

(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2007-526100
(P2007-526100A)

(43) 公表日 平成19年9月13日(2007.9.13)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 F 2/84 (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 未請求 (全 28 頁)

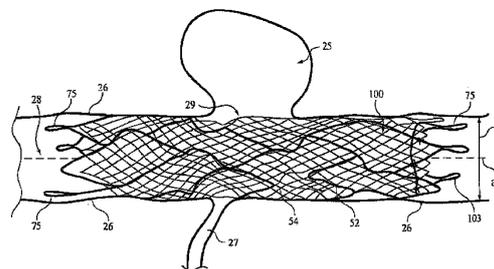
(21) 出願番号	特願2007-502069 (P2007-502069)	(71) 出願人	500345685 ポストン サイエントフィック サイムド、 インコーポレイテッド アメリカ合衆国 ミネソタ 55311-1566, メイプル グローブ, ワン サイムド プレイス (番地なし)
(86) (22) 出願日	平成17年3月2日 (2005.3.2)	(74) 代理人	100078282 弁理士 山本 秀策
(85) 翻訳文提出日	平成18年9月6日 (2006.9.6)	(74) 代理人	100062409 弁理士 安村 高明
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/007282	(74) 代理人	100113413 弁理士 森下 夏樹
(87) 国際公開番号	W02005/084585		
(87) 国際公開日	平成17年9月15日 (2005.9.15)		
(31) 優先権主張番号	60/549, 287		
(32) 優先日	平成16年3月2日 (2004.3.2)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	11/025, 866		
(32) 優先日	平成16年12月29日 (2004.12.29)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	11/025, 464		
(32) 優先日	平成16年12月29日 (2004.12.29)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 金属フィルムを含む医療用デバイスおよびその作製方法

(57) 【要約】

身体通路内の配備のための内部人工器官(100)は、フレームワーク(52)および金属フィルム(54)を含み、これは、このフレームワークを周縁方向に取り囲むか、またはこのフレームワークによって取り囲まれる。このフレームワークおよび金属フィルムは、第3の材料を用いることなしに、例えば、縫い付けることなく取り付けられ得る。このフレームワークは、その長さおよび周縁の少なくとも一部分に沿って周縁方向の凹部を規定し得る。この凹部は、その中に上記金属フィルムの少なくとも一部分を収容する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体通路内の配備のための内部人工器官であって：

第 1 の端部および第 2 の端部を有するフレームワーク；および

約 $50 \mu\text{m}$ またはそれ以下の厚みを有し、そして該フレームワークの少なくとも一部分とほぼ同延である金属フィルムを備える管状部材を備え、該身体通路内に配備されるとき、該フレームワークと管状部材とは互いに対して、該フレームの第 1 の端部から実質的に 1 つのみの距離で保持される、内部人工器官。

【請求項 2】

前記身体通路に配備されるとき、前記フレームワークが長さを有し、そして該フレームワークおよび該管状部材が、1 つ以上の異なる位置で互いに固定され、各位置が該フレームワークの第 1 の端部から個々の距離 d_i の間隔を置かれ、(a) 距離 d_i 間の最大の差異の (b) 該フレームワークの長さに対する比が約 0.15 またはそれより少ない、請求項 1 に記載の内部人工器官。

10

【請求項 3】

前記フレームワークおよび管状部材が、単一位置で互いに固定される、請求項 2 に記載の内部人工器官。

【請求項 4】

前記 1 つ以上の異なる位置の各々が、前記フレームワークの第 1 の端部に前記第 2 の端部より近く位置される、請求項 2 に記載の内部人工器官。

20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の内部人工器官を備える送達デバイスであって、遠位端および近位部分を有し、該内部人工器官が圧縮状態にあり、そして前記フレームワークの第 1 の端部が該送達デバイスの近位部分に対してより該遠位端に近接して位置される、送達デバイス。

【請求項 6】

前記身体通路内の配備の前に、前記フレームワークおよび管状部材が、1 つ以上の近位方向位置で互いに固定される、請求項 5 に記載の送達デバイス。

【請求項 7】

前記管状部材が、ニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムを含み、該金属フィルムが $50 \mu\text{m}$ もより薄い厚みを有する、請求項 1 に記載の内部人工器官。

30

【請求項 8】

身体通路内の配備のための内部人工器官であって：

半径方向に拡大された端部を有する少なくとも 1 つの半径方向突出部を備えるフレームワーク；および

該フレームワークの少なくとも一部分とほぼ同延である堆積されたフィルムを備え、該フィルムが、堆積されたニッケルおよびチタンを備え、そして少なくとも 1 つの窓割りを有し、該フレームワークの少なくとも 1 つの突出部が、該窓割りを通って延び、そして該半径方向に拡大された端部と該フレームワークとの間の窓割りに隣接して該堆積されたフィルムの一部分を保持する、内部人工器官。

【請求項 9】

前記堆積されたフィルムおよびフレームワークが、半径方向、周縁、または長軸方向寸法の少なくとも 1 つにおける移動の少なくともいくらかの自由度を有する、請求項 8 に記載の内部人工器官。

40

【請求項 10】

身体通路内の配備のための内部人工器官であって：

少なくとも 1 つのフレームワーク部材を有するフレームワーク；および

該フレームワークの少なくとも一部分とほぼ同延の堆積されたフィルムを備え、該フィルムが、堆積されたニッケルおよびチタンを備え、そして固定された端部および複数の自由エッジを有する第 1 の突出部を有し、該第 1 の突出部がその固定された端部から該フレームワーク部材を横切って延び、該フレームワークおよびフィルムを互いに対して保持す

50

る、内部人工器官。

【請求項 1 1】

前記堆積されたフィルムが、約 50 μm またはそれ以下の厚みを有する、請求項 1 0 に記載の内部人工器官。

【請求項 1 2】

前記フィルムが、固定された端部および複数の自由エッジを有する第 2 の突出部を含み、前記第 1 の突出部および該第 2 の突出部が、前記フレームワーク部材の対向する側面上に、該第 1 の突出部および第 2 の突出部が反対の配向で該フレームワーク部材上で延びるように位置される、請求項 1 0 に記載の内部人工器官。

【請求項 1 3】

前記第 1 の突出部および第 2 の突出部の最も近い自由エッジ間の間隔が、該突出部の幅にほぼ等しいか、またはそれより小さい、請求項 1 2 に記載の内部人工器官。

【請求項 1 4】

前記内部人工器官およびフレームワーク部材が個々の長軸方向軸を有し、該長軸方向軸が、互いに整列されている、請求項 1 0 に記載の内部人工器官。

【請求項 1 5】

身体通路内の配備のための内部人工器官であって：

周を規定するフレームワーク；および

該フレームの少なくとも一部分とほぼ同延である堆積されたフィルムを備え、該フィルムが堆積されたニッケルおよびチタンを備え、そして複数の突出部を有し、各突出部が固定された端部および自由端部を有し、各突出部が、該周の第 1 の側面上に位置されるその固定された端部から、該周の第 2 の対向する側面上に位置する自由端部まで延び、該フレームワークおよび該フィルムを互いに対して保持する、内部人工器官。

【請求項 1 6】

前記堆積されたフィルムが、約 50 μm またはそれ以下の厚みを有する、請求項 1 5 に記載の内部人工器官。

【請求項 1 7】

前記突出部が、前記フィルムの端部から長軸方向の外方に延びる、請求項 1 5 に記載の内部人工器官。

【請求項 1 8】

身体通路内の配備のための内部人工器官であって：

第 1 の端部部分、第 2 の端部部分および中央部分を有するフレームワークであって、該中央部分および少なくとも該第 1 の端部部分が量 d だけ異なる直径を有し凹部を形成するフレームワーク；および

該フレームワークの少なくとも中心部分と周縁方向に同延であり、そして該凹部内に少なくとも部分的に収容される管状部材を備える、内部人工器官。

【請求項 1 9】

前記中央部分が、前記凹部が、前記フレームワークの外部内で形成されるように、前記第 1 の端部部分より小さい直径を有する、請求項 1 8 に記載の内部人工器官。

【請求項 2 0】

前記管状部材が、ニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムを備える、請求項 1 8 に記載の内部人工器官。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願)

本出願は、2004年3月2日に出願された米国仮特許出願第60/549,287号の利益を主張し、この出願は、本明細書中に参考として援用される。

【0002】

(発明の分野)

10

20

30

40

50

本発明は、内部人工器官のような医療用デバイス、およびこのデバイスを作製する方法に関する。

【背景技術】

【0003】

(背景)

身体は、動脈、その他の血管、およびその他の身体管腔のような、種々の通路を含む。これら通路は、時々、閉塞されるか、または弱くなる。例えば、これら通路は、腫瘍によって閉塞されるか、プラークによって制限されるか、または動脈瘤によって弱められ得る。これが生じるとき、この通路は、再開放され、もしくは補強され得、または医療用内部器官で置換され得る。内部人工器官(補綴具)は、代表的には、身体中の管腔に配置される管状部材である。内部人工器官は、この内部人工器官が所望の部位に輸送されるとき、10 圧縮された形態または減少したサイズの形態で、この内部人工器官を支持するカテーテルによって身体の内側に送達され得る。上記部位への到着に際し、この内部人工器官は、例えば、それが、管腔の壁に接触し得るように拡大される。

【0004】

拡大機構は、半径方向に拡大するために内部人工器官を押し込むことを含み得る。例えば、この拡大機構は、バルーンを保持するカテーテルを含み得、これは、バルーン拡大可能な内部人工器官を保持する。このバルーンは、管腔壁と接触して所定の位置で拡大された内部人工器官を変形および固定するために膨張され得る。このバルーンは、次いで、収縮され得、そしてカテーテルは引抜かれる。20

【0005】

別の送達技法では、上記人工内部器官は、例えば、弾性的に、または物質相転位により、可逆的に圧縮され、そして拡大され得る弾性材料から形成される。身体中への導入の間に、上記内部人工器官は、半径方向に圧縮された状態で拘束される。所望の移植部位に到達する際、この拘束は、例えば、外側シースのような拘束デバイスを引っ込めることにより除去され、この内部人工器官がその自体の内部弾性回復力によって自己拡大することを可能にする。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

(発明の要旨)

本発明は、内部人工器官のような医療デバイス、およびこれらデバイスを作製する方法に関する。例示の内部人工器具は、ステント、被覆されたステント、およびステントグラフトを含む。

【課題を解決するための手段】

【0007】

いくつかの実施形態では、身体通路内の配備のための内部人工器官は、第1の端部および第2の端部を有するフレームワーク、および約50 μmまたはそれ以下の厚みを有し、そして上記フレームワークの少なくとも一部分とほぼ同延である金属フィルムを含む管状部材を含む。上記身体通路内に配備されるとき、上記フレームワークと管状部材とは互い20 に対して、上記フレームの第1の端部から実質的に1つのみの距離で保持される。

【0008】

上記フィルムは、例えば、堆積されたニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムであり得る。この堆積されたフィルムは、約50 μmまたはそれより薄い、50 μmまたはそれより薄い、例えば、約35 μmまたはそれより薄い厚みを有し得る。この堆積されたフィルムは、4 μmまたはそれより厚い厚みを有し得る。このフィルムは、超弾性性質を示し得る。

【0009】

上記身体通路内に配備されるとき、上記フレームワークおよび管状部材は、1つ以上の異なる位置、例えば、複数の位置で互いに固定され得る。各位置は、上記フレームワーク30

10

20

30

40

50

の第1の端部から個々の距離 d_i 間隔を置かれる。(a) 距離 d_i 間の最大の差異の (b) 上記フレームワークの長さに対する比は、約 0.15 またはそれより少ない。1つ以上の異なる位置の各々は、上記フレームワークの第1の端部に対して、第2の端部に対してより近接して位置され得る。実施形態では、上記フレームワークおよび管状部材は、単一位置で互いに固定される。

【0010】

いくつかの実施形態では、送達デバイスは、内部人工器官を含む。この送達デバイスは、遠位端および近位部分を有する。この内部人工器官は、圧縮された状態にあり、そして上記フレームワークの第1の端部は、上記送達デバイスの遠位端に対し、上記近位部分に対するよりも近接して位置される。身体通路中に配備される前に、上記フレームワークおよび上記管状部材は、互いに、1つ以上の近位位置および1つ以上のその他、例えば、遠位および/または中央位置で固定され得る。配備に続き、上記フレームワークおよび管状部材は、上記フレームワークの第1の端部から実質的に1つのみの距離で固定される。例えば、その他の位置を固定する1つ以上のフィラメントは、配備の間に破壊され得るか、または解かれるようになり得る。

10

【0011】

いくつかの実施形態では、身体通路内の配備のための内部人工器官は、半径方向に拡大された端部を有する少なくとも1つの半径方向突出部を備えるフレームワーク、およびこのフレームワークの少なくとも一部分とほぼ同延である堆積されたフィルムを備える。このフィルムは、少なくとも1つの窓割り、およびこの窓割りを通って延び、そして上記半径方向に拡大された端部と上記フレームワークとの間の窓割りに隣接して上記堆積されたフィルムの一部分を保持する、このフレームワークの少なくとも1つの突出部を有する。このフィルムは、例えば、ニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムであり得る。

20

【0012】

上記堆積されたフィルムおよびフレームワークは、半径方向、周縁、または長軸方向寸法の少なくとも1つにおける移動の少なくともいくらかの自由度を有し得る。

【0013】

いくつかの実施形態では、身体通路内の配備のための内部人工器官は、少なくとも1つのフレームワーク部材を有するフレームワーク、およびフレームワークの少なくとも一部分とほぼ同延の堆積されたフィルムを含む。このフィルムは、固定された端部および複数の自由エッジを有する第1の突出部を含む。この第1の突出部は、その固定された端部から上記フレームワーク部材を横切って延び、このフレームワークおよびフィルムを互いに対して保持する。

30

【0014】

このフィルムは、例えば、堆積されたニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムであり得る。この堆積されたフィルムは、約 $50 \mu\text{m}$ またはそれより薄い、 $50 \mu\text{m}$ またはそれより薄い、例えば、約 $35 \mu\text{m}$ またはそれより薄い厚みを有し得る。この堆積されたフィルムは、 $4 \mu\text{m}$ またはそれより厚い厚みを有し得る。このフィルムは、超弾性性質を示し得る。

40

【0015】

実施形態では、このフィルムは、固定された端部および複数の自由エッジを有する第2の突出部を含む。上記第1の突出部および該第2の突出部の固定された端部は、上記フレームワーク部材の対向する側面上に、この第1の突出部および第2の突出部が反対の配向でこのフレームワーク部材上で延びるように位置され得る。上記第1の突出部および第2の突出部の最も近い自由エッジ間の間隔は、上記突出部の幅にほぼ等しいか、またはそれより小さくても良い。

【0016】

上記内部人工器官およびフレームワーク部材は、個々の長軸方向軸を有し得、この長軸方向軸が、互いに整列され得る。

50

【0017】

いくつかの実施形態では、身体通路内の配備のための内部人工器官は、周を規定するフレームワーク、およびこのフレームの少なくとも一部分とほぼ同延である堆積されたフィルムを含む。このフィルムは、複数の突出部を有し、各突出部は、固定された端部および自由端部を有する。各突出部は、上記周の第1の側面上に位置され得るその固定された端部から、上記周の第2の対向する側面上に位置する自由端部まで延び、このフレームワークおよびこのフィルムを互いに対して保持する。

【0018】

このフィルムは、例えば、堆積されたニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムであり得る。この堆積されたフィルムは、約50 μm またはそれより薄い、50 μm またはそれより薄い、例えば、約35 μm またはそれより薄い厚みを有し得る。この堆積されたフィルムは、4 μm またはそれより厚い厚みを有し得る。このフィルムは、超弾性性質を示し得る。

10

【0019】

上記突出部は、上記フィルムの端部から長軸方向の外方に延び得る。

【0020】

いくつかの実施形態では、身体通路内の配備のための内部人工器官は、少なくとも1つの半径方向突出部を含むフレームワーク、およびこのフレームワークの少なくとも一部分とほぼ同延である堆積されたフィルムを含む。このフィルムは、上記フレームワークの少なくとも1つの突出部がそれを通して延びる少なくとも1つの窓割りを有する。フィラメントは、上記フィルムの少なくとも一部分の周りで周縁方向に、そして上記半径方向突出部を通して延び、上記フレームワークおよび管状部材を互いに対して保持する。

20

【0021】

このフィルムは、例えば、堆積されたニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムであり得る。この堆積されたフィルムは、約50 μm またはそれより薄い、50 μm またはそれより薄い、例えば、約35 μm またはそれより薄い厚みを有し得る。この堆積されたフィルムは、4 μm またはそれより厚い厚みを有し得る。このフィルムは、超弾性性質を示し得る。

【0022】

実施形態では、身体通路内の配備のための内部人工器官は、第1の端部部分、第2の端部部分および中央部分を有するフレームワークを含む。この中央部分、および少なくとも第1の端部部分は、量 d だけ異なる直径を有し凹部を形成する。管状部材は、このフレームワークの少なくとも中心部分と周縁方向に同延であり、そしてこの凹部内に少なくとも部分的に収容される。

30

【0023】

上記中央部分は、上記凹部が、上記フレームワークの外部内で形成されるように、上記第1の端部部分より小さい直径を有し得る。

【0024】

上記フレームワークおよび管状部材は、互いに対して少なくとも周縁方向の移動の自由度を有し得る。

40

【0025】

上記フィルムは、例えば、堆積されたニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムであり得る。この堆積されたフィルムは、約50 μm またはそれより薄い、50 μm またはそれより薄い、例えば、約35 μm またはそれより薄い厚みを有し得る。この堆積されたフィルムは、4 μm またはそれより厚い厚みを有し得る。このフィルムは、超弾性性質を示し得る。

【0026】

いくつかの実施形態では、身体通路内の配備のための内部人工器官は、フレームワークおよびこのフレームワークとほぼ同延である堆積された金属フィルムを含み、この堆積された金属フィルムは、少なくとも1つの細長いバンドおよび少なくとも1つの窓割りを備

50

え、この細長いバンドは、上記フレームワークに対して周縁方向に、そして上記少なくとも1つの窓割りを通って延びる。

【0027】

上記フィルムは、例えば、堆積されたニッケルおよびチタンを含む堆積された金属フィルムであり得る。この堆積されたフィルムは、約50 μ mまたはそれより薄い、50 μ mまたはそれより薄い、例えば、約35 μ mまたはそれより薄い厚みを有し得る。この堆積されたフィルムは、4 μ mまたはそれより厚い厚みを有し得る。このフィルムは、超弾性性質を示し得る。

【0028】

1つの局面では、本発明は、金属フィルム、例えば、ニッケル、チタン、およびクロムを含む蒸着フィルムを含む内部人工器官を特徴とする。金属フィルムのクロムの、金属フィルムのニッケル、チタン、およびクロムの組み合わせ重量に対する重量の比率は、少なくとも0.001であり、そして0.0075より小さくあり得る。

【0029】

本発明のその他の局面、特徴、および利点は、その好ましい実施形態の説明および請求項から明らかである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

(詳細な説明)

図1を参照して、内部人工器官100は、身体通路内、例えば、動脈瘤、例えば、ヒト脳26の血管26の動脈瘤25によって弱められた血管内に配備されている。内部人工器官100は、フレームワーク、例えば、薄い金属フィルムから作製された管状部材またはカバー54によって被覆されたステント本体52を含む。このステント本体は、この内部人工器官を処置部位に固定する比較的剛直性のフレームワークを提供する。このフレームワークは、ステントの機械的性質に寄与する比較的大きな開口部または窓割りを規定する。カバー54は比較的薄く、かつ可撓性であり、そしてカバーの機械的性質に寄与し、そしてこのステントの窓割りを閉塞するより小さな窓割りを含む。

【0031】

いくつかの実施形態では、内部人工器官100は、血管26と動脈瘤25との間を通過する血液の量または速度を改変する。例えば、補綴具100は、例えば、動脈瘤25を閉塞するために血管26と動脈瘤25との間の血液流れを減少またはブロックするために配備され得る。そのように配備された場合、補綴具100は、動脈25および/またはその開口部29内で凝固またはその他の治療プロセスが起こることを可能にするために十分、血液流れを減少し得る。管状部材54は、ステント本体52単独より動脈瘤25中への血液流れのより大きな減衰を提供し得る。内部人工器官100は、しかし、流れの速度および/または容量におけるいくらかの減少を提供する間でさえ、いくらかの流れが血管26と動脈瘤25との間を通過することを可能にし得る。補綴具100はまた(あるいはそれに代わって)、血液が、この補綴具を含む血管26と、隣接する血管、例えば、フィーダー血管27との間を通過することを可能にし、その一方、動脈瘤に対して減少した流れをなお提供する。

【0032】

図2aを参照して、内部人工器官100は、退却可能な外部シース31および内部カテーテル32を含む配備デバイス30を用いて動脈瘤25に配備される。図2aは、送達デバイスの遠位部分のみを示す。操作者は、近位部分(示さず)を用い、このデバイス30を操作する。デバイス30は、血管26の内部28に沿って延びるガイドワイヤ37の上を導入される。導入の間、内部人工器官100は、外部シース31と外部シースの遠位端40に隣接する内部カテーテル32との間で半径方向に圧縮される。内部人工器官100は近位ストップ33および内部カテーテル32の遠位先端部34によって拘束される。デバイス30は、遠位マーカおよび近位マーカ38、39を含み、これらは、内部人工器官100が動脈瘤25に到達したとき、放射線撮影でモニターされ得る。補綴具100

10

20

30

40

50

0 は、マーカー 75 を含み、放射線不透過性を提供し、これはまた、あるいはそれに代わって、内部人工器官 100 の位置を見るために用いられ得る。

【0033】

図 2 b を参照して、外部シース 31 は、所望の配備部位、例えば、動脈瘤 25 に到達する際に退却される。いくつかの実施形態では、内部人工器官 100 は、半径方向で拘束する外部シースが退却されるとき、それ自身の弾性回復力によって自己拡大する。あるいは、それに代わって、自己拡大と組み合わせて、補綴具 100 の配備は、血管 26 内で補綴具 100 を半径方向に拡大するためのバルーンまたはその他のデバイスの使用を含み得る。内部カテーテル 32 およびガイドワイヤ 37 は、血管 26 から引き抜かれる。適切な送達システムは、Boston Scientific Target Therapeutics、Fremont、CA から入手可能な、Neuroform、Neuroform 2、および Wingspan Stent System を含む。実施形態では、外部シースおよび/または内部カテーテルは、外部シースが引き抜かれるとき、伸長または圧縮に個々に抵抗する補強部材を含む。このような補強部材は、ポリマーシャフト、編組み、およびコイル構造を含む。

10

【0034】

拡大に際し、内部人工器官 100 は、血管 26 の内面とほぼ同延の形状および半径方向広がり、例えば、この補綴具の長軸方向軸 a_1 (図 1) を中心とする周囲の管状形状をとる。適用に依存して、補綴具 100 は、例えば、1 mm ~ 46 mm の間の直径 d を有し得る。特定の実施形態では、動脈瘤で血管内配備のための補綴具は、約 2 mm ~ 約 6 mm、例えば、約 2.5 mm ~ 約 4.5 mm の拡大した直径 d を有し得る。適用に依存して、補綴具 100 は、少なくとも 5 mm、少なくとも 10 mm、例えば、少なくとも約 30 mm の軸 a_1 に沿った長さを有し得る。例示の実施形態は、約 3.5 mm の拡大した直径および約 15 mm の長さを有する。実施形態において、ステント本体は、閉じたセルフフレームワーク、開いたセルフフレームワーク、らせんフレームワーク、編み組まれたフレームワーク、またはそれらの組み合わせを有する。

20

【0035】

いくつかの実施形態では、内部人工器官 100 の管状部材 54 は、蒸着プロセスによって堆積された金属製フィルムを含む。蒸着された材料は、蒸気または減圧からフィルム成分を表面に堆積することにより形成される。実施形態では、これら成分は、バルク標的を、照射、加熱またはスパッタリングすることにより蒸発される。蒸発した成分は、基板上に堆積され、フィルムを形成する。堆積されたフィルムは、例えば、約 50 ミクロン以下、例えば、4 ~ 35 ミクロンの高度に均一な厚み、および非常に薄いフィルム中の微細構造を示し得る。適切な蒸着プロセスは、Buschら、米国特許第 5,061,914 号、Boseら、米国特許第 6,605,111 号、Johnston 米国特許第 6,533,905 号、および Guptaら、U.S. 2004/0014253 に記載され、それらの全体の内容は、本明細書によって参考として援用される。

30

【0036】

いくつかの実施形態では、この堆積されたフィルムは、堆積されたフィルムに所望の機械的または形状記憶性質を提供するために十分な量で存在するニッケルおよびチタンの合金を含む。例えば、このフィルムは、合金、例えば、Schetsky、L. McDonald、「形状記憶合金」、Encyclopedia of Chemical Technology (第 3 版)、John Wiley & Sons、1982、20 巻、726 ~ 736；および 2003 年 1 月 17 日に出願され、同一人に譲渡された米国特許出願第 10/346,487 号に記載のような、例えば、超弾性または偽弾性金属合金を含み得る。この合金はニチノールであり得る。この合金は、フィルムの機械的性質、例えば、剛直性または弾性を改変する第 3 の成分、例えばクロムを含み得る。管状部材 54 は、ニッケル、チタン、および必要に応じてクロムを含む堆積された金属フィルムを含み得る。例示のフィルムおよびこのようなフィルムの堆積は、「金属フィルムを含む医療デバイスおよびその作製方法」と題する 2004 年 9 月 ** 日に出願された米国特許出願第 **

40

50

／***、***、代理人書類番号10527-570001に記載され、この出願は、参考として本明細書中に援用される。

【0037】

図3aを参照して、内部人工器官100は、ステント本体52および管状部材54を含み、これらは、この補綴具の長さ1に対し実質的に1つのみの位置でフィラメント101によって一緒に固定される。ステント本体54は、複数のフレームワーク部材を含む。複数の周縁バンド57は、長軸方向部材58によって規定される。隣接する周縁バンドはコネクタ59によって連結され、そしてそれらの間に窓割り60を規定する。

【0038】

管状部材54は、複数の長軸方向部材68によって規定され、これらは、それら自身がそれらの間の窓割り62を規定する。 10

【0039】

フィラメント101、これは、本明細書で論議されるすべてのフィラメントのように、ポリマー、縫合糸、ニチノールもしくは金ワイヤのような延性金属ワイヤ、または、その他の材料から形成され得、複数の保持部位102_i（ここで、iは少なくとも1、そして2以上、3以上、4以上、例えば、6以上であり得る）の各々でステント本体52および管状部材54を固定して補綴具101を少なくとも部分的に取り囲む。各部位102において、フィラメント101は、管状部材54の隣接する窓割り62、およびステント本体52の長軸方向部材58またはコネクタ59の周りを少なくとも部分的に通って迎られ得る。各フィラメントは、少なくとも2つの部位102、例えば、少なくとも3つの部位を連結し得る。 20

【0040】

保持部位102の各々は、補綴具100の遠位または近位端から実質的に同じ距離に位置され得る。示される実施形態では、各部位102_iは、補綴具100の遠位端103から個々の距離d_{3i}に位置される。まとめると、部位102は、補綴具100の遠位端103から平均距離d₃に位置される。補綴具100の全長1に対する平均距離d₃の比は、50%以下、35%以下、25%以下、15%以下、または5%以下であり得る。長さ1に対する異なる保持部位120_iに対する距離d_{3i}における最大差異は、15%以下、5%以下、または2.5%以下であり得る。いくつかの実施形態では、保持部位102_iは、実質的に同じ距離、例えば、補綴具100の端部から同じ距離にある。保持部位102は、補綴具100の近位端105に対し、遠位端103に対して記載された様式と同じ様式で位置され得る。保持部位102は、端部103、105に対して中心に位置され得る。 30

【0041】

ステント本体52および管状部材54は、近位端105に対してより、遠位端103により近く一緒に固定されるので、ステント52および管状部材54のより近位の部分は、互いに対して、例えば、補綴具100に対して長軸方向軸a₂に沿って長軸方向に、または周縁方向に移動し得る。従って、半径方向拡大の間、例えば、身体通路中の拡大の間、または半径方向圧縮、例えば、送達デバイス内に補綴具を装填するとき、ステント本体52と管状部材54との間の異なる長さ変化は、長軸方向軸a₁に沿った異なる位置で固定された部分間で張力または圧縮を生成する傾向はほとんどないか、またはない。従って、半径方向圧縮および拡大に際し、ステント本体52および管状部材54は、実質的な長さ変化差異に耐え得、例えば、この長さ変化差異は、15%以上、25%以上、または35%以上であり得る。いくつかの実施形態では、この長さ変化は、20%以下、15%以下、10%以下、または5%以下である。 40

【0042】

拡大および圧縮に際して管状部材54によって示される長軸方向長さ変化は、上記部材に沿って存在する窓割りの形状およびサイズに関連し得る。一般に、窓割りの周縁方向寸法が増加するにつれて、半径方向拡大の際のより大きな長軸方向収縮が生じる。従って、この窓割りの形状およびサイズは、ステント本体に対する長軸方向長さ変化を減少または 50

増加するために改変され得る。

【0043】

いくつかの実施形態では、保持部位102は、補綴具の半径方向圧縮または半径方向拡大を選択的に容易にするように位置決めされる。例えば、補綴具100の配備および半径方向拡大は、半径方向に圧縮された補綴具100を周縁方向で取り囲むシースを引き抜くことを含み得る。この引き抜かれるシースは、一般に、補綴具100の遠位部分からより近位の部分に向かって移動する。補綴具の遠位端近傍に保持部位102をもつ、示される実施形態(図3a)では、シースと、ステント本体52または管状部材54との間の摩擦は、長軸方向軸 a_1 に沿って異なる位置で固定された近位方向で固定された部分の間で圧縮を生成する傾向はほとんどないか、またはない。なぜなら、近位方向に保持部位はないからである。遠位保持部位に対して近位保持部位を含む実施形態では、上記補綴具は、装填の間に同様に挙動、これには、この補綴具の上で、近位端から遠位端に向かってシースを通過させることを含み得る。

10

【0044】

いくつかの実施形態では、上記管状部材およびステント本体は、送達デバイス中への装填の前に両端部で一緒に固定される。第1の端部、例えば、遠位端における保持は、装填および配備の間で無処置のままであるような形態である。第2の端部、例えば、近位端における保持は、装填の後に除去され得るか、または送達および半径方向拡大の間に無処置のままではない。例えば、ステント本体および管状部材の近位端は、装填後に除去可能であるフィラメンを用いて固定され得る。この除去可能である保持は、上記に記載のような装填プロセスを支援し、その除去に際し、補綴具が、移植の間に長さ変化およびシース引き抜きを収容することを可能にする。従って、内部人工器官を配備するために送達デバイスを装填する方法は、内部人工器官を送達デバイスに、この内部人工器官のステント本体および管状部材を最初その遠位端および近位端の両方で固定して装填することを含む。この内部人工器官を半径方向に圧縮するためのプロセスの一部として、またはその後、1つの端部、例えば、近位端にある保持部位は除去される(または単に、全体の装填プロセスで生存しない)。

20

【0045】

フィラメント101は、図3aでは、管状部材54のほぼ外部の周りを通過するとして示される。その他の実施形態では、フィラメント101の1つ以上の部分は、管状部材54の内部を通過し得る。

30

【0046】

いくつかの実施形態では、フィラメント101は、内部人工器官を部分的に取り囲むに過ぎない。内部人工器官は、複数のこのような部分的に取り囲むフィラメントを含み得る。いくつかの実施形態では、これらフィラメントは、管状部材54を、この管状部材がこれらフィラメントとステント本体との間で圧縮されるように半径方向に圧縮する。その他の実施形態では、これらフィラメントは、半径方向収縮力をほとんど奏さないか、または奏さない。このようなフィラメントは、それにもかかわらず、管状部材54およびステント本体52が、補綴具の長軸方向軸に沿って転位されるようになることを防ぐように作動し得る。

40

【0047】

いくつかの実施形態では、上記管状部材は、この管状部材が、織物を縫うことによるようにフィラメントを受容するために離れて押され得るフィラメントを欠いている点で少なくとも織物とは異なる。従って、上記窓割りは、フィラメントを、管状部材を通過させるプロセスの前に形成され得る。フィラメントを受容する窓割りは、例えば、エッチング、レーザー切断、または写真平板プロセスによって形成され得る。

【0048】

図3bを参照して、内部人工器官125は、ステント本体52および管状部材54を含み、これらは、補綴具の長さLに沿って実質的に1つの位置のみでフィラメント126によって一緒に固定される。各フィラメント126は、ステント本体52および管状部材5

50

4を単一の保持部位127のみで固定する。例えば、各位置127で、フィラメント126は、管状部材54の隣接する窓割り62、およびステント本体52の長軸方向部材58またはコネクタ59の周りを少なくとも部分的に、次いで、隣接する保持部位127まで延びることなく迎られ得る。

【0049】

保持部位127は、保持部位102が補綴具100の長軸方向軸a1、長さl、および距離d₃に対して位置し、そして位置決めされるとき、補綴具125の長軸方向軸a1、長さl、および距離d₃に対して位置し、そして位置決められ得る。

【0050】

図3cを参照して、内部人工器官135は、ステント本体52および管状部材54を含み、これらは、補綴具の長さlに対して実質的に唯一の位置でフィラメント136によって一緒に固定される。フィラメント136は、ステント本体52および管状部材54を、単一の保持部位137のみで固定する。例えば、部位137で、フィラメント136は、管状部材54の隣接する窓割り62を通り、およびステント本体52の長軸方向部材58またはコネクタ59の周りを少なくとも部分的に迎られ得る。フィラメント136は、示される実施形態ではそうではないが、長軸方向部材58またはコネクタ59の近傍まで延び得る。

10

【0051】

保持部位137は、保持部位102が補綴具100の長軸方向軸a1、長さl、および距離d₃に対して位置し、そして位置決めされるとき、補綴具135の長軸方向軸a1、長さl、および距離d₃に対して位置し、そして位置決められ得る。例えば、単一の保持部位137は、補綴具135に対して、遠位方向、近位方向、またはその中心に位置され得る。保持部位137は、補綴具135に沿った単一の点であり得る。

20

【0052】

図3dを参照して、内部人工器官175は、ステント本体177および管状部材179を含み、これらは、補綴具175の長さl₂に対して実質的に1つのみの位置でフィラメント181によって一緒に固定される。フィラメント181は、補綴具を少なくとも部分的に取り囲み、管状部材179の保持窓割り185およびステント本体177の長軸方向部材183の周りを少なくとも部分的に通過する。

【0053】

図3eに言及して、内部人工器官195は、ステント本体177および管状部材194を含み、これらは、補綴具195の長さl₂に対して実質的に1つのみの位置でフィラメント181によって一緒に固定される。フィラメント181は、補綴具を取り囲まない。むしろ、フィラメント181は、管状部材194の保持窓割り197に隣接し、そしてステント本体177の長軸方向部材183の周りを少なくとも部分的に、単一の保持部位を規定するように通過する。いくつかの実施形態では、フィラメント181は、ステント本体52と管状部材54との間である程度の相対的半径方向およびまたは長軸方向の移動の自由度を可能にする。いくつかの実施形態では、フィラメント181は、ステント本体52と管状部材54との間で相対的半径方向およびまたは長軸方向の移動の自由度をなくす。

30

40

【0054】

いくつかの実施形態では、管状部材は、上記で論議されたように、血管と動脈瘤との間の血液の流れを改変するような形態の複数の窓割りを含む。この管状部材およびステント本体は、血液の流れを改変する窓割りと同じサイズおよび形状を有する窓割りを通って延びるフィラメントによって互いに固定され得る。その他の実施形態では、管状部材窓割りは、ステント本体に対して管状部材の保持に特に関係する。例えば、このような窓割りのサイズおよび位置は、ステント本体の特定部位と対応し得る。管状部材の窓割りのみが、管状部材およびステント本体の保持に関係し得る。

【0055】

図4aおよび4bを参照して、内部人工器官275は、ステント本体277および管状

50

部材 279 を含み、これらは、このステント本体および管状部材と一体である相補的要素とともに固定され得る。例えば、ステント本体 277 および管状部材 279 は、第 3 の材料または縫合系なくして一緒に固定され得る。示される実施形態では、ステント本体 277 は、ステント本体からほぼ半径方向に、例えば、半径方向の外方または内方に延びる複数の突出物、例えば、例えば、ピン 283 を含む。管状部材 279 は、ピン 283 と整列する複数の窓割りを含む。ステント本体 277 に対して周縁方向に管状部材 279 を位置決めの際に、これらピン 283 は、これら窓割りを通って延びる。ピン 283 は、次いで、それらの長さに沿った圧縮によるとき、半径方向に拡大し、キャップまたはグロメット様構造を形成する。この半径方向に拡大したピン 283 は、示されるように管状部材 279 の窓割りを覆い隠し得る。

10

【0056】

各々の半径方向に拡大するピンは保持部位 281 を形成し、そこで、窓割りに隣接する管状部材 279 の一部が、例えば、ステント本体 277 と、半径方向に拡大したピンのキャップまたはグロメット様構造との間で、例えば圧縮されてそれらの間に保持される。この保持は、管状部材とステント本体の完全な分離を（いずれか 1 つへの損傷なくして）制限または防ぐに十分である。いくつかの実施形態では、各ピンの長さに沿った窓割りのサイズおよび形状、ならびに圧縮の量は、管状部材およびステント本体の、互いに対する半径方向、周縁方向、および / または長軸方向の移動の自由度を可能にするような形態である。例えば、この半径方向、周縁方向、および / または長軸方向の移動の自由度は、内部人工器官の半径、周縁、または長さに対し、それぞれ、少なくとも 2.5%、少なくとも 5%、少なくとも 10%、少なくとも 20% であり得る。このような実施形態では、管状部材 279 の窓割りは、移動を可能にするような形状であり得る。例えば、周縁方向に延びるスロットは、ステント本体と管状部材との間の周縁方向移動を可能にする。いくつかの実施形態では、1 つ以上の寸法でこのような移動の自由度は可能ではない。

20

【0057】

いくつかの実施形態では、上記内部人工器官は、唯一の保持部位 281 を含み、これは、補綴具の端部または中央の近傍に位置され得る。複数の保持部位 281 が、補綴具 275 の長軸方向軸に沿った種々の位置で位置決めされ得る。あるいは、複数の保持部位 281 は、例えば、補綴具 100 について論議されたように、補綴具の近位または遠位端に対して実質的に 1 つの距離に位置され得る。

30

【0058】

いくつかの実施形態では、ピン 283 は、ステント本体 277 のその他の部分とは異なる強度または異なる可鍛性を有する。例えば、ピン 283 は、異なる組成および / または微細構造を備えて形成され得、周縁バンド 287 より可鍛性を備えて提供され、これは、補綴具 277 の半径方向拡大に寄与する。

【0059】

図 5 a を参照して、内部人工器官 350 は、ステント本体 177 および管状部材 351 を含み、これらは、このステント本体および管状部材と一体である相補的要素とともに固定され得る。ステント本体 177 および管状部材 351 は、少なくとも 1 つの保持部位 352 によって互いに固定される。図 5 b および 5 c をまた参照して、各々の保持部位は、第 1 のタブ 354 および必要に応じて第 2 のタブ 355 を含む。各タブは、1 つ以上の自由エッジ 359、および少なくとも 1 つの固定端部またはエッジ 360 を有し得、これらは、管状部材 351 と接続される。タブ 354、355 の最も近い自由エッジは、これらエッジは示される実施形態では隣接しており、その他の実施形態では、各タブの幅、例えば、各固定されたエッジの幅とほぼ等しいか、またはより少ない距離だけ分離され得る。

40

【0060】

各タブ 354、355 は、ステント本体 177 の長軸方向部材 183 の上、例えば、その上にフックされて延びる。各タブは、その固定された端部から延び得、これは、ステント本体の局所的周縁の周の第 1 の側面上でこの周の反対側面までにほぼ位置する。例えば、タブ 355 の固定された端部 360 は、ステント本体 177 の局所的周の外側に位置さ

50

れる。タブ 355 は、固定された端部 360 から周の内側に向かって延びる。

【0061】

各タブは、タブを、例えば、図 5 b において頁から出て、管状部材 351 に向かって押す力を奏し得る。例えば、ニチノールのような記憶合金から形成されるタブ 354、355 は、このような力を増加する配向に設定された形状であり得る。これ故、長軸方向部材 183 は、タブ 354、355 と管状部材 351 との間で圧縮され得る。

【0062】

1 つ以上の保持部位が存在する場合、これら保持部材は、示されるように、補綴具 350 の遠位または近位端から異なる距離で配置され得る。あるいは、複数の保持部位は、補綴具 100、125、および 135 について論議されたように、補綴具 350 の遠位または近位端に対して実質的に同じ距離で位置され得る。

10

【0063】

ステント本体 177 および管状部材 351 は、補綴具 351 の長軸方向軸 a3 に沿って、および / または補綴具 351 に対して周縁方向に互いに対して移動の自由度を有し得る。例えば、いくつかの実施形態では、大部分またはすべてのタブ 354、355 は、補綴具の軸 a3 と整列される長軸方向軸 a4 を有する長軸方向部材のみと係合する。このような構築は、長軸方向の移動の自由度を許容し得る。その他の実施形態では、大部分またはすべてのタブ 354、355 は、補綴具 325 の軸 a3 に対してゼロでない角度、例えば、それに対して 45° 、またはそれに対して垂直である長軸方向軸 a4 を有する長軸方向部材のみと係合する。このような構築は、周縁方向の移動の自由度を許容する。

20

【0064】

いくつかの実施形態では、タブ 354、355 は、管状部材 351 で単一である。例えば、タブ 354、355 は、得られるタブの自由エッジ 359 を規定する寸法に沿ったレーザー切断管状部材 351 によって形成され得る。その他の実施形態では、タブ 354、355 は、管状部材 351 の窓割りに隣接する別の片の材料を固定することにより形成される。いずれにしても、管状部材 351 が堆積されたフィルムを含むにしろ含まないにしろ、タブ 345、355 が、金属、例えば、ニチノールのような記憶合金から作製され得る。タブ 354、355 は、チタン、ニッケル、および必要に応じてクロムの形状記憶合金を含み得る。いくつかの実施形態では、タブ 345、355 は、転位の数を改変、例えば、増加するプロセスを受ける。

30

【0065】

管状部材 351 は、ステント本体 177 を取り囲むとして示される。その他の実施形態では、管状部材 351 の一部またはすべては、ステント本体 177 の周縁内に配置される。管状部材 351 は、保持部材 352 に関係するものを除いて窓割りを欠くとして示される。その他の実施形態では、管状部材 351 は、例えば、管状部材 54 に関して論議されたような、保持部位と関連しない複数の窓割りを含み得る。

【0066】

図 6 a および 6 b を参照して、内部人工器官 375 は、ステント本体 177 および管状部材 353 を含み、これらは、このステント本体および管状部材と一体である相補的要素と一緒に固定され得る。特に、管状部材 353 のタブ 355 は、ステント本体 177 の窓割り 357 を係合する。タブ 355 と窓割り 177 との間の係合は、この管状部材 353 とステント本体とを互いに対して保持する。タブ 355 は、ステント本体 177 の部分 359 の周りでそれ自身の上に折り曲げられ得る。

40

【0067】

いくつかの実施形態では、タブ 355 は、管状部材 353 と単一である。例えば、タブ 355 は、管状部材の金属フィルム的一部分として供託され得る。あるいは、タブ 355 は、例えば、レーザー切断により機械加工され得、管状部材 353 を形成する。その他の実施形態では、タブ 355 は、管状部材 353 の塊に取り付けられる別個の片の材料を含む。このような取り付けは、例えば、機械的、蝕付け、溶接または接着剤保持を用いて提供され得る。

50

【0068】

図6aに示される実施形態では、管状部材353は、ステント本体177を取り囲む。各タブ355は、ステント本体355の末端359の半径方向の内方に延びる。タブ355は、ステント本体177をより強固に係合するように、これらタブを、半径方向の外方、例えば、図6bに関する頁から外に押す力で形成され得る。例えば、タブ355は、半径方向の外方に突出する状態に設定された形状である記憶合金から形成され得る。

【0069】

図6cを参照して、タブ355とステント本体(示されていない主要部分)の小穴361との間の係合の別の実施形態は、タブ355の幅の約5倍またはより少ない、例えば、タブ355の幅の約2.5倍またはより少ない最大内部広がりを通って延びるタブ355を含む。 10

【0070】

図6dを参照して、別の実施形態では、管状部材371は、1つ以上の窓割り367を含む。ステント本体373は、1つ以上の突出部またはタブ365を含み、これらは、管状部材の個々の窓割り367に係合する。タブ365は、放射線不透過性マーカを含み得る。この係合は、ステント本体および管状部材を、第3の材料の使用なくして一緒に固定し得、内部人工器官を形成する。いくつかの実施形態では、1つ以上の窓割り367、およびタブ365は、この内部人工器官の1つの端部のみに位置される。その他の実施形態では、1つ以上の窓割り367およびタブ365は、この内部人工器官の両端部に位置される。 20

【0071】

管状部材371はステント本体373を取り囲み得るか、またはステント本体によって取り囲まれ得る。いずれにしても、管状部材およびステント本体のいずれかまたは両方は、この管状部材とステント本体との間の保持を増大する半径方向の力を提供され得る。例えば、管状部材371がステント本体373を取り囲む実施形態では、管状部材371の末端部分は、ステント本体373のタブ365に対して半径方向の内方の力を奏し得る。

【0072】

いくつかの実施形態では、補綴具350は、ステント本体の単一の窓割りに係合する単一のタブのみを含む。その他の実施形態では、複数の周縁方向に位置するタブが、補綴具の1つの端部のみ、例えば、近位端または遠位端のみで個々の窓割りを係合する。 30

【0073】

図6a~6dに示される内部人工器官のタブは、補綴具の長軸方向中心から離れて延びるとして描写されている。例えば、タブ355は、管状部材353に対して固定される端部、および管状部材353に対して自由な端部を有し、ここで、この固定された端部は、この補綴具の長軸方向中心により近く位置決めされる。その他の実施形態では、このようなタブは、中心に向かって内方に延び得る。例えば、1つ以上のタブ355の固定された端部は、1つ以上のタブの自由端部より近く、内部人工器官の端部に、これら端部がこの内部人工器官の長軸方向中心に向かって延びるように位置され得る。その他の実施形態では、これらタブは、内部人工器官に対し、周縁方向および長軸方向の両方に延びる寸法に沿って配向される。このような実施形態では、上記ステント本体および管状部材は、移動のある程度の回転および長軸方向自由度が可能とされ得る。 40

【0074】

図7aおよび7bを参照して、内部人工器官425は、ステント本体177および管状部材426を含み、これらは、このステント本体および管状部材と一体である相補的要素と一緒に固定され得る。図7bに見られるように、管状部材426は、細長いバンド429を含み、これは部材426のエッジ431から延びる。細長いバンド429は、補綴具425の周縁の周りを少なくとも部分的に延び、そして管状部材426の別の部分の下を延び得る。このような係合は、所望の三次元構造、例えば、内部人工器官425の形状および直径を維持し得る。あるいは、または組み合わせ、細長いバンド429は、長軸方向部材183またはステント本体177のその他の部分と係合し得る。このような係合は 50

、管状部材 4 2 6 およびステント本体 1 7 7 の相対的半径方向および / または長軸方向移動を制限または防ぎ得る。

【 0 0 7 5 】

図 7 a に見られるように、細長いバンド 4 2 9 は、窓割り 4 2 7 を通り、管状部材 4 2 6 の部分 4 3 9 の下を、そして窓割り 4 2 8 の外を延びる。細長いバンド 4 2 9 はまた、ステント本体 1 7 7 の長軸方向部材 1 8 3 の下を延びる。エッジ 4 3 1 は、管状部材 4 2 6 の少なくとも一部分を、対抗するエッジ 4 3 3 が隠されるように重なり得る。その他の実施形態では、対向するエッジ 4 3 3 は、エッジ 4 3 1 に重なる。このような実施形態では、細長いバンド 4 2 9 は、管状部材 4 2 6 の部分 4 4 0 の下を、窓割り 4 2 7 から出て、部分 4 3 9 の上を、そして窓割り 4 2 8 中に延び得る。

10

【 0 0 7 6 】

管状部材 4 2 6 が、図 7 a に示されるように、三次元の形態であるとき、エッジ 4 3 1 は、補綴具 4 2 5 の長軸方向軸 a_6 とほぼ整列される。その - 他の実施形態では、エッジ 4 3 1 は、軸 a_6 に対し角度をなして延びる。例えば、エッジ 4 3 1 は、補綴具 4 2 5 の周縁のほぼ周りでらせんであり得る。

【 0 0 7 7 】

細長いバンド 4 2 9 は、長軸方向軸 a_7 を有し得る。いくつかの実施形態では、軸 a_7 およびエッジ 4 3 1 は、互いに対してほぼ垂直に配向される。その他の実施形態では、軸 a_7 は、エッジ 4 3 1 に対して 90° より少ない角度で配向される。いくつかの実施形態では、軸 a_7 および軸 a_6 は、互いに対してほぼ垂直に配向される。その他の実施形態では、軸 a_7 は、軸 a_6 に対して 90° より少ない角度で配向される。例えば、細長いバンド 4 2 9 の 1 つまたは両方は、補綴具 4 2 5 の周縁のほぼ周りでらせんであり得る。

20

【 0 0 7 8 】

いくつかの実施形態では、管状部材 4 2 9 は、ただ 1 つの細長いバンドを含む。その他の実施形態では、管状部材 4 2 6 は、少なくとも 3、例えば、少なくとも 4 の細長いバンドを含む。この 1 つ以上のバンドは、管状部材 4 2 6 の長さに沿って均一に間隔を置かれ得るか、または等しくない間隔で位置決めされ得る。例えば、1 つ以上のバンドは、補綴具の近位端および遠位端のいずれか、または両方の近傍に位置決めされ得る。1 つ以上のバンドは、補綴具の長さに対して中心に位置決めされ得る。

【 0 0 7 9 】

図 8 a を参照して、内部人工器官 4 5 0 は、ステント本体 4 5 1 および管状部材 4 5 2 を含み、これらは、薄いフィルムおよび管状部材 5 4 のその他の性質を含み得る。図 8 b をまた参照して、ステント本体 4 5 1 は、複数の半径方向突出部 4 5 3 を含み、これは、ステント本体の長軸方向部材またはコネクタ中の屈曲またはフックによって形成され得る。突出部 4 5 3 は、補綴具 4 5 0 の半径方向中心から外側に突出するとして示されるが、突出部のいくつかまたはすべては、内方に突出する。突出部 4 5 3 は、例えば、小穴もしくはステント本体の閉鎖された部分として閉鎖され得るか、またはこれら突出部は、フック形状として開いていても良い。管状部材 4 5 2 は、複数の窓割り 4 6 1 を含み、その各々は、ステント本体 4 5 1 の突出部 4 5 3 に対応する。

30

【 0 0 8 0 】

管状部材 4 5 2 は、ステント本体 4 5 1 を、突出部 4 5 3 が窓割り 4 6 1 を経由して接近可能であるように周縁方向に取り囲む。いくつかの実施形態では、少なくとも突出部 4 5 3 の一部が窓割り 4 6 1 を通って外方に延びる。フィラメント 4 5 5 は、少なくとも補綴具 4 5 0 の一部の周りを周縁方向に延びる。フィラメント 4 5 5、窓割り 4 6 1、および突出部 4 5 3 は、協働して、管状部材 4 5 2 とステント本体 4 5 1 との間の相対的移動を制限または防ぐ複数の保持部位を形成する。フィラメント 4 5 5 は、ステント本体 4 5 1 から管状部材 4 5 2 の対向する面に隣接してほぼ配置される。例えば、管状部材 4 5 2 がステント本体 4 5 1 を取り囲むとき、フィラメント 4 5 5 は、管状部材の外面に隣接して配置され得る。

40

【 0 0 8 1 】

50

いくつかの実施形態では、フィラメント 455 は、管状部材 452 を、ステント本体 451 の周りで、管状部材 452 が、フィラメントとステント本体 451 との間で圧縮されるように半径方向に収縮する。その他の実施形態では、フィラメント 455 は、本質的に半径方向非圧縮を提供しないが、管状部材 452 とステント本体 451 との間の移動の半径方向自由度を、それらが、補綴具の長軸方向軸に沿って実質的に転位されるようにならないように制限する。

【0082】

突出部 453 は、それらの間を延びる長軸方向軸 a9 を規定する。いくつかの実施形態では、すべてまたはいくつかの突出部 453 は、軸 a9 が、補綴具 450 の長軸方向軸 a8 とほぼ整列されるように配向される。いくつかの実施形態では、すべてまたはいくつかの突出部 453 は、軸 a9 が、軸 a8 にほぼ垂直であるように配向される。いくつかの実施形態では、フィラメント 455 は、周縁方向に延びるフィラメントとは対照的にまたはそれと組み合わせられて長軸方向に延びる。窓割りおよび突出部は、例えば、補綴具 100、125、および 135 の保持部位のように、補綴具 450 の長さに対して類似または異なる位置に位置決めされ得る。

10

【0083】

図 8c を参照して、管状部材 470 は、突出部 453 を有するステント本体 451 へのような、ステント本体への保持のための形態である。部材 470 は、各々が固定されたエッジ 480 および複数の自由エッジ 481 で規定される複数の突出部 479、固定されたエッジ 483 および複数の自由エッジ 484 によって規定される突出部 482、固定されたエッジ 486 と複数の自由エッジ 487 によって固定される突出部 485、ならびに各々が固定されたエッジ 489 および複数の自由エッジ 490 によって規定される複数の突出部 488 を含む。

20

【0084】

二次元として示されるけれども、管状部材 470 は、最初は、三次元状態で製造され得るか、または例えば、長軸方向軸 a10 の周り、もしくはそれに対して角度をなす、例えば、それに垂直に配向された軸の周りで部材 470 を回転することにより三次元にされ得る。部材 470 は、部材 470 をステント本体の周りに位置決めすることによりステント本体 451 と周縁方向に嵌合され得る。管状部材 470 の突出部は、ステント本体の突出部 453 を係合し、部材 470 とステント本体 453 との間の相対的移動を制限または減少する。

30

【0085】

いくつかの実施形態では、管状部材 470 のいくつかまたはすべての突出部は、ステント本体 451 の軸 a8 にほぼ垂直である軸 a9 を有するステント本体 451 の突出部 453 を係合するように配向される。このような係合形態は、管状部材 470 およびステント本体 451 が、移動の長軸方向自由度に対してより制限的である一方、ある程度の移動の周縁方向自由度を有することを可能にする。いくつかの実施形態では、管状部材 470 のいくつかまたはすべての突出部は、ステント本体 451 の軸 a8 とほぼ整列される軸 a9 を有するステント本体 451 の突出部 453 を係合するように配向される。このような係合形態は、管状部材 470 およびステント本体 451 が、移動の周縁方向自由度に対しより制限的である一方、ある程度の長軸方向の移動の自由度を有することを可能にする。

40

【0086】

いくつかの実施形態では、いくつかまたはすべての突出部は、突出部の固定されたエッジが、ステント本体の長軸方向軸にほぼ垂直であるように配向される。例えば、突出部 479 の固定されたエッジおよび突出部 488 の固定されたエッジ 489 は、管状部材が軸 a10 の周りで巻かれ、そしてステント本体と嵌合する場合、ステント本体 451 の軸 a8 に各々垂直であり得る。いくつかの実施形態では、いくつかまたはすべての突出部は、突出部の固定されたエッジがステント本体の長軸方向軸とほぼ整列されるように配向される。例えば、突出部 482 の固定されたエッジ 483、および突出部 485 の固定されたエッジ 486 は、管状部材がその軸 a10 の周りで巻かれるとき、ステント本体 451 の

50

軸 a 8 と整列され得る。

【0087】

突出部 479、482、485、および 488 は、管状部材 470 の内部 493 に向かって突出するとして示されている。いくつかの実施形態では、いくつか、またはすべての突出部は、管状部材の外側エッジに向かって突出する。

【0088】

図 9 を参照して、補綴具 500 は、フィラメント 503 によって固定された管状部材 501 およびステント本体 177 を含む。管状部材 501 は、スリットまたは切欠きによって規定される窓割り 505 を含む。フィラメント 503 は、窓割り 505 を通り、そして管状部材 501 の部分 506 の下を通り、ここで、このフィラメントは、ステント本体 177、例えば、長軸方向部材 183 と係合する。フィラメント 503 は、別の窓割り 505 を通って管状部材 501 の外部に戻って通される。

10

【0089】

図 10 a ~ 10 c を参照して、内部人工器官 325 は、ステント本体 327 および管状部材 329 を含み、これは、管状部材 54 について説明されたように、フィルムまたはフィルム構造を含み得る。ステント本体 327 は、直径 d_5 を有する部分 331 およびより小さな直径 d_6 を有する部分 337 を含む。少なくとも管状本体 329 の一部分は、部分 331、337 の間の半径における差異から得られる凹部を占める。半径の差異 r_1 は、半径方向に対して管状部材 329 を完全に収容するために十分な深さをもつ凹部を提供し得る。いくつかの実施形態では、半径方向の差異 r_1 は、少なくとも $7.5 \mu\text{m}$ 、少なくとも $15 \mu\text{m}$ 、または少なくとも $25 \mu\text{m}$ である。いくつかの実施形態では、半径方向差異 r_1 は $250 \mu\text{m}$ 以下、 $125 \mu\text{m}$ 以下、 $75 \mu\text{m}$ 以下、 $50 \mu\text{m}$ 以下、例えば、 $25 \mu\text{m}$ 以下である。部分 331、337 間の直径における差異 d は、 $2 r_1$ によって与えられる。

20

【0090】

いくつかの実施形態では、管状部材 329 は、ステント本体 327 の部分 337 が部材 329 の不在下で有し得るより小さい拡大直径を有する。これ故、ステント本体 327 の部分 337 は、補綴具 325 の半径方向に拡大した状態で、管状部材 329 に対して半径方向の力を奏し得る。

【0091】

いくつかの実施形態では、部分 337 は、ステント本体から半径方向に除去される材料から形成される。例えば、材料は、ステント本体から、エッチングによるような化学的に、または研磨によるような機械的に除去され得る。いくつかの実施形態では、部分 337 は、部分 331 にさらなる材料を添加することによって形成される。例えば、直径 d_5 は、部分 331 上に、材料、例えば、ニチノールをスパッタリングすることにより増加され得る。

30

【0092】

部分 331 は、補綴具 325 の遠位端または近位端のいずれかに位置され得る。部分 331 は、補綴具 325 の長さ l_4 に沿って距離 d_4 延びる。部分 337 は、長さ l_4 に沿って距離 d_7 延びる。 l_4 に対する d_4 の比は、少なくとも 0.05 、少なくとも 0.1 、例えば、少なくとも 0.2 であり得る。 l_4 に対する d_4 の比は、 0.3 以下、 0.2 以下、 0.15 以下、例えば、 0.1 以下であり得る。 l_4 に対する d_7 の比は、少なくとも 0.5 、少なくとも 0.6 、少なくとも 0.8 、少なくとも 0.9 または少なくとも 0.95 であり得る。補綴具 325 に対する種々の寸法は、この補綴具の半径方向に拡大された状態で参照される。

40

【0093】

いくつかの実施形態では、補綴具は、部分 337 より大きな直径を有する第 2 の部分 333 を含む。一般に、部分 333 は、部分 331 と同じ直径を有する。部分 333 は、補綴具 325 の長さ l_4 に沿って距離 d_8 延びる。 l_4 に対する d_8 の比は、 l_4 に対する d_4 の比について説明したような値をとり得る。

50

【0094】

いくつかの実施形態では、ギャップ335が部分331と337との間に存在する。ギャップ335は、ステント本体と管状部材との間の異なる拡大を収容するに十分な幅を有し得る。長さ14に対するギャップ335の全体幅の比は、0.25以下、0.15以下、0.075以下、例えば、0.05以下である。

【0095】

いくつかの実施形態では、部分331および随意的部分333は、部分337より高い半径方向の力を奏する。例えば、部分331、333によって奏される半径方向の外方の力は、少なくとも20%、少なくとも50%、または少なくとも100%、部分337によって奏される半径方向の外方の力より大きい。

10

【0096】

ステント本体327および管状部材329は、本明細書で論議される任意の保持技法を用い、例えば、機械的に、溶接により、蝟付けにより、または接着剤により固定され得る。いくつかの実施形態では、ステント本体327および管状部材329は半径方向に固定されるが、拡大および収縮の間で長さ変化を収容するように、長さ14に沿った移動のある程度の長軸-方向の自由度は可能にされる。例示の実施形態は、少なくとも1つの周縁方向カラー341を含み、これは、ステント本体または管状部材329のいずれかに（しかし、一般には両方ではない）固定される。カラー341は、金属、例えば、超弾性合金、またはポリマーから形成され得る。カラー341は、例えば、機械的、溶接、蝟付け、または接着剤技法を用いて固定され得る。いくつかの実施形態では、カラー341は、管状部材の少なくとも半径方向の移動の自由度を可能にする。例えば、半径方向差異 r_1 は、管状部材329の直径を超えても良く、これは、直径 d_5 と d_6 の中間の拡大された直径を有し得る。

20

【0097】

薄いフィルムを含む内部人工器官ならびに関連するシステムおよび方法のその他の例は、2004年3月2日に出願された米国仮特許出願第60/549,287号に記載され、この出願は、本明細書中に参考として援用される。

【0098】

内部人工器官は、示されるようにフレームワークの外部、および/またはフレームワークの内部に配置されるカバーを含み得る。例えば、フレームワークの内部に配置され、堆積された薄いフィルムを含むカバーを有する内部人工器官は、金属フィルムを含む医療デバイスおよびその作製のための方法と題する、本明細書と同時に出願された米国特許出願第**/***,***号、代理人書類番号10527-567001に記載され、この出願は、本明細書中に参考として援用される。

30

【0099】

内部人工器官は、金属フィルムを含む医療デバイスおよびその作製のための方法と題する、本明細書と同時に出願された米国特許出願第**/***,***号、代理人書類番号10527-568001に記載されるような内部人工器官の可撓性を増大するための特徴を含み得、この出願は、本明細書中に参考として援用される。

【0100】

内部人工器官は、金属フィルムを含む医療デバイスおよびその作製のための方法と題する、本明細書と同時に出願された米国特許出願第**/***,***号、代理人書類番号10527-596001に記載されるような堆積された薄いフィルムおよびポリマーを含み得、この出願は、本明細書中に参考として援用される。

40

【0101】

内部人工器官は、金属フィルムを含む医療デバイスおよびその作製のための方法と題する、本明細書と同時に出願された米国特許出願第**/***,***号、代理人書類番号10527-621001に記載されるような、堆積された薄いフィルムの機械的性質を増大するように適合された1つ以上のフィラメント、例えば、ワイヤを含み得、この出願は、本明細書中に参考として援用される。

50

【0102】

内部人工器官を送達デバイスに装填するための方法、および処置部位に内部人工器官を送達するためのシステムは、金属フィルムを含む医療デバイスおよびその装填および展開のための方法と題する、本明細書と同時に出願された米国特許出願第**/**, **号、代理人書類番号10527-569001に記載され、この出願は、本明細書中に参考として援用される。

【0103】

本明細書に参照するすべての刊行物、参考文献、出願、および特許は、それらの全体が参考として援用される。

【0104】

その他の実施形態は、請求項内に存在する。

【図面の簡単な説明】

【0105】

【図1】図1は、動脈瘤に隣接する体内通路内に配備されたとき、半径方向に拡大された内部人工器官の側面図である。

【図2a】図2aは、内部人工器官の半径方向拡大の前の配備デバイスの遠位部分の側面図である。

【図2b】図2bは、動脈瘤に隣接する内部人工器官の半径方向拡大後の配置デバイスの遠位部分の側面図である。

【図3a】図3aは、身体通路から取り出され、そして反対の側面から見た図1の内部人工器官の側面図である。 20

【図3b】図3bは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の側面図である。

【図3c】図3cは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の側面図である。

【図3d】図3dは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の斜視図である。

【図3e】図3eは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の斜視図である。

【図4a】図4aは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の斜視図である。 30

【図4b】図4bは、図4aの内部人工器官のステント本体の斜視図である。

【図5a】図5aは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の斜視図である。

【図5b】図5bは、図5aの内部人工器官の保持部位の詳細を示す。図5bは、管状部材の第1の側面からの図である。

【図5c】図5cは、図5aの内部人工器官の保持部位の詳細を示す。図5cは、管状部材の第2の反対の側面からの図である。

【図6a】図6aは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の斜視図である。 40

【図6b】図6bは、図6aの内部人工器官の末端部分の詳細図である。

【図6c】図6cは、管状部材とステント本体との間の代替の保持部位の詳細図である。

【図6d】図6dは、管状部材とステント本体との間の代替の保持部位の詳細図である。

【図7a】図7aは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の斜視図である。

【図7b】図7bは、図7aの内部人工器官の管状部材の平面図である。この管状部材は二次元で示される。

【図8a】図8aは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の斜視図である。

【図8b】図8bは、図8aの内部人工器官のステント本体の斜視図である。 50

10

20

30

40

50

【図8c】図8cは、図8bのステント本体との使用のための代替の管状部材の斜視図である。この管状部材は二次元で示される。

【図9】図9は、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態の斜視図である。

【図10a】図10aは、ステント本体および管状部材を含む内部人工器官の実施形態である。

【図10b】図10bは、図10aのステント本体の側面図である。

【図10c】図10cは、図10aの管状部材の側面図である。

【図1】

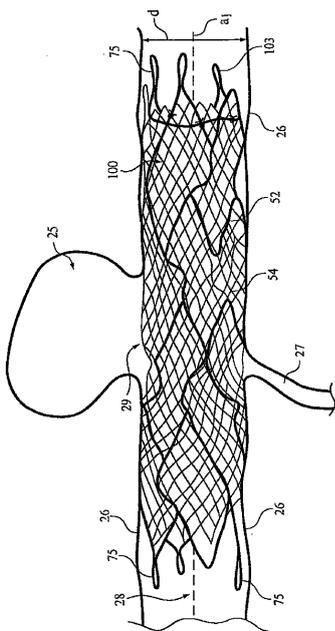


FIG. 1

【図2a】

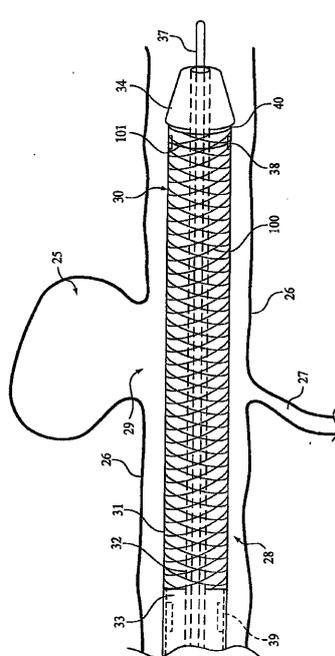


FIG. 2a

【 図 3 d 】

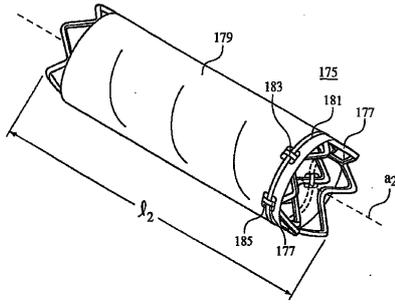


FIG. 3d

【 図 3 e 】

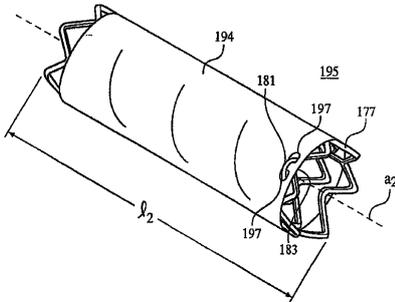


FIG. 3e

【 図 4 a 】

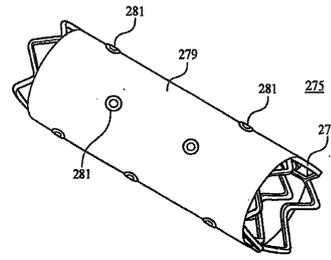


FIG. 4a

【 図 4 b 】

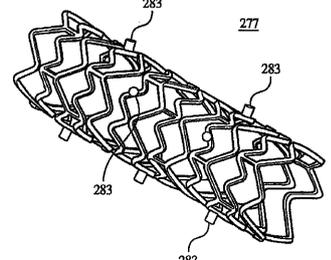


FIG. 4b

【 図 5 a 】

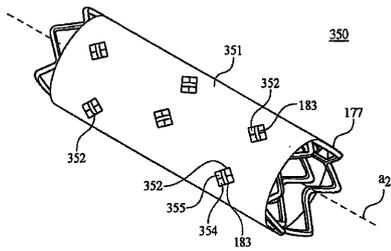


FIG. 5a

【 図 5 b 】

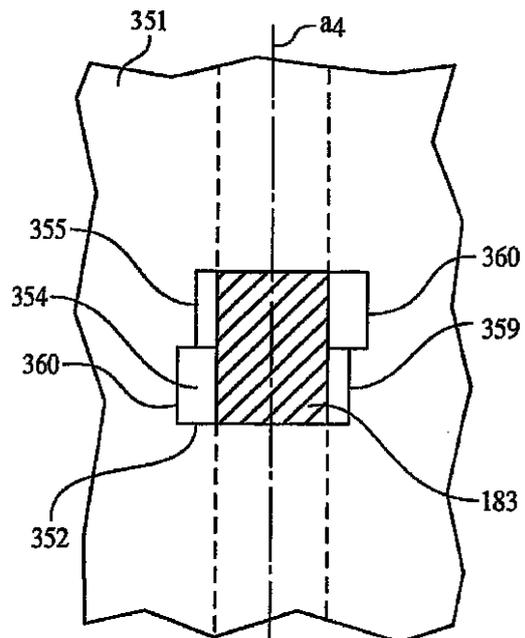


FIG. 5b

【 図 5 c 】

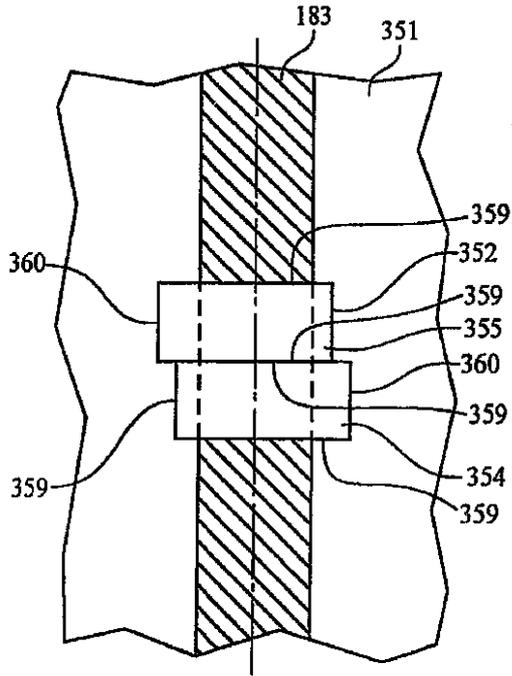


FIG. 5c

【 図 6 a 】

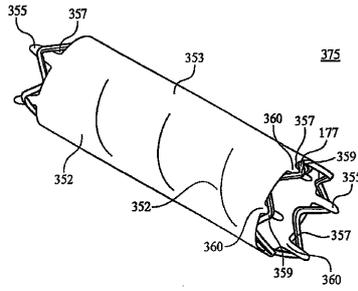


FIG. 6a

【 図 6 b 】

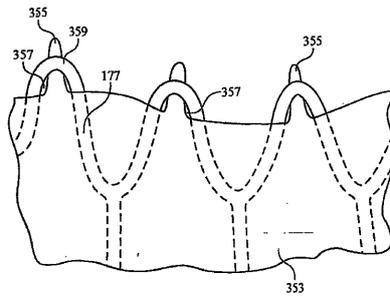


FIG. 6b

【 図 6 c 】

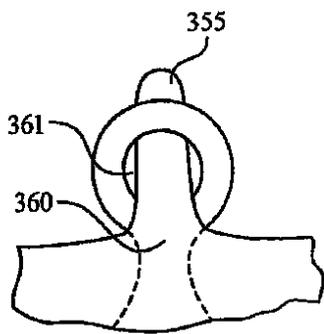


FIG. 6c

【 図 6 d 】

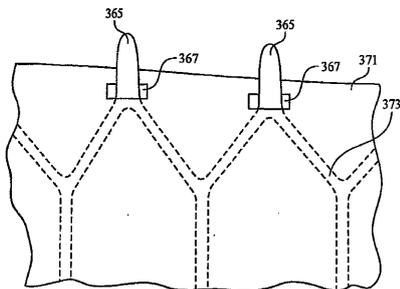


FIG. 6d

【 図 7 a 】

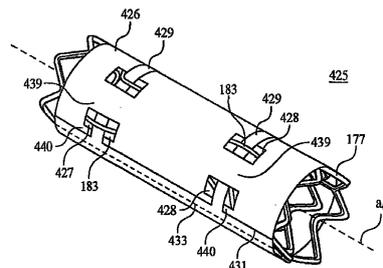


FIG. 7a

【 図 7 b 】

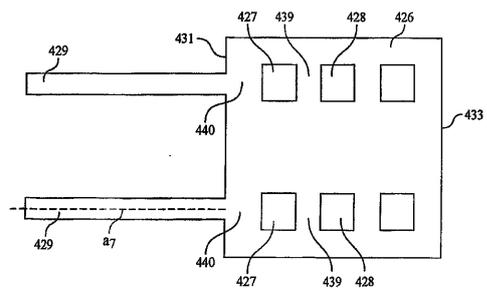


FIG. 7b

【 図 8 a 】

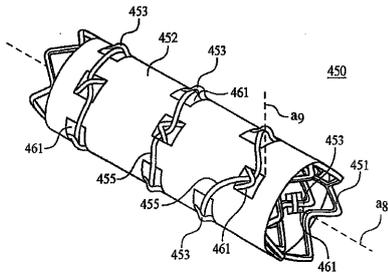


FIG. 8a

【 図 8 b 】

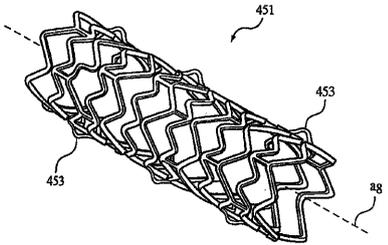


FIG. 8b

【 図 8 c 】

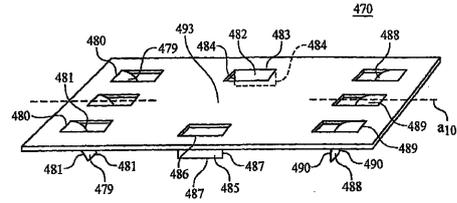


FIG. 8c

【 図 9 】

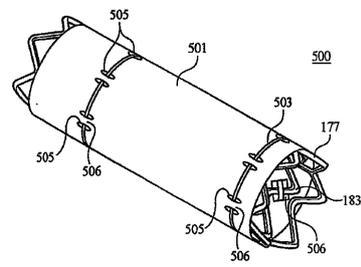


FIG. 9

【 図 10 a 】

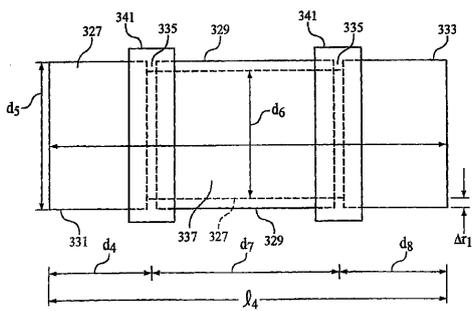


FIG. 10a

【 図 10 c 】

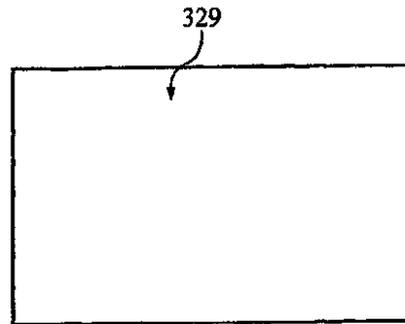


FIG. 10c

【 図 10 b 】

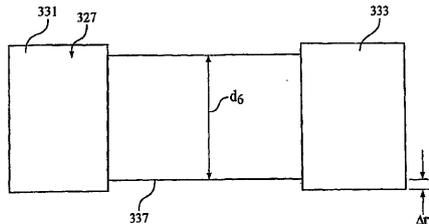


FIG. 10b

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No
 PCT/US2005/007282

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 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) IPC 7 A61F C23C		
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	WO 03/013337 A (ADVANCED BIO PROSTHETIC SURFACES, LTD; PALMAZ, JULIO, C) 20 February 2003 (2003-02-20)	1,7
Y	the whole document	5,6,8,9, 20
X	US 2003/060782 A1 (BOSE ARANI ET AL) 27 March 2003 (2003-03-27) paragraphs '0049!', '0092!', '0121!', '0156!' - '0170!; figures 1-8	1,7,10, 11,13-16
Y	WO 03/075799 A (ENDOVASCULAR TECHNOLOGIES, INC) 18 September 2003 (2003-09-18) the whole document	8,9
	----- -/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 28 June 2005		Date of mailing of the international search report 05/07/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL-2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 81 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Newman, B

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No
 PCT/US2005/007282

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2002/019662 A1 (BRAUCKMAN RICHARD A ET AL) 14 February 2002 (2002-02-14) paragraphs '0013!', '0029!', '0030!', '0033!; figure 7	5,6
X	US 6 520 984 B1 (GARRISON MICHI E ET AL) 18 February 2003 (2003-02-18)	18,19
Y	the whole document	20
X	US 2003/127318 A1 (JOHNSON A. DAVID ET AL) 10 July 2003 (2003-07-10) the whole document	1
A	US 5 984 963 A (RYAN ET AL) 16 November 1999 (1999-11-16) the whole document	8,10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/US2005/007282

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 03013337 A	20-02-2003	CA 2456697 A1	20-02-2003
		EP 1420717 A2	26-05-2004
		JP 2004537359 T	16-12-2004
		WO 03013337 A2	20-02-2003
US 2003060782 A1	27-03-2003	AU 756080 B2	02-01-2003
		AU 4332099 A	20-12-1999
		CA 2334223 A1	09-12-1999
		EP 1082072 A1	14-03-2001
		JP 2002516706 T	11-06-2002
		US 6666882 B1	23-12-2003
		US 6669721 B1	30-12-2003
		WO 9962432 A1	09-12-1999
		ZA 200007149 A	04-01-2002
WO 03075799 A	18-09-2003	US 2003176912 A1	18-09-2003
		AU 2003217629 A1	22-09-2003
		WO 03075799 A1	18-09-2003
US 2002019662 A1	14-02-2002	AU 7528101 A	17-12-2001
		CA 2414075 A1	13-12-2001
		EP 1294306 A1	26-03-2003
		WO 0193778 A1	13-12-2001
		ZA 200209755 A	31-10-2003
US 6520984 B1	18-02-2003	AU 5919801 A	12-11-2001
		WO 0182833 A2	08-11-2001
		US 2003114918 A1	19-06-2003
US 2003127318 A1	10-07-2003	US 2001039449 A1	08-11-2001
		AU 3109901 A	31-07-2001
		WO 0153559 A1	26-07-2001
US 5984963 A	16-11-1999	WO 9421196 A2	29-09-1994

フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 11/025,158
 (32)優先日 平成16年12月29日(2004.12.29)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 11/025,660
 (32)優先日 平成16年12月29日(2004.12.29)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 11/025,860
 (32)優先日 平成16年12月29日(2004.12.29)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 11/025,867
 (32)優先日 平成16年12月29日(2004.12.29)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 11/025,684
 (32)優先日 平成16年12月29日(2004.12.29)
 (33)優先権主張国 米国(US)

(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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

- (72)発明者 モライ, マスード
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94555, フレモント, リッジウッド ドライブ 5057
 (72)発明者 コレア, ベレン ダブリュー.
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94536, フレモント, ハスティングス ストリート 38800 ナンバー24
 (72)発明者 ベッカム, ジョン
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94085, サニーベール, サン ラモン アベニュー 851
 (72)発明者 レイノフ, アレクサンダー
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94597, ウォルナット クリーク, ブレンドン オークス プレイス 16
 (72)発明者 ポーター, ステファン クリストファー
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94618, オークランド, コルビー ストリート 6022
 (72)発明者 オバラ, ロバート ゼット.
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94538, フレモント, ラングドン コモン 3623
 (72)発明者 ホイ, デリラ イン
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94503, アメリカン キャニオン, ピア ベラジオ 119

Fターム(参考) 4C097 AA14 AA15 BB01 CC01 CC02 CC03 CC05 CC12 DD09 DD10
 4C167 AA45 AA49 AA50 AA55 BB05 BB13 BB20 BB26 CC09 CC10
 DD01 FF05 GG21 GG24 HH08