



República Federativa do Brasil  
Ministério da Economia  
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

**(11) BR 112013027218-0 B1**



**(22) Data do Depósito:** 27/04/2012

**(45) Data de Concessão:** 25/05/2021

**(54) Título:** PRÓTESE ENDOVASCULAR TENDO UMA EXTREMIDADE PROXIMAL E UMA EXTREMIDADE DISTAL

**(51) Int.Cl.:** A61F 2/86.

**(30) Prioridade Unionista:** 29/04/2011 US 61/457,605; 29/04/2011 US 61/457,604.

**(73) Titular(es):** EVYSIO MEDICAL DEVICES ULC.

**(72) Inventor(es):** JONATHAN G. TIPPETT; ERIC SOUN-SANG FUNG; THOMAS R. MAROTTA; IAN T.B. MCDUGALL; IAN M. PENN; DONALD R. RICCI.

**(86) Pedido PCT:** PCT CA2012000379 de 27/04/2012

**(87) Publicação PCT:** WO 2012/145823 de 01/11/2012

**(85) Data do Início da Fase Nacional:** 22/10/2013

**(57) Resumo:** PRÓTESE ENDOVASCULAR E DISPOSITIVO DE DISTRIBUIÇÃO. Em um de seus aspectos, a presente invenção se refere a uma prótese endovascular. A prótese endovascular compreende uma primeira porção expansível, expansível a partir de um primeiro estado não expandido para um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível contra um lúmen vascular e uma porção de folha retrátil fixada à primeira porção expansível. A porção de folha retrátil compreende pelo menos uma porção de espinha e uma pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha. Pares longitudinalmente adjacentes de porções de nervura são livres de montantes de interconexão. A prótese endovascular que pode ser não revestida e revestida novamente para reposicionamento da prótese endovascular antes da implantação final da mesma. É também descrito um dispositivo de distribuição que é particularmente bem adequado para fornecer a presente prótese endovascular através de vasculatura tortuosa no corpo.

“PRÓTESE ENDOVASCULAR TENDO UMA EXTREMIDADE PROXIMAL E UMA EXTREMIDADE DISTAL”

#### REFERÊNCIA REMISSIVA A PEDIDO RELACIONADO

[001] O presente pedido reivindica o benefício de acordo com 35 U.S.C. §119(e) do pedido de patente provisional S.N. 61/457.504 e S.N. 61/457.604, cada depositado em 29 de abril de 2011, cujos teores são pelo presente aqui incorporados a título de referência.

#### Antecedentes da invenção

#### Campo da invenção

[002] Em um de seus aspectos, a presente invenção refere-se a uma prótese endovascular. Em outro de seus aspectos, a presente invenção se refere a um método de tratar um aneurisma em um paciente. Em outro de seus aspectos, a presente invenção se refere a um dispositivo de distribuição de prótese endovascular. Outros aspectos da invenção serão evidentes para aqueles com conhecimentos na técnica tendo em mão o presente relatório descritivo.

#### [003] Descrição da técnica anterior

[004] Como sabido na técnica, um aneurisma é um abaulamento anormal para fora na parede de uma artéria. Em alguns casos, o abaulamento pode estar na forma de uma protuberância lisa para fora em todas as direções a partir da artéria – isso é conhecido como um “aneurisma fusiforme”. Em outros casos, o abaulamento pode estar na forma de um saco se originando de um ponto de ramificação de artéria ou de um lado da artéria – isso é conhecido como um “aneurisma sacular”.

[005] Embora aneurismas possam ocorrer em qualquer artéria do corpo, são normalmente aqueles que ocorrem no cérebro que levam à ocorrência de um derrame. A maioria dos aneurismas saculares que ocorrem no cérebro tem um pescoço que estende a partir do vaso sanguíneo cerebral e se alarga em uma bolsa que se projeta para longe do vaso.

[006] Os problemas causados por tais aneurismas podem ocorrer em vários modos diferentes. Por exemplo, se o aneurisma rompe, o sangue entra no cérebro no espaço suba-

racnóideo (isto é, o espaço que circunda estreitamente o cérebro) – o último é conhecido como uma hemorragia subaracnóidea de aneurisma. Isso é seguido por um ou mais dos seguintes sintomas: náusea, vômito, visão dupla, rigidez do pescoço e perda de consciência. A hemorragia subaracnóidea de aneurisma é uma condição médica de emergência que exige tratamento imediato. Realmente, 10-15% de pacientes com a condição morrem antes de chegar ao hospital para tratamento. Mais de 50% de pacientes com a condição morrerão nos primeiros trinta dias após a hemorragia. Desses pacientes que sobrevivem aproximadamente metade sofrerá um derrame permanente. Alguns desses derrames ocorrem uma a duas semanas após a própria hemorragia de vaso espasmo nos vasos cerebrais induzido pela hemorragia subaracnóidea. Aneurismas também podem causar problemas que não são relacionados a sangramento embora isto seja menos comum. Por exemplo, um aneurisma pode formar um coágulo de sangue em si próprio que pode se romper do aneurisma e ser levado à jusante onde tem o potencial de obstruir uma ramificação arterial causando um derrame (por exemplo, um derrame isquêmico). Além disso, o aneurisma pode também pressionar contra os nervos (isso tem o potencial de resultar em paralisia ou sensação anormal de um olho ou do rosto) ou o cérebro adjacente (isso tem o potencial de resultar em ataques).

[007] Dadas as consequências potencialmente fatais dos aneurismas, particularmente aneurismas do cérebro, a técnica tem endereçado o tratamento de aneurismas utilizando várias abordagens.

[008] Genericamente, aneurismas podem ser tratados a partir do exterior dos vasos de sangue utilizando técnicas cirúrgicas ou a partir do interior utilizando técnicas endovasculares (as últimas estão compreendidas sob o cabeçalho amplo de técnicas de intervenção (isto é, não cirúrgicas)).

[009] Técnicas cirúrgicas normalmente envolvem uma craniectomia que requer criação de uma abertura no crânio do paciente através da qual o cirurgião pode inserir instrumentos para operar diretamente no cérebro. Em uma abordagem, o cérebro é retraído para

expor os vasos dos quais o aneurisma origina e então o cirurgião coloca um clip através do pescoço do aneurisma desse modo evitando que sangue arterial entre no aneurisma. Se houver um coágulo no aneurisma, o clip também evita que o coágulo entre na artéria e evita a ocorrência de um derrame. Após colocação correta do clip o aneurisma será eliminado em uma questão de minutos. Técnicas cirúrgicas são o tratamento mais comum para aneurismas. Infelizmente, técnicas cirúrgicas para tratar essas condições são consideradas como cirurgia maior envolvendo risco elevado para o paciente e necessita que o paciente tenha resistência mesmo para ter chance de sobreviver ao procedimento.

[010] Como discutido acima, técnicas endovasculares são técnicas não cirúrgicas e são tipicamente realizadas em uma série de angiografia utilizando um sistema de distribuição de cateter. Especificamente, técnicas endovasculares conhecidas envolvem o uso do sistema de distribuição de cateter para vedar o aneurisma com um material que evite que sangue arterial entre no aneurisma – essa técnica é amplamente conhecida como embolização. Um exemplo de tal abordagem é a Bobina desprendível Guglielmi que envolve oclusão intra-aneurisma do aneurisma através de um sistema que utiliza uma bobina de platina fixada em um fio de distribuição de aço inoxidável e desprendimento eletrolítico. Desse modo, após a bobina de platina ter sido colocada no aneurisma, é desprendida do fio de distribuição de aço inoxidável por dissolução eletrolítica. Especificamente, o sangue do paciente e o meio de infusão de solução salina atuam como as soluções condutivas. O anodo é o fio de distribuição de aço inoxidável e o catodo é a agulha terra que é colocada na virilha do paciente. Após corrente ser transmitida através do fio de distribuição de aço inoxidável, dissolução eletrolítica ocorrerá na seção não isolada da zona de desprendimento de aço inoxidável próximo à bobina de platina (a bobina de platina é, evidentemente, não afetada por eletrólise). Outras abordagens envolvem o uso de materiais como polímero de acetato de celulose para encher o saco de aneurisma. Embora essas abordagens endovasculares sejam um avanço na técnica, são desvantajosas. Especificamente, os riscos dessas abordagens endovasculares incluem ruptura do aneurisma durante o procedimento ou causar um derrame

(por exemplo, um derrame isquêmico) devido à embolização distal do dispositivo ou coágulo a partir do aneurisma. Adicionalmente, existe preocupação em relação aos resultados a longo prazo de obliteração de aneurisma endovascular utilizando essas técnicas. Especificamente, há evidência de rearranjo intra-aneurismal do material de vedação e reaparecimento do aneurisma em angiografia de follow-up.

[011] Um tipo específico de aneurisma de cérebro que provou ser muito difícil de tratar, particularmente utilizando o clipping cirúrgico ou técnicas de embolização endovascular discutidas acima ocorre na artéria basilar distal. Esse tipo de aneurisma é uma formação de bolsa para fora fraca, normalmente localizada na bifurcação terminal da artéria basilar. O tratamento bem sucedido desse tipo de aneurisma é muito difícil devido, pelo menos em parte, à exigência imperativa de que todos os vasos de perfuração do tronco cerebral sejam poupados durante colocação de clip cirúrgico.

[012] Infelizmente, há ocasiões quando o tamanho, formato, e/ou localização de um aneurisma tornam tanto clipping cirúrgico quanto embolização endovascular não possíveis para um paciente específico. Genericamente, o prognóstico para tais pacientes não é bom.

[013] Por conseguinte, embora a técnica anterior tenha feito avanços na área de tratamento de aneurismas, há ainda espaço para aperfeiçoamento, particularmente em embolização endovascular uma vez que é uma alternativa tão atraente para cirurgia grande.

[014] Na publicação internacional número WO 99/40873 [Marotta e outros (Marotta)], publicada em 19 de agosto de 1999, é revelada uma abordagem endovascular nova útil em bloquear uma abertura de aneurisma, particularmente aquelas em aneurismas saculares, levando à obliteração do aneurisma. A abordagem é verdadeiramente endovascular em que, com a prótese endovascular revelada por Marotta, não há exigência de vedar o saco de aneurisma com um material (por exemplo, como é utilizado com a Bobina Desprendível Guglielmi). Em vez disso, a prótese endovascular revelada por Marotta opera com base em que serve para bloquear a abertura para o saco de aneurisma desse modo evitando a necessidade de material de vedação. Desse modo, a prótese endovascular revelada por Marotta é

um avanço importante na técnica uma vez que evita ou diminui muitas das desvantagens da técnica anterior. A prótese endovascular revelada por Marotta compreende uma porção de folha capaz de ser induzida contra a abertura do aneurisma desse modo fechando o aneurisma. Na prótese endovascular revelada por Marotta, a folha de folha é fixada a, e independentemente móvel com relação a, um corpo compreendendo pelo menos uma porção expansível. A porção expansível é expansível a partir de um primeiro estado não expandido para um segundo estado expandido com uma força radialmente para fora no mesmo. Desse modo, o corpo serve a finalidade geral de fixar a prótese endovascular no lugar em uma passagem de corpo alvo ou lúmen vascular nas proximidades na qual a abertura de aneurisma é localizada e a porção de folha serve a finalidade de vedar a abertura de aneurisma desse modo levando a obliteração do aneurisma. Desse modo, como revelado por Marotta, a porção de folha funciona e move independentemente do corpo da prótese endovascular.

[015] Embora a prótese endovascular revelada por Marotta seja um avanço significativo na técnica, há ainda espaço para aperfeiçoamento. Especificamente, na modalidade preferida da prótese endovascular revelada por Marotta, após o dispositivo ser parcial ou totalmente implantado, para todas as intenções e finalidades, não é possível recuperar a prótese – por exemplo, para reposicionamento. Embora isso possa não ser um problema na maioria dos casos, há ocasiões em que o médico deseja ser capaz de recuperar o dispositivo de modo que possa ser reposicionada para colocação ótima.

[016] Por conseguinte, permanece necessidade na técnica de uma prótese endovascular que possa ser recuperada pelo médico após ter sido parcial ou totalmente implantada. Seria particularmente vantajoso ter uma prótese endovascular de auto-expansão que possa ser recuperada pelo médico após ser parcial ou totalmente implantada.

#### Sumário da invenção

[017] É um objetivo da presente invenção evitar ou diminuir pelo menos uma das desvantagens acima mencionadas da técnica anterior.

[018] É outro objetivo da presente invenção fornecer uma prótese endovascular no-

va.

[019] É outro objetivo da presente invenção fornecer um dispositivo de distribuição de prótese endovascular novo.

[020] Por conseguinte, em um de seus aspectos, a presente invenção provê uma prótese endovascular que compreende

[021] Uma primeira porção expansível, expansível a partir de um primeiro estado não expandido para um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível contra um lúmen vascular; e

[022] Uma porção de folha retrátil fixada à primeira porção expansível, a porção de folha retrátil compreendendo pelo menos uma porção de espinha e uma pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha, pares longitudinalmente adjacentes de porções de nervura sendo livres de suportes de interconexão.

[023] Em outro de seus aspectos, a presente invenção provê um dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreendendo um elemento tubular tendo uma porção distal e uma porção proximal, a porção distal tendo uma superfície porosa definida por uma pluralidade de anéis circunferenciais, pares adjacentes de anéis circunferenciais sendo interconectados por pelo menos um suporte longitudinal, a superfície porosa compreendendo um gradiente de diminuição de largura circunferencial de suporte longitudinal entre suportes longitudinais conectados a lados opostos de um anel circunferencial único em uma direção a partir da porção proximal até a porção distal.

[024] Em outro de seus aspectos, a presente invenção provê um dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreendendo um elemento tubular tendo uma porção distal e uma porção proximal, a porção distal tendo uma superfície porosa definida por uma pluralidade de anéis circunferenciais, pares adjacentes de anéis circunferenciais sendo interconectados por pelo menos um suporte longitudinal, a superfície porosa compreendendo uma porosidade crescente em uma direção da porção proximal até a porção distal.

[025] Em uma modalidade preferida, a superfície porosa do dispositivo de distribui-

ção compreende uma camada de cobertura, preferivelmente feita de um polímero e/ou preferivelmente disposto substancialmente continuamente sobre a superfície porosa, para reduzir fricção entre o dispositivo de distribuição e a superfície interna de um cateter de distribuição, facilitando uma distribuição de força baixa da prótese endovascular. A natureza da camada de cobertura será descrita em mais detalhe abaixo.

[026] Desse modo, os presentes inventores descobriram uma prótese endovascular nova que pode ser descoberta e coberta novamente para reposicionamento da prótese endovascular antes do implante final da mesma. Isso provê ao médico uma vantagem significativa em relação aos dispositivos da técnica anterior descritos acima. A presente prótese endovascular compreende uma primeira porção expansível, expansível a partir de um primeiro estado não expansivo para um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível contra a parede do lúmen vascular como uma artéria. A prótese endovascular compreende ainda uma porção de folha retrátil fixada à primeira porção expansível; a porção de folha retrátil serve para facilitar estase e oclusão trombótica do aneurisma. A porção de folha retrátil compreende pelo menos uma porção de espinha e uma pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha. De modo importante, pares longitudinalmente adjacentes das porções de nervura são livres de suportes de conexão intrínseca. Os presentes inventores realizaram diversos testes e descobriram que quando conexões são feitas entre porções de nervura adjacentes, a capacidade de retração da porção de folha é significativamente comprometida e, em muitos casos, a porção de folha pode não ser retraída.

[027] Além disso, a presente prótese endovascular é vantajosa em que tem uma tendência natural para flexionar em um modo tal que a porção de espinha está no exterior da curva. Isso é altamente vantajoso, especialmente quando o dispositivo é implantado em uma passagem de corpo bifurcada. Uma vantagem adicional é que a orientação das porções de nervura, acopladas ao flex., particularmente facilita distribuição atraumática e precisa e implantação da presente prótese endovascular.

[028] Embora não desejando ser limitado por nenhuma teoria ou modo de ação específico, verificou-se- que as porções de nervura da presente protease endovascular são compressíveis ao passo que a espinha não é compressível; portanto sob uma carga axial no revestimento, as porções de nervura têm tendência a comprimir e induzir uma curva que facilita orientação adequada durante distribuição na direção correta.

[029] Em uma modalidade altamente vantajosa, a presente prótese endovascular é configurada para ser de auto expansão. Isso significa que o dispositivo pode ser revestido ou de outro modo refreado antes da implantação e após distribuição inicial do dispositivo, o revestimento ou restrição é parcialmente retraído desse modo permitindo que o dispositivo auto-expanda. Isso permite implantação parcial e progressiva do dispositivo com a vantagem de que o clínico possa revestir novamente o dispositivo se implantação inicial da prótese endovascular não estiver na posição correta com relação à anatomia alvo do paciente. Nesse contexto, também é possível obter uma orientação rotacional adicional da presente prótese endovascular por distribuir a protease utilizando um 'cateter que pode ser submetido a torque'. Isso envolve parcialmente implantar a prótese para avaliar orientação rotacional. Se a rotação do dispositivo em relação ao pescoço de aneurisma necessitar ser ajustada, a prótese pode ser retraída para dentro do cateter que pode ser submetido a torque, submetido a torque para a outra orientação e então essas etapas são repetidas até que a prótese seja considerada como estando na posição correta em relação ao pescoço de aneurisma, após o que a prótese pode ser totalmente descoberta e desprendida do dispositivo de distribuição utilizando diversas técnicas como aquelas descritas em mais detalhe abaixo. Isso é outra característica altamente vantajosa da presente prótese endovascular.

[030] Outro aspecto da presente invenção se refere à provisão de um dispositivo de distribuição de prótese endovascular que compreende o elemento tubular tendo uma porção distal e uma porção proximal. A porção distal da prótese endovascular tem uma superfície porosa composta do número de anéis circunferenciais com pares adjacentes desses anéis sendo interconectados por um ou mais suportes longitudinais. A superfície porosa na porção

distal do dispositivo de distribuição de prótese endovascular tem uma diminuição na largura entre um par dos suportes longitudinais conectados aos lados opostos de um anel circunferencial dada. Essa diminuição em largura circunferencial de suporte longitudinal estende em uma direção a partir da porção proximal do elemento tubular até a porção distal do elemento tubular. Consequentemente, isso significa que a porção distal do elemento tubular se torna progressivamente mais flexível em uma direção em direção à extremidade mais distal do elemento tubular. Essa característica facilita navegar o dispositivo de distribuição de prótese endovascular através de anatomia tortuosa enquanto fornece integridade suficiente e rigidez radial na extremidade de usuário do elemento tubular para ser capaz de inserir o dispositivo no paciente e navegar o mesmo totalmente até a anatomia alvo enquanto evita ou diminui torção do dispositivo de distribuição de prótese endovascular. Em uma modalidade preferida, há uma diminuição na largura circunferencial entre pares dos anéis circunferenciais se estendendo em uma direção a partir da porção proximal até a porção distal.

[031] Em uma modalidade particularmente preferida do presente dispositivo de distribuição de prótese endovascular, os anéis circunferenciais compreendem uma série de picos e vales alternados. Nessa modalidade preferida, é adicionalmente preferido que os suportes longitudinais conectem um vale a partir de um anel circunferencial com um vale em um anel circunferencial adjacente. Essa modalidade de conexão denominada vale-vale é caracterizada por ter os picos em anéis circunferenciais adjacentes longitudinalmente alinhados, porém não conectados. A vantagem dessa abordagem é que quando o dispositivo de distribuição de prótese endovascular é flexionado até certo grau, os picos adjacentes contatarão entre si antes da torção de dispositivo de distribuição de prótese endovascular, flexionando em demasia e deformando/quebrando.

[032] Acredita-se que a presente prótese endovascular seja particularmente útil no tratamento de aneurismas como aqueles descritos acima e, portanto, se acredita fornecer uma alternativa significativa às técnicas cirúrgicas convencionais descritas acima. Adicionalmente, é previsto que a presente prótese endovascular pode ser utilizada no tratamento

de certos aneurismas que são diagnosticadas como sendo inoperáveis. Também se acredita que a presente prótese endovascular forneça uma vantagem significativa de abordagens endovasculares atuais como a Bobina desprendível Guglielmi descrita acima. Especificamente, uma vez que a presente prótese endovascular não se baseia na inserção no aneurisma de um material de vedação de metal (por exemplo, bobina de platina), o risco de romper o aneurisma é diminuído como o risco de rearranjo intra-aneurisma do material de vedação de metal e subsequente reaparecimento do aneurisma. Evidentemente, aqueles versados na técnica reconhecerão que pode haver certas situações onde a presente prótese endovascular poderia ser utilizada em combinação com Bobinas desprendíveis Guglielmi descritas acima – por exemplo, para tratar um aneurisma com um pico grande no qual uma estrutura adicionada através do pescoço (isto é, a presente prótese endovascular) ajudaria a reter as bobinas dentro do saco de aneurisma (isso evitaria ou diminuiria a possibilidade de uma bobina existir no saco de aneurisma e causar um derrame isquêmico).

#### Breve descrição dos desenhos

[033] As modalidades da presente invenção serão descritas com referência aos desenhos em anexo, em que numerais de referência similares indicam partes similares, e nos quais:

A figura 1 ilustra uma representação bidimensional de uma primeira modalidade da presente prótese endovascular;

A figura 1a é uma vista ampliada de uma porção da figura 1 identificando vários elementos no desenho da prótese;

A figura 2 ilustra uma vista em perspectiva da prótese endovascular ilustrada na figura 1;

A figura 3 ilustra uma vista superior da prótese endovascular ilustrada nas figuras 1-2 acoplada a um dispositivo de distribuição;

A figura 4 ilustra distribuição da prótese endovascular ilustrada nas figuras 1-3 para ocluir um aneurisma;

As figuras 5-6 ilustram uma porção da prótese endovascular ilustrada, em um revestimento transparente, nas figuras 1-4 à medida que é reversivelmente revestido e descoberto;

A figura 7 ilustra a prótese endovascular ilustrada nas figuras 1-6 após ter sido liberada do dispositivo de distribuição e está na posição correta para tratar o aneurisma;

A figura 8 ilustra a prótese endovascular ilustrada nas figuras 1-7 após ter sido implantada e estar ocluindo um aneurisma (também, o dispositivo de distribuição é puxado para longe da prótese endovascular);

A figura 9 ilustra uma representação bidimensional de uma segunda modalidade da presente prótese endovascular;

A figura 10 ilustra uma vista em perspectiva da prótese endovascular ilustrada na figura 9;

A figura 11 ilustra uma vista em perspectiva da prótese endovascular ilustrada nas figuras 9-10 acoplada a um dispositivo de distribuição;

As figuras 12(a)-12(c) ilustram detalhes de como a prótese endovascular ilustrada nas figuras 9-11 é acoplada ao dispositivo de distribuição;

A figura 13 ilustra uma representação bidimensional de uma terceira modalidade da presente prótese endovascular;

A figura 14 ilustra uma vista em perspectiva da prótese endovascular ilustrada na figura 13 como é acoplada a um dispositivo de distribuição;

As figuras 15(a)-15(d) ilustram detalhe adicional de acoplamento da prótese endovascular ilustrada nas figuras 13-14 ao dispositivo de distribuição;

A figura 16 ilustra uma representação bidimensional de uma quarta modalidade da presente prótese endovascular;

A figura 17 ilustra uma vista em perspectiva da prótese endovascular ilustrada na figura 16;

As figuras 18-21 ilustram, em um modo em etapas, implantação da prótese endovas-

cular ilustrada nas figuras 16-17 em um aneurisma localizado na junção de uma artéria bifurcada;

As figuras 22-24 ilustram, em um modo em etapas, a liberação de uma extremidade da prótese endovascular ilustrada nas figuras 16-21 a partir do dispositivo de distribuição;

A figura 25 ilustra uma vista em perspectiva de uma porção do dispositivo de distribuição utilizado para fornecer a prótese endovascular ilustrada nas figuras 16-24;

As figuras 26-27 ilustram uma vista ampliada da porção do dispositivo de distribuição ilustrado na figura 25 e como é acoplado a uma extremidade oposta (conforme as figuras 22-24) da prótese endovascular ilustrada nas figuras 16-24;

A figura 28 ilustra uma representação bidimensional de uma quinta modalidade da presente prótese endovascular;

A figura 29 ilustra uma vista em perspectiva da prótese endovascular ilustrada na figura 28;

As figuras 30-32 ilustram, em um modo em etapas, a liberação da prótese endovascular ilustrada nas figuras 28-29 a partir de seu dispositivo de distribuição;

As figuras 33-35 ilustram vistas adicionais de um dispositivo de distribuição utilizado para fornecer a prótese endovascular ilustrada nas figuras 28-32;

A figura 36 ilustra uma representação bidimensional de uma sexta modalidade da presente prótese endovascular;

A figura 37 ilustra uma vista em perspectiva da prótese endovascular ilustrada na figura 36 conectada a um dispositivo de distribuição para a mesma;

As figuras 38(i)-(iii) ilustram uma porção de uma modalidade preferida do presente dispositivo de distribuição de prótese endovascular (incluindo vistas aumentadas nas figuras 38(a)-(d)); e

As figuras 39-43 ilustram várias vistas de vários dispositivos de distribuição de prótese endovascular que são mostrados em todas as figuras 1-37.

Descrição detalhada das modalidades preferidas

[034] Em um de seus aspectos, a presente invenção se refere a uma prótese endovascular compreendendo: uma primeira porção expansível, expansível a partir de um primeiro estado não expandido até um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível contra um lúmen vascular; e uma porção de folha retrátil fixada à primeira porção expansível, a porção de folha retrátil compreendendo pelo menos uma porção de espinha e uma pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha, pares longitudinalmente adjacentes de porções de nervura sendo livres de suportes de interconexão. Modalidades preferidas dessa prótese endovascular podem incluir qualquer uma ou uma combinação de quaisquer duas ou mais de quaisquer das seguintes características:

- . Uma porção de espinha única é conectada a primeira porção expansível;
- . A porção de espinha única compreende uma fileira de porções de nervura conectadas em um lado da porção de espinha única;
- . A porção de espinha única compreende um par de fileiras de porções de nervura, cada fileira de porções de nervura conectada em um lado da porção de espinha única;
- . A porção de espinha única compreende um par de fileiras de porções de nervura conectadas a lados opostos da porção de espinha única;
- . Em duas dimensões, cada fileira de porções de nervura é uma imagem em espelho substancial de uma fileira adjacente de porções de nervura ao longo da porção de espinha única;
- . Uma primeira fileira de porções de nervura é conectada em uma pluralidade de primeiros pontos de conexão à porção de espinha única e uma segunda fileira de porções de nervuras é conectada a uma pluralidade de segundos pontos de conexão à porção de espinha única, a pluralidade de primeiros pontos de conexão e a pluralidade de segundos pontos de conexão sendo longitudinalmente alinhadas em relação mútua;
- . Uma primeira fileira de porções de nervura é conectada a uma pluralidade de primeiros pontos de conexão à porção de espinha única e uma segunda fileira de porções de nervura é conectada a uma pluralidade de segundos pontos de conexão à porção de espi-

nha única, a pluralidade dos primeiros pontos de conexão e a pluralidade de segundos pontos de conexão sendo longitudinalmente espalhados em relação mútua;

- . A porção de espinha única é linear;
- . A porção de espinha única é curvilínea;
- . A porção de espinha única é curva;
- . A porção de espinha única compreendendo um padrão de ondulação que compreende picos e vales alternados;
- . Pelo menos algumas porções de nervura são conectadas aos picos no padrão de ondulação;
- . Cada porção de nervura é conectada a um pico no padrão de ondulação;
- . Em duas dimensões, cada porção de nervura é configurada substancialmente para formar um ângulo agudo com relação a um eixo geométrico longitudinal de espinha da porção de espinha única;
- . Em duas dimensões, cada porção de nervura compreende uma porção proximal de nervura, uma porção distal de nervura e uma porção intermediária de nervura disposta entre as mesmas;
- . Em duas dimensões, cada porção de nervura tem uma largura circunferencial substancialmente constante;
- . Em duas dimensões, cada porção de nervura tem uma largura circunferencial variável;
- . Em duas dimensões, a porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial menor do que pelo menos uma da porção proximal de nervura e a porção distal de nervura;
- . A porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial menor do que a porção proximal de nervura e porção distal de nervura;
- . A porção proximal de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0254 mm (0,0010 polegadas) a aproximadamente 0,305 mm (0,0120 polega-

das);

. A porção proximal de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0432 mm (0,0017 polegadas) a aproximadamente 0,244 mm (0,0096 polegadas);

. A porção proximal de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,061 mm (0,0024 polegadas) a aproximadamente 0,183 mm (0,0072 polegadas);

. A porção proximal de nervura é de aproximadamente 1% a aproximadamente 10% do comprimento geral da porção de nervura;

. A porção proximal de nervura é de aproximadamente 2% a aproximadamente 6% do comprimento geral da porção de nervura;

. A porção proximal de nervura é aproximadamente 3% do comprimento geral da porção de nervura;

. A porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,013 mm (0,0005 polegadas) a aproximadamente 0,254 mm (0,0100 polegadas);

. A porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,028 mm (0,0011 polegadas) a aproximadamente 0,157 mm (0,0062 polegadas);

. A porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0406 mm (0,0016 polegadas) a aproximadamente 0,061 mm (0,0024 polegadas);

. A porção intermediária de nervura é de aproximadamente 25% a aproximadamente 90% do comprimento geral da porção de nervura;

. A porção intermediária de nervura é de aproximadamente 60% a aproximadamente 90% do comprimento geral da porção de nervura;

. A porção intermediária de nervura é aproximadamente 90% do comprimento geral

da porção de nervura;

. A porção distal de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0254mm (0,0010 polegadas) a aproximadamente 0,305 mm (0,0120 polegadas);

. A porção distal de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,033 mm (0,0013 polegadas) a aproximadamente 0,183 mm (0,0072 polegadas);

. A porção distal de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0406 mm (0,0016 polegadas) a aproximadamente 0,061 mm (0,0024 polegadas);

. A porção distal de nervura é até aproximadamente 25% do comprimento geral da porção de nervura;

. A porção distal de nervura é de aproximadamente 5% a aproximadamente 16% do comprimento geral da porção de nervura;

. A porção distal de nervura é até aproximadamente 7% do comprimento geral da porção de nervura;

. A porção proximal de nervura é configurada para formar um ângulo agudo de porção proximal de nervura com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular;

. O ângulo agudo de porção proximal de nervura está na faixa de aproximadamente 15° a aproximadamente 90°;

. O ângulo agudo da porção proximal de nervura está na faixa de aproximadamente 35° a aproximadamente 60°;

. O ângulo agudo da porção proximal de nervura é aproximadamente 45°;

. A porção distal de nervura é configurada para formar um ângulo de porção distal de nervura com relação a uma porção intermediária de nervura da prótese endovascular;

. O ângulo de porção distal de nervura está na faixa de aproximadamente 0° a aproximadamente 120°;

. O ângulo da porção distal de nervura está na faixa de aproximadamente 3° a aproximadamente 60°;

- . O ângulo de porção distal de nervura é aproximadamente  $8^{\circ}$ ;
- . A porção intermediária de nervura é configurada para formar um ângulo agudo de porção intermediária de nervura com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular;
- . O ângulo agudo da porção intermediária de nervura está na faixa de aproximadamente  $5^{\circ}$  a aproximadamente  $140^{\circ}$ ;
- . O ângulo agudo da porção intermediária de nervura está na faixa de aproximadamente  $22^{\circ}$  a aproximadamente  $86^{\circ}$ ;
- . O ângulo agudo da porção intermediária de nervura é aproximadamente  $45^{\circ}$ ;
- . A porção intermediária de nervura compreende: (i) uma primeira porção intermediária de nervura conectada à porção proximal de nervura e configurada para formar um ângulo agudo da primeira porção intermediária de nervura com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular; e (ii) uma segunda porção intermediária conectada à porção distal de nervura e configurada para formar um ângulo agudo da segunda porção intermediária de nervura com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular;
- . O ângulo agudo da primeira porção intermediária de nervura é menor do que o ângulo agudo da segunda porção intermediária de nervura;
- . O ângulo agudo da primeira porção intermediária de nervura está na faixa de aproximadamente  $5^{\circ}$  a aproximadamente  $140^{\circ}$ ;
- . O ângulo agudo da primeira porção intermediária de nervura está na faixa de aproximadamente  $22^{\circ}$  a aproximadamente  $66^{\circ}$ ;
- . O ângulo agudo da primeira porção intermediária de nervura é aproximadamente  $30^{\circ}$ ;
- . O ângulo agudo da segunda porção intermediária de nervura está na faixa de aproximadamente  $5^{\circ}$  a aproximadamente  $140^{\circ}$ ;
- . O ângulo agudo da segunda porção intermediária de nervura está na faixa de apro-

ximadamente 42° a aproximadamente 86°;

. O ângulo agudo da segunda porção intermediária de nervura é aproximadamente 60°;

. A primeira porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0254mm (0,0010 polegada) a aproximadamente 0,254 mm (0,0100 polegada);

. A primeira porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0355mm (0,0014 polegada) a aproximadamente 0,157 mm (0,0062 polegada);

. A primeira porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0457 mm (0,0018 polegada) a aproximadamente 0,061 mm (0,0024 polegada);

. A primeira porção intermediária de nervura é de aproximadamente 5% a aproximadamente 25% do comprimento geral da porção de nervura;

. A primeira porção intermediária de nervura é de aproximadamente 7% a aproximadamente 17% do comprimento geral da porção de nervura;

. A primeira porção intermediária de nervura é aproximadamente 9% do comprimento geral da porção de nervura;

. A segunda porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,013 mm (0,0005 polegada) a aproximadamente 0,178 mm (0,0070 polegada);

. A segunda porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0279 mm (0,0011 polegada) a aproximadamente 0,111 mm (0,0044 polegada);

. A segunda porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de aproximadamente 0,0406 mm (0,0016 polegada) a aproximadamente 0,0457 mm (0,0018 polegada);

. A segunda porção intermediária de nervura é de aproximadamente 25% a aproximadamente 90% do comprimento geral da porção de nervura;

. A segunda porção intermediária de nervura é de aproximadamente 53% aproximadamente 85% do comprimento geral da porção de nervura;

. A segunda porção intermediária de nervura é aproximadamente 81% do comprimento geral da porção de nervura;

. Em duas dimensões, a porção distal da nervura de cada porção de nervura é dirigida para longe da primeira porção expansível;

. Em duas dimensões, a porção distal de nervura de cada porção de nervura é dirigida em direção à primeira porção expansível;

. Em duas dimensões, cada porção de nervura é linear;

. Em duas dimensões, cada porção de nervura é curvilínea;

. Em duas dimensões, cada porção de nervura é curva;

. Em duas dimensões, cada porção de nervura compreende pelo menos duas subporções cada subporção forma um ângulo diferente com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular;

. Um par de porções de nervura longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de aproximadamente 0,0254 mm a aproximadamente 10 mm;

. Um par de porções de nervura longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de aproximadamente 0,0254 mm a aproximadamente 5 mm;

. Um par de porções de nervura longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de aproximadamente 0,1400 mm a aproximadamente 3 mm;

. Um par de porções de nervura longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de aproximadamente

te 0,1400 mm a aproximadamente 1 mm;

. Um par de porções de nervura longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de aproximadamente 0,1400 mm a aproximadamente 0,8 mm;

. Um par de porções de nervura longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de aproximadamente 0,1400 mm a aproximadamente 0,6 mm;

. Um par de porções de nervura longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que de aproximadamente 0,254 mm;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar menos do que aproximadamente 75% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar de aproximadamente 5% a aproximadamente 75% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar de aproximadamente 5% a aproximadamente 65% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar de aproximadamente 10% a aproximadamente 50% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar de aproximadamente 15% a aproximadamente 40% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar menos do que aproxi-

madamente 10% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar menos do que aproximadamente 8% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar menos do que aproximadamente 5% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. Em duas dimensões, pelo menos uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura fixadas à porção de espinha combinam para ocupar menos do que aproximadamente 3% de uma área superficial da porção de folha retrátil;

. A porção de folha retrátil compreende ainda uma camada de cobertura conectada à pluralidade de porções de nervura;

. A porção de folha retrátil compreende menos do que 10 porções de nervura longitudinalmente espaçadas conectadas em um lado da porção de espinha;

. A porção de folha retrátil compreende menos do que 8 porções de nervura longitudinalmente espaçadas conectadas em um lado da porção de espinha;

. A porção de folha retrátil compreende menos do que 6 porções de nervura longitudinalmente espaçadas conectadas em um lado da porção de espinha;

. A porção de folha retrátil contém somente 3 porções de nervura longitudinalmente espaçadas conectadas em um lado da porção de espinha;

. A razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível no segundo estado expandido está compreendida na faixa de aproximadamente 1:4 a aproximadamente 1:1;

. Em duas dimensões, a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível no segundo estado expandido está compreendida na faixa de

aproximadamente 1:2,5 a aproximadamente 1:1,5;

. Em duas dimensões, a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível no segundo estado expandido é aproximadamente 5:9;

. Pelo menos uma porção de espinha é curva em torno de um eixo geométrico transversal até um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular;

. Pelo menos uma porção de espinha é curva em torno de um eixo geométrico substancialmente ortogonal a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular;

. O eixo geométrico é oposto à pluralidade de porções de nervura em relação a pelo menos uma porção de espinha;

. Pelo menos uma porção de espinha compreende um primeiro raio de curvatura em relação ao comprimento de pelo menos uma porção de espinha em torno de um eixo geométrico transversal a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular;

. O primeiro raio de curvatura é substancialmente constante a partir de uma porção proximal de pelo menos uma porção de espinha até uma porção distal de pelo menos uma porção de espinha;

. O primeiro raio de curvatura é variável a partir de uma porção proximal de pelo menos uma porção de espinha até uma porção distal de pelo menos uma porção de espinha;

. O primeiro raio de curvatura diminui a partir de uma porção proximal de pelo menos uma porção de espinha até uma porção distal de pelo menos uma porção de espinha;

. A porção de folha retrátil compreende um segundo raio de curvatura em relação ao comprimento de pelo menos uma porção de espinha em torno de um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular;

. O segundo raio de curvatura é substancialmente constante a partir de uma porção proximal da porção retrátil até uma porção distal da porção retrátil;

. O segundo raio de curvatura é variável a partir de uma porção proximal da porção de folha retrátil até uma porção distal da porção de folha retrátil;

. O segundo raio de curvatura aumenta a partir de uma porção proximal da porção de folha retrátil até uma porção distal da porção de folha retrátil;

. Em uma configuração expandida da prótese endovascular, a porção de folha retrátil compreende um arco de curvatura em torno de um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular na faixa de aproximadamente 90° a aproximadamente 360°;

. Em uma configuração expandida da prótese endovascular, a porção de folha retrátil compreende um arco de curvatura em torno de um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular na faixa de aproximadamente 120° a aproximadamente 270°;

. Em uma configuração expandida da prótese endovascular, a porção de folha retrátil compreende um arco de curvatura em torno de um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular na faixa de aproximadamente 150° a aproximadamente 250°;

. Em uma configuração expandida da prótese endovascular, a porção de folha retrátil compreende um arco de curvatura em torno de um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular na faixa de aproximadamente 175° a aproximadamente 225°;

. Em uma configuração expandida da prótese endovascular, a porção de folha retrátil compreende um arco de curvatura em torno de um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular de aproximadamente 200°;

. A primeira porção expansível tem um diâmetro no segundo estado expandido na faixa de aproximadamente 2 mm a aproximadamente 40 mm;

. A primeira porção expansível tem um diâmetro no segundo estado expandido na faixa de aproximadamente 2 mm a aproximadamente 30 mm;

. A primeira porção expansível tem um diâmetro no segundo estado expandido na faixa de aproximadamente 2 mm a aproximadamente 20 mm;

. A primeira porção expansível tem um diâmetro no segundo estado expandido na faixa de aproximadamente 2 mm a aproximadamente 10 mm;

. A primeira porção expansível tem um diâmetro no segundo estado expandido na faixa de aproximadamente 2,5 mm a aproximadamente 5 mm;

- . Uma porção de espinha única é conectada à primeira porção expansível e uma porção de laço é conectada a uma porção distal da porção de espinha única;
- . Uma porção de espinha única é conectada à primeira porção expansível e uma porção de laço dividida conectada a uma porção distal da porção de espinha única;
- . A porção de laço compreende uma porção radiopaca;
- . A prótese endovascular compreende ainda uma segunda porção expansível, expansível a partir de um primeiro estado não expandido até um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível contra um lúmen vascular;
- . A segunda porção expansível compreende uma porção radiopaca;
- . A prótese endovascular é fabricada de um material de partida tubular;
- . A prótese endovascular é fabricada de um material de partida tubular no qual uma técnica de corte foi aplicada;
- . A prótese endovascular é fabricada de um material de partida tubular no qual uma técnica de corte laser foi aplicada;
- . A parede tubular tem uma espessura radial na faixa de aproximadamente 0,013 mm (0,0005 polegada) a aproximadamente 0,51 mm (0,0200 polegada);
- . A parede tubular tem uma espessura radial na faixa de aproximadamente 0,0381 mm (0,0015 polegada) a aproximadamente 0,254 mm (0,0100 polegada);
- . A parede tubular tem uma espessura radial de aproximadamente 0,0635 mm (0,0025 polegada);
- . A primeira porção expansível compreende uma porção radiopaca;
- . A prótese é construída de um material de auto-expansão;
- . A prótese é construída de uma liga de memória de formato;
- . A prótese é construída de nitinol;
- . A prótese é construída de um material metálico; e/ou
- . A prótese é construída de um material de polímero.

[035] Em um de seus aspectos, a presente invenção se refere a um dispositivo de

distribuição de prótese endovascular compreendendo um elemento tubular tendo uma porção distal e uma porção proximal, a porção distal tendo uma superfície porosa definida por uma pluralidade de anéis circunferenciais, pares adjacentes de anéis circunferenciais sendo interconectados por pelo menos um suporte longitudinal, a superfície porosa compreendendo um gradiente de diminuição de largura circunferencial de suporte longitudinal entre suportes longitudinais conectados a lados opostos de um único anel circunferencial em uma direção a partir da porção proximal até a porção distal. Modalidades preferidas desse dispositivo de distribuição de prótese endovascular podem incluir qualquer uma ou uma combinação de qualquer duas ou mais de quaisquer das seguintes características:

- . Cada anel circunferencial compreende picos e vales alternados;
- . Pelo menos um suporte longitudinal conecta um primeiro vale em um primeiro anel circunferencial a um segundo vale em um segundo anel circunferencial adjacente ao primeiro anel circunferencial;
- . Pelo menos um suporte longitudinal conecta a um ponto médio do primeiro vale;
- . Pelo menos um suporte longitudinal conecta a um ponto médio do segundo vale;
- . Pelo menos um suporte longitudinal conecta a: (i) um ponto médio do primeiro vale, e (ii) um ponto médio do segundo vale;
- . O primeiro anel circunferencial e o segundo anel circunferencial compreendem individualmente pelo menos um par de picos e vales alternados;
- . O primeiro anel circunferencial e o segundo anel circunferencial compreendem cada pelo menos dois pares de picos e vales alternados;
- . O dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreende um suporte longitudinal para cada pico;
- . O dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreende um suporte longitudinal para cada vale;
- . O dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreende um suporte longitudinal para cada par de picos e vales alternados no primeiro anel circunferencial ou se-

gundo anel circunferencial;

. O primeiro anel circunferencial e o segundo anel circunferencial compreendem individualmente um par de picos e vales alternados;

. Dois suportes longitudinais interconectam o primeiro anel circunferencial e o segundo anel circunferencial;

. A pluralidade de anéis circunferenciais compreende um primeiro anel circunferencial, um segundo anel circunferencial axialmente espaçado a partir do primeiro anel circunferencial e um terceiro anel circunferencial axialmente espaçado a partir do segundo anel circunferencial;

. Primeiro anel circunferencial e o terceiro anel circunferencial são espaçados em uma distância que está na faixa de aproximadamente 100% a aproximadamente 300% do diâmetro do elemento tubular;

. Primeiro anel circunferencial e o terceiro anel circunferencial são espaçados em uma distância que está na faixa de aproximadamente 175% a aproximadamente 225% do diâmetro do elemento tubular;

. Primeiro anel circunferencial e o terceiro anel circunferencial são espaçados em uma distância que é aproximadamente 200% do diâmetro do elemento tubular;

. A superfície porosa tem uma porção porosa próxima e uma porção porosa distal disposta distalmente da porção porosa próxima;

. O dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreende um primeiro suporte longitudinal disposto na porção porosa distal e um segundo suporte longitudinal disposto na porção porosa próxima, com a condição de que uma primeira largura circunferencial de suporte longitudinal do primeiro suporte longitudinal é menor do que uma segunda largura circunferencial de suporte longitudinal do segundo suporte longitudinal;

. A primeira largura circunferencial de suporte longitudinal e a segunda largura circunferencial de suporte longitudinal estão, individualmente, compreendidas na faixa de aproximadamente 0,0254 mm (0,0010 polegada) a aproximadamente 1,27 mm (0,0500 po-

legada);

. A primeira largura circunferencial de suporte longitudinal e a segunda largura circunferencial de suporte longitudinal estão, individualmente, compreendidas na faixa de aproximadamente 0,089 mm (0,0035 polegada) a aproximadamente 0,762 mm (0,0300 polegada);

. A primeira largura circunferencial de suporte longitudinal e a segunda largura circunferencial de suporte longitudinal estão, individualmente, compreendidas na faixa de aproximadamente 0,114 mm (0,0045 polegada) a aproximadamente 0,381 mm (0,0150 polegada);

. A primeira largura circunferencial de suporte longitudinal é maior do que aproximadamente 0,0254 mm (0,0010 polegada) e a segunda largura circunferencial de suporte longitudinal é menor do que aproximadamente 1,27 mm (0,0500 polegada);

. A primeira largura circunferencial de suporte longitudinal é maior do que aproximadamente 0,089 mm (0,0035 polegada) e a segunda largura circunferencial de suporte longitudinal é menor do que aproximadamente 0,762 mm (0,0300 polegada);

. A primeira largura circunferencial de suporte longitudinal é maior do que aproximadamente 0,114 mm (0,0045 polegada) e a segunda largura circunferencial de suporte longitudinal é menor do que aproximadamente 0,381 mm (0,0150 polegada);

. O dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreende um primeiro anel circunferencial disposto na porção porosa distal e um segundo anel circunferencial disposto na superfície porosa próxima, com a condição de que uma primeira largura axial do primeiro anel circunferencial é menor do que uma segunda largura axial do segundo anel circunferencial;

. A primeira largura axial e a segunda largura axial estão, individualmente, na faixa de aproximadamente 0,0254 mm (0,0010 polegada) a aproximadamente 1,14 mm (0,0450 polegada);

. A primeira largura axial e a segunda largura axial estão individualmente na faixa de

aproximadamente 0,102 mm (0,0040 polegada) a aproximadamente 0,825 mm (0,0325 polegada);

. A primeira largura axial e a segunda largura axial estão individualmente na faixa de aproximadamente 0,127 mm (0,0050 polegada) a aproximadamente 0,635 mm (0,0250 polegada);

A primeira largura axial é maior do que aproximadamente 0,0254 mm (0,0010 polegada) e a segunda largura axial é menor do que aproximadamente 1,14 mm (0,0450 polegada);

. A primeira largura axial é maior do que aproximadamente 0,102 mm (0,0040 polegada) e a segunda largura axial é menor do que aproximadamente 0,825 mm (0,0325 polegada);

. A primeira largura axial é maior do que aproximadamente 0,127 mm (0,0050 polegada) e a segunda largura axial é menor do que aproximadamente 0,635 mm (0,0250 polegada);

. Dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreende um primeiro par de anéis circunferenciais adjacentes dispostos na porção porosa distal e um segundo par de anéis circunferenciais dispostos na superfície porosa próxima, com a condição de que uma primeira distância mínima entre o primeiro par de anéis circunferenciais adjacentes é maior do que uma segunda distância mínima entre o segundo par de anéis circunferenciais adjacentes;

. Tanto a primeira distância mínima como a segunda distância mínima estão na faixa de aproximadamente 0,0254 mm (0,0010 polegada) a aproximadamente 0,635 mm (0,0250 polegada);

. Tanto a primeira distância mínima como a segunda distância mínima estão na faixa de aproximadamente 0,0635 mm (0,0025 polegada) a aproximadamente 0,483 mm (0,0190 polegada);

. Tanto a primeira distância mínima como a segunda distância mínima estão na faixa

de aproximadamente 0,102 mm (0,0040 polegada) a aproximadamente 0,381 mm (0,0150 polegada);

. A primeira distância mínima é menor do que aproximadamente 0,635 mm (0,0250 polegada) e a segunda distância mínima é maior do que aproximadamente 0,0254 mm (0,0010 polegada);

. A primeira distância mínima é menor do que aproximadamente 0,483 mm (0,0190 polegada) e a segunda distância mínima é maior do que aproximadamente 0,0635 mm (0,0025 polegada);

. A primeira distância mínima é menor do que aproximadamente 0,381 mm (0,0150 polegada) e a segunda distância mínima é maior do que aproximadamente 0,102 mm (0,0040 polegada);

. O dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreende um primeiro par de anéis circunferenciais adjacentes dispostos na porção porosa distal e um segundo par de anéis circunferenciais dispostos na superfície porosa próxima, com a condição de que uma primeira distância máxima entre o primeiro par de anéis circunferenciais adjacentes é maior do que uma segunda distância máxima entre o segundo par de anéis circunferenciais adjacentes;

. Tanto a primeira distância máxima como a segunda distância máxima estão na faixa de aproximadamente 0,127 mm (0,0050 polegada) a aproximadamente 1,02 mm (0,0400 polegada);

. Tanto a primeira distância máxima como a segunda distância máxima estão na faixa de aproximadamente 0,19 mm (0,0075 polegada) a aproximadamente 0,927 mm (0,0365 polegada);

. Tanto a primeira distância máxima como a segunda distância máxima estão na faixa de aproximadamente 0,23 mm (0,0090 polegada) a aproximadamente 0,84 mm (0,0330 polegada);

. A primeira distância mínima é menor do que aproximadamente 1,02 mm (0,0400

polegada) e a segunda distância mínima é maior do que aproximadamente 0,127 mm (0,0050 polegada);

. A primeira distância mínima é menor do que aproximadamente 0,927 mm (0,0365 polegada) e a segunda distância mínima é maior do que aproximadamente 0,19 mm (0,0075 polegada);

. A primeira distância mínima é menor do que aproximadamente 0,84 mm (0,0330 polegada) e a segunda distância mínima é maior do que aproximadamente 0,23 mm (0,0090 polegada)

. O dispositivo de distribuição de prótese endovascular compreende ainda uma porção de conexão de prótese endovascular fixada à porção distal;

. A porção de conexão de prótese endovascular compreende pelo menos uma seção alongada compreendendo uma seção intermediária e uma seção distal para conexão à prótese endovascular;

. Pelo menos uma da seção intermediária e seção distal são inclinadas com relação a um eixo geométrico longitudinal do dispositivo de distribuição de prótese endovascular;

. Tanto a seção intermediária como a seção distal são inclinadas com relação a um eixo geométrico longitudinal do dispositivo de distribuição de prótese endovascular;

. A seção intermediária e a seção distal são inclinadas em relação mútua;

. A porção de conexão de prótese endovascular compreende um par de seções alongadas compreendendo uma primeira seção alongada e uma segunda seção alongada;

. A primeira seção alongada compreende uma primeira porção de fixação de prótese endovascular disposta em uma extremidade distal da mesma;

. A primeira porção de fixação de prótese endovascular compreende uma primeira metade de um primeiro sistema de conexão macho-fêmea para receber uma segunda metade do primeiro sistema de conexão macho-fêmea disposto em uma prótese endovascular;

. A primeira metade do sistema de conexão macho-fêmea compreende uma primeira porção macho;

- . A segunda metade do primeiro sistema de conexão macho-fêmea compreende uma primeira porção fêmea;
- . A primeira metade do sistema de conexão macho-fêmea compreende uma primeira porção fêmea;
- . A segunda metade do primeiro sistema de conexão macho-fêmea compreende uma primeira porção macho;
- . A primeira metade da primeira conexão macho-fêmea é configurada para receber um primeiro elemento de desprendimento de prótese endovascular;
- . A segunda metade da primeira conexão macho-fêmea é configurada para receber um primeiro elemento de desprendimento de prótese endovascular;
- . A primeira metade e a segunda metade da primeira conexão macho-fêmea são configuradas para receber um primeiro elemento de desprendimento de prótese endovascular;
- . O primeiro elemento de desprendimento de prótese endovascular compreende um primeiro elemento de fio;
- . A segunda seção alongada compreende uma segunda porção de fixação de prótese endovascular disposta em uma extremidade distal da mesma;
- . A segunda porção de fixação de prótese endovascular compreende uma primeira metade de um segundo sistema de conexão macho-fêmea para receber uma segunda metade do segundo sistema de conexão macho-fêmea disposto em uma prótese endovascular;
- . A primeira metade do segundo sistema de conexão macho-fêmea compreende uma segunda porção macho;
- . A segunda metade do segundo sistema de conexão macho-fêmea compreende uma segunda porção fêmea;
- . A primeira metade do segundo sistema de conexão macho-fêmea compreende uma segunda porção fêmea;
- . A segunda metade do segundo sistema de conexão macho-fêmea compreende uma segunda porção macho;

. A primeira metade da segunda conexão macho-fêmea é configurada para receber um segundo elemento de desprendimento de prótese endovascular;

. A segunda metade da segunda conexão macho-fêmea é configurada para receber um segundo elemento de desprendimento de prótese endovascular;

. A primeira metade e a segunda metade da segunda conexão macho-fêmea são configuradas para receber um segundo elemento de desprendimento de prótese endovascular;

. O elemento de desprendimento de prótese endovascular compreende um elemento de fio;

. A primeira porção alongada tem um comprimento longitudinal maior do que a segunda porção alongada;

. A segunda porção alongada tem um comprimento longitudinal maior do que a primeira porção alongada; e/ou

. A primeira porção alongada e a segunda porção alongada têm um comprimento longitudinal substancialmente igual.

[036] Com referência às figuras 1-2, é ilustrada uma prótese endovascular 100. A prótese endovascular 100 compreende uma porção expansível 105, uma porção de folha 110 e uma porção de laço 115. A porção expansível 105 compreende um par de anéis circunferenciais de ondulação 106, 107 que são interconectados entre si por um par de suportes longitudinais 108, 109.

[037] A porção de folha 110 compreende uma porção de espinha 111 à qual é conectada uma primeira fileira de porções de nervura 112 em um lado da mesma e uma segunda fileira de porções de nervura 113 em um lado oposto da mesma. Como pode ser visto, a porção 111 compreende uma configuração de ondulação (vide também a figura 1 para uma vista ampliada dessa característica). Nervuras individuais em cada das fileiras 112, 113 são conectadas aos picos do padrão de ondulação formado pela porção de espinha 111. Isso resulta no ponto de conexão de porções de nervura individuais em fileiras 112,

113 sendo longitudinalmente deslocados em relação mútua.

[038] As especificações para cada porção de nervura em fileiras 112 e 113 são preferidas serem aquelas mencionadas acima. A porção de laço 115 compreende uma única porção de laço 116, cuja função será descrita em mais detalhe abaixo.

[039] A prótese endovascular 100 compreende ainda uma série de marcadores radiopacos 120 dispostos em várias posições na prótese 100.

[040] A porção expansível 105 compreende um par de porções de laço 122, 124 para conexão a um sistema de distribuição (discutido abaixo).

[041] Com referência à figura 1 a, é ilustrada uma vista ampliada de uma porção de dispositivo endovascular 100. O que segue é uma concordância de termos utilizados na figura 1 a (embora os termos sejam ilustrados com referência a dispositivo endovascular 100, os mesmos se aplicam também a dispositivos endovasculares 200, 300, 400, 500 e 600 descritos em mais detalhe abaixo) e em outra parte nesse relatório descritivo:

|   |                    |                                                          |
|---|--------------------|----------------------------------------------------------|
| A | Ângulo de raiz     | Ângulo agudo de porção próxima de nervura                |
| B | Ângulo de entrada  | Ângulo agudo de primeira porção intermediária de nervura |
| C | Ângulo de nervura  | Ângulo agudo de segunda porção intermediária de nervura  |
| D | Ângulo de ponta    | Ângulo agudo de porção distal de nervura                 |
| W | Largura de raiz    | Porção próxima de nervura                                |
| X | Largura de entrada | Primeira porção intermediária de nervura                 |
| Y | Largura de nervura | Segunda porção intermediária de nervura                  |
| Z | Largura de ponta   | Porção distal de nervura                                 |

[042] Com referência à figura 3, a prótese endovascular 100 é conectada a um dispositivo de distribuição 130. Os detalhes do dispositivo de distribuição 130 serão discutidos em detalhe adicional abaixo. Para as presentes finalidades, o dispositivo de distribuição 130 compreende em sua extremidade distal um par de braços 130 (somente um braço é mostrado na figura 3). Cada braço 135 do dispositivo de distribuição 130 é conectado a porção de laço 122 ou 124 da porção expansível 105 como mostrado na figura 3. Um cateter de distribuição 140 cobre o dispositivo de distribuição 130.

[043] Com referência à figura 4, detalhes adicionais são fornecidos na conexão do dispositivo de distribuição 130 à prótese endovascular 100 e implantação da última.

[044] Desse modo, o dispositivo de distribuição 130 compreende um tubo poroso 132 na porção distal do qual podem ser encontrados braços 135. Um braço 135 é conectado ao laço 122 da porção expansível 105 em um arranjo macho-fêmea enquanto o outro braço 135 é conectado à porção de laço 124 também em uma relação macho-fêmea. A conexão entre os braços 135 e as porções de laço 122, 124 é mantida como mostrado na figura 4 por um par de fios 137.

[045] Como mostrado na figura 4, a prótese endovascular 100 é fornecida a uma passagem de corpo 10 (isto é, uma artéria) tendo um aneurisma 15 com uma abertura de aneurisma 17. Na modalidade ilustrada, a prótese endovascular 100 é um dispositivo denominado de auto-expansão. Isso significa que quando revestimento 140 é retraído, a prótese endovascular 100 expandirá até seu estado desdobrado.

[046] Na modalidade ilustrada, a prótese endovascular 100 é posicionada incorretamente com relação ao aneurisma 15, particularmente a abertura de aneurisma 17. Especificamente, o objetivo clínico é ter a porção de folha 115 que cobre a abertura de aneurisma 17 do aneurisma 15, finalmente levando à oclusão de aneurisma 15. Como mostrado na figura 4, o objetivo clínico não foi obtido.

[047] Uma das vantagens específicas da presente invenção genericamente e a prótese endovascular especificamente é que a prótese pode ser retraída para dentro do revestimento após ter sido totalmente descoberto e antes de ser totalmente liberada e implantada. Um dispositivo que é retraído e parcialmente descoberto é mostrado esquematicamente nas figuras 5 e 6, respectivamente.

[048] Desse modo, na figura 5 o revestimento 140 é estendido para cobrir a porção de folha 115 da prótese endovascular 100. Embora, na modalidade ilustrada, a porção de loop 116 emane do revestimento 140 na figura 5, o dispositivo inteiro poderia ser retraído para dentro do revestimento 140, se desejado. A orientação e projetado das porções de ner-

vura na porção de folha 115 facilitam a retração de porção de folha 105 para dentro do revestimento 140, por exemplo, por permitir, marcação das porções distais de porções de nervura respectivas em fileiras 112, 113 – essa é uma característica particularmente vantajosa da presente prótese endovascular em geral.

[049] Como mostrado na figura 5, o revestimento novamente da prótese endovascular 100 é obtido por movimento relativo entre a prótese endovascular 100 e revestimento 140 na direção da seta A. quando se deseja descobrir a prótese endovascular 100 (pela primeira vez ou de outro modo), o revestimento 140 é movido em relação à prótese endovascular na direção da seta B como mostrado na figura 6.

[050] A capacidade de revestir, retirar o revestimento, revestir novamente, etc., prótese endovascular 100 como mostrado nas figuras 5 e 6 é uma vantagem distinta da presente prótese endovascular genericamente uma vez que permite que o clínico otimize a posição da porção de folha 115 em relação à abertura de aneurisma 17 do aneurisma 15, mesmo após a prótese endovascular 100 ter sido parcial ou totalmente descoberta. Além disso, a característica de revestimento, retirada de revestimento, revestir novamente, etc., também permite que o clínico avalie o tamanho (diâmetro e comprimento da prótese endovascular em relação à anatomia do paciente e se o dimensionamento não for satisfatório o clínico pode remover totalmente a prótese endovascular e trocar a mesma por um dispositivo de tamanho correto enquanto mantém o revestimento no paciente no local alvo.

[051] A posição ótima da prótese endovascular 100 é mostrada na figura 7 em que a porção de folha 115 oclui a abertura de aneurisma 17 do aneurisma 15. O termo “ocluir” é utilizado em um sentido amplo e genericamente significa que a porção de folha 115 cobre a abertura de aneurisma 17 do aneurisma 15. Embora não desejando ser limitando por nenhuma teoria ou modo de ação específica, acredita-se que esta ação de porção de folha 115 cria uma queda de pressão entre o aneurisma 15 e o vaso de origem que leva finalmente à oclusão e cura. O laço único 116 da porção de laço 115 serve para melhorar aposição da porção de folha 110 na passagem de corpo 10.

[052] Após a prótese endovascular 100 estar na posição correta (isso pode ser confirmado pelo uso clínico de radiografia convencional e observação da posição de marcadores radiopacos 120 em relação à anatomia alvo), a prótese endovascular 100 é liberada do dispositivo de distribuição 130. Isso é obtido por retrain fios 137 (retração inicial é mostrada na figura 7) que permite que os braços 135 do dispositivo de distribuição 130 sejam liberados dos laços 122, 124 da porção expansível 105 da prótese endovascular 100. O dispositivo de distribuição 130 e revestimento 140 podem ser então retirados do paciente. Deixando a prótese endovascular corretamente desdobrada 100 implantada como mostrado na figura 8.

[053] Com referência às figuras 9 e 10, é ilustrada uma prótese endovascular 200. A prótese endovascular 200 é similar à prótese endovascular 100 ilustrada nas figuras 1-2 com as seguintes exceções:

- . Laço fechado único 116 na porção de laço 115 da prótese endovascular 100 foi substituída com um par de porções de laço divididas 216a, 216b;
- . A disposição de marcadores radiopacos 220 na prótese endovascular 200 difere da disposição de marcadores radiopacos 120 na prótese endovascular 100;
- . O desenho das nervuras individuais na porção de folha 210 da prótese endovascular 200 foi levemente modificado com relação às porções de nervura na porção de folha 110 da prótese endovascular 100;
- . As porções de nervura nas fileiras 212, 213 da prótese endovascular 200 são mais estreitamente espaçadas do que na prótese endovascular 100; e
- . Laços 222 e 224 foram modificados para fixação ao sistema de distribuição.

[054] O uso de laços divididos 216a, 216b provê aposição aperfeiçoada da prótese endovascular 200. Um único laço 116 como utilizado na prótese endovascular 100 pode se projetar para dentro do lúmen da artéria se o laço único for dimensionado em excesso em relação ao tamanho da artéria. A provisão de par de laços divididos 216<sup>a</sup>, 216b permite sobreposição de cada laço em um par dado enquanto evita a flexão para dentro do lúmen da

artéria. A adição de marcadores radiopacos nessa modalidade facilita a visualização pelo clínico da localização das extremidades da prótese endovascular 200. A provisão de marcadores radiopacos 220 na porção expansível 205 como ilustrado facilita a visualização de uma extremidade, a extremidade da prótese 200 enquanto a provisão de marcadores radiopacos 220 na porção de laço 215 como ilustrado facilita a visualização de outra extremidade da prótese 200.

[055] Além disso, ter dois marcadores perto da espinha da folha e representar o comprimento do comprimento oclusivo de folha permite ao clínico a capacidade de avaliar se o comprimento de folha em relação à abertura de aneurisma 17 é ou não adequado.

[056] Como pode ser visto, o laço 222 compreende um par de aberturas 222a, 222b. Similarmente, o laço 224 compreende um par de aberturas 224a, 224b.

[057] Com referência à figura 11, a prótese endovascular 200 é fixada em um dispositivo de distribuição 230. Como pode ser visto, o dispositivo de distribuição 230 compreende um tubo poroso 232. Um par de braços 235 é fornecido na extremidade distal do tubo poroso 232. A figura 12(a) provê uma vista aumentada da região C da figura 11. Como pode ser visto, cada braço 235 tem um par de aberturas 235 a, 235b. A abertura 235 a do braço 235 é alinhada com a abertura 222 a ou 224 a dos laços 222 ou 224, respectivamente. Similarmente, a abertura 235b é alinhada com as aberturas 222b ou 224b dos laços 222 ou 224, respectivamente. Um fio de laço 240 é então passado através desses laços alinhados para criar um par de laços de fio 241. O fio de laço 240 pode ser um fio único para cada dos braços 235 ou pode ser um par de fios independentes. Um fio de liberação 245 é então alimentado através dos laços 241. Isso pode ser visto mais clfronte com referência à figura 12(b) que ilustra o arranjo do fio de laço 240 e fio de liberação 245 sem o detalhe de prótese endovascular 200 ou dispositivo de distribuição 230. A figura 12(c) mostra a orientação do fio de laço 240 por si só.

[058] A prótese endovascular 200 pode ser navegada para um aneurisma do mesmo modo como descrito acima com referência à prótese endovascular 100. Desse modo, a

prótese endovascular 200 tem também uma característica benéfica de ser capaz de ser revestido, descoberto, revestido novamente etc., conforme o caso para prótese endovascular 100.

[059] Quando a prótese endovascular 200 é posicionada corretamente, pode ser desprendida do dispositivo de distribuição 230 por sequencialmente retrain o fio de liberação 245 e então retrain o fio de laço 240. Como será reconhecido por aqueles versados na técnica, após o fio de liberação 245 ser retraído, os laços 241 são livres para serem retraídos das aberturas nos laços 222, 224 e as aberturas nos braços 235. Após os laços 241 terem sido retraídos desse modo, a prótese endovascular 200 desprenderá dos braços 235 do dispositivo de distribuição 230.

[060] Com referência às figuras 13 e 14, é ilustrada uma prótese endovascular 300. A prótese endovascular 300 é similar à prótese endovascular 200 descrita acima com a exceção de que a porção expansível 305 foi modificada. Especificamente, a porção expansível 305 compreende uma espinha de âncora 306 com uma série de nervuras de âncora 307 dispostas em lados opostos da espinha de âncora 306.

[061] A outra modificação feita na prótese endovascular 300 é a provisão de um laço único 322 compreendendo um par de aberturas 322a, 322b para conexão a um dispositivo de distribuição.

[062] As vantagens de prótese endovascular 300 comparadas com prótese endovascular 200 incluem:

- . Uma única conexão de fixação entre a prótese e o dispositivo de distribuição comparado com duas conexões para prótese endovascular 200 (e prótese endovascular 100); e

- . Adição de marcadores radiopacos perto das pontas de nervura próximo ao meio da porção de folha, que são genericamente circunferencialmente ortogonais aos marcadores próximos à porção de espinha da porção de folha – esses marcadores circunferencialmente ortogonais ajudam o clínico a avaliar a posição rotacional do dispositivo radiograficamente.

[063] Com referência específica às figuras 14 e 15, é ilustrado o dispositivo de pró-

tese endovascular 300 conectado a um dispositivo de distribuição 330 tendo um tubo poroso 332. Disposto na extremidade do tubo poroso 332 está um único braço 335. O braço 335 compreende um par de aberturas que, durante fabricação, pode ser alinhado com aberturas 322<sup>a</sup>, 322b do laço 322 da prótese endovascular 300. Após essas aberturas serem alinhadas durante fabricação, um único laço/fio de liberação 345 é alimentado através das aberturas alinhadas para fornecer um par de laços 341. O mesmo laço/fio de liberação 345 é então realimentado sobre si próprio através dos laços 341 como mostrado nas figuras 15(a), (b), (c) e (d) que fornecem vários detalhes de como o único laço/fio de liberação 345 é posicionado. Como mostrado, a extremidade do único laço/fio de liberação 345 é permanentemente afixado ao braço 335.

[064] A prótese endovascular 300 pode ser fornecida a um aneurisma alvo do mesmo modo como descrito acima com referência à prótese endovascular 100 e prótese endovascular 200. Após a prótese endovascular estar na posição correta, pode ser desprendida do dispositivo de distribuição 330 por retraindo o laço/fio de liberação 345. A retração inicial de laço/fio de liberação 345 remove o mesmo dos laços 341. A retração contínua do laço/fio de liberação 345 remove laços 341 das aberturas alinhadas no laço 322 da prótese endovascular 300 e braço 335 do dispositivo de distribuição 330. Nesse ponto, o dispositivo de distribuição 330 pode ser retirado deixando a prótese endovascular 300 no lugar.

[065] A prótese endovascular descrita acima com referência às figuras 1-15 é particularmente bem adequada para oclusão de um denominado aneurisma de parede lateral. Ocasionalmente, o aneurisma alvo é localizado em uma interseção de uma artéria bifurcada como a artéria basilar distal descrita acima – tal aneurisma alvo é genericamente mais difícil de tratar do que um aneurisma de parede lateral. Para tratamento de tal aneurisma alvo, prefere-se modificar adicionalmente a prótese endovascular descrita acima com referência às figuras 1-15.

[066] Desse modo, com referência às figuras 16-17, é ilustrada uma prótese endovascular 400 que é particularmente bem adequada para tratamento de um aneurisma locali-

zado em uma artéria bifurcada. Como pode ser visto, a prótese endovascular 400 é similar à prótese endovascular 100 descrito acima com referência às figuras 1-2 com as seguintes modificações:

- . Porção expansível 405 (incluindo anéis circunferenciais 406, 407 e suportes 408, 409) foi girada para a extremidade oposta da espinha 411 de modo que a espinha 411 é conectada a um pico de anel circunferencial 406 (conforme a espinha 111 na prótese endovascular 100 que é conectada a um vale de anel circunferencial 106) – essa característica facilita distribuição da prótese endovascular 400 em uma passagem de corpo reta ou bifurcada;

- . Laços de desprendimento 422, 424 são localizados em extremidades opostas da prótese endovascular 400 (conforme laços 122, 124 localizados na porção expansível 105 da prótese endovascular 100);

- . Não há porção de laço na extremidade próxima da prótese endovascular 400 visto que há uma prótese endovascular 100 (conforme a porção de laço 115); e

- . Uma única porção de fixação 424 é fornecida em uma extremidade próxima da espinha 411 da prótese endovascular 400.

[067] Com referência às figuras 18-21, são ilustrados distribuição e desdobramento da prótese endovascular 400 em uma artéria bifurcada 50. Como pode ser visto, a artéria bifurcada 50 compreende um aneurisma 55 tendo uma abertura de aneurisma 57.

[068] De observação específica nas figuras 18-21 é o modo geral no qual a prótese endovascular é orientada durante distribuição e desdobramento. Especificamente, quando qualquer uma das próteses endovasculares 100, 200, 300 descritas acima é distribuída para um aneurisma de parede lateral, a distribuição é realizada por orientar a porção expansível (105, 205, 305) de tal modo que esteja próxima ao clínico ao passo que a porção de laço (115, 215, 315) é orientada de forma distal com relação ao clínico desse modo saindo primeiramente do cateter de distribuição 440. Ao contrário, ao distribuir a prótese endovascular 400 para a artéria bifurcada 50, a porção expansível 405 é orientada de forma distal com

relação ao clínico ao passo que o laço 424 (na extremidade oposta da prótese endovascular com relação à porção expansível 405) é orientada de forma próxima com relação ao clínico desse modo saindo por último do cateter de distribuição 440.

[069] Com referência à figura 18(a), um fio guia 66 é inserido e passado através de uma primeira ramificação 51 da artéria bifurcada 50. A seguir, com referência à figura 18(b), o revestimento/cateter de distribuição 440 é passado sobre o fio de guia 66 para dentro da primeira ramificação 51 da artéria bifurcada 50.

[070] A seguir, com referência à figura 18(c), o fio guia 66 é retirado da primeira ramificação 51 da artéria bifurcada 50. Com referência à figura 18(d) a prótese endovascular 400 fixada ao dispositivo de distribuição 430 é alimentada através do revestimento/cateter de distribuição 440 até que a prótese endovascular 400 seja posicionada na primeira ramificação 51 da artéria bifurcada 50.

[071] Com referência à figura 18(e) o revestimento/cateter de distribuição 440 é posteriormente retraído; isso resulta em desdobramento inicial da porção expansível 405 da prótese endovascular 400. Se o médico não estiver satisfeito com esse desdobramento inicial de porção expansível 405 da prótese endovascular 400, ele/ela pode revestir novamente a prótese endovascular 400 em uma tentativa para reposicionar a mesma na primeira ramificação 51 da artéria bifurcada 50.

[072] Após o médico ficar satisfeito com o desdobramento inicial da prótese endovascular 400, o revestimento/cateter de distribuição 440 é adicionalmente retraído expondo a porção proximal da prótese endovascular 400 – vide a figura 18(f).

[073] Com referência à figura 19, o dispositivo de distribuição 430 é adicionalmente estendido como mostrado na figura 19. Essa extensão adicional progride naturalmente para dentro de uma segunda ramificação 52 da artéria bifurcada 50 devido ao desdobramento inicial da prótese endovascular 400.

[074] Após ter sido determinado que a prótese endovascular 400 esteja na posição correta, o dispositivo de distribuição 430 é desprendido da prótese endovascular 400 no

modo a ser discutido abaixo. Isso permite retirada do cateter de distribuição 440 e dispositivo de distribuição 430 resultando no desdobramento final da prótese endovascular 400 como mostrado na figura 21. Nessa configuração desdobrada final, a porção de folha 410 da prótese endovascular 400 inclui a abertura de aneurisma 57 do aneurisma 55.

[075] Com referência à figura 25, é ilustrado um dispositivo de distribuição 430 para distribuição de prótese endovascular 400. O dispositivo de distribuição 430 compreende uma superfície porosa 432 similar à descrita acima com referência a prótese endovascular 100, 200, 300. O dispositivo de distribuição 430 compreende ainda um primeiro braço 435 tendo uma abertura quadrada 437 e um segundo braço 442 tendo um calço/fixação de prega 445. A fixação de prega/calço 445 compreende uma porção de dedo 447 tendo uma abertura 448. A porção de dedo 447 é móvel com relação a uma porção protetora 449 de fixação de prega/calço 445. A porção protetora 449 de fixação de prega/calço 445 protege contra obstrução de laço 424 durante retração de prótese endovascular 400.

[076] Com referência às figuras 22-24, é ilustrado detalhe adicional na fixação do braço 435 do dispositivo de distribuição 430 à porção de laço 424 da porção expansível 405 da prótese endovascular 400. Desse modo, a porção de laço 424 é inserida na abertura quadrada 437 e um fio 438 é inserido através da porção de laço 424 de modo a fixar a porção de laço 424 com relação à abertura quadrada 437 – vide a figura 22. Após a prótese endovascular estar na posição correta e o clínico desejar desprender o dispositivo de distribuição 430 a partir da prótese endovascular 400, o fio 438 é retraído como mostrado na figura 23. Isso permite que o braço 435 seja separado da porção de laço 424 da prótese endovascular 400 como mostrado na figura 24.

[077] Com referência às figuras 26 e 27, é ilustrado detalhe adicional de fixação da porção de fixação 422 da prótese endovascular 400 à fixação de prega/calço 445 do braço 442 do dispositivo de distribuição 430 – para facilidade de compreensão a ilustração foi feita fora da vasculatura (conforme a figura 20). Desse modo, a porção de dedo 447 da fixação de prega/calço 445 é inserida em uma primeira abertura 426 da porção de fixação 422. Um

fio 428 é inserida através de uma segunda abertura 429 da porção de fixação 422 de tal modo que também passa através da porção de abertura 448 da porção de dedo 447 de fixação de prega/calço 445 – vide a figura 27. Esse arranjo serve para fixar a porção de fixação 422 da prótese endovascular 400 com relação à fixação de prega/calço 445 do dispositivo de distribuição 430.

[078] Quando a prótese endovascular 400 está na posição correta e o clínico deseja desprender a prótese endovascular 400 do dispositivo de distribuição 430, o clínico retrai o fio 428 das aberturas 429, 448. Isso permite que a porção de dedo 447 seja capaz de ser retraída da abertura 426 da porção de fixação 422 desse modo permitindo desprendimento daquela porção da prótese endovascular 400 a partir do dispositivo de distribuição 430.

[079] Nesse ponto, o dispositivo de distribuição 430 é desprendido da prótese endovascular 400 e o anterior pode ser totalmente retraído do paciente através do revestimento/cateter de distribuição 440 como mostrado na figura 20. O desdobramento final de prótese endovascular 400 é ilustrado na figura 21.

[080] Com referência às figuras 28-35, é ilustrada uma prótese endovascular 500 que é particularmente bem adequada para tratamento de um aneurisma localizado em uma artéria bifurcada. Como pode ser visto, a prótese endovascular 500 é similar à prótese endovascular 400 descrita acima com referência às figuras 16-17 com as seguintes modificações gerais:

- . A provisão de braços 519;
- . O marcador radiopaco único 420 na prótese endovascular 400 foi substituído por um trio de marcadores radiopacos 520a, 520b, 520c;
- . O arranjo de marcadores radiopacos 520 nas fileiras 512, 513 das porções de nervura foi alterado;
- . Porção de fixação única 430 fornecida na extremidade da espinha 411 da prótese endovascular 400 foi substituída por um braço 519 na extremidade da qual está uma porção de fixação 524 compreendendo um par de aberturas 526, 529.

[081] Diversos efeitos técnicos surgem dessas modificações. Os marcadores radiopacos adicionais fornecem ao clínico informações sobre a localização no paciente das extremidades próxima e distal da prótese endovascular 500. Na prótese endovascular 400, os marcadores radiopacos foram dispostos ao longo do mesmo lado da porção de espinha da prótese. Ao contrário, em prótese endovascular 500, os marcadores radiopacos alternam ao longo da porção de espinha e o marcador radiopaco mais próximo é centrado com a espinha. O par de braços 519 na prótese endovascular 500 serve para induzir as porções de espinha e nervura em direção à abertura de aneurisma e fornecem apoio para as porções de espinha e nervura para induzir as mesmas contra a parede da artéria. Além disso, o par de braços 519 substitui a função do segundo braço 442 do dispositivo de distribuição utilizado na prótese endovascular 400.

[082] Com referência às figuras 30-35, é ilustrada a fixação da prótese endovascular 500 a um dispositivo de distribuição 530 que é similar ao dispositivo de distribuição 430 descrito acima. Uma diferença é que o primeiro braço 435 do dispositivo de distribuição 430 foi substituído com uma primeira porção de fio 535 que é alimentada para dentro da porção de laço 524 da porção expansível 505. Um fio 538 é alimentado através da porção de fio 535 como mostrado na figura 30 que ilustra a fixação do dispositivo de distribuição 530 à porção expansível 505. Quando é desejado desprender a porção de fio 535 a partir da porção expansível 505, o fio 538 é retraído que permite que a porção de fio 535 desengate da porção de laço 524 da porção expansível 505 – vide as figuras 31 e 32.

[083] Com referência à figura 33, é mostrado detalhe adicional sobre o dispositivo de distribuição 530. Em essência, os braços 435, 442 utilizados em prótese endovascular 400 foram omitidos. Especificamente, o braço 435 foi substituído com a porção de fio 535 e o braço 442 foi omitido e substituído com um par de braços 519 na prótese endovascular 500 – vide a figura 34. A função do braço 442 é substituída pela presença dos braços 519 na prótese endovascular 500 com a vantagem adicional de que a curvatura nos braços 519 na prótese endovascular 500 auxiliam na colocação correta da prótese endovascular 500

em uma artéria bifurcada.

[084] Como mostrado, o dispositivo de distribuição 530 compreende uma porção de fixação 542 que é alinhada com as aberturas 526, 529 dos braços 519 da prótese endovascular 500 e fixada como uma unidade por um fio de laço 548 e um fio de liberação 528. Como mostrado na figura 34, os braços 519 da prótese endovascular 500 são alinhados de tal modo que as aberturas respectivas 526, 529 de cada braço 519 sejam alinhadas. O fio de laço 548 é passado através da porção de fixação 542 do dispositivo de distribuição 530. Um fio de retração 528 é passado através do fio de laço 548 como mostrado na figura 34 e também como mostrado na figura 35.

[085] A prótese endovascular 500 pode ser fornecida utilizando o dispositivo de distribuição 530 em um modo similar aquele descrito acima nas figuras 18-21 com referência a prótese endovascular 400.

[086] Com a referência às figuras 36 e 37, é ilustrada uma prótese endovascular 600 que é particularmente bem adequada para tratamento de aneurisma localizado em uma artéria bifurcada. Como pode ser visto, a prótese endovascular 600 é similar à prótese endovascular 500 descrita acima com referência às figuras 28 e 29 com as seguintes modificações gerais:

- . Par de braços 519 na prótese endovascular 500 foi substituído com um quarteto de braços 619;

- . Marcadores radiopacos 620 são dispostos diferentemente na prótese endovascular 600 do que os marcadores radiopacos 520a, 520b, 520c, 520d na prótese endovascular 500;

- . O suporte longitudinal 509 foi eliminado, desse modo resultando no elemento 606, 607 sendo não circunferencialmente estendido (podem ser considerados como os denominados “laços divididos”); e

- . Um elemento correspondendo ao ponto de fixação 522 não existe na prótese endovascular 600, porque a “porção expansível” foi substituída com nervuras ou laços divididos e

como tal, não mais exige um ponto de fixação.

[087] Uma das vantagens principais da prótese endovascular 600 é que pode ser distribuída com um dispositivo de distribuição 630 que consiste em uma fixação única à prótese endovascular 600. A provisão de braços 619 melhorará a indução da porção de espinha e porções de nervura contra a abertura de aneurisma e contra a parede de artéria. Isso é particularmente vantajoso uma vez que permite implantação de prótese endovascular na anatomia mais variada do que a prótese endovascular 500. Se a prótese endovascular 600 for de tamanho em excesso em relação à artéria alvo, os braços 619 permanecerão contra a parede de artéria e sobreporão mutuamente, ao passo que na prótese endovascular 500, os braços 519 podem invadir o lúmen da artéria se a prótese fosse dimensionada em excesso. A vantagem similar resulta com referência aos elementos 606 e 607. Finalmente há marcadores radiopacos dispostos nos dois lados da porção de espinha na prótese endovascular 600 em comparação com o arranjo alternado utilizado na prótese endovascular 500 - isso provê uma descrição mais detalhada da espinha de folha radiograficamente que permite posicionamento ótimo com relação à abertura de aneurisma.

[088] A figura 37 ilustra conexão da prótese endovascular 600 ao dispositivo de distribuição 630. Especificamente, a porção de fixação 622 da prótese endovascular 600 é alinhada com uma porção de fixação 632 do dispositivo de distribuição 630. Embora os detalhes da conexão prótese endovascular 600 ao dispositivo de distribuição 630 não sejam ilustradas na figura 37, prefere-se utilizar um único fio de liberação/laço como descrito acima com referência às figuras 14 e 15 com a condição de que laços 341 sejam invertidos ao conectar a prótese endovascular 600 ao dispositivo de distribuição 630.

[089] Com referência às figuras 38(i)-38(iii), são ilustradas várias vistas da porção distal de um dispositivo de distribuição de prótese endovascular 5. A porção distal ilustrada tem uma superfície porosa. O restante do dispositivo de distribuição de prótese endovascular (não mostrado para clareza) é substancialmente não poroso.

[090] Como ilustrado, há um aumento geral em porosidade da superfície porosa do

dispositivo de distribuição de prótese endovascular 5 movendo a partir de uma porção proximal da superfície porosa até a porção distal da superfície porosa (esquerda para direita nas figuras 38(i)-(iii)).

[091] Os presentes inventores descobriram que uma combinação de dimensões específicas da superfície porosa é particularmente útil em conferir um equilíbrio altamente desejável entre flexibilidade longitudinal e integridade estrutural suficiente (ref. Capacidade de submissão a torque) para facilitar o fornecimento de uma prótese endovascular, particularmente através de vascular tortuosa.

[092] Especificamente, com referência específica às figuras 38(a) e 38(b), uma vantagem funcional resultando de uma superfície porosa tendo a combinação de dimensões se permitir flexão de um suporte longitudinal 10 na superfície porosa até que a quantidade de flexão permita que as bordas 20 de anéis circunferenciais adjacentes 25 contatem entre si, em cujo ponto nenhuma flexão adicional (tensão) pode ser aplicada ao suporte longitudinal 10. Consequentemente, há um limite na quantidade de tensão que pode ser colocada no suporte longitudinal 10, desse modo reduzindo a probabilidade de torção, deformação e/ou falha do material utilizado para produzir a superfície porosa do dispositivo de distribuição de prótese endovascular 5.

[093] Com referência às figuras 38(a)-38(d), as dimensões para os elementos O, P, Q e R que aparecem nesses desenhos indicam a transição simultânea para todos esses elementos a partir de uma extremidade do dispositivo para a outra extremidade:

|                  | Dimensões (mm) |             |            |             |
|------------------|----------------|-------------|------------|-------------|
|                  | O              | P           | Q          | R           |
| Preferida        | 0,635-0,0254   | 0,0254-1,14 | 1,02-0,127 | 0,0254-1,27 |
| Mais preferida   | 0,483-0,0635   | 0,102-0,825 | 0,927-0,19 | 0,089-0,762 |
| A mais preferida | 0,381-0,102    | 0,127-0,635 | 0,84-0,228 | 0,114-0,381 |

[094] O número de transições nos elementos O, P, Q e R não é particularmente limitado. Por exemplo, na figura 38, há uma transição entre suportes longitudinais circunferencialmente adjacentes (R) e anéis circunferenciais longitudinalmente adjacentes P. Entre-

tanto, a transição pode ser obtida utilizando um número menor de etapas – por exemplo, por ter subseções com dimensões constantes para O, P, Q e R. nessa modalidade mencionada por último as subseções podem ser de comprimento longitudinal similar ou diferente. Também é possível utilizar uma combinação de uma ou mais subseções com uma série de transições individuais.

[095] A modalidade do dispositivo de distribuição mostrada na figura 38 tem preferivelmente um diâmetro menor do que aquele do cateter de distribuição 140, 440. Preferivelmente, o dispositivo de distribuição está na faixa de aproximadamente 0,381 mm a aproximadamente 0,889 mm, mais preferivelmente de aproximadamente 0,508 a aproximadamente 0,762 mm, mais preferivelmente 0,635 mm.

[096] O dispositivo de distribuição de prótese endovascular 5 é particularmente bem adequado para distribuição da presente prótese endovascular particularmente quando se deseja fornecer aquela prótese através da vascular tortuosa em um paciente. Evidentemente, será reconhecido que o dispositivo de distribuição de prótese endovascular 5 pode ser utilizado para distribuir outros tipos de próteses endovasculares.

[097] As figuras 38-43 ilustram vistas ampliadas das porções distais dos vários dispositivos de distribuição descritos acima identificados com numerais de referência terminando em “30”. O que segue é uma concordância dos dispositivos de distribuição acima descritos e a prótese endovascular acima descrita preferivelmente fornecida por aquele dispositivo de distribuição:

| Figura    | Dispositivo de distribuição | Prótese endovascular |
|-----------|-----------------------------|----------------------|
| 38        | 130                         | 100                  |
| 39(a)-(d) | 230                         | 200                  |
| 40(a)-(d) | 330                         | 300                  |
| 41        | 430                         | 400                  |
| 42(a)-(c) | 530                         | 500                  |
| 43(a)-(e) | 630                         | 600                  |

[098] Como pode ser visto nas figuras 39-43, a porção tubular porosa de cada dispositivo de distribuição é muito similar, porém a seção distal que é utilizada para fixar à pró-

tese endovascular varia em cada modalidade para acomodar o tipo específico de prótese endovascular. Nas figuras, a seção distal que é utilizada para fixar a prótese endovascular é endurecida a calor (por exemplo, quando o dispositivo de distribuição é construído de uma liga de memória de formato como nitinol) para facilitar a distribuição da prótese endovascular – isso é particularmente vantajoso quando se deseja distribuir a prótese endovascular para uma artéria bifurcada. O ponto é, uma pessoa de conhecimentos comuns na técnica, tendo em mão o presente relatório descritivo entenderá que a natureza específica da seção distal que é utilizada para fixar a prótese endovascular não é especificamente limitada. Além disso, uma pessoa com conhecimentos comuns na técnica entenderá, tendo esse relatório descritivo em mão, que pode ser possível misturar e casar certas modalidades ilustradas da prótese endovascular com certas modalidades ilustradas do dispositivo de distribuição de prótese endovascular com ou sem modificações menores em um ou ambos desses.

[099] Em uma modalidade altamente preferida, o presente dispositivo de distribuição de prótese endovascular também é dotado de uma camada de cobertura na superfície porosa do mesmo. A camada de cobertura pode ser disposta em uma ou ambas das superfícies internas e externas da superfície porosa do dispositivo de distribuição de prótese endovascular. Verificou-se que a provisão de tal camada de cobertura evita ou diminui a fricção entre o dispositivo de distribuição de prótese endovascular e o interior do cateter de distribuição convencionalmente utilizado para distribuir a prótese endovascular. Preferivelmente, a camada de cobertura é feita de um polímero biocompatível que pode ser um polímero natural ou sintético. Exemplos não limitadores de um polímero apropriado podem ser selecionados do grupo que compreende poliuretanos, materiais de silicone, combinações de poliuretano/silicone, materiais de borracha, panos tecidos e não tecidos como Dacron™, composições de fluoropolímero como materiais de politetrafluoroetileno (PTFE), materiais de PTFE expandidos (ePTFE), como e incluindo Teflon™, Gore-Tex™, Softform™, Impra™ e similares. Preferivelmente, a camada de cobertura tem uma espessura na faixa de aproximadamente 0,00635 mm (0,00025 polegada) a aproximadamente 0,0254 mm (0,00100 polegada),

mais preferivelmente a camada de cobertura tem uma espessura de aproximadamente 0,0127 mm (0,00050 polegada).

[0100] A prótese endovascular da presente invenção pode compreender ainda um material de revestimento sobre a mesma. O material de revestimento pode ser disposto continuamente ou descontinuamente na superfície da prótese. Além disso, o revestimento pode ser disposto na(s) superfície(s) interior e/ou exterior da prótese. O material de revestimento pode ser um ou mais de um material biologicamente inerte (por exemplo, para reduzir a trombogenicidade do stent), uma composição medicinal que lixivia na parede da passagem do corpo após implantação (por exemplo, para fornecer ação anticoagulante, distribuir um produto farmacêutico para a passagem do corpo e similar), material intumescível/removível (por exemplo, um material de hidrogel) e similar.

[0101] Além disso, a presente prótese endovascular pode ser dotada de um revestimento biocompatível, para minimizar interação adversa com as paredes do vaso do corpo e/ou com líquido, normalmente sangue, fluindo através do vaso. Diversos desses revestimentos são conhecidos na técnica. O revestimento é preferivelmente um material polimérico, que é genericamente fornecido por aplicar ao stent uma solução ou dispersão de polímero pré-formado em um solvente e remover o solvente. O material de revestimento não polimérico pode ser alternativamente utilizado. Materiais de revestimento apropriados, por exemplo, polímeros, podem ser politetrafluoroetileno ou borrachas de silicone, ou poliuretanos que são conhecidos como sendo biocompatíveis. Preferivelmente, entretanto, o polímero tem grupos pendentes zwitteriônicos, genericamente grupos de éster de fosfato de amônio, por exemplo, grupos de fosforil colina ou análogos dos mesmos.

[0102] Os exemplos de polímeros apropriados são descritos na publicação internacional números WO-A-93/16479 e WO-A-93/15775. Os polímeros descritos nesses documentos são hemocompatíveis bem como genericamente biocompatíveis e, além disso, são lubrificantes. Quando tais revestimentos são utilizados, prefere-se que as superfícies da prótese endovascular sejam totalmente revestidas para minimizar interações desfavoráveis,

por exemplo, com sangue, que poderia levar à trombose. Esse bom revestimento pode ser obtido por seleção adequada de condições de revestimento, como viscosidade de solução de revestimento, técnica de revestimento e/ou etapa de remoção de solvente.

[0103] O modo pelo qual a presente prótese endovascular é fabricada não é particularmente limitado. Preferivelmente, a prótese endovascular é produzida por técnicas de corte laser ou cauterização química aplicada a um material de partida tubular. Desse modo, o material de partida poderia ser um tubo fino de um metal ou liga (exemplos não limitadores incluem aço inoxidável, titânio, tântalo, nitinol, Elgiloy, NP35N, liga de cobalto-cromo e misturas dos mesmos), que teriam então seções do mesmo cortadas (por corte laser ou cauterização química) para fornecer uma prótese tendo um desenho predeterminado. Alternativamente, é possível cortar o desenho (por corte laser ou cauterização química) da prótese a partir de um material de partida plano e posteriormente enrolar o produto cortado em um tubo e endurecer a calor em tal configuração ou cujas bordas poderiam ser soldadas ou de outro modo fixadas juntas para formar um dispositivo tubular.

[0104] Em uma modalidade particularmente preferida, a presente prótese endovascular é feita de um material apropriado que expandirá quando certa temperatura é atingida. Nessa modalidade, o material pode ser uma liga de metal (por exemplo, nitinol) capaz de auto-expansão em uma temperatura de pelo menos aproximadamente 25°C, preferivelmente na faixa de aproximadamente 25°C a aproximadamente 35°C. Nessa modalidade preferida, pode ser desejável e mesmo preferível endurecer a calor a prótese endovascular para adotar uma configuração desdobrada que foi otimizada para a anatomia específica pretendida – por exemplo, isso é preferido para a prótese endovascular 400, 500, 600 descrita acima.

[0105] Embora a presente invenção tenha sido descrita com referência a modalidades ilustrativas e exemplos, a descrição não pretende ser interpretada em um sentido limitador. Desse modo, várias modificações das modalidades ilustrativas, bem como outras modalidades da invenção, serão evidentes para pessoas versadas na técnica após referên-

cia a essa descrição. Por exemplo, as modalidades ilustradas utilizam todas as porções de folha, para atuar como um denominado desviador de fluxo – isto é, após o dispositivo ser implantado, a porção de folha desvia fluxo de sangue para longe da entrada da abertura de aneurisma. Em casos em que a abertura de aneurisma é relativamente grande, é possível modificar a porção de folha para atuar como um elemento de retenção – por exemplo, reter uma ou mais Bobinas Desprendíveis Guglielmi no aneurisma. Nessa modificação, o espaçamento entre porções de nervura adjacentes seria aumentado um grau suficiente para permitir distribuição de uma ou mais Bobinas Desprendíveis Guglielmi através da porção de folha após implantação da prótese endovascular. As Bobinas Desprendíveis Guglielmi seriam menos prováveis de “caírem para fora” do aneurisma quando a porção de folha da presente prótese endovascular está cobrindo a abertura de aneurisma. Além disso, embora as modalidades ilustradas representem a fixação da prótese endovascular ao dispositivo de distribuição de prótese endovascular utilizando sistemas de fio de laço/fio com ou sem sistemas de conexão macho-fêmea, outras abordagens também podem ser utilizadas – por exemplo, abordagens eletrolíticas, térmico-mecânicas, outras abordagens mecânicas e similares podem ser adotadas. Além disso, embora as modalidades ilustradas sejam focadas no tratamento de um aneurisma cerebral, considera-se que a presente prótese endovascular possa ser utilizada para tratar outras doenças como doença da aorta (por exemplo, vide a discussão da doença da aorta exposta na publicação internacional número WO 02/39924 [Erbel e outros]). Nessa modificação, pode ser apropriado alterar várias das dimensões acima mencionadas. Por exemplo, portanto se considera que as reivindicações apenas cobrirão quaisquer dessas modificações ou modalidades.

[0106] Todas as publicações, patentes e pedidos de patente mencionados aqui são incorporadas a título de referência na íntegra até o mesmo ponto, como se cada publicação, patente ou pedido de patente individual fosse específica e individualmente indicado como sendo incorporado a título de referência na íntegra.

## REIVINDICAÇÕES

1. Prótese endovascular (100) tendo uma extremidade proximal e uma extremidade distal, **CARACTERIZADA** por compreender:

uma primeira porção expansível (105) disposta na extremidade distal e expansível a partir de um primeiro estado não expandido para um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível (105) contra um lúmen vascular; e

uma porção de folha retrátil (110) disposta na extremidade proximal e fixada na primeira porção expansível (105), a porção de folha retrátil (110) compreendendo uma porção de espinha única conectada à primeira porção expansível (105) e uma pluralidade de porções de nervuras (112, 113) fixadas à porção de espinha, a pluralidade de porções de nervuras (112, 113) compreendendo um par de fileiras de porções de nervuras (112, 113) conectadas a lados opostos da porção de espinha única (111), sendo pares longitudinalmente adjacentes de porções de nervura (112, 113) livres de suportes de interconexão,

cada uma das referidas porções de nervura (112, 113) tendo uma extremidade proximal adjacente à porção de espinha única (111) e uma extremidade distal espaçada a partir dela, cada uma dentre a referida pluralidade de porções de nervura (112, 113) sendo angulada em relação à porção de espinha única (111), de modo que a extremidade distal de cada porção de nervura esteja mais próxima da primeira porção expansível (105) do que da extremidade proximal de cada referida porção de nervura.

2. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que em uma representação da prótese em duas dimensões, as porções de nervura (112, 113) de cada fileira de porções de nervura (112, 113) se estendem nos mesmos, mas diretamente opostos, ângulos com respeito à porção de espinha única (111).

3. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que uma primeira fileira de porções de nervura (112) é conectada em uma pluralidade de primeiros pontos de conexão à porção de espinha única

(111) e uma segunda fileira de porções de nervura (113) é conectada em uma pluralidade de segundos pontos de conexão à porção de espinha única (111), a pluralidade de primeiros pontos de conexão e a pluralidade de segundos pontos de conexão sendo longitudinalmente alinhadas em relação uma a outra.

4. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a porção de espinha única (111) é linear.

5. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões da prótese, cada porção de nervura é configurada para formar um ângulo agudo com relação a um eixo geométrico longitudinal de espinha da porção de espinha única (111).

6. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que em uma representação em duas dimensões da prótese, cada porção de nervura compreende uma porção proximal de nervura, uma porção distal de nervura e uma porção intermediária de nervura disposta entre as mesmas.

7. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 6, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões da prótese, cada porção de nervura tem uma largura circunferencial variável em uma direção que se estende a partir da porção proximal de nervura à porção distal de nervura.

8. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 6, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a porção proximal de nervura é de 2% a 6% do comprimento geral da porção de nervura, a porção intermediária de nervura é de 60% a 90% do comprimento geral da porção de nervura e a porção distal de nervura é de 4% a 16% do comprimento geral da porção de nervura.

9. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 6, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a porção intermediária de nervura compreende: (i) uma primeira porção intermediária de nervura conectada à porção proximal de nervura e configurada para formar um ângulo agudo da primeira porção intermediária de nervura com relação

a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100), e (ii) uma segunda porção intermediária de nervura conectada à porção distal de nervura e configurada para formar um ângulo agudo da segunda porção intermediária de nervura com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100).

10. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 9, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o ângulo agudo da primeira porção intermediária de nervura está compreendido na faixa de 22° a 66°.

11. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 9, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o ângulo agudo da segunda porção intermediária de nervura está compreendido na faixa de 42° a 86°.

12. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 9, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a primeira porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial na faixa de 0,0457 a 0,061 mm.

13. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 9, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a segunda porção intermediária de nervura é de 53% a 85% do comprimento geral de cada porção de nervura.

14. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 6, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões da prótese, a porção distal de nervura de cada porção de nervura está mais perto da primeira porção expansível (105) do que da porção intermediária de nervura.

15. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação de duas dimensões da prótese, cada porção de nervura compreende pelo menos duas sub-porções, cada sub-porção forma um ângulo diferente com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100).

16. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões da próte-

se, a porção de espinha única (111) e a pluralidade de porções de nervura (112, 113) fixadas à porção de espinha estão espaçadas e combinam para ocupar de 10% a 50% de uma área superficial da porção de folha retrátil, a referida área superficial compreendendo (i) uma área superficial das nervuras e (ii) os espaços entre as mesmas.

17. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões da prótese, uma porção de espinha única (111) e a pluralidade de porções de nervura (112, 113) fixadas à porção de espinha são espaçadas e combinam para ocupar de 15% a 40% de uma área superficial da porção de folha retrátil, a referida área superficial compreendendo (i) uma área superficial das nervuras e (ii) os espaços entre as mesmas.

18. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões da prótese, a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível (105) no segundo estado expandido está compreendida na faixa de 1:4 a 1:1.

19. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões da prótese, a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível (105) no segundo estado expandido está compreendida na faixa de 1:2,5 a 1:1,5.

20. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a pelo menos uma porção de espinha é curva em torno de um eixo geométrico ortogonal a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100).

21. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 20, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a pelo menos uma porção de espinha compreende um primeiro raio de curvatura sobre o comprimento da pelo menos uma porção de espinha em

torno de um eixo geométrico transversal a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100).

22. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 21, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o primeiro raio de curvatura é variável a partir de uma porção proximal da pelo menos uma porção de espinha até uma porção distal da pelo menos uma porção de espinha.

23. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 21, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a porção de folha retrátil (110) compreende um segundo raio de curvatura sobre o comprimento da pelo menos uma porção de espinha em torno de um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100).

24. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 23, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o segundo raio de curvatura é variável a partir de uma porção proximal da porção de folha retrátil (110) até uma porção distal da porção de folha retrátil (110).

25. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a primeira porção expansível (105) tem um diâmetro no segundo estado expandido na faixa de 2 mm a 10 mm.

26. Prótese endovascular (100) tendo uma extremidade proximal e uma extremidade distal, **CARACTERIZADA** por compreender:

uma primeira porção expansível (105) que é expansível a partir de um primeiro estado não expandido para um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível (105) contra um lúmen vascular; e

uma porção de folha retrátil (110) fixada na primeira porção expansível (105), a porção de folha retrátil (110) compreendendo uma porção de espinha única (111) conectada à primeira porção expansível (105) e uma pluralidade de porções de nervuras (112, 113) fixadas à porção de espinha, a pluralidade de porções de nervuras (112, 113) compreendendo um par de fileiras de porções de nervuras (112, 113) conectadas a lados opostos da porção

de espinha única (111), sendo pares longitudinalmente adjacentes de porções de nervura (112, 113) livres de suportes de interconexão;

em que, em uma representação em duas dimensões da prótese: (i) cada porção de nervura compreende uma porção proximal de nervura adjacente à porção de espinha única (111), uma porção distal de nervura espaçada da mesma, e uma porção intermediária de nervura disposta entre as referidas porções, e (ii) a porção distal de nervura de cada porção de nervura tem uma largura maior que a porção de nervura intermediária de cada porção de nervura.

27. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 26, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões da prótese, a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível (105) no segundo estado expandido está compreendida na faixa de 1:2,5 a 1:1,5.

28. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 26, **CARACTERIZADA** pelo fato de que pelo menos uma porção de nervura disposta mais próxima de onde a primeira porção expansível (105) está conectada à porção de espinha tem um comprimento de nervura mais curto do que outra porção de nervura não disposta mais próxima de onde a primeira porção expansível (105) está conectada à porção de espinha.

29. Prótese endovascular (100), tendo uma extremidade proximal e uma extremidade distal, **CARACTERIZADA** por compreender:

uma primeira porção expansível (105) que é expansível a partir de um primeiro estado não expandido para um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível (105) contra um lúmen vascular; e

uma porção de folha retrátil (110) fixada na primeira porção expansível (105), a porção de folha retrátil (110) compreendendo uma porção de espinha única (111) conectada à primeira porção expansível (105) e uma pluralidade de porções de nervuras (112, 113) fixadas à porção de espinha, a pluralidade de porções de nervuras (112, 113) compreendendo

um par de fileiras de porções de nervuras (112, 113) conectadas a lados opostos da porção de espinha única (111), sendo pares longitudinalmente adjacentes de porções de nervura (112, 113) livres de suportes de interconexão;

em que uma representação em duas dimensões da prótese: (i) cada porção de nervura compreende uma porção proximal de nervura adjacente à porção de espinha única (111), uma porção distal de nervura espaçada da mesma, e uma porção intermediária de nervura disposta entre as referidas porções, (ii) a porção distal de nervura de cada porção de nervura está mais perto da primeira porção expansível (105) do que da porção proximal de nervura de cada porção de nervura, e (iii) a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível (105) no segundo estado expandido está compreendida na faixa de 1:2,5 a 1:1,5.

30. Prótese endovascular (100) tendo uma extremidade proximal e uma extremidade distal **CARACTERIZADA** por compreender:

uma primeira porção expansível (105) que é expansível a partir de um primeiro estado não expandido para um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível (105) contra um lúmen vascular, a primeira porção expansível (105) compreendendo um suporte circunferencial tendo pelo menos uma porção de pico e pelo menos uma porção de vale; e

uma porção de folha retrátil (110) fixada na primeira porção expansível (105), a porção de folha retrátil (110) compreendendo uma porção de espinha única (111) conectada à primeira porção expansível (105) e uma pluralidade de porções de nervuras (112, 113) fixadas à porção de espinha, a pluralidade de porções de nervuras (112, 113) compreendendo um par de fileiras de porções de nervuras (112, 113) conectadas a lados opostos da porção de espinha única (111), sendo pares longitudinalmente adjacentes de porções de nervura (112, 113) livres de suportes de interconexão;

em que, em uma representação em duas dimensões da prótese: (i) cada porção de

nervura compreende uma porção proximal de nervura adjacente à porção de espinha única (111), uma porção distal de nervura espaçada da mesma, e uma porção intermediária de nervura disposta entre as referidas porções, (ii) cada porção de nervura compreende pelo menos duas sub-porções, cada sub-porção forma um ângulo diferente com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100), e (iii) a porção de espinha única (111) é conectada a uma porção de pico do suporte circunferencial.

31. Prótese endovascular (100), **CARACTERIZADA** por compreender:

uma primeira porção expansível (105), expansível a partir de um primeiro estado não expandido para um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível (105) contra um lúmen vascular, a primeira porção expansível (105) sendo disposta em uma porção distal da prótese endovascular (100) e compreendendo uma pluralidade de porções de suporte para definir uma primeira seção em que um espaço entre as porções de suporte adjacentes é uma primeira distância; e

uma porção de folha retrátil (110) fixada na primeira porção expansível (105) em uma porção proximal da prótese endovascular (100), a porção de folha retrátil (110) compreendendo uma porção de espinha única (111) conectada à primeira porção expansível (105) e uma pluralidade de porções de nervuras (112, 113) fixadas à porção de espinha, a pluralidade de porções de nervuras (112, 113) compreendendo um par de fileiras de porções de nervuras (112, 113) conectadas a lados opostos da porção de espinha única (111), uma combinação da porção de espinha única (111) e a pluralidade de porções de nervura (112, 113) definindo uma segunda seção, em que um espaço entre as nervuras adjacentes é uma segunda distância configurada para ocluir uma abertura de aneurisma através da qual a porção de folha retrátil (110) é disposta, os pares longitudinalmente adjacentes de porções de nervura (112, 113) sendo livres de suportes de interconexão,

em que a primeira distância e a segunda distância são determinadas imediatamente adjacentes à porção de espinha, e em que a segunda distância é maior que a primeira distância.

32. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que em uma representação em duas dimensões, cada fileira de porções de nervura (112, 113) é uma imagem em espelho de uma fileira adjacente de porções de nervura (112, 113) ao longo da porção de espinha única (111).

33. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que uma primeira fileira de porções de nervura (112) é conectada em uma pluralidade de primeiros pontos de conexão à porção de espinha única (111) e uma segunda fileira de porções de nervuras (113) é conectada a uma pluralidade de segundos pontos de conexão à porção de espinha única (111), a pluralidade de primeiros pontos de conexão e a pluralidade de segundos pontos de conexão sendo longitudinalmente alinhadas em relação mútua.

34. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a porção de espinha única (111) compreende um padrão de ondulação que compreende picos e vales alternados, cada porção de nervura conectada a um pico no padrão de ondulação.

35. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que uma primeira fileira de porções de nervura (112) é conectada a uma pluralidade de primeiros pontos de conexão à porção de espinha única (111) e uma segunda fileira de porções de nervura (113) é conectada a uma pluralidade de segundos pontos de conexão à porção de espinha única (111), a pluralidade dos primeiros pontos de conexão e a pluralidade de segundos pontos de conexão sendo longitudinalmente espalhados em relação mútua.

36. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que em uma representação em duas dimensões, cada porção de nervura é configurada para formar um ângulo agudo com relação a um eixo geométrico longitudinal de espinha da porção de espinha única (111).

37. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31,

**CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões, cada porção de nervura compreende uma porção proximal de nervura, uma porção distal de nervura e uma porção intermediária de nervura disposta entre as mesmas.

38. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 37, **CARACTERIZADA** pelo fato de que, em uma representação em duas dimensões, a porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial menor do que pelo menos uma da porção proximal de nervura e a porção distal de nervura.

39. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 37, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a porção intermediária de nervura tem uma largura circunferencial menor do que ambas a porção proximal de nervura e a porção distal de nervura.

40. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 37, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a porção intermediária de nervura compreende: (i) uma primeira porção intermediária de nervura conectada à porção proximal de nervura e configurada para formar um ângulo agudo da primeira porção intermediária de nervura com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100); e (ii) uma segunda porção intermediária conectada à porção distal de nervura e configurada para formar um ângulo agudo da segunda porção intermediária de nervura com relação a um eixo geométrico longitudinal da prótese endovascular (100).

41. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 37, **CARACTERIZADA** pelo fato de que em uma representação em duas dimensões, a porção distal da nervura de cada porção de nervura é dirigida para longe da primeira porção expansível (105).

42. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que uma região externa compreende a porção de folha retrátil (110) e espaços entre, e definidos por pelo menos, uma porção de espinha e a pluralidade de porções de nervura (112, 113) da porção de folha retrátil e a região externa, em

duas dimensões, tem uma área de região externa, em que as áreas de superfície da pelo menos uma porção de espinha e da pluralidade de porções de nervura (112, 113) da porção de folha retrátil combinam para ocupar de 15% a 40% da referida área da região externa.

43. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que em uma representação em duas dimensões, a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível (105) no segundo estado expandido está compreendida na faixa de 1:4 a 1:1.

44. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que em uma representação em duas dimensões, a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível (105) no segundo estado expandido está compreendida na faixa de 1:2,5 a 1:1,5.

45. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que em uma representação em duas dimensões, a razão da distância perpendicular a partir do eixo geométrico longitudinal para a porção de ponta distal da porção de nervura para 50% da circunferência da primeira porção expansível (105) no segundo estado expandido é 5:9.

46. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a porção de espinha única (111) é conectada à primeira porção expansível (105) e uma porção de laço dividida é conectada a uma porção distal da porção de espinha única (111).

47. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de compreender ainda uma segunda porção expansível, expansível a partir de um primeiro estado não expandido até um segundo estado expandido para induzir a primeira porção expansível (105) contra um lúmen vascular.

48. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31,

**CARACTERIZADA** pelo fato de que a prótese é construída de um material de auto-expansão.

49. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a prótese é construída de nitinol.

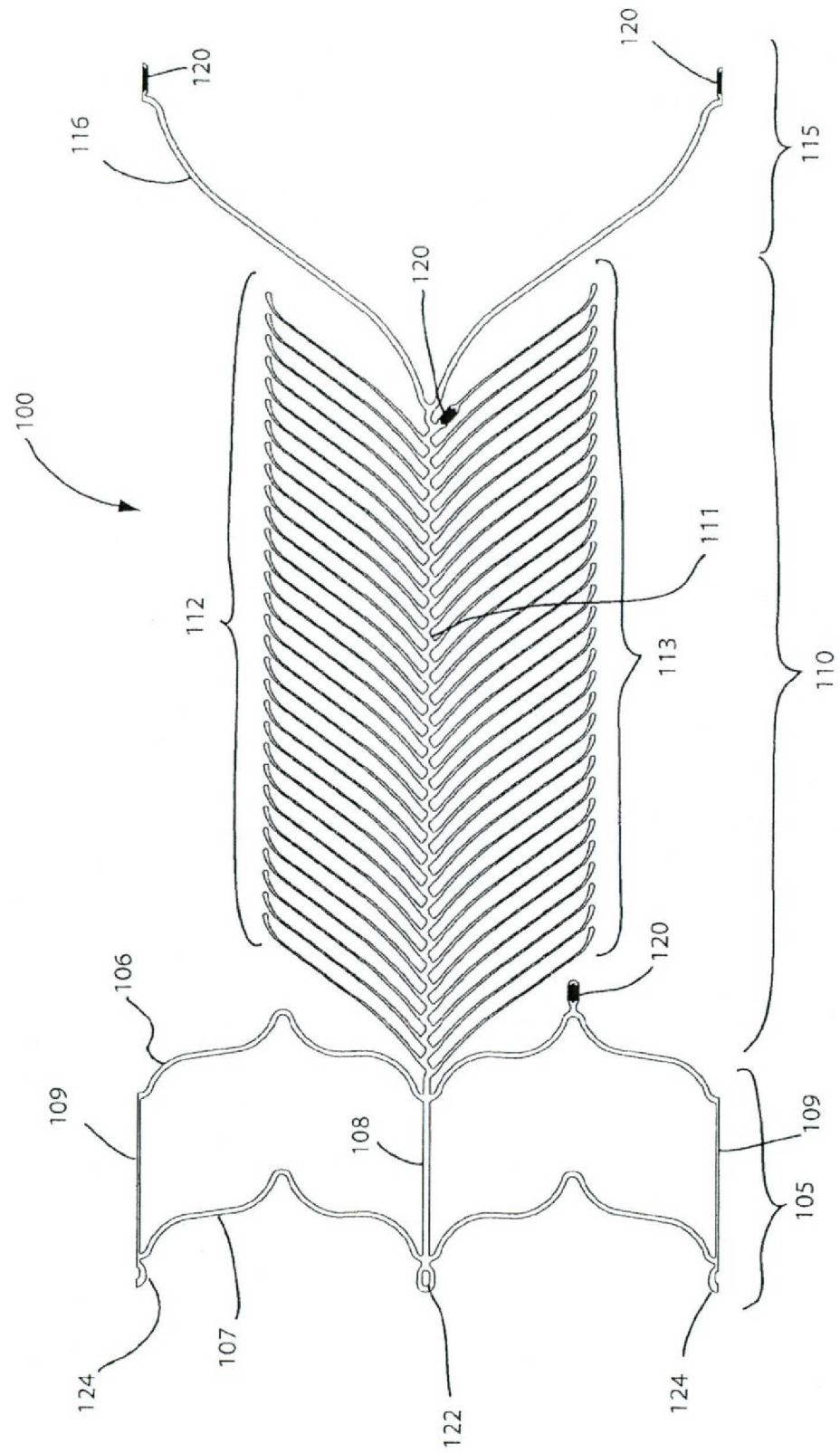
50. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que um par de porções de nervura (112, 113) longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de 0,0254 mm a 5 mm.

51. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que um par de porções de nervura (112, 113) longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de 0,1400 mm a 1 mm.

52. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que um par de porções de nervura (112, 113) longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de 0,1400 mm a 0,8 mm.

53. Prótese endovascular (100), de acordo com a reivindicação 31, **CARACTERIZADA** pelo fato de que um par de porções de nervura (112, 113) longitudinalmente adjacentes é espaçado em um ponto de conexão com a porção de espinha em uma distância que varia de 0,1400 mm a 0,6 mm.

Fig. 1



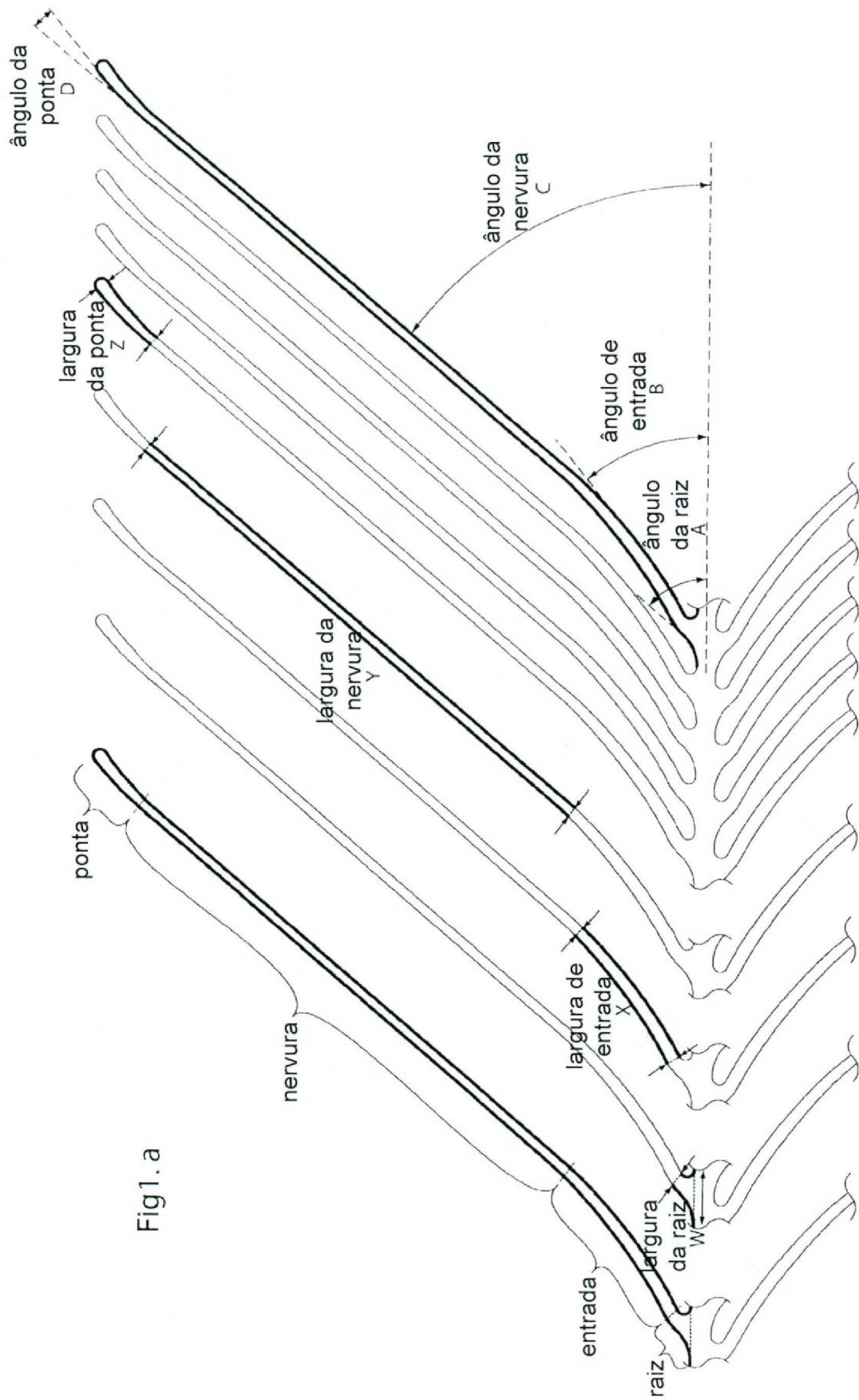


Fig1.a

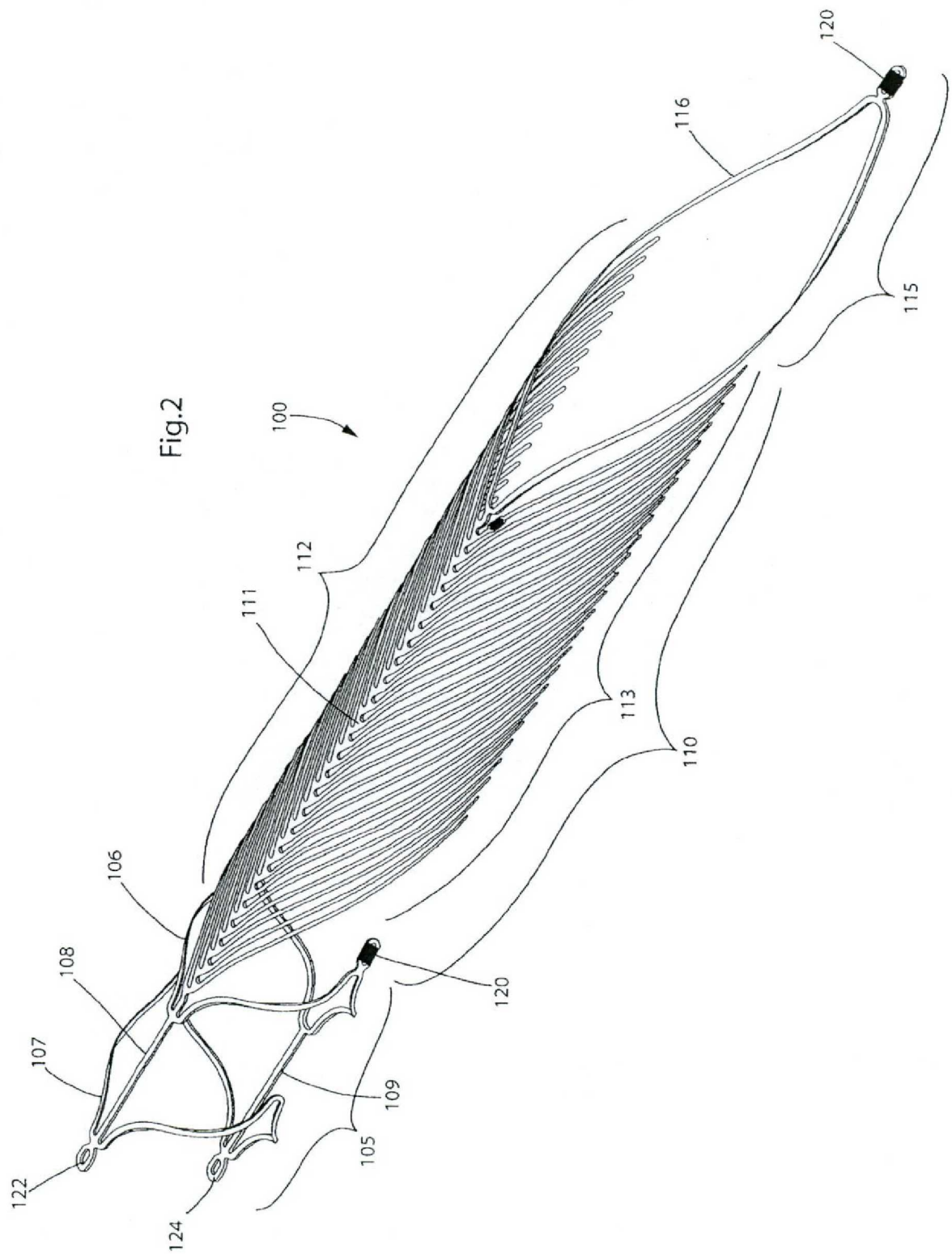
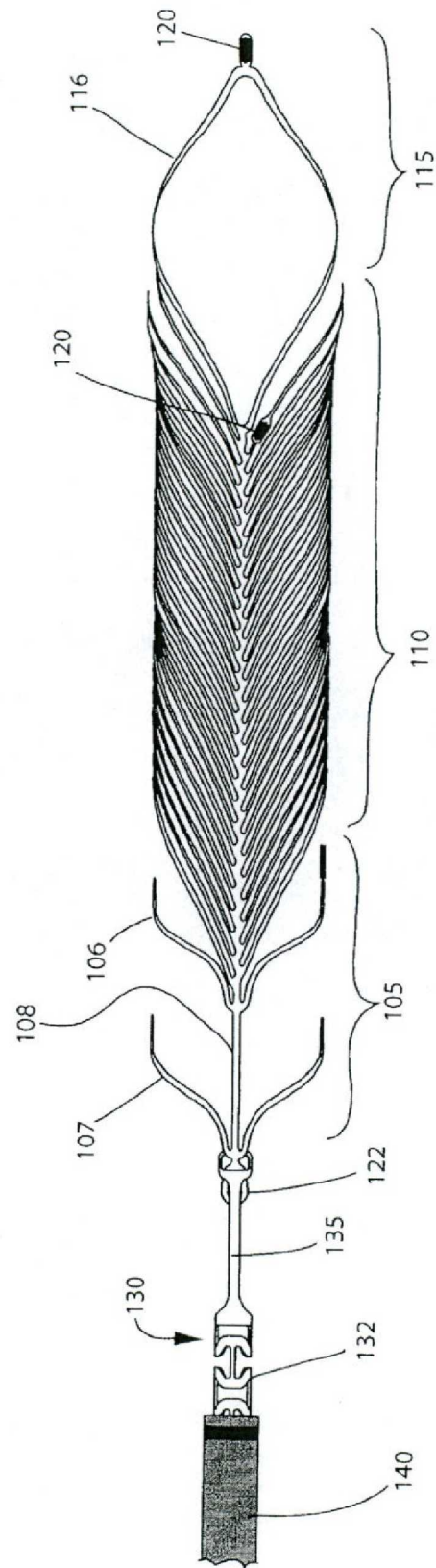
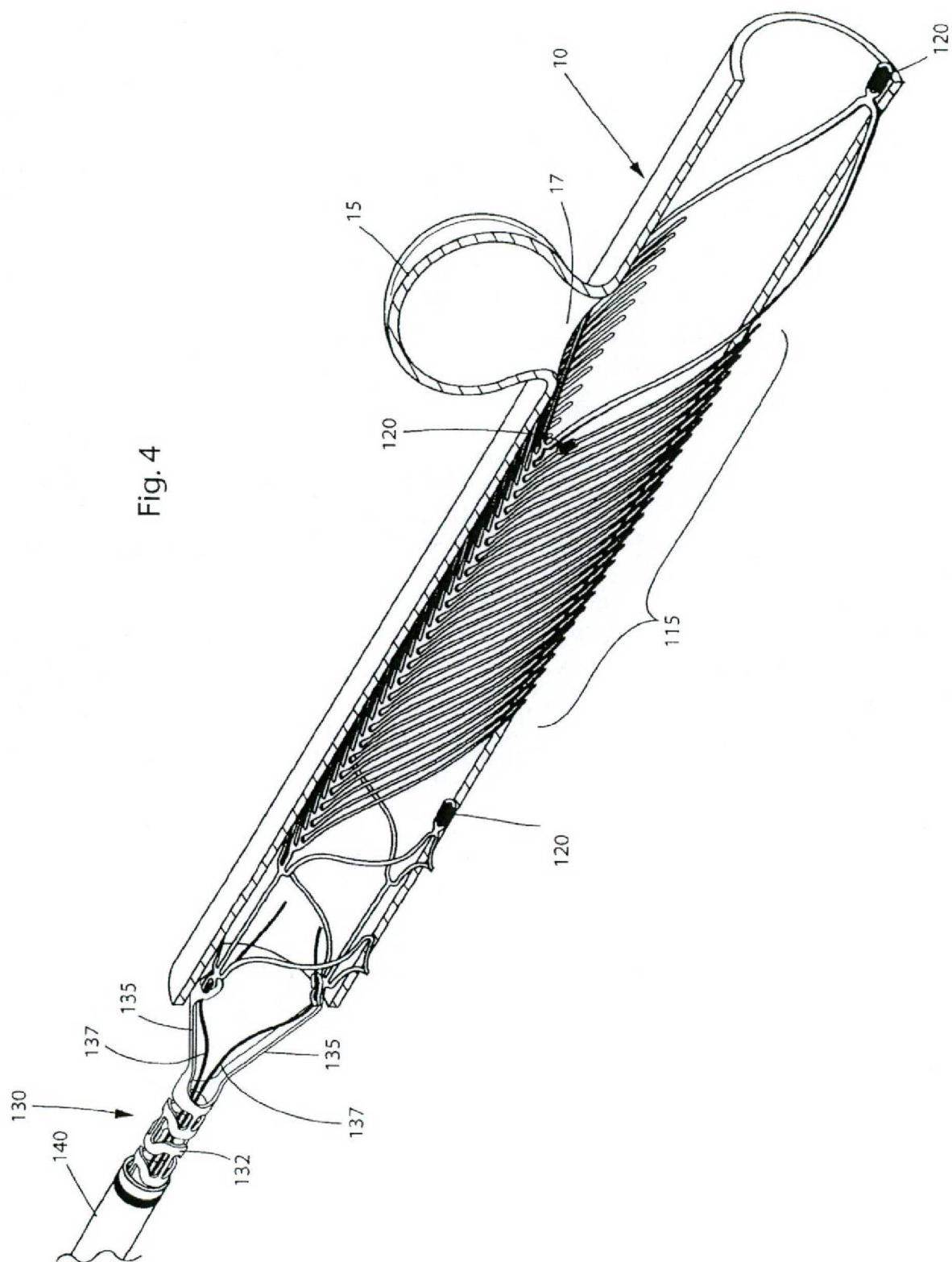
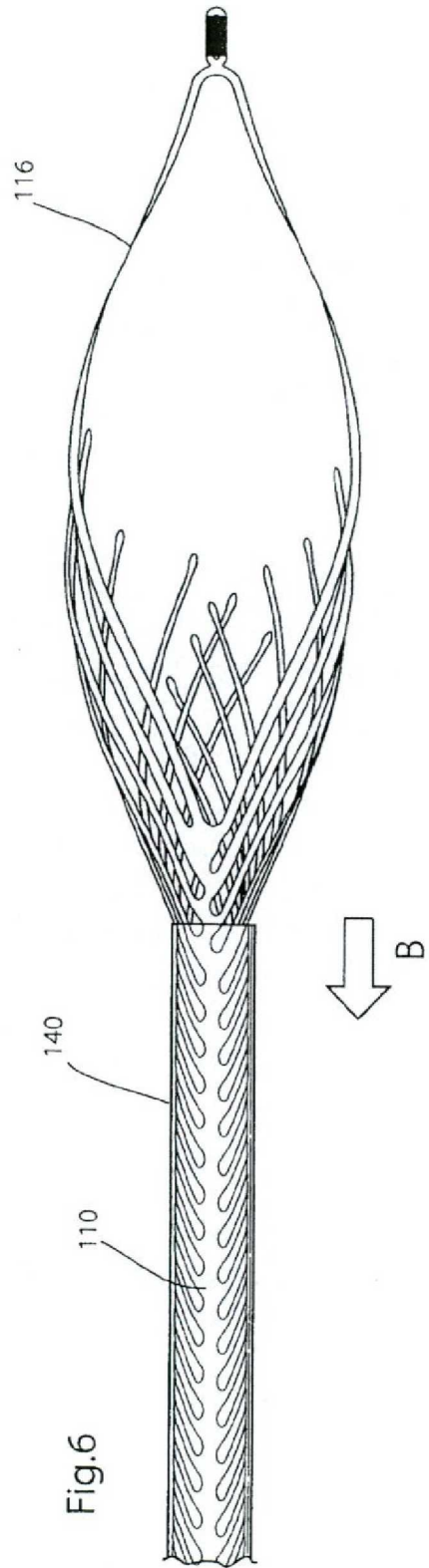
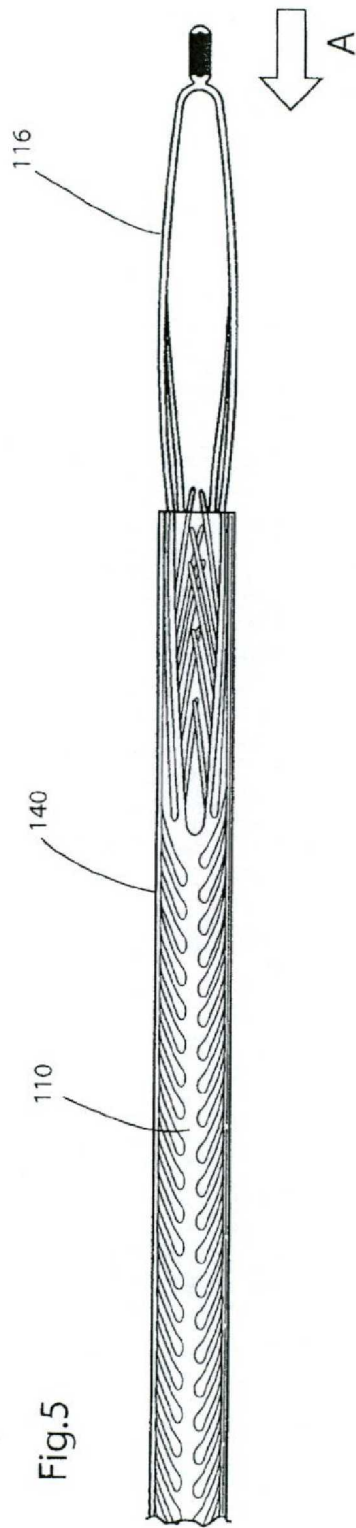
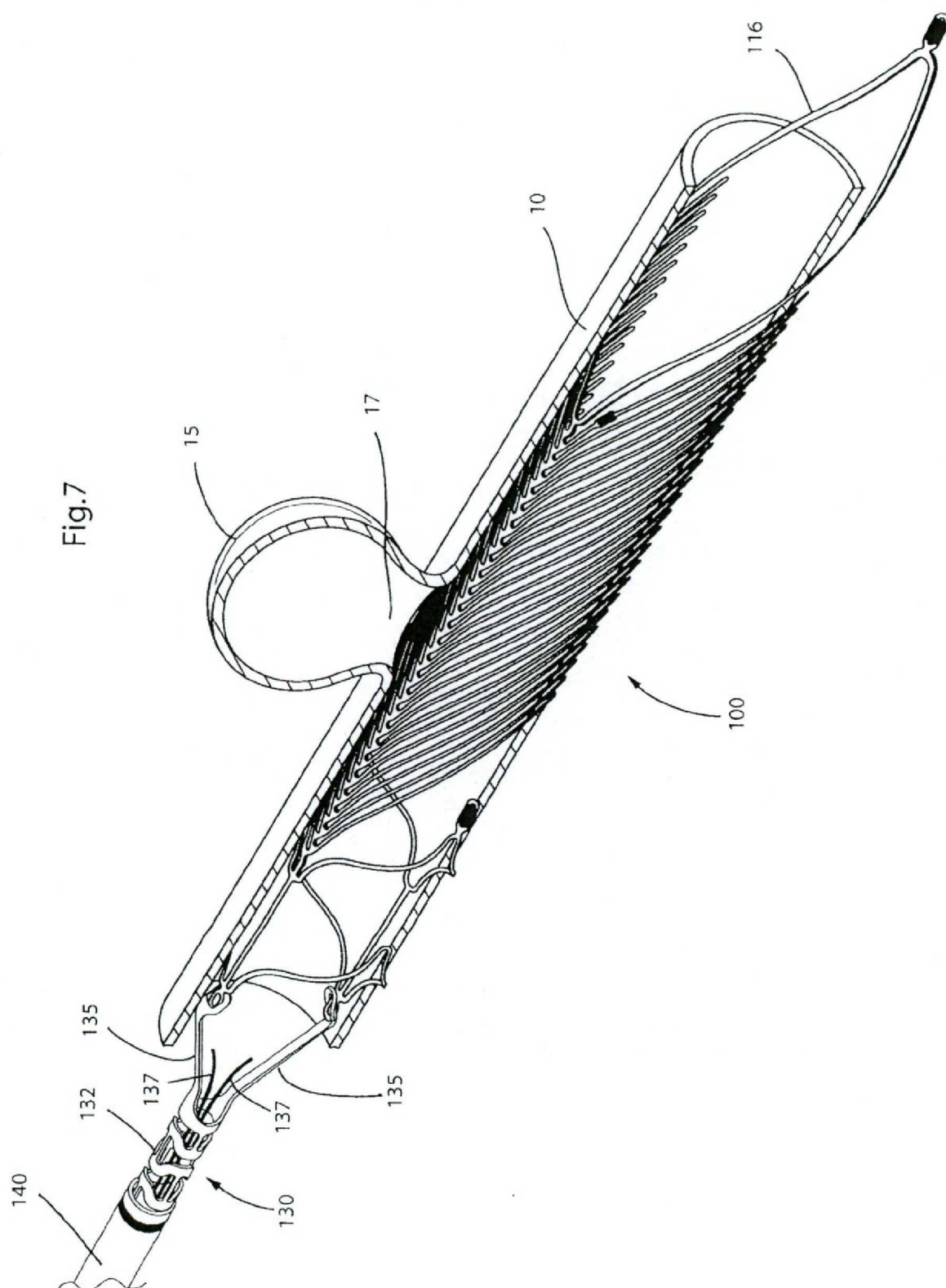


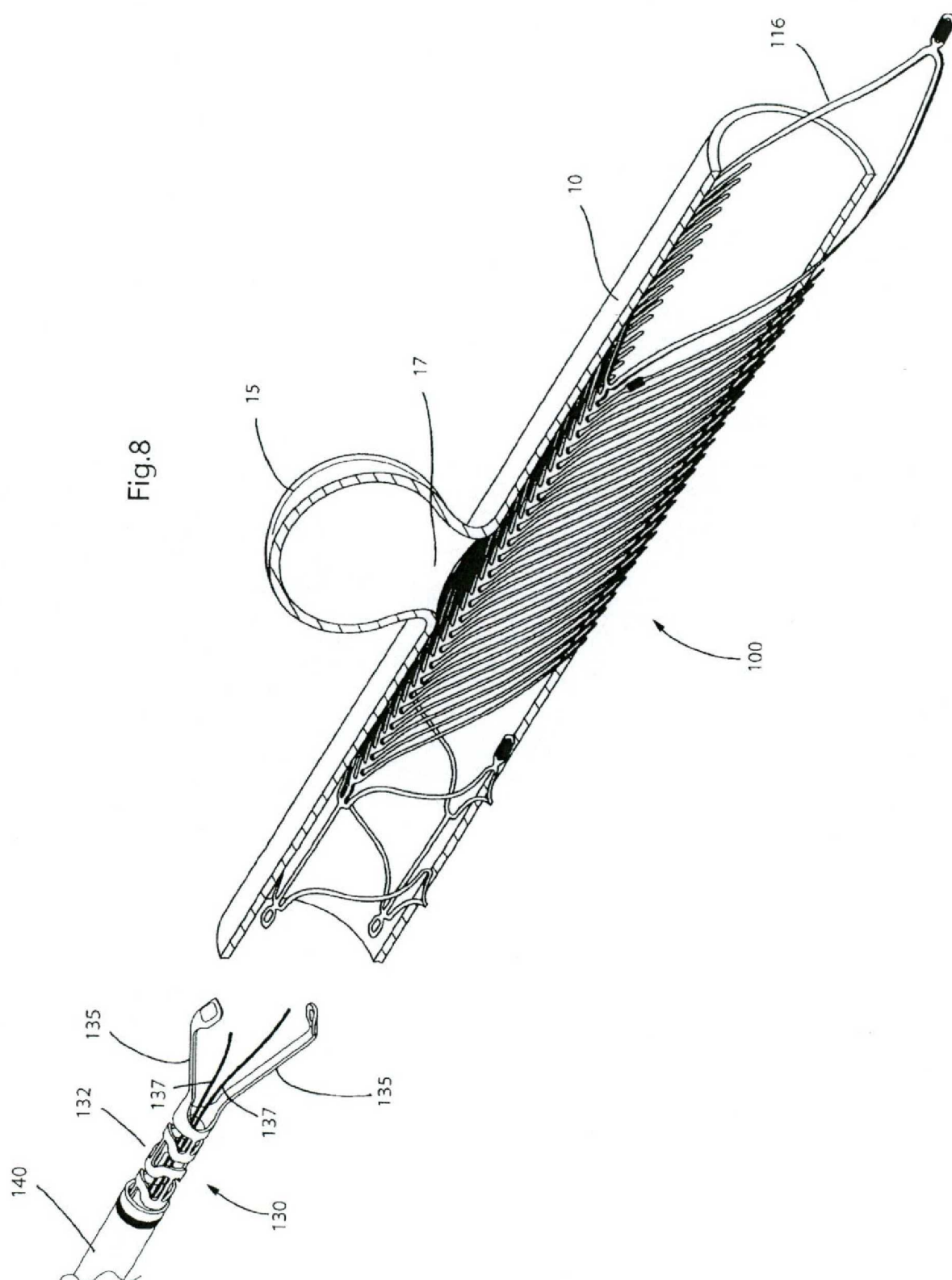
Fig.3











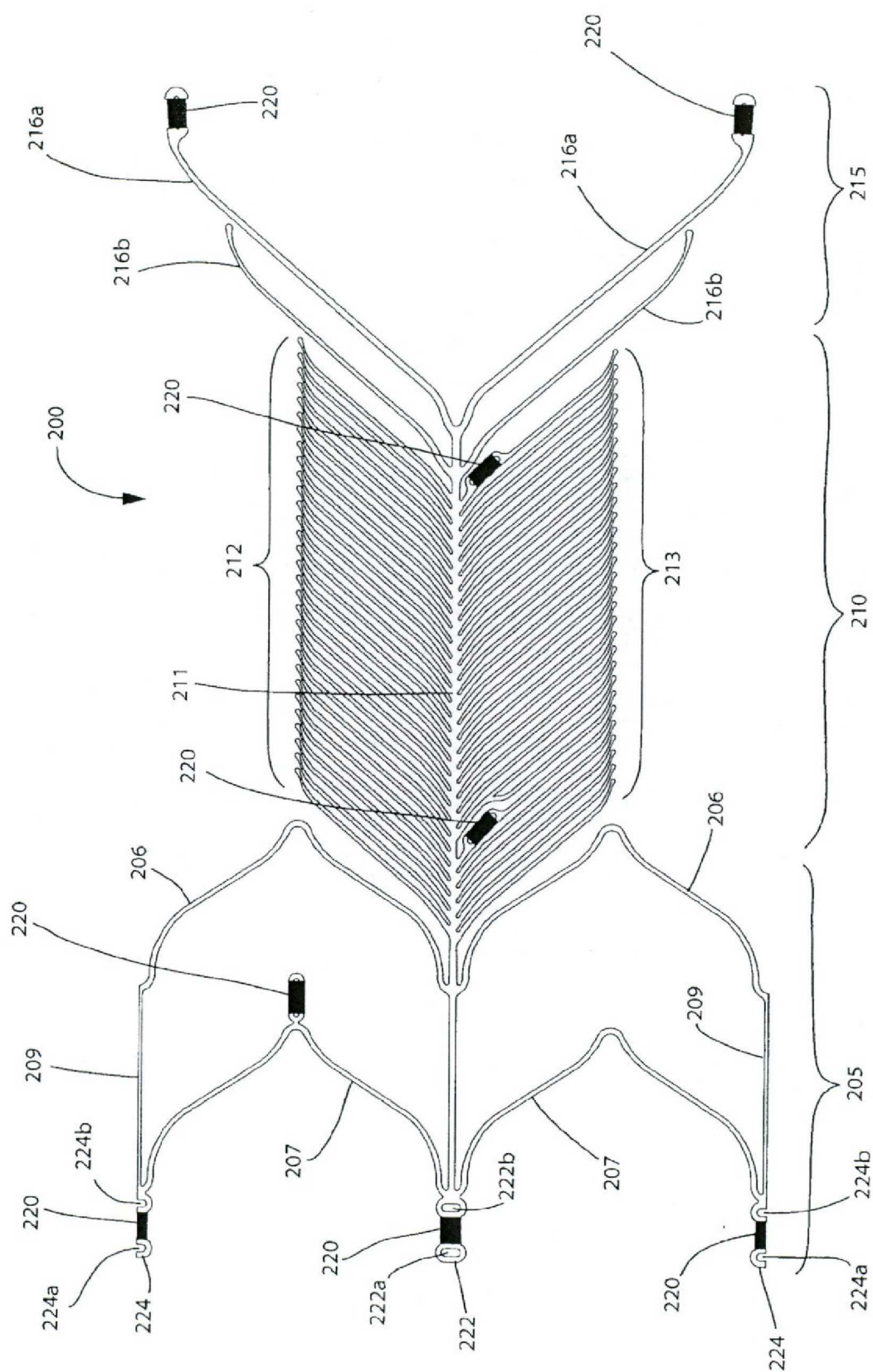
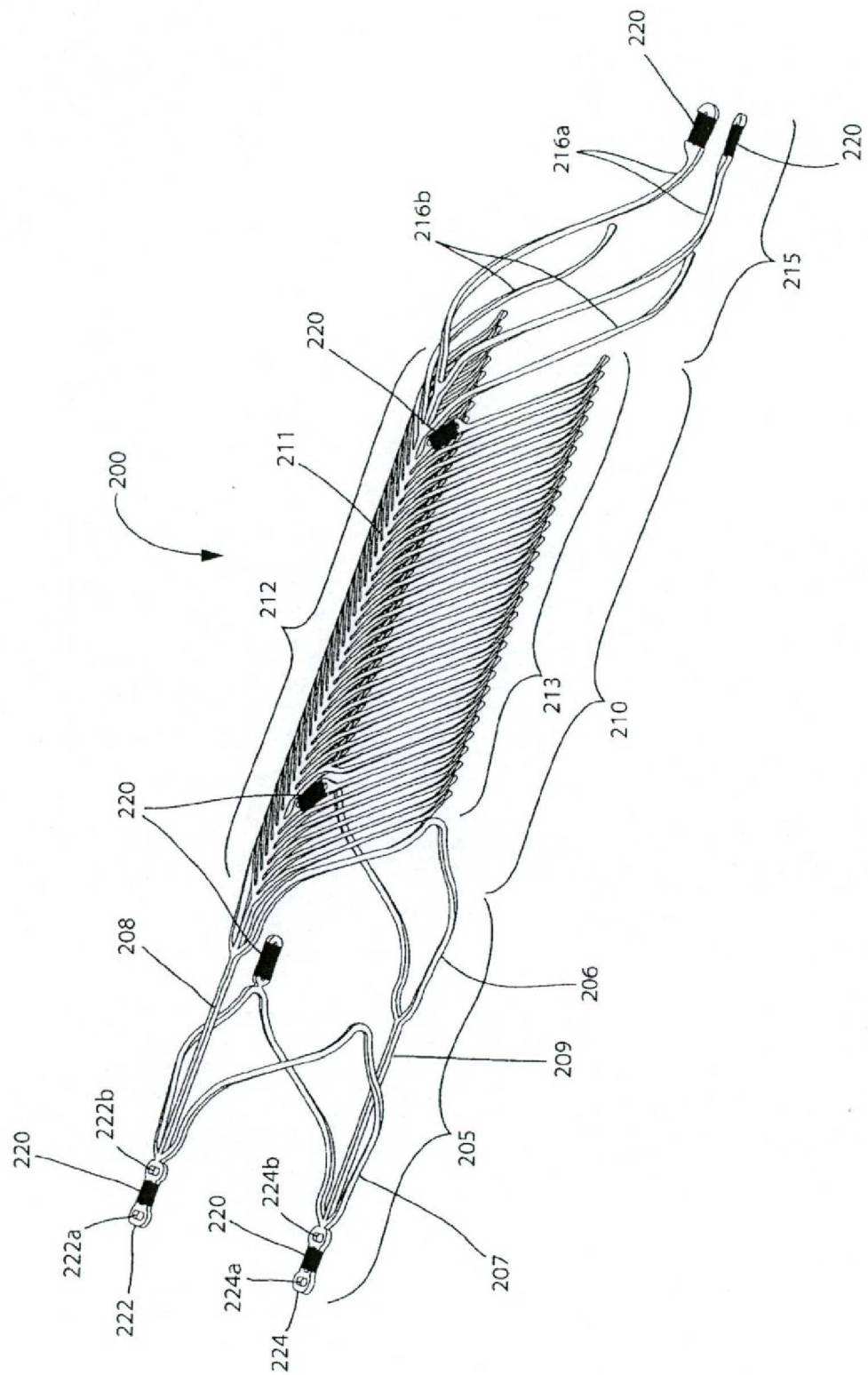
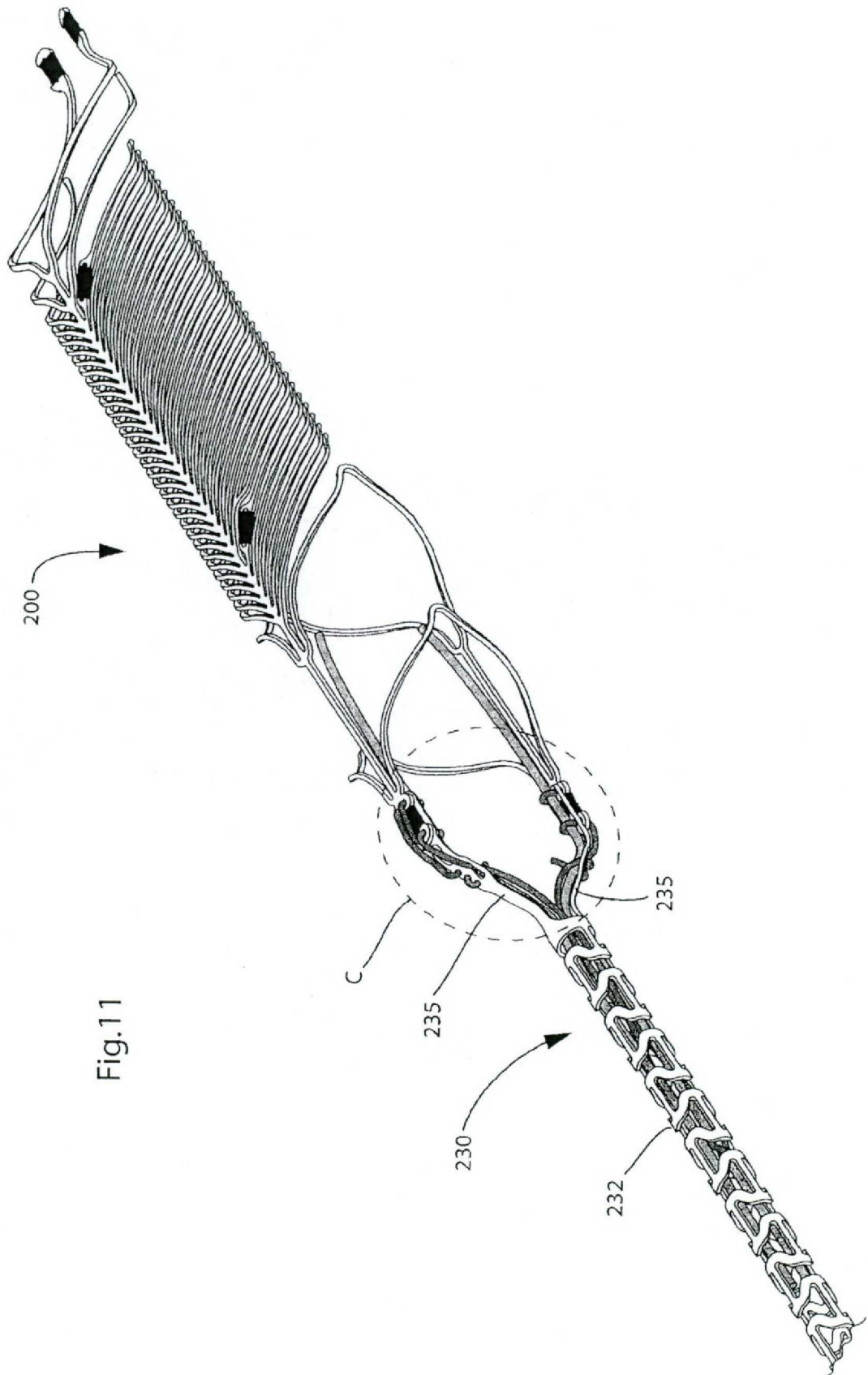
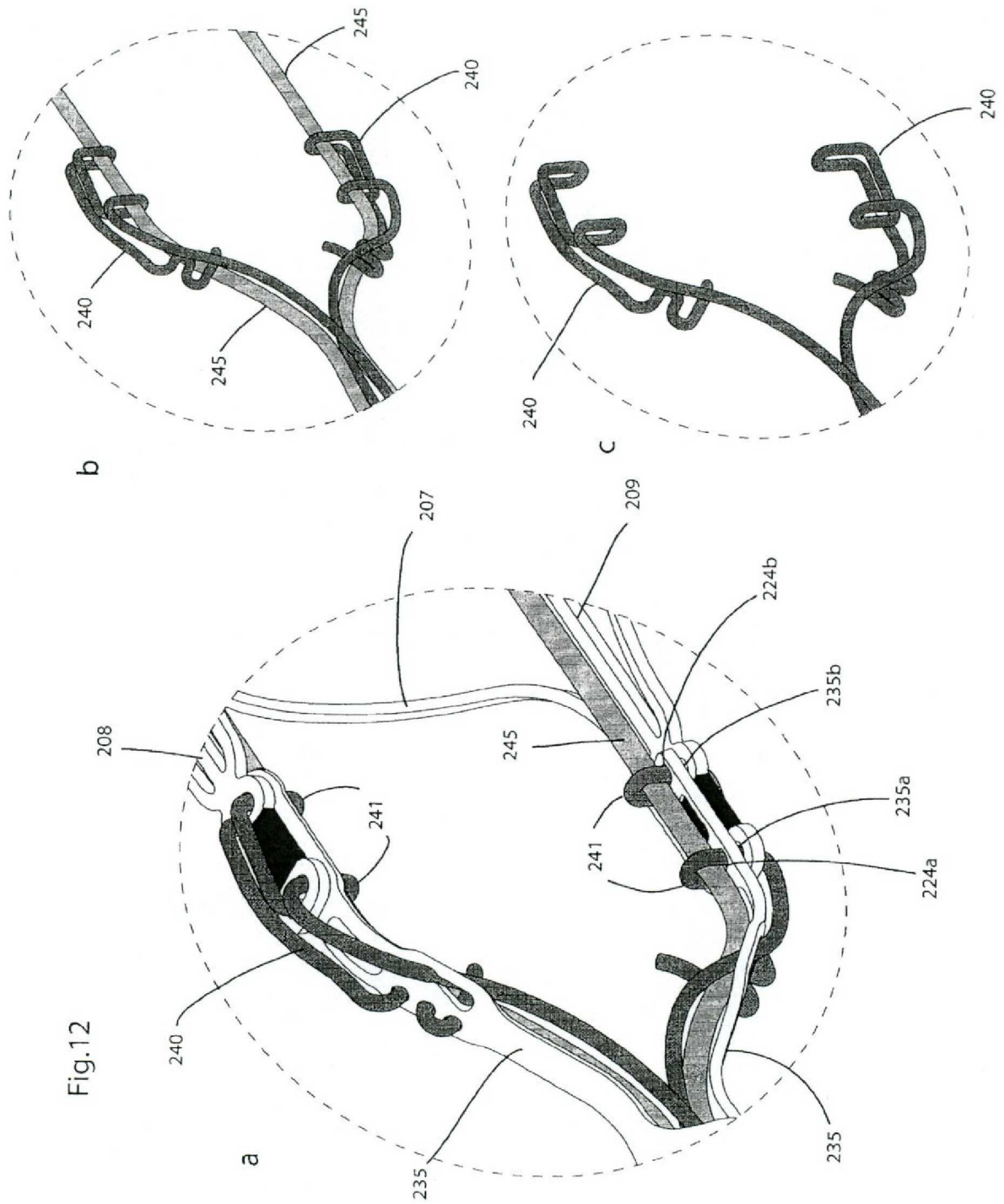


Fig. 9

Fig.10









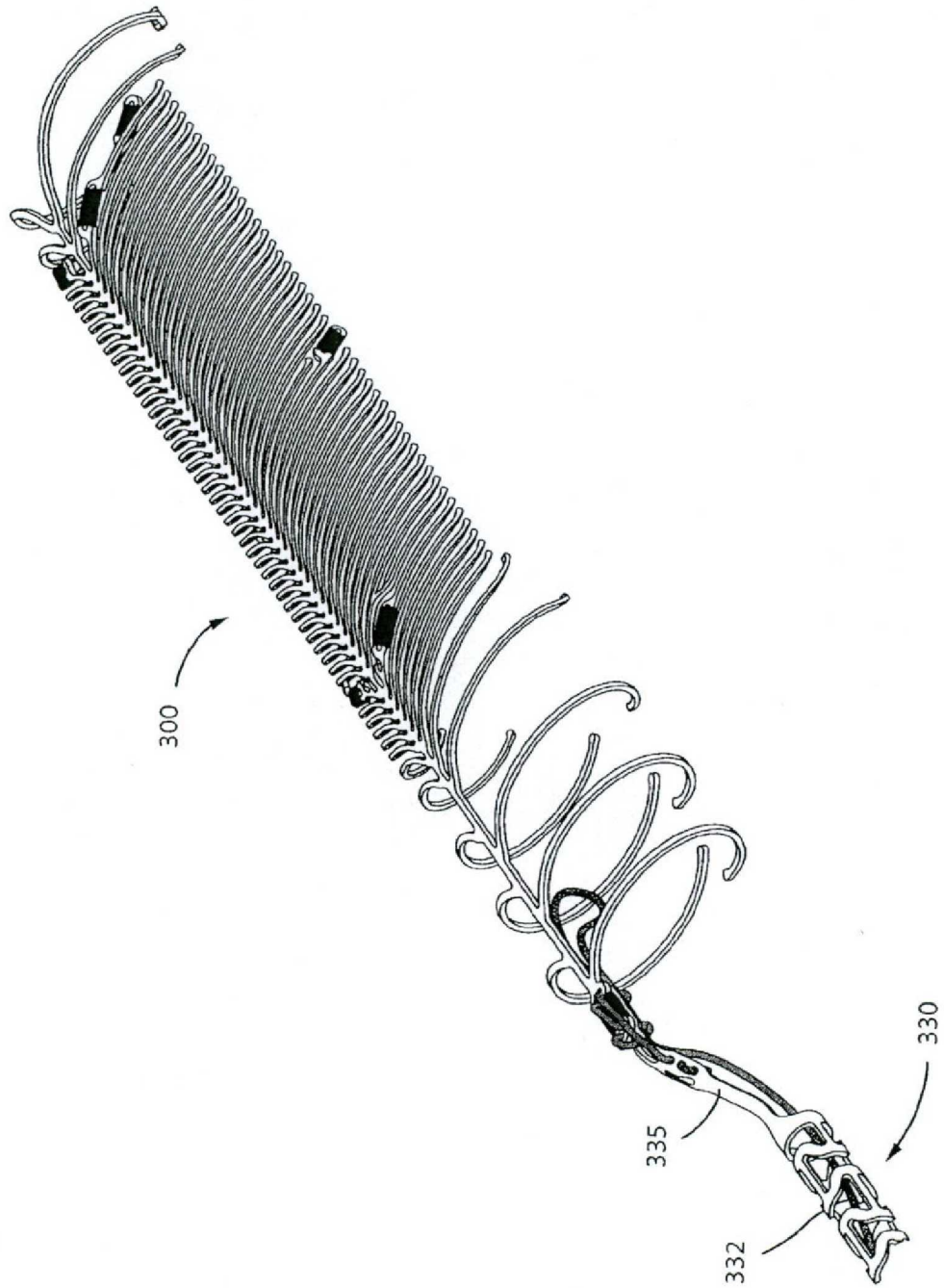


Fig.14

Fig.15

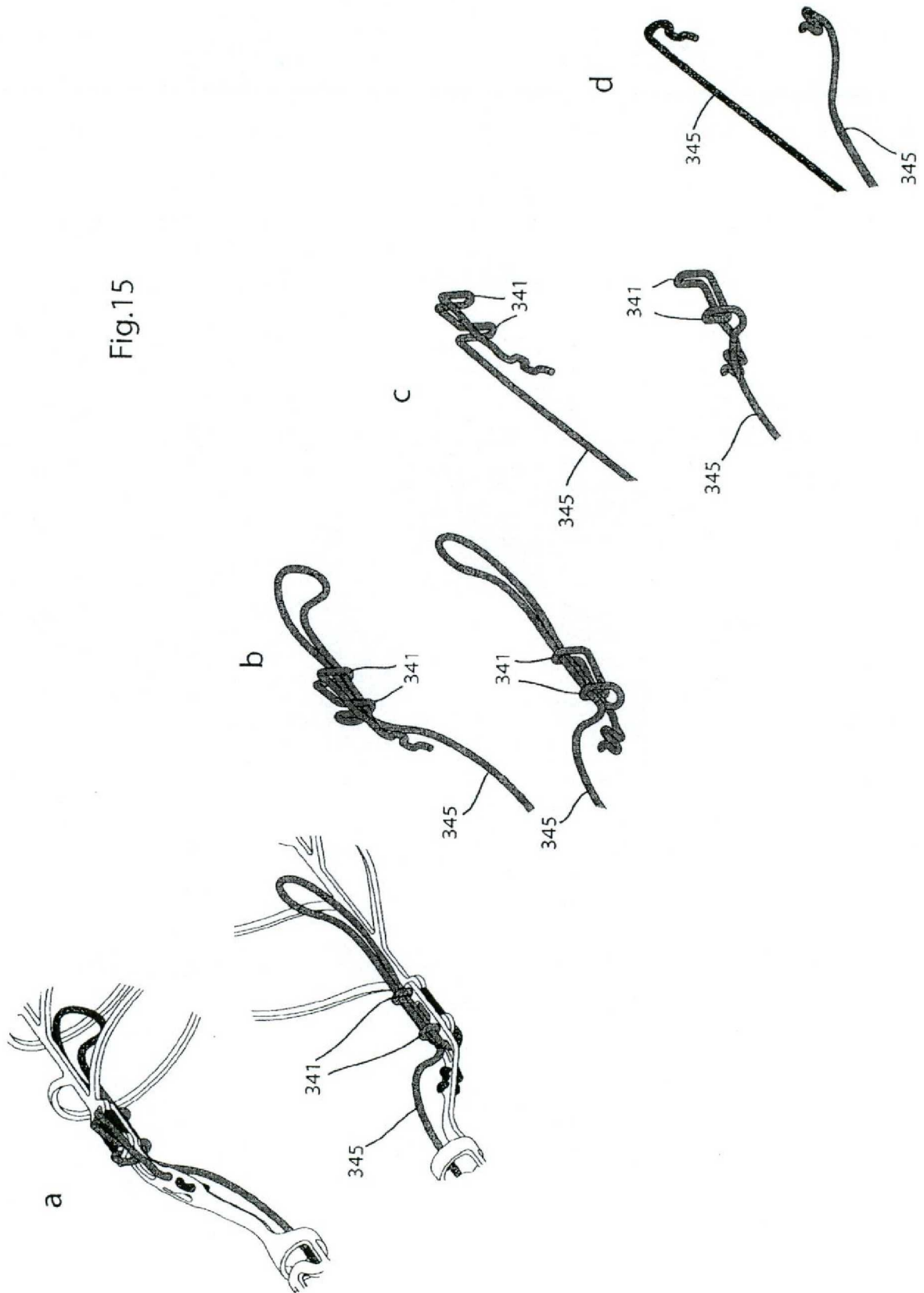




Fig.17

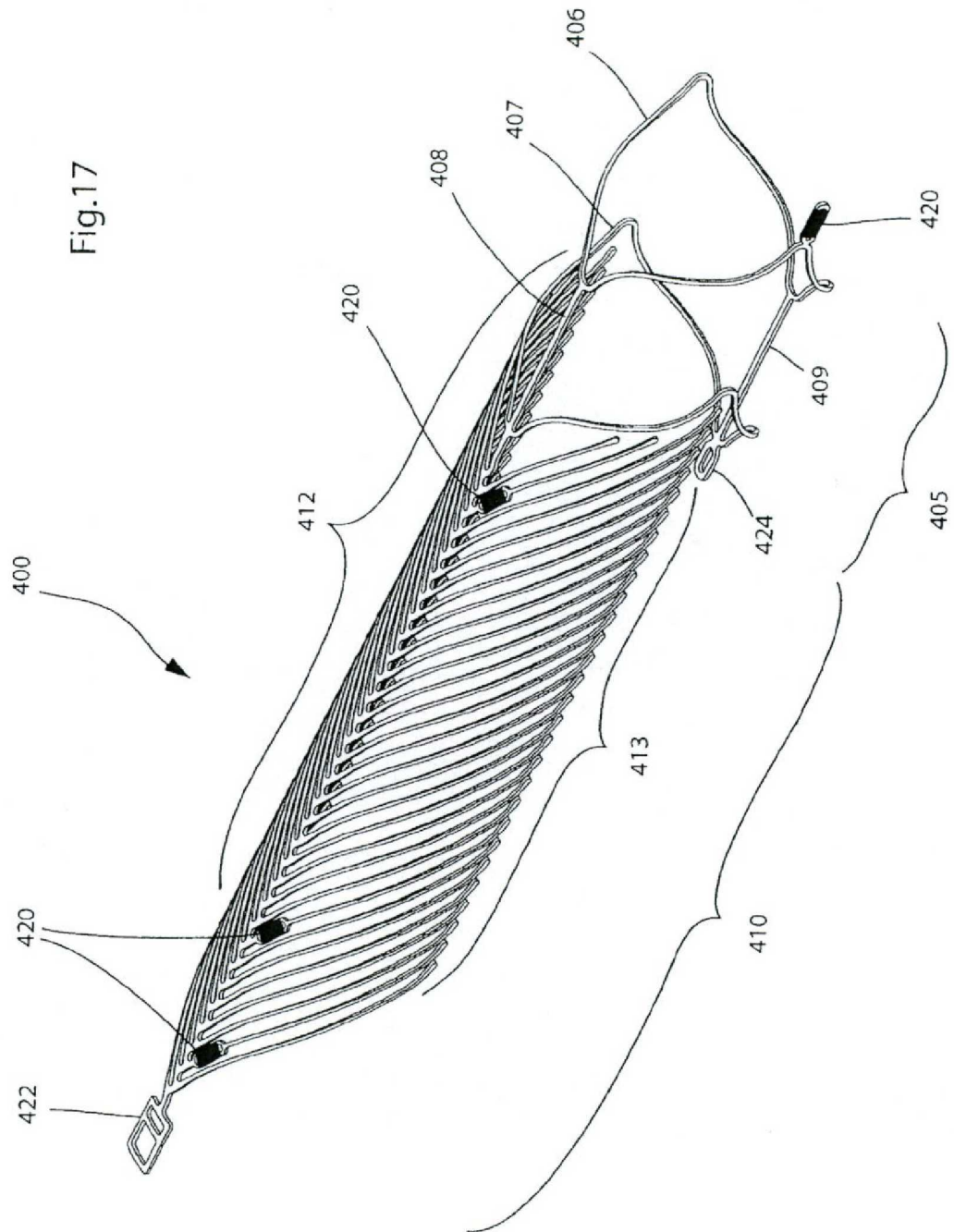


Fig.18

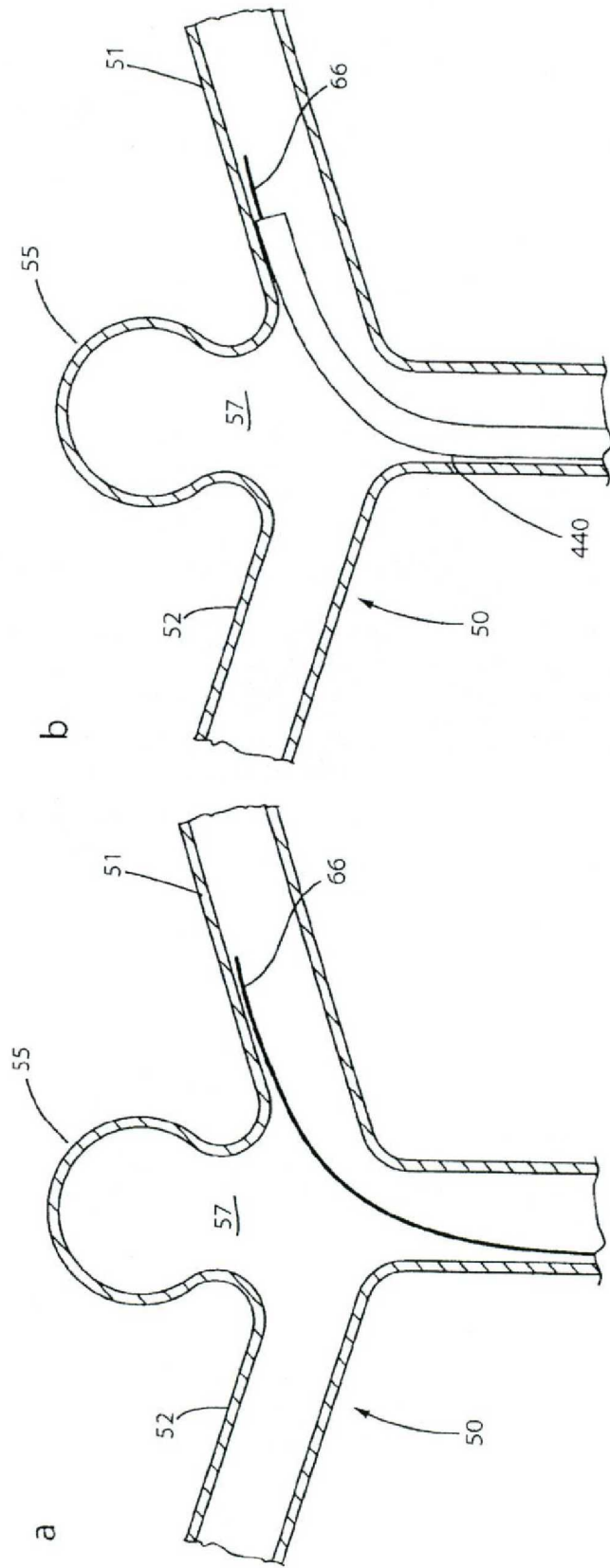
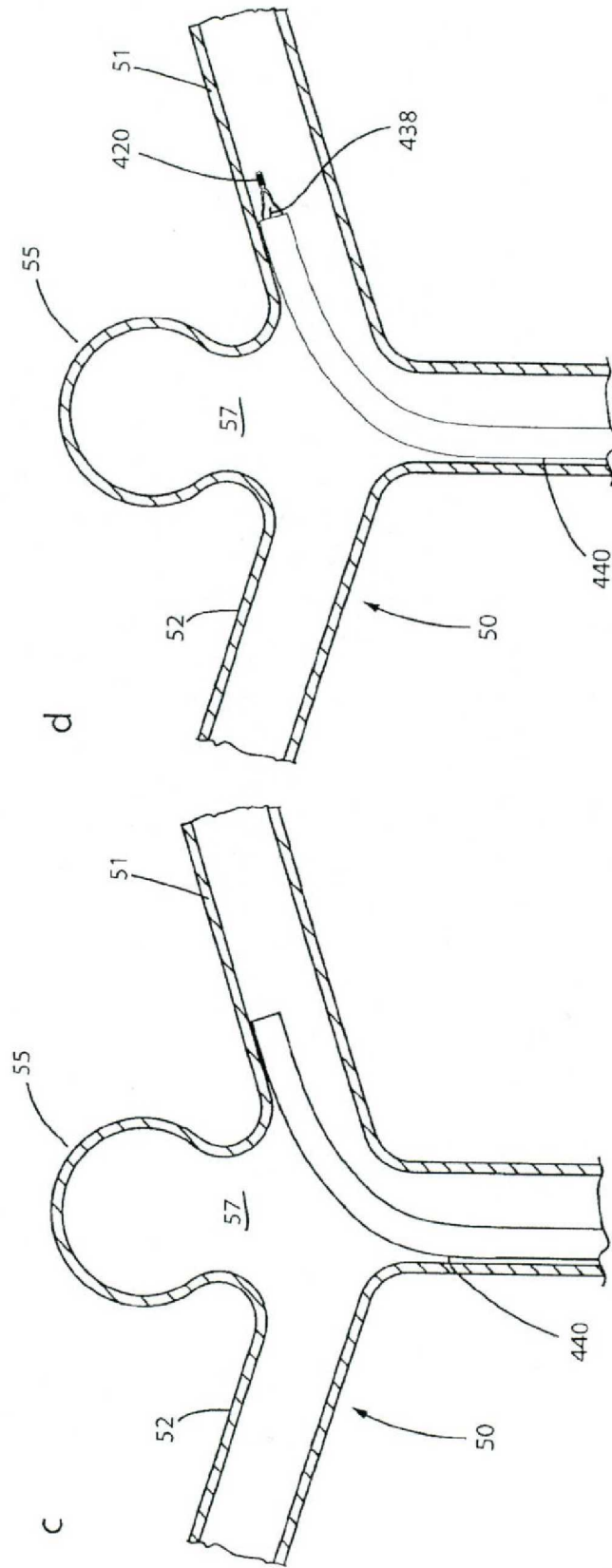


Fig.18





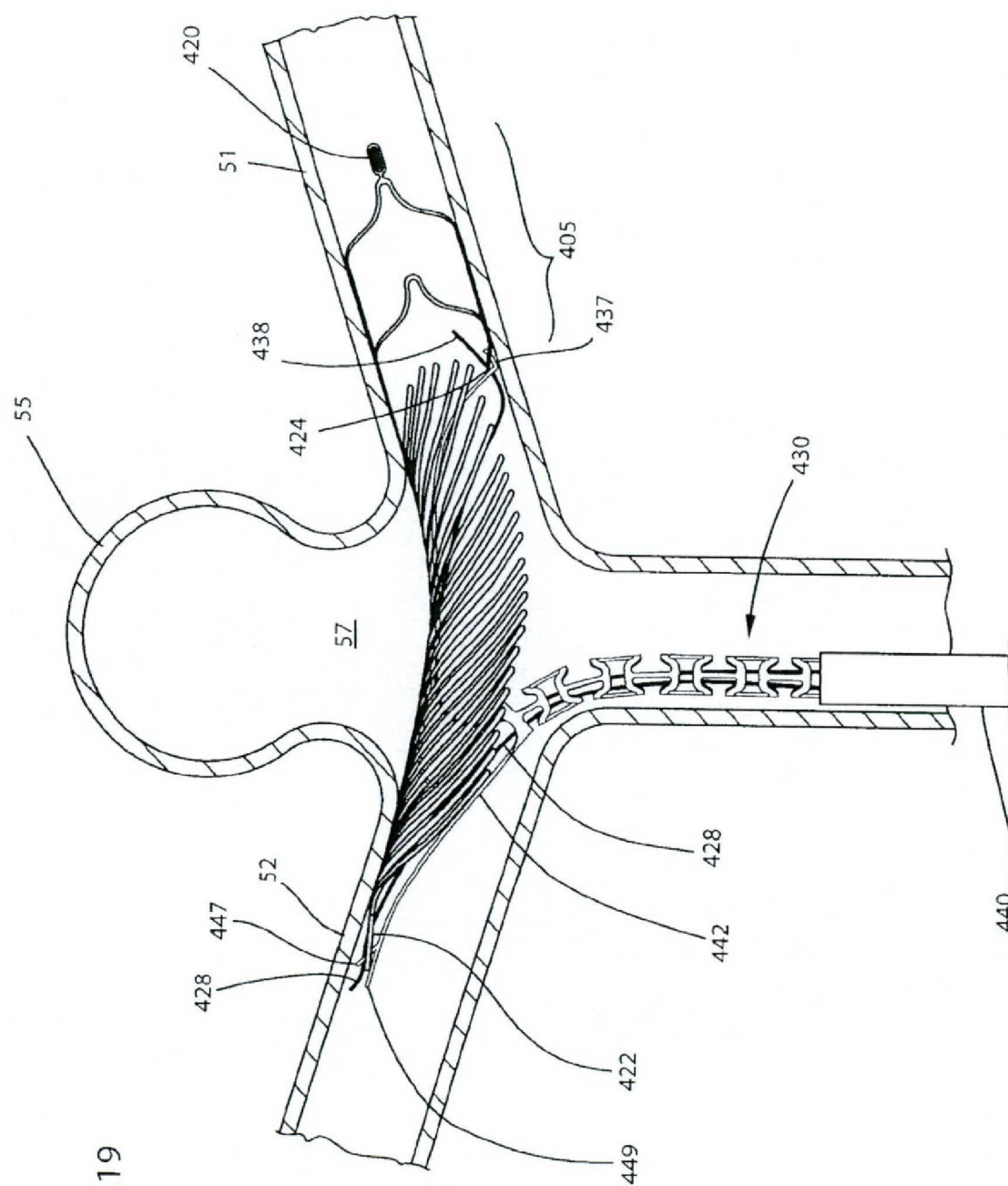


Fig. 19

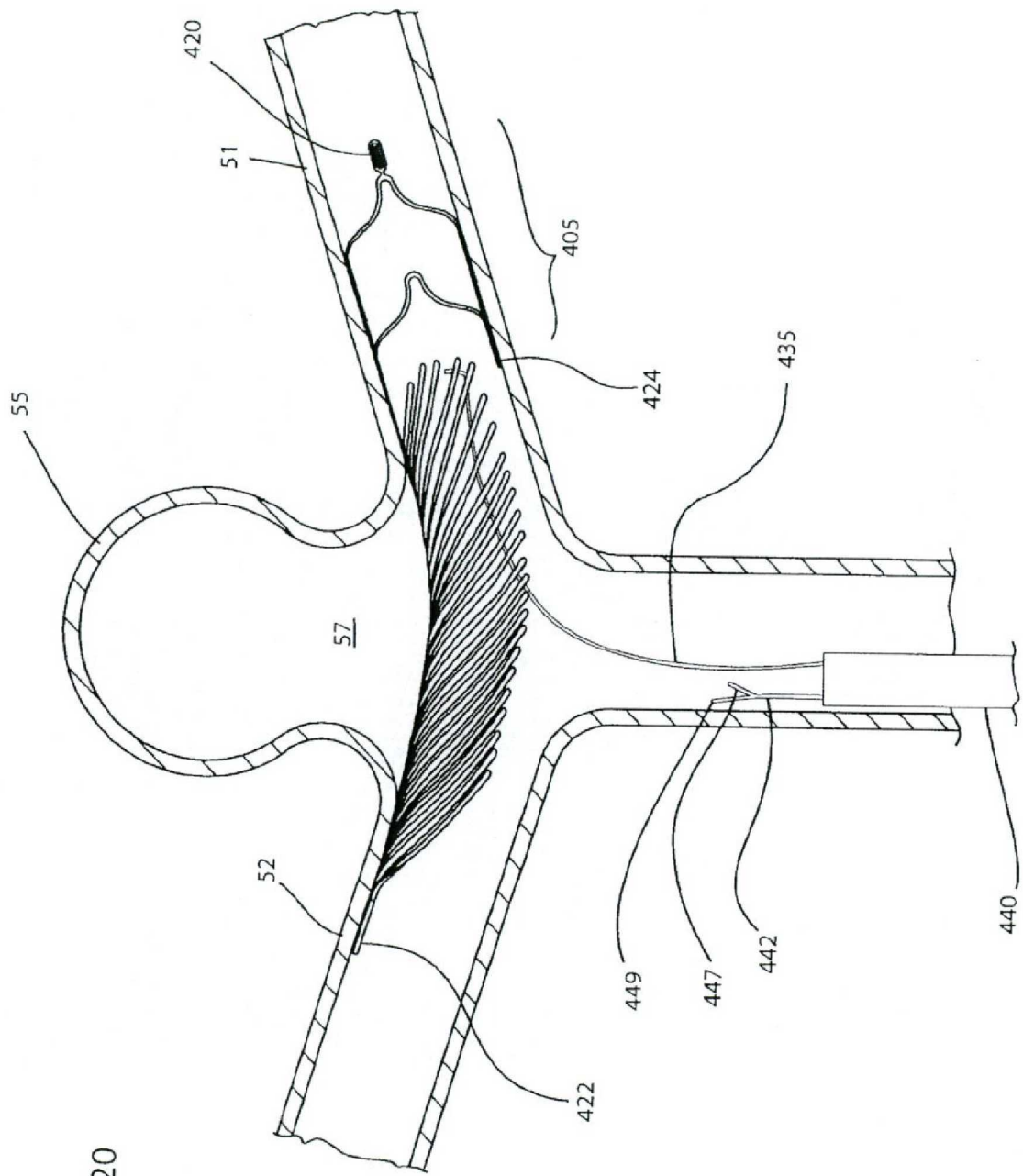


Fig. 20

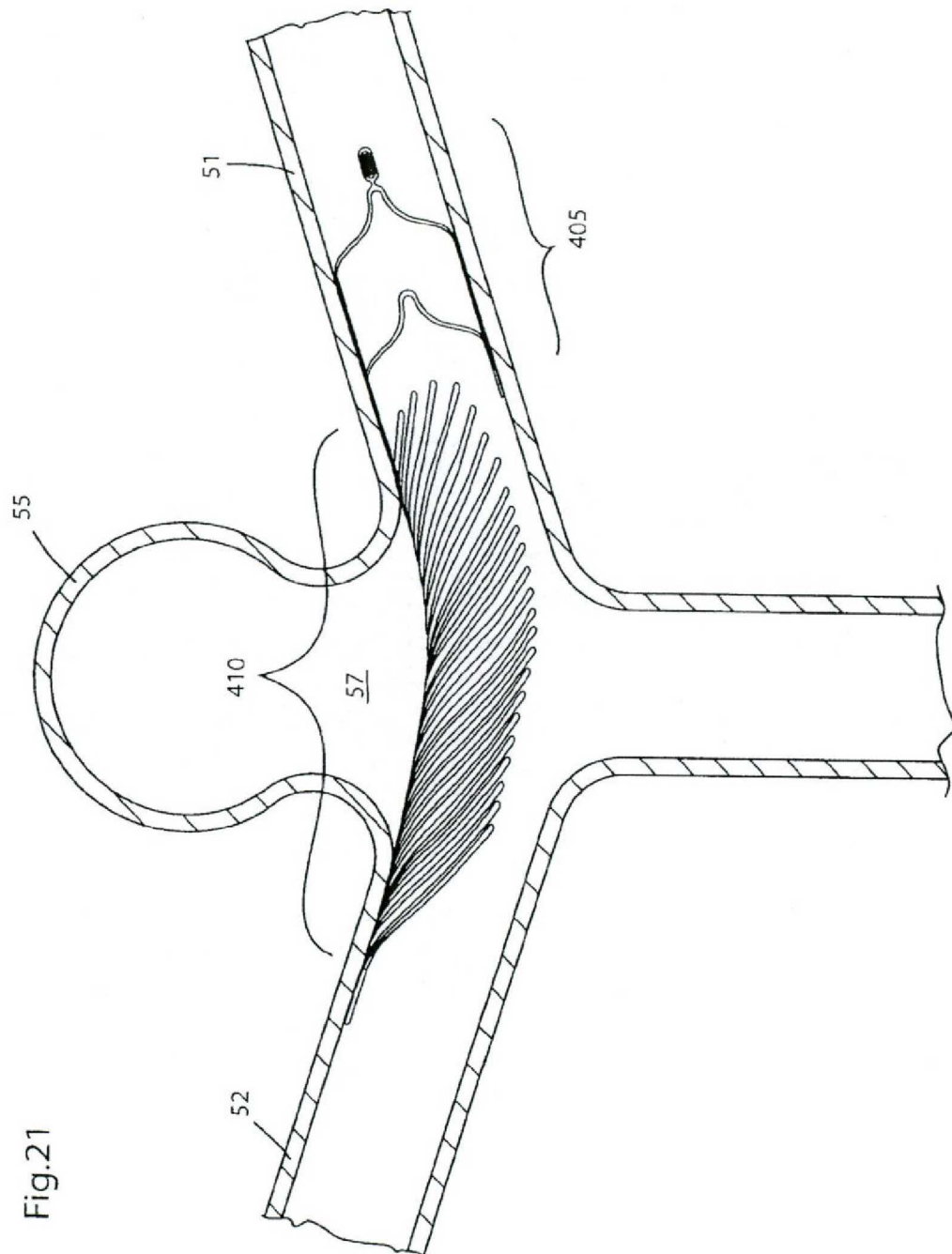


Fig. 21

Fig.22

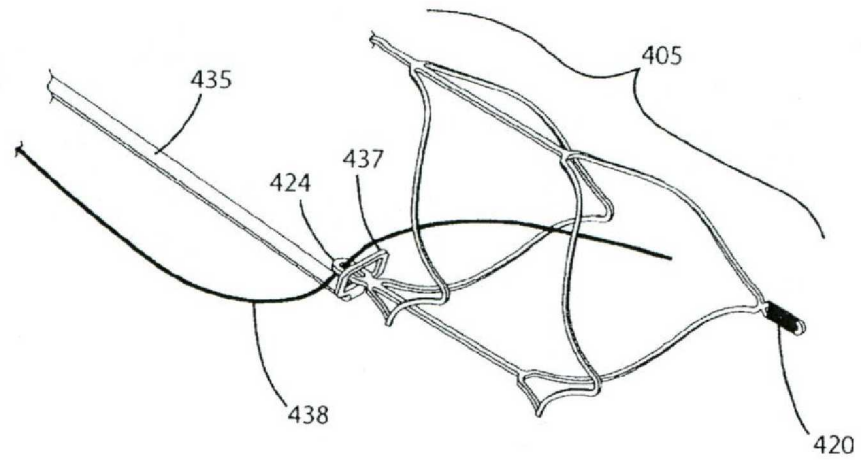


Fig.23

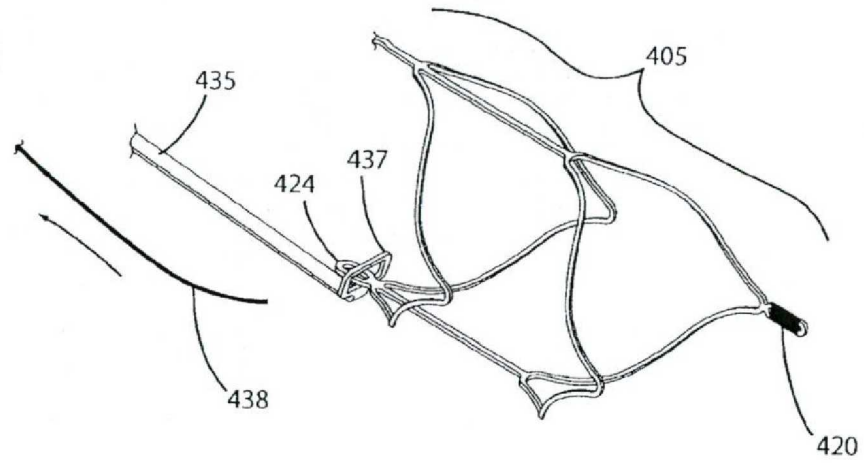
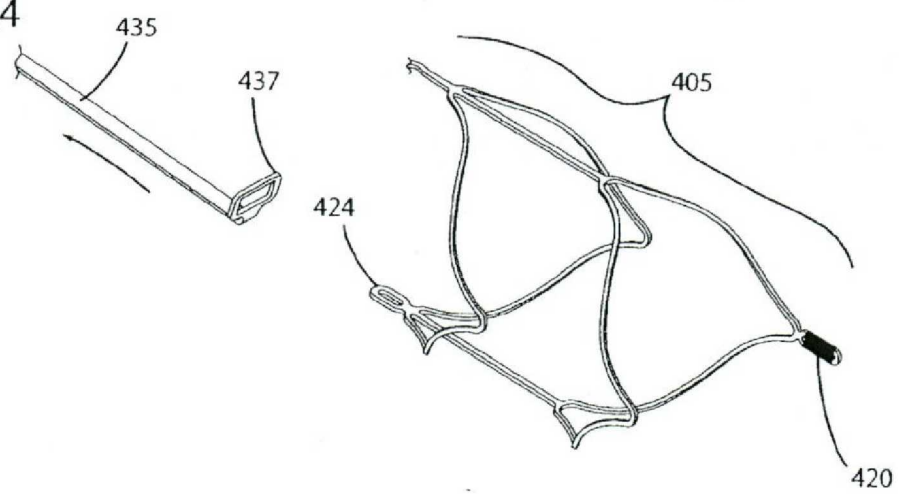


Fig.24



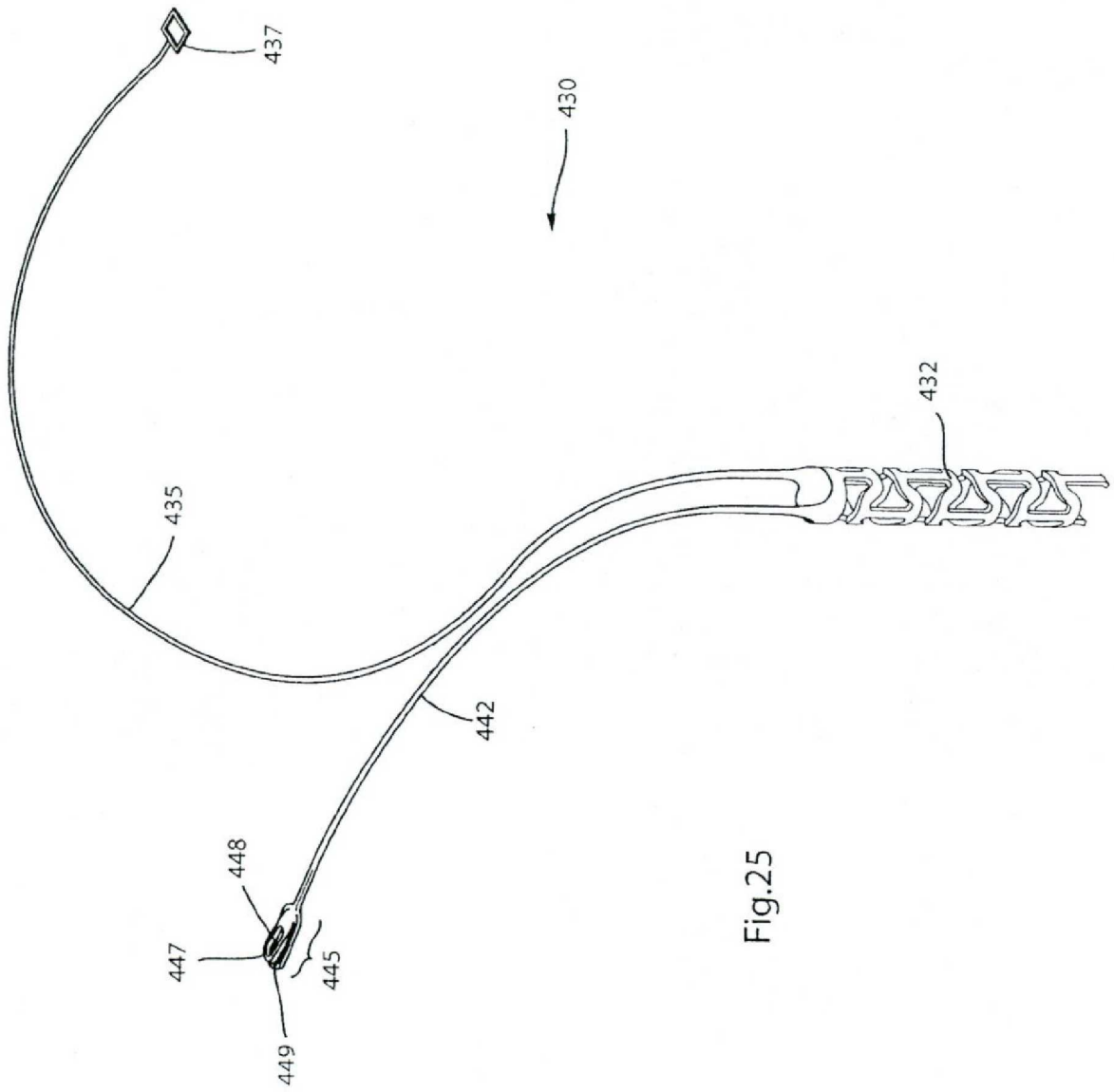
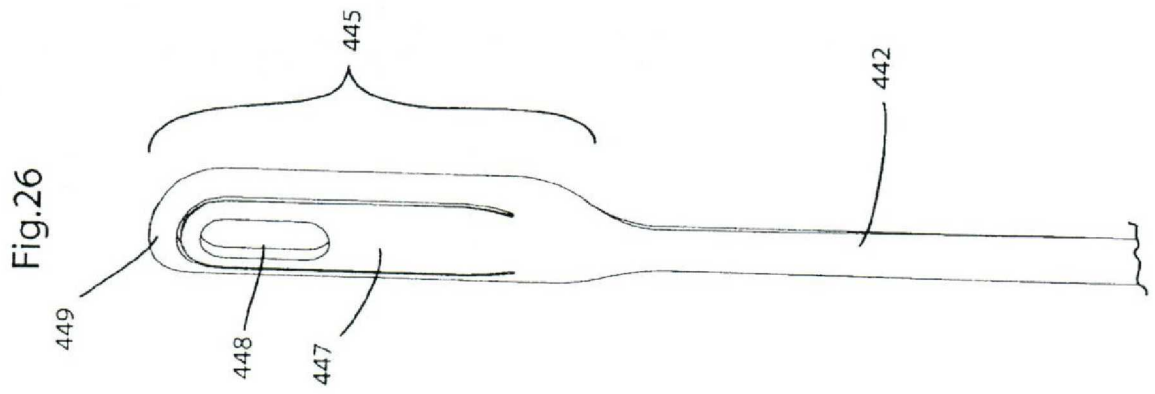
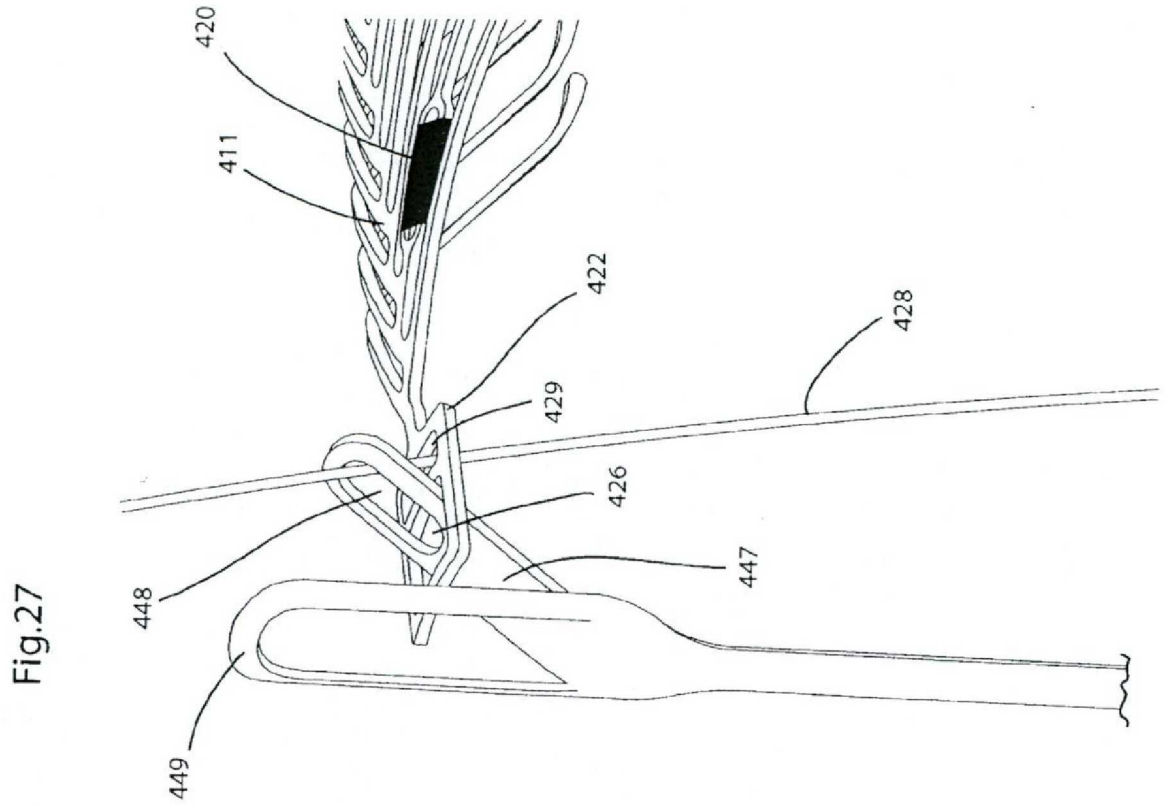


Fig.25



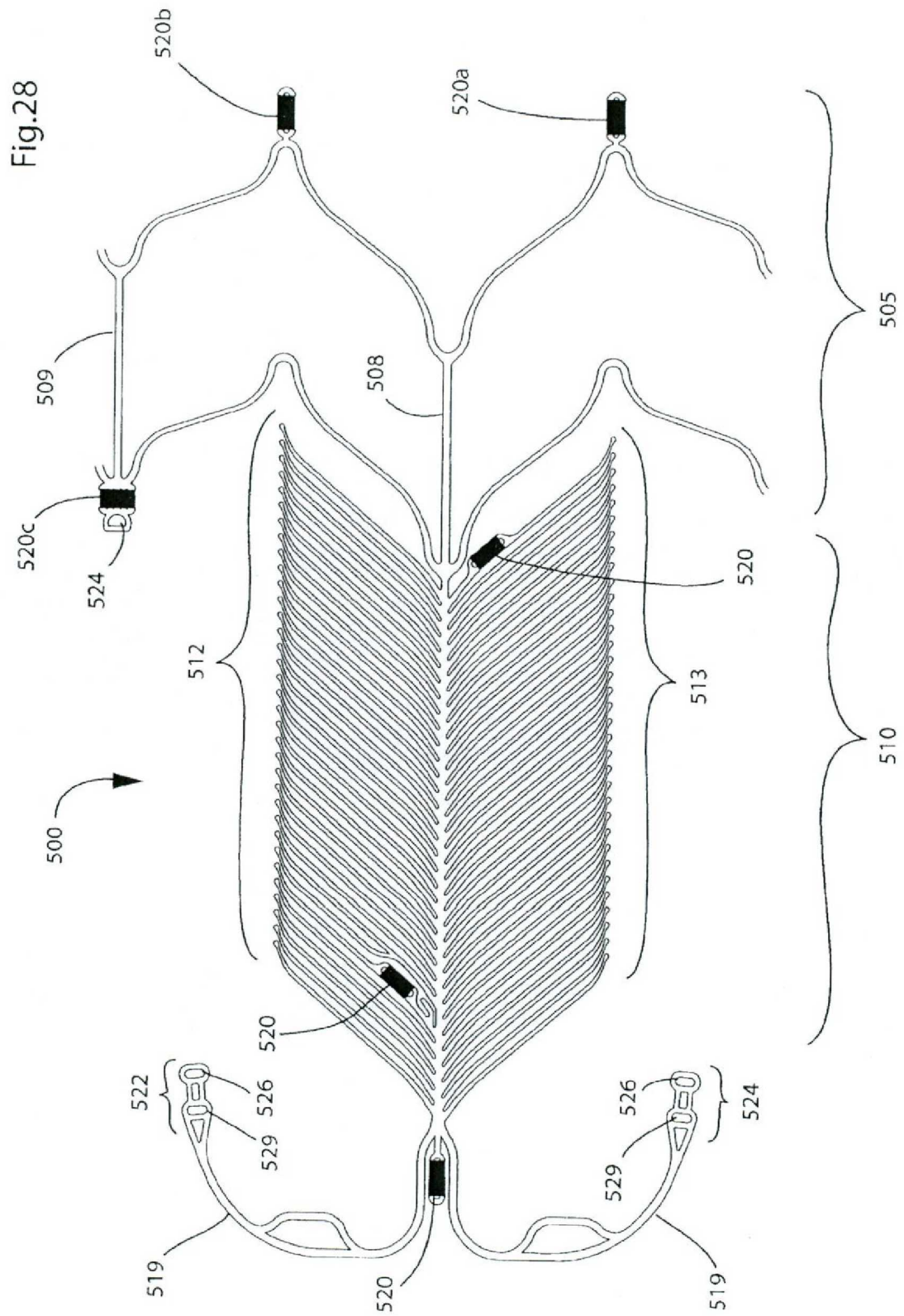
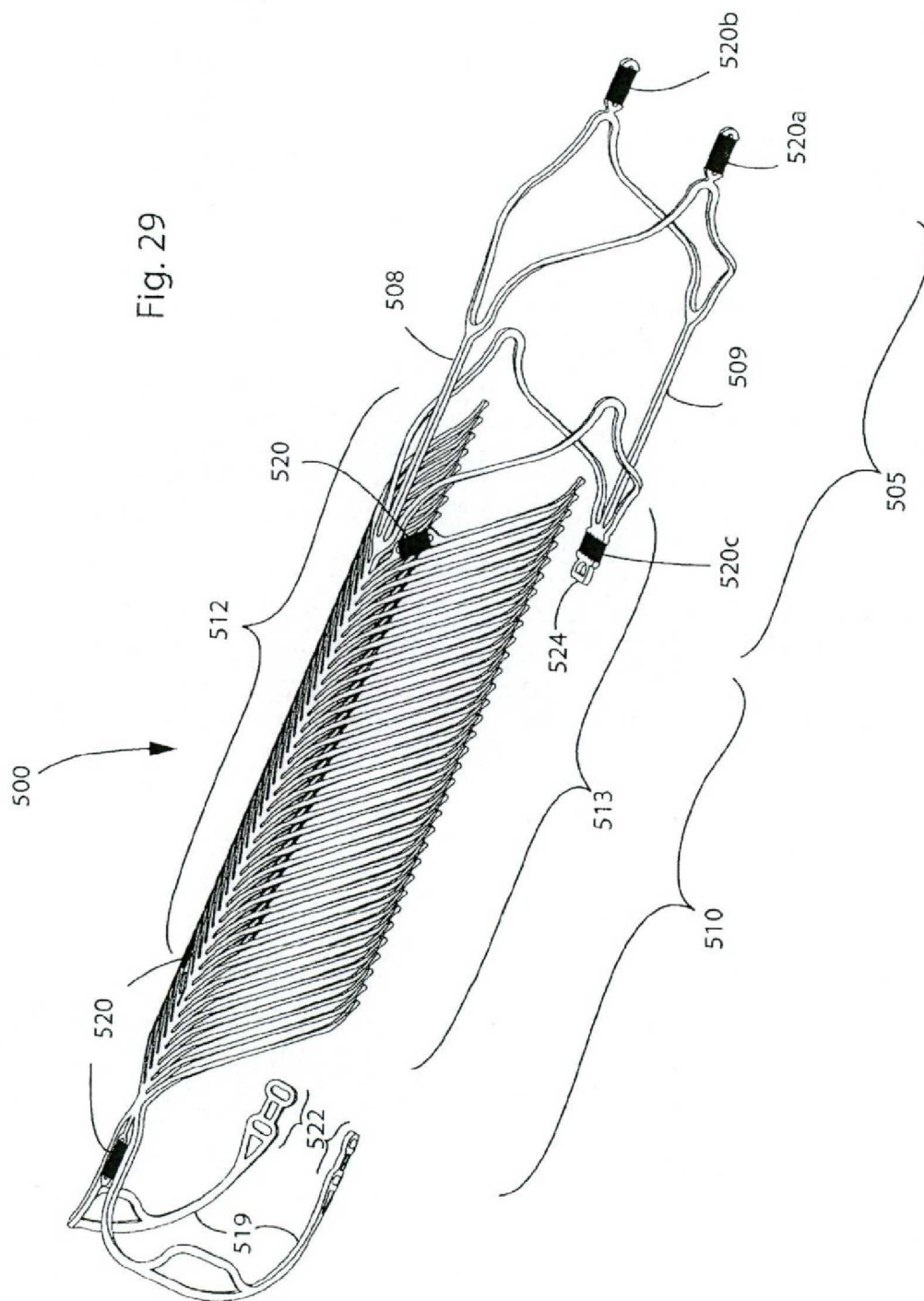
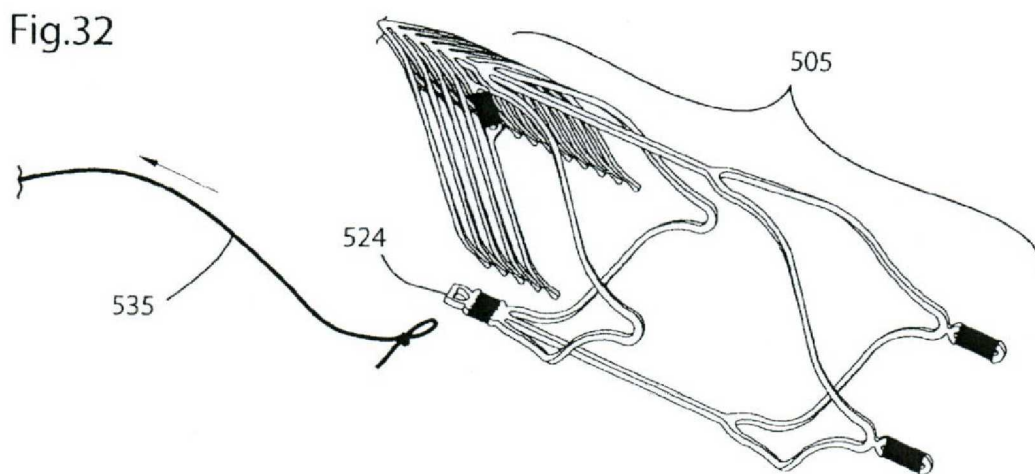
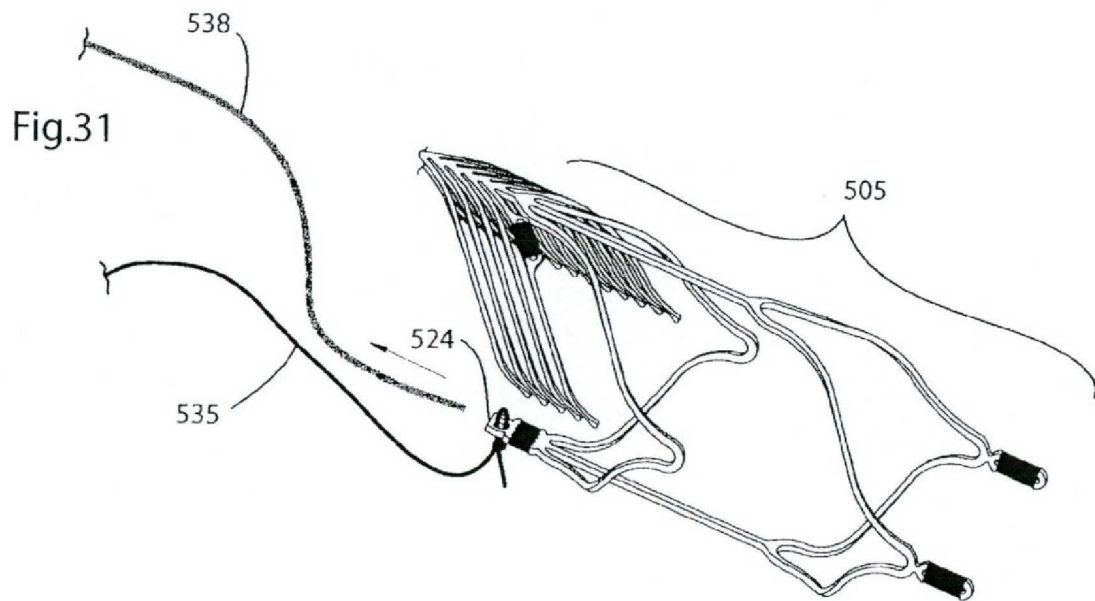
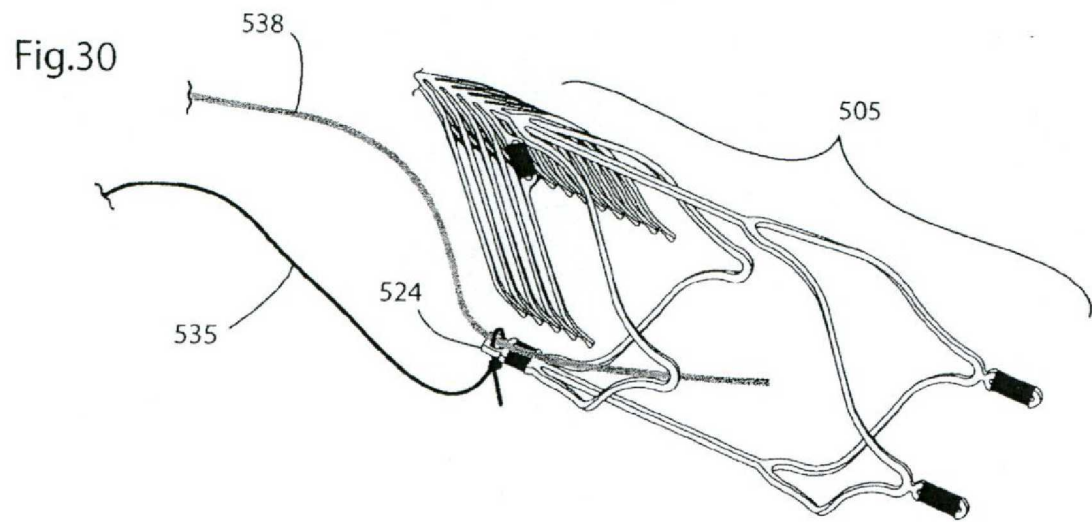


Fig. 29





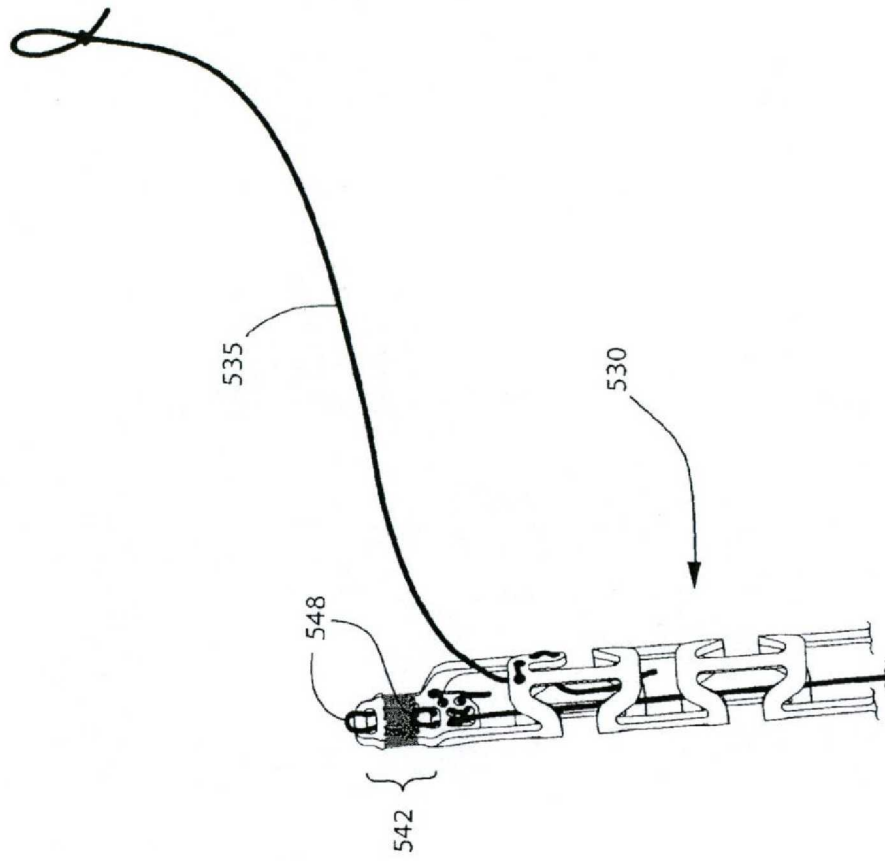


Fig.33

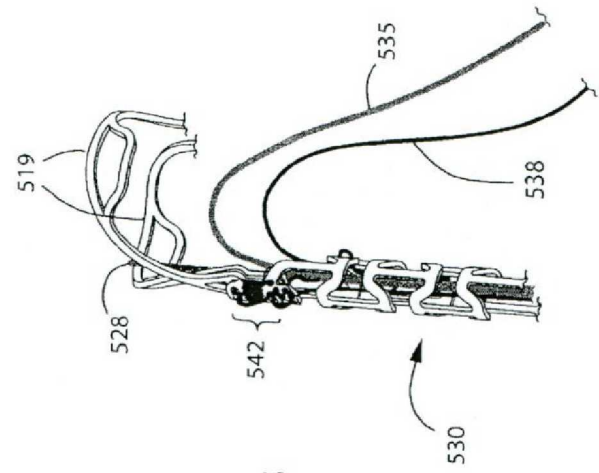
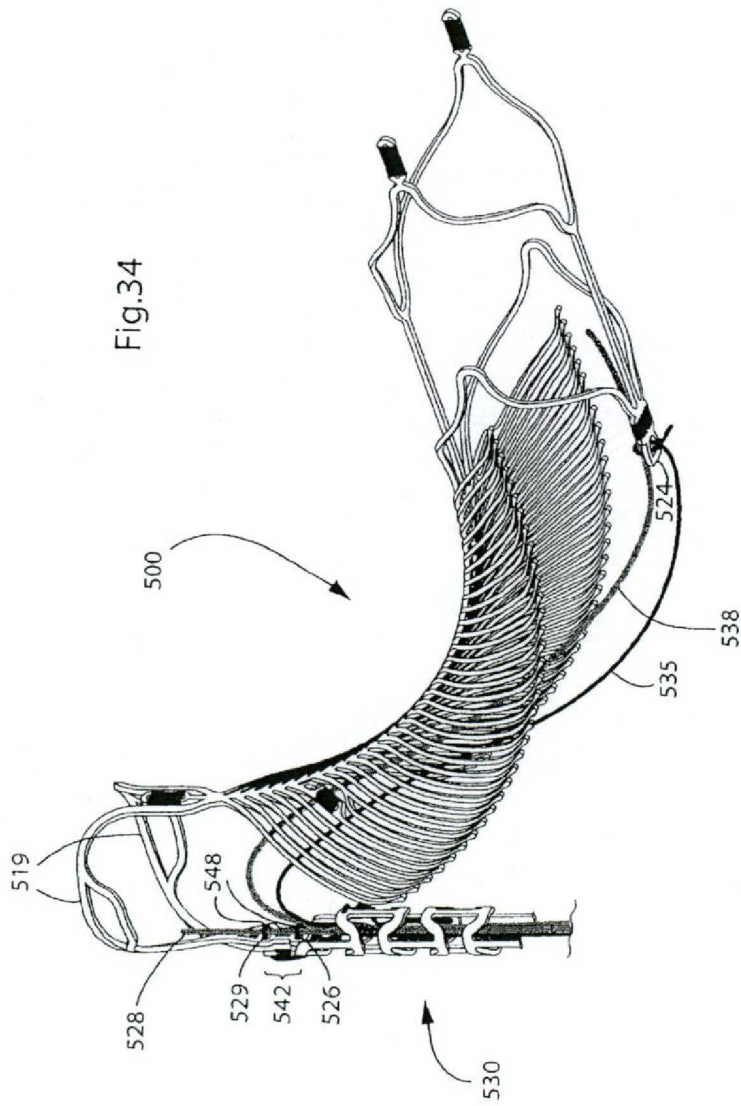




Fig.37

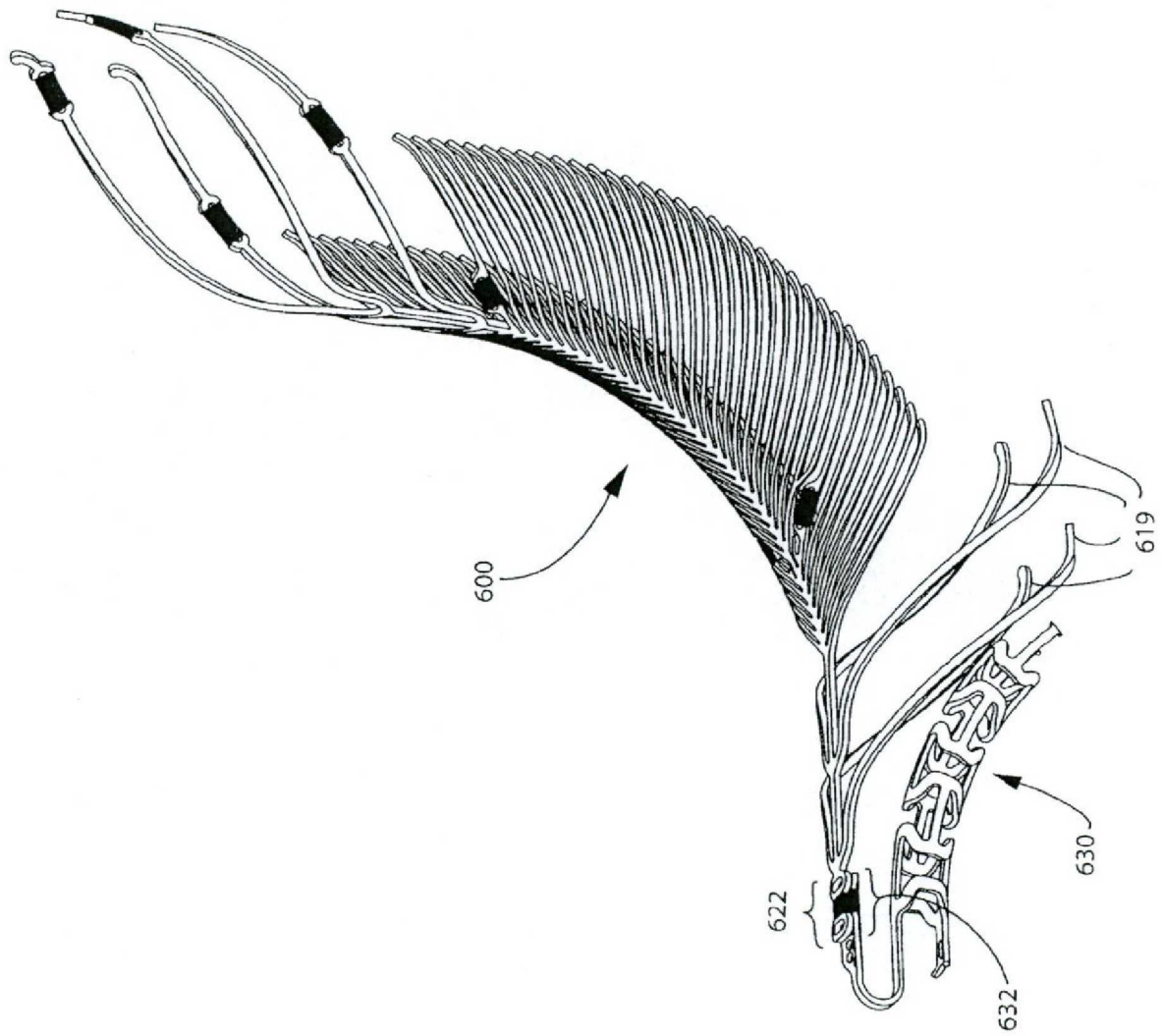


Fig. 38

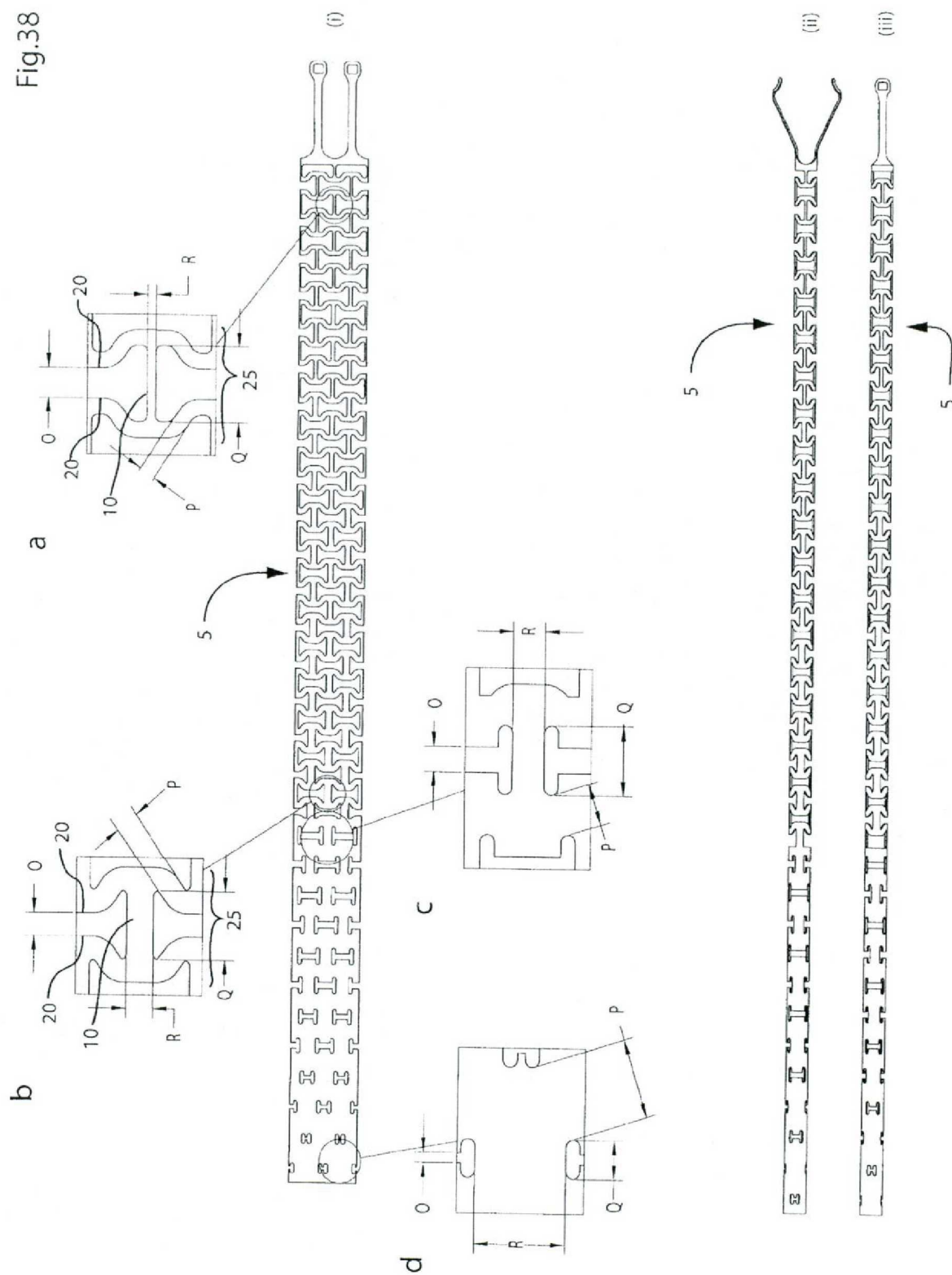
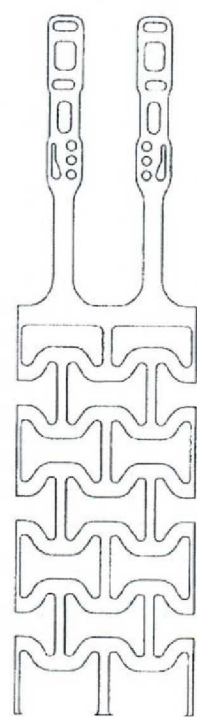


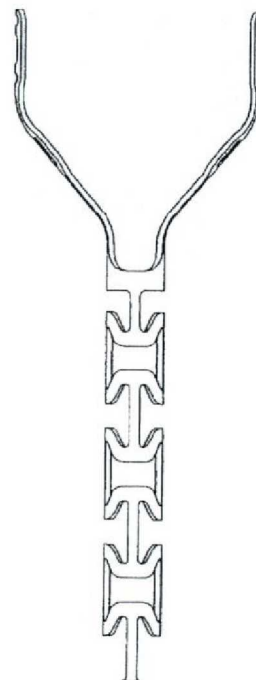
Fig.39



a



b

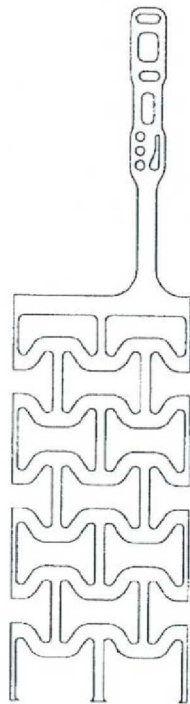


c



d

Fig.40



a



b



c



d

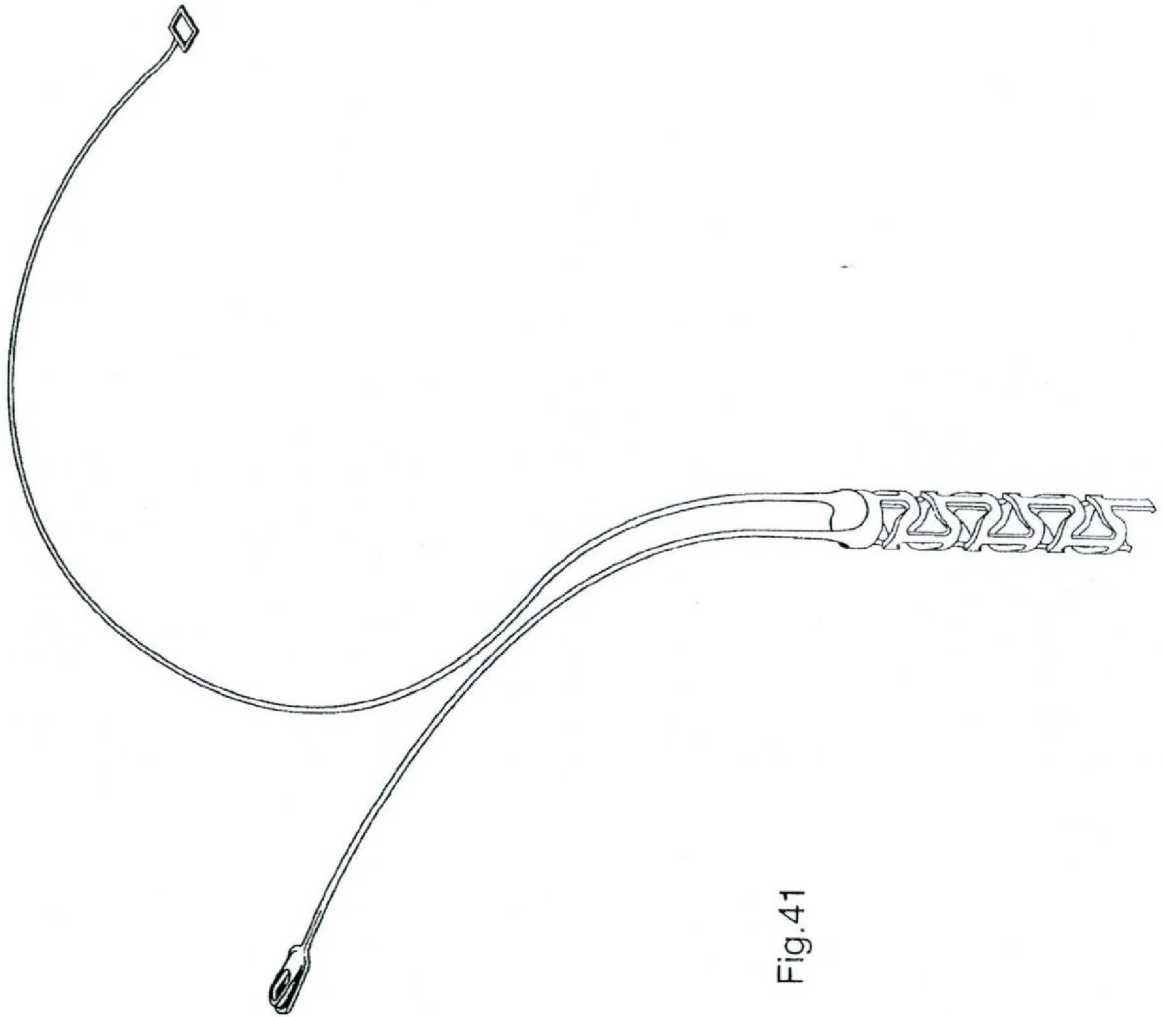
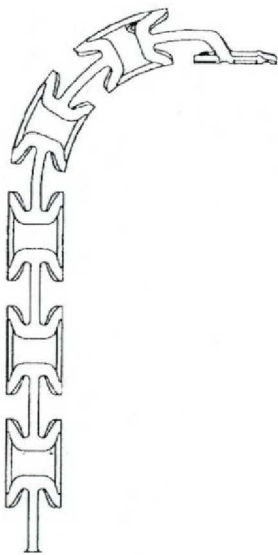


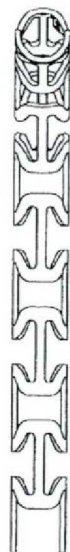
Fig.41

Fig.42

a



b



c

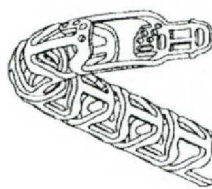
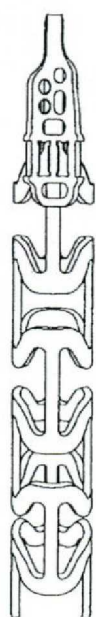
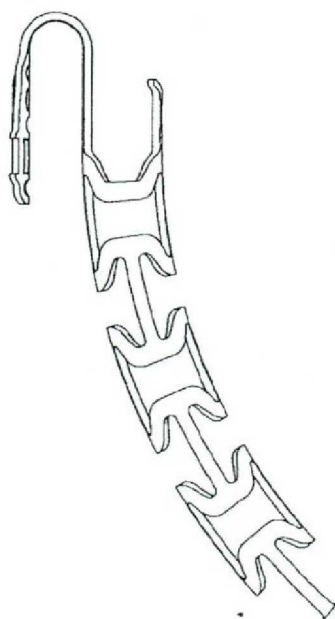


Fig.43



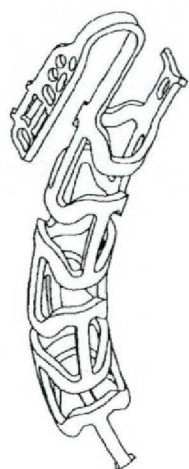
a



b



c



d



e