

【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30年5月10日 (2018.5.10)

【公表番号】特表2017-511202(P2017-511202A)

【公表日】平成29年4月20日 (2017.4.20)

【年通号数】公開・登録公報2017-016

【出願番号】特願2016-562548(P2016-562548)

【国際特許分類】

A 6 1 B 17/12 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 17/12

【手続補正書】

【提出日】平成30年3月26日 (2018.3.26)

【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】

近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくとも、前記自己拡張型弾性透過シェルの前記近位端または前記遠位端のうちの 1 つにおいて固着される、自己拡張型弾性透過シェルと、

第 1 の直径を有するワイヤから形成される、金属コイルであって、前記金属コイルは、前記自己拡張型弾性透過シェルの前記遠位端において固着される、金属コイルと、を備え、

前記透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態を有し、かつ前記半径方向に拘束された状態に対して軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態を有し、前記透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を有し、

前記金属コイルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、直線状の真つぐな形状を有する、患者の血管系内の動脈瘤の処置のためのデバイス。

【請求項 2】

前記金属コイルは、前記透過シェルが動脈瘤内で前記拡張状態であるときに、前記透過シェルに付勢力を加えるように構成される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記金属コイルは、3次元フレーミング形状に順応するように構成される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記金属コイルは、白金を含むワイヤから形成される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 5】

前記金属コイルは、白金、白金合金、金、または、タンタルから成るリストから選択される材料から形成される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 6】

前記金属コイルの拡張状態は、1 つより多いループを有する、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかは、白金を含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかは、放射線不透過性である、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 9】

前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかは、放射線不透過性のコアと、超弾性の外側シェルとを有する複合ワイヤを備える、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記放射線不透過性のコアは、白金を含む、請求項 9 に記載のデバイス。

【請求項 11】

前記超弾性の外側シェルは、ニチノールを含む、請求項 9 に記載のデバイス。

【請求項 12】

追加の自己拡張型弾性透過シェルをさらに備え、前記追加の自己拡張型弾性透過シェルは、近位端、遠位端、および長手軸を有し、前記追加の自己拡張型弾性透過シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくとも、前記追加の自己拡張型弾性透過シェルの近位端または遠位端のうちの 1 つにおいて固着され、前記追加の自己拡張型弾性透過シェルの遠位端は、前記自己拡張型弾性透過シェルの近位端に隣接して配置される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 13】

前記透過性シェルは、その拡張状態において、拡張直径を有し、前記金属コイルは、二次直径を有する少なくとも 1 つのループを有する拡張状態を有し、前記金属コイルの前記二次直径は、その拡張状態において、前記透過性シェルの前記拡張直径よりも小さい、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 14】

前記金属コイルの前記二次直径は、第 1 の二次直径および第 2 の二次直径を含み、前記金属コイルは、前記第 1 の二次直径を有する 1 つ以上のループと、前記第 2 の二次直径を有する 1 つ以上の遠位に位置するループとを備え、前記第 2 の二次直径は、前記第 1 の二次直径よりも小さい、請求項 13 に記載のデバイス。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0029

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0029】

本発明の別の実施形態では、脳動脈瘤を処置するための方法が、説明される。インプラント構造が提供される。インプラント構造は、近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルを含む。シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを含む。複数のフィラメントは、透過シェルの遠位端において固着される。複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの遠位領域は、透過シェルの遠位端を超えて延在し、拡張されたときに略円形を有する拡張部を形成する。インプラントは、マイクロカテーテル内で脳動脈瘤近傍の領域まで前進させられる。インプラントは、拡張部が、動脈瘤のドーム近傍に位置付けられ、略円形の拡張状態を成し、透過シェルが、脳動脈瘤内で拡張した展開状態を成すように、脳動脈瘤内で展開される。次いで、マイクロカテーテルは、インプラントが展開された後に、脳動脈瘤近傍の領域から引き抜かれる。複数のフィラメントは、近位および遠位端を有する、円筒ハブによって固着されてもよく、拡張部は、円筒ハブの遠位端から延在してもよい。拡張部を形成するフィラメントの遠位領域は、直線であり得るか、または編組され、もしくは部分的に編組されてもよく、または編組は、部分的に解体され、もしくは解かれてもよい。

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目1)

近位端および遠位端を有し、複数のワイヤから形成される、拡張可能円筒構造であって、隣接ワイヤは、複数の捻転によって相互に係合させられ、前記複数のワイヤは、前記円筒構造の前記遠位端および前記近位端においてともに固着され、前記円筒構造は、半径方向に拘束された状態と、拡張した弛緩状態とを有する、拡張可能円筒構造と、

近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記自己拡張型弾性透過シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、近位および遠位端において固着され、前記自己拡張型透過シェルは、半径方向に拘束された伸長状態と、前記半径方向に拘束された状態に対して球状の軸方向に短縮された構成を伴う拡張した弛緩状態とを有し、前記自己拡張型透過シェルは、前記編組構造内に複数の開口部を有する、自己拡張型弾性透過シェルと、
を備え、前記自己拡張型透過シェルは、前記拡張可能円筒構造内に封入され、前記拡張可能円筒構造の前記遠位端に位置付けられる、血管からの血栓の除去のためのデバイス。

(項目2)

前記拡張可能円筒構造は、約10～約18本のワイヤから形成される、項目1に記載のデバイス。

(項目3)

前記拡張可能円筒構造は、約12本のワイヤから形成される、項目1に記載のデバイス。

(項目4)

前記複数のワイヤは、ニチノールワイヤから形成される、項目1に記載のデバイス。

(項目5)

前記複数のワイヤは、ニチノール、コバルトクロム合金、ステンレス鋼、およびそれらの混合物から成る群から選択される材料から形成される、項目1に記載のデバイス。

(項目6)

前記複数のワイヤの中のワイヤの直径は、約0.008インチ～0.0035インチである、項目1に記載のデバイス。

(項目7)

前記複数のワイヤは、ハブによって前記遠位端においてともに固着される、項目1に記載のデバイス。

(項目8)

前記複数のワイヤは、バンドによって前記近位端においてともに固着される、項目1に記載のデバイス。

(項目9)

前記複数の捻転のうちの各捻転は、長さを有する、項目1に記載のデバイス。

(項目10)

各捻転の前記長さは、約0.25mm～約3mmである、項目9に記載のデバイス。

(項目11)

前記複数の捻転のうちの各捻転は、1つの完全な巻目を有する、項目1に記載のデバイス。

(項目12)

前記複数の捻転のうちの前記捻転の少なくともいくつかは、1つの完全な巻目を有する、項目1に記載のデバイス

(項目13)

前記複数の捻転のうちの各捻転は、2つの完全な巻目を有する、項目1に記載のデバイス。

(項目14)

前記複数の捻転のうちの前記捻転の少なくともいくつかは、2つの完全な巻目を有する、項目1に記載のデバイス。

(項目15)

前記複数の捻転のうちの前記捻転の少なくともいくつかは、１つと半分の巻目を有する、項目１に記載のデバイス。

(項目１６)

自己拡張型弾性透過シェルは、前記拡張可能円筒構造内で血栓を維持するために十分な編組密度を有する、項目１に記載のデバイス。

(項目１７)

血管から近位および遠位端を有する血栓を除去するための方法であって、血栓除去デバイスであって、

近位端、中央部分、および遠位端を有し、複数のワイヤから形成される、拡張可能円筒構造であって、隣接ワイヤは、複数の捻転によって相互に係合させられ、前記複数のワイヤは、遠位端においてともに固着され、かつ近位端においてともに固着され、前記円筒構造は、半径方向に拘束された状態と、拡張した弛緩状態とを有する、拡張可能円筒構造と、近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記自己拡張型弾性透過シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、近位端および遠位端において固着され、前記自己拡張型透過シェルは、半径方向に拘束された伸長状態と、前記半径方向に拘束された状態に対して球状の軸方向に短縮された構成を伴う拡張した弛緩状態とを有し、前記自己拡張型透過シェルは、前記編組構造内に複数の開口部を有する、自己拡張型弾性透過シェルと、

を備え、前記自己拡張型透過シェルは、前記拡張可能円筒構造内に封入され、前記拡張可能円筒構造の前記遠位端に位置付けられる、

血栓除去デバイスを取得するステップと、

マイクロカテーテル内に摺動可能に位置付けられた前記血栓除去デバイスを患者に挿入するステップであって、前記マイクロカテーテルは、遠位端を有し、前記拡張可能円筒構造および自己拡張型弾性透過シェルは両方とも、前記マイクロカテーテル内で前記半径方向に拘束された状態にある、ステップと、

前記血栓の遠位端に隣接して前記マイクロカテーテルの前記遠位端を位置付けるステップと、

前記拡張可能円筒構造内に位置する前記自己拡張型弾性透過シェルの前記近位端が、前記血栓の遠位に位置し、前記拡張可能円筒構造の前記中央部分が前記血栓の前記近位端および前記遠位端に重複するように、前記血栓除去デバイスおよび前記マイクロカテーテルの相対変位によって前記マイクロカテーテルから前記血栓除去デバイスを展開するステップであって、一旦、前記血栓除去デバイスが前記マイクロカテーテルから外へ前進させられると、前記自己拡張型弾性透過シェルおよび前記拡張可能円筒構造は、それらの拡張状態に向かって移行する、ステップと、

前記円筒構造の前記遠位端に前記自己拡張型弾性透過シェルを伴って前記拡張した円筒構造を近位方向に移動させ、それによって、血管の管腔内表面から前記血栓を着脱し、前記拡張可能円筒構造内で前記血栓を捕捉するステップと、

前記血管から前記血栓除去デバイスおよび前記捕捉された血栓を除去するステップと、を含む、方法。

(項目１８)

前記血栓除去デバイスおよび前記マイクロカテーテルは、ともに前記血管から除去される、項目１７に記載の方法。

(項目１９)

前記血栓除去デバイスは、前記マイクロカテーテルが前記血管内で定位置に残された状態で前記マイクロカテーテルから除去される、項目１７に記載の方法。

(項目２０)

前記血栓除去デバイスおよび前記マイクロカテーテルは、ともに前記患者から除去される、項目１７に記載の方法。

(項目２１)

前記血栓除去デバイスは、前記マイクロカテーテルが前記患者内で定位置に残された状態

で前記マイクロカテーテルから除去される、項目 17 に記載の方法。

(項目 22)

前記自己拡張型透過シェルは、前記円筒構造内で前記血栓を維持し、また、血液が前記自己拡張型透過シェルを通して流れることを可能にするために十分に高い編組密度を有する、項目 17 に記載の方法。

(項目 23)

近位端、遠位端、および長手軸を有する、遠位自己拡張型弾性透過シェルであって、前記遠位透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を伴う編組構造を有する、複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくともその近位端において集合させられ、前記遠位透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態と、前記半径方向に拘束された状態に対して軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態とを有し、前記遠位透過シェルの前記拡張状態は、前記遠位透過シェルの前記遠位端に凸形状を有する、遠位自己拡張型弾性透過シェルと、

近位端、遠位端、および長手軸を有する、近位自己拡張型弾性透過シェルであって、前記近位透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を伴う編組構造を有する、複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくともその近位端において集合させられ、前記近位透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態と、前記半径方向に拘束された状態に対して軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態とを有し、前記近位透過シェルの前記拡張状態は、前記近位透過シェルの前記近位端に略凸形状を有する、近位自己拡張型弾性透過シェルと、

近位端および遠位端を有する、伸長支持部材であって、前記遠位および近位透過シェルの間に位置付けられる、伸長支持部材と、

を備え、前記遠位および近位透過シェルの前記拡張状態は、それを通して前記伸長支持部材が延在する、トロイダル空洞を画定する、患者の血管系内の動脈瘤の処置のためのデバイス。

(項目 24)

前記遠位透過シェル内の前記複数の開口部の平均サイズは、前記近位透過シェル内の前記複数の開口部の平均サイズより大きい、項目 23 に記載のデバイス。

(項目 25)

前記遠位透過シェル内の前記複数の開口部の前記平均サイズは、約 300 μm ~ 約 900 μm である、項目 24 に記載のデバイス。

(項目 26)

前記遠位透過シェル内の前記複数の開口部の前記平均サイズは、約 300 μm ~ 約 900 μm 、約 300 μm ~ 約 700 μm 、および 300 μm ~ 約 500 μm から成る群から選択される、項目 24 に記載のデバイス。

(項目 27)

前記近位透過シェル内の前記複数の開口部の前記平均サイズは、約 50 μm ~ 約 200 μm である、項目 24 に記載のデバイス。

(項目 28)

前記近位透過シェル内の前記複数の開口部の前記平均サイズは、約 50 μm ~ 約 200 μm 、約 100 μm ~ 約 200 μm 、および 50 μm ~ 約 150 μm から成る群から選択される、項目 24 に記載のデバイス。

(項目 29)

前記遠位透過シェルの前記編組構造は、第 1 の編組密度を有し、前記近位透過シェルの前記編組構造は、第 2 の編組密度を有し、前記第 1 の編組密度は、前記第 2 の編組密度より大きい、項目 23 に記載のデバイス。

(項目 30)

前記第 1 の編組密度は、約 0.10 ~ 0.20 である、項目 29 に記載のデバイス。

(項目 3 1)

前記第 1 の編組密度は、約 0 . 1 0 ~ 0 . 1 5 である、項目 2 9 に記載のデバイス。

(項目 3 2)

前記第 2 の編組密度は、約 0 . 1 5 ~ 0 . 4 0 である、項目 2 9 に記載のデバイス。

(項目 3 3)

前記第 2 の編組密度は、約 0 . 1 7 ~ 0 . 3 0 である、項目 2 9 に記載のデバイス。

(項目 3 4)

前記伸長支持部材は、剛性である、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 3 5)

前記伸長支持部材は、ハイボチューブである、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 3 6)

前記伸長支持部材は、コイルである、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 3 7)

前記コイルは、拡張ばねである、項目 3 6 に記載のデバイス。

(項目 3 8)

前記コイルが静止しているとき、前記コイルは、より小さい長さまで圧縮可能ではない、項目 3 6 に記載のデバイス。

(項目 3 9)

前記遠位透過シェルの前記複数のフィラメントは、前記遠位透過シェルの前記遠位端において集合させられる、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 0)

前記遠位透過シェルの前記複数のフィラメントのそれぞれは、第 1 の端部および第 2 の端部を有し、前記遠位透過シェルの前記複数のフィラメントの前記第 1 のおよび第 2 の端部は、前記遠位透過シェルの前記近位端において集合させられる、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 1)

前記遠位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、延伸充填管を含む、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 2)

前記近位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、延伸充填管を含む、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 3)

前記遠位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、ニチノールワイヤと、延伸充填管とを含む、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 4)

前記近位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、ニチノールワイヤと、延伸充填管とを含む、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 5)

前記遠位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、ニチノールワイヤを含む、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 6)

前記近位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、ニチノールワイヤを含む、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 7)

前記遠位透過シェルの前記拡張形状は、前記近位透過シェルの前記拡張形状に接触する、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 8)

前記遠位透過シェルの前記拡張形状および前記近位透過シェルの前記拡張形状は、実質的に球状の形状を形成する、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 4 9)

前記複数のフィラメントは、ハブによって前記近位透過シェルの前記近位端において集合させられる、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 5 0)

前記ハブは、前記近位透過シェルの前記近位端の拡張した周囲の下方で陥凹状である、項目 4 9 に記載のデバイス。

(項目 5 1)

前記伸長支持部材は、約 2 mm ~ 約 10 mm の長さを有する、項目 2 3 に記載のデバイス。

(項目 5 2)

前記伸長支持部材は、約 3 mm ~ 約 8 mm の長さを有するコイルである、項目 5 1 に記載のデバイス。

(項目 5 3)

前記伸長支持部材は、約 3 . 5 mm ~ 約 5 . 5 mm の長さを有するハイボチューブである、項目 5 1 に記載のデバイス。

(項目 5 4)

インプラントであって、

近位端、遠位端、および長手軸を有する、遠位自己拡張型弾性透過シェルであって、前記遠位透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を伴う編組構造を有する、複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくともその近位端において集合させられ、前記遠位透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態と、前記半径方向に拘束された状態に対して軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態とを有し、前記遠位透過シェルの前記拡張状態は、前記遠位透過シェルの前記遠位端に凸形状を有する、遠位自己拡張型弾性透過シェルと、

近位端、遠位端、および長手軸を有する、近位自己拡張型弾性透過シェルであって、前記近位透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を伴う編組構造を有する、複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくともその近位端において集合させられ、前記近位透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態と、前記半径方向に拘束された状態に対して軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態とを有し、前記近位透過シェルの前記拡張状態は、前記近位透過シェルの前記近位端に略凸形状を有する、近位自己拡張型弾性透過シェルと、

近位端および遠位端を有する、伸長支持部材であって、前記遠位および近位透過シェルの間に位置付けられる、伸長支持部材と、

を有し、前記遠位および近位透過シェルの前記拡張状態は、それを通して前記伸長支持部材が延在する、トロイダル空洞を画定する、

インプラントを提供するステップと、

マイクロカテーテル内で前記薄型の半径方向に拘束された状態における前記インプラントを脳動脈内の着目領域まで前進させるステップと、

前記脳の動脈瘤内で前記インプラントを展開するステップであって、前記遠位および近位透過シェルは、それらの拡張形状まで拡張する、ステップと、

前記インプラントを展開した後に、前記着目領域から前記マイクロカテーテルを引き抜くステップと、を含む、脳動脈瘤を処置するための方法。

(項目 5 5)

前記遠位透過シェルの前記拡張形状および前記近位透過シェルの前記拡張形状は、実質的に球状の形状を形成する、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 5 6)

前記遠位透過シェルの前記拡張形状および前記近位透過シェルの前記拡張形状は、前記脳の動脈瘤を実質的に充填する、実質的に球状の形状を形成する、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 5 7)

前記遠位透過シェル内の前記複数の開口部の平均サイズは、前記近位透過シェル内の前記複数の開口部の平均サイズより大きい、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 5 8)

前記遠位透過シェル内の前記複数の開口部の前記平均サイズは、約 3 0 0 μ m ~ 約 9 0 0 μ m である、項目 5 7 に記載の方法。

(項目 5 9)

前記遠位透過シェル内の前記複数の開口部の前記平均サイズは、約 3 0 0 μ m ~ 約 9 0 0 μ m、約 3 0 0 μ m ~ 約 7 0 0 μ m、および 3 0 0 μ m ~ 約 5 0 0 μ m から成る群から選択される、項目 5 7 に記載の方法。

(項目 6 0)

前記近位透過シェル内の前記複数の開口部の前記平均サイズは、約 5 0 μ m ~ 約 2 0 0 μ m である、項目 5 7 に記載の方法。

(項目 6 1)

前記近位透過シェル内の前記複数の開口部の前記平均サイズは、約 5 0 μ m ~ 約 2 0 0 μ m、約 1 0 0 μ m ~ 約 2 0 0 μ m、および 5 0 μ m ~ 約 1 5 0 μ m から成る群から選択される、項目 5 7 に記載の方法。

(項目 6 2)

前記遠位透過シェルの前記編組構造は、第 1 の編組密度を有し、前記近位透過シェルの前記編組構造は、第 2 の編組密度を有し、前記第 1 の編組密度は、前記第 2 の編組密度より大きい、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 6 3)

前記第 1 の編組密度は、約 0 . 1 0 ~ 0 . 2 0 である、項目 6 2 に記載の方法。

(項目 6 4)

前記第 1 の編組密度は、約 0 . 1 0 ~ 0 . 1 5 である、項目 6 2 に記載の方法。

(項目 6 5)

前記第 2 の編組密度は、約 0 . 1 5 ~ 0 . 4 0 である、項目 6 2 に記載の方法。

(項目 6 6)

前記第 2 の編組密度は、約 0 . 1 7 ~ 0 . 3 0 である、項目 6 2 に記載の方法。

(項目 6 7)

前記伸長支持部材は、ハイポチューブである、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 6 8)

前記第 1 の遠位透過シェルの前記複数のフィラメントは、前記遠位透過シェルの前記遠位端において集合させられる、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 6 9)

前記遠位透過シェルの前記複数のフィラメントのそれぞれは、第 1 の端部および第 2 の端部を有し、前記遠位透過シェルの前記複数のフィラメントの前記第 1 のおよび第 2 の端部は、前記遠位透過シェルの前記近位端において集合させられる、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 0)

前記遠位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、延伸充填管を含む、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 1)

前記近位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、延伸充填管を含む、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 2)

前記遠位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、ニチノールワイヤと、延伸充填管とを含む、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 3)

前記近位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、ニチノールワイヤと、延伸充填管とを含む、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 4)

前記遠位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、ニチノールワイヤを含む、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 5)

前記近位透過シェルの前記伸長弾性フィラメントは、ニチノールワイヤを含む、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 6)

前記遠位透過シェルの前記拡張形状は、前記近位透過シェルの前記拡張形状に接触する、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 7)

前記伸長支持部材は、剛性である、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 8)

前記伸長支持部材は、ハイポチューブである、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 7 9)

前記伸長支持部材は、コイルである、項目 5 4 に記載の方法。

(項目 8 0)

前記コイルは、拡張ばねである、項目 7 9 に記載の方法。

(項目 8 1)

前記コイルが静止しているとき、前記コイルは、より小さい長さまで圧縮可能ではない、項目 7 9 に記載の方法。

(項目 8 2)

近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくとも、その前記近位端または前記遠位端のうちの 1 つにおいて固着される、自己拡張型弾性透過シェルと、

第 1 の直径を有するワイヤから形成される、金属コイルであって、前記金属コイルは、前記自己拡張型弾性透過シェルの前記遠位端において固着される、金属コイルと、
を備え、

前記透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態を有し、かつ前記半径方向に拘束された状態に対して球状の軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態を有し、前記透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を有し、

前記金属コイルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、直線状の真っすぐな形状と、二次直径を有する少なくとも 1 つのループを有する、拡張状態とを有する、患者の血管系内の動脈瘤の処置のためのデバイス。

(項目 8 3)

前記金属コイルは、前記透過シェルが動脈瘤内で前記拡張状態であるときに、前記透過シェルに付勢力を加えるように構成される、項目 8 2 に記載のデバイス。

(項目 8 4)

前記金属コイルは、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 0 . 2 7 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 8 2 に記載のデバイス。

(項目 8 5)

前記金属コイルは、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 2 . 6 7 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 8 2 に記載のデバイス。

(項目 8 6)

前記金属コイルは、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 1 6 . 6 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 8 2 に記載のデバイス。

(項目 8 7)

前記金属コイルは、3次元フレーミング形状に順応するように構成される、項目 8 2 に記載のデバイス。

(項目 8 8)

前記金属コイルは、白金を含むワイヤから形成される、項目 8 2 に記載のデバイス。

(項目 8 9)

脳動脈瘤を処置するための方法であって、

インプラント構造であって、

近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくとも、その前記近位端または前記遠位端のうちの少なくとも 1 つにおいて固着される、自己拡張型弾性透過シェルと、

第 1 の直径を有するワイヤから形成される、金属コイルであって、前記金属コイルは、前記自己拡張型弾性透過シェルの前記遠位端において固着される、金属コイルと、
を備え、

前記透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態を有し、かつ前記半径方向に拘束された状態に対して球状の軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態を有し、前記透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を有し、

前記金属コイルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、直線状の真っすぐな形状と、二次直径を有する少なくとも 1 つのループを有する、拡張状態とを有する、インプラント構造を提供するステップと、

マイクロカテーテル内の前記インプラントを前記脳動脈瘤近傍の領域まで前進させるステップと、

前記脳動脈瘤内で前記インプラントを展開するステップであって、前記金属コイルは、前記脳動脈瘤のドーム近傍に位置付けられ、前記拡張状態を成し、前記透過シェルは、前記脳動脈瘤内で前記拡張した展開状態を成す、ステップと、

前記インプラントを展開した後に、前記脳動脈瘤近傍の前記領域から前記マイクロカテーテルを引き抜くステップと、を含む、方法。

(項目 9 0)

前記金属コイルは、前記脳動脈瘤の開口部に前記透過シェルを押し付ける、項目 8 9 に記載の方法。

(項目 9 1)

前記金属コイルは、前記脳動脈瘤の直径の周囲を追跡する、項目 8 9 に記載の方法。

(項目 9 2)

前記金属コイルの前記二次直径は、前記透過シェルの直径にほぼ等しい、項目 8 9 に記載の方法。

(項目 9 3)

前記金属コイルは、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 0 . 2 7 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 8 9 に記載の方法。

(項目 9 4)

前記金属コイルは、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 2 . 6 7 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 8 9 に記載の方法。

(項目 9 5)

前記金属コイルは、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 1 6 . 6 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 8 9 に記載の方法。

(項目 9 6)

近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくとも、その前記近位端または前記遠位端のうち 1 つにおいて固着される、自己拡張型弾性透過シェルと、

前記自己拡張型弾性透過シェルの前記遠位端において固着される、力付勢部材と、
を備え、

前記透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束

された伸長状態を有し、かつ前記半径方向に拘束された状態に対して球状の軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態を有し、前記透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を有し、

前記力付勢部材は、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、直線状の真っすぐな形状と、前記マイクロカテーテルからの送達後の拡張状態とを有する、
患者の血管系内の動脈瘤の処置のためのデバイス。

(項目 9 7)

前記力付勢部材は、前記透過シェルが動脈瘤内で前記拡張状態であるときに、前記透過シェルに付勢力を加えるように構成される、項目 9 6 に記載のデバイス。

(項目 9 8)

前記力付勢部材は、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 0 . 2 7 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 9 6 に記載のデバイス。

(項目 9 9)

前記力付勢部材は、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 2 . 6 7 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 9 6 に記載のデバイス。

(項目 1 0 0)

前記力付勢部材は、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 1 6 . 6 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 9 6 に記載のデバイス。

(項目 1 0 1)

前記力付勢部材は、3次元フレーミング形状に順応するように構成される、項目 9 6 に記載のデバイス。

(項目 1 0 2)

前記力付勢部材は、白金を含むワイヤから形成される、項目 9 6 に記載のデバイス。

(項目 1 0 3)

前記複数のフィラメントは、前記透過シェルの前記遠位端において固着され、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの遠位領域は、前記透過シェルの前記遠位端を超えて延在し、略円形を有する拡張部を形成し、前記力付勢部材は、拡張されたときに前記略円形を有する、前記拡張部を備える、項目 9 6 に記載のデバイス。

(項目 1 0 4)

前記複数のフィラメントは、近位および遠位端を有する、円筒ハブによって固着され、前記拡張部は、前記円筒ハブの前記遠位端から延在する、項目 1 0 3 に記載のデバイス。

(項目 1 0 5)

前記拡張部を形成する、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの前記遠位領域は、編組される、項目 1 0 3 に記載のデバイス。

(項目 1 0 6)

前記拡張部を形成する、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの前記遠位領域は、部分的に編組される、項目 1 0 3 に記載のデバイス。

(項目 1 0 7)

前記編組遠位領域は、少なくとも部分的に解かれる、項目 1 0 5 に記載のデバイス。

(項目 1 0 8)

脳動脈瘤を処置するための方法であって、
インプラント構造であって、

近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、少なくとも、その前記近位端または前記遠位端のうち 1 つにおいて固着される、自己拡張型弾性透過シェルと、

前記自己拡張型弾性透過シェルの前記遠位端において固着される、力付勢部材と、
を備え、

前記透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態を有し、かつ前記半径方向に拘束された状態に対して球状の軸方向に短縮

された構成を伴う拡張状態を有し、前記透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を有し、

前記力付勢部材は、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、直線状の真っすぐな形状と、前記マイクロカテーテルからの送達後の拡張状態とを有する、

インプラント構造を提供するステップと、

マイクロカテーテル内の前記インプラントを前記脳動脈瘤近傍の領域まで前進させるステップと、

前記脳動脈瘤内で前記インプラントを展開するステップであって、前記力付勢部材は、前記脳動脈瘤のドーム近傍に位置付けられ、前記拡張状態を成し、前記透過シェルは、前記脳動脈瘤内で前記拡張した展開状態を成す、ステップと、

前記インプラントを展開した後に、前記脳動脈瘤近傍の前記領域から前記マイクロカテーテルを引き抜くステップと、を含む、方法。

(項目 1 0 9)

前記力付勢部材は、前記脳動脈瘤の開口部に前記透過シェルを押し付ける、項目 1 0 8 に記載の方法。

(項目 1 1 0)

前記力付勢部材は、前記透過シェルが動脈瘤内で前記拡張状態であるときに、前記透過シェルに付勢力を加えるように構成される、項目 1 0 8 に記載の方法。

(項目 1 1 1)

前記力付勢部材は、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 0 . 2 7 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 1 0 8 に記載の方法。

(項目 1 1 2)

前記力付勢部材は、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 2 . 6 7 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 1 0 8 に記載の方法。

(項目 1 1 3)

前記力付勢部材は、軸方向に少なくとも部分的に圧縮されたときに、少なくとも 1 6 . 6 グラムの軸方向付勢力を印加する、項目 1 0 8 に記載の方法。

(項目 1 1 4)

前記力付勢部材は、3次元フレーミング形状に順応するように構成される、項目 1 0 8 に記載の方法。

(項目 1 1 5)

前記力付勢部材は、白金を含むワイヤから形成される、項目 1 0 8 に記載の方法。

(項目 1 1 6)

前記複数のフィラメントは、前記透過シェルの前記遠位端において固着され、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの遠位領域は、前記透過性シェルの前記遠位端を超えて延在し、略円形を有する拡張部を形成し、前記力付勢部材は、拡張されたときに前記略円形を有する、前記拡張部を備える、項目 1 0 8 に記載の方法。

(項目 1 1 7)

前記複数のフィラメントは、近位および遠位端を有する、円筒ハブによって固着され、前記拡張部は、前記円筒ハブの前記遠位端から延在する、項目 1 1 6 に記載の方法。

(項目 1 1 8)

前記複数のフィラメントは、近位および遠位端を有する、円筒ハブによって固着され、前記拡張部は、前記円筒ハブの前記遠位端から延在する、項目 1 1 6 に記載の方法。

(項目 1 1 9)

前記拡張部を形成する、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの前記遠位領域は、編組される、項目 1 1 6 に記載の方法。

(項目 1 2 0)

前記拡張部を形成する、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの前記遠位領域は、部分的に編組される、項目 1 1 6 に記載の方法。

(項目 1 2 1)

前記編組遠位領域は、少なくとも部分的に解かれる、項目 1 1 9 に記載の方法。

(項目 1 2 2)

近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、その前記遠位端において固着され、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの遠位領域は、前記透過シェルの前記遠位端を超えて延在し、拡張されたときに略円形を有する拡張部を形成する、自己拡張型弾性透過シェルを備え、
前記透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態を有し、かつ前記半径方向に拘束された状態に対して球状の軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態を有し、前記透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を有する、
患者の血管系内の動脈瘤の処置のためのデバイス。

(項目 1 2 3)

前記複数のフィラメントは、近位および遠位端を有する、円筒ハブによって固着され、前記拡張部は、前記円筒ハブの前記遠位端から延在する、項目 1 2 2 に記載のデバイス。

(項目 1 2 4)

前記拡張部を形成する、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの前記遠位領域は、編組される、項目 1 2 2 に記載のデバイス。

(項目 1 2 5)

前記拡張部を形成する、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの前記遠位領域は、部分的に編組される、項目 1 2 2 に記載のデバイス。

(項目 1 2 6)

前記編組遠位領域は、少なくとも部分的に解かれる、項目 1 2 4 に記載のデバイス。

(項目 1 2 7)

脳動脈瘤を処置するための方法であって、

インプラント構造であって、

近位端、遠位端、および長手軸を有する、自己拡張型弾性透過シェルであって、前記シェルは、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記複数のフィラメントは、その前記遠位端において固着され、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの遠位領域は、前記透過シェルの前記遠位端を超えて延在し、拡張されたときに略円形を有する拡張部を形成する、自己拡張型弾性透過シェルを備え、
前記透過シェルは、マイクロカテーテル内での送達のために構成される、半径方向に拘束された伸長状態を有し、かつ前記半径方向に拘束された状態に対して球状の軸方向に短縮された構成を伴う拡張状態を有し、前記透過シェルは、編組フィラメントの間に形成された複数の開口部を有する、

インプラント構造を提供するステップと、

マイクロカテーテル内の前記インプラントを前記脳動脈瘤近傍の領域まで前進させるステップと、

前記脳動脈瘤内で前記インプラントを展開するステップであって、前記拡張部は、前記脳動脈瘤のドーム近傍に位置付けられ、前記略円形を成し、前記透過シェルは、前記脳動脈瘤内で前記拡張した展開状態を成す、ステップと、

前記インプラントを展開した後に、前記脳動脈瘤近傍の前記領域から前記マイクロカテーテルを引き抜くステップと、を含む、方法。

(項目 1 2 8)

前記複数のフィラメントは、近位および遠位端を有する、円筒ハブによって固着され、前記拡張部は、前記円筒ハブの前記遠位端から延在する、項目 1 2 7 に記載の方法。

(項目 1 2 9)

前記拡張部を形成する、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの前記遠位領域は、編組される、項目 1 2 7 に記載の方法。

(項目 1 3 0)

前記拡張部を形成する、前記複数のフィラメントのうちの少なくともいくつかの前記遠位領域は、部分的に編組される、項目 1 2 7 に記載の方法。

(項目 1 3 1)

前記編組遠位領域は、少なくとも部分的に解かれる、項目 1 2 9 に記載の方法。