

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2011-507657

(P2011-507657A)

(43) 公表日 平成23年3月10日(2011.3.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 F 2/82 (2006.01)	A 6 1 M 29/02	4 C 0 9 7
A 6 1 F 2/06 (2006.01)	A 6 1 F 2/06	4 C 1 6 7

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2010-540649 (P2010-540649)	(71) 出願人	506255935 メッド・インスティテュート・インコーポ レイテッド MED INSTITUTE, INC. アメリカ合衆国、47906 インディア ナ州、ウエスト・ラファイエット、ゲズ ・ウェイ、1
(86) (22) 出願日	平成20年12月18日(2008.12.18)	(74) 代理人	100064746 弁理士 深見 久郎
(85) 翻訳文提出日	平成22年8月19日(2010.8.19)	(74) 代理人	100085132 弁理士 森田 俊雄
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/013863	(74) 代理人	100083703 弁理士 仲村 義平
(87) 国際公開番号	W02009/085190	(74) 代理人	100096781 弁理士 堀井 豊
(87) 国際公開日	平成21年7月9日(2009.7.9)		
(31) 優先権主張番号	61/016,737		
(32) 優先日	平成19年12月26日(2007.12.26)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スtentおよびstentを作製する方法

(57) 【要約】

stentグラフトでの使用のためのstent(42)が提供される。stent(42)は、少なくとも2つのストラット(46, 48)を含むストラット領域を含み、ストラットは少なくとも1つの曲率半径を有する。stent(42)はさらに、少なくとも2つのストラットを接続し、アイレット領域(54)を形成する湾曲部を含む。ストラット領域およびアイレット領域は電解研磨され、アイレット領域は局所的に研磨される。stent(42)はさらに、0より大きい少なくとも1つの曲率半径を有し、アイレット領域内に位置決めされるアイレット(54)を含む。その製造方法も開示される。

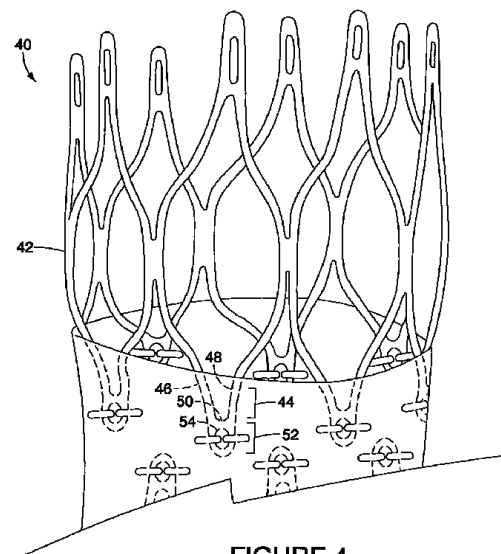


FIGURE 4

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ステントグラフトでの使用のためのステントであって、
少なくとも 2 つのストラットを含むストラット領域を含み、前記ストラットは少なくとも 1 つの曲率半径を有し、前記ステントはさらに、
前記少なくとも 2 つのストラットを接続し、アイレット領域を形成する湾曲部を含み、前記ストラット領域および前記アイレット領域は電解研磨され、前記アイレット領域は局所的に研磨され、前記ステントはさらに、
0 より大きい少なくとも 1 つの曲率半径を有する、前記アイレット領域内に位置決めされるアイレットを含む、ステント。

10

【請求項 2】

前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径は約 0.001 mm 以下である、請求項 1 に記載のステント。

【請求項 3】

前記アイレットはほぼ楕円形状を有する、請求項 1 または 2 に記載のステント。

【請求項 4】

前記アイレットの曲率半径は約 0.01 mm から前記アイレットの断面が円形になる値の範囲内にある、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 5】

前記アイレットの曲率半径は、前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径よりも一桁大きい、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

20

【請求項 6】

前記アイレットの曲率半径は 0.01 mm であり、前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径は 0.001 mm である、請求項 5 に記載のステント。

【請求項 7】

前記アイレットの曲率半径は、少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1/10 以上である、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 8】

前記アイレットの曲率半径は、少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1/10 以上であり、前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径よりも少なくとも一桁大きい、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

30

【請求項 9】

前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径が約 0.001 mm 以下であることと、

前記アイレットがほぼ楕円形状を有することと、

前記アイレットの曲率半径が約 0.01 mm から前記アイレットの断面が円形になる値までの範囲内にあることと、

前記アイレットの曲率半径が前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径よりも一桁大きいことと、

40

前記アイレットの曲率半径が 0.01 mm であり、前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径が 0.001 mm であることと、

前記アイレットの曲率半径が少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1/10 以上であることと、

前記アイレットの曲率半径が少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1/10 以上であり、前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径よりも少なくとも一桁大きいこととのいずれかのうち少なくとも 2 つ以上を含む、請求項 1 に記載のステント。

【請求項 10】

前記アイレットは少なくとも 1 つの縫合部によりグラフト材料に固定される、先行する

50

請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 1 1】

前記アイレットは 2 つの縫合部によりグラフト材料に固定される、請求項 1 0 に記載のステント。

【請求項 1 2】

ステントの製造方法であって、

前記ステントを形成するようステント材料のカニユーレをレーザ切断するステップを含み、前記ステントは少なくとも 2 つのストラットを含むストラット領域を含み、前記少なくとも 2 つのストラットは少なくとも 1 つの曲率半径を有し、前記ステントはアイレット領域を含み、前記アイレット領域は少なくとも 1 つの曲率半径を有するアイレットを含み、前記方法はさらに、

前記ステント領域および前記アイレット領域を電解研磨するステップと、

前記アイレットの前記少なくとも 1 つの曲率半径が 0 より大きくなるように前記アイレット領域を局所的に研磨するステップとを含む、方法。

【請求項 1 3】

前記アイレットの前記少なくとも 1 つの曲率半径が約 0 . 0 1 mm から前記アイレットの断面が円形になる値までの範囲内にあるように前記アイレット領域を局所的に研磨するステップを含む、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記アイレットの前記少なくとも 1 つの曲率半径が前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径よりも少なくとも一桁大きくなるように前記アイレット領域を局所的に研磨するステップを含む、請求項 1 2 または 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記アイレットの前記少なくとも 1 つの曲率半径が少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1 / 1 0 以上であるように前記アイレット領域を局所的に研磨するステップを含む、請求項 1 2、1 3、または 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記アイレットを少なくとも 1 つの縫合部によりグラフト材料に固定するステップを含む、請求項 1 2 から 1 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 1 7】

腔内装置の製造方法であって、

ステントを形成するようステント材料のシートをカニユーレ切断するステップを含み、前記ステントは少なくとも 2 つのストラットを含むストラット領域とアイレット領域とを含み、

前記アイレット領域は少なくとも 1 つの曲率半径を有するアイレットを含み、前記方法はさらに、

前記ステント領域および前記アイレット領域を電解研磨するステップと、

前記アイレットの前記少なくとも 1 つの曲率半径が前記少なくとも 2 つのストラットの曲率半径よりも一桁小さく、かつ前記アイレットの曲率半径が少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1 / 1 0 以上であるように前記アイレット領域を局所的に研磨するステップを含む、方法。

【請求項 1 8】

前記アイレットを前記少なくとも 1 つの縫合部によりグラフト材料に固定するステップを含む、請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 1 9】

各アイレットが少なくとも 2 つの縫合部によりグラフト材料に固定される、請求項 1 8 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

10

20

30

40

50

この発明は、血管内の病気の治療のために人間または動物の身体に埋込むための腔内医療装置に関する。詳細には、この発明は、局所的に研磨された領域を有する縫合材料に対応するためのステントに関する。

【背景技術】

【0002】

発明の背景

血管および管といった人間および動物の身体の機能的な管は、脆弱化または破裂さえしてしまうことが時としてある。たとえば、大動脈壁は脆弱化し得、これにより動脈瘤となる。脆弱化した、動脈瘤の、または破裂した血管に対する1つの外科的処置は、血管を置換または修復するようステントグラフトの使用を伴う。ステントグラフトは、1つ以上のステントを組合わせて生体適合性材料のチューブから形成され得、その中に内腔を維持する。ステントは、ステントをグラフト材料に縫合することを含む多くの方法でグラフト材料に取付けられる。

10

【0003】

これらの人工器官は、血管の機能不全の部分を密封するのが好ましい。脆弱化した血管または動脈瘤の血管の場合、人工器官におけるほんの小さな漏れが、治療対象の血管における流れの加圧につながり得る。これは、人工器官が治療しようと意図した状態を悪化させる。このタイプの人工器官は、たとえば、腹部大動脈瘤、腸骨動脈瘤、または腎動脈のような血管枝の動脈瘤を治療する。

【0004】

20

上記の例はただ、医師が腔内装置を用いる適用例のいくつかである。腔内装置の他の多くの適用例が既知であり、および/または将来発展されるであろう。たとえば、血管狭窄および動脈瘤を治療するためのステントおよびステントグラフトの使用に加えて、血管フィルタ、閉塞器、人工弁、および他の人工器官装置を配置するのにも同様の処置が用いられ得る。

【0005】

狭い通路を通してステントまたはステントグラフトを送出するために、ステントは典型的に直径が小さい送出形状に折り畳まれる。折り畳まれたステント構造は鞘の中に挿入され得る。鞘はステントを、解放されるまで送出形状で保持する。ステントはこの形状ではかなり折り畳まれなければならないので、大きな歪みがステント構造に導入されてしまう。典型的なステント構造は、1回または最小の回数しか送出形状へと折り畳まれないので、ステント構造は、ステント構造へ永久的な損傷を与えることなく、この用途での大きな歪みレベルに対応できると一般的に考えられる。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ステントが埋込部位に解放されると、ステント構造は、拡張し、内腔壁に接触する。このプロセスにおいて、歪みの大部分が取除かれる。しかしながら、圧縮応力によりステントグラフトへの損傷が引き起こされ得る。具体的には、圧縮応力により縫合部がグラフト材料に対して磨耗し得る。

40

【0007】

縫合部の磨耗の問題は、ダイヤモンド形状のステントにおいて増加する。他のステントのように、ダイヤモンド形状のステントは、ステントをグラフトに縫合するための縫合部に対応するアイレットを有し得る。しかしながら、これらのステントのプロファイルは非常に低いので、送出装置になるよう圧縮される際、ステントは圧縮し、空間を残さない。アイレットのエッジはしたがって、縫合部に対して磨耗し、縫合部の寿命が不適格となる。ステントは最後には擦り切れて壊れる。

【0008】

ステントグラフトもグラフトの磨耗の問題に晒され得る。ステントはしばしば、カニューレをレーザで切断することにより構成される。カニューレをレーザで切断すると、グラ

50

フト材料に対して磨耗し得る実質的に長方形または台形のステント断面が作り出され、さらに縫合部が脆弱化し得る。さらに、ステントがグラフトに接触する領域では、グラフト材料は、人工器官を通る血流の圧力により脆弱化し、引き裂かれ得る。このグラフトの磨耗により、人工器官の寿命が低減する。

【 0 0 0 9 】

電解研磨方法は、ステントの粗表面を減らし、グラフトの磨耗および縫合部の磨耗の問題にしばしば寄与するステントの尖っていない長方形のエッジを減少させ得る。しかしながら、電解研磨は、相対的に均一な態様でステント材料を取除く傾向がある。したがって、ステントの隅部から材料を取除いてより円形の断面を作り出すよう電解研磨を行なうとしばしば、ステントのストラットからステント材料が取除かれてしまう。ステントのストラットからの材料の除去は、ステントの完全性の減少へとつながり得、人工器官全体の寿命が低減する。

10

【 0 0 1 0 】

発明の概要

本発明は、ステントのような腔内医療装置の改善および医療装置を製造する方法の改善を提供することを目的とする。好ましい実施例は、改善したアイレットを有する腔内装置を提供する。この腔内装置では、腔内装置のアイレット領域は局所的に研磨される。この改善されたアイレット構造により、グラフト材料が、縫合部の磨耗および/またはグラフトの磨耗による早期の破損なしでステントに固定され得ることが分かった。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明のある局面に従うと、請求項 1 において特定されるように、ステントグラフトでの使用のためのステントが提供される。

【 0 0 1 2 】

好ましい実施例は、可変的に研磨されるステント、特に、改善されたアイレットを有するステントを提供する。このステントでは、ステントのアイレット領域が局所的に研磨される。改善されたアイレットを有するこのステントの製造方法も開示される。アイレット領域を局所的に研磨して丸いアイレットエッジを作り出す効果は、縫合材料への応力が小さくなるとともにグラフトの磨耗を減少させることである。これにより、腔内装置全体の寿命が増加する。

30

【 0 0 1 3 】

このステントは、少なくとも 2 つのストラットを含むストラット領域を含み、ストラットは少なくとも 1 つの曲率半径を有する。湾曲部が 2 つのストラットをアイレット領域にて接続する。ストラット領域およびアイレット領域は電解研磨され、アイレット領域は局所的に研磨される。アイレット領域内に位置決めされるアイレットが 0 より大きい少なくとも 1 つの曲率半径を有する。

【 0 0 1 4 】

ストラットは、曲率半径を有するエッジを有してもよい。ストラットの曲率半径は、曲率半径が零 (0) である鋭い隅部の曲率半径に近づく。極めて鋭い隅部は電解研磨の後では得られる可能性は低いので、ストラットの曲率半径は 0 . 0 0 1 mm 未満であってもよい。

40

【 0 0 1 5 】

アイレット領域が局所的に研磨されるので、アイレットのエッジは丸くなる。アイレットの曲率半径は、アイレットのエッジに沿ってどこで半径を計測をしてもほぼ同じになる。アイレットの曲率半径の許容範囲は約 0 . 0 1 mm からアイレットの断面が円形になる値までであればよい。たとえば、この曲率半径は、グラフト材料にストラットを取付ける縫合部の半径の 1 / 1 0 以上に限定されてもよい。別の例では、アイレットの曲率半径の低い範囲は、ストラットの曲率半径よりも少なくとも一桁分高くてもよい。この例において、ストラットの曲率半径は、約 0 . 0 0 1 mm であってもよく、局所的に研磨されるアイレットの曲率半径は少なくとも約 0 . 0 1 mm であってもよい。

50

【 0 0 1 6 】

可变的に研磨されるステントは、上述したように、腔内装置を形成するようグラフト材料に取付けられてもよい。グラフト材料は、二重縫合技術を用いてアイレットを通るよう縫い付けられた縫合部を用いて、ステントに固定されてもよい。アイレットは、二重の縫合取付に対応するよう楕円形であり得る。

【 0 0 1 7 】

可变的に研磨されるステントを作製する方法も開示される。ステントは、ステントを形成するようステント材料のカニユーレをレーザ切断することによって形成されてもよい。ステントは少なくとも2つのストラットを有するストラット領域を含んでもよく、当該少なくとも2つのストラットは少なくとも1つの曲率半径を有する。ステントは、少なくとも1つの曲率半径を有するアイレット領域を含んでもよい。ステント領域およびアイレット領域を含むステント全体が電解研磨される。次いで、アイレットの当該少なくとも1つの曲率半径が0より大きくなるようにアイレット領域が局所的に研磨される。この方法はさらに、ステントをグラフト材料に取付けることを含んでもよい。グラフト材料は、一重または二重縫合技術を用いてアイレットを通るよう縫い付けられた縫合部を用いて、ステントに固定されてもよい。

【 0 0 1 8 】

本発明の別の局面に従えば、ステントグラフトでの使用のためのステントが提供される。このステントは、少なくとも2つのストラットを含むストラット領域を含み、ストラットは少なくとも1つの曲率半径を有する。ステントはさらに、当該少なくとも2つのストラットを接続し、アイレット領域を設ける湾曲部と、非円形のアイレットとを含む。

【 0 0 1 9 】

アイレットは、長円形状、楕円形状、スロット形状、または他の任意の非円形状であってもよい。

【 0 0 2 0 】

以下の添付図面を参照して、本発明の実施例を例示目的でのみ以下に記載する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 公知の腔内装置の拡大図である。

【 図 2 A 】 電解研磨されたダイヤモンド形状のステントを含む腔内装置の拡大図である。

【 図 2 B 】 図 2 A のダイヤモンド形状のステントの拡大図である。

【 図 3 A 】 倍率 1 0 0 X での図 2 A のダイヤモンド形状のステントの走査型電子顕微鏡画像の図である。

【 図 3 B 】 倍率 2 5 0 X での図 2 A のダイヤモンド形状のステントの走査型電子顕微鏡画像の図である。

【 図 4 】 アイレット領域において局所的に研磨されるとともにグラフト材料に取付けられているダイヤモンド形状のステントを含む腔内装置の実施例の拡大図である。

【 図 5 A 】 図 4 のダイヤモンド形状のステントのアイレット領域の拡大図である。

【 図 5 B 】 線 A - A ' に沿った図 5 A のダイヤモンド形状のステントのアイレット領域の断面を示す図である。

【 図 6 A 】 倍率 1 0 0 X での図 4 のダイヤモンド形状のステントの走査型電子顕微鏡画像の図である。

【 図 6 B 】 倍率 2 5 0 X での図 4 のダイヤモンド形状のステントの走査型電子顕微鏡画像の図である。

【 図 7 】 2 つの縫合部によりグラフト材料に取付けられる本発明のダイヤモンド形状のステントを示す図である。

【 図 8 A 】 レーザ切断された後のダイヤモンド形状のステントのアイレット領域の拡大図を示す図である。

【 図 8 B 】 レーザ切断された後のダイヤモンド形状のステントのアイレット領域の、線 B - B ' に沿った断面を示す図である。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0022】

詳細な説明

図における各構成要素は必ずしも尺度決めされておらず、その代わり、本明細書における教示の原理を例示することに重きを置いている。

【0023】

別途規定されていなければ、本明細書において用いられるすべての技術および科学用語は、この発明が属する技術分野の当業者に共通して理解されるのと同じ意味を有する。

【0024】

この明細書および添付の特許請求の範囲を通じて、「近位」および「近位の」という用語は、埋め込まれた際の血流の方向においてまたは血流に対して、さらに上流にある位置または方向、すなわち装置の部分を指すよう意図される。

10

【0025】

「人工器官」という用語は、身体部分または身体部分の機能の代替品を意味する。「人工器官」という用語は、機能性を向上させるか、または機能性を生理系に加える装置も意味し得る。

【0026】

「管状」という用語は、腔内装置の一般的な形状を指し、この形状により当該モジュールが流体を距離に沿って搬送するか、または動脈のような管状構造内に嵌まることを可能にする。管状の人工器官装置は、一方および両方が枝分かれおよび分岐した装置を含む。

20

【0027】

「腔内」という用語は、人間または動物の身体における内腔または身体通路の内部に配置し得る物体に用いられる。内腔または身体通路は、存在している内腔または外科的処置によって作り出される内腔であり得る。この明細書で用いられているように、「内腔」または「身体通路」という用語は広い意味を有するよう意図され、（たとえば、自然のまたは医原性の）人体内の任意の管を含み、血管、気管、および胃腸管などを含む群から選択されるものを含み得る。「腔内装置」または「腔内人工器官」は、したがって、これらの内腔の1つの中に配置され得る装置を示す。

【0028】

「ステント」という用語は、剛性、拡張力、または支持を人工器官に加える任意の装置または構造を意味する。ステントは、当該通路の完全性を維持しながら、身体通路の開存性を得るとともに維持するよう用いられる。さらに、ステントは、封止部を形成するよう用いられ得る。ステントは、たとえば溶融高分子への浸漬または当業者に公知である任意の他の方法によって、高分子材料でコーティングされ得る。Z - ステントは、ストラットと頂部（すなわち、湾曲部）とが交互に現れるステントであり、ほぼ円筒形の内腔を規定する。Z - ステントの「振幅」は、1つのストラットによって接続される2つの湾曲部の間の距離である。Z - ステントの「節」は、Z - ステントにおける湾曲部の合計数を2で割ったものであるか、またはストラットの合計数を2で割ったものである。

30

【0029】

1つの構成では、ステントは複数の非連続の装置であってもよい。別の構成では、ステントは1つの装置であってもよい。ステントは、装置の外部、装置の内部、またはその両方に配置されてもよい。ステントは、自己拡張型もしくはバルーン拡張可能型であってもよく、または両方の特性を有してもよい。さまざまな他のステント構成が、「ステント」という用語の使用により考えられる。

40

【0030】

「グラフト」または「グラフト材料」という用語は、身体部分の一部または機能を向上、修復、または置換するよう身体部分に結合されるかまたは結合され得る物体、装置、または構造を示す。グラフト自体が腔内人工器官であり得るか、または構造的構成要素のような他の要素が加えられたグラフトが腔内人工器官であり得る。グラフトは単一の材料、材料の混合物、ウィーブ、積層、または2つ以上の材料の複合材料を含む。グラフトはさ

50

らに、記載される実施例のマンドレルの上に積層され得る高分子材料を含み得る。好ましくは、高分子は、マンドレル上に複数層で加えられるが、硬化の後、ステントまたは織込まれたグラフトを封入する１つの層になる。これは、結果得られる血管内人工器官の剥離の発生を減少させる助けになる。ステントはグラフトに取付けられ得、これにより「ステントグラフト」を形成する。

【００３１】

この出願において用いられる「患者」という用語は、任意の哺乳動物、特に人間を指す。

【００３２】

本明細書における教示は、改善されたアイレットを有する腔内装置を提供する。当該埋込可能装置のアイレット領域は局所的に研磨される。別の局面では、本明細書における教示は、長円形、楕円形、およびスロット形状などといった非円形のアイレット形状を提供する。改善されたアイレットを有する腔内装置を製造する方法も記載される。

【００３３】

ここで図面、特に図１を参照して、従来の腔内装置１０が示される。埋込可能装置１０は、取付ｚ－ステント１２から形成される。取付ｚ－ステント１２は、取付ｚ－ステント１２の端部にてループ１８を通るように縫合部１６を縫い付け、取付ｚ－ステント１２をグラフト材料２２に接続することにより埋込可能装置の本体１４に固定される。縫合部１９を介して、近位の封止ステント１７がグラフト材料２２に取付けられる。

【００３４】

図２Ａは、ステント２４、具体的にはカニユーレを切断したダイヤモンド形状のステントを含む埋込可能装置２０を示す。埋込可能装置２０では、ステント２４全体が電解研磨されている。この埋込可能装置２０は、大きな半径方向の力を与えるが、その装填構成では低プロファイルを維持する。このようなダイヤモンド形状のステント装置の例は、ここに参照により援用される「テーパを有する梁が改善された腔内装置（Endoluminal Device With Improved Tapered Beams）」という名称を持つＵＳ－Ａ－２００７／００２１８２４に記載される。

【００３５】

図２Ｂは、ステント２４の拡大図を示す。ステント２４は、湾曲部３２によってアイレット領域３４にて接続される少なくとも２つのストラット２８，３０を有するストラット領域２６を含む。ストラット領域２６は、レーザで切断されるとともに電解研磨され得るステントの主な「載荷」部分である。アイレット３６は、実質的に円形であり得、アイレット領域３４に位置する。ステント２４は、縫合部２７によりアイレット３６を介してグラフト材料２５に接続される。

【００３６】

カニユーレが切断されたステントには、レーザ切断処理の結果、実質的に長方形または台形の断面によりエッジが作り出されるという性質がある。これらのステントは等しく材料を取除くよう電解研磨されるが、相対的に鋭いエッジが残る。図３Ａは、電解研磨された、カニユーレが切断されたステント２４のＳＥＭ画像であり、倍率１００×でアイレット領域３４を示す。アイレット領域３４は平滑なように思われる。図３Ｂは、同じ電解研磨された、カニユーレが切断されたステント２４を倍率２５０×で示すＳＥＭ画像である。図３Ｂは、アイレット３６のエッジ３８，３９は鋭く、アイレット３６の断面が実質的に長方形であることを示す。

【００３７】

図４は、ステント４２、具体的にはカニユーレを切断したダイヤモンド形状のステントを含む腔内装置４０を示す。この腔内装置４０は、大きな半径方向の力を与えるが、その装填構成では低プロファイルを維持する。ステント４２は、少なくとも２つのストラット４６，４８を有するストラット領域４４を含む。ストラット４６，４８は、湾曲部５０によってアイレット領域５２にて接続される。ストラット領域４４はステント４２の主な「載荷」部分である。ステント４２は電解研磨される。アイレット５４はアイレット領域５

10

20

30

40

50

2に位置する。このステント42では、上で論じたステント24とは対照的に、アイレット領域52は、アイレット54の鋭いエッジを平滑化するように局所的に研磨されている。

【0038】

ステント42の拡大図である図5Aを参照すると、局所的に研磨されるアイレット領域52の特性が示される。ストラット48は、曲率半径を有するエッジ56を有する。ストラットの曲率半径は、曲率半径が零(0)の鋭い隅部の曲率半径に近づく。極めて鋭い隅部は電解研磨の後では得られる可能性は低いので、ストラットの曲率半径は典型的には0.001mm未満である。この値は適切な耐久性および半径方向の力を達成するのに十分なストラット48の断面を維持するのに適切である。

【0039】

アイレット領域52が局所的に研磨されると、アイレット54のエッジ60はより丸くなり、アイレット58の断面はより円形になる。図5Bは、線A-A'に沿ったアイレット断面58を示す。アイレットの曲率半径は、アイレット54のエッジ60に沿ってどこで半径を計測をしてもほぼ同じになる。一例では、アイレットの曲率半径の許容範囲は約0.01mmからアイレット54の断面が円形になる値までである。たとえば、アイレットの曲率半径は0.10mmであってもよい。さらに、アイレットの曲率半径は、アイレットが縫合部を切断またはほつれさせるのを避けるよう縫合部の半径の1/10以上に限定されてもよい。

【0040】

別の例では、アイレットの曲率半径の低い範囲は、ストラットの曲率半径よりも一桁分高くてもよい。たとえば、ストラットの曲率半径は、約0.001mmであってもよく、局所的に研磨されるアイレットの曲率半径は少なくとも約0.01mmであってもよい。別の例では、アイレットの1つの曲率半径は、縫合部の半径の1/10以上であってもよく、ストラットの少なくとも1つの曲率半径よりも少なくとも一桁大きい。

【0041】

ステントは生体適合性材料から形成され得る。装置の製造に用いられる材料は、周知の好適な金属から選択され得る。好ましい材料は、耐機械荷重、生体適合性、弾性率、または他の所望の特性に対して所望の機能特性を与え得る材料を含む。さまざまな実施例では、ステントは、ステンレス鋼、ニッケル、銀、白金、パラジウム、金、チタン、タンタル、イリジウム、タングステン、コバルト、クロム、ニッケル-チタン合金、商品名ニチノール(NITINOL)(登録商標)またはインコネル(INCONEL)で売られる超弾性ニッケル-チタン(NITI)合金から選択される金属材料を含む。好ましくは、個々のステントユニットはニチノールまたはステンレス鋼から製造される。

【0042】

図6Aは、局所的に研磨されるステント42のSEM画像であり、アイレット領域52を倍率100Xで示す。アイレット領域52は平滑なように思われる。図6Bは、同じ局所的に研磨されるステント42を倍率250Xで示すSEM画像であり、アイレット領域52に対する局所的な研磨の影響を視覚的に確認する。アイレットエッジ60は丸くされ、図3Bに示された電解研磨されたステント24のアイレット36の鋭いエッジ38が除去されている。

【0043】

局所的に研磨されるステント42は、図4に示されるように、腔内装置40を形成するようグラフト材料に取付けられ得る。図7は、グラフト材料62への局所的に研磨されるステント42の取付を示す。たとえば、グラフト材料62は、二重縫合技術を用いてアイレット54を通るよう縫い付けられた縫合部64, 65を用いて、ステント42に固定され得る。アイレットは、二重の縫合取付に対応するよう楕円形であり得る。縫合材料は、ポリプロピレンまたは当該技術において公知の他の任意の好適な材料であってもよい。

【0044】

管状のグラフト材料は、生体適合性の織物、高分子、生体材料、またはその複合物から構成されてもよい。織物のグラフト材料が形成され得る生体適合性材料の例は、ポリエチ

10

20

30

40

50

レンテレフタレートのようなポリエステルと、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）および延伸PTFEの繊維のようなフッ素化高分子と、ポリウレタンとを含む。好ましくは、グラフト材料は織布ポリエステルである。より好ましくは、グラフト材料は、DACRON（登録商標）（DUPONT社、ウィルミントン（Wilmington）、デラウェア州（DE））またはTWILLWEAVE MICREL（登録商標）（VASCUTEK社、レンフリューシャー（Renfrewshire）、スコットランド（Scotland））といったポリエチレンテレフタレート（PET）である。DACRONのような織布ポリエステルは、変動する孔隙度を有する。孔隙度は、織布ポリエステルを作り出すのに用いられる織るまたは編む工程に基づき選択的に制御され得る。結果、用途に応じて、孔隙は、患者の組織を織布グラフト材料へと組込むのを促進するよう調節され、これにより患者の血管または内腔内に人工器官をより確実に固定し得る。さらに、孔隙度は血液または他の生理流体を含む液体に対して不浸透性である織布グラフト材料を提供するよう調節され得る。グラフト材料の織布ポリエステルは、複数の糸を含んでもよい。

10

20

30

40

50

【0045】

埋込可能装置40の製造方法がさらに提供される。上述したようなステント42を製造するのに、当該技術において公知である標準的なレーザ切断技術が用いられ得る。たとえば、ステント構造はチューブから構造部材をレーザで切断することで作成され得る。図8Aは、レーザで切断された後のステント66のアイレット領域67の拡大図を示す。ステント68のアイレットもレーザで切断される。線B-B'に沿ったアイレット68の断面70が図8Bに示される。図8Bに示されるように、レーザ切断された後のアイレットの形状は台形状であり、エッジ72は実質的に鋭い隅部である。

【0046】

次いでステント装置全体が電解研磨され得る。電解研磨は、好ましくは高イオン溶液における電位および電流による金属の電解除去である。電解研磨は好ましくは導電性材料の平滑化、研磨、バリ取り、または洗浄のために用いられる。電解研磨は、選択的に金属表面上の表面欠陥を除去することにより応力集中を除去し、これにより当該材料をより強くする。電解研磨はさらに耐食性を向上し得るとともに水素をステントの表面から除去し得る。

【0047】

電解研磨は典型的に、電解液を与えることと、ステントを電解液内に配置することと、ステントに接触しないようにカソードを電解液に配置することと、アノードをステントに結合することとを伴う。アノードとカソードとの間に電圧が与えられると、ステントを形成する元素が溶液の中へと押しやられてカソード上に堆積するようカソードへ運ばれ、ステントはその外側表面の一部を失うことになる。ステントの表面が粗ければ粗いほど、溶液中に押しやられやすくなり、ステントの表面から除去される。これにより、ステントの表面が幾分平滑化される。

【0048】

電解研磨処理はしばしば、ステントを洗浄することによるステントの準備から始まる。ステントの洗浄は非導電材料をステントの表面から除去し得る。油、接着剤、および他の物質は汚染物質となり得るものである。次いで、ステントは、好ましくはリン酸および硫酸溶液の酸浴槽に配置し、DC電源の正のリードをステントに接続するとともに負のリードをカソードに接続することにより電解研磨され得る。後処理は好ましくは、硝酸の洗浄液にステントを配置し、その後水の洗浄液に配置することを伴う。図2Bおよび図3A-3Bは、電解研磨のステップの後のステント装置を示す。

【0049】

アイレット領域は、上で論じた寸法に従って局所的に研磨される。局所的な研磨は、尖っていないアイレットのエッジを平滑化するよう機械転回または研磨を含み、その後当該技術において公知の方法に従った電解研磨を含み得る。一例では、この局所的な研磨はステント全体の電解研磨の後のステップにおいてなされる。図6A-6Bは、アイレット領域が局所的に研磨された後のステント42のSEM画像を示す。グラフトの磨耗を減少さ

せるよう選択的にステント材料を除去するのが望ましい中間ストラット領域のようなステントの他の領域も、局所的に研磨されてもよい。

【0050】

図7に示されるように、局所的に研磨されるステント42は次いでグラフト材料62に取付けられ得る。一例では、グラフト材料62は、アイレット54に縫付けられる縫合部64を用いてステント42に固定される。縫合部は、二重縫合技術を用いて2回アイレットを通るよう縫付けられ得る。この例では、アイレットは二重縫合取付に対応するよう楕円形状である。腔内装置40は、グラフト材料62に取付けられる少なくとも1つの局所的に研磨されるステント42から形成される。

【0051】

長円形、スロット形状、および同様の形状を含む楕円形の代わりに、他の形状のアイレットが用いられてもよい。

【0052】

腔内装置40は、当該技術において公知の方法を用いて、身体の血管中に送付および配置される。たとえば、この装置は、ステントの外側表面に接触し、血管への送付のためにステントを圧縮状態で保持する保持鞘内に搭載されてもよい。血管に貫入するのに中空針が用いられてもよく、案内ワイヤがこの針を通して血管内へ通されてもよい。次いで、針は取除かれ、導入カテーテルに取って代わられる。導入カテーテルは一般的に、ステントを含む腔内装置が血管に到達するよう通り得るポートとして作用する。圧縮されたステントおよび保持鞘は次いで導入カテーテルを通して血管に入り得る。ステントが治療部位に隣接する血管に配置されると、保持鞘は収縮され得、これによりステントを圧縮状態から拡張状態へと拡張させる。拡張状態では、ステントは血管壁に接触し、血管壁に半径方向の力を作用させる。保持鞘および導入カテーテルは次いで血管から引出され得る。

【0053】

アイレットのある形状、特に楕円形状、長円形状、スロット形状は、アイレットの外周に亘って縫合部の相対運動を低減させ得るとともに界面圧力を低減し得、これにより縫合部の磨耗を低減し得るといことが分かった。このような形状は、縫合部の直径、縫合部の数、および縫合部の荷重の低減の結果、磨耗を低減し得る。

【0054】

上述した詳細な説明は限定的ではなく例示的であると意図され、この発明の精神および範囲を規定するよう意図されるのは、すべての均等物を含む添付の特許請求の範囲であると理解される。

10

20

30

【図 1】

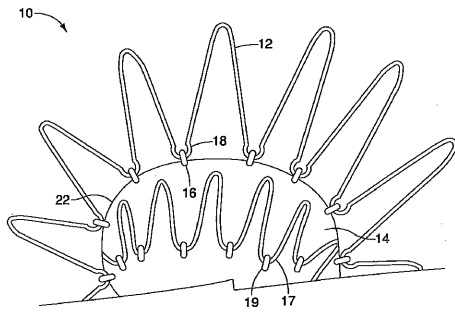


FIGURE 1

【図 2 A】

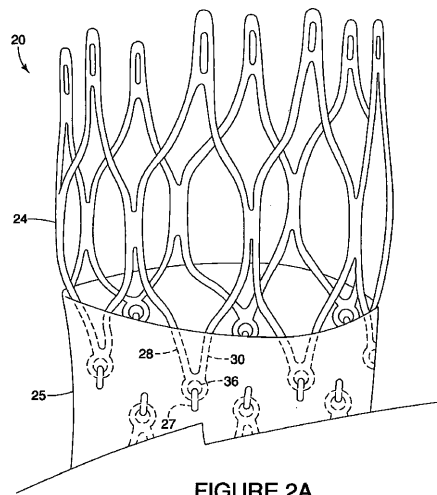


FIGURE 2A

【図 2 B】

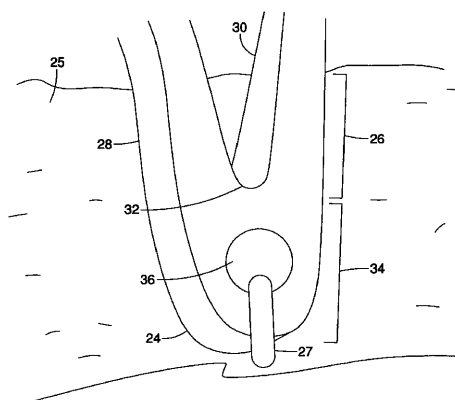


FIGURE 2B

【図 3 A】

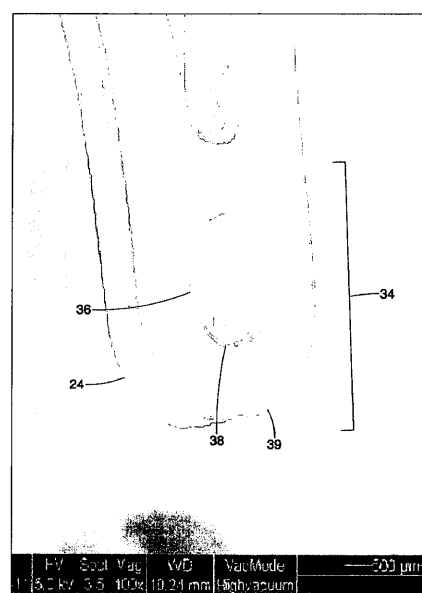


FIGURE 3A

【 図 3 B 】

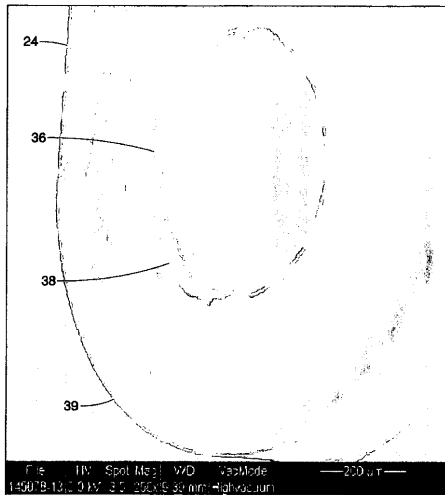


FIGURE 3B

【 図 4 】

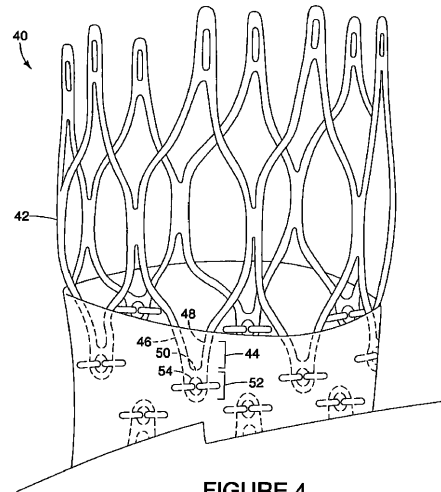


FIGURE 4

【 図 5 A 】

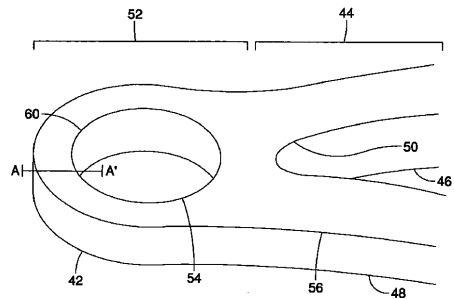


FIGURE 5A

【 図 5 B 】

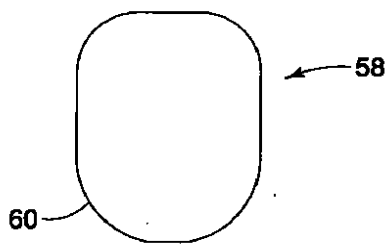


FIGURE 5B

【 図 6 A 】



FIGURE 6A

【 図 6 B 】

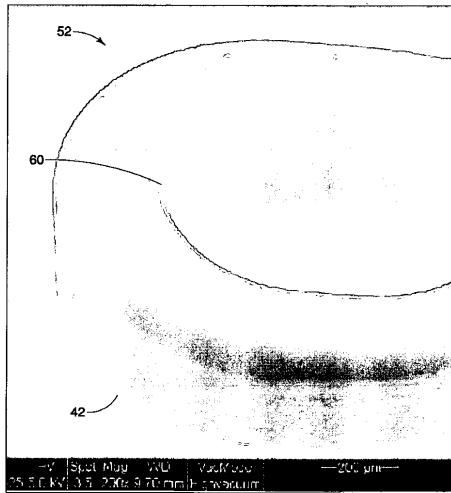


FIGURE 6B

【 図 7 】

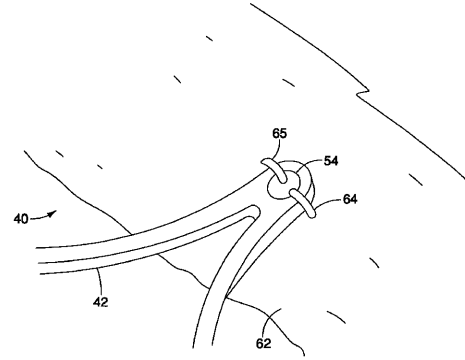


FIGURE 7

【 図 8 A 】

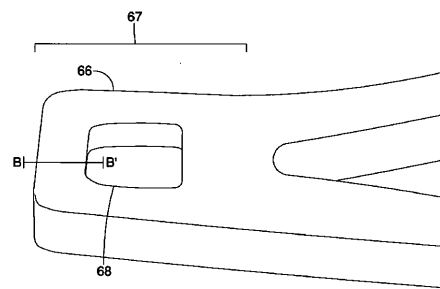


FIGURE 8A

【 図 8 B 】

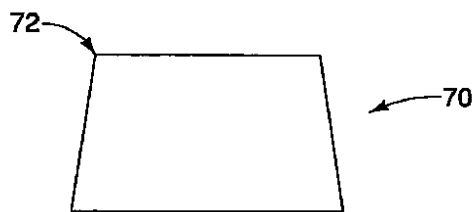


FIGURE 8B

【手続補正書】

【提出日】平成21年7月17日(2009.7.17)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

電解研磨方法は、ステントの粗表面を低減し、グラフトの磨耗および縫合部の磨耗の問題にしばしば寄与するステントの尖っていない長方形のエッジを減少させ得る。しかしながら、電解研磨は、相対的に均一な態様でステント材料を取除く傾向がある。したがって、ステントの隅部から材料を取除いてより円形の断面を作り出すよう電解研磨を行なうとしばしば、ステントのストラットからステント材料が取除かれてしまう。ステントのストラットからの材料の除去は、ステントの完全性の減少へとつながり得、人工器官全体の寿命が低減する。

US 2002 / 0049490は、厚壁を有する圧縮および拡張可能な一体の円筒構造を有する内腔人工器官を記載する。この円筒構造は、隣接する曲がった細長い梁と間欠的に結合される曲がった細長い梁を含む。各々の梁は円周方向の幅よりも大きい半径方向の幅を有する。曲がった梁のこの構成は、人工器官の拡張および圧縮状態において、応力集中を低減する。特徴は、人工器官が非常に小さい直径となるよう折り畳まれるとともに、非常に大きな直径となるよう拡張することを可能にする高い膨張係数を有する。

EP 0 539 237は、内腔の壁に人工器官を接合するための経腔的グラフトシステムを記載する。このシステムは、ばねアセンブリおよび固定かかり部が設けられた管状グラフトを含む。この人工器官は開口部が設けられた管状キャリアの上に搭載され、開口部が設けられたキャリアの孔に中央制御手段が挿入される。係留ループ部が人工器官に取付けられ、管状キャリアの開口部を通り、中央制御手段に係合する。内腔内へのスムーズな挿入のために、当該システムを導入鞘がカバーする。グラフトが位置決めされた場合、中央制御手段は人工器官の軸位置を維持する。導入鞘が引張り出されると、人工器官は露出し、ばねアセンブリが拡張状態に戻り、グラフトを内腔の内壁に対して固定する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

ストラットは、曲率半径を有するエッジを有する。ストラットの曲率半径は、曲率半径が零(0)である鋭い隅部の曲率半径に近づく。極めて鋭い隅部は電解研磨の後では得られる可能性は低いので、ストラットの曲率半径は0.001mm未満であってもよい。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0040

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0040】

別の例では、アイレットの曲率半径の低い範囲は、ストラットの曲率半径よりも一桁分高くてもよい。たとえば、ストラットの曲率半径は、約0.001mmであってもよく、局所的に研磨されるアイレットの曲率半径は少なくとも約0.01mmであってもよい。別の例では、アイレットの曲率半径は、縫合部の半径の1/10以上であってもよく、ストラットの少なくとも1つの曲率半径よりも少なくとも一桁大きい。

【手続補正4】

【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】

ステントグラフトでの使用のためのステントであって、
少なくとも 2 つのストラットを含むストラット領域を含み、各ストラットは曲率半径を有するエッジを有し、前記ステントはさらに、
前記少なくとも 2 つのストラットを接続し、アイレット領域を形成する湾曲部と、
前記アイレット領域内に位置決めされるアイレットとを含み、前記アイレットは前記少なくとも 2 つのストラットの前記エッジの曲率半径よりも少なくとも一桁大きい曲率半径を有するエッジを有する、ステント。

【請求項 2】

前記少なくとも 2 つのストラットの前記エッジの曲率半径は約 0.001 mm 以下である、請求項 1 に記載のステント。

【請求項 3】

前記アイレットの前記エッジの曲率半径は 0.01 mm であり、前記少なくとも 2 つのストラットの前記エッジの曲率半径は 0.001 mm である、請求項 1 に記載のステント
。

【請求項 4】

前記アイレットの前記エッジの曲率半径は約 0.01 mm から前記アイレットの断面が円形になる値の範囲内にある、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 5】

前記アイレットの前記エッジの曲率半径は 0.10 mm である、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 6】

前記アイレットは、非円形の形状を有し、ほぼ長円形状、楕円形状、またはスロット形状である、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 7】

前記アイレットの前記エッジの曲率半径は、少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1 / 10 以上である、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 8】

前記アイレットの前記エッジの曲率半径は、少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1 / 10 以上であり、前記少なくとも 2 つのストラットの前記エッジの曲率半径より少なくとも一桁大きい、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 9】

前記少なくとも 2 つのストラットの前記エッジの曲率半径が約 0.001 mm 以下であることと、

前記アイレットがほぼ楕円形状を有することと、

前記アイレットの前記エッジの曲率半径が約 0.01 mm から前記アイレットの断面が円形になる値までの範囲内にあることと、

前記アイレットの前記エッジの曲率半径が 0.01 mm であり、前記少なくとも 2 つのストラットの前記曲率半径が 0.001 mm であることと、

前記アイレットの前記エッジの曲率半径が少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1 / 10 以上であることと、

前記アイレットの前記エッジの曲率半径が少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1 / 10 以上であり、前記少なくとも 2 つのストラットの前記エッジの曲率半径よりも少なくとも一桁大きいこととのいずれかのうち少なくとも 2 つ以上を含む、請求項 1 に記載のステント
。

【請求項 10】

前記アイレットは少なくとも 1 つの縫合部によりグラフト材料に固定される、先行する請求項のいずれかに記載のステント。

【請求項 11】

前記アイレットは 2 つの縫合部によりグラフト材料に固定される、請求項 10 に記載のステント。

【請求項 12】

ステントの製造方法であって、

前記ステントを形成するようステント材料のカニユーレをレーザ切断するステップを含み、前記ステントは少なくとも 2 つのストラットを含むストラット領域を含み、前記少なくとも 2 つのストラットは曲率半径を有するエッジを有し、前記ステントはアイレット領域を含み、前記アイレット領域は曲率半径を有するエッジを有するアイレットを含み、前記方法はさらに、

前記ステント領域および前記アイレット領域を電解研磨するステップと、

前記アイレットの前記少なくとも 1 つの曲率半径が前記少なくとも 2 つのストラットのエッジの曲率半径よりも少なくとも一桁大きくなるように前記アイレット領域を選択的に研磨するステップとを含む、方法。

【請求項 13】

前記アイレットの前記エッジの曲率半径が約 0.01 mm から前記アイレットの断面が円形になる値までの範囲内にあるように前記アイレット領域を研磨するステップを含む、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記アイレットの前記エッジの曲率半径が 0.10 mm になるように前記アイレット領域を研磨するステップを含む、請求項 12 または 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記アイレットの前記エッジの曲率半径が少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1/10 以上であるように前記アイレット領域を選択的に研磨するステップを含む、請求項 12、13、または 14 に記載の方法。

【請求項 16】

前記アイレットを少なくとも 1 つの縫合部によりグラフト材料に固定するステップを含む、請求項 12 から 15 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 17】

腔内装置の製造方法であって、

ステントを形成するようステント材料のシートをカニユーレ切断するステップを含み、前記ステントは少なくとも 2 つのストラットを含むストラット領域とアイレット領域とを含み、

前記アイレット領域は曲率半径を有するエッジを有するアイレットを含み、前記方法はさらに、

前記ステント領域および前記アイレット領域を電解研磨するステップと、

前記アイレットの前記エッジの曲率半径が前記少なくとも 2 つのストラットのエッジの曲率半径よりも一桁小さく、かつ前記アイレットの前記エッジの曲率半径が少なくとも 1 つの縫合部の半径の 1/10 以上であるように前記アイレット領域を選択的に研磨するステップとを含む、方法。

【請求項 18】

前記アイレットを前記少なくとも 1 つの縫合部によりグラフト材料に固定するステップを含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

各アイレットが少なくとも 2 つの縫合部によりグラフト材料に固定される、請求項 18 に記載の方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2008/013863

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61F2/06		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61F		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2002/049490 A1 (POLLOCK DAVID T [US] ET AL) 25 April 2002 (2002-04-25) paragraph [0002] - paragraph [0077]; figures 1-21	1-19
X	EP 0 539 237 A (COOK INC [US]) 28 April 1993 (1993-04-28) column 1, line 1 - column 27, line 56; figures 1-49	1-11
A	EP 0 824 903 A (APPLIED VASCULAR ENG INC [US] MEDTRONIC AVE INC [US]) 25 February 1998 (1998-02-25) column 1, line 3 - column 8, line 18; figures 1-10	1-19
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
29 April 2009		08/05/2009
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Skorovs, Peteris

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2008/013863

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002049490	A1	25-04-2002	NONE	
EP 0539237	A	28-04-1993	AU 669338 B2 CA 2081424 A1 US 5693084 A	06-06-1996 26-04-1993 02-12-1997
EP 0824903	A	25-02-1998	AT 257681 T AU 743158 B2 AU 3522797 A CA 2213015 A1 DE 69727178 D1 DE 69727178 T2 ES 2214591 T3 JP 10174720 A	15-01-2004 17-01-2002 26-02-1998 23-02-1998 19-02-2004 04-11-2004 16-09-2004 30-06-1998

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 将行

(74)代理人 100111246

弁理士 荒川 伸夫

(74)代理人 100124523

弁理士 佐々木 真人

(72)発明者 ディアキング, ウィリアム・ケイ

アメリカ合衆国、4 7 9 0 6 インディアナ州、ウェスト・ラファイエット、フェルディナンド・コート、3 4 3 5

(72)発明者 リーウッド, アラン・アール

アメリカ合衆国、4 7 9 0 5 インディアナ州、ラファイエット、エバーグリーン・コート、3 0

(72)発明者 ローダー, ブレイン・エイ

アメリカ合衆国、4 7 9 0 9 インディアナ州、ラファイエット、キティウエイク・コート、4 1 1

F ターム(参考) 4C097 AA15 BB01 CC01 DD01 DD09 DD10 DD12 EE02 EE06 EE08
4C167 AA44 AA47 AA50 AA53 AA54 AA55 BB06 BB15 BB26 BB27
BB31 BB39 BB40 CC08 EE03 EE11 FF05 GG02 GG04 GG05
GG06 GG08 GG21 GG22 GG23 GG24 GG32 GG33 GG42