

【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7月12日 (2018.7.12)

【公表番号】特表2017-511203(P2017-511203A)  
 【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2016-562549(P2016-562549)  
 【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6月4日 (2018.6.4)

【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】

患者の血管系の処置のためのデバイスであって、前記デバイスは、  
 カテーテル管腔内での送達のために構成された、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長手方向に短縮された構成を伴う拡張状態とを含む自己拡張型弾性透過シェルと、ともに織られる複数の伸長フィラメントであって、総断面積を有し、さらに前記透過シェルの空洞を画定し、少なくともいくつかの複合フィラメントを含む複数の伸長フィラメントを含み、前記複合フィラメントは、高強度材料と、高度に放射線不透過性の材料とを含み、前記高度に放射線不透過性の材料の総断面積は、前記複数の伸長フィラメントの総断面積の約 11%～約 30%である、デバイス。

【請求項 2】

前記高度に放射線不透過性の材料の総断面積は、前記複数の伸長フィラメントの総断面積の約 15%～約 30%である、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記高度に放射線不透過性の材料の総断面積は、前記複数の伸長フィラメントの総断面積の約 15%～約 22%である、請求項 2 に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記高度に放射線不透過性の材料の総断面積は、前記複数の伸長フィラメントの総断面積の約 19%～約 30%である、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 5】

前記高度に放射線不透過性の材料の総断面積は、前記複数の伸長フィラメントの総断面積の約 11%～約 18.5%である、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 6】

前記複数の伸長フィラメントは、前記透過シェルの遠位端において相互に対して固着されている、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記複数の伸長フィラメントは、前記透過シェルの近位端において相互に対して固着されている、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記複合フィラメントは、延伸充填管ワイヤを含む、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 9】**

前記延伸充填管ワイヤは、約 10 % ~ 約 50 % の断面積の充填比を有する、請求項 8 に記載のデバイス。

**【請求項 10】**

前記延伸充填管ワイヤは、約 20 % ~ 約 40 % の断面積の充填比を有する、請求項 9 に記載のデバイス。

**【請求項 11】**

前記延伸充填管ワイヤは、約 25 % ~ 約 35 % の断面積の充填比を有する、請求項 10 に記載のデバイス。

**【請求項 12】**

前記高度に放射線不透過性の材料は、タンタルを含む、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 13】**

前記高度に放射線不透過性の材料は、白金を含む、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 14】**

前記複数の伸長フィラメントは、約 50 ~ 約 190 本の複合フィラメントを含む、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 15】**

前記複数の伸長フィラメントは、約 70 ~ 約 150 本の複合フィラメントを含む、請求項 14 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】0036**

**【補正方法】変更**

**【補正の内容】**

**【0036】**

開放近位端を有する、上記で説明されるデバイスに関して、インプラントまたは透過シェルは、動脈瘤に送達される（処置するために使用される）デバイスのみであってもよい。随意に、塞栓コイル等の付加的デバイスもまた、動脈瘤に送達されてもよい（例えば、インプラントまたは透過シェルの内側に配置される）。

本発明は、例えば、以下を提供する。

（項目 1）

脳動脈瘤を処置するためのデバイスであって、織物編組メッシュを備えるインプラントを備え、前記インプラントは、ハブを伴う近位端と、遠位端と、前記近位端から前記遠位端まで延在する長手軸とを有し、

前記インプラントは、遠位領域と、近位領域と、前記インプラントの前記長手軸と実質的に垂直に位置し、前記遠位領域および前記近位領域の間に延在する、遷移領域とを有し、

前記インプラントは、展開されたときに拡張構成を有し、拡張されたインプラントは、前記遠位領域の近位部分から前記遷移領域を通して前記近位領域の遠位部分まで延在する、最大直径の領域を有し、

前記遠位領域の前記近位部分内の細孔の直径は、前記近位領域の前記遠位部分内の全ての細孔より大きい、デバイス。

（項目 2）

前記遠位領域の前記近位部分内の細孔の直径は、300  $\mu\text{m}$  より大きい、項目 1 に記載のデバイス。

（項目 3）

前記遠位領域の前記近位部分内の細孔の直径は、約 300  $\mu\text{m}$  ~ 約 900  $\mu\text{m}$  である、項目 1 に記載のデバイス。

（項目 4）

前記遠位領域の前記近位部分内の細孔の直径は、約300 $\mu$ m～約900 $\mu$ m、約300 $\mu$ m～約700 $\mu$ m、および約300 $\mu$ m～約500 $\mu$ mから成る群から選択される範囲内である、項目1に記載のデバイス。

(項目5)

前記近位領域の前記遠位部分内の細孔の直径は、200 $\mu$ m未満である、項目1に記載のデバイス。

(項目6)

前記近位領域の前記遠位部分内の細孔の直径は、約50 $\mu$ m～約200 $\mu$ mである、項目1に記載のデバイス。

(項目7)

前記近位領域の前記遠位部分内の細孔の直径は、約50 $\mu$ m～約200 $\mu$ m、約50 $\mu$ m～約150 $\mu$ m、および約100 $\mu$ m～約200 $\mu$ mから成る群から選択される範囲内である、項目1に記載のデバイス。

(項目8)

前記遷移領域は、約1000 $\mu$ mの高さである、項目1に記載のデバイス。

(項目9)

前記遷移領域は、前記インプラントの全高さの約0.5%～約20%である高さを有する、項目1に記載のデバイス。

(項目10)

前記遷移領域は、前記インプラントの全高さの約1%～約15%、前記インプラントの全高さの約1%～約10%、および前記インプラントの全高さの約3%～約8%から成る群から選択される高さを有する、項目1に記載のデバイス。

(項目11)

脳動脈瘤を処置するための方法であって、

織物編組メッシュを備える、インプラントであって、ハブを伴う近位端と、遠位端と、前記近位端から前記遠位端まで延在する長手軸とを有する、インプラントを提供するステップであって、

前記インプラントは、遠位領域と、近位領域と、前記インプラントの前記長手軸と実質的に垂直に位置し、前記遠位領域および前記近位領域の間に延在する、遷移領域とを有し、前記インプラントは、展開されたときに拡張構成を有し、拡張されたインプラントは、前記遠位領域の近位部分から前記遷移領域を通して前記近位領域の遠位部分まで延在する、最大直径の領域を有し、

前記遠位領域の前記近位部分内の細孔の直径は、前記近位領域の前記遠位部分内の全ての細孔より大きい、

ステップと、

マイクロカテーテル内で低プロフィールの半径方向に拘束された状態の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、

前記脳動脈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、遠位透過シェルおよび近位透過シェルが、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、方法。

(項目12)

前記遠位領域の前記近位部分内の細孔の直径は、300 $\mu$ mより大きい、項目11に記載の方法。

(項目13)

前記遠位領域の前記近位部分内の細孔の直径は、約300 $\mu$ m～約900 $\mu$ mである、項目11に記載の方法。

(項目14)

前記遠位領域の前記近位部分内の細孔の直径は、約300 $\mu$ m～約900 $\mu$ m、約300 $\mu$ m～約700 $\mu$ m、および約300 $\mu$ m～約500 $\mu$ mから成る群から選択される範囲

内である、項目 1 1 に記載の方法。

( 項目 1 5 )

前記近位領域の前記遠位部分内の細孔の直径は、200  $\mu$ m 未満である、項目 1 1 に記載の方法。

( 項目 1 6 )

前記近位領域の前記遠位部分内の細孔の直径は、約 50  $\mu$ m ~ 約 200  $\mu$ m である、項目 1 1 に記載の方法。

( 項目 1 7 )

前記近位領域の前記遠位部分内の細孔の直径は、約 50  $\mu$ m ~ 約 200  $\mu$ m、約 50  $\mu$ m ~ 約 150  $\mu$ m、および約 100  $\mu$ m ~ 約 200  $\mu$ m から成る群から選択される範囲内である、項目 1 1 に記載の方法。

( 項目 1 8 )

前記遷移領域は、約 1000  $\mu$ m の高さである、項目 1 1 に記載の方法。

( 項目 1 9 )

前記遷移領域は、前記インプラントの全高さの約 0.5 % ~ 約 20 % である高さを有する、項目 1 1 に記載の方法。

( 項目 2 0 )

前記遷移領域は、前記インプラントの全高さの約 1 % ~ 約 15 %、前記インプラントの全高さの約 1 % ~ 約 10 %、および前記インプラントの全高さの約 3 % ~ 約 8 % から成る群から選択される高さを有する、項目 1 1 に記載の方法。

( 項目 2 1 )

脳動脈瘤脳動脈瘤を処置するためのデバイスであって、

第 1 の端部と、第 2 の端部と、前記第 1 の端部から前記第 2 の端部まで延在する編組まれた伸長可撓性フィラメントとを有する、支持構造であって、前記支持構造は、低プロフィールの半径方向に拘束された状態と、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拡張状態とを有する、支持構造であって、前記拡張状態は、第 1 の領域と、遷移ゾーンと、第 2 の領域とを有する、実質的に管状の形状を有する区分を備える、支持構造と、

ハブであって、前記伸長可撓性フィラメントは、前記ハブによって前記第 1 の端部において集合させられる、ハブと、

を備え、

前記第 1 の領域は、前記第 1 の領域中の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される複数の細孔を備え、前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有し、

前記遷移ゾーンは、前記第 1 の領域に直接隣接し、前記遷移ゾーン内の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される複数の細孔を備え、前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有し、

前記第 2 の領域は、前記遷移ゾーンに直接隣接し、前記遷移ゾーンと前記支持構造の前記第 1 の端部との間に位置し、前記第 2 の領域は、前記第 2 の領域中の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される複数の細孔を備え、前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有し、

前記第 1 の領域に隣接する前記遷移ゾーン内の細孔の直径は、前記第 2 の領域に隣接する前記遷移ゾーン内の細孔の直径より大きく、

前記第 1 の領域の細孔の直径は、前記第 2 の領域内の前記複数の細孔のそれぞれの直径より大きい、デバイス。

( 項目 2 2 )

前記実質的に管状の形状を有する区分は、前記区分の全体を通して実質的に同一である直径を有する、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 2 3 )

前記伸長可撓性フィラメントは、前記第 1 の端部から前記第 2 の端部まで一定の直径を有する、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 2 4 )

前記第 1 の領域内の細孔の直径は、300  $\mu$ m より大きい、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 2 5 )

前記第 2 の領域内の細孔の直径は、200  $\mu$ m 未満より大きい、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 2 6 )

前記遷移ゾーンは、約 1000  $\mu$ m である、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 2 7 )

前記遷移ゾーンは、拡張された前記デバイスの全高さの約 1 ~ 約 15 % である高さを有する、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 2 8 )

前記遷移ゾーンは、拡張された前記デバイスの全高さの約 20 % 未満である高さを有する、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 2 9 )

前記遷移ゾーンは、少なくとも、前記第 1 の領域に隣接して位置する第 1 の細孔と、前記第 2 の領域に隣接して位置する第 2 の細孔とを備え、前記第 1 の細孔の直径は、前記第 2 の細孔の直径より大きい、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 0 )

前記伸長可撓性フィラメントは、ニチノールを含む、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 1 )

前記伸長可撓性フィラメントは、延伸充填管フィラメントである、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 2 )

前記延伸充填管フィラメントは、ニチノールと、高度に放射線不透過性の材料とを含む、項目 3 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 3 )

前記高度に放射線不透過性の材料は、白金、白金合金、金、またはタンタルから成る群から選択される、項目 3 2 に記載のデバイス。

( 項目 3 4 )

前記伸長可撓性フィラメントは、ニチノールワイヤおよび延伸充填管の混合物を含む、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 5 )

前記伸長可撓性フィラメントは、約 0.0005 インチ ~ 約 0.002 インチの横寸法を有する、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 6 )

前記伸長可撓性フィラメントは、約 0.00075 インチ ~ 0.00125 インチの横寸法を有する、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 7 )

前記編組まれた伸長可撓性フィラメントは、それぞれ横寸法を有する、第 1 および第 2 のフィラメントを含み、前記第 1 のフィラメントの前記横寸法は、前記第 2 のフィラメントの前記横寸法より小さい、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 8 )

前記支持構造は、約 76 ~ 216 本のフィラメントを含む、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 3 9 )

付加的ハブをさらに備え、前記伸長可撓性フィラメントは、前記付加的ハブによって前記第 2 の端部において集合させられる、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 4 0 )

前記ハブは、放射線不透過性である、項目 2 1 に記載のデバイス。

( 項目 4 1 )

前記第 1 のハブは、前記拡張状態で前記第 1 の端部において陥凹状である、項目 2 1 に記

載のデバイス。

(項目42)

前記付加的ハブは、前記拡張状態で前記第2の端部において陥凹状である、項目39に記載のデバイス。

(項目43)

前記伸長可撓性フィラメントは、前記第2の端部において集合させられない、項目21に記載のデバイス。

(項目44)

前記第2の端部は、開放している、項目21に記載のデバイス。

(項目45)

脳動脈瘤を処置するための方法であって、

第1の端部と、第2の端部と、前記第1の端部から前記第2の端部まで延在する編組まれた伸長可撓性フィラメントとを有する、支持構造であって、低プロファイルの半径方向に拘束された状態と、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拡張状態とを有する、支持構造であって、前記拡張状態は、第1の領域と、遷移ゾーンと、第2の領域とを有する、実質的に管状の形状を有する区分を備える、支持構造と、

ハブであって、前記伸長可撓性フィラメントは、前記ハブによって前記第1の端部において集合させられる、ハブと、

を有する、インプラントであって、

前記第1の領域は、前記第1の領域中の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される複数の細孔を備え、前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有し、

前記遷移ゾーンは、前記第1の領域に直接隣接し、前記遷移ゾーン内の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される複数の細孔を備え、前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有し、

前記第2の領域は、前記遷移ゾーンに直接隣接し、前記遷移ゾーンと前記支持構造の前記第1の端部との間に位置し、前記第2の領域は、前記第2の領域中の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される複数の細孔を備え、前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有し、

前記第1の領域に隣接する前記遷移ゾーン内の細孔の直径は、前記第2の領域に隣接する前記遷移ゾーン内の細孔の直径より大きく、

前記第1の領域内の細孔の直径は、前記第2の領域内の前記複数の細孔のそれぞれの直径より大きい、

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低プロファイルの半径方向に拘束された状態の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、

前記脳動脈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、遠位透過シェルおよび近位透過シェルが、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、方法。

(項目46)

前記実質的に管状の形状を有する区分は、前記区分の全体を通して実質的に同一である直径を有する、項目45に記載の方法。

(項目47)

前記伸長可撓性フィラメントは、前記第1の端部から前記第2の端部まで一定の直径を有する、項目45に記載の方法。

(項目48)

前記第1の領域内の細孔の直径は、300  $\mu$ mより大きい、項目45に記載の方法。

(項目49)

前記第2の領域内の細孔の直径は、200  $\mu$ m未満より大きい、項目45に記載の方法。

(項目50)

前記遷移ゾーンは、拡張された前記デバイスの全高さの約 1 ~ 約 15 % である高さを有する、項目 45 に記載の方法。

(項目 51)

前記遷移ゾーンは、拡張された前記デバイスの全高さの約 20 % 未満である高さを有する、項目 45 に記載の方法。

(項目 52)

前記遷移ゾーンは、少なくとも、前記第 1 の領域に隣接して位置する第 1 の細孔と、前記第 2 の領域に隣接して位置する第 2 の細孔とを備え、前記第 1 の細孔の直径は、前記第 2 の細孔の直径より大きい、項目 45 に記載の方法。

(項目 53)

前記伸長可撓性フィラメントは、ニチノールを含む、項目 45 に記載の方法。

(項目 54)

前記伸長可撓性フィラメントは、延伸充填管フィラメントである、項目 45 に記載の方法。

(項目 55)

前記延伸充填管フィラメントは、ニチノールと、高度に放射線不透過性の材料とを含む、項目 45 に記載の方法。

(項目 56)

前記高度に放射線不透過性の材料は、白金、白金合金、金、またはタンタルから成る群から選択される、項目 45 に記載の方法。

(項目 57)

前記伸長可撓性フィラメントは、ニチノールワイヤおよび延伸充填管の混合物を含む、項目 45 に記載の方法。

(項目 58)

前記伸長可撓性フィラメントは、約 0.0005 インチ ~ 約 0.002 インチの横寸法を有する、項目 45 に記載の方法。

(項目 59)

前記伸長可撓性フィラメントは、約 0.00075 インチ ~ 0.00125 インチの横寸法を有する、項目 45 に記載の方法。

(項目 60)

前記編組まれた伸長可撓性フィラメントは、それぞれ横寸法を有する、第 1 および第 2 のフィラメントを含み、前記第 1 のフィラメントの前記横寸法は、前記第 2 のフィラメントの前記横寸法より小さい、項目 45 に記載の方法。

(項目 61)

前記支持構造は、約 76 ~ 216 本のフィラメントを含む、項目 45 に記載の方法。

(項目 62)

付加的ハブをさらに備え、前記伸長可撓性フィラメントは、前記付加的ハブによって前記第 2 の端部において集合させられる、項目 45 に記載の方法。

(項目 63)

前記ハブは、放射線不透過性である、項目 45 に記載の方法。

(項目 64)

前記第 1 のハブは、前記拡張状態で前記第 1 の端部において陥凹状である、項目 45 に記載の方法。

(項目 65)

前記付加的ハブは、前記拡張状態で前記第 2 の端部において陥凹状である、項目 62 に記載の方法。

(項目 66)

前記伸長可撓性フィラメントは、前記第 2 の端部において集合させられない、項目 45 に記載の方法。

(項目 67)

前記第 2 の端部は、開放している、項目 4 5 に記載の方法。

( 項目 6 8 )

脳動脈瘤を処置するためのデバイスであって、

第 1 の端部と、第 2 の端部と、前記第 1 の端部から前記第 2 の端部まで延在する編組まれた伸長可撓性フィラメントとを有する、支持構造であって、低プロファイルの半径方向に拘束された状態と、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拡張状態とを有する、支持構造であって、前記拡張状態は、第 1 の領域と、遷移ゾーンと、第 2 の領域とを有する、実質的に管状の形状を有する区分を備える、支持構造と、

ハブであって、前記伸長可撓性フィラメントは、前記ハブによって前記第 1 の端部において集合させられる、ハブと、

を備え、

前記第 1 の領域の前記可撓性フィラメントは、複数の細孔を画定し、各細孔を画定する前記フィラメントは、第 1 の菱形に配列され、各細孔は、前記第 1 の領域の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される、第 1 の直径を有し、

前記遷移ゾーンは、前記第 1 の領域に直接隣接し、複数の細孔を画定する可撓性フィラメントを備え、各細孔は、前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される直径を有し、

前記遷移ゾーンに直接隣接する前記第 2 の領域の前記可撓性フィラメントは、前記遷移ゾーンと前記支持構造の前記第 1 の端部との間に位置し、前記第 2 の領域の前記フィラメントは、複数の細孔を画定し、各細孔を画定する前記フィラメントは、第 2 の菱形に配列され、各細孔は、前記第 2 の領域の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される、第 2 の直径を有し、

前記第 1 の菱形は、6 時の位置における角度が前記第 1 の端部に最も近いときに、3 時の位置で角度 1 を画定し、

前記第 2 の菱形は、6 時の位置における角度が前記第 1 の端部に最も近いときに、3 時の位置で角度 2 を画定し、

角度 1 は、角度 2 より大きい、デバイス。

( 項目 6 9 )

角度 1 は、約 35° ~ 65° である、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 0 )

角度 1 は、約 45° ~ 55° である、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 1 )

角度 2 は、約 25° ~ 45° である、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 2 )

角度 2 は、約 30° ~ 40° である、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 3 )

前記実質的に管状の形状を有する区分は、前記区分の全体を通して実質的に同一である直径を有する、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 4 )

前記伸長可撓性フィラメントは、前記第 1 の端部から前記第 2 の端部まで一定の直径を有する、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 5 )

前記遷移ゾーンは、約 300 μm ~ 約 1000 μm の高さである、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 6 )

前記遷移ゾーンは、拡張された前記デバイスの全高さの約 1 ~ 約 15 % である高さを有する、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 7 )

前記遷移ゾーンは、拡張された前記デバイスの全高さの約 20 % 未満である高さを有する、項目 6 8 に記載のデバイス。



( 項目 7 8 )

前記伸長可撓性フィラメントは、ニチノールを含む、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 7 9 )

前記伸長可撓性フィラメントは、延伸充填管フィラメントである、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 8 0 )

前記延伸充填管フィラメントは、ニチノールと、高度に放射線不透過性の材料とを含む、項目 7 9 に記載のデバイス。

( 項目 8 1 )

前記高度に放射線不透過性の材料は、白金、白金合金、金、またはタンタルから成る群から選択される、項目 8 0 に記載のデバイス。

( 項目 8 2 )

前記伸長可撓性フィラメントは、ニチノールワイヤおよび延伸充填管の混合物を含む、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 8 3 )

前記伸長可撓性フィラメントは、約 0 . 0 0 0 5 インチ ~ 約 0 . 0 0 2 インチの横寸法を有する、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 8 4 )

前記伸長可撓性フィラメントは、約 0 . 0 0 0 7 5 インチ ~ 0 . 0 0 1 2 5 インチの横寸法を有する、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 8 5 )

前記編組まれた伸長可撓性フィラメントは、それぞれ横寸法を有する、第 1 および第 2 のフィラメントを含み、前記第 1 のフィラメントの前記横寸法は、前記第 2 のフィラメントの前記横寸法より小さい、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 8 6 )

前記支持構造は、約 7 6 ~ 2 1 6 本のフィラメントを含む、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 8 7 )

付加的ハブをさらに備え、前記伸長可撓性フィラメントは、前記付加的ハブによって前記第 2 の端部において集合させられる、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 8 8 )

前記ハブは、放射線不透過性である、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 8 9 )

前記ハブは、前記拡張状態で前記第 1 の端部において陥凹状である、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 9 0 )

前記付加的ハブは、前記拡張状態で前記第 2 の端部において陥凹状である、項目 8 7 に記載のデバイス。

( 項目 9 1 )

前記伸長可撓性フィラメントは、前記第 2 の端部において集合させられない、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 9 2 )

前記第 2 の端部は、開放している、項目 6 8 に記載のデバイス。

( 項目 9 3 )

脳動脈瘤を処置するための方法であって、

第 1 の端部と、第 2 の端部と、前記第 1 の端部から前記第 2 の端部まで延在する編組まれた伸長可撓性フィラメントとを有する、支持構造であって、低プロファイルの半径方向に拘束された状態と、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拡張状態とを有する、支持構造であって、前記拡張状態は、第 1 の領域と、遷移ゾーンと、第 2 の領域とを有する、実質的に管状の形状を有する区分を備える、支持構造と、ハブであって、前記伸長可撓性フィラメントは、前記ハブによって前記第 1 の端部におい

て集合させられる、ハブと、  
を有する、インプラントであって、  
前記第 1 の領域の前記可撓性フィラメントは、複数の細孔を画定し、各細孔を画定する前記フィラメントは、第 1 の菱形に配列され、各細孔は、前記第 1 の領域の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される、第 1 の直径を有し、  
前記遷移ゾーンは、前記第 1 の領域に直接隣接し、複数の細孔を画定する可撓性フィラメントを備え、各細孔は、前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される直径を有し、  
前記遷移ゾーンに直接隣接する前記第 2 の領域の前記可撓性フィラメントは、前記遷移ゾーンと前記支持構造の前記第 1 の端部との間に位置し、前記第 2 の領域の前記フィラメントは、複数の細孔を画定し、各細孔を画定する前記フィラメントは、第 2 の菱形に配列され、各細孔は、前記第 2 の領域の前記編組まれた伸長可撓性フィラメントによって画定される、第 2 の直径を有し、  
前記第 1 の菱形は、6 時の位置における角度が前記第 1 の端部に最も近いときに、3 時の位置で角度 1 を画定し、  
前記第 2 の菱形は、6 時の位置における角度が前記第 1 の端部に最も近いときに、3 時の位置で角度 2 を画定し、  
角度 1 は、角度 2 より大きい、  
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低プロファイルの半径方向に拘束された状態の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、  
前記脳動脈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、遠位透過シェルおよび近位透過シェルが、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、方法。  
( 項目 9 4 )  
角度 1 は、約 35° ~ 65° である、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 9 5 )  
角度 1 は、約 45° ~ 55° である、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 9 6 )  
角度 2 は、約 25° ~ 45° である、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 9 7 )  
角度 2 は、約 30° ~ 40° である、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 9 8 )  
前記実質的に管状の形状を有する区分は、前記区分の全体を通して実質的に同一である直径を有する、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 9 9 )  
前記伸長可撓性フィラメントは、前記第 1 の端部から前記第 2 の端部まで一定の直径を有する、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 100 )  
前記遷移ゾーンは、約 300 μm ~ 約 1000 μm の高さである、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 101 )  
前記遷移ゾーンは、拡張された前記デバイスの全高さの約 1 ~ 約 15 % である高さを有する、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 102 )  
前記遷移ゾーンは、拡張された前記デバイスの全高さの約 20 % 未満である高さを有する、項目 9 3 に記載の方法。  
( 項目 103 )  
前記伸長可撓性フィラメントは、ニチノールを含む、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 0 4 )

前記伸長可撓性フィラメントは、延伸充填管フィラメントである、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 0 5 )

前記延伸充填管フィラメントは、ニチノールと、高度に放射線不透過性の材料とを含む、項目 1 0 4 に記載の方法。

( 項目 1 0 6 )

前記高度に放射線不透過性の材料は、白金、白金合金、金、またはタンタルから成る群から選択される、項目 1 0 5 に記載の方法。

( 項目 1 0 7 )

前記伸長可撓性フィラメントは、ニチノールワイヤおよび延伸充填管の混合物を含む、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 0 8 )

前記伸長可撓性フィラメントは、約 0 . 0 0 0 5 インチ ~ 約 0 . 0 0 2 インチの横寸法を有する、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 0 9 )

前記伸長可撓性フィラメントは、約 0 . 0 0 0 7 5 インチ ~ 0 . 0 0 1 2 5 インチの横寸法を有する、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 0 )

前記編組まれた伸長可撓性フィラメントは、それぞれ横寸法を有する、第 1 および第 2 のフィラメントを含み、前記第 1 のフィラメントの前記横寸法は、前記第 2 のフィラメントの前記横寸法より小さい、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 1 )

前記支持構造は、約 7 6 ~ 2 1 6 本のフィラメントを含む、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 2 )

付加的ハブをさらに備え、前記伸長可撓性フィラメントは、前記付加的ハブによって前記第 2 の端部において集合させられる、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 3 )

前記ハブは、放射線不透過性である、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 4 )

前記第 1 のハブは、前記拡張状態で前記第 1 の端部において陥凹状である、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 5 )

前記付加的ハブは、前記拡張状態で前記第 2 の端部において陥凹状である、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 6 )

前記伸長可撓性フィラメントは、前記第 2 の端部において集合させられない、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 7 )

前記第 2 の端部は、開放している、項目 9 3 に記載の方法。

( 項目 1 1 8 )

管状編組を形成する方法であって、

円盤の中心から垂直に延在するマンドレル上に複数の伸長弾性フィラメントを装填するステップであって、前記円盤は、各フィラメントが、前記マンドレルから前記円盤の円周縁に向かって半径方向に延在し、隣接係合点から距離 d によって分離される独立係合点において前記円盤の前記円周縁に係合するように、平面および前記円周縁を画定する、ステップと、

フィラメントの第 1 のサブセットのそれぞれに初期張力  $T_{i,1}$  を、フィラメントの第 2 のサブセットに初期張力  $T_{i,2}$  を印加するステップと、

前記複数のフィラメントおよび前記マンドレル上に加重構造を配置するステップであっ

て、前記加重構造は、前記マンドレル上の前記複数のフィラメントのプロフィールよりわずかに大きい内径を有し、前記加重構造は、重量 $W_1$ を有する、ステップと、

前記フィラメントの第1のサブセットを複数のアクチュエータと係合させるステップと、

、

前記円盤の前記円周縁を超えた半径方向位置まで略半径方向に前記係合されたフィラメントを移動させるように、前記複数のアクチュエータを操作するステップと、

前記円盤または前記複数のアクチュエータのうちの少なくとも1つを回転させるステップであって、それによって、相互に関して前記フィラメントの第2のサブセットおよび前記フィラメントの第1のサブセットを離散距離で回転変位させ、前記フィラメントの第1のサブセットに前記フィラメントの第2のサブセットを超えて交差させるステップと、

前記円盤の前記円周縁に向かって略半径方向に前記フィラメントの第1のサブセットを移動させるように、前記複数のアクチュエータを操作するステップであって、前記第1のサブセットの中の各フィラメントは、その前の係合点からの円周方向距離である係合点において前記円盤の前記円周縁に係合する、ステップと、

前記フィラメントの第2のサブセットに係合させるステップと、

前記円盤の前記円周縁を超えた半径方向位置まで前記係合されたフィラメントを移動させるように、前記複数のアクチュエータを操作するステップと、

前記円盤または前記複数のアクチュエータのうちの少なくとも1つを回転させるステップであって、それによって、相互に関してフィラメントの第2のサブセットおよび前記フィラメントの第1のサブセットを離散距離で回転変位させ、前記フィラメントの第2のサブセットに前記フィラメントの第1のサブセットを超えて交差させるステップと、

前記円盤の前記円周縁に向かって略半径方向に前記フィラメントの第2のサブセットを移動させるように、前記複数のアクチュエータを操作するステップであって、前記第2のサブセットの中の各フィラメントは、その前の係合点からの円周方向距離である係合点において前記円盤の前記円周縁に係合する、ステップと、

複数の細孔を有する管状編組の第1の部分を形成するように、上記のステップを繰り返すステップであって、前記第1の部分内の前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有する、ステップと、

重量 $W_1$ と異なる重量 $W_2$ が前記複数のフィラメントおよび前記マンドレル上に印加されるように、前記加重構造を交換または変更するステップと、

複数の細孔を有する前記管状編組の第2の部分を形成し続けるように、前記重量 $W_2$ を用いて上記のステップを繰り返すステップであって、前記第2の部分内の前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有し、前記第1の部分内の前記複数の細孔の平均直径は、前記第2の部分内の前記複数の細孔の平均直径と異なる、ステップとを含む、方法。

(項目119)

$T_{i1}$ は、 $T_{i2}$ に等しい、項目118に記載の方法。

(項目120)

$W_1$ は、 $W_2$ より大きい、項目118に記載の方法。

(項目121)

前記マンドレルは、実質的に垂直な方向に延在する、項目118に記載の方法。

(項目122)

前記初期張力 $T_{i1}$ は、第1の複数の張力要素を前記フィラメントの第1のサブセットに連結することによって印加される、項目118に記載の方法。

(項目123)

前記第1の複数の張力要素は、重量を備える、項目122に記載の方法。

(項目124)

前記フィラメントの第1のサブセットおよび前記フィラメントの第2のサブセットのそれぞれに二次張力 $T_{s1}$ を印加するステップをさらに含む、項目118に記載の方法。

(項目125)

前記二次張力 $T_{s1}$ は、重量を前記フィラメントの第1のサブセットおよび前記フィラメ

ントの第2のサブセットのそれぞれに追加することによって印加される、項目124に記載の方法。

(項目126)

前記二次張力 $T_{s,1}$ は、重量を前記フィラメントの第1のサブセットおよび前記フィラメントの第2のサブセットのそれぞれに対して除去することによって印加される、項目124に記載の方法。

(項目127)

$W_1$ は、 $W_2$ より少なくとも1.5倍大きい、項目118に記載の方法。

(項目128)

$W_1$ は、少なくとも263グラムである、項目118に記載の方法。

(項目129)

前記第1の部分は、第1の編組密度 $BD_1$ を有し、前記第2の部分は、第2の編組密度 $BD_2$ を有し、 $BD_1$ は、 $BD_2$ と異なる、項目118に記載の方法。

(項目130)

前記第2の編組密度 $BD_2$ は、前記第1の編組密度 $BD_1$ より大きい、項目129に記載の方法。

(項目131)

前記第2の編組密度 $BD_2$ は、前記第1の編組密度 $BD_1$ の約1.25~約5.0倍の範囲内である、項目129に記載の方法。

(項目132)

前記第2の編組密度 $BD_2$ は、前記第1の編組密度 $BD_1$ の約1.50~約2.0倍の範囲内である、項目129に記載の方法。

(項目133)

前記第2の編組密度 $BD_2$ は、約0.15~約0.40である、項目129に記載の方法。

(項目134)

前記第2の編組密度 $BD_2$ は、約0.17~約0.30である、項目129に記載の方法。

(項目135)

前記第1の編組密度 $BD_1$ は、約0.10~0.20である、項目129に記載の方法。

(項目136)

前記第1の編組密度 $BD_1$ は、約0.10~0.15である、項目129に記載の方法。

(項目137)

前記第2の部分内の前記複数の細孔の前記平均直径は、 $200\mu m$ またはそれ未満である、項目118に記載の方法。

(項目138)

前記第2の部分内の前記複数の細孔の前記平均直径は、約 $50\mu m$ ~約 $200\mu m$ および約 $100\mu m$ ~約 $200\mu m$ から成る群から選択される範囲である、項目118に記載の方法。

(項目139)

前記第1の部分内の前記複数の細孔の前記平均直径は、 $200\mu m$ より大きい、項目118に記載の方法。

(項目140)

前記第1の部分内の前記複数の細孔の前記平均直径は、 $300\mu m$ より大きい、項目118に記載の方法。

(項目141)

前記管状編組の第1の端部において前記複数の伸長弾性フィラメントの端部を固着するステップと、

前記管状編組の少なくとも一部を変形させるステップと、

実質的に剛性のツールを用いて、少なくとも部分的に変形した状態で前記管状編組を維持

するステップと、

有意な分子再配向が前記伸長弾性フィラメント内で起こる臨界温度を超えて前記少なくとも部分的に変形した管状編組を上昇させるステップと、

前記臨界温度を下回って前記管状編組を低下させるステップと、

実質的に剛性のツールを除去するステップと、をさらに含む、項目 1 1 8 に記載の方法。

( 項目 1 4 2 )

管状編組を形成する方法であって、

円盤の中心から垂直に延在する溝付マンドレルアセンブリ上に、それぞれ第 1 および第 2 の端部を有する、複数の伸長弾性フィラメントを装填するステップであって、前記円盤は、平面および円周縁を画定し、前記溝付マンドレルアセンブリは、第 1 の端部において円筒狭間胸壁様構造によって取り囲まれる凸状キャップを備え、前記円筒狭間胸壁様構造は、各フィラメントの中央部分が前記凸状キャップを横断して位置付けられ、第 1 および第 2 のスロットを通過するように、複数の支柱によって分離される複数のスロットを有し、前記複数のフィラメントの前記第 1 および第 2 の端部のそれぞれは、前記溝付マンドレルアセンブリから前記円盤の前記円周縁に向かって半径方向に延在し、隣接係合点から距離  $d$  によって分離される独立係合点において前記円盤の前記円周縁に係合する、ステップと、

フィラメントの第 1 のサブセットのそれぞれに初期張力  $T_{i1}$  を、フィラメントの第 2 のサブセットに初期張力  $T_{i2}$  を印加するステップと、

前記複数のフィラメントおよび前記マンドレル上に加重構造を配置するステップであって、前記加重構造は、前記マンドレル上の前記複数のフィラメントのプロフィールよりわずかに大きい内径を有し、前記加重構造は、重量  $W_1$  を有する、ステップと、

前記フィラメントの第 1 のサブセットを複数のアクチュエータと係合させるステップと、

前記円盤の前記円周縁を超えた半径方向位置まで略半径方向に前記係合されたフィラメントを移動させるように、前記複数のアクチュエータを操作するステップと、

前記円盤または前記複数のアクチュエータのうちの少なくとも 1 つを回転させるステップであって、それによって、相互に関して前記フィラメントの第 2 のサブセットおよび前記フィラメントの第 1 のサブセットを離散距離で回転変位させ、前記フィラメントの第 1 のサブセットに前記フィラメントの第 2 のサブセットを超えて交差させるステップと、

前記円盤の前記円周縁に向かって略半径方向に前記フィラメントの第 1 のサブセットを移動させるように、前記複数のアクチュエータを操作するステップであって、前記第 1 のサブセットの中の各フィラメントは、その前の係合点からの円周方向距離である係合点において前記円盤の前記円周縁に係合する、ステップと、

前記フィラメントの第 2 のサブセットに係合させるステップと、

前記円盤の前記円周縁を超えた半径方向位置まで前記係合されたフィラメントを移動させるように、前記複数のアクチュエータを操作するステップと、

前記円盤または前記複数のアクチュエータのうちの少なくとも 1 つを回転させるステップであって、それによって、相互に関してフィラメントの第 2 のサブセットおよび前記フィラメントの第 1 のサブセットを離散距離で回転変位させ、前記フィラメントの第 2 のサブセットに前記フィラメントの第 1 のサブセットを超えて交差させるステップと、

前記円盤の前記円周縁に向かって略半径方向に前記フィラメントの第 2 のサブセットを移動させるように、前記複数のアクチュエータを操作するステップであって、前記第 2 のサブセットの中の各フィラメントは、その前の係合点からの円周方向距離である係合点において前記円盤の前記円周縁に係合する、ステップと、

複数の細孔を有する管状編組の第 1 の部分を形成するように、上記のステップを繰り返すステップであって、前記第 1 の部分内の前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有する、ステップと、

を含む、方法。

( 項目 1 4 3 )

重量  $W_1$  と異なる重量  $W_2$  が前記複数のフィラメントおよび前記マンドレル上に印加され

るように、前記加重構造を交換または変更するステップと、  
複数の細孔を有する前記管状編組の第2の部分形成し続けるように、前記重量 $W_2$ を用いて上記のステップを繰り返すステップであって、前記第2の部分内の前記複数の細孔のうちの各細孔は、直径を有し、前記第1の部分内の前記複数の細孔の平均直径は、前記第2の部分内の前記複数の細孔の平均直径と異なる、ステップと、をさらに含む、項目142に記載の方法。

(項目144)

前記円筒狭間胸壁様構造は、少なくとも18個のスロットを備える、項目142に記載の方法。

(項目145)

前記円筒狭間胸壁様構造は、前記溝付マンドレルアセンブリの周囲に360°延在し、前記第1のスロットは、前記第2のスロットから約180°に位置する、項目142に記載の方法。

(項目146)

前記円筒狭間胸壁様構造は、前記溝付マンドレルアセンブリの周囲に360°延在し、前記第1のスロットは、前記第2のスロットから約180°未満に位置する、項目142に記載の方法。

(項目147)

前記円筒狭間胸壁様構造は、前記溝付マンドレルアセンブリの周囲に360°延在し、前記第1のスロットは、前記第2のスロットから約90°未満に位置する、項目142に記載の方法

(項目148)

前記円筒狭間胸壁様構造は、前記溝付マンドレルアセンブリの周囲に360°延在し、前記第1のスロットは、前記第2のスロットから30°~160°に位置する、項目142に記載の方法

(項目149)

$T_{i1}$ は、 $T_{i2}$ に等しい、項目142に記載の方法。

(項目150)

患者の血管系内の動脈瘤の処置のためのデバイスであって、

近位端と、遠位端と、長手軸とを有する、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、前記複数の伸長フィラメントのそれぞれは、第1の端部と、中心区分と、第2の端部とを有し、前記複数のフィラメントの前記第1および第2の端部は、前記透過シェルの前記近位端において固着され、前記透過シェルは、編組された伸長弾性フィラメントの単一の層である、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、

前記透過シェルは、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を有し、前記複数の伸長フィラメントのそれぞれの前記中心区分は、前記透過シェルの遠位領域を通過する、デバイス。

(項目151)

前記複数の伸長フィラメントは、前記透過シェルの前記遠位端においてともに固着されない、項目150に記載のデバイス。

(項目152)

前記複数のフィラメントは、少なくとも2つの異なる横寸法のフィラメントを含む、項目150に記載のデバイス。

(項目153)

前記フィラメントのうちのいくつかは、白金を含む、項目150に記載のデバイス。

(項目154)

前記フィラメントのうちのいくつかは、延伸充填管である、項目150に記載のデバイス

( 項目 1 5 5 )

前記透過シェルの前記遠位端は、単一フィラメントから形成される複数のループを備える、項目 1 5 0 に記載のデバイス。

( 項目 1 5 6 )

前記透過シェルの前記近位端は、単一フィラメントから形成される複数のループを備える、項目 1 5 0 に記載のデバイス。

( 項目 1 5 7 )

近位端と、遠位端と、長手軸とを有する、透過層をさらに備え、前記透過層は、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記透過層は、前記透過シェルの内側または外側に配置される、項目 1 5 0 に記載のデバイス。

( 項目 1 5 8 )

前記透過シェルの少なくとも一部は、成長因子でコーティングされる、項目 1 5 0 に記載のデバイス。

( 項目 1 5 9 )

前記成長因子は、CE34 抗体である、項目 1 5 0 に記載のデバイス。

( 項目 1 6 0 )

前記フィラメントのうちの少なくともいくつかは、生体再吸収性フィラメントを含む、項目 1 5 0 に記載のデバイス。

( 項目 1 6 1 )

前記生体再吸収性フィラメントは、PGA、PGA、および PLLA フィラメントのうちの少なくとも 1 つを含む、項目 1 6 0 に記載のデバイス。

( 項目 1 6 2 )

前記近位端に開口部をさらに備える、項目 1 5 0 に記載のデバイス。

( 項目 1 6 3 )

前記開口部は、少なくとも 1 ミリメートルの直径を有する、項目 1 6 2 に記載のデバイス。

( 項目 1 6 4 )

前記開口部は、マイクロカテーテルの通過を可能にするように構成される、項目 1 6 2 に記載のデバイス。

( 項目 1 6 5 )

前記透過シェルの少なくとも一部は、塞栓材料を含むように構成される、項目 1 6 2 に記載のデバイス。

( 項目 1 6 6 )

脳動脈瘤を処置するための方法であって、

近位端と、遠位端と、長手軸とを有する、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、前記複数の伸長フィラメントのそれぞれは、第 1 の端部と、中心区分と、第 2 の端部とを有し、前記複数のフィラメントの前記第 1 および第 2 の端部は、前記透過シェルの前記近位端において固着され、前記透過シェルは、編組された伸長弾性フィラメントの単一の層である、シェルを有する、インプラントであって、

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、

前記透過シェルは、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を有し、前記複数の伸長フィラメントのそれぞれの前記中心区分は、前記透過シェルの遠位領域を通過する、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低プロファイルの半径方向に拘束された状態の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、

前記脳動脈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、遠位透過シェルは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、方法。

(項目 1 6 7)

前記複数の伸長フィラメントは、前記透過シェルの前記遠位端においてともに固着されない、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 6 8)

前記複数のフィラメントは、少なくとも 2 つの異なる横寸法のフィラメントを含む、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 6 9)

前記フィラメントのうちのいくつかは、白金を含む、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 7 0)

前記フィラメントのうちのいくつかは、延伸充填管である、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 7 1)

前記透過シェルの前記遠位端は、単一フィラメントから形成される複数のループを備える、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 7 2)

前記透過シェルの前記近位端は、単一フィラメントから形成される複数のループを備える、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 7 3)

近位端と、遠位端と、長手軸とを有する、透過層をさらに備え、前記透過層は、編組構造を有する複数の伸長弾性フィラメントを備え、前記透過層は、前記透過シェルの内側または外側に配置される、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 7 4)

前記透過シェルの少なくとも一部は、成長因子でコーティングされる、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 7 5)

前記成長因子は、C E 3 4 抗体である、項目 1 7 4 に記載の方法。

(項目 1 7 6)

前記フィラメントのうちの少なくともいくつかは、生体再吸収性フィラメントを含む、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 7 7)

前記生体再吸収性フィラメントは、P G L A、P G A、および P L L A フィラメントのうちの少なくとも 1 つを含む、項目 1 7 6 に記載の方法。

(項目 1 7 8)

前記近位端に開口部をさらに備える、項目 1 6 6 に記載の方法。

(項目 1 7 9)

前記開口部は、少なくとも 1 ミリメートルの直径を有する、項目 1 7 8 に記載の方法。

(項目 1 8 0)

前記開口部は、マイクロカテーテルの通過を可能にするように構成される、項目 1 7 8 に記載の方法。

(項目 1 8 1)

前記透過シェルの少なくとも一部は、塞栓材料を含むように構成される、項目 1 6 6 に記載の方法。