金属構造へ取り付けられたカテーテルであって、前記円筒状部材は近位および遠位端を有し、前記カテーテルは、前記近位端にある流体源からの流体を前記遠位端にある前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内へと送達するような寸法にされ、前記カテーテルからの流体が前記空洞内へと移動する

と、前記中空金属構造が拡張する、カテーテルと、

前記拡張状態の中空金属構造および前記カテーテルを分離させるように構成されたコンポーネントであって、前記コンポーネントが作動すると、前記拡張状態の中空金属構造のうち一部が切断または破断され、その結果、前記拡張状態の中空金属構造と前記カテーテルとが分離される、コンポーネントと、を含む、医療デバイス。

( 態 様 1 1 0 )

前記拡張状態の金属構造の形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 1 )

前記金属構造の拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 2 )

前記金属構造の拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 3 )

前記金属構造の壁厚さは、約 3  $\mu\text{m}$  ~ 約 1 8 0  $\mu\text{m}$  である、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 4 )

前記金属構造は、直径が 0 . 0 1  $\mu\text{m}$  ~ 約 1 0 0  $\mu\text{m}$  である複数の孔を含む外側層を有する、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 5 )

前記金属構造は、長さが 0 . 0 1  $\mu\text{m}$  ~ 約 1 7 7  $\mu\text{m}$  である複数の突起を備えた外側層を有する、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 6 )

前記金属構造の壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、パリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 7 )

前記中空金属構造は、開口部を規定する首部を有する、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 8 )

前記金属構造の首部部分は、切断または破断される、態様 1 1 7 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 1 9 )

前記コンポーネントは材料のループである、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 0 )

前記材料のループは、ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、ストリング、スレッドまたはスネアを含む、態様 1 1 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 1 )

前記コンポーネントは 1 つ以上の刃部を含む、態様 1 0 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 2 )

医療デバイスであって、

圧縮状態の中空金属構造であって、前記中空金属構造は、拡張状態になったとき、単一のローブを含み、前記金属構造は壁を有し、前記壁は、空洞を規定する内面と、外面とを有し、前記壁内に規定された開口部により、前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内への流体移動が可能となる、中空金属構造と、

ルーメンを規定する円筒状部材によって前記圧縮状態の中空金属構造へ取り付けられたカテーテルであって、前記円筒状部材は近位および遠位端を有し、前記カテーテルは、前

記近位端にある流体源からの流体を前記遠位端にある前記圧縮状態の中空金属構造の空洞へと送達するような寸法にされ、前記カテーテルからの流体が前記空洞内へと移動すると、前記中空金属構造が拡張する、カテーテルと、

前記拡張状態の中空金属構造および前記カテーテルを分離させるためのコンポーネントであって、前記コンポーネントは、電解による前記金属構造の一部の溶解によって分離を発生させるように構成される、これにより、前記拡張状態の中空金属構造および前記カテーテルが分離される、コンポーネントと、を含む、医療デバイス。

( 態 様 1 2 3 )

前記拡張状態の金属構造の形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 4 )

前記金属構造の拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 1 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 5 )

前記金属構造の拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 1 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 6 )

前記金属構造の壁厚さは約 3  $\mu$ m ~ 約 1 8 0  $\mu$ m である、態様 1 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 7 )

前記金属構造は、直径が 5  $\mu$ m ~ 約 1 0 0  $\mu$ m である複数の孔を含む外側層を有する、態様 1 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 8 )

前記金属構造は、長さが 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 5 7  $\mu$ m である複数の突起を備えた外側層を有する、態様 1 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 2 9 )

前記金属構造の壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、バリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 1 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 0 )

前記金属構造の首部の一部が溶解される、態様 1 2 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 1 )

前記医療デバイスは、電流を伝送するための絶縁された導電体ワイヤを含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延びる、態様 1 2 2 および 1 3 0 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 2 )

前記絶縁された導電体ワイヤは電解ワイヤである、態様 1 3 1 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 3 )

前記絶縁された導電体ワイヤの一部は、前記カテーテルの壁内、前記カテーテルの外面上または前記カテーテルのルーメン内に配置される、態様 1 3 1 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 4 )

医療デバイスであって、

圧縮状態の中空金属構造であって、前記中空金属構造は、拡張状態になると、単一のロープを含み、前記金属構造は壁を有し、前記壁は、空洞を規定する内面と、外面とを有し、前記壁内に規定された開口部により、前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内への流体移動が可能となる、中空金属構造と、

前記金属構造と前記カテーテルとの間の溶接または半田によって前記圧縮状態の中空金

属構造へに取り付けられたカテーテルであって、前記カテーテルは、ルーメンを規定する円筒状部材を有し、前記円筒状部材は近位および遠位端を有し、前記カテーテルは、前記近位端にある流体源からの流体を前記遠位端にある前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内へと送達するような寸法にされ、前記カテーテルからの流体が前記空洞内へと移動すると、前記中空金属構造が拡張する、カテーテルと、

前記拡張状態の中空金属構造および前記カテーテルを分離させるためのコンポーネントであって、前記コンポーネントは、前記金属構造と前記カテーテルとの間の溶接または半田を電解により溶解させることにより分離させるように構成され、その結果、前記拡張状態の中空金属構造および前記カテーテルが分離される、コンポーネントと、を含む、医療デバイス。

( 態 様 1 3 5 )

前記拡張状態の金属構造の形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 3 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 6 )

前記金属構造の拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 1 3 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 7 )

前記金属構造の拡張時長さは、約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 1 3 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 8 )

前記金属構造の壁厚さは、約 3  $\mu\text{m}$  ~ 約 1 8 0  $\mu\text{m}$  である、態様 1 3 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 3 9 )

前記金属構造は、直径が 5  $\mu\text{m}$  ~ 約 1 0 0  $\mu\text{m}$  である複数の孔を備える外側層を有する、態様 1 3 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 0 )

前記金属構造は、長さが 0 . 0 1  $\mu\text{m}$  ~ 約 1 7 7  $\mu\text{m}$  である複数の突起を備える外側層を有する、態様 1 3 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 1 )

前記金属構造の壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、バリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 1 3 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 2 )

前記医療デバイスは、電流を伝送するための絶縁された導電体ワイヤを含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延びる、態様 1 3 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 3 )

前記絶縁された導電体ワイヤは電解ワイヤである、態様 1 4 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 4 )

前記絶縁された導電体ワイヤの一部は、前記カテーテルの壁内、前記カテーテルの外面上または前記カテーテルのルーメン内に配置される、態様 1 4 2 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 5 )

医療デバイスであって、

取り付けられた圧縮状態の中空金属構造であって、前記中空金属構造は、拡張状態になると、単一のローブを含み、前記金属構造は壁を有し、前記壁は、空洞を規定する内面と、外面とを含み、前記壁内に規定された開口部により、前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内への流体移動が可能となる、中空金属構造と、

接着ボンドにより前記圧縮状態の中空金属構造へ取り付けられたカテーテルであって、

前記カテーテルは、ルーメンを規定する円筒状部材を有し、前記円筒状部材は近位および遠位端を有し、前記カテーテルは、前記近位端にある流体源からの流体を前記遠位端にある前記圧縮状態の中空金属構造の空洞内へと送達するような寸法にされ、前記カテーテルからの流体が前記空洞内へと移動すると、前記中空金属構造が拡張する、カテーテルと、前記拡張状態の中空金属構造および前記カテーテルを分離させるためのコンポーネントであって、前記コンポーネントは、前記金属構造と前記カテーテルとの間の接着ボンドを加熱および溶融させることにより分離を発生させるように構成される、コンポーネントと

を含む、医療デバイス。

( 態 様 1 4 6 )

前記拡張状態の金属構造の形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 4 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 7 )

前記金属構造の拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 1 4 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 8 )

前記金属構造の拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 1 4 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 4 9 )

前記金属構造の壁厚さは約 3  $\mu$ m ~ 約 1 8 0  $\mu$ m である、態様 1 4 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 5 0 )

前記金属構造は、直径が 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 0 0  $\mu$ m である複数の孔を備える外側層を有する、態様 1 4 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 5 1 )

前記金属構造は、長さが 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 7 7  $\mu$ m である複数の突起を備えた外側層を有する、態様 1 4 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 5 2 )

前記金属構造の壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、パリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 1 4 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 5 3 )

電流を受容可能な抵抗発熱体をさらに含む、態様 1 4 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 5 4 )

電流を伝送するための絶縁された導電体ワイヤをさらに含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延びる、態様 1 5 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 5 5 )

医療デバイスであって、  
カテーテルと、

内面および外面を含む壁を有する前記カテーテルに取り付けられたブロックステントであって、前記内面は空洞を規定し、前記壁厚さは 3  $\mu$ m ~ 約 1 8 0  $\mu$ m である、ブロックステントと、

を含む、医療デバイス。

( 態 様 1 5 6 )

前記拡張状態のブロックステントの形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 5 5 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 5 7 )

前記ブロックステントの拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 1 5 5 に記載

の医療デバイス。

(態様 158)

前記ブロックステントの拡張時長さは約 5 mm ~ 約 60 mm である、態様 155 に記載の医療デバイス。

(態様 159)

前記ブロックステントは、前記壁の外面上に配置された多孔性外側層を含む、態様 155 に記載の医療デバイス。

(態様 160)

前記多孔性層は、直径が約 0.01  $\mu\text{m}$  ~ 約 100  $\mu\text{m}$  である複数の孔を含む、態様 159 に記載の医療デバイス。

(態様 161)

前記ブロックステントの外表面は、複数の突起を含む、態様 155 に記載の医療デバイス。

(態様 162)

前記突起の長さは、0.01  $\mu\text{m}$  ~ 約 57  $\mu\text{m}$  である、態様 161 に記載の医療デバイス。

(態様 163)

前記金属構造の壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、バリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 155 に記載の医療デバイス。

(態様 164)

医療デバイスであって、

壁を有するブロックステントであって、前記壁は内面および外面を含み、前記内面は空洞を規定し、前記壁厚さは 3  $\mu\text{m}$  ~ 約 180  $\mu\text{m}$  である、ブロックステントと、

流体を伝送させることが可能なルーメンを含むカテーテルであって、前記カテーテルは、前記ブロックステントに取り付けられた遠位端と、近位端とを有し、前記近位端は、流体源へ接続可能であり、流体が前記カテーテルのルーメンを通じて前記ブロックステントの空洞内へと流入することが可能なように構成される、カテーテルと、を含む、医療デバイス。

(態様 165)

前記拡張状態のブロックステントの形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 164 に記載の医療デバイス。

(態様 166)

前記ブロックステントの拡張時直径は約 2 mm ~ 約 30 mm である、態様 164 に記載の医療デバイス。

(態様 167)

前記ブロックステントの拡張時長さは約 5 mm ~ 約 60 mm である、態様 164 に記載の医療デバイス。

(態様 168)

前記ブロックステントは、前記壁の外面上に配置された多孔性外側層を有する、態様 164 に記載の医療デバイス。

(態様 169)

前記多孔性外側層は、直径が約 0.01  $\mu\text{m}$  ~ 約 100  $\mu\text{m}$  である複数の孔を有する、態様 168 に記載の医療デバイス。

(態様 170)

前記ブロックステントの外表面は、複数の突起を含む。態様 164 に記載の医療デバイス。

(態様 171)

前記突起の長さは 0.01  $\mu\text{m}$  ~ 約 177  $\mu\text{m}$  である、態様 170 に記載の医療デバイス。

ス。

( 態 様 1 7 2 )

前記ブロックステントの壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層を形成するために用いられる材料は、ポリマー、プラスチック、ゴム、ラテックス、エラストマー、パリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 1 6 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 7 3 )

医療デバイスであって、

壁を有するブロックステントであって、前記壁は、内面と、外面と、開口部を規定する首部とを有し、前記内面は空洞を規定し、壁厚さは  $3\ \mu\text{m}$  ~ 約  $180\ \mu\text{m}$  であり、前記開口部により、前記ブロックステントの空洞中への流体流入が可能となる、ブロックステントと、

流体を伝送させることが可能なルーメンを含むカテーテルであって、前記カテーテルは、前記ブロックステントへ摩擦嵌めされた遠位端と、流体源へ接続可能な近位端とを有し、前記カテーテルのルーメンを通じて流体を前記ブロックステントの空洞中へと移動させることが可能なように構成される、カテーテルと、を含む、医療デバイス。

( 態 様 1 7 4 )

前記拡張状態のブロックステントの形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 7 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 7 5 )

前記ブロックステントの拡張時直径は約  $2\ \text{mm}$  ~ 約  $30\ \text{mm}$  である、態様 1 7 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 7 6 )

前記ブロックステントの拡張時直径は約  $5\ \text{mm}$  ~ 約  $60\ \text{mm}$  である、態様 1 7 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 7 7 )

前記ブロックステントは、前記壁の外面上に配置された多孔性外側層を有する、態様 1 7 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 7 8 )

前記多孔性外側層は、直径が約  $0.01\ \mu\text{m}$  ~ 約  $100\ \mu\text{m}$  である複数の孔を有する、態様 1 7 7 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 7 9 )

前記ブロックステントの外面は、複数の突起を含む、態様 1 7 3 の医療デバイス。

( 態 様 1 8 0 )

前記突起の長さは  $0.01\ \mu\text{m}$  ~ 約  $177\ \mu\text{m}$  である、態様 1 7 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 8 1 )

前記ブロックステントの壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層を形成するために用いられる材料は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、パリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 1 7 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 8 2 )

弾性スリーブまたはラップは、前記カテーテルと前記ブロックステントとの間の前記摩擦嵌めの一部を形成する、態様 1 7 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 8 3 )

医療デバイスであって、

壁を有するブロックステントであって、前記壁は、内面および外面を含み、前記内面によって空洞が規定され、壁厚さは  $3\ \mu\text{m}$  ~ 約  $180\ \mu\text{m}$  であり、前記壁によって規定された開口部により、前記ブロックステントの空洞中への流体流入が可能となる、ブロックス



テントと、

流体を伝送させることが可能なルーメンを含むカテーテルであって、前記ルーメンは前記ブロックステントへに取り付けられ、前記カテーテルの遠位端は、溶接または半田によって前記ブロックステントへに取り付けられ、前記カテーテルの近位端は、流体源へと接続可能であり、前記カテーテルは、前記カテーテルのルーメンを通じて流体を前記ブロックステントの空洞内へと移動させることが可能なように構成される、カテーテルと、

電流を伝送するための絶縁された導電性ワイヤであって、前記絶縁された導電性ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延び、前記ブロックステントと前記カテーテルとの間の溶接または半田へと電氣的に連結される、絶縁された導電性ワイヤと、を含む、医療デバイス。

( 態 様 1 8 4 )

前記拡張状態のブロックステントの形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 8 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 8 5 )

前記ブロックステントの拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 1 8 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 8 6 )

前記ブロックステントの拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 1 8 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 8 7 )

前記ブロックステントは、前記壁の外面上に配置された多孔性外側層を有する、態様 1 8 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 8 8 )

前記多孔性外側層は、直径が約 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 0 0  $\mu$ m である複数の孔を有する、態様 1 8 7 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 8 9 )

前記ブロックステントの外面は、複数の突起を含む、態様 1 8 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 0 )

前記突起の長さは 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 7 7  $\mu$ m である、態様 1 8 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 1 )

前記ブロックステントの壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層を形成するために用いられる材料は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、パリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 1 8 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 2 )

前記絶縁された導電性ワイヤは電解ワイヤである、態様 1 8 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 3 )

前記医療デバイスの構成は、前記ブロックステントがヒト患者内において拡張状態となったとき、前記電解ワイヤ中の電気通過に起因して前記溶接または半田のうち少なくとも一部を溶解させることができ、その結果前記拡張状態のブロックステントと前記カテーテルとが分離するような構成である、態様 1 8 3 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 4 )

医療デバイスであって、

壁を有するブロックステントであって、前記壁は、内面および外面を含み、前記内面は空洞を規定し、壁厚さは 3  $\mu$ m ~ 約 1 8 0  $\mu$ m であり、前記壁によって規定された開口部により、前記ブロックステントの空洞中への流体流入が可能となる、ブロックステントと

—

流体を伝送させることが可能なルーメンを含むカテーテルであって、前記カテーテルの遠位端は、接着剤、溶接または半田によって前記ブロックステントへと接続され、前記カテーテルの近位端は流体源に接続可能であり、前記カテーテルは、前記カテーテルのルーメンを通じて流体が前記ブロックステントの空洞内へと移動することが可能なように構成される、カテーテルと、

電流を伝送するための絶縁された導電性ワイヤであって、前記絶縁された導電性ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延び、前記ブロックステントへと電氣的に連結される、絶縁された導電性ワイヤと、  
を含む、医療デバイス。

( 態 様 1 9 5 )

前記拡張状態のブロックステントの形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 1 9 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 6 )

前記ブロックステントの拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 1 9 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 7 )

前記ブロックステントは、前記壁の外面上に配置された多孔性外側層を有する、態様 1 9 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 8 )

前記多孔性外側層は、直径が約 0 . 0 1  $\mu$  m ~ 約 1 0 0  $\mu$  m である複数の孔を有する、態様 1 9 7 に記載の医療デバイス。

( 態 様 1 9 9 )

前記ブロックステントの外面は、複数の突起を含む、態様 1 9 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 2 0 0 )

前記突起の長さは 0 . 0 1  $\mu$  m ~ 約 1 7 7  $\mu$  m である、態様 1 9 9 に記載の医療デバイス。

( 態 様 2 0 1 )

前記ブロックステントの壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層を形成するために用いられる材料は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、パリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 1 9 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 2 0 2 )

前記絶縁された導電性ワイヤは電解ワイヤである、態様 1 9 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 2 0 3 )

前記医療デバイスの構成は、前記ブロックステントがヒト患者内において拡張状態となったとき、前記電解ワイヤを通過する電気に起因して前記拡張状態のブロックステントの一部を溶解させることができ、その結果、前記拡張状態のブロックステントおよび前記カテーテルを分離させるような構成である、態様 1 9 4 に記載の医療デバイス。

( 態 様 2 0 4 )

医療デバイスであって、

壁を有するブロックステントであって、前記壁は、内面および外面を備え、前記内面は空洞を規定し、壁厚さは 3  $\mu$  m ~ 約 1 8 0  $\mu$  m であり、前記壁によって規定された開口部により、前記ブロックステントの空洞中への流体流入が可能となる、ブロックステントと、

流体を伝送させることが可能なルーメンを含むカテーテルであって、前記ルーメンは前記ブロックステントへと取り付けられ、前記カテーテルの遠位端は、接着剤またはのりによって前記ブロックステントへと取り付けられ、前記カテーテルの近位端は流体源へと接続可能であり、前記カテーテルは、前記カテーテルのルーメンを通じて流体が前記ブロッ

クステンツの空洞内へと移動可能なように構成される、カテーテルと、

前記ブロックステンツの一部を切断または破断することにより前記拡張状態のブロック  
ステンツを前記カテーテルから分離させるように構成されたコンポーネンツと、  
を含む、医療デバイス。

( 態様 2 0 5 )

前記拡張状態のブロックステンツの形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部  
を備える、態様 2 0 4 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 0 6 )

前記ブロックステンツの拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 2 0 4 に記載  
の医療デバイス。

( 態様 2 0 7 )

前記ブロックステンツの拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 2 0 4 に記載  
の医療デバイス。

( 態様 2 0 8 )

前記ブロックステンツは、前記壁の外面上に配置された多孔性外側層を有する、態様 2  
0 4 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 0 9 )

前記多孔性外側層は、直径が約 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 0 0  $\mu$ m である複数の孔を有する、  
態様 2 0 8 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 1 0 )

前記ブロックステンツの外表面は、複数の突起を含み、前記複数の突起は直線状または分  
岐状である、態様 2 0 4 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 1 1 )

前記突起の長さは 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 7 7  $\mu$ m である、態様 2 1 0 に記載の医療デバイ  
ス。

( 態様 2 1 2 )

前記ブロックステンツの壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層を形  
成するために用いられる材料は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラスト  
マー、繊維材料、パリレン (登録商標) およびこれらの組み合わせからなる群から選択さ  
れる、態様 2 0 4 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 1 3 )

前記コンポーネンツは、前記ブロックステンツのうち一部を切断または破断することが  
でき、材料の可撓性ループを含む、態様 2 0 4 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 1 4 )

前記材料のループは、ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、ストリング、スレ  
ッドまたはスネアからなる群から選択される、態様 2 1 3 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 1 5 )

前記コンポーネンツは、前記ブロックステンツのうち一部を切断または破断することが  
でき、1 つ以上の刃部を含む、態様 2 0 4 に記載の医療デバイス。

( 態様 2 1 6 )

血管の内腔の一部を拡張状態のブロックステンツで閉塞させる方法であって、前記ブロ  
ックステンツは、内面を有する壁を備え、前記内面は空腔を規定し、

取り付けられたカテーテルを用いて、圧縮状態のブロックステンツを血管の内腔内に位  
置決めすることと、

前記ブロックステンツが拡張状態になるまで、流体源からの流体を前記カテーテルのル  
ーメンを通じて前記圧縮状態のブロックステンツの空腔内へ移動させることと、

前記拡張状態のブロックステンツを前記カテーテルから分離させることと、

前記カテーテルを前記患者から除去する際、前記拡張状態のブロックステンツを前記血  
管の内腔内に留置することと、  
を含む、方法。

( 態 様 2 1 7 )

前記圧縮状態のブロックステントをガイドカテーテルのルーメンを通じて送ることを含む、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 1 8 )

前記取り付けられたカテーテルは、誘導部材またはガイドワイヤの通過が可能なような寸法にされたルーメンを規定する円筒状部材を含まない、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 1 9 )

誘導部材またはガイドワイヤを用いて前記圧縮状態のブロックステントを前記血管の内腔内に位置決めすることを含み、前記取り付けられたカテーテルは、前記誘導部材またはガイドワイヤの通過が可能なような寸法にされたルーメンを規定する円筒状部材を含む、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 2 0 )

前記拡張状態のブロックステントの外面のうち少なくとも 5 0 %、7 5 % または 9 0 % が前記血管の内腔表面と接触するように、前記圧縮状態のブロックステントを拡張させることを含む、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 2 1 )

前記血管の内腔のうち少なくとも 5 0 %、7 5 % または 9 0 % が前記拡張状態のブロックステントで充填されるように、前記圧縮状態のブロックステントを拡張させることを含む、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 2 2 )

前記拡張状態のブロックステントの形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 2 3 )

前記ブロックステントの拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 2 4 )

前記ブロックステントの拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 2 5 )

前記ブロックステントは、前記壁の外面上に配置された多孔性外側層を有する、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 2 6 )

前記層は、直径が約 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 0 0  $\mu$ m である複数の孔を含む、態様 2 2 5 に記載の方法。

( 態 様 2 2 7 )

前記ブロックステントの外面は複数の突起を含み、前記複数の突起は直線状または分岐状である、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 2 8 )

前記突起の長さは 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 7 7  $\mu$ m である、態様 2 2 7 に記載の方法。

( 態 様 2 2 9 )

前記ブロックステントの壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層を形成するために用いられる材料は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、パリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 3 0 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを引き離して前記カテーテルと前記拡張状態のブロックステントとの間の摩擦嵌めを終了させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 3 1 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを引き離して前記カテーテルと

前記拡張状態のブロックステントとの間の摩擦嵌めを終了させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させ、前記摩擦嵌めは、前記ブロックステントを前記カテーテルへと保持する弾性スリーブまたはラップによって形成された摩擦嵌めを含む、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態様 2 3 2 )

前記カテーテルと前記拡張状態のブロックステントとの間の溶接または半田を電解を用いて溶解させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態様 2 3 3 )

前記カテーテルおよび前記ブロックステントを分離させるのに十分な量および時間にわたって前記溶接または半田に電流を付加することを含む、態様 2 3 2 に記載の方法。

( 態様 2 3 4 )

電流を伝送するための絶縁された導電体ワイヤを通じて電流を前記半田または溶接へ伝送することを含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延びる、態様 2 3 2 に記載の方法。

( 態様 2 3 5 )

前記絶縁された導電体ワイヤは電解ワイヤである、態様 2 3 4 に記載の方法。

( 態様 2 3 6 )

前記拡張状態のブロックステントのうち一部を電解を用いて溶解させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態様 2 3 7 )

前記拡張状態のブロックステントの首部のうち一部を溶解させる、態様 2 3 6 に記載の方法。

( 態様 2 3 8 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを分離させるのに十分な量および時間にわたって前記拡張状態のブロックステントへ電流を付加することを含む、態様 2 3 6 および 2 3 7 に記載の方法。

( 態様 2 3 9 )

電流を伝送するための絶縁された導電体ワイヤを通じて前記半田または溶接へ電流を伝送することを含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと、前記カテーテルの長手方向軸に沿って延びる、態様 2 3 8 に記載の方法。

( 態様 2 4 0 )

前記絶縁された導電体ワイヤは電解ワイヤである、態様 2 3 9 に記載の方法。

( 態様 2 4 1 )

前記拡張状態のブロックステントのうち一部を切断または破断することにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態様 2 4 2 )

前記拡張状態のブロックステントの首部の一部を切断または破断させる、態様 2 4 1 に記載の方法。

( 態様 2 4 3 )

前記拡張状態のブロックステントを材料のループで切断することを含む、態様 2 4 2 に記載の方法。

( 態様 2 4 4 )

前記材料のループは、ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、ストリング、スレッドまたはスネアからなる群から選択される、態様 2 4 3 に記載の方法。

( 態様 2 4 5 )

前記拡張状態のブロックステントを 1 つ以上の刃部で切断することを含む、態様 2 4 2

に記載の方法。

( 態 様 2 4 6 )

前記カテーテルと前記拡張状態のブロックステントとの間の接着ボンドを加熱および溶解させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 4 7 )

前記接着ボンドに隣接する抵抗発熱体内に電流を通過させることにより、前記接着ボンドを加熱することを含む、態様 2 4 6 に記載の方法。

( 態 様 2 4 8 )

機械的係合部分を分離させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 4 9 )

前記カテーテルから分離された後に前記拡張状態のブロックステントの形状を変化させることを含み、前記変化させることは、前記拡張状態のブロックステントの壁のうち少なくとも一部を継続的に変形させる外力を付加することにより、行われる、態様 2 1 6 に記載の方法。

( 態 様 2 5 0 )

前記外力は、バルーンカテーテルによって付加される、態様 2 4 9 に記載の方法。

( 態 様 2 5 1 )

血管の内腔の一部を拡張状態のブロックステントで閉塞させる方法であって、前記ブロックステントは壁を有し、前記壁は、多孔性外側層および内面を含み、前記内面は空洞を規定し、

前記ブロックステントのうち少なくとも一部を溶液中に配置するステップであって、前記溶液は、薬剤、薬理活性分子、薬学的組成およびこれらの組み合わせからなる群から選択され、前記溶液は、前記ブロックステントの多孔性外側層中へと移動する、ステップと

、

取り付けられたカテーテルを用いて、前記圧縮状態のブロックステントを血管の内腔内に位置決めするステップと、

前記ブロックステントが拡張状態になるまで、流体源からの流体を前記カテーテルのルーメンを通じて前記圧縮状態のブロックステントの空洞内にへと移動させるステップと、

前記拡張状態のブロックステントを前記カテーテルから分離させるステップと、

前記カテーテルを前記患者から除去する際、前記拡張状態のブロックステントを前記血管の内腔内に留置するステップと、  
を含む、方法。

( 態 様 2 5 2 )

前記圧縮状態のブロックステントをガイドカテーテルのルーメンを通じて送ることを含む、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態 様 2 5 3 )

前記取り付けられたカテーテルは、誘導部材またはガイドワイヤの通過を可能にするような寸法にされたルーメンを規定する円筒状部材を含まない、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態 様 2 5 4 )

誘導部材またはガイドワイヤを用いて前記圧縮状態のブロックステントを前記血管の内腔内に位置決めすることを含み、前記取り付けられたカテーテルは、誘導部材またはガイドワイヤの通過を可能にするような寸法にされたルーメンを規定する円筒状部材を含む、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態 様 2 5 5 )

前記取り付けられたカテーテルは、前記誘導部材またはガイドワイヤの通過を可能にするような寸法にされたルーメンを規定する円筒状部材を含む、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態 様 2 5 6 )

前記拡張状態のブロックステントの外面のうち少なくとも 5 0 %、7 5 % または 9 0 %

が前記血管の内膜表面と接触するように、前記圧縮状態のブロックステントを拡張させることを含む、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 5 7 )

前記治療対象である血管セグメントの内腔のうち少なくとも 5 0 %、7 5 % または 9 0 % が前記拡張状態のブロックステントによって充填されるように、前記圧縮状態のブロックステントを拡張させることを含む、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 5 8 )

前記拡張状態のブロックステントの形態は円筒状であり、平坦または曲線状の対向端部を備える、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 5 9 )

前記ブロックステントの拡張時直径は約 2 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 6 0 )

前記ブロックステントの拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 6 1 )

前記多孔性外側層は、直径が約 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 0 0  $\mu$ m である複数の孔を有する、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 6 2 )

前記ブロックステントの外面は、複数の突起を含む、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 6 3 )

前記突起の長さは 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 7 7  $\mu$ m である、態様 2 6 2 に記載の方法。

( 態様 2 6 4 )

前記ブロックステントの壁は、前記内面上に配置された内側層を含み、前記内側層を形成するために用いられる材料は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料、パリレン（登録商標）およびこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 6 5 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを引き離して前記カテーテルと前記拡張状態のブロックステントとの間の摩擦嵌めを終了させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 6 6 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを引き離して前記カテーテルと前記拡張状態のブロックステントとの間の摩擦嵌めを終了させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから引き離し、前記摩擦嵌めは、前記ブロックステントを前記カテーテルへと保持する弾性スリーブまたはラップによって形成された摩擦嵌めを含む、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 6 7 )

前記カテーテルと前記拡張状態のブロックステントとの間の溶接または半田を電解を用いて溶解させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態様 2 6 8 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを分離させるのに十分な量および時間にわたって前記溶接または半田に電流を付加することを含む、態様 2 6 7 に記載の方法。

( 態様 2 6 9 )

絶縁された導電性ワイヤを通じて前記半田または溶接へ電流を伝送することを含み、前記絶縁された導電性ワイヤは、前記カテーテルの長手方向軸に沿って少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと延びる、態様 2 6 8 に記載の方法。

( 態 様 2 7 0 )

前記絶縁された導電体ワイヤは電解ワイヤである、態様 2 6 9 に記載の方法。

( 態 様 2 7 1 )

前記拡張状態のブロックステントのうち一部を電解を用いて溶解させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態 様 2 7 2 )

前記拡張状態のブロックステントの首部の一部を溶解させる、態様 2 7 1 に記載の方法。

( 態 様 2 7 3 )

前記カテーテルおよび前記ブロックステントを分離させるのに十分な量および時間にわたって電流を前記拡張状態のブロックステントに付加することを含む、態様 2 7 1 および 2 7 2 に記載の方法。

( 態 様 2 7 4 )

絶縁された導電性ワイヤを通じて電流を前記拡張状態のブロックステントへと伝送することを含み、前記絶縁された導電性ワイヤは、前記カテーテルの長手方向軸に沿って少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと延びる、態様 2 7 1 に記載の方法。

( 態 様 2 7 5 )

前記絶縁された導電体ワイヤは電解ワイヤである、態様 2 7 4 に記載の方法。

( 態 様 2 7 6 )

前記拡張状態のブロックステントのうち一部を切断または破断させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態 様 2 7 7 )

前記拡張状態のブロックステントの首部の一部を切断または破断させる、態様 2 7 6 に記載の方法。

( 態 様 2 7 8 )

前記ブロックステントを材料のループで切断することを含む、態様 2 7 7 に記載の方法。

( 態 様 2 7 9 )

前記材料のループは、ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、ストリング、スレッドまたはスネアからなる群から選択される、態様 2 7 8 に記載の方法。

( 態 様 2 8 0 )

前記ブロックステントを 1 つ以上の刃部で切断することを含む、態様 2 7 7 に記載の方法。

( 態 様 2 8 1 )

前記カテーテルと前記拡張状態のブロックステントとの間の接着ボンドを加熱および溶解させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態 様 2 8 2 )

前記接着ボンドに隣接する抵抗発熱体内に電流を通過させることにより、前記接着ボンドを加熱することを含む、態様 2 8 1 に記載の方法。

( 態 様 2 8 3 )

機械的係合部分を分離させることにより、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントから分離させる、態様 2 5 1 に記載の方法。

( 態 様 2 8 4 )

前記拡張状態のブロックステントの壁のうち少なくとも一部を継続的に変形させる外力を付加することにより、前記カテーテルから分離された後の前記拡張状態のブロックステントの形状を変化させることを含む、態様 2 5 1 に記載の方法。



( 態 様 2 8 5 )

前記外力は、バルーンカテーテルによって付加される、態様 2 8 4 に記載の方法。

( 態 様 2 8 6 )

血管の内腔内に配置された拡張状態のブロックステントであって、前記拡張状態のブロックステントは、金属壁を含み、前記金属壁は外面および内面を含み、前記ブロックステントは、円筒状であり、平坦状または曲線状の対向端部を有する、拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 8 7 )

前記壁は、金、白金、銀、これらの合金およびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を有する、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 8 8 )

前記直径は約 1 mm ~ 約 3 0 mm である、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 8 9 )

前記ブロックステントの拡張時長さは約 5 mm ~ 約 6 0 mm である、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 0 )

前記壁厚さは約 3  $\mu$ m ~ 約 1 8 0  $\mu$ m である、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 1 )

前記ブロックステントの外面上に配置された外側層を含む、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 2 )

前記外側層は、多孔性外側層を形成するための多孔性材料を含む、態様 2 9 1 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 3 )

前記多孔性外側層の厚さは約 1  $\mu$ m ~ 約 1 7 7  $\mu$ m である、態様 2 9 2 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 4 )

前記多孔性外側層は、直径が約 0 . 0 1  $\mu$ m ~ 約 1 0 0  $\mu$ m である複数の孔を有する、態様 2 9 2 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 5 )

前記多孔性外側層は、金、白金、銀、これらの合金、およびこれらの組み合わせを含む材料から形成される、態様 2 9 2 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 6 )

前記多孔性外側層は溶液を含み、前記溶液は、薬剤、薬理活性分子、薬学的組成、およびこれらの組み合わせからなる群から選択され、前記溶液は前記多孔性外側層中へと移動する、態様 2 9 2 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 7 )

前記多孔性外側層は、トロンビン、血小板由来成長因子、エチオドール、ソトラデコールおよびこれらの組み合わせからなる群から選択された薬剤または薬学的組成を含む、態様 2 9 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 8 )

前記ブロックステント壁の内面上に配置された内側層を含む、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 2 9 9 )

前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ラテックス、ゴム、エラストマー、繊維材料およびこれらの組み合わせから選択された材料を含む、態様 2 9 8 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 3 0 0 )

前記内側層はパリレン（登録商標）を含む、態様 2 9 9 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 1）

前記内側層の厚さは約 0 . 0 1  $\mu$  m ~ 約 5 9  $\mu$  m である、態様 2 9 8 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 2）

前記壁は、多孔性外側層および内側層を含み、前記内側層は、ポリマー、プラスチック、ゴム、ラテックス、エラストマーおよびこれらの組み合わせからなる群から選択された材料を含む、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 3）

前記内側層はパリレン（登録商標）を含む、態様 3 0 2 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 4）

前記ブロックステントの外表面は、複数の突起を含む、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 5）

前記突起の長さは 0 . 0 1  $\mu$  m ~ 約 1 7 7  $\mu$  m である、態様 3 0 4 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 6）

開口部を規定する首部を含む、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 7）

前記首部の壁厚さは約 3  $\mu$  m ~ 約 1 8 0  $\mu$  m である、態様 3 0 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 8）

前記首部の長さは 0 . 5 mm ~ 6 0 mm である、態様 3 0 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 0 9）

前記首部は開口部を規定し、前記開口部は約 0 . 2 5 mm ~ 約 2 mm であり、前記開口部により、前記ブロックステント中への流体移動が可能となる、態様 3 0 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 1 0）

前記首部は、密閉されるかまたは部分的に密閉される、態様 3 0 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 1 1）

前記ブロックステントの内面によって規定された空間または空洞は、前記内壁と接触する材料によって充填されるかまたは部分的に充填される、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 1 2）

前記充填材料は、流体、液体、気体、固体またはこれらの組み合わせからなる群から選択される、態様 3 1 1 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 1 3）

前記ブロックステントの内壁によって規定された空間または空洞は、支持構造によって少なくとも部分的に充填される、態様 3 1 2 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 1 4）

前記支持構造は、金属コイルもしくはワイヤ、ポリマーコイルもしくはワイヤ、金属もしくはポリマー性の伸張性構造、ビーズ、ボール、ラジアル拡張可能な材料またはマイクロスフェアを含む、態様 3 1 3 に記載の拡張状態のブロックステント。

（態様 3 1 5）

外力の付加により、前記拡張状態のブロックステントの形状を変化させる、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 3 1 6 )

前記外力は、バルーンカテーテルによって付加される、態様 3 1 5 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 3 1 7 )

前記第 1 の拡張状態のブロックステントに隣接して配置された第 2 の拡張状態のブロックステントであって、前記第 2 のブロックステントは、血管の内腔の残り部分を占有する、第 2 の拡張状態のブロックステント、

をさらに含む、態様 2 8 6 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 3 1 8 )

前記第 1 のブロックステントおよび第 2 の拡張状態のブロックステントに隣接して配置された第 3 の拡張状態のブロックステントであって、前記第 3 のブロックステントは、血管の内腔の残り部分を占有する、第 3 の拡張状態のブロックステント、

をさらに含む、態様 3 1 7 に記載の拡張状態のブロックステント。

( 態 様 3 1 9 )

医療キットであって、

医療デバイスであって、前記医療デバイスは、カテーテルに取り付けられた圧縮状態のブロックステントと、使用についての指示事項とを含む、医療デバイス、  
を含む、医療キット。

( 態 様 3 2 0 )

前記医療デバイスは、前記拡張状態のブロックステントを前記カテーテルから分離させるためのコンポーネントを含む、態様 3 1 9 に記載の医療キット。

( 態 様 3 2 1 )

前記医療デバイスと、前記使用についての指示事項とを封入した無菌パッケージを含む、態様 3 1 9 に記載の医療キット。

( 態 様 3 2 2 )

前記指示事項は、

前記カテーテルを用いて前記圧縮状態のブロックステントを血管の内腔内に位置決めすることと、

流体、固体またはこれらの組み合わせによって前記圧縮状態のブロックステントを拡張させることと、

前記拡張状態のブロックステントを前記カテーテルから分離させることと、

前記拡張状態のブロックステントを血管の内腔内に留置することと、

前記カテーテルを除去することと、

についての指示を含む、

態様 3 1 9 に記載の医療キット。

( 態 様 3 2 3 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを分離させるためのコンポーネントは、絶縁された導電体ワイヤを含み、前記絶縁された導電体ワイヤは、前記カテーテルを前記拡張状態のブロックステントへと接着させる溶接または半田へ電流を伝送させる、態様 3 1 9 に記載の医療キット。

( 態 様 3 2 4 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを分離させるためのコンポーネントは、前記拡張状態のブロックステントへ電流を伝送させるための絶縁された導電性ワイヤを含む、態様 3 1 9 に記載の医療キット。

( 態 様 3 2 5 )

前記絶縁された導電性ワイヤは、前記カテーテルの長手方向軸に沿って少なくとも前記カテーテルの近位端から少なくとも前記カテーテルの遠位端へと延びる、態様 3 2 3 または 3 2 4 に記載の医療キット。

( 態 様 3 2 6 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを分離させるためのコンポーネ

ントは、前記ブロックステントを切断または破断するように構成されたコンポーネントを含む、態様 3 1 9 に記載の医療キット。

( 態様 3 2 7 )

前記コンポーネントは材料のループを含む、態様 3 2 6 に記載の医療キット。

( 態様 3 2 8 )

前記材料のループは、ワイヤ、ポリマーストランド、フィラメント、スレッドまたはスネアからなる群から選択される、態様 3 2 7 に記載の医療キット。

( 態様 3 2 9 )

前記拡張状態のブロックステントおよび前記カテーテルを分離させるためのデバイスは、前記ブロックステントを切断するように構成された 1 つ以上の刃部を含む、態様 3 2 8 に記載の医療キット。

( 態様 3 3 0 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを分離させるためのデバイスは、抵抗発熱体を含み、前記抵抗発熱体は、電流を受容して、前記ブロックステントと前記カテーテルとの間の接着ボンドを加熱および溶融させる、態様 3 1 9 に記載の医療キット。

( 態様 3 3 1 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントを分離させるための前記デバイスは、前記カテーテルおよび前記ブロックステントを取り付ける噛み合い部分を機械的に分離させるデバイスを含む、態様 3 1 9 に記載の医療キット。

( 態様 3 3 2 )

医療キットであって、

圧縮状態のブロックステントと、カテーテルと、弾性スリーブまたはラップとを含む医療デバイスであって、前記弾性スリーブまたはラップは、前記ブロックステントおよび前記カテーテルを摩擦嵌めによって保持する、医療デバイスと、

使用についての指示事項と、

を含む、医療キット。

( 態様 3 3 3 )

前記カテーテルおよび前記拡張状態のブロックステントは引き離すことが可能である、態様 3 3 2 に記載のキット。

( 態様 3 3 4 )

ブロックステントを形成する方法であって、

基板を提供することと、

前記基板へ 1 つ以上の金属層を付加することと、

前記基板を除去することと、

を含む、方法。

( 態様 3 3 5 )

前記基板はマンドレルまたはモールドである、態様 3 3 4 に記載の方法。

( 態様 3 3 6 )

前記基板への層付加は、電鍍法、電気めっき、スパッタリングまたは蒸着によって行われる、態様 3 3 4 に記載の方法。

( 態様 3 3 7 )

前記ブロックステントへ 1 つ以上の多孔性外側層が付加される、態様 3 3 4 に記載の方法。

( 態様 3 3 8 )

前記多孔性外側層の付加は、電鍍法、電気めっき、スパッタリングまたは蒸着によって行われる、態様 3 3 7 に記載の方法。

( 態様 3 3 9 )

前記ブロックステントへ 1 つ以上の内側層が付加される、態様 3 3 4 に記載の方法。

( 態様 3 4 0 )

前記内側層の付加は、電鍍法、電気めっき、スパッタリングまたは蒸着によって行われる、態様 3 3 9 に記載の方法。

( 態様 3 4 1 )

前記ブロックステントの壁または前記ブロックステントの壁の一部を 2 次元形態で形成した後、3 次元ブロックステント形態を形成すること、を含む、態様 3 3 4 に記載の方法。

( 態様 3 4 2 )

ブロックステントの形成方法であって、  
前記ブロックステントの壁または前記ブロックステントの壁の一部を 2 次元形態で形成した後、3 次元ブロックステント形態を形成すること、  
を含む、方法。