

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7508317号
(P7508317)

(45)発行日 令和6年7月1日(2024.7.1)

(24)登録日 令和6年6月21日(2024.6.21)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 17/00 (2006.01) A 6 1 B 17/00 5 0 0

請求項の数 13 外国語出願 (全22頁)

(21)出願番号	特願2020-155306(P2020-155306)	(73)特許権者	513069064
(22)出願日	令和2年9月16日(2020.9.16)		デビュイ・シンセス・プロダクツ・イン
(65)公開番号	特開2021-45547(P2021-45547A)		コーポレイテッド
(43)公開日	令和3年3月25日(2021.3.25)		アメリカ合衆国、0 2 7 6 7 - 0 3 5 0
審査請求日	令和5年7月26日(2023.7.26)		マサチューセッツ州、レインハム、パラ
(31)優先権主張番号	16/573,469		マウント・ドライブ 3 2 5
(32)優先日	令和1年9月17日(2019.9.17)		3 2 5 Paramount Drive
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		, Raynham MA 0 2 7 6 7 -
			0 3 5 0 United States
			of America
		(74)代理人	100088605
			弁理士 加藤 公延
		(74)代理人	100130384
			弁理士 大島 孝文
		(72)発明者	ファン・ロレンツォ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 塞栓コイル近位接続要素及び耐延伸性繊維

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

塞栓インプラントであって、
内部を通る管腔、近位端、及び遠位端を含む、塞栓コイルと、
前記塞栓コイルの前記近位端近くで前記塞栓コイルに溶接された脱離特徴部と、
前記脱離特徴部に係合し、前記塞栓コイルの前記管腔を通して延在し、前記塞栓コイル
の前記遠位端近くで前記塞栓コイルに貼着された耐延伸性繊維と、を備え、
前記塞栓コイルの前記管腔が、内径を含み、
前記脱離特徴部が、前記管腔から近位に配設された近位部分と、前記管腔内に配設され
た遠位部分と、を備え、
前記近位部分が、前記管腔の前記内径よりも大きい第1の幅を含み、
前記遠位部分が、前記管腔の前記内径とほぼ等しい第2の幅を有する幅広セクションと
前記管腔の前記内径よりも小さい第3の幅を有する幅狭セクションと、前記幅広セクシ
ョンと前記幅狭セクションとの間のテーパ状セクションと、を含み、
前記耐延伸性繊維は、前記塞栓コイルが再成形される際に、前記塞栓コイルの巻線の分離を制限するのに有効である、塞栓インプラント。

【請求項2】

前記耐延伸性繊維が、縫合糸である、請求項1に記載の塞栓インプラント。

【請求項3】

前記耐延伸性繊維が、非弾性である、請求項1に記載の塞栓インプラント。

【請求項 4】

前記脱離特徴部が、放射線不透過性である、請求項 1 に記載の塞栓インプラント。

【請求項 5】

前記脱離特徴部が、内部を通る開口部を備え、

前記耐延伸性繊維が、前記脱離特徴部の前記開口部を通過し、

前記開口部が、前記塞栓コイルの前記近位端から近位に延在し、

前記開口部が、機械的送達システムのループワイヤを受容するようにサイズ決め及び位置決めされている、請求項 1 に記載の塞栓インプラント。

【請求項 6】

前記脱離特徴部が、内部を通る第 1 の開口部と、前記第 1 の開口部とは別個の、内部を通る第 2 の開口部と、を備え、

前記耐延伸性繊維が、前記第 1 の開口部を通過し、

前記第 1 の開口部の少なくとも一部分が、前記塞栓コイルの前記管腔内に位置決めされており、

前記第 2 の開口部の少なくとも一部分が、前記塞栓コイルの前記近位端から近位に位置決めされている、請求項 1 に記載の塞栓インプラント。

【請求項 7】

システムであって、

請求項 6 に記載の塞栓インプラントと、

前記第 2 の開口部を通して位置決めされたループワイヤ、及び前記ループワイヤの開口部を通して位置決めされたプルワイヤ、を含む、機械的送達システムと、を備え、

前記脱離特徴部が、前記第 1 の開口部と前記第 2 の開口部とを分離するブリッジを更に備え、

前記ブリッジが、前記ループワイヤの前記開口部から遠位方向に前記プルワイヤの一部分を支持する、システム。

【請求項 8】

前記内径が第 1 の内径であり、

前記塞栓コイルの前記管腔が、非拡張部分と拡張部分とを含み、

前記拡張部分が前記第 1 の内径を有し、前記非拡張部分が前記第 1 の内径よりも小さい第 2 の内径を有する、請求項 1 に記載の塞栓インプラント。

【請求項 9】

方法であって、

脱離特徴部の第 1 の開口部に耐延伸性繊維を通すことと、

塞栓コイルの管腔を通して前記耐延伸性繊維を延在させることと、

前記塞栓コイルの近位端から近位に前記脱離特徴部の近位部分が延在するように、前記塞栓コイルの前記管腔内に前記脱離特徴部の遠位部分を挿入することと、

前記塞栓コイルの前記近位端に前記脱離特徴部を溶接することと、

前記塞栓コイルの遠位端に前記耐延伸性繊維を貼着することと、

前記脱離特徴部と前記塞栓コイルの前記遠位端との間に、前記耐延伸性繊維に沿って張力を提供することと、を含み、

前記塞栓コイルの前記管腔が、内径を含み、

前記近位部分が、前記管腔の前記内径よりも大きい第 1 の幅を含み、

前記遠位部分が、前記管腔の前記内径とほぼ等しい第 2 の幅を有する幅広セクションと

、前記管腔の前記内径よりも小さい第 3 の幅を有する幅狭セクションと、前記幅広セクションと前記幅狭セクションとの間のテーパ状セクションと、を含む、方法。

【請求項 10】

平坦なシート材料から前記脱離特徴部を切断することと、

前記脱離特徴部内の前記第 1 の開口部を切断することと、

前記第 1 の開口部を通して機械的送達システムの一部分を延在させて、前記脱離特徴部を送達チューブに係合させることと、を更に含む、請求項 9 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

平坦なシート材料から前記脱離特徴部を切断することと、
前記脱離特徴部内の前記第 1 の開口部を切断することと、
前記第 1 の開口部とは別個の、前記脱離特徴部内の第 2 の開口部を切断することと、
前記第 2 の開口部を通して機械的送達システムの一部分を延在させて、前記脱離特徴部を送達チューブに係合させることと、を更に含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 2】

放射線不透過性の平坦なシート材料から前記脱離特徴部を切断することを更に含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記内径が第 1 の内径であり、
前記塞栓コイルの前記管腔が、非拡張部分と拡張部分とを含み、
前記拡張部分が前記第 1 の内径を有し、前記非拡張部分が前記第 1 の内径よりも小さい
第 2 の内径を有する、請求項 9 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、移植可能な医療用装置に関し、より具体的には、移植可能な医療用装置を送達システムに機械的に解放可能に固設するための係合特徴部に関する。

【背景技術】

【0002】

動脈瘤は、動脈瘤に治療装置を送達して動脈瘤の嚢を塞栓材料で装填し、かつ/又は動脈瘤の頸部を遮断して動脈瘤への血流を抑制することによって血管内治療することができる。動脈瘤嚢を装填するときに、塞栓材料が、血液凝固を促して、動脈瘤内に血栓腫瘍を作り出す場合がある。実質的に動脈瘤嚢を装填することなく、動脈瘤頸部を治療する場合、動脈瘤頸部への血流を抑制して、動脈瘤内の静脈うっ血を誘発し、動脈瘤内での血栓腫瘍の自然な形成を容易にすることができる。

【0003】

いくつかの現在の治療では、動脈瘤嚢を装填するか、又は動脈瘤頸部の入口を治療するかのいずれかに複数の塞栓コイルが使用される。塞栓コイル治療の間の一般的な課題は、移植されたコイル及び部分的に移植されたコイルの移植された部分が絡まり、再位置決めが困難となることである。場合によっては、医師は、部分的に移植されたコイルを後退させることができない場合があり、理想的ではない場所にコイルを位置決めするように強いられる場合がある。動脈瘤頸部に不適切に位置決めされる塞栓コイルは、特に、入口及び/又は嚢が過剰に充填されている場合、血管に接合する際に、血液の流れを妨害するという有害作用を潜在的に有し得る。非理想的に移植されたコイルの一部分が取り除かれると、当該部分が、隣接する血管に入り、血塊形成を促す場合があり、最終的に、動脈瘤に繫留され、ひいては、治療が非常に困難な閉塞を引き起こす可能性がある。反対に、入口及び/又は嚢が十分に充填されていない場合、血流が動脈瘤内に残留する可能性がある。

【0004】

いくつかの現在の治療では、塞栓コイルは、管状送達部材に取り付けられ、送達カテーテルを介して動脈瘤に送達される。送達中、塞栓コイルは、送達部材のインプラント係合/展開システム(本明細書では、同等に「係合システム」又は「展開システム」と称される)に係合され得る。塞栓コイルが定位置にあるとき、展開システムはコイルを解放することができ、コイルを移植されたままにすることができ、送達部材を後退させることができる。いくつかの治療は、本明細書において総称的に「プルワイヤ」と称される1つ若しくは2つ以上のワイヤ又は他の伸長された部材を引っ張ることによってインプラントを解放するために医師によって作動され得る機械的係合/展開システムを利用する。

【0005】

機械的係合システムを有する送達部材を備えた塞栓コイルの送達及び展開に関連した課

10

20

30

40

50

題のうちのいくつかには、コイルの早期解放、及び高密度に充填された治療部位からの押し戻しによる送達部材の移動が含まれる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

したがって、同様の課題に直面する塞栓コイル及び他のインプラントの移植を容易にするための改良された方法、装置、及びシステムに対する必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の目的は、上述の必要性を満たすシステム、装置、及び方法を提供することである。本明細書に提示されるいくつかの実施例では、塞栓コイル内のコイル巻線の分離は、コイルの管腔内に位置決めされた耐延伸性繊維で低減又は阻止される。コイル巻線の分離を低減又は阻止することは、一部の 경우에는、部分的に移植されたコイルの移植された部分が移植されたコイルと絡まることを阻止し、かつそれによって、コイルの一部又は全てをより簡単に再位置決め及び/又は抽出することを可能にすることができる。本明細書に提示されるいくつかの実施例では、塞栓コイルの送達中、プルワイヤの遠位端は、塞栓コイルの近位端に貼着された係合/脱離特徴部(本明細書では同等に「係合特徴部」、「脱離特徴部」、又は「鍵」と称される)によって支持される。鍵によって提供される支持は、場合によっては、塞栓コイルが早期に解放される可能性を低減し得る。本明細書に提示されるいくつかの例では、塞栓インプラントは、高度に可撓性の近位部分を有し得る。塞栓インプラントの可撓性は、場合によっては、高密度に充填された治療部位からの押し戻しにより送達部材への力を低減し、かつそれによって、押し戻しによる送達部材の移動を低減することができる。

【0008】

必要性のいくつか又は全てを満たすために、塞栓コイルを有するインプラント、コイルを通して延在する耐延伸性繊維、及びコイルの近位端にある脱離特徴部/鍵が提供される。耐延伸性繊維は、塞栓コイルの巻線の分離を制限するのに有効であり得る。鍵は、送達チューブの係合システムに塞栓コイルを固設するため、及び塞栓コイルの近位端に耐延伸性繊維を固設するための取り付け部を提供することができる。

【0009】

動脈瘤を治療するための例示的な方法は、特定の順番なしに提示される以下の工程のうちの1つ又は2つ以上を含むことができ、本方法は、ここでは含まれていない追加の工程を含むことができる。塞栓コイル及び耐延伸性繊維を有するインプラントの一部又は全部を動脈瘤内に位置決めすることができる。塞栓コイルの一部を動脈瘤から後退させることができる。この部分を動脈瘤から後退させるときに、耐延伸性繊維によって、この部分の延長を抑制することができる。塞栓コイルは屈曲させることができ、耐延伸性繊維は、屈曲時の塞栓コイルの巻線の分離を制限することができる。

【0010】

耐延伸性繊維は、塞栓コイルの管腔内に延在するように位置決めされ得る。耐延伸性繊維は、耐延伸性繊維の長さの大部分に沿って張力下にあり得る。

【0011】

インプラントは、耐延伸性繊維に係合した鍵で送達システムに固設され得る。インプラントを送達システムに固設するために、鍵を通して送達システムのループワイヤを位置決めすることができ、ループワイヤの開口部を通してプルワイヤを位置決めすることができる。インプラントが送達システムに固設されているとき、プルワイヤは、ループワイヤから近位方向及びループワイヤから遠位方向の両方に、鍵によって支持され得る。

【0012】

インプラントの送達及び/又は位置決めの間、鍵をX線撮影で可視化することができる。

【0013】

鍵を送達システムから解放し、それによって、送達システムからインプラントを解放す

10

20

30

40

50

ることができる。インプラントを解放するとき、鍵をインプラントに取り付けたままにすることができる。

【0014】

例示的な塞栓インプラントは、塞栓コイル、脱離特徴部、及び耐延伸性繊維を含み得る。脱離特徴部は、塞栓コイルの近位端で塞栓コイルに貼着され得る。耐延伸性繊維は、脱離特徴部に係合し、塞栓コイルの管腔を通過して延在し得、塞栓コイルの遠位端で塞栓コイルに貼着され得る。このように構成されると、耐延伸性繊維は、塞栓コイルを再成形する際に、塞栓コイルの巻線の分離を制限するのに有効であり得る。

【0015】

耐延伸性繊維は、縫合糸であり得る。耐延伸性繊維は、非弾性であり得る。

10

【0016】

脱離特徴部は、放射線不透過性であり得る。

【0017】

脱離特徴部は、耐延伸性繊維が通過する開口部を有し得る。開口部は、塞栓コイルの近位端から近位に延在し得る。

【0018】

脱離特徴部は、機械的送達システムのループワイヤを受容するようにサイズ決めされ、かつ耐延伸性繊維が通過する、単一の開口部を有し得る。

【0019】

代替的に、脱離特徴部は、2つの別個の開口部、耐延伸性繊維が通過する第1の開口部、及び機械的送達システムのループワイヤを受容するようにサイズ決めされた第2の開口部、を有し得る。第1の開口部は、塞栓コイルの管腔内に少なくとも部分的に位置決めされ得る。第2の開口部は、塞栓コイルの近位端から近位方向に少なくとも部分的に位置決めされ得る。

20

【0020】

例示的なシステムは、2つの別個の開口部と、ループワイヤ及びプルワイヤを含む機械的送達システムとを備える脱離特徴部を有する例示的な塞栓インプラントを含み得る。耐延伸性繊維は、2つの開口部のうちの一方を通過することができ、ループワイヤは、2つの開口部のうちの他方を通過することができる。プルワイヤは、ループワイヤの開口部を通して位置決めし、それによって、ループワイヤでインプラントを機械的送達システムに固設することができる。脱離特徴部は、脱離特徴部の2つの開口部の間に位置決めされたブリッジを更に含むことができ、ブリッジは、ループワイヤのループ開口部から遠位方向にある、プルワイヤの一部分を支持することができる。

30

【0021】

脱離特徴部は、塞栓コイルの管腔から近位に配設された近位部分と、管腔内に配設された遠位部分と、を有し得る。近位部分は、塞栓コイル管腔の内径よりも大きい寸法の幅を有することができ、遠位部分は、塞栓コイル管腔の内径とほぼ等しい寸法の幅を有することができる。

【0022】

本明細書に記載される例示的なインプラントなどの塞栓インプラントを構築又は設計するための例示的な方法は、特定の順番なしに提示される以下の工程のうちの1つ又は2つ以上を含むことができ、本方法は、ここでは含まれていない追加の工程を含むことができる。脱離特徴部は、平坦なシート材料から切断され得る。1つ又は2つ以上の開口部は、脱離特徴部から切断され得る。耐延伸性繊維は、脱離特徴部の開口部に通され得る。耐延伸性繊維は、塞栓コイルの管腔を通過して延在し得る。脱離特徴部は、塞栓コイルの一方の端部に貼着され得る。耐延伸性繊維は、塞栓コイルの他方の端部に貼着され得る。脱離特徴部と塞栓コイルの第2の端部との間に、耐延伸性繊維に沿って張力を提供することができる。

40

【0023】

機械的展開システムの一部は、脱離特徴部の開口部を通過して延在して、脱離特徴部を

50

送達チューブに係合することができる。機械的展開システムは、内部を通して耐延伸性繊維が通される同じ開口部、又は内部を通して耐延伸性繊維が通される開口部とは別個の、脱離特徴部の開口部を通して延在し得る。

【0024】

脱離特徴部は、放射線不透過性の平坦なシート材料から切断され得る。

【0025】

脱離特徴部の遠位部分は、塞栓コイルの管腔内に挿入することができ、脱離特徴部の近位部分は、塞栓コイルの近位端から近位に延在することができる。塞栓コイル及び脱離特徴部は、脱離特徴部の近位部分が塞栓コイルの管腔の内径よりも広く、脱離特徴部の遠位部分が塞栓コイルの管腔の内径とほぼ等しいように選択され得る。

10

【0026】

脱離特徴部を塞栓コイルに貼着するために、脱離特徴部を塞栓コイルに溶接することができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

本発明の上記及び更なる態様は、

添付の図面と併せて以下の説明を参照して更に考察され、様々な図面において、同様の数字は、同様の構造要素及び特徴を示す。図面は、必ずしも縮尺どおりではなく、代わりに、本発明の原理を例示することが重視されている。図は、限定としてではなく単なる例示として、本発明の装置の1つ又は2つ以上の実装形態を描写している。

20

【図1A】本発明の態様による、塞栓インプラントの例示である。

【図1B】本発明の態様による、塞栓インプラントの例示である。

【図2A】本発明の態様による、中に伸縮抵抗性繊維が通されている脱離特徴部の例示である。

【図2B】本発明の態様による、中に伸縮抵抗性繊維が通されている脱離特徴部の例示である。

【図3】本発明の態様による、塞栓コイルの管腔に挿入されている耐延伸性繊維の例示である。

【図4】本発明の態様による、塞栓コイルの管腔を出る耐延伸性繊維の例示である。

【図5A】本発明の態様による、塞栓コイルの管腔に挿入されている脱離特徴部の例示である。

30

【図5B】本発明の態様による、塞栓コイルの管腔に挿入されている脱離特徴部の例示である。

【図6A】本発明の態様による、塞栓コイルに貼着された脱離特徴部の例示である。

【図6B】本発明の態様による、塞栓コイルに貼着された脱離特徴部の例示である。

【図7】本発明の態様による、塞栓コイルの端部に貼着された耐延伸性繊維の例示である。

【図8A】最適ではない耐延伸性繊維の留置の結果として塞栓コイルが延伸する時間順序を例示している。

【図8B】最適ではない耐延伸性繊維の留置の結果として塞栓コイルが延伸する時間順序を例示している。

40

【図8C】最適ではない耐延伸性繊維の留置の結果として塞栓コイルが延伸する時間順序を例示している。

【図9】本発明の態様による、動脈瘤内に位置決めされている塞栓コイルの例示である。

【図10A】絡まった塞栓コイルの例示である。

【図10B】先行技術による問題の例示として、絡まったコイルが伸長した状態の例示である。

【図11】本発明の態様による、塞栓コイルの絡まり及び伸長を抑制する耐延伸性繊維の例示である。

【図12】本発明の態様による、動脈瘤治療の一部として行われ得る方法工程を概説するフロー図である。

50

【図 1 3】本発明の態様による、送達チューブに固設された塞栓インプラントの例示である。

【図 1 4 A】本発明の態様による、送達チューブから塞栓インプラントを解放するための一連の工程を例示している。

【図 1 4 B】本発明の態様による、送達チューブから塞栓インプラントを解放するための一連の工程を例示している。

【図 1 4 C】本発明の態様による、送達チューブから塞栓インプラントを解放するための一連の工程を例示している。

【図 1 4 D】本発明の態様による、送達チューブから塞栓インプラントを解放するための一連の工程を例示している。

【図 1 5】本発明の態様による、塞栓コイルの内径を拡張する脱離特徴部を含む塞栓インプラントの端部の例示である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

本発明の目的は、より正確かつ反復可能なインプラント脱離を達成することである。より具体的には、本発明の目的は、部分的に移植されたインプラントの再位置決めが困難になること、移植中に押し戻されることにより送達システムが位置をシフトすること、及び/又はインプラントが早期に解放されることなどの課題に直面する、塞栓コイル及び他のインプラントの移植を容易にすることである。これらの必要性のいくつか又は全てを満たすために、例示的なインプラントは、インプラントの塞栓部分（例えば、塞栓コイル）の延伸及び他の変形を制限するための耐延伸性繊維と、耐延伸性繊維を固設することができ、送達システムを脱離可能に取り付けることができる脱離特徴部と、を含み得る。

【0029】

インプラントの再位置決めを容易にするために、耐延伸性繊維は塞栓コイルを通して延在し、コイルが屈曲して引っ張られるとコイルの巻線の分離を制限することができる。巻線の分離を制限することによって、塞栓コイルは、部分的に移植された場合に絡まる可能性が低くなり、部分的に移植された場合に後退させたときに延伸するか、又は別様に変形する可能性が低くなる。これによって、塞栓コイルをより容易に再位置決めすることができる。いくつかの実施例では、脱離特徴部は、2つの別個の開口部を含むことができ、一方は、耐延伸性繊維を固設するためのものであり、他方は、係合システムに係合するためのものである。二重開口脱離特徴部は、信頼性の高い耐延伸性繊維の位置決めを提供するため、ひいては、より容易に再位置決めすることができるインプラントをより確実に提供するための潜在的な製造上の課題を低減し得る。

【0030】

移植中の押し戻しの効果を低減するために、脱離特徴部は、高可撓性近位セクションを有する塞栓コイルインプラントを提供するようにサイズ決めされて塞栓コイルに貼着され得る。高可撓性近位セクションを有する塞栓コイルインプラントは、送達チューブに対する押し戻し力を低減し、かつそれによって、送達チューブがシフトする効果を軽減することができる。追加的に又は代替的に、脱離特徴部は、高可撓性遠位セクションを有する送達チューブと噛み合うようにサイズ決めすることができ、送達チューブの高可撓性遠位セクションは、送達チューブがシフトする効果を軽減することができる。高可撓性近位セクションを有する塞栓コイルインプラントが、高可撓性遠位セクションを有する送達チューブと噛み合うと、送達チューブの可撓性遠位セクションとインプラントの可撓性近位セクションとの組み合わせにより、送達チューブがシフトする効果を更に軽減することができる。

【0031】

早期展開の事例を低減するために、脱離特徴部は、プルワイヤを支持するためのブリッジを含み得る。脱離特徴部は、送達チューブ上の機械的係合/展開システムに脱離可能に取り付けることができる。脱離特徴部は、機械的係合システムのループワイヤが通過することができる開口部を含み得る。いくつかの実施例では、脱離特徴部は、プルワイヤの遠

10

20

30

40

50

位部分が載置され得る開口部から遠位に位置決めされたブリッジを更に含み得る。ブリッジは、ループワイヤとの係合により、プルワイヤが変形することを抑制することができ、ひいては、プルワイヤの屈曲により、インプラントが早期に解放される可能性を低減することができる。

【 0 0 3 2 】

図 1 A は、内部を通る管腔 1 3 を有する塞栓コイル 1 2 と、脱離特徴部 1 8 a と、耐延伸性繊維 1 6 と、を含むインプラント 1 0 a の例示である。例示目的のために切り欠き図で例示されるコイル 1 2 及び溶接部 4 2 の一部分。脱離特徴部 1 8 a は、コイル 1 2 の管腔 1 3 内に部分的に位置決めすることができ、かつコイル 1 2 から外に延在することができる。脱離特徴部 1 8 a は、内部を通して耐延伸性ワイヤ 1 6 がループ状にされる遠位開口部 2 4 a と、機械的インプラント係合システムのループワイヤ又は他の係合機構を受容するようにサイズ決めされた近位開口部 2 2 a と、を含み得る。脱離特徴部 1 8 a は、遠位開口部 2 4 a と近位開口部 2 2 a との間に位置決めされたブリッジ 2 8 a を含み得る。脱離特徴部 1 8 a は、送達チューブの管腔内に嵌合するようにサイズ決めされた近位タブ 3 8 を含み得る。耐延伸性繊維 1 6 は、塞栓コイル 1 2 の端部で、脱離特徴部 1 8 a が溶接部 4 4 又は他の適切な取り付け部で取り付けられる端部の反対側に固設することができる。

10

【 0 0 3 3 】

脱離特徴部 1 8 a を塞栓コイル 1 2 の管腔 1 3 内に更に延在するようにテーパ状にして、塞栓コイル 1 2 がテーパ状領域を取り囲む追加の可撓性を塞栓コイル 1 2 が有することを可能にすることができる。脱離特徴部 1 8 a はまた、実質的に平坦な輪郭を有することができる。画像の平面内及び外への方向に更に高い可撓性を提供する。

20

【 0 0 3 4 】

脱離特徴部 1 8 a は、コイル 1 2 のいかなる巻線も融着させることなく（例示されるように）、又は少数の巻線（例えば、5 つ若しくは 4 つ以下の巻線）を融着させることによって、取り付け部 4 2 を用いてコイル 1 2 に十分に固設することができる。典型的には 1 0 個又は 1 1 個以上の巻線が一緒にはんだ付けされる（融着される巻線の数の制御が制限された状態）既知の解決策と比較して、コイル 1 2 への取り付け部 4 2 は、著しくより少ない融着コイル巻線を用いて実現され得る。融着される巻線の数を低減することによって、インプラント 1 0 a の近位セクションは、塞栓コイルの近位端から巻線を融着させることに依存する既知の設計と比較して、高い可撓性を有することができる。

30

【 0 0 3 5 】

図 1 B は、同様の要素を示す同様の参照番号を有する図 1 A に関連して説明される要素を有する、代替的に構築されたインプラント 1 0 b の例示である。例示目的のために切り欠き図で例示されるコイル 1 2 及び溶接部 4 2 の一部分。図 1 A に例示されるインプラント 1 0 a と比較して、インプラント 1 0 b は、機械的係合システムを係合することができ、かつ内部を通して耐延伸性繊維 1 6 をループ状にすることができる開口部を提供する、単一の開口部 2 6 b を有する代替的な脱離特徴部 1 8 b を有し得る。図 1 B に例示される脱離特徴部 1 8 b はまた、図 1 A に例示される脱離特徴部 1 8 a の延在するテーパ状領域を欠いている。図 1 A に例示される脱離特徴部 1 8 a のテーパ状領域は、図 1 B のインプラント 1 0 b と比較して、インプラント 1 0 a のより可撓性の近位セクションを提供し得るが、それにもかかわらず、図 1 B に例示される脱離特徴部 1 8 b は、平坦であることにより、画像の平面内及び外への方向に可撓性を提供することによって、既知の塞栓コイルインプラントよりも高い可撓性を提供し、かつ低い輪郭の取り付け部 4 2 によって、塞栓コイルの近位端からの巻線の融着に依存する設計よりも高い可撓性を提供することができる。

40

【 0 0 3 6 】

図 2 A 及び図 2 B ~ 図 7 は、図 1 A 及び図 1 B に例示されるインプラント 1 0 a 及び 1 0 b を構築するための一連の工程を例示している。図 2 A 及び図 2 B は、脱離特徴部 1 8 a、1 8 b を通過している耐延伸性繊維 1 6 を例示している。脱離特徴部 1 8 a、1 8 b

50

は、平坦なシート材料からレーザー切断することができる。平坦なシート材料は、好ましくは、塞栓コイル 12 に溶接され得るか、又は別様に貼着され得る放射線不透過性材料である。

【0037】

図 2 A は、機械的係合システム及び/又は送達チューブと係合するようにサイズ決めされた近位部分 32 を有する、二重開口脱離特徴部 18 a を例示している。近位部分 32 は、幅 W1 を有するものとして例示されている。二重開口脱離特徴部 18 a は、塞栓コイルの管腔 13 内に嵌合するようにサイズ決めされた遠位部分 34 を有し得る。遠位部分 34 は、塞栓コイル 12 の内径とほぼ同じ幅の幅 W2 を有するより広いセクションと、塞栓コイル 12 の内径よりも著しく狭い幅 W3 を有するテーパ状セクションと、を有し得る。脱離特徴部 18 a は、近位部分 32 よりも狭く、かつ送達チューブの管腔内に嵌合するようにサイズ決めされている、近位タブ 38 を有し得る。

10

【0038】

図 2 B は、機械的係合システム及び/又は送達チューブと係合するようにサイズ決めされた近位部分 32 を有する、単一開口脱離特徴部 18 b を例示している。近位部分 32 は、幅 W1 を有して例示されている。単一開口脱離特徴部 18 b は、近位部分 32 よりも狭く、かつコイル 12 の管腔 13 内に嵌合するようにサイズ決めされている、遠位部分 34 b を有し得る。単一開口脱離特徴部 18 b は、近位部分 32 よりも狭く、かつ送達チューブの管腔内に嵌合するようにサイズ決めされている、近位タブ 38 を有し得る。

20

【0039】

脱離特徴部 18 a、18 b が形成された後、耐延伸性繊維 16 は、二重開口脱離特徴部 18 a の遠位開口部 24 a、又は単一開口脱離特徴部 18 b の単一開口部 26 b に通され得る。

【0040】

図 3 は、塞栓コイル 12 の近位端 15 に挿入されている耐延伸性繊維 16 の自由端の例示である。図 3 に例示される工程では、耐延伸性繊維 16 は、図 2 A 及び図 2 B に例示されるような脱離特徴部 10 a、10 b を通してループ状にすることができる。

【0041】

図 4 は、塞栓コイル 12 の遠位端 14 で塞栓コイル 12 の管腔 13 から出る耐延伸性繊維 16 の自由端の例示である。

30

【0042】

図 5 A 及び図 5 B は、塞栓コイル 12 の管腔 13 に挿入されている脱離特徴部 18 a、18 b の例示である。塞栓コイル 12 の遠位端 14 を出た後、耐延伸性繊維 16 の自由端を、図 4 の矢印によって示されるように、更に引っ張って、脱離特徴部 18 a、18 b を、図 5 A 及び図 5 B、並びに矢印によって示される例示されるように、塞栓コイル 12 の近位端 15 において塞栓コイル 12 の管腔 13 内へと移動させることができる。塞栓コイル 12 の管腔 13 内への脱離特徴部 18 a、18 b の進入前に、塞栓コイルは、図 5 A に示されるような内径 D を有し得る。脱離特徴部 18 a、18 b の近位部分 34 は、滑り嵌めのために、内径 D とほぼ等しい遠位部分 34 の少なくとも一部分を上回る幅を有するようにサイズ決めすることができる。代替的又は追加的に、遠位部分 34 の少なくとも一部分は、締め嵌めを作り出すために、直径 D よりも大きい幅を有し得る。代替的又は追加的に、遠位部分 34 の少なくとも一部分は、コイル 12 の近位端 15 付近でより高い可撓性のコイル 12 を可能にするために、直径 D よりも小さい幅を有し得る。

40

【0043】

図 6 A 及び図 6 B は、遠位部分 34 が塞栓コイル 12 の管腔 13 に完全に挿入された状態の脱離特徴部 10 a、10 b、並びに溶接部 42 又は他の取り付け部によって塞栓コイル 12 に貼着された脱離特徴部 18 a、18 b の例示である。図 6 A 及び図 6 B の両方において、脱離特徴部 18 a、18 b は、塞栓コイル 12 の管腔 13 の内径 D にほぼ等しい遠位部分 34 の長さの少なくとも一部分を上回る幅を有する、遠位部分 34 を有して例示されている。

50

【 0 0 4 4 】

図 7 は、塞栓コイル 1 2 の遠位端に貼着された耐延伸性繊維 1 6 の例示である。脱離特徴部 1 8 a、1 8 b を貼着するか、又は少なくとも、図 6 A 及び図 6 B に例示されるように脱離特徴部 1 8 a ~ 1 8 b を位置決めした後に、耐延伸性繊維 1 6 をきつく引っ張って、繊維 1 6 内の弛緩を低減し、かつ/又は繊維 1 6 内に張力を作り出すことができ、繊維 1 6 を溶接部 4 4 又は他の取り付け部で貼着することができる。繊維 1 6 が取り付けられた後、繊維は、治療の準備中、インプラントの 1 0 a、1 0 b の送達中、治療部位でのインプラントの位置決め中、インプラントの後退中、及びインプラントの展開中に、塞栓コイル 1 2 に加えられる力による著しい伸長に抵抗するように、実質的に耐延伸性になり得る。換言すれば、耐延伸性繊維 1 6 は、塞栓コイル 1 2 を動脈瘤から後退させるときに塞栓コイル 1 2 の延長を制限するのに有効であり得、かつ耐延伸性繊維 1 6 は、塞栓コイル 1 2 を屈曲させたときに塞栓コイル 1 2 内の巻線の分離を制限するのに有効であり得る。

10

【 0 0 4 5 】

図 8 A ~ 図 8 C は、最適ではない耐延伸性繊維 1 6 の留置の結果として塞栓コイル 1 2 を延伸させることができる時間順序を例示している。図 8 A は、単一開口脱離特徴部 1 8 b 内の最適ではない繊維 1 6 の留置を例示している。繊維 1 6 は、最適ではない、脱離特徴部 1 8 b のセクション上でループ状にすることができ、それにより、図 8 B に例示されるような繊維 1 6 の移動により、最適ではない位置から繊維 1 6 を係脱させることができ、図 8 C に例示されるような繊維 1 6 の移動により、少なくとも繊維 1 6 が脱離特徴部 1 8 a に再び係合するまで塞栓コイル 1 2 を延伸させることができる。したがって、製造上の課題は、図 7 に例示される取り付け工程が実施されるときに、図 8 A に例示されるような最適ではない場所に繊維 1 6 が位置決めされることを阻止することである。製造が完了した後に、図 8 B に例示されるような最適ではない場所から繊維 1 6 が取り除かれた場合、治療中に再位置決めしている間など、インプラント 1 0 b を操作しているときに、塞栓コイル 1 2 を、図 8 C に例示されるように伸長させるか、又は別様に変形させることができる。

20

【 0 0 4 6 】

二重開口脱離特徴部 1 8 a の利点は、図 1 A に例示されるインプラント 1 0 a の製造中に、耐延伸性繊維 1 6 が、脱離特徴部 1 8 a の最適ではないセクション上でループ状になる可能性が低いことである。

30

【 0 0 4 7 】

図 9 は、送達カテーテル 2 0 0 を通して送達され、血管 B V の動脈瘤 A 内に位置決めされている、塞栓インプラント（複数可）1 0 の例示である。インプラント（複数可）は、動脈瘤嚢内でループ状になり屈曲して、血栓腫瘍を形成し得る。インプラント（複数可）は、それら自体及び/又は他のインプラントの隣のループにループバックし得る。動脈瘤 A が次第に充填されると、インプラント 1 0 の重複部分が互いに押し込まれ得る。

【 0 0 4 8 】

図 1 0 A は、コイルの重複部分が互いに押し込まれるときに、耐延伸性繊維 1 6 が絡まることがない塞栓コイル 1 2 の例示である。この絡まりにより、コイル 1 2 のいずれかを再位置決めすることが困難又は不可能になることがあり、これは、一部の現在の塞栓コイルインプラントの既知の問題である。図 1 0 B は、力 F により、図 1 0 A に例示されるセクションの長さ L 1 より長い長さ L 2 まで伸長する塞栓コイル 1 2 の一部分を例示している。図 1 0 B は、医師が、絡まった部分的に移植された塞栓コイルを後退させようとする場合があり、コイルを後退させることができただけでなく、変形した伸長されたコイルをここで位置決めする必要があることにより、既に困難な治療を悪化させる場合もある、シナリオを例示している。塞栓コイルの巻線が、例えば、屈曲により分離したとき、又は高密度な充填によってコイルがより引密に圧縮されたときに、絡まる可能性がより高くなる可能性がある。

40

【 0 0 4 9 】

図 1 1 は、本発明のある態様による、絡まること及び伸長されることが阻止されている

50

耐延伸性繊維 16 を各々が有する、例示的な塞栓コイル 12 の例示である。各コイル 12 は、屈曲部分 20 を有するものとして例示されている。耐延伸性繊維 16 は、移植されたときに必要に応じてコイル 12 を撓ませ、屈曲させることを可能にするように、各コイルの管腔 13 内でシフトし得る。繊維 16 は、屈曲部分 20 の巻線間の分離量を制限するのに十分な張力を有し得る。巻装の分離は、図 10 A に例示されるように、2 つの隣接するコイル 12 の巻線が絡まることを抑制するように制限され得る。図 11 はまた、コイル 12 の一部分 40 に加えられた力 F を例示しており、耐延伸性繊維 16 内の張力により、部分 40 が伸長することが抑制されている。図 11 は、医師が、耐延伸性繊維 16 が中に通されている、部分的に移植された塞栓コイル 12 をうまく後退させることができるシナリオを例示している。

10

【 0 0 5 0 】

図 12 は、本明細書に記載されるような例示的なインプラント 10、10 a、10 b を使用した動脈瘤治療の一部として行われ得る工程を含む、方法 500 を例示しているフロー図である。工程 510 では、塞栓コイル及び耐延伸性繊維を有するインプラントを、動脈瘤嚢内に少なくとも部分的に位置決めすることができる。工程 520 では、塞栓コイルの一部分を屈曲させることができる。工程 530 では、コイルが屈曲するときに、耐延伸性繊維が塞栓コイルの屈曲部分内の巻線の分離を抑制し得る。工程 540 では、インプラントの移植された部分の一部又は全部を動脈瘤から後退させることができる。工程 550 では、インプラントが後退するときに、耐延伸性繊維が塞栓コイルの延長を抑制し得る。

【 0 0 5 1 】

図 13 は、送達チューブ 300 に固設された、図 1 A 及び図 1 B に例示されるか、又は別様に本明細書に記載されるインプラント 10 a、10 b のいずれかのような例示的な塞栓インプラント 10 の例示である。例示的な送達チューブ及び係合/展開システムは、米国特許公開第 2019/0192162 号、及び米国特許出願公開第 15/964,857 号に記載されており、これらの各々は、参照により本明細書に組み込まれる。送達チューブ 300 は、インプラント 10 の脱離特徴部 18 の近位部分 32 を受容するようにサイズ決めされたノッチ 310 を含むことができ、同様に、脱離特徴部 18 の近位部分 32 は、送達チューブ 300 のノッチ 310 内に嵌合するようにサイズ決めされ得る。図 13 は、脱離特徴部 18 の平坦な輪郭を強調する、インプラント 10 の側面図を例示している。図 1 A 及び図 1 B に関連して記載されるように、インプラント 10 は、脱離特徴部 18 が平坦であることによって、及び/又はいくつかのコイル巻線を融着することなく、脱離特徴部 18 がコイル 12 に固設されることによって、高可撓性近位部分を有し得る。脱離特徴部 18 は、画像の平面内及び外への方向に可撓性が増加するようにテーパ状にすることもできる。脱離特徴部 18 は、送達チューブ 300 の管腔内に位置決めされた近位タブ 38 を更に含み得る。

20

30

【 0 0 5 2 】

動脈瘤閉塞治療中に、既知の塞栓インプラントの近位部分の可撓性の欠如、及び/又は送達チューブの遠位部分の可撓性の欠如により、インプラントが動脈瘤内に留置されている間に、送達チューブが治療部位から引き戻されるか、又は別様に適所を外れて移動することがある。したがって、より可撓性の遠位部分を有する送達チューブ、及びより可撓性の近位部分を有するインプラントは、単独で又は組み合わせにより、インプラントを送達するためのより安定したシステムを提供することができる。しかしながら、可撓性の構造は、操作時に変形又は拡張しやすい場合がある。耐延伸性繊維 16 及び/又は脱離特徴部 18 は、単独で又は組み合わせにより、コイル 12 を支持し、本明細書に記載される原理に従って、コイル 12 の変形及び拡張を抑制することができる。本発明の目的は、高可撓性近位部分を有し、かつ/又は高可撓性遠位部分を有する送達チューブ 300 と噛み合うように構成されたインプラント 10 を提供することである。

40

【 0 0 5 3 】

図 14 A は、インプラント 10 を送達及び位置決めするように構成された、インプラント 10 及び送達チューブ 300 の例示である。図 14 B ~ 図 14 D は、例示的な塞栓イン

50

プラント 10 を送達チューブ 300 から解放するための一連の工程の例示である。送達チューブ 300 の一部分は、例示目的のために切り取られている。

【0054】

図 14 A は、プルワイヤ 140 と、インプラント 12 の脱離特徴部 18 内に係止されたループワイヤ 400 と、を含む、係合システムを例示している。送達チューブ 300 は、圧縮され得る圧縮可能部分 306 を含み得る。ループワイヤ 400 は、ループワイヤ 400 の遠位端 404 に開口部 405 を有することができ、開口部 405 は、脱離特徴部 18 の開口部 22 a を通して留置され得る。プルワイヤ 140 が開口部 405 を通って入れられると、ここでインプラント 12 が固設される。

【0055】

脱離特徴部 18 は、ループワイヤ開口部 405 から遠位に位置決めされ、ループワイヤ開口部 405 がプルワイヤ 140 によって支持される場所の遠位にある、プルワイヤ 140 の遠位部分を支持するように位置決めされている、ブリッジ 28 を含み得る。このように構成されると、ブリッジ 28 は、ループワイヤ 400 がループ開口部 405 でプルワイヤ 140 を強く引いたときに、ブリッジ 28 がプルワイヤ 140 の遠位部分の変形を抑制し得るように、プルワイヤ 140 の遠位部分を支持することができる。近位タブ 38 は、ループワイヤ開口部 405 がプルワイヤ 140 によって支持される場所の近位にある、プルワイヤ 140 の一部分を支持するように位置決めされ得る。ブリッジ 28 と近位タブ 38 との組み合わせは、ループワイヤ 400 によって加えられる力によってプルワイヤ 140 が変形することを抑制することができる。送達チューブ 300 は、脈管構造を通してインプラント 10 を送達する間、及びインプラント 10 が治療部位に位置決めされている間、図 14 A に例示されるように、インプラント 10 に脱離可能に取り付けることができる。ブリッジ 28 は、ループワイヤ 400 からの力によるプルワイヤ 140 の屈曲により、インプラント 10 が早期に解放される可能性を低減し得る。

【0056】

ブリッジ 28 は、例示されるような二重開口インプラントにおいて、近位開口部 22 a と遠位開口部 24 a とを分離し得る。単一開口インプラントが、例示されるブリッジ 28 に関して記載されるものと同様に、プルワイヤ 140 の遠位部分を支持するように機能し得る構造を含むように適合され得ることも企図される。したがって、代替的なブリッジ構造が、本発明の範囲内であるように意図される。

【0057】

図 14 B は、インプラント 10 の解放順序を開始するために、近位に引き込まれているプルワイヤ 140 を例示している。図 14 C は、プルワイヤ 140 が開口部 405 から出て、ループワイヤ 400 から引きほどかれた瞬間を例示している。ループワイヤ 400 の遠位端部 404 は脱落し、かつ係止部分 18 から出る。図から分かるように、ここでインプラント 10 を送達チューブ 300 に保持しているものは何もない。図 14 D は、解放順序の終了を例示している。ここで、圧縮可能部分 306 は元の形状に拡張し/戻り、前方に「弾ける」。送達チューブ 300 の遠位端 304 により弾性力 E が医療用装置 10 に付与されて、これを離れる方向に「押し出し」、医療用装置 10 のきれいな分離及び送達を確実にする。

【0058】

図 15 は、同様の要素を示す同様の参照番号を有する図 1 A に関連して説明される要素を有する、代替的に構築されたインプラント 10 c の近位セクションの断面図である。図 1 A に例示されるインプラント 10 a と比較して、図 15 に例示されるインプラント 10 c は、代替的な脱離特徴部 18 c を有し得る。図 18 c に例示される脱離特徴部 18 c は、内径 D1 を有する塞栓コイル 12 の管腔 13 内に嵌合するようにサイズ決めされた幅 D2 を備える部分を有し得る。脱離特徴部 18 c の幅 D2 は、脱離特徴部 18 c が管腔 13 内に位置決めされるときに、管腔 13 の近位部分が直径 D2 まで拡張して、脱離特徴部 18 c の幅 D2 を収容するように、コイル管腔 13 の内径 D1 よりも大きくすることができる。このように構成されると、コイル 12 の拡張部分は、脱離特徴部 18 c をコイル 12

10

20

30

40

50

に固設することを助けるために、幅 D 2 を有する脱離特徴部のセクションに対して圧縮力を提供することができる。

【 0 0 5 9 】

図 1 A に例示されるインプラント 1 0 a と比較して、ブリッジ 2 8 c は、塞栓コイル 1 2 の近位端から近位に延在し得る。このように構成されると、いくつかの構成では、ブリッジ 2 8 c によって支持される塞栓コイル 1 2 の管腔 1 3 にプルワイヤ 1 4 0 を挿入する必要はない。塞栓コイル 1 2 に挿入されるプルワイヤ 1 4 0 の長さを制限することにより、塞栓コイルの近位セクションの可撓性を増加させることができる。

【 0 0 6 0 】

図 1 5 に例示されるインプラント 1 0 c は、図 2 A 及び図 2 B ~ 図 7 に例示される原理に従って構築され得る。図 1 5 に例示されるインプラント 1 0 c は、図 9 及び図 1 1 ~ 図 1 4 D に例示される原理に従って使用され得る。

10

【 0 0 6 1 】

本明細書で任意の数値又は数値の範囲について用いる「約」又は「およそ」という用語は、構成要素の部分又は構成要素の集合が、本明細書で述べるその意図された目的に沿って機能することを可能とする、好適な寸法の許容誤差を示すものである。より具体的には、「約」又は「およそ」は、列挙された値の $\pm 20\%$ の値の範囲を指し得、例えば、「約 90%」は、71% ~ 99% の値の範囲を指し得る。

【 0 0 6 2 】

本明細書に含まれる記述は、本発明の実施形態の例であり、本発明の範囲を何ら制限するものではない。本明細書に記載されるように、本発明は、代替的な材料、構成要素部品の代替的な幾何学形状、構成要素部品の互いに対する代替的な位置決めなどを含む、インプラントの多くの変形例及び修正例、並びにインプラントを作製及び使用するための方法を企図する。これらの修正例は、本発明が関連する当業者には明らかであり、以下の特許請求の範囲内であることが企図される。

20

【 0 0 6 3 】

〔実施の態様〕

(1) 方法であって、

塞栓コイル及び耐延伸性繊維を含むインプラントの一部又は全てを動脈瘤内に位置決めすることと、

30

前記塞栓コイルの第 1 の部分を前記動脈瘤から後退させることと、

前記第 1 の部分を前記動脈瘤から後退させる際に、前記耐延伸性繊維で前記塞栓コイルの前記第 1 の部分の延長を制限することと、を含む、方法。

(2) 前記塞栓コイルの管腔内に延在させるように前記耐延伸性繊維を位置決めすることを更に含む、実施態様 1 に記載の方法。

(3) 前記塞栓コイルの第 2 の部分を屈曲させることと、

前記塞栓コイルの前記第 2 の部分を屈曲させながら、前記耐延伸性繊維を用いて、前記塞栓コイルの前記第 2 の部分内の巻線の分離を制限することと、を更に含む、実施態様 1 に記載の方法。

(4) 前記耐延伸性繊維に係合した鍵によって前記インプラントを送達システムに固設することと、

40

前記送達システムから前記鍵を解放し、それによって、前記インプラントを前記送達システムから解放することと、更に含む、実施態様 1 に記載の方法。

(5) 前記インプラントを前記送達システムに固設する前記工程が、

前記鍵を通して前記送達システムのループワイヤを位置決めすることと、

前記ループワイヤの開口部を通して前記送達システムのプルワイヤを位置決めすることと、を更に含む、

前記方法が、

前記鍵によって、前記ループ開口部に対して遠位方向に位置決めされた前記プルワイヤの第 1 の部分を支持することと、

50

前記鍵によって、前記ループ開口部に対して近位方向に位置決めされた前記プルワイヤの第2の部分の支持することと、を更に含む、実施態様4に記載の方法。

【0064】

(6) 塞栓インプラントであって、

内部を通る管腔、近位端、及び遠位端を含む、塞栓コイルと、
前記塞栓コイルの前記近位端近くで前記塞栓コイルに貼着された脱離特徴部と、
前記脱離特徴部に係合し、前記塞栓コイルの前記管腔を通して延在し、前記塞栓コイルの前記遠位端近くで前記塞栓コイルに貼着された耐延伸性繊維と、を備え、
前記耐延伸性繊維は、前記塞栓コイルが再成形される際に、前記塞栓コイルの巻線の分離を制限するのに有効である、塞栓インプラント。

10

(7) 前記耐延伸性繊維が、縫合糸である、実施態様6に記載の塞栓インプラント。

(8) 前記耐延伸性繊維が、非弾性である、実施態様6に記載の塞栓インプラント。

(9) 前記脱離特徴部が、放射線不透過性である、実施態様6に記載の塞栓インプラント。

(10) 前記脱離特徴部が、内部を通る開口部を備え、

前記耐延伸性繊維が、前記脱離特徴部の前記開口部を通過し、
前記開口部が、前記塞栓コイルの前記近位端から近位に延在し、
前記開口部が、機械的送達システムのループワイヤを受容するようにサイズ決め及び位置決めされている、実施態様6に記載の塞栓インプラント。

【0065】

20

(11) 前記脱離特徴部が、内部を通る第1の開口部と、前記第1の開口部とは別個の、内部を通る第2の開口部と、を備え、

前記耐延伸性繊維が、前記第1の開口部を通過し、
前記第1の開口部の少なくとも一部分が、前記塞栓コイルの前記管腔内に位置決めされており、
前記第2の開口部の少なくとも一部分が、前記塞栓コイルの前記近位端から近位に位置決めされている、実施態様6に記載の塞栓インプラント。

(12) システムであって、

実施態様11に記載の塞栓インプラントと、
前記第2の開口部を通して位置決めされたループワイヤ、及び前記ループワイヤの開口部を通して位置決めされたプルワイヤ、を含む、機械的送達システムと、を備え、
前記脱離特徴部が、前記第1の開口部と前記第2の開口部とを分離するブリッジを更に備え、
前記ブリッジが、前記ループワイヤの前記開口部から遠位方向に前記プルワイヤの一部分を支持する、システム。

30

(13) 前記塞栓コイルの前記管腔が、内径を含み、

前記脱離特徴部が、前記管腔から近位に配設された近位部分と、前記管腔内に配設された遠位部分と、を備え、

前記近位部分が、前記管腔の前記内径よりも大きい寸法の第1の幅を含み、
前記遠位部分が、前記管腔の前記内径とほぼ等しい寸法の第2の幅を含む、実施態様6に記載の塞栓インプラント。

40

(14) 方法であって、

脱離特徴部の第1の開口部に耐延伸性繊維を通すことと、
塞栓コイルの管腔を通して前記耐延伸性繊維を延在させることと、
前記塞栓コイルの第1の端部に前記脱離特徴部を貼着することと、
前記第1の端部とは反対側の前記塞栓コイルの前記第2の端部に前記耐延伸性繊維を貼着することと、
前記脱離特徴部と前記塞栓コイルの前記第2の端部との間に、前記耐延伸性繊維に沿って張力を提供することと、を含む、方法。

(15) 平坦なシート材料から前記脱離特徴部を切断することと、

50

前記脱離特徴部内の前記第 1 の開口部を切断することと、
前記第 1 の開口部 (2 6 b) を通して機械的展開システムの一部を延在させて、前記脱離特徴部を送達チューブに係合させることと、を更に含む、実施態様 1 4 に記載の方法。
【 0 0 6 6 】

(1 6) 平坦なシート材料から前記脱離特徴部を切断することと、

前記脱離特徴部内の前記第 1 の開口部を切断することと、

前記第 1 の開口部とは別個の、前記脱離特徴部内の第 2 の開口部を切断することと、

前記第 2 の開口部を通して機械的展開システムの一部を延在させて、前記脱離特徴部を送達チューブに係合させることと、を更に含む、実施態様 1 4 に記載の方法。

(1 7) 放射線不透過性の平坦なシート材料から前記脱離特徴部を切断することを更に含む、実施態様 1 4 に記載の方法。 10

(1 8) 前記塞栓コイルの前記管腔内に前記脱離特徴部の遠位部分を挿入することと、

前記塞栓コイルの前記近位端から近位に前記脱離特徴部の近位部分を延在させることと、を更に含む、実施態様 1 4 に記載の方法。

(1 9) 前記管腔が内径を含むように前記塞栓コイルを選択することと、

前記脱離特徴部の前記近位部分が、前記管腔の前記内径よりも大きい寸法の第 1 の幅を含むように、かつ前記脱離特徴部の前記遠位部分が、前記管腔の前記内径とほぼ等しい寸法の第 2 の幅を含むように、前記脱離特徴部を選択することと、を更に含む、実施態様 1 8 に記載の方法。

(2 0) 前記塞栓コイルの第 1 の端部に前記脱離特徴部を貼着することが、前記塞栓コイルの前記第 1 の端部に前記脱離特徴部を溶接することを含む、実施態様 1 4 に記載の方法。 20

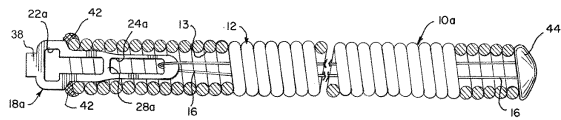
30

40

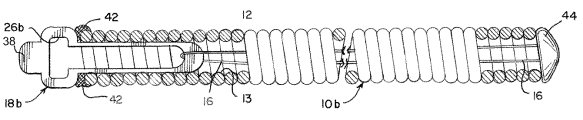
50

【図面】

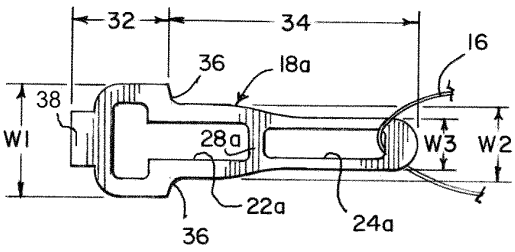
【図 1 A】



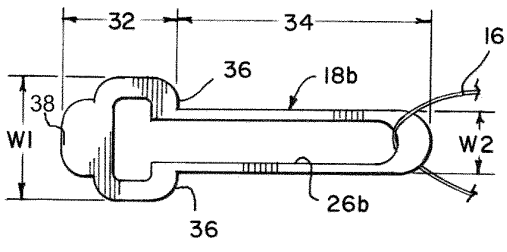
【図 1 B】



【図 2 A】

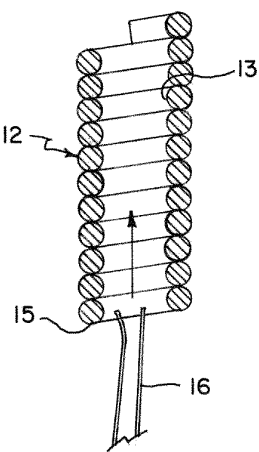


【図 2 B】

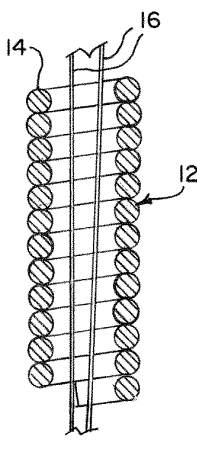


10

【図 3】



【図 4】



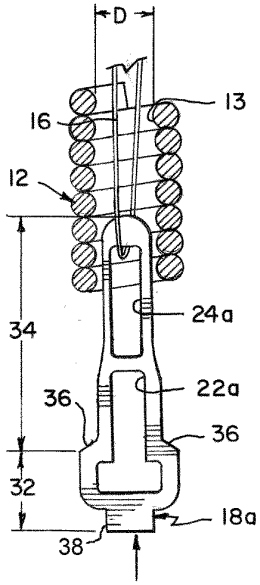
20

30

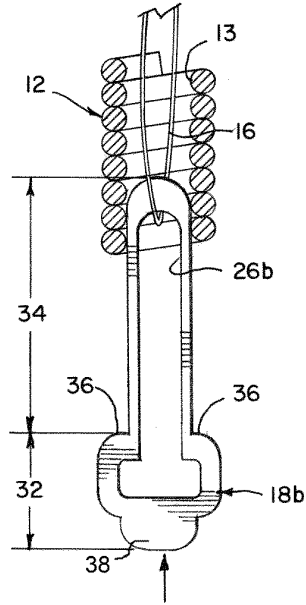
40

50

【図 5 A】



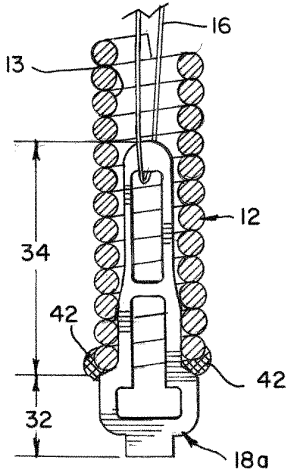
【図 5 B】



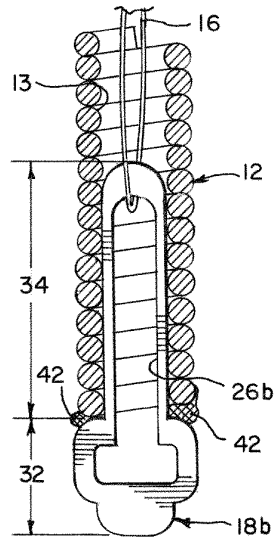
10

20

【図 6 A】



【図 6 B】

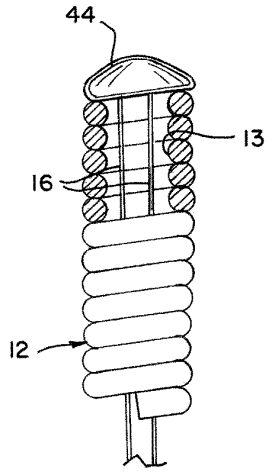


30

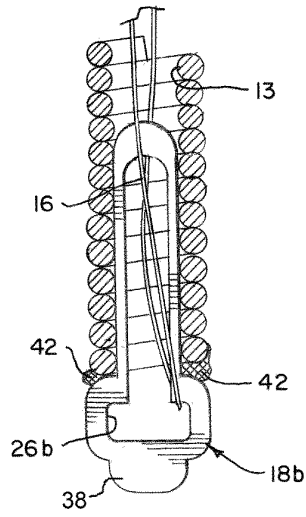
40

50

【 図 7 】

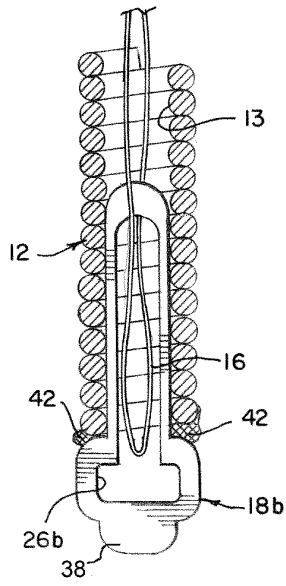


【 図 8 A 】

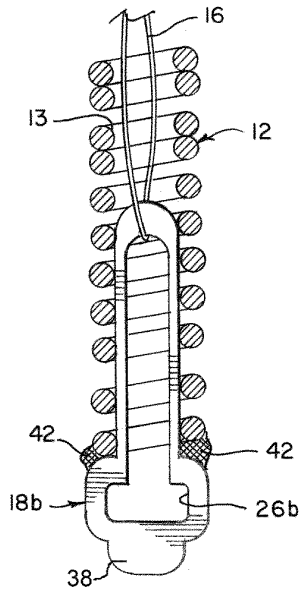


10

【 図 8 B 】



【 図 8 C 】



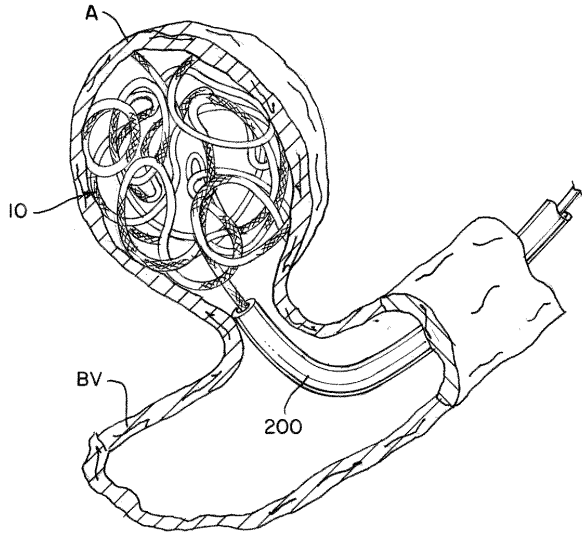
20

30

40

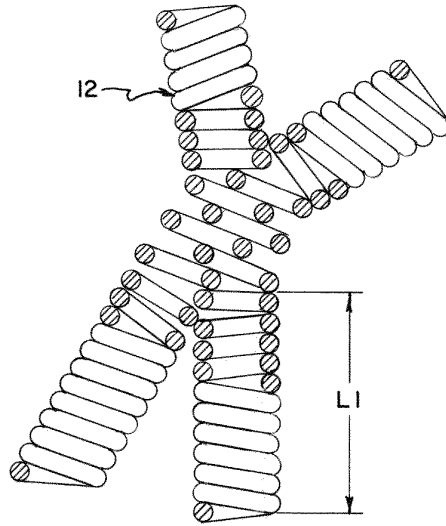
50

【図9】



【図10A】

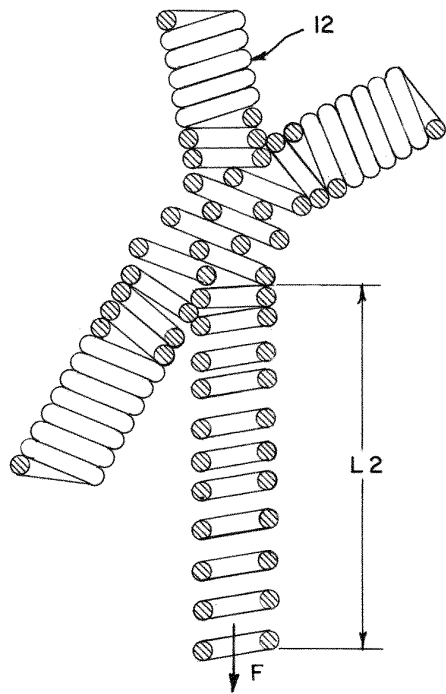
先行技術



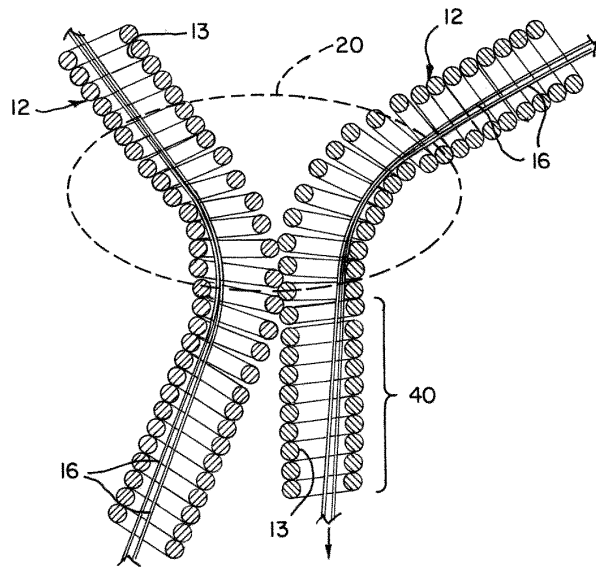
10

【図10B】

先行技術



【図11】

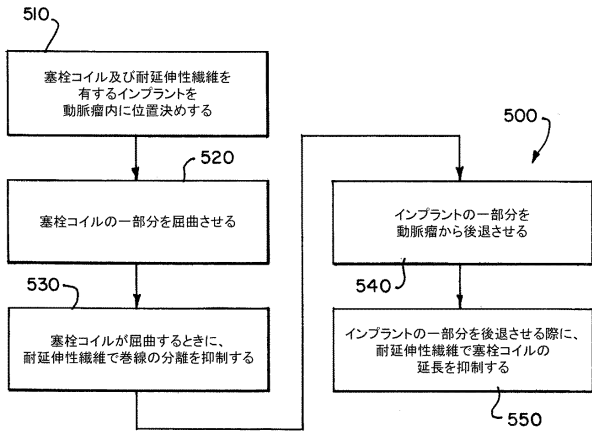


20

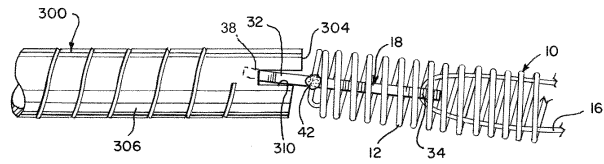
30

40

【図12】

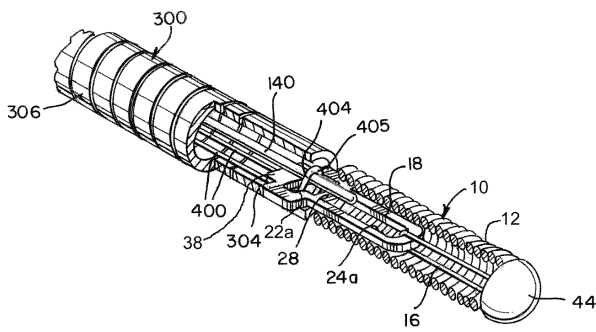


【図13】

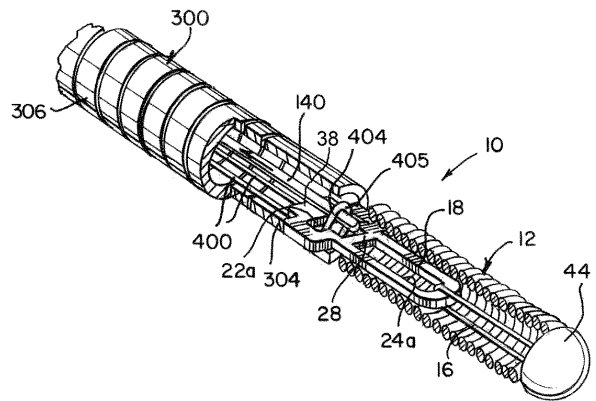


10

【図14A】



【図14B】



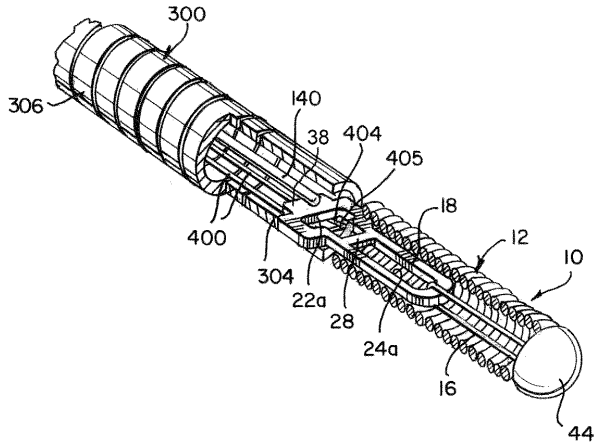
20

30

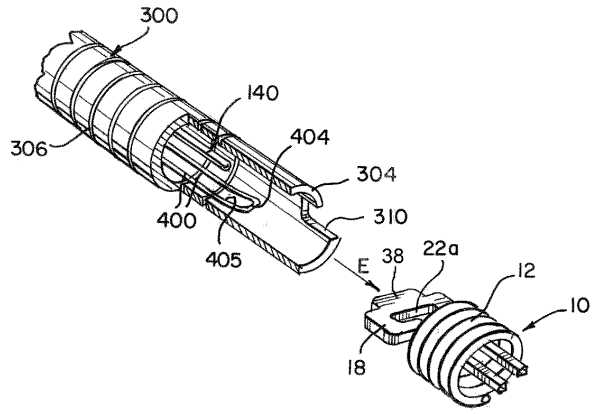
40

50

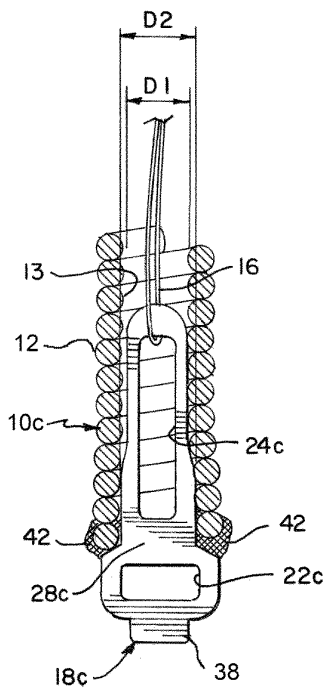
【図14C】



【図14D】



【図15】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- アメリカ合衆国、33328 フロリダ州、デービー、エスダブリュ・106・テラス 3650
(72)発明者 タイソン・モンティドロ
- アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 325
、デピュイ・シンセス・プロダクツ・インコーポレイテッド
(72)発明者 ダニエル・ソラウン
- アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 325
、デピュイ・シンセス・プロダクツ・インコーポレイテッド
(72)発明者 デビッド・ブルームズティック
- アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 325
、デピュイ・シンセス・プロダクツ・インコーポレイテッド
- 審査官 段 吉享
- (56)参考文献 特開2013-212372(JP,A)
特開2019-111339(JP,A)
特開2012-000464(JP,A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 17/00